

人工膝關節髌骨之接觸應力研究 Contact Stresses of Patellar Component in Total Knee Arthroplasty

黎文龍*、林柏霖、劉建緯

國立台北科技大學 自動化科技研究所

*E-mail: wlli@ntut.edu.tw

摘要

全人工膝關節置換手術已成為退化性關節炎的主要治療方法之一。髌股骨元件之間所產生的應力問題，使得髌骨與股骨之間所承受到的點、線、面的壓力造成壓力集中，導致髌骨元件有磨耗、斷裂甚至外翻的情況發生。也因此導致病人需要再一次的矯正手術。故髌股骨元件之接觸行為仍需要做深入的探討及研究。本研究目的，在於探討人工膝關節髌骨植入人體後之接觸應力。對於病人在行動中髌骨元件在股骨元件上作動的位置，做各個實驗及模擬分析。同時也利用壓力實驗，配合壓力試驗片做實際量測，來模擬分析人工膝關節分佈在各位置的應力關係。研究結果得知，髌骨在人體內所承受的應力分佈，對於髌骨在人體內所造成損壞部位，可做事先的預防與認知。

關鍵詞：全人工膝關節、髌股、壓力試驗片、應力分佈。

Abstract

Total Knee Arthroplasty has already become one of the main treatment methods of osteoarthritis. The stress problem generated from the patellofemoral components brings another problem of stress concentration under the pressure of point-line-surface born by the part between the patella and the femur, which leads to the occurrence of wearing, rupturing, and even evaginating in the patella component. And the patient may need another correction operation as a result. Therefore, the contact behavior of patellofemoral component requires a thorough discussion and research. The purpose of this research is to discuss the contact stress after the artificial knee joint patella is transplanted into human bodies. And we make some experiments and simulation analysis on how the patient's patella component work on the femur component while he is acting. At the same time, we make use of the pressure experiment, cooperating with the pressure measuring film, to do an actual measurement with an eye to analyzing the stress relation of each position which artificial knee joints are distributed. The outcome of the study says we can make use of forethought prevention and cognition to deal with the damaged parts in human bodies caused by patella that bears the stress distribution.

Keywords: Total Knee Arthroplasty, patella, pressure measuring film, stress distribution.

1. 前言

隨著年齡的增加，體內的軟骨也會隨著退化，此時軟骨會變質，失去原有的光澤與彈性，當磨損時會導致脫落，而軟骨變質的地方，其下方的骨頭會變硬，有些也會形成囊腫，此外，關節邊緣的骨頭也會長出多餘的贅骨，這就是俗稱的骨刺，此時走路就會覺得疼痛，無法順利行走，這時就必須動手術來切除不必要的骨頭，再裝上人工髌骨。膝關節位於人體的大腿與小腿之間，它是一個可動關節，主要由股骨、脛骨和髌骨所構成，人體下肢的活動大多需要靠它。它由內到外有許多組織構成，這些包括：骨骼、軟骨、關節囊、韌帶、肌肉、肌腱、神經、血管、皮下組織及皮膚等，此外，關節內部另有關節液以做為潤滑之用，讓關節可以很平順地活動，並減少相對摩擦力。同時，關節液也是供應軟骨營養的來源。目前髌股骨關節的材質以鈷鉻合金之股骨元件與超高分子量聚乙烯之髌骨元件為主流。

當人體運動時，髌股骨關節必須承受龐大的壓力，使得髌骨元件的超高分子量聚乙烯因高應力作用產生磨屑，導致骨溶解及人工關節破壞、鬆脫等嚴重問題。早期的超高分子量聚乙烯產生磨耗的位置，多發生在脛股骨關節面襯墊上，但近期的研究文獻指出[1,2,3]，髌骨元件發生應力磨耗的問題，已超過脛股骨關節面襯墊，成為人工膝關節置換術失敗的主要原因之一。而影響髌骨元件超高分子量聚乙烯磨耗的因素包括：人工膝關節中髌股骨關節面的設計、髌骨元件的厚度、手術中各元件植入的相對位置以及軟組織是否平衡等，所以髌骨元件與其相關的研究在人工膝關節的置換上扮演著愈來愈重要的角色。人工膝關節置換中，髌骨元件的置換與否仍有許多爭議。1994年Cadambi [2]等人研究認為不置換髌骨元件對於退化性關節炎的病人成功率較高，但缺點是膝蓋前側疼痛的發生率較高，當髌股骨軟骨磨耗之後需要再次手術；1994年Rand認為置換髌骨元件的優點在改善患者的疼痛狀況與爬樓梯的能力，但缺點是可能發生髌骨破裂、元件鬆脫與超高分子量聚乙烯磨耗所引起之骨溶解現象等等。

本研究主要目的在於建立全人工膝關節髌股骨元件實際情形之模擬，髌骨併發症的產生[1]，絕大部分源自於植體元件間之行走軌跡不穩定、表面磨損、破損及鬆脫等原因所致。而其中造成全聚乙烯元件損壞

的因素則有：(1)手術後屈膝角度常超過 115 度、(2)增加髌股骨關節負載、(3)接觸應力增加時造成髌骨軌跡的偏離、及(4)人體本身體重的過重超過人工膝關節之負荷等。利用模擬對其生物力學找出其相對應的作用力[4, 5, 6, 7]，配合在臨床上的實驗，作相對應的結合。

1.2 膝關節疾病與手術

臨床上常見的關節病有：退化性關節炎、類風溼性關節炎、結晶性關節炎、神經性關節炎、紅斑性狼瘡關節炎、骨壞死症、外傷性關節炎及牛皮癬性關節炎等。而這些疾病並不是一開始發作便需要手術的，不過，當疾病進行到嚴重程度，病人在接受藥物治療、復健治療及改善活動或生活習慣，都無法改善病情時，這時候才要考慮手術的必要性。

目前膝關節手術有分二種開刀形式，一種是從膝關中間畫下刀、另一種則是從側邊下刀一條約十五公分之開口，然後將膝蓋骨外翻，暴露出股骨及脛骨，參考圖一。先清除半月軟骨及前十字韌帶，接著將骨頭以特殊工具，進行切割或磨成一定形狀，然後再將人工膝關節，依序置入適當的位置，最後再將開口順序縫合。



圖一 人工膝關節手術

2. 人體下肢關節作動之生物力學

對於人體在運動時，各關節對運動產生其作用力與力矩，而本研究運動方向，可參考[4]圖二為行走時的作用力、爬樓梯時的作用力及從椅子上起身的作用力，髌股骨關節依不同的作動而有不同的作用力。

2.1 人體測量學數據

人體各個部位如腳、小腿、大腿、臂及手...等等部位的重量及重心位置，是計算生物力學所需要的條件之一，所以在人體測量學中得知人體部位的重心位置及重量，以利求得各部位之力的關係。參考[4]表一

表一 Anthropometric Data

Segment	Segment Weight / Total Body Weight	C of M		C of G
		Proximal	Distal	
Foot	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475
Leg	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302
Thigh	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323
Foot and Leg	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416

2.2 力的自由體圖分解

在行走中，人體對於地面上所產生的力，以地面上的反作用力作為邊界條件，再利用工程力學求得各個部位所承受的力與力矩[4, 7]。

x 方向之力

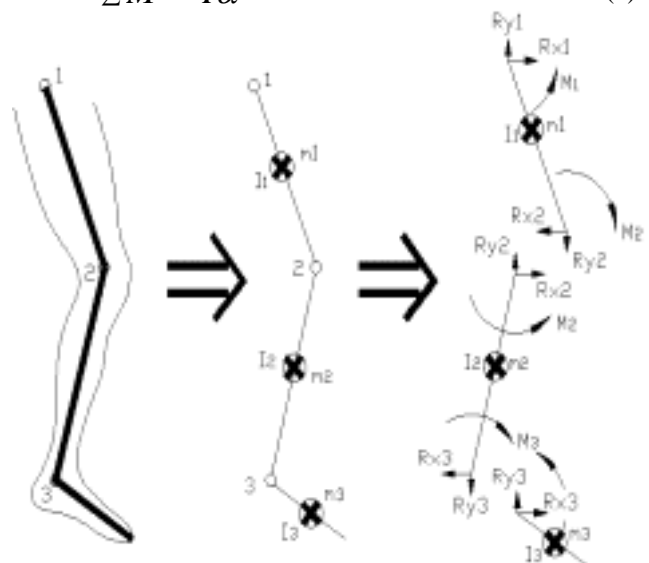
$$\sum R_x = \sum_{i=1}^N m_i a_{xi} \quad (1)$$

y 方向之力

$$\sum R_y = \sum_{i=1}^N m_i (a_{yi} + g)_i \quad (2)$$

關節之力矩

$$\sum M = I\alpha \quad (3)$$



圖二 自由體圖

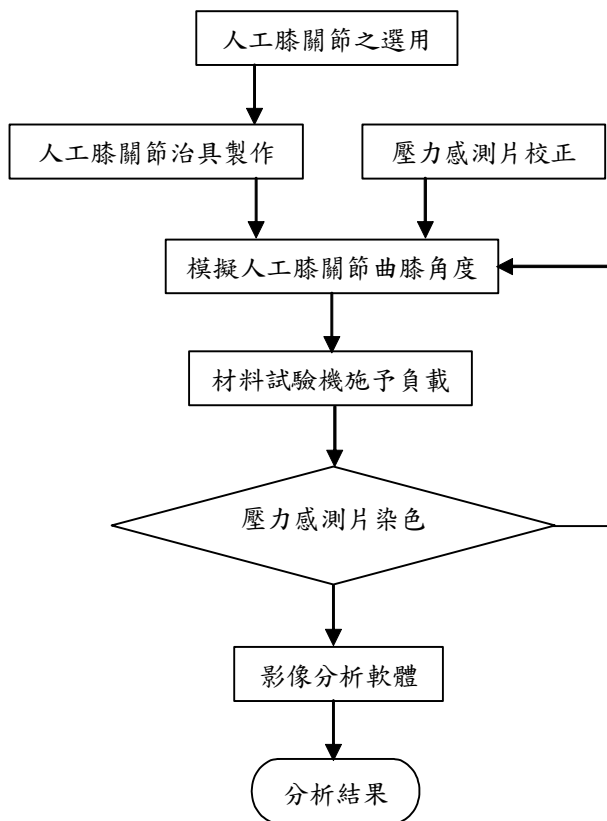
3. 實驗研究

本研究針對人工膝關節髌骨之研究，其主要以實驗及 CAE 兩大部分作為研究，實驗方面以模型和壓力試驗片作搭配，模擬方面[8]，以 Pro/E 2001、Solid Works2001 和 COSMOS DesignSTAR3.0 作搭配，其中有關實驗之流程，則另詳細說明於圖三。

3.1 實驗設備及配置

參考圖四之實驗流程，由人工膝關節模型之選用，搭配壓力試驗片，經用材料試驗機 MTS 858 Mini

Bionix.II 施予負載，分別模擬人工膝關節曲膝角度，得到壓力試驗片的染色結果，掃瞄器將壓力試驗片掃成圖片，利用影像軟體 PhotoImapct8.0 求得灰階值，再用程式 Matlab 求得校正曲線。



圖三 實驗流程圖

3.2 實驗之人工膝關節模型

模型選用的人工膝關節，皆為國內臨床使用量較大之美製進口品，廠牌分別為(1)Advantim (Dow Corning Wright, Arlington, TN);及(2)Duracon(Howmedica, Rutherford, NJ) [1]，廠牌模型為左腳，如下圖四。人工股骨部分皆為 Co-Cr 合金，髌骨元件則為超高分子量聚乙烯(UHMWPE)，試驗的人工膝關節元件選取標準，乃源自於髌骨大小和各原廠的技術手冊選用標準所決定的，如下表二。



(a)



(b)

圖四 本研究使用之人工股骨：(a)Advantim 及 (b)Duracon

表二 研究之元件規格及尺寸[1]

code	Manufacturer	Knee (Left)	Component Size		Component Dimensions		
			Femoral Size	Patellar Size	Femoral ML Dimensions(mm)	Femoral AP Dimensions (mm)	Patellar Thickness(mm)
Ad-28	Wright	Advantim (Ortholoc)	Medium +	28mm HIGH DOME	74	60	9
Ad-25				25mm HIGH DOME			9
Du-S	Howmedica	Duracon (PCA)	Medium/ Large	Small	74	62	11
Du-ES				Extra-Small			9

3.3 實驗模型之裝置

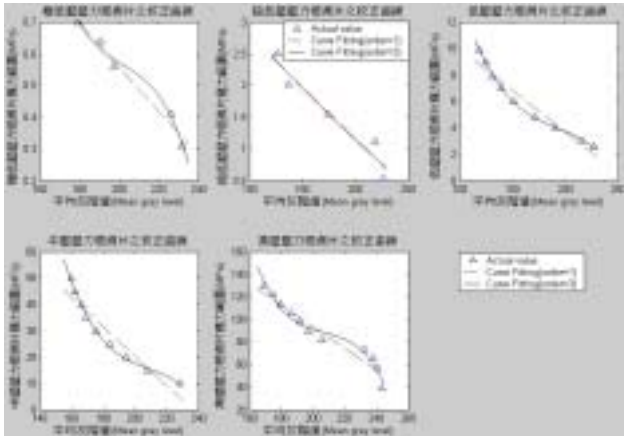
將人工膝關節模型置於材料試驗機上，材料試驗機上方夾住機具，機具上在裝上髓骨模型，下方著先夾住虎鉗，虎鉗上夾住股骨的模型，利用電腦上程式 MTS TestStar 軟體來控制施加在模型上的負載力及預壓的時間範圍。



圖五 模型裝置

3.4 壓力試驗片之校正

參考[9]之實驗採用日本富士的壓力試驗片，其規格分為五個壓力範圍，其分別為極低壓、超低壓、低壓、中壓及高壓，壓力範圍分別為 0.2~0.6、0.5~2.5、2.5~10、10~50、50~130 MPa 的壓力範圍，作出直徑 10MM 的圓柱，利用此圓柱先行試壓，然後分別作其校正曲線。

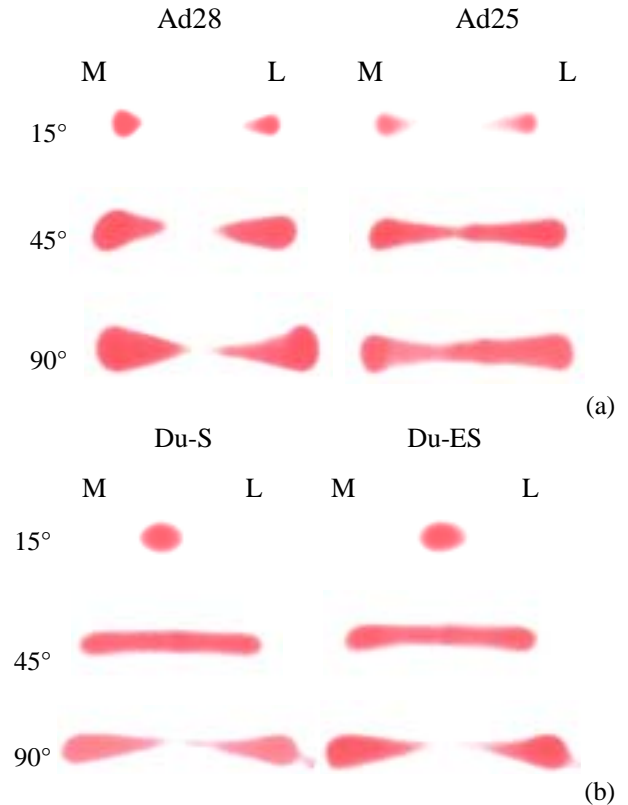


圖六 校正曲線

3.5 壓力試驗片的染色成果

分別在各人工膝關節曲膝角度作實驗[1, 2, 3]，採用左腳之模型來從事研究事宜，分別作 15 度、45 度及 90 度的曲膝角度，壓力分別為 424N、1761N 及 2129N 等三個壓力，並分別放置五種規格之壓力試驗片實驗

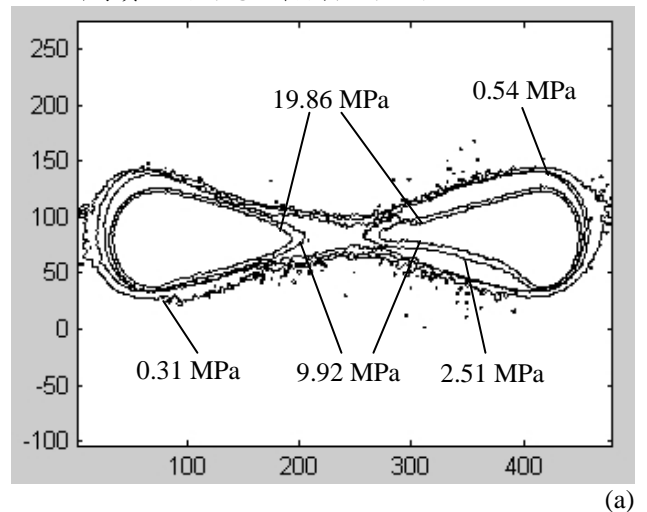
之，其成果如下圖七。



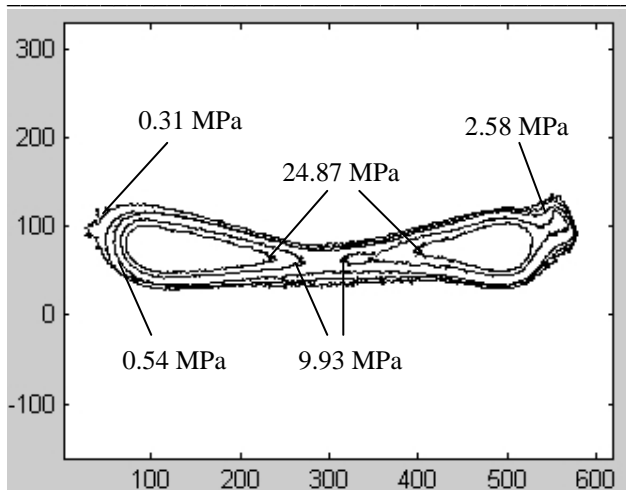
圖七 中壓試驗片圖，膝關節內側(M)及外側(L)：
(a)Advantim 之 ad28 和 ad25 及(b)Duracon 之 Du-S 和 Du-ES 在各廠牌的二種規格

3.5.1 接觸應力之影像分析

將其壓力實驗之壓力試驗片成品，分別利用掃瞄器掃入電腦，在載入影像處理軟體 PhotoImpact 8.0 中 [8]，並換轉成 256 灰階值之影像，配合 Matlab 6.5 程式裡之影像處理，並將其轉換成圖像大小的灰階值矩陣，在轉換成等高線圖，如圖八所示。因此，可以得知，所有實驗出的應力範圍值的大小。



(a)



圖八 將壓力試驗片利用 Matlab 轉成之等高線圖：分別為(a)Advantim 及(b)Duracon 各在 90°之等高線圖

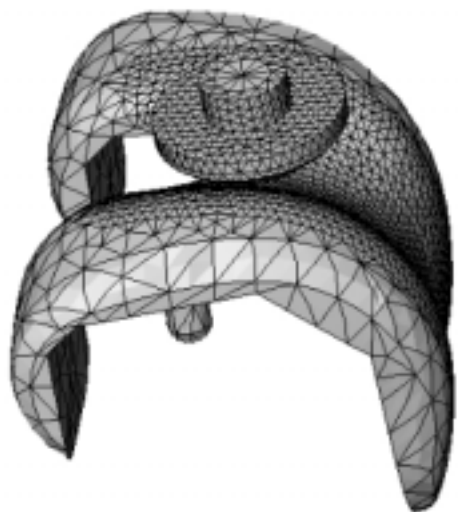
4. CAD/CAE 模擬與分析

4.1 CAD 模型

本實驗之模型採用原廠尺寸，繪圖軟體採用 Pro/E 繪製模型，將其組合成一組合圖，並作各曲膝角度作成檔案，在作各別的分析。Advantim 髌骨元件為單一 peg，外徑為 25MM 及 28MM，其外觀呈半圓球形狀，Duracon 髌骨元件為三 peg，其外觀呈凸圓球形狀。

4.2 CAE 分析之參數

為佐證前項實驗之結論，本節配合 CAE 軟體分析之，對於模型方面，在文獻中可找出，股骨部位是以鈷鉻合金組成，其材料性質 [1] 楊式系數 $E = 220 \times 10^3 \text{MPa}$ 、浦松比 0.3，髌骨部位是以超高分子量聚乙烯組成，其材料性質楊式系數 $E = 5 \times 10^2 \text{MPa}$ 、浦松比 0.4，將模型置入 COSMOS 分析軟體後，設定好所有邊界條件之後，進行網格化而後進行有限元素分析運算。



(a)



(b)

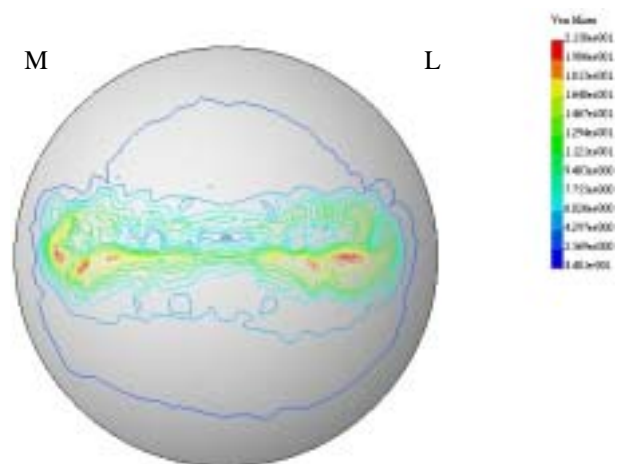
圖九 利用有限元分析軟體 cosmos 所產生之網格：(a)Advantim 及(b)Duracon 之網格圖

4.3 CAE 分析之應用

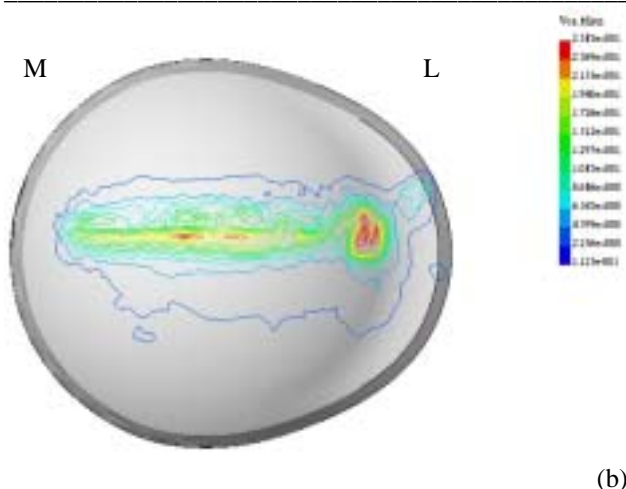
經由 COSMOS DesignSTAR 分析軟體進行分析結果，得知各曲膝角度及所負載壓力之後的壓力位置，且本實驗分析模擬係主要利用其有限元素分析技術 [1, 8, 13, 14, 15]，分析髌骨元件在理想對位的情況下模擬各種曲膝角度，並觀察在植入髌骨後，對於髌股骨關節間所造成之應力狀態和分佈情形，並從各行動中的位置所產生的壓力大小，從而瞭解以不同髌骨成型術對於髌骨手術後所造成的影響。

4.4 CAE 分析之結果

本實驗主要以 15°、45°、90°分別作分析 [1, 4, 7, 10, 11, 12]，行走時最大曲膝角為 15°，此時壓力為 424N，上下樓梯時最大曲膝角為 45°，此時壓力為 1761N，從椅子上站起時最大曲膝角為 90°，此時壓力為 2129N，分析後的結果，模型為 Advantim 時，從三個曲膝角分別的最大應力分別為 13.27MPa、31.19MPa、21.58MPa，模型為 Duracon 時，從三個曲膝角分別的最大壓力為 14.51MPa、19.13MPa、25.83MPa。



(a)



圖十 分別在 90° 的 Von Mises 應力分佈型態，膝關節內側(M)及外側(L)：(a)Advantim 之 ad28 及(b) Duracon 之 Du-E 二種廠牌之規格

5. 結論

本研究針對髌骨在人工膝關節上所承受之應力分析，特別對植入人體後的髌骨加以探討，對於不同的人工膝關節植入術，可利用有線元素分析來判定在人工膝關節上的接觸狀態及應力分佈情況，而且可以預測髌骨在人工膝關節上的活動及可能產生磨損的位置。且本實驗也採用了 Advantim 和 Duracon 二家廠牌，在相對的比較下，更能了解各廠牌植入人體後的情況。除此之外，實驗中以壓力試驗片中所得到的染色情況，與模擬作比對。在模擬與實驗比較後正確無誤，加上壓力試驗片所得到的染色情況掃描入電腦後轉成灰階值，求出其校正曲線，並且搭配先前所作的校正曲線，得到正確的應力值。

目前手術中常見的髌股元件對位問題，當髌骨元件的內外側不當位移、不當傾斜與股骨元件相對於髌骨原始位置的內轉，則會造成接觸面積減少，因而產生接觸壓力增加的情況。因此手術時，醫師都特別將注意力放在髌骨元件內外側之對位。此外模擬與實驗中採用髌股骨關節在正常的對位下進行實驗及模擬，以瞭解其髌股骨關節在正常對位下來植入不同人工髌骨元件所造成之相對應影響。本研究可以預測髌骨元件的作動而產生的應力範圍而可以先作預防，確實可以成立。

6. 參考文獻

[1] 劉建偉，人工膝關節髌骨植入物之有限元素分析，國立台北科技大學機電研究所碩士論文，2002。

- [2] Chien-Wei Huang, "Contact Characteristics of the Patellofemoral Joint under Malposition of the Total Knee Prosthesis," National Yang-Ming University Institute of Biomedical Engineering Master Thesis, 2002.
- [3] Chang-Hung Huang, "Contact Stress Analysis of Fixed and Modified Mobile Bearing Tibial Component in Total Knee Prosthesis," National Yang-Ming University Institute of Biomedical Engineering Master Thesis, 2001.
- [4] David A. Winter, "Biomechanics and Motor Control of Human Movement," University of Waterloo Waterloo, Ontario, Canada, 1990.
- [5] 沈瑞璋，修正接觸理論之實驗探討，國立清華大學動力機械工程學系固體力學組碩士論文，1999。
- [6] 彭茂榮，電子連接器光彈應力分析，國立清華大學動力機械工程學系固體力學組碩士論文，2000。
- [7] C-K Cheng, N-K Yao, H-C Liu, K-S Lee, "Influences of configuration changes of the patella on the knee extensor mechanism," Clinical Biomechanics Vol. 11, No. 2, pp. 116-120, 1996.
- [8] 林柏霖，人工膝關節髌骨之接觸應力研究，國立台北科技大學自動化所碩士論文。
- [9] 盧紹軒，螺栓鎖緊狀態下凸緣接觸應力之實驗研究，國立台北科技大學機電研究所碩士論文，2003。
- [10] Andrew B. Weber, Richard L. Worland, Douglas E. Jessup, Jacob Van Bowen, Jonathan Keenan, "The consequences of lateral release in total knee replacement: a review of over 1000 knees with follow up between 5 and 11 years," The Knee 10, pp. 189-191, 2003.
- [11] Ph. Neyre, A.H.N. Robinson, B. Le Coultre, C. Lapra, P. Chambat, "Patellar tendon length – the factor in patellar instability?" The Knee 9, pp. 3-6, 2002.
- [12] W. Senavongse, F. Farahmand, J. Jones H. Andersen, A.M.J. Bull, "Quantitative measurement of patellofemoral joint stability: force-displacement behavior of the human patella in vitro," Journal of Orthopaedic Research 21, pp. 780-786, 2003.
- [13] 高德昌，以有限元素法分析功能性動作中人工全膝關節之生物力學，國立臺灣大學醫學工程學研究所碩士論文，2003。
- [14] 洪啟峰，三維膝關節電腦模型之建立及應用，國立臺灣大學醫學工程學研究所碩士論文，2003。
- [15] 于振東，高彎曲型全人工膝關節之動作分析，中國醫藥學院醫學研究所碩士論文，2003。