

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

## 結合動作分析及動態 X 光量測技術研究活體人工膝關節之生物力學(2/2)

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC93-2213-E-002-118-

執行期間：93 年 08 月 01 日至 94 年 07 月 31 日

執行單位：國立臺灣大學醫學工程學研究所

計畫主持人：呂東武

共同主持人：劉華昌，許弘昌

計畫參與人員：郭美英、傅仰傑、蔡宗遠、方毓廷、許時榮

報告類型：完整報告

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 94 年 10 月 31 日

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫  成果報告  
 期中進度報告

結合動作分析及動態 x 光量測技術研究活體人工膝關節之生  
物力學(2/2)

計畫類別： 個別型計畫  整合型計畫

計畫編號：NSC-93-2213-E-002-118

執行期間：2004 年 8 月 1 日至 2005 年 7 月 31 日

計畫主持人：呂東武

共同主持人：許弘昌、劉華昌

計畫參與人員：郭美英、傅仰傑、蔡宗遠、方毓廷、許時榮

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告  完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

赴國外出差或研習心得報告一份

赴大陸地區出差或研習心得報告一份

出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份

國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、  
列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權， 一年  二年後可公開查詢

執行單位：國立台灣大學醫學工程學研究所

中華民國 94 年 10 月 30 日

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫進度報告

## 結合動作分析及動態 X 光量測技術 研究活體人工膝關節之生物力學(2/2)

計畫編號: NSC93-2213-E-002-118

執行年限: 2004 年 8 月 1 日 至 2005 年 7 月 31 日

主持人: 呂東武

共同主持人: 許弘昌、劉華昌

計畫參與人員: 郭美英、傅仰傑、蔡宗遠、方毓廷、許時榮

國立台灣大學醫學工程學研究所

### 中文摘要:

退化性關節炎病人接受全人工膝關節置換手術後，如何恢復其日常動作的功能，以提高其生活品質，是現階段新型全人工膝關節設計一個相當重要的課題。以往由於道德上的考量以及技術上的限制，直接量取人工膝關節移動時相對的角度及兩元件接觸點的位置有其困難，因此本研究旨在發展一個整合動態 X 光攝影系統、動作分析系統、測力板以及數學模型分析的新技術以探討活體人工膝關節之生物力學，進而提供人工膝關節在從事單關節運動與功能性運動時，更精確與更好之運動學與動力學描述。由於本研究之受試者兩膝分別植入後十字韌帶置換 (posterior cruciate substituting, PS) 型與後十字韌帶保留 (posterior cruciate retaining, CR) 型之人工膝關節，故可避免受試者間各項變數干擾研究結果。提供了一個探討解釋這兩種不同類型之膝關節設計的絕佳機會，對於瞭解後十字韌帶對於人工膝關節之功能有所幫助。本計畫共分二階段進行。

第一階段(年)包含建立一個整合動態 X 光攝影系統以及動作分析儀器設備包括紅外線攝影機、測力板以及肌電圖等，用以量測完整運動學與動力學資料的系統。實驗記錄同時植入 PS 型與 CR 型人工膝關節之病人進行之主動、被動單關節動作及功能性

動作包括步行、做到站等之過程。利用實驗資料進行下肢生物力學分析，並特別著重於脛骨股骨關節之力學交互作用。

第二階段(年)旨在發展一個新的利用電腦模型與動態 X 光資料評估三維人工膝關節運動學之最佳化方法。此一新方法將與兩種文獻中既有的方法比較，透過電腦模擬與驗證實驗，評估三者的精度與信度。

藉由驗證實驗的結果證實，本研究結果相當精確。目前本研究所提出的量測方法是唯一能在非侵入的狀況下，不受皮膚移動誤差影響而精確測得人工膝關節患者動態關節三維運動學及力學的方法。

經過臨床實驗後，透過人工膝關節患者主動運動、被動運動及功能性動作之測試了解到人工膝關節患者與正常人膝關節確有不同的運動學行為，導致膝關節力學模式跟著改變，即使保留了後十字韌帶的患者也因其無法發揮韌帶的正常功能，導致膝關節運動受限，影響到人工膝關節的受力狀況。

本計畫全部依據既定時程完成一個新的三維全人工膝關節量測技術，並將之應用到全人工膝關節元件相對運動的測量，所得結果與文獻及全人工膝關節動作分析實驗數據均相當一致。本年度計畫成果除有助了解膝關節運動時韌帶受力及各種不同的擱抗作用情形，臨床上能幫助置換人工膝

關節時更多的資料與改進之處。

Abstract :

Total knee arthroplasty has been the main choice of treatment for advanced degenerative knee osteoarthritis over the last few decades. It is essential to provide full functional performances to patients on total knee replacement (TKR) design. Due to ethical considerations and technical limitation, direct measurement of angles during motion and contact points of two components in the Total knee is difficult.

The main purposes of the project are to develop a new technique that integrates video-fluoroscopy systems, motion analysis systems, forceplates and electromyography (EMG), as well as mathematical modeling and analysis for in vivo study of total knee biomechanics, providing more accurate and better descriptions of the TKR kinematics and kinetics during isolated joint movement and functional activities. Subjects with PS (posterior cruciate substituting) type TKR in one leg and CR (posterior cruciate retaining) type in another in the present study offer an exceptional opportunity for study of these two different types of knee designs without inter-subject variations, which is helpful for the clarification of the function of posterior cruciate ligament (PCL) in TKR's. This project will be carried out in two parts (years).

In the first part (year) of the project, a complete kinematic and kinetic measurement system integrating a video-fluoroscopy system and motion analysis equipments, namely infrared cameras, forceplates and EMG, was established. Patients with both PS and CR type TKR's performed passive and active isolated joint movements and functional activities including gait and sit-to-stand while kinematic and kinetic data were measured. Kinematic and kinetic analysis of the lower limb with special attention on the interaction of the

tibiofemoral was performed.

In the second part, a new optimization method for model-based estimation of the three-dimensional kinematics of TKR using dynamic fluoroscopic data was developed. Comparisons of the accuracy and reliability of the new method with two existing methods was performed based on computer simulations and experimental data.

Present study proposed a new technique for improving the accuracy of 3D pose estimation and accelerate computational process without manual operation. All 2D real data and projection silhouettes are warped to stick on 3D spherical surface before the matching process. Therefore, template matching based on shape invariant can be applied for perspective projection system and can divide 6 degrees of freedom (DOF) of model to calculate respectively.

The results from the current study showed that the majority of patients experienced kinematics is not similar to those of a normal knee. However, the extent of lateral femoral condyle posterior rollback and the extent of axial rotation were less.

## 一、前言

膝關節是人體最大的關節，也是使用頻率最高的關節之一。由於高頻率的使用與較大的負荷，退化性膝關節炎成為老化過程中常見的疾病。退化性膝關節炎，帶給患者關節疼痛、僵硬和酸痛等等症狀。病情嚴重者，可能跛行、上下階梯困難、寸步難行甚至連站立都有困難。

膝關節置換手術一直是過去數十年來用以治療退化性膝關節炎的主要選擇，並且有很好的長期成功率。然而，對於諸如耐磨性不佳、功能性運

動範圍不足，以及未來可能出現的各種問題，人工膝關節的研發仍有進步的空間。為了驗證針對上述問題而研發的新式人工膝關節之設計以及評估各種手術策略，運動時人工膝關節之生物力學知識極是不可或缺的。能夠更精確量測活體人工膝關節之運動學與動力學數據之工具是改進人工膝關節臨床效果的基石。另一方面藉由皮膚標記量測人體三維運動學的立體攝影技術是現今廣泛使用之技術，但由皮膚表皮位移所產生的誤差卻難以消除。動態 X 光提供了一個沒有皮膚移動誤差的量測人工膝關節動態運動之方法，卻侷限於僅能提供平面的資訊。透過二維動態 X 光以及電腦模型以精確評估人工膝關節組件之三維運動位置與方位的方法之研發已受到廣泛注意。惟利用這種方法的相關研究因為受限於動態 X 光儀器視野，因此多集中於討論人工膝關節組件間之三維運動。由於近來人工膝關節的設計多強調不受限制的關節運動性，故人工膝關節組件的相對運動取決於下肢的運動與其力學行為。因此，整合下肢運動學與諸如地面反作用力之動力學資料以及人體下肢數學模型，對完整分析膝關節生物力學極其重要。

## 二、文獻探討

過去有關膝關節運動學之量測的方法大致可分為活體(*in vivo*)量測與死體(*in vitro*)量測。由於試體量測沒有辦法完全重現活體之狀況，因此如何在不使用侵入式或無法回復之破壞性方法下量得運動過程中活體膝關節之運動學資料，一直是極為重要的研究課題。利用活體量測可獲得人體實際的資料，然而目前許多活體量測方法，例如利用皮膚標記之三維動作分析系統、醫學影像等，均有無法消除的誤差與限制。例如皮膚標記之三維動作分析系統僅能量測體運動，無法量得

關節內部運動狀態，而傳統醫學影像(如 CT 與 MRI)可用以重建關節內部幾何，然而僅止於靜態。能夠量測關節內部三維動態運動狀態之方法極具重要性。

X 光立體攝影術(RSA)是擁有高精度之三維座標量測方法[1]，惟其需事先植入標記，且對於全人工膝關節而言，標記不易辨識，故 RSA 無法使用於全人工膝關節運動學的量測。

Dennis et al. [2]曾應用動態 X 光量測全人工膝關節的二維運動情形，針對後十字韌帶保留類型與後十字韌帶置換類型之 TKR 進行運動學分析。從動態 X 光取得之影像經處理後，分別在股骨與脛骨上定義出四個特徵點並計算股骨與脛骨的垂直軸向，求得膝關節的屈伸角度。受試者總共有正常人、CR 類型及 PS 類型三個族群，做被動、無承重的膝關節動作以及主動、承重之動作測試並進行分析。其結果顯示，在無承重狀況下正常、CR 與 PS 的最大彎屈角度均相近，但在承重時 PS 類型(135 度)就明顯大於 CR 類型(126 度)，而皆低於正常人(154 度)。然該研究由於是二維的研究，故無法完整描述膝關節之三維運動。

Banks 首先提出利用動態 X 光配合模型投影技術量測全人工膝關節之三維運動學[3]。透過比對 X 光拍攝的影像及全人工膝關節模型投影的影像之一致性，決定實驗中全人工膝關節之空間位置。Banks 比較 PCL 是否保留對 TKR 設計的影響[4]。針對 AMK (DePuy, Warsaw IN)、Series 7000 (Osteonics, Allendale, NJ)及後方固定 (posterior stabilized, Osteonics)三種不同的全人工膝關節設計來量測其運動學之差異。結果顯示不同的全人工膝關節設計在功能動作的表現上明顯受到其形狀及設計目的與醫師置換技巧的影響。所量測到的全人工膝關節運動與正常人之膝關節運動不盡相同，

顯示目前各種全人工膝關節在設計上依然有缺陷，不能真正重建正常人之膝關節運動。

Hoffet al.改良 Banks 方法的缺點，克服了 Banks 在某些角度無法辨識的困難，使得動態 X 光比對的方法可以計算完整的運動過程[5]。同時透過簡化的模型先估計空間位置，再利用較細緻的模型計算正確的空間位置，使其精確度高於 Banks 之方法。Zuffi et al. [6]則利用距離圖譜的方法，由動態 X 光取得運動時之連續影像，透過已經建立好之 TKR 之距離圖譜，由最佳化方法求得空間中 TKR 之位置，進一步計算關節之運動學。上述研究或只就靜態分析，或二維研究，或 TKA 獨立分析，均未能就人工膝關節組件相對於下肢運動所表現的運動力學行為，整合下肢運動學與諸如地面反作用力之動力學資料以及人體下肢數學模型，完整分析膝關節生物力學。

### 三、研究目的

本計畫旨在發展一個整合動態 X 光攝影系統、動作分析系統、測力板以及數學模型分析的新技術以探討活體人工膝關節之生物力學，進而提供人工膝關節在從事單關節運動與功能性運動時，更精確與更好之運動學與動力學描述。

本計畫之受試者共有六位，有二位裝置不同型 Fixed Arthroplasty(CR type 與 PS type) 與四位裝置 Mobile-Bearing Arthroplasty 的人工全膝關節的患者，皆由同一位骨科醫師進行全人工膝關節置換手術，在動態 X 光與動作分析系統下作各種功能性動作，以探討不同型人工全膝關節對膝關節動力學的影響。本研究可望對人工膝關節之生物力學有一通盤的認識，同時建立兩種不同設計對膝關節生物力學之影響，對後續的人工膝關節設計與手術治療將有所助益。

本(第二)年度計畫旨在發展三維物體影像契合之技術，能更精確的決定膝關節三維相對運動，並為人工膝關節的設計提供更適當的建議。除了計畫研究發展新的量測方法來研究雙腳分別植入不同類型之全人工膝關節病人的動作及力學分析以外，並透過已建立之整合型動作分析系統同時分析比對其動作在不同量測系統的差異性，同時探討皮膚移動誤差等傳統動作量測的議題，加強現有技術的準確性及便利性。

### 四、研究方法

本實驗之醫學影像儀器係使用中國醫藥大學附設醫院放射科心血管攝影(angiography)室之血管攝影儀(圖一，Advantx LCA，GE，France)來擷取膝關節動態二維影像。



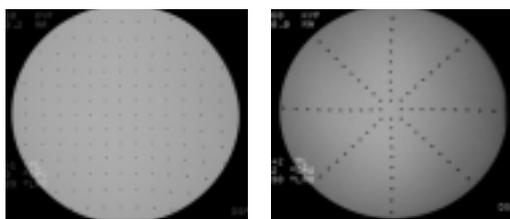
圖一 心血管攝影儀 (angiography)。X 光係由下方發射管往上射出，上面是影像接收端。

動態 X 光系統之成像係藉由個人電腦搭配影像擷取卡(PCI bus frame grabber, Foresight, USA)，並利用其開發程式庫撰寫軟體擷取影像訊號，擷取頻率為三十赫茲，影像解析度為 1020x932。

本研究實驗包括三個部分：系統校正、驗證實驗及活體實驗。系統之校係使用網格板與星狀板兩校正器為之。其中網格板用來校正影像的扭曲，星狀板則用來校正光源的位置。並設計合適的固定裝置，用以架設校正板(圖二)。圖三為動態 X 光攝得的網格板與星狀板之影像，供後續校正分析之用。



圖二 系統校正實驗及校正裝置之架設。



圖三 未經校正的影像。透過網格板(左)與星形板(右)兩張校正用影像可計算出校正影像之參數，可將扭曲的影像校正回正常的位置。

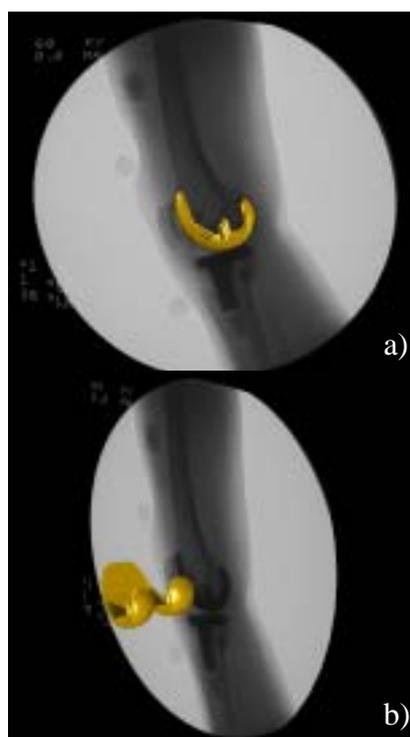
本研究方法首先透過 TKR 動態 X 光(fluoroscopy)之動態運動學資料，以及自廠商取得完整全人工膝關節三維幾何模型(CAD model)，搭配影像處理(image processing)與影像契合(image registration)之技術，不僅可免除立體攝影技術的皮膚移動誤差，同時又可獲得全人工膝關節三維運動學資料，進而找出正確的膝關節運動學機制。

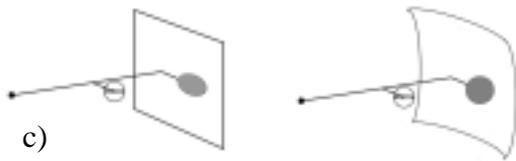
首先須知受試者其全人工膝關節型號再以電腦軟體建立相關 TKR 之三維模型。接著，受試者透過動態 X 光擷取各種動作時 TKR 的二維位置。這些二維動態 X 光資料經過影像處理後

可取得 TKR 之輪廓。透過三維 TKR 模型與二維影像的契合，可計算出 TKR 之空間位置，進而描述其相對關係並計算其運動學資料。

輪廓比對的方法係在一個虛擬的環境下透過影像的資料以及模型來比對，進而獲得 TKR 在人體的三維運動學資料。在這個新的比對技術中，最重要的是模擬一個新的球狀幾何光學系統，並搭配球面移動技術，讓模型投影的影像與待測影像在球面作影像契合。模擬新系統的主要原因在於希望在比對的最佳化過程中，將設計變數由 6 個(3 個位置向量、3 個旋轉角度)減少成 2 個(相對 x、y 軸的旋轉角度)，透過只比對影像的傅立葉訊號，我們即可快速的比對出物體空間的位置。這個方法的最大的優點在於能使過去比對時所需的 6 個變數減少為 2 個，不僅能減少龐大的計算時間，由電腦來取代人為操作。

圖四(C)為輪廓比對方法之概念圖，藉由將 X-ray 模擬為點光源之後將 CAD 模型投影到影像平面來與已知的影像進行比對，進而求得 CAD 模型之空間方位。





圖四、TKR 組件 CAD 模型（前）與患者膝關節動態 X 光影像（後）之空間投影比對。可以清楚看到模型投影與圖形的關係。當模型與拍攝的影像重合時，模型的位置即為當時 TKR 的位置。(A)正視圖，(B)後側視圖，(C)左圖為原影像平面比對，右圖為新的球面比對的示意圖。

為了確立本研究方法的精確度與可信度，我們設計進行了驗證實驗。首先設計製作一機械式旋轉盤(圖五)，其中有一圓筒以裝入被測物(圖六)，其可以個人電腦與控制卡，精確的調整其位置。因其幾何設計均為已知，故可確立被測物(人工關節元件)的空間位置及方向。此外在旋轉盤上的設計位置預先打入九個鉛點，用以模擬單平面之 X 光立體攝影術的方法，作為實驗之交叉驗證。圓筒內所設計的幾何關係，可用以確認每次置入的待測物皆與圓筒有固定的相對位置。旋轉盤外側設計了一個獨立支架，用來固定其他待測物(圖六)。



圖五、驗證實驗用旋轉盤。其中控制卡連接控制箱以及機械式旋轉盤，可控制旋轉盤以定速旋轉或轉至一定位置，並有 LCD 顯示旋轉角度。



圖六、驗證實驗裝置，包括旋轉盤本體及獨立支架。中央圓筒可置入人工膝關節組件，用以確認相對誤差。

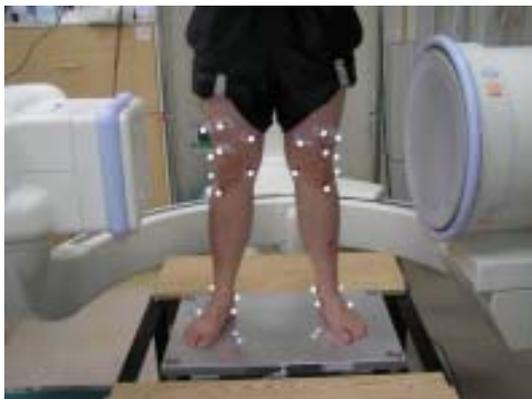
本研究之受試者兩膝分別植入後十字韌帶置換(PS)型與後十字韌帶保留(CR)型之人工膝關節(圖七)，故可避免受試者間各項變數干擾研究結果。受試者受測動作，包括膝關節之被動屈伸運動、主動屈伸運動、載重下之屈伸運動測試、正常步行、上下樓梯以及由坐到站等功能性動作。主動屈伸運動係受試者膝關節在影像增感屏前，靠受試者自己的力量做完整的屈伸動作。而被動屈伸運動，則是受試者放鬆，在膝關節不受外力的狀況下，由研究人員輕輕地搬動受試者小腿，使受試者在不必用力的情況下，膝關節做完整之屈伸(圖八)。特殊設計的步道中置有測力板，該步道可調整或加裝零件即可供受試者執行上述各項動作(圖九)。全人工膝關節患者身上適當骨標記處須黏則反光球，於各項測試動作中同時接受動態 X 光攝影系統以及動作分析儀器設備包括紅外線攝影機(Vicon 370, Oxford Metrics, U.K.)、測力板(Kistler, U.S.A.)整合量測。上述動作分析儀器設備包括紅外線攝影機、測力板各系統之整合係以 Vicon370 工作站控制作動，而與動態 X 光攝影系統之間的整合則透過可同時可由兩系統測得之網格板及其上五顆反光球為之(圖十)。



圖七、十字韌帶置換型(PS)與後十字韌帶保留(CR)型之人工膝關節。



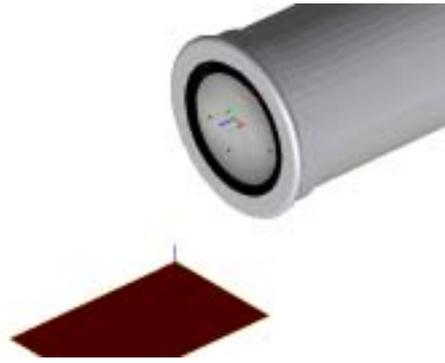
圖八、植入全人工膝關節的患者作被動屈伸運動的情形



圖九 將反光標記黏貼於受試者下肢肢段上，並站立測力板上進行靜態校正。

## 五、結果與討論

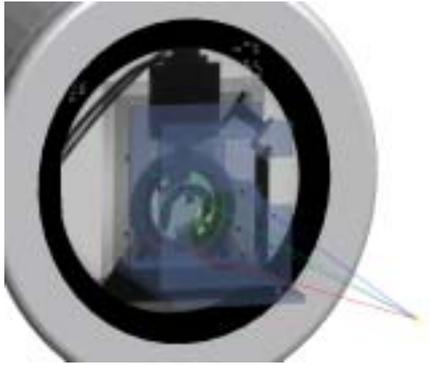
為了確認本研究發展方法之正確性，首先以電腦程式模擬全人工膝關



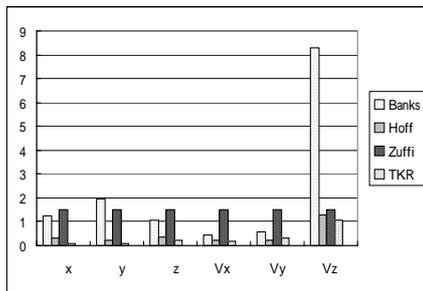
圖十、紅外線攝影機、測力板各系統與動態 X 光攝影系統之間的整合透過兩系統測得之網格板及其上五顆反光球為之。

節靜態驗證實驗的動態 X 光系統環境與真實動態 X 光系統成像比較，以 X 光光源位置視點，同時以遠近畫法呈現，讓視野中所見輪廓與點光源投影結果相同。由圖中發現旋轉盤立體模型的邊緣與影像上投影邊緣重合，同時九個鉛點投影位置也與旋轉盤上九個鑽孔位置重合，即得初步驗證(圖十一)。

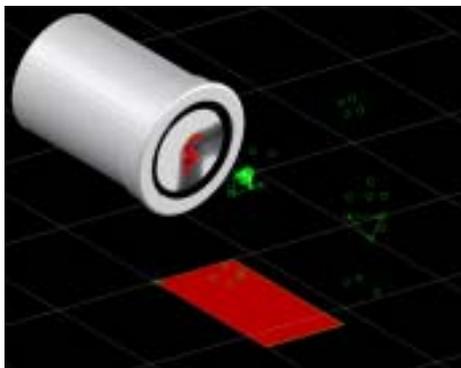
使用輪廓契合理論最佳化後所得之全人工膝關節股骨組件空間位置與實驗真值位置相減取絕對值得到誤差如圖十二所示。相較於過去文獻本研究所發展之方法不論是在平移或是旋轉之精確度，不論是絕對或相對精度均優於過去文獻。圖十二顯示本研究提出的方法之精確度比過去文獻提出的方法更為精確，其精確度在旋轉方面均小於 0.5 度，X、Y 軸平移小於 0.5 公釐而 Z 軸約為 1 公釐。過去方法之精確度在 Z 軸上有很明顯的誤差，是因為物體在空間中 Z 軸上的變化很敏感，故誤差較大。本研究提出的方法成功在 Z 軸上做出突破，同時其他項亦較為精確。



圖十一 以電腦程式模擬人工全膝關節靜態驗證實驗的動態X光系統環境與真實動態X光系統成像比較。



圖十二 人工關節元件精確度與過去文獻之比較。



圖十三、結合動作分析及動態X光量測技術分析裝置人工膝關節患者膝蓋的生物力學。

透過結合動作分析系統與動態X光量測技術量測受試者膝關節運動(圖十三)，本計畫共分析了四位裝置Mobile-Bearing(MB)型，及一位PS型與另一位CR型人工膝關節的受試者，將受試者之脛骨股骨關節的位移

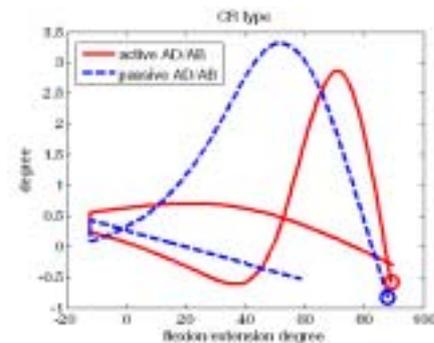
情形與相對於屈伸角度的旋轉變化繪於圖十四至十九中，並比較不同的系統所觀察出的資料(圖二十一至二十六)。圖二十為正常膝關節之結果以供比較。圖十四至十九均以flexion為橫軸，縱軸則為內/外展(ad/abduction)及內/外轉(internal/external rotation)。

由文獻得知，正常膝關節在被动彎曲中，當彎曲角度為定值時，可得到相對應之內/外轉和內/外展角度，代表此結構為單一自由度的機構。

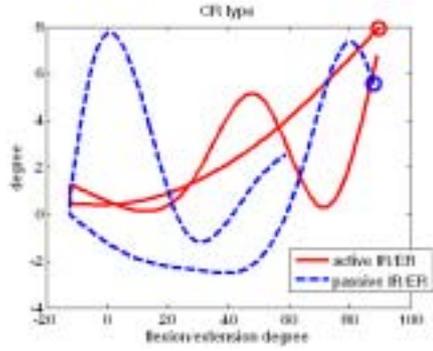
由本研究結果得知，在植入人工關節後，因前十字韌帶已切除，膝關節結構不再是單一自由度的機構，其運動範圍受人工關節面及其他韌帶如內、外側韌帶，或後十字韌帶所決定。

人工關節之被动運動，因前十字韌帶之切除而其功能未被代償的情形下，不可能與正常關節一樣。後十字韌帶保留及替代兩者對恢復正常運動各有優缺點，也都不足。

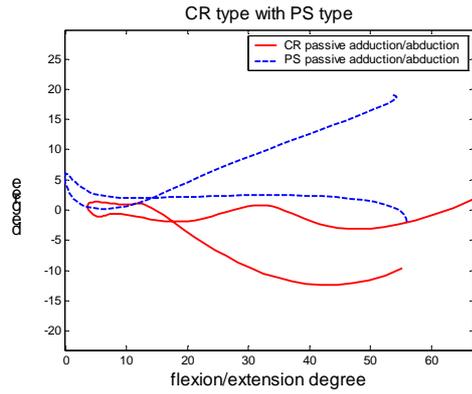
此結果顯示人工關節之關節面與正常關節有顯著差異。人工關節的運動幾何和正常膝關節不同，造成肌肉收縮的力臂和作用力方向改變，進而產生人工膝關節於功能性活動時的異常與功能不足，同時也可能對肌肉造成長期的傷害，這是未來設計人工關節所應考慮的重點。



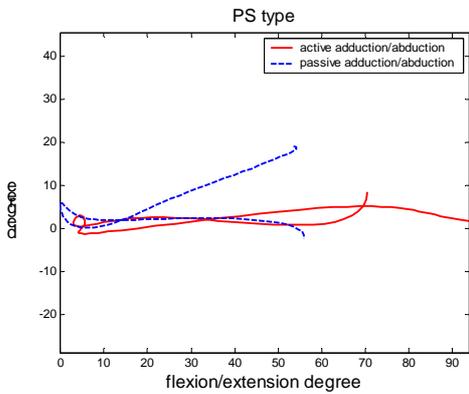
圖十四 CR型受試者進行膝關節主動與被動測試時，其脛骨股骨關節之內外展隨屈伸角度之變化。圖中圓點為動作起始點。



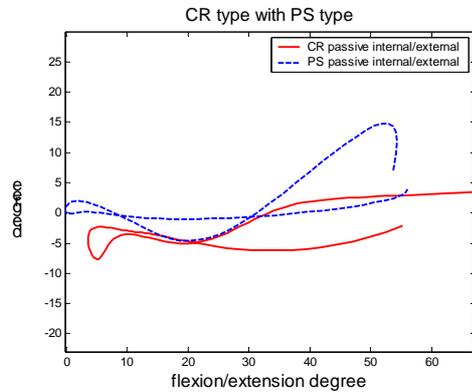
圖十五 CR 型受試者進行膝關節主動與被動測試時，其脛骨股骨關節之內外轉隨曲伸角度之變化。圖中圓點為動作起始點。



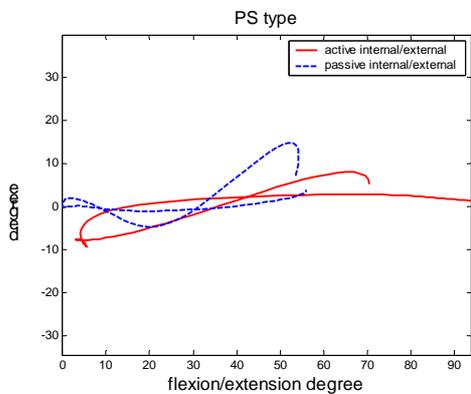
圖十八 CR 與 PS 型人工關節於被動測試時其內外展角度隨曲伸角度之變化。



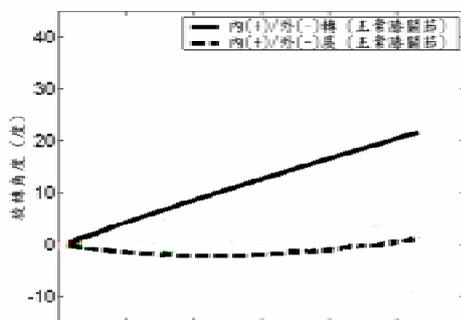
圖十六 PS 型受試者進行膝關節主動與被動測試時，其脛骨股骨關節作主動與被動測試時，內外展角度隨曲伸角度之變化。



圖十九 CR 與 PS 型人工關節於被動測試時其內外轉角度隨曲伸角度之變化。

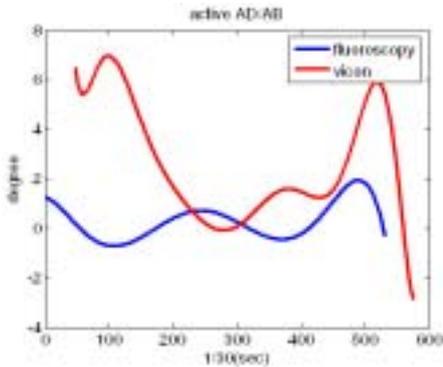


圖十七 PS 型受試者進行膝關節主動與被動測試時，其脛骨股骨關節作主動與被動測試時，內外轉角度隨曲伸角度之變化。

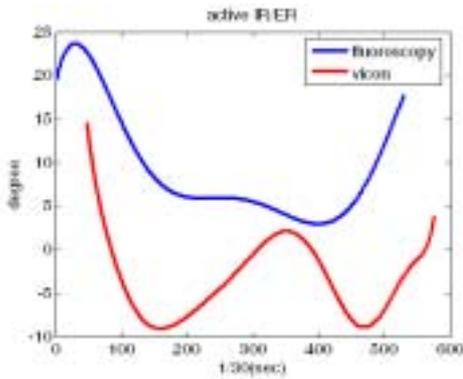


圖二十、正常人作被動動作時的彎曲角度與內外展、內外轉角度對應圖。

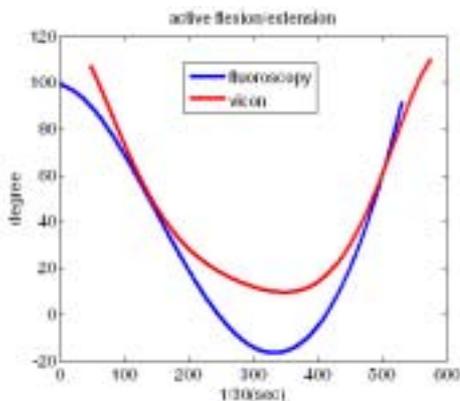
圖二十一至圖二十三為動態 X 光系統與動作分析系統在單一關節運動下所做的比較，將兩個不同的系統各自所計算出的旋轉角度相對於時間的變化製圖。兩系統均定義膝關節伸直時為初始位置。



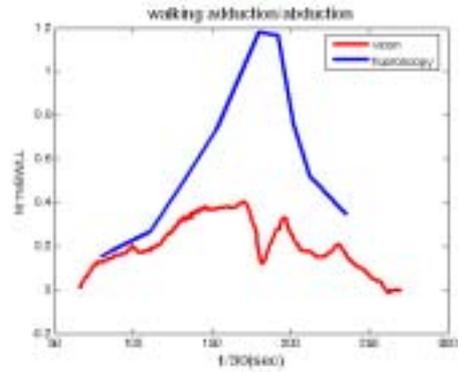
圖二十一 膝關節主動曲伸運動時，動作分析系統與動態 X 光系統所量測計算之 MB 型人工關節之脛骨股骨組件間隨時間之內外展角度變化。



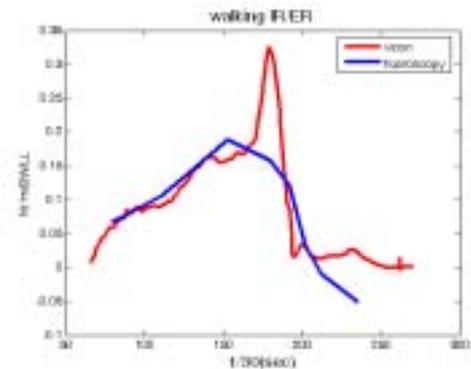
圖二十二 膝關節主動曲伸運動時，動作分析系統與動態 X 光系統所量測計算之 MB 型人工關節之脛骨股骨組件間隨時間之內外轉角度變化。



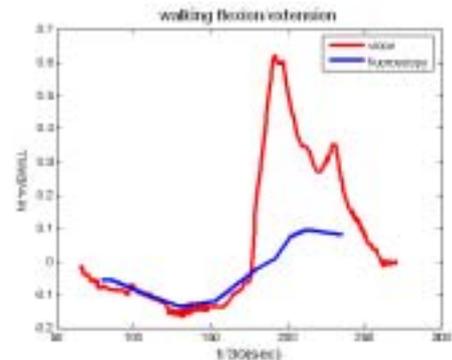
圖二十三 膝關節主動曲伸運動時，動作分析系統與動態 X 光系統所量測計算之 MB 型人工關節之脛骨股骨組件間隨時間之曲伸角度變化。



圖二十四 走路時，動作分析系統與動態 X 光系統所量測求得之 MB 型人工關節病人之支撐腳膝關節內外展力矩比較。



圖二十五 走路時，動作分析系統與動態 X 光系統所量測求得之 MB 型人工關節病人之支撐腳膝關節內外轉力矩比較。



圖二十六 走路時，動作分析系統與動態 X 光系統所量測求得之 MB 型人工關節病人之支撐腳膝關節曲伸力矩比較。

統及測力板的裝置整合，可以讓我們對功能性動作得到更精確的力學分析，並探討皮膚移動誤差(圖二十四至

圖二十六所示)。

藉由比較動作分析系統與動態 X 光系統之結果 (圖二十一至二十三), 可發現在膝關節進行主動曲伸運動時, 動態 X 光系統所量測出來的彎曲伸展比較大、內外轉較小, 而內外展則不一致。這是因為動作分析系統是將反光標記貼在皮膚上, 且其位置靠近關節, 皮膚移動誤差相當大, 因此在主要運動平面的矢狀平面上因為軟組織的阻擋以及皮膚移動誤差等, 導致動作分析系統量測的角度比較大, 內外轉則是比較小。將其結果與正常人的動作比較 (圖二十), 可發現其內外轉與內外展的運動範圍 (range of motion, ROM) 與正常人差異不大, 但是兩系統所量測出來的絕對角度不相同。而動態 X 光系統計算出來的內外展角度, 不如動作分析系統量測計算所得之角度般變化幅度很大, 叫吻合正常人資料。除了上述因素外, 此結果可能亦是 MB 類型全人工膝關節的設計理念上有不適合處, 因為在內外展處並沒有限制, 故在實際裝入人體內開始運動後, 由於病人膝關節韌帶力量不足, 導致在內外展方向的運動並不穩定。

在步行時關節力矩方面, 與關節角度的變化有所對應。然因為標記位置可能有消失以及角度微分的因素, 由動作分析計算出來的關節力矩較為不平滑, 但兩者間的趨勢並無太大差異。而 MB 類型的設計是否得當, 必須進一步研究, 方能說明。

#### 六、計畫成果自評：

本計畫已依據既定時程完成分析, 目前已整合完成並建立一個整合動態 X 光攝影系統以及動作分析儀器設備包括紅外線攝影機、測力板, 用以量測完整運動學與動力學資料的系統。將此整合系統應用到全人工膝關節組件相對位置關係的測量, 所得結

果與文獻及全人工膝關節動作分析實驗數據均相當一致, 並透過已建立之整合型動作分析系統同時分析比對其動作在不同量測系統的差異性, 同時探討皮膚移動誤差等傳統動作量測的議題。本年度計畫成果的確有助全人工膝關節功能之了解。另外, 了解皮膚移動誤差可以幫助未來動作分析系統貼骨標記時位置的決定, 現已進一步發展未來人體骨頭影像契合之技術, 期待未來能更精確的決定人體關節三維相對運動, 以幫助了解正常人、前十字韌帶損傷與重建後的病人, 以及 TKR 之間的運動差異。

未來除了計畫將繼續改進這已發展的量測方法, 加強現有技術的準確性及便利性, 同時將繼續研究雙腳分別植入不同類型之全人工膝關節病人的動作及力學分析, 以及應用到正常人、ACL 及 ACLR 的動作及力學分析。

此外, 希望能應用所發展的方法量測裝置全人工膝關節患者膝關節運動學, 希冀能對骨科、復健科、物理治療、職能治療、運動醫學、電腦輔助手術與人工關節設計等領域有所貢獻。

#### 七、參考文獻：

[1] Selvik, G. r., 1989, "Roentgen Stereophotogrammetry," Acta Orthopaedica Scandinavica, 60[Supplement]232, pp.

[2] Dennis, D. A., Komistek, R. D., Stiehl, J. B., Walker, S. A. and Dennis, K. N., 1998, "Range of Motion after Total Knee Arthroplasty. The Effect Fo Implant Design and Weight-Bearing Conditions," Journal of Arthroplasty, 13, pp. 748-752.

- [3] Banks, S. A., 1992, "Model Based 3d Kinematic Estimation from 2d Perspective Silhouettes: Application with Total Knee Prostheses," Ph.D, Massachusetts Institute of Technology Department of Mechanical Engineering, Cambridge.
- [4] Banks, S. A. and Hodge, W. A., 1996, "Accurate Measurement of Three-Dimensional Knee Replacement Kinematics Using Single-Plane Fluoroscopy," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 43, pp. 638-649.
- [5] Hoff, W. A., Komistek, R. D., Dennis, D. A., Gabriel, S. M. and Walker, S. A., 1998, "Three-Dimensional Determination of Femoral-Tibial Contact Positions under in Vivo Conditions Using Fluoroscopy," Clinical Biomechanics, 13, pp. 455-472.
- [6] Zuffi, S., Leardini, A., Catani, F., Fantozzi, S. and Cappello, A., 1999, "A Model-Based Method for the Reconstruction of Total Knee Replacement Kinematics.," IEEE Transactions on Medical Imaging, 18, pp. 981-991.