

The Effects of Material and Design on The Mechanical Strength of Locked Nails and Screws

鎖定內釘和螺絲的設計與材料對機械強度的影響

林晉¹ 趙振綱² 徐慶琪³ 林偉澎⁴

Jinn Lin¹ Ching-Kong Chao² Ching-Chi Hsu² Wei-Peng Lin¹

¹國立臺灣大學附設醫院骨科教授

²國立臺灣科技大學機械系教授

³國立臺灣科技大學機械系助理教授

⁴國立臺灣大學附設醫院骨科主治醫師

全國科學委員會支助

摘要

宗旨：這項生物力學實驗的目的是要研究不鏽鋼或鈦合金對鎖定內釘和螺絲設計在機械性能上的影響。

方法：比較特別地設計製作同樣結構的不鏽鋼或鈦合金鎖定內釘和螺絲之機械性能。研究的結構因素，鎖定螺絲包括內徑和根部半徑，鎖定內釘包括外徑和釘孔大小。機械性能則包括抗彎勁度、強度和疲勞壽命。有限元素模型則用於模仿機械測試和計算應力集中因子。

結果：增加根部半徑和內徑能有效地增加鎖定螺絲的疲勞強度。特別是當增加半徑，鈦合金螺絲的疲勞強度比不鏽鋼增加了更多。相反的，鈦合金鎖定內釘比相對的不鏽鋼內釘弱。有限元素模型可以準確預測機械力學測試的結果，螺絲的相關系數範圍從-0.58到-0.84，內釘為-0.98。應力集中因子範圍螺絲為從1到1.81，內釘為從3.06到4.17。

結論：更大的根部半徑和內徑，鈦合金鎖定螺絲比相對不鏽鋼螺絲能提供更強的疲勞強度。然而，由於高裂痕敏感性，鈦合金鎖定內釘反而失去他們優越機械強度的好處，這個發現臨床上應用時需特別關心。有限元素分析能可靠地用於鎖定內釘和鎖定螺絲的研究與開發。

關鍵詞： 機械性能，鈦合金，不鏽鋼，鎖定內釘

前言

鎖定內釘廣泛被接受為下肢長骨骨折的治療方法 [1]，它有最小的組織傷害和高固定穩定的好處。常規鎖定內釘系統通常使用的材料是不鏽鋼。但是，由於鈦合金具有優秀的性能組合：更好的biocompatibility、耐腐蝕性、在電腦斷層掃描和核磁共振檢查有較少的人工干擾，鈦合金的使用最近增多了[2-4]。然而，與不鏽鋼比較，鈦合金的憂慮是裂痕敏感性（notch sensitivity）的材料性質，會大大地減少其疲勞強度，導致植入物高風險的破損和手術失敗[3,5]。這個裂痕敏感性作用，在幾何結構上突然變動的地區會特別厲害，例如鎖定螺絲的螺紋或內釘的釘孔。

比較由鈦合金或不鏽鋼製成的鎖定內釘的機械性能研究不多 [6]。在本研究，特別地製造同樣幾何和維度的鈦合金或不鏽鋼鎖定螺絲和鎖定內釘，比較機械性能包括勁度，降伏強度和疲勞強度，並探討鎖定內釘和螺絲設計在機械性能上的影響。假說是鈦合金植入物應該更能抵抗疲勞破壞，疲勞破壞是骨折固定器常見的破壞機轉。然而，在高裂痕敏感性的情況，鈦合金植入物的疲勞強度也許減弱。另一個假說是有限元素分析可以可靠地預測機械測試的結果和估計裂痕敏感性的嚴重度。

材料與方法

被測試的內釘和螺絲的結構

特別設計的鎖定螺絲和內釘(United, Taipei, Taiwan)是由ASTM (American Standard of Tested Materials) F138等級2.2規格的不鏽鋼或ASTM F136-96鈦合金(Ti6Al4V) (Carpenter Technology, Reading, PA)作成。不鏽鋼降伏強度786 MPa和伸長率26%。鈦合金降伏強度795 MPa和伸長率10%。由於疲勞強度決定因素是內徑和螺紋的根部半徑[7]，在本研究中製造的鎖定螺絲有二不同內徑、3.8和4.1 mm和三不同根部半徑：0.1，0.3和0.5 mm (表1) (圖 1A)，螺絲的其他結構完全相同，螺絲全長是55 mm，使

用沒有螺紋的光滑螺栓作為控制組。至於鎖定內釘(表2)，金屬管全長110 mm，有一個圓孔在中心，代表最壞的臨床情況 (worst case clinical scenario)。這個設計也能減少其他複雜因素的作用，例如孔位置、數量、孔間的距離等等。金屬管有二不同外徑和三不同孔徑：11 mm內徑內釘孔徑有4.5，5和5.5 mm，12 mm內徑內釘孔徑有5，5.5和6 mm (圖1B)，所有內釘壁厚度是1.5 mm。為要增加內釘強度，另製一鈦合金內釘(內釘-t)(表2)，壁厚度為3 mm，外徑為11 cm，釘孔直徑為4.5 mm，做進一步比較用。

生物力學的測試

螺絲

為測試使用了一外徑50毫米、內徑40毫米的高分子量聚乙烯管 (圖2A)。螺絲插入通過管的中心，直到螺帽緊靠管壁。要模仿臨床情況，由一個外徑12 mm和壁厚1.5 mm的圓柱形內釘施壓力在螺絲中部。使用材料試驗機(Bionix 858，MTS Corporation，Minneapolis，MN)，起初在位移控制方式下，在每個類型螺絲六個樣品以1 mm/min的施力速率進行了一個的靜態施力測試，施力一直到螺絲有永久變形。以100赫茲的數據收集率畫出施力變形曲線。測量最線性部分的斜率作為抗彎勁度。根據ASTM F 1264標準測量了 0.2%垂距 (offset) 降伏強度。然後，以同一個測試設置，以及10赫茲循環 (cyclic) 正弦施力動態測試每個類型六個新的螺絲。最大的施力(750 N)是最弱的螺絲的降伏強度90%，應力比率是5-10%，以這施力，可預期是低週期疲勞破壞。當作動器的位移大於2毫米，並且看見螺絲裂縫或當疲勞壽命是超過 10^6 週期時，測試被終止，記錄疲勞測試週期位移曲線和疲勞破壞週期的數量。在循環施力測試 當螺絲變形穩定時，同時測量並記錄在施力變形曲線上的循環勁度。對循環測試最大的施力750 N且一百萬週期仍沒有破壞的螺絲，把最大的施力增加到950 N，重覆測試六個新的螺絲。

內釘

以標準四點彎曲試驗(ASTM F 1264)進行鎖定內釘測試 (圖2B)。釘孔位在施力平面代表最壞的情景。二金屬圓柱簡單地支持內釘的兩個末端，並且通過其他二金屬圓柱施

力，施力與圓柱及二個施力點間距是相同。在二個內釘末端槽孔插入短柱，防止內釘在循環施力期間轉動。最初，靜態負載直到產生降伏，然後在同一個測試設置之下，用最大的施力3000N進行動態測試直到內釘破斷或到達一百萬週期為止。相似於螺絲測試測量抗彎勁度、降伏強度、循環勁度和疲勞壽命。

有限元素分析

商業軟件ANSYS 8.0 (Canonsburg, PA)進行有限元素分析。首先以CAD軟件 (SolidWorks 2007, Concord, MA) 塑造結構和那些在生物力學測試一樣的三維螺絲與內釘(圖3)，與然後傳入ANSYS軟件做分析。鎖定螺絲每個末端由聚乙烯圍攏了兩個袖口：外徑7毫米和寬度5毫米。不鏽鋼楊式模數為230 GPa，鈦合金為110 GPa，聚乙烯為2.6 GPa。所有材料之Poisson's比率是0.3。鎖定螺絲的核心是以map mesh，表面包括螺紋的彎曲界面用高階20結點的hexahedral元素free mesh。同樣，聚乙烯袖口除了圍攏螺絲的那層也做map mesh了。鎖定螺絲和聚乙烯之間使用了平面對平面接觸元素。整體元素大小是0.4毫米。要模仿機械測試，二點施力200 N (250N在750 N時仍沒有破壞的螺絲)(疲勞試驗的平均施力)作用於螺絲的中部。模仿生物力學的測試的邊界條件，兩端骨頭袖口表面的下半完全地限制 (constrained)。不允許螺絲的軸向自轉。相似地，執行鎖定內釘的有限元素分析，金屬管110 mm的長度，由不鏽鋼製成二圓柱支持內釘的兩個末端，在他們之間以接觸元素mesh。要模仿機械測試，二點施力825 N(疲勞試驗的平均施力) 作用在內釘的中部。在螺絲和內釘模型，在應力高峰區域增加mesh密度，並且證實數值收斂：在逐次分析結果的變化少於3%。在計算以後，記錄鎖定螺絲和內釘的最大的張應力。同時計算鎖定螺絲的應力集中因子：螺紋螺絲的最大應力除以光滑螺絲的最大應力。計算內釘的應力集中因子：一個孔的內釘的最大應力除以同一內徑沒有孔內釘的最大應力。

統計分析

在生物力學的測試，Student's t-tests用於不鏽鋼的植入物與的鈦合金相對物

(counterpart) 比較。線性回歸的分析用於有限元素分析生物力學的測試的結果的關

聯。顯著性水平被定義了作為 $p < 0.05$ 。

結果

生物力學測試

螺絲

在靜態測試，施力變形曲線最初是線性，並且在鈦合金螺絲大約2.0mm位移處和不鏽鋼螺絲1.5mm處有降伏。在循環測試，螺絲在與內釘接觸的二點之一破斷。鈦合金螺絲比不鏽鋼螺絲有一個更短的裂紋傳遞(crack propagation)階段。在兩種類型的螺絲多循環勁度一致地高於抗彎勁度 (表3)。鈦合金螺絲比不鏽鋼的相對物有更低抗彎勁度和多循環勁度。鈦合金螺絲和不鏽鋼相對物降伏強度的差異不具統計意義。所有鈦合金螺絲的疲勞強度比不鏽鋼的相對物顯著強。當根部半徑或內徑增加，鈦合金螺絲疲勞壽命高於不鏽鋼的相對物。增加的根部半徑，螺絲的勁度、降伏強度和疲勞壽命傾向於增加，但疲勞壽命增量是最多的，特別是鈦合金螺絲。增加內徑的鈦合金螺絲疲勞壽命比不鏽鋼螺絲特別地增高。鈦合金螺絲的疲勞壽命的標準差明顯地高於不鏽鋼的相對物。

內釘

降伏與多循環測試內釘均在釘孔的中部產生破壞，失敗樣式相似於鎖定螺絲。鈦合金內釘的抗彎勁度約為不鏽鋼的相對物的60%到70% (表4)。兩個類型的內釘多循環勁度一致地高於抗彎勁度。多循環勁度與抗彎勁度的差異，鈦合金內釘也比不鏽鋼的相對物大。鈦合金內釘的降伏強度顯著高於不鏽鋼的相對物。驚訝地，鈦合金內釘的疲勞壽命低於不鏽鋼的相對物，大約三分之一。鈦合金內釘和不鏽鋼相對物的疲勞壽命之差異不受內釘和釘孔的直徑影響。當內釘壁厚從1.5mm被增加了到3.0mm，鈦合金內釘的勁度、降伏強度和疲勞壽命極大地增加，然而，鈦合金內釘的勁度和疲勞壽命仍比不鏽鋼相對物低。破壞分析顯露了不鏽鋼與鈦合金均遵照ASTM F138和ASTM

F136-96的要求，金屬硬度在可接受的範圍之內。

有限元素分析

鎖定螺絲有限元素模型的總元素數目範圍從14萬到31萬。結點總數範圍從23萬到41萬，以Microsoft Windows XP系統，計算機解答時間從6到18個小時。內釘有限元素模型的總元素範圍從10萬到111萬。結點總數範圍從16萬到17萬，計算機解答時間從6到10小時。鎖定螺絲最大的張應力在螺絲中部螺紋的下表面(圖4)。最大張應力與機械測試的疲勞壽命的相關系數極高，在不鏽鋼的螺絲，相關系數是-0.83 ($p < 0.01$) (表3)。在鈦合金螺絲，相關系數是-0.84 (測試與最大的施力750 N) ($p < 0.01$) 和-0.58 (測試與最大的施力950 N) ($p = 0.013$)。內釘比鎖定螺絲的相關系數更高，-0.98 ($p < 0.01$) (表4)。在螺絲，當內徑和根部半徑減少，應力集中因子增加，範圍從1到1.81。當內釘直徑減少和釘孔直徑增加，內釘的應力集中因子增加，範圍從3.06到4.17，且高於鎖定螺絲。

討論

本研究**展示**鈦合金螺絲疲勞強度高於不鏽鋼的相對物，特別是當根部半徑和內徑增加。相反，由於釘孔造成更高的應力集中作用，鈦合金鎖定內釘反而比不鏽鋼的相對物弱。鈦合金內釘壁厚加倍可極大地增加疲勞強度，但仍低於相對不鏽鋼的內釘。鎖定內釘治療骨折的目的是為骨折癒合提供充足的固定穩定。至少，植入物應該保持完整直到骨折癒合。否則，如果植入物發生破壞，會失去骨折固定，造成外科手術的失敗[8,9]。雖然理想的植入物仍未被發展出，但植入物適當的設計和材料的選擇仍的是改善過程的一部分，因此需周詳地研究。裂痕敏感性是鈦合金特別知名的材料性質，應力集中會反應材料敏感性 [3,4]，裂痕敏感性高的材料在高應力集中區會強烈地失去疲勞強度。在一項早先生物力學研究比較鈦合金或不鏽鋼製成相同結構脊髓 transpedicle 螺絲器材的疲勞強度[4]，在應力集中低的結構，鈦合金器材展示了較高

的強度。相反地，如果結構有高應力集中作用，鈦合金器材則是更弱。這個裂痕敏感性作用，顯著影響鈦合金器材的疲勞強度，在骨折固定器很少被研究。鈦合金板材被報道比不鏽鋼具高失敗風險，因而被未推薦用於高應力情況[10]。相反，在 Antekeier 等進行的生物力學的研究[6]，發現鈦合金內釘比不鏽鋼內釘具更高的疲勞強度。然而，在那項研究器材有不同的結構。在本研究，螺絲或內釘的幾何和維度是相同的，比較是公平的。文獻報道增加根部半徑和內徑可能增加不鏽鋼鎖定螺絲的疲勞強度[7]，根部半徑和內徑的貢獻分別為 27.8%和 63.8%。如這項研究顯示，根部半徑或內徑可增加疲勞壽命，特別是鈦合金螺絲，並且內徑的貢獻大於那根部半徑。為螺絲設計考慮，根部半徑對拔出強度（pullout strength）影響最小[11]，因此可以盡量大。相反，增加內徑會減少拔出強度，因而必須根據彎曲強度和拔出強度做出最佳化設計。另一方面，兩種螺絲抗彎勁度和降伏強度受根部半徑的影響最小。在本研究，鈦合金螺絲比不鏽鋼的相對物有更高降伏強度但較低抗彎勁度，但差異沒有到達統計水平。然而，鈦合金螺絲和不鏽鋼螺絲的多循環勁度的之間差異是更大，並且能到達統計意義，這是因更高的施力速率，多循環勁度與靜態抗彎勁度傾向於變高。

在一個任意複雜結構裡，有限元素分析為一個強有力計算應力和應變的工具，可以有效地用於研究鎖定內釘和具複雜螺紋樣式螺絲的機械表現。在本研究，有限元素分析的最大張應力與機械測試的疲勞壽命有相當高之相關系數。但是，由於內釘和螺絲之間的接觸不平均，在循環測試中螺絲的最大張應力沒有對應於機械測試的破壞點，這也可解釋螺絲的相關系數比結構簡單的鎖定內釘的相關系數更低。有些研究顯示，更高的應力集中作用可能減少鈦合金脊髓transpedicle fixators疲勞強度[4,12]。然而，他們的研究沒有提供應力集中作用的真正的數值。在本研究，有限元素分析可以計算應力集中因子，並且定量地估計植入物設計的裂痕效應。有限元素模型可以減少植入物的製造、重覆機械測試的費用、時間和努力。

本研究有潛在的缺點。首先，只研究有限類型的螺絲和內釘，因此本研究只展示設計被改變後影響的趨向。短的內釘與一個釘孔在中部也許不代表真正的臨床情況，然

而，這個模型在彎曲試驗可用來研究單純孔的作用(不問孔的位置或數量)，模仿內釘機械性能最壞的情況。第二個缺點是器材只測試了一種施力速率，特別是鈦合金螺絲，在不同的變形數量和施力速率之下，疲勞壽命也許會變化 [13]。然而，低週期疲勞破壞在本研究中代表了最壞情況的不穩定的骨折固定，同時也是臨床上最通常的破壞樣式[7]。最後，本研究仍然不可能回答多高的應力集中因子鈦合金器材開始減少疲勞強度。實際上，應力集中作用也許不是影響裂痕敏感性嚴重度的單一因素，其他幾何因素，例如植入物的直徑，也許也扮演重大角色。

總而言之，以更大的根部半徑和內徑，鈦合金鎖定螺絲比不鏽鋼的相對物能提供更強的疲勞強度。相反的，由於高裂痕敏感性，鈦合金鎖定內釘會失趣他們優越機械強度的好處。在鈦合金內釘的廣泛應用於臨床之前，高裂痕敏感性應該是重要關心的問題。有限元素分析能可靠地預測植入物的疲勞壽命，並且定量估計裂痕敏感性的嚴重度。

參考文獻

1. Brumback RJ. The rationales of interlocking nailing of the femur, tibia, and humerus: An overview. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;324:292-320.
2. Young H, Topliss C. Complications associated with the use of a titanium tibial nail. *Injury.* 2007;38:223-226.
3. Marcus RE. Practical biomechanics: intramedullary fixation devices. *Tech orthop.* 1998;13:1-8.
4. Chen PQ, Lin SJ, Wu SS, et al. Mechanical performance of the new posterior spinal implant: effect of materials, connecting plate, and pedicle screw design *Spine.* 2003;28:881-887.
5. Disegi JA. Titanium alloys for fracture fixation implants. *Injury.* 2000;31:14-17.

6. Antekeier SB, Burden RL, Voor MJ, et al. Mechanical study of the safe distance between distal femoral fracture site and distal locking screws in antegrade intramedullary nailing. *J Orthop Trauma*. 2005;19:693-697.
7. Chao CK, Hsu CC, Wang JL, et al. Increasing bending strength of tibial locking screws: Mechanical tests and finite element analyses. *Clin Biomech*. 2007;22:59-66.
8. Hou SM, Wang JL, Lin J. Mechanical strength, fatigue life, and failure analysis of two prototypes and five conventional tibial locking screws. *J Orthop Trauma*. 2002;16:701-708.
9. Im GI, Shin SR. Treatment of femoral shaft fractures with a titanium intramedullary nail. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;401:223-229.
10. Banovetz JM, Sharp R, Probe RA, et al. Titanium plate fixation: a review of implant failures. *J Orthop Trauma*. 1996 10:389-394.
11. Hou SM, Hsu CC, Wang JL, et al. Mechanical tests and finite element models for bone holding power of tibial locking screws. *Clin Biomech*. 2004;19:738-745.
12. Dick JC, Bourgeault CA. Notch sensitivity of titanium alloy, commercially pure titanium, and stainless steel spinal implants. *Spine*. 2001;26:1668-1672.
13. Stambough JL, Genaidy AM, Huston RL, et al. Biomechanical assessment of titanium and stainless steel posterior spinal constructs: effects of absolute/relative loading and frequency on fatigue life and determination of failure modes. *J Spinal Disorder Tech*. 1997;10:473-481.

圖說

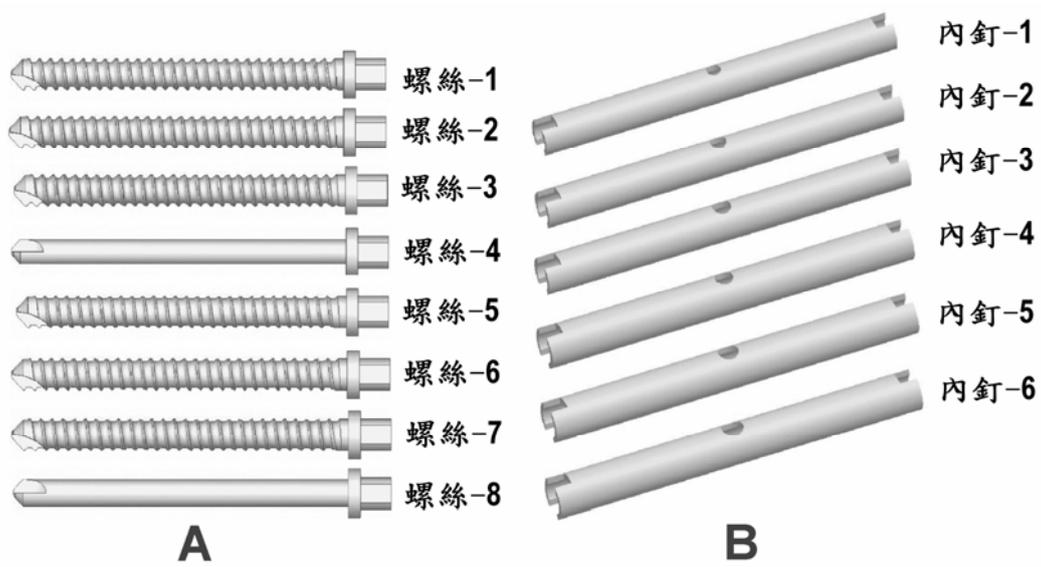


圖 1 (A)鎖定螺絲釘和(B)鎖定內釘之幾何和維度。

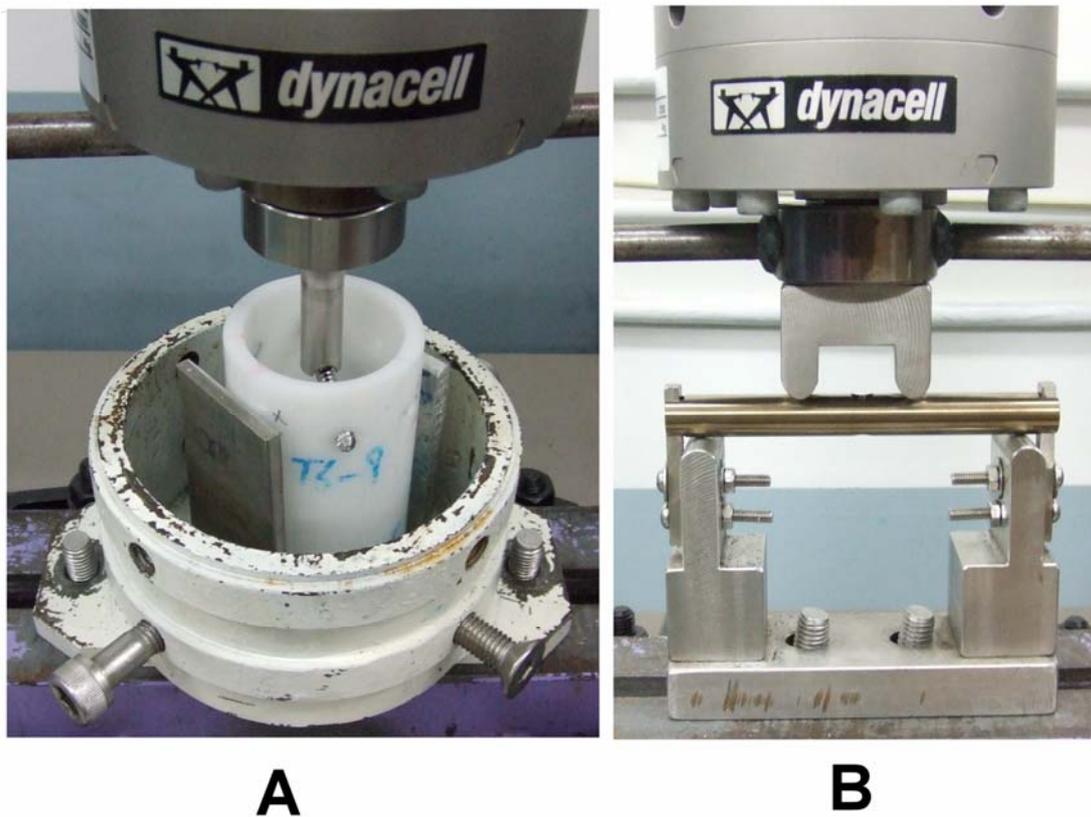


圖 2 (A)鎖定螺絲釘和(B)鎖定內釘測試設置，箭頭表明施力方向。

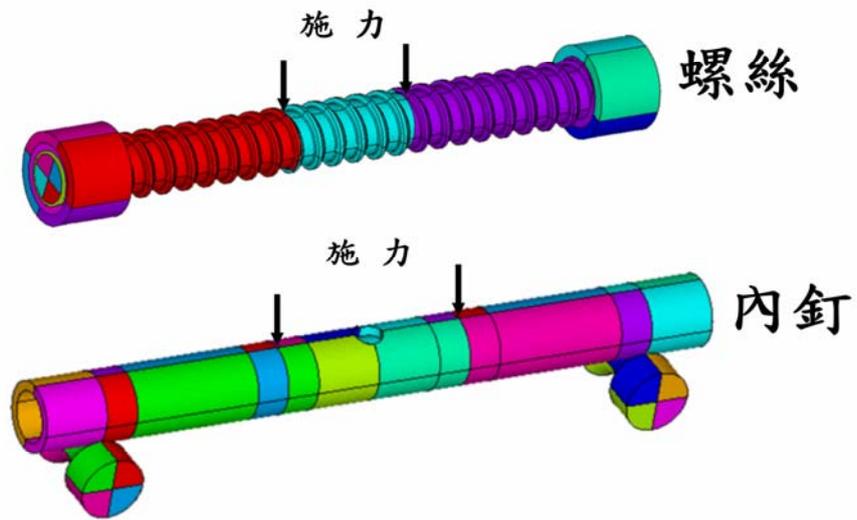


圖 3 鎖定螺絲釘與鎖定內釘有限元素模型，箭頭表明施力方向。

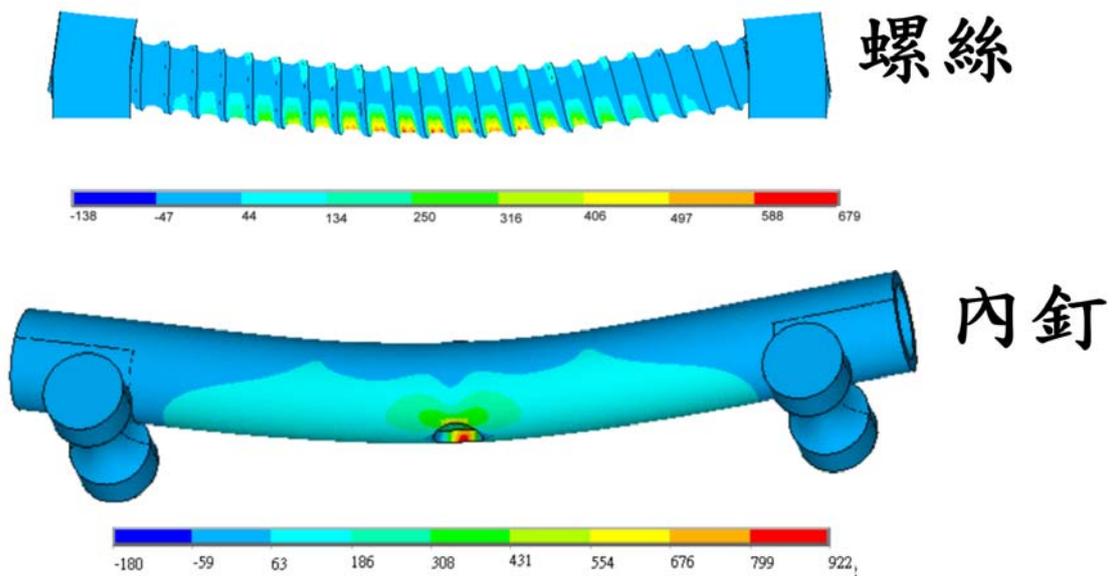


圖 4 鎖定螺絲釘與鎖定內釘有限元素模型，應力分佈。

表 1. 鎖定螺絲幾何和維度

設計變數	螺絲							
	螺絲 1	螺絲 2	螺絲 3	螺絲 4	螺絲 5	螺絲 6	螺絲 7	螺絲 8
外徑 (mm)	4.9	4.9	4.9	4.9	4.9	4.9	4.9	4.9
內徑 (mm)	3.8	3.8	3.8	3.8	4.1	4.1	4.1	4.1
近心端根部半徑 (mm)	0.1	0.3	0.5	-	0.1	0.3	0.5	-
遠心端根部半徑 (mm)	0.8	0.8	0.8	-	0.8	0.8	0.8	-
螺距 (mm)	1.81	1.81	1.81	-	1.81	1.81	1.81	-
近心端半角 (°)	45	45	45	-	45	45	45	-
遠心端半角 (°)	15	15	15	-	15	15	15	-
螺絲寬度 (mm)	0.3	0.3	0.3	-	0.3	0.3	0.3	-

表 2. 鎖定內釘的幾何和維度

設計變數	釘子						
	內釘-1	內釘-2	內釘-3	內釘-4	內釘-5	內釘-6	內釘-t
外徑 (mm)	11	11	11	12	12	12	11
內徑 (mm)	8	8	8	9	9	9	5
厚度(mm)	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5	3
釘孔直徑 (mm)	4.5	5.0	5.5	5.5	6.0	6.5	4.5

內釘-t：另外的鈦合金內釘以 3 毫米為壁厚度。

TABLE 3. 對鎖定螺絲的機械測試和有限元素分析的結果

Screw type	彎曲勁度 (N/mm)	彎曲強度 (N)	疲法度 750-50 N (10^3 cycles)	疲勞壽命 950-50 N (10^3 cycles)	多重勁度 (N/mm)	最大張力 (MPa)	應力集中係數
SS-1	710±27	871±36	12.3±0.3*	–	950±75	1173.5	1.81
TS-1	692±35	886±27	16.8±4.6	–	896±90	1015.5	1.75
SS-2	713±19	897±49	16.2±3.8*	–	1125±95*	901.5	1.39
TS-2	706±60	923±58	29.3±12.8	–	1002±87	781.5	1.34
SS-3	842±11	920±83	25.4±2.8*	–	1267±76*	835.5	1.29
TS-3	772±46	1039±90	48.3±22.6	–	930±95	710	1.25
SS-4	666±75	830±55	174±110*	–	888±74*	648	1
TS-4	652±20	841±51	>1000	152.3±55.9	780±63	581.5/736.5	1
SS-5	887±10	993±131	42.6±6.9*	–	1243±86*	926	1.75
TS-5	865±80	1084±10	>1000	159.1±214	1007±89	813/1029.8	1.67
SS-6	948±10	1016±75	44.9±14*	–	1393±98*	730	1.38
TS-6	907±85	1148±88	>1000	545.7±498	1217±96	650/823.3	1.34
SS-7	979±11	1032±13	47.1±10*	–	1443±58*	679	1.28
TS-7	909±62	1100±88	>1000	>1000	1233±89	597.5/756.8	1.23
SS-8	807±47	1035±90	>1000	149.6±55.5*	1035±16	530.5/672	1
TS-8	798±19	1065±10	>1000	>1000	922±68	486/615.6	1

SS：不鏽鋼的螺絲； TS：鈦合金螺絲；值表示為平均±標準偏差；*表在 SS 和 TS 之間的統計有意義差異； /:在 200 N 時之應力/在 250 N 時之應力。

TABLE 4. 鎖定內釘的機械測試和有限元素分析的結果

Nail type	彎曲勁度 (N/mm)	彎曲強度 (N)	疲勞壽命 (10^3 cycles)	多重勁度 (N/mm)	最大張力 (MPa)	應力集中係數
SN-1	5123±486	4918±251	27.2±2.72*	5909±169	1049.7	3.14
TN-1	3310±311	4962±402	6.95±0.74	3978±85	1047.7	3.15
SN-2	4859±413	4003±182	17.7±1.27*	5761±191	1128.1	3.37
TN-2	3298±276	4352±398	5.88±0.32	3854±76	1126.5	3.39
SN-3	4753±319	3814±183	14.7±1.27*	5625±134	1238.3	3.70
TN-3	3014±231	4124±377	4.17±0.45	3675±64	1237.2	3.72
SN-4	6335±534	5411±201*	45.2±2.22*	7372±180	922.1	3.24
TN-4	4194±341	5701±412	12.16±0.84	4934±80	920.3	3.27
SN-5	5879±547	4854±201	31.6±1.73*	6930±204	1010.1	3.55
TN-5	3862±232	5073±488	9.85±0.87	4718±85	1008.2	3.60
SN-6	5462±421	4188±167	21.6±3.26*	6620±208	1095.9	4.13
TN-6	3546±231	4381±411	7.08±0.88	4351±79	1093.9	4.17
SN-1	5123±486	4918±251	27.2±2.72*	5909±169	1049.7	3.14
TN-t	4331±189	5542±411	18.8±2.5	4584±39	766.9	3.06

SN：不鏽鋼內釘； TN：鈦合金鎖定內釘； 值被表示為平均±標準偏差；*值被表示為平均±標準偏差；*在 SN 和 TN 之間的統計有意義差異。