



國立臺灣大學醫學院暨工學院醫學工程學研究所

碩士論文

Institute of Biomedical Engineering

College of Medicine and College of Engineering

National Taiwan University

Master Thesis

利用三維動態 X 光量測正常年輕人於自行車運動中

膝關節之運動

Kinematic Measurement of Normal Young Subjects'

Knees During Cycling Using 3D Fluoroscopy

吳郁寰

Yu-Huan Wu

指導教授：呂東武 博士

Advisor: Tung-Wu Lu, D.Phil.

中華民國 103 年 7 月

July, 2014

國立臺灣大學碩士學位論文

口試委員會審定書

利用三維動態 X 光量測正常年輕人

於自行車運動中膝關節之運動

Kinematic Measurement of Normal Young Subjects' Knees
During Cycling Using 3D Fluoroscopy

本論文係吳郁宸君（學號 R01548019）在國立臺灣大學醫學工程學研究所完成之碩士學位論文，於民國 103 年 07 月 28 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

吳郁宸

（指導教授）

陳文斌

楊世偉

所長：

陳中明



誌謝

兩年時光倏忽即逝，完成論文的感觉讓我畢生難忘。感謝我的指導教授呂東武博士這段日子以來給予研究上的指導與許多人生道理的啟發，帶著許許多多讓人畢生受用的收穫離開，希望未來能夠學以致用成為對社會有貢獻的人。感謝口試委員楊教授世偉與陳教授文斌給予的寶貴建議，從論文提案到論文口試，使得研究內容更加充實完整。

實驗能順利進行，非常感謝郭美英學姐的幫忙，所有大大小小的環節都勞煩學姐費心才能有今天的研究成果。感謝中國醫藥大學附設醫院骨科部與影像醫學部門的協助。感謝實驗室李佳達學長這段日子的幫助，許多觀念的指導、分析程式的協助與寶貴的建議使我受益良多。感謝林正忠學長，能跟著你學習很充實也很有挑戰性。感謝盧炫綸學長與洪士文學長總是能在我遇到瓶頸時點醒我。感謝我的同學們：林琮淇、陳逸翔與簡碩辰，有你們在的實驗室總是充滿歡笑又能一起學習，很幸運能跟你們一起經歷這段生活。感謝林振立學長在研究上的指導以及吳秉璋學長、陳淳皓學長、張立德學長、前助理林怡明學姐與 OEMAL 實驗室全體成員在這段日子以來的陪伴與幫助。感謝台中自行車實驗的團隊以及參與過實驗的所有人，謝謝大家並肩作戰完成每次實驗。

謝謝我最親愛的家人們，雖然距離將我們分隔兩地，爸媽始終是我努力最大的動力，僅以本論文獻給你們。我的摯友們：羽婷、家雯、郁涵以及 409，謝謝妳們與我分享所有的開心並且陪我渡過所有的不開心。謝謝昱寰的陪伴，這些年來始終如一的支持與分擔是我繼續往前的力量。

吳郁寰 謹誌

於國立台灣大學醫學工程學研究所

骨科工程暨動作分析實驗室

中文摘要



活體研究人體膝關節進行自行車踩踏運動時不同踩踏方式下的運動學分析有助於預防運動傷害以及增加復健效率。目前對於自行車踩踏過程中精確的活體非侵入式三維運動學量測與研究仍然缺乏。本研究目的為建構以雙平面動態 X 光結合斷層掃描骨頭模型方法為基礎的自行車運動學量測平台，量測十二位正常年輕男性在高阻力踩踏與低阻力踩踏情況下之精確三維膝關節運動學，更進一步搭配磁共振造影而得的軟骨厚度計算關節表面運動學、以簡化後的前十字韌帶與後十字韌帶計算長度變化與伸長量變化。並且利用自主伸曲運動計算活體韌帶初始長度。

本研究結果發現，正常人進行自行車踩踏運動，無論高阻力踩踏或低阻力踩踏，其踩踏過程的運動模式大致上相似。高阻力對於關節角度產生最顯著的影響在於矢狀面的屈曲角度降低，尤其在踩踏的動力輸出期。阻力使得踩踏動力輸出期之膝關節表面接觸點在膝關節彎曲角度 70 度以下顯著往後側移動。踩踏過程中後十字韌帶伸長量顯著大於前十字韌帶伸長量，但阻力對韌帶伸長量影響並不顯著。

本研究建構的自行車運動量測平台未來可運用在不同踩踏方式下膝關節運動學的研究。本研究結果呈現的精確運動學資訊可提供更進一步的研究。另外，本研究中成功利用精確量測自主伸曲運動搭配磁共振造影所得之韌帶附著位置找尋韌帶等長纖維的方法未來將可提供活體非侵入式決定個人化韌帶重建位置的參考。

關鍵字: 動態 X 光、自行車運動、膝關節運動學、膝關節表面運動學、韌帶等長纖維、韌帶伸長量

Abstract



In-vivo measurement of the three-dimensional (3D) kinematics during cycling is essential for the prevention of injuries due to overuse and improving the rehabilitation efficacy. The methods for measuring accurate 3D kinematics during cycling were still lacking. The purposes of the current study were to establish a platform for measuring knee kinematics during cycling based on the technique combining CT bone models and bi-planer fluoroscopy. Twelve normal young subjects were recruited, aiming to measure the knee kinematics during loaded and unloaded cycling. The thickness of the articular surfaces cartilage was calculated from MRI model and the surface kinematics was calculated. The elongation of simplified anterior cruciate ligament (ACL) and posterior cruciate ligament (PCL) changes were reported. And the reference lengths of the ligaments were determined by isolated knee flexion and extension motion.

The findings of the current research are as follows. The patterns of loaded and unloaded cycling are shown similar, but the flexion angles are significantly decreased especially during power phase under loaded cycling. The load also affected the position of the articular contact points on tibial plateau especially when knee flexion angle lower than 70° . The elongation of the simplified PCL was shown larger than that of ACL. The load did not affect the elongation of the ACL and PCL.

The established platform can be helpful f, and the knee kinematics presented in the research can be helpful for advanced study. Furthermore, the method used to define isometric fibre of ACL and PCL in this research may be useful to provide in vivo, noninvasive and subject-specific determination of the ligament replacement.

Keywords: fluoroscopy, cycling, knee kinematics, knee surface kinematics, isometric fibre, ligament elongation

目錄



誌謝.....	i
中文摘要.....	ii
Abstract.....	iii
圖目錄.....	vi
表目錄.....	viii
第一章 緒論.....	1
第一節 研究背景.....	1
第二節 膝關節功能解剖構造.....	1
第三節 膝關節運動學.....	3
第四節 膝關節運動學量測.....	4
第五節 前十字韌帶損傷與自行車復健運動.....	9
第六節 研究目的.....	13
第二章 材料與方法.....	14
第一節 實驗設備與儀器.....	14
第二節 受試者.....	17
第三節 系統校正.....	17
第四節 實驗流程.....	20
第三章 動態 X 光系統成像.....	22
第一節 系統成像原理.....	22
第二節 校正方法.....	24
第四章 骨模型建立與資料分析.....	28
第一節 骨頭三維模型.....	28
第二節 數位化重建投影影像.....	29
第三節 模擬動態 X 光投影介面.....	30
第四節 最佳化方法.....	32
第五節 資料分析.....	34
第六節 統計分析.....	37

第五章 決定韌帶初始長度	38
第六章 結果	44
第一節 膝關節角度	44
第二節 膝關節位移	48
第三節 膝關節表面接觸型態與接觸點軌跡	51
第四節 韌帶伸長量變化	59
第七章 討論	63
第八章 結論	69
References	71



圖目錄



圖 1-1 膝關節解剖構造前視圖 [2]	2
圖 1-2 膝關節 screw-home mechanism [2]	4
圖 1-3 前十字韌帶扮演穩定膝關節角色	5
圖 1-4 Hennig 量測前十字韌帶負荷與伸長量的侵入式儀器	11
圖 2-1 自行車訓練台	14
圖 2-2 量測曲柄角度的反光球	15
圖 2-3 雙平面動態 X 光系統與自行車訓練台擺放位置	16
圖 2-4 磁振造影系統拍攝	16
圖 2-5 單平面校正盒	18
圖 2-6 動態 X 光拍攝的網格板影像	18
圖 2-7 雙平面校正盒擺放位置	19
圖 2-8 雙平面動態 X 光系統與自行車訓練平台擺設位置	20
圖 2-9 踩踏的 cycle 定義(虛線表示踏板作用力方向與大小)[39]	21
圖 2-10 曲柄角度定義[32]	21
圖 3-1 病人與螢光屏之間的相對位置影響放大率[41]	22
圖 3-2 影像增光管將 X 光轉換為光學影像[40]	23
圖 3-3 星狀點投影示意圖	26
圖 3-4 兩個平面拍攝到的雙平面校正盒影像	27
圖 4-1 原始 CT 影像與骨頭輪廓選取	28
圖 4-2 骨頭堆疊結果	29
圖 4-3(a)實際拍攝的影像(b) DRR 產生的影像 [18]	29
圖 4-4 使用者介面之顯示區域與控制面板	31
圖 4-5 將骨頭進行手動對位	31
圖 4-6 動態 X 光系統假設成一個點光源投影模型[18]	33
圖 4-7 影像對位方法的流程圖[18]	33
圖 4-8 影像對位流程示意圖	34
圖 4-9 脛骨平台上契合橢圓與座標系統定義示意圖	36
圖 4-10 將 CT 骨頭模型與 MRI 模型對位後並圈選韌帶在骨頭上的附著位置	37
圖 5-1 進行自主伸曲動作時膝關節軸向旋轉角度(RMSE=0.9deg、0.77deg)	39
圖 5-2 進行自主伸曲動作時膝關節三個軸向位移量(RMSE=0.9、0.54、0.83mm)	40
圖 5-3 進行自主伸曲動作時脛骨外側關節面接觸點內外側方向位移 (RMSE=0.76mm)	40

圖 5-4 進行自主伸曲動作時脛骨內側關節面接觸點內外側方向位移 (RMSE=0.68mm)	41
圖 5-5 進行自主伸曲動作時脛骨外側關節面接觸點前後方向位移 (RMSE=0.46mm)	41
圖 5-6 進行自主伸曲動作時脛骨外側關節面接觸點前後方向位移 (RMSE=0.55mm)	42
圖 5-7 自主伸曲動作下前十字韌帶不同走向韌帶纖維長度相對於原長改 變量	43
圖 5-8 自主伸曲動作下後十字韌帶不同走向韌帶纖維長度相對於原長改 變量	43
圖 6-1 骨頭模型與動態 X 光影像進行對位	44
圖 6-2 踩踏過程中膝關節角度隨曲柄角度變化曲線	45
圖 6-3 踩踏過程中膝關節位移隨曲柄角度變化曲線	49
圖 6-4 高阻力踩踏過程中關節面接觸型態圖(以顏色顯示關節面距離). 52	
圖 6-5 低阻力踩踏過程中關節面接觸型態圖(以顏色顯示關節面距離). 52	
圖 6-6 高阻力踩踏過程中關節面接觸點隨膝關節彎曲角度改變軌跡變化 圖	54
圖 6-7 低阻力踩踏過程中關節面接觸點隨膝關節彎曲角度改變軌跡變化 圖	54
圖 6-8 動力輸出期間外側關節面接觸點在不同彎曲角度下內外側向位移 變化	56
圖 6-9 動力輸出期間內側關節面接觸點在不同彎曲角度下內外側向位移 變化	56
圖 6-10 動力輸出期間外側關節面接觸點在不同彎曲角度下前後方向位移 變化	57
圖 6-11 動力輸出期間內側關節面接觸點在不同彎曲角度下前後方向位移 變化	57
圖 6-12 高阻力踩踏過程中前十字與後十字韌帶伸長量變化(以一位受試 者為例).....	60
圖 6-13 低阻力踩踏過程中前十字與後十字韌帶伸長量變化(以一位受試 者為例).....	60
圖 6-14 踩踏過程中韌帶平均最大伸長量	62
圖 7-1 自行車踩踏動力輸出期膝關節運動學(圖 B 為股骨元件相對於脛骨 元件內外轉角度，內轉為正、外轉為負)[37]	64

表目錄



表 1-1 比較幾種常見復健運動中前十字韌帶最大應變.....	11
表 6-1 特定曲柄角度下膝關節角度平均值(標準差).....	47
表 6-2 完整踩踏過程中最大膝關節角度平均值(標準差).....	47
表 6-3 高阻力與低阻力踩踏過程中最小膝關節角度平均值(標準差)....	48
表 6-4 特定曲柄角度下之膝關節位移平均值(標準差).....	50
表 6-5 高阻力與低阻力踩踏過程中最大膝關節位移量平均值(標準差). 50	
表 6-6 高阻力與低阻力踩踏過程中最小膝關節位移量平均值(標準差). 51	
表 6-7 踩踏動力輸出期關節面接觸點在不同彎曲角度下前後方向位移量	55
表 6-8 踩踏動力輸出期關節面接觸點在不同彎曲角度下內外側方向位移 量.....	55
表 6-9 踩踏動力輸出期間兩側關節面接觸點前後方向與內外側向總位移 量.....	58
表 6-10 前十字韌帶前內束在高阻力與低阻力踩踏中特定曲柄角度下伸長 量.....	61
表 6-11 前十字韌帶後外束在高阻力與低阻力踩踏中特定曲柄角度下伸長 量.....	61
表 6-12 後十字韌帶前外束在高阻力與低阻力踩踏中特定曲柄角度下伸長 量.....	61
表 6-13 後十字韌帶後內束在高阻力與低阻力踩踏中特定曲柄角度下伸長 量.....	61



第一章 緒論

本章旨在說明本研究背景，首先對於正常人膝關節解剖構造及運動學進行描述，回顧量測膝關節運動學的方法。最後經由文獻回顧探討來說明本研究目的與研究動機。

第一節 研究背景

膝關節是人體最大的關節，也是人體最重要結構最複雜的關節之一。膝關節在人體下肢的穩定度與活動度扮演非常重要的角色。充分了解膝關節的功能解剖學有助於深入研究。由於膝關節在人體下肢承受負重，膝關節相關傷害相當常見，其中前十字韌帶損傷最為常見。前十字韌帶的功能不僅是防止脛骨相對於股骨往前移動，更提供大腦本體感覺上探知膝關節位置[1]。

前十字韌帶缺損造成膝關節功能受影響，可能導致關節的不穩定、異常的軟骨接觸點甚至是退化性膝關節炎。主要治療方式有韌帶重建手術與保守治療復健運動。無論選擇哪種治療方法，都必須先對於膝關節的運動學有正確的認識，才能依據正確觀念提出合理的治療。因此，了解膝關節的運動學對於骨科、復健科、物理治療與運動醫學具有重大意義。而對於膝關節運動學的了解建立於準確的膝關節運動學量測。有了準確量測的方法以正常膝關節運動學建立準則，而後針對的病態機制同樣進行完整的運動學量測。經過分析與討論得到能促進病態恢復正常機制以及避免傷害的依據。

第二節 膝關節功能解剖構造

膝關節在人體下肢的穩定度與活動度扮演非常重要的角色。膝關節解剖構造相當複雜，主要是由股骨(femur)、脛骨(tibia)、腓骨(fibula)與髌骨(patella)四塊骨頭組成，並且被膝關節附近的肌肉、韌帶包圍。膝關節在結構上分為兩個關節，一

個是由股骨與脛骨形成的脛骨股骨關節(tibiofemoral joint)，另一個則是由股骨與髌骨形成的股骨髌骨關節(patellofemoral joint)。脛骨股骨關節面上有半月軟骨包覆，可吸收關節面的衝擊力，同時也被韌帶拉在一起。

膝關節穩定度由周邊的組織提供，包含韌帶、半月軟骨、關節囊與周邊肌肉。韌帶會限制骨頭與骨頭之間的相對運動，主要扮演限制膝關節前後位移、內外翻角度與內外轉角度的角色。膝關節的韌帶可分成關節內韌帶(intra-articular ligament)與關節囊外韌帶(extracapsular ligament)。關節內韌帶包含前十字韌帶(anterior cruciate ligament, ACL) 與後十字韌帶(posterior cruciate ligament, PCL)。關節囊外韌帶則是包含外側副韌帶(lateral collateral ligament, LCL)、內側副韌帶(medial collateral ligament, MCL)、髌骨韌帶(patella ligament)、斜脛韌帶(oblique popliteal ligament)和拱脛韌帶(arcuate popliteal ligament)等。這些韌帶當中，前十字韌帶為主要提供往前方向位移穩定性、後十字韌帶提供往後位移的穩定性、外側副韌帶主要維持內翻穩定性，而內側副韌帶主要維持外翻穩定性。[2]

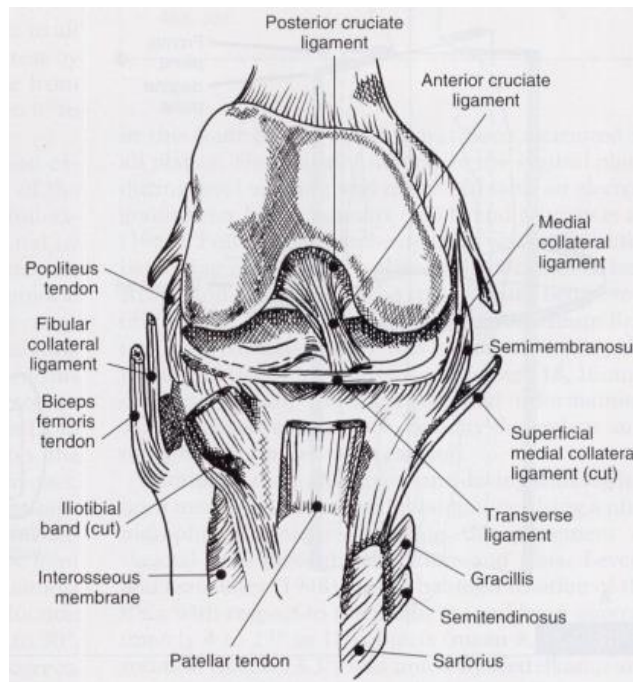



圖 1- 1 膝關節解剖構造前視圖 [2]



人體的運動是由神經控制肌肉，肌肉產生力量而帶動骨頭運動，再加上韌帶和軟骨相互作用之下完成。跨越膝關節的主要肌肉有股四頭肌(quadriceps)、腿後肌(hamstring)、腓腸肌(gastrocnemius)、闊筋膜張肌(tensor fascia lata)、縫匠肌(sartorius)等。肌肉產生力量帶動骨頭，且由韌帶引導運動的方向，同時也限制運動的範圍。並且由關節囊提供潤滑作用降低摩擦力。透過各組織間的相互配合，才能讓膝關節在運動時能夠穩定且有充足的自由度完成各項運動。因此，任何一個損傷都可能改變整個運動的行為。

第三節 膝關節運動學

膝關節常見的傷害包括韌帶損傷、退化性膝關節炎等。了解正常膝關節運動學，對於評估各種傷害對於膝關節造成的影響是很重要的。

將人體肢段假設成剛體，剛體在空間中有六個自由度：三個軸向的平移與旋轉。因此可以使用六個變數描述人體肢段在空間中的運動。而為了方便與臨床人員溝通，在骨頭上定義局部座標系統時，主軸方向應對應到三個解剖平面(矢狀面、冠狀面與橫斷面)，運動學的描述才具有臨床上的意義。

膝關節在矢狀面(sagittal plane)法向量方向上的移動是為內外側移動(medial and lateral translation)；在矢狀面法向量方向上的旋轉為(flexion and extension)。在冠狀面(frontal plane)法向量方向上的移動是前後移動(anterior and posterior translation)；在冠狀面法向量方向的旋轉為外翻與內翻(valgus and varus)。在橫斷面(transverse plane)的移動為近端遠端方向的移動(proximal and distal translation)，橫斷面法向量上的旋轉是內轉與外轉(internal and external rotation)。

脛骨股骨關節的運動範圍(range of motion, ROM)在矢狀面最大。完全伸直(full extension)為0度，正常人膝關節主動運動最多可以屈曲至大約140度。內轉運動範圍約為0~30度，外轉運動範圍為0~40度，內收與外展角度範圍較小。當膝關節彎曲角度增加時，會伴隨脛骨相對於股骨內轉；而當膝關節彎曲角度減少時，會伴隨脛骨相對於股骨外轉，即為膝關節的旋回機制(screw-home mechanism)。

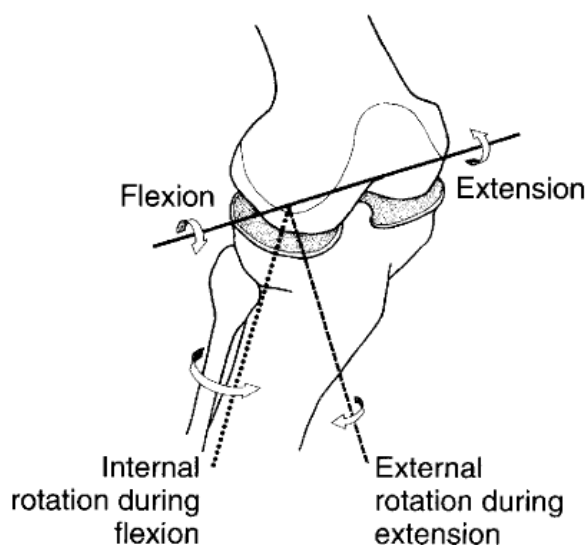


圖 1- 2 膝關節 screw-home mechanism [2]

股骨髌骨關節在膝關節完全伸直時，髌骨會同時和內外側股骨髁相接。當膝關節彎曲超過 90 度，只有股骨內髁會與髌骨相接。當膝關節由完全彎曲到完全伸直的過程中，髌骨會順著股骨髁表面往上滑行約 7 公分。髌骨在膝關節活動中佔有重要的角色，不論是在膝關節伸直或彎曲時，髌骨都能有效加長股四頭肌對膝關節中心的力臂，同時將髌骨肌腱(patella tendon)的壓力以較大的接觸面積分配在股骨表面，以避免高度應力造成磨耗。

第四節 膝關節運動學量測

膝關節運動學的量測方式大致上分為試體量測(in vitro)與活體量測(in vivo)。這兩種量測方式各有其優缺點，也有其不可替代性。試體量測無法重現活體內的真實狀況，但允許侵入式量測。而活體量測則受限於無法侵入量測。因此只能藉由試體實驗量測取得無法利用侵入性量測獲得的資料，並且利用活體量測獲得人體實際的資料。

一、試體量測

試體研究是以人的屍體肢段作為實驗材料，實驗時可將不需要的軟組織剔除。然而，試體並不能完全代表活體時膝關節之運動。最大的限制在於試體量測僅能量測被動動作(passive)，而軟組織的影響也和活體量測時不同，無法完全代表人體

真正的運動機制。而試體量測的最大優點是可將任何儀器直接植入，以量測許多活體無法量測到的重要參數。

Matsumoto 使用雙平面攝影(bi-planar photography)量測 24 個試體的膝關節試體在彎曲不同角度下，脛骨旋轉軸的位置。膝關節彎曲角度為 0 度到 90 度每 15 度量測一次。每個角度皆給予 3.5 牛頓-米之外轉力矩於試體上進行量測[3]。結果顯示當膝關節完全伸直時脛骨旋轉角為 8.3 度；膝關節彎曲 30 度時，脛骨旋轉角度為 31.7 度，為所有角度之下的最大值。完全伸直時的旋轉軸中心時靠近前十字韌帶在脛骨附著點；隨著膝關節彎曲，旋轉軸往後十字韌帶在脛骨附著位置移動。

Kanamori 利用機械手臂以及萬向力學感測器(universal force-moment sensor, UFS)量測正常膝關節與前十字韌帶損傷的膝關節試體進行不同膝關節彎曲角度下的 10N-m 脛骨內轉(internal tibial torque)、結合 10N-m 外翻與 10N-m 內轉力矩樞軸移動檢查(pivot shift test)。結果顯示在進行脛骨內轉與樞軸移動檢查，前十字韌帶損傷的膝關節相較於正常膝關節伴隨著顯著較大的脛骨往前位移量。其中，樞軸移動檢查時脛骨的往前位移量比只給脛骨內轉力矩來的大。另外，在進行膝關節完全伸直的樞軸移動檢查時前十字韌帶原位力是 83 ± 16 牛頓，膝關節彎曲角 15 度的樞軸移動檢查時十字韌帶原位力是 93 ± 23 牛頓。相較於同樣膝關節角度下進行的脛骨內轉測試之前十字韌帶原位力顯著較大[4]。此研究結果足以顯示前十字韌帶在膝關節穩定度所扮演的重要角色。

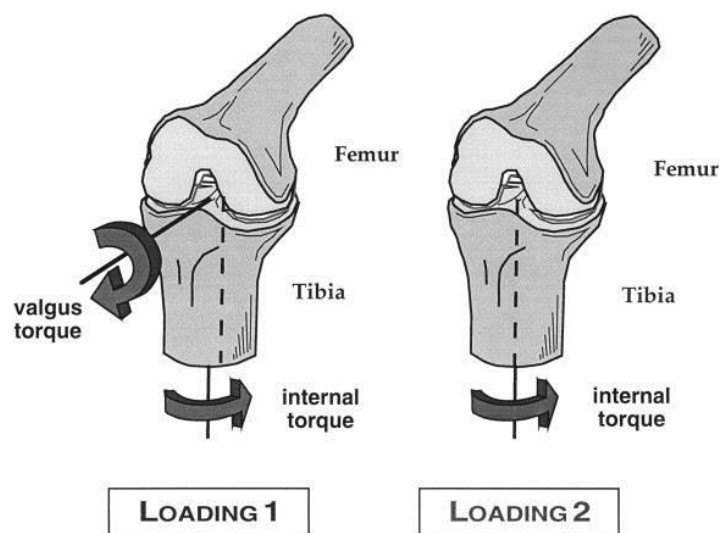


圖 1-3 前十字韌帶扮演穩定膝關節角色

二、活體量測

目前主要量測活體運動學的方法有立體攝影術和醫學影像技術。Kadaba 確認立體攝影術技術精度，使用五台紅外線攝影機拍攝黏貼在受試者身上的反光標記量測 40 位年輕正常人之下肢運動學。此方法的精度為 $\pm 2\text{mm}$ [5]。為了避免皮膚移動誤差造成的影響，早期研究直接在受試者身上打入骨釘(bone pins)量測正常人受試者的步態或是前十字韌帶撕裂的受試者單腳跳的運動[6, 7]。骨釘上伸出一群反光標記球，由於骨釘和骨頭形成一個剛體，可以藉由捕捉反光標記球在空間中的軌跡取得骨頭的位置。量測結果非常精確，卻是侵入式的量測，現已不適合應用於臨床量測。

皮膚標記為基礎的動作分析技術最大的限制在於皮膚移動誤差。為了解決皮膚移動誤差帶來的影響，降低皮膚移動誤差與補償的方法陸續被提出，如 DM (the direct method)、SOM(segmental optimization method)與 TA (top-down approach)以及 GOM(global optimization method) [8]。SOM 的方法僅考慮同一個肢段上的反光球，GOM 方法則加入關節的限制條件、避免關節脫位(joint dislocation)，並且加入權重的概念，將皮膚移動誤差較小的反光球給予較大的權重值。GOM 方法可成功地將皮膚移動誤差降至 0.5mm，然而卻終究無法完全消去皮膚位移誤差的影響。

醫學影像技術有 X 光影像、X 光立體攝影術及動態 X 光影像等方法。傳統 X 光影像受限於二維影像，Torzilli 以 X 光拍攝膝關節彎曲 90 度時脛骨前後拉測試，同時以彈簧量測力量，並且定義影像上的骨頭特徵點用以計算相對的旋轉與位移。結果發現股骨旋轉量很小，脛骨則在前拉測試時 98% 時間都有內轉發生，後拉測試時 82% 時間都有外轉發生[9]。然而，X 光影像仍侷限於二維平面，無法量測準確的旋轉角度。

X 光立體攝影術(Roentgen stereophotogrammetry analysis, RSA)是有高精確度之三維運動學量測方法[10]。利用物體上嵌入的鈮(tantalum)球，透過兩個 X 光光源拍攝空間中物體的影像，重建出物體三維空間位置。其位置精度達 10-250 微米，角度精度達 0.03-0.6 度。RSA 技術被廣泛應用於各領域，用於研究關節運動學、骨骼斷裂的運動學、假體植入物的固定與骨骼生長等[11]。RSA 方法相當精確，卻受限於需要植入鈮球的侵入性作法。RSA 的劑量較動態 X 光高，且量測上限制為靜態。若是受測者體內有金屬植入物，可能導致鈮球在影像中不易辨識，顯示 RSA



仍有其使用上的限制。

Valstar 提出以植入體內的骨科植入物之電腦模型為基礎，透過模型投影輪廓與影像輪廓的影像對位，由最佳化方法決定物體在空間中的位置[12]。這樣的方式可以免除植入鈿球的做法，但精確度較傳統 RSA 技術低。然而，這個方法僅能用在有金屬骨科植入物的受試者，亦無法解決 RSA 不適合測量動態運動的缺點。

動態 X 光(fluoroscopy)的優點是可以擷取連續且動態的影像。動態 X 光系統多為數位影像增感屏成像系統(Image-intensifier-based digital fluoroscopy)，將不可見的 X 光轉換成可見光並成像。輸出螢光屏本身的幾何形狀及材料特性，以及後續錄影設備的特性影像而產生影像扭曲(image distortion)，故輸出影像需要用數學方法校正後才能進行分析。多項式校正動態 X 光影像扭曲的方法被提出[11]，並且以動態 X 光錄影系統量測膝關節在膝關節主動伸直動作(active extension)下髌骨韌帶力臂及髌骨韌帶與脛骨平面之角度。其校正誤差分析所得結果為 $0.246 \pm 0.111 \text{mm}$ 。結果顯示，隨著膝關節彎曲角度的增加，髌骨韌帶與脛骨平面之間的角度呈線性遞減，在膝關節完全伸直時為 112.9 度，而在膝關節彎曲至 90 度時為 87.6 度[11]。

1998 年 Dennis 利用動態 X 光量測正常人與全人工膝關節置換的二維運動學，此研究有三組受試者：膝關節正常、後十字韌帶保留型 (posterior cruciate-retaining, CR type) 與後十字韌帶置換型 (posterior cruciate-substituting, PS type) 的 TKA 術後病患進行主動且承擔體重與被動且不承擔體重動作下膝關節最大彎曲角度的量測。分析方法是從影像上定義股骨與脛骨上各四個特徵點，取得兩根骨頭的長軸方向用以計算膝關節的彎曲角度。結果顯示 TKA 病患的最大彎曲角度在兩個動作之下皆顯著小於正常人的最大彎曲角度。在被動且無承重屈膝，兩種 TKA 病患的最大彎曲角度相似；在主動且承重的狀況下，PS 型的最大彎曲角度(135°)顯著大於 CR 型(126°)。[13]

利用動態 X 光量測運動學的方法受到拍攝視野、影像扭曲、影像校正誤差與影像品質的限制。但動態 X 光也有其不可取代之優點，它是影像方法中最方便獲得動態資料的方法。最大的限制在於，動態 X 光所獲得之影像資料僅是二維資料，並不能完整描述膝關節之三維空間運動。

Banks 提出利用單平面動態 X 光量測全人工膝關節患者三維運動學的方法[14]。由於全人工膝關節元件在 X 光影像可見，配合製造廠商提供的人工膝關節元件的

電腦立體模型，建立一個包含各個投影角度之下投影輪廓的資料庫。透過比對 X 光影像與模型投影所得影像的一致性，找到資料庫當中一組投影結果最相似於實際影像，以決定實驗當時全人工膝關節元件在空間中的位置。其中，影像與模型投影的一致性透過傅立葉描述子(Fourier descriptor)來描述輪廓。此研究比較後十字韌帶保留與否對於 TKR 設計的影響，量測結果顯示全人工膝關節與正常膝關節表現不盡相同，顯示當時的人工全膝關節設計上依然有缺陷，無法完全回復正常人膝關節運動。

影像對位(image registration)技術應用於拍攝物體的多個不同時間點的影像序列，或是以不同的系統拍攝物體並重建立體位置，也被應用在電腦輔助手術的領域中。除了圖庫方法之外還有其他對位方式，如建立距離圖譜(distance map) [15] 以及最佳化方法(optimization)。距離圖譜最早在 1980 年由 Danielsson 提出[16]，概念是將特定空間等分為微小的單位體 (voxel)，每個單位體紀錄單位體與最近的特徵點或平面的距離，因此一個物體的表面與內部其距離圖譜之值為零，距離越遠的單位體數值越大。利用這種透過二維影像與三維模型對位的方法，可得到三維模型在空間中的位置。另外一種方式是利用最佳化方法直接在影像平面上做影像對位，Kriegman 將空間中模型投影至影像平面，得到模型投影輪廓，經由計算模型輪廓上的每一點的法向量，找到法向量與影像輪廓上的焦點，最後由相對應兩點算出距離以定義兩個輪廓的誤差[17]。藉由比較影像的輪廓與投影輪廓的差異，變更模型在空間中的位置找到最契合影像輪廓的模型投影輪廓。這個方法若用於複雜的幾何形狀時會有限制。


Tsai 提出 weighted edge-matching score(WEMS)最佳化方法進行影像對位[18]。單平面動態 X 光影像結合電腦斷層掃描得到的骨頭模型，在電腦模擬的動態 X 光投影模型中，將骨頭模型投影至影像平面得到數位重建影像。WEMS 最佳化方法的概念是將較長的輪廓給予較大的權重值，對影像輪廓與數位重建影像上的輪廓進行相似度比較。藉由不斷地改變骨頭在投影模型中的三維空間位置，不斷的產生新的數位重建影像與實際影像相似度比較。最後找到骨頭在空間中最適合的位置。此方法非侵入式達到動態活體量測，且 WEMS 的量測精度在 in-plane 方向的誤差不超過 0.77mm，out-of-plane 方向誤差 3.06mm，軸向旋轉誤差不超過 1.13 度。2008 年 Lu 利用單平面動態 X 光量測正常膝關節在負重與無負重進行 active knee

extension exercise (KEE)的運動，並以 WEMS 最佳化方法進行影像對位[19]。KEE 是不承擔體重、開放鏈型(open chain)的動作，被廣泛應用在退化性膝關節炎與髌骨股骨關節疼痛的復健，也是對於前十字韌帶重建者與老年人訓練股四頭肌肌力且增加物理性功能的復健動作。結果顯示負重不影響膝關節角度但是顯著改變了大彎曲角度下外側接觸點位置。

第五節 前十字韌帶損傷與自行車復健運動

前十字韌帶損傷是最常見的膝關節傷害。15 至 45 歲的美國人，每年平均每 1750 個就有一人發生前十字韌帶損傷[20]。前十字韌帶損傷將影響膝關節進行功能性動作且將影響日常生活。患者通常選擇手術修復韌帶，尤其是年輕人且希望能回復韌帶功能的患者，選擇不進行手術治療的患者則進行傳統物理治療。然而，前十字韌帶受傷對於膝關節造成的影響是有風險的，可能導致膝關節不穩定[21]、半月板與軟骨的病變[22]，以及隨著時間演進導致退化性膝關節炎的發生[23]。有學者認為，前十字韌帶損傷造成的膝關節不穩定可能是導致膝關節退化性關節炎原因之一。因此，了解前十字韌帶損傷如何造成膝關節運動的改變是至關重要的，若能精確量測前十字韌帶缺損患者與正常人在進行功能性動作下或復健運動時膝關節的運動學的差異，將有助於瞭解疾病對於膝關節造成的影響。

許多文獻當中量測並比較正常人與前十字韌帶損傷患者在不同動作下的膝關節運動差異。Logan 使用開放近用動態磁共振造影(open-access MRI)量測承擔體重下的屈膝動作，結果顯示前十字韌帶損傷患者在脛骨外側關節面(lateral compartment)發生往前脫位的情況[24]。Dennis 使用單平面動態 X 光系統與影像對位技術量測正常人與前十字韌帶缺損患者進行承擔體重(weight-bearing)、主動(active)的屈膝深蹲(deep knee bend)運動，結果顯示正常受試者隨著彎曲角度增加，股骨外髌與外髌往後位移 21.07mm 與 1.94mm；而前十字韌帶缺損患者股骨外髌與外髌往後 17mm 與 4.65mm。兩組受試者在膝關節彎曲大於 30 度的股骨軸向旋轉型態不相同，前十字韌帶缺損患者有較小的前後位移量與軸向旋轉，但是變異量較正常人大[25]。Derate 結合 MRI 與雙平面動態 X 光量測前十字韌帶缺損患者在半靜態弓箭步(quasi-static lunge)運動，並且與對側正常膝關節運動比較。8 位受試者分別在膝關節完全伸直、彎曲 15、30、60 與 90 度的半靜態弓箭步動作量測，結果顯示在小



彎曲角度下，患側的脛骨往前位移顯著大於健側，且在 15、30、60 與 90 度彎曲角度時，患側的側向位移顯著大於健側。顯示前十字韌帶損傷造成小彎曲角度時，前後方向位移與脛骨內轉增加，且在彎曲過程中往內側偏移。脛骨內側偏移的現象可能造成接觸點移動至 tibial spine 與股骨內髁內側表面(inner surface of the medial femoral condyle)，這被許多學者認為是導致前十字韌帶損傷患者軟骨退化的可能原因之一[26]。Li 同樣以結合雙平面動態 X 光與 MRI 的骨頭模型的技術，量測與 Derate 研究中相同動作與角度之下，前十字韌帶損傷患者的關節面軟骨接觸點。結果顯示，接觸點在患者雙側的膝關節皆有往前後與左右方向移動的情況發生。脛骨內側關節面接觸點往前且往內側 tibial spine 移動[27]。Miyaji 利用單平面動態 X 光系統結合 CT 骨頭模型活體量測承擔體重下雙腳蹲(wide-based squat)動作[28]，結果前十字韌帶損傷膝關節在完全伸直與彎曲 5 度時脛骨較往前位移。前十字韌帶損傷膝關節內側關節面接觸點在彎曲角度 5、10、15 度 squat 時較對側腳往後側偏移，而外側接觸點在完全伸直時較對側腳往後偏移。整體而言，除了小彎曲角度之外，前十字韌帶損傷患者的運動學表現和健側相似。膝關節彎曲伸直動作與弓箭步是常見的復健方法，然而由上述文獻回顧結果可知前十字韌帶缺損患者從事這些動作時有異於正常膝關節的運動。

Henning 使用侵入式方法進行活體量測前十字韌帶在進行不同理學檢查與復健動作下的韌帶負荷與伸長量[29]。量測的方式是在兩位第二級韌帶傷害受試者進行局部麻醉的關節鏡手術時植入量測器，如圖 1-4。結果顯示，固定式自行車踩踏下前十字韌帶的伸長量僅是進行 80 pound 拉赫曼測試(Lachman test)之前十字韌帶伸長量的 8%，並且也僅是進行單腳半蹲(one leg half squat)時前十字韌帶伸長量的 21%。此研究並且給予建議適當的復健順序依序為：拐杖行走、自行車運動、走路、慢跑最後才是快跑。另外，Fleming 利用侵入式方法量測常見復健運動中前十字韌帶所受最大應變，結果指出自行車踩踏復健運動時前十字韌帶的最大應變相較於其他運動而言較小，顯示自行車踩踏運動對於膝關節受傷的人而言是相對安全的[30]，如表 1-1。此研究更針對前十字韌帶損傷患者提出在自行車運動中適當的踩踏速率與阻力建議以避免韌帶受到過量的應變。

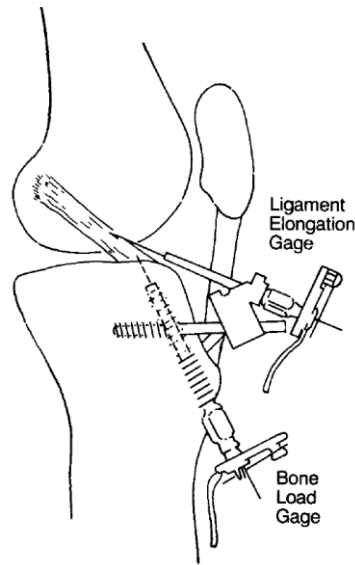


圖 1-4 Hennig 量測前十字韌帶負荷與伸長量的侵入式儀器

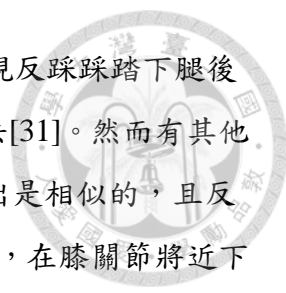
表 1-1 比較幾種常見復健運動中前十字韌帶最大應變

Comparison by Rank of Peak ACL Strain Values During Commonly Prescribed Rehabilitation Activities

Rehabilitation activity	Peak strain (%)	No. of subjects
Isometric quadriceps contraction at 15° (30 N-m of extension torque)	4.4	8
Squatting with Sport Cord ^a	4.0	8
Active flexion/extension of the knee with 45-N weight boot	3.8	9
Lachman test (150 N of anterior shear load)	3.7	10
Squatting	3.6	8
Active flexion/extension (no weight boot) of the knee	2.8	18
Simultaneous quadriceps and hamstring contraction at 15°	2.8	8
Isometric quadriceps contraction at 30° (30 N-m of extension torque)	2.7	18
Anterior drawer (150 N of anterior shear load)	1.8	10
Bicycling	1.7	8
Isometric hamstring contraction at 15° (to 10 N-m of flexion torque)	0.6	8
Simultaneous quadriceps and hamstring contraction at 30°	0.4	8
Passive flexion/extension of the knee	0.1	10
Isometric quadriceps contraction at 60° (30 N-m of extension torque)	0.0	8
Isometric quadriceps contraction at 90° (30 N-m of extension torque)	0.0	18
Simultaneous quadriceps and hamstring contraction at 60°	0.0	8
Simultaneous quadriceps and hamstring contraction at 90°	0.0	8
Isometric hamstring contraction at 30°, 60°, 90° (to 10 N-m of flexion torque)	0.0	8

自行車踩踏是閉鎖鏈型(closed chain)運動，整個過程當中足部皆放在踏板上，這樣的運動重複性較高，對於關節的穩定度要求較低。自行車運動是不承擔體重的運動，對關節的衝擊性較小，因此被認為是下肢運動傷害後早期訓練肌力恢復的選擇。在戶外騎自行車需要留意周圍環境與路況，例如斜坡、路面高低起伏以及其它狀況，騎乘者需結合視覺、前庭系統和本體感覺，以控制自行車把手、踏板與行進的自行車。若三個感官缺乏其一，就會造成不平衡甚至跌倒。因此以有復健器材結合自行車運動與虛擬實境，提供平衡控制復健[33]。而固定式自行車也因而廣受歡迎，其優點是不受天氣與場地限制，在家中就可使用。

針對前十字韌帶損傷患者的自行車復健運動，踩踏方向亦為研究的重點之一。



Eisner 使用肌電圖量測自行車前踩與反踩時肌肉活化程度，發現反踩踩踏下腿後側肌活性較大，顯示反踩可能是前十字韌帶損傷復健較好的方法[31]。然而有其他研究指出自行車的前踩與反踩時腿後側肌的活化程度與功率輸出是相似的，且反踩並沒有特別的好處[32]。另外有研究指出，在前踩的推進後期，在膝關節將近下死點位置時，需要股四頭肌與腿後側肌共同收縮，因此前十字韌帶承受的應變在膝關節伸直時減小。但是在反踩時並不會有共同收縮的現象[32]。Neptune利用forward dynamic模擬前踩與反踩，並比較兩種方向踩踏如何影響關節受力，結果顯示反踩相較前踩有較低的股骨脛骨關節compressive load，但是髌骨股骨關節的compressive load增加[33]。但是不同踩踏方向下的膝關節運動學仍然是缺乏且需要被研究的。自行車前踩已被運用在髌骨股骨疼痛(patella femur pain, PFP)復健。

除了踩踏方向以外，踩踏時的阻力也是需要考慮的因素之一。在高踩踏阻力踩踏之下，推測肌肉收縮程度、關節受力與關節力矩將會增加。自行車踩踏運動中最為常見的過度使用傷害為膝關節疼痛，究其原因可能來自於踩踏的動力輸出期當中強烈的膝關節伸直力矩(extensor moment)造成髌腱被過度拉緊而受到傷害[34]。Hug探討踩踏輸出功率影響下肢肌肉活化程度。由於踩踏輸出功率由踩踏速度與負載決定，因此Hug認為探討阻力影響的研究當中應固定踩踏速率進行，屏除踩踏速率對於踩踏功率造成的影響，並且將爬坡騎乘定義為高阻力的踩踏[35]。即便如此，文獻上對於不同阻力踩踏的相關研究非常缺乏。

以皮膚反光標記球為基準的動作分析方法已被用來量測自行車踩踏運動。然而在先前研究當中，自行車踩踏的下肢動作常被簡化成矢狀面的二維運動。Umberger使用相同的攝影機擺放位置，比較三維與二維兩種量測結果是否有差異。將踩踏過程中髌關節、膝關節與踝關節的三維關節角度與二維關節角度呈現[36]。結果顯示三維與二維量測結果沒有明顯的差異，但是此研究的受測者人數僅有四人。目前尚未有文獻量化踩踏過程中的軟組織移動誤差，且這種量測方式無法呈現細部的膝關節運動與表面運動學。

Hamai 以連續拍攝的 X 光為基礎結合全膝關節模型進行對位，活體量測全人工膝關節置換手術後受試者進行高爾夫球運動與固定式自行車運動。結果顯示，高爾夫球揮桿動作有過量的旋轉，可能造成全人工膝關節的磨耗。而自行車運動則是漸進式的旋轉。因此建議人工膝關節置換手術後患者可進行固定式踩踏以保

持適度的身體活動。此研究雖能測量自行車運動中三維活體運動，但受限於影像取樣頻率過低(3 frames/s)而降低踩踏速度，且僅限於研究全人工膝關節置換受術患者[37]。此研究為截至目前為止唯一使用醫學影像為基礎的技術量測三維活體膝關節在自行車踩踏過程中之運動。

由文獻回顧可知，正常人與前十字韌帶缺損患者在自行車踩踏過程中膝關節細部的運動學與表面運動學皆尚未有完整的研究呈現，然而自行車卻已廣泛被應用在膝關節相關傷害的復健運動中。提供一個準確量測膝關節在踩踏過程中三維運動學與表面運動學的方法是非常重要的。若能取得精確的骨頭運動學與關節表面運動學，提供給後續進一步的分析，例如探討關節軟骨面接觸型態與接觸點軌跡的移動，以提供關節面的受力分布與韌帶受力訊息。然而，目前關於自行車踩踏復健的研究尚不足以提供踩踏過程完整的運動學資訊。

第六節 研究目的

由文獻回顧可知，自行車訓練平台已被廣泛運用在前十字韌帶缺損患者的復健處方。然而，即使是正常人在自行車踩踏過程中完整且精確的膝關節與關節表面之運動學亦尚未有研究呈現。本研究目的在於建構一個結合雙平面動態 X 光系統以量測自行車運動的平台，藉由調整雙平面動態 X 光系統與自行車訓練平台之間的相對擺設，得到最理想的擺設位置進行實驗。利用三維動態 X 光與影像對位技術，準確量測正常年輕人在高阻力與低阻力自行車運動中膝關節之三維運動學，並且結合關節表面形狀與軟骨厚度計算關節面運動學、計算簡化後的韌帶在動態過程中長度變化，並且活體量測韌帶等長纖維長度進一步計算韌帶伸長量，以探討踩踏阻力對於膝關節運動學與膝關節表面運動學的影響。

本研究精確量測正常年輕人於自行車踩踏過程中的三維運動學資訊，包含膝關節角度(knee joint angles)、膝關節位移量(knee translations)、關節面接觸型態(contact pattern)、關節面接觸點(contact point)，以及前十字韌帶與後十字韌帶長度變化。並以此結果推論踩踏阻力大小是否影響膝關節運動學與關節面運動學，研究結果可給予臨床復建處方參考。除此之外，本研究量測之準確的三維運動學能夠提供未來更深入的分析，例如能提供有限元素分析的邊界條件，以進一步分析自行車運動中韌帶受力、應力與應變。



第二章 材料與方法

本章描述本研究實驗相關內容，包含受試者、實驗儀器設備、實驗方法以及實驗儀器校正方法。

第一節 實驗設備與儀器

一、硬體設備

本研究使用的自行車訓練平台為一自行建置之結合感測器與馬達控制、可電腦化的調控踩踏參數的固定式自行車。為了配合雙平面動態 X 光固定在地上的基座，自行車訓練台有一架高的底座。自行車本體與底座之間有千斤頂允許自行車調整升降，因此當動態 X 光系統調整好固定位置後，可根據受試者的身高與腿調整自行車升降，以確保實驗時完整踩踏過程中，膝關節皆會落在影像平面當中，不會超出 field of view(FOV)。自行車的坐墊高度及坐墊前後位置皆可調整，阻力值由電磁控制。自行車左側踏板上有反光球群，這群反光球和踏板成為一個剛體，實驗當中被動作分析系統拍攝下來，用來計算踩踏時自行車的曲柄角度。自行車曲柄長度為 17.5 公分。



圖 2-1 自行車訓練台



圖 2-2 量測曲柄角度的反光球

本研究使用中國醫藥大學附設醫院創傷中心血管攝影室的設備，包含電腦斷層掃描系統、雙平面動態 X 光系統與磁振造影。

電腦斷層掃描系統

除了實驗進行之外，受試者需接受電腦斷層系統(CT scan, PQ-5000, Picker International, U.S.A)，用以建立個人化三維骨頭模型。為了降低受試者接受的劑量並確保得到足夠的骨頭模型資料，本研究將膝關節掃描範圍訂於膝關節上方 15 公分至膝關節下方 15 公分。CT 得到的影像將用來重建骨頭模型並定義膝關節的自然位置(neutral position)。受試者掃描前將雙腳平行放置在 scan desk 上，並且全身放鬆以確保不會因為肌肉用力而影響骨頭的位置。掃描時會在膝關節附近不掃描部位披上鉛衣以降低 X 光劑量。影像擷取完畢以 DICOM 格式存取，從 CT 主機傳輸並儲存。

本研究使用中國醫藥大學附設醫院創傷中心血管攝影室之雙平面動態 X 光系統(ALLURA XPER FD, Philips, The Netherland)，用以拍攝實驗時動作的動態影像。這套系統是 flat detector panel 的輸出屏，解析度 1024×1024，最大拍攝取樣頻率 30Hz，detector panel 的對角線長 20 inch。使用這套系統的優點是使影像扭曲得以最小化，並且由於有雙平面的拍攝，使得本研究得以有足夠大的量測範圍。



圖 2-3 雙平面動態 X 光系統與自行車訓練台擺放位置

實驗中所使用的動作分析系統包含三維動作擷取系統 VICON (Vicon 612, Oxford Metrics, U.K.)。VICON 612 系統包含 12 台紅外線攝影機，取樣頻率 120Hz，藉由擷取反光球反射的紅外線，重建出反光球三維座標位置。本研究中使用動作分析系統主要目的是拍攝自行車踏板上的反光球群以定義曲柄角度。透過動作分析系統與動態 X 光系統同步後進行後續資料分析。

為了得到韌帶附著在骨頭上的位置，受試者需接受磁振造影掃描 MRI scan (Sonota, SIEMENS Inc., Germany)。掃描前需要確保受試者的膝關節在自然位置，雙腳平行且全身放鬆以確保自然位置不會因為肌肉力量影響。本研究影像採膝關節矢狀面方向，間隔 1.2mm，voxel size 0.35×0.35。



圖 2-4 磁振造影系統拍攝



二、軟體設備

每位受試者會接受電腦斷層掃描以建出個人化的骨頭，為了獲取韌帶附著在骨頭上的位置需接受 MRI 掃描。電腦斷層掃描與磁振造影得到的影像皆為 DICOM 格式，使用軟體 Amira 5.3.3 (Visualization Sciences Group, an FEI Company, Ma, USA) 進行影像分割(image segmentation)、減點與骨頭模型重建(reconstruction)。使用 Geomagic studio 12 (Raindrop Geomagic, Inc.) 選取骨模型上的特徵點已用來定義膝關節座標系統軸向。後續的分析與最佳化使用 Matlab R2013b (The MathWorks, Inc., MA, USA) 進行。

第二節 受試者

本研究遴選 12 位年輕男性受試者，其膝關節健康且無神經肌肉骨骼系統疾病。平均年齡為 22.3 歲，身高 171.9 ± 3.0 公分，體重 63.8 ± 10.4 公斤。

受試者除了實驗進行之外，為了獲得個人化骨頭模型，每位受試者左膝需接受電腦斷層掃描；為了得到韌帶在骨頭上的附著位置以及軟骨厚度，受試者左膝關節需接受磁振造影掃描。由於磁振造影掃描儀器時間上的限制，本研究當中僅有 7 位受試者完成左膝關節磁振造影掃描，因此接下來的結果呈現當中，韌帶長度與軟骨厚度計算皆僅呈現此 7 位受試者的結果。由於考量接受動態 X 光的輻射劑量與實驗儀器擺設，僅以受試者左膝關節為主要的研究部位。

第三節 系統校正

一、動態 X 光系統單平面校正

為了模擬動態 X 光系統的投影，需得到動態 X 光系統的系統參數與扭曲校正參數。校正時使用一個特製校正盒，此校正盒由網格板與星狀板組成，兩個板子皆為鋁片，厚度為 3mm，相距 35cm 且互相平行。由於動態 X 光系統的 panel 對角線為 20 inch，因此校正盒上的網格板與星狀板大小的設計為對角線為 20 inch 的正方形。網格板上有 17×17 個相同大小的鉛球，兩兩相距 15mm。星狀板上的鉛球由中心呈放射狀向外八個方向分布，兩兩相距 15mm。

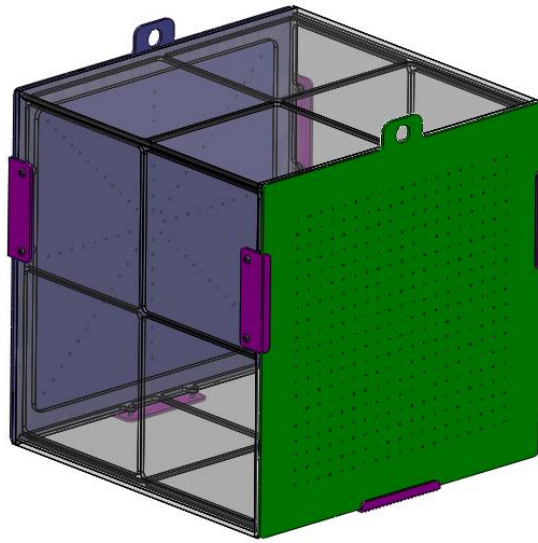


圖 2-5 單平面校正盒

校正時先將網格板緊貼其中一台動態 X 光系統的平板偵測器，拍攝一張靜態影像。為了避免網格板與星狀板上的鉛點在影像上重疊在一起以致於無法分辨或造成誤判，以抽換板子的方式拍攝進行。也就是拍攝第一張影像時，先將星狀板抽取起來，只拍網格板上的鉛點；拍攝第二張影像時，將網格板抽出且將星狀板放入校正盒，只拍星狀板上的鉛點。抽取的過程當中需避免移動校正盒。另一個平面的動態 X 光系統亦重複此方式，分別拍攝網格板與星狀板的靜態校正影像。

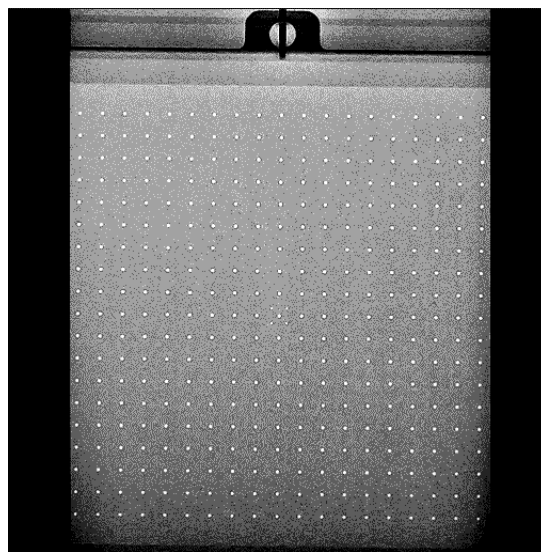


圖 2-6 動態 X 光拍攝的網格板影像



二、雙平面動態 X 光校正

兩套單平面動態 X 光形成的雙平面系統，分別假設成兩個投影模型來表示。校正物是用 acrylic sheet 製成，校正物上已定義一個局部坐標系統，且有 16 顆嵌在已知位置的鉛球。校正時將校正盒置於兩個動態 X 光系統能同時可視的區域，兩個平面分別拍攝校正盒影像，確保能拍攝到此校正盒內的鉛球影像即可。藉由得到單一平面動態 X 光系統與校正盒座標系統的關係，即可知兩個平面之間的轉換關係。

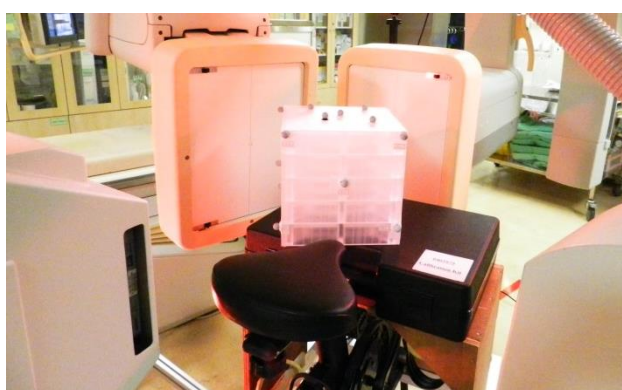


圖 2-7 雙平面校正盒擺放位置

三、動作分析系統校正

動作分析系統使用前要進行系統校正，系統校正分為動態與靜態校正。靜態校正的方法是以攝影機拍攝 L 型校正器(L frame)，校正器上的反光球可以定義座標系統原點且能找出每個攝影機在空間中的位置。動態校正則時利用一支校正棒在拍攝空間揮舞，目的是校正每一台攝影機的畫面扭曲。

四、動作分析系統與動態 X 光系統校正

用以校正雙平面動態 X 光的校正物，除了內部有 16 顆鉛球之外，校正物外部有 12 個固定位置且座標值已知的反光球，兩個平面動態 X 光皆拍攝校正盒影像之後，不移動校正盒，接著使用動作分析系統拍攝校正盒上的 12 顆反光球，可重建出反光球在動作分析系統底下的座標值。由於這 12 顆反光球相對於校正盒上的局部座標值已知，可用以校正動作分析系統與動態 X 光系統之間的關係。



第四節 實驗流程

本研究使用雙平面動態 X 光系統，其中一個平面主要拍攝踩踏時膝關節矢狀面運動，其 X 光光源在受試者右方；另一個平面則主要拍攝踩踏時膝關節冠狀面運動，其 X 光光源在受試者後方。進行儀器擺設時需要和放射師溝通，將兩個平面的動態 X 光系統調整到適合進行實驗的位置。自行車訓練平台擺放在兩個 C-arm 圍起來後剩下的空間。為了確保受試者在有限的空間內能不受限地進行自行車踩踏動作，擺設時將跨越受試者頭頂上方的 C-arm 偏一個前傾的角度。



圖 2-8 雙平面動態 X 光系統與自行車訓練平台擺設位置

確認雙平面動態 X 光系統與自行車訓練台擺設位置後，進行動作分析系統的架設與校正，本研究之動作分析系統包含十二台紅外線攝影機。校正流程完成後即可開始實驗。

實驗時操作動態 X 光人員與受試者須穿著鉛衣以防止暴露過量 X 光。為確保實驗當中踩踏速度的一致性，實驗時使用節拍器控制速度，以 30 rpm 的速度進行踩踏。踩踏時前半圈是動力輸出期(power phase)，是從上死點(top dead center, TDC)至下死點(bottom dead center, BDC)；後半圈是動力回復期(recovery phase)，是從下

死點回到上死點。本研究中，完整踩踏一圈定義為從左腳膝關節在上死點位置開始往下踩，經過動力輸出期與動力回復期後左腳回到上死點位置結束。受試者在正式實驗前允許練習每個踩踏的動作。同樣一個踩踏狀態下，動態 X 光與動作分析系統同時開始進行拍攝與動作捕捉，每種踩踏狀況收取三圈踩踏過程。本研究針對踩踏過程中阻力高低進行研究，實驗過程中不改變座椅高度及前後位置與足部擺放位置，踩踏方向固定為前踩，僅探討高阻力與低阻力兩種踩踏狀況。座椅高度參考文獻定義[38]為每位受試者光腳時量測股骨大轉子至地面高度，根據此高度調整自行車座管高度。本研究建構的自行車訓練平台以電磁控制踩踏時阻力大小，自行車的飛輪兩側裝置磁鐵，藉由控制電流大小可改變磁場強度產生不同的渦電流吸力，進而改變踩踏時的阻力。本研究中，高阻力踩踏時的阻力大小參考文獻，給予 20 N-m 的曲柄扭矩，搭配定速踩踏 30 rpm，輸出功率為 60 W。

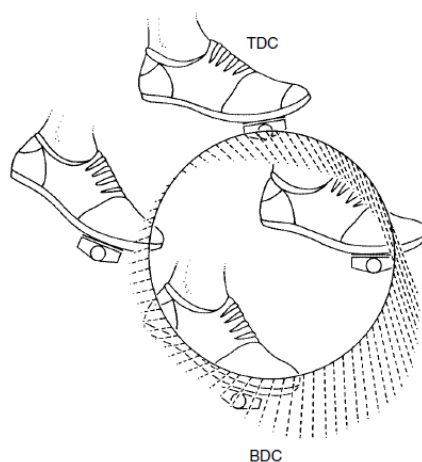


圖 2-9 踩踏的 cycle 定義(虛線表示踏板作用力方向與大小)[39]

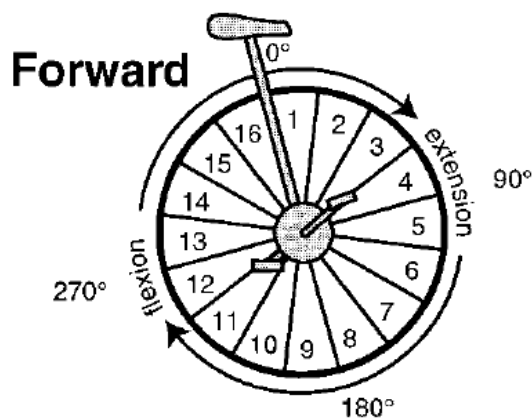


圖 2-10 曲柄角度定義[32]



第三章 動態 X 光系統成像

本章旨在描述動態 X 光成像原理與校正原理。

第一節 系統成像原理

動態 X 光系統是使用 X 光獲得骨頭即時且動態影像的醫學影像，可在一段時間內連續擷取 X 光影像，是目前被廣泛應用的醫學影像診斷設備。主要的優點是允許動態檢查，另外也能應用於調整病人的位置，使接受放射攝影的器官或部位能得到最適當的影像。被應用在定位動脈導管、腸胃造影、即時反饋侵入治療以及心臟或食管動態解剖運動。[40]

動態 X 光系統，也被稱為透視攝影。主要構造一端為 X 光機，也就是 X 光發射端；另一端為螢光屏(fluorescent screen)，也就是接收裝置。螢光屏通常擺放在病床上方，X 光機則擺放在病床下方，螢光屏與 X 光機位在 C-arm 的兩端。操作時可依病人不同體型，螢光屏允許往前伸靠近病人，螢光屏與病人之間的相對位置會影響到拍攝結果。[41]

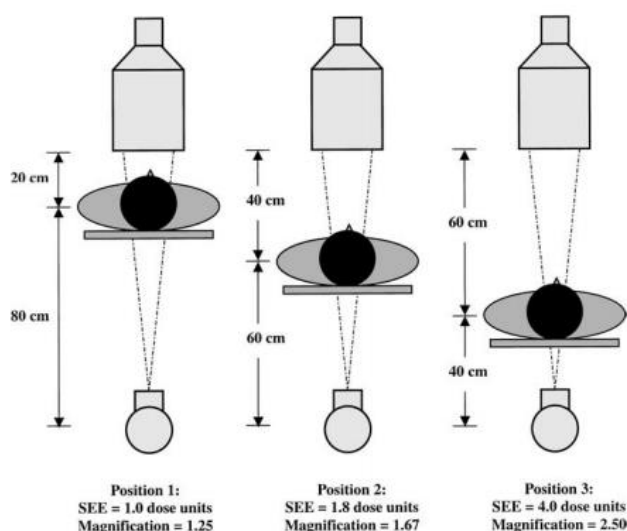


圖 3- 1 病人與螢光屏之間的相對位置影響放大率[41]

傳統螢光屏的亮度大約只有 0.001 到 0.01 毫朗伯 (millilambert)，亮度不夠導致影像品質較差，造成醫生使用上的不便。直到 1950 年，影像增光管的發明解決了這個缺點。現代透視攝影機主要構造是 X 光機、影像增光管(image intensifier tube);

II tube)、光學系統及不同的檢視設備。影像增光管的主要構造是：螢光輸入端、電子聚焦鏡、加速線圈與螢光輸出端。影像增光管是在一個鉛製的封套內，架在攝影機的 C-arm 上。

X 光穿過病人身體，打到影像增光管的螢光輸入端，螢光屏接收了 X 光並將其轉換成可見光子，這些光子再打到光電陰極 (photocathode) 上而發出電子。這些電子被加速極的電壓差所加速，而離開陰極、加速衝向陽極。電子聚焦鏡使得電子不會散開，因而抱持原有的影像。電子最終打到輸出屏，在螢光屏上顯現拍攝到的輪廓。由於電子加速以及影像縮小，造成亮度增益，進而改善原有傳統的透視攝影亮度不夠的限制。

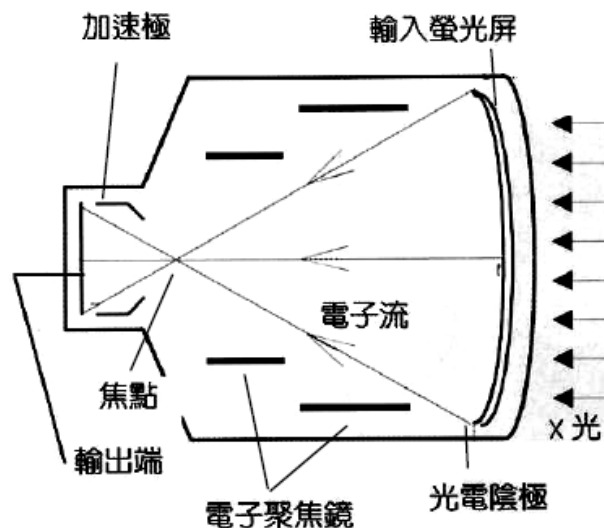


圖 3- 2 影像增光管將 X 光轉換為光學影像[40]

接收裝置有影像增光屏(image intensifier) 與平板偵測器(flat panel detector, FD) 兩種。新式的系統是以 FD 成像，FD 是由反應很快的閃爍層將 X 光轉換成可見光，當帶電粒子穿過閃爍層時，會激發閃爍層的原子，使之放出光，並且由正確排列的光電二極體偵測，轉換成電子訊號，以數位方式顯示並擷取。平板偵測器的影像為方形，相較於傳統影像增光屏的圓形，更能有效利用顯示器，增大了拍攝範圍。FD 可取代影像增光管、video camera、digital spot film 與 cine camera，進一步改善 X 光偵測之敏感度。

電子沒有打到正確的地方或是輸出屏上曲面造成聚焦不正確，都會使得邊緣

的影像遠離正常軌跡產生針墊變形 (pincushion distortion) 及邊緣模糊(vignetting)，進而影響影像品質。針墊變形通常不會影響日常的透視檢查。由於邊緣影像所佔據的面積較廣，因此周邊的縮小倍增小於中央區域，而放大倍數不同造成亮度得不均勻分配，使得中央的影像比四周顯得較亮。這種增光管中央的解析度比邊緣好、周圍亮度漸減的現象稱為邊緣模糊。[40]

綜觀上述可知，若要模擬動態 X 光系統成像，需要先有發射光源的位置、影像平面位置以及焦距。成像品質與成像大小則決定於待測物與影像平面相對位置，這也是進行實驗時要注意的重點。

第二節 校正方法

動態 X 光光源位置與影像平面位置的關係決定了動態 X 光的成像。本研究為了要在電腦中以投影模型模擬動態 X 光系統，需得到動態 X 光系統的系統內部參數。

一、 校正影像扭曲

本研究使用多項式函數來校正影像扭曲，可以校正針墊變形與非均勻的縮放(nonuniform scaling)[11]。校正影像扭曲的方式是拍攝網格板靜態影像，將網格板緊貼動態 X 光的平板偵測器，拍下一張靜態影像，並將影像平面訂於網格板擺放位置。由於網格板上每個鉛球之間的相對關係已知，此資訊可用來校正影像扭曲。校正後可得比例因子(scaling factor)、影像平面位置與廣義座標系統。

將拍攝網格板之靜態影像進行二值化處理，並且抓出每個控制點的中心位置。影像上的控制點中心位置以 $M(x,y)$ 表示，實際上網格板鉛點坐標以 $I(u,v)$ 表示，則使用一多項式描述影像上的座標與實際座標之間轉換關係：

$$\begin{cases} u = a_0 + a_1x + a_2y + a_3x^2 + a_4xy + a_5y^2 + a_6x^3 + a_7x^2y + a_8xy^2 + a_9y^3 + \dots \\ v = b_0 + b_1x + b_2y + b_3x^2 + b_4xy + b_5y^2 + b_6x^3 + b_7x^2y + b_8xy^2 + b_9y^3 + \dots \end{cases} \quad (3-1)$$

其中 a、b 為多項式係數。若網格板上有 i 個點，則可用矩陣表示成：

$$\begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ \vdots \\ u_i \end{bmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1^2 & x_1 y_1 & y_1^2 & x_1^3 & \cdots & y_1^n \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2^2 & x_2 y_2 & y_2^2 & x_2^3 & \cdots & y_2^n \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & x_i & y_i & x_i^2 & x_i y_i & y_i^2 & x_i^3 & \cdots & y_i^n \end{pmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_n \end{bmatrix} \quad (3-2)$$

若採用 m 次多項式校正，

$$\text{則 } n = \frac{(m+1)(m+2)}{2} \quad (3-3)$$

其中係數 a 與 b 使用最小平方方法(Least square method) 求得。然而，在矩陣運算過程中可能遇到奇異值分解 (singular value decomposition) 的方法求得正確的 a 與 b。本研究使用五次方多項式校正影像扭曲，以得到最佳影像校正結果。

二、 取得動態 X 光系統參數

為了取得動態 X 光系統的內部參數(包含點光源位置與影像平面的關係)，需進行系統校正。校正方式是利用星狀板在動態 X 光拍攝靜態成像結果來估算 X 光發射源在空間中的位置。本研究中，星狀板以對角線 20 inch 的正方形鋁板製成，厚度 3 mm，鋁板有八個方向放射狀的小鉛球，兩兩間距 15 mm，這些鉛球視為星狀板上的控制點。校正時，預測一個空間中的點光源位置作為初始值，將星狀板上的鉛點投影至影像平面上，投影後的點與實際影像上的點的距離加總即為誤差。

點光源投影法的計算方法是將點光源與星狀板上的點連成一直線，此直線與影像平面的交點即為投影點。假設點光源的位置為 $O(o_x, o_y, o_z)$ ，投影點 $P(P_x, P_y, P_z)$ ，影像平面方程式為：

$$ax+by+cz=d \quad (3-4)$$

直線方程式可寫成：

$$\frac{x-o_x}{p_x-o_x} = \frac{y-o_y}{p_y-o_y} = \frac{z-o_z}{p_z-o_z} = t \quad (3-5)$$

由(3-4) 及 (3-5)式，代入不同的點光源位置，可求星狀板上的控制點成像在影像平面上的位置。

投影後的點在影像座標系統下座標為 $P_p(x,y)$ ，動態 X 光影向上經過校正的實際點座標為 $P_m(x,y)$ 。以最佳化方法來找尋點光源在空間中的位置，目標函數為：

$$\min \sum_{i=1}^n |P_{pi}(O, P, a, b, c, d) - P_{mi}|^2 \quad (3-6)$$

其中設計變數為點光源在空間中的位置，n 為標記點的數目。



方程式(3-6) 知最佳化問題利用 Matlab Optimization Toolbox 內建 Sequential Quadratic Programming (SQP) 求解。以圖 3-3 表示，左側點為實驗時星狀板在空間中的位置，右側則為左側星狀點的投影。

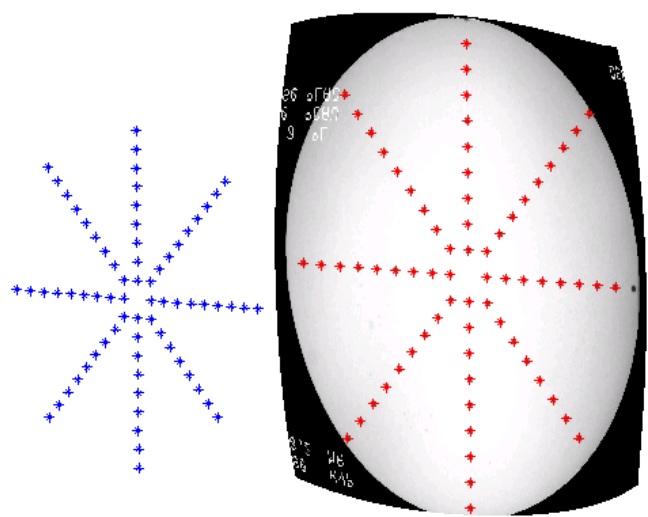


圖 3-3 星狀點投影示意圖

三、雙平面校正

為了使用雙平面的動態 X 光系統，兩個平面之間的相對關係校正是很重要的。雙平面校正是一個特製的校正盒，校正盒內嵌有 16 顆相對關係已知的鉛球。事先在校正盒上訂出一個局部座標系統，並且將嵌入的 16 顆鉛球相對於局部座標系統的座標值記錄下來。實驗進行校正時，將校正盒放在雙平面的 X 光射線交會區域，以確保兩個平面的影像能同時拍攝到校正盒內的鉛球。若兩個平面可同時拍攝到 8 顆以上相同的鉛球，則可用此資訊推估雙平面動態 X 光之間的關係。將其中一個平面的影像拍攝到的鉛球抓取出影像上的座標值，利用已知的鉛球相對於校正盒局部座標系統的座標值與影像上的座標值，使用直接線性轉換法(DLT)可決定單平面和校正盒之間的 transformation matrix。並使用 DLT 量測兩個動態 X 光系統的相對關係。DLT 最早由 Karara 等人提出，是目前立體攝影術常用的計算方法 [42]。主要的概念是利用光的直線進行原理，點光源與影像平面上的一個點會形成一條直線，並通過物體。為了決定兩個投影模型在空間中的轉換矩陣，需要利用校正物校正取得兩個投影模型之間的相對位置與旋轉角度。同樣地，將第二個平面拍攝到的鉛球點在影像上的座標值抓取出來，再同樣利用 DLT 計算出單平面和

校正盒之間的 transformation matrix。因此，兩個平面的動態 X 光系統之間的轉換關係可以求得。

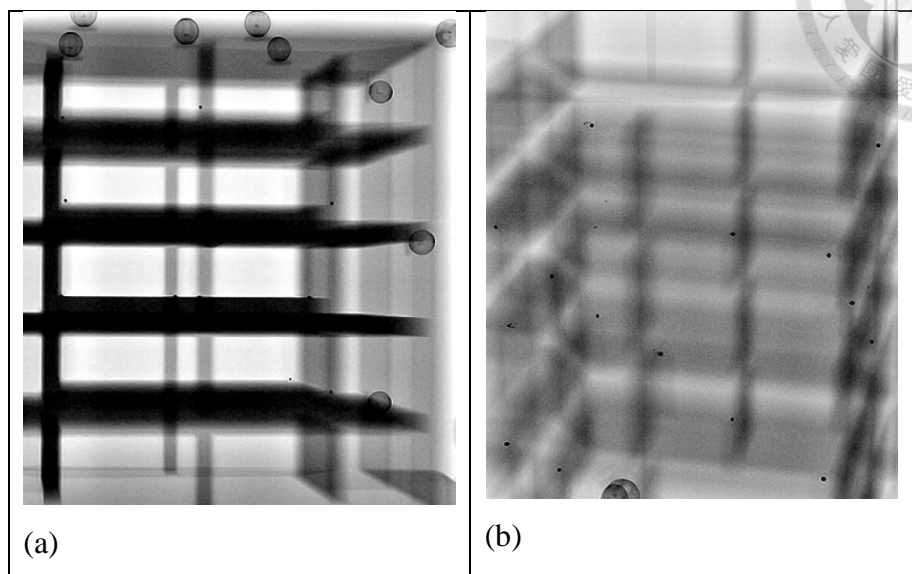


圖 3-4 兩個平面拍攝到的雙平面校正盒影像

四、動作分析系統與雙平面動態 X 光系統校正

為了將動作分析系統與系統整合在一起，需要一個校正流程。雙平面校正盒內除了有 16 顆鉛球已進行雙平面動態 X 光的校正之外，校正盒外部黏有 12 顆相對位置已知且固定不動的反光球。動作分析系統拍攝到 12 顆相對位置已知的反光球空間位置後，利用反光球與內部鉛球的關係已知，可以找出動作分析系統相對於動態 X 光系統的空間轉換關係，並且以一個轉換矩陣來描述。



第四章 骨模型建立與資料分析

本章旨在說明骨頭模型建立理論與方法，並且說明動態 X 光投影模型的建立，以及介紹圖形化使用者界面的操作及取得空間中的骨頭位置所使用的最佳化方法。並且解釋本研究分析的變數與它的臨床意義。

第一節 骨頭三維模型

受試者除了實驗進行之外，需要接受電腦斷層掃描以取得受試者個人化的骨頭資訊，另外需要接受磁共振造影(MRI)取得韌帶附著在骨頭上的位置。CT 與 MRI 的影像皆是 DICOM 格式的影像。由於影像上除了有骨頭以外還有其他不需要的資訊，為了找出影像上的骨頭邊界，需要做影像分割(image segmentation)。可以利用 Amira 內建的影像分割功能來決定骨頭邊界，先設定適合的骨頭灰階值範圍，軟體會篩選出此灰階值範圍的部分，再經由灰階值的微調到我們所想要的骨頭範圍，此功能可以幫助我們快速得到每張影像的骨頭邊界。但由於有些部位在影像上的輪廓較模糊，利用灰階值選取完成後，還需要手動修整骨頭輪廓。此過程需確保選取的部分皆為骨頭，且沒有遺漏的部分，直到選取到完整的骨頭邊界。

Amira 的三維重建理論是根據 Lorensen 提出的 marching cubes 為基礎的 Generalized marching cubes(GMC)法[43]。將每一張影像都完成影像分割後，將經過分割的影像一張一張堆疊成一個單位體(voxel)後，便可藉由 GMC 法堆疊建立三維模型。

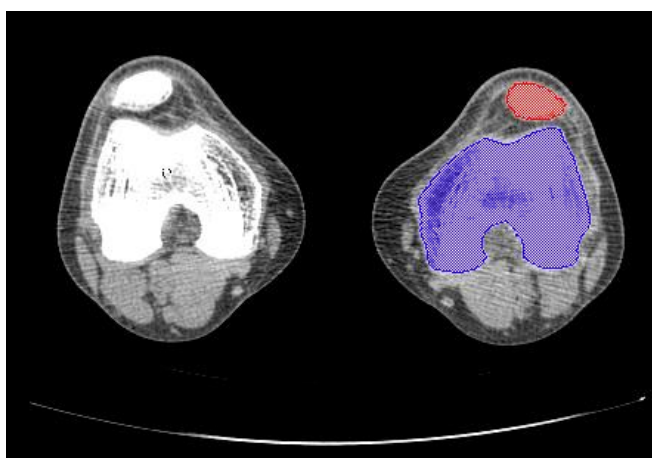


圖 4-1 原始 CT 影像與骨頭輪廓選取

本研究當中，將股骨、脛骨與腓骨分別被圈選並重建。為了加速計算的速度，骨頭的模型重建後會進行適當的減點。使用 Amira 提供的減點功能，將股骨、脛骨與腓骨減點至 8000 個點。堆疊結果如圖 4-2 所示。

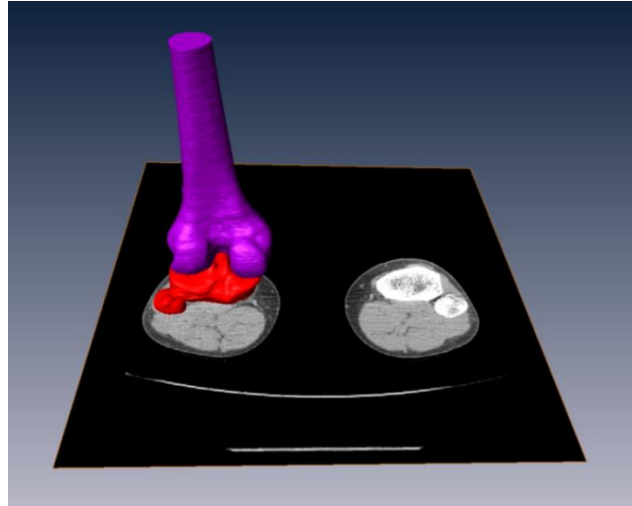


圖 4-2 骨頭堆疊結果

第二節 數位化重建投影影像

以第二章敘述之校正方式得到動態 X 光投影模型的參數後，即可使用投影模型模擬動態 X 光系統成像，對於從 CT 得到的立體骨頭模型當成待測物擺放在空間某一個特定位置進行投射，即可產生數位化重建投影影像(digital reconstruction radiography, DRR)。模型投射出的 X 光經過 CT 骨模型內不同數量的像素，配合骨頭衰減係數並投影在影像平面上，得到數位化重建影像。因此，隨著骨頭在空間中擺放位置不同，產生不同的 DRR 影像。

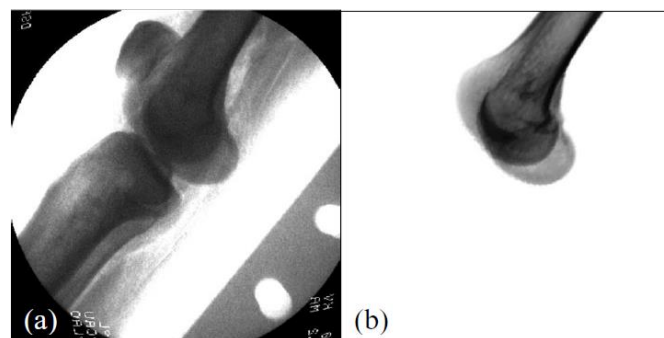


圖 4-3(a)實際拍攝的影像(b) DRR 產生的影像 [18]



第三節 模擬動態 X 光投影介面

本研究使用的模擬投影使用者介面(GUI)由蔡宗遠博士以 Matlab (The Mathworks, Inc, USA)建構[18]。使用圖形化使用者介面模擬動態 X 光系統的主要目的是為了決定骨頭在影像定義之廣義座標系統中的位置，並給予後續使用最佳化方法決定精確的骨頭位置所需之初始值(initial guess)。提供準確的骨頭位置當成初始值給予後續進行最佳化是很重要的，不僅能使最佳化方法收斂時間縮短且較能避開落入局部最小值的可能性，以此提高影像對位的準確性。

將系統校正參數與實驗所得的影像匯入圖形化使用者介面，由 CT 重建的個人化骨頭模型亦匯入使用者介面當中。接著需要一位有經驗的介面適用者進行手動給定骨頭的初始位置。校正檔案內有動態 X 光光源的位置，圖形化使用者介面將視野範圍訂在經校正後所得之 X 光光源位置。若是能找到一個骨頭位置使得骨頭模型投影至影像平面上所形成的骨頭輪廓和當時實驗拍攝下來的影像上的骨頭輪廓是完全契合的，即可重現骨頭在三維空間中的真實位置。介面上的控制面板可根據骨頭定義的主軸方向，對於骨頭的平移與旋轉進行控制。因此介面操作者可以任意改變骨頭的六個自由度，以找尋最適合的骨頭位置。按下存取選項即會在檔案中記錄骨頭在廣義坐標系統底下的座標值，骨頭在空間中的位置即被記錄在檔案中當成初始值。

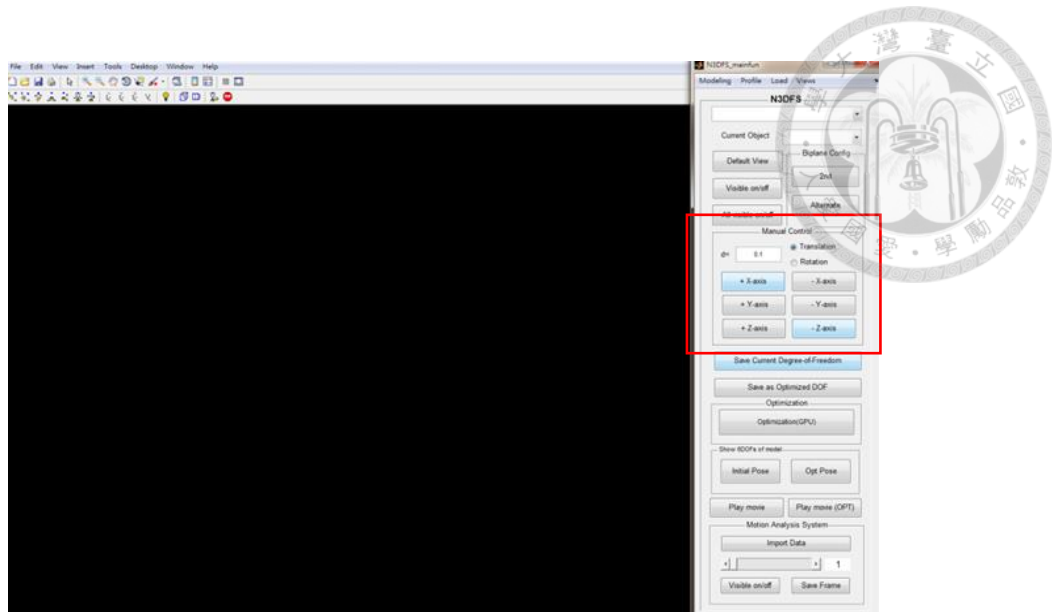


圖 4-4 使用者介面之顯示區域與控制面板

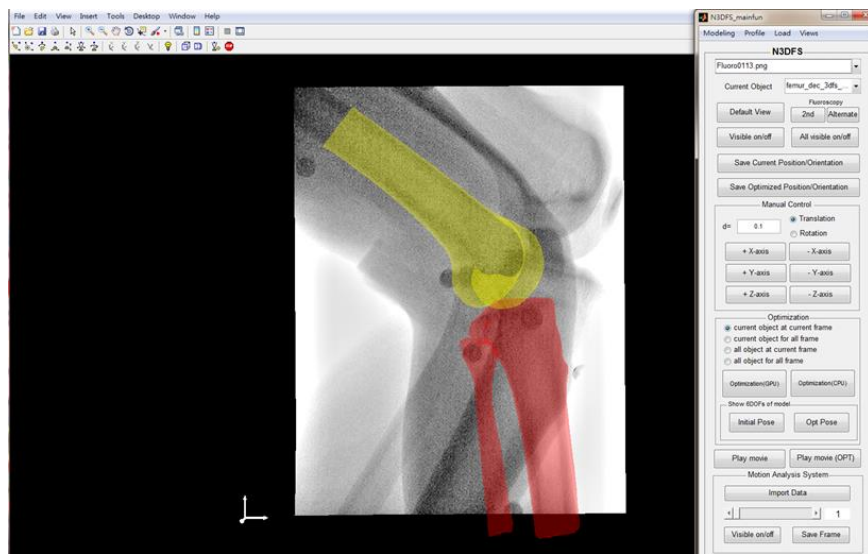


圖 4-5 將骨頭進行手動對位



第四節 最佳化方法

本節介紹圖形化使用者介面，操作介面者最終會根據骨頭與影像的對位，存取骨頭在空間中最適當的位置並存取下來。這個以手動給定的骨頭在空間中的坐標值接著會被用來當成最佳化方法的初始值。

數位化重建影像和真正拍攝到的動態 X 光影像會有不同之處。差異來自於兩個最主要的原因，第一個是因為實際影像上的輪廓所佔的像素個數與模型投影得到的輪廓像素個數不相同，另一個原因則是 DRR 影像的來源只有骨頭，而實際拍攝的影像可能會受到植入物或衣物干擾。為了解決像素個數不相同的問題，採用 Matlab spline toolbox 內的 Cubic spline interpolation 理論，將模型投影之輪廓點數轉換成與實驗輪廓點相同。

最佳化方法則使用 Tsai 建立的 weighted-edge matching score (WEMS) 取得單平面動態 X 光與立體骨頭模型對位[18]。這個方法是以骨頭模型為基礎，經由動態 X 光系統的校正得到光源位置與影像平面位置，利用數位化重建產生的 DRR 影像，可在模擬環境中得到類似實際成像的 X 光。DRR 影像富含 CT 骨頭內部訊息，相較於表面模型(surface model)能提供更多骨頭訊息。最佳化方法的設計變數是骨頭在空間中的三個軸向平移與旋轉。藉由骨頭在空間中不斷地改變位置，且不斷地產生新的 DRR 影像。每產生一張 DRR 影像，就會計算 DRR 與實驗影像的相似性，直到找到與實驗影像最契合的 DRR 影像，反推當時的骨頭位置即收斂到最佳解。

DRR 影像與實驗影像的相似性計算的過程，對於動態 X 光取得的影像做邊緣偵測，使用的方法是 Matlab image processing toolbox 的 canny operator。每一張 DRR 影像也使用邊緣偵測，經擴張(dilation)將邊緣加粗，然後將兩張影像的每個像素值直接相乘。將 DRR 與影像上較長的邊緣輪廓給予較高的權重值，較短的邊緣給予較低的權重值，找尋和影像最契合的 DRR 影像。

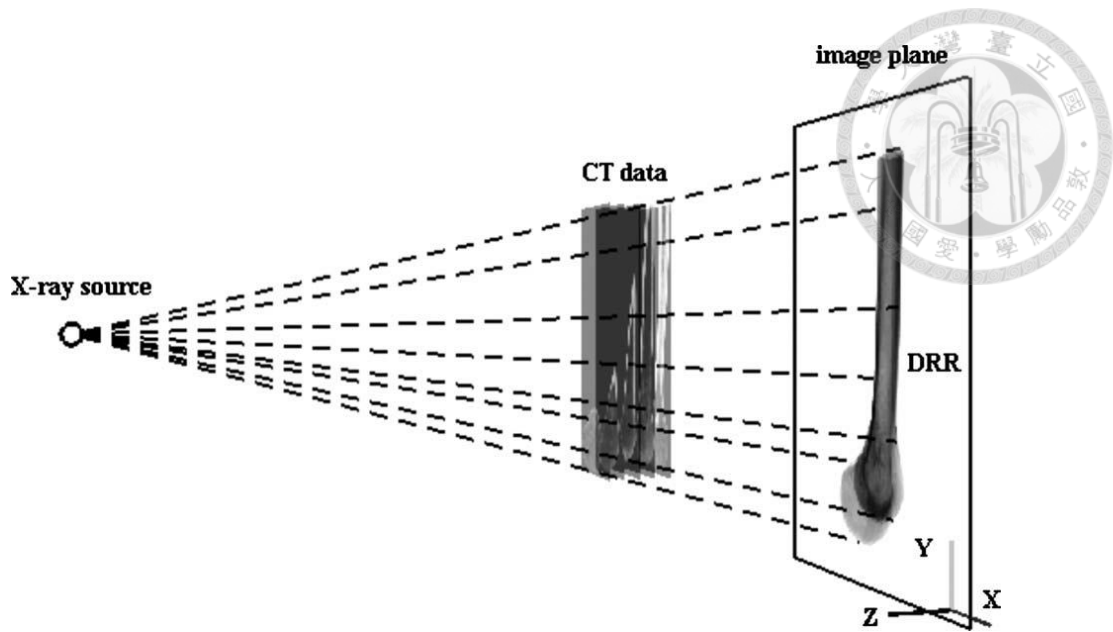


圖 4-6 動態 X 光系統假設成一個點光源投影模型[18]

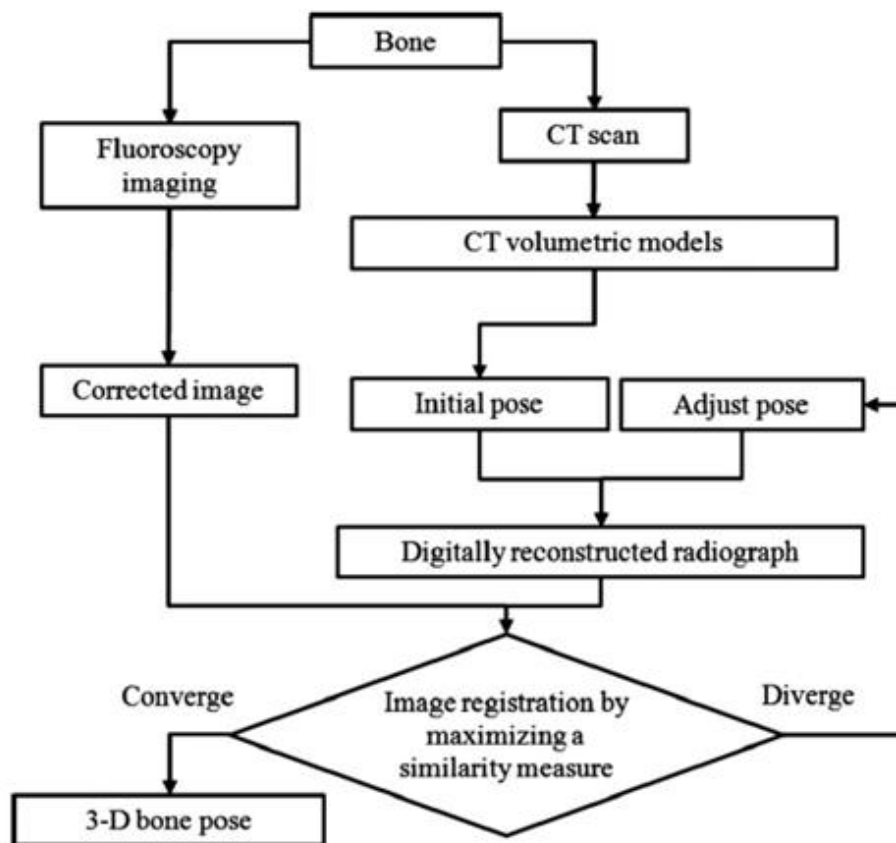


圖 4-7 影像對位方法的流程圖[18]



第五節 資料分析

本研究使用蔡宗遠博士以 Matlab 建構用以模擬動態 X 光系統的投影模型之使用者介面(graphical user interface, GUI)，此介面提供手動進行骨模型與動態 X 光影像對位，使用者可經手動對位給定骨頭在空間中的位置。將手動對位結果提供給 WEMS 最佳化方法[18]，精確地得到骨頭三維空間位置，並計算膝關節的三維運動學。(詳細方法於第四章詳述)

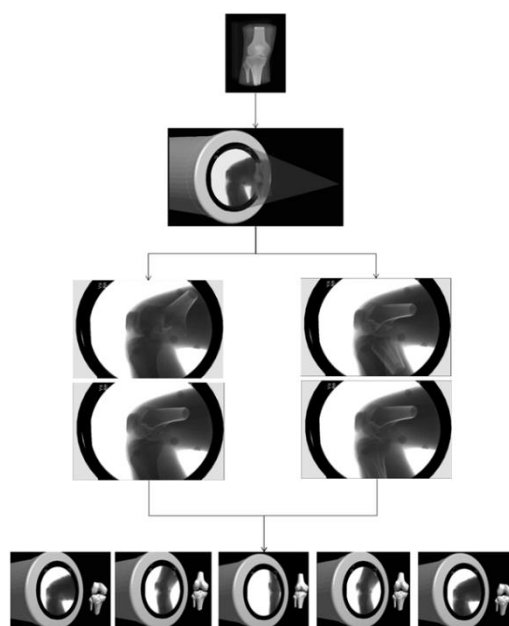


圖 4-8 影像對位流程示意圖

本研究分析的變數包含膝關節在踩踏過程中膝關節角度(joint angles)與膝關節位移(joint translations)、關節面接觸型態(contact pattern)、關節面接觸點(contact point)與前十字韌帶與後十字韌帶長度與伸長量變化。以下針對各個變數的計算方法進行解釋。

膝關節角度(joint angles)計算：

受試者進行膝關節斷層掃描時定義出膝關節的自然位置，在股骨與脛骨上分別定出局部座標系統，兩個局部座標系統原點皆定於前十字韌帶在脛骨上的附著

位置最後側，膝關節在完全伸直時兩個座標系統重合，關節的旋轉與位移皆為零，與臨床定義相符。

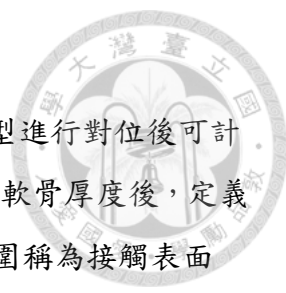
膝關節旋轉角度是以股骨與脛骨上各別定義的局部座標系統之間相對旋轉來計算。Z 軸正向平行於兩個股骨髁連線，且向右為正。股骨的長軸方向是將股骨上的點座標進行主成分分析(principle component analysis, PCA)而得。X 軸正向是以股骨長軸與 Z 軸方向外積而得，向前定為正。Y 軸方向定義符合右手定則，同時正交於 X 軸與 Z 軸，往上為正。空間中兩個座標系統之間的相對旋轉關係，使用卡登角 Z-X-Y 旋轉順序描述。[44]

膝關節位移量(joint translations)計算：

將股骨與脛骨上的局部座標系統原點定於前十字韌帶在脛骨上的附著位置最後側。膝關節位移量則定義為股骨與脛骨之局部座標系統原點在動態過程中的相對位移，最後以股骨相對於脛骨的位移量來表示。

關節面接觸型態(contact pattern)：

關節面的距離關係使用關節面接觸型態圖來表示，目的是將兩個關節面之間的距離以距離彩圖的方法表達，精確的關節表面接觸型態能提供關節疾病的病因學資訊，也可部分表現出與軟骨受力情形。若僅利用 CT 建立之骨頭模型來計算關節面接觸型態，而未考慮軟骨厚度以及軟骨面可能互相接觸且穿透的現象，則過於簡化關節面的接觸行為。因此，為了估算膝關節關節面的軟骨厚度，將 MRI 影像匯入 Amira，以人工判斷、手動圈選的方式，分別將股骨、脛骨、股骨與脛骨關節面上的軟骨圈選出來並且建立骨頭模型。軟骨厚度定義為包含軟骨面的骨頭模型上的點與骨頭模型之間的最短距離。經過計算，將股骨外側、股骨內側、脛骨外側與脛骨內側關節面平均軟骨厚度依序定為 2.1mm、1.8mm、2.2mm 與 2.0mm。與先前文獻比較，Bowers 利用 MRI 量測年輕女性股骨與脛骨厚度，股骨外側與內側軟骨厚度分別為 2.5、1.7~2.1mm，脛骨外側與內側軟骨厚度分別為 2.3、3.8mm[45]。本研究中軟骨厚度計算結果相較於文獻的軟骨厚度皆較小，探究其可能的原因來自於手動圈選時的誤差以及 MRI 影像解析度不足有關。



關節面接觸點(contact point)：

將 MRI 建立之包含軟骨與骨頭的模型與 CT 建立之骨頭模型進行對位後可計算出股骨與脛骨軟骨厚度。將個人化 CT 骨頭模型加上計算得的軟骨厚度後，定義骨頭關節面距離小於 2.5mm 則定義為接觸。所有接觸點形成範圍稱為接觸表面(contact surface)，接觸點則定義為接觸表面的形心位置。在脛骨平台(tibial plateau)上分為脛骨內側關節面與脛骨外側關節面(medial compartment and lateral compartment)。

將脛骨平台以最適合大小之橢圓契合，以橢圓定義脛骨平台上的局部座標系統。橢圓中心點定義為原點，橢圓長軸為 X 軸、橢圓短軸定為 Y 軸，後將膝關節接觸點位置以脛骨平台上的座標系統表示。為了計算踩踏過程中所有受試者的關節面接觸點位置平均值，將每位受試者的脛骨平台皆以最適當大小的橢圓契合。考慮每位受試者的脛骨平台大小形狀不盡相同，將個人關節面接觸點位置根據個人的橢圓長短軸與橢圓長短軸平均值進行正規化，使得每位受試者的接觸點軌跡皆相對於同樣的座標系統描述。方向定義內側為正、外側為負、往前為正、往後為負。

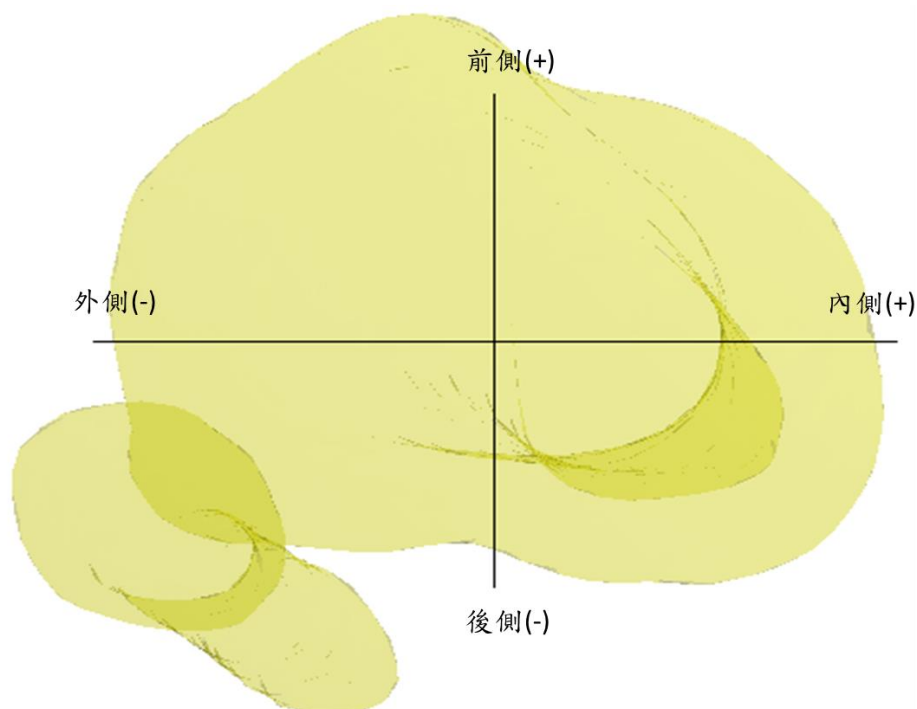


圖 4-9 脛骨平台上契合橢圓與座標系統定義示意圖

前十字韌帶與後十字韌帶長度變化：

為了量測自行車踩踏過程中，前十字韌帶與後十字韌帶長度變化，需要在個人化骨頭模型上找出韌帶附著點。然而，前十字韌帶與後十字韌帶在骨頭上的附著位置無法由 CT 影像得到，只能由 MRI 影像上得到。為了得到 CT 骨頭模型上的韌帶附著位置，將 CT 骨頭模型與 MRI 模型匯入 Geomagic 進行兩個骨頭模型的對位與契合。以 CT 骨頭模型為基準，將 MRI 得到的包含骨頭與韌帶的模型契合至 CT 骨頭模型上，手動圈選 CT 骨頭模型上之前十字與後十字韌帶附著於股骨與脛骨的位置，並且進一步將前十字韌帶分為前內束(AM bundle)與後外束(PL bundle)、將後十字韌帶分為前外束(AL bundle)與後內束(PM bundle)。本研究中，將韌帶簡化為韌帶在股骨與脛骨上兩端附著位置中心的直線距離，經過本研究前述方法得到精確的踩踏過程中運動學資訊之後，即可進一步計算踩踏過程中前十字韌帶與後十字韌帶長度的變化。韌帶長度變化可以部份反映出韌帶受力情形。

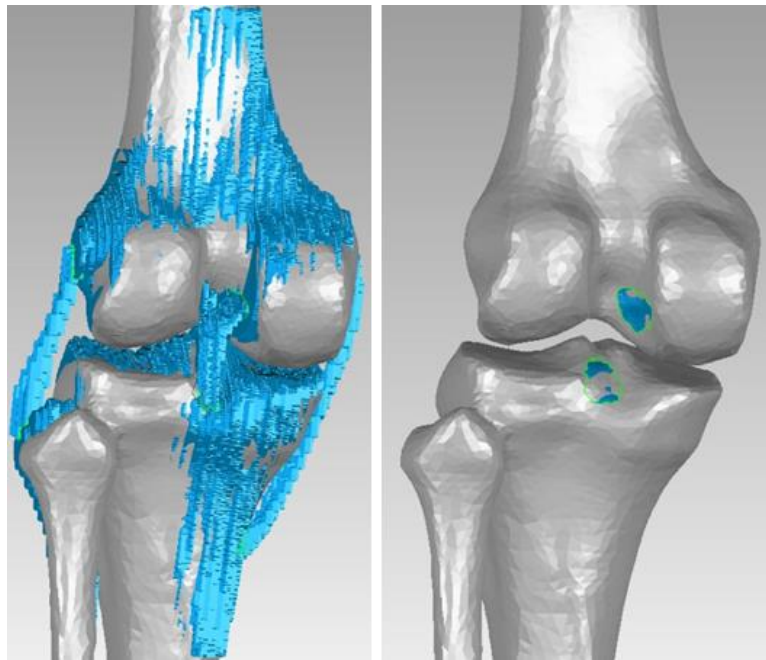


圖 4-10 將 CT 骨頭模型與 MRI 模型對位後並圈選韌帶在骨頭上的附著位置

第六節 統計分析

本研究統計方法使用 paired t-test 以比較各個變數在高阻力與低阻力踩踏狀況之間的差異。顯著水準訂為 0.05。使用 Matlab 進行統計。



第五章 決定韌帶初始長度

為了計算膝關節前十字韌帶與後十字韌帶在自行車踩踏過程中韌帶伸長度隨曲柄角度的變化，如何定義韌帶的初始長度則成為關鍵。

由於膝關節結構複雜，膝關節的穩定度與活動度是由被動結構(如韌帶與關節面)之間複雜的交互作用造成的結果。為了簡化其複雜性，早期模型將膝關節簡化為二維模型，且由於膝關節主要的運動範圍在矢狀面上，因此二維模型以矢狀面為主。四連桿機構(four-bar linkage)是最早被提出來的膝關節模型，用來描述膝關節運動時股骨髁與脛骨髁外形與瞬時旋轉中心。四連桿模型是將前十字韌帶與後十字韌帶假設為機構中的兩個連桿，連桿在機構運動時長度不變。因此假定前十字韌帶與後十字韌帶在股骨與脛骨兩端的附著位置不會隨著骨頭移動而改變，且在整個運動過程中韌帶長度不會變化。如此一來，股骨、脛骨、前十字韌帶與後十字韌帶形成一個四連桿模型，以此模型來表示膝關節的運動。由於此四連桿為二維簡化模型，忽略膝關節運動時產生的內轉、外轉、內收、外展等角度，若考慮實際上膝關節運動時會造成韌帶變形或相互纏繞，四連桿模型就不再適用。

由於四連桿模型中，前十字韌帶與後十字韌帶皆為機構中的連桿，其長度不隨運動狀態改變，因此這兩個連桿可表示為韌帶當中之等長纖維(isometric fiber)。若四連桿模型的假設成立，代表能夠在股骨與脛骨上各找到一個等距點(isometric points)，此兩點之間的距離不隨著膝關節彎曲角度改變而改變。並且推測在韌帶重建時選擇等距點的位置當成附著點，將能確保韌帶在膝關節運動過程中能有最小的受力[46-48]。先前許多文獻研究膝關節韌帶的功能時試圖量測韌帶在運動過程中長度變化的型態，並且有研究指出韌帶在骨頭上的附著位置影響韌帶長度變化型態甚鉅。因此，四連桿模型中等長纖維位置的決定對於後續進一步計算韌帶受力與應變有決定性的影響。

由於決定韌帶等長纖維過程中必須確保不受其他外力介入的干擾，因此韌帶等長纖維長度僅能由試體實驗進行被動運動時得到[49]。由於本研究受限於動態 X 光輻射劑量，無法量測活體被動運動，僅能嘗試以主動屈曲伸直動作(active isolated knee flexion and extension)來尋找韌帶等長纖維長度以定義韌帶的初始參考長度。

若是在主動屈曲伸直動作中，能確保膝關節由完全伸直狀態至彎曲過程與由彎曲狀態至完全伸直的這兩段過程是重複路徑，則可以假設膝關節從事此動作的運動方式為一個機構，並進一步找出等長纖維。將膝關節進行主動屈曲伸直動作中的兩段路徑下的耦合動作(coupled motion)分別以曲線相對於膝關節彎曲角度繪出，如圖 5-1、圖 5-2 所示。由結果可知，主動屈曲伸直動作在膝關節彎曲角度 90 度以下計算出 Abd/Add 與 IR/ER 的兩條路徑之間的方均根誤差分別為 0.9 與 0.77 度，A/P、P/D 與 M/L 方向位移量之兩條路徑間的方均根誤差分別為 0.9、0.54、0.83mm。為確保此動作下的重複路徑假設成立，進一步計算屈曲與伸直過程中關節面接觸點位置，以每十度彎曲角度計算關節面接觸點(圖 5-3~圖 5-6)。結果顯示，脛骨外側關節面接觸點內外側向位移之方均根誤差 0.76mm、脛骨內側關節面接觸點內外側向位移之方均根誤差 0.68mm、脛骨外側關節面接觸點前後方向位移之方均根誤差 0.46mm，脛骨內側關節面接觸點前後方向位移之方均根誤差 0.55mm。根據以上結果，將主動屈曲伸直動作過程中，膝關節彎曲角度 90 度以下假設為重複路徑動作。

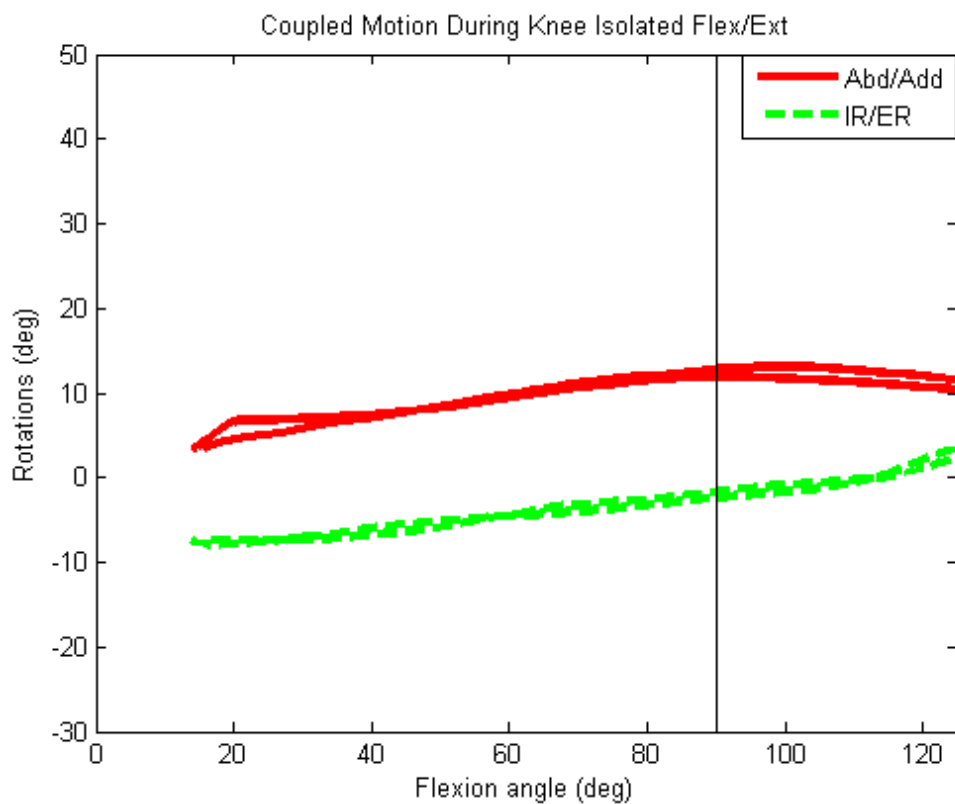


圖 5-1 進行自主伸曲動作時膝關節軸向旋轉角度(RMSE=0.9deg、0.77deg)

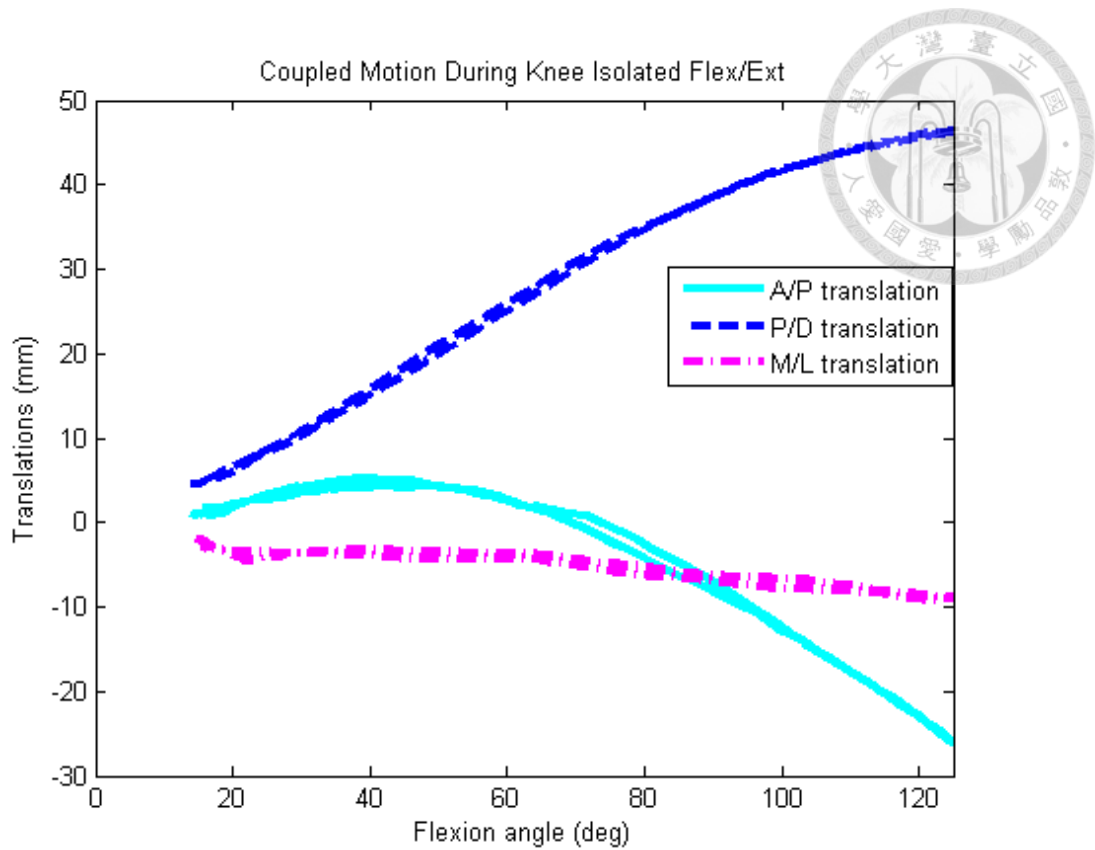


圖 5- 2 進行自主伸曲動作時膝關節三個軸向位移量(RMSE=0.9、0.54、0.83mm)

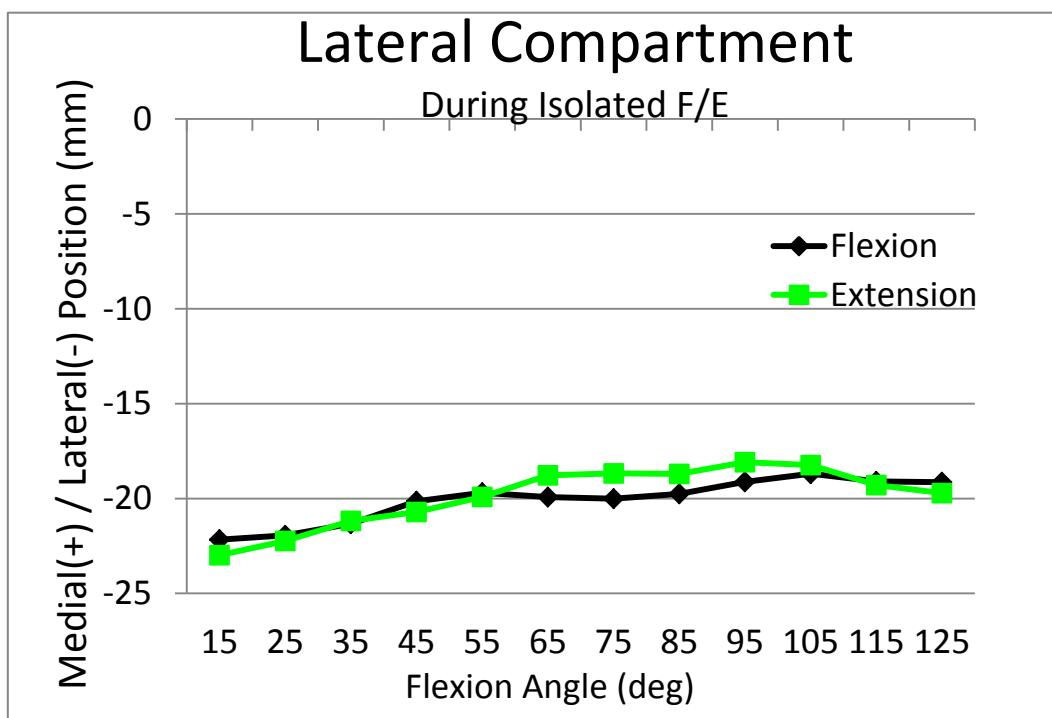


圖 5- 3 進行自主伸曲動作時脛骨外側關節面接觸點內外側方向位移 (RMSE=0.76mm)

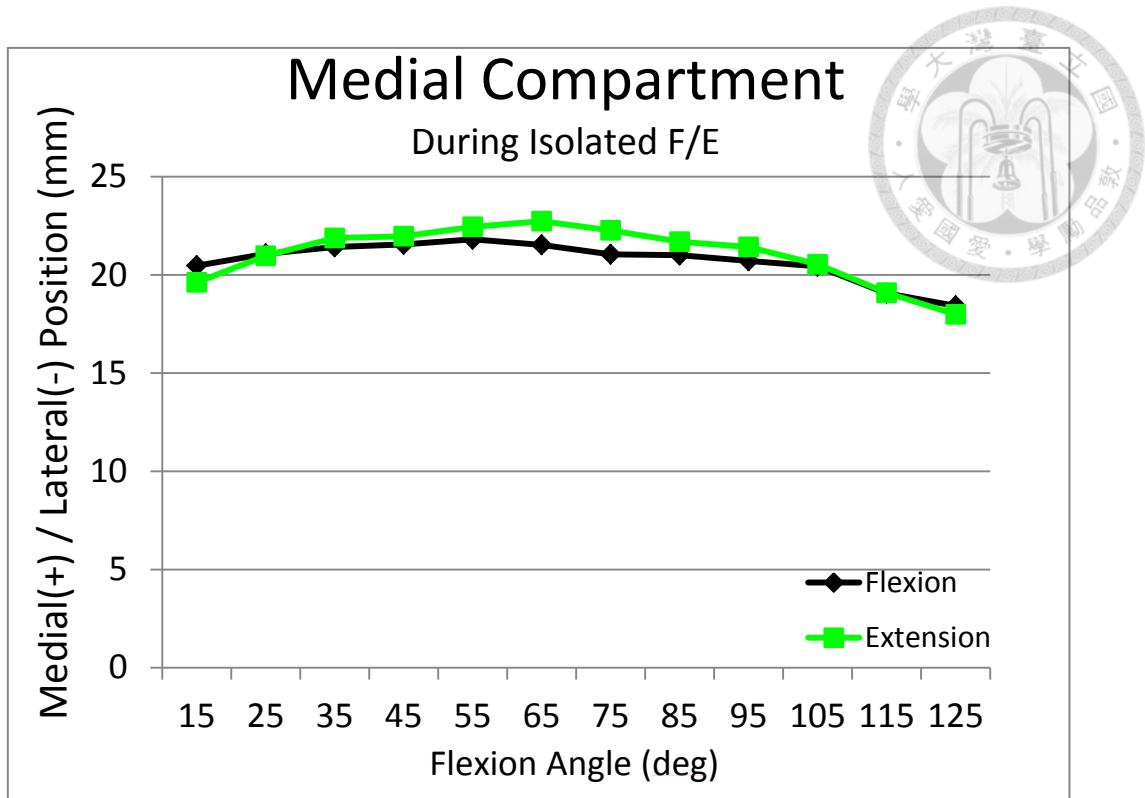


圖 5-4 進行自主伸曲動作時脛骨內側關節面接觸點內外側方向位移 (RMSE=0.68mm)

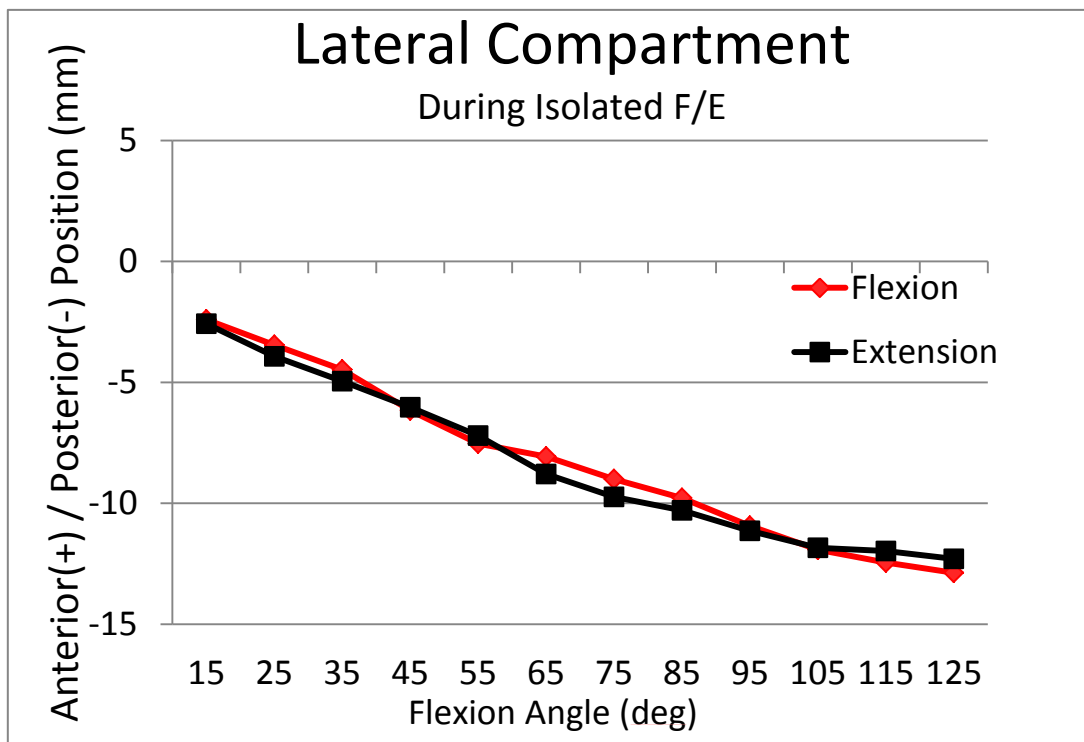


圖 5-5 進行自主伸曲動作時脛骨外側關節面接觸點前後方向位移 (RMSE=0.46mm)

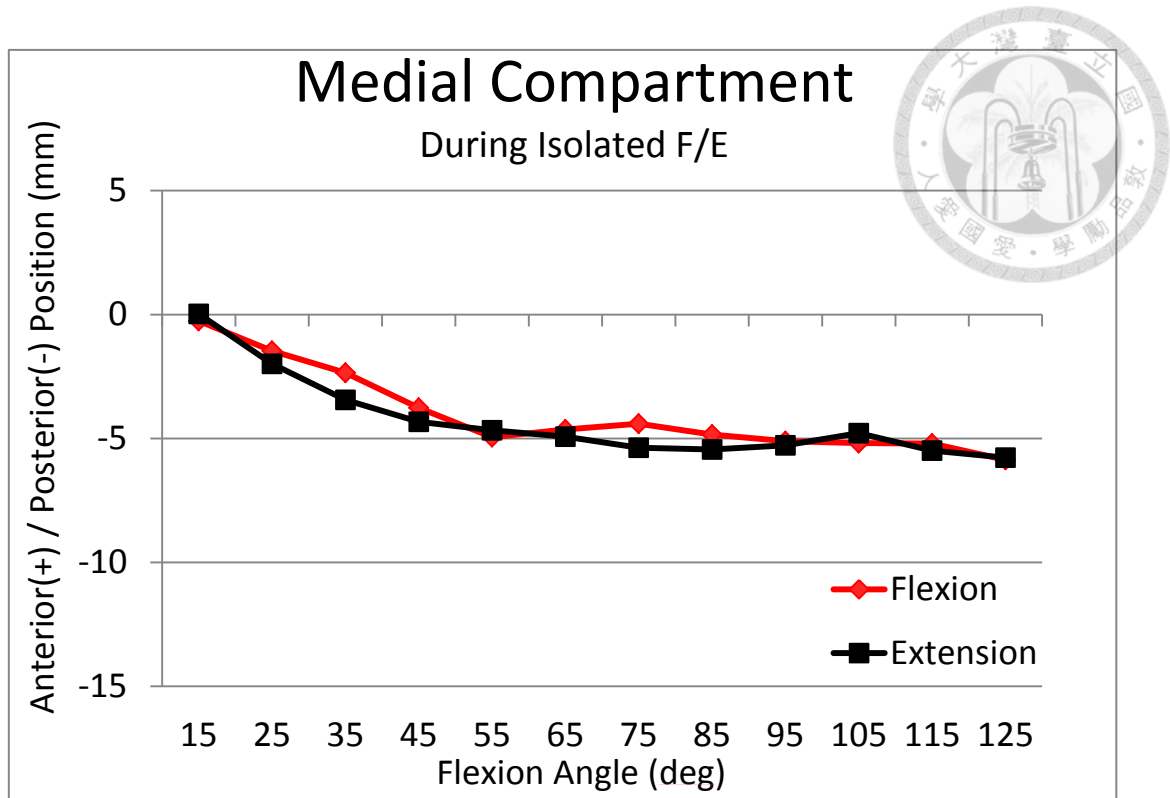


圖 5-6 進行自主伸曲動作時脛骨外側關節面接觸點前後方向位移(RMSE=0.55mm)

將 CT 骨頭模型與 MRI 模型對位後，手動圈選前十字韌帶兩束與後十字韌帶兩束附着在股骨與脛骨的附着範圍。分別在附着範圍表面上選取約 1000 個點，並將各束在股骨與脛骨上附着位置內的點相對應，計算主動屈曲伸直動作且彎曲角度小於 90 度過程中的韌帶長度變化，並挑選整個過程中韌帶長度變化量最小的纖維即為等長纖維，等長纖維長度則為韌帶初始長度。本研究當中七位受試者之平均前十字韌帶等長纖維長度為 35.6mm，平均後十字韌帶等長纖維長度為 30.6mm。

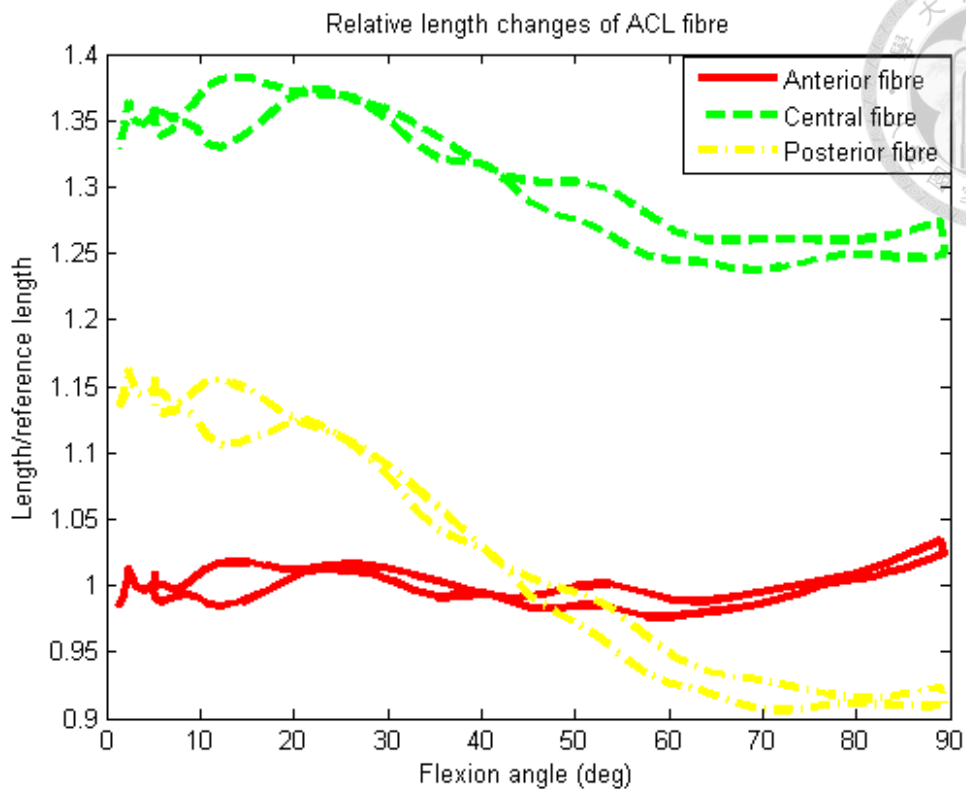


圖 5-7 自主伸曲動作下前十字韌帶不同走向韌帶纖維長度相對於原長改變量

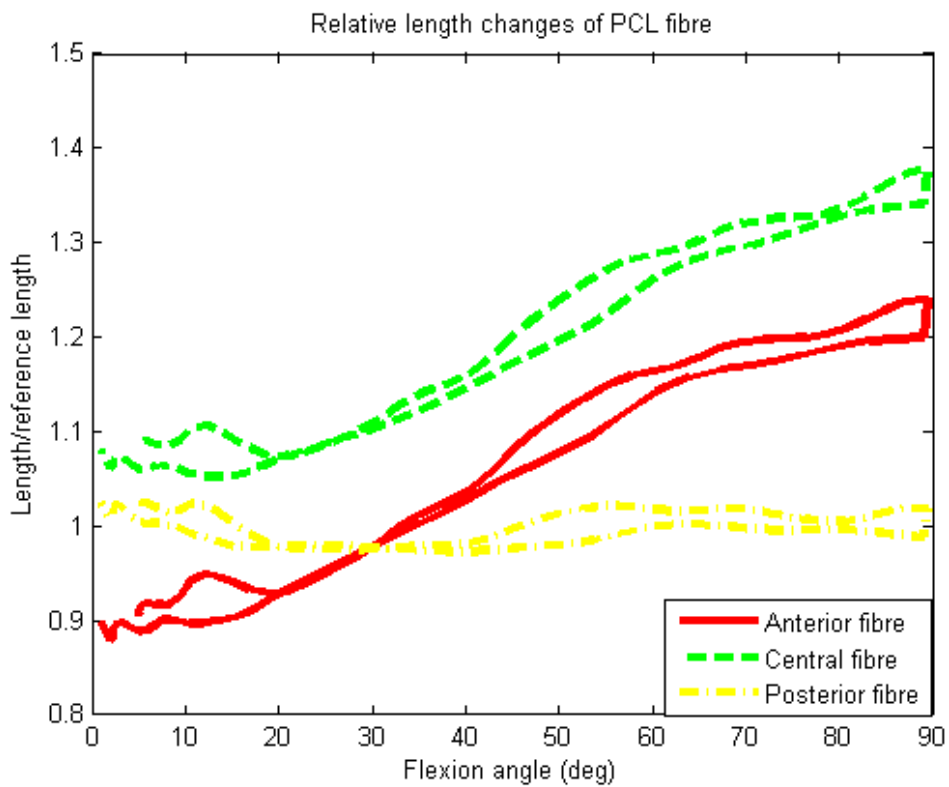


圖 5-8 自主伸曲動作下後十字韌帶不同走向韌帶纖維長度相對於原長改變量



第六章 結果

利用前述的動態 X 光投影模型之使用者介面，依序將實驗時拍攝的動態 X 光影像與個人化骨頭模型進行影像對位，將對位後的空間位置以相對於動態 X 光所定義的廣義座標系統底下之空間中旋轉矩陣與位置向量記錄下來。以 Matlab 進行後續分析。如圖 6-1。

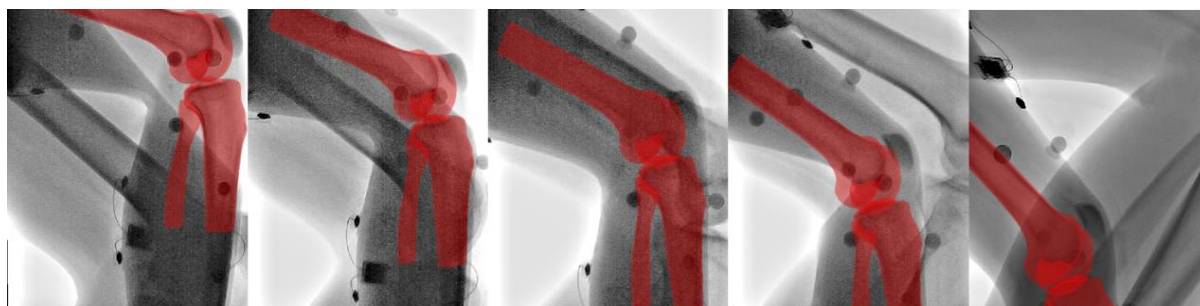


圖 6-1 骨頭模型與動態 X 光影像進行對位

第一節 膝關節角度

計算關節角度的方法是將兩個骨頭上定義的局部座標系統隨著時間在空間中的相對旋轉關係，依照 Z-X-Y 順序以卡登角表示。分別對應到解剖平面上的 Flexion/Extension、Abduction/Adduction 與 Internal/External rotation 角度。將三維膝關節角度隨著踩踏的曲柄角度變化的關係繪製成圖，並比較高阻力與低阻力兩種踩踏情況下的膝關節運動學。如圖 6-2。

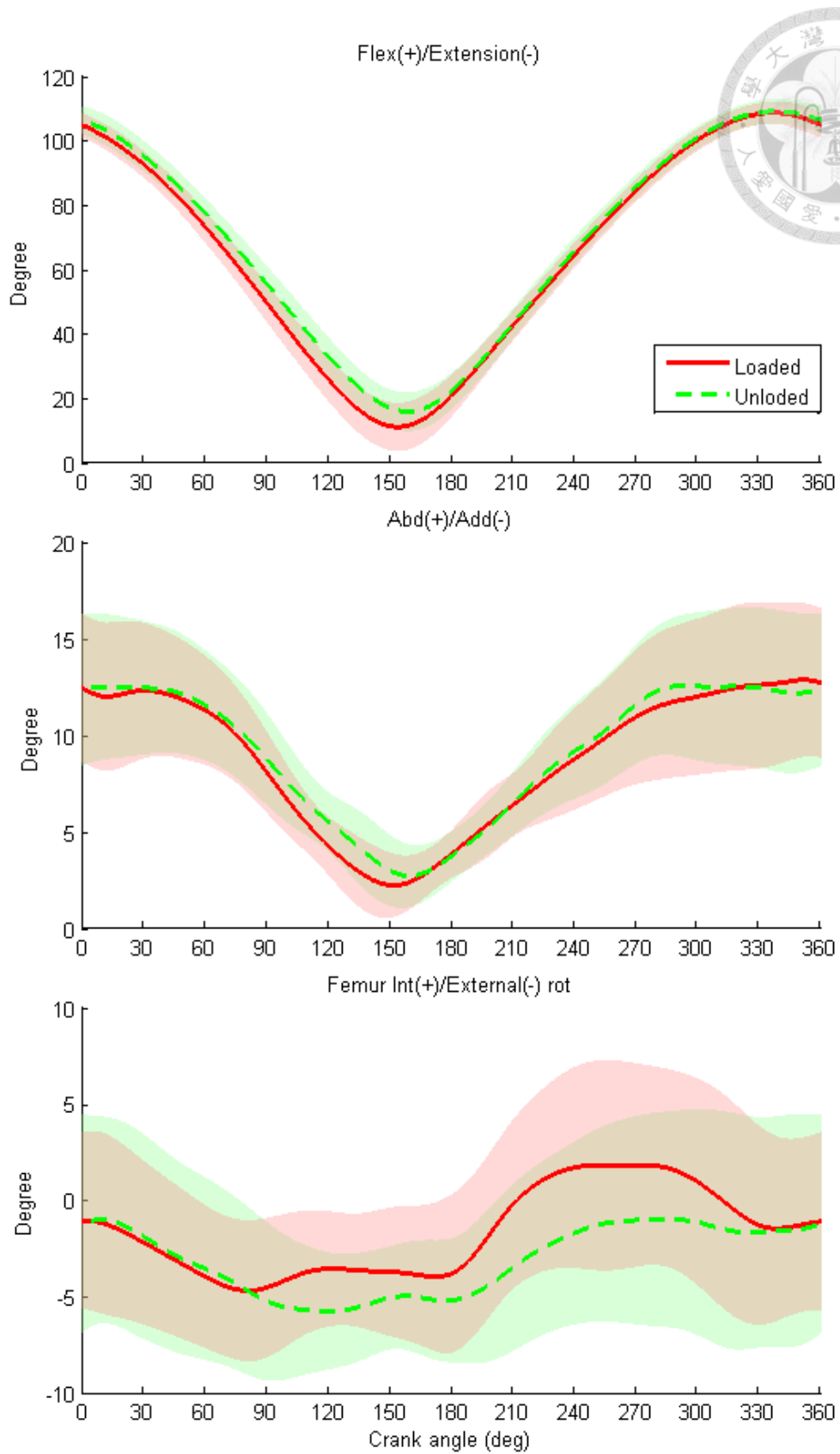


圖 6-2 踩踏過程中膝關節角度隨曲柄角度變化曲線

結果顯示，在矢狀面上的 Flexion/Extension 以及冠狀面上的 Abduction/Adduction 角度皆隨著曲柄角度的變化圖型呈現 V 形曲線，並且在曲柄角度約 160 度時達到最小屈曲角度且折返。不論阻力高低，在整個踩踏過程中，膝關節總是處於外展狀態。不論阻力高低，幾乎在整個踩踏過程中，股骨相對於脛骨處在外旋狀態。

矢狀面上的關節角度，不論阻力高低，膝關節在曲柄角度 337 度時達到最大彎曲角度 108 度；最小的彎曲角度約發生在曲柄角度 160 度。阻力高低對於最大與最小的屈曲角度出現時間並沒有影響。

冠狀面上的關節角度，高阻力情況下外展角度相較於低阻力情況下較小。最大外展角度發生的時間，在高阻力情況下，發生在曲柄角度 353 度，接近上死點，最大角度 12 度；而在低阻力情況下，最大外展角度發生在曲柄角度 294 度，最大角度 12 度。高阻力與低阻力情況下的最小外展角度分別發生在曲柄角度 153 度與 161 度，最小外展角度皆為 2 度。

在橫斷面的關節角度，在曲柄角度 0 到 70 度之間，阻力對於股骨外旋角度沒有影響。曲柄角度 70~330 度之間，高阻力使股骨外旋角度降低。最大股骨外旋角度發生的時間，高阻力與低阻力踩踏分別在曲柄角度 82、121 度，最大外旋角度約為 5 度；最小外旋角度發生的時間分別在曲柄角度 272 與 285 度，最小外旋角度約為 0.5 度。

進一步選擇曲柄角度 90、180、270 與 360 度作為特徵點進行阻力對於膝關節角度的影響分析。高阻力與低阻力之特定曲柄角度下的關節角度如表 6-1。結果顯示，在矢狀面上，高阻力踩踏狀況下膝關節屈曲角度在曲柄角度 90、270 與 360 度時皆顯著小於低阻力踩踏狀況下的膝關節屈曲角度。阻力大小對於冠狀面上的膝關節角度沒有顯著影響，僅在曲柄角度 90 度時，高阻力踩踏外展角度較低阻力踩踏顯著較小。阻力大小對於橫斷面上的膝關節角度沒有顯著影響，僅在曲柄角度 270 度時，高阻力踩踏使膝關節內轉角度增加 2.8 度。

表 6-1 特定曲柄角度下膝關節角度平均值(標準差)

Knee Joint Angles	Crank Angle	Loaded (deg)	Unloaded (deg)	p value
Flex(+)/Extension(-)	90	49.7 (6.2)	55.5 (5.8)	<0.01 *
	180	20.9 (6.8)	22.3 (5.9)	0.155
	270	84.5 (3.7)	85.6 (3.9)	0.013 *
	360	104.5 (4.0)	106.1 (4.5)	0.010 *
Abd(+)/Add(-)	90	8.1 (2.2)	8.8 (2.5)	0.014 *
	180	3.9 (1.3)	3.7 (1.4)	0.695
	270	10.9 (3.6)	11.6 (3.2)	0.098
	360	12.7 (4.0)	12.3 (4.1)	0.230
Femur Internal(+)/External(-) rotation	90	-4.5 (3.8)	-5.2 (4.3)	0.250
	180	-3.8 (4.3)	-5.1 (3.3)	0.321
	270	1.8 (5.5)	-1.0 (5.6)	0.022 *
	360	-1.1 (4.8)	-1.2 (5.9)	0.902

整個踩踏過程中最大關節角度的比較，在矢狀面與冠狀面上的最大角度皆無顯著差異。在橫斷面上關節角度，高阻力踩踏情況下，股骨內旋角度顯著大於低阻力踩踏下股骨內旋角度。如表 6-2。

表 6-2 完整踩踏過程中最大膝關節角度平均值(標準差)

Maximum Joint Angles	Loaded (deg)	Unloaded (deg)	p-value
Flexion(+)/Extension(-)	108.5 (3.6)	108.9 (4.0)	0.337
Abduction(+)/Adduction(-)	13.5 (4.2)	13.3 (3.9)	0.596
Femur Internal(+)/External(-) Rotation	3.2 (4.9)	1.1 (4.9)	0.032 *

高阻力與低阻力踩踏過程中最小關節角度的比較，在冠狀面與橫斷面上的最小角度皆無顯著差異。矢狀面上的最小關節角度，高阻力踩踏使膝關節最小屈曲角度顯著降低約 5 度。如表 6-3。

表 6-3 高阻力與低阻力踩踏過程中最小膝關節角度平均值(標準差)

Minimum Joint Angles	Loaded (deg)	Unloaded (deg)	p-value
Flex(+)/Extension(-)	10.9 (7.9)	15.7 (6.3)	0.007 *
Abd(+)/Add(-)	1.8 (1.4)	2.6 (1.8)	0.200
Femur Int(+)/External(-) Rotation	-6.7 (3.8)	-8.0 (3.2)	0.151

第二節 膝關節位移

膝關節位移(knee joint translation)對應三個軸向的移動：Anterior/Posterior、Proximal/Distal 與 Medial/Lateral，以股骨相對於脛骨的位移量表示。將膝關節在踩踏過程中的位移量隨著踩踏的曲柄角度變化的關係繪製成圖，並且比較高阻力與低阻力兩種踩踏狀況下膝關節中心位移的曲線圖。如圖 6-3 所示。

整體而言，膝關節位移量相對於曲柄角度的變化曲線在前後方向與內外側方向呈現 M 形曲線，而近端遠端方向則呈現 V 形曲線。三個方向皆以曲柄角度約 160 度時折返大致上對稱。不論阻力高低，在整個踩踏過程中，膝關節位移較往近端與外側方向位移。

前後方向的位移部分，不論阻力大小，最大往前方向的位移量發生在曲柄角度約 210 度，最大往前位移大約是 10mm；最大往後方向的位移發生在曲柄角度約 342 度，最大往後方向的位移大約是 11mm。近遠端方向的部分，不論阻力大小，最大近端方向位移發生在曲柄角度約 335 度，最大近端方向位移大約是 40mm。不論阻力大小，最小近端方向位移發生在曲柄角度約 155 度，最小近端方向位移量分別是 2mm 與 3.7mm。

內外側向位移的部分，不論阻力大小，最大外側位移 7.9mm 發生在曲柄角度 320 度。高阻力與低阻力狀況下的最小外側位移分別發生在曲柄角度 217、163 度，最小外側位移是 0.8mm 與 2mm。

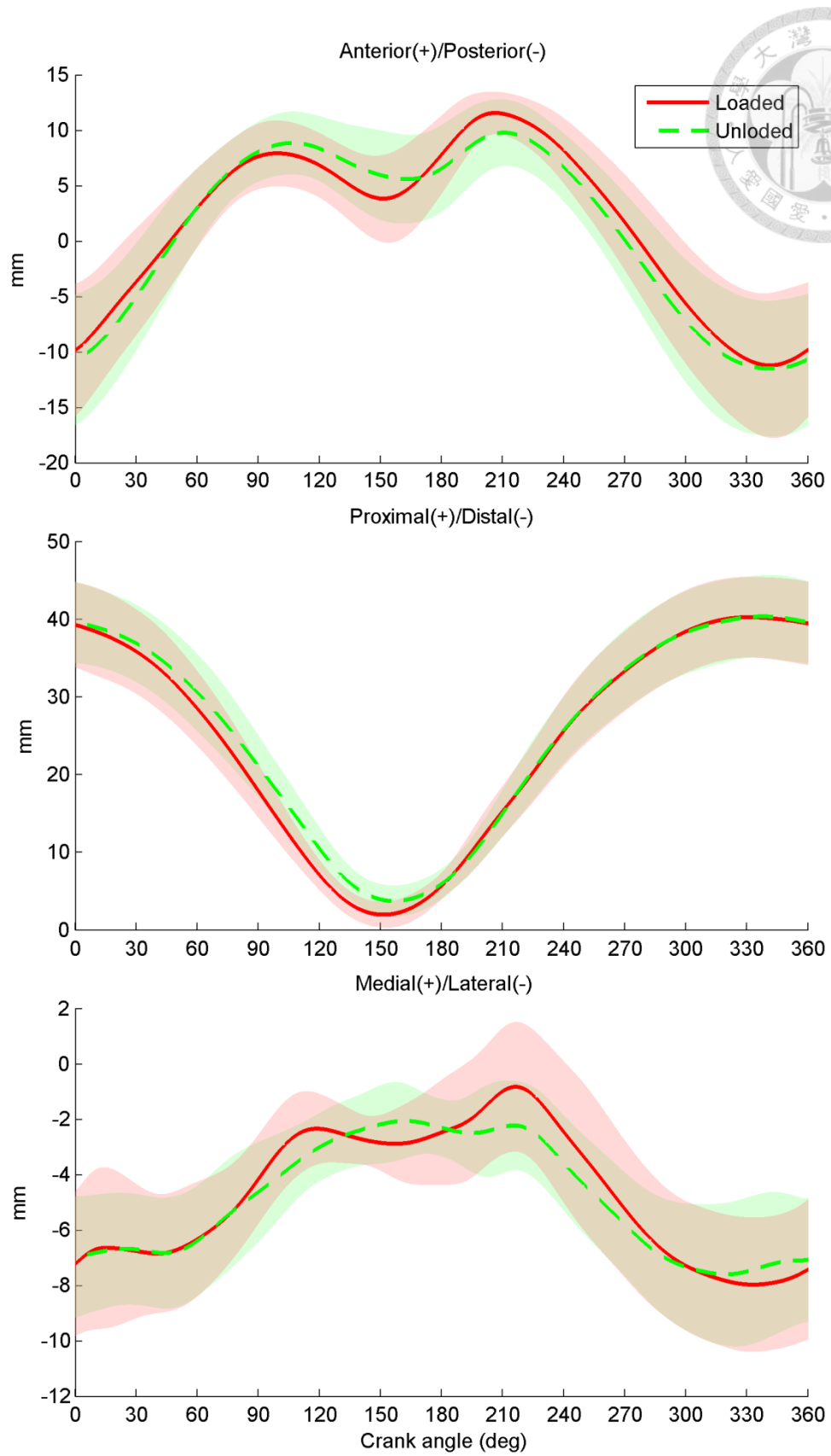


圖 6-3 踩踏過程中膝關節位移隨曲柄角度變化曲線



進一步選擇曲柄角度 90、180、270 與 360 度為特徵點進行分析。阻力對於膝關節內外側向位移沒有顯著影響。前後方向位移在曲柄角度 270 度時，膝關節中心位置顯著往前位移。近遠端方向的位移在曲柄角度 90 度時，阻力使膝關節中心往近端位移量顯著降低。如表 6-4。

表 6-4 特定曲柄角度下之膝關節位移平均值(標準差)

	Crank Angle	Loaded(mm)	Unloaded(mm)	p-value
Anterior(+)/Posterior(-)	90	7.6(3.1)	8.1(2.8)	0.304
	180	7.8(3.7)	6.6(4.1)	0.113
	270	1.7(4.5)	0.1(4.4)	<0.01 *
	360	-9.8(6.3)	-10.6(6.2)	0.087
Proximal(+)/Distal(-)	90	17.9(3.6)	21.1(4.1)	<0.01 *
	180	5.7(1.8)	6.0(2.0)	0.455
	270	33.3(5.4)	33.5(5.4)	0.173
	360	39.4(5.6)	39.6(5.5)	0.634
Medial(+)/Lateral(-)	90	-4.2(1.7)	-4.6(1.9)	0.073
	180	-2.5(2.0)	-2.3(1.1)	0.725
	270	-5.3(2.6)	-5.8(2.0)	0.202
	360	-7.4(2.6)	-7.1(2.3)	0.275

完整踩踏過程中最大關節位移量的比較，不同阻力踩踏在矢狀面與橫斷面上的最大位移量皆達顯著差異。阻力使得膝關節最大往前位移量增加約 2mm，且使得膝關節較往內側。如表 6-5。高阻力與低阻力踩踏過程中最小關節位移量的比較，阻力使得股骨較往遠端移動。如表 6-6。

表 6-5 高阻力與低阻力踩踏過程中最大膝關節位移量平均值(標準差)

	Loaded (mm)	Unloaded (mm)	p-value
Anterior(+)/Posterior(-)	12.0 (2.1)	10.1 (3.0)	0.002 *
Proximal(+)/Distal(-)	40.6 (5.4)	40.5 (5.5)	0.542
Medial(+)/Lateral(-)	-0.02 (1.8)	-1.2 (1.3)	0.009 *

表 6-6 高阻力與低阻力踩踏過程中最小膝關節位移量平均值(標準差)

	Loaded(mm)	Unloaded(mm)	p-value
Anterior(+)/Posterior(-)	-11.6(6.7)	-11.7(6.4)	0.851
Proximal(+)/Distal(-)	1.8(1.7)	3.6(2.1)	0.004 *
Medial(+)/Lateral(-)	-8.7(2.4)	-8.3(2.3)	0.2

第三節 膝關節表面接觸型態與接觸點軌跡

膝關節表面接觸型態

以其中一位受試者在踩踏的動力輸出期(power phase)之膝關節表面接觸型態為例。高阻力踩踏過程中的膝關節表面接觸型態隨著膝關節彎曲角度改變(圖 6-4)，整體而言，內側關節面接觸面積較外側關節面接觸面積大。關節面兩側皆在彎曲角度最小時有最大的接觸面積，同時也是踩踏過程中接近下死點的膝關節位置。膝關節彎曲大角度時，外側關節面接觸位置相較於內側關節面接觸位置而言較為後側。低阻力踩踏過程中的膝關節表面接觸型態隨著膝關節彎曲角度改變(圖 6-5)，整體而言，內側關節面接觸面積較外側關節面接觸面積大。關節面內外側的接觸面積皆在彎曲角度最小的時候達到最大。高阻力與低阻力踩踏過程中的膝關節面接觸型態沒有明顯的差異。

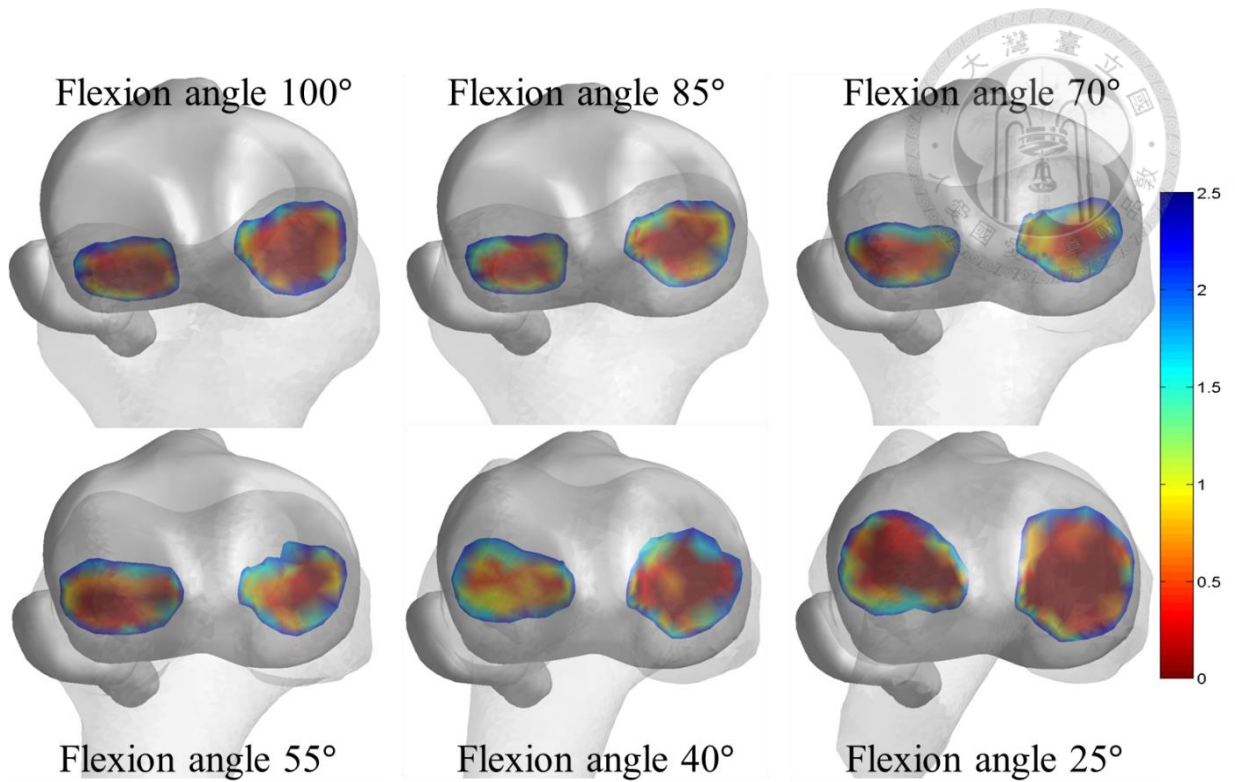


圖 6-4 高阻力踩踏過程中關節面接觸型態圖(以顏色顯示關節面距離)

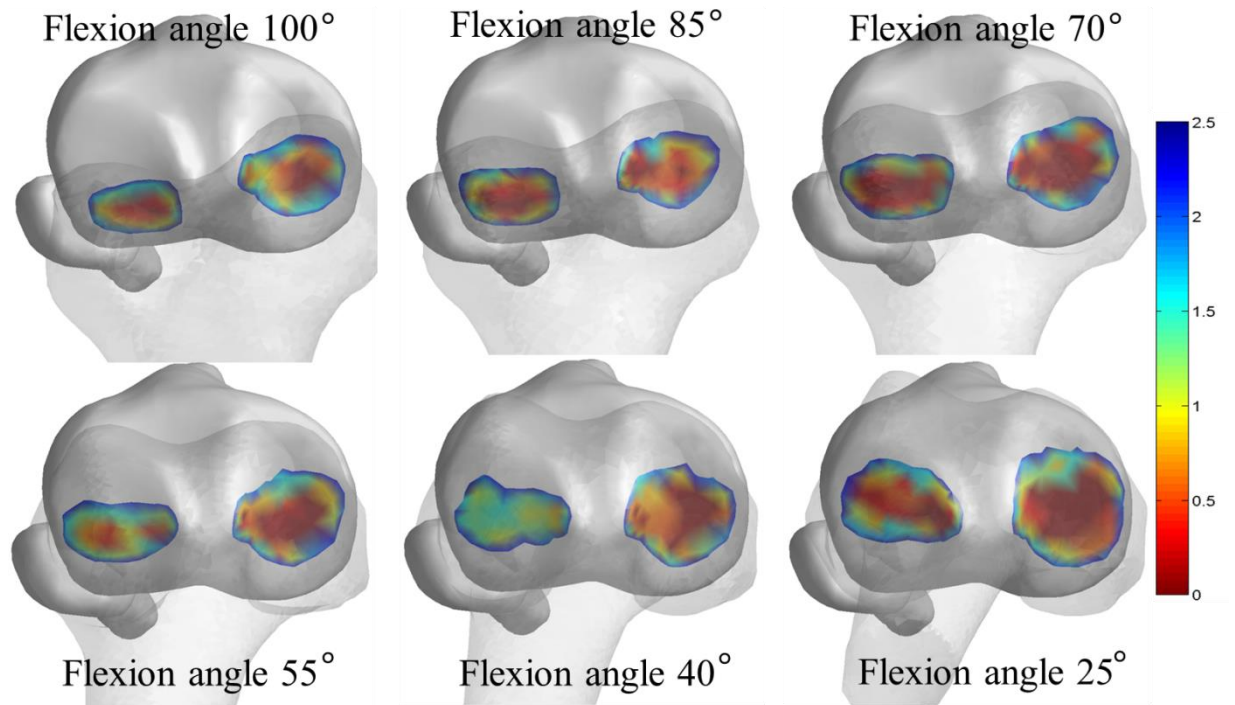


圖 6-5 低阻力踩踏過程中關節面接觸型態圖(以顏色顯示關節面距離)



膝關節接觸點軌跡與位移

關節面接觸點定義為膝關節面接觸表面的形心位置。關節面接觸點在踩踏動力輸出期過程中隨著膝關節彎曲角度改變而改變。計算每位受試者膝關節彎曲角度 100 度至 25 度過程中(間隔 15 度)的膝關節接觸點位置，並且對於脛骨平台所契合的橢圓進行正規化後，將 12 位受試者在每個彎曲角度下的接觸點平均位置繪製於脛骨平台上，以觀察高阻力與低阻力踩踏下動力輸出期膝關節表面接觸點隨著膝關節彎曲角度改變的移動軌跡，如圖 6-6、圖 6-7。

不論阻力高低的踩踏狀況下，兩側關節面接觸點皆隨著膝關節彎曲角度變小而往前位移，在動力輸出期中接觸點往前跑動。外側關節面接觸點軌跡較內側關節面接觸點軌跡長。

12 位受試者在在踩踏動力輸出期的不同關節角度之關節面接觸點平均位置如表 6-8、表 6-9、圖 6-8 至圖 6-11。內側關節面在膝關節彎曲角度 70 度以下，高阻力對於接觸點前後方向的位置有顯著影響，阻力使接觸點位置相較於低阻力時往後側移動約 1.3 mm。外側關節面在膝關節角度 70 與 55 度時，高阻力對於接觸點前後方向位置有顯著影響，阻力使接觸點位置相較於低阻力時往後側移動約 1mm。

阻力對於膝關節面接觸點內外側向的位置無顯著影響，只有在彎曲角度 25 度時，阻力使得兩側關節面的接觸點位置皆較往內側移動約 1mm。

踩踏動力輸出期過程中關節面接觸點的總位移量，統計結果顯示阻力對於兩側關節面接觸點的總位移量不論在內外側位移或是前後方向位移皆沒有顯著影響。如表 6-10。

由結果可知，踩踏動力輸出期關節面接觸點的總位移量不受阻力大小影響，但是阻力對於期間不同關節角度下的細部位移量有影響。

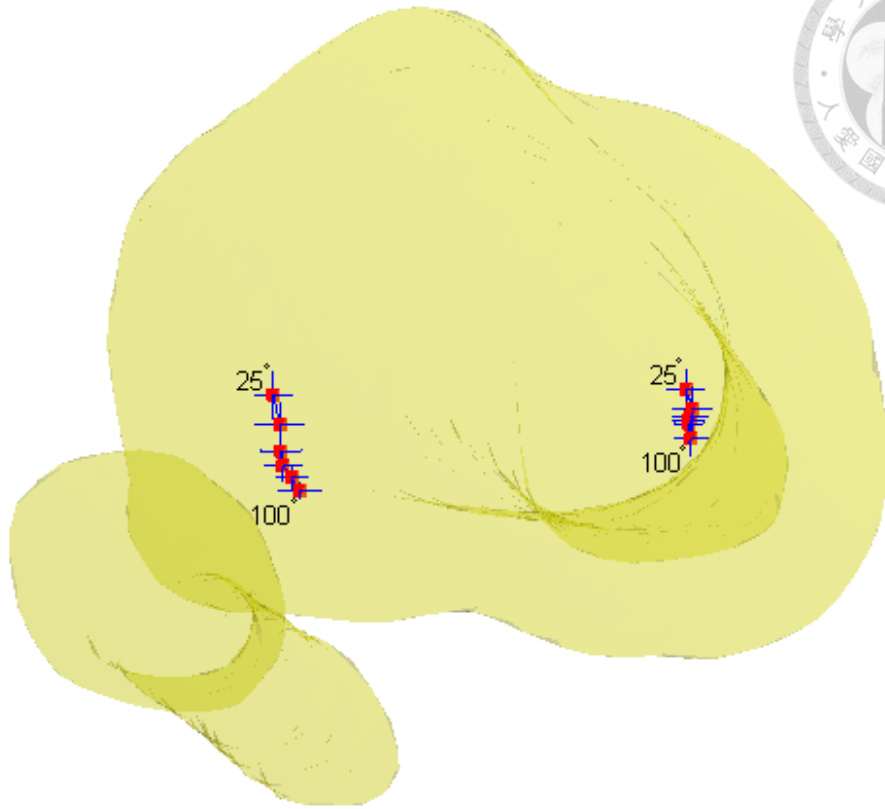


圖 6-6 高阻力踩踏過程中關節面接觸點隨膝關節彎曲角度改變軌跡變化圖

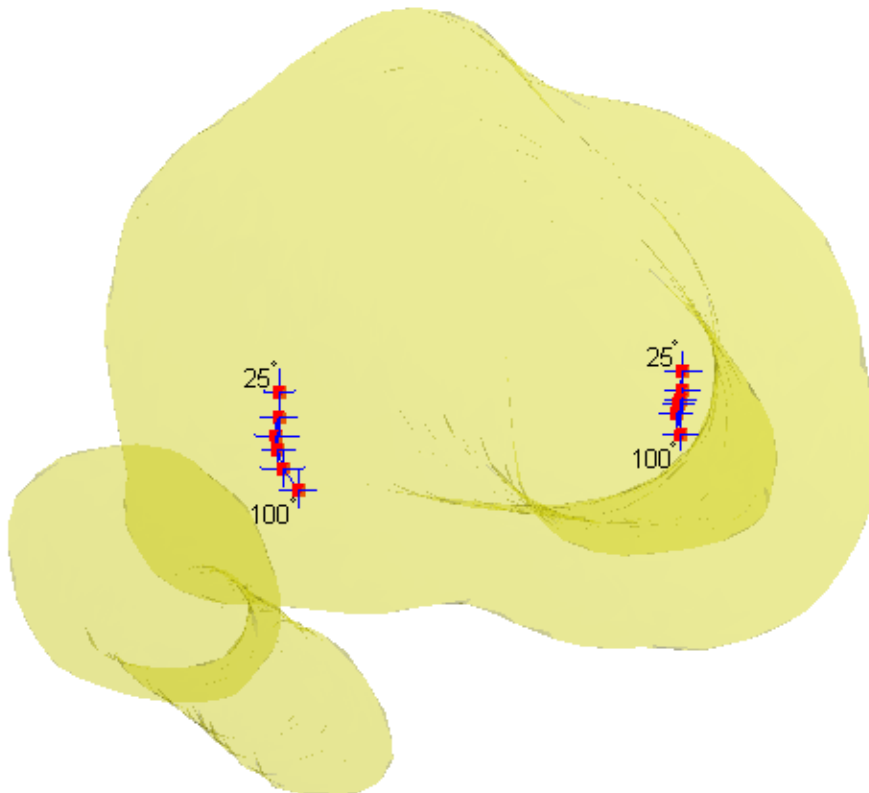


圖 6-7 低阻力踩踏過程中關節面接觸點隨膝關節彎曲角度改變軌跡變化圖

表 6-7 踩踏動力輸出期關節面接觸點在不同彎曲角度下前後方向位移量

Flexion Angle	Compartment	Anterior(+) / Posterior(-)		p-value
		Loaded(mm)	Unloaded(mm)	
100	Medial	-5.8(1.9)	-5.9(1.7)	0.752
	Lateral	-11.0(0.8)	-11.6(2.0)	0.959
85	Medial	-4.3(1.9)	-3.7(2.3)	0.149
	Lateral	-9.7(1.2)	-9.3(1.9)	0.276
70	Medial	-4.1(1.8)	-2.8(2.1)	0.003 *
	Lateral	-8.5(1.4)	-7.5(1.8)	0.014 *
55	Medial	-3.6(1.8)	-2.4(2.0)	0.006 *
	Lateral	-7.0(1.8)	-6.0(1.7)	0.012 *
40	Medial	-2.8(2.2)	-1.4(2.3)	0.005 *
	Lateral	-4.4(2.1)	-4.2(1.9)	0.575
25	Medial	-0.8(1.9)	0.5(2.1)	0.005 *
	Lateral	-1.4(2.4)	-1.6(2.2)	0.682

表 6-8 踩踏動力輸出期關節面接觸點在不同彎曲角度下內外側方向位移量

Flexion Angle		Medial(+) / Lateral(-)		p-value
		Loaded(mm)	Unloaded(mm)	
100	Medial	19.4(1.7)	19.5(1.9)	0.798
	Lateral	-19.8(2.1)	-19.4(1.8)	0.311
85	Medial	19.3(1.5)	19.0(1.8)	0.55
	Lateral	-20.5(1.6)	-21.0(2.2)	0.363
70	Medial	19.1(1.6)	19.1(1.6)	0.951
	Lateral	-21.4(1.9)	-21.5(1.7)	0.745
55	Medial	19.4(1.8)	19.5(1.6)	0.398
	Lateral	-21.7(2.1)	-21.6(2.2)	0.922
40	Medial	19.6(1.9)	19.6(1.7)	0.976
	Lateral	-22.4(1.8)	-21.4(1.9)	0.275
25	Medial	18.9(1.9)	19.7(1.8)	0.006 *
	Lateral	-22.4(1.8)	-21.3(1.5)	0.003 *

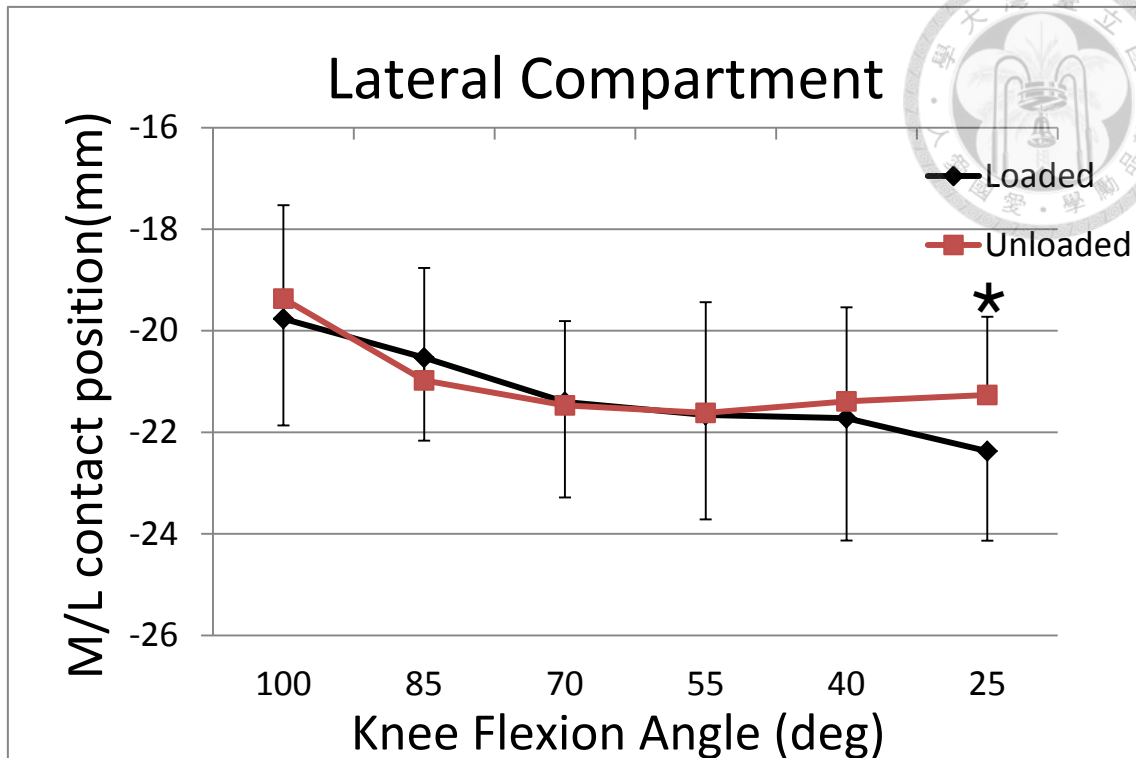


圖 6-8 動力輸出期間外側關節面接觸點在不同彎曲角度下內外側向位移變化

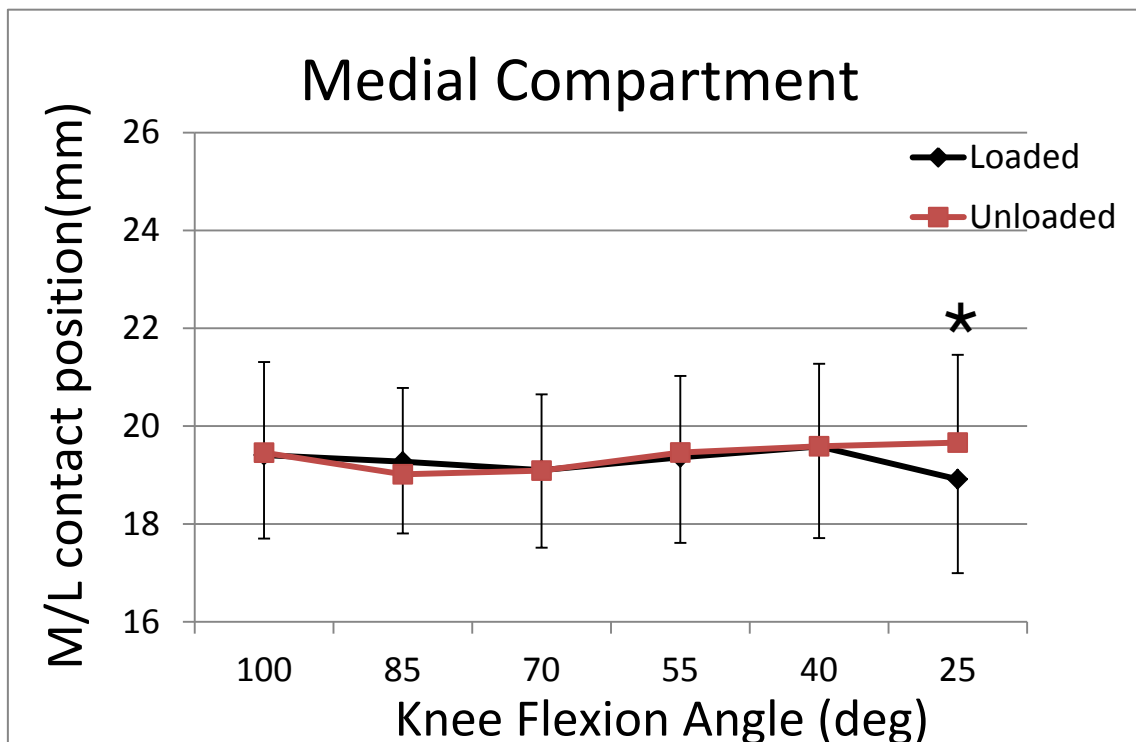


圖 6-9 動力輸出期間內側關節面接觸點在不同彎曲角度下內外側向位移變化

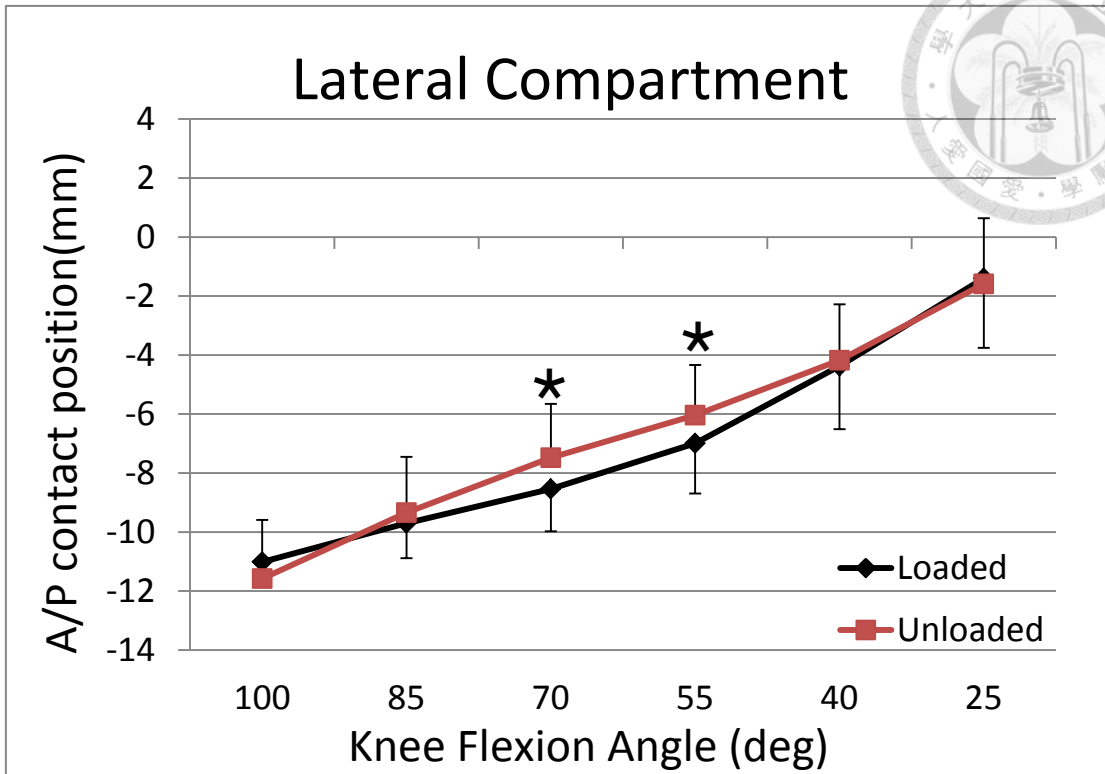


圖 6- 10 動力輸出期間外側關節面接觸點在不同彎曲角度下前後方向位移變化

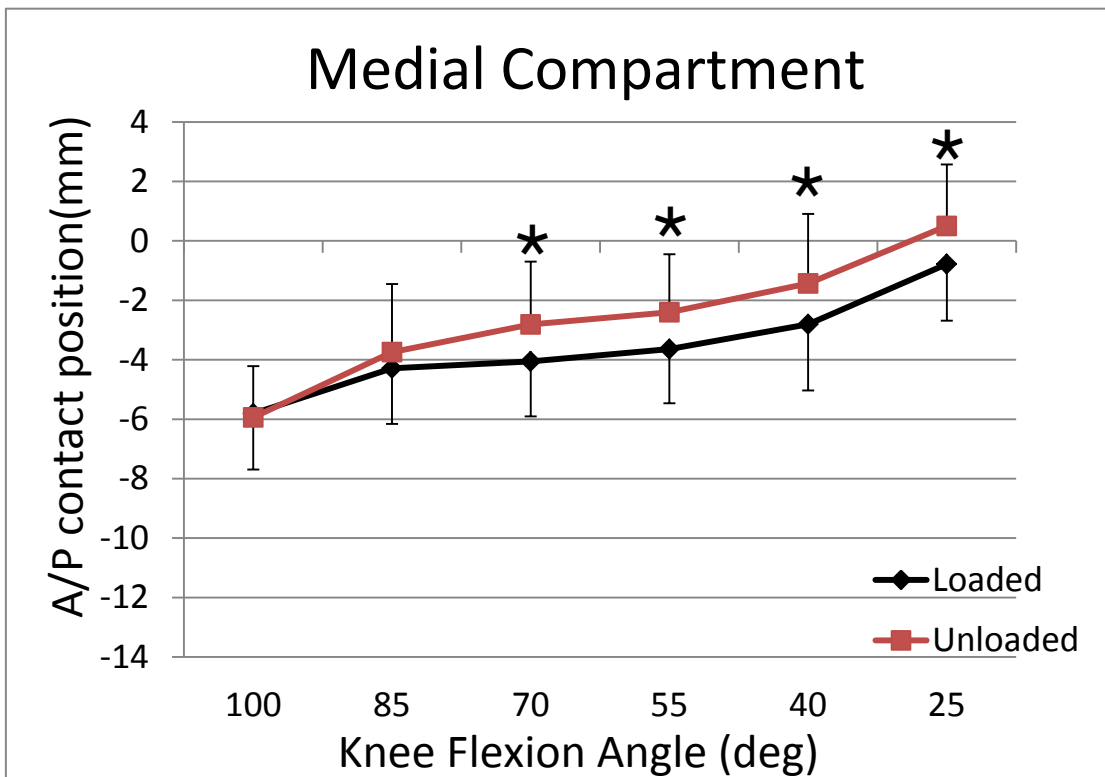


圖 6- 11 動力輸出期間內側關節面接觸點在不同彎曲角度下前後方向位移變化

表 6-9 踩踏動力輸出期間兩側關節面接觸點前後方向與內外側向總位移量

Anterior-Posterior			
Compartment	Loaded(mm)	Unloaded(mm)	p-value
Medial	4.5(1.6)	5.8(2.0)	0.07
Lateral	9.4(2.8)	9.4(3.0)	0.976

Medial-Lateral			
Compartment	Loaded(mm)	Unloaded(mm)	p-value
Medial	2.1(0.8)	2.0(1.7)	0.806
Lateral	3.2(1.5)	3.6(2.0)	0.516



第四節 韌帶伸長量變化

以一位具代表性的受試者為例，自行車踩踏過程中韌帶伸長量隨著曲柄角度變化圖如圖 6-12、圖 6-13。由高阻力踩踏結果可知前十字韌帶前內束與後外束在整個踩踏過程中幾乎皆呈現放鬆狀態；而後十字韌帶前外束與後內束最大伸長量分別為 4.5mm 與 2.4mm，分別發生在曲柄角度 241 度與 248 度。後十字韌帶最小伸長量發生在曲柄角度 145 度。

進一步選擇曲柄角度 90、180、270 與 360 度作為特徵點，比較阻力對於 7 位受試者平均韌帶伸長量是否有顯著影響，如表 6-11 至表 6-14。結果顯示，阻力高低踩踏對於韌帶伸長量並無顯著影響，只有在曲柄角度 90 度時，阻力使得後十字韌帶前外束與後內束在踩踏過程中韌帶伸長量降低 1.5mm 與 1.3mm；在曲柄角度 270 度時，阻力使得前十字韌帶後外束更放鬆 0.2mm。

踩踏過程中平均最大韌帶伸長量，如圖 6-14。由結果可知，阻力對於踩踏過程中前十字韌帶與後十字韌帶長度最大伸長量沒有顯著的影響。高阻力踩踏下，後十字韌帶前外束與後內束的平均最大伸長量分別是 6.6mm 與 6.5mm；低阻力踩踏下，後十字韌帶前外束與後內束的平均最大伸長量分別是 6.5mm 與 4.0mm。前十字韌帶前內束在高阻力與低阻力踩踏下平均最大伸長量分別為 0.9mm 與 0.8mm；前十字韌帶後外束則不論高低阻力，平均最大伸長量約為-1mm，也就是說整個踩踏過程中幾乎是完全放鬆的狀態。

由上述結果可知，不論踩踏阻力高低，後十字韌帶伸長量皆大於前十字韌帶伸長量。其中在四個特定曲柄角度下的比較，後十字韌帶在曲柄角度 180 度時有最小的伸長量。同樣地，前十字韌帶在曲柄角度 180 度時處在最放鬆的狀態。

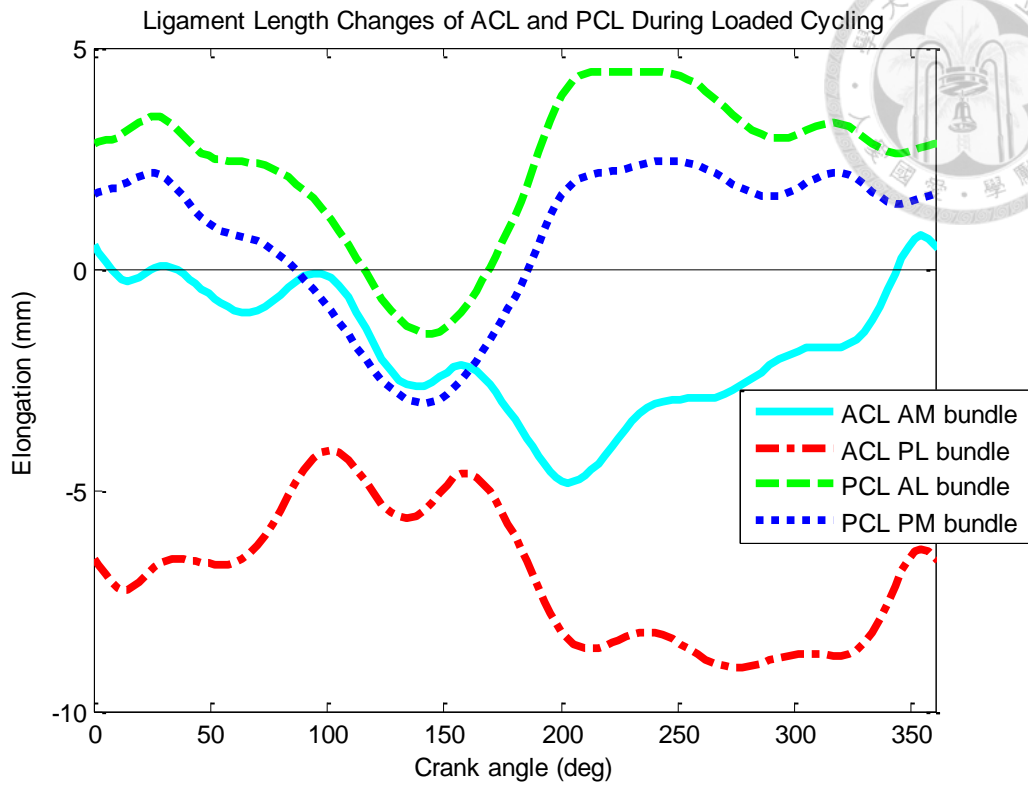


圖 6- 12 高阻力踩踏過程中前十字與後十字韌帶伸長量變化(以一位受試者為例)

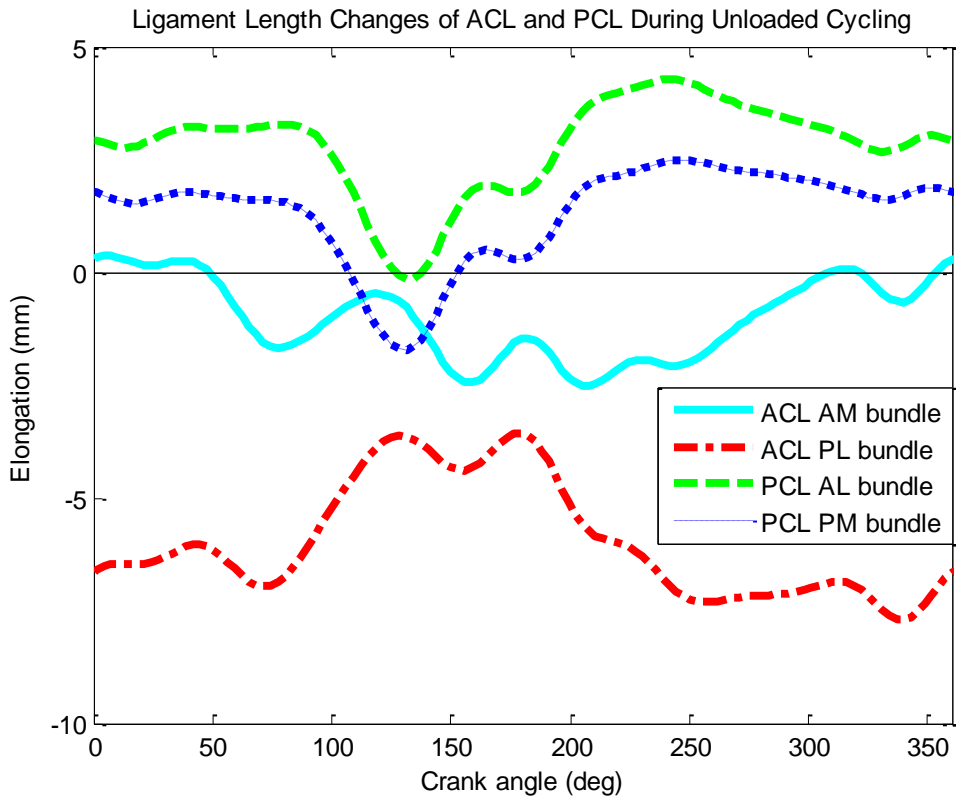


圖 6- 13 低阻力踩踏過程中前十字與後十字韌帶伸長量變化(以一位受試者為例)

表 6- 10 前十字韌帶前內束在高阻力與低阻力踩踏中特定曲柄角度下伸長量

ACL AM bundle			
Crank angle	Loaded(mm)	Unloaded(mm)	p value
90	-1.8(2.0)	-3.1(2.8)	0.169
180	-3.7(2.3)	-4.1(4.1)	0.762
270	-1.9(2.8)	-1.7(2.9)	0.573
360	-0.1(4.0)	-0.2(3.7)	0.875



表 6- 11 前十字韌帶後外束在高阻力與低阻力踩踏中特定曲柄角度下伸長量

ACL PL bundle			
Crank angle	Loaded(mm)	Unloaded(mm)	p value
90	-3.4 (1.7)	-4.3 (2.0)	0.156
180	-4.0 (1.8)	-3.8 (2.9)	0.856
270	-5.0 (3.1)	-4.0 (2.7)	0.032 *
360	-3.6 (4.3)	-3.0 (3.7)	0.422

表 6- 12 後十字韌帶前外束在高阻力與低阻力踩踏中特定曲柄角度下伸長量

PCL AL bundle			
Crank angle	Loaded(mm)	Unloaded(mm)	p value
90	3.7 (2.6)	5.3 (2.0)	0.006 *
180	2.7 (3.1)	2.2 (2.3)	0.564
270	5.1 (1.7)	5.1 (1.2)	0.806
360	5.0 (1.9)	4.9 (1.3)	0.848

表 6- 13 後十字韌帶後內束在高阻力與低阻力踩踏中特定曲柄角度下伸長量

PCL PM bundle			
Crank angle	Loaded(mm)	Unloaded(mm)	p value
90	1.2 (2.4)	2.5 (1.7)	0.008 *
180	0.5 (2.6)	-0.2 (1.9)	0.395
270	2.7 (1.2)	2.6 (1.1)	0.734
360	3.1 (1.4)	2.8 (1.3)	0.456

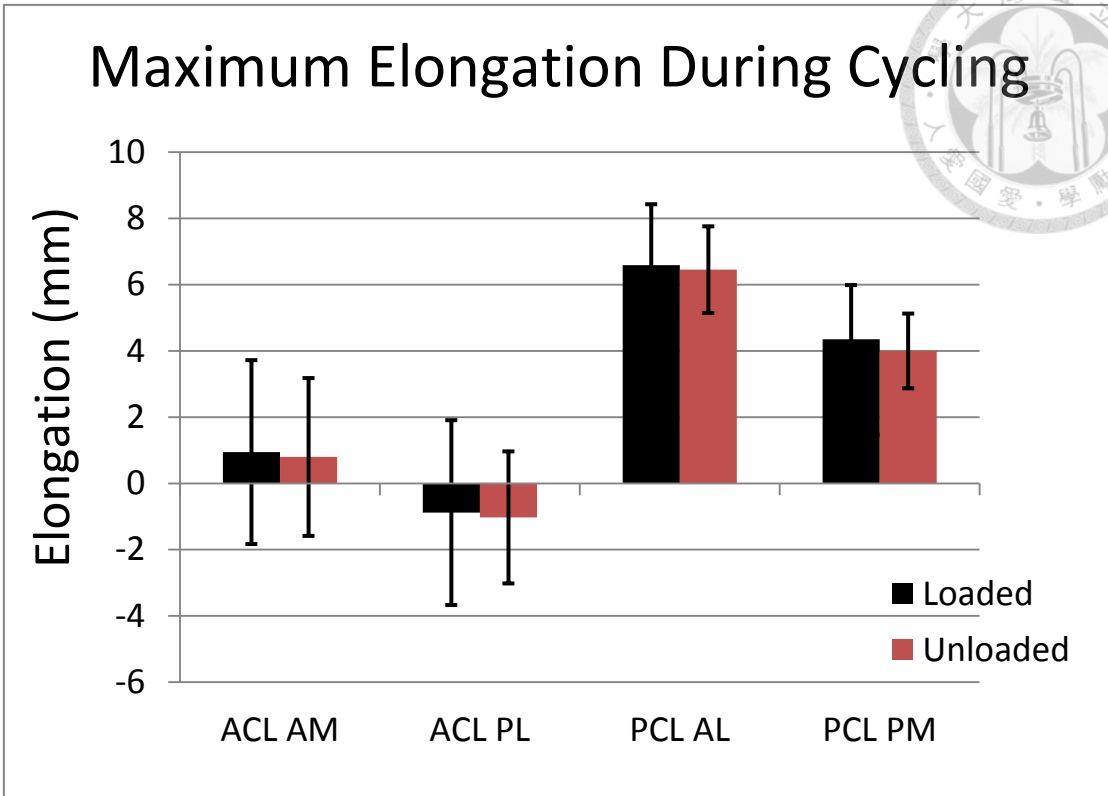


圖 6-14 踩踏過程中韌帶平均最大伸長量



第七章 討論

膝關節角度與位移

本研究結果呈現自行車踩踏過程中，膝關節角度在矢狀面與冠狀面隨著曲柄角度變化圖形大致上呈現 V 型曲線，在曲柄角度 160 度時達到最小屈曲與外展角度，且以曲柄角度 160 度為對稱。然而，最大屈曲角度並非發生在曲柄角度 180 度的下死點位置，推測其原因是踝關節有 plantar flexion 的角度，使得膝關節在曲柄達最低點時不需要伸到最直仍可通過下死點。膝關節在踩踏過程中皆處在外展狀態，最大外展角度達到 12 度。橫斷面上的角度最不明顯，但整個踩踏過程中股骨相較於脛骨向外轉。

與文獻結果比較，同樣是利用醫學影像為基礎的影像對位技術量測活體三維自行車踩踏運動，膝關節屈曲角度與內外轉角度有類似的結果[37]，如圖 7-1。此文獻雖僅呈現接受全人工膝關節置換手術患者術後進行踩踏運動下動力輸出期的矢狀面與橫斷面上關節角度，但可以發現動力輸出期間，股骨相對於脛骨的外轉角度由大至小，此趨勢與本研究結果相符。與文獻中利用反光球為標記點的立體攝影術量測自行車踩踏三維運動學結果比較，發現除了矢狀面上的趨勢一致之外，冠狀面與橫斷面的關節角度有不同的趨勢與角度值[36, 50]。Bailey 量測並比較正常膝關節與髌骨肌腱炎患者自行車踩踏下二維關節角度，結果發現髌骨肌腱炎患者較正常人有較大的膝關節外展角度，證實之前學者提出的主張：曾有膝關節傷害的自行車騎士採取膝關節相較於踝關節偏內側位置踩踏。但本研究結果顯示不論阻力大小的整個踩踏過程膝關節皆為外展角度，造成差異來源可能來自於文獻使用的方法未考慮軟組織移動誤差、二維假設不符合實際膝關節運動等原因。但本研究中為了降低受試者進行斷層掃描時接受的劑量而限制掃描脛骨的長度，進行影像對位時僅有近端脛骨的骨頭模型，也可能因為對位誤差以及座標軸定義偏差造成膝關節外展角度無法忠實呈現。

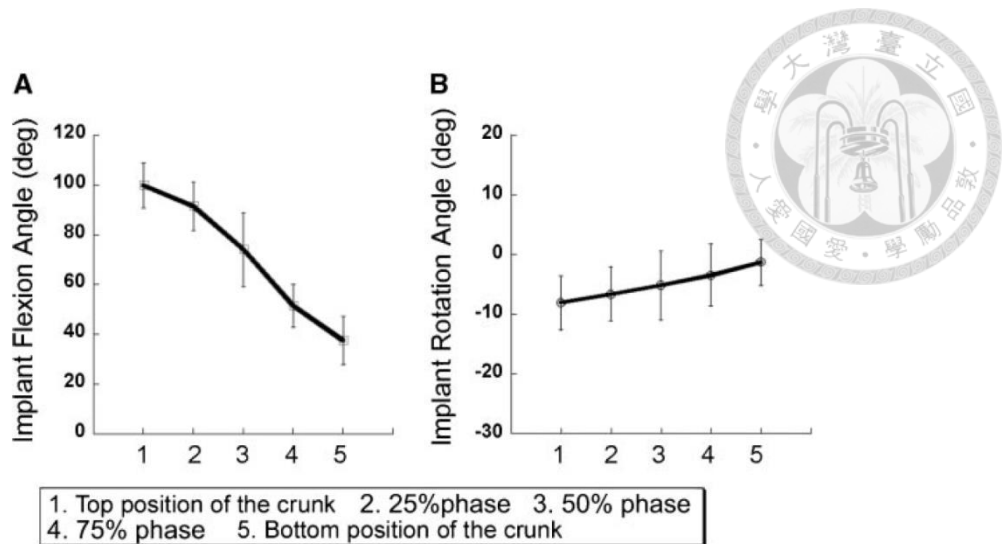


圖 7-1 自行車踩踏動力輸出期膝關節運動學(圖 B 為股骨元件相對於脛骨元件內外轉角度，內轉為正、外轉為負)[37]

選擇曲柄角度 90、180、270 與 360 為特徵點，比較阻力對於膝關節角度造成的影響。結果顯示，阻力除了在曲柄角度 180 度時膝關節屈曲角度無顯著影響之外，在曲柄角度 90、270 與 360 度時，高阻力使得膝關節屈曲角度顯著降低。其中又以曲柄角度 90 度時，高阻力對於屈曲角度造成的影響最大，差距 5.8 度。推測原因來自於曲柄角度 90 度時，踏板反作用力最大[39]，造成膝關節角度的改變也最大。在冠狀面上的膝關節外展角度，高阻力使得曲柄角度 90 度時的膝關節外展角度降低 0.7 度。推測其原因是來自於高阻力踩踏在此曲柄角度下股四頭肌用力收縮拉動髌腱，而使得髌腱在冠狀面上傾斜並給予脛骨水平方向的剪力而降低外展角度。

比較兩種阻力在整個踩踏過程中最大關節角度，阻力使最大股骨內轉角度增加 2.1 度，對於最大屈曲角度與最大外展角度皆無顯著影響。阻力使得整個踩踏過程中最小關節屈曲角度降低 4.8 度，代表膝關節為了抵抗阻力，使肌肉收縮產生較大的伸直力矩(extensor moment)，因此膝關節伸得更直；而最大屈曲角度發生在接近上死點的位置，此時為動力恢復期，因此阻力對於膝關節最大屈曲角度並無顯著差異。

選擇曲柄角度 90、180、270 與 360 定為特徵點，比較阻力對於膝關節位移造成的影響。結果顯示，阻力對於膝關節前後方向的位移量在曲柄角度 270 度時有顯著影響，阻力使股骨相對於脛骨往前方位移 1.7mm。推測其原因來自於曲柄角度 270 度時，膝關節處於動力回復期中間點，此時腿後側肌群收縮而將脛骨往後拉，造成股骨相對往前位移。在遠近端方向的位移量，阻力對於曲柄角度 90 度有顯著影響，高阻力使得股骨相對於脛骨較往遠端位移，推測其原因來自於踏板反作用力將股骨與脛骨相對距離拉近 3.2mm。對照關節面接觸型態圖大約在膝關節彎曲角度 55 度，結果發現阻力確實使外側關節面接觸表面積變大(圖 6-4、圖 6-5)。

關節面接觸型態與接觸點軌跡

比較其中一位受試者之高阻力與低阻力踩踏動力輸出期間膝關節表面接觸型態圖，如圖 6-4、圖 6-5。高阻力踩踏下關節面接觸範圍較低阻力踩踏的接觸範圍大。其原因來自於高阻力踩踏狀況下，股骨與脛骨之間的壓力較低阻力時踩踏時大，力量將股骨與脛骨拉近，造成軟骨面的接觸範圍與軟骨穿透範圍較大。

由關節面接觸表面定出的關節面接觸點與移動軌跡，如圖 6-6、圖 6-7。由接觸點軌跡圖可以發現內側與外側關節面接觸點軌跡的差異。不論阻力大小，外側關節面的前後方向總位移較內側方向總位移大。這樣的結果對應膝關節的螺旋機制(screw-home mechanism)，膝關節由彎曲到完全伸直的過程中，脛骨會隨著彎曲角度變小而向外轉，因此造成外側關節面前後方向位移大於內側關節面前後方向位移。由此結果可知，踩踏過程中同樣也有膝關節螺旋機制的發生。

關節面接觸點前後方向位移的部分，內側關節面在膝關節彎曲角度 70 度以下，高阻力使接觸點位置相較於低阻力時分別往後側位移 1.3、1.2、1.4、1.3 mm；外側關節面在膝關節彎曲角度 70 與 55 度時，高阻力使接觸點位置相較於低阻力時往後側位移 1mm。阻力造成兩側關節面接觸點位置往後側移動，推測其原因來自於當時曲柄角度處在動力輸出期中心點附近，踏板反作用力最大，因此股四頭肌

用力收縮，造成脛骨相對較往前移動，使得關節面接觸點相對往後跑，但是阻力造成的影響僅約為 1mm。

先前尚未有文獻針對自行車踩踏過程的關節面接觸點軌跡進行研究。Lu 以單平面動態 X 光量測正常膝關節進行主動伸直動作(active knee extension exercise)膝關節運動學，並且研究負重下的主動伸直動作對於在膝關節三維運動學與關節面接觸點軌跡是否有影響。結果顯示無負重下的膝關節主動伸直動作下膝關節的運動與試體研究中膝關節被動運動型態相似。負重對於膝關節角度並無影響，但負重使得膝關節彎曲 75 度以上之外側關節面接觸點位置顯著往前方位移。而本研究結果顯示，阻力使得自行車踩踏時膝關節面接觸點在膝關節彎曲角度 70 度以下較往後方移動。

韌帶長度變化

韌帶長度變化在高阻力與低阻力踩踏過程中隨著曲柄角度變化圖形如圖 6-12、圖 6-13。本研究中將韌帶長度簡化為股骨與脛骨上韌帶附著位置之直線距離，並且將韌帶長度減去韌帶初始長度得到伸長量，韌帶伸長量隨著曲柄角度變化可幫助我們了解韌帶受力大小趨勢。

由結果可知，不論阻力高低，後十字韌帶幾乎在整個踩踏過程中皆受到拉伸，並且在膝關節彎曲角度最小時(接近下死點)達到最小拉伸量，受力最小；前十字韌帶則幾乎在整個踩踏過程中皆呈現放鬆狀態。推測其可能的原因來自於膝關節前後方向位移量造成前十字與後十字韌帶伸長量差異，由圖 6-3 前後方向位移圖得知，不論阻力高低，曲柄角度 45 度至 275 度期間股骨相對於脛骨往前位移，而使後十字韌帶受力而拉長。

其中在曲柄角度 90 度時，高阻力使後十字韌帶兩束的伸長量較低阻力時降低，表示後十字韌帶在曲柄角度 90 度時相對低阻力情況下受力較小，推測其原因是此曲柄角度下股四頭肌在高阻力踩踏狀況用力收縮產生伸直力矩(extensor moment)，



將股骨往後拉，使得前十字韌帶分擔部分受力。

文獻上關於韌帶長度隨著屈曲角度改變的研究中，利用雙平面動態 X 光量測承重屈曲的單腳前蹲動作之運動學研究，利用 MRI 定出前十字韌帶兩束在骨頭上附著位置，並計算膝關節屈曲 0、30、60、90、120 及 135 度前蹲動作下前十字韌帶雙束長度變化。韌帶長度的定義為韌帶束在股骨附著位置中心點至韌帶束在脛骨附著位置中心點之直線距離，與本研究中的韌帶長度定義相同。結果發現前內束長度在屈曲角度 30 度後隨著屈曲角度增加而縮短；後外束亦隨屈曲角度增加而縮短[51]。另一個研究中，利用雙平面動態 X 光量測承重屈曲的單腳前蹲動作之下，後十字韌帶之前外束與後內束於屈曲角度 0、30、60、60、75、90、105、120 及最大屈曲角度時後十字韌帶雙束長度變化。結果顯示前外束與後內束長度皆隨著屈曲角度增加而增加[52]。但文獻未定義韌帶初始長度，因此僅以長度變化的趨勢與本研究結果進行討論。若是僅考慮踩踏過程中膝關節矢狀面的角度變化，在上死點至下死點的動力輸出期間，膝關節彎曲角度由大彎曲角度 100 度至小彎曲角度，後十字韌帶長度隨著屈曲角度降低而變短；踩踏動力回復期則是下死點小彎曲角度至上死點大彎曲角度，後十字韌帶長度變化趨勢亦隨著彎曲角度增加而增加，此趨勢與文獻結果一致。本研究結果中，由於前十字韌帶整個踩踏過程中皆處在放鬆狀態，伸長量趨勢變化則較不明顯。

韌帶伸長量變化的比較圖與統計分析結果皆顯示阻力高低對於踩踏過程中韌帶長度變化沒有顯著影響，但是後十字韌帶伸長量則明顯大於前十字韌帶伸長量，以此結果推估前十字韌帶在踩踏過程中受力較小、而後十字韌帶在踩踏過程中受力大。

根據結果，前十字韌帶損傷患者可建議從事自行車踩踏運動，但後十字韌帶損傷的患者則不建議從事自行車踩踏運動，且在本研究定義的阻力範圍下，韌帶伸長量皆不受阻力影響。

誤差來源

本研究誤差來源可能發生在投影模型的校正與影像對位。其中，骨模型與動態 X 光進行影像對位時使用的相似度量測 WEMS 已被驗證過其精度為影像平面位移誤差小於 0.77mm、出影像平面位移誤差 3.06mm 與最大旋轉誤差 1.13 度。計算膝關節角度時可能在訂定骨頭座標系統軸方向時有誤差。膝關節位移量可能受到參考點定義與骨頭幾何形狀的限制，無法忠實呈現兩骨頭間的相對關係。利用磁共振造影重建的軟骨模型可能伴隨人工判定上的困難與手動圈選誤差。韌帶附著位置同樣受到軟骨模型與骨頭模型對位準確度影響，手動圈選附著位置誤差也會累積在計算韌帶原始長度與動態過程中韌帶長度變化結果。



第八章 結論

在先前的研究當中，自行車運動常被假設為矢狀面的運動，而以皮膚標記點為基礎的動作分析技術尚未能有效解決軟組織移動誤差亦尚未量化踩踏過程中皮膚移動誤差。本研究使用結合 CT 骨頭模型與雙平面動態 X 光對位技術量測高阻力與低阻力自行車踩踏過程之精確三維運動學，並結合軟骨厚度進一步計算關節面運動學，且以簡化的韌帶計算踩踏過程中的長度變化與伸長量。

本研究結果顯示阻力對於踩踏時膝關節角度的影響在矢狀面上的屈曲角度最為明顯，在冠狀面與橫斷面上則是在特定曲柄角度下有細微的改變。阻力對於踩踏時膝關節位移量的影響並不顯著。阻力使得踩踏動力輸出期之膝關節表面接觸點在膝關節彎曲角度 70 度以下顯著往後側移動，但位移量差異僅約 1.2 mm。阻力對於踩踏過程中前十字韌帶與後十字韌帶的伸長量影響並不顯著，但是踩踏過程中後十字韌帶伸長量顯著大於前十字韌帶伸長量。

由踩踏過程中韌帶伸長量變化推測後十字韌帶損傷患者不建議從事自行車踩踏運動。而對於一般從事自行車運動或是使用自行車運動進行肌肉訓練的大眾而言，本研究證實 20N-m 阻力狀況搭配 30rpm 踩踏速率下，膝關節運動學、膝關節表面接觸型態與後十字韌帶伸長量相較於低阻力踩踏時無顯著造成傷害的風險。

未來展望

由於髌骨的幾何形狀對於影像對位技術而言較缺乏特徵點，本研究當中尚未考慮髌骨股骨關節運動學，然而髌骨股骨疼痛症候群常見於自行車運動傷害。未來若能將加入髌骨運動學，不僅能更加瞭解膝關節運動，更可進一步考慮髌腱在動態運動過程中在膝關節扮演的角色。本研究已成功建構活體三維自行車運動量測平台，往後自行車踩踏的相關研究皆可在此平台上量測，例如踩踏方向、足部擺放位置、座椅高低等因素對於膝關節運動造成的影響。另外，本研究使用動態 X

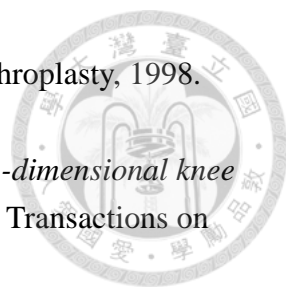
光進行量測，但是運動速度若過快可能造成影響模糊，因此本研究中踩踏速度受限。未來若是有更先進的儀器推出則可突破此限制，使研究動作更接近真實踩踏情況。

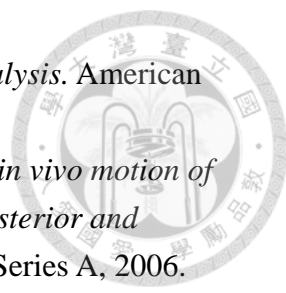


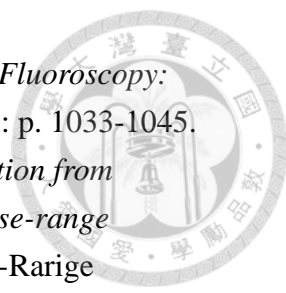
References



1. Fridén, T., et al., *Proprioception after an acute knee ligament injury: a longitudinal study on 16 consecutive patients*. Journal of Orthopaedic Research, 1997. **15**(5): p. 637-644.
2. Nordin, M. and V.H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* 2001: Lippincott Williams & Wilkins.
3. Matsumoto, H., et al., *Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2000(371): p. 178-182.
4. Kanamori, A., et al., *The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology*. Arthroscopy, 2000. **16**(6): p. 633-639.
5. Kadaba, M.P., H.K. Ramakrishnan, and M.E. Wootten, *Measurement of lower extremity kinematics during level walking*. Journal of Orthopaedic Research, 1990. **8**(3): p. 383-392.
6. Lafortune, M.A., et al., *Three-dimensional kinematics of the human knee during walking*. Journal of Biomechanics, 1992. **25**(4): p. 347-357.
7. Ramsey, D.K., et al., *Assessment of functional knee bracing: An in vivo three-dimensional kinematic analysis of the anterior cruciate deficient knee*. Clinical Biomechanics, 2001. **16**(1): p. 61-70.
8. Lu, T.W. and J.J. O'Connor, *Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints*. Journal of Biomechanics, 1999. **32**(2): p. 129-134.
9. Torzilli, P.A., R.L. Greenberg, and J. Insall, *An in vivo biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Roentgenographic measurement technique, stress machine, and stable population*. Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 1981. **63**(6): p. 960-968.
10. Selvik, G., *Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system*. Acta Orthopaedica Scandinavica, Supplement, 1989. **60**(232): p. 1-51.
11. Baltzopoulos, V., *A videofluoroscopy method for optical distortion correction and measurement of knee-joint kinematics*. Clinical Biomechanics, 1995. **10**(2): p. 85-92.
12. Valstar, E.R., et al., *Model-based Roentgen stereophotogrammetry of orthopaedic implants*. Journal of Biomechanics, 2001. **34**(6): p. 715-722.
13. Dennis, D.A., et al., *Range of motion after total knee arthroplasty: The effect of*

- 
- implant design and weight-bearing conditions*. Journal of Arthroplasty, 1998. **13**(7): p. 748-752.
14. Banks, S.A. and W.A. Hodge, *Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1996. **43**(6): p. 638-649.
 15. Kozinska, D., et al., *Multidimensional Alignment Using the Euclidean Distance Transform*. Graphical Models and Image Processing, 1997. **59**(6): p. 373-387.
 16. Danielsson, P.E., *Euclidean distance mapping*. Computer Graphics and Image Processing, 1980. **14**(3): p. 227-248.
 17. Kriegman, D.J. and J. Ponce, *Computing exact aspect graphs of curved objects: Solids of revolution*. International Journal of Computer Vision, 1990. **5**(2): p. 119-135.
 18. Tsai, T.Y., et al., *A volumetric model-based 2D to 3D registration method for measuring kinematics of natural knees with single-plane fluoroscopy*. Medical Physics, 2010. **37**(3): p. 1273-1284.
 19. Lu, T.W., et al., *In vivo three-dimensional kinematics of the normal knee during active extension under unloaded and loaded conditions using single-plane fluoroscopy*. Medical Engineering and Physics, 2008. **30**(8): p. 1004-1012.
 20. Griffin, L.Y., et al., *Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies*. The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000. **8**(3): p. 141-150.
 21. Scavenius, M., et al., *Isolated total ruptures of the anterior cruciate ligament - A clinical study with long-term follow-up of 7 years*. Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 1999. **9**(2): p. 114-119.
 22. Tandogan, R.N., et al., *Analysis of meniscal and chondral lesions accompanying anterior cruciate ligament tears: Relationship with age, time from injury, and level of sport*. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 2004. **12**(4): p. 262-270.
 23. Gillquist, J. and K. Messner, *Anterior cruciate ligament reconstruction and the long term incidence of gonarthrosis*. Sports Medicine, 1999. **27**(3): p. 143-156.
 24. Logan, M., et al., *Tibiofemoral Kinematics of the Anterior Cruciate Ligament (ACL)-Deficient Weightbearing, Living Knee Employing Vertical Access Open " Interventional" Multiple Resonance Imaging*. American Journal of Sports Medicine, 2004. **32**(3): p. 720-726.
 25. Dennis, D.A., et al., *In vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics*. Journal of Biomechanics, 2005. **38**(2): p. 241-253.
 26. Defrate, L.E., et al., *The 6 degrees of freedom kinematics of the knee after*

- 
- anterior cruciate ligament deficiency: An in vivo imaging analysis.* American Journal of Sports Medicine, 2006. **34**(8): p. 1240-1246.
27. Li, G., et al., *Anterior cruciate ligament deficiency alters the in vivo motion of the tibiofemoral cartilage contact points in both the anteroposterior and mediolateral directions.* Journal of Bone and Joint Surgery - Series A, 2006. **88**(8): p. 1826-1834.
 28. Miyaji, T., et al., *In vivo kinematics of the anterior cruciate ligament deficient knee during wide-based squat using a 2D/3D registration technique.* Journal of Sports Science and Medicine, 2012. **11**(4): p. 695-702.
 29. Henning, C.E., M.A. Lynch, and K.R. Glick Jr, *An in vivo strain gage study of elongation of the anterior cruciate ligament.* American Journal of Sports Medicine, 1985. **13**(1): p. 22-26.
 30. Fleming, B.C., et al., *The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling. An in vivo study.* American Journal of Sports Medicine, 1998. **26**(1): p. 109-118.
 31. Eisner, W.D., et al., *Electromyographic timing analysis of forward and backward cycling.* Medicine and Science in Sports and Exercise, 1999. **31**(3): p. 449-455.
 32. Ting, L.H., et al., *Phase reversal of biomechanical functions and muscle activity in backward pedaling.* Journal of Neurophysiology, 1999. **81**(2): p. 544-551.
 33. Neptune, R.R. and S.A. Kautz, *Knee joint loading in forward versus backward pedaling: Implications for rehabilitation strategies.* Clinical Biomechanics, 2000. **15**(7): p. 528-535.
 34. So, R.C.H., J.K.F. Ng, and G.Y.F. Ng, *Muscle recruitment pattern in cycling: A review.* Physical Therapy in Sport, 2005. **6**(2): p. 89-96.
 35. Hug, F. and S. Dorel, *Electromyographic analysis of pedaling: A review.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009. **19**(2): p. 182-198.
 36. Umberger, B.R. and P.E. Martin, *Testing the planar assumption during ergometer cycling.* Journal of Applied Biomechanics, 2001. **17**(1): p. 55-62.
 37. Hamai, S., et al., *Three-dimensional knee joint kinematics during golf swing and stationary cycling after total knee arthroplasty.* Journal of Orthopaedic Research, 2008. **26**(12): p. 1556-1561.
 38. Tamborindeguy, A.C. and R. Rico Bini, *Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation?* Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2011. **15**(2): p. 186-191.
 39. Sanner, W.H. and W.D. O'Halloran, *The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries.* Journal of the American Podiatric Medical Association, 2000. **90**(7): p. 354-376.
 40. 莊克士, *醫學影像物理學* 1998: 合記圖書出版社.

- 
41. Mahesh, M., *The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Fluoroscopy: patient radiation exposure issues*. Radiographics, 2001. **21**(4): p. 1033-1045.
42. Abdel-Aziz, Y., Karara. *HM (1971) Direct linear transformation from comparator co-ordinates into objectspace co-ordinates in close-range photogrammetry*. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry. Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry.
43. Lorensen, W.E. and H.E. Cline, *MARCHING CUBES: A HIGH RESOLUTION 3D SURFACE CONSTRUCTION ALGORITHM*. Computer Graphics (ACM), 1987. **21**(4): p. 163-169.
44. Wilson, D.R., et al., *The components of passive knee movement are coupled to flexion angle*. Journal of Biomechanics, 2000. **33**(4): p. 465-473.
45. Bowers, M.E., et al., *Quantitative MR imaging using "LiveWire" to measure tibiofemoral articular cartilage thickness*. Osteoarthritis and Cartilage, 2008. **16**(10): p. 1167-1173.
46. Zavatsky, A.B. and J.J. O'Connor, *Model of human knee ligaments in the sagittal plane. Part 1: Response to passive flexion*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 1992. **206**(3): p. 125-134.
47. Zavatsky, A.B. and J.J. O'Connor, *Model of human knee ligaments in the sagittal plane. Part 2: Fibre recruitment under load*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 1992. **206**(3): p. 135-145.
48. Zavatsky, A.B. and J.J. O'Connor, *Three-dimensional geometrical models of human knee ligaments*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 1994. **208**(4): p. 229-240.
49. Penner, D.A., et al., *An in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry*. American Journal of Sports Medicine, 1988. **16**(3): p. 238-243.
50. Bailey, M.P., F.J. Mailladet, and N. Messenger, *Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis*. Journal of Sports Sciences, 2003. **21**(8): p. 649-657.
51. Jordan, S.S., et al., *The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion*. American Journal of Sports Medicine, 2007. **35**(4): p. 547-554.
52. Papannagari, R., et al., *Function of posterior cruciate ligament bundles during in vivo knee flexion*. American Journal of Sports Medicine, 2007. **35**(9): p. 1507-1512.