



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

a.a. 2020/2021

Sessione di Laurea Luglio 2021

Tesi di Laurea Magistrale

Valutazione del danno ai legamenti
della colonna cervicale
in seguito ad impatti automobilistici
mediante analisi agli elementi finiti.

Relatore:

Prof. Lorenzo Peroni

Candidata:

Rosaria Palumbo

Correlatore:

Ing. Martina Scapin

Abstract

Il rachide cervicale è la parte più frequentemente lesa della colonna vertebrale durante gli incidenti automobilistici. La colonna cervicale si presenta come una struttura piuttosto complessa i cui componenti strutturali sono le sette vertebre connesse tra loro mediante i dischi intervertebrali, i legamenti e la muscolatura. I modelli biomeccanici, come i modelli in vitro, in vivo e i modelli agli elementi finiti sono particolarmente utili per comprendere i meccanismi di lesione e disfunzione spinale, e possono facilitare la diagnosi, il trattamento e le tecnologie di prevenzione delle lesioni del rachide cervicale. In particolare, la modellazione agli elementi finiti (FE) è diventata uno strumento di fondamentale importanza per varie applicazioni biomediche, nel caso del rachide cervicale possono essere valutate sollecitazioni e deformazioni nelle ossa e nei tessuti molli in modo più realistico. Un aspetto importante per i modelli agli elementi finiti è la biofedeltà, difatti per prevedere con precisione la risposta del collo e le potenziali lesioni durante un impatto automobilistico è necessario che le proprietà meccaniche adoperate per modellare i tessuti del rachide cervicale siano appropriate e che la geometria sia piuttosto accurata.

I disturbi associati al colpo di frusta (WAD) possono verificarsi in tutte le direzioni di impatto, più frequentemente negli impatti posteriori. Tali disturbi hanno origine da lesioni ai tessuti molli del collo che possono provocare dolore a lungo termine, mal di testa, vertigini, mal di schiena o dolore agli arti superiori.

Nel presente lavoro di tesi è stato adoperato un modello agli elementi finiti OpenSource sotto licenza GPL v3 (GNU General Public License) per le simulazioni di impatti automobilistici posteriore e frontale, tale modello rappresenta il 50° percentile femminile, in quanto è stato dimostrato che le donne sono soggette ad un rischio maggiore di lesioni al collo.

In un primo momento è stato preso in esame il modello agli elementi finiti del corpo intero per valutarne la cinematica negli impatti posteriori e frontali. In un secondo momento, invece, è stato preso in esame il modello testa-collo, focalizzando l'attenzione sui legamenti per valutarne il danno ad essi arrecato durante gli impatti automobilistici, dato che i legamenti sono importanti nella risposta dinamica del collo in scenari di incidente

automobilistico. I legamenti che sono stati presi in considerazione sono il legamento longitudinale anteriore (ALL), il legamento longitudinale posteriore (PLL), il legamento giallo (LF), il legamento interspinale (ISL) e i legamenti capsulari (CL). Per questi legamenti è stato acquisito il percorso deformativo ed è stato confrontato con le curve sforzo-deformazione caratteristiche del materiale con cui i legamenti sono stati modellati, procedendo in questo modo è stato possibile individuare quali legamenti fossero maggiormente coinvolti ed eventualmente danneggiati negli impatti automobilistici simulati. Per un'analisi più approfondita, sono state svolte simulazioni aggiuntive per valutare il danno in condizioni di carico differente. Dall'analisi dei risultati è stato possibile dedurre che i legamenti esposti maggiormente a lesione sono i legamenti capsulari nel caso di impatto posteriore, mentre nel caso di impatto frontale il legamento giallo, il legamento interspinale e i legamenti capsulari risultano critici dal punto di vista del danneggiamento.

Sommario

<i>Abstract</i>	1
<i>Indice immagini</i>	5
<i>Indice tabelle</i>	11
Capitolo 1:	12
<i>Cenni di anatomia umana</i>	12
1.1 Terminologia biomeccanica	12
1.2 Anatomia del rachide	14
1.2.1 Colonna vertebrale	14
1.2.2 Caratteri generali delle vertebre	16
1.3 Vertebre cervicali	20
1.4 Articolazioni della colonna vertebrale	24
1.4.1 Articolazioni tra i corpi delle vertebre	24
1.4.2 Articolazioni tra i processi articolari	25
1.4.3 Legamenti a distanza	26
1.4.4 Articolazioni delle due prime vertebre cervicali tra loro e con l'occipitale	27
1.5 Muscoli del collo	29
1.5.1 Muscoli anteriori del collo	30
1.5.2 Muscoli laterali del collo	32
1.5.3 Muscoli suboccipitali	33
1.7 Biomeccanica della colonna vertebrale	36
1.8 Metodi sperimentali adoperati per la valutazione della biomeccanica di vertebre umane	39
Capitolo 2:	43
<i>Lesioni al collo</i>	43
2.1 Meccanismo di lesione da colpo di frusta	44
2.2 Colpo di frusta	48
2.3 Sintomi clinici	49
2.3.1 Dolore al collo	50
2.3.2 Mal di testa	51
2.3.3 Vertigini	52
2.3.4 Sindrome di Barré-Lieou	53
2.3.5 Intorpidimento alla testa e al viso	53
2.3.6 Sintomi agli occhi	53
2.3.7 Nausea e vomito	53

2.3.8 Sintomi relativi agli arti	53
2.3.9 Ipoovolemia del CSF	54
2.3.10 Fibromialgia.....	54
2.4 Criteri di lesione	55
2.4.1 Criterio di lesione NIC (<i>Neck injury criterion</i>).....	55
2.4.2 Criterio di lesione N_{ij}	56
2.4.3 Criterio di lesione N_{km}	56
2.4.4 Criterio di lesione LNL (<i>The lower neck load-index</i>).....	57
2.4.5 Criterio di lesione IV-NIC (<i>Intervertebral Neck Injury Criterion</i>).....	57
2.4.6 Criterio di lesione NDC.....	58
Capitolo 3:.....	60
<i>Modello agli elementi finiti del rachide cervicale</i>	60
3.1 Modello agli elementi finiti della colonna cervicale	60
3.3 Dischi intervertebrali	65
3.4 Legamenti della colonna vertebrale cervicale inferiore.....	68
3.5 Legamenti della colonna vertebrale cervicale superiore	73
3.6 Faccette articolari.....	79
Capitolo 4:.....	80
<i>Cinematica del modello</i>	80
4.1 Caratteristiche modello.....	80
4.1.1 Busto	83
4.1.2 Arti.....	84
4.1.3 Modello testa e collo	84
4.2 Simulazioni di impatti automobilistici.....	85
4.2.1 Scalabilità e valutazione obiettivo.....	85
4.2.2 Simulazione di impatto frontale	86
4.2.3 Simulazione di impatto posteriore	89
4.2.4 Impatti simulati con il modello testa-collo	90
Capitolo 5:.....	93
<i>Analisi dei risultati</i>	93
5.1 Curve caratteristiche dei legamenti.....	93
5.2 Analisi dei risultati delle simulazioni.....	96
5.2.1 Simulazione di impatto automobilistico frontale.....	99
5.2.2 Simulazione di impatto automobilistico posteriore	109
<i>Conclusioni</i>	118
<i>Bibliografia</i>	119

Indice immagini

CAPITOLO 1

Figura 1.1: Piani di riferimento anatomici.

Figura 1.2: Range di movimento del rachide cervicale.

Figura 1.3: Colonna vertebrale.

Figura 1.4: Sezione trasversale del piano sagittale di una vertebra lombare umana.

Figura 1.5: Dischi intervertebrali.

Figura 1.6: Vertebra umana.

Figura 1.7: Rachide cervicale.

Figura 1.8: Prima vertebra cervicale, atlante.

Figura 1.9: Seconda vertebra cervicale, asse.

Figura 1.10: Colonna cervicale superiore.

Figura 1.11: Settima vertebra cervicale, prominente.

Figura 1.12: Vista anteriore della colonna vertebrale che indica la posizione di ALL e PLL.

Figura 1.13: Faccette articolari.

Figura 1.14: Vista anteriore (sezionata) che indica la posizione del legamento giallo.

Figura 1.15: Legamenti.

Figura 1.16: Vista posteriore (sezionata) della colonna cervicale superiore.

Figura 1.17: Membrana atlanto-occipitale e legamento atlanto-assiale anteriori.

Figura 1.18: Membrana atlanto-occipitale e legamento atlanto-assiale posteriore.

Figura 1.19: Microstruttura del muscolo scheletrico.

Figura 1.20: Vista anteriore dei muscoli superficiali del collo.

Figura 1.21: Vista laterale dei muscoli del collo.

Figura 1.22: Vista anteriore dei muscoli del collo.

Figura 1.23: Vista posteriore dei muscoli superficiali del collo e della schiena.

Figura 1.24: Vista posteriore dei muscoli profondi del collo e della schiena.

Figura 1.25: Grafico forza-spostamento a seguito dall'applicazione di un carico su un tratto di rachide costituito da almeno due vertebre.

Figura 1.26: ROM caratteristici di diverse vertebre.

Figura 1.27: Asse istantaneo di rotazione (IAR) per le vertebre cervicali.

Figura 1.28: Asse istantaneo di rotazione (IAR) per le vertebre toraciche.

Figura 1.29: Asse istantaneo di rotazione (IAR) per le vertebre lombari.

CAPITOLO 2

Figura 2.1: Movimento di testa-collo durante la prima parte del tamponamento (Fase 1: movimento di retrazione; Fase 2: movimento di estensione).

Figura 2.2: Movimento di testa-collo durante il rimbalzo o durante un urto frontale (Fase 1: movimento di protrazione; Fase 2: movimento di flessione).

Figura 2.3: Apparato sperimentale usato da Panjabi et al.

Figura 2.4: Le fasi del colpo di frusta.

Figura 2.5: (a) Rotazioni intervertebrali da C0-C1 a C7-T1. (b) Il movimento della testa rispetto alla vertebra T1 (per i primi 50 ms la testa non ha ruotato, ma si è traslata di circa 6 cm posteriormente).

Figura 2.6: Schema di connessione tra le radici del nervo spinale superiore e il nervo trigemino.

CAPITOLO 3

Figura 3.1: Modello di rachide cervicale.

Figura 3.2: Vertebra C1(atlante), vertebra C2 (asse).

Figura 3.3: Osso corticale della vertebra C4 ed endplates superiore e inferiore.

Figura 3.4: Osso corticale della vertebra C4 con endplates superiore e inferiore.

Figura 3.5: Osso spongioso della vertebra C4.

Figura 3.6: Disco intervertebrale.

Figura 3.7: Disco intervertebrale sotto varie condizioni di carico.

Figura 3.8: Disco intervertebrale C3-C4 e vertebra C4.

Figura 3.9: Nucleus, fibre dell'anulus, anulus ground del disco intervertebrale C3-C4.

Figura 3.10: Legamenti della colonna cervicale.

Figura 3.11: Legamenti modellati del tratto spinale C3-C4: ALL, CL, LF, ISL.

Figura 3.12: Legamento PLL modellato del tratto spinale C3-C4.

Figura 3.13: Articolazione atlanto-assiale (AAJ), atlanto-occipitale CL, la membrana atlanto-assiale anteriore (AAAM), membrana atlanto-occipitale anteriore (AAOM).

Figura 3.14: Membrana tectoria (TM).

Figura 3.15: Legamento trasverso (TL), legamento apicale, i legamenti alari.

Figura 3.16: La membrana atlanto-assiale posteriore (PAAM); la membrana atlanto-occipitale posteriore (PAOM).

Figura 3.17: Adattamento bilineare.

Figura 3.18: Faccette articolari al livello spinale C3-C4.

CAPITOLO 4

Figura 4.1: Modello di corpo umano.

Figura 4.2: Modello di corpo umano, scheletro e gabbia toracica.

Figura 4.3: Modello testa-collo.

Figura 4.4: Modello di collo semplificato.

Figura 4.5: Modello di corpo intero nell'impatto frontale.

Figura 4.6: Cinematica del modello di corpo intero nell'impatto frontale (Osth et al.).

Figura 4.7: Cinematica del modello di corpo intero nell'impatto frontale.

Figura 4.8: Modello di corpo intero nell'impatto frontale.

Figura 4.9: Cinematica del modello di corpo intero nell'impatto frontale.

Figura 4.10: Modello di corpo intero nell'impatto frontale e posteriore.

Figura 4.11: Modello testa-collo nell'impatto posteriore.

Figura 4.12: Cinematica del modello testa-collo nell'impatto posteriore.

Figura 4.13: Modello testa-collo nell'impatto frontale.

Figura 4.14: Cinematica del modello testa-collo nell'impatto frontale.

CAPITOLO 5

Figura 5.1: Curva caratteristica di un legamento.

Figura 5.2: Livello spinale C2-C3 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

Figura 5.3: Livello spinale C3-C4 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

Figura 5.4: Livello spinale C4-C5 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

Figura 5.5: Livello spinale C5-C6 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

Figura 5.6: Livello spinale C6-C7 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

Figura 5.7: Curva σ - ε del legamento longitudinale anteriore, livello spinale C2-C3 (impatto frontale).

Figura 5.8: Curva σ - ε del legamento longitudinale posteriore, livello spinale C2-C3 (impatto frontale).

Figura 5.9: Curva σ - ε del legamento interspinoso, livello spinale C2-C3 (impatto frontale).

Figura 5.10: Curva σ - ε del legamento interspinoso, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

Figura 5.11: Massima deformazione principale del legamento interspinoso, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

Figura 5.12: Massima tensione principale del legamento interspinoso, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

Figura 5.13: Curva σ - ε del legamento giallo, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

Figura 5.14: Curva σ - ε del legamento giallo, livello spinale C5-C6 (impatto frontale).

Figura 5.15: Curva σ - ε del legamento giallo, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

Figura 5.16: Curva σ - ε dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

Figura 5.17: Massima tensione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

Figura 5.18: Massima deformazione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

Figura 5.19: Massima tensione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

Figura 5.20: Massima deformazione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

Figura 5.21: Curva σ - ε del legamento giallo, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

Figura 5.22: Curva σ - ε del legamento longitudinale anteriore, livello spinale C2-C3 (impatto posteriore).

Figura 5.23: Curva σ - ε del legamento longitudinale posteriore, livello spinale C2-C3 (impatto posteriore).

Figura 5.24: Curva σ - ε del legamento giallo, livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

Figura 5.25: Curva σ - ε del legamento interspinoso, livello spinale C2-C3 (impatto posteriore).

Figura 5.26: Curva σ - ε dei legamenti capsulari, livello spinale C2-C3 (impatto posteriore).

Figura 5.27: Curva σ - ε dei legamenti capsulari, livello spinale C4-C5 (impatto posteriore).

Figura 5.28: Curva σ - ε dei legamenti capsulari, livello spinale C5-C6 (impatto posteriore).

Figura 5.29: Massima tensione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

Figura 5.30: Massima deformazione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

Figura 5.31: Massima tensione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

Figura 5.32: Massima deformazione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

Indice tabelle

CAPITOLO 2

Tabella 2.1: Classificazione stilata dalla Quebec Task Force.

Tabella 2.2: Sintomi neurologici dopo la lesione da colpo di frusta.

CAPITOLO 3

Tabella 3.1: Caratteristiche dei materiali usati per modellare le vertebre.

Tabella 3.2: Caratteristiche dei materiali usati per modellare il disco intervertebrale.

Tabella 3.3: Morfologia cadaveri da cui sono state estratte le spine cervicali prese in esame (valori medi).

Tabella 3.4: Caratteristiche dei materiali usati per modellare i legamenti della colonna cervicale inferiore.

Tabella 3.5: Caratteristiche dei materiali usati per modellare i legamenti della colonna cervicale superiore.

Tabella 3.6: Caratteristiche dei materiali usati per modellare le faccette

CAPITOLO 4

Tabella 4.1: Caratteristiche dei materiali adoperati per modellare il corpo umano.

CAPITOLO 5

Tabella 5.1: Tabella riassuntiva nel caso di impatto frontale.

Tabella 5.2: Tabella riassuntiva nel caso di impatto posteriore.

Capitolo 1:

Cenni di anatomia umana

La conoscenza dell'anatomia del rachide cervicale è fondamentale per capire quali meccanismi di lesione possono verificarsi ed essere in grado di spiegare e trattare adeguatamente i pazienti con lesioni in questa parte del corpo. Le sette vertebre cervicali C1 - C7 sono tra le aree più vulnerabili del nostro corpo. La forma che le vertebre e le loro connessioni articolari hanno assunto dalla natura negli esseri umani, le rende più instabili e maggiormente esposte ai danni.¹

1.1 Terminologia biomeccanica

L'anatomia è lo studio della struttura del corpo umano. Le descrizioni anatomiche si basano su tre piani immaginari che intersecano il corpo, il piano sagittale, il piano frontale e il piano trasversale. Il piano sagittale (mediano): è per definizione quello che divide il corpo in due parti simmetriche, una destra e l'altra sinistra ed è attraversato perpendicolarmente dall'asse trasversale, è chiamato piano mediano quando passa direttamente attraverso il centro del corpo umano.²

Il piano frontale divide il corpo in parte anteriore e posteriore, mentre il piano trasversale divide il corpo in parte superiore e inferiore. Il piano sagittale divide il corpo in lato destro e lato sinistro ed è chiamato piano mediano quando passa direttamente attraverso il centro del corpo umano. Vari termini anatomici sono usati per descrivere la direzione relativa e la posizione all'interno del corpo umano (Figura 1.1). Le direzioni superiore e inferiore sono opposte l'una all'altra e sono create dall'intersezione dei piani sagittale e frontale. Anche le direzioni anteriore e posteriore sono opposte e sono create dai piani sagittale e trasversale. La terza direzione è trattata in modo leggermente diverso poiché l'uso di termini come

sinistra o destra può essere ambiguo a seconda della prospettiva dello spettatore. Invece, il termine mediale è usato per descrivere la direzione perpendicolare e verso il piano mediale, mentre laterale è usato per descrivere la direzione lontano dal piano mediale.²

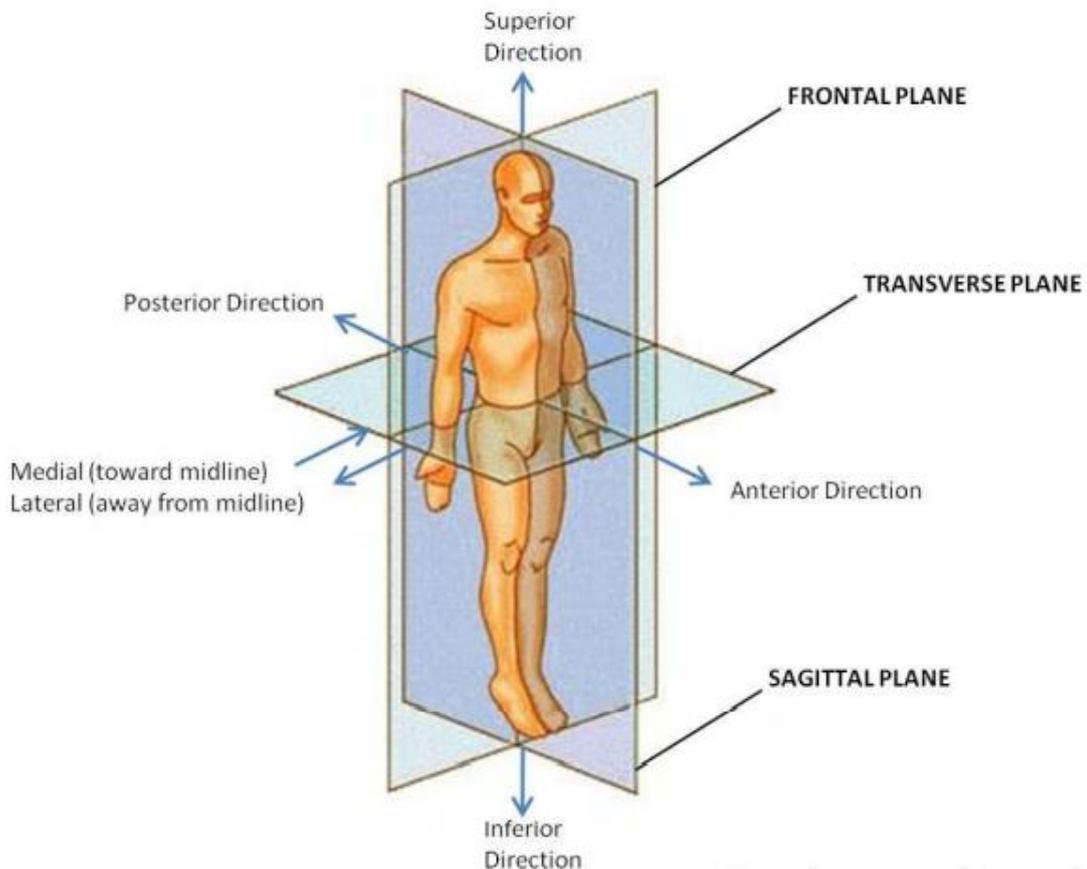


Figura 1.1: Piani di riferimento anatomici.²

I termini anatomici specifici legati al movimento del rachide cervicale e della testa sono flessione laterale, rotazione assiale, estensione e flessione (Figura 1.2). La flessione laterale, o semplicemente flessione, si riferisce al movimento della testa e del collo che ruotano attorno all'asse antero-posteriore sul piano frontale, può essere immaginata come l'azione di portare l'orecchio verso la spalla su entrambi i lati. La rotazione assiale, o semplicemente rotazione, si riferisce al movimento della testa e del collo che ruotano attorno all'asse superiore-inferiore nel piano trasversale, può essere visualizzata come una persona che guarda sopra la spalla sinistra e poi ruota la testa per guardare sopra la spalla destra. Flessione ed estensione si riferiscono al movimento della testa e del collo che ruotano attorno all'asse laterale nel piano sagittale. L'estensione è il termine usato quando questa rotazione porta la

testa a "guardare in alto" e la flessione è il termine usato quando la rotazione porta la testa a "guardare in basso".²

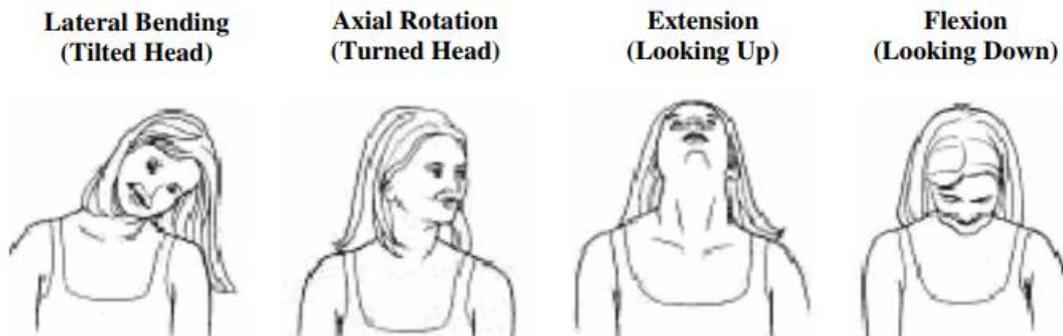


Figura 1.2: Range di movimento del rachide cervicale.²

1.2 Anatomia del rachide

Il rachide è un complesso costituito da uno scheletro, la colonna vertebrale, connesso da varie articolazioni e rivestito da muscoli intrinseci ed estrinseci che gli conferiscono stabilità e mobilità. Ha la funzione di sostegno della testa e del tronco; accoglie e protegge il midollo spinale che è contenuto al suo interno.³

1.2.1 Colonna vertebrale

La *colonna vertebrale* è un complesso osseo che costituisce lo scheletro del rachide; è costituita da 33 o 34 ossa articolate fra loro, le vertebre. È situata nella parte dorsale del collo e del tronco e fornisce un sostegno al corpo nella statica e nella dinamica. Decorre in senso cranio-caudale dal cranio, con cui è articolata, alla pelvi (costituita dall'unione del rachide e della cintura pelvica formata dalle ossa dell'anca), di cui partecipa alla costituzione.

La *colonna vertebrale* è divisa in cinque segmenti principalmente: cervicale, toracico, lombare, sacrale e coccigeo (Figura 1.3); il segmento cervicale fornisce sostegno al collo, quello toracico al torace, il segmento lombare costituisce lo scheletro all'addome, i segmenti sacrale e coccigeo partecipano, insieme alle ossa dell'anca, alla costituzione dello scheletro della pelvi.³

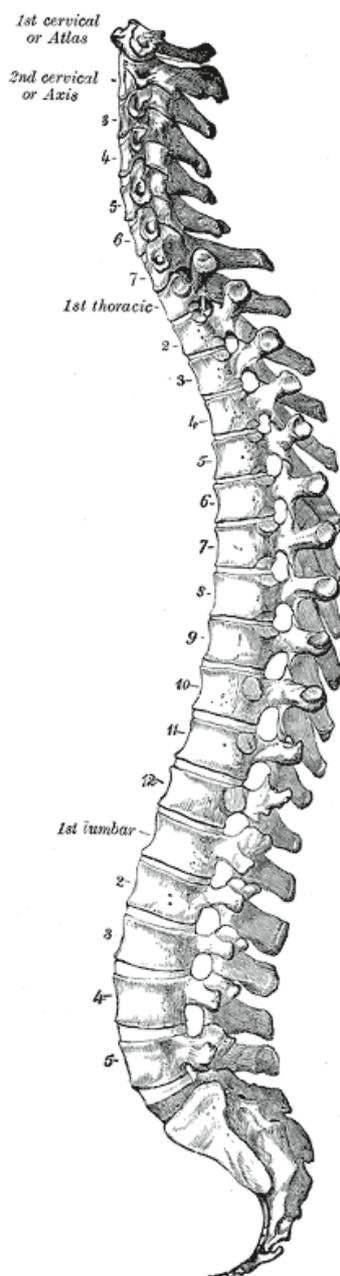


Figura 1.3: Colonna vertebrale.⁴

Il segmento cervicale è costituito da sette vertebre cervicali; la prima si articola con i condili occipitali del cranio, l'ultima si unisce alla prima vertebra toracica. Il segmento toracico è formato da dodici vertebre toraciche; la prima è unita alla settima vertebra cervicale, l'ultima si articola con la prima vertebra lombare. Le vertebre toraciche si articolano anche con le coste. Il segmento lombare è formato da cinque vertebre lombari, la prima è articolata con la dodicesima vertebra toracica, l'ultima con l'osso sacro. Il segmento sacrale è costituito da cinque vertebre sacrali fuse insieme a formare l'osso sacro. Quest'ultimo si articola in alto con la quinta vertebra lombare, lateralmente con le ossa dell'anca e in basso con il coccige.

Il segmento coccigeo è costituito da quattro o cinque vertebre coccigee unite a formare il coccige, un tratto rudimentale della colonna vertebrale articolato in alto con l'osso sacro e che, con esso e le ossa dell'anca, va a formare lo scheletro della pelvi.

La *colonna vertebrale* non si presenta come rettilinea ma ha alcune curvature sia sul piano sagittale sia su quello frontale. In proiezione laterale ha: una convessità anteriore a livello del segmento cervicale, *lordosi cervicale*; una convessità posteriore nel segmento toracico, *cifosi dorsale*; una convessità anteriore nel segmento lombare, *lordosi lombare*; un'ultima convessità posteriore nel segmento sacrococcigeo, *cifosi sacrococcigea*. Le due cifosi sono a tutti gli effetti le curvature primarie e corrispondono all'atteggiamento di flessione che il feto assume nell'utero materno durante la gravidanza; le lordosi, invece, sono considerate curve secondarie di compenso che si rendono evidenti dopo la nascita, quella cervicale quando il neonato comincia a sollevare la testa, quella lombare quando il bambino inizia ad assumere la posizione eretta e a camminare. Il passaggio da una curvatura e l'altra è graduale, soltanto il passaggio dalla lordosi lombare alla cifosi sacrococcigea è brusco e corrisponde all'articolazione tra la quinta vertebre lombare e l'osso sacro. Questo netto passaggio determina una sporgenza in avanti che prende il nome di *promontorio*.

Una leggera curva concava è visibile a sinistra nel tratto toracico in proiezione anteriore della colonna vertebrale, dovuta forse alla presenza del cuore e dell'arco dell'aorta, e due curve minori di compenso, concave a destra, nei segmenti cervicale e lombare. Queste curvature, disposte sul piano frontale, vengono definite *scoliosi fisiologica* e derivano probabilmente anche dall'atteggiamento posturale legato all'uso prevalente dell'arto superiore destro. All'interno della colonna vertebrale è presente il *canale vertebrale* che si forma per la sovrapposizione dei fori vertebrali presenti nelle singole vertebre. Il canale accoglie nel suo interno il midollo spinale rivestito dalle meningi.³

1.2.2 Caratteri generali delle vertebre

Le vertebre, indipendentemente dal segmento cui appartengono, hanno caratteristiche morfologiche comuni; presentano inoltre caratteri specifici che permettono di riconoscerle come appartenenti a uno dei segmenti della colonna. Fanno eccezione il sacro e il coccige, in cui le vertebre sono fuse a formare ossa in cui sono comunque riconoscibili alcune caratteristiche delle vertebre da cui derivano.

Le vertebre sono ossa brevi formate prevalentemente da tessuto osseo spugnoso rivestito da un sottile strato di tessuto osseo compatto. La costruzione della vertebra umana è rappresentata in Figura 1.4. Nelle vertebre si riconoscono un corpo e un arco che insieme delimitano il foro vertebrale. Dall'arco originano i processi trasversi, articolari e spinoso.

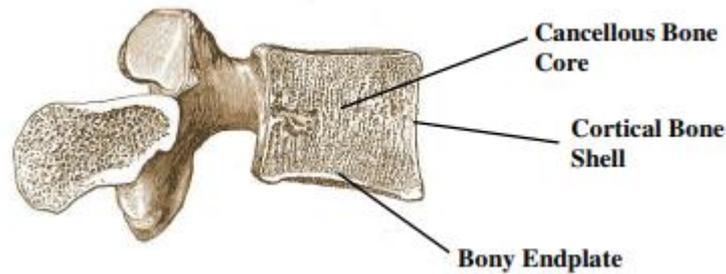


Figura 1.4: Sezione trasversale del piano sagittale di una vertebra lombare umana.²

Il corpo è la parte più voluminosa della vertebra ed è situato ventralmente (Figura 1.6). Esso ha forma grossolanamente cilindrica in cui si possono descrivere una porzione centrale, in cui l'osso spugnoso affiora alla superficie, e un anello periferico costituito da osso compatto. La parte centrale deriva dal nucleo di ossificazione primario mentre la parte periferica, l'*epifisi anulare*, si forma da nuclei di ossificazione secondari. Nel corpo, sono presenti *due facce intervertebrali superiore e inferiore*, leggermente concave al centro e rilevate alla periferia, e un contorno (o circonferenze). Quest'ultimo è leggermente concavo in senso verticale, anterolateralmente, mentre posteriormente presenta una doccia, concava in senso trasversale, che delimita ventralmente il foro vertebrale. Le facce vertebrali sono articolate tra loro mediante l'interposizione del *disco intervertebrale* (Figura 1.5).

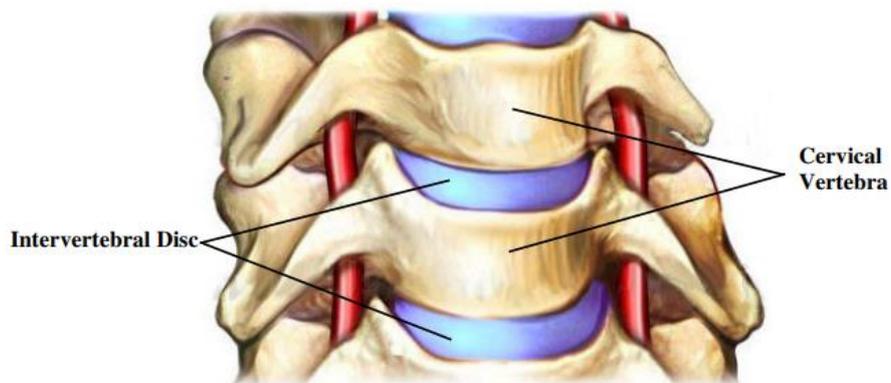


Figura 1.5: Dischi intervertebrali.²

L'arco è la parte posterolaterale della vertebra e, in senso ventrodorsale, è formato dai peduncoli, dalle lamine e dai processi che da esso originano. I *peduncoli* dell'arco vertebrale sono due lamine appiattite trasversalmente dirette in senso ventrodorsale, uniscono il corpo alle lamine; i loro margini superiore e inferiore sono incavati e formano le incisure vertebrali superiore e inferiore. Dalla giustapposizione delle incisure di due vertebre contigue si va a formare il foro intervertebrale che favorisce il passaggio al nervo spinale corrispondente. La faccia interna del peduncolo contribuisce a delimitare il foro vertebrale. Le *lamine dell'arco vertebrale* hanno forma appiattita e sono inclinate dall'alto verso il basso e dorsalmente; indietro si riuniscono sulla linea mediana. La loro faccia interna delimita posteriormente il foro vertebrale, la faccia esterna prosegue ventralmente nei processi trasversi e dorsalmente nel processo spinoso. Le lamine delle vertebre si sovrappongono a quelle delle vertebre sottostanti. I *processi trasversi* hanno origine all'unione dei peduncoli con le lamine e si dirigono in fuori e posteriormente. I processi articolari sono quattro, due superiori e due inferiori; originano anch'essi nel punto di giunzione tra i peduncoli e lamine. I processi articolari superiori si dirigono cranialmente e presentano, alle loro estremità le faccette articolari superiori per l'articolazione con i processi articolari inferiori della vertebra soprastante. I processi articolari inferiori si dirigono caudalmente e terminano alle estremità con le faccette articolari inferiori per l'articolazione con le faccette articolari superiori della vertebra sottostante. Tutte le faccette sono rivestite di cartilagine ialina. Il processo spinoso, impari o mediano, origina dalla confluenza posteriore delle due lamine e si porta indietro con inclinazione diversa a seconda del segmento vertebrale considerato.³

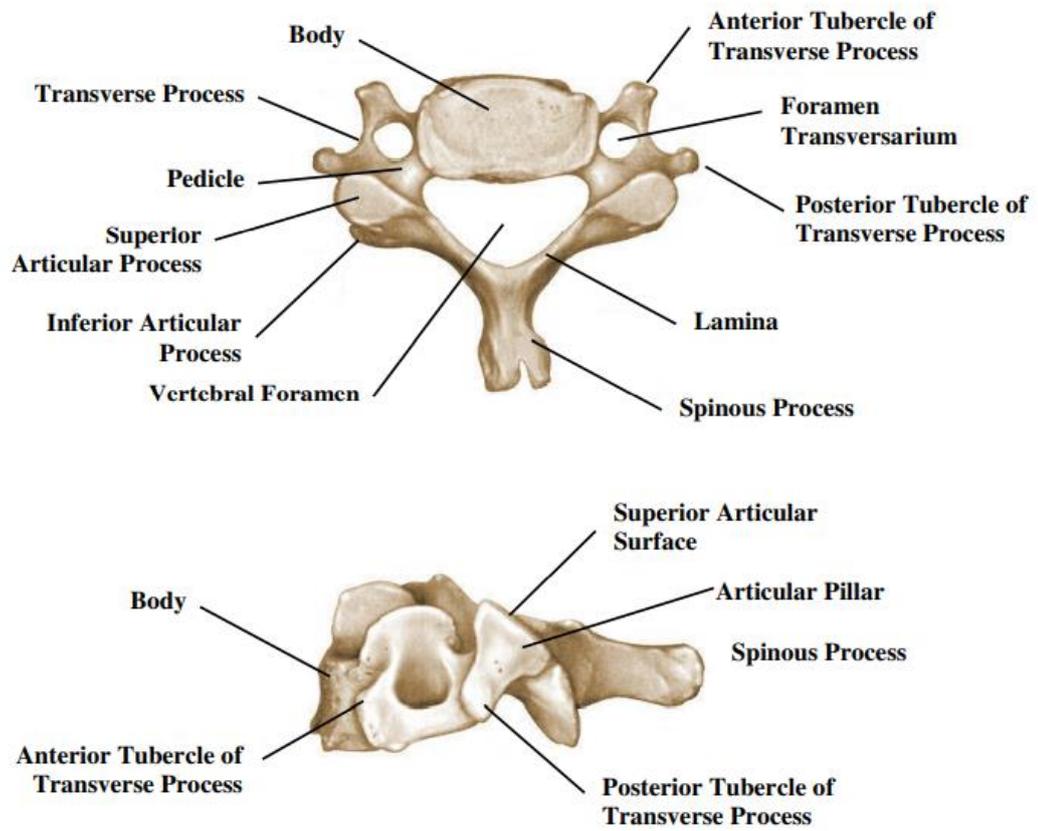


Figura 1.6: Vertebra umana.²

1.3 Vertebre cervicali

Le vertebre cervicali hanno caratteri specifici che permettono di riconoscerle rispetto agli altri segmenti vertebrali. La prima, la seconda e la settima vertebra cervicale hanno inoltre caratteristiche peculiari che le distinguono dalle altre.

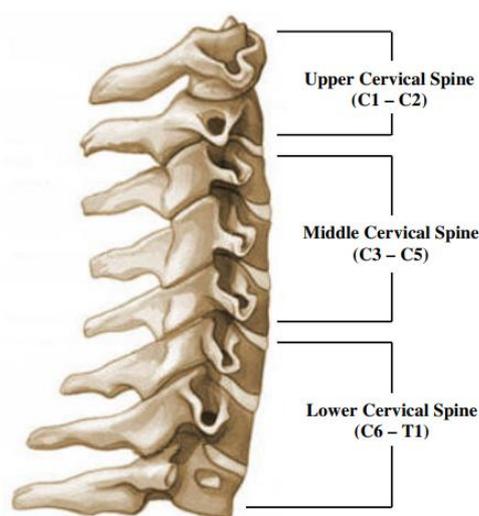


Figura 1.7: Rachide cervicale.²

Le vertebre cervicali hanno dimensioni minori rispetto agli altri segmenti perché devono sopportare un minor carico. Il corpo ha forma quadrangolare con il diametro trasversale maggiore di quello anteroposteriore, la faccia intervertebrale superiore è concava trasversalmente ed è delimitata lateralmente dai processi uncinati, la faccia intervertebrale inferiore è convessa trasversalmente e presenta due depressioni in corrispondenza degli uncini della vertebra sottostante. I peduncoli si direzionano all'indietro e in fuori e presentano le incisure vertebrali superiori più profonde di quelle inferiori. Le lamine vertebrali si presentano come larghe e sottili. I processi trasversi sono costituiti da due lamine ossee che delimitano il foro trasversario che permette il passaggio ai vasi vertebrali. La lamina anteriore è collegata al corpo, quella posteriore ai processi articolari; le due lamine terminano alle loro estremità con i tubercoli anteriore e posteriore. Nella sesta vertebra cervicale, il tubercolo anteriore, detto *tubercolo carotideo* è particolarmente sviluppato. I processi articolari sono dietro ai processi trasversi e presentano faccette articolari superiori piane inclinate indietro e in alto, le faccette articolari inferiori sono rivolte in avanti e in basso. Il processo spinoso è corto e più o meno orizzontale e, dalla seconda alla sesta vertebra

cervicale, è bifido. Il foro vertebrale si presenta più ampio rispetto agli altri segmenti e ha forma triangolare.³

La prima vertebra cervicale, detta *atlante*, sostiene il cranio articolandosi con l'osso occipitale (Figura 1.8).

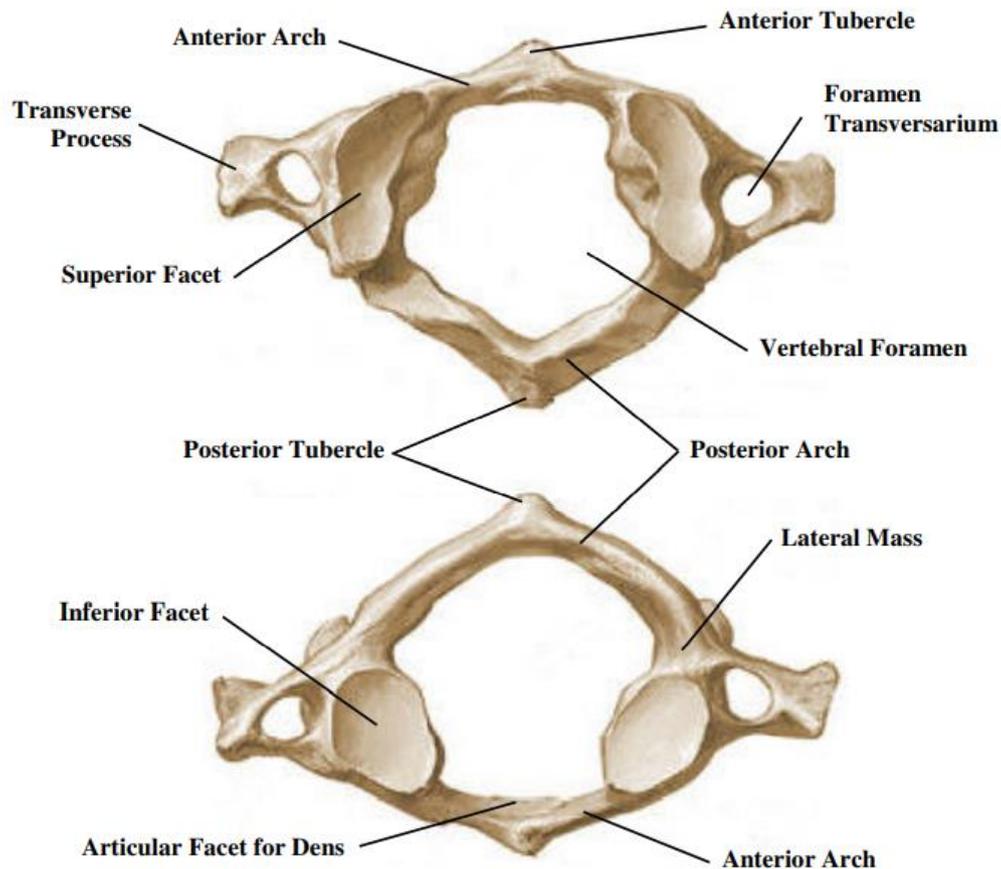


Figura 1.8: Prima vertebra cervicale, atlante.²

La principale caratteristica dell'atlante è l'assenza del corpo che si è fuso con la seconda vertebra cervicale, l'*asse*, formandone il dente; esso è costituito da due archi, uno anteriore e uno posteriore che si riuniscono nelle masse laterali. L'*asse*, la seconda vertebra cervicale, si presenta modificato soprattutto a livello del corpo che è fuso con il corpo dell'atlante (Figura 1.9).³

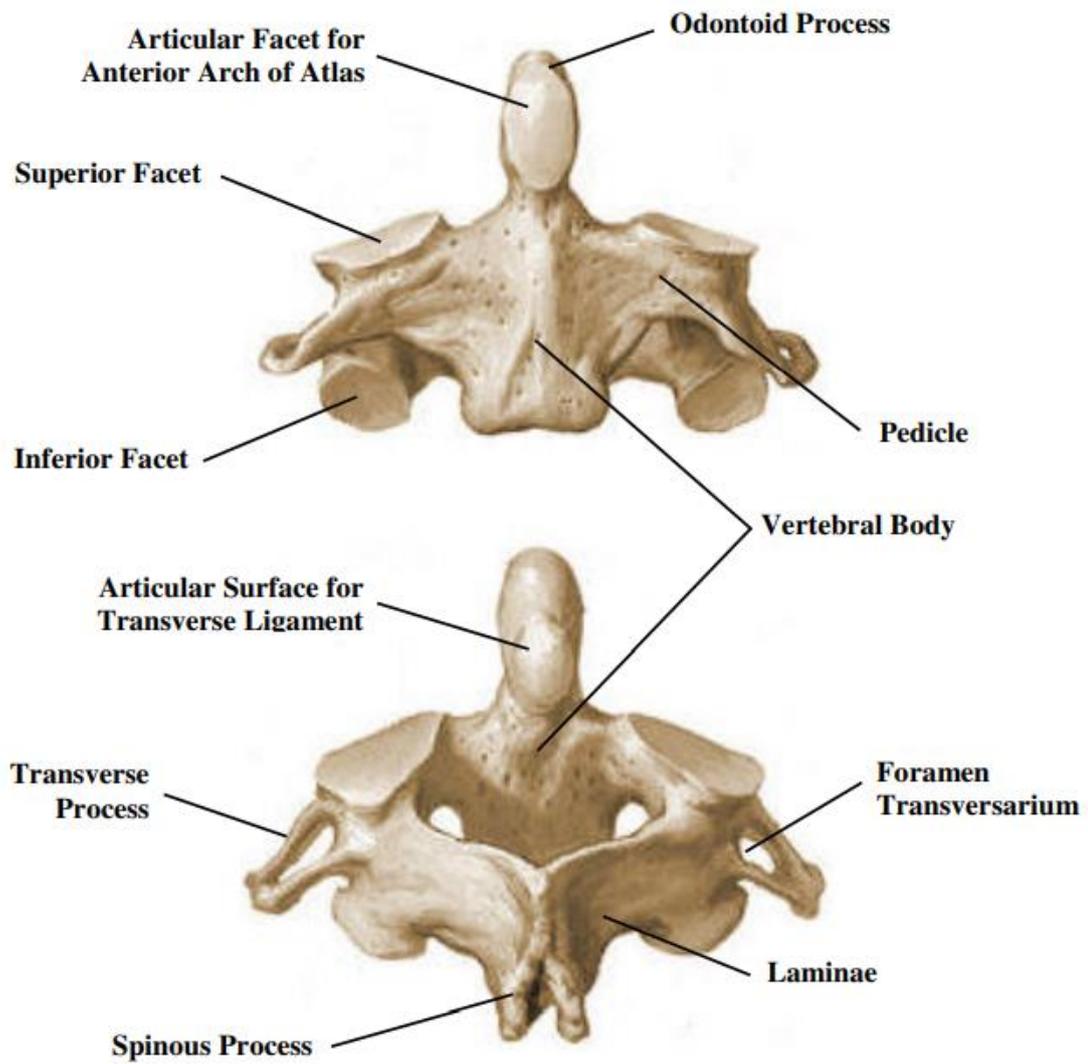


Figura 1.9: Seconda vertebra cervicale, asse.²

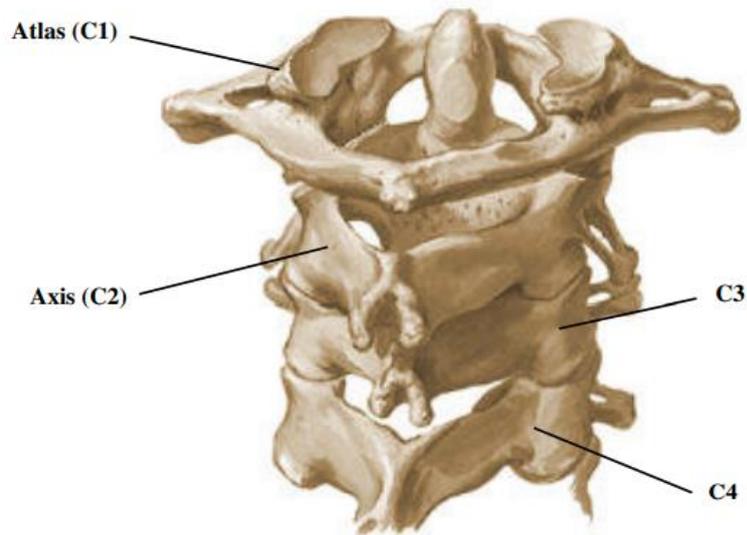


Figura 1.10: Colonna cervicale superiore.²

La settima vertebra cervicale è detta *prominente* perché il suo processo spinoso, che non è sdoppiato, è particolarmente lungo e sporgente dorsalmente (Figura 1.11). Il processo trasverso presenta una lamina posteriore molto sviluppata e sporgente lateralmente che, a volte, può formare la cosiddetta *costa cervicale*. Il foro trasversario è piccolo e permette alla sola vena vertebrale di passare.³

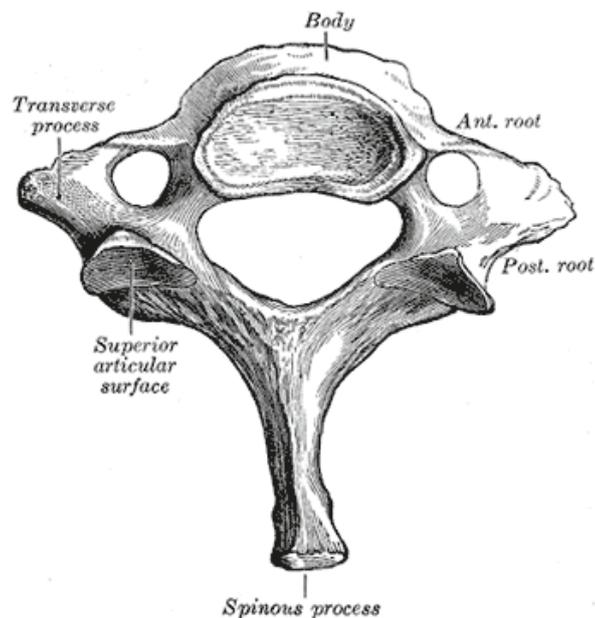


Figura 1.11: Settima vertebra cervicale, prominente.⁴

1.4 Articolazioni della colonna vertebrale

Le articolazioni della colonna vertebrale comprendono articolazioni tra vertebre, che possono essere definite *intrinseche*, e articolazioni della colonna con il cranio, con le coste e con le ossa dell'anca dette anche *estrinseche*.

Le articolazioni intrinseche comprendono quelle tra i corpi vertebrali, le articolazioni tra i processi articolari e legamenti a distanza che uniscono varie parti delle vertebre. Tra queste vengono descritte anche le giunzioni tra vertebre lombari e il sacro, e tra il sacro e il coccige.³

1.4.1 Articolazioni tra i corpi delle vertebre

Sono sinfisi che si stabiliscono tra le facce intervertebrali dei corpi vertebrali che sono leggermente concave e rivestite di cartilagine ialina; tra le superfici articolari è interposto un disco intervertebrale fibrocartilagineo biconvesso e l'articolazione è rinforzata dai legamenti longitudinali anteriore e posteriore.

I *dischi intervertebrali* sono costituiti da un *anulus fibrosus periferico* e da un *nucleus polposus centrale*. L'anello fibroso periferico è formato da una fibrocartilagine più abbondante in fibre rispetto al nucleo polposus più ricco di matrice extracellulare, condrociti, e acqua. L'*anulus fibrosus* corrisponde all'epifisi anulare del corpo mentre il *nucleus polposus* corrisponde alla parte centrale dello stesso. Le fibre dell'anello sono disposte in fasci che formano arcate con la convessità esterna e fasci obliqui che penetrano nei corpi delle vertebre contigue; l'anello è dotato di notevole resistenza. Il nucleo polposus è molle, di aspetto gelatinoso ed è eccentrico; nel segmento cervicale è posto in avanti, in quello toracico inferiore e lombare si trova posteriormente. Il nucleo polposus è contenuto dall'anello fibroso, in caso di rottura di quest'ultimo il nucleo polposus può fuoriuscire dalla propria sede ed erniarsi all'esterno comprimendo formazioni contigue (*ernia del disco*). I dischi intervertebrali tendono ad aumentare di spessore in senso craniocaudale e corrispondono a circa un terzo della lunghezza della colonna vertebrale. La presenza dei dischi fa sì che la colonna possa fare movimenti di torsione e di inclinazione nei vari piani.

Il *legamento longitudinale anteriore* si presenta come un lungo nastro, aderisce alla faccia anteriore dei corpi vertebrali e in parte ai dischi intervertebrali, dall'osso occipitale fino alla faccia pelvica del sacro.

Il *legamento longitudinale posteriore* è posizionato sulla faccia posteriore dei corpi vertebrali, all'interno del canale vertebrale. Ha forma festonata perché è più sottile dove aderisce al corpo vertebrale e più ampio a livello dei dischi intervertebrali ai quali aderisce fortemente. Si estende dall'osso occipitale fino al canale sacrale.³

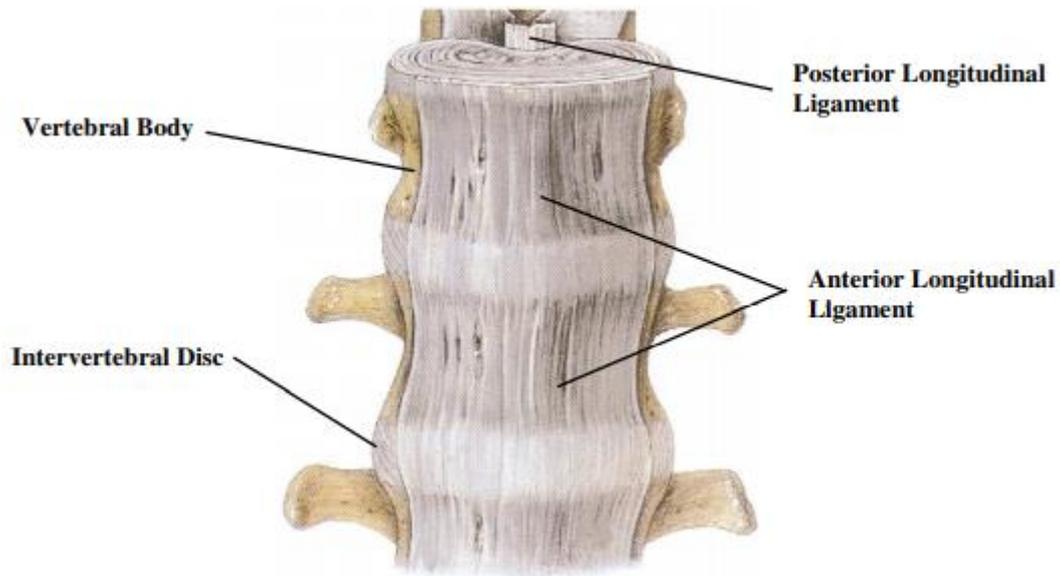


Figura 1.12: Vista anteriore della colonna vertebrale che indica la posizione di ALL e PLL.²

1.4.2 Articolazioni tra i processi articolari

Sono costituite da artrodie che si stabiliscono tra le faccette articolari inferiori e le faccette articolari superiori delle vertebre contigue. Le superfici articolari sono prevalentemente piane, soltanto nelle vertebre lombari sono lievemente incurvate e permettono quindi, in queste ultime, maggiori movimenti di scivolamento. I mezzi di unione sono dati dalle capsule articolari che si inseriscono in vicinanza delle superfici articolari.³

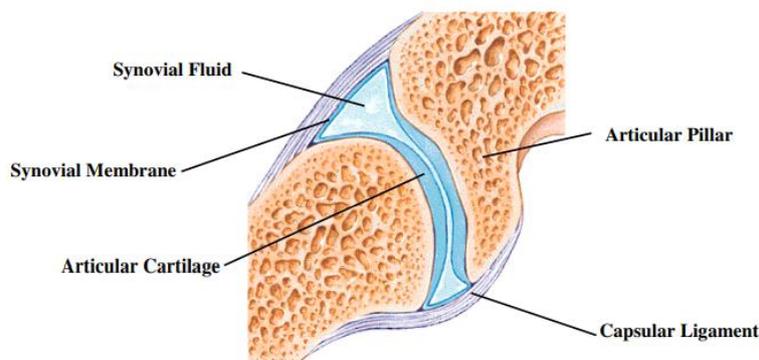


Figura 1.13: Faccette articolari.²

1.4.3 Legamenti a distanza

Sono legamenti che creano una connessione tra le parti differenti delle vertebre e sono i *legamenti gialli*, i *legamenti interspinosi*, il *legamento sopraspinoso* e i *legamenti intertrasversari*.

I *legamenti gialli* sono legamenti rettangolari tesi tra il margine inferiore di una lamina vertebrale e il margine superiore della lamina sottostante. Sono due per ogni coppia di vertebre e chiudono gli spazi interposti alle lamine. Il nome deriva dal colore, che dipende dalla loro ricchezza in fibre elastiche. Insieme alle lamine, delimitano posteriormente il canale vertebrale (Figura 1.14).

I *legamenti interspinosi* collegano il margine inferiore di un processo spinoso con il margine superiore del processo spinoso sottostante. Ventralmente continuano nei legamenti gialli.

Il *legamento sopraspinoso* può essere immaginato come un cordone fibroso teso dall'osso occipitale fino alla faccia dorsale del sacro. Tiene uniti gli apici dei processi spinosi e, in avanti, si fonde con il margine posteriore dei legamenti interspinosi. Nel tratto cervicale, il legamento sopraspinoso è molto sviluppato in spessore e forma il legamento nucale che è teso a ponte tra la protuberanza occipitale esterna e il processo spinoso della settima vertebra cervicale.

I *legamenti intertrasversari* sono fasci fibrosi che uniscono gli apici dei processi trasversi. Poco sviluppati nel segmento cervicale della colonna, aumentano di consistenza nel segmento toracico e lombare. In quest'ultimo, sono tesi tra un processo costiforme e il processo mammillare della vertebra sottostante.³

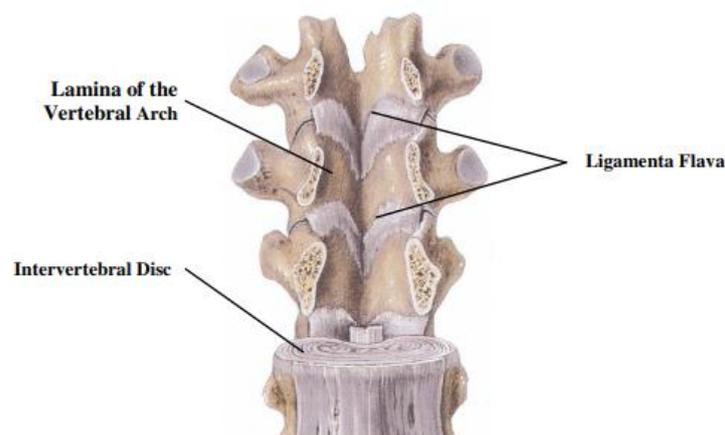


Figura 1.14: Vista anteriore (sezionata) che indica la posizione del legamento giallo².

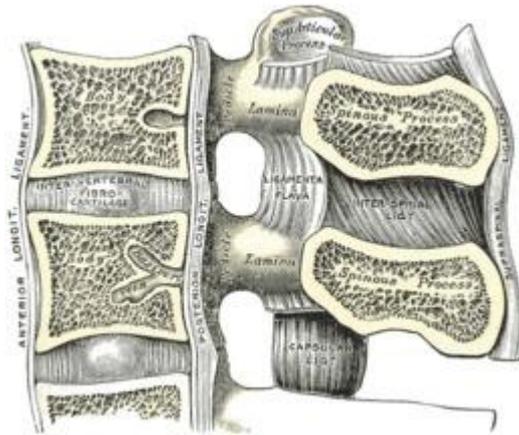


Figura 1.15: Sezione di un tratto spinale con tutti i legamenti.⁴

1.4.4 Articolazioni delle due prime vertebre cervicali tra loro e con l'occipitale

Articolazione atlantoccipitale

Si stabilisce tra i condili dell'osso occipitale e la faccia articolare superiore delle masse laterali dell'atlante. I condili dell'occipitale sono convessi e allungati dall'avanti all'indietro e lateralmente, le facce articolari dell'atlante hanno forma analoga e sono concave. L'articolazione è racchiusa da una capsula articolare che si inserisce sul contorno delle superfici articolari. A rinforzo dell'articolazione sono presenti inoltre: la membrana atlantoccipitale anteriore, che dal contorno anteriore del foro occipitale si fissa sul margine superiore dell'arco anteriore dell'atlante, e la membrana atlantoccipitale posteriore, che dal contorno posteriore del foro occipitale si inserisce sul margine superiore dell'arco posteriore dell'atlante.³

Articolazione atlantoassiale laterale

Questa articolazione è formata da due artrodie tra le facce articolari inferiori dell'atlante e le faccette articolari superiori dell'asse. Le capsule articolari rimangono fissate in prossimità delle superfici articolari; l'articolazione è rinforzata dai legamenti atlantoassiale anteriore e posteriore che, dal margine inferiore dell'arco anteriore e posteriore dell'atlante, si fissano rispettivamente sulla superficie anteriore del corpo dell'asse e sul contorno superiore del suo arco.³

Articolazione atlantoassiale mediana

Articolazione tra la faccia posteriore dell'arco anteriore dell'atlante e la faccia anteriore del dente dell'asse, è una trocoide in cui il cilindro pieno è formato dal dente dell'asse, con le sue facce articolari anteriore e posteriore, e il cilindro cavo è un canale osteofibroso costituito dalla fossetta del dente dell'arco anteriore dell'atlante e dal legamento trasverso dell'atlante. Si possono individuare due distinte cavità articolari tra il dente e l'arco dell'atlante e tra il dente e il legamento trasverso. Il sistema di legamenti a distanza che stabilizza l'articolazione è piuttosto complesso. Il dente dell'asse è fissato all'occipitale dal legamento dell'apice del dente, che si inserisce sul contorno anteriore del foro occipitale, e dai legamenti alari che, dal dente, si portano alle superfici mediali dei condili dell'occipitale. Dorsalmente si trova il legamento crociato dell'atlante che è formato dalle fibre trasversali del legamento trasverso dell'atlante e dalle fibre longitudinali dei fascicoli longitudinali che, dal contorno anteriore del foro occipitale, scendono fino alla faccia posteriore del corpo dell'asse. Più dorsalmente c'è una robusta lamina, la membrana tectoria che, dal clivo dell'occipitale, raggiunge la faccia posteriore del corpo dell'asse dove continua con il legamento longitudinale posteriore.³

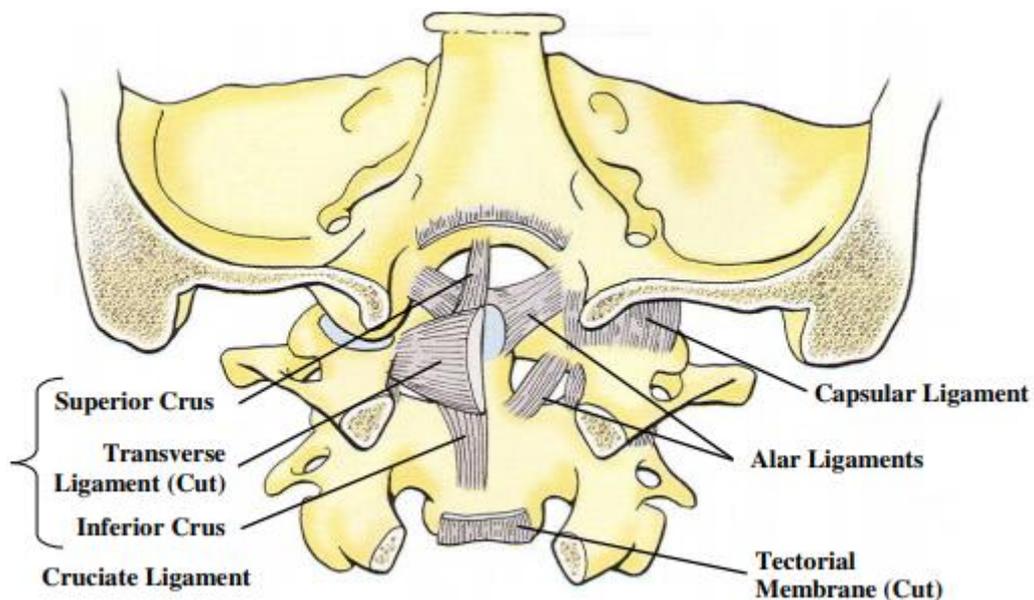


Figura 1.16: Vista posteriore (sezionata) della colonna cervicale superiore².

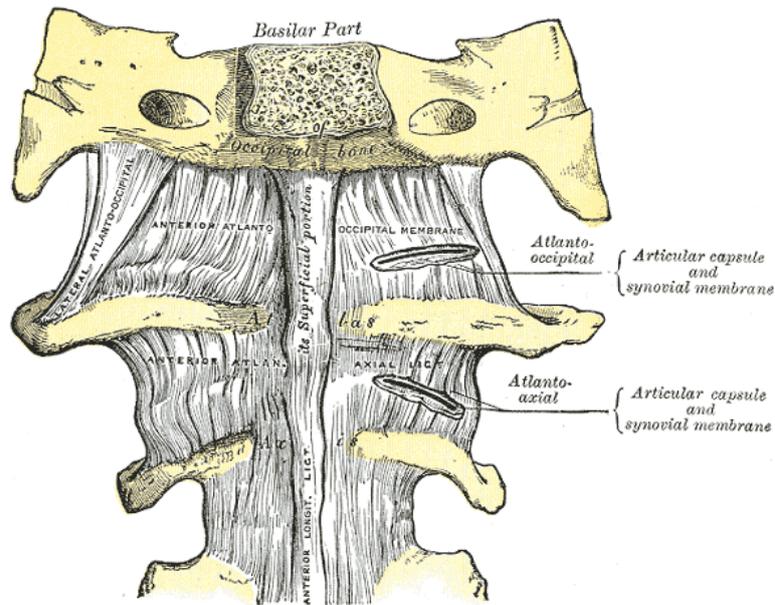


Figura 1.17: Membrana atlanto-occipitale e legamento atlanto-assiale anteriori.⁴

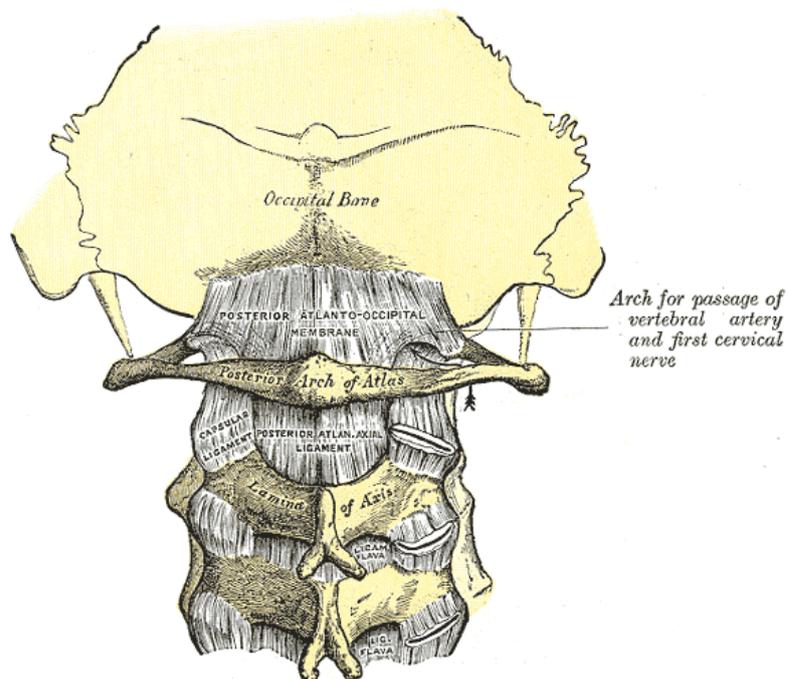


Figura 1.18: Membrana atlanto-occipitale e legamento atlanto-assiale posteriore.⁴

1.5 Muscoli del collo

Il muscolo scheletrico è un tessuto molle con una complessa microstruttura a più livelli (Figura 1.19). Un muscolo è costituito da un insieme di fasci circondati da una robusta guaina connettivale chiamata *epimisio*. Ogni fascio è costituito da un insieme di fibre muscolari (o

cellule muscolari), anch'esse circondate da una guaina chiamata *perimisio*. La fibra muscolare può variare da pochi millimetri a 30 cm di lunghezza ed ha un diametro compreso tra 10 e 60 μm . Una fibra muscolare è considerata l'unità di base del tessuto muscolare. Ogni fibra muscolare è composta da un insieme di miofibrille, che hanno un diametro di circa 1 μm . Le miofibrille sono fasci di miofilamenti, costituiti dalle proteine actina e miosina e suddivise in unità chiamate sarcomeri (lunghe circa 2,6 μm)².

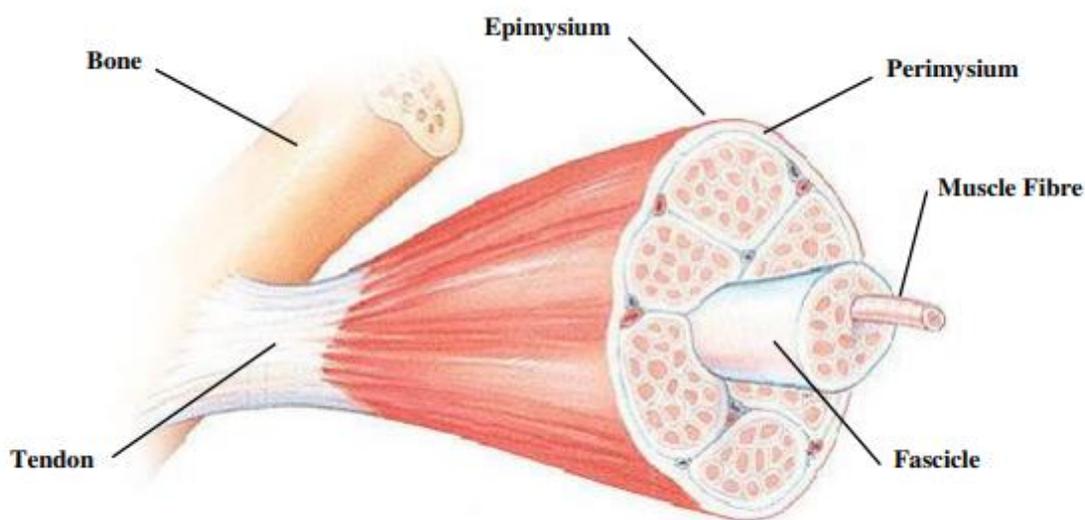


Figura 1.19: Microstruttura del muscolo scheletrico².

I muscoli del collo possono essere distinti in anteriori, laterali e suboccipitali in base alla loro posizione rispetto al rachide. I muscoli suboccipitali, che sono per la maggior parte posti profondamente nella regione della nuca, vengono da altri descritti insieme ai muscoli del dorso; questi ultimi, a livello del collo, sono situati più superficialmente rispetto ai primi. Tra i muscoli suboccipitali vengono compresi anche alcuni muscoli anteriori profondi.³

I muscoli scheletrici sono attaccati all'osso attraverso tendini fibrosi (Figura 1.19). I punti di attacco dell'estremità del muscolo sono indicati come l'origine e l'inserimento. Il punto di origine è la parte dell'osso in cui il muscolo si attacca e non si muove durante la contrazione, mentre il punto di inserimento si trova su un osso che si muove durante la contrazione².

1.5.1 Muscoli anteriori del collo

I muscoli anteriori del collo comprendono i *muscoli sopraioidei e sottoioidei*, che si trovano superficialmente, e i *muscoli prevertebrali*, situati al davanti della colonna cervicale.³

Muscoli sopraioidei

Sono posti tra il cranio e l'osso ioide, compresi in uno sdoppiamento della lamina superficiale della fascia cervicale (o fascia cervicale superiore); comprendono i muscoli: digastrico, stiloioideo, miloioideo e genioioideo.³

Il muscolo digastrico forma un'arcata che unisce la mandibola al processo mastoideo mediante due ventri uniti da un tendine intermedio che si fissa all'osso ioide.

Il muscolo stiloioideo è un muscolo fusiforme che unisce l'osso temporale all'osso ioide, accoglie il tendine intermedio del muscolo digastrico sdoppiandosi in prossimità della sua inserzione.

Il muscolo miloioideo è un'ampia lamina muscolare che unisce la mandibola all'osso ioide separando il pavimento della cavità orale dai piani della regione sopraioidea; è posto profondamente al ventre anteriore del muscolo digastrico.

Il muscolo genioioideo unisce la mandibola all'osso ioide, è posto superiormente al muscolo miloioideo e contribuisce a formare il pavimento della bocca.³

Muscoli sottoioidei

Sono quattro muscoli nastriformi, posti tra l'osso ioide e il tronco, rivestiti da guaine fasciali che derivano dalla lamina pretracheale della fascia cervicale (o fascia cervicale media). Comprendono i muscoli sternioioideo e omoioideo, posti su un piano più superficiale, e i muscoli sternotiroideo e tiroioideo, più profondi. I muscoli sottoioidei sono tutti innervati dai primi tre nervi cervicali mediante l'ansa dell'ipoglosso.³

Il muscolo sternioioideo (o sternocleidoioideo) è il più mediale e unisce lo sterno e la clavicola all'osso ioide.

Il muscolo omoioideo è un muscolo digastrico costituito da un ventre superiore, da un tendine intermedio e da un ventre inferiore. È il muscolo più laterale e unisce l'osso ioide alla scapola.³

Il muscolo sternotiroideo è situato profondamente al muscolo sternioioideo, e unisce lo sterno alla laringe.

Il muscolo tiroioideo è la continuazione verso l'alto del muscolo sternotiroideo e, situato profondamente al muscolo sternioioideo, raggiunge l'osso ioide.

Tutti i muscoli sottoioidei con la loro contrazione abbassano l'osso ioide³.

Muscoli prevertebrali

I muscoli prevertebrali sono situati profondamente nel collo, al davanti del rachide cervicale, ricoperti dalla lamina prevertebrale della fascia cervicale. Comprendono i muscoli retto anteriore della testa, lungo del collo e lungo della testa. Sono innervati dai rami anteriori dei nervi spinali cervicali.³

Il muscolo retto anteriore della testa è un breve muscolo situato tra la base del cranio e la prima vertebra cervicale.

Il muscolo lungo del collo unisce le prime tre vertebre toraciche e le ultime tre vertebre cervicali. È costituito da tre fasci di fibre.

Il muscolo lungo della testa unisce la superficie inferiore dell'osso occipitale alle vertebre cervicali decorrendo ventralmente al precedente.

Il muscolo retto anteriore della testa flette la testa. Il muscolo lungo del collo, contraendosi da un solo lato, inclina lateralmente la colonna cervicale, la contrazione di entrambi i muscoli flette la colonna cervicale. Il muscolo lungo della testa, se si contrae da un solo lato, inclina lateralmente la testa; la contrazione dei due muscoli flette la testa³.

1.5.2 Muscoli laterali del collo

Tra i muscoli laterali del collo ci sono un muscolo cutaneo, *il platisma*, il *muscolo sternocleidomastoideo*, i *muscoli scaleni* e il *muscolo retto laterale della testa*. Il platisma è innervato dal nervo facciale, lo sternocleidomastoideo dal nervo accessorio e dai rami anteriori del secondo e terzo nervo spinale cervicale, gli scaleni dai rami anteriori dei nervi spinali cervicali, dal terzo all'ottavo.³

Il muscolo platisma è un'ampia e sottile lamina muscolare contenuta nello spessore del sottocutaneo, superficialmente alla lamina superficiale della fascia cervicale.

Il muscolo sternocleidomastoideo è un robusto muscolo bicipite situato nella parte anterolaterale del collo dove dà nome alla regione omonima.

La contrazione di un solo muscolo flette la testa dal lato della contrazione e la ruota dal lato opposto, la contrazione bilaterale estende la testa; se il muscolo prende punto fisso sulla testa eleva il torace agendo come un muscolo inspiratorio.

I tre muscoli scaleni anteriore, medio e posteriore sono situati profondamente al muscolo sternocleidomastoideo, lateralmente alla colonna cervicale, e collegano le vertebre cervicali alla prime due coste; a volte è presente anche un muscolo scaleno minimo.

Il muscolo retto laterale della testa è un piccolo muscolo situato tra la base del cranio e la prima vertebra cervicale.

I muscoli scaleni, prendendo punto fisso sulla colonna, sollevano le prime due coste e sono quindi muscoli inspiratori. Se prendono punto fisso sulle coste, inclinano la colonna dal proprio lato. Il muscolo retto laterale della testa inclina la testa dal proprio lato³.

1.5.3 Muscoli suboccipitali

I muscoli suboccipitali sono posti profondamente, intorno alla colonna cervicale, e uniscono le prime due vertebre cervicali alla superficie inferiore dell'osso occipitale. Comprendono i muscoli: piccolo e grande retto posteriore, della testa, obliquo superiore e inferiore della testa. I muscoli suboccipitali sono innervati dai rami posteriori dei nervi spinali cervicali³.

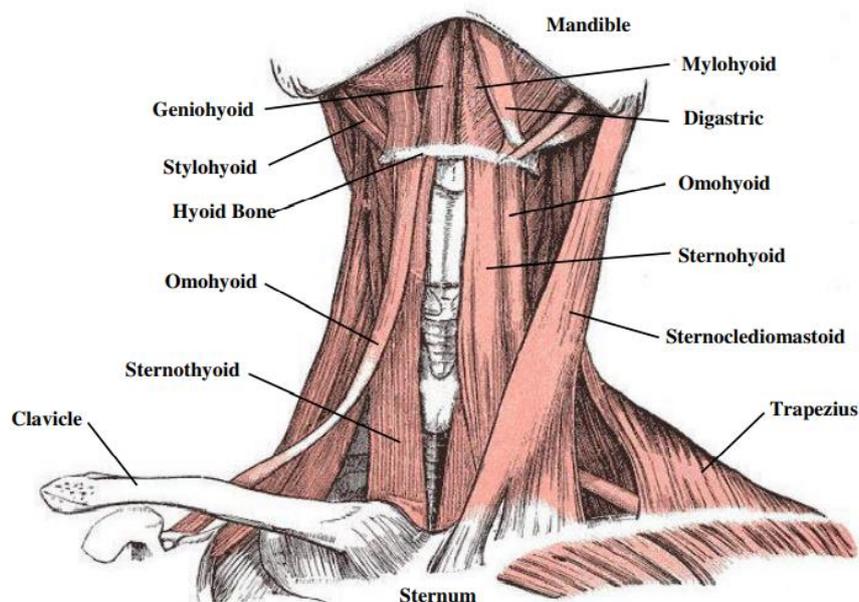


Figura 1.20: Vista anteriore dei muscoli superficiali del collo².

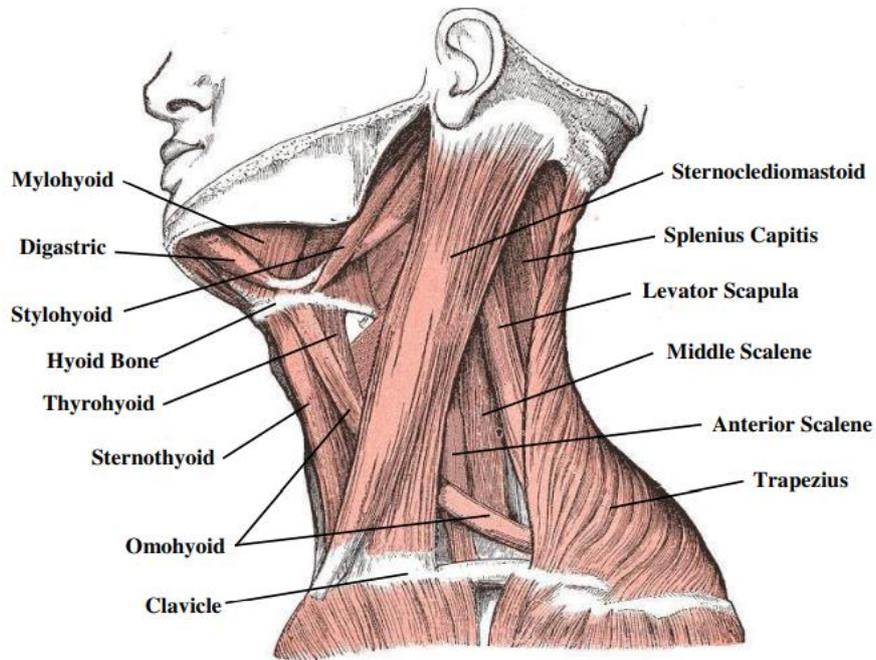


Figura 1.21: Vista laterale dei muscoli del collo ².

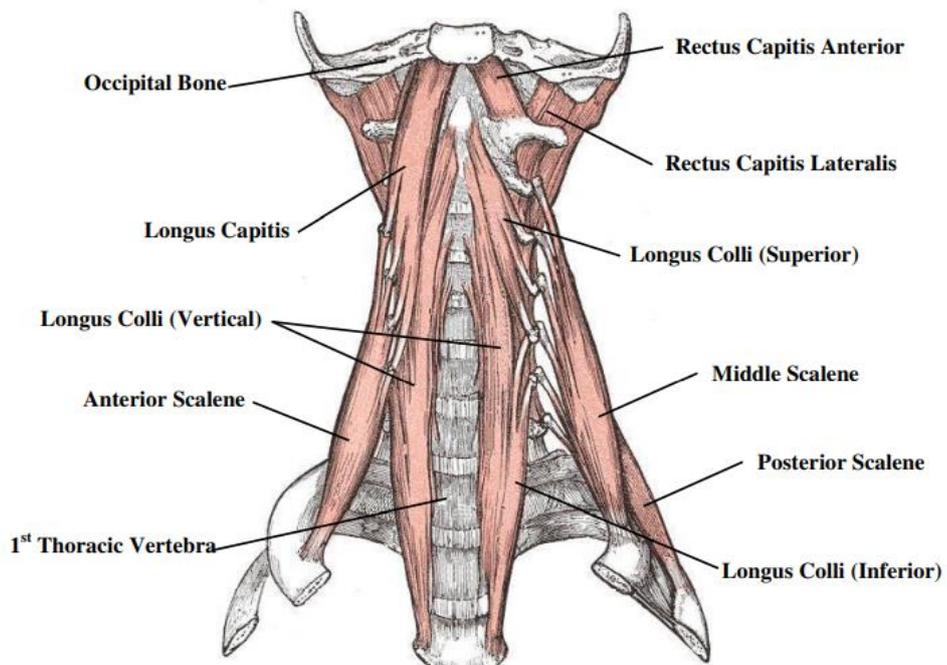


Figura 1.22: Vista anteriore dei muscoli del collo².

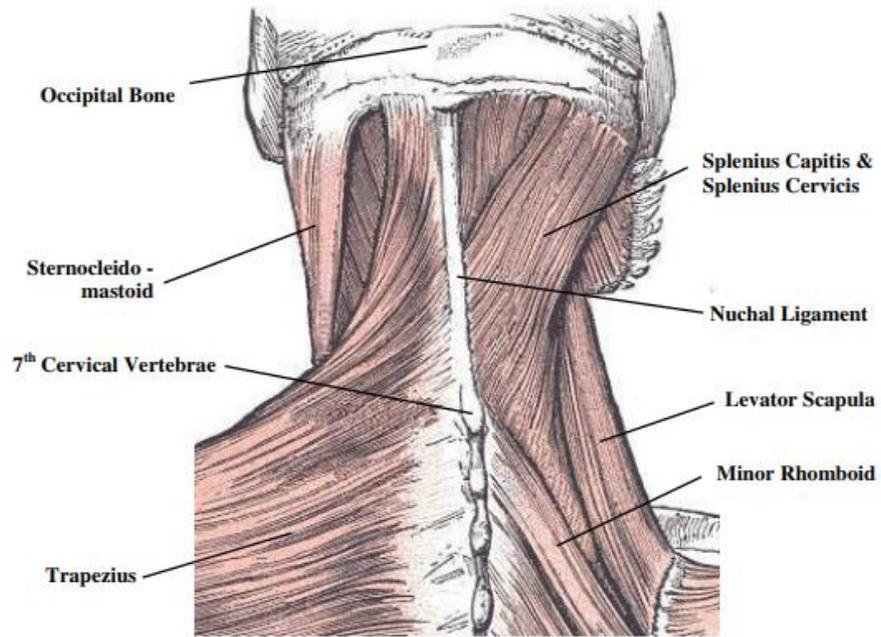


Figura 1.23: Vista posteriore dei muscoli superficiali del collo e della schiena.².

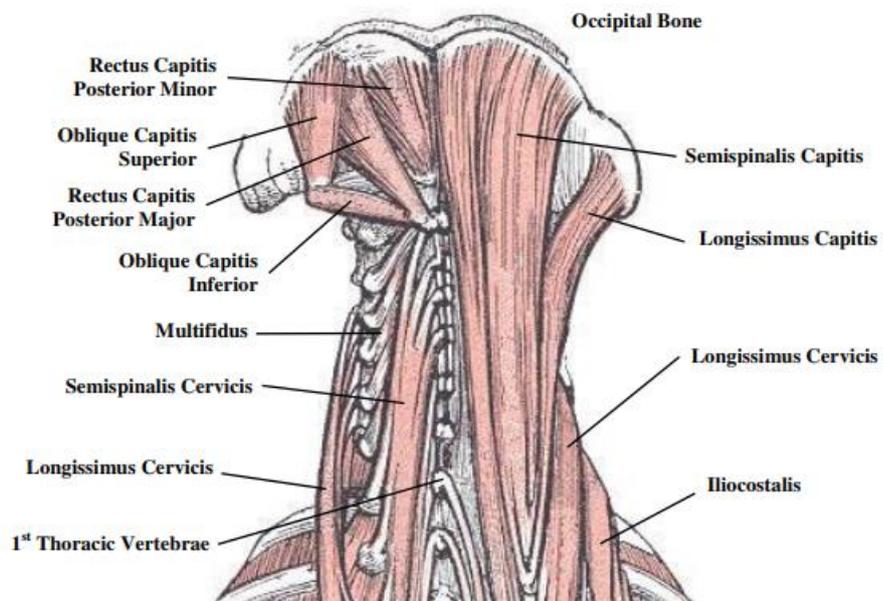


Figura 1.24: Vista posteriore dei muscoli profondi del collo e della schiena.².

1.7 Biomeccanica della colonna vertebrale

Studiare i movimenti e gli elementi che compongono il corpo vertebrale risulta essere molto complesso; i movimenti permessi al rachide sono:

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

Quando un carico (momento o forza) è applicato ad un tratto vertebrale costituito da almeno due vertebre, dal disco intervertebrale e da tutti i legamenti interconnessi, dal grafico forza-spostamento (Figura 1.25) è possibile ricavare una serie di parametri.⁵

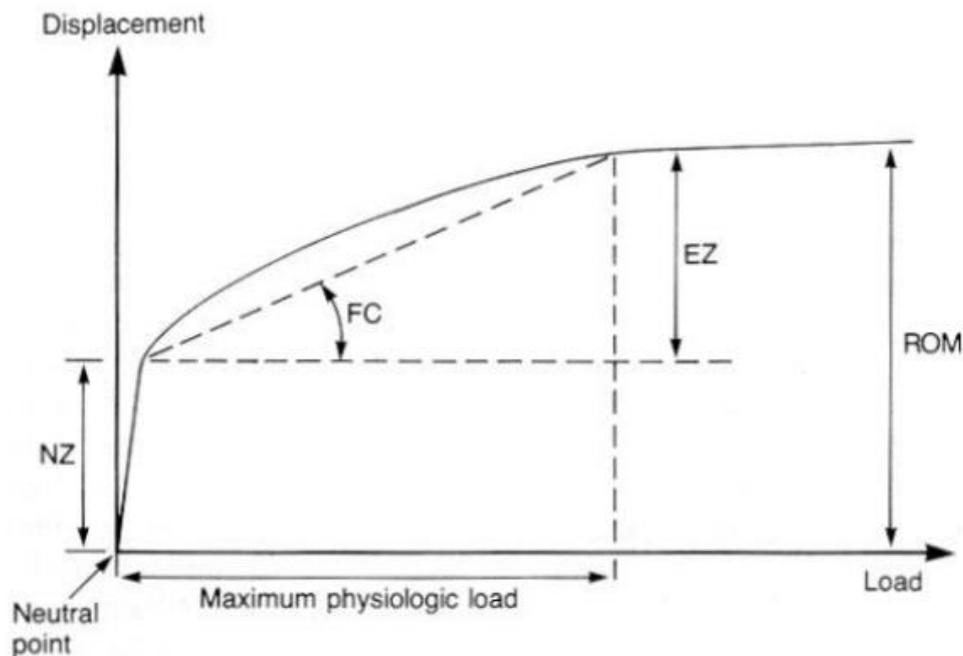


Figura 1.25: Grafico forza-spostamento a seguito dall'applicazione di un carico su un tratto di rachide costituito da almeno due vertebre.

La regione che va dalla posizione neutrale alla posizione in cui è riscontrabile un'apprezzabile resistenza è detta zona neutrale (NZ). La presenza della NZ rende possibile dei movimenti relativamente grandi con poco sforzo muscolare. L'allargamento della regione NZ può indicare un cambiamento strutturale non fisiologico. La regione successiva è caratterizzata da un irrigidimento ed è detta zona elastica (EZ). Il *range of motion* ROM

rappresenta lo spostamento dovuto al carico massimo applicato, ogni vertebra ne presenta uno caratteristico visualizzabile nella Figura 1.26 di seguito riportata.⁵

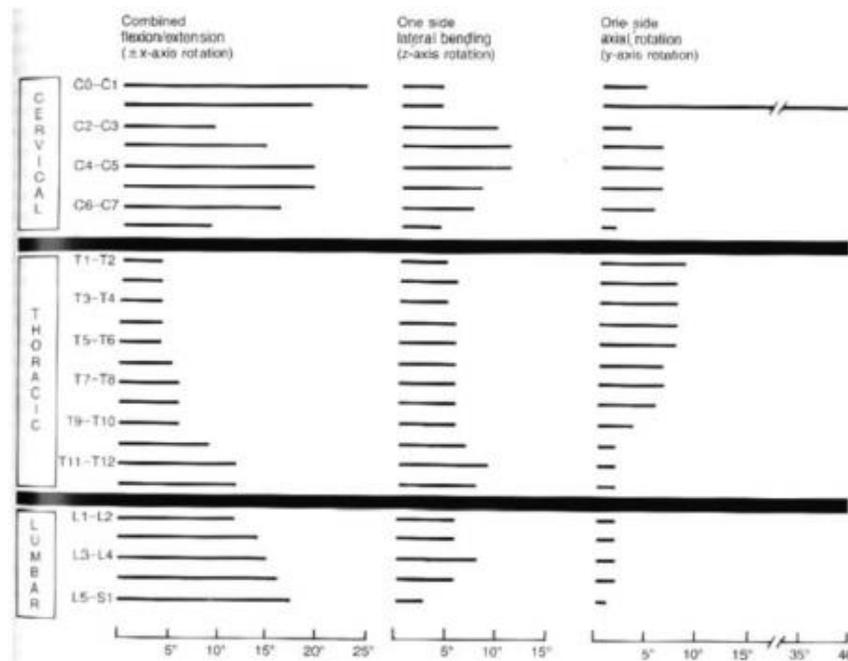


Figura 1.26: ROM caratteristici di diverse vertebre.

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

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

- Pattern di movimento: percorso che il corpo vertebrale esegue a seguito dell'applicazione di un carico;
- Accoppiamento: movimento intorno o lungo un asse secondario rispetto a quello lungo il quale è applicata la forza;
- Instabilità: generata dalla contemporanea presenza di un eccessivo pattern di movimento e dell'accoppiamento;
- Asse istantaneo di rotazione (IAR): asse intorno al quale si verifica la rotazione della vertebra in un determinato istante di tempo.

Normalmente tutte le modalità di movimento (flessione, estensione, flessione laterale e torsione assiale) sono limitate ad una zona relativamente piccola dell'unità spinale (vertebre cervicali Figura 1.27, vertebre toraciche Figura 1.28, vertebre lombari Figura 1.29). In caso

di unità spinale anomala, come ad esempio nel caso di degenerazione del disco, la posizione del IAR può essere al di fuori dello spazio fisico occupato dall'unità.⁵

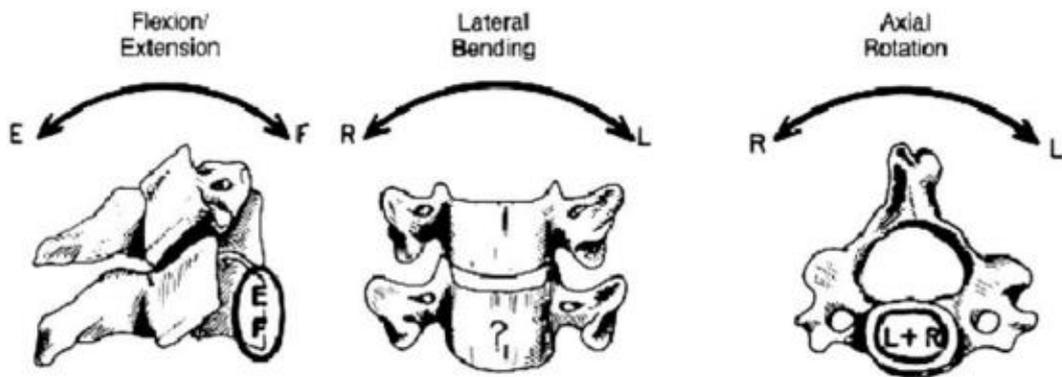


Figura 1.27: Asse istantaneo di rotazione (IAR) per le vertebre cervicali.

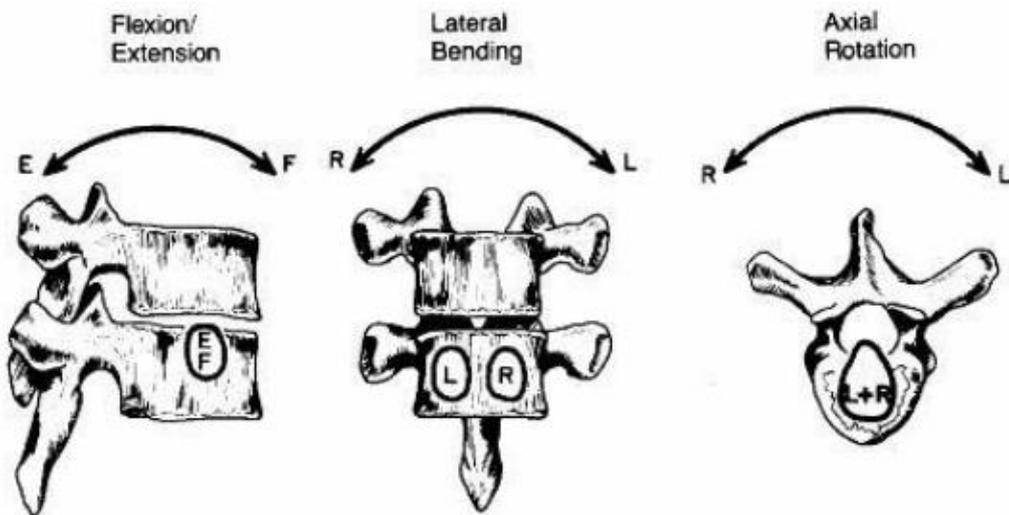


Figura 1.28: Asse istantaneo di rotazione (IAR) per le vertebre toraciche.

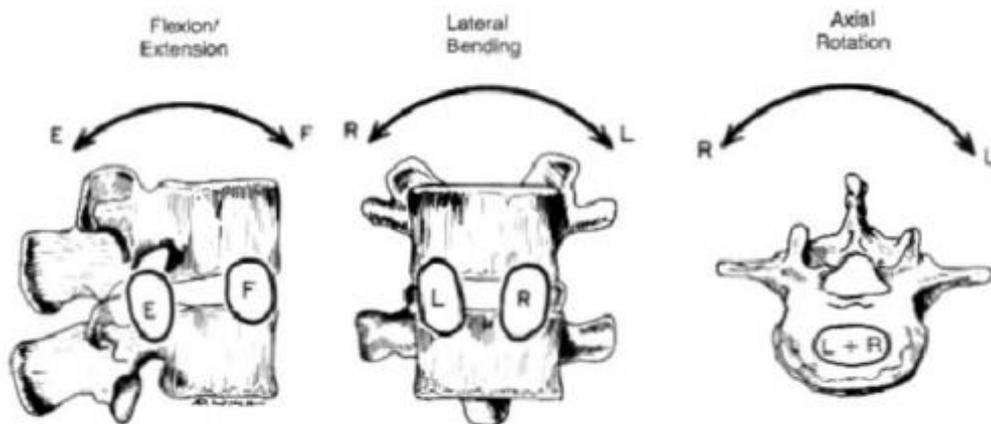


Figura 1.29: Asse istantaneo di rotazione (IAR) per le vertebre lombari.

1.8 Metodi sperimentali adoperati per la valutazione della biomeccanica di vertebre umane

Per avere una migliore definizione del comportamento spinale è fondamentale capire come la colonna vertebrale risponde agli sforzi sia per scopi clinici e sia per lo sviluppo di nuovi trattamenti e impianti spinali⁶. Le informazioni quantitative si possono ottenere mediante test *in vivo* o *in vitro* di segmenti spinali. I test *in vivo* restituiscono risultati funzionali ma non possono darci informazioni sul carico esatto e i sistemi di misura presentano spesso un'accuratezza limitata. I test *in vitro*, invece, ci danno un'informazione precisa del carico applicato ma presentano altre problematiche come la variazione delle condizioni al contorno durante il test⁶.

I test *in vitro* tentano di valutare tre caratteristiche:

- La cinematica della colonna vertebrale: si vanno a replicare dei semplici atti motori focalizzando l'attenzione sulla relazione tra movimento e carico; da questi test otteniamo il range of motion (ROM), l'asse di rotazione e la zona elastica⁷;
- Le proprietà meccaniche e strutturali del corpo vertebrale e dei dischi: per questi vengono applicati condizioni di carico semplificato in modo da ricavare la rigidità, la deformazione, il carico e le modalità di rottura⁷;
- Il confronto tra il sano ed il patologico: approccio utilizzato per ricavare, ad esempio, la degenerazione dei dischi intervertebrali, l'osteoporosi e l'impatto tumorale, risultano, dunque, adatti per valutare gli effetti di determinati trattamenti clinici e farmacologici.

Questi tre approcci spesso vengono combinati per ottenere un quadro più chiaro dei fenomeni studiati.

Un'ulteriore distinzione si può fare in base al tipo di campione analizzato:

- segmento spinale;
- singola vertebra.

I segmenti spinali sono costituiti da una serie di vertebre adiacenti in cui dischi, legamenti e superfici articolari non sono state danneggiate o rimosse, in modo da replicare le condizioni fisiologiche; i segmenti più utilizzati sono le unità funzionali spinali (FSU) costituite da 2 o 3 vertebre adiacenti con tutti i mezzi di interconnessione annessi e il disco in comune;

utilizzando questi campioni è possibile valutare la complessità e l'instabilità del tratto spinale⁷.

Nel caso di test su singola vertebra si pone l'attenzione sulle proprietà strutturali del corpo vertebrale; si possono avere 3 diversi approcci d'utilizzo⁷:

- a) Vertebra intera: questi campioni presentano l'arco neurale intatto e possono essere utilizzati nei casi in cui si vogliono studiare le proprietà meccaniche dell'arco neurale oppure quando i processi spinali sono adoperati per mantenere la vertebra;
- b) Corpo vertebrale: l'arco neurale viene rimosso ed è l'approccio più utilizzato in letteratura;
- c) Corpo vertebrale privo di *endplates* (facce intervertebrali): rappresenta la condizione maggiormente semplificata in cui l'integrità del corpo vertebrale è compromessa; con questi campioni è possibile avere un controllo migliore dei vincoli e delle condizioni di carico.

Nei test che prevedono l'utilizzo della singola vertebra bisogna rimuovere tutti i tessuti molli e i dischi intervertebrali, in questo modo il carico viene applicato direttamente sugli *endplates* che solitamente sono incorporati in polimetilmetacrilato (PMMA) o in una particolare resina.

Fondamentale è anche l'allineamento dei campioni, infatti, in base all'angolo di applicazione del carico, i parametri rilevati potrebbero essere diversi, inoltre la tensione è minima e maggiormente uniforme nel caso dell'applicazione di un carico coassiale al corpo vertebrale⁸. È importante, dunque, che il carico sui campioni testati sia lo stesso in modo da poter avere dei risultati confrontabili, per far ciò è necessario definire un sistema di riferimento comune che deve soddisfare i seguenti parametri:

- Ripetibilità: bisogna limitare le differenze dovute all'identificazione del frame di riferimento fatte dallo stesso operatore sullo stesso campione;
- Riproducibilità: bisogna limitare le differenze sulla rilevazione del frame sullo stesso campione da operatori diversi;
- Robustezza: la variabilità di campioni e la presenza di deformazioni non deve influenzare l'identificazione dei punti di riferimento.

Per la definizione di un sistema di riferimento è necessaria l'identificazione di punti di riferimento anatomici locali riscontrabili *in vitro* sulla singola vertebra. A tal fine uno studio prevede la realizzazione di radiografie o tomografie computerizzate (CT) così da localizzare al meglio questi punti anatomici e facilitare eventuali calcoli geometrici. In letteratura vi sono diversi studi che propongono differenti proposte di definizione del sistema di riferimento, l'importante è comunque fare una scelta adatta al test che si vuole applicare.

Definire un protocollo di carico adeguato sulla vertebra *in vitro* è determinante ai fini dell'esito del test. Durante l'arco della giornata ogni vertebra subisce diversi tipi di carichi, per questo la misura di questi *in vivo* è di grande interesse sia da un punto di vista biomeccanico che clinico, in modo da comprendere la distribuzione delle sollecitazioni, delle fratture spinali, del progetto dell'impianti ecc.⁷. Queste informazioni riguardanti il carico sulla colonna vertebrale sono ricavabili tramite l'unione dei dati cinematici ricavati *in vivo* e di modelli matematici. Un approccio di questo tipo è stato ad esempio utilizzato per valutare la forza di compressione e i momenti nel tratto lombare durante le normali attività quotidiane⁹. I test *in vivo*, seppur largamente usati, non danno un'indicazione precisa sui carichi agenti sul tratto spinale, tant'è che i dati ricavati con questa metodologia sono validi per effettuare confronti tra diversi studi ma non possono essere considerati in termini assoluti; sono comunque molto utili per definire le direzioni di carico da applicare nei test *in vitro*⁷.

Un aspetto importante è dato inoltre dal rischio biologico; al fine di eliminarlo i campioni devono essere fissati con formalina (che può però portare all'irrigidimento dei tessuti molli). Per quanto riguarda le proprietà meccaniche e strutturali dell'osso nel breve periodo non subisce alterazioni, ma si verificano cambiamenti significativi a seguito della conservazione a lungo termine⁷.

I campioni provenienti dai cadaveri umani sono di difficile reperibilità per motivazioni di tipo etico e religioso, inoltre sono soggetti ad una grande variabilità dovuta ad età, patologie, storia di carico del soggetto, eventi traumatici passati ed etnicità. Al contrario, l'utilizzo di campioni animali riduce questa variabilità dato che dimensioni e proprietà meccaniche rimangono pressappoco uguali. Grazie alla facilità con cui è possibile ottenere campioni animali, questi vengono spesso utilizzati quando si procede con la realizzazione e la validazione di un nuovo protocollo, purtroppo esistono dei limiti come: le differenze anatomiche tra specie e le proprietà meccaniche dell'osso (studiare un campione animale o

umano non può produrre risultati analoghi). Queste principali differenze sono date dal fatto che i quadrupedi presentano un rachide maggiormente sottoposto a flessione, mentre il rachide umano è ottimizzata per carichi assiali a compressione. Per cui l'utilizzo di campioni animali è giustificato *in vitro* quando si vogliono studiare le proprietà biomeccaniche non esplicitamente dipendenti dalla struttura del corpo vertebrale.

I test *in vitro* presentano delle limitazioni ⁷:

- Difficoltà nella misurazione delle tensioni e delle deformazioni in zone che non siano in superficie;
- Utilizzo di ulteriori strumenti per l'acquisizione di misure aggiuntive, ciò comporta un aumento della complessità e dei costi;
- Ogni campione può essere testato a rottura (ovviamente) solo una volta;
- Se si volessero valutare delle condizioni di carico differenti è necessario realizzare un nuovo protocollo sperimentale che comporta un incremento di lavoro e costi.

Il comportamento meccanico del rachide può essere perciò studiato mediante modelli matematici, come i modelli agli elementi finiti (FE), adoperando questi ultimi è possibile modificare i parametri di test infinite volte. Diversi studi presentano la creazione di modelli agli elementi finiti a partire da immagini del segmento osseo ottenute mediante tomografia computerizzata ¹⁰. L'uso contemporaneo di modelli matematici ed esperimenti *in vitro* permette di unire le caratteristiche dell'uno e dell'altro approccio. In particolare, i test *in vitro* possono migliorare i modelli matematici attraverso: l'identificazione preliminare dei possibili scenari di frattura; la misura sperimentale di proprietà caratteristiche del materiale testato; la validazione quantitativa basata sulle proprietà meccaniche direttamente misurate sul campione. Per quanto riguarda, invece, i modelli matematici questi possono migliorare gli esperimenti *in vitro* attraverso: l'identificazione delle condizioni di carico più rilevanti a seguito di un elevato numero di tasks motori a cui è sottoposto il campione; l'identificazione di condizioni semplificate per la realizzazione dell'esperimento; l'ottimizzazione dell'uso di trasduttori per minimizzare l'errore; la valutazione di diverse condizioni al contorno ¹¹. In letteratura è possibile trovare diversi studi in cui test *in vitro* insieme ai modelli matematici sono utilizzati per garantire la validazione di quest'ultimo, verificando quanto il modello sia una rappresentazione del comportamento reale che si sta simulando. La validazione è un aspetto fondamentale per garantire l'affidabilità del modello per l'applicazione in clinica ¹².

Capitolo 2:

Lesioni al collo

Gli incidenti stradali sono la principale causa di lesioni al collo che portano sofferenze a lungo termine negli automobilisti e grandi costi socioeconomici. Le lesioni al collo variano per gravità e tipo. Le lesioni al collo vanno da lievi a letali, poiché il carico d'impatto o l'inerzia del collo aumenta negli incidenti stradali. Il colpo di frusta può portare a una o più diagnosi come distorsione del legamento, lesione del disco e stiramento muscolare. Il colpo di frusta si verifica spesso nei tamponamenti a bassa velocità tra veicoli a motore. I tessuti molli cervicali possono soffrire di distorsioni o stiramenti, portando a una varietà di sintomi clinici, come mal di testa, vertigini, dimenticanze e disturbi emotivi/psicologici¹³.

Nonostante un gran numero di tamponamenti sulla strada e un'alta frequenza di lesioni da colpo di frusta segnalate, il meccanismo delle ferite da colpo di frusta non è completamente compreso. Uno dei motivi è che la lesione non è necessariamente accompagnata da un evidente danno tissutale rilevabile mediante raggi X o risonanza magnetica. Una vasta serie di studi biomeccanici, tra cui epidemiologia delle lesioni, cinematica del collo, meccanica dei legamenti, dei dischi intervertebrali, delle faccette articolari, meccanismi di lesione e criteri di lesione, è stata intrapresa per aiutare a chiarire questi meccanismi di lesione da colpo di frusta.¹⁴

Il colpo di frusta di solito provoca lesioni ai tessuti molli del collo. Legamenti e dischi sono i tessuti molli rappresentativi nelle lesioni al collo. Il legamento ha la funzione fisiologica di stabilizzare il disco intervertebrale e il corpo vertebrale¹³.

Nel 1995, la *Quebec Task Force* ha formulato la classificazione sui disturbi associati al colpo di frusta (WAD), con le linee guida di pratica clinica. Queste linee guida erano in accordo con i sintomi clinici isolati o combinati dichiarati della sindrome cervicale traumatica: dolore

al collo, mal di testa, vertigini, intorpidimento della testa o del viso, dolore agli occhi, perdita della vista, visione doppia, tinnito, perdita dell'udito, nausea e intorpidimento e / o debolezza delle mani e piedi. Inoltre anche l'ipovolemia o la fibromialgia del liquido cerebrospinale è stata riconosciuta come una delle principali cause di sintomi, rimangono, però, molte domande cliniche sui disturbi associati al colpo di frusta.¹⁵

La “lesione da colpo di frusta”, che è tradizionalmente diagnosticata dopo un incidente stradale, è patologicamente scorretta e non dovrebbe essere utilizzata come parte del linguaggio clinico, perché può causare vari malintesi tra comunità e pazienti. La maggior parte degli infortuni si verificano durante un incidente automobilistico nella parte posteriore, ma la lesione può anche derivare da un incidente sportivo, abuso fisico o altri traumi.¹⁵

2.1 Meccanismo di lesione da colpo di frusta

Il rachide cervicale umano presenta una forma lordotica. In caso di tamponamento, il sedile del passeggero si sposta nella direzione dell'impatto e la parte posteriore del sedile applica forza al corpo del passeggero. Al momento dell'impatto, la forma lordotica del collo scompare e il rachide cervicale si raddrizza. Mentre il corpo del passeggero continua a essere spinto, la testa si sposta all'indietro e inizia l'estensione¹⁶(Figura 2.1).

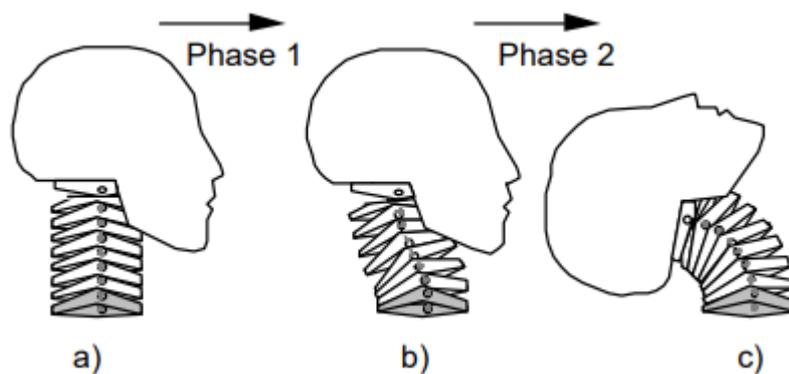


Figura 2.1: Movimento di testa-collo durante la prima parte del tamponamento (Fase 1: movimento di retrazione; Fase 2: movimento di estensione)¹⁷

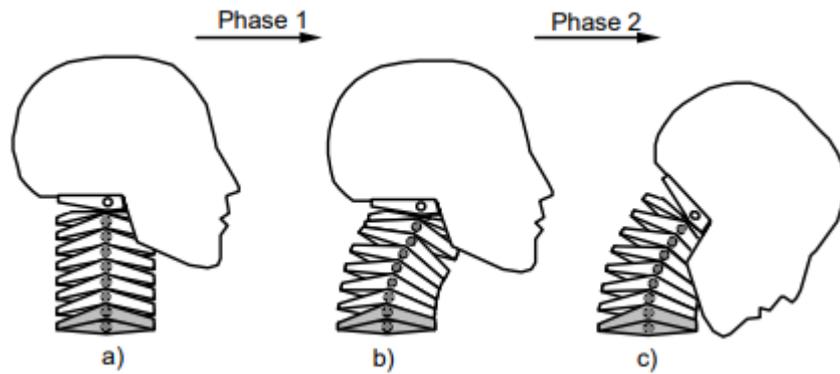


Figura 2.2: Movimento di testa-collo durante il rimbalzo o durante un urto frontale (Fase 1: movimento di protrazione; Fase 2: movimento di flessione)¹⁷

Il tipico carico sul collo in un incidente d'auto è causato dall'accelerazione del busto con conseguente piegamento del collo, movimento illustrato in Figura 2.1. Questo evento è solitamente seguito da un rimbalzo del corpo dovuto al ritorno elastico dello schienale. Alla fine del movimento di rimbalzo il collo può subire un movimento simile all'illustrazione in Figura 2.2.¹⁷

In uno studio su cadavere umano, *Panjabi et al* hanno esaminato il movimento di rotazione intervertebrale per ciascuna unità spinale funzionale al momento di una lesione da colpo di frusta (Figura 2.1-2.2)¹⁶. In questo studio otto campioni di colonna vertebrale cervicale umana intera da cadavere (4 occipite a C7 e 4 occipite a T1) sono stati radiografati, per garantire che fossero presenti solo i normali cambiamenti degenerativi. Sono stati ripuliti dalla muscolatura, con cura per preservare dischi e legamenti. L'occipite e le vertebre sono stati montati su supporti epossidici bianchi a presa rapida, il campione è stato mantenuto in una postura neutra. I campioni, sigillati in sacchetti di plastica doppia, sono stati conservati a -20°C e scongelati prima del test¹⁸.

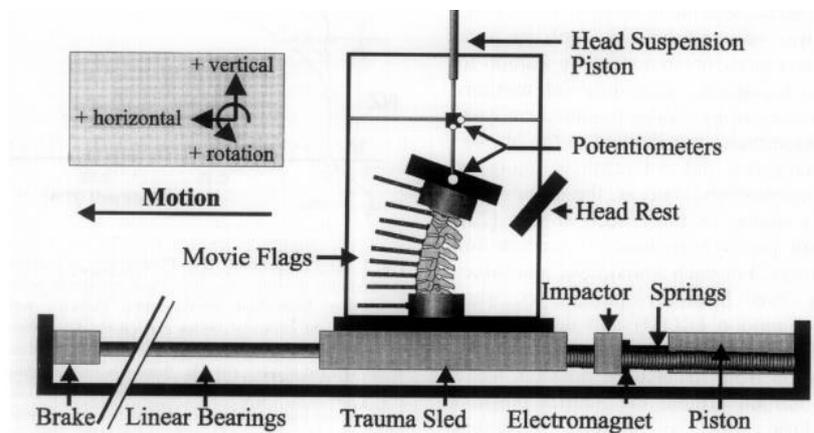


Figura 2.3: Apparato sperimentale usato da Panjabi et al.¹⁸

Il trauma da colpo di frusta è stato prodotto con un apparato appositamente sviluppato (Figura 2.3), una slitta “trauma sled” montata su cuscinetti lineari orizzontali ed accelerata da un pistone pneumatico, molle di potenza e un rilascio elettromagnetico. L'estremità inferiore è stata attaccata alla slitta mentre l'estremità superiore portava un surrogato della testa in acciaio (5,5 kg di massa e 0,035 kg di momento di inerzia) progettato per rappresentare il 50 ° percentile di una testa umana. Il surrogato della testa è stato fissato rigidamente al supporto occipitale con il baricentro posto analogamente a quello di una testa reale, la sospensione della testa era tale che la testa era completamente libera di muoversi entro i suoi tre gradi di libertà sul piano sagittale¹⁸.

Tre potenziometri sono stati fissati tra il surrogato della testa e il telaio della slitta. Un appoggio per la testa è stato impostato empiricamente a un angolo di 45° in modo che la naturale estensione della testa portasse a un contatto perpendicolare della testa e dell'appoggiatesta. Per acquisire i movimenti intervertebrali durante il trauma, ogni vertebra è stata dotata di un “flag” di monitoraggio del movimento completamente visibile da una vista laterale per essere registrata con una cinepresa ad alta velocità. Trasduttori del legamento spinale appositamente progettati sono stati fissati attraverso i legamenti capsulari da C2-C3 a CO-C7 alternando i due lati. La risoluzione dei trasduttori era di 5 µm con una precisione media di 0,025 mm¹⁸.

Una volta che un campione è stato montato sulla slitta, le molle sono state compresse con il pistone nella misura necessaria per impartire una desiderata accelerazione della slitta. Poi i magneti sono stati rilasciati, la slitta è stata colpita da dietro, ha accelerato in avanti, ha raggiunto la sua velocità massima, ha decelerato e alla fine si è fermata. Il trauma del colpo di frusta è stato filmato con 500 fotogrammi al secondo. Le immagini sono state digitalizzate e i dati convertiti in rotazioni intervertebrali. Il movimento della testa è stato quantificato registrando i tre segnali del potenziometro tramite un convertitore analogico-digitale e un personal computer. Ciascun campione è stato traumatizzato in sequenza a 2,5- 4,5- 6,5-8,5 e 10,5 g di accelerazione della slitta¹⁸.

In questo studio, hanno concluso che la lesione non si è effettivamente verificata durante l'iperestensione, perché il meccanismo era molto più sofisticato. Secondo tale ipotesi, la testa si sposta all'indietro direttamente (senza rotazione) nei primi 50 ms. Tra 50 e 75 ms, il rachide cervicale assume la forma di una "S". In questa fase, la parte superiore del rachide cervicale è in flessione mentre la parte inferiore in estensione. Le parti inferiori del rachide

cervicale e della testa si estendono rispettivamente durante i periodi di 75 ms e 100 ms. Secondo l'ipotesi, le lesioni da colpo di frusta si verificano quando il rachide cervicale assume la forma di una "S"¹⁶.

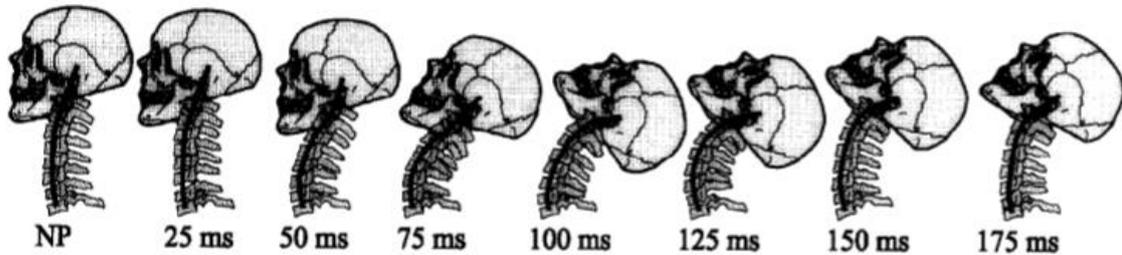
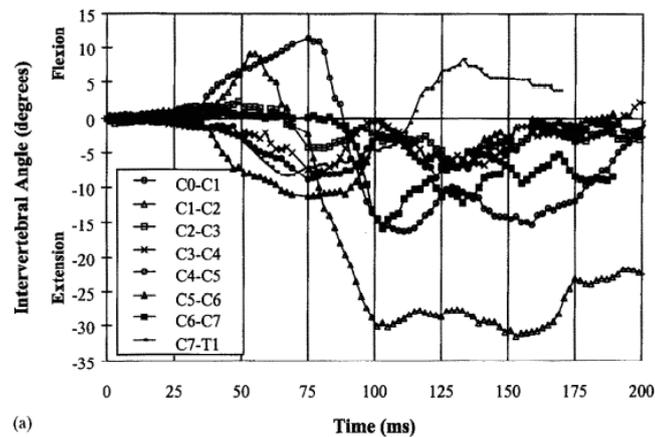
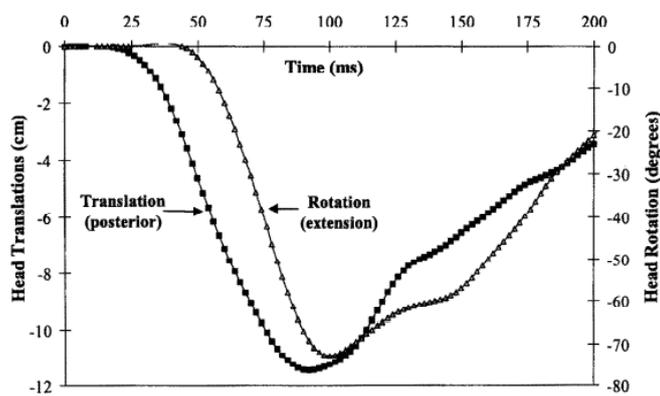


Figura 2.4: Le fasi del colpo di frusta¹⁸



(a)



(b)

Figura 2.5: (a) Rotazioni intervertebrali da C0-C1 a C7-T1. (b) Il movimento della testa rispetto alla vertebra T1 (per i primi 50 ms la testa non ha ruotato, ma si è traslata di circa 6 cm posteriormente).¹⁸

Deng *et al.* hanno studiato i test PMHS su soggetti umani post mortem di impatto posteriore utilizzando la radiografia ad alta velocità per analizzare il movimento della colonna vertebrale. Hanno riportato che la tensione nel tessuto delle faccette articolari risulta prima che la testa tocchi il poggiatesta. Yoganandan *et al.* hanno studiato le lesioni da colpo di

frusta su cadaveri umani analizzando i movimenti delle faccette articolari utilizzando una telecamera ad alta velocità. Hanno scoperto che a causa del sovraccarico che si verifica durante un incidente, si verificano diversi movimenti nella parte posteriore e anteriore delle faccette articolari nella parte inferiore della colonna vertebrale cervicale. Questo movimento nelle faccette articolari può essere identificato come segue: sebbene ci fosse compressione nella parte posteriore della faccetta articolare, è stato osservato che viene effettuato un movimento di scorrimento lineare all'indietro, questo movimento eccessivo era la causa del danno sulla faccetta articolare della lesione da colpo di frusta ¹⁶.

2.2 Colpo di frusta

Harold Crowe ha usato per la prima volta il termine “*whiplash*” (colpo di frusta) nel 1928. “*Whiplash-associated disorder (WAD)*” è una dicitura usata per descrivere le manifestazioni cliniche delle lesioni da colpo di frusta. Ci sono diversi criteri per stabilire la gravità del colpo di frusta.

Il *Québec Task Force* ha descritto i disturbi associati al colpo di frusta come segue: il colpo di frusta è la conseguenza di un meccanismo di accelerazione-decelerazione del tratto cervicale che determina un'eccessiva flessione-estensione del collo. L'impatto potrebbe provocare lesioni ossee o dei tessuti molli (lesioni da colpo di frusta).

La classificazione stilata dalla *Québec Task Force* nel 1995 per assistere il personale medico nel prendere decisioni sul trattamento e sintomatologia delle lesioni da colpo di frusta ha individuato cinque gradi, da 0 a IV, e ha associato ad ognuno i relativi sintomi¹⁴:

GRADO	MANIFESTAZIONI CLINICHE
0	Nessun disturbo al collo e nessun segno fisico
I	Dolore al collo, rigidità o tensione, nessun segno fisico
II	Disturbi al collo, segni muscoloscheletrici, range di movimento ridotto
III	Disturbi al collo, segni muscoloscheletrici, segni neurologici, riflessi tendinei ridotti o assenti, debolezza muscolare e deficit sensoriale
IV	Disturbo al collo e lussazioni-fratture

Tabella 2.1: Classificazione stilata dalla *Quebec Task Force*

I gradi 0, I e II corrispondono alla cosiddetta "lesione da colpo di frusta" e i gradi III e IV sono classificati come lesioni traumatiche del midollo spinale cervicale. Sintomi come vertigini, tinnito, mal di testa, perdita di memoria, deglutizione e dolore alle articolazioni temporo-mandibolari possono manifestarsi per qualsiasi grado.¹⁵

Le linee guida per la pratica clinica stabilite dalla *Quebec Task Force* sui disturbi associati al colpo di frusta sono utili per standardizzare il trattamento e la sua durata in base alla gravità dei sintomi. La valutazione finale del trattamento riguardante la riparazione dei tessuti molli viene determinata 12 settimane dopo la lesione. Tuttavia, la sindrome cervicale traumatica presenta sintomi in diversi campi e si sovrappongono fattori anatomici funzionali, un fattore temporale, fattori individuali. Per il trattamento del WAD, i medici dovrebbero rendersi conto che l'espressione dei sintomi clinici è implicata nel modello biopsicosociale. Il WAD secondo la classificazione del *Quebec* può variare da una distorsione muscolare a contusioni del midollo spinale a una vertebra fratturata. Gli ultimi due casi sono più rari e possono essere facilmente rilevati. Ma, per la maggior parte dei casi, ci sono casi considerevoli che hanno dolore senza causa visibile. Per cui le linee guida della *Quebec Task Force* potrebbero non essere applicabili a tutti i pazienti con sindrome cervicale traumatica. Sebbene la classificazione del *Quebec* e le sue linee guida siano molto utili per la standardizzazione dei sintomi della sindrome cervicale traumatica, sono necessarie linee guida più complete per consentire risposte terapeutiche più accurate.¹⁵

2.3 Sintomi clinici

Mal di testa	Cefalea di tipo emicranico Cefalea di tipo tensivo Cefalea di tipo cervicogeno Disturbi dell'articolazione temporomandibolare Nevralgia occipitale (del grande nervo occipitale) Cefalea occipitale (del terzo nervo occipitale)
Sintomi cognitivi e psicologici	Problemi di memoria, attenzione o concentrazione Disturbi del sonno Disturbi psichiatrici: ansia, depressione, ansia e disturbo post-traumatico da stress
Vertigini	Disfunzione vestibolare Origine cervicale Disfunzione del tronco cerebrale
Sintomi visivi	Visione offuscata

	Campo visivo ridotto Fotofobia Fusione disordinata Difficoltà di lettura e guida Sistemazione ridotta
Parestesie (alterazione della sensibilità degli arti)	Punti trigger Plessopatia brachiale Radicolopatia cervicale Compressione del midollo spinale
Sintomi rari	Torcicollo Tremore Amnesia globale transitoria Paralisi del nervo ipoglosso Paralisi del nervo laringeo superiore Ematoma epidurale cervicale Infarto del tronco cerebrale Dissezione carotide interna e arteria vertebrale Malformazione di Chiari sintomatica

Tabella 2.2: Sintomi neurologici dopo la lesione da colpo di frusta

2.3.1 Dolore al collo

Sebbene i sintomi varino da paziente a paziente, il dolore al collo e il fastidio cervicale sono sintomi piuttosto tipici. *Deans et al.* hanno riportato che il dolore al collo si verifica nel 65% dei pazienti entro 6 ore, nel 93% entro 24 ore e nel 100% entro 72 ore dalla lesione al collo. Molti fattori possono influenzare l'entità e la posizione della lesione, come le specifiche dell'incidente stradale (velocità, direzione e attrezzatura di sicurezza) e lo stato del rachide cervicale della vittima. Oltre agli elementi costruttivi del rachide cervicale come muscoli, dischi intervertebrali e faccette articolari, la lesione può essere causata da elementi neurali tra cui il ganglio spinale dorsale, l'arteria vertebrale e il sistema nervoso simpatico, in questo caso il paziente non lamenta dolore al collo subito dopo l'incidente, ma poche ore dopo o il giorno successivo. Questo intervallo di tempo può essere spiegato dalla sinovite (infiammazione della membrana sinoviale) delle faccette articolari, il tessuto sinoviale coinvolto nella faccetta articolare è stato danneggiato per un comportamento non fisiologico durante la collisione, che può indurre sinovite della faccetta articolare dopo diverse ore, portando a dolore al collo e ad un *range of motion* (ROM) limitato.

In genere i pazienti guariscono dai sintomi entro poche settimane o mesi. Tuttavia, alcuni report suggeriscono che il dolore al collo e il mal di testa persistono per diversi anni nel 20-40% dei pazienti, con il 3-4% dei pazienti incapace di tornare al lavoro.

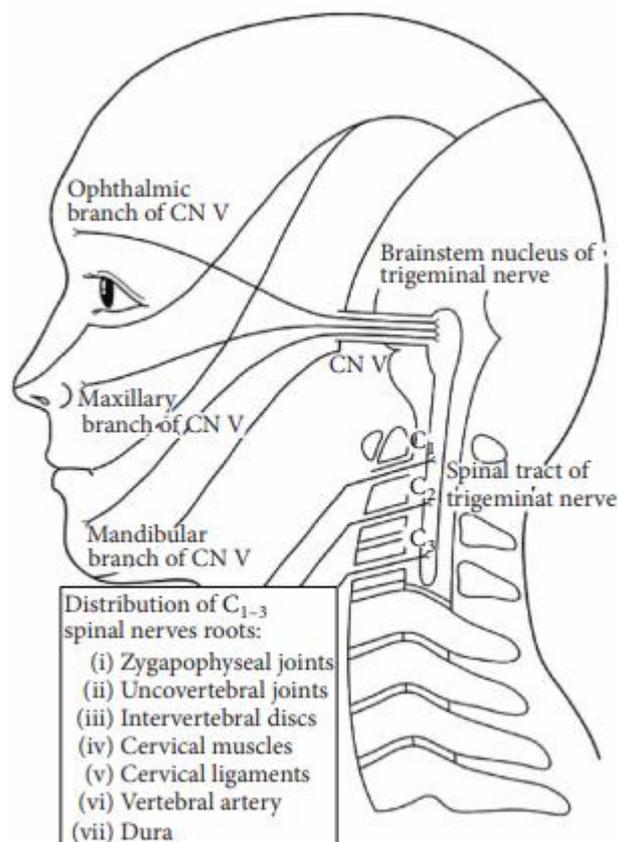


Figura 2.6: Schema di connessione tra le radici del nervo spinale superiore e il nervo trigemino

2.3.2 Mal di testa

Il mal di testa si presenta come sintomi cronici nel 70% dei pazienti. Secondo la classificazione proposta dalla *International Headache Society*, una cefalea cervicogenica è definita come una cefalea derivante da disturbi del rachide cervicale. I criteri diagnostici includono il dolore da una fonte nel collo, percepito alla testa e/o al viso, e l'evidenza di un disturbo o lesione nel rachide cervicale o nei tessuti molli del collo.

Alcuni dei meccanismi proposti di innesco di un mal di testa cervicogenico sono la compressione o l'infiammazione della radice del nervo C2; dolore del primo ramo del nervo trigemino segnalato dall'irritazione della radice del nervo C2 attraverso anastomosi; dolore emergente nell'area del nervo trigemino causato dalla stimolazione delle radici del nervo spinale superiore dalla connessione anatomica tra il nucleo trigemino spinale e il corno

dorsale a livello spinale C2-3 (Figura 2.6). Molti mal di testa cervicogenici sono causati dal movimento del collo e il dolore ha origine solitamente nella regione occipitale, con dolore persistente che aumenta gradualmente con il decorso cronico trascorso. È stato riportato che fattori psicologici come stanchezza, mancanza di sonno, stress e depressione influenzano il mal di testa cervicogenico.

2.3.2.1 Criteri diagnostici della cefalea cervicogenica

- Dolore, che ha origine da una fonte nel collo e percepito in una o più regioni della testa e/o del viso.
- Evidenza clinica, di laboratorio e/o imaging di un disturbo o lesione all'interno del rachide cervicale o dei tessuti molli del collo nota per essere una valida causa di mal di testa.
- Prova che il dolore può essere attribuito al disturbo o alla lesione del collo sulla base di almeno uno dei seguenti punti:
 - Dimostrazione di segni clinici che implicano una fonte di dolore nel collo (i segni clinici accettabili per il criterio C-1 devono aver dimostrato affidabilità e validità.
 - Abolizione della cefalea a seguito del blocco diagnostico di una struttura cervicale o del suo rifornimento nervoso utilizzando placebo o altri controlli adeguati
- Il dolore si risolve entro tre mesi dopo il successo del trattamento del disturbo o della lesione causale.

2.3.3 Vertigini

Le vertigini originate dal rachide cervicale sono conosciute come vertigini cervicali e possono essere causate da insufficienza circolatoria dell'arteria vertebrale, disfunzione propriocettiva del rachide cervicale (disturbi della radice nervosa o del midollo spinale in C1-C3) o disturbi del sistema nervoso simpatico cervicale (sindrome di Barré-Lieou). L'ipotalamo potrebbe avere un ruolo fondamentale nello spiegare le vertigini dopo un infortunio. È stato osservato i riflessi autonomi nei pazienti con lesioni da colpo di frusta possono essere spiegati non solo come dovuti alla sovraeccitazione dei nervi simpatici cervicali, ma anche ai propriocettori cervicali e lombari nella produzione di vertigini.

2.3.4 Sindrome di Barré-Lieou

I sintomi della sindrome di Barré-Lieou includono mal di testa, vertigini e altri disturbi del sistema nervoso simpatico cervicale, alcuni dei quali possono essere classificati come traumatici. L'ipertensione dei nervi simpatici cervicali e i disturbi circolatori delle arterie vertebrali, i disturbi vestibolari periferici e i problemi psicogeni sono causati principalmente dallo stress. Questi sintomi sono noti come sindrome simpatica cervicale posteriore.

2.3.5 Intorpidimento alla testa e al viso

La rottura del nucleo spinale del trigemino, che convoglia la percezione facciale superficiale lungo il livello spinale C2-C3, può portare a intorpidimento o perdita di sensibilità intorno al viso in un'area di distribuzione a "buccia di cipolla", seguita da una lesione del midollo spinale al rachide cervicale superiore.

2.3.6 Sintomi agli occhi

Ci sono testimonianze che i sintomi oculari emergono nel 35% dei pazienti con sindrome cervicale traumatica. Sono presenti dolore oculare dovuto alla stimolazione del nervo trigemino, disturbi del movimento oculare (visione doppia) causati da disturbi del nervo oculomotore, deficit visivo dovuto a disturbi del nervo ottico e blefaroptosi (diminuzione dell'apertura palpebrale) dovuta a disturbi del sistema nervoso simpatico.

2.3.7 Nausea e vomito

Nausea e vomito si riscontrano nel 17-29% dei pazienti. Questi sintomi persistono per più di 6 mesi nel 33% dei pazienti.

2.3.8 Sintomi relativi agli arti

Intorpidimento o debolezza muscolare degli arti superiori possono apparire come sintomi della radice nervosa o del midollo spinale, sebbene i sintomi relativi agli arti della sindrome cervicale traumatica spesso non producano alcun risultato negli studi di imaging.

De Reuck ha riportato l'utilità di studiare i potenziali evocati (MEP) in pazienti che avevano sofferto di WAD di grado II per più di 6 mesi. Hanno scoperto che 13 pazienti avevano tempi di conduzione motoria centrale (CMCT) e/o periferici (PMCT) prolungati rispetto ai valori normali e hanno raccomandato di eseguire l'esame MEP in tutti i pazienti con dolore

persistente anche in assenza di segni neurologici oggettivi e modifiche non significative all'imaging.

Altri sintomi i cui meccanismi non sono chiari sono: ronzio nelle orecchie, perdita dell'udito, insonnia, perdita di concentrazione, affaticamento, febbre, perdita di memoria, dolore all'articolazione temporo-mandibolare e dolore toracico di tipo anginoso (angina cervicale).¹⁵

2.3.9 Ipovolemia del CSF

Alcuni medici in Giappone hanno insistito sul fatto che la causa dell'ipovolemia di CSF (liquido cerebrospinale) è la perdita traumatica di CSF e chiamano questa sindrome ipovolemia traumatica di CSF. La sindrome da ipovolemia del liquido cerebrospinale mostra una varietà di sintomi come dolore al collo, deficit visivo, visione doppia, vertigini, nausea, vomito, ronzio nelle orecchie, perdita dell'udito e mal di testa. Questi sintomi sono simili a quelli della lesione da “colpo di frusta”, e alcuni di loro si verificano sporadicamente come sindrome traumatica cervicale. *Hashizume et al.* hanno riportato che la perdita traumatica di CSF non è stata osservata sui risultati della mielografia (esame radiologico del midollo spinale che aiuta a rilevare patologie a carico del midollo spinale) in pazienti con WAD. Un patch di sangue epidurale (EBP) è la terapia migliore nei pazienti con WAD cronico con sospetta perdita di liquido cerebrospinale. Il trattamento per la sindrome traumatica del rachide cervicale dovrebbe essere uniforme e logicamente basato sulla scienza medica, e il trattamento invasivo come l'EBP dovrebbe essere eseguito con attenzione solo su pazienti selezionati. L'associazione di una perdita di liquido cerebrospinale con WAD cronico non è mai stata stabilita, sebbene i suoi sintomi possano essere ridotti dopo il trattamento.¹⁵

2.3.10 Fibromialgia

La fibromialgia è definita come un disturbo neurosensoriale caratterizzato da dolore muscolare diffuso, rigidità articolare e affaticamento, non ci sono risultati infiammatori o anomalie che indichino disturbi organici come malattie ossee e articolari, malattie neurodegenerative, malattie reumatiche o tumori maligni. La fibromialgia si verifica come conseguenza di una lesione del rachide cervicale nel 21,6% dei pazienti. Sono stati esaminati prospettivamente 268 pazienti e ha trovato 2 casi (0,8%) di fibromialgia dopo una lesione acuta da colpo di frusta. Nonostante ciò, la relazione tra lesione della colonna vertebrale e fibromialgia rimane poco chiara.¹⁵

2.4 Criteri di lesione

Al fine di quantificare la relazione tra carico meccanico e rischio di lesioni al collo umano, sono stati proposti molti criteri quantitativi per le lesioni al collo basati su vari meccanismi di danno per diverse condizioni di carico¹³.

2.4.1 Criterio di lesione NIC (*Neck injury criterion*)

Il *Neck Injury Criterion* (NIC) è stato sviluppato in seguito alle osservazioni in vivo di un modello suino durante il colpo di frusta simulato e si basa sull'ipotesi che cambiamenti improvvisi nella pressione del liquido spinale cerebrale causino lesioni neurali (*Bostrom et al., 1996; Svensson, 1993*).¹⁹

Bostrom et al hanno ipotizzato che potrebbe verificarsi una lesione al collo durante il movimento iniziale della testa/torace quando la colonna vertebrale assume la forma a "S" mentre il torace viene spinto in avanti. Anatomicamente, questo è un movimento di retrazione del collo e si verifica nei primi 100 ms dell'impatto posteriore prima che la testa inizi a ruotare. Si ritiene probabile che si verifichino lesioni se:

$$\text{NIC} = a_{\text{rel}} * 0.2 + v_{\text{rel}}^2 < 15 \text{ m}^2 / \text{s}^2$$

dove a_{rel} e v_{rel} sono l'accelerazione relativa e la velocità relativa tra la testa (C1) e la parte superiore del busto (T1).¹⁴

Bostrom et al. hanno proposto un valore di $15 \text{ m}^2 / \text{s}^2$ come soglia di lesione per NIC, tuttavia, non è stato rigorosamente verificato. Sebbene sia stato dimostrato che i valori NIC aumentano con l'aumentare della gravità dell'impatto, non sono state stabilite correlazioni definitive tra il NIC e il danno ai tessuti molli. Inoltre, il NIC non identifica né il sito della lesione intervertebrale né la modalità della lesione¹⁹.

Il NIC è stato convalidato attraverso test su volontari, test su cadavere e test su manichini. Il test ha confermato gli aspetti dell'uso del NIC. Per i volontari, il picco NIC era ben correlato con la massima retrazione della testa e non sono state presentate lamentele di dolore al di sotto di un NIC di 8, mentre alcune lamentele di dolore sono state presentate a valori NIC di circa 10. Per i cadaveri, si è verificata una rottura del legamento per un valore di NIC di 18,6 e il NIC è stato correlato anche con l'ampiezza del picco delle letture di pressione nel canale spinale.¹⁴

Un gruppo di 79 incidenti con impatto posteriore con esiti di lesione noti e un registratore di impulsi di impatto montato sul veicolo sono stati utilizzati per convalidare il NIC massimo (o NIC_{max}) come criterio per le lesioni. Gli incidenti sono stati tutti ricostruiti con un modello matematico (MADYMO) di manichino BioRID II e sedile. Il modello è stato convalidato con test su slitta. Lo studio ha rilevato che una soglia NIC_{max} di $15,3 \text{ m}^2/\text{s}^2$, dove la proporzione di occupanti con sintomi duraturi è 12/13 (sensibilità = 0,92), ha mostrato valori predittivi positivi relativamente alti ($33\% \pm 15\%$) e valori predittivi negativi molto alti ($99\% \pm 2\%$) per lesione al collo con sintomi di lunga durata (superiore ad 1 mese).¹⁴

2.4.2 Criterio di lesione N_{ij}

Il criterio di lesione al collo, N_{ij} , è stato proposto per valutare le lesioni al collo AIS 2⁺ (normalmente non classificate come "lesioni da colpo di frusta") negli impatti frontali, compresi quelli con attivazione di airbag. Questo criterio potrebbe essere potenzialmente interessante se si deve includere una prova d'urto posteriore ad alta velocità. Le lesioni al collo AIS 2⁺ sono comunque rare negli impatti posteriori. N_{ij} si basa sull'analisi dimensionale del carico sul collo. Combina gli effetti della forza e del momento misurati ai condili occipitali e si basa su entrambi i livelli di tolleranza per la compressione assiale e il momento flettente. Il criterio N_{ij} è calcolato dalla seguente formula:

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}}$$

dove F_z rappresenta la forza assiale e M_y rappresenta il momento flettente di flessione/estensione. L'indice "int" si riferisce un valore critico rispettivamente per il carico e il momento. Per il 50° percentile Hybrid III maschio i valori critici sono proposti come F_{int} (tensione) = F_{int} (compressione) = 4500 N, M_{int} (flessione) = 310 Nm e M_{int} (estensione) = 125 Nm. La soglia per i livelli di lesione basata su N_{ij} è 1. Poiché i valori critici per le forze si basano sui valori corrispondenti per Hybrid III e non rappresentano valori fisiologici umani, deve essere definito se viene usato un altro manichino rispetto a Hybrid III. Al momento la frequenza delle lesioni AIS 2⁺ negli impatti posteriori è relativamente piccola.¹⁴

2.4.3 Criterio di lesione N_{km}

Il criterio N_{km} è stato proposto per valutare le lesioni al collo negli impatti posteriori. È una combinazione di momenti e forze di taglio. Il criterio N_{km} è calcolato come:

$$N_{km} = \frac{F_x}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}}$$

dove F_x rappresenta la forza di taglio e M_y il momento flettente in flessione/estensione. L'indice "int" fornisce un valore critico per il carico e il momento. Per il 50° percentile Hybrid III maschio i valori critici sono F_{int} (anteriore) = F_{int} (posteriore) = 845 N, M_{int} (flessione) = 88,1 Nm e M_{int} (estensione) = 47,5 Nm. La soglia per i livelli di lesione basata su N_{km} è 1. *Schmitt et al* hanno dimostrato che N_{km} varia a seconda del manichino utilizzato nel test.¹⁴

2.4.4 Criterio di lesione LNL (*The lower neck load-index*)

I carichi della parte inferiore del collo sono sensibili ai parametri di progettazione del sedile e sono coerenti con il meccanismo di lesione basato sulle faccette articolari supportato dai lavori di *Yoganandan et al*. Incorpora una combinazione di carichi sul collo a livello T1. Vengono riportate indicazioni sulla correlazione di LNL al rischio di lesioni, ma viene anche sottolineata la necessità di una valutazione più ampia dell'indice LNL.¹⁴

2.4.5 Criterio di lesione IV-NIC (*Intervertebral Neck Injury Criterion*)

Il criterio IV-NIC sviluppato da *Panjabi et al* si basa sull'ipotesi che una lesione al collo si verifichi quando un angolo di estensione-flessione intervertebrale supera i limiti fisiologici. È definito come il rapporto tra il movimento intervertebrale sotto carico traumatico Θ_{trauma} e l'ampiezza del movimento fisiologico $\Theta_{fisiologico}$. Il criterio IV-NIC è calcolato da:

$$IV - NIC_i = \frac{\Theta_{trauma,i}}{\Theta_{fisiologico,i}}$$

Questo criterio manca di una soglia. L'utilizzo del criterio IV-NIC richiede un manichino in grado di simulare il movimento intervertebrale. Al momento, solo il collo del BioRID ha questa capacità sul piano sagittale.¹⁴

L'*Intervertebral Neck Injury Criterion* (IV-NIC) si basa dunque sull'ipotesi alternativa che il movimento intervertebrale oltre il limite fisiologico ha il potenziale di danneggiare il tessuto legamentoso, le fibre dell'anulus e le faccette articolari. L'IV-NIC può prevedere il livello, la modalità, la gravità e il tempo della lesione intervertebrale. L'IV-NIC non è stato convalidato utilizzando il modello di colonna vertebrale cervicale umana.

Un criterio di lesione del rachide cervicale convalidato è uno strumento importante per migliorare le diagnosi di lesioni e progettare sistemi di prevenzione degli infortuni ottimali.

Il NIC si basa sull'ipotesi che cambiamenti improvvisi nella pressione del liquido spinale cerebrale causino lesioni neurali ed è stato ampiamente utilizzato, tuttavia, oltre alla sintomatologia associata al colpo di frusta, ci sono poche prove cliniche a supporto di questa ipotesi. In alternativa, l'IV-NIC si basa sull'ipotesi che il movimento intervertebrale oltre il limite fisiologico abbia il potenziale di danneggiare i tessuti molli del rachide cervicale, esistono prove cliniche a sostegno di questa ipotesi.

IV-NIC e NIC differiscono per diversi aspetti. L'IV-NIC è progettato per prevedere potenziali lesioni al tessuto legamentoso, alle fibre anulari e alle faccette articolari, mentre l'obiettivo del NIC è di prevedere lesioni ai tessuti neurali. L'IV-NIC identifica non solo la gravità della lesione, ma anche il livello intervertebrale, la modalità di carico e il tempo della lesione. L'IV-NIC può prevedere il verificarsi di lesioni per l'intera durata del colpo di frusta, mentre la NIC considera solo l'ampiezza massima positiva iniziale della curva NIC durante il periodo di tempo in cui l'accelerazione T1 precede l'accelerazione della testa.

La soglia di lesione IV-NIC è stata determinata a ciascun livello intervertebrale danneggiato a causa del colpo di frusta simulato utilizzando l'intero modello del colpo di frusta del rachide cervicale con replicazione della forza muscolare. La sua soglia di lesione, con limiti di confidenza del 95%, variava tra 1,5 (1,1; 1,9) a C5-C6 e 3,4 (2,4; 4,4) a C7-T1. L'IV-NIC in estensione era ben correlato alla gravità della lesione.¹⁹

2.4.6 Criterio di lesione NDC

Il NDC, proposto da *Viano e Davidsson*, si basa sulla risposta di spostamento angolare e lineare della testa rispetto a T1 da test su volontari. Le linee guida sulle prestazioni di lavoro per NDC nell'Hybrid III e nel BioRID P3 per gli impatti posteriori a bassa velocità sono proposte in quattro diverse categorie: eccellente, buono, accettabile e scadente.

Per l'Hybrid III, i requisiti per “eccellente” sono:

- a. l'angolo della testa rispetto a T1 dovrebbe essere $<20^\circ$;
- b. lo spostamento in x della testa rispetto a T1 <30 mm;
- c. lo spostamento in z della testa rispetto a T1 <-15 mm.

I requisiti per la categoria “buono” sono:

- a. l'angolo della testa rispetto a T1 dovrebbe essere $<35^\circ$;
- b. lo spostamento x della testa rispetto a T1 $<50\text{mm}$;
- c. lo spostamento z della testa rispetto a T1 $<-25\text{ mm}$.

I requisiti per “accettabile” sono:

- a. l'angolo della testa rispetto a T1 dovrebbe essere $<50^\circ$;
- b. lo spostamento x della testa rispetto al T1 $<70\text{ mm}$;
- c. lo spostamento z della testa rispetto al T1 $<-35\text{mm}$.

I requisiti per la categoria “scadente” sono:

- a. l'angolo della testa rispetto a T1 dovrebbe essere $> 50^\circ$;
- b. lo spostamento x della testa rispetto al T1 $> 70\text{ mm}$;
- c. lo spostamento z della testa rispetto al T1 $> -35\text{ mm}$.

Per il BioRID, le linee guida sono 5° più alte per l'angolo tra la testa e T1, 5 mm in più per lo spostamento x della testa rispetto a T1 e le stesse di Hybrid III per lo spostamento z della testa rispetto a T1. La correlazione tra questi tre criteri di lesione e il rischio di lesioni dei tessuti molli a lungo termine non è stata ancora stabilita.¹⁴

Capitolo 3:

Modello agli elementi finiti del rachide cervicale

Negli anni il metodo agli elementi finiti si è dimostrato un potente strumento da adoperare per la risoluzione di problemi complessi in ambito ingegneristico descritti da equazioni differenziali, ha trovato un grande impiego nell'ingegneria biomedica. Bisogna prima di tutto ricavare la geometria dell'organo utilizzando esami non invasivi; i metodi più utilizzati sono: risonanza magnetica (RM), la tomografia computerizzata (CT), ecc. La tecnica più utilizzata è la CT in quanto fornisce sia in termini geometrici che di proprietà meccaniche informazioni di qualità, in particolare per i segmenti ossei, mentre la RM è adeguata allo studio di tessuti molli. La modellazione agli elementi finiti permette la generazione di modelli *subject-specific* a partire dai dati CT. Questo metodo dà la possibilità di prevedere in modo non invasivo le sollecitazioni, le deformazioni e gli spostamenti relativi alle porzioni del corpo umano in esame, e le condizioni fisiologiche.

3.1 Modello agli elementi finiti della colonna cervicale

A differenza dei test biomeccanici tipici che vengono eseguiti su campioni estratti da cadaveri, i modelli matematici della colonna vertebrale cervicale possono fornire dati più dettagliati. La maggior parte dei modelli sviluppati per la ricerca della biomeccanica dell'impatto rappresentano la colonna vertebrale cervicale maschile media.²⁰

Per i disturbi associati al colpo di frusta (WAD), denominazione che racchiude tutta una serie di sintomi legati alle collisioni automobilistiche, il rischio per le donne è in media il doppio di quello dei maschi e in condizioni di incidente simili anche più alto. Per cui avere a disposizione solo i modelli di colonna vertebrale cervicale maschile è una limitazione, non

è d'aiuto nello sviluppo di sistemi di ritenuta automobilistici che forniscano protezione dai disturbi associati al colpo di frusta sia i maschi che le femmine. Il "WAD" può verificarsi in tutte le direzioni di impatto, ma gli impatti posteriori sono sicuramente la causa più frequente. Nonostante i meccanismi di lesione che causano il "WAD" non siano completamente compresi, i design dei sedili risultano più efficaci per ridurre il rischio di "WAD" nelle collisioni posteriori, ma in particolar modo per i maschi, ciò molto probabilmente perché sia i manichini dei crash test fisici che i modelli matematici, rappresentano l'antropometria del 50° percentile maschile. Solo recentemente è stato sviluppato il primo modello matematico al mondo di un manichino per crash test di una donna media. L'antropometria cervicale femminile differisce in diversi aspetti da quella maschile: il rapporto tra circonferenza e lunghezza è inferiore nelle femmine rispetto ai maschi (cioè, un collo più snello), la dimensione del corpo vertebrale femminile è più piccola e le femmine sono più deboli del 20–32% in flessione ed estensione. Il semplice ridimensionamento dei modelli maschili a una dimensione femminile non è adeguato per mettere in luce le differenze specifiche di genere nelle risposte all'impatto posteriore.²⁰

Jonas Osth et al. hanno sviluppato un modello agli elementi finiti della colonna vertebrale legamentosa cervicale femminile media, in un primo momento il modello è stato convalidato per carichi a livello fisiologico. Tale modello sviluppato, rilasciato e distribuito con una licenza Open Source (GPLv3 License), è stato adoperato nel presente lavoro di tesi.

Il modello del rachide cervicale (Figura 3.1) è stato creato da superfici scheletriche digitalizzate dai dati di tomografia computerizzata per la prima vertebra toracica (T1) alla base del cranio di una donna di 26 anni (statura: 167 cm; peso: 59 kg). Attraverso rotazioni minori attorno ai centri di rotazione approssimativi di ogni vertebra, le vertebre sono state riorientate da una posizione supina a una postura seduta automobilistica con una leggera lordosi. Invece i tessuti molli sono stati generati sulla base della geometria scheletrica e delle descrizioni della letteratura anatomica.²⁰

L'uso di tecniche di elaborazione delle immagini appropriate è stato fondamentale per estrarre il modello del rachide cervicale, a partire dalla base dell'osso occipitale fino alla prima vertebra toracica (T1), la buona qualità dei dati estratti ha permesso di ricavare la geometria dell'osso con elevato livello di dettaglio, ciò ha facilitato l'analisi della geometria e l'estrazione delle misure con facilità, favorendo la creazione di un modello FE molto realistico.²¹

Per creare il modello delle vertebre è stata scelta una serie contenente 528 immagini in formato CT DICOM, con spessore di 0,4 mm e spaziatura pixel di 0,3. Utilizzando ScanIP + FE, i file DICOM sono stati importati e i dati sono stati preparati in modo opportuno. Mediante l'uso di tecniche semiautomatiche di riempimento a piena, è stata estratta la geometria della struttura del rachide cervicale.²¹



Figura 3.1: Modello di rachide cervicale.

3.2 Vertebre

L'osso corticale delle vertebre da T1 a C1 e la base del cranio sono stati modellati con elementi triangolari con una lunghezza caratteristica di 1 mm. In Tabella 3.1 sono stati riportati i valori di spessore dell'osso corticale per ciascuna vertebra.²⁰

L'osso trabecolare è stato modellato con elementi tetraedrici, riempiendo il volume all'interno dell'osso corticale.²⁰

	ELEMENT TYPE (ELFORM)	HOURGLASS CONTROL (HGID)	CONSTITUTIVE MODEL (*MAT_no)	MATERIAL PARAMETERS (RO: Mass density; E: Young's modulus; PR: Poisson's ratio; ETAN: Tangent modulus)	SHELL THICKNESS (mm)
CORTICAL BONE	TRIANGULAR SHELL (4)		PIECEWISE LINEAR PLASTICITY (024)	RO=2.0E-6 kg/mm ³ E=17.1 GPa PR=0.3 SIGY=1.0E+20 GPa ETAN=0.89668 GPa	C1=0.46 C2=0.46 C3=0.46 C4=0.48 C5=0.53 C6=0.58 C7=0.59 T1=0.53

CANCELLOUS BONE	1 POINT NODAL PRESSURE TETRAHEDRON (13)	PLASTIC_ KINEMATIC (003)	C1-C2 RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.495 GPa PR=0.30 ETAN=0.051 GPa C3 RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.458 GPa PR=0.30 ETAN=0.051 GPa C4 RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.487 GPa PR=0.30 SIGY=1.0E+20 GPa ETAN=0.051 GPa C5 RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.483 GPa PR=0.30 ETAN=0.051 GPa C6 RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.43 GPa PR=0.30 ETAN=0.051 GPa C7 RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.392 GPa PR=0.30 ETAN=0.051 GPa T1 RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.283 GPa PR=0.30 ETAN=0.051 GPa	
INFERIOR ENDPLATES	TRIANGULAR SHELL (4)	PIECEWISE_ LINEAR_ PLASTICITY (024)	RO=2.0E-6 kg/mm ³ E=17.10 GPa PR=0.30 ETAN=0.896680 GPa	C2=C3=0.58 C4=0.56 C5=0.62 C6=0.65 C7=0.67
SUPERIOR ENDPLATES	TRIANGULAR SHELL (4)	PIECEWISE_ LINEAR_ PLASTICITY (024)	RO=2.0E-6 kg/mm ³ E=17.10 GPa PR=0.30 ETAN=0.896680 GPa	C3=0.63 C4=0.62 C5=0.55 C6=0.63 C7=0.60 T1=0.60

Tabella 3.1: Caratteristiche dei materiali usati per modellare le vertebre.

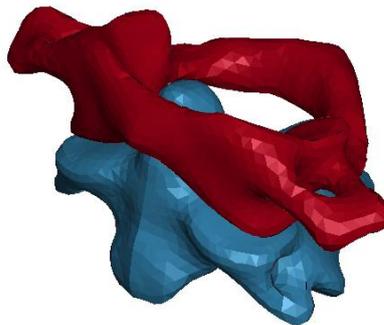


Figura 3.2: Vertebra C1(atlante), vertebra C2 (asse).

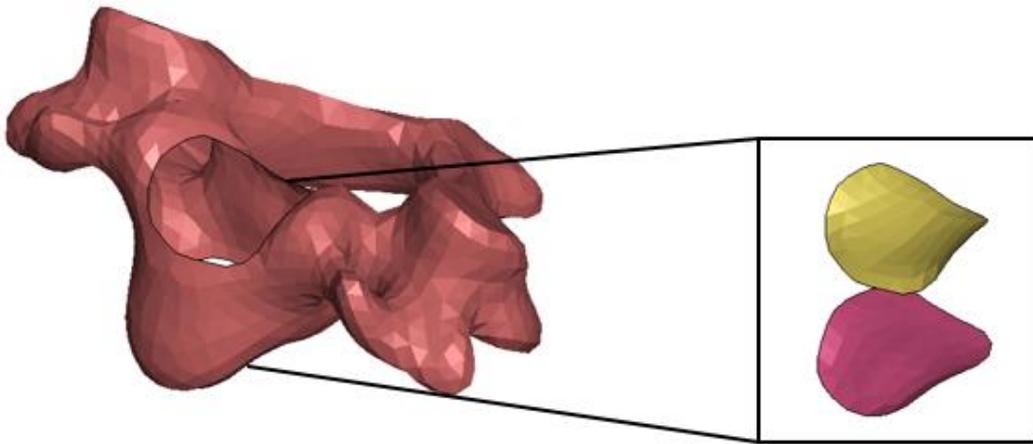


Figura 3.3: Osso corticale della vertebra C4 ed endplates superiore e inferiore.

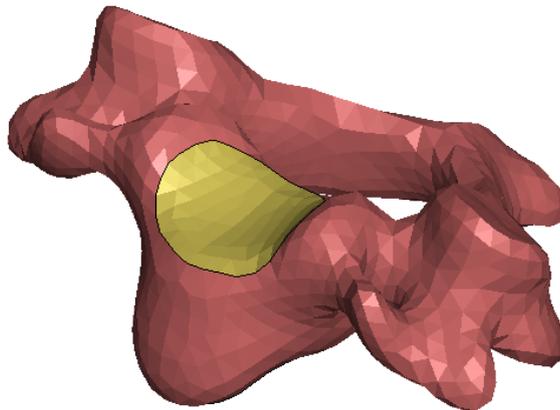


Figura 3.4: Osso corticale della vertebra C4 con endplates superiore e inferiore.

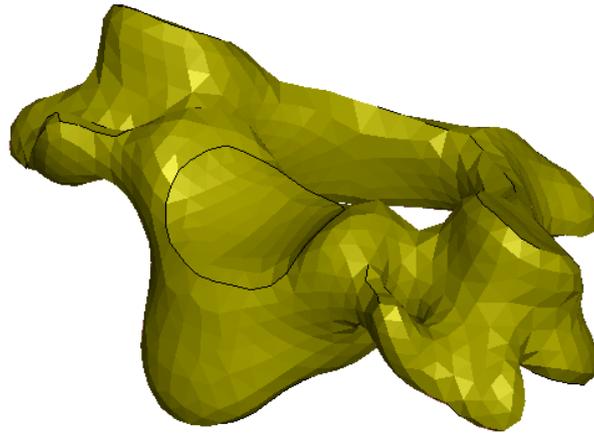


Figura 3.5: Osso spongioso della vertebra C4.

3.3 Dischi intervertebrali

L'analisi agli elementi finiti basate su appropriati modelli costitutivi aiutano a determinare sollecitazioni e deformazioni nell'*anulus fibrosus* per modalità di carico arbitrarie.²²

I dischi intervertebrali sono stati modellati con elementi *bulk* esaedrici ed elementi *shell* quadrilateri, attaccati agli *endplates* vertebrali. L'*anulus fibrosus* costituito da quattro elementi in direzione cranio-caudale e due elementi (circa 2,5 mm) in direzione radiale, circonda il nucleo polposo centrale. Su ogni strato dell'*anulus fibrosus* in direzione radiale, sono stati sovrapposti due strati di elementi *shell* (Figura 3.8 - 3.9), per rappresentare le caratteristiche non lineari e ortotropiche dell'*anulus fibrosus* (Tabella 3.2).²⁰

L'*anulus fibrosus* è una struttura rigida a forma di anello costituita da lamelle "concentriche", costituite principalmente da una matrice non fibrosa (acqua, proteoglicani e proteine non collagene) e da fasci di fibre di collagene allineati (Figura 3.6). I fasci di collagene sono orientati con un distinto angolo medio delle fibre di circa 30° e 150° riferito al piano trasversale della colonna vertebrale, questo angolo varia in direzione circonferenziale e radiale. L'organizzazione strutturale delle fibre di collagene determina il comportamento a trazione non lineare e fortemente anisotropo dell'*anulus fibrosus*.²²

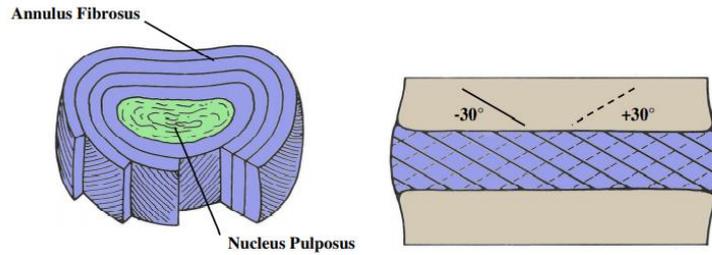


Figura 3.6: Disco intervertebrale.²

Nonostante l'*annulus fibrosus* e le sue lamelle subiscano un carico 3D complesso durante le attività della vita quotidiana, un'altra importante modalità di carico dell'*annulus fibrosus* sembra essere la tensione. Le sollecitazioni di trazione dell'*annulus fibrosus* sono causate da forze radiali risultanti dalla compressione del nucleo gelatinoso polposo tra gli *endplates* dei corpi vertebrali e l'*annulus fibrosus*. Altre sollecitazioni di trazione derivano dalla tendenza al rigonfiamento dell'*annulus fibrosus* a causa di effetti osmotici. Le singole lamelle dell'*annulus* sono le unità strutturali elementari dell'*annulus fibrosus*. Il loro design istologico suggerisce che agiscono come materiali trasversalmente isotropi e non lineari con proprietà che variano a livello regionale. A livello della singola lamella, i principali parametri meccanicamente rilevanti (solidi), che influenzano il comportamento meccanico dell'intero *annulus fibrosus* sono: (a) proprietà di trazione delle sue lamelle, (b) orientamento delle fibre e (c) variazione regionale di queste quantità.²²

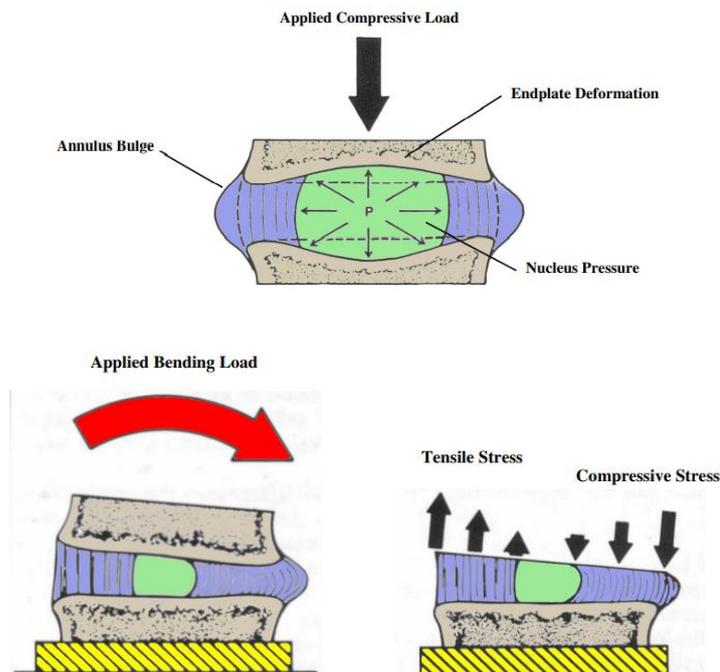


Figura 3.7: Disco intervertebrale sotto varie condizioni di carico.²

Le caratteristiche meccaniche delle lamelle dell'*anulus*, ossia le proprietà di trazione lamellari e angoli delle fibre, sono caratterizzate da una specifica eterogeneità spaziale. La variazione regionale di entrambe queste caratteristiche determina essenzialmente la meccanica del disco intervertebrale.²²

	ELEMENT TYPE (ELFORM)	HOURGLASS CONTROL (HGID)	CONSTITUTIVE MODEL (*MAT_no)	MATERIAL PARAMETERS	SHELL THICKNESS (mm)
NUCLEUS PULPOSUS	HEXAHEDRAL (1)	VISCOUS (3)	VISCOELASTIC (006)	RO=1.0E-6 kg/mm ³ BULK=1.72 GPa G0=1.78E-5 GPa G1=7.1E-6 GPa BETA=0.001 1/ms (RO: Mass density; BULK: Elastic bulk modulus; G0: Short-time shear modulus; G1: Long-time (infinite) shear modulus; BETA: Decay constant)	
ANULUS GROUND	HEXAHEDRAL (1)	VISCOUS (3)	HILL_FOAM (177)	RO=1.0E-6 kg/mm ³ K=0.001 GPa N=2 C1=1.150E-4 GPa C2=0.00210-10 GPa C3=-8.93E-4 GPa b1=4 b2=-1 b3=-2 (RO: Mass density; K: Bulk modulus; N: Material constant; Ci: Material constants; bi: Material constants)	
ANULUS FIBERS	QUADRILATERAL MEMBRANE (9)	VISCOUS (3)	FABRIC (034)	ANULUS SUPERFICIAL RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=EB=0.0069850 GPa PRBA=0.3 PRCA=0.49 GAB=0.0026870 GPa GBC=0.0023440 GPa ANULUS MIDDLE RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=EB=0.00539 GPa PRBA=0.3 PRCA=0.49 GAB=0.002073 GPa GBC=0.001809 GPa ANULUS DEEP RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=EB=0.003795 GPa PRBA=0.3 PRCA=0.49 GAB=0.00146 GPa GBC=0.001273 GPa (EA: Young's modulus-longitudinal direction; EB: Young's modulus-transverse direction; PRBA: minor Poison's ratio ba direction; PRCA: major Poison's ratio ca direction; GAB: shear modulus ab direction; GBC: shear modulus bc direction)	0.25

Tabella 3.2: Caratteristiche dei materiali usati per modellare il disco intervertebrale.

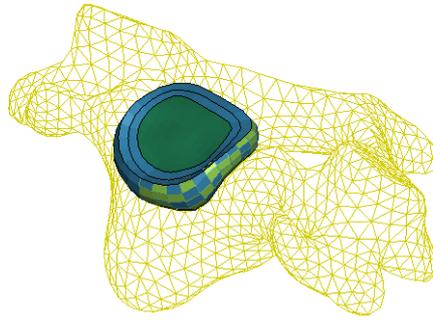


Figura 3.8: Disco intervertebrale C3-C4 e vertebra C4.



Figura 3.9: Nucleus, fibre dell'anulus, anulus ground del disco intervertebrale C3-C4.

3.4 Legamenti della colonna vertebrale cervicale inferiore

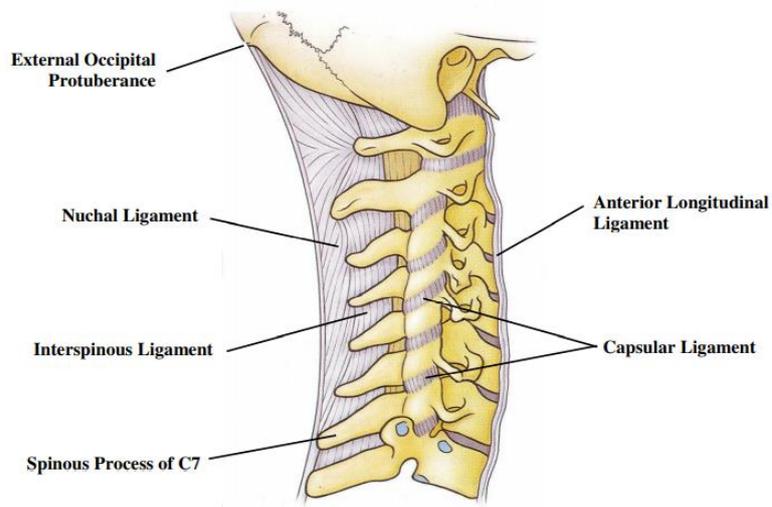


Figura 3.10: Legamenti della colonna cervicale.²

A partire dalla vertebra C2 fino alla vertebra T1, il legamento longitudinale anteriore (ALL), il legamento longitudinale posteriore (PLL), il legamento giallo (LF), il legamento interspinale (ISL) e i legamenti capsulari (CL) sono stati modellati con elementi *shell* quadrilateri a partire dalle descrizioni anatomiche (Figura 3.11-3.12). Le proprietà dei materiali per i legamenti della colonna cervicale inferiore sono state prese da uno studio dettagliato di Mattucci et al.²⁰, in cui sono state eseguite prove a trazione adoperando campioni prelevati da corpi umani di età ≤ 50 anni a strain-rate rilevanti per scenari di incidenti stradali. Le proprietà meccaniche dei legamenti del rachide cervicale sono necessarie per una popolazione più giovane, a strain-rate rilevanti, per la previsione della risposta cinematica testa/collo e la previsione di lesioni utilizzando modelli dettagliati del collo²³.

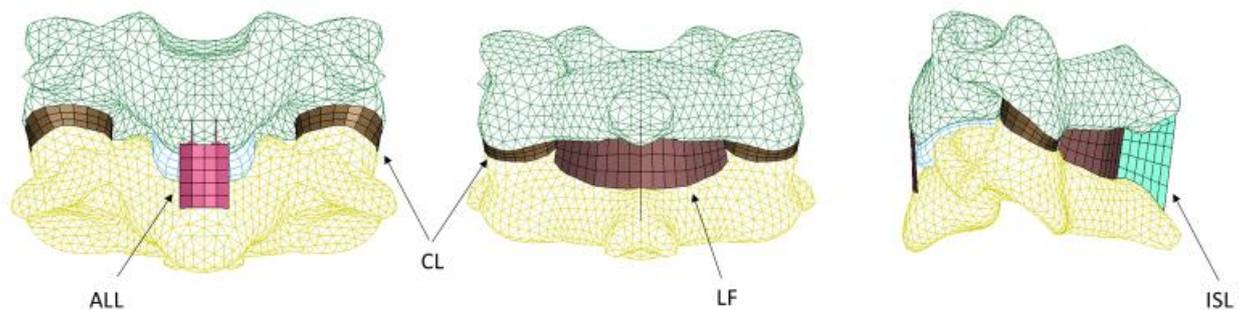


Figura 3.11: Legamenti modellati del tratto spinale C3-C4: ALL, CL, LF, ISL.

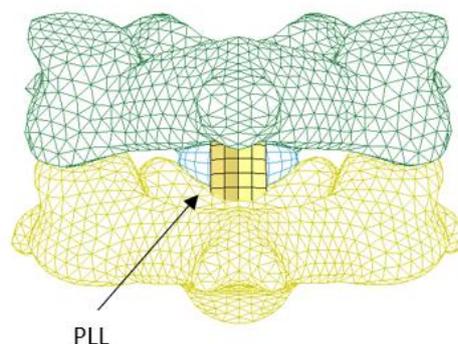


Figura 3.12: Legamento PLL modellato del tratto spinale C3-C4.

In questo studio sedici spine cervicali di cadavere fresco congelato (8 maschi e 8 femmine) sono state prese da donatori con età inferiore ai 50 anni poiché la prevalenza dell'osteoporosi aumenta notevolmente dopo i 50 anni ed è stato dimostrato che le proprietà dei legamenti sono strettamente correlate alla densità ossea vertebrale (Tabella 3.3). Per ciascuna colonna

vertebrale è stata rivalutata l'anamnesi per avere la certezza di assenza di malattie spinali o lesioni²³.

Gender	Quantity	Age	Height (cm)	Weight (kg)
Male	8	41 (27-48)	172 (155-185)	66.9 (56.4-93.2)
Female	8	47 (45-50)	161 (147-170)	67.4 (36.8-159.1)

Tabella 3.3: Morfologia cadaveri da cui sono state estratte le spine cervicali prese in esame (valori medi)²³.

Da ogni rachide cervicale sono state estratte tre unità spinali funzionali, FSU (due vertebre adiacenti con i tessuti molli di collegamento): C2-C3, C4-C5 e C6-C7, o C3-C4, C5-C6 e C7-T1. I tessuti molli sono stati sezionati per lasciare solo il legamento, ad eccezione di LF; i legamenti capsulari sono stati testati separatamente. Le estremità ossee del campione sono state fissate utilizzando fili, strisce di alluminio e viti per legno. La resina da colata è stata utilizzata per trattenere saldamente le estremità ossee, è stata fatta estrema attenzione per garantire che la resina non fosse applicata al legamento. I test quasi statici sono stati eseguiti su un dispositivo di prova di trazione idraulico, mentre le prove a media e alta velocità sono state eseguite su un dispositivo di prova di trazione elettromagnetico progettato su misura²³.

I legamenti sono stati trattati con soluzione salina ed i legamenti sono stati mantenuti a una temperatura di 37 (± 1) °C durante i test per mimare le condizioni in vivo. I campioni sono stati montati nei rispettivi dispositivi di prova, dove è stata applicata una tensione di circa 5-10 N prima di consentire al legamento di tornare alla lunghezza di riposo senza precarico. Prima del test fino al cedimento, tutti i legamenti sono stati preconditionati ad una frequenza di circa 1 Hz, per 20 cicli. I campioni sono stati preconditionati ad una deformazione del 10%²³.

I legamenti sono stati testati a velocità di deformazione quasi statica ($0,5 \text{ s}^{-1}$), media (20 s^{-1}) e alta ($150\text{-}250 \text{ s}^{-1}$). La gamma di velocità di deformazione utilizzata è stata identificata sulla base della risposta del legamento di un modello di colonna cervicale a elementi finiti precedentemente convalidato (Fice et al., 2009) per uno scenario di incidente frontale di 22 g. La gamma di velocità di deformazione presa in considerazione nei percenti studi sperimentali non includeva la gamma di velocità di deformazione tipica degli incidenti automobilistico, inoltre, è stato dimostrato che le simulazioni di condizioni in vivo durante i test di trazione possono avere un'influenza significativa sulla risposta del legamento misurata²³.

I valori dei punti distintivi sono stati registrati dalle curve, inclusa la forza di rottura, l'allungamento a rottura, la rigidità della regione di carico lineare e l'allungamento della regione della punta. La forza di rottura e l'allungamento a rottura sono definiti come la forza massima raggiunta dal legamento durante il carico e l'allungamento come l'allungamento a cui è stata raggiunta la forza di rottura. La rigidità è stata identificata dalla pendenza di una linea dei minimi quadrati adattata alla porzione lineare della curva²³.

In uno studio successivo Mattucci et al. hanno sviluppato un nuovo metodo in cui una serie di dati sperimentali sulle proprietà del materiale dei legamenti che mostravano una certa dispersione è stata adattata utilizzando un approccio a curva caratteristica con una *toe region*, una *regione lineare* e una *regione traumatica*. Il metodo è stato applicato ai legamenti del rachide cervicale testati a diversi strain-rate. Dal punto di vista della modellazione numerica è utile produrre una singola curva di proprietà che dimostri il comportamento o la forma della curva tra questi punti ed elimina la possibilità di interpretare male i dati²⁴.

Nel modello Open Source adoperato in questo lavoro di tesi, i legamenti sono stati modellati con un modello di materiale ortotropo elastico non lineare, con due direzioni definite localmente determinate dall'ordine di numerazione dei nodi dell'elemento, in modo tale che la direzione forte (*a-direction*) fosse nella direzione della fibra principale del legamento. In base alla geometria (lunghezza, larghezza e spessore) di ciascun legamento nel modello, le curve sperimentali forza-spostamento sono state convertite in deformazioni di Green, E_g , e relazioni di sollecitazione, secondo Piola-Kirchoff, S_a .²⁰

L'allungamento nella direzione della fibra, λ_a , è stato calcolato secondo:

$$\lambda_a = \frac{L_{0m} + \Delta L}{L_{0m}}$$

dove L_{0m} era la lunghezza iniziale di ciascun legamento nel modello.

Le deformazioni di Green, E_g , corrispondenti agli spostamenti registrati sperimentalmente, ΔL , sono stati quindi:

$$E_g = \frac{1}{2} (\lambda_a^2 - 1)$$

Supponendo che i legamenti siano in tensione uniassiale, dà:

$$S_a = \frac{1}{\lambda_a} \frac{F}{A_0}$$

A_0 è l'area della sezione trasversale iniziale dei legamenti. Per la direzione debole (*b-direction*), è stata adoperata la stessa relazione sollecitazione-deformazione della direzione-*a*, ma con la sollecitazione scalata di un fattore di 0,1.²⁰

	ELEMENT TYPE (ELFORM)	HOURGLASS CONTROL (HGID)	CONSTITUTIVE MODEL (*MAT no)	MATERIAL PARAMETERS	SHELL THICKNESS (mm)
LIGAMENTS	QUADRILATERAL MEMBRANE (9)	VISCOUS (3)	FABRIC (034)	(RO: Mass density; EA: Young's modulus-longitudinal direction; EB: Young's modulus-trasverse direction; PRBA: minor Poison's ratio ba direction; PRCA: major Poison's ratio ca direction; GAB: shear modulus ab direction; GBC: shear modulus bc direction; EC:Young's modulus - normal direction)	
ALL				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=EB=1.0E-6 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=0.0064590GPa GBC=0.005635 GPa EC=0.01679 GPa	ALL C1-C2=0.50 ALL=1.50
PLL				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=EB=1.0E-6 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=0.0089640 GPa GBC=0.007821 GPa EC=0.02331 GPa	PLL=1.70
LF				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=EB=1.0E-6 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 C2-C3 EC=0.001254 GPa GAB=4.825E-4 GPa GBC=4.21E-4 GPa C3-C4 EC=0.001745 GPa GAB=6.713E-4 GPa GBC=5.857E-4 GPa C4-C5 EC=0.001153 GPa GAB=4.434E-4 GPa GBC=3.869E-4 GPa C5C6 EC=0.001062 GPa GAB=4.086E-4 GPa GBC=3.565E-4 GPa C6-C7 EC=6.542E-4 GPa GAB=2.516E-4 GPa GBC=2.195E-4 GPa C7-T1 EC=0.001346 GPa GAB=5.178E-4 GPa GBC=4.518E-4 GPa	LF=1.30
ISL				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=EB=1.0E-6 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 C2-C3 EC=0.001617 GPa GAB=6.219E-4 GPa GBC=5.426E-4 GPa C3-C4 EC=0.001816 GPa GAB=6.984E-4 GPa GBC=6.094E-4 GPa C4-C5 EC=0.001245 GPa GAB=4.787E-4 GPa GBC=4.176E-4 GPa C5-C6 EC=7.413E-4 GPa GAB=2.851E-4 GPa GBC=2.488E-4 GPa	C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6 ISL=1.40 C6-C7, C7/T1 ISL=1.0

CL	C6-C7 EC=4.231E-4 GPa GAB=1.627E-4 GPa GBC=1.420E-4 GPa C7-T1 EC=4.231E-4 GPa GAB=1.627E-4 GPa GBC=1.420E-4 GPa	
	RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=EB=1.0E-6 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 C2-C3 EC=6.1E-4 GPa GAB=2.346 E-4 GPa GBC=2.047E-4 GPa C3-C4 EC=5.792E-4 GPa GAB=2.228E-4 GPa GBC=1.944E-4 GPa C4-C5 EC=6.31E-4 GPa GAB=2.427E-4 GPa GBC=2.118E-4 GPa C5-C6 EC=4.574E-4 GPa GAB=1.759E-4 GPa GBC=1.535E-4 GPa C6-C7 EC=6.393E-4 GPa GAB=2.459E-4 GPa GBC=2.145E-4 GPa C7-T1 EC=4.003E-4 GPa GAB=1.54E-4 GPa GBC=1.343E-4 GPa	CL=1.10

Tabella 3.4: Caratteristiche dei materiali usati per modellare i legamenti della colonna cervicale inferiore.

3.5 Legamenti della colonna vertebrale cervicale superiore

In modo simile ai legamenti della colonna cervicale inferiore sono stati modellati i legamenti del rachide cervicale superiore (UCS), dalla vertebra C2 e cranialmente, la geometria si basa su studi presenti in letteratura, i legamenti modellati sono: il legamento trasverso (TL); la membrana tectoria (TM); il legamento apicale; i legamenti alari; articolazione atlanto-assiale (AAJ) e atlanto-occipitale CL; la membrana atlanto-assiale anteriore (AAAM) e posteriore (PAAM); la membrana atlanto-occipitale anteriore (AAOM) e posteriore (PAOM); e la parte C1C2 di ALL (Figura 3.13 - 3.14- 3.15 - 3.16).²⁰

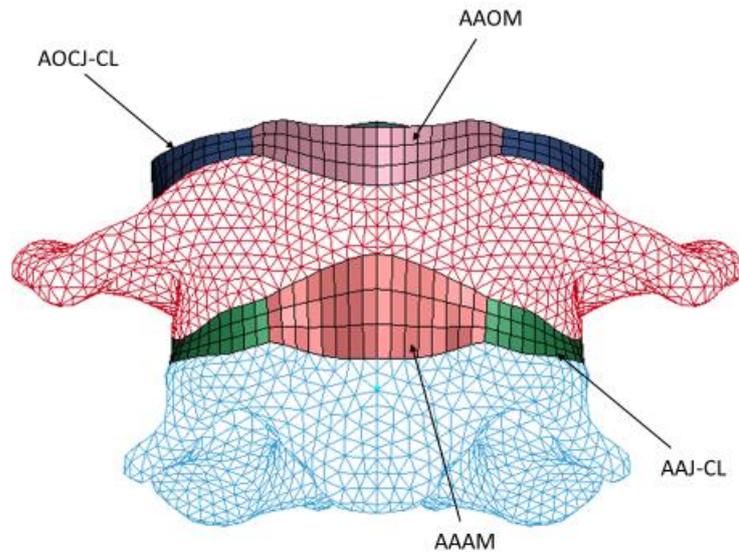


Figura 3.13: Articolazione atlanto-assiale (AAJ), atlanto-occipitale CL, la membrana atlanto-assiale anteriore (AAAM), membrana atlanto-occipitale anteriore (AAOM).

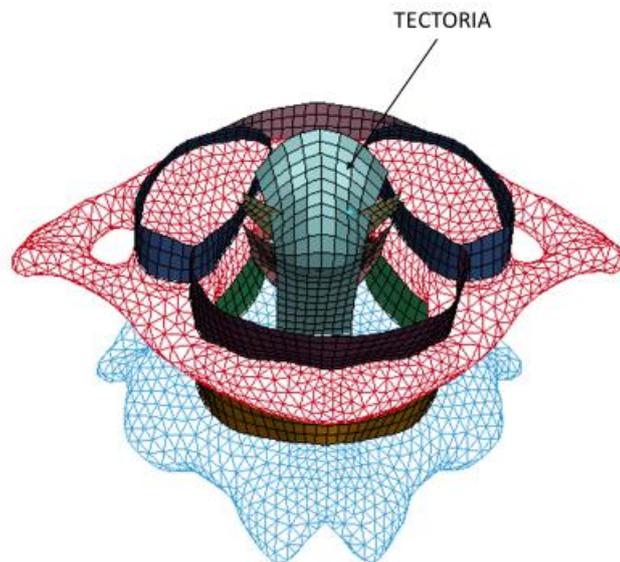


Figura 3.14: Membrana tectoria (TM).

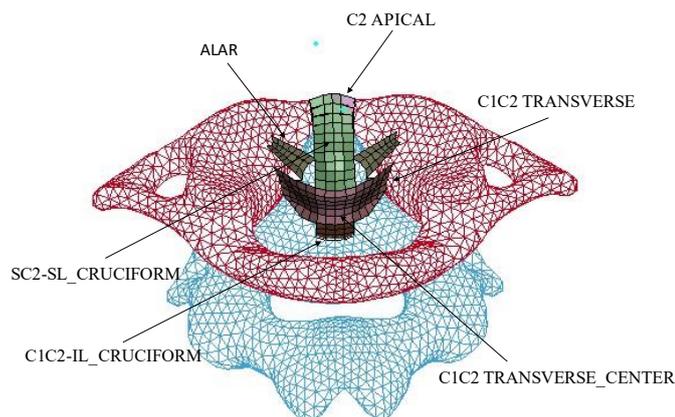


Figura 3.15: Legamento trasverso (TL), legamento apicale, i legamenti alari.

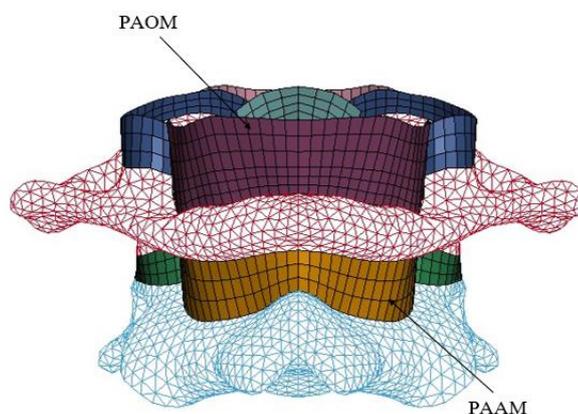


Figura 3.16: La membrana atlanto-assiale posteriore (PAAM); la membrana atlanto-occipitale posteriore (PAOM).

Le proprietà dei materiali (Tabella 3.5) per la colonna cervicale superiore sono basate su un altro studio di Mattucci et al.²⁰, in cui i legamenti craniovertebrali sono stati testati fino alla rottura sotto carico di trazione per ottenere proprietà meccaniche dei legamenti craniovertebrali di una popolazione più giovane, a velocità di deformazione rilevanti per scenari di incidente automobilistico, e studiare gli effetti sulla frequenza e sul genere da utilizzare nei modelli numerici della colonna cervicale²⁵.

I legamenti craniovertebrali sono i legamenti più alti del rachide cervicale e collegano la base del cranio, l'atlante (C1) e l'asse (C2), la struttura articolare è piuttosto complessa, consentendo una gamma significativa di movimento nel collo, inclusa la flessione/estensione e la rotazione. Il legamento trasverso è il principale componente stabilizzante di C1 e, quando questo viene compromesso, i restanti legamenti craniovertebrali sono inadeguati a fornire

stabilità al rachide. Ventuno rachidi cervicali freschi congelati (12 maschi, 9 femmine) sono stati testati con un'età media del donatore di 44 (27-50) anni, altezza 169 (145-185) cm e peso 72,2 (36,8–159,1) kg, anche per questo studio l'età del donatore era limitata a un'età massima di 50 anni²⁵.

Cinquantaquattro legamenti sono stati isolati da ventuno spine e testati fino al cedimento in tensione a temperature e livelli di idratazione simulati in vivo, a velocità quasi statiche ($0,5 \text{ s}^{-1}$) e ad alte velocità di deformazione (150 s^{-1}). I valori sono stati analizzati per il tasso di deformazione e gli effetti di genere²⁵.

I campioni sono stati testati seguendo gli step dello studio precedentemente descritto di Mattucci et al. (2012). I legamenti sono stati preconditionati a un ciclo al secondo, per 20 cicli al 10% di deformazione in base alla lunghezza misurata iniziale, che risulta essere al di sotto della soglia di danno per il rachide cervicale legamentoso. Il preconditionamento ha permesso alle fibre strutturali di collagene di tornare all'orientamento fisiologico rimuovendo qualsiasi piegatura all'interno dei legamenti che poteva esser dovuta al congelamento²⁵.

I test quasi statici sono stati eseguiti utilizzando un dispositivo di prova di trazione idraulico, i test ad alta velocità di deformazione sono stati eseguiti a velocità costanti utilizzando un dispositivo di prova di trazione elettromagnetico. Tutte le celle di carico usate sono state calibrate²⁵.

I risultati sono stati tracciati come curve forza-spostamento e sono stati identificati punti caratteristici, tra cui la forza e l'allungamento della *toe region*, la rigidità, la forza traumatica, la forza di rottura, l'allungamento a rottura. La rigidità è stata misurata adattando una linea dei minimi quadrati alla regione di carico più lineare ($R^2 \geq 0,99$) dei dati e l'allungamento della *toe region* è stato definito nel punto di intersezione di un modello costitutivo bilineare alla *toe region* e alla *regione lineare* (Figura 3.17), l'adattamento bilineare ottimizza il punto di intersezione di due linee. La forza traumatica è stata definita come l'estremità della regione lineare e rappresentata come percentuale della forza di rottura. La forza di rottura e l'allungamento a rottura sono stati definiti come il carico massimo raggiunto dal legamento durante il carico e la deformazione alla quale si è verificato il carico ultimo²⁵.

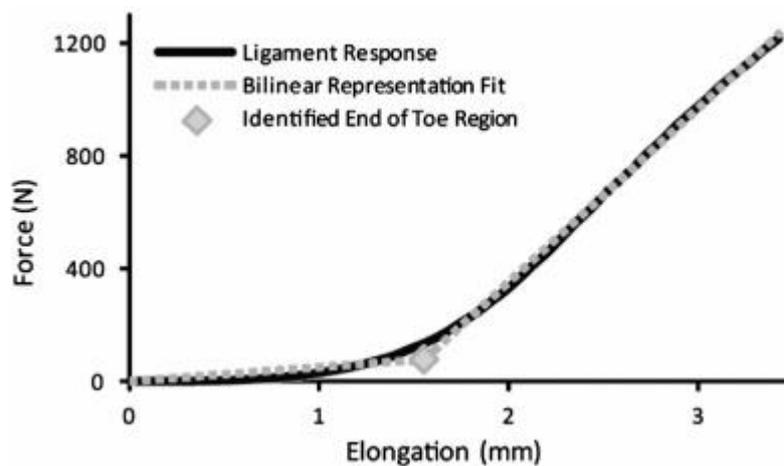


Figura 3.17: Adattamento bilineare²⁵.

Dall'analisi dei risultati di questo studio si è osservato che la maggior parte dei legamenti ha ceduto per resezione. Con l'aumento della velocità di deformazione, l'allungamento è diminuito ($p < 0,01$) e la rigidità è aumentata ($p = 0,03$) per il complesso TM. C'è un significativo effetto di genere ($p = 0,04$) per la forza di rottura del TL, poiché i legamenti femminili hanno ceduto con una forza maggiore rispetto ai legamenti maschili. Il CL ha avuto effetti di frequenza significativi in cui la forza di rottura aumentava all'aumentare della velocità di deformazione²⁵. L'aumento della velocità di deformazione genera diversi effetti significativi: maggiori forze di rottura per il legamento trasverso e legamento capsulare (Cranio-C1), minore allungamento a rottura per il complesso della membrana tettorale, maggiore rigidità per il complesso della membrana tettorale e legamento capsulare (Cranio-C1), e allungamento della regione della punta inferiore per il legamento capsulare (Cranio-C1).²⁵

I test sui legamenti della colonna cervicale superiore hanno dimostrato che: i campioni di corpo umano più giovane avevano una forza di rottura e una rigidità maggiori e fallivano ad allungamenti inferiori rispetto ai campioni di corpo umano di età avanzata; inoltre, gli effetti di genere suggeriscono che potrebbe esserci una differenza tra le proprietà maschili e femminili.²⁵

Le curve caratteristiche usate per i legamenti nel modello agli elementi finiti preso in esame in questo studio di tesi sono state create seguendo il metodo riportato nello studio sopra descritto di Mattucci et al²⁰. È sempre necessario usare proprietà meccaniche accurate per i modelli matematici, perché i predittori di lesioni di un modello sono sensibili ai cambiamenti

nelle proprietà dei materiali dei tessuti molli, ciò mette in luce l'importanza di proprietà accurate dei legamenti per la modellazione.²⁵

Per la *toe region* è stata utilizzata una funzione esponenziale:

$$F(d) = A (e^{B+d} - 1), \quad F < F_{toe}$$

Per la *regione lineare*:

$$F(d) = F_{toe} + K_{lin} * d, \quad F < F_{trauma}$$

Per la *regione traumatica*:

$$F(d) = F_{trauma} + c * (1 - \frac{D}{d-E}), \quad F < F_{fail}$$

A – E sono state determinate mediante un adattamento dei minimi quadrati non lineare ai dati sperimentali. È stata utilizzata una curva caratteristica media derivata dai dati di Mattucci e scalata con la forza di rottura riportata in un altro studio.²⁰

	ELEMENT TYPE (ELFORM)	HOURGLAS S CONTROL (HGID)	CONSTITUTIVE MODEL (*MAT_no)	MATERIAL PARAMETERS	SHELL THICKNESS (mm)
LIGAMENTS	QUADRILATER ALMEMBRANE (9)	VISCOUS (3)	FABRIC (034)	(RO: Mass density; EA: Young's modulus- longitudinal direction; EB: Young's modulus-transverse direction; EC: Young's modulus - normal direction); PRBA: minor Poison's ratio ba direction; PRCA: major Poison's ratio ca direction; GAB: shear modulus ab direction; GBC: shear modulus bc direction)	
PAOM = PAAM				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB=EC PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=3.846E-7 GPa GBC=3.356E-7 GPa	0.90
AAOM=AAAM				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB=EC PRBA=0.3 PRCA=0.49 GAB=3.846E-7 GPa GBC=3.356E-7 GPa	0.90
C1C2 TRANSVERSE				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB EC=0.02295 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=0.0088260 GPa GBC=0.0077 GPa	2.0
SC2- SL_CRUCIFOR M				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB EC=0.02295 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=0.0088260 GPa GBC=0.0077 GPa	0.50
C1C2- IL_CRUCIFOR M				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB EC=0.02295 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=0.0088260 GPa GBC=0.0077 GPa	0.50
C2 APICAL				RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB EC=0.006519 GPa	3.0

ALAR	PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=0.002507 GPa GBC=0.002188 GPa	2.90
C2 TECTORIA	RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB EC=0.007605 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=0.002925 GPa GBC=0.0025520 GPa	2.50
C1C2- TRANSVERSE CENTER	RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB EC=0.02295 GPa PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=0.008826 GPa GBC=0.0077 GPa	2.00
AOCJ-CL AAJ-CL	RO=1.0E-6 kg/mm ³ EA=1.0E-6 GPa =EB=EC PRBA=0.30 PRCA=0.49 GAB=3.846E-7 GPa GBC=3.356E-7 GPa	1.10

Tabella 3.5: Caratteristiche dei materiali usati per modellare i legamenti della colonna cervicale superiore.

3.6 Faccette articolari

Per modellare la cartilagine articolare è stato usato un materiale elastico lineare con un modulo di Young di 10 Mpa. Le faccette articolari sono state modellate con contatti privi di attrito tra le cartilagini articolari superiori e inferiori (Figura 3.18).²⁰

	ELEMENT TYPE (ELFORM)	HOURGLASS CONTROL (HGID)	CONSTITUTIVE MODEL (*MAT_no)	MATERIAL PARAMETERS (RO: Mass density; E: Young's modulus; PR: Poisson's ratio)
FACET CARTILAGE	HEXAHEDRAL (1)	STIFFNESS BASED (5)	ELASTIC (001)	RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.01 GPa PR=0.40

Tabella 3.6: Caratteristiche dei materiali usati per modellare le faccette articolari.

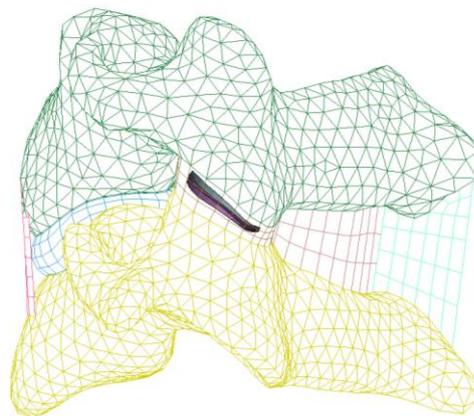


Figura 3.18: Faccette articolari al livello spinale C3-C4.

Capitolo 4:

Cinematica del modello

I modelli di corpo umano agli elementi finiti (FE) (HBM) da anni sono usati nella ricerca della biomeccanica dell'impatto. Tra i primi modelli del corpo umano maschile medio ci sono THUMS e HUMOS risalenti a circa 15 anni fa. Da allora, i modelli del corpo umano agli elementi finiti FE sono stati adoperati dai produttori automobilistici e dai fornitori ed oggi sono a supporto degli strumenti tradizionali per lo sviluppo di sistemi di sicurezza, ovvero i dispositivi di prova antropomorfi (ATD). La modellazione agli elementi finiti per il corpo umano usata al posto di un modello meccanico consente una rappresentazione più dettagliata di tutte le strutture anatomiche e, in combinazione con modelli di materiali dettagliati, fornisce la possibilità di prevedere le lesioni a livello tissutale. Difatti, mentre gli ATD sono realizzati con parti in metallo e gomma, i modelli FE del corpo umano hanno normalmente uno scheletro, organi interni e tessuti molli dettagliati. Altro aspetto molto importante è che gli ATD sono normalmente progettati per una direzione di impatto, mentre i modelli del corpo umano agli elementi finiti possono essere anche omnidirezionali.²⁶

4.1 Caratteristiche modello

I criteri di progettazione antropometrica coprono il 5°-95° percentile della popolazione, e ciò si riflette nei modelli del corpo umano agli elementi finiti disponibili, che tipicamente rappresentano il 50° percentile di sesso maschile, il 5° percentile di sesso femminile e il 95° percentile di sesso maschile. Tra i modelli presenti in letteratura fino a pochi anni fa mancava un modello che coprisse il 50° percentile femminile, nonostante nei primi anni '80 Schneider et al. hanno definito le specifiche di progettazione antropometrica per gli ATD, ed hanno sostenuto che avere ATD sia maschili che femminili al 50° percentile sarebbe stato ottimale, il 50° percentile femminile è stato omissivo²⁶.

L'esclusione di modelli umani femminili al 50° percentile ha un impatto importante per la ricerca e lo sviluppo sulla biomeccanica dell'impatto, difatti i risultati di Kullgren et al. hanno dimostrato che i sistemi reattivi di protezione dal colpo di frusta dei poggiatesta funzionano per gli occupanti di sesso maschile, ma sembrano non avere alcun effetto per le donne. Questa discrepanza potrebbe essere annullata con modelli che rappresentano la parte femminile della popolazione²⁶.

Il rischio per le donne di sostenere i sintomi del WAD è, in media, doppio rispetto a quello dei maschi e anche più alto in condizioni di incidente simili. Poiché la popolazione femminile esposta a danno è vicina al 50° percentile femminile in statura e peso, i modelli umani femminili al 5° percentile non sono adatti per studiare le condizioni di protezione per la femmina media. Studi recenti hanno dimostrato che le donne corrono un rischio maggiore rispetto ai maschi di subire lesioni gravi in incidenti simili²⁶.

In questo lavoro di tesi è stato adoperato il modello di corpo umano agli elementi finiti sviluppato sotto licenza GPL v3 Open Source²⁶. Questo modello di corpo umano agli elementi finiti (FE) Open Source copre il 50° percentile femminile²⁶.

Il modello di corpo umano femminile agli elementi finiti Figura 4.1 è stato ricavato da superfici stereolitografiche (STL) dello scheletro e della superficie esterna di un soggetto femminile di 31 anni di statura 161,6 cm e peso di 60,8 kg. Un totale di 138 serie di scansioni con circa 20.000 immagini catturate in una postura seduta in automobile utilizzando diverse modalità (risonanza magnetica, tomografia computerizzata e misurazioni esterne) sono state usate per generare le superfici STL. La generazione della mesh è stata effettuata con Hypermesh 13.0 (Altair, Troy, MI)²⁶.

	ELEMENT TYPE (ELFORM)	HOURGLASS CONTROL (HGID)	CONSTITUTIVE MODEL (MAT no)	MATERIAL PARAMETERS	SHELL/BEAM THICKNESS (mm)
Skin, whole model	Quadrilateral Membrane (9)		Linear elastic (001)	RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=0.001 GPa PR=0.40	1 mm
Extremity soft tissues	Hexahedral (1)	Viscous (3)	Ogden rubber (077_O)	RO=0.89E-6 kg/mm ³ PR=0.4999 $\mu_1=0.318$ Mpa $\mu_2=-0.401$ Mpa $\alpha_1=1.492$ $\alpha_2=-3.316$ G1=0.235 Mpa B1= 100 s ⁻¹	
Soft tissues, torso	Hexahedral (1)	Stiffness based (5)	Ogden rubber (077_O)	RO=0.89E-6 kg/mm ³ PR=0.4999 $\mu_1=30$ Pa $\alpha_1=20$ G1= 3kPa B1= 310 s ⁻¹	

Abdominal cavity	Tetrahedral (13)		Ogden rubber (077_O)	RO=0.89E-6 kg/mm ³ PR=0.4999 $\mu_1=30$ Pa $\alpha_1=20$ G1= 3kPa B1= 310 s ⁻¹	
Thoracic cavity	Tetrahedral (13)		Ogden rubber (077_O)	RO=270 kg/m ³ PR=0.4999 $\mu_1=30$ Pa $\alpha_1=20$ G1= 3kPa B1= 310 s ⁻¹	
Intercostal muscles	Quadrilateral shell (2)	Viscous (3)	Linear elastic (001)	RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=1.03E-3 Mpa PR=0.49	0.5 mm
Diaphragm	Quadrilateral shell (2)	Viscous (3)	Linear elastic (001)	RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=1.03E-3 Mpa PR=0.49	0.5 mm
Costal cartilage	Hexahedral (1)	Viscous (3)	Linear elastic (001)	RO=1.0E-6 kg/mm ³ E=22 Mpa PR=0.49	
Thoracolumbar Intervertebral joints	Beam (discrete beam) (6)		6 DOF discrete beam (119)	Tabulated curves	
Costovertebral joints	Spherical joint *COINSTRAINED_JOINT_SPHERICAL	3 DOF joint stiffness *CONSTRAINED_JOINT_STIFFNESS_GENERALIZED	Tabulated curves from reference	Tabulated curves	
Torso and extremity cortical bone	Quadrilateral and triangular shell (2, 4)		Rigid (020)	RO=2.0E-6 kg/mm ³	0.53-4.8 mm
Torso and extremity trabecular bone	Hexahedral and tetrahedral (1, 13)		Rigid (020)	RO=1.0E-6 kg/mm ³	

Tabella 4.1: Caratteristiche dei materiali adoperati per modellare il corpo umano²⁶.

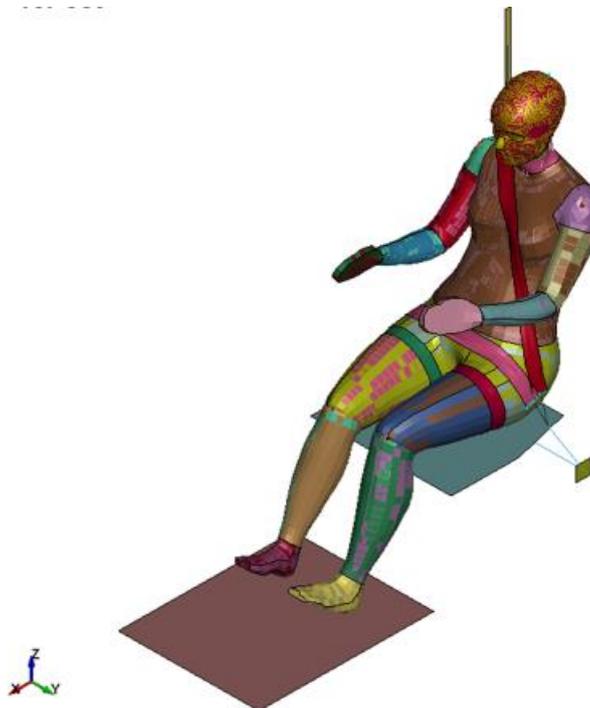


Figura 4.1: Modello di corpo umano.

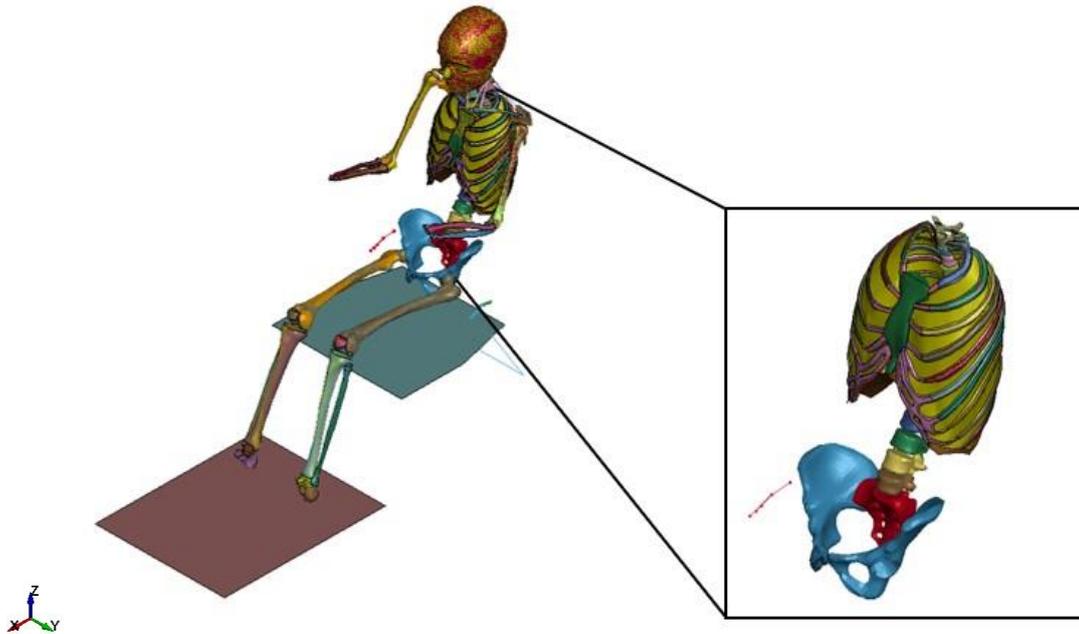


Figura 4.2: Modello di corpo umano, scheletro e gabbia toracica.

4.1.1 Busto

Per modellare il busto è stata usata una combinazione di corpi rigidi e deformabili. La colonna vertebrale, da T1 all'osso sacro e al bacino, è stata modellata con corpi rigidi, collegati con giunti cinematici cedevoli, le proprietà delle articolazioni intervertebrali a sei gradi di libertà adoperate sono basate su studi in vitro. Per la gabbia toracica le coste e lo sterno sono stati modellati come corpi rigidi, collegati da elementi esaedrici elastici lineari per rappresentare la cartilagine costale (Figura 4.2). Le coste sono collegate tra loro dai muscoli intercostali, modellati con elementi shell quadrangolari elastici lineari, le coste sono attaccate alle vertebre toraciche per mezzo di giunti sferici. I tessuti molli più esterni sono collegati ai corpi rigidi scheletrici da vincoli nodali. Per modellare le cavità toracica e addominale sono stati usati elementi tetraedrici, separati dal diaframma modellato con elementi shell quadrilateri, per entrambe le cavità è stato assegnato lo stesso materiale dei tessuti molli esterni, ad eccezione della cavità toracica che ha una densità inferiore calcolata in base al suo volume e un peso target approssimativo per una femmina. La densità utilizzata per la massa dei tessuti molli dell'intero modello è di 890 kg/m^3 , per un peso totale del modello di $62,3 \text{ kg}^{26}$.

4.1.2 Arti

Le ossa degli arti superiori e inferiori sono state modellate come corpi rigidi e tessuti molli con elementi solidi esaedrici, collegati alle ossa da vincoli nodali. È stato scelto un materiale più rigido per i tessuti molli degli arti, cioè una gomma rappresentativa dell'elastomero della testa Hybrid III. Le articolazioni sono state modellate come articolazioni sferiche con un range di movimento basato su reports di letteratura di studi in vivo o stimati. Per ogni articolazione è stata inclusa una resistenza di 1 Nm sull'arco di movimento. L'articolazione scapolo-toracica è stata semplificata con un giunto sferico che collega la scapola alla quinta costola con una resistenza di 10 Nm/rad per tutte le rotazioni.²⁶

4.1.3 Modello testa e collo

Il rachide cervicale adoperato in questo modello di corpo intero è stato descritto nel capitolo precedente e fa parte sempre degli studi condotti da *Osth et al.* Oltre al modello dettagliato di rachide cervicale già descritto, è stato sviluppato un modello di collo semplificato in cui sono state rimosse le strutture dei tessuti molli intervertebrali e sono state sostituite da giunti cinematici nei centri di rotazione istantanei per ciascuna articolazione vertebrale del modello, sono stati inclusi anche i contatti tra le vertebre. La compliance traslazionale dell'articolazione intervertebrale, la rotazione assiale e la flessione laterale e la compliance alla flessione-estensione sono basate su dati in vitro di soggetti umani.²⁶

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost

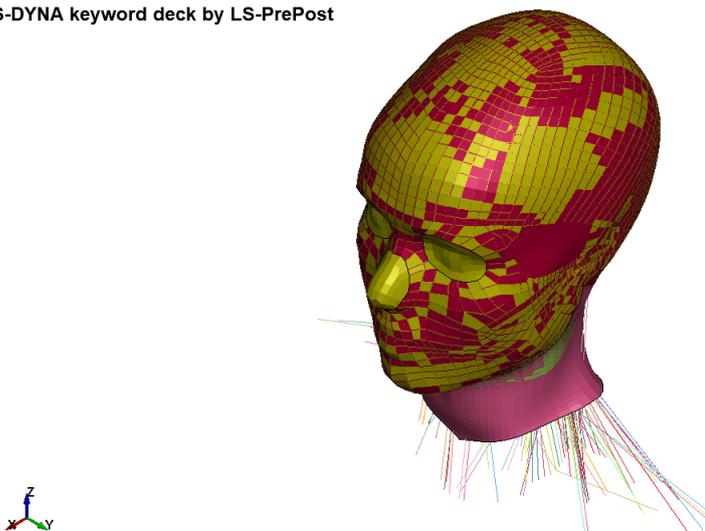


Figura 4.3: Modello testa-collo.

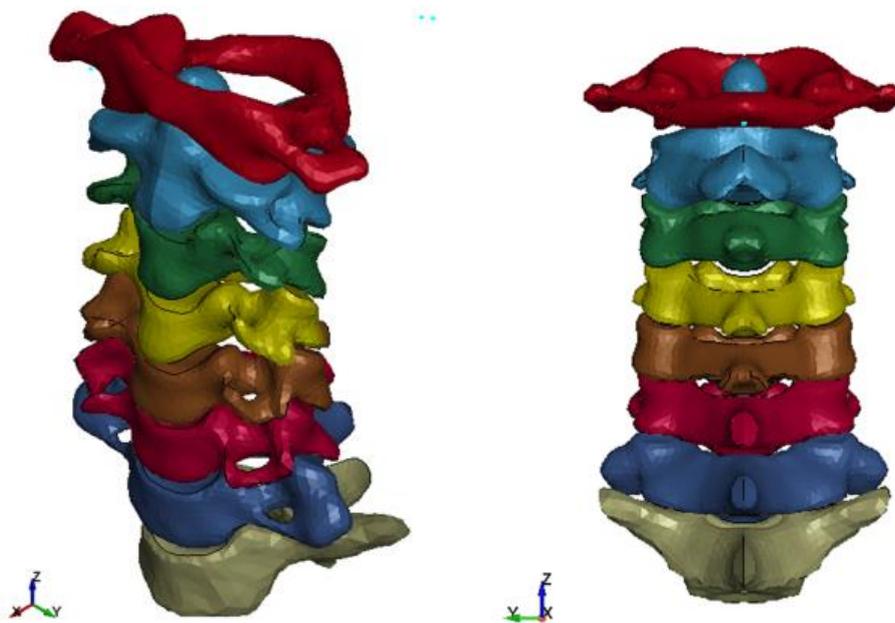


Figura 4.4: Modello di collo semplificato.

4.2 Simulazioni di impatti automobilistici

Sono state condotte simulazioni di tre test Post Mortem Human Subject (PMHS), al fine di validare la risposta cinematica dell'intero corpo HBM negli impatti automobilistici. Le simulazioni sono state eseguite con il modello del corpo umano agli elementi finiti (FE) sia per il modello di collo dettagliato che per il modello di collo semplificato. Per queste simulazioni è stata inclusa una pre-simulazione di 500 ms per il posizionamento e l'assestamento. La cintura di sicurezza è stata modellata come una combinazione di elementi 1D e 2D, con proprietà del materiale elastico lineare ($w=47$ mm, $t=1,25$ mm, $E=2,48$ GPa). In nessuna delle simulazioni citate è stata utilizzata l'attivazione muscolare.²⁶

Il modello di corpo umano agli elementi finiti è costituito da 318.400 elementi; con il collo semplificato il numero totale di elementi è di 306.000. Per le simulazioni corrispondenti con il collo semplificato, il tempo della CPU è ridotto del 39% per tutti i casi²⁶.

4.2.1 Scalabilità e valutazione obiettivo

Una variazione significativa nelle dimensioni, nella forma e nel peso del soggetto è normale, per ridurre la variazione nei test, è necessario un ridimensionamento dei dati di risposta ad

un'antropometria target. I dati del soggetto maschile sono stati scalati alla dimensione femminile del 50° percentile utilizzando un analogo del pendolo invertito in modo che:

$$X_{F50}=R_d*X_{PMHS} \text{ e } F_{F50}=R_F*F_{PMHS} \quad (1)$$

Qui, X è uno spostamento, R_d il fattore di scala dello spostamento, F una forza e R_F il fattore di scala della forza secondo:

$$R_d=SH_{F50}/SH_{PMHS} \text{ e } R_F=M_{F50}/M_{PMHS} \quad (2)$$

dove SH è l'altezza da seduti dei soggetti e M è la massa corporea totale.

Gli spostamenti dell'osso sacro non sono stati ridimensionati, sulla base del fatto che il bacino subisce principalmente una traslazione durante gli eventi simulati, neanche i dati delle donne per il test dell'impatto posteriore sono stati scalati.

Il software Correlation Analysis (CORA) 3.6.1 (PDB, Gaimersheim, Germania) fornisce una valutazione tra 0 e 1 per la somiglianza di un segnale con i dati di riferimento, e ha permesso una valutazione oggettiva delle risposte cinematiche.

Il ridimensionamento geometrico del maschio medio è piuttosto problematico in quanto vi sono diverse differenze morfologiche sistematiche tra maschi e femmine che non vengono prese in considerazione, tipo il rachide cervicale. È più ragionevole iniziare a trasformare i modelli femminili da una femmina del 50° percentile come è stato sviluppato in questo studio, piuttosto che modelli femminili esistenti del 5° percentile o modelli maschili del 50° percentile²⁶.

4.2.2 Simulazione di impatto frontale

Shaw et al. hanno testato otto soggetti umani post-mortem maschi (PMHS), in un test di impatto frontale a 40 km/h su un sedile rigido con cintura di sicurezza a tre punti personalizzata. Per modellare questo test, il modello di corpo umano agli elementi finiti (HBM) è stato ruotato di +10° attorno all'asse Y nella fase di *preprocessing* per combaciare l'angolo medio di 22° dello sterno dei soggetti post-mortem e l'attacco superiore per la cintura della spalla è stato regolato di 110 mm verso il basso per ottenere un angolo della cintura di sicurezza di 27°, simile alla media per i PMHS.²⁶

Le risposte cinematiche della testa e di T1 per le simulazioni del modello di corpo intero sono presentate in Figura 4.6. Per lo scenario di impatto frontale, la correlazione di entrambi

gli HBM rispetto ai dati PMHS in scala è buona, in particolare per le risposte di spostamento sia della testa che di T1. Gli spostamenti rispetto a Y sono sul confine o appena fuori del range di dati sperimentali con cui è stato fatto il confronto, mentre gli spostamenti rispetto a Z sono per lo più al di fuori del range. Dallo studio condotto da *Osth et al.* è risultato che le correlazioni complessive di tutte le risposte cinematiche nella direzione X, che era la direzione principale per il caso di carico di impatto frontale, sono 0,91 e 0,92 (rispettivamente con collo dettagliato e con collo semplificato), mentre le correlazioni totali complessive per il caso di carico di impatto frontale sono 0,76 e 0,78 (rispettivamente con collo dettagliato e con collo semplificato) ²⁶. Per cui la convalida del modello ha rivelato che per la condizione di impatto frontale, il modello si correla bene con i dati PMHS maschili in scala²⁶.

Il modello di collo semplificato sviluppato riduce significativamente il tempo di calcolo per le simulazioni di tutto il corpo, ma influenza solo marginalmente la correlazione totale del modello rispetto ai dati PMHS. La ragione di ciò è che la differenza tra risposta del collo dettagliata e semplificata, anche se chiara a livello del collo isolato, fornisce solo un piccolo cambiamento nella valutazione della correlazione di tutto il corpo, per cui, un approccio modellistico semplificato sembra giustificato se la risposta strutturale dettagliata del rachide cervicale non è importante²⁶.

Nel presente lavoro di tesi è stato usato il modello Open Source precedentemente descritto e sono state effettuate le simulazioni di impatto frontale e posteriore, le simulazioni sono state effettuate con LS-DYNA (Versione MPP s R7.1.3).

In Figura 4.5 viene riportato il modello di corpo intero ai vari istanti di tempo, la deformazione del corpo è confrontabile con ciò che è stato presentato nello studio di *Osth et al (2017)* (Figura 4.10).

I risultati delle simulazioni svolte in termini di cinematica sono riportati in Figura 4.7, la simulazione per il modello di corpo intero con collo semplificato giunge a termine dopo i 150 ms come ci si aspettava, mentre la simulazione per il modello di collo dettagliato non arriva a *termination* si interrompe intorno ai 125 ms, nonostante ciò, è possibile constatare che la cinematica per la vertebra T1 e per il centro di gravità della testa ha un andamento confrontabile con quello ottenuto da *Osth et al (2017)* (Figura 4.6).

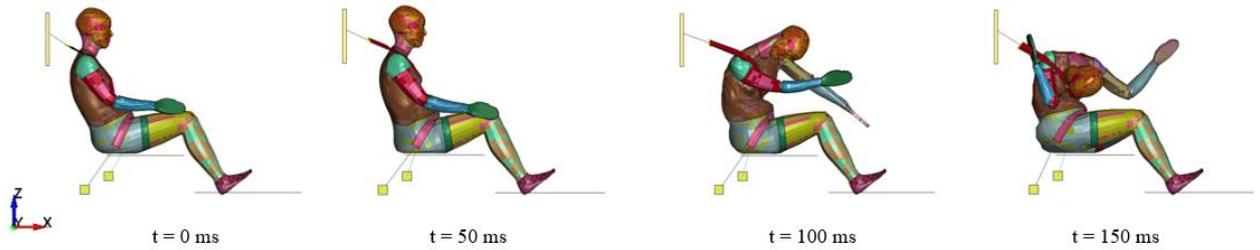


Figura 4.5: Modello di corpo intero nell'impatto frontale.

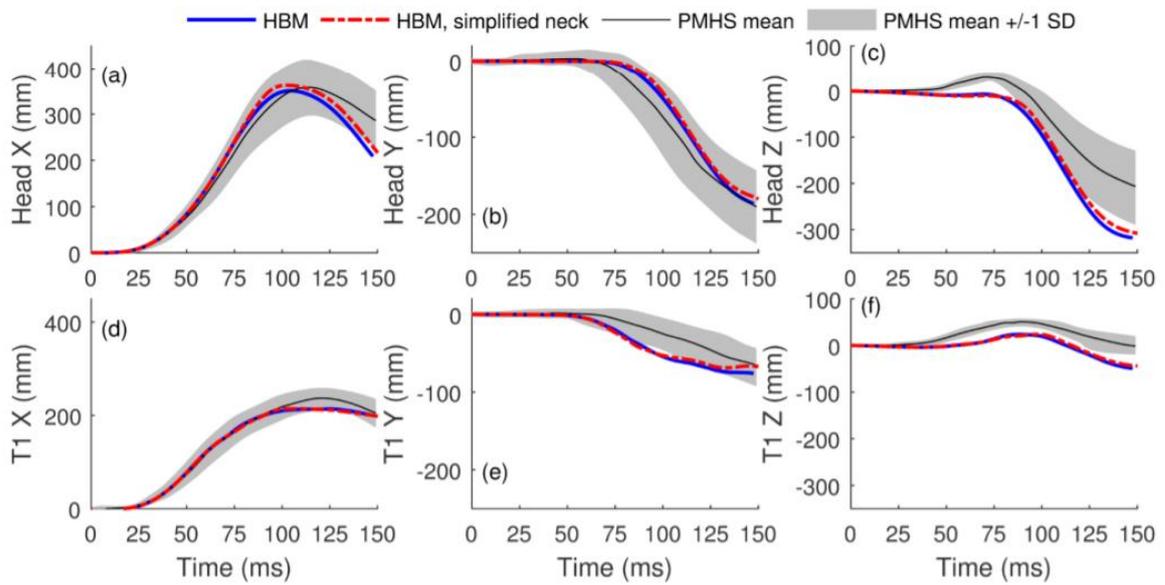


Figura 4.6: Cinematica del modello di corpo intero nell'impatto frontale (Osth et al.).²⁶

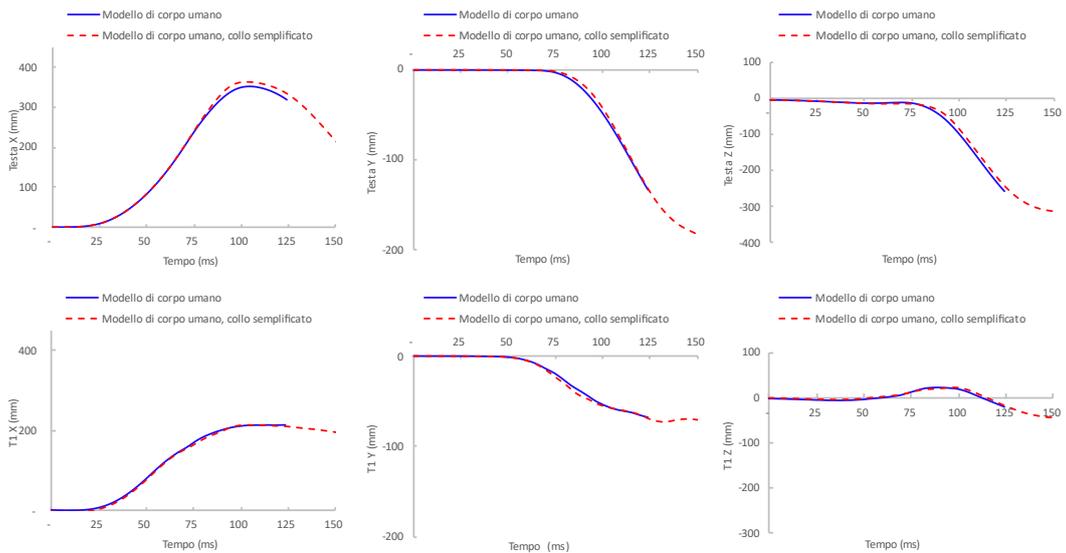


Figura 4.7: Cinematica del modello di corpo intero nell'impatto frontale.

4.2.3 Simulazione di impatto posteriore

È stato simulato il test di *Yoganandan et al.*, che è stato eseguito con un sedile rigido senza poggiatesta e con soggetti umani post-mortem femminili. Sono stati modellati il sedile rigido e la cintura di sicurezza a tre punti personalizzata e il modello (FE) di corpo umano è stato ruotato di $11,5^\circ$ durante la fase di *pre-processing*. I piedi sono stati tenuti a contatto con una piastra del pavimento, ma non vincolati. ²⁶

Nel caso di carico di impatto posteriore il modello (FE) di corpo umano intero (HBM) ha mostrato la stessa cinematica generale dei soggetti umani post-mortem femminili (PMHS) considerati per il confronto. Gli spostamenti di T1 combaciavano bene, ma ciò era in gran parte dovuto alla distanza tra lo schienale del sedile e T1 all'istante iniziale. L'HBM ha mostrato un minore movimento verso l'alto della testa, probabilmente effetto di una diversa postura cervicale iniziale tra modello e PMHS²⁶.

È stato trovato che la correlazione nella direzione principale per il caso di carico, X, era 0,63 per entrambi i modelli, mentre le correlazioni totali complessive e il totale complessivo erano di 0,53 e 0,54 (rispettivamente con collo dettagliato e con collo semplificato). Per cui il caso di impatto posteriore mostra correlazione più bassa, tuttavia la testa e il collo del modello sono stati convalidati in modo più dettagliato per questa direzione di impatto²⁶.

Anche nel caso di impatto posteriore è stato acquisito il modello ai vari istanti di tempo (Figura 4.8) per vedere la deformazione del corpo durante l'impatto, che risulta confrontabile con ciò che è stato ottenuto da *Osth et al (2017)* (Figura 4.10).

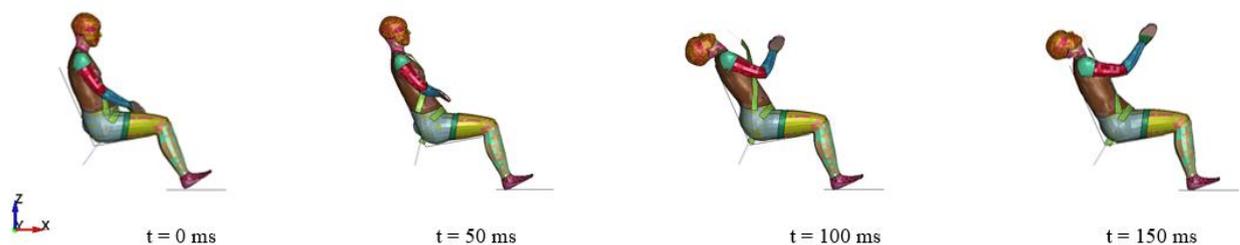


Figura 4.8: Modello di corpo intero nell'impatto frontale.

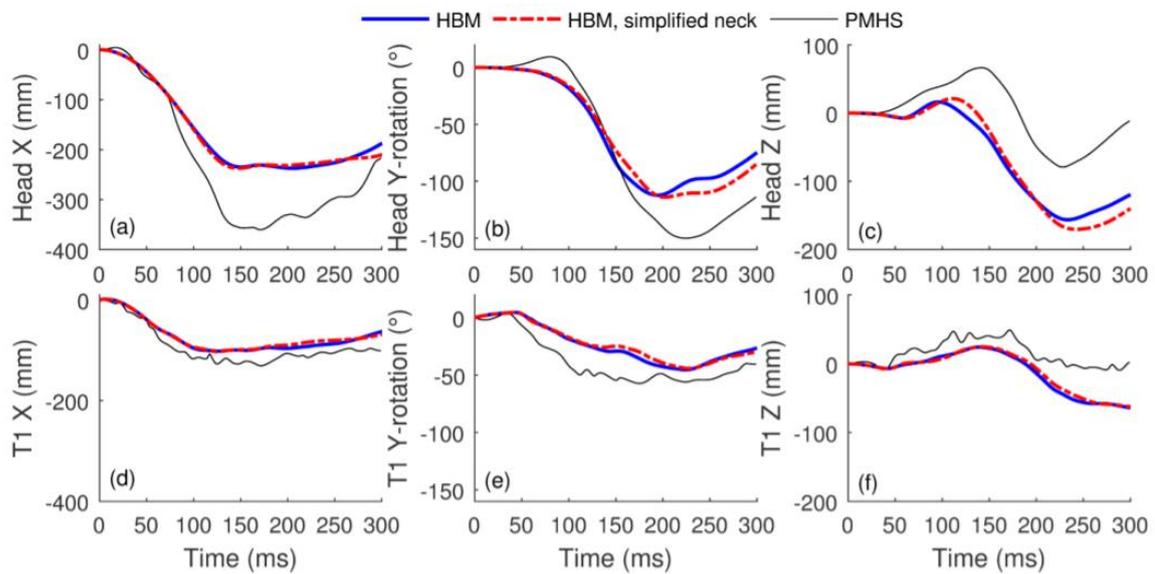


Figura 4.9: Cinematica del modello di corpo intero nell'impatto frontale.²⁶

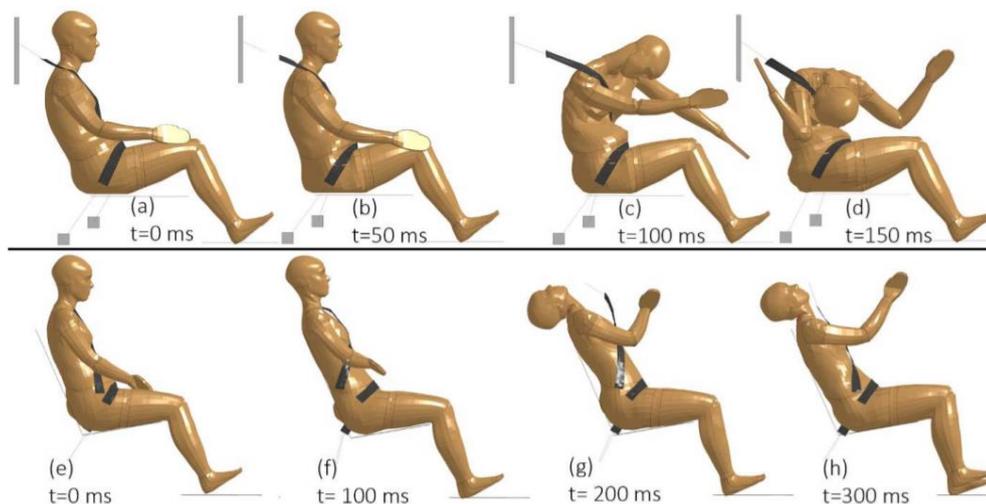


Figura 4.10: Modello di corpo intero nell'impatto frontale e posteriore.²⁶

4.2.4 Impatti simulati con il modello testa-collo

Sono state effettuate delle simulazioni aggiuntive con il modello isolato di testa-collo del modello (FE) di corpo umano (HBM) per confrontare le risposte del modello di collo dettagliato e semplificato. Per simulare gli impatti del modello testa-collo, l'estremità distale dei muscoli cervicali e dei tessuti molli è stata vincolata a muoversi con la vertebra T1 utilizzando vincoli nodali. Dopo una simulazione di assestamento di 100 ms con smorzamento globale, è stato applicato un impulso sinusoidale con accelerazione di picco di

47 m/s² e durata di 0,1 s alla vertebra T1 in X positivo, Y positivo e in X negativo, Y positivo.²⁶

Le simulazioni degli impatti frontale e posteriore per il modello testa-collo terminano dopo 0,2 s, per un tempo totale di 0,3 s considerando anche la pre-simulazione per l'assestamento. Per il modello del collo semplificato il tempo di simulazione è più breve del 63% rispetto al modello dettagliato. Per tutte le direzioni di carico, c'è una deformazione a forma di S del rachide cervicale, che si manifestava nelle rotazioni del segmento della colonna vertebrale cervicale superiore (UCS) essendo opposte alle rotazioni del segmento della colonna vertebrale cervicale inferiore (LCS)²⁶.

Di seguito è possibile vedere la deformazione che subisce il collo ai vari istanti di tempo (Figura 4.11) durante un impatto automobilistico posteriore simulato andando ad applicare un impulso sinusoidale alla vertebra T1, con valore di accelerazione di picco pari a 47 m/s²; i tessuti molli sono stati vincolati alla vertebra T1.

Dai risultati delle simulazioni in termini di cinematica del centro di gravità della testa (Figura 4.12) è possibile osservare che anche per il modello testa-collo la cinematica del modello con collo dettagliato e del modello con collo semplificato presentano un andamento molto simile.

Il carico è stato imposto sulla vertebra T1, per cui è stata valutata solo la cinematica del centro di gravità del capo (Figura 4.12), quest'ultimo in accordo con la condizione di carico subisce uno spostamento maggiore in direzione X, fino ad arrivare a 400 mm di spostamento a t=300 ms, *termination*, (i primi 100 ms sono di pre-simulazione per l'assestamento), lo spostamento rispetto ad Y è minimo e negativo, lo spostamento in direzione z si aggira intorno ai -150 mm.

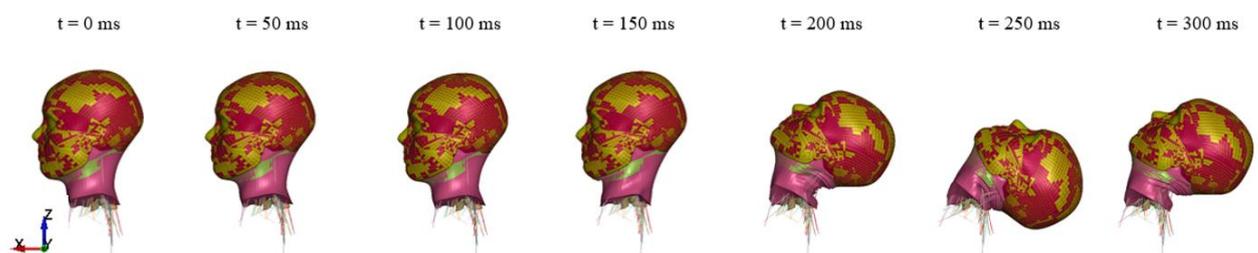


Figura 4.11: Modello testa-collo nell'impatto posteriore.

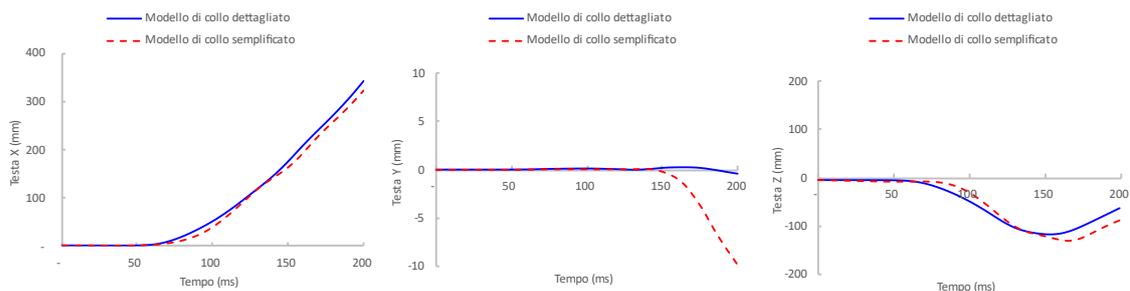


Figura 4.12: Cinematica del modello testa-collo nell'impatto posteriore.

Facendo un'analisi dei risultati ottenuti dalla simulazione di impatto frontale, il discorso è molto simile al caso precedente, il modello di collo dettagliato e di collo semplificato mostrano una cinematica del centro di gravità del capo molto simile, per cui il modello di collo semplificato che richiede un minor lavoro computazionale può essere un'ottima soluzione da adoperare per ottenere dei risultati utili. Lo spostamento massimo raggiunto dalla testa è -300 mm in direzione X, in direzione Y è nullo in pratica, e in direzione Z supera i -100 mm (Figura 4.14). Anche la deformazione subita dal modello, rappresentata ai vari istanti di tempo, è in accordo col carico imposto, in questo caso un impulso sinusoidale in direzione -X applicato alla vertebra T1 (Figura 4.13).

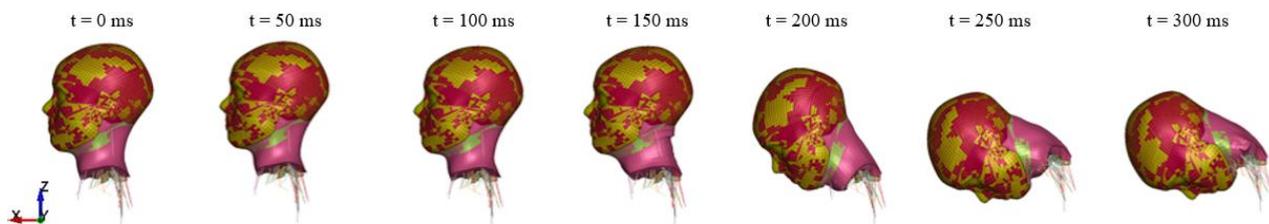


Figura 4.13: Modello testa-collo nell'impatto frontale.

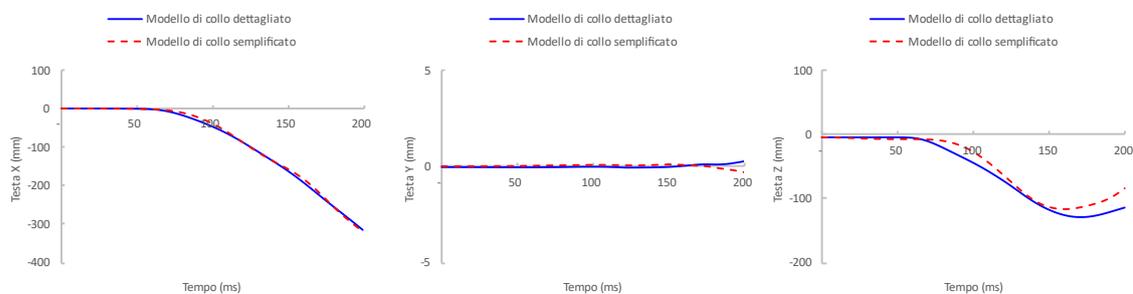


Figura 4.14: Cinematica del modello testa-collo nell'impatto frontale.

Capitolo 5:

Analisi dei risultati

In questo lavoro di tesi è stata posta l'attenzione sui legamenti della colonna cervicale inferiore in quanto questi ultimi svolgono un importante ruolo nella condivisione del carico a cui è sottoposta la colonna cervicale, in particolare i legamenti presi in esame sono stati i cinque legamenti primari del rachide cervicale inferiore: legamento longitudinale anteriore (ALL), legamento longitudinale posteriore (PLL), legamento giallo (LF), legamenti capsulari (CL) e legamento interspinoso (ISL), l'obiettivo era individuare i legamenti critici dal punto di vista del danneggiamento durante gli impatti automobilistici. Sono stati analizzati gli scenari di impatto automobilistico posteriore e frontale.

5.1 Curve caratteristiche dei legamenti

I legamenti del rachide cervicale svolgono un ruolo essenziale nel limitare i range fisiologici di movimento del collo; tuttavia, il carico traumatico come quello sperimentato negli scenari di incidente automobilistico può portare a danni ai legamenti e provocare lesioni al collo. Lo sviluppo di modelli dettagliati del collo per valutare la risposta e le potenziali lesioni richiede proprietà meccaniche del legamento accurate a velocità di carico rilevanti²³.

I legamenti sono forti bande di tessuto connettivo che tengono insieme le ossa e la lesione ai legamenti è solitamente una distorsione. I legamenti spinali possono rompersi parzialmente o completamente quando vengono allungati oltre il loro limite fisiologico. I movimenti improvvisi che si verificano negli incidenti stradali che sovraccaricano o allungano eccessivamente una o più articolazioni del rachide cervicale causano lesioni ai legamenti. I sintomi della distorsione al collo possono essere molto vari, ma possono includere dolore alla parte posteriore del collo del paziente, dolore che si manifesta in maniera lenta e aumenta

dopo circa 24 ore, mal di testa, spasmi muscolari e dolore nella parte superiore della spalla del paziente, rigidità del collo e intorpidimento, debolezza o formicolio nel braccio del paziente. Le diverse lesioni legamentose hanno meccanismi diversi a causa delle loro diverse posizioni fisiologiche e ruoli fisiologici. L'iperestensione mette a rischio il legamento longitudinale anteriore (ALL) e i legamenti capsulari (CL), e il movimento di iperflessione spesso danneggia i legamenti flavali (LF) e interspinosi (ISL). I livelli combinati di carico di taglio, flessione e compressione che si verificano negli impatti possono causare lesioni ai legamenti capsulari delle faccette articolari.¹³

I test sperimentali sui legamenti del rachide cervicale forniscono dati importanti per la modellazione numerica avanzata e la previsione delle lesioni²⁴. Mattucci et al. hanno prodotto un metodo in cui una serie di dati sperimentali sulle proprietà del materiale dei legamenti con una certa dispersione è stata adattata utilizzando un approccio a curva caratteristica²⁴.

I legamenti sono strutture gerarchiche che comprendono principalmente fibre di collagene strutturali e circondate da una sostanza intercellulare di elastina, reticolina e sostanza fondamentale. All'interno di un legamento, le fibre di collagene sono allineate in fasci paralleli chiamati fascicoli orientati a supportare il carico di trazione. Quando un legamento è in uno stato rilassato, i fasci di collagene sono organizzati e tenuti in una disposizione arricciata dall'elastina circostante. Quando il legamento viene caricato, i fasci arricciati di collagene si allungano risultando in un comportamento iniziale non lineare noto come *toe region*²⁴.

I legamenti vengono in genere testati come campioni osso-legamento-osso, basandosi sui punti di attacco anatomici per supportare il carico e i risultati sono tradizionalmente tracciati come forza contro spostamento poiché è difficile misurare le aree della sezione trasversale. Queste proprietà dei materiali presentate come curve forza-spostamento favoriscono l'implementazione diretta nei modelli numerici.

Quando un legamento viene caricato in tensione fino al cedimento, la curva forza-spostamento è caratterizzata da quattro regioni distinte: una *toe region*, una *regione lineare* e una *regione traumatica* e una *regione post-cedimento* (Figura 5.1) e può essere descritta come una forma sigmoideale asimmetrica fino all'ultimo carico a rottura (Punto C)²⁴.

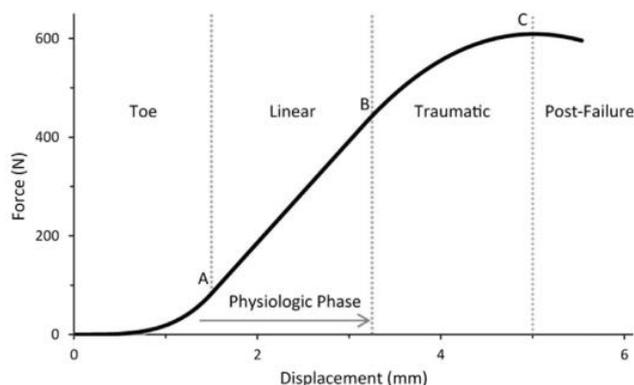


Figura 5.1: Curva caratteristica di un legamento.

La *toe region* è un tratto di curva non lineare con una bassa rigidità iniziale. All'aumentare dell'allungamento, le fibre del legamento iniziano a raddrizzarsi e ad allinearsi per supportare un carico maggiore, ciò porta ad un aumento della rigidità del legamento. Alla fine della *toe region* (punto A), tutte le fibre del legamento sono completamente estese e supportano il carico, con rigidità quasi costante al crescere del carico e dell'allungamento, questa è nota come *regione lineare* e dimostra la massima rigidità della curva di carico. La *toe region* e la *regione lineare* sono corrispondenti alla fase fisiologica, corrisponde alla fase in cui il legamento continua a funzionare normalmente senza danni o perdita di integrità strutturale (Punto B). Quando il legamento viene caricato oltre la fase fisiologica, la terza regione della curva è considerata la *regione traumatica*, dove la rigidità diminuisce con l'aumento della forza e dell'allungamento. Durante questa fase iniziano a manifestarsi micro-cedimenti, sotto forma di strappi delle fibre²⁴. Il carico continua fino al carico ultimo (Punto C), punto in cui viene persa completamente l'integrità strutturale. La regione finale, *fase post-traumatica*, corrisponde alla fase in cui il carico diminuisce con l'aumentare dell'allungamento quando si verifica una rottura tissutale su larga scala e il legamento perde la capacità di supportare il carico²⁴.

Nello studio di Mattucci e Cronin (2015) sono stati analizzati i legamenti: longitudinale anteriore (ALL), longitudinale posteriore (PLL), giallo (LF), capsulari (CL) e interspinoso (ISL). I dati dei test sperimentali sono stati utilizzati da uno studio precedente (Mattucci et al. 2012), in cui 261 campioni di test osso-legamento-osso sono stati isolati da spine di soggetti umani post mortem (PMHS) e testati fino al cedimento sotto tensione a velocità di deformazione variabili, in condizioni di temperatura e umidità in vivo.

Per ogni legamento sono stati effettuati adattamenti della curva. La *toe region* e la *regione lineare* sono state adattate per prime, una curva esponenziale è stata usata per la *toe region* e una curva lineare per la *regione lineare*, queste regioni sono importanti nel determinare l'intervallo di risposta al movimento²⁴.

$$\text{Toe: } F = C_3 (\exp(C_4 * d) - 1) * d^{m^*} \text{ per } d < d^{m^*}$$

$$\text{Lineare: } F = F_{d^*} + (d - d^*) C_5 \text{ per } d > d^{m^*}$$

Queste equazioni riportano la forza (F) in funzione dello spostamento (d) dove C_3 , C_4 e m^* sono le costanti della regione di convergenza, d^* è il punto di transizione tra la regione di convergenza e la regione lineare, F_{d^*} è la forza al punto di transizione e C_5 è la pendenza o rigidità della regione lineare.

Per l'adattamento della regione traumatica è stato usato un polinomio di 3° ordine per rappresentare al meglio la *regione traumatica* pur soddisfacendo i requisiti di continuità e condizione finale, e ha identificato coerentemente la fine della regione lineare:

$$\text{Traumatic: } F = A * d^3 + B * d^2 + C * d + D \text{ for } d > t^*$$

dove A, B, C e D sono le costanti del polinomio, e t^* è lo spostamento nel punto di transizione dalla regione lineare a quella traumatica.

A causa della non linearità delle equazioni usate per descrivere la risposta forza-spostamento, i coefficienti non potevano essere semplicemente mediati insieme per produrre un'unica media; la curva è stata adattata ai punti normalizzati in scala per determinare le equazioni per una curva di adattamento media, dopo che è stata aggiunta una regione lineare con il numero equivalente di punti (30).

Le regioni normalizzate sono state ridimensionate fino ai valori medi dei punti caratteristici determinati da tutte le curve per un particolare legamento a un particolare strain-rate²⁴.

5.2 Analisi dei risultati delle simulazioni

Il modello preso in considerazione in questo lavoro di tesi è stato il modello FE testa-collo estratto del modello FE di corpo intero sotto licenza GPL con il rachide cervicale precedentemente descritto. In questo modello per simulare l'impatto automobilistico alla prima vertebra toracica è stato applicato un impulso con accelerazione di picco di $a_{T1} = 47 \text{ m/s}^2$.

Dai risultati delle simulazioni è stato possibile ricavare la soluzione in termini di tensione massima principale e deformazione massima principale, dopo aver individuato l'elemento più sollecitato per ogni singolo legamento modellato (lontano dai punti di attacco alle vertebre), è stato possibile, mediante cross-plot, rappresentare il percorso deformativo dell'elemento e confrontarlo con le curve caratteristiche con cui i materiali sono stati modellati in modo da capire quali legamenti arrivano a lesionarsi sulla base di quella che è la curva del legamento. Nel modello le curve del materiale sono riportate per diversi strain-rate, e sono state realizzate sulla base di studi sperimentali fatti da Mattucci et al., precedentemente citati. Il legamento viene traziionato a strain rate intermedi a quelli delle curve del materiale, e in direzione intermedia tra la direzione forte e la direzione debole, questo perché il software interpola, e ciò rende difficile definire dove sarà il massimo nella condizione di test, per questo è necessario andare a guardare tutto il percorso deformativo del legamento.

Il percorso deformativo è stato acquisito prendendo campioni ogni 0.1 ms per non perdere informazioni e le curve sono state filtrate mediante media mobile su Excel.

Dopo aver constatato che alcuni legamenti non venivano sollecitati sufficientemente durante gli impatti automobilisti simulati, si è pensato di andare a vedere cosa succedeva nel caso in cui la condizione di carico fosse differente, in particolare è stato applicato un impulso a $T_1 = 94 \text{ m/s}^2$, doppio rispetto al caso precedente. Si è poi andato a vedere cosa succedeva per un impulso sinusoidale applicato a T_1 con accelerazione di picco pari a $a_{T_1} = 23.5 \text{ m/s}^2$.

Di seguito sono riportati i legamenti presi in esame per livello spinale, in particolare C2-C3, C3-C4, C4-C5, C5-C6, C6-C7; non è stato considerato il livello C7-T1 in quanto proprio a T_1 viene applicato un impulso sinusoidale con valore di accelerazione di picco 47 m/s^2 , per cui è opportuno non fare nessun tipo di considerazione in prossimità di dove vengono applicate le condizioni al contorno.

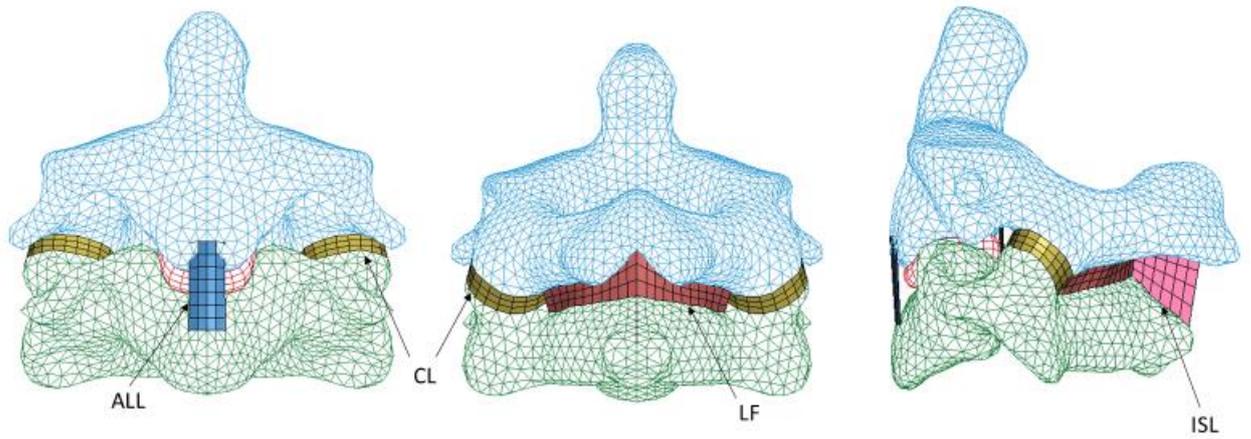


Figura 5.2: Livello spinale C2-C3 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

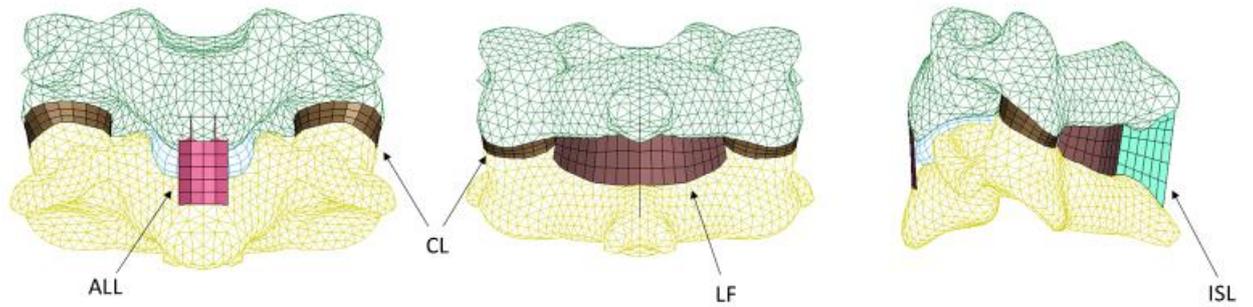


Figura 5.3: Livello spinale C3-C4 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

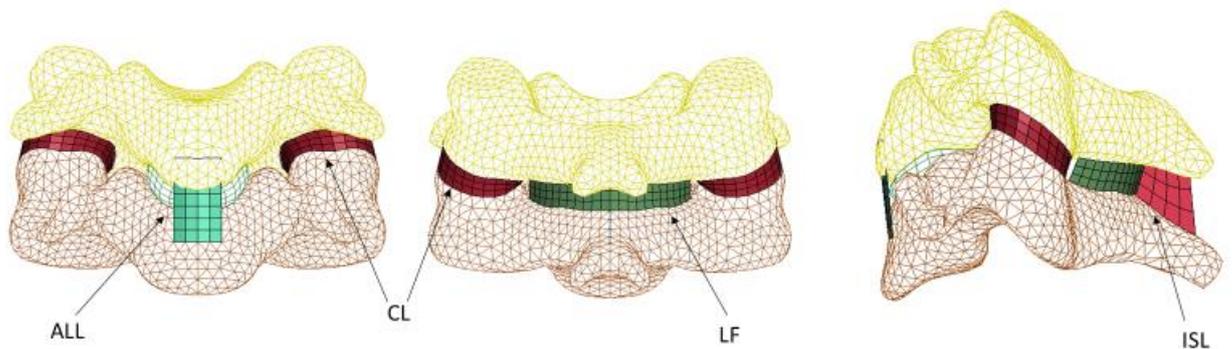


Figura 5.4: Livello spinale C4-C5 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

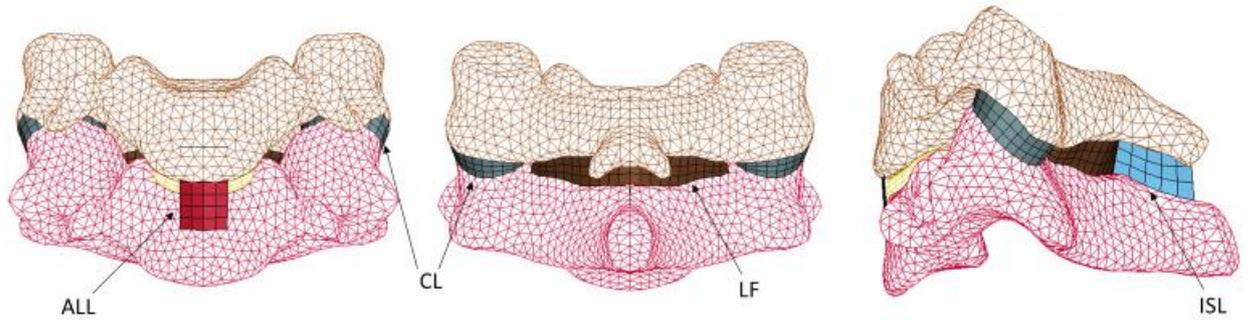


Figura 5.5: Livello spinale C5-C6 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

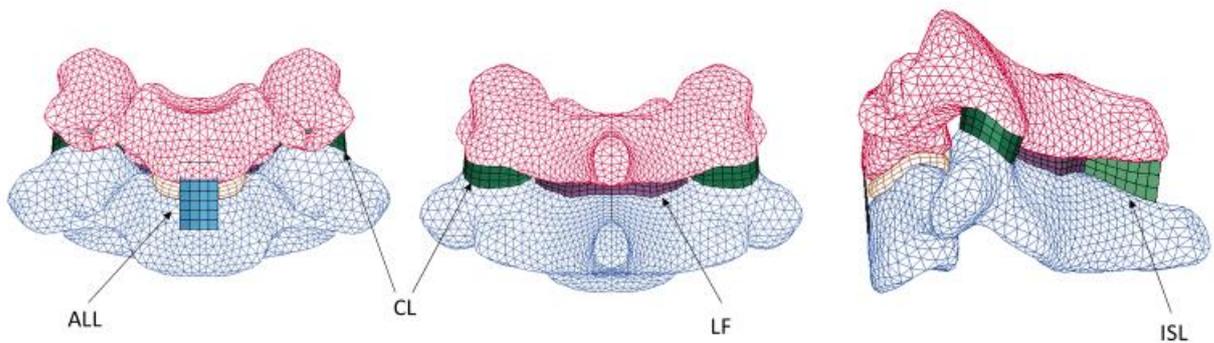


Figura 5.6: Livello spinale C6-C7 vista posteriore, vista frontale, vista laterale.

5.2.1 Simulazione di impatto automobilistico frontale

In caso di impatto frontale i legamenti maggiormente coinvolti durante il movimento del rachide cervicale sono il legamento interspinoso e i legamenti capsulari.

Partendo dai legamenti longitudinali anteriori è possibile notare che dal confronto del percorso deformativo con le curve caratteristiche del materiale con cui i legamenti sono stati modellati, tali legamenti risultano poco sollecitati. In Figura 5.7 si può notare che per tutte le condizioni di carico, il legamento viene caricato e si scarica tornando nelle condizioni indeformate. Dal livello spinale C3-C4 la sollecitazione al legamento longitudinale anteriore inizia a ridursi, fino a portarsi a zero per i livelli spinali inferiori. Per cui è possibile concludere che il legamento ALL non sarà danneggiato durante un impatto automobilistico frontale.

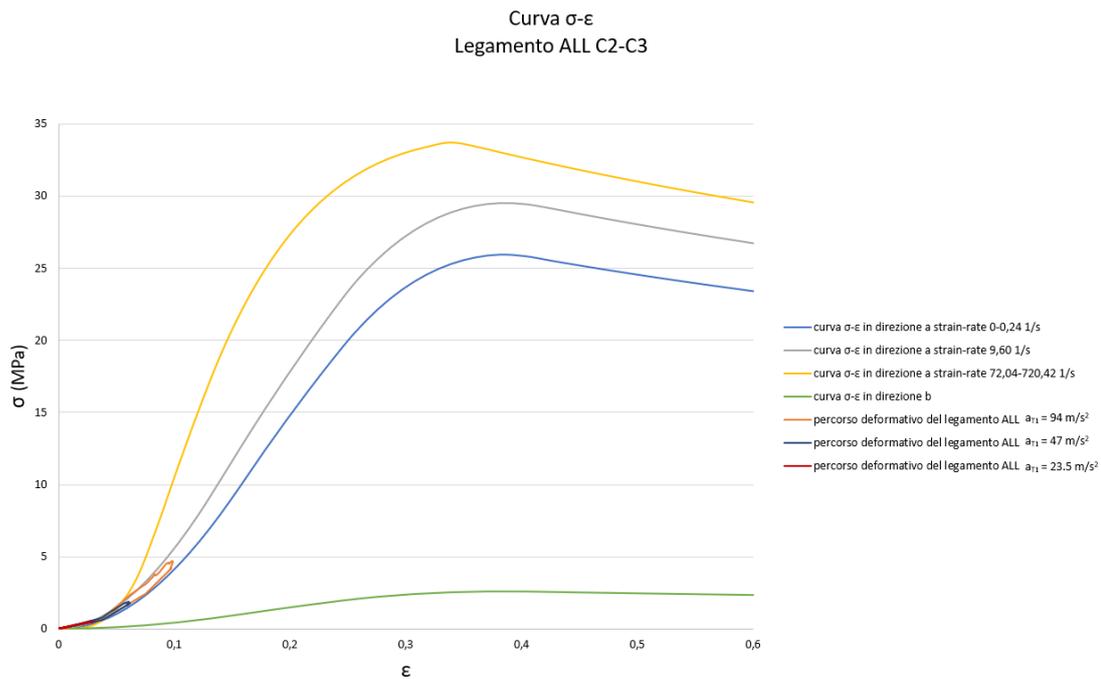


Figura 5.7: Curva σ - ϵ del legamento longitudinale anteriore, livello spinale C2-C3 (impatto frontale).

Discorso analogo per i legamenti longitudinali posteriori, come si può vedere da Figura 5.8 il legamento longitudinale posteriore al livello spinale C2-C3 arriva a caricarsi e si scarica tornando nella condizione iniziale, lo fa attraverso un'isteresi in accordo con il modello del materiale, il percorso deformativo acquisito durante l'impatto ricade in una regione della curva caratteristica tale per cui si può concludere che anche il legamento PLL non è lesionato.

Curva σ - ϵ
Legamento PLL C2-C3

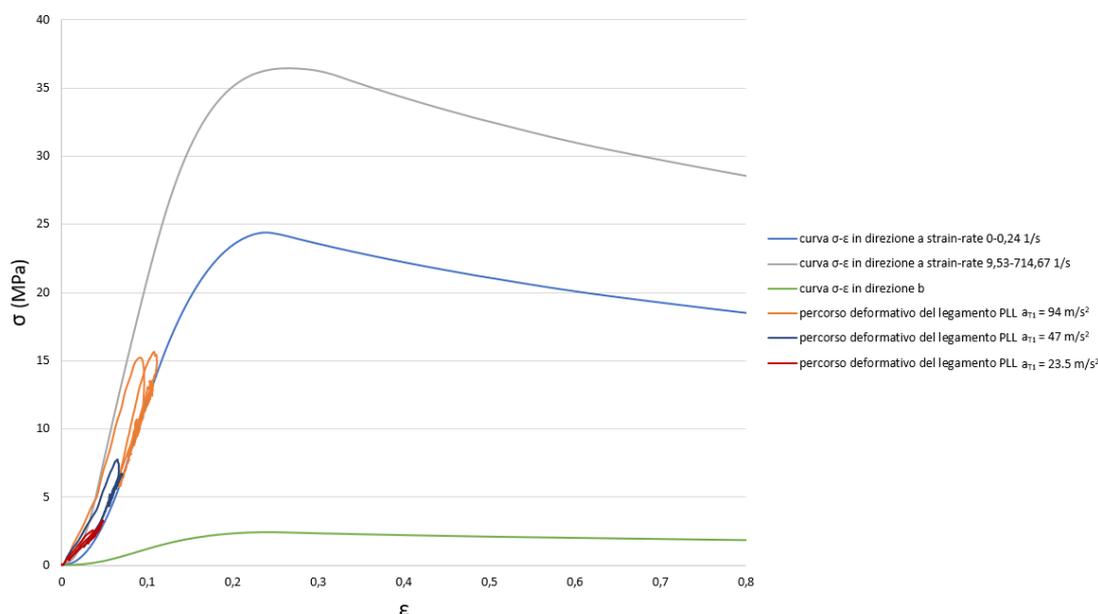


Figura 5.8: Curva σ - ϵ del legamento longitudinale posteriore, livello spinale C2-C3 (impatto frontale).

Per quanto riguarda il legamento ISL al livello spinale C2-C3 il danno è certo per la condizione simulata di impatto con $a_{T1}=93 \text{ m/s}^2$, mentre per $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ e $a_{T1}=23 \text{ m/s}^2$ siamo in una situazione intermedia tale per cui c'è la possibilità che il legamento si danneggi in parte durante l'impatto (Figura 5.9). Analogo il discorso per il livello spinale C4-C5. Per il livello spinale C3-C4 invece la situazione è più critica, per $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ e $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$ il danno è certo, mentre per la condizione di impatto meno severo, cioè per $a_{T1}=23.5 \text{ m/s}^2$ potrebbe presentarsi una lesione più o meno grave. Per il livello spinale C5-C6 per tutte le condizioni di carico il legamento potrebbe danneggiarsi, il carico potrebbe essere traumatico. Per il livello spinale C6-C7 è possibile osservare dal grafico, Figura 5.10, che per tutte le condizioni di carico il percorso deformativo raggiunge il massimo e poi la curva decresce, la tensione si riduce e la deformazione cresce, ciò è indice di danno. Per completezza sono riportate in Figura 5.11- 5.12 anche le mappe colorate per vedere la distribuzione della tensione massima principale e la deformazione massima principale all'istante di tempo 200 ms, in quanto il percorso deformativo dell'elemento è stato acquisito per l'elemento più sollecitato lontano dai punti di attacco alle vertebre.

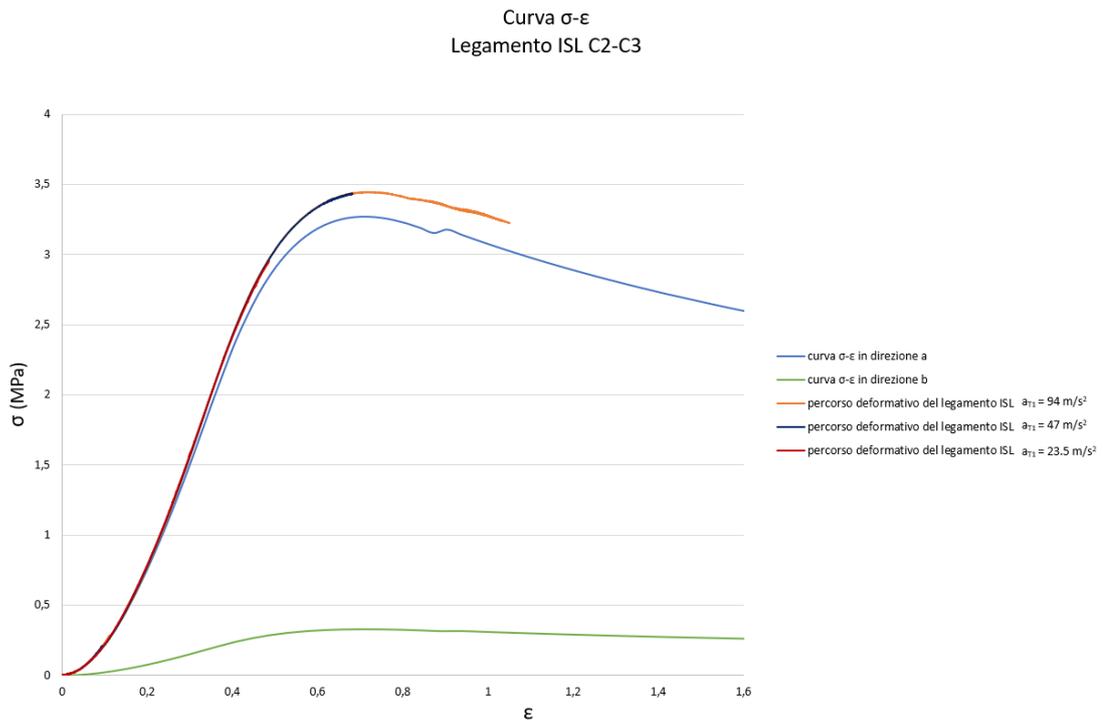


Figura 5.9: Curva σ - ϵ del legamento interspinoso, livello spinale C2-C3 (impatto frontale).

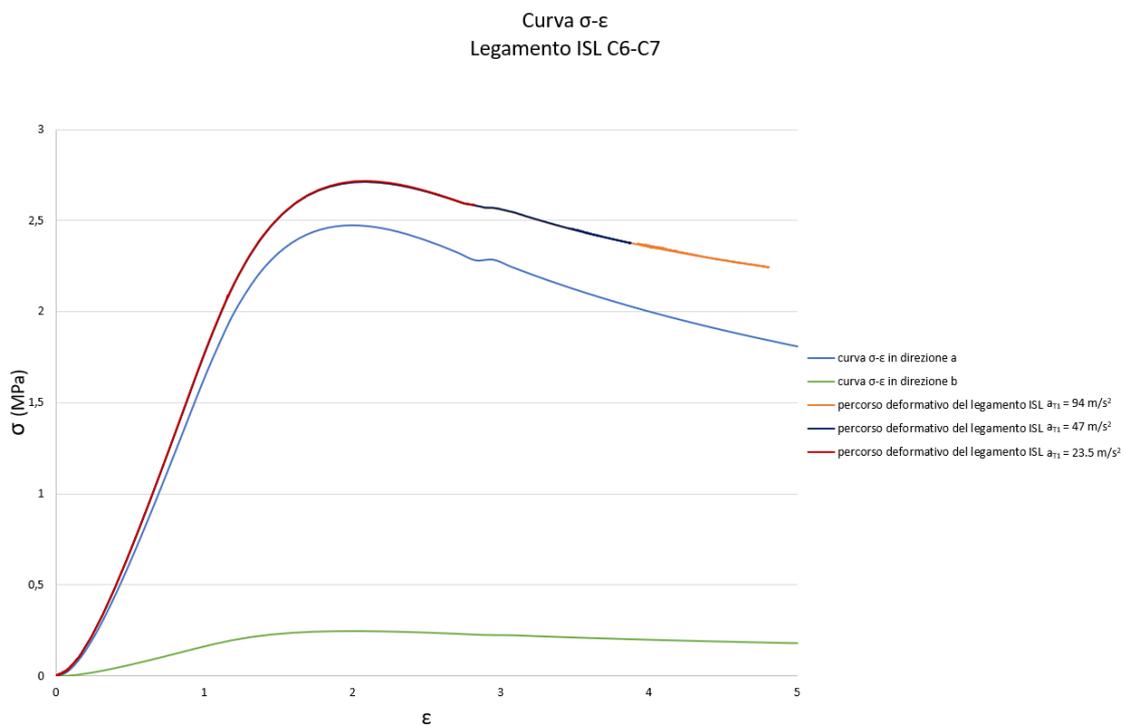


Figura 5.10: Curva σ - ϵ del legamento interspinoso, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
 Time = 200
 Contours of Mean 1st Max Prin Strain
 min=1.44937, at elem# 2118146
 max=2.2001, at elem# 2118131

Mean 1st Max Prin Strain

2.200e+00
2.125e+00
2.050e+00
1.975e+00
1.900e+00
1.825e+00
1.750e+00
1.675e+00
1.600e+00
1.524e+00
1.449e+00

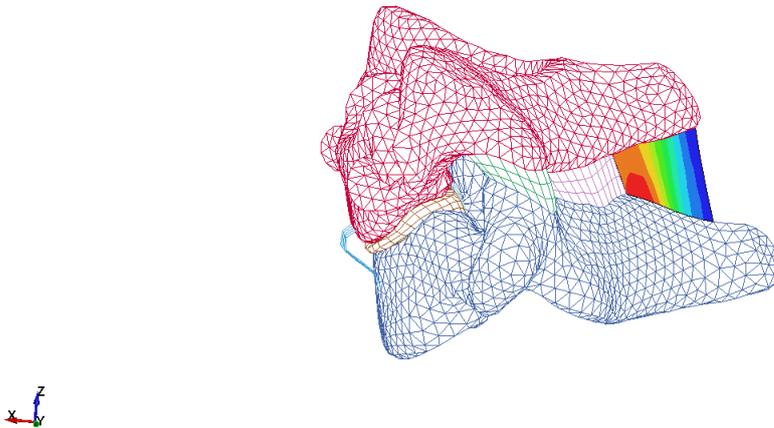


Figura 5.11: Massima deformazione principale del legamento interspinoso, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
 Time = 200
 Contours of Maximum Principal Stress
 max IP. value
 min=0.00245752, at elem# 2118146
 max=0.00271615, at elem# 2118132

Maximum Principal Stress

2.716e-03
2.690e-03
2.664e-03
2.639e-03
2.613e-03
2.587e-03
2.561e-03
2.535e-03
2.509e-03
2.483e-03
2.458e-03

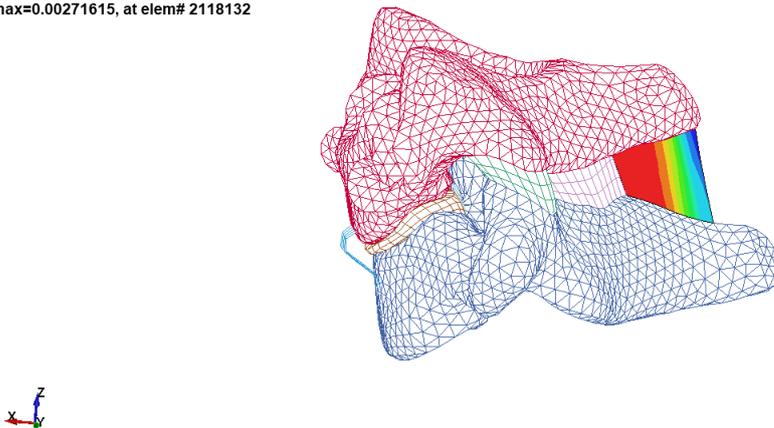


Figura 5.12: Massima tensione principale del legamento interspinoso, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

Per il legamento LF le condizioni di carico diverse portano a dire che il legamento si danneggia sicuramente per condizioni di carico elevato, $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$, mentre per impatto ridotto non si rileva nessun danno, e la condizione di impatto frontale per $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ è sicuramente critica dal punto di vista del danneggiamento perché raggiunge quasi il massimo. Analogamente il discorso per il livello C3-C4 e C4-C5.

In tutte e tre le condizioni di carico il percorso deformativo del legamento al livello C5-C6 ricade nella regione lineare della curva caratteristica del materiale per cui non si presenta nessun danno (Figura 5.14). Il legamento al livello C6-C7 si danneggerà certamente per $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ e $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$, dopo che il percorso deformativo raggiunge il carico massimo la deformazione continua a crescere e ciò corrisponde al danno.

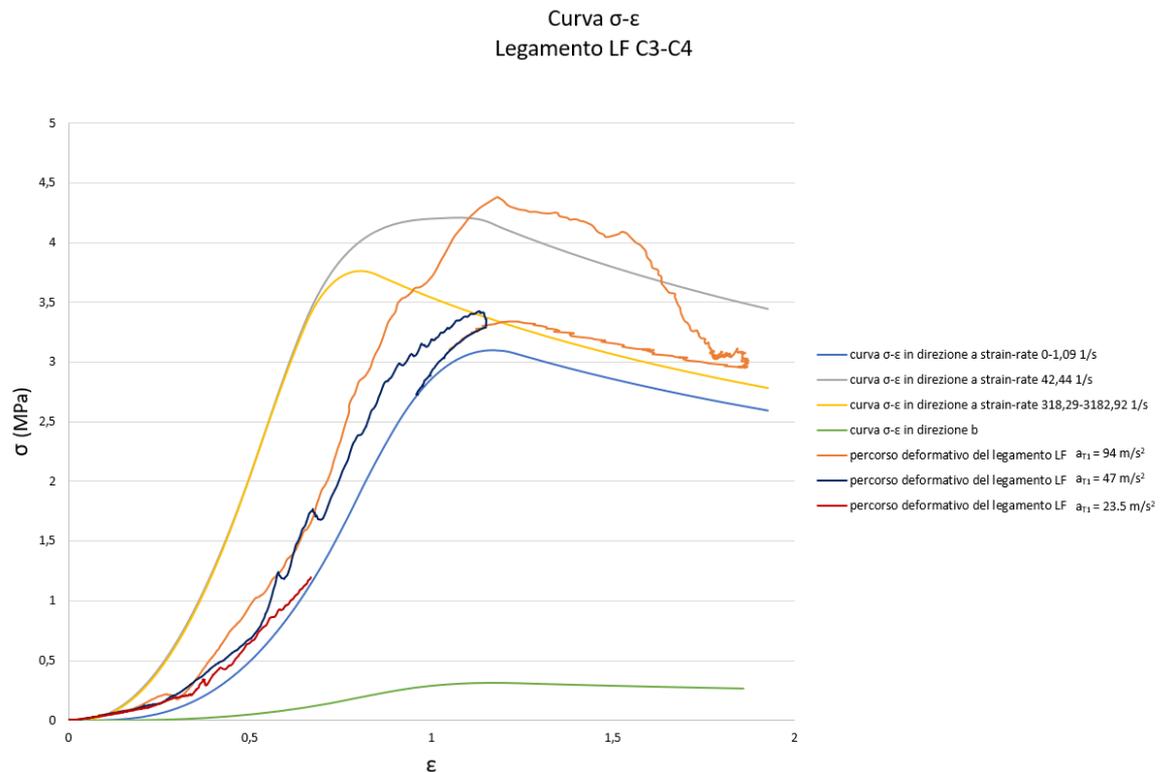


Figura 5.13: Curva σ - ϵ del legamento giallo, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

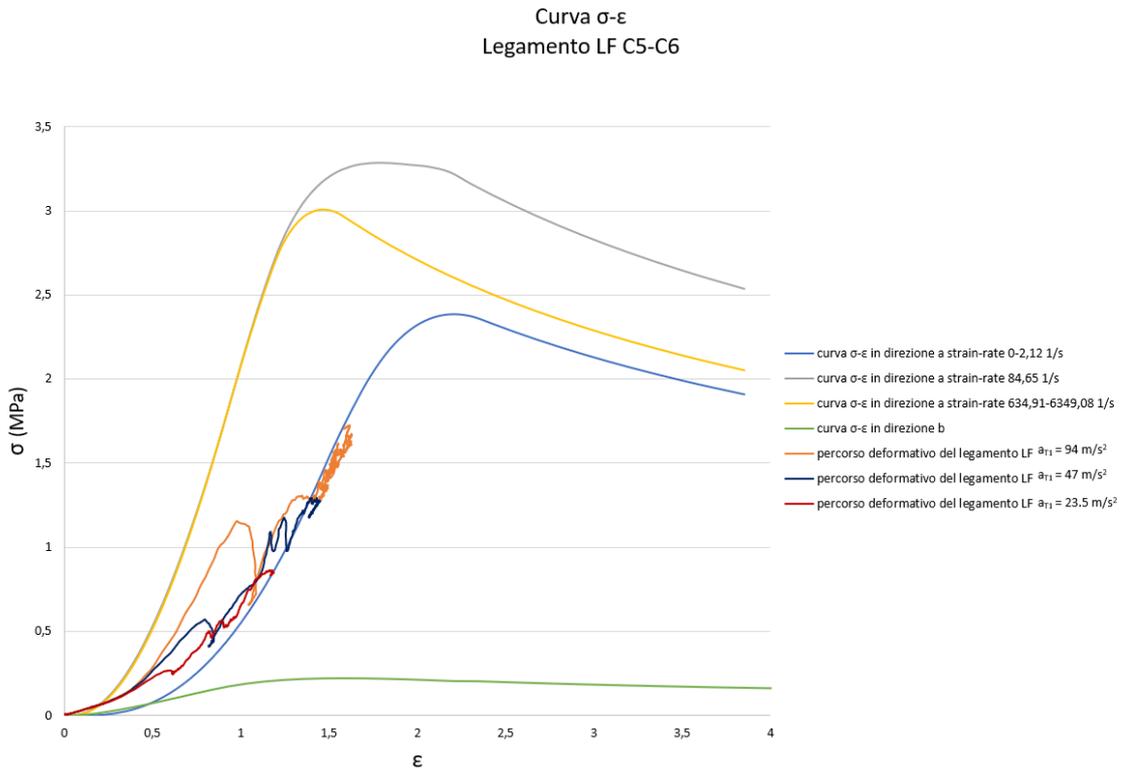


Figura 5.14: Curva σ - ϵ del legamento giallo, livello spinale C5-C6 (impatto frontale).

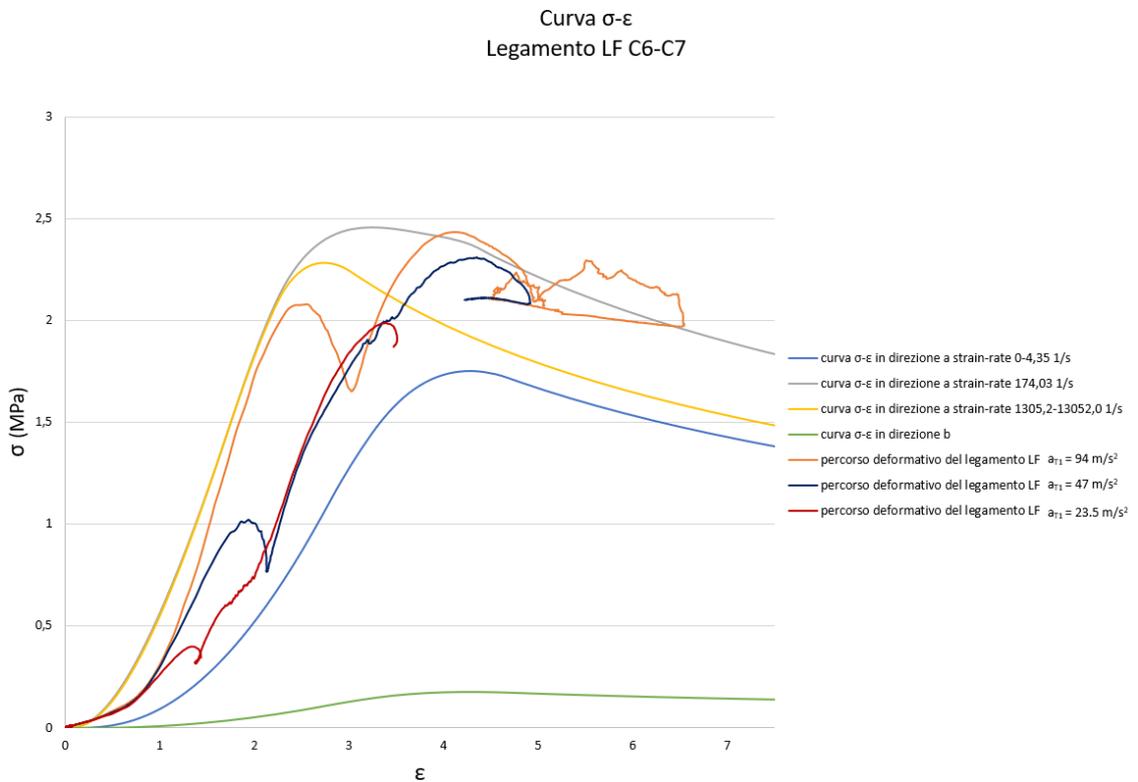


Figura 5.15: Curva σ - ϵ del legamento giallo, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

I legamenti capsulari al livello C2-C3 non risultano critici dal punto di vista del danno per le due condizioni meno severe, per $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$ c'è la possibilità che il legamento si danneggi. Al livello C3-C4 i legamenti capsulari saranno sicuramente danneggiati per $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ e $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$, come si può vedere in Figura 5.16 dopo aver superato il massimo la deformazione cresce mentre la tensione si riduce, per $a_{T1}=23.5 \text{ m/s}^2$ il percorso deformativo cade nella regione traumatica della curva del materiale, per cui per un impatto meno severo il legamento potrebbe avere delle microlesioni. Sono riportate anche le mappe colorate per mostrare come si distribuisce la tensione massima principale e la deformazione massima principale all'istante 250 ms in tutto il legamento Figura 5.17-5.18. Per il livello C4-C5 con $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ e $a_{T1}=23.5 \text{ m/s}^2$ c'è un certo rischio di danno perché si trova nella regione traumatica, per $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$ il legamento sarà danneggiato. Il livello C5-C6 è particolarmente critico per tutte le condizioni di carico. Per il livello C6-C7 i legamenti capsulari risulteranno certamente danneggiati per $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$ e $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$, mentre per $a_{T1}=23.5 \text{ m/s}^2$ potrebbero verificarsi delle microlesioni al legamento.

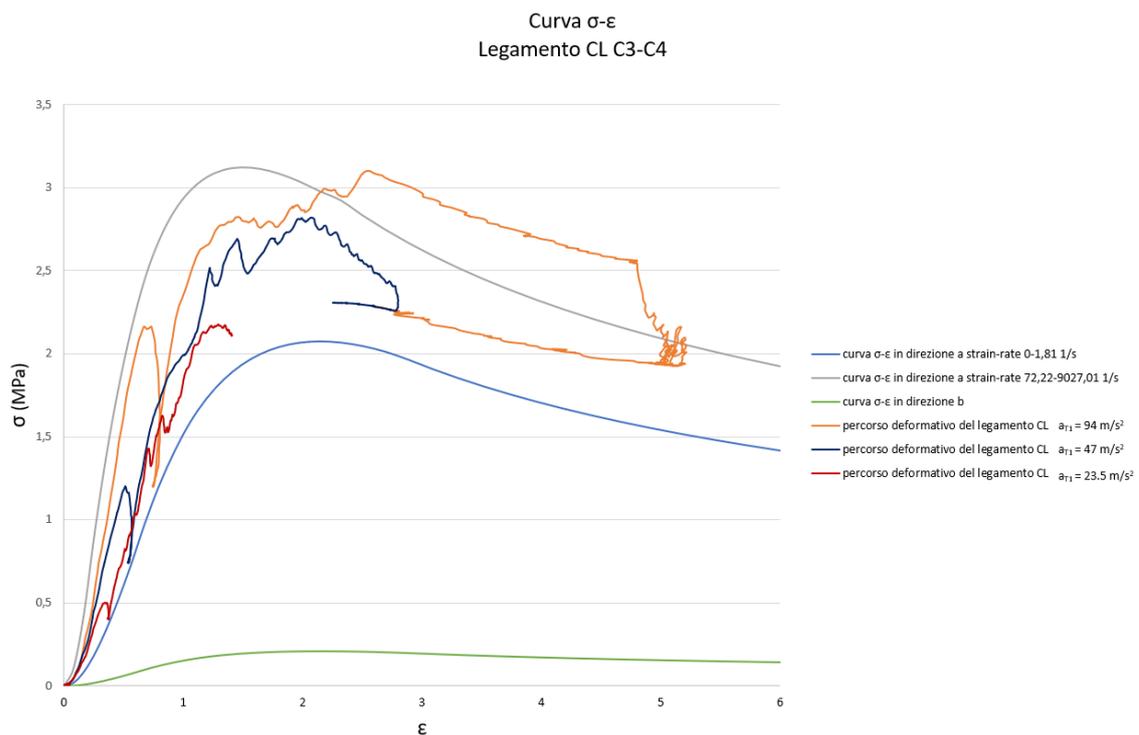


Figura 5.16: Curva σ - ϵ dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
Time = 250
Contours of Maximum Principal Stress
max IP. value
min=0.000436709, at elem# 2122840
max=0.00267602, at elem# 2122870

Maximum Principal Stress

2.676e-03
2.452e-03
2.228e-03
2.004e-03
1.780e-03
1.556e-03
1.332e-03
1.109e-03
8.846e-04
6.606e-04
4.367e-04

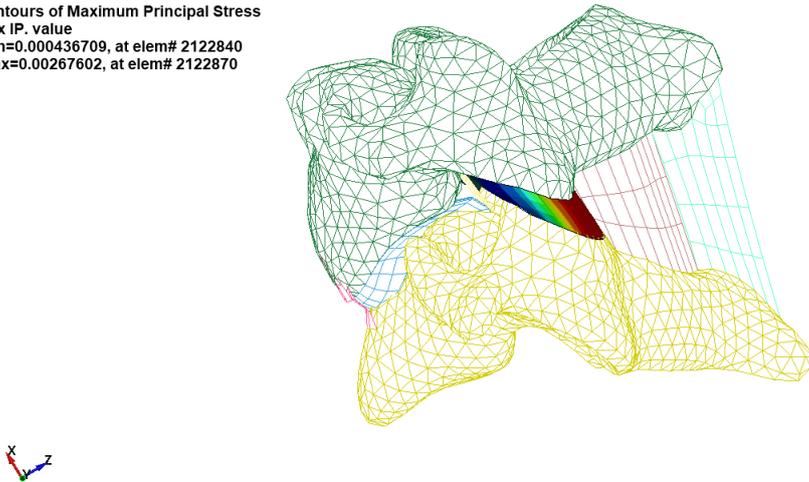


Figura 5.17: Massima tensione principale dei legamenti capsulari,
livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
Time = 250
Contours of Mean Ipt Max Prin Strain
min=0.498053, at elem# 2122843
max=2.4605, at elem# 2122889

Mean Ipt Max Prin Strain

2.461e+00
2.264e+00
2.068e+00
1.872e+00
1.676e+00
1.479e+00
1.283e+00
1.087e+00
8.905e-01
6.943e-01
4.981e-01

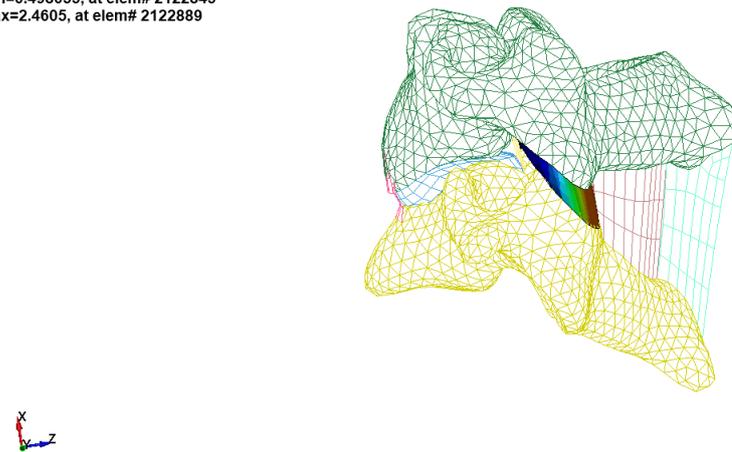


Figura 5.18: Massima deformazione principale dei legamenti capsulari,
livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
Time = 250
Contours of Maximum Principal Stress
max IP. value
min=0.000436709, at elem# 2122840
max=0.00267602, at elem# 2122870

Maximum Principal Stress

2.676e-03
2.452e-03
2.228e-03
2.004e-03
1.780e-03
1.556e-03
1.332e-03
1.109e-03
8.846e-04
6.606e-04
4.367e-04

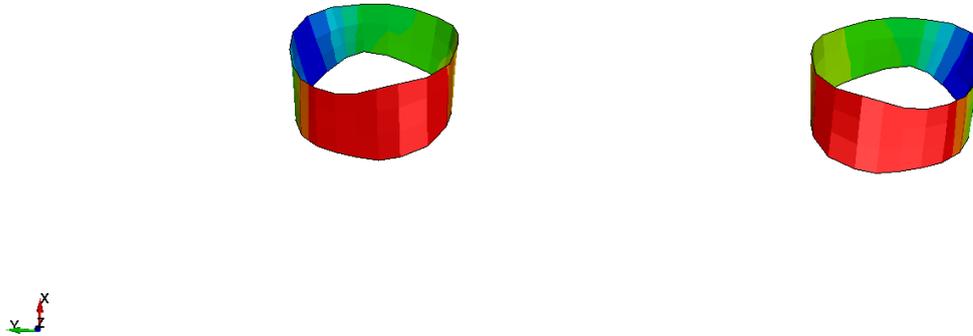


Figura 5.19: Massima tensione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
Time = 250
Contours of Mean Ipt Max Prin Strain
min=0.498053, at elem# 2122843
max=2.4605, at elem# 2122889

Mean Ipt Max Prin Strain

2.461e+00
2.264e+00
2.068e+00
1.872e+00
1.676e+00
1.479e+00
1.283e+00
1.087e+00
8.905e-01
6.943e-01
4.981e-01

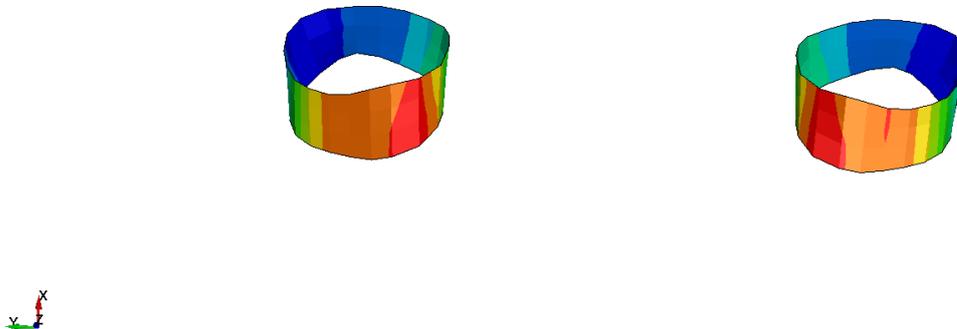


Figura 5.20: Massima deformazione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto frontale).

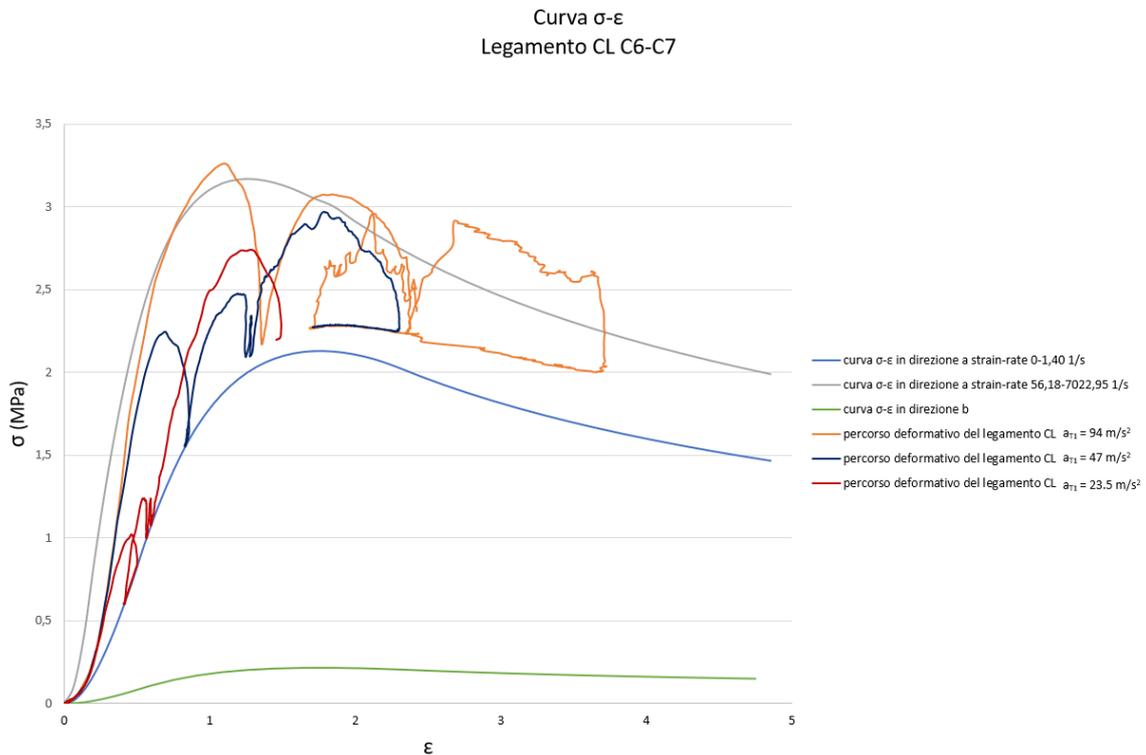


Figura 5.21: Curva σ - ϵ del legamento giallo, livello spinale C6-C7 (impatto frontale).

5.2.2 Simulazione di impatto automobilistico posteriore

I legamenti maggiormente sollecitati durante il movimento che il rachide esegue durante l'impatto posteriore sono il legamento longitudinale anteriore e i legamenti capsulari. Il legamento risulterà danneggiato in maniera permanente quando superato il valore massimo, la tensione si riduce e la deformazione continua ad aumentare.

Analizzando i risultati del legamento longitudinale anteriore per il livello spinale C2-C3 si può osservare che nel caso di impatto meno severo, $a_{T1}=23.5 \text{ m/s}^2$, il percorso deformativo si trova nella regione lineare della curva caratteristica del materiale per cui non sarà danneggiato, mentre le condizioni di impatto automobilistico a $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ potrebbero essere traumatiche, nel caso di impatto a $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$ si può notare che, nonostante la tensione si riduca da un certo punto dopo aver superato il valore massimo, la deformazione continua ad aumentare per cui il legamento si danneggerà sicuramente. Situazione analoga per il livello spinale C3-C4.

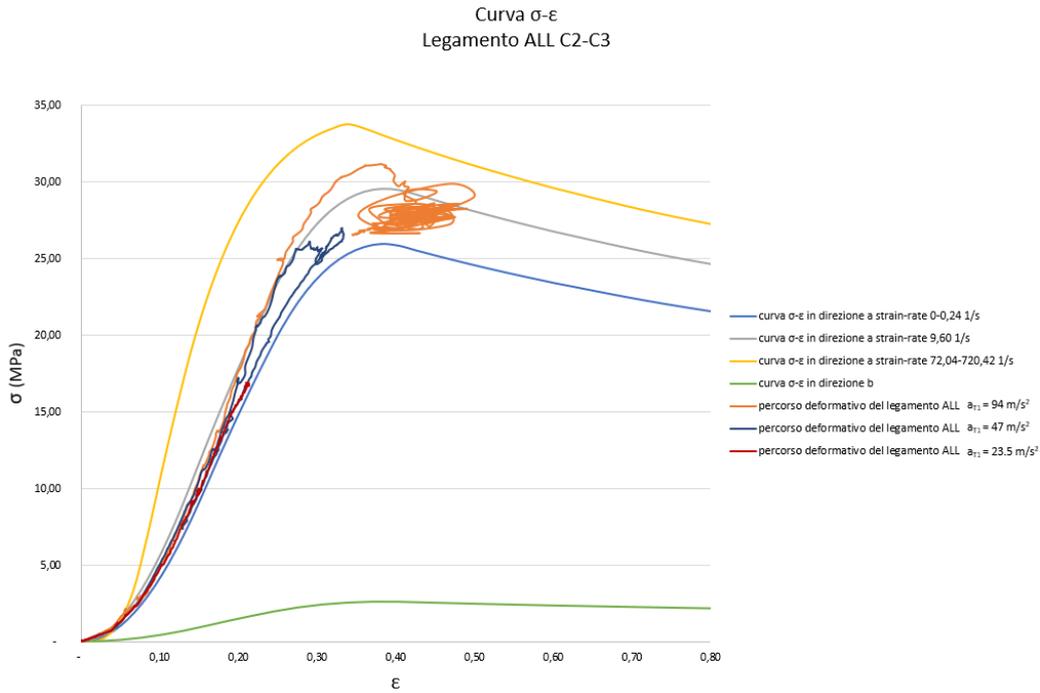


Figura 5.22: Curva σ - ϵ del legamento longitudinale anteriore, livello spinale C2-C3 (impatto posteriore).

Dall'analisi dei percorsi deformativi del legamento longitudinale posteriore si può dedurre che questo legamento non arriverà a lesionarsi in nessuna condizione di carico, neanche nella più severa, per tutti i livelli spinali, addirittura dal livello C5-C6 la sollecitazione impartita a questo legamento è quasi nulla.

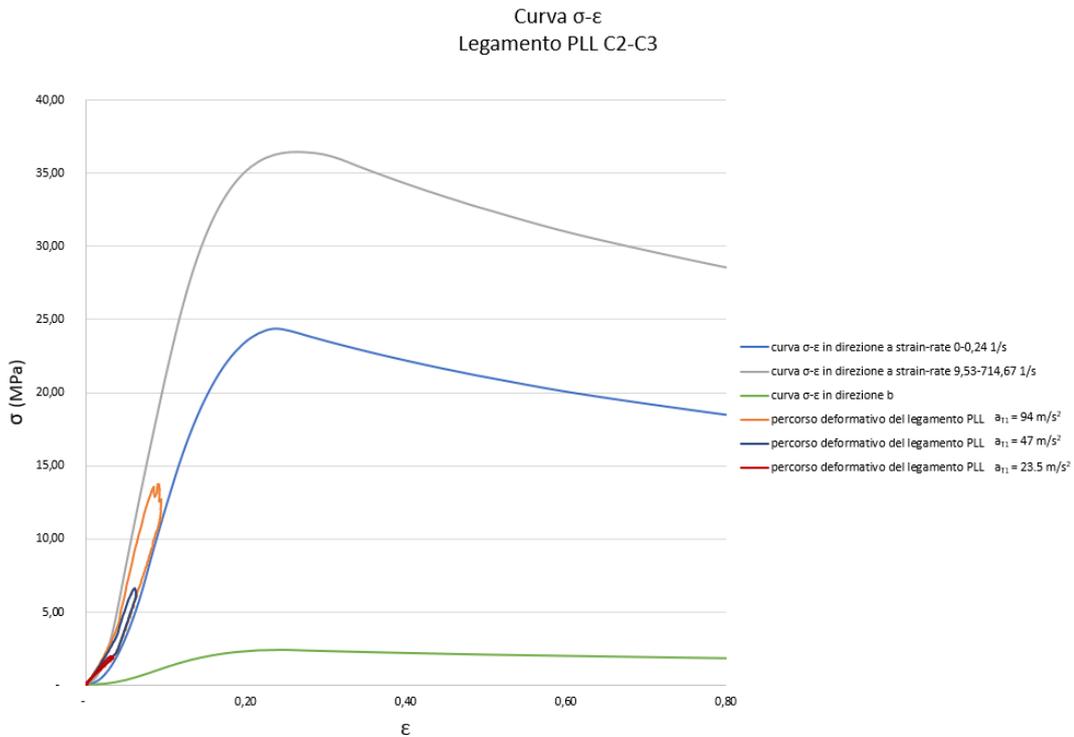


Figura 5.23: Curva σ - ϵ del legamento longitudinale posteriore, livello spinale C2-C3 (impatto posteriore).

Per tutti gli altri livelli spinali, il legamento LF risulta sano per tutte le condizioni di impatto.

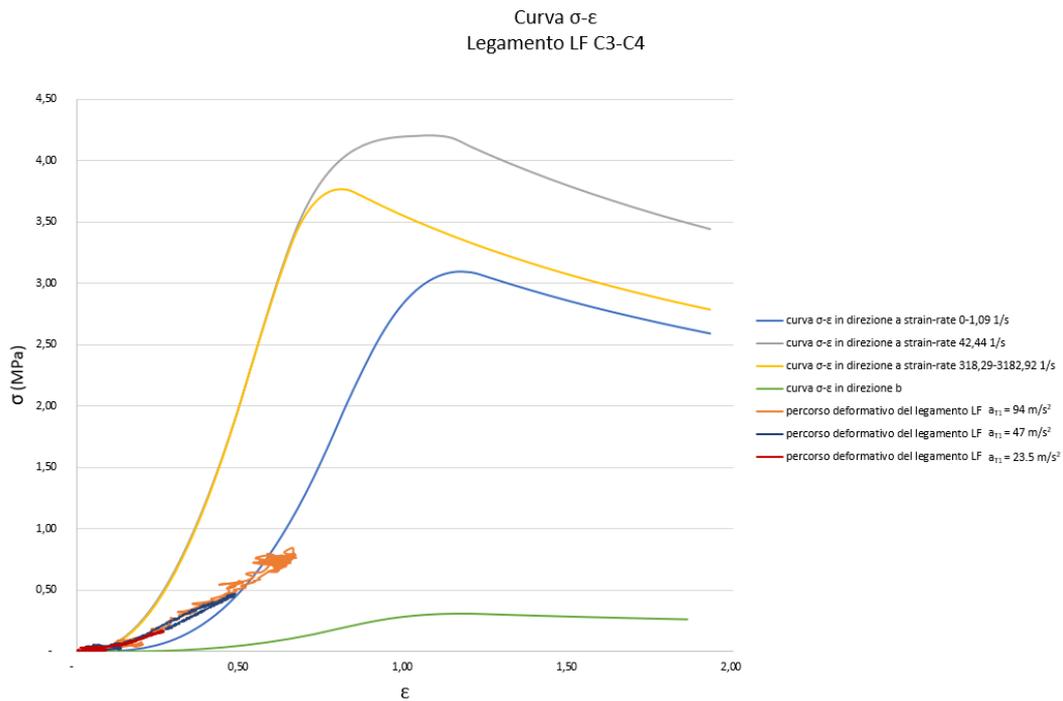


Figura 5.24: Curva σ - ϵ del legamento giallo, livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

Anche il legamento ISL è poco sollecitato per tutti i livelli spinali, per tutte le condizioni di carico, il percorso deformativo del legamento cade nella regione lineare della curva caratteristica del materiale, per cui non si avrà nessun danno.

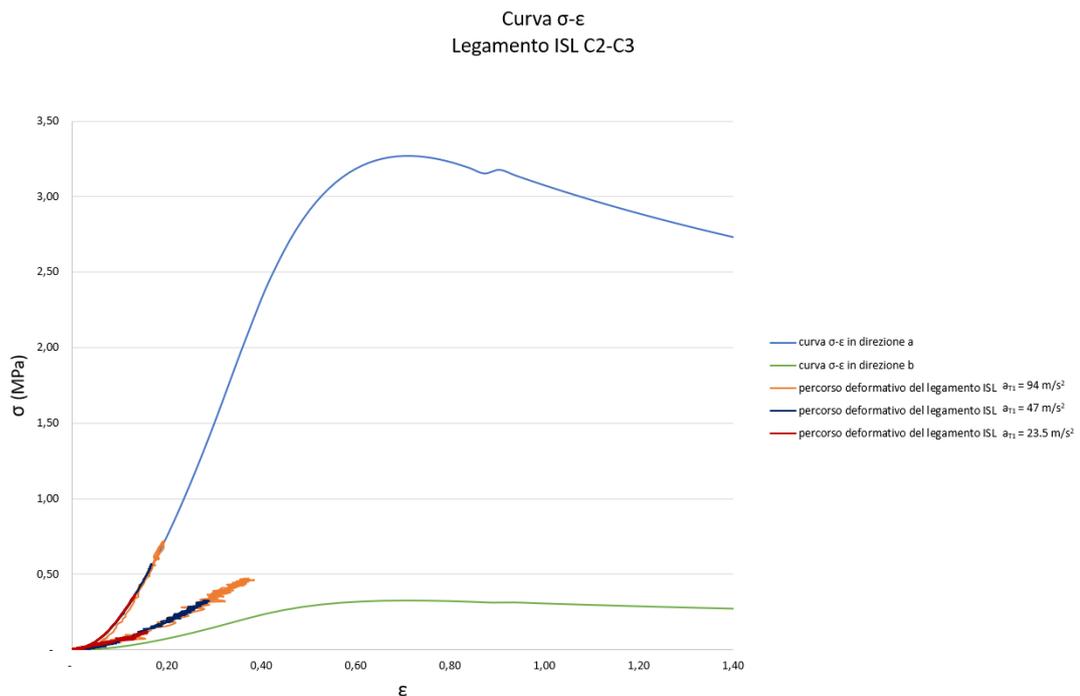


Figura 5.25: Curva σ - ϵ del legamento interspinoso, livello spinale C2-C3 (impatto posteriore).

Sia per il livello spinale C2-C3 che per il livello spinale C3-C4 i legamenti capsulari si danneggeranno in maniera permanente sicuramente per $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ e $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$, in quanto nonostante la sollecitazione si riduca la deformazione continua ad aumentare, mentre per impatto meno severo potrebbero verificarsi delle microlesioni. In Figura 5.29-5.30-5.31-5.32 sono riportate le mappe colorate della tensione massima principale e deformazione massima principale all'istante di tempo 250 ms.

Al livello spinale C4-C5, si può notare che per $a_{T1}=47 \text{ m/s}^2$ e $a_{T1}=94 \text{ m/s}^2$ potrebbe danneggiarsi, per cui il carico potrebbe essere traumatico, per il caso di $a_{T1}=23.5 \text{ m/s}^2$ il legamento non sarà danneggiato.

Al livello spinale C5-C6 i percorsi deformativi per tutte e tre le condizioni di impatto superano il massimo della curva caratteristica del materiale, e la deformazione continua a crescere, mentre la tensione si riduce, questo è indice di cedimento.

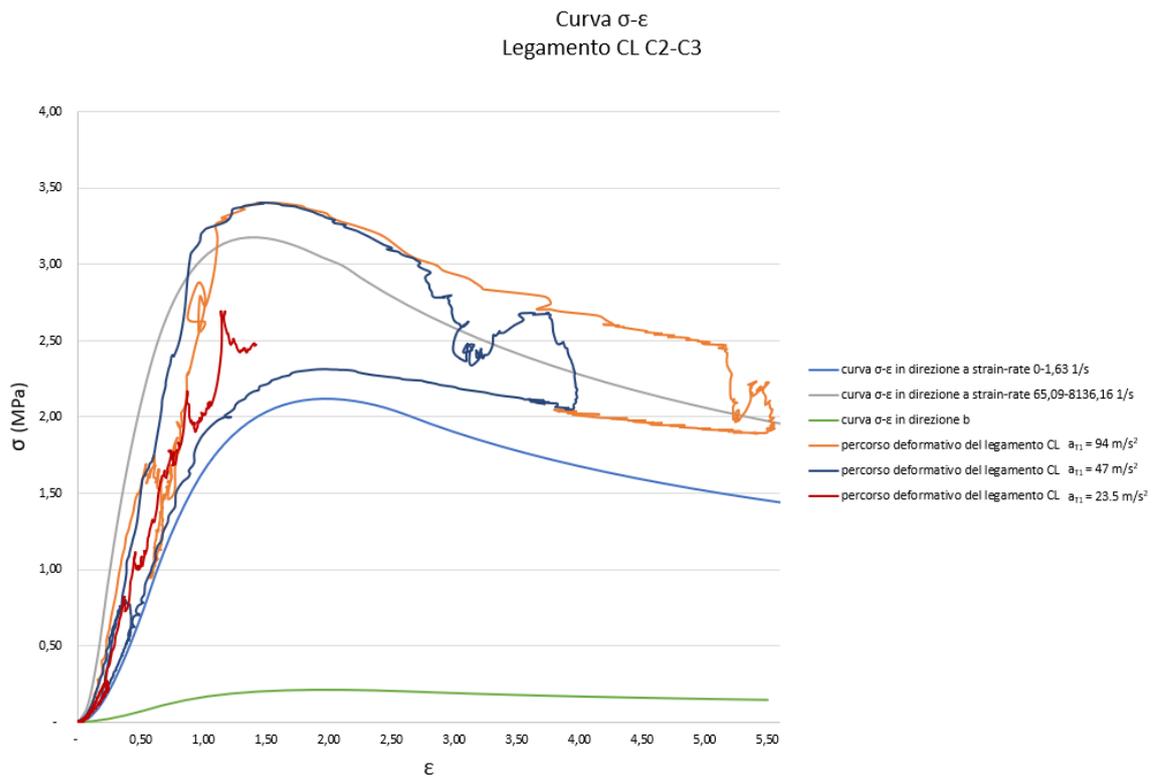


Figura 5.26: Curva σ - ϵ dei legamenti capsulari, livello spinale C2-C3 (impatto posteriore).

Curva σ - ϵ
Legamento CL C4-C5

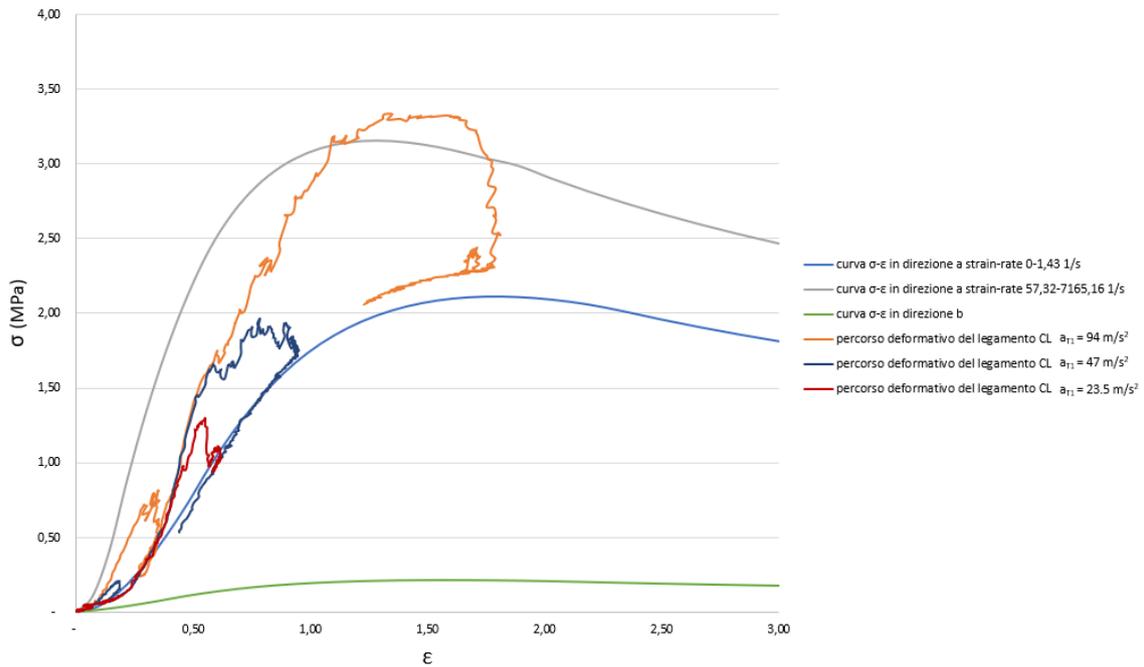


Figura 5.27: Curva σ - ϵ dei legamenti capsulari, livello spinale C4-C5 (impatto posteriore).

Curva σ - ϵ
Legamento CL C5-C6

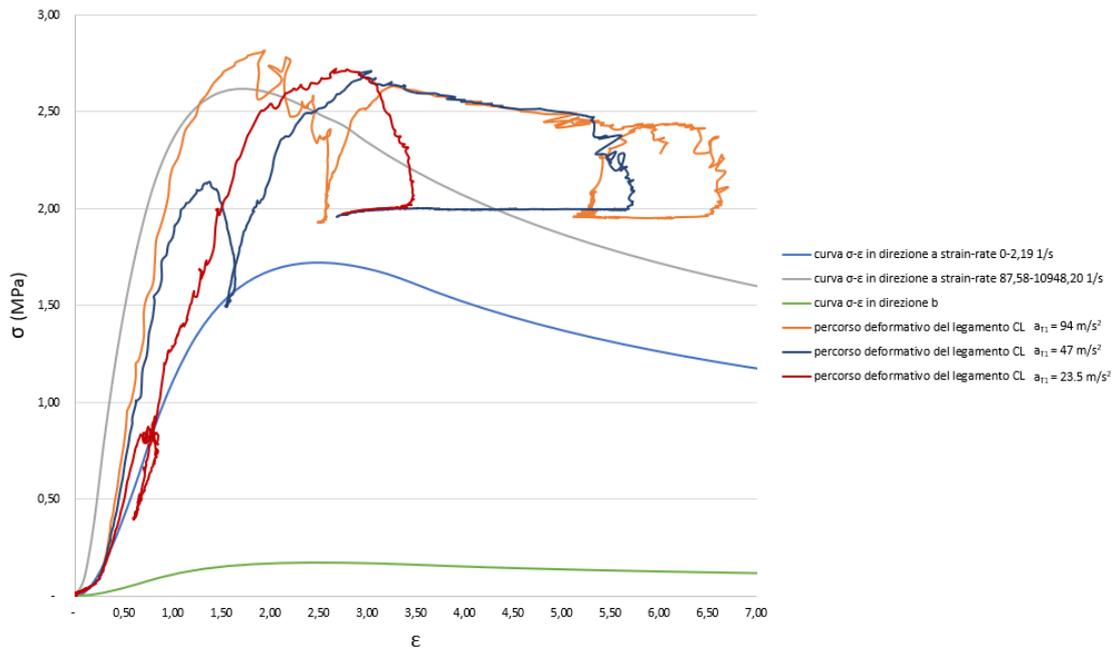


Figura 5.28: Curva σ - ϵ dei legamenti capsulari, livello spinale C5-C6 (impatto posteriore).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
Time = 250
Contours of Maximum Principal Stress
max IP. value
min=0.000858548, at elem# 2122951
max=0.0028475, at elem# 2122895

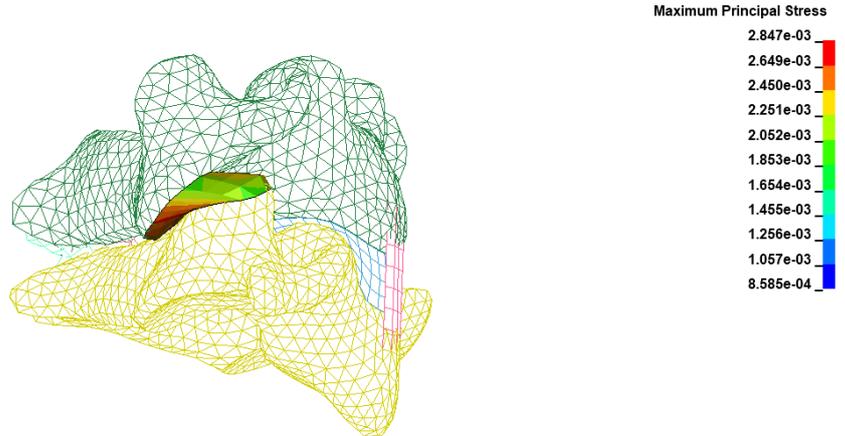


Figura 5.29: Massima tensione principale dei legamenti capsulari,
livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
Time = 250
Contours of Mean Ipt Max Prin Strain
min=0.840572, at elem# 2122948
max=4.53896, at elem# 2122869

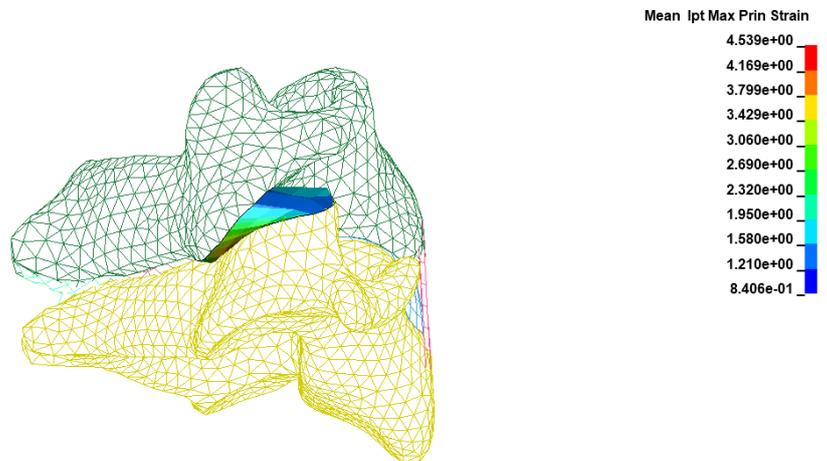


Figura 5.30: Massima deformazione principale dei legamenti capsulari,
livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
 Time = 250
 Contours of Mean 1st Max Prin Strain
 min=0.840572, at elem# 2122948
 max=4.53896, at elem# 2122869

Mean 1st Max Prin Strain

4.539e+00
4.169e+00
3.799e+00
3.429e+00
3.060e+00
2.690e+00
2.320e+00
1.950e+00
1.580e+00
1.210e+00
8.406e-01

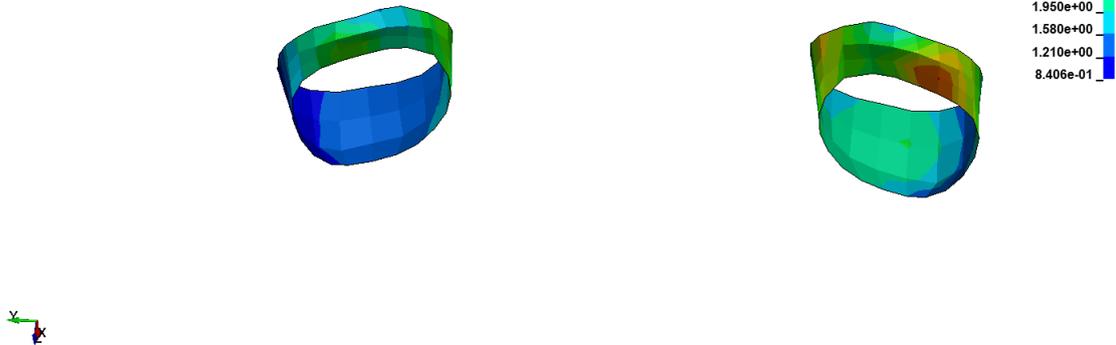


Figura 5.31: Massima tensione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

LS-DYNA keyword deck by LS-PrePost
 Time = 250
 Contours of Maximum Principal Stress
 max IP. value
 min=0.000858548, at elem# 2122951
 max=0.0028475, at elem# 2122895

Maximum Principal Stress

2.847e-03
2.649e-03
2.450e-03
2.251e-03
2.052e-03
1.853e-03
1.654e-03
1.455e-03
1.256e-03
1.057e-03
8.585e-04

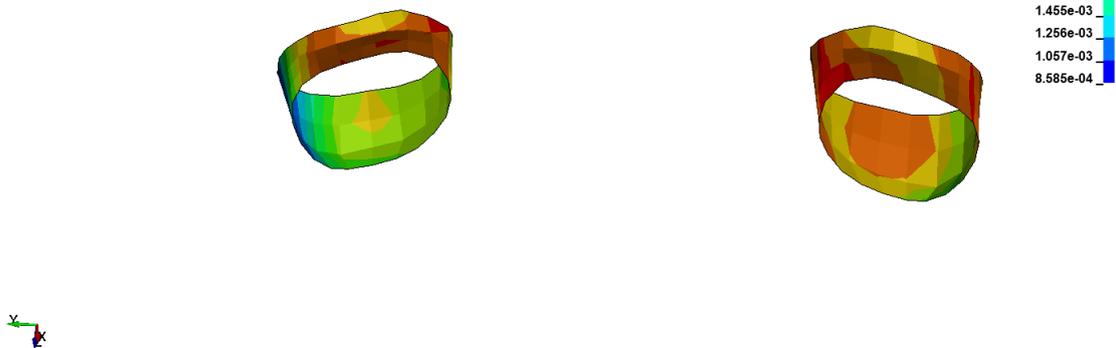


Figura 5.32: Massima deformazione principale dei legamenti capsulari, livello spinale C3-C4 (impatto posteriore).

Di seguito sono presenti delle tabelle che riassumono l'analisi del percorso deformativo per ogni singolo legamento a tutti i livelli spinali. Si può notare che nell'impatto frontale i legamenti capsulari e interspinali sono esposti al danneggiamento, mentre nell'impatto posteriore i legamenti capsulari sono più a rischio.

a_{T1} (m/s ²)		23.5	47	94
ALL				
	C2-C3	■	■	■
	C3-C4	■	■	■
	C4-C5	■	■	■
	C5-C6	■	■	■
	C6-C7	■	■	■
PLL				
	C2-C3	■	■	■
	C3-C4	■	■	■
	C4-C5	■	■	■
	C5-C6	■	■	■
	C6-C7	■	■	■
ISL				
	C2-C3	■	■	■
	C3-C4	■	■	■
	C4-C5	■	■	■
	C5-C6	■	■	■
	C6-C7	■	■	■
LF				
	C2-C3	■	■	■
	C3-C4	■	■	■
	C4-C5	■	■	■
	C5-C6	■	■	■
	C6-C7	■	■	■
CL				
	C2-C3	■	■	■
	C3-C4	■	■	■
	C4-C5	■	■	■
	C5-C6	■	■	■
	C6-C7	■	■	■

●	Nessun danno al legamento
●	Possibile danno al legamento
●	Danno al legamento

Tabella 5.1: Tabella riassuntiva nel caso di impatto frontale.

a_{12} (m/s ²)		23.5	47	94	
ALL					
	C2-C3	Green	Yellow	Red	
	C3-C4	Green	Yellow	Red	
	C4-C5	Green	Green	Yellow	
	C5-C6	Green	Green	Yellow	
	C6-C7	Green	Green	Yellow	
PLL					
	C2-C3	Green	Green	Green	
	C3-C4	Green	Green	Green	
	C4-C5	Green	Green	Green	
	C5-C6	Green	Green	Green	
	C6-C7	Green	Green	Green	
ISL					
	C2-C3	Green	Green	Green	
	C3-C4	Green	Green	Green	
	C4-C5	Green	Green	Green	
	C5-C6	Green	Green	Green	
	C6-C7	Green	Green	Green	
LF					
	C2-C3	Green	Green	Yellow	
	C3-C4	Green	Green	Green	
	C4-C5	Green	Green	Green	
	C5-C6	Green	Green	Green	
	C6-C7	Green	Green	Green	
CL					
	C2-C3	Yellow	Red	Red	
	C3-C4	Yellow	Red	Red	
	C4-C5	Green	Yellow	Yellow	
	C5-C6	Red	Red	Red	
	C6-C7	Yellow	Yellow	Red	

- Nessun danno al legamento
- Possibile danno al legamento
- Danno al legamento

Tabella 5.2: Tabella riassuntiva nel caso di impatto posteriore.

Conclusioni

L'obiettivo del presente lavoro di tesi era quello di capire quali legamenti fossero esposti a lesione durante un impatto automobilistico simulato adoperando un modello agli elementi finiti, ponendo l'attenzione sull'impatto frontale e posteriore. I legamenti che sono stati presi in esame sono quelli della colonna vertebrale inferiore. È stato acquisito il percorso deformativo ed è stato confrontato con le curve caratteristiche del materiale con cui i legamenti sono stati modellati, questo ha permesso di capire se i legamenti presi in considerazione venivano danneggiati o meno durante l'impatto. Sulla base anche di studi precedentemente condotti, è stato possibile concludere che se il legamento torna nelle condizioni indeformate è sano, appena il percorso deformativo del legamento si avvicina al massimo della curva si sta danneggiando, quando invece, raggiunge il massimo e inizia a decrescere in σ mentre cresce in ϵ , allora il paziente avrà dei danni, di fatto è un cedimento, quindi il legamento resiste sempre meno. Per capire se il legamento è danneggiato in maniera permanente, il modo più semplice è quello adoperato, che appunto consiste nell'andare ad analizzare tutto il percorso deformativo del legamento durante la simulazione. Dall'analisi dei risultati è venuto fuori che i legamenti capsulari sono a tutti gli effetti i legamenti maggiormente esposti a danno permanente durante l'impatto automobilistico sia frontale che posteriore, e nell'impatto frontale è molto critico anche il legamento interspinoso. Nel presente modello però non è stato incluso il poggiatesta, per cui in futuro si potrebbe pensare di modellare il poggiatesta per vedere l'impatto di tale sistema di protezione automobilistico sui i danni apportati ai legamenti, che di fatto potrebbero essere limitati.

Bibliografia

1. Holck, P. Cervikalcolumnas anatomi. *Tidsskr. den Nor. Laegeforening* (2010)
doi:10.4045/tidsskr.09.0296.
2. Panzer, M. B. Numerical Modelling of the Human Cervical Spine in Frontal Impact. *UWSpace* (2006).
3. Anastasi. Trattato di Anatomia Umana - 4a Edizione Anastasi. in *Volume 1* (2006).
4. Pick, B. P. Gray's Anatomy. *British Medical Journal* (1958)
doi:10.1136/bmj.2.5099.801-e.
5. White and M. Panjabi, A. . *Clinical Biomechanics of the Spine, 2nd ed.*
Philadelphia: Lippincott (1990).
6. Busscher, I. *et al.* Biomechanical characteristics of different regions of the human spine: An in vitro study on multilevel spinal segments. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. (2009) doi:10.1097/BRS.0b013e3181b4c75d.
7. Brandolini, N., Cristofolini, L. & Viceconti, M. Experimental methods for the biomechanical investigation of the human spine: A reiew. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* (2014) doi:10.1142/S0219519414300026.
8. Cristofolini, L. *et al.* Strain distribution in the lumbar vertebrae under different loading configurations. *Spine J.* (2013) doi:10.1016/j.spinee.2013.06.014.
9. Dolan, P., Earley, M. & Adams, M. A. Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. *J. Biomech.* (1994) doi:10.1016/0021-9290(94)90277-1.
10. Fagan, M. J., Julian, S. & Mohsen, A. M. Finite element analysis in spine research. in *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* (2002). doi:10.1243/09544110260216568.
11. Cristofolini, L. *et al.* Mechanical testing of bones: The positive synergy of finite-element models and in vitro experiments. *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.* (2010) doi:10.1098/rsta.2010.0046.
12. Henninger, H. B., Reese, S. P., Anderson, A. E. & Weiss, J. A. Validation of

- computational models in biomechanics. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* (2010) doi:10.1243/09544119JEIM649.
13. Li, F. *et al.* A review of neck injury and protection in vehicle accidents. *Transportation Safety and Environment* (2019) doi:10.1093/tse/tdz012.
 14. Chen, H. Bin, Yang, K. H. & Wang, Z. G. Biomechanics of whiplash injury. *Chinese Journal of Traumatology - English Edition* (2009) doi:10.3760/cma.j.issn.1008-1275.2009.05.011.
 15. Tanaka, N. *et al.* Pathology and Treatment of Traumatic Cervical Spine Syndrome: Whiplash Injury. *Advances in Orthopedics* (2018) doi:10.1155/2018/4765050.
 16. Erbulut, D. U. Biomechanics of neck injuries resulting from rear-end vehicle collisions. *Turkish Neurosurgery* (2014) doi:10.5137/1019-5149.JTN.9218-13.1.
 17. Svensson, M. Y. *et al.* Neck injuries in car collisions - A review covering a possible injury mechanism and the development of a new rear-impact dummy. *Accident Analysis and Prevention* (2000) doi:10.1016/S0001-4575(99)00080-9.
 18. Panjabi, M. M. *et al.* Mechanism of whiplash injury. *Clin. Biomech.* (1998) doi:10.1016/S0268-0033(98)00033-3.
 19. Panjabi, M. M., Ito, S., Ivancic, P. C. & Rubin, W. Evaluation of the intervertebral neck injury criterion using simulated rear impacts. *J. Biomech.* (2005) doi:10.1016/j.jbiomech.2004.07.015.
 20. Östh, J., Brolin, K., Svensson, M. Y. & Linder, A. A Female Ligamentous Cervical Spine Finite Element Model Validated for Physiological Loads. *J. Biomech. Eng.* (2016) doi:10.1115/1.4032966.
 21. González Carcedo, M. & Brolin, K. Generation of numerical human models based on medical imaging. *Chalmers Univ. Technol.* (2012).
 22. Holzapfel, G. A., Schulze-Bauer, C. A. J., Feigl, G. & Regitnig, P. Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus. *Biomech. Model. Mechanobiol.* (2005) doi:10.1007/s10237-004-0053-8.
 23. Mattucci, S. F. E., Moulton, J. A., Chandrashekar, N. & Cronin, D. S. Strain rate

- dependent properties of younger human cervical spine ligaments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* (2012) doi:10.1016/j.jmbbm.2012.02.004.
24. Mattucci, S. F. E. & Cronin, D. S. A method to characterize average cervical spine ligament response based on raw data sets for implementation into injury biomechanics models. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* (2015) doi:10.1016/j.jmbbm.2014.09.023.
25. Mattucci, S. F. E., Moulton, J. A., Chandrashekar, N. & Cronin, D. S. Strain rate dependent properties of human craniovertebral ligaments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* (2013) doi:10.1016/j.jmbbm.2013.04.005.
26. Östh, J., Mendoza-Vazquez, M., Linder, A., Svensson, M. Y. & Brodin, K. The VIVA OpenHBM finite element 50th percentile female occupant model: Whole body model development and kinematic validation. in *Conference proceedings International Research Council on the Biomechanics of Injury, IRCOBI* (2017).