

解剖式與對稱式單髁人工膝關節之接觸特性分析

劉建緯^{*1,3}、黎文龍¹、羅加琪²、于振東³

¹台北科技大學機電科技研究所

²馬偕醫護管理專科學校

³彰化基督教醫院骨科部

*E-mail:liu900927@yahoo.com.tw

摘要

人工膝關節發展至今已相當成熟，儼然已成為退化性關節炎最終的主要治療方法，但是從最近有關單髁人工膝關節置換手術的臨床追蹤報告中，仍可發現因聚乙烯(PE)骨元件磨損而引發併發症的問題仍依然存在。因此如何避免及減低PE骨元件損壞的問題將成為本研究的研究重點。而目前施行單髁人工膝關節置換手術時，又以脛骨平台錯切的問題最為常見，也因為如此，而往往造成脛骨植入物產生不當對位。而此種不當對位極可能是造成PE骨元件加速磨損及關節脫位之主因。因此，本研究擬運用體外模擬技術，來探討聚乙烯骨元件在不當對位時的應力變化，以便進一步瞭解PE骨元件的破壞行為。

本研究經由體外模擬分析之研究結果得知，解剖式設計相較於對稱式設計的單髁人工膝關節在膝內翻角度變化方面較能容許較大的對位誤差，而在膝外翻傾角方面，解剖式應避免超過 5° ，對稱式則應避免超過 10° 以上之對位誤差，否則將會加快PE骨元件之磨損，而縮短單髁人工膝關節之使用壽命。

關鍵詞：接觸應力、單髁人工膝關節、脛骨。

1. 前言

從1970年代早期，單髁人工膝關節置換術(unicompartmental knee arthroplasty, UKA)就已經開始發展，從當時許多學者的報告中可得知，UKA的術後結果並不是相當理想，主要原因包括有單髁人工膝關節(unicompartmental knee prostheses, UKP)的設計並不完善(poor design)、不當的病患篩選及醫師本身的手術觀念偏差等[1-3]。而近年來由於人工關節在設計上及材料上均有改良，再加上醫師在相關技術的經驗累積，以及精確的手術技術和正確的病患選擇，對於UKA的手術結果及評價已有大幅改善。

但是從最近有關單髁人工膝關節置換手術的臨床追蹤報告中，仍可發現，因聚乙烯(polyethylene, PE)脛骨元件(tibial component)磨損(wear)而造成手術失敗(failure)之現象仍然存在[1, 4]，然而造成PE骨元件磨損之主因，絕大部分是源自於過高的應力，而造成應力過高之原因，則主要應與元件間對位有關[5, 6]。而造成元件間不當對位的原因有很多，其中又以脛骨平台(tibial plateau)在冠狀面(coronal plane)產生錯切(malresection)最為常見[7]。而此種手術誤差亦往往會造成術後膝關節在穩定度、活動度及穩固性，皆有

不令人滿意之臨床結果[8]。

因此，如何避免及降低PE骨元件受應力破壞的問題儼然成為現今UKA的研究重點。但在目前眾多有關UKA的研究報告裡，關於關節元件間不當對位(malposition)所造成PE骨元件之破壞，皆大多侷限在臨床的追蹤統計報告，而在這些報告當中，則潛藏著許多影響報告數據之影響因子，諸如：受測病患之體重、膝關節軟組織之狀態、關節元件間確切的對位(position)、關節間之受力形態等，而上述之不可控因子，也往往會造成所謂的統計誤差。再加上截至目前為止仍尚無有關UKP在體內(in vivo)及體外(in vitro)之生物力學實驗的情形下，實有必要透過科學方法來探討不同對位型態對於PE骨元件所造成之影響。因此，本研究擬藉由體外模擬分析技術，來探討當脛骨平台在冠狀面發生不當骨切時，步態負載及上/下階梯行為對於PE骨元件所造成之影響，從而以瞭解不同型態設計之UKP在不同膝內/外翻對位時，對PE骨元件所造成之應力影響，換言之，我們則可從接觸面積及接觸應力分析結果，進一步得知PE骨元件在何種膝內/外翻傾斜的範圍，是可被容許或忽略的。如此，對於未來在執行UKA時，便可大大的降低手術風險及困難度。

2. 研究方法

本研究所選用之UKP研究樣本為Zimmer (Zimmer, Inc., Warsaw, IN)及Depuy (DePuy Orthopaedics, Inc., Warsaw, IN)二種廠牌，其中Zimmer之股骨元件為解剖式(anatomical)設計，Depuy則為對稱式(symmetrical)設計，如圖1所示，在PE骨元件方面則皆為平坦非吻合型脛骨元件(flat nonconforming tibial components)。

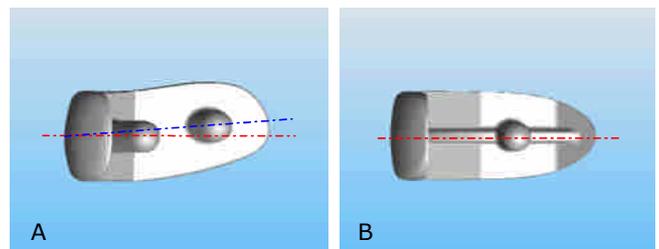


圖 1A-B 單髁人工股骨元件(A)解剖式與(B)對稱式

其中股骨元件為Co-Cr合金，脛骨元件為超高分子量聚乙烯(Ultra High Molecular Weight Polyethylene,

UHMWPE)。

在 UKP 對位模擬方面，股骨元件則分別模擬 0°、60°及 90°三種屈膝角度，其中各分別代表著日常生活行動中的走路 (walking) 及上/下階梯 (stair ascent/descent)，負載條件詳如表 1 所示。PE 脛骨元件則將模擬手術切除脛骨平台後在冠狀面 (coronal plane) 所形成的各種對位，其中包括原位 (neutral)、膝內翻 (varus) 及膝外翻 (valgus) 對位，如圖 2 所示，其中模擬的擺放變化角度則包含有：0°原位對位、5°、10°、15°膝內翻傾斜 (varus tilt) 及 5°、10°、15°膝外翻傾斜 (valgus tilt)。如此，我們便可從這 7 種變化模組，觀察其兩種不同設計廠牌在脛骨平台錯切時，PE 脛骨元件所產生之接觸面積及接觸應力變化。

表 1 單髁脛骨股關節受力條件

Flexion Angle (deg)	Applied Force (N)	Activity
0	549	Walking
60	686	Stair Ascent
90	617	Stair Descent

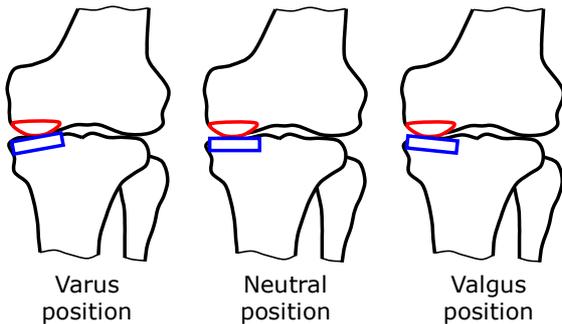


圖 2 各種 PE 脛骨元件對位條件

2.1 範圍與限制

本研究皆以左腳內側關節面來定義膝內/外翻。主要以 UKP 為主之體外模擬測試，關節間模擬之接觸條件，均不考慮周圍軟組織平衡 (soft tissue balance)、前/後十字韌帶 (anterior/posterior cruciate ligament) 及側邊韌帶 (lateral ligament) 之影響，且股骨與脛骨元間之接觸皆無發生摩擦位移。

2.2 元件定位

關於單髁人工膝關節定位方面，首先人工股骨及脛骨元件將固定於本實驗特製之治具上，其中脛骨治具有模擬不同膝內/外翻角度的功能。當人工股骨及脛骨元件在材料試驗機架設安裝完畢後，則將壓力感測片放置於單髁人工股骨與 PE 脛骨元件之間，並由人工股骨上夾治具處施予所需之負載至人工脛股骨下夾治具固定處，使壓力感測片染色。如圖 3 所示。其中負載控制為每秒增加 100 N 至預定力量為止，持壓時間為 10 秒 [9, 10]，此外，本試驗將針對其每一脛骨關節之搭配

組合各做三次重複性試驗，再利用影像處理技術分析其經感壓渲染後之壓力感測片影像，並計算出接觸面積 (contact area) 與接觸應力 (contact stress)。

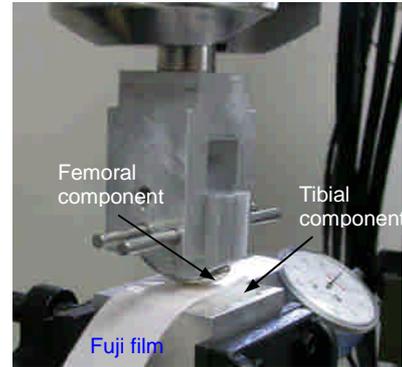


圖 3 利用材料試驗機進行人工膝關節負載模擬

2.3 接觸面積與接觸壓力量測

本研究將利用壓力感測片之染色原理，將感壓染色後之彩色影像轉為 256 色灰階，以計算出單髁人工膝關節間之接觸面積與接觸壓力值。本實驗所選取之壓力感測片型式分別有極超低壓 (ultra super low pressure) 型與中壓 (medium pressure) 型二種，感壓範圍各分別為 0.2-0.6 MPa 和 10-50 MPa。其中極超低壓型之壓力感測片將被用來量測接觸面積，所採用之灰階罰值為 180，凡小於此值之灰階影像皆將列入計算。關於接觸壓力的計算，則採用中壓型壓力感測片，採用之灰階罰值為 225，灰階值與應力間之對應關係，則將由壓力感測片校正曲線方程式(1)求得。

$$S = f(G) = -4.0118 \times 10^{-5} G^3 + 2.2173 \times 10^{-2} G^2 - 4.157 G + 2.8148 \times 10^2 \quad (1)$$

上式中 G 為感測受力後之平均灰階值， S 則為對應 G 之平均接觸壓力以 MPa 計。

3. 結果與討論

分別將代表對稱式及解剖式二種人工膝關節之單髁脛股骨關節在不同膝彎曲行為及膝內/外翻傾角下，所測得之接觸面積、接觸壓力及接觸型態結果，將分述如下。從圖 4 之結果我們得知當 PE 脛骨元件分別受 549 N、686 N 及 617 N 之正向負載時，對稱式及解剖式 UKP 所測得之接觸面積各分別為 18.57 - 30.76 mm² 和 20.69 - 27.88 mm²；從接觸面積結果可明顯發現對稱式設計之接觸面積會隨著膝內/外翻傾角之增加而減少，其中不管屈膝角度為何，最大接觸面積位置皆發生在 0° 原位上；關於解剖式設計之接觸面積變化行為則呈現不等比例的增加或減少，且最大接觸面積位置不是發生在 0° 原位上，在膝內翻方面則發生在屈膝 60°/膝內翻 5° (27.28 mm²)，膝外翻方面則發生在屈膝 0°/膝外翻 10° (27.88 mm²) 時有最大接觸面積。

在平均接觸壓力方面，對稱式及解剖式 UKP 所測

得之接觸應力則各分別為 16.61 - 16.93 MPa 和 16.63 - 17.01 MPa，如圖 5 所示，從實驗結果觀察得知，對稱式 UKP 不管屈膝角度為何最小接觸應力皆發生在 0° 原位，隨著膝內翻角度之增加，在 10° 膝內翻傾斜時有最大膝內翻接觸應力；隨著膝外翻角度之增加時，亦也在 10° 膝外翻傾斜時有最大膝外翻接觸應力產生。關於解剖式 UKP，不管屈膝角度為何，其最小接觸應力並非發生在 0° 原位，且當膝內翻傾斜角度有所增加時，接觸應力皆也大都不會高於 0° 原位之接觸應力值；在膝外翻應力變化方面，其最大接觸應力則發生在 5° 膝外翻位置，但當超過 5° 膝外翻傾角時，則接觸應力又有遞減之現象。

而有關接觸型態變化方面由圖 6 觀察得知，不管對稱式或解剖式 UKP，初始之對位型態皆為近似橢圓之接觸圖形，但當隨著膝內/外翻傾斜角度增加時，各接觸面積圖形之外側則皆有潰縮之現象，其中以對稱式 UKP 最為顯著。

4. 結論

綜括上述之研究結果及分析，得到以下幾點結論：

(1) 經由本研究之步態負載模擬分析發現，不同的股骨元件設計對於平坦非吻合型脛骨元件有著相當不同的應力表現，尤其是 PE 脛骨元件在不同內翻傾斜角度時特別顯著，其中解剖式設計的 UKP，在內翻傾斜角度從 0° 到 15° 時，接觸應力的變化都相當的平穩趨緩，且應力無突增之現象；而對稱式設計的 UKP，則在內翻傾斜角度 10° 時則有最大平均接觸應力，且當達到內翻傾斜角度 15° 時，則應力反而遞減，由此可知，對稱式 UKP 在內翻傾斜角度 10° 時，會產生邊界負載 (edge loading) 效應。

(2) 在外翻傾斜角度方面，解剖式 UKP 之接觸應力則在外翻傾斜角度 5° 時有最大平均接觸應力，且外翻傾斜角度之應力值也都明顯比內翻傾斜角度要來的高；對稱式 UKP 之接觸應力則在外翻傾斜角度 10° 時有最大平均接觸應力，其應力趨勢亦與內翻傾斜角度相似。

(3) 解剖式設計的股骨元件對於內翻傾斜角度的改變則較不受影響且較能保持一定的形合度 (deformity) 及接觸面積，亦就是說解剖式設計的股骨元件較能容許膝內翻不當骨切所造成之誤差，但在外翻傾斜角度方面則需避免超過 5° 以上之誤差；而使用對稱式 UKP 時，在手術時則應避免 10° 以上之內外翻傾斜角度，因為當超過 10° 內/外翻傾斜角度時，極易發生邊界接觸 (edge contact)，使的接觸面積變小，而造成 PE 脛骨元件應力過高而加速損壞。此一模擬分析結果與 Collier 等人 [11] 之臨床統計分析結果一致。

從以上整個模擬當中，姑且不論其膝關節周圍軟組織所造成之影響，我們仍可發現到植入物元件之設計及不當對位仍是可能造成單髁脛股骨關節手術失敗之主因。總之，UKA 如要有出色的長遠結果，除有賴病患審慎篩選、植入物選取恰當外，更要有精良的手術技術。而未來如要使 UKA 有更精準的對位及手術成功率，藉由電腦輔助手術 (computer assisted surgery) 的導

引系統 (navigation system)，或許將會是一種更佳的選擇。

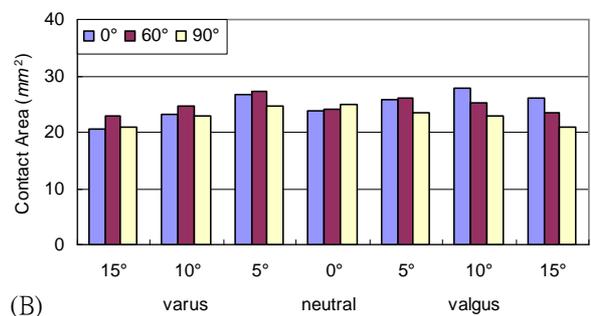
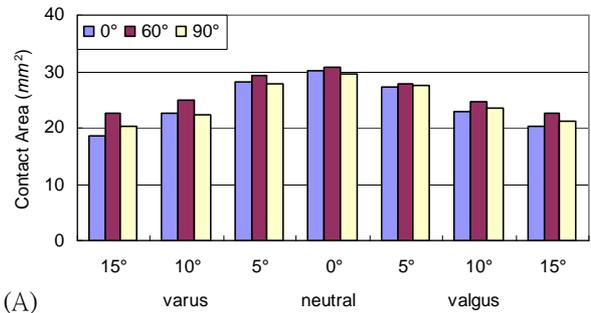


圖 4A-B (A) 對稱式 UKP 與 (B) 解剖式 UKP 之 PE 脛骨元件在各種不同對位條件下之接觸面積

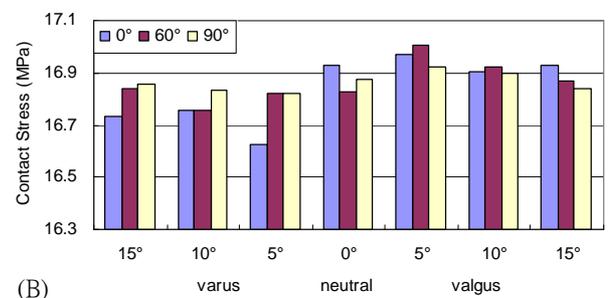
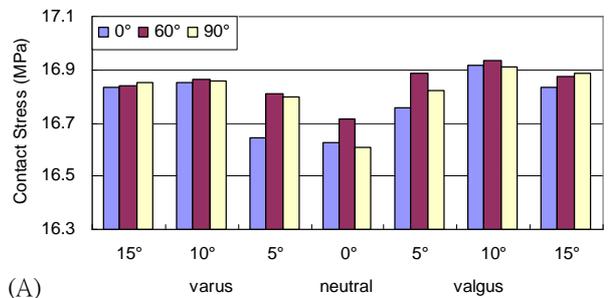


圖 5A-B (A) 對稱式 UKP 與 (B) 解剖式 UKP 之 PE 脛骨元件在各種不同對位條件下之接觸應力

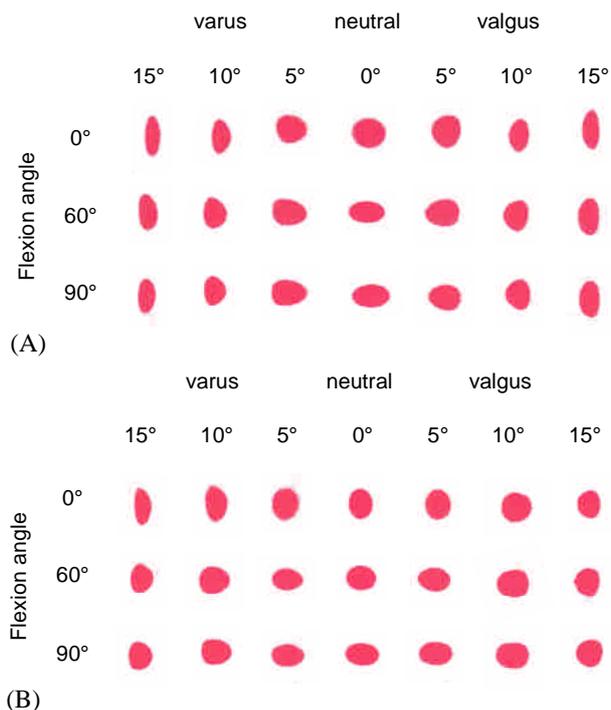


圖 6A-B (A) 對稱式 UKP 與 (B) 解剖式 UKP 之 PE 脛骨元件在各種不同對位條件下之接觸型態

5. 參考文獻

- [1] T.J. Gie, K.K. Killeen, D.P. Hoeffel, J.M. Bert, T.K. Comfort, K. Scheltema, S. Mehle, K. Grimm, "Analysis of unicompartmental knee arthroplasty in a community-based implant registry," *Clin. Orthop. Rel. Res.*, vol. 416, pp 111-119, 2003.
- [2] R. Iorio, W.L. Healy, "Current concepts review: unicompartmental arthritis of the knee," *J. Bone Joint Surg.*, vol. 85A, pp 1351-1364, 2003.
- [3] G. Vardi, A.E. Stover, "Early complications of unicompartmental knee replacement: The Droitwich experience," *The Knee*, vol. 11, pp 389-394, 2004.
- [4] H. Bergenudd, "Porous-coated anatomic unicompartmental knee arthroplasty in osteoarthritis: a 3- to 9-year follow-up study," *J. Arthroplasty*, vol. 10, pp S8-S13, 1995.
- [5] C.J. Della Valle, R.A. Berger, A.G. Rosenberg, "Minimally Invasive Unicompartmental Knee Arthroplasty Using Intramedullary Femoral Alignment," *Oper. Tech. Orthop.*, vol. 16, pp 186-194, 2006.
- [6] P. Hernigou, G. Deschamps, "Alignment influences wear in the knee after medial unicompartmental arthroplasty," *Clin. Orthop. Rel. Res.*, vol. 423, pp 161-165, 2004.
- [7] M.B. Collier, T.H. Eickmann, F. Sukezaki, J.P. McAuley, G.A. Engh, "Patient, Implant, and Alignment Factors Associated With Revision of Medial Compartment Unicompartmental Arthroplasty," *J. Arthroplasty*, vol. 21, pp 108-115, 2006.
- [8] P.A. Keblish, "Surgical techniques in the performance of unicompartmental arthroplasties," *Operative Tech. Orthop.* vol. 8, pp 134-145, 1998.

- [9] 劉建緯,「人工膝關節髌骨植入物之有限元素分析」, 國立台北科技大學製造科技研究所碩士論文, 2002。
- [10] 劉建緯、黃俊雄、黎文龍「全人工膝關節外置型髌骨植入物之研究形合度之研究全人工膝關節外置型髌骨植入物之研究分析」, 中華民國第27屆全國力學會議論文集, 2003。
- [11] M.B. Collier, T.H. Eickmann, F. Sukezaki, J.P. McAuley, G.A. Engh, "Patient, Implant, and Alignment Factors Associated With Revision of Medial Compartment Unicompartmental Arthroplasty," *J. Arthroplasty*, vol. 21, pp 108-115, 2006.

Contact Characteristics of Anatomical and Symmetrical Unicompartmental Knee Prostheses

Chien-Wei Liu^{1,3}, Wenlung Li¹,
Chia-Chi Lo² and Chen-Tung Yu³

¹Graduate Institute of Mechanical and
Electrical Engineering
National Taipei University of Technology

²Mackay Medicine, Nursing and
Management College

³Department of Orthopaedic Surgery
Changhua Christian Hospital

ABSTRACT

The development of artificial joints is now considered to be quite mature, and is the main treatment for osteoarthritis. However, in recent unicompartmental knee arthroplasty (UKA) clinical follow-ups, complications due to wear of polyethylene (PE) tibial components still exist. Therefore, this study is focused on avoiding and minimizing damage to the PE tibial component. Currently, the most common problem in UKA is the malresection of the tibial plateau, often resulting in malpositioning of the tibial implant. This malpositioning may be the main reason for early wear and dislocation of the PE tibial component. In this study, in vitro test was used to study the stress change of malpositioned PE tibial components in order to better understand the mechanism on PE components. From in vitro test, it was found that anatomically designed unicompartmental knee prostheses (UKP) allowed more positional error in varus than symmetrically designed ones. Both UKP should avoid any positional error greater than 5° and 10° valgus tilt, respectively. Otherwise, increased wear of PE tibial components would result in shortened lifetime of the artificial joint.

Keywords: contact stresses, unicompartmental knee prosthesis, tibia