

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

複合式體白杯之衝擊特性研究

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC91-2213-E-040-001-

執行期間：91年08月01日至92年07月31日

執行單位：中山醫學大學物理治療學系

計畫主持人：陳建宏

計畫參與人員：鄔詩賢, 劉銓都, 洪瑞斌

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 92 年 10 月 28 日

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

## 複合式髌臼杯之衝擊特性研究

The Study of Impact Characteristics of the Composite Acetabular Cups

計畫編號： NSC91-2213-E-040-001

執行期限： 91年8月1日 至 92年7月31日

主持人： 陳建宏

共同主持人： 鄔詩賢

共同主持人： 劉銓都

計畫參與人員： 洪瑞斌

中山醫學大學物理治療學系

國立中興大學機械工程研究所

永達技術學院工業管理系

南亞技術學院機械工程系

### 一、中文摘要

本研究係探討已獲我國發明專利(公告第 515710 號)之三明治型複合式髌臼杯之衝擊特性。在基本的步行中，下肢由擺盪期至站立期即使髌關節接觸面受到衝擊；如果髌臼杯在靜態對磨下已產生間隙，則此種衝擊現象就更為明顯。研究中應用衝擊接觸理論並導入接觸元素以解決髌關節接合面之動態接觸問題，再藉相關磨耗理論以計算此時之磨耗程度。結果顯示此種複合式髌臼杯具有良好的低磨耗速率以及耐衝擊特性。

**關鍵詞：**複合式髌臼杯、衝擊、磨耗

### Abstract

The purpose of this study is to clarify the impact characteristics of the composite acetabular cup that had recently obtained Taiwan's patent (TW515710). The hip joint surface accepts an impact during the process of lower limb from swing phase to stance phase, and, this condition will be more remarkable if the acetabular cup had worn. A general three-dimensional impact contact model and proper wear model for composite structure was proposed and was used to analyze the impact wear for acetabular cup under the impact loading condition. The results reveal that the newly acetabular cups possess a good characteristic of low wear rate and the impact endurance.

**Keywords:** Composite Acetabular Cup, Impact, Wear

### 二、緣由與目的

許多研究顯示，聚乙烯髌臼杯因磨擦

產生的微細粒子會造成骨質破壞，形成髌關節鬆脫現象。故髌臼杯磨損被認為是導致人工髌關節失效之原因之一[1-2]。臨床研究發現髌臼杯(關節球頭直徑為 22mm)線性磨耗速率之平均值約每年 0.19~0.21 mm[3-5]。但經由髌關節模擬器所得之平均磨耗速率則為 0.03~0.15mm/年 [6,7]。大部分之髌關節模擬實驗通常進行約數百萬轉之步態動作，相當於 2、3 年之使用，因此僅能表現植入初期之磨耗結果。而植入人體內經長期使用之髌臼杯，其實際磨耗行為會隨病患年齡、體重、活動力等因素而改變且更形複雜，因此臨床量測所得之結果自然呈現較大範圍變化與較嚴重之磨耗結果。

由於髌關節結構所承受之負荷，除了是人體在一般行進間之穩定負荷外，尚可能存在因其他活動如跳躍、跑步運動等產生之衝擊性動態性負荷。特別是在使用一段時間經由初期磨耗後，髌關節頭與髌臼杯之間會產生較大徑向間隙，而無法緊密結合。此徑向間隙對結合介面之接觸應力分佈與峰值亦有相當程度之影響[8]。此外，在臨床實驗分析證實，髌臼杯與關節頭在步態週期中，腳尖離地(toe off)後進行擺盪時，會產生微分離(microseparation)現象[9,10]。當腳跟著地(heel strike)進入站立期(stance phase)，關節力會迫使關節頭與髌臼杯瞬間接觸。如圖一所示。此時髌臼杯將承受衝擊負荷。另一方面，因磨耗後之髌臼杯表面將呈現非均勻性幾何形狀，在一步態週期中髌關節頭與髌臼杯之接觸位置會隨股骨擺盪位置而改變，並

形成非一致性之接觸 (non-conforming contact), 此時產生之接觸應力將不同於荷茲應力而產生複雜之磨耗現象。

為降低磨耗微屑之產生, 硬質與硬質對磨組合 (hard on hard couples) 之全金屬人工髖關節有被擴大採用趨勢。然而, 關節介面微分離之發生卻會導致接觸應力增加而產生複雜之磨耗徵狀。這些現象之理解, 在人工髖關節模擬器上是不易進行的。本研究之目的即是針對本研究群已獲我國專利 (公告第 515710 號) 之複合式髖臼杯, 利用自行 [11] 發展之數值模擬法探討髖臼杯與關節頭之間因徑向分離所產生之衝擊效應, 並與傳統髖臼杯分析比較。且比較靜態與衝擊模式下接觸介面在接觸應力與磨耗速率之差異。

### 三、材料與方法

#### 3.1 髖關節模型

本研究探討人工髖關節頭對髖臼杯的三種接合情形為：(1) 金屬對金屬、(2) 金屬對聚乙烯、(3) 金屬對複合型髖臼杯等。其材料組合分別有, 關節球頭材料為鈦合金。對應之髖臼杯材料則分單層、雙層及三層 (三明治型) 複合材質結構。單層髖臼杯討論四種材料：聚乙烯、鈦合金；雙層髖臼杯結構為：聚乙烯內襯 + 鈦合金外殼。三層髖臼杯結構為：鈦合金內襯 + 聚乙烯中間層 + 鈦合金之外殼。關節球頭直徑為 32mm。圖二所示即為複合結構型式之髖臼杯有限元素模型。髖臼杯之外圍加上一層密質骨元素。材料性質如表一所示。人工髖關節球頭與髖臼杯之接觸面上則加上接觸元素。在髖關節負荷方面, 必須先確定髖關節活動之方式, 由於實際上髖關節的活動是多元且複雜的, 故很難將實際的動作方式以切確之數學方程式表現出來, 故在此僅模擬矢狀面 (sagittal plane) 上之彎曲-伸展 (flexion-extension) 運動, 由於其他方向之運動量與矢狀面運動比較起來明顯較小, 故在分析的過程中, 將其省略。而矢狀面上之活動範圍為前後擺動各 23 度之間。其負荷條件係根據髖關節所承受 3500 牛頓之作用力 [12], 將其分佈在每一步態週期中, 每一步態週期則分為 16 個

受力模式, 如圖三所示。再根據步態週期中力量的改變與施力角度的變化, 模擬實際步態運動。至於對磨材質間之磨耗係數, 因與材質種類、表面粗度、潤滑狀況有相當關係, 通常根據 pin-on-disk 磨耗測試中量測得到。本研究所用材料組合 PE/Titanium 與 Titanium/Titanium 之介面磨耗係數分別為 0.153 與  $0.19 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$  [13]。這些實驗上所設定之條件亦均與人工髖關節之存在環境相仿, 具有合理可信度。

#### 3.2 衝擊接觸效應

對結合介面已經產生磨損之髖臼杯而言, 在步態週期之擺盪期內會產生分離現象。當進入下一步態或人體進行跳躍或突然性之動作時, 將使兩者間產生衝擊性接觸運動。在衝擊接觸期間, 其接觸面之範圍與接觸應力之大小將隨接觸時程而改變, 且其接觸面之大小與接觸應力皆屬未知, 而可視為非線性之動態接觸問題。對人工髖關節之髖臼杯與關節頭而言, 其動態接觸之運動狀態, 可用下列有限元素數學式來描述, 分別為：

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_a \ddot{\mathbf{q}}_a + \mathbf{K}_a \mathbf{q}_a &= \mathbf{F}_{a, \text{ext}} + \mathbf{P}_a \\ \mathbf{M}_b \ddot{\mathbf{q}}_b + \mathbf{K}_b \mathbf{q}_b &= \mathbf{F}_{b, \text{ext}} + \mathbf{P}_b \end{aligned} \quad (1)$$

其中  $\mathbf{F}_{a, \text{ext}}, \mathbf{F}_{b, \text{ext}}$  分別為髖臼杯及關節頭接觸前所承受之外加負荷。  $\mathbf{P}_a, \mathbf{P}_b$  為表面接觸力, 其大小相同, 作用方向相反。

$\mathbf{q}_a, \mathbf{q}_b; \ddot{\mathbf{q}}_a, \ddot{\mathbf{q}}_b$  分別為節點之位移及加速度。 $\mathbf{M}_a, \mathbf{K}_a$  為髖臼杯之質量矩陣與剛性矩陣。 $\mathbf{M}_b, \mathbf{K}_b$  為關節頭之質量矩陣與剛性矩陣。

由於接觸過程中的接觸力會隨時間變化且為未知值, 而無法直接求解方程式 (1)。因此研究中應用接觸元素理論來處理接觸表面上之相關問題。對接觸面之上下表面其接觸勁度矩陣可用下式來表示

$$\mathbf{K}^e = \int_A \mathbf{B}^T \mathbf{D} \mathbf{B} dA \quad (2)$$

其中  $\mathbf{D} = \begin{bmatrix} k_{s1} & 0 & 0 \\ 0 & k_{s2} & 0 \\ 0 & 0 & k_n \end{bmatrix}$  為彈性矩陣,  $k_{s1}$  與  $k_{s2}$

為接觸表面切線方向上的剪勁度 (shear stiffness),  $k_n$  為接觸面上之正向勁度 (normal stiffness),  $\mathbf{B}$  為接觸元素各節點之內差函數矩陣。結合個別結構之勁度矩陣

與接觸元素之勁度矩陣，即可得到整體結構之勁度矩陣，而整體系統之主要運動方程式，即可表示如下：

$$\mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{K} \mathbf{q} = \mathbf{F}_{\text{ext}} \quad (3)$$

其中  $\mathbf{M} = \mathbf{M}_a + \mathbf{M}_b + \mathbf{M}_{\text{contact-element}}$

$$\mathbf{K} = \mathbf{K}_a + \mathbf{K}_b + \mathbf{K}_{\text{contact-element}}$$

分別為髖關節模式之質量矩陣與剛性矩陣。求解方程式(4)的方法之一，是利用時間的內隱式直接數值積分方式 (implicit direct integration methods)。其中 Newmark 法是無條件穩定的內隱時間積分法。

#### 四、結果與討論

本研究獲致之結果為：

(一) 圖四所示為髖關節於正常步態週期內，下肢經擺盪期至腳跟著地時，髖臼杯內面之接觸應力分佈，此時關節受力屬於靜態負荷模式，亦即關節介面為緊密結合並隨步態行程進行連續接觸。

(二) 圖五所示為在第五受力模式 (腳跟著地) 時髖臼杯內面之衝擊接觸應力分佈。此模式考慮髖臼杯在磨損後會因結合介面間隙加大導致介面分離，當下肢經擺盪期至腳跟著地時，關節頭與髖臼杯產生衝擊接觸之情況。圖中顯示，因衝擊作用產生之接觸應力亦較靜態模式下有明顯的增加。

(三) 綜合圖四、五可發現，無論是在靜態或衝擊模式下，單層或雙層髖臼杯，若內襯為 PE 材質，則其接觸狀態係屬於軟質/硬質接觸模式，因此接觸應力會明顯集中於接觸面之中心區域。相反的，多層複合髖臼杯屬於硬質/硬質接觸模式，接觸應力平均分佈於整體接觸區域。依據表二所列之應力值可知，多層複合髖臼杯之平均應力值較單層髖臼杯之應力值為低。

(四) 若考慮關節介面之分離效應，若接觸介面為金屬對金屬接觸模式，則複合之髖臼杯其衝擊應力會因 PE 夾層之緩衝效應而有效降低。但是外緣局部區會有明顯的應力集中，將可能對此區域造成損傷。此現象與文獻 [10] 之研究結果相吻。

(五) 表三所列為髖臼杯在植入初期靜態模式下與磨損後在衝擊作用下之磨耗數值模擬結果。由本項研究數據顯示，相對於單層聚乙烯，多層複合髖臼杯具有較佳之抗

磨耗性。本項研究分析所得亦顯示，單層髖臼杯在靜態模式下之磨耗速率接近於傳統髖關節模擬機所得之磨耗量。若考慮衝擊效應，則較符合臨床實際測得之平均磨耗速率。

(六) 本項研究成果說明靜態性磨耗數值模擬與髖關節模擬機之實驗方式並未能完全解釋髖臼杯之實際磨耗程度，特別是介面分離效應對接觸應力與磨耗之影響。數據亦顯示經過初期磨耗而更容易產生衝擊接觸之現象，同時形成更嚴重之磨損情形。

本研究針對單層與多層複合髖臼杯之抗磨耗進行數值模擬分析。髖臼杯經過初期磨耗階段後，其結合面間隙擴大有機會產生微分離現象，此分離在步態週期中會導致衝擊接觸之發生，不僅影響接觸應力分佈同時形成更嚴重之磨損情形。分析結果不但符合文獻上所記載之實驗數據亦與臨床所得長期磨耗結果相當接近。在改進金屬/金屬之耐衝擊方面，採用 PE 夾層方式之複合結構髖臼杯將可確實提供實質之助益。

五、計畫成果自評 本研究成果與原規畫相符，且足以發表於相關期刊。

#### 六、參考文獻

1. P.C. Peters et al., Osteolysis after total arthroplasty without cement, J Bone Joint Surg 74A, 864-876, 1992.
2. H. Willert et al., Osteolysis in a hip arthroplasty of the hip; the role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particle, Clin Ortho Relat Res 258, 95-107, 1990.
3. J.R. Copper, et al., Macroscopic and microscopic wear mechanisms in ultra-high molecular weight polyethylene, Wear 162-164, 1993, 378-384.
4. B.M. Wroblewski, et al., Direction and rate of socket wear in Charnley low-friction arthroplasty, J Bone Joint Surg 67B, 757-761, 1985.
5. G.H. Issac, et al., A tribological study of retrieved hip prostheses, Clin Orthop 276, 115-125, 1992.
6. V. Saikko, et al., A Five-station hip joint simulator for wear rate studies, Proc Instn Mech Engrs 206, 195-200, 1992.
7. R. Martinella, et al., Wear of ultra molecular weight polyethylene sliding against

surface-treated Ti6Al4V, AISI 316 stainless steel and Vitallium, Wear 133, 267-289, 1989.

8. R. Pietrabissa, et al., Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty: a parametric mathematical model, Med Eng Phys 20, 199-210, 1998.
9. D. A. Dennis, et al., "In vivo" determination of hip joint separation and the forces generated due impact loading conditions, J Biomech 34, 623-629, 2001.
10. M. M. Mak, et al., Effect of microseparation on contact mechanics in ceramic-on-ceramic hip joint replacements, Proc Instn Mech Eng Part H 216, 403-408, 2002.
11. J. S. S. Wu, et al., The computer simulation of wear behavior appearing in total hip prosthesis, Comp Meth Prog Biomed 70, 81-91, 2003.
12. V. Saikko, et al., A five-station hip joint simulator for wear rate studies, Proc Instn Mech Engrs 206, 195-200, 1992.
13. V. M. Tiainen, Amorphous carbon as a bio-mechanical coating-mechanical properties and biological applications, Diam Relat Mat 10, 153-160, 2001.

## 七、圖表

表一 髖關節材料特性

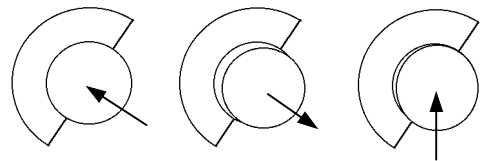
材料	楊氏係數 GPa	波松比	密度 KN/m <sup>3</sup>
聚乙烯	0.8	0.470	9.2
鈦合金	110	0.330	44.0
密質骨	17	0.460	4.1

表二 單層與多層髖臼杯接觸應力之比較

Ti 金屬關節頭 與髖臼杯型式	靜態接觸應力 (MPa)		衝擊接觸應力 (MPa)	
	中心 區域	中心 區域	中心 區域	中心 區域
三層複合模式： (內+中+外) Ti/Ti+PE+Ti	-3.5	-7.6		
雙層模式： (內+外) Ti/PE+Ti	-4.9	-10.0		
雙層模式： (內+外) Ti/Ti+PE	-3.8	-7.9		
單層模式 (全聚乙烯) Ti/PE	-5.3	-10.6		

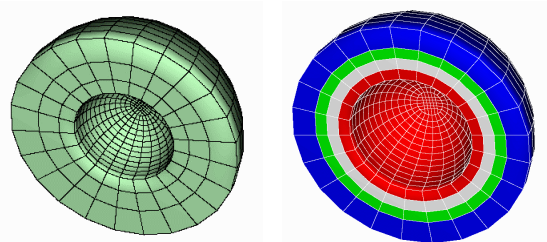
表三 單層與多層髖臼杯之磨耗率

Ti 金屬關節頭 與髖臼杯型式	靜態對磨		衝擊接觸	
	體積磨 耗率	線性磨 耗率	體積磨 耗率	線性磨 耗率
三層複合模式： (內+中+外) Ti/Ti+PE+Ti	11.00	0.0136	15.19	0.0188
雙層模式： (內+外) Ti/PE+Ti	10.48	0.013	13.45	0.0167
雙層模式： (內+外) Ti/Ti+PE	11.29	0.014	15.6	0.0194
單層模式 (全聚乙烯) Ti/PE	15.00	0.0186	19.25	0.0239

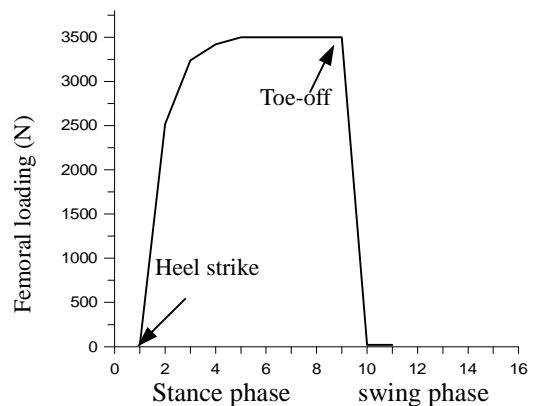


Normal loaction at Stance phase    Micro-separation at Swing phase    Impact Contact at Heel strike

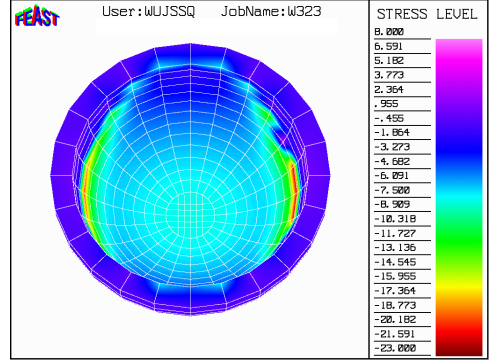
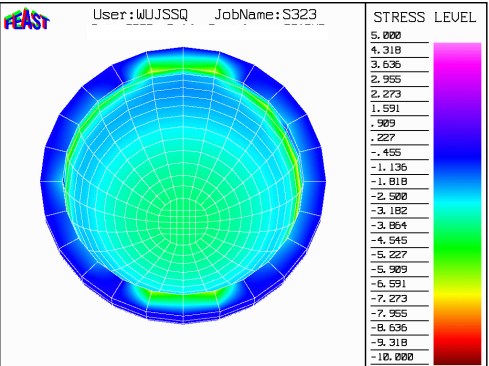
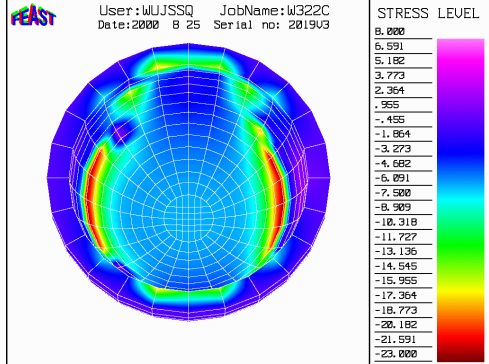
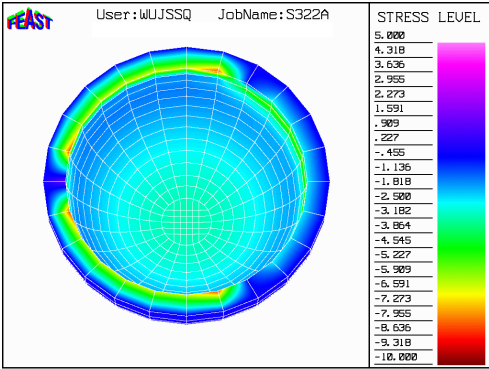
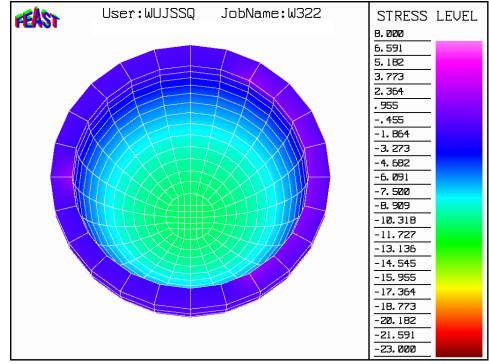
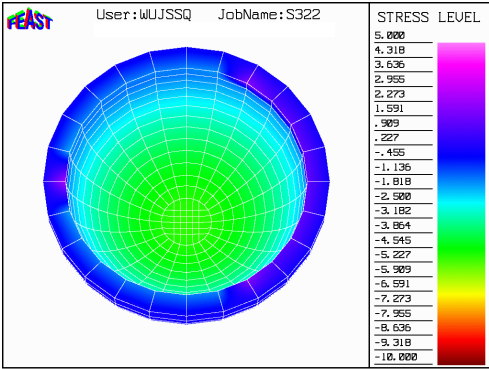
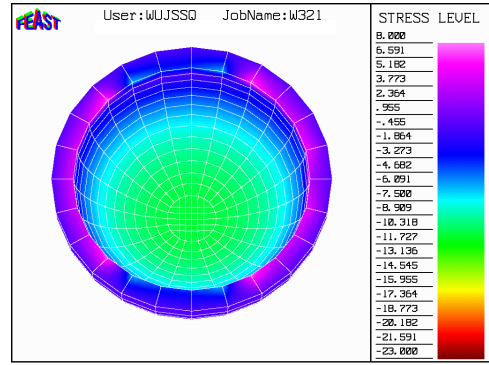
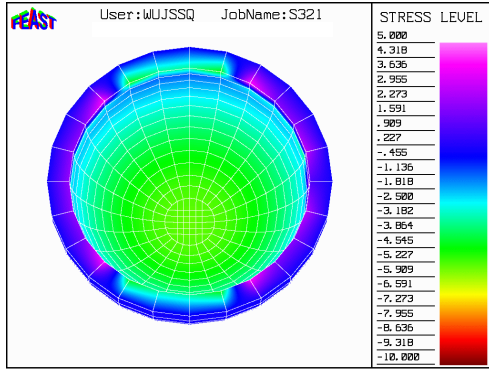
圖一、步態週期內關節頭與髖臼杯接觸狀態



圖二 (右) 多層複合結構髖臼杯 與(左)單層髖臼杯, 有限元素模型, 由內而外依次為內襯、中間層、外殼與密質骨層。



圖三 步態週期之關節力變化



圖四 靚白杯在 30% 步態週期時之靜態接觸應力分佈。上至下分別為：

1. 單層全聚乙烯靚白杯，
2. 雙層複合靚白杯（內 PE + 外 Ti）
3. 雙層複合靚白杯（內 Ti + 外 PE）
4. 三層複合靚白杯（內 Ti + 中 PE + 外 Ti）

圖五 靚白杯在 30% 步態週期時之衝擊接觸應力分佈。上至下分別為：

1. 單層全聚乙烯靚白杯，
2. 雙層複合靚白杯（內 PE + 外 Ti）
3. 雙層複合靚白杯（內 Ti + 外 PE）
4. 三層複合靚白杯（內 Ti + 中 PE + 外 Ti）