

國立臺灣大學醫學院暨工學院醫學工程學研究所

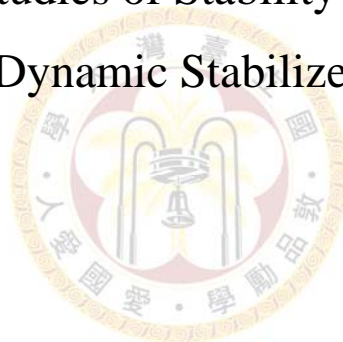
碩士論文

Institute of Biomedical Engineering  
College of Medicine and Engineering  
National Taiwan University  
Master Thesis

動態式腰椎固定系統穩定度之生物力學探討

Biomechanical Studies of Stability of Lumbar Spinal

Dynamic Stabilizer



劉俊顯

Chun-Hsien Liu

指導教授：王兆麟 博士

Advisor: Jaw-Lin Wang, Ph.D.

中華民國 100 年 7 月

June, 2011

國立臺灣大學 (碩) 博士學位論文  
口試委員會審定書

動態式腰椎固定系統穩定度之生物力學探討

Biomechanical Studies of Stability of Lumbar Spinal  
Dynamic Stabilizer

本論文係劉俊顯君 (R98548019) 在國立臺灣大學醫學工程研究所完成之碩士學位論文，於民國 100 年 6 月 29 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

王北麟  
\_\_\_\_\_  
(指導教授)

趙作周  
\_\_\_\_\_

林 亨  
\_\_\_\_\_

所長：

工學院楊台鴻  
醫工所所長  
\_\_\_\_\_

## 誌謝

記得在國中課本的某一段有寫到，要感謝的東西太多了，就感謝天吧，在寫此誌謝時對此句話的感觸特別深。國小六年、國高中各三年、大學四年、研究所兩年，感謝一路上拉拔過、提醒過、激勵過、教導過我的每一個人，你們都是我生命中的貴人。

首先要感謝老師王兆麟教授這兩年來的教導，您是我看過的老師中對學生最關心的，也從您那邊學到了許多的知識。接著要感謝 603 的各位，最感謝的當然是文凱，從剛入學就開始帶我，一起歡樂一起苦悶，一起吃香喝辣一起挖臭臭鍋，雖然常惹你生氣，但是緊要關頭還是都會跳出來幫我，你不僅是良師更是益友，實驗室的雅雯大姊頭，謝謝妳總是願意在三更半夜聽我們做實驗的苦悶，又是我們吃喝玩樂團的團長，于鈞，感謝你總是為我們背黑鍋，這一年大總管的付出我們都看見了，還有已經畢業的奇林學長對我們這些小學弟總是很照顧，願意多花時間跟我們聊天，俊凱學長，帥氣就是你在我們心中的代號，也謝謝你在碩一時對我的教導，阿-，謝謝你常常幫我解決一些加工或是工程上的問題，跟你聊天是最開心的我會永遠懷念那段天南地北聊東聊西的日子，釘釘第一代 NEO 學長謝謝你常常接受我的冷笑話，全世界就你最捧場，Mohammad，Thanks for spending a lot of time and attention on my abstract.，思顯哥，感謝你在最後一個月對我的教導也讓我了解到如何去熟悉一個機台，如何利用細心減少犯錯的機會，小禪哥，是我專屬的黑鍋哥你幫我背的黑鍋又黑又多我都不知道該怎麼感謝你，接著當然就是 R97 的各位，奇文哥，釘釘組第二代，我想我這輩子應該不會在和同一個男生相處於一室超過二十四小時了:D，回想 HYBRID 長時數的實驗在寫此致謝時卻又感覺沒那麼痛苦了，我想是因為我們樂天的態度和互相扶持的精神，這就是人生阿~，強哥，最照顧我們的強哥，最常關心我們近況的強哥，偶爾就會跑過來丟個冷笑話的強哥，要感謝當然少不了你，瑞安哥，認真的態度和豐富的學問總是我們這些學弟妹的榜樣，謝謝你常常幫我們開課，交我們一些實

驗上所需的程式，檸檬哥，懷念那些禮拜一早上一起努力生報告的日子，你應該是跟我聊天聊最多的學長吧，希望你能一直保持那個陽光的檸檬式微笑。

這一段獻給跟我一起奮鬥兩年的同窗，得鈞兄跟你就像兄弟一樣，很慶幸跟你同一間實驗室一起玩樂一起成長，也祝福未來的你有個錦繡的前程，獅子，實驗室的吉祥物，從大學就認識妳了到了研究所才了解你，真是個善解人意溫柔體貼又可愛的好同學，啓宣，稱呼你為軟體銀行似乎一點也不為過，總是在我需要軟體時熱心幫我，還會附上安裝服務，你真是一個好同學，有你的幫忙很多事情都讓我輕鬆許多。再來要獻給學弟妹們如果沒有你們的幫忙，我想我是完成不了這個論文的，老涂，釘釘組第四代，謝謝你總是任勞任怨的幫忙著我做實驗，就算做到凌晨也在你身上找不出倦容，祝福你接下來的碩論順利，也謝謝每天十點帶給我歡樂的老涂時間，蝦蝦，感謝你總是在百忙之中抽空幫我做針，也忍氣吞聲的幫我校正接受我的嚴苛品質要求，小米，謝謝你常常幫我復健，神醫小米您當之無愧阿，小白，謝謝你常常幫我跑東跑西，交代你的事情你總是辦的頂呱呱。MOMO 感謝你很努力很努力的做針給我跑實驗，希望你能繼續努力順利畢業，志維，感謝你在最後一個月的配合以後 BOSE 機台就歸你管了，好好加油吧！

最後感謝我最重要的家人，媽媽、哥哥、妹妹、嫂子還有品方，沒有你們的支持讓我無後顧之憂的完成碩士學位，媽媽感謝你的養育還有這些年來辛苦的付出，哥，想當初若非你拉著我東奔西走，還提早發現我面是跑錯地方，我連醫工所都進不來，妹妹感謝你在家照顧媽媽也在我每次回高雄都準備好吃的給我吃，還有嫂子，恭喜你生了一個小公主，也謝謝你為我們家的付出，最後是品方妳總是犧牲自己的假期跑來台北陪我，在我心中早已把你歸類成家人了。

光陰似箭，兩年過去了，我在內心不停的問自己是否準備好面對這即將來到的未來，在嶄新的未來裡，不再是用考試成績實驗結果來呈現自己努力的世界，我想我還沒準備好，也不可能準備完，但是可以確定的是不論成功與否你們這群人一定會在背後默默支持我，所以有了向前的勇氣，謝謝你們。

## 中文摘要

**背景簡介:**人體因為年齡增長以及姿勢不良造成脊椎不正常受力，椎間盤會逐漸產生椎間不穩定的情形，同時會壓迫到椎間孔的神經造成許多神經性的疾病，臨床上較常見的治療方法為脊椎減壓手術，其原理為將活動度過大的退化節椎板切除減少神經的壓迫，同時配合後方脊椎融合術將退化節融合，而在臨床上和生物力學測試上皆發現，脊椎融合手術會造成鄰近節過度的代償現象，進而造成鄰近節提早退化，於是許多非融合式的裝置設計與手術逐漸產生，其目的為提升手術節的活動度，以減少鄰近節的代償現象，但是在臨床上仍然有許多的報告顯示非融合手術仍然有鄰近節提早退化情形的發生，這說明在非融合裝置的設計中，手術節的活動度似乎仍須進一步的研究。

**目的:**藉由改變操作節所允許的活動角度，觀察在操作節與鄰近節的生物力學變化情形，希望能找到一個適合非融合手術裝置的固定椎節區間，以提供操作節足夠的穩定度，並且不會造成鄰近節過多的代償現象。

**材料與方法:**本實驗利用豬隻腰椎進行前彎後仰動作下的力學測試，將試樣依序由健康、模擬受傷、模擬固定、控制活動範圍四個階段進行測試，並於各椎節置入旗標，利用攝影機量測各節的相對活動角度，同時在各節椎間盤置入針型壓力感測器，量測椎間核壓力，並於各節椎間孔上黏貼直徑 1.2mm 的鋼珠，在各狀態拍攝 X 光影像，以分析椎間孔的面積變化。

**結果:**在前彎動作下，隨著操作節限制角度逐漸放寬，操作節的活動角度有上升的趨勢，而上、下鄰近節代償性活動角度則有下降的趨勢，在操作節的限制活動範圍為 60%(4.04°)時，在操作節與上、下鄰近節活動角度相對於健康狀態皆沒有



顯著性差異；操作節椎間核壓力變化隨著控制角度放寬而有逐漸下降的趨勢，但是皆沒有顯著差異，上下鄰近節椎間核壓力有下降的趨勢，在限制活動範圍為40%、60%、80%時，鄰近節的椎間核壓力變化皆比健康狀態的椎間盤壓力小；椎間孔面積變化並不顯著。在後仰動作中，隨著操作節控制角度的逐漸放寬，操作節的活動角度有上升的趨勢，而上、下鄰近節代償性活動角度則有下降的趨勢。在操作節限制活動範圍為40%(2.41°)時，操作節，上、下鄰近節相對於健康狀態皆沒有顯著性差異；操作節椎間孔面積隨著控制角度放寬而有逐漸下降的趨勢，但是皆沒有顯著差異，上下鄰近節椎間孔面積有下降的趨勢，且發現在限制活動範圍為60%、80%時鄰近節的椎間孔面積皆比健康狀態時的椎間孔面積小，在後仰動作中椎間核壓力變化並不顯著。於前彎與後仰活動中可發現隨著操作節限制角度的逐漸放寬操作節的中性區間有逐漸上升的趨勢，當限制角度範圍為20%、40%時相對於健康狀態的操作節沒有顯著性差異，而上下鄰近節則有代償性下降的趨勢，但是相對於健康狀態皆沒有顯著性差異。

**結論：**操作節的前彎活動角度最大限制範圍為60%(4.04°)時，後仰動作活動角度限制範圍為40%(2.41°)時，不會造成鄰近節過度代償，推測可以避免鄰近節提早退化的發生。

**【關鍵詞】**非融合手術、活動度、椎間核壓力、椎間孔面積、中性區、生物力學

## ABSTRACT

**Summary of Background Data:** Fusion surgery is often used to treat unstable spinal diseases. Fusion surgery usually decreases the motion of the implanted levels and induces compensation behaviors at the adjacent levels. It is widely believed that the excess motions at the adjacent levels cause disc degeneration. Some dynamic devices, ex. Dynesys system, have been developed to solve the problems by preserving motion at the implanted levels. However, the flexibility of these products varies and their performances on reducing adjacent disc degeneration are still absurd.

**Objective:** The purpose of this study is to find the proper flexibility of posterior lumbar dynamic stabilizers by evaluating the neutral zone, range of motion, intradiscal pressure and intervertebral foramen area of the implanted and adjacent motion segments.

**Materials and methods:** Eight 4-level (L2-L5) lumbar spine were dissected from 6-month old pigs. All soft tissues except the surrounding ligaments and facet capsule were carefully removed. Specimens were wrapped in saline-soaked gauze and stored in the freezer until the experiment. The flexion / extension angular displacement of the specimen in the intact status were measured under 8 Nm of pure moment. Then the specimen was injured at L3-L4 level by damaging the facet joints and surrounding ligaments. The angular flexion/extension displacement obtained from the specimen in the intact status under 8 Nm of pure moment was applied to the specimens in the injured status and consecutively in 5 levels of constrained status which was controlled by a self-designed adjustable dynamic stabilizer implanted at L3-L4. The flexion / extension motion of L3-4 was constrained to be 0%, 20%, 40%, 60%, and 80 % of the flexion / extension motion of the injured status. The intersegmental neutral zone (NZ), range of motion (ROM), changes of intradiscal pressure (det IDP) and changes of

intervertebral foramen area (det IFA) of the implanted and adjacent cranial/caudal motion segments were calculated. The IDP was measured by in-house 20 G needle pressure transducers inserted into the disc. The intervertebral foramen area was calculated based on lateral radiographys. The “det IDP” and “det IFA” was defined as the difference of IDP / IFA before and after the angular displacement loading.

**Results: (1) During flexion.** The NZ, ROM and the det IDP of the implanted and the adjacent cranial / caudal motion segments decreased with the increase of motion at the implanted level. The ROMs of the implanted and adjacent cranial/caudal motion segments in the status of 60% constrained motion at the implanted level were the same as those in the intact status. The det IDPs of the implanted and adjacent cranial/caudal motion segments in the status of 40%, 60% and 80% constrained motions were less than those in the intact status. The det IFAs of all motion segments in the injured and 5 constrained status were similar to those in the intact status. (2)

**During extension.** The NZ, ROM and det IFA of the adjacent cranial and caudal motion segments decreased with the increase of motion at the implanted segment. The ROMs of the implanted and adjacent cranial/caudal motion segments in the status of 40% constrained motion at the implanted segment were the same as those in the intact status. The det IFAs of the implanted and adjacent cranial/caudal motion segments in the status of 60% and 80% constrained motions of the implanted segments were less than those in the intact status. The det IDPs of all motion segments in the injured and 5 constrained status were similar to those in the intact status.

**Conclusions:** It is found that 60% constrained flexion motion and 40% constrained extension motion at the implanted level induce least compensation ROM, IDP change or IFA change at the adjacent cranial and caudal levels without violating the stability at the implanted level. The result of this study is expected to be helpful for the development of new dynamic stabilization systems.



**Keywords:** Non-Fusion Surgery, Range of Motion, Intradiscal Pressure, Foramen Size, Neutral Zone, Biomechanics



## 目錄

口試委員審定書.....	ii
誌謝.....	iii
中文摘要.....	v
英文摘要.....	vii
圖目錄.....	xiii
表目錄.....	xv
第一章 前言.....	1
1.1 脊椎介紹.....	1
1.1.1 脊椎基本架構.....	1
1.1.2 椎間盤.....	1
1.1.3 運動單元.....	2
1.2 後方脊椎融合術.....	2
1.2.1 後方脊椎融合術原理.....	2
1.2.2 脊椎融合術的臨床結果.....	4
1.2.3 脊椎融合術的生物力學測試結果.....	5
1.3 非融合手術.....	6
1.3.1 非融合手術簡介.....	6
1.3.2 非融合手術的臨床結果.....	7
1.3.3 非融合手術的生物力學測試結果.....	8
1.4 實驗參數介紹.....	10
1.5 研究假設與目的.....	11
第二章 材料與方法.....	12
2.1 實驗方法.....	12
2.2 實驗儀器.....	12

2.2.1 混合式力學測試機.....	12
2.2.3 活動範圍限制裝置.....	14
2.2.3 活動範圍限制裝置.....	15
2.2.4 X 光機.....	16
2.3 實驗流程.....	17
2.3.1 試樣處理.....	17
2.3.2 實驗步驟.....	17
2.3.3 量測裝置置入.....	19
2.3.4 力學測試與角度限制模型.....	21
2.4 資料分析.....	24
第三章 結果.....	25
3.1 相對活動角度.....	25
3.1.1 前彎動作.....	25
3.1.2 後仰動作.....	26
3.2 椎間核壓力變化.....	28
3.2.1 前彎動作.....	28
3.2.2 後仰動作.....	29
3.3 椎間孔面積變化(相對於健康狀態的百分比).....	31
3.3.1 前彎動作.....	31
3.3.2 後仰動作.....	31
3.4 前彎後仰動作時的中性區間變化.....	34
第四章 討論.....	40
4.1 相對活動角度.....	40
4.2 椎間核壓力變化.....	40
4.3 椎間孔面積變化.....	42

4.4 中性區間變化.....	42
第五章 結論與未來展望.....	45
第六章 文獻回顧.....	46



## 圖目錄

圖 1.1 新鮮豬腰椎椎間盤.....	2
圖 1.2 脊椎融合固定手術骨螺釘.....	3
圖 1.3 沿著椎弓的路徑打入骨螺釘.....	3
圖 1.4 Dynesys.....	6
圖 2.1 混合試力學測試機示意圖.....	13
圖 2.2 馬達、直線軸承與導桿.....	13
圖 2.3 CCD 攝影機.....	13
圖 2.4 針型壓力感測器於試樣內量測示意圖.....	14
圖 2.5 針型應變規靈敏度曲線.....	14
圖 2.6 活動角度限制裝置.....	15
圖 2.7 角度限制裝置未限制與完全限制示意圖.....	15
圖 2.8 小型可移動式 X 光機.....	16
圖 2.9 新鮮豬隻腰椎第二節至第五節.....	17
圖 2.10 實驗流程示意圖.....	18
圖 2.11 於各種狀態下之試樣.....	18
圖 2.12 運算活動角度所使用之旗標.....	19
圖 2.13 利用 X 光影像判斷針型壓力感測器於椎間核內位置.....	19
圖 2.14 前彎後仰活動下椎間孔周圍之鋼珠 X 光影像.....	20
圖 2.15 試樣實驗示意圖.....	20
圖 2.16 各椎節於前彎後仰下之相對活動角度計算方式.....	22
圖 2.17 各椎節之椎間核壓力變化計算方式.....	22
圖 2.18 椎間孔面積計算方式.....	23
圖 2.19 角度限制模型示意圖.....	23
圖 3.1 前彎活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之相對活動角度.....	27

圖 3.2 後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之相對活動角度.....27

圖 3.3 前彎活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間核壓力變化.....30

圖 3.4 後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間核壓力變化.....30

圖 3.5 前彎活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間孔面積變化.....33

圖 3.6 前彎活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間孔面積變化.....33

圖 3.7 前彎後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之中性區間.....35





## 表目錄

表 3.1 前彎活動與後仰活動下各階段之相對活動角度.....	36
表 3.2 前彎活動與後仰活動下各階段之椎間盤壓力變化.....	37
表 3.3 前彎活動與後仰活動下各階段之椎間孔面積比.....	38
表 3.4 前彎後仰活動下各階段之中性區間.....	39
表 4.1 前彎後仰活動下較適合的活動範圍限制區間.....	44



# 第一章 前言

## 1.1 脊椎介紹

### 1.1.1 脊椎基本架構

人的脊椎(spine)由椎骨(vertebrae)、於椎骨和椎骨之間的椎間盤(intervertebral disc)、血管(blood vessels)、神經(nerves)以及椎骨周邊的韌帶(ligaments)等所連接而成，從頭部至尾部可區分為頸椎(cervical)、胸椎(thoracic)、腰椎(lumbar)、薦椎(sacrum)、尾椎(coccyx)。

頸椎由七塊椎骨所構成，起始於顱骨的底部，為脊椎中活動度最大的部分，頸椎支撐了整個顱部的重量以及提供了顱部活度的能力；胸椎連接頸椎和腰椎共由十二塊椎骨所構成，胸椎主要提供軀幹一個側彎的能力，每塊胸椎都會連接肋骨形成對內臟的保護；腰椎有著脊椎中較強壯的椎骨，能支撐身體的重量，腰椎主要由五塊椎骨所構成提供軀幹前彎和後仰的能力；薦椎及尾椎為脊椎的基底部薦椎是由五塊骨頭所融合成的，而尾椎則是由四塊骨頭所融合。

### 1.1.2 椎間盤

椎間盤為兩椎骨之間的緩衝構造，椎間盤是由外部的纖維環(annulus fibrosus)以及內部的椎間核(nucleus pulposus)所構成(圖 1.1)，椎間環主要由膠原纖維和彈性纖維蛋白層層交織所構成，椎間環內包裹著椎間核，椎間核是由水分以及多醣體所構成的黏稠狀彈性物質，藉由椎間環和椎間盤的組合可以使椎間盤有著吸收脊椎衝擊和減緩如跑步、行走時所造成的震動。隨著年齡的增長、長時間的不正常受力或是疾病影響，椎間盤的纖維環會漸漸的退化，含水量會隨著退化漸漸減少，也會出現裂痕，隨著退化情形的越演越烈椎間環的纖維會逐步喪失彈性，椎間核也會減少其含水量，並且漸漸的失去其吸收震動的能力。



圖 1.1 新鮮豬腰椎椎間盤

### 1.1.3 運動單元

脊椎以方向來區分，相對於椎骨的前側為椎體(vertebral body)，於椎骨的後側為脊突(spinal processes)在兩椎骨之間則為椎間盤。一個運動單元主要由兩個椎骨和一個椎間盤所構成，以椎骨-椎間盤-椎骨的形式，椎骨和椎骨連接的部分為前側的椎間盤和後側的小面關節，椎體後方兩椎體的交界處兩側各有一個小面關節，小面關節由結締組織所包覆，在關節的表面則由軟骨組織所構成，隨著脊椎部位的不同，小面關節的交界處呈現不同角度，也提供脊椎不同的活動模式。

在椎骨和椎骨的交界處，由上節椎骨的下緣和下節椎骨的上緣會構成一個椎間孔(spinal foramen)，椎間孔的前側為部分的椎體、椎間環外側和後縱韌帶，後側則為小面關節和部分的黃韌帶，神經血管和淋巴會藉由椎間孔向四肢延伸。當脊椎在運動時椎間孔的大小會隨的脊椎的活動而伸張或是縮小，隨著椎間盤的退化，退化節活動單元的活動度會逐漸變大而椎間孔縮放的幅度也會隨著活動度的增加而變大，當椎間孔被過度壓縮時，經過椎間孔的神經就會受到壓迫進而產生許多神經性的疼痛或是疾病。

## 1.2 後方脊椎融合術

### 1.2.1 後方脊椎融合術原理

當脊椎的部分椎節因為年紀或是因工作等不正常的受力之後，會造成椎間盤退化，椎間環的纖維漸漸失去彈性，椎間核含水量也逐漸減少，慢慢的纖維化，

此時退化的椎節會開始趨向不穩定，椎間盤的高度漸漸被壓縮，兩椎體間的距離也縮小，在活動時就會壓縮到椎間孔內的神經而產生許多不適的症狀，當症狀越來越嚴重直到物理治療也無法解決時，醫生就會採用手術的方式來減輕病患的症狀。

傳統上，後方脊椎融合術 (Posterior lumbar interbody fusion) 被認為是最有效的手術方式，後方脊椎融合術的過程中，醫生會將退化後不穩定活動單元的椎間盤清除，接著將上下兩個椎體稍微撐開，在原本椎間盤的位置放入椎間融合器 (cage)，將上下節椎骨融合成一個剛體，並且在上下節的椎體中沿著椎弓的路徑打入骨螺釘 (pedicle screw)，在將骨螺釘打入後，會於骨螺釘上方的凹槽放入固定桿 (pedicle rod)，調整好後再利用固定帽 (cap) 旋上緊迫。(圖 1.3) 脊椎融合術的目的在於將手術節完全的融合成一體，藉由將手術節的活動度減少和活動節椎體間高度的稱高，來減輕因為活動度過大或是椎間盤高度喪失所造成的症狀，目前為治療脊椎不穩定和因脊椎神經壓迫所產生的症狀上最普遍的手術之一。



圖 1.2 脊椎融合固定手術骨螺釘



圖 13 沿著椎弓的路徑打入骨螺釘

### 1.2.2 脊椎融合術的臨床結果

Paul park(2004)<sup>12</sup> 等人對從 1966 年到 2002 年中所發表過的論文做回顧，並且以關鍵字 adjacent、spinal fusion 做搜尋，其中有鄰近節退化疾病(adjacent segment disease)的文章做整理，其中有 22 篇文章有提到在進行過脊椎融合手術之後在鄰近節發生疾病，追蹤時間從 36 個月到 396 個月，發生率從 5.2%到 100%，同時也提出了鄰近節提早退化的危險因子，例如對鄰近節的小面關節做傷害、融合手術節數的長度、本來已有鄰近節退化的情形、骨質疏鬆、女性、更年期後等。

Chou(2002)<sup>4</sup> 等人對 32 名經歷過後方脊椎融合手術的病患做了 4 年的追蹤，發現 4 年內因鄰近節疾病所回診的回診率為 18.75%。

Etebar(1999)<sup>6</sup> 等人對 125 名經歷脊椎融合手術的病患做了 44.8 個月的追蹤，發現在 44.8 個月內因鄰近節疾病所回診的回診率為 14.4%。

Yang(2008)<sup>23</sup> 等人對從 2000 年到 2004 年間所做過脊椎固定手術的 217 位病患，做兩年以上的追蹤，並且依據固定融合的節數做比較，分為三個族群:一節、兩節以及三節以上，並用影像學分析其鄰近節是否有退化情形的產生，在其研究中發現脊椎固定手術造成的鄰近節退化情形為一節(11.6%)，二節(14.5%)，三節以上(16.3%)，結果顯示脊椎固定手術會造成鄰近節的提早退化，且當手術節數越多時所發生的鄰近節退化比手術節數少的更容易發生。

由上述幾篇文獻回顧可以發現後方脊椎固定系統，似乎會對鄰近節造成提早退化的情形，而且手術節數越多所造成的鄰近節提早退化機率越高。



### 1.2.3 脊椎融合術的生物力學測試結果

Hongo(2009)<sup>7</sup> 等人對人體屍骨試樣做生物力學測試，其方法為取第二節到第五節的人體腰椎(L2~L5)，在第四到第五節做不同型態的融合手術，並且觀察各節活動度的表現，發現試樣在融合手術之後相對於健康狀態下其鄰近節得活動度從 2.2 度(健康狀態)上升至 3.8~4.1 度(各種融合手術)不等，顯示出傳統的融合手術會造成鄰近節發生代償現象，進而產生過多的活動度。

Untch(2004)<sup>22</sup> 等人利用在 14 個人體屍骨試樣(L2~S2)上施予正負 10 牛頓米的扭矩觀察試樣在固定節數差異的生物力學改變，其將試樣的腰椎第四節到腰椎第五節固定或是腰椎第四節到薦椎第一節固定，並且比較其生物力學的改變，發現固定兩節的試樣在前彎與後仰活動中鄰近節的活動度多了 15%。

Phillips(2009)<sup>13</sup> 等人利用人體腰椎試樣(L2-5)做生物力學測試，在試樣上方施與+8 到-6 牛頓米的純扭矩，並且比較在健康狀態下和脊椎固定手術後的生物力學變化，其結果發現在健康狀態下平均活動度為 26.5°，在經過融合手術之後下降到 21.6°，而中性區間在健康狀態下為 0.6 經過脊椎固定手術之後為 0.62°。

Cannella(2008)<sup>2</sup> 等人利用在人體試樣上方施與正負 10 牛頓米的純扭矩並且觀察其活動情形，發現健康狀態的人體腰椎活動度為 9.84°，中性區間為 4.1°

Schilling(2011)<sup>17</sup> 等人利用在人體屍骨試樣上方施與正負 7.5 牛頓米的純扭矩，並且對試樣施與脊椎固定手術，並且將脊椎固定手術中的固定桿更換，觀察健康狀態、固定手術以及改變固定桿性質後試樣的生物力學變化，發現在健康狀態下的人體脊椎平均活動度約為 8.94°在進行脊椎固定手術後下降到 2.3°，健康狀態下的中性區間為 4.23°，在進行脊椎固定手術後，中性區間下降到 1.13°。

由以上結果可發現，傳統脊椎固定手術在手術後往往會有鄰近節提早退化的情形發生，其原因可能為在操作節喪失了過多的活動度，導致鄰近節過度的代償，活動度過度的上升，為了解決此問題非融合手術以及新的手術裝置設計因此漸漸被開始研發與重視。



### 1.3 非融合手術

#### 1.3.1 非融合手術簡介

由於傳統的脊椎融合手術將手術節的活動度完全的限制，因此造成鄰近節過多的代償，進而產生許多鄰近節的提早退化情形，為了改善此問題，許多的非融合概念的裝置被研發，目前市面上非融合的裝置有許多種，有針對固定桿(pedicle rod)的彈性做改善的如:Dynesys(圖 1.4)、k-rod、 Graf ligamentoplasty，有給與後方脊突部分支撐的如:coflex、X-stop，還有將椎間盤置換的如:人工椎間盤，目的皆為希望能夠取代傳統融合手術，容許退化節更多的活動度並同時減少鄰近節的代償性活動度上升，進而改善傳統手術所造成的鄰近節退化情形。

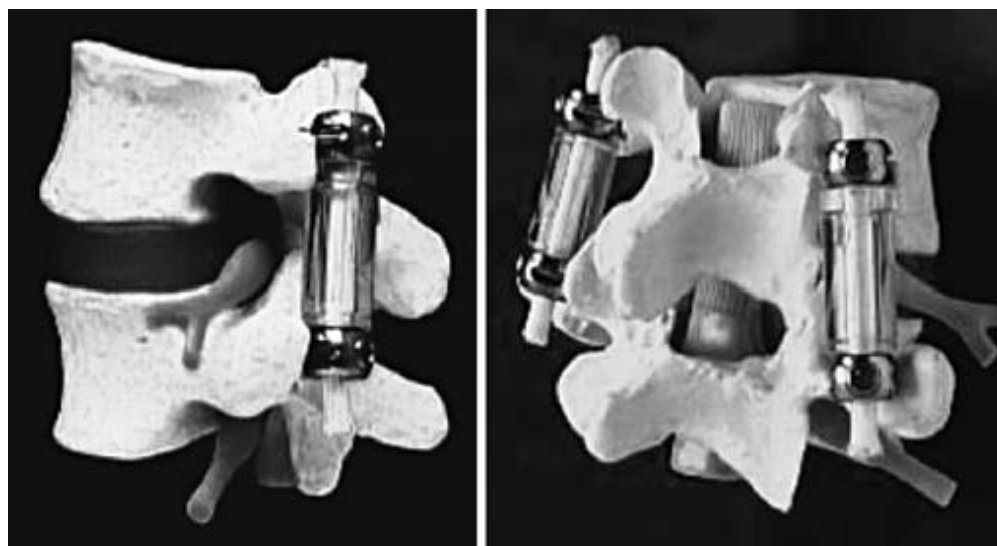


圖 1.4 Dynesys<sup>21</sup>

### 1.3.2 非融合手術的臨床結果

Masahiro(2001)<sup>9</sup> 等人對於經歷過融合手術或是非融合手術 (graf ligamentoplasty)發現 MRI 的影像分析中椎間盤退化的百分比融合手術(25~55%)大於非融合手術(19~30%)，但是在 graf ligamentoplasty 此種非融合手術裝置下仍然會有鄰近節椎間盤的退化情形發生。

Kumar (2001)<sup>10</sup> 等人對 54 名經歷過融合手術和非融合手術的病患做了 30 年的追蹤，並且對於病患做功能性的測試以及影像學的評估，發現雖然在融合與非融合手術病患的功能性沒有差異，但在影像學上可發現融合手術在上鄰近節的不穩定度、骨刺的產生、椎間盤空間的縮小、椎間盤高度的減少以及椎終版的硬化都較非融合手術病患嚴重。

Putzier(2010)<sup>14</sup> 等人對於 Dynesys 和傳統融合手術 32 位病患(兩年)做影像學上的比較發現於鄰近節皆有退化的情形發生。

Schaeren(2008)<sup>16</sup> 等人對於 26 位裝入 Dynesys 的病人進行至少四年(平均 52 個月)的追蹤，並且對病患做臨床以及放射影像學上的評估，發現疼痛評估和行走能力方面在兩年內皆有顯著的改善並且維持到至少四年，但是在影像學分析中卻發現，四年後有 47%的病人產生鄰近節退化的情形，作者也提出縱然 Dynesys 可解決病患手術節的不穩定，但是對於鄰近節的退化仍然是一個問題。

Schnake(2006)<sup>20</sup> 等人對 26 位經歷過植入 Dynesys 治療平均年齡為 71 歲的病患，做兩年的追蹤，並且依據臨床病症和放射影像學做其術後恢復的評估，在放射影像學的評估中，發現有 6 位病患(29%)發生了鄰近節退化的情形，其中有五位(25%)在上節，一位(4%)在下節。

Huang(2005)<sup>8</sup> 等人對於 38 位經歷過單節或是兩節人工椎間盤置換手術的病患進行 8.6 年的追蹤，並且利用影像方式做術後評估，發現有 24%的病患在影像學上出現鄰近節的退化情形。

由上面幾篇文獻回顧發現，非融合手術仍然會造成鄰近節提早退化情形。

### 1.3.3 非融合手術的生物力學測試結果

Schilling(2011)<sup>17</sup> 等人，利用六個第三節到第五節的人體腰椎(L3-5)，在其操作節(L4-5)做脊椎固定手術，並且將中間的固定桿(pedicle rod)更換成各種具有彈性的材質，同時在試樣上方施與 7.5 牛頓-米的扭矩，測試其活動度和椎間核壓力，結果顯示在操作節和鄰近節脊椎固定手術和動態式的系統皆沒有顯著性差異。

Schmoelz(2003)<sup>19</sup> 等人利用六個第二節到第五節的人體腰椎(L2-5)，在其操作節(L3-4)施與破壞、脊椎固定手術以及植入 Dynesys，並且於試樣上方施與 10 牛頓-米的扭矩測試其生物力學的改變，在其結果中發現在操作節或是上、下鄰近節脊施與脊椎固定手術以及植入 Dynesys 後的活動角度和中性區皆沒有顯著性的差異。

Delank(2010)<sup>5</sup> 等人使用九個人體屍骨腰椎(L1-5)進行生物力學測試，並且對試樣做破壞，以及傳統固定手術和植入 Dynesys，觀察其生物力學的改變，其結果發現後前彎作中傳統手術與植入 Dynesys 在對上鄰近節活動角度變化為 0.98°與 0.85°，在下鄰近節分別為 0.22°與 0.1°，且無顯著差異，顯示 Dynesys 與傳統固定手術對鄰近節造成的力學性質並沒有差異。

Boyle(2007)<sup>3</sup> 等人使用 13 個人體屍骨腰椎(L1-5)進行生物力學測試，並且比較在對丹節進行脊椎固定手術和植入 Dynesys 後的生物力學改變，其結果發現在前彎後仰活動、側邊活動以及旋轉活動下的活動度於脊椎固定手術和植入 Dynesys 皆沒有顯著差異。

FDA(2009)<sup>24</sup> 對於 Dynesys 的評估報告顯示，利用 12 個人體腰椎試樣第一節到第五節(L1-5)測試 Dynesys 和脊椎固定手術的活動度，裝有 Dynesys 的試樣活動度從健康狀態的 3.93 度下降至 2.06 度，而使用脊椎固定手術的試樣活動度從健康狀態的 4.11 度下降至 1.77 度，在同一篇報告中也對於經歷過 Dynesys 和脊椎固定手術的病人做 24 個月的追蹤並且以影像方式分析其鄰近節的代償情形，

指出不論在 Dynesys 或是脊椎固定手術在上下鄰近節的活動度都比手術節高。由此報告中所顯示可發現 Dynesys 的設計所限制的活動度相較於健康地試樣仍然是過高的，也因此鄰近節有過多代償的結果。

由上面幾篇文獻可知，Dynesys 的設計在臨床上仍然會造成鄰近節提早退化的現象，有可能是因為其本身的設計所限制的活動度仍然太多，在 FDA 的報告中可以發現，在植入 Dynesys 之後的活動度仍然比健康狀態時來的小，這在臨床上的意義為，Dynesys 在操作節限制或許還是太多，所以其鄰近節植入 Dynesys 之後仍然有過度代償現象的發生。

#### 1.4 實驗參數介紹與文獻回顧

##### 活動度(Range of motion)

為腰椎在受到力量時最大的活動範圍，最直接的表現出脊椎的活動能力，隨著脊椎的退化脊椎的活動度會漸漸上升進而影響到椎間盤和其他韌帶之間的受力行為，也因為如此許多的植入物設計都希望能夠減少退化後脊椎的過多活動度，但卻又會早成鄰近節活動度的一個上升。而實驗中我們將會限制住鄰近節的活動度漸漸放寬而觀察上下鄰近節的代償行為。

##### 中性區(Neutral zone)

為一個描述能使用最小力而使脊椎活動的鬆散區間，中性區最上部分代表著脊椎的活動開始受到外部力量的阻力，在脊椎的退化中往往是軟組織(例如韌帶和椎間盤)先退化之後才是硬組織，而軟組織受傷之後會造成整個結構的彈性喪失進而使中性區間增加，也因為以上這個特色中性區間再成為一個判斷脊椎穩定度的指標，隨著破壞的增加其他的結構受力逐漸增加(例如椎體)最後活動角度開始增加，也由於如此在脊椎不穩定的指標中中性區間比活動度來的敏感。因此我們會希望記錄在各個狀態之下的中性區間和活動度相對於固定狀態做比較，找出最適合的區間。

## 椎間盤壓力(Intervertebral disc pressure)

為測量脊椎受力的情形，有文獻指出隨著年齡增加椎間盤的退化會導致脊椎的力學性質改變，進而使其他部位因為受力方式改變而退化或是受傷，透過測量椎間盤的壓力，我們可以觀察在各種限制角度之下操作節和鄰近節椎間盤壓力的改變，再和受傷過後的椎間盤壓力作比較，進而評估在哪個活動範圍是最能改善或是降低操作節椎間盤壓力的，以同時不會造成鄰近節椎間盤壓力的過度增加。

## 神經孔尺寸(Foramen size)

隨著身體的前彎與後仰，神經孔尺寸會放大與縮小，進而壓迫到神經，是影響病患的一個重要參數，尤其是退化後的脊椎因為活動度的上升而使得神經孔尺寸的壓迫不斷的提升，許多的醫療方法和器材也都希望能夠在術後使神經孔的尺寸回到正常值附近，使神經所受到的刺激和壓迫緩和，同時使扭曲的椎動脈得到伸張。

Busscher(2010)<sup>1</sup> 利用從胸椎至腰椎的人體屍骨腰椎試樣和豬隻腰椎試樣做生物力學測試，將每四節定義為一個部分，分為四個部分:胸椎的上、中、下部分和腰椎，並且各取六個試樣進行前彎後仰、側邊彎曲以及旋轉的測試，所施加的力量為正負 2 牛頓米的純扭矩，其研究發現豬隻腰椎試樣的活動度和中性區間皆比人類的腰椎大，其結果發現豬隻的下部分胸椎至腰椎和人體的腰椎相似，可用來模擬人體腰椎。其結果顯示，前彎後仰動作中人的腰椎(L2-5)受到兩牛頓米的純扭矩時活動度約為 3.6°而中性區間為 2.1°，豬隻腰椎(L2-5)再受到兩牛頓米扭矩時活動角度為 10.0°而中性區間為 4.1°。

Schmoelz(2006)<sup>18</sup> 等人利用六副人體屍骨腰椎施予正負 10 牛頓米的力量進行前彎後仰、側邊運動以及旋轉的生物力學測試，並且觀察試樣在健康狀態、進行破壞、Dynesys 以及傳統固定手術下的操作節和上下鄰近節椎間核壓力變化，發現在前彎運動下健康狀態的椎間核壓力為 0.18MPa，在破壞後上升到 0.24MPa 而在 Dynesys 和固定手術時為 0.14MPa 與 0.15MPa，在後仰運動下在健康狀態的



椎間核壓力為 0.24MPa，在破壞後上升到 0.26MPa 而在 Dynesys 和固定手術時為 -0.05MPa 與 -0.04MPa，同時發現在鄰近節的椎間核壓力前彎動作下相較於健康狀態，破壞後椎間盤壓力有下降的趨勢，而在進行 Dynesys 和固定手術治療後椎間核壓力相對於健康狀態有上升的趨勢，在後仰動作中破壞後鄰近節的椎間核壓力上升了，在進行 Dynesys 與傳統手術的治療後相較於健康狀態的椎間核壓力有下降的趨勢。

### 1.5 研究假設與目的

脊椎融合手術會造成病患鄰近節過多的代償而造成鄰近節的提早退化，縱然近年來有許多非融合手術和儀器的研發，但對於鄰近節提早退化的問題依然無法有效解決，這也是後方脊椎融合術至今仍然是治療許多脊椎疾病上的首選的原因。

也因如此本實驗利用新鮮豬隻腰椎為模型希望能夠藉由調整手術節脊椎的活動度，來觀察各個指標(活動度、中性區範圍、旋轉中心、椎間盤壓力、椎間孔面積)在操作節的變化以及上、下鄰近節的一個代償情形，並且能夠找出一個適合的範圍能夠使手術節有足夠的穩定度，並且不會造成鄰近節過多的代償。



## 第二章 材料與方法

### 2.1 實驗方法

本實驗使用約六個月大 120 公斤重的新鮮豬隻腰椎(L2~L5)進行力學測試，同時於試樣各節椎骨上放置旗標，經由兩台 CCD 攝影機量測並計算試樣的活動度、中性區間和旋轉中心，並且於上、下鄰近節與操作節的椎間盤置入本實驗室自製的針型壓力感測器，量測椎間盤的壓力變化，並且於各節的椎間孔硬組織上黏貼直徑 1.2mm 的鋼珠，測量試樣各節在各個狀態最大活動時的椎間孔變化，並將試樣由健康、模擬受傷、模擬傳統融合手術、限制活動範圍(20%、40%、60%、80%)四個狀態依序進行實驗。

### 2.2 實驗儀器

#### 2.2.1 混合式力學測試機

本實驗所使用的機台為本實驗室自行發展的一套可進行轉矩控制(moment control)與角度控制(angle control)的混合式機台(圖 2.1)。機台本身依據驅動、控制與量測可分為三部分。驅動部分是由馬達，可伸縮的有導槽導桿，以及一顆直線軸承和萬向接頭所構成(圖 2.2)，馬達所輸出的扭力藉由導桿和萬向接頭的傳遞可以在試樣上方的夾具施與一個純扭矩，並且使試樣產生正負方向的轉動。控制部分主要為在夾具上方的單軸向扭力計與雙軸向角度計，在導桿的末端連接夾具的地方連接著一個單軸向扭力計，當實驗中需要用到扭轉控制時，會藉由扭力計所量測到的值利用程式做回饋使試樣到達所設定之轉矩；當實驗中需要用到角度位移控制時，則會利用位於夾具上方的雙軸向角度計所量測到的電壓變化轉換成角度做回饋。量測部分則為位於機台前方的兩台 CCD 攝影機(圖 2.3)，藉由紀錄實驗過程中旗標上光點的移動，利用直接線性法，將 CCD 攝影機所量測的旗標光點二維座標轉換至三維座標，則可以得到椎體的活動度變化情形。

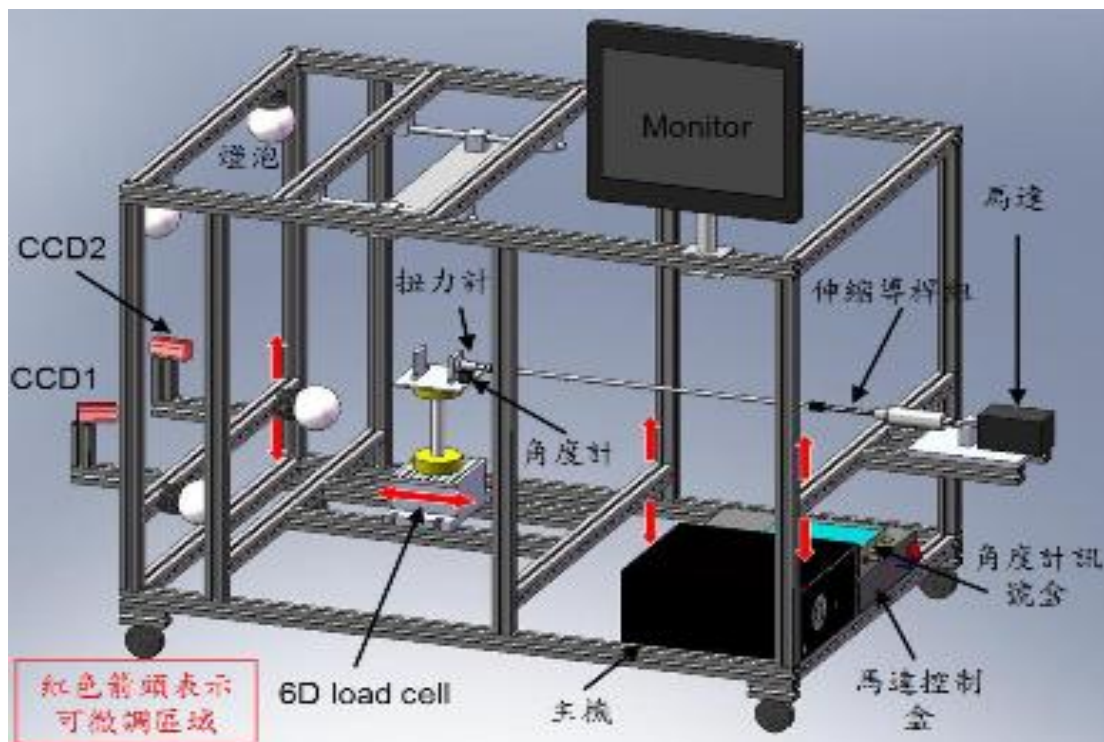


圖 2.1 混合式力學測試機示意圖

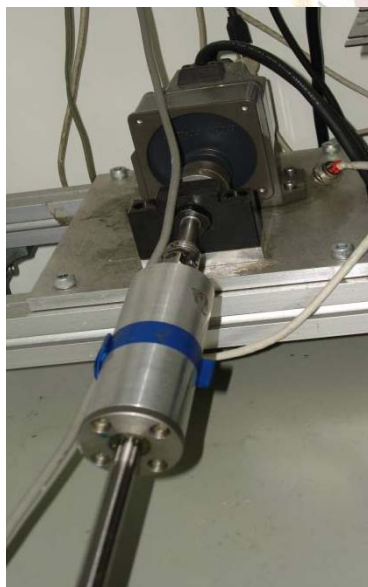


圖 2.2(左)馬達、直線軸承與導桿



圖 2.3 (右)CCD 攝影機

## 2.2.2 針型壓力感測器

本實驗所使用之針型壓力感測器為本實驗室自行研發的產品(圖 2.4)，其原理為在標準 20 號針頭(外徑為 0.9mm)的前端以放電加工加工出一個槽，並且將應變規放置入真的前端並用熱融膠和應變規膠塗在應變規表面，使其形成一個薄膜，將針型應變規置入椎間核之後，針頭的應變規會感受到因為試樣活動所產生的椎間核壓力變化，同時輸出電壓，經由在實驗前已經置於定水壓系統下校正所得的常數轉換，可換算出實驗中椎間核的壓力變化(圖 2.4)。

本實驗室所自製的針型壓力感測器其靈敏度為 37.4mV/V/bar，非線性度小於 3%，遲滯性小於 1.48%，目前壓力上限校正至 30bar。(圖 2.5)

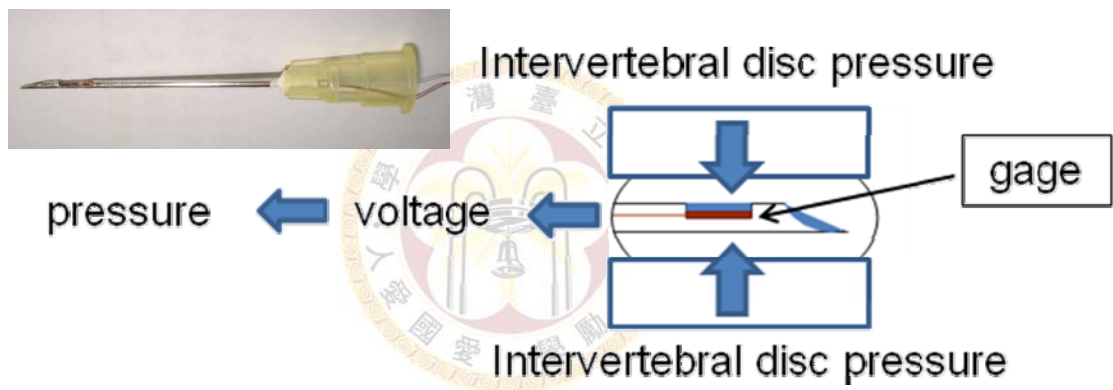


圖 2.4 針型壓力感測器於試樣內量測示意圖

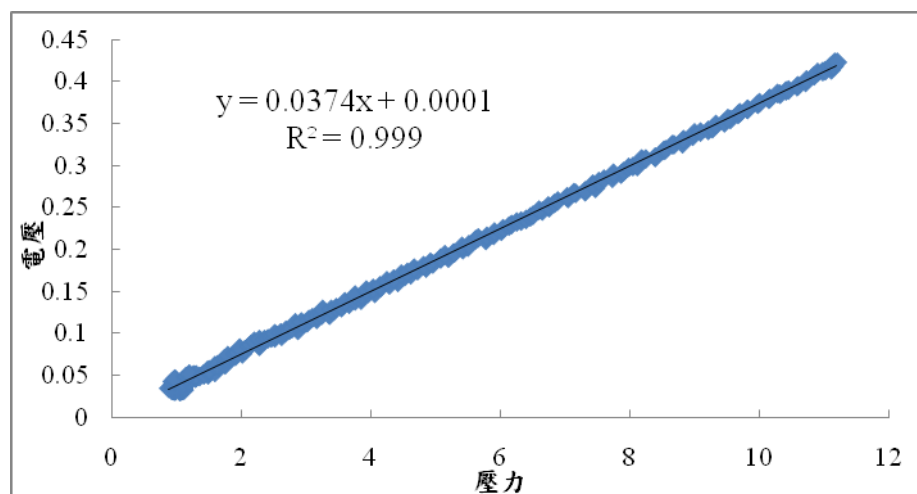


圖 2.5 針型應變規靈敏度曲線

### 2.2.3 活動範圍限制裝置

本實驗所採用的活動範圍限制裝置為本實驗是自製的裝置，主要為連接骨釘後方的旋轉導槽，藉由控制旋轉導槽內的螺絲將骨釘後方所延伸出的螺釘做限制，藉由調整螺絲之間的範圍提升或調降操作節的彈性(圖 2.6)。當旋轉導槽內的螺絲完全鬆開時為未限制狀態(圖 2.7)，隨著將螺絲間距離漸漸縮短，操作節的活動也漸漸被限制住，當螺絲與骨釘後方延長的螺桿緊迫時，操作節的活動度也被完全限制住(圖 2.7)

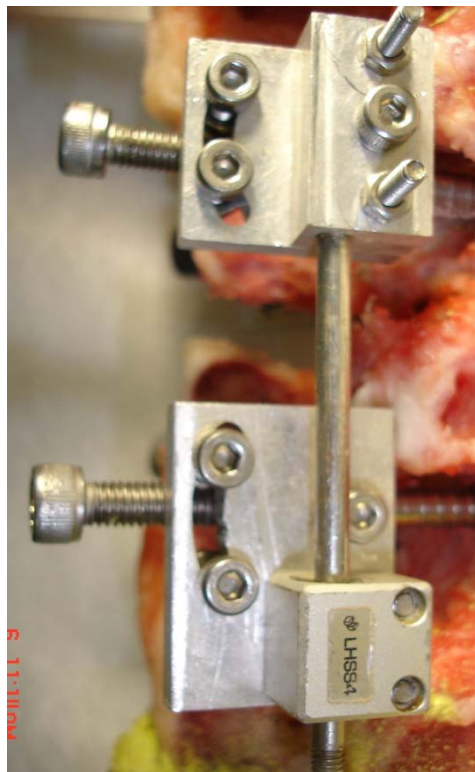


圖 2.6 活動角度限制裝置

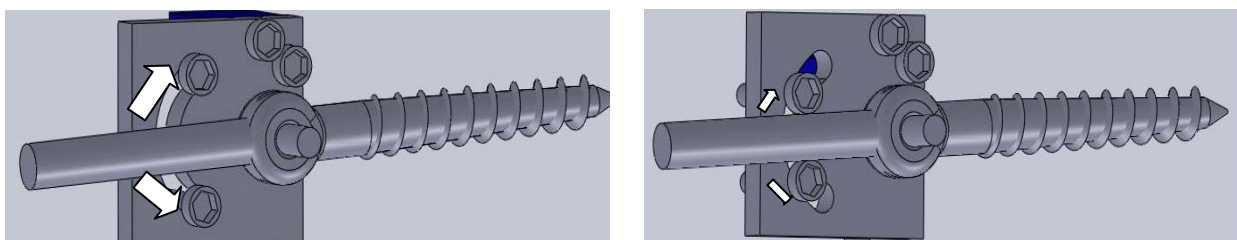


圖 2.7 角度限制裝置未限制(左)與完全限制(右)示意圖



#### 2.2.4 X 光機

本實驗所使用為小型移動式 X 光機(型號 PX80M)，其體積小且容易搬運，常用於一般的病房中，本實驗利用此 X 光機來拍攝確定針型壓力感測器在椎間核內的位置，並且於各個狀態時前彎與後仰動作的最大活動度時拍攝 X 光影片，在拍攝完之後用以分析椎間孔的面積變化，以及其軸向和水平的變動幅度。

(圖 2.8)



圖 2.8 小型可移動式 X 光機

## 2.3 實驗流程

### 2.3.1 試樣處理

本實驗採用新鮮的豬隻腰椎，豬隻重量約為 120 公斤，豬隻年齡約六個月大，在取得新鮮試樣之後將其處理成四個椎骨與三個椎間盤，腰椎節數為豬隻腰椎第二節到第五節(L2~L5)。(圖 2.9)



圖 2.9 新鮮豬隻腰椎第二節至第五節

試樣運送過來之後將軟組織去除，並且在第二節椎骨和第五節的椎骨打上木螺釘，並且以補土做包覆的動作，在包覆補土之後於試樣上覆蓋沾滿生理食鹽水之紗布放於 4°C 冰箱中保存，十二小時之後將試樣從冰箱中取出，放置於 25°C 的室溫中回溫至常溫，等試樣回復到室溫後將試樣放置於混合試力學測試機中。

### 2.3.2 實驗步驟

本實驗首先在健康狀態下做測試，接著將試樣操作節的脊間韌帶、脊上韌帶以及小面關節的韌帶和周圍軟組織去除，藉由提升操作節的活動度並且使操作節變的不穩定以模擬受傷時的脊椎狀態，在本實驗中模擬受傷的定義為其操作節之活動角度相對於健康狀態超過 140%。在模擬完受傷之後於操作節打入骨螺釘並在將固定器之間以螺帽緊迫，使脊椎達到模擬脊椎融合手術的狀態；接著藉由調整活動限制裝置將操作節的活動度調整至 20%、40%、60% 及 80%，並且紀錄(圖 2.10)(圖 2.11)。



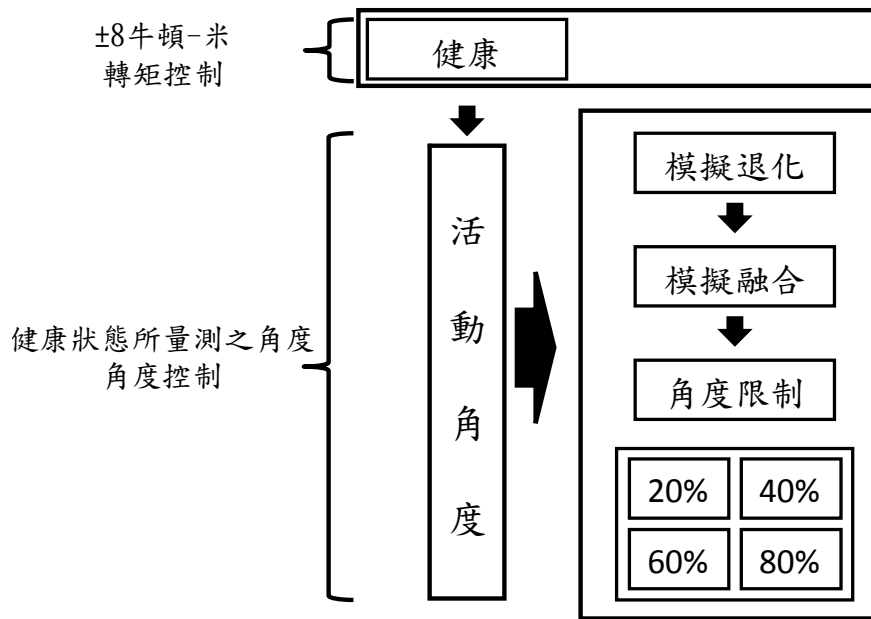


圖 2.10 實驗流程示意圖

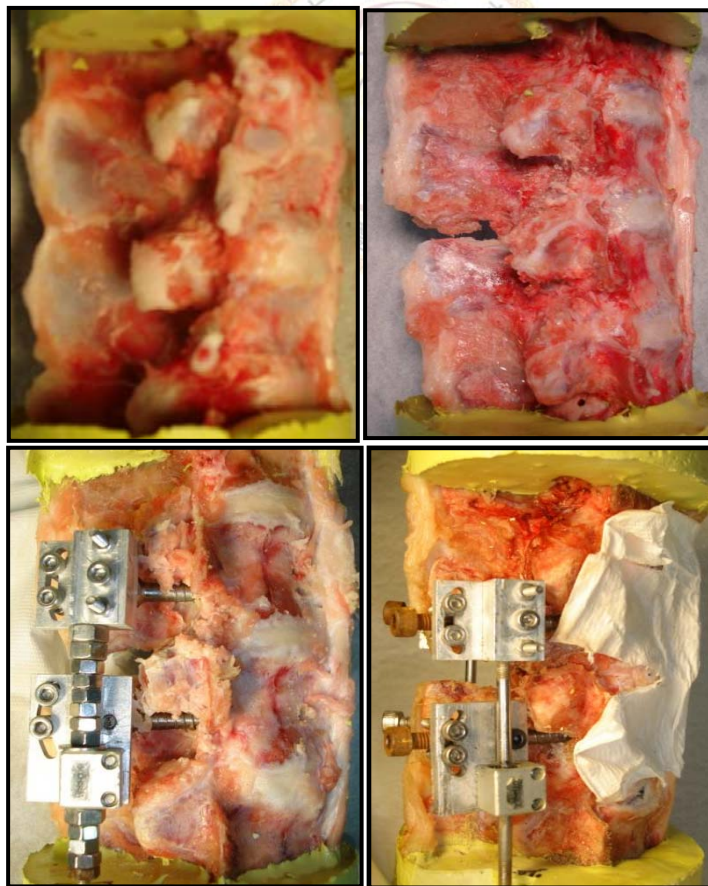


圖 2.11 試樣於健康(左上)、模擬受傷(右上)、模擬脊椎融合固定手術(左下)以及限制活動角度範圍狀態(右下)

### 2.3.3 量測裝置置入

本實驗所用到的量測裝置主要有三個，首先是用來記錄並計算脊椎活動角度的旗標，在試樣包覆完補土之後，會於各節椎骨置入旗標用以計算活動度、和中性區間(圖 2.12)。

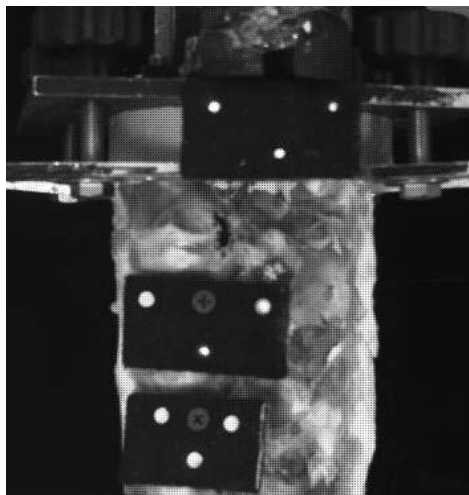


圖 2.12 運算活動角度所使用之旗標

第二為本實驗是自行開發的針型壓力感測器，再置入針型壓力感測器之前會先使用 18 號醫療用針做為導引針，用以減少在穿刺過程中對感測器的傷害，在置入針型壓力感測器之後拍攝 X 光影像用以確認真型感測器位於椎間核的位置(圖 2.13)。

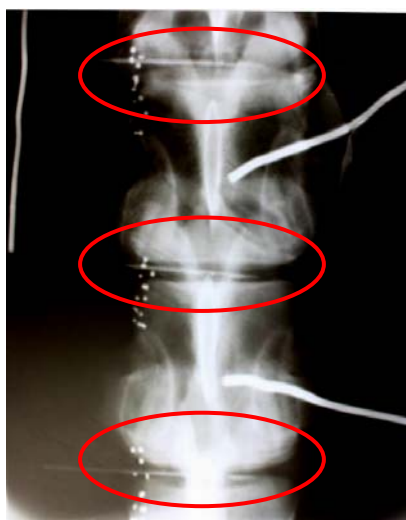


圖 2.13 利用 X 光影像判斷針型壓力感測器於椎間核內位置

第三為量測椎間孔大小的直徑 1.2mm 的鋼珠，在將試樣處理完之後，會將椎間孔附近之軟組織和神經血管清理乾淨(不會破壞到小面關節上的韌帶)，並且沿著椎間孔附近的硬組織以三秒膠黏貼圖(圖 2.14)。

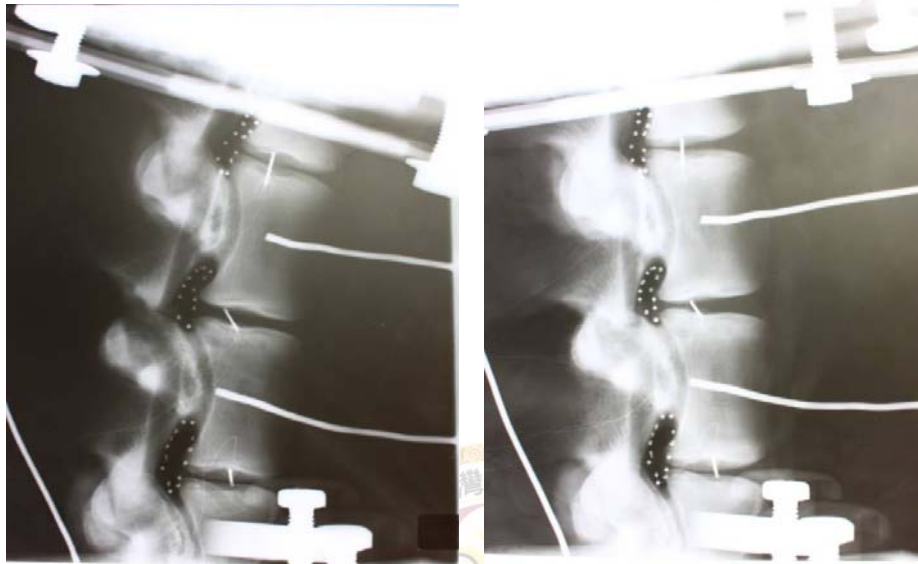


圖 2.14 前彎(左)後仰(右)活動下椎間孔周圍之 1.2mm 鋼珠 X 光影像

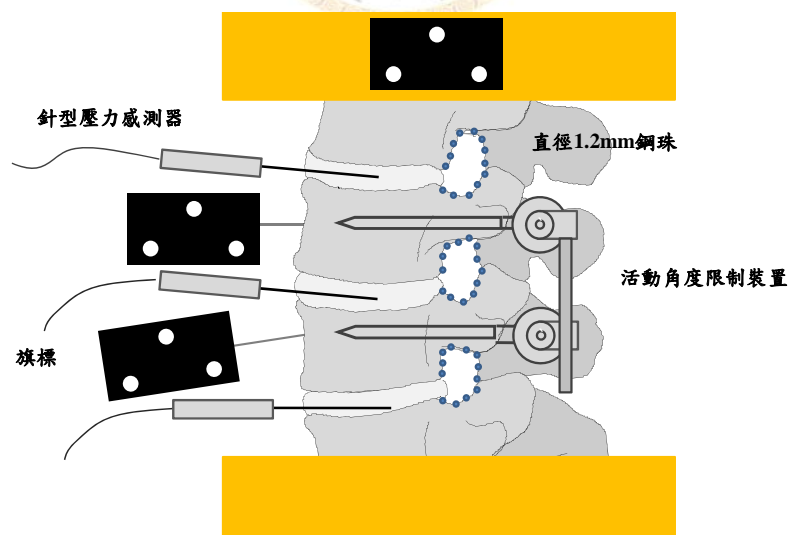


圖 2.15 試樣實驗示意圖

#### 2.3.4 力學測試與角度限制模型

本實驗依試樣的狀態可分為四個區間，分別為健康(intact)、模擬傳統脊椎融合手術(rigid-0%)、活動度限制狀態(constrain-20%、40%、60%、80%)、模擬受傷(injury-100%)。

在試樣未受任何破壞健康狀態時使用轉矩控制，扭力大小設定為在試樣上方施與正負 8 牛頓-米的純扭矩使試樣產生前彎與後仰的動作，接著利用健康狀態下受到 8 牛頓-米所量測到的活動角度範圍對模擬受傷狀態、模擬傳統融合手術狀態以及活動度限制狀態做角度控制，來觀察各個狀態下的操作節狀況和鄰近節的代償情形。

本實驗利用角度限制裝置來控制試樣操作節的靈活度，定義為將操作節模擬受傷狀態時的活動角度到模擬傳統融合手術狀態時的活動度分成五等份，模擬受傷狀態時的角度定義為 100%，而模擬傳統脊椎融合手術時的角度定義為 0%，然後調整角度限制器至 20%、40%、60%、80%，並且量測各個狀態時操作節和上、下鄰近節的活動度、椎間核壓力、椎間孔面積、旋轉中心以及中性區間。例如：假設在模擬受傷狀態時量測到的角度為  $7^{\circ}$ 且在模擬傳統脊椎融合手術所量測到的角度為  $2^{\circ}$ ，則角度控制 20% 為  $3^{\circ}$ ，角度控制 40% 為  $4^{\circ}$ ，角度控制 60% 為  $5^{\circ}$ ，角度控制 80% 為  $6^{\circ}$ (圖 2.19)。

相對活動角度之定義為上下兩椎骨之相對活動角度(圖 2.16)；椎間核壓力變化為上、下鄰近節與操作節椎間盤在前彎(flexion)或後仰(extension)情況下相對於不受力(nature)之壓力變化(圖 2.17)；椎間孔的面積定義為在各個狀態時鋼珠之間所圍成的面積與健康狀態做比較(圖 2.18)。

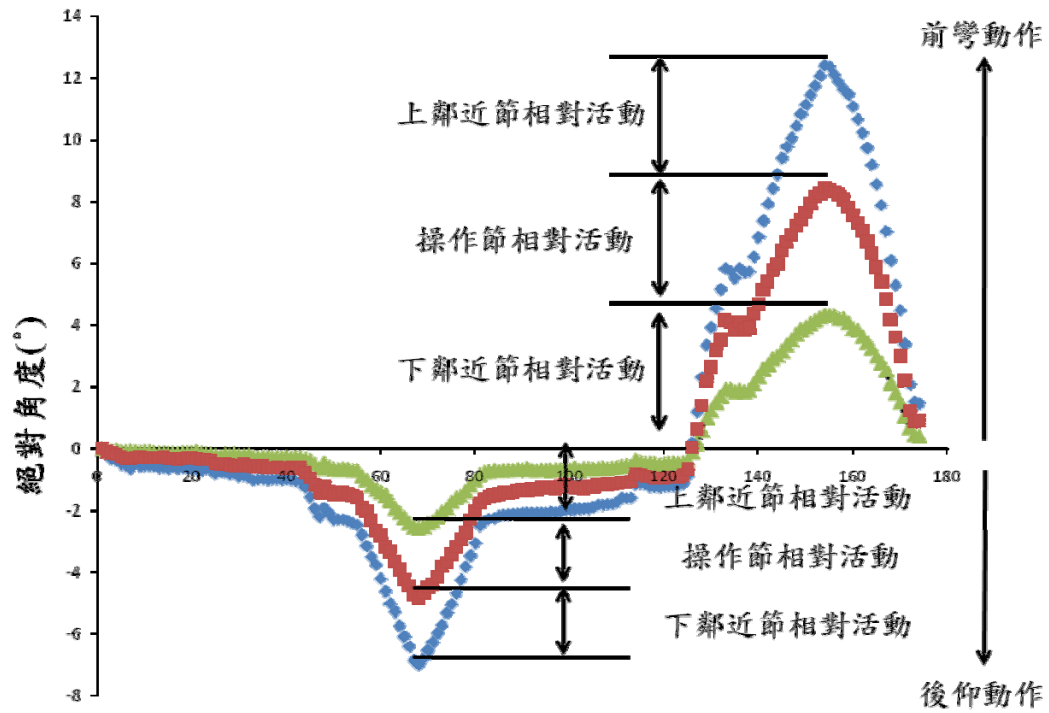


圖 2.16 各椎節於前彎後仰下之相對活動角度計算方式

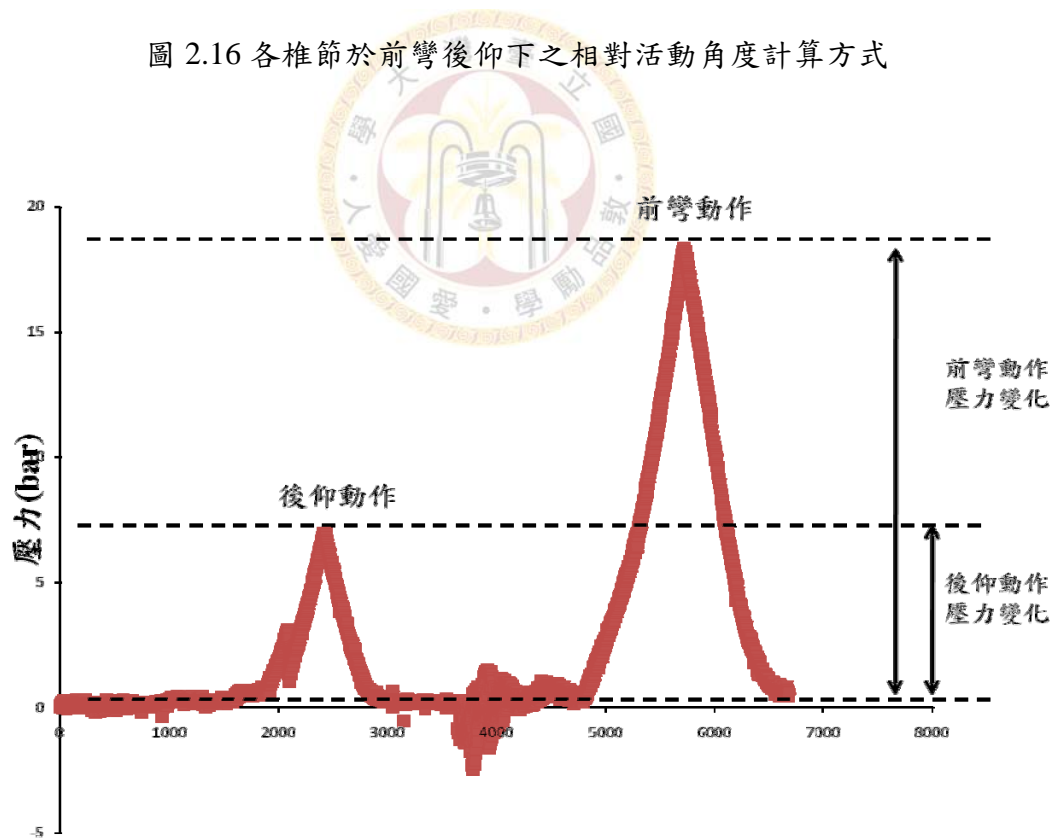


圖 2.17 各椎節之椎間核壓力變化計算方式

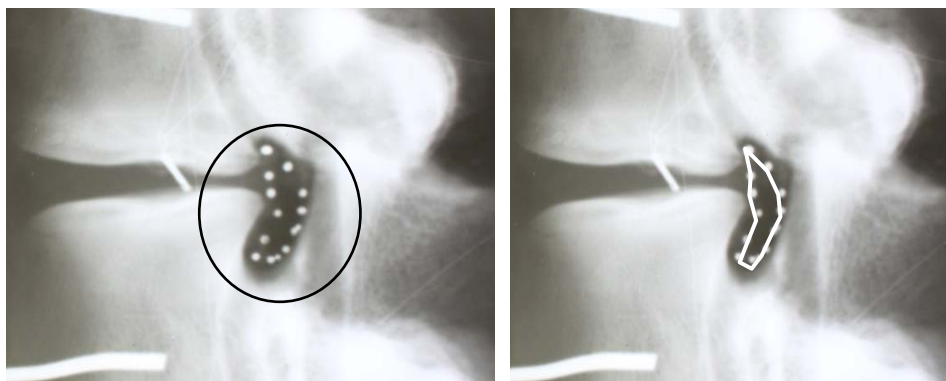


圖 2.18 椎間孔面積計算方式

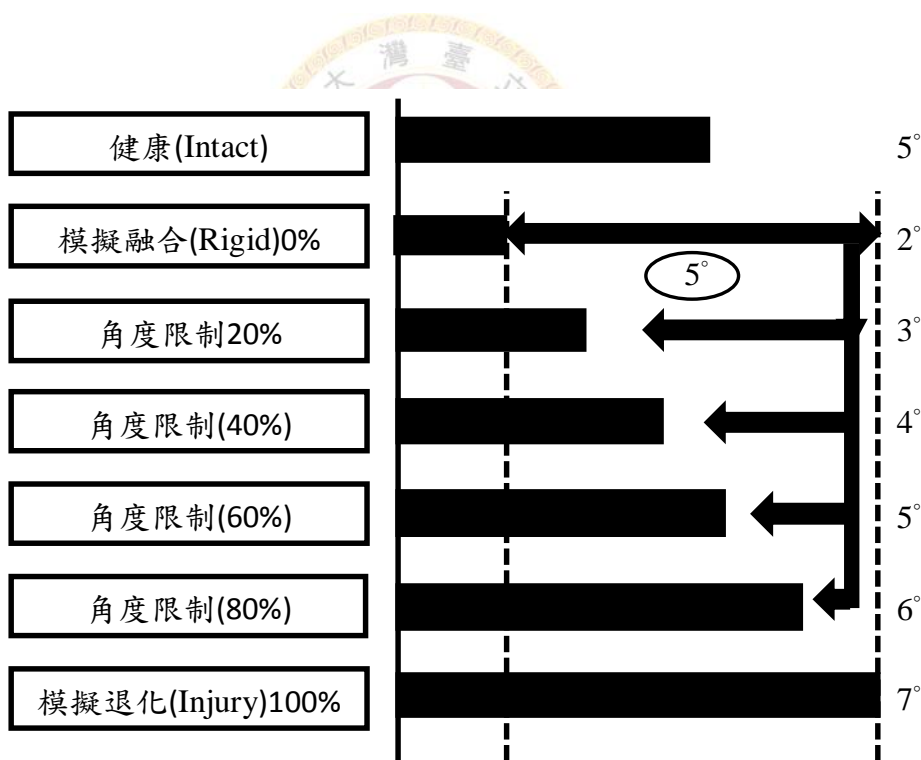


圖 2.19 角度限制模型示意圖



## 2.4 資料分析

本實驗採用重複性量測，事後檢定為 LSD。將各個狀態時的活動度與健康組做比較，所有統計檢驗在  $p$  值小於 0.05 時視為有顯著性差異，而我們所要找的區間為和健康狀態時比較，皆沒有顯著性差異的限制區間，此區間為能夠提供操作節足夠的穩定度，並且不會造成鄰近節過多的代償，因此不會造成鄰近節發生提早退化。



## 第三章 結果

本實驗結果包含十組新鮮豬隻腰椎試樣，並且分別於健康、模擬受傷(100%)手術、模擬脊椎固定手術以及限制活動範圍(20%、40%、60%、80%)四個狀態下，記錄上、下鄰近節和操作節的活動角度、椎間盤壓力、椎間孔面積變化以及中性區間的改變情形。

### 3.1 相對活動角度

#### 3.1.1 前彎動作

##### 操作節活動角度

於前彎動作中操作節的平均活動角度為  $4.14^\circ$ ，接著對操作節的脊間、脊上韌帶和小面關節囊進行破壞模擬受傷之後活動角度上升至  $5.73^\circ$ ，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術操作節的活動度下降至  $1.49^\circ$ ，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，操作節的活動角度也逐漸上升  $2.32^\circ(20\%)$ 、 $3.19^\circ(40\%)$ 、 $4.04^\circ(60\%)$ 、 $4.74^\circ(80\%)$ 。(圖 3.1)(表 3.1)

##### 上鄰近節活動角度

於前彎動作中上鄰近節的平均活動角度為  $4.52^\circ$ ，接著對操作節進行破壞模擬受傷之後上鄰近節因為代償活動角度下降至  $3.92^\circ$ ，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，相對於操作節活動度的下降上鄰近節代償性的升高至  $5.74^\circ$ ，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，上鄰近節的活動角度也逐漸的代償性下降  $5.38^\circ(20\%)$ 、 $5.01^\circ(40\%)$ 、 $4.69^\circ(60\%)$ 、 $4.43^\circ(80\%)$ 。(圖 3.1)(表 3.1)

##### 下鄰近節活動角度

於前彎動作中下鄰近節的平均活動角度為  $4.9^\circ$ ，接著對操作節進行破壞模擬受傷之後下鄰近節因為代償活動角度下降至  $4.11^\circ$ ，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，相對於操作節活動度的下降下鄰近節代償性的升高至  $6.4^\circ$ ，最後將自行

設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，下鄰近節的活動角度也逐漸的代償性下降 5.87°(20%)、5.44°(40%)、5.05°(60%)、4.52°(80%)。(圖 3.1)(表 3.1)

### 3.1.2 後仰動作

#### 操作節活動角度

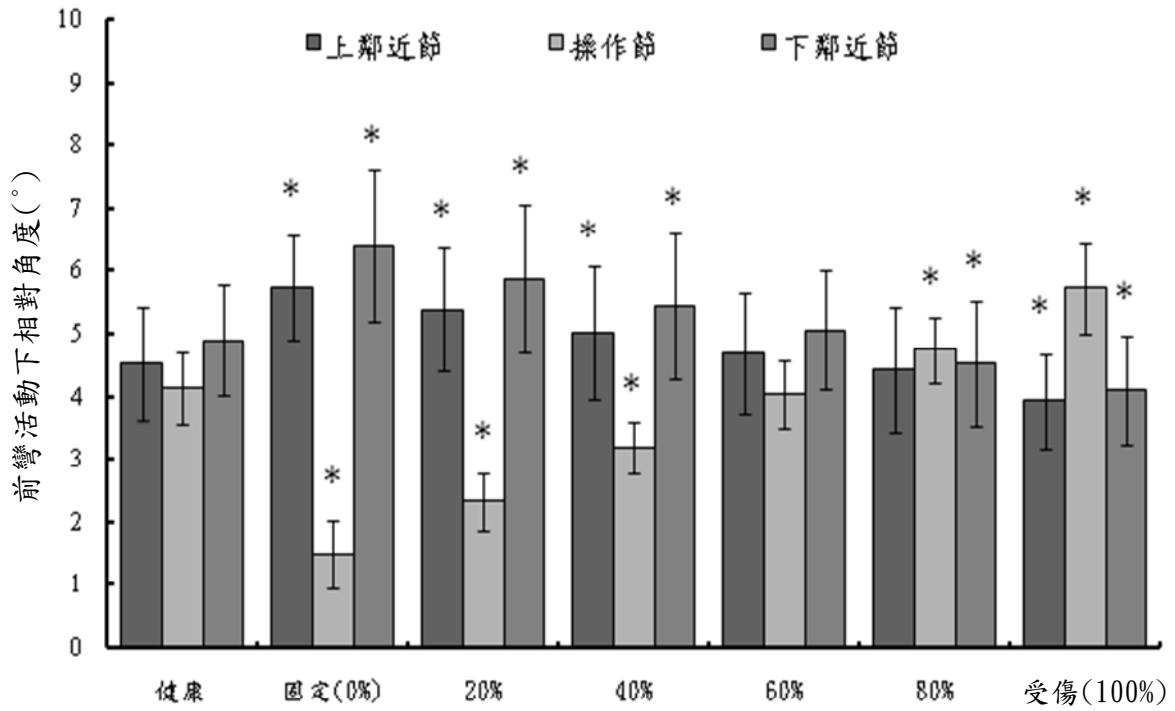
於後仰動作中操作節的平均活動角度為 4.14°，接著對操作節的脊間、脊上韌帶和小面關節囊進行破壞模擬受傷之後活動角度上升至 5.73°，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術操作節的活動度下降至 1.49°，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，操作節的活動角度也逐漸上升 2.32°(20%)、3.19°(40%)、4.04°(60%)、4.74°(80%)。(圖 3.2)(表 3.1)

#### 上鄰近節活動角度

於後仰動作中上鄰近節的平均活動角度為 4.52°，接著對操作節進行破壞模擬受傷之後上鄰近節因為代償活動角度下降至 3.92°，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，相對於操作節活動度的下降上鄰近節代償性的升高至 5.74°，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，上鄰近節的活動角度也逐漸的代償性下降 5.38°(20%)、5.01°(40%)、4.69°(60%)、4.43°(80%)。(圖 3.2)(表 3.1)

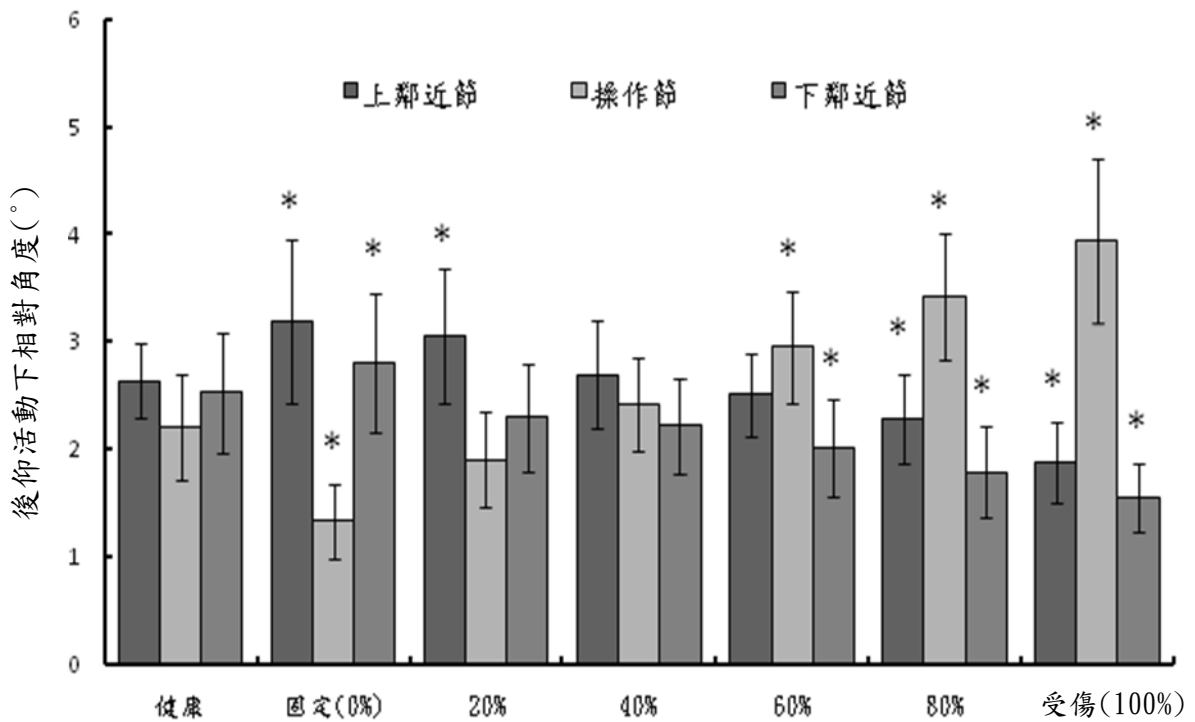
#### 下鄰近節活動角度

於後仰動作中下鄰近節的平均活動角度為 4.9°，接著對操作節進行破壞模擬受傷之後下鄰近節因為代償活動角度下降至 4.11°，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，相對於操作節活動度的下降下鄰近節代償性的升高至 6.4°，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，下鄰近節的活動角度也逐漸的代償性下降 5.87°(20%)、5.44°(40%)、5.05°(60%)、4.52°(80%)。(圖 3.2)(表 3.1)



\*為相對於健康狀態時有顯著性差異

圖 3.1 前彎活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之相對活動角度(°)



\*為相對於健康狀態時有顯著性差異

圖 3.2 後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之相對活動角度(°)

## 3.2 椎間核壓力變化

### 3.2.1 前彎動作

#### 操作節椎間核壓力變化

於前彎動作中操作節的平均椎間核壓力變化為 8.62bar，接著對操作節的椎間、脊上韌帶和小面關節囊進行破壞模擬受傷後椎間核壓力變化下降至 8.12bar，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術操作節的椎間核壓力變化下降至 5.58bar，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，操作節的椎間核壓力變化也有逐漸下降的趨勢 4.49bar(20%)、3.44bar(40%)、3.01bar(60%)、2.65bar(80%)。(圖 3.3)(表 3.2)

#### 上鄰近節椎間核壓力變化

於前彎動作中上鄰近節的平均椎間核壓力變化為 10.11bar，接著對操作節進行破壞模擬受傷之後上鄰近節的椎間核壓力變化下降至 7.23bar，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，上鄰近節椎間盤壓力的升高至 12.31bar，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，上鄰近節椎間核壓力變化也逐漸的下降 12.08bar(20%)、9.74bar(40%)、9.08bar(60%)、8.07bar(80%)。(圖 3.3)(表 3.2)

#### 下鄰近節椎間核壓力變化

於前彎動作中下鄰近節的平均椎間核壓力變化為 7.98bar，接著對操作節進行破壞模擬受傷之後下鄰近節椎間核壓力變化下降至 5.31bar，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，下鄰近的椎間核壓力變化升高至 10.42bar，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，下鄰近節的椎間核壓力變化也逐漸的下降 8.85bar(20%)、6.77bar(40%)、5.86bar(60%)、4.93bar(80%)。(圖 3.3)(表 3.2)

### 3.2.2 後仰動作

#### 操作節椎間核壓力變化

於後仰動作中操作節的平均椎間核壓力變化為 0.76bar，接著對操作節的脊間、脊上韌帶和小面關節囊進行破壞模擬受傷之後椎間核壓力上升至 4.75bar，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術操作節的椎間核壓力 1.5bar，最後將自行設計的裝置裝入操作節，操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，操作節的椎間核壓力變化也逐漸上升的趨勢 1.34bar(20%)、1.88bar(40%)、1.77bar(60%)、2.01bar(80%)。(圖 3.4)(表 3.2)

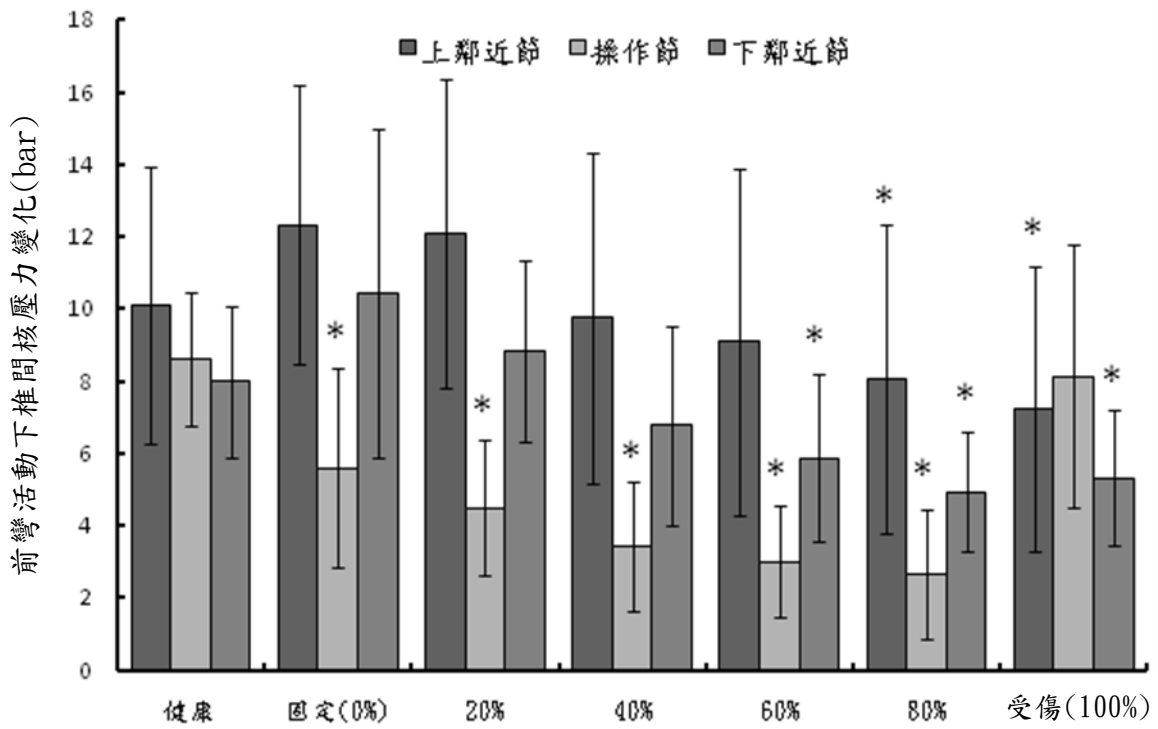
#### 上鄰近節椎間核壓力變化

於前彎動作中上鄰近節的平均椎間核壓力變化為 2.37bar，接著對操作節進行破壞模擬受傷之後上鄰近節的椎間核壓力變化下降至 1.15bar，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，上鄰近節椎間盤壓力的升高至 2.22bar，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，上鄰近節椎間核壓力變化也逐漸的下降 2.18bar(20%)、1.97bar(40%)、1.47bar(60%)、1.42bar(80%)。(圖 3.4)(表 3.2)

#### 下鄰近節椎間核壓力變化

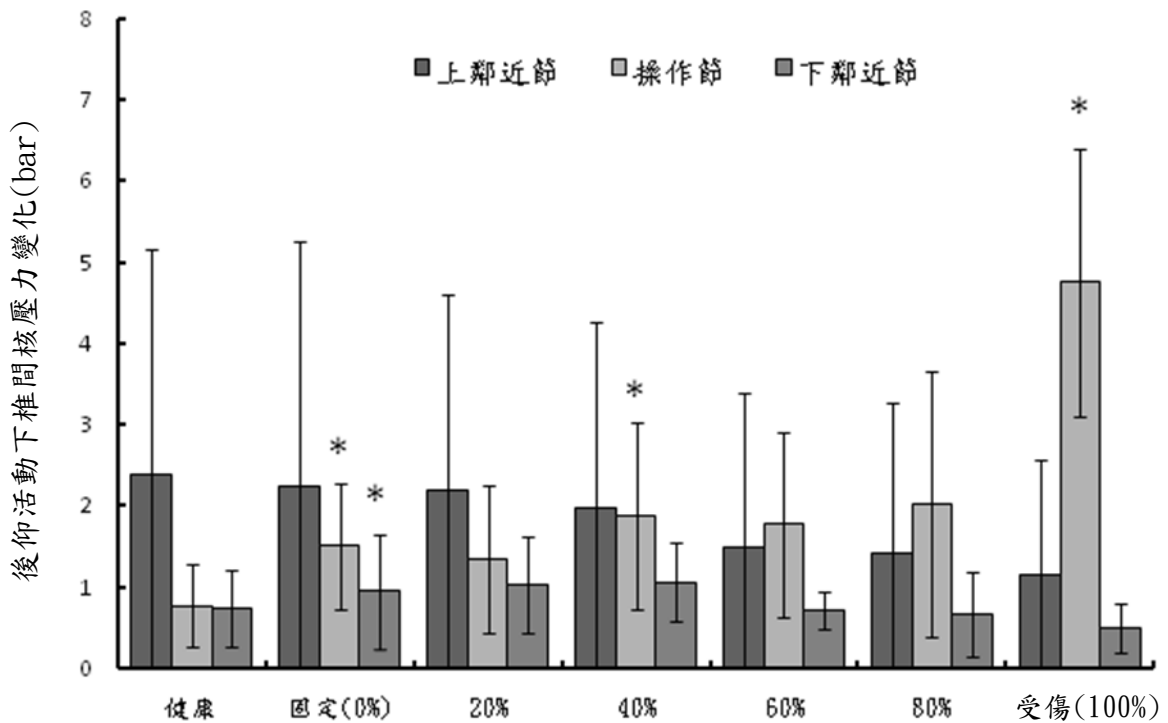
於前彎動作中下鄰近節的平均椎間核壓力變化為 0.73bar，接著對操作節進行破壞模擬受傷之後下鄰近節椎間核壓力變化下降至 0.49bar，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，下鄰近的椎間核壓力變化升高至 0.94bar，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，下鄰近節的椎間核壓力變化也逐漸的下降 1.02bar(20%)、1.06bar(40%)、0.70bar(60%)、0.65bar(80%)。(圖 3.4)(表 3.2)





\*為相對於健康狀態時有顯著性差異

圖 3.3 前彎活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間核壓力變化(bar)



\*為相對於健康狀態時有顯著性差異

圖 3.4 後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間核壓力變化(bar)

### 3.3 椎間孔面積變化(相對於健康狀態的百分比)

#### 3.3.1 前彎動作

##### 操作節椎間孔面積變化

於前彎動作中操作節在脊間、脊上韌帶和小面關節囊破壞模擬受傷後椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 100.4%，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術操作節的椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 101.2%，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，操作節的椎間孔面積變化分別為健康狀態椎間孔面積的 100.8%(20%)、98.5%(40%)、100.7%(60%)、106.9%(80%)。(圖 3.5)(表 3.3)

##### 上鄰近節椎間孔面積變化

於前彎動作中上鄰近節在模擬受傷之後的椎間孔面積變化為健康狀態的 100.4%，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，上鄰近節椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 102.7%，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，上鄰近節椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 108.5%(20%)、106.2%(40%)、102.4%(60%)、104.7%(80%)。(圖 3.5)(表 3.3)

##### 下鄰近節椎間孔面積變化

於前彎動作中下鄰近節在模擬受傷之後的椎間孔面積變化為健康狀態的 100.2%，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，下鄰近節椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 100.5%，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，下鄰近節椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 101.8%(20%)、100.5%(40%)、99.3%(60%)、103.5%(80%)。(圖 3.5)(表 3.3)

#### 3.3.2 後仰動作

##### 操作節椎間孔面積變化

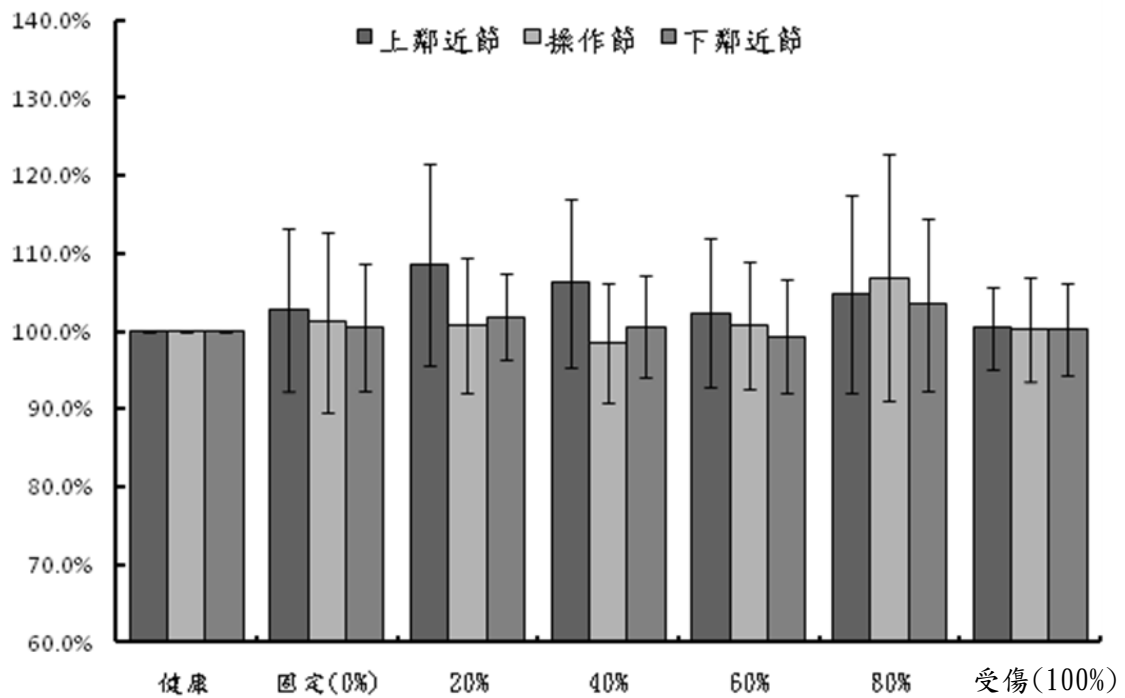
於後仰動作中操作節在脊間、脊上韌帶和小面關節囊破壞模擬受傷後椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 91.9%，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術操作節的椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 103.1%，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，操作節的椎間孔面積變化分別為健康狀態椎間孔面積的 100.3%(20%)、100%(40%)、96.5%(60%)、94.8%(80%)。(圖 3.6)(表 3.3)

### 上鄰近節椎間孔面積變化

於後仰動作中上鄰近節在模擬受傷之後的椎間孔面積變化為健康狀態的 103.6%，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，上鄰近節椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 97.4%，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，上鄰近節椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 104.3%(20%)、102.7%(40%)、102.4%(60%)、100.5%(80%)。(圖 3.6)(表 3.3)

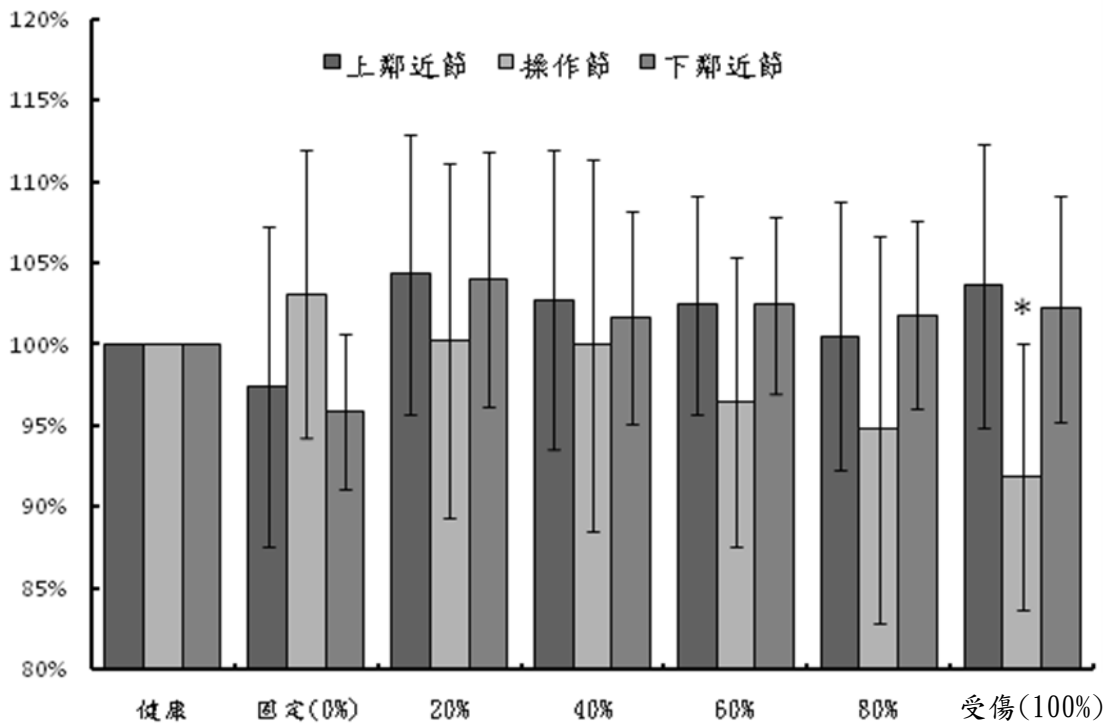
### 下鄰近節椎間孔面積變化

於後仰動作中下鄰近節在模擬受傷之後的椎間孔面積變化為健康狀態的 102.2%，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術，下鄰近節椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 95.9%，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，下鄰近節椎間孔面積變化為健康狀態椎間孔面積的 104%(20%)、101.6%(40%)、102.5%(60%)、101.8%(80%)。(圖 3.6)(表 3.3)



\*為相對於健康狀態時有顯著性差異

圖 3.5 前彎活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間孔面積變化 (相較於健康狀態)



\*為相對於健康狀態時有顯著性差異

圖 3.6 前彎活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間孔面積變化 (相較於健康狀態)

### 3.4 前彎後仰動作時的中性區間變化

#### 操作節中性區間變化

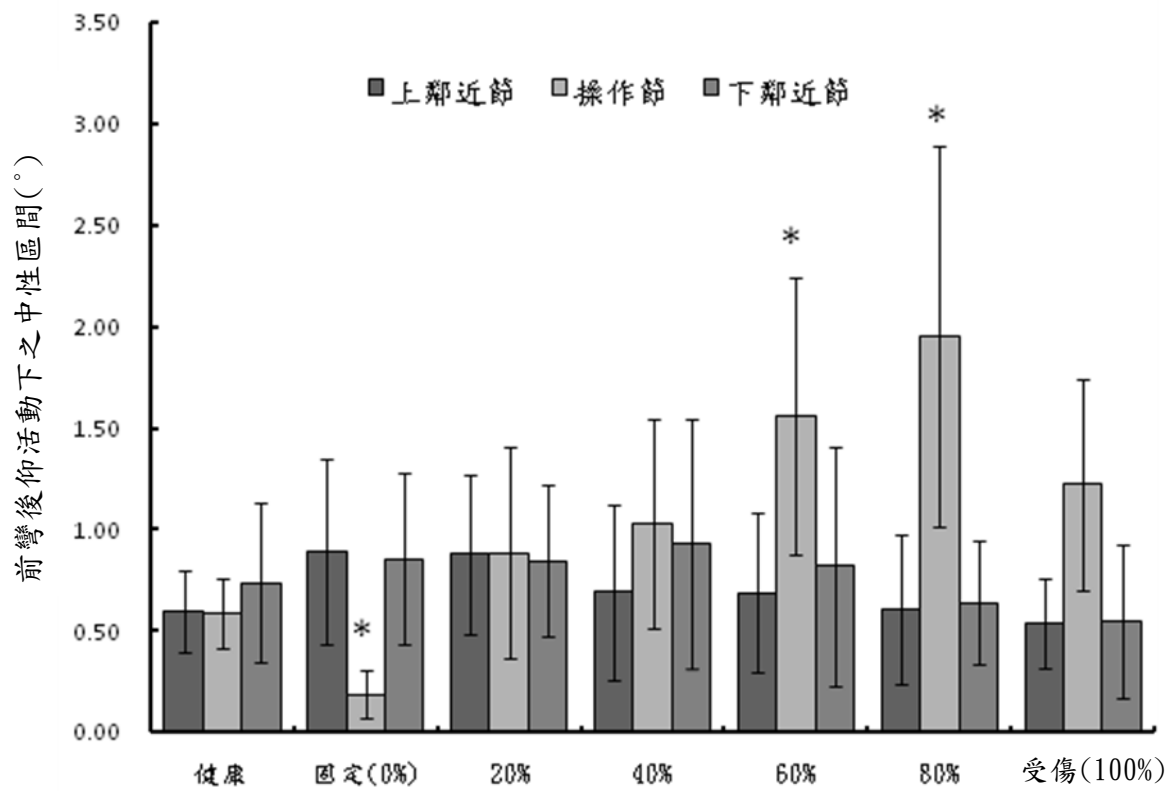
於前彎後仰動作中操作節的平均中性區間為  $0.58^\circ$ ，操作節在脊間、脊上韌帶和小面關節囊破壞模擬受傷後中壘區上升至  $1.22^\circ$ ，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術後操作節的中性區間下降至  $0.19^\circ$ ，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，操作節的中性區間變化也逐漸上升  $0.89^\circ(20\%)$ 、 $1.30^\circ(40\%)$ 、 $1.56^\circ(60\%)$ 、 $1.96^\circ(80\%)$ 。(圖 3.7)(表 3.4)

#### 上鄰近節中性區間變化

於前彎後仰動作中上鄰近節的平均中性區間為  $0.6^\circ$ ，在操作節模擬受傷後上鄰近節的中壘區為  $0.54^\circ$ ，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術後上鄰近節的中性區間上升至  $0.89^\circ$ ，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，上鄰近節的中性區間變化也逐漸代償性下降  $0.88^\circ(20\%)$ 、 $0.69^\circ(40\%)$ 、 $0.69^\circ(60\%)$ 、 $0.60^\circ(80\%)$ 。(圖 3.7)(表 3.4)

#### 下鄰近節中性區間變化

於前彎後仰動作中下鄰近節的平均中性區間為  $0.74^\circ$ ，在操作節模擬受傷後下鄰近節的中壘區下降至  $0.55^\circ$ ，接著模擬傳統的脊椎後方固定手術後下鄰近節的中性區間上升至  $0.86^\circ$ ，最後將自行設計的裝置裝入操作節，控制操作節的相對活動角度，隨著操作節限制角度的放寬，下鄰近節的中性區間變化也有逐漸下降的趨勢  $0.85^\circ(20\%)$ 、 $0.93^\circ(40\%)$ 、 $0.82^\circ(60\%)$ 、 $0.64^\circ(80\%)$ 。(圖 3.7)(表 3.4)。



\*為相對於健康狀態時有顯著性差異

圖 3.7 前彎後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之中性區間(°)



表 3.1 前彎活動與後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之相對活動角度(°)

		健康	模擬固定(0%)	20%	40%	60%	80%	模擬受傷(100%)
前 彎 動 作	上鄰近節	4.52 ±0.89	5.74 ±0.83	5.38 ±0.98	5.01 ±1.05	4.69 ±0.96	4.43 ±1.00	3.92 ±0.75
	P 值(與健康比較)		1.84E-05	9.86E-05	0.001345	*0.214	*0.486	0.0004
	操作節	4.14 ±0.56	1.49 ±0.53	2.32 ±0.46	3.19 ±0.46	4.04 ±0.53	4.74 ±0.53	5.73 ±0.72
	P 值(與健康比較)		3.27E-07	2.18E-07	5.45E-05	*0.315	0.00026	1.706 E-07
	下鄰近節	4.90 ±0.88	6.40 ±1.19	5.87 ±1.16	5.44 ±1.16	5.05 ±0.94	4.52 ±0.99	4.11 ±0.86
	P 值(與健康比較)		1.14E-05	2.67E-04	0.0066	*0.3012	0.0087	1.73E-07
		健康	模擬固定(0%)	20%	40%	60%	80%	模擬受傷(100%)
後 仰 動 作	上鄰近節	2.63 ±0.34	3.19 ±0.76	3.05 ±0.62	2.69 ±0.50	2.50 ±0.39	2.28 ±0.40	1.87 ±0.37
	P 值(與健康比較)		0.0069	0.0139	*0.6135	*0.1887	0.0146	1.44 E-05
	操作節	2.20 ±0.49	1.32 ±0.34	1.90 ±0.43	2.41 ±0.43	2.94 ±0.52	3.42 ±0.59	3.93 ±0.76
	P 值(與健康比較)		0.0003	*0.0561	*0.1124	0.0002	3.74 E-06	1.02 E-06
	下鄰近節	2.52 ±0.55	2.79 ±0.65	2.29 ±0.50	2.21 ±0.44	2.00 ±0.45	1.78 ±0.42	1.54 ±0.31
	P 值(與健康比較)		0.031	*0.029	*0.0097	0.0005	0.0001	5.44 E-06

表 3.2 前彎活動與後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間盤壓力變化(bar)

	健康	模擬固定(0%)	20%	40%	60%	80%	模擬受傷(100%)	
前 彎 動 作	上鄰近節	10.11 ±3.89	12.31 ±3.85	12.08 ±4.29	9.74 ±4.59	9.08 ±4.78	8.07 ±4.28	7.23 ±3.93
	P 值(與健康比較)		0.114936	0.059244	0.661543	0.125815	0.005802	0.000149
	操作節	8.62 ±1.85	5.58 ±2.76	4.49 ±1.85	3.44 ±1.8	3.01 ±1.54	2.65 ±1.77	8.12 ±3.64
	P 值(與健康比較)		0.009803	0.000517	0.000223	7.72E-05	4.04E-05	0.541156
	下鄰近節	7.98 ±2.08	10.42 ±4.53	8.85 ±2.50	6.77 ±2.75	5.86 ±2.32	4.93 ±1.63	5.31 ±1.87
	P 值(與健康比較)		0.202026	0.382288	0.286634	0.009255	0.000996	8.11E-05
	健康	模擬固定(0%)	20%	40%	60%	80%	模擬受傷(100%)	
後 仰 動 作	上鄰近節	2.37 ±2.77	2.22 ±3.01	2.18 ±2.42	1.97 ±2.27	1.47 ±1.91	1.42 ±1.85	1.15 ±1.4
	P 值(與健康比較)		0.697951	0.683196	0.168732	0.056427	0.075789	0.048581
	操作節	0.76 ±0.51	1.50 ±0.78	1.34 ±0.90	1.88 ±1.14	1.77 ±1.14	2.01 ±1.64	4.75 ±1.65
	P 值(與健康比較)		0.00592	0.180876	0.011981	0.061413	0.096069	0.000562
	下鄰近節	0.73 ±0.47	0.94 ±0.70	1.02 ±0.59	1.06 ±0.47	0.71 ±0.23	0.65 ±0.52	0.49 ±0.30
	P 值(與健康比較)		0.453873	0.040467	0.221029	0.862444	0.295276	0.100365

表 3.3 前彎活動與後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之椎間孔面積比(相對於健康狀態的椎間孔面積%)

	健康	模擬固定(0%)	20%	40%	60%	80%	模擬受傷(100%)	
前彎動作	上鄰近節	100% ±0.0%	102.7% ±9.8%	108.5% ±8.6%	106.2% ±9.2%	102.4% ±6.7%	104.7% ±8.2%	100.4% ±8.7%
	P 值(與健康比較)		0.529389	0.16003	0.152501	0.605649	0.256043	0.48903
	操作節	100% ±0.0%	101.2% ±9.8%	100.8% ±8.6%	98.5% ±9.2%	100.7% ±6.7%	106.9% ±8.2%	100.4% ±8.7%
	P 值(與健康比較)		0.355689	0.355708	0.356439	0.355529	0.353202	0.355504
	下鄰近節	100% ±0.0%	100.5% ±9.8%	101.8% ±8.6%	100.5% ±9.2%	99.3% ±6.7%	103.5% ±8.2%	100.2% ±8.7%
	P 值(與健康比較)		0.876809	0.420335	0.836543	0.82182	0.437783	0.922515
後仰動作	上鄰近節	100% ±0.0%	97.4% ±9.8%	104.3% ±8.6%	102.7% ±9.2%	102.4% ±6.7%	100.5% ±8.2%	103.6% ±8.7%
	P 值(與健康比較)		0.478312	0.196197	0.425991	0.342931	0.865079	0.279105
	操作節	100% ±0.0%	103.1% ±8.8%	100.3% ±10.9%	100% ±11.4%	96.5% ±8.9%	94.8% ±12.0%	91.9% ±8.2%
	P 值(與健康比較)		0.388843	0.952893	0.992988	0.333228	0.289434	0.040054
	下鄰近節	100% ±0.0%	95.9% ±4.7%	104.0% ±7.9%	101.6% ±6.5%	102.5% ±5.4%	101.8% ±5.8%	102.2% ±7.0%
	P 值(與健康比較)		0.068481	0.114358	0.482236	0.252482	0.552799	0.816412

表 3.4 前彎後仰活動下操作節與上、下鄰近節於各階段之中性區間(°)

	健康	模擬固定(0%)	20%	40%	60%	80%	模擬受傷(100%)	
前 彎 後 仰 動 作	上鄰近節	0.60 ±0.2	0.89 ±0.46	0.88 ±0.4	0.69 ±0.43	0.69 ±0.39	0.60 ±0.37	0.54 ±0.22
	P 值(與健康比較)		0.096458	0.064738	0.470077	0.466208	0.919694	0.421984
	操作節	0.58 ±0.17	0.19 ±0.12	0.89 ±0.52	1.30 ±0.52	1.56 ±0.68	1.96 ±0.94	1.22 ±0.52
	P 值(與健康比較)		0.000531	*0.085633	*0.050673	0.003365	0.00343	0.011263
	下鄰近節	0.74 ±0.39	0.86 ±0.42	0.85 ±0.37	0.93 ±0.61	0.82 ±0.59	0.64 ±0.30	0.55 ±0.38
	P 值(與健康比較)		0.473645	0.34596	0.383426	0.702419	0.526375	0.233111

## 第四章 討論

### 4.1 相對活動角度

在相對活動角度的實驗結果上我們期望能有一個區間是相對於健康狀態在操作節以及上、下鄰近節皆沒有顯著性差異，臨床上的意義就是在此區間內其操作節與上下鄰近節接和健康狀態時的活動情形相似，在此區間能提供操作節足夠的穩定性，減少其原先因為退化而產生的不穩定，同時並不會造成上、下鄰近節的過多代償，所以不會造成鄰近節提早退化的現象。

由實驗結果可發現在前彎動作下操作節相對活動度於 60%(4.04°)時、上鄰近節 60%(4.69°)和 80%(4.43°)時以及下鄰近節於 60%(5.05°)時，相對於健康狀態時的活動節和上、下鄰近節活動度皆沒有顯著性，取其聯集可發現前彎動作下植入物所造成的活動角度控制範圍在 60%時似乎是一個理想的區間。在後仰動作下操作節相對活動度於 20%(1.9°)和 40%(2.41°)時、上鄰近節 40%(2.69°)和 60%(2.25°)時以及下鄰近節於 20%(2.29°)和 40%(2.21°)時，相對於健康狀態時的活動節和上、下鄰近節活動度皆沒有顯著性，取其聯集可發現後仰動作下植入物所造成的活動角度控制範圍在 40%時似乎是一個理想的區間。

### 4.2 椎間核壓力變化

Ryan(2008)<sup>15</sup> 等人利用 10 副豬隻腰椎(L4-5)，進行正負四度的前彎後仰、側邊動作和選轉動作的力學測試，並且於各椎間盤中置入感測器量測椎間環與椎間核的壓力變化，其結果發現在前彎動作下椎間核壓力變化為約為 6bar 後仰動作下的椎間核壓力變化約為 8bar，其變化範圍與本實驗的變化範圍吻合。

Schmoelz(2006)<sup>18</sup> 等人發現在前彎運動下健康狀態的椎間核壓力為 0.18MPa，在破壞後上升到 0.24MPa 而在 Dynesys 和固定手術時為 0.14MPa 與 0.15MPa，在後仰運動下在健康狀態的椎間核壓力為 0.24MPa，在破壞後上升到 0.26MPa 而在 Dynesys 和固定手術時為-0.05MPa 與-0.04MOPa，同時發現在鄰近

節的椎間核壓力前彎動作下相較於健康狀態，破壞後椎間盤壓力有下降的趨勢，而在進行 Dynesys 和固定手術治療後椎間核壓力相對於健康狀態有上升的趨勢，在後仰動作中破壞後鄰近節的椎間核壓力上升了，在進行 Dynesys 與傳統手術的治療後相較於健康狀態的椎間核壓力有下降的趨勢。相較於本實驗因為試樣選用的不同所以所量測到的椎間核壓力範圍並不一致，但是就趨勢上而言前彎動作下，進行破壞之後操作節椎間核壓力上升，鄰近節椎間核壓力下降，而在進行手術治療之後操作節椎間核壓力下降，鄰近節椎間核壓力上升，後仰動作下進行破壞後操作節椎間盤壓力上升，而在進行手術治療之後操作節椎間核壓力下降鄰近節壓力相對下降都和本實驗趨勢吻合。

在椎間核壓力變化方面，我們比較關注的是在於鄰近節的椎間核壓力變化情形，我們期望找到一個區間其椎間核壓力變化和健康狀態下比較能夠沒有顯著性差異且於鄰近節不能高於健康狀態時鄰近節的椎間核壓力，這在臨床上的意義為，此區間能夠和健康狀態下的椎間盤內所受的壓力是沒有顯著差異的，同時此區間的上下鄰近節椎間核壓力變化不會大於健康狀態，所以不會造成上下鄰近節提早退化的情形發生。

於前彎動作中雖然於操作節和上、下鄰近節間的椎間核壓力變化與健康狀態比較接沒有顯著性差異，但是可以發現，隨著操作節相對活動角度的逐漸放寬，上、下鄰近節的椎間核壓力變化也逐漸下降的趨勢，並且在限制活動範圍超過 40% 之後所量測的椎間核壓力變化皆不大於健康狀態時的椎間核壓力變化，這也顯示限制在 20% 時會造成上、下鄰近節椎間核比起健康狀態時受到更多的壓力，也可能會造成鄰近節的提早退化，所以在前彎活動中若以椎間核壓力變化為考量，活動限制範圍應該大於 20%(40%、60%、80%)。而在後仰動作中，椎間核壓力變化並不是很明顯，雖然能看到操作節的椎間核壓力隨著對操作節角度限制的放寬有逐漸上升的趨勢，而上、下鄰近節的椎間核壓力隨著操作節的活動角度逐漸放寬有逐漸下降的趨勢，但是由於其變化量不大，而且組別間的標準差大，



所以並不能找到一個適合的區間，另一個可能的原因就是後仰活動中的椎間核壓力變化並不顯著，可能並不是一個顯著的椎間盤退化指標。Ryan(2008)<sup>15</sup> 等人的實驗結果中，同時發現在椎間核的壓力變化並不顯著，這也意味著椎間核壓力變化的影響或許不夠顯著到可以做為一個退化的指標，但是這個可能性還是需要許多的實驗來驗證的。

### 4.3 椎間孔面積變化

Morishita(2009)<sup>11</sup> 等人將感測器放入 20 個有下肢神經性疾病病患的腰椎椎間孔內，並且發現這些病患的椎間孔壓力在前彎活動時壓力最小，沒動作時次之，後仰動作時最大，可發現在後仰動作中似乎椎間孔所受到的壓迫最嚴重，此趨勢與本實驗的實驗結果吻合。

我們期望能找到一個區間其各節的椎間孔面積變化與能夠大於健康狀態時的椎間孔面積變化，這在臨床上的意義為在此區間中，各節的椎間孔並不會受到過多的壓迫，並且操作節的椎間孔原本因為受到過多壓迫而導致一些神經性的疾病可以減緩，上、下鄰近節也不至於出現不適的症狀。

在前彎動作中本實驗的結果顯示各節的椎間孔面積變化都與健康狀態時相近或是大於健康狀態，這在符合臨床的結果前彎活動較不會造成椎間孔的擠壓。

在後仰活動中雖然發現和健康狀態時比較皆沒有顯著性差異，但是可發現隨著操作節活動角度的逐漸放寬，操作節的椎間孔面積也逐漸縮小，受到擠壓，當操作節的活動限制範圍放寬到 60%、80%、模擬受傷狀態時，操作節的椎間孔面積已經比健康狀態的椎間孔面積還小，也就是在此限制範圍下，操作節的椎間孔可能會因為活動度的增加而縮小，進而壓縮到其中的神經和血管，也可能無法解決病患因椎間孔受到壓迫而產生的神經性疾病。

### 4.4 中性區間變化

Schilling(2011)<sup>17</sup> 等人利用在人體屍骨試樣上方施與正負 7.5 牛頓米的純扭矩，並且對試樣施與脊椎固定手術，並且將脊椎固定手術中的固定桿更換，觀察

健康狀態、固定手術以及改變固定桿性質後試樣的生物力學變化，發現在健康狀態下的人體脊椎平均活動度約為  $8.94^{\circ}$  在進行脊椎固定手術後下降到  $2.3^{\circ}$ ，健康狀態下的中性區間為  $4.23^{\circ}$ ，在進行脊椎固定手術後，中性區間下降到  $1.13^{\circ}$ 。在本實驗使用豬隻腰椎雖然實驗結果範圍有差距但是在區是上面看來是一致的。

我們期望由本實驗可以找出一個區間，在前彎後仰動作下此區間各節的中性區間相對於健康狀態是沒有顯著性差異的，於臨床的意義為在此區間可以使操作節有足夠的穩定度且不會使鄰近節因代償而產生不穩定的現象。

本實驗結果中操作節相對於健康狀態在 20%、40% 時沒有顯著性差異，這代表在此兩個區間操作節的穩定度夠，但是我們鄰近節發現相較於健康狀態接沒有顯著性差異，這可能表示脊椎穩定度在操作節的影響變化較大。

本實驗以豬隻腰椎為模型，希望藉由調整操作節的活動能力來找出合適的限制區間，使操作節能夠受到有效的提升其穩定度，並且預防在上、下鄰近節因為過度代償所產生的提早退化。本實驗發現在前彎動作中，活動度限制為 60% 時其操作節與上、下鄰近節間的相對活動度相較於健康狀態下並沒有顯著性差異，能夠提供操作節足夠的穩定性，且不會造成鄰近節過多的代償，而於椎間核壓力變化發現在活動度限制範圍為 40%、60%、80% 時其鄰近節椎間核的壓力變化相較於健康狀態時來的小，在此區間鄰近節的椎間核壓力似乎是比較適當的範圍。而在後仰動作中，活動度限制為 40% 時其操作節與上、下鄰近節間的相對活動度相較於健康狀態下並沒有顯著性差異，能夠提供操作節足夠的穩定性，且不會造成鄰近節過多的代償，而當操作節活動範圍限制為 20%、40 時操作節的椎間孔面積不小於健康狀態時的椎間孔面積，在此區間較不會產生椎間孔受壓迫的情形，也會減緩因為受壓迫而產生的症狀。綜觀以上本實驗發現前彎動作下最適合的活動範圍限制區間為 60%，而在後仰動作下最適合的活動範圍限制區間為 40%。

(表 4.1)

表 4.1 前彎後仰活動下較適合的活動範圍限制區間

前彎動作	20%	40%	60%	80%
相對活動角度			*	
椎間核壓力變化		*	*	*
椎間孔面積變化	*	*	*	*

後仰動作	20%	40%	60%	80%
相對活動角度		*		
椎間核壓力變化	*	*	*	*
椎間孔面積變化	*	*		

\*:本實驗依量測結果建議範圍



## 第五章 結論與未來展望

本實驗由以豬隻腰椎第二節至第五節為模型進行生物力學測試，結果發現在前彎動作下最適合的活動範圍限制區間為 60%(4.04°)，而在後仰動作下最適合的活動範圍限制區間為 40%(2.41°)，此範圍能夠使手術節有足夠的穩定度，並且不會造成鄰近節過多的代償。

本實驗在許多方面還是有許多的限制，首先就是試樣的選用，本實驗選用的是新鮮的豬隻腰椎模擬人的腰椎，但是人的活動和豬的活動是有不小的差異，首先是人的活動大多是處於站立的狀態而豬隻則是處於爬行的狀態，除此之外豬隻的椎體比人的椎體來的硬，因此在脊椎生物力學方面本來就會有些許的差異。

其次是模擬受傷的方式，由於實驗上的限制，本實驗所模擬受傷的方式是將手術節的脊間韌帶、脊上韌帶做切除，以及破壞小面關節囊都周邊韌帶，而並沒有對椎間盤做一個模擬受傷的動作，但臨床上所見的退化往往是因為椎間盤的退化由內而外影響周邊韌帶進而造成許多的症狀，這也會使我們的實驗結果和臨床上有著些許的差異。最後本實驗只對於前彎和後仰的狀況下進行實驗，但是人的脊椎活動中還包含旋轉和側邊運動，這也是本實驗的數據整合上的一個缺陷。

## 第六章 參考文獻

1. Busscher I, van der Veen AJ, van Dieen JH, et al. In vitro biomechanical characteristics of the spine: a comparison between human and porcine spinal segments. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010;35:E35-42.
2. Cannella M, Arthur A, Allen S, et al. The role of the nucleus pulposus in neutral zone human lumbar intervertebral disc mechanics. *J Biomech* 2008;41:2104-11.
3. Cheng BC, Gordon J, Cheng J, et al. Immediate biomechanical effects of lumbar posterior dynamic stabilization above a circumferential fusion. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007;32:2551-7.
4. Chou WY, Hsu CJ, Chang WN, et al. Adjacent segment degeneration after lumbar spinal posterolateral fusion with instrumentation in elderly patients. *Arch Orthop Trauma Surg* 2002;122:39-43.
5. Delank KS, Gercek E, Kuhn S, et al. How does spinal canal decompression and dorsal stabilization affect segmental mobility? A biomechanical study. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010;130:285-92.
6. Etebar S, Cahill DW. Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability. *J Neurosurg* 1999;90:163-9.
7. Hongo M, Gay RE, Zhao KD, et al. Junction kinematics between proximal mobile and distal fused lumbar segments: biomechanical analysis of pedicle and hook constructs. *Spine J* 2009;9:846-53.
8. Huang RC, Girardi FP, Cammisa FP, Jr., et al. Correlation between range of motion and outcome after lumbar total disc replacement: 8.6-year follow-up. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005;30:1407-11.
9. Kanayama M, Hashimoto T, Shigenobu K, et al. Adjacent-segment morbidity after Graf ligamentoplasty compared with posterolateral lumbar fusion. *J Neurosurg* 2001;95:5-10.
10. Kumar MN, Jacquot F, Hall H. Long-term follow-up of functional outcomes and radiographic changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease. *Eur Spine J* 2001;10:309-13.
11. Morishita Y, Hida S, Naito M, et al. Neurogenic intermittent claudication in lumbar spinal canal stenosis: the clinical relationship between the local pressure of the intervertebral foramen and the clinical findings in lumbar spinal canal stenosis. *J Spinal Disord Tech* 2009;22:130-4.
12. Park P, Garton HJ, Gala VC, et al. Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004;29:1938-44.
13. Phillips FM, Tzermiadianos MN, Voronov LI, et al. Effect of the Total Facet

Arthroplasty System after complete laminectomy-facetectomy on the biomechanics of implanted and adjacent segments. *Spine J* 2009;9:96-102.

14. Putzier M, Hoff E, Tohtz S, et al. Dynamic stabilization adjacent to single-level fusion: part II. No clinical benefit for asymptomatic, initially degenerated adjacent segments after 6 years follow-up. *Eur Spine J* 2010;19:2181-9.

15. Ryan G, Pandit A, Apatsidis D. Stress distribution in the intervertebral disc correlates with strength distribution in subdiscal trabecular bone in the porcine lumbar spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23:859-69.

16. Schaeren S, Broger I, Jeanneret B. Minimum four-year follow-up of spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis treated with decompression and dynamic stabilization. *Spine (Phila Pa 1976)* 2008;33:E636-42.

17. Schilling C, Kruger S, Grupp TM, et al. The effect of design parameters of dynamic pedicle screw systems on kinematics and load bearing: an in vitro study. *Eur Spine J* 2011;20:297-307.

18. Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, et al. Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure. *Eur Spine J* 2006;15:1276-85.

19. Schmoelz W, Huber JF, Nydegger T, et al. Dynamic stabilization of the lumbar spine and its effects on adjacent segments: an in vitro experiment. *J Spinal Disord Tech* 2003;16:418-23.

20. Schnake KJ, Schaeren S, Jeanneret B. Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006;31:442-9.

21. Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O. The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system. *Eur Spine J* 2002;11 Suppl 2:S170-8.

22. Untch C, Liu Q, Hart R. Segmental motion adjacent to an instrumented lumbar fusion: the effect of extension of fusion to the sacrum. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004;29:2376-81.

23. Yang JY, Lee JK, Song HS. The impact of adjacent segment degeneration on the clinical outcome after lumbar spinal fusion. *Spine (Phila Pa 1976)* 2008;33:503-7.

24. FDA Executive Summary for Zimmer Spine's Dynesys Spinal System Orthopedic and Rehabilitation Devices Panel November 4, 2009