

不同骨螺釘排列治療 Pauwels III 型股骨頸骨折之有限元素分析

張以函¹、林修任¹、林建宇¹、林柳池²、莊仕勇²、陳文斌¹

¹ 國立臺北科技大學機械系

² 三軍總醫院暨國防醫學院骨科部

摘要

股骨頸骨折是常見的骨傷害之一。以 Pauwels 分類法作為區分，依據骨折斷面與水平夾角之角度共分為下列三類型：Type-I: 夾角小於 30°；Type-II: 夾角介於 30°與 50°間；Type-III: 夾角大於 50°。臨床治療股骨頸骨折多選擇內固定術進行手術，但對於骨折斷面屬較垂直之股骨頸骨折型態(Pauwels III 型)，其最佳固定方式仍無定論。

本研究利用有限元素分析，探討疏鬆骨遲滯骨螺釘不同排列方式的植入，對於 Pauwels III 型股骨頸骨折之骨折斷面穩定性的影響。骨螺釘排列方式包含(1)正三角形與倒三角形排列；(2)上 2 下 1 與上 1 下 2 之直線排列。

透過比較股骨球頭三維方向之位移量及骨折斷面間相對位移量的結果發現，當骨螺釘排列方式為正三角形及直線排列方式上 1 下 2 時，於上述兩項位移量皆獲得較大值；而倒三角形排列方式可提供較佳之抵抗能力。造成此結果之原因可能是由於上 1 下 2 及正三角形排列方式，其上端螺釘皆只有一支，當力量傳遞時僅有單支螺釘抵抗，易造成螺釘變形使股骨球頭發生位移。此結果可作為臨床醫師使用遲滯骨螺釘內固定術治療 Pauwels III 型股骨頸骨折之建議。

關鍵字：股骨頸骨折、疏鬆骨遲滯骨螺釘、有限元素分析

一、緒論

髖關節(hip joint)為連結人體上、下軀幹之重要關節，扮演支撐身體重量與提供日常活動的重要角色，其中股骨頸骨折(femoral neck fracture)為髖關節常見之創傷之一。目前臨床上針對股骨頸骨折之分類法相當多樣化，其中 Pauwels 分類法(圖 1)是根據股骨頸骨折線與水平線的夾角進行分類，主要分為三種類型：(1)Type-I：骨折線與水平線夾角小於 30°；(2) Type-II：骨折線與水平線夾角介於 30°與 50°間；(3) Type-III：骨折線與水平線夾角大於 50°。當骨折線與水平線夾角越大時，即顯示骨折線越垂直，使得骨折斷面於載重時，承受較大的剪力負載，導致穩定性較差，也間接影響骨癒合率。

股骨頸骨折多好發於患有骨質疏鬆症之年長者，對於年輕族群或骨質密度佳的成年人而言，其骨折模式大多屬於衝擊型股骨頸骨折(impaired femoral neck

fractures)。典型的股骨頸衝擊性骨折於股骨頭解剖學型態上，會出現外翻與後傾的現象。若此衝擊性骨折屬於 Pauwels I 型態($\leq 30^\circ$)之骨折時，由於骨折斷面之骨折線較為水平，使其骨斷面所承受之主要負載模式為壓力負載，故即使未進行相關手術治療，其骨折斷面亦會發生骨癒合現象。但在衝擊性骨折的病患群中，有 50% 以上病患的骨折型態屬於 Pauwels II 或 Pauwels III 型，此類型之骨折型態由於在骨折斷面需承受較大的剪力作用，使得骨折斷面穩定性差，於手術後亦有高機率(10%~40%)發生二次骨折斷面不穩定(secondary instability)的情形[1]

二、文獻回顧

在股骨頸骨折的臨床治療方式中，臨床醫師大多傾向以內固定術進行手術治療，以保留患者較多的自體骨組織，並期望藉由內固定裝置使骨折斷面具有良好

的穩定性與骨癒合率。目前治療股骨頸骨折之相關內固定裝置，包含單純植入骨釘(針)或植入骨螺釘(遲滯骨螺釘、中空螺釘)以及選用動態髓骨骨螺釘系統、髓內釘系統等。過去許多文獻也針對這些內固定裝置之臨床報告及生物力學試驗進行比較。臨床報告結果顯示，植入骨螺釘之臨床成效優於單純植入骨釘(針)裝置，並與動態髓骨骨螺釘的植入成效無顯著差異[2, 3]。對於動態髓骨骨螺釘系統而言，由於此種內固定裝置對於股骨頭的傷害較大，且其結構設計會導致股骨頭喪失旋轉穩定性，故部分學者傾向以AO疏鬆骨遲滯骨螺釘固定術治療各類股骨頸骨折[1]。在生物力學試驗文獻中，多數使用股骨屍體骨或人造股骨進行相關之機械性試驗，其中針對Pauwels III型股骨頸骨折之測試結果顯示，無論使用何種內固定裝置，其機械強度皆低於未發生骨折前，而髓內釘系統則皆優於其他種類之內固定裝置(相對於中空骨螺釘、動態髓骨骨螺釘)[4]。而針對不同排列方式植入，並模擬骨折斷面垂直股骨頸長軸，其中固定術使用三支骨螺釘植入方式呈倒三角形排列；另一種則呈直線排列，再分別進行扭轉與壓縮試驗。研究結果發現，倒三角形排列之骨螺釘固定術於扭轉勁度、軸向壓縮勁度與軸向壓縮破壞負載之力學表現，皆優於直線排列之植入方式；但在軸向壓縮破壞能與軸向壓縮破壞位移之力學表現上，兩者在統計上並無顯著差異[5]。

目前在臨床手術中，疏鬆骨遲滯骨螺釘內固定裝置之發展已趨於成熟，臨床醫師對於此手術方式也具備有相當程度的熟練。儘管過去相關體外實驗之文獻，已針對此項內固定裝置進行力學特性比較，但文獻皆僅針對單一種的疏鬆骨遲滯骨螺釘植入方式進行評估，無法提供臨床醫師於手術治療上完整的參考建議。故本研究目的為利用有限元素分析，探討疏鬆骨遲滯骨螺釘不同排列方式植入，對於Pauwels III型股骨頸骨折之股骨內部力傳遞情形與骨折斷面穩定性的影響。

三、材料與方法

本研究利用有限元素法來模擬使用疏鬆骨遲滯骨螺釘治療Pauwels III型股骨頸骨折，於承受相同負載條件時不同螺釘排列方式於股骨上的力學效應，藉此評估術後骨折斷面之穩定性。其中疏鬆骨遲滯骨螺釘皆將植入3支相互平行的骨螺釘，並根據骨螺釘排列方式將其分為：(1)三角形排列：正三角形與倒三角形排列；(2)直線排列方式：根據骨螺釘相對於股骨頸長軸之植入位置，又可將其分為上2下1直線排列，以及上1下2直線排列。圖2為螺釘排列方式示意圖。

3.1 股骨有限元素模型建立

使用第三代人造股骨(Pacific Research Labs, Vashon, Washington, USA)之電腦斷層掃描影像，將影像輸入醫學影像處理軟體Amira 4.0 (Visage Imaging, Carlsbad, CA, USA)，進行皮質骨與海綿骨外輪廓影像圈選作業，完成圈選輪廓後，以.stl之通用格式檔進行輸出，接著再將輪廓元素模型匯入Solidworks 2010(Solidworks corporation, Boston, MA, USA)。

本研究假設股骨骨折斷面完全斷裂，且骨折處已準確復位。於輪廓元素模型上，距離股骨球頭中心25mm處，建立與水平面夾角70度之骨折斷面，用以模擬Pauwels III型股骨頸骨折，如圖3所示。

於股骨幹距離遠端50%全長處進行簡化(圖4)，將不會影響整體分析之結果[6]，並能減少後續有限元素模型數量而大幅降低分析所需時間。

3.2 內固定裝置有限元素模型建立

由臨床醫師根據人造股骨來選定疏鬆骨遲滯骨螺釘尺寸，接著以電腦輔助設計(Computer-Aided Design)技術分別建立螺釘之三維實體模型，其中螺紋幾何外型複雜，為避免有限元素分析時間的大幅增加，故將其簡化為圓柱體。螺釘植入位置皆透過臨床醫師所建議進行定位；相關內固定裝置之植入位置將透過布林運算法，於股骨實體模型除去與內固定裝置干涉的區域，建構出具內固定裝置空腔之股

骨模型，並再次與內固定裝置結合，完成包含內固定裝置之股骨三維實體模型。

將股骨三維實體模型以.igs之通用格式檔匯入HyperWorks10.0(AltairEngineering, Inc., Troy, MI, USA)，依循外形堆疊出四節點四面體的網格，最後將已網格化後之實體元素(圖5)，匯入有限元素分析軟體Abaqus 6.13 (Abaqus, Inc, Providence, RI, USA)。

3.3 材料參數與接觸條件設定

根據人造骨材製造商所提供之材料參數(表1)[7]，於有限元素分析中給定人造股骨皮質骨與海綿骨相對應之材料參數，蒲松氏比為0.3，皮質骨與海綿骨之間設定為完全結合(tie constraint)，骨折斷面設定為可滑動，其摩擦係數為0.3 [8]。疏松骨遲滯骨螺釘之材質為不銹鋼、等向均質線彈性材料($E=210\text{GPa}$, $\nu=0.3$) [8, 9]，骨螺釘與股骨間之界面設定為可滑動，摩擦係數為0.2 [8]。

3.4 負載及邊界條件設定

負載條件給定主要參考 Radcliffe 等學者[10]之負載條件設定(圖6)。負載條件模擬70kg體重之病患之步態週期中，單腳站立期之生理受力峰值，其中包含238%身體自重之關節負載力[11]及104%自重仿效外展肌肉之力量負載[12]。股骨遠端則設定為完全固定(fully constrained)。

3.5 參數分析

本研究將透過有限元素分析，模擬 Pauwels III 型骨折於內固定手術後，股骨承受步態週期單腳站立負載條件下，股骨球頭三維方向之位移量以及斷面間相對位移量之結果，用以評估四種不同螺釘排列方式之植入位置對於股骨其術後之穩定性。其中股骨球頭三維方向位移量包含X軸上之冠狀面位移量(U_x)、Y軸上矢狀面位移量(U_y)、Z軸上軸向位移量(U_z)。

四、結果

股骨球頭承受相同受力負載下，其三維方向(U_x 、 U_y 、 U_z)之最大位移量結果如圖7所示，冠狀面位移量(U_x)於排列方式為上1下2有最大值產生(3.754 mm)，其次為正三角形(3.714 mm)及上2下1(3.099 mm)，最小值為倒三角形(0.227mm)；矢狀面位移量(U_y)於排列方式為上1下2有最大負值產生(-3.308 mm)，其次為正三角形(-2.974 mm)及上2下1(-2.510 mm)，最小值仍為倒三角形(-0.013mm)；軸向位移量(U_z)其最大負值出現在排列方式為正三角形(-3.223 mm)，其次為上1下2(-3.002 mm)以及上2下1(-1.999 mm)，倒三角形排列方式(0.053mm)則產生正值的位移現象。

圖8為斷面間相對位移量結果，位移最大者為正三角形排列方式；最小位移產生為倒三角形排列方式；直線形排列方式(上1下2、上2下1)則介於兩者之間。

五、討論

本研究針對 Pauwels III 型股骨頸骨折進行探討，此骨折型態在骨折斷面需承受較大的剪切力量，使得斷面穩定性差。透過利用相同骨螺釘數量、不同排列方式之固定術，施予相同負載並觀察其力學行為。

股骨球頭最大位移量之冠狀面位移量(U_x)可看出其斷面結合牢固性(抗張力)；矢狀面位移量(U_y)則可觀察出抗扭轉能力；而軸向位移量(U_z)可獲得其抗壓能力。當負載施加時，股骨頭上方多承受張應力，而下方則承受壓應力，排列方式為上1下2及正三角形，於受力後皆產生較大的位移於三個方向上，其共通點為三支平行式螺釘的上端螺釘皆只有一支，使得力量傳遞時僅有單支螺釘進行抵抗，故造成較大的位移值。由斷面間相對位移量可發現骨折癒合難易與否，同樣在排列方式為上1下2及正三角形發生較大的位移，將會使得骨頭癒合不易，容易產生二次骨折之風險大為提升。倒三角形植入位置於各種位移表現上皆低於其它三種植入位置，Jerome 學者也針對倒三角形與正

三角進行體外力學實驗，其實驗結果顯示倒三角可承受更大的軸向應力負載，不易發生二次性轉子下骨折[13]。

使用人造股骨而非選用屍體骨來進行本研究，除人造股骨材料性質均勻、力學性質穩定及取得材料較方便等優勢外，還將利於後續體外力學試驗之實驗規劃，以獲得相對應的數值進行驗證及探討。

六、結論與未來展望

透過本研究可提供臨床醫師於使用三支疏鬆骨遲滯骨螺釘治療大角度股骨頸骨折之建議，選用倒三角形可獲得較佳的穩定性，於復原過程中其斷面間也僅有微量位移，此現象將有利於骨癒合及降低併發症的產生。

股骨頸骨折之固定術演進至今，包含動態髓骨骨螺釘系統、髓內釘等系統的問世，相關與遲滯骨螺釘比較之研究也如火如荼地進行，因此未來將規劃納入動態髓骨骨螺釘進行分析比較，並擬定完善之體外力學實驗來彌補由有限元素分析較不易探討之結果，包含破壞負載、破壞模式等，期盼透過本研究能夠提供臨床上於股骨頸骨折固定之穩定性有更明確的指標。

九、參考文獻

- [1] E. Raaymakers, "Fractures of the Femoral Neck. A Review and Personal Statement," *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, vol. 73, p. 45, 2006.
- [2] M. J. Parker and C. Blundell, "Choice of implant for internal fixation of femoral neck fractures: meta-analysis of 25 randomised trials including 4,925 patients," *Acta Orthopaedica*, vol. 69, pp. 138-143, 1998.
- [3] M. Lagerby, S. Asplund, and I. Ringqvist, "Cannulated screws for fixation of femoral neck fractures: no difference between Uppsala screws and Richards screws in a randomized prospective study of 268 cases," *Acta Orthopaedica*, vol. 69, pp. 387-391, 1998.
- [4] M. Rupprecht, L. Grossterlinden, A. H. Ruecker, A. N. de Oliveira, K. Sellenschloh, J. Nüchtern, et al., "A comparative biomechanical analysis of fixation devices for unstable femoral neck fractures: the Intertan versus cannulated screws or a dynamic hip screw," *Journal of Trauma-Injury, Infection, and Critical Care*, vol. 71, pp. 625-634, 2011.
- [5] R. Zdero, O. Keast-Butler, and E. H. Schemitsch, "A biomechanical comparison of two triple-screw methods for femoral neck fracture fixation in a synthetic bone model," *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, vol. 69, pp. 1537-1544, 2010.
- [6] K. Polgar, H. Gill, M. Viceconti, D. Murray, and J. O'Connor, "Strain distribution within the human femur due to physiological and simplified loading: finite element analysis using the muscle standardized femur model," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 217, pp. 173-189, 2003.
- [7] <http://www.sawbones.com/>.
- [8] S. Sowmianarayanan, A. Chandrasekaran, and R. K. Kumar, "Finite element analysis of a subtrochanteric fractured femur with dynamic hip screw, dynamic condylar screw, and proximal femur nail implants—a comparative study," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 222, pp. 117-127, 2008.
- [9] C. Brown, C. Wang, A. Yettram, and P. Procter, "Intramedullary nails with two lag screws," *Clinical Biomechanics*, vol. 19, pp. 519-525, 2004.
- [10] I. Radcliffe and M. Taylor, "Investigation into the affect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: a multi-femur finite element analysis," *Clinical Biomechanics*, vol. 22, pp. 422-430, 2007.
- [11] G. Bergmann, G. Deuretzbacher, M.

Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, et al., "Hip contact forces and gait patterns from routine activities," Journal of biomechanics, vol. 34, pp. 859-871, 2001.

[12]M. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Dürselen, M. Pohl, L. Claes, et al., "Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing," Journal of biomechanics, vol. 34, pp. 883-893, 2001.

[13]J. W. Oakey, M. D. Stover, H. D. Summers, M. Sartori, R. M. Havey, and A. G. Patwardhan, "Does screw configuration affect subtrochanteric fracture after femoral neck fixation?," Clinical orthopaedics and related research, vol. 443, pp. 302-306, 2006.

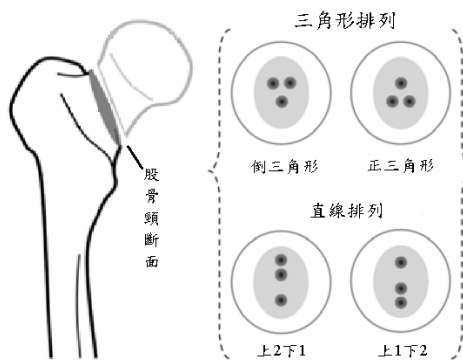


圖 2 螺釘排列方式示意圖

十、表格

表 1 人造股骨骨組織之材料參數表[7]
揚氏係數

Cortical Bone	16.7 GPa
Cancellous Bone	137 MPa

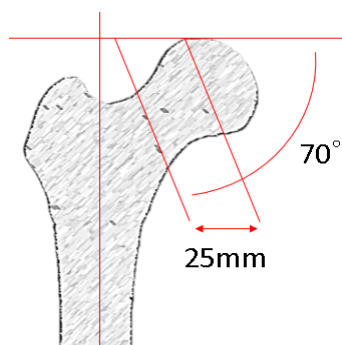


圖 3 Pauwels III 型股骨頸骨折斷面示意圖

十一、圖片

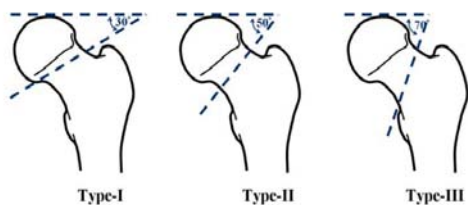


圖 1 Pauwels 股骨頸骨折分類法



圖 4 股骨幹遠端簡化模型

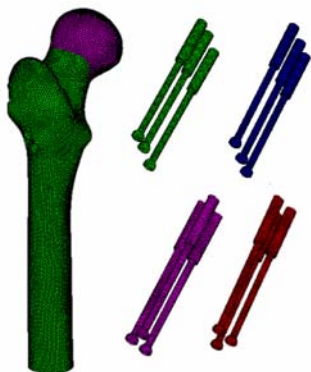
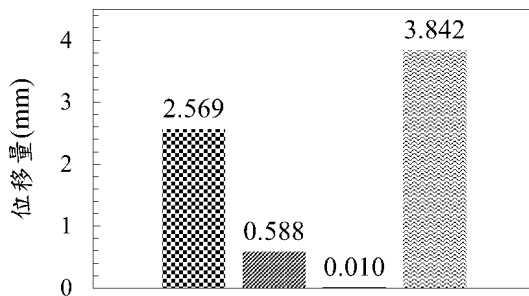


圖 5 有限元素模型

斷面間相對位移量



※上1下2 ※上2下1 ■倒三角 ※正三角

圖 8 斷面間相對位移量

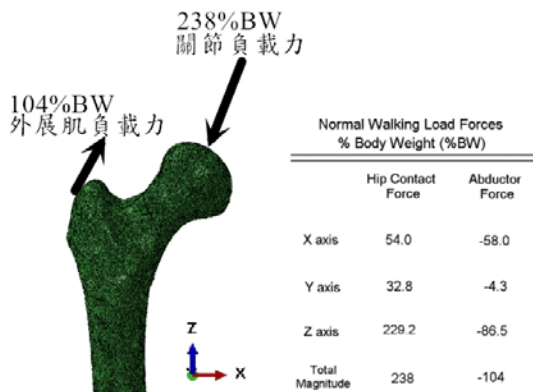
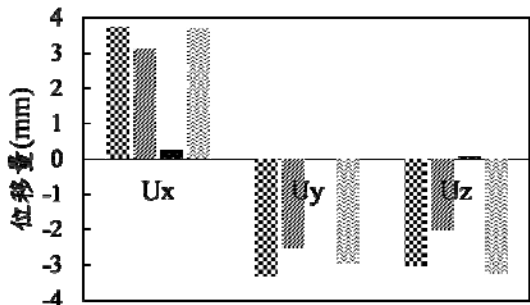


圖 6 負載條件設定[10]

股骨球頭位移量



※上1下2 ※上2下1 ■倒三角 ※正三角

圖 7 股骨球頭位移量