

# Finite Element Analysis of Spinal Biomechanics after Spondylolytic Spondylolisthesis

胡宣德，趙逸民，郭青松，黃國淵

國立成功大學 土木工程研究所/國立成功大學 附設醫院

## 摘要

脊椎，是支撐身體軀幹的重要構造，人體有七節頸椎、十二節胸椎、五節腰椎、五節薦椎以及尾椎骨。上下兩節脊椎之間左右兩側有小面關節相連，當這些構造因為先天形成不良或受傷而斷裂時，可能會使得上下兩節的脊椎分離，如果左右兩側都有斷裂，產生椎弓解離，此時病患的活動性會降低，再者，椎體會因重力作用而往前滑出，即是醫學上所稱的「脊椎滑脫症」，最常發生的位置是在第五腰椎與第一薦椎之間，其次則是第四、第五腰椎之間。本文使用 MSC.Patran 和 ABAQUS 等有限元素軟體，分析腰椎第五節和薦椎之間椎間盤滑脫的情形，依照椎弓解離、一級滑脫和二級滑脫的情形，搭配不同的腰薦角(LSA=30°、LSA=40°和 LSA=50°)和四種人體運動方式(伸展、彎曲、側彎和扭轉)進行分析討論，探討在各種情形下的椎間盤應力、應變能和椎間相對轉角，希望在脊椎病變治療上針對不同病人有更正確的治療方向，以利醫學研究。本研究團隊建立有限元素模型的方法：電腦斷層掃描取得 DICOM 檔，由醫學影像軟體 3D-Doctor 處理成 STL 檔，再交由 MSC.Patran 有限元素軟體建立實體模型，最後由 ABAQUS 有限元素軟體求解。

**關鍵字：**椎弓解離、滑脫、腰薦角、有限元素

## Abstract

Spine, is an important structure in our bodies, the body has seven cervical vertebra, twelve thoracic vertebra, five lumbar, five sacral vertebra and tail vertebrae. Between two vertebra, there are facet joints, when the formation of these structures because of congenital bad fracture or injury may make spodylolysis, if the facet joints are broken, resulting in dissociation arch at this time will reduce the patient's moving range. Furthermore, the vertebral body due to gravity, will slide forward, which is medically called "spondylolisthesis", the most frequent location is in the fifth lumbar.

This paper uses MSC.Patran and ABAQUS finite element software, analysis the disc between fifth and fourth spine, with different Lumbosacral angle (LSA = 30°, LSA = 40° and LSA =

50°) and four human movement (extension, flexion, lateral bending and torsion) for analysis and discussion to explore the disc in a variety of situations of stress, strain energy and the relative intervertebral angle, hope to find a more correct treatment direction.

Our research team has created the model of all spines by using MSC.Patran and ABAQUS.

**Keywords:** spondylolysis, lumbosacral angle, finite element method.

## 一、緒論

### 1-1. 前言

人體脊椎是由 33 塊脊椎骨堆疊而成，其中腰椎承受的力量最大，這個部份是整條脊椎中最容易受傷的部位，因為這個部位不但得承受上半身體的荷重，而且它活動的角度也相對較大，所以在這個部位發生問題的機率相對較高，常見的症狀之一就是腰椎椎弓解離。椎弓解離(spondylolysis)是在脊椎後骨連接處有缺陷的一種症狀，這種缺陷會產生應力集中，進而導致滑脫，降低脊椎骨穩定度。

在醫學臨床上，椎弓解離症約有 90%發生在第五腰椎。腰椎第五節椎弓(pars)斷裂一開始為椎弓解離，使患者移動性及活動性降低，進而發展脊椎滑脫，產生脊椎體的不穩定。在我們人體脊椎發生脊椎滑脫後，會使得 L5 和 S1 之間的椎間盤(disc)及小面關節(facet joint)承受到較大的軸向負荷，加上身體的重量和脊椎的活動，長期下來會造成椎間盤含水量降低，使椎間盤高度下降，產生椎間盤退化的情形。

### 1-2. 研究動機與目的

有限元素法運用在醫學上已經行之有年，在生物力學的研究上也有許多的案例。本研究團隊致力於人體生物力學的研究，已經建立了許多人體脊椎的有限元素模型，也得到相當程度的結果。本篇論文著眼點於第二型腰椎椎弓斷裂所造成之不同滑脫程度下，對整體腰椎穩定度的影響，並搭配上不同腰薦角(lumbosacral angle, 簡稱 LSA)來進行分析。

配合醫學實務上之需求，本研究的目的是在於針對不同腰薦角(lumbosacral angle)、不同滑脫等級(參考第三章)，探討在不同運動情形下的椎間盤應力、應變能和椎間相對轉角之分佈，以期在脊椎病變治療上針對不同病人有更正確的治療方向，以利醫學研究。

## 二、脊椎

### 2-1. 脊椎的結構

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，依其位置區分為頸椎(cervical)、胸椎(thoracic)、腰椎(lumbar)、薦椎(sacrum)及尾椎(coccyx)，如圖 2.1，其中薦椎

及尾椎是融合(fused)在一起的，因此並沒有椎間盤(intervertebral disc)，而脊椎主要的功能為保護脊髓(spinal cord)及支撐人體重量和傳遞力量。兩相鄰椎體及中間的椎間盤為脊椎整體運動的基本單元，稱之為功能性脊椎單元(functional spinal unit，簡寫為 FSU)，或稱運動節段(motional segment)。這類功能性脊椎單元的運動區分為伸展(extension)、彎曲(flexion)、側彎(lateral bending)、扭轉(axial rotation)四種。

脊椎所受到的外力主要可分為軸力、水平方向剪力和軸向的扭力，一般而言垂直力可由椎體、椎間盤吸收，大致上可承受 5000~8000 牛頓<sup>10</sup>，但是椎體在抵抗剪力和扭力效果不佳，這時候小面關節和韌帶肌肉就扮演非常重要的角色。

## 2-2. 脊椎組成

整條脊椎結構由脊椎骨(vertebra)、椎間盤、韌帶(ligament)等組成，每個構件都有其力學性質，圖 2.2 為脊椎的基本構造，脊椎之組織複雜且日常運動量大，在此將說明脊椎構件的生理學特性及生物力學上的重要性，進而探討和整理脊椎的材料性質。

# 三、腰椎病變

## 3-1. 病變種類

人體正常站立的時候，脊椎所受的壓力是平躺時的四倍，坐立時高達六倍，而不正當的坐姿或站姿更加重脊椎壓力。睡眠時間是脊椎所受壓力最小的時候，其他時間脊椎隨時承受很大壓力。超過百分之八十的成年國人有下背疼痛的經驗，大多數是因姿勢不良或過度勞累造成的肌肉緊繃，或肌腱發炎，經過姿勢矯正、休養及藥物治療，95%左右的患者都可以獲得改善。

脊椎是人類體重的主要支撐，活動的角度大，且兼具保護人體中樞神經系統的責任，其中活動度較大的頸椎及腰椎，最容易出現病變，導致身上相對應的器官或肢體功能失常，進而需要相關的治療，常見的腰椎病變大概有以下幾種，而其主要的肇因皆是神經受到壓迫<sup>16</sup>。

### ● 脊椎滑脫

椎骨間主要靠三部分來連接，其分別為椎體，及兩側的小面關節，換句話說，發生脊椎滑脫就是這三部分出了問題，可能是產生鬆動或斷裂。脊椎解離(spondylolysis)就是脊椎的後弓先發生斷裂，之後才逐漸滑脫，但有時小面關節本身的退化，以及椎間盤的退化都有可能造成脊椎滑脫。

而滑脫程度是依照 Meyerding method<sup>13</sup> 將 S1 端板前後的長度分為四個等份，而當 L5 的滑脫位移量在 1%~25% 為第一級、26%~50%為第二級、51%~75%為第三級、76%~100%為第四級、100%以上為第五級。而根據病例統計，多數病人最常發生的範圍是在一至二級之情況，如圖 3.1 所示。

## 四、電腦輔助建立腰椎有限元素模型

### 4-1.前言

近年來，有限元素法已廣泛被使用於生物力學之研究，從基礎研究、簡單靜力分析，至人工椎間盤植入、人造關節、動力分析模擬高速撞擊之下脊椎運動模式等，使用有限元素法搭配強大的電腦運算，更有助於分析其力學行為。

而從外部結構觀察，脊椎幾何形狀複雜不易描繪，在電腦運算技術還未達到相當程度的時候，脊椎有限元素模型都是以人工繪圖建立，因此其精細度不高，然透過電腦繪圖，有三種方法可以達到不錯的精細度。

本研究團隊採用半自動法(semi-automatic)。為完全手動、半手動及全自動方法中目前較常採用的，其以電腦斷層掃描儀器(CT-Computed Tomography)得到脊椎斷層掃描檔案，經過人工修正幾何邊界，使模型近似實體且可減少元素數量。而本研究使用電腦斷層掃描(CT)，得到腰椎切片圖，每張切片間隔為 1mm，再使用 3D-Doctor 醫學影像處理軟體，堆疊成腰薦表面模型(STL 檔)，接著將檔案讀入前處理軟體，本研究選用 MSC.Patran 為前處理軟體，前處理步驟包括：建立脊椎有限元素模型實體元素、材料性質、加載及邊界條件，最後輸出 input 檔給予 ABAQUS 求解器進行運算。

### 4-2.醫學影像軟體

本研究使用斷層掃描所取得的DICOM檔(二維灰階數位圖像資料)，並使用3D-Doctor來處理DICOM檔內302張切片DICOM檔，藉此軟體建立每張切片的邊界，將邊界處理成平滑、合理之封閉曲線，再將各節脊椎邊界分組，並堆疊成三維表面模型(STL檔)。

為了清楚描繪腰椎每張切片的邊界，必須仔細觀察模型實際幾何形狀，首先框選出脊椎骨範圍，此步驟可去除斷層掃描時一併存在DICOM檔中不屬於脊椎骨的部分，經過灰階值亮度微調控制，可得到每張切片脊椎骨的外圍輪廓，在處理脊椎骨相互影響接觸的地方更是要特別小心，尤其在小面關節處常常必須手動描繪脊椎骨邊界。

了解每張切片檔案的處理方式之後，接下來要將不同脊椎骨邊界依照顏色，將腰椎分成兩個群組以便分組選取，再將經過處理的切片堆疊後，可得到表面模型，檢查無誤以後即可輸出STL檔。本研究團隊先前已建立了每節脊椎骨的STL檔，所以本研究可直接使用前處理器MSC.Patran，建立腰椎有限元素模型，並且針對不同的滑脫程度、腰薦角，對模型進行局部重建，包括椎間盤、韌帶，得到可進行交叉比對的十二個模型。

### 4-3.建立有限元素模型

首先將3D-Doctor處理過後的表面模型輸入到MSC Patran進行前處理。在一開始輸入到MSC.Patran中的模型為表面元素，不含任何幾何結構，也就是說MSC.Patran所呈現出來的模型只有元素與節點，必須經過處理，模型才為實體模型。其中，椎間盤和韌帶必須手動建立，並給予材料性質，再給予整體模型邊界條件及負載，最後由前處理器MSC.Patran轉出inp檔

給 ABAQUS 求解。

#### 4-4.建模

將脊椎骨輸入 MSC.Patran 後，得到由三角形元素組成之表面腰椎、薦椎模型，此表面模型的三角元素網格十分緊密，而且僅為表面元素，內部並沒有實體元素。為了要進行有限元素分析，必須要由此表面元素為基礎，往模型內部生成實體元素，在 MSC.Patran 中進行此步驟時，有以下三點須注意：

1. 確認模型表面元素是否封閉(可能有細縫或破碎面)。確認方法：Element/Verify/Element/Boundaries/Free Edges。若發現有破裂面或縫隙，透過 Element/Creat/Element，將破裂面填補起來。
2. 確認表面元素的法向量是否一致向外。確認方法：Element/Verify/Element/Normals，若有表面元素的法向量不是向外，將會無法生成實體元素，透過 Element/Modify/Element/Reverse，將法向量調整向外。
3. 確認表面元素的邊界，是否與兩個以上的元素相連。確認方法：Utility/Display/1D and 2D Element Branches，若發現有元素交錯，將交錯的元素刪除，再檢查是否有破碎面。

以上三點，為建立實體元素的必要條件，需要確實執行，只要確認此三點無誤，即可由封閉的表面元素向內生成實體元素，如圖 4.4。

#### ● 元素介紹

如表 4.3。

#### 4-5.邊界條件及負載方式

##### ● 模型座標系統

根據臨床經驗，腰椎 L3 下端板約與地面平行，本研究之模型以此為基準，建立腰薦角為 30°、40° 和 50° 的座標系統。本篇論文將 L4 上端板設定與地面夾 5°，建立腰薦角為 30° 的模型；而腰薦角為 40° 的模型，則是以 30° 為基礎，將 L4-L5 和 L5-S1 椎間盤各旋轉 5° 後重新建立；腰薦角為 50° 的模型亦然。腰薦角之定義：薦椎上端板與地面之夾角，如圖 4.10。

##### ● 邊界條件

本研究為了更貼近真實狀況，將邊界條件設在骶髂關節(sacroiliac joint)，與髂骨相連處，並將其視為固定端，六個自由度皆為零，如圖 4.11 所示。

##### ● 負載方式

力量施加於 L4 和 L5 的上下端板，四種動作：伸展、彎曲、側彎、扭轉，均對每節椎體施加 3 N-m 之彎矩。

##### ● 預載 Preload

在 L4 上端板施加 Preload，方向垂直地面，總共為 100N，如圖 4.14 所示。

## ● 觀察項目

本研究觀察椎間盤最大 Von Mises 應力、應變能和端板轉角，並針對每個功能性脊椎單元，分別計算其轉動角度。由於大部分的轉動或形變都來自於椎間盤，於是假設椎體相對於椎間盤間的變形極小，將相鄰兩節功能性脊椎單元的端板轉角相減，即可得到功能性脊椎單元的椎間相對轉角，椎體端板轉角方向定義如圖 4.15，圖 4.16 為伸展或彎曲的計算方式，圖 4.17 為側彎運動時的計算方式。

## 五、收斂性分析與模型驗證

### 5-1. 收斂性分析

以有限元素建立之模型，須透過收斂性分析，將模型的元素數量最佳化。以期用最精簡的元素數量和電腦效能，達到預期中模擬的效果，符合經濟效益。本研究團隊已對椎體模型做過收斂性分析<sup>8-10</sup>，因此本篇論文直接引用先前的分析結果，繼續往下進行研究。

### 5-2. 模型確立

將模型分別做出腰薦角 LSA=30°、LSA=40°和 LSA=50°三組正常模型，且再將模型增加成椎弓解離 (Spondylolysis)、第一級滑脫 (Spondylolisthesis gr. I) 及第二級滑脫 (Spondylolisthesis gr. II)，共十二組模型(其建立方式已在第四章介紹)，是故在 MSC.Patran 建立之模型可參照表圖 5.1~5.3。

## 六、分析結果

### 6-1. 分析方向

本章將 ABAQUS 對上述十二組模型分析的結果，進行整理，並將其圖表化，方便進行比較和分類，觀察不同的腰薦角(LSA=30°、40°、50°)，不同的滑脫程度對腰薦椎生物力學的影響。

以下將觀察應力、應變能和椎間相對轉角三項指標，來判斷整體的穩定度和活動度。在此須說明，病患感覺到疼痛和整體穩定度並非直接相關，疼痛的來源是椎孔內的神經束受到壓迫，而椎間盤滑脫的患者，其椎孔已經變得狹小，所以才容易因為自身的動作壓迫到神經而感到疼痛。

本研究所觀察的應力為 von Mises 應力，其值是從 von Mises 破壞準則而來，其準則為

$$\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] \leq \tau_y^2 \quad (6.1 \text{ 式})$$

其中  $\sigma_1$ 、 $\sigma_2$  及  $\sigma_3$  為材料中三個主軸應力(principal stress)， $\tau_y$  為降伏剪應力(yielding shear stress)，會使用這個準則的應力值，是因為韌性材料的破壞模式多為剪力破壞，而椎間盤在脊椎中是屬韌性佳、吸能多的韌性材料，故採用之。圖表將使用到的名詞代號解釋如表 6.1 所示。

### 6-2. 椎間盤應力

在此，我們先觀察在不同動作、不同滑脫等級和不同腰薦角之下，各節椎間盤的 von Mises

應力。椎間盤是由纖維環和髓核組成，髓核被纖維環圍束著，藉此產生承载力，且可以產生變形緩衝力量，以下圖表資料是觀察椎間盤的應力。

#### ● 依腰薦角分析

依照不同的滑脫等級， $LSA=30^\circ$ 、 $LSA=40^\circ$  和  $LSA=50^\circ$ ，進行四種活動方式，各節椎間盤的受力情形，如圖 6.1~6.12 所示。

1. 腰薦角較小者，IVD-45 的應力值在各種滑脫等級之下，都會比腰薦角較大者高，IVD-45 為滑脫節的鄰近節，因此我們可以推知，腰薦角較小者若發生 IVD-5S 滑脫的話，其鄰近節的受力會較腰薦角較大者稍大，但其差距並不會很明顯。
2. 腰薦角較小者，在正常狀態和椎弓解離情況下，其 IVD-45 和 IVD-5S 應力的大小分布較平均，只有在發生滑脫之後，IVD-5S 的應力才有漸增的趨勢，但其值還是比腰薦角較大者小，由此可知腰薦角較小者整體的穩定度較高。
3. 腰薦角較大者，在正常、椎弓解離、一級滑脫和二級滑脫的狀態下，不同的動作之下，其 IVD-5S 的應力相差較大，尤其是在彎曲和側彎的動作之下，隨著滑脫等級提升，應力也增大，可推知腰薦角較大者，在做彎曲和側彎的動作時，整體穩定度較低。且若是發生滑脫之後，繼續進行這些動作，則 IVD-5S 的應力值較平常更高，將對滑脫節影響更嚴重。

#### ● 依動作型態分析

依照伸展、彎曲、側彎和扭轉，四種動作型態，搭配不同腰薦角，進行觀察，如圖 6.13~6.20 所示。

1. 在四種動作之下，IVD-45 的 von Mises 應力值相較於 IVD-5S 小很多。只有在伸展的狀態之下，腰薦角  $30^\circ$  的 IVD-45 和 IVD-5S 的 von Mises 應力均較腰薦角  $50^\circ$  和腰薦角  $40^\circ$  者稍大。
2. 扭轉的動作，IVD-45 和 IVD-5S 的值均相去不遠，因為滑脫等級上升的改變也較不明顯，由此可知，在 IVD-5S 滑脫的情況之下，病患在扭轉的動作上受影響較小。
3. 彎曲和側彎的動作，鄰近節 IVD-45 的應力值並沒有明顯增加，但是在滑脫節 IVD-5S，可以看到應力明顯地隨滑脫等級上升而提高，且其值也較其他兩個動作大，由此可知，彎曲和側彎對於滑脫的患者而言，是相對危險的動作，且對於腰薦角較大的患者，影響更大。

#### 6-3. 應變能

應變能為材料受到外力產生變形，外力對材料所做的功轉變成材料內部的能量。以四種負載方式進行比較，如圖 6.21~圖 6.28 所示，各種動作之下，隨著滑脫程度上升，應變能都有上升的趨勢，尤其以彎曲和側彎的動作，應變能增加量較明顯。其中，IVD-45 的應變能明顯比 IVD-5S 小，可推測在病人椎弓斷裂至滑脫階段，若持續這些動作(彎曲、側彎)，IVD-5S 的變形有可能比 IVD-45 還要大，所以在斷層掃描下，可見到在 IVD-5S 有明顯的變形，易壓

迫至到神經，且愈趨嚴重，所以在二度滑脫以上之病患，需盡早接受治療，避免更嚴重之情況。以腰薦角 30°、腰薦角 40°和腰薦角 50°進行比較，如圖 6.29~圖 6.40 所示，腰薦角較大者的應變能明顯均比腰薦角較小者的應變能大，也就是說，腰薦角較大者，發生椎間盤滑脫後，其穩定度較低。腰薦角較小者只有在進行伸展的動作下，其 IVD-5S 的應變能比腰薦角較大者大，也就是說，腰薦角較小者在做伸展的動作時較不穩定。依照不同的滑脫等級，LSA=30°、LSA=40°和 LSA=50°，進行四種活動方式，各節椎間盤的應變能，如圖 6.41~6.52 所示。

#### 6-4. 椎間相對轉角

椎間相對轉角指的是椎間盤的相對轉角量(如 4.5 節所述)，為了比較各種滑脫程度下，施加相同負載時，椎間盤的相對轉角量，了解不同滑脫時患者的活動度。其算法為 $(\theta - \theta_0)$ ，其中  $\theta$  分別為各模型 IVD-45 及 IVD-5S 較大的端版轉角， $\theta_0$  為各模型 IVD-45 及 IVD-5S 較小的端板轉角。以下的椎間轉角圖表，四種動作均分開製圖，每個動作的施力方向和角度固定，因此製圖時取絕對值來比較即可。依照不同的動作進行觀察，如圖 6.53~圖 6.60 所示；依照不同腰薦角進行觀察，如圖 6.61~圖 6.72 所示。

1. 伸展和彎曲的動作，IVD-45 的椎間相對轉角大小相差不多，但在 IVD-5S 的差別上就較為明顯。
2. 扭轉的動作，不管 IVD-45 或 IVD-5S，其椎間相對轉角都沒有隨滑脫程度上升而提高，而且其值相當小，椎間相對轉角幾乎沒有改變。也就是說，IVD-5S 滑脫的狀態之下，病患做扭轉動作時較不受影響。
3. 側彎的動作，IVD-45 和 IVD-5S 的椎間相對轉角沒有隨滑脫程度上升而明顯提升，其值維持差不多的大小，也就是說側彎這個動作，無論是否有椎間盤滑脫，皆對椎間盤有一定程度的壓迫。
4. 四種動作裡面，彎曲時椎間相對轉角的變化量最為明顯，尤其在 IVD-5S，椎間相對轉角隨滑脫程度上升而提高。
5. 腰薦角較小者，其椎間相對轉角只有在伸展的時候比 IVD-5S 者大，而且其增量也不會很大。彎曲的時候，椎間相對轉角的增量也較腰薦角較大者小，由此可知，腰薦角較小者，在發生椎間盤滑脫的時候，其穩定性比腰薦角較大者高。
6. 腰薦角較大者，在伸展、側彎和扭轉的時候，其椎間相對轉角增量都不明顯，但是在彎曲的時候，其增量隨滑脫程度上升而明顯增加，顯得很不穩定。

依照不同的滑脫等級，LSA=30°、LSA=40°和 LSA=50°，進行四種活動方式，各節椎間盤的應椎間相對轉角，如圖 6.73~6.84 所示。

## 七、結論

### 7-1. 結論

透過分析不同腰薦角、不同滑脫程度和不同負載情況，我們可以從以上圖表得到一些結

論。

1. 腰薦角較大者(LSA=50°)，其整體穩定性較腰薦角較小者(LSA=30°)低，在椎間盤 L5S1 的部分，其應力、應變能和椎間相對轉角隨滑脫程度提升而變化的程度皆較大。
2. 腰薦角較小者(LSA=30°)，在椎間盤 L4L5 的部分，其應力、應變能和椎間相對轉角，比腰薦角較大者(LSA=50°)大，尤其在伸展的動作最為明顯。椎間盤 L4L5 為滑脫節的鄰近節，臨床上有經驗指出：椎間盤 L5S1 滑脫的患者，在鄰近節也會有退化的可能<sup>39,40</sup>。根據本文的分析，推論腰薦角較小者，鄰近節受滑脫的影響較大。
3. 在伸展、彎曲、側彎和扭轉這四種動作之中，彎曲這個動作對於椎間盤 L5S1 滑脫的患者影響最大。可以看到無論是應力、應變能或椎間相對轉角，都是彎曲的時候變化最劇烈，其次為側彎。因此，應該建議病患避免彎曲的動作，以利日後的治療。
4. 滑脫程度上升對整體穩定度有直接性的影響，尤其到了二級滑脫的程度，模型變化的角度已經非常大，跟臨床上看到的 X 光片相似，所以在應力、應變能和椎間相對轉角這三項指標上的變化都最明顯。

## 7-2. 未來展望

本文引用並參考楊<sup>12</sup>的論文，以其模型為基礎做了以下修正，以期更符合真實情況：將薦椎生成實體並給予材料性質、將邊界條件鎖在骶髭關節、調整模型整體角度以符合臨床經驗、重建椎間盤 L4L5 和椎間盤 L5S1，並調整角度、Preload 和負載力量角度調整、加入韌帶元素一起分析、增加腰薦角 40° 之模型。透過這些修正，模型已經更接近實際情況，但還是有些部分可以再加強：模型的斷層掃描可以由真正的人體骨骼取代、納入脊椎周圍的肌肉組織一起分析，……等等。

使用電腦有限元素軟體輔助分析，需要大量的、精確的材料參數，在模型的幾何構造、接觸性質和破壞準則上，也必須要有充分的了解，得到的有限元素解才會精確。譬如說，基於本文的假設條件，所分析出來在某一個動作，某一點的應力值為 X，這個值可能不完全與實際情形相符，因為此值只成立於本文的假設條件。然而隨著生物材料科學的發展，以及電腦輔助分析的精進，相信在不久的將來，這個 X 值將會非常逼近現實情況。

## 八、參考文獻

- [1] R. D. Cook, D. S. Malkus, M. E. Plesha, and R. J. Witt: 'Concepts and applications of finite element analysis, fourth edition', 2002.
- [2] C. Lee, Y. E. Kim, C. S. Lee, Y. M. Hong, J. Jung, and V. K. Goel: 'Impact response of the intervertebral disc in a finite element model', *Spine*, 2000, **25**, 2431-2439.
- [3] J. T. M. Cheung, M. Zhang, and D. H. K. Chow: 'Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study', *Clinical Biomechanics*, 2003, **18**, 790-799.

- [4] G. Baroud, J. Nemes, P. Heini, and T. Steffen: 'Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite-element study', *European Spine Journal*, 2003, **12**(4), 421-426.
- [5] A. Polikeit, F. S. J., N. L. P., and O. T. E.: 'Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis', *European Spine Journal*, 2003, **12**(4), 413-420.
- [6] G. Denozière: 'Numerical modeling of a ligamentous lumbar motion segment', PhD thesis, Georgia Institute of Technology, 2004.
- [7] 謝牧鄰: '以 CT 斷層掃描影像為基礎之脊椎有限元素分析', *土木工程研究所*, 2005, 碩士論文.
- [8] 林柏君: '電腦輔助腰椎之有限元素分析', *土木工程研究所*, 2006, 碩士論文.
- [9] C. H. Chen: 'A Finite Element study of the Biomechanical Behavior of the Nonlinear Ligamentous Thoracic and Lumbar Spine', PhD thesis, National Cheng Kung University, 2007.
- [10] 林冠璋: '電腦輔助脊椎之有限元素分析', *土木工程研究所*, 2008, 碩士論文.
- [11] 劉哲榮: '後方腰椎間融合手術後應力重新分配之有限元素分析', *土木工程研究所*, 2009, 碩士論文.
- [12] 楊瓊菁: '椎弓斷裂之脊椎滑脫對鄰近節影響之有限元素分析', *土木工程研究所*, 2010, 碩士論文.
- [13] G. Henry: 'Grey's Anatomy', 1917.
- [14] M. Nordin and V. H. Frankel: 'Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Lippincott Williams and Wilkins', 2001.
- [15] W. III, A. A., and M. M. Panjabi: 'Clinical biomechanics of the spine', 1990.
- [16] A. Strayer: 'Lumbar Spine Surgery-A Guide to Preoperative and Postoperative Patient Care', *AANN Reference Series for Clinical Practice*.
- [17] R. D. Cook, D. S. Malkus, M. E. Plesha, and R. J. Witt: 'Concepts and applications of finite element analysis', 2002.
- [18] J. T. M. Cheung, M. Zhang, and D. H. K. Chow: 'Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study', *Clinical Biomechanics*, 2003, **18**, 790-799.
- [19] K. Sairyo, V. K. Goel, A. Masuda, S. Vishnubhotla, A. Faizan, A. Biyani, N. Ebraheim, D. Yonekura, R. I. Murakami, and T. Terai.: 'Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine', *European Spine Journal*, 2006, **15**, 923-929.
- [20] A. Rohlmann, N. K. Burra, T. Zander, and G. Bergmann: 'Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine', *European Spine Journal*, 2007.

- [21] J. L. Wang, M. Parnianpour, A. Shirazi-Adl, and A. E. Engin: 'Viscoelastic Finite-Element Analysis of a Lumbar Motion Segment in Combined Compression and Sagittal Flexion: Effect of Loading Rate', *Spine*, 2000, **25**(3), 310-318.
- [22] T. Pitzén, F. H. Geisler, D. Matthis, H. Müller-Storz, K. Pedersen, and W. I. Steudel: 'The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment', *European Spine Journal*, 2001, **10**(1), 23-29.
- [23] K. Goto, N. Tajima, E. Chosa, K. Totoribe, H. Kuroki, and Y. Arizumi: 'Mechanical analysis of the lumbar vertebrae in a three-dimensional finite element method model in which intradiscal pressure in the nucleus pulposus was used to establish the model', *Journal of Orthopaedic Science*, 2002, **7**(2), 243-246.
- [24] R. N. Natarajan and G. B. J. Andersson: 'Modeling the annular incision in a herniated lumbar intervertebral disc to study its effect on disc stability', *Computers Structures*, 1997, **64**(5-6), 1291-1297.
- [25] H. W. Ng and E. C. Teo: 'Nonlinear Finite Element Analysis of the Lower Cervical Spine(C4-C6) Under Axial Loading', *Journal of Spinal Disorders*, 2001, **14**(3), 201-210.
- [26] S. Gwanseob: 'Viscoelastic responses of the lumbar spine during prolonged stooping', 2005, **Ph. D. dissertation**.
- [27] V. Mow and W. C. Hayes: 'Basic orthopaedic biomechanics', 1991.
- [28] A. Glema, T. Lodygowski, W. Kakol, M. Wierszycki, and M. B. Ogurkowska: 'Modeling of intervertebral discs in the numerical analysis of spinal segment', *ECCOMAS*, 2004, 24-28.
- [29] M. A. Adams and W. C. Hutton: 'The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces', *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1980, **62-B**(3), 368-362.
- [30] M. Sharma, N. A. Langrana, and J. Rodriguez: 'Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability', *Spine*, 1995, **20**(8), 887-900.
- [31] M. Sharma, N. A. Langrana, and J. Rodriguez: 'Modeling of facet articulation as a nonlinear moving contact problem: sensitivity study on lumbar facet response', *Journal of Biomechanical Engineering*, 1998, **120**, 118-125.
- [32] J. Chazal, A. Tanguy, M. Bourges, G. Gaurel, G. Escande, M. Guillot, and G. Vanneuville: 'Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction', *Journal of Biomechanical Engineering*, 1985, **18**(3), 167-176.
- [33] S. A. Shirazi-Adl, A. M. Ahmed, and S. C. Shrivastava: 'A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments', *Journal of Biomechanical*

Engineering, 1986, **19**, 331-350.

- [34] V. K. Goel, H. Park, and W. Kong: 'Investigation of vibration characteristics of ligamentous lumbar spine using the finite element approach', *Journal of Biomechanical Engineering*, 1994, **116**, 377-383.
- [35] N. H. C. K.: 'Computational analysis of the time-dependent biomechanical behavior of the lumbar spine', PhD thesis, Ohio State University, 2004.
- [36] J. G. R. Manuel and L. Y. S. G.: 'Comparison of hyperelastic material models in the analysis of fabrics', *International Journal of Clothing Science and Technology*, 2006, **18**(5), 314-325.
- [37] I. Yamamoto, M. M. Panjabi, T. Crisco, and T. Oxland: 'Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbosacral Joint', *Spine*, **14**(11), 1256-1260.
- [38] C. S. Chen, C. K. Cheng, C. L. Liu, and W. H. Lo: 'Stress analysis of the disc adjacent to inter-body fusion in lumbar', *Medical Engineering & Physics*, 2001, **23**, 483-491.
- [39] S. D, P. M, and S. S: 'Intervertebral disc changes in adolescents with isthmic spondylolisthesis', *J Spinal Disord*, 1991, **4**, 344-352.
- [40] S. S, S. D, and P. M: 'Disc degeneration in young patients with isthmic spondylolisthesis treated operatively or conservatively: a long-term follow-up', *Eur Spine J*, 1997, **6**, 393-397.

### 九、表格

表 4.3 元素介紹

C3D4 (Continuum3Dimension4nodes)	S3R (Shell3nodesReduced integration)	T3D2 (Truss3Dimension2nodes)
		
四面體元素 (tetrahedron)，由四個節點組成。	三角形元素 (triangle)，由三個節點組成。	空間桿元素(bar)，由兩個節點組成。

表 6.1 代號對照表

名詞	英文	代號
腰薦角	Lumbosacral angle	LSA
正常狀態	Normal	Normal
椎弓解離	Spondylolysis	Lysis
一級滑脫	Spondylolisthesis gr.1	Gr.1
二級滑脫	Spondylolisthesis gr.2	Gr.2
腰椎第4節與第5節椎間盤	Intervertebral Disk L4-L5	IVD-45
腰椎第5節與薦椎第1節椎間盤	Intervertebral Disk L5-S1	IVD-5S
端板	Endplate	EP
伸展	Extension	EXT
彎曲	Flexion	FLX
側彎	Lateral Bending	LB
扭轉	Rotation	ROT

## 十、圖片



圖 2.1 人體脊椎結構圖<sup>13</sup>

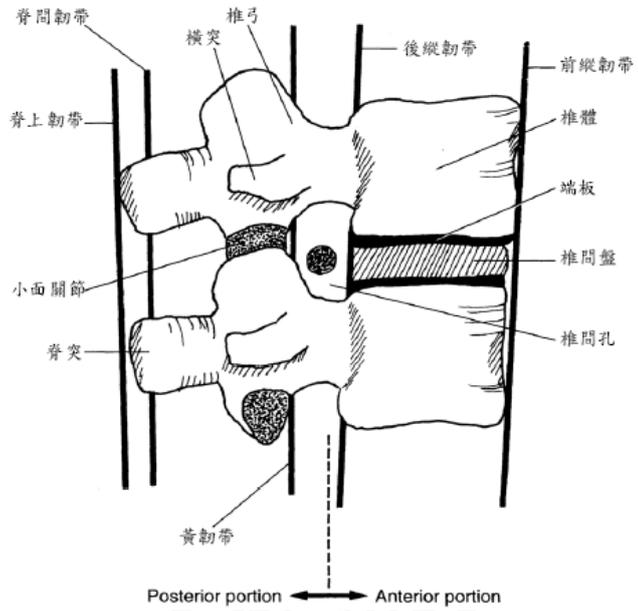


圖 2.2 腰椎運動肢段的矢面狀示意圖<sup>14</sup>

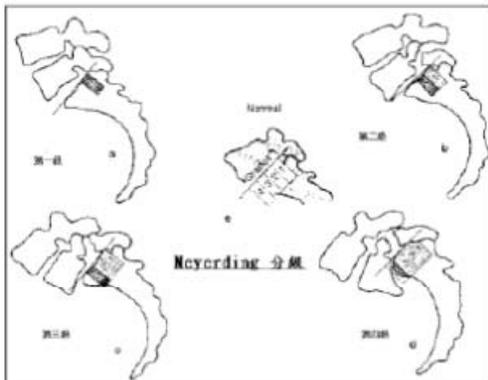
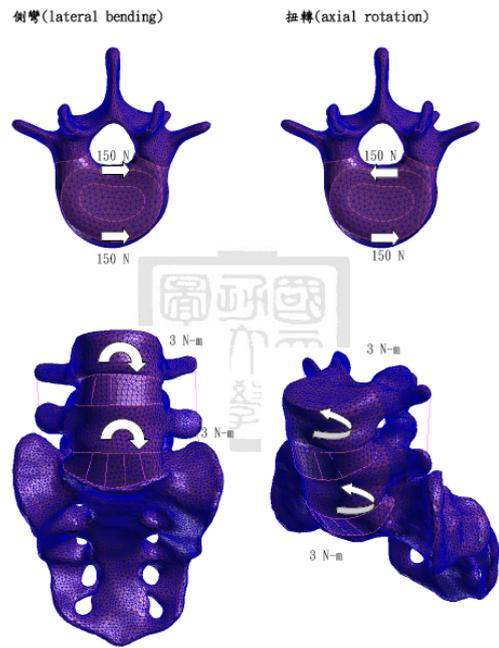
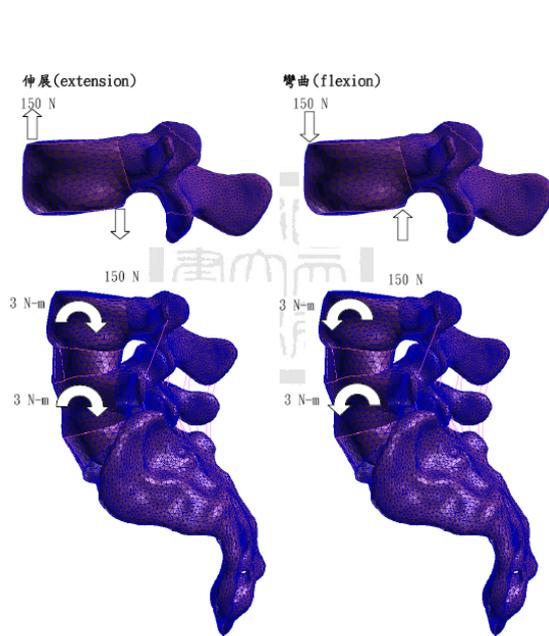
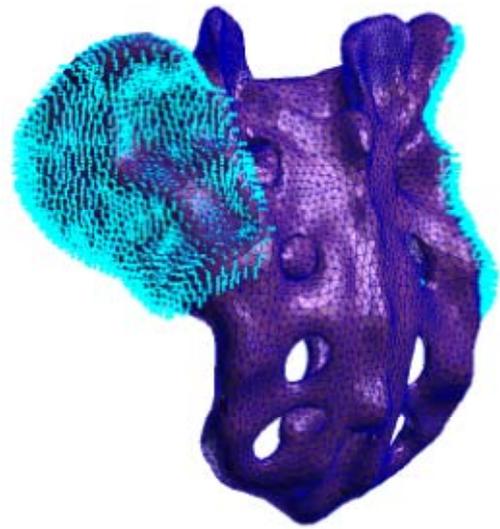
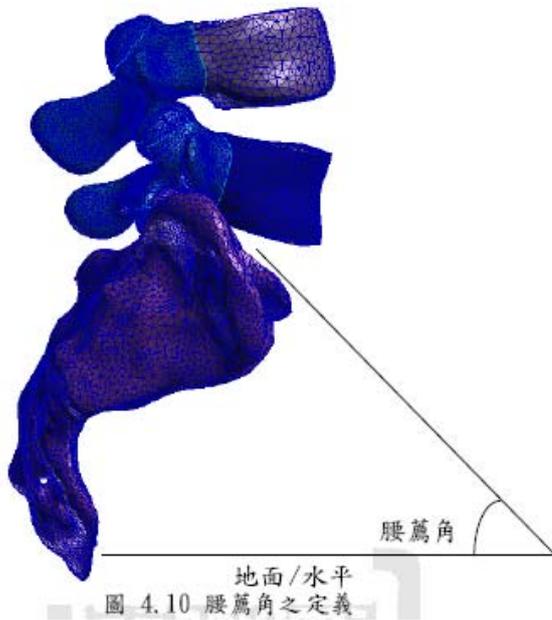


圖 3.1 Meyerding method<sup>13</sup> 滑脫等級



圖 4.4 腰椎及薦椎實體模型



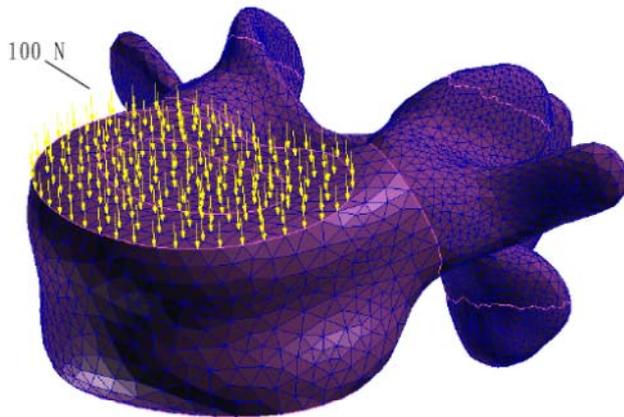


圖 4.14 Preload 施加在 L4 上端板

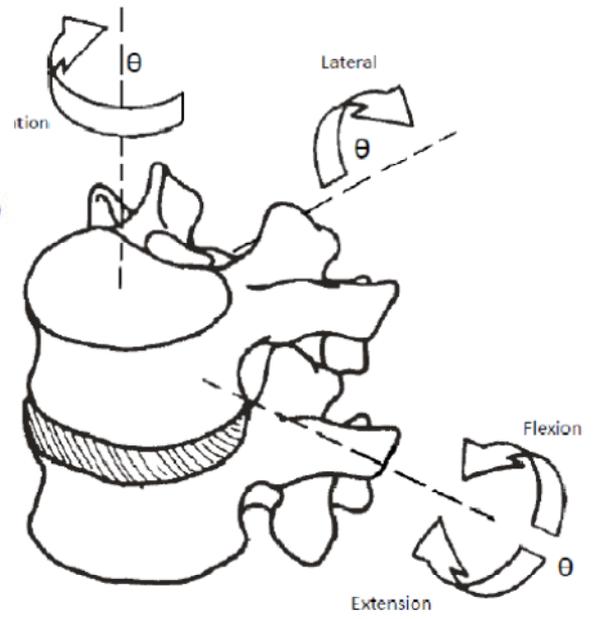


圖 4.15 脊椎端板轉角方向定義

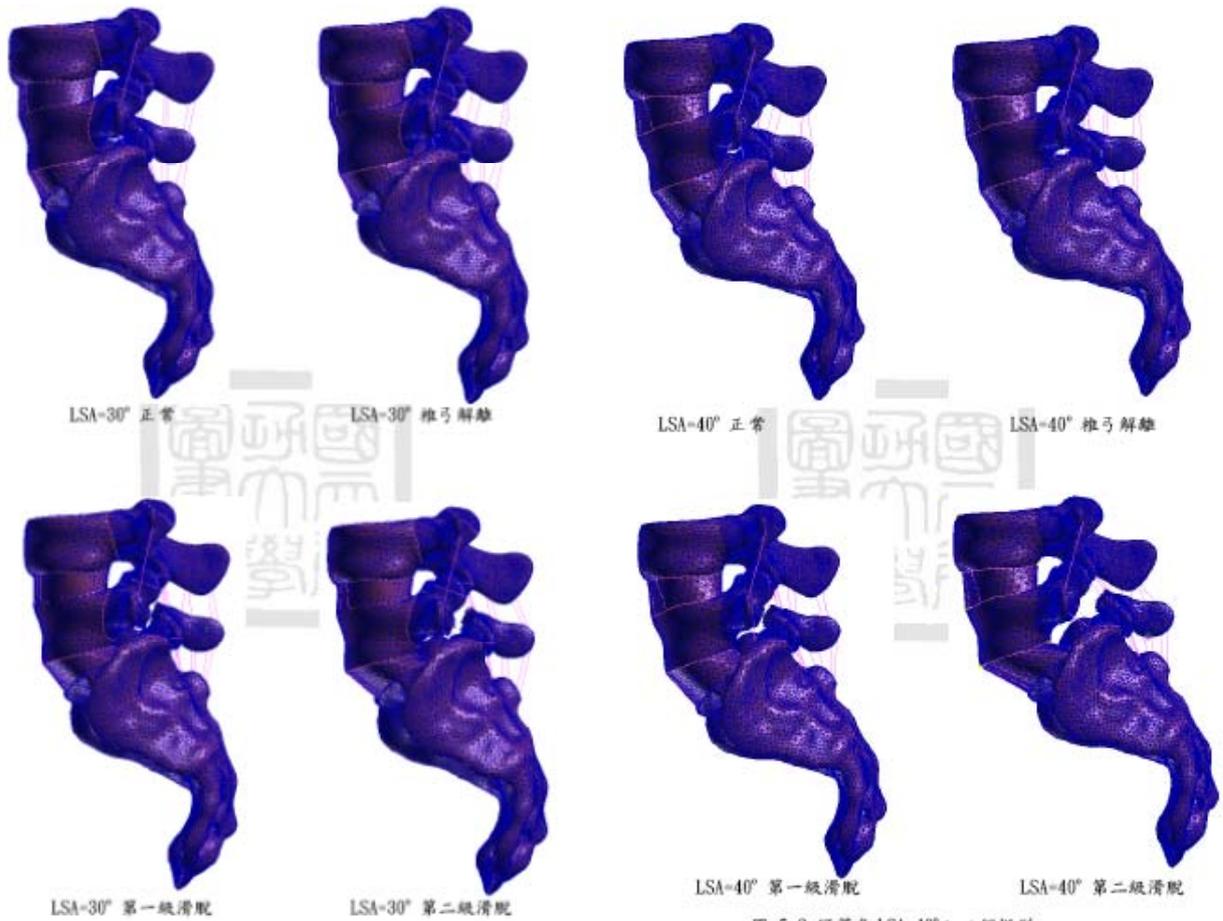


圖 5.1 腰薦角 LSA=30° 之四個模型

圖 5.2 腰薦角 LSA=40° 之四個模型

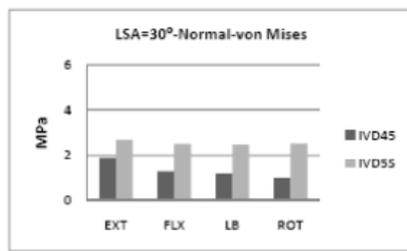


圖 6.1 LSA=30°-Normal-應力

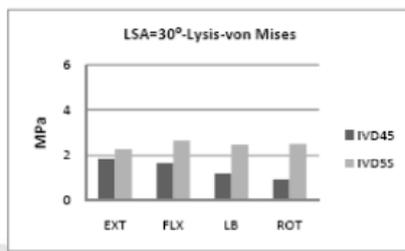


圖 6.2 LSA=30°-Lysis-應力

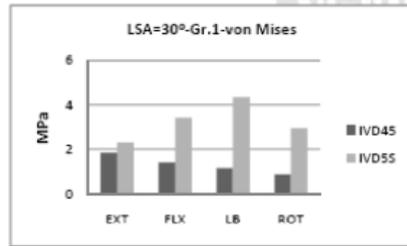


圖 6.3 LSA=30°-Gr. 1-應力

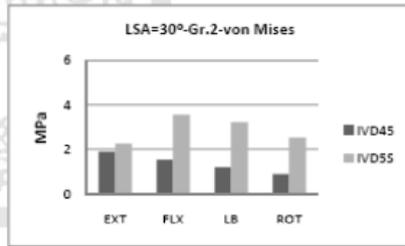


圖 6.4 LSA=30°-Gr. 2-應力

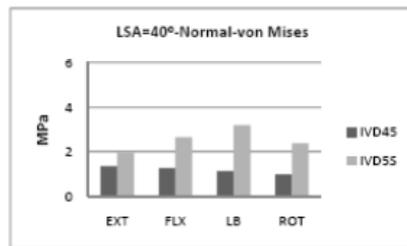


圖 6.5 LSA=40°-Normal-應力

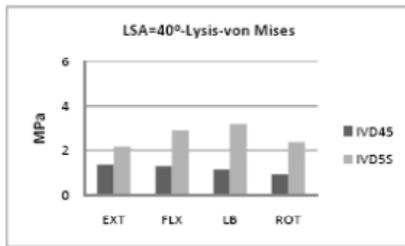


圖 6.6 LSA=40°-Lysis-應力

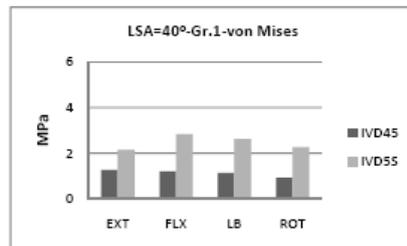


圖 6.7 LSA=40°-Gr. 1-應力

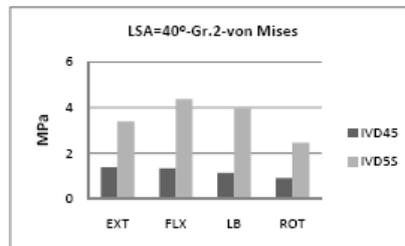


圖 6.8 LSA=40°-Gr. 2-應力

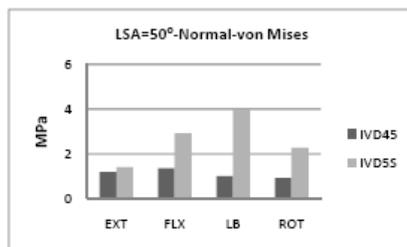


圖 6.9 LSA=50°-Normal-應力

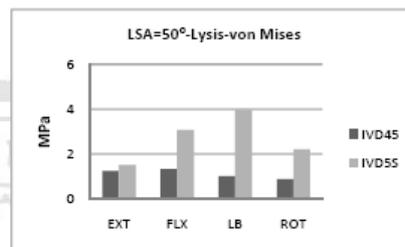


圖 6.10 LSA=50°-Lysis-應力

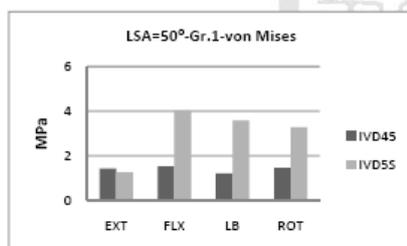


圖 6.11 LSA=50°-Gr. 1-應力

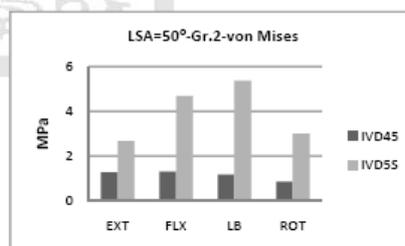


圖 6.12 LSA=50°-Gr. 2-應力

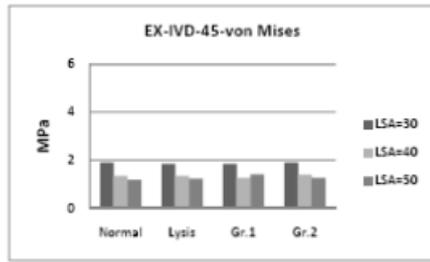


圖 6.13 EX-IVD-45-應力

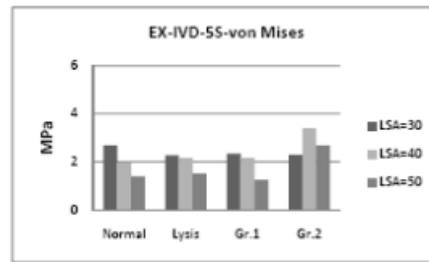


圖 6.14 EX-IVD-5S-應力

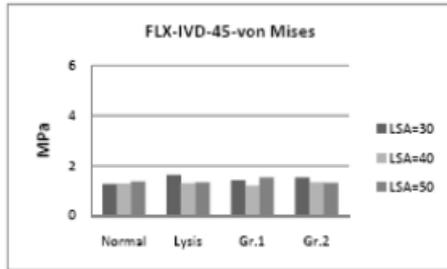


圖 6.15 FLX-IVD-45-應力

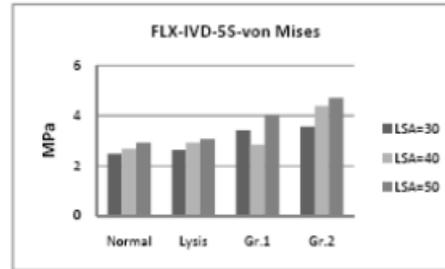


圖 6.16 FLX-IVD-5S-應力

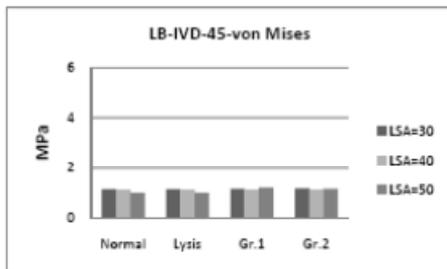


圖 6.17 LB-IVD-45-應力

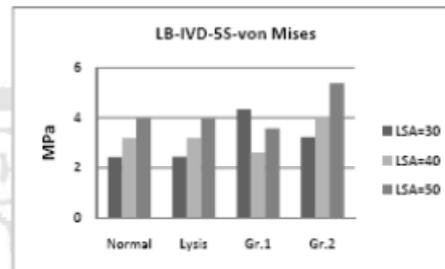


圖 6.18 LB-IVD-5S-應力

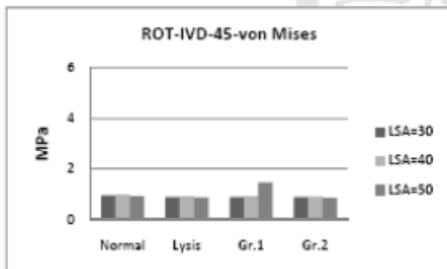


圖 6.19 ROT-IVD-45-應力

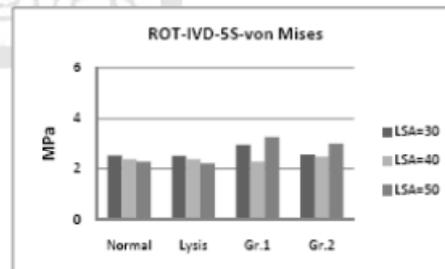


圖 6.20 ROT-IVD-5S-應力

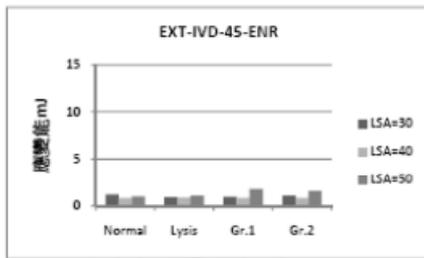


圖 6.21 EXT-IVD-45 應變能

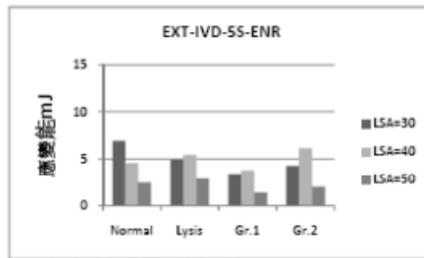


圖 6.22 EXT-IVD-5S 應變能

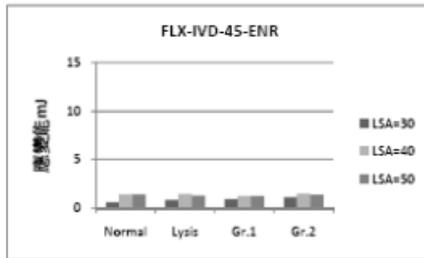


圖 6.23 FLX-IVD-45 應變能

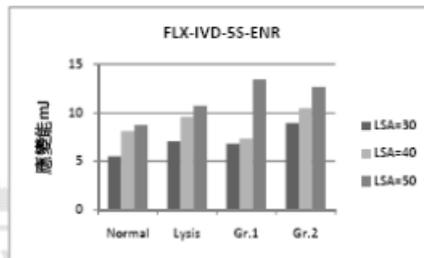


圖 6.24 FLX-IVD-5S 應變能

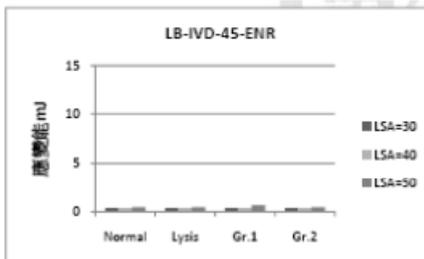


圖 6.25 LB-IVD-45 應變能

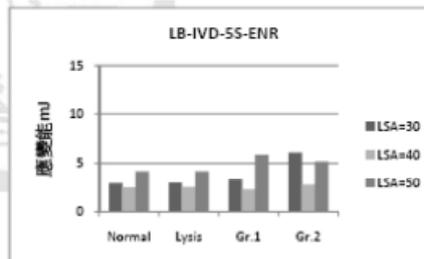


圖 6.26 LB-IVD-5S 應變能

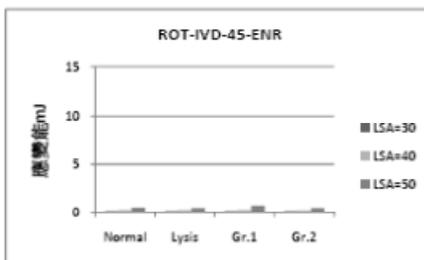


圖 6.27 ROT-IVD-45 應變能

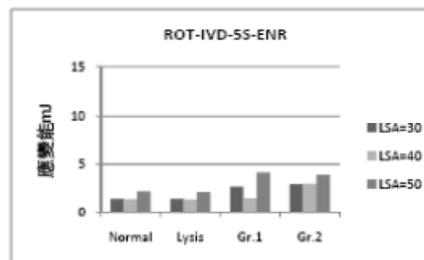


圖 6.28 ROT-IVD-5S 應變能

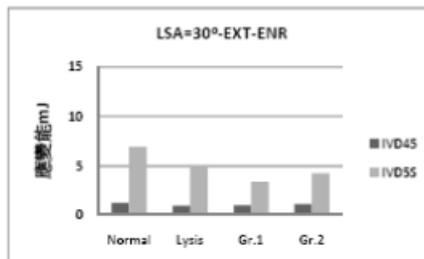


圖 6.29 LSA=30°-EXT 應變能

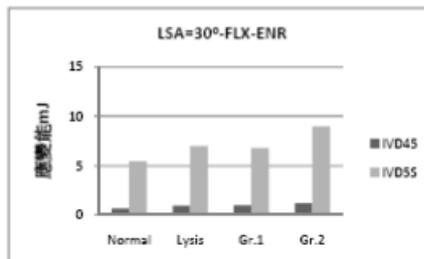


圖 6.30 LSA=30°-FLX 應變能

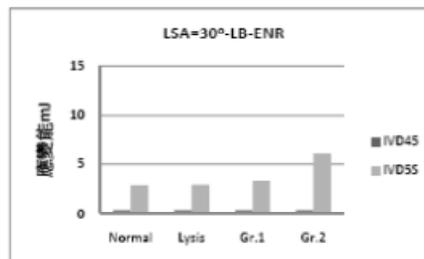


圖 6.31 LSA=30°-LB 應變能

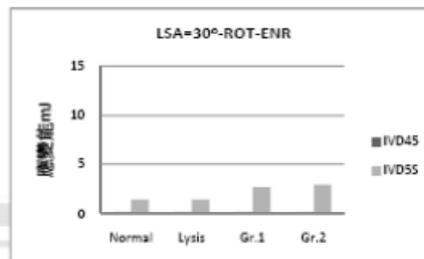


圖 6.32 LSA=30°-ROT 應變能

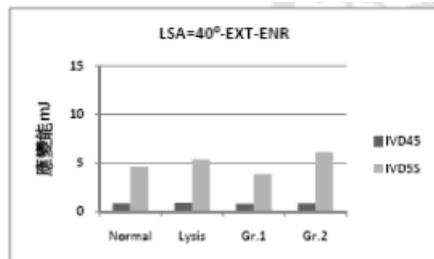


圖 6.33 LSA=40°-EXT 應變能

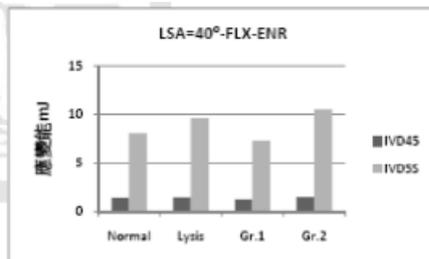


圖 6.34 LSA=40°-FLX 應變能

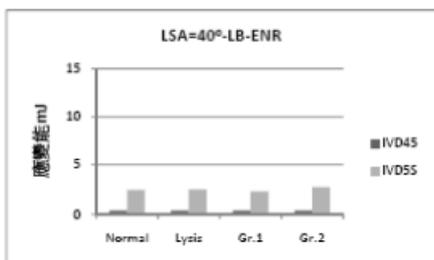


圖 6.35 LSA=40°-LB 應變能

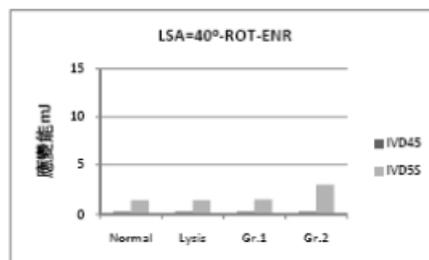


圖 6.36 LSA=40°-ROT 應變能

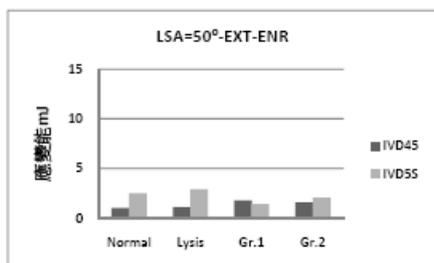


圖 6.37 LSA=50°-EXT 應變能

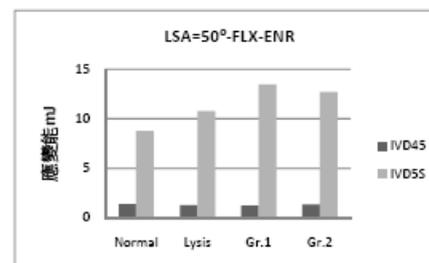


圖 6.38 LSA=50°-FLX 應變能

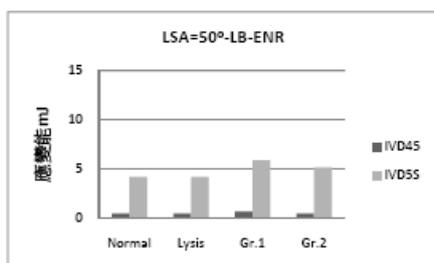


圖 6.39 LSA=50°-LB 應變能

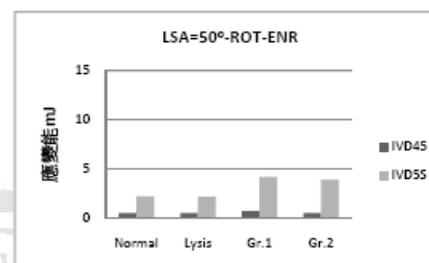


圖 6.40 LSA=50°-ROT 應變能

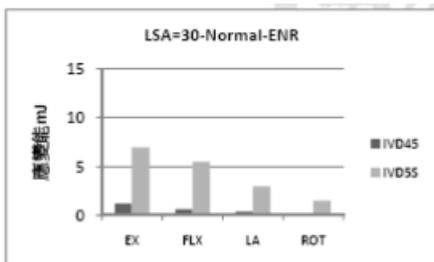


圖 6.41 LSA=30°-Normal 應變能

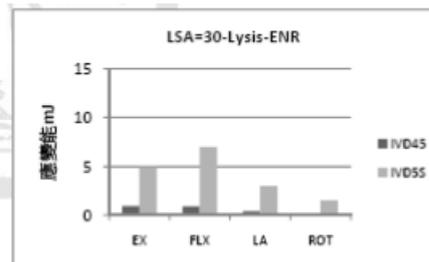


圖 6.42 LSA=30°-Lysis 應變能

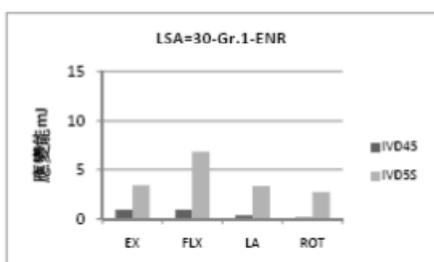


圖 6.43 LSA=30°-Gr.1 應變能

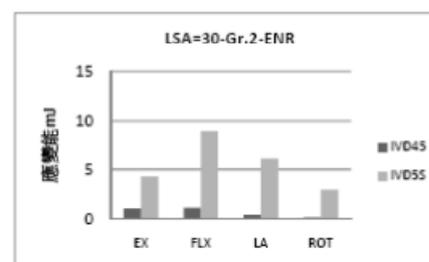


圖 6.44 LSA=30°-Gr.2 應變能

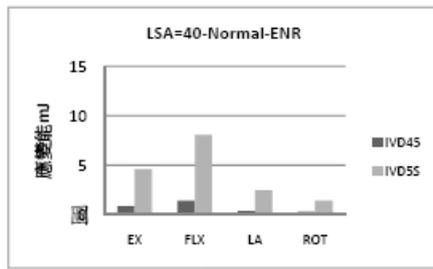


圖 6.45 LSA=40°-Normal 應變能

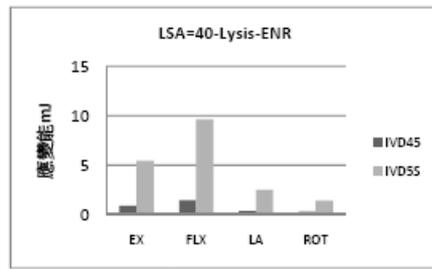


圖 6.46 LSA=40°-Lysis 應變能

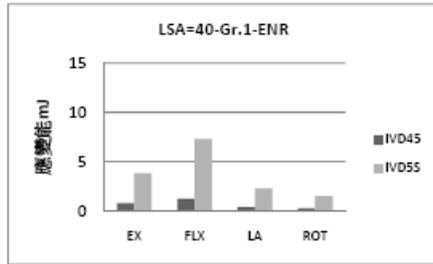


圖 6.47 LSA=40°-Gr.1 應變能

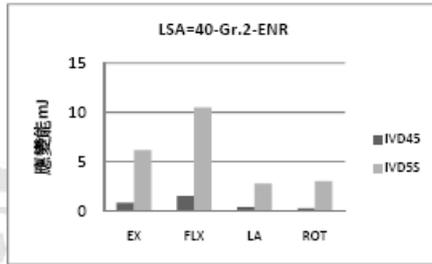


圖 6.48 LSA=40°-Gr.2 應變能

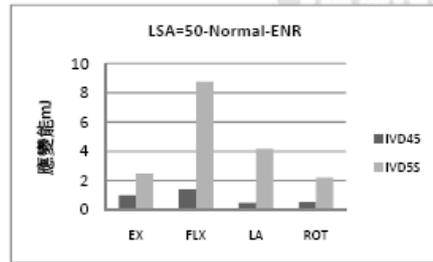


圖 6.49 LSA=50°-Normal 應變能

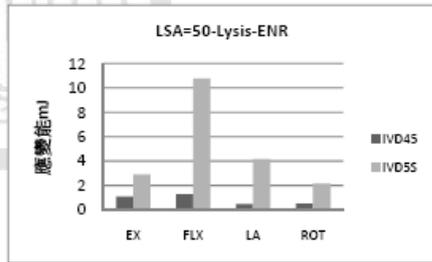


圖 6.50 LSA=50°-Lysis 應變能

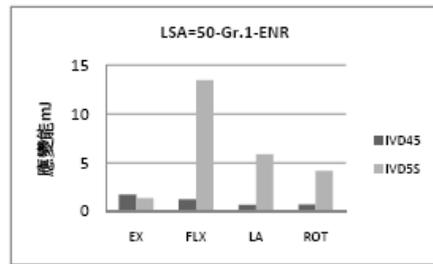


圖 6.51 LSA=50°-Gr.1 應變能

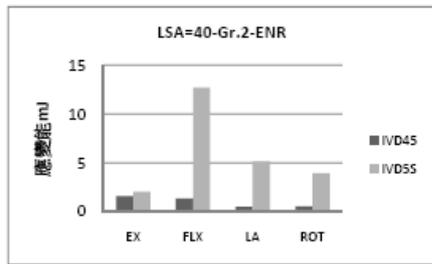


圖 6.52 LSA=40°-Gr.2 應變能

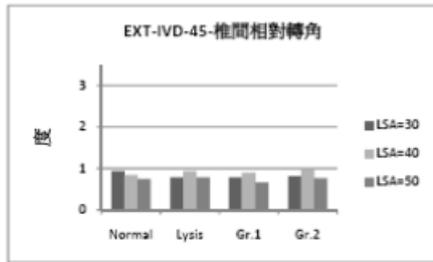


圖 6.53 EXT-IVD-45-椎間相對轉角

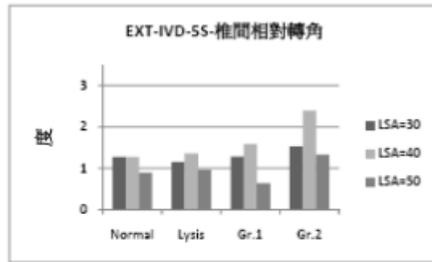


圖 6.54 EXT-IVD-5S-椎間相對轉角

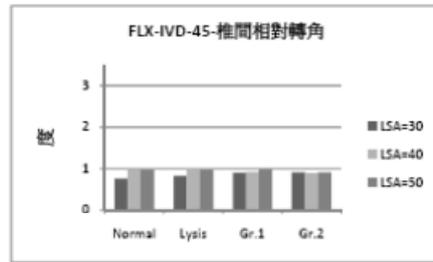


圖 6.55 FLX-IVD-45-椎間相對轉角

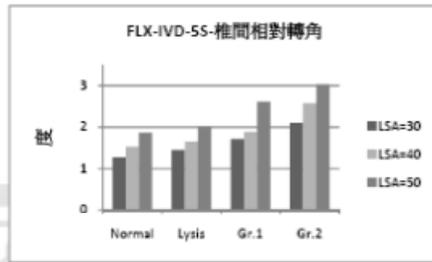


圖 6.56 FLX-IVD-5S-椎間相對轉角

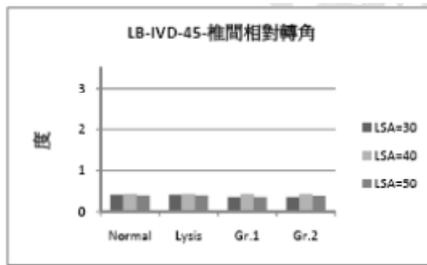


圖 6.57 LB-IVD-45-椎間相對轉角

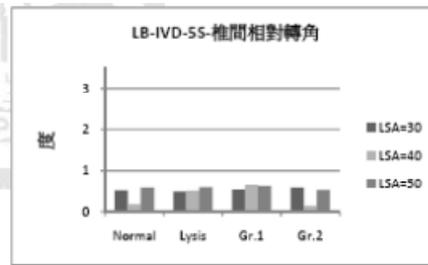


圖 6.58 LB-IVD-5S-椎間相對轉角

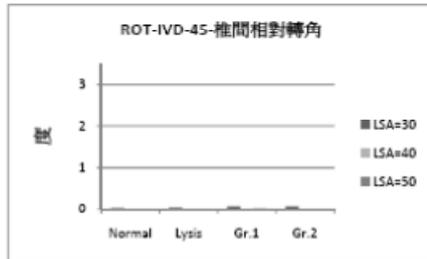


圖 6.59 ROT-IVD-45-椎間相對轉角

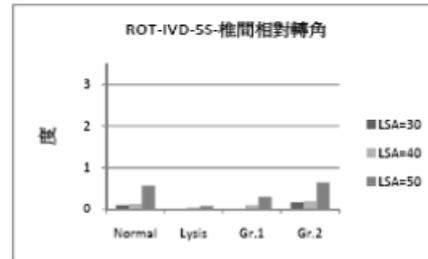


圖 6.60 ROT-IVD-5S-椎間相對轉角

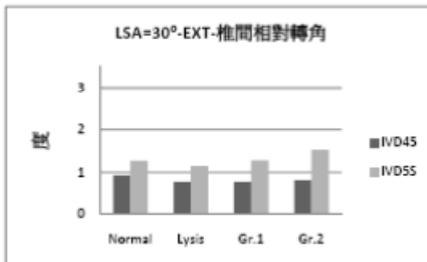


圖 6.61 LSA=30°-EXT-椎間相對轉角

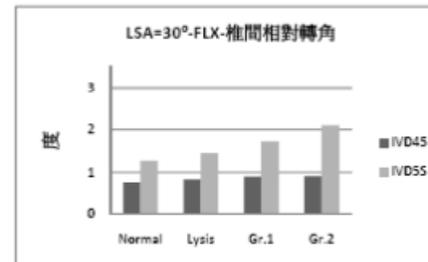


圖 6.62 LSA=30°-FLX-椎間相對轉角

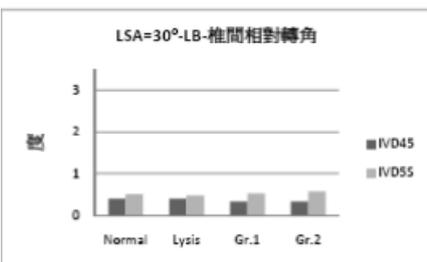


圖 6.63 LSA=30°-LB-椎間相對轉角

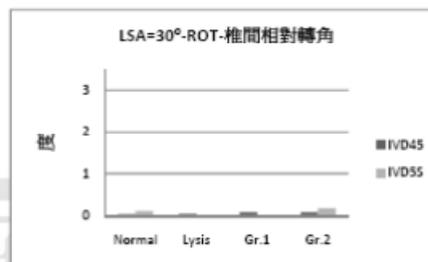


圖 6.64 LSA=30°-ROT-椎間相對轉角

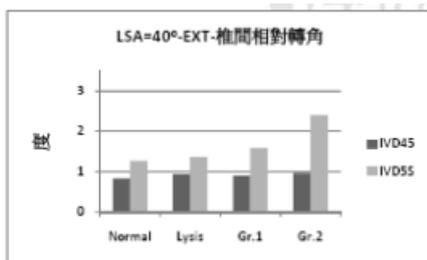


圖 6.65 LSA=40°-EXT-椎間相對轉角

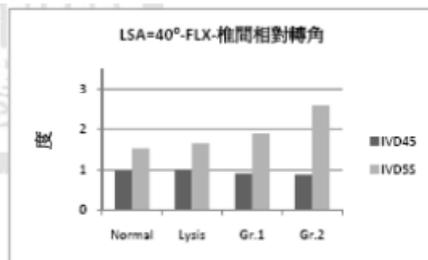


圖 6.66 LSA=40°-FLX-椎間相對轉角

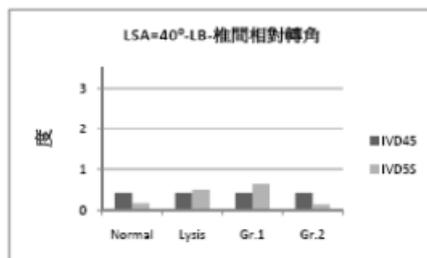


圖 6.67 LSA=40°-LB-椎間相對轉角

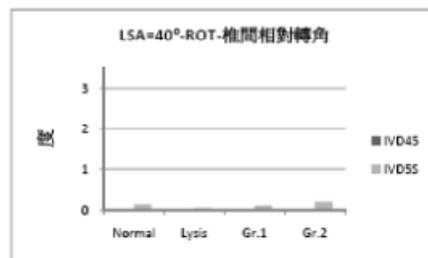


圖 6.68 LSA=40°-ROT-椎間相對轉角

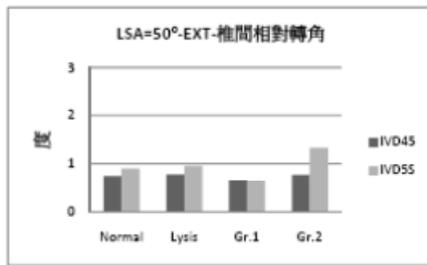


圖 6.69 LSA=50°-EXT-椎間相對轉角

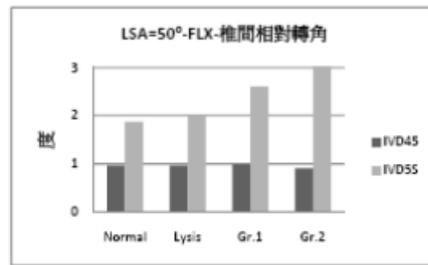


圖 6.70 LSA=50°-FLX-椎間相對轉角

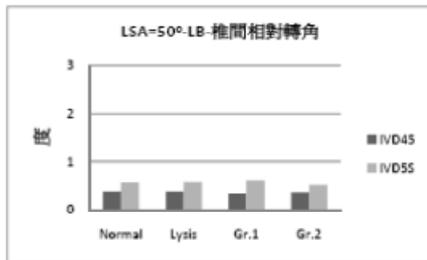


圖 6.71 LSA=50°-LB-椎間相對轉角

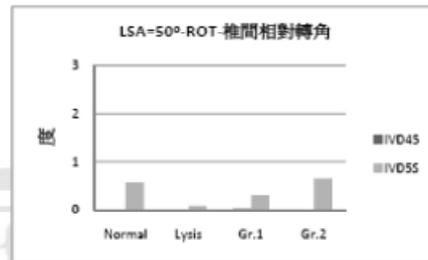


圖 6.72 LSA=50°-ROT-椎間相對轉角

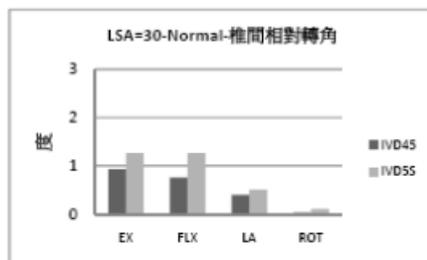


圖 6.73 LSA=30°-Normal-椎間相對轉角

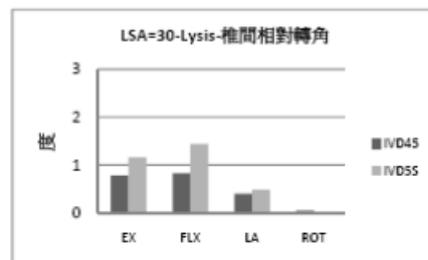


圖 6.74 LSA=30°-Lysis-椎間相對轉角

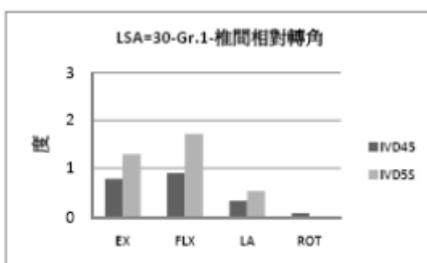


圖 6.75 LSA=30°-Gr.1-椎間相對轉角

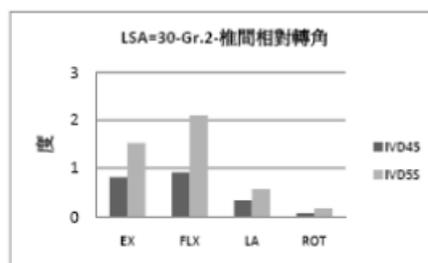


圖 6.76 LSA=30°-Gr.2-椎間相對轉角

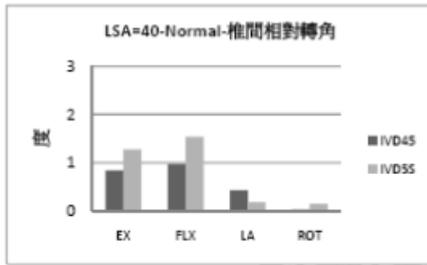


圖 6.77 LSA=40°-Normal-椎間相對轉角

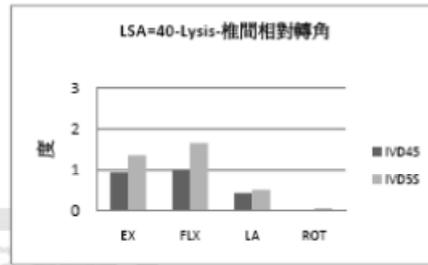


圖 6.78 LSA=40°-Lysis-椎間相對轉角

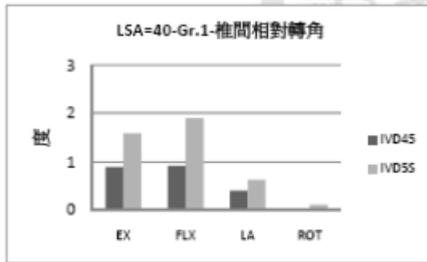


圖 6.79 LSA=40°-Gr. 1-椎間相對轉角

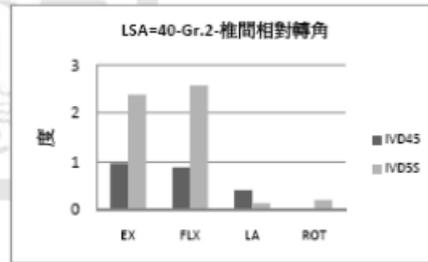


圖 6.80 LSA=40°-Gr. 2-椎間相對轉角

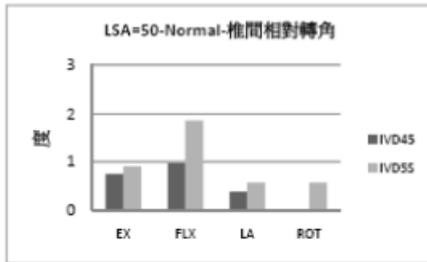


圖 6.81 LSA=50°-Normal-椎間相對轉角

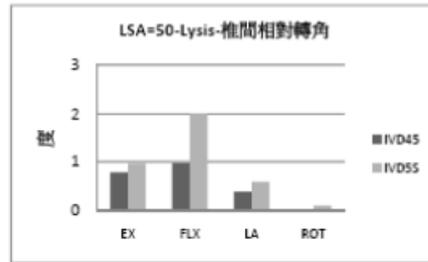


圖 6.82 LSA=50°-Lysis-椎間相對轉角

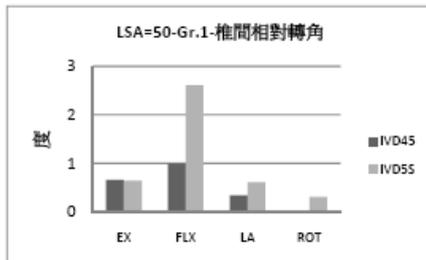


圖 6.83 LSA=50°-Gr. 1-椎間相對轉角

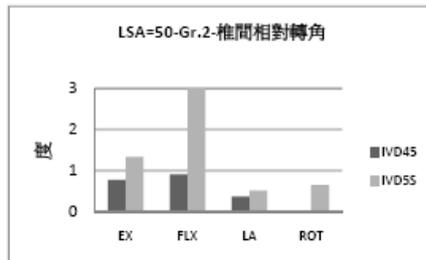


圖 6.84 LSA=50°-Gr. 2-椎間相對轉角