

2020 年臺灣國際科學展覽會 優勝作品專輯

作品編號 100001
參展科別 工程學
作品名稱 鈦合金骨釘植入位置與脊椎椎體受力之分析比較
得獎獎項 大會獎：四等獎

就讀學校 國立臺南女子高級中學

指導教師 邱柏強

作者姓名 吳品萱、趙婉言

關鍵詞 鈦合金骨釘、脊椎、生物力學分析

作者簡介



趙婉言(照片右):就讀臺南女中三年級，喜歡詩、海和新知，希望可以一直保持這份熱忱徜徉在科學的世界裡，很榮幸得以參與這次的國際科展。

吳品萱(照片左):同為臺南女中三年級學生。A typical nerd with an odd combination of ADHD, anthropobia, and a liking for languages and physics.

感謝成功大學張志涵教授、楊岱樺教授以及計算生物力學實驗室的薇清學姐和彥年學長，在科展這條路上給予許多幫助，不厭其煩的指導我們，使我們得以站上這個舞台。

摘要

臨床手術中常有骨釘植入位置偏差之情形，且目前並無研究針對骨釘植入位置對椎體力學反應之探討，故本研究使用 CAD 軟體 Solidworks 建立 11 個不同骨釘植入位置的人體第三節腰椎模型，利用有限元素分析軟體 ANSYS 進行力學模擬分析，計算不同骨釘植入位置於不同負載條件以及有無骨整合情況下，腰椎椎體的應力情形與整體結構之穩定度。研究結果顯示，在不考慮傷及神經或是骨釘穿出骨頭的情況下，當椎體與骨釘若受前彎(flexion)、後仰(extension)、側彎(lateral bending)、旋轉(rotation)及無軸向負載(pure bending)時，骨釘螺帽中點至棘突中軸的垂直投影距離越小，椎體位移亦越小，結構越穩定；且不論有無骨整合都呈現相似走勢。骨科醫師表示仍會選擇打在目前最普遍的植入位置最為保險；但依照本研究結果，當臨床手術醫師面臨植入常規位置困難度較高時，骨釘植入位置若稍偏外側穩定度並不會有顯著差異，且可避免傷及中樞神經系統。

Abstract

While performing clinical spinal surgeries for cases such as spondylolysis, pars fracture, or scoliosis, it is often difficult for physicians on determining where to precisely insert pedicle screws. Noticing that there have not yet been studies conducted about how the different positions of the inserted pedicle screws may affect the human spine's condition when applied with stress, we simulated 11 models of different positions using the computer aided design finite element software "Solidworks". We included use of the prominent mechanical analysis application "Ansys" and applied each model with five situations of external forces: flexion, extension, lateral bending, rotation, and pure bending. While at this, we also considered whether successfully achieving osteointegration, or the state in which pedicle screws are tightly bonded with the spine and thus causes lack of friction, affects the results. Computer-conducted experiments indicate that under normal circumstances, during which the pedicle screws will not cause any damage to the nerves in the spinal cord, displacements are smaller when the screws are situated closer to the cord when applied with any of the five situations mentioned above. When presented with our results and inquired about their opinions, doctors expressed that they consider it safer to insert the screws at the most common and convenient positions for surgeons performing the task, according to their experiences. After studying our statistics, they approved of inserting the screws further from the spinal cord with a view to avoiding the nerve system when faced with certain obstacles during surgery, since data shows that it will not cause much difference.

The load-carrying capability results of this study may be applied on cases of general scoliosis. However, due to the concept of proportional scaling of human spinal growth, results may be potentially exercised on teenagers' clinical cases.

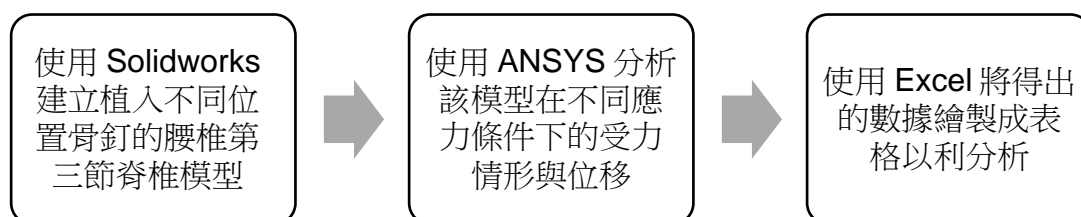
壹、前言

脊椎是支撐人體軀幹與保護脊神經系統的重要結構，臨床上常見因意外、姿勢不良、負重過度或自然退化造成脊椎滑脫、椎間盤突出、輕中度的骨刺造成神經壓迫的症狀，脊椎神經受到壓迫會使患者產生疼、麻等不適感。傳統治療以藥物及復健治療為主，對於嚴重壓迫者則必須進行手術治療，以維持脊椎之穩定度，使用金屬骨釘來維持脊椎穩定度為目前臨床常用之方法之一。但是臨床上，要將骨釘植到正確之位置有一定之難度，因為脊椎外包覆著許多肌肉、韌帶與皮下軟組織，施術醫師無法準確定位骨釘植入位置，是以臨床上常有骨釘位置偏差之狀況，但是目前並無研究針對骨釘植入位置偏差對椎體之力學反應進行分析與探討。因此，我們透過電腦模擬脊椎在不同骨釘植入位置下的受力情形，以期能找出對脊椎活動影響最小的打法，提供臨床醫師參考。

本研究之目的為分析不同骨釘植入位置對人體第三節腰椎之力學效應，透過電腦模擬與計算，考慮不同負載條件以及有無骨整合之條件下，腰椎椎體的應力分佈與位移情形。

貳、研究方法與過程

一、研究方法

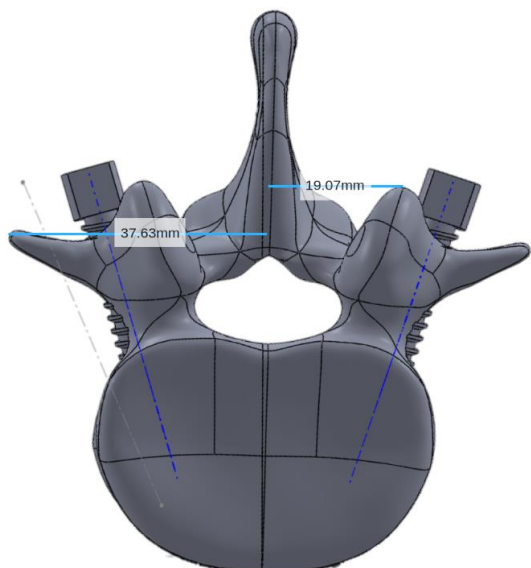


二、使用設備

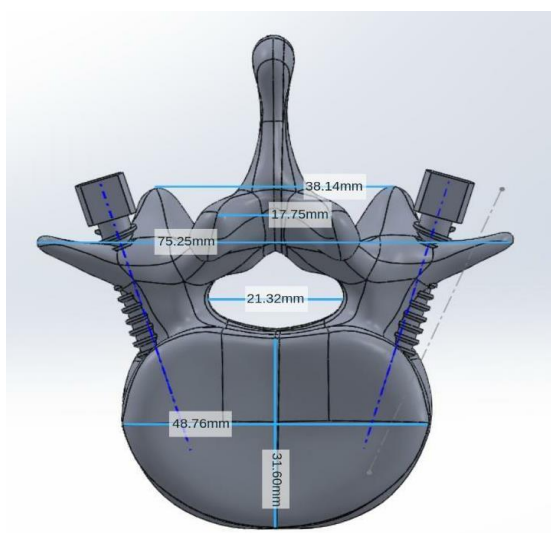
(一) 硬體

1. 桌上型電腦 (處理器：Intel® Core™ i7-5960X CPU @ 3.00GHz)
2. 已植入骨釘之成年男性腰椎第三節模型 (由醫工系計算生物力學實驗室去連結提供):

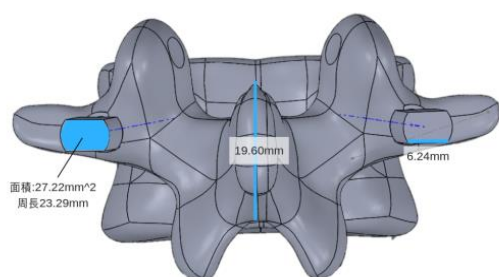
(1) 已植入骨釘之腰椎第三節 (上視圖)



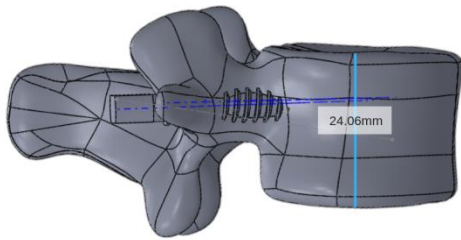
(2) 已植入骨釘之腰椎第三節 (下視圖)



(3) 已植入骨釘之腰椎第三節 (背向)



(4) 已植入骨釘之腰椎第三節 (側視)



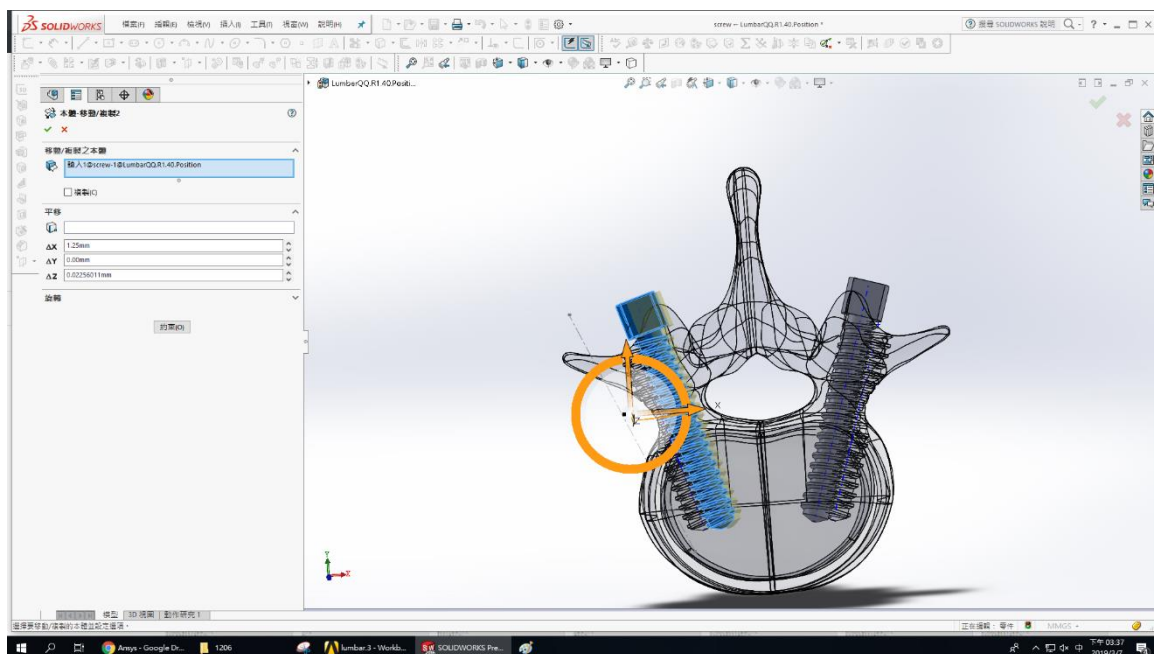
(二) 軟體

1. Solidworks 2016 x64 Edition
2. ANSYS Workbench 17.0
3. Excel 2016

(三) 研究過程

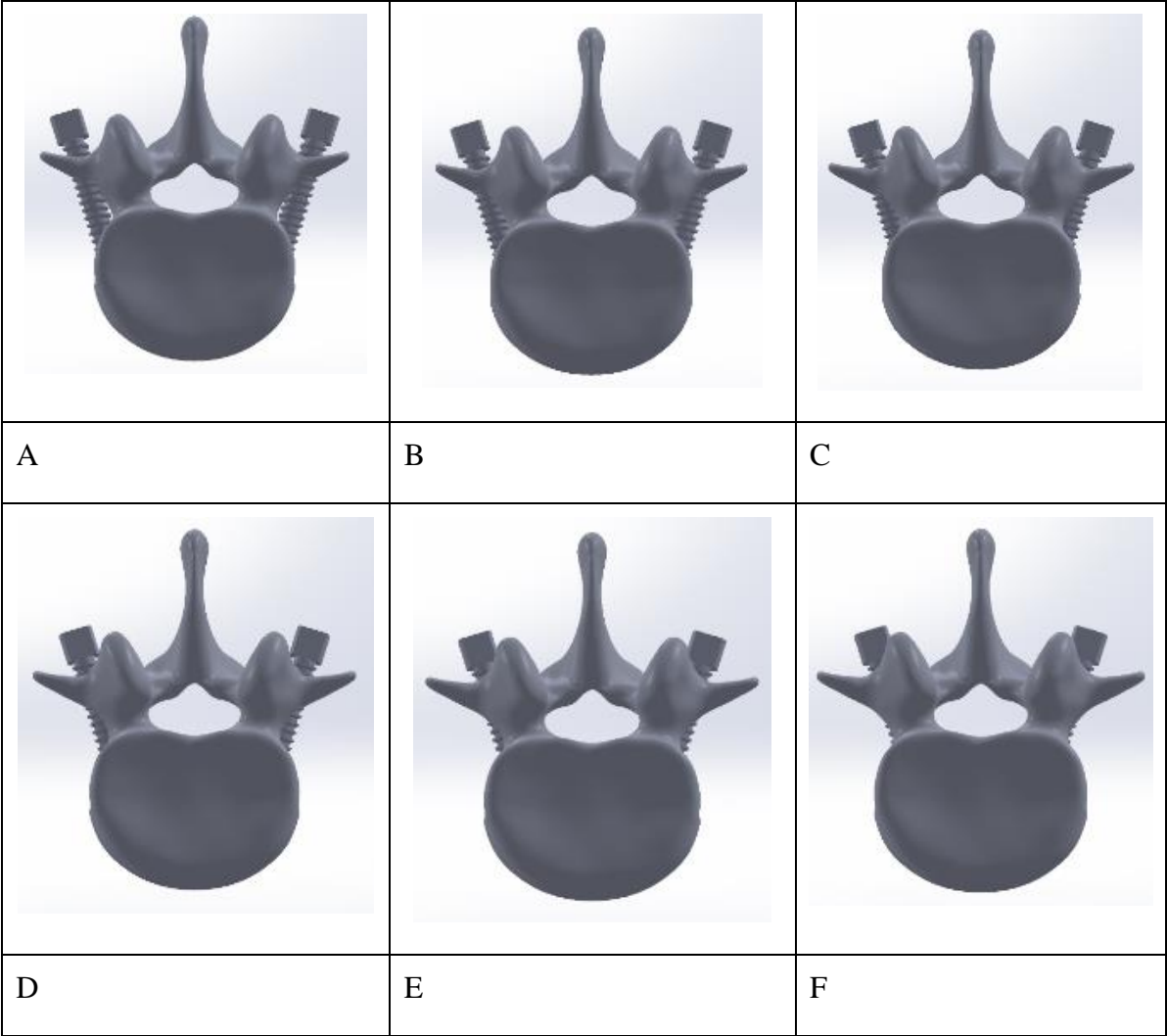
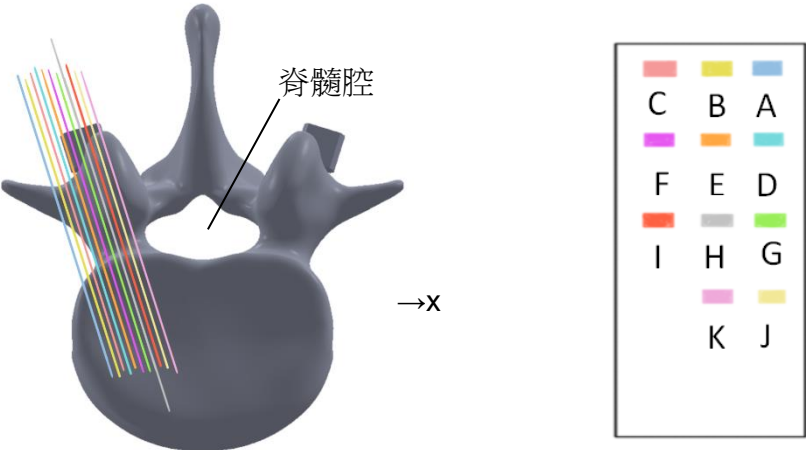
1. Solidworks

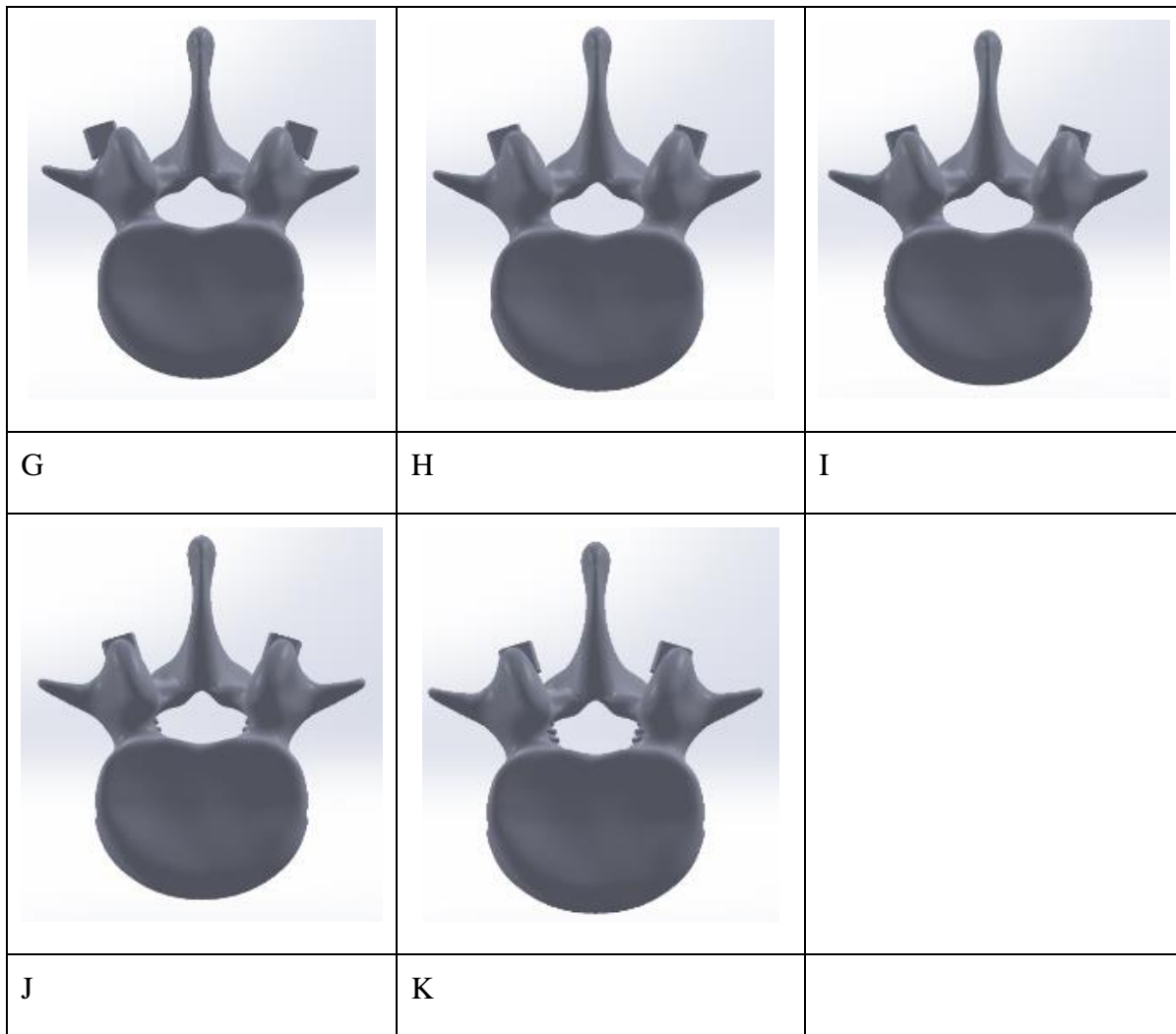
將已有的三維模型輸入 Solidworks 2016 x64 Edition，設定「本體-移動/複製」(如下圖) 固定骨釘軸心線與棘突中軸之夾角為 17.763 度，並在 X 軸方向平移骨釘植入位置，如下圖所示之彩色線條 (代表骨釘軸心線)，由左至右分別建立骨釘位置為 A 至 K 的 11 個模型，並於完成後進行模塑，轉為 x_b 檔。



下圖中最長之灰色線條為一般手術時骨釘植入位置 (以下代號 H)，該骨釘螺帽中央點至棘突中軸的垂直投影距離 (以下簡稱 d) 為 22.93mm。模型 A 至 H 與 J 至 K 間之 d 的公差為 1.25mm，而 H 與 I 之間的 d 差值非 1.25mm，係因 ANSYS 無法 mesh 成功，故將差

值更改為 2.25mm，此時 I 之骨釘會剛好切齊脊髓腔而不傷害到其中神經。另外，因模型 A 之骨釘已穿出椎體，而模型 J、K 之骨釘已經傷及神經，故實務上並不會採納此三種植入位置，此處僅為協助分析了解脊椎受力關係。





2. ANSYS

(1) 模型條件設定:

在畫面左側點選 **Static Structural** 後，主畫面中會出現欲分析之檔案的詳細資料設定。點選 **Engineering data** 設置材料；點選下方的 **Geometry** 並輸入 **external geometry file** (即是 Solidworks 的 **x_b** 檔)：設定模型之材質分別有皮質骨、海綿骨及鈦合金骨釘。

	Cortex (皮質骨)	Cancellous (海綿骨)	Titanium (鈦合金骨釘)
Young's Modulus (Mpa)	12600	100	1.10E+05
Poisson's Ratio	0.3	0.3	0.3

(2) 檢查模型有無受損後，設定椎體與骨釘間之接觸條件：

未骨整合: 接觸條件設置為 **frictional**，摩擦係數為 0.3、接觸搜尋半徑 (pinball radius) 為 0.25mm

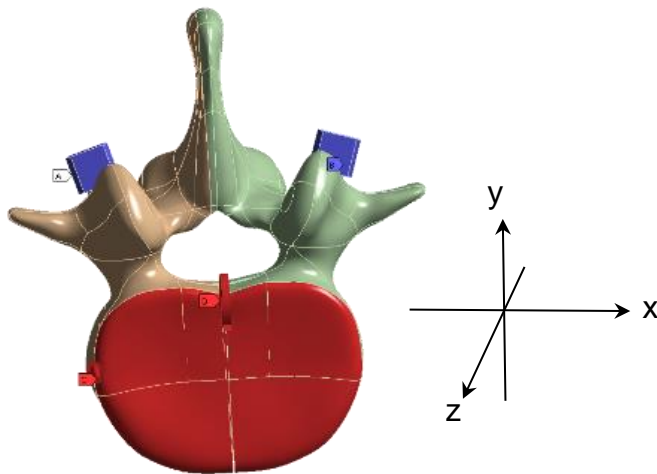
有骨整合: 接觸條件設置為 **bonded**

(3) 設定 Mesh 條件：

Sizing 中 element size 設為 2.0mm，並將 statistics 中的 mesh metric 設為 element quality，mesh 完成後即可設定受力條件進行應力分析。

(4) 分析過程:

選取畫面椎體左側骨釘螺帽，按滑鼠右鍵選擇 Fixed support 釘選該螺帽，並於畫面椎體右側骨釘螺帽重複上述步驟，意即在模型中此兩處位移量最小。再選取椎體面 (如下圖紅色部分所示)，按滑鼠右鍵選擇 moment 或是 force 並設定受力方向及量值，如下表所示。



	moment (x, y, z)	force (x, y, z)
flexion(前彎)	(10000,0,0)	(0,0, -200)
extension(後仰)	(-10000,0,0)	(0,0, -200)
lateral bending(側彎)	(0,10000,0)	(0,0, -200)
rotation(旋轉)	(0,0,0)	(0,0, -200)
pure bending(無軸向負載)	(0,10000,0)	(0,0,0)

完成後選擇以 total deformation 分析該模型，再點選畫面上方的 solve，開始力學分析；待分析完成後主畫面便會出現該模型之受力情形圖。

3. Excel

使用 Excel 分別整理有無骨整合時，ANSYS 分析出之不同受力情形下，不同骨釘位置之脊椎椎體最大位移量值。

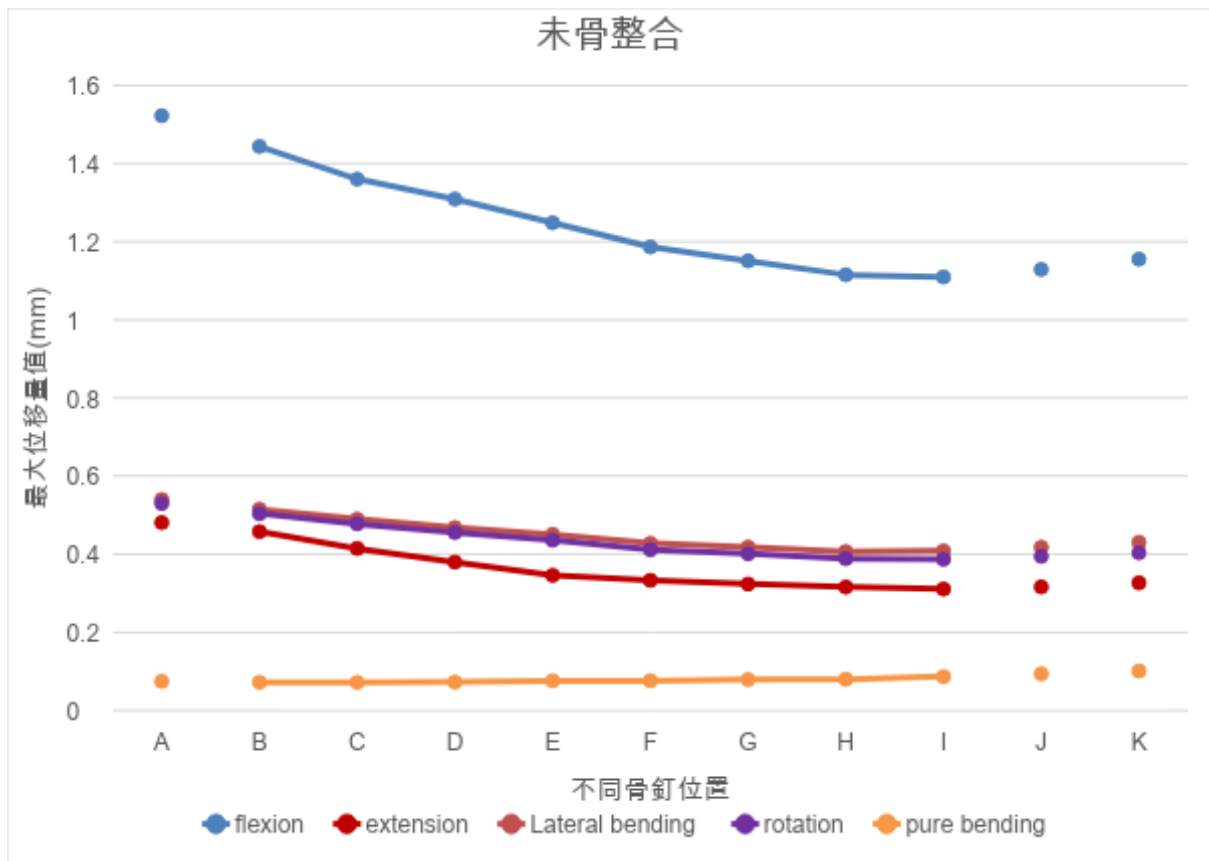
參、研究結果與討論

經由以上操作步驟，可以將得出的數據及應力分佈圖，分為骨釘與椎體間無骨整合與骨整合後，分別進行分析及討論。

一、無骨整合(有摩擦力)

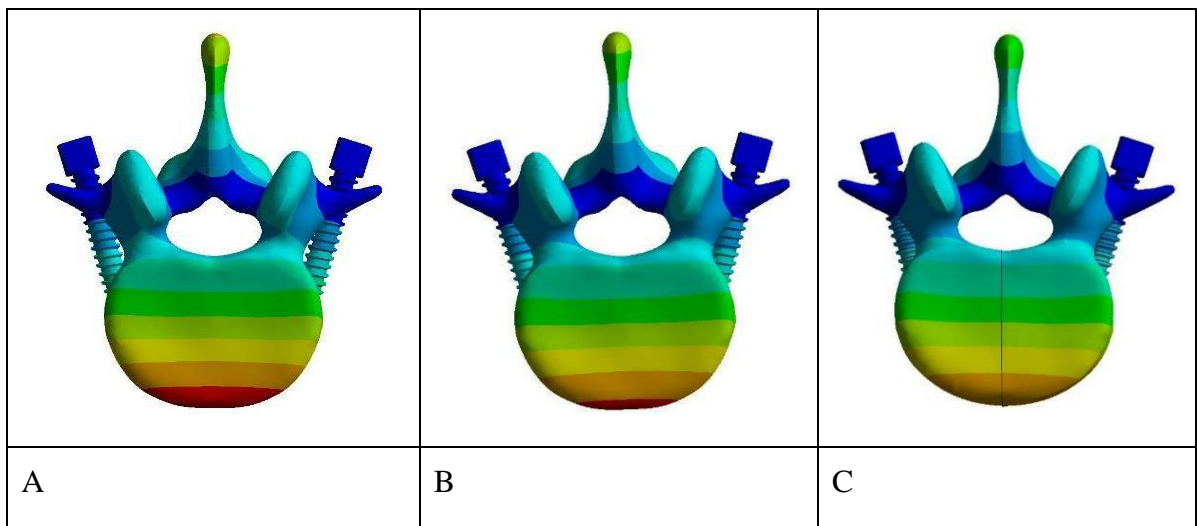
(一) 根據 ANSYS 分析出之不同受力情形下，不同骨釘位置之脊椎椎體最大位移量，整理如下表所示。(單位:mm)

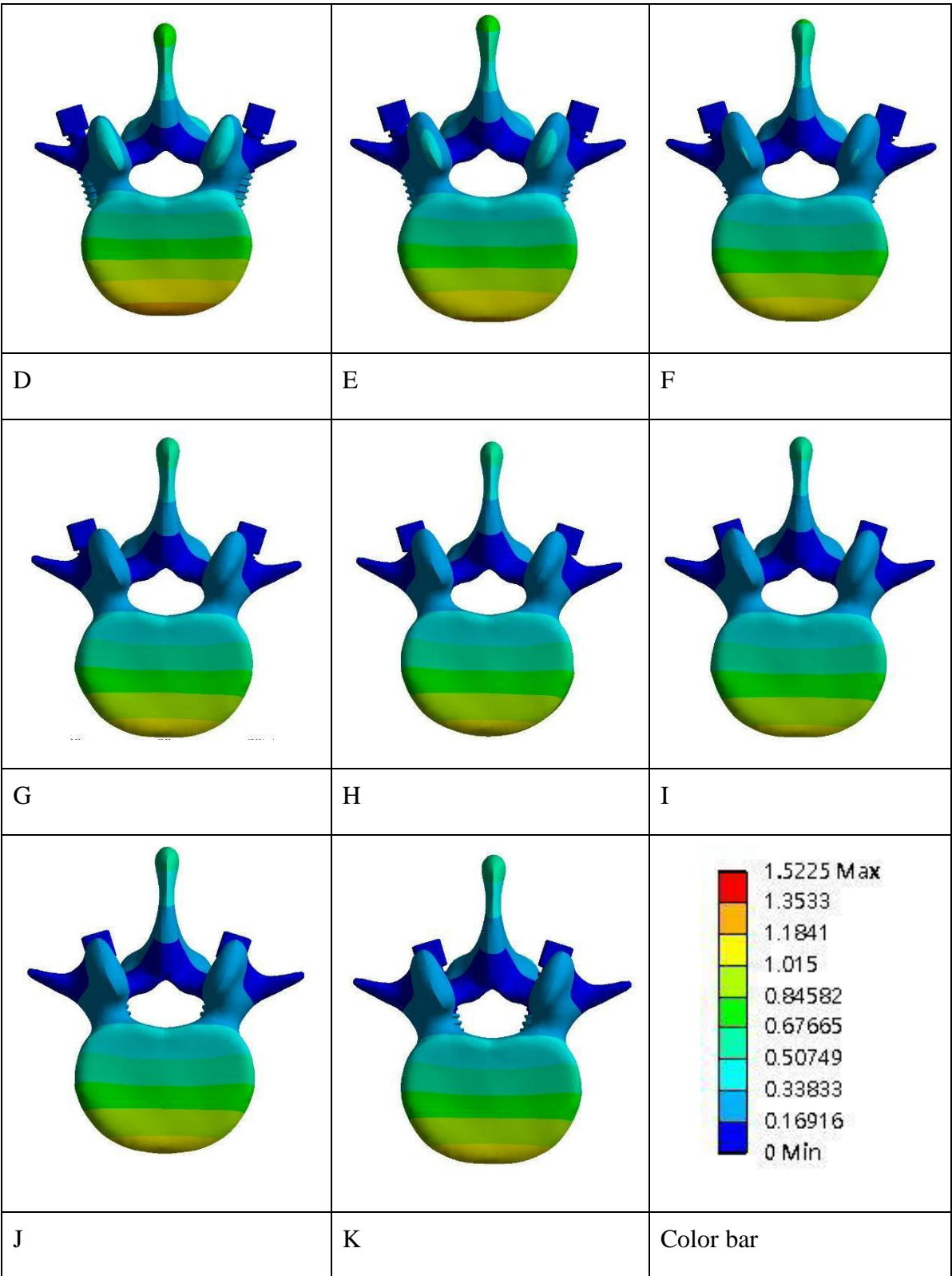
	flexion	extension	Lateral bending	rotation	pure bending
A	1.5225	0.48089	0.54023	0.52998	0.074616
B	1.4437	0.45786	0.51535	0.50396	0.072241
C	1.3601	0.41473	0.48981	0.47776	0.072102
D	1.3091	0.3798	0.46841	0.4553	0.072763
E	1.2483	0.34598	0.45086	0.436	0.076013
F	1.1865	0.33315	0.42804	0.41169	0.076211
G	1.1508	0.32357	0.41822	0.40128	0.078979
H	1.1152	0.31598	0.4069	0.38864	0.079865
I	1.1096	0.31083	0.40853	0.38695	0.08676
J	1.129	0.31632	0.4178	0.39455	0.093758
K	1.1552	0.3267	0.43029	0.40356	0.10111



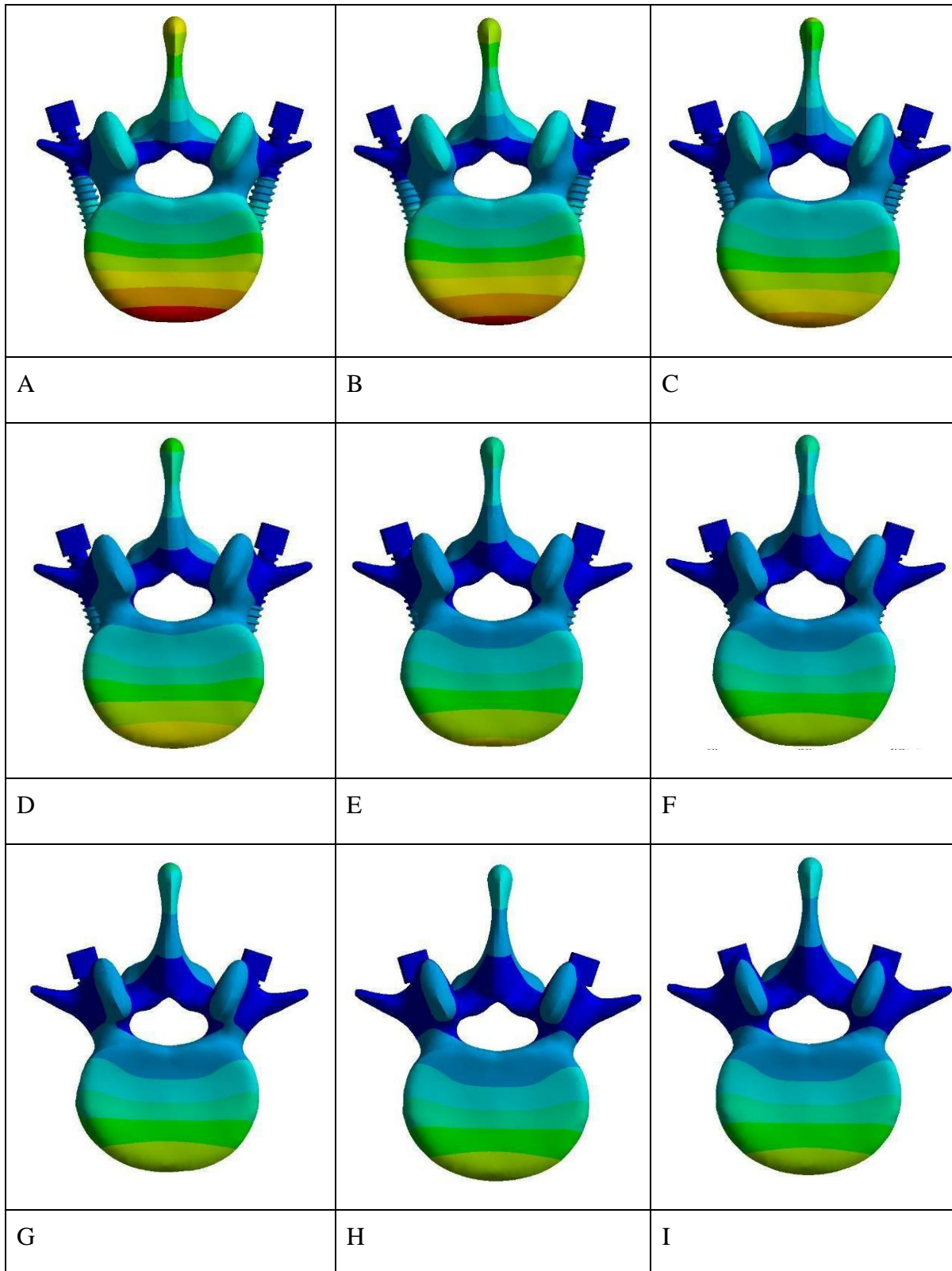
(二) ANSYS 計算出之應力分布圖整理如下：

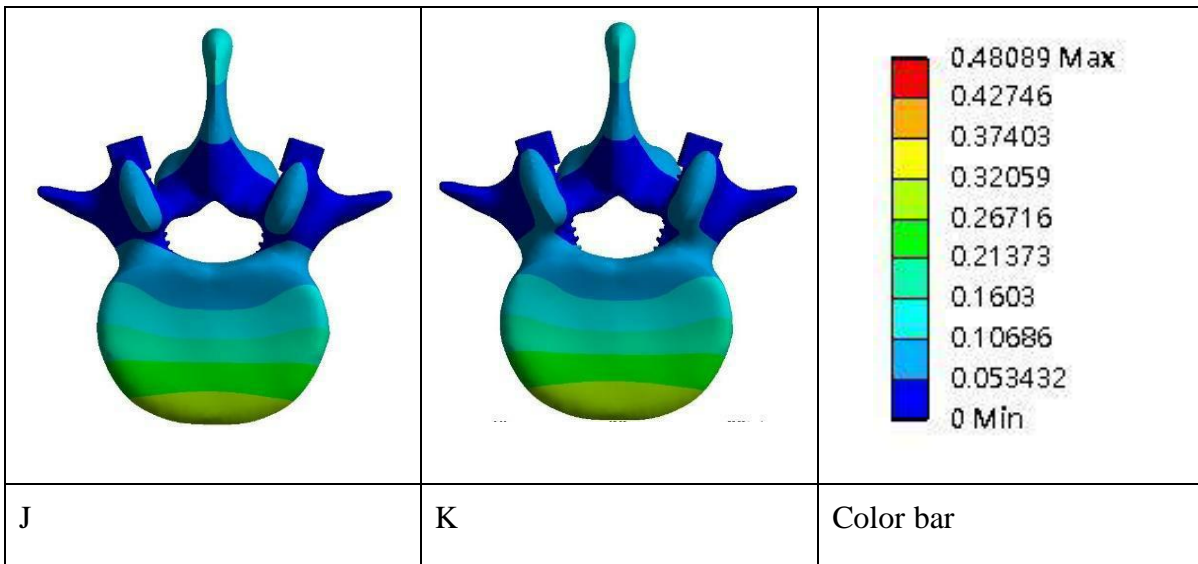
1. frictional flexion



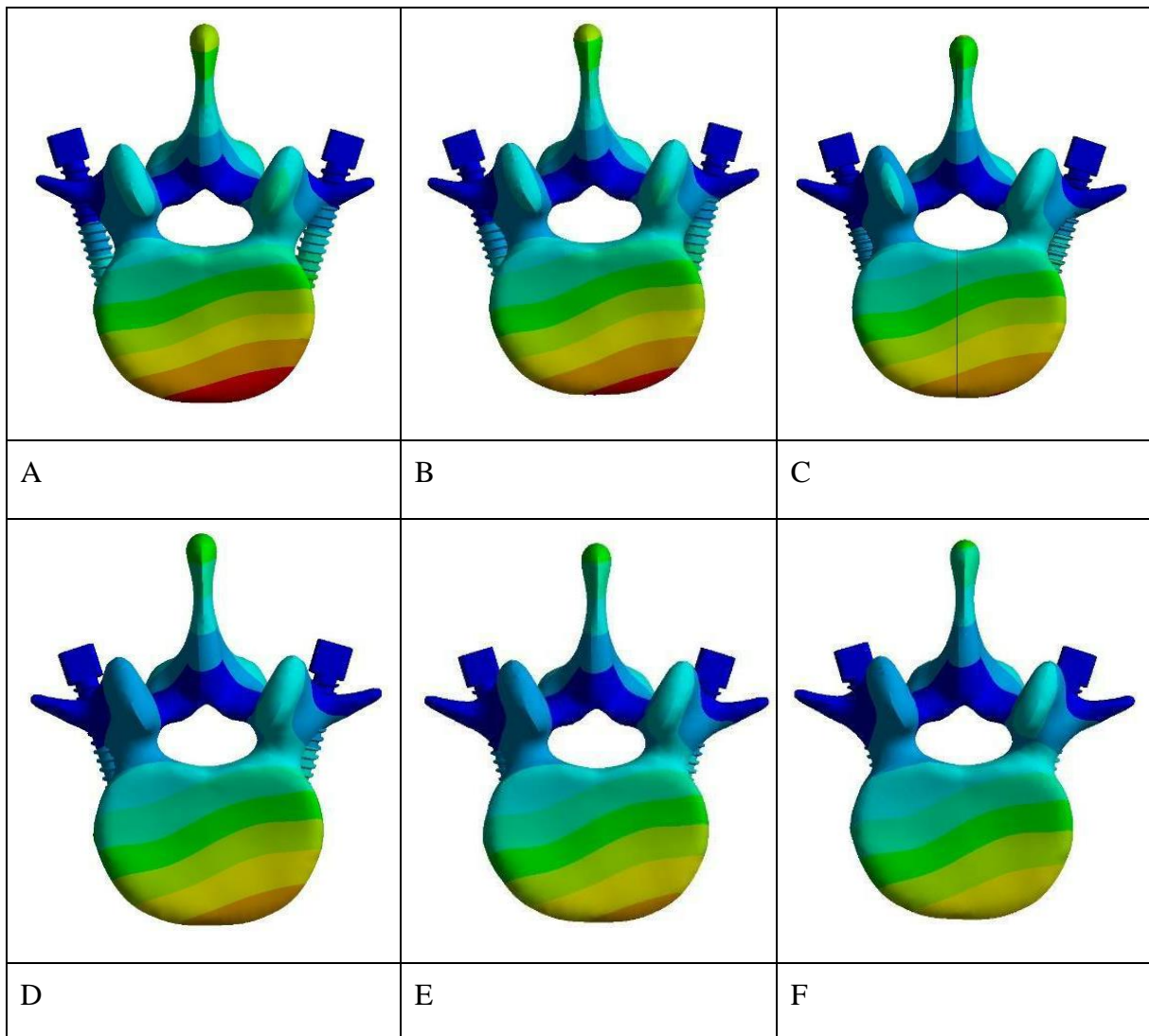


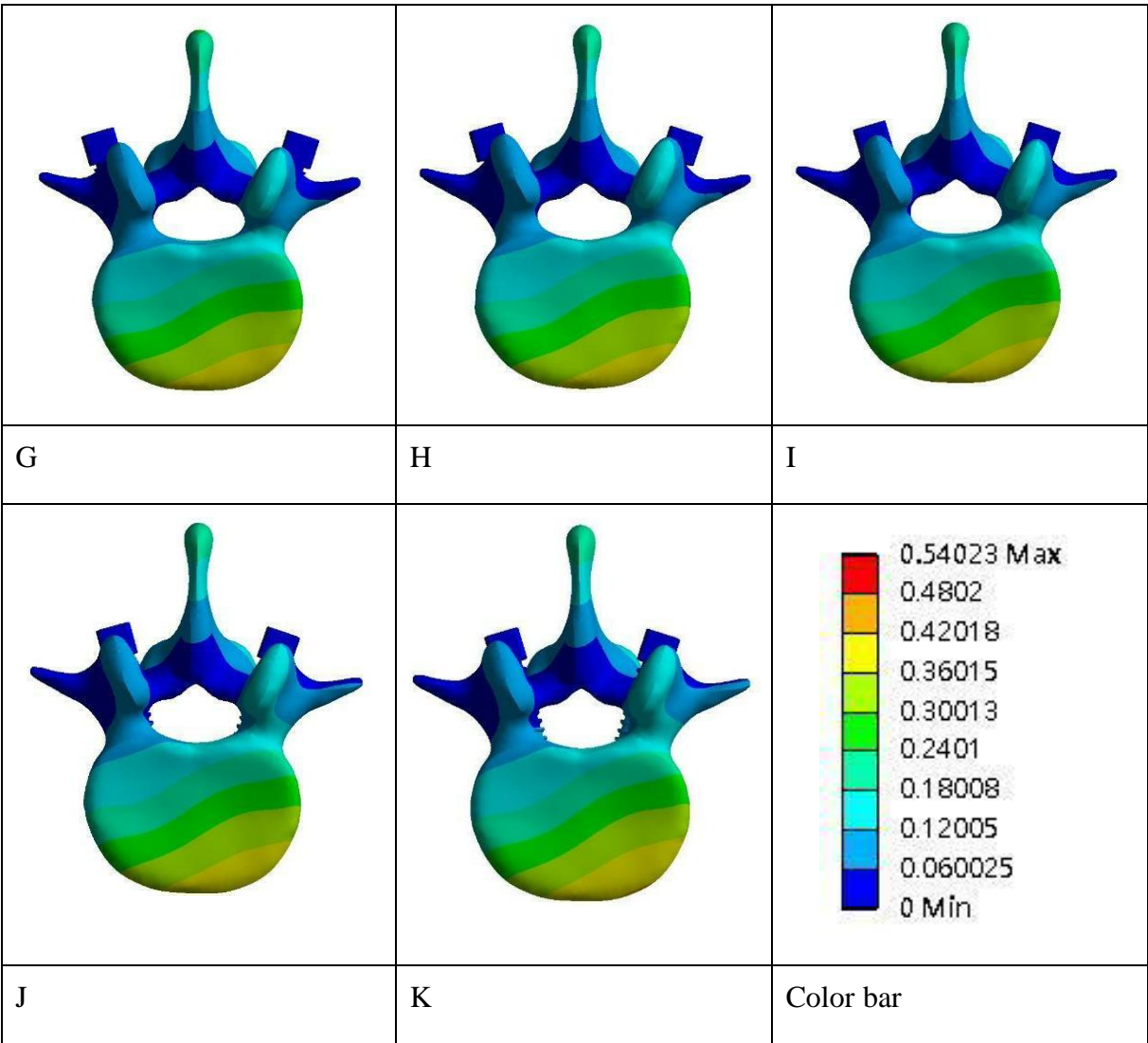
2. frictional extension



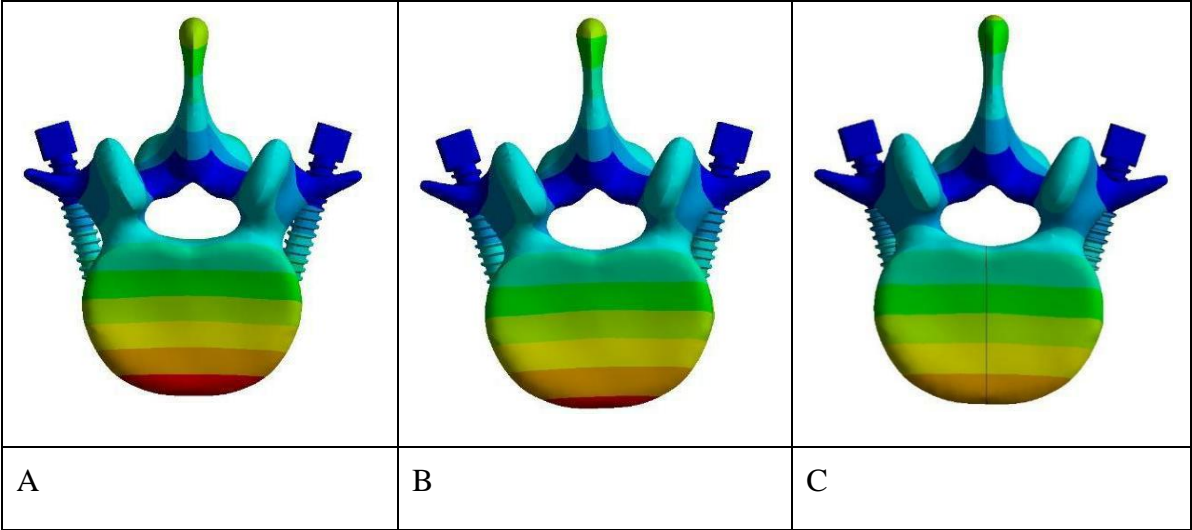


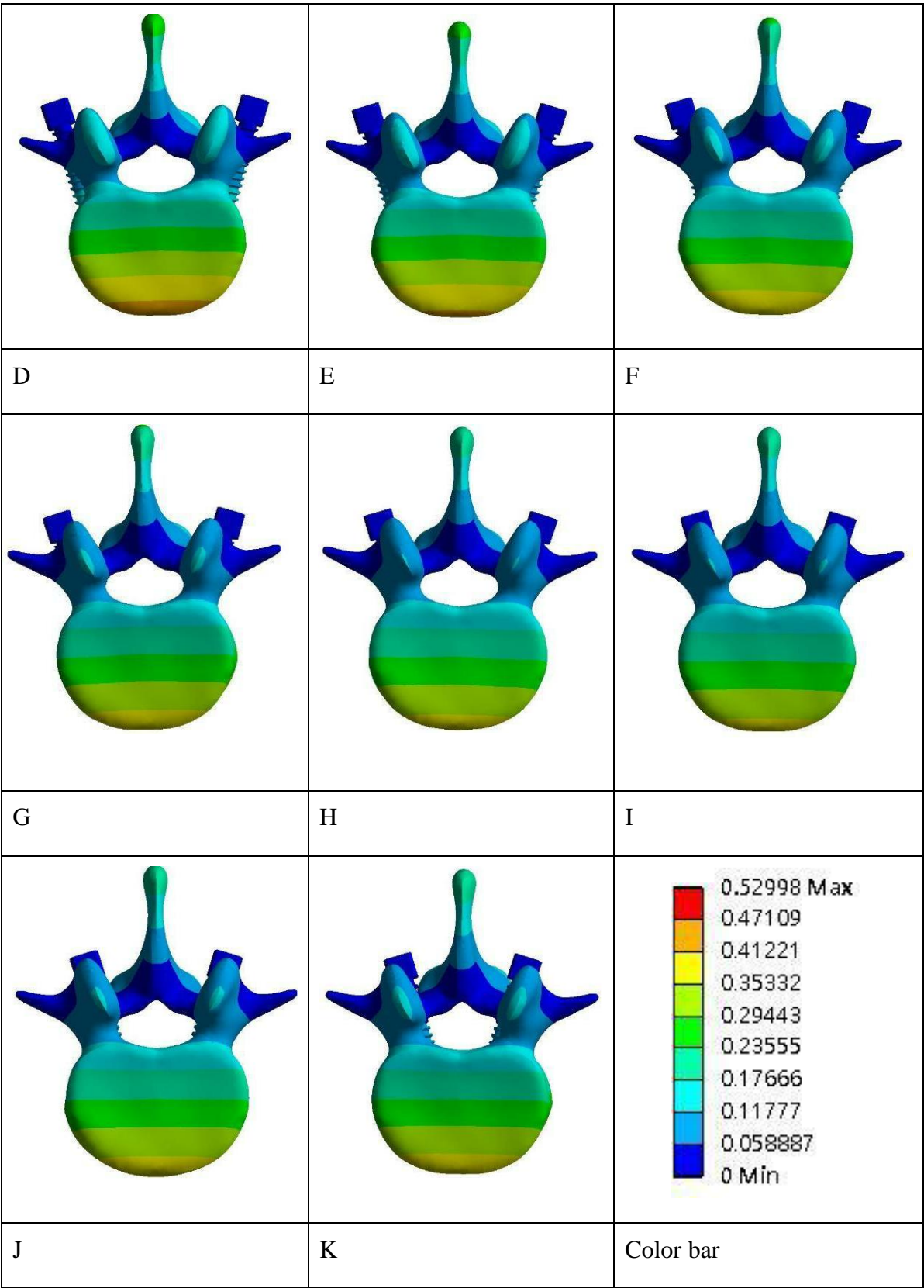
3. frictional lateral bending



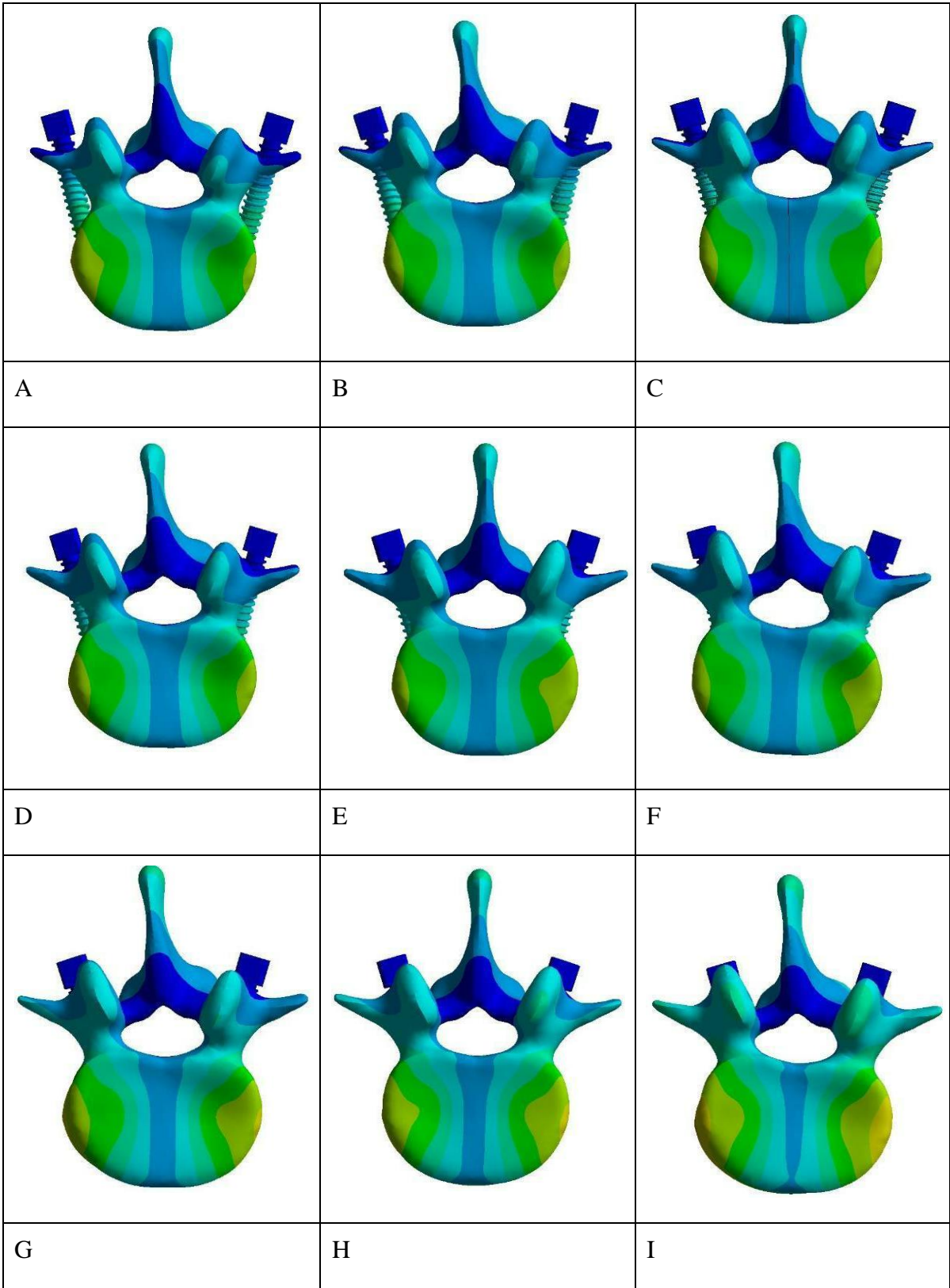


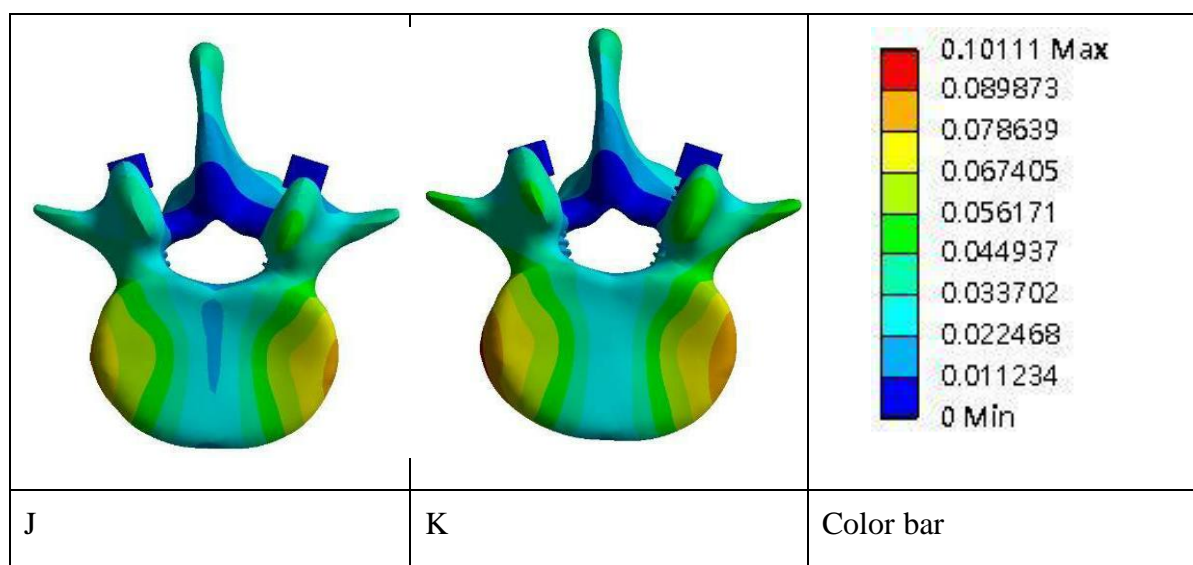
4. frictional rotation





5. frictional pure bending

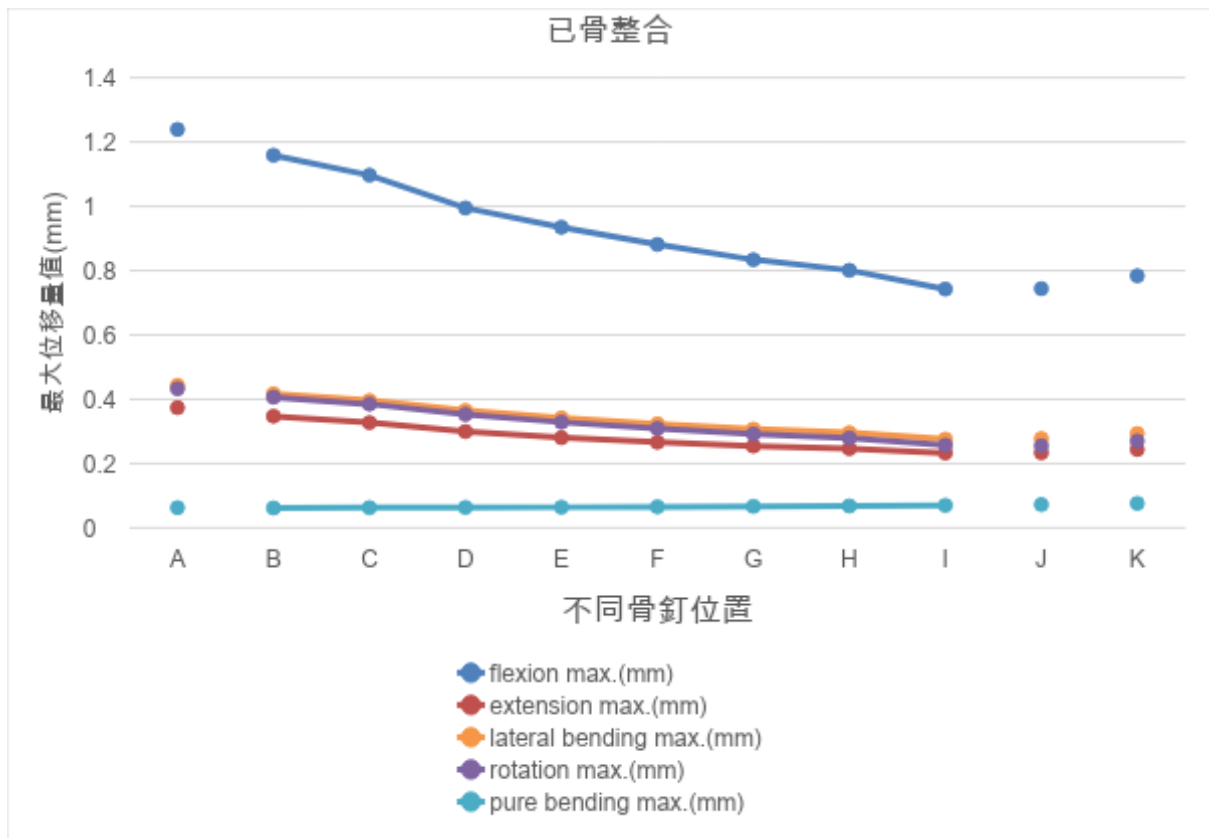




二、有骨整合 (緊密結合)

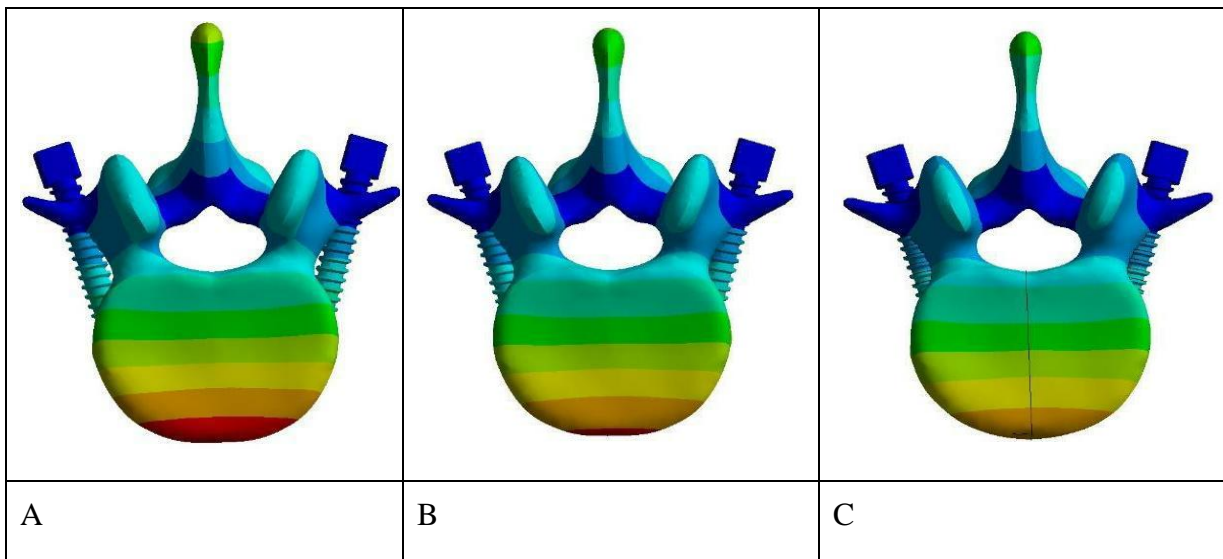
(一) 根據 ANSYS 分析出之不同受力情形下，不同骨釘位置之脊椎椎體最大位移量，整理如下表所示。(單位:mm)

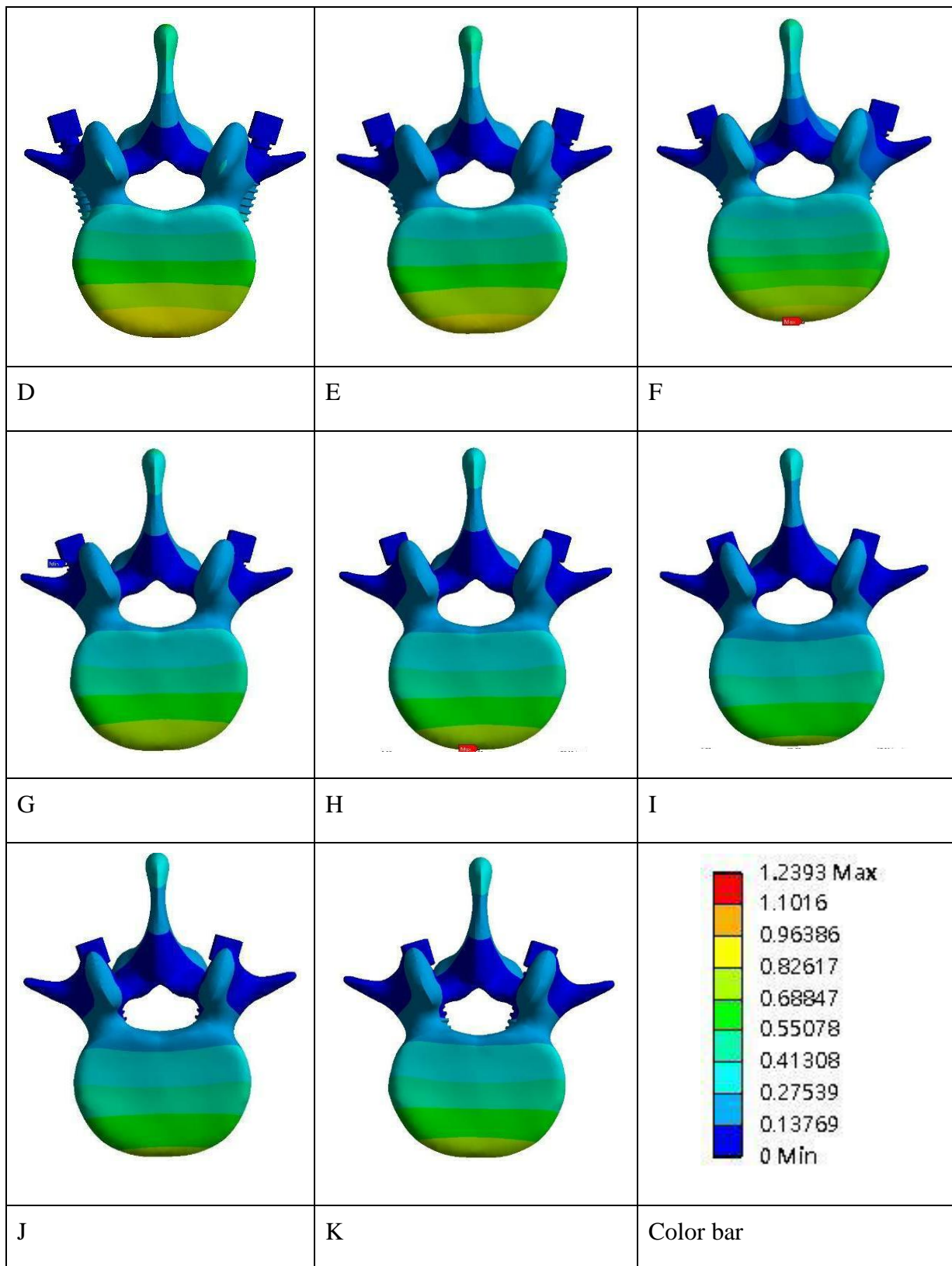
	flexion	extension	lateral bending	rotation	pure bending
A	1.2393	0.37389	0.44339	0.43278	0.062835
B	1.1589	0.34727	0.41686	0.40657	0.061912
C	1.0969	0.32736	0.3961	0.38488	0.062945
D	0.99491	0.2997	0.36527	0.35273	0.063697
E	0.93492	0.28039	0.34185	0.3286	0.064283
F	0.88146	0.26625	0.32344	0.30925	0.065508
G	0.83406	0.25431	0.30709	0.29183	0.066827
H	0.80113	0.24636	0.29601	0.27946	0.068295
I	0.74262	0.23303	0.27602	0.25734	0.070169
J	0.74407	0.23361	0.27772	0.2553	0.072431
K	0.78409	0.24393	0.29338	0.27015	0.076265



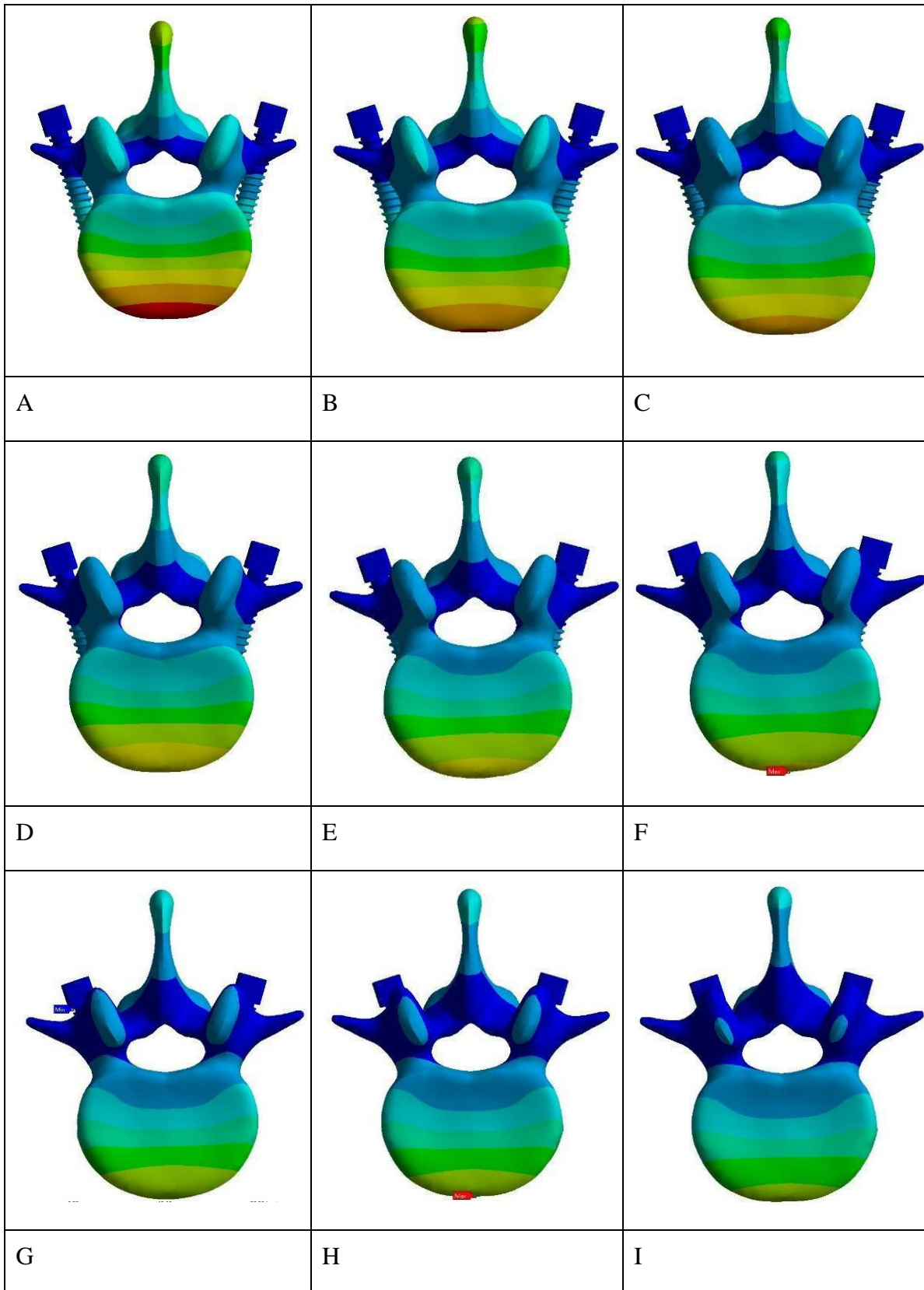
(二) ANSYS 計算出之應力分布圖整理如下：

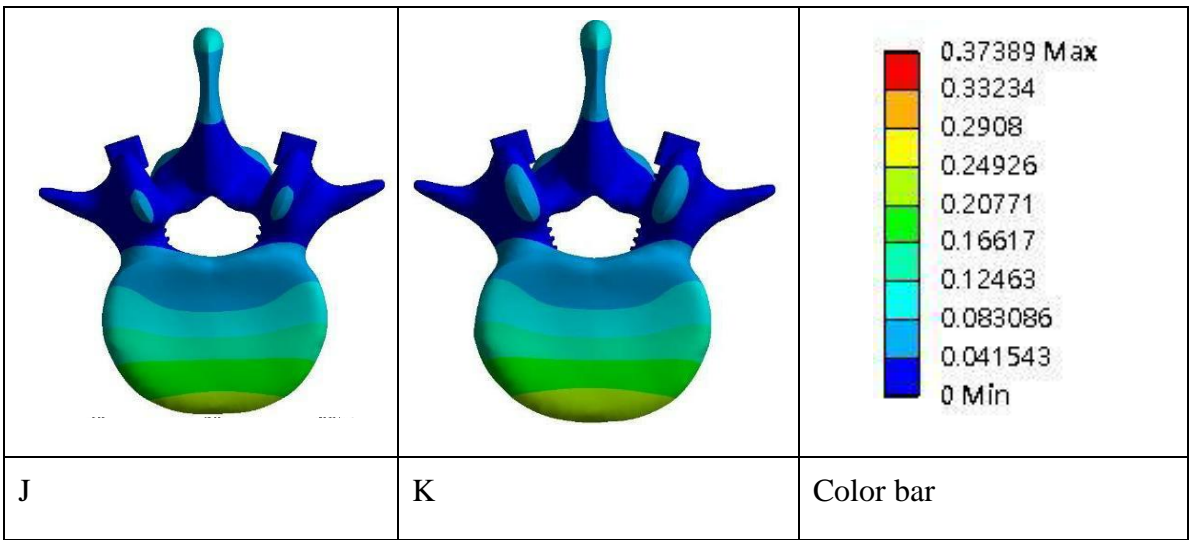
1. bonded flexion



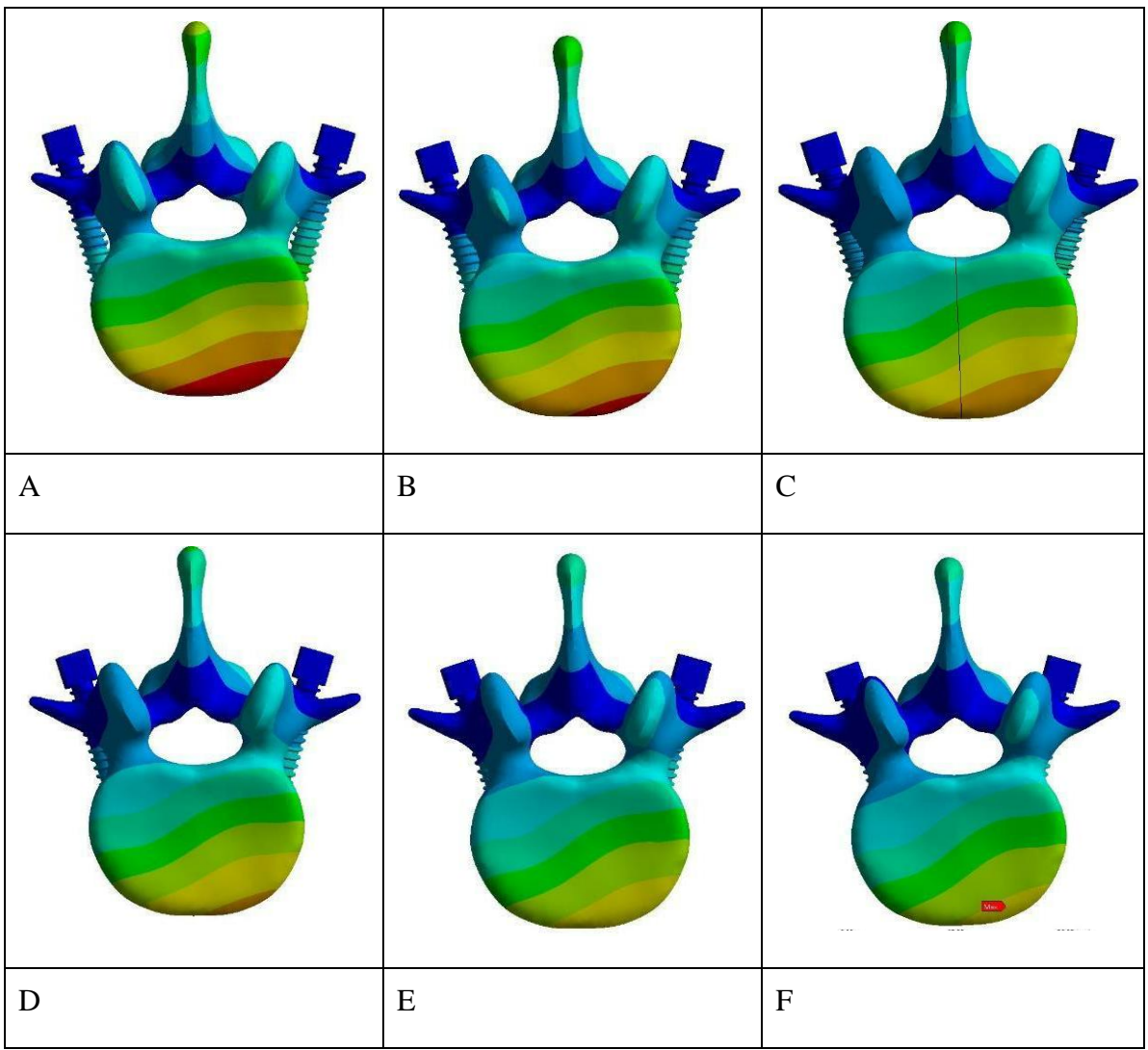


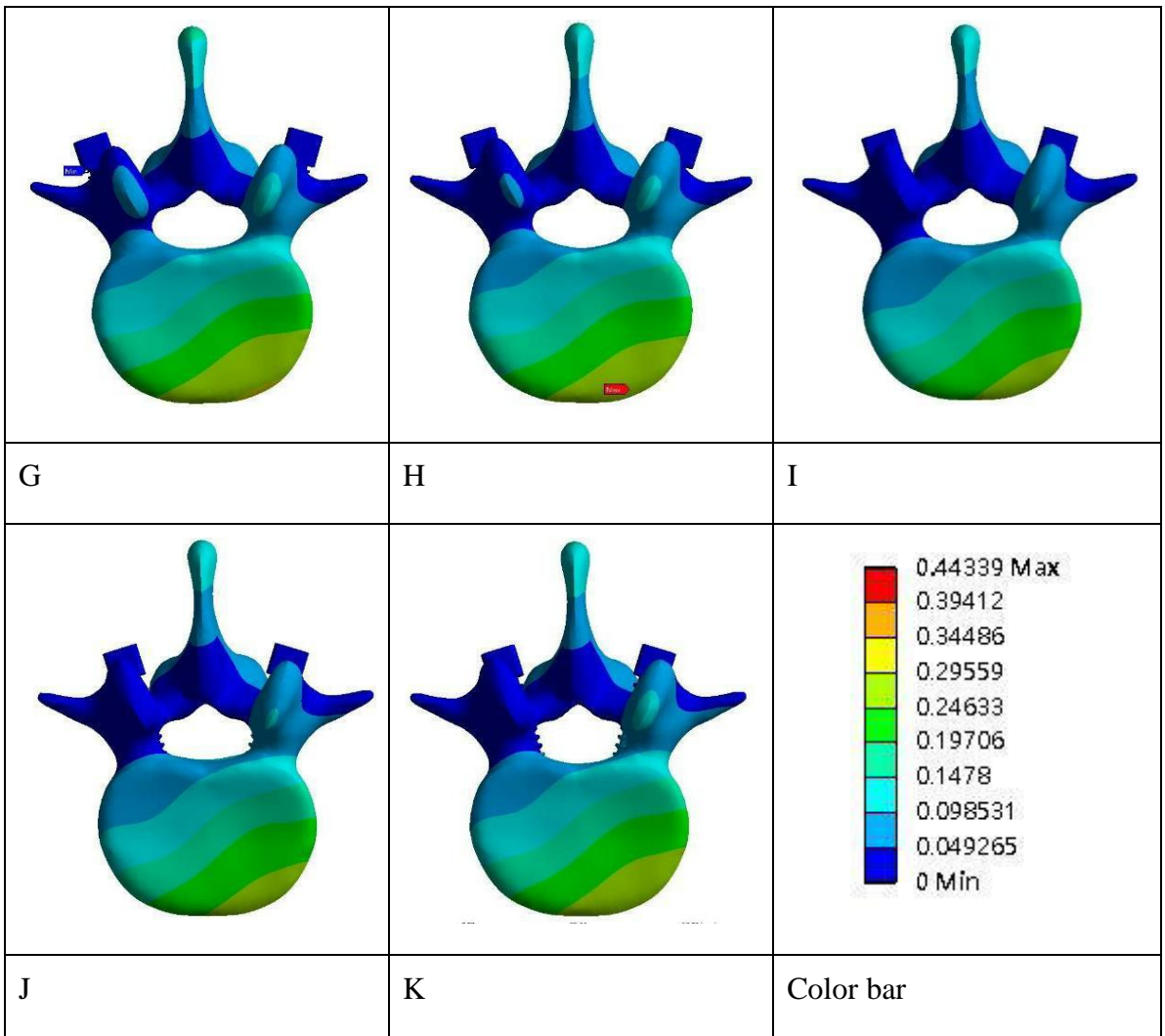
2. bonded extension



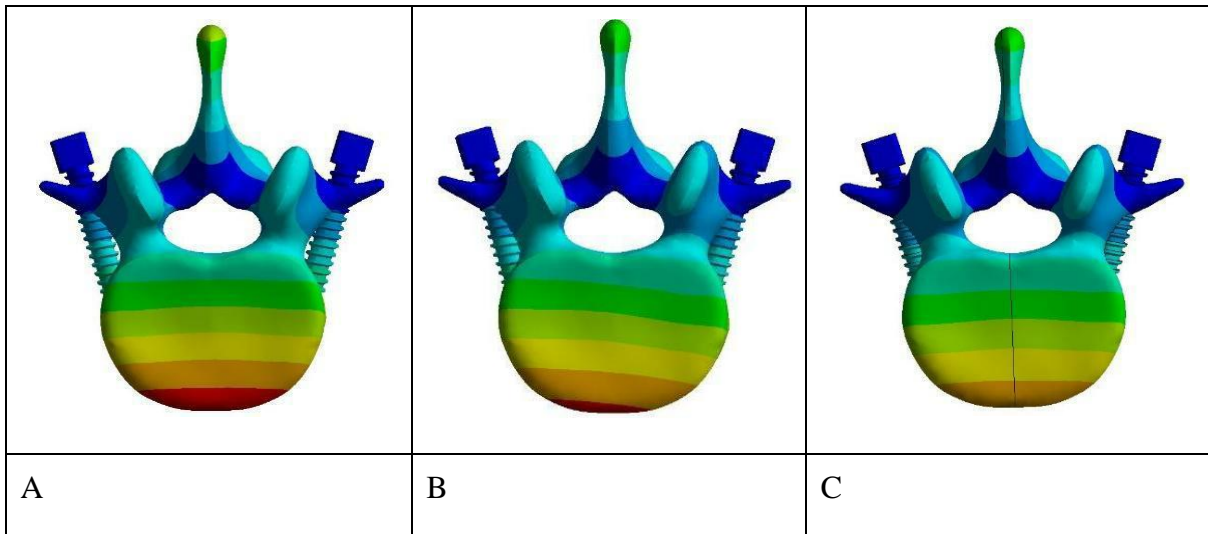


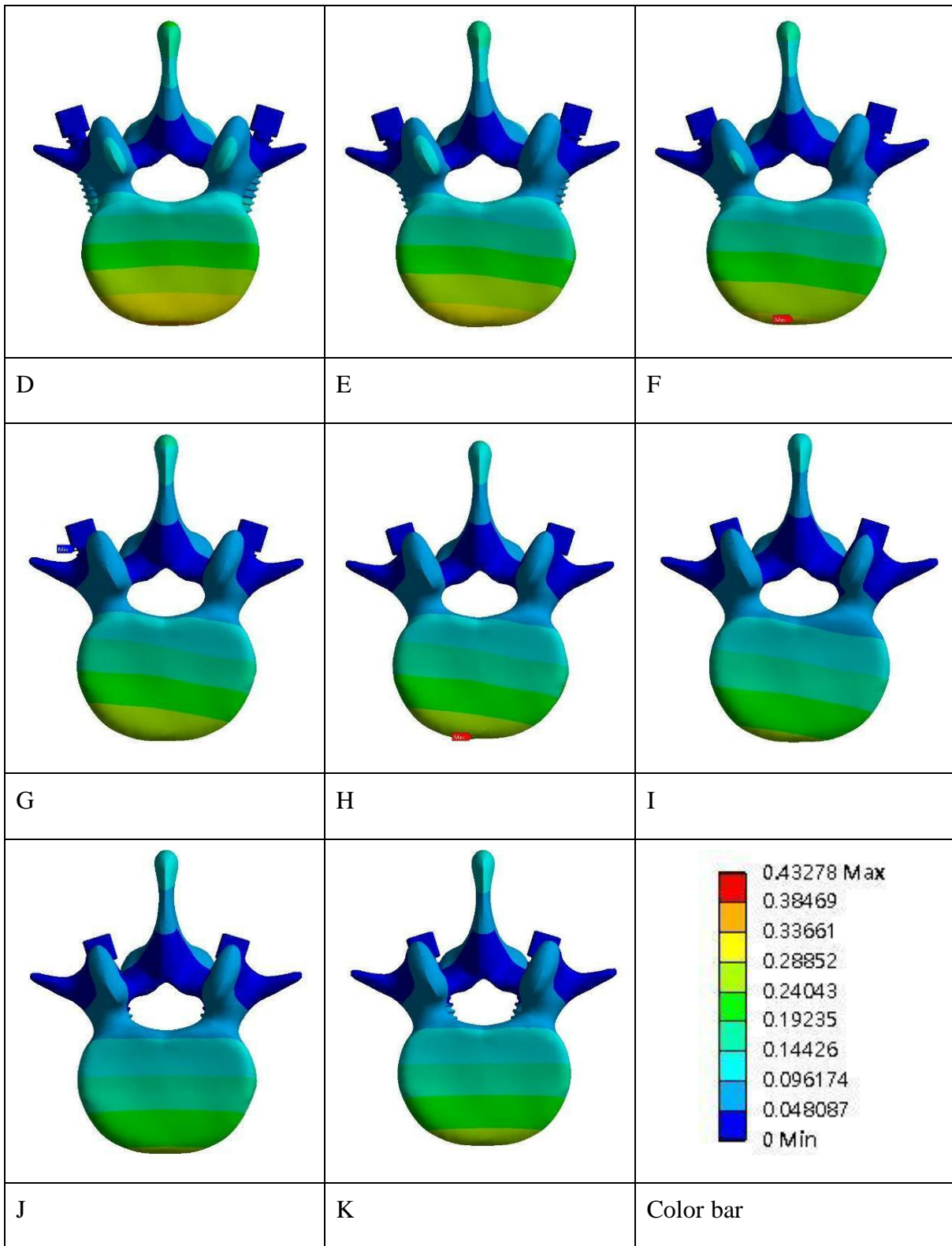
3. bonded lateral bending



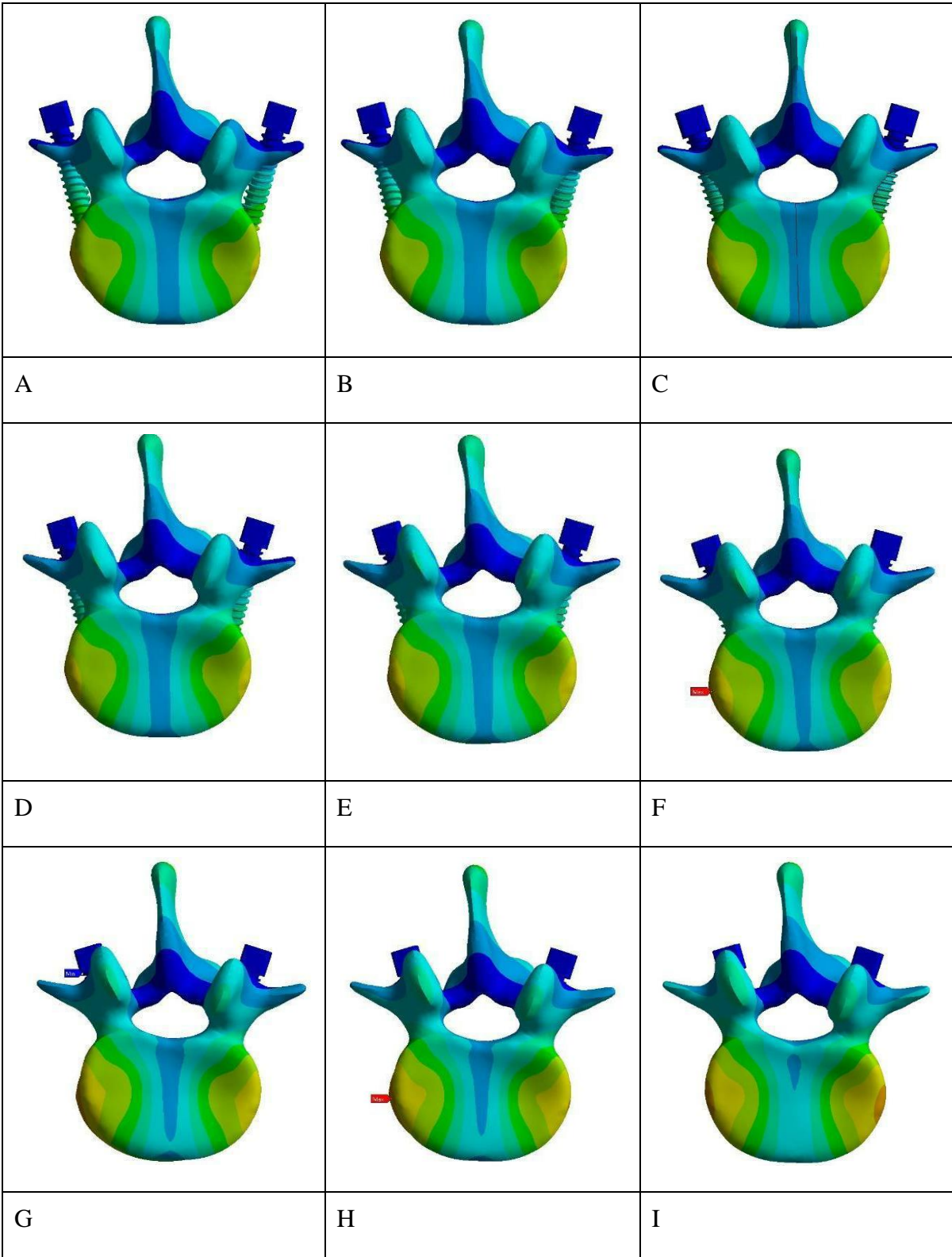


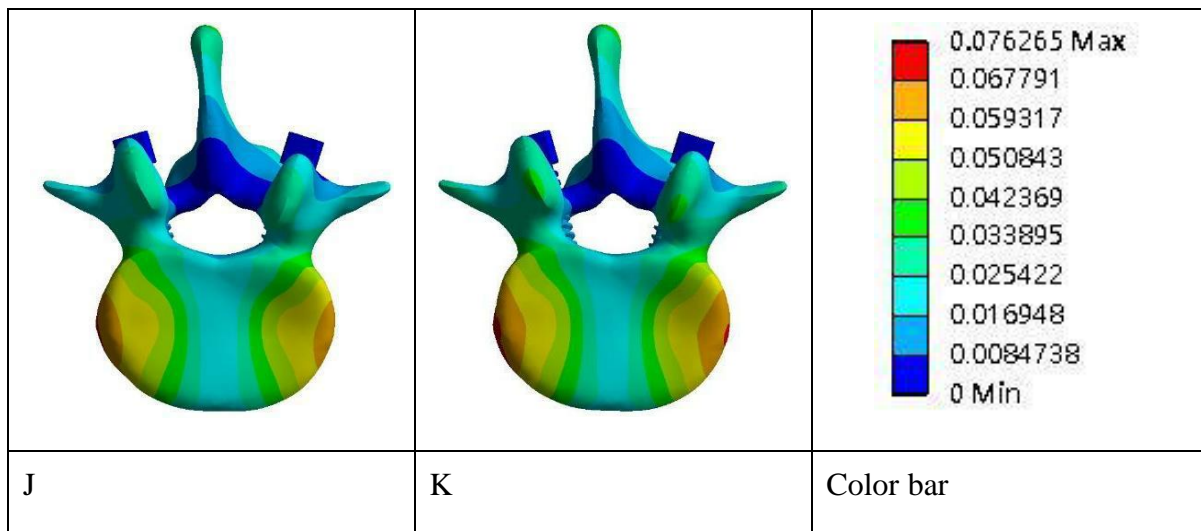
4. bonded rotation





5. bonded pure bending





三、討論

(一) 由 ANSYS 分析之應力比較圖可知，由於分析時將兩骨釘設定為 **fixed support**，故骨釘處位移最小，**rotation** 時因僅受向下壓力，故位移最大值會出現在應力圖中椎體的最下端，**pure bending** 時只受到轉動力矩影響，故位移最大值會出現在應力圖中椎體的左右側，其餘三種受力情形因有壓力與力矩同時作用，故位移最大值會出現在應力圖中椎體的最下端及左右兩側之間。

(二) 由分析結果圖表可知，在不考慮傷及神經或是破壞骨頭的情況下 (排除 AJK)，在五種受力情形中，骨釘螺帽中央點至棘突中軸的垂直投影距離 (以下簡稱 **d**) 越小，椎體位移亦越小，也就是越穩定；且不論有無骨整合都會呈現相似的走勢。

肆、結論與應用

根據骨科醫師說法，未骨整合的模型可視為骨頭未長入骨釘與椎體之間的縫隙；反之骨整合後的模型視為骨頭已經化生入骨釘與椎體之間的縫隙且緊密包覆骨釘。以本研究的五種受力情形而言，骨釘螺帽中央點至棘突中軸的垂直投影距離 (以下簡稱 **d**) 越小，椎體穩定度越高。

一般而言，椎體在植入骨釘後六週會初步癒合，術後三個月開始看到骨頭化生入縫隙，並於術後六個月達到穩定，三至五年後開始產生鄰近節問題。雖然術後已經骨整合的使用時間比起尚未骨整合長得多，但在達成骨整合前的穩定較能減少患者疼痛，也可避免日後因骨釘容易鬆脫而需再次手術。骨科醫師表示，還是會選擇打在 **H** 目前最普遍的植入位置最為保險；不過依照我們的研究結果，由於常規位置與偏外側的穩定度無顯著差異，醫師表示也可以考慮將骨釘植於較外側作為避免傷及神經的折衷方案。

本研究使用的原始模型雖為成人脊椎，但成長的過程中脊椎約略為等比例放大，因此所得之數據或可應用在小兒及青少年骨骼疾病 (例如：脊椎側彎)。未來本研究也可擴展至分析腰椎整體的受力情形，甚至考慮骨釘不同角度、兩骨釘非對稱錯位對脊椎受力之影響。

伍、參考文獻

1. Sandra Shultz, Peggy Houglum, David Perrin (2005). Examination of Musculoskeletal Injuries- Athletics Training Education Series. Human Kinetics.
2. Autar K. Kaw (1997). Mechanics of Composite Materials. CRC-PRESS.
3. Huston Ronald L. (2013). Fundamentals of Biomechanics. CRC-PRESS.
4. Vladimir M. Zatsiorsky (2002). Kinetics of Human Motion. Human Kinetics.
5. Jiri Nedoma, Jiri Stehlik (2011). Mathematical and Computational Methods in Biomechanics of Human Skeletal Systems-An Introduction. WILEY.
6. Cees Oomens, Marcel Brekelmans, Frank Baaijens (2010). Biomechanics: Concepts and Computation. Cambridge University Press.
7. Gerda de Veries, Thomas Hillen, Mark Lewis, Johannes Müller, Birgitt Schönfish (2006). A Course in Mathematical and Computational Methods. SIAM.
8. Bernhard Schököpf, Kogi Tsuda, Jean-Philippe Vert (2004). Kernel Methods in Computational Biology. MIT Press.
9. Edward C. Benzel (2004). Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, and Management (second edition). Elsevier Churchill Livingstone.
10. Christopher M. Bono, Andrew J. Schoenfeld (2016). Orphodaedic Surgery Essentials Spine (second edition). Wolters Kluwer.
11. Thomas J. Errico, R. David Bauer, Theodore R. Waugh (1991). Spinal Trauma. Lippincott.
12. Harry N. Herkowitz, Steven R. Garfin, Frank J. Eismont, Gordon R. Bell, Richard A. Balderstom (2011). Rothman-Simeone The Spine (fifth edition). Saunders Elsevier.
13. Victor N. Cassar-Pullicino, Herwig Imhof (2006). Spinal Trauma-An Imaging Approach. Thieme.
14. Daniel H. Kim, Alexander R. Vaccaro, Richard G. Fessler (2005). Spinal Instrumentation Surgical Techniques. Thieme.
15. Edward C. Benzel (2012). Spine Surgery Techniques, Complication Avoidance, Management (Third Edition). Elsevier Sannders.
16. Alexander R. Vaccaro, Michael G. Fehlings, Marcel F. Dvorak (2011). Spine and Spinal Cord Trauma Evidence-Based Management. Thieme.

17. Alexander R. Vaccaro, Todd J. Albert (2016). Spine Surgery Tricks of the Trade (Third Edition). Thieme.
18. Keith H. Bridwell, Ronald L. DeWald (2011). The Textbook of Spinal Surgery (third Edition). Wolters Kluwer.
19. Patrick W. Hitchon, Vincent C. Traynelis, Setti Rengachary (1995). Techniques in Spinal Fusion and Stabilization. Thieme.
20. 20 Arnold C. Friedman, Paul D. Radecki, Anna S. Lev-toaff, Pamela L. Hilpert (1989). Clinical Pelvic Imaging CT, Ultrasound, and MRI. Mosby Inc.
21. P.S. Ramani, Chun-Kun Park, Christopher M. Loftus, Junichi Mizuno, Abdul Hafid Bajamal, Enrique Osario-Fonseca, Sushil Patkar (2013). The Textbook of Surgical Management of Lumbar Disc Herniation. Jaypee Brothers.
22. Frank M. Phillips, Cart Lanryssen (2010). The Lumbar Intervertebral Disc. Thieme.
23. Harry N. Herkowitz, Jiri Dvorak, Gordon Bell, Margareta Nordin, Dieter Grob (2004). The Lumbar Spine. Lippincott Williams & Wilkins.
24. J. George Teplick (1992). Lumbar Spine CT and MRI. Lippincott Williams & Wilkins.
25. Anne M. Gilroy, Brian R. MacPherson (2016). Atlas of Anatomy. Thieme.
26. *Keitaro Matsukama, Yoshiyuki Yato, Hideaki Imabayashi, Naobumi Hosogame, Takashi Asazuma, Koichi Nemoto (2015). Biomechanical Evolution of the Fixation Strength of Lumbar Pedicle Screws Using Cortical Bone Trajectory : a Finite Element Study. J Neurosurg Spine, 23, 471-478.*
27. *Keitaro Matsukama, Yoshiyuki Yato, Hideaki Imabayashi, Naobumi Hosogame, Takashi Asazuma, Koichi Nemoto (2015). Biomechanical Evolution of Cross Trajectory Technique for Pedicle Screw Insertion : Combined Use of Traditional Trajectory and Cortical Bone Trajectory. Orthopaedic Surgery, 7, 313-323.*

【評語】 100001

本作品利用電腦數值運算方式分析鈦合金骨釘植入脊椎椎體位置的受力，藉此提供外科手術時骨釘位置選擇的參考，本作品具有原創性，且具備醫療方面的應用價值，值得鼓勵。惟在研究過程中尚缺與臨床醫師的討論以及使用假體進行實驗的相關數據，因此作品完整度仍有改善的空間，鼓勵作者再接再厲，增加作品的深度，讓作品更完整。