

國立交通大學

機械工程學系

碩士論文

逆行骨釘與鎖定骨板治療近人工膝關節骨折之有限元素比

較

Finite Element Comparison of Retrograde Intramedullary Nail
and Locking Plate for Fixation of Periprosthetic Supracondylar

Femur Fracture

研究生：張筱偉

指導教授：洪景華

中華民國九十九年六月

逆行骨釘與鎖定骨板治療近人工膝關節骨折之有限元素比較

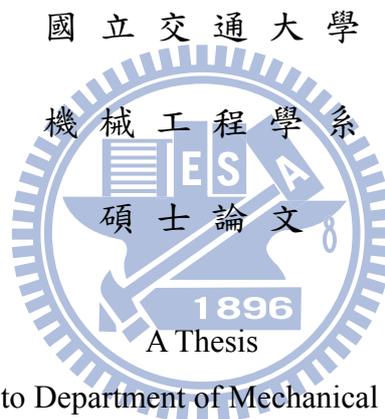
Finite Element Comparison of Retrograde Intramedullary Nail
and Locking Plate for Fixation of Periprosthetic Supracondylar
Femur Fracture

研究生：張筱偉

Student : Hsiao-Wei Chang

指導教授：洪景華

Advisor : Chinghua Hung



Submitted to Department 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 2010
Hsinchu, Taiwan, Republic of China

中華民國九十九年六月

逆行骨釘與鎖定骨板治療遠端股骨骨折之有限 元素比較

研究生：張筱偉

指導教授：洪景華 教授

國立交通大學機械工程學系

摘要

臨床上膝關節病變患者裝置人工膝關節後，其中 0.3-2.5% 的患者可能發生遠端股骨骨折，一旦發生骨折會因為手術的複雜程度，會大幅提高治療的困難度。目前對於鄰近人工膝關節骨折手術治療的植入物有很多種選擇，其中常使用的是骨髓內釘與鎖定骨板；而臨床上亦有使用鎖定骨板加置異體骨的新嘗試，然而他們的療效仍缺乏完整的分析資料。因此本研究的目的是利用有限元素法對於鄰近人工膝關節骨折進行分析，探討在不同斷裂角及不同受力狀況下，鎖定骨板與骨髓內釘比較，以及鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨之比較。最後再針對老年病患常有的骨質疏鬆症狀，本研究亦進行了不同骨質疏鬆條件的評估分析。

本研究的結果發現，鎖定骨板的應力大於骨髓內釘，而鎖定骨板加置異體骨的應力最小；鎖定骨板的勁度大於骨髓內釘，且鎖定骨板加置異體骨的勁度最大；鎖定骨板與骨髓內釘的相對微動沒有明顯差異，而鎖定骨板加置異體骨的相對微動最小。故在需要考慮較高穩定

的粉碎性骨折與骨質疏鬆情況下，本研究之結果建議使用鎖定骨板加置異體骨。

關鍵字：鎖定骨板、異體骨、骨髓內釘、鄰近人工膝關節骨折



Finite Element Comparison of Retrograde Intramedullary Nail and Locking Plate for Fixation of Periprosthetic Supracondylar Femur Fracture

Student : Hsiao-Wei Chang

Adviser : Dr. Chinghua Hung

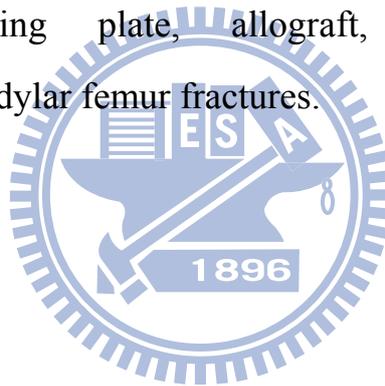
Department of Mechanical Engineering
National Chiao Tung University

ABSTRACT

Periprosthetic supracondylar femur fracture is an uncommon complication that occur in 0.3 to 2.5% of patients with total knee arthroplasty. If fracture happens, the operation will be difficult because of the geometrical constraint of artificial knee. There are many choices for surgical treatment of periprosthetic supracondylar femur fracture, and the most common use are intramedullary nail and locking plate. Resently, a new attempt which combined the use of locking plate with allograft was proposed clinically. However, there are not sufficient data exist concerning the effects of the three surgical treatments for the periprosthetic supracondylar femur fracture. The purpose of this study is thus to use finite element method to explore the differences between locking plate, intramedullary nail, and locking plate combined with allograft in treating the above mentioned fracture with different fracture angles and loading conditions. The study is also focused on the different conditions of osteoporosis for elderly patients who sufer most from the above fractures.

The results from the analysis revealed that the stress of locking plate is larger than that of the intramedullary nail, while the stress on the locking plate combined with allograft is the smallest. The stiffness with locking plate is greater than that of the intramedullary nail, and the stiffness with locking plate combined with allograft is the maximum. Although the relative micro motion of locking plate and intramedullary nail is of no significant difference, the locking plate combined with allograft still has the minimum micro motion. Therefore, Locking plate combined with allograft is recommended to be used in periprosthetic supracondylar femur fracture.

Keywords: locking plate, allograft, intramedullary nail, periprosthetic supracondylar femur fractures.



誌謝

在這兩年研究所碩士生涯中，首先，我要感謝的人是我的指導教授洪景華老師，在學業、研究及作人處事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與作人處事很有幫助，謝謝老師不辭辛勞的指導。此外要特別感謝台中慈濟醫院骨科主任陳世豪醫師，指點我對於研究的精神，沒有醫生的指導我沒辦法瞭解他的精神，對我的研究有莫大的幫助。同時也感謝口試委員廖建忠教授、楊秉祥教授、陳世豪醫師對於論文所提出的指正與建議。

接著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、幽默風趣的宇中學長、生物力學組的領導政成學長、領導我進入生醫組的正展學長、半夜還陪我修改投影片的煌基學長、一起奮戰的銘傑學長、穩重的麒楨學長、聰明厲害的彥彬學長、指導我很多的志嘉學長、認真的志傑學長、先進去誠研公司的黃詠學長未來的日子還要請學長多多照顧、已經畢業但每個週末都會回來的世璿學長、任勞任怨的時恆學長、愛笑的建榮學長、幽默的聖平學長、帥氣的麒翔學長、幽默搞笑的立釗，非常正直的正一、強悍的宅男宗鎔、不小心就變學長的忠諭、憨厚的雅喬學弟、好人的振傑學弟、很會交際的晝麟學弟、實驗室的室花馨勻學妹感謝你們帶給我的美好回憶。

最後，我要特別感謝我的爸爸、媽媽、大姊、姊夫、二姐、
妹妹，在這麼多年求學過程中在背後默默的支持鼓勵我，讓我無後顧
之憂的打拼學業。



目錄

摘要.....	I
ABTRACT.....	III
誌謝.....	V
目錄.....	VII
表目錄.....	X
圖目錄.....	XI
第一章 緒論.....	1
1.1 簡介	1
1.1.1.股骨解剖構造簡介.....	1
1.1.2.股骨骨折分類	3
1.1.3.診斷分析	6
1.1.4.各種骨折處理方式	7
1.2 文獻回顧	11
1.3 研究動機與目的	13
1.4 章節介紹	14
第二章 研究方法與步驟.....	15
2.1 股骨模型與植入物參數取得	15

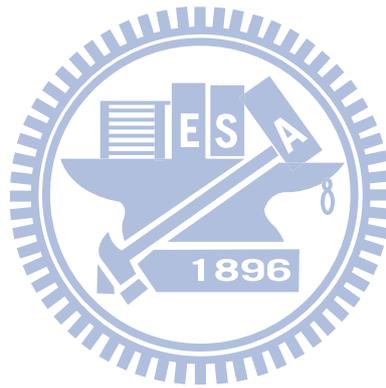
2.2 模型建立	17
2.3 收斂測試	26
2.4 模型驗證	28
2.5 模擬設定	29
2.5.1.材料性質	29
2.5.2.邊界條件	30
2.6 斷裂角度	32
2.7 骨質疏鬆條件	36
第三章 結果與討論	38
3.1 鎖定骨板與骨髓內釘比較	38
3.1.1.支撐力負荷條件	38
3.1.2.扭力負荷條件	44
3.2 鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨比較	48
3.2.1.支撐力負荷條件	48
3.2.2.扭力負荷條件	51
3.3 骨質疏鬆症狀下鎖定骨板與骨髓內釘比較	55
3.3.1.支撐力負荷條件	55
3.3.2.扭力負荷條件	59
3.4 骨質疏鬆症狀下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨比較	63

3.4.1.支撐力負荷條件	63
3.4.2.扭力負荷條件	67
3.5 綜合討論	71
第四章 結論與未來展望.....	76
4.1 結論	76
4.2 限制因素	77
4.3 未來展望	77
參考文獻	79



表目錄

表 2-1、人工股骨尺寸.....	16
表 2-2、網格密度與勁度之關係.....	27
表 2-3、模型材料性質.....	29
表 2-4、81 歲病患之皮質骨楊氏係數.....	37



圖目錄

圖 1-1、股骨解剖構造[31].....	2
圖 1-2、轉子下區股骨幹骨折[1].....	4
圖 1-3、遠端股骨關節面骨折[1].....	5
圖 1-4、鄰近人工關節裝置骨折[17].....	5
圖 1-5、AO 分類系統之髌上骨折[1]	6
圖 1-6、使用骨髓內釘治療鄰近人工膝關節骨折[16].....	8
圖 1-7、骨髓內釘.....	8
圖 1-8、順行性骨髓內釘[32].....	9
圖 1-9、逆行性骨髓內釘[32].....	9
圖 1-10、使用鎖定骨板治療鄰近人工膝關節骨折[16].....	10
圖 1-11、鎖定骨板.....	10
圖 2-1、成人左側第四代人工股骨	16
圖 2-2、骨板規格.....	16
圖 2-3、骨釘規格.....	17
圖 2-4、人造股骨之 CT 影像資料	18
圖 2-5、建模流程.....	19
圖 2-6、點群資料.....	20
圖 2-7、三維股骨實體模型	21

圖 2-8、三維人工股骨網格模型	21
圖 2-9、剖半之三維股骨模型（左）和股骨網格模型（右）	22
圖 2-10、皮質骨與鬆質骨節點連續	22
圖 2-11、鎖定骨板三維模型	23
圖 2-12、骨髓內釘三維模型	23
圖 2-13、人工膝關節三維模型	24
圖 2-14、異體骨三維模型	24
圖 2-15、人工膝關節置換模型	24
圖 2-16、人工膝關節置換後植入鎖定骨板模型	25
圖 2-17、人工膝關節置換後植入骨髓內釘模型	25
圖 2-18、人工膝關節置換後植入鎖定骨板加置異體骨模型	26
圖 2-19、收斂曲線	28
圖 2-20、模擬與體外試驗之比較	29
圖 2-21、（左）支撐力條件（右）扭力條件	31
圖 2-22、人體解剖學中，內外側之定義[33]	32
圖 2-23、人工膝關節置換後模型	33
圖 2-24、橫斷骨折人工膝關節置換後模型	33
圖 2-25、斜斷骨折人工膝關節置換後模型	34
圖 2-26、（左）橫斷骨折之鎖定骨板模型 TP（右）斜斷骨折之鎖定骨板模	

型 OP.....	34
圖 2-27、(左)橫斷骨折之骨髓內釘模型 TN(右)斜斷骨折之骨髓內釘模 型 ON.....	35
圖 2-28、(左)橫斷骨折之異體骨模型 TP-A(右)斜斷骨折之異體骨模 型 OP-A.....	35
圖 3-1、支撐力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘植入物最大應力比較...	40
圖 3-2、支撐力負荷下 TP 與 TN 等效應力分佈圖.....	40
圖 3-3、支撐力負荷下 OP 與 ON 等效應力分佈圖.....	41
圖 3-4、支撐力負荷下整體勁度量測點示意圖.....	41
圖 3-5、支撐力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘整體勁度比較.....	42
圖 3-6、支撐力負荷下斷面微動量測示意圖.....	42
圖 3-7、支撐力下 TP 與 TN 斷面微動比較.....	43
圖 3-8、支撐力下 OP 與 ON 斷面微動比較.....	43
圖 3-9、扭力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘之植入物最大應力比較...	45
圖 3-10、扭力負荷下 TP 與 TN 等效應力分佈圖.....	45
圖 3-11、扭力負荷下 OP 與 ON 等效應力分佈圖.....	46
圖 3-12、扭力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘扭轉整體勁度比較.....	46
圖 3-13、扭力負荷下斷面微動量測示意圖.....	47
圖 3-14、扭力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘扭轉斷面微動比較.....	47

圖 3-15、支撐力負荷下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的植入物最大應力比較.....	49
圖 3-16、支撐力負荷下 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖.....	49
圖 3-17、支撐力負荷下 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖.....	50
圖 3-18、支撐力負荷下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的整體勁度比較.....	50
圖 3-19、支撐力負荷下 TP 與 TP-A 的斷面微動比較.....	51
圖 3-20、支撐力負荷下 OP 與 OP-A 的斷面微動比較.....	51
圖 3-21、扭力負荷下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的植入物最大應力比較.....	52
圖 3-22、扭力負荷下 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖.....	53
圖 3-23、扭力負荷下 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖.....	53
圖 3-24、扭力負荷下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的整體勁度比較.....	54
圖 3-25、扭力負荷下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的斷面微動比較.....	54
圖 3-26、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘的植入物最大應力比較.....	56
圖 3-27、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TN 等效應力分	

佈圖.....	57
圖 3-28、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 ON 等效應力分佈圖.....	57
圖 3-29、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘的整體勁度比較.....	58
圖 3-30、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TN 斷面微動.....	58
圖 3-31、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 ON 斷面微動.....	59
圖 3-32、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘的植入物最大應力比較.....	60
圖 3-33、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TN 等效應力分佈圖.....	61
圖 3-34、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 ON 等效應力分佈圖.....	61
圖 3-35、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘的整體勁度比較.....	62
圖 3-36、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘的斷面微動比較.....	62
圖 3-37、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與增加異體骨的植入物最大應力比較.....	64

圖 3-38、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖.....	65
圖 3-39、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖.....	65
圖 3-40、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與增加異體骨的整體勁度比較.....	66
圖 3-41、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TP-A 的斷面微動.....	66
圖 3-42、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 OP-A 的斷面微動.....	67
圖 3-43、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與增加異體骨的植入物最大應力比較.....	68
圖 3-44、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖.....	69
圖 3-45、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖.....	69
圖 3-46、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的整體勁度比較.....	70
圖 3-47、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的斷面微動比較.....	70

圖 3-48、模擬使用之 Ti6Al7Nb S-N 曲線.....	73
圖 3-49、500N 總力下 OP 與 OP-A 之疲勞壽命.....	74
圖 3-50、600N 總力下 OP 與 OP-A 之疲勞壽命.....	74
圖 3-51、700N 總力下 OP 與 OP-A 之疲勞壽命.....	75



第一章 緒論

1.1 簡介

1.1.1. 股骨解剖構造簡介

股骨(Femur)又稱為大腿骨(Thigh bone)(圖 1-1)，為全身最長的骨骼，由髖部延伸至膝蓋。近端(Proximal)處具有朝向內側(Medial)且形狀近似於圓形的股骨頭(Head)，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)，為股骨頭圓韌帶所附著處。緊接著頭部的下方較細窄之彎曲部位稱為股骨頸，鄰近股骨頸有兩處隆起，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)。大小轉子為許多腿部及臀部肌肉所附著的地方，其前側(Anterior)有轉子間線(Intertrochanter line)，在後側(Posterior)有轉子間脊(Intertrochanter crest)。

骨幹(Shaft)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)，在兩髌間有髌間窩(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髌 (Medial epicondyle)，外側有一外上髌 (Lateral epicondyle)。此兩解剖區域亦為許多肌肉與韌帶附著的地方。

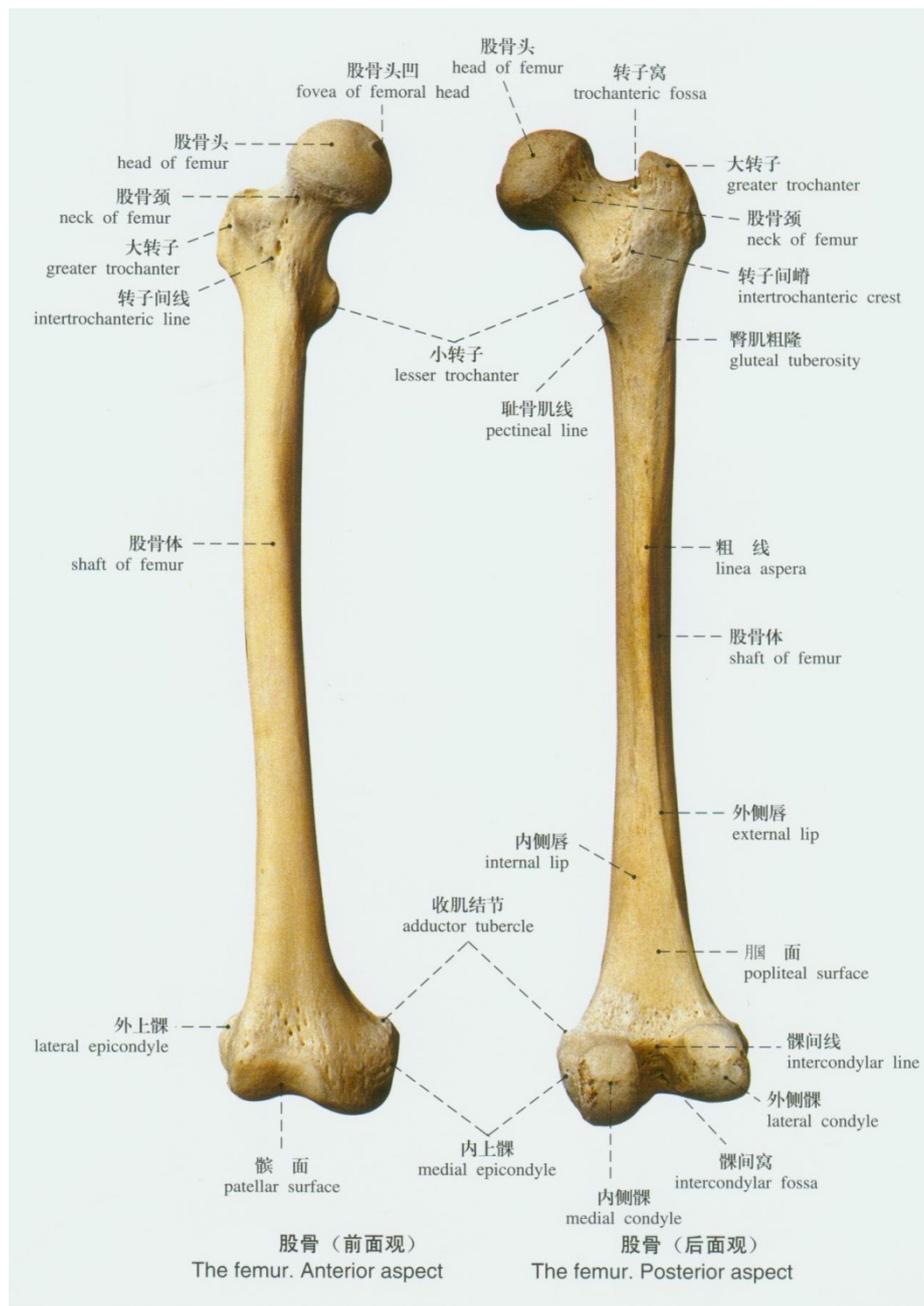


圖 1-1、股骨解剖構造[31]

股骨是下肢主要負重骨之一，強度較高，因此成人股骨骨折通常由車禍、高處墜落等強大的外力所導致，並常會引起出血型的休克；但老人則可能因骨質疏鬆導致骨質密度下降，較一般成人易於股骨骨折，而一旦骨折容易出現複雜、粉碎型股骨間產生空隙的骨折。而兒童患者則可能因營養不良產生軟骨病，使骨質的堅強性降低，股骨由前向外的弧度增加，而引起扭轉骨折。

由於大腿處附著的肌肉群眾多，骨折後須及早固定處理，以防股骨幹因肌肉群拉扯而導致錯位及重疊，或者是血管遭斷裂的股骨刺傷，導致下肢供血不良而壞死。

目前股骨骨折治療方法較多，必須依骨折部位、類型及病人年齡等選擇比較合理的方法治療。臨床上希望達到以下的治療效果：恢復肢體的力線及長度，無旋轉，盡量以微創保護骨折局部血液循環來促進癒合。股骨骨折如果治療不當，將遺留下肢畸形及功能障礙等後遺症，或引起感染、下肢供血不良、下肢壞死、坐骨神經受損等併發症，嚴重時甚至會導致死亡。

1.1.2. 股骨骨折分類

股骨骨折包含許多種類型，根據瑞士內固定協會(AO/ASIF)的分類法，可粗分為近端股骨骨折(Proximal femur fracture)、股骨幹骨折(Femur shaft fracture)及遠端股骨骨折(Distal femur fracture)。

股骨幹骨折指的是轉子下2~3公分至髁上2~3公分間的股骨骨折，圖 1-2 為一例。遠端股骨關節面骨折指的是髁處的股骨骨折，圖 1-3 為一例，而本研究所討論的鄰近人工膝關節骨折(Periprosthetic supracondylar femur fracture)，為髁上2~3公分間的股骨骨折，圖 1-4 為一例。

AO 骨折分類將髁上骨折分為A、B、C 三類[1]，如圖 1-5所示。

A 類為關節外骨折，B 類為骨折影響部份關節，C 類為骨折影響整個關節。本研究模擬的鄰近人工膝關節置換後合併股骨骨折屬於A類骨折。



圖 1-2、轉子下區股骨幹骨折[1]



圖 1-3、遠端股骨關節面骨折[1]

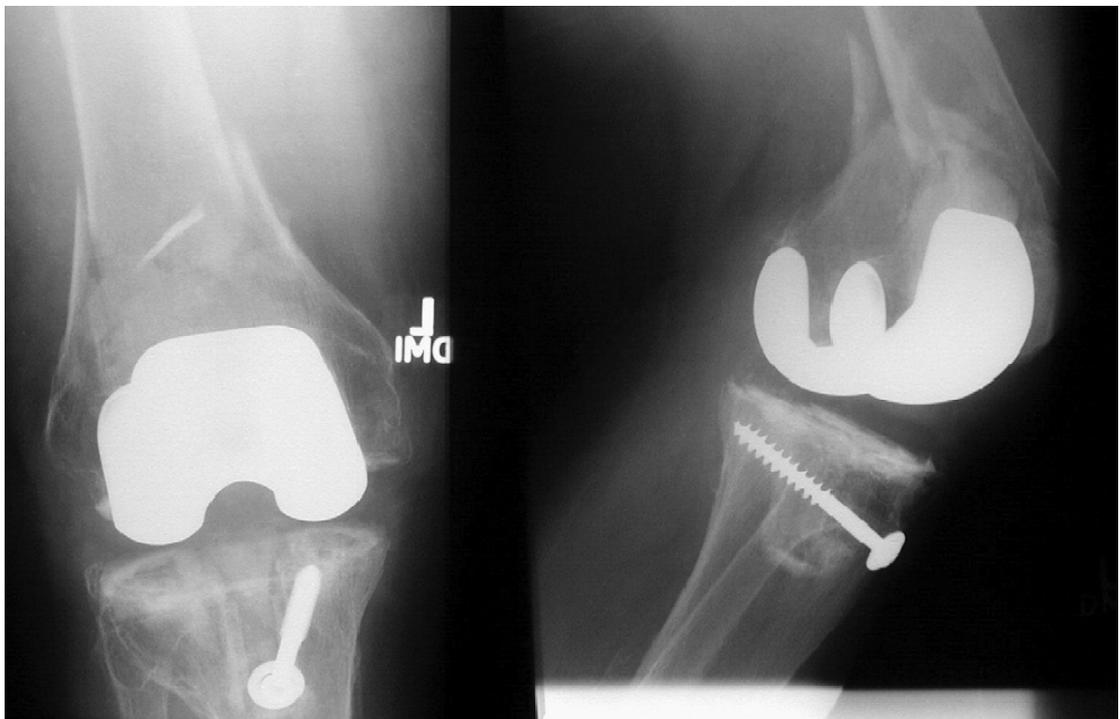


圖 1-4、鄰近人工關節裝置骨折[17]

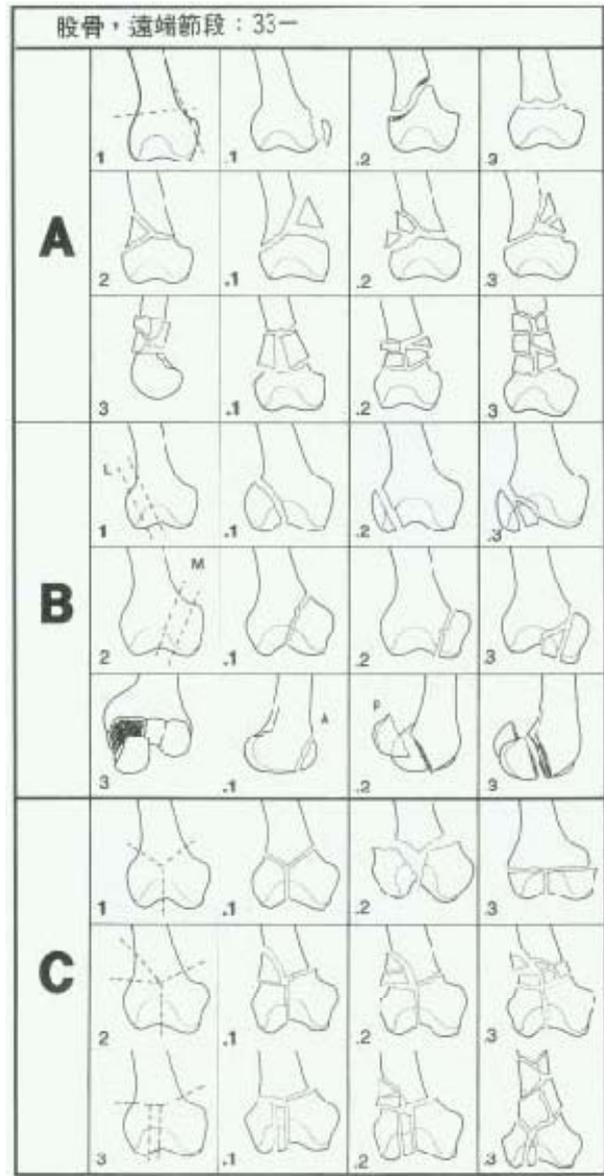


圖 1-5、AO 分類系統之髌上骨折[1]

1.1.3. 診斷分析

股骨骨折的臨床表現包含局部腫脹、疼痛劇烈、可能因大量出血併發休克、肢體功能受限且有明顯縮短、成角或旋轉畸形等等。股骨骨折的診斷是相當直接的，根據肢體的外部畸形情況即可初步判斷骨折的部位，此外骨折處有壓痛明顯且有骨擦音，沿縱軸叩擊足底或膝

部時，則骨折處會產生劇烈疼痛。如使用X光則能明確診斷出骨折位置、類型及位移情形等特點。

1.1.4. 各種骨折處理方式

股骨骨折有多種不同的治療方式，其中保守治療(Conservative treatment)有牽引法 (Traction)；手術治療(Surgery treatment)則有骨髓內釘(Intramedullary nails)固定、鎖定骨板(Plate)固定等方法。

牽引屬於保守治療的一種，不管有或沒有鑄支撐(Cast-bracing)，皆能發揮效用，但效果通常不如骨髓內釘。常見的後遺症包括腿長短縮、轉位異常(Malrotation)及膝部攣縮(Contracture)等。目前現有研究皆指出，骨髓內釘不管在機能上或解剖學上皆優於牽引，因此目前牽引已多被手術治療所取代。

骨髓內釘(圖 1-6)為目前治療長骨骨折時最常選用的治療方法，許多臨床研究都顯示，骨髓內釘對治療長骨骨折有很高的治癒率，此外它具有下列優點：

- (1)不用破壞軟組織，傷口小，手術感染的風險較低。
- (2)可維持住股骨原本的長度及固定旋轉方向。
- (3)內釘與股骨各分擔部分體重，術後能較快在部分負重下行走。

骨髓內釘通常包含骨髓內釘(Nail)(圖 1-7)本身及近端與遠端固

鎖螺絲(Locking screws)。依植入的部位可分為順行性(Antegrade)及逆行性(Retrograde)兩類。順行性骨髓內釘是由股骨近端植入，如圖 1-8 所示；而逆行性是由遠端植入，如圖 1-9 所示。

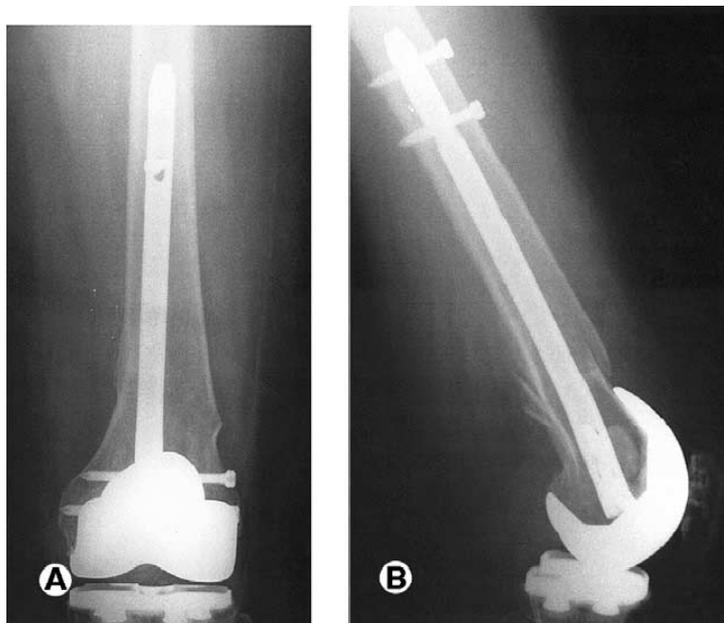


圖 1-6、使用骨髓內釘治療鄰近人工膝關節骨折[16]



圖 1-7、骨髓內釘

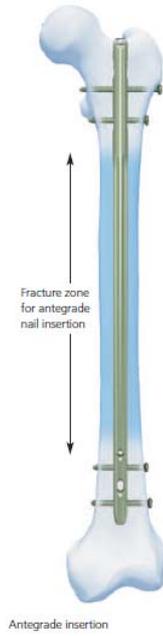


圖 1-8、順行性骨髓內釘[32]

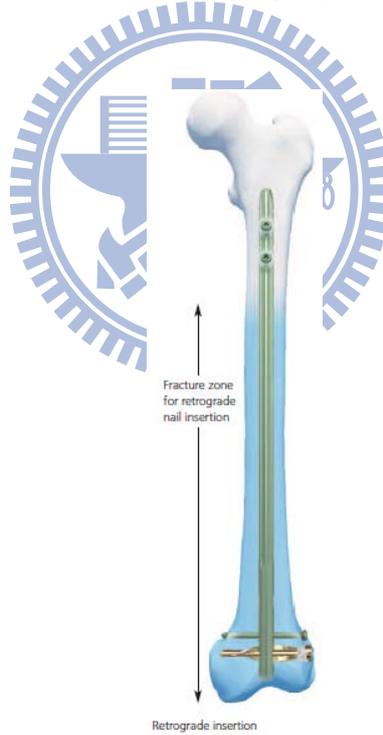


圖 1-9、逆行性骨髓內釘[32]

鎖定骨板 (圖 1-10)為目前治療全身骨折最常使用治療方式，鎖定骨板通常包含骨板(Plate)(圖 1-11)本身及鎖定螺絲(Locking screws)。

相對於以往的壓迫型骨板，現行的骨板（解剖型）有以下幾點優點。

- (1) 屬於微創手術，傷口細微，組織破壞少，感染低
- (2) 骨板內及骨釘頭另有螺紋設計，螺絲可鎖入骨板形成穩定角度的內固定器
- (3) 骨板對外骨膜的無壓迫，血液供應良好

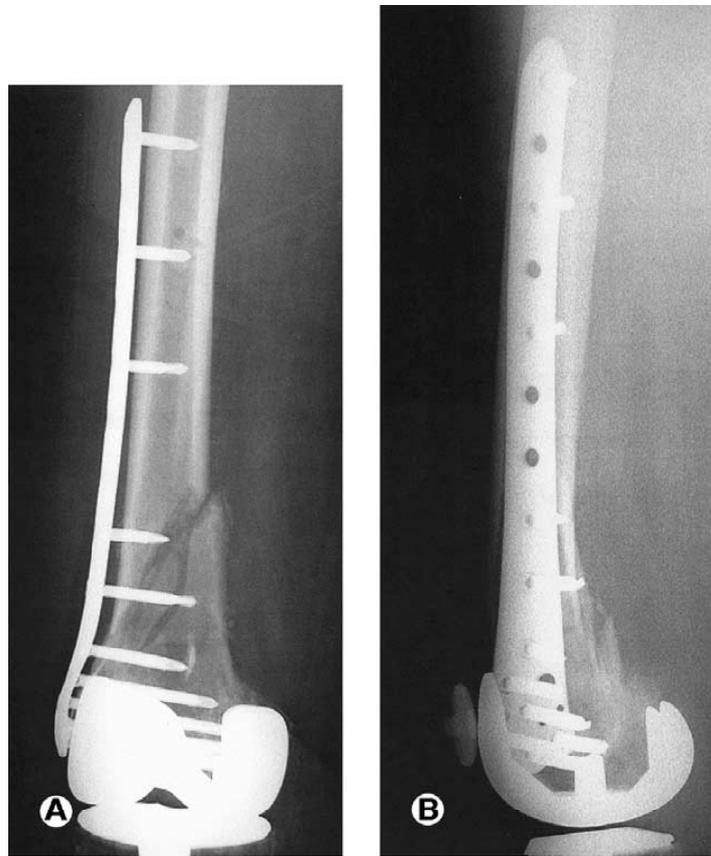


圖 1-10、使用鎖定骨板治療鄰近人工膝關節骨折[16]



圖 1-11、鎖定骨板

1.2 文獻回顧

在現代的臨床治療上，部份膝關節發生病變患者使用人工膝關節裝置(Total knee arthroplasty, TKA)後，其中有 0.3-2.5%的患者於裝置人工膝關節後會發生遠端股骨骨折[2-3]。這此種情況下所發生的遠端股骨骨折稱為「鄰近人工關節裝置骨折」(Periprosthetic Fracture)。此類骨折會因為人工膝關節的存在而有更多的限制條件，因而提升治療困難度。一般臨床治療方式可以選擇以鎖定骨板或骨髓內釘作復位，再固定之。但因人工膝關節的裝置已先行卡位，使骨板無法順利植入，因此限制內固定的穩定度，並且對於骨質疏鬆症患者骨板亦容易有螺釘鬆脫的情況 [4-7]。

接受人工膝關節置換的主要病人大都為 70 歲以上，可能同時具有骨質疏鬆、內科疾病、下肢神經肌肉功能部份喪失等病理條件，這些都會對復位內固定的執行產生干擾。此時用非手術療法，例如牽引、石膏固定，常會合併發生骨骨后(Epiphysis)不穩固、癒合不正、關節活動範圍喪失，甚至因此造成人工膝關節鬆脫。

自 1980 年起，治療人工膝關節置換後鄰近股骨骨折的研究報告多以非手術療法居多。而對於關節穩定度、骨質疏鬆的評估則少有著墨。此類非手術療法，通常在 6-8 週骨骼牽引後以石膏固定，或再輔以簡單內固定及石膏加強的 Cast Bracing[8,9]，通常會發生肢體不正

的內翻或內轉變形。

直至 1994 年，Chen[10]分析 12 篇此類論文，認為原先骨折是否移位會影響治療效果。未移位骨折用傳統非手術療法有 83%滿意度，移位骨折不管手術或非手術治療，卻只有 64%滿意度。當然手術的潛在危險因素(5%)亦是應考量在內的。

順行性骨髓內釘固定股骨髁骨折已行之有年[4,5,7]，唯對鄰近人工膝關節骨折之固定力遜於骨板固定，且須在關節上 6 至 8 公分的骨折才能使用。近幾年來，採用逆行性骨髓內釘來治療此類骨折已有報告[11-15]，可併用較少組織剝離的微創手術是其特點。手術時骨髓內釘之遠端不可突出關節面入口處，且必須先行完整骨折復位。

近年來新型的鎖定骨板合併微創骨折內固定系統 LISS(Less Invasive Stabilization System)問世，相對於傳統的骨板，新型鎖定骨板在骨板孔內及骨螺絲頭另有螺紋設計，骨螺絲可鎖入骨板，形成穩定角度的內固定器。且併用微創手術使得組織破壞少，感染機率低，傷口美觀又較易痊癒。尤其少了骨板對外骨膜的壓迫，骨骼血液供應良好，術後較易復原。對骨質疏鬆病患、人工關節置換術後骨折及末端粉碎性骨折等，卓有成效。2003 年 Althausen[16]臨床報告，綜合 LISS 微創型鎖定骨板對於治療人工膝關節置換後骨折包含以下的優點：螺絲鎖入骨板，多點固定；不依靠股骨與骨板間摩擦力來固定；

微創手術，較少組織剝離，術後較快恢復。

配合新型鎖定骨板的出現，對於骨質疏鬆且粉碎性骨折與骨折處產生空隙等嚴重的複雜性骨折，有醫生提出一新的治療想法。此新手術是將骨折處先使用合適的異體骨塞入骨髓腔內，用以支撐上方的皮質骨，再以鎖定骨板復位並固定之。2008年Kumar[17]之臨床報告顯示，治療三個骨質疏鬆並且裝置人工膝關節後鄰近處骨折的病人，使用骨板加置異體骨方式治療，獲得很好的療效。

1.3 研究動機與目的

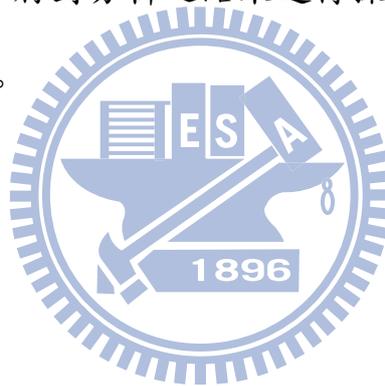
綜觀上述文獻可知，人工膝關節置換後鄰近骨折的治療相當複雜，且無標準治療方式，而新型的逆行性骨髓內釘與微創型鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨等新型態的治療方式，如今已在國內引進七、八年，然尚欠缺臨床療效來佐證其在鄰近人工膝關節股骨骨折的適用範圍。因此以有限元素分析來進行簡化模型的比較，對於植入的骨髓內釘、鎖定骨板、螺絲、異體骨的力學特性，或許可提供指標性的參考，甚或進一步改良鎖定骨板與骨髓內釘的設計。

因此本研究的目的在於，針對治療鄰近人工膝關節置換後合併股骨骨折，進行逆行性骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的生物力學評估比較。探討在使用前述三種裝置治療鄰近人工膝關節股骨骨折後斷裂面處的穩定度及應力分佈狀況，以找出其中較適合的治療

方式。進而建議骨科醫師，何種的治療方式可以提供骨折處最好的穩定度。此外，由於此類骨折主要發生在老年齡病患，所以本研究亦針對老年人骨質疏鬆後的骨質密度條件，進行模擬與分析，以探討骨質疏鬆對骨髓內釘與鎖定骨板之植入所造成的影響。

1.4 章節介紹

本研究第一章針對股骨骨折作背景介紹，以及相關論文簡介。第二章將詳述研究方法與步驟，對有限元素模型建立流程、邊界條件的設定加以說明。第三章將對分析之結果進行探討。第四章將歸納本研究之結論與未來展望。



第二章 研究方法與步驟

2.1 股骨模型與植入物參數取得

許多研究指出，利用屍骨或生物體骨骼進行生物力學評估，常會有樣本個別的差異，如尺寸、骨密度等問題產生。目前市面上已有統一規格化的人工股骨，而人工股骨在驗證上能提供的可信度普遍在國際上取得認可[19]。因此本研究將採用人工股骨來進行探討與比較。

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 2-1)，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 2-1 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「成人左側第四代股骨」(Medium Left fourth - Generation Femur)；其產品編號為 3403，重量為 530 克重[19][20]。

該公司第四代骨頭模型的皮質骨(Cortical bone)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 2-1 所示。

表 2-1、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

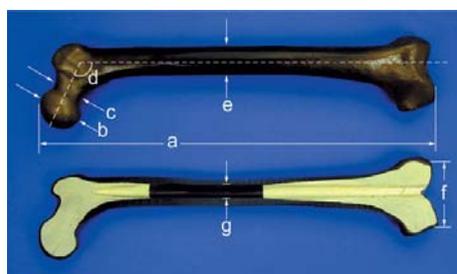


圖 2-1、成人左側第四代人工股骨

根據臨床醫師評估，本研究選擇了 236mm 長度的鎖定骨板(圖 2-2);在臨床上常使用的骨髓內釘直徑為 10mm，研究中骨髓內釘為了與鎖定骨板一致，故選用直徑 10mm 長度 240mm 的骨髓內釘(圖 2-3)，臨床上異體骨主要從骨頭銀行取得，臨床上一般選用長度大約為 50mm~60mm，本研究則選擇長度 60mm 的異體骨來進行模擬。

Titanium Distal Femur LISS Plates, left

	Holes	Length (mm)
422.341	5	156
422.345	9	236
422.349	13	316



圖 2-2、骨板規格

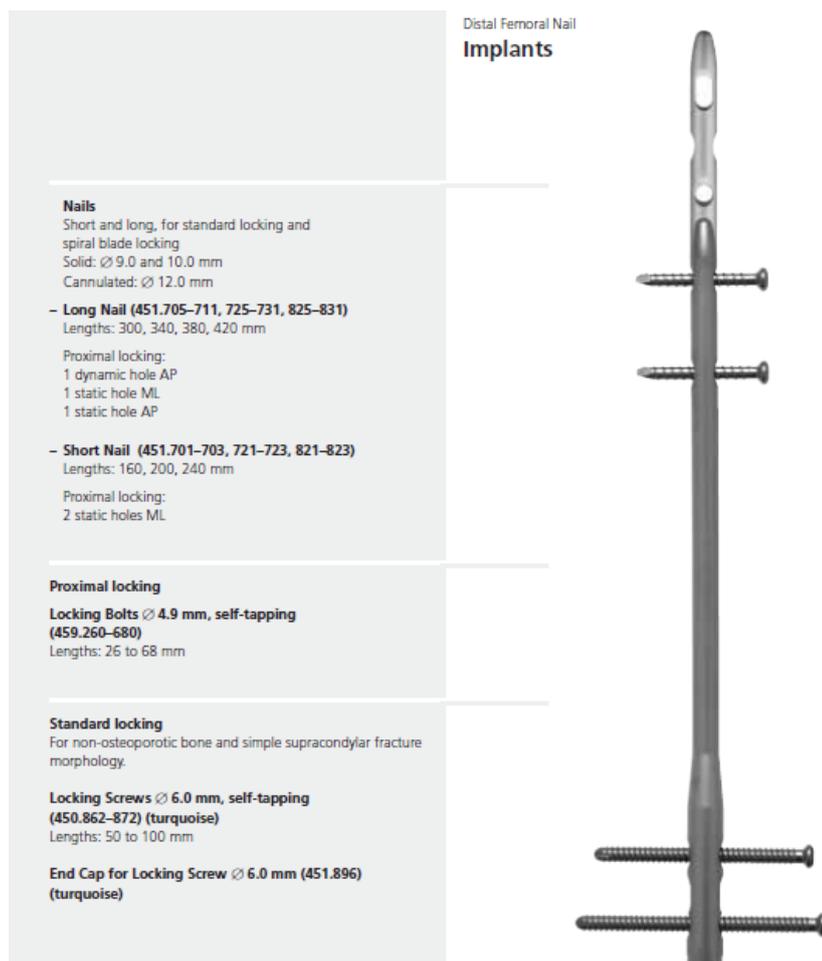


圖 2-3、骨釘規格

2.2 模型建立

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 2-4 所示。將得到的人造股骨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[21]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 2-5 所示。

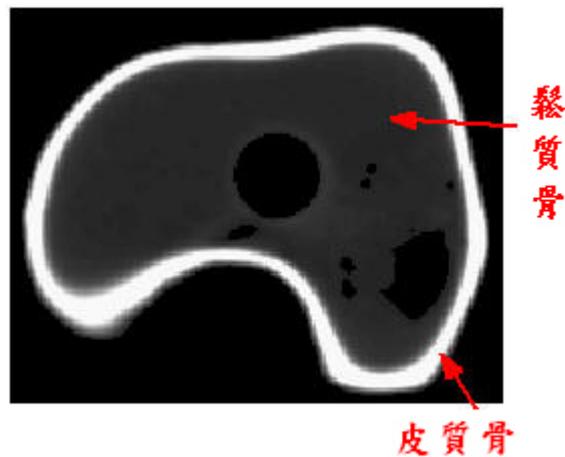


圖 2-4、人造股骨之 CT 影像資料



圖 2-5、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 2-6 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。

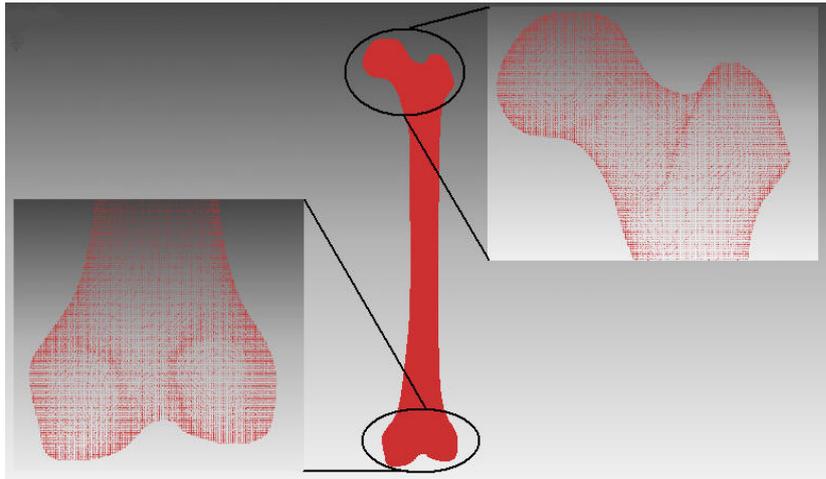


圖 2-6、點群資料

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 2-7 所示），因而節省下大量的時間與精力。隨後將所得之股骨模型匯入到 SolidWorks 裝配鎖定骨板與骨髓內釘，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。

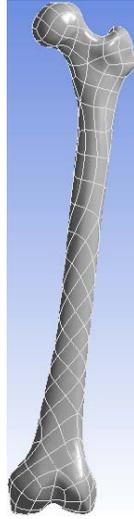


圖 2-7、三維股骨實體模型

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，且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 2-8 所示。

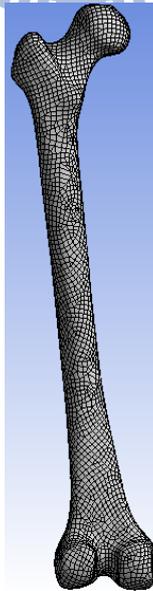


圖 2-8、三維人工股骨網格模型

由圖 2-9 跟圖 2-10 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。

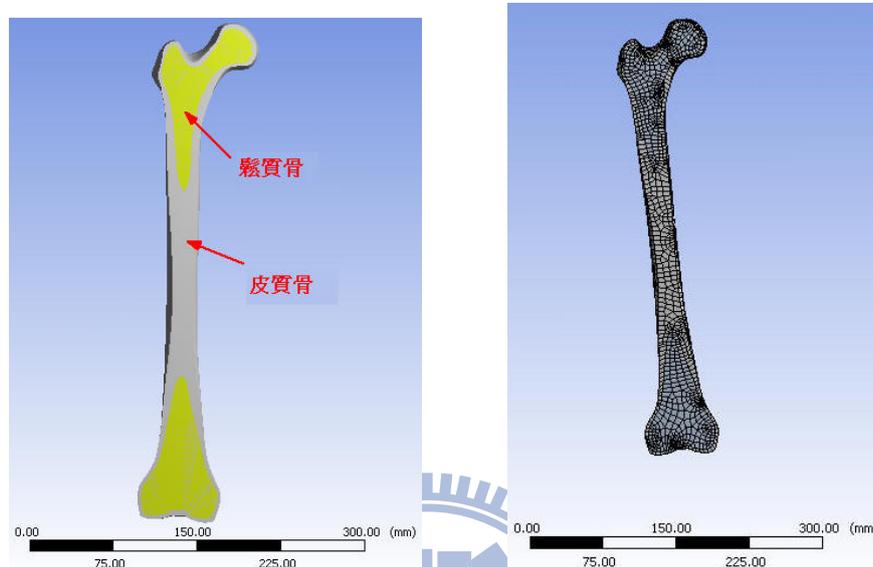


圖 2-9、剖半之三維股骨模型（左）和股骨網格模型（右）

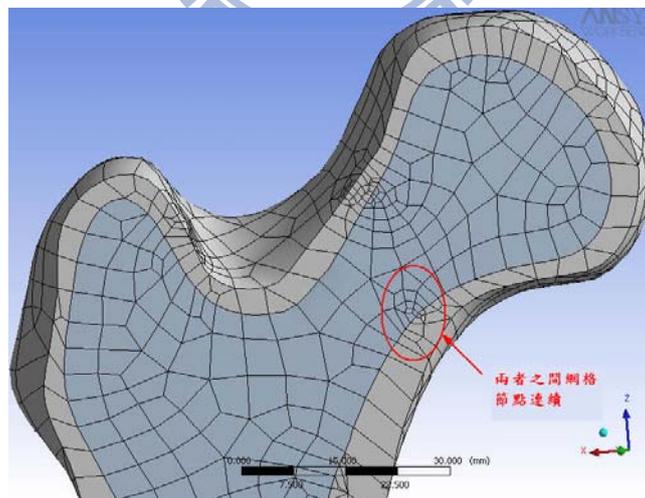


圖 2-10、皮質骨與鬆質骨節點連續

接下來根據實體的鎖定骨板、骨髓內釘、螺絲與人工膝關節，使用 SolidWorks 建模軟體建構出鎖定骨板(圖 2-11)、骨髓內釘(圖 2-12)、

螺絲的實體模型，並且選擇型號為 Zimmer 5780-08 的人工膝關節，建構人工膝關節(圖 2-13)的三維實體模型。此外本研究以長度 60mm 外徑 17mm 內徑 10mm 的圓柱來簡化模擬異體骨如圖 2-14 所示。最後按照臨床手術規範，將人工膝關節裝置上股骨模型(圖 2-15)，之後再植入鎖定骨板(圖 2-16)、或是骨髓內釘(圖 2-17)、或是鎖定骨板加置異體骨(圖 2-18)。

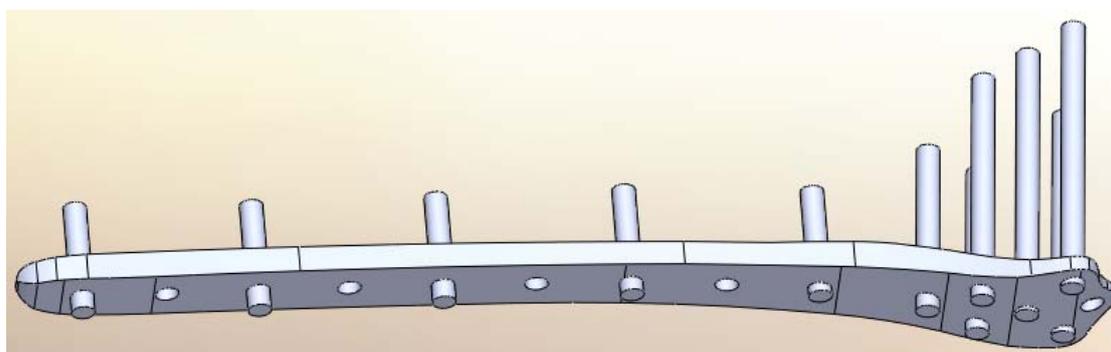


圖 2-11、鎖定骨板三維模型

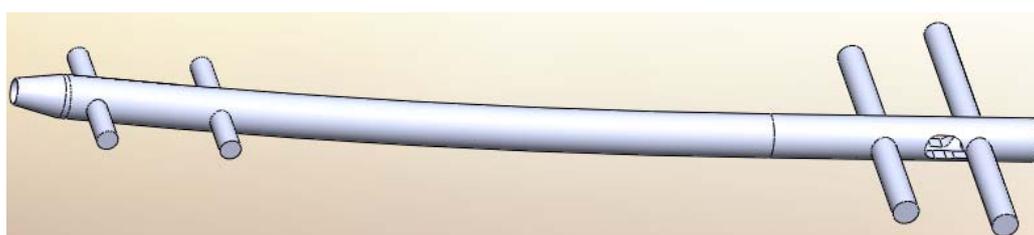


圖 2-12、骨髓內釘三維模型

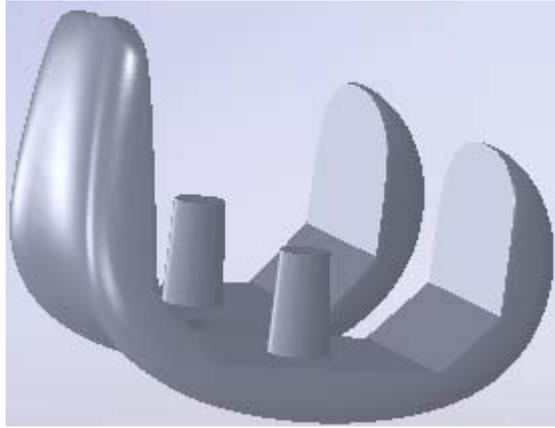


圖 2-13、人工膝關節三維模型

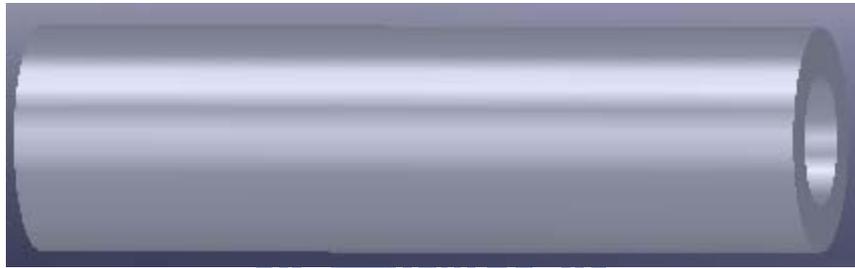


圖 2-14、異體骨三維模型

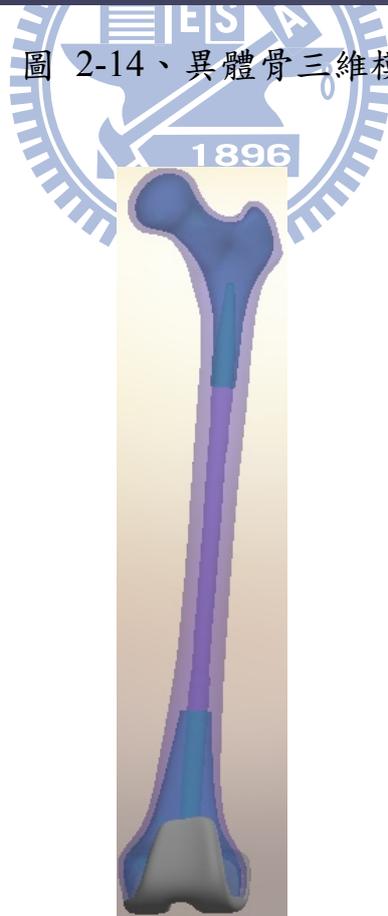


圖 2-15、人工膝關節置換模型



圖 2-16、人工膝關節置換後植入鎖定骨板模型



圖 2-17、人工膝關節置換後植入骨髓內釘模型

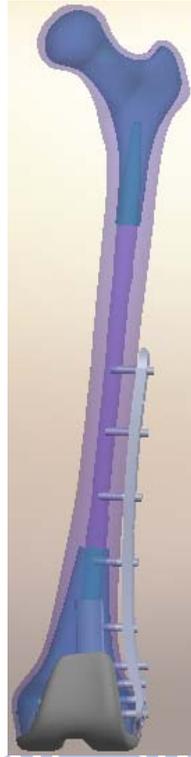


圖 2-18、人工膝關節置換後植入鎖定骨板加置異體骨模型

2.3 收斂測試

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勁度(Stiffness，是指物體抵抗變形的強度，也就是單位變形量所需的施力)數值為合理，因此進行了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)所得勁度結果，取得網格密度與所計算出之勁度值之間的收斂關係，以決定該使用多少元素來網格化有限元素模型，才能得到合理之勁度分析結果。

收斂性分析使用正常股骨(Intact)模型內來模擬體外實驗[22]，於股骨遠端設定為 full bonded 邊界條件，上方施加 1000N 之力，觀

察其位移量，以獲得股骨整體勁度。藉由改變模型的網格密度，利用位移控制，觀察在不同網格密度下壓縮力對股骨造成的勁度值來決定之後模擬時模型的網格密度；當勁度值處於一穩定範圍時，選取此時的網格密度為之後研究所用。

此分析之歸納結果如表 2-2 所示，再根據表 2-2 中元素數目與勁度值的數據做成收斂曲線(圖 2-19)。由表 2-2 與圖 2-19 可知，其勁度值收斂範圍大約是在 1225 至 1235N/mm 之間，網格密度在 3 到 5mm 趨於平緩。由於網格過密會使運算時間非常冗長，因此在考慮到元素數目與分析時間等因素，選擇網格密度為 4mm 作為本研究模擬股骨時所需的網格密度。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。

表 2-2、網格密度與勁度之關係

Mesh Size(mm)	stiffness(N/mm)	Element number
8	1234.78	14964
7	1233.24	17868
6	1229.24	22172
5	1228.02	28757
4	1226.87	42609
3	1225.76	72129

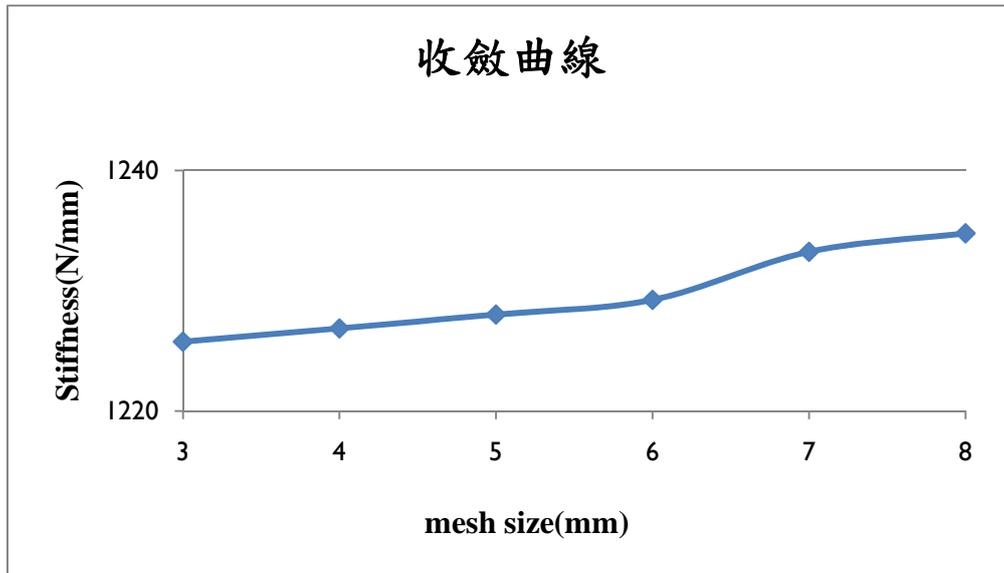


圖 2-19、收斂曲線

2.4 模型驗證

接下來再利用選定之網格密度所得到的模擬結果，比對股骨整體勁度情況以便先行驗證有限元素模型的準確性。模擬與體外試驗比對結果如下圖 2-20 所示。由圖中可知，模擬結果在體外試驗的誤差之內，因此可以確認有限元素股骨模型的可行性。

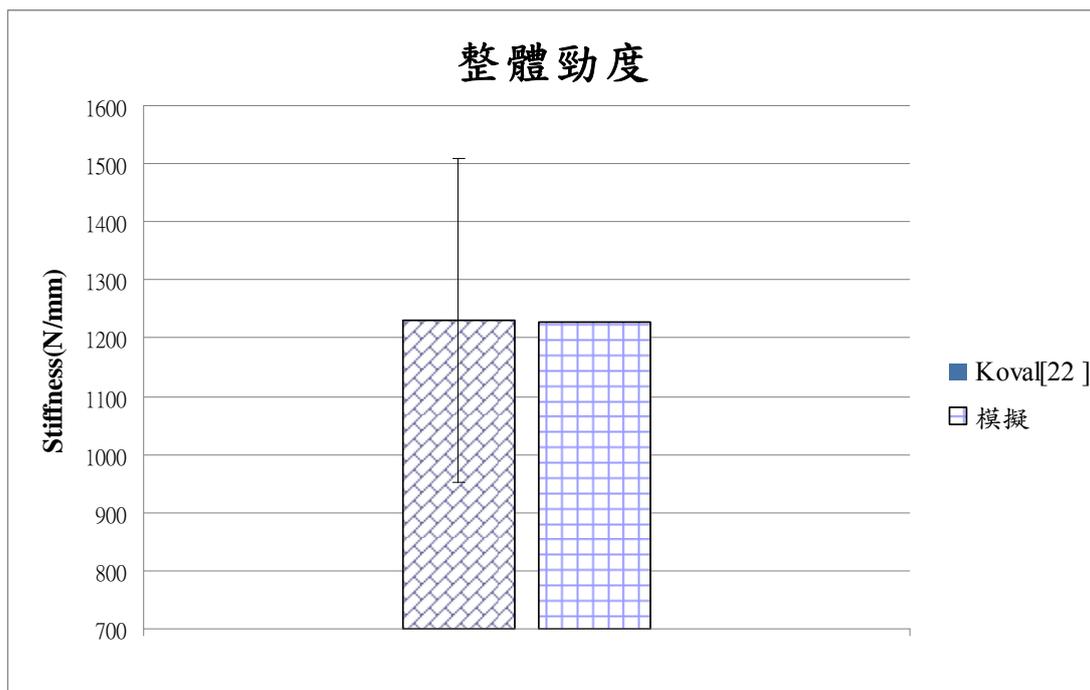


圖 2-20、模擬與體外試驗之比較

2.5 模擬設定

2.5.1. 材料性質

模擬所用之人工股骨模型、鎖定骨板、骨髓內釘、人工膝關節與螺絲材料性質方面皆採用原廠所提供數據，如表 2-3 所示。

表 2-3、模型材料性質

材料	皮質骨	鬆質骨	人工膝關節	鎖定骨板、骨髓內釘、螺絲(鈦合金)
楊氏係數	12400MPa	104MPa	210000MPa	110000MPa
浦松比	0.3	0.3	0.3	0.3
質量密度	1.7g/cm ³	0.27g/cm ³		
降伏應力			600MPa	800MPa
極限應力			896MPa	900MPa

2.5.2. 邊界條件

在模擬的邊界條件方面，螺絲與股骨間的接觸條件參考徐慶琪 [23] 文獻，其研究指出當忽略骨螺絲與股骨間的界面時，直接使用 full bonded 條件，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，之後本研究針對螺絲與股骨之界面設定將都採用 full bonded 條件。在鎖定骨板與螺絲的接觸條件上，為了模擬鎖定螺絲穩定固定於鎖定骨板，所以亦採用 full bonded 條件。至於骨髓內釘與股骨的接觸條件則參考 Grant [24] 的實驗結果設定鈦合金與股骨接觸間的庫倫摩擦係數為 0.08。而在異體骨置入的邊界條件中，異體骨與股骨間的接觸條件參考相關模擬文獻 [25] 採用庫倫摩擦係數 0.3。因為在臨床上螺絲會頂住異體骨，所以模擬中設定螺絲與異體骨的庫倫摩擦係數為 0.8，以模擬螺絲頂住異體骨，但沒有鎖進異體骨之情況。

在臨床上粉碎性等嚴重複雜的骨折在骨折處會有空隙產生，故模擬上以 1cm 之空隙來模擬臨床上的粉碎型骨折。在模擬負荷的設定方面分為兩種情況來分別討論，一個為膝關節的支撐力，另一個為肌肉拉扯股骨造成的扭力。支撐力方面將施以 500N 之總力於骨股遠端，此負荷之分配是根據文獻 [26] 所提出，股骨內側佔 60% (300N) (如圖 2-21 (左) B 點紅色箭頭所示)、外側負荷佔 40% (200N) (如圖 2-21 (左) A 點紅色箭頭所示) 來模擬病人單腳站立時受力情況。上述所提到之內

側與外側，其在解剖學上之定義為以人體中心的垂直軸劃分，越靠近垂直軸為內側，越遠離垂直軸為外側；越靠近心臟的為近端，越遠離心臟的為遠端，如下圖 2-22 所示。扭力方面將根據相關文獻[27]以一個步態間，股骨遠端受到最大的扭力為 6Nm，故施以 6Nm 之扭力於股骨遠端如圖 2-21 (右)所示。股骨近端邊界條件為 full bonded，如圖 2-21 藍色區域所示。

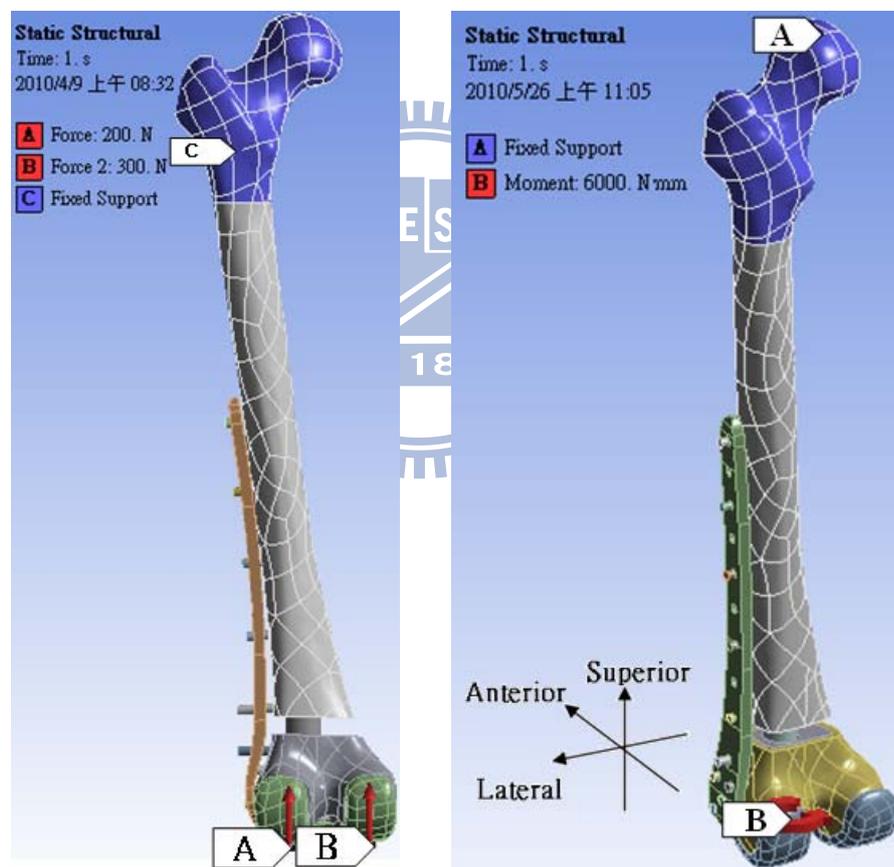


圖 2-21、(左) 支撐力條件 (右) 扭力條件

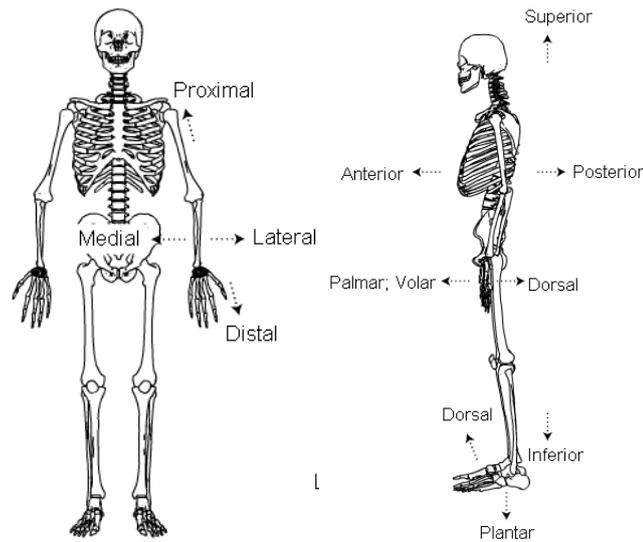


圖 2-22、人體解剖學中，內外側之定義[33]

2.6 斷裂角度

臨床上裝置人工膝關節後，股骨遠端會因為人工膝關節造成應力集中導致股骨容易從應力集中處開始斷裂。而市面上的人工膝關節因為股骨外型緣故皆是外側較高（圖 2-23），故臨床上裝置人工膝關節後骨折從外側開始斷裂為多，且常出現粉碎型骨折。故本研究根據臨床上常見的橫斷與斜斷狀況，並且產生 1cm 之空隙來模擬臨床上粉碎型骨折，建立出裝置人工膝關節後橫斷(圖 2-24)與斜斷之模型(圖 2-25)。接著將鎖定骨板植入橫斷與斜斷模型即可得到橫斷鎖定骨板模型(TP)(圖 2-26 左)與斜斷鎖定骨板模型(OP)(圖 2-26 右)，同樣可以得到橫斷骨髓內釘模型(TN) (圖 2-27 左)、斜斷骨髓內釘模型(ON) (圖 2-27 右)、橫斷異體骨模型(TP-A) (圖 2-28 左)與斜斷異體骨模型(OP-A) (圖 2-28 右)。

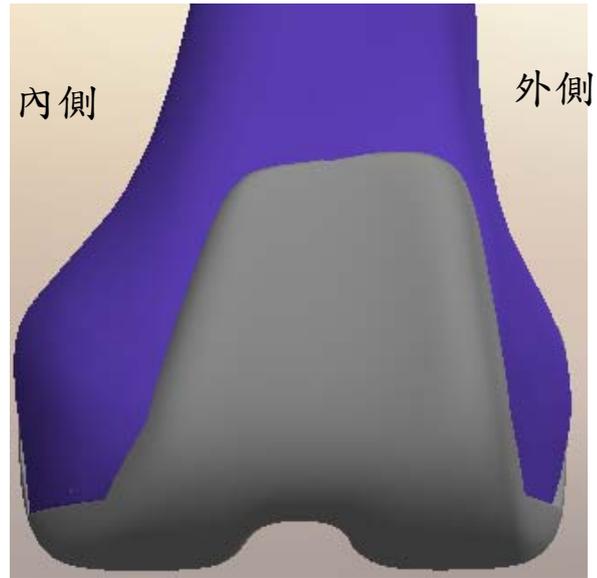


圖 2-23、人工膝關節置換後模型

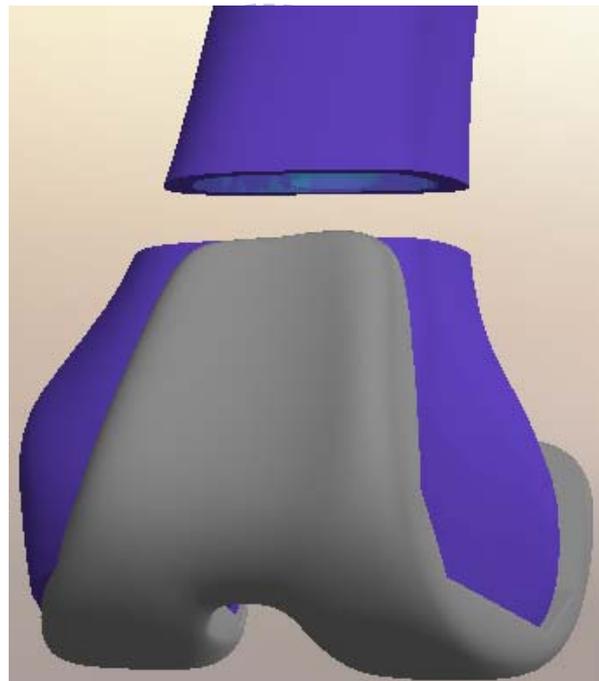


圖 2-24、橫斷骨折人工膝關節置換後模型



圖 2-25、斜斷骨折人工膝關節置換後模型

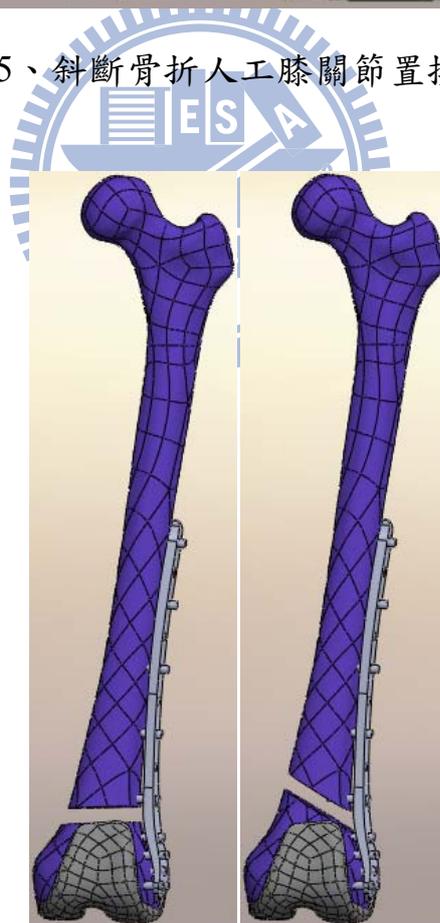


圖 2-26、(左)橫斷骨折之鎖定骨板模型 TP(右)斜斷骨折之鎖定骨

板模型 OP

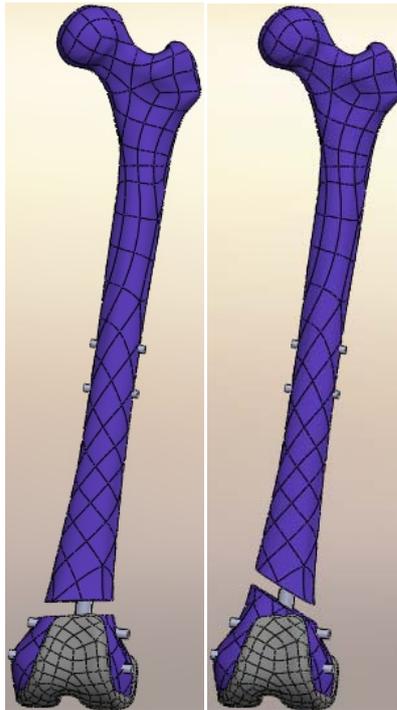


圖 2-27、(左)橫斷骨折之骨髓內釘模型 TN(右)斜斷骨折之骨髓內

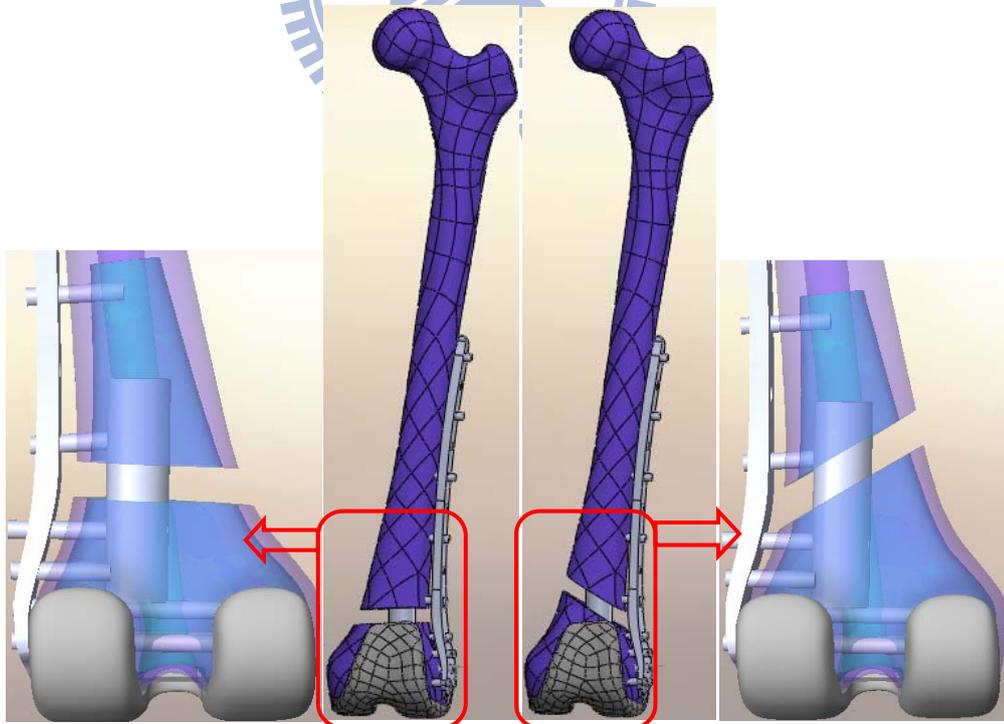


圖 2-28、(左)橫斷骨折之異體骨模型 TP-A(右)斜斷骨折之異體

骨模型 OP-A

2.7 骨質疏鬆條件

在臨床上的案例發生遠端股骨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。因此，合併骨質疏鬆條件的股骨骨折治療是很重要的。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。

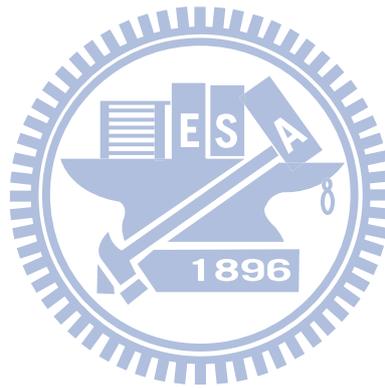
Carter[28]將骨頭假設為多孔性材料，使用 100 個圓柱狀屍骨作體外實驗，由實驗數據與多孔性材料公式獲得骨頭特性常數，根據文獻結果公式可獲得密度與楊氏係數關係方程式。 $(E = 2875\rho^3, E : \text{MPa}, \rho : \text{g/cm}^3)$ 。

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[28][29]，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，鬆質骨楊氏係數亦將根據人工股骨皮質骨與鬆質骨之比例作等比例調整。本研究運用臨床文獻中[30]以 DEXA 儀器獲得不同年齡層病患之皮質骨密度數值，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，選擇文獻中年齡較大的 81 歲骨質疏鬆病患的骨質密度，得到 81 歲骨質疏鬆病患之楊氏係數，如表 2-4 所示。

表 2-4、81 歲病患之皮質骨楊氏係數

年齡	骨質密度	皮質骨楊氏係數(MPa)
81	0.89	2027

本研究將在不同斷裂面及不同受力狀況下，針對鎖定骨板與骨髓內釘，以及鎖定骨板與加置異體骨，在勁度、應力、斷裂處之微移動比較，最後將考慮骨質疏鬆症狀並進行評估。



第三章 結果與討論

3.1 鎖定骨板與骨髓內釘比較

3.1.1. 支撐力負荷條件

首先比較植入物的最大應力，以下所有應力皆為 von-Mises stress，接著觀察應力分佈情況，再討論整體勁度表現，最後探討斷面微動。

圖 3-1 是在支撐力負荷條件下，鎖定骨板與骨髓內釘植入物最大應力比較，圖中顯示橫斷鎖定骨板(TP)的應力為 498.82 MPa，比橫斷骨髓內釘(TN)的應力 331.04MPa 大，而斜斷鎖定骨板(OP)的應力為 502.86 MPa，比斜斷骨髓內釘(ON) 的應力 235.04MPa 大，顯示出在同樣的支撐力下，鎖定骨板承受的應力會比骨髓內釘大，但都未超出降伏應力(Yield stress)。骨髓內釘應力較小表示在同樣條件下骨髓內釘的使用壽命比鎖定骨板久。鎖定骨板的應力較骨髓內釘大，這會使得鎖定骨板在治療體重較重的病患時會比骨髓內釘更容易失敗，且臨床上也發生過因為病患體重過重使得植入的骨板斷裂造成二度骨折的案例。

圖 3-2 為支撐力負荷條件下，TP 與 TN 等效應力分佈圖，圖中顯示鎖定骨板應力集中於骨折斷裂面附近，而骨髓內釘應力分佈較為均勻。圖 3-3 為支撐力負荷條件下，OP 與 ON 等效應力分佈圖，圖中顯示鎖定骨板應力集中於骨折斷裂面附近，而骨髓內釘應力分佈較

為均勻。

本研究中選取內側最遠端點的 Z 軸位移，如圖 3-4 黃點所示，將受力除以位移，即可獲得整體勁度，圖 3-5 為支撐力負荷條件下，鎖定骨板與骨髓內釘的整體勁度比較，圖中顯示在整體勁度方面鎖定骨板的勁度比骨髓內釘高。臨床上使用鎖定骨板等的內固定器主要是使骨頭復位並維持原本的形狀，所以能提供足夠的穩定性為主要考量。

為了觀察股骨內側與外側斷裂面上下間的相對微動，分三個地方來評估整個斷面的微動，以內側點為例，選取上下斷裂面最內側點的 Z 軸位移差來表示相對斷面微動，如圖 3-6 所示，圖 3-7 為支撐力條件下 TP 與 TN 的斷面微動，正值表示斷裂面間距縮小，負值表示斷裂面間距變大。圖中顯示 TP 與 TN 的內側壓縮量值接近；TP 的外側呈現壓縮而 TN 的外側呈現伸張現象，且 TN 伸張量大於 TP 壓縮量，但整體之差異不大。圖 3-8 為支撐力條件下 OP 與 ON 的斷面微動，圖中顯示內側壓縮量 OP 大於 ON，而外側 ON 的伸張量大於 OP 的壓縮量，但整體之差異亦不大。由臨床來說骨折之後骨頭生長期間，斷裂面間的作動越小越好，但可容許稍微作動，因為斷裂面間的微動，可使粉碎的骨頭互相碰撞刺激骨痂增生幫助病人恢復。

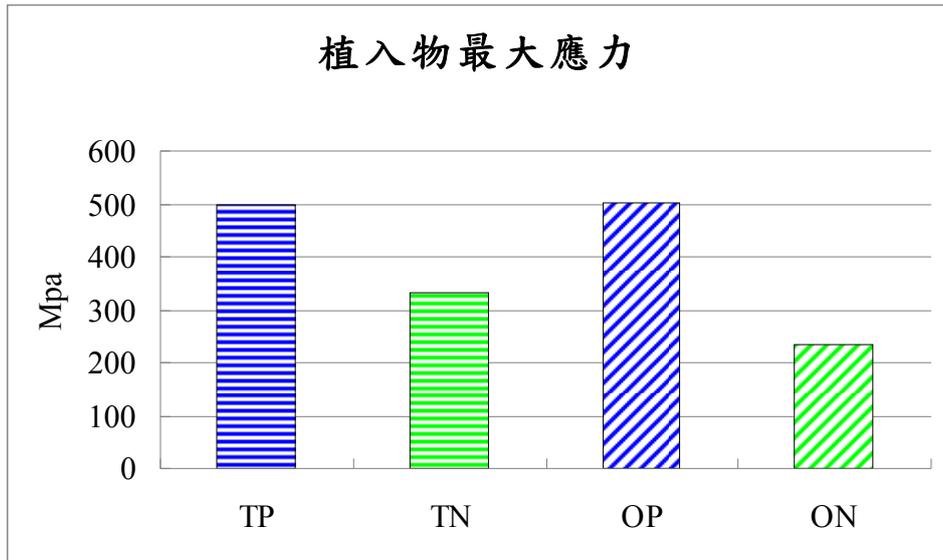


圖 3-1、支撐力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘植入物最大應力比較

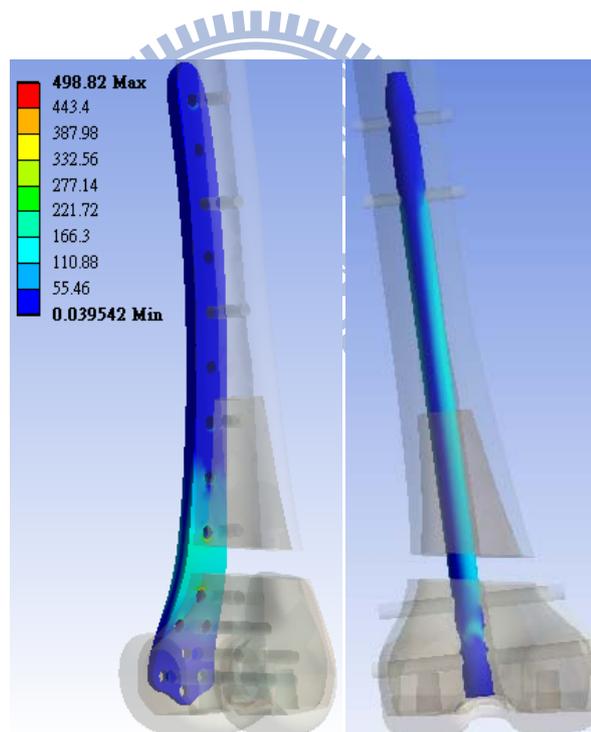


圖 3-2、支撐力負荷下 TP 與 TN 等效應力分佈圖

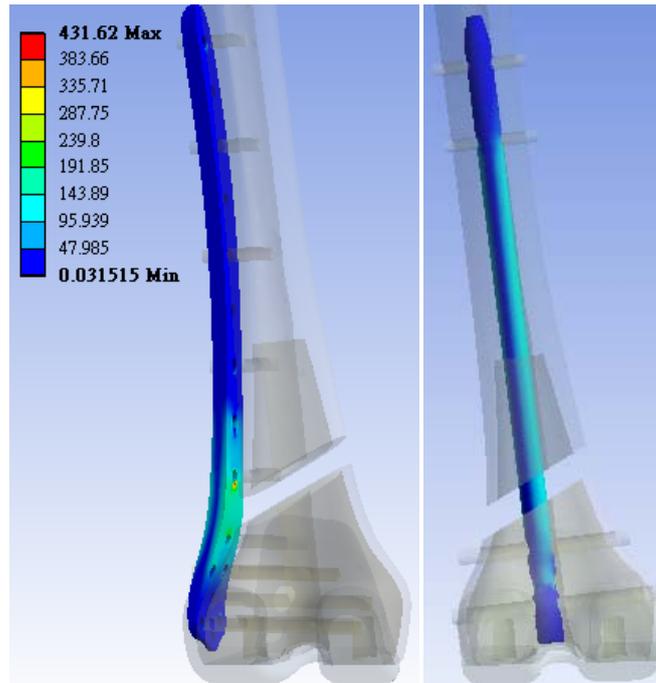


圖 3-3、支撐力負荷下 OP 與 ON 等效應力分佈圖

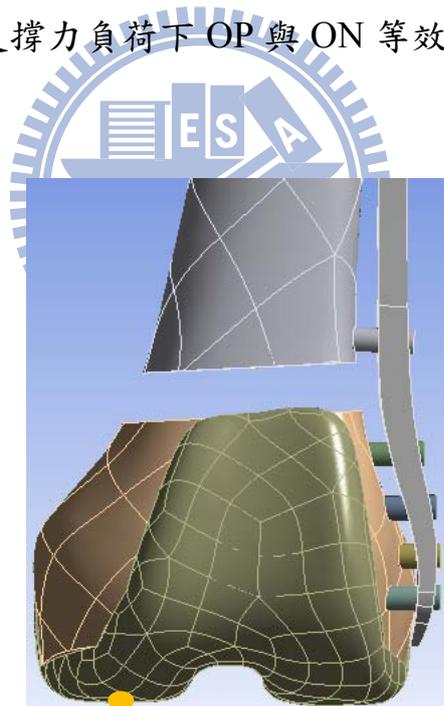


圖 3-4、支撐力負荷下整體勁度量測點示意圖

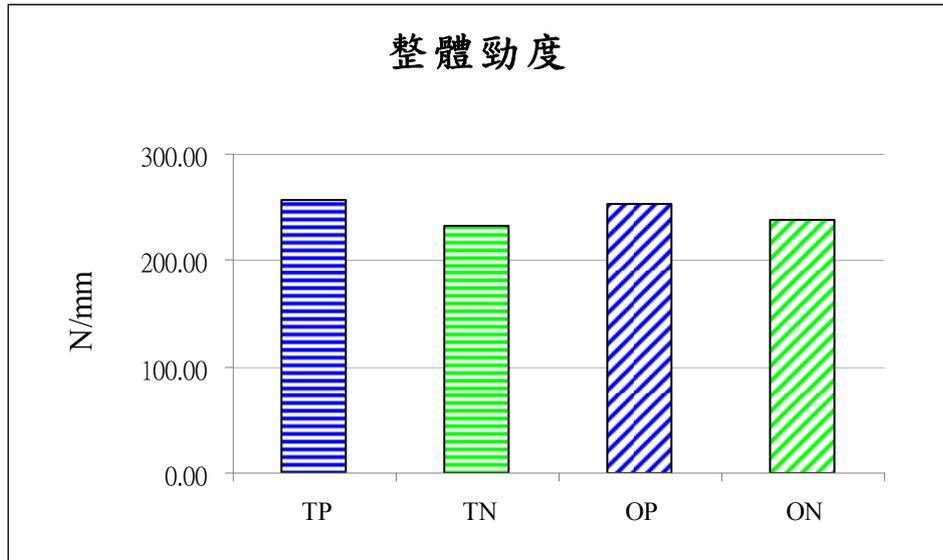


圖 3-5、支撐力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘整體勁度比較

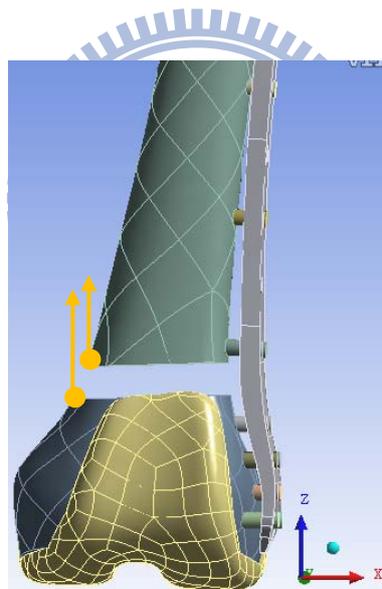


圖 3-6、支撐力負荷下斷面微動量測示意圖

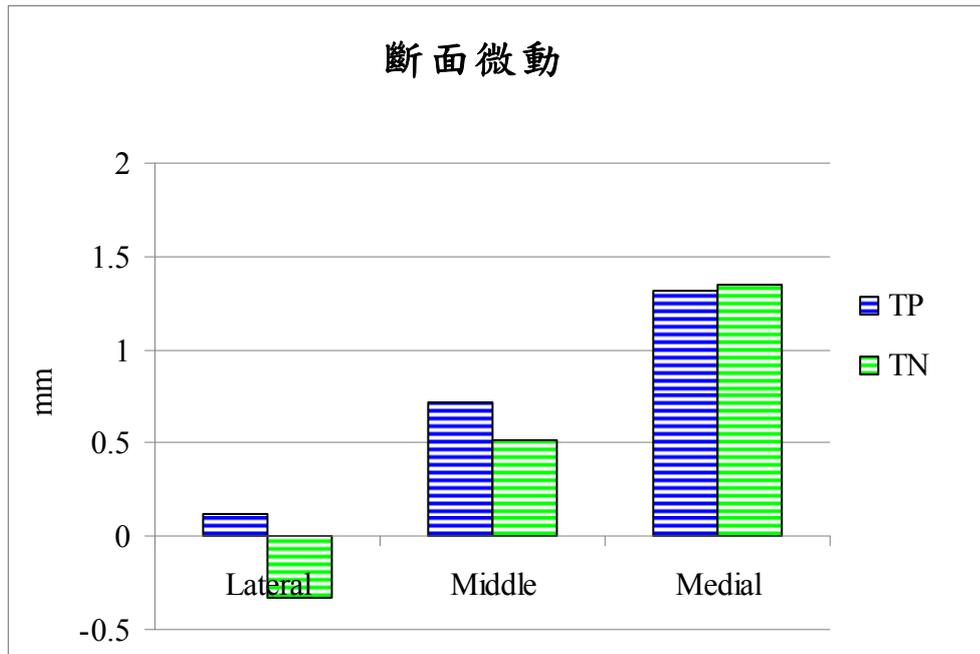


圖 3-7、支撐力下 TP 與 TN 斷面微動比較

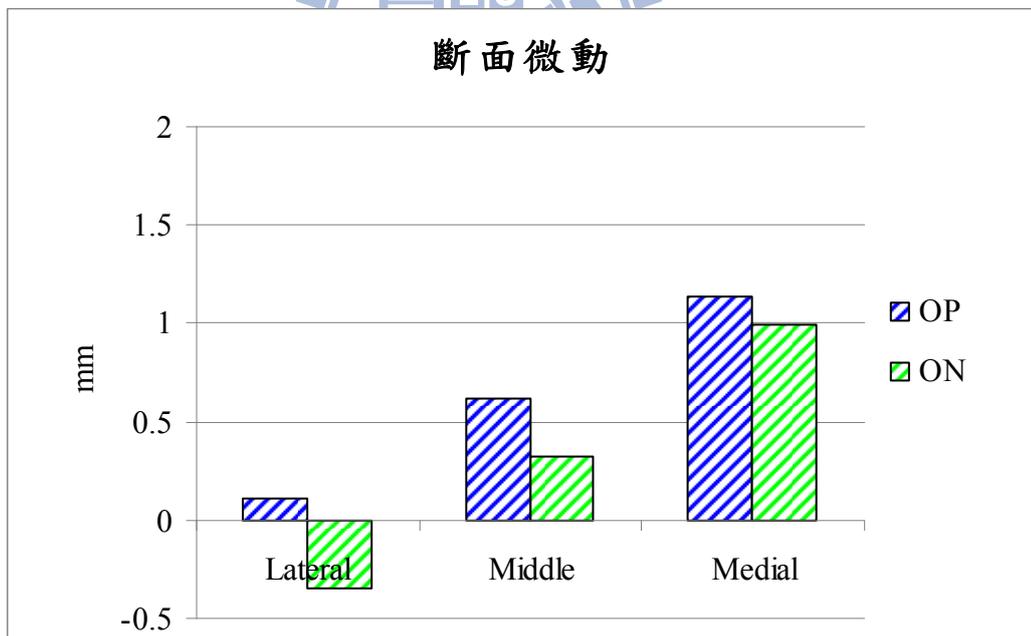


圖 3-8、支撐力下 OP 與 ON 斷面微動比較

3.1.2. 扭力負荷條件

圖 3-9 為扭力負荷條件下，鎖定骨板與骨髓內釘之植入物最大應力比較，圖中顯示 TP 的應力為 230.63MPa，比 TN 的應力 128.97MPa 大；而 OP 的應力為 208.08MPa，比 ON 的應力 127.99MPa 大，顯示出在同樣的支撐力中鎖定骨板承受的應力會比骨髓內釘大。圖 3-10 為扭力負荷條件下 TP 與 TN 等效應力分佈圖，圖中顯示骨髓內釘應力較鎖定骨板均勻。圖 3-11 為扭力負荷條件下 OP 與 ON 等效應力分佈圖，圖中顯示骨髓內釘應力較鎖定骨板均勻。

選取施力面上對角線兩點座標將其投影於 Z 平面上，量測其扭轉弧度，將受力除以扭轉弧度，即可獲得扭轉的整體勁度。圖 3-12 是在扭力負荷下之整體勁度比較，圖中顯示鎖定骨板與骨髓內釘勁度值差異不大。

為了觀察斷裂面在扭轉受力下轉動情況，在兩斷裂面的最內側與最外側各取一點連線，如圖 3-13 紅線所示，量測斷裂面作動後後兩線相對角度變化。圖 3-14 是在扭力負荷下之斷面微動比較，圖中顯示骨髓內釘旋轉角度較鎖定骨板大，推測因為骨髓內釘近端螺絲固定處離斷裂面較遠。

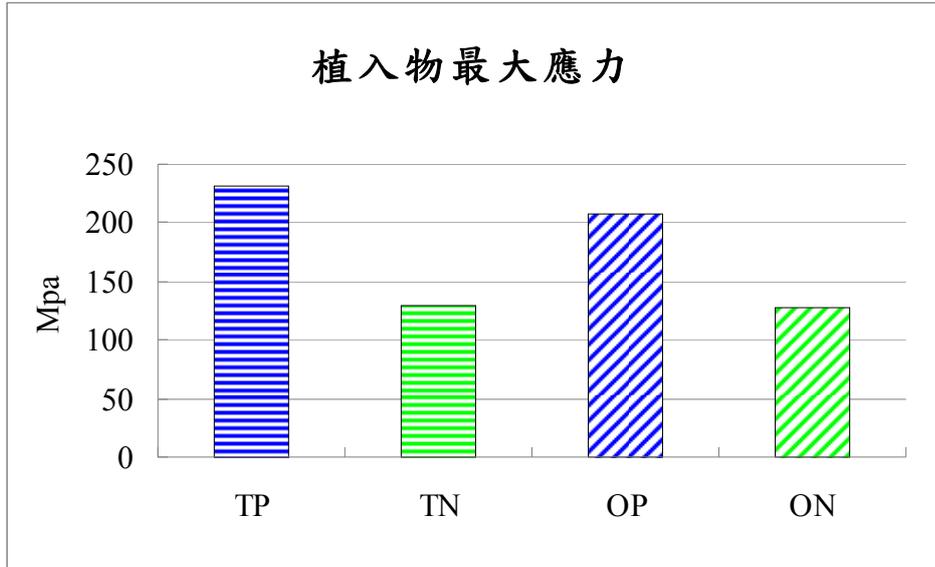


圖 3-9、扭力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘之植入物最大應力比較

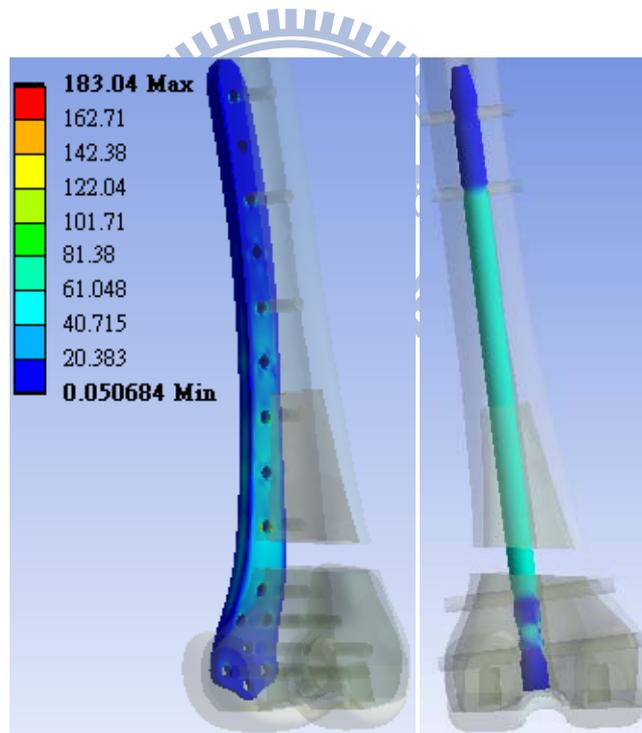


圖 3-10、扭力負荷下 TP 與 TN 等效應力分佈圖

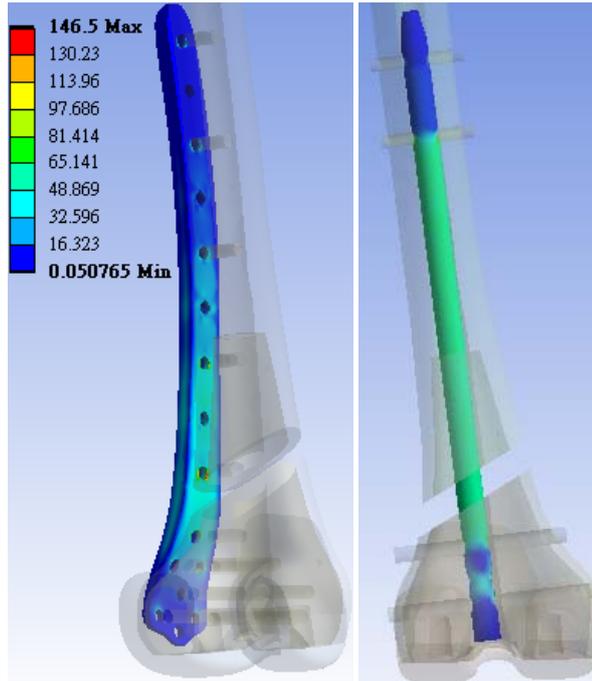


圖 3-11、扭力負荷下 OP 與 ON 等效應力分佈圖

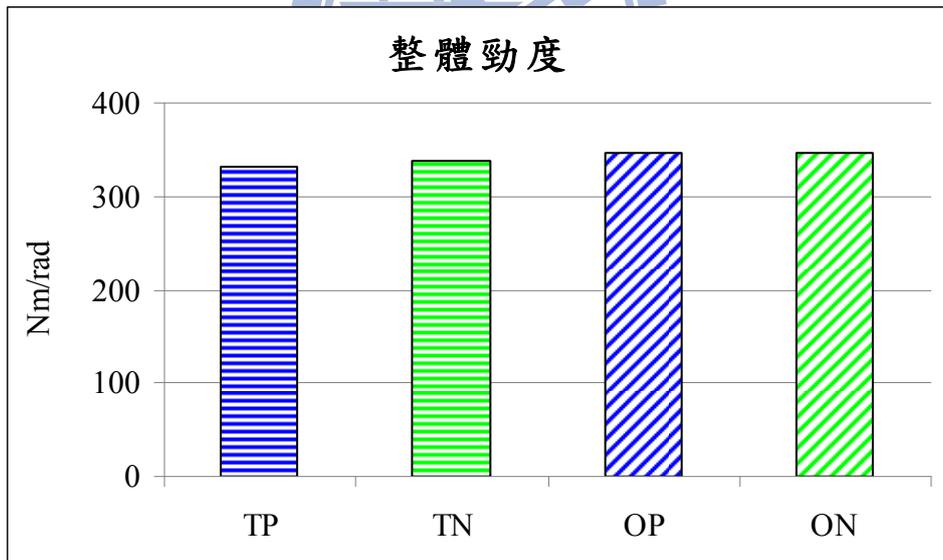


圖 3-12、扭力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘扭轉整體勁度比較

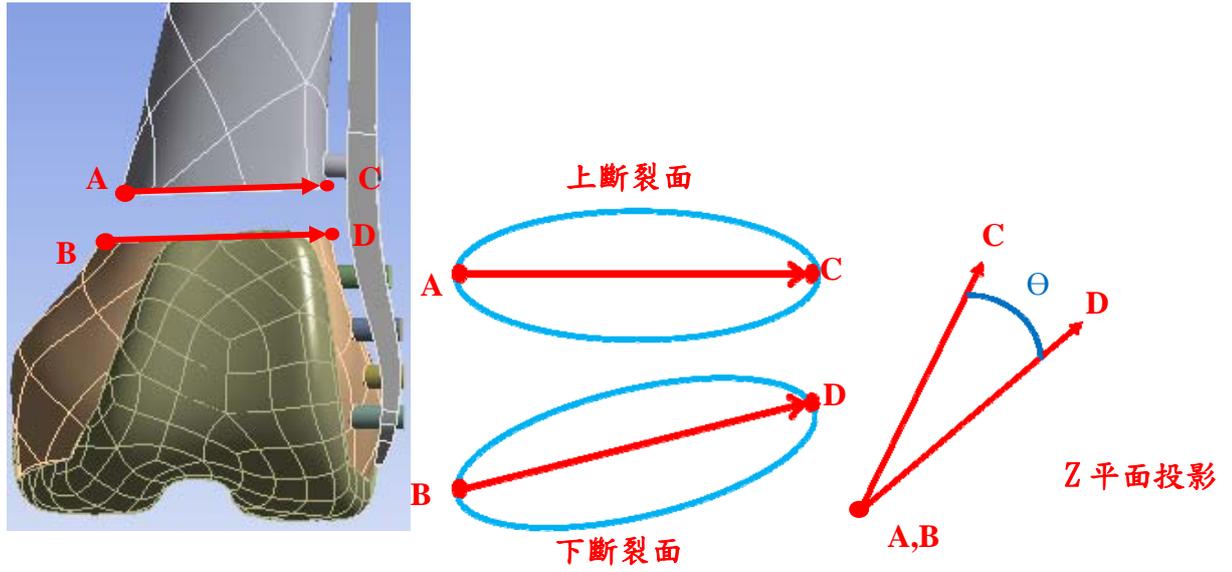


圖 3-13、扭力負荷下斷面微動量測示意圖

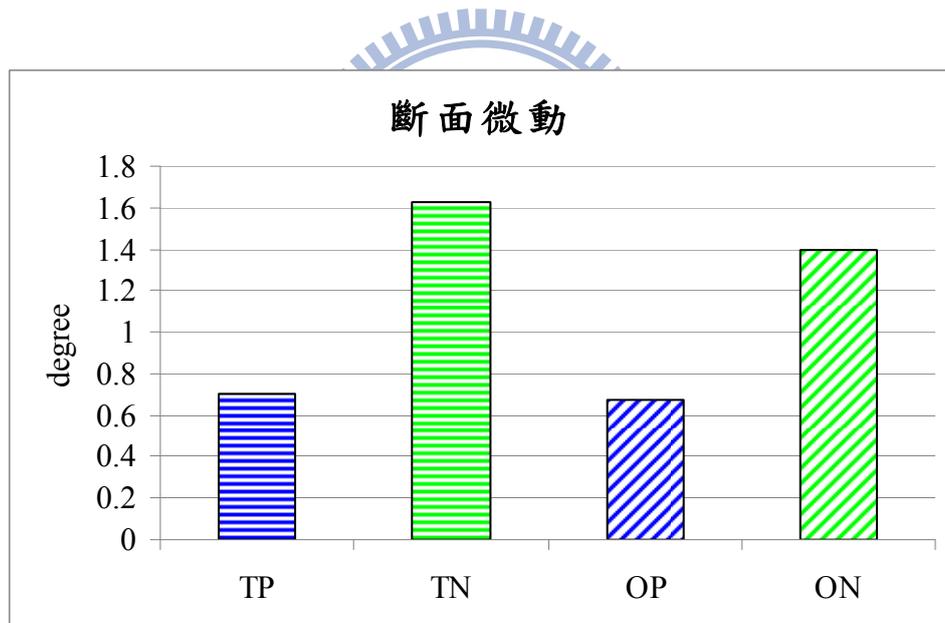


圖 3-14、扭力負荷下鎖定骨板與骨髓內釘扭轉斷面微動比較

3.2 鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨比較

3.2.1. 支撐力負荷條件

圖 3-15 是植入物的最大應力結果，圖中顯示橫斷鎖定骨板(TP)的應力為 498.82MPa，比橫斷異體骨(TP-A)的應力 138.64MPa 大，而斜斷鎖定骨板(OP)的應力為 502.86MPa，比斜斷異體骨(OP-A) 的應力 161.46MPa 大，顯示出植入異體骨減少了鎖定骨板的應力負擔。圖 3-16 為支撐力負荷條件下 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖，圖中顯示增加異體骨可以減小骨板的應力集中。圖 3-17 為支撐力負荷條件下 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖，同樣顯示增加異體骨可以減小骨板的應力集中。

圖 3-18 為整體勁度比較，圖中顯示 TP-A 與 OP-A 的勁度皆大於 TP 與 OP，說明增加異體骨可提高整體勁度，圖 3-19 為支撐力下 TP 與 TP-A 的斷面微動比較，圖中顯示 TP-A 的壓縮量皆小於 TP，圖 3-20 為支撐力下 OP 與 OP-A 的斷面微動比較，圖中顯示 OP-A 的壓縮量皆小於 OP，說明增加異體骨減少斷裂面之間的微動。

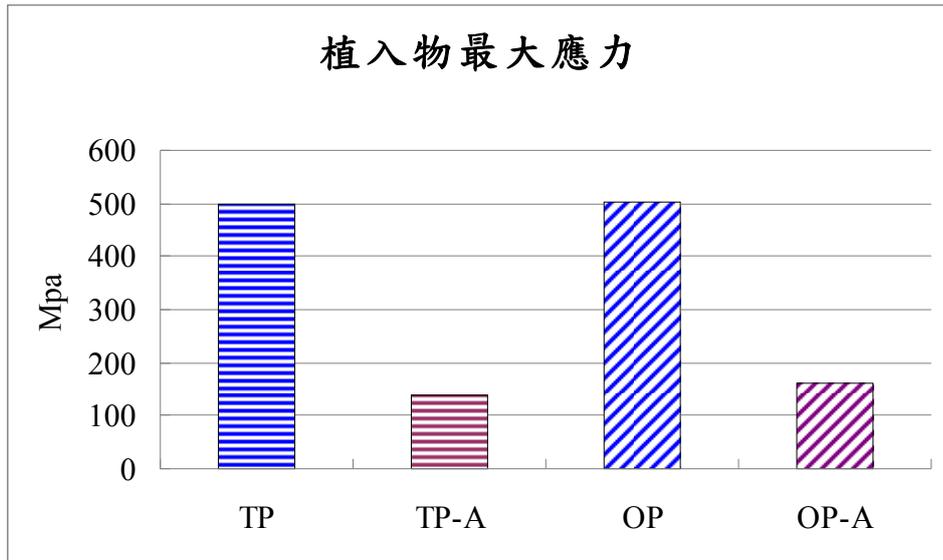


圖 3-15、支撐力負荷下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的植入物

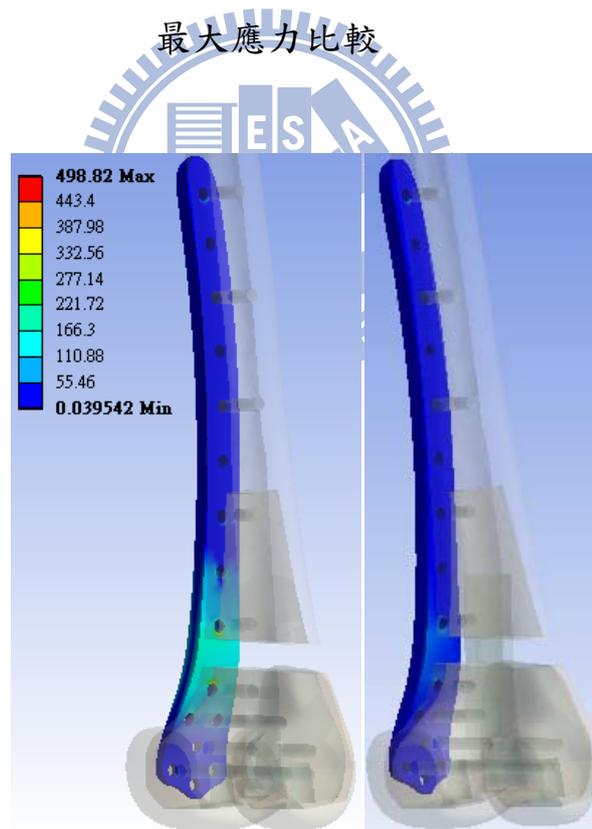


圖 3-16、支撐力負荷下 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖

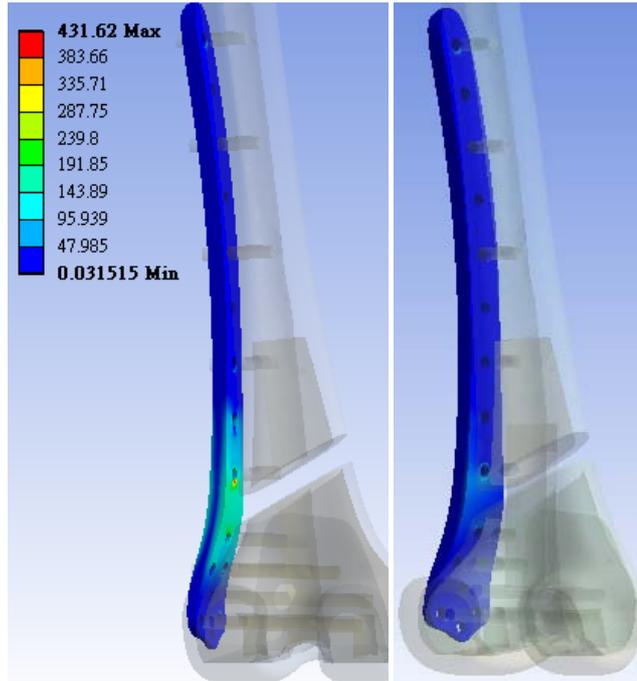


圖 3-17、支撐力負荷下 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖

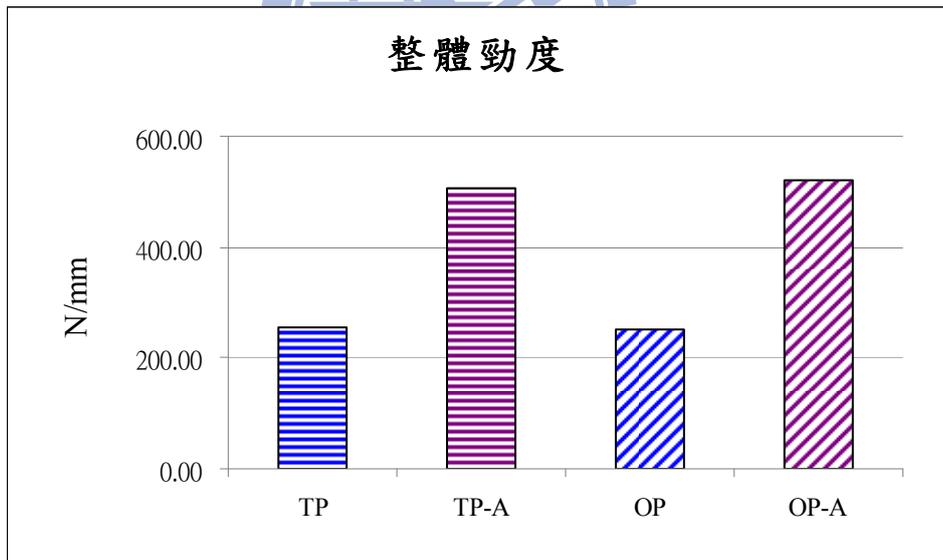


圖 3-18、支撐力負荷下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的整體勁度比較

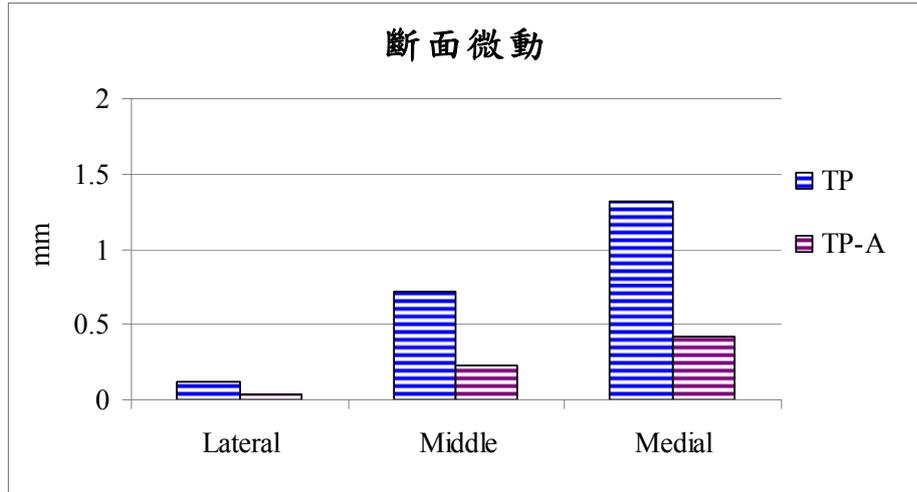


圖 3-19、支撐力負荷下 TP 與 TP-A 的斷面微動比較

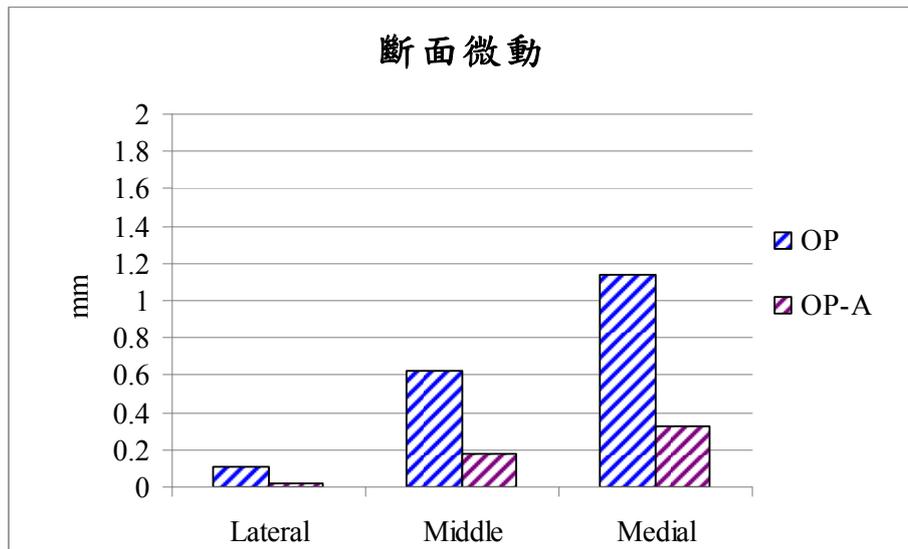


圖 3-20、支撐力負荷下 OP 與 OP-A 的斷面微動比較

3.2.2. 扭力負荷條件

圖 3-21 是在扭力負荷條件下鎖定骨板與增加異體骨的植入物最大應力比較，圖中顯示 TP 的應力為 230.63MPa，比 TP-A 的應力 112.91MPa 大；而 OP 的應力為 208.08MPa，比 OP-A 的應力 103.07MPa

大，顯示出在同樣的扭力中鎖定骨板承受的應力會比植入異體骨大。

圖 3-22 為扭力負荷下 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖，圖中顯示增加異體骨減小骨板的應力，其應力分佈趨勢一致。圖 3-23 為扭力負荷條件下 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖，圖中顯示增加異體骨減小骨板的應力，其應力分佈趨勢一致。

圖 3-24 是在扭力負荷條件下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的整體勁度比較，圖中 TP-A 與 OP-A 皆大於 TP 與 OP，顯示加置異體骨可提高整體勁度。圖 3-25 是在扭力負荷條件下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的斷面微動比較，圖中 TP-A 與 OP-A 旋轉角度皆小於 TP 與 OP，顯示加置異體骨可減少斷面間的微動。

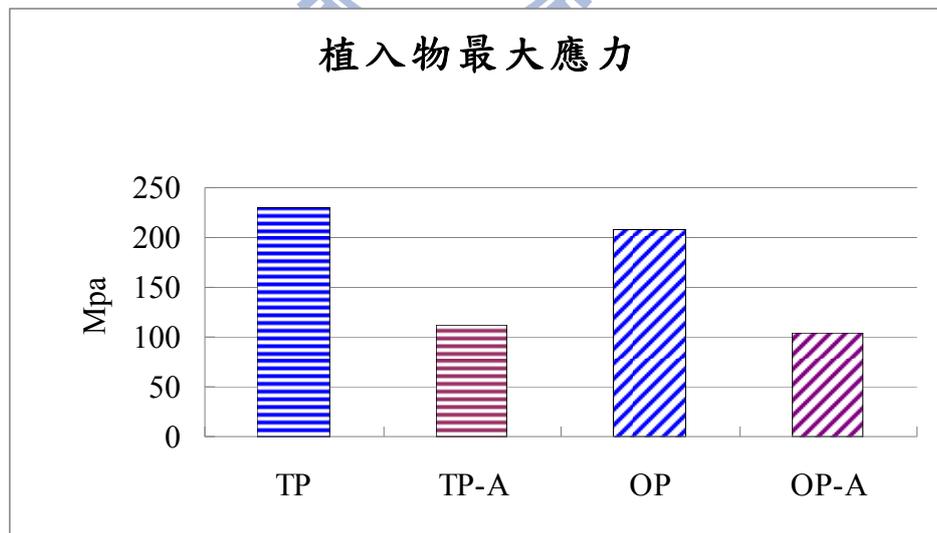


圖 3-21、扭力負荷下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的植入物最大應力比較

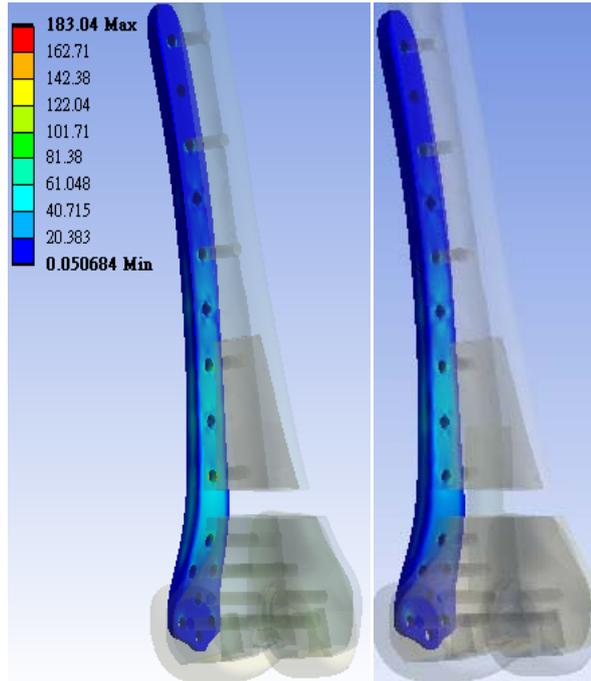


圖 3-22、扭力負荷下 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖

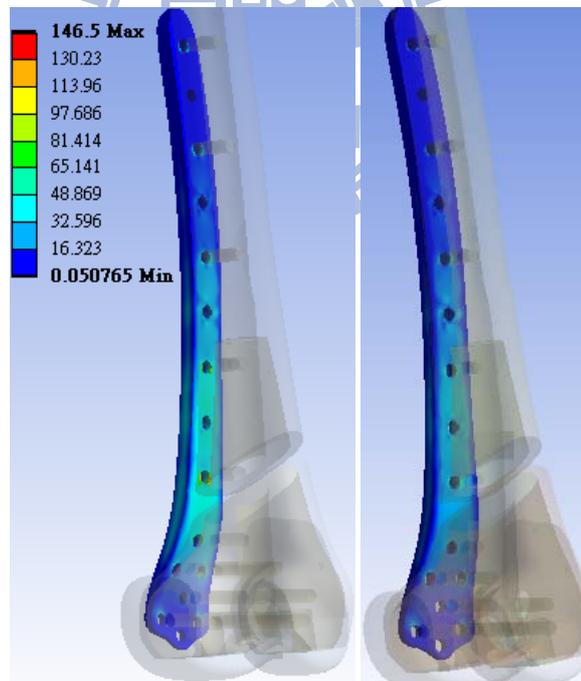


圖 3-23、扭力負荷下 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖

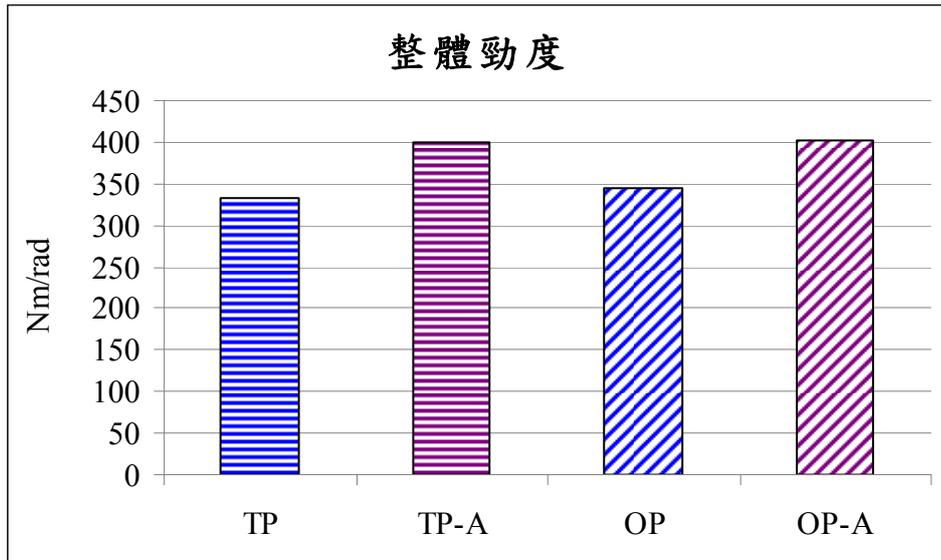


圖 3-24、扭力負荷下鎖定位骨板與鎖定位骨板加置異體骨的整體勁度

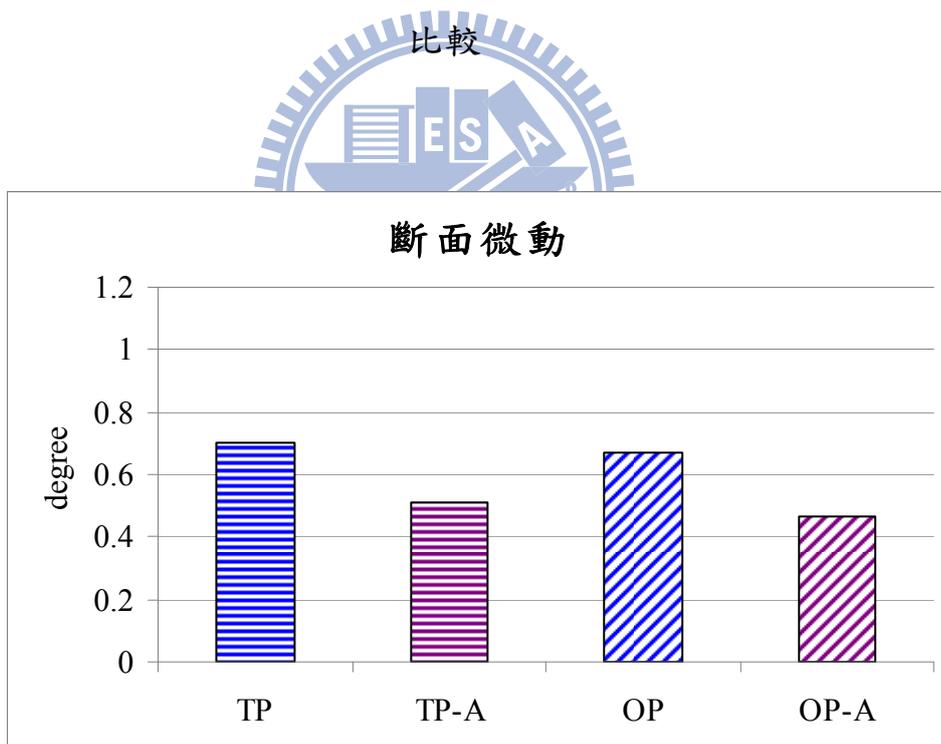


圖 3-25、扭力負荷下鎖定位骨板與鎖定位骨板加置異體骨的斷面微動

比較

3.3 骨質疏鬆症狀下鎖定骨板與骨髓內釘比較

3.3.1. 支撐力負荷條件

圖 3-26 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與骨髓內釘的植入物最大應力比較。圖中顯示 TP 的應力為 452.37MPa，比 TN 的應力 406.52MPa 大；而 OP 的應力為 464.52MPa，比 ON 的應力 254.71MPa 大，顯示出在骨質疏鬆病症中，鎖定骨板承受的應力比骨髓內釘大。此比較結果與正常骨質密度情況下之趨勢一致，且都未超出降伏應力。圖 3-27 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TN 等效應力分佈圖，圖中顯示鎖定骨板應力集中在斷裂面附近，骨髓內釘的應力較為均勻。圖 3-28 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 ON 等效應力分佈圖，同樣顯示鎖定骨板應力集中在斷裂面附近，骨髓內釘的應力較為均勻。

圖 3-29 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與骨髓內釘的整體勁度比較。圖中顯示在整體勁度方面，鎖定骨板的勁度與骨髓內釘差異不大。圖 3-30 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之 TP 與 TN 斷面微動，圖中顯示 TP 的內側壓縮量比 TN 大，TP 的外側呈現壓縮 TN 的外側呈現伸張現象，且 TN 伸張量大於 TP 壓縮量，與正常骨質密度情況下之趨勢一致。圖 3-31 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之 OP 與 ON 斷面微動，圖中顯示內側

壓縮量 OP 大於 ON，而外側 ON 的伸張量大於 OP 的壓縮量，此結果亦與正常骨質密度情況下之趨勢一致。

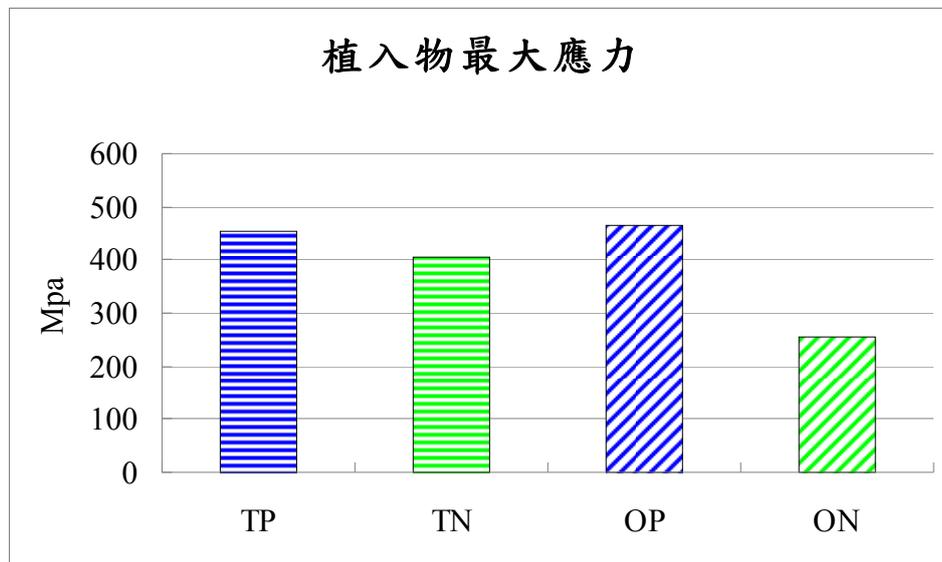


圖 3-26、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘的植入物最大應力比較

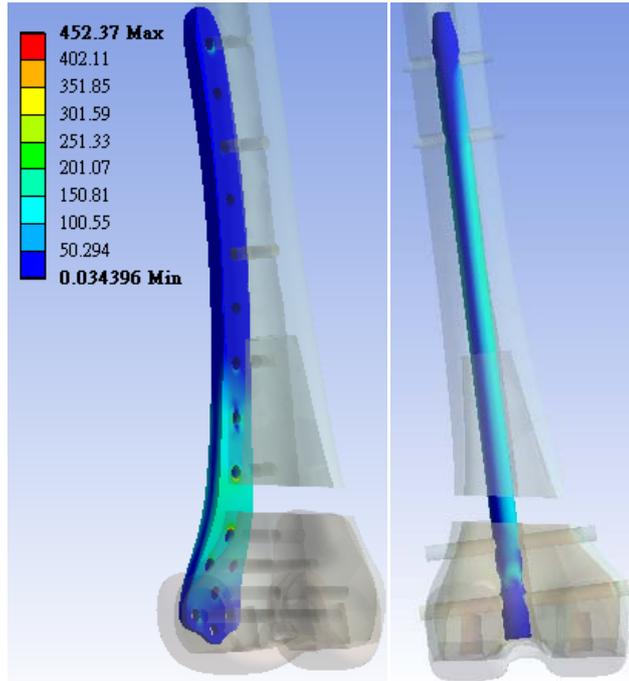


圖 3-27、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TN 等效應力

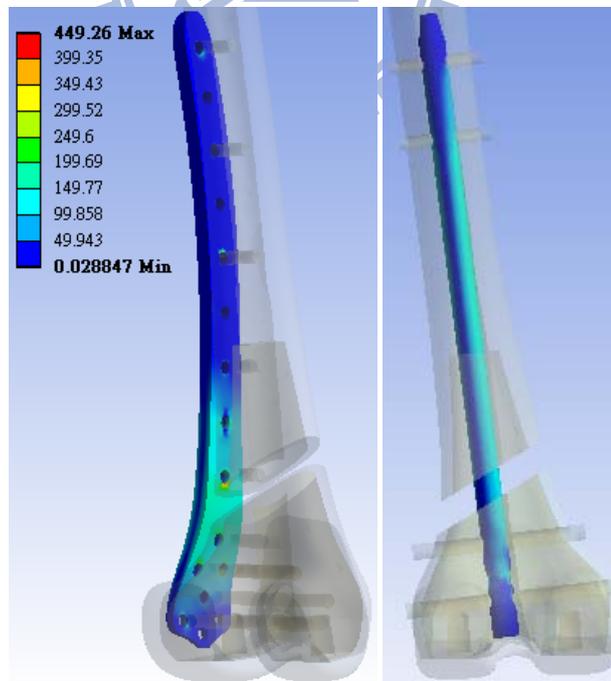


圖 3-28、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 ON 等效應

力分佈圖

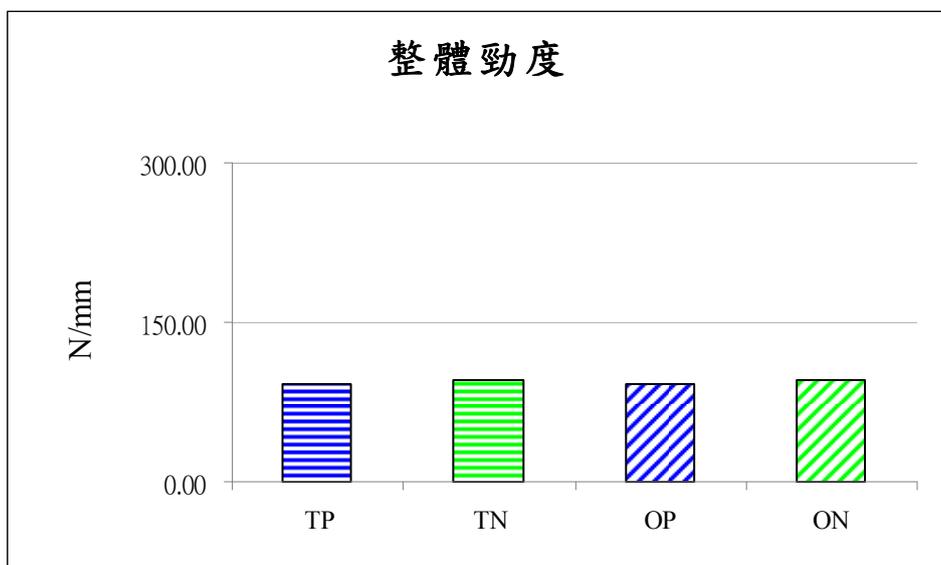


圖 3-29、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘的整體勁度比較

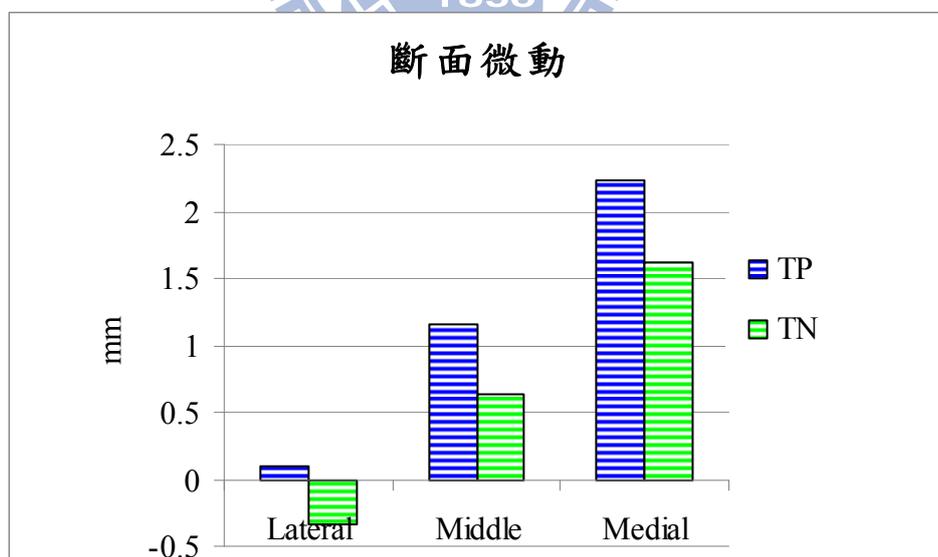


圖 3-30、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TN 斷面微動

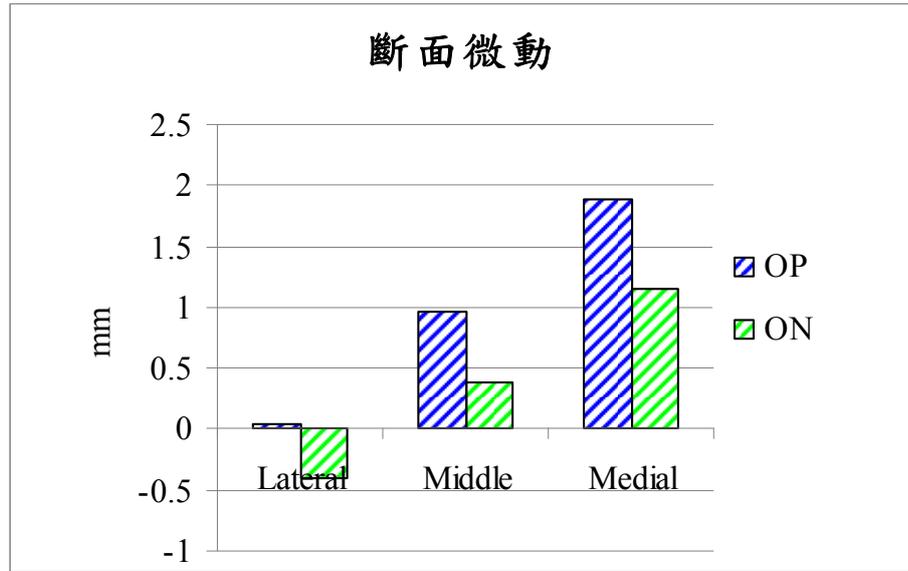


圖 3-31、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 ON 斷面微

3.3.2. 扭力負荷條件

圖 3-32 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與骨髓內釘的植入物最大應力比較。圖中顯示 TP 的應力為 149.01MPa，比 TN 的應力 132.08MPa 大；而 OP 的應力為 177.93MPa，比 ON 的應力 122.23MPa 大，顯示出在骨質疏鬆病症中鎖定骨板承受的應力會比骨髓內釘大，此結果與正常骨質密度情況下之趨勢一致。圖 3-33 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TN 等效應力分佈圖，圖中顯示骨髓內釘應力較鎖定骨板均勻，圖 3-34 為扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 ON 等效應力分佈圖，同樣顯示骨髓內釘應力較鎖定骨板均勻。

圖 3-35 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與骨髓內釘的股骨最大應力比較。圖中顯示鎖定骨板與骨髓內釘勁度值差異不大。圖 3-36 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與骨髓內釘的斷面微動比較，圖中顯示在骨質疏鬆病症下骨髓內釘旋轉角度較鎖定骨板大。

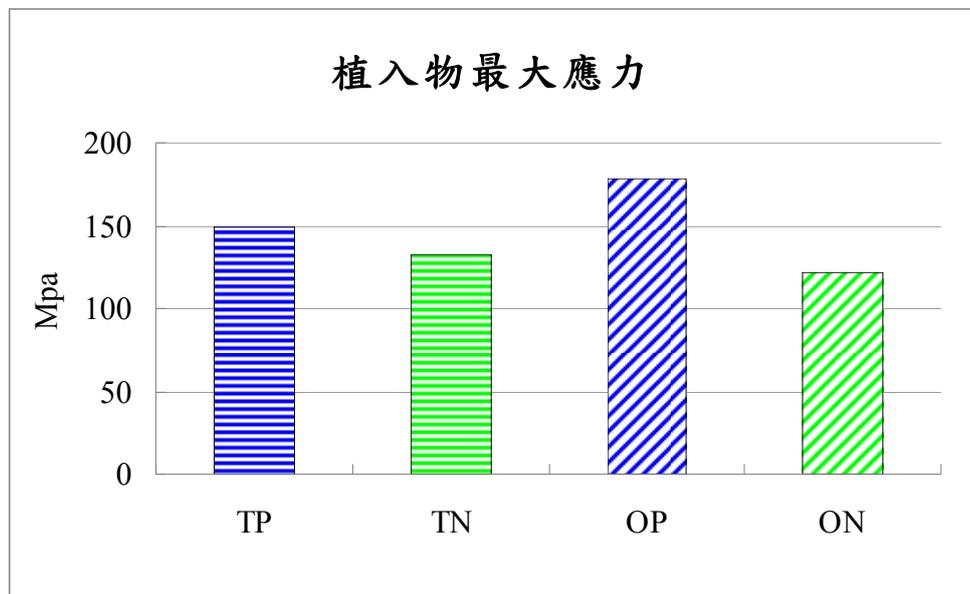


圖 3-32、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘的植入物最大應力比較

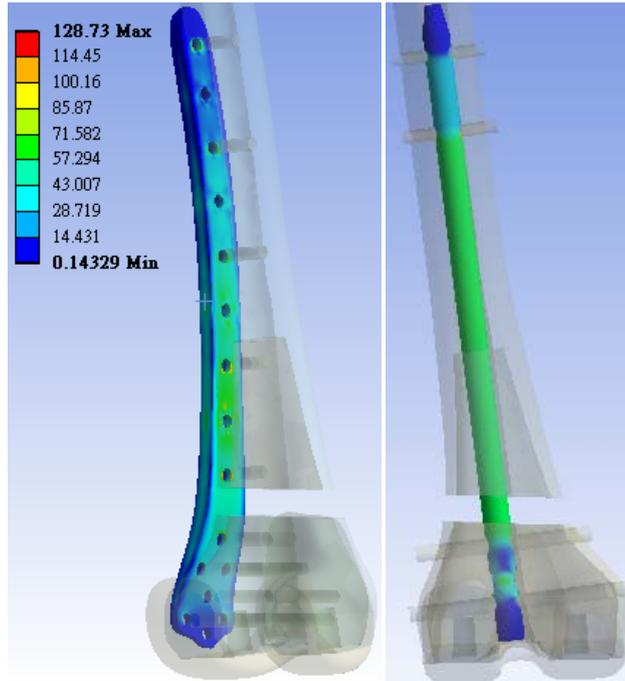


圖 3-33、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TN 等效應力分

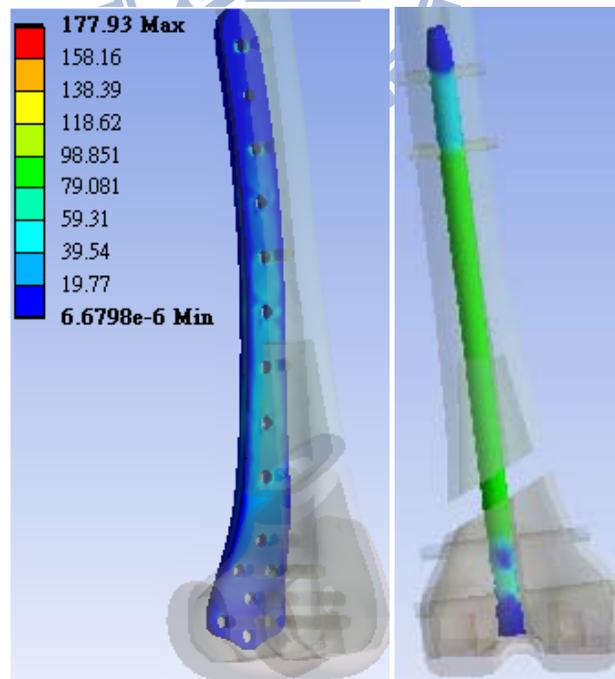


圖 3-34、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 ON 等效應力

分佈圖

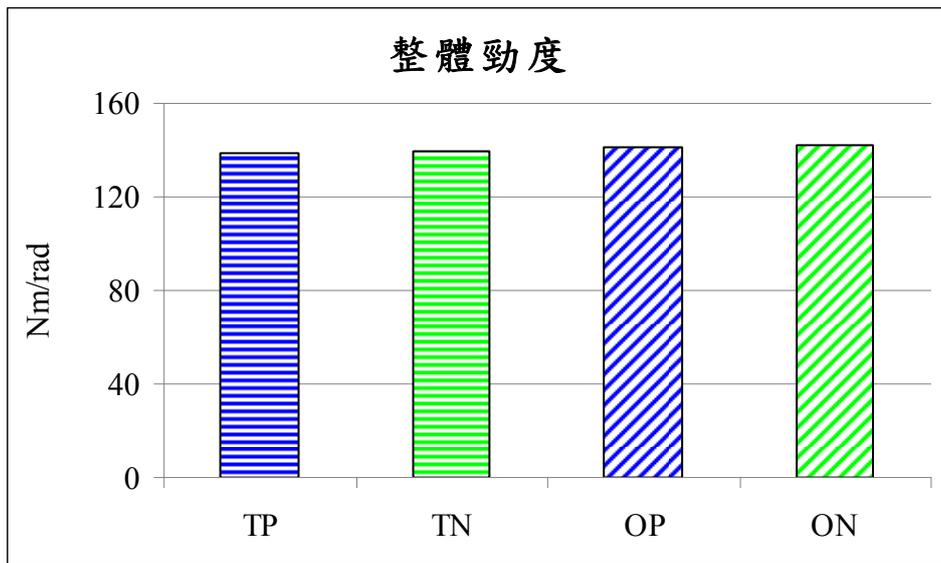


圖 3-35、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘

的整體勁度比較

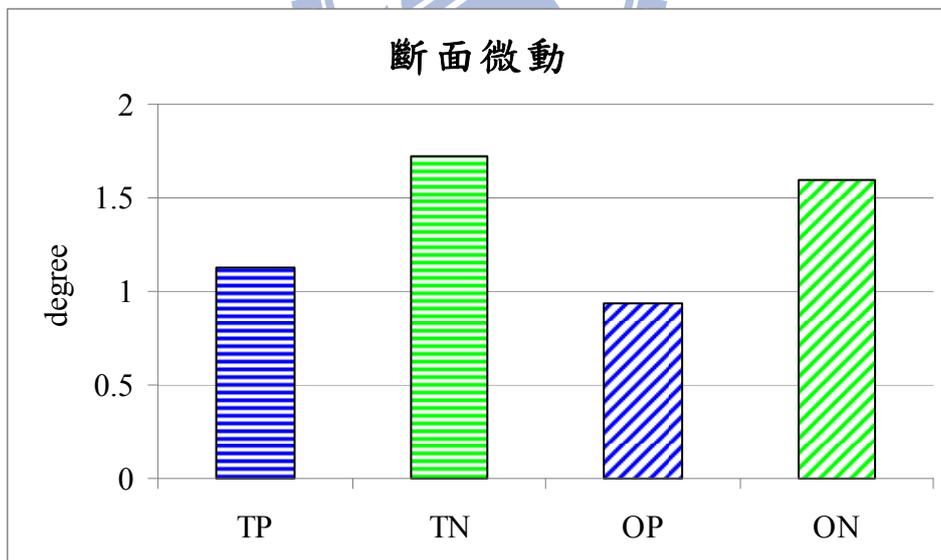


圖 3-36、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與骨髓內釘

的斷面微動比較

3.4 骨質疏鬆症狀下鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨比較

3.4.1. 支撐力負荷條件

圖 3-37 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與增加異體骨的植入物最大應力。圖中顯示 TP 的應力為 498.82MPa，比 TP-A 的應力 235.36MPa 大；而 OP 的應力為 502.86MPa，比 OP-A 的應力 249.08MPa 大，顯示出在骨質疏鬆病症下，增加異體骨減少了鎖定骨板的應力負擔，此結果與正常骨質密度情況之趨勢一致。圖 3-38 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖，圖中顯示在骨質疏鬆情況下增加異體骨可以減小應力集中。圖 3-39 為支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況下之 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖，圖中顯示在骨質疏鬆情況下增加異體骨可以減小應力集中。

圖 3-40 為為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的整體勁度比較，圖中顯示 TP-A 與 OP-A 的勁度皆大於 TP 與 OP，說明在骨質疏鬆病症下，增加異體骨可提高整體勁度，圖 3-41 為支撐力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之 TP 與 TP-A 的斷面微動，圖中顯示有 TP-A 的壓縮量小於 TP 與，此結果正常骨質密度情況下之趨勢一致。圖 3-42 為支撐力負荷條件下

81 歲骨質疏鬆情況時之 OP 與 OP-A 的斷面微動，圖中顯示有 OP-A 的壓縮量小於 OP，此結果亦與正常骨質密度情況下之趨勢一致。

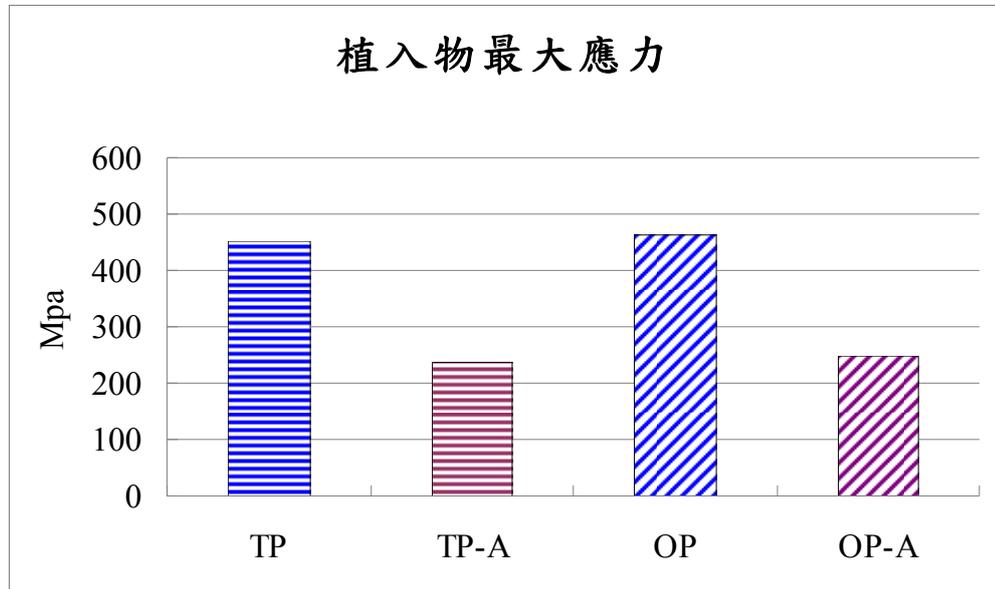


圖 3-37、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與增加異體骨的植入物最大應力比較

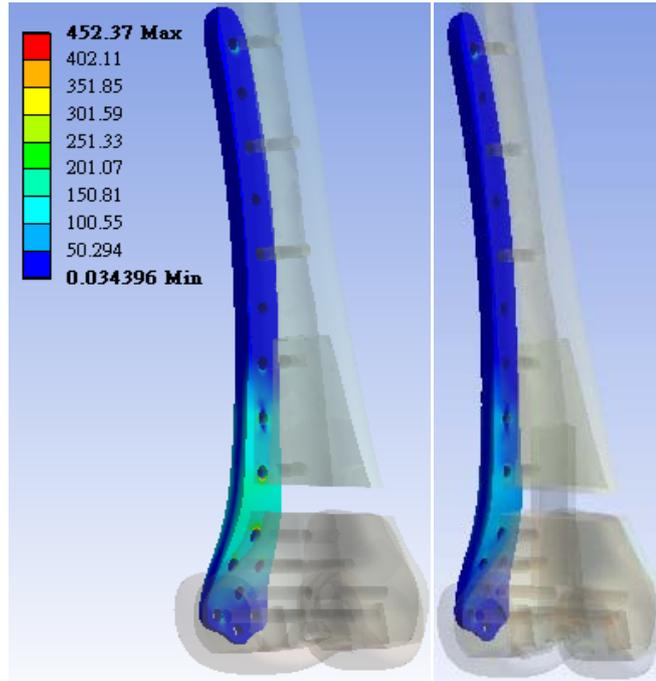


圖 3-38、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TP-A 等效應

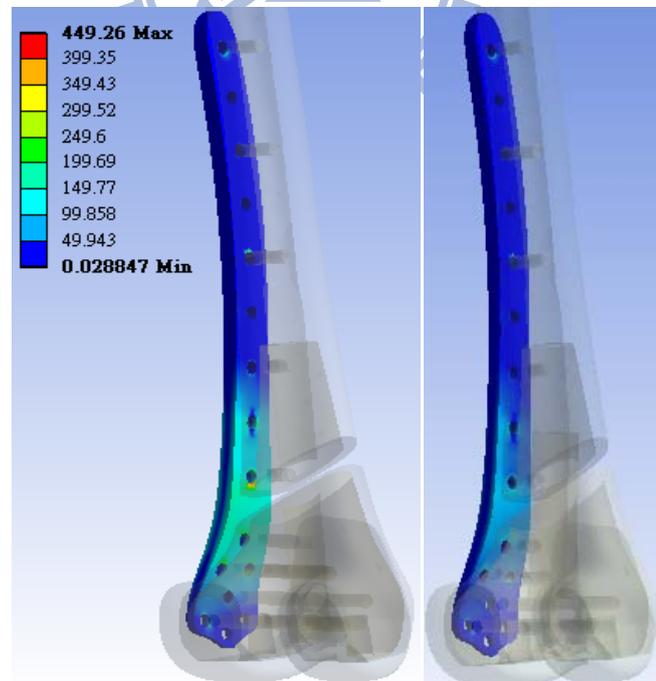


圖 3-39、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 OP-A 等效應

力分佈圖

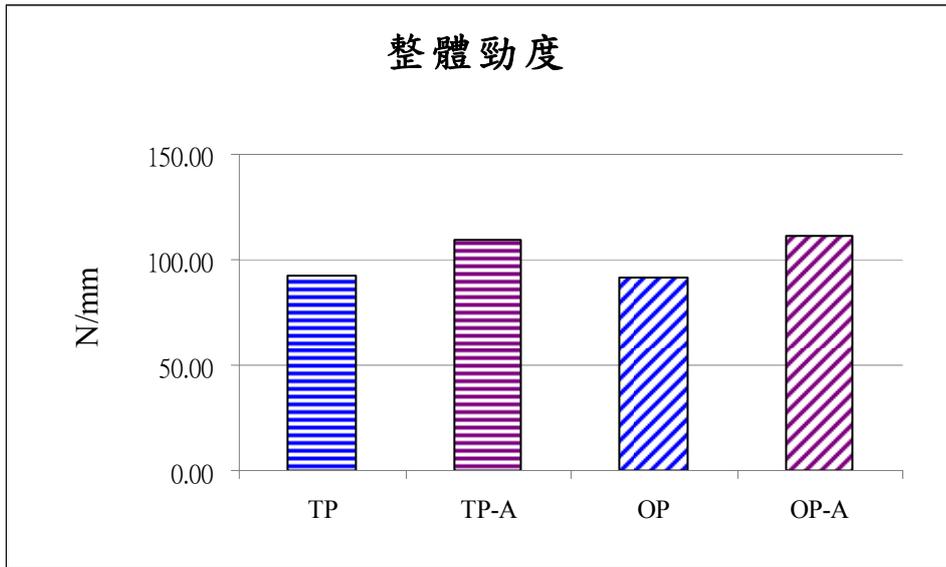


圖 3-40、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與增加異

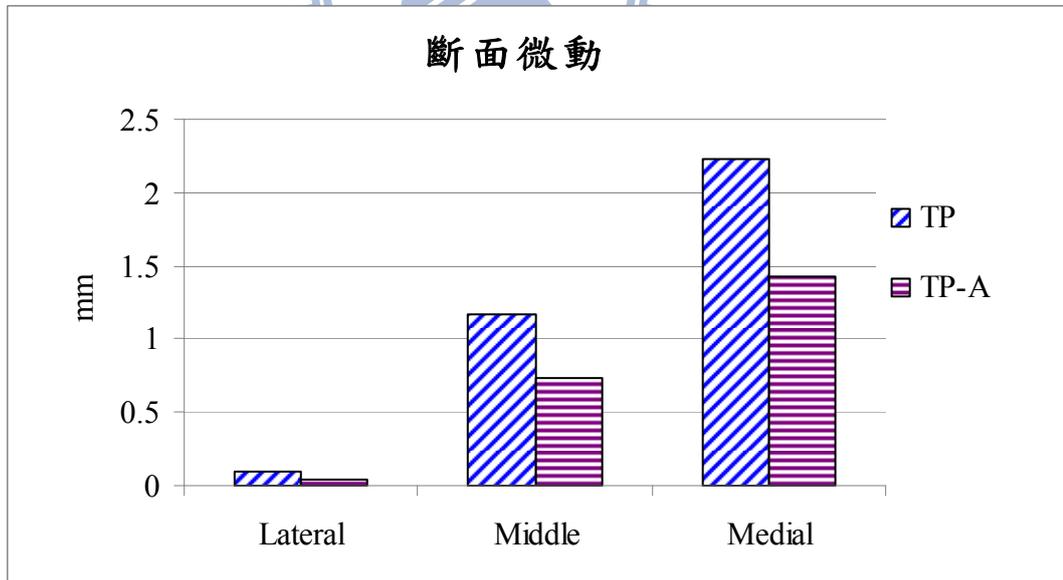


圖 3-41、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TP-A 的斷

面微動

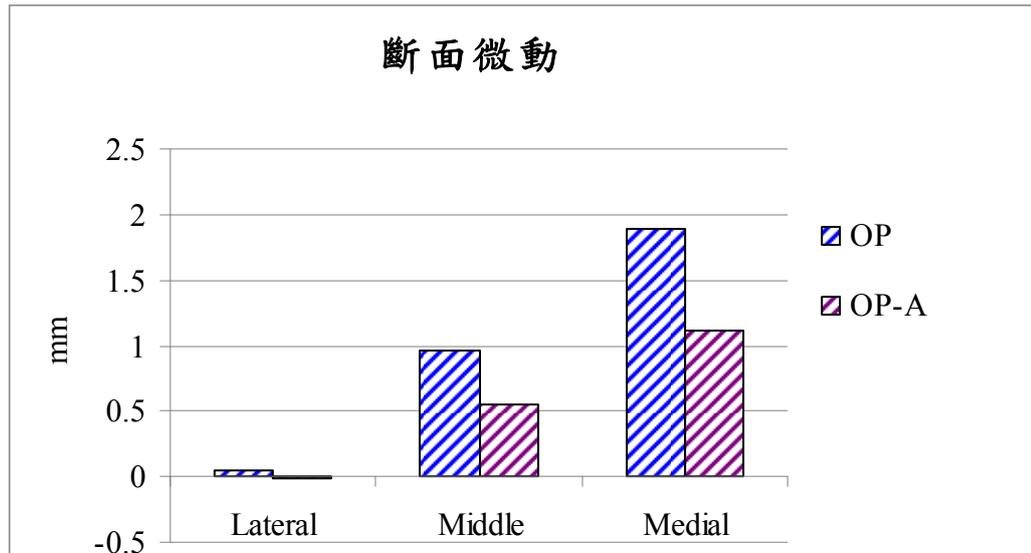


圖 3-42、支撐力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 OP-A 的斷

面微動

3.4.2. 扭力負荷條件

圖 3-43 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的植入物最大應力比較。圖中顯示 TP 的應力為 149.01MPa，比 TP-A 的應力 136.47MPa 大；而 OP 的應力為 177.93MPa，比 OP-A 的應力 137.46MPa 大，顯示出在骨質疏鬆病症中，鎖定骨板承受的應力會比鎖定骨板加置異體骨大，此結果與正常骨質密度情況下之趨勢一致。圖 3-44 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TP-A 等效應力分佈圖，圖中顯示在骨質疏鬆情況下增加異體骨，鎖定骨板的應力分佈差異不大，圖 3-45 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 OP-A 等效應力分佈圖，圖中顯示在骨質疏鬆情況

下增加異體骨，鎖定骨板應力較為均勻，但其差異不大。

圖 3-46 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨的整體勁度比較。圖中 TP-A 與 OP-A 皆大於 TP 與 OP，顯示在骨質疏鬆病症下，增加異體骨可以提高整體勁度。圖 3-47 為扭力負荷條件下 81 歲骨質疏鬆情況時之鎖定骨板與增加異體骨的斷面微動比較，圖中鎖定骨板加置異體骨的旋轉角度皆小於植入鎖定骨板，顯示加置異體骨可減少斷面間的微動。

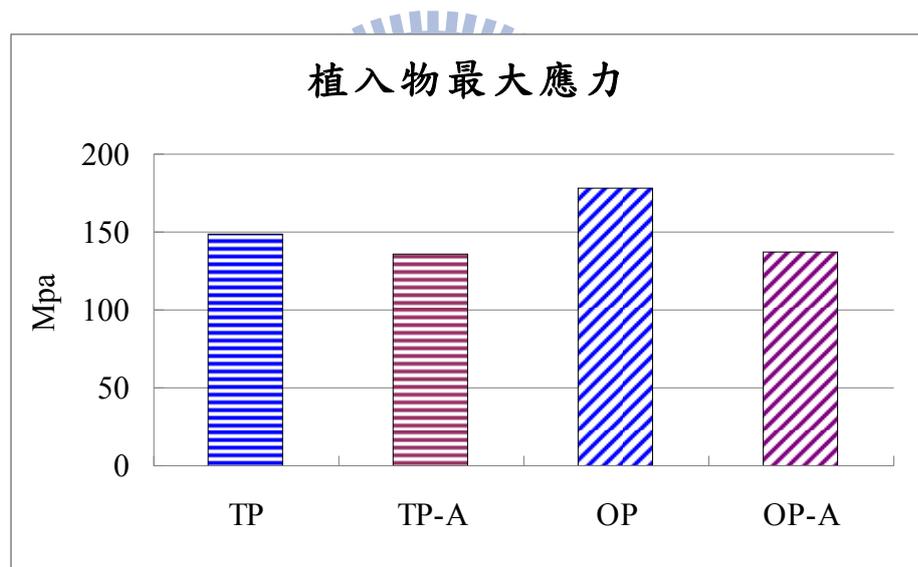


圖 3-43、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與增加異體骨的植入物最大應力比較

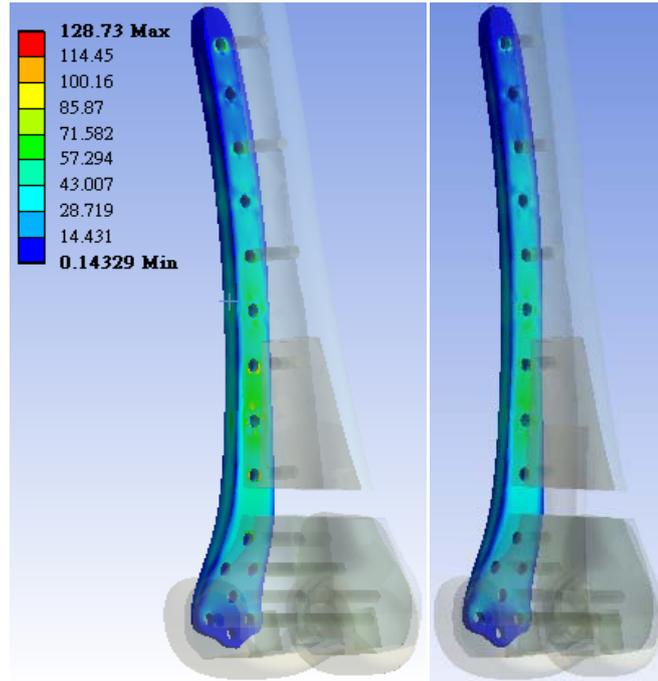


圖 3-44、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 TP 與 TP-A 等效應力

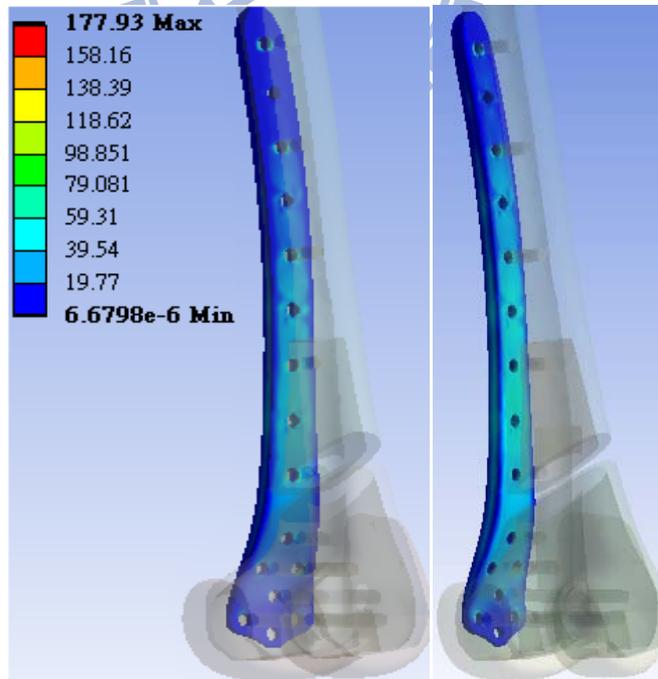


圖 3-45、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之 OP 與 OP-A 等效應力

分佈圖

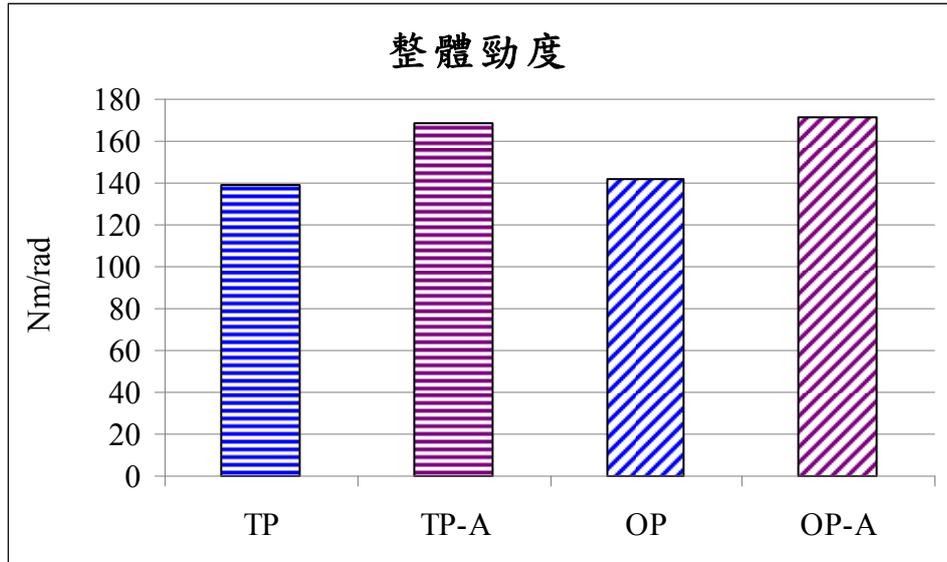


圖 3-46、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與鎖定骨板

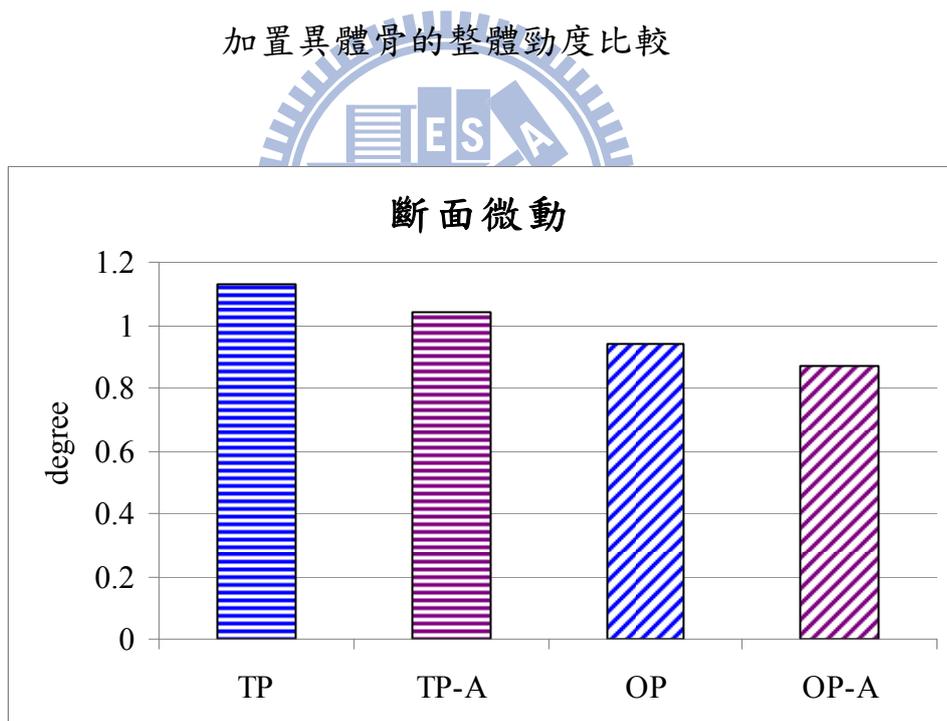


圖 3-47、扭力負荷下 81 歲骨質疏鬆情況之鎖定骨板與鎖定骨板

加置異體骨的斷面微動比較

3.5 綜合討論

綜合以上分析，鎖定骨板的應力較骨髓內釘大，這會使得鎖定骨板在治療體重較重的病患時會比骨髓內釘更容易失敗，臨床上也有發生過因為病患體重過重使得植入的骨板斷裂造成二度骨折的案例，但鎖定骨板可以獲得比骨髓內釘更高的勁度，提供更好得穩定效果。針對骨折斜斷與橫斷的狀況，骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨皆無明顯的差異；此顯示對於不同的斷裂角度，鎖定骨板、鎖定骨板加置異體骨與骨髓內釘皆可以提供足夠的穩定，臨床上可以不用考慮斷裂角度。而由鎖定骨板加置異體骨的新手術可以明顯看出，不論在應力和整體勁度與斷面微動皆有很好得表現，且異體物的生物相容性很高，股骨恢復後不需再開刀把異體物取出。

在骨質疏鬆病症下骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體物的應力與正常骨質密度情況下之趨勢一致，且都未超出降伏應力，因此臨床上都可以使用在骨質疏鬆病症的患者。而在使用鎖定骨板時需注意體重過重的患者可能導致鎖定骨板斷裂。在骨質疏鬆病症下，骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體物都可以達到接近完整股物的整體勁度，表示臨床上骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體物都可以提供骨質疏鬆病症患者良好的穩定性。在斷面微動方面骨髓內釘與鎖定骨板的差異不大，而鎖定骨板加置異體物有較小的斷面微動。

由以上的討論可以得知，鎖定骨板有較高的勁度，但對於體重較高的病患可能因為應力集中，而導致疲勞破壞的疑慮，所以本研究進一步利用斜斷鎖定骨板與斜斷鎖定骨板加置異體骨進行疲勞測試，觀察增加異體骨是否可以減少鎖定骨板疲勞破壞發生的可能。

在疲勞分析過程中，鎖定骨板 (Ti6Al7Nb) 之材料性質將採用林 [34] 之疲勞試驗數據，針對鈦合金材料 (Ti6Al7Nb) 進行高週期疲勞測試，其週期性荷重頻率為 10 赫茲 (Hz)，應力比為 0.1，模擬所使用之材料 S-N 曲線如圖 3-48 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，可分為兩部份討論：

(1) 若當疲勞壽命可達到十的六次方個循環次數時，表示此固定器將不會產生疲勞破壞。

(2) 臨床上術後療期約半年到一年之間，內固定器大約承受十的五次方個循環次數的應力反覆，所以假設當疲勞壽命達到十的五次方個循環次數時，表示此固定器在一年內不會產生疲勞破壞。

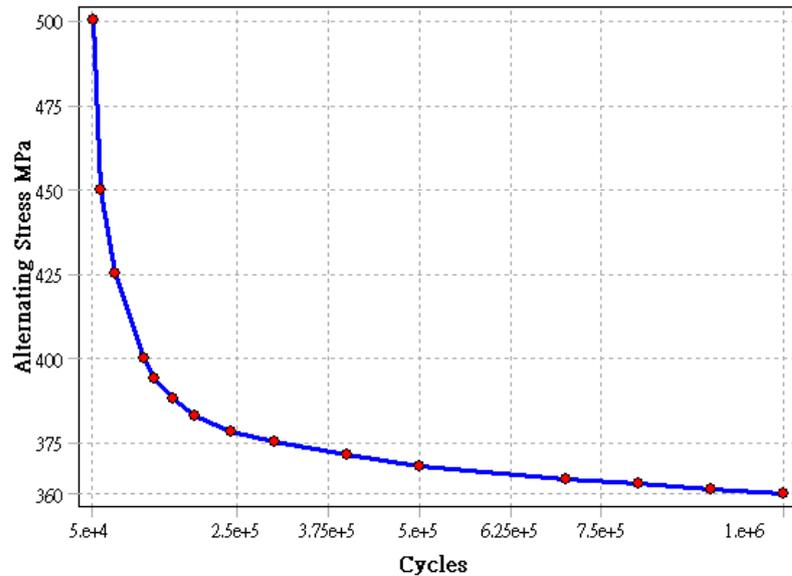


圖 3-48、模擬使用之 Ti6Al7Nb S-N 曲線

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，其適用於高週期疲勞，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 500N 總力下鎖定骨板之壽命為十的六次方個循環次數如圖 3-49 所示，表示著鎖定骨板並不會發生疲勞破壞的現象。為了觀察骨板疲勞破壞的現象，本研究以 600N 的總力進行討論，由圖 3-50 中發現鎖定骨板在鄰近斷裂處近端的孔洞，在受到反覆性的應力下於十的五次方個循環次數後會產生破斷，顯示鎖定骨板在 600N 總力的情況下一年內可以正常使用。接著進行 700N 之總力討論，圖 3-51 顯示尚未達到十的五次方循環次數前鎖定骨板就會產生疲勞破壞，表示在 700N 之總力的情況下鎖定骨板在一年內可能產生疲勞破壞。由以上結果可以看出在體重較高的病患中，鎖定骨板因為

裂縫處會產生應力集中，因此隨著反覆應力的施加下，鄰近斷裂處的鎖定骨板的孔洞將會緩慢的破裂，最後可能導致整根鎖定骨板的疲勞破斷，進而使骨折處發生二次破壞，而鎖定骨板加置異體骨的鎖定骨板之壽命皆為十的六次方個循環次數，所以在治療體重較高的病患可以選擇鎖定骨板加置異體骨的方式，減少鎖定骨板疲勞斷裂的可能性。

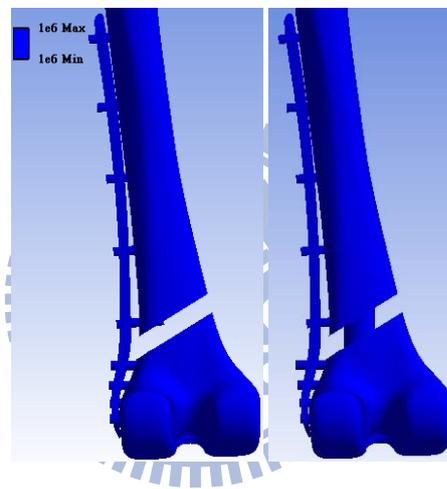


圖 3-49、500N 總力下 OP 與 OP-A 之疲勞壽命

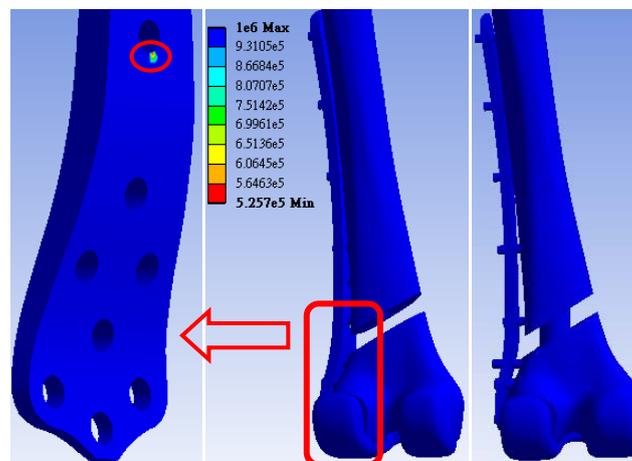


圖 3-50、600N 總力下 OP 與 OP-A 之疲勞壽命

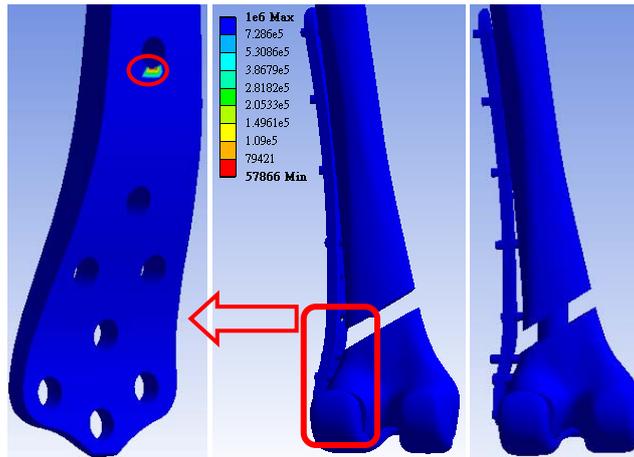
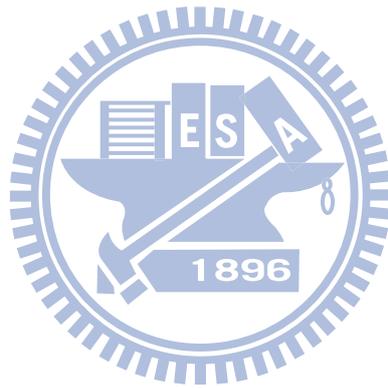


圖 3-51、700N 總力下 OP 與 OP-A 之疲勞壽命



第四章 結論與未來展望

4.1 結論

本研究根據治療鄰近人工膝關節骨折臨床上之情況：植入不同內固定器、不同斷裂面角度、不同骨質疏鬆情況下，尋找出內固定器的醫療效果，而所得之結果可作為臨床醫師手術上利用骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨治療鄰近人工膝關節骨折時之參考。

鎖定骨板在勁度方面優於骨髓內釘，但在應力方面劣於骨髓內釘，在斷面微動方面與骨髓內釘差異不大，因此在選擇鎖定骨板與骨髓內釘時，本研究建議在病患情況需要較高穩定度時可以選擇鎖定骨板，在需要可承受較大應力時可以選擇鎖定內釘。

鎖定骨板增加異體骨後可以降低應力、增加勁度、減小斷面微動，因此本研究建議在較嚴重的骨折情況下，如骨質疏鬆或產生間隙的鄰近人工膝關節骨折，可使用鎖定骨板加置異體骨來治療以提供更高的穩定性。鎖定骨板加置異體骨這種新的手術方式，在台灣較少醫生嘗試使用，目前在台中慈濟醫院有骨科醫生使用這種方式為病患治療，也獲得良好得效果，經由本研究有限元素模擬結果得知，此手術方式是極為可行的，但在實際臨床上的應用仍需對病患進行較長期之觀察追蹤。

4.2 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. 螺絲螺紋部分，螺紋深入股骨其作用在於加強螺絲與骨頭之間的咬合，而在骨質疏鬆的情況中由於骨質密度的改變，使的螺紋與股骨間的咬合力減弱產生螺絲鬆脫的現象，但是因為本研究主要探討骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨在正常使用的情況下生物力學特性的比較，此時假設螺絲穩固的咬合股骨，因此螺紋部分在本研究中加以簡化，並且利用 full bonded 條件來模擬螺絲與股骨間之接觸狀況，所以本研究對於骨質疏鬆時螺絲鬆脫的現象並未進行探討。
2. 本研究觀察重點在於股骨遠端鄰近人工膝關節骨折治療後之情形，因此將近端股骨處直接固定。此條件雖然與實際人體步行狀況略有差異，而本研究主要探討股骨遠端骨折治療後情況，股骨近端固定對於研究目標之影響並不大，應可以接受。

4.3 未來展望

後續可以進行人工股骨裝置人工膝關節後骨折，分別以骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨固定之體外實驗，將實驗結果與模擬結果分析比較。

並且可以探討骨髓內釘、鎖定骨板與鎖定骨板加置異體骨在骨頭生長的治療期間金屬是否會疲勞破壞。臨床上股骨生長後骨髓內釘與鎖定骨板可以不用開刀取出，探討骨髓內釘與鎖定骨板植入在無斷裂的股骨上可否達到全壽命。

遠端股骨裝置人工膝關節後骨折主要以跌倒造成為主，植入鎖定骨板或骨髓內釘的治療，初期會對患部加以保護固定，本研究所討論即為治療初期時有保護性下之活動情況，此時病人在日常生活中作動，不會以受傷的腳支撐來完成動作，應該會以完好的手與另一之腳輔助以完成日常生活中所需的動作，病人受傷腳的肌肉收縮反射的力量相較於支撐身體的力量也相當小，所以未來可以加入造成骨折的受力情況進行模擬與探討，以預防病人二次骨折。

新的手術方式往往需要經過長期的臨床觀察與研究，本研究使用有限元素的方式希望獲得另一方面的佐證，來探討新手術的優缺點，縮短一項新的醫療技術的研發時間，加快醫學的進步腳步，未來也可使用有限元素模擬針對各種不同的醫療器材與病理條件進行討論。

參考文獻.

- [1] 楊榮森等譯, “臨床骨折學” 合記圖書出版社, 1998。
- [2] Cain PR, Rubash HE, Wissinger HA, McClain EJ. Periprosthetic femoral fractures following total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1986; 208: 205-214.
- [3] DiGioia AM, Rubash HE. Periprosthetic fractures of the femur after total knee arthroplasty: a literature review and treatment algorithm. *Clin Orthop* 1991; 271: 135-142.
- [4] Moore TJ, Watson T, Green St, Garland DE, Chandler RW. Complications of surgically treated supracondylar fractures of the femur. *J Trauma* 1987; 27: 402-406.
- [5] Schatzker J. Fractures of the distal femur revisited. *Clin Orthop* 1998; 347: 43-56.
- [6] Butt MS, Krikler SJ, Ali MS. Displaced fractures of the distal femur in elderly patients. *J Bone Joint Surg* 1995; 77B: 110-114.
- [7] Wu CC, Shih CH. Distal femoral nonunion treated with interlocking nailing. *J Trauma* 1991; 31: 1659-1662.
- [8] Delpott PH, Van Audekercke R, Martens M. Conservative treatment of ipsilateral supracondylar femoral fracture after total knee arthroplasty. *J Trauma* 1984; 24(9): 846-849.
- [9] Sochart DH, Hardinge K. Nonsurgical management of supracondylar fracture above total knee arthroplasty. Still the nineties option. *J Arthroplasty* 1997; 12(7): 830-834.
- [10] Chen F, Mont MA, Bachner RS. Management of ipsilateral supracondylar femur fracture following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1994; 9: 521-526.
- [11] Leung KS, Shen WY, So WS, Mui LT, Grosse A. Interlocking intramedullary nailing for supracondylar and intercondylar fractures of the distal part of the femur. *J Bone Joint Surg* 1991; 73A: 332-340.
- [12] Ostrum RF, Geel C. Indirect reduction and internal fixation of supracondylar femur fractures without bone graft. *J Orthop Trauma* 1995; 9: 278-284.
- [13] Bolhofner BR, Carmen B, Clifford P. The results of open reduction and internal fixation of distal femur fractures using biologic (indirect) reduction technique. *J Orthop Trauma* 1996; 10: 372-377.
- [14] Farouk O, Krettek C, Miclau T, Schandelmaier P, Guy P, Tscherné H. Minimally invasive plate osteosynthesis: does percutaneous plating disrupt femoral blood

- supply less than the traditional technique? J Orthop Trauma 1999; 13: 401-406.
- [15] Brumback RJ, Uwagie-Ero S, Lakatos RP, Poka A, Bathon GH, Burgess AR. Intramedullary nailing of femoral shaft fractures – Part II: Fracture-healing with static interlocking fixation. J Bone Joint Surg 1988: 1453-1458.
- [16] Althausen PL, Lee MA, Finkemeier CG, Meehan JP, Rodrigo JJ. Operative stabilization of supracondylar femur fractures above total knee arthroplasty: a comparison of four treatment methods. J Arthroplasty. 2003 :834-839.
- [17] Kumar A, Chambers I, Maistrelli G, Wong P. Management of Periprosthetic fracture Above Total Knee Arthroplasty Using Intramedullary Fibular Allograft and Plate Fixation. The Journal of Arthroplasty 2008: 554-558.
- [18] Bucholz RW and Jones A. Fractures of the shaft of the femur. J Bone Joint Surg Am. 1991; 73: 1561-1566.
- [19] Heiner AD, Brown D. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. Journal of Biomechanics 2001; 34: 773-781.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] Koval KJ, Kummer FJ, Bharam S, Chen D, Halder S. Distal femoral fixation: a laboratory comparison of the 95 degrees plate, antegrade and retrograde inserted reamed intramedullary nails. J Orthop Trauma. 1996; 10(6): 378-382.
- [23] 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。
- [24] Grant JA, Bishop NE, Götzten N, Sprecher C, Honl M, Morlock MM. Artificial composite bone as a model of human trabecular bone: the implant–bone interface. J. Biomechanics, 2007; 40(5): 1158–1164.
- [25] 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. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004; 19(3): 255-262.
- [26] Completo A, Fonseca F, Simões JA. Experimental validation of intact and

- implanted distal femur finite element models. Journal of Biomechanics 2007: 2467–2476.
- [27] DesJardins JD, Walker PS, Haider H, Perry J. The use of a force-controlled dynamic knee simulator to quantify the mechanical performance of total knee replacement designs during functional activity. J Biomech 2000: 1231-1242.
- [28] Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg Am. 1977: 954-62.
- [29] 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: 67-71.
- [30] Clark DI, Crofts CE, Saleh M. Femoral neck fracture fixation: comparison of a sliding screw with lag screws. Bone and jointsurgery 1990: 797-800.
- [31] <http://okok.org/forum/redirect.php?fid=45&tid=126248&goto=nextoldset>
- [32] http://products.synthes.com/KYO_US/kyo_us_trauma/home/pdfframeset.asp?MEDBODYRGN=DISTaL%20FEMUR&MEDPRODFAMILY=INTRAMEDULLARY%20NAILS&MEDPRODNAME=Titanium%20Cannulated%20Retrograde/Antegrade%20Femoral%20Nail%20-%20EX
- [33] <http://www.imaios.com/en/Media/Images/e-anatomy/Anatomical-terms-of-location-position-motion/Standard-anatomical-position-Anatomical-terms-of-location-en>
- [34] 林家緯。鑄造鈦-鋁合金疲勞性質研究。國立成功大學材料科學及工程學系。民國 93 年 10 月。