

國立交通大學

機械工程學系

碩士論文

治療非移位性股骨頸骨折之骨螺絲最佳排列研究

Optimization of Screws Arrangement in Treating

Undisplaced Femoral Neck Fracture



研究生：林志嘉

指導教授：洪景華 教授

中華民國九十七年六月

治療非移位性股骨頸骨折之骨螺絲最佳排列研究

Optimization of Screws Arrangement in Treating Undisplaced
Femoral Neck Fracture

研究生：林志嘉

Student：Chih-Chia Lin

指導教授：洪景華 教授

Advisor：Prof. Chinghua Hung

國立交通大學

機械工程學系



Submitted to Institute of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Chiao Tung University

in partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of

Master

in

Mechanical Engineering

June 2008

Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十七年六月

國立交通大學機械工程學系

碩士論文

治療非移位性股骨頸骨折之骨螺絲的最佳排列研究

研究生：林志嘉

指導教授：洪景華 教授

摘要

非移位性股骨頸骨折是常見的老人外傷，治療方式多以手術原位固定骨折處。因為是關節內骨折，如果植入物對骨折處固定力不足常會造成骨不癒合與股骨頭缺血性壞死，由此喪失活動能力或長期臥床而導致併發症會陸續發生，死亡率非常高。

目前對於非移位性股骨頸骨折手術治療的植入物選擇有很多種，其中最常被使用的是三根骨螺絲的固定方式。雖然關於骨螺絲的排列方式有些原則已經確定（1.骨螺絲必須彼此互相平行，2.螺紋必須超過骨折面，3.骨螺絲間距應儘量加大），然而回顧過去已發表的文章，尚未發現有討論三根骨螺絲對於骨折處固定的最佳排列方式。

因此，本研究的目的是利用有限元素法對於植入骨螺絲的股骨頸骨折模型進行最佳位置分析，將實際手術中可以達到的骨螺絲排列可能最佳方式分為四組，然後在數種限制下（如骨折面水平夾角、骨密度）找出最佳排列方式，本研究之結果將可提供臨床醫師做為治療時

之參考。

關鍵字：有限元素法、骨螺絲、非移位性股骨頸骨折、最佳排列位置



Department of Mechanical Engineering
National Chiao Tung University

Optimization of Screws Arrangement in Treating
Undisplaced Femoral Neck Fracture

Student : Chihchia Lin

Adviser : Dr. Chinghua Hung

ABTRACT

Undisplaced femoral neck fracture is a common senile injury. Pinning in situ for the fracture site remains the gold standard of treatment. The fracture site is located in the hip joint, so nonunion and avascular necrosis of femoral head usually develop if sufficient fixation can not be provided by the implant.

The implants used in treating undisplaced femoral neck fracture include multiple screws, dynamic hip screw, and dynamic hip screws associated with an enhanced screw. The mostly chosen one is three screws. Although there exist well-documented principles of screws configuration: 1. screws should be inserted parallelly; 2. screw threads should pass across the fracture to provide fracture compression; 3. screws should be spread apart to maximize fixation stability, few literature has discussed the optimal screw arrangement that fixes the fracture site most effectively.

The aim of the research is thus to perform biomechanical evaluation on undisplaced femoral neck fracture model fixed with three screws by finite element analysis. Feasible screws configurations have been arranged into four models and the optimal models have been found according to several conditions, such as the angle between the fracture plane and horizontal plane and various Young's modulus of bone. The results of this study may act as a reference for surgeons' treatment on undisplaced femoral neck fracture.

Keywords: finite element analysis, screw, undisplaced femoral neck fracture, optimization of screws arrangement.



誌謝

在過去兩年的研究所碩士生涯裡，首先，我要感謝的人是我的指導教授洪景華老師，在學業、研究方面的教導為學生指引了正確的方向，對於學生將來的生活很有幫助，謝謝老師不辭辛勞的指導。同時也感謝口試委員向四海教授、徐瑞坤教授對於論文所提出的指正與建議。

其次要感謝陪我度過碩士生涯的全體精密工程與模擬實驗室的所有成員：已經畢業的洪榮崇學長，未來的博班生涯還要麻煩學長了、成熟風趣的宇中學長、生物力學組的扛霸子政成學長、在研究過程中教導我最多的正展學長、活潑搞笑的煌基學長、沉默的銘傑學長、穩重的麒楨學長、老闆頭號愛將的彥彬學長、正在創見服國防役的宗峻學長、在大陸當阿宅的理強學長、正在準備口試的黃永學長、熱心助人的世璿、射箭高手的運賢、喜愛把妹的俊羿，還有任勞任怨的時恆學弟、長的很像黃永的建榮學弟、愛跟世璿鬥嘴的聖平學弟、憨厚的麒祥學弟，以及剛入門的正一、立釗、筱偉、忠諭學弟，感謝你們帶給我的美好回憶。

此外，我要特別感謝我的爸爸、媽媽、弟弟以及我的女朋友千儀，在我學習的過程中在背後默默的支持鼓勵我，讓我無後顧之憂的打拚學業。

目錄

第一章 緒論.....	- 1 -
1.1 簡介.....	- 1 -
1.2 文獻回顧.....	- 5 -
1.3 研究動機與目的.....	- 7 -
1.4 論文架構.....	- 10 -
第二章 股骨骨折	- 11 -
2.1 分類.....	- 13 -
2.1.1 主分類.....	- 13 -
2.1.2 次分類.....	- 14 -
2.2 診斷分析：.....	- 14 -
2.3 各種骨折的處理：.....	- 16 -
2.3.1 非移位性囊內骨折（Undisplaced intracapsular fractures）.....	- 16 -
2.3.2 其他類骨折.....	- 17 -
第三章 研究方法與步驟.....	- 22 -
3.1 建模流程.....	- 27 -
3.2 收斂試驗.....	- 33 -
3.3 初步模擬與驗證.....	- 36 -
3.3.1 材料性質.....	- 36 -
3.3.2 模擬設定.....	- 37 -
3.3.3 模型驗證.....	- 40 -
第四章 臨床狀況之探討	- 43 -
4.1 步行狀態之模擬分析.....	- 43 -
4.2 在不同斷裂面角度下探討骨螺絲排列位置.....	- 46 -
4.2.1 結果.....	- 47 -
4.2.2 討論.....	- 49 -
4.3 骨質疏鬆症狀下不同骨螺絲排列位置.....	- 52 -
4.3.1 結果.....	- 53 -
4.3.2 討論.....	- 58 -
4.4 不同斷裂角度及骨螺絲位置之疲勞分析.....	- 59 -

4.4.1 疲勞分析	- 59 -
4.4.2 討論	- 61 -
4.5 非傳統排列與傳統排列方式在不同斷裂角度下之比較	- 63 -
4.5.1 數值分析結果	- 64 -
4.5.2 討論	- 66 -
4.6 不同斷裂角度下旋轉骨螺絲排列角度	- 67 -
4.6.1 結果	- 68 -
4.6.2 討論	- 70 -
第五章 結論與未來展望	- 72 -
5.1 結論	- 72 -
5.2 限制因素	- 73 -
5.3 未來展望	- 74 -
參考文獻	- 76 -



圖目錄

圖 1.1、股骨解剖構造.....	- 2 -
圖 1.2、右側非移位性股骨頸骨折術後併骨折處不癒合與股骨頭缺血性壞死.....	- 3 -
圖 1.3、股骨頸骨折之 Garden 氏分類.....	- 4 -
圖 1.4、右側股骨頸骨折，Garden 氏分類第一型.....	- 4 -
圖 1.5、骨螺絲.....	- 5 -
圖 1.6、Garden 氏分類第一型骨折以三根骨螺絲原位固定骨折處.....	- 5 -
圖 1.7、股骨頸中心軸向與骨螺絲位置圖.....	- 9 -
圖 1.8 人工髖關節[37].....	- 9 -
圖 2.1、股骨骨折之原因.....	- 12 -
圖 2.2、股骨骨折之分類.....	- 13 -
圖 2.3、在 X 光片下難以發現其變化.....	- 15 -
圖 2.4、三根骨螺絲治療囊內骨折.....	- 16 -
圖 2.5、股骨球頭發生缺血性壞死.....	- 17 -
圖 2.6、移位性囊內骨折.....	- 18 -
圖 2.7、內固定器治療移位性囊內骨折.....	- 19 -
圖 2.8、半人工關節置換術.....	- 19 -
圖 2.9、囊外骨折.....	- 20 -
圖 2.10、滑動式髖螺絲.....	- 20 -
圖 2.11、骨髓內釘.....	- 21 -
圖 3.1、成人左側第三代人造股骨.....	- 23 -
圖 3.2、骨螺絲規格.....	- 24 -
圖 3.3、研究流程圖.....	- 26 -
圖 3.5、建模流程.....	- 28 -
圖 3.4、股骨之 CT 影像資料.....	- 28 -
圖 3.6、點群資料.....	- 29 -
圖 3.7、三維股骨實體模型.....	- 30 -
圖 3.8、三維人工股骨網格模型.....	- 30 -
圖 3.9、剖半之三維股骨模型（左）和股骨網格模型（右）.....	- 31 -
圖 3.10、皮質骨與鬆質骨節點連續.....	- 31 -
圖 3.11、骨螺絲三維模型.....	- 32 -
圖 3.12、邊界條件.....	- 33 -
圖 3.13、mesh size 為 5mm 之等效應力分布.....	- 34 -

圖 3.14、mesh size 為 5mm 之等效應變分布	- 35 -
圖 3.15、收斂曲線.....	- 36 -
圖 3.16、股骨頸骨折之受力情形.....	- 38 -
圖 3.17、四種不同骨螺絲排列位置[8]	- 38 -
圖 3.18、三根骨螺絲傳統四種排列方式.....	- 39 -
圖 3.19、骨螺絲到股骨球頭之距離.....	- 39 -
圖 3.20、骨螺絲位於皮質骨內側(鬆質骨中).....	- 39 -
圖 3.21、模擬與體外試驗之比較.....	- 42 -
圖 4.2、人體解剖圖	- 45 -
圖 4.1、Seral 等人之股骨模型與邊界條件[10].....	- 45 -
圖 4.3、本研究之股骨模型與邊界條件.....	- 46 -
圖 4.4、斷裂面角度與水平面夾 30 度、50 度、70 度（由左至右）	- 47 -
圖 4.5、斷裂角度 30 度角下不同骨螺絲排列位置之勁度.....	- 48 -
圖 4.6、斷裂角度 50 度角下不同骨螺絲排列位置之勁度.....	- 48 -
圖 4.7、斷裂角度 70 度角下不同骨螺絲排列位置之勁度.....	- 49 -
圖 4.8、步行時受到側向旋轉力[22].....	- 50 -
圖 4.9、斷裂角度 30 度之等效應力圖	- 50 -
圖 4.10、斷裂角度 50 度之等效應力圖	- 51 -
圖 4.11、斷裂角度 70 度之等效應力圖	- 51 -
圖 4.12、骨螺絲頭部應力超過降伏強度.....	- 51 -
圖 4.13、骨折斷裂面之等效應力圖	- 52 -
圖 4.14、斷裂角度 30 度下人工股骨不同排列之勁度.....	- 54 -
圖 4.15、65 歲病患下不同排列之勁度.....	- 55 -
圖 4.16、71 歲病患下不同排列之勁度.....	- 55 -
圖 4.17、81 歲病患下不同排列之勁度.....	- 56 -
圖 4.18、斷裂角度 50 度下人工股骨（上）與老年人股骨（下）不同排列之勁度	- 57 -
圖 4.19、斷裂角度 70 度下人工股骨（上）與老年人股骨（下）不同排列之勁度	- 58 -
圖 4.20、SS316LVM 之 SN 曲線[18].....	- 60 -
圖 4.21、無疲勞破壞產生之骨螺絲.....	- 61 -
圖 4.22、骨螺絲頭部發生疲勞破壞.....	- 61 -
圖 4.23、新排列位置與傳統排列位置之比較[28]	- 64 -

圖 4.24、新排列方式（左）和股骨頸上視圖（右）	- 64 -
圖 4.25、斷裂角度 30 度下新排列方式與傳統方式之比較.....	- 65 -
圖 4.26、斷裂角度 50 度下新排列方式與傳統方式之比較.....	- 66 -
圖 4.27、斷裂角度 70 度下新排列方式與傳統方式之比較.....	- 66 -
圖 4.28、旋轉骨螺絲排列角度.....	- 68 -
圖 4.29、斷裂角度 30 度下旋轉骨螺絲排列角度之比較.....	- 69 -
圖 4.30、斷裂角度 50 度下旋轉骨螺絲排列角度之比較.....	- 69 -
圖 4.31、斷裂角度 50 度下旋轉骨螺絲排列角度之比較.....	- 70 -



表目錄

表 1.1、體外測試與有限元素法的比較.....	- 7 -
表 2.1、股骨骨折風險因素.....	- 12 -
表 3.1、人工股骨尺寸.....	- 23 -
表 3.2、網格密度與應力應變之關係.....	- 35 -
表 3.3、模型材料性質.....	- 37 -
表 3.4、體外試驗施加之軸向應力大小[8].....	- 40 -
表 4.1、各年齡層病患之皮質骨楊氏係數.....	- 54 -



第一章 緒論

1.1 簡介

股骨或稱為大腿骨(Thigh bone)為全身最長之骨骼(圖 1.1)，由髖部延伸至膝蓋。其近端有一個朝向內的股骨頭，與髖骨的髖臼形成髖關節，位於頭部有一個小洞，稱為股骨頭小凹(Fovea capitis)，乃股骨頭圓韌帶所附著。緊接著頭部的下方有一稱為頸(Neck)之較細窄部位及兩隆起，此兩隆起一為朝外上方的大轉子(Greater trochanter)，另一為較靠下方朝後的小轉子(Lesser trochanter)。這兩處為許多腿部及臀部肌肉所附著的地方，其前面有轉子間線(Intertrochanter line)，在後面有轉子間脊(Intertrochanter crest)。

骨幹略向前彎，上段呈圓柱形，下段呈菱柱形。骨幹的前側面和外側面光滑，在骨幹後表面的中線有一縱跨著上三分之二骨幹部位的長脊，稱為股骨粗線(Linea aspera)，粗線有內唇和外唇之分，這些粗糙的帶狀區域為肌肉附著的地方。股骨下端膨大，前面的髁骨面與髁骨形成關節。股骨的下端有外髁(Lateral condyle)及內髁(Medial condyle)兩個圓形突起，與小腿的脛骨形成關節。內髁上有一內收肌結節(Adductor tubercle)，為內收大肌所附著。後面為腓面(Popliteal surface)，在兩髁間有髁間窩(Intercondylar fossa)，內有前、後十字韌

帶填充。位於股骨遠端的內側有一內上髁 (Medial epicondyle) ，外側有一外上髁 (Lateral epicondyle)。此兩解剖區域亦為許多肌肉與韌帶附著的地方。

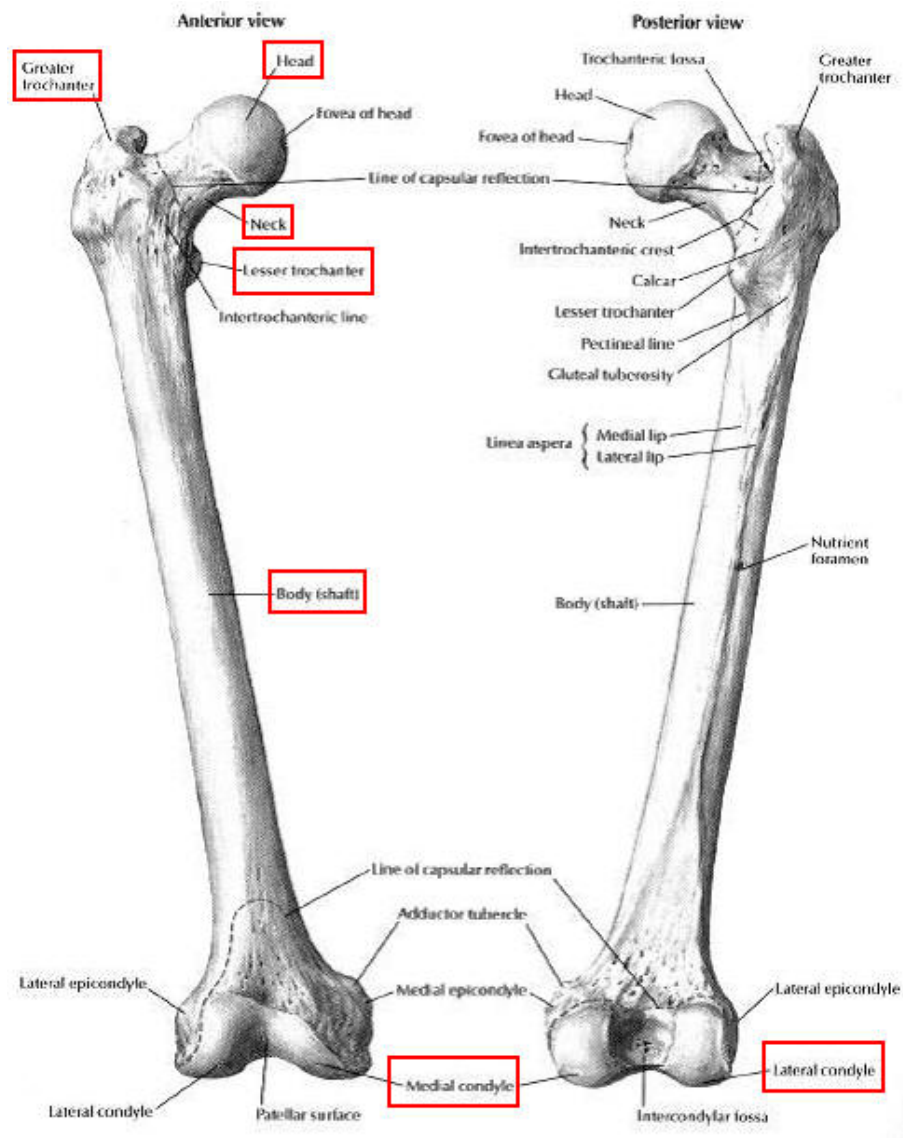


圖 1.1、股骨解剖構造

股骨頸骨折是臨床上常見的老年人外傷疾病，大多由於不慎跌倒導致髖部直接撞擊地板所造成。這種骨折因為是關節內骨折，如果植入物對骨折處固定力不足常會造成骨不癒合與股骨頭缺血性壞死(圖 1.2)，最後讓老年人失去活動能力，需要用輪椅助行，甚至要長期臥床。久而久之，褥瘡、泌尿道感染、周邊血管阻塞、吸入性肺炎、中風等因長期缺乏活動所產生的併發症將接踵而至，死亡率非常高，並且消耗醫療資源甚巨。



圖 1.2、右側非移位性股骨頸骨折術後併骨折
處不癒合與股骨頭缺血性壞死

最常用的股骨頸骨折分類是Garden氏分類方法[1](圖 1.3)，其中第一及第二類屬於非移位性骨折(圖 1.4)，治療方式多以手術做原位固定(Pinning in situ)。內固定之植入物可以有多種選擇，包括多根骨

螺絲(Multiple screws)、動態式髋骨螺絲(Dynamic hip screw) 、或是動態式髋骨螺絲再加以骨螺絲加強(Dynamic hip screw with enhanced screw)等方式。因為使用動態式髋骨螺絲需較大之傷口，此外動態式髋骨螺絲鎖入時可能扭轉股骨頭，進而造成骨折處無法復位，所以最常選擇的植入物為多根骨螺絲[2]，如圖 1.5 所示。雖然有學者認為使用四根骨螺絲比三根骨螺絲對骨折處提供較好的穩定度[3]，然而三根骨螺絲仍為目前多數骨科醫師所採用之植入物[4] (圖 1.6)。

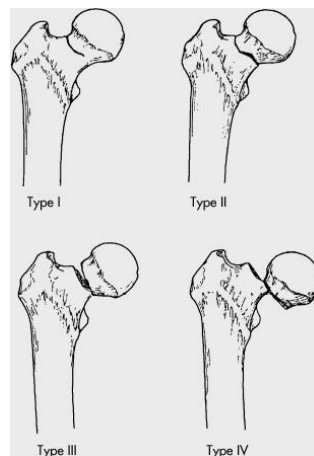


圖 1.3、股骨頸骨折之 Garden 氏分類



圖 1.4、右側股骨頸骨折，Garden 氏分類第一型



圖 1.5、骨螺絲



圖 1.6、Garden 氏分類第一型骨折以三根骨螺絲原位固定

1.2 文獻回顧

在臨床與體外測試文獻方面，1995 年，Kyle等人[5]提出關於骨螺絲的排列方式有些原則要遵循：

1. 骨螺絲必須彼此互相平行
2. 螺紋必須超過骨折面
3. 骨螺絲間距應儘量加大

為了要達到這些技術上的要求，在 2006 年Liebergall等人[6]甚至利用電腦輔助導航系統來增加打入骨螺絲位置的準確度。在同年亦曾

有 Oakey 等人[7]針對骨螺絲排列方式影響術後股骨轉子下骨折 (Femoral subtrochanteric fracture)的發生做生物力學分析。

而在 2004 年 Selvan 等人[8]針對六種不同的螺絲排列方式影響股骨頸骨折利用材料試驗機做了生物力學分析，此外亦有少數幾篇文獻在探討排列方式對於股骨頸骨折之影響，然而迄今尚未有人利用有限元素法 (Finite element method) 及最佳化分析來探討骨螺絲之排列方式，此外在文獻中提到了關於臨床上針對骨螺絲的尺寸與植入地點的限制，原則上關於骨螺絲直徑的選擇根據醫師的經驗取決於植入的地點與骨折處的剖面，當骨頭剖面越粗則選用直徑較大之骨螺絲，而骨螺絲長度的選擇以植入後尾部距離骨股球頭 5mm 至 13mm 左右之長度，然而關於植入骨螺絲時之預應力大小目前仍無臨床文獻針對此點進行研究。

在國際上各生物力學或醫學論文期刊，將有限元素法模擬導入臨床上研究的方法已經廣為使用，1995 年 Sim 等人[9]利用有限元素法探討在股骨轉子處骨折植入兩種不同植入物時整個股骨的應力分布情況，2004 年 Seral 等人[10]利用有限元素法比較轉子處骨折時 gamma nail 和 unreamed proximal femoral nail (PFN) 的優缺點，2006 年 Rudman 等人[11]利用有限元素法試圖模擬轉子處的肌肉單元探討其應力情形。在 2005 年戴[36]等人針對全人工髖關節幾何形狀及固定方式對於股

骨近端應力遮蔽 (Stress shielding) 之影響進行研究，2006 年林[37]等人針對無骨水泥式股骨元件新設計概念之數值進行評估，希望達到減少應力遮蔽之效果。

1.3 研究動機與目的

總觀上述文獻，自從有限元素理論應用到骨科生物力學以來，此法一直扮演重要的角色[9][10][11]，這是因為有限元素法可避免體外測試中，人體試片難以獲得、試片個體差異性大、應力不易量測等問題，如表 1.1所示。尤其在探討人工植入物的置換、骨質疏鬆症程度的評估、骨折斷裂的風險等相關議題都有不錯的成果[12]。

表 1.1、體外測試與有限元素法的比較

體外測試(Cadaver or animal)	有限元素法(Finite element method)
優點： 1.可實際求得應變與位移情形 2.可實際求得人工股骨在植入骨螺絲後的整體剛性	優點： 1.可得整體結構應力分佈 2.參數易變更 3.軟組織力學特性可求
缺點： 1.人體試片很難取得 2.試片個體差異性大(年齡、退化程度、骨質密度) 3.每次實驗操作造成誤差	缺點： 1.必須自行判讀分析結果是否合理(不會顯示破壞狀況) 2.模型驗證繁瑣不易，與真實情形有一定程度誤差 3.材料性質不易取得，也無法得到真實材料性質 4.需要一定程度假設與簡化

本研究將利用有限元素分析找出最佳化的排列方式，以提供臨床上更多的資訊。在實際手術進行中，骨科醫師由X光機只能看到骨折處的前後像(Anterior- posterior view)與側面像(Lateral view)，因此有限元素法最佳化分析所求得的骨螺絲最佳排列在實際操作時可能無法做到。所以根據醫師臨床經驗將實際手術中技術上可以做到的骨螺絲排列可能最佳方式分為四組，如圖 1.7所示，大圓圈為股骨頸內徑，小圓圈為骨螺絲，Model 1 之骨螺絲排列為一上二下，Model 2 之骨螺絲排列為二上一下，Model 3 之骨螺絲排列為一前（Anterior）二後（Posterior），Model 4 之骨螺絲排列為二前一後，因此本研究在將骨螺絲位置定為設計變數下，針對臨床上各種的情況，如不同骨折斷裂角度、骨質疏鬆症狀進行模擬與分析，並針對骨螺絲進行疲勞分析。此外由於植入內固定器後可能會導致股骨受力狀態的改變使得骨質流失導致植入元件的鬆脫，其中應力遮蔽效應乃是鬆脫的影響關鍵，以人工髖關節（圖 1.8）為例，當元件植入股骨髓腔後，會改變原本的力量傳遞形式，此時植入物周圍骨頭將進行骨重塑，保留承受應力的骨頭並將未受力的骨頭加以吸收直到達到新的平衡。由此可知，其骨折斷裂面必須仍要持續受到應力來促進骨頭生長達到癒合的效果，避免因為應力遮蔽使得骨質流失進而導致二次骨折。

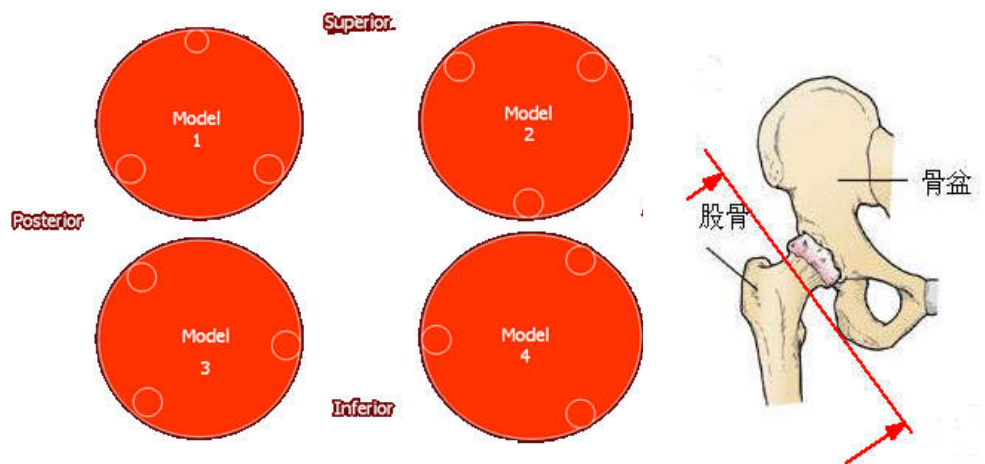


圖 1.7、股骨頸中心軸向與骨螺絲位置圖



圖 1.8 人工髖關節[37]

因此本研究的目的是在利用有限元素法進行非移位性股骨頸骨折模型的生物力學評估，探討在骨折斷裂面處的應力分佈找出其應力分佈最平均且穩定的排列位置，進而建議骨科醫師在各種特定情況下，哪一種的骨螺絲排列方式可以提供骨折處最好的穩定度。

1.4 論文架構

本研究第一章針對非移位性股骨頸骨折作簡略的背景介紹，以及在臨床上外科醫師所遇到有關骨螺絲擺放位置的問題，並說明本研究將針對骨螺絲的最佳排列位置係利用有限元素法來加以模擬分析。第二章將簡單敘述股骨骨折的分類以及不同骨折在臨床上的治療方式。第三章將針對研究步驟與初步成果加以探討，建構出三維人工股骨模型並驗證其準確性。第四章將利用有限元素法探討改變的模擬條件（骨折面角度、骨楊氏係數等），找出最佳的骨螺絲排列位置並探討骨螺絲之疲勞應力。第五章將討論本研究之未來展望。



第二章 股骨骨折

這章將引用Parker[13]的文獻介紹關於股骨骨折的基本特徵與治療方法。股骨骨折 (Hip fracture) 或是近端股骨骨折 (Proximal femoral fracture) 的範圍指的是小轉子下五公分處以上的部分，如圖 2.2所示。雖然股骨球頭的骨折理論上是屬於近端股骨骨折，但是因為股骨球頭發生骨折的機率很小且與髖關節的脫臼有關，因此關於股骨球頭的骨折將不在本章討論的範圍。

股骨骨折被公認為最常發生在老年人身上，而且在過去的五十年間股骨骨折的發生率有繼續成長的趨勢，這可能與十九世紀以來人類壽命的延長有關。在西方國家中，股骨骨折的病患的平均年齡約為八十歲左右，而且其中的百分之八十是女性。在發展中國家中的病患平均年齡又略低於八十歲，其中男性占了很大的比例。許多股骨頸骨折的病患都有著共同的特徵，像是移動能力受損或有跌倒的紀錄。老年人股骨頸骨折通常都發生在跌倒之後，而年輕人發生骨折的原因則是嚴重的外傷以及超過骨質強度底限的應力。

有關於股骨骨折風險因素如表 2.1所示，而圖 2.1則說明了一些可能導致股骨骨折的原因。

表 2.1、股骨骨折風險因素

Risk factors for hip fracture
Genetic: family history; higher incidence in Caucasians
Increased age and osteoporosis
Sedentary lifestyle
Impaired nutrition
Smoking
Excess consumption of alcohol
Mental impairment and confusion
Medications (e.g. tranquilizers, hypnotic, anticonvulsant drugs, corticosteroids)
Osteomalacia (due to deficiency of vitamin D, malabsorption, liver disease, renal disease)
Cardiovascular disease and cardiac arrhythmias
Impaired vision
Impaired neuromuscular coordination and neurological diseases (e.g. hemiplegia, Parkinson's disease)
Underlying bone disease (e.g. Paget's disease, bone tumours, secondary bone tumours)
Endocrine abnormalities (hyperthyroidism, hyperparathyroidism or hypercortisolism)

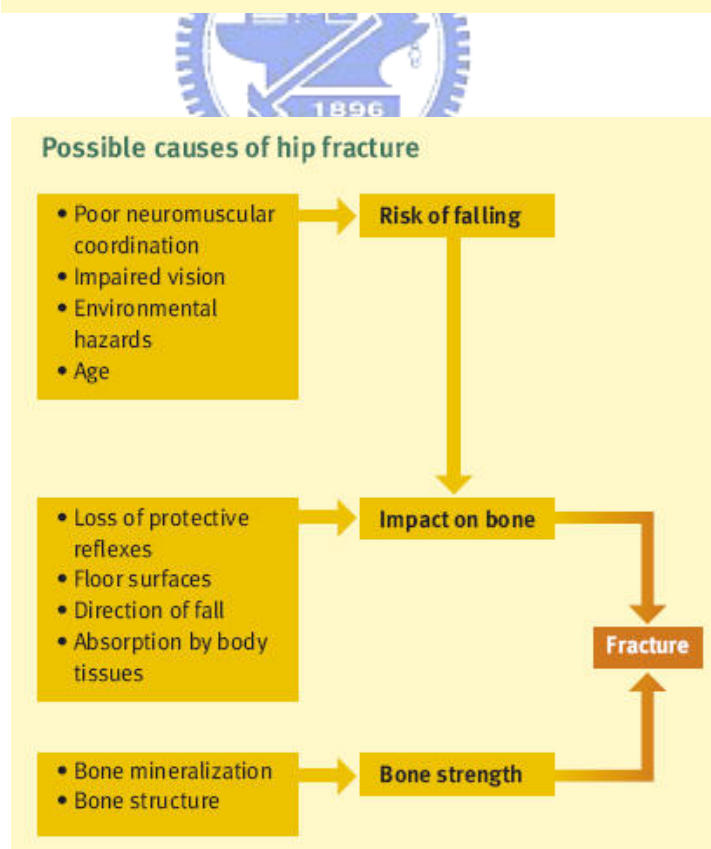


圖 2.1、股骨骨折之原因

2.1 分類

股骨骨折的分類由於臨床上的需要，定義出了許多專有名詞，下節將針對各個專有名詞做更詳細的歸類及說明。

2.1.1 主分類

主要的分類是分成兩個部分：囊內（Intracapsular）與囊外（Extracapsular）骨折，這主要是根據髖關節囊的連接處（Capsular attachment）所劃分，如圖 2.2所示。

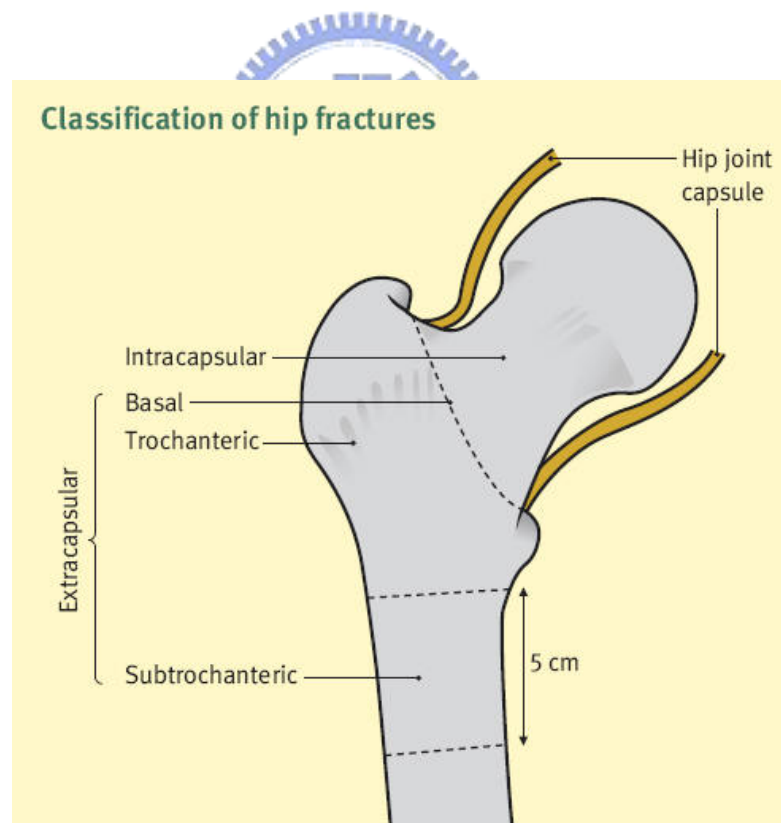


圖 2.2、股骨骨折之分類

囊內骨折 (Intracapsular fractures) 亦可以稱為肱骨下 (Subcapital)、經頸 (Transcervical)、內 (Medial) 和股骨頸 (Femoral neck fractures) 骨折。

股骨頸基部骨折 (Basicervical or basal fractures) 主要是沿著轉子間線分成兩部分的骨折。在臨床上因為骨折處會經過髖關節囊的連接處，因此常被歸類為囊內或囊外骨折，然而由於此種骨折的治療方式與轉子骨折相似，因此更應該被歸類在囊外骨折。

囊外骨折 (Extracapsular fractures) 亦可以稱為股骨轉子間 (intertrochanteric)、粗隆 (Petrochanteric)、轉子間 (Transtrochanteric)、轉子下 (Subtrochanteric) 骨折等。



2.1.2 次分類

在圖 2.2 中顯示了各個分類中所細分成的骨折形態，其中針對囊內骨折比較恰當的次分類，分成了移位性和非移位性骨折。針對囊外骨折，則分成了穩定性骨折（股骨斷裂成兩部分，又分成移位或是非移位）和非穩定性骨折（股骨斷裂成三塊或三塊以上）

2.2 診斷分析：

股骨骨折的診斷通常是非常直接的，病患常因為跌倒而導致髖部

的疼痛甚至無法行走。

臨床檢查顯示股骨骨折時腿部運動軌跡會縮短並且會非常的疼痛，而從髖部的X光片（前後像與側面像）可以證實診斷分析。但是偶而在診斷上仍會遭遇到困難，例如非移位性骨折，在X光片下看不出腿部的缺陷，而在髖部的移動上也僅有輕微的疼痛，患者儘管會痛以及需要協助與幫忙，但是能夠走上一小段路。在X光片下，髖部可能只會有極小的變化或是完全的正常，如圖 2.3所示。因此需要額外的檢驗來幫助做診斷分析，其中磁共振造影(Magnetic resonance imaging，簡稱MRI)是最好的選擇，此外像骨造影(Bone scintigraphy)或是電腦斷層掃描(Computed tomography，簡稱CT)也是考量之一。



圖 2.3、在 X 光片下難以發現其變化

2.3 各種骨折的處理：

2.3.1 非移位性囊內骨折（Undisplaced intracapsular fractures）

非移位性囊內骨折保守的處理方式包含了在床上休息一小段時間後再移動。而主要的併發症是骨折處的位移（在所有案例中佔了30%），因此骨折處的內固定裝置通常是被接受的，這能夠減少骨折處位移的風險（5-10%）。

手術上的處理方式：如圖 2.4所顯示，在X光的引導下植入三根骨螺絲治療囊內骨折，而股骨球頭的置換手術（Replacement arthroplasty）對非移位性囊內骨折來講是不適當的。



圖 2.4、三根骨螺絲治療囊內骨折

關於這種骨折其他可能會發生的併發症像是在股骨球頭處發生

缺血性壞死（Avascular necrosis of the femoral head）（圖 2.5），這種症狀在病患中佔了約 5-15%，而且會危害到股骨球頭上的韌帶血管的供應，最後會導致股骨球頭的崩潰（Late segmental collapse）。其中韌帶血管是由轉子間的連接處開始並沿著股骨頸非常靠近骨頭，有些血管可能因為骨折而受到傷害，所以股骨球頭只能利用剩下完好的血管來接收血液，此外骨折也會限制住來自小圓韌帶（Ligament teres）上動脈血管的供給。當缺血性壞死的症狀相當嚴重的情況下必須進行整個髖關節的置換。



圖 2.5、股骨球頭發生缺血性壞死

2.3.2 其他類骨折

移位性囊內骨折（Displaced intracapsular fractures）有較大的風險會傷害到股骨球頭的血液供應以及在骨折處較大的不穩定性（圖

2.6)。



圖 2.6、移位性囊內骨折

手術上的處理方式：對於年輕的病患（年紀小於 65-70 歲）為了保護股骨球頭的完整，會使用內固定裝置來治療（圖 2.7），在臨床手術上因為高風險併發症的因素，股骨球頭的置換是最常被接受的。如果髌臼部位沒有受到損傷則半人工關節置換術(Hemiarthroplasty)將被應用，如圖 2.8所示。



圖 2.7、內固定器治療移位性囊內骨折

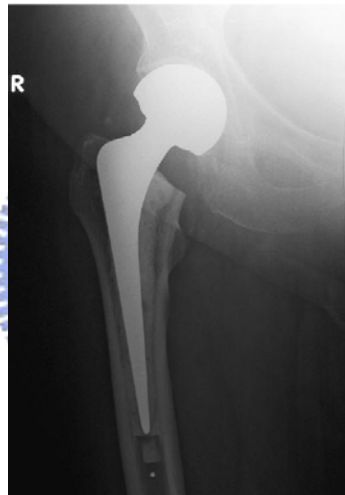


圖 2.8、半人工關節置換術

囊外骨折（Extracapsular fractures）(圖 2.9)手術上的處理方式：
所使用的內固定器一般是使用滑動式髖螺絲(Sliding hip screw)，如圖
2.10所示。



圖 2.9、囊外骨折



圖 2.10、滑動式髖螺絲

對於骨折處發生在股骨下轉子的地方，因為會產生極大的機械力而導致較高的失敗率，因此大多是利用骨髓內釘(Intramedullary nail)固定的治療方式，如圖 2.11所示。



圖 2.11、骨髓內釘

本研究將探討非移位性股骨頸（囊內）骨折使用三根骨螺絲之治療方法，研究流程與成果將於下列各章中做詳細敘述。



第三章 研究方法與步驟

許多研究指出，利用屍骨或生物體骨骼進行股骨的生物力學評估，常會有樣本個別的差異，如尺寸、骨密度等問題產生。本研究將採用人工股骨來進行探討與比較，其人工股骨模型所具備的優點有：因為產品的一致性而能夠同時進行破壞與非破壞等多組實驗研究，以及能夠進行多次的負載測試循環。人工股骨的驗證與實驗上能提供的可信度普遍在國際上取得認可[14]，對於使用人工股骨進行實驗所得到的結果當作模擬的驗證，近年在各生物力學或醫學論文期刊都已是常例[15]。



本研究所探討之人工股骨是由美國華盛頓州梵尚野 (Vashon) 市的Sawbone公司與太平洋研究室 (Pacific Research Laboratories) 所製造之合成骨(圖 3.1)，關於人工股骨型號的選擇取決於是否相似於東方成人大腿骨，東方成人之大腿骨之股骨頸角度 (表 3.1 編號 d) 大約在 135 度至 150 度之間，因此經過比對後選擇型號屬於「成人左側第三代股骨」 (Medium Left Third - Generation Femur)；其產品編號為 3303，重量為 530 克重[14][15]。該公司第三代骨頭模型的皮質骨是使用E型玻璃纖維樹脂(E-glass-filled Epoxy)，鬆質骨(Cancellous bone)材質是用固態堅硬聚氨酯(Solid rigid polyurethane)製成，中間骨幹區域則留有一骨髓內腔(Intramedullary canal)。尺寸如表 3.1所示。

表 3.1、人工股骨尺寸

編號	尺寸
a	455 mm
b	45 mm
c	31mm
d	135degrees
e	27mm
f	74mm
g	13mm

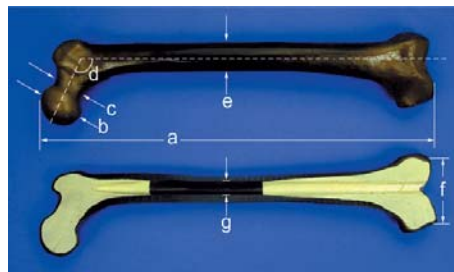


圖 3.1、成人左側第三代人造股骨

在臨床上常使用的骨螺絲其尺寸大約取直徑 7.0mm、長度約 70-90mm 左右，如圖 1.5 所示，因此本研究為了配合人工股骨尺寸，選用的骨螺絲（型號：1146-90，7.0mm thread diameter，90mm length，16mm thread length），如圖 3.2 所示。所選用的材料為不鏽鋼 SS316LVM（Stryker）。

MAGNA FX CANNULATED SCREW FIXATION SYSTEM • INSTRUMENTS AND IMPLANTS				ORDERING INFORMATION			
IMPLANT AND INSTRUMENTATION SETS				CANNULATED SCREWS - 7.0MM THREAD DIAMETER			
CAT. NO.	DESCRIPTION	QTY IN SET		10MM THREAD LENGTH	15MM THREAD LENGTH	20MM THREAD LENGTH	FULLY THREADED*
1144-01	Allogra® Al Cannulated Screw Set (set includes the following implants, instruments, and instrumentation components)			1144-01-01 10mm 2	1144-01-02 15mm 2	1144-01-03 20mm 1	1144-01-04 20mm 1
1144-02	Cannulated Screwdriver (for 5 handle)	1		1144-02-01 10mm 2	1144-02-02 15mm 2	1144-02-03 20mm 1	1144-02-04 20mm 1
1144-03	7 handle	1		1144-03-01 10mm 2	1144-03-02 15mm 2	1144-03-03 20mm 1	1144-03-04 20mm 1
1144-04	7 drive Cannulated Tap	1		1144-04-01 10mm 2	1144-04-02 15mm 2	1144-04-03 20mm 1	1144-04-04 20mm 1
1144-05	Adjustable Pin Guide	1		1144-05-01 10mm 2	1144-05-02 15mm 2	1144-05-03 20mm 1	1144-05-04 20mm 1
1144-06	Pin Guide	1		1144-06-01 10mm 2	1144-06-02 15mm 2	1144-06-03 20mm 1	1144-06-04 20mm 1
1144-07	5 Drive Pin Guide	1		1144-07-01 10mm 2	1144-07-02 15mm 2	1144-07-03 20mm 1	1144-07-04 20mm 1
1144-08	Screw Driver	1		1144-08-01 10mm 2	1144-08-02 15mm 2	1144-08-03 20mm 1	1144-08-04 20mm 1
1144-09	5 Drive Cannulated Reamer	2		1144-09-01 10mm 2	1144-09-02 15mm 2	1144-09-03 20mm 1	1144-09-04 20mm 1
1144-10	Cannulated Depth Gauge	1		1144-10-01 10mm 2	1144-10-02 15mm 2	1144-10-03 20mm 1	1144-10-04 20mm 1
1144-11	2 Drive Guide Pin (Box of 5)	1		1144-11-01 10mm 2	1144-11-02 15mm 2	1144-11-03 20mm 1	1144-11-04 20mm 1
2244-11	Screw Torque	1		1144-11-01 10mm 2	1144-11-02 15mm 2	1144-11-03 20mm 1	1144-11-04 20mm 1
2244-01	Washer	6		1144-01-01 10mm 2	1144-01-02 15mm 2	1144-01-03 20mm 1	1144-01-04 20mm 1
2410-01	4.5mm Quick Connect Drill	1		1144-01-01 10mm 2	1144-01-02 15mm 2	1144-01-03 20mm 1	1144-01-04 20mm 1
1144-01	Allogra® Al Implants/Instruments Identification Code Set (includes)	1		1144-01-01 10mm 2	1144-01-02 15mm 2	1144-01-03 20mm 1	1144-01-04 20mm 1
1144-02	Box	—		1144-02-01 10mm 2	1144-02-02 15mm 2	1144-02-03 20mm 1	1144-02-04 20mm 1
1144-03	5mm Screw Torq	—		1144-03-01 10mm 2	1144-03-02 15mm 2	1144-03-03 20mm 1	1144-03-04 20mm 1
1144-04	10mm Screw Torq	—		1144-04-01 10mm 2	1144-04-02 15mm 2	1144-04-03 20mm 1	1144-04-04 20mm 1
1144-05	15mm Screw Torq	—		1144-05-01 10mm 2	1144-05-02 15mm 2	1144-05-03 20mm 1	1144-05-04 20mm 1
1144-06	20mm Screw Torq	—		1144-06-01 10mm 2	1144-06-02 15mm 2	1144-06-03 20mm 1	1144-06-04 20mm 1
1144-07	5mm Torq Set	—		1144-07-01 10mm 2	1144-07-02 15mm 2	1144-07-03 20mm 1	1144-07-04 20mm 1
1144-08	Set	—		1144-08-01 10mm 2	1144-08-02 15mm 2	1144-08-03 20mm 1	1144-08-04 20mm 1
OPTIONAL							
1144	Allogra® Al Cannulated Screw Instrument Set (set includes the above instruments and instrumentation components, no implants)						
1144-01	Allogra® Al Cannulated Screw Set						
1144-02	Cannula, 2.5mm						
1144-03	Cannula, 5.0mm						
1144-04	Depth Gauge						
1144-05	5mm Threaded Screw Torq						
1144-06	10mm Threaded Screw Torq						
1144-07	15mm Threaded Screw Torq						
1144-08	20mm Threaded Screw Torq						

圖 3.2、骨螺絲規格

本研究主要是藉由有限元素模擬臨床上股骨頸骨折之狀況。首先透過各種電腦輔助軟體，建立起三維人工股骨模型及骨螺絲模型，再利用有限元素法針對三維股骨模型進行收斂分析後，進一步模擬股骨頸發生骨折之情形，觀察股骨頸斷裂面及其周圍之應力應變變化，但是使用有限元素數值分析法研究常需要利用實驗來加以修正模型與邊界條件。因此將藉由查詢相關體外試驗文獻[8]，並調整修正模擬之邊界條件與文獻一致後，觀察文獻中所得數據並與電腦模擬數據進行比對，進一步來修正改善三維人工股骨與骨螺絲模型的準確性。

之後將針對因為體外試驗機台所限制而無法探討的臨床狀況，如根據臨床上的 Pauwel's classification 討論不同斷裂面角度、考慮骨質疏鬆的因素，改變股骨之楊氏係數等利用有限元素法加以討論，並在

不產生局部勁度減少、應力集中以及骨螺絲所承受的等效應力（von-Mises stress）必須不能超過降伏強度等前提之下觀察各種排列方式下之股骨整體勁度（Stiffness），分析骨螺絲的最佳位置，最後針對骨螺絲進行疲勞分析測試，找出最可能產生疲勞破壞之位置。

因此在研究過程中將會依序完成幾項：

1. 建出股骨的三維實體模型並與體外試驗文獻數據比對。
2. 在不同角度的斷裂面下改變骨螺絲排列位置，比較其應力分布。
3. 模擬骨質疏鬆的症狀，比較其應力分布。
4. 對骨螺絲進行疲勞分析。
5. 在不同角度的斷裂面下，非傳統骨螺絲排列方式與傳統四種排列方式進行比較。
6. 在不同角度的斷裂面下旋轉骨螺絲排列角度進行比較。

其流程圖如圖 3.3所示，而執行細節將分述於下列各節中。



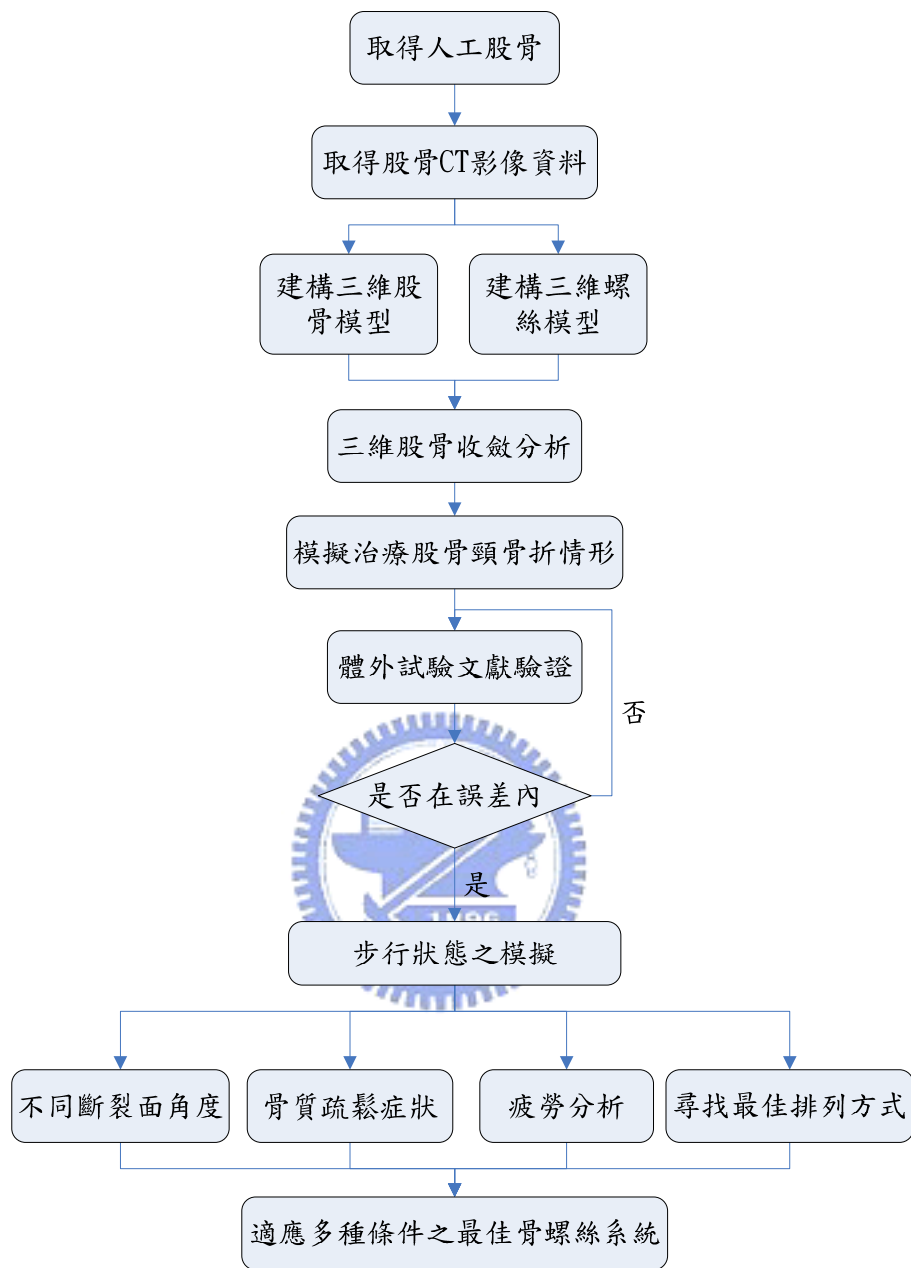


圖 3.3、研究流程圖

3.1 建模流程

在傳統的生物力學建模流程上首先透過電腦斷層掃描(CT scan system)，取得股骨之CT影像資料，如圖 3.4 所示。將得到的斷層掃描輪廓影像資料再利用套裝影像處理軟體Amira，擷取股骨每一斷面之皮質骨輪廓(Cortex bone profile)及鬆質骨輪廓(Cancellous bone profile)。再將各斷面輪廓重疊起來，而產生股骨的曲面輪廓；接著將模型匯入電腦輔助設計軟體（CAD）轉成IGES檔以產生體積，之後再匯入有限元素分析軟體中進一步建立網格。但是傳統的方法在建立體積時必須花費相當大的人力與時間，而且對於模型幾何曲率過大的部分還必須加以簡化，因此整個模型完成時間需費時甚久。因此為了能夠更有效率、更準確的建立出有限元素模型，本研究在參考了Dong[16]等人之建模流程後，在以傳統的建模方法為基礎下，改良步驟來完善整個建模流程。其改良的流程如下圖 3.5所示，完整的建模流程將於之後詳加敘述。

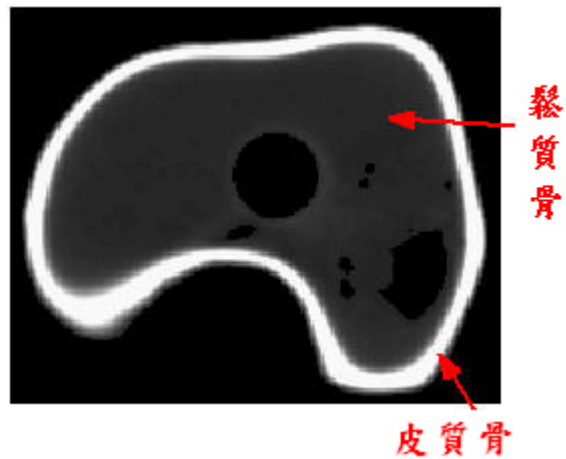


圖 3.4、股骨之 CT 影像資料

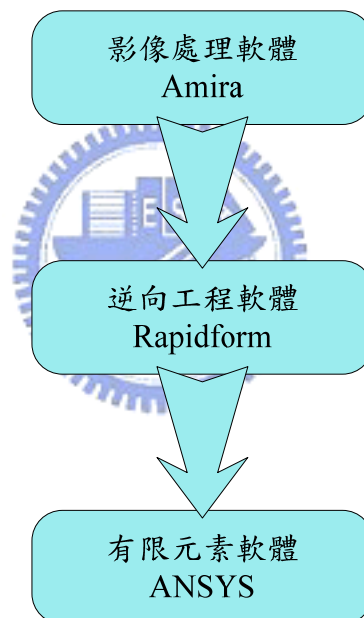


圖 3.5、建模流程

首先透過影像處理軟體 Amira 分析處理醫學影像，如電腦斷層掃描(CT)。而此軟體對於生物學與工程學上三維資料的處理提供了極好的解決方案。

在將人工股骨之CT影像資料匯入Amira後，有別於傳統的建模方

法，將擷取皮質骨與鬆質骨部分的點群(*.stl檔)資料，如圖 3.6所示。

並將所得到的資料匯入逆向工程軟體Rapidform中進行加工與處理。

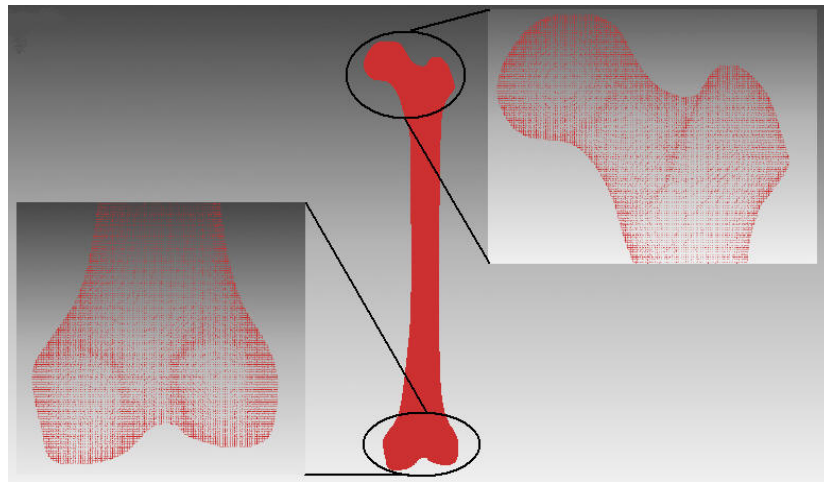


圖 3.6、點群資料

而Rapidform這套軟體有別於傳統的逆向工程軟體，傳統的逆向工程軟體必須先經由點群資料產生線後進一步才能生成面，而Rapidform則能夠直接藉由點群資料產生面（如圖 3.7所示），因而節省下大量的時間與精力。最後將所得到的實體模型匯出IGS檔，並隨之匯入有限元素分析軟體ANSYS Workbench中，進行相關設定與模擬。

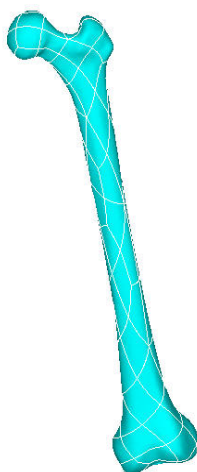


圖 3.7、三維股骨實體模型

本研究所選用之有限元素軟體為ANSYS Workbench，此軟體的特點主要在網格建立上有著強大的功能，在於複雜的幾何曲率和組裝配件的網格建立上獨具特色，自動網格生成技術可節省研究上的時間。本研究之人工股骨六面體網格模型，如圖 3.8所示。

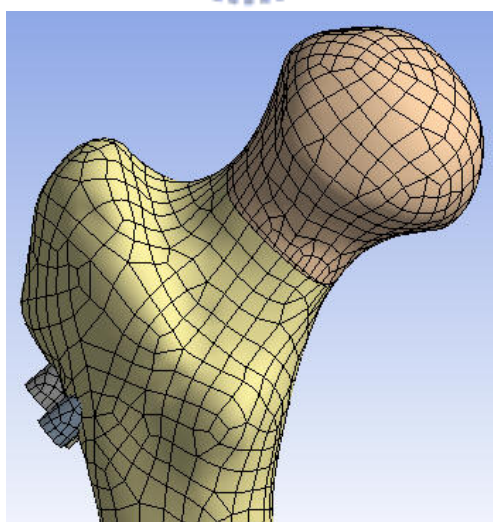


圖 3.8、三維人工股骨網格模型

由圖 3.9 跟圖 3.10 可以清楚發現鬆質骨與皮質骨之網格節點（node）具連續性，這確保了模擬分析時的真實性，增加模擬的可信度。

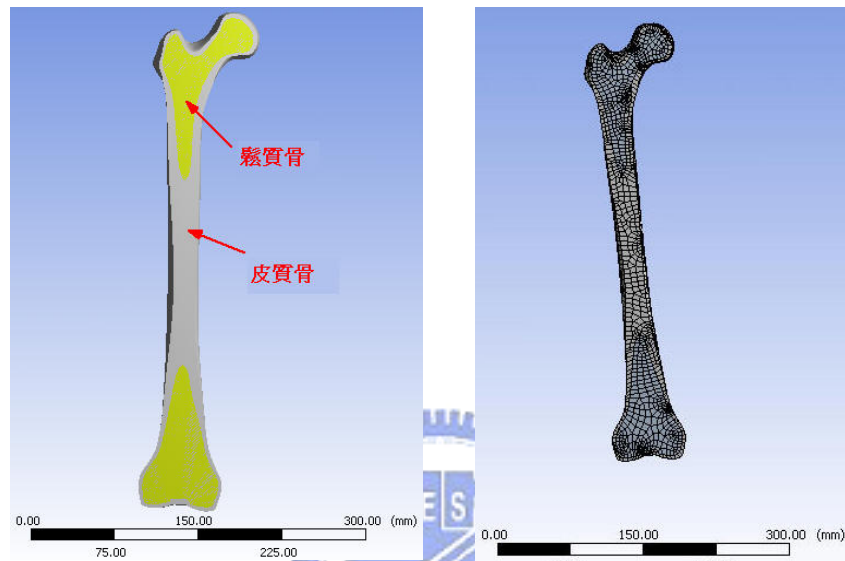


圖 3.9、剖半之三維股骨模型（左）和股骨網格模型（右）

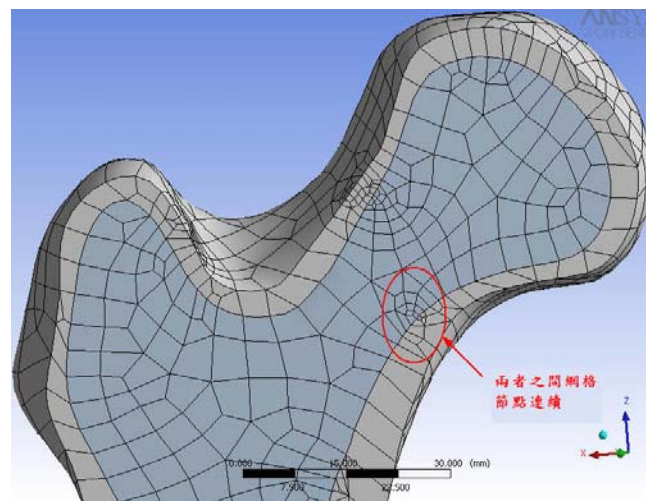


圖 3.10、皮質骨與鬆質骨節點連續

利用ANSYS Workbench 建構出骨螺絲三維實體模型，如圖 3.11 所示，實際的骨螺絲，如圖 1.5 所示。根據Kyle等人[5]提出關於骨螺絲排列的原則中可知，螺紋深入股骨球頭處其作用在於加強骨螺絲與骨頭之間的咬合，對於骨折斷面間之影響並不大，因此螺紋部分在本研究中將加以簡化，利用接觸條件設定來模擬骨螺絲與股骨之間的接觸情況。



圖 3.11、骨螺絲三維模型

之後將針對正常人工股骨模型進行收斂分析及模擬股骨頸骨折之狀況所需設定進行詳加介紹，接著將模擬數據與體外試驗文獻數據進一步進行比對並修正模擬邊界條件設定。

3.2 收斂試驗

因為在不同網格密度下模擬出來的數據會產生些許差異，為了確認有限元素分析所得之等效應力 (von-Mises stress)、應變 (von-Mises strain) 數值為合理，將進行有限元素模型網格密度之收斂性分析，其方法為以不同元素大小網格化模型 (不同的元素數目) 所得應力、應變分析結果，獲得網格密度與所計算算出之應力、應變值之間的收斂關係，以決定該使用多少元素來網格化有限元素模型，才能得到合理之應力、應變分析結果。

如圖 3.12 所示，利用正常 (Intact) 股骨模型模擬正常人步行狀態[17]，改變模型的網格密度，藉由觀察在不同網格密度下壓縮力對股骨頸造成的應力與應變來決定之後模擬時模型的網格密度，當應力與應變處於一穩定範圍時，選取此時的網格密度為之後研究所用。



圖 3.12、邊界條件

因為本研究所討論之骨折區位於股骨頸處，因此在股骨頸附近任意選一點做上記號，隨著網格密度的改變來觀察同一點的應力、應變變化，如圖 3.13、圖 3.14所示。其歸納結果如表 3.2所示，根據表 3.2中元素數目與應力、應變的數據做成收斂曲線(圖 3.15)。由表 3.2與圖 3.15 中可知，其應力值收斂範圍大約是在 12 至 14MPa之間，網格密度在 6 到 13mm之間曲線呈現起伏狀態，而應變之收斂曲線趨勢與應力值相似。由於網格越密會累積數值誤差而且運算時間會非常冗長，因此在考慮到元素數目與分析時間等因素下，故選擇網格密度為 5mm作為本研究模擬時所需的網格密度。在接下來的探討參數中將會統一使用此網格密度進行研究，以減少誤差的產生。

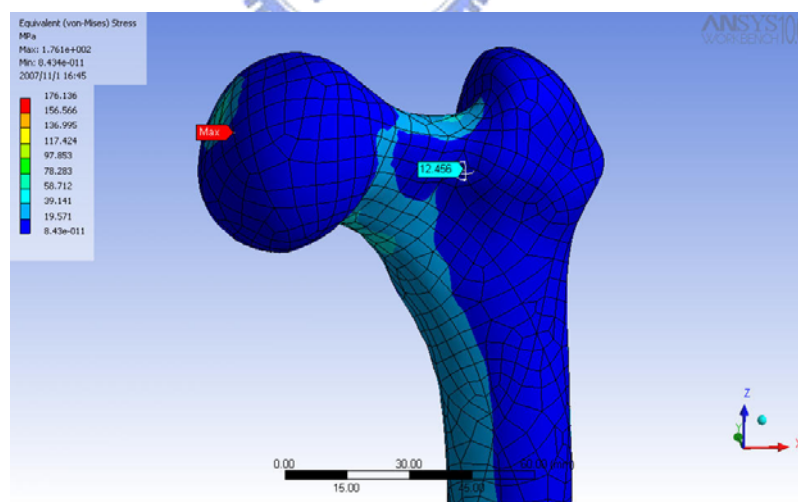


圖 3.13、mesh size 為 5mm 之等效應力分布

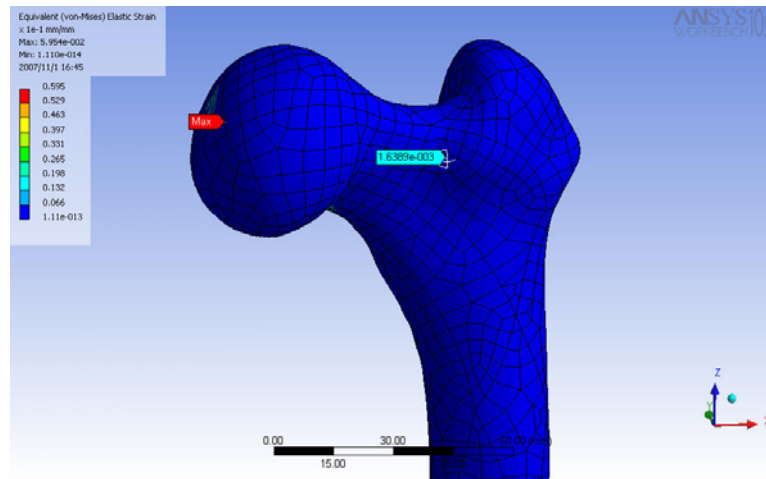


圖 3.14、mesh size 為 5mm 之等效應變分布

表 3.2、網格密度與應力應變之關係

Mesh size (mm)	Stress (MPa)	Strain	Element number
11	12.805	$1.6849e^{-003}$	9764
10	12.928	$1.7011e^{-003}$	10706
9	13.664	$1.7974e^{-003}$	11918
8	12.917	$1.6997e^{-003}$	13167
7	12.804	$1.6848e^{-003}$	17041
6	12.961	$1.7054e^{-003}$	21590
5	12.456	$1.6389e^{-003}$	27183
4	12.309	$1.6193e^{-003}$	39189
3	12.019	$1.5815e^{-003}$	61758
2	10.259	$1.3499e^{-003}$	130678

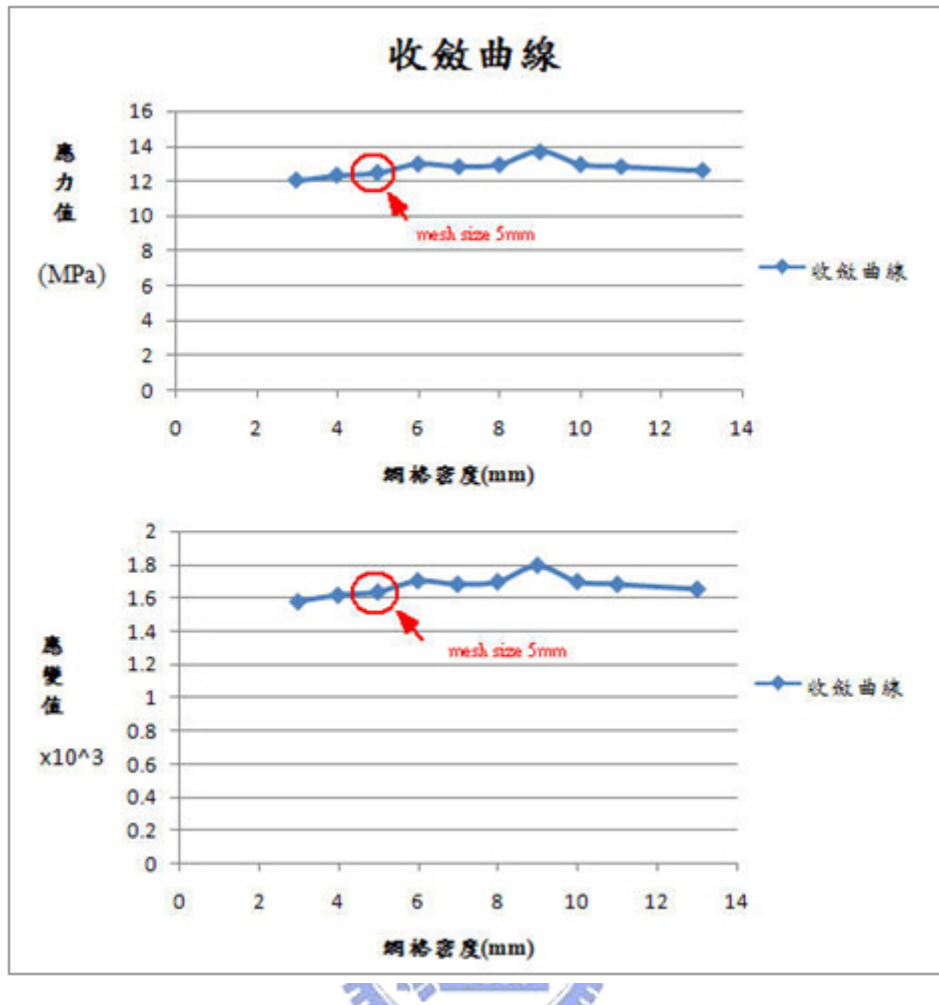


圖 3.15、收斂曲線

3.3 初步模擬與驗證

3.3.1 材料性質

人工股骨模型材料性質方面採用原廠所提供數據，而骨螺絲之材料性質則採用Weldon等人[18]之材料性質，如表 3.3所示。

表 3.3、模型材料性質

材料	皮質骨	鬆質骨	骨螺絲
楊氏係數(Young's modulus)	12400MPa	104MPa	193000MPa
浦松比 (Poisson ratio)	0.3	0.3	0.3
質量密度(Mass density)	1.7g/cm ³	0.27g/cm ³	
降伏應力 (0.2% proof stress)			1215MPa
極限應力 (Ultimate stress)			1602MPa

3.3.2 模擬設定

將根據體外試驗文獻[8]模擬臨床上股骨頸骨折之情形(圖 3.16)並植入不同排列位置之骨螺絲(圖 3.17、圖 3.18)進行治療。在經過文獻與臨床醫師確認後骨螺絲植入的地點有幾點原則,首先骨螺絲植入的位置必須要高於小轉子(Lesser trochanter)的連線上,而三根骨螺絲尾部離股骨球頭處約 5mm~13mm,如圖 3.19所示,最後骨螺絲植入位置必須位於皮質骨內側(鬆質骨中),如圖 3.20所示。在模擬過程中,骨折斷面型態參考相關模擬文獻[19]採用庫倫摩擦係數 0.3 來模擬人工股骨斷裂面相接處之情形,而關於骨螺絲與股骨的接觸條件則參考徐慶琪[20]之研究,文獻中指出當忽略骨螺絲與股骨界面間直接使用bonded條件時,其實驗數據與模擬數值有比較好的正相關性。因此根據此結果,之後本研究針對骨螺絲與股骨之界面設定將都採用full bonded條件,如此便可重建出股骨植入三根骨螺絲之三維網格模型。



圖 3.16、股骨頸骨折之受力情形

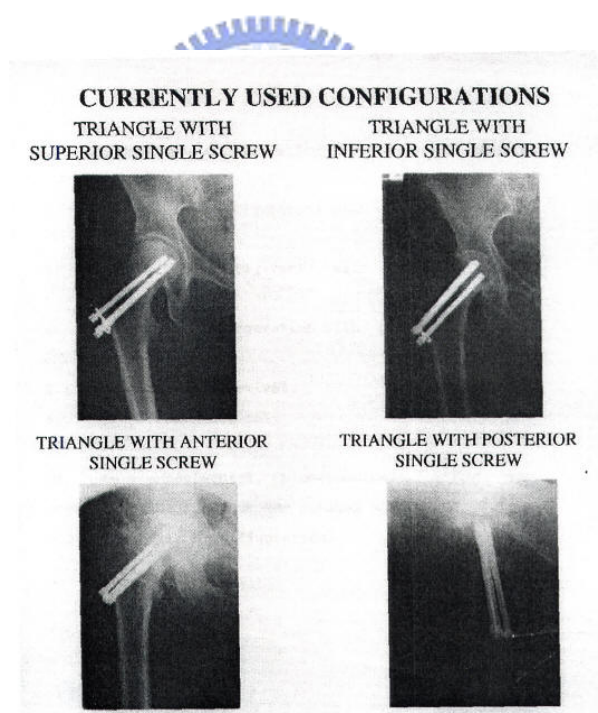


圖 3.17、四種不同骨螺絲排列位置[8]

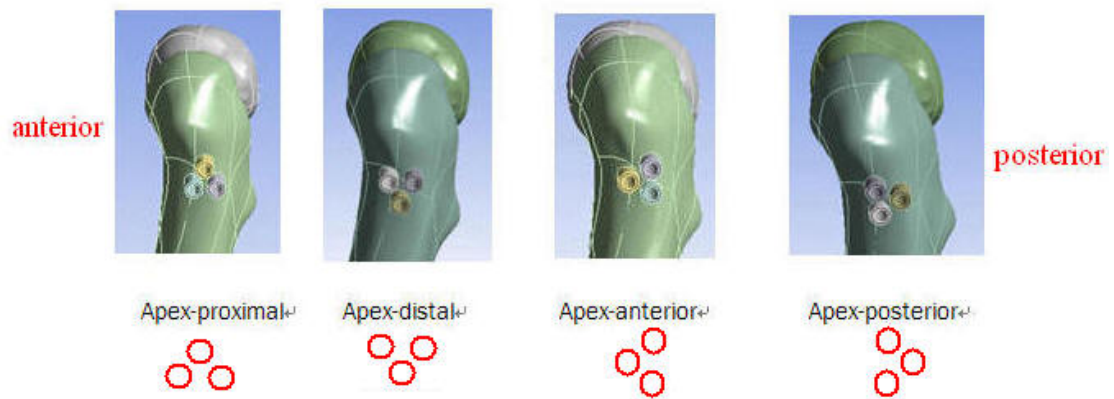


圖 3.18、三根骨螺絲傳統四種排列方式

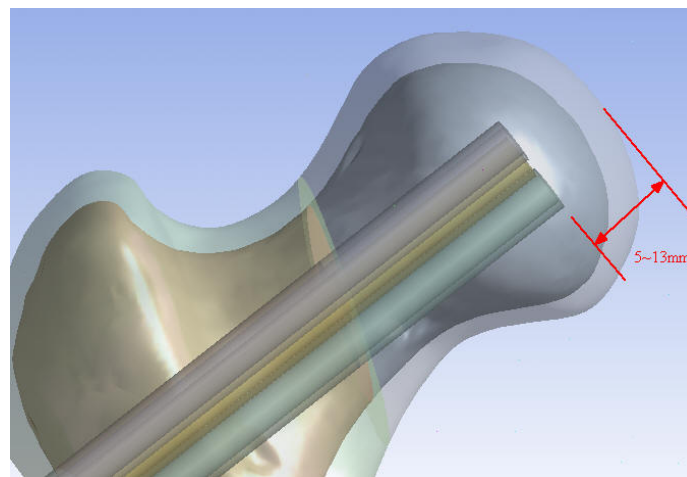


圖 3.19、骨螺絲到股骨球頭之距離

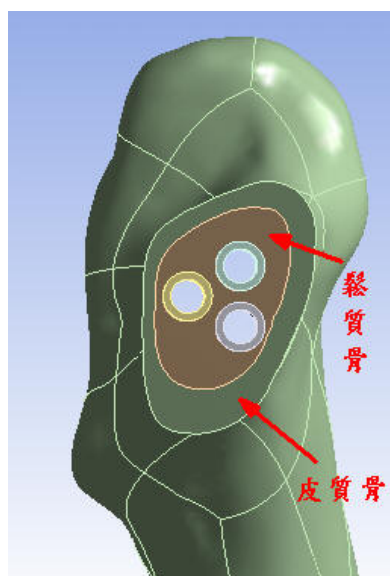


圖 3.20、骨螺絲位於皮質骨內側(鬆質骨中)

在模擬負荷的設定方面，由於此時病患處於骨折未癒合的狀況無法做出過大之動作，因此將採用 2004 年Selvan等人[8]之體外試驗方法模擬步行狀態下，股骨以內翻(Inclination) 20 度，骨折面與水平面夾 50 度角，在股骨球頭不受限制情況下，於球頭施以垂直向下之軸向壓力(Axial compression)，如圖 3.16所示，而施加之軸向壓力大小如下表 3.4所示。

表 3.4、體外試驗施加之軸向應力大小[8]



Configuration	Peak load (mean in Newton)
Proximal single screw triangle	1360
Distal single screw triangle	1110
Anterior single screw triangle	1050
Posterior single screw triangle	908



3.3.3 模型驗證

接下來之研究將利用有限元素模擬結果與體外試驗文獻[8]數據作對照，在股骨頸骨折之情形下施以壓力的力學型態，比對股骨整體的位移情況，在誤差以內的情況下認同有限元素模型、邊界條件及模擬過程的可行性和證實研究程序正確性，以便確認下一步的研究流程；然而若誤差過大，將會檢討與修正實驗與模擬相關過程及參數，進一步求得新的結果，以確保有限元素模型的精確度與往後模擬結果的貢

獻度。

模擬與體外試驗比對結果如下圖 3.21所示。由圖中可知，模擬結果仍在體外試驗的誤差之內，因此本研究將認同有限元素模型、邊界條件及模擬過程的可行性並將針對各種臨床狀況進行模擬與分析。而誤差產生的原因可能在於此篇體外文獻[8]所選用的人工股骨其股骨頸角度為 120 度與本次研究所選用之人工股骨(股骨頸角度 135 度)有所差異，針對於此點由於股骨頸角度 120 度人工股骨之CT片取得不易兼且本研究選取人工股骨模型(股骨頸角度 135 度)之目的在於較為近似東方成人之大腿骨，因此無法針對股骨頸角度 120 度之模型進行模擬分析，以及文獻中並未詳細敘述所使用骨螺絲之材料性質導致在文獻與模擬數據上有所出入。



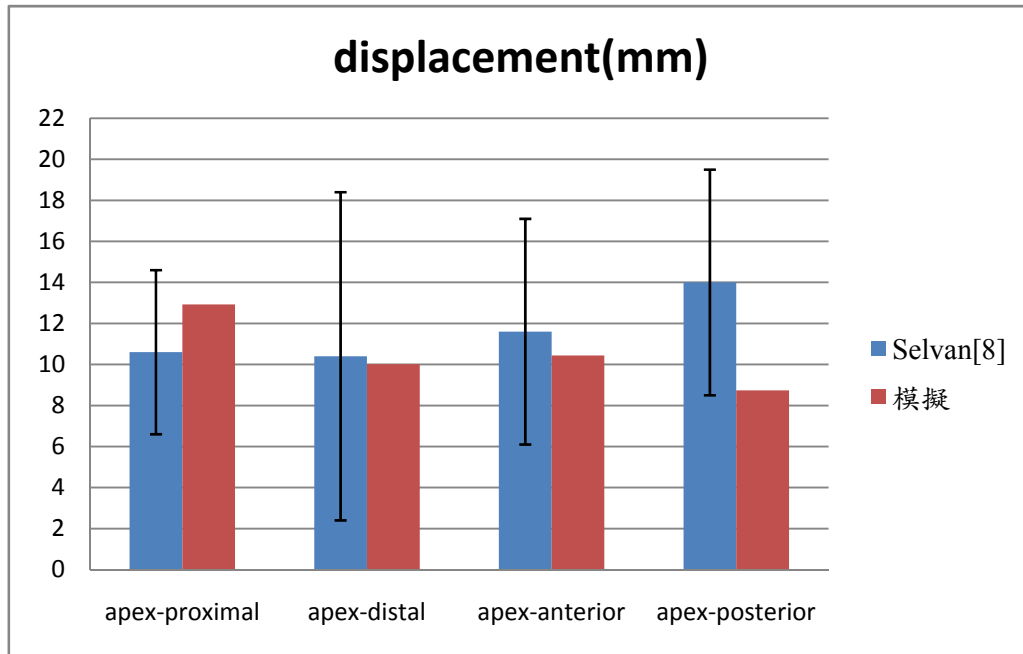


圖 3.21、模擬與體外試驗之比較

在此階段有限元素模型模擬時的作用力與實際人體步行時之狀況尚有出入。在實際狀況中除了受到來自股骨球頭的壓縮力外，股骨近端的大小轉子處應該分別會受到肌肉的拉伸應力，但是由於使用人工股骨進行體外試驗時並無法模擬出肌肉的拉伸應力。本研究為了與體外試驗進行驗證，因此模擬時在邊界條件的設定上只考慮在股骨頭處施加一壓縮應力。下一階段之研究將考慮實際人體步行之狀況，採用 2004 年 Seral 等人[10]之研究數據將股骨近端大小轉子處受到的肌肉拉伸應力考慮進去，詳細內容將於下章敘述。

第四章 臨床狀況之探討

4.1 步行狀態之模擬分析

本研究將模擬正常人步行時對於股骨骨折與骨螺絲所施加的應力，我們將採用 2004 年 Seral 等人的研究數據[10]，如圖 4.1 所示，有一壓縮力（B），相當於步行時的姿態作用於股骨頭並與其冠狀面夾 25 度，與矢狀面成 6 度夾角，而作用力大小約為 2460N。另外第二個作用力（C）是作用在大轉子處，相當於受到三條肌肉，臀大肌（Gluteus maximus）、臀中肌（Gluteus medius）和臀小肌（Gluteus minimus）的拉伸應力。此作用力與冠狀面夾 24 度，與矢狀面夾 15 度，而其作用力大小約為 1700N。而最後第三個作用力（D）位於小轉子處，相當於腰髂-腸骨肌肉（Psoas-iliac muscle）的拉伸應力，其作用力與冠狀面夾 41 度，與矢狀面夾 26 度，此作用力大小約為 771N，並將股骨模型遠端部分固定（A）。

上述所提到之冠狀面與矢狀面，其在解剖學上人體切面（斷面）之定義如下（圖 4.2）：

- （1）矢狀面：即從前、後方向將人體縱切為左、右兩部分所出現的切面。若將人體沿正中線切為左、右完全對稱的兩半，該切面則稱為正中矢狀面。

(2) 冠狀面 (又稱額狀面): 即從左、右方向將人體縱切為前、後兩部分所出現的切面。

(3) 橫切面: 即與人體長軸垂直, 將人體橫切為上、下兩部分的切面, 又稱水平面。與器官長軸垂直的切面, 也稱為橫切面。

本研究將根據文獻[10]所提供之邊界條件數據以及 3.3.2 節所敘述的模擬設定, 套用到有限元素軟體中針對各種參數進行模擬與分析。與 3.3.2 節設定有所差異之處在於針對骨折斷面型態為了模擬病人經過治療休養後骨折處之接觸狀況, 一般病患經過手術治療後仍需休養一至兩個月才能夠緩慢步行, 而目前尚無相關文獻針對此時斷裂面接觸型態進行研究與探討, 因此為了表示出斷裂面經過休養後正在癒合階段, 將假設其庫倫摩擦係數為 0.7, 而所使用之股骨模型及邊界條件如圖 4.3 所示。

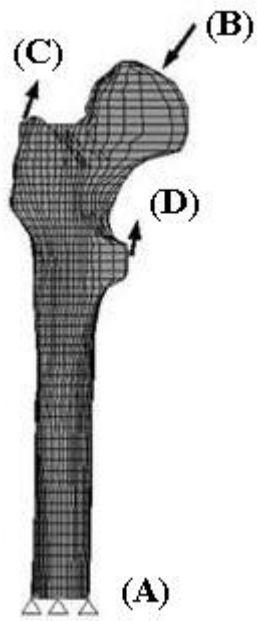


圖 4.1、Seral 等人之股骨模型與邊界條件[10]

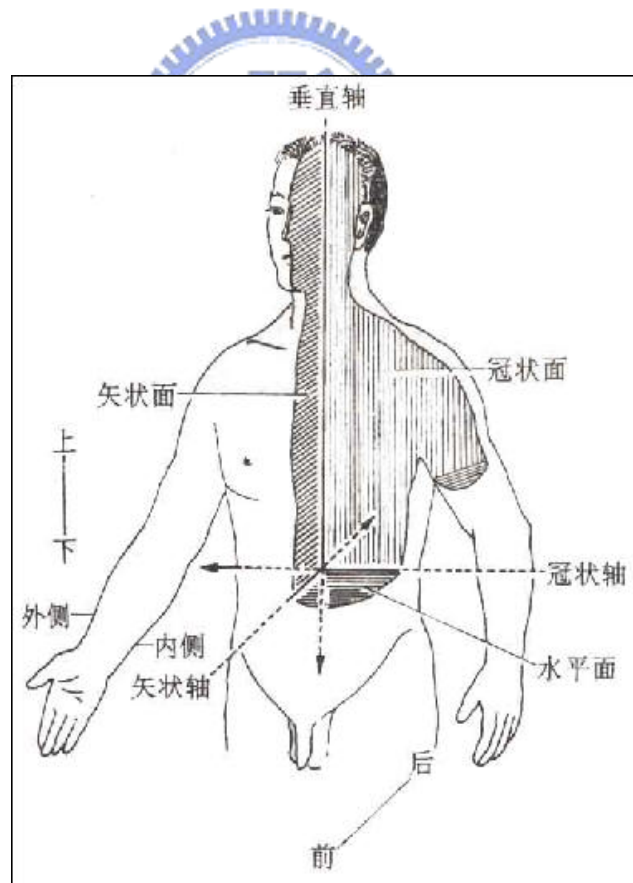
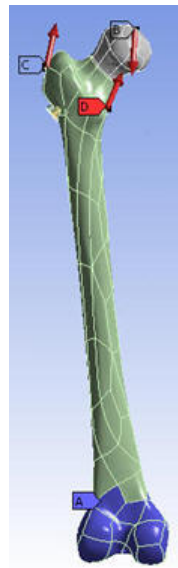


圖 4.2、人體解剖圖



代號	邊界條件
A	遠端股骨固定
B	股骨球頭施一 2460N 之壓縮力
C	大轉子處施一 1700N 之拉力
D	小轉子處施一 771N 之拉力

圖 4.3、本研究之股骨模型與邊界條件

4.2 在不同斷裂面角度下探討骨螺絲排列位置

本研究主要是針對股骨頸骨折，如圖 1.2、圖 1.4、圖 1.6 所示，常針對骨折處使用三根骨螺絲固定作為治療方式。而由於在臨床上並不會只產生單一種骨折情況，因此Pauwels氏[21]針對股骨頸骨折將其分類為斷裂面與水平面夾角 30 度、50 度及 70 度等三種情形(圖 4.4)。除此之外，由於硬體上的限制，手術者只能藉由X光機做兩個方向(前後像和側面像)的透視，所以三根骨螺絲的排列位置有四種常見模式，如圖 1.7所示。因此本研究將模擬在這三個作用力下改變三根骨螺絲的排列位置(如圖 3.18所示)以及骨折面水平面夾角，在不改變其他邊界條件下進行有限元素模擬，探討在不同的斷裂面角度下骨折斷

裂面處的應力分佈並觀察有限元素模型之整體勁度 (Stiffness)，找出對股骨頸骨折最為穩定的最佳排列位置。

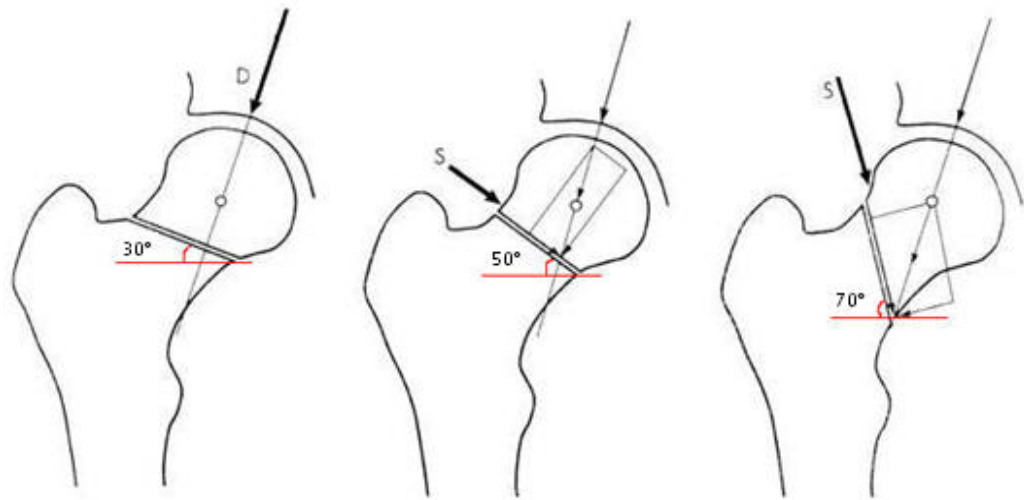


圖 4.4、斷裂面角度與水平面夾 30 度、50 度、70 度（由左至右）



4.2.1 結果

針對在不同斷裂面角度 30 度、50 度、70 度下的四種不同排列位置，其模擬結果依序如圖 4.5、圖 4.6、圖 4.7 所示。本研究之目的在觀察經過治療後股骨是否能承受因步行時所產生的外力，因此選擇觀察股骨整體之勁度(N/mm)，當股骨球頭受到一 2460N 的外力下，在股骨球頭上排除應力集中區域後選取固定一點觀察該點整體位移狀況。由模擬結果可知當斷裂角度為 30 度、50 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-proximal 的穩定性（勁度）最低，在 70 度時，其骨螺絲排列方式為 apex- anterior 的穩定度最低。

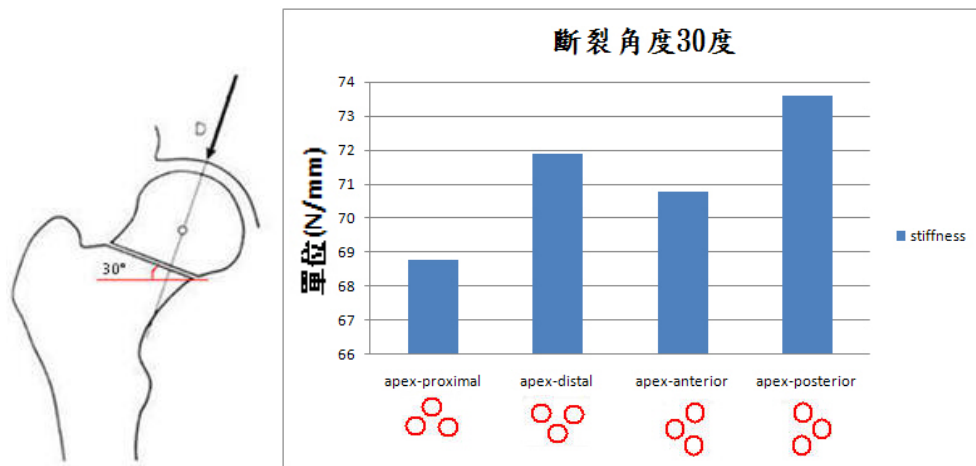


圖 4.5、斷裂角度 30 度角下不同骨螺絲排列位置之勁度

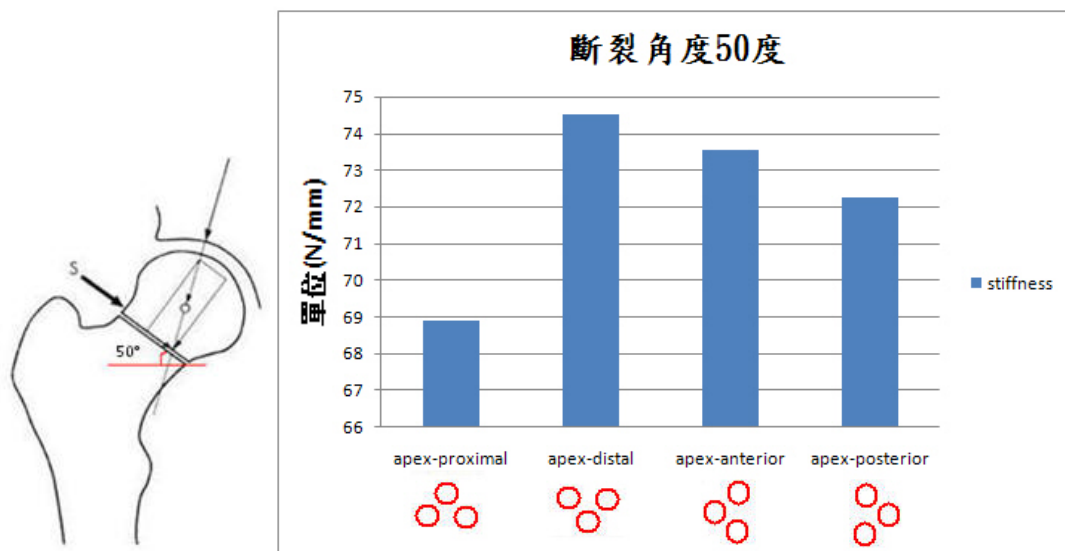


圖 4.6、斷裂角度 50 度角下不同骨螺絲排列位置之勁度

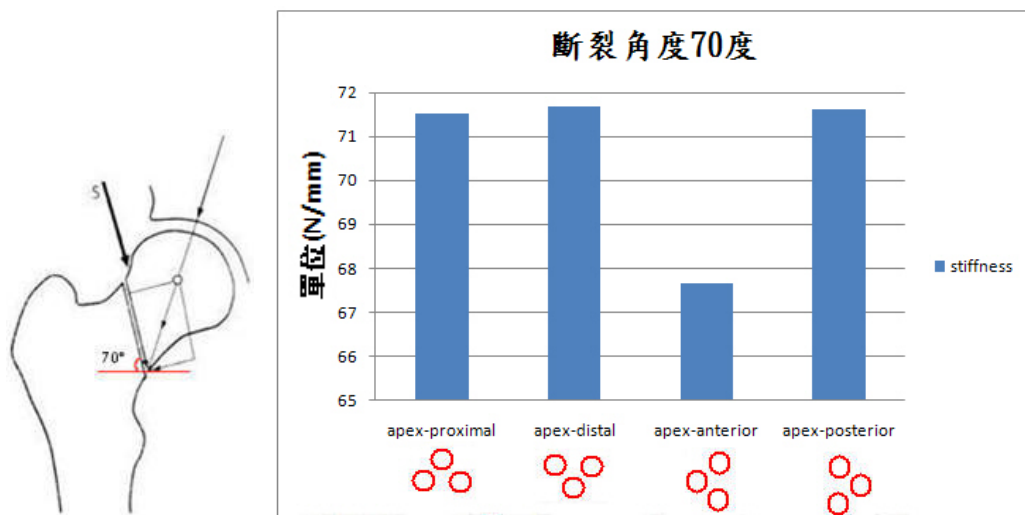


圖 4.7、斷裂角度 70 度角下不同骨螺絲排列位置之勁度

4.2.2 討論

由上述結果發現在不同斷裂角度下，會有一種排列方式相對較為不穩定，探討其原因可能是由於當人在步行時股骨除了會受到一向下的壓縮力外還會受到一側向的旋轉[22]，如圖 4.8所示，此時股骨一側會抵抗步行所產生之旋轉力，而相對於抵抗的一側則位移量大增因此較為不穩定。觀察各斷裂角度下模擬所得之等效應力（von-Mises stress）圖，如圖 4.9、圖 4.10、圖 4.11所示。在 30 度、50 度之等效應力圖中，其應力集中分佈在斷裂面的正下方，因此當此時應力集中的相對位置的骨螺絲數量只有一根時(Apex-proximal)，其穩定度較低。70 度之應力圖中其應力集中位置則較偏向下後側（Posterior），因此此時應力集中的相對位置的骨螺絲數量只有一根時

(Apex-anterior)，其穩定性較低。

除此之外，必須注意在斷裂角度 50 度時，排列方式為apex-distal之骨螺絲，其頭部之應力值略高於骨螺絲的降伏應力（1215MPa），因此在骨螺絲頭部恐產生破斷，如圖 4.12所示。關於此點將於之後針對骨螺絲進行疲勞分析，確認是否真會產生疲勞破斷進而影響骨折癒合情形，分析結果將於 4.4 節做細部探討。

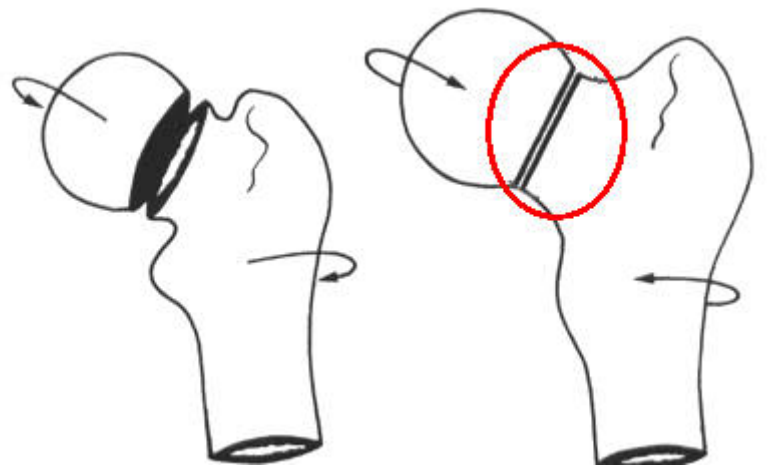


圖 4.8、步行時受到側向旋轉力[22]

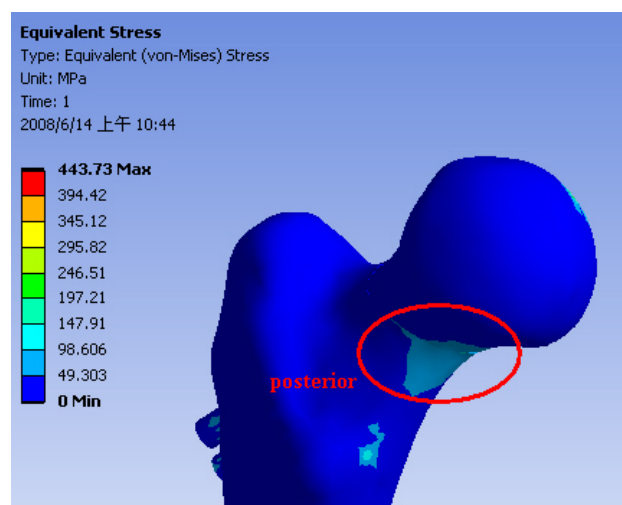


圖 4.9、斷裂角度 30 度之等效應力圖

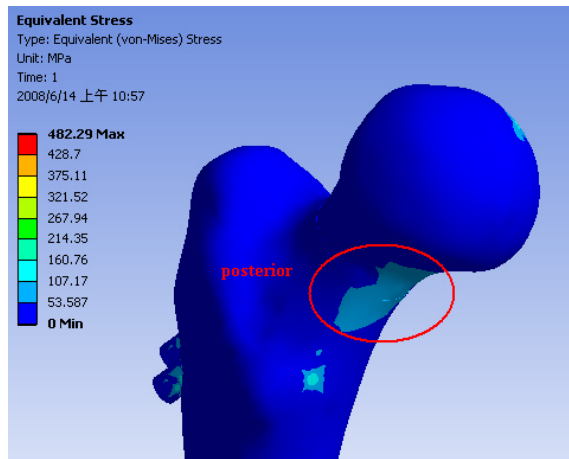


圖 4.10、斷裂角度 50 度之等效應力圖

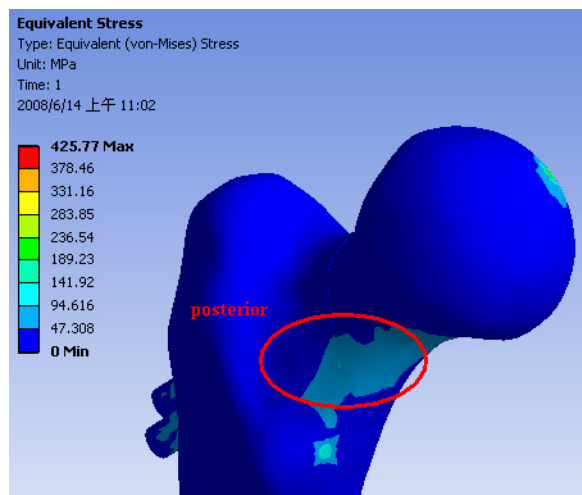


圖 4.11、斷裂角度 70 度之等效應力圖

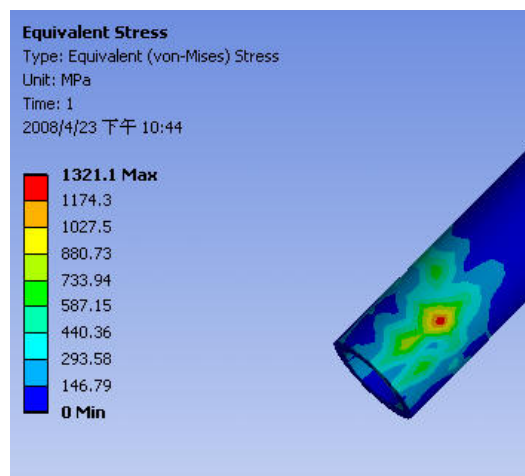


圖 4.12、骨螺絲頭部應力超過降伏強度

斷裂角度 30 度apex-proximal排列方式下其斷裂面應力分布如圖 4.13所示，由於皮質骨與鬆質骨之楊氏係數相差了兩個order，因此整個股骨主要是藉由皮質骨來承受其應力，然而由圖中可知除了斷裂面下側之應力值略高以外並無應力集中現象，且斷裂面處仍受到持續之應力有助於骨癒合的發生，而其他組模擬結果與圖 4.13相似。

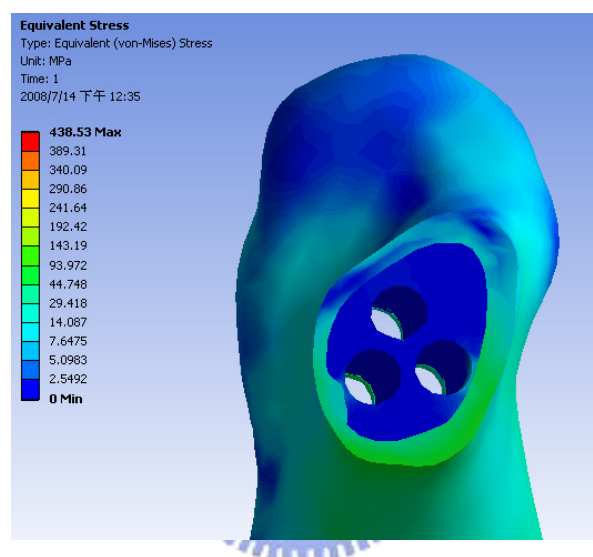


圖 4.13、骨折斷裂面之等效應力圖

4.3 骨質疏鬆症狀下不同骨螺絲排列位置

在臨床上的案例可以發現發生股骨頸骨折的病患以高年齡層居多，其中骨質疏鬆亦是老年人常見的問題，尤其在股骨頸骨折的病人經常也有骨質疏鬆症狀。臨床上，骨質疏鬆症其主要特徵是骨量減少及骨結構的改變，進一步會使骨強度降低，在受到衝擊下骨折發生率增加。

文獻中[23]為了真實模擬骨質分佈之狀況，利用骨質密度量測儀 DEXA(Dual energy X-ray absorptiometry)測出成人骨質密度，而後進一步求得股骨所代表的材料性質，密度與楊氏係數的關係方程式 ($E = 2875\rho^3$)。

有限元素模擬軟體可以藉由改變鬆質骨與皮質骨的楊氏係數 (Young's modulus)來模擬不同程度的骨質疏鬆[23][24]，在模擬分析過程將利用有限元素模型考慮股骨頸骨折植入三根骨螺絲，並依照人工股骨骨頭密度為標準值，將得到之骨質密度換算成楊氏係數，分析由於年齡的成長骨質密度的降低，導致骨頭無法承受較高的負載，進而產生股骨頭局部勁度減少與應力集中現象，並比較在不同骨螺絲排列位置下其應力分布的影響，找出穩定度較高的最佳位置。

4.3.1 結果

臨床文獻中[25]利用DEXA儀器獲得不同年齡層病患之皮質骨密度數值，本研究將這些密度值帶入前述之密度與楊氏係數的關係方程式後，得到各年齡層之楊氏係數，如表 4.1所示。由於皮質骨之楊氏係數在一般情況下比鬆質骨之楊氏係數值大了約百倍，因此在臨床上通常只考慮到皮質骨之骨質密度，但為了模擬所需，各年齡層下之鬆質骨楊氏係數將根據人工股骨皮質骨與鬆質骨之比例作等比例調

整。

在斷裂角度 30 度各年齡層中不同骨螺絲排列位置之模擬結果如圖 4.14、圖 4.15、圖 4.16、圖 4.17所示。從模擬結果來看隨著年齡的增長，骨質密度的降低會導致穩定度的下降，但是各骨螺絲排列間的相對趨勢並未隨著年齡的增加而有所改變。

表 4.1、各年齡層病患之皮質骨楊氏係數

年齡	皮質骨楊氏係數(MPa)
成人股骨(人工股骨)	12400
65	2544
71	2465
81	2027

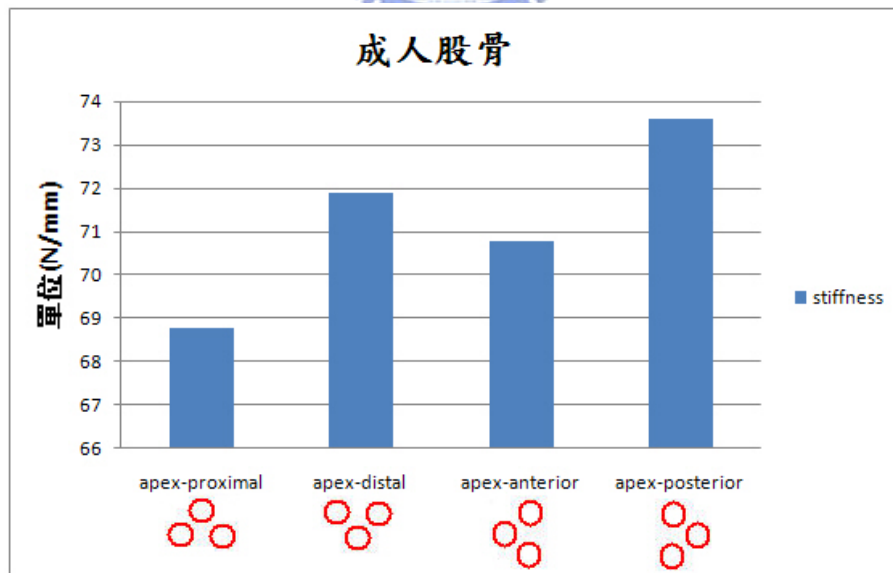


圖 4.14、斷裂角度 30 度下人工股骨不同排列之勁度

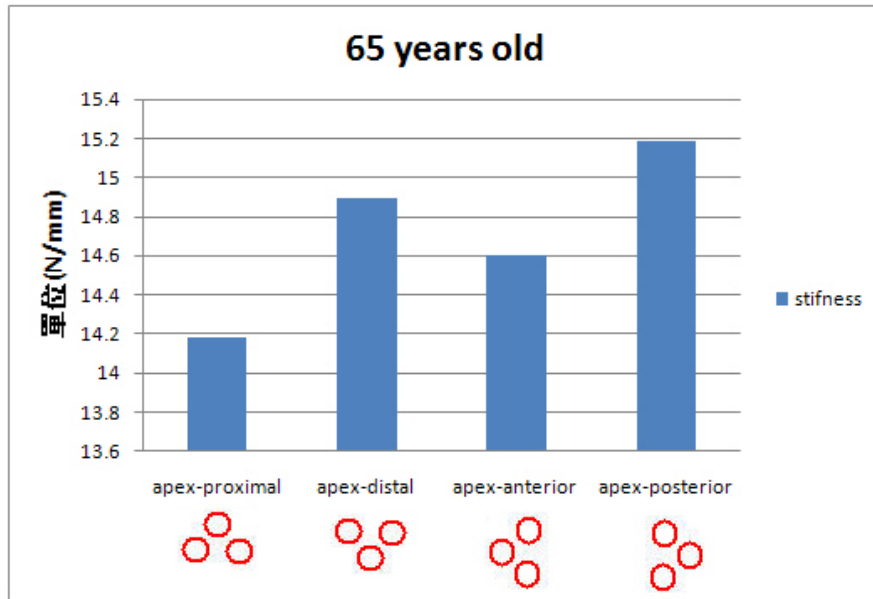


圖 4.15、65 歲病患下不同排列之勁度

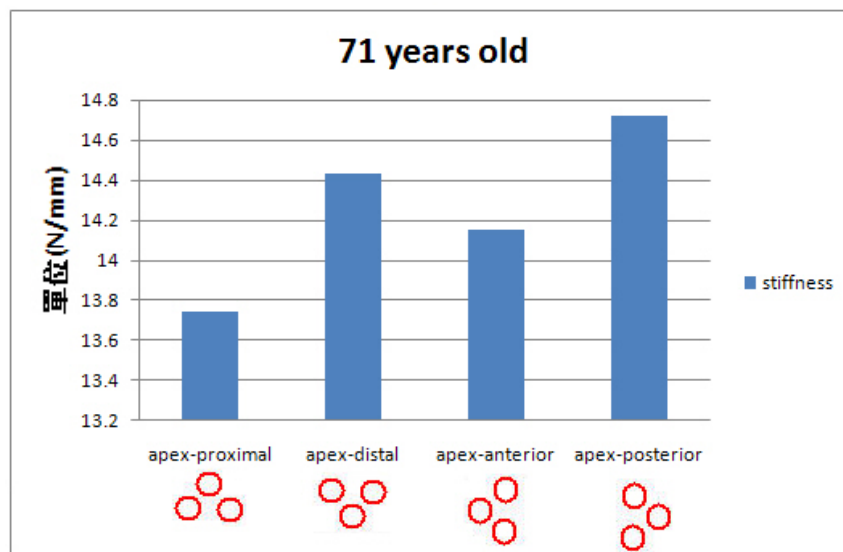


圖 4.16、71 歲病患下不同排列之勁度

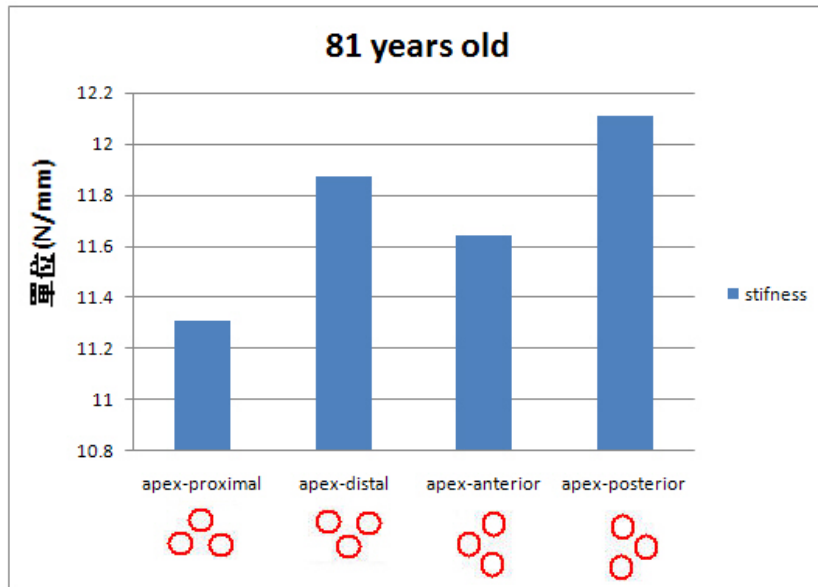


圖 4.17、81 歲病患下不同排列之勁度

在斷裂角度 50 度、70 度下，成人股骨（人工股骨）與老年人股骨（65 歲病患）不同骨螺絲排列位置之模擬結果如圖 4.18、圖 4.19 所示。由結果可知，隨著骨楊氏係數的降低，不同排列間的相對趨勢雖然略有不同，但是所得結果與前述 4.2 節之結果一致，在斷裂角度 50 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-proximal 者穩定性較差，在斷裂角度 70 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-anterior 者穩定性較差。

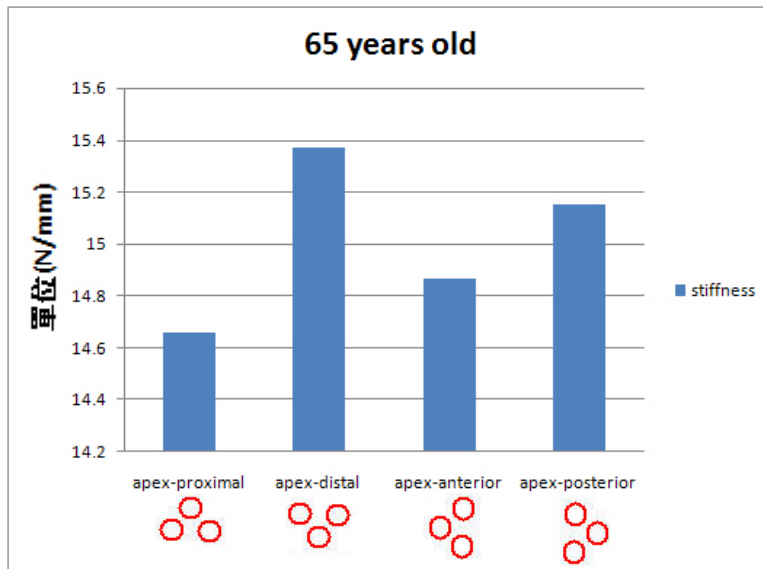
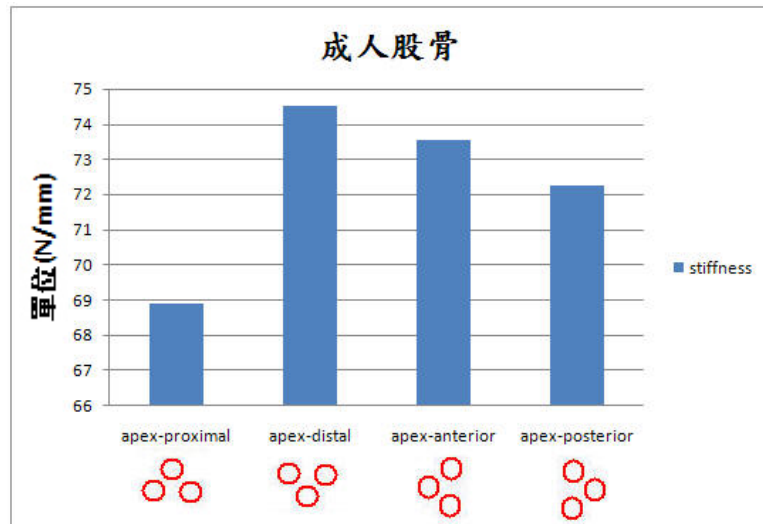


圖 4.18、斷裂角度 50 度下人工股骨（上）與老年人股骨（下）不同排列之勁度

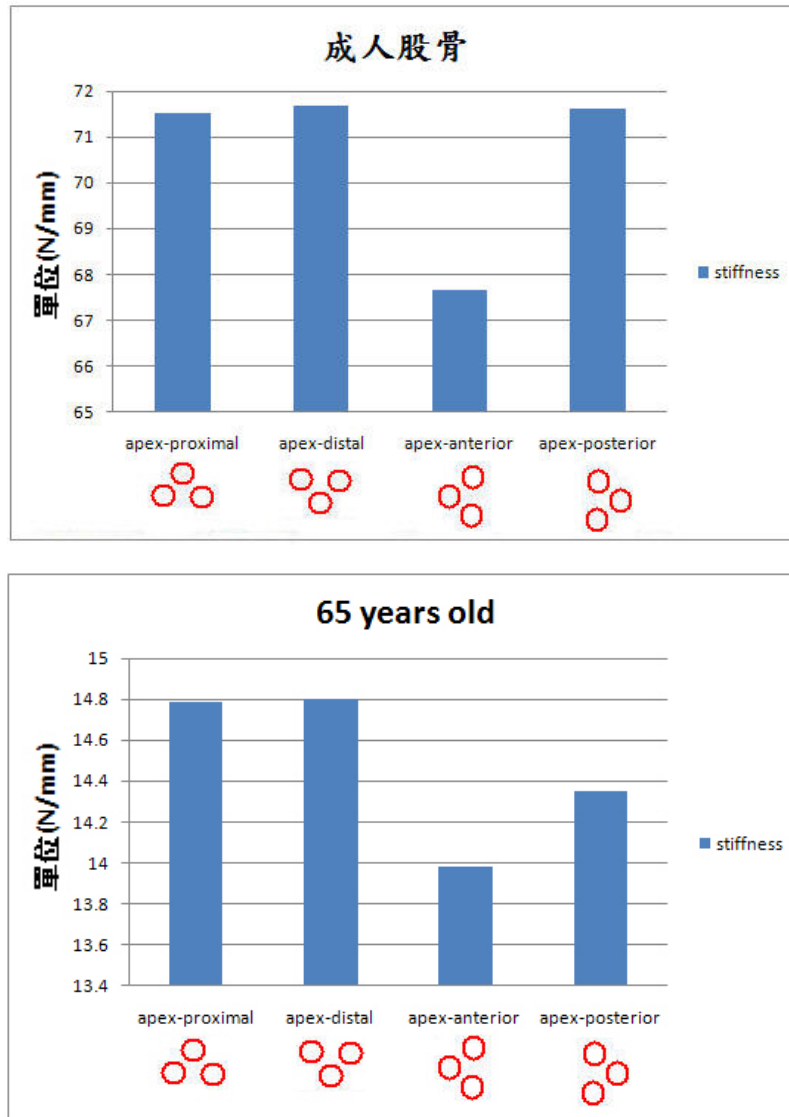


圖 4.19、斷裂角度 70 度下人工股骨（上）與老年人股骨（下）不同排列之勁度

4.3.2 討論

此節目的在於探討隨著骨楊氏係數的減少，是否影響骨螺絲排列之穩定度。由模擬結果可知隨著楊氏係數的減少確實會降低骨螺絲排列位置之穩定度，且斷裂角度為 30 度、50 度時，其排列方式為

apex-proximal的穩定性最低，在 70 度時，其排列方式為apex- anterior 的穩定度最低，此結果與 4.2 節之結果相符，然而根據國內文獻[20]之研究，隨著骨楊氏係數的遞減，其模擬結果與實驗結果的相關性越低，其中的原因可能在於隨著骨質疏鬆的症狀發生，使得骨結構的改變進而導致骨螺絲與股骨間的接觸條件改變，因此若想更準確的模擬出骨質疏鬆之情況則必須透過更精密的實驗來找出在骨質疏鬆時其骨螺絲與股骨界面間的接觸關係。

4.4 不同斷裂角度及骨螺絲位置之疲勞分析

在臨床上非移位性股骨頸骨折藉由植入骨螺絲加以固定的治療方式已經廣泛的被接受[2][3][4]，但是骨螺絲因為在人體步行時受到一反覆性的應力後卻可能發生疲勞破壞的現象[26][27]，因此本研究最後將進一步確認在植入骨螺絲使股骨穩定的情況下，其骨螺絲是否會因為受到人體步行時產生之作用力而發生疲勞破壞，並藉由本研究達到降低進行二次手術的可能性以節省醫療成本。

4.4.1 疲勞分析

在疲勞分析過程中，骨螺絲（SS316LVM）之材料性質將採用Weldon等人[18]之疲勞試驗數據，在文獻中針對不鏽鋼材料（SS316LVM）進行高週期疲勞測試，其頻率為 120 赫茲（Hz），應

力比為 0.1，其所得之材料S-N曲線如圖 4.20所示。模擬所得之壽命（Life）顯示著由於疲勞作用直到失效的循環次數，並假設當疲勞壽命達到十的七次方個循環次數時，表示此工件將不會產生疲勞破壞。

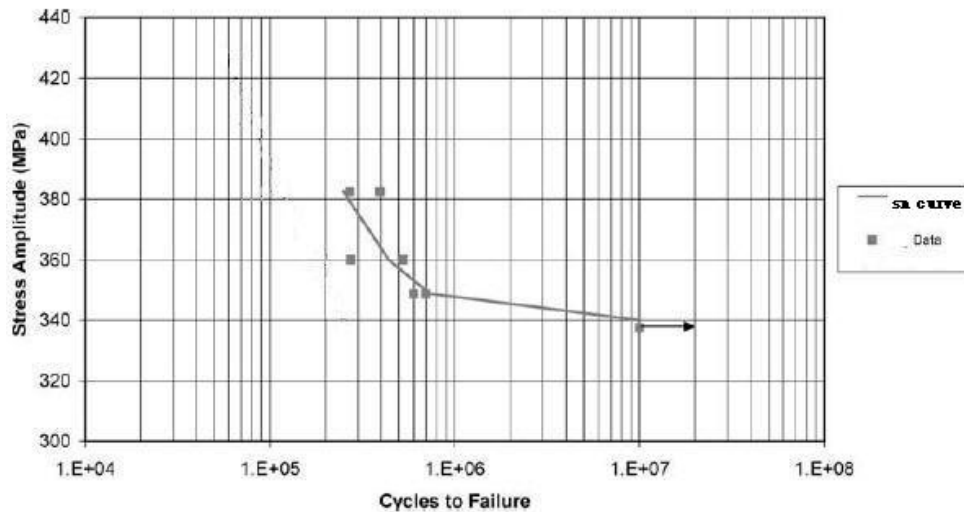


圖 4.20、SS316LVM之SN曲線[18]

使用軟體為ANSYS Workbench中之疲勞模組，採用的是基於應力疲勞（Stress-based）理論，其適用於高週疲勞，於分析前給定應力振幅（Amplitude load）、應力比（Ratio load）及材料特性（SN curve）。由模擬結果可知，在不同斷裂角度及位置下之骨螺絲大部分結果，如圖 4.21所示，整根骨螺絲之壽命為十的七次方個循環次數，表示著骨螺絲並不會發生疲勞破壞的現象。唯一例外之結果於 4.2.2 節探討過，當斷裂角度 50 度時，在apex-distal這種排列位置下骨螺絲頭部會產生略高於降伏強度（1215MPa）之應力值（1321MPa），恐將導致破斷的狀況。而在經過疲勞分析模擬後發現該部位在受到反覆性的應

力下立即會產生破斷，如圖 4.22所示。

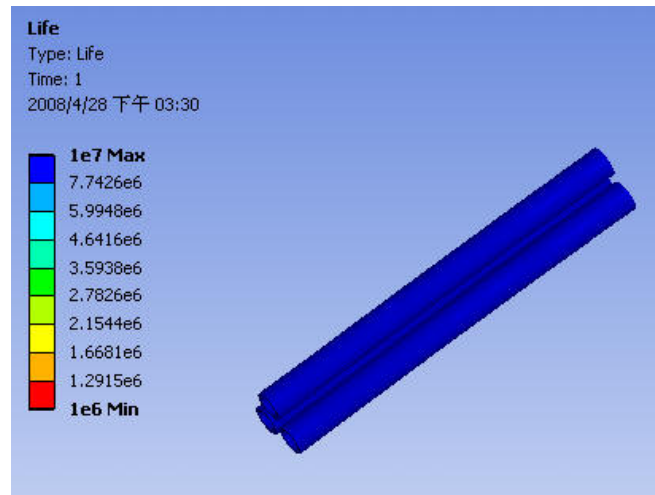


圖 4.21、無疲勞破壞產生之骨螺絲

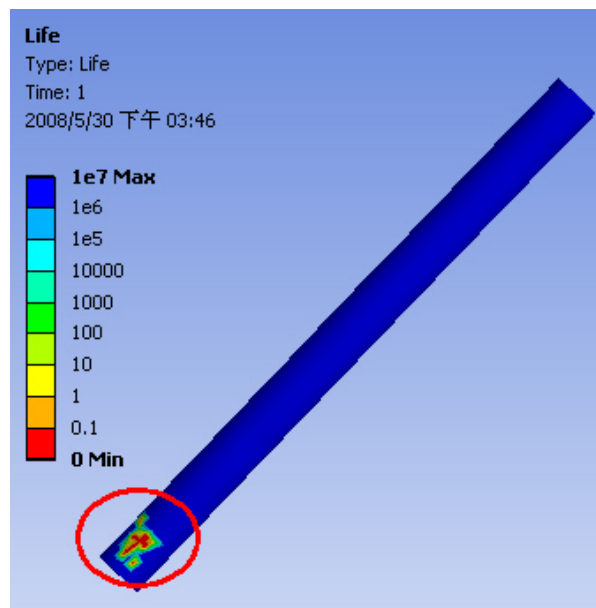


圖 4.22、骨螺絲頭部發生疲勞破壞

4.4.2 討論

經過確認在不同斷裂角度及排列位置下之骨螺絲的疲勞壽命，除了斷裂角度 50 度中 apex-distal 排列位置下之骨螺絲外，其他各組骨

螺絲疲勞壽命均達到十的七次方個循環次數不會發生疲勞破壞的現象。雖然上述斷裂角度 50 度中 apex-distal 之骨螺絲破壞位置只位於骨螺絲的頭部，但是由於裂縫處會產生應力集中，因此隨著反覆應力的施加下，將會緩慢沿著裂縫方向破裂導致破壞面積的增大，最後可能導致整根骨螺絲的破斷，進而使骨折處發生二次破壞。

因此根據本研究所探討之變數(骨螺絲排列方式)與臨床狀況(斷裂面角度、骨質疏鬆、疲勞分析)所得到之結果可以提供臨床上一些建議：

1. 當斷裂角度趨近 30 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-distal、apex-anterior 以及 apex-posterior 者因為穩定性較好，故建議使用。
 2. 當斷裂角度趨近 50 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-proximal 者因為穩定性較差不建議使用，而骨螺絲排列方式為 apex-distal 者雖然其整體穩定性高，但是卻會隨著病患的行走而有疲勞破斷的疑慮也不建議使用，因此在此斷裂角度時較建議使用 apex-anterior 以及 apex-posterior 兩種排列。
 3. 當斷裂角度趨近於 70 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-proximal、apex-distal 以及 apex-posterior 者因為穩定性較好，故建議使用。
- 最後本研究嘗試改進傳統之骨螺絲排列方式，因此在參考相關文

獻後在不違反三點原則下改變排列方式來觀察其穩定性，執行細節將於下節詳加敘述。

4.5 非傳統排列與傳統排列方式在不同斷裂角度下之比較

體外試驗文獻[28]中，在股骨頸上切出垂直股骨頸之斷裂面並試圖在滿足Kyle等人[5]所提出的三點原則下，盡量加大三根骨螺絲之間距，提出一種新型非傳統（Calcar）之骨螺絲排列方法（圖 4.23）並利用力學實驗機台與傳統（Central）排列方式進行比較。在文獻討論中提及實驗結果發現非傳統排列方式其穩定度較優於傳統之排列方式。



本研究針對此文獻提出之論點利用有限元素法在模擬人體步行的狀態下，探討在不同斷裂面角度下非傳統骨螺絲排列方式與傳統排列方式之比較，並將模擬結果與文獻進行討論分析，若新排列方式有較佳的穩定度再搭配上Liebergall等人[6]提出之電腦輔助導航系統，將可進一步提升醫療水準造福人群。

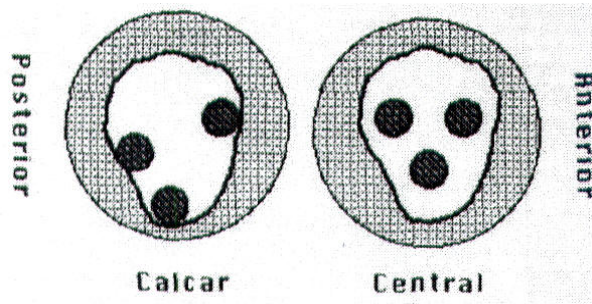


圖 4.23、新排列位置與傳統排列位置之比較[28]

4.5.1 數值分析結果

根據前述之三點原則、3.3.1 節中所敘述的植入物之限制條件以及受到股骨頸幾何形狀的限制（圖 4.24右）下並不適用於最佳化軟體而只能藉由手動微調骨螺絲之位置，因此新的排列位置如圖 4.24 左所示。

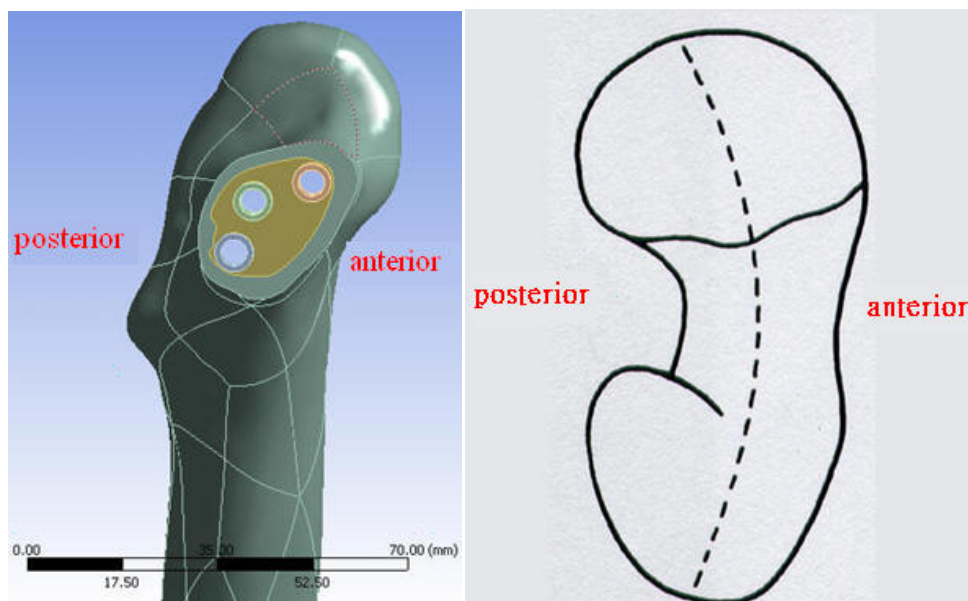


圖 4.24、新排列方式（左）和股骨頸上視圖（右）

針對不同斷裂角度 30 度、50 度、70 度下之非傳統排列方式與傳統排列方式之比較，其模擬結果依序如圖 4.25、圖 4.26、圖 4.27 所示。由模擬結果可知在斷裂角度 30 度、50 度、70 度下其非傳統方式之穩定度與傳統排列方式相比只能算中等，在 30 度中穩定性略高於 apex-proximal 與 apex-anterior 但是低於 apex-distal 與 apex-posterior，在 50 度中穩定性略高於 apex-proximal 與 apex-posterior 但是低於 apex-distal 與 apex-anterior，而在 70 度中穩定性只高於 apex-anterior。

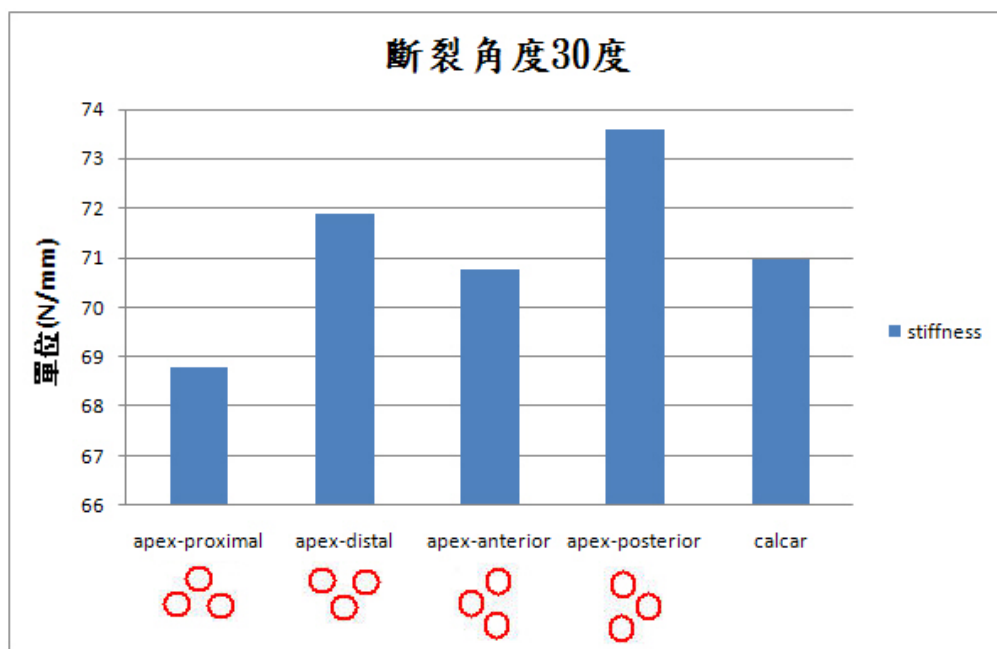


圖 4.25、斷裂角度 30 度下新排列方式與傳統方式之比較

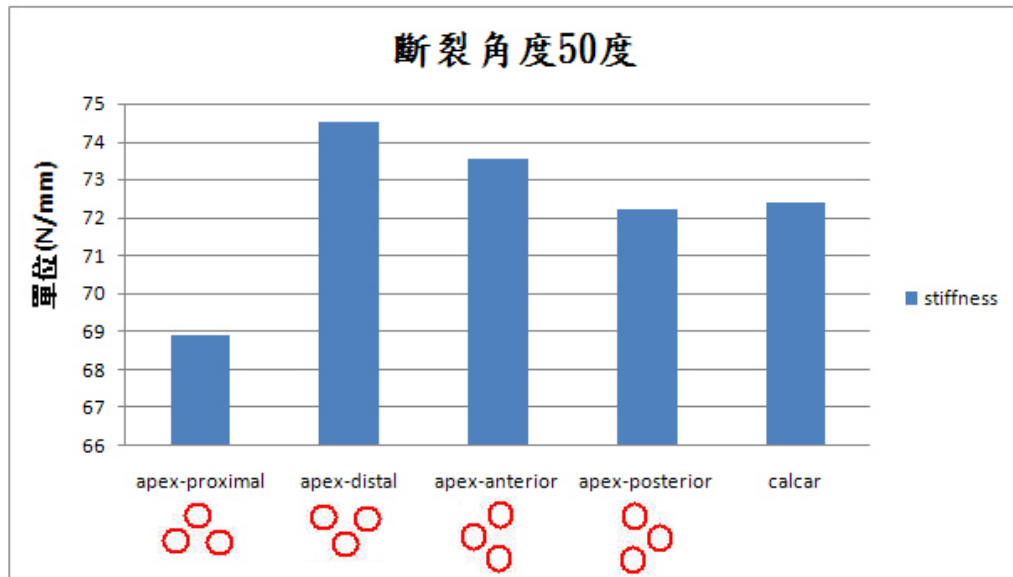


圖 4.26、斷裂角度 50 度下新排列方式與傳統方式之比較

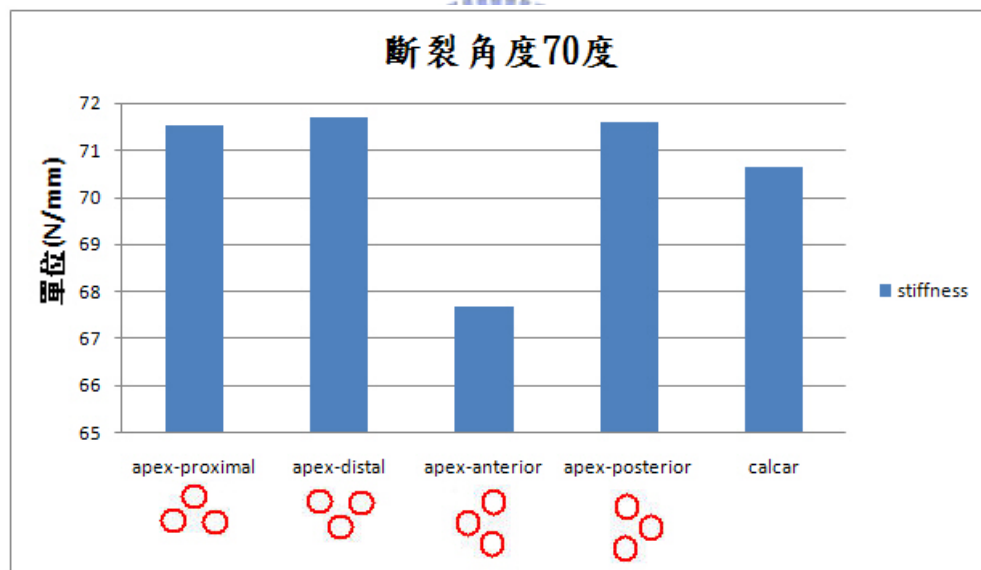


圖 4.27、斷裂角度 70 度下新排列方式與傳統方式之比較

4.5.2 討論

由模擬所得之數據可知其非傳統排列方式的穩定度並未一定優於傳統排列方式，這與體外試驗文獻所得結果有所出入。探討其主要

原因有兩點，第一點由於本研究所使用之股骨模型樣本與文獻使用之股骨樣本有所差異，因此在模擬時無法達到文獻中的排列位置進而導致模擬結果與文獻有所誤差，第二個原因在於模擬非傳統排列方式時由於受到股骨頸幾何形狀的限制下只能藉由手動調整位置，因此並無法證明此時手動所得之排列是否為最佳排列。

考慮到穩定性並未優於傳統排列方式而且無法得知其最佳排列位置外，還必須與電腦輔助系統相配合將增加手術上的困難度進而導致醫療成本的增加，故在臨床上仍不建議使用此種排列方式。

4.6 不同斷裂角度下旋轉骨螺絲排列角度

有鑑於上述非傳統排列方式在臨床上之可行性較低，本研究試圖在臨床的限制下找出更為穩定之排列方式。根據本研究 4.2 節之成果可知，股骨因為抵抗外力而導致股骨頸下方至下後方處產生應力集中現象（圖 4.9、圖 4.10、圖 4.11），因此此時股骨頸的相對位置（上方至前上方處）會較為不穩定，若在此處植入兩個骨螺絲將可提升整體之穩定性。本研究根據此論點與臨床醫師之建議下將以apex-distal為基準，分別做出逆時針旋轉 30 度（ccw30）及逆時針旋轉 60 度（ccw60）兩組排列（圖 4.28）進行模擬與分析，藉此驗證 4.2 節之論點並找出最佳之排列位置。

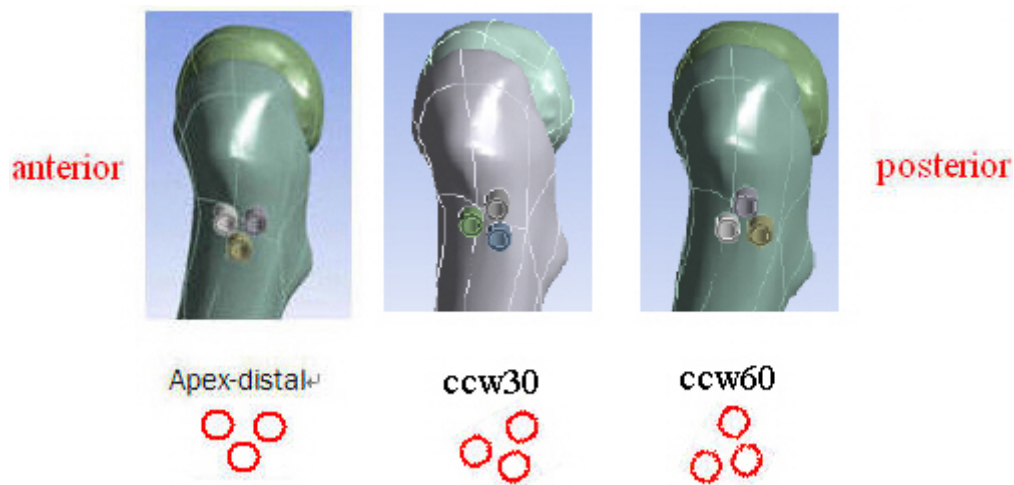


圖 4.28、旋轉骨螺絲排列角度

4.6.1 結果

針對不同斷裂角度 30 度、50 度、70 度下旋轉骨螺絲排列角度觀察整體股骨之穩定度，其模擬結果依序如圖 4.29、圖 4.30、圖 4.31 所示。由模擬結果發現，在斷裂角度 30 度下旋轉骨螺絲排列之角度（ccw30）確實能夠得到更佳的穩定度，在斷裂角度 50 度下可以觀察出旋轉骨螺絲排列角度並未得到較好之結果，其中apex-distal排列方式之勁度仍有較佳的穩定度，在斷裂角度 70 度下其逆時針旋轉 60 度之骨螺絲排列其穩定性略高於其他幾組排列。

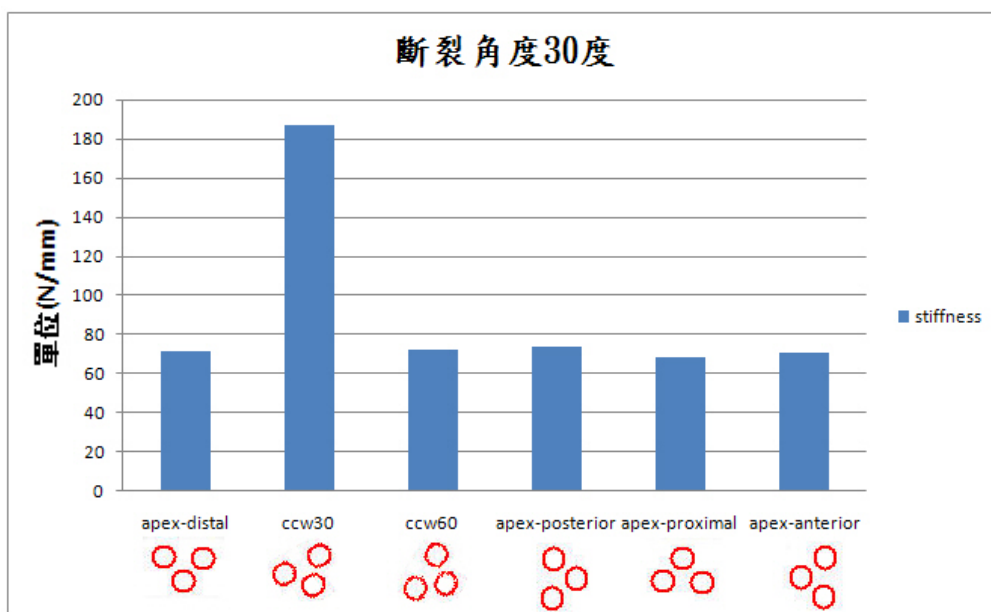


圖 4.29、斷裂角度 30 度下旋轉骨螺絲排列角度之比較

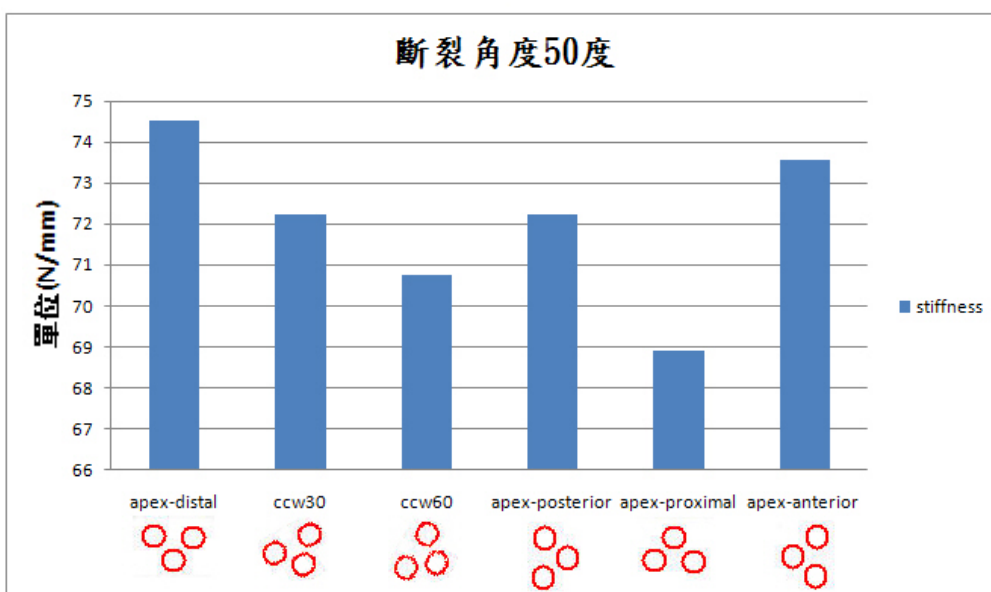


圖 4.30、斷裂角度 50 度下旋轉骨螺絲排列角度之比較

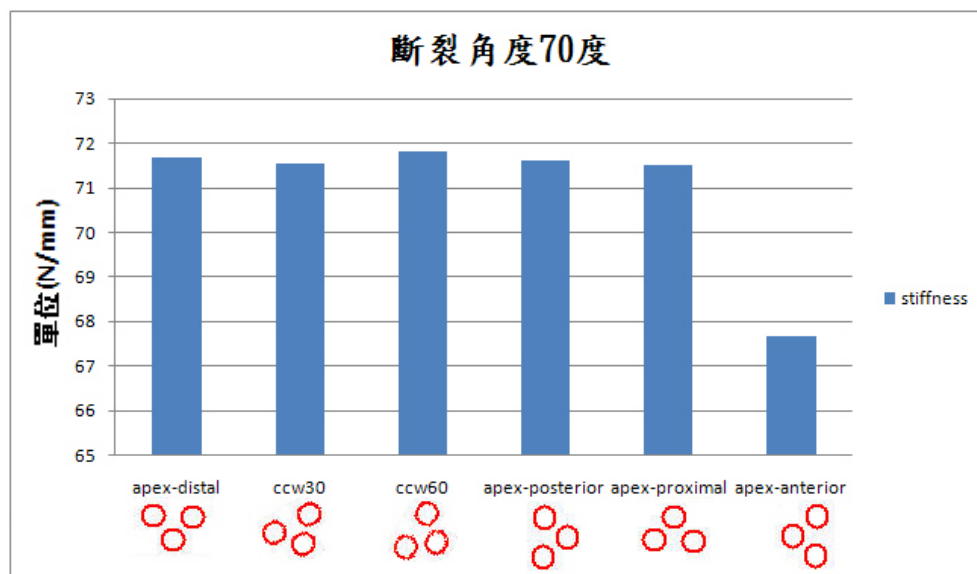


圖 4.31、斷裂角度 50 度下旋轉骨螺絲排列角度之比較

4.6.2 討論

由模擬結果可知，在不同斷裂角度下隨著骨螺絲排列角度的改變確實會影響到整體股骨之穩定性，其中斷裂角度 30 度下之效果最為明顯，而在斷裂角度 50 度下其最佳穩定度仍是apex-distal排列方式，其原因可能與圖 4.10中斷裂角度 50 度之等效應力圖所顯示的應力集中區塊位於股骨頸下方有關。斷裂角度 70 度之情況下，因為在圖 4.11中其應力集中區塊位於股骨頸下後側，進而可以推測其最佳穩定度可能發生在逆時針旋轉 30 度（ccw30）與apex-posterior之間。

以目前研究成果仍無法得知所擁有最佳穩定排列的精確角度，因此為了能找出在各斷裂角度下之最佳穩定度，後續將必須利用最佳化分析法將旋轉角度定為設計變數後進行模擬與分析。

由於人體間體態上之差異造成股骨幾何上的不同，因此若能利用改良後之建模方法迅速的建構出各個病患之股骨模型，之後透過有限元素以及最佳化分析方法找出骨螺絲排列的最佳旋轉角度後，在手術上配合著電腦輔助導航系統來加以定位並植入，將可降低手術後二次骨折的風險，減少病患之傷害，有助於提升醫療品質。



第五章 結論與未來展望

5.1 結論

本研究之貢獻主要有兩個部分。第一部分為改良了傳統之建模方法，在參考Dong[16]等人之建模方法後，在傳統建模基礎上加以修正，透過影像處理軟體（Amira）擷取皮質骨與鬆質骨之點群資料，並透過逆向工程軟體（Rapidform）迅速的產生曲面與體積，藉由有限元素軟體（ANSYS Workbench）自動生成六面體網格模型，新的建模方法能夠更迅速、更完整的建構出生物力學模型。後續並針對模型進行一系列的模擬與驗證。

第二部分是根據治療非移位性股骨頸骨折臨床上之情況：斷裂面角度、骨質疏鬆情況、疲勞分析等進行模擬與分析，最後更試圖尋找出最佳的骨螺絲排列方式，而所得之結果將作為臨床醫師手術上利用骨螺絲治療股骨頸骨折時之參考：

1. 當斷裂角度趨近 30 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-distal、apex-anterior 以及 apex-posterior 者因為穩定性較好，故建議使用。
2. 當斷裂角度趨近 50 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-proximal 者因為穩定性較差不建議使用，而骨螺絲排列方式為 apex-distal 者雖然其整體穩定性高，但是卻會隨著病患的行走而有疲勞破斷的

疑慮也不建議使用，因此在此斷裂角度時較建議使用

apex-anterior 以及 apex-posterior 兩種排列。

3. 當斷裂角度趨近於 70 度時，其骨螺絲排列方式為 apex-proximal、apex-distal 以及 apex-posterior 者因為穩定性較好，故建議使用。
4. 非傳統排列方式其穩定性並未一定優於傳統排列方式，因此不建議使用。
5. 旋轉骨螺絲排列角度確實能夠達到提升穩定度之功能。

5.2 限制因素

在研究期間為了能夠順利的進行整個研究，針對有限元素模型做了下列幾項簡化：

1. 骨螺絲螺紋部分，因為螺紋深入股骨球頭處且其作用在於加強骨螺絲與骨頭之間的咬合，對於骨折斷面間之影響並不大，因此螺紋部分在本研究中加以簡化，利用 full bonded 條件來模擬骨螺絲與股骨間之接觸狀況。
2. 本研究觀察重點在於股骨近端股骨頸骨折治療後之情形，因此將遠端股骨處直接固定雖然與實際人體步行狀況略有差異，但對於研究目標之影響並不大，故予以簡化。
3. 人體中，隨著正常人的步行，股骨受到來自各個肌肉間及髖關節上之牽引，但由於研究過程中無法完善考慮到每個受力，因此只

能在參考相關文獻後針對股骨的主要受力來加以考慮，最後簡化成在股骨球頭上受到來自髖關節的壓縮力，以及在大、小轉子上來自肌肉的拉伸力等三個主要作用力。

5.3 未來展望

本研究針對臨床上治療非移位性股骨頸骨折可能發生的情況進行模擬分析與探討，並針對不同情況下骨螺絲排列方式的選擇作了詳細的分析與建議，但在模擬過程中仍有需要改進的地方，主要有以下幾點：

1. 因為發生非移位性股骨頸骨折之病患以老年人居多，因此在治療過程中常會發現病患亦有骨質疏鬆症狀，而本研究也針對骨質疏鬆情形進行模擬與探討。本研究以為骨質疏鬆帶來之症狀主要會導致骨質密度的下降，使得股骨強度下降無法承受較大之外力，但是根據徐慶琪[20]之研究，隨著骨楊氏係數的降低模擬所得到的結果與體外實驗所得結果相關性會降低，由此可見骨質疏鬆症狀並非單單只有骨密度降低而已，其股骨與骨螺絲間的接觸性質也有所改變。而關於在骨質疏鬆時骨螺絲與股骨間之接觸關係目前尚無任何準確的資訊，因此為了得到更完整的資訊必須進行一系列體外試驗並與模擬互相比對，始能得出正確的接觸條件。這

對於進入老齡化的社會而言將是一項不可或缺的重要貢獻，有助於醫療品質的提升、降低病患之復發率、降低醫療成本、造福民眾。

2. 雖然在臨床上可達到且常用的骨螺絲排列方式有四種，但是由模擬結果可知並非四種排列方式都有較好的穩定度，最後在嘗試改變骨螺絲排列角度時雖然能改善整體之穩定性，但是卻無法得知其最佳旋轉之角度為何，因此後續之研究將嘗試使用最佳化分析方法並配合電腦輔助導航系統，找出對於治療股骨頸骨折上有更顯著穩定性之旋轉角度。



參考文獻

- [1] Garden RS. Low-angle fixation in fractures of the femoral head. J Bone Joint Surg 1961; 43B : 647–663.
- [2] Koval KJ, Zuckerman JD. Femoral Neck Fractures. In Koval KJ, Zuckerman JD (eds). Hip Fractures. A Practical Guide to Management. New York, Springer 2000; 49–127.
- [3] Kauffman JI, Simon JA, Kummer FJ, Pearlman CJ, Zuckerman JD and Koval KJ. Internal fixation of femoral neck fractures with posterior comminution: a biomechanical study. J Orthop Trauma 1999; 13(3): 155-159.
- [4] Rodriguez-Merchan EC. In situ fixation of nondisplaced intracapsular fractures of the proximal femur. Clin Orthop Relat Res 2002; 399: 42-51.
- [5] Kyle RF, Cabanela ME, Russell TA, Swiontkowski MF, Winkquist RA, Zuckerman JD, Schmidt A H and Koval KJ. Fractures of the proximal part of the femur. Instr Course Lect 1995; 44: 227-253.
- [6] Liebergall M, Ben-David D, Weil Y, Peyser A and Mosheiff R. Computerized navigation for the internal fixation of femoral neck fractures. J Bone Joint Surg Am 2006; 88(8): 1748-1754.
- [7] Oakey JW, Stover MD, Summers HD, Sartori M, Havey RM and Patwardhan AG. Does screw configuration affect subtrochanteric fracture after femoral neck

- fixation? Clin Orthop Relat Res 2006; 443: 302-306.
- [8] Selvan VT, Oakley MJ, Rangan A, Al-Lami MK. Optimum configuration of cannulated hip screws for the fixation of intracapsular hip fractures: a biomechanical study. Injured 2004; 35: 136-141.
- [9] Sim E, Freimüller W and Reiter TJ. Finite element analysis of the stress distributions in the proximal end of the femur after stabilization of a pertrochanteric model fracture: a comparison of two implants. Injury 1995; 26(7): 445-449.
- [10] Seral B, Garcia JM, Cegoñino J, Doblaré M, Seral F. Finite element study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip : Gamma and PFN. Injury, Int. J. Care Injured 2004; 35: 130-135.
- [11] Rudman KE, Aspden RM and Meakin JR. Compression or tension ? The stress distribution in the proximal femur. BioMedical Engineering OnLine 2006; 5: 12.
- [12] Chang CH. Computer-aided analysis of femoral stem prosthesis. Ph.D Dissertation. Rice University, USA, 1990.
- [13] Parker MJ. Fractures of the hip. Surgery 2007; 25(10): 424-429
- [14] Heiner Anneliese D, Brown Thomas D. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. Journal of Biomechanics 2001; 34: 773-781.
- [15] Cheung G, Zalzal P, Bhandari M, Spelt J K, Papini M. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. Medical Engineering & Physics 2004; 26: 93-108.
- [16] Dong SS, Kunwoo L, Daniel K. Biomechanical study of lumbar spine with

dynamic stabilization device using finite element method.
Computer-Aided Design 2007; 39. 559-567.

- [17] David SM, Harrow ME, Peindl RD et al. Comparative biomechanical analysis of supracondylar femur fracture fixation: locked intramedullary nail versus 95-degree angled plate. J Orthop Trauma 1997; 11:344-350.
- [18] Weldon LM, Mchugh PE, Carroll W, Costello E, O'Bradaigh C. The influence of passivation and electropolishing on the performance of medical grade stainless steels in static and fatigue loading. Materials science: materials in medicine 2005; 16: 107-117
- [19] Chen WP, Tai CL, Shih CH, Hsieh PH, Leou MC, Lee MS. Selection of fixation devices in proximal femur rotational osteotomy: clinical complications and finite element analysis. Clinical Biomechanics 2004; 19: 255-262.
- [20] 徐慶琪。骨螺絲之結構設計與生物力學分析。國立台灣科技大學機械工程系。民國 94 年 12 月 26 日。
- [21] Pauwels F. Biomechanics of the Normal and Diseased Hip. Berlin, Springer 1976; p 83.
- [22] Garden RS, Preston, England. Stability and union in subcapital fractures of the femur. Bone and joint surgery 1964.46-B(4): 630-647.
- [23] Turner AWL, Gillies RB. Computational bone remodeling simulations and comparisons with DEXA results. J of Orthopaedic Research 2005 ; 23 : 705-712.
- [24] Rho JY, Zerwekh JE, Ashman RB. Examination of Several Techniques for Predicting Trabecular Elastic Modulus and Ultimate Strength in The Human Lumbar Spine. Clinical Biomechanics 1994; 9(2): 67-71.

- [25] Clark DI, Crofts CE, Saleh M. Femoral neck fracture fixation: comparison of a sliding screw with lag screws. Bone and jointsurgery 1990; 72-B(5), 797-800.
- [26] Gagała J , Kołodziej R , Blacha J , Blicharski T . Intramedullary locked nailing in the treatment of proximal femoral fractures. Chirurgia narządów ruchu i ortopedia polska 2006; 71(3): 211-215.
- [27] Kreusch-Brinker R. Fatigue fracture of the femoral neck following femoral intramedullary nailing. Unfallchirurgie 1988 Oct; 14(5): 295-298.
- [28] Kevin CB, Thomas KD, Qiang GD. Femoral Neck Fracture Fixation: A Biomichanical Study of Two Cannulated Screw Placement Techniques. Orthopedics 1998; 21(11): 1173-1176.
- [29] AMIRA. Mercury Computer Systems, Inc. <http://www.tgs.com>.
- [30] Rapidform. INUS Technology. <http://www.rapidform.com>.
- [31] ANSYS. ANSYS, Inc. <http://www.ansys.com>.
- [32] Isaac B, Vettivel S, Prasad R, Jeyaseelan L and Chandi G. Prediction of the femoral neck-shaft angle from the length of the femoral neck. Clin Anat 1997; 10(5): 318-323.
- [33] Reikeras O, Hoiseth A, Reigstad A and Fonstelien E. Femoral neck angles: a specimen study with special regard to bilateral differences. Acta Orthop Scand 1982; 53(5): 775-779.
- [34] James W. Harkess. Arthroplasty of Hip. in: A. H. Crenshaw, editor. Campbell's Operative Orthopaedics. 8th edition, Mosby year book, 1992.
- [35] 呂元喬。逆行性骨髓內釘之生物力學分析。國立成功大學醫學工程研究所。

民國九十二年七月。

[36] 戴金龍。全人工髖關節幾何形狀及固定方式對於股骨近端應力遮蔽之影響研究。國立中原大學醫學工程學系。民國九十四年六月。

[37] 林坤志。無骨水泥式股骨元件新設計概念之數值評估。國立陽明大學醫學工程研究所。民國九十五年七月。

