

研究成果報告

年度：105 年度

院內計畫編號：TCVGH-1057302B

題目：不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 骨板修復後情形之影響

執行機構：臺中榮民總醫院

職稱姓名：蘇國誌

中文摘要

股骨骨折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(DHS)為常見用來治療之內固定器，由於隨著患者體型、股骨形狀與骨折的情況不同而有些許的差異，因此術後有可能會引起螺釘彎曲斷裂、不穩定等失敗現象。因此，本研究目的將對於不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 修復後作分析評估，研究之結果將可供臨床醫師參考，減少術後的失敗率。本研究主要目標是利用體外實驗探討不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 修復後之影響。本研究主要是利用有限元素分析電腦模擬來分析。先建立不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 修復後電腦有限元素模型，利用美國國立衛生研究院供研究用之人體 CT 影像，建立電腦股骨模型，並利用三維電腦建模軟體，建立不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 修復後之模型，再利用有限元素分析來評估不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 修復後之穩定度與差異。

英文摘要

In elderly populations and clinically, femoral fracture commonly happens. It is often treated with internal fixators, like dynamic hip screws (DHS), which is in common use for fixation. Owing to the shape and condition of the fractured femurs, it might end up with failure outcome after operation, like broken screws or instability. Therefore, this study investigations and evaluations of the effects of different remaining femur bone thickness when implanting DHS plate to lower the failure rate of operation. Based on the purpose of this study, it use finite element method to investigate the effects of different remaining femur bone thickness when implanting DHS plate. In terms of computer-simulated finite element analysis study, computed-models of femur will be established by human computed-tomography images provided from National Institutes of Health in U.S. Besides, computed-models of dynamic hip screws and plates will also be established by three-dimensional computer modeling software. Finally, according to these computed models of femurs and dynamic hip screws, we use finite element study for evaluating post-operated differences and stability of different remaining femur bone thickness when implanting DHS plate.

研究項目名稱：不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 骨板修復後情形之影響

提要

一、 研究緣起及目的。

動態髖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，使得動態髖骨螺釘骨板內固定器植入後失敗。因此本研究希望透過有限元素電腦模擬的探討，深入瞭解不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 修復後穩定度之情形，研究之結果可以用來提供臨床醫師對於動態髖骨螺釘骨板術前選擇，避免臨床醫師手術之失敗率。

二、 研究方法與過程。

本研究計畫為對於不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 植入後生物力學作評估，術後近端股骨頭受外力對於植體的穩定度的影響。本研究透過有限元素電腦模擬的探討。利用 3D 電腦繪圖軟體繪製市售之 DHS 骨板當作要探討之主要骨板，並建立四組不同股骨剩餘骨頭厚度情況之電腦模擬模型，並執行有限元素分析，探討其生物力學之意義。

三、研究發現與建議。

經過本研究利用有限元素分析來探討不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 骨板修復後情形之影響，結果指出在 DHS 骨板與植入骨板下方與骨頭接觸處，在股骨上該處有高應力，另外在骨板植入中間部分，相對應的股骨有較低的應力。當股骨剩餘骨頭厚度較厚時，股骨上的應力與應變數值大小，會比股骨剩餘骨頭厚度較薄時來得大。本研究結果可以提供臨床醫師在術前植題植入的依據，以減少手術之失敗率。

研究項目名稱：不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 骨板修復後情形之影響

研究成果報告

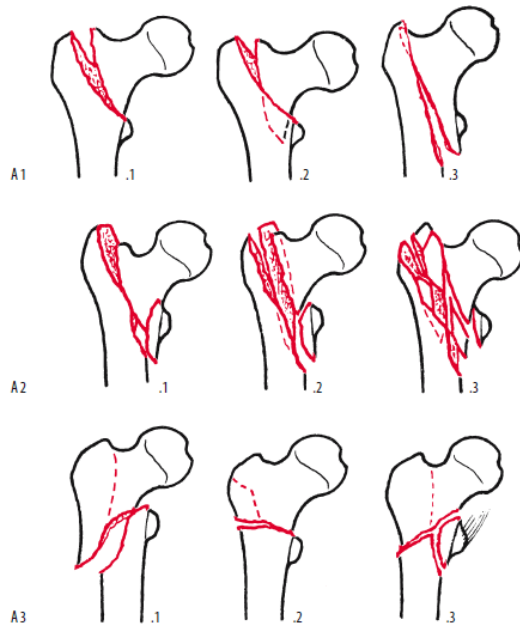
一、 研究主旨:包括對象與目的。

由於老年人股骨頭嚴重骨質疏鬆，股骨轉子間骨折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(DHS, dynamic hip screw)為常見用來治療之內固定器。不過動態髖骨螺釘植入後，常見有失敗現象。因此本研究希望建立有限元素電腦模擬探討不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 修復後情形之影響。本研究結果將提供臨床醫師較佳之修復結果。

二、 問題之緣起背景範圍與現況。

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)¹。

AO 骨折分類法主要源至於 Müller 學者所著作的 The comprehensive classification of fractures of long bones 一書中²，AO 的骨折分類方式為目前臨床研究最常用來分類的方式(圖一)。它分類代碼主要有五碼，主要以□□-□□.□的方式呈現³，第一碼為區別哪個骨頭(1.肱骨；2.橈骨、尺骨；3.股骨；4.脛骨、腓骨)，第二碼為區別長骨對於近端與遠端位置的編號，第三碼到第五碼主要是針對不同的骨折型態作細部的分類。股骨轉子間骨折在 AO 的分類，前三碼通常為 31-A，後兩碼再經過骨頭斷裂的型態主要分成三個種類(A1(經轉子骨折，簡單型)、A2(經轉子骨折，粉碎型)、A3(轉子下骨折))，九個小組分類。分組的分類為 A1.1 沿轉子間嵴；A1.2 通過大轉子；A1.3 延伸到小轉子下；A2.1 轉子間有一骨片；A2.2 轉子間有多個骨片；A2.3 骨折延伸到小轉子下 1 公分；A3.1 簡單型斜型；A3.2 簡單型橫型；A3.3 粉碎型。因此臨床上常會遇到不同類型型態之骨折，因此遇到相似類型之骨折，對於臨床醫師可能會用相同之植體來做植入治療。雖然骨折之類型相似，但是還是有些許差異，例如 AO 的分類 A1.3，臨床上或許會遇到厚度不同的情況，不過目前沒有相關之研究來探討不同厚度之骨折，使用相同植體時之影響。



圖一 AO 股骨轉子間骨折分類³。

三、 研究設計過程與方法，包括：

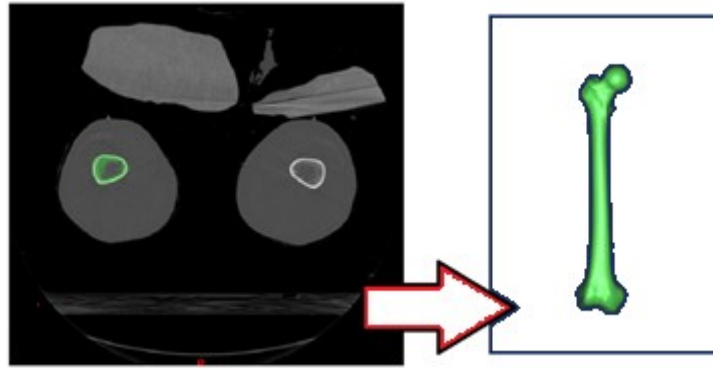
(一) 基本理論與假設。

本研究計畫為對於四種不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 植入後生物力學作評估，術後近端股骨頭受外力對於植體的穩定度的影響。本研究假設為透過有限元素電腦模擬的探討不同股骨剩餘骨頭厚度股骨，植入 DHS 植入後情況，並執行有限元素分析，探討其不同厚度之生物力學之意義。

(二) 運用資料之範圍。

本研究利用建立四組不同股骨剩餘骨頭厚度對於動態髓骨螺釘骨板內固定器(DHS)復位後之股骨骨折電腦模型。對於模型分析模擬，主要為建立股骨模型，並設定股骨模型中海綿骨與硬質骨及動態髓骨螺釘骨板內固定器(DHS)各結構材料性質，且施予股骨頭一垂直向下之外力，觀察股骨骨折復位術後受力情形。本研究主要建立有限元素分析之模型為右腳股骨、四支螺釘、lag screw 與動態髓骨螺釘骨板內固定器(DHS)，並將上述模型組合後，分類成四組實驗之有限元素模擬分析模型。

本研究電腦模型的建立，主要是從美國國立衛生研究院(National Institutes of Health)提供研究用之人體 CT 影像(Visible Human Project)圖，從中圈選出股骨部位，並將圈選出來的股骨利用影像處理的方式，使股骨模型呈現於三維建模軟體內，並在三維股骨模型上劃分出硬質骨與鬆質骨兩個部分，完成股骨的電腦模型建立(圖二)。

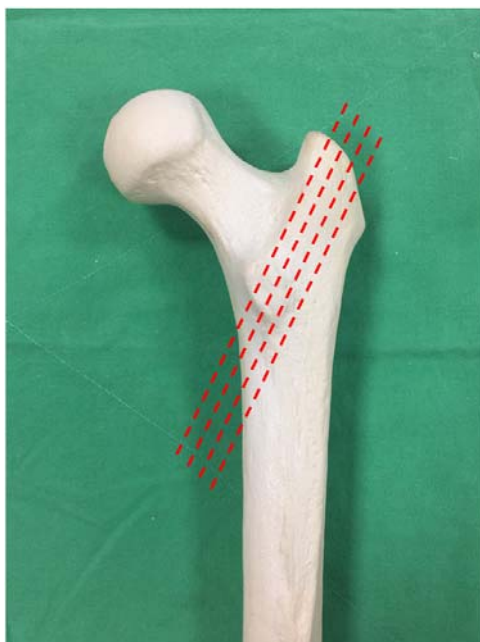


圖二 股骨的電腦模型建立流程。

將所建立出來的電腦股骨模型，利用三維電腦輔助設計 CAD 軟體分割股骨模型，分割成 OTA/AO 股骨骨折分類的 31-A1 型，使所建立出來的電腦模型可以模擬出股骨轉子間骨折的情形(圖三)。本研究之模型針對不同剩餘股骨厚度作切割，分為四組(圖四)：自股骨頸下端切割開始作為第一組，第二組則是沿著第一組的切割線平行下移 5 mm 的距離作切割，依此類推，使股骨剩餘厚度自股骨頸下端以 5 mm 為間隔單位，使股骨剩餘厚度等差下降至大轉子下方，共分為四組不同的剩餘厚度之股骨骨折。

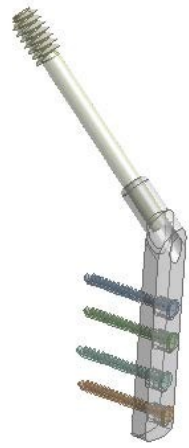


圖三 股骨骨折的電腦模型。



圖四 利用切割的方式產生本研究使用四種不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 修復後骨股轉子間骨折 31-A1 型態之骨折。

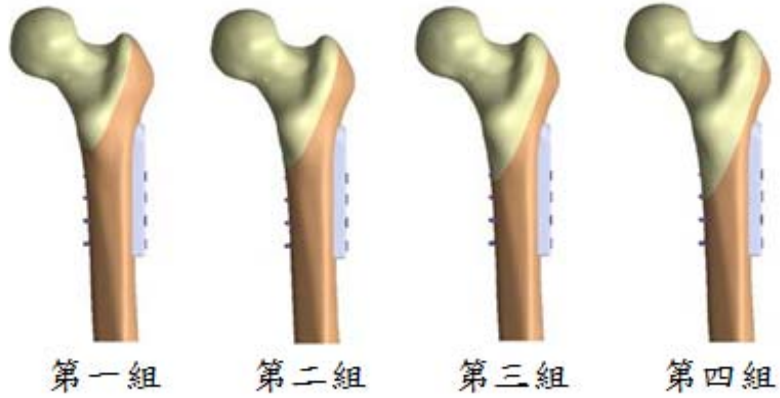
將市售之動態髓骨螺釘骨板內固定器(DHS)(圖五)，利用三維電腦輔助設計 CAD 軟體(Solidworks, Dassault Systemes SolidWorks Corp, Waltham, MA, USA)建立出四支螺釘、lag screw 與動態髓骨螺釘骨板內固定器(DHS)之電腦三維模型，並將螺釘與 DHS 作結合，繪製動態髓骨螺釘骨板內固定器植入近端骨股頭位置時之情形(圖六)。對於所建立出之電腦模型做收斂測試，將建立出的 4 組不同剩餘厚度股骨植入 DHS 復位後之模型(圖七)，匯入有限元素分析軟體後(ANSYS Workbench 15.0, ANSYS, Inc., Canonsburg, PA)，以四面體為單位，將模型網格化(圖八)，利用控制其 element size 的方式，來做收斂測試。表一顯示各組模型經網格化後之網格節點與四面體的分割數量。



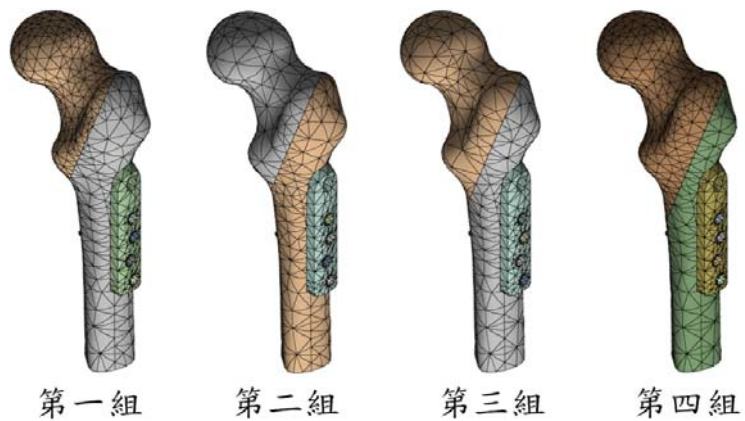
圖五 動態髓骨螺釘骨板內固定器。



圖六 股骨植入DHS 骨板情形。



圖七 本研究所使用四組不同股骨剩餘骨頭厚度對於DHS 復後之有限元素分析模型。



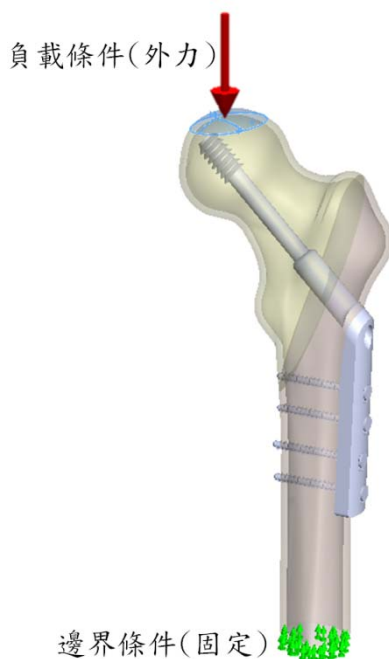
圖八 四組模型網格化。

	第一組	第二組	第三組	第四組
Numbers of nodes	64001	57556	57292	61596
Numbers of elements	35834	31964	31802	34364

表一 網格節點與四面體的分割數量統計資料。

(三) 實驗收集資料之程序。

分別將四組不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 復位後之有限元素分析模型，為了模擬一位約 80 公斤的人站立時，單腳股骨受力的情形，因此需給予設立一個負載條件(load conditions)與一個邊界條件(boundary condition) (圖九)。本研究設立之附載條件為在股骨球頭上，施與 400 牛頓之垂直外力；而邊界條件則是固定股骨的遠心端，也就是設定股骨遠心端截面之 X 軸、Y 軸與 Z 軸位移皆為零。另外對於骨折斷面之間的接觸面設定為摩擦係數為 0.46 的摩擦面，是為模擬骨折復位術後之骨折斷面滑動的情形。



圖九 本研究之負載條件與邊界條件。

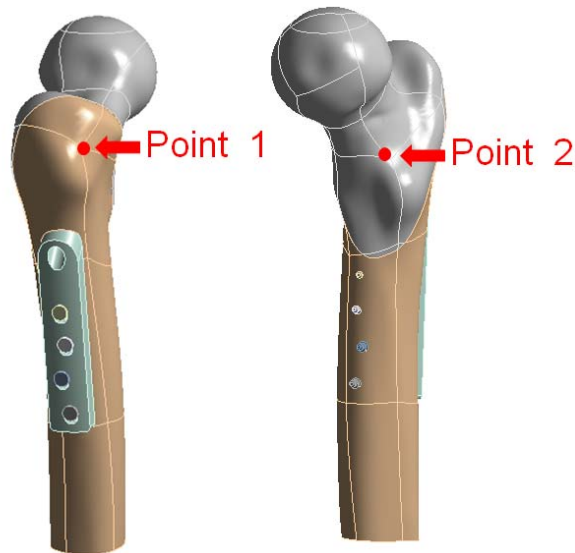
本研究模型由五種零組件所組成，分別為股骨硬質骨、股骨鬆質骨、動態髓骨螺釘骨板內固定器(DHS)、lag screw 與四根螺釘等五個部分。其中 lag screw 與四根螺釘部分是以 Ti screw 當作模擬的材料，而動態髓骨螺釘骨板內固定器(DHS)的模擬材料為 Ti plate。另外，有關於股骨的材料性質，是由先前他人發表的研究所獲得之數據。所有的材料皆假設為 homogeneous、isotropic、linear elastic。因此，兩個獨立的參數(楊氏係數 Young's modulus 與柏松比 Poisson's ratio)被用來當作表現其材料的材料特性。表二呈現之數據為本研究模擬所使用的材料性質。

表二 有限元素分析各零組件使用之材料性質。

Material		Young's modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	-	17000	0.3
Cancellous bone	-	1000	0.3
DHS	Ti plate	110000	0.3
Lag Screw	Ti screw	118000	0.3
Screw	Ti screw	118000	0.3

(四) 分析資料之方法。

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 $\sigma_{\text{von}} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2]}$ ，其中 σ_1 、 σ_2 、 σ_3 為三個軸方向的主應力(principal stress))。研究的結果主要是以股骨外側(圖十中 point 1)與內側(圖十中 point 2)的應力與應變數值大小、外側觀察應力分佈情形、lag screw 對於股骨頭鬆質骨的應力分佈影響、股骨斷裂摩擦面位移分佈情形作為觀察指標。



圖十 股骨骨幹斷面外側(Point 1)與內側(Point 2)量測點。

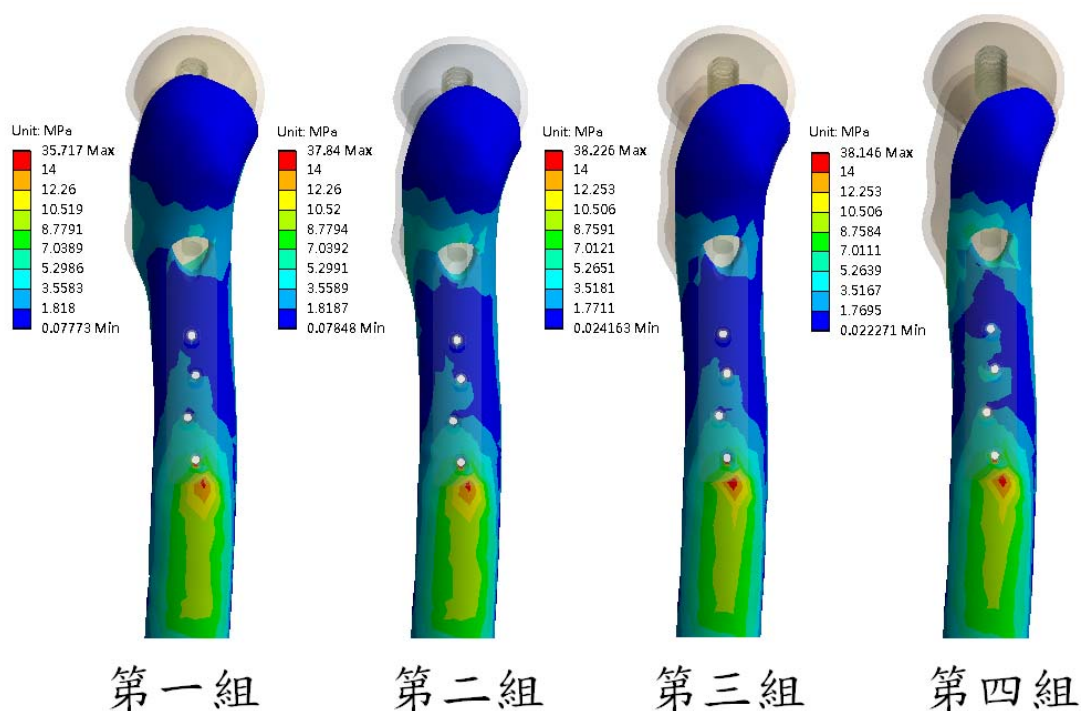
四、研究進度及每一階段預期完成之項目。

- (一) 電腦模型人造假股骨建立、人造假骨電腦模型植入市售 DHS 骨板、lag screw 與四根螺釘之電腦模型建立。
- (二) 給與四組不同剩餘厚度電腦模型邊界條件與負載條件。
- (三) 給與材料性質。

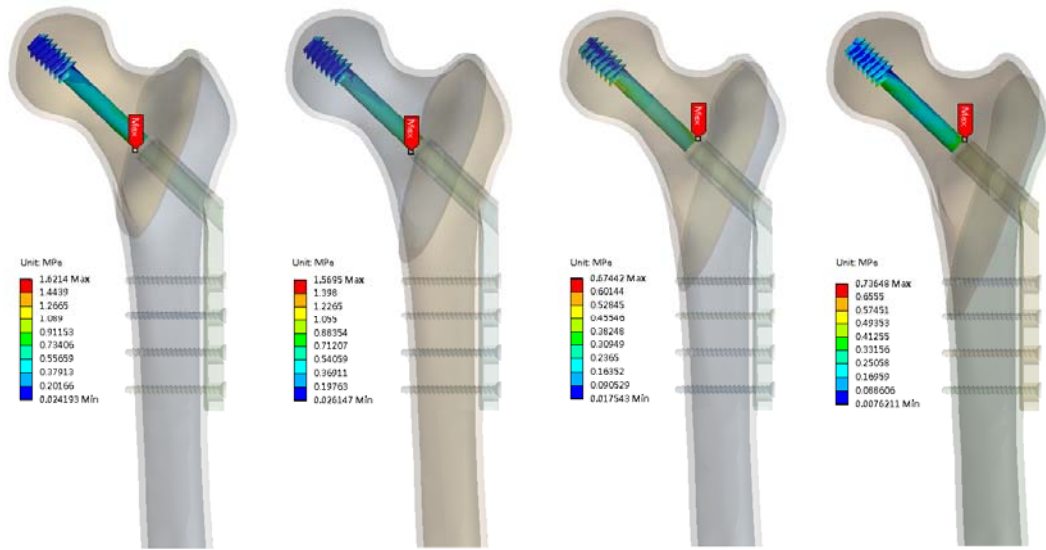
(四)觀察電腦模型上之應力與相關力學行為。

五、本研究預期發現及效果。

利用有限元素分析後，針對本研究主要探討的四組不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 骨板修復後情形之影響作探討，分析的結果主要是觀察股骨內側與外側的應力與應變大小、外側觀察應力分佈情形、lag screw 對於股骨頭鬆質骨的應力分佈影響、股骨斷裂摩擦面位移分佈情形作為觀察指標。圖十一為外側觀察應力分佈情形，圖十二為 lag screw 對於股骨頭鬆質骨的應力分佈，圖十三為股骨斷裂摩擦面位移分佈情形。表三為觀察股骨面外側(圖九中 point 1)與內側(圖九中 point 2)的應力與應變數值大小。圖十一顯示在植入骨板下方與骨頭接觸處，股骨上該處有高應力，另外在中間骨板部分應力值較低。圖十一顯示在股骨頭鬆質骨與 DHS 骨板上交接處有較高的應力。圖十二顯示當股骨剩餘厚度較厚時，其斷面位移會較大。表三顯示當股骨剩餘厚度較厚時，其股骨內側與外側的應力與應變會較大。

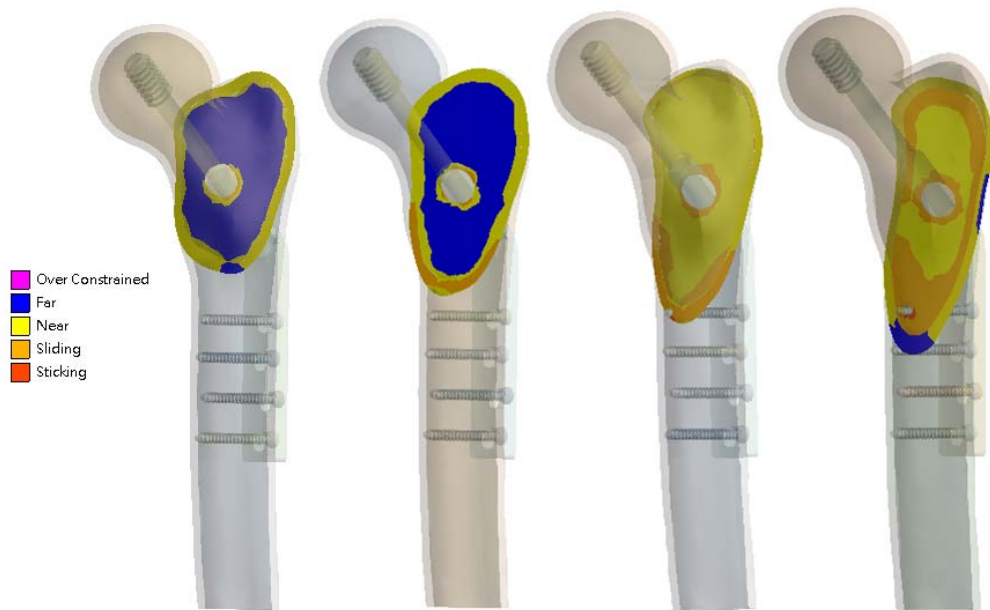


圖十 一外側觀察應力分佈情形。



第一組 第二組 第三組 第四組



圖十二 Lag screw 對於股骨頭鬆質骨的應力分佈。



第一組 第二組 第三組 第四組

圖十三 股骨斷裂摩擦面位移分佈情形。

表三 各組不同位置股骨骨幹應力與應變數值。

		第一組	第二組	第三組	第四組
	Point1 上之應力	0.63044 MPa	0.64077 MPa	0.14453 MPa	0.12694 MPa
	Point1 上之應變	0.000037567	0.000038127	0.0000088114	0.0000080121
	Point2 上之應力	5.4804 MPa	4.393 MPa	3.7256 MPa	3.0788 MPa
	Point2 上之應變	0.00032398	0.00026658	0.00022692	0.00018423

六、討論

本研究利用有限元素分析順利觀察不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 骨板修復後情形之影響。從圖十一發現在 DHS 骨板與植入骨板下方與骨頭接觸處，股骨上該處有高應力，主要原因是當股骨球頭受到外力後，會壓迫骨板與股骨，因此會導致該處有高應力產生。雖然該處有高應力但是對於不同厚度對於應力大小的數值差異不大。另外在骨板植入中間部分，相對應的股骨有較低的應力，主要是因為應力遮蔽效應(stress shielding effect)的影響，因此使得該處的應力值較低。圖十二為 Lag screw 對於股骨頭鬆質骨的應力分佈情形，該結果顯示當股骨剩餘骨頭厚度較厚時，其高應力會在 lag screw 下方，股骨剩餘骨頭厚度較薄時，其高應力會在 lag screw 上方，其高應力數值會比股骨剩餘骨頭厚度較厚時來得小。圖十三指出股骨斷裂摩擦面位移分佈情形，結果顯示當股骨剩餘骨頭厚度較厚時，因為其斷面截面積較小，因此相對位移會較大。當股骨剩餘骨頭厚度較薄時，因為其斷面截面積較大，因為斷面摩擦力的關係，因此相對位移會較小。表三指出各組不同位置股骨骨幹應力與應變數值大小，結果顯示當股骨剩餘骨頭厚度較厚時，股骨骨幹上的應力與應變數值大小，會比股骨剩餘骨頭厚度較薄時來得大。因此當股骨剩餘骨頭厚度較厚時，反而要注意其股骨上的骨頭品質，若骨質不好，或許要填補骨水泥補強，使術後有較佳的結果，減少手術失敗率。

本研究經過電腦模擬有限元素模擬分析後，研究上還是有許多研究上的限制，因為本研究為電腦模擬的關係，因此在建立電腦模型上，因為人體真實情況有肌肉、軟組織...等附著於骨頭上的組織，在本研究電腦模型中並沒有模擬該結構，因此研究結果有可能會與研究實際結果有差異。另外在有限元素分析材料性質設定方面，為了要加速電腦模擬結果與執行可行性，因此在設定材料皆為設定均質、等向、線性。所以這樣的設定也與真實實際情況不同，真實情況為非均質、等向性、非線性，因此本研究結果也有可能與真實結果有些許差異。雖然本電腦模擬研究的簡化了許多與實際情況不同的設定，但是研究的結果的大趨勢不

會有太大的差異，因此本研究結果還是可以提供臨床醫師對於臨床上遇到不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 骨板修復後情形相符合，該研究結果可以作為術前評估的指標，減少手術之失敗率。

七、結論及建議。

本研究主要利用有限元素分析來探討不同股骨剩餘骨頭厚度對於 DHS 骨板修復後情形之影響。本研究結果指出在 DHS 骨板與植入骨板下方與骨頭接觸處，股骨上該處有高應力。在骨板植入中間部分，相對應的股骨有較低的應力，主要是因為應力遮蔽效應(stress shielding effect)的影響。當股骨剩餘骨頭厚度較厚時，其高應力數值會比股骨剩餘骨頭厚度較薄時來得大。當股骨剩餘骨頭厚度較厚時，股骨上的應力與應變數值大小，會比股骨剩餘骨頭厚度較薄時來得大。本研究結果可以提供臨床醫師在術前植題植入的依據，以減少手術之失敗率。

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. Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J (1990) The comprehensive classification of fractures of long bones. Springer
3. Schatzker J, Tile M (2005) The rationale of operative fracture care, Springer