

# 以 CT 斷層掃描影像為基礎之脊椎有限元素分析

Spinal Biomechanics Analysis by Finite Element Method based on CT Scanning Image

胡宣德

謝牧鄰

林柏君

郭青松

Hsuan-The Hu

Mu-Lin Hsieh

Po-Chun Lin

Ching-Sung Kuo

## 摘要

近年來，有限元素分析於脊椎生物力學上已廣為使用，以往運用醫學掃描的幾何外形，再經由手動方式挑選一些幾何上變化較為劇烈的點，作為建立網格的基本模型，以致於在細微處，可能會呈現較大的差異；而本論文以電腦斷層掃描(CT)脊椎段，再利用醫學影像軟體 3D-DOCTOR，將脊椎掃描切片的 DICOM 檔案，轉換成一般 CAD 可使用的格式，並搭配使用 PATRAN 生成實體網格模型。

建構脊椎模型後，首先比較元素多寡對於分析結果的收斂性，續探討腰椎 L4-L5 部分在受到前、後、側向和均勻力量作用時，對於 L4、DISC 及 L5 所受到的最大應力、最大位移及其發生位置的影響，接著比較前、後縱向韌帶部位對於腰椎受力的影響，最後探討椎間盤經由醫學處理切除部分後，L4、DISC 及 L5 的受力狀況。

# 一、前言

## 1-1 概述

腰椎椎骨中主要包含椎體(body)、兩個椎足(pedicle)、椎板(laminae)、脊突(spinous process)和橫突(transverse process)等部位；腰椎支撐人體大部分的重量，主要動作有前彎、後仰、左、右側彎及扭轉。因此腰椎是人體活動量最大的關節之一，也是人體脊椎骨最容易受傷的部位。

腰椎的活動，以腰椎第四、五節，及腰薦椎的動作最大，同時腰薦椎的椎間盤於搬運動作中受力最明顯，腰椎通常由五節構成，由一節一節的椎體排列而成。每一節椎體中間由椎間盤相連在一起，為穩定及緩衝的作用。後面的空腔包含著腰椎神經，兩側的椎孔有腰椎神經根通過。這些腰椎神經及神經根就負責下肢雙腿的感覺、運動功能及部分大小便的功能。

## 1-2 有限元素法應用文獻回顧

1969年起Chaffin等人以腰椎矢狀面的靜態姿勢，建立數學模式，開始進行相關的研究，之後多位學者模擬人體在不同姿勢所產生的腰椎的受力極限負載。1979年Hakim及King以有限元素法構建一個椎體，進行數值分析，並且與實驗作比較。1986年McGill等人則針對第4、5節腰椎計算抬舉動作時動態力矩變化於椎間盤、韌帶與肌肉的分佈。1988年Goel用斷層掃描求得幾何外形，以436個元素及571個節點建構出L3-4-5腰椎運動肢段及脊椎內固定器系統的有限元素模型，並施加11.6N-m的前彎力矩、後彎力矩及900N的垂直壓力，分成五段力量負荷步驟逐漸施加，並以位移作收斂控制及Von-Mises stress的應力理論作分析，以預估整個固定系統的應力分佈及位移情形。1991年Kim以同樣的模型，分析椎間盤的退化情形，假設椎間盤

的髓核部分為纖維材料，含水量較正常椎間盤的髓核低，再去施加1970N的垂直力，以計算椎間盤退化後其椎間盤的髓核、環帶及椎足等各位置的應力分佈及位移情形。1991年Cheng與Kumar以三度空間靜態軀幹模式計算人體腰椎的受力分佈。

1993年Goel等人結合最佳化計算方法，計算作用在腰椎的各肌群的受力，並將各肌群的受力大小施加在有限元素模型上，再與沒有肌群的受力的結果相互比較。其結果指出有限元素模型加入肌群後，其小面關節的接觸力有增加的趨勢，但卻會造成髓核壓力、韌帶、皮質骨、鬆質骨等脊椎元件的受力有減少的趨勢。1993年到1996年之間Shirazi-Adl持續建立五節腰椎有限元素模型，分別探討正常腰椎在垂直負荷、前彎、後彎、扭轉、側彎等不同動作下的腰椎受力情形。1995年Goel等人發現退化椎間盤在環帶部分有片狀剝離的情形，因此懷疑在椎間盤環帶部分有顯著剪力的作用，但在一般的實驗中，要求得剪力大小是不容易的，因此Goel 等人以1491個元素及2168個節點建立一個L3-4的腰椎模型，與先前模型不同的是椎間盤構成是直接以複合材料的元素型態建立，即以非等向性固體元素去內部設定椎間盤纖維結構，是其性質較接近椎間盤的實際結構。1998年Tajima等人則建立L4-L5的運動肢段有限元素模型。

由上述的腰椎有限元素模型文獻回顧發現，從單一椎體有限元素模型到五節腰椎有限元素模型，一直持續發展。但至今建立五節腰椎有限元素模型的研究目前仍不普遍，大部分的研究仍集中在短節的運動肢段，過去以數學模式計算腰椎內力的分佈，主要以椎間盤與肌肉二者為主。

## 二、研究方法

### 2-1 樣本取得及 3D-DOCTOR 影像處理

與成大醫院骨科部的合作拿到廠商所提供的腰椎(L1-L5)樣本模型，經由成大醫院的放射科以 1mm 掃描成為 dicom 格式的檔案，再經由 3D doctor 軟體把 dicom 一張張的堆疊，把 L1-L5 的影像組合起來(圖 2-1, 圖 2-3)，其外型與樣本模型非常相似(圖 2-2, 圖 2-4)。

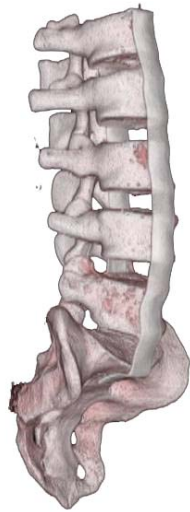


圖 2-1 CT 掃描側面圖



圖 2-2 腰椎實體模型

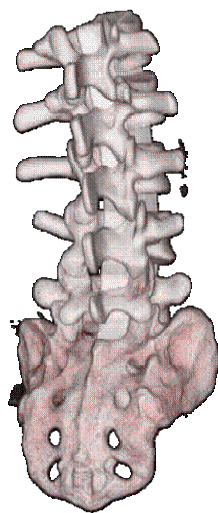


圖 2-3 CT 掃描正面圖



圖 2-4 腰椎實體模型

### 2-2 電腦輔助分析流程

從整體建造出實體網格的模型到 ABAQUS 軟體中分析的流程，可

以區分為幾個步驟，首先，由骨科部提供的實體進行斷層掃描，接下來經由 3D-DOCTOR 圈選出所要的輪廓及產生脊椎中空的模型，之後在 PATRAN 中建立出有限元素實體網格模型，最後經由 ABAQUS 分析處理。

表2-1 有限元素處理流程

1	實體電腦斷層影像
2	3D-DOCTOR 圈選輪廓
3	3D-DOCTOR 產生脊椎模型
4	PATRAN 有限元素模型建立
5	ABAQUS 有限元素分析
6	ABAQUS 分析結果處理

## 2-3 建立實體網格模型流程

1. 由 3D-DOCTOR 轉入 PATRAN 之影像：

利用 3D-DOCTOR 把 .dicom 檔案組合，再轉換成為 .stl 檔於 PATRAN 中讀出，此時在 PATRAN 中整體看來則是非常粗糙(圖 2-5)，由於醫學影像軟體 3D-DOCTOR 堆疊脊椎外圍輪廓的過程是利用結構的連續性，常會包含非脊椎的影像在其中。

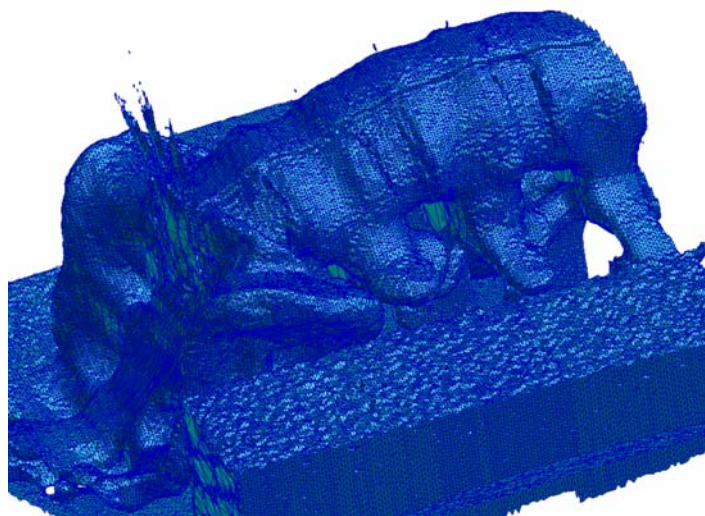


圖 2-5 L1-L5 的之掃描影像

## 2. 建立 L4-L5 的外圍影像:

在腰椎L1-L5的部份預取一個功能性活動單元 (functional motion unit) 來分析，在此得到的僅為脊椎的外圍表面輪廓，其內是為中空並非實體。

## 3. 分成 L4 和 L5 部分

為了之後輸入不同材料性質，把此活動單元分為 L4 及 L5 兩個部分，處理這兩個部分使之生成元素網格。

## 4. 處理重覆元素:

獲得 L4-L5 的外圍影像之後，在影像掃描的過程中，可能使得表面有重複元素，進而外圍形為多層堆疊，必須要清除重複元素。

## 5. 補建 FREE EDGES

Free edge 為表面元素不是一封閉面當中存在孔隙，當 PATRAN 讀入 stl 檔時，可能因此遺失部分元素或者在清除堆疊元素時，會遺失外圍元素以致產生 free edge，需補建元素把表面封閉。

## 6. 清除交錯部份

在讀入 PATRAN 中也可能因為元素細密或是形狀複雜而存在著元素交錯的情形，所以也必須檢查交錯部分並清除。

## 7. 消除細小元素 0.1

細小元素所產生的原因可能是在於邊界接觸上或是在變化較為複雜之處，先以找出細小元素再清除。

## 8. 建立一致的 NORMAL 方向

需要外圍表面擁有一致 normal 方向才可以使內部生成實體。

## 9. 符合 ABAQUS 需要, 重新 MESH ON MESH

為了符合我們所需元素及節點較少的網格，依照想測試的元素數目重新建立新的網格，之後再檢驗生成 NORMAL 方向。

## 1 0. 生成實體

生成四面體的固體網格。

### 1 1. 向外擴展厚度

為了給予不同的材料性質，在椎體構成實體之後，需向外拓展一個厚度成為硬質骨，而椎間盤部分，亦要生成軟骨板部份。

### 1 2. 生出端板(ENDPLATE)

利用 L4 下表面及 L5 上表面生成 2D 元素，並統一其 NORMAL 方向。

### 1 3. 生成椎間盤(DISC)

利用二側端板部分的表面當做 DISC 的上下面，先描繪端板表面，生成 DISC 的上下面，接著畫出環狀部分，即 DISC 的環狀部分，再將 DISC 建立成為實體網格，最後建立出實體椎間盤網格元素放入 DISC 之 GROUP，則可畫出 DISC。

### 1 4. 由 DISC 當中區分為纖維環及髓核

設定髓核及纖維環，首先顯現出 DISC 之後，標出預設為髓核的部份，並先複製此區域元素，接著顯出纖維環部分把剛剛複製的髓核區域用 PLOT/ERASE 先擦掉，則此部份選擇起來則為纖維環。

### 1 5. 生成韌帶(LIGAMENT)

由 L4、L5 和 DISC 的外圍選取預當作韌帶形狀的長條形區域，建立前縱韌帶與後縱韌帶兩部分。

### 1 6. 刪除 2D 元素

原來的 2D ELEMENT 必須要刪除之，避免在 ABAQUS 中分析時會產生錯誤訊息。

### 1 7. 轉成 ABAQUS 軟體分析

將模型以 .inp 的檔案輸出，就可以開始進行結構分析。

## 2-4 材料性質

參照文獻(Goel,et al.,1993)及相關論文，假設材料為線彈性且為均質材料，可區分為：

表 2-2 材料性質

部位名稱	楊氏系數(MPa)	柏松比
CORTICAL(硬質骨)	12000	0.3
CARTILAGE(軟骨)	100	0.2
NUCLEUS PULPOSUS(髓核)	1	0.499
FIBER(纖維環)	75	0.3
ENDPLATE(端板)	24	0.4
ANTERIEOR LIGAMENT(前縱韌帶)	7.8	0.3
POST LIGAMENT(後縱韌帶)	10	0.3

## 2-5 邊界條件及力量

由相關於脊椎椎間盤受力的論文可知，脊椎承受的軸力約為 0.1~0.2 MPa，所以假設 L4 的上表面受均佈力量 0.1MPa，或以 0.2MPa 加於前、後半側及側向，使得總力大致不變，由於主要探討為椎間盤的應力分佈狀況，所以固定 L5 下表面。



### 三、收斂性分析

#### 3-1 建立五種元素網格模型

所建立出五種模型：

元素數目由多到少各為 126285 個元素及 30820 個節點組成(圖 3-1)，78458 個元素及 19825 個節點(圖 3-2)，40625 個元素及 11198 個節點(圖 3-3)，24760 個元素及 7261 個節點(圖 3-4)，17541 個元素及 5599 個節點(圖 3-5)。

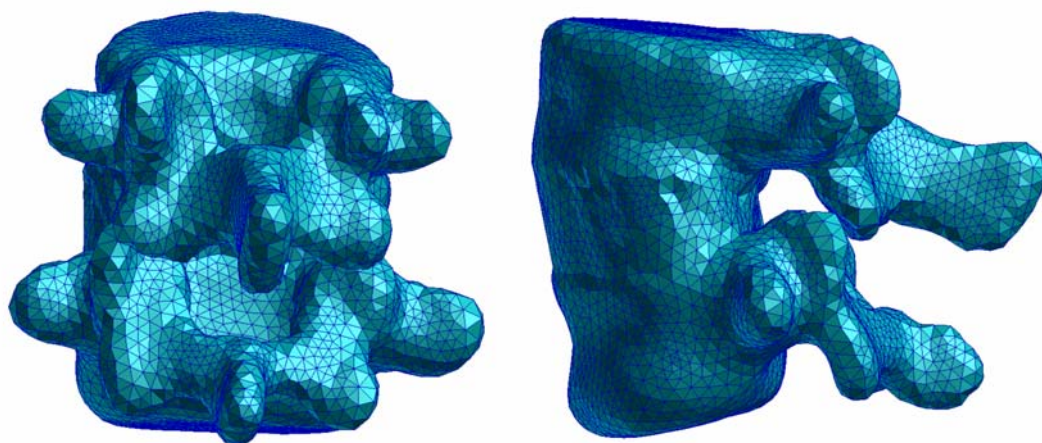


圖 3-1 126285 個元素及 30820 個節點之模型

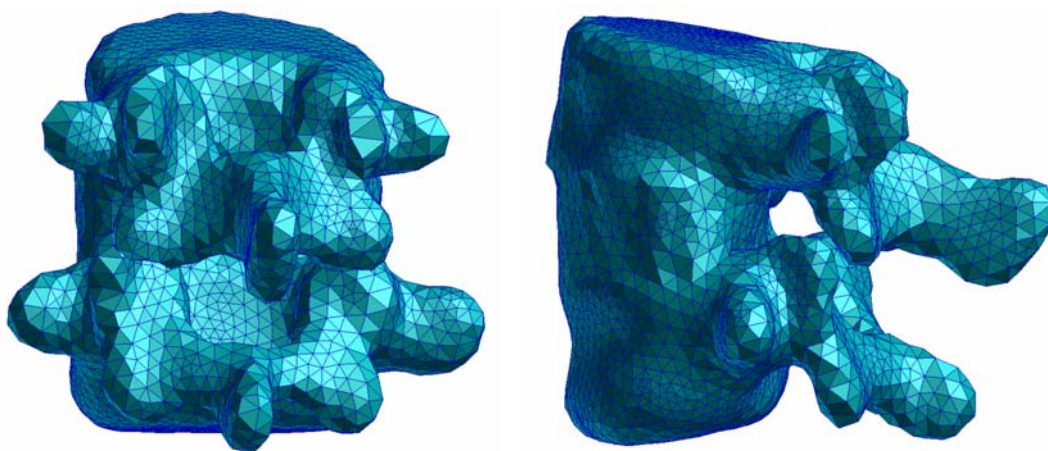


圖 3-2 78458 個元素及 19825 個節點之模型

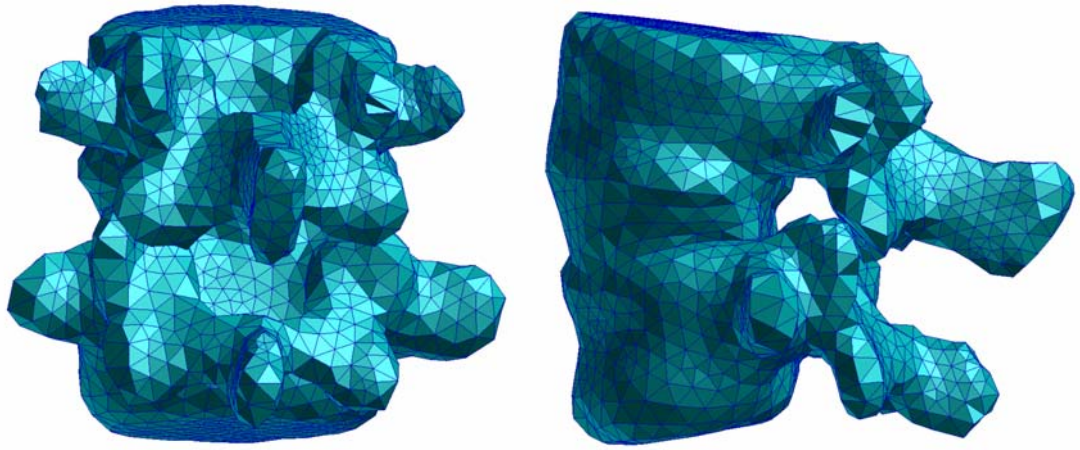


圖 3-3 40625 個元素及 11198 個節點之模型

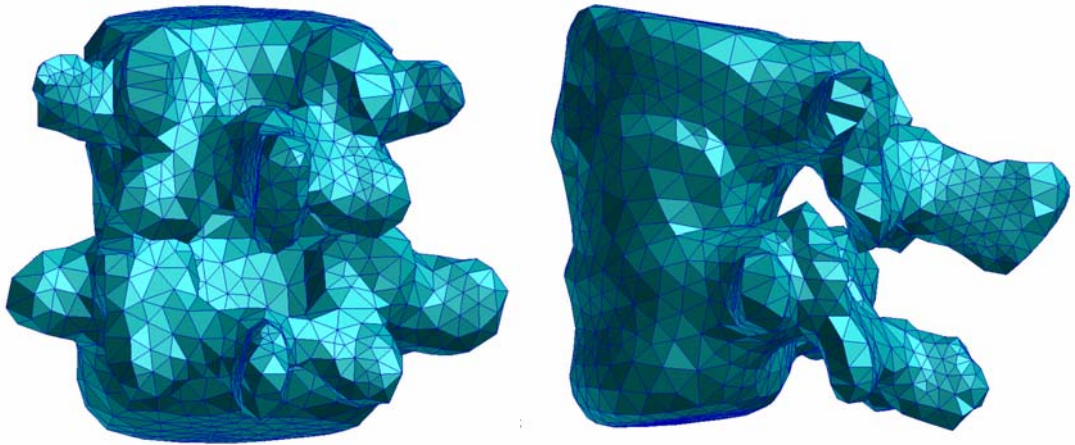


圖 3-4 24760 個元素及 7261 個節點之模型

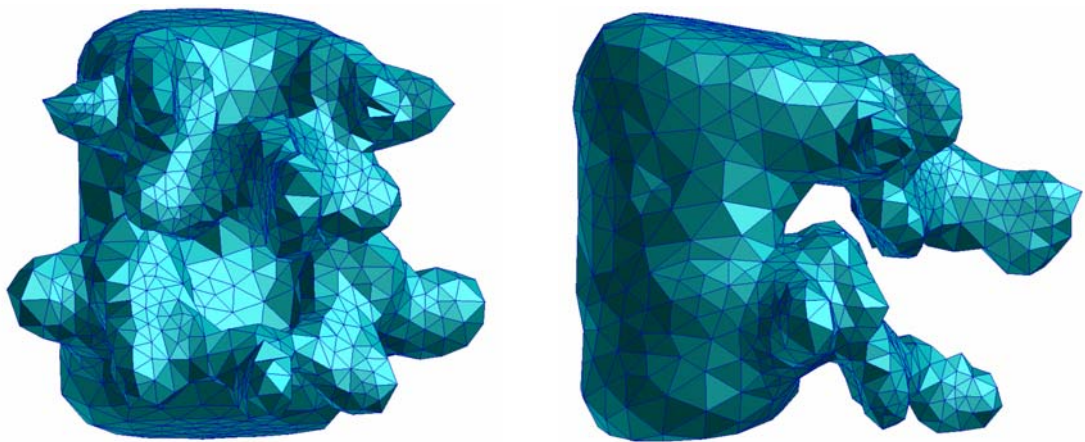


圖 3-5 17541 個元素及 5599 個節點之模型

### 3-2 集中力之收斂性分析

在集中力比較收斂性分析部分，是以 1000 牛頓的力量施加在 L4 上表面的中心處，而 L5 下表面則是固定住節點，使之無位移及轉動量，分別以此邊界條件加載在五種不同元素數目的模型上，其數目由多到少而相對應得到的位移量  $U_{33}$  大小則分別為，126285 個元素及 30820 個節點組成的最大位移為 0.9538，78458 個元素及 19825 個節點最大位移為 0.9453，40625 個元素及 11198 個節點最大位移為 0.8578，24760 個元素及 7261 個節點最大位移為 0.7848，17541 個元素及 5599 個節點最大位移為 0.6444，由收斂性上來探討可以得知有收斂的趨勢(圖 3-6)。

五種不同數目元素集中力之收斂性比較

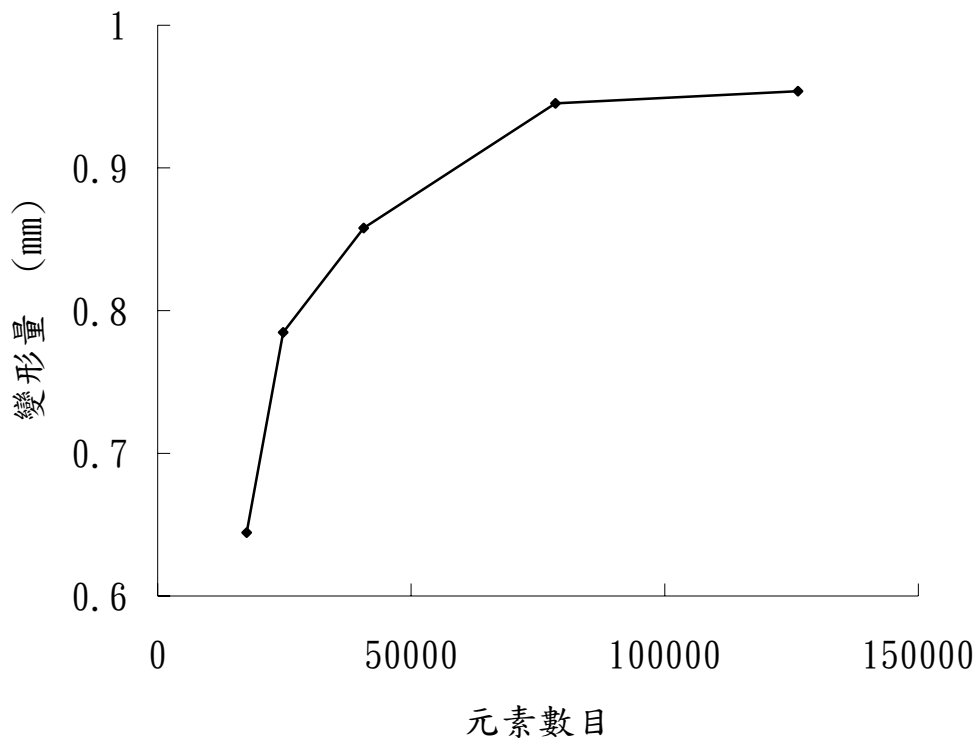


圖 3-6 集中力之收斂性分析圖

### 3-3 均佈力之收斂性分析

在集中力比較收斂性分析部分，是以 0.1MPa 的壓力均勻施加在 L4 上表面處，而 L5 下表面也是固定住節點，使之無位移及轉動量，分別以此邊界條件加載在五種不同元素數目的模型上，其數目由多到少而相對應得到的位移量  $U_{33}$  大小則分別為，126285 個元素及 30820 個節點組成的最大位移為 0.04154，78458 個元素及 19825 個節點最大位移為 0.04106，40625 個元素及 11198 個節點最大位移為 0.04079，24760 個元素及 7261 個節點最大位移為 0.03942，17541 個元素及 5599 個節點最大位移為 0.03439。而由收斂性上來探討可以得知亦有收斂的趨勢(圖 3-7)。

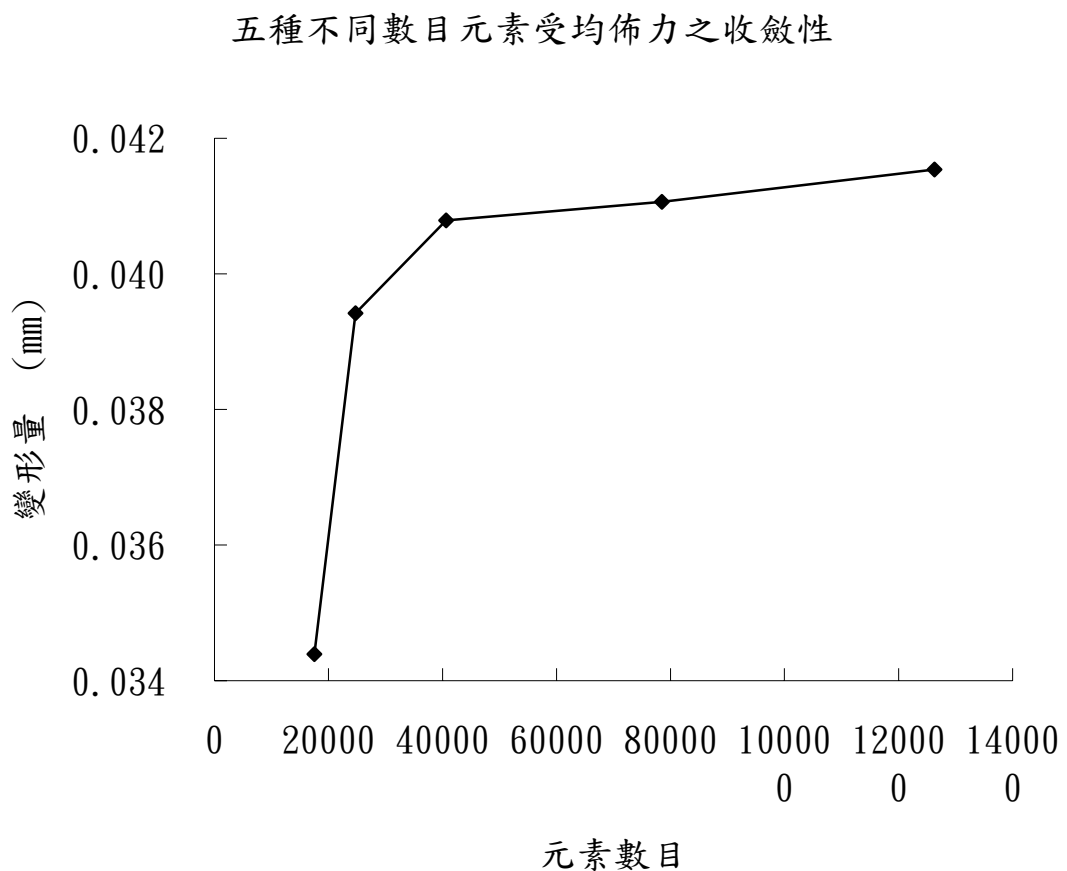


圖 3-7 均佈力之收斂性分析

## 四、結構分析

### 4-1 椎體應力分析

於 L4 上表面施加均佈力 0.1MPa 及後半側施加均佈力 0.2MPa，其各部位最大壓、張應力及其發生位置整理於（表 4-1）；L4 上表面前半側施加均佈力 0.2MPa 及右側向施加均佈力 0.2MPa，其各部位最大壓、張應力及其發生位置整理於（表 4-2）。

### 4-2 椎間盤受損之應力分析

在原有的模型當中，將 DISC 前側向減少一部分，藉此來模擬當椎間盤移動突出時，經由醫學上的手術把一部份的突出物給清除掉，以至於剩下在 L4 及 L5 中間的椎間盤因而受損減少的情況，在當中探討應力  $S_{33}$  在椎體中分佈狀況及受力位移  $U_{33}$  的大小。

以下建立出兩種椎間盤受損減少的模型，首先建立損失約 1/6 的情形，接下來再建立損失約 1/5 的情形，而取上述兩種受損約 1/6 及 1/5 的模型比較之意義是想要在纖維環受損而髓核無受損的情況下，看椎間盤損失後的應力及其趨勢。

在減少約 1/6 部分之椎間盤的情形中於 L4 上表面施加均佈力 0.1MPa 及後向施加均佈力 0.2MPa，其各部位最大壓、張應力及其發生位置整理於（表 4-3）；減少約 1/6 部分之椎間盤的情形中於 L4 上表面前側向施加均佈力 0.2MPa 及側向施加均佈力 0.2MPa，其各部位最大壓、張應力及其發生位置整理於（表 4-4）；減少約 1/5 部分之椎間盤的情形中於 L4 上表面施加均佈力 0.1 MPa 及後向施加均佈力 0.2 MPa，其各部位最大壓、張應力及其發生位置整理於（表 4-5）；減少約 1/5 部分之椎間盤的情形中於 L4 上表面前側向施加均佈力 0.2 Mpa 及側向施加均佈力 0.2 MPa，其各部位最大壓、張應力及其發生位置整理於（表 4-6）。

表 4-1 均佈力及後向力作用在 L4 上表面之各部位最大壓、張應力及其發生位置

	均佈力作用在 L4 上表面				後向力作用在 L4 上表面			
	最大壓應力		最大張應力		最大壓應力		最大張應力	
	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置
L4	3.400	椎體中間凹陷	1.854	前側上下邊緣	4.581	前側左右凹陷	2.001	前側上下邊緣
纖維環	0.553	後側上左邊緣	0.01	後側上右邊緣	0.919	後側上左邊緣	0.01	後側上右邊緣
髓核	0.102	前側上左邊緣	0.004	前側下方	0.138	後側下方	0.004	前側下方
L5	6.255	前側右下方	1.548	前側上邊緣	8.210	前側右下方	2.114	前側上左右邊緣

※ 應力單位為 Mpa。

表 4-2 前向力及側向力作用在 L4 上表面之各部位最大壓、張應力及其發生位置

	前向力作用在 L4 上表面				側向力作用在 L4 上表面			
	最大壓應力		最大張應力		最大壓應力		最大張應力	
	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置
L4	3.400	椎體中間凹陷	1.854	前側上下邊緣	4.654	前側左凹陷	2.811	前側上下邊緣
纖維環	0.553	後側上左邊緣	0.01	後側上右邊緣	0.842	後側上左邊緣	0.006	後側上右邊緣
髓核	0.102	前側上左邊緣	0.004	前側下方	0.089	前側中下方	0.004	後側下方靠左
L5	6.255	前側右下方	1.548	前側上邊緣	5.288	前側左右凹陷	1.751	前側上邊緣

※ 應力單位為 Mpa。

表 4-3 均佈力及後向力作用在 L4 上表面之各部位最大壓、張應力及其發生位置(椎間盤減少 1/6)

	均佈力作用在 L4 上表面				後向力作用在 L4 上表面			
	最大壓應力		最大張應力		最大壓應力		最大張應力	
	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置
L4	3.935	椎體左右凹陷	2.185	前側上邊緣	4.628	椎體中間凹陷	1.945	前側上下邊緣
纖維環	0.536	前側下方	0.039	前側上左邊緣	0.918	後側右下方	0.033	前側左下方
髓核	0.086	後側下方	0.025	後側左下方	1.475	後側上左邊緣	0.003	前側上方邊緣
L5	6.136	前側右下方	2.261	前側上邊緣	8.134	前側右下方	2.120	前側上邊緣

※ 應力單位為 Mpa。



表 4-4 前向力及側向力作用在 L4 上表面之各部位最大壓、張應力及其發生位置(椎間盤減少 1/6)

	前向力作用在 L4 上表面						側向力作用在 L4 上表面											
	最大壓應力			最大張應力			最大壓應力			最大張應力								
	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置						
L4	5.841	椎體左右凹陷	3.229	前側下邊緣	5.055	椎體左邊凹陷	2.971	前側上下邊緣	0.691	後側上左邊緣	0.848	後側上左邊緣	0.052	前側上方	5.181	前側左右凹陷	2.701	前側上邊緣
纖維環	0.084	前側上左邊緣	0.025	前側下方	0.095	前側下右邊緣	0.002	後側下方靠右	5.181	前側左右凹陷	2.701	前側上邊緣						
L5																		

※ 應力單位為 Mpa。

表 4-5 均佈力及後向力作用在 L4 上表面之各部位最大壓、張應力及其發生位置(椎間盤減少 1/5)

	均佈力作用在 L4 上表面						後向力作用在 L4 上表面					
	最大壓應力			最大張應力			最大壓應力			最大張應力		
	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置
L4	4.754	椎體中間凹陷	2.605	前側上下邊緣	4.686	椎體中間凹陷	2.067	前側上下邊緣	0.750	後側上左邊緣	0.035	前側上下邊緣
纖維環	0.669	前側下方靠左	0.040	前側上右邊緣	0.196	後側下方	8.107	前側右下方	0.102	後側下方	2.442	前側上邊緣
髓核	0.102	後側下方	0.032	後側下方靠左	0.032	後側下方	2.442	前側右下方	0.102	後側下方	2.442	前側上邊緣
L5	6.073	前側右下方	2.442	前側上邊緣	8.107	前側右下方	2.186	前側上邊緣	0.013	後側左下方	2.186	前側上邊緣

※ 應力單位為 Mpa。

表 4-6 前向力及側向力作用在 L4 上表面之各部位最大壓、張應力及其發生位置(椎間盤減少 1/5)

	前向力作用在 L4 上表面						側向力作用在 L4 上表面					
	最大壓應力			最大張應力			最大壓應力			最大張應力		
	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置	大小	發生位置
L4	7.153	椎體中間凹陷	3.906	前側下邊緣	5.962	椎體左凹陷	3.426	前側上下邊緣	0.672	後側下左邊緣	0.025	前側上下邊緣
纖維環	0.840	前側下左邊緣	0.053	後側上右邊緣	0.108	後側下方	0.013	前側上方靠右	0.095	前側下方	2.969	前側上邊緣
L5	6.101	前側凹陷處	2.969	前側上邊緣	5.532	前側凹陷處	2.521	前側上邊緣				

※ 應力單位為 Mpa。

## 五、結果討論

### 5-1 應力分析結果:

1. 4-1 節的應力分析中，當 L4 上表面受均佈載重、後向載重、前向載重、側向載重，L5 下表面固定住時，最大的張應力幾乎都會發生於 L4 椎體，而最大壓應力則會產生於 L5 椎體中。
2. 在承受均佈載重及不同側向載重的情況下，可以發現受側向載重時，壓、張應力會較受均佈力時稍大，因為受側向力時對於整體會有一力矩的產生。
3. L4 及 L5 椎體最大壓、張應力所發生的位置不會因為承受均佈載重、前向載重、側向載重或後向載重而改變，而在椎間盤其應力極值則都是發生在其周圍部分。

### 5-2 椎間盤前側向受損之應力分析:

1. 在位移部分，當前側的椎間盤部分減少時，則在受前向力及均佈力的作用時，位移量會明顯增加(圖 5-1)，因為少了部分椎間盤的抵擋作用;在受側向力時則改變較不明顯，而在後側因為椎間盤仍與原先相同所以在位移量的部分幾乎沒有改變，亦可能是在受力時因為在小面關節部分會受到抵抗位移，所以改變不明顯。
2. 在 L4 最大壓、張應力部分，當前側的椎間盤部分減少時，則在受前向力的作用時，壓、張應力會明顯增加(圖 5-2 和 5-3)，因為少了部分椎間盤的抵擋作用，在側向力及受均佈力作用時也有顯著的改變，只有在後側受力時因為椎間盤仍與原先相同所以在壓、張應力的部分幾乎沒有改變。
3. 在椎間盤最大壓、張應力部分，則較看不出其規律，分析原因可能是因為在椎間盤為少了部分椎間盤的情況下，其發生應力重新分配的情形，其產生最大的應力的位置也會改變，所以其趨勢不規則。

4. 在 L5 最大壓應力部分，當前側的椎間盤部分減少時，則在受前向力的作用時，壓應力會明顯增加(圖 5-4)，因為少了部分椎間盤的抵擋作用，在其餘方向受力時則不明顯。
5. 在 L5 最大張應力部分，在椎間盤減少後，當受到均佈、側向力的作用時，張應力增加的明顯(圖 5-5)，而在受到後向力則是幾無變化，可能的原因是因為後側的椎間盤並無減少，所以在受後向力時，其差異不大。
6. 當椎間盤前側向受損時，其應力值會呈現上升的趨勢，其應力極值發生位置在椎體部分與未受損時相同，但在椎間盤部分因為受損產生應力重分配，故其極值發生位置會改變。

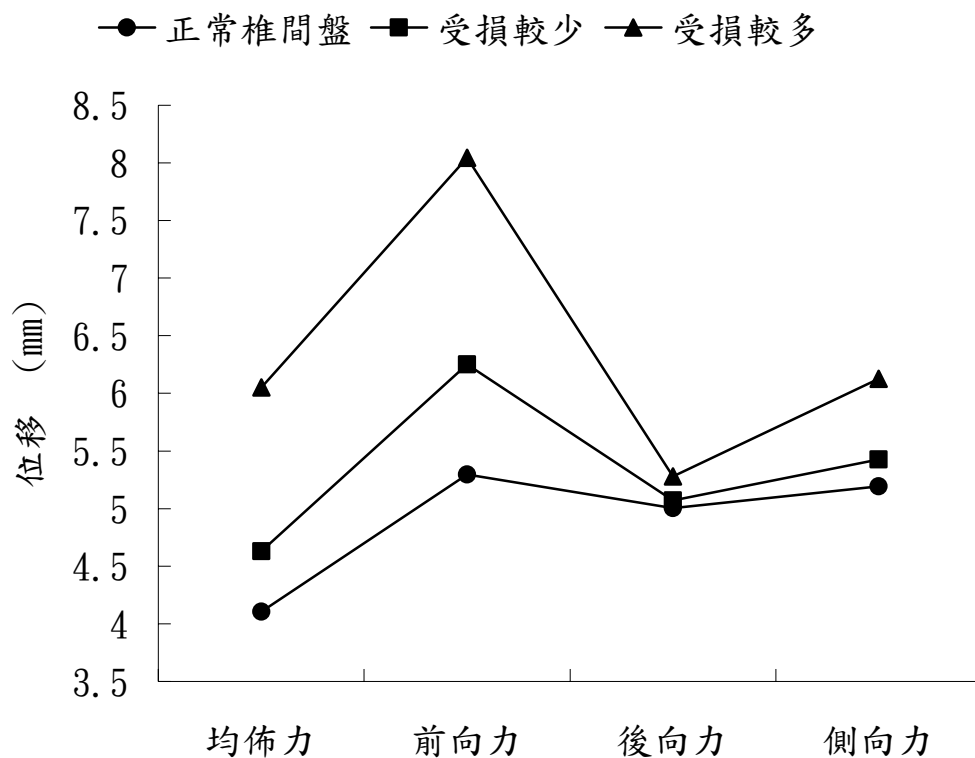


圖 5-1 椎間盤受損及各向受力之位移曲線圖

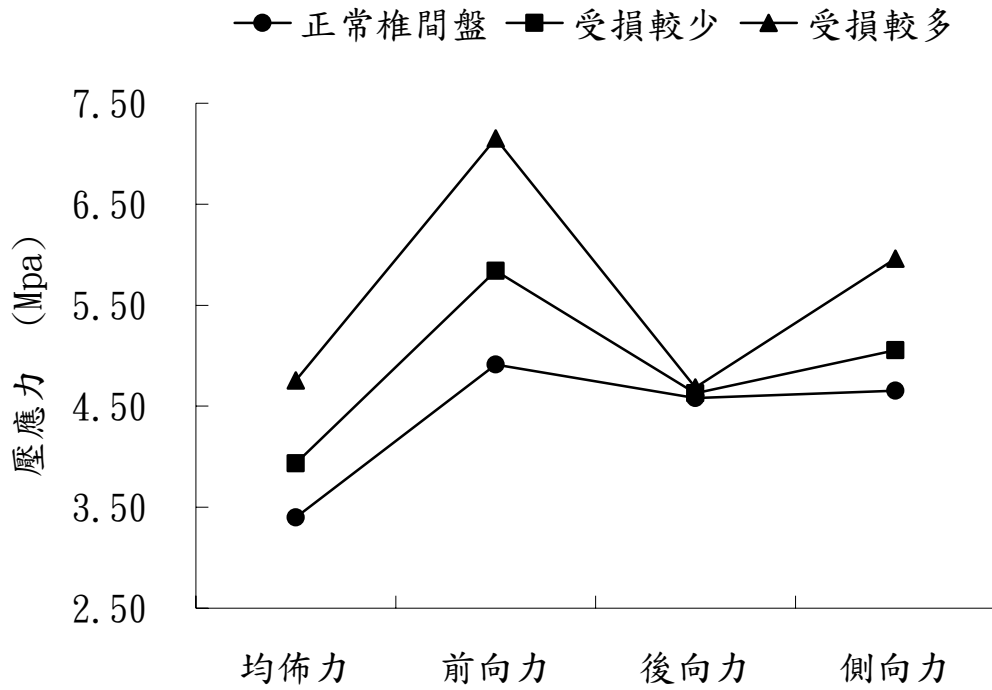


圖 5-2 椎間盤受損及各向受力之 L4 壓應力曲線圖

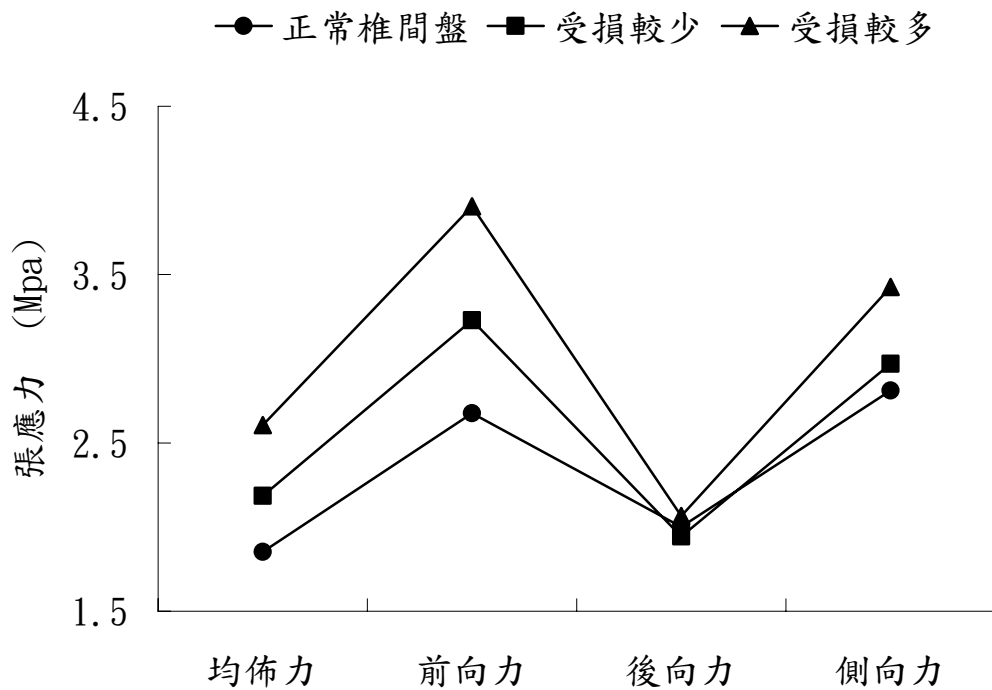


圖 5-3 椎間盤受損及各向受力之 L4 張應力曲線圖

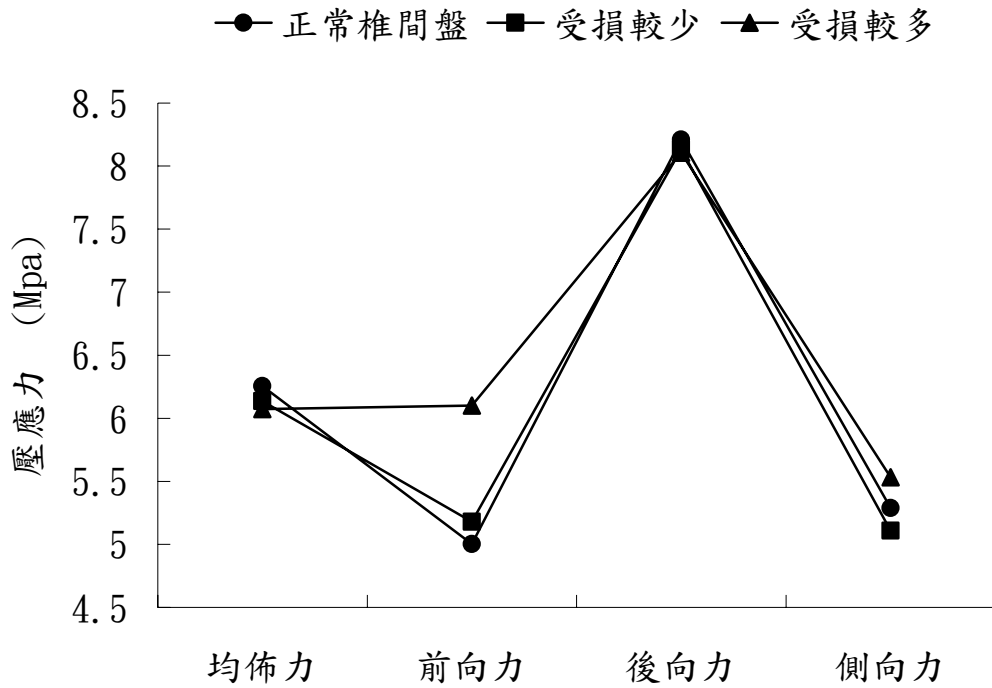


圖 5-4 椎間盤受損及各項受力之 L5 壓應力曲線圖

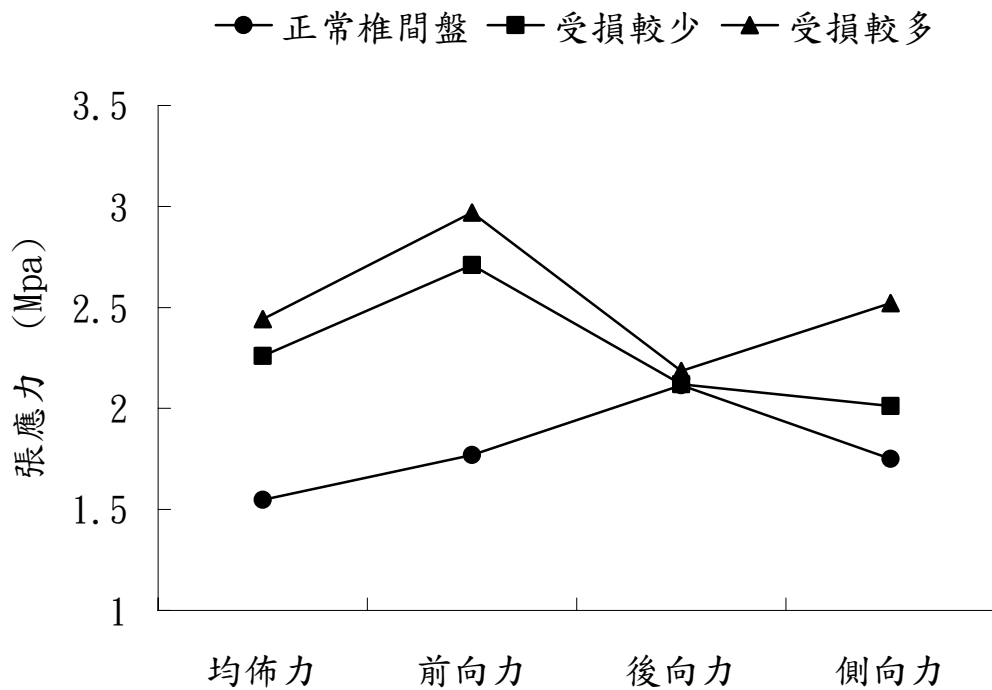


圖 5-5 椎間盤受損及各項受力之 L5 張應力曲線圖

## 參考文獻

- Chaffin, D.B., "Computerized biomechanical models- Development of a use in studying gross body actions", J. Biomech.,1969;2:429-441.
- Cheng, C.K. and Kumar, S., "A three-dimensional biomechanical model of the human back", Int J Ind Erg, 1991;7:1-13.
- Goel,V.K., Kim, Y.E., Lim, T.H. and Weinstein, J.N., " An analytical investigation of spinal instrumentation ", Spine, 1988;13:1003-1011.
- Goel,V.K., Kong,W., Han, J.S., Weinstein, J.N. and Gilbertson, L.G., "A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles", Spine, 1993;18:1591-1541.
- Goel,V.K., Monroe, B.T., Gilbertson, L.G. and 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 ,1995; 20:689-698.
- Hakim, N.S. and King, A.I., " A three-dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification" , J. Biomech., 1979; 12:277-292.
- Hall, S.J. Basic Biomechanics, 2nd edition , Mosby, 1991.
- Kim,Y.E., Goel,V.K., Weinstein, J.N. and Lim, T.H., " Effect of disc degeneration at one level on the adjacent level in axial mode", Spine, 1991;16:331-335.
- McGill, S. and Norman, R., " Partitioning of the L4-15 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting", Spine, 1986; 11: 666-678.
- Shirazi-Adl, A., " Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments",Spine, 1994;19:2407-2414
- Shirazi-Adl, A., " Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion –mechanics of facet articulation", J. Biomech. ,1994;27:289-299.



Shirazi-Adl, A. and Parnianpour, M., "Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression", *Spine*, 1993;18:147-158.

Shirazi-Adl, A and Parniapour, M., " Role of posture in mechanics of the lumbar spine in compression", *J. of spinal disorder*, 1996;9:277-286.

Tajima, N., Chosa, E., Totoribe, K., Kubo, S. and Kuroki, H., "Posterolateral lumbar fusion–biomechanical study and clinical results", *J. of Musculoskeletal Research*, 1998;2:101-107.

韓毅雄，"骨骼肌肉系統之生物力學" (Biomechanics of the musculoskeletal system) ，中華民國七十二年。

林燕慧，"靜態持重搬運姿勢對腰薦椎元件受力之研究"，國立陽明大學醫學工程學系，博士論文，中華民國九十一年二月。

余俊文，"不同補骨來源及固定方式之前位胸腰椎融合手術的生物力學評估"，中原大學醫學工程學系，碩士論文，中華民國九十二年七月。

陳守義，"椎弓骨釘在材料性質及介面狀態之生物力學分析"，國立成功大學醫學工程研究所，博士論文，中華民國九十二年八月。

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，中華民國九十三年六月。