

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

三明治型複合髌臼杯之應力分佈與抗磨耗研究-有限元素分析

The Study of Anti-Wear and Stress Distribution of
Sandwiched Type Composite Acetabular Cup-Finite Element Analysis

計畫編號： NSC89-2614-E-040-003

執行期限： 89年8月1日至 90年7月31日

主持人： 陳建宏 中山醫學大學物理治療學系

共同主持人： 鄔詩賢 國立中興大學機械工程研究所

計畫參與人員： 洪瑞斌 國立中興大學機械工程研究所

一、中文摘要

本計畫以有限元素法探討人工髌關節頭與髌臼杯三種接觸組態之研磨狀況，包括：(一)金屬對金屬、(二)金屬對聚乙烯、及(三)金屬對複合結構等；其中之人工髌關節頭材料為不鏽鋼、鈷鉻鉬、或鈦合金；而髌臼杯材料則採用聚乙烯、不鏽鋼、鈷鉻鉬、鈦合金，或這些材料之組合(分為單層、雙層、或三層)。本研究討論髌臼杯之應力分佈狀態及磨耗速率，以進一步提出較佳的人工髌關節系統設計。

關鍵詞：髌臼杯、人工髌關節、磨耗

Abstract

This study employed the finite element method to discuss the wear conditions of three contact configurations of hip prosthesis head and acetabular cup, including: (1) metal-on-metal, (2) metal-on-polyethylene (PE), and (3) metal-on-composite structure. The materials of the head were stainless steel, CoCrMo, or Titanium alloy. And, the materials of these cups were PE, stainless steel, CoCrMo, Titanium alloy, or their combinations (constructed as single layer, double layers, or three layers). We analyzed the stress distributions and the wear rates to provide a better hip system design.

Keywords: Acetabular Cup, Total Hip Prosthesis, Wear

二、緣由與目的

研究顯示，聚乙烯髌臼杯產生之粒子將造成骨質溶解而影響髌關節之固定，進

而形成鬆脫現象[1-5]，故如何減低聚乙烯微粒的產生便成為一項極重要的問題。

Charnley[6-8]臨床研究指出聚乙烯髌臼杯對金屬球頭的平均磨耗速率為每年0.13~0.20mm。Artikson[9]指出聚乙烯磨耗速率每年約0.20mm。在Saikko[10]所做之模擬實驗則發現聚乙烯髌臼杯對金屬球頭之磨耗速率約在0.05mm~0.24mm/year；若採用陶瓷球頭，則聚乙烯髌臼杯之磨耗速率降至0.008mm/year，但Semlitsch[11]所得之磨耗速率約為0.05~0.15mm/year。另外，Martinella[12]以髌關節模擬機進行實驗顯示聚乙烯髌臼杯對不同金屬球頭之磨耗速率分別為0.036(不鏽鋼)、0.022(鈷鉻鉬合金)以及0.017 mm/year(鈦合金)。綜合相關研究顯示，聚乙烯髌臼杯之磨耗速率，以對不鏽鋼球頭所產生之磨耗量最多，依次為鈷鉻鉬合金、鈦合金而陶瓷類為最小，似乎鈦合金與陶瓷球頭是兩個較佳之選擇。在一項磨耗微粒分析研究[13]中指出，金屬關節頭亦會產生不等之磨耗量，分別為0.20(不鏽鋼)、0.1(鈷鉻鉬合金)及1.0 μ m/year(鈦合金)。此外，在以鈷鉻鉬球頭對鈷鉻鉬髌臼杯之全金屬關節方面，Semlitsch[11]研究顯示金屬磨耗速率約為0.002~0.02 mm/year左右。這說明全金屬髌關節所產生的金屬磨耗量遠較聚乙烯材質為少。就生物相容性與磨耗微粒數量而言，全金屬關節是值得考慮的。

由於人工髌關節之主要磨耗行為在本質上包含有磨擦性磨耗(abrasive wear)與黏著性磨耗(adhesive wear)[14,15]，因此對前

述各種組合之人工髖關節而言，其間所產生之磨耗體積或線性磨耗速率自然地會分佈在不同的範圍。但是，不論何種材質組合，降低磨擦後所產生的金屬性離子或聚乙烯顆粒數量，是人工髖關節在設計或選用時首要考慮的。

本研究的主要目的是，如何在兼顧聚乙烯所特有的緩衝效果下，減少甚至消除聚乙烯顆粒，尋求較理想的髖臼杯設計及對應之髖關節球頭。由於實驗方式經常曠日費時，因此，研磨之數值模擬法[16-18]已成為另一項選擇。本研究應用鄔詩賢[18]所發展之數值模擬法進行不同材質髖臼杯之磨耗量分析。所提出之複合型髖臼杯內外層為成型合金，中央層為聚乙烯。以此構思做為本研究探討此複合型髖臼杯生物力學特性之模擬。並比較多種不同組合之磨耗現象。

磨耗分析理論

如前所述，關節接合面之主要磨耗行為在本質上包含有磨擦性磨耗與黏著性磨耗兩種，而其磨耗程度則與對磨材料機械性質、表面粗度、負荷狀況、接合面磨耗性質(如磨擦係數、潤滑型態)與髖關節球頭尺寸等因素等有相當的關係。其間所產生之磨耗可以利用 Archard's 磨耗定律來說明，該定律描述一軟質材料與硬質材料進行相對滑動磨擦時由軟質材料表面被移除之磨耗體積。Archard 磨耗公式為

$$V = K \frac{S P_n}{H} \quad (1)$$

V 表示從軟材表面所移除的體積，S 為滑動距離，K 為比例常數，H 為下表面之硬度。P_n 為作用在表面上之正向力。將 Archard 磨耗公式改寫成微分式：

$$dV = \Delta x \Delta y dh = K \frac{(\tau \Delta x \Delta y) dS}{H} \quad (2)$$

其中 x y 為接觸面積，dV 為微量磨耗體積，dh 為微量磨耗深度，dS 為微量滑動距離， τ 為接觸之正向應力。將式(2)兩邊消去 x y 後可變成：

$$dh = K_w * \tau * dS \quad (3)$$

其中 $K_w = K/H$ 為磨耗係數 (mm³/N-m)，此係數通常由實驗之方法求得。將式(3)積

分後，即可得到磨耗深度 h 之計算式：

$$h = \int K_w * \tau * dS \quad (4)$$

將上式導入有限元素分析模式中即可得到

$$h_i = \sum (K_w * \tau_i * S_i) \quad (5)$$

上式中 h_i 即為節點 i 之磨耗深度。

有限元素模式

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。其材料組合分別是：關節球頭材料為不鏽鋼、鈦合金或鈷鉻鉬合金；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、不鏽鋼、鈦合金、及鈷鉻鉬；雙層髖臼杯結構為：鈷鉻鉬內襯 + 鈦合金外殼、聚乙烯內襯 + 鈦合金外殼、全聚乙烯 + 鈦合金背基(metal-backed acetabular cup, 即一般熟知之金屬背基聚乙烯髖臼杯)；三層髖臼杯結構為：不鏽鋼內襯 + 聚乙烯中間層 + 不鏽鋼外殼、鈷鉻鉬內襯 + 聚乙烯中間層 + 鈦合金之外殼、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。圖一所示即為單層與多層髖臼杯有限元素模型。髖臼杯之最外圍為密質骨元素，其楊氏係數為 170Gpa，波松比為 0.46，密度為 0.41×10⁻⁵(N/mm³)。其他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，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，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[19]，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。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。本研究則自相關文獻[20-22]中直接取得此數值(表二),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。

三、結果與討論

本研究所獲致之結果為：

(一)表三所列為單層髖臼杯之磨耗數值模擬結果。圖二所示為磨耗深度隨步態週期之變化。就聚乙烯髖臼杯對不同金屬球頭(不鏽鋼、鈷鉻鉬合金與鈦合金)而言,髖臼杯之線性磨耗速率分別為 0.0726、0.0365、0.0186 mm/year,此結果與 Saikko[13]實驗結果 0.005~0.24mm/year 甚為符合。而相對此三種金屬關節球頭之磨耗程度則如 Martinella[15]以髖關節模擬機所進行磨耗實驗之分佈範圍與趨勢相當符合。在單層髖臼杯結構中,以鈦合金球頭對鈦合金髖臼杯之磨耗狀況最佳;但鈷鉻鉬合金對磨最差。

(二)表四所列為雙層髖臼杯對金屬球頭之磨耗量,在同樣為以聚乙烯材料與鈦合金對磨情況下,聚乙烯厚度似乎對磨耗速率(0.0130 與 0.0132)影響不大,若觀察鈷鉻鉬合金對鈷鉻鉬內襯之對磨,其情形如同單層結構一樣,並非為適當組合。

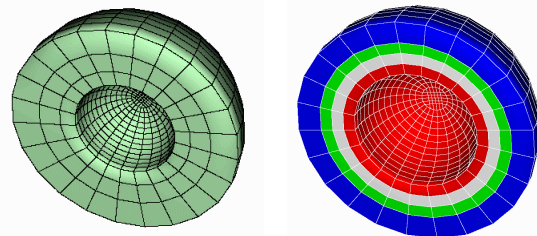
(三)表五所列為三明治型複合髖臼杯之磨耗數值模擬結果,圖三所示為磨耗深度隨步態週期之變化。數據顯示以鈦合金夾合聚乙烯材料之髖臼杯可得到較小之磨耗速率,且其最大磨耗量亦為三種不同組合中最小者。

(四)比較傳統單層聚乙烯髖臼杯、具金屬背基聚乙烯髖臼杯及三明治型鈦合金夾合聚乙烯髖臼杯之線性磨耗速率,顯示雙層及三層之結構具有較小之磨耗速率及最大磨耗深度,此二者中,磨耗速率極為接近(0.0132 與 0.0136 mm/year)而最大磨耗深度則以三層結構較佳(0.0147 與 0.0129 mm),但論及體積磨耗速率則以雙層結構較三層結構為佳(10.63 與 10.996 mm³/year)。若進一步觀察圖四所示之髖臼杯磨耗深度分佈影像圖可知,單層聚乙烯髖臼杯之磨耗行

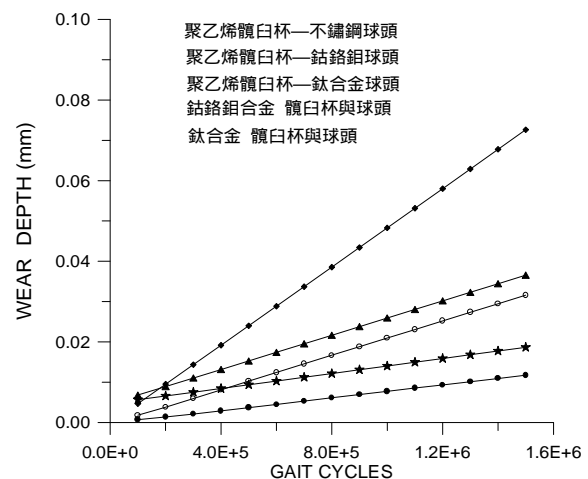
為明顯的集中於中間範圍,而複合層結構之髖臼杯之磨耗行為則顯得較為均勻的分佈於整個內面部分。就長期之磨耗而言,單層聚乙烯髖臼杯將更容易產生關節頭穿透髖臼杯之現象。

綜合本研究之結果顯示,數值模擬法對人工髖關節磨耗現象之研究,無論在研究效率與結果之正確性,均具有相當正面意義與幫助。而本研究所提出之複合結構髖臼杯,尤其是以鈦合金球頭對磨以鈦合金夾合聚乙烯之三明治型複合髖臼杯,具有較低之磨耗量與平均磨耗速率,且磨耗分佈程度亦均勻而不致於過度集中,將可避免髖臼杯被穿透之現象。

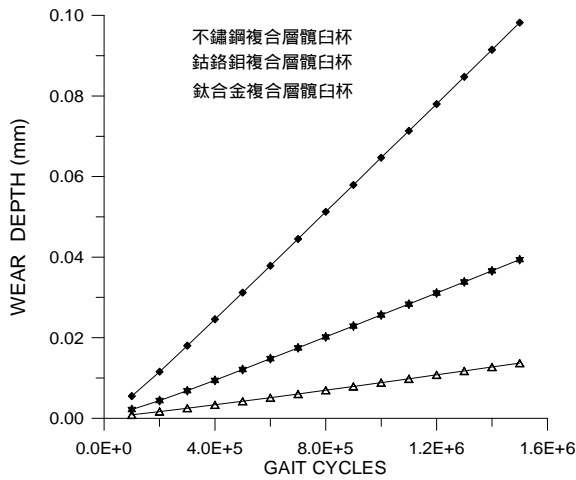
為避免產生聚乙烯顆粒,因三明治型複合結構以鈦合金將聚乙烯包覆於其中,故可直接免除聚乙烯顆粒之產生且具有極佳之振動緩衝特性和磨耗特性,並與鈦合金之人工髖關節球頭配合成一適當之人工髖關節系統。



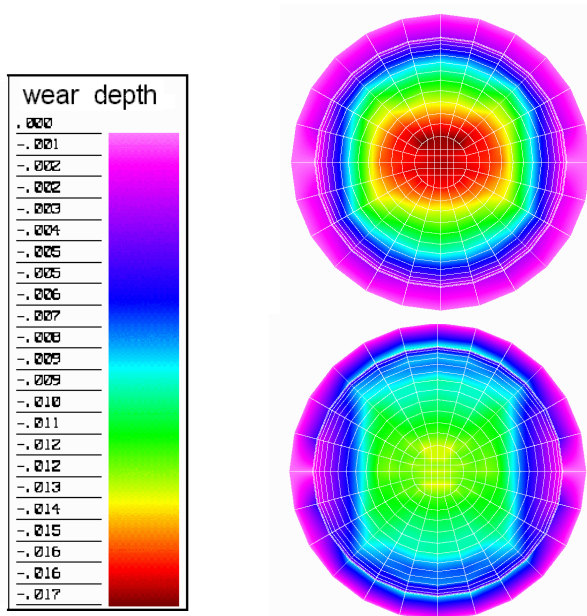
圖一 (左)單層髖臼杯,與(右)多層複合結構髖臼杯有限元素模型,由內而外依次為內襯、中間層、外殼與密質骨層。



圖二 單層髖臼杯磨耗深度與步態週期關係



圖三 多層複合結構髖臼杯磨耗深度與步態週期關係



圖四 髖臼杯磨耗深度分佈圖，分別為(上)單層聚乙烯髖臼杯對鈦合金球頭，(下)複合結構髖臼杯對鈦合金球頭之磨耗深度。

表一 人工髖關節對磨材料之磨耗係數

髖臼杯 內襯	關節球頭	磨耗係數 (10^{-6} mm^3/Nm)	參考資料
聚乙烯	不鏽鋼	0.800	[22]
聚乙烯	鈷鉻鉬	0.350	[21]
聚乙烯	鈦合金	0.153	[20]
鈷鉻鉬	鈷鉻鉬	0.500	[21]

表二 髖關節材料特性

材料	楊氏係數 GPa	波松比	密度 KN/m^3
聚乙烯	0.8	0.470	9.2
不鏽鋼	200	0.305	76.0
鈷鉻鉬	230	0.224	82.9
鈦合金	110	0.330	44.0
密質骨	17	0.460	4.1

表三 單層髖臼杯對金屬球頭之磨耗

髖臼杯	關節 球頭	體積磨 耗速率 (mm^3/yr)	線性磨 耗速率 (mm/yr)	最大磨 耗深度 (mm)
聚乙烯	不鏽鋼	58.41	0.0726	0.0884
聚乙烯	鈷鉻鉬	29.40	0.0365	0.0428
聚乙烯	鈦合金	15.00	0.0186	0.0216
不鏽鋼	不鏽鋼	63.156	0.0785	0.0628
鈦合金	鈦合金	9.414	0.0117	0.0092
鈷鉻鉬	鈷鉻鉬	25.39	0.315	0.0259

表四 雙層髖臼杯對金屬球頭之磨耗

髖臼杯 (內+外)	關節 球頭	體積磨 耗速率 (mm^3/yr)	線性磨 耗速率 (mm/yr)	最大磨 耗深度 (mm)
鈷鉻鉬+ 鈦合金	鈷鉻鉬	25.98	0.0323	0.0232
聚乙烯+ 鈦合金	鈦合金	10.48	0.0130	0.0140
全聚乙 烯+鈦合 金背基	鈦合金	10.63	0.0132	0.0147

表五 三層複合髖臼杯對金屬球頭之磨耗

髖臼杯 (內+中+ 外)	關節 球頭	體積磨 耗速率 (mm^3/yr)	線性磨 耗速率 (mm/yr)	最大磨 耗深度 (mm)
不鏽鋼+ 聚乙烯+ 不鏽鋼	不鏽鋼	79.008	0.0982	0.089
鈷鉻鉬+ 聚乙烯+ 鈦合金	鈷鉻鉬	31.16	0.0393	0.0335
鈦合金+ 聚乙烯+ 鈦合金	鈦合金	10.996	0.0136	0.0129

四、計畫成果自評 本研究結果與原規畫相符，且足以發表於相關期刊。

五、參考文獻

- [1] H. Willert, et al., Osteolysis in a hip arthroplasty of the hip; the role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particle, *Clin Orthop Relat R* 258, 95-107, 1990
- [2] H. Willert, et al., Reactions of articular capsule to wear products of artificial joint prostheses, *Biomed Mater Res* 11, 157-164, 1977.
- [3] T.P. Schmalzried, et al., Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty, *J Bone Joint Surg* 74A, 849-863, 1994.
- [4] D.W. Howie, et al., Resurfacing hip arthroplasty classification of loosening and the role of prosthetic wear particles, *Clin Orthop* 255, 144-159, 1990.
- [5] J.K. Maguire, et al., Foreign body reaction to polymeric debris following total hip arthroplasty, *Clin Orthop* 216, 213-223, 1987.
- [6] J. Charnley, The nine and ten year results of the low friction arthroplasty of the hip, *Clin Orthop* 95, 9-25, 1973.
- [7] J. Charnley, et al., Rate of wear in total hip replacement, *Clin Orthop* 112, 170-179, 1975.
- [8] J.Charnley, et al., The optimum size of prosthetic heads in relation to the wear of plastic sockets in total hip replacement of the hip, *Med Biol Eng* 7, 31-39, 1969.
- [9] J. R. Atkinson, et al., Laboratory wear tests and clinical observations of the penetration of femoral heads into acetabular cups in total replacement hip joints, *Wear* 104, 225-244, 1985.
- [10] V. Saikko, et al., Wear of polyethylene acetabular cup: metallic and ceramic heads compared in a hip simulator, *Acta Orthop Scand* 64(4), 391-402, 1993.
- [11] M. Semlitsch, et al., Clinical wear behavior of ultra-high molecular weight polyethylene cups paried with metal and ceramic ball heads in comparison to metal-on-metal pairings of hip joint replacements, *Proc Instn Mech Eng* 211, 73-88, 1997.
- [12] 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.
- [13] J.A. Davidson, Characteristics of metal and ceramic total hip bearing surface and their effect on long-term ultra high molecular weight polyethylene wear, *Clin Orthop Relat Res* 294, 361-367, 1993.
- [14] H.J. Nusbaum, et al., Wear mechanism for ultra-high molecular weight polyethylene in the total hip prosthesis (I), *Appl Polymer Sci* 23, 777-789, 1979.
- [15] J.R. Atkinson, et al., Laboratory wear tests and clinical observations of the penetration of femoral heads into acetabular cups in total replacement hip joints (), *Wear* 104, 225-244, 1985.
- [16] R. Pietrabissa, et al., Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty: a parametric mathematical model, *Med Eng Phy* 20, 199-210, 1998.
- [17] T. A. Maxian, et al., A sliding-distance-couple finite element formulation for polyethylene war in total hip arthroplasty, *J Biomech*, 29, 687-692, 1996.
- [18] J.S.S. Wu, et al., The Study of mechanical behaviors and wearing phenomena in total hip prosthesis by numerical simulations, *Annual Symposium, Biomed Eng Soc, Taipei, Taiwan, ROC*, 12, 2000.
- [19] V. Saikko, et al., A five-station hip joint simulator for wear rate studies, *Proc Instn Mech Eng* 206, 195-200, 1992.
- [20] C. Allen, et al., Sliding wear behavior of ion implanted ultra high molecular weight polyethylene against a surface modified titanium alloy Ti-6Al-4V, *Trinology* 29, 527-534, 1996.
- [21] V. M. Tiainen, Amorphous carbon as a bio-mechanical coating-mechanical properties and biological applications, *Diam Relat Mat* 10, 153-160, 2001.
- [22] V. Saikko, A multidirectional motion pin-on-disk wear test method for prosthetic joint materials, *J Biomed Mater Res* 41(1), 58-64, 1998.