

國立交通大學

機械工程學系

碩士論文

腰椎解離之生物力學分析

A Biomechanical Analysis of Spondylolysis

研究生：張俊翊

指導教授：洪景華 教授

中華民國九十七年七月

腰椎解離之生物力學分析

A Biomechanical Analysis of Spondylolysis

研究生：張俊昇

Student : Chun-I Chang

指導教授：洪景華

Advisor : Chinghua Hung

國立交通大學

機械工程學系



Submitted to Department of Mechanical Engineering
College of Engineering
National Chiao Tung University
in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of
Master
In

Mechanical Engineering

June 2008

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十七年七月

腰椎解離之生物力學分析

A Biomechanical Analysis of Spondylolysis

研究生：張俊昇

指導教授：洪景華 教授

國立交通大學機械工程學系

摘要

根據統計約有 6% 的成年人患有腰椎解離的疾病，常見於年輕的運動員身上，因在運動的過程中，腰椎需反覆地承受高負荷的彎曲與扭轉動作，在關節間部持續受到壓力而造成的壓迫性骨折。由於腰椎解離之後的力學行為若遭受到太大的外力，則會造成脊椎呈現不穩定而導致腰椎滑脫。

本研究以有限元素法應用於六節脊椎模型(L1-S1)來分析在解離初期之生物力學特性，探討在腰椎解離時對脊椎的影響。本研究亦加入了Follower load進行模擬，將更接近人體內真實情形。主要探討腰椎解離初期的穩定性、小面關節之受力變化、端板剪應力以及對椎間盤應力的影響。

本研究建立了L1-S1脊椎模型，並加入Follower load與文獻驗證的到合理的結果，研究結果發現在腰椎解離之後的力學行為發生變化，在後彎與扭轉動作下發生不穩定現象，而小面關節的受力會由端板與椎間盤承受，因此端板與椎間盤會有較高的應力，端板有較高的可能性發生破損，而椎間盤也有可能因受力趨勢改變發生退化，引發腰椎滑脫。

關鍵字：腰椎解離、脊椎生物力學、有限元素、Follower load。

A Biomechanical Analysis of the Spondylolysis

Student: Chun-I Chang

Advisor: Dr. Chinghua Hung

Department of Mechanical Engineering

National Chiao Tung University

Abstract

Spondylolysis occurs in 6% of the general population. Although the etiology of this continuum of conditions is uncertain, genetic predisposition and repetitive trauma have been strongly implicated. Sports in which participants are subjected to repetitive hyperextension across the lumbar spine pose a risk for such injuries. If the lumbar spine was imposed to a large force after the occurrence of spondylolysis, the lumbar spine might become listhesis and result in spinal instability.

A verified finite element model of L1-S1 was used in this research to investigate the biomechanics of spondylolysis in the early stage. The lumbar spine can support a compressive load of physiologic magnitude without collapsing if the load is applied along a follower load path. The numerical simulation will analyze the stability of spondylolysis, forces of the facet joints, shear forces of the endplate and stresses of the disc.

This study established lumbar spine model (L1-S1) using the follower load. This study found the loading pathway in the lumbar spine with double pars defect was transmitted from the disc, not from the facet joint. The fracture would be initiated at the endplate in the lumbar spine with pars defect. So the endplate shear stress and the

discal stress near the fracture site remarkably increased. The lumber spine might become listhesis.

Keywords: Spondylolysis, Biomechanics, Finite Element Method, Follower load.



誌謝

在兩年的碩士班生涯當中，首先要感謝指導教授洪景華老師的諄諄教誨，在研究、學業上嚴謹地指導與啟蒙，引領俊羿進入學術的殿堂，對俊羿在未來研究與生活上很有幫助，謝謝老師不辭辛勞的指導。另外感謝口試委員賀陳弘教授、徐瑞坤教授對於論文提出的指正與建議，更豐富了論文的內容。

在研究的過程當中，要感謝精密工程與模擬實驗室的成員們：非常關照學弟們的榮崇學長、幽默風趣的宇中學長、生物力學組的扛霸子政成學長、可以過父親節的煌基學長、實驗室管理員正展學長、惦惦吃三碗公的銘傑學長、成熟穩健的麒禎學長、專利發明人彥彬學長、在創見服國防役的宗駿學長、在大陸逍遙自在的理強學長、沉睡的小五郎黃詠學長、永遠的書卷志嘉、可以百步穿楊的運賢、電腦達人世璿、壘球高手聖平學弟、足球後衛建榮學弟、第一守門員時恆學弟、愛吃油雞飯的麒翔學弟，以及剛進實驗室的忠諭、正一、立釗、筱偉學弟，因為有你們更豐富了我的研究生生活，也帶給我美好的回憶。

在論文的撰寫上，要特別感激生物力學組的學長們，有賴政成、正展、銘傑學長的幫忙，謝謝陳世豪醫師提供醫學臨床上的知識，使得研究可以順利完成。

最後，要感謝我的家人，在我求學階段給予我最大的鼓勵與支

持，讓我可以毫無後顧之憂地完成學業，你們的支持是我最大的原動力。要感激的人實在太多，族繁不及備載，僅以此論文献給我摯愛的親人、師長與朋友！



目錄

中文摘要.....	i
英文摘要.....	ii
誌謝.....	iv
目錄.....	vi
圖目錄.....	ix
表目錄.....	xiii
第一章 緒論.....	1
1.1 前言.....	1
1.2 腰椎解離介紹.....	1
1.3 腰椎解離之文獻回顧.....	5
1.3.1 腰椎解離之臨床討論.....	5
1.3.2 腰椎解離之體外實驗討論.....	6
1.3.3 腰椎解離之有限元素討論.....	7
1.4 研究動機與目的.....	10
1.5 論文各章節介紹.....	10
第二章 脊椎解剖學介紹.....	12
2.1 脊椎解剖與生物力學特性.....	12
2.1.1 椎體解剖與生物力學特性.....	14

2.1.2	椎間盤解剖與生物力學特性.....	16
2.1.3	小面關節解剖與生物力學特性.....	17
2.1.4	關節間部之生物力學特性.....	18
2.1.5	韌帶解剖與生物力學特性.....	21
2.1.6	脊椎的運動方式.....	22
2.2	脊椎解離的檢測與治療.....	24
2.2.1	脊椎解離的檢測.....	24
2.2.2	脊椎解離的治療.....	25
第三章	研究方法.....	27
3.1	腰椎有限元素模型建立.....	30
3.1.1	正常腰椎有限元素模型之建立.....	30
3.1.2	Follower load 簡介.....	38
3.1.3	Follower load 文獻回顧.....	40
	Follower load 之體外實驗討論.....	40
	Follower load 之有限元素討論.....	43
3.1.4	本研究 Follower load 施加方式.....	46
3.1.5	正常腰椎有限元素模型之驗證.....	48
3.1.6	腰椎解離之模型建立.....	51
3.2	邊界條件與負荷條件設定.....	52

3.3	生物力學評估	54
3.3.1	預測正常腰椎模型解離位置	54
3.3.2	施加 Follower load 對於腰椎之影響	55
3.3.3	解離初期穩定性	56
3.3.4	小面關節之受力變化	57
3.3.5	端板剪應力	57
3.3.6	椎間盤應力	58
第四章 結果與討論		59
4.1	預測 INT 解離位置之討論	59
4.2	施加 Follower load 對於腰椎影響之討論	62
4.3	解離初期穩定性之討論	67
4.4	小面關節之受力變化之討論	71
4.5	端板剪應力之討論	73
4.6	椎間盤應力之討論	80
4.7	綜合討論	85
第五章 結論與未來展望		89
5.1	結論	89
5.2	限制因素	90
5.3	未來展望	90

參考文獻.....92

圖目錄

圖 1-1 關節間部示意圖3

圖 1-2 側視圖：L5 在 S1 頂上向前滑動。標示椎體背面的點線應該
形成平順曲線。箭頭指示為關節間部的缺損。[38].....3

圖 1-3 脊椎滑脫示意圖4

圖 2-1 脊椎解剖圖13

圖 2-2 腰椎解剖圖15

圖 2-3 椎體骨質的矢面狀結構圖[14]15

圖 2-4 椎間盤的結構[15]17

圖 2-5 小面關節後側視圖18

圖 2-6 小面關節在矢狀面及冠狀面的夾角18

圖 2-7 腰椎外側的支撐性結構(Lateral buttress) [56].....19

圖 2-8 L2 與 L5 的支撐性結構比較示意圖[56]20

圖 2-9 關節間部與關節間部斷裂示意圖20

圖 2-10 韌帶分佈圖21

圖 2-11 脊椎運動方式	23
圖 2-12 小狗脖子骨折裂痕(Scotty dog)的影像[47]	25
圖 3-1 研究方法流程圖	29
圖 3-2 有限元素模型建立流程圖	32
圖 3-3 DICOM 影像檔匯入 Amira 醫學影像軟體	33
圖 3-4 腰椎影像重建與 DXF 格式輪廓輸出	33
圖 3-5 將 DXF 格式在 Solid Works 2004 中轉換成 IGES 輸出	34
圖 3-6 將 IGES 檔案轉入 ANSYS 9.0 中，得到薦椎輪廓外型	34
圖 3-7 規劃薦椎輪廓特徵點位置	35
圖 3-8 撰寫薦椎 APDL 程式碼	35
圖 3-9 薦椎(S1)模型	36
圖 3-10 六節完整脊椎(L1-S1)的有限元素模型(INT)	36
圖 3-11、A.傳統軸向預負載示意圖 B. Follower load 示意圖	38
圖 3-12 Follower load 示意圖與實驗方法[35]	40
圖 3-13 Rohlmann 等人的 Follower load 實驗設置圖[50]	41
圖 3-14 Kim 所建立的矢狀面上的 2D 腰椎模型[51]	42
圖 3-15 Patwardhan 之實驗示意圖[52]	43
圖 3-16 Wrapping element 應用於 L1-S1 示意圖[53]	44
圖 3-17 Thermo-isotropic truss element 應用於 L1-S1 之側視圖[28] ..	45

圖 3-18 Rohlmann 等人之 Follower load 示意圖[49]	46
圖 3-19 本研究之 Follower load 施加方式示意圖	47
圖 3-20 本研究之模型與文獻之驗證	50
圖 3-21 腰椎解離典型斷面[11].....	51
圖 3-22 腰椎(L5)解離模型	52
圖 3-23 節點分佈於橫跨 L5 關節間部的位置上，選取 18 個節點，分為內側、中央及外側，各有 6 個節點。	55
圖 3-24 ROM 的定義[18]	57
圖 4-1 在 L5 關節間部內側(Medial)之等效應力	60
圖 4-2 在 L5 關節間部中央(Central)之等效應力	61
圖 4-3 在 L5 關節間部外側(Lateral)之等效應力	61
圖 4-4 前彎動作下 INT 與 INT+FL 之 ROM 比較	63
圖 4-5 後彎動作下 INT 與 INT+FL 之 ROM 比較	63
圖 4-6 扭轉動作下 INT 與 INT+FL 之 ROM 比較	64
圖 4-7 側彎動作下 INT 與 INT+FL 之 ROM 比較	64
圖 4-8 前彎動作下 INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較.....	65
圖 4-9 後彎動作下 INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較.....	65
圖 4-10 扭轉動作下 INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較.....	66
圖 4-11 側彎動作下 INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較.....	66

圖 4-12	四個模型在前彎動作下之 ROM 比較.....	69
圖 4-13	四個模型在後彎動作下之 ROM 比較.....	69
圖 4-14	四個模型在扭轉動作下之 ROM 比較.....	70
圖 4-15	四個模型在側彎動作下之 ROM 比較.....	70
圖 4-16	在後彎動作下小面關節之接觸力	72
圖 4-17	前彎動作下在 S1 上方端板剪應力	76
圖 4-18	後彎動作下在 S1 上方端板剪應力	76
圖 4-19	扭轉動作下在 S1 上方端板剪應力	77
圖 4-20	側彎動作下在 S1 上方端板剪應力	77
圖 4-21	前彎動作下在 L5 下方端板剪應力	78
圖 4-22	後彎動作下在 L5 下方端板剪應力	78
圖 4-23	扭轉動作下在 L5 下方端板剪應力	79
圖 4-24	側彎動作下在 L5 下方端板剪應力	79
圖 4-25	前彎動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力	81
圖 4-26	後彎動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力	81
圖 4-27	扭轉動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力	82
圖 4-28	側彎動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力	82
圖 4-29	前彎動作下鄰近端(L4/L5)之椎間盤應力	83
圖 4-30	後彎動作下鄰近端(L4/L5)之椎間盤應力	83

圖 4-31 扭轉動作下鄰近端(L4/L5)之椎間盤應力	84
圖 4-32 側彎動作下鄰近端(L4/L5)之椎間盤應力	84
圖 4-33 前彎動作下 Modify FL 與本研究模型之比較	87
圖 4-34 後彎動作下 Modify FL 與本研究模型之比較	88

表目錄

表 1-1 脊椎滑脫分級定義[1]	4
表 2-1 腰椎各椎節運動範圍[21]	23
表 3-1 體外實驗與有限元素法的比較	28
表 3-2 腰椎各元件所使用材料參數與元素種類	37
表 3-3 Follower load 之優缺點比較	47
表 3-4 Follower load truss 之材料性質	48
表 3-5 模型驗證條件	49
表 3-6 邊界條件與負荷條件	54

第一章 緒論

1.1 前言

根據流行病學統計約有 6%的成年人患有腰椎解離的疾病，所引起的下背痛症狀病人在骨科門診頗為常見，好發於年輕的運動員身上，尤其是跳水、舉重、摔角、體操、美式足球選手，因在運動的過程中，腰椎需反覆地承受高負荷的彎曲與扭轉動作，這是造成腰椎解離的重要原因。由於椎骨解離之後的力學行為若遭受到太大的外力，導致腰椎不穩定現象發生，甚至會造成腰椎向前滑脫。

對於非退化性解離、椎間盤退化所引發的腰椎病變或是腰椎解離後引起的腰椎滑脫，這些因素常導致腰椎不穩定問題發生，而探討腰椎解離的生物力學機制則是決定是否進行治療的評估準則之一。若經過保守治療，如藥物或物理治療等方式，仍未能有效的達到防止脊椎不穩定或疼痛的消除，則須採用手術來解決上述的問題。

1.2 腰椎解離介紹

腰椎解離 (Spondylolysis) 是發生於脊椎關節間部 (Pars interarticularies) 上下關節突 (Articular process) 之間的咽喉部位斷裂，而使後方骨元件分裂成兩部分(圖 1-1)。關節間部位於同節椎骨的上、下關節突之間，是椎骨中最薄的部分。因此，腰椎解離一詞是指關節

間部有缺陷，但椎體並未向前滑動且無移位現象的情形。其病症為關節間部持續受到壓力而造成壓迫性骨折，發生於第五節腰椎(L5)的頻率最高(85%-95%)，其次是第四節腰椎(L4，5%-15%)。腰椎解離有各種不同程度之病症，可能發生在單側或雙側，若腰椎雙側解離將使脊椎變成二段，前上段含有椎體與椎弓、橫突與上小面關節面(Superior articular process)。而後下半部則含有下小面關節面(Inferior articular process)、脊突。前上段可能會往前移位，而使得椎孔前後徑變大，若造成滑脫現象，則稱為解離性滑脫(Spondylolytic spondylolisthesis)。

根據研究指出，約有 80%的腰椎解離患者會發展成腰椎滑脫[2]。脊椎滑脫一般可分為退化性滑脫與解離性滑脫。退化性滑脫因長期椎節間不穩造成的脊椎滑移，一般先有椎間盤退化再加上嚴重的脊椎小面關節退化、不穩、變形、肥厚或水平變位，而造成椎體滑移。它可以產生向前、向後與側向的移位，而最常見的是向前滑移。

腰椎滑脫症在醫學上更嚴謹的定義是椎體相對於下節椎體往前或往後位移。它通常是因為上、下關節面(Articular facet)之間有缺損的結果。在關節間部的缺陷一般相信是壓力性骨折(Stress fracture)所致。椎體向前滑動，而椎板及棘突仍與下一個椎骨留在原位(圖 1-2)(圖 1-3)。

脊椎滑脫分級最常使用 Meyerding 分類法，這種分類容易瞭解滑

脫的情形，因此廣泛地被使用。脊椎滑脫分級如表 1-1 所示。

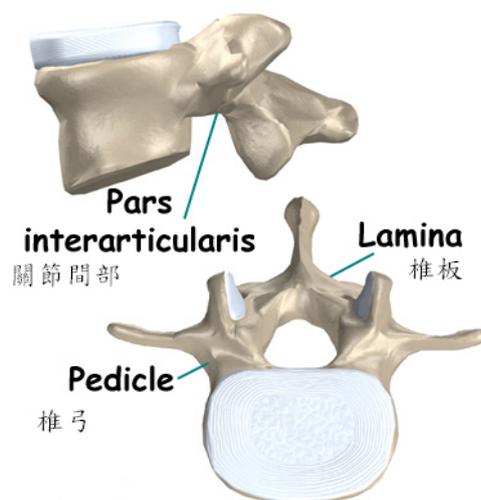


圖 1-1 關節間部示意圖

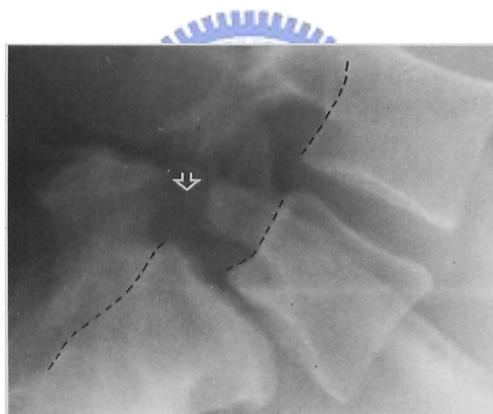


圖 1-2 側視圖：L5 在 S1 頂上向前滑動。標示椎體背面的點線應該形成平順曲線。箭頭指示為關節間部的缺損。[38]

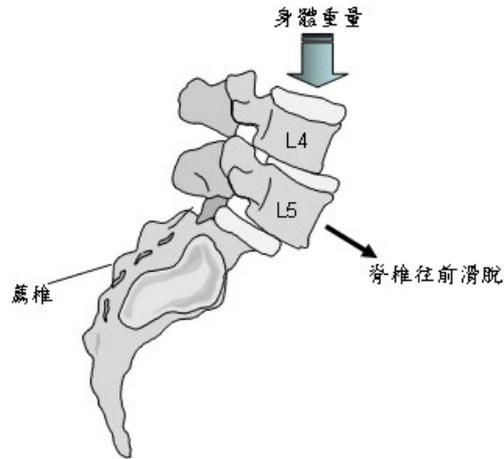


圖 1-3 脊椎滑脫示意圖

表 1-1 脊椎滑脫分級定義[1]

滑脫程度	說明
第零級	椎體無滑動
第一級	椎體向前滑動 1%~25%
第二級	椎體向前滑動 26%~50%
第三級	椎體向前滑動 51%~75%
第四級	椎體向前滑動 76%~100%
第五級	椎體完全掉落(脊椎下移；Spondyloptosis)

1.3 腰椎解離之文獻回顧

1.3.1 腰椎解離之臨床討論

腰椎解離並非每位病患都需要手術治療，但若在適當保守治療，如藥物、臥床休息、戴背架，及避免激烈運動後三個月仍未改善時，則需要以手術治療。

手術治療傳統以腰椎後側方骨融合術(Posterior-lateral spinal fusion)為主，此類手術是將位於椎弓解離該椎節與另一節正常的腰椎，從後側方進行骨融合，雖然可以達到骨融合與穩定椎節之目的，但因此喪失該椎節之活動度，對年輕人而言，日後長期將會有其他問題產生，包括：(1)椎節活動限制；(2)鄰近椎節與椎間盤的退化；(3)不完全融合將造成假關節(Pseudarthrosis)的形成與容易骨折，甚至需取出植入的椎間融合器(Cage)等[55]。

另一種直接修補(Direct repair)的手術方法逐漸被推廣，其中常見的幾種方法有 Buck screw、Hook screw 與 Wire 等固定方式。在進行直接修補手術之後的 18 個月，這些年輕的運動員已經可以重返運動場上[45][46]。

在 1998 年，Wang 等人[13]先進行椎板切除術並施予腰椎融合術配合椎弓螺釘固定來治療 60 歲以上之腰椎解離患者，臨床上得到令人滿意的效果。

骨融合術後的五到十年，約有 20% 會有併發症產生，其中包括因老化所造成的小面關節過度增生(Facet joint hypertrophy)使脊間狹窄再次發生；或因反覆應力集中所造成的椎弓斷裂或關節間部斷裂而導致腰椎滑脫[39]。

近年來外科手術與植入物之發展提供了外科醫生在處理滑脫復位與恢復脊椎平衡上的方法。當發生較不穩定之滑脫時(第三級以上滑脫)，常因畸形嚴重，神經功能障礙或脊椎不穩定等原因需手術治療。從生物力學的角度來看，手術治療的目的是恢復脊椎曲線和力線，並將剪力降至正常狀態，以重建脊椎之穩定性[34]。



1.3.2 腰椎解離之體外實驗討論

在 1993-1994 年間，Grobler、Suzuki 等人均對脊椎滑脫的生物力學進行過深入研究[8][9][10]，認為脊椎在任一運動單元均存在剪力，在腰薦椎(Lumbosacral)部位因椎間隙傾斜，剪力尤為明顯。因此，上一椎體對下一椎體有向前滑移、旋轉的趨勢。在生理負荷下，腰椎保持相互間的正常位置關係有賴於關節突關節、完整椎間盤的環狀纖維、周圍韌帶、背伸肌收縮力量和正常的脊柱力線。任何一種或數種抗剪力機制的減弱或喪失均將導致腰薦椎部位不穩，久之產生滑脫的病理過程。正常人體重心位於腰薦椎關節前方，一旦發生滑脫，前置載荷重力力臂增加，將明顯增加 L5-S1 間剪力，而且加速椎間盤退

變，導致小關節退變或關節囊韌帶撕裂等。

在 1999 年，Yingling 等人[30][37]以豬頸椎的單節脊椎為模型，探討骨頭對不同剪力速度的忍受力(Tolerance)，以骨頭的硬度(Stiffness)和產生解離時的破壞負載(Failure load)為量測參數。結果顯示，所有樣本皆從關節間部開始失效，當負載增加，樣本的最大負載以及硬度會隨之增加，不僅使關節間部解離，椎間盤外環也會產生撕裂傷，尤其是外側的區域(Lateral region)；除此之外，關節間部雙側解離的機率也越高。當脊椎受到高負荷負載時，其受傷型態不只限於關節間部解離，同樣也伴隨端板撕裂。雖然椎間盤可以抵抗 70%的剪力，但並不是脊椎運動元件中最先抵抗外力的機構。

另外，根據 Cripton 等人[31]指出當脊椎運動元件承受負載時，椎間盤內的壓力只有小面關節受傷後才會上升。一般來說，脊椎的受傷順序是後縱向韌帶(Posterior longitudinal ligament)、關節間部、最後才是椎間盤(Disc)。

1.3.3 腰椎解離之有限元素討論

雖然體外實驗可以有效地量測生物力學上之特性，包括穩定度、破壞情況等，但是無法得知更進一步的資訊，如整體結構的應力變化、軟組織的力學特性等。而且體外實驗必須取得人體屍骨樣本，由於環境因素限制，不易取得；若採用動物的屍骨樣本，則會有個體差異性的問

題。而採用有限元素法進行模擬分析，不僅可以解決屍骨樣本難以取得的問題，可得知體外實驗無法得到的資訊，亦可避免個體差異、節省成本的優點。

1999 年 Tanaka 等人[19]以有限元素法建立 L3-L5 及薦椎韌帶等之腰椎模型，並於軟組織使用非線性材料性質，計算腰椎應力應變趨勢情況，得知拉伸應力對腰椎傷害最大，且腰椎解離最常發生於 L5。

2001 年 Kone 等人[4]建立 L4-L5 的模型來探討腰椎滑脫的發生位置，並認為當腰椎受到在不平衡的前-後向剪力(A-P shear forces)時，常導致軟骨(Cartilaginous)與端板(Endplate)之間發生滑脫。

2003 年 Natarajan 等人[5]建立 L4-S1 的有限元素模型，其中 L5 關節間部發生腰椎解離，在關節間部斷面的間隙之間填滿 Truss element，其材料特性近似環帶，模擬經歷了一段期間之腰椎滑脫，正常地在斷裂間隙內會被填滿一些非常柔軟的材料；並對 L5-S1 椎節模擬 10%到 50%的滑脫，以探討不同滑脫程度對腰椎組織的影響，結果發現當滑脫達到 10%以上，鄰近端椎間盤在後彎與側彎下應力明顯增大，前彎與扭轉動作在各程度的滑脫下對鄰近端椎間盤應力並無多大影響。

在 2004 年 Chosa [6]等人以三維的有限元素模型，分析 L4-L5 在不同姿勢下承受軸向壓力時，骨頭應力大小的分布。並將模型的椎弓

分成內側、中側與外側來探討，發現關節間部在後彎與扭轉時應力特別地高，那些負荷相對地是導致腰椎解離的高危險因子。結果指出在各種負載條件下應力集中之區域與臨床上腰椎解離的區域不謀而合。

在 2006 年，Wang 等人[7]建立 L2-L4 的腰椎有限元素模型，並對 L2-L3 的椎弓建立單側解離與雙側解離的模型互相比較，結果指出單側解離對椎間盤影響不大，但雙側解離時，造成椎間盤與端板應力明顯增加，可推論在發生單側解離之後與雙側解離之前，腰椎可以抵抗滑脫的發生。

在同一年，Sairyo 等人[16]以 L3-L5 的腰椎有限元素模型，分別比較雙側解離模型與椎板切除術後同時移除韌帶之模型，雙側解離模型與微創內視鏡減壓術將 L3-L4 椎板切開配合中間椎骨關節面切除且關節間部缺陷刮除之模型，結果指出在椎板切除術後，椎間盤的應力會增加為兩倍，這種應力增加的行為可能引發椎間盤退化而導致滑動；而微創內視鏡減壓術不會導致任何腰椎元件與椎間盤內的應力增加。

在同一年，Sairyo 等人[40]建立 L3-S1 之有限元素模型，並在 L5 雙側關節間部斷裂處產生 1.0mm 之間隙以模擬雙側腰椎解離。指出解離不但會增加上鄰節之椎間盤應力，而且可能導致椎間盤退化發生，而 Buck 直接修補術可使解離椎節恢復到正常的狀態，對生物力

學展望是有益的。

到目前為止，利用有限元素進行模擬之學者，大多採用兩節到五節脊椎的模型進行分析，確實得到了在體外實驗無法得知的資訊；若採用更多節脊椎的模型來進行分析，不僅更接近人體真實情形，亦可得知對整體腰椎的影響。

1.4 研究動機與目的

綜合以上的研究發現，腰椎解離發生於 L5 的頻率最高，其次為 L4，而解離之後會增加椎節間的剪力，加速椎間盤退化，但目前大多有限元素模型大多皆為兩節到五節腰椎模型，但鮮少探討較長椎節 (L1-S1) 之分析，且少有探討腰椎解離所造成的生物力學效應。

本研究將以 L1-S1 的腰薦椎有限元素模型，在解離初期進行生物力學分析比較，來探討在腰椎解離對腰椎的影響。討論在腰椎解離初期的穩定性、小面關節之受力變化、端板剪應力以及椎間盤應力變化的影響。

1.5 論文各章節介紹

本論文第一章對腰椎解離作概略性的背景介紹，以及腰椎解離在臨床上所產生的併發症。第二章將對有關腰椎解剖學與生物力學的背景知識作介紹。第三章將詳述研究方法與研究步驟，對有限元素模型

建立的流程加以說明，邊界條件的設定，並對模型加以驗證。第四章為本研究之模擬結果，將針對解離之後的穩定性、小面關節之受力變化、端板剪應力以及椎間盤應力變化進行討論。第五章為本研究之結論與未來展望。



第二章 脊椎解剖學介紹

2.1 脊椎解剖與生物力學特性

人體的脊椎是相當複雜的結構體，脊柱由33塊脊椎骨所構成。依據椎骨在幾何形狀與尺寸上的不同分為五個區域。其中頸椎(Cervical spine)有7節(C1-C7)，胸椎(Thoracic spine)有12節(T1-T12)，腰椎(Lumbar spine)有5節(L1-L5)，薦椎(Sacrum)有5節，尾椎(Coccyx)有4節，其中薦椎與尾椎由數塊分離的骨頭合成一塊。如圖 2-1所示。由脊椎側視圖可知，頸椎為前彎曲線，胸椎是後彎曲線，腰椎為前彎曲線。這些彎曲除了提供身體在活動時的自由度，更提供脊椎在承受巨大能量之負荷時，有更大的撓度(Flexibility)以減少傷害。從頸椎到腰椎24塊椎骨之間，各有一塊由軟骨所組成的椎間盤置於其中，是為吸收衝擊能量與增加脊椎活動的機構。脊椎主要的功能為脊髓(Spinal cord)的保護及支撐人體重量和施力負荷的傳遞。根據脊椎的生理結構特性，愈往下方則脊椎所承受的壓力愈大，故椎骨體積也是由上而下逐漸增大。也由於下方脊椎承受較大的壓力，故第五節腰椎與第一薦椎之椎間盤(L5-S1)最常發生傷害或病變。由生物力學與解剖學觀之，脊椎整體結構是由椎體(Vertebral body)、椎間盤、小面關節(Facet joint)、椎間韌帶(Intervertebral ligament)等所組成，各元件皆有其重要的力學角色。

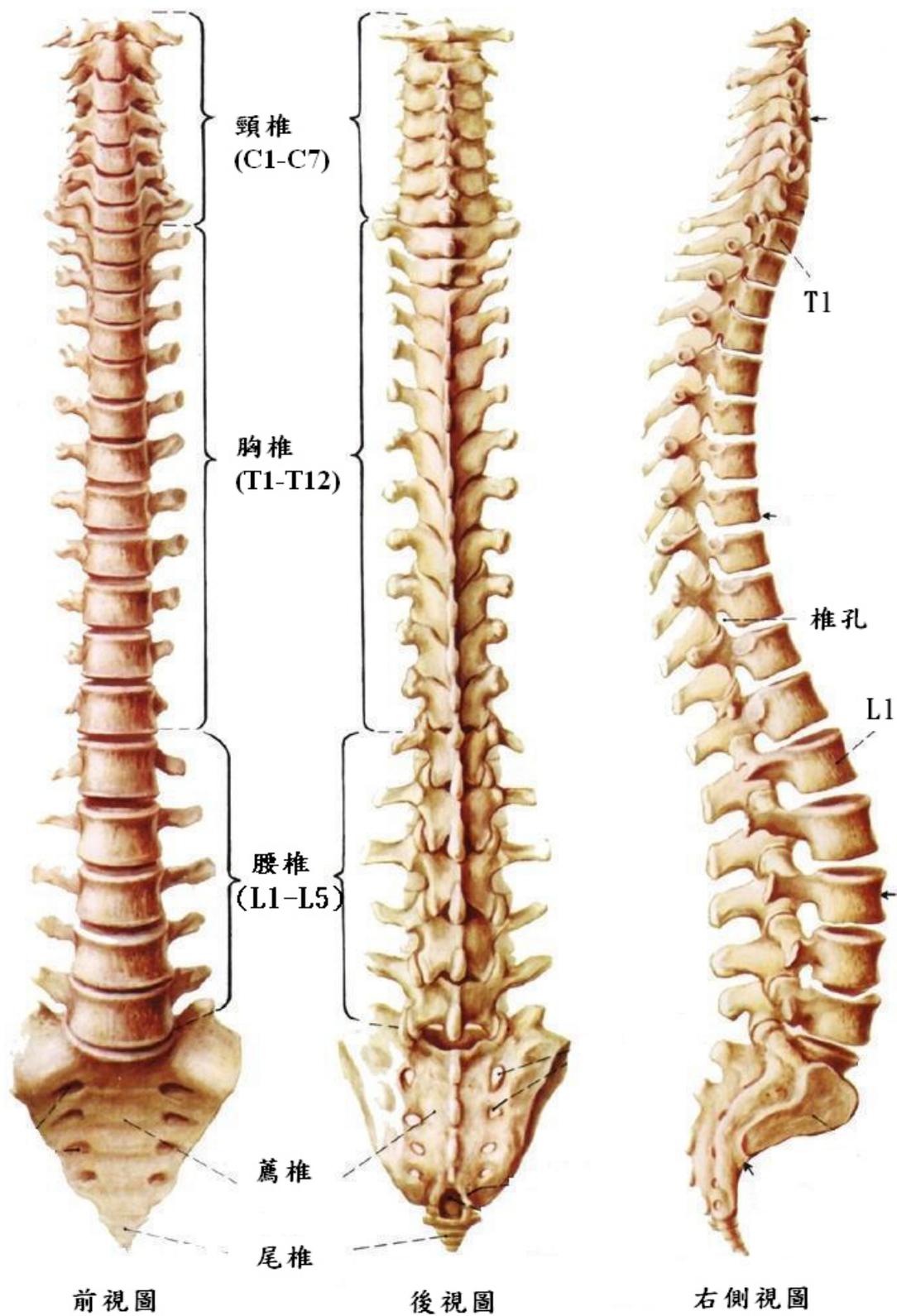


圖 2-1 脊椎解剖圖

2.1.1 椎體解剖與生物力學特性

在腰椎椎骨中主要包括椎體，兩個椎弓 (Pedicle)，椎板 (Laminae)、脊突 (Spinous process)、橫突 (Transverse process) 等部位，如圖 2-2 所示。在前側有一圓柱型的椎體，後側則有一椎弓，中間圍繞而成的空腔稱為椎孔。就腰椎部位來看，主要特色是椎體的體積大且粗壯，以及橫截面積 (Cross-section area) 由上往下的遞增。端板為脊椎骨中椎體的上或下表面，其表面上覆蓋一層透明軟骨薄板。端板位於椎體和椎間盤之間，最主要的目的是讓提供椎體和椎間盤之間養分的傳輸。椎體的骨質結構是由皮質骨 (Cortical bone) 及鬆質骨 (Cancellous bone) 所組成。內部之鬆質骨由許多的骨小樑所構成，稱為小樑骨 (Trabecular bone)，鬆質骨外層被皮質骨所包覆；由於鬆質骨中的骨小樑成縱向排列，可得知椎體主要能承受垂直方向壓力，如圖 2-3。

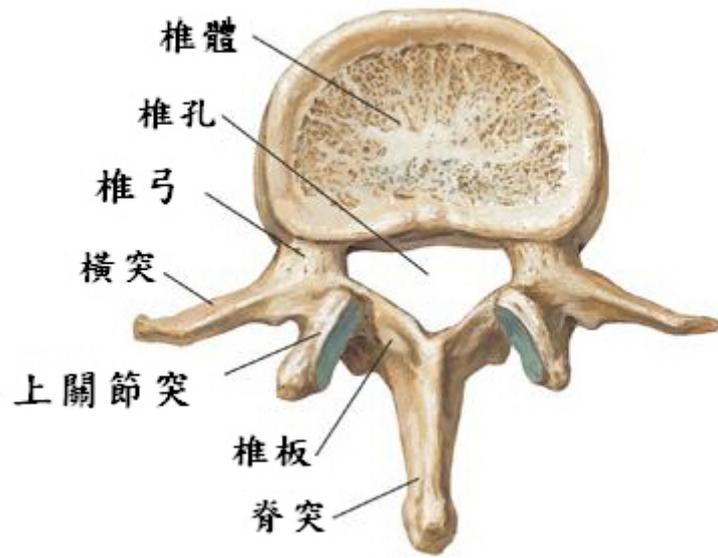


圖 2-2 腰椎解剖圖

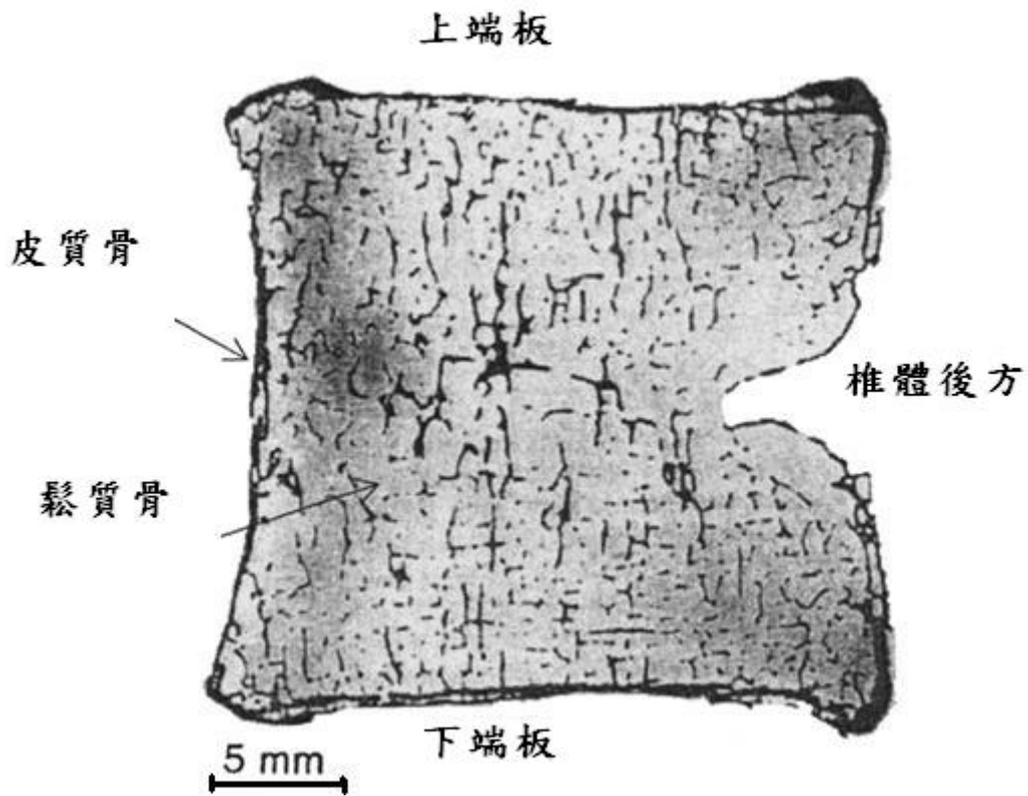


圖 2-3 椎體骨質的矢面狀結構圖[14]

2.1.2 椎間盤解剖與生物力學特性

椎間盤可吸收外加衝擊力的能量以及增加脊椎活動自由度。椎間盤主要結構可分為兩部分。中央是富含水分的膠狀物質(Hydrophilic glycosaminoglycans)構成髓核(Nucleus pulposus)，而周圍被堅韌的纖維環(Annulus fibers)所包覆，稱之為環帶(Annulus laminates)。其中纖維環的部分是由膠質纖維(Collagen fiber)上下呈 30 度垂直交叉所構成，如圖 2-4 所示。

髓核受壓時，可以均勻的傳遞壓力至內纖維環，再傳至外纖維環，外纖維環則藉由張力的作用使得椎間盤可以承受壓力。椎間盤在對於扭矩的抵抗，主要是由外纖維環承受。其作用主要為承擔上、下椎體之間的壓力，保持兩者之間的一定距離，並在突然承受外力的情況下，會起吸收震盪作用。在腰椎運動時，肩負起類似軸承的作用。

椎間盤扮演著聯結上、下腰椎椎體的角色，並使椎體之間有一定的活動度。在正常情況下，椎間盤佔整個脊柱長度的五分之一，因此，腰椎間盤維持了腰椎的長度。椎間盤是彈性結構，特別是髓核具有變形作用，在人體跳躍、高處跌落或在突然荷負重物時，可產生吸收震盪及逐漸減壓的作用，以達到緩衝的目的。

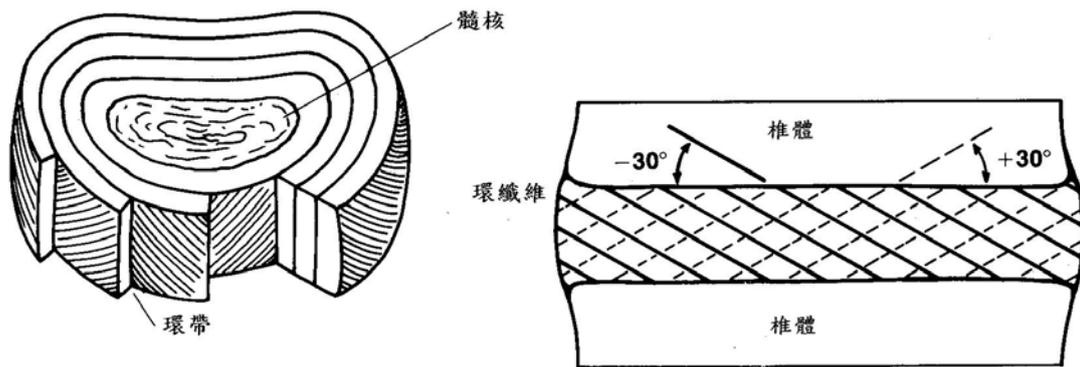


圖 2-4 椎間盤的結構[15]

2.1.3 小面關節解剖與生物力學特性

每個脊椎運動單元(Motion segment)都有兩組小面關節，左右各一組，將脊椎彼此連結在一起，圖 2-5 為小面關節之後側視圖。小面關節是腰椎活動在後方活動單元，腰椎的小面關節其關節面與矢狀面(Sagittal plane)幾乎成 90 度且其關節面與冠狀面(Frontal plane)成 45 度角，引導動作的方向，亦是限制動作方向的因素之一，最能夠抵抗的是垂直其關節面的水平壓力，但也同時限制了腰椎軸向扭轉與側彎能力，如圖 2-6。因此小面關節主要能承受剪力及軸向扭力(Axial torsion)。

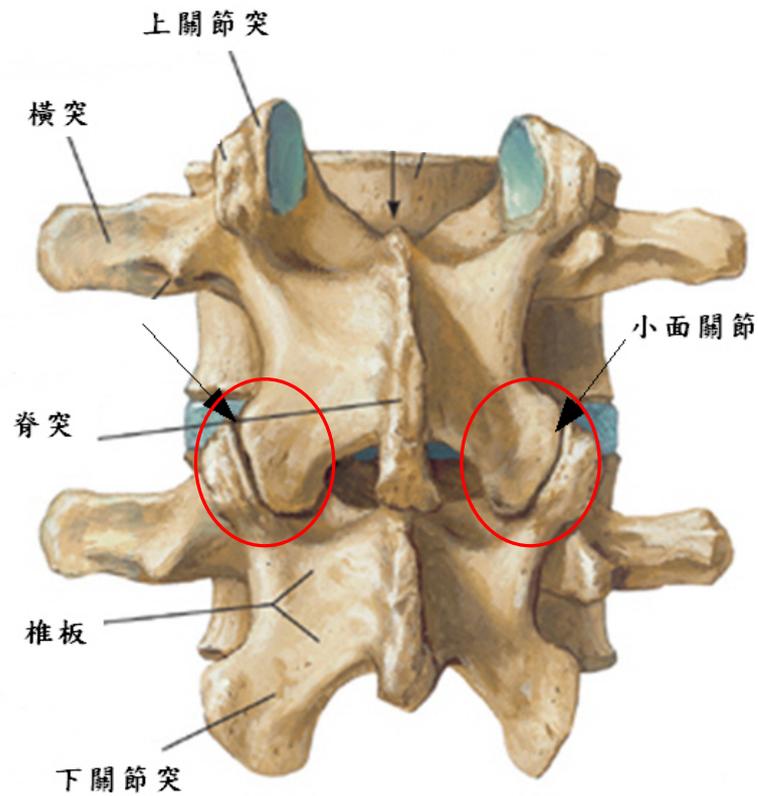


圖 2-5 小面關節後側視圖

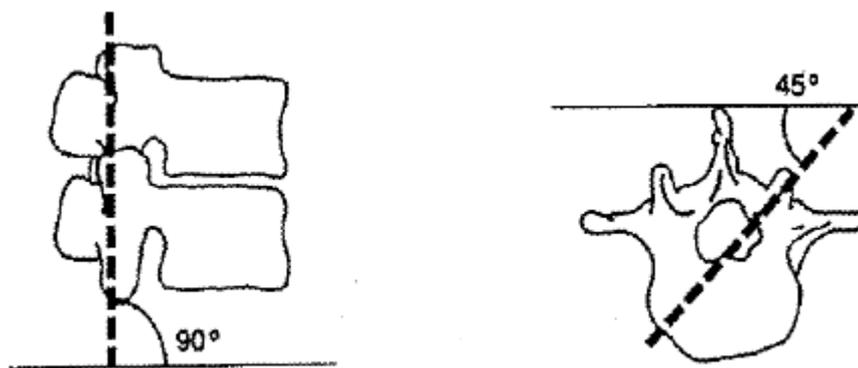


圖 2-6 小面關節在矢狀面及冠狀面的夾角

2.1.4 關節間部之生物力學特性

腰椎外側的支撐性結構(Lateral buttress)是連結下小面關節的上外側到椎弓之間的骨橋樑，並且提供了上節腰椎關節間部的結構穩定

(圖 2-7)。從結構學的角度來看脊椎解剖學，腰椎外側支撐性結構提供了分散兩個成垂直面的負載，亦降低了結構破壞的風險。第五節腰椎(L5)是承受上半身重量的位置，但 L5 是五節腰椎當中支撐性結構表面積最小的，其次為 L4。在 L2 的支撐性結構比 L5 更寬更厚，L5 關節間部是腰椎中最薄最窄的(圖 2-8)[56]。

椎體的後面有二個椎弓連接，在椎弓和脊椎連接處稱之為關節間部(圖 2-9)，左右各有一個，這個部份一般認為是整個脊椎環最脆弱的部份。一旦關節間部缺損和脊椎體分離之後，小面關節就無法提供正常的支撐，因此解離就會產生。

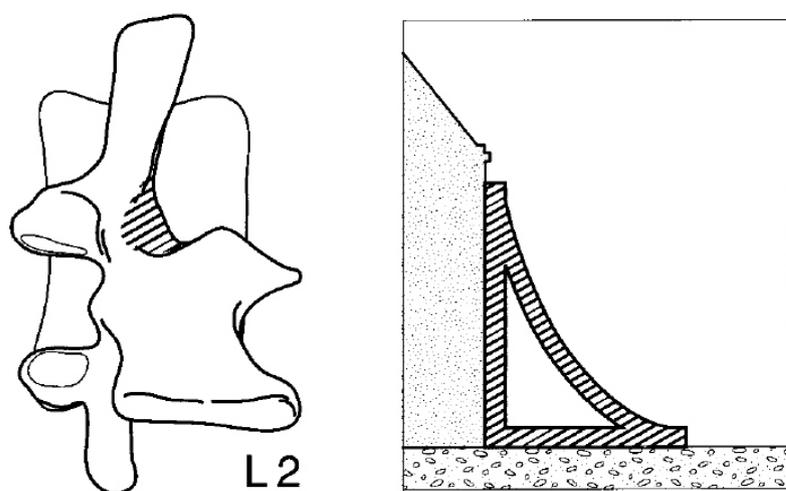


圖 2-7 腰椎外側的支撐性結構(Lateral buttress) [56]

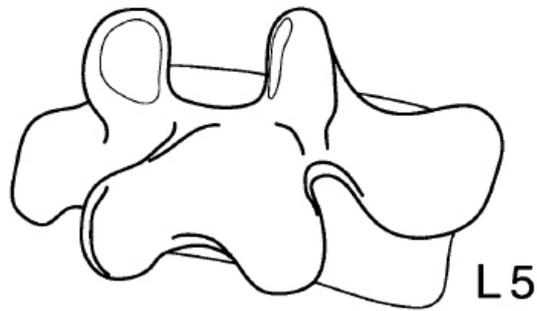
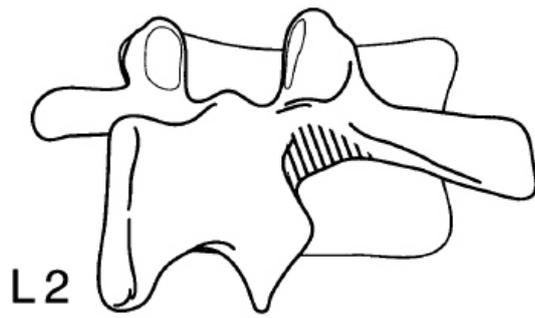


圖 2-8 L2 與 L5 的支撐性結構比較示意圖[56]

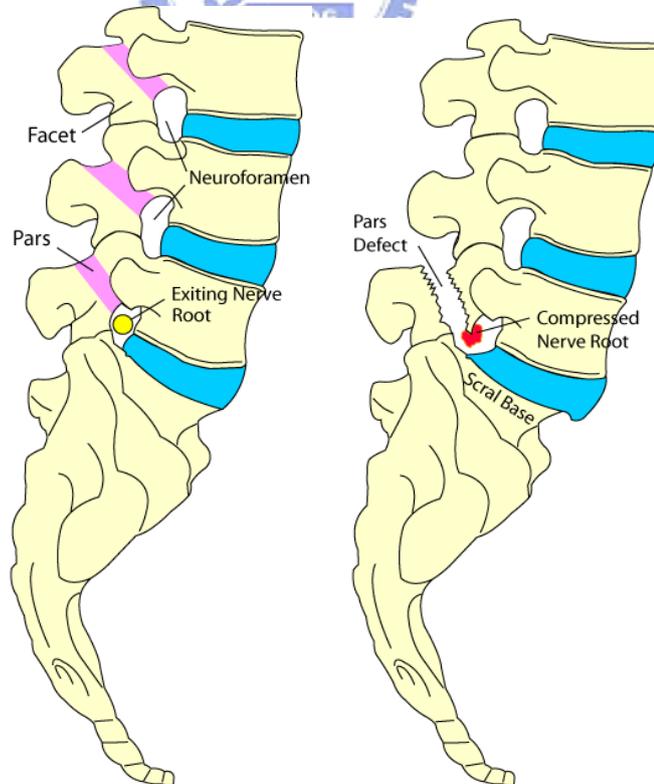


圖 2-9 關節間部與關節間部斷裂示意圖

2.1.5 韌帶解剖與生物力學特性

脊椎的軟組織中除了肌肉外，還需經由韌帶擔任支持與穩定的作用，如圖 2-10。腰椎韌帶包含有前縱向韌帶(Anterior longitudinal ligament, ALL)、後縱向韌帶(PLL)、黃韌帶(Ligamentum flavum, LF)、脊間韌帶(Interspinous ligament, ISL)、脊上韌帶(Supraspinous ligament, SSL)、橫突韌帶(Intertransverse ligament, TL)與小面關節囊(Capsular ligament, CL)，在人體中這些韌帶主要能產生張力特性，幫助脊椎關節的穩定，在運動中拘束脊椎的活動度，保護神經與減少肌肉能量的損失，且在受到高速或撞擊時，能預防神經受到傷害。

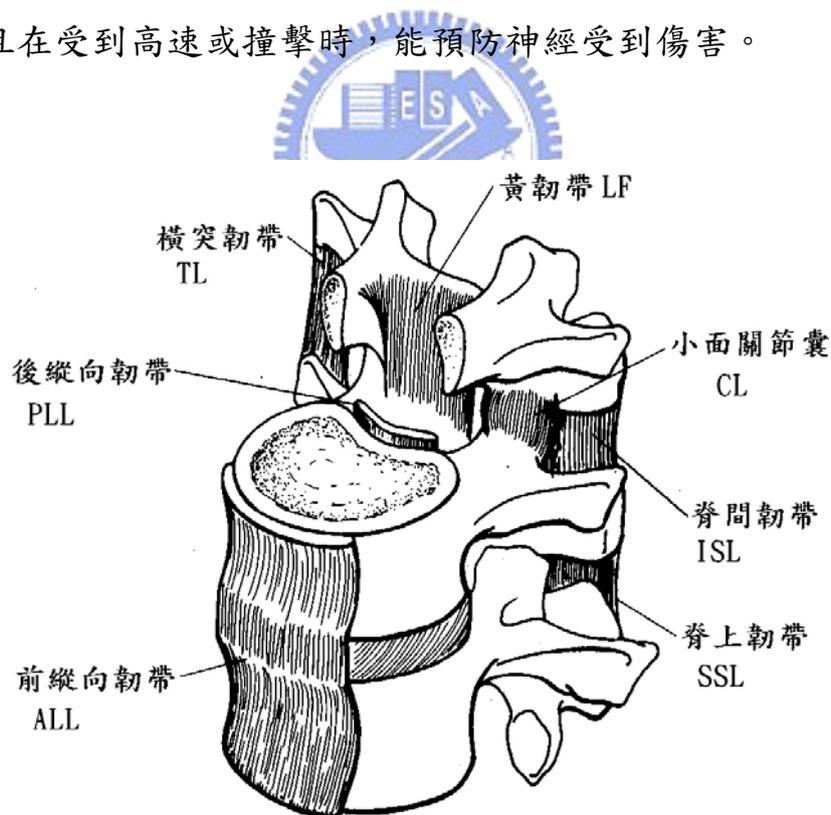


圖 2-10 韌帶分佈圖

2.1.6 脊椎的運動方式

脊椎在矢狀面上的轉動稱為前後彎曲(Flexion/extension);在冠狀面上的轉動稱為左右彎曲(Left/right lateral bending)；而在橫切面(Transverse plane)上的轉動則稱為左右扭轉(Left/right axial rotation)(圖 2-11)。脊椎在運動時，主要由椎間盤承受壓力，由韌帶承受張力；而腰椎的小面關節因為角度的關係，不但可以承受水平的壓力，亦可以限制腰椎扭轉的範圍。

第一腰椎到第一節薦椎之間，各椎節的運動範圍如表 2-1。由表中可知腰椎在前後彎曲上的運動範圍較大，而在左右扭轉上是較受到限制的。



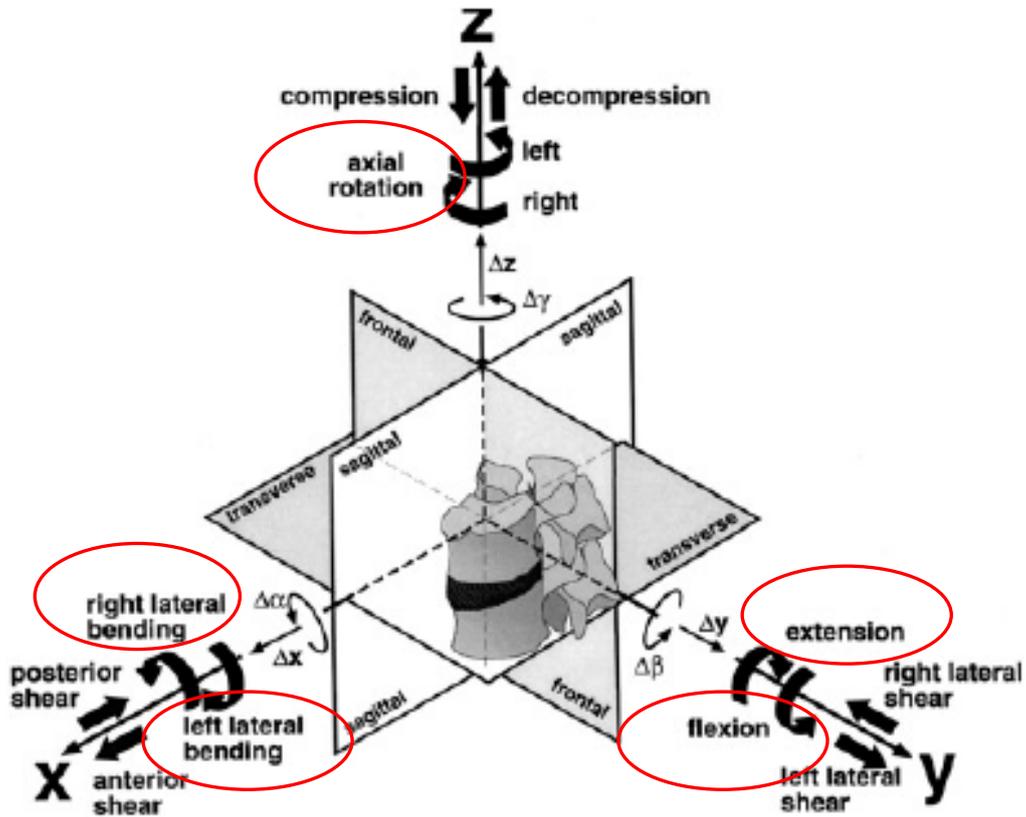


圖 2-11 脊椎運動方式

表 2-1 腰椎各椎節運動範圍[21]

	Interspace	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
Combined Flexion/Extension	Limits of Range(°)	5-16	8-18	6-17	9-21	10-24
	Representative Angle(°)	12	14	15	16	17
One Side Lateral Bending	Limits of Range(°)	3-8	3-10	4-12	3-9	2-6
	Representative Angle(°)	6	6	8	6	3
One Side Axial Rotation	Limits of Range(°)	1-3	1-3	1-3	1-3	0-2
	Representative Angle(°)	2	2	2	2	1

2.2 脊椎解離的檢測與治療

2.2.1 脊椎解離的檢測

目前，在臨床上是利用X光做為診斷，診斷時最好拍前後照、側位照與斜位照，尤其是斜位照在X光上比較容易診斷，才能顯示出關節間部的裂痕。在門診時，醫師常只使用前後照與側位照，會造成誤診。在X光影像裡，可以觀察到關節間部類似一隻小狗的外型。在某些臨床研究報告裡，若腰椎發生解離，在X光特定的角度下可以看到小狗脖子骨折裂痕(Scotty dog)的影像(圖 2-12)[47]。

電腦斷層(Computed tomography, CT)診斷脊椎解離並不困難，並且對於辨認受傷位置以及預測解離的部位有良好的效果[48]。在CT影像上，辨認關節間部是否骨折的方法主要是看椎間孔外圍的環形是否完整，可以直接觀察到椎弓的斷裂；但是CT無法預測椎弓承受很大應力而將裂解，以做為預防診斷。

近年來有學者認為核磁共振影像(Magnetic resonance imaging, MRI)對椎弓解離有不錯的顯像能力[48]。MRI可以在關節間部看出急性應力反應；但是MRI對於骨骼影像不如CT清楚，尤其是對斷裂的椎弓並不易診斷。

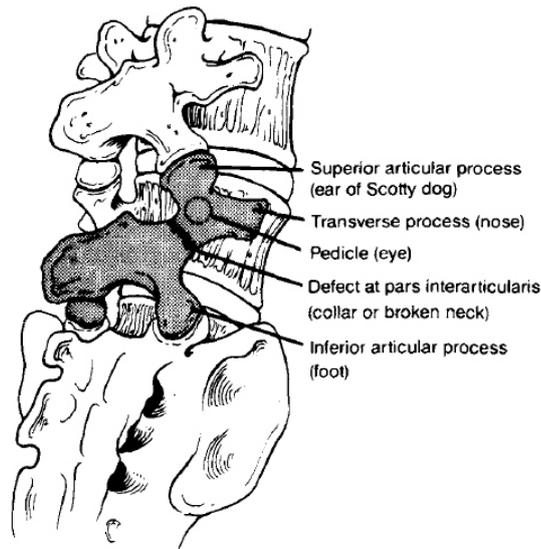


圖 2-12 小狗脖子骨折裂痕(Scotty dog)的影像[47]

2.2.2 脊椎解離的治療

脊椎解離並非每位病患都需要手術治療，但在適當保守治療，如藥物、臥床休息、戴背架，及避免激烈運動後三個月仍未改善時，則需要以手術治療。

手術治療傳統以脊椎後側方骨融合術為主，此類手術是將位於椎弓解離該椎節與另一節正常的脊椎，從後側方進行骨融合，雖然可以達到骨融合與穩定椎節之目的，但因此喪失該椎節之活動度，對年輕人而言，日後會產生其他後遺症產生。

為避免這種喪失一椎節活動度的後遺症，另一種直接修補的手術方法逐漸被推廣，其中常見的幾種方法有 Buck screw、Hook screw 與 Wire 等固定方式[45][46]。

Buck 利用 Screw 於椎板直接穿過解離處，再以骨移植於解離處直接修補。但因解離處以 Screw 穿過後，其解離處能接受骨移植的空間變小，使骨融合的穩定度受到影響。

Morscher 設計出 Hook screw 以 hook 勾住椎板，再以 Screw 穿過 hook 鎖入小面關節之外緣，雖然不影響解離處的骨移植空間，但由於 Screw 架空於椎板上，在生物力學觀點上來看，在脊椎活動中易受外力扭曲，故於臨床病例中，此種內固定器有較高的斷損率。

Bradford 利用 Scott wire 技術，以 wire 穿過兩側橫突之後，再交叉纏繞於脊突上，此種方法在生物力學測試上，尤其在脊椎前彎與後彎時顯得很不穩定，在橫突較薄弱病例上，此種固定方法顯得較為脆弱。



第三章 研究方法

目前生物力學之分析方法，大致包括死體體外實驗、活體體外量測或是有限元素分析。體外實驗基於脊椎屍骨樣本取得不容易；而體外量測若採用動物的脊椎樣本，也會有個體差異性的問題。再加上脊椎各元件的應力分佈值很難從實驗直接得到，因此這些問題目前尚無法完全克服。反之，有限元素分析可避免體外實驗、活體體外量測、脊椎應力無法量測等問題，如表 3-1 所示。

本研究的進行以有限元素分析為主，分為以下步驟：(1) 建立正常腰椎與腰椎初期解離之有限元素模型；(2) 施加邊界條件與負荷條件；(3) 進行生物力學評估。研究方法流程圖如圖 3-1 所示。

表 3-1 體外實驗與有限元素法的比較

體外實驗(Cadaver or animal)	有限元素法
<p>優點：</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 可實際求得應變與位移情形 2. 可求得腰椎破壞極限 	<p>優點：</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 可得整體結構應力分佈 2. 參數易變更 3. 軟組織力學特性可求
<p>缺點：</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 脊椎樣本難以獲得 2. 樣本個體差異性大(年齡、退化程度、骨質密度) 3. 脊椎軟組織應力不易量測 4. 每次實驗操作造成誤差 	<p>缺點：</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 必須自行判讀分析結果是否合理 (不會顯示破壞狀況) 2. 模型驗證繁瑣不易，與真實情形有一定程度誤差 3. 材料性質不易取得，也無法得到真實材料性質 4. 需要一定程度假設與簡化

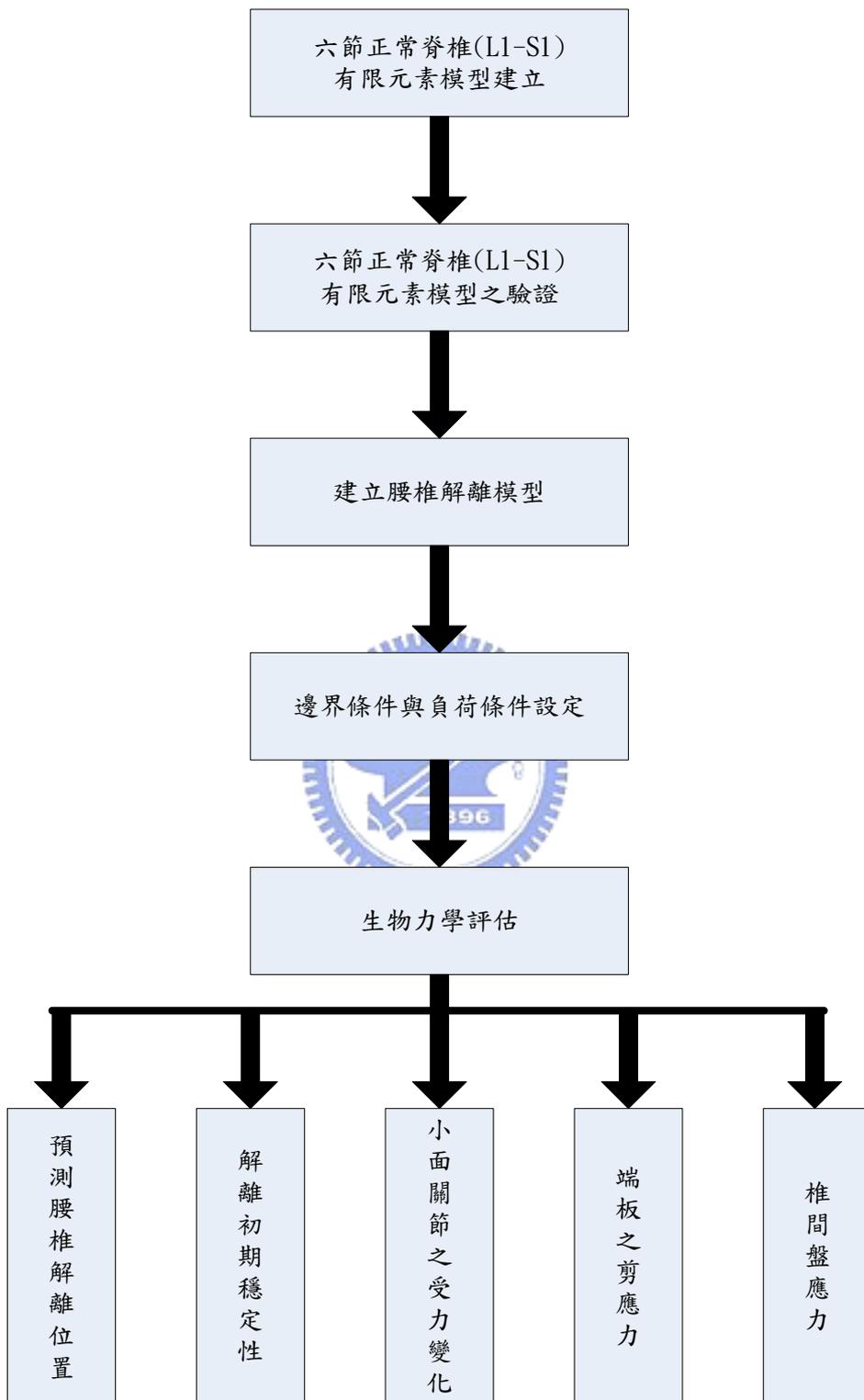


圖 3-1 研究方法流程圖

3.1 腰椎有限元素模型建立

3.1.1 正常腰椎有限元素模型之建立

有限元素模型建立流程圖[17][18]，如圖 3-2 所示。建立過程是由電腦斷層掃描(CT)獲得一位 40 歲男性的腰椎橫切面影像，經由醫學影像處理軟體 Amira 3.1.1 (Mercury Computer System, Berlin, Germany)，讀入 CT 影像 DICOM 檔案(圖 3-3)，經由醫學影像中灰階值的差異來圈選出腰椎各組成區域，再重建腰薦椎影像外型輪廓，之後將各部位腰椎輪廓輸出成 DXF (Drawing Exchange Format)檔案格式(圖 3-4)。再將 DXF 檔案匯入電腦輔助設計(Computer-aided design, CAD)軟體 Solid Works 2004 (Solidworks Corp.)中轉換成 IGES (Initial Graphics Exchange Specification)檔案格式(圖 3-5)。最後再將 IGES 檔案轉入有限元素軟體 ANSYS 9.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA)，獲得薦椎之輪廓外型(圖 3-6)，並進一步規劃薦椎輪廓特徵點位置(圖 3-7)，以撰寫薦椎 APDL(ANSYS Parametric Design Language)程式碼(圖 3-8)，建立出薦椎(S1)模型(圖 3-9)並與本實驗室過去發展的五節腰椎模型來修改並結合，建立出 L1-S1 的五節腰椎與一節薦椎有限元素模型(圖 3-10)。

此模型包含椎體的皮質骨、鬆質骨及後方骨元件，而小面關節之間的餘隙定義為 0.5 mm，韌帶元件參考 Goel 等人[20][21][22][23]的

研究及人體解剖圖譜[29]建立出前縱向韌帶、後縱向韌帶、黃韌帶、脊間韌帶、脊上韌帶、橫突韌帶、小面關節囊等。椎間盤組成包括椎間盤髓核、椎間盤環帶及椎間盤纖維，其中椎間盤環帶的強度由外往內漸減[25]。而模型所採用的各脊椎元件材料參數，則參考文獻資料，如表 3-2 所示。採用的元素包括接觸元素(Contact element)、實體元素(Solid element)、流體元素(Fluid element)、及線元素(Link element)。接觸元素用於模擬小面關節之接觸，因此是定義為當兩個作用面相互碰到才開始產生應力的傳遞，當小面關節分離時，只有小面關節囊承受張力，並無接觸狀態。而實體元素是模擬皮質骨、鬆質骨、軟骨端板、椎間盤環帶與後方骨元件。流體元素是模擬椎間盤髓核的特性。線元素模擬腰椎上的韌帶，因此其力學特性是僅在受張力時才有力量傳遞，否則是處在鬆弛狀態。

此整體正常腰椎有限元素模型(Intact model, INT)是由 6 節椎體及後部元件和 5 個椎間盤所組成。共包含 121,508 個節點(Node)及 144,617 個元素(Element)。

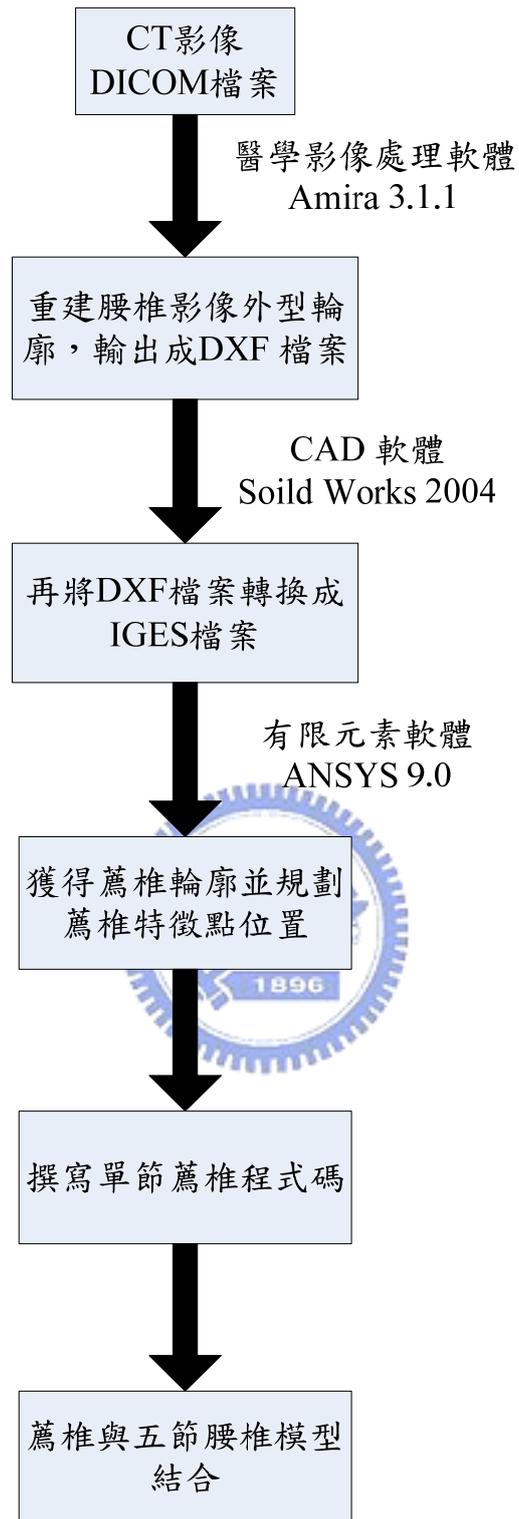


圖 3-2 有限元素模型建立流程圖



圖 3-3 DICOM 影像檔匯入 Amira 醫學影像軟體

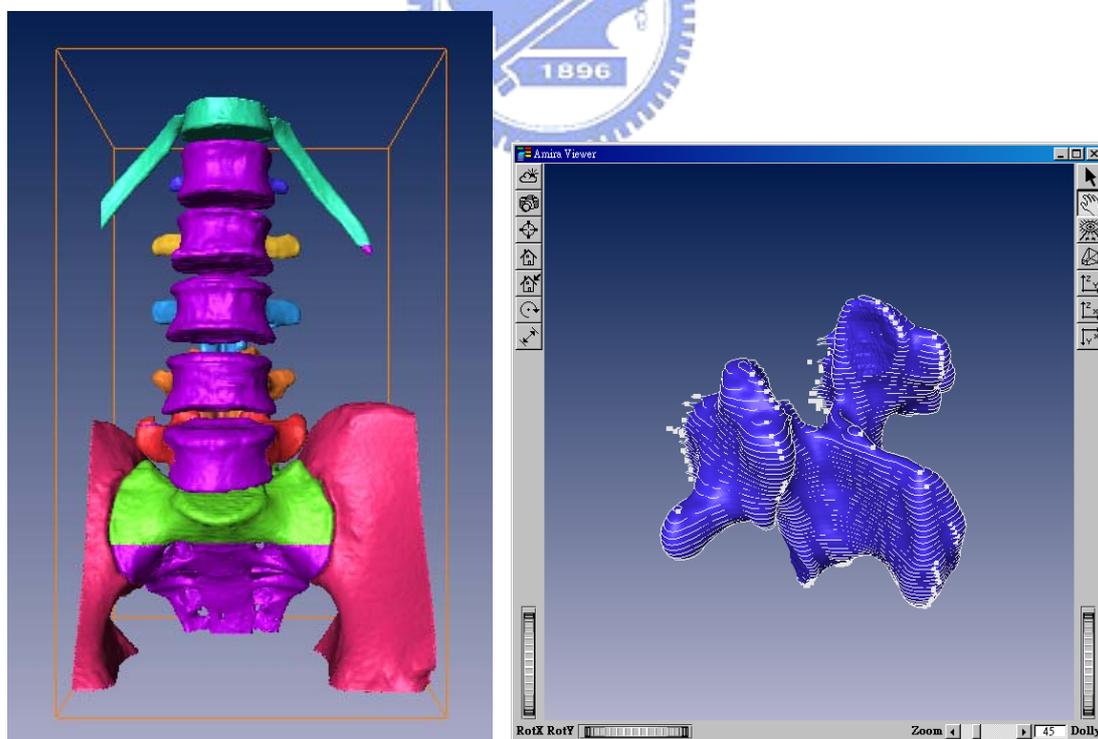


圖 3-4 腰椎影像重建與 DXF 格式輪廓輸出

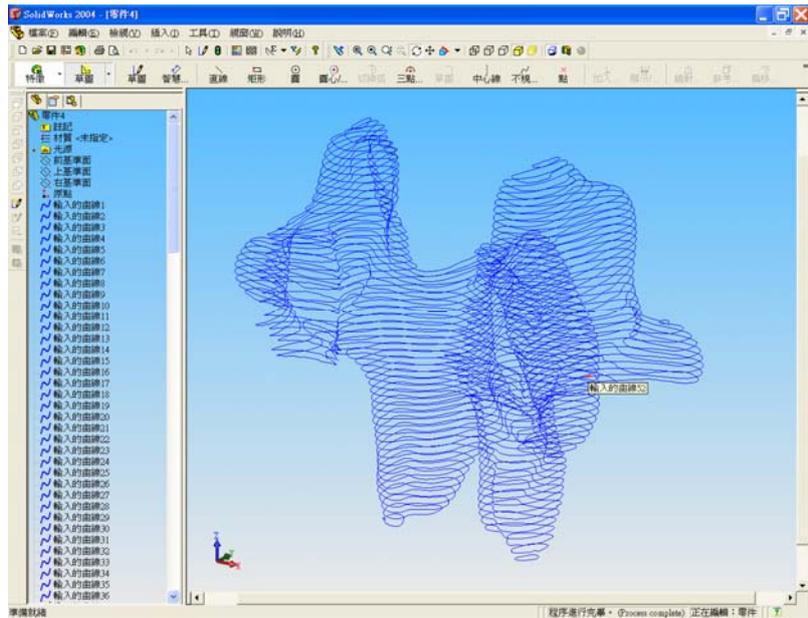


圖 3-5 將 DXF 格式在 Solid Works 2004 中轉換成 IGES 輸出

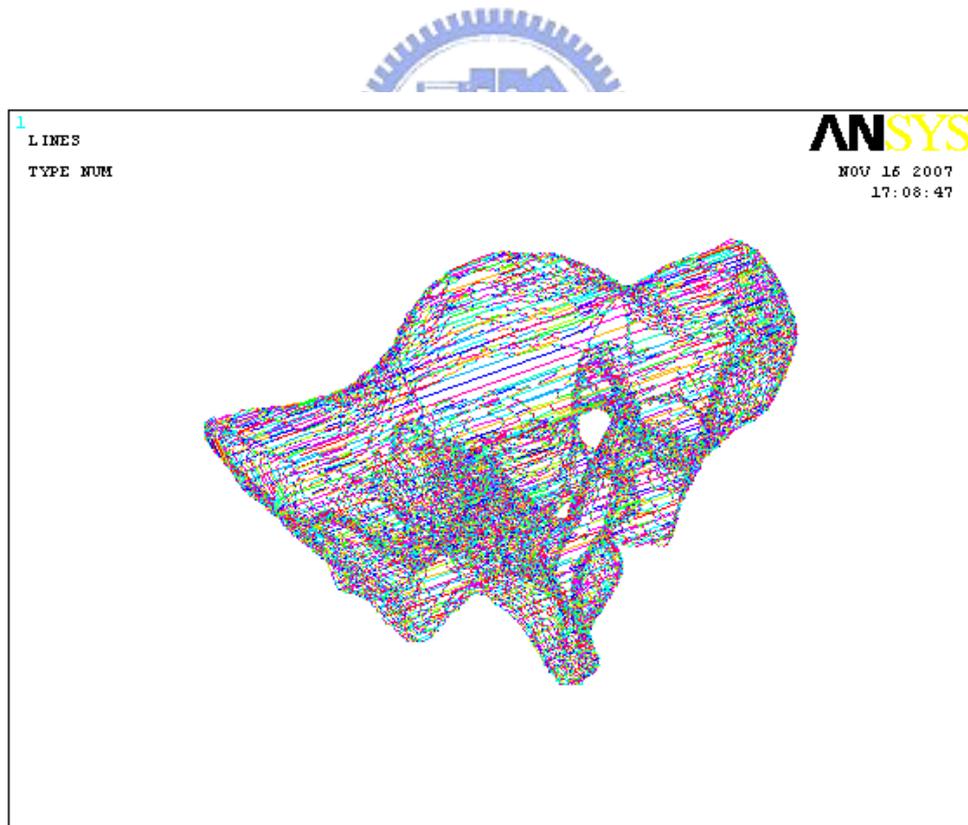


圖 3-6 將 IGES 檔案轉入 ANSYS 9.0 中，得到薦椎輪廓外型

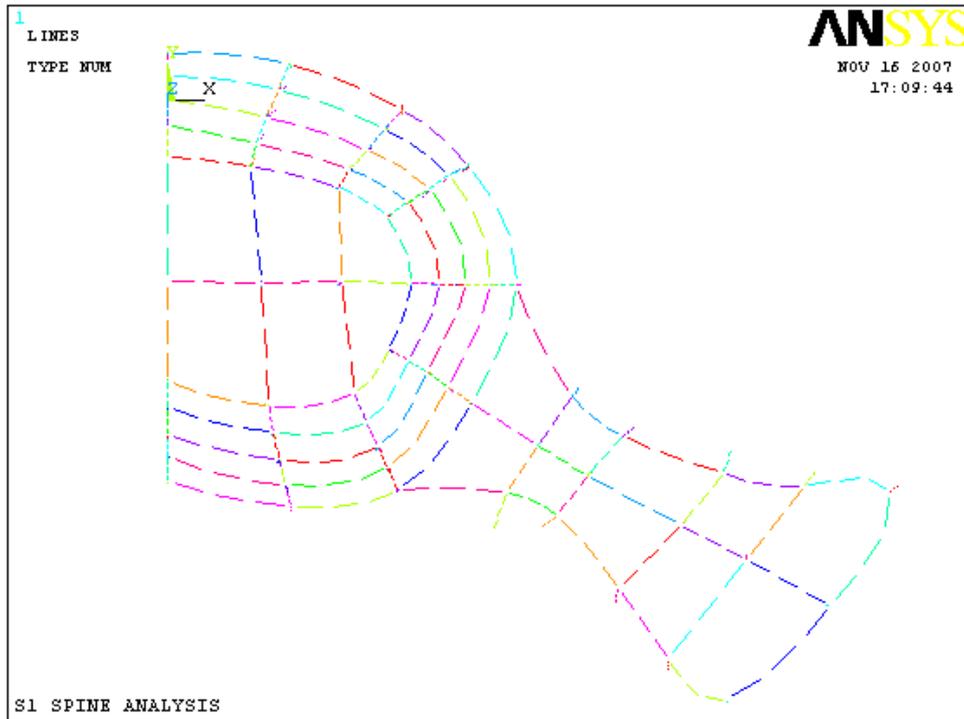


圖 3-7 規劃薦椎輪廓特徵點位置

```

S1 記事本
/PREP7
/TITLE,S1 SPINE ANALYSIS
*****
!
! ELEMENT TYPE
!-----
ET,1,SOLID185      !---- VERTEBRAL BODY, ANNULUS GROUND, POSTERIOR ELEMENT
ET,2,LINK10       !---- ANNULUS FIBER, LIGAMENT
ET,3,SOLID185     !---- GROUND SUBSTANCE
ET,4,FLUID80      !---- NUCLEUS PULPUSUS
ET,5,BEAM188      !---- SCREW L3-L4
!-----
! REAL CONSTANT
!-----
R,5,0.76E-6       !---- LAYER 1,2,3  ANNULUS FIBER
R,51,0.5928E-6   !---- LAYER 4,5,6  ANNULUS FIBER
R,52,0.4712E-6   !---- LAYER 7,8,9  ANNULUS FIBER
R,53,0.3572E-6   !---- LAYER 10,11,12 ANNULUS FIBER
!-----
R,9,24E-6        !---- ANTERIOR LIGAMENT      BR=(24E-6)/1=24E-6
R,10,14.4E-6     !---- POSTERIOR LIGAMENT     BR=(14.4E-6)/1=14.4E-6
R,11,0.9E-6      !---- TRANSVERSE LIGAMENT   BR=(0.9E-6)/4=0.9E-6
R,12,10E-6       !---- LIGAMENTUM FLAVUM     BR=(4E-6)/4=1E-6
R,13,5.2E-6      !---- INTERSPINOUS LIGAMENT BR=(26E-6)/5=5.2E-6
R,14,23E-6       !---- SUPRASPINOUS LIGAMENT BR=(23E-6)/1=23E-6
R,15,10E-6       !---- FACET CAPSULAR        BR=(30E-6)/3=10E-6
R,16,2.8252E-5,6.3486E-11,6.3486E-11,0.006,0.006 !---- SCREW L1-L3
!-----
! MATERIAL PROPERTY
!-----
MP,EX,1,113000E6 !---- CORTICAL BONE Orthotropic Material
MP,EV,1,113000E6
MP,EZ,1,220000E6
MP,GXY,1,38000E6
MP,GXZ,1,54000E6

```

```

S1-Facet 記事本
/PREP7
/FACET BSPLINE=FB 每增加一個小面圓節增加1000
FB=20000
*****
!
! ***** CREATE LAYER2 *****
! USE LOOP 6 ARRAY TO CREATE KEYPOINT NUMBER 20001-20018 IN VERTEBRAE BODY
*DIM,X9,ARRAY,15
*DIM,Y9,ARRAY,15
*DIM,Z9,ARRAY,15
X9(1)=25.722,29.563,34.300,38.853,42.373,50.404,54.900,48.432
X9(9)=42.276,34.590,30.758,44.000,39.000,31.900,28.100
Y9(1)=-30.077,-31.822,-37.412,-42.884,-46.017,-38.777,-30.046,-29.561
Y9(9)=-28.593,-25.788,-22.745,-35.212,-32.612,-28.012,-26.512
Z9(1)=-148.549,-148.549,-148.582,-148.550,-148.550,-148.550,-148.550,-
Z9(9)=-148.549,-148.550,-148.549,-148.582,-148.582,-148.582,-148.582
*DO,1,15
!Body no Concave
K,1+FB,X9(1)+0.001,Y9(1)+0.001,Z9(1)+0.001
*ENDDO
*DO,1,10,18
K,1+FB,X9(1)+0.001,Y9(1)+0.001,Z9(1)+0.001
*ENDDO
*DO,1,19,27
K,1+FB,X9(1)+0.001,Y9(1)+0.001,Z9(1)+0.001
*ENDDO

```

圖 3-8 撰寫薦椎 APDL 程式碼

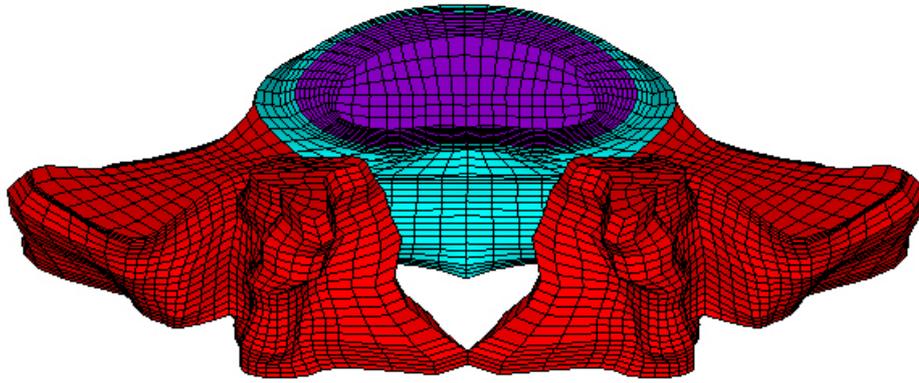


圖 3-9 薦椎(S1)模型

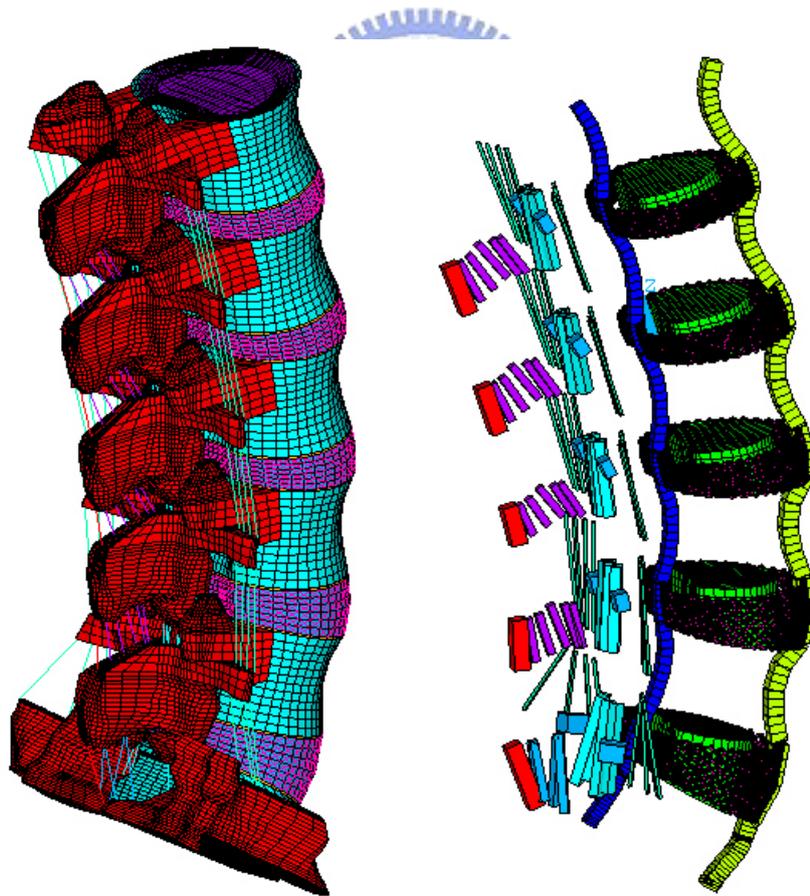


圖 3-10 六節完整脊椎(L1-S1)的有限元素模型(INT)

表 3-2 腰椎各元件所使用材料參數與元素種類

材料	楊氏係數 (MPa)	浦松比	截面積 (mm ²)	元素種類
皮質骨[32]	$E_x = 11300$	$\nu_{xy} = 0.484$	-	Solid
	$E_y = 11300$			
	$E_z = 22000$	$\nu_{xz} = 0.203$		
	$G_x = 3800$			
	$G_y = 5400$	$\nu_{yz} = 0.203$		
	$G_z = 5400$			
鬆質骨[32]	$E_x = 140$	$\nu_{xy} = 0.45$	-	Solid
	$E_y = 140$			
	$E_z = 200$	$\nu_{xz} = 0.315$		
	$G_x = 48.3$			
	$G_y = 48.3$	$\nu_{yz} = 0.315$		
	$G_z = 48.3$			
後方骨元件[23]	3500	0.25	-	Solid
椎間盤				
髓核[26]	1666.7	-	-	Fluid
椎間盤環帶部分 [27][33]	$C_{10} = 0.42$		-	Solid
	$C_{01} = 0.105$			
椎間盤環帶纖維[24]				
Outermost	550	0.3	0.76	Link
Second	495	0.3	0.5928	
Third	412.5	0.3	0.4712	
Innermost	357.5	0.3	0.3572	
軟骨端板[23]	24	0.4	-	Solid
韌帶[23]				
前縱向韌帶(ALL)	7.8	-	24	Link
後縱向韌帶(PLL)	10	-	14.4	
橫突韌帶(TL)	10	-	3.6	
黃韌帶(LF)	15	-	40	
脊間韌帶(ISL)	10	-	26	
脊上韌帶(SSL)	8	-	23	
小面關節囊(CL)	7.5	-	30	

3.1.2 Follower load 簡介

在日常生活當中，人體在站立和走路期間，腰椎通常會承受高達 1000N 的壓力[36]。然而在傳統體外實驗大多使用軸向預負載以進行試驗，而軸向預負載的缺點在於會產生多餘的剪力，並於腰椎變形後產生力矩，由於缺乏肌肉結構的支撐，體外實驗施加預負載之方式，腰椎在僅承受約 80-100N 即產生挫屈(Buckle)，實際與實驗有所差距。在 1999 年，由 Patwardhan 等人[35]首先提出解決方法。於是使用新的體外實驗：在腰椎的兩側加上鋼索(Cable)來施加預負載，透過鋼索之牽引使壓縮力方向正切於腰椎的曲線，稱為 Follower load(圖

3-11)。

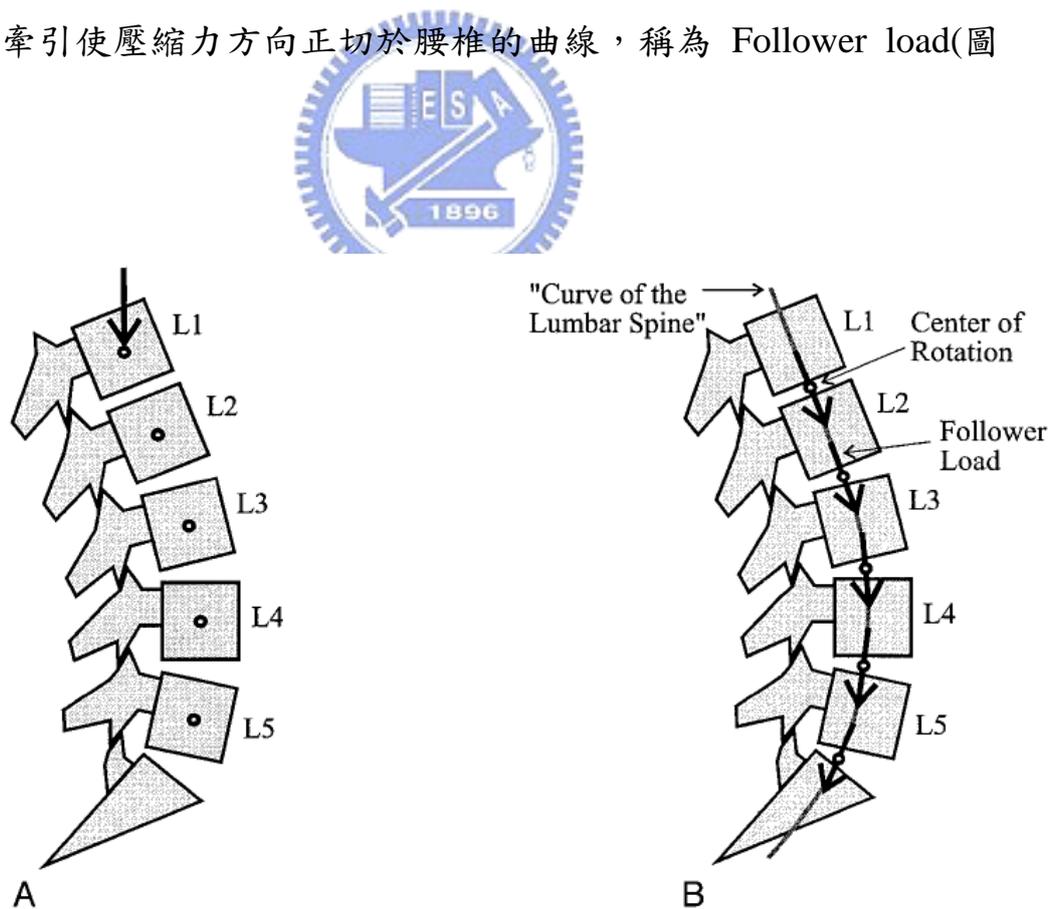


圖 3-11、A.傳統軸向預負載示意圖 B. Follower load 示意圖

研究發現，利用 Follower loads 能提升體外實驗腰椎的穩定度，施加於腰椎上之壓縮力至少能提高至 1200N 而不造成挫屈，相當於模擬日常生活中一些輕微負重時腰椎承受的真實負荷。而 Rohlmann 等人[49]指出透過 Follower load 的實驗方式具有模擬局部肌肉作用及穩定脊椎承重能力。

為了維持腰椎的穩定且不造成傷害，腰椎內部的剪力以及力矩需盡可能降低。因此人體內部作用力的合力方向必須正切於腰椎的曲線且通過各椎節的旋轉中心(圖 3-12 A)。此種壓縮合力即為 Patwardhan 等人所提出的 Follower load。由於 Follower load 方向必須正切於脊椎曲線，所以各椎節相當於處在一種近乎純壓縮的狀態。此種理論應用於腰椎的體外實驗時，是在一個 L1-L5 的腰椎兩側透過鋼索以及加重物來施加 Follower load (圖 3-12 B、C)。與傳統垂直軸向力測試作比較，當軸向力到達 100N 時，腰椎的運動範圍(Range of Motion, ROM)已經高達 10-15°，相對於施加 1200N 之 Follower load 負載時，腰椎矢狀面及冠狀面的微小角度變化，此研究證實了 Follower load 能減少壓縮力對於角度變化之影響，且提升脊椎穩定能力的作用。

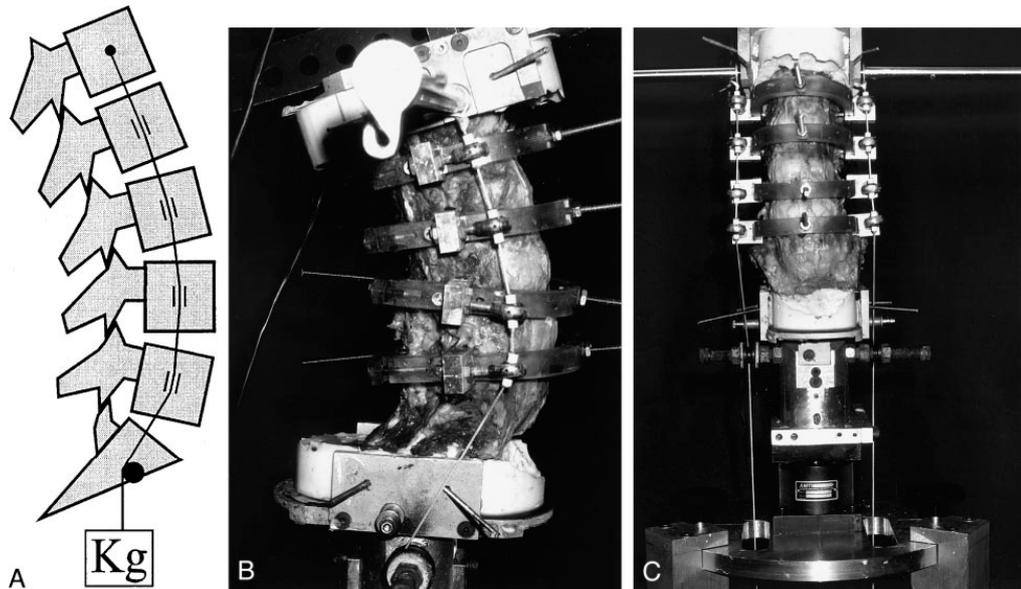


圖 3-12 Follower load 示意圖與實驗方法[35]

3.1.3 Follower load 文獻回顧

Follower load 之體外實驗討論

Rohlmann 等人[50]以 Patwardhan[35]的實驗結果做為基礎，更進一步測試在不同力矩的負載條件下，比較施加與不施加 Follower load 在腰椎的椎間盤壓力及旋轉角度的變化。當腰椎樣本受到純力矩時，椎間盤的壓力遠小於正常椎間盤所受之壓力，施加 Follower load 後則可達到正常的壓力大小。Follower load 原本就是模擬局部肌肉所達到的穩定各椎節脊椎的效果，由於不知道肌肉的作用力為多少，此文獻假設了 280N，此力約是一個 66 公斤重之成年人於 L1 之上部份體重。所得到穩定椎節的趨勢與 Patwardhan[35]的 1200N 相同，證實了 Follower load 可達到穩定脊椎的效果。

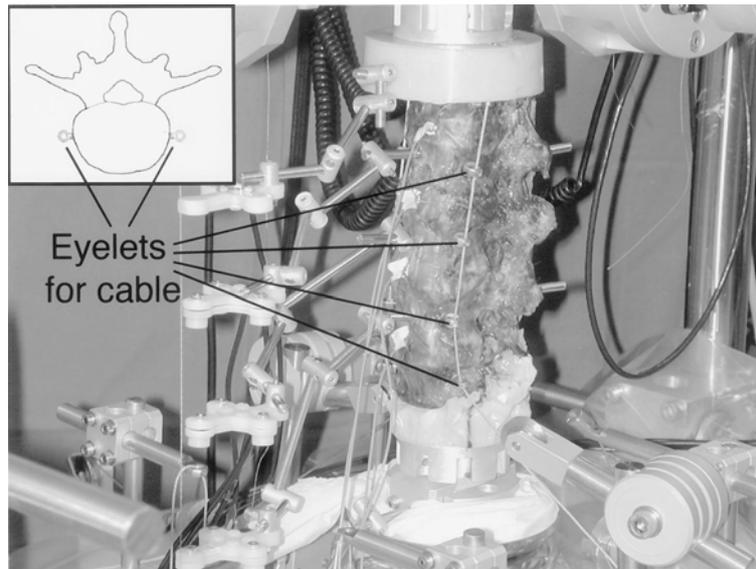


圖 3-13 Rohlmann 等人的 Follower load 實驗設置圖[50]

Kim 等人[51]建立了在矢狀面上的 2D 腰椎模型，椎節的範圍從 T12 至 S1(圖 3-14)，且更進一步的考慮了 117 對的軀幹肌肉的作用力。在這篇文獻中考慮了兩種不同負載的情形：第一種是將上身重 300N 和前彎彎矩 3N-m 加載於 T12 之上，椎節重量 10N 則各加在 L1 至 L5 之上；第二種則是在前述的情況下在另外加上 200N 的負載於 T12 前方 100mm，模擬手持 200N 負重的狀況。通過各椎節的 Follower force、剪力和關節力矩輔以各自的權重，以最佳化的方式，計算出 Modified follower load。如上所述目前已有多篇文獻證實了通過 Follower load 確實能增加腰椎承受負載的能力，但在現實生活的許多活動中，剪力的產生卻是難以避免的，此篇文獻透過分析得知，若要靠肌肉群負載作用力的 Follower load path 達成理想無剪力效果，是相

當複雜困難，必須以最佳化的方式呈現 Modified follower load 模型。

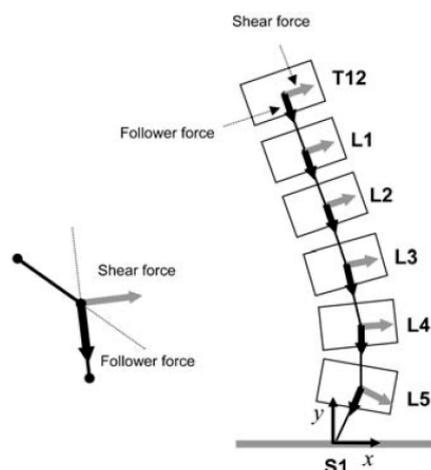


圖 3-14 Kim 所建立的矢狀面上的 2D 腰椎模型[51]

Patwardhan 等人[52]研究使用 14 具屍骨樣本並在 L5-S1 之間植入兩個 Threaded cylindrical cage，並配合 Follower load 的使用(圖 3-15)，給定的範圍則從 0 至 1200N 逐步增加，觀察 L5-S1 的 ROM 在前彎以及後彎兩種動作時，與 INT 樣本之比較。相較於單純靠環帶拉伸力造成不穩定，Follower load 的施加明顯的改善了腰椎的穩定性(減低椎節的 ROM)。並且發現到 Follower load 對於有放置 Cage 的樣本會有較佳的穩定效果，而隨著 Follower load 增加其穩定的效果越好。

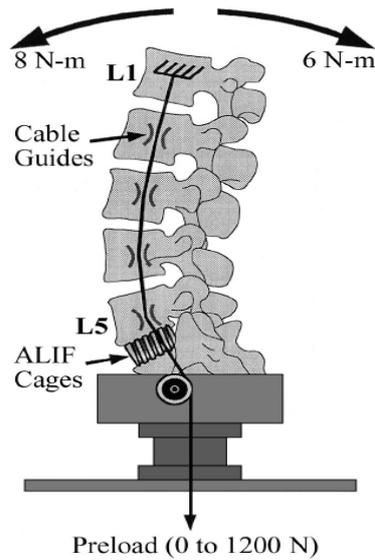


圖 3-15 Patwardhan 之實驗示意圖[52]

Follower load 之有限元素討論

Shirazi-Adl 等人 [53] 利用自行撰寫軟體發展出 Wrapping element，依照 Follower load 的原則，對腰椎施予壓縮力負載，令其在變形過程中仍舊垂直於各椎間盤的中間面，以達到減少剪力與彎矩負載。Wrapping element 固定於 L1 的中心點，然後滑過各椎節的上下端板，然後於 S1 的部份給予施力，完整的模擬 Follower load 體外實驗的情形(圖 3-16)。Wrapping element 也可以對各椎節施予不同的負載，例如對於 L1 端施予 80% 負載，剩餘負載則平均施加在其他椎節，而且模擬結果也充分達到減少腰椎剪力與彎矩的目的。雖然 Wrapping element 所有設定條件皆近似於體外實驗，用於檢測模型的準確性方面相當具有可信度，但由於是自行撰寫軟體，因此重現度不高，後續皆有利用商用軟體加入 Follower load 而建立的模型。

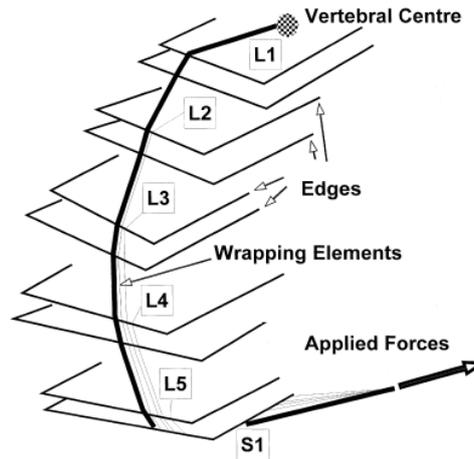


圖 3-16 Wrapping element 應用於 L1-S1 示意圖[53]

Renner 等人[28]使用商用軟體 ADINA 在六節腰薦椎模型上 (L1-S1) 建立 Follower load 分析模型，並加上五對二節點的 Thermo-isotropic truss element (Follower load truss)，在腰椎的兩側連接鄰近椎節的瞬時旋轉中心(圖 3-17)。以降低溫度的方式，來給定壓縮力。而且由於壓縮力是通過 Truss 的軸所給定，所以不會有力矩產生。此文獻也加入了前彎、後彎、側彎與扭轉等動作的分析，證實了在三種平面上 Follower load 確實可以增強腰椎的穩定性。由於 Follower load 的概念是模仿軀幹肌肉的作用力，因此也間接闡明軀幹肌肉對於改善腰椎穩定的重要性。

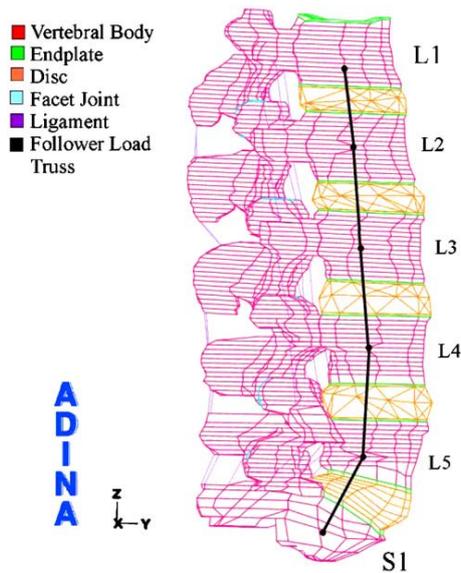


圖 3-17 Thermo-isotropic truss element 應用於 L1-S1 之側視圖[28]

Rohlmann 等人[49]利用 MSC/PATRAN 及 ABAQUS 建立一個五節腰椎模型(L1-L5)，在各椎節的中心點施予一連接至下一椎節中心方向之力，做為 Follower load 模型(圖 3-18)，並施予各不同的彎矩以及肌肉作用力的負載與實驗進行比較。得到的結果證實 Follower load 的施加可以替代多數卻微小的局部肌肉作用力，且 Trunk muscle 的力必須透過間接的方法測試是因為直接測定是相當困難的。

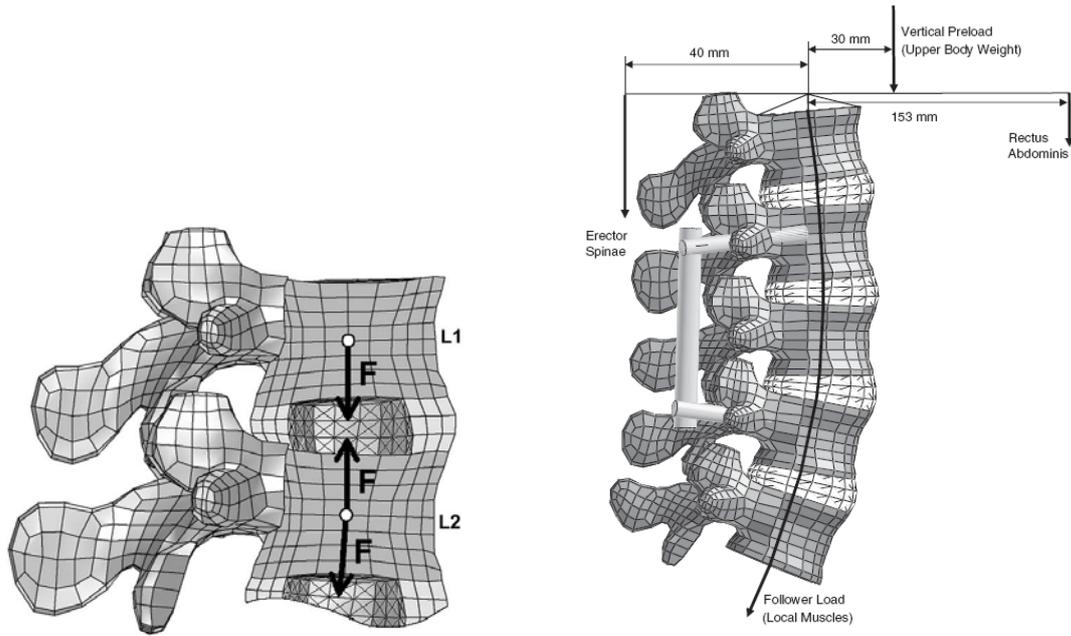


圖 3-18 Rohlmann 等人之 Follower load 示意圖[49]

3.1.4 本研究 Follower load 施加方式

由目前參考文獻得知關於有限元素方面的 Follower load 尚未有統一的給定方式，力量大小也沒有統一，以上文獻報告得知目前各種 Follower load 的設定皆可達到穩定腰椎曲度及正常生理負載範圍，以趨近於體內環境(In vivo environment)的模擬測試。在將三種代表性文獻整理於表 3-3 中，考慮模型的重現度與避免模型太過複雜以致於計算時間過長後，本研究將採用 Renner 等人[28]的 Follower load 給予方式，但有別於 Renner 在椎體兩側施加之 Follower load，本研究僅在各椎節中心點處連結 Link Element，做為本研究 Follower load 之施加方式，如圖 3-19 所示。圖中黑色圓點為該椎節幾何中心點之位置，黑色圓點間的粉紅色直線則為 Follower load truss。Follower load truss

之材料性質列表於表 3-4 中。

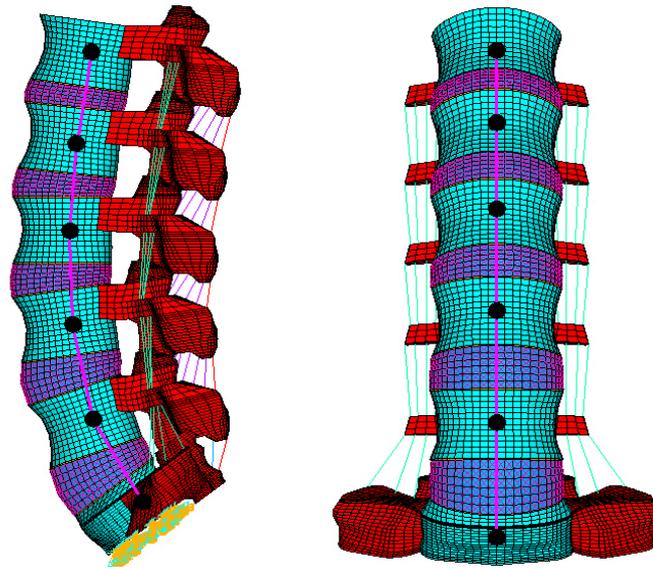


圖 3-19 本研究之 Follower load 施加方式示意圖

表 3-3 Follower load 之優缺點比較

文獻	Shirazi-Adl[53]	Renner[28]	Rohlmann[49]
Follower load 給予方式	Wrapping element	Thermo-isotropic truss element	椎節中心施力
優點	目前最接近體外實驗之模擬方法	椎體兩側平均施力，接近體外實驗	能夠精確控制各椎節施力大小
缺點	1. 作者使用自寫程式，難以重現 2. 可能產生剪力	需以 Truss 伸長量控制反作用力之大小，較難掌控施力大小。	易產生應力集中，且體外實驗方法不同，有差異

表 3-4 Follower load truss 之材料性質

楊氏係數(MPa)	14.0
蒲松比	0.3
截面積(mm ²)	0.003
元素種類	Link

3.1.5 正常腰椎有限元素模型之驗證

在有限元素分析驗證上在邊界條件給予 400N 之 Follower load，模擬一個 80 公斤成年人自重的一半大小，以更接近人體真實情形，來比較在前彎、後彎、側彎和扭轉四個生理狀態之運動範圍(ROM)。這些邊界條件和負荷條件所考量的原因是希望透過有限元素計算結果可以和 Panjabi 等人[44]所做的體外實驗文獻進行比較，以獲得模型分析的正確性，驗證條件如表 3-5 所示，並參考其他 Follower load 之文獻以達到進一步的驗證。

施加 Follower load 並受負荷後整節腰椎 ROM 和四組體外實驗 [28][42][43][44]與一組有限元素分析[28]進行比較，其結果如圖 3-20 所示。其中與 Panjabi 等人[44]的結果相近，本研究所建立的模型除了在側彎動作的 ROM 值較低(相差在 4° 以內)；在扭轉動作的 ROM 值則略高(差異在 0.1° 以內)；前彎與後彎動作則加上 Follower load 後

的 ROM 值較低(相差在 1.4°以內)。整體來說，ROM 值在各個動作的趨勢是與參考文獻[44]相近的。

表 3-5 模型驗證條件

驗證脊椎模型節數	6
固定端	S1
施力端	L1
前彎/後彎 加上 Follower load 400N	$\pm 8\text{N}\cdot\text{m}$
左右扭轉	$\pm 6\text{N}\cdot\text{m}$
左右側彎	$\pm 6\text{N}\cdot\text{m}$

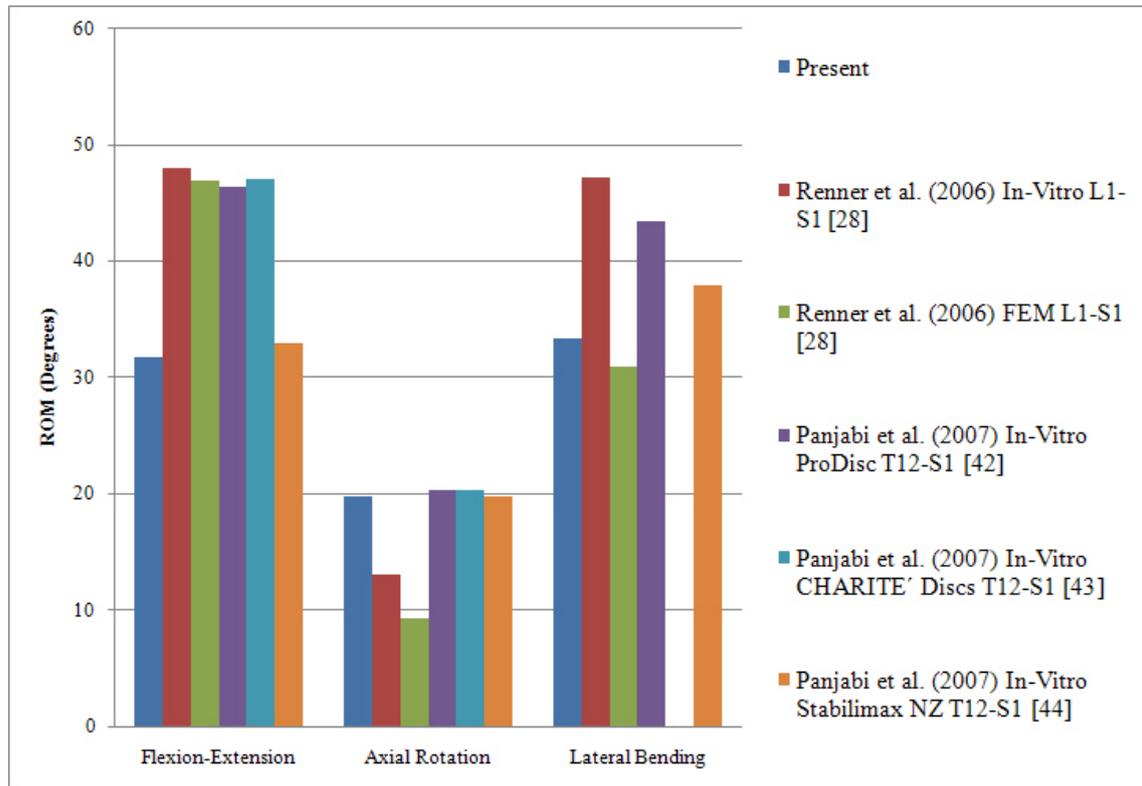


圖 3-20 本研究之模型與文獻之驗證



3.1.6 腰椎解離之模型建立

當腰椎解離時關節間部上下關節突之間的咽喉部位會產生斷裂，而使後方骨元件分裂成兩部分，但椎骨體無移位現象。臨床上，關節間部斷裂多發生於 L5，故本研究設計在 L5 處發生雙側解離，使腰椎變成二段，前上段含有腰椎椎體與椎弓、橫突與上關節突面；而後下半部則含有下關節突面、脊突。

在斷裂位置與斷裂外型參考 Lee 等人[11]之研究，由於多數腰椎解離之病患其斷裂面呈現典型斷面(圖 3-21)，將參考其典型椎弓斷裂之斷面走向，以建立本研究模型。作法為將正常腰椎之椎弓部位切斷(圖 3-22)，建立 0.1mm 的間隙，在斷面位置建立接觸元素，使斷面僅可承受壓力，無法承受張力。本研究考慮解離初期的力學行為，此時周圍軟組織及椎間盤尚未退化，故解離處附近之組織材料性質維持不變，來模擬解離初期之狀況。

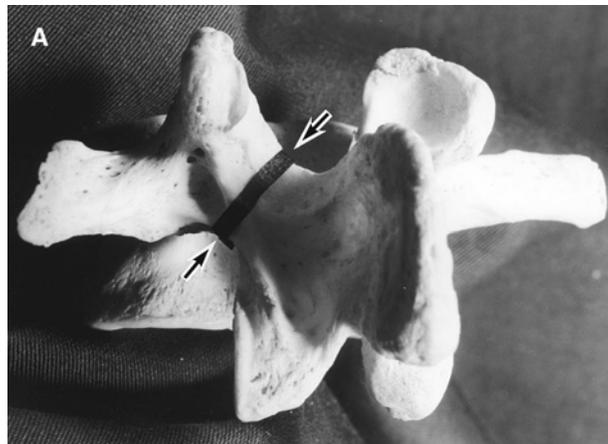


圖 3-21 腰椎解離典型斷面[11]

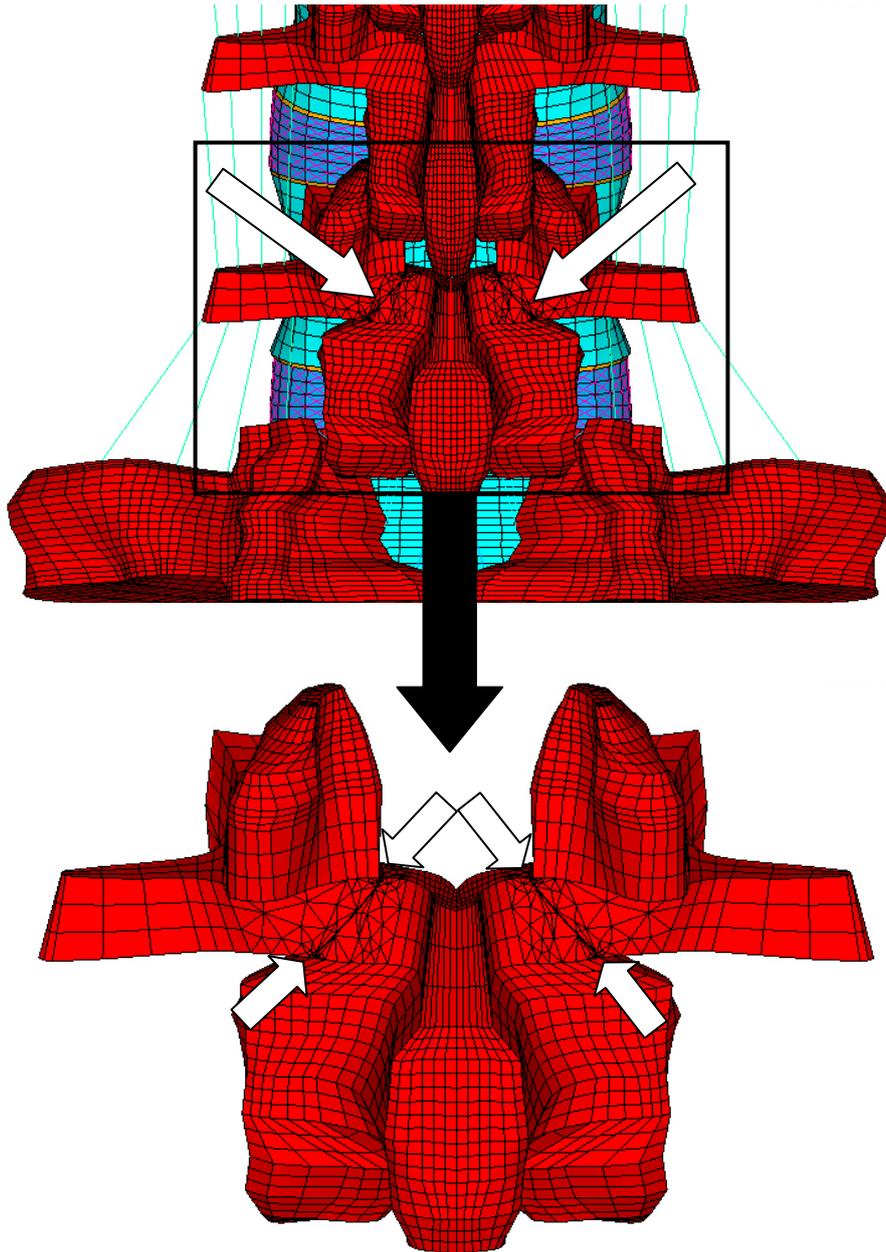


圖 3-22 腰椎(L5)解離模型

3.2 邊界條件與負荷條件設定

因傳統的體外實驗沒辦法在長椎節上施加太大的軸向力，而這種施力行為無法趨近真實人體內的受力行為，因此本研究引入了 Follower load 施力方法，透過此施力方式可使結果更接近人體生理上

的特性。Follower load 可增加椎間盤壓力和穩定腰椎，有類似腰椎周圍肌群的力學特性。故希望能模擬站立姿勢下腰椎平均負載的生物力學效應。在邊界條件上固定 S1 底部所有節點的自由度，負荷條件則針對三個解剖平面，分別給予 10N-m 之力矩，施加於 L1 之頂部表面，藉由受力後的彎曲角度來評估其穩定性，包括前後彎曲、扭轉與側彎。此負荷條件是根據 Yamamoto 所做的體外實驗方法[41]，10N-m 之力矩是在所有動作下對腰椎結構不造成傷害之最大負荷。Follower load 之大小則參考 Panjabi 等人[44]之研究，施加 400N 的 Follower load，此大小約為人體自重的一半。

在本研究的資料蒐集中，所有的力學分析比較乃採用最大等效應力(von Mises stress)、接觸力(N)、最大剪應力(Stress intensity)與力(N)進行生物力學分析。邊界條件與負荷條件整理於表 3-6 中。

表 3-6 邊界條件與負荷條件

脊椎模型節數	6
解離椎節	L5
固定端	S1
施力端	L1
Follower load	400N
前彎/後彎	$\pm 10\text{N}\cdot\text{m}$
左右扭轉	$\pm 10\text{N}\cdot\text{m}$
左右側彎	$\pm 10\text{N}\cdot\text{m}$

3.3 生物力學評估

在完成上述有限元素模擬分析之後，必須對特定之參數評估，以找出臨床上與生物力學上之意義。根據前文所列之文獻以及本研究之研究目標，所須探討之參數有：(1)預測正常腰椎模型解離位置；(2) Follower load 對於腰椎之影響；(3)解離初期穩定性；(4) 小面關節之受力變化；(5)端板之剪應力；(6)椎間盤應力。

3.3.1 預測正常腰椎模型解離位置

使用正常腰椎之有限元素模型(INT)在前彎、後彎、扭轉與側彎之下分別施予 10N·m 力矩，來看 L5 關節間部之等效應力變化，可進

一步驗證解離之位置，並可與施加 Follower load 後之模型(INT+FL) 應力大小做比較。將節點分佈於橫跨 L5 關節間部的位置上，選取 18 個節點(圖 3-23)，分為內側(Medial, Med)、中央(Central, Cen)及外側(Lateral, Lat)，各有 6 個節點。

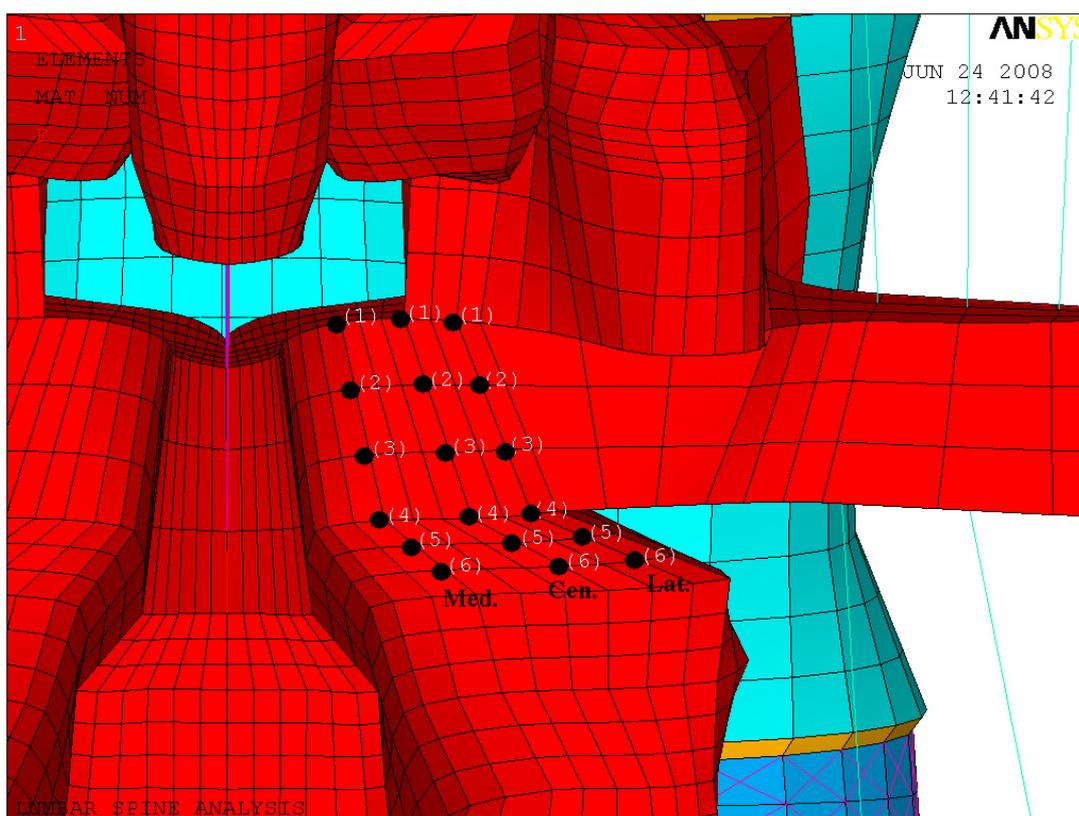


圖 3-23 節點分佈於橫跨 L5 關節間部的位置上，選取 18 個節點，分為內側、中央及外側，各有 6 個節點。

3.3.2 施加 Follower load 對於腰椎之影響

由於 Follower load 是模擬人體內的局部肌肉作用及穩定腰椎承重能力，因此探討在施加 Follower load 前後對於腰椎之影響，亦是本

研究之討論重點。而根據 Shirazi-Adl 等人[53]的研究結果指出，不論在何種大小 Follower load 之下，給予之負荷力矩越小，其 Follower load 之趨勢越明顯，因此本研究將探討不同負荷力矩之下，Follower load 對腰椎之影響。

3.3.3 解離初期穩定性

在解離初期時，關節間部斷裂該椎節之穩定性會受到影響與否。穩定度是本研究最重要的討論對象。關節間部斷裂該椎節的活動度來判定其穩定度，解離初期的穩定度是需要考量的因數之一。故希望針對此因數進行運動範圍(ROM)的評估。一般臨床上，利用 ROM 作為評估手術後穩定度的標準，ROM 代表脊椎受力前後之椎節角度的變化。當 ROM 越小時，代表椎節的穩定程度越大。

ROM 的定義為每個椎節受力前後的角度變化量，其計算方式參考 Leivseth 等人[12]的研究，取上下兩椎體中間位置的向量，計算其角度變化後相減，即得到單一椎節的 ROM。以圖 3-24 為例，此椎節間的 ROM 即為 α 減 β 的絕對值。

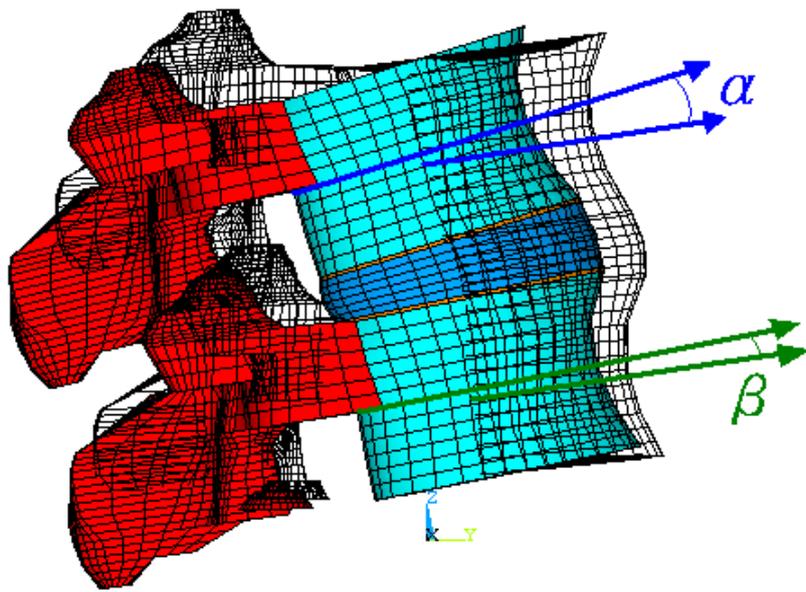


圖 3-24 ROM 的定義[18]

3.3.4 小面關節之受力變化

當脊椎承受負載時，只有在小面關節受傷之後才會使椎間盤內的壓力上升[31]，因此小面關節所受到之受力變化也是重要的評估參數之一。在本研究模型中，小面關節設定為接觸元素，受限於有限元素法的數值分析，小面關節的接觸在幾何上無法緊密接合，造成壓力集中的現象。在對結果作評估時，將截取接觸元素中受到之力作為依據。

3.3.5 端板剪應力

目前對於腰椎解離後發展成滑脫的生物力學機制尚未明確，有學者指出腰椎滑脫所發生的起始位置是在端板或生長板的地方[4][54]，因此觀察端板之剪應力變化與其大小是否超過破壞強度，可

做為判斷是否可能造成滑脫之依據。

3.3.6 椎間盤應力

根據Ikata等人[54]針對青少年運動員進行X光與MRI之影像分析，指出腰椎解離病患不論有無發生滑脫，都會有椎間盤退化之情形發生，其比率各為51%與19%。因此探討解離後椎間盤之應力變化之本研究之重點，若受到過大應力增加，有可能會在短期內造成椎間盤持續退化，甚至在長期之後，仍持續退化導致嚴重不穩定而脊椎滑脫。因此，使用有限元素法進行模擬，不但可以觀察到椎間盤的情況，更能藉由其所受的應力分佈來探討脊椎結構所受到的影響。



第四章 結果與討論

4.1 預測 INT 解離位置之討論

本研究的結果與討論的部份，為了表示方便，將正常腰椎模型簡稱為 INT，正常腰椎模型施加 Follower load 簡稱為 INT+FL，腰椎解離模型簡稱為 Pars defect，腰椎解離模型施加 Follower load 簡稱為 Pars defect+FL。

圖 4-1 為 INT 與其加 Follower load(FL)之後承受了前彎、後彎、扭轉與側彎負荷，在 L5 關節間部內側(Med)之等效應力大小比較，應力值在第三節點周圍較高，並且在後彎動作之下應力值最高，為 14.13MPa，其次為扭轉動作(7.68MPa)。圖中之 Flexion-FL 代表前彎加上 Follower load，Extension-FL 代表後彎加上 Follower load，以此類推。

圖 4-2 為 INT 與其加 Follower load 之後承受了前彎、後彎、扭轉與側彎負荷，在 L5 關節間部中央(Cen)之等效應力大小比較，應力值在第一節點周圍較高，在後彎動作之下應力值最高，為 25.12MPa，其次為扭轉動作(10.46MPa)。

圖 4-3 為 INT 與其加 Follower load 之後承受了前彎、後彎、扭轉與側彎負荷，在 L5 關節間部外側(Lat)之等效應力大小比較，應力

值在第三節點周圍較高，在後彎動作之下應力值最高，為 17.73MPa，其次為扭轉動作(6.26MPa)。

關節間部在後彎與扭轉動作下皆有應力集中之現象，此預測結果趨勢與 Chosa 等人[6]的研究結果不謀而合，並且應力集中區域呈典型斷面之走向，亦驗證了關節間部應力集中區域。而在 INT 與 INT+FL 之應力集中區域相同，間接說明本研究的 Follower load 施加方式是可行的。

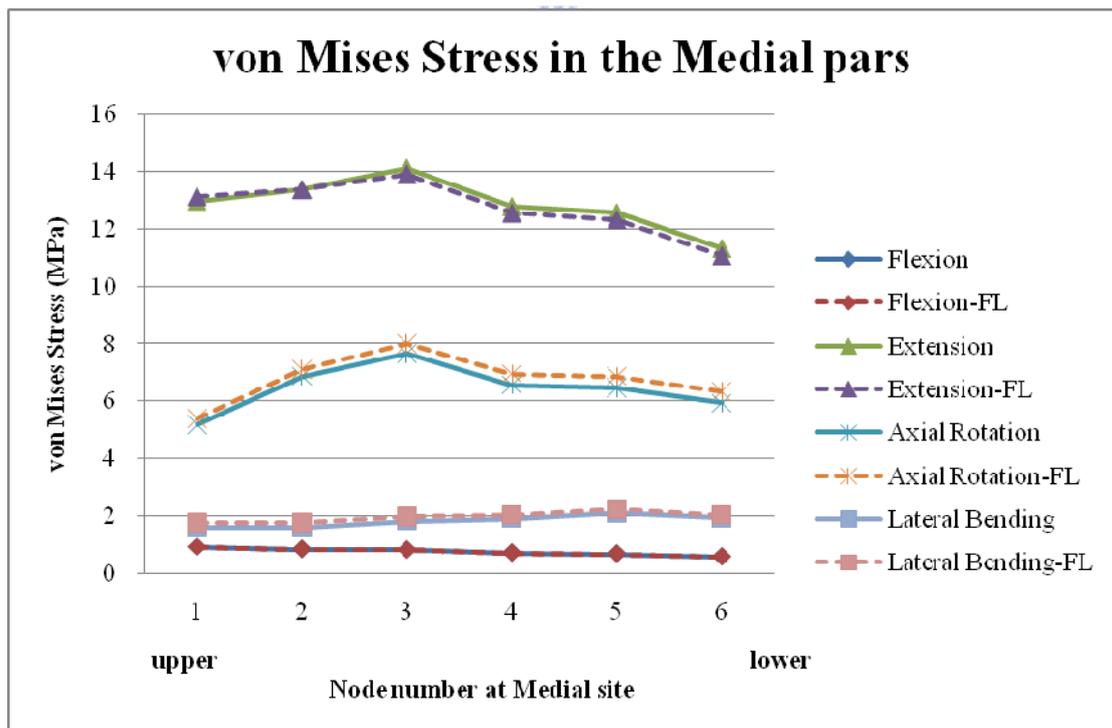


圖 4-1 在 L5 關節間部內側(Medial)之等效應力

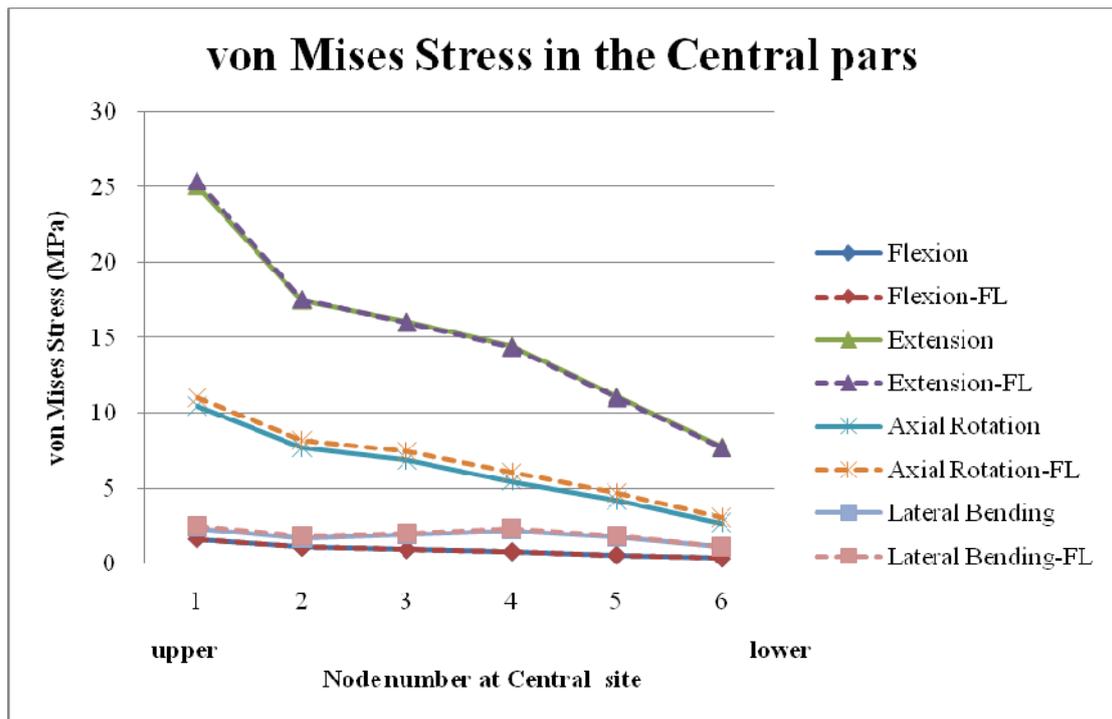


圖 4-2 在 L5 關節間部中央(Central)之等效應力

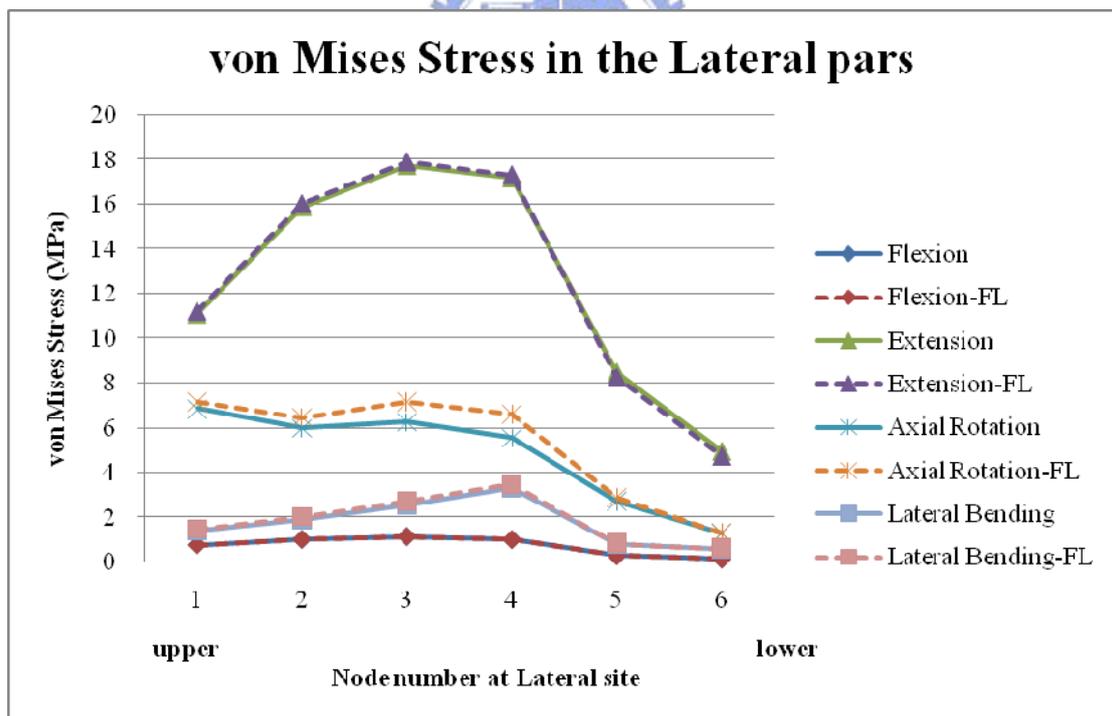


圖 4-3 在 L5 關節間部外側(Lateral)之等效應力

4.2 施加 Follower load 對於腰椎影響之討論

圖 4-4、圖 4-5、圖 4-6、圖 4-7 分別為在前彎、後彎、扭轉與側彎動作下，INT 與 INT+FL(400N)之 ROM 比較結果。其中在負荷力矩較高之條件下(10N-m)，施加 Follower load 之效果在後彎與扭轉動作下不明顯，而在低負荷力矩時 Follower load 之效應才明顯呈現出來，此與 Shirazi-Adl 等人[53]的研究結果相符，亦驗證了 Follower load 對於穩定腰椎承重能力是有幫助的，因此驗證本研究之 Follower load 是可行的。

圖 4-8、圖 4-9、圖 4-10、圖 4-11 分別為在前彎、後彎、扭轉與側彎動作下分別給予 10N-m 之力矩，INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較結果，圖上方為 L4/L5 椎間盤，圖下方為 L5/S1 椎間盤，黑色箭頭指示為應力最大值發生處。INT+FL 模型在前彎、後彎、扭轉與側彎動作下的椎間盤應力皆略有減少，但變化不明顯。

本研究 Follower load 的施加明顯地減低各腰椎節點的 ROM，以及略為減少椎間盤應力大小，提高了腰椎的穩定性，此與文獻的趨勢是相符的。

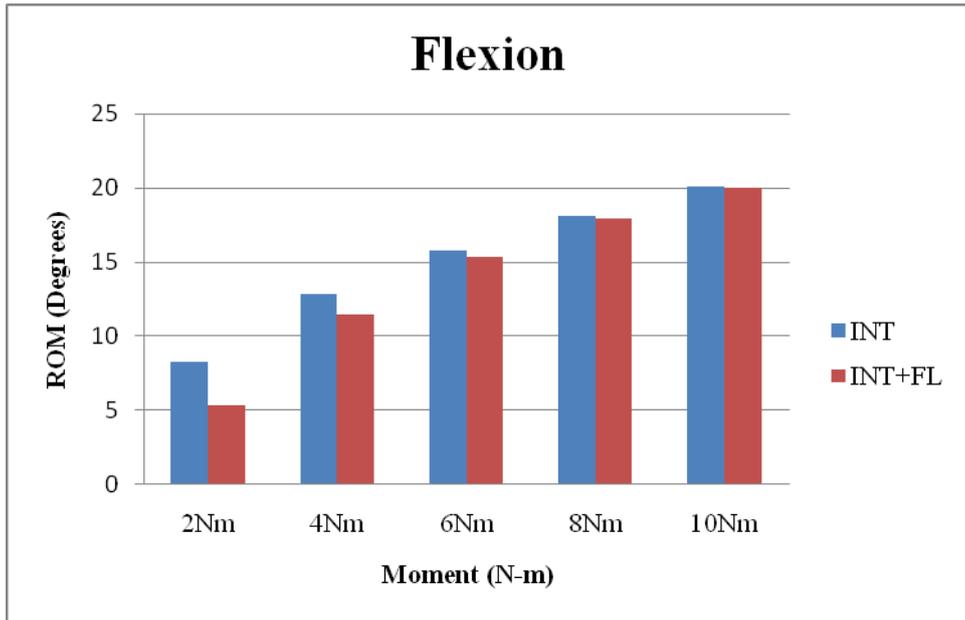


圖 4-4 前彎動作下 INT 與 INT+FL 之 ROM 比較

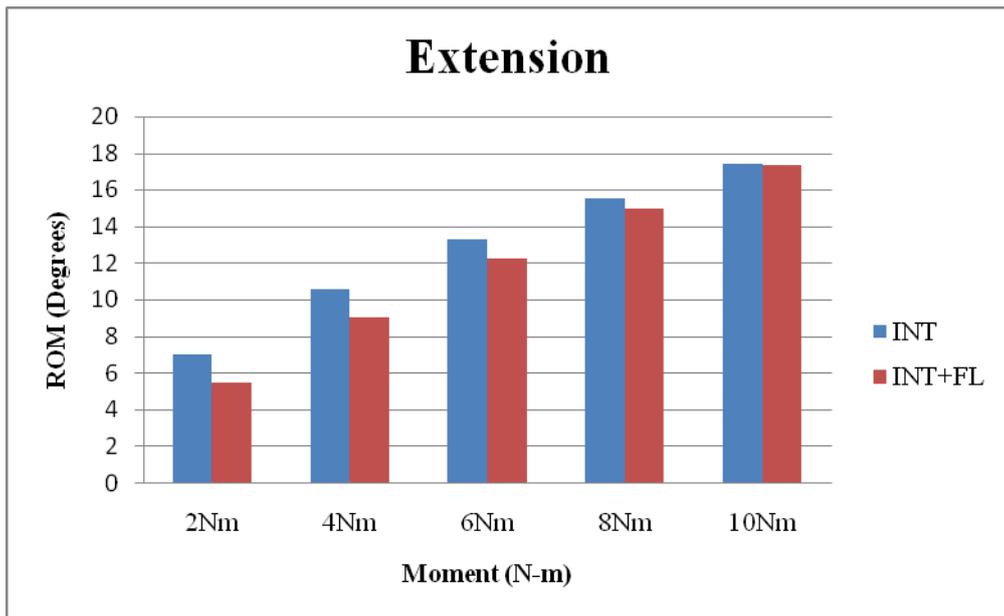


圖 4-5 後彎動作下 INT 與 INT+FL 之 ROM 比較

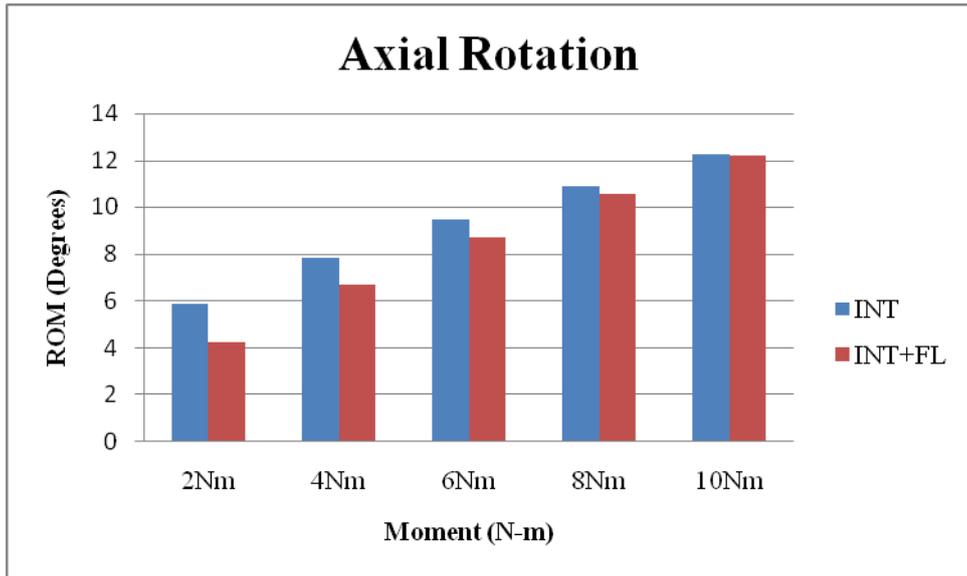


圖 4-6 扭轉動作下 INT 與 INT+FL 之 ROM 比較

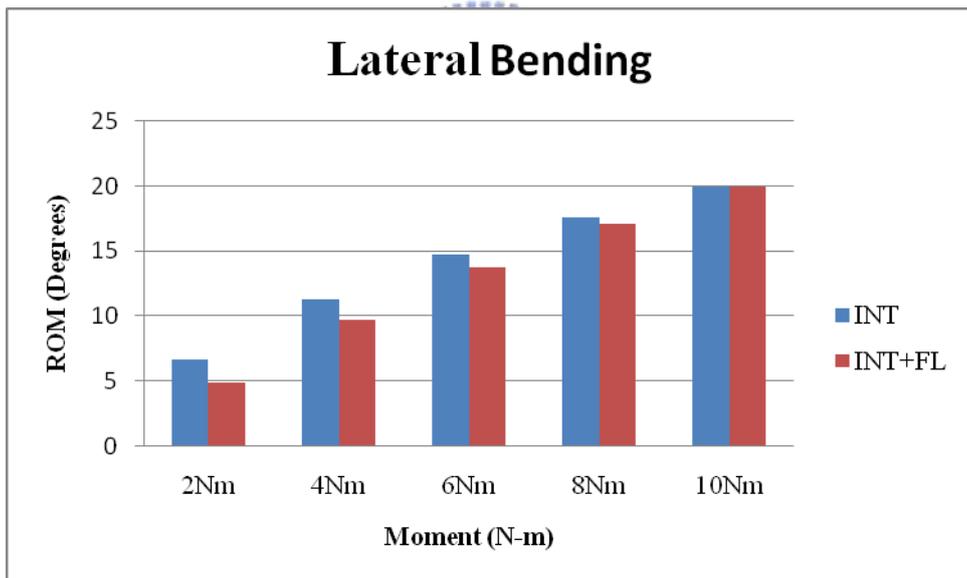


圖 4-7 側彎動作下 INT 與 INT+FL 之 ROM 比較

Flexion

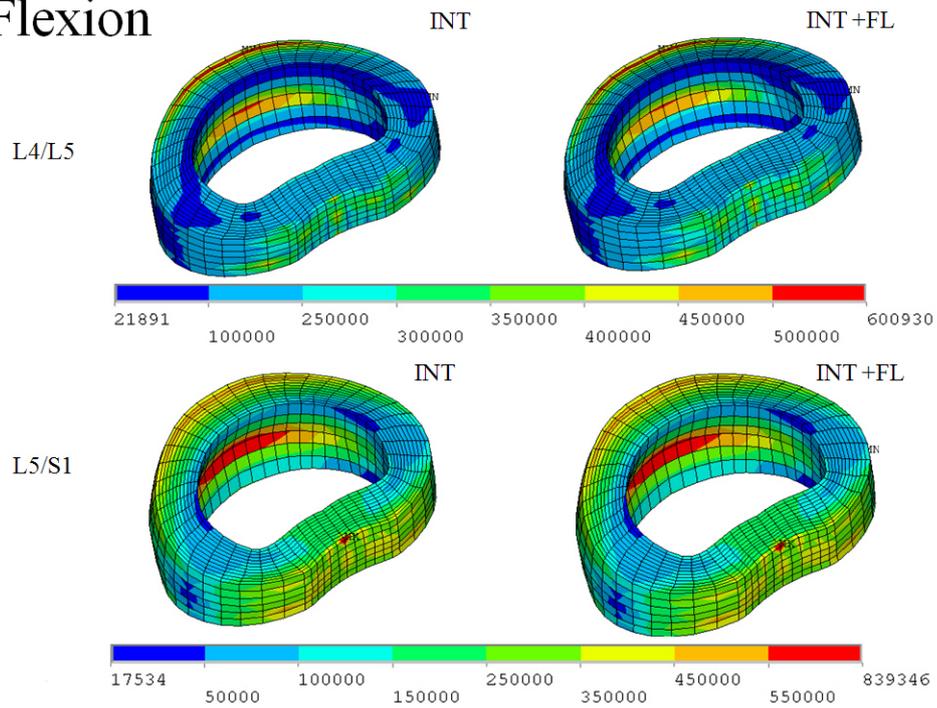


圖 4-8 前彎動作下 INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較

Extension

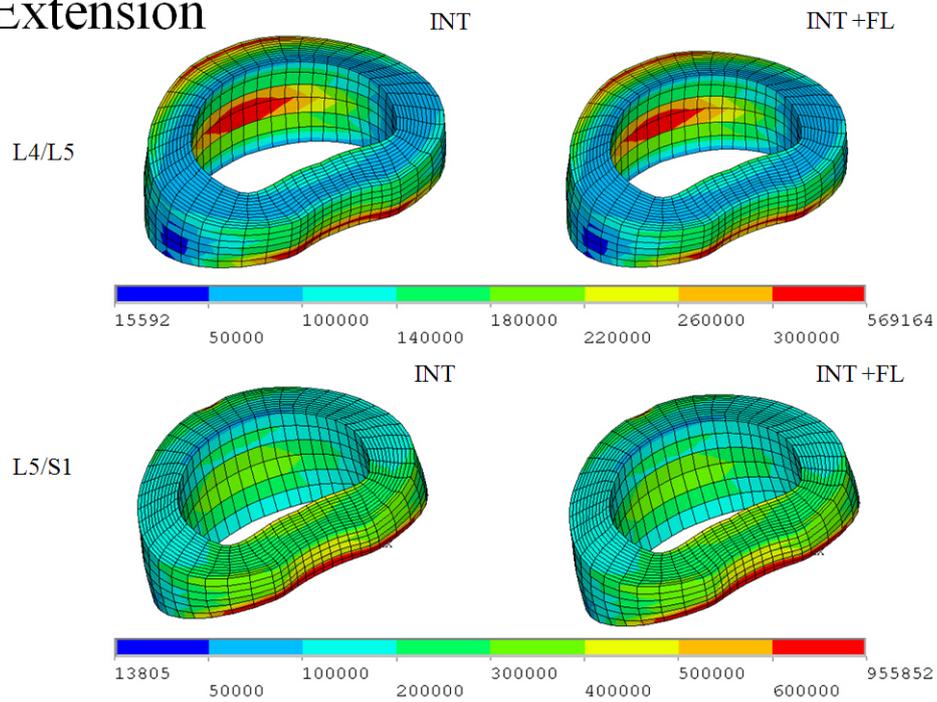


圖 4-9 後彎動作下 INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較

Axial Rotation

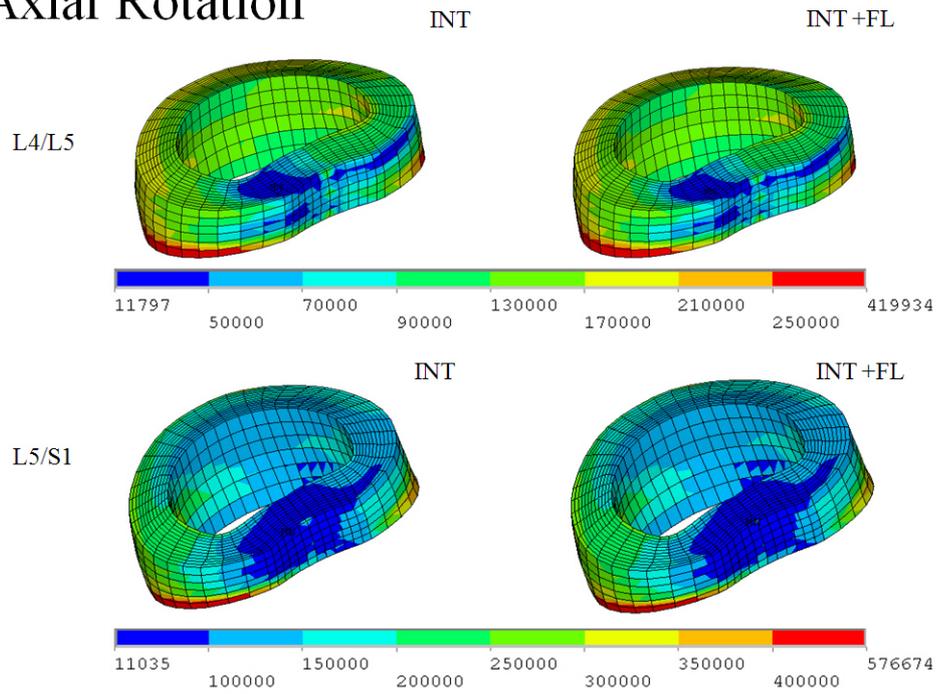


圖 4-10 扭轉動作下 INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較

Lateral Bending

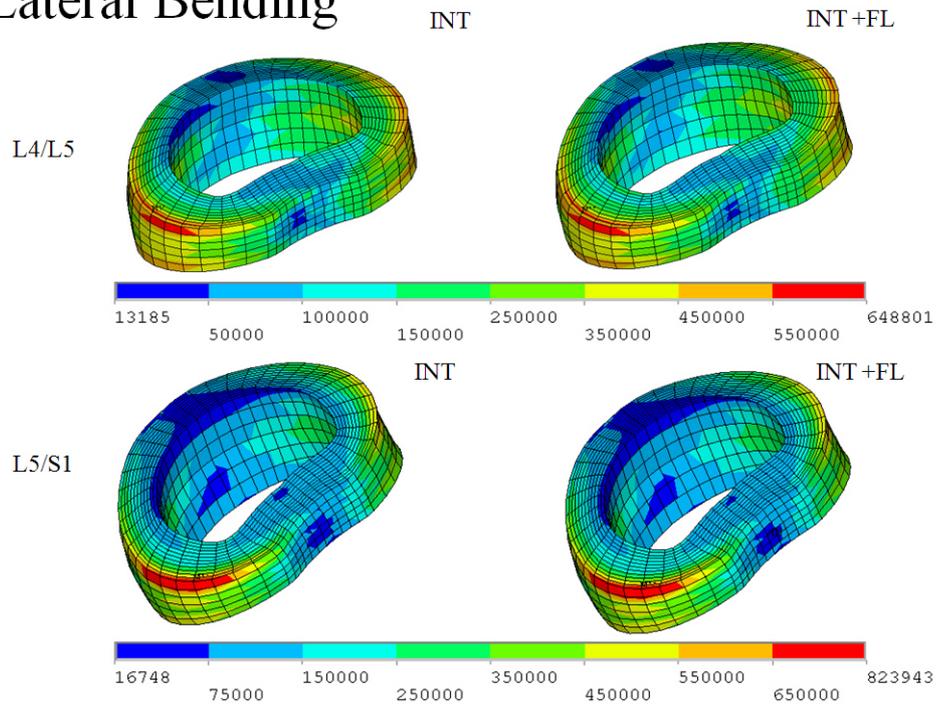


圖 4-11 側彎動作下 INT 與 INT+FL 之椎間盤應力比較

4.3 解離初期穩定性之討論

圖 4-12 為四個模型(INT, INT+FL, Pars defect, Pars defect+FL)在前彎動作下之穩定性分析結果。在 INT 與 Pars defect 相比，在解離之後解離端(L5/S1)椎節的 ROM 減少了 2%，鄰近椎節(L4/5)的 ROM 增加 3%，而 L1/2、L2/3 與 L3/4 之 ROM 在解離後並無太大差異。而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，解離端(L5/S1)椎節的 ROM 減少 2.5%，鄰近椎節(L4/5)的 ROM 增加 4%。在 Pars defect 施加 Follower load 之後，各椎節的 ROM 略為減小，但差異不大。

圖 4-13 為四個模型在後彎動作下之穩定性分析結果。在 INT 與 Pars defect 相比，在解離之後解離端(L5/S1)椎節的 ROM 增加了 0.823° (15%)，鄰近椎節(L4/5)與其他椎節的 ROM 在解離後並無太大差異。而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，解離端(L5/S1)椎節的 ROM 增加了 0.824° (15%)，鄰近椎節(L4/5)的 ROM 增加 2.1%。在 Pars defect 施加 Follower load 之後，各椎節的 ROM 差異不大。

圖 4-14 為四個模型在扭轉動作下之穩定性分析結果。在 INT 與 Pars defect 相比，在解離之後解離端(L5/S1)椎節的 ROM 增加了 1.42° (42.5%)，鄰近椎節(L4/5)與其他椎節的 ROM 在解離後並無太大差異。而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，解離端(L5/S1)椎節的 ROM 增加了 1.43° (43.4%)，鄰近椎節(L4/5)與其他椎節的 ROM 在解離後

並無太大差異。在 Pars defect 施加 Follower load 之後，各椎節的 ROM 差異不大。

圖 4-15 為四個模型在側彎動作下之穩定性分析結果。在 INT 與 Pars defect 相比，在解離之後解離端(L5/S1)椎節的 ROM 增加了 0.05° (1.07%)，鄰近椎節(L4/5)與其他椎節的 ROM 在解離後並無太大差異。而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，解離端(L5/S1)椎節的 ROM 增加了 0.05° (1.2%)，鄰近椎節(L4/5)與其他椎節的 ROM 在解離後並無太大差異。在 Pars defect 施加 Follower load 之後，各椎節的 ROM 差異不大。



以此結果而言，在腰椎解離之後，扭轉動作的穩定度最差，後彎次之，在解離端分別增加了 43.4% 與 15% 的 ROM，與臨床上結果及 Natarajan 等人[5]的研究結果相符。故解離患者需減少做後彎與扭轉動作，避免造成過大的不穩定發生。在治療解離與滑脫病人上，本研究結果可用來決定後彎與扭轉的最大極限以及評估在術後椎節穩定性。

而在 Pars defect 施加 Follower load 之後，分別在前彎、後彎、扭轉與側彎四個生理狀態動作之下，解離端(L5/S1)與鄰近端(L4/L5)之 ROM 差異不大。

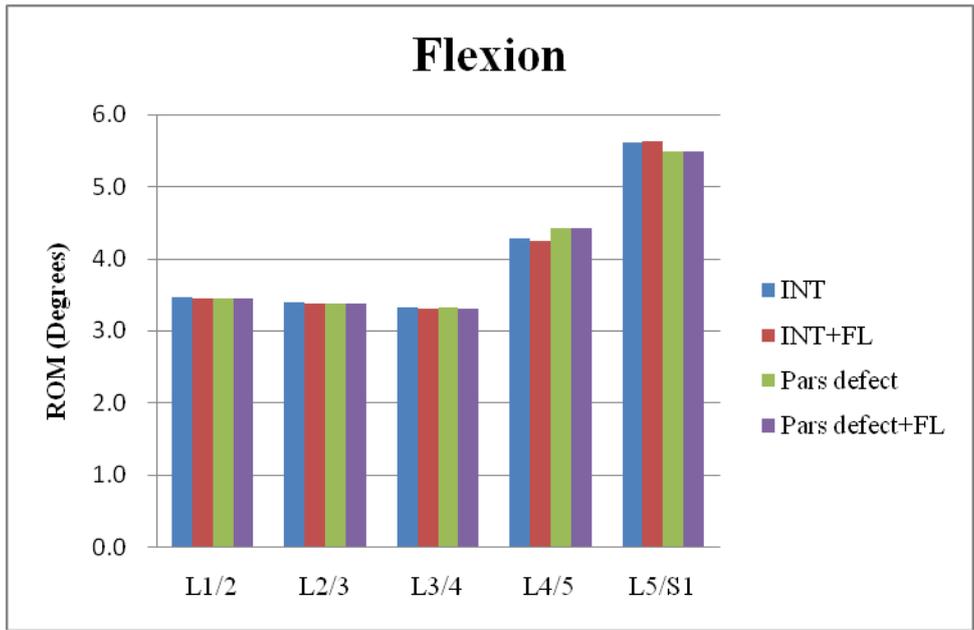


圖 4-12 四個模型在前彎動作下之 ROM 比較

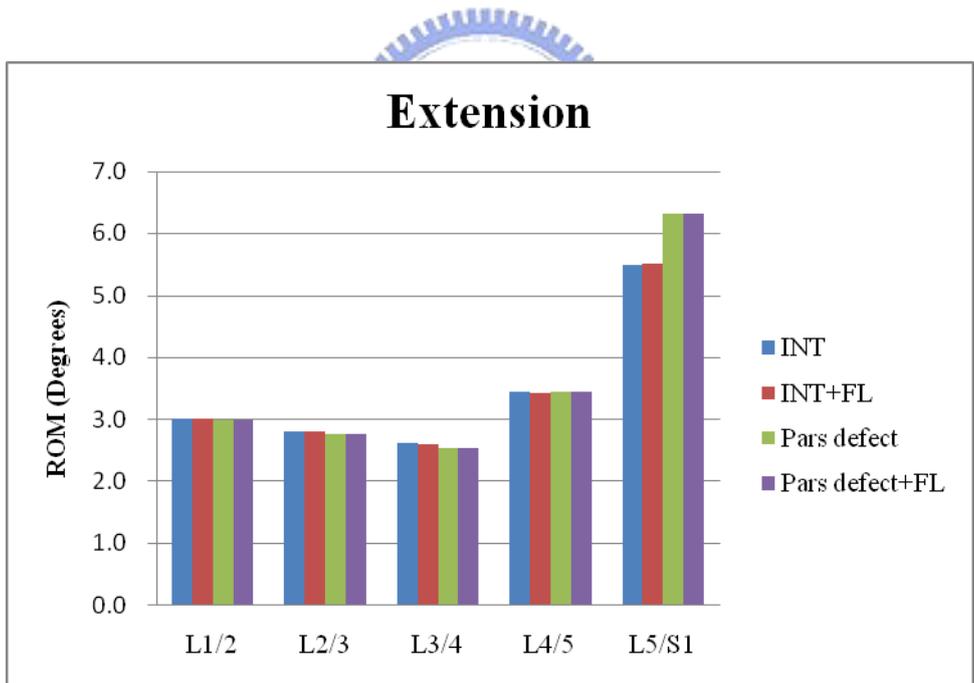


圖 4-13 四個模型在後彎動作下之 ROM 比較

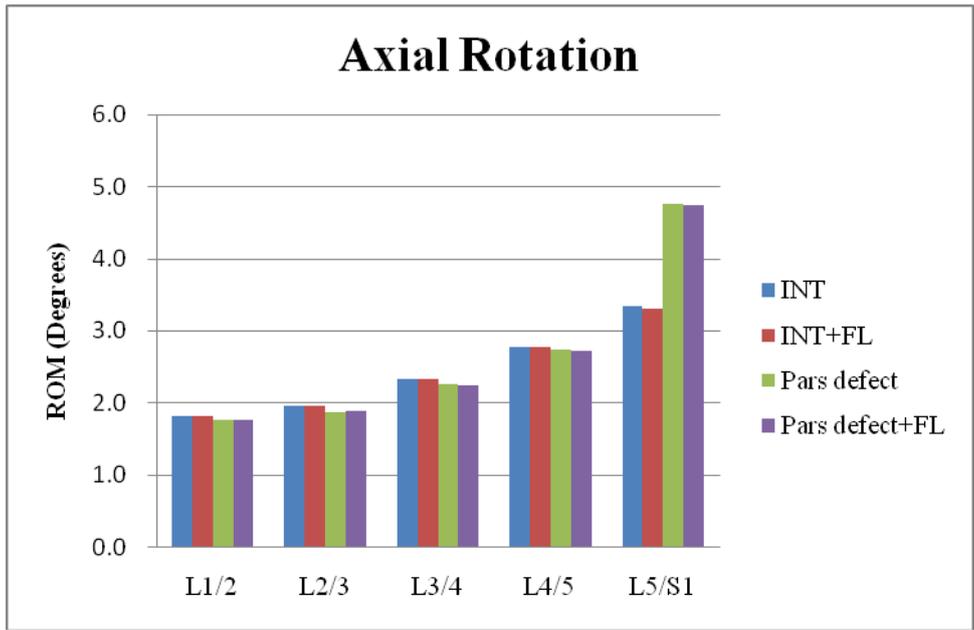


圖 4-14 四個模型在扭轉動作下之 ROM 比較

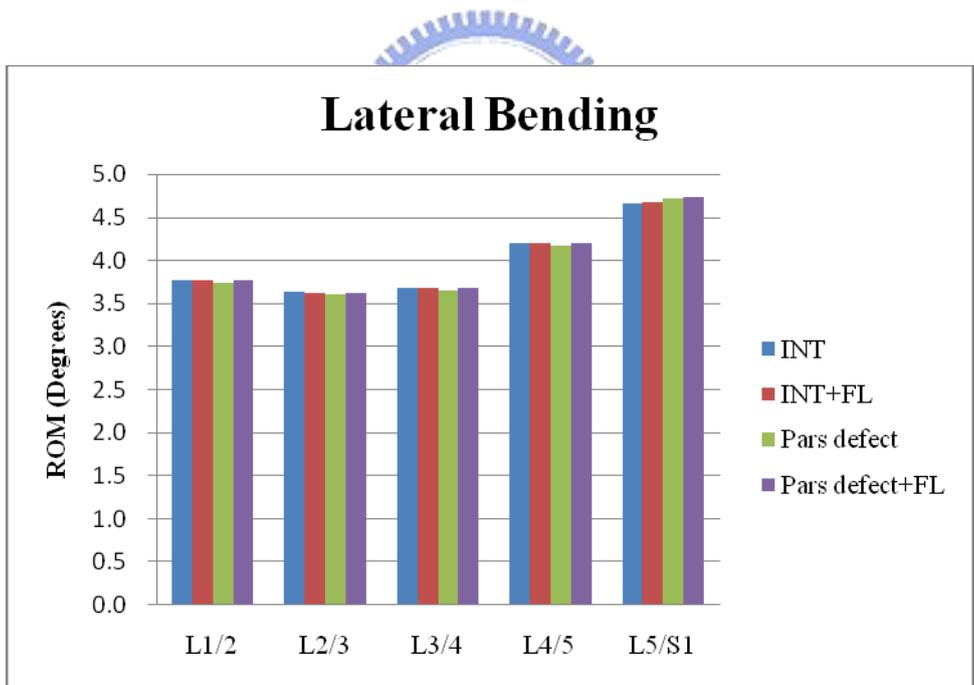


圖 4-15 四個模型在側彎動作下之 ROM 比較

4.4 小面關節之受力變化之討論

後彎動作是小面關節會受到最大負荷的狀況，因此僅針對後彎動作進行小面關節受力變化之討論。圖 4-16 表示 INT、INT+FL、Pars defect 和 Pars defect+FL 在後彎動作下，六節脊椎共五對小面關節所承受之接觸力大小。在 INT 情況下，L5/S1 小面關節受到的接觸力最大，為 167.74N；在 INT+FL 時，各椎節之小面關節接觸力皆有略為減小之趨勢，其中在 L5/S1 最為明顯，減小了約 5.1N(3%)。而在 Pars defect 情況下，L5/S1 椎節之小面關節接觸力僅有 12.67N；而在 Pars defect+FL 時，在 L5/S1 椎節之小面關節接觸力為 10.1N，其他椎節變化不大。

在腰椎解離之後，原本經由小面關節傳遞之力，可能會由其它部位來承受，如椎間盤、端板。這樣的力學行為改變可能會改變其它腰椎元件的受力情形，在下一節將會觀察解離之後端板與椎間盤的受力變化。施加 Follower load 會使所有椎節的小面關節受力略為減少。

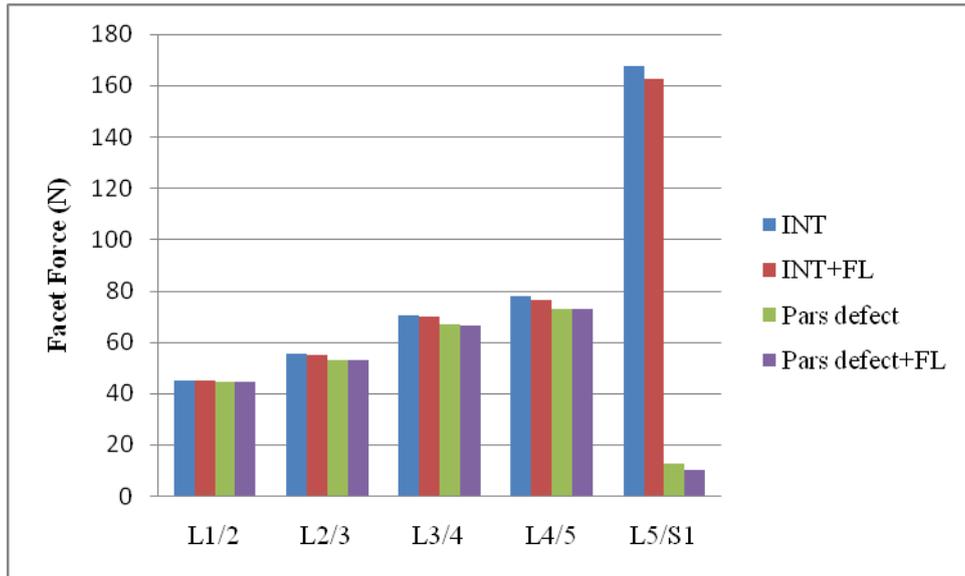


圖 4-16 在後彎動作下小面關節之接觸力



4.5 端板剪應力之討論

圖 4-17、圖 4-18、圖 4-19 和圖 4-20 分別為前彎、後彎、扭轉和側彎動作下在 S1 上方端板剪應力。圖中黑色實心箭頭指示為剪應力最大值發生處，空心箭頭指示為剪應力發生大變化之位置。

在前彎時，INT 與 Pars defect 相比，在 S1 上方端板剪應力並無太大差異，其最大值皆發生於端板前後側位置上；而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，解離後的端板剪應力並無太大差異；Pars defect 在施加 Follower load 之後剪應力最大值有略為減小的趨勢。

在後彎動作下，剪應力最大值發生皆位於端板下緣位置，INT 與 Pars defect 相比，解離之後剪應力最大值略為增加，發生於端板前方，且端板邊緣的應力皆有增加的現象發生；而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，解離之後剪應力最大值略增，且端板邊緣的應力同樣有增加的現象發生；Pars defect 在有無 Follower load 之下剪應力並無差異。

在扭轉動作下，INT 與 Pars defect 相比，在解離之後剪應力最大值由 3.43MPa 增加至 4.16MPa(增加 21.3%)，發生於端板左後方位置，且端板後側之剪應力明顯增加；而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，在解離之後剪應力最大值由 3.52MPa 增加至 4.21MPa(增加 19.6%)，且端板後側之剪應力明顯增加；Pars defect 在有無 Follower load 之下剪應力並無太大差異。

在側彎動作下，INT 與 Pars defect 相比，在解離之後剪應力最大值由 3.14MPa 增加至 3.48MPa(增加 10.8%)，且端板後側之剪應力明顯減小，右後側剪應力明顯增加；而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，在解離之後剪應力最大值由 3.13MPa 增加至 3.30MPa(增加 5.4%)，且端板後側之剪應力明顯減小，右後側剪應力明顯增加；Pars defect 在施加 Follower load 之後剪應力有略為減小的趨勢。

圖 4-21、圖 4-22、圖 4-23 和圖 4-24 分別為 INT 與 Pars defect 在前彎、後彎、扭轉和側彎動作下在 L5 下方端板剪應力。在前彎時，INT 與 Pars defect 在 L5 下方端板剪應力並無太大差異，其最大值皆發生於端板前後側位置上；而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，解離後的端板剪應力最大值略為增加；Pars defect 在施加 Follower load 之後剪應力最大值有略為減小的趨勢。

在後彎時，INT 與 Pars defect 相比，在解離之後剪應力最大值由 11.3MPa 增加至 13.1MPa(增加 15.9%)，且端板後側之剪應力明顯增加，左右兩側剪應力明顯減小；而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，其最大剪應力在解離之後由 11.3MPa 增加至 13.1MPa(增加 15.9%)；Pars defect 在施加 Follower load 之後剪應力並無差異。

在扭轉時，INT 與 Pars defect 相比，在解離之後剪應力最大值由 3.25MPa 增加至 4.59MPa(增加 41.2%)，且端板後側之剪應力明顯增

加，前側與左右兩側剪應力略為增加；而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，其最大剪應力在解離之後由 3.1MPa 增加至 4.51MPa(增加 45.5%)；Pars defect 在施加 Follower load 之後剪應力有略為減小之趨勢。

在側彎時，INT 與 Pars defect 相比，在解離之後剪應力最大值由 4.45MPa 增加至 4.84MPa(增加 8.7%)，且端板後側之剪應力明顯增加；而 INT+FL 與 Pars defect+FL 相比，和 INT 與 Pars defect 之剪應力有相同分佈之趨勢；Pars defect 在施加 Follower load 之後剪應力並無太大差異。

由此可知，在解離發生之後，後彎與扭轉是造成腰椎最大傷害的動作。在後彎動作下，Pars defect 在 L5 下方端板後方之剪應力最大值為 13.1MPa(增加 15.9%)；且在扭轉動作下 L5 下方之端板後方之剪應力最大值為 4.59MPa(增加 41.2%)，在 S1 上方端板左後方之最大剪應力為 4.16MPa(增加 21.3%)。在腰椎解離之後端板的剪應力異常的增量，有可能會造成端板的破損，因此可推斷在腰椎解離之後最先發生破損的位置應該為 L5 下方端板之後方。

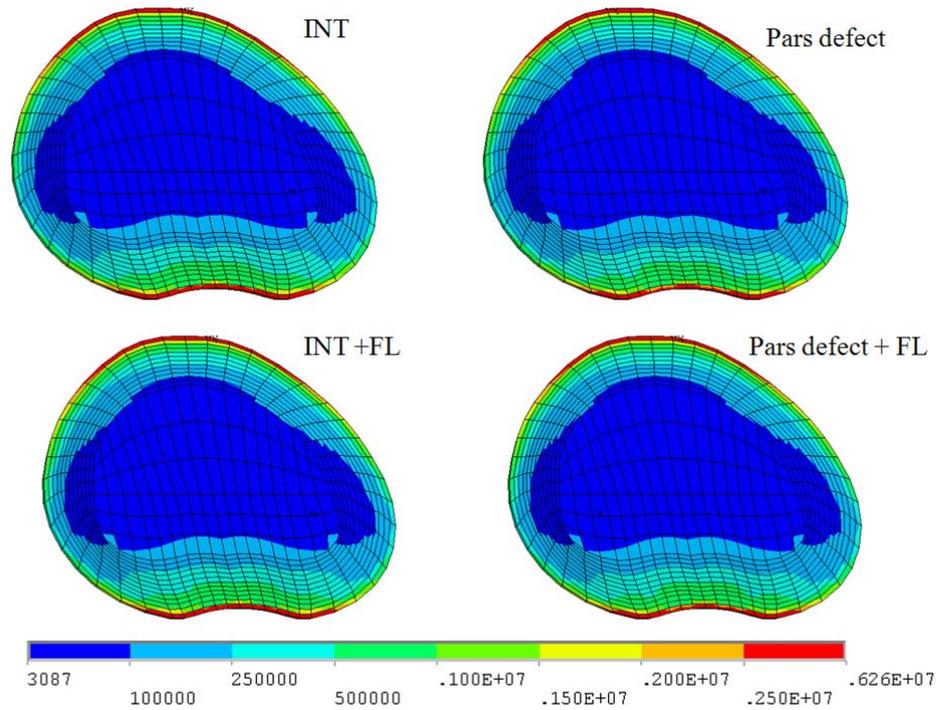


圖 4-17 前彎動作下在 S1 上方端板剪應力

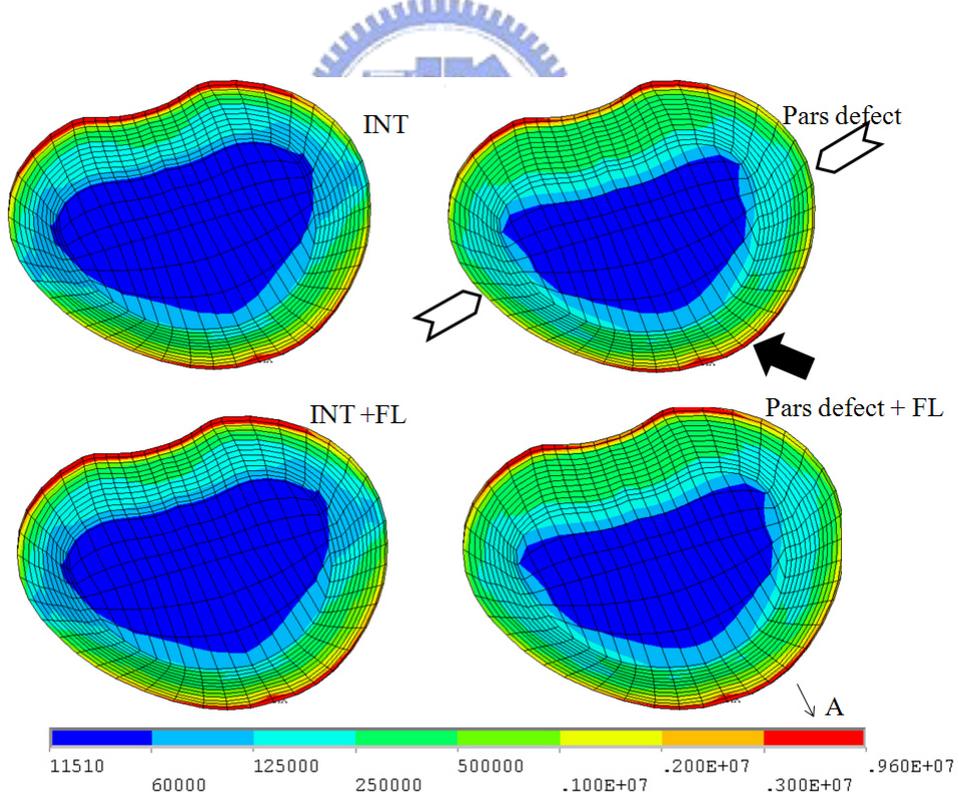


圖 4-18 後彎動作下在 S1 上方端板剪應力

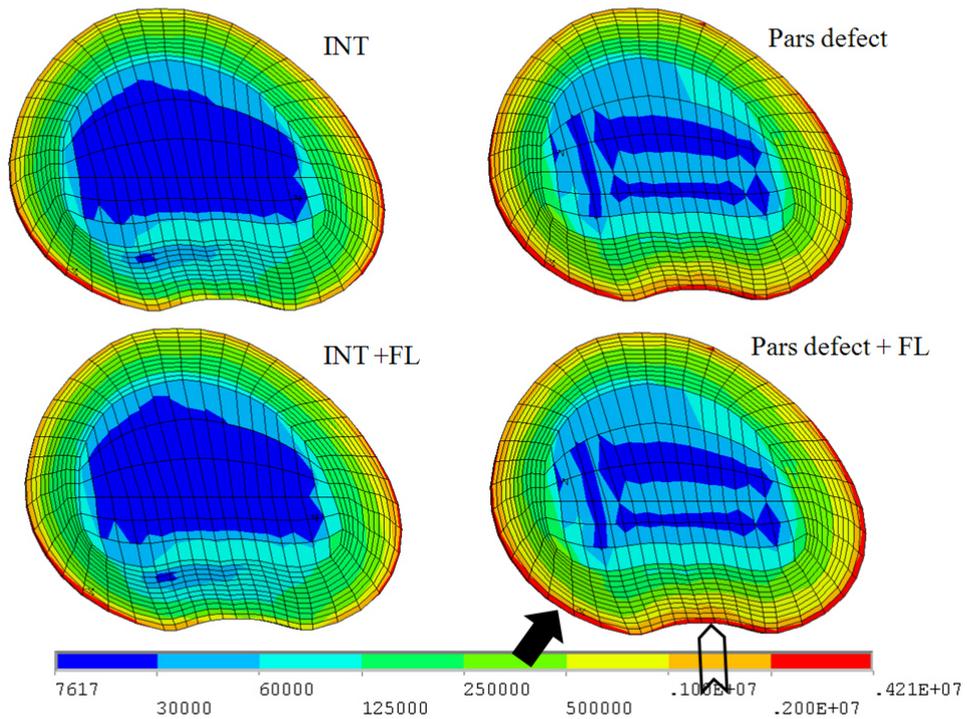


圖 4-19 扭轉動作下在 S1 上方端板剪應力

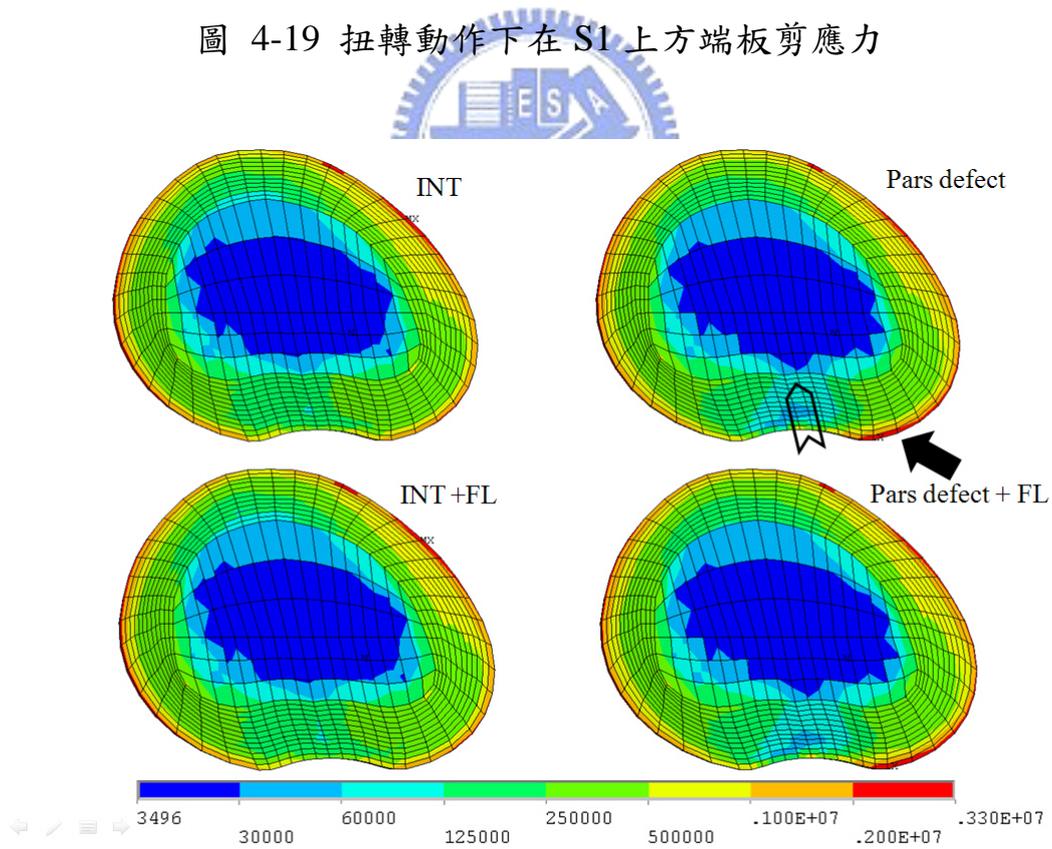


圖 4-20 側彎動作下在 S1 上方端板剪應力

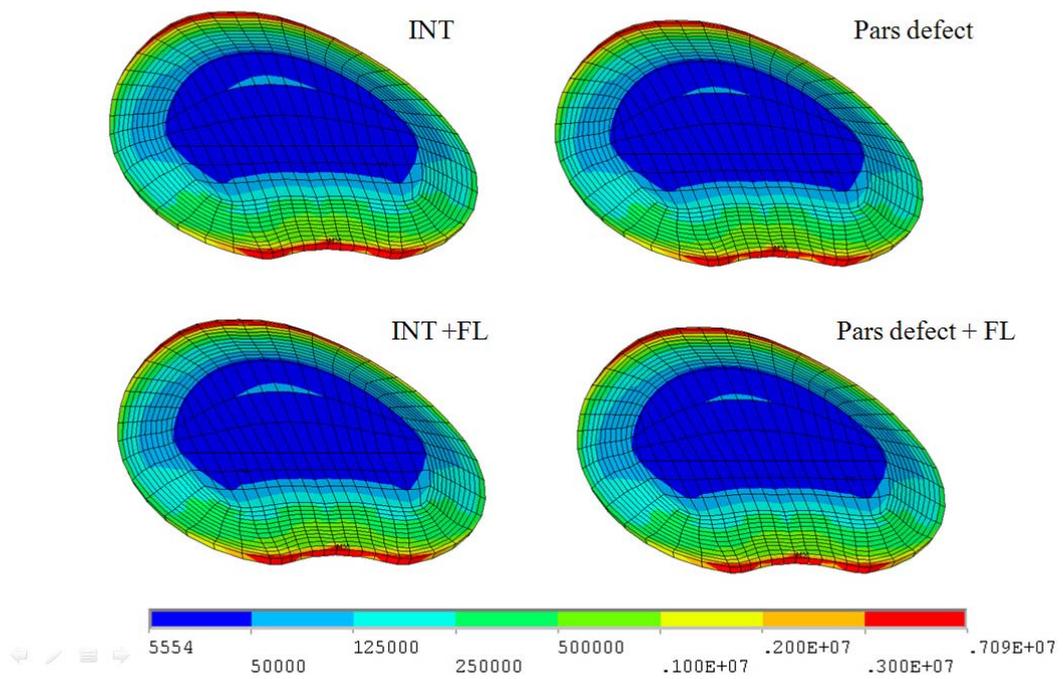


圖 4-21 前彎動作下在 L5 下方端板剪應力

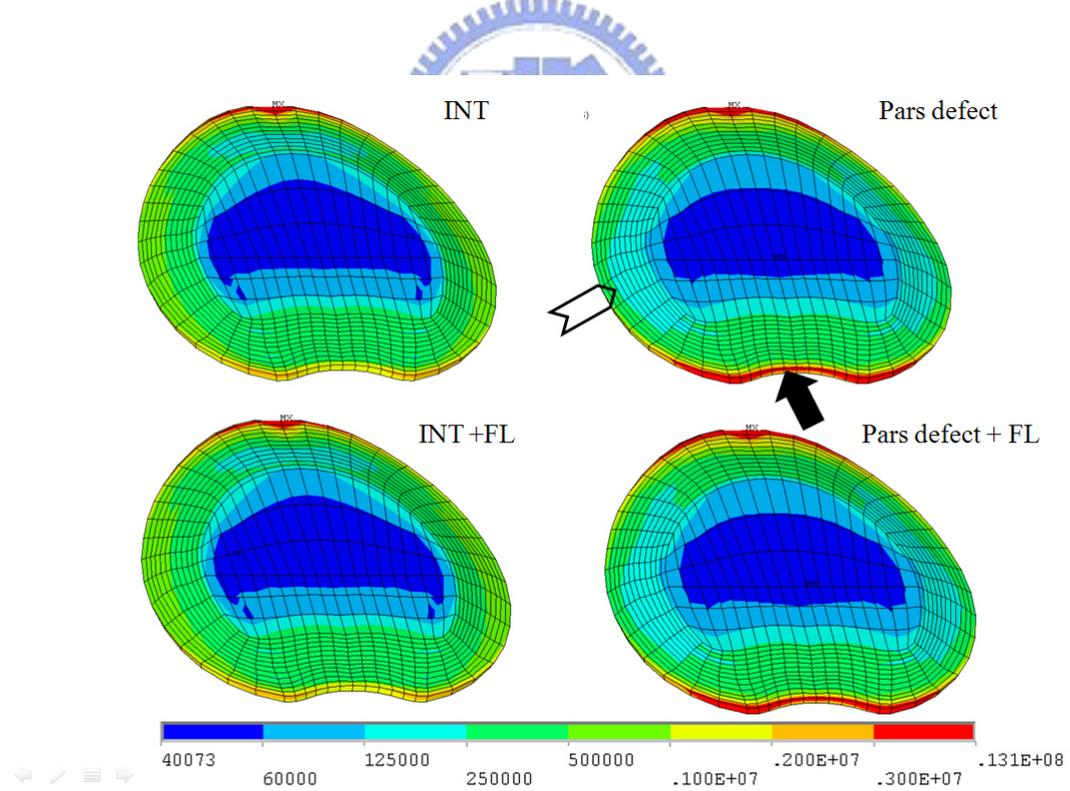


圖 4-22 後彎動作下在 L5 下方端板剪應力

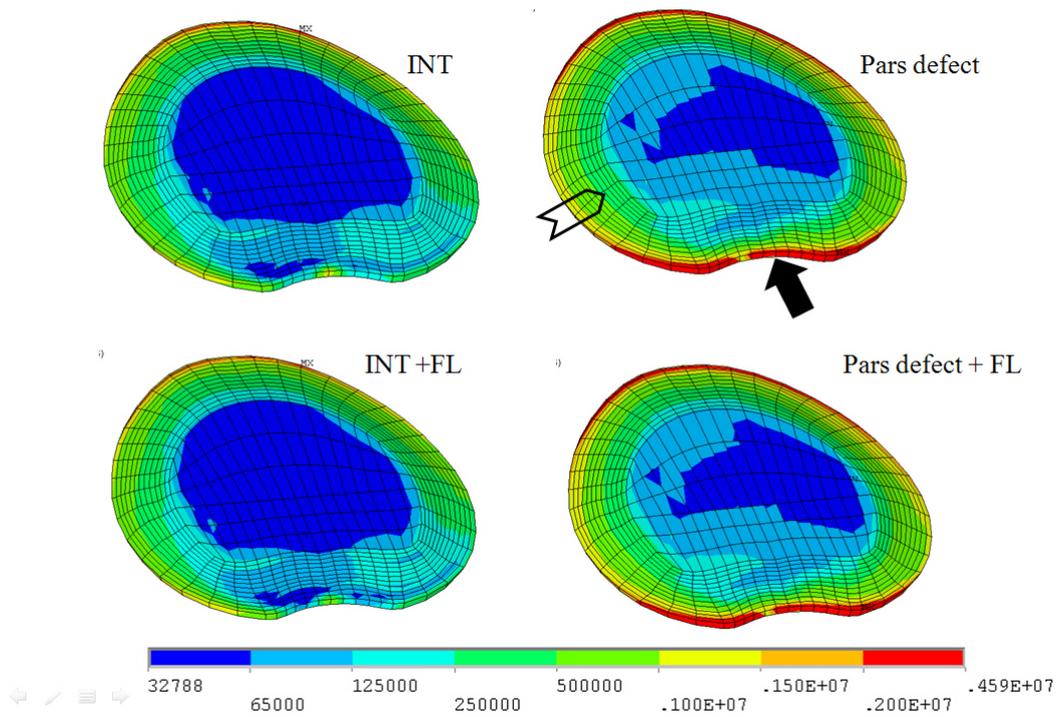


圖 4-23 扭轉動作下在 L5 下方端板剪應力

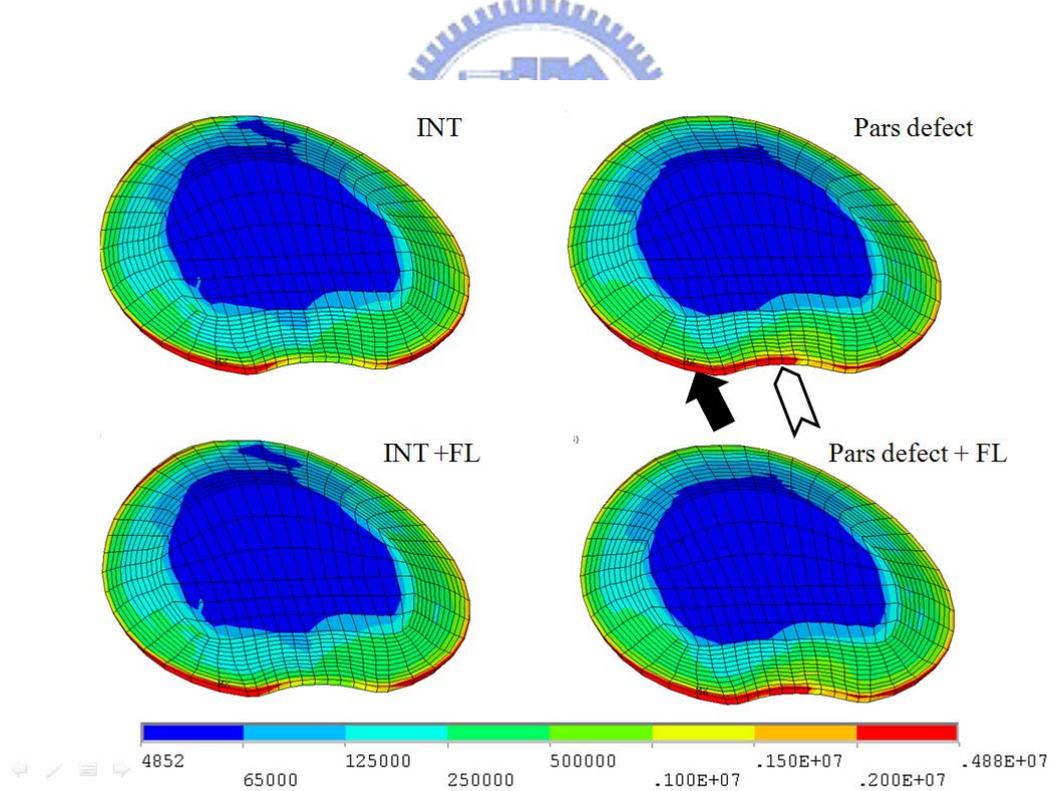


圖 4-24 側彎動作下在 L5 下方端板剪應力

4.6 椎間盤應力之討論

圖 4-25、圖 4-26、圖 4-27 和圖 4-28 分別為在前彎、後彎、扭轉和側彎動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力，圖中黑色箭頭指示為最大應力發生處。腰椎解離之後，在前彎和側彎動作發現，椎間盤的應力變化不大；在後彎動作下，INT 的椎間盤應力大小為 0.95MPa，在 Pars defect 的椎間盤應力大小略增加為 1.02MPa，應力集中區域在椎間盤後方上緣；在扭轉動作下，在解離之後椎間盤應力明顯增加在椎間盤左下緣與右下緣。而腰椎解離之後施加 Follower load，在後彎與扭轉動作時，椎間盤應力有略為減少，但都不是很明顯。

圖 4-29、圖 4-30、圖 4-31 和圖 4-32 為 INT 與 Pars defect 分別在前彎、後彎、扭轉和側彎動作下在鄰近端(L4/5)之椎間盤應力。本研究使用六節模型可以得知鄰近節的問題，結果顯示在前彎、後彎、扭轉和側彎動作來比較會發現，在解離之後椎間盤的應力略為增加，但不是很明顯。

此結果顯示，在腰椎雙側解離之後，應力無法由小面關節往下傳遞，力量會從椎間盤往下傳遞，因此椎間盤的受力會明顯增加。

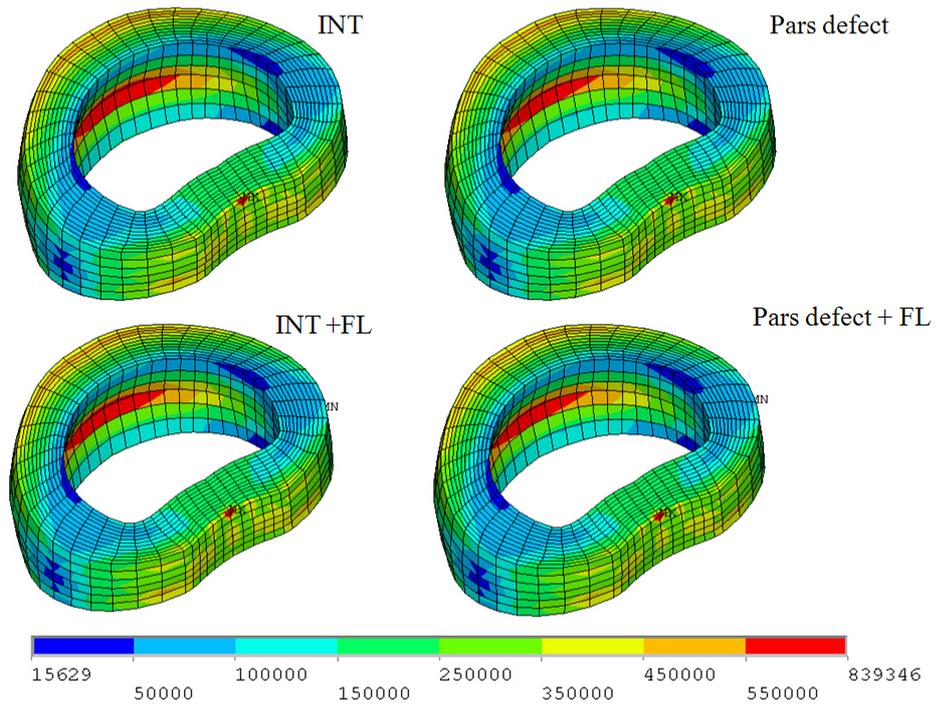


圖 4-25 前彎動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力

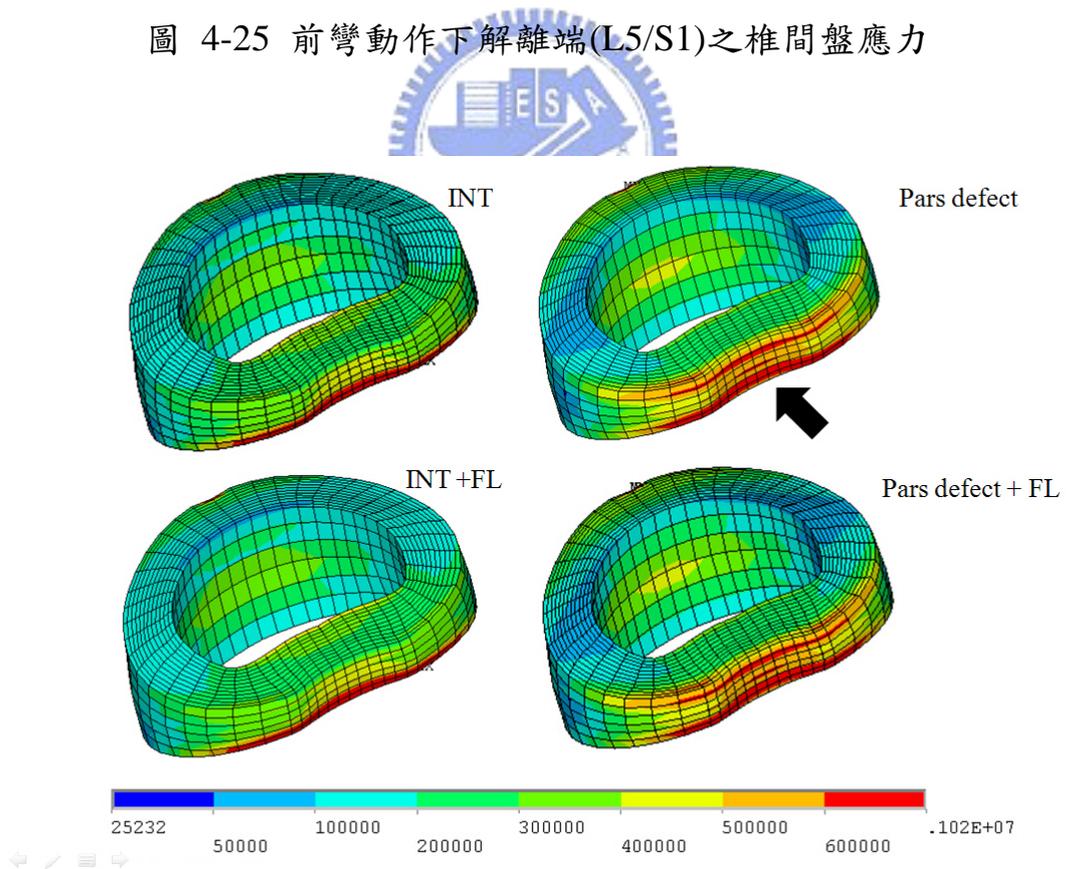


圖 4-26 後彎動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力

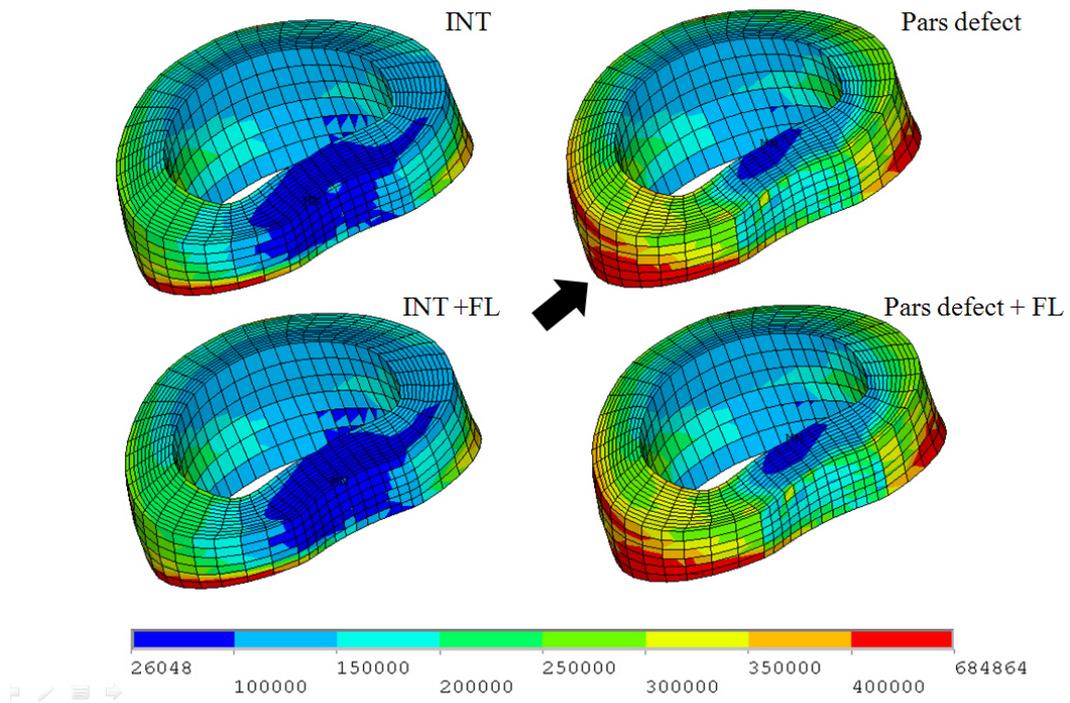


圖 4-27 扭轉動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力

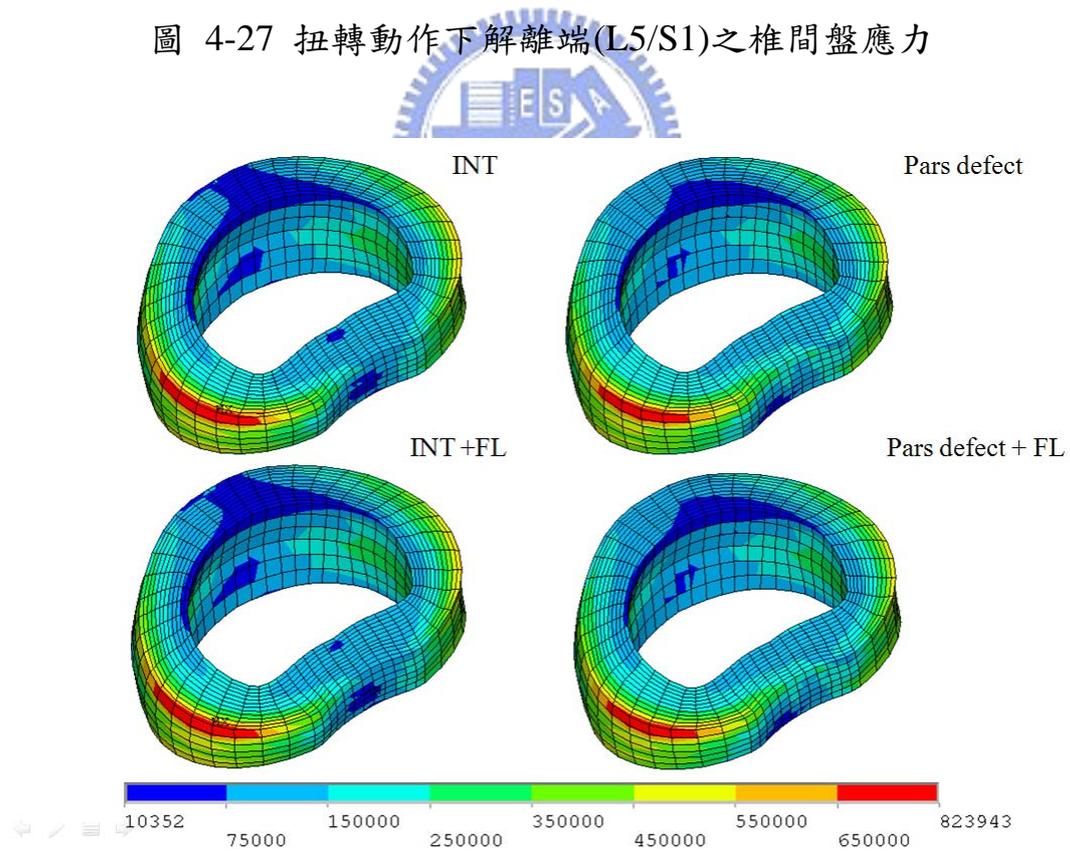


圖 4-28 側彎動作下解離端(L5/S1)之椎間盤應力

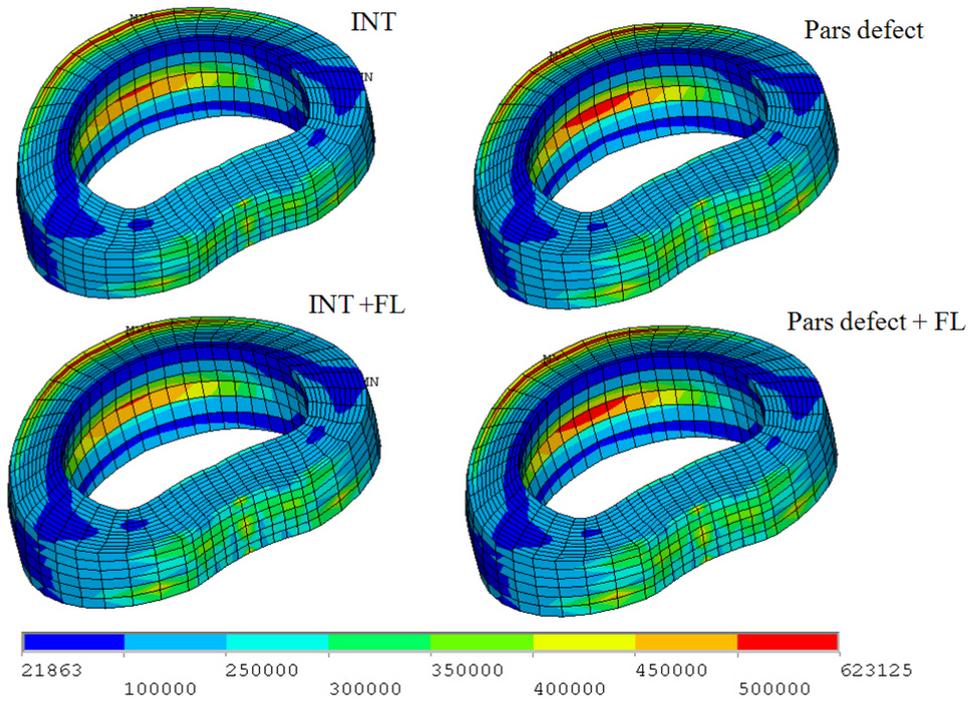


圖 4-29 前彎動作下鄰近端(L4/L5)之椎間盤應力

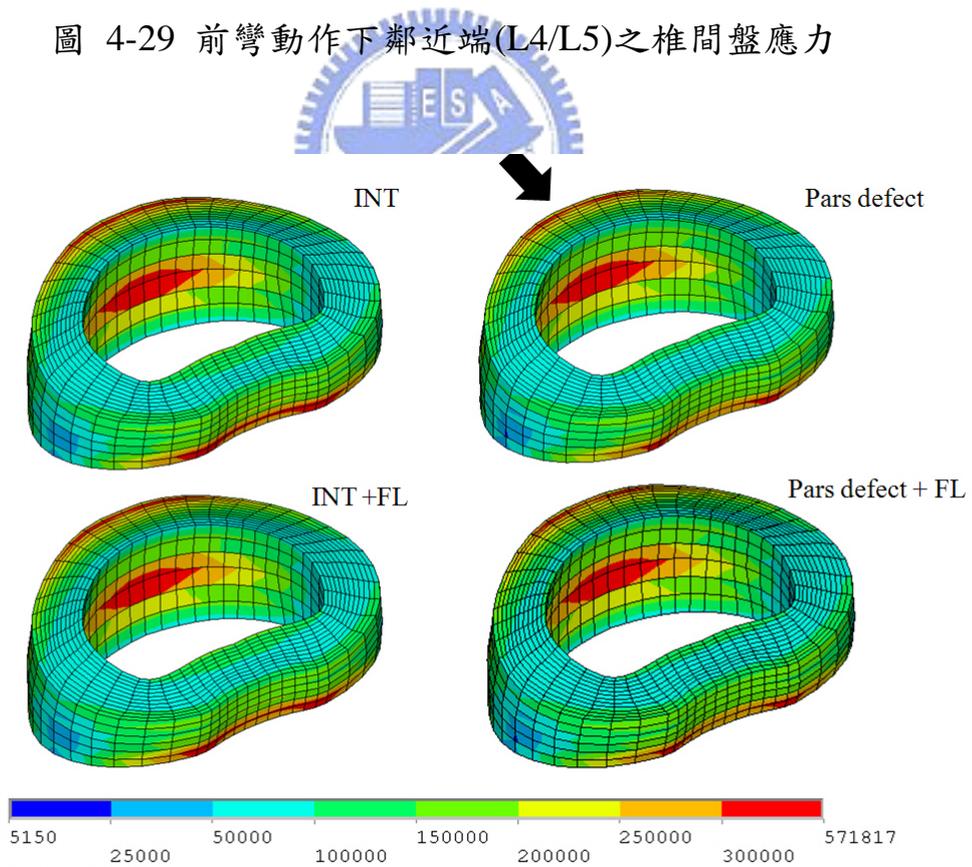


圖 4-30 後彎動作下鄰近端(L4/L5)之椎間盤應力

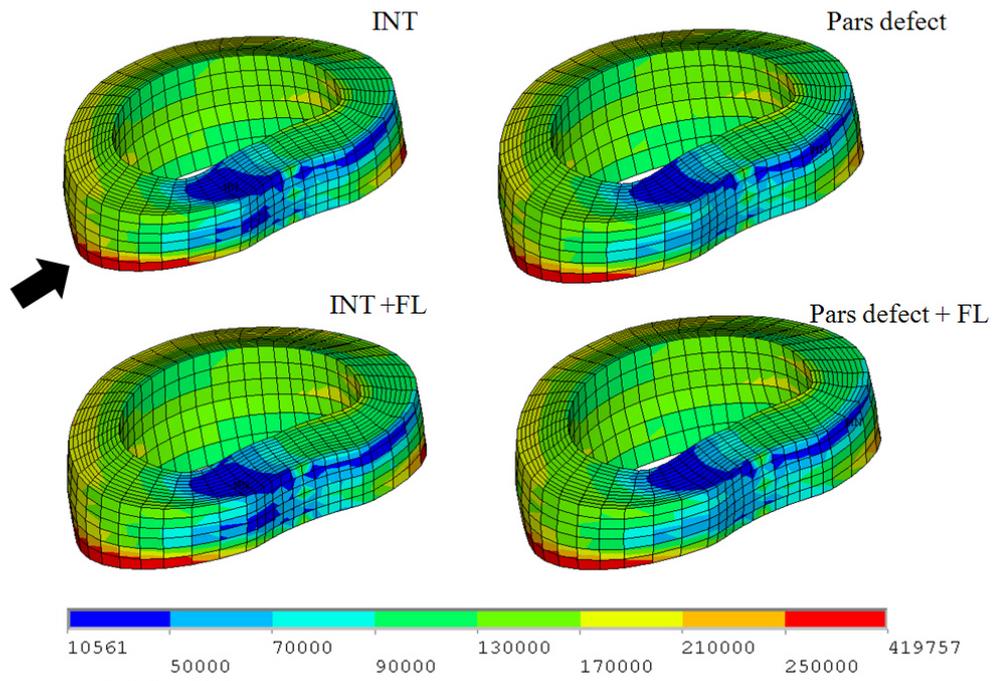


圖 4-31 扭轉動作下鄰近端(L4/L5)之椎間盤應力

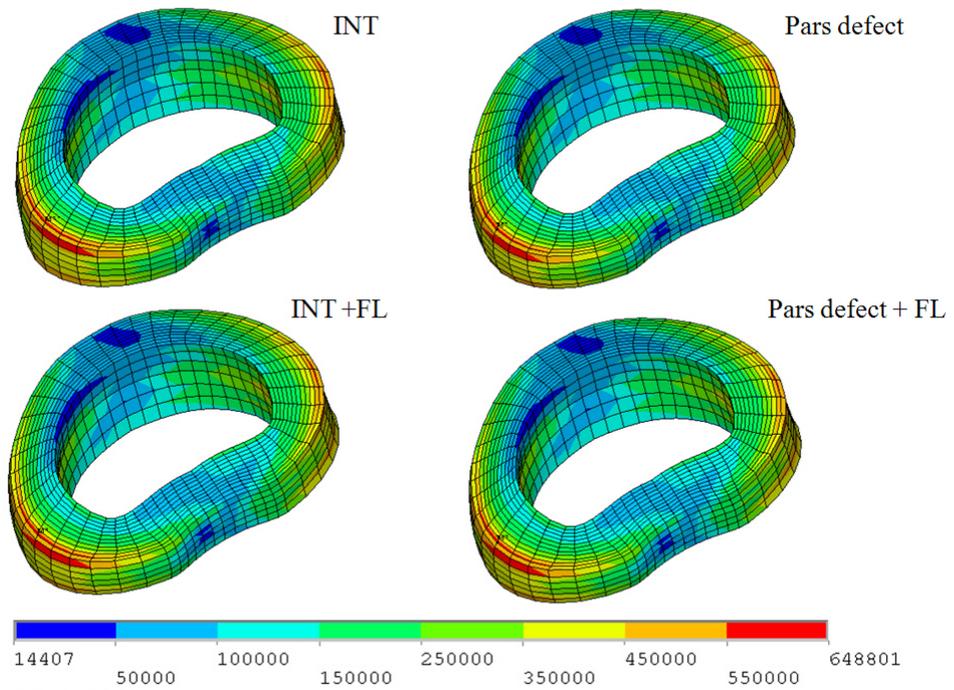


圖 4-32 側彎動作下鄰近端(L4/L5)之椎間盤應力

4.7 綜合討論

在本研究 Follower load 的部份，針對其結果進行討論。在 INT 解離位置預測部份，INT 與 INT+FL 在關節間部的應力集中區域是相同的。在 INT 穩定度部份，加入 Follower load 之後在低負荷力矩之下，明顯減少 ROM 之趨勢，而在 10N-m 負荷之下 ROM 不明顯；而在 INT 椎間盤應力則在施加 Follower load 之後，略為減低了其應力大小，但變化不明顯；故本研究之 Follower load 提高了腰椎的穩定度，此與文獻之趨勢是相符的。而在 Pars defect 穩定度部份，施加 Follower load 之後，分別在前彎、後彎、扭轉與側彎四個生理狀態動作之下，解離端(L5/S1)與鄰近端(L4/L5)之 ROM 皆差異不大。在 INT 的小面關節受力部份，施加 Follower load 之後，各椎節的小面關節接觸力皆有減小的趨勢；在 Pars defect 的小面關節受力部份，施加 Follower load 之後，僅在 L5/S1 椎節有明顯變化，故 Follower load 使小面關節受力有減小，對於腰椎的穩定度提昇有一定程度上的幫助。在 INT 的端板剪應力部份，在加入 Follower load 之後，在前彎、後彎、扭轉與側彎動作下皆有減小的趨勢；而在 Pars defect 加上 Follower load 的端板剪應力則無差異，這可能是在解離之後腰椎結構受到破壞，導致腰椎嚴重不穩定，故無法觀察到 Follower load 對腰椎穩定的效應。在 Pars defect 的椎間盤部份，加上 Follower load 之後，在各個

動作之下，椎間盤的應力大小變化差異不大，這可能是在解離之後腰椎結構受到破壞，導致腰椎不穩定現象發生，故無法觀察到 Follower load 對腰椎穩定的效應。

綜合以上分析，針對其結果進行臨床意義上之討論。在穩定度部份，在腰椎解離之後，扭轉動作的穩定度最差，後彎次之，與臨床上結果及 Natarajan 等人[5]的研究結果相符，故解離患者需減少做後彎與扭轉動作，避免造成過大的不穩定發生。在小面關節接觸力的部份，在解離之後，原本經由小面關節傳遞的力量，可能由椎間盤來負荷。在端板部份，在腰椎解離之後，後彎與扭轉動作下的剪應力明顯增加，發生於 L5 下方端板後方，因此推斷最先引發腰椎滑脫的位置應該為 L5 下方之端板後方。在椎間盤應力部份，根據 Wang 等人[7]的研究結果指出，腰椎雙側解離之後，應力無法由小面關節往下傳遞，力量會從椎間盤傳遞，因此椎間盤的受力會明顯增加，此與本研究結果吻合；本研究結果指出，在腰椎解離之後，解離端椎間盤應力大小在後彎與扭轉動作下明顯增加，可能會在短期內持續退化，甚至長期之後，仍持續退化導致嚴重不穩定而引發腰椎滑脫；故本研究認為腰椎解離會使椎間盤提早發生退化，尤其是在後彎與扭轉動作之下。

在研究後期，實驗室發展出一種新的 Follower load 施加方式，亦

加入討論，在本研究所用的 Follower load 分成兩個階段來施加，第一個階段，先加入 Follower load 之後，在第二個階段才施加力矩；而修改過後的 Follower load，在第一個階段加入 Follower load 之後，第二個階段繼續維持 Follower load，並且施加力矩，稱為 Modified Follower load(Modified FL)，與本研究中之模型比較，如圖 4-33、圖 4-34 所示。在未來研究當中將會加入此部份之探討。

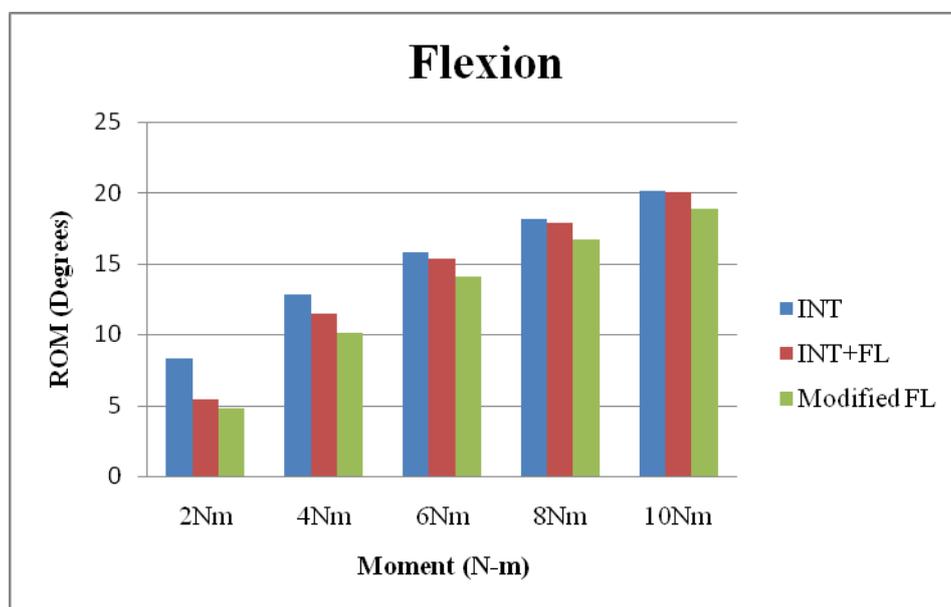


圖 4-33 前彎動作下 Modified FL 與本研究模型之比較

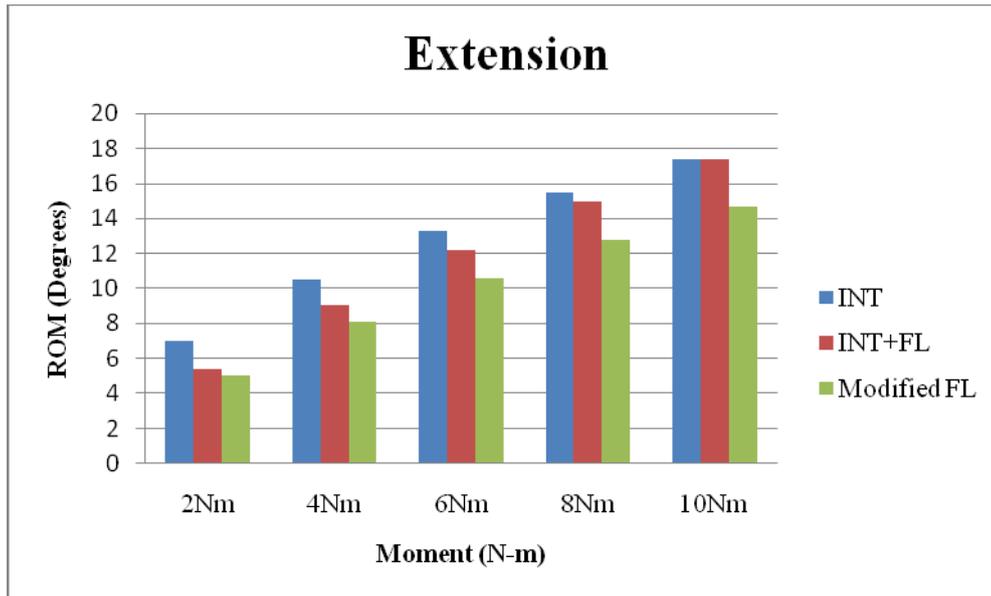


圖 4-34 後彎動作下 Modified FL 與本研究模型之比較



第五章 結論與未來展望

5.1 結論

本研究建立了六節腰薦椎模型，並與文獻驗證得到合理的結果。為更接近人體真實狀況，本研究加入 Follower load 進行模擬，並且對於 INT 的穩定度、小面關節接觸力、椎間盤應力與端板剪應力皆有穩定之效果，證明了 Follower load 扮演腰椎局部肌肉的作用。而對於 Pars defect 的穩定度和小面關節接觸力有一定程度的穩定效果，在椎間盤應力與端板剪應力則無差異，這可能是在腰椎解離後，對於腰椎結構破壞，無法觀察到其穩定效果。

本研究結果發現，在腰椎發生雙側解離之後，會使解離椎節在後彎與扭轉動作下發生不穩定現象，並且改變腰椎整體傳遞力量之行為，其變化會先將小面關節上之受力轉由端板和椎間盤來承受，因此端板與椎間盤會有較高的應力，在此情形下，端板有較高的可能性發生破損，而椎間盤也有可能因受力趨勢的改變發生退化，引發腰椎滑脫。此結果建議，腰椎解離在端板發生破損而椎間盤尚無退化時，需對腰椎提供後彎與扭轉動作的穩定行為，以減緩椎間盤的退化發生。

5.2 限制因素

本研究是模擬一般人在腰椎解離之初期生物力學變化情形。但是本研究有一些假設的限制條件：

1. 本研究考慮解離初期的力學行為，假設周圍軟組織及椎間盤尚未退化，將解離處附近之組織材料性質維持不變，來模擬解離初期之狀況。此外，在解離的斷裂部位建立一間隙(Gap)，並以接觸元素進行模擬，但是一般在臨床上在腰椎解離後之斷面處不一定會有接觸行為；
2. 腰椎解離存在各種斷裂形態，本研究僅採用文獻指出的典型斷面，並無法滿足所有的斷面情形。
3. 本研究加入 Follower load 較趨近人體真實負荷，但仍無法完全與人體真實狀況一致。

5.3 未來展望

本研究之未來發展與工作可分為兩部份：(1)進一步之生物力學分析；(2)新型內固定器之改良與最佳化設計。

1. 本研究以探討腰椎解離為主，在解離之後端板開始破壞，但椎間盤未受到退化或破壞時，可施予動態穩定系統(Dynamic Stabilization System)，並且可與傳統內固定器做分析比較；若椎間盤已受到嚴重破壞，則需考慮將椎間融合術搭配內固定器做治

療。而腰椎解離常導致滑脫的發生，因此在未來研究可加入不同的內固定器對解離治療的效果探討，找出各種治療腰椎解離方式的優缺點。

2. 針對分析內固定器之優缺點，進一步可設計新型之內固定器，或是針對現有之內固定器進行最佳化分析，相信對於醫師與解離病患可以有更多更好的選擇。



參考文獻

- [1] McTimoney CA, Micheli LJ. Current evaluation and management of spondylolysis and spondylolisthesis. *Curr Sports Med Rep*, 2:41-46, 2003.
- [2] Saraste H. Spondylolysis and spondylolisthesis. *Acta Orthop Scand Suppl*, 251:84-86, 1993.
- [3] Shin DS, Lee K, Kim D. Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method. *Computer-Aided Design*, 39(7): 559-567, 2007.
- [4] Konz RJ, Goel VK, Grobler LJ, Grosland NM, Spratt KF, Scifert JL, Sairyo K. The pathomechanism of spondylolytic spondylolisthesis in immature primate lumbar spines in vitro and finite element assessments. *Spine*, 26(4):E38-49, 2001.
- [5] Natarajan RN, Garretson RB 3rd, Biyani A, Lim TH, Andersson GB, An HS. Effect of slip severity and loading directions on the stability of isthmic spondylolisthesis: A finite element model study. *Spine*, 28(11):1103-1112, 2003.
- [6] Chosa E, Totoribe K, Tajima N. A biomechanical study of lumbar spondylolysis based on a three-dimension finite element method. *J of Orthopaedic Research*, 22:158-163, 2004.
- [7] Wang JP, Zhong ZC, Cheng CK, Chen CS, Yu Ch, Chang TK. Finite element analysis of the spondylolysis in lumbar spine. *Bio-Medical Materials & Engineering. Biomed Mater Eng.*, 16(5):301-308, 2006.
- [8] Grobler LJ, Novotny JE, Wilder DG, Frymoyer JW, Pope MH. L4-L5 isthmic spondylolisthesis. A biomechanical analysis comparing stability in L4-L5 and L5-S1 isthmic spondylolisthesis. *Spine*, 19(2):222-227, 1994.
- [9] Grobler LJ, Robertson PA, Novotny JE, Pope MH. Etiology of spondylolisthesis. Assessment of the role played by lumbar facet joint morphology. *Spine*, 18(1):80-91, 1993.

- [10] Suzuki K, Ishida Y, Ohmori K. Spondylolysis after posterior decompression of the lumbar spine. 35 patients followed for 3-9 years. *Acta Orthop Scand* , 64(1):17-21, 1993.
- [11] Lee J, Ehara S, Tamakawa Y, Shimamura T. Spondylolysis of the upper lumbar spine: Radiological Features. *Clinical Imaging*, 23(6):389-393, 1999.
- [12] Leivseth G, Braaten S, Frobin W, Brinckmann P. Mobility of lumbar segments instrumented with a ProDisc II prosthesis: a two-year follow-up study. *Spine*, 31(15):1726-1733, 2006.
- [13] Wang PJ, Chen WJ, Chen LH, Niu CC. Spinal fusion and Pedicle screw Instrumentation in the treatment of spondylolisthesis over the age of 60. *Chang Gung Medical Journal*, 21(4):436-441, 1998.
- [14] Silva MJ, Wang C, Keaveny TM, Hayes WC. Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate. *Bone*, 15(4) :409-414, 1994
- [15] Hall, S. J. *Basic Biomechanics*. 2nd edition , Mosby. 1991
- [16] Sairyo K, Goel VK, Biyani A, Ebraheim N, Masuda A, Liu J. Decompression Surgery For Lumbar Spondylolysis Without Fusion. *The Internet Journal of Spine Surgery*, 2(2), 2006.
- [17] 鍾政成，腰椎椎間融合器之設計與生物力學評估，國立陽明大學復健科技輔具研究所碩士論文，2004年。
- [18] 許培峰，TLIF 融合手術配合椎間融合器與內固定器之生物力學分析，國立交通大學機械工程研究所碩士論文，2007年。
- [19] Yamamoto S, Tanaka E, Mihara K, Inoue H, Ohmori K. Finite Element Evaluation of Spondylolysis Taking Account of Nonlinear Mechanical Properties of Ligaments and Annulus Fibrosus. *JSME. Int Journal. Series C*. 42(3):521-531, 1999.

- [20] Lee KK, Teo EC, Fuss FK, Vanneuville V, Qiu TX, Ng HW, Yang K, Sabitzer RJ. Finite-element Analysis for lumbar interbody fusion under axial loading, *IEEE Trans Biomed Eng.*, 51(3):393-400, 2004.
- [21] Augustus A. White III and Manohar M. Panjabi, *Clinical Biomechanics of the Spine*, 2ed edition, J.B Lippincott Company, United States of America, 1990.
- [22] Goel VK, Monroe BT, Gilbertson LG, Brinckmann P. Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads. *Spine*, 20(6):689-698, 1995.
- [23] Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine*, 11(9):914-927, 1986.
- [24] Agur AMR and Lee MJ, *Grant's atlas of anatomy*, 10th edition, Williams&Wilkins Lippincott, 1999.
- [25] Lu YM, Hutton WC, Gharpuray VM. Do bending, twisting, and diurnal fluid change in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model. *Spine*, 21(22):2570-2579, 1996b
- [26] Felon L, Goel VK, Sairyo K, Biyani A, Ebraheim N. Effects of Disc Height Decrease on the Degenerated Segment Biomechanics – A Finite Element Investigation, 52th ORS conference, Chicago, USA, 2006.
- [27] Rohlmann A, Neller S, Claes L, Bergmann G, Wilke HJ. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine*, 26:E557-561, 2001.
- [28] Renner SM, Natarajan RN, Patwardhan AG, Havey RM, Voronov LI, Guo BY, Andersson GB, An HS. Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine. *J Biomech*, 40(6):1326-32, 2007.
- [29] Panjabi MM, Oxland TR, Yamamoto I, Crisco JJ. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *J Bone Joint Surg Am.*, 76(3):413-424, 1994.

- [30] Yingling VR, Callaghan JP, McGill SM. Dynamic loading affects the mechanical properties and failure site of porcine spines. *Clin Biomech*, 12:301-305, 1997.
- [31] Cripton PA, Dumas GA, Nolte LP. A minimally disruptive technique for measuring intervertebral disc pressure in vitro: application to the cervical spine. *J Biomech*; 34:545-549, 2001.
- [32] Rohlmann A, Zander T, Bergmann G. Effects of fusion-bone stiffness on the mechanical behavior of the lumbar spine after vertebral body replacement. *Clinical Biomechanics*, 21(3):221-227, 2006.
- [33] Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, Wilke HJ. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clinical Biomechanics*, 21(4):337-344, 2006.
- [34] Stoltze D, Harms J. Correction of posttraumatic deformities. Principles and methods. *Orthopade*, 28(8):731-745, 1999.
- [35] Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. *Spine*, 24(10):1003-1009, 1999.
- [36] Nachemson AL. Advances in low-back pain. *Clin Orthop Relat Res*, (200):266-278, 1985.
- [37] 郭雅雯，椎骨關節間部應變量測—椎弓解離危險因子之探討，國立台灣大學醫學工程學研究所碩士論文，2005年。
- [38] 鄭慶明，醫學影像診斷學，第4版，台北，合記圖書出版社，民國九十年。
- [39] Fredrickson BE, Baker D, McHolick WJ, Yuan HA, Lubicky JP. The natural history of spondylolysis and spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 66(5):699-707, 1984.

- [40] Sairyo K, Goel VK, Faizan A, Vadapalli S, Biyani S, Ebraheim N. Buck's direct repair of lumbar spondylolysis restores disc stresses at the involved and adjacent levels. *Clin Biomech*, 21(10):1020-1026, 2006.
- [41] Yamamoto I, Panjabi MM, Crisco T and Oxland T. Three-dimension movement of the whole lumbar spine and lumbosacral joint, *Spine*, 14(11):1256-1260, 1989.
- [42] Panjabi M, Henderson G, Abjornson C, Yue J. Multidirectional testing of one- and two-level ProDisc-L versus simulated fusions. *Spine*, 32(12):1311-1319, 2007.
- [43] Panjabi M, Malcolmson G, Teng E, Tominaga Y, Henderson G, Serhan H. Hybrid testing of lumbar CHARITE' discs versus fusions. *Spine*, 32(9):959-966, 2007.
- [44] Panjabi MM, Henderson G, James Y, Timm JP. StabilimaxNZ versus simulated fusion: evaluation of adjacent-level effects. *Eur Spine J*, 16(12):2159-2165, 2007.
- [45] Reitman CA, Esses SI. Direct repair of spondylolytic defects in young competitive athletes. *Spine J*, 2(2):142-144, 2002.
- [46] Brigham CD. Direct Repair of Lumbar Spondylolysis in Athletes. *Oper Tech Sports Med*, 13(2):108-113, 2005.
- [47] Smith JA, Hu SS. Management of spondylolysis and spondylolisthesis in the pediatric and adolescent population. *Orthop Clin North Am*, 30(3):487-99, 1999.
- [48] Johnson DW, Farnum GN, Latchaw RE, and Erba SM. MR imaging of the pars interarticularis. *AJR Am J Roentgenol*, 152(2):327-332, 1989.
- [49] Rohlmann A, Bauer L, Zander T, Bergmann G, Wilke HJ. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. *J Biomech*, 39(6):981-989, 2006.
- [50] Rohlmann A, Neller S, Claes L, Bergmann G, Wilke HJ. Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine*, 26(24):E557-561, 2001.

[51] Kim K, Kim YH, Lee S. Increase of load-carrying capacity under follower load generated by trunk muscles in lumbar spine. *Proc Inst Mech Eng*, 221(3):229-235, 2007.

[52] Patwardhan AG, Carandang G, Ghanayem AJ, Havey RM, Cunningham B, Voronov LI, Phillips FM. Compressive preload improves the stability of anterior lumbar interbody fusion cage constructs. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(9):1749-1756, 2003.

[53] Shirazi-Adl A, Parnianpour M. Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading. *Clin Biomech*, 15(10):718-725, 2000.

[54] Ikata T, Morita T, Katoh S, Miyake R. Pathomechanism of sports related spondylolisthesis in adolescents. *Am J Sports Med*, 24:94-98, 1996.

[55] Malter AD, McNeney B, Loeser JD, Deyo RA. 5-year reoperation rates after different types of lumbar spine surgery. *Spine*. 23(7): 814-820, 1998.

[56] Weiner BK, Walker M, Wiley W, McCulloch JA. The lateral buttress: an anatomic feature of the lumbar pars interarticularis. *Spine*, 27(17):E385-387, 2002.

