

# 研究成果報告

年度：104 年度

院內計畫編號：TCVGH-1047303B

題目：評估不同長度動態髓骨螺釘骨板對股骨  
的影響

編號：15

執行機構：臺中榮民總醫院 醫學研究部

職稱姓名：契約副研究員 蘇國誌

研究項目名稱：評估不同長度動態髌骨螺釘骨板對股骨的影響

## 提要

### 一、 研究緣起及目的。

動態髌骨螺釘骨板內固定器裝置為骨科上，老年人股骨骨折常見的修復植入裝置，由於老年人股骨球頭骨質疏鬆，而且經手術後，患者可能因為站立、外力撞擊等因素，使得動態髌骨螺釘骨板內固定器植入後失敗。本研究希望建立體外實驗與有限元素電腦模擬探討不同長度動態髌骨螺釘骨板與鎖入不同數目之螺釘修復情形之影響。研究的結果將可以提供臨床骨科醫師，對於使用動態髌骨螺釘骨板內固定器手術時，對於不同長度動態髌骨螺釘骨板做較佳的選擇，使患者有較佳的醫療品質，減少手術之失敗率。

### 二、 研究方法與過程。

本研究透過生物力學實驗分析、有限元素電腦模擬的探討。實驗部分主要是利用人造假骨與植入動態髌股螺釘，給予外力並比較其差異做分析。有限元素分析部分，建立不同長度動態髌骨螺釘骨板與鎖入不同數目之螺釘，植入後給與外力並探討植體與骨頭上之應力大小。

### 三、研究發現與建議。

從實驗結果部分發現，當植入動態髌骨螺釘後植入 DHS 骨板後有會影響整支股骨結構，減低股骨抵抗外力的能力，斷裂外力數值從 2500N 降到 1800N。從有限元素分析不同長度之動態髌骨螺釘結果發現，當植入兩個孔洞或六個孔洞之值體會有較高的應力，因此若植體不需要植入太長之動態髌骨螺釘時，研究結果建議醫生挑選四個孔洞之動態髌骨螺釘即可。

研究項目名稱：評估不同長度動態髖骨螺釘骨板對股骨的影響

## 研究成果報告

一、 研究主旨:包括對象與目的。

老年人股骨轉子間骨折(femoral intertrochanteric fractures)為骨科上常見於老年人之現象，臨床上常用內固定器做治療，動態髖骨螺釘配合股骨轉子穩定骨板為常見用來治療之內固定器，由於老年人股骨頭嚴重骨質疏鬆，因此術後常見術後股骨轉子間位移等失敗現象，本研究希望建立體外實驗與有限元素電腦模擬探討不同長度動態髖骨螺釘骨板與鎖入不同數目之螺釘修復情形之影響。研究的結果將可以提供臨床骨科醫師，對於使用動態髖骨螺釘骨板內固定器手術時，對於不同長度動態髖骨螺釘骨板做較佳的選擇，使患者有較佳的醫療品質，減少手術之失敗率。

二、 問題之緣起背景範圍與現況。

### 股骨骨折簡述

隨著社會的老年化，由於老年人骨質較為疏鬆，常因跌倒或外力碰撞後等因素，使股骨頸骨折(femoral neck fracture)與股骨轉子間骨折(femoral intertrochanteric fractures)為老年族群常見股骨骨折的問題。股骨頸骨折為股骨頭下至股骨頸基部之間的骨折，由於股骨頸的血流供應較差，股骨頸骨折且產生位移，易產生失血管性壞死(avascular necrosis, AVN)與骨接合不全(non-union)，其治療常以人工髖關節置換(Total hip replacement)為主。股骨轉子間骨折是股骨頸基底至小轉子水平以上部位的骨折，由於此處股骨大小轉子屬於海綿骨，有充分的血流供應，因此股骨轉子間骨折與發生於股骨頸的骨折不同，較容易癒合，處理方式也不同，常以骨釘骨板內固定治療為主。

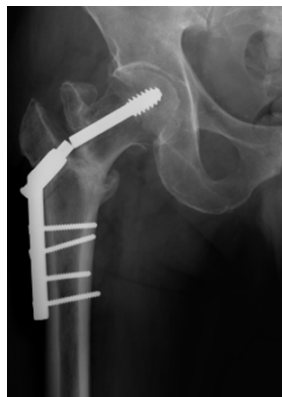
### 股骨骨折治療

近端股骨骨折常見的治療方式為內固定治療與人工髖關節置換，治療的選擇可因病人的年齡、身體狀況、骨折種類、股則位移程度來作不同的治療，人工髖關節置換常使用於年老、身體虛弱、位移骨折之患者，內固定治療常使用在身體強壯、年輕、輕微位移之患者。內固定手術治療可選用多根鋼釘、一對交叉鋼釘或動態髖骨螺釘(Dynamic Hip Screw)<sup>1</sup>。

### 動態髖骨螺釘之術後失敗

用來治療股骨轉子間骨折的內固定器型態與產品，也隨著臨床上所遇到的不

同情形有越來越多的發展與設計<sup>2-4</sup>。動態髌骨螺釘是最常見用來修復的股骨轉子間骨折內固定骨板<sup>5</sup>，動態髌骨螺釘適用於股骨近端骨折。由於老年人股骨頭嚴重骨質疏鬆，因此術後常見球頭內翻塌陷、髌骨螺釘向球頭外穿出<sup>6,7</sup>、螺釘彎曲斷裂等失敗現象(圖一)，整體植入失敗率為16.5%<sup>7</sup>。動態髌骨螺釘植體失敗的最常見類型是髌骨螺釘向球頭外穿出。但在臨床觀察上，動態髌骨螺釘植入後，螺釘彎曲斷裂也是極其罕見的，因此引起動態髌骨螺釘彎曲斷裂的原因，有可能為動態髌骨螺釘的材料引起或植入的動態髌骨螺釘幾何外型所引起之斷裂，另外對於植入之動態髌骨螺釘長度也會影響其可用來固定之骨螺釘個數，因而引起動態髌骨螺釘植入的不穩定，而引起之手術失敗。另外也有學者指出股骨骨折復位的技術好壞會影響術後結果<sup>7,8</sup>。因此，探討動態髌骨螺釘植入之適合尺寸與臨床醫師對於術前植入尺寸選擇，而引起手術之失敗是個重要的課題。



圖一 動態髌骨螺釘彎曲斷裂等失敗現象。

三、研究設計過程與方法，包括：

(一) 基本理論與假設。

#### 實驗部分

將包埋之股骨(另外植入動態髌股螺釘)架設於拉伸試驗機上，並給予外力，並用影像協助觀察單一股骨或是有植入植體之試件斷裂時之力量數值與時間。

#### 有限元素分析部分

利用建立三組不同長度動態髌股螺釘植入股骨之電腦模型執行有限元素分析，並探討其生物力學之意義。

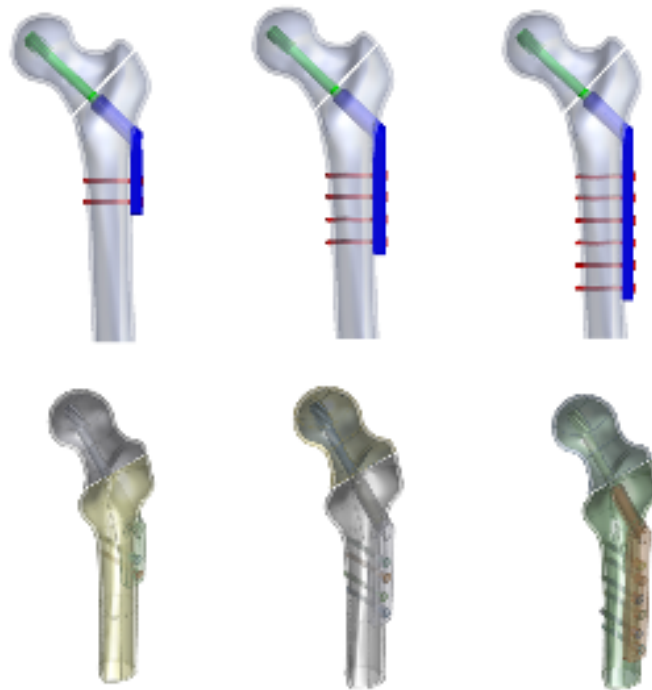
(二) 運用資料之範圍。

#### 實驗部分

實驗部分主要分為兩組，分別為將骨質疏鬆之人造股骨及轉子間骨折後加上DHS骨板之股骨。本研究使用之人造假骨為骨密度較低之人造假骨，主要是用來模擬骨質疏鬆患者之股骨。

### 有限元素分析部分

在有限元素分析部分，主要是建立股骨模型，並給予各結構材料性質，施給予股骨頭一個垂直向下的外力，並觀察股骨受力情形。本研究有限元素分析模型主要建立股骨、螺釘、lag screw 與 barrel side plate 的三組不同長度之動態髌骨螺釘有限元素模擬分析模型(圖二)。股骨的模型建立方面主要是利用美國國立衛生研究院(National Institutes of Health)提供的 CT 影像(Visible Human Project)所建立的模型，主要有分為硬質骨與鬆質骨的兩個部分。動態髌骨螺釘與四根螺釘部分，本研究主要是使用三維電腦輔助設計 CAD 軟體(Solidworks, Dassault Systemes SolidWorks Corp, Waltham, MA, USA)作繪圖。另外也利用 CAD 軟體 Solidworks 將股骨、動態髌骨螺釘、螺釘作結合。三維的電腦模型建立完成後，將建立好的模型匯入有限元素分析軟體(ANSYS Workbench 15.0, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA)作有限元素分析。

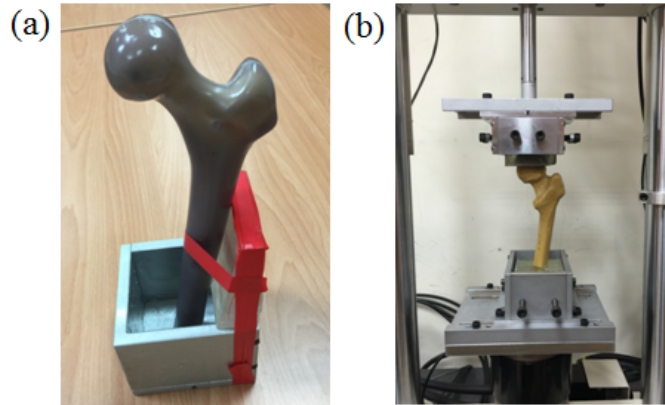


圖二 本研究有限元素分析模型。

(三) 實驗收集資料之程序。

### 實驗部分

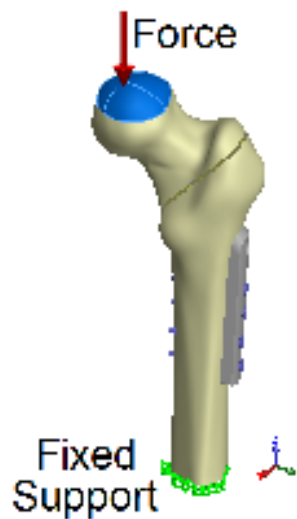
將人造股骨下方部分埋入 POLY 樹脂並在訂製的包埋器具裡倒入硬化劑硬化，包埋時給與股骨一個 11 度的傾斜角(圖三 a)。之後將包埋好之人造假股骨再使用訂製的夾具架設於 MTS 拉伸試驗機上 (圖三 b)。本實驗採用 MTS 858 Bionix® Test System，並使用 25kN 之荷重元，此拉伸試驗機可同時進行軸向及扭矩之測試，但制式夾具並無合適股骨使用，故自行設計類似髌白杯輕壓於股骨球頭上，使拉伸試驗機可上下方進行單軸向運動。



圖三 (a)人造股骨下方部分埋入 POLY 樹脂。(b)人造股骨架設於 MTS 拉伸試驗機。

### 有限元素分析部分

本研究主要模擬一個約 80kg 的人站立時股骨頭受力的情形。為了要模擬 80kg 的人站立時股骨頭受力的情形，因此將給予一個負載條件(load conditions)與一個邊界條件(boundary condition) (圖四)。負載條件為模擬模擬 80kg 的人站立時股骨球頭的受力，在股骨球頭給予頭部的一個力量大小為 400N 的向下外力(Z 軸方向)，來模擬一個 80kg 的人站立時，單腳受力的情況。另外對於本研究的邊界條件，將設定股骨的遠心端給予一個固定，就是設定該處 X 軸、Y 軸、Z 軸位移為零。另外對於 lag screw 與 barrel side plate 之間的接觸設定為 no separation，主要是要模擬 lag screw 在 barrel side plate 管內表面不分離，但是可以允許微小的無摩擦滑動。



圖四 本研究之負載條件與邊界條件。

本研究模型由四種零組件所組成，分別為股骨硬質骨、股骨鬆質骨、動態髓骨螺釘 lag screw 與 barrel side plate、四根螺釘等四個部分。其中動態髓骨螺釘部

分主要是以 Stainless steel 當作模擬的材料，另外四根螺釘部分主要是以 Titanium alloy 當作模擬材料。另外還有有關股骨的材料性質也是由先前其他人的研究所獲得<sup>9</sup>。所有的材料將被假設為 homogeneous、isotropic、linear elastic。因此，兩個獨立的參數(楊氏係數 Young's modulus 與柏松比 Poisson's ratio)會被用來當作表現其材料的材料特性。表一顯示出本研究模擬所使用的材料性質。

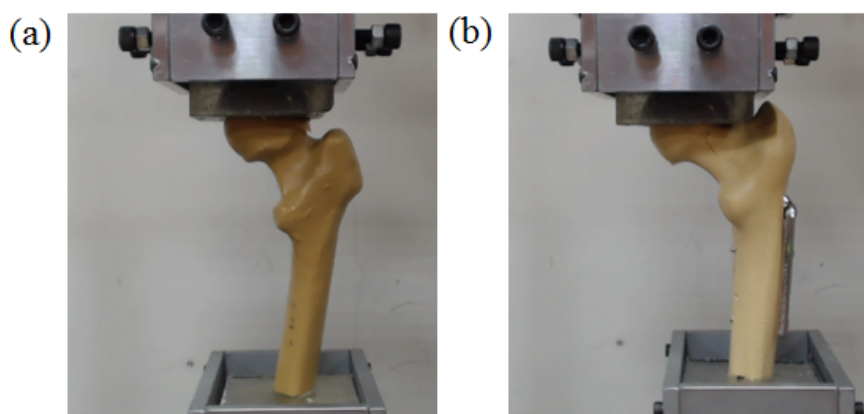
表一 有限元素分析各零組件使用之材料性質<sup>9</sup>。

| Material        |                 | Young's modulus (MPa) | Poisson's ratio |
|-----------------|-----------------|-----------------------|-----------------|
| Cortical bone   | -               | 17000                 | 0.3             |
| Cancellous bone | -               | 1000                  | 0.3             |
| DHS             | Stainless steel | 200000                | 0.3             |
| Screw           | Titanium alloy  | 118000                | 0.3             |

(四) 分析資料之方法。

#### 實驗部分

測試分成兩組進行(圖五)，第一組為骨質疏鬆之股骨模型(圖五 a)，第二組為轉子間骨折後加上 DHS 骨板之股骨模型(圖五 b)，兩組採用相同之實驗方法，以 0.05mm/s 的速度負重持續 1000s 直到 50mm，此負重是為了模擬近端股骨頭與股骨頭，可以隨著骨髓內釘內固定器螺釘的方向而有些許的滑動，讓骨折斷裂面骨頭與骨頭間有相當程度的接觸與撞擊(bone-on-bone impaction)，使骨頭可以生長的情形所給予之重量。實驗部分主要是量測兩分組數據，紀錄力量對位移的相對關係以觀察股骨強度及機械性質，另外也觀察斷裂面。



圖五 初步研究主要分組情形(a)骨質疏鬆之股骨骨頭。(b) 骨質疏鬆之股骨骨頭植入骨板。

#### 有限元素分析部分

經過有限元素分析後，本研究主要是以 von Mises stress 應力分布圖為觀察指 標 (von Mises stress 為

$\sigma_{\text{von}} = \sqrt{\frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + \frac{1}{2}(\sigma_2 - \sigma_3)^2 + \frac{1}{2}(\sigma_3 - \sigma_1)^2}$ ，其中  $\sigma_1$ 、 $\sigma_2$ 、 $\sigma_3$  為三個軸方向的主應力(principal stress))。觀察動態髌骨螺釘上 lag screw、barrel side plate 與股骨頭上的 von Mises stress 應力值。

三、 研究進度及每一階段預期完成之項目。

#### 實驗部分

- 1.人造假骨、人造假骨植入動態髌股螺釘之樣本利用 POLY 樹脂包埋。
- 2.將包埋好的樣本假設於拉伸試驗機上。
- 3.給予外力負載
- 4.記錄拉伸試驗機上位移與外力關係
- 5.評估分析數據

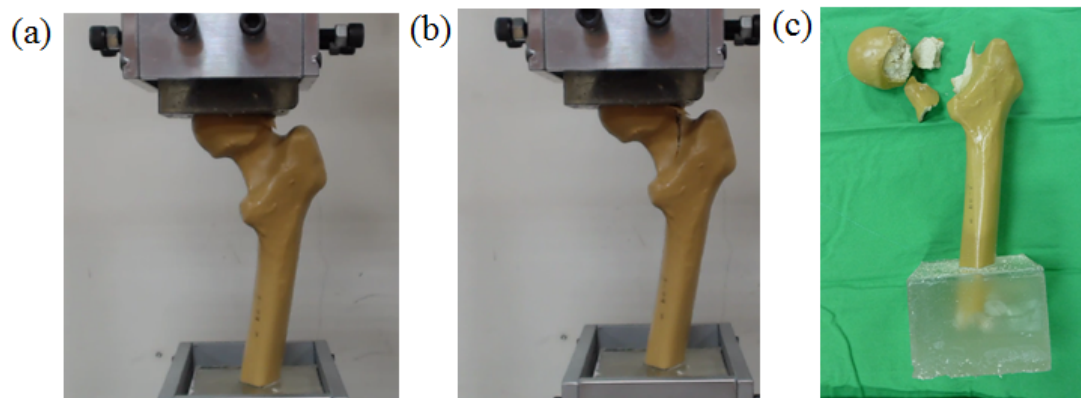
#### 有限元素分析部分

1. 人造假骨、人造假骨植入動態髌股螺釘電腦模型之建立
- 2.給與邊界條件與負載條件
- 3.給與材料性質
- 4.觀察電腦模型上之應力

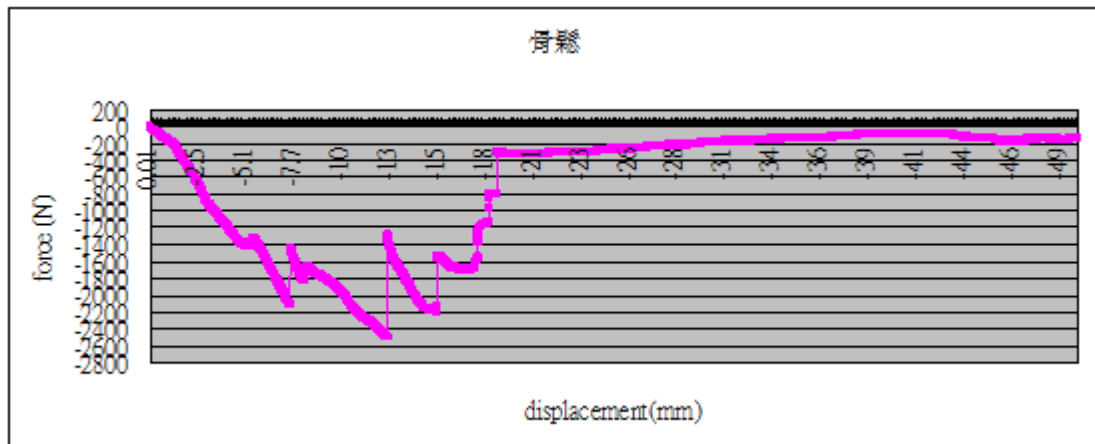
四、 本研究預期發現及效果。

#### 實驗部分

實驗研究結果顯示當骨質疏鬆之股骨，對地面垂直夾一夾角 11 度，固定於拉伸試驗機上(圖六 a)，給予一個垂直向下力時，會先從股骨頭的地方往下裂開(圖六 b)，最後整個股骨頭斷裂(圖六 c)。另外觀察外力與相對位移的關係發現，其外力最大值約 2500N(圖七)。

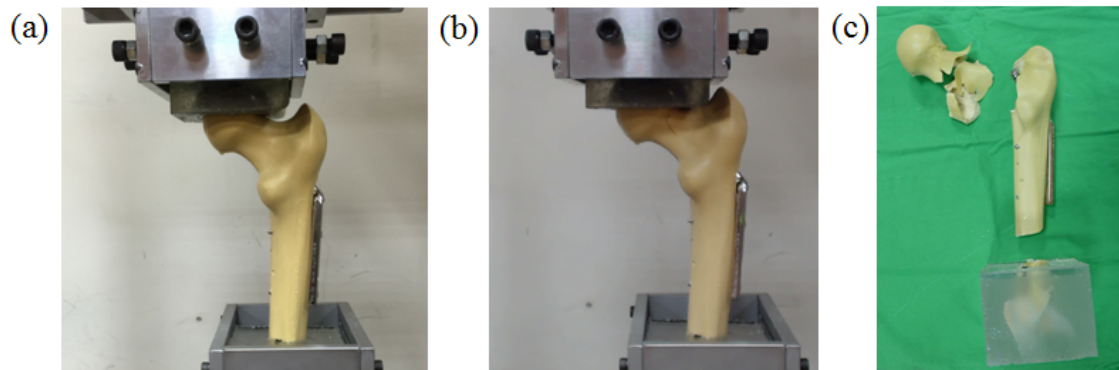


圖六 骨質疏鬆人造股骨生物力學分析(a) 人造股骨固定於拉伸試驗機上。(b) 從股骨頸的地方往下裂開。(c) 整個股骨頭斷裂。

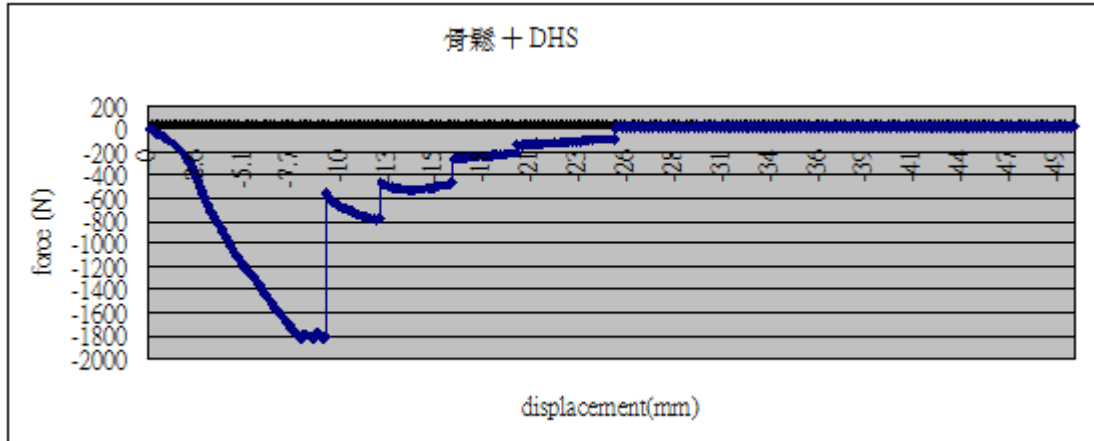


圖七 人造假骨至於 MTS 上時外力與位移之關係。

當骨質疏鬆之股骨植入 DHS 後，對地面垂直夾一夾角 11 度，固定於拉伸試驗機上(圖八 a)，給予一個垂直向下力時，人造股骨也會先從股骨頸的地方往下裂開(圖八 b)，最後股骨也會從股骨頸處斷裂(圖八 c)。另外觀察股骨植入 DHS 外力與相對位移的關係發現，其外力最大值約 1800N(圖九)。



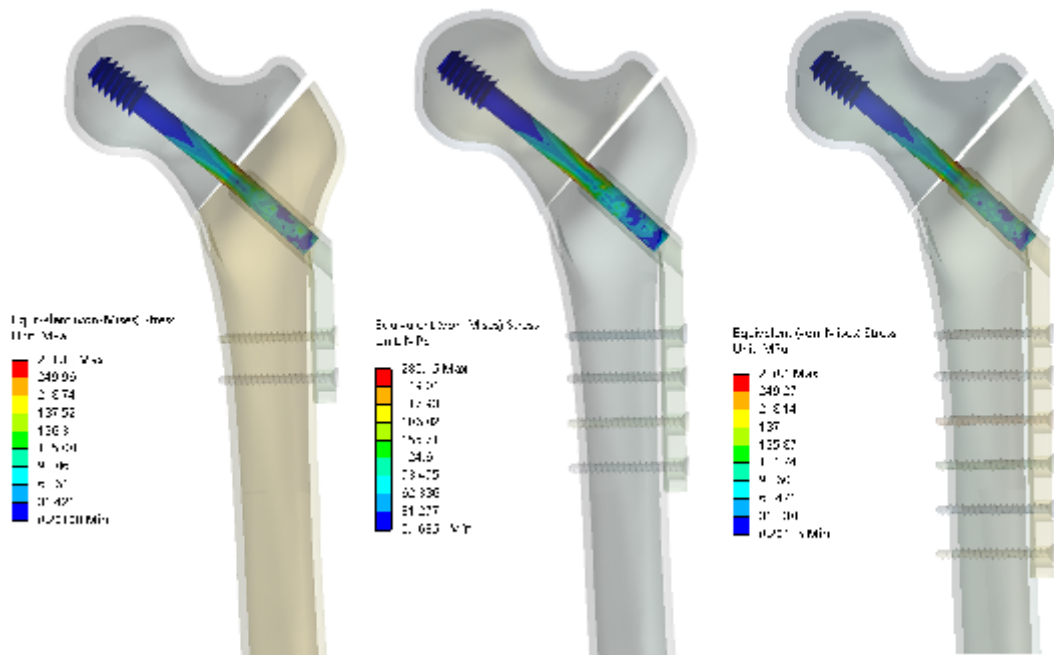
圖八 人造股骨植入 DHS 之生物力學分析(a) 人造股骨固定於拉伸試驗機上。(b) 從股骨頸的地方往下裂開。(c) 整個股骨頭斷裂。



圖九 人造假骨植入 DHS 至於 MTS 上時外力與位移之關係。

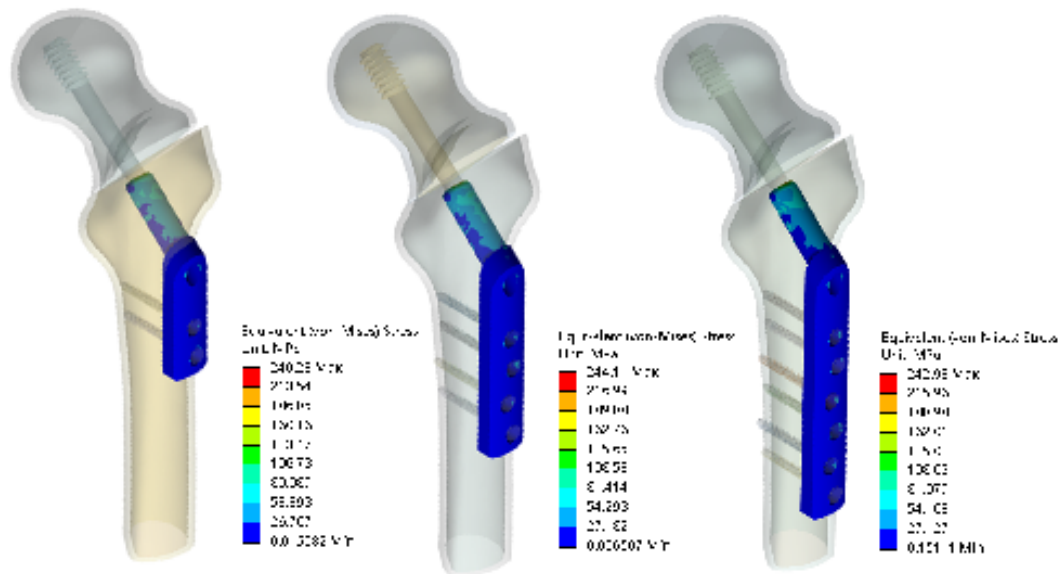
### 有限元素分析部分

圖十顯示為當植體植入股骨後為有限元素分析後 lag screw 上的應力分佈情況。其最大 von Mises 應力大小分別為兩個孔(281.18MPa)>六個孔(280.4MPa)>四個孔(280.15MPa)。



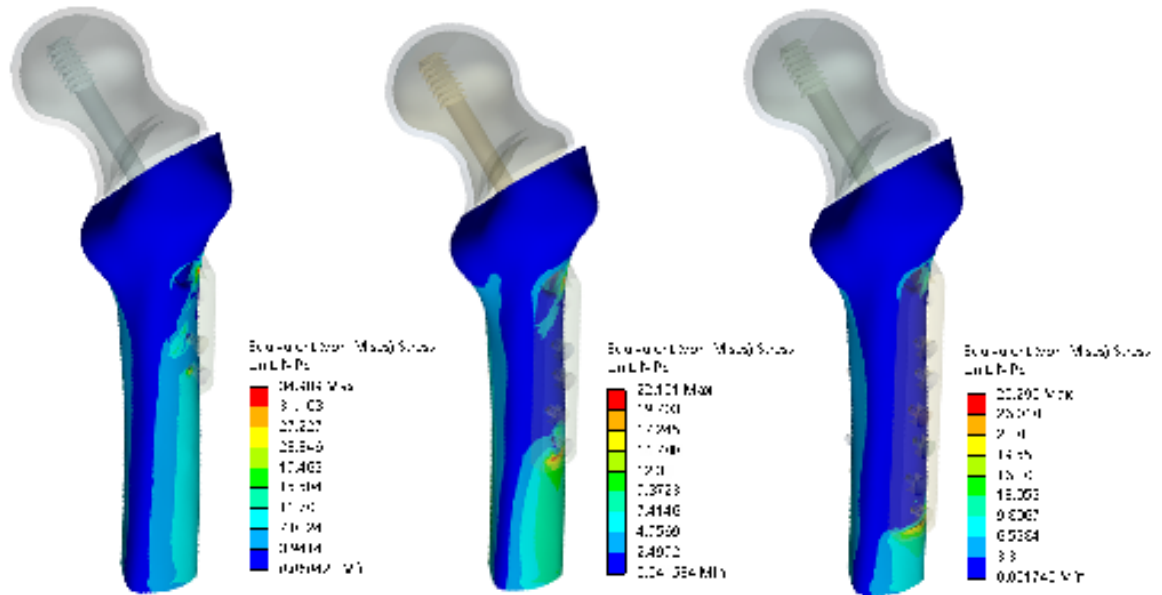
圖十 三組 Lag screw 上的應力分布情況。

圖十一顯示為當植體植入股骨後為有限元素分析後動態髓股螺釘骨板上的應力分佈情況。其最大 von Mises 應力大小分別為四個孔(244.11MPa)>六個孔(242.93MPa)>兩個孔(240.23MPa)。



圖十一 三組動態髓股螺釘骨板上的應力分布情況。

圖十二顯示為當植體植入股骨後為有限元素分析後股骨上的應力分佈情況。其最大 von Mises 應力大小分別為兩個孔(31.108MPa)>六個孔(29.296MPa)>四個孔(22.161MPa)。



圖十二 股骨上應力分佈情形。

## 五、 討論。

### 實驗部分

比較兩組實驗結果發現，當股骨受力後皆從股骨頸的部分先裂開，然後再整

個股骨球頭斷裂。另外比較外力與位移之關係，發現植入 DHS 骨板後有會影響整支股骨結構，減低股骨抵抗外力的能力(斷裂外力數值從 2500N 降到 1800N)，其原因有可能是當植入 DHS 骨板後，會破壞原來骨頭，使原骨頭有些許微裂痕，又因為骨質疏鬆骨質與不鏽鋼的骨釘材料性質差異太大，因而導致 DHS 骨釘從股骨球頭穿出。而另外當 MTS 壓於有植入 DHS 股骨頭時，在往下壓約 9mm 時，就會引起股骨頸斷裂，未植入 DHS 之股骨在約受壓 13mm 時，才產生股骨頸斷裂現象。因此本實驗初步結果發現植入 DHS 骨板雖然可以增加斷裂處之骨頭之癒合，不過可能會引起股骨頸斷裂與骨釘穿出。

### **有限元素分析部分**

從結果顯示當動態髖股螺釘植體植入後，其螺釘與骨板上的應力值大小差異不大，因此植入的動態髖骨螺釘的長短與孔洞數不會影響植體上的應力。不過觀骨頭上的應力結果發現，當植入兩個孔或六個孔的動態髖骨螺釘時，會有較大的應力產生在股骨上。其原因有可能是當植入為兩個孔洞的動態髖股螺釘骨板時，有可能是因為接觸面積較小，所以會產生高應力。另外當植入六個孔洞的動態髖股螺釘時，可能是因為剩餘骨質太少，因此產生高應力。

### **七、結論及建議。**

本研究經過拉伸實驗測試後發現當植體植入骨頭後，會降低股骨整個結構的受力程度。另外當動態髖股螺釘植體骨板的長度太長或太短都會使股骨上的應力增加。因此當醫師要植入骨板時，如果骨折幾何外型允許，建議選用四孔動態髖骨螺釘骨板植入，可以降低骨頭上之應力值。

### **參考文獻**

1. 侯勝茂, 林晉 (2004) 股髓內釘之基礎科學與臨床運用, 合記圖書出版社
2. Cooper C, Cole ZA, Holroyd CR, Earl SC, Harvey NC, Dennison EM, Melton LJ, Cummings SR, Kanis JA (2011) Secular trends in the incidence of hip and other osteoporotic fractures. *Osteoporos Int* 22:1277–1288
3. Melton LJ 3rd, Kearns AE, Atkinson EJ, Bolander ME, Achenbach SJ, Huddleston JM, Therneau TM, Leibson CL (2009) Secular trends in hip fracture incidence and recurrence. *Osteoporos Int* 20:687–694
4. Luthje P, Santavirta S, Nurmi I, Honkanen R, Heiliövaara M (1993) Increasing incidence of hip fractures in Finland. *Arch Orthop Trauma Surg* 112:280–282
5. Martyn JP, Helen HG (2008) Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures in adults. *Cochrane Database Syst Rev* 16(3):CD000093
6. Simpson AH, Varty K, Dodd CAF (1989) Sliding hip screw: modes of failure. *Injury* 20:227 – 231

7. Davis TRC, Sher JL, Horsman A, Simpson M, Porter BB, Checketts RG (1990) Intertrochanteric femoral fractures: mechanical failure after internal fixation. *J Bone Joint Surg Br* 72:26–31
8. Jensen JS, Sonne-Holm S, Tøndevold E (1980) Unstable trochanteric fractures: a comparative analysis of four methods of internal fixation. *Acta Orthop Scand* 51:949–962
9. Chen DW, Lin CL, Hu CC, Wu JW, Lee MS. Finite element analysis of different repair methods of Vancouver B1 periprosthetic fractures after total hip arthroplasty. *Injury* 43:1061-1065, 2012.