

計劃編號：NSC89-2320-B-002-144-M08

行政院國家科學委員會專題研究報告

前十字交叉韌帶損傷患者股四頭肌迴避用力機轉之研究

A Study of Mechanism of Quadriceps Avoidance in the
Patients with Anterior Cruciate Ligament Deficiency

計劃主持人：詹美華 副教授

執行機構：國立台灣大學物理治療學系

執行時間：中華民國八十八年八月一日至

中華民國八十九年七月三十一日

中華民國八十九年七月

誌謝

自從選擇了“骨科”做為我的次專長之後，我就逐漸地愛上“生物力學”。

感謝鄭誠功所長給我這兩年機會，讓我享受了五十多年來難得的最具學術性的休閒娛樂。這兩年，本論文只是附加價值，我所感受到的，也許沒讀陽明醫工所，我一輩子都無法領悟到我週遭的鄭所長、李淑貞、呂東武兩位教授，我的家母、外子、子女、同事、同學都如此呵護我。人生如此，夫復何求？

鄭所長讓我學到的，除了學術外，應該是他如何對學生的“視如己出”與對專業的執著。這些對我往後的教學生涯將受用無盡。感謝李淑貞教授肯引領我這高齡學生進入動作分析領域，讓我能一窺它奧堂之妙。也感謝上天的厚愛，讓我在研究設計之初，就得到動作分析大師之一的呂東武教授的指點，使我在整個研究過程中，幾乎是沒有碰到任何的挫折。八十多歲的老母，在我功課吃緊的時候，送便當給我，為我家中的另外三口洗手做羹湯。我有喝濃茶的習慣，每回上課，外子就會沖泡一罐保溫的烏龍茶放在我的書包裡，讓我帶著他的愛心上學。最感欣慰的是，我的孩子在“媽媽加油”聲中，也能更加鞭策自己。骨科物理治療同仁分攤了我的課程，讓我可以無後顧之憂，盡情的學習。我的高材助理—耀聰，自始至終協助我研究的完成，真是感謝他。這豐收的兩年，我浸潤在恩情、親情與友情中，享受前所未有的溫暖。相信本論文是結合了這些感情的最佳創作。

中文摘要

前十字交叉韌帶斷裂患者在步態中的腳著地期，常具有“股四頭肌迴避用力”（quadriceps avoidance）之現象。安瑞爾基（Andriacchi TP）認為這個現象的存在，使患者膝關節穩定度較佳，日後較不易造成外傷性關節炎。本研究之目的即在探討“股四頭肌迴避用力”之機轉，以了解安氏觀點的正確性。利用 18 位前十字交叉韌帶損傷患者及 1 位正常、健康者為研究對象，以 Vicon 370 動作分析系統、Bertec 力板及 MA-100 肌電圖量測系統為主要測試之儀器。結果有三點重要發現：（1）安瑞爾基所謂的“股四頭肌迴避用力”的機轉值得重新商榷。前十字交叉韌帶損傷患者若具有這個現象，可能只是膝關節有向前滑脫的不穩定表徵，而膝屈肌扮演阻止脛骨向前滑脫的角色。（2）股四頭肌之肌力、膝關節之穩定度、腳著地期膝關節之屈曲度，三者可能都會影響腳著地期膝關節之淨外力矩值。三者中又可能以腳著地期膝關節之屈曲度的影響力較大。（3）前十字交叉韌帶損傷患者的健側膝顯示與患側膝相似的步態（例如腳著地期膝關節的屈曲角度）及力矩值。研究結果讓我們知道：前十字交叉韌帶損傷患者“股四頭肌迴避用力”步態，可能只是因為膝關節的穩定度不足而需要膝屈肌更積極介入的一個表徵。所以未來面對這一類的患者，醫療人員更應以積極的態度，重建患者膝關節的穩定度，才能讓患者的膝功能有最大的恢復力。本研究釐清了前十字交叉韌帶損傷患者“股四頭肌迴避用力”之部份機轉，讓未來的臨床治療方向更清楚，更有利於眾多病患之就醫。

英文摘要

There was a special 'quadriceps avoidance gait' during stance phase in patients with anterior cruciate ligament deficiency (ACLD). Andriacchi and his colleagues have declared that the quadriceps would produce an anterior displacement of the tibia on the femur. Therefore, patients with ACLD would tend to avoid quadriceps contraction. These gait adaptations are presumably produced by a subconscious protective mechanism to avoid the excessive anterior displacement of the tibia. On the other hand, we find the weakness of quadriceps or the instability of knee joint was a real cause leading to quadriceps avoidance gait in patients with ACLD. The purpose of this study was to search for the mechanism of quadriceps avoidance gait. A 370 motion analysis system, Bertec force plates and MA - 100 electromyographer were used to evaluate the net external moment as well as myoelectric activation of the knees in patients with ACLD to obtain the kinetic and kinematic data of 18 patients with ACLD and one normal subject. After data analysis, we have drawn three conclusions as the followings: (1) 'Quadriceps avoidance gait' might be only a compensation phenomenon to the patients with anterior instability of the knee. Knee flexors play the compensating role of displacing the tibia anteriorly on the femur. (2) Three factors that affected the net external moment of knee in this study: the muscle strength of quadriceps, knee angle of stance phase in gait cycle and joint stability of the knee. (3) The contralateral knee (sound side) showed similar gait pattern and comparable knee moment like the affected side.

目錄

	頁碼
誌謝.....	I
中文摘要.....	II
英文摘要.....	III
目錄.....	IV
圖目錄.....	VIII
表目錄.....	X
第一章 緒論	
1-1 前言.....	1
1-2 研究背景.....	2
1-3 文獻回顧.....	4
1-4 研究目的.....	9
第二章 研究方法	
2-1 實驗受試者.....	10
2-2 實驗硬體設備	
2-2-1 Vicon 370 攝影分析系統.....	12
2-2-2 Bertec 測力板	12
2-2-3 MA-100 肌電圖量測系統	13

2-2-4	KT-1000 膝關節韌帶量測儀·····	13
2-3	實驗步驟及假設	
2-3-1	實驗步驟·····	14
2-3-2	實驗之假設·····	16
2-4	實驗資料之收集	
2-4-1	外力模式之建立·····	17
2-4-2	內力模式之建立·····	19
2-4-3	膝關節力矩之計算·····	19
2-4-4	徒手肌力測試·····	20
2-5	資料處理之流程	
2-5-1	地板反作用力之標準化·····	20
2-5-2	膝關節力矩之標準化·····	20
2-5-3	步態週期時間軸之標準化·····	21
2-5-4	肌電訊號之標準化·····	21
2-5-5	步態資料平均及標準化·····	22
2-6	統計方法·····	22

第三章 結果

3-1 膝關節之力矩

3-1-1 肌力不足且關節不穩定患者行走中膝關節之

力矩·····	24
3-1-2 肌力測試正常且關節測試穩定患者行走 中膝關節之力矩·····	24
3-1-3 肌力不足但關節測試穩定患者行走中膝關節之 力矩·····	25
3-1-4 肌力測試正常但關節不穩定患者行走中膝 關節之力矩·····	25
3-1-5 腳著地期膝屈曲大於 20° 患者膝關節之力矩··	26
3-1-6 健側與患側膝關節力矩之比較·····	26
3-2 膝關節活動度與力矩之關係	
3-2-1 患者腳著地期膝屈曲角度大於 20° 之力矩 ···	27
3-2-2 患者腳著地期膝屈曲角度小於 10° 之力矩 ···	27
3-3 步態週期中腳著地期膝關節相關肌群之肌電訊號 ·····	28

第四章 討論

4-1 動作分析系統在臨床測試之限制 ·····	31
4-2 肌力與關節穩定度對膝關節力矩之影響 ·····	32
4-3 腳著地期膝屈曲角度對膝關節力矩之影響·····	34
4-4 膝關節相關肌電訊號與力矩之相關性 ·····	37
4-5 其他 ·····	38

第五章 結論與建議

5-1 結論	41
5-2 建議	42
5-3 臨床應用	43
參考文獻	44
圖	52
表	65
附錄一、受試者願意接受實驗的同意書	68

圖目錄

- 圖 1-1 股四頭肌迴避用力之力矩
- 圖 2-1 受試者進行步態分析之情形之一
- 圖 2-2 受試者進行步態分析之情形之二
- 圖 2-3 人體的肌肉骨骼之運動系統視為多剛體之連桿系統
- 圖 2-4 膝關節力矩值之推算方法
- 圖 3-1 各組膝關節腳著地期的淨外力矩峰值之平均值
- 圖 3-2 肌力不足且關節不穩定者膝關節之力矩
- 圖 3-3 肌力與關節穩定度皆為測試正常級患者膝關節之力矩
- 圖 3-4 健康正常膝關節之力矩
- 圖 3-5 肌力不足但關節測試穩定者膝關節之力矩
- 圖 3-6 肌力測試正常但關節不穩定者膝關節之力矩
- 圖 3-7 第 2 例患者兩側膝關節之力矩
- 圖 3-8 第 3 例患者兩側膝關節之力矩
- 圖 3-9 腳著地期膝屈曲大於 20 度患者之力矩
- 圖 3-10 腳著地期膝屈曲小於 10 度患者之力矩
- 圖 3-11 第 1 例患者股四頭肌之肌電訊號
- 圖 3-12 第 2 例患者膝關節淨外力矩值與肌電訊號之對照圖

圖 3-13 上圖顯示步態中膝屈肌之肌電訊號腓腸肌並無代償收縮現象。下圖顯示腓腸肌在腳著地期有特別強且較長時間的收縮，具代償作用。

圖 3-14 腳著地期膝屈曲大於 20 度之患者其膝關節在步態中之角度(上)，力矩(中)與肌電訊號(下)之對照圖。

圖 3-15 腳著地期膝屈曲小於 10 度之患者，其膝關節在步態中之角度(上)，力矩(中)與肌電訊號(下)之對照圖。

表目錄

	頁碼
表 2-1 18 位受試者的基本資料.....	65
表 2-2 18 位受試者的原始基本資料.....	66
表 3-1 各組膝關節淨外力矩峰值之平均值.....	67

第一章

緒論

1-1 前言

膝關節病變的患者常見有股四頭肌肌力衰退的現象，早在 1980 年培利(Perry J)就提出：股四頭肌肌力的強弱可以影響膝功能的好壞。因此股四頭肌肌力的訓練對膝關節病變的患者是不可或缺的治療項目。運動傷害常見的前十字交叉韌帶斷裂的患者，從步態分析中常常可以觀察到在腳著地期（stance phase）具有“股四頭肌迴避用力”（quadriceps avoidance）的現象，研究者安瑞爾基（Andriacchi TP）認為：膝關節前十字韌帶斷裂患者，若具有此一現象，則日後膝關節在活動的時候會較穩定，脛骨較不會向前滑脫，也就較不易造成外傷性關節炎（traumatic arthritis）的形成。言下之意是，患者具有這“不一樣的步態”是正面的代償作用。假若安氏的觀念是正確的，則臨床上對這類前十字交叉韌帶斷裂患者股四頭肌的肌力訓練，可能就不必像過去般的那麼強調。安氏雖然在動作分析（motion analysis）領域佔有一席之地；但吾人始終對他解釋“股四頭肌迴避用力”的機轉不能認同。吾人認為“股四頭肌迴避用力”是因為“股四頭肌肌力衰退或膝關節不穩定”所造成，臨床上應該對這類病患更加強股四頭肌或其他肌力之訓練才對。為證明安氏的觀點是“錯誤的機轉論”，吾人特別提出本研究，欲證明前十字交叉韌帶斷裂患者其股四頭肌肌力之不足和不穩定的膝關節才是造成患者步態產生“股四頭肌迴避用力”的徵兆之原因。此研究之完成，相信可以建立

日後訓練此類病患之準繩。

1-2 研究背景

膝關節中的交叉韌帶對膝關節的穩定性是非常重要的結構^(1,2)。在膝關節運動傷害中，常見到前十字交叉韌帶斷裂的患者⁽³⁻⁵⁾。從生物力學的觀點言之，前十字交叉韌帶斷裂的患者，物理治療應該強調膝屈肌(knee flexor)的肌力訓練，以補償(compensate)因前十字交叉韌帶斷裂而容易導致脛骨(tibia)對股骨(femur)作向前滑脫(anterior translation)的缺失^(1,2,6)。可是在臨床上，患者也許受到伸肌抑制作用(extensor inhibition)的影響⁽⁷⁾，其股四頭肌之肌力常具明顯萎縮及肌力衰退的現象，且股四頭肌肌力衰減的程度往往比膝屈肌還嚴重⁽⁸⁻¹²⁾。因此在臨床的肌力訓練上，物理治療師對這類患者之股四頭肌肌力訓練的重視並不亞於對膝屈肌的訓練，甚至於更重視股四頭肌之肌力訓練。特別是培利等人指出^(13,14)：股四頭肌肌力之大小是膝功能好壞的一個很好的指標。物理治療師更不能忽略股四頭肌肌力訓練的重要性。

自 1985 年以來，安瑞爾基, 勃雀克(Berchuck M)等人就陸續發表文章，強調膝關節前十字交叉韌帶斷裂患者走路時，膝關節會出現股四頭肌迴避用力的現象⁽¹⁵⁻²²⁾。他們認為這現象的存在，是基於人的大腦感受到膝關節之前十字交叉韌帶斷裂所造成的不穩定，特別重新設定新的用力方法——讓膝屈肌強力介入，而股四頭肌迴避用力，使患者在行走的時候，特別在腳後跟著地(heel strike)後期至足底平放期(foot flat)之間，以膝屈肌取代前十字交叉韌帶的穩定力(圖

1-1)；文中還強調前十字交叉韌帶斷裂者，如果具有這種代償現象 (compensation)，則未來膝關節發生外傷性關節炎的可能性會大大減少，是一種正面的代償作用。但安瑞爾基等人的論點，存在許多疑慮值得深入探討：(1). 前十字交叉韌帶斷裂患者，發生股四頭肌迴避用力的機率並不穩定。根據他本人的報告，前十字交叉韌帶斷裂患者被發現具有“股四頭肌迴避用力”的機率可從早期研究的 75%^(15,18) 降到近期研究的 57%⁽²¹⁾，其中之因故何在？(2). 羅道夫 (Rudolph KS) 等人以相同的實驗方法，做相似的實驗，卻未發現有相同的股四頭肌迴避用力之情形，羅氏只觀察到患者的步態在腳著地期膝屈曲的角度特別大而已，而且也觀察到股四頭肌與膝屈肌在腳跟著地期，發生同時強力收縮 (co-contraction) 的現象⁽²³⁻²⁸⁾。(3). 1999 年貝尼地錫 (Benedetti MG) 等人觀察接受膝關節全人工關節置換的患者，當患者的股四頭肌肌力較差的時候，他們的步態也具有“股四頭肌迴避用力”的現象出現，此情形是否意指肌力的衰弱才是決定股四頭肌是否會出現迴避用力的現象？⁽²⁹⁾(4). 梅特蘭 (Maitland ME) 等人的研究指出：前十字交叉韌帶斷裂患者，經過 12 週的運動治療之後，發現患者在走路時，其膝屈肌的作用力會大幅下滑⁽³⁰⁾。如果股四頭肌迴避用力及膝屈肌的強力介入對這類患者是一種正面的且是透過學習的代償現象，則運動治療應該無法改變兩組肌群彼此間的用力方式才對，那梅特蘭等人的研究結果，又要如何解釋？(5). 安瑞爾基等人的研究只以攝影動作分析系統 (motion analysis system) 及力板 (force plate) 的反作用力計算出在腳著地期，膝關節的淨外力矩 (net

external moment)是伸直力矩值，因此推算出淨內力矩 (net internal moment) 是屈曲力矩值，是膝屈肌力矩較強。但這樣的結果並不能表示只有膝屈肌具作用力而已，非常可能股四頭肌也在強力收縮，只是收縮量比屈肌的作用力小而已。如果實驗過程中能同時取得肌電訊號資料，也許結論又會有所不同。(6). 在步態中，腳跟著地期是股四頭肌長度最短的時候，根據肌肉長度—張力相關性之理論 (length-tension relationship)⁽³¹⁻³³⁾，這瞬間股四頭肌最不易發揮它的作用力，尤其膝關節又具病變時，可能更壓抑股四頭肌的收縮力。以致股四頭肌的淨外力矩值會較小，才會出現“股四頭肌迴避用力”的現象。所以吾人認為，前十字交叉韌帶斷裂者，其股四頭肌作用力表現不出來很可能是肌力較差，或者關節不穩定所造成的一種症狀而非一種正面的代償現象。

基於以上多重疑問，吾人推測安瑞爾基等人的“股四頭肌迴避用力”現象可能是股四頭肌肌力不足及關節不穩定的一個表徵而非一種經過學習的代償現象。假使吾人的推理是正確的，則在臨床上，物理治療師應更積極訓練患者的股四頭肌之肌力及培植膝關節的穩定度；反之，此現象若為一代償作用，則患者不但要訓練股四頭肌應該也要加強膝屈肌的肌力訓練。因此，本實驗的目的即在探討安瑞爾基等人所謂的“股四頭肌迴避用力”的機轉，以釐清臨床治療的方向。

1-3 文獻回顧

從生物力學言之，膝關節股四頭肌的收縮，容易導致前十字交叉韌帶斷裂

患者的脛骨向前滑脫(anterior drawer)，因此自 1985 年以來，安瑞爾基與勃雀克等人就陸續以步態動作分析的研究，連續對膝關節發生前十字交叉韌帶斷裂的患者，提出這類患者特有的特殊步態——股四頭肌在腳跟著地期後，出現應用力而刻意迴避用力甚至以膝屈肌收縮取代了股四頭肌的力量⁽¹⁵⁻²¹⁾，安氏等人特稱此現象為“股四頭肌迴避用力”。安氏等人第一次發表的論文是觀察 16 位前十字交叉韌帶斷裂患者，在平地行走、慢跑及上、下樓梯的步態，尤其注意一般健康膝的股四頭肌用力時段，前十字交叉韌帶斷裂者的用力情形，並比較其差異⁽¹⁵⁾。

此實驗發現，患者在慢跑、上、下樓梯的步態，除了膝屈曲的角度較大以外，與健康膝之間沒有什麼大差異；但以舒適的步行速度在平地行走時，16 人中有 12 人的步態與健康膝大不相同。即如圖 1-1 所示，健康膝的股四頭肌用力時刻，這類患者的股四頭肌卻迴避不用力 (avoid quadriceps contraction)，反而出現膝屈肌的收縮力量。安氏等人認為前十字交叉韌帶斷裂者，若具有這種“股四頭肌迴避用力”的現象，患者的膝關節會較穩定，未來的歲月也較不會出現外傷性的關節炎，所以作者是肯定這種股四頭肌應用力而刻意迴避用力的代償現象^(15, 19, 21)，認為這代償現象是大腦先感受到膝關節的異樣傳訊，再透過學習的過程，調節新的運動指令之後，再下傳給大腿的肌肉，讓它們執行新的用力組合，以致產生屈肌收縮，伸肌放鬆的現象。為何 16 人中尚有 4 位不具此現象？作者認為這是因為那 4 位患者尚未學會這種股四頭肌迴避用力的代償現象。勃氏與安氏也指出：“股四頭肌迴避用力”的代償現象不只發生在患側，對側的正常膝亦

有相同的代償作用。此現象更足以證明股四頭肌的迴避用力是從大腦中樞傳下來的指令，所以兩側膝關節才都同時受到支配⁽¹⁵⁻¹⁸⁾。勃雀克與安瑞爾基又指出^(17,18)：前十字交叉韌帶斷裂患者，其膝關節出現這種代償現象的程度受股四頭肌之肌力大小及膝關節活動時屈曲角度的大小所影響。1992年，安氏又對相同的患者做跑步中突然腳步向外橫跨(run to lateral cut)的步態分析⁽¹⁸⁾，發現這樣的跨步，患者的膝關節屈曲角度會較大，腳著地期膝屈肌用力的瞬間，患側膝屈肌會出現幾近2倍的力矩，而股四頭肌用力的瞬間，患膝力矩會明顯減小。1998年，衛司樂(Wexler G)與安氏等人做較大系列的研究分析⁽²²⁾：包括30位單側前十字交叉韌帶斷裂患者，30位健康受試者。30位患者依受傷時間的長短分為3組：新近組(early, < 2.5年)；中長期組(intermediate, 2.5-7.5年)；慢性組(chronic, > 7.5年)；結果新近組15位、中長期組9位、慢性組6位中，總共只有12位具有“股四頭肌迴避用力”的現象。有趣的是三組患者中，依受傷後時間的延長，患者在行走時，步態中膝關節伸直的角度(terminal knee extension)會逐漸遞減，依次是8°、5°及2°；同時發現股四頭肌用力大小與膝屈曲角度有關：即腳跟著地時膝屈曲角度越小者，越易出現“股四頭肌迴避用力”的現象。衛司樂等人雖沒有明說，但這結果與勃雀克在1990年所發表的觀點不謀而合。衛司樂等人亦指出：前十字交叉韌帶斷裂患者，步態中的腳著地期之膝屈曲角度比健康者大，同時又發現：膝屈曲角度越大者，膝伸直內力矩(internal extension moment)越大。

根據安氏等人的觀點，認為前十字交叉韌帶斷裂患者所出現的股四頭肌迴避用力的現象，是具有正面意義的代償作用，是可以減少患者未來膝部外傷性關節炎的發生。但吾人懷疑這些患者之所以有些人具此徵兆，有些人卻沒有，可能是肌力不同所致，特別是衛司樂等人的研究中屬於慢性期的患者 83.3%皆具此現象，更令吾人質疑長期的膝病變所造成的膝肌力較差者會具有股四頭肌迴避用力的現象。可惜截至目前為止，所有研究這個步態的文獻，尚未有人注意到“肌力大小”及“關節穩定度”的因素。再回顧文獻，也有不少作者重複做安氏等人的研究，但結果並不完全相同。例如 1997 年，魯道夫曾觀察到 16 位前十字交叉韌帶斷裂患者，不管影響不影響日常生活作息，其雙膝所顯示出來的資料，在運動學(kinematics)與動力學(kinetics)上都沒有大差異，表示好、壞腳的步態及膝關節的力矩都極相似，並未見到患側有特別的“股四頭肌迴避用力”的情形⁽²³⁾。同年底威特(Devita P)也報告 9 位前十字交叉韌帶斷裂患者步行的力矩，也發現患膝的股四頭肌有明顯用力的現象存在⁽²⁶⁾。謬內塔 (Muneta T) 也曾發表他的看法，指出這類患者“股四頭肌迴避用力”的現象並不明顯，反倒是腳著地期膝屈曲的角度較一般健康膝大，甚至股四頭肌的肌電活動量(myoelectric activation)有增強的趨勢⁽³⁴⁾。其他尚有寇渥克(Kowalk DL)，錫莫尼(Timoney JM) 也指出：他們的實驗見不到這類患者有“股四頭肌迴避用力”的現象，只是用力較少而已^(24,27)。至於韌帶斷裂再重建的患者，理論上重建手術後的短時間內，例如手術後 2、3 個星期內，韌帶的鬆緊度應該尚未復原，這個時期的患者其膝功能的狀

況應與韌帶斷裂者相似，而底威特的報告也未見到重建手術後短期間內的患者具有安氏所謂的“股四頭肌迴避用力”的現象，反而與寇渥克等人的研究較相同，只是股四頭肌的用力較弱而已^(22,23)。

另外，貝尼地錫及託雷（Torry）也先後指出^(29,35)：接受全人工膝關節置換之患者及膝關節腫脹之患者在步態分析中也會出現“股四頭肌迴避用力”的現象，而這兩類患者也都有股四頭肌肌力衰退的症狀，肌力衰退是否代表“股四頭肌迴避用力”的一個先決條件？

吾人一來質疑患者是因股四頭肌之肌力不足或關節不穩定才造成安氏所謂的“股四頭肌迴避用力”的假象，二來如前面所述，文獻上曾有人重做相同的實驗，但大部份學者只見到股四頭肌之肌力較弱或股四頭肌與膝屈肌同時強力收縮，卻極少見到安氏的股四頭肌迴避用力的情形。所以吾人才擬定本計畫：欲以單側前十字交叉韌帶損傷且股四頭肌肌力較弱又關節穩定度較差的患者為實驗的對象。另以股四頭肌及關節穩定度皆在測試的正常值範圍內的患者為對照組，再次觀察患膝的股四頭肌及膝屈肌在步態的著地期用力的情形，以釐清安氏所謂的“股四頭肌迴避用力”的機轉。若此機轉是一種學習後的代償現象，則患者需要強化的肌肉除了股四頭肌外應再加強訓練膝屈肌才對，否則在臨床上的訓練重點仍應強調股四頭肌的肌力訓練及關節穩定度的誘發。

1-4 研究目的

基於 1-3 描述的多重理由，吾人認為在步態中，出現股四頭肌迴避用力的現象可能是因為股四頭肌肌力不足或關節的不穩定之故。因為它若為一種代償現象，則相對於前十字交叉韌帶斷裂患者有股四頭肌迴避用力現象，則後十字交叉韌帶斷裂者，應會出現膝屈肌迴避用力現象。但在臨床上或文獻上我們卻發現，後十字交叉韌帶斷裂者，其大腿肌力的萎縮、衰退仍以股四頭肌較膝屈肌明顯^(31, 32, 36)。在平地行走的步態分析中的腳著地期，由於膝屈曲的角度只約 15°-20°，這樣的角度無法有效牽拉後十字交叉韌帶⁽³⁷⁻³⁹⁾，所以無法直接從步態分析中觀察膝屈肌作用力的大小，以致無法直接來否定安氏 "股四頭肌迴避用力" 機轉的理論。因此吾人計畫以股四頭肌肌力不足及關節不穩定的前十字交叉韌帶損傷的患者，對照同樣前十字交叉韌帶拉傷但關節穩定度及肌力皆屬測試的正常範圍值的患者為研究對象；觀察兩組患者在行走時其股四頭肌用力的情形。評估方法除了步態動作分析外，再添加肌電訊號資料的擷取，以利觀察股四頭肌肌力不足及關節不穩定的患者是否才具有前人所謂的“股四頭肌迴避用力”的現象。如果實驗結果證實我們的推論是正確的，表示以後在臨床發現患者如具有“股四頭肌迴避用力”的現象者，應該是要特別加強股四頭肌肌力訓練來治療患者，否則就要如安氏學者所言——這是一種正面的代償現象，物理治療師對這類患者的治療方法可能也要加重膝屈肌肌力的訓練。

第二章

研究方法

本研究以前十字交叉韌帶斷裂或損傷 (partial tear) 者為測試的對象。所有受試者皆經過關節鏡、核磁共振 (MRI) 或關節打開手術 (arthrotomy) 證實診斷無誤，且經過測試以肌力與關節穩定度正常與否將受試者分為 4 組。利用 Vicon 370 動作分析系統、Bertec 力板及 MA-100 肌電圖量測系統為測試工具，攝取受試者步態移動的軌跡並擷取受試者腳踩力板的反作用力，推算出受試者在舒適的速度下行走，膝關節所發生的力矩及肌電訊號反應。每一位受試者接受實驗前，皆經過研究員對測試過程的解說，並告知實驗進行中，身體可能會有的反應，在受試者欣然同意後才簽下接受測試的同意書 (附錄 1)。詳細之研究步驟敘述如下：

2-1 實驗受試者

本實驗的受試者是從民國 85 年 1 月至 87 年 12 月在台大醫院運動傷害門診檔案的患者中，挑選 18 位願意接受步態分析的單側前十字交叉韌帶損傷患者。18 位當中，曾接受前十字交叉韌帶重建手術者 8 位。這 8 位接受手術的患者，皆取自己髌骨肌腱中段三分之一做為取代前十字交叉韌帶之用，手術方法是採用一般的骨—肌腱—骨 (bone-tendon-bone) 的

重建手術方式。患者手術後或受傷後皆曾接受 2—3 月的復健物理治療之肌力訓練。受傷後或重建手術後至追蹤評估的平均時間是 28.5 ± 14.7 月。18 位患者中有 9 位的患膝其股四頭肌肌力有明顯衰減，且關節不穩定，是為第 1 組。這組患者之股四頭肌經徒手肌力測試(manual muscle test)只能列在優等或良好級(Good or Fair grade)而非正常級(Normal grade)；且關節經 KT-1000 膝關節韌帶量測儀測試之結果，是有明顯不穩定現象。另外 4 位患者的患膝，其股四頭肌肌力與關節之穩定度都在測試的正常範圍內，此 4 例病患之患膝資料當作對照組，列為第 2 組。有 2 位病患，股四頭肌肌力有衰退現象但關節穩定度測試卻正常，列為第 3 組；反之，有 3 例患者，股四頭肌肌力在徒手肌力測試的正常範圍內，但其關節穩定度卻具鬆馳現象，此 3 例列為第 4 組。8 位接受前十字交叉韌帶重建手術的患者中，有 5 位是屬於第 1 組，其餘 3 位分別屬於第 2、3、4 組，每組各 1 位。受試者除了前十字交叉韌帶損傷外，下肢沒有其他肌肉骨骼系統的病變；患者也沒有神經系統、心肺血管系統的疾病。18 名受試者中男性 12 名，女性 6 名，年齡分佈在 19 至 41 歲之間，平均年齡為 26.4 ± 5.7 歲，平均體重為 65.0 ± 13.6 公斤，平均身高為 168.9 ± 9.6 公分，平均患側腿長為 85.8 ± 6.2 公分，良側腿長為 85.9 ± 6.1 公分；受試者的基本資料及個人的原始資料分別列於表 2-1 及表 2-2。

本實驗另以一位身高 155 公分、體重 50 公斤，健康、無任何疾病的

28 歲女性為受試者，測量其步態之動力學與運動學做為國人真正正常膝關節的參考值。此受試者之步態測試與本實驗的 18 位患者完全相同。

2-2 實驗硬體設備

實驗所使用的儀器設備主要包括三部份：

2-2-1 *Vicon 370 步態研究之攝影分析系統*

本實驗所使用的 Vicon 370 運動分析系統(Oxford Metrics Limited, United Kingdom)，除主機與顯示器外，有 6 架攝影機，攝影機的取樣頻率為每秒鐘 60 個畫面。另外還有 13 個黏貼式的反光球，攝影機可以記錄反光球移動的軌跡，且機內裝有可將影像訊號轉成電子訊號之高穩定性的感測器。攝影系統記錄反光球移動的軌跡，再經由系統軟體進行三度空間的座標重建。每次使用攝影系統之前都需事先進行儀器的校正。校正方法是用一校正棒，在攝影範圍內定其空間座標後，由系統軟體進行內部的校正。主機的功能是用來執行 Vicon 系統的軟體程式，包括校正 Vicon 系統的座標，控制動作分析的操作及對所擷取資料的後續處理動作。至於顯示器 (monitor)，在實驗前可以檢查反光標記的存在位置，實驗中則直接用來監視反光球從攝影機即時傳來的訊息。

2-2-2 *Bertec 測力板*

此研究所用測力板(force plate)之機種為 Bertec 公司所生產 (Bertec Co., Worthington, Ohio, USA) 是一種壓電感測式之力板，與 Vicon 動作分析系統相接，並受 Vicon 系統之軟體控制。透過 Vicon 系統所顯示出來之結果，可得知受試者腳踏在測力板上的 X、Y、Z 三個方向的反作用力之大小 F_x 、 F_y 、 F_z ；也可得知以測力板原點為座標軸心的三個反作用力矩 M_x 、 M_y 、 M_z 。Bertec 測力板的取樣頻率是每秒 1200 次。

2-2-3 MA-100 肌電圖量測系統

MA-100 肌電圖量測系統 (Motion Lab System Inc., Barton Rouge, Los Angeles, USA) 包括 MA-100 肌電訊號處理介面、表面電極 (surface electrode) 以及 A/D 類比數位訊號轉換介面。由於採用表面電極擷取肌電訊號，因此可以不記 $> 1000\text{Hz}$ 以上的肌電訊號的功率頻率^(40,41)，本實驗所用之表面電極片是前置放大類型 (on-site preamplifier type)，放大率約 500 倍，其他的參數設定如下：總放大率 (gain) 設為 1000 倍，取樣頻率範圍 (band-width) 設在 20—600 Hz，肌電訊號的取樣率 (sampling rate) 設定在 1200 Hz。所有原始肌電訊號皆經過整流 (rectified) 後再轉換成 Root Mean Square (RMS) 並儲存於電腦中等待分析。

2-2-4 KT-1000 膝關節韌帶量測儀

KT-1000 膝關節韌帶量測儀 (knee ligament arthrometer, MED Metric Co., San Diego, USA) 是專門測試前十字交叉韌帶鬆緊度的儀器。正常人的膝關節，脛骨若承受被動的向前 20 磅的拉力，則脛骨會對股骨作少許的向前滑動的移位，兩膝滑動位移量應雷同，相差應該小於 1.5mm。假若前十字交叉韌帶受傷的患側腳之脛骨向前滑動的距離比健側腳大於 3mm，即稱之患側腳之前十字交叉韌帶有鬆脫 (laxity) 症狀⁽⁴²⁾；反之，患膝之鬆脫值比健膝值所大的量若 < 3 mm，即定義患側腳之鬆緊度是在正常範圍值內。

2-3 實驗步驟及假設

2-3-1 實驗步驟

利用 Vicon 370 攝影系統及測力板，可測得患者在行走時膝關節之力矩，並得知是股四頭肌或膝屈肌何者力矩大。

實驗之前先量取受試者的身高、兩側腿長、及體重做為步態資料標準化之依據。腿長取自髌骨前上棘 (anterior superior iliac spine, ASIS) 至內踝 (medial malleolus) 之長度。受試者穿著短褲並赤足。實驗開始前先黏貼反光球。反光球的黏貼部位是完全根據 VCM (Vicon Clinical Manager) 運動學模式 (kinematic model) 所定義的截點 (segment axes) 設定的^(43,44)。(如圖 2-1 及 2-2) 反光球黏貼於下列

部位：兩側髌骨前上棘(ASIS)、薦椎第二節(S₂)、兩側股骨幹外側中點(mid-thigh)、兩側股骨遠端的外側上髁(lateral epicondyles)、兩側小腿幹外側中點(mid-tibia)、兩側外踝(lateral malleolus)、及兩側第二、三腳趾指關節(MP joint)間皆貼上反光球。(靜態測試時是以三顆相互垂直代表 X、Y、Z 軸的反光球為標示器夾在膝關節)。另外選擇兩側股直肌(rectus femoris)、股內側肌(vastus medialis)、股二頭肌長頭(biceps femoris, long head)、半腱肌(semi-tendinosus)和腓腸肌內側頭(gastrocnemius, medial head)等五個主要運動肌群，在五個肌群上面黏貼肌電圖所用之表面電極。電極黏貼之位置係參考 1994 培羅陀(Perotto)所提供之文獻⁽⁴⁵⁾。電極黏貼之前需先以刮鬍刀將該處半徑 3 公分區域之毛髮刮除乾淨，並以酒精棉拭擦以利降低皮膚的電阻抗。準備就緒後，先記錄受試者雙腳站立在第二塊力板上之靜態座標，做為受試者身上反光球在空間座標的基準。然後要求受試者以一種自然、放鬆、平常心的速度，在長約為 10 公尺、寬約 1 公尺的走道上行走。要求受試者眼睛只注視前方，不要理會腳是否有踩在力板上。且在研究員喊『停』口令前，受試者步行速度應照正常速度行走，不可自動減速。在受試者步行速度達到穩定後才進行資料的記錄。為得到受試者雙腳分別至少都能踩在力板內三次以上的完整資料，幾乎每位受試者都需要來回重複走 10-15 趟左右。

2-3-2 實驗之假設

本實驗必須在下列的假設情形下才能執行

1. 對於動作分析系統所使用的皮膚標記，完全忽略皮膚與骨頭相對移動所造成的量測誤差 (skin movement artefacts)。
2. 假設人體是剛體模型(rigid body)，所以肢體上的任兩點之距離都不會改變，也不考慮骨頭、肌肉、韌帶、關節面的型態，且地板反作用力不會在人體組織中被吸收而減小。
3. 假設腳掌(foot)是單一枝節，所以整個腳掌只有一個質心(center of mass)，也只有一個重心(center of gravity)。
4. 利用逆向動力(inverse dynamics)分析，假設力板作用於膝關節的淨外力矩 = 膝關節肌肉收縮力之淨內力矩，即股四頭肌與膝屈肌所產生的淨力矩。對於關節周圍之肌膜、韌帶之張力完全忽略不計。
5. 在文獻上，由於尚未有國人自己的肢體質心落點位置(location of center of mass)資料，因此受試者肢體質心的落點位置是參考西方文獻資料，忽略西方人與東方人之間的差異值。
6. 本實驗以股直肌與股內側肌之肌電訊號代表股四頭肌之收縮情形；以半腱肌、股二頭肌與腓腸內側肌代表膝屈肌之收縮情形。因此本實驗之肌電訊號僅代表部分膝伸肌與膝屈肌之反應而無

法真正反應股四頭肌與膝屈肌全部的真实面貌。

2-4 實驗資料之收集

六部攝影機所記錄之反光球移動軌跡首先必須經過三維座標重建，這是相當繁瑣，且需非常謹慎行事的部分。取得反光球在空間中的座標位置，經微分濾波後，進一步獲得反光球的移動速度及加速度。至於關節角度，同樣的，也經過微分後，可得到各關節運動的角速度及角加速度的變化。動作分析系統所得之運動學資料與肌電訊號一樣，均需再將原始資料轉換成 ASCII 碼輸出存檔。

2-4-1 外力矩模式的建立 (*model of external moment*)^(46, 47)

在生物力學的研究中，是將人體的骨骼肌肉運動系統視為多剛體連桿系統(multiple rigid linked system, 如圖 2-3 所示)。本研究在受試者下半身共置放 13 個反光球，這 13 個反光球的空間座標值可在下肢產生 12 個有效節點 (effective points)，定義各肢段的局部座標系統，再利用力學平衡方程式由下肢遠端往上推算，利用逆向動力分析去計算各個肢段的合力和合力矩，其力系的傳遞方式如下：

地面反作用力(ground reaction force) → 踝關節 → 膝關節 → 髖關節 → 薦椎關節。其各肢段之線性速度、線性加速度、角速度、

角加速度皆可由下列公式求得：

$$\text{線性速度} \quad \vec{V}_i = (\vec{r}_{i+1} - \vec{r}_i) / \Delta t$$

$$\text{線性加速度} \quad \vec{a}_i = (\vec{V}_{i+1} - \vec{V}_i) / \Delta t$$

$$\text{角速度} \quad \vec{W}_i = (\vec{\theta}_{i+1} - \vec{\theta}_i) / \Delta t$$

$$\text{角加速度} \quad \vec{\alpha}_i = (\vec{W}_{i+1} - \vec{W}_i) / \Delta t$$

(i 表示不同時間的資料)

其各肢段 (n) 之力及力矩的平衡方程式分別如下：

$$\text{力平衡方程式：} \Sigma \vec{F} = m\vec{a}$$

$$\vec{F}_{i(n)} + \vec{F}_{i(n-1)} + m_{(n)}\vec{g} = m_{(n)}\vec{a}_{i(n)}$$

$$\text{力矩平衡方程式：} \Sigma \vec{M} = I\vec{\alpha}$$

$$\vec{M}_{i(n)} + \vec{M}_{i(n-1)} + m_{(n)}\vec{r}_{(n)} \times \vec{g} = I_{(n)}\vec{\alpha}_{i(n)}$$

(i 表示不同時間的資料)

其中 $\vec{F}_{i(n)}$ [或 $\vec{M}_{i(n)}$] 分別為作用在肢段 n 節點接合處的合作用力 [或合力矩]；而 $\vec{F}_{i(n-1)}$ [或 $\vec{M}_{i(n-1)}$] 是肢段 $n-1$ 傳遞到肢段 n 的反作用力 [或力矩]。

$m_{(n)}, I_{(n)}$ ：是由人體測量學提供之肢段 n 的質量及轉動慣量。

$\vec{a}_{i(n)}, \vec{\alpha}_{i(n)}$ ：利用動作分析系統所量測而得的平移及轉動的加速度。

由於 $I_{(n)} = m_{(n)}r_{(n)}^2$

$m_{(n)}$ 與 $r_{(n)}$ 由人體測量學之資料表可以查出其比例值而計算出受試者

肢段(n)的質量(m)與轉距(r)，進而求出肢段的轉動慣量值 $I_{(n)}$ 。知道 $I_{(n)}$, $\alpha_{i(n)}$ 可以推知肢段(n)之力矩(M_i)。學理上稱此機械能為外力矩，此外力矩對關節的動向有相當大的影響。

2-4-2 內力矩模式的建立 (*model of internal moment*)^(46, 47)

從力學的觀點來看，利用外力矩模式計算而得的肢段間的合力矩是通過該節點截面積之所有相關生理組織所受力的合力及合力矩，此稱為內力矩。以本研究生物力學目前的考量，所謂的相關生理組織僅假設肌肉一項代表之，並無考量韌帶及筋膜等組織。所以內力矩之大小，完全以肌肉一項來表示。淨內力矩之大小與淨外力矩相等，惟其方向與外力矩相反。假設外力矩是屈曲力矩，則內力矩即為伸直力矩。

2-4-3 膝關節力矩之計算⁽¹⁵⁾

如圖 2-4 所示。當淨外力矩值推算出來時，即表示淨內力矩值亦推算出來：兩者大小相等、方向相反。淨內力矩值就力學的觀點而言，代表的是通過肢段節點上截面積所有生理組織承受的力矩，這個淨內力矩值是指膝屈肌與膝伸肌所產生的力矩值。如果淨外力矩值是伸直力矩 (extension moment) 則淨內力矩是屈曲力矩 (flexion moment)，這屈曲力矩可能是膝屈肌的單獨力矩也可能是膝屈肌力矩抵消膝伸肌力矩後的淨力矩。

2-4-4 徒手肌力測試^(48, 49)

徒手肌力測試法非常簡便。單憑研究員徒手給予受試者不同的阻力，即可將受試者之肌力分為 0 - 5 級，第 5 級是正常級，代表受試的肌群可抗完全阻力且可將肌力量化為 100%；第 4 級降落為優等級，受試的肌群可抗極大阻力，但因耐力不足，原來閉鎖關節 (locked joint) 終被解開，肌力量化淪降為 75%。本實驗利用此測試法將受試者股四頭肌之肌力較差者挑選出來，歸列為“肌力不正常者”。

2-5 資料處理之流程

為了提高測量參數的一致性，減少個體間本身步態之差異對步態參數所造成的影響，所有測量資料皆需經過標準化(normalization)處理。茲將各種參數標準化之方法敘述如下：

2-5-1 地板反作用力(ground reaction force)之標準化

由於個體間體重的不同，造成腳踏力板時，力板對腳的反作用力會有所不同，所以計算力板反作用力的分析，一般都以受試者之體重作標準化之基本值^(50, 51)，即求每單位體重 (Kg 或 Newton) 之反作用力。

2-5-2 膝關節力矩之標準化

由於個體間體重、腿長的不同，會影響膝關節力矩的大小，因此計算關節力矩時，一般都會以受試者的體重和腿長之積值當標準化之基本值^(12, 15, 16)。

2-5-3 步態週期 (gait cycle) 時間軸之標準化

本研究是把步態的腳著地期加腳擺動期的時間軸當成 100% 的步態週期，並無特別區分是腳著地期或擺動期。針對受試者的每一筆測量資料皆進行時間軸的標準化，包括關節角度、角速度、力板反作用力和肌電訊號，均對步態週期作標準化，以線性內插法求出每 1% 步態週期的相關參數資料。

2-5-4 肌電訊號之標準化

肌電訊號之標準化有兩種學派作法，(1)以同一肌群之 100% 或 50% 的最大等長收縮量(maximum isometric contraction)之訊號大小為標準化的參考值⁽⁵²⁾；(2)以步行時，該肌群肌電訊號的峰值(peak value)做為標準化的參考值^(53, 54)，由於步行時的肌肉收縮量遠小於最大自主收縮量(maximum voluntary contraction)⁽⁵⁵⁾，且步行時的肌肉的動作亦不是作等長收縮，因此利用理論(1)的方式來標準化較欠妥當性。所以本研究對肌電訊號之標準化是採理論(2)之方式，先取得肌電訊號的線性封波(linear envelop)，再以同一肌群在步態分析中的肌電訊號之峰值為標準化之基本值。受試者每走一趟即有

與 100% 步態週期相對應的 100 筆肌電訊號資料，每筆資料皆要標準化。利用上述的方法所取得的資料僅為受試者走一趟的肌電訊號標準化後的資料，每位受試者平均走 15 趟，每一趟皆需利用上述方法標準化，最後再將這 15 筆標準化後的資料平均取得平均值及標準差。

2-5-5 步態資料平均及標準化

上面所述是指每一筆原始資料對 100% 時間軸，求出每 1% 的參數資料之集合而成的標準化。另外需要再將上述已標準化的每一筆資料，利用 Excel 5.0 分析軟體將每位受試者的所有已標準化後的完整資料（步態資料每人約 15 筆；而下肢各關節之力矩資料，則每人約 3-4 筆。）求其平均值以代表每一名受試者的步態特性外，關節角度的變化是以靜態站立時的自然姿勢為基準點，再求出關節活動後的角度差。後二者亦利用 Excel 分析軟體求其平均值及標準差 (mean \pm SD)。

2-6 統計方法

本研究之統計分析以 oneway ANOVA 比較各組之間的膝關節淨外力矩之峰值；以 paired t-test 比較全部 18 位患者健膝與患膝之膝關節淨外力矩峰值之差異，而以 0.05 為具有統計意義之基準。

第三章

結果

原本參與實驗的 18 位前十字交叉韌帶損傷患者共分為四組；但其中有 5 位患者在腳著地期的膝屈曲角度 ($>20^\circ$) 大於一般人之角度 (約 15°)^(22,56)，因此特將這 5 位從 4 組中挑選出來成為第 5 組。結果：第 1 組 6 位，患者的股四頭肌肌力不足且關節不穩定；第 2 組有 3 位，情形恰相反，經過徒手肌力測試及 KT-1000 膝關節韌帶量測的試驗，膝關節之肌力及穩定度皆達測試標準的正常級；第 3 組 2 位，肌力不足但關節穩定度卻達測試標準的正常級；第 4 組 2 位，恰與第 3 組相反，肌力達測試標準的正常級但關節穩定度卻不足。第 5 組 5 位，即腳著地期膝屈曲角度 $>20^\circ$ 者。

3-1 膝關節之力矩

透過逆向動力分析，利用外力矩模式之推算，5 組的患者，自會有 5 組淨外力矩值。比較這 5 組受試者的腳著地期淨外力矩峰值，顯然的，第 5 組膝屈曲 $>20^\circ$ 的患者，淨外力矩峰值最大，是 $5.62 \pm 2.96\%$ (體重 \times 腳長) (圖3-1)。第 2 組受試者，膝肌力與關節穩定度皆達測試的正常級者次之，是 $3.75 \pm 0.53\%$ (體重 \times 腳長)；第 4 組之平均淨外力矩峰值是 $2.40 \pm 0.13\%$ (體重 \times 腳長) 更次之；第 3 組患者之力矩值更

差，只有 $1.23 \pm 0.22\%$ (體重 \times 腳長)；而第 1 組肌力與關節穩定度皆不正常的受試者，淨外力矩峰值最差，是 $-0.35 \pm 2.35\%$ ，是淨外伸直力矩值。但在統計上只有第 5 組與第 1 組之間的差異具有統計意義的差別 ($p < 0.05$, 表3-1) 第 5 組是最大值，第 1 組是最小值，其餘各組之間雖有明顯差別，但皆未達統計意義 ($p > 0.05$)。下面再分別將 5 組受試者的膝關節力矩之大小敘述如下：

3-1-1 肌力不足且關節不穩定患者 (第1組) 步態中膝關節之力矩

6位受試者在步態中膝關節的力矩分析圖如圖 3-2 所示。腳跟著地後期至足底平放期 (foot flat) 之間，膝關節之淨外力矩呈現較強的伸直值 (extension value)，顯示此瞬間膝屈肌之力矩值遠大於股四頭肌之力矩值，所以淨外力矩才會是伸直值。隨後伸直值有短暫減弱之趨勢。很快的伸直值會再上升一直到足底放平期。等到推足期 (push-up phase) 時 (約在步態週期時間軸的 40%-60%)；淨外力矩的伸直值才又降下來。

6 位受試者中 5 位出現典型的“股四頭肌迴避用力”的步態 (圖3-2)，這 5 位的腳著地期淨外力矩峰值或是伸直力矩值或是接近零力矩值；顯示膝屈肌之力矩極為強勁，而股四頭肌之力矩較弱，此組患者淨外力矩峰值平均只有 $-0.35 \pm 2.35\%$ (體重 \times 腳長)，是 5 組中淨外力矩峰值是最小的。

3-1-2 肌力測試正常級且關節測試穩定患者(第 2 組)步態中膝關節之力矩

3 位肌力及關節穩定度經測試落在正常值範圍內的患者，在腳著地期與足底平放期間，其淨外屈曲力矩峰值顯然地比第1組肌力及關節穩定度皆不正常的患者要強，平均 $3.75 \pm 0.53\%$ (體重 \times 腳長) (圖3-3及表3-1)。本實驗一位健康無任何疾病的受試者，其膝關節之力矩如圖 3-4 所示是正常膝典型的雙向波 (biphasic wave)，其淨外屈曲力矩之峰值是為 6.12% (體重 \times 腳長)，比本實驗另外 18 位受試患者都大。第 2 組患者淨外力矩值比起這位前十字交叉韌帶沒斷裂的正常膝之淨外屈曲力矩峰值有明顯差別，第 2 組患者的力矩值較小，但其差別不具統計意義。

3-1-3 肌力不正常但關節穩定患者(第 3 組)步態中膝關節之力矩

如圖 3-5 所示，此 2 位患者在腳著地期之淨外力矩與第1組之患者極為相似。淨外力矩之峰值是屈曲力矩，但力矩非常微弱。只有 $1.23 \pm 0.22\%$ (體重 \times 腳長)，顯示第 1 組與第 3 組兩組患者之股四頭肌在步態週期的腳著地期間肌肉收縮的情形非常雷同。

3-1-4 肌力測試正常級但關節不穩定患者(第 4 組)步態中膝關節之力矩

這 2 位患者之肌力雖然測試都為正常級，但患側膝關節卻明顯不穩定 (以 KT-1000 關節穩定度測試儀 20 磅拉力，兩膝韌帶鬆緊度相差 5.5mm 以上)。他們在步態中腳著地期膝關節的力矩表現與

第2組關節穩定度、肌力測試達正常級之患者較相似，可是屈曲力矩之峰值不及第2組患者之峰值只有 $2.40 \pm 0.13\%$ (體重 \times 腳長) (圖3-6)；也與第3組患者力矩波形相似，但屈曲力矩之峰值，卻比第3組患者力矩之峰值高 (圖3-5及圖3-6)。

3-1-5 腳著地期膝屈曲角度大於 20° 患者 (第5組) 膝關節力矩

第5組患者之淨外力矩是五組中具最大屈曲力矩值，平均力矩值 $5.62 \pm 2.96\%$ 與第1組患者之間的差異，達到統計意義的差別 ($p < 0.05$)，但與其他組患者之間的差異雖然也相當明顯，但未具統計意義 ($p > 0.05$)。

3-1-6 健側與患側膝關節力矩之比較

前十字交叉韌帶損傷患者，兩膝步態之動力學 (kinetics) 與運動學 (kinematics) 包括腳著地期膝關節屈曲之角度，淨外力矩之峰值，以及步態中力矩之大小隨時間的不同而有的變化，兩膝都極為雷同。當患膝在腳著地期出現典型的股四頭肌迴避用力的淨外伸直力矩時，健側膝也會出現類似的用力方式 (圖3-7)。同樣是前十字交叉韌帶損傷的患者，當患膝不具股四頭肌迴避用力的現象時，健側膝也不見股四頭肌迴避用力的徵兆 (圖3-8)。比較18位患者健側與患側之淨外力矩之峰值：健側腳著地期之力矩峰值達 $3.29 \pm 2.45\%$ (體重 \times 腳長)，患側亦達 $2.47 \pm 3.15\%$ (體重 \times 腳長)，

兩側淨外力矩峰值之差異未達統計之意義 ($p > 0.05$)。

3-2 膝關節之活動度與力矩之關係

正常膝關節的活動度在整個步態週期中會出現兩次彎曲峰值，一次在腳著地期的前期 (loading response)，約屈曲 $15^{\circ} - 20^{\circ}$ 左右；另一次更高值發生在腳擺動期的前期 (initial-swing)，約屈曲 65° 左右^(22,56)。本實驗18位膝部前十字交叉韌帶損傷患者，走路時膝屈曲值大部份皆在正常範圍內，但有3位患者腳著地期膝屈曲峰值小於 10° ，另有5位患者膝屈曲角度大於 20° 。觀察這些患者步態中腳著地期，其膝關節屈曲的過大或過小之力矩，發現：腳著地期，膝屈曲角度的大小可能和股四頭肌作用力的大小有密切的相關性。現在分別敘述如下：

3-2-1 腳著地期膝屈曲角度大於 20° 之力矩

如圖 3-9 所示：5 位受試者腳著地期之淨外屈曲力矩值明顯地比其他患者強，平均是 $5.62 \pm 2.96\%$ ，也比第 2 組患者（膝肌力及膝關節穩定度皆為測試屬正常級者）之力矩值大，但無統計意義。膝屈曲 $> 20^{\circ}$ 受試者之力矩值與第 1 組受試者之力矩值相比較有顯著較大，且具統計意義的差別 ($p < 0.05$)，與其他組之比，力矩雖明顯較大，但不具統計意義。

3-2-2 腳著地期膝屈曲角度小於 10° 之力矩

如圖 3-10 示：3 位受試者幾乎在腳著地期之淨外力矩所呈現的都是伸直力矩值。這 3 位患者的淨外力矩值是 18 位患者中最典型的“股四頭肌迴避用力”的少數案例。若視淨外屈曲力矩為正值，淨外伸直力矩為負值，則此 3 位患者的腳著地期淨外力矩值是 18 位患者中，最小的 3 位，平均只有 $-2.20 \pm 1.72\%$ (體重 \times 腳長)。

3-3 步態週期中膝關節相關肌群之肌電訊號

所有患者在腳著地期，尤其是後腳跟著地至足底平放期之間，股四頭肌（以股直肌與股內側肌代表）與膝屈肌（以股二頭肌、半腱肌與內側腓腸肌代表）肌肉用力收縮的肌電訊號相當明顯，足見這兩肌肉群在行走時皆分別用力收縮產生拮抗作用。

基本上，5 組患者在這 5 肌肉群的肌電訊號與一般正常膝無太大差異，包括肌電訊號之波形、訊號出現之時段、訊號之強度。股四頭肌中的股直肌與股內側肌在步態中的腳著地期皆具明顯肌電訊號，足見股四頭肌在步態中並沒有迴避用力（圖 3-11）。以第 1 組的一位患者（第 2 例患者）為例，這位患者的淨外力矩值並不大，但此患者在步態週期的 15% 瞬間內，股內側肌仍具 66%，股直肌亦具 61% 的肌肉活動率。即使已出現安瑞爾基所謂的“股四頭肌迴避用力”的患者，其淨外力矩值是伸直力矩，股四頭肌之肌電訊號仍相當顯著（圖 3-12）。股直肌仍具 63%，股內側肌

仍具 42 % 的肌肉活動率，而膝屈肌亦未比一般膝之肌肉活動率強。較值得注意的是：膝屈肌中的腓腸肌，在 18 例患者中有 8 例具代償現象，換句話說，這 8 例患者在步態中的腳步著地期與一般正常膝較不同，有特別長時間的肌電訊號出現（圖 3-13）。

圖 3-14 所示，是集合腳著地期膝屈曲 $>20^{\circ}$ 患者，其膝關節在腳著地期之膝關節屈曲角度、淨外力矩值以及肌電訊號反應的對照圖。圖 3-15 所示，是集合腳著地期膝屈曲 $<10^{\circ}$ 患者，其膝關節在腳著地期之膝關節屈曲角度，淨外力矩值，以及肌電訊號反應的對照情形。

定有密切關係。所以在實驗的設計上特別將前十字交叉韌帶損傷的受試者以股四頭肌肌力與關節穩定度兩種變數組合分類為4組患者。觀察肌力不足與關節不穩定兩因素對這些患者在行走時膝關節力矩的變化與肌肉收縮的影響，以便探討安氏所謂的“股四頭肌迴避用力”的機轉。

4-1 動作分析系統在臨床測試之限制

雖然三維 (three dimension) 動作分析的研究方法發展至今已有一、三十年的歷史，但在實驗的設計上目前仍有下列許多無法克服的困難。第一：除了在第二章 2-3-2 節所闡述的六項不得已的實驗假設外，在臨床上，更常見的是患者為了能兩腳都能在力板上留下足夠的資料，不得不重覆的在力板上來回走動（平均10-15回合之多）。本實驗只測試一種行走速度，若再研究快速或其他速度，則患者可能就更不勝負荷。第二：為了顧及黏貼在肢體上擷取肌電訊號的表面電極及影像訊號的反光球，不受到干擾，往往在實驗測試過程中，並不鼓勵受試者上洗手間，間接的也不鼓勵他們喝飲料；受試者走累了也只能以坐骨稍微坐在椅子邊緣休息一下，無法得到充分休息。因此這種影像攝影動作分析研究，若以較年老或較虛弱的患者或接受實驗的意願不高的人當受試者，得要特別謹慎，否則極易得不到受試者的充分合作。受試者可能會沒有耐心，為了提早結束測試而用故意踩中力板的不自然步態取得資料，如此則極易造成所收集的資料有不確實之虞。第三：本實驗已考慮到受試者之體能，因此只要能收集到兩腳

分別有踩在力板三次以上的資料，即算完成這位受試者的實驗。而三次是否足夠的次數？頗值得商榷。第四：這種實驗必須在多種假設之下執行，其實驗的結果可能會與實際狀況稍有偏差，是不可避免的。

安瑞爾基認為前十字交叉韌帶斷裂患者行走時“股四頭肌會迴避用力”以避免脛骨向前滑動^(15-19, 21, 22)。但本實驗從肌電訊號發現：不管是那一組的患者，所有受試者步行中的腳跟著地期（約步態週期的 15-40%）的肌電訊號皆顯示股四頭肌（本實驗由股直肌與股內側肌代表，圖 3-11）明顯地有收縮的現象；足見前十字交叉韌帶斷裂的患者，在行走時，股四頭肌並沒有迴避用力的情形，只是有用力多寡的差異。但因為行走的肌電訊號是一種動態的肌肉收縮訊號（dynamic muscular activity），無法代表肌力之大小^(58, 59)。所以無法從肌電訊號得知患者步行時肌肉用力之大小。但從同瞬間膝關節的力矩資料可以得知股四頭肌與膝屈肌的力矩淨差值，也就可以間接的推算出同瞬間是膝屈肌或膝伸肌何者的力矩值大^(46, 47)。

4-2 肌力與關節穩定度對膝關節力矩之影響

由於本實驗的 18 位前十字交叉韌帶損傷的患者，皆經過台大醫院復健科物理治療的運動訓練，尤其是都接受過積極的股四頭肌的肌力訓練。因此這些患者所呈現的膝關節之伸直內力矩值應會比一般未經肌力訓練的患者稍高些。

從本研究之腳著地期的淨外力矩資料顯示：有些受試者的淨外力矩是伸直力矩（圖 3-2），有些受試者是屈曲力矩值（圖 3-3），並非全部患者皆為伸直力矩值。若以本實驗而言，18 例患者中，真正顯示淨外伸直力矩值的只有 2 例，其他的 16 例雖然淨外屈曲力矩值不大，但皆為淨外屈曲力矩值。足見前十字交叉韌帶斷裂患者行走時，股四頭肌之肌力仍為重要的主力之一。比較第 1 組與第 4 組受試者，這兩組患者的關節穩定度皆差，但肌力一好（第 4 組）一壞（第 1 組），結果從患者的淨外力矩值，可推知：淨外力矩值之大小確實受股四頭肌肌力之影響。兩組力矩值是有明顯差異，但卻沒有統計意義的差別，可能受試者太少之故。本實驗第 4 組肌力正常級，其腳跟著地期之力矩呈現的是淨外屈曲力矩值（圖 3-6）；而第 1 組肌力不足的 6 位患者中有 5 位出現類似安瑞爾基所謂的“股四頭肌迴避用力”的肌肉用力模式，所呈現的幾乎是伸直力矩（圖 3-2），而兩組之力矩表現不同在於肌力有所差別。當第 1 組肌力差的患者行走時，所呈現的是淨外伸直力矩，代表的是膝屈肌之收縮力大於膝伸肌之收縮力，與一般正常膝（圖 3-4）所表現的恰相反。顯示第 1 組的 6 位股四頭肌肌力不足且關節不穩定的患者，其股四頭肌在步態中的腳著地期之肌肉收縮情形是異常的，以致無法像第 2 組患者或正常膝一般地表現出較強的淨外屈曲力矩值。一般正常膝與第 2 組患者的表現較相似是淨外屈曲力矩值，是股四頭肌之收縮力大於膝屈肌之收縮力^(15,22)。本實驗唯一的一例正常膝，

其力矩之峰值與國外文獻報告大致相同⁽²⁰⁾，並沒有比較小。

再比較第 2 組與第 3 組患者，兩組患者之關節穩定度皆正常級，但肌力亦一好一壞；結果從患者的淨外力矩值也可看出肌力測試正常級的第 2 組患者，其力矩表現與一般正常膝較相似，只是淨外屈曲力矩值稍差些。足見肌力是會影響步態的淨外力矩值。

至於關節穩定度對力矩值之影響可從第 1 組與第 3 組之比較來推論。兩組患者之肌力皆差，但關節穩定度一好一壞；結果兩組患者之力矩峰值雖然相差不多，但以第 1 組較弱，第 3 組較強些。（圖 3-2，3-5）。再比較第 2 組與第 4 組患者，兩者肌力測試皆正常級，但關節穩定度亦一好一壞。結果兩組患者之力矩峰值以關節穩定度較佳的第 2 組患者較高，第 4 組關節穩定度較差的力矩稍差，但在統計上也沒有意義差別（表 3-1），是否受試者不足是原因之一？這問題留待我們繼續再收集較多的病例再來解決。但關節的穩定度到底影響力有多大？由於本實驗的受試者人數不夠多，而國外也沒有相關的文獻報告，以致無法確實預估。

4-3 腳著地期膝屈曲角度對膝關節力矩之影響

行走時，腳著地期的膝屈曲角度大於 20° 的患者共有 5 位（第 5 組），每一位患者在腳著地期的膝關節淨外力矩皆為屈曲力矩且力矩峰值至少皆大於 2%（ $\text{moment} / (\text{BW} \times \text{LL})$ ）（圖 3-9）。在 18 位患者中，淨外屈

曲力矩值最大的 5 例患者就屬於這一組，此 5 例患者之力矩值與正常膝力矩值之大小極為相似。第 5 組患者的力矩值與卡達巴, 衛司樂等人的報告相同^(22, 23, 34)，他們也指出前十字交叉韌帶斷裂的患者，行走時膝屈曲的角度若較大，則膝關節的屈曲力矩值亦較大。所以這些研究者指出：對於前十字交叉韌帶斷裂的患者而言，只有行走時膝屈曲角度的增加，沒有“股四頭肌迴避用力”的情形。根據肌肉長度與張力的相關性理論，膝屈曲角度越大，股四頭肌之張力越強⁽³¹⁻³³⁾，因此有些患者會以屈曲角度較大的膝關節行走，間接地彌補肌肉張力之不足。另外，前十字交叉韌帶被牽拉受力最大的角度是膝屈曲 $0^{\circ} - 10^{\circ}$ ⁽³⁷⁻³⁹⁾。當膝屈曲大於 20° 度時，前十字交叉韌帶所負的絕大部份功能已不復存在，所以平地走路，可以完全不受前十字交叉韌帶斷裂的影響，依然可以表現出像正常膝一樣的膝屈曲力矩圖。由此推論：走路時，腳著地的瞬間增加膝屈曲的角度，可能也是前十字交叉韌帶斷裂患者的一種代償步態。

相反的，當患者走路時，腳著地期的膝屈曲角度小於正常值時，尤其是小於 10° 以內，也就是前十字交叉韌帶受力最大的角度範圍，這時的膝關節最不穩定，最易造成脛骨對股骨的向前滑脫，因此特別需要膝屈肌的代償作用，所以走路的步態才會產生如圖 3-10 所示的，膝淨外伸直力矩值—即安瑞爾基所謂的“股四頭肌迴避用力”的情形。由此大致可以推論：“股四頭肌迴避用力”的現象可能只是膝關節特別的不穩定而必需要膝屈肌代

償的一種結果。圖 3-10 所示的 3 位患者的淨外力矩圖，其患者的肌力、關節穩定度都差，再加上走路時腳著地期的膝屈曲角度又特別小，以致造成膝關節的最大不穩定狀況，因此才特別需要膝屈肌的代償作用以抑制脛骨向前滑脫。雖然本實驗的受試者不多，但由這少數的幾位受試者已可以反證安氏的理論並不完全正確，由本實驗之結果得知“股四頭肌迴避用力”之機轉可能與股四頭肌之肌力、膝關節的穩定度及走路時膝屈曲角曲角度較小有關。

肌力及關節的穩定度都是會影響步態及關節力矩之大小，尤其是關節穩定度更是具有相當影響力^(60,61)。本實驗測試肌力所用的徒手肌力測試法的準確度其實是滿粗糙的^(48,49)；例如，正常級的肌力是100%，而優良級的肌力則只有75%，第 1 級與第 2 級之間足足差了25%，介在 90% - 80% 間的肌力，就很難評估應列為那一等級，以致徒手肌力測量法無法對肌力做很精細的量化、很準確的評估。我們測試的結果，正常級的肌力極可能事實上並不是百分之百的正常。KT-1000 膝關節韌帶穩定度的測試也有相似的情形，KT-1000 膝關節韌帶穩定度的測試是一種被動的靜態測試 (passive static test)，測試時膝關節僅承受20磅的拉力，這種測試法所評估的結果，其“正常”級的穩定度可能在實際上也並不能代表步行時膝關節的穩定度。走路時，下肢由於支撐體重的緣故，膝關節的穩定度是需要較高的支持力來維護的；絕不是僅承受20磅的力量而已。所以本實驗對

前十字交叉韌帶損傷患者所做的肌力與關節穩定度的評估是有高估之虞，例如第 2 組患者的肌力與膝關節穩定度，雖然列為正常級，其實患者之肌力與穩定度可能都未達真正的“正常”。

綜觀圖 3-1 至 3-6 可得知：肌力與關節穩定度的好壞皆會影響股四頭肌在走路時的用力情形。尤其走路時膝屈曲角度的大小更會改變膝屈肌或膝伸肌主要角色的更換。對於前十字交叉韌帶斷裂的患者而言，走路時膝屈曲角度加大或膝屈肌特別用力可能都是一種好的代償現象。但膝屈肌的特別用力並不表示膝伸肌——股四頭肌就特別不用力或迴避用力，所以安氏解釋“股四頭肌迴避用力”的機轉是頗值得商榷的。

4-4 膝關節相關肌電訊號與力矩之相關性

安瑞爾基的步態實驗過程沒有擷取肌電訊號，以致無法得知股四頭肌在這類患者走路時候肌肉用力收縮的情形。本實驗在膝屈肌，包括股二頭肌，半腱肌，腓腸肌及膝伸肌，包括股直肌、股內側肌都擷取肌電訊號，所以可以很明確地觀察到這類患者在步態週期中的肌電訊號。其實肌電訊號僅代表患者走路時，腿部所偵測的肌肉群內有多少運動元（motor unit）參與，肌電訊號的強弱並無法代表肌力之大小，但透過它卻可以了解肌肉收縮的情形是否處在正常狀態。本實驗擷取肌電訊號的目的，就只是要參考這些患者走路時，膝屈肌與伸肌之肌肉收縮情形，是把肌電訊號當一種

輔助參考值而已。實驗結果顯示，前十字交叉韌帶損傷患者的肌電訊號與一般正常膝相比較，除訊號強度有少許差異外並無特殊之處。此結果與其他文獻的報告相同⁽⁶²⁻⁶⁴⁾。本實驗的肌電訊號顯示出：股四頭肌即使在安氏所謂的“股四頭肌迴避用力”的步態中，從未曾迴避用力，只是膝屈肌使較大的收縮力（例如腓腸肌的代償作用）抵制了股四頭肌的力矩，以致最終的淨外力矩才會呈現淨外伸直力矩。前十字交叉韌帶斷裂患者的腓腸肌會因為前十字交叉韌帶功能的缺損而有代償作用，此現象與拉思（Lass P）等人的報告相同^(62, 64, 65)。有趣的是腓腸肌代償現象的發生並不特別侷限在某一組的患者，5 組患者都曾出現腓腸肌的代償現象。由於本研究的個案太少，無法針對腓腸肌對前十字交叉韌帶斷裂患者的代償作用之機轉作更進一步的說明，此疑議留待未來的繼續努力與研究。

4-5 其他

安瑞爾基在他的文獻中曾提到：由於“股四頭肌迴避用力”的步態是透過患者的大腦學習而來的⁽¹⁵⁾，所以連對側膝也會出現“股四頭肌迴避用力”的步態。在本實驗中，大部分患者的健側膝，在步態中其力矩大小之變化與患側膝皆極為相似，幾乎是一致性的步態（圖 3-7 及 3-8），此現象在 5 組患者中，不管肌力之好壞或關節穩定不穩定，也不管患者的淨外力矩值是伸直力矩或屈曲力矩，健、患雙膝的力矩值在步態週期上之變化常一致

性。比較 18 位患者健側膝關節淨外力矩峰值之平均值與患側膝之平均值，也得知兩者之間雖有些許差異但並無統計意義之差別 ($p > 0.05$)，可見健側膝與患側膝在步態中的力矩峰值方面也相當一致。此結果與羅道夫的研究相同⁽²³⁾。吾人推測：兩腳表現一致的現象，可能的原因有二：(一)可能與人類是對稱性動作的動物有關；不管上肢或下肢，對稱性的動作會比較有效率，比較節省能量^(66,67)。走路是雙腳對稱性的動作，當患者之患側無法繼續原來的步態時，健側會隨著時間的增加而逐漸趨近患側的步態或兩側會互相折中協調形成一種新的較對稱性的步態。臨床上，可在穿義肢的病患，偏癱的病患身上發現到這種現象⁽⁶⁸⁻⁷²⁾，至於前十字交叉韌帶損傷患者是否也具有相同的原因，此點必需留待未來的繼續研究。(二)受試者雖然是前十字交叉韌帶損傷患者，但 18 位受試者一來因為年輕，二來除了劇烈運動外，他們的日常生活功能幾乎不受韌帶斷裂的影響，況且下肢運動是對稱性動作，所以患側之運動量並未減少與健側之運動量的差異並不大。可能因此而使患者健、患側之步態有相似結果。年輕人如此，那麼年老的人，假設單側膝因某些疾病而出現不正常的步態，其對側膝是否也會有相同的不正常的步態出現？吾人已將這計畫列為近期研究目標。

由於本研究未對受試者做本體感覺系統的評估，以致無法提供膝關節之力矩與本體感覺有何相關性。但回顧文獻發現：託雷 (Torry MR)、勾梅巴瑞那 (Gomez-Barrena E) 等人^(35,73-75)，先後發表報告指出：前十字交

又韌帶斷裂患者，膝關節的本體感覺系統一定會受到波及。間接的膝關節的行走速度，日常活動功能也會受到影響^(76,77)。託雷明確地指出，關節腫脹造成的本體感覺障礙也會引起“股四頭肌迴避用力”的現象⁽³⁵⁾。他的文章中並沒有說明本體感覺障礙引起“股四頭肌迴避用力”的機轉是什麼，但吾人推論：或許本體感覺障礙令患者的關節功能無法正常化，以致肌力、關節穩定度、動作精確度都受到影響，才會出現“股四頭肌迴避用力”的步態。至於其真正的機轉？由於目前尚未見到相關的文獻報告，以致無法有一明確答案。未來如果要對“股四頭肌迴避用力”之機轉有更深入的了解，也應該要以本體感覺對膝力矩的影響做繼續深入的探討。

第五章

結論與建議

5-1 結論

本研究利用動作分析系統及肌電訊號之顯示，所做研究之結果與研究之初所預期的大致相同，只有少許出入；例如腳著地期膝關節屈曲角度的重要性會這麼大，似乎超過吾人之預期。研究之結果可以很確定的結論有下列五點：

- (1) 安瑞爾基所謂的“股四頭肌迴避用力”的機轉值得重新商榷。前十字交叉韌帶斷裂患者若具有這個現象，無法預估其預後會較佳，或日後發生外傷性關節炎的機會會較少。
- (2) 前十字交叉韌帶斷裂患者若具有“股四頭肌迴避用力”的情形，透過肌電訊號得知，這類患者之股四頭肌仍具明顯收縮強度，並沒有迴避用力的現象。
- (3) 股四頭肌之肌力，膝關節之穩定度，步態中腳著地期膝關節屈曲角度，三者都會影響腳著地期膝關節之淨外力矩值。三者中又可能以腳著地期膝關節之屈曲度的影響力較大。
- (4) “股四頭肌迴避用力”對前十字交叉韌帶斷裂患者而言，可能僅代表患者的膝關節因為較不穩定而需要更多的膝屈肌用力來阻止脛骨對

股骨的向前滑動。

- (5) 單側前十字交叉韌帶斷裂患者，兩側膝關節淨外力矩值在步態中之變化常具一致性。

5-2 建議

本研究之個案僅 18 例，最後為了資料之分析又分為五組。以致每組的病例都太少。雖然最後還是可以觀察到一些結論之趨勢，但說服力並不夠強。若根據本研究結果之趨勢再增加一些個案，尤其是增加腳著地期膝屈曲角度特大或特小的病例，可能對了解前十字交叉韌帶斷裂患者的“股四頭肌迴避用力”之機轉，會有更清礎、更肯定的結論。

從過去文獻中，亦常見到接受人工膝關節置換之患者、退化性關節炎患者、或膝關節本體感覺障礙之患者也具有“股四頭肌迴避用力”的現象。他們造成“股四頭肌迴避用力”的機轉是什麼？是否與前十字交叉韌帶斷裂患者雷同？也是與步態中腳著地期膝屈曲角度，膝關節之肌力，關節穩定度三因素有密切關係？若想對“股四頭肌迴避用力”的機轉要有更明確的認識，則各種不同的膝關節病變，包括髌股骨關節炎、退化性膝關節炎、後十字交叉韌帶斷裂患者…等等都應該要做步態動作分析，以了解其膝關節力矩值面貌，進而才能對“股四頭肌迴避用力”之機轉有更清晰的心得。

5-3 臨床應用

從研究之結果可以知道：“股四頭肌迴避用力”對前十字交叉韌帶斷裂患者並不是一正面的現象，而是關節穩定度較差患者的一種代償作用。對於具有這個現象的患者，不論患者或醫療人員都絕不能沾沾自喜，掉以輕心，反而對於具有這個現象的患者，醫療人員更應以“提高關節穩定度”為治療目標，積極介入復健工作，讓患者利用手術或利用保守的肌力訓練，誘發本體感覺接受器，或增加關節活動度…等多種治療方法再重建關節的穩定度，恢復關節的最大功能，如此才能真正預防膝關節的“未老先衰”也才能抑制外傷性關節炎的形成。

參考文獻

1. Luttgens K, Deutsch H and Hamilton N: Kinesiology- Scientific Basis of Human Motion. 8th ed. Iowa: Brown & Benchmark, 1992:201-241.
2. Gailliet R: Knee Pain and Disability. 3rd ed. California: F.A. Davis Co., 1993:49-69.
3. McDaniel WJ and Dameron TB: The untreated anterior cruciate ligament rupture. Clin Orthop 1983; 172:158-163.
4. Branch TP, Hunter R and Donath M: Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient leg with and without bracing during cutting. Am J Sports Med 1989; 17:35-41.
5. McNair PJ, Marshall RN and Matheson JA: Gait of subjects with anterior cruciate deficiency. Clin Biomech. 1989; 4:243-248.
6. van Lent ME, Drost MR and vd Wildenberg FA: EMG profile of ACL-deficient patients during walking: The influence of mild fatigue. Int J Sports Med 1994;15:508-514.
7. Young A, Stokes M and Iles JF: Effects of joint pathology on muscle. Clin Orthop 1987; 219:21-27.
8. Kariya Y, Itoh M, Nakamura T, Yagi K, and Kurosawa H: Magnetic resonance imaging and spectroscopy of thigh muscles in cruciate ligament insufficiency. Acta Orthop Scand 1989; 60:322-325.
9. Friden T, Zatterstrom R, Lindstrand A, and Moritz U: Disability in anterior cruciate ligament insufficiency. Acta Orthop Scand 1990; 61:131-135.
10. Lopresti C, Kirkendall DT and Street GM: Quadriceps insufficiency following repair of the anterior cruciate ligament. J Orthop Sports Phys Ther 1989; 9:245-249.

11. Lorentzon R, Elmquist LG and Jostrom M: Thigh musculature in relation to chronic anterior cruciate ligament tear: Muscle size, morphology and mean output before reconstruction. *Am J Sports Med* 1989; 17:423-429.
12. Snyder-Mackler L, Ladin Z, Schepsis AA, and Young JC: Electrical stimulation of the thigh muscles after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1991; 73A:1025-1036.
13. Perry J, Fox JM, Boitano MA, Skinner SR, Barnes LA, and Cerny K: Functional evaluation of the pes anserina transfer by electromyography and gait analysis. *J Bone Joint Surg* 1980; 62A:973-980.
14. Power CM, Perry J, Hsu A, and Hislop H: Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? *Phys Ther* 1997; 77:1063-1078.
15. Andriacchi TP: Dynamics of pathological motion: Applied to the anterior cruciate deficient knee. *J. Biomech* 1990, 23(suppl) 1: 99-105.
16. Andriacchi TP, Kramer GM and Landon GC: The biomechanics of running and knee injuries. In: Finerman G eds. *The Knee*. St Louis: Mosby, 1985:23-32.
17. Berchuck M, Andriacchi TP, Buch BR, and Reider B: Functional adaptation in ACL-deficient patients. 35th A Mtg Orthop Res Soc 1988; 13:84
18. Berchuck M, Andriacchi TP, Buch BR, and Reider B: Gait adaptation by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1992; 72A: 871-877.
19. Andriacchi TP and Birac D: Functional testing in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop* 1993; 288:40-47.
20. Snyder-Mackler L and Eastlack M: Gait analysis as an outcome measure after anterior cruciate ligament injury. In: Craik RL, Oatis CA eds. *Gait Analysis Theory and Application*. Singapore: Mosby, 1995; 376-387.
21. Andriacchi TP: Functional analysis of pre and post-knee surgery: Total knee arthroplasty and ACL reconstruction. *J Biomech Eng* 1993; 115 :575-581.

22. Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Andriacchi TP, and Bach BR: Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop* 1998; 348:166-175
23. Rudolph K S, Eastlack M E, Axe M J, and Suyder-Mackler L: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: A comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Electromyography Kinesiology* 1998; 8:349-362.
24. Timoney J M, Inman W S, Quesada P M, Sharkey PF, Barrack RL, Skinner HB, and Alexander AH: Return of normal gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1993; 21:887-889.
25. Devita P, Hortobagyi T and Barrier J: Gait biomechanics are not normal after anterior cruciate ligament reconstruction and accelerated rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30:1481-1488.
26. Devita P, Hortobagyi T, Barrier J, Torry M, Glover KL, Speroni DL, Money J, and Mahar MT: Gait adaptation before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 853-859.
27. Kowalk D L, Duncan J A, McCue III F C, and Vaughan C L: Anterior cruciate ligament reconstruction and joint dynamics during stair climbing. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29:1406-1413.
28. Grabiner MD, Koh TJ and Miller GF: Further evidence against a direct automatic neuromotor link between the ACL and hamstrings. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24:1075-1079.
29. Benedetti MG, Bonato P, Catani F, D'Alessio T, Knaflitz M, Marocacci M, and Simoncini L: Myoelectric activation pattern during gait in total knee replacement. *IEEE Trans Rehab Eng* 1999; 7:140-148.
30. Maitland M E, Ajemian S V and Suter E: Quadriceps femoris and hamstring muscle function in a person with an unstable knee. *Phys Ther* 1999; 79: 66-75.
31. Arm SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, and Eriksson E: The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med* 1984; 12:8-11.

32. Tibone JE, Antich TJ, Perry J, and Moynes D: Functional analysis of untreated and reconstructed posterior cruciate ligament injuries. *Am J Sports Med* 1988; 16:217-223.
33. Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, and Butler DL: Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 1984; 66A:725-734.
34. Muneta T, Ogiuchi T, Imai S, and Ishida A: Measurements of joint moment and knee flexion angle of patients with anterior cruciate ligament deficiency during level walking and on one leg hop. *Bio-Med Material Engin* 1998; 8:207-218.
35. Torry MR, Decker MJ, Viola RW, O'Conner DD, and Steadman JR: Intra-articular knee joint effusion induces quadriceps avoidance gait patterns. *Clin Biomech* 2000;15:75-102.
36. Torg J S., Barton T M, Pavlov H , and Stine R: Natural history of the posterior cruciate ligament-deficient knee. *Clin Orthop* 1989; 246:208-216.
37. Kurosawa Hideki, Yamakoshi K, Yasuda K, and Sasaki T: Simultaneous measurement of change in length of the cruciate ligaments during knee motion. *Clin Orthop* 1991; 265:266-240.
38. Pandy M G and Shelburne K B: Dependence of cruciate -ligament loading on muscle forces and external load. *J Biomech* 1997; 3010:1015-1024.
39. Shelburne K B and Pandy M G.: A musculoskeletal model of the knee for evaluation ligament forces during isometric contractions. *J Biomech* 1997; 302:163-176,.
40. Winter DA, Mackinnon CD, Ruder GK, and Wieman C: An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. *Progress in Brain Res* 1993; 97:359-367.
41. Soderberg GL and Knutson LM: EMG Methodology In: Craik RL, Oatis CA eds, *Gait Analysis: Theory and Application*. Baltimore: Mosby, 1995:293-306
42. Daniel D, Stone ML, Sachs R, and Malcom L: Instrumented measurement of anterior knee laxity. *Am J Sports Med* 1985; 13:401-407.

43. Kadaba MP, Ramakrishnan HK and Wootten ME: Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*; 1990: 383-392.
44. Duffy CM, Hill AL and Graham HK: The influence of flexed knee gait on the energy cost of walking in children. *Develop Med Child Neuro* 1997; 39:234-238.
45. Perotto AO: *Anatomical Guide For The Electromyographer, The Limbs and Trunk*. 3rd ed., New York: Charles C Thomas Publisher, 1994.
46. Paul JP and McGrouther D A: Forces transmitted at the hip and knee joint of normal and disabled persons during a range of activities. *Acta Orthop Belg* 1975; 41(suppl 1): 78-88.
47. Morrison JB: Bioengineering analysis of force action transmitted by the knee joint. *Bio-Med Engng* 1968; 164-170.
48. Kendall FP, McCreary EK and Provance PG: *Muscle Testing and Function*. 4th ed., Baltimore: Williams & Wilkins, 1993.
49. Daniels L and Worthingham C: *Muscle Testing: Techniques of Manual Examination*. 4th ed., 1985.
50. Winter DA: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2nd ed., New York : John Wiley & Sons Inc., 1990: 75-102.
51. Winter DA, Eng JJ and Ishac MG: A review of kinetic parameters in human walking. In : Craik RL, Oatis CA eds. *Gait Analysis: Theory and Application*. Baltimore: Mosby, 1995:252-270.
52. Yang JF and Winter DA: Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehab* 1984; 65:517-521.
53. Wootter ME, Kadaba MP and Cochran GVB: Dynamic electromyography II : Normal patterns during gait. *J Orthop Res* 1990; 8:259-265.
54. Winter DA and Yack HJ: EMG profiles during normal human walking: Stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1987; 67:402-411.

55. Ericson MO, Nisell R and Ekholm J: Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking. *Scand J Rehab Med* 1986; 18:159-163.
56. Smith LK, Weiss EL and Lehmkuhl LD: *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. Chap12: Standing and walking. 5th ed. Philadelphia: F.A. Davis Co., 1996:401-435.
57. Roberts CS, Rash GS, Honaker JT, Wachowiak MP, and Shaw JC: A deficient anterior cruciate ligament does not lead to quadriceps avoidance gait. *Gait Posture* 1999; 10:189-199.
58. Wood JJ and Bigland-Ritchie B: Linear and non-linear EMG/ Force relationships in human muscles. *Am J Phys Med* 1983; 62:287-299.
59. Winter DA: *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Chap 8: Kinesiological Electromyography. 2nd ed., New York: John Wiley & Sons, Inc., 1990; 191-210.
60. David G, Magarey ME, Jones MA, Dvir Z, Tjurker KS, and Sharpe M: EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clin Biomech* 2000; 15:95-102.
61. Kellis E: The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *J Electromyogr Kinesiol* 1999; 9:191-199.
62. Lass P, Kaalund S, leFevre S, Arendt-Nielsen L, Sinkjaer T, and Simonsen O: Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. Electromyographic studies of 14 patients. *Acta Orthop Scand*, 1991; 62:9-14.
63. Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andrini L, and Guffanti P, and Giughello A: Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg, Sport Traumatol, Arthroscopy* 1997; 5:14-21.
64. Nemeth G, Lamontagne M, Tho KS, and Eriksson E: Electromyographic activity in expert downhill skiers using functional knee braces after anterior cruciate ligament injuries. *Am J Sport Med* 1997; 25:635-641.
65. Aune AK, Nordsletten L, Skjeldal S, Maden JE, and Ekeland A: Hamstrings and

- gastrocnemius co-contraction protects the anterior cruciate ligament against failure. *J Orthop Res* 1995; 13:147-150.
66. Skinner HB and Effeney DJ: Gait analysis in amputees. *Am J Phys Med* 1985; 64:82-89.
67. McDonough AL and Razza-Doherty M: Some biomechanical aspects of crutch and cane walking: the relationship between forward rate of progression, symmetry, and efficiency. *Clin Pediat Med Surg* 1988; 5:677-693.
68. Hannah RE and Morrison JB: Prostheses Alignment: Effect on gait of persons with below-knee amputation. *Arch Phys Med Rehab* 1984; 65:159-162.
69. Andres RO and Stimmel SK: Prosthetic alignment effects on gait symmetry. *Clin Biomech* 1990; 5:88-96.
70. Liu XC, Fabry G, Molenaers G, Lammens J, and Moens P: Kinematic and kinetic asymmetry in patients with leg length discrepancy. *J Pediat Orthop* 1998; 18:187-189.
71. Pillar T, Dickstein R and Smolinski Z: Walking reeducation with partial relief of body weight in rehabilitation of patients with locomotor disabilities. *J Rehab Res Develop* 1991; 28:47-52.
72. Becker HP, Rosenbaum D, Kriese T, Gerngross H, and Claes L: Gait asymmetry following successful surgical treatment of ankle fractures in young adults. *Clin Orthop* 1995; 311:262-269.
73. Gomez-Barrena E, Nunez A, Ballesteros R, Martinez-Moreno E, and Munuera L: Anterior cruciate ligament reconstruction affects proprioception in the cats' knee. *Acta Orthop Scand* 1999; 70:185-193.
74. Barrack RL, Skinner HB and Buckley SL: Proprioception in anterior cruciate ligament deficit knee. *Am J Sport Med* 1989; 17:1-6.
75. Corrigan JP, Cashman WF and Brady MP: Proprioception in the cruciate deficient knee. *J Bone Joint Surg* 1992; 74(A):247-250.
76. Tang PF, Moore S and Woolacott MH: Coorelation between two clinical balance

measures in older adults: Functional mobility and sensory organization test. J Geront Bio Sci Med Sci 1998; 53(A):M140-146.

77. Murley MV, Rees J and Newham DJ: Quadriceps function, proprioceptive activity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. Age Aging 1998; 27:55-62.

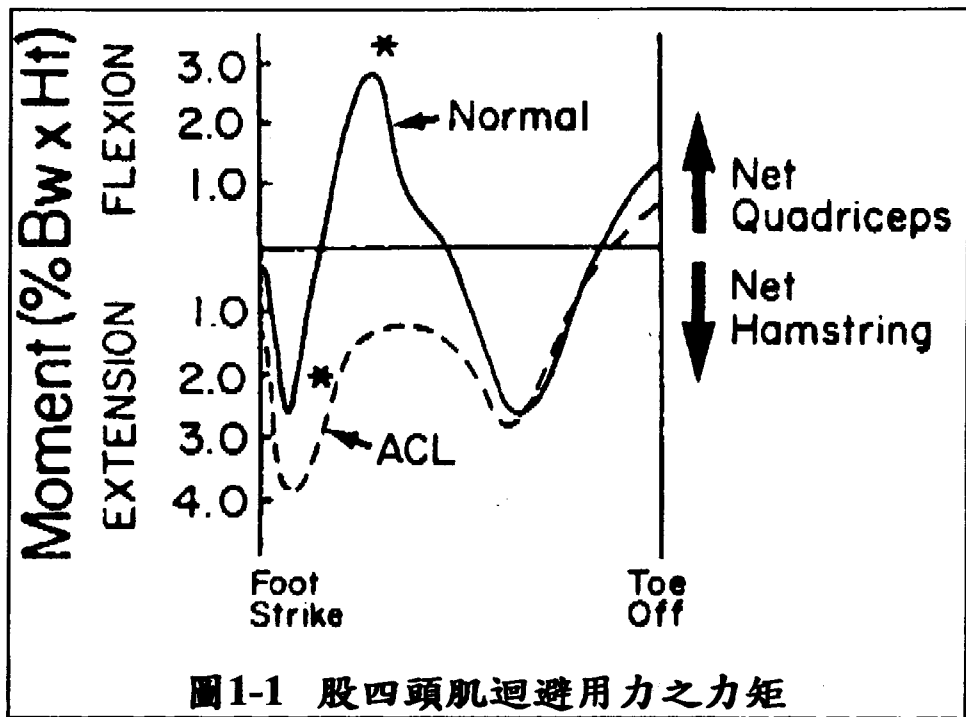
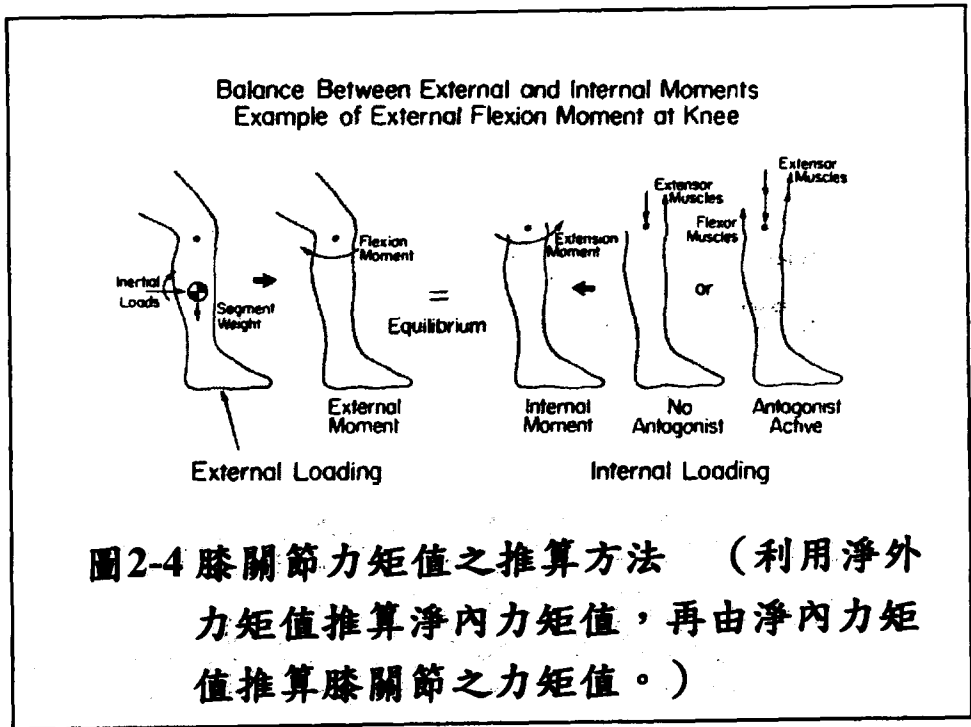
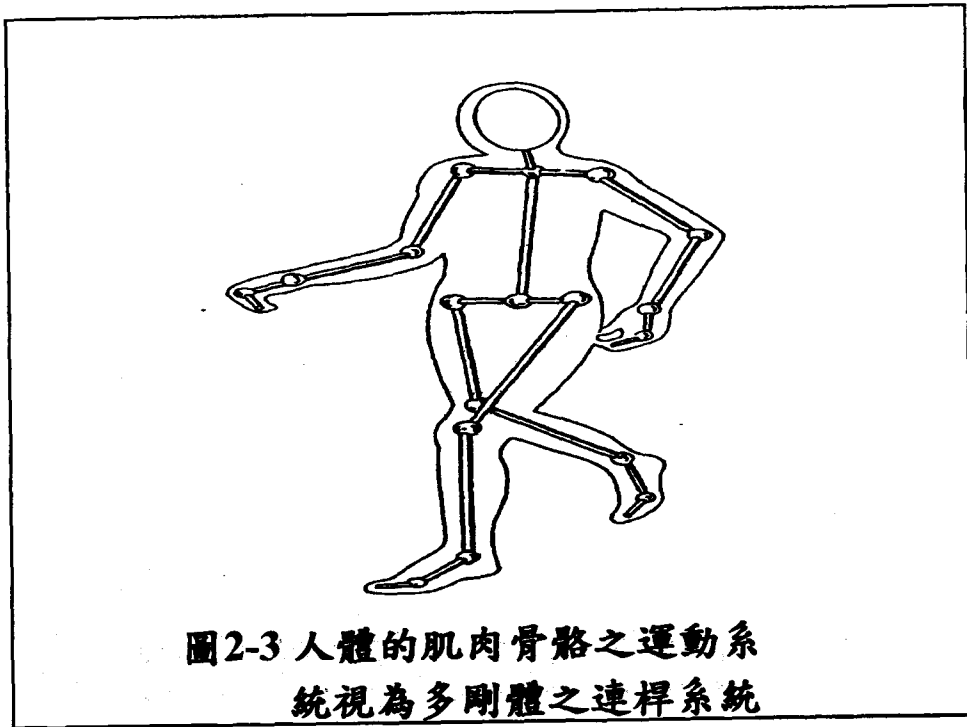
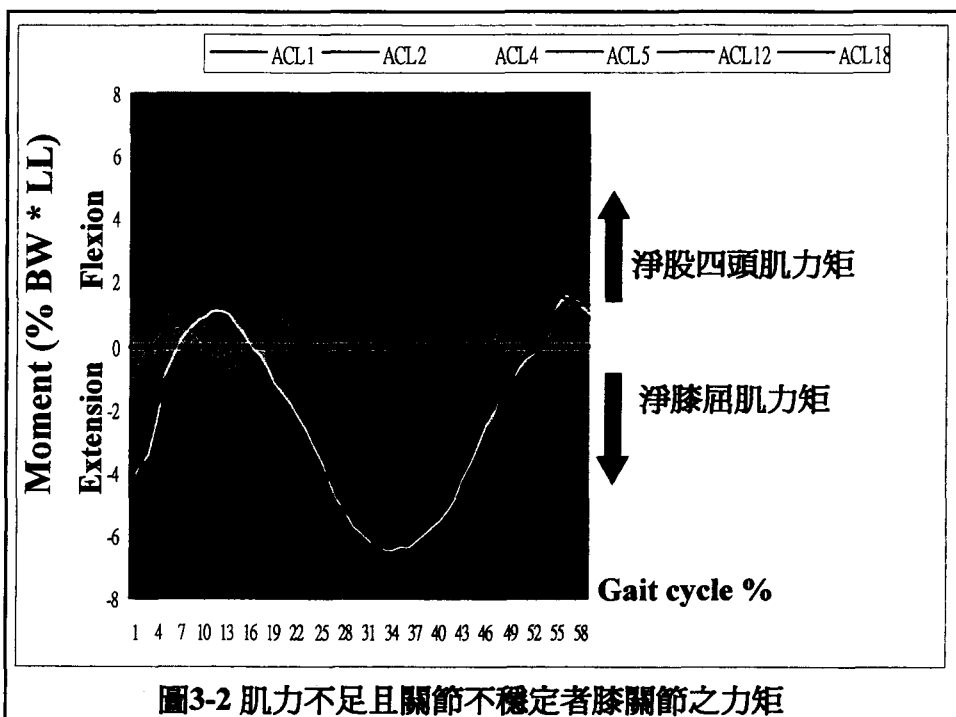
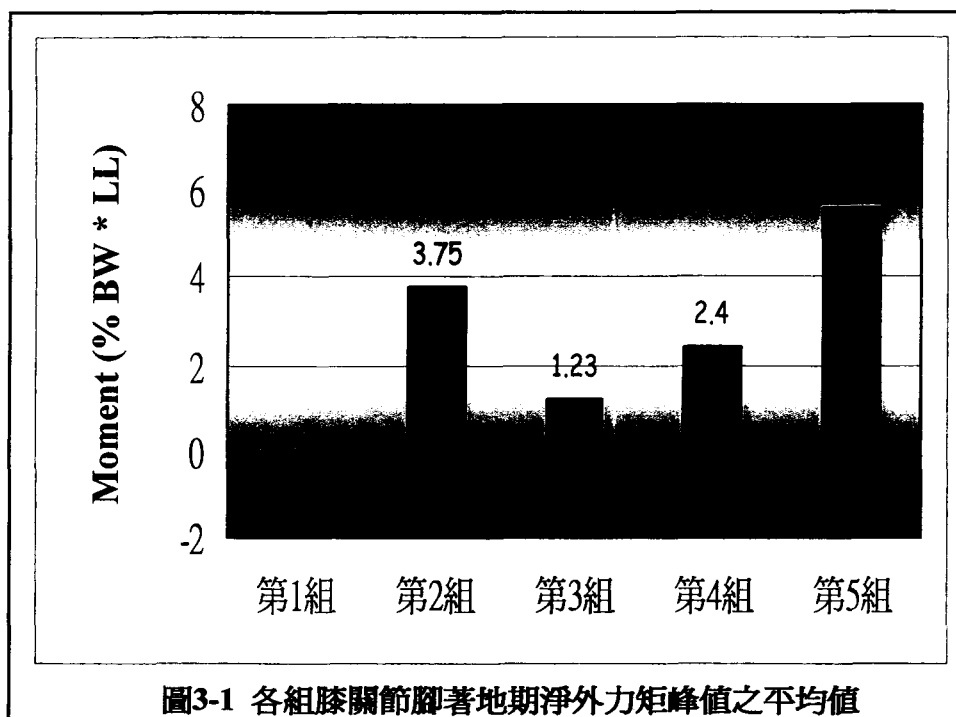


圖1-1 股四頭肌迴避用力之力矩







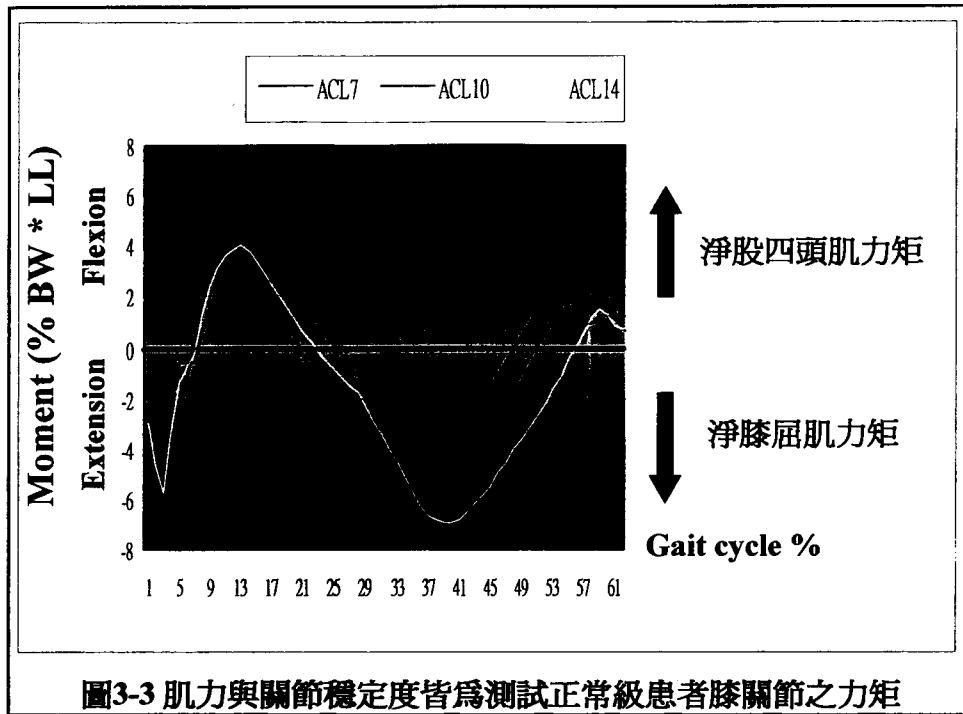


圖3-3 肌力與關節穩定度皆為測試正常級患者膝關節之力矩

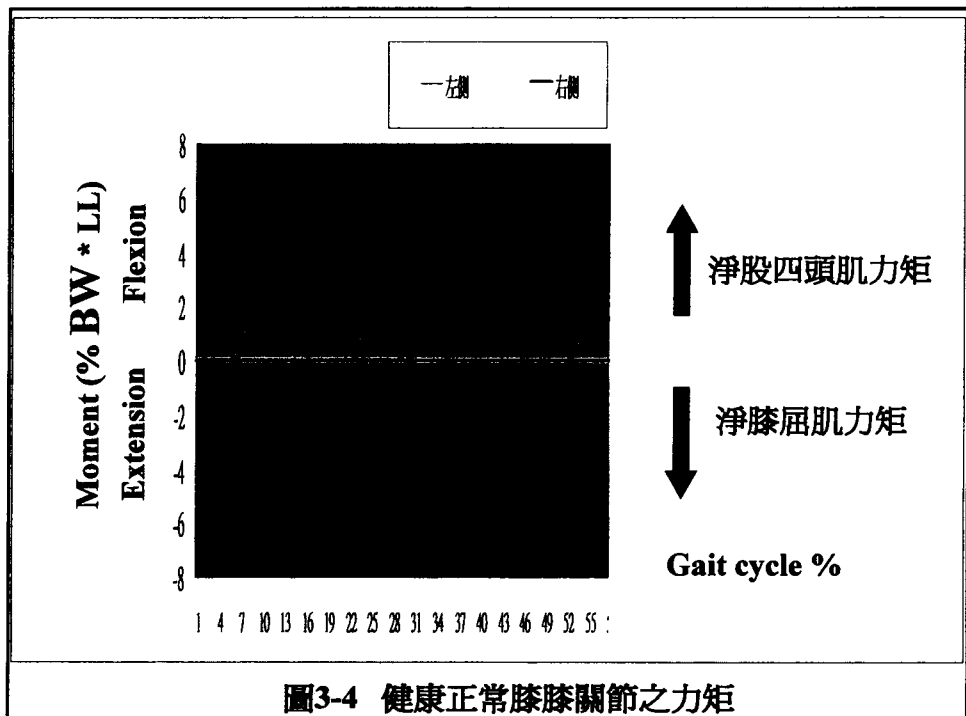


圖3-4 健康正常膝關節之力矩

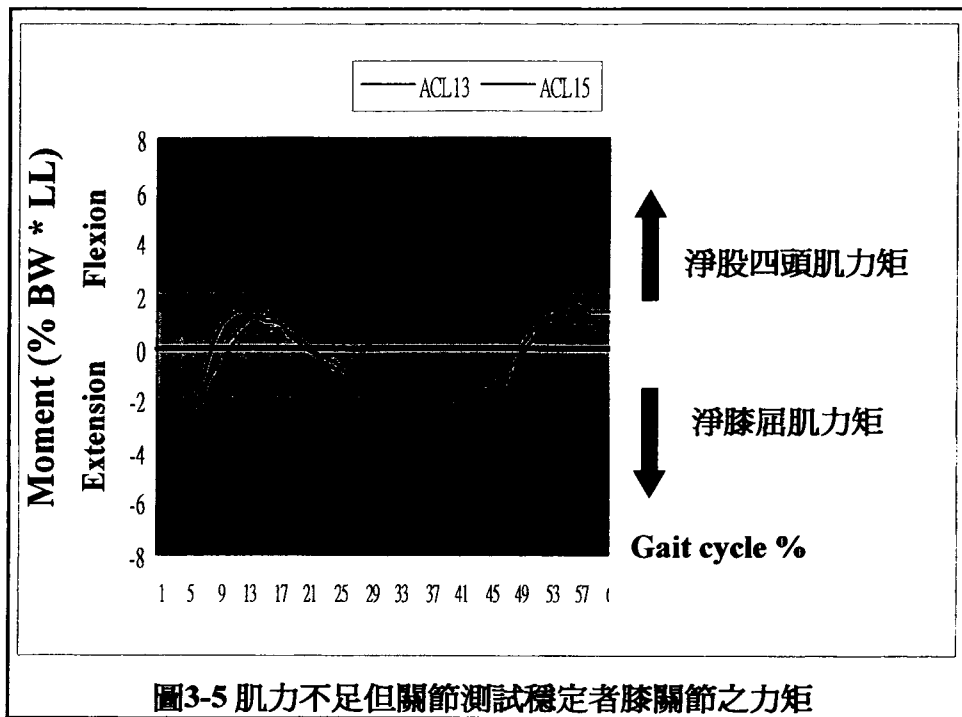


圖3-5 肌力不足但關節測試穩定者膝關節之力矩

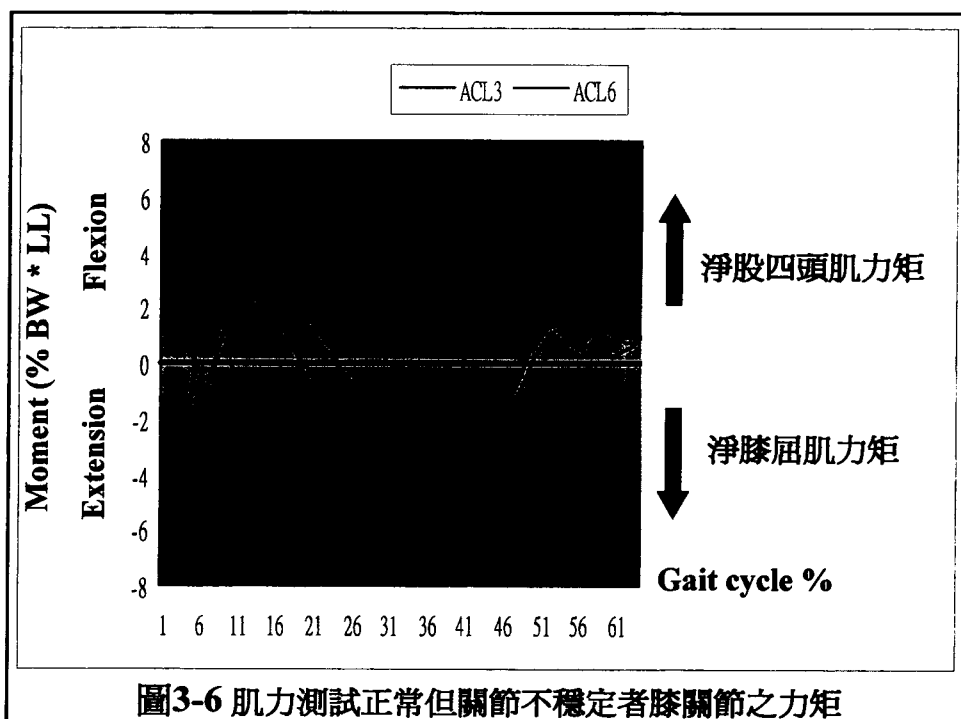


圖3-6 肌力測試正常但關節不穩定者膝關節之力矩

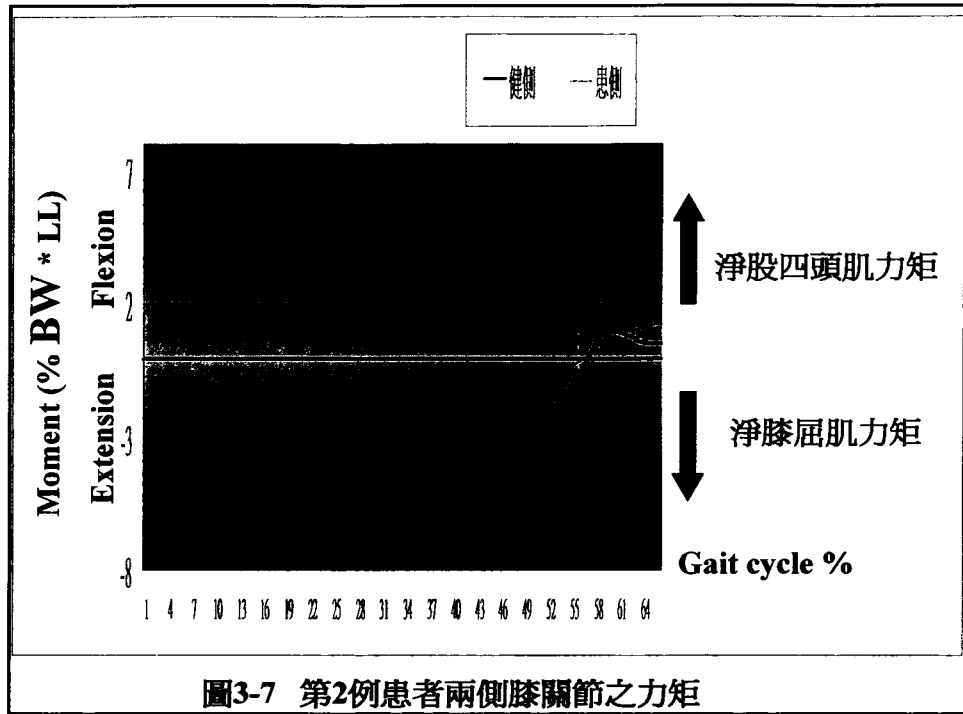


圖3-7 第2例患者兩側膝關節之力矩

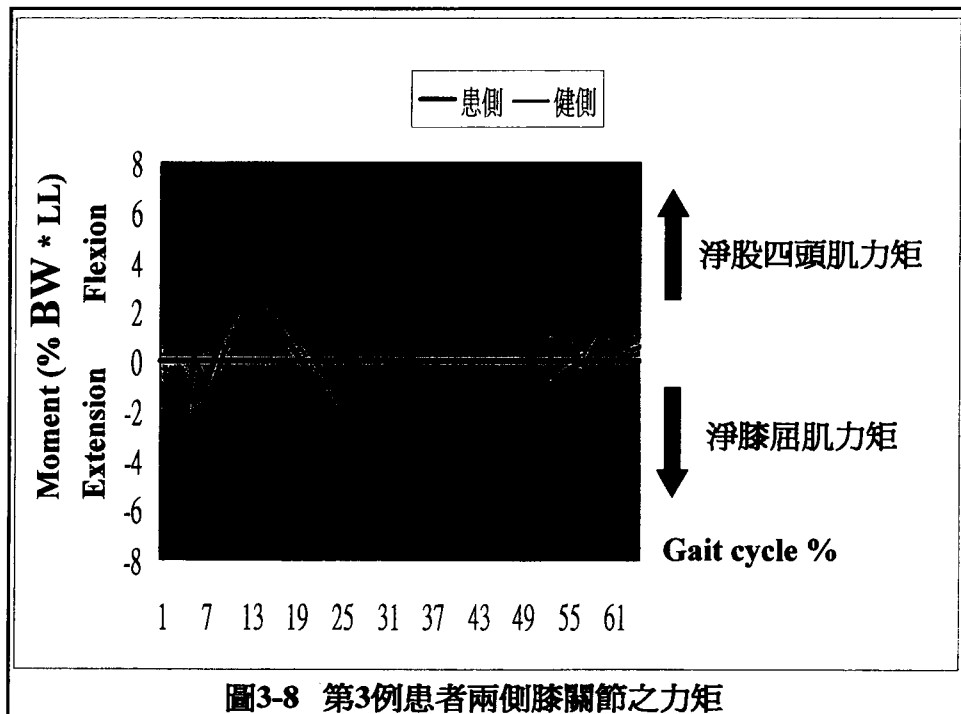


圖3-8 第3例患者兩側膝關節之力矩

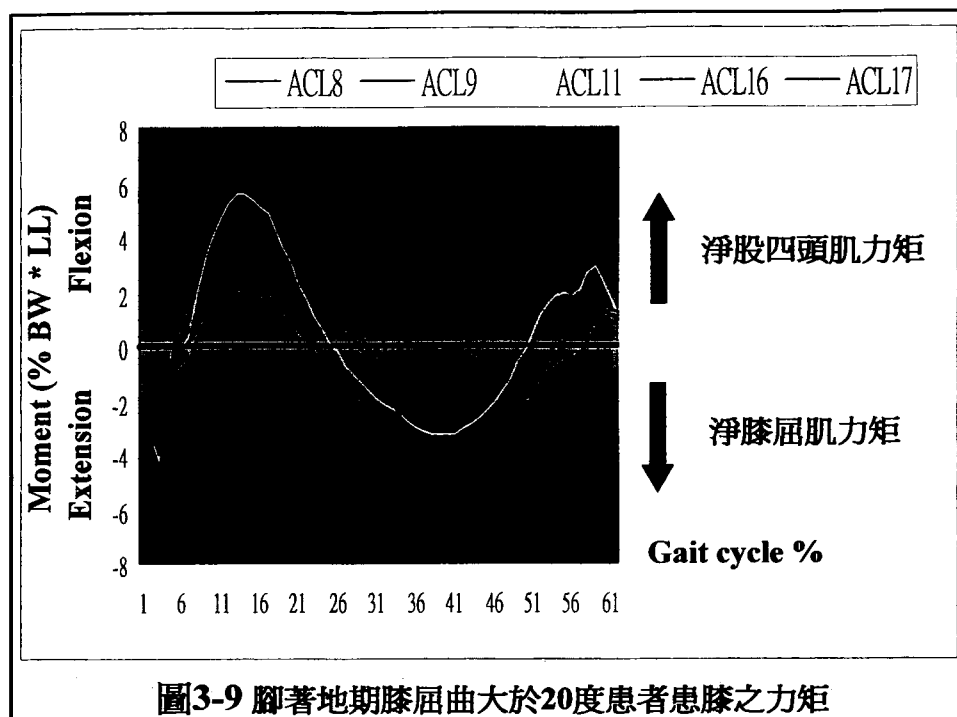


圖3-9 腳著地期膝屈曲大於20度患者患膝之力矩

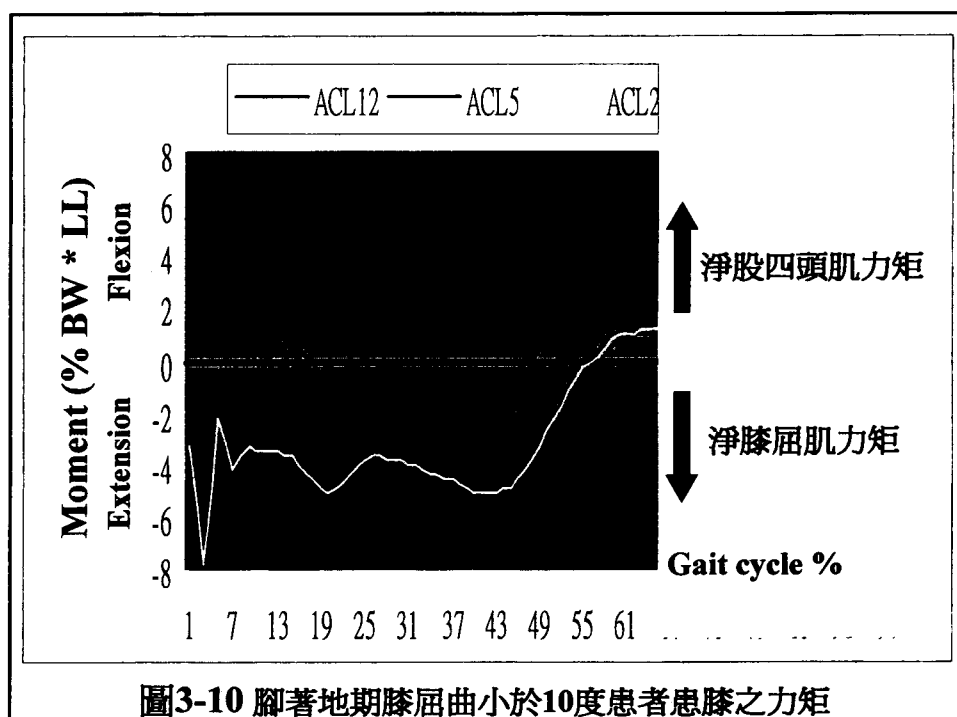


圖3-10 腳著地期膝屈曲小於10度患者患膝之力矩

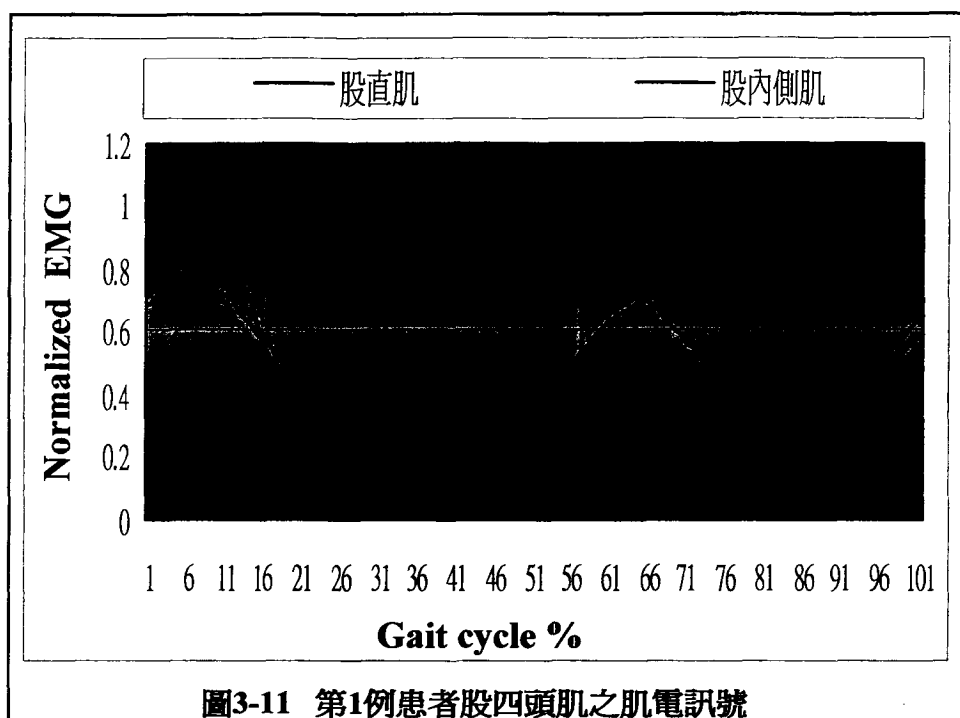


圖3-11 第1例患者股四頭肌之肌電訊號

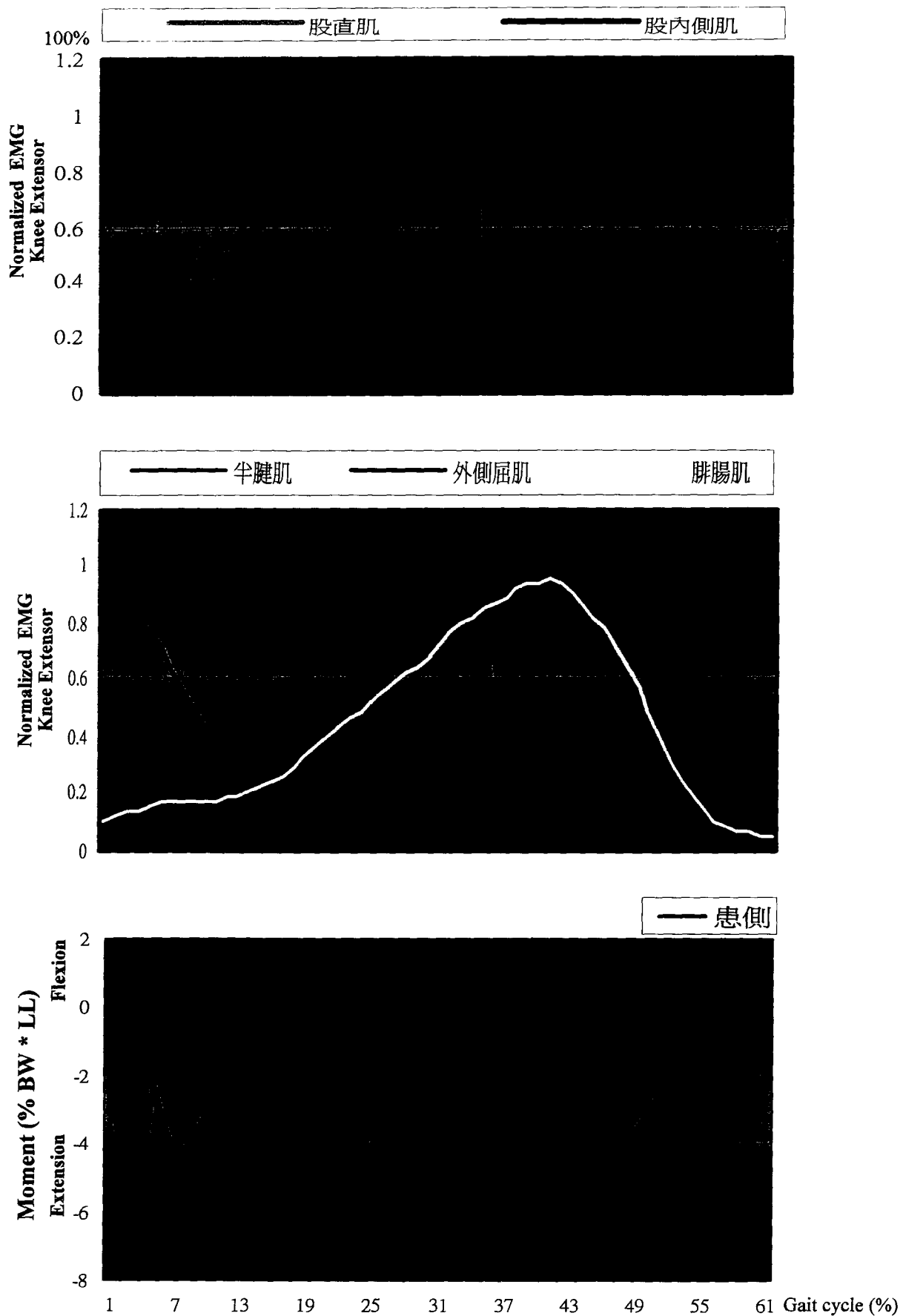


圖3-12 第2例患者膝關節淨外力矩值與肌電訊號之對照圖

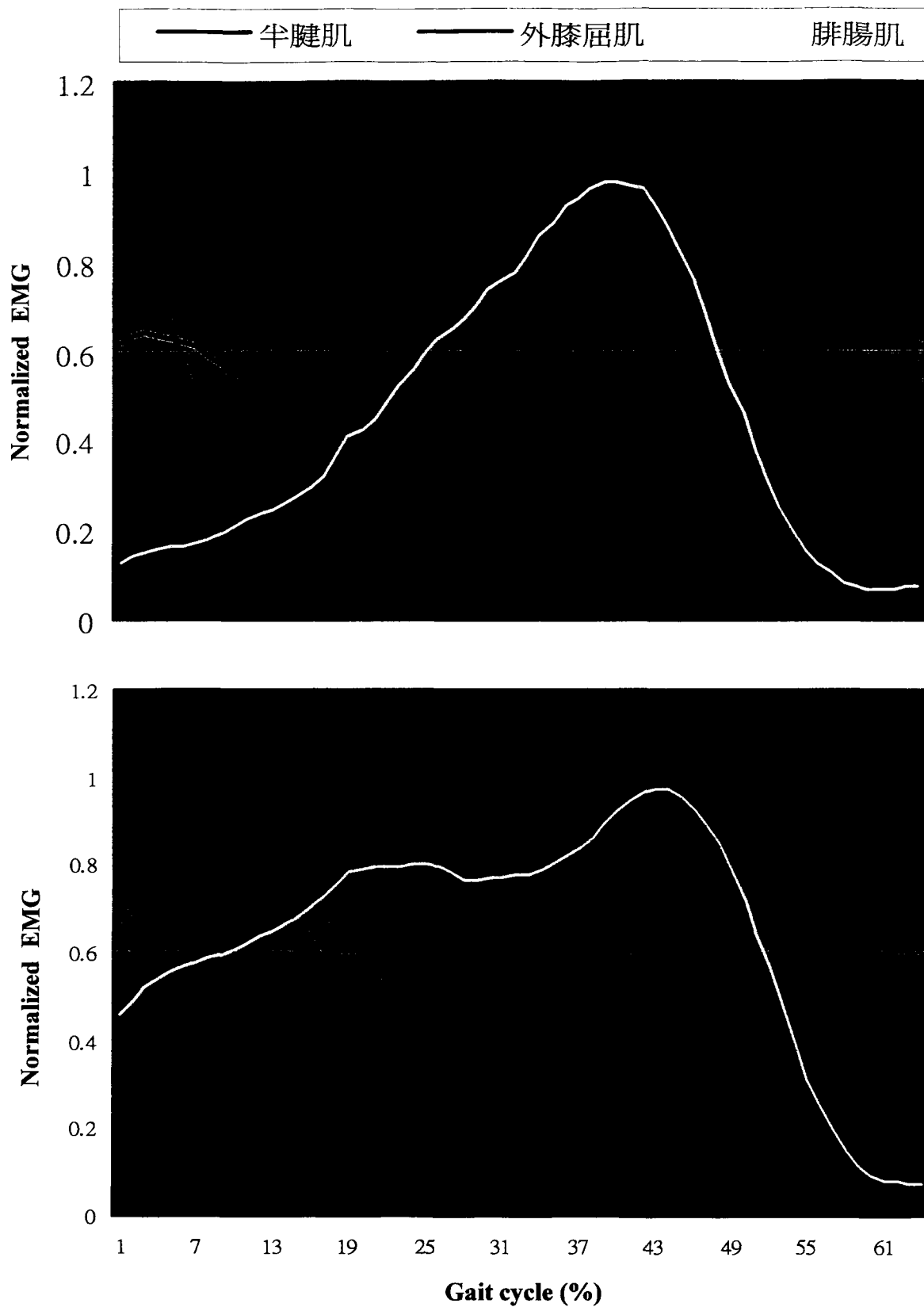


圖3-13 上圖顯示步態中膝屈肌之肌電訊號腓腸肌並無代償收縮現象。
 下圖顯示腓腸肌在腳著地期有特別強且較長時間的收縮，具代償作用。

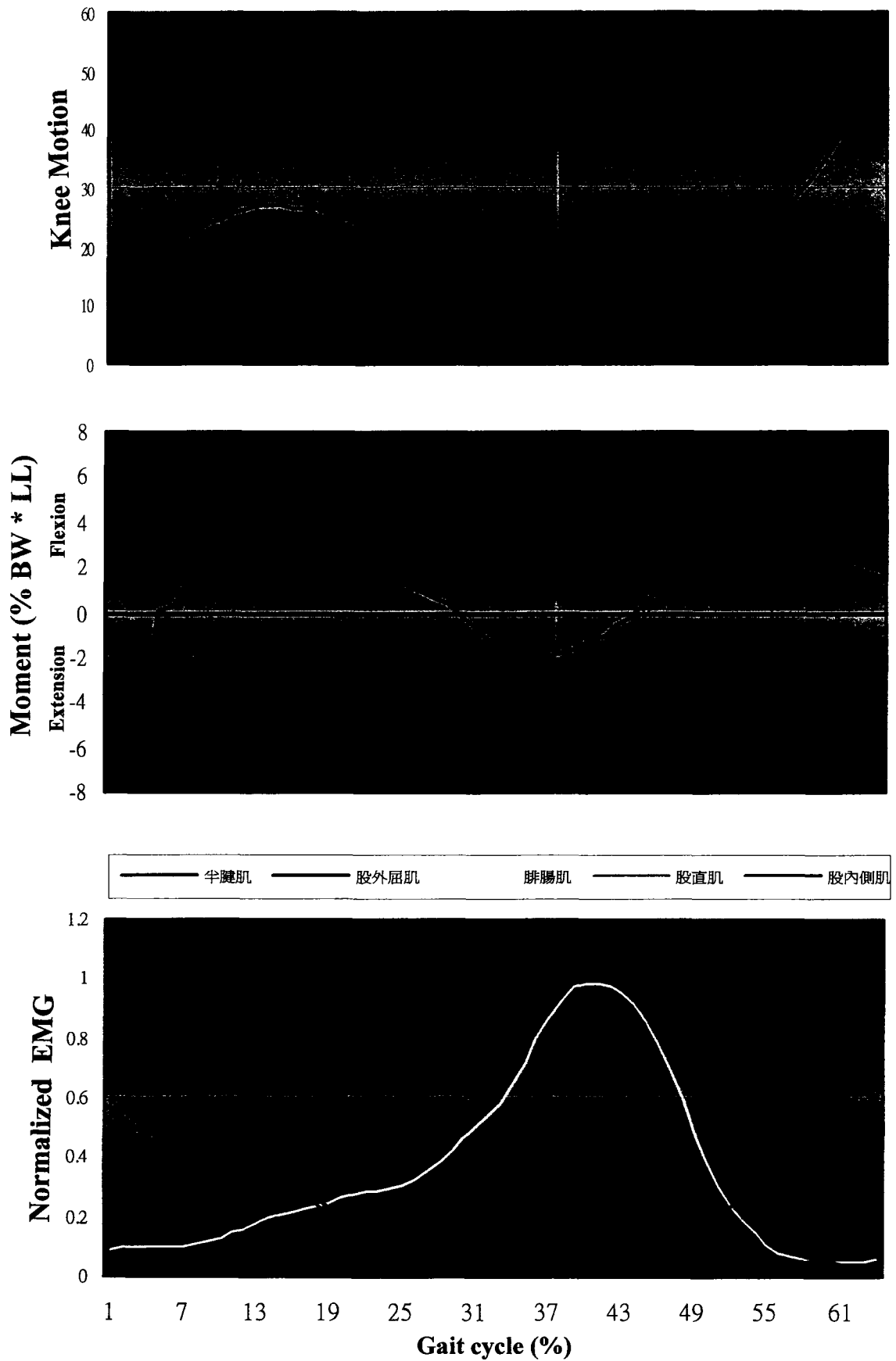


圖3-14 腳著地期膝屈曲大於20度之患者其膝關節在步態中之角度(上)，力矩(中)與肌電訊號(下)之對照圖。

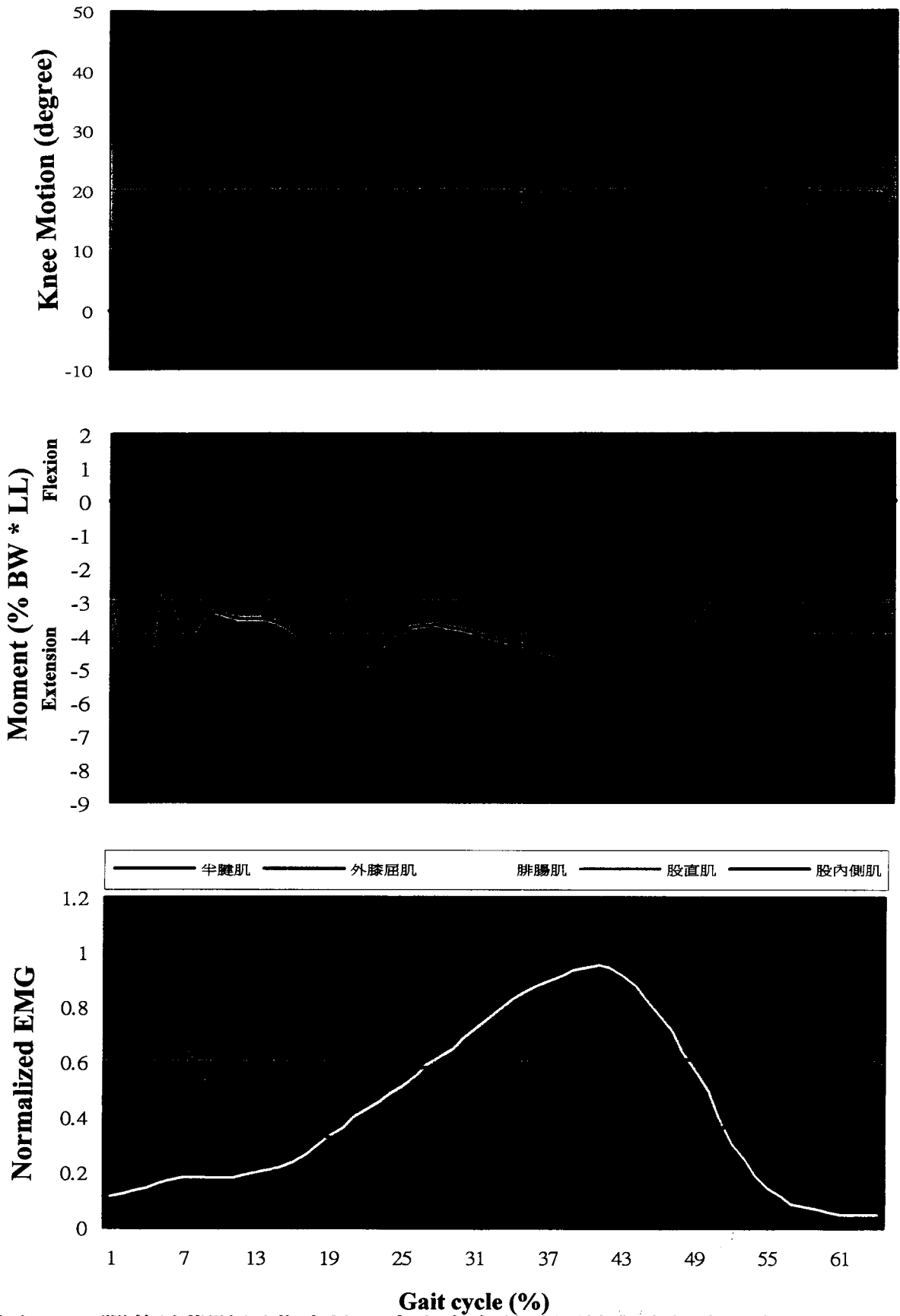


圖3-15 腳著地期膝屈曲小於10度之患者其膝關節在步態中之角度(上)，力矩(中)與肌電訊號(下)之對照圖。

表 2-1 18 位前十字交叉韌帶損傷患者的基本資料 (平均值±標準差)

	年齡 (歲)	身高 (公分)	體重 (公斤)	關節鬆緊度 (毫米) 患側：健側	追蹤時間 (月)
第 1 組 (6 位)	23.3± 3.4	168.2± 8.3	63.2± 14.2	10.6± 2.1 : 5.2± 1.1	32.7± 14.7
第 2 組 (3 位)	27.0± 6.1	172.0± 5.6	71.3± 16.6	4.8± 0.7 : 4.4± 0.5	35.7± 5.5
第 3 組 (2 位)	29.5± 6.3	163.5± 10.6	63.0± 9.9	9.1± 6.9 : 8.0± 5.7	40.5± 0.7
第 4 組 (2 位)	30.5± 0.7	174.0± 5.7	64.5± 14.8	13.0± 0.0 : 6.6± 3.6	26.0± 5.7
第 5 組 (5 位)	25.2± 3.8	169.0± 14.1	64.0± 15.4	9.2± 2.7 : 4.6± 1.4	24.4± 15.7
全體 (18 位)	26.4± 5.7	168.9± 9.6	65.0± 13.6	9.2± 3.5 : 5.3± 2.3	28.5± 14.7

表 2-2 18 位前十字交叉韌帶損傷患者的原始基本資料

編號	性別	年齡 (歲)	身高 (公分)	體重 (公斤)	患側邊	肌力	膝鬆緊度 患:健(毫米)	重建手術	組別
1	女	23	156	43	左	良	11.0:5.1	重建	1
2	男	20	162	59	右	佳	10.2:7.2	-	1
3	男	31	178	75	左	正常	13.0:4.1	重建	4
4	男	28	173	61	右	良	14.1:4.5	-	1
5	男	25	166	66	右	佳	9.0:4.5	重建	1
6	女	30	170	54	左	佳	13.2:9.1	-	4
7	男	23	178	87	右	正常	5.0:5.0	重建	2
8	男	27	166	64	左	佳	7.3:5.0	重建	5
9	男	31	184	87	右	正常	11.0:4.0	重建	5
10	男	24	167	54	左	正常	4.1:4.2	-	2
11	女	22	148	45	右	佳	8.1:3.0	-	5
12	男	25	178	87	右	佳	8.2:4.2	重建	1
13	女	41	156	56	左	佳	14.1:12.1	-	3
14	男	34	171	73	左	正常	5.4:4.0	-	2
15	女	18	171	70	左	佳	4.2:3.9	重建	3
16	女	22	167	57	右	正常	6.5:3.9	-	5
17	男	24	180	67	左	佳	13.1:6.8	-	5
18	男	19	174	63	左	佳	11.5:6.0	-	1

表 3-1 5 組患者患膝淨外力矩峰值平均值之比較

組別 項目	第 1 組 肌力不足 穩定度不足 (6 位)	第 2 組 肌力正常 穩定度正常 (3 位)	第 3 組 肌力不足 穩定度正常 (2 位)	第 4 組 肌力正常 穩定度不足 (2 位)	第 5 組 膝屈曲 >20° (5 位)
淨外力矩峰 值之平均值 ± 標準差	-0.35± 2.35	3.75± 0.53	1.23± 0.22	2.40± 0.13	5.62± 2.96*

*：代表第 5 組與第 1 組患者間之差異具統計意義 $p < 0.05$

同意書

本人

為促進學界對前十字交叉韌帶斷裂患者特有的「股四頭肌迴避用力」

的機轉更加了解，使未來醫療界能嘉惠這類患者的就醫。本人願意參與台大醫學院物理治療學系詹美華副教授所主持的計劃案（案名：前十字交叉韌帶損傷患者股四頭肌迴避用力機轉之研究）。

本人對實驗之過程和細節已充分了解，確定對本人不會造成傷害或引起任何後遺症。實驗過程中，如果造成本人之不便或基於私人之因素，本人隨時可以終止實驗之參與。實驗完成時，計劃主持人詹美華副教授有義務據實告訴本人測試之結果。

立書人

中華民國

年

月

日