

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

人工全膝關節設計與評估用之膝關節三維電腦圖像生物力
學模型(3/3)

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC92-2320-B-002-060-

執行期間：92年08月01日至93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

計畫參與人員：洪啟峰、王大維、劉世祥

報告類型：完整報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 93 年 11 月 3 日

人工全膝關節設計與評估用之膝關節
三維電腦圖像生物力學模型(3/3)

A 3D computer graphics-based biomechanical model of the knee joint
for the design and evaluation of total knee replacements (3/3)

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 92 - 2320 - B - 002 - 060

執行期間： 92年 8月 1日至 93年 7月 31日

計畫主持人：呂東武 國立臺灣大學醫學工程學研究所

共同主持人：劉華昌 國立臺灣大學醫學工程學研究所

計畫參與人員：洪啟峰 王大維 劉世祥 國立臺灣大學醫學工程學研究所

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：

中 華 民 國 93 年 10 月 28 日

摘要

人工全膝關節置換手術數十年來一直是治療退化性膝關節炎的主要選擇。目標在於有效消除疼痛、恢復功能性活動度以及提供足夠的關節穩定度。雖然現有設計長期存續率已經相當高，可是仍有許多改善空間，而未來可能發生的潛在問題在進行新設計時亦需一併考慮。特別值得注意的是，高存續率並不代表病人膝功能恢復程度的高低。因此，除了持續加強人工全膝關節本身耐磨耗性與固定外，如何恢復病人術後日常動作的功能，以提高其生活品質，是現階段新型人工全膝關節設計一個相當重要的課題。

要針對現階段人工全膝關節功能需求，發展一個好的設計，必須先充份了解正常膝關節的力學與功能。由於道德上的考量以及技術上的限制，直接量取膝關節內力有其困難。是以，文獻中常以死體試驗研究膝關節。但是，死體試驗不易模擬膝關節之動態荷重。因此，三維膝關節電腦模型的建立對人工全膝關節設計、測試、手術前規劃以及手術後的復健均極其重要。基於此，本計畫旨在發展一個三維的膝關節電腦模型以補現階段研究之不足，並分三階段（年）進行研發。

本計畫第一年完成膝關節三維電腦生物力學模型之建立，並以個別受試者之 CT 或 MRI 資料將模型個人化。該模型模擬分析正常膝關節於單關節動作（活動度、穩定度與肌力測試）時之生物力學行為，所得結果與文獻及關節鬆弛度量測和動作分析實驗數據均相當一致。

第二年研究結果顯示，人工全膝關節置換後，膝關節的穩定度明顯下降，因為韌帶及關節面等被動受力結構被去除或改變，而目前人工全膝關節之設計無法重建之。因此，肌肉控制對人工全膝關節穩定度非常重要。人工關節之被動運動因前十字韌帶之切除，在其功能未被代償的情形下，不可能重建正常關節運動。兩種人工關節（保留型、替代型）對恢復正常運動各有優缺點，但均不足。當正常膝關節之前十字韌帶去除之後，其穩定性可藉由後腿肌 30-50%最大收縮力量補償之。其中兩種人工全膝關節及前十字韌帶缺損膝關節表現出的型態相似，但是前十字韌帶缺損膝關節比人工全膝關節較接近正常膝關節。因此，未來人工全膝關節或許應考慮如何補償前十字韌帶之功能。

第三年度計畫的目的在於整合第一年建立之三維膝關節電腦模型與計畫主持人已建立之下肢模型以分析功能性動作。本階段研究結合步態分析技術以探討進行功能性動作時（步行、爬梯）正常與人工全膝關節之生物力學行為。本計畫依據既定時程完成膝關節三維電腦模型與既有下肢模型之整合，並探討功能性動作下膝關節的力學行為，所得結果與文獻韌帶與關節接觸面力學行為表現一致。本研究有助於充份了解正常膝關節肌肉、韌帶與關節接觸面在動作中提供膝關節動態平衡時彼此的力學互動。三維膝關節電腦模型與下肢模型的整合對人工全膝關節設計、測試、手術前規劃以及手術後的復健均極其重要，進而可了解現有人工全膝關節功能表現。

關鍵詞：膝關節生物力學，人工全膝關節，電腦模型，步態分析

Abstract

Total knee arthroplasty has been the main choice of treatment for advanced degenerative knee osteoarthritis over the last few decades, aiming at effective relief of pain, recovery of functional mobility and providing sufficient stability. Despite the excellent long-term survivorship of current total knee designs, there are a number of improvements that can be made, as well as potential problems that may emerge in the future. Also, it is noted that good survivorship does not necessarily imply satisfactory functional recovery. Therefore, in developing a new prosthesis, it is essential to ensure the functional performance that the prosthesis may bring to the patient, apart from improving its wear resistance and fixation in the body.

Complete knowledge of the function and biomechanics of the natural knee is critical in developing a new total knee prosthesis that is aimed at improving the patient's function. Due to ethical considerations and technical limitation, direct measurement of internal forces in the knee joint is difficult. In vitro experiments with cadavers thus have been used in the literature to study knee biomechanics. However, it has been agreed that it is difficult to simulate dynamic physiological loading in an in vitro experimental setting. Therefore, a three-dimensional computer graphics-based model of the knee joint will be useful for the design and pre-clinical testing of total knee replacements. It is also important for the evaluation and rehabilitation of patients post-surgery. It is the purpose of the present project to establish such a model. The project was carried out in three stages (years).

During the first year, a 3D computer graphics-based biomechanical model of the knee joint was developed. The model was customized to specific subjects with their own CT or MRI data. Simulation study of knee biomechanics during single joint movement (mobility, stability and muscle strength tests) has also been performed and the results validated with experimental data.

During the second year, the 3D computer graphics-based biomechanical model of the knee joint that was developed in the first year has been used to simulate total knee replacement surgeries for the study of the effects of TKR designs (PCL retaining/substitution) on the biomechanical performance of the knee during functional activities. The results of the study showed that the stability of knee significantly reduced after surgery as the stabilization structures such as ligaments and articular surfaces were removed or changed. Existing total knees were unable to reconstruct the normal stability of the joint. Therefore, muscles are important for knee stability during movement. Since the ACL was removed, normal knee kinematics cannot be recovered simply by total knees without any substituting mechanism for the ACL. Both types of TKR produced passive knee kinematics that were very different from normal. The removal of the ACL reduced significantly the stability of the knee but could be recovered by hamstrings actions with 30-50% level of its maximum force. Responses of the joint with hamstrings action were similar for the two types of TKR and the ACL-deficient knee. It seems that reconstruction of the ACL function may

be a consideration in future TKR designs.

The 3D computer graphics-based biomechanical model of the knee joint developed in the first year has been incorporated into an existing lower limb model developed by the prime investigator. It was used to simulate on the biomechanical performance of the knee during functional activities. The results of the study showed that the mechanical performance of ligaments and articular surfaces were in agreement with the patterns reported in the literature.

The results of this 3-year study will be useful for the design and pre-clinical testing of total knee replacements. It is also helpful for the evaluation and rehabilitation of patients post-surgery.

Keywords : knee biomechanics, total knee replacement, computer model, gait analysis

目錄

中文摘要.....	I
英文摘要.....	II
目錄.....	IV
前言.....	1
研究目的.....	4
研究方法.....	5
結果與討論.....	10
參考文獻.....	17
計畫成果自評.....	20

前言

人工全膝關節設計面臨的問題

人工全膝關節置換手術(TKR; total knee replacement)數十年來一直是治療退化性膝關節炎(degenerative gonarthrosis)的主要選擇。人工全膝關節的設計隨著時間不斷的演進,其種類亦趨多樣化,骨科醫師也因而得以視病患情況選擇適當的產品。儘管設計有所不同,共同目標均在於有效消除疼痛、恢復功能性活動度(mobility)以及提供足夠的關節穩定度(stability)。長期存續率(survivorship)研究顯示,人工全膝關節植入後十至十五年必須接受修正手術(revision)的比例可低於 10% (Wanawat et al., 1993; Ermnerson et al., 1996)。其中,主要是由於人工關節的磨損、破壞、鬆脫以及相關的感染與疼痛。雖然長期存續率已經相當高,可是現有設計仍有許多改善空間,而未來可能發生的潛在問題在進行新設計時亦需一併考慮。例如,鬆脫、功能、磨耗、手術技術以及修正手術之成功率等(Walker, 1989)。事實上,這些問題彼此均息息相關,也直接影響人工全膝關節設計的共同目標。特別值得注意的是,高存續率並不代表病人膝功能恢復程度的高低。因此,除了持續加強人工全膝關節本身耐磨耗性與固定外,如何恢復病人術後日常動作的功能,以提高其生活品質,是現階段新型人工全膝關節設計一個相當重要的課題。

了解正常膝關節的功能對人工全膝關節設計的重要性

要改進既有人工全膝關節設計的不足以增進病人活動功能,首先必須充份了解正常膝關節的功能。以步行而言,膝關節在步態支撐期不僅要提供身體的穩定,也須配合踝關節持續作彎曲與伸直動作以維持身體的前進,而在擺盪期則著重於充份的彎曲以確保足部離地以及足夠的步幅。換言之,在步行時,膝關節功能的充份發揮端賴其穩定度與活動度相互的協調(Lu, 1999),其他功能性動作亦然。其中,關節活動度由關節面與韌帶幾何形狀所決定(Wilson et al., 1998),靜態穩定度(臨床上以鬆弛度表示)取決於關節面與韌帶一起抵抗外力之能力(O'Connor et al., 1998; Zavatsky and O'Connor, 1992),而肌肉之作用則是調節上述二者,決定了動作中膝關節之動態穩定度以及動作本身的品質。因此,人工全膝關節除了必須具備足夠且合乎需求的活動度與適度的鬆弛度外,也必須考慮其對肌肉功能的影響(例如,股四頭肌)。

從文獻中可以發現活動度與鬆弛度的考量在人工全膝關節設計演進過程中所扮演的角色:從 1954 年以 Shiers 設計的絞接膝關節為代表的限制式人工全膝關節到較晚近的髁式非限制式關節(Laskin et al., 1984; Shiers, 1954)。限制式人工全膝關節之活動度與鬆弛度均受限制,因此關節荷重均直接由股骨及脛骨元件承擔,是以鬆脫是此類設計的一大問題。非限制式關節提高了活動度與鬆弛度,改善了限制式關節容易鬆脫的問題,大大提升了存續率。然而,股骨及脛骨元件的相對運動造成脛骨元件中之超高分子量聚乙烯承片與金屬的磨耗而破壞,所產生之磨屑則易導致骨溶解(osteolysis),進而產生關節鬆脫。因此人工全膝關節磨耗的問題仍是目前骨科相關研究的重點之一(Blunn et al., 1991; Engh et al., 1992; Goodman and Lidgren, 1992)。

雖然自然與人工膝關節之功能表現均賴其活動度與鬆弛度(靜態與動態)間之協調,且二者皆取決其關節面和韌帶的形狀與力學特性以及肌肉的收縮作用。但是,文獻中人工全膝關節的研究因受限於功能動作中肌肉動態力量不易決定也不易模擬,所以大多僅著重在關節面之幾何形狀與材料特性。不論是死體實驗、有限元素分析或是磨耗試驗(Blunn et al., 1991; Engh et al., 1992; Essinger et al., 1989; Wang and Walker, 1974; Walker and Sathasivam, 1999),大多將關節運動情形與荷重條件做相當程度的簡化。新型人工全膝關節之設計若能參酌正常膝

關節之力學特性，進一步考慮各受力元件，特別是肌肉，在功能性動作中的受力，必能有所進步。

三維電腦圖像膝關節生物力學模型之必要性

目前對正常膝關節組織間力學互動的知識主要來自死體實驗(e.g. Markolf et al., 1990)、理論計算(Cheng, 1988; Kaufman et al., 1991; Morrison, 1970)以及少數的活體量測(e.g. Beynon et al., 1995)。死體實驗主要提供膝關節運動學以及靜態力學參數，肌電圖量測無法精確量測肌肉力量而直接將感測器植入韌帶、肌腱或關節面則會改變該組織的機械行為。直接量測內力除了精確度的問題外，要同時量取數個肌肉與韌帶以及關節面之受力亦有技術上的困難。此外，道德上的限制更是最主要考量。由於直接量測內力的困難，目前的做法係透過力學模型的建立再配合非侵入式的量測數據估算影響關節力學的各受力元件的受力情形(Cheng, 1988; Kaufman et al., 1991; Morrison, 1970)。文獻中，膝關節數學模型為數不少(Hefzy and Grood, 1988)。然而，能結合電腦圖像技術，考慮骨頭、關節面、肌肉、韌帶等三維幾何以及力學，且方便加入人工關節以模擬人工全膝關節手術者尚未出現。

Chao et al. (1993) 指出電腦圖像技術用於骨骼肌肉系統之研究的優點，並以一個二維膝關節模型模擬脛骨切開術(osteotomy)，說明電腦圖像模型在手術模擬的重要性與優越性。就人工全膝關節而言，Walker and Garg (1991) 及 Garg and Walker (1990) 曾以三維電腦圖像模擬人工全膝關節在不受外力下的活動範圍，其模型主要是以死體量測數據驅動，且未考慮各元件之受力與材料特性，故無法用以探討關節鬆弛度以及外力與肌力作用下的力學行為。Essinger et al. (1989) 的三維電腦圖像人工全膝關節模型改進了部分上述不足之處。可是，該模型並非從正常膝關節著手，無法提供手術程序之模擬，也無法比較正常與人工膝關節之力學差異。此外，該模型只考慮單一肌肉首將其模擬成一鋼索，忽略了肌肉應有的特性。因此，無法用以探討單關節主動動作與功能性動作之力學。另外，該模型之韌帶為單一線性彈簧，與實際韌帶特性相差甚大，未能描述在膝關節運動中韌帶內應力不均勻之現象，也無法描述膝關節鬆弛度隨關節角度不同而呈現的非線性關係。

由以上討論可知，三維膝關節電腦圖像模型的研究與應用尚有很大改進及發展的空間。利用三維膝關節電腦圖像模型進行人工全膝關節手術模擬至少有下列幾個好處：(1)可輔助引導人工全膝關節之設計；(2)可評估不同的設計做為手術規劃決策之參考；(3)可減少新設計人工膝關節死體實驗的次數；(4)手術後膝關節功能之預估，可為復健之參考。

膝關節功能性動作分析必須使用下肢模型

過去研究多關節功能性動作中膝關節的力學，多僅使用獨立膝關節或膝關節以下模型(Andriacchi et al., 1986; Essinger et al., 1989; Kaufman et al., 1991; Morrison, 1970)。如此做法，幾何上無法考慮髌關節角度對膝關節肌肉作用線之影響，在力學上也無法考慮髌關節之力平衡。由於膝關節肌多為雙關節肌(biarticular muscles)，橫跨髌膝兩關節，僅賴膝關節力平衡所求出之肌力將無法滿足髌關節之平衡。因此，研究多關節功能性動作中膝關節的力學必須一併考慮髌、膝及踝三大關節的幾何互動與力學平衡。完整的下肢骨骼肌肉系統模型是必須的。

文獻中對膝關節較仔細的分析，一般作法上可分為兩個階段。首先，假設下肢為一多連桿系統，各連桿由相當簡化的機械關節連接。根據步態實驗室量得的運動學及動力學資料計算出膝關節的合力與合力矩。第二步則將此合力與力矩加諸於另一個膝關節模型(如上述)以求取關節內各元件之受力情形。此種作法的最大問題在於即使第二部分膝關節模型很精確，下肢與膝關節模型的不切合(mismatch)會造成關節位置、合力與合力矩之大小及作用點不

正確。關節位置不正確連帶亦使肌肉、韌帶及關節面接觸力之作用線產生誤差。再加上未考慮髌關節之平衡條件使膝關節在功能性活動中之力學分析結果具有相當高的不確定性。最近計畫主持人針對上述問題建議，在第一部分下肢整體分析時即須加入符合解剖特性的關節限制。如此，不僅可以去除皮膚反光標記移動造成下肢分析結果的誤差，更可去除上述下肢模型與膝關節模型間的不切合問題(Lu, 1999; Lu and O'Connor, 1998, 1999)。惟目前考慮的關節限制條件仍屬機構性限制，未來應將關節受力變形之因素加入分析之中。

目前文獻中對人工全膝關節病人的步態或動作分析大都集中在關節合力矩的探討(e.g. Su et al., 1997)，主要是由於計算內力的困難。雖然如此，此類研究提供了不少比較性資訊，對既有人工關節產品之選擇以及復健的考量，助益良多。對人工全膝關節設計而言，未來應進一步發展分析技術，以計算正常與人工膝關節各元件之力學變數。

研究目的

由文獻回顧、分析與討論得知三維膝關節電腦模型的建立對人工全膝關節設計、測試、術前規劃以及術後復健的重要性。是以，本計畫旨在發展一個三維的膝關節電腦模型以補現階段研究之不足，並分三階段（年）進行研發。

第一階段（年）：建立一三維的膝關節電腦模型以模擬分析正常膝關節於單關節動作（活動度、穩定度與肌力測試）時之生物力學。其中，膝關節模型之幾何形狀係由 MRI 及 CT 影像資料重建，並包括股骨、脛骨、髌骨、各主要肌群及韌帶。骨骼與關節面將假設為剛性，韌帶模擬為彈性的纖維束，而肌肉則模擬為具主動收縮能力之單元。同時利用 MRI 及 CT 影像以及部份穩定度與肌力測試實驗資料，發展將膝關節電腦模型個人化的技術，以反應受模擬關節實際特性。該膝關節電腦模型可提供諸如肌肉力臂、關節面接觸型態、各元件受力與關節運動學資料等。

第二階段（年）：利用第一階段所建立之三維膝關節模型，進行電腦人工全膝關節置換手術模擬。選定二類產品（後十字韌帶保留式以及後十字韌帶替代式）比較在單關節動作（活動度、穩定度與肌力測試）時生物力學行為之差異。所得結果不僅可提供選擇既有產品之參考，也可作為改善新設計之依據。

第三階段（年）：整合膝關節電腦模型與計畫主持人已建立之下肢模型以分析功能性動作。本階段研究結合步態分析技術以探討進行功能性動作時（步行、坐到站、爬梯）正常與人工全膝關節之生物力學行為。

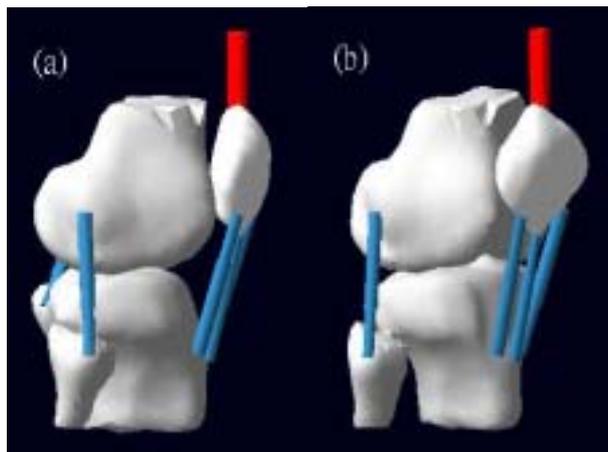
希望能藉此研究更深入了解肌肉、韌帶與關節接觸面在動作中提供膝關節動態平衡時彼此間的力學互動。同時，利用該電腦模型進行手術模擬，探討不同人工關節設計對膝關節力學與動作功能之影響。此技術之建立不僅可用來協助骨科醫師做術前規劃也有助人工全膝關節之設計。此外，也可減少或替代人工全膝關節臨床測試前的死體試驗。此點對屍體取得相當不易的我國而言相當重要。該電腦模型亦將與計畫主持人已發展的下肢電腦模型整合，以分析正常與人工膝關節在功能性動作中的力學行為，對手術後復健的規劃與評估將有正面助益。

研究方法

三維膝關節電腦模型之建立

膝關節幾何形狀由 MRI 及 CT 影像資料重建，包括股骨、脛骨、髌骨、各主要肌群及韌帶（圖一）。骨骼與關節面（包括脛股與髌股關節）初步假設為剛性。因此，關節面間之接觸型態取決於關節角度、外力、各關節面之曲率以及肌肉與韌帶之受力與變形情形。膝關節韌帶，包括十字韌帶及內外側韌帶則模擬為彈性的纖維束(Lu and O'Connor, 1996; Zavatsky and O'Connor, 1992)，每一根纖維各自連接其於股骨與脛骨上之起點與終點。影響膝關節的肌肉則根據 Hill's equation 模擬為具主動收縮能力之單元，考慮肌肉長度、速度、激化程度與所產生肌力之關係。相關肌肉參數如最佳肌纖維長度、生理截面積等則取自文獻 (Friederich and Brand, 1990; Hoy et al., 1990; Pandy et al., 1992)，並依受試者肌力實驗資料調整之。

該膝關節模型在本階段主要用以模擬分析包括活動度、穩定度與等長肌力等測試。活動度測試之模擬係在肌肉未收縮的情形下，由關節面以及韌帶之幾何形狀，依最小能量法計算關節活動範圍、肌肉力臂與作用線、關節面接觸型態等資料。關節穩定度測試之模擬則是在選定膝關節彎曲角度且肌肉未收縮的情形下，施外力於脛骨上，算出脛骨之平移量以代表關節之鬆弛度。等長肌力測試之模擬則考慮單一肌肉做最大收縮，而脛骨受一限制力下，決定各元件受力情形。



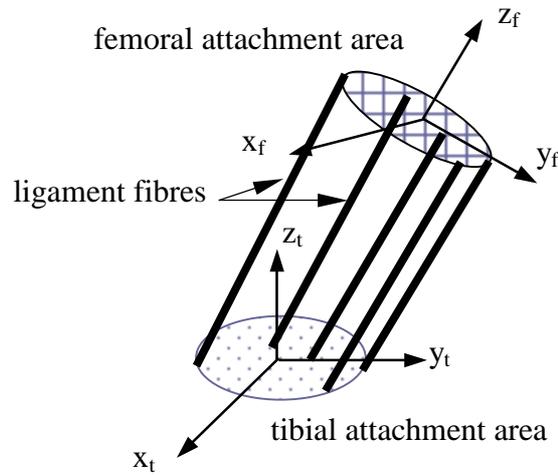
圖一、屈曲角度 0° 時三維膝關節模型之(a)外側與(b)外前側視圖。

人工全膝關節置換手術電腦模擬

為了將已建立的三維膝關節模型應用於人工全膝關節置換手術模擬，並獲致更精確結果，首先將原有之膝關節韌帶模型由單位彈性束，改進為連續性的彈性束（圖二），如此可表現出韌帶內部之受力情形，並可藉以判斷韌帶受力是否超出可承受的範圍。

為了探討不同人工全膝關節設計，其活動度與穩定度兩個互為抵觸的特性彼此間的協調與妥協，特別選定兩膝分別植入後十字韌帶替代式與後十字韌帶保留式人工膝關節之受試者參與本研究，提供手術模擬所需之數據。此類受試者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而有所幫助。本研究特別著重不同人工關節設計（後十字韌帶保留與否）在活動度、穩定度與肌力測試時生物力學行為的差異，並與正常關節之資料比較。基本上，

前後十字韌帶切除後，關節穩定度降低而活動度增加。後十字韌帶保留式關節因後十字韌帶之故，有較高後向穩定度，然而後十字韌帶之限制對其活動度及運動之影響尚不明確。後十字韌帶替代式關節依其替代設計不同而有不同的活動度與鬆弛度。

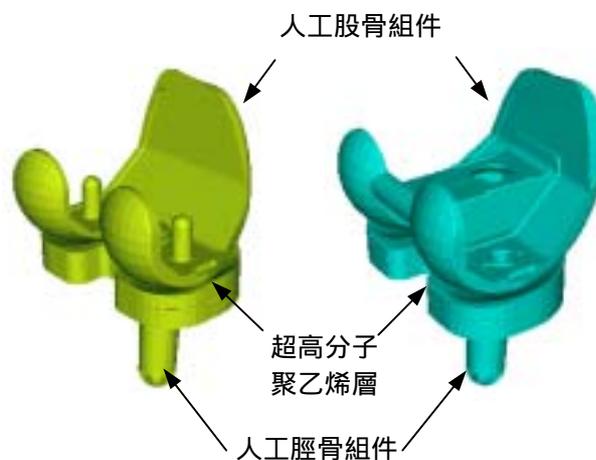


圖二、韌帶模型示意圖

手術模擬技術上，主要是將膝關節模型的關節面由人工關節各元件曲面所取代，而其前後與上下之位置則以維持膝關節各元件原來位置為原則，再做前後與上下少量移動以為局部敏感度分析。除前十字韌帶切除外，後十字韌帶則依需要切除或保留。植入膝關節部分將利用 CAD/CAM 軟體進行，再將曲面資料外傳給三維圖像力學模型軟體進行活動度、鬆弛度以及肌力測試力學分析，並將結果與分析正常膝關節所得比較。

全人工膝關節組件之幾何模型

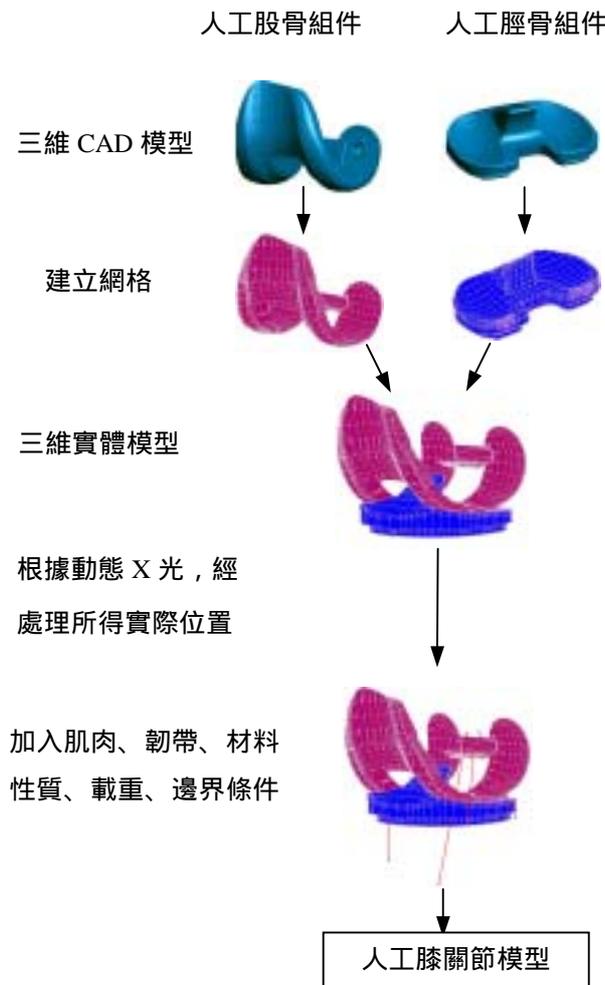
本研究採用 Johnson & Johnson 公司所設計的全人工膝關節為研究基礎，並依受試者所置換的型號找出同型號的電腦輔助設計模型作為實體模型（圖三）。本研究在儘量不影響全人工膝關節的模型的幾何圖形條件下，自行規劃進行網格切割。期望產生較少節點與元素個數但仍精確的三維全人工膝關節幾何模型。



圖三、後十字韌帶保留式（圖左）、後十字韌帶替代式（圖右）人工全膝關節電腦輔助設計圖

全人工膝關節組件之結合

本研究先將全人工膝關節組件個別進行網格分割以建立實體模型。股骨及脛骨組件實體模型之初始相對組合位置及在人體動作中實際的相對關係則根據受試者之動態 X 光 (fluoroscopy) 影像決定之。利用影像擷取卡直接擷取所需數量之影像，再分別進行影像切割 (segmentation) 取得全人工膝關節各組件之影像輪廓，再利用原始 CAD 模型以及本實驗室所發展之軟體決定 CAD 模型之空間位置 (旋轉角度及位移向量)。該位置係該 CAD 模型各組件在影像平面之投影最符合其影像輪廓者。如此，即可得到模型之初始相對組合位置及功能性活動中全人工膝關節組合模型之位置。

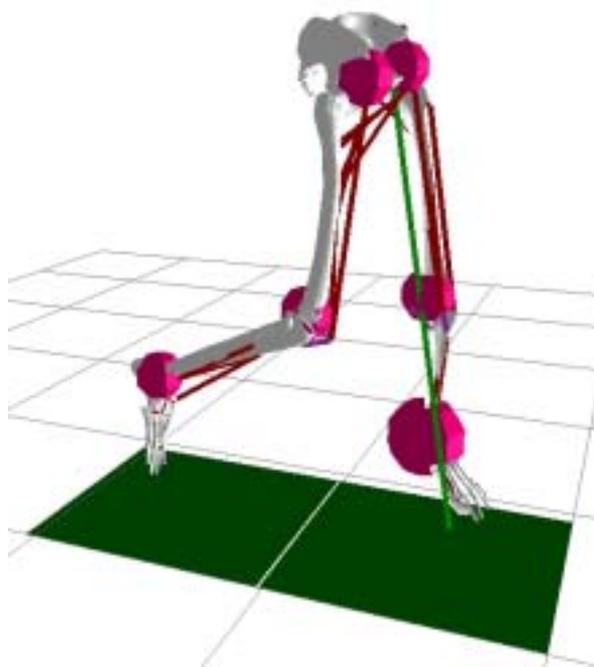


圖四、三維全人工膝關節模型建立流程

多關節功能性動作模擬與分析

多關節功能性動作之力學分析必須考慮下肢整體。計畫主持人已建立一下肢電腦圖像生物力學模型 (Lu and O'Connor, 1998; Lu et al., 1998)，並用以分析功能性動作時，下肢各關節、肌肉、韌帶與骨頭之受力。該模型中，骨盆、股骨、脛骨及足部各骨頭均模擬成剛體，並分別由模型髌關節、膝關節及髁關節所連接。髌關節係模擬成球接關節，髁關節為雙軸關節，而膝關節則為一空間平行機構 (Wilson and O'Connor, 1997)，膝關節韌帶均假設為不可伸長之拉力桿件，而關節面亦簡化為球狀 (股骨髁) 與平面 (脛骨面) (圖五)。該模型下肢每一邊包括四十七條主要肌肉，其力量作用線係以連接其起點及終點之直線代表，然於必要時纏繞

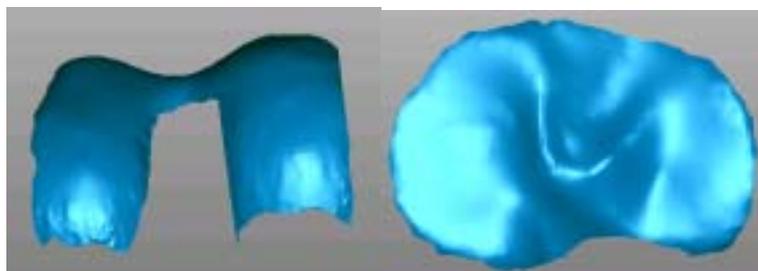
其下之骨頭。該下肢電腦圖像模型之膝關節模型已証實可以合理地描述正常膝關節的運動以及受力情形，但無法用來描述膝關節的動態鬆弛度（或穩定度）。為了克服這個限制，本階段將改良第一階段建立之膝關節模型，將其關節面模擬成彈性體，再與上述下肢電腦模型整合，並結合步態分析技術探討進行功能性動作時膝關節之生物力學行為。



圖五、下肢電腦圖像模型(Lu and O'Connor, 1998; Lu et al., 1999)

關節面數學模型之建立

為了整合已建立的三維膝關節模型到既存的下肢模型，以第一年建立之膝關節模型為基礎，建立關節面的數學模型，並將之模擬成彈性體，以期對關節面之接觸應力有更精確的描述。膝關節面數學模型的建立方法，以精確度為首要考量，選擇薄板法（thin plate method）來建立關節面數學方程式（Wang et al., 2000; Wang and Bai, 2003）（圖六）以薄板法建立之膝關節面，經過驗證，其精確度可達 10^{-8} mm，可完全描述膝關節面的特性，以利之後計算關節面接觸力、關節面接觸點。

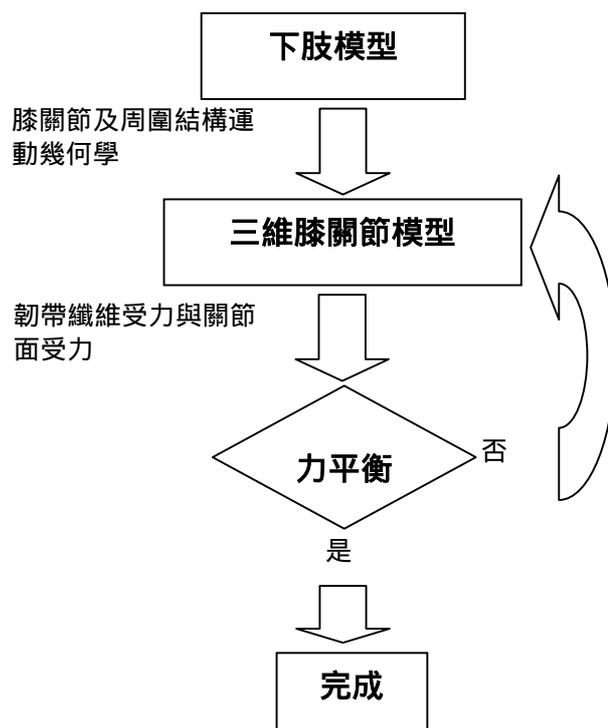


圖六、以薄板法建立之膝關節關節面

三維膝關節模型與下肢模型整合

第一年建立之電腦輔助三維膝關節電腦模型與已建立之下肢電腦圖像模型，係透過一兩段式數學分析程序整合成為一完整的下肢運動系統三維模型。膝關節及周圍結構的運動幾何首先由整個下肢模型及未受力的三維膝關節模型決定，再透過有系統地改變股骨與脛骨間關

節位移量進一步計算韌帶纖維受力與接觸面受力直到滿足平衡（圖七）。

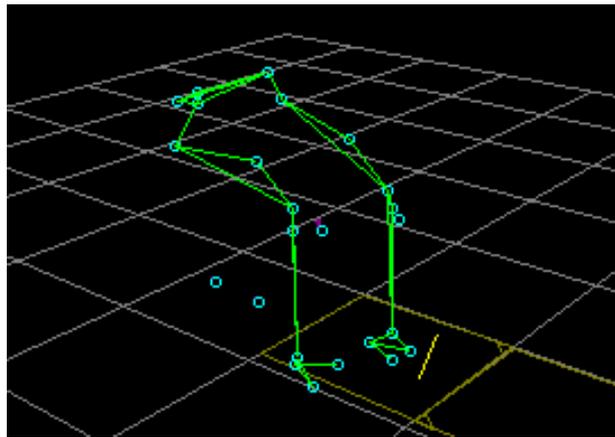


圖七、三維膝關節模型與下肢模型整合流程圖

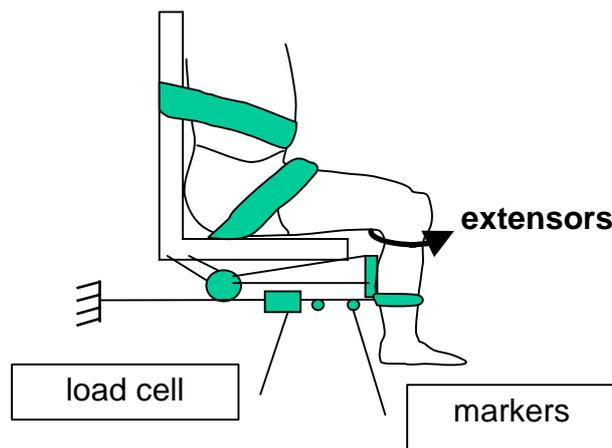
結果與討論

實驗驗證與動作分析

電腦模型之個人化、驗證與正常膝關節於單關節測試動作時之力學分析等，均透過實驗量測配合進行並驗證。本年度計畫共選取三名受試者參與實驗，接受 MRI 及 CT 掃描後，每位受試者均於步態實驗室中分別接受活動度、鬆弛度與等長肌力測試。下肢各肢段以反光標記標示，以利三維動作量測系統(Vicon, Oxford Metrics, U.K.)之紅外線攝影機攝取肢段在空間中的位置(圖八)。關節鬆弛度以 arthrometer (KT2000)量取。此外，亦設計並製作一個等長肌力測試裝置，以測量膝關節肌肉等長收縮時作用於脛骨之限制力量 (Lu et al., 1998; 圖九)。上述所有量測系統均以 Vicon 加以整合以同步擷取所有訊號。



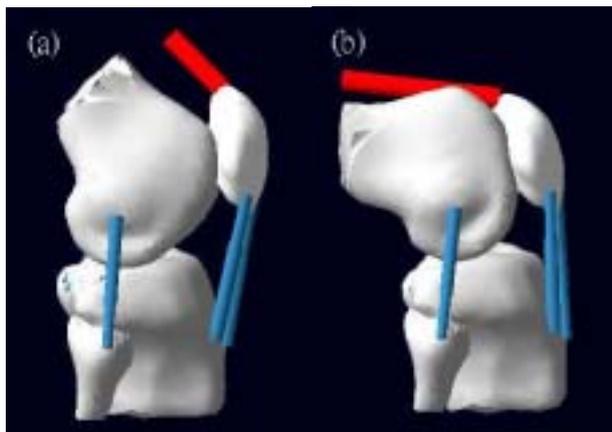
圖八、股四頭肌肌力測試時(膝關節屈曲 90°)，動作分析系統所測得各肢段反光標記之空間位置，以計算各肢段之運動。



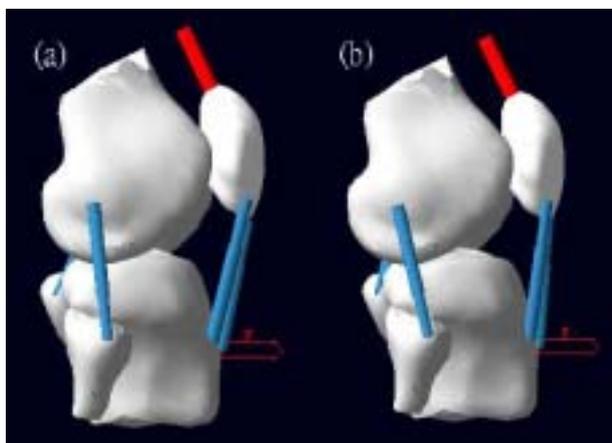
圖九、股四頭肌肌力測試(最大等長收縮)實驗姿勢與相關設備。

MRI 及 CT 資料以及反光標記資料做為膝關節模型幾何形狀個人化之用。鬆弛度實驗所得資料一部分用以調整膝關節模型之材料特性，特別是韌帶纖維之彈性係數以及初始長度。部分最大等長肌力測試資料則用以調整肌肉模型參數，使整個膝關節生物力學模型得以充份反應受測者膝關節的特性。個人化之後，即用以模擬活動度試驗(圖十)，所得脛股關節屈曲角度與另外兩個平面角度具一對一關係，證明該關節係具有一個自由度的機構，與文獻一致

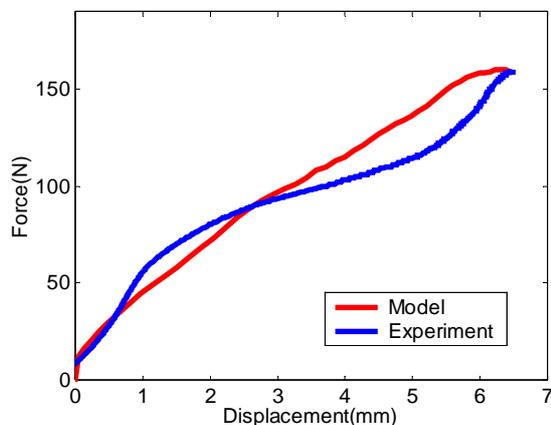
(Wilson et al., 1998)。鬆弛度測試以及最大等長肌力測試模擬結果與實際量得數據均相當一致 (圖十一及圖十二)。



圖十、被動關節活動度測試模擬：膝關節屈曲(a)45°及(b)90°之外側視圖



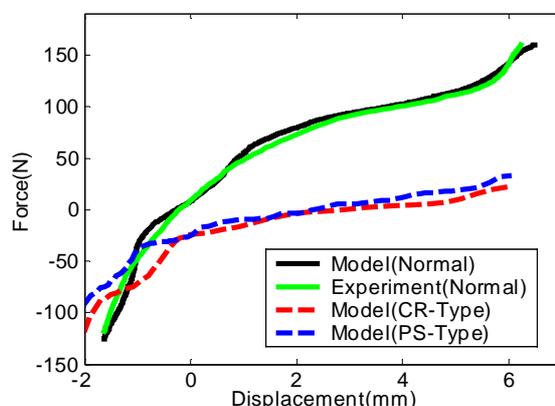
圖十一、關節鬆弛度測試 (膝關節屈曲 30° 以模擬 Lachman test) : (a) 受力前及 (b) 受力後。受約 160N 之前拉力下，脛骨前移量約為 6.7mm，髕骨韌帶走向亦隨之變為較垂直。



圖十二、關節鬆弛度測試中，脛骨所受向前拉力與位移之關係：模擬結果 (紅線) 與 KT2000 量測值 (藍線) 比較

穩定度分析

以上述方法建立之三維全人工膝關節模型模擬膝關節穩定度，其分析方法首先根據膝關節穩定度測試實驗所得，給定全人工膝關節模型相同屈曲角度（20度），再施加前後方向最大約150牛頓的力量於脛骨結節處，經力學分析可得前後方向的力量對位移的關係圖，並與上一年度之結果比較（圖十三）。



圖十三、正常膝關節、後十字韌帶保留式(CR)和替代式(PS)人工全膝關節模型於鬆弛度測試模擬結果之比較

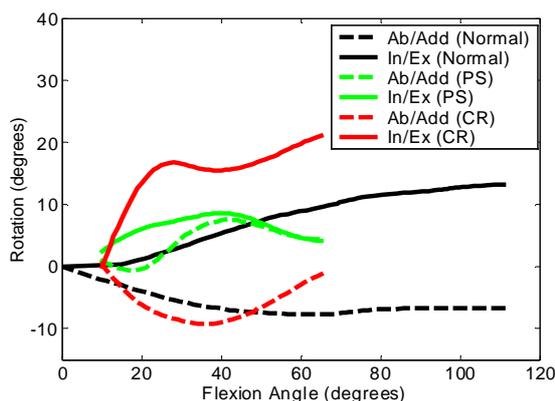
以三維膝關節模型模擬正常膝關節穩定度測試已獲致良好結果，模擬與實驗結果相符（圖十三）。人工全膝關節置換後，膝關節穩定度測試模擬發現，在脛骨受到向前拉力時，由於兩種形態的人工全膝關節的前十字韌帶都已切除，因此在抵抗向前拉力的受力結構，只剩外側韌帶和人工關節的關節面，在向前6公釐的位移時，兩人工全膝關節的受力分別為21.5牛頓（保留型）和33.6牛頓（替代型）。兩種型式的受力結果差別不大，但和正常膝關節的159牛頓相差甚大。故知人工全膝關節置換後，膝關節向前被動穩定度不足，功能性動作中須有適切的肌力（如後腿肌，Hamstrings）代償方能維持應有之功能。在受到向後推力時，在相同的位移下，兩種型式的人工關節受力均小於正常膝關節。此結果顯示人工關節之關節面與正常關節有顯著差異。此外，後十字韌帶保留型的人工關節比替代型人工膝關節有較好的穩定度，顯示後十字韌帶替代機構之設計尚有改進空間。

在接受人工全膝關節置換後，膝關節的穩定度有明顯的下降，這是由於韌帶及關節面等被動受力結構被去除或改變，而目前人工全膝關節之設計無法提供相同的穩定度。因此，肌肉主動收縮所產生的穩定度便非常重要。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，進而造成人工膝關節於功能性活動時的異常與功能不足，這是吾人未來設計人工關節所應考慮的重點。

活動度分析

根據 Wilson et al. (1998) 之屍體研究，膝關節在不受外力情形下，其每一韌帶皆有一等長纖維，與關節面共同決定出被動運動之型態。Wilson et al. 指出膝關節結構為單一自由度的機構。換言之，給定一屈曲角度則關節內/外轉和內/外展角度即可唯一決定。膝關節之被動屈曲伴隨內轉和內展，反之亦然，此即所謂的旋回機制(screw home mechanism)。為了了解人工全膝關節之活動度，利用置換人工全膝關節受試者的膝關節模型，經由模型模擬被動活動，

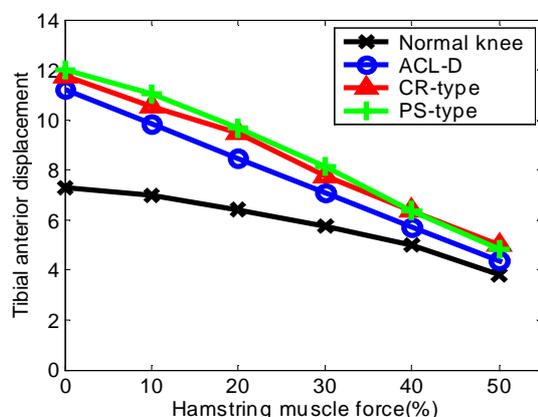
得到脛股關節內/外轉和內/外展角度對屈曲角度關係，並與上年度之正常膝關節模型活動度結果做一比較（圖十四）。後十字韌帶保留型人工全膝關節在屈曲初期即伴隨過大的內轉，但是其內展角度則接近正常膝關節。後十字韌帶替代型人工全膝關節在屈曲時，其內轉角度較保留型接近正常膝關節，然其外展角度與正常膝關節迥異。由此可知，兩型人工膝關節的被動運動型態和正常膝關節有很大的差別。其中，前十字韌帶切除及曲面的設計等因素均伴演極重要角色。前十字韌帶切除後，膝關節結構不再是單一自由度的機構，其運動範圍受人工關節面及其他如後十字韌帶所決定。人工關節之被動運動因前十字韌帶之切除，在其功能未被代償的情形下，不可能與正常關節一樣。後十字韌帶保留及替代兩者對恢復正常運動似乎各有優缺點，也都不足。



圖十四、人工全膝關節（保留型、替代型）與正常膝關節活動度之比較

股四頭肌與後腿肌肌力測試模擬

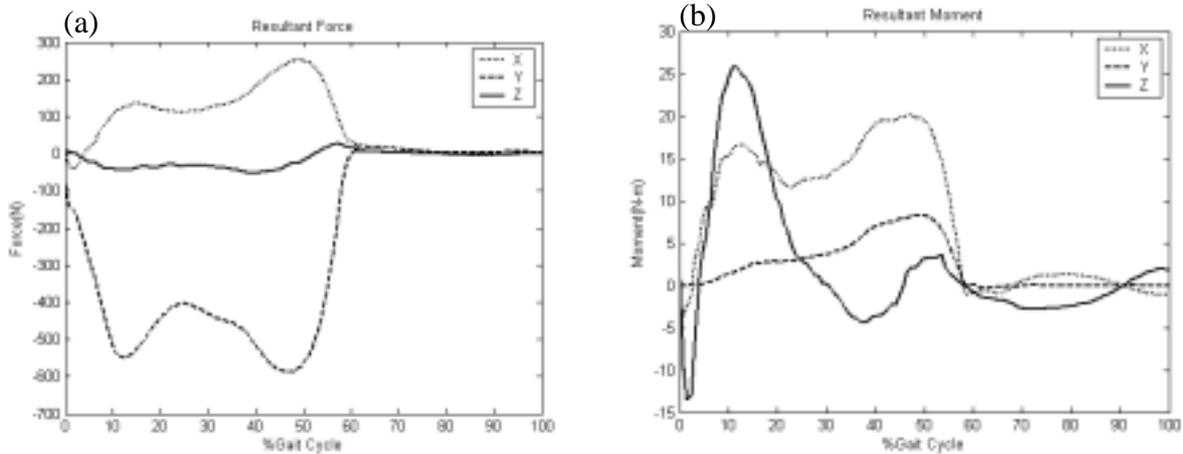
為探討人工全膝關節在功能性活動時之生物力學表現以及相關肌肉控制方式對其功能表現之影響，特別針對股四頭肌與後腿肌對膝關節的影響進行模擬研究。從第一年實驗得知股四頭肌及後腿肌在膝屈曲 90 度時最大收縮力量分別為 5000N 及 2477N。進行模擬時，首先使股四頭肌產生最大收縮力量（5000N），後腿肌則從不施力遞增至施予一半的最大收縮力量。比較正常膝關節的模擬結果，當正常膝關節之前十字韌帶去除之後，其穩定性可藉由後腿肌 30-50%最大收縮力量補償之。其中人工全膝關節（保留型、替代型）及前十字韌帶缺損膝關節表現出的型態相似，但是前十字韌帶缺損膝關節比人工全膝關節較接近正常膝關節，主要是因為人工全膝關節關節面與正常膝關節面不同，所能提供之穩定性有限（圖十五）。



圖十五、人工全膝關節（保留型、替代型）前十字韌帶缺損與正常膝關節股四頭肌與後腿肌肌力測試模擬。股四頭肌力量不變下，後腿肌收縮強度對膝關節前後向穩定性之影響

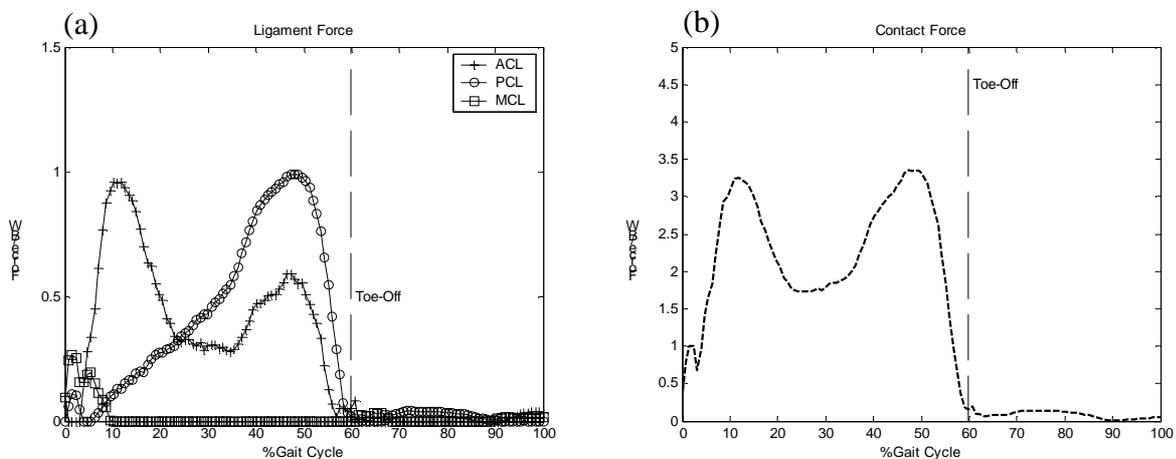
步行時正常膝關節之力學分析

步行為功能性動作中人體最頻繁進行的動作，步行之步態週期 (gait cycle) 可分為兩部份：站立期 (stand phase)，約佔步態週期的 60%；擺盪期 (swing phase)，約佔步態週期的 40%。藉由步態分析技術透過本研究模型分析在步態週期時下肢各肢段空間中的位置，再依力動學求得膝關節合力及合力矩。圖十六所示即為一典型受試者 (體重約 52 kg，腿長約 0.835 m) 之分析結果。在站立期膝關節合力最大軸向力兩個峰值約為 600 N，擺盪期膝關節合力幾乎為零；站立期膝關節合力矩最大值約為 25 N-m，擺盪期膝關節合力矩則較小 (圖十六)。

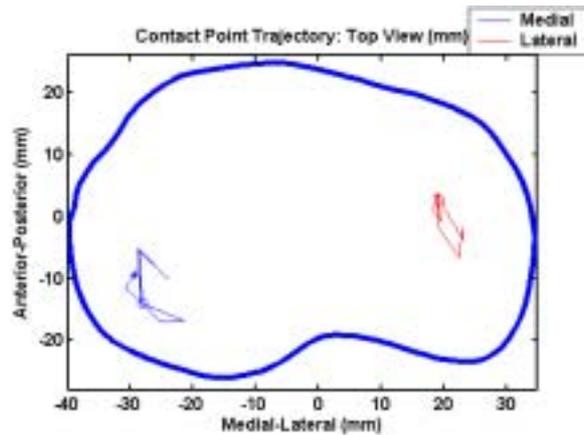


圖十六、步行時膝關節之合力(a)與合力矩(b)

經由本研究模型進行分析步行時膝關節各韌帶受力及關節面受力。前十字韌帶於站立期第一個峰值約為 1 倍體重 (1BW)，第二個峰值約為 0.5 BW (圖十七)，於擺盪期受力則趨近於零。而後十字韌帶於站立期峰值約為 1BW。關節面受力於站立期有三個峰值，最大峰值約為 3~3.5 BW。擺盪期關節面受力幾乎為零 (圖十七)，與文獻結果相符 (Morrison, 1970)。正常人於步態週期關節面接觸點軌跡移動量不大，內側接觸點移動量約為 10 mm，外側接觸點移動量約為 10 mm (圖十八)。



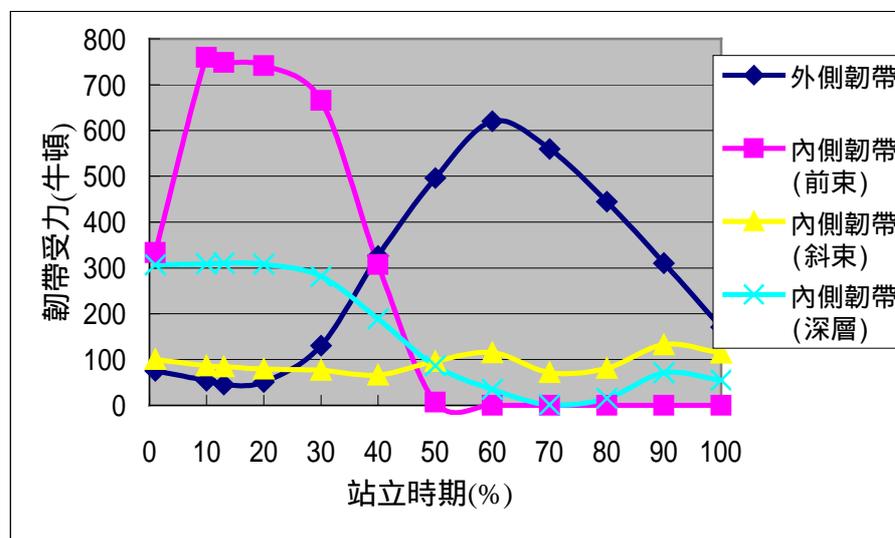
圖十七、步行時膝關節韌帶受力情形(a)與關節面受力情形(b)



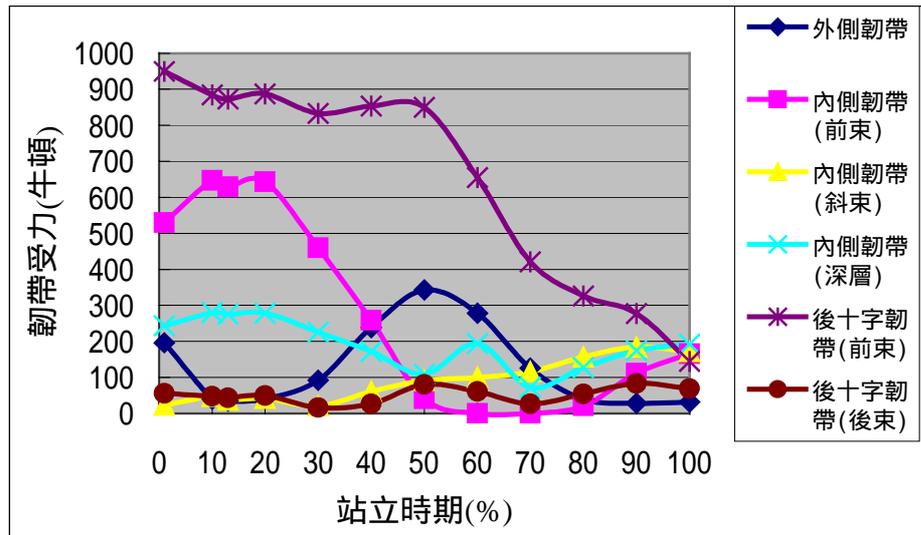
圖十八、步行時膝關節關節面接觸點軌跡

爬梯時人工全膝關節之力學分析

上樓梯之站立時期為爬梯腳著地至爬梯腳離地。十字韌帶替代型膝關節於爬梯時內側韌帶最大受力約為 800 N，外側韌帶最大受力約為 610 N；十字韌帶保留型膝關節於爬梯時內側韌帶最大受力約為 610 N，外側韌帶最大受力約為 380 N，後十字韌帶最大受力約為 950 N（圖十九、二十）。十字韌帶保留型膝關節後十字韌帶保留，分擔大部分爬梯所受剪力，內側韌帶與外側韌帶受力均較十字韌帶替代型膝關節小。

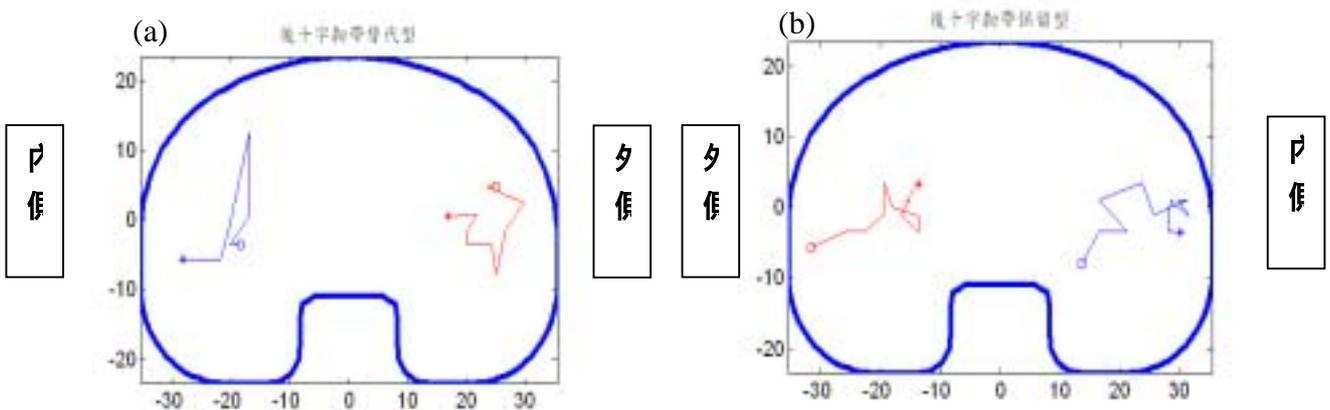


圖十九、爬梯時後十字韌帶替代型膝關節韌帶受力情形



圖二十、爬梯時後十字韌帶保留型膝關節韌帶受力情形

十字韌帶替代型膝關節於上樓梯時關節面接觸點移動量內側移動量約為 20 mm，外側移動量約為 20 mm(圖二十一)。十字韌帶保留型膝關節於爬梯時關節面接觸點移動量內側移動量約為 20 mm，外側移動量約為 20 mm(圖二十一)。正常人前十字韌帶與後十字韌帶給予膝關節充分前後方向上的被動限制，功能性動作中關節面接觸點位移量小(圖十八)，置換人工全膝關節減少了前後方向移動限制，於功能性動作下接觸點位移量較大(圖二十一)。十字韌帶替代型膝關節將後十字韌帶去除，前後方向的位移較大，顯示替代之 cam-post 設計未能完全重現正常關節之前後動態穩定性。而十字韌帶保留型膝關節後十字韌帶保留，抑制前後方向位移能力較佳，位移則多發生在側向方向上，亦未能完全重現正常關節之前後動態穩定性。



圖二十一、爬梯時後十字韌帶替代型(a)與後十字韌帶保留型(b)關節面接觸點軌跡

參考文獻

1. Andriacchi, T.P., Stanwyck, T.S. and Galante, J.O. (1986) Knee biomechanics and total knee replacement. *Journal of Arthroplasty*, 1: 211-219.
2. Beynnon, B.D., Fleming, B.C., Johnson, R.J., Nichols, C.E., Renstrom, P.A. and Pope, M.H. (1995) Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises *in vivo*. *American Journal of Sports Medicine*, 23: 24-34.
3. Blunn, G.W., Walker, P.S., Joshi, A. and Hardinge, K. (1991) The dominance of cyclic sliding in producing wear in total knee replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 273: 253-260.
4. Chao, E.Y., Lynch, J.D., and Vanderploeg, M.J. (1993) Simulation and animation of musculoskeletal joint system. *Transactions of ASME – Journal of Biomechanical Engineering*, 115: 562-568.
5. Cheng, C.K. (1988) A mathematical model for predicting bony contact forces and muscle forces at the knee during human gait. Ph.D. Thesis, University of Iowa, U.S.A.
6. Choi, B.K. (1991) *Surface Modeling for CAD/CAM*. Elsevier.
7. Engh, G.A. and Dwyer, K.A. and Hanes, C.K. (1992) Polyethylene wear of metal-backed tibial components in total and unicompartmental knee prostheses", *Journal of Bone and Joint Surgery*, 74B: 9-17.
8. Ermnerson, K.P., Moran, C.G. and Finder, I.M. (1996) Survivorship analysis of the kinematic stabilizer total knee replacement - a 10 to 14-year follow-up. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 78B: 441-445.
9. Essinger, J.R., Leyvraz, P.F., Heegard, J.H. and Robertson, D.D. (1989) A mathematical model for the evaluation of the behaviour during flexion of condylar-type knee prostheses. *Journal of Biomechanics*, 22: 1229-1241.
10. Farin, G. (1990) *Curves and Surfaces for Computer Aided Geometric Design*, Academic Press.
11. Friederich, J.A. and Brand, R.A. (1990) Muscle fiber architecture in the human lower limb. *Journal of Biomechanics*, 23: 91-95.
12. Garg, A. and Walker, P.S. (1990) Prediction of total knee motion using a three-dimensional computer-graphics model. *Journal of Biomechanics*, 23: 45-58.
13. Goodman, S. and Lidgren, L. (1992) Polyethylene wear in knee arthroplasty. A review. *Acta Orthop Scand*, 63: 358-364.
14. Hefzy, M.S. and Grood, E.S. (1988) Review of knee models. *Appl Mech Rev*, 41: 1-13.
15. Hoy, M.G., Zajac, F.E. and Gordon, M.E. (1990) A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *Journal of Biomechanics*, 23: 157-169.
16. Kaufman, K.R., An, K.N., Litchy, W.J., Morrey, B.F. and Chao, E.Y.S. (1991) Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise. *American Journal of Sports Medicine*, 19: 305-316.

17. Laskin, R.S., Denham R.A. and Apley A.G. (1984) *Replacement of the Knee*, Springer-Verlag, New York.
18. Lewis, J.L., Lew, W.D. and Zimmerman, J.R. (1980) A nonhomogeneous anthropometric scaling method based on finite element principles, *Journal of Biomechanics*, 13: 815-824.
19. Lu, T.-W. (1999) Muscle recruitment strategies of the human locomotor system during normal walking: a mechanical perspective, *Biomedical Engineering, Applications, Basis and Communications*. 11: 191-202.
20. Lu, T.-W. and O'Connor, J.J. (1996) Fibre recruitment and shape changes of knee ligaments during motion: as revealed by a computer graphics-based model, *Proc. Instn Mech. Engrs, Part H, J. Engrg Med.* 210: 71-79.
21. Lu, T.-W., O'Connor, J.J. (1998) A three-dimensional computer graphics-based animated model of the human locomotor system with anatomical joint constraints, *Journal of Biomechanics*, 31: Suppl. 1, 116.
22. Lu, T.-W., O'Connor, J.J., Taylor, S.J.G. and Walker, P.S. (1998) Comparison of telemetered femoral forces with model calculations, *Journal of Biomechanics*, 31: Suppl. 1, pp. 47.
23. Lu, T.-W., O'Connor, J.J., Taylor, S.J.G. and Walker, P.S. (1998a) Validation of a lower limb model with in vivo femoral forces telemetered from two subjects, *Journal of Biomechanics*. 31: 63-69.
24. Lu, T.-W. and O'Connor, J.J. (1999) Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints, *Journal of Biomechanics*. 32: 129-134.
25. Markolf, K.L., Gorek, J.F., Kabo, M., Shapiro, M.S. (1990) Direct Measurement of Resultant Forces in the Anterior Cruciate Ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 72A: 557-67.
26. Morrison, J.B. (1970) The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of Biomechanics*, 3: 51-61.
27. O'Connor, J.J., Lu, T.-W., Wilson, D.R., Feikes, J. and Leardini, A. (1998) Diarthrodial joints - kinematic pairs, mechanisms or flexible structures? *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 1: 123-150.
28. Pandy, M.G., Anderson, F.C. and Hull, D.G. (1992) A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems. *Transactions of ASME – Journal of Biomechanical Engineering*, 114: 450-460.
29. Sathasivam, S. and Walker, P.S. (1994) Optimization of the bearing surface geometry of total knees. *Journal of Biomechanics*, 27: 255-264.
30. Shiers, L.G.P. (1954) Arthroplasty of the knee. A preliminary report of a new method. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 36B: 553-560.
31. Su, F.C., Lai, K.A. and Hong, W.H. (1997) Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 13: 176-181.
32. Walker, P.S. and Sathasivam, S. (1999) The design of guide surfaces for fixed-bearing and mobile-bearing knee replacements. *Journal of Biomechanics*, 32: 27-34.
33. Walker, P.S. (1989). Requirements for successful total knee replacements. *Design considerations*. *Orthopedic Clinics of North America*, 20: 15-29.

34. Walker, P.S. and Garg, A. (1991) Range of motion in total knee arthroplasty. A computer analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 262: 227-235.
35. Wanawat, C.S., Flynn, W.F., Saddler, S., Hansraj, K.K. and Maynard, M.J. (1993) Long-term results of the total condylar knee arthroplasty – a 15-year survivorship study. *Clinical Orthopaedics*, 286:94-102.
36. Wang, C.J. and Walker, P.S. (1974) Rotatory laxity of the human knee joint. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 56A: 161-170.
37. Wang, James H.-C., Ryu, J., Han, J.S. and Rowen, B. (2000) A new method for the representation of articular surfaces using the influence surface theory of plates. *Journal of Biomechanics*, 33: 629-633.
38. Wang, X.S. and Bai, R.P. (2003) A comparison and review for mathematical representing or fitting techniques to articulating surfaces at the human knee joint. *Biomed Eng Appl Basis Comm*, 15: 249-253.
39. Wilson, D.R. and O'Connor, J.J. (1997) A three-dimensional geometric model of the knee for the study of joint forces in gait. *Gait and Posture*, 5: 108-115.
40. Wilson, D.R., Feikes, J.D. and O'Connor, J.J. (1998) Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. *Journal of Biomechanics*, 31: 1127-1136.
41. Winter, D.A. (1990) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley and Sons.
42. Zavatsky, A.B. and O'Connor, J.J. (1992) A model of human ligaments in the sagittal plane. Part 2: Fibre recruitment under load. *Proc Inst Mech Eng Part H, J Engng Med*, 206: 135-145.

計畫成果自評

本計畫第一年依據既定時程完成膝關節三維電腦生物力學模型之建立，並以個別受試者之 CT 或 MRI 資料及部分實驗資料將模型個人化。此外，亦完成利用該模型模擬分析正常膝關節於單關節動作（活動度、穩定度與肌力測試）時之生物力學行為。所得結果與文獻及關節鬆弛度量測和動作分析實驗數據均相當一致，部分成果已發表於九十一年台灣生物力學學會學術研討會，並榮獲論文優良獎 (Hung et al., 2002)。第一年度計畫成果除有助膝關節功能之了解外，更可確保第二年度人工全膝關節研究之成功執行。

本計畫第二年依據既定時程，完成利用第一年建立之三維膝關節電腦生物力學模型進行人工全膝關節手術模擬。此外，亦完成利用三維人工膝關節模型模擬分析比較人工全膝關節（保留型、替代型）與正常膝關節於單關節動作（活動度、穩定度與肌力測試）時之生物力學行為。藉此，得知何種設計較接近自然膝關節。所得結論不僅可提供作為國人選擇既有產品之參考，也是改善新設計之依據。本年度計畫成果已有會議論文發表並準備期刊發表中。本研究除有助對現有人工全膝關節功能表現之了解外，更可確保第三年度整合膝關節電腦模型與已建立之下肢模型以分析功能性動作之成功執行。

第三年依據既定時程完成膝關節三維電腦模型與既有下肢模型之整合，並探討功能性動作下膝關節的力學行為，有助於充份了解正常膝關節肌肉、韌帶與關節接觸面在動作中提供膝關節動態平衡時彼此的力學互動。三維膝關節電腦模型與下肢模型的整合對人工全膝關節設計、測試、手術前規劃以及手術後的復健均極其重要，進而可了解現有人工全膝關節功能表現。藉此，得知何種設計較接近自然膝關節。所得結論不僅可提供作為國人選擇既有產品之參考，也是改善新設計之依據。