

人工膝關節之耐用性分析與設計 (II)

The Analysis and Design of Durability of Artificial Knee Joints (II)

計畫編號：NSC89-2212-E-002-028

執行期間：88年8月1日至89年7月31日

計畫主持人：蘇侃

一、中文摘要 (關鍵詞：人工膝關節；最佳化設計；磨耗；有限元素法)

本研究探討人工膝關節的耐久性，以最佳化設計的觀點，並配合有限元素法的計算，找出最好的聚乙烯板的表面的形狀曲率，與現有商品比較，接觸應力降至 60% 以下。降低接觸應力，便可使磨耗降低，而增加人工膝關節的耐久性。

Abstract (Key words: artificial knee joint, optimum design, wear, finite element method)

The durability of knee prostheses is discussed in this study. A optimum design and finite element method are used to find the optimum shape of tibia insert of knee prosthesis. Using this shape, the maximum contact stresses can be lowered by 60 percent in comparison with that of commercial products and the durability the knee joint will be the longest.

二、計畫的緣由與目的

近年來國人因膝關節疾病而必須置換人工關節之個案逐年增加，由於個案增多，植入後發生併發症之案例亦相繼增加，使醫學界及相關學術界不得不重視而必須深入探討相關問題 (3)。

人工膝關節設計中最重要的考量包括耐久性及功能性，要達到這些目的，必須由設計、器械應用及外科手術來達成。目前人工膝關節雖然已經發展了三十年，相關技術也進步很多，但隨著植入時間增加，許多問題也跟著出現，其中最不可避免的就是超聚乙

烯板的磨耗問題。

這個問題同時和人工膝關節的材料、設計及人體的動力學有關。就材料而言，不同的金屬有不同的揚氏係數及硬度，和超聚乙烯板接觸時的磨耗性質也不相同；就設計及人體動力學而言，不同的設計影響接觸時的接觸位置及受力情形，導致不同的表面壓力，造成不同的磨耗(1, 2, 6)。

許多研究者曾以設計的觀點討論人工膝關節的磨耗問題。1988年 Walker 提出一個顯而易見的觀點：當人工膝關節股骨表面和聚乙烯板表面是完全配合時，會得到最低的應力，但膝關節的活動度卻受限制；當聚乙烯板表面是完全平坦時，膝關節的活動度限制最小，但是應力最大。然而又有學者提出，在矢狀面上配合度較低的聚乙烯板和人工膝關節股骨表面，可以使後十字韌帶在彎曲時產生牽引作用，使接觸點移動，不在同一個地方產生磨耗，而降低磨耗(4, 5)。因此，若能找到一個既能使接觸不集中於同一點，又有較高的配合度，將能使磨耗最低。1994年 Walker 曾針對人工膝關節的表面幾何形狀研究，計算在靜態下人工膝關節股骨和聚乙烯板曲率下的壓力，並認為最低的人工膝關節股骨和聚乙烯板曲度應相差 5mm，此結果具有參考價值，可惜並未考慮接觸位置和力量的不同，也沒有考慮表面摩擦力所造成的剪力，因此若能以滿足膝關節彎曲的條件之下，將接觸位置、力量及摩擦力考慮進去，將能進一步得到更好的結果

本研究由人體步行時，膝關節的運動及接觸力量著眼，欲找出最佳的形狀使接觸

壓力最低，磨耗最小。以設計的觀點出發，同時解決受力及應力的問題。

三、方法

詳細的方法可參考第一年的計劃報告，在第二年的計劃中，進一步將最佳化的結果與市售的人工膝關節比較。根據人體股骨外形，獲得以下四種人工關節。圖一是四種人工膝關節，Type O 是最佳化的關節曲面。Type I 的形狀與 Type O 相似，但是在額切面上為平面接觸。Type II 的聚乙烯板的形狀為立方體。Type III 則與 Type O 類似，只是聚乙烯板的額切面半徑與人工股骨相同。

在人工膝關節的手術中，醫生的技術往往是手術成敗的重要關鍵，如果植入位置準確，成功機會很大。相反的，如果植入位置有誤差，則往往會導致手術的失敗。不同的人工膝關節設計也會影響到手術的難易。如圖一中所示的四種形狀，因為 Type II 的聚乙烯板為立方體，植入時所造成的前後左右位移對其沒有影響。Type III 的聚乙烯板在額切面上的半徑與人工關節股骨相同，因此些微的左右位移都是不允許的。

計算這四種人工膝關節接觸應力，包括一個步行週期及旋轉和傾斜時的應力變化，不僅可以了解人工膝關節的應力，更可以對手術與人工膝關節的形狀的關係有進一步的認識。

四、結果與討論

4.1 一個步行週期下的應力

圖二為四種型態的人工膝關節的應力圖，由圖中可以觀察出 Type II 的應力最大，最大應力發生在擺盪期，此時膝關節彎曲量最多，約 60 度，因為 Type II 的超聚乙烯板是立方體形，使得膝關節的接觸面積減少，接觸應力因此而增加。

比較這四種形式可以發現，除了 Type II 較高以外，其他形式的應力雖然比最佳化結

果為高，但是並沒有相差很多。這固然是因為在前後的方向上已經過最佳化，但是更重要的原因是在額狀面上，這三種形式的人工膝關節股骨和聚乙烯板是較緊密的接觸。Type II 與 Type I 的兩個接觸面為線接觸，Type III 則為兩個相同曲率的弧度，而且當此曲率不同時接觸應力會增加很多（如圖三），這樣的結果看起來似乎只要把額狀面曲率作成相同即可，但是這必須進一步考慮到手術的準確度及人工膝關節的傾斜和旋轉運動。

4.2 傾斜及旋轉運動下的應力

圖四是在人工股骨傾斜的情形下，計算四種形式的接觸應力，由圖中可以清楚的看出分成兩種形式，一種是額狀面為曲線，一種是額狀面為直線，後者的應力顯然較前者為大，這原因很明顯，因為額狀面為直線的情形下，一旦人工股骨左右傾斜，接觸面積就會驟減，接觸應力就會驟升。

圖五是在人工膝關節旋轉的情形下，計算四種形式的接觸應力，由圖中可以觀察，在五度以內，額狀面為直線的應力較高，但是在五度上，額狀面為曲線的人工膝關節的應力較高，這是因為旋轉量較大之後，額狀面為曲線的人工膝關節會因為兩側較高，而使接觸部分由兩側承擔，此時接觸面積減少，接觸應力因此而升高。

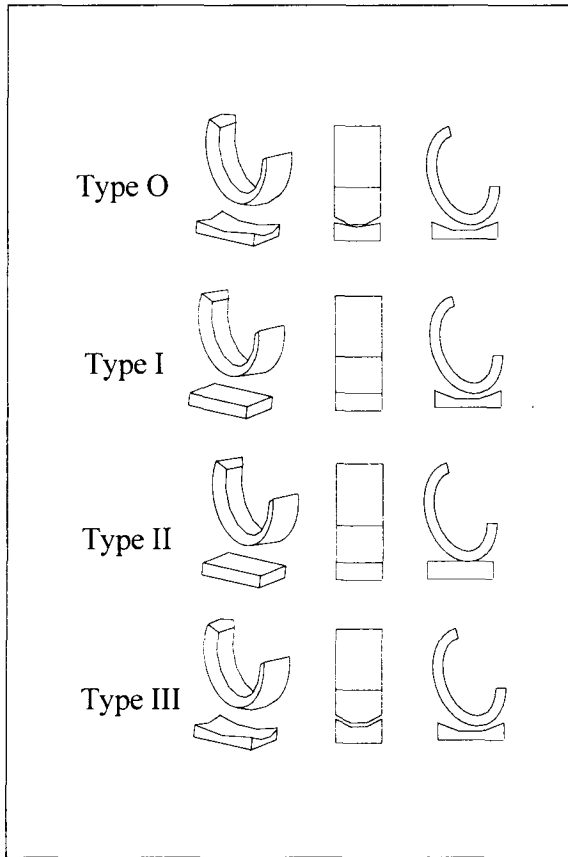
由以上分析可知，雖然最佳化的結果 Type O 在旋轉運動時會有較高的應力，但是此應力並沒有超過步行週期下的最大應力，而且總體而言，Type O 的應力皆小於 20Mpa，因此其為最佳化的曲面。

五、計劃成果自評

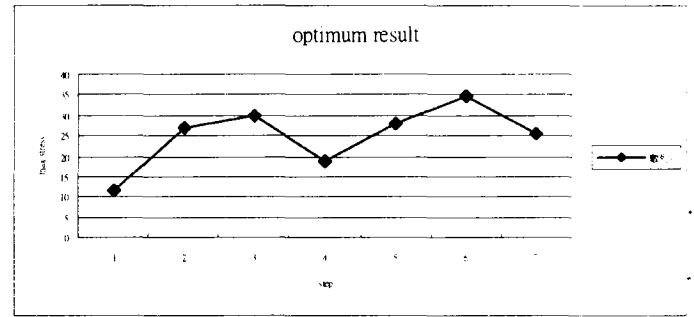
此分析的股骨部分是根據人體股骨的外形建立的，但是在市售的人工膝關節並不一定是根據人體膝關節的形狀，因此會有不同的股骨形狀及聚乙烯板的外形，但是若能將其外形以本研究的最佳化的方式計算，必定能減少其應力，增加使用的壽命，

六、参考文献：

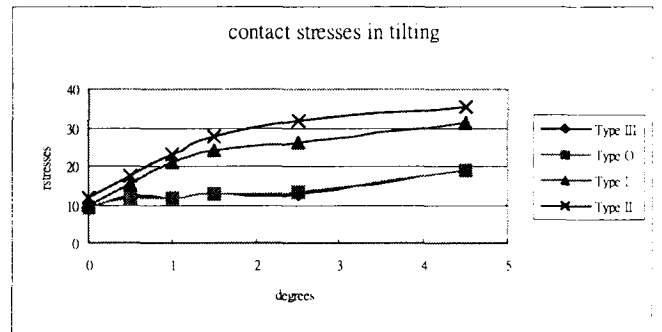
1. Bartel, D. L., Bicknell, V. L., and Wright, T. M. The effect of conformity, thickness, and material on stresses in ultra-high molecular weight components for total knee joint replacement. *J Bone Joint Surg. [Am]* 1986; 68-A: 1041-51.
2. Bartel, D. L., Burstein, A. H., Toda, M. D., and Edwards, D.L. The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal-based plastic implants. *J Biomechanical Engineering* 1985; 107:193-9.
3. Hood, R.W., Wright, T. M., and Burstein, A.H. Retrieval analysis of total knee prostheses: A method and its application to 48 total condylar prostheses. *J Biomedical Mat Res.* 1986; 17:193-9.
4. Ritter, M. A., Pherbst, S. A., and Keating, E. M. Long-term survival analysis of a posterior cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Clin Orthop and Related Research.* 1994; 309:136-145.
5. Walker, P. S. The requirements of total knee replacement. -Design considerations. *Orthop Clin of North Am.* 1989; 20:15-29.
6. Sathasivam, S., and Walker, P. S. Optimization of the bearing surface geometry of total knees. *J Biomechanics.* 1994; 27:255-64.



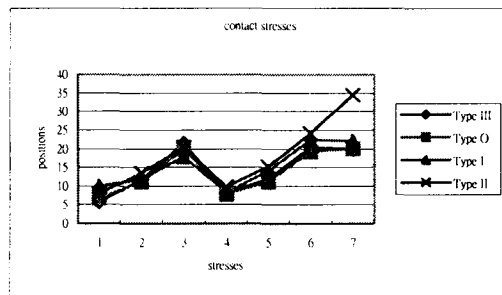
圖一、四種人工膝關節形狀



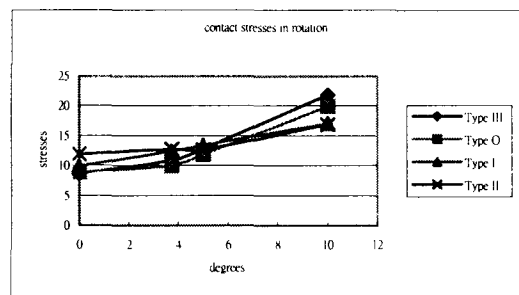
圖三、尚未最佳化的人工膝關節應力



圖四、四種人工膝關節傾斜時的應力



圖二、四種人工膝關節在步態下的應力



圖五、四種人工膝關節旋轉時的應力