

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 College of Engineering

National Taiwan University

Master Thesis



探討一節或兩節前路椎間融合手術暨幾何形態因子對於病人術後整體與椎節的運動行為之影響

Single- and Two-level Anterior Cervical Decompression
and Fusion: Influence of Surgical Type and
Morphological Factors on the Total and Segmental
Cervical Range of Motion and Kinematics

林佳慶

Chia-Ching Lin

指導教授：王兆麟 博士

Advisor: Jaw-Lin Wang, Ph.D.

中華民國 103 年 7 月

July, 2014

致謝



這兩年在台大的生活覺得有很多學習以及成長，不管在於研究或是自我的心性，都與兩年前有很大的變化。

感謝 Andy 哥與文凱在整個題目中不斷的跟我討論，並給了很多建議與想法，雖然我連 mixed model ANOVA 都回答不好 QQ，但在 Andy 哥的指導之下真的學到很多，學長也幫我坦了很多次。也感謝文凱在 FEM 上的幫忙，你的 CODE 我就這樣拿去賣了！以後來台南玩都算我的啦！

碩亨、典翰、討厭的允辰，覺得研究所認識你們真好，絕對不會忘記晚上在實驗室一起寫論文(?)的日子，還有嗆允晨的快樂。

最後，宗興要加油一點不要執迷不悟，家豪 FEM 是條_____路還有偶而也是要幫宗興，俐好記得要打掃位子，不要養蟑螂。碩零就人生總是會遇到一些挑戰，要接受他。

最後的最後，將本論文獻給所有 CSM 的患者，希望能有所幫助。



中文摘要

研究目的：

研究前路頸椎減壓暨椎間融合手術病人術後頸椎運動行為，與探討頸椎幾何因子與運動行為之相關性。

背景介紹：


前路頸椎減壓暨椎間融合手術為目前臨床常用來治療頸椎神經脊髓病變的方法。研究報告指出此手術能有效減緩病患症狀且具有良好的手術成效，然而臨床追蹤報告也指出病人術後可能會有鄰近節椎間盤提早退化的情形，因此探討手術後的鄰近節病變為目前相關領域學者們討論的重點。

先前文獻指出性別、年齡與病症發生時間可能與術後鄰近節退化有關。在融合手術後，手術節活動度因為融合而降低，而鄰近節活動度則可能因為手術節的數目與術後時間的演進而有不同的代償變化。目前少有文獻量化探討融合手術節數與術後時間點演進對於鄰近節活動度與退化的關係，因此研究不同手術節數對於病患術後頸椎整體以及鄰近節運動行為是值得討論的重要議題。

此外，根據幾何運動學的概念，頸椎本身的幾何形態應該會對頸椎運動學有所影響，而目前尚未有足夠的文獻對頸椎的幾何形態與頸椎整體或椎節間的運動行為做一個詳盡的討論。因此，本研究將設計一套前瞻性臨床實驗，研究前路頸椎減壓暨椎間融合手術病人之術後頸椎運動行為，以及探討頸椎幾何因子與運動行為之相關性。

材料與方法：

本研究徵招了 47 位頸椎神經脊髓病變患者，且需進行一節或兩節前路椎間融合手術治療的病患。病人在術前、術後三個月、術後六個月以及術後十二個月



時拍攝正中、前彎與後仰姿勢的側向 X 光影像。利用影像資料量測病人術前與術後的 C2 至 C7 頸椎整體活動度、手術節和上、下鄰近節的椎節間活動度。為了瞭解手術對於椎節活動品質的影響，此研究將分析手術節和上、下鄰近節的活動度貢獻百分比於手術前後的變化。

另外，病人也會在術前拍攝核磁共振影像並量測其椎體長度、椎體高度以及椎間盤高度等頸椎的幾何形態因子，並幾何形態因子與頸椎整體或椎節間的運動行為的關係。此外本研究根據病人的側向 X 光影像資料建立參數化有限元素模型，將病人實際的活動度當作負載條件進行分析，瞭解術前與術後頸椎的生物力學改變。

為探討手術形態(一節或兩節)以及時間變化(術前及術後三、六、十二個月)對病人的影響，統計分析採用混合模型變異數分析。單變量線性回歸分析則用來探討幾何因子與頸椎運動行為的相關性分析。

結果：

本研究徵召 28 位男性與 19 位女性病患，平均年齡約為 55.4 歲(範圍：30 至 79 歲)，其中包含一節前路手術之病患共有 30 位，兩節前路手術則有 17 位。

一節手術的患者整體活動度在術後三個月顯著下降($p=0.002$)，但在術後六個月就恢復至與術前無顯著差異；而兩節手術病患的整體活動度則是於術後顯著下降($p<0.02$)，且於術後十二個月也無法回復至與術前相似的狀態。在手術節活動度貢獻百分比的部份，一節手術的病患與兩節手術的病患皆呈現下降的趨勢，但一節手術的病患在術後三個月就有顯著下降($p=0.012$)，而兩節手術的病患則是在術後十二個月才與術前相比有顯著下降($p=0.047$)。

一節手術病患的上鄰近節活動度貢獻百分比在術後各時間點皆顯著上升($p<0.05$)；兩節手術的病患的上鄰近節活動度貢獻百分比則是在術後六個月時才達到顯著上升 15%($p=0.042$)。然而以手術型態來分析的話，在數據顯示兩節手術



病患的上鄰近節活動度貢獻百分比相較於一節手術病患皆多出 10-15% 的貢獻度。在下鄰近節活動度貢獻百分比的部分，一節與兩節手術的病患皆有上升的趨勢，但皆無顯著的變化。

在頸椎幾何因子與活動度貢獻百分比的相關性探討中，於兩節手術病患的手術節上節後側椎間盤高度與上鄰近節活動度貢獻百分比有高度負相關($R=-0.717$)，並有顯著的相關性($p=0.03$)，於其他的參數則無發現顯著的關聯性。

在參數化有限元素的模擬中，兩節手術病患的上鄰近節椎間核壓力上升的幅度皆較一節手術大。在前彎姿勢，一節手術病患約上升 20%，兩節手術病患約 44%；後仰的姿勢，一節手術病患約上升 23%，兩節手術病患約 34%。

結論：

一節手術的病患在融合手術後，其整體頸椎活動於術後六個月即可恢復至術前水準，手術節的活動度也會在術後三個月時達到穩定。其上鄰近節的活動度貢獻百分比些微的上升，但在術後一年的追蹤內不會再有顯著變化，此現象可能為整體活動度回復的原因。相較於兩節手術的病患，由於融合的節數較多，手術節活動度需要在術後六個月到十二個月才有穩定的趨勢。此外上鄰近節活動度貢獻百分比在術後六個月前也有持續上升的情況，並在六個月與術前相比有顯著的差異，此現象也可能導致椎間盤壓力上升幅度也較一節手術來得大。研究結果也指出術前手術節上節的後側椎間盤高度將對其術後上鄰近節活動度貢獻百分比產生負面的影響。

關鍵詞：頸椎神經脊髓病變、活動度貢獻百分比、頸椎幾何形態因子、頸椎椎間盤壓力

Abstract



Objective:

To investigate and better understand the influence of Anterior Cervical Discectomy and Fusion surgery on cervical kinematics and to elucidate possible relationships between cervical morphometrics and altered cervical biomechanics.

Introduction:

Anterior Cervical Decompression and Fusion (ACDF) is one of the most commonly employed surgical techniques to treat Cervical Spondylotic Myelopathy (CSM). Despite the reported high clinical success rates of ACDF, an increased rate of adjacent segment disease (ASD) post ACDF surgery has raised some significant concerns in the literature.

Many demographical factors such as gender, age and duration of symptoms have all been implicated to contribute to the development of ASD, however, limited studies have specifically attempted to quantify the relationship between over-compensatory adjacent segmental contribution to total cervical Range of Motion (ROM) and the development of ASD. Given the likely alternation of the cervical biomechanics due to the immobilization of a segment following ACDF, a better understanding of the postoperative kinematical change is well warranted.

Moreover, no study has conducted a morphometric analysis of the cervical vertebral column and its influence on the global and segmental ROM in the literature to date. Based on the immanent biomechanical relationship between vertebral morphology and resultant spinal kinematics, a better understanding of the potential influence using an in-vivo, prospective design is needed to fulfill this gap in our knowledge.



Materials and methods:

Forty-seven patients with clinically diagnosed CSM undergoing either a single- or two-level ACDF were recruited in the study.

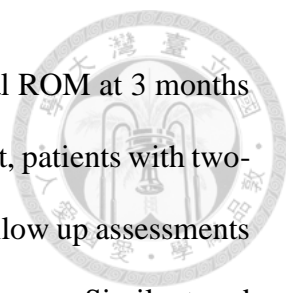
Neutral, full active flexion and extension lateral radiographs were taken preoperatively and then at 3, 6 and 12 month follow-ups for all patients. Using the obtained radiographs, global ROM of C2-7, ROM of the treated functional spinal unit (FSU) as well as the superior and inferior segmental ROM were obtained using a computer based quantitative measurement analysis software. The relative contribution from the FSU and each of the adjacent segments to total cervical ROM were compared pre- and post-operatively. MRI scans conducted as part of the preoperative workup were also obtained in order to accurately determine the vertebral morphometric measurements, which included vertebral length, vertebral height, and disc height.

In order to investigate and simulate the cervical biomechanical properties during the movement, a number of parametric finite element models (FEM) were also constructed based on patients' radiographs with the observed ROM inputted as the individual loading conditions.

Statistically, a mixed design repeated ANOVA analysis was used to determine the interaction and main effects of surgery type (single or two-level) and time (pre-, 3, 6, 12 month). A univariate linear regression analysis was then conducted to determine the relationship between morphological factors and the kinematical changes.

Results

Overall, 30 single-level and 17 two-level ACDF patients were recruited. The patients consisted of 28 males and 19 females with a mean age of 55.4 (range 30 to 79) years.



Single-cage patients demonstrated a significantly decreased total ROM at 3 months ($p=0.002$) but improved to pre-operative level by 6 months. In contrast, patients with two-cage ACDF demonstrated significantly decreased total ROM at all follow up assessments ($p<0.02$) and did not reach pre-surgery level even at 12 months post-surgery. Similar trend was observed for the FSU ROM where a significantly decreased contribution was found for the single-cage patients at all follow up assessments ($p<0.01$), however, the FSU contribution was only significantly decreased at 12 months ($p=0.047$) for the two-cage patients.

In terms of upper adjacent ROM contribution, it was found to be significantly increased at all follow up assessment points ($p<0.05$) for the single-cage patients but was only significantly increased at 6 months ($p=0.042$) for the two-cage patients when compared to pre-surgery. However, in terms of the raw contribution, it was noted that the two-cage patients demonstrated a 10-15% more in contribution to the total ROM when compared to the single-cage at the upper adjacent segments. No significant changes were found for both groups for the lower adjacent ROM contribution.

For the correlation of morphological factors and cervical kinematical change, in patients with two-cages, the posterior disc height of the FSU's upper segment was found to have a strong ($R=-0.717$) and significant ($p=0.03$) negative correlation with an increased upper adjacent segmental contribution to total ROM. This was not the case for single-cage patients. No other morphological factors were found to have a significant correlation with the post-operative kinematical changes.

The FEM modeling illustrated that based on the obtained radiographs, the two-cage patients demonstrated a greater increase in upper adjacent intradiscal pressure (IDP) than the single-cage patients for both flexion (44% vs 20%) and extension (34% vs 23%) respectively.

**Conclusion:**

Single-cage patients regained their pre-operative total ROM by 6 months post-surgery and the fused segment demonstrated adequate fusion and immobility by 3 months. The results indicated that the regained total ROM were mostly due to a slight increase in the upper adjacent segment contribution at 3 months, which then remained unchanged throughout the study period. In contrast, due to the increased levels of fusion in the two-cage patients, the fused segment did not demonstrate adequate immobilization until 6 to 12 month post-surgery. Furthermore, patients with two-cages demonstrated a significant increase of upper segment contribution at 6 months and coupled with greater likelihood of an increase in IDP based on the FEM analysis. Lastly but not the least, the upper posterior disc height of the FSU was found to have an association with the increased upper adjacent segment contribution in patients with two-cages.

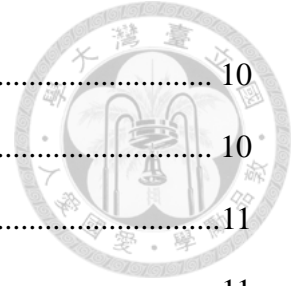
Keywords:

Cervical spondylotic myelopathy, ROM contribution, Morphological factors, Cervical intradiscal pressure.

目錄



致謝	ii
中文摘要	iii
Abstract.....	vi
目錄	x
圖目錄	xiii
表目錄	xiv
第一章 緒論	1
1.1 頸椎構造介紹	1
1.2 頸椎病症與治療	3
1.2.1 頸椎神經脊髓病變	3
1.2.2 椎間融合手術	4
1.2.3 椎間融合手術術後併發症	5
1.3 頸椎活動度	6
1.3.1 頸椎活動度	6
1.3.2 頸椎整體活動度	6
1.3.3 手術節活動度	7
1.3.4 上、下鄰近節活動度	7
1.3.5 活動度貢獻百分比	7
1.4 活動度與相關因子	8
1.4.1 鄰近節之相關因子	8
1.4.2 頸椎形態學相關因子	9
1.5 頸椎有限元素模型	9
1.5.1 頸椎有限元素模型	9



1.5.2 參數化頸椎有限元素模型	10
1.6 實驗動機與目的	10
第二章 材料與方法	11
2.1 研究流程	11
2.2 病患選取	12
2.3 活動度與活動度貢獻百分比	12
2.3.1 頸椎整體活動度	13
2.3.2 手術節活動度	13
2.3.3 上、下鄰近節活動度	15
2.3.4 活動度貢獻百分比	15
2.4 影響因子	16
2.4.1 病患基本資料	16
2.4.2 頸椎形態因子-椎體長度	16
2.4.3 頸椎形態因子-前、後側椎體高度	17
2.4.4 頸椎形態因子-前側、中間、後側椎間盤高度	17
2.4.5 頸椎形態因子-Pincer value	18
2.4.6 頸椎形態因子-Torg-Pavlov Ratio	19
2.4.7 頸椎形態因子-頸椎整體曲度與手術節曲度	20
2.4.8 頸椎形態因子-頸椎曲度特徵	20
2.5 參數化有限元素模型	21
2.5.1 參數化有限元素模型建立	21
2.5.2 邊界條件與位移負載	23
2.5.3 椎間核壓力	24
2.6 統計分析方法	24
2.6.1 活動度與活動度貢獻百分比統計方法	24



2.6.2 影響因子統計方法	24
第三章 結果	25
3.1 頸椎活動度與活動度貢獻百分比	25
3.1.1 頸椎整體活動度	25
3.1.2 活動度貢獻百分比	26
3.1.3 手術節活動度貢獻百分比	29
3.1.4 上鄰近節活動度貢獻百分比	30
3.1.5 下鄰近節活動度貢獻百分比	31
3.2 相關因子與活動度貢獻百分比	33
3.2.1 病患基本資料與上鄰近節活動度貢獻百分比	33
3.2.2 頸椎形態因子與上鄰近節活動度貢獻百分比	33
3.3 活動度與椎間盤壓力模擬	33
第四章 討論	35
4.1 頸椎活動度與活動度貢獻百分比	35
4.1.1 整體活動度	35
4.1.2 活動度與活動度貢獻百分比	35
4.1.3 活動度貢獻百分比	36
4.1.4 鄰近節活動度貢獻百分比	37
4.2 相關因子與活動度貢獻百分比	38
4.2.1 病患基本資料與活動度貢獻百分比	38
4.2.2 頸椎幾何形態因子與活動度貢獻百分比	38
4.3 活動度與椎間盤壓力模擬	39
第五章 結論	41
第六章 未來展望	42
參考文獻	43

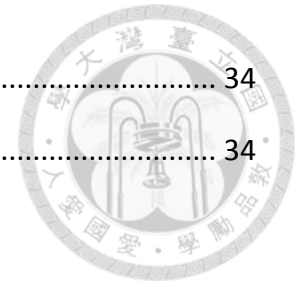
圖目錄



圖 1.1 脊椎與頸椎構造	1
圖 1.2 下頸椎構造	2
圖 1.3 頸椎韌帶分布圖	2
圖 1.4 椎間盤構造	3
圖 1.5(左)頸椎脊髓神經病變示意圖；(右)前路減壓手術示意圖	5
圖 2.1 實驗流程圖	12
圖 2.2 整體活動度量測方法	13
圖 2.3 一節手術病患手術節與鄰近節量測方法	14
圖 2.4 兩節手術病患手術節與鄰近節量測方法	15
圖 2.5 椎體長度量測方法	17
圖 2.6 前、後側椎體高度量測方法	17
圖 2.7 椎間盤高度量測方法	18
圖 2.8 頸椎曲度特徵	21
圖 2.9 單節椎體量測示意圖	22
圖 3.1 整體活動度變化	26
圖 3.2 整體活動度變化:(左)一節手術；(右)兩節手術	26
圖 3.3 活動度貢獻百分比堆疊圖	27
圖 3.4 手術節活動度貢獻百分比變化	29
圖 3.5 手術節活動度貢獻百分比變化:(左)一節手術；(右)兩節手術	30
圖 3.6 上鄰近節活動度貢獻百分比變化	31
圖 3.7 上鄰近節活動度貢獻百分比變化:(左)一節手術；(右)兩節手術	31
圖 3.8 下鄰近節活動度貢獻百分比變化	32
圖 3.9 下鄰近節活動度貢獻百分比變化:(左)一節手術；(右)兩節手術	32

圖 3.10 一節手術病患有限元素模擬(男性, 54 歲)..... 34

圖 3.11 兩節手術病患有限元素模擬(女性, 62 歲)..... 34



表目錄

表 2.1 參數化模型量測參數 22

表 2.2 材料參數 23

表 3.1 活動度與活動度貢獻百分比對照表 28

第一章 緒論



1.1 頸椎構造介紹

頸椎(Cervical Spine)包含七節，位於脊椎(Spine)的最上端，根據幾何形態可區分為上頸椎與下頸椎，如圖 1.1。上頸椎包含 C1 與 C2，C1 稱為寰椎，特點為沒有椎體；C2 稱為樞椎，構成 C1 旋轉之轉軸，兩者皆為提供頭部大幅度的旋轉而特化，幾何結構與下頸椎略有差異。下頸椎為 C3~C7，主要的硬組織都包含椎體(Vertebral body)、椎板(Laminae)、橫突孔(Transverse foramen)、椎弓根(Pedicle)、棘突(Spinous process)與小面關節(Facet capsule)，幾何結構類似，而椎體的大小約會隨著節數的增加而增大，如圖 1.2。

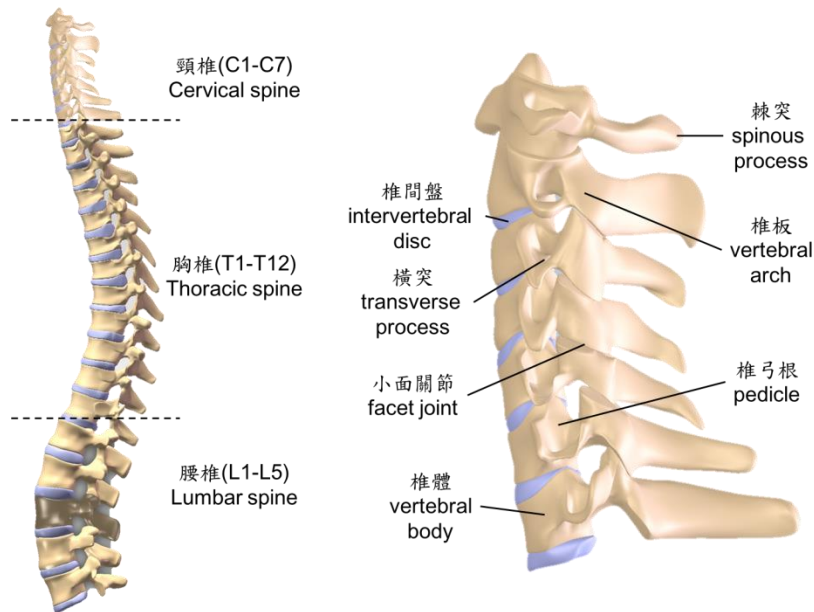


圖 1.1 脊椎與頸椎構造

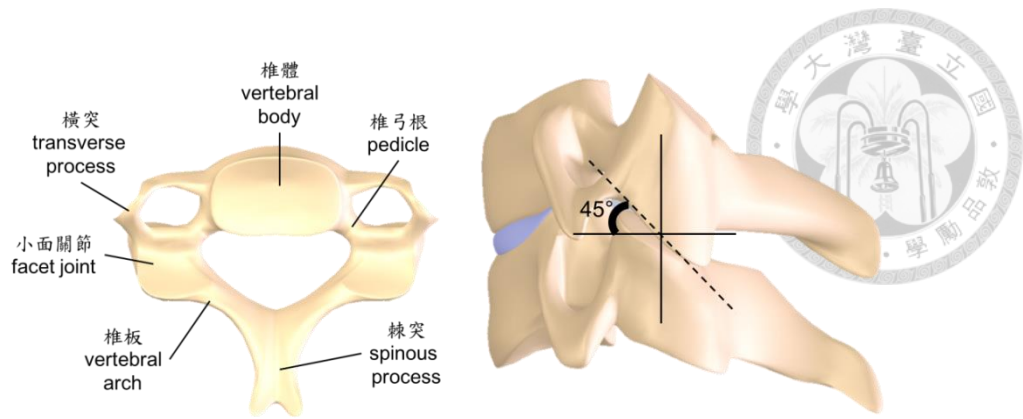


圖 1.2 下頸椎構造

頸椎軟組織的部分，包含了韌帶以及椎間盤。頸椎的韌帶主要有前縱韌帶 (Anterior longitudinal ligament, ALL)、後縱韌帶 (Posterior longitudinal ligament, PLL)、黃韌帶 (Ligamenta flava, LF)、關節囊韌帶 (Facet capsular ligament, CL)、及脊間韌帶 (Intertransverse ligament, ISL) 等，如圖 1.3。每種韌帶雖然位置不同，但主要的功能皆為承受衝擊達到保護功能，並限制一般狀況下頸部的活動範圍，避免過度彎曲的產生。

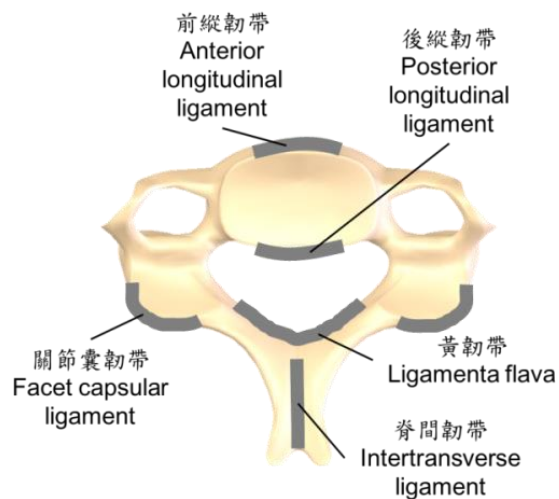


圖 1.3 頸椎韌帶分布圖

椎間盤 (Intervertebral disc) 則是提供了緩衝重量與衝擊的功能，而頸椎的活動也會使椎間盤有位移或是角度的變化。椎間盤主要分為兩部分，分別為椎間核

(Nucleus Pulposus)與椎間環(Annulus Fibrosus)，如圖 1.4。椎間核位於椎間盤的中心，是一種黏彈性的膠體並含有水份，是主要吸收衝擊能量與緩衝的組織，可使外力能均勻傳遞，並減少剪應力的產生。椎間環則是環繞在椎間核外層，由相互交錯的膠原纖維所組成，可增加受力的強度。椎間盤承受壓力時形成的內部壓力稱為椎間盤壓力(Intradiscal pressure, IDP)，為觀察生物力學的重要參數之一。

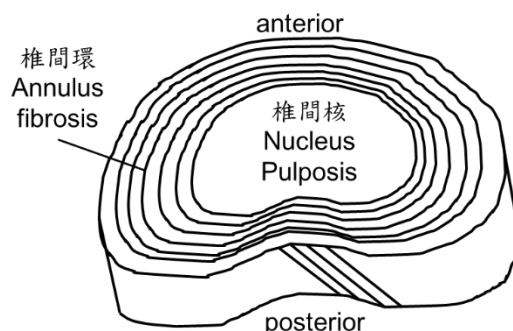


圖 1.4 椎間盤構造

1.2 頸椎病症與治療

1.2.1 頸椎神經脊髓病變

頸椎神經脊髓病變(Cervical Spondylotic Myelopathy, CSM)，為一種好發於中老年人的常見頸椎疾病，但隨著生活方式的改變，不良的生活習慣與方式讓近來青少年族群患病的比例增加，而病變的主因是受到不正常的物理性壓迫，例如骨刺增生(bone spur)、後縱韌帶鈣化(Ossification of the Posterior Longitudinal Ligament, OPLL)、或是椎間盤突出(Herniated Intervertebral Disc, HIVD)等因素。

在臨床症狀上，病人常會有肩頸部痠麻、頸部疼痛、活動度降低、動作感覺異常等神經問題¹。臨床上對頸椎神經脊髓病變的判斷依據包含了側向 X 光影像、電腦斷層掃描影像(Computed Tomography, CT)和核磁共振攝影(Magnetic Resonance Imaging, MRI)。側向 X 光影像能觀察病患在前彎後仰姿勢時頸椎的彎曲角度；電腦斷層掃描影像可辨別椎骨是否退化，核磁共振攝影則可觀察軟組織

與神經根是否受到不正常的物理性壓迫。症狀較為嚴重的患者通常以手術方式直接去除壓迫的病因。



1.2.2 椎間融合手術

頸椎神經脊髓病變的治療依照手術進入的位置大致上可分為兩種：前路減壓融合手術(Anterior Cervical Decompression and Fusion, ACDF)與後路減壓融合手術(Posterior Cervical Decompression and Fusion, PCDF)。常見的前路減壓融合手術主要是針對前側脊髓、神經根或是椎間盤突出造成的壓迫進行減壓，手術會植入人工椎間籠，能適當的調整頸椎曲度與椎間盤高度，並可以對椎體提供支持與穩定度，如圖 1.5。手術的過程大致上可分為：1.由椎骨的前方先清除手術節的前縱韌帶，切開一小部分的椎間環，2.將內部的椎間盤與椎終板清除，除去造成狹窄之原因(如椎間盤突出形成的壓迫或是骨刺鈣化增生等)，3.將植體植入距椎體邊緣約2mm處，依需要可以加入骨板(plate)和骨釘(screw)輔助以提高穩定效果。

後路減壓融合手術則是針對後側或是多節的壓迫進行減壓，例如後縱韌帶鈣化所造成的病變，主要分為椎板整形術(laminoplasty)和椎板切除術(laminectomy)兩種。但不管是前側還是後側減壓融合手術，在治療頸椎退化性脊髓病變病患身上都已經被廣泛使用，而許多的前路椎間融合手術研究指出，對於病人症狀的改善，前路手術具有立即性的舒緩²。

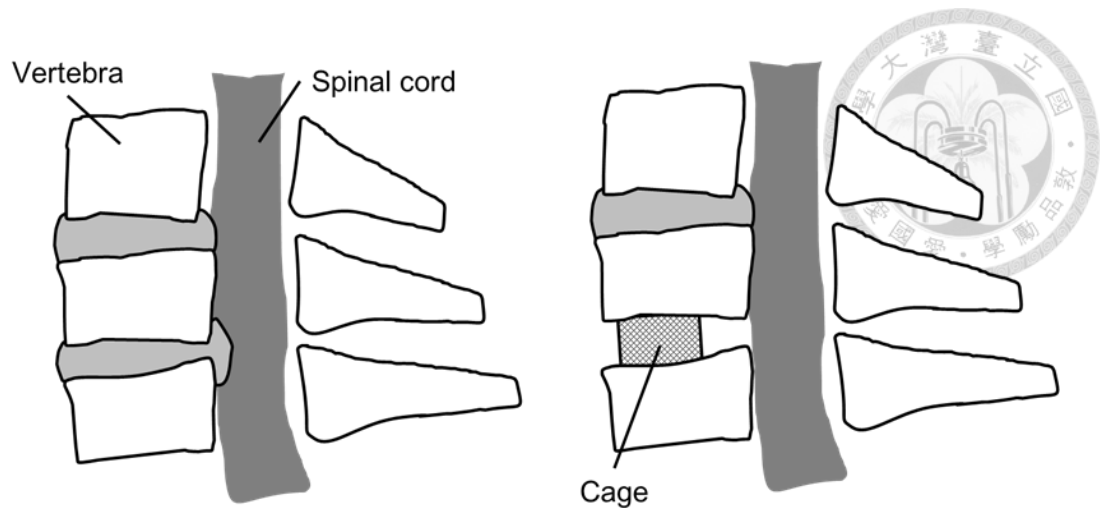


圖 1.5(左)頸椎脊髓神經病變示意圖；(右)前路減壓手術示意圖

1.2.3 椎間融合手術術後併發症

前路椎間融合手術可以有效的緩解病人的症狀，並已廣泛的應用在臨床上。Brodke³學者在 1992 年對前路椎間融合手術病患進行術後一年的追蹤研究，發現在術後成功融合率約有 95%，病患不再出現痠痛或是感覺異常的症狀，但仍然有其他研究指出術後可能會因為手術節的融合而產生術後併發症^{4,7}。1986 年 Gore⁸學者對前路減壓融合手術的病患進行 5 年的術後追蹤，約有 16%的病患因嚴重的鄰近節退化問題需再進行手術。2009 年 El Sawaf⁹學者對 20 個前路椎間融合手術病患進行術後追蹤研究，結果發現約有 5%的病人需要再次手術，其中活動度的上升與鄰近節的退化有顯著的影響。

由椎體間運動行為來看，手術節上、下椎體相互融合，代表減少了一個可以活動的椎節，頸椎的整體活動度理應受到影響而下降，但多數臨床報告指出術後的頸椎整體的活動度反而會回復或是超過與術前活動度相同的水準，而多數文獻支持活動度的增加是由於手術節融合後，鄰近節活動度因代償現象而上升^{10,11}。

從生物力學的角度來看，文獻⁹中也說明椎間籠植入物會使得頸椎受力重新分佈，集中在前側椎骨上，又由於手術節已被融合固定，病患若想要進行手術前同樣的活動範圍，受到的應力已無法被手術節椎間盤吸收，只能將力量以及活動

代償到上、下鄰近節，因而增加上、下鄰近節的動態力學負載與活動度^{2,9,12}。

2005 年 Dmitriev¹³ 學者使用了人體屍骨試樣進行觀察，並發現植入人工椎間籠之後，鄰近節的椎間盤壓力在前彎-後仰的方向有顯著的上升。

雖然學者們認為鄰近節的病變是一個由許多因子影響的現象，但代償現象所引起的鄰近節活動度增加與椎間盤應力上升一直都被認為是主要的原因。因此，了解病人在手術後頸椎整體與椎節間的運動行為會如何變化是一個值得討論與關注的議題。

1.3 頸椎活動度

1.3.1 頸椎活動度

頸椎活動度(Cervical Range of Motion, CROM)為代表頸椎運動行為的重要參數，而頸椎活動度可區分為三種不同方向的活動度，前彎-後仰(Flexion-extension)、側彎(Lateral bending)、軸向旋轉(Axis-rotation)。臨床上，因為前彎-後仰較易使用側向 X 光影像進行觀察並且因為在椎間融合手術中植入物位置靠近椎間盤前側，前彎-後仰方向的活動度受到最大的影響，讓前彎-後仰方向的活動度受到較多的討論。

臨床或是研究中量測病人頸椎活動度的方法約可區分為兩種，一為戴上頭套，利用感測器量測頸椎的活動^{11,14}。二為利用影像資料¹⁵，如側向 X 光影像進行量測。前者缺點為只能量測整體活動度，無法量測各椎節的活動度。若是想要對椎節間的運動行為做詳盡的討論，影像量測則是一個比較好的選擇，而根據不同的討論方向又可細分為評判術後恢復的頸椎整體活動度、評判融合狀況的手術節活動度，以及術後會受到代償現象影響的上、下鄰近節活動度。

1.3.2 頸椎整體活動度

頸椎整體活動度一般定義為頸椎第二節至第七節(C2-C7)量測所得的活動度

^{10,15}。在影像上，常利用的方法為量測前彎與後仰的 Cobb angle 相加為整體活動度。整體活動度通常作為手術恢復的參考重要指標，一般認為整體活動度回復至與術前相同較佳。



1.3.3 手術節活動度

手術節活動度則是臨床上作為椎間融合手術融合狀況的指標，椎間融合狀況越好，其提供的穩定度、支撐力越好。且因為術後椎體之間會相互融合成一個整體，近來也有學者將植入之人工椎間盤與其上、下椎體視為一個活動單位 (Functional Spinal Unit, FSU) 來進行量測^{15,16}。

根據病人的狀況，手術節可能會有一節、兩節與三節以上(或稱多節)的狀況，而對於三節手術以上的病人，術後的頸椎活動度都會受到很大的影響，但研究指出一節與兩節手術的病患術後的狀況較容易受到術前活動度的影響¹⁷，因此臨床上對於一節與兩節手術的差異也未有定論。

1.3.4 上、下鄰近節活動度

受到手術節融合所影響的上、下鄰近節活動度則是受到重視，文獻指出鄰近節活動度會因為代償現象所增加，而增加的鄰近節活動度或是所產生的不穩定與過度運動等現象被認為是造成鄰近節退化的重要因素^{10,16,18,19}。因此，在椎間融合手術術後恢復與術後鄰近節退化等議題上，鄰近節的活動度與狀況通常為關注的重點。

1.3.5 活動度貢獻百分比

在前述的活動度量測上，利用 Cobb Angle 在影像資料上量測活動度是文獻中常使用的方法，但量測所得的活動度有其限制與討論的空間，包含在影像拍攝


時，病人是否做到可以達到的最大角度、觀察者的差異性、病人之間的差異性等。為 Cobb angle 量測法的最大問題為只能分析所能量測的最大前彎與後仰角度，卻沒有辦法對整個活動行為的品質與各個椎節的狀況做一個討論^{18,20,21}。

在 2009 年時 Auerbach²⁰ 將腰椎整體活動度視為 100%，各節活動度轉換為所佔的貢獻百分比來描述腰椎的椎間融合手術與人工椎間盤置換手術在術前與術後活動的狀況，而利用活動度貢獻百分比的概念，可以了解在不同時間點，腰椎活動的品質與各節在活動時的狀況，研究中也發現進行人工椎間盤手術的患者，其鄰近節的活動度貢獻百分比與術前相比無顯著變化，融合固定手術的患者則是鄰近節活動度貢獻百分比皆有顯著的上升。Auerbach 學者也指出一個品質較佳的椎節運動各個椎節理應具有各自的活動度貢獻，若是出現特定椎節的活動度貢獻百分比上升，則為一個品質不佳的運動行為，可能對於鄰近節帶來病變的風險。在 2011 年時，Auerbach¹⁸ 也利用相同的概念來討論頸椎在椎間融合手術與人工椎間盤置換手術後，手術節與鄰近節活動度貢獻百分比的變化。因此，利用活動度貢獻百分比的概念，可以在頸椎的運動行為中，對手術節與鄰近節的運動行為做更深入的探討。

1.4 活動度與相關因子

1.4.1 鄰近節之相關因子

椎間融合手術已被廣泛的應用在臨床上，但仍有部份病患在術後會有鄰近節的病變或退化等術後併發症，而在術前是否有可供預測術後狀況的影響因子成為部份學者研究的課題²²⁻²⁶。術前可以量測的影響因子通常包括：病患的年齡、性別、煙癮、病灶的時間長度、或是可以從影像資料上量測的頸椎活動度、曲度等，以及功能性評估的量表，例如：視覺類比量表(Visual Analogue Scale, VAS)、頸部失能量表(Neck disability index, NDI)等評量問卷的分數²⁷。在 2003 年



Peolsson 等人在前路椎間融合手術的術後兩年追蹤研究後指出，男性、無菸癮、頸椎有後凸曲度的病患在術後有較好的癒後狀況²⁸。在 2008 年 Peolsson 也對 95 位接受前路椎間融合手術的病患，利用回歸分析建立數學模型，並指出術前頸部狀況、菸癮、性別、握力與術前活動度皆對於術後的結果具有顯著的影響²⁹。

1.4.2 頸椎形態學相關因子

雖然在預測因子的討論中已經有很多功能性的因子被討論，但頸椎的幾何形態與術後頸椎運動行為的相關性卻沒有受到重視。近來也有學者根據幾何運動學的觀點猜測頸椎的幾何形態，例如會在頸椎運動時改變的椎間盤高度，或是椎體之間的相對位置會對頸椎的運動有所影響。2005 年時 Gunnar 學者曾量測了椎體的高度(vertebral height)、平均的椎體長度(mean vertebral depth)、椎間盤高度(disc height)以及椎體間相對的前後位移(posterior/anterior displacement)等頸椎的幾何參數來討論先天椎體融合的患者其融合椎節對鄰近節的影響³⁰，但對於前路椎間融合手術的患者的頸椎幾何形態，是否對術後的鄰近節活動度貢獻百分比尚沒有類似的討論。因此，討論病人術前的頸椎形態因子與術後的鄰近節活動度貢獻度百分比之間的關係為值得討論的議題。

1.5 頸椎有限元素模型

1.5.1 頸椎有限元素模型

近年來有限元素模擬(Finite element method)被應用在生物力學模擬或是手術植入物的評估上³¹，因為有限元素模型與體外試驗相比有更大的調整空間與重複性，不需利用侵入式的感測器也能對局部組織的受力狀況進行計算與分析，並針對各種不同的受力模式進行模擬與討論，直接計算出內部的應力應變的分布與變

化，但一個精細並且可靠的有限元素模型需要大量的時間與人力投入運算與建立模型。因此，近年來有學者提出參數化模型的概念^{32,33}，在保留頸椎的幾何特徵的狀況下又可縮短模型建立與計算的時間，並且可以針對病人的狀況建立客製化的模型進行模擬。

1.5.2 參數化頸椎有限元素模型

參數化有限元素模型是指模型在形狀上藉由可調整的幾何參數輸入，達到變形的效果。多數討論也指出一個完成度高的複雜模型雖然較能讓人信服，但一個可靠的客製化模型若能提供有效率並準確計算模擬，將會更適合使用在一般研究和臨床分析上^{33,34}。配合臨床上所得到的活動度資料，可以對病人客製化模型進行位移以及旋轉角度的控制，以此模擬病人在真實狀況下頸椎運動行為的椎間盤壓力變化。

1.6 實驗動機與目的

綜觀以上研究，探討術後的頸椎運動行為與其品質進行分析以及探討術後頸椎運動行為是否會受到頸椎幾何形態的影響為值得深入研究的議題，而隨著頸椎不同的運動行為，其生物力學的探討也不可忽視。因此，本實驗主要目的有三：

1. 利用術前與術後的側向 X 光影像資料得到頸椎活動度與各節間的活動度貢獻百分比用以評估椎節間運動的品質。
2. 量測術前的頸椎幾何形態因子，研究頸椎幾何因子與術後頸椎運動行為之相關性，用以討論頸椎的幾何形態是否會對術後的頸椎運動行為造成影響。
3. 建立病人參數化頸椎有限元素模型，從生物力學的觀點分析頸椎在不同運動行為時，頸椎內部應力的變化，用以討論經過椎間融合手術後，其椎間盤壓力的變化。

第二章 材料與方法



2.1 研究流程

本研究徵招經臨床醫師診斷出患有頸椎脊髓病變，並需接受一節或兩節前路減壓手術的病患。病患會在術前、術後三個月、術後六個月、術後十二個月拍攝側向 X 光影像資料，並在術前與術後六個月、術後十二個月拍攝核磁共振影像 (MRI)，本研究的內容主要可以分成三個部份，流程如圖 2.1。

第一部分為探討病患於術後其頸椎的運動學變化，實驗將依據病患前彎 (Flexion)、正中 (Neutral)、後仰 (Extension) 等三張 X 光影像資料量測出病人在術前、術後三個月、術後六個月、術後十二個月等不同時期的頸椎整體活動度，並分析其手術節與上、下鄰近的活動度貢獻百分比，用以評估其椎節間運動的品質。

第二部分為探討頸椎幾何形態中是否對術後的頸椎活動度貢獻百分比有其影響因子，實驗將利用術前核磁共振影像資料量測病人頸椎的幾何形態，包含椎體的大小或是椎間盤的高度等，再與活動度貢獻百分比進行相關性分析，用以討論頸椎形態因子是否會對術後頸椎活動度貢獻百分比有其影響。

第三部分為探討活動度與椎間盤壓力之關係，實驗選取一節手術與兩節手術病患各一，以整體活動度為標準，用以代表各自的病人族群，並建立其參數化有限元素模型進行模擬，討論隨著活動度的變化，頸椎椎間盤壓力的變化情況。

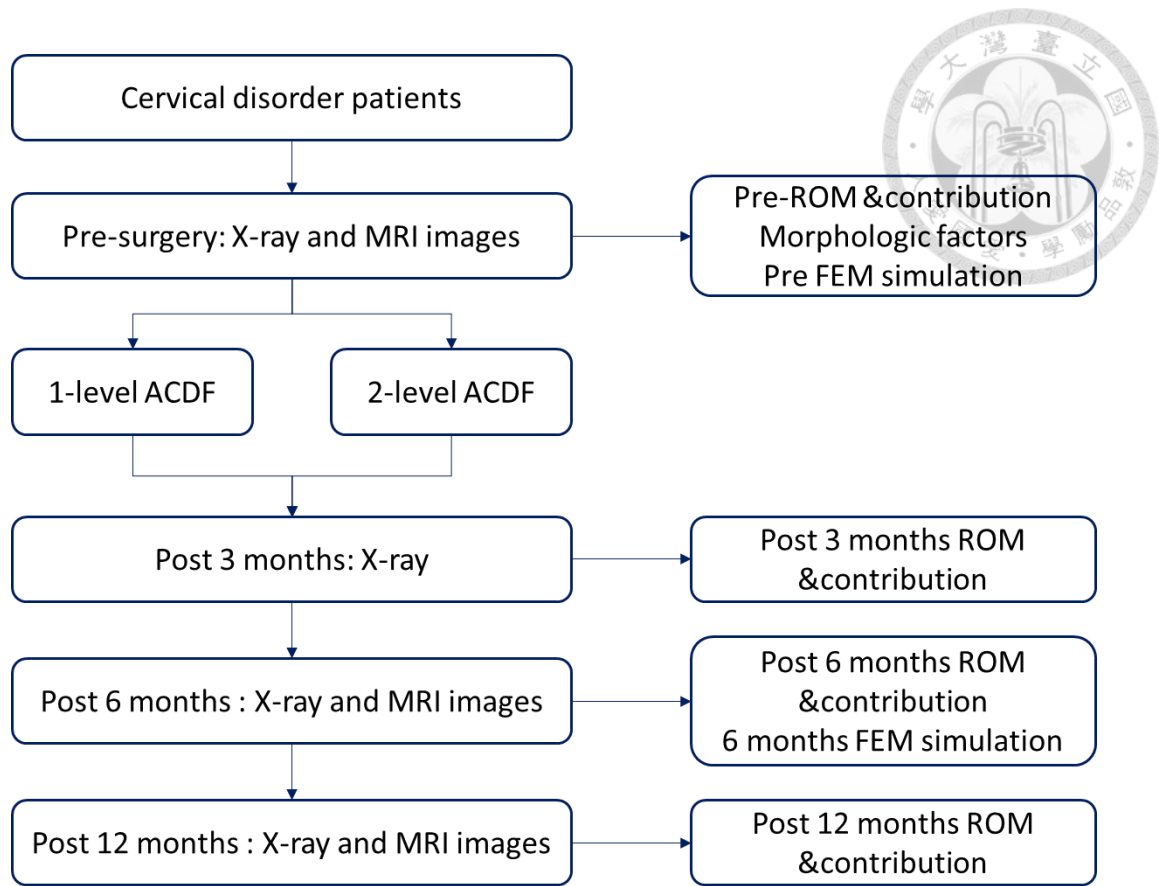


圖 2.1 實驗流程圖

2.2 病患選取

病患的收案條件為：患者年齡在 20 到 80 歲之間，被確診為頸椎脊髓或神經根病變，並接受前路椎間融合手術。病人若是有下列狀況則會被排除：外傷性脊髓傷害、僵直性脊椎炎、類風溼性關節炎、多發性硬化症等內科性關節病變；腫瘤、患有精神類或是神經類疾病，如：憂鬱症、膽妄症、斜頸、舞蹈症、唐氏症等，或是因為嚴重的內科疾病而不適合接受正規手術或復健的患者。而手術植入人工椎間盤的病患也會被排除在此研究外。

2.3 活動度與活動度貢獻百分比

活動度為量測病患之側向 X 光影像所得。病患皆會在術前、術後三個月、術後六個月以及術後十二個月拍攝前彎、中立、後仰等三張不同姿勢的側向 X 光



片，藉由量測 X 光片上頸椎的角度變化得到頸椎在不同時間點的活動度。量測的軟體為使用 LabVIEW 2011 vision assistant(TX, USA)近行活動度的量測。

2.3.1 頸椎整體活動度

頸椎整體活動度常做為臨床復原程度的指標，一般定義為頸椎第二節至第七節之活動度。量測方法為量測頸椎第二節椎終板下緣，與頸椎第七節椎終板下緣之夾角(此一夾角被稱為 Cobb angle)，而將前彎與後仰的兩個角度相加，即可得到頸椎整體活動度，如圖 2.2 所示，為 $a+b$ ^{9,10,16}。

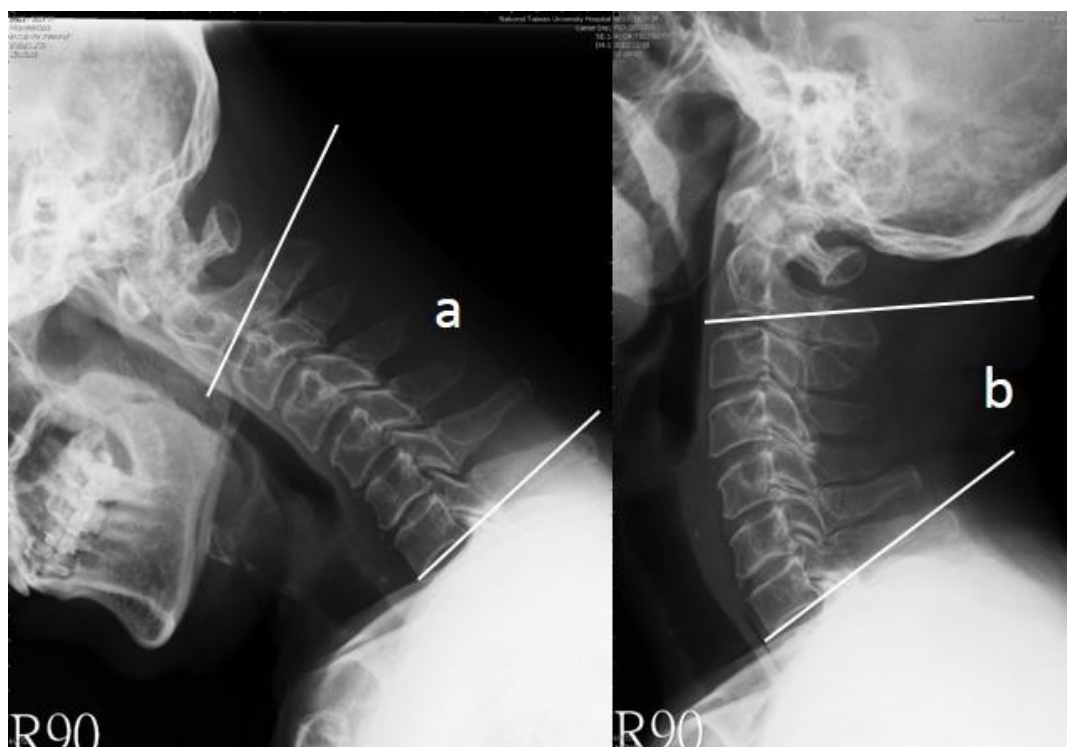


圖 2.2 整體活動度量測方法

2.3.2 手術節活動度

手術節為植入人工椎間籠的部位，並會在術後與上下椎體融合，一般將此節狀況視為手術成功與否的指標。椎間融合手術是將手術節上、下椎體融合，因此量測方法將兩個椎體與植入之人工椎間籠視為一個活動單位(functional spinal unit,

FSU)來進行量測。在 X 光影像上量測椎間籠植入的上節椎體之上緣以及植入節之下節椎體之下緣所夾之角度，如圖 2.3、2.4 所示，為 X_f 、 X_e 。將前彎與後仰所得到之角度相加，就可得到手術節活動度。而兩節手術之病患則是將兩節植入節與其上下椎體視為一個大的活動單位，以上植入節的上節椎體之上緣與下植入節的下節椎體之下緣之角度計算，如圖 2.3、2.4 所示，為 X_f 、 X_e ^{10,15,35}。

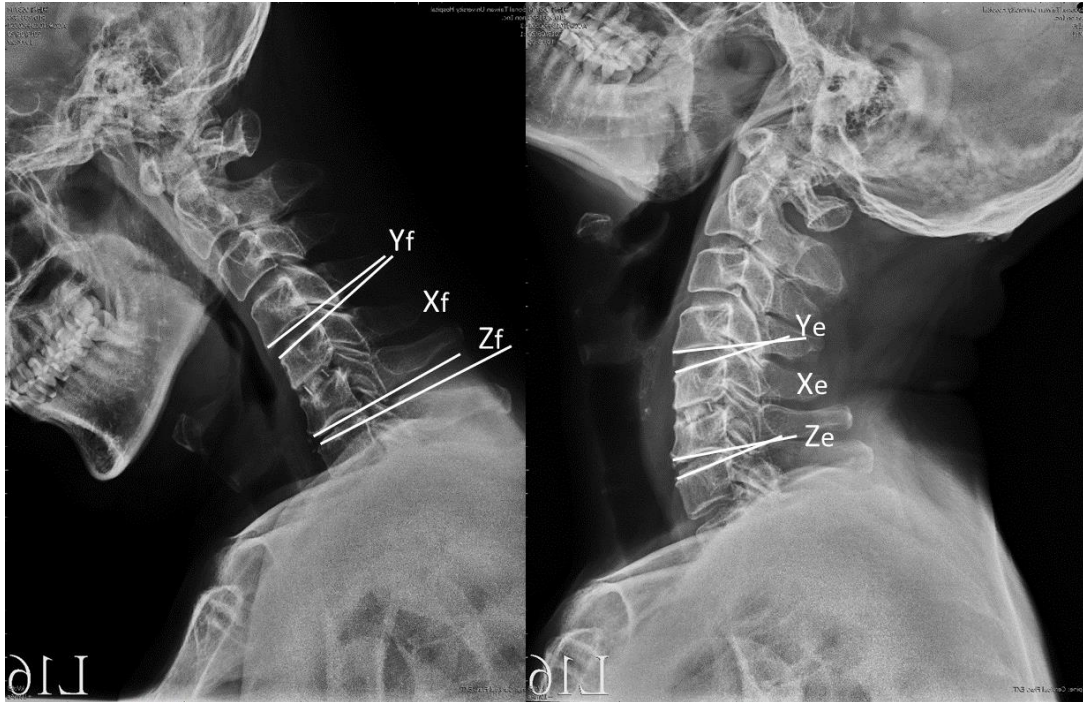


圖 2.3 一節手術病患手術節與鄰近節量測方法

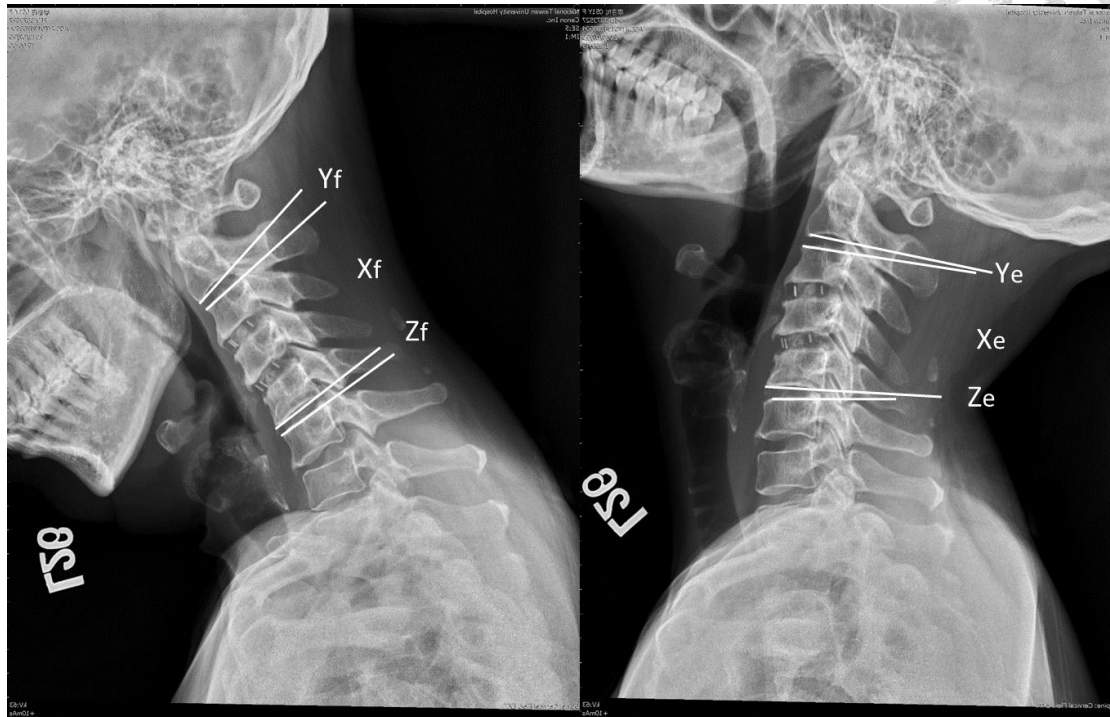


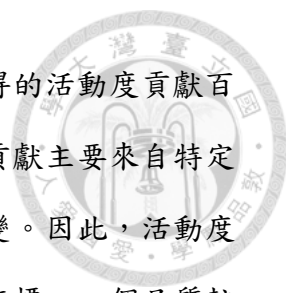
圖 2.4 兩節手術病患手術節與鄰近節量測方法

2.3.3 上、下鄰近節活動度

鄰近節活動度通常與鄰近節的再病變與退化一起討論，為術後探討的重點。上、下鄰近節活動度則是以量測活動單位之上、下椎間盤的角度變化。上鄰近節的量測方式為活動單位椎體的上緣，與活動單位上一節椎體之下緣的夾角，如圖所示，為 Yf 與 Ye。下鄰近節的量測方式為活動單位椎體的下緣，與活動單位下一節椎體之上緣的夾角，如圖 2.3、2.4 所示，為 Zf 與 Ze。將前彎與後仰所得的角度相加，即可得到上、下鄰近節活動度。此定義方法，近來受到較多的文獻支持。因為可以避免椎體的形狀對量測上的影響，也是直接量測頸椎活動時上、下鄰近節改變的椎間盤角度^{15,16,35}。

2.3.4 活動度貢獻百分比

傳統的活動度量測方法僅能瞭解最大的活動範圍，但對於整體運動中各椎節的運動狀況無法探討，因此，本實驗將前述所量測的整體活動度與各節間的活動



度轉換為百分比的概念來描述各椎節運動的情況。若是某節所得的活動度貢獻百分比比較其他椎節來的大，代表在頸椎的整體活動中，其活動的貢獻主要來自特定椎節，而活動貢獻較大的椎節有可能因為過多的活動而產生病變。因此，活動度貢獻百分比將視為頸椎在運動行為中，各節椎節的運動品質的指標，一個品質較佳的運動行為，各椎節理應各自佔有一定的活動度貢獻。

活動度貢獻百分比為量測病人頸椎術前、術後三個月、術後六個月以及術後十二個月等各時間點的整體活動度與各節活動度後，將每個病人所得的 C2~C7 頸椎整體活動度視為 100%，再將本研究想要探討的手術節活動度與鄰近節活動度除以整體活動度，得到手術節活動度貢獻百分比與上、下鄰近節活動度貢獻百分比(如：術後三個月手術節活動度/術後三個月整體活動度)^{18,20}。

2.4 影響因子

影響因子的討論大概可以區分為兩個部分，第一個部分是病患的基本資料，第二部分則是量測不同的頸椎幾何形態。幾何形態為量測病人術前之核磁共振影像，軟體部份一樣使用 LabVIEW 2011 vision assistant。

2.4.1 病患基本資料

病患基本資料包括性別、年齡、身高、體重、植入節的位置以及病史等病歷資料。

2.4.2 頸椎形態因子-椎體長度

椎體長度為量測各個椎體上、下椎終板之長度並取其平均值，代表椎體在側向的長度。主要量測為植入節上、下的椎體，探討對於手術節與鄰近節活動度貢獻百分比之影響³⁰。

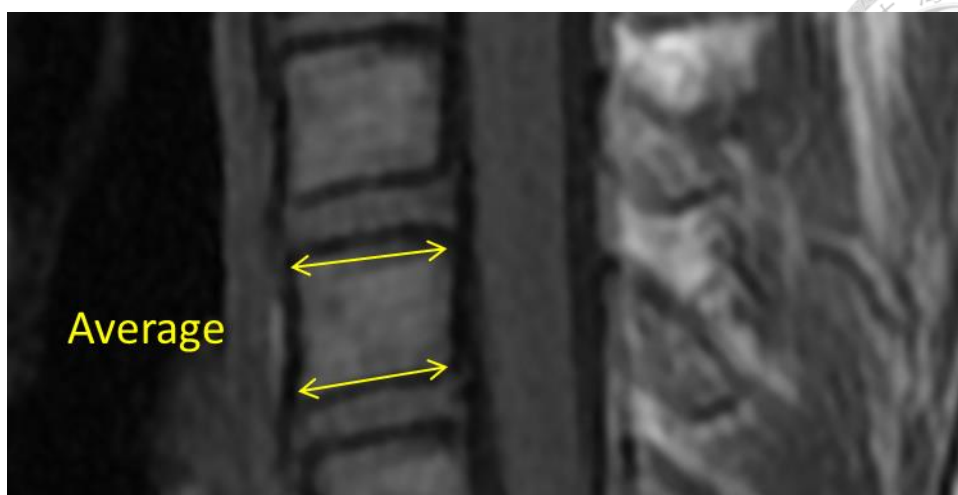


圖 2.5 椎體長度量測方法

2.4.3 頸椎形態因子-前、後側椎體高度

前側椎體高度為量測椎體上緣之前方頂點與椎體下緣之前方的頂點連線長度；後側椎體高度為量測椎體上緣之後方頂點與椎體下緣之後方頂點的連線長度。主要量測也為手術節上、下椎體，探討對於手術節與鄰近節的影響^{30,36}。

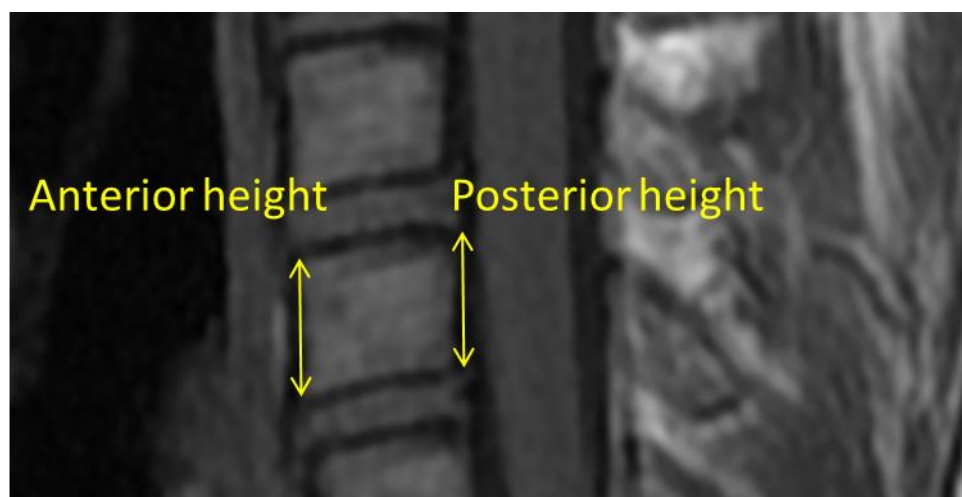


圖 2.6 前、後側椎體高度量測方法

2.4.4 頸椎形態因子-前側、中間、後側椎間盤高度

前側椎間盤高度為量測椎體下緣之前方頂點與下一節椎體上緣之前方頂點的連線長度；後側椎間盤高度為量測椎體下緣之後方頂點與下一節椎體上緣之後方

頂點的連線長度；中間椎間盤高度椎體下緣之中心與下一節椎體上緣之中心連線長度。因為在頸椎運動時，椎間盤會隨之變化，因此主要量測為手術節以及上、下鄰近節之椎間盤高度³⁶⁻³⁸。

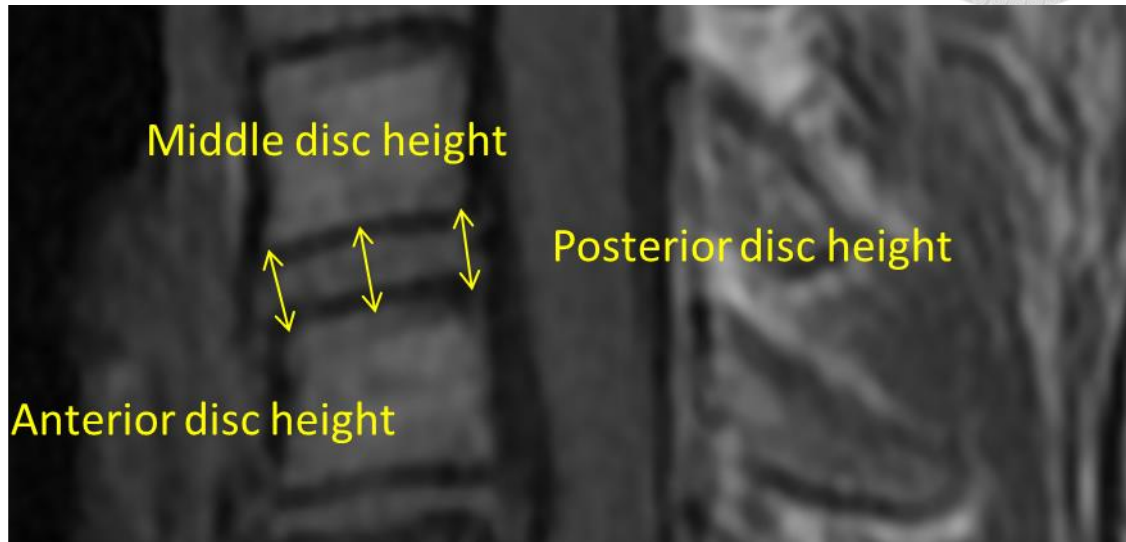


圖 2.7 椎間盤高度量測方法

2.4.5 頸椎形態因子-Pincer value

Pincer value 量測方式為椎體下緣後方之頂點與下一節之椎弓頂點之距離。通常用於討論後側壓迫，如後縱韌帶鈣化時量測的參數，主要量測為手術節與鄰近節³⁹。



圖 2.8 Pincer Value 量測方法

2.4.6 頸椎形態因子-Torg-Pavlov Ratio

Torg-Pavlov ratio 為量測椎體長度與椎孔間的比值(如圖 2.9，為 B/A)，椎孔越長，值越大。通常也會在後側壓迫時被討論的參數之一，主要量測為手術節與鄰近節^{26,40}。

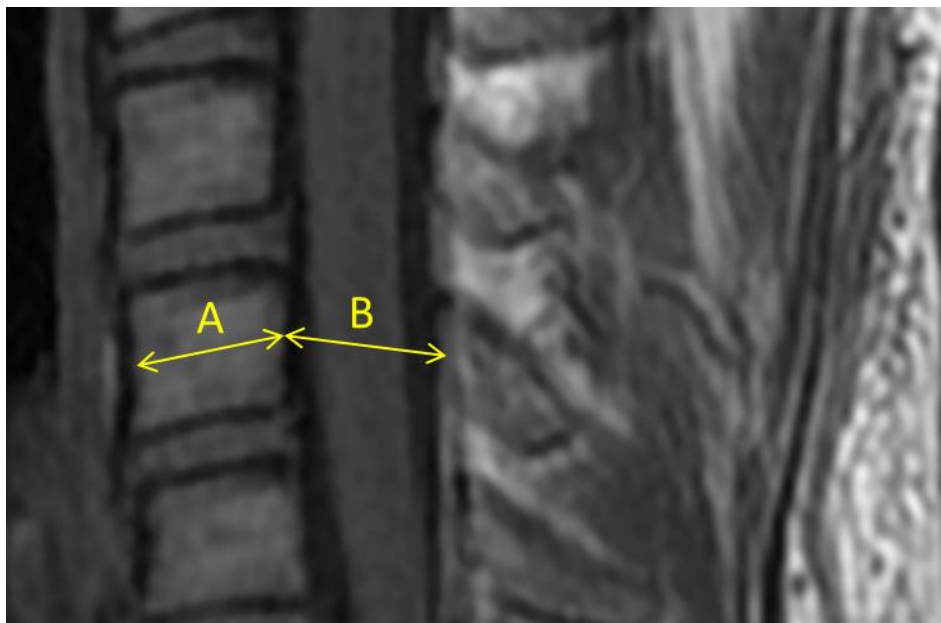


圖 2.9 Torg-Pavlov Ratio 量測方法



2.4.7 頸椎形態因子-頸椎整體曲度與手術節曲度

頸椎曲度的量測為選取病人在術前拍攝的正中 X 光影像資料進行量測，量測法與活動度一致，整體曲度為量測 C2 椎終板下緣與 C7 椎終板下緣之夾角；手術節曲度為量測手術節上椎節上緣與手術節下椎節下緣，如圖 2.10 所示。

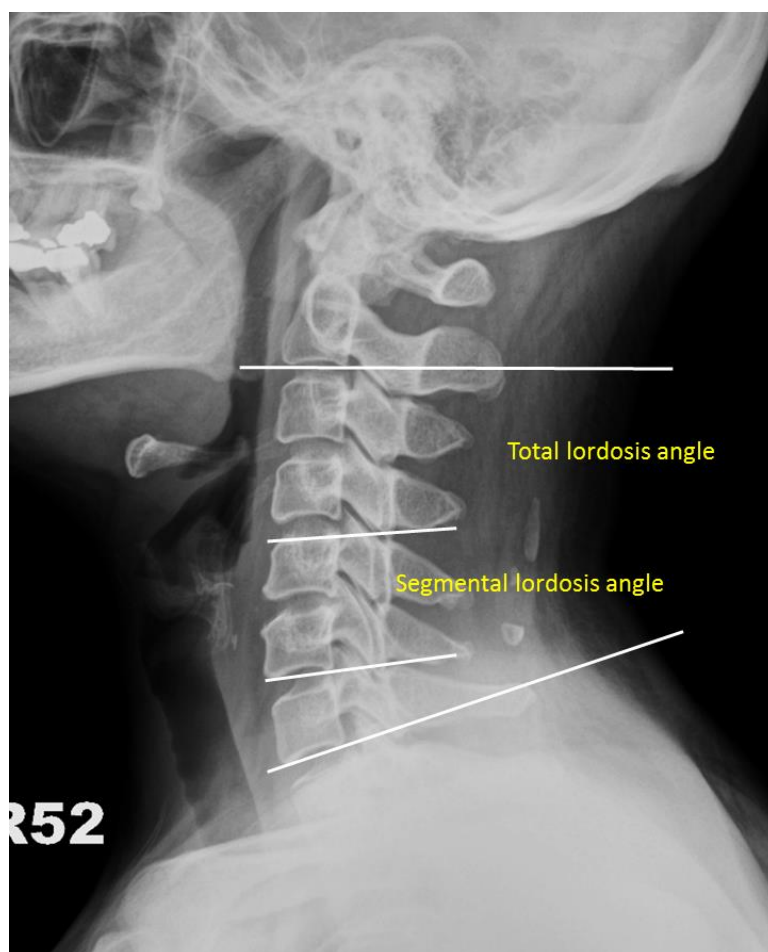


圖 2.10 頸椎整體曲度與手術節曲度

2.4.8 頸椎形態因子-頸椎曲度特徵

本研究先將頸椎曲度分成四個不同的形態：後凸(kyphosis)、前凸(lordosis)、僵直(straight)、S 曲線(S-shaped)⁴¹⁻⁴³。利用前述所量測的頸椎曲度，角度大於五度者，則視為前凸或後凸，若是在五度以內，則視為僵直；而在 X 光影像中有明顯的曲線變化者，則為 S 曲線組。

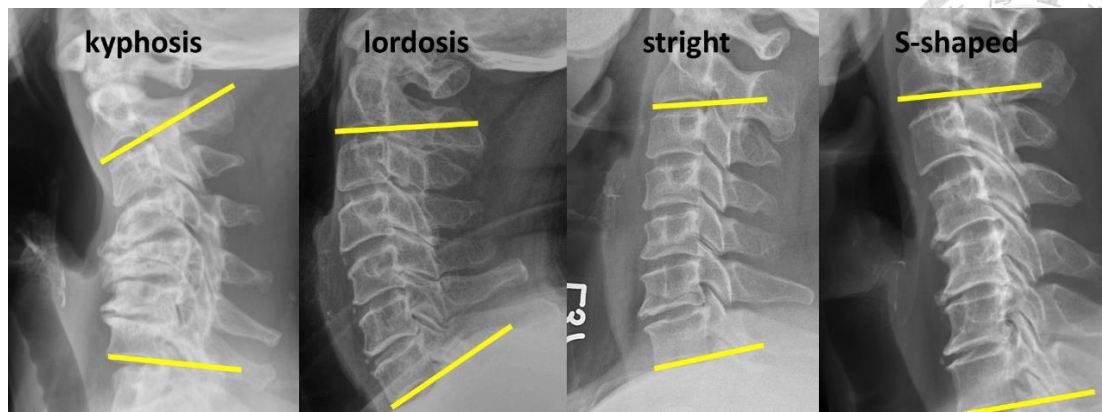


圖 2.8 頸椎曲度特徵

2.5 參數化有限元素模型

參數化有限元素模型為使用實驗室先前所開發之參數化頸椎有限元素模型⁴⁴。每個椎體利用十五個幾何參數所定義。模型由頸椎第三節至第七節所組成，包含椎體、小面關節、椎弓根、後脊突等硬組織，以及韌帶、椎間盤等軟組織。

2.5.1 參數化有限元素模型建立

參數的量測則是利用 LabVIEW Vision assistant 在病人的核磁共振與 X 光影像上量測所需要的幾何參數⁴⁴(如圖 2.9 與表 2.1)。模型的建立則是分成 ANSYS Workbench 以及 ANSYS ADPL(ANSYS, Inc. Canonsburg, PA, USA)兩部分來完成。取得各節椎體的幾何參數之後，會將參數輸入 ANSYS Workbench 建立各節的椎體模型，而控制椎體的變形與將各節椎體的組成都會在此部份完成。完成的 C3~C7 頸椎幾何模型會輸出至 ANSYS ADPL 裡建立韌帶組織。最後將材料參數輸入(材料參數如表)與切割網格，就可得到病患的參數化頸椎有限元素模型進行模擬。

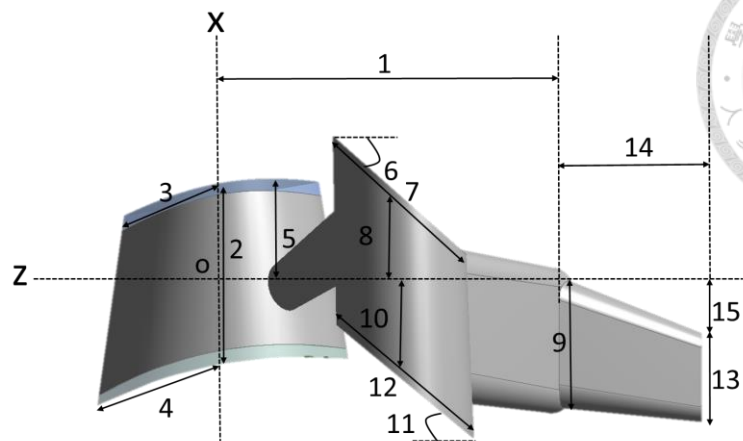
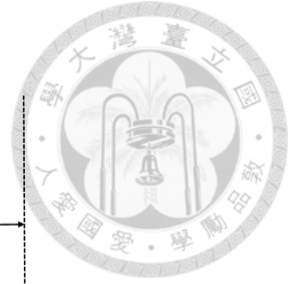



圖 2.9 單節椎體量測示意圖

表 2.1 參數化模型量測參數

parameter	Describe
1	椎板尾長橢圓離原點的距離
2	椎體高度
3	椎體上平面長軸長度
4	椎體下平面長軸長度
5	椎弓根與椎體上平面之距離
6	小面關節上平面以原點為轉軸的角度
7	小面關節上平面直徑
8	小面關節上平面離原點的距離
9	椎板高度
10	小面關節下平面離原點的高度
11	小面關節下平面以原點為轉軸的角度
12	小面關節下平面直徑
13	棘突高度
14	棘突尾離椎板的距離
15	棘突尾離小面關節下平面垂直距離

表 2.2 材料參數



Material properties						
number	Components	Element type	E (Mpa)	γ	cross-section area (mm ²)	References
1	Cortical shell	Solid185	12000	0.3		Goel,1988
2	Endplate	Solid185	500	0.4		Kumaresan,1997
3	Disc annulus	Solid185	4.2	0.45		Goel,1988
4	Disc nucleus	Solid185	0.03	0.499		-
5	Cancellous core	Solid185	100	0.2		Goel,1988
10	CL	Link180	7.5	0.3	30	Goel,1988
11	PLL	Link180	10	0.3	20	Goel,1988
12	ALL	Link180	7.8	0.3	63.7	Goel,1988
13	ISL	Link180	10	0.3	40	Goel,1988
14	FL	Link180	15	0.3	40	Goel,1988
15	PEEK	Solid185	3600	0.4		-

2.5.2 邊界條件與位移負載

模擬分析採用位移控制，由 X 光影像上所量測的病患椎體在前彎、後仰動作上的位移與旋轉輸入模型加以控制。利用位移控制方法，頸椎模型可以依照輸入的條件進行移動，達到跟 X 光影像上一樣的活動。邊界條件則是將模型的第七節頸椎底部固定，不允許位移與旋轉。



病患的選取將會依據上鄰近節的活動度變化在一節手術與兩節手術的病患中各選取一位符合各自整體趨勢的當做代表。

2.5.3 椎間核壓力

椎間核壓力的計算方法為先讀取 ANSYS 程式輸出靜水壓應力值，而為避免模擬出現不合理的極值，本研究會將所得的數據前百分之二十五與後百分之二十五去除，只取中間的百分之五十平均所得為最後的椎間核壓力。

2.6 統計分析方法

2.6.1 活動度與活動度貢獻百分比統計方法

為了瞭解活動度與活動度貢獻百分比在術前、術後三個月、術後六個月以及術後十二的月之間是否有統計意義上的變化，統計分析方法採用 Mixed models ANOVA，而統計軟體則是使用 SPSS Version 20(Inc., Chicago, IL)來進行。若是所得的 p 值小於 0.05，則視為有顯著的變化。

2.6.2 影響因子統計方法

而為了討論頸椎幾何形態因子與頸椎活動度貢獻百分比之相關性，統計方法則是使用 Spearman's correlation 來進行分析，統計軟體一樣使用 SPSS Version 20(Inc., Chicago, IL)。所得之 R 值若是介於 0~0.3 則視為低度相關，0.3~0.6 視為中度相關，0.6~0.9 則為高度相關。若是所得的 p 值小於 0.05，則視為有顯著的相關。

第三章 結果



最後進入研究之病患共有 47 位，平均年齡約為 55.4 歲(範圍：30 至 79 歲)，包含 28 位男性與 19 位女性。其中一節前路手術之病患共有 30 位，兩節前路手術則有 17 位。

3.1 頸椎活動度與活動度貢獻百分比

3.1.1 頸椎整體活動度

一節手術病患的整體活動度從術前的 48.6 度在術後三個月顯著下降到 35.8 度($p=0.002$)，而在術後六個月時與術後三個月相比又顯著的上升至 45.8 度($p=0.009$)，但與術前沒有顯著差異；十二個月時也維持在約 43.8 度的活動度，但與術前、術後六個月皆無顯著差異。而兩節手術的病患，整體活動度在術後三個月時由術前的 46 度顯著的降至 26.9 度($p<0.001$)，而在術後六個月時稍稍上升至 31.8 度($p=0.001$)，但仍然與術前相比有顯著的下降；十二個月時約為 32.7 度($p=0.012$)，但與術前相比還是有顯著的差異，但兩節手術的病患術後活動度有緩緩上升的趨勢。而在整體趨勢上，一節手術病患的活動度略比兩節手術的病患大。

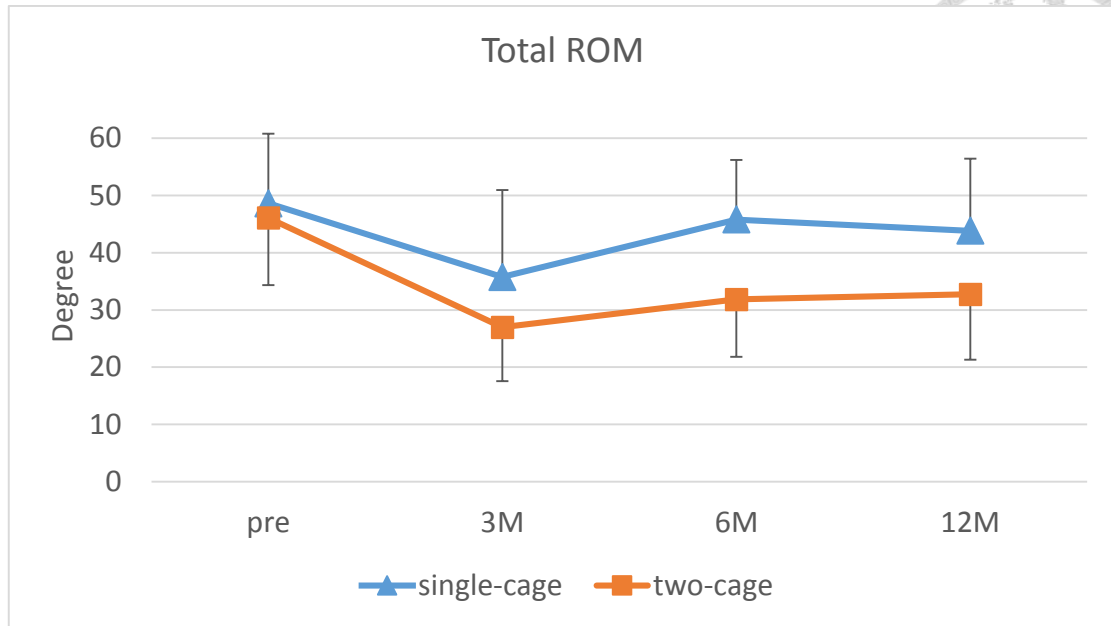


圖 3.1 整體活動度變化

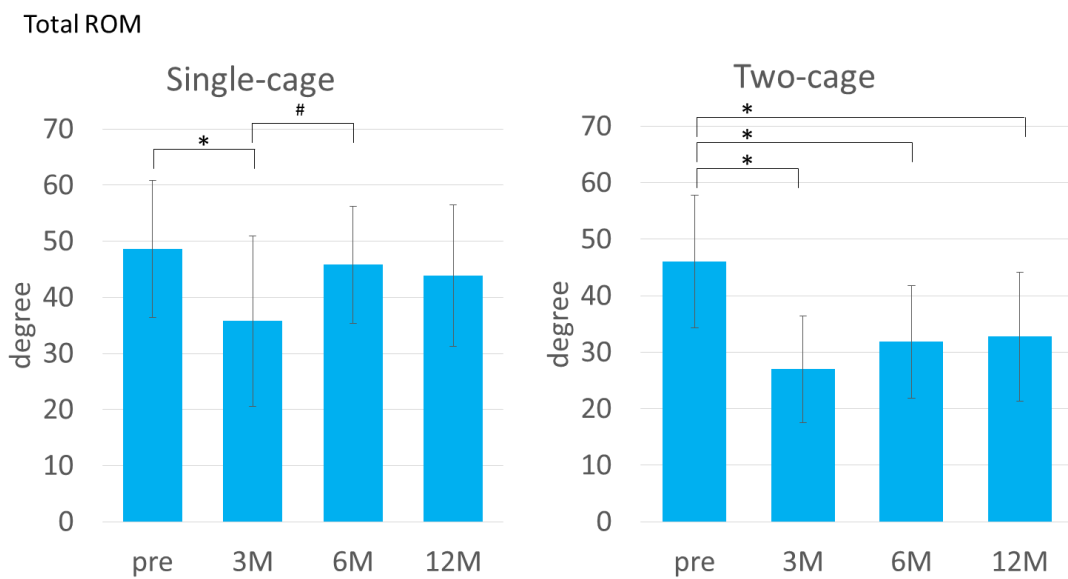


圖 3.2 整體活動度變化:(左)一節手術；(右)兩節手術

3.1.2 活動度貢獻百分比

如圖 3.3，一節手術的病患其手術節以及上、下鄰近節活動度貢獻百分比總和在術前與術後變化不大，約保持 60~70%的活動度貢獻百分比，而手術節活動度貢獻百分比在術後減少，上鄰近節活動度上升，下鄰近節雖有上升但幅度較

小。兩節手術的病患手術節以及上、下鄰近節活動度貢獻百分比總和術前約 76.4%，而術後則是增加至約 90% 左右的活動度貢獻百分比。手術節活動度貢獻百分比也是在術後減少，上鄰近節活動度貢獻百分比也是增加的趨勢，下鄰近節活動度貢獻百分比也是有逐漸上升的趨勢。活動度與活動度貢獻百分比的轉換如表 3.1。

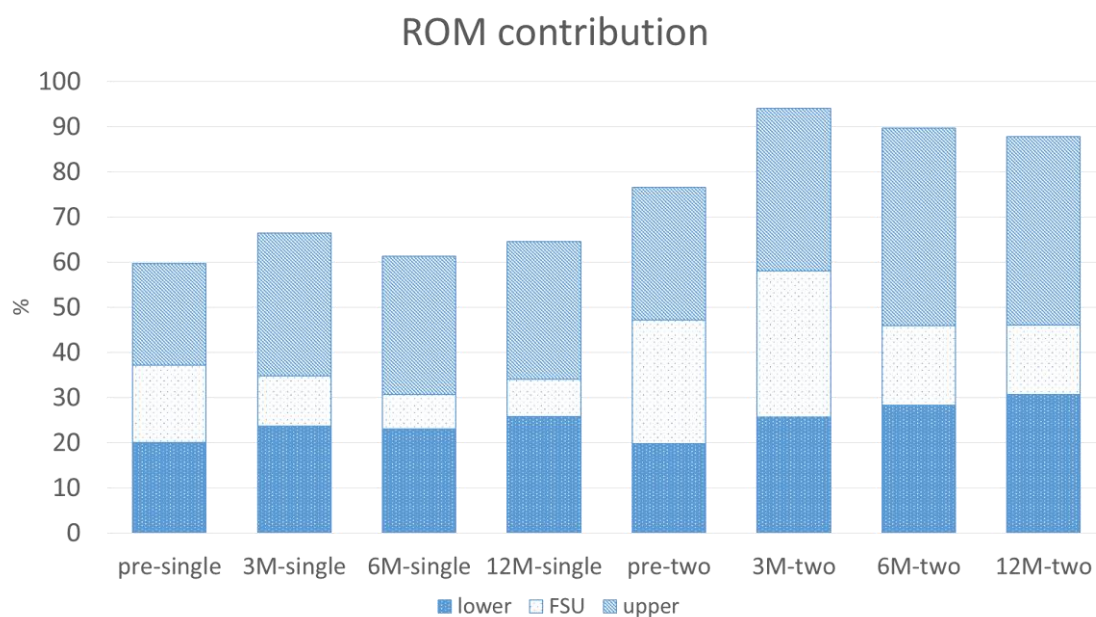


圖 3.3 活動度貢獻百分比堆疊圖

表 3.1 活動度與活動度貢獻百分比對照表



	Pre		3M		6M		12M	
	Single-cage	Two-cage	Single-cage	Two-cage	Single-cage	Two-cage	Single-cage	Two-cage
Total ROM(degree)	48.6±12.2	46.1±11.8	35.8±12.2*	27.0±9.4*	45.8±10.4#	31.8±10.0*	43.8±12.6	32.7±11.4*
Upper adjacent contribution(%)	22.6±8.7	29.4±10.4	31.6±11.2*	36.0±16.7	30.6±6.3*	43.7±20.6*	30.6±11.6*	41.8±12.6
Upper adjacent ROM(degree)	11.3±4.9	12.6±3.2	10.4±3.9	8.9±2.9	13.9±3.8	13.9±4.4	12.8±4.2	12.5±5.4
FSU adjacent contribution(%)	17.1±8.7	27.3±16.7	11.1±7.3*	32.4±27.4	7.7±5.2*	17.6±16.7	8.3±3.2*	15.3±12.1**
FSU adjacent ROM(degree)	8.8±5.4	13.1±9.9	3.5±2.2	7.1±4.8	3.6±2.8	5.2±5	3.5±1.1	4.7±3.9
Lower adjacent contribution(%)	20.0±5.3	19.8±9.7	23.6±14.6	25.7±16.7	23.0±9.8	28.3±11.6	25.7±11.6	30.7±18.7
Lower adjacent ROM(degree)	9.6±4.4	8.5±3.2	8.2±4.3	6.0±2.7	10.3±4.4	8.5±3.5	10.6±2.9	9.2±4.2
*:significant difference compare to pre-surgery group								
#:significant difference compare to post 3 months -surgery group								



3.1.3 手術節活動度貢獻百分比

一節手術病患的手術節貢獻百分比從術前的 17%，在三個月時顯著下降至 11.1%($p=0.012$)，在六個月與十二個月時也與術前相比顯著下降至 7.6%($p<0.001$) 與 8.3%($p<0.001$)，但術後三個月、六個月、十二個月之間並無顯著的差異。兩節手術的病患則是在三個月時從術前的 27.3% 上升至 32.4%，六個月時又下降至 17.6%，但不論術後三個月與術後六個月與術前相比皆無顯著的差異，在術後十二月才與術前相比顯著的下降至 15.3%($p=0.047$)。而整體趨勢上，兩節手術病患的手術節活動度貢獻百分比皆較一節手術的病患多。

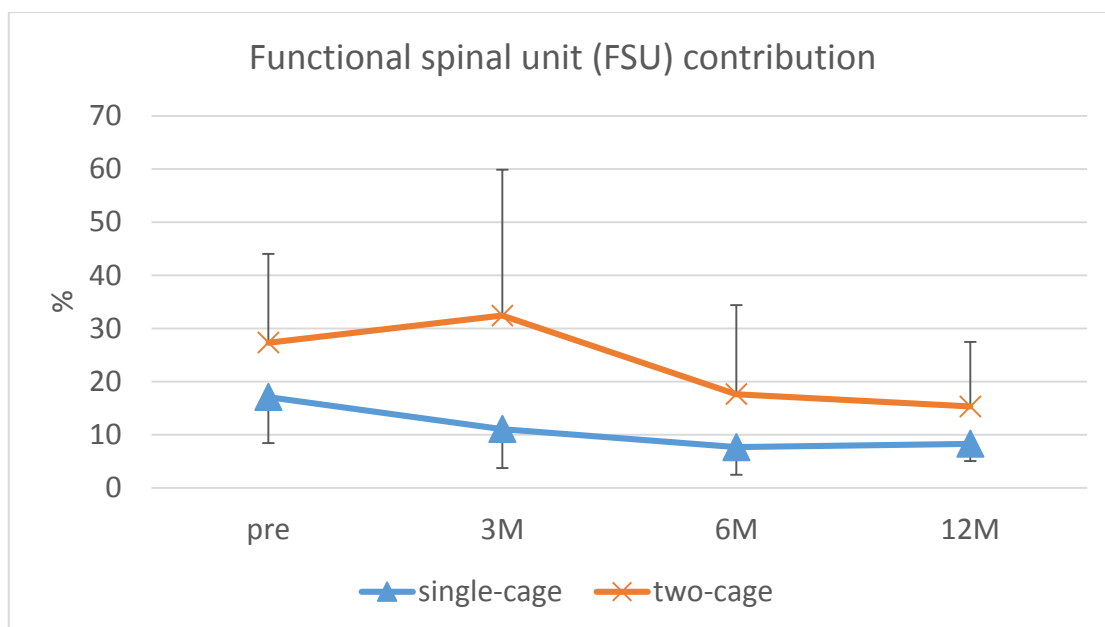


圖 3.4 手術節活動度貢獻百分比變化

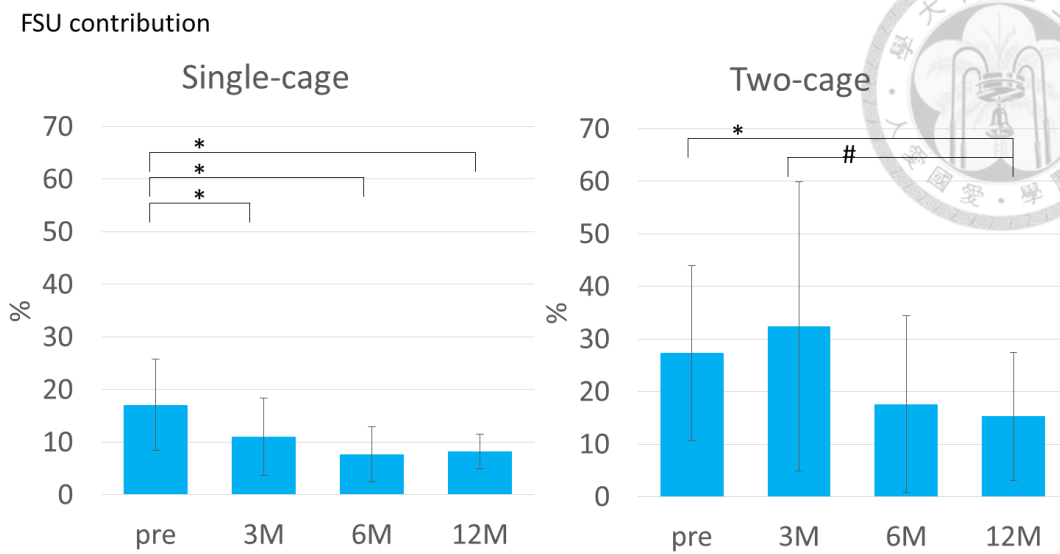


圖 3.5 手術節活動度貢獻百分比變化:(左)一節手術；(右)兩節手術

3.1.4 上鄰近節活動度貢獻百分比

一節手術病患的上鄰近節活動度貢獻百分比在術後三個月就由術前的 22.5% 顯著的上升至 31.6%($p=0.02$)，術後六個月與術前相比也是顯著的上升至 30.6%($p=0.01$)，術後十二月也維持在 30.6%($p=0.05$)並與術前有顯著的差異，但術後三個月、六個月、十二個月之間並無顯著的差異。兩節手術病患的情況則是由術前的 29.3%在術後三個月時上升至 35.9%，但沒有顯著的差異；在術後六個月又繼續上升至 43.7%($p=0.042$)，並與術前相比有顯著的上升。術後十二個月則是降至 41.7%($p=0.061$)，與術前相比雖無顯著的差異，但與術後六個月狀況相近，且無顯著差異。整體趨勢上，兩節手術病患的上鄰近節活動度貢獻百分比皆較一節手術的病患多。

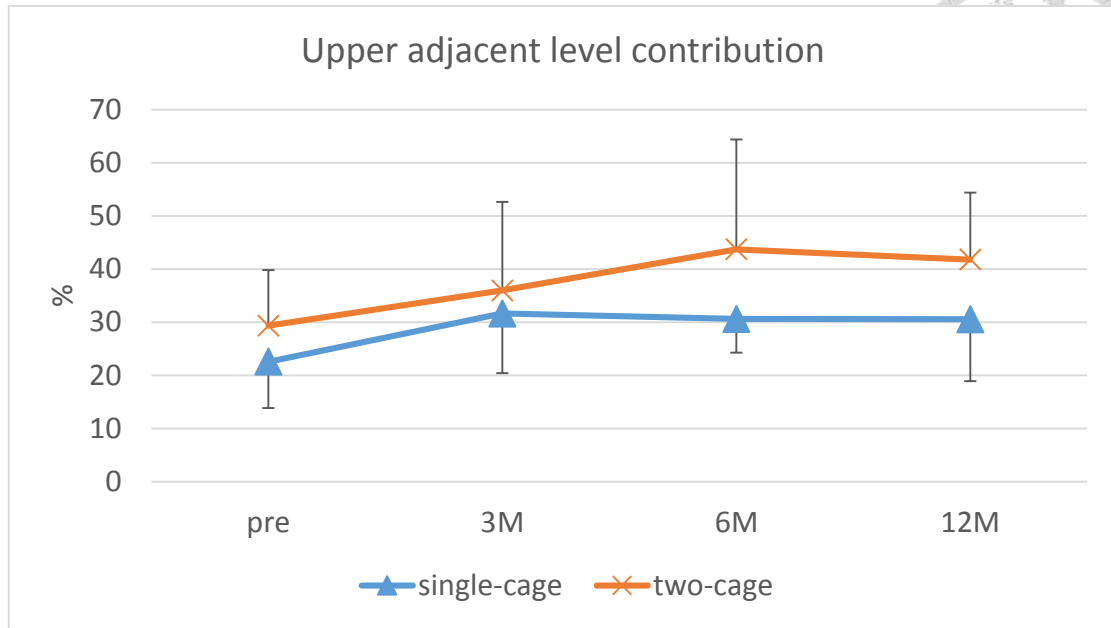


圖 3.6 上鄰近節活動度貢獻百分比變化

Upper adjacent level contribution

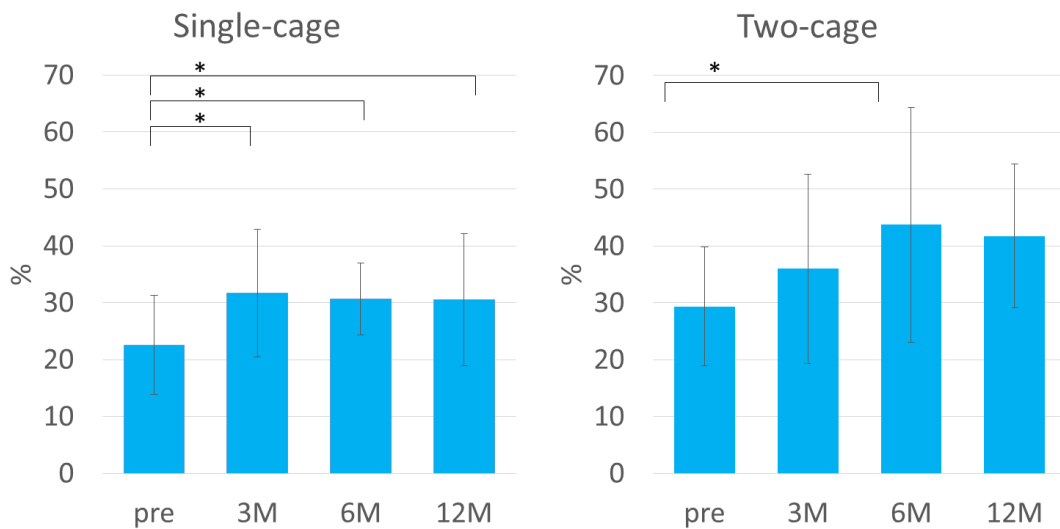


圖 3.7 上鄰近節活動度貢獻百分比變化:(左)一節手術；(右)兩節手術

3.1.5 下鄰近節活動度貢獻百分比

下鄰近節活動度貢獻百分比的部分，一節手術與兩節手術的病患皆是有上升趨勢，一節手術的病患由術前的 20% 在十二個月後增加到 25.7%，兩節手術的病患則是由 19.8% 上升至 30.7% ($p=0.052$)，雖然兩者都呈現術後活動度貢獻百分比上升的趨勢，但不管一節或是兩節病患的活動度貢獻百分比變化皆無顯著的差



異。而整體趨勢上，兩節手術病患的下鄰近節活動度貢獻百分比略比一節手術的病患多。

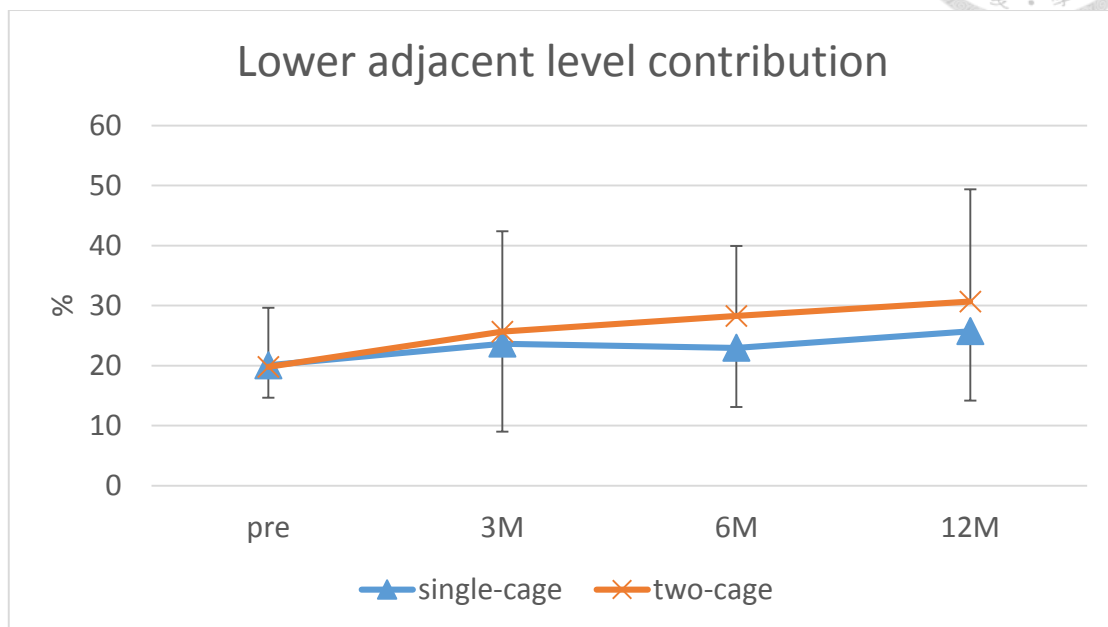


圖 3.8 下鄰近節活動度貢獻百分比變化

Lower adjacent level contribution

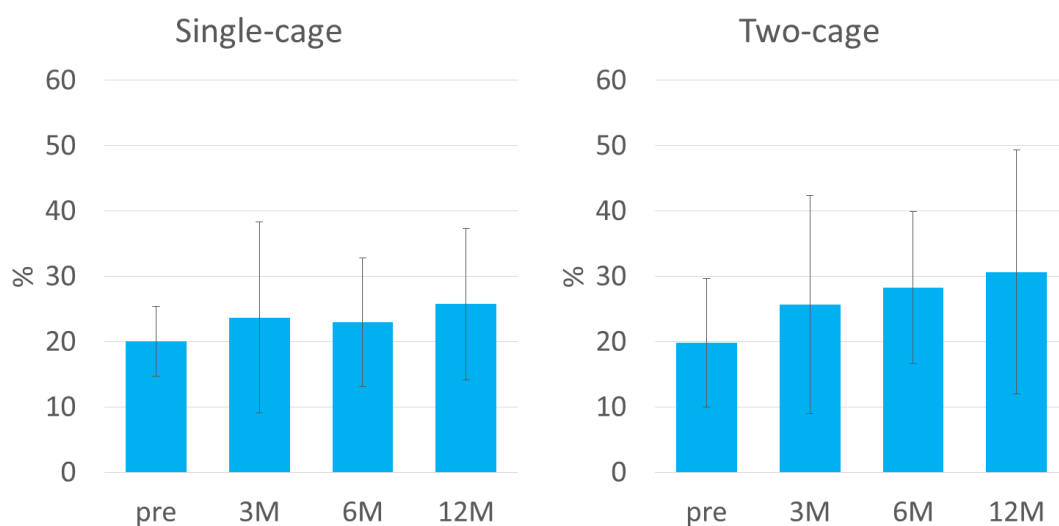


圖 3.9 下鄰近節活動度貢獻百分比變化:(左)一節手術；(右)兩節手術



3.2 相關因子與活動度貢獻百分比

由前述的活動度貢獻百分比結果可以發現，接受前路椎間融合手術的病患會在術後的上鄰近節活動度有上升的趨勢。其中又以兩節手術的病患有一個持續上升的趨勢，因此，第二部分將討論重點放在相關因子與上鄰近節活動度貢獻百分比。

3.2.1 病患基本資料與上鄰近節活動度貢獻百分比

在病患的基本資料，包含年齡、性別、菸癮、身高、體重等資料，在與一節與兩節手術的病患之上鄰近節活動度貢獻百分比的相關性分析中，皆無高度相關或是顯著相關的因子出現。

3.2.2 頸椎形態因子與上鄰近節活動度貢獻百分比

一節手術的病患中並沒有發現頸椎幾何形態因子與上鄰近節活動度貢獻百分比有顯著的相關性。在兩節手術的病患則是發現接受術前的手術節上節後側椎間盤高度與上鄰近節活動度貢獻度百分比有高度負相關($R=-0.717$)，並有顯著的相關性($p=0.03$)。

3.3 活動度與椎間盤壓力模擬

病患的選取標準為與依據上鄰近節活動度在各自的族群符合整體趨勢，並且幅度近似者。因此，一節手術病患選取術後上鄰近節活動度增加 2.3 度；兩節手術病患選取上鄰近節活動度增加 3.6 度進行模擬分析，位移模擬結果如圖 3.10 與圖 3.11。

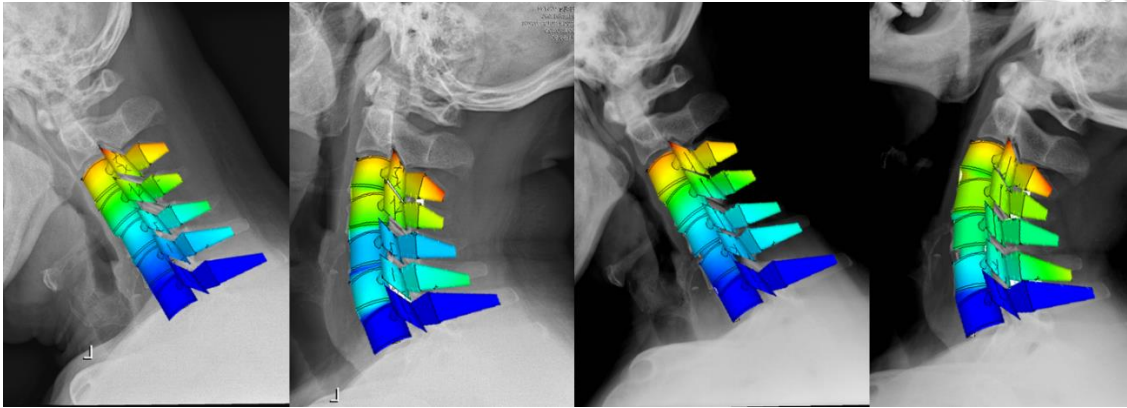


圖 3.10 一節手術病患有限元素模擬(男性，54 歲)

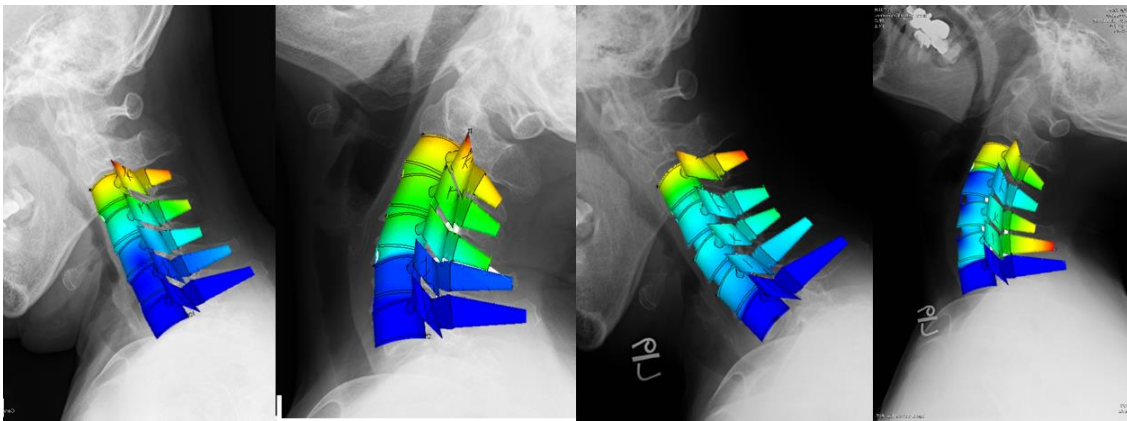


圖 3.11 兩節手術病患有限元素模擬(女性，62 歲)

一節手術病患在前彎姿勢下，椎間盤壓力由術前的 0.285MPa 在術後六個月上升至 0.345MPa，約增加 21%，而後仰姿勢也從術前的 0.386MPa 在術後六個月上升至 0.478MPa，約上升 23.8%；兩節手術病患在前彎姿勢下，椎間盤壓力由術前的 0.622MPa 在術後六個月上升至 0.894MPa，約上升 43.7%，而後仰姿勢也從術前的 0.421MPa 在術後六個月上升至 0.565MPa，約上升 34.2%。總體趨勢上，兩節手術的病患術後椎間盤壓力上升的趨勢皆比一節手術略多。

第四章 討論



4.1 頸椎活動度與活動度貢獻百分比

4.1.1 整體活動度

在 Deok¹⁰ 的研究中，一節椎間融合手術的病患術前約為 40 度，會在術後一個月下降至 32 度，但會在術後六個月恢復至 43 度，而本研究一節手術的病患術前整體活動度為 48 度，術後三個月下降至 35 度，在術後六個月恢復至 45 度，趨勢上大致類似，但沒有回復至超過術前的活動度，結果與先前文獻^{10,11,15,16,30} 的趨勢一致。兩節手術的病患在術後三個月由術前的 46 度下降至 26 度，術後六個月後雖有上升趨勢，但仍然與術前相比有顯著差異，原因可能為增加手術融合節的增加，減少了兩個可活動的運動單元，造成手術後恢復較慢，而此結果也與 Prasarn¹² 等人的研究一致。

但不論一節或兩節手術的患者皆在三個月有顯著的下降，但在術後六個月時一節手術的病人活動度開始恢復至與術前相同的狀況，兩節手術的病人雖有上升的趨勢，但幅度較少，術後可能需要有進一步的追蹤研究。

4.1.2 鄰近節活動度與鄰近節活動度貢獻百分比

病人術後的鄰近節活動度在本研究中不論一節手術或是兩節手術皆有回復到與術前相同的趨勢，但兩節手術的病患總體活動度卻又有顯著的下降，這也反映到了先前文獻^{18,20,21} 所提到的僅能分析所量測得角度大小，卻無法對椎節間的運動與運動行為得品質做一個探討的問題。

而利用活動度貢獻百分比的概念，可以了解到在不同時間點，頸椎的運動行為的活動品質與在運動行為中，各個椎節所提供得運動比例。若是一個良好的頸椎運動行為，各個椎節理應具有各自並近似的活動度貢獻百分比。

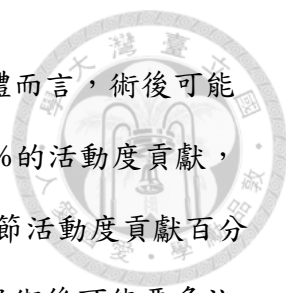


4.1.3 活動度貢獻百分比

Auerbach 等人在 2011 發表的研究結果中表示，一節椎間融合手術病患在兩年的追蹤研究中，其手術節活動還在貢獻會因為融合固定會在術後減少，但減少的活動貢獻百分比則會由上、下鄰近節所補充，此一現象與本研究的結果相同，手術節因為融合而減少約 10% 得活動度貢獻，主要代償到上鄰近節活動貢獻百分比。但在 Auerbach 等人的研究中，病人的手術節與鄰近節總和由術前的 60%，在術後降至 54%，而本研究則是在術前與先前文獻一致，手術節與鄰近節總合約為 60%，但在術後則是略升至 64%。其原因可能因為 Auerbach 等人為術後兩年的追蹤研究，病人的手術節活動貢獻百分比已降至 2%¹⁸，在本研究僅進行至術後一年的觀察，手術節仍有約 8% 活動度貢獻，因此才會造成手術節與鄰近節活動度貢獻百分比總和較高的情況。

兩節手術的病患其趨勢與一節手術病患大致相同，手術節因為融合而減少的活動度貢獻百分比會代償給上、下鄰近節。但術後手術節與鄰近節活動度貢獻百分比的總和上升約 20%，其原因可能是因為病患相當於失去兩個可活動的運動單元，造成術後頸椎的運動模式改變，上、下鄰近節需要提供更多的活動度貢獻，而先前文獻¹²所提到的兩節手術術後鄰近節活動度相較於一節手術會有比較多的增加也可能是原因之一。

與 Auerbach^{18,20} 等人僅探討術前與術後兩年的研究相比，本研究雖然目前僅對病患進行術後一年的觀察，但將時間點細分為術後三個月、六個月以及十二個月進行時間關係的探討，而從時間點的演進可以發現，一節手術的病患術後活動度貢獻百分比的變化主要在手術節與上鄰近節，對於其他的椎節影響不大，並且在術後三個月就有穩定的趨勢，與術後六個月以及術後十二個月相比也無顯著的變化，整體為一個品質較佳的頸椎運動行為。兩節手術的患者則是可以看出，術後的活動度貢獻主要來自於上、下鄰近節，而手術節的活動度貢獻雖有隨著時間




而下降，但在十二個月才初具穩定的趨勢。對兩節手術病患整體而言，術後可能為一個品質較差的頸椎運動行為，因為上、下鄰近節佔了近 70% 的活動度貢獻，在 Auerbach 的研究也指出，在頸椎的運動行為中，若有特定椎節活動度貢獻百分比偏大，為一個品質不佳的頸椎運動，因此接受兩節手術的病患術後可能要多注意頸椎的運動行為，不可承受過多的活動與負載。

4.1.4 鄰近節活動度貢獻百分比

在 Auerbach 等人的研究中，一節手術病患的上鄰近節活動度貢獻百分比由術前的 24% 在術後兩年增加到 27%，而本研究中則是術前 22%，術後一年上升至 30%，整體趨勢一致並皆與術前有顯著的差異。兩節手術的病患則是由術前的 29% 術後一年上升到 41%，整體也是呈現上升的趨勢，但幅度略大於一節手術的病患。其原因可能為一節手術的病患術前頸椎為較健康的狀況，各節在術後還擁有一定的活動能力，但兩節的病患術後減少了兩個活動單元，病患若是想進行與術前相當的運動行為，上鄰近節需要更多的活動度，先前也有文獻指出，術後兩節手術病患的上鄰近節活動度會比一節手術的病患增加得多¹²，因此，兩節手術的病患在術後可能需要注意頸部的保護，不要讓頸椎有過多的活動。

從時間的演進來看，一節手術的病患在術後三個月的時候，上鄰近節就因為手術節融合的影響有顯著上升，但術後六個月以及術後十二個月皆維持在 30% 的活動度貢獻百分比；兩節手術的病患則是在六個月上升至 40% 後才會有有穩定的趨勢，其原因可能為一節手術病患因為只有一節受到手術影響，而兩節手術的病患則是減少了兩個活動單元，在術後手術節固定前比較容易有不穩定的情形發生，因此，兩節手術的病患在術後六個月前可能還是需要注意頸部的保護。

下鄰近節的部分，Auerbach 的研究中由術前的 18% 在術後兩年增加至 24%，並且術前與術後兩年相比有顯著的差異，而本研究一節手術病患則是從 20% 增加至 25%，上升的趨勢相同，但術前與術後相比皆無顯著的差異，原因可能為在本



研究中，代償現象主要發生在上鄰近節，下鄰近節雖有上升的趨勢，但受到影響不大，另外也有可能因為本研究目前僅有術後一年的追蹤觀察，上升的狀況尚不明顯，或許需要繼續對病患進行觀察。兩節手術的病患則是由 20% 增加 30%，有明顯上升趨勢，並接近有顯著差異($p=0.052$)。因此，不論對於一節或是兩節手術的病患，在下鄰近節的部份可能都還需要繼續進行觀察。

整體來看，在一節與兩節手術病患的上、下鄰近節部份都有上升的趨勢並與先前文獻^{18,20}結果一致，但兩節手術的病患鄰近節上升的幅度皆比一節手術病患來得高，因此，兩節手術病患術後可能需要多注意頸部的保護，並且需要比較長時間的追蹤觀察。

4.2 相關因子與活動度貢獻百分比

4.2.1 病患基本資料與活動度貢獻百分比

先前對於相關因子的討論中所提出性別、年齡、菸癮與病症發生的時間長度^{22,27-29}等因子在本研究中的相關性分析皆沒有高度相關性以及顯著性。其原因可能為先前的研究最終的觀測的參數為病人是否有產生鄰近節的退化情形或是利用問卷所得的術後恢復情形，而本研究則主要與上鄰近節活動度貢獻百分比做相關性分析，也有可能因為樣本數不足的問題，造成與先前研究不一致的結果。

4.2.2 頸椎幾何形態因子與活動度貢獻百分比

最後進入相關性分析的術前幾何因子包含：手術節上、下的椎體長度、手術節上、下的前後側椎體高度、手術節與鄰近節的前側、後側、中央椎間盤高度、手術節與鄰近節的 Pincer value、手術節與鄰近節的 Torg-Pavlov Ratio、整體的頸椎曲度、手術節的頸椎曲度、術前整體活動度與手術節活動度。

先前的研究對於頸椎形態因子與前路椎間融合手術的相關性討論較少，文獻

中關於頸椎幾何形態因子的部分僅有頸椎曲度若是有後凸的傾向術後鄰近節有比較大的退化機率^{29,41}。但本研究中頸椎曲度與術後上鄰近節活動度貢獻百分比也無高度相關性。原因可能為在先前文獻的追蹤研究時間較長，並且是觀察病人是否真的有出現退化的情形，而本研究則是希望可以與頸椎的運動行為品質做一探討，另一方面也可能是樣本數不足而造成與先前研究不一致的結果。

但在兩節手術病患上鄰近節活動度貢獻百分比與幾何因子的相關性分析中發現術前手術節上節後側椎間盤高度與術後上鄰近節活動度貢獻百分比有高度負相關，意思是術前如果手術節上節的後側椎間盤高度較低，在術後上鄰近節將會有較多的活動度貢獻百分比，而術前椎間盤高度較低即是代表椎間盤的退化或坍塌情況較嚴重，上鄰近節在術前可能就開始需要承受多餘的活動或負載，對上鄰近節造成影響或是不穩定的情況，而在術後有活動度貢獻百分比上升的趨勢。因此，病人在術前的 X 光或是核磁共振影像上若是有發現椎間盤有坍塌或是下降的現象，在術後可能需要對頸部有比較多的保護，以防鄰近節有過多的活動。

在本研究的相關性探討中，原是希望可以利用術前得幾何參數因子對於術後鄰近節的運動行為與品質做一討論，可以提供臨床醫師對於病人術後的頸椎運動行為更多得資訊，但從研究結果來看，可能因為樣本數問題、追蹤時間的長短以及活動度貢獻百分比可能為較不敏感的變數，僅在兩節手術的病患中有找到較高得相關性因子，因此，若是要利用頸椎的幾何因子對於病人術後進行風險預測研究，可能需要增加樣本數與追蹤研究的時間並且考慮是否要更換為與實際的活動度進行相關性分析。

4.3 活動度與椎間盤壓力模擬

在先前的體外試驗¹³以及有限元素模型分析^{45,46}中，術後上鄰近節椎間核壓力在前彎後仰方向有顯著的上升，以及兩節手術的術後椎間核壓力上升得幅度會比一節手術多，在本研究中不論是一節手術或是兩節手術的病患在術後椎間盤壓

力皆有上升的狀況，並且顯示兩節手術的病患在前彎姿勢下，椎間核壓力上升的幅度最大，約為 47.8%，此結果與先前文獻^{22,45,47}趨勢一致。

由於先前文獻認為鄰近節活動度上升與椎間核壓力上升為加速鄰近節退化的重要因素，因此，藉由有限元素模擬可以發現兩節手術病患的術後鄰近節可能會椎間核壓力上升的問題，需要在術後注意頸部的保護，但本研究僅對一節與兩節手術病患各取一人進行模擬，若是要對各個病人進行詳盡的討論，可能需要對每個病人進行參數化有限元素模型的建立與分析。

第五章 結論



一節手術病患的整體活動度會在術後六個月時恢復到與術前相同的水準，但兩節手術則無，且一節手術的病患手術節會在術後三個月開始進入穩定，而兩節手術則是要到術後一年才與術前有顯著的差異。在上鄰近節活動度貢獻百分比的部分，一節手術的患者在術後三個月就有顯著的上升，但之後會保持穩定；兩節手術的患者則是呈現上升的趨勢直到術後六個月後才進入穩定，並且在椎間核壓力的模擬中，兩節手術的患者有較高的椎間核壓力變化，因此，兩節手術的病患在術後可能需要比較多的頸部保護，避免過多的活動。

在相關因子的探討中則是手術節上節後側椎間盤高度會對兩節手術的病患有所影響，椎間盤高度較低或者椎間盤塌陷者可能會使得術後的上鄰近節活動度貢獻百分比會偏高。

第六章 未來展望



短期目標方面，本研究對病患進行術後十二個月的追蹤觀察，但約有一半的病患尚未達到術後十二個月，因此，補足術後十二個月的樣本數為首要目標，希望可以使趨勢更加明顯以及穩定。

長期目標方面，鄰近節的退化問題為一個需要長時間探討與觀察的議題，本研究僅對病患進行術後十二個月的追蹤，雖可以大致看出趨勢，但術後十二個月之後的狀況仍需要持續的觀察，因此，對病人進行長時間的追蹤，可能為未來努力的目標。

參考文獻



1. Emery SE. Cervical spondylotic myelopathy: diagnosis and treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 2001;9:376-88.
2. Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, et al. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine (Phila Pa 1976)* 2002;27:2431-4.
3. Brodke DS, Zdeblick TA. Modified Smith-Robinson procedure for anterior cervical discectomy and fusion. *Spine (Phila Pa 1976)* 1992;17:S427-30.
4. Carrier CS, Bono CM, Lebl DR. Evidence-based analysis of adjacent segment degeneration and disease after ACDF: a systematic review. *Spine J* 2013;13:1370-8.
5. Helgeson MD, Bevevino AJ, Hilibrand AS. Update on the evidence for adjacent segment degeneration and disease. *Spine J* 2013;13:342-51.
6. Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, et al. Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81:519-28.
7. Song KJ, Choi BW, Jeon TS, et al. Adjacent segment degenerative disease: is it due to disease progression or a fusion-associated phenomenon? Comparison between segments adjacent to the fused and non-fused segments. *Eur Spine J* 2011;20:1940-5.
8. Gore DR, Gardner GM, Sepic SB, et al. Roentgenographic findings following anterior cervical fusion. *Skeletal Radiol* 1986;15:556-9.
9. Elsayaf A, Mastronardi L, Roperto R, et al. Effect of cervical dynamics on adjacent segment degeneration after anterior cervical fusion with cages. *Neurosurg Rev* 2009;32:215-24; discussion 24.



10. Deok Kim S, Kil Lee J, Won Jang J. Comparison of Motion Changes and Clinical Outcomes between Cervical Disc Replacement and Anterior Cervical Discectomy and Fusion in Single Level Cervical Degenerative Disease: Retrospective Analysis. *Journal of Spine* 2012;01.
11. Landers MR, Addis KA, Longhurst JK, et al. Anterior cervical decompression and fusion on neck range of motion, pain, and function: a prospective analysis. *Spine J* 2013;13:1650-8.
12. Prasarn ML, Baria D, Milne E, et al. Adjacent-level biomechanics after single versus multilevel cervical spine fusion. *J Neurosurg Spine* 2012;16:172-7.
13. Dmitriev AE, Cunningham BW, Hu N, et al. Adjacent level intradiscal pressure and segmental kinematics following a cervical total disc arthroplasty: an in vitro human cadaveric model. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005;30:1165-72.
14. Hilibrand AS, Balasubramanian K, Eichenbaum M, et al. The effect of anterior cervical fusion on neck motion. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006;31:1688-92.
15. Vedantam A, Revanappa KK, Rajshekhar V. Changes in the range of motion of the cervical spine and adjacent segments at ≥ 24 months after uninstrumented corpectomy for cervical spondylotic myelopathy. *Acta Neurochir (Wien)* 2011;153:995-1001.
16. Kim SW, Limson MA, Kim SB, et al. Comparison of radiographic changes after ACDF versus Bryan disc arthroplasty in single and bi-level cases. *Eur Spine J* 2009;18:218-31.
17. Bell KM, Bechara BP, Hartman RA, et al. Influence of number of operated levels and postoperative time on active range of motion following anterior cervical decompression and fusion procedures. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011;36:263-8.
18. Auerbach JD, Anakwenze OA, Milby AH, et al. Segmental contribution toward total cervical range of motion: a comparison of cervical disc arthroplasty and fusion. *Spine*



(*Phila Pa 1976*) 2011;36:E1593-9.

19. Frobin W, Leivseth G, Biggemann M, et al. Sagittal plane segmental motion of the cervical spine. A new precision measurement protocol and normal motion data of healthy adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002;17:21-31.
20. Auerbach JD, Jones KJ, Milby AH, et al. Segmental contribution toward total lumbar range of motion in disc replacement and fusions: a comparison of operative and adjacent levels. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009;34:2510-7.
21. Cunningham BW, McAfee PC, Geisler FH, et al. Distribution of in vivo and in vitro range of motion following 1-level arthroplasty with the CHARITE artificial disc compared with fusion. *J Neurosurg Spine* 2008;8:7-12.
22. Goto K, Tajima N, Chosa E, et al. 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 : official journal of the Japanese Orthopaedic Association* 2002;7:243-6.
23. Onishi E, Sakamoto A, Murata S, et al. Risk factors for acute cervical spinal cord injury associated with ossification of the posterior longitudinal ligament. *Spine (Phila Pa 1976)* 2012;37:660-6.
24. Karpova A, Arun R, Davis AM, et al. Predictors of surgical outcome in cervical spondylotic myelopathy. *Spine (Phila Pa 1976)* 2013;38:392-400.
25. Pumberger M, Froemel D, Aichmair A, et al. Clinical predictors of surgical outcome in cervical spondylotic myelopathy: an analysis of 248 patients. *Bone Joint J* 2013;95-b:966-71.
26. Shin JJ, Jin BH, Kim KS, et al. Intramedullary high signal intensity and neurological status as prognostic factors in cervical spondylotic myelopathy. *Acta Neurochir (Wien)* 2010;152:1687-94.



27. Peolsson A, Vavruch L, Oberg B. Predictive factors for arm pain, neck pain, neck specific disability and health after anterior cervical decompression and fusion. *Acta Neurochir (Wien)* 2006;148:167-73; discussion 73.
28. Peolsson A, Hedlund R, Vavruch L. Prediction of fusion and importance of radiological variables for the outcome of anterior cervical decompression and fusion. *Eur Spine J* 2004;13:229-34.
29. Peolsson A, Peolsson M. Predictive factors for long-term outcome of anterior cervical decompression and fusion: a multivariate data analysis. *Eur Spine J* 2008;17:406-14.
30. Leivseth G, Frobin W, Brinckmann P. Congenital cervical block vertebrae are associated with caudally adjacent discs. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005;20:669-74.
31. Maiman DJ, Kumaresan S, Yoganandan N, et al. Biomechanical effect of anterior cervical spine fusion on adjacent segments. *Biomed Mater Eng* 1999;9:27-38.
32. Galbusera F, Bellini CM, Aziz HN, et al. Parametric FE mesh generation: application to the cervical spine. *J Appl Biomater Biomech* 2008;6:95-103.
33. Laville A, Laporte S, Skalli W. Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *J Biomech* 2009;42:1409-15.
34. Maurel N, Lavaste F, Skalli W. A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine. Study of the influence of the posterior articular facets. *J Biomech* 1997;30:921-31.
35. Kamioka Y, Yamamoto H, Tani T, et al. Postoperative instability of cervical OPLL and cervical radiculomyelopathy. *Spine (Phila Pa 1976)* 1989;14:1177-83.
36. Kunkel ME, Herkommer A, Reinehr M, et al. Morphometric analysis of the relationships between intervertebral disc and vertebral body heights: an anatomical and



- radiographic study of the human thoracic spine. *J Anat* 2011;219:375-87.
37. An KC, Kim JY, Kim TH, et al. Posterior lumbar interbody fusion using compressive bone graft with allograft and autograft in the pyogenic discitis. *Asian Spine J* 2012;6:15-21.
38. Inoue H, Ohmori K, Miyasaka K, et al. Radiographic evaluation of the lumbosacral disc height. *Skeletal Radiol* 1999;28:638-43.
39. Morishita Y, Maeda T, Naito M, et al. The pincers effect on cervical spinal cord in the development of traumatic cervical spinal cord injury without major fracture or dislocation. *Spinal Cord* 2013;51:331-3.
40. Milner SA. Determining the sagittal dimensions of the canal of the cervical spine. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81:559-60.
41. Katsuura A, Hukuda S, Saruhashi Y, et al. Kyphotic malalignment after anterior cervical fusion is one of the factors promoting the degenerative process in adjacent intervertebral levels. *Eur Spine J* 2001;10:320-4.
42. Asazuma T, Nakamura M, Matsumoto M, et al. Postoperative changes of spinal curvature and range of motion in adult patients with cervical spinal cord tumors: analysis of 51 cases and review of the literature. *J Spinal Disord Tech* 2004;17:178-82.
43. Takeshita K, Murakami M, Kobayashi A, et al. Relationship between cervical curvature index (Ishihara) and cervical spine angle (C2--7). *J Orthop Sci* 2001;6:223-6.
44. 林婉茹. 使用頸椎參數化有限元素模型評估頸椎融合術對椎節力學之影響. 醫學工程學研究所. 國立台灣大學, 2013.
45. Mo ZJ, Zhao YB, Wang LZ, et al. Biomechanical effects of cervical arthroplasty with U-shaped disc implant on segmental range of motion and loading of surrounding soft tissue. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine*

Research Society 2014;23:613-21.

46. Wei W, Liao S, Shi S, et al. Straightened cervical lordosis causes stress concentration: a finite element model study. *Australas Phys Eng Sci Med* 2013;36:27-33.

47. Liu WX, Wang XX, Zhang WJ, et al. [A three-dimensional finite element study on the reaction of different force values generated from maxillary protraction appliance].

Shanghai kou qiang yi xue = Shanghai journal of stomatology 2013;22:498-503.

