

以有限元素法分析胸腰椎爆裂性骨折 經後方脊椎內固定手術後對生物力學之影響

胡宣德, 蔡卓軒, 黃國淵, 郭青松

國立成功大學土木工程研究所
成大醫院骨科部
南榮技術學院營建系

摘要

目前臨床上對於胸腰椎爆裂性骨折病患，大部份外科醫師會以比較安全的後方固定系統來進行手術，後方固定系統主要是在爆裂節上下椎體中，打入椎弓根螺釘(Pedicle)並以垂直連接桿(Rod)連結之，目前對於後方固定方式並沒有一致的看法，有學者認為只須在爆裂節的上一節和下一節椎體中置入骨釘，即可提供脊椎應有的穩定度;但臨床上指出，此固定方式在長期追蹤下會有機率產生螺釘鬆脫或斷裂的現象，造成椎體塌陷，需要進行二次手術；另外也有學者認為需要以長節(上二節、下二節)來固定才是比較保險的手術方式，但置入愈多的螺釘和固定愈多的椎節數將會降低病人術後的活動度，也會增加病人的負擔。

本研究將脊椎模型利用 CT 掃描的方式，經過一系列的步驟建立起實體元素，接著切除部份模型模擬腰椎第一節發生爆裂性骨折，再以半手動方式建立螺釘以及連接桿，分別以上一下一節、上一下二節、上二下一節和上二下二節後方固定方式，置入脊椎模型中，最後以前彎、後仰、側彎以及扭轉四種動作，比較不同固定方式下，脊椎的穩定度和活動度以及螺釘內應力的生物力學影響。希望藉由有限元素分析的結果，提供骨科醫師手術上的參考。

關鍵字:有限元素法;胸腰椎爆裂性骨折;椎弓根螺釘;生物力學

Abstract

These days, most surgeons used "Posterior Fixations" on thoracolumbar burst fracture patients which was more safety in clinic. The posterior fixation method was implanting pedicle screws into the vertebrae which were upper and lower to the burst vertebrae and connected them with vertical rod. Presently, it is controversial for how to establish the posterior fixations. Some authors claimed that it offered enough stabilities for spine by implanting pedicle screws into the upper-one and lower-one vertebrae between the burst segment. However, this fixation had probability occurred "pull out" or "break" on pedicle screws after long term follow-up. Another authors considered that increasing more vertebrae to be fixed like upper-two and lower-two was more safety. Nevertheless, it will limit more range of motions (ROM) when more segments fixed. In this study, 3D spinal FE models from the CT scan images were established to simulate the burst fracture by cutting L1 segment. In addition, the spinal model was fixed by pedicle screws and the rod which created by semi-manual in the FE software. Four different implanting fixations were used to the burst e.g.: upper-one and lower-one (U1L1), upper-one and lower-two (U1L2), U2L1 and U2L2 segments. Finally, spinal stabilities, ROM and the stress in the pedicle screws under four motions which include: Flexion, Extension, Lateral Bending and Rotation were compared.

Key words : Finite element analysis ; Thoracolumbar burst fracture ; Pedicle screws ; Biomechanics

一、緒論

1.1 爆裂性骨折 - Burst Fracture

“爆裂性骨折(Burst Fracture)”一詞首先在 1963 年由學者 Hold- sworth[1]所定義，為脊椎受到軸向壓力時，力量由椎間盤傳遞到椎體上端板造成椎體由內部損壞的一種脊椎創傷模式。1983 年，Denis 以三柱理論重新定義爆裂性骨折[2]，Denis 將脊椎橫斷面分成三個區域包含前柱(Anterior column)、中柱(Middle column)、後柱(Posterior column)(圖 1.1)，再由這三部分承受不同的力量，將脊椎骨折模式分為壓迫性骨折(Compression fracture)、爆裂性骨折(Burst fracture)、安全帶式骨折(Seat-belt type fracture)、脫臼性骨折(Fracture dislocation)四種(圖 1.2)。

爆裂性骨折是因為椎體受到過大的載重，造成椎體前柱和中柱皆受到破壞，且其碎骨侵入到椎孔內，導致神經功能缺損以及脊椎的不穩定，無法正常支撐人體重量。其發生區域大多為胸腰椎區段，故以胸腰椎爆裂性骨折(Thoracolumbar Burst Fracture)稱之。

目前臨床上治療爆裂性骨折的方式大致有保守治療和手術治療兩種，保守治療主要是讓病人穿上背架(Bracing)給予支撐固定，讓破碎的椎骨自行癒合以恢復脊椎穩定度。Agus[3]提出在神經功能以及後方小面關節完整情形下，保守治療是可以接受的，Wood[4]和 Tropiano[5]則利用 X 光片判斷在神經功能完整下，保守治療是安全可行的。Hitchon[6]進一步判定在脊椎變形角度(Kyphosis degree)不超過 30 度、椎孔壓迫的面積小於 50%以及爆裂節椎體高

度大於 50%，是可以讓病人躺著進行保守治療，Tezer[7]也提出在沒有神經缺損且韌帶完整下，可以利用保守治療方法。

此外，大部分學者在神經受損情況下都建議採取手術治療，其主要為對椎孔進行減壓手術以舒緩神經疼痛和恢復神經功能，並藉由脊椎內固定器維持爆裂節的椎體高度，讓脊椎獲得穩定的固定，並且限制可活動之椎節數以提供初期康復及行走能力，進而預防創傷後進一步的脊椎變形和神經受損，近年較普遍的手術為置入穩定的內固定系統，讓病人恢復行動力並減少在關節及肌肉產生的併發症。

1.2 相關文獻回顧

1980 年代 Cotrel[10]等人透過椎弓根螺釘置入脊椎並以連接桿相連，除了可以得到更大面積的咬合度外，又因為其三軸固定的特性，可以同時分擔軸向壓力和分散扭轉的力量，提升脊椎的穩定度來減少脊椎變形。

2002 年 Yue 等人[11]研究指出，對於胸腰椎骨折的病患，使用椎弓根螺釘固定系統治療是安全且不會傷害到神經的固定方式，並可提供穩定的支撐以利骨融合產生。2003 年 Glaser[12]等人根據 10 年以上的長期追蹤，也說明椎弓根螺釘固定系統有很好的功能。

對於內固定器置入胸腰椎穩定度的探討的文獻，大部分還是以體外實驗居多，1989 年 Yamamoto[13]利用人體屍骨的腰椎到薦椎以不同彎矩載重下，做四種不同動作的研究。2002 年 Hitchon[14]進行生物力學探討植入固定器後對胸腰椎爆裂性骨折的影響。隔年，Wicox[15]等人建立了胸

腰椎模型，利用有限元素法模擬爆裂性骨折發生時，碎骨衝擊脊椎神經的情形，不過模型較為簡單忽略胸腰椎的生理曲度和韌帶部分。2004 年 Qiu[16]等學者則建立了包含韌帶的 T12-L1 椎節，研究其受到衝擊載重後椎體內部應力分佈情況。2005 年 Wang 等人[17]利用空間矩陣法建立出含有韌帶的 T11-L3 胸腰椎模型，研究椎體經爆裂性骨折後，以樑元素模擬椎弓根螺釘補強之探討。

目前，尚無利用 CT 掃描建立的完整胸腰椎模型，並對其進行爆裂性骨折之研究，且以有限元素針對椎弓根螺釘研究也非常的少。因此，本研究之目的為利用 CT 掃描建立的完整胸腰椎模擬真實人體，在經爆裂性骨折處理後，置入以手動建立完成之椎足螺釘補強，進行不同的後方固定模式，分析在不同動作下脊椎內部結構之生物力學影響。

1.3 研究主題及目的

對於傷害到神經功能的爆裂性骨折病患，大多採取後方內固定系統為主，由於椎弓根螺釘的使用，提升了內固定器的勁度，除了在爆裂節上兩節和下兩節(長節)打入骨釘外，近年來也有只採取上一節和下一節(短節)打入骨釘的固定方式，Markel 和 Grazian[18]提出有些病患使用了短節固定方式也是可以達到長節的效果。但在一些研究中指出，短節固定法在長期追蹤後有 20%-50%的螺釘損壞率，且有 50% 到 90%不等的機率會因為爆裂節崩塌而損失矯正過後的角度的，如圖 1.3 所示。

為此，2004 年 Serin[21]等人以四個活動椎節做為長節式固定，發現長節固定對

於預防爆裂節崩塌有很好的效果，如圖 1.4 所示。但另一派學者認為長節固定是可以降低矯正角度的流失，不過固定的椎節數越多，也會犧牲更多的椎間活動度，同時也增加對鄰近節椎間盤的影響。要如何能兼具提供脊椎穩定度和椎間活動度，在此學者尚未有一致的看法。

因此，本研究之重點在於利用最相近的 CT 掃描建立 3D 脊椎模型，並建立完整的後方螺釘內固定系統，以不同的椎節固定方式進行術後之生物力學分析，並以不同的受力情況來探討脊椎的穩定效果。

二、研究方法與材料

2.1 建立模型

本研究選用半自動法(Semi-Automatic)，一方面可得到近似脊椎幾何模型，又可減少分析時間。首先以骨科脊椎樣本模型，使用電腦斷層掃描(CT)，間隔距離為 1mm 的切片圖，此時使用 3D-Doctor 醫學影像處理軟體，堆疊脊椎表面模型(STL 檔案)，接著將檔案讀入前處理軟體，本研究選用 MSC.Patran 為前處理軟體，前處理步驟包括了建立脊椎有限元素模型、材料性質、邊界條件，最後輸出 input 格式檔給予有限元素分析軟體 ABAQUS 的求解器(Solver)進行運算，步驟如圖 2.1。

2.2 樣品取得與斷層掃描

本研究團隊與成大骨科部合作，借用其提供的脊椎骨頭樣本模型，如頸椎、胸椎、腰椎與薦椎，以此為基礎建模。並使用成大醫院放射科電腦斷層掃描儀器(型號為 SOMATOM Sensation 16)，經由電腦斷層掃描生成頸椎 161 張、胸椎 298 張、腰椎

302 張切片影像檔，檔名格式為 dicom 檔。

2.2 建立椎足螺釘模型

相較於脊椎來說，椎弓根螺釘因為有特定形狀和連結方式，所以以手動方式建立比較合適，以下利用 Patran 進行手動建模。

規格尺寸，如圖 2.2 所示：

螺釘長：45 mm。

半徑：胸椎 2.5 mm、腰椎 3 mm。

斷面積：胸椎 19.64 mm²、腰椎 28.27 mm²。

連接桿斷面積：28.27 mm²。

2.3 病變節處理

本研究採用椎體切除的方式，從 L1 椎體正中間橫切面往上方和下方切除 15% 的椎體，故總體切除大約 30% 的椎骨，其中包含皮質骨和鬆質骨部份，如圖 2.3 所示。

2.4 邊界條件

體重 Preload：施 150N(重力方向)在 T10 上端板固定端。Fixed End：固定 L3 下端板，如圖 2.4(a)所示。前彎(Flexion)、後仰(Extension)、側彎(Lateral)、扭轉(Rotation)每一椎節皆施加彎矩，總和彎矩為 6 N-m，如圖 2.4(b)~(e)。

2.7 材料與性質

各文獻使用的材料參數，將本研究使用的材料參數以表 2.1、2.2 整理之。

2.8 螺釘固定方式

本研究中椎足螺釘、連接桿和脊椎骨的結合問題，都是以完美結合(Perfect bonding)來做分析，其連接桿、螺釘跟脊椎骨相連的地方，其節點及元素都是共用的。不同固定方式之螺釘在椎骨中的位置

如下圖 2.5 所示。

三、結果

3.1 椎間相對轉角

前彎動作

以體重 Preload 150N 加上往前 6N-m 的彎矩模擬前彎動作，在完整模型中，由上至下的椎間盤相對轉角為 0.10、0.18、0.5、0.58 和 0.65 度，腰椎部分椎間盤比胸椎的椎間盤變化來得大，觀察爆裂性骨折處理後，四種不同的後方固定系統下，在 L1 爆裂節的上下兩椎間盤 IVD_T12-L1、IVD_L1-L2 幾乎沒有相對轉角。另外，在上下兩節皆置入螺釘的椎間盤其值也遠低於完整模型。因為四種固定方式對 IVD_T10-T11 造成影響不大，故其值變化不大。

後仰動作

以體重 Preload 150N 加上和前彎相反的 6N-m 的彎矩模擬後仰動作，在完整模型中可以看到結果和前彎動作類似，愈往腰椎的部份其相對轉角會愈大。後仰角度都是負值，加上在體重作用下對這六節椎體來說是會有往後仰的趨勢，故在同樣的體重下，後仰動作角度變化要比前彎來得明顯。而在上下椎體都有置入螺釘的椎間盤其轉角下降和前彎也是類似的。

側彎動作

以體重 Preload 150N 加上往左的 6N-m 彎矩模擬人體側向彎曲，整體的值較前彎、後仰來得大，可以反應出人體椎間盤較不易抵抗側向彎曲。以完整模型來看，側向彎曲的椎間相對轉角在腰椎部份也較於胸椎部份來得多。而椎足螺釘對於側彎也有和前彎、後仰類似的效果，在上下椎

體都有置入螺釘的椎間盤其轉角會被限制住，而腰椎又比胸椎明顯。

扭轉動作

以體重 Preload 150N 加上向右扭轉的 6N-m 模擬扭轉的情況，扭轉動作下相對轉角都比前彎、後仰、扭轉大，可見得脊椎抗扭轉方面應該是最弱的。四種動作在椎間相對轉貢獻量都是腰椎部位大於胸椎部位，螺釘固定對於扭轉動作也有抵抗的效果，在上下兩節皆置入螺釘的椎間盤被限制了很多的轉動量。

椎間相對轉角總和

將五種模型在體重、前彎、後仰、側彎、扭轉力量作用下的椎間相對轉角總和以圖 3.1 整理之。整體來看以扭轉的值最大，其次為側彎，再來為前彎和後仰，五種模型以完整人體模型角度來得大，爆裂性骨折後打入固定系統以上一下一角度活動最大，最小的為上二下二，而上二下一的固定方式活動度會大於上一下二，在四種動作下皆有此趨勢。

3.2 爆裂節之椎體高度變化

椎體高度的比較是以完整的六節脊椎 T10~L3，在不同受力下，L1 變形後的高度定為 100%，並和爆裂性骨折後打入固定系統，分別在四種受力下，其 L1 椎體高度做比較。個別動作下四種模型的椎高損失百分比皆十分相近，而又以前彎動作 L1 椎體高度損失最多，後仰損失最少，側彎和扭轉對於椎間盤部分影響較大，反而在爆裂節高度上沒有太大影響。

3.3 螺釘內最大應力

螺釘內應力主要以觀察剪力為主，前彎、後仰、側彎動作觀察 YZ 平面方向剪

力(垂直地面方向)，如圖 3.2 所示，扭轉動作觀察 XY 平面方向剪力(水平方向)。前彎、後仰部份上一下一、上一下二應力值會比另外兩種方式來得大，在置入螺釘數量方面，置入愈多節的固定方式，其最大應力會愈小，四種動作下，上二下二固定應力都比上一下一小，而相同螺釘量的上一下二、上二下一，則以上一下二較大(圖 3.3~3.6)。藉此物理量推測四種固定方式其螺釘破壞之難易度。

四、結論與建議

4.1 椎間相對轉角

椎間盤變形量在四種動作下，都是以腰椎椎間盤(IVD_L1-L2、IVDL2-L3)較胸椎椎間盤(IVD_T10-T11、IVD_T11-T12)來得大。數值結果符合人體在動作時，胸部椎節因為肋骨和韌帶構成胸廓的關係，相對轉角會受限較多，變形量較小，其變形角度主要由頸椎和腰椎來提供的自然現象。

爆裂性骨折的模型置入椎足螺釘後，其上下椎體皆置入螺釘的椎間盤變形角度明顯受限，而又以腰椎部分受限最多，胸椎部分因為原本變形量不大因此較不明顯。

在爆裂性骨折處理後，L1 椎體中間被切除，無法傳遞力量，在 IVD_T12-L1、IVD_L1-L2 兩節的椎間盤幾乎不會造成相對轉角量。

置入的螺釘椎節數越多，限制的總活動角度越大，病人能活動的範圍越小，符合臨床上的現象。另外，在四種動作下趨勢都相同，代表四種固定方式對四種動作皆有相同的限制效果。

4.2 L1 爆裂節高度

四種動作下 L1 爆裂節的椎體高度都會有損失，而前彎動作對於病人的影響最大，前方椎體大約有 10 % 的高度損失。另外，同一種動作下，四種不同固定方式對於爆裂節高度幾乎沒有差別，因此在判斷術後穩定度時，椎間相對轉角相對於 L1 爆裂節椎體高度來說是較為重要的。

在本研究中發現，不同的固定方式對於變形後爆裂節高度是相近的，而造成 L1 高度損失主要是因為垂直連接桿(Rod)產生的彎曲量，如果要保持更完整的爆裂節椎體高度，可以增加連接桿的斷面積或增加其材料強度，以提升抗彎能力，減少 L1 高度損失。

4.3 螺釘內應力

在螺釘內應力來說，四種動作下，上一下一固定會比上二下二來得大，也可以說承受力量的螺釘數愈少，其螺釘內剪應力愈大，這個現象可以解釋目前短節手術下螺釘損壞率偏高的情形。而上一下二的應力值又比上二下一來得大。

綜合本文觀察的物理量，在穩定度方面以椎間相對轉角和爆裂節椎體高度損失為主要參考量，其中爆裂節椎體高度在相同的固定方式下，對於不同的動作比較沒有太大的變化，反觀在椎間相對轉角部分，因為人體主要由頸椎和腰椎來提供活動度，所以是否將腰椎部份的椎間盤以椎弓根螺釘固定住就有非常大的影響，上一下一和上二下一的固定方式其活動度會比上一下二和上二下二來得大，因此，上一下一和上二下一比較可以提供足夠的活動度。

而在觀察螺釘內最大應力後，發現固定節數愈少其螺釘會產生較大的內應力，這可以解釋為什麼目前臨床上觀察到短節固定方式，會有較大的機率造成螺釘斷裂引發術後椎體崩塌的現象。最後，在比較穩定度貢獻和對螺釘的應力影響後，本研究會比較推薦骨科醫師，在 L1 發生爆裂性骨折時，可以選擇在爆裂節上兩節和下一節置入椎弓根螺釘來完成內固定系統，其固定方式會比上一下一、上一下二或上二下二來得合適。

五、參考文獻 - Reference

- [1] F.W. Holdsworth, "Fractures, Dislocations, and Fracture-Dislocations of The Spine," *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. British 45 B, 1963.
- [2] F. Denis, "THE 3 COLUMN SPINE AND ITS SIGNIFICANCE IN THE CLASSIFICATION OF ACUTE THORACOLUMBAR SPINAL INJURIES," *Spine*, vol. 8, no. 8, pp. 817-831, 1983.
- [3] H. Agus, C. Kayali, and M. Arslantas, "Nonoperative treatment of burst-type thoracolumbar vertebra fractures: Clinical and radiological results of 29 patients," *European Spine Journal*, vol. 14, no. 6, pp. 536-540, Aug, 2005.
- [4] K. Wood, G. Buttermann, A. Mehdor et al., "Operative compared with nonoperative treatment of a thoracolumbar burst fracture without neurological deficit - A prospective, randomized study," *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 85A, no. 5, pp. 773-781, May, 2003.
- [5] P. Tropiano, R. C. Huang, C. A. Louis et al., "Functional and radiographic outcome of thoracolumbar and lumbar burst fractures managed by closed orthopaedic reduction and casting," *Spine*, vol. 28, no. 21, pp. 2459-2465, Nov, 2003.
- [6] P. W. Hitchon, J. C. Torner, S. F. Haddad et al., "Management options in thoracolumbar burst fractures," *Surgical Neurology*, vol. 49, no. 6, pp. 619-626, Jun, 1998.
- [7] M. Tezer, R. E. Erturer, C. Ozturk et al., "Conservative treatment of fractures of the thoracolumbar spine," *International Orthopaedics*, vol. 29, no. 2, pp. 78-82, Apr, 2005.
- [8] M. Alvis, "CT scan of T12 Burst fracture," <http://www.mikealvis.com/examplecases/thoracicburstfracture.html>.
- [9] C. Boyter, "Spinal Compression Fractures," <http://69.8.250.19/spinalcompressionfractures>.
- [10] Y. Cotrel, and Dubousset, "A New Technic for Segmental Spinal Osteosynthesis Using The Poste-

- rior Approach," vol. 70, no. 6, pp. 489-494, 1984.
- [11] J. J. Yue, A. Sossan, C. Selgrath et al., "The treatment of unstable thoracic spine fractures with transpedicular screw instrumentation: A 3-year consecutive series," *Spine*, vol. 27, no. 24, pp. 2782-2787, Dec, 2002.
- [12] J. Glaser, M. Stanley, H. Sayre et al., "A 10-year follow-up evaluation of lumbar spine fusion with pedicle screw fixation," *Spine*, vol. 28, no. 13, pp. 1390-1395, Jul, 2003.
- [13] I. Yamamoto, M. M. Panjabi, T. Crisco et al., "3-DIMENSIONAL MOVEMENTS OF THE WHOLE LUMBAR SPINE AND LUMBOSACRAL JOINT," *Spine*, vol. 14, no. 11, pp. 1256-1260, Nov, 1989.
- [14] P. W. Hitchon, M. D. Brenton, T. Serhan et al., "In vitro biomechanical studies of an anterior thoracolumbar implant," *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, vol. 15, no. 5, pp. 350-354, Oct, 2002.
- [15] R. K. Wilcox, D. J. Allen, R. M. Hall et al., "A dynamic investigation of the burst fracture process using a combined experimental and finite element approach," *European Spine Journal*, vol. 13, no. 6, pp. 481-488, Oct, 2004.
- [16] T. X. Qiu, L. X. Guo, and E. C. Teo, "Prediction of Biomechanical Characteristics of Intact and Injured Lower Thoracic Spine Segment Under Different Loads," *Journal of Musculoskeletal Research*, vol. 8, no. 2-3, pp. 87-99, 2004.
- [17] W. K. Wang, C. K. Cheng, J. P. Wang et al., "Finite Element Analysis of Fixation Methods of Thoracolumbar Burst Fracture," Master Thesis, 2005.
- [18] D. C. Markel, and G. P. Graziano, "A COMPARISON STUDY OF TREATMENT OF THORACOLUMBAR FRACTURES USING THE ACE POSTERIOR SEGMENTAL FIXATOR AND COTREL-DUBOUSSET INSTRUMENTATION," *Orthopedics*, vol. 18, no. 7, pp. 679-686, Jul, 1995.
- [19] S. I. Esses, "Evaluation of Surgical Treatment for Burst Fracture," 1989.
- [20] W. T. Yang, "A Biomechanical Study of The Unilateral Intermediate Screw in The Short Segment Pedicular Fixation for Unstable Thoracolumbar Burst Fracture ", 2007.
- [21] E. Serin, L. Karakurt, Yilmaz, et al., "Effects of Two-Levels, Four-Levels, and Four-Levels plus Offset-Hook Posterior Fixation Techniques on Protecting The Surgical Correction of Unstable Thoracolumbar Vertebral Fractures: A Clinical Study," *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, vol. 14, no. 1-6, 2004.
- [22] A. L. Carl, S. G. Tromanhauser, and D. J. Roger, "Pedicle Screw Instrumentation for Thoracolumbar Burst Fractures and Fracture-Dislocations," vol. 17, 1992.
- [23] H. Gray, *Anatomy, descriptive and surgical: Random House Value Publishing*, 1977.
- [24] M. Nordin, and V. H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system: Lippincott Williams & Wilkins*, 2001.
- [25] M. J. Silva, C. Wang, T. M. Keaveny et al., "Direct and Computed tomography Thickness Measurements of The Human, Lumbar Vertebral Shell and Endplate," *Bone*, vol. 15, no. 4, pp. 409-414, 2004.
- [26] G. H. Bell, O. Dunbar, J. S. Beck et al., "Variations in strength of vertebrae with age and their relation to osteoporosis," *CALCIFIED TISSUE INTERNATIONAL*, vol. 1:75, 1967.
- [27] A. A. White, and M. M. Panjabi, *Clinical biomechanics of the spine: Lippincott*, 1990.
- [28] A. Strayer, *Lumbar Spine Surgery - A Guide to Preoperative and Postoperative Patient Care*, Barbara Schweize, 2009.
- [29] R. D. Cook, *Concepts and applications of finite element analysis: Wiley*, 2001.
- [30] R. N. Natarajan, and G. B. J. Andersson, "Modeling the annular incision in a herniated lumbar intervertebral disk to study its effect on disk stability," *Computers & Structures*, vol. 64, no. 5-6, pp. 1291-1297, Sep, 1997.
- [31] T. Pitzén, F. H. Geisler, D. Matthis et al., "The influence of cancellous bone density on load sharing in human lumbar spine: a comparison between an intact and a surgically altered motion segment," *European Spine Journal*, vol. 10, no. 1, pp. 23-29, Feb, 2001.
- [32] A. Polikeit, "Finite Element Analyses of the Lumbar Spine : Clinical Applications ", 2002.
- [33] C. Hirsch, "The Reaction of Intervertebral Discs to Compression Forces," *J. Bone Joint Surg.*, vol. 37A, no. 1188, 1955.
- [34] G. Baroud, J. Nemes, P. Heini et al., "Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite-element study," *European Spine Journal*, vol. 12, no. 4, pp. 421-426, Aug, 2003.
- [35] G. Denoziere, "Numerical Modeling of A Ligamentous Lumbar Motion Segment," pp. 55-2, 2004.
- [36] G. Shin, "Viscoelastic Responses of The Lumbar Spine During Prolonged Stooping," 2005.
- [37] K. Sairyo, V. K. Goel, A. Masuda et al., "Three-dimensional finite element analysis of the pediatric lumbar spine. Part I: pathomechanism of apophyseal bony ring fracture," *European Spine Journal*, vol. 15, no. 6, pp. 923-929, Jun, 2006.
- [38] R. Eberlein, G. A. Holzapfel, and C. A. J. Schulze-Bauer, "An Anisotropic Model for Annulus Tissue and Enhanced Finite Element Analyses of Intact Lumbar Disc Bodies," *Comput Meth Biomech Biomed Eng*, vol. 4, pp. 209-230, 2001.
- [39] A. Rohlmann, N. K. Burra, T. Zander et al., "Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis," *European Spine Journal*, vol. 16, no. 8, pp. 1223-1231, Aug, 2007.
- [40] A. Polikeit, S. J. Ferguson, L. P. Nolte et al., "Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis," *European Spine Journal*, vol. 12, no. 4, pp. 413-420, Aug, 2003.
- [41] M. A. Adams, and W. C. Hutton, "THE EFFECT OF POSTURE ON THE ROLE OF THE

APOPHYSEAL JOINTS IN RESISTING INTER-VERTEBRAL COMPRESSIVE FORCES ” Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume, vol. 62, no. 3, pp. 358-362, 1980.

[42]M. Sharma, N. A. Langrana, and J. Rodriguez, “ROLE OF LIGAMENTS AND FACETS IN LUMBAR SPINAL STABILITY,” Spine, vol. 20, no. 8, pp. 887-900, Apr, 1995.

[43]M. Sharma, N. A. Langrana, and J. Rodriguez, “Modeling of facet articulation as a nonlinear moving contact problem: Sensitivity study on lumbar facet response,” Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme, vol. 120, no. 1, pp. 118-125, Feb, 1998.

[44]J. Chazal, A. Tanguy, M. Bourges et al., “BIOMECHANICAL PROPERTIES OF SPINAL LIGAMENTS AND A HISTOLOGICAL STUDY OF THE SUPRASPINAL LIGAMENT IN TRACTION,” Journal of Biomechanics, vol. 18, no. 3, pp. 167-176, 1985.

[45]A. Shiraziadl, A. M. Ahmed, and S. C. Shrivastava, “A FINITE-ELEMENT STUDY OF A LUMBAR MOTION SEGMENT SUBJECTED TO PURE SAGITTAL PLANE MOMENTS,” Journal of Biomechanics, vol. 19, no. 4, pp. 331-350, 1986.

[46]H. C. K. Naira, “Computational Analysis of The Time-Dependent Bio- mechanical Behavior of The Lumbar Spine,” 2004.

[47]V. K. Goel, H. Park, and W. Z. Kong, “INVESTIGATION OF VIBRATION CHARACTERISTICS OF THE LIGAMENOUS LUMBAR SPINE USING THE FINITE-ELEMENT APPROACH,” Journal of Biomechanical Engineering Transactions of the Asme, vol. 116, no. 4, pp. 377-383, Nov, 1994.

[48]M. J. G. Ruiz, and L. Y. S. Gonzalez, “Comparison of hyperelastic material models in the analysis of fabrics,” International Journal of Clothing Science and Technology, vol. 18, no. 5, pp. 314-325, 2006.

[49]“ABAQUS CAE, Material Property Evaluation.”

[50]C. H. Chen, “A Finite Element study of the Biomechanical Behavior of the Nonlinear Ligamentous Thoracic and Lumbar Spine,” 2007.

[51]K. L. Markolf, “DEFORMATION OF THORACOLUMBAR INTERVERTEBRAL JOINTS IN RESPONSE TO EXTERNAL LOADS BIOMECHANICAL STUDY USING AUTOPSY MATERIAL,” Journal of Bone and Joint Surgery American Volume, vol. A 54, no. 3, pp. 511-&, 1972.

六、表格

Material	E (MPa)	Poisson's Ratio ν
Annulus Ground Substance	4.2	0.45
Cancellous Bone	100	0.20

Cortical Bone	12000	0.30
Endplate	12000	0.30
Nucleus Pulposus	1	0.4999
Posterior Bone	3500	0.25
Titanium Screw / Rod	110000	0.3

表 2.1 材料參數整理表

Element	Type	Thickness
Annulus Ground Substance	3D Solid Tet. Element	-
Cancellous Bone		
Posterior Bone		
Titanium Screw / Rod		
Nucleus Pulposus		
Cortical Bone	2D Shell	0.35 mm
Endplate	Tri. Element	0.5 mm

表 2.2 元素資料整理表

七、圖片

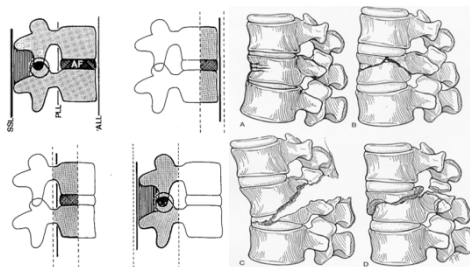


圖 1.1 Denis 提出之三柱理論

(前柱、中柱、後柱)[2]

圖 1.2 Denis 之四種脊椎骨折分類[2]

(A. 壓迫性骨折 B.爆裂性骨折 C.安全帶式骨折 D.脫臼性骨折)

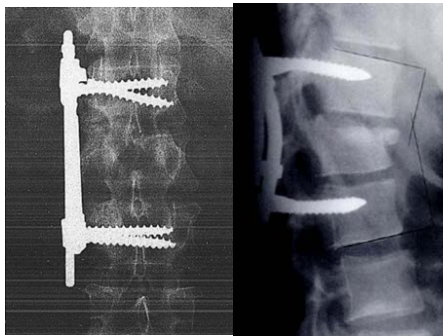


圖 1.3 螺釘損壞示意圖

(左)短節手術椎弓根螺釘發生斷裂[19]

(右)爆裂性骨折短節固定處理後，骨折移位及固定物彎曲[20]



圖 2.2 螺釘(左)和連接桿(右)

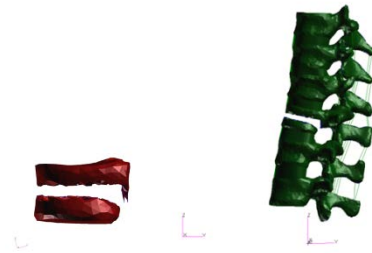


圖 2.3 L1 椎節模擬爆裂性骨折處理

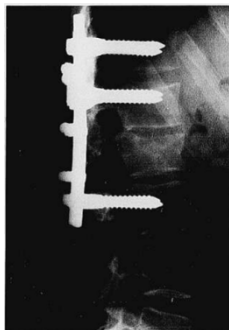


圖 1.4 爆裂性骨折上二下一固定方式[22]

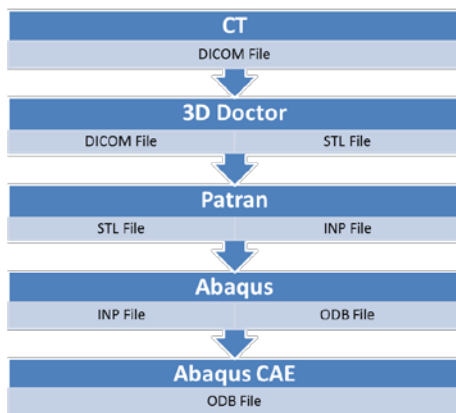


圖 2.1 有限元素分析流程圖

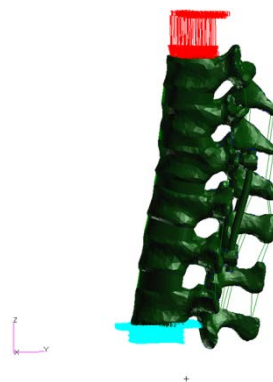


圖 2.4(a) 體重和固定端邊界條件示意圖

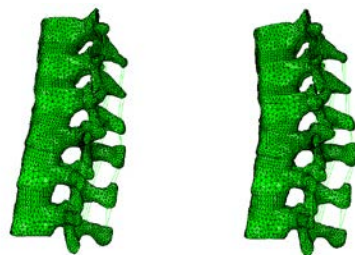


圖 2.4(b) 前彎彎矩示意圖
(變形放大倍率:5.28)

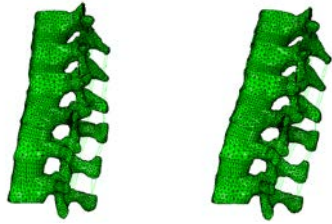


圖 2.4(c) 後仰彎矩示意圖
(變形放大倍率:1.55)

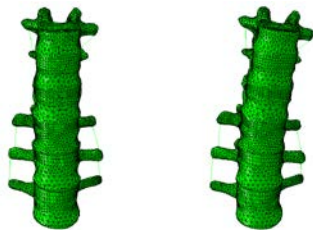


圖 2.4(d) 側彎彎矩示意圖
(變形放大倍率:1.19)

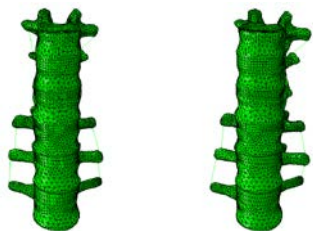


圖 2.4(e) 扭轉彎矩示意圖
(變形放大倍率:1.72)

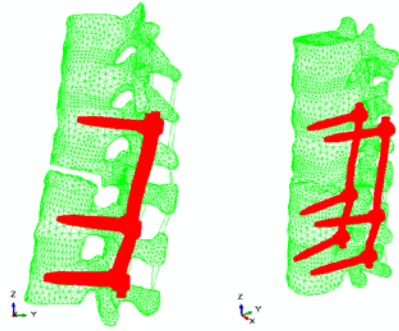


圖 2.5(b) 上一下二固定方式螺釘在脊椎
內的位置

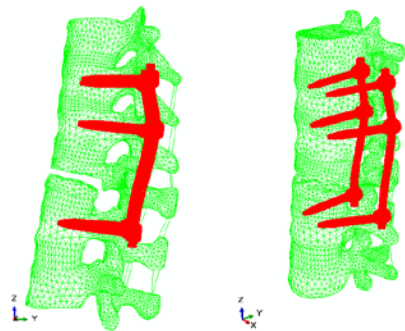


圖 2.5(c) 上二下一固定方式螺釘在脊椎
內的位置

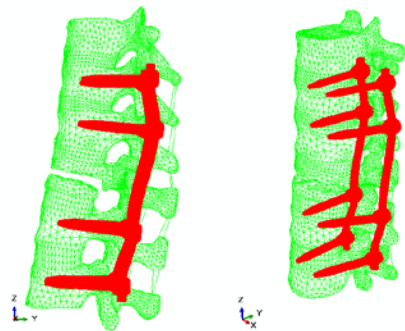


圖 2.5(d) 上二下二固定方式
螺釘在脊椎內的位置

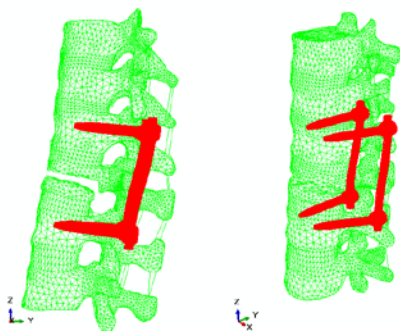


圖 2.5(a) 上一下一固定方式螺釘在脊椎
內的位置

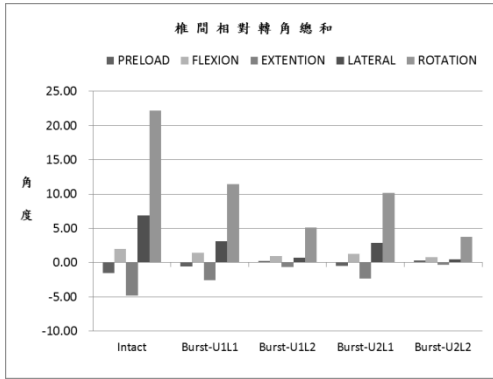


圖 3.1 椎間相對轉角總和比較圖

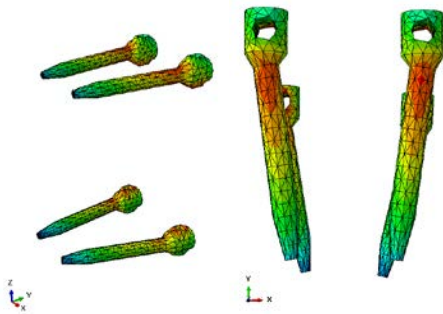


圖 3.2 螺釘內最大應力分佈雲圖

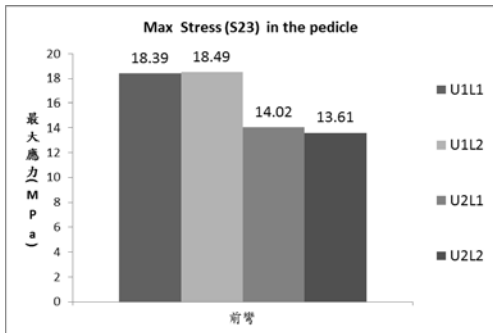


圖 3.3 前彎動作

各固定方式下螺釘內最大剪應力(S23)

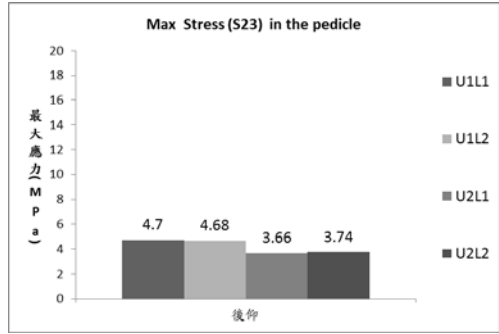


圖 3.4 後彎動作

各固定方式下螺釘內最大剪應力(S23)

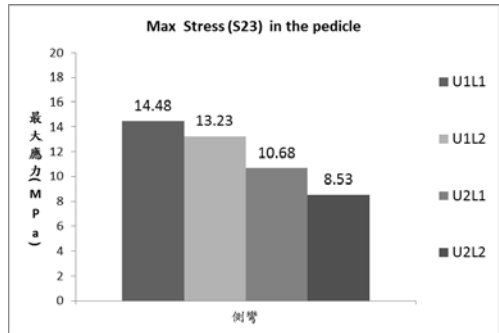


圖 3.5 側彎動作

各固定方式下螺釘內最大剪應力(S23)

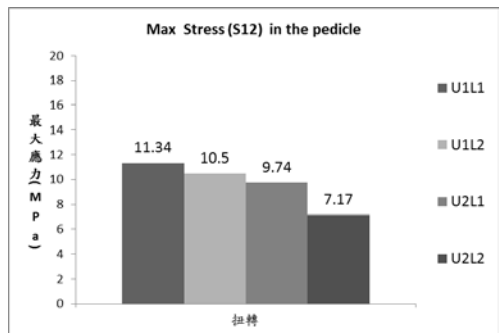


圖 3.6 扭轉動作

各固定方式下螺釘內最大剪應力(S12)