

國立臺灣體育學院
National Taiwan College of Physical Education
運動健康科學學系碩士班
碩士學位論文

大專甲乙組棒球投手投球時下肢動力學的分析
KINETIC ANALYSIS OF LOWER EXTREMITY IN
BASEBALL PITCHING FOR COLLEGIATE PITCHERS
IN THE FIRST AND SECOND DIVISIONS



研 究 生：黃琪雅

指導教授：張怡雯 博士

中 華 民 國 98 年 12 月

論文名稱：大專甲乙組棒球投手投球時下肢動力學的分析

總頁數：129 頁

院校所組別：國立臺灣體育學院運動健康科學學系碩士班

畢業時間及提要別：九十八學年度第一學期碩士學位論文提要

研究生：黃琪雅

指導教授：張怡雯博士

中文摘要

在棒球比賽中，投手對比賽勝負占有 60-75% 的影響性，顯示投手是影響比賽勝負的關鍵。棒球投手在投擲過程中，由於肢體動作會急速的加速及減速，使得下肢肌群容易發生拉傷等神經肌肉系統的運動傷害。許多文獻著重探討投擲過程投擲臂主要使用的肌群，或是著重於探討投擲臂的運動學、時間及動力學參數。然而，在下肢生物力學相關的文獻中，大部份著重於前導腳的運動學探討，或是下肢於投擲過程之地面反作用力的探討，對於投擲過程下肢承受的關節負荷卻沒有文獻直接而明確地加以探討。**目的**：本研究在於探討甲乙組投手投球時，下肢關節力量、力矩及功率等動力學參數，以觀察甲乙組投擲機制的異同及可能造成下肢傷害的機制。**方法**：以三維動作分析系統收集反光標誌的軌跡，並以測力板系統同步收集投擲過程中的地面反作用力量及力矩資料進行分析。以獨立樣本 *t* 考驗，比較大專甲乙組投手之間各項參數的差異。**結果**：在投擲機制的部分，在前導腳著地後，甲組支撐腳關節的壓力皆明顯小於乙組，而甲組前導腳關節的壓力皆明顯大於乙組，顯示乙組支撐腳的推進作用較甲組小，使乙組身體重心偏移較少。在乙組關節力矩最大值有顯著差異的參數皆大於甲組，顯示在投擲時，乙組肌肉對投擲動作的作用較甲組大。在運動傷害的部分，乙組投手前導腳膝關節前向剪力的最大值大於甲組投手，且發生於前導腳膝關節屈曲時，這顯示在相等的投擲次數下，乙組投手罹患膝關節疼痛的風險相對較甲組投手高。乙組在投擲時向心與離心收縮變換的頻率多，且向心及離心收縮持續收縮的時間比例短，使得乙組罹患肌肉拉傷的風險較甲組大。對於棒球投手的訓練，建議加強乙組投手下肢肌群的離心收縮訓練，以避免投擲過程肌肉無法承受急速的離心收縮而引發運動傷害。

關鍵詞：投擲動作、關節力量、關節力矩、肌肉收縮模式、運動傷害

Kinetic analysis of lower extremity in baseball pitching for collegiate pitchers in the first and second divisions

Abstract

In a baseball game, the pitcher is a key point of the game because the pitcher has 60-75% of influence in a successful game. Many studies had focused on estimating the loadings a pitcher sustains at the throwing shoulder or elbow during baseball pitching, but less study investigated the loadings in the lower limbs during pitching. **Purpose:** The purposes of this study were to estimate the kinetics of the lower extremities during baseball pitching by comparing the different competition level, and the findings could lead to understand the injury mechanics at baseball pitching. **Methods:** Fifteen collegiate baseball pitchers were investigated in this study. VICON 612 motion analysis system was used to record the trajectories of markers with a sampling rate of 250 Hz. Ground reaction forces and moments of the leading leg and supporting legs were recorded by AMTI force plate with a sampling rate of 1000 Hz. The joint forces of the lower limbs were computed with inverse dynamic method. The difference between the joint forces of the first and the second divisions was tested using an independent t test. **Results:** The compression forces of leading leg of the first division were lower than the second division after supporting leg contacted floor. It indicated the push off effect of the leading leg of the second division was less to shift the center of body mass than the first division. At statistics, maximum of joint moments of the second division were significant larger than the first division. It showed the effect of the muscles activation of the lower limbs was more substantial than the first division on the pitching. For the sport injury, the second division pitchers had larger anterior force acting on the knee joint of supporting leg than the first division when they flexed knee during pitching. It implied the second division pitchers getting higher risk on the knee joint pain than the first division when both division pitchers with the same pitching numbers. Muscle concentric and eccentric contraction time of the first division was longer than the second division during throwing, and transferring frequency of the concentric and eccentric contraction of the first division was less than the second division. It indicated that the second division pitcher would have higher risk of the muscle strain than the first

division. It suggested that strengthening the muscle groups of the lower extremity with eccentric contraction is important for baseball pitchers.

Key word: Throwing movement, Joint force, Joint moment, Muscle contraction pattern, sport injury

誌謝

在研究所的這一段時間裡，不論是在學術上或是在生活上都受到許多人的幫助及照顧，我始終心懷感激。首先，最感謝的莫過於我的指導教授張怡雯博士，沒有老師犧牲時間的細心斧正與教導，這篇論文恐怕難以順利完成。感謝吳鴻文博士傳授我許多學業上的學識與知識以及提供我處理資料的工具和地方，讓我得以順利完成論文。同時要感謝許弘昌主任、王苓華教授及林槐庭博士提供寶貴的建議，使得本論文更臻於完善。

本研究的實驗能夠順利的完成，要感謝林華韋主任與王琦正副教授提供棒球隊的投手群，使實驗得以順利進行。在實驗階段，也感謝受試者願意犧牲時間協助實驗資料的收集以及怡欣、沂萱在實驗過程中的幫助。另外，感謝秀美一直不斷地幫我審稿、校稿以及提供我論文寫作上的建議；還有，要感謝燕瑩學姊、思佑、奕宏、凱涵、韋均、佳徽、志暉、正欣、漢斯與承諭這群在我背後一直支持與鼓勵著我的同伴，真的非常感謝大家。最後，感謝我最親愛的父母及家人，你們的包容與支持是我背後最大的支持力量。在這段時間，因為有大家的幫忙與照顧，讓我的研究生涯增添了豐富的一頁。謹以此文，獻給我最感謝的大家。

黃琪雅 謹誌

中華民國九十九年二月

目錄

中文摘要	I
Abstract	II
誌謝	IV
目錄	V
表目錄	VII
圖目錄	VIII
第壹章 緒論	1
第一節 研究背景與動機	1
第二節 研究目的與假設	3
第三節 研究假定	4
第四節 名詞解釋	5
第貳章 文獻探討	6
第一節 棒球投手投擲動作之分期	6
第二節 球速與投擲動作之探討	8
第三節 地面反作用力與投擲動作之探討	10
第四節 不同競技層級之比較	11
第五節 文獻總結	15
第參章 研究方法與步驟	17
第一節 研究對象	17
第二節 實驗地點與時間	17
第三節 實驗設備	18
第四節 實驗設計	21
第五節 理論基礎	26
第六節 資料處理與統計分析	29
第肆章 結果	31
第一節 受測者基本資料	31
第二節 大專甲乙組投擲動作分期之時間	32
第三節 大專甲乙組投擲動作之關節角度曲線圖	33
第四節 大專甲乙組投擲動作之關節力量曲線圖	42
第五節 大專甲乙組投擲動作之關節力矩曲線圖	52

第六節	大專甲乙組投擲動作之關節功率曲線圖	62
第七節	大專甲乙組投擲動作之肌肉收縮模式	72
第八節	大專甲乙組投擲動作之關節力量最大值	81
第九節	大專甲乙組投擲動作之關節力矩最大值	88
第五章	討論	92
第一節	受試者基本資料之探討	92
第二節	大專甲乙組投擲動作分期之探討	94
第三節	大專甲乙組投球時下肢動力學之探討	95
第四節	大專甲乙組投球時下肢運動學及動力學參數與球速之探討	106
第五節	研究限制	111
第陸章	結論與建議	112
第一節	結論	112
第二節	建議	114
參考文獻	115
附錄一	受試者同意書	121
附錄二	問卷	123
附錄三	支撐腳踝關節力量及力矩於各分期極值之總表	124
附錄四	支撐腳膝關節力量及力矩於各分期極值之總表	125
附錄五	支撐腳髖關節力量及力矩於各分期極值之總表	126
附錄六	前導腳踝關節力量及力矩於各分期極值之總表	127
附錄七	前導腳膝關節力量及力矩於各分期極值之總表	128
附錄八	前導腳髖關節力量及力矩於各分期極值之總表	129

表目錄

表 3.1	反光標誌配置表	23
表 4.1	受試者基本資料之平均值與標準差(mean ± SD).....	31
表 4.2	大專甲乙組於標準化後時間(%)之比較	32
表 4.3	支撐腳關節力量(N/kg)於各分期之最大值.....	84
表 4.4	投擲時支撐腳之最大關節力量發生時期	85
表 4.5	前導腳關節力量(N/kg)於各分期之最大值.....	86
表 4.6	投擲時前導腳之最大關節力量發生時期	87
表 4.7	支撐腳關節力矩(N-m/kg)於各分期之最大值	88
表 4.8	投擲時支撐腳關節之最大力矩的時期	89
表 4.9	前導腳關節力矩(N-m/kg)於各分期之最大值	91
表 4.10	投擲時前導腳之最大關節力矩發生時期	91
表 5.1	身高之文獻對照表	93
表 5.2	球速之文獻對照表	93
表 5.3	前導腳著地到球離手時間之文獻對照表	94

圖目錄

圖 2.1	投擲動作的分期	7
圖 3.1	硬體設備場地配置圖	18
圖 3.2	紅光攝影機	19
圖 3.3	打擊網	20
圖 3.4	實驗流程圖	21
圖 3.5	反光標誌配置圖	23
圖 3.6	前導腳需踏入測力板中	25
圖 3.7	支撐腳需在測力板中	25
圖 4.1	支撐腳踝關節角度之曲線圖	36
圖 4.2	支撐腳膝關節角度之曲線圖	37
圖 4.3	支撐腳髖關節角度之曲線圖	38
圖 4.4	前導腳踝關節角度之曲線圖	39
圖 4.5	前導腳膝關節角度之曲線圖	40
圖 4.6	前導腳髖關節角度之曲線圖	41
圖 4.7	支撐腳踝關節力量之曲線圖	46
圖 4.8	支撐腳膝關節力量之曲線圖	47
圖 4.9	支撐腳髖關節力量之曲線圖	48
圖 4.10	前導腳踝關節力量之曲線圖	49
圖 4.11	前導腳膝關節力量之曲線圖	50
圖 4.12	前導腳髖關節力量之曲線圖	51
圖 4.13	支撐腳踝關節力矩之曲線圖	56
圖 4.14	支撐腳膝關節力矩之曲線圖	57
圖 4.15	支撐腳髖關節力矩之曲線圖	58
圖 4.16	前導腳踝關節力矩之曲線圖	59
圖 4.17	前導腳膝關節力矩之曲線圖	60
圖 4.18	前導腳髖關節力矩之曲線圖	61
圖 4.19	支撐腳踝關節功率之曲線圖	66
圖 4.20	支撐腳膝關節功率之曲線圖	67
圖 4.21	支撐腳髖關節功率之曲線圖	68
圖 4.22	前導腳踝關節功率之曲線圖	69
圖 4.23	前導腳膝關節功率之曲線圖	70

圖 4.24	前導腳髁關節功率之曲線圖	71
圖 4.25	額狀面下肢關節力矩及投擲全期肌肉收縮模式	78
圖 4.26	矢狀面下肢關節力矩及投擲全期肌肉收縮模式	79
圖 4.27	橫截面下肢關節力矩及投擲全期肌肉收縮模式	80

第壹章 緒論

第一節 研究背景與動機

在棒球比賽中，投手是影響比賽勝負的關鍵，投手在比賽中表現好壞的重要指標，通常以球速、投球的策略及控球的能力為評斷標準(陳九州、蘇雄飛、林敏政、高英傑，1993)。在球速上，通常要求投手能盡量投出球速快的直球；在投球策略上，通常要求投手能靈活配置直球與不同的變化球種；在控球的能力上，通常要求投手能夠準確控制球的投擲方向及強調球的尾勁。因為投手對比賽勝負占有 60-75% 的影響性 (Kindall, 1993)，因此，在要求投手具備良好的投擲表現及技巧之外，降低投手受傷的風險也成為大家重視的議題。

在下肢的運動學方面，Stodden, Fleisig, McLean, Lyman, 與 Andrews (2001) 指出軀幹扮演著重要的角色，在投擲過程中，軀幹會傳遞下肢產生的動量至投擲臂，再至擲出的球體上。有文獻指出前導腳著地時膝關節屈曲角度及角速度 (Werner, Suri, Guido, Meister, & Jones, 2008)、最大肩外旋時骨盆旋轉的角度 (Stodden et al., 2001)、後擺後期骨盆旋轉的角速度 (Stodden et al., 2001) 及球離手時膝關節屈曲角度 (Werner et al., 2008) 及角速度 (Matsuo, Escamilla, Fleisig, Barrentine, & Andrews, 2001)、球離手時骨盆前傾角度 (Werner et al., 2008; Stodden, Fleisig, McLean, & Andrews, 2005; Matsuo et al., 2001) 等下肢運動學參數皆會影響球速快慢。另外，Fleisig (1994) 指出前導腳在著地時，前導腳腳掌長軸與投擲方向之間的角度大小，會影響投擲臂肩關節承受

前向剪力的大小。這顯示投擲過程，投手的下肢除了對投手的投擲表現有直接的影響，也可能進一步導致投手運動傷害的發生，這也突顯對下肢研究的必要性。

MacWilliams, Choi, Perezous, Chao, 與 McFarland (1998)曾經提到下肢在投擲過程扮演重要的角色，支撐腳在前導腳著地前主要為支撐及穩定身體重心，在前導腳著地後主要為推進身體重心至前導腳，而前導腳則在著地後藉由地面給予身體向後向上的反作用力，穩定投擲過程身體重心的移動。棒球投手在投擲過程中，由於肢體動作會急速的加速及減速，使得下肢肌群容易發生拉傷(strain)等神經肌肉系統的運動傷害(Andrews, Zarins, & Wilk, 1998)，另外，也可能造成肌腱等的慢性傷害或者過度使用(overuse)而引發運動傷害(Andrews et al., 1998)。MacWilliams 等 (1998)指出強化下肢肌群可有助於提升運動表現及避免運動傷害的發生。

由於投手需要投擲出球速快的直球、投擲不同的變化球，甚至需要控制球體的飛行方向或軌跡，投擲臂關節在投擲過程中承受的負荷必定不小，這也使得許多投手的肩、肘關節容易受傷，許多文獻亦著重探討投擲過程投擲臂肩關節承受的負荷(Werner, Gill, Murray, Cook, & Hawkins, 2001)、與肘關節承受的負荷(Sabick, Torry, Lawton, & Hawkins, 2004)。然而，投擲過程中下肢承受的負荷多寡卻鮮少文獻明確指出。

另外，行政院體育委員會 (2009)提出並修正完成的「棒球振興計劃」中提到，希望能加強大專院校棒球隊甲組選手的質與量，並廣增棒球運動的人口，為社會棒球隊及職棒儲備人才。政府並預測棒球為我國在 2010 年亞洲運動會中奪

牌，提升台灣國際知名度的主要運動項目，這項政策顯示政府對棒球運動的支持與重視。藉由生物力學的角度觀察，將有助於了解大專院校甲組選手與乙組選手在投擲動作之力學機制的差異。因此，本研究基於投擲過程會對下肢關節造成多少負荷的動機下，以探討大專甲組與乙組投手在投擲過程之下肢動力學分析為目的。

第二節 研究目的與假設

一、 研究目的

藉由生物力學角度的觀察，有助於了解投擲動作產生的力學機制，因此，本研究目的在於，探討大專甲組與乙組投手在投擲動作之生物力學機制的差異，主要藉由探討甲乙組在下肢動力學參數的特徵及差異，以提供乙組投手訓練方面的建議。本研究探討方向主要分成四個部份：

- (一) 探討大專甲乙組投手投擲直球時的下肢關節力量，以觀察在投擲過程中，下肢關節主要承受負荷的多寡。
- (二) 探討大專甲乙組投手投擲直球時的下肢關節力矩，以觀察在投擲過程中，下肢關節力矩及主要作用肌群的異同。
- (三) 探討大專甲乙組投手投擲直球時的下肢關節功率，以觀察在投擲過程中，下肢肌群的收縮模式。
- (四) 從下肢關節力量、力矩及肌肉收縮模式，進一步探討棒球投手下肢可能承受的運動傷害之機制。

二、 研究假設

根據研究目的探討的方向，本研究的假設包括下列兩點：

(一) 大專甲乙組的下肢關節力量及力矩

H_0 虛無假說：大專甲乙組投手投擲直球時，下肢關節力量及力矩相同。

H_1 對立假說：大專甲乙組投手投擲直球時，下肢關節力量及力矩有顯著差異。

(二) 大專甲乙組投手的下肢肌肉收縮模式

H_0 虛無假說：大專甲乙組投手投擲直球時，下肢肌肉收縮模式相同。

H_1 虛無假說：大專甲乙組投手投擲直球時，下肢肌肉收縮模式有顯著差異。

第三節 研究假定

本研究的假定包括下列二點：

- 一、 本研究將人體肢段視為剛體結構，同一肢段上的各點之間不會有相對位移存在。另外，反光標誌及皮膚的關係同樣視為剛體，反光標誌與皮膚之間無相對位移存在。
- 二、 本研究假定受試者在實驗過程中，皆盡全力往目標區投擲直球。

第四節 名詞解釋

- 一、 大專甲組選手：在棒球分級上，大專甲組選手為成棒。甲組選手在中華民國棒球協會有造冊登記，而且具國手甄選資格。
- 二、 大專乙組選手：在棒球分級上，大專乙組選手為成棒。乙組選手沒有在中華民國棒球協會有造冊登記。
- 三、 前導腳：棒球投手投擲過程中，向前跨步著地的腳。
- 四、 支撐腳：棒球投手投擲過程中，於前導腳著地前，支撐身體重心的腳，其與上肢投擲臂為同側。
- 五、 投擲時間標準化：以前導腳最大髖屈曲為 0，投擲臂肩關節最大內旋為 100，將投擲過程所需時間分為一百等分。

第貳章 文獻探討

文獻探討共分五節，主要有棒球投擲動作的分期、球速與投擲動作的探討、地面反作用力與投擲動作的探討、不同競技層級的比較及文獻總結等五個部份。

第一節 棒球投手投擲動作之分期

從生物力學的角度而言，可將投手的投擲動作以前導腳(landing leg)髖關節最大屈曲、前導腳著地、投擲臂肩關節產生最大外旋、球離手以及投擲臂肩關節產生最大內旋等時間點，將投擲動作大致分為準備期(wind-up)、後擺前期(early cocking)、後擺後期(late cocking)、加速期(arm acceleration)、減速期(arm deceleration)及跟隨動作期(follow-through)六個階段(圖 2.1)。其中，準備期是從投球動作開始到前導腳髖關節最大屈曲或者膝關節抬起至最大高度，此時投手身體到達平衡的姿勢；後擺前期是從前導腳髖關節最大屈曲開始至前導腳觸地；後擺後期是從前導腳觸地至肩關節產生最大外旋；加速期是從肩關節最大外旋至球離手瞬間；減速期是從球離手後至肩關節產生最大內旋；跟隨動作期是從肩關節最大內旋至動作結束，身體再度回到平衡的姿勢(Sisto, Jobe, Moynes, & Antonelli, 1987; Escamilla, Fleisig, Barrentine, Zheng, & Andrews, 1998; Meister, 2000)。

對棒球投手而言，每一個投擲時期主要目的都不相同，準備期肩關節的動作會有些許的內旋與外展，但動作因人而

異，動作的變異較其他投擲分期來得大，這時期主要有三個目的，建立投擲的節奏，找到最好的投球時間點、將球隱藏於手套之中混淆打者、使身體各個肢段做好準備，將球體流暢有效率地投擲出去 (Pappas, Zawacki, & Sullivan, 1985)；後擺前期肩關節會外展 90° 及水平外展 15° ，同時手肘位於身體平面（額狀面）後側，是肩關節承受負荷最小的時期，這時期主要目的在於使骨盆及軀幹在後擺後期前做最大旋轉；後擺後期肩關節約 170° 到 180° 的最大外旋，肩關節外展維持在 90° 到 100° ，水平內收約 15° ，肘關節在身體平面前側，這時期主要目的在於增加傳導至球體上的力量；加速期手臂內旋的速度最多可能大於 $7000^\circ/\text{秒}$ ，是一個非常具爆發力的時期 (Meister, 2000)，這時期投手必須在約 0.05 秒的時間內，將球加速到時速約 152 公里 (Pappas et al., 1985)；減速期及跟隨動作期，主要目的在於讓投擲臂在一個舒適的情況下進行減速，並完成投擲動作 (Pappas et al., 1985; Meister, 2000)。

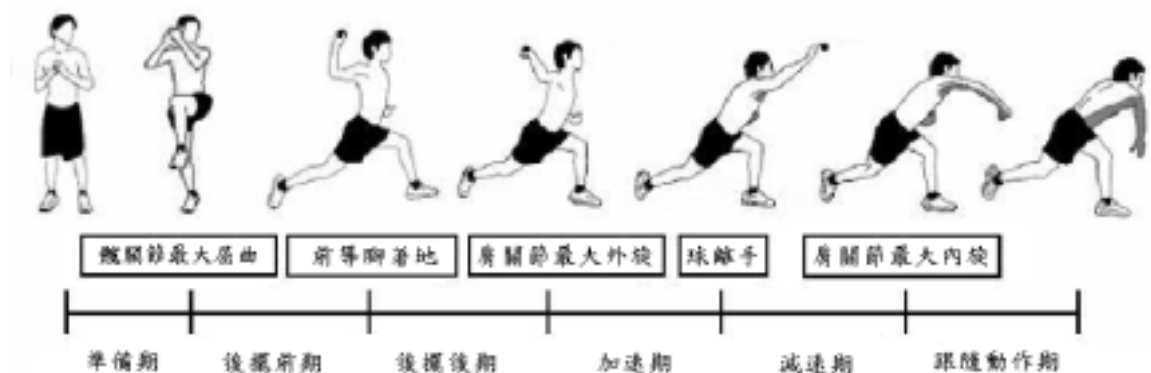


圖 2.1 投擲動作的分期

從投擲分期了解投擲過程的力學特性，可以讓人更清楚地了解每一時期投擲動作的特徵，或者便於得知哪一時期的動作對關節負荷較大，可能會增加運動傷害發生的風險等，另外，藉由投擲動作的分期可以更明確地提供選手或教練有用的訓練建議。

第二節 球速與投擲動作之探討

投手對於棒球比賽的勝負扮演相當重要的角色，其中，Kindall (1993)曾提到一場成功的棒球比賽有 60-70%的勝利關鍵受到投手表現的影響，陳九州等(1993)提到，通常以投手在棒球比賽中投擲的球速為比賽中表現好壞的重要指標之一。投手需要有穩定一致的投擲動作，才能持續投擲出最大球速(Stodden et al., 2001)。因此，了解球速與投擲機制之間的關係是重要的。

關於球速與投擲機制之間的關係，Stodden 等(2001)分析 19 名平均 20.9 歲棒球投手的投擲動作，要求投手每一球之間至少要相差時速 6.48 公里，觀察球速與軀幹運動學參數之間的相關性，發現在最大肩外旋時骨盆旋轉角度、球離手時骨盆旋轉角度、最大肩外旋時上軀幹的旋轉角度、後擺後期骨盆旋轉角速度及加速期上軀幹旋轉角速度與球速呈正相關，當球速增加，這五項軀幹角度及角速度也會隨之增加。根據動力鏈傳遞的理論及角動量守恆的原理，當骨盆旋轉的角速度增加，會將較多的動量傳遞至上軀幹，使上軀幹有較大的旋轉角速度，上軀幹並將動量傳遞至投擲臂，最後至擲

出的球體上，使球體在離手前獲得較大速度(Stodden et al., 2001)。

另外，Stodden 等 (2005)分析 19 名大學投手投擲快速直球的資料，要求每一球之間至少相差時速 6.48 公里，觀察球速與運動學、動力學及時間參數的相關性，發現在運動學上，投擲臂肩關節水平內收角度與肩外展角度與球速呈負相關，而軀幹前傾角度與球速呈正相關，當球速增加時，投擲臂肩關節水平內收角度與肩外展角度會減少，而軀幹前傾角度會增加；在動力學上，投擲臂肘屈曲力矩、肩關節近端力量及肘關節近端力量與球速呈正相關，當球速增加時，這三項動力學參數會隨之增加；在時間上，發現投擲臂肩關節到達最大水平內收的時間與球速呈正相關，而肩關節到達最大內旋的時間與球速呈負相關。Werner 等(2008)分析 54 名大學投手球速與運動學及時間參數之間的相關性，發現體重較重者，投擲的球速較快，且前導腳著地時膝屈曲角度與肘屈曲角度、投手頭部相對在髖關節後面的時間、肩最大外旋角度、肘屈曲角速度、上軀幹旋轉角速度、球離手瞬間膝屈曲角度與軀幹前傾角度與球速呈正相關，而後擺後期所需時間與球速呈負相關，當球速增加時，體重及前八項運動學及時間參數會隨之增加，而後擺後期所需時間會隨球速增加而減少，且這些參數解釋 68% 球速的變異性。

綜上所述，投擲過程若投手的關節角度、角速度等運動學、關節力量、力矩等動力學，或是每一個投擲分期所花費的時間有所不同，都會影響擲出的球體的速度。換句話說，當投手想要控制球速，可以適時地在投擲的動作與投擲時間上進行調整，以達到控制球速之目的。

第三節 地面反作用力與投擲動作之探討

投擲動作始於下肢，當下肢開始動作產生能量，依據動力鏈理論及角動量守恆原理，下肢的能量藉由骨盆旋轉角速度增加，將較多的動量傳遞至上軀幹，使上軀幹有較大的旋轉角速度，上軀幹並將動量傳遞至投擲臂，最後至擲出的球體上，使球體在離手前獲得較大速度，顯示投擲動作是需要全身各肢段共同協調完成之複雜且連續的身體動作 (Pappas et al., 1985; Stodden et al., 2001)。根據牛頓第三運動定律，地面反作用力是由於肢體對地面施力，致使地面反施予肢體大小相同但方向相反的反作用力，而藉由觀察投擲過程中地面反作用力的變化，可能有助於我們從另一個角度了解投擲的力學機制。

棒球投手下肢於投擲過程的地面反作用力變化之研究，Elliott, Grove, 與 Gibson (1988)分析 8 位業餘棒球投手在投擲過程中，於支撐腳產生的地面反作用力變化，發現投擲過程中，在肩關節最大水平外展時，支撐腳於前後方向產生最大推力 (0.65 倍體重)，在後擺前期，垂直方向的力量幾乎為一倍體重，在後擺後期，身體重心逐漸往前導腳移動，此時，垂直分力逐漸下降。另外，此研究發現地面作用力與球速沒有顯著相關，但是支撐腳於水平分力、垂直分力與三維方向之地面反作用力合力峰值發生的時間上，球速較慢者反作用力峰值發生的時間有較早的趨勢，但是球速快慢使支撐腳產生的地面反作用力之峰值相差並不大。

同樣觀察棒球投手下肢於投擲過程的地面反作用力變化，MacWilliams 等 (1998)分析 6 名大學投手及 1 名高中投

手投擲時支撐腳與前導腳地面反作用力變化，發現在投擲過程中，支撐腳的地面反作用力在後擺後期之前約維持一倍體重，前導腳著地之後，支撐腳的地面反作用力逐漸下降，而前導腳的地面反作用力逐漸上升，直至球離手前達到最大值(1.75 倍體重)，顯示投擲過程中，投手的身體重心由支撐腳往前導腳轉移。另外，此研究指出支撐腳與前導腳的地面反作用力在前後側剪力與垂直分力較內外側剪力來得大，內外側剪力僅影響 10% 合力，並指出內外側剪力主要是由於投擲過程軀幹的旋轉所導致。在地面反作用力與球速的關係，MacWilliams 等 (1998) 發現支撐腳對地面產生越大的後向剪力、支撐腳最大前後側剪力時垂直分力與合力越大，則球速越快；而當球離手瞬間，前導腳對地面產生越大的前向剪力、垂直分力與合力越大時，則球速越快，顯示支撐腳對地面產生的推力及前導腳對地面產生的煞車力(braking)皆與球速呈正相關。

綜上所述，由投擲過程的地面反作用力變化，可以發現投擲過程中，投手身體重心是由支撐腳往前導腳轉移，而且下肢對地面產生的作用力方向與大小，會影響傳遞至軀幹及投擲臂的動量，進而影響擲出的球速。

第四節 不同競技層級之比較

目前國際間賽事可有少棒、青少棒、青棒及成棒等賽事，雖然可以大致依年齡將參賽選手分級，但各國規定的年齡範圍卻不太一致。其中，成人棒球又可以再細分為業餘棒球與

職業棒球。在生物力學的角度上，觀察業餘棒球投手（或大學棒球投手）與職業投手之間於投擲過程中，肌肉的活化模式、運動學、時間及動力學等參數有助於了解兩者在投擲機制上的異同。

投擲是全身性的運動，以右投而言，投擲動作從左腳開始，經由全身各肢段的協調，將下肢產生的能量，經由軀幹，傳達至投擲臂，投擲臂再藉由牽張縮短循環(stretch-shortening cycle)將能量運用至擲出的球體上，使球體快速前進(Pappas et al., 1985; Matsuo et al., 2001)。投擲過程上肢所需使用的肌群，Gowan, Jobe, Tibone, Perry, 與 Moynes (1987)曾針對 7 名職業投手及 6 名業餘投手，在投擲過程中肩關節肌群的肌電訊號進行分析，發現在準備期、後擺前期、後擺後期及跟隨期，職業投手與業餘投手肩關節肌群的活化模式相仿，但在加速期，職業投手主要使用旋轉肌群中的肩胛下肌使球體加速，而業餘投手則在肱二頭肌與旋轉肌群中的棘上肌、棘下肌及小圓肌的訊號較強，顯示兩者在投擲過程中使用之肌群的不同。另外，Gowan 等 (1987)也發現，在投擲過程中，職業投手會使用胸大肌、前鋸肌及闊背肌來增加投球時的爆發力，但在業餘投手中並沒有觀察到同樣的情形，因此，若針對胸大肌、前鋸肌、闊背肌及肩胛下肌進行肌力與肌耐力訓練，有助於提升投手的投球能力。

在運動學上，Fleisig, Barrentine, Zheng, Escamilla, 與 Andrews (1999)曾針對不同競技層級進行比較，發現職業投手的球速(37 ± 2 公尺/秒)明顯快於一般大學投手(35 ± 2 公尺/秒)，而且在後擺後期，可以發現職業投手最大骨盆角速度($620 \pm 80^\circ$ /秒)明顯小於大學投手($670 \pm 90^\circ$ /秒)，但時間參數上

並沒有顯著差異。Matsuo 等 (2001)將職業投手與一般大學投手混合，並以球速分為高球速組及低球速組，在高球速組幾乎為職業投手，在低球速組完全為大學投手，在兩者的比較中，可以發現在人體計測資料部分，高球速組於身高、肱骨長度及橈骨長度皆明顯大於低球速組；在運動學的部分，在最大前導腳膝關節屈曲角速度中，高球速組 ($161 \pm 120^\circ/\text{秒}$) 明顯小於低球速組 ($260 \pm 100^\circ/\text{秒}$)、在最大肩外旋角度、球離手時前導腳膝關節伸展角速度及球離手時軀幹前傾角度中，高球速組明顯大於低球速組 (高球速組 $179 \pm 7.7^\circ$, $243 \pm 149^\circ/\text{秒}$ 及 $36.7 \pm 6.7^\circ$ ；低球速組 $166.3 \pm 9.0^\circ$, $124 \pm 141^\circ/\text{秒}$ 及 $28.6 \pm 11.1^\circ$)；在時間參數上，發現兩組皆在球離手前達到最大肘關節伸展角速度，但高球速組發生時間較早、兩組皆在球離手後達到最大肩內旋角速度，但高球速組發生時間較早。另外，此研究發現 80% 至 90% 高球速組在加速期前導腳膝關節有伸直的現象，且活動範圍大於低球速組，而低球速組僅 35% 膝關節有伸直現象。此研究也指出在加速期，膝伸直的動作有助於支撐及穩定前導腳，並可能促使軀幹在加速期有效地向前旋轉，使能量能有效地從軀幹傳導至投擲臂及球體上，使球體快速前進。Werner, Guido, Stewart, McNeice, VanDyke, 與 Jones (2007)針對大學投手與職業投手之間運動學的比較發現，在最大肩關節外旋時，肘屈曲角度及最大肩關節水平內收角度等參數上，職業投手明顯大於大學投手(職業投手 $110 \pm 21^\circ$ 及 $166 \pm 9^\circ$ ；大學投手 $94 \pm 9^\circ$ 及 $160 \pm 7^\circ$)，但在球離手時，職業投手肘屈曲角度 ($17 \pm 8^\circ$) 明顯小於大學投手 ($57 \pm 13^\circ$)。從以上文獻可以發現，職業投手與大學投手在投擲過程所花費的時間並無顯著差異，但兩者的球速明顯不

同，且投擲動作也不完全相同，兩者之間的差異大部分發生在加速期。

在動力學上，Fleisig 等 (1999)比較職業投手與大學投手之間的動力學參數，發現兩者在後擺後期時，肘關節內翻力矩、肩關節內旋力矩、肩關節前向剪力等動力學參數，職業投手明顯大於大學投手（職業投手 64 ± 15 Nm, 68 ± 15 Nm 及 390 ± 90 N；大學投手 55 ± 12 Nm, 58 ± 12 Nm 及 350 ± 70 N）；在加速期，肘關節屈曲力矩，職業投手 (58 ± 13 Nm)明顯大於大學投手 (52 ± 11 Nm)；在減速期，肘關節力量、肩關節力量、肩關節水平外展力矩等動力學參數，職業投手明顯大於大學投手（職業投手 910 ± 140 N, 1070 ± 190 N 及 109 ± 85 Nm；大學投手 770 ± 120 N, 910 ± 130 N 及 89 ± 49 Nm）。Werner 等 (2007)同樣比較職業投手與大學投手之間的動力學參數，發現兩者在後擺期時，肘外翻力矩峰值的負荷率 (loading rate) 及加速期最大肘外翻力矩，職業投手明顯大於大學投手（職業投手 5626 ± 1545 Nm/s 及 7 ± 1 %BW*height；大學投手 4110 ± 1250 Nm/s 及 3 ± 1 %BW*height），在肩關節張力上，職業投手 (108 ± 16 %BW)明顯大於大學投手 (81 ± 10 %BW)。

肩關節張力是造成旋轉肌群拉傷及肩盂唇受損的可能原因，Werner 等 (2001)針對職業棒球投手投擲過程中，肩關節承受的張力與動力學參數關係之研究中，最大肘外翻力矩與肩關節承受的張力之間並沒有顯著相關，但在 Werner 等 (2007)針對大學投手的研究中卻指出，肘外翻力矩峰值的負荷率及最大肘外翻力矩這兩項參數與肩關節在投擲過程中承受的張力大小呈負相關，此研究並指出若要減少投擲過程中，肩關節所承受的張力，則對於職業投手與大學投手之間

的動作修正建議應有所不同。雖然投擲過程中，職業投手與大學投手產生的動力學有所差異，但當投擲過程關節承受過多的負荷，都將導致傷害發生。

綜上所述，從業餘棒球投手（或大學棒球投手）及職業投手的肌電訊號觀察、運動學、時間及動力學等參數的比較，可以得知兩者之間投擲的力學機制並不完全相同，但大學投手又可再細分成甲組及乙組投手，或許可以從甲乙組投手投擲動作的差異，可以進而了解造成業餘投手與職業投手投擲動作不同的原因。

第五節 文獻總結

從上述文獻可以知道投擲過程下肢的運動學與球速有直接相關，在後擺後期前導腳著地膝關節的屈曲角度、角速度、最大肩外旋時骨盆旋轉的角度、後擺後期骨盆旋轉的角速度及球離手時膝關節屈曲角度及角速度、球離手時骨盆前傾角度等下肢運動學參數都會直接影響球速的快慢。而球速是判斷投手表現好壞的標準之一，顯示下肢與上肢運動學同樣對投擲表現有直接的影響。然而，從上述不同競技層級比較的文獻中可以發現幾乎都著重於上肢的探討，而下肢相關的文獻探討較為缺乏。

在下肢動力學的部份，地面反作用力的研究也指出投擲過程支撐腳的推進作用及前導腳的煞車作用對球體的擲出速度也有直接的影響，從上述可知，下肢於投擲過程中的運動學及動力學參數對投擲表現都有直接的影響。另外，投擲動

作會需要肢體急速地加速及減速，使得上、下肢神經肌肉系統、肌腱容易發生運動傷害，而過度使用等也可能引發上、下肢的運動傷害。然而，卻鮮少文獻明確指出投擲過程會對下肢造成多少負荷、主要對下肢造成負荷的時期為何以及下肢承受的負荷是否會因為不同技術層級投手（大專甲乙組投手）而有所差異。

從上肢肩肌群的肌電訊號、肩、肘關節的運動學及動力學文獻可以知道業餘棒球投手（或大學棒球投手）及職業投手之間投擲的力學機制並不完全相同，也因而給予不同的訓練建議。下肢是投擲動作的動力來源，上肢動作會受到下肢及軀幹的影響，因此，若能觀察大專甲乙組投手於投擲過程中下肢的動力學差異，可以幫助我們更加清楚地瞭解下肢的投擲力學機制，進而以甲組投手為訓練目標，給予乙組投手適當的訓練建議。

第參章 研究方法與步驟

本章主要分成研究對象、實驗地點與時間、實驗設備、實驗設計、理論基礎、資料處理與統計分析等部份。

第一節 研究對象

本研究以 15 位國立臺灣體育學院棒球隊的投手為研究對象（包含甲組 9 人；乙組 6 人，皆為右投）。正式實驗前，告知每位受試者實驗之目的與流程之後，要求填具受試者同意書（附錄一），同意參與實驗流程的進行，直至整個實驗完成為止。

將以問卷（附錄二）進行受試者的篩選。篩選標準以 Escamilla, Fleisig, Barrentine, Zheng, 與 Andrews(1998) 制定的標準為依據，排除實驗前正處於恢復期 (recovering) 的投手及實驗前一年內曾動過外科手術的投手，以排除任何可能影響投擲能力之因素。

第二節 實驗地點與時間

一、 實驗地點

本實驗皆在中國醫藥大學生物力學動作分析實驗室進行甲乙組棒球投手投擲資料的收集。

二、 實驗時間

(一) 前測時間：97年12月30日

正式實驗之前進行前測實驗，收集受試者投擲資料並進行分析，目的在於了解實驗流程與設計是否需要進行部分調整或修正。

(二) 正式實驗時間：98年2月10日~98年3月2日

根據前測實驗調整後的實驗設計與流程，收集投手投擲過程的生物力學資料。

第三節 實驗設備

實驗中主要使用動作分析系統、三維測力板系統及打擊用網等設備，進行投擲資料的收集，實驗場地配置圖如圖 3.1。

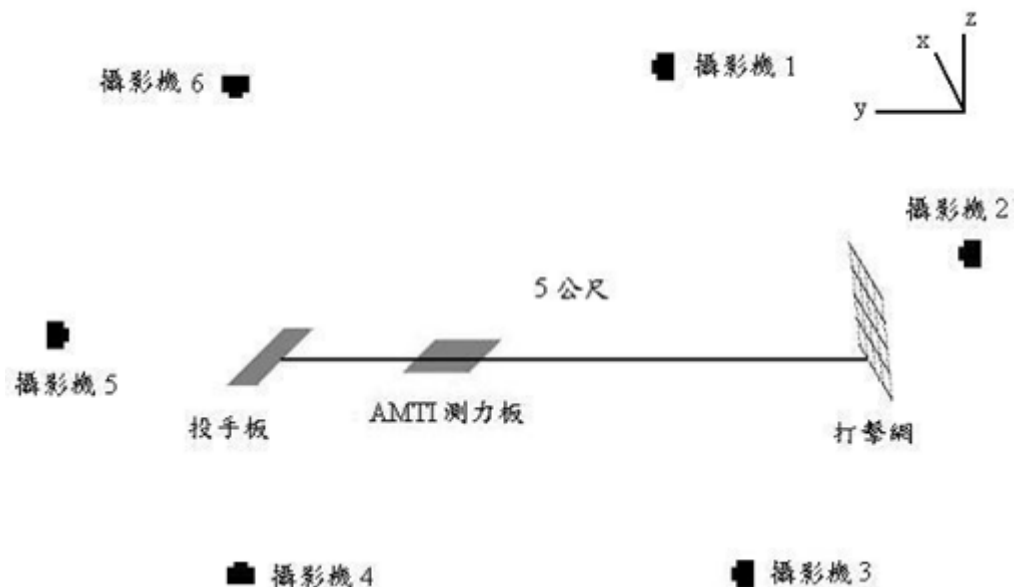


圖 3.1 硬體設備場地配置圖

一、 動作分析系統 (motion analysis system)

由 VICON 612 動作分析系統 (VICON 612 motion analysis system , Oxoford Metrics Limited., UK), 以採樣頻率 250 赫茲 , 擷取投擲動作之運動學資料。此設備藉由 6 部 MX13 紅光攝影機 (圖 3.2) 收集黏貼在受試者身上特定位置之反光標誌 , 於空間中的三維軌跡 (three-dimensional trajectory), 將所有訊號同步轉成數位化訊息 , 經由處理之後 , 配合人體計測資料 , 計算出身體各肢段在空間中之運動學參數。



圖 3.2 紅光攝影機

二、 三維測力板系統 (force plate)

利用 AMTI 三維測力板系統 (AMTI force plate, Type OR6-7-1000, Watertown, MA, USA), 以採樣頻率 1000 赫茲 , 擷取受試者投擲過程中的地面反作用力量及力矩的資料。藉由類比數位轉換器 (A/D converter) 與 VICON 612 動作分析系統同步收集資料。配合運動學參數加以運算 , 可得到投擲過程的關節力量及力矩等動力學參數。

三、 打擊網

打擊網為一長 3 公尺及寬 2 公尺的尼龍網，安置於受試者之投球方向上，並距離受試者約 5 公尺遠處，，打擊網（圖 3.3）上設置好球帶（strike zone），目的在於判斷受試者是否將球投入好球帶之中，及給予受試者盡全力投擲之投擲目標。



圖 3.3 打擊網

第四節 實驗設計

本實驗的研究架構主要可分為受試者篩選、系統校正與建立實驗室座標系統、量測人體計測資料、黏貼反光標誌及收集實驗資料等步驟，流程圖如圖 3.4，每一步驟闡述如下。

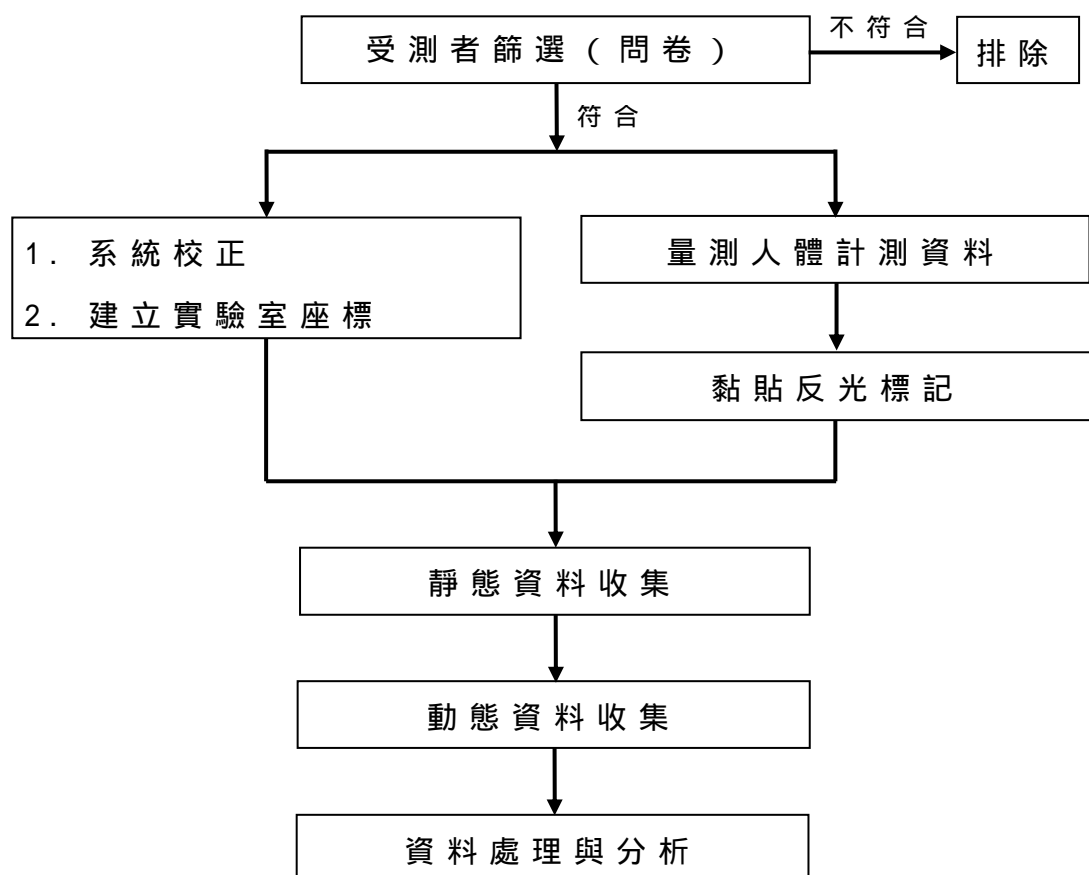


圖 3.4 實驗流程圖

一、 受試者篩選

在實驗前先以問卷調查甲乙組投手，包括球齡、擅長投擲的球路、習慣之投球方式及是否曾經有過運動傷害等資料，以篩選受試者。實驗開始前詢問受試者意願並填具同意書，為了減少影響投手正常投擲動作的因素，以 Escamilla 等 (1998)對於受試者所制定的篩選標準為依據，排除可能影響投擲能力之因素。

二、 系統校正及建立實驗室座標系統

為將各攝影機所拍攝到之二維影像重建為三維空間之位置，必須進行系統校正。系統校正可分成兩個步驟，首先，調整各部攝影機於空間中之位置與角度，其拍攝範圍應涵蓋整個量測空間。接著以特製 L 型靜態校正器 (L-Frame) 定義實驗室座標系，再以動態校正器 (wand) 於量測空間中揮舞，校正各攝影機可能之扭曲或視差 (parallax) 之影響。經過正確的系統校正，才能夠確保實驗資料的精確度。

三、 量測人體計測資料

實驗開始前量測受試者身高及體重等人體計測資料 (anthropometry)，並紀錄投手慣用之投擲臂，以作為後續資料分析之依據。

四、 貼置反光標誌

反光標誌為一球型體，本研究使用被動式反光標誌，攝影機藉由反光標誌反射的紅光記錄其於三維空間中之運動軌跡。本實驗於受試者之骨盆及下肢 21 個身體特定部位黏貼反

光標誌 (圖 3.5 及表 3.1)。反光標誌的配置主要依據 Helen Hayes 標誌貼法配置，並於下肢加上內側反光標誌，以修正膝關節及踝關節中心。在受試者暖身動作完成後，於受試者身上之特定部位黏貼反光標誌，並配合動作分析系統及三維測力板系統，收取投擲過程的資料。

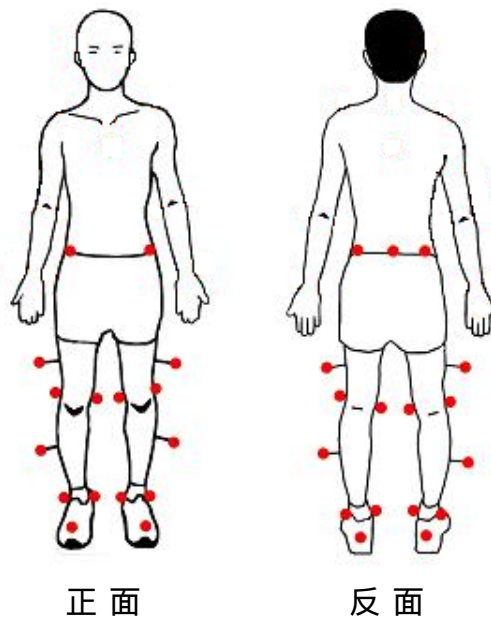


圖 3.5 反光標誌配置圖

表 3.1 反光標誌配置表

貼置部位	左右側	備註
骨盆		
髌前上棘	左、右	
髌後上棘	左、右	
薦骨突		
下肢		
大腿	左、右	與髌前上棘及股骨外上髁共線
股骨外上髁	左、右	
股骨內上髁	左、右	靜態資料用
小腿	左、右	與同側股骨外上髁及外踝共線
足部外踝	左、右	
足部內踝	左、右	靜態資料用
第二跗趾關節	左、右	
腳跟	左、右	

五、 收集實驗資料

為了縮短受試者對實驗場地的適應時間，讓受試者穿著平常練習時使用的鞋子及束褲，進行平常投球前所做之暖身動作。實驗前向受試者說明實驗動作與程序，要求其盡全力投擲，將球投進投擲網的好球帶當中。實驗開始前收集受試者的靜態資料，以作為資料處理的基準，再進行動態資料的收集。

(一) 收集靜態資料

收集靜止站立的資料，取得自然解剖位置上各肢段反光標誌之間的相對位置及各關節中心。收集靜態資料主要目的在於推算投擲過程當中，攝影機無法辨識的反光標誌位置，並取得受試者靜止時各關節的起始角度，作為動態資料分析的基準。

(二) 收集動態資料

本實驗利用 VICON 612 三維動作分析系統，設定六台攝影機收取實驗範圍，紀錄受試者投擲過程反光標誌的運動軌跡資料，並以 AMTI 三維測力板同步收集投擲過程的地面反作用力及力矩資料。受試者自然地站立於設定之投手板(以白貼代替)前緣，往打擊網方向盡全力投擲，投擲之棒球必須落入打擊網上之好球帶，好球帶會隨受試者習慣之投擲目標進行上下幅度之調整。另外，投擲的棒球為正式比賽用球，其上黏貼反光貼紙以記錄球離手時的球速。

本研究共有兩組不同起始位置的投擲動作，一組動作是令受試者從測力板外的投手板開始投擲動作，投擲時，前導

腳需要踏入測力板當中（圖 3.6），主要目的在於量測前導腳的地面反作用力及力矩資料；第二組動作，受試者一開始就站於測力板上，投擲的過程中，前導腳必須跨出測力板（圖 3.7），投擲過程中支撐腳仍踏於測力板中，主要目的在於量測投球過程中支撐腳的地面反作用力及力矩資料。實驗中，每一組動作隨機要求受試者盡全力投擲 3 快速直球，好球帶依受試者的習慣之投擲目標進行調整，所投擲的球須完全落入好球帶中。



圖 3.6 前導腳需踏入測力板中



圖 3.7 支撐腳需在測力板中

第五節 理論基礎

理論基礎主要分成關節角度計算、關節力量及力矩計算及關節功率計算等三個部分。

一、關節角度計算

本研究將人體視為多剛體系統，並假定人體各肢段為密度均勻的剛體，藉由每一肢段至少三顆反光標誌，建立肢段座標系統 (coordinate system)，包含骨盆座標系統、兩側之大腿座標系統、兩側之小腿座標系統及兩側之足部座標系統。根據反光標誌於三維空間的位置，計算各肢段座標系統的旋轉矩陣 (rotation matrix) (Haug, 1992)。關節運動以實驗室座標系統下遠端肢段相對於近端肢段運動的旋轉矩陣 ($R^{d/p}$) 表示。

$$R^{d/p} = R_p^T \times R_d$$

其中， R_p 為近端肢段相對於實驗室座標系統的旋轉矩陣， R_d 為遠端肢段相對於實驗室座標系統的旋轉矩陣。

另外，由於 $R^{d/p}$ 與人體解剖學之座標系統並不完全一致，因此以各受試者靜態站立資料取得之旋轉矩陣加以修正 (R)，修正後之關係式如下：

$$R = R^{d/p} \times ({}_0R^{d/p})^T$$

其中， ${}_0R^{d/p}$ 為解剖姿勢取得之相對於實驗室座標系統的旋轉矩陣。

以尤拉角 (Euler angles) 的方式描述遠端肢段相對於近端

肢段的運動 (Haug, 1991), 配合人體剖構造及座標系定義, 肢段旋轉矩陣跟尤拉角的關係式依照旋轉次序的不同, 方程式將有所變異。本研究中下肢關節之旋轉次序為 $y-x'-z''$, 肢段旋轉矩陣跟尤拉角的關係式如下:

$$\mathbf{R}_{yxz}(\alpha, \beta, \gamma) = \begin{bmatrix} \Gamma_{ij} \end{bmatrix}_{3 \times 3} = \begin{bmatrix} S\alpha S\beta S\gamma + C\alpha C\gamma & S\alpha S\beta C\gamma - C\alpha S\gamma & S\alpha C\beta \\ C\beta S\gamma & C\beta C\gamma & -S\beta \\ C\alpha S\beta S\gamma - S\alpha S\gamma & C\alpha S\beta C\gamma + S\alpha S\gamma & C\alpha C\beta \end{bmatrix}$$

α 、 β 、 γ 的角度可由下運算求得:

$$\begin{aligned} \beta &= A \tan 2(-\Gamma_{23}, \sqrt{\Gamma_{13}^2 + \Gamma_{33}^2}) \\ \alpha &= A \tan 2(-\Gamma_{13} / C\beta, \Gamma_{33} / C\beta) \\ \gamma &= A \tan 2(-\Gamma_{21} / C\beta, \Gamma_{23} / C\beta) \end{aligned}$$

其中, 關係式中 S 代表正弦函數 (sine), C 代表餘弦函數 (cosine), $A \tan 2$ 代表正切函數 (tangent) 的反函數, 計算過程中考慮了象限的因素。另外, α 表示在 y 軸的旋轉角度, 為屈曲與伸直動作, 關節角運動在矢狀面 (sagittal plane) 上發生; β 表示在 x 軸的旋轉角度, 為內收與外展動作, 關節角運動在額狀面 (frontal plane) 上發生; γ 表示在 z 軸旋轉的角度, 為內旋與外旋動作, 關節角運動在橫截面 (transverse plane) 上發生。

二、關節力量及力矩計算

下肢關節力量及力矩的部分, 以逆向動力學的方式定義 (Inverse dynamics)。藉由受試者身上之反光標誌計算出各關節中心, 並配合人體計測資料及 de Leva (1996) 提出各肢段質量中心相對於肢段長度的比例, 求得各肢段質量中心位

置，再以 generalized cross-validation spline smoothing (GCVSPL) (Woltring, 1986) 進一步取得各肢段於實驗室座標系下的重心加速度及尤拉參數。另外，利用 McConville (1980) 整理之公式求得各肢段的質量及質量中心的轉動慣量 (I)。藉由上述求得之參數，配合地面反作用力及力矩計算肢段座標系下遠端關節力量及力矩，再利用肢段自由體圖 (free-body diagram) 的分析，透過牛頓—尤拉方程式 (Newton-Euler equations)，可求得肢段座標系下近端關節力量及力矩。

$$\begin{aligned}\vec{F}_{pl} &= m\vec{a}_l - \vec{F}_{dl} - \vec{F}_{wl} \\ \vec{M}_{pl} &= I\dot{\vec{\omega}}_l + \vec{\omega}_l \times I\vec{\omega}_l - [\vec{M}_{dl} + \vec{r}_{dl} \times \vec{F}_{dl} + \vec{r}_{pl} \times \vec{F}_{pl}]\end{aligned}$$

其中， \vec{F}_{pl} 為近端關節力量， \vec{F}_{dl} 為遠端關節力量， m 為肢段質量， \vec{a}_l 為肢段質量中心的加速度， \vec{F}_{wl} 為肢段所受的重力， \vec{M}_{pl} 為近端關節力矩， \vec{M}_{dl} 為遠端關節力矩， \vec{r}_{pl} 為近端力臂， \vec{r}_{dl} 為遠端力臂， $\vec{\omega}_l$ 為肢段角速度， $\dot{\vec{\omega}}_l$ 為肢段角加速度。

三、關節功率 (Joint Power) 計算

Winter (1983) 指出人體動作產生會受到關節功率的作用。功率 (P_j) 可由關節力矩 (M_j) 與關節角速度 (ω_j) 的內積求得，其中，角速度可由角度變化量與時間的一次微分求得。

$$P_j = M_j \cdot \omega_j$$

第六節 資料處理與統計分析

本研究以收集到反光標誌的軌跡及測力板的資料，進一步取得運動學及動力學等參數進行分析。

一、 資料處理

將 VICON 612 動作分析系統收集之投擲過程中，受試者身上反光標誌的三維軌跡，經由 Vicon Workstation 軟體進行標記後，與地面反作用力資料一起儲存成 c3d 檔案格式，並轉成 txt 文字檔輸出。反光標誌的軌跡經由 GCVSPL (Woltring, 1986) 以 6 赫茲的截止頻率 (cut-off frequency) 將資料平滑 (smooth) 處理並過濾雜訊。下肢運動學以尤拉角方式計算三維關節角度。

動力學參數是由運動學參數進一步計算取得，本研究主要分析的動力學參數有：

- (一) 下肢關節於投擲全期之力量、力矩及功率。
- (二) 下肢關節於投擲動作中力量與力矩最大值。

二、 統計分析

資料以平均值 \pm 標準差呈現，並以套裝統計軟體 SPSS12.0 進行獨立樣本 t 考驗 (Independent t test)，以比較大專甲乙組投手之間各項參數的差異，並將顯著水準訂在 $p < 0.05$ 。

比較的參數主要可分成三個部份：

- (一) 大專甲乙組投手的身高、體重、年齡、球齡及球速。
- (二) 大專甲乙組投手下肢關節於投擲全期之力量、力矩

及功率的差異。其中，顯著差異的部分，僅呈現顯著差異連續達二個以上百分比的部分。

(三) 大專甲乙組投手下肢關節力量及力矩最大值的差異。

第肆章 結果

第一節 受測者基本資料

受試者的年齡介於 18 歲至 25 歲，平均年齡為 20.80 ± 2.31 歲；平均身高為 178.27 ± 5.99 公分；平均體重為 76.58 ± 11.40 公斤；平均球齡為 9.33 ± 3.72 年(表 4.1)。

在甲、乙組基本資料的比較中，發現兩組在身高、體重以及年齡上有顯著差異，而且甲組的平均身高 (180.94 ± 4.35 公分) 大於乙組受試者的平均身高 (174.25 ± 6.15 公分)；甲組的平均體重 (82.98 ± 9.88 公斤) 大於乙組的平均體重 (66.98 ± 4.83 公斤)；甲組的平均年齡 (19.78 ± 1.72 歲) 小於乙組的平均年齡 (22.33 ± 2.34 歲)，兩組的平均球齡及球速皆沒有顯著差異。

表 4.1 受試者基本資料之平均值與標準差 (mean \pm SD)

參數	全部 (n=15)	甲組 (n=9)	乙組 (n=6)	p 值
身高(公分)	178.27 ± 5.99	180.94 ± 4.35	174.25 ± 6.15	0.03*
體重(公斤)	76.58 ± 11.40	82.98 ± 9.88	66.98 ± 4.83	0.00*
年齡(歲)	20.80 ± 2.31	19.78 ± 1.72	22.33 ± 2.34	0.03*
球齡(年)	9.33 ± 3.72	10.78 ± 1.48	7.17 ± 5.08	0.14
球速(km/hr)	86.55 ± 15.40	90.08 ± 19.03	81.25 ± 5.36	0.29

**t*-test, $p < 0.05$ 。

第二節 大專甲乙組投擲動作分期之時間

基於每位受試者投擲的時間可能有所差異，本研究將前導腳髖關節最大屈曲訂為 0，投擲臂肩關節最大內旋訂為 100，將投擲動作所需時間以 100 等分進行標準化。將甲乙組投手個別在支撐腳及前導腳二種實驗情境的時間資料進行比較（表 4.2）。甲乙組標準化之後的時間，除了前導腳於減速期有顯著差異外 ($p=0.04$)，在支撐腳或者前導腳的實驗情境下，甲乙組在後擺前期、後擺後期、加速期及支撐腳的減速期所需的時間並無顯著差異 ($p>0.05$)。由於甲乙組在各投擲分期上所需時間並沒有顯著差異，所以取甲乙組在支撐腳及前導腳各投擲分期的時間之平均值，將投擲分期劃分如下：後擺前期為 0~69% 投擲全期、後擺後期為 70~89% 投擲全期、加速期為 90~92% 投擲全期、減速期為 93~100% 投擲全期。

表 4.2 大專甲乙組於標準化後時間 (%) 之比較

實驗情境	甲組	乙組	p 值
後擺前期			
支撐腳	67.42±5.48	73.20±7.75	0.11
前導腳	63.61±12.95	71.74±5.42	0.17
後擺後期			
支撐腳	20.56±4.34	17.96±7.25	0.40
前導腳	22.41±9.51	19.33±4.81	0.48
加速期			
支撐腳	3.66±1.12	2.75±0.67	0.10
前導腳	3.95±1.15	3.16±0.93	0.18
減速期			
支撐腳	8.37±4.16	6.08±0.91	0.21
前導腳	10.02±5.05	5.77±0.67	0.04*

* t -test, $p<0.05$ 。

第三節 大專甲乙組投擲動作之關節角度曲線圖

一、 支撐腳關節角度曲線圖

(一) 踝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳踝關節角度的比較上，甲組在內翻/外翻及內旋/外旋角度的部份與乙組投手之間並沒有顯著差異(圖 4.1 (a)及圖 4.1 (c))。甲組投手在蹠屈/背屈的角度上與乙組投手之間有顯著差異，顯著差異發生於後擺前期末段至後擺後期中段(55~81%投擲全期)(圖 4.1 (b))。在後擺前期(55~69%投擲全期)，甲組踝關節的背屈角度明顯小於乙組。在後擺後期一開始(70~78%投擲全期)，甲組為蹠屈角度，而乙組為背屈角度，在後擺後期中段(79~81%投擲全期)，甲乙組皆為蹠屈角度，且甲組的關節角度明顯大於乙組。

(二) 膝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳膝關節的內收、屈曲及內旋角度有顯著差異(圖 4.2)。在加速期及減速期(89~96%投擲全期)的內收角度(圖 4.2 (a))、在後擺前期及後擺後期(56~78%投擲全期)的屈曲角度(圖 4.2 (b))以及後擺前期及後擺後期(66~76%投擲全期)的內旋角度(圖 4.2 (c))，甲乙組投手之間皆有顯著差異，且甲組的關節角度皆小於乙組。

(三) 髖關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳髖關節的伸展/屈曲及內旋角度有顯著差異，但在內收/外展角度上，甲乙組

之間並無顯著差異(圖 4.3)。在後擺前期一開始，甲組為屈曲角度，而乙組為伸展角度，兩者在 7~13% 投擲全期時達顯著差異，接著，甲乙組皆轉為屈曲角度(14~15% 投擲全期)，且關節角度為甲組大於乙組(圖 4.3 (b))。在後擺後期末段(80~84% 投擲全期)，甲乙組皆為伸展角度，且甲組的關節角度小於乙組。在內旋/外旋角度的部份，甲組在後擺前期的內旋角度明顯大於乙組(圖 4.3 (c))。

二、 前導腳關節角度曲線圖

(一) 踝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳踝關節在外翻角度有顯著差異，而在蹠屈/背屈及內旋/外旋角度上，甲乙組之間並無顯著差異(圖 4.4)。在後擺後期至球離手(79~100% 投擲全期)，甲組的外翻角度皆明顯小於乙組(圖 4.4 (a))。甲乙組的前導腳踝關節與支撐腳踝關節之間，有顯著差異的動作平面不同，個別發生於額狀面及矢狀面上(圖 4.1 及圖 4.4)。

(二) 膝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳膝關節僅在屈曲角度上有顯著差異，而在內收/外展及內旋/外旋角度上，甲乙組之間並無顯著差異(圖 4.5)。在後擺後期末段至加速期結束(79~92% 投擲全期)，甲組膝關節的屈曲角度明顯小於乙組(圖 4.5 (b))。甲乙組前導腳膝關節有顯著差異的時期，發生於後擺後期及加速期，而支撐腳膝關節有顯著差異的時期，發生於後擺前期及後擺後期(圖 4.2 及圖 4.5)。

(三) 髌關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳髌關節僅在後擺前期的屈曲角度上有顯著差異(36~42%投擲全期)，且甲組的關節角度明顯小於乙組(圖 4.6 (b))。在內收/外展及內旋/外旋角度上，甲乙組之間並無顯著差異(圖 4.6 (a)及圖 4.6 (c))。前導腳髌關節僅在矢狀面上的動作角度有顯著差異，而支撐腳除了矢狀面之外，甲乙組投手的髌關節尚在橫截面上有顯著差異(圖 4.3 及圖 4.6)。

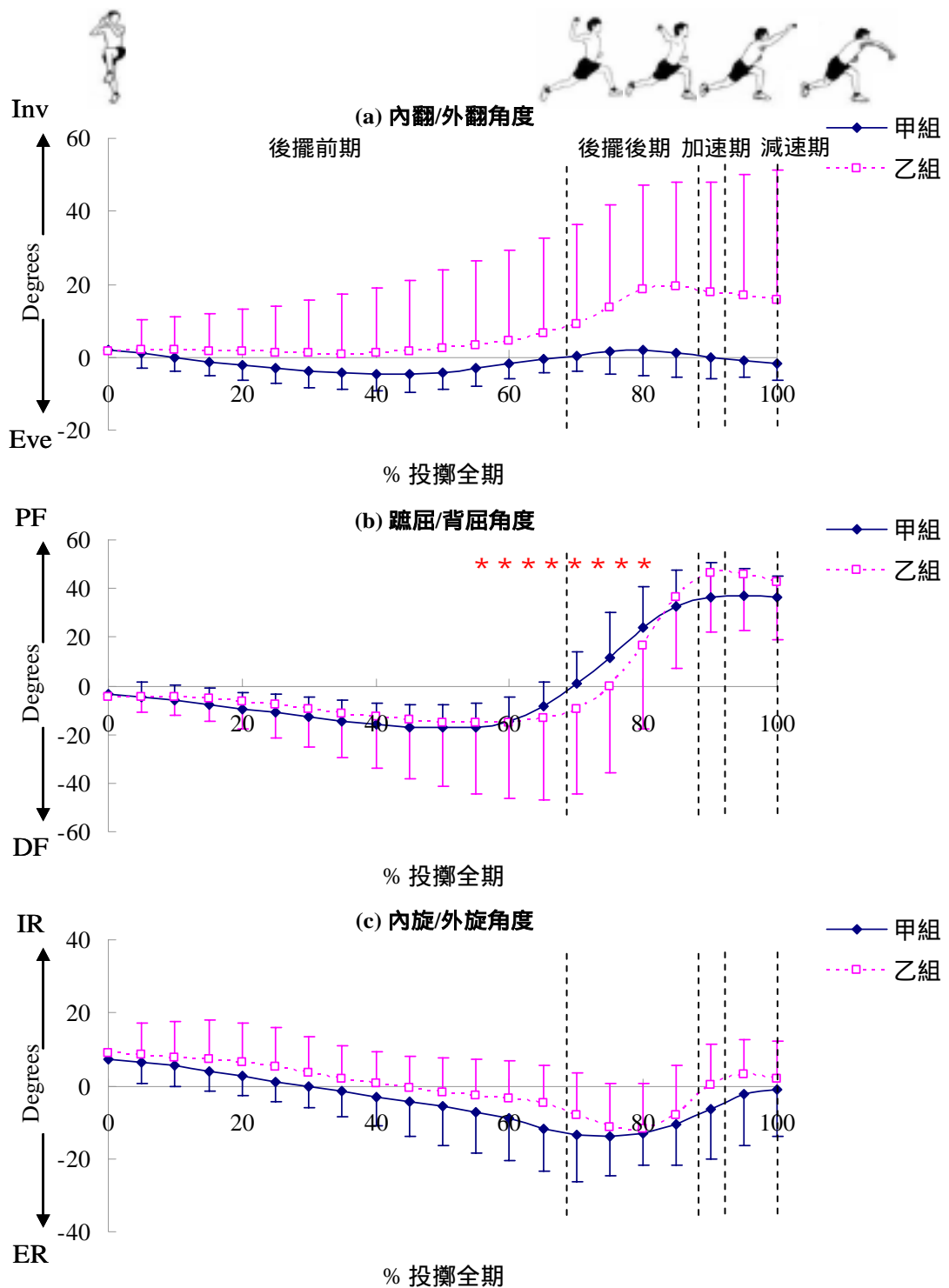


圖 4.1 支撐腳踝關節角度之曲線圖。Inv=內翻；Eve=外翻；PF=蹠屈；DF=背屈；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

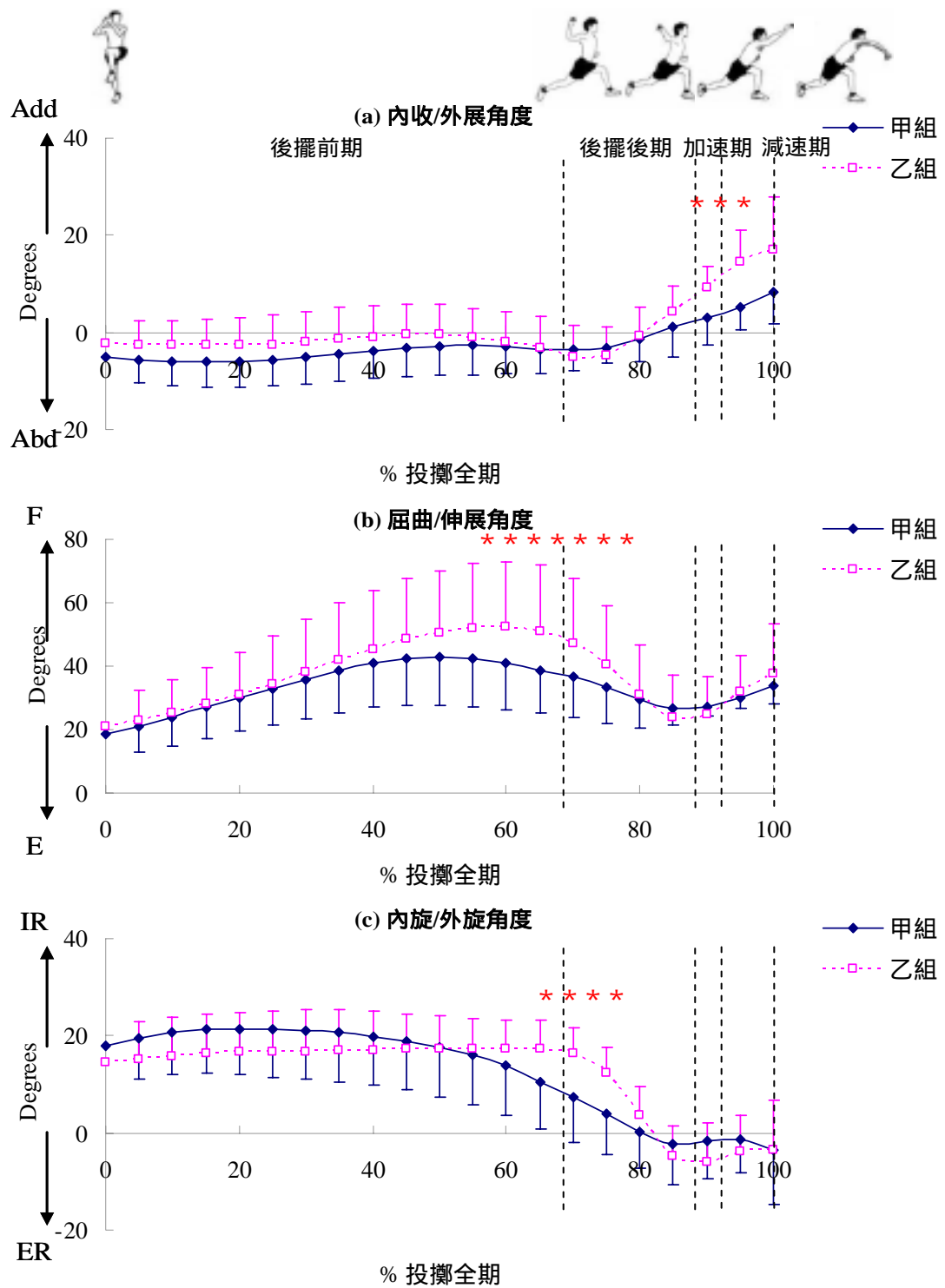


圖 4.2 支撐腳膝關節角度之曲線圖。Add=內收；Abd=外展；F=屈曲；E=伸展；IR=內旋；ER=外旋。* t -test, $p < 0.05$ 。

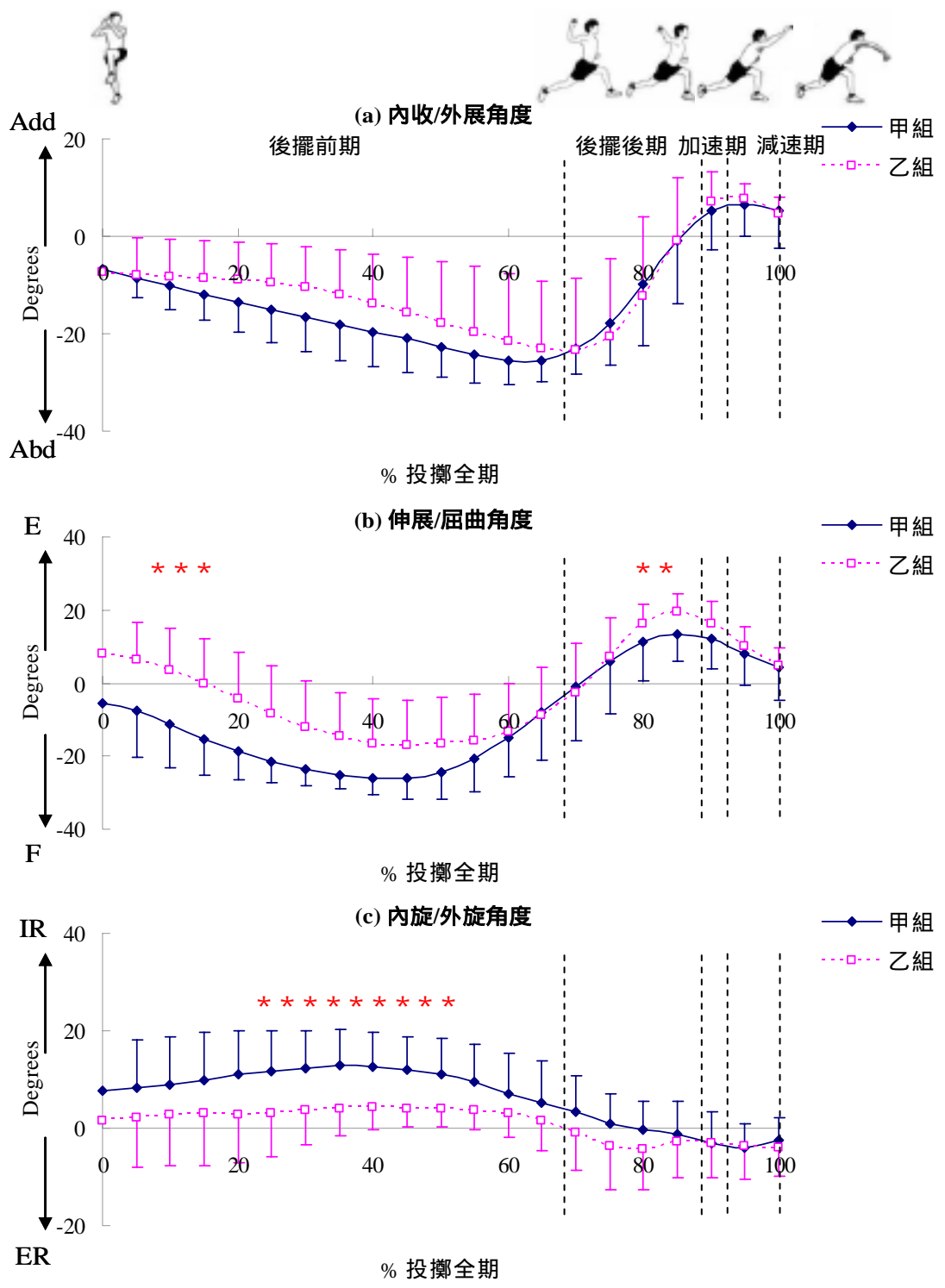


圖 4.3 支撐腳腕關節角度之曲線圖。Add=內收；Abd=外展；E=伸展；F=屈曲；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

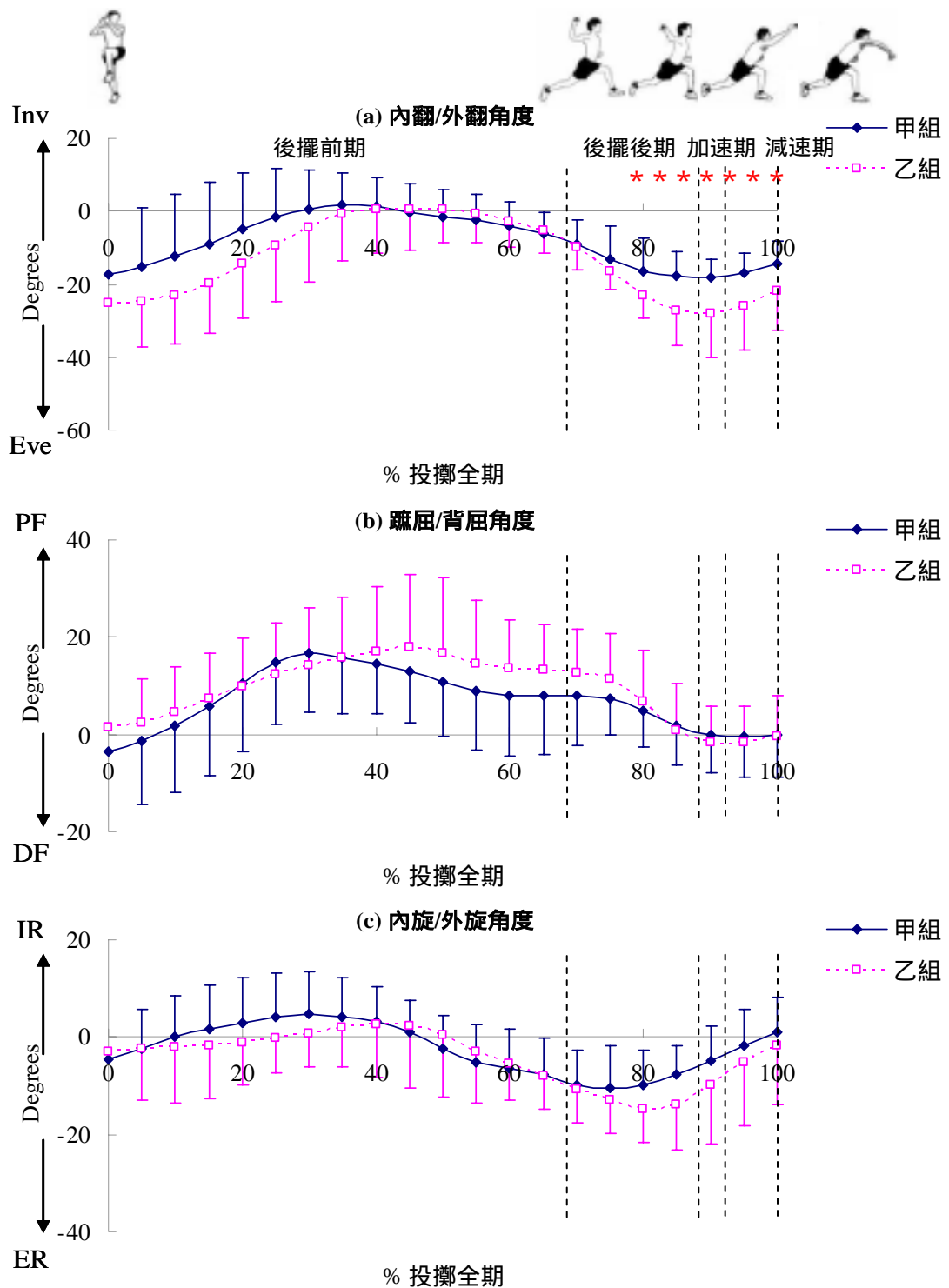


圖 4.4 前導腳踝關節角度之曲線圖。Inv=內翻；Eve=外翻；PF=蹠屈；DF=背屈；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

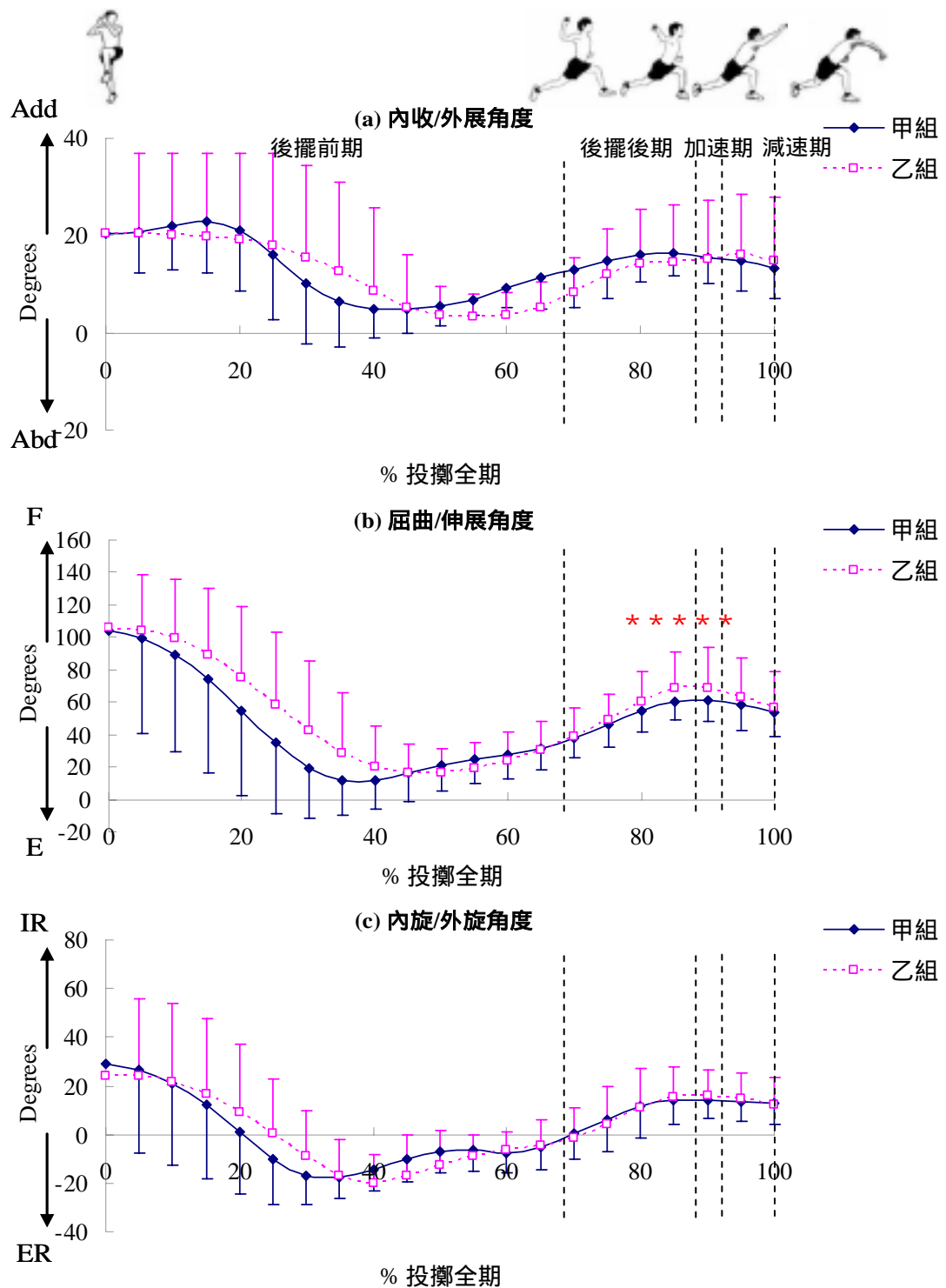


圖 4.5 前導腳膝關節角度之曲線圖。Add=內收；Abd=外展；F=屈曲；E=伸展；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

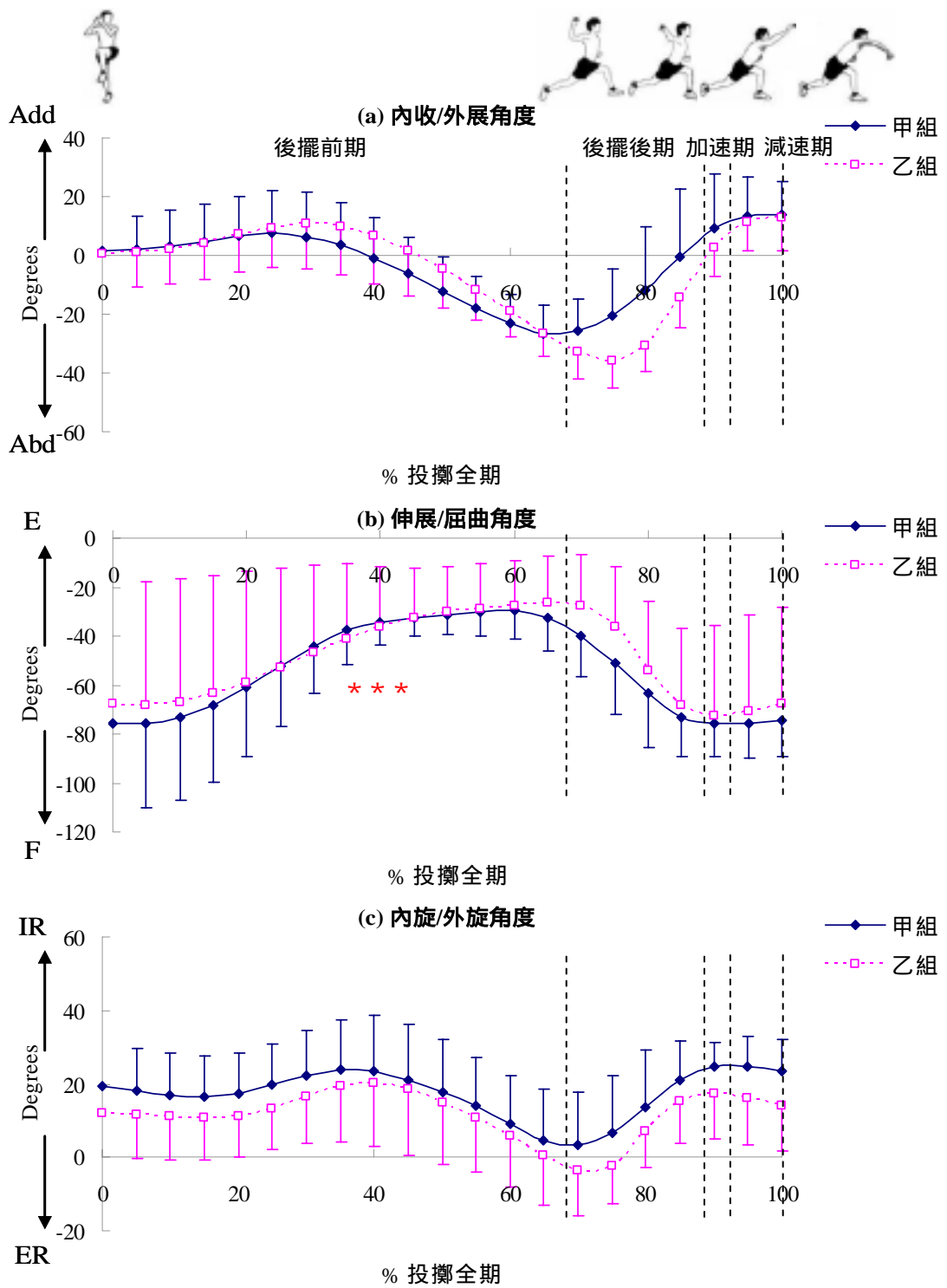


圖 4.6 前導腳髖關節角度之曲線圖。Add=內收；Abd=外展；E=伸展；F=屈曲；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

第四節 大專甲乙組投擲動作之關節力量曲線圖

一、支撐腳關節力量之曲線圖

(一) 踝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳踝關節在後擺後期(69~83%投擲全期)及減速期(98~100%投擲全期)所承受的垂直分力有顯著差異(圖 4.7 (c))，在後擺後期，甲組承受壓力明顯小於乙組，而在減速期，甲組踝關節承受張力，而乙組承受壓力。在前後向剪力及內外向剪力的部份，甲乙組之間並無顯著差異(圖 4.7 (a)及圖 4.7 (b))。

(二) 膝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳膝關節所承受的前向剪力、內向剪力及垂直分力皆有顯著差異存在(圖 4.8)。甲組在後擺前期(19~23%投擲全期)所承受壓力明顯大於乙組(圖 4.8 (c))，在後擺前期後段至後擺後期(66~81%投擲全期)，甲組承受的前向剪力明顯小於乙組(圖 4.8 (a))，在後擺後期，甲乙組膝關節皆承受內向剪力(74~83%投擲全期)及壓力(73~81%投擲全期)，且甲組的關節力量明顯小於乙組(圖 4.8 (b)及圖 4.8 (c))，在加速期，甲乙組在前後向剪力、內外向剪力以及垂直分力之間皆無顯著差異存在(圖 4.8)，而在減速期(93~100%投擲全期)，甲組承受張力，乙組承受壓力(圖 4.8 (c))。

(三) 髌關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳髌關節所承受の後向剪力、內外向剪力及壓力皆有顯著差異存在(圖 4.9)。在後擺前期，甲組髌關節承受的壓力(17~24%投擲全期)明顯大於乙組(圖 4.9 (c))，而甲組承受の後向剪力(50~69%投擲全期)明顯小於乙組(圖 4.9 (a))，在內外向剪力的部份(30~40%投擲全期)，此時，甲組承受內向剪力，而乙組承受外向剪力(圖 4.9 (b))。在後擺後期，甲組承受の後向剪力(70~72%投擲全期)、內向剪力(78~79%投擲全期)以及壓力(72~82%投擲全期)皆明顯小於乙組(圖 4.9)。在減速期，甲組髌關節承受の後向剪力(97~100%投擲全期)明顯小於乙組(圖 4.9 (a))，而內外向剪力部份(94~100%投擲全期)，甲組於此時承受外向剪力，而乙組承受內向剪力(圖 4.9 (b))。

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳關節力量的顯著差異主要發生於後擺前期以及後擺後期，尤其是膝關節及髌關節在三軸方向的關節力量幾乎都存在有顯著差異。大專甲乙組在投擲過程中，支撐腳的關節力量在加速期皆無顯著差異存在，而在減速期結束，甲乙組支撐腳的關節力量皆有顯著差異存在，其中，踝關節及膝關節力量的顯著差異發生於垂直分力上，此時，甲組的踝、膝關節皆承受張力，而乙組承受壓力，在髌關節的部份，甲乙組關節力量的顯著差異存在於後向剪力以及內外向剪力上。

二、 前導腳關節力量之曲線圖

(一) 踝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳踝關節所承受的前向剪力、內外向剪力及壓力皆有顯著差異存在(圖 4.10)。在後擺前期，甲乙組僅在內外向剪力上有顯著差異，一開始甲乙組皆承受外向剪力(16~24%投擲全期)，且甲組的剪力明顯小於乙組，接著，甲組承受的剪力方向由外向剪力轉為內向剪力，而乙組仍持續承受外向剪力，甲乙組之間並達顯著差異(25~29%投擲全期)(圖 4.10 (b))。在後擺後期，甲乙組承受的前向剪力(82~89%投擲全期)以及壓力(75~76%投擲全期與 84~86%投擲全期)有顯著差異，甲組承受的前向剪力明顯小於乙組，而壓力則明顯大於乙組(圖 4.10 (a)及圖 4.10 (c))。在加速期至減速期結束(90~100%投擲全期)，甲乙組的踝關節持續承受前向剪力，且甲組明顯小於乙組(圖 4.10 (a))。在內外向剪力的部份，甲組在後擺後期所承受的內向剪力明顯小於乙組(77%投擲全期)，接著，甲組承受的剪力方向發生改變，在後擺後期後段至減速期前段(78~97%投擲全期)，甲組持續承受外向剪力，而乙組承受內向剪力，在減速期後段至減速期結束之前(98~99%投擲全期)，甲乙組承受的剪力方向相同，此時，甲組承受的外向剪力明顯大於乙組(圖 4.10 (b))。

(二) 膝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳膝關節所承受的前向剪力、內外向剪力及壓力皆有顯著差異存在(圖 4.11)。在後擺前期(36~38%投擲全期)，甲乙組膝關節承受的前向剪

力有顯著差異，且甲組明顯小於乙組(圖 4.11 (a))。在後擺後期，甲組承受的壓力(75~76%投擲全期)及前向剪力(84~89%投擲全期)與乙組有顯著差異，其中，甲組的壓力大於乙組，而前向剪力小於乙組(圖 4.11 (a)及圖 4.11 (c))。在內外向剪力部分，甲組在後擺後期中段(78~83%投擲全期)承受外向剪力，而乙組承受內向剪力，在後擺後期後段(84~88%投擲全期)，甲乙組承受剪力方向相同，甲組承受的外向剪力明顯大於乙組(圖 4.11 (b))。在加速期及減速期(90~100%投擲全期)，甲乙組的膝關節皆持續承受前向剪力，且甲組的剪力明顯小於乙組(圖 4.11 (a))。

(三) 髌關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳髌關節在後擺前期所承受的前向剪力(33~42%投擲全期與 61~62%投擲全期)及外向剪力(29~44%投擲全期)有顯著差異，且甲組承受的剪力皆明顯小於乙組(圖 4.12 (a)及圖 4.12 (b))，而甲組承受的壓力明顯大於乙組，其顯著差異發生於後擺後期(75~76%投擲全期)(圖 4.12 (c))。

在整個投擲過程中，從後擺前期到減速期結束，甲乙組前導腳的關節力量皆有顯著差異存在，從關節的三軸方向上觀察，可以發現甲乙組之間的顯著差異主要集中於後擺後期，而甲乙組在加速期及減速期的顯著差異發生於踝關節及膝關節上，而甲乙組的髌關節力量在加速期及減速期皆無顯著差異存在。

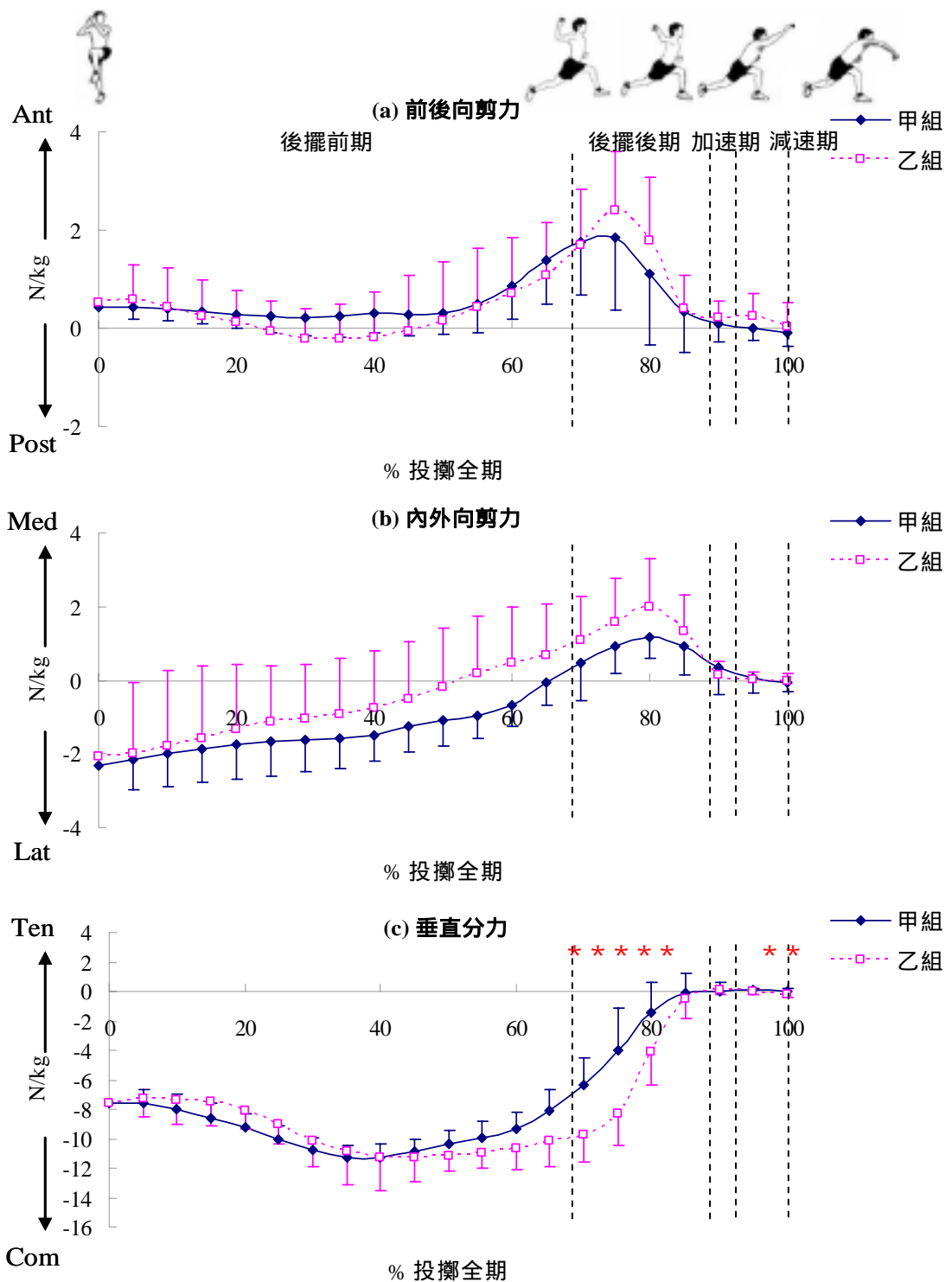


圖 4.7 支撐腳踝關節力量之曲線圖。Ant=前向剪力；Post=後向剪力；Med=內向剪力；Lat=外向剪力；Ten=張力；Com=壓力。**t*-test, $p < 0.05$ 。

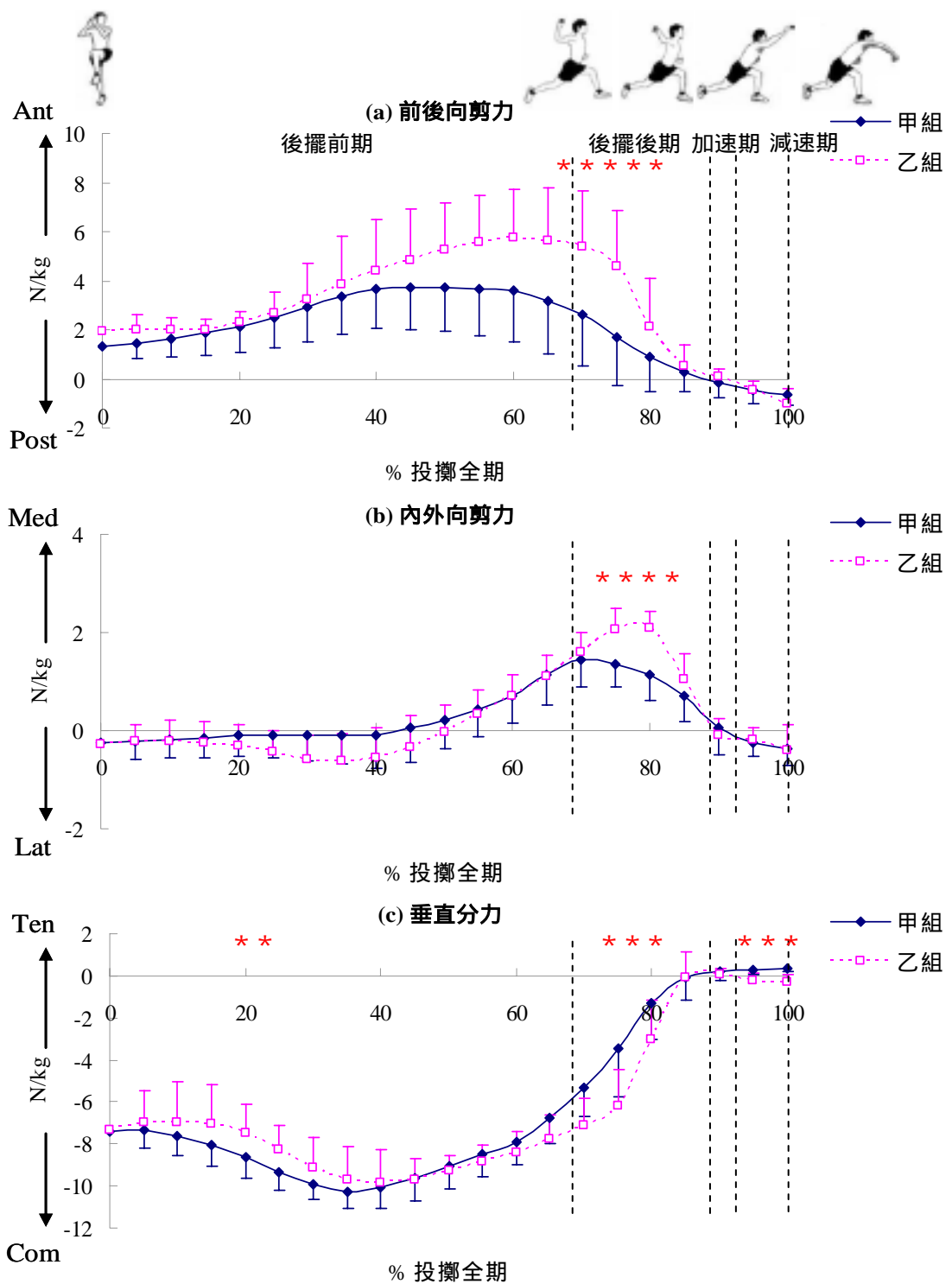


圖 4.8 支撐腳膝關節力量之曲線圖。Ant=前向剪力；Post=後向剪力；Med=內向剪力；Lat=外向剪力；Ten=張力；Com=壓力。**t*-test, $p < 0.05$ 。

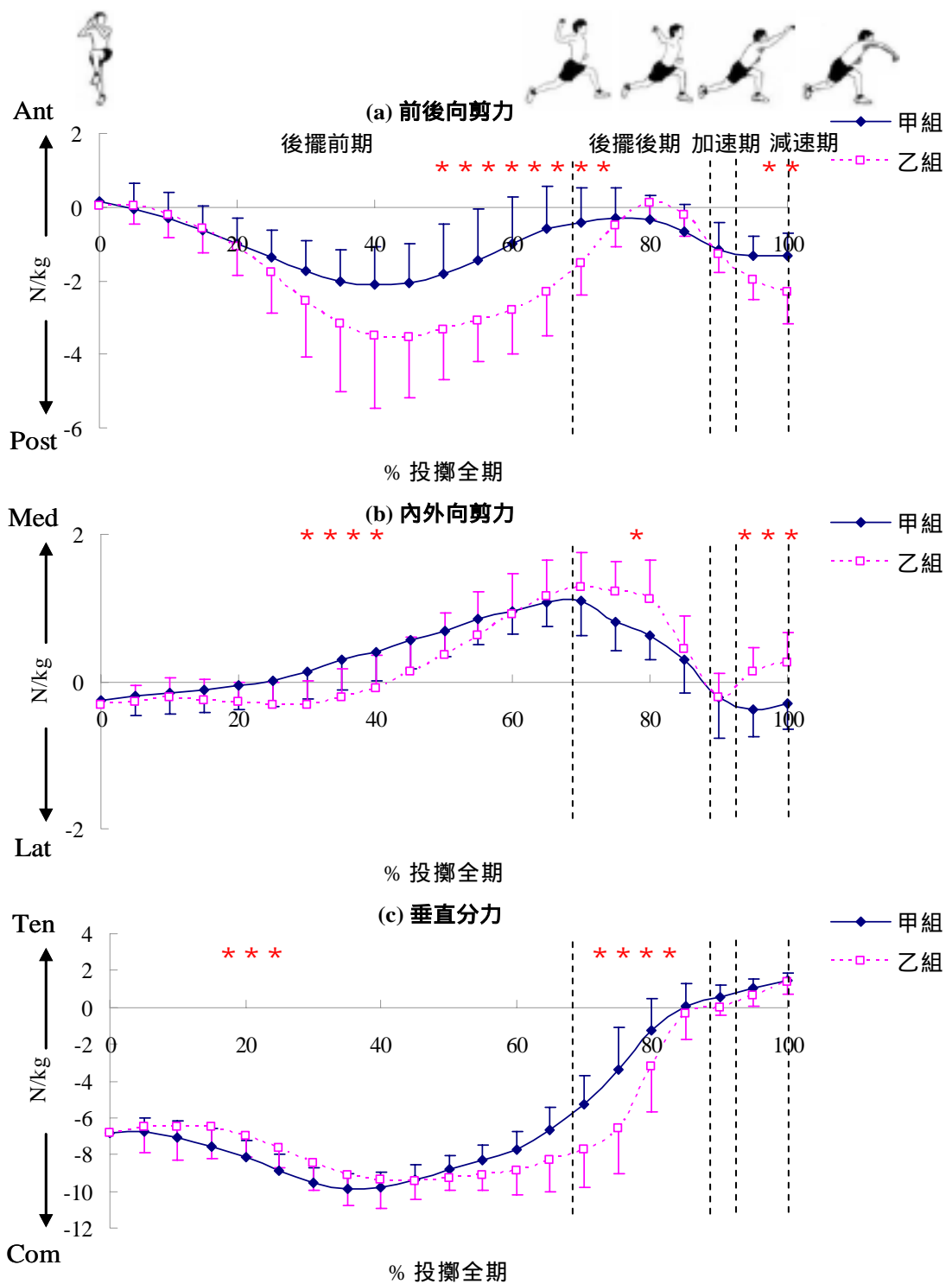


圖 4.9 支撐腳髖關節力量之曲線圖。Ant=前向剪力；Post=後向剪力；Med=內向剪力；Lat=外向剪力；Ten=張力；Com=壓力。**t*-test, $p < 0.05$ 。

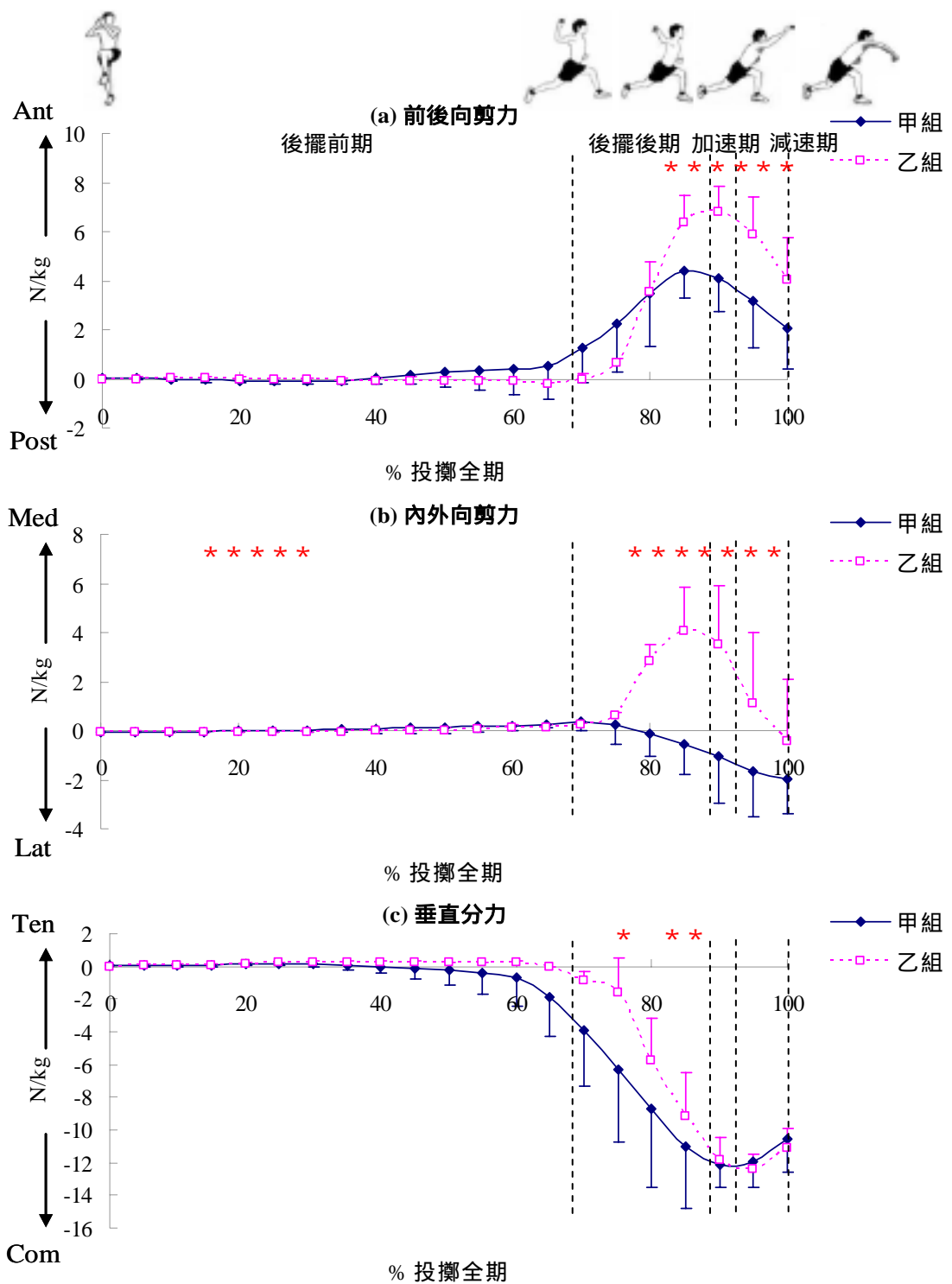


圖 4.10 前導腳踝關節力量之曲線圖。Ant=前向剪力；Post=後向剪力；Med=內向剪力；Lat=外向剪力；Ten=張力；Com=壓力。**t*-test, $p < 0.05$ 。

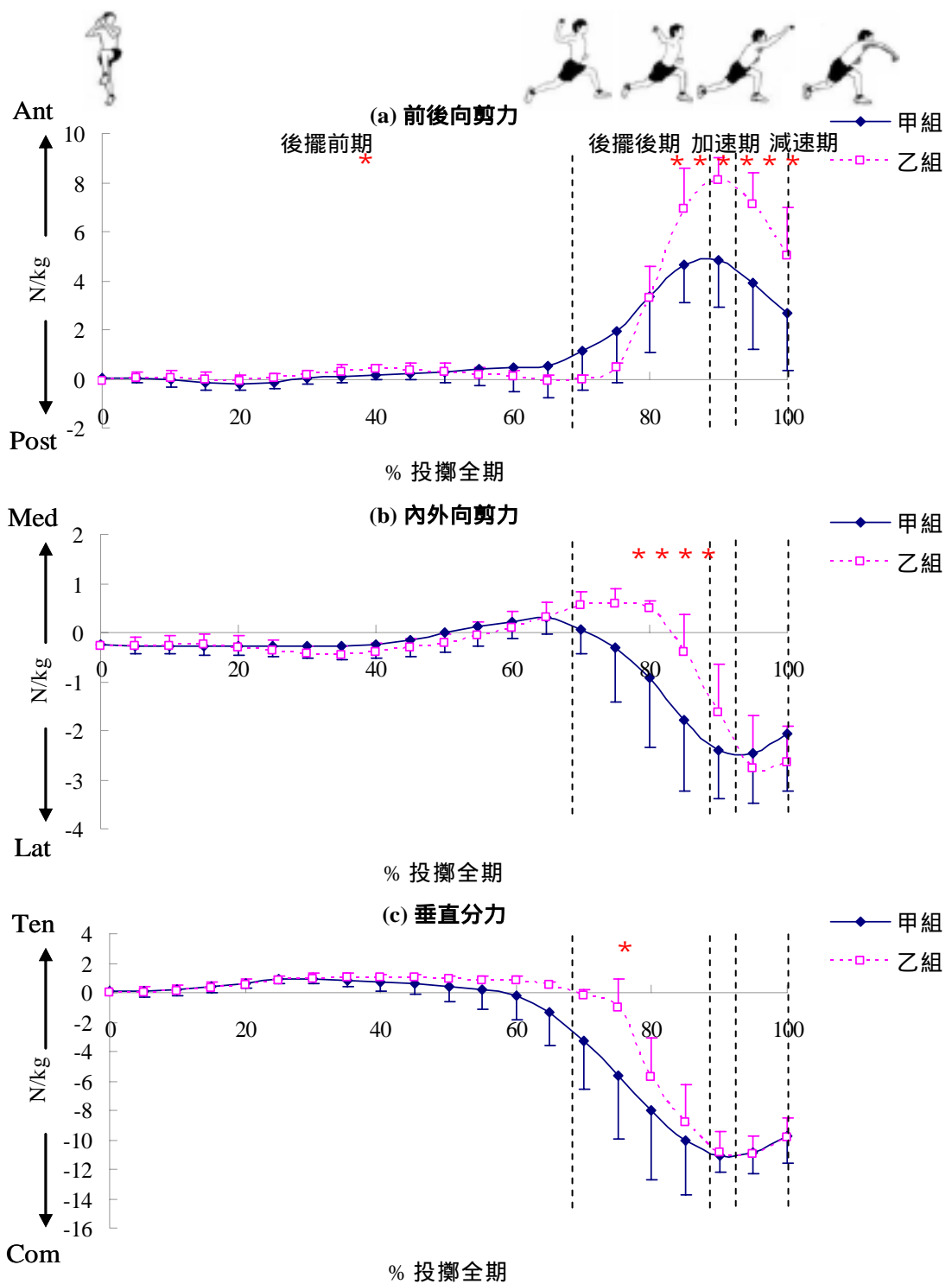


圖 4.11 前導腳膝關節力量之曲線圖。Ant=前向剪力；Post=後向剪力；Med=內向剪力；Lat=外向剪力；Ten=張力；Com=壓力。*t-test, $p < 0.05$ 。

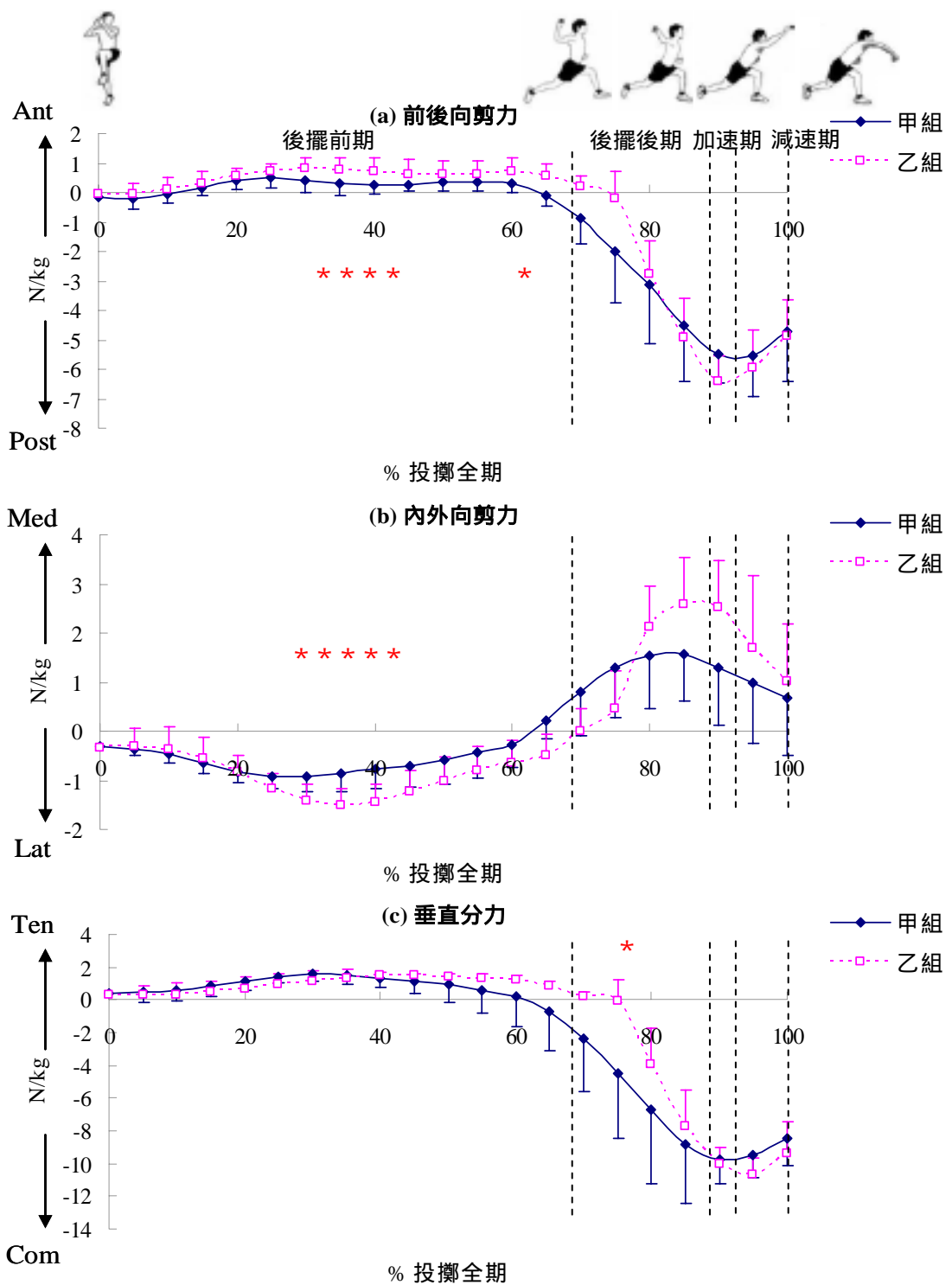


圖 4.12 前導腳髖關節力量之曲線圖。Ant=前向剪力；Post=後向剪力；Med=內向剪力；Lat=外向剪力；Ten=張力；Com=壓力。**t*-test, $p < 0.05$ 。

第五節 大專甲乙組投擲動作之關節力矩曲線圖

一、支撐腳關節力矩曲線圖

(一) 踝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳踝關節角度的比較上，甲組投手在內翻/外翻、蹠屈及外旋力矩與乙組投手有顯著差異(圖 4.13)。在後擺前期一開始(0~21%投擲全期)，甲乙組皆為外翻動作，此時，甲組承受外翻力矩，而乙組承受內翻力矩，接著，在 22~24%投擲全期時，甲乙組持續外翻動作，此時，兩者皆承受外翻力矩，且甲組大於乙組(圖 4.13 (a))。在後擺前期中段(25~38%投擲全期)，甲乙組皆為外旋動作，此時，兩者皆承受外旋力矩，且甲組大於乙組(圖 4.13 (c))。在後擺後期一開始(69~83%投擲全期)，甲乙組皆為蹠屈動作，且甲組承受的蹠屈力矩明顯小於乙組(圖 4.13 (b))。在後擺後期中段(77~78%投擲全期)，甲乙組皆為內翻動作，而甲組承受的外翻力矩明顯小於乙組(圖 4.13 (a))。

(二) 膝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳膝關節的內收及內旋力矩有顯著差異，而甲乙組的屈曲與伸展力矩並沒有顯著差異(圖 4.14)。在後擺後期中段(77~80%投擲全期及75~83%投擲全期)，甲乙組為內收及外旋動作，而甲組承受的內收及內旋力矩明顯小於乙組(圖 4.14 (a)及圖 4.14 (c))。

(三) 髖關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳髖關節的內收/外展及外旋力矩有顯著差異，但在伸展與屈曲力矩上，甲乙組之間並無顯著差異(圖 4.15)。在後擺前期前，甲乙組髖關節為內旋及外展動作，其中，甲組承受的外旋力矩明顯大於乙組(9~35%投擲全期)，而甲組的外展力矩明顯小於乙組段(29~35%投擲全期)(圖 4.15 (a)及圖 4.15 (c))。在後擺前期後段至後擺後期(65~75%投擲全期)，甲乙組為外旋動作，甲組承受的外旋力矩明顯小於乙組(圖 4.15 (c))，接著，在 75~78%投擲全期時，甲乙組為內收動作，且甲組承受的內收力矩明顯小於乙組(圖 4.15 (a))。在減速期(95~100%投擲全期)，甲乙組皆為外展動作，此時，甲組承受外展力矩，而乙組承受內收力矩(圖 4.15 (a))。

在投擲過程中，大專甲乙組支撐腳關節力矩的顯著差異集中發生於後擺前期及後期，在減速期，只有髖關節的內收與外展力矩有顯著差異存在，甲乙組的踝關節及膝關節力矩在減速期沒有顯著差異存在，而在加速期，甲乙組在支撐腳關節力矩的部份皆沒有顯著差異存在。

二、 前導腳關節力矩之曲線圖

(一) 踝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳踝關節在內翻/外翻及蹠屈/背屈力矩上，甲乙組之間並無顯著差異(圖 4.16 (a)及圖 4.16 (b))。在後擺後期後段至減速期前段(79~93%投擲全期)的內旋與外旋力矩有顯著差異，此時，甲乙組踝關節皆為內旋動作，甲組承受外旋力矩，而乙組承受內旋力矩，

接著，從 94% 投擲全期(減速期)以後，甲乙組皆為內旋動作，甲乙組皆承受外旋力矩，但甲組承受的外旋力矩僅在第 94% 投擲全期明顯大於乙組，在 95% 投擲全期以後至投擲動作結束，甲乙組之間承受的外旋力矩沒有顯著差異(圖 4.16 (c))。

(二) 膝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳膝關節在內收/外展及屈曲/伸展力矩上有顯著差異，而在內旋與旋力矩上，甲乙組之間並無顯著差異(圖 4.17)。在後擺前期中段(26~37% 投擲全期)，甲乙組膝關節逐漸伸展，甲組承受屈曲力矩，但乙組承受伸展力矩(圖 4.17 (b))。在後擺後期(77~83% 投擲全期)，甲乙組皆為內收動作，此時，甲組承受外展力矩，而乙組承受內收力矩，接著，甲乙組膝關節逐漸外展，且甲組承受的外展力矩明顯大於乙組(圖 4.17 (a))。在後擺後期後段至減速期結束之前(85~99% 投擲全期)，甲乙組膝關節皆逐漸伸展，且甲組承受的伸展力矩明顯小於乙組(圖 4.17 (b))。

(三) 髖關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳膝關節在後擺前期的外展力矩(29~41% 投擲全期)及內旋/外旋力矩(28~32% 投擲全期)有顯著差異(圖 4.18 (a)及圖 4.18 (c))，此時，甲乙組髖關節逐漸外展及內旋，甲組承受的外展力矩明顯小於乙組，而在內旋與外旋力矩的部份，甲組承受外旋力矩，但乙組承受內旋力矩。在後擺後期，甲乙組的內收與外展力矩(80~82% 投擲全期)、伸展與屈曲力矩(76~77% 投擲全期)及內旋與外旋力矩(74~82% 投擲全期)有顯著差異(圖 4.18)。在伸

展/屈曲力矩及內收/外展力矩的部份，甲乙組髁關節逐漸屈曲及內收，此時，甲組承受伸展及外展力矩，而乙組承受屈曲及內收力矩(圖 4.18 (a)及圖 4.18 (b))。在內旋與外旋力矩的部份，甲乙組髁關節逐漸內旋，一開始甲組承受的外旋力矩明顯小於乙組，接著，從 75 至 82% 投擲全期(後擺後期)，甲乙組髁關節持續內旋，此時，甲組承受內旋力矩，而乙組承受外旋力矩，甲乙組之間並達顯著差異(圖 4.18 (c))。

在投擲過程中，大專甲乙組前導腳關節力矩的顯著差異集中發生於後擺後期。在後擺前期，僅膝關節的屈曲與伸展力矩及髁關節的外展力矩、內旋與外旋力矩有顯著差異，而踝關節於後擺前期沒有顯著差異存在。在加速期及減速期，踝關節的內旋與外旋力矩及膝關節的伸展力矩有顯著差異存在，而甲乙組的髁關節力矩在加速期及減速期皆無顯著差異存在。

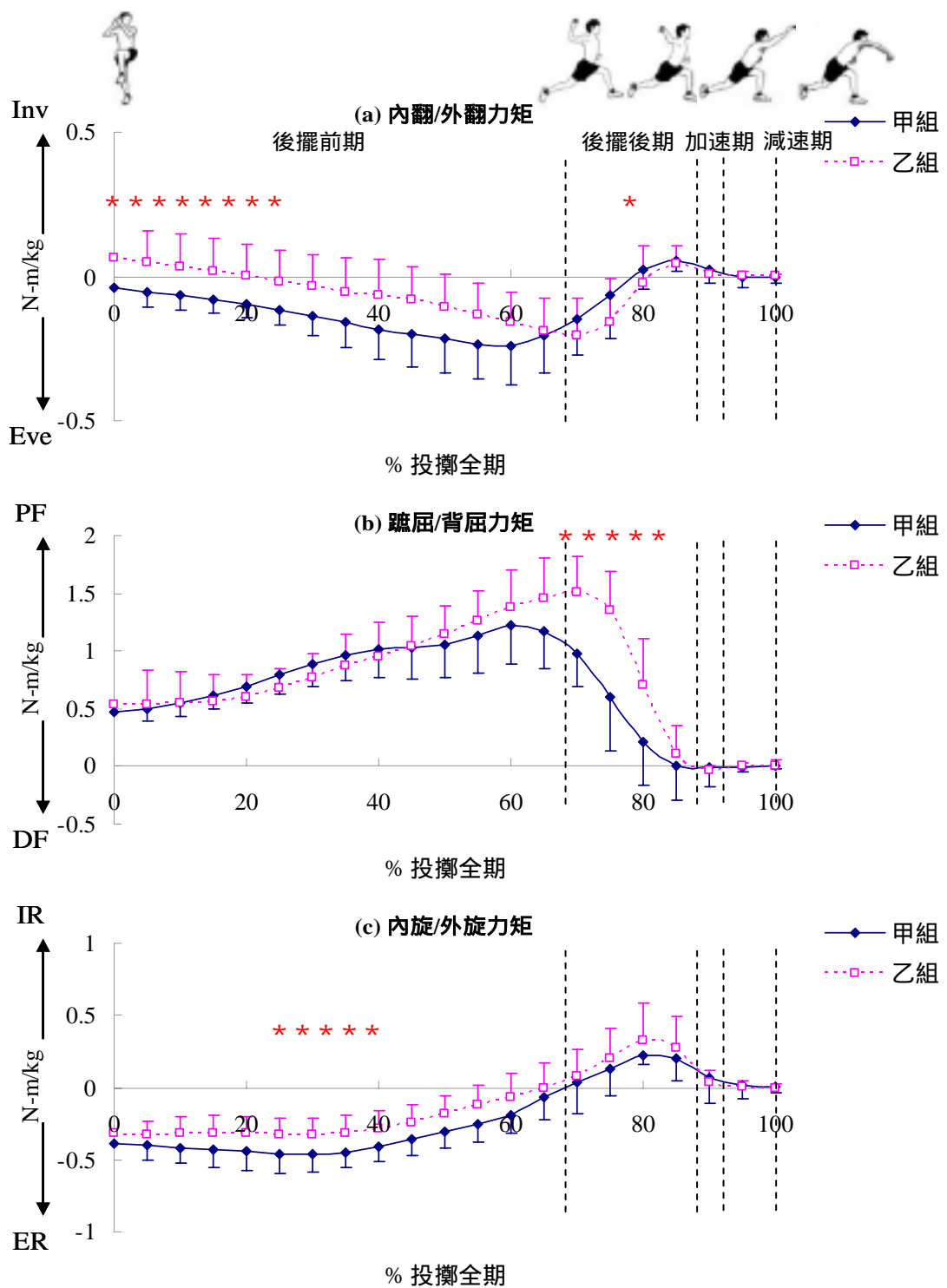


圖 4.13 支撐腳踝關節力矩之曲線圖。Inv=內翻；Eve=外翻；PF=蹠屈；DF=背屈；IR=內旋；ER=外旋。*t-test, $p < 0.05$ 。

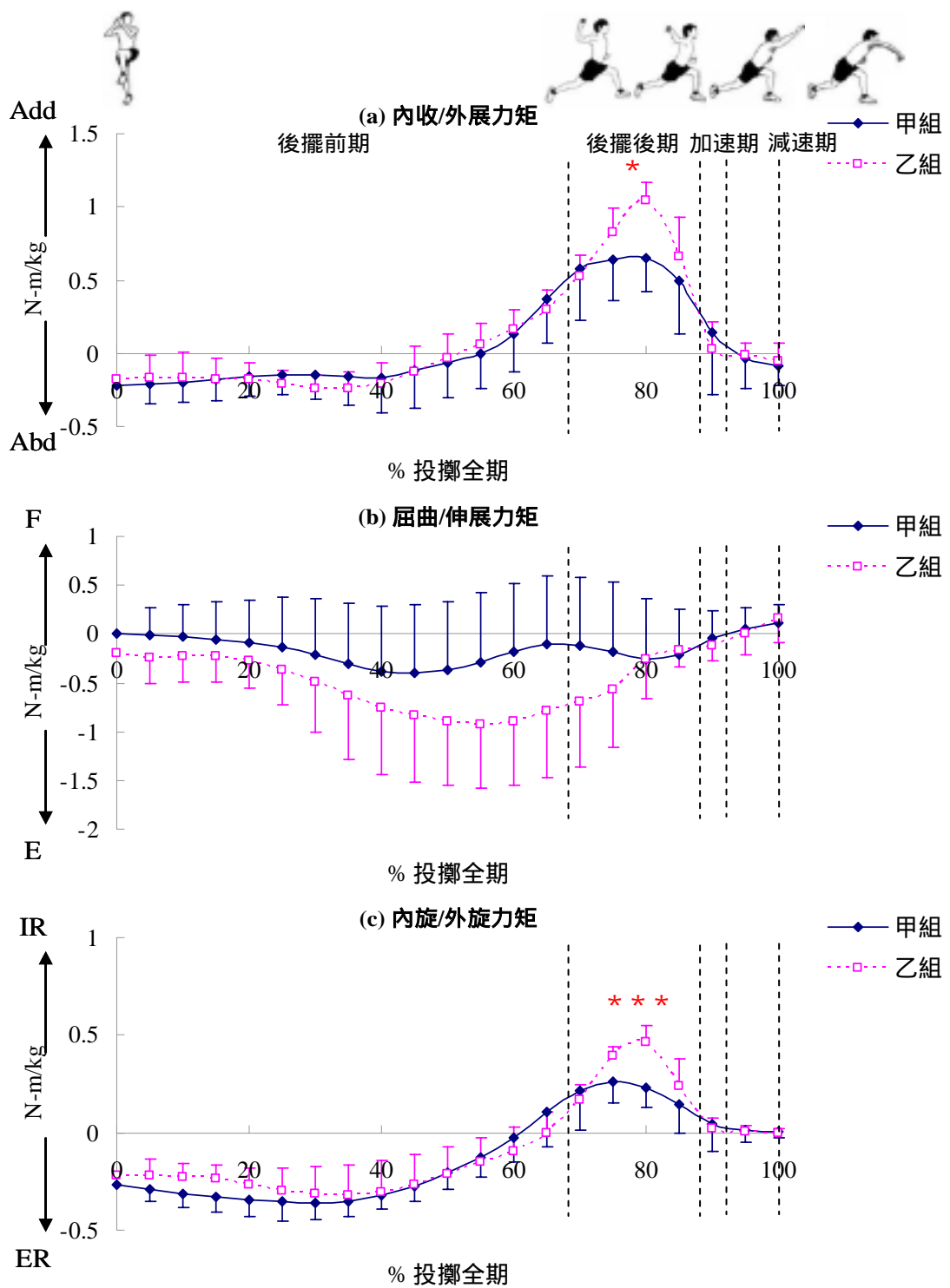


圖 4.14 支撐腳膝關節力矩之曲線圖。Add=內收；Abd=外展；F=屈曲；E=伸展；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

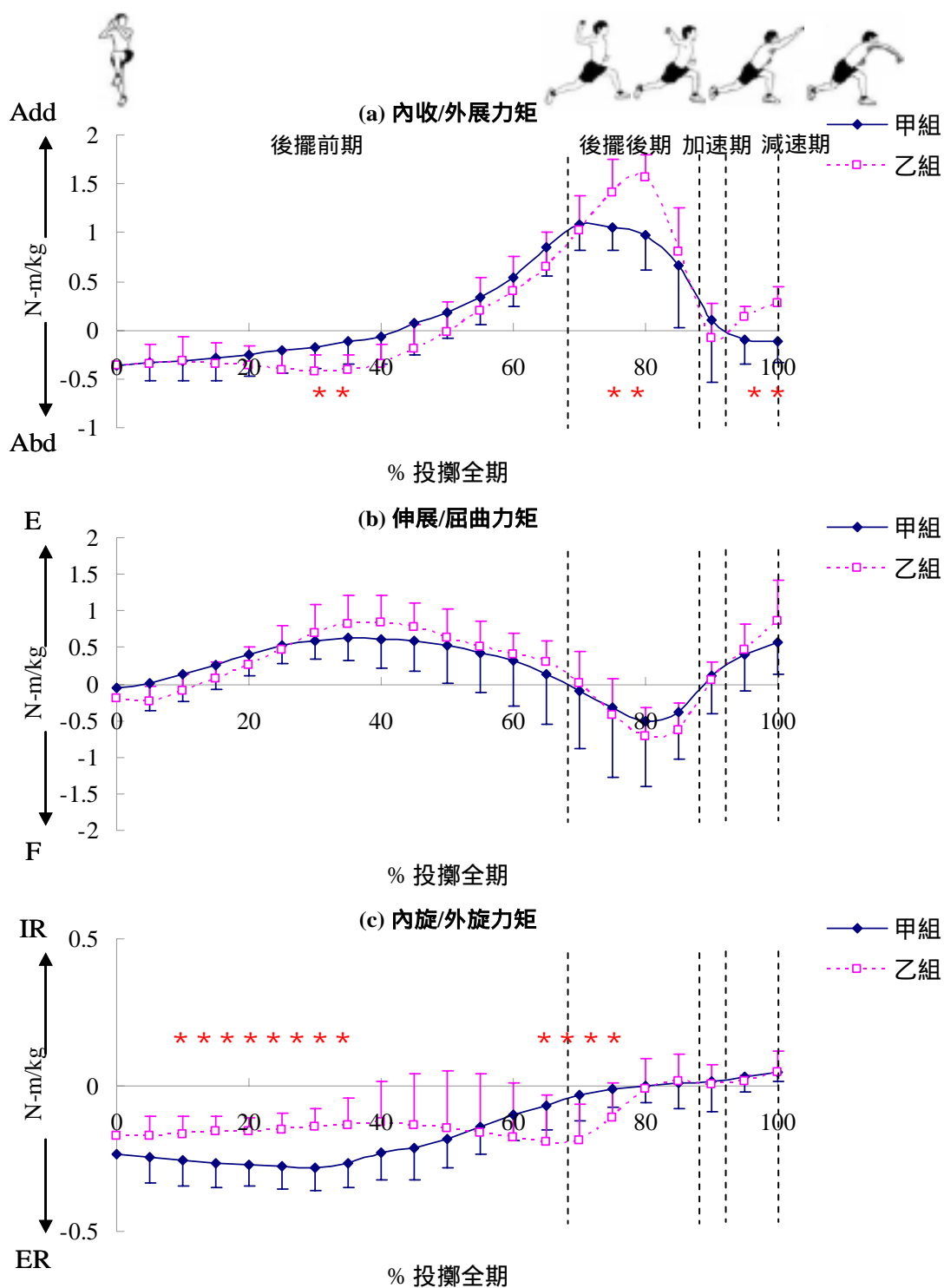


圖 4.15 支撐腳髖關節力矩之曲線圖。Add=內收；Abd=外展；E=伸展；F=屈曲；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

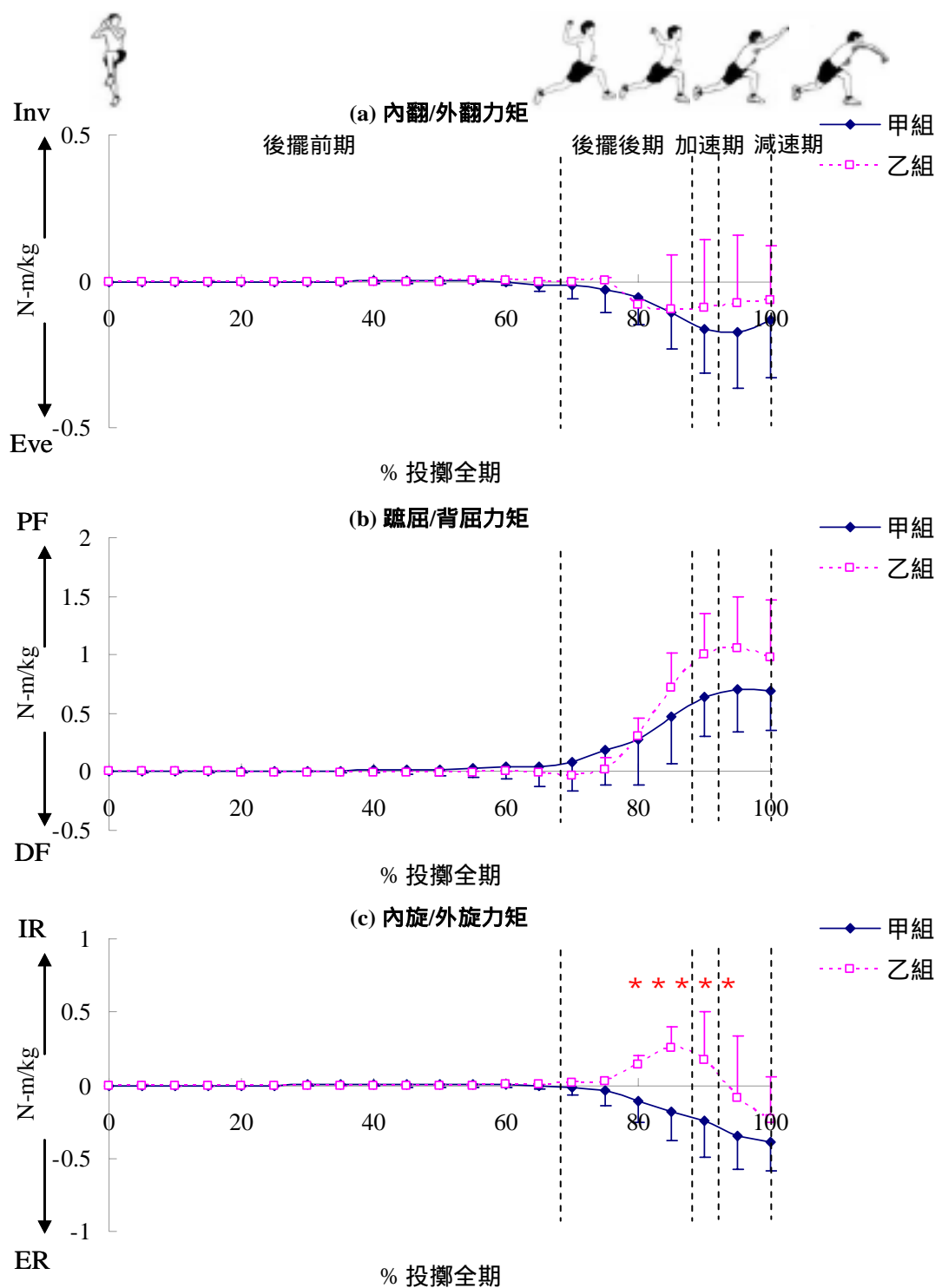


圖 4.16 前導腳踝關節力矩之曲線圖。Inv=內翻；Eve=外翻；PF=蹠屈；DF=背屈；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

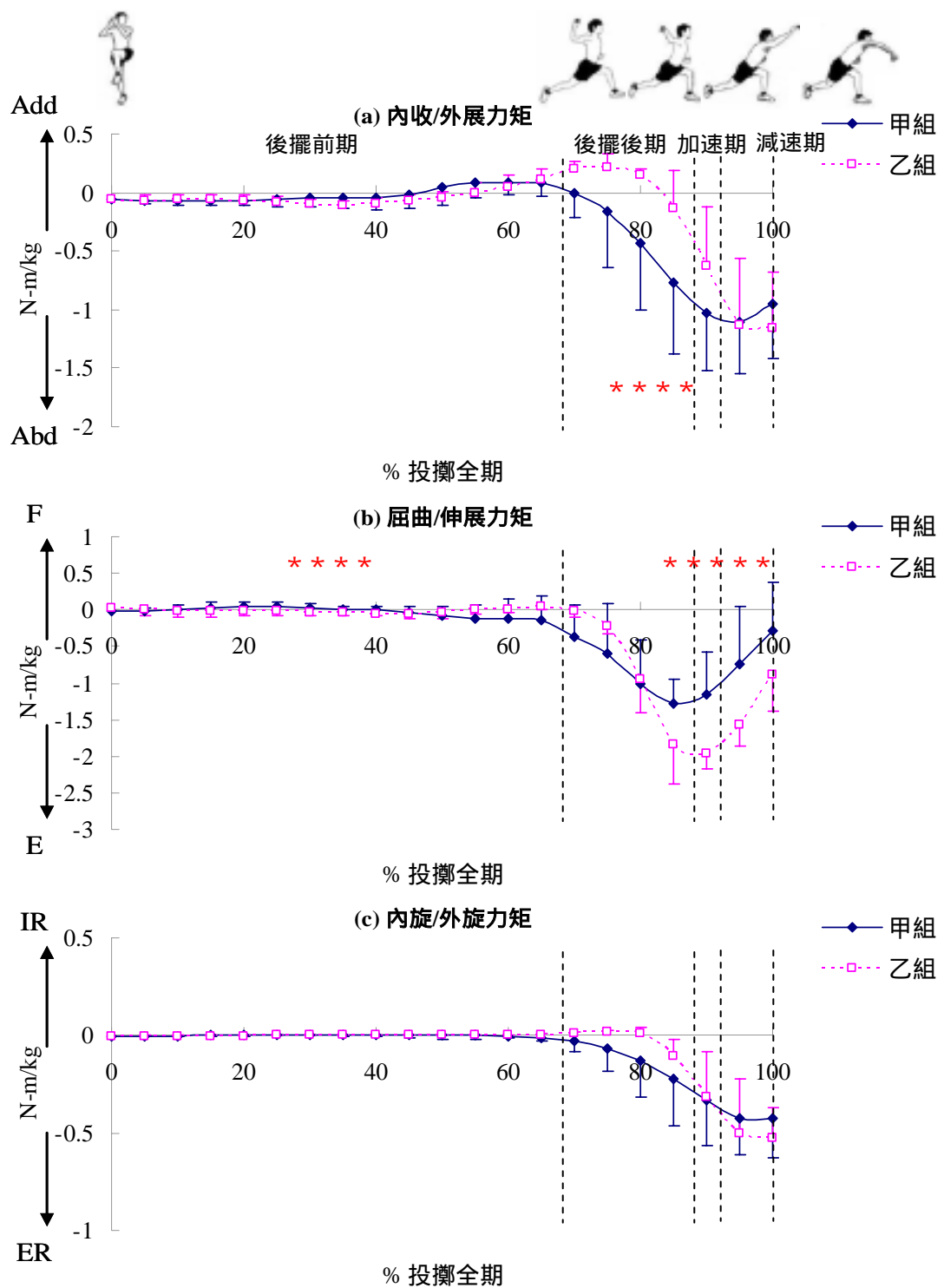


圖 4.17 前導腳膝關節力矩之曲線圖。Add=內收；Abd=外展；F=屈曲；E=伸展；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

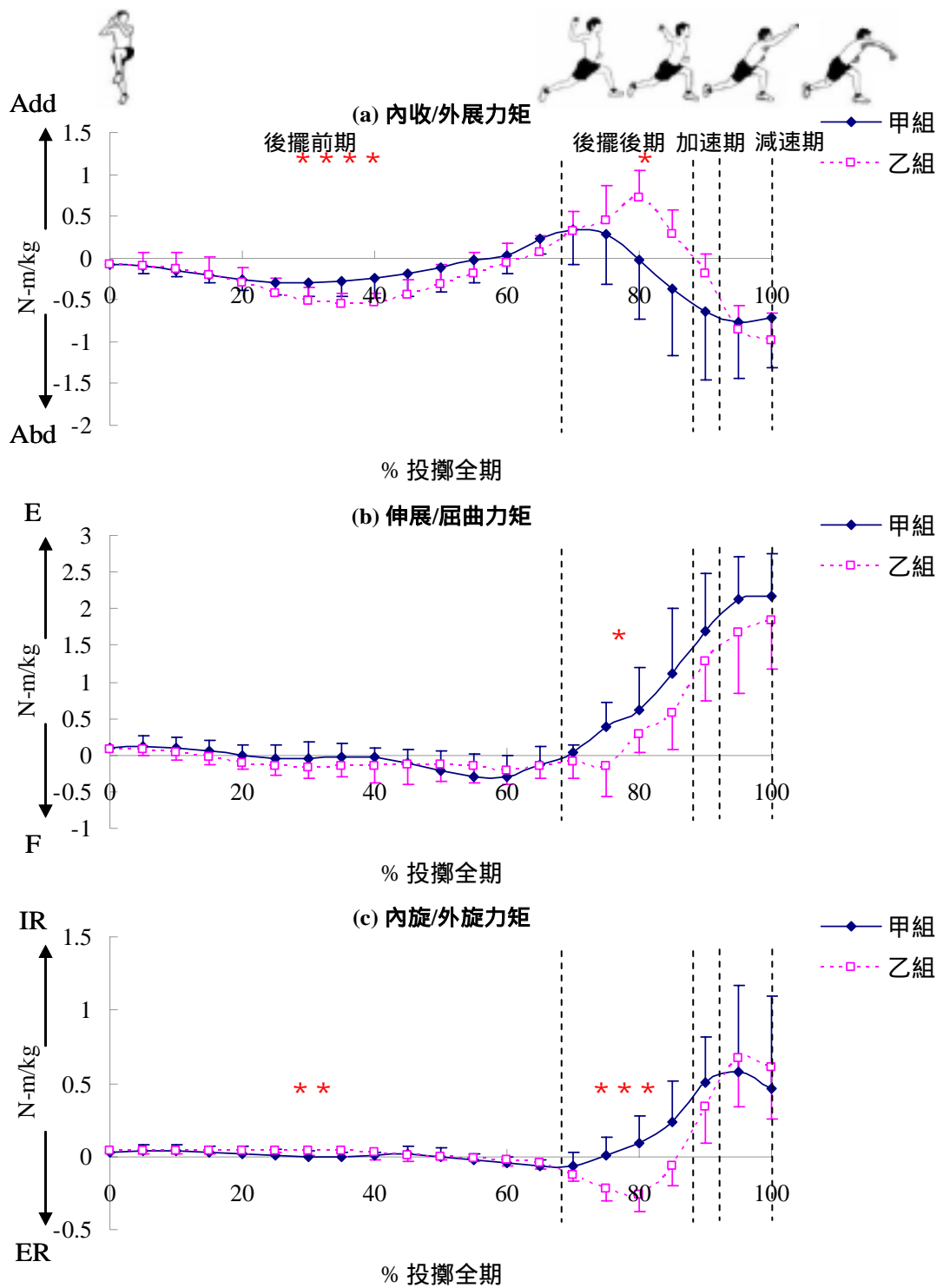


圖 4.18 前導腳髖關節力矩之曲線圖。Add=內收；Abd=外展；E=伸展；F=屈曲；IR=內旋；ER=外旋。**t*-test, $p < 0.05$ 。

第六節 大專甲乙組投擲動作之關節功率曲線圖

一、支撐腳關節功率之曲線圖

(一) 踝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳的踝關節功率在額狀面、矢狀面及橫截面皆有顯著差異(圖 4.19)。在額狀面部份，肌肉在後擺前期(11~12%投擲全期)為向心收縮，甲組產生能量大於乙組，此時為外翻動作，而在減速期(95~96%投擲全期與 100%投擲全期)的關節功率不同，甲組為正值(向心收縮)，乙組為負值(離心收縮)，此時為外翻動作(圖 4.19 (a))。在矢狀面部份，甲乙組的關節功率在後擺前期一開始(5~13%投擲全期)為負值，肌肉以離心收縮形式吸收能量，且甲組能量吸收大於乙組，此時為背屈動作，在後擺前期中段(50~51%投擲全期)，甲組吸收的能量明顯小於乙組，關節持續背屈，接著，甲組關節功率轉為正值，乙組為負值，兩者有顯著差異(52~54%投擲全期)，而在後擺後期為蹠屈動作，甲乙組的關節功率皆為正值，且甲組產生的能量明顯小於乙組(82~83%投擲全期)，而後，甲組的關節功率轉為負值，而乙組持續以向心收縮形式產生能量，兩者的關節功率有顯著差異(84~85%投擲全期)(圖 4.19 (b))。在橫截面部份，在後擺前期(9~12%投擲全期與 51~61%投擲全期)為外旋動作，甲組的關節功率為正值，而乙組由負值轉為正值，甲組產生的能量明顯大於乙組，而在後擺後期(71~72%投擲全期)，甲組的關節功率轉為負值，此時，甲組為離心收縮，乙組為向心收縮，兩者之間有顯著差異(圖 4.19 (c))。

(二) 膝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳的膝關節功率在額狀面、矢狀面及橫截面皆有顯著差異(圖 4.20)。在額狀面部份，在後擺後期(76~85%投擲全期)動作為內收，此時，甲乙組的關節功率為正值，甲組產生的能量明顯小於乙組(圖 4.20 (a))。在矢狀面部份，甲乙組在後擺前期(38~44%投擲全期)的關節功率為負值，甲組吸收的能量小於乙組，此時，膝關節為屈曲動作(圖 4.20 (b))。在橫截面部份，甲組在後擺前期(59~65%投擲全期)關節功率為負值，乙組為正值，此時，甲乙組的關節動作亦不相同，甲組為外旋，乙組為內旋，而在後擺後期的動作為外旋，一開始(75~85%投擲全期)甲乙組以離心收縮形式吸收能量，甲組吸收的能量小於乙組，接著，甲組關節功率轉為正值，而乙組仍為負值(86~87%投擲全期)，此時仍為外旋動作(圖 4.20 (c))。

(三) 髖關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手支撐腳的髖關節功率在額狀面及矢狀面有顯著差異，而甲乙組在橫截面的關節功率無顯著差異(圖 4.21)。在額狀面部份，甲乙組在減速期(97~100%投擲全期)動作皆為外展，但關節功率不同，甲組為正值，而乙組為負值，兩者之間有顯著差異(圖 4.21 (a))。在矢狀面部份，甲乙組在後擺後期(79~80%投擲全期)為伸展動作，甲組吸收的能量顯著小於乙組(圖 4.21 (b))。

在整個投擲過程中，大專甲乙組支撐腳的關節功率主要在踝關節及膝關節產生顯著差異，且顯著差異集中發生於後擺前期，而在加速期，甲乙組支撐腳的關節功率皆無顯著差

異存在，而在減速期，僅甲乙組的踝關節及髁關節功率有顯著差異存在，且顯著差異皆發生於額狀面，而甲乙組的膝關節功率在減速期皆沒有顯著差異。

二、前導腳關節功率之曲線圖

(一) 踝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳的踝關節功率在額狀面、矢狀面及橫截面皆有顯著差異(圖 4.22)。在額狀面部份，甲乙組在後擺前期一開始(29~33%投擲全期)為內翻動作，此時，甲組吸收的能量顯著小於乙組(圖 4.22 (a))。在矢狀面部份，甲乙組在後擺後期(83~84%投擲全期)逐漸背屈，且甲組吸收的能量明顯小於乙組(圖 4.22 (b))。在橫截面部份，甲乙組於後擺前期後段(50%投擲全期)逐漸外旋，此時，甲組吸收的能量顯著大於乙組，接著，乙組的關節功率轉為正值(51~54%投擲全期)，此時，甲組持續向心收縮，而乙組為離心收縮，兩者之間有顯著差異(圖 4.22 (c))。

(二) 膝關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳的膝關節功率在額狀面及矢狀面有顯著差異，而甲乙組在橫截面的關節功率無顯著差異(圖 4.23)。在額狀面部份，甲組在減速期一開始(94~95%投擲全期)為外展動作，而乙組為內收動作，在關節功率上，甲乙組也有顯著不同，此時，甲組為正值，乙組為負值(圖 4.23 (a))。在矢狀面部份，甲乙組在後擺前期開始膝關節逐漸伸展，並持續至後擺前期中段(22~40%投擲全期)，此時，甲組為離心收縮，乙組為向心收縮，而在加速期及減

速期(91~100%投擲全期)，動作為伸展，甲乙組的關節功率皆為正值，且甲組產生的能量明顯小於乙組(圖 4.23 (b))。

(三) 髖關節

在投擲過程中，大專甲乙組投手前導腳的髖關節功率在額狀面及橫截面有顯著差異，而甲乙組在矢狀面的關節功率無顯著差異(圖 4.24)。在額狀面部份，甲乙組在後擺後期(83~86%投擲全期)動作為內收，但關節功率不同，此時，甲組的關節功率為負值，乙組為正值，而在減速期(94~98%投擲全期)，甲乙組持續內收動作，此時，兩者皆為離心收縮，甲組吸收的能量明顯小於乙組(圖 4.24 (a))。在橫截面部份，甲乙組在後擺後期動作(85~86%投擲全期)為內旋，但是，甲組為向心收縮，乙組為離心收縮，而在減速期(95~99%投擲全期)，甲乙組動作逐漸外旋，此時，甲組吸收的能量明顯小於乙組(圖 4.24 (c))。

在整個投擲過程中，大專甲乙組前導腳踝關節功率的顯著差異主要發生於後擺前期，而膝關節及髖關節則主要發生於減速期。在加速期，甲乙組僅有矢狀面的膝關節功率有顯著差異，而甲乙組膝關節於額狀面與橫截面的關節功率以及踝、髖關節功率在加速期皆沒有顯著差異存在。

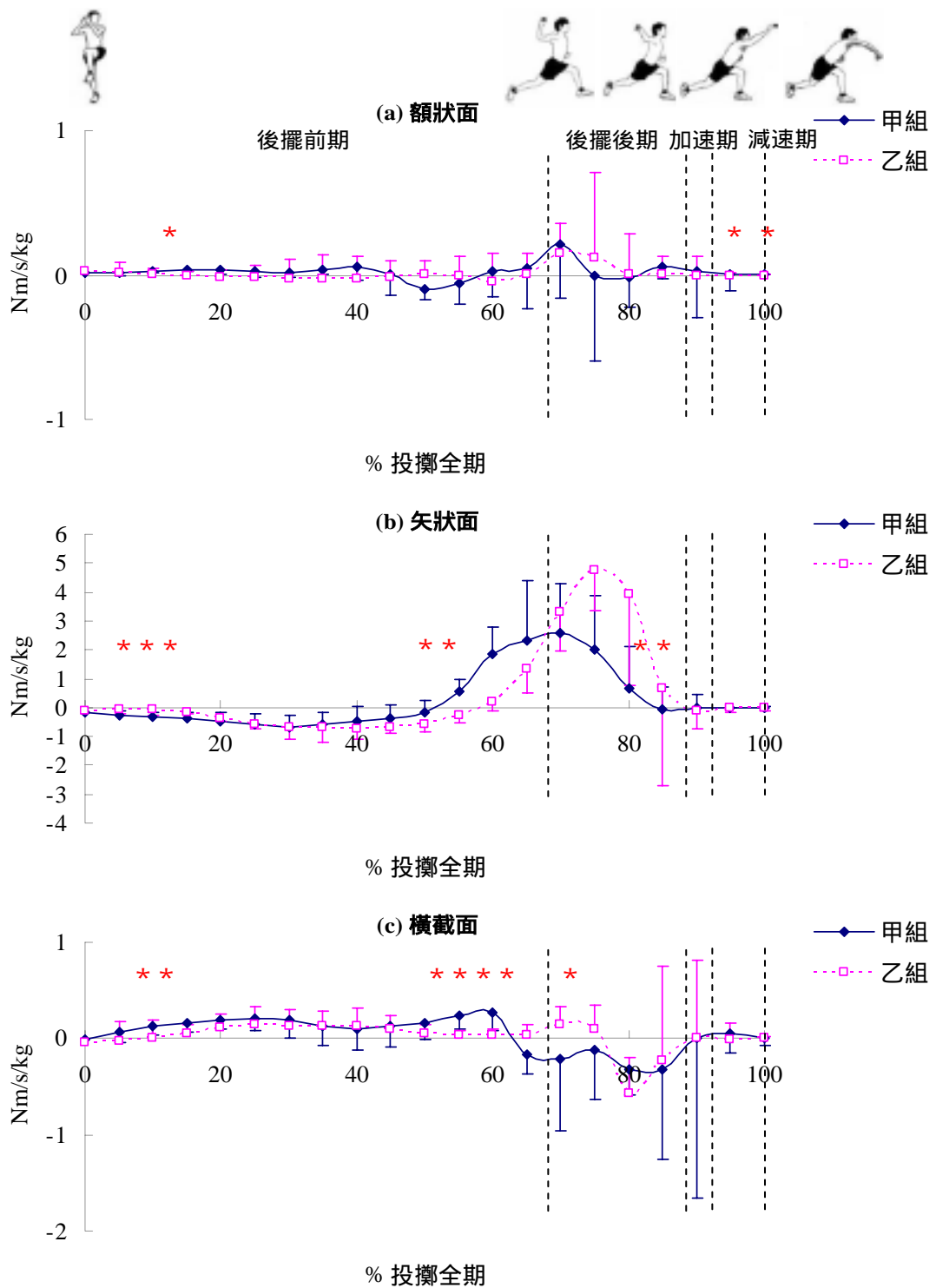


圖 4.19 支撐腳踝關節功率之曲線圖。**t*-test, $p < 0.05$ 。

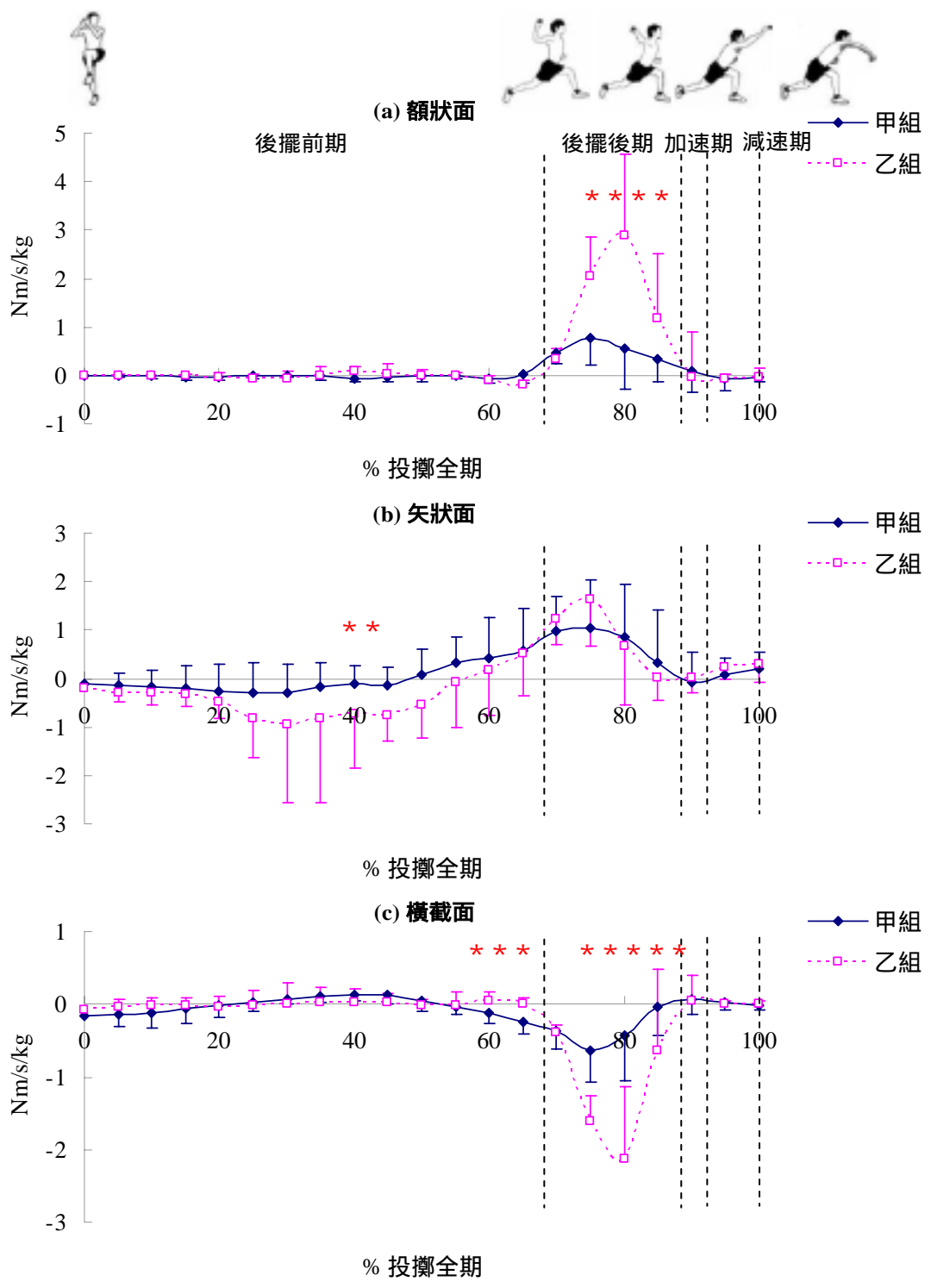


圖 4.20 支撐腳膝關節功率之曲線圖。**t*-test, $p < 0.05$ 。

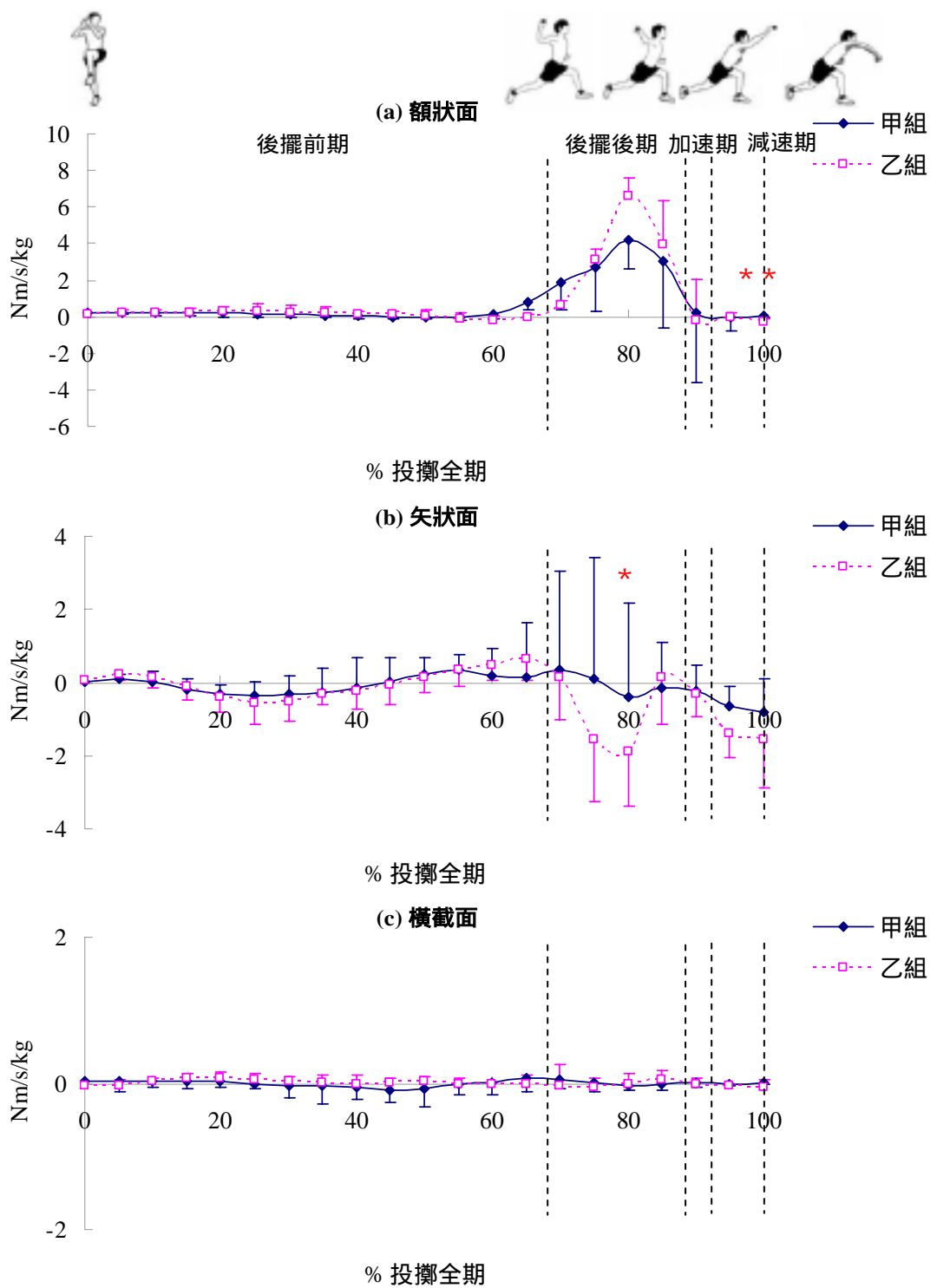


圖 4.21 支撐腳腕關節功率之曲線圖。**t*-test, $p < 0.05$ 。

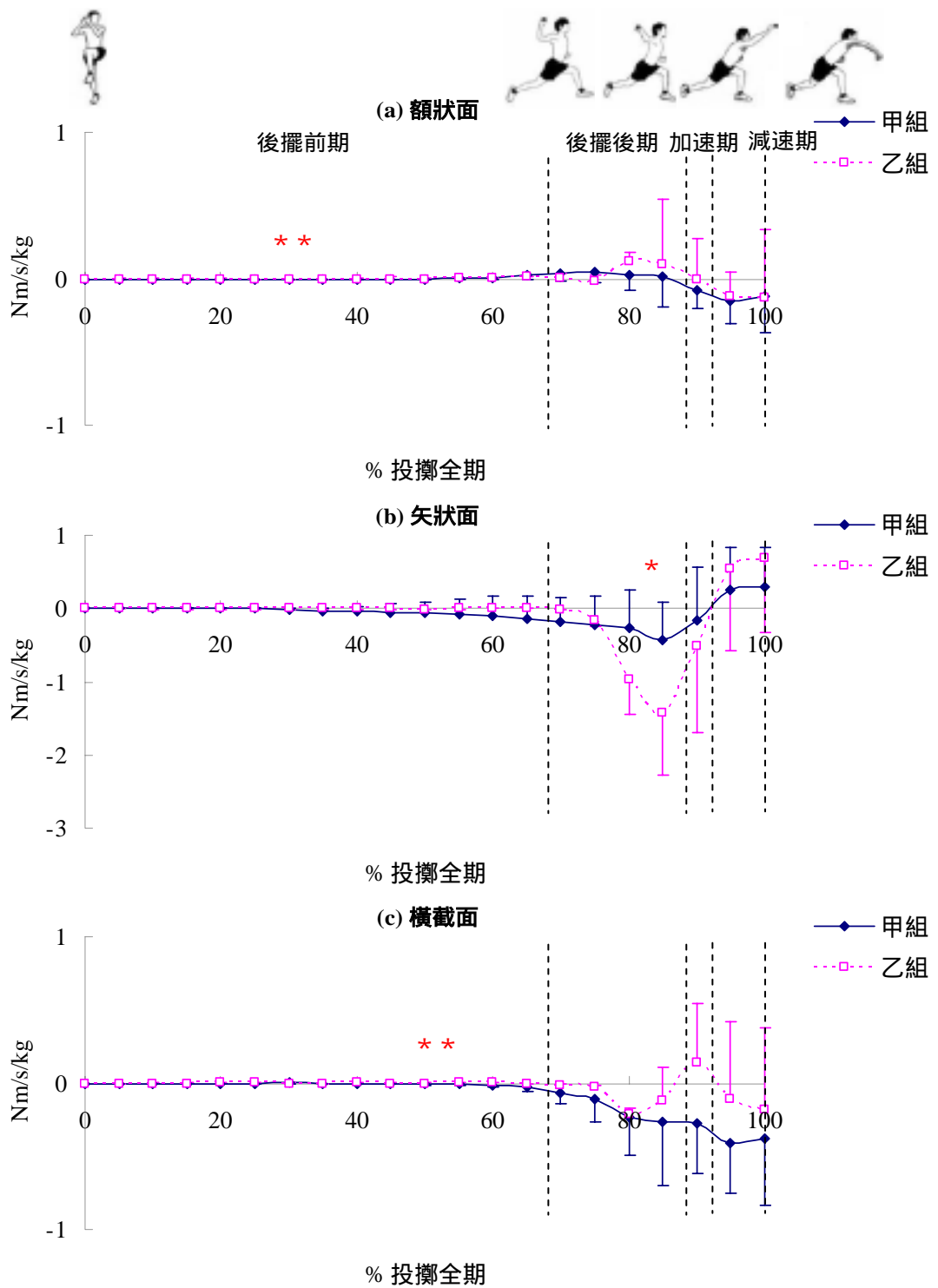


圖 4.22 前導腳踝關節功率之曲線圖。**t*-test, $p < 0.05$ 。

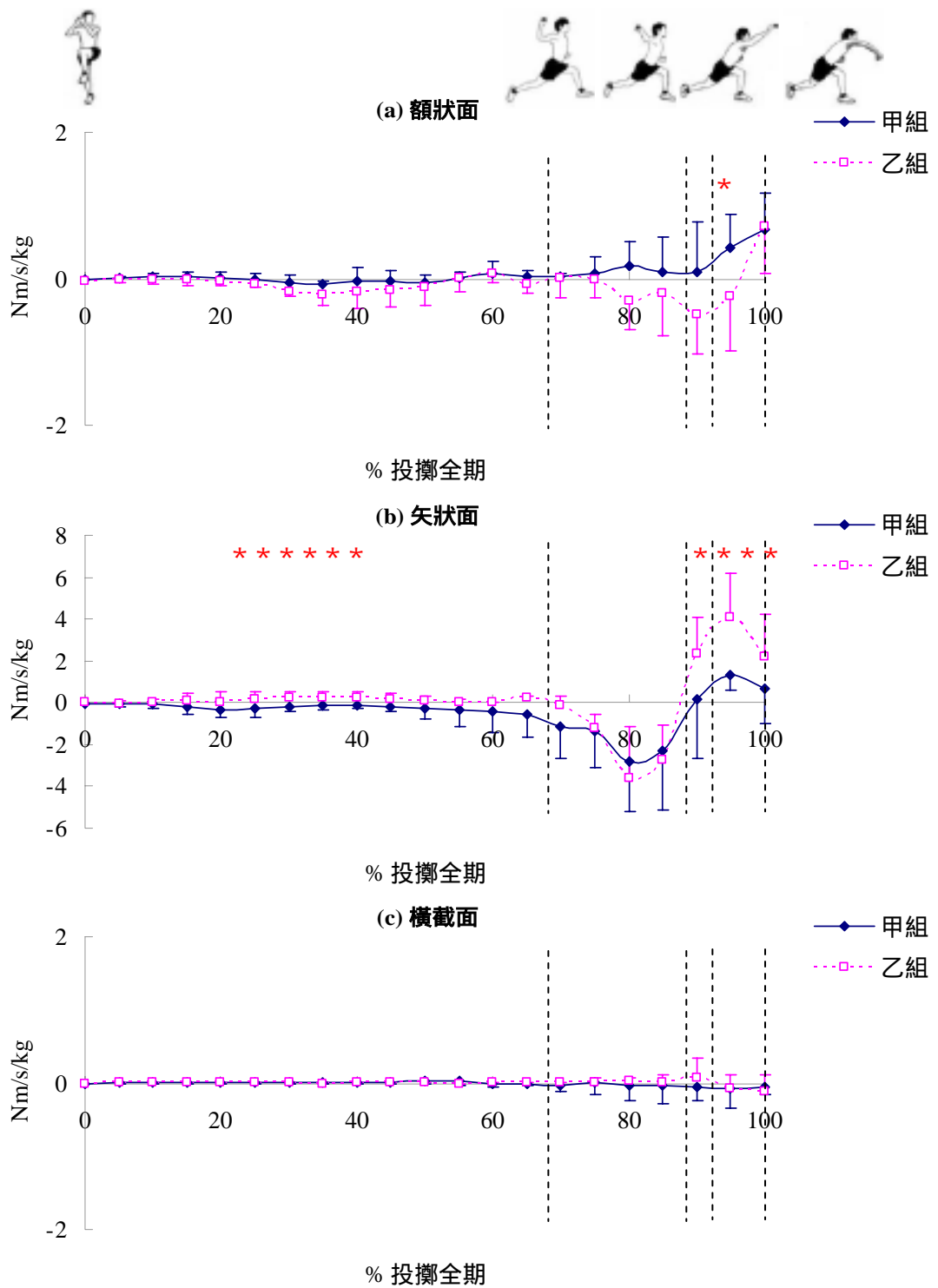


圖 4.23 前導腳膝關節功率之曲線圖。**t*-test, $p < 0.05$ 。

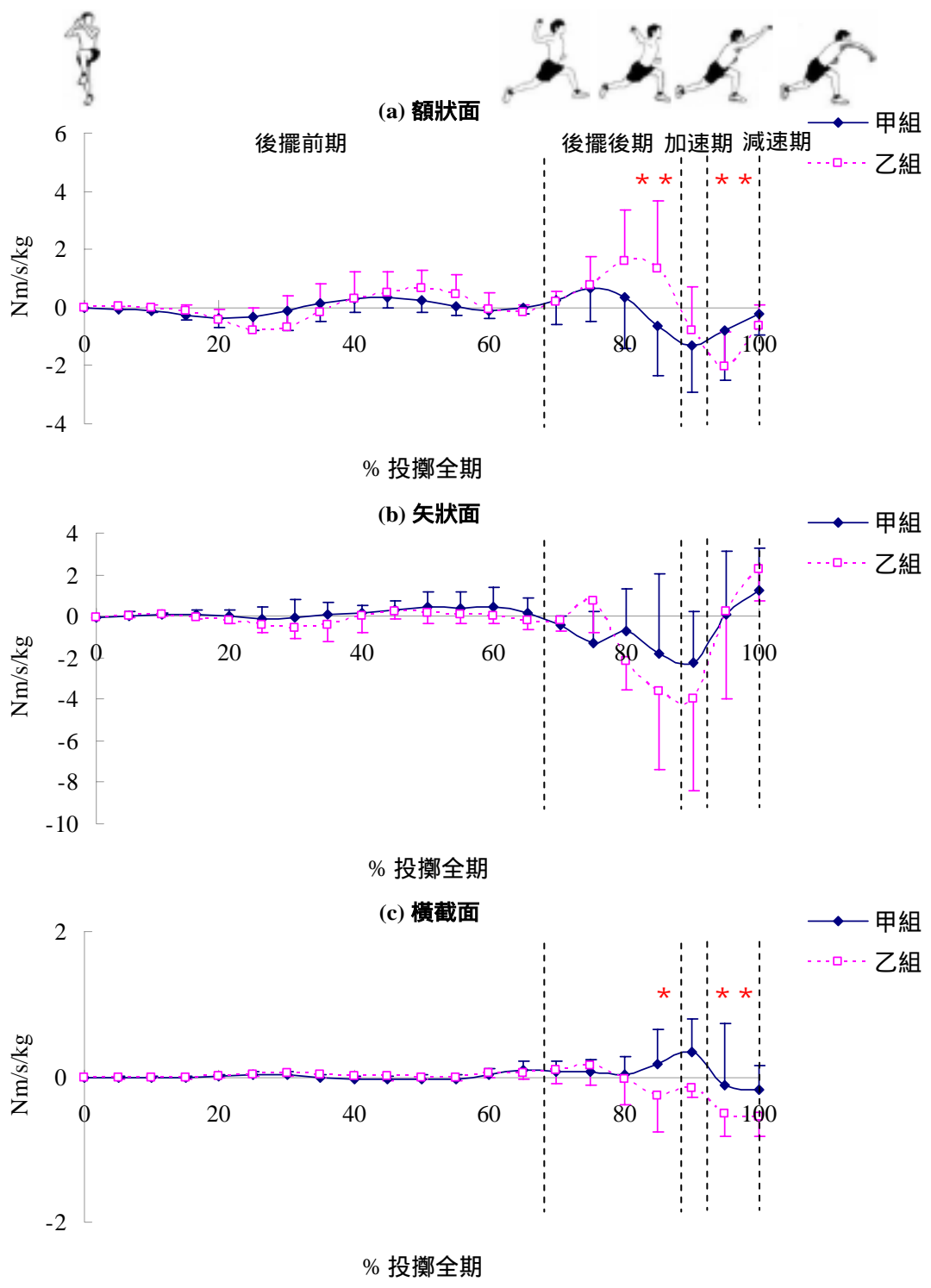


圖 4.24 前導腳腕關節功率之曲線圖。**t*-test, $p < 0.05$ 。

第七節 大專甲乙組投擲動作之肌肉收縮模式

整理支撐腳的關節力矩及關節功率與前導腳的關節力矩及關節功率，可以進而觀察大專甲乙組於投擲過程的肌肉收縮模式。在額狀面的主要作用肌群為內收與外展肌群(內翻與外翻)，在矢狀面的主要作用肌群為屈曲與伸展(蹠屈與背屈)，在橫截面的主要作用肌群為內旋與外旋，這些作用肌群分別作用而產生相關的關節動作。

一、 支撐腳關節之肌肉收縮模式

(一) 踝關節

在額狀面部分(圖 4.25)，甲組肌群在後擺前期，主要以向心收縮產生關節動作，而乙組以離心收縮控制關節動作，在後擺後期，甲組離心收縮的時間較乙組長，但是，甲乙組主要為向心收縮，在加速期及減速期，甲組肌群為向心收縮，而乙組為離心收縮。在肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的順序不同，甲組為外翻、內翻、外翻，而乙組為內翻、外翻、內翻。

在矢狀面部分(圖 4.26)，甲乙組在後擺前期主要為離心收縮，且作用肌群皆為蹠屈肌，在後擺後期，甲組離心收縮時間較乙組長，而在加速期及減速期，甲乙組肌群皆為離心收縮。在整個投擲過程，肌肉的作用順序及頻率上，甲乙組肌群作用的頻率有些許不同，甲組為蹠屈、背屈，而乙組為蹠屈、背屈、蹠屈。

在橫截面部分(圖 4.27)，甲乙組肌群在後擺前期主要皆以向心收縮產生動作，在後擺後期，甲組完全以離心收縮控

制動作，而乙組肌群的收縮順序為向心、離心、向心，在加速期及減速期，甲組為向心收縮，而乙組為離心收縮。在整個投擲過程，肌肉的作用順序及頻率上，甲乙組肌群作用的頻率有些許不同，甲組為外旋、內旋，而乙組為外旋、內旋、外旋。

(二) 膝關節

在額狀面部分(圖 4.25)，甲乙組在後擺前期主要皆為離心收縮，而甲組離心收縮的時間相對較乙組長，在後擺後期，甲乙組主要作用肌群為內收肌群，而收縮形式為向心收縮，在加速期，甲組的收縮順序為向心、離心，而乙組完全為離心收縮，主要作用肌群仍為內收肌群，在減速期，甲乙組皆為離心收縮。在整個投擲過程，肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的順序相同，皆為外展、內收、外展。

在矢狀面部份(圖 4.26)，甲乙組在後擺前期主要皆為向心收縮，而甲組向心收縮的時間相對較乙組長，在後擺後期，甲乙組主要作用肌群為伸肌，甲組的收縮順序為向心、離心，而乙組為向心，在加速期，甲組為離心收縮，乙組為向心收縮，在減速期，甲組先離心收縮再向心收縮，而乙組自後擺前期後段持續向心收縮，直至減速期結束。在整個投擲過程，肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的順序不同，甲組為屈曲、伸展、屈曲，而乙組為伸展、屈曲。

在橫截面部分(圖 4.27)，甲乙組在後擺前期主要以離心收縮方式作用，在後擺後期，甲乙組主要為離心收縮，在加速期，甲乙組皆為向心收縮，而在減速期，甲組先向心再離心，而乙組為向心收縮。在整個投擲過程，肌肉的作用順序

及頻率上，甲乙組肌群作用的頻率略有不同，甲組為外旋、內旋，而乙組為外旋、內旋、外旋。

(三) 髖關節

在額狀面部分(圖 4.25)，甲乙組在後擺前期主要皆為向心收縮，在後擺後期為向心收縮，在加速期至減速期結束，甲組的收縮順序為向心、離心、向心，而乙組為離心收縮。在整個投擲過程，肌肉的作用順序及頻率上，甲乙組肌群作用的頻率略有不同，甲組為外展、內收、外展，而乙組為外展、內收、外展、內收。

在矢狀面部分(圖 4.26)，甲乙組在後擺前期的收縮順序為向心、離心、向心，甲組在後擺後期的收縮順序為向心、離心，乙組為向心、離心、向心、離心，在加速期及減速期，甲乙組皆為離心收縮。在整個投擲過程，肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的順序相同，皆為屈曲、伸展、屈曲、伸展。

在橫截面部分(圖 4.27)，甲組在後擺前期離心收縮時間較乙組長，在後擺後期，甲組收縮順序為向心、離心、向心，乙組為離心、向心，在加速期及減速期，甲組肌肉收縮順序為向心、離心、向心，而乙組為離心收縮。在整個投擲過程，肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的順序相同，皆為外旋、內旋。

二、前導腳關節之肌肉收縮模式

(一) 踝關節

在額狀面部分(圖 4.25)，甲乙組在後擺前期先離心再向心，其中，甲乙組離心收縮的時間較向心收縮長，且甲組離

心收縮時間較乙組長。在後擺後期，甲組的收縮順序為向心、離心，乙組為向心、離心、向心，而在加速期及減速期，甲乙組皆以離心收縮控制關節動作。在整個投擲過程，肌肉的作用順序及頻率上，甲乙組肌群作用的頻率略有不同，甲組為外翻、內翻、外翻，而乙組為外翻、內翻、外翻、內翻、外翻，乙組內翻與外翻肌群變換頻率較甲組多。

在矢狀面部分(圖 4.26)，甲乙組在後擺前期到加速期結束，肌群主要以離心收縮控制關節動作，而在減速期，肌群主要以向心收縮產生關節動作，其中，甲組離心收縮持續的時間較乙組長，而乙組向心與離心收縮模式的變換頻率較甲組多。在整個投擲過程，肌肉的作用順序及頻率上，甲乙組肌群作用的頻率有些許不同，甲組僅蹠屈肌群作用，而乙組為蹠屈、背屈、蹠屈。

在橫截面部分(圖 4.27)，甲乙組在整個投擲過程中，主要是以離心收縮控制關節動作，其中，甲組在投擲過程中，僅有後擺前期中段為向心收縮，其餘部分肌群皆以離心收縮控制關節肌肉，而乙組於投擲過程中，肌群向心與離心收縮的變換頻率較多。在整個投擲過程，肌肉的作用順序及頻率上，甲乙組肌群作用的順序相同，皆為外旋、內旋、外旋。

(二) 膝關節

在額狀面部分(圖 4.25)，甲乙組在後擺前期主要以離心收縮控制關節動作，甲組在後擺前期後段至減速期結束，肌群為向心收縮，而乙組在後擺後期至減速期結束，主要皆為離心收縮，但是，在向心與離心收縮的變換頻率多。在整個投擲過程，肌肉的作用順序及頻率上，甲乙組肌群作用的順

序相同，皆為外展、內收、外展。

在矢狀面部分(圖 4.26)，甲乙組在整個投擲過程中，甲組在後擺前期及後擺後期為離心收縮控制關節動作，在加速期及減速期為向心收縮產生關節動作；而乙組在後擺前期、加速期及減速期主要為向心收縮，而在後擺後期主要為離心收縮。在投擲過程中，甲組持續離心收縮的時間較乙組長，且甲組在肌肉向心與離心收縮變換的頻率較乙組少。在整個投擲過程，肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的順序不同，甲組為伸展、屈曲、伸展，乙組為屈曲、伸展、屈曲、伸展。

在橫截面部分(圖 4.27)，甲乙組在後擺前期主要為向心收縮，而在後擺後期及加速期，甲組主要為離心收縮，乙組為向心收縮，在減速期，甲乙組皆以離心收縮控制關節動作。在投擲過程中，甲組在後擺前期向心收縮的持續時間長，在後擺後期至減速期結束，甲組離心收縮的持續時間長，且向心與離心收縮的變換頻率少，而乙組在向心與離心收縮的持續時間短，且向心與離心收縮的變換頻率多。在整個投擲過程，肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的頻率不同，甲組為外旋、內旋、外旋，乙組為外旋、內旋、外旋、內旋、外旋。

(三) 髖關節

在額狀面部份(圖 4.25)，甲組在後擺前期主要為離心收縮，乙組主要為向心收縮，在後擺後期，甲乙組主要為向心收縮，在加速期及減速期，甲乙組皆為離心收縮。在投擲過程中，甲組離心收縮持續的時間相對於乙組較長。在整個投擲過程，肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的順序相同，

皆為外展、內收、外展。

在矢狀面部份(圖 4.26)，甲組在後擺前期主要為向心收縮，乙組主要為離心收縮，自後擺前期後段至減速期前段，甲乙組主要皆以離心收縮形式控制關節動作，其中，甲組離心收縮持續的時間較長，而在減速期中段至減速期結束，甲乙組皆為向心收縮，甲乙組收縮的持續時間相同。在整個投擲過程，肌肉的作用順序上，甲乙組肌群作用的順序相同，皆為伸展、屈曲、伸展。

在橫截面部份(圖 4.27)，甲組在後擺前期及減速期主要為離心收縮，在後擺後期及加速期為向心收縮，而乙組在後擺前期主要為向心收縮，在後擺後期先向心再離心，而在加速期及減速期則為離心收縮。在收縮時間上，甲組在後擺前期離心收縮持續時間較乙組長，而甲組在後擺後期及加速期向心收縮持續的時間較乙組長。在整個投擲過程，肌肉的作用順序及頻率上，甲乙組肌群作用的頻率不同，甲組為內旋、外旋、內旋、外旋、內旋，而乙組為內旋、外旋、內旋，甲組的內旋與外旋肌群變換的頻率較乙組多。

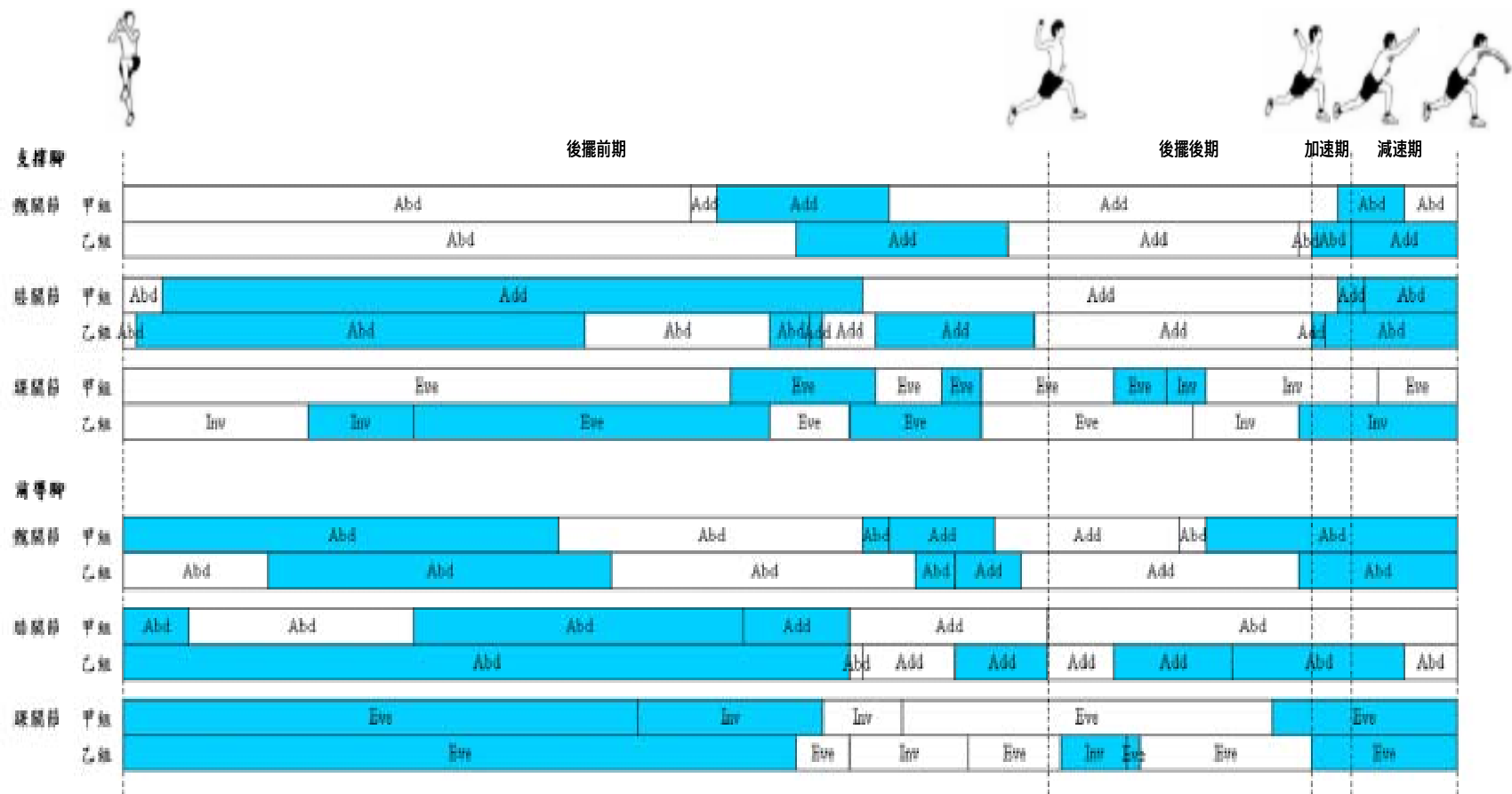


圖 4.25 額狀面下肢關節力矩及投擲全期肌肉收縮模式。Add=內收；Abd=外展；Inv=內翻；Eve=外翻。空心：向心收縮；實心：離心收縮。

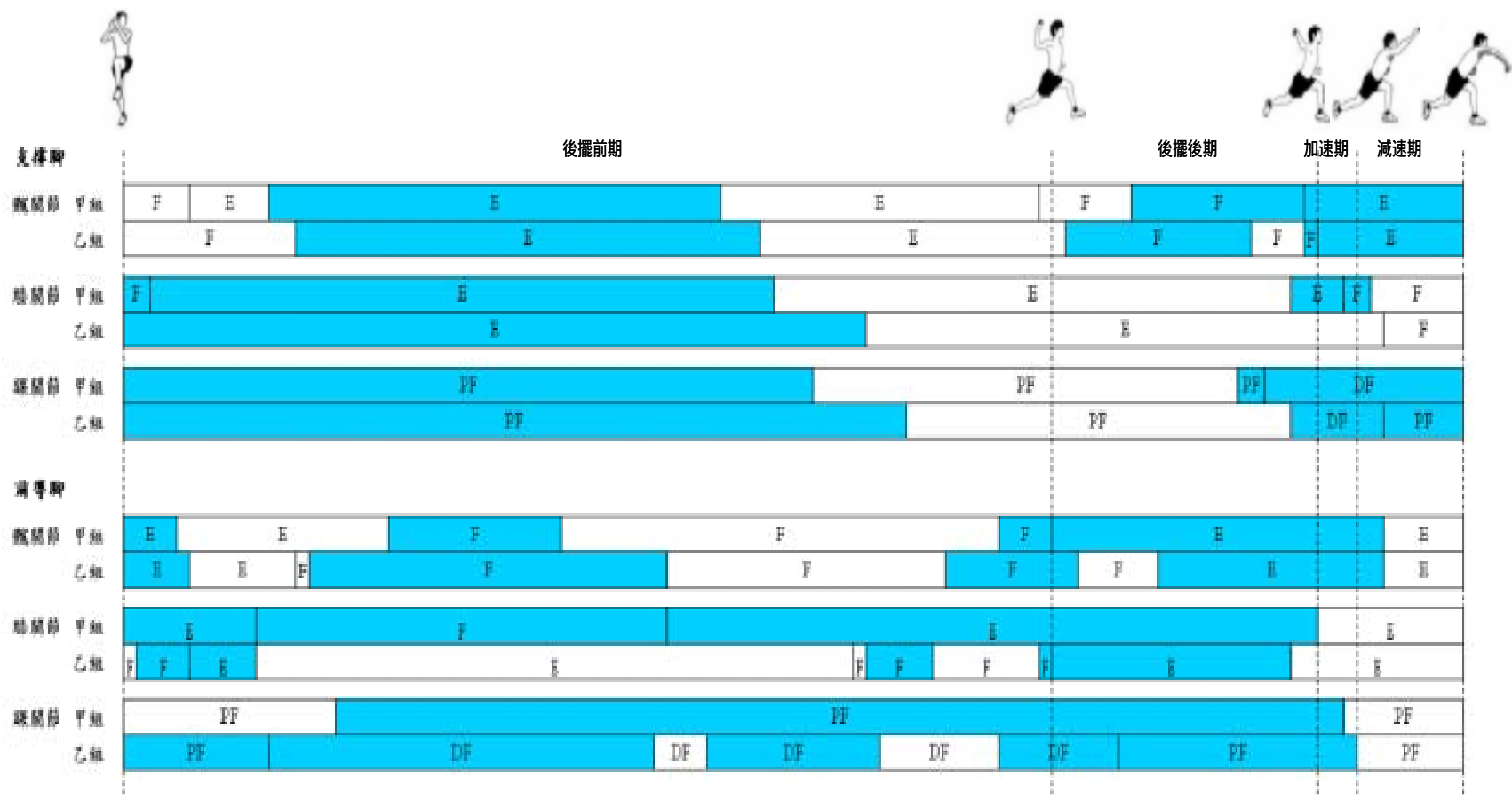


圖 4.26 矢狀面下肢關節力矩及投擲全期肌肉收縮模式。F=屈曲；E=伸展；PF=蹠屈；DF=背屈。空心：向心收縮；實心：離心收縮。

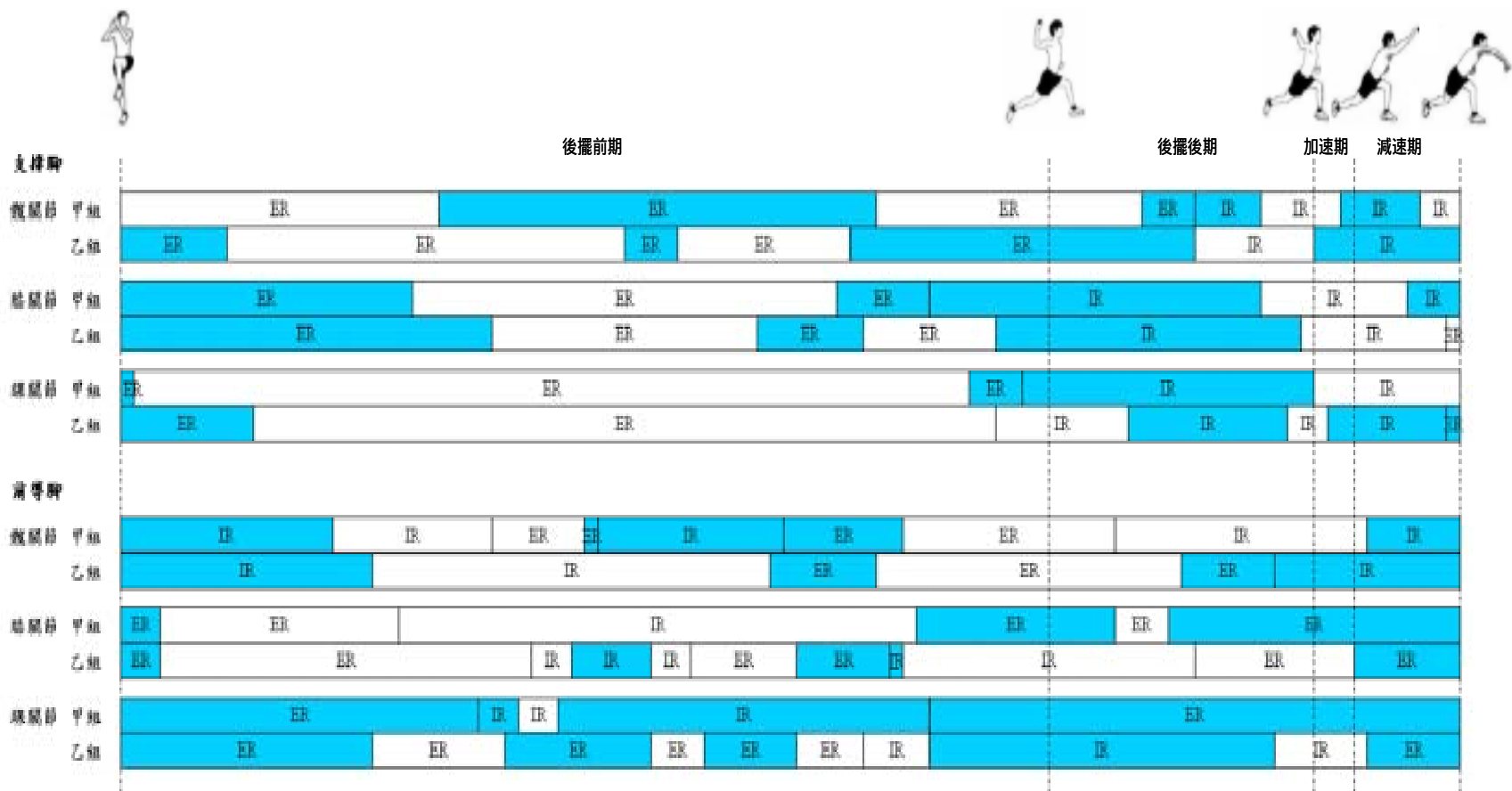


圖 4.27 橫截面下肢關節力矩及投擲全期肌肉收縮模式。IR=內旋；ER=外旋。
空心：向心收縮；實心：離心收縮。

第八節 大專甲乙組投擲動作之關節力量最大值

一、 支撐腳關節力量之最大值

整理各投擲分期及投擲全期，關節力量最大值有顯著差異的部分，並呈現於表 4.3，總表詳見於附錄三~五。在各投擲分期的部分，在準備期，甲組踝關節承受的壓力、膝關節承受的前向剪力與髖關節承受的後向剪力顯著小於乙組。在後擺前期，甲組膝關節承受的前向剪力與髖關節承受的後向剪力明顯小於乙組。在後擺後期，甲組膝關節承受的內向剪力明顯小於乙組。在投擲全期的部分，甲組膝關節承受的前向剪力及內向剪力與髖關節承受的後向剪力明顯小於乙組。

在各投擲分期甲乙組支撐腳最大關節力量的部份，本研究結果可知甲乙組關節力量最大值的差異發生於準備期、後擺前期及後擺後期，甲乙組於準備期踝關節的壓力、膝關節的前向剪力及髖關節的後向剪力，乙組分別為甲組的 1.10 倍、1.65 倍及 7.10 倍；於後擺前期膝關節承受的前向剪力及髖關節承受的後向剪力，乙組分別為甲組的 1.55 倍及 1.67 倍；於後擺後期膝關節承受的內向剪力，乙組為甲組的 1.41 倍(表 4.3)，甲乙組之間的差異，最小乙組為甲組的 1.10 倍，最大乙組可到甲組的 7.10 倍。

二、 投擲時支撐腳之最大關節力量發生時期

整理投擲過程中，關節力量曲線圖與最大值的部分，可以觀察投擲過程支撐腳關節力量最大值發生的時期，並呈現於表 4.4。在投擲過程中，甲乙組踝關節主要承受前向剪力、外向剪力及壓力，而踝關節最大外向剪力發生於準備期；最

大壓力發生於後擺前期；最大前向剪力發生於後擺後期。甲乙組的膝關節主要承受前向剪力、內向剪力及壓力，而膝關節最大前向剪力及壓力發生於後擺前期；最大內向剪力發生於後擺後期。甲乙組的髕關節主要承受後向剪力、內向剪力及壓力，而髕關節最大後向剪力、壓力及甲組最大內向剪力發生於後擺前期；乙組最大內向剪力發生於後擺後期。

三、前導腳關節力量之最大值

整理各投擲分期及投擲全期，關節力量最大值有顯著差異的部分，並呈現於表 4.5，總表詳見於附錄六~八。在各投擲分期的部分，在後擺後期，甲組踝關節承受的前向剪力及內向剪力、膝關節承受的前向剪力與髕關節承受的張力皆小於乙組。在加速期及減速期，甲組踝關節與膝關節所承受的前向剪力皆小於乙組。在投擲全期的部分，甲組踝關節與膝關節承受的前向剪力及髕關節承受的張力皆小於乙組。

在各投擲分期甲乙組前導腳最大關節力量的部份，甲乙組於後擺後期踝關節承受的前向剪力、內向剪力、膝關節承受的前向剪力及髕關節承受的張力，乙組分別為甲組的 1.33 倍、3.47 倍、1.46 倍及 1.45 倍；於加速期踝關節及膝關節承受的前向剪力，乙組分別為甲組的 1.38 倍及 1.57 倍；於減速期踝關節及膝關節承受的前向剪力，乙組分別為甲組的 1.47 倍及 1.52 倍(表 4.5)。甲乙組關節力量最大值的差異發生於後擺後期、加速期及減速期，其中差異最大乙組可到甲組的 3.47 倍，差異最小乙組為甲組的 1.33 倍。

四、投擲時前導腳之最大關節力量發生時期

整理大專甲乙組投手在投擲過程中，前導腳關節力量曲線圖與最大值的部分，可以觀察投擲過程前導腳關節力量最大值發生的時期，並呈現於表 4.6。在投擲過程中，甲乙組踝關節主要承受前向剪力、內向剪力及壓力，而踝關節最大前向剪力及內向剪力發生於後擺後期；最大壓力發生於加速期。膝關節主要承受前向剪力、外向剪力及壓力，而膝關節最大前向剪力發生於後擺後期；最大壓力發生於加速期；最大外向剪力發生於減速期。髌關節主要承受後向剪力、內向剪力及壓力，而髌關節最大內向剪力發生於後擺後期；最大後向剪力及壓力發生於加速期。

表 4.3 支撐腳關節力量 (N/kg) 於各分期之最大值

力量	甲組	乙組	p 值
準備期			
踝關節			
壓力	10.23±0.45	11.23±0.89	0.04*
膝關節			
前向剪力	1.47±0.65	2.43±0.60	0.01*
髖關節			
後向剪力	0.10±0.51	0.71±0.43	0.03*
後擺前期			
膝關節			
前向剪力	4.23±1.98	6.54±2.05	0.05*
髖關節			
後向剪力	2.45±1.18	4.08±1.43	0.03*
後擺後期			
膝關節			
內向剪力	1.72±0.44	2.29±0.31	0.02*
全期			
膝關節			
前向剪力	4.25±1.96	6.54±2.05	0.05*
內向剪力	1.72±0.44	2.42±0.29	0.00*
髖關節			
後向剪力	2.62±0.96	4.08±1.43	0.03*

*t-test, $p < 0.05$ 。

表 4.4 投擲時支撐腳之最大關節力量發生時期

投擲分期	踝關節力量	膝關節力量	髖關節力量
準備期	外向剪力	-	-
後擺前期	壓力	前向剪力 壓力	後向剪力 內向剪力(甲) 壓力
後擺後期	前向剪力	內向剪力	內向剪力(乙)
加速期	-	-	-
減速期	-	-	-

表 4.5 前導腳關節力量(N/kg)於各分期之最大值

力量	甲組	乙組	p 值
後擺後期			
<i>踝關節</i>			
前向剪力	5.33±1.23	7.07±1.42	0.03*
內向剪力	1.29±0.97	4.48±2.23	0.00*
<i>膝關節</i>			
前向剪力	5.72±1.85	8.34±1.40	0.01*
<i>髖關節</i>			
張力	0.78±0.10	1.13±0.28	0.00*
加速期			
<i>踝關節</i>			
前向剪力	4.90±1.32	6.77±1.52	0.02*
<i>膝關節</i>			
前向剪力	5.19±1.57	8.16±1.53	0.00*
減速期			
<i>踝關節</i>			
前向剪力	4.11±1.12	6.05±1.65	0.02*
<i>膝關節</i>			
前向剪力	4.84±1.71	7.38±1.90	0.02*
全期			
<i>踝關節</i>			
前向剪力	5.33±1.23	7.08±1.44	0.03*
<i>膝關節</i>			
前向剪力	5.76±1.83	8.37±1.43	0.01*
<i>髖關節</i>			
張力	0.78±0.10	1.13±0.28	0.00*

*t-test, $p < 0.05$ 。

表 4.6 投擲時前導腳之最大關節力量發生時期

投擲分期	踝關節力量	膝關節力量	髖關節力量
準備期	-	-	-
後擺前期	-	-	-
後擺後期	前向剪力 內向剪力	前向剪力	內向剪力
加速期	壓力	壓力	後向剪力 壓力
減速期	-	外向剪力	-

第九節 大專甲乙組投擲動作之關節力矩最大值

一、支撐腳關節力矩之最大值

整理大專甲乙組投手在各投擲分期及投擲全期，支撐腳關節力矩最大值有顯著差異的部分，並呈現於表 4.7，總表詳見於附錄三~五。在各投擲分期的部分，在準備期，甲組踝關節承受的內翻力矩與膝關節承受的伸展力矩小於乙組。在投擲全期的部分，甲組膝關節所承受的伸展力矩明顯小於乙組。甲乙組的髖關節所承受的關節力矩最大值，在各投擲分期及投擲全期，皆無顯著差異存在。

在各投擲分期甲乙組支撐腳最大關節力矩的部份，本研究結果可知甲乙組關節力矩的差異主要發生於準備期，甲乙組於準備期踝關節的內翻力矩及膝關節的伸展力矩，乙組分別為甲組的 4 倍及 4.57 倍。在投擲全期膝關節的伸展力矩，乙組為甲組的 1.73 倍(表 4.7)，甲乙組的差異，最小乙組為甲組的 1.73 倍，最大乙組為甲組的 4.57 倍。

表 4.7 支撐腳關節力矩 (N-m/kg) 於各分期之最大值

力矩	甲組	乙組	p 值
準備期			
踝關節			
內翻力矩	0.03±0.05	0.12±0.09	0.02*
膝關節			
伸展力矩	0.07±0.21	0.32±0.20	0.04*
全期			
膝關節			
伸展力矩	0.73±0.43	1.26±0.50	0.05*

*t-test, $p < 0.05$ 。

二、投擲時支撐腳關節之最大力矩的時期

整理大專甲乙組投手在投擲過程中，支撐腳關節力矩曲線圖與最大值的部分，可以觀察投擲過程支撐腳關節力矩最大值發生的時期，並呈現於表 4.8。在投擲過程中，甲乙組踝關節主要承受外翻、蹠屈及外旋力矩，而最大踝關節外翻力矩、蹠屈力矩及外旋力矩發生於後擺前期。膝關節主要承受內收、伸展，在內旋/外旋力矩的部份，甲組主要承受外旋力矩，乙組主要承受內旋力矩，而最大膝關節伸展力矩及甲組外旋力矩發生於後擺前期；最大內收力矩及乙組內旋力矩發生於後擺後期。髖關節主要承受內收及外旋力矩，而在屈曲/伸展力矩的部份，甲組主要承受屈曲力矩，乙組主要承受伸展力矩，而最大髖關節外旋力矩及乙組屈曲力矩發生於後擺前期；最大內收力矩及甲組伸展力矩發生於後擺後期。

表 4.8 投擲時支撐腳關節之最大力矩的時期

投擲分期	踝關節力矩	膝關節力矩	髖關節力矩
準備期	-	-	-
後擺前期	外翻 蹠屈 外旋	伸展 外旋(甲)	伸展(乙) 外旋
後擺後期	-	內收 內旋(乙)	內收 屈曲(甲)
加速期	-	-	-
減速期	-	-	-

三、 前導腳關節力矩之最大值

整理大專甲乙組投手在各投擲分期及投擲全期，前導腳關節力矩最大值有顯著差異的部分，並呈現於表 4.9，總表詳見於附錄六~八。在各投擲分期的部分，在後擺前期，甲組踝關節承受的蹠屈力矩與膝關節承受的伸展力矩皆小於乙組。在加速期，甲組踝關節承受的蹠屈力矩小於乙組。在減速期，甲組膝關節承受的伸展力矩皆小於乙組。在投擲全期的部分，甲組膝關節承受的伸展力矩皆小於乙組。

在各投擲分期甲乙組前導腳最大關節力矩的部份，甲乙組於後擺後期踝關節承受的蹠屈力矩、膝關節承受的伸展力矩，乙組分別為甲組的 1.68 倍及 1.29 倍；於加速期踝關節承受的蹠屈力矩，乙組為甲組的 1.54 倍；於減速期膝關節承受的伸展力矩，乙組為甲組的 1.53 倍(表 4.9)。甲乙組的差異，最大乙組為甲組的 1.68 倍，最小乙組為甲組的 1.29 倍。

四、 投擲時前導腳之最大關節力矩發生時期

整理投擲過程中，關節力矩曲線圖與最大值的部份，觀察投擲過程前導腳關節力矩最大值發生的時期，並呈現於表 4.10。在投擲過程中，甲乙組踝關節主要承受外翻及蹠屈力矩，在內旋/外旋力矩的部份，甲組承受外旋力矩，乙組承受內旋力矩，而乙組踝關節最大外翻力矩及內旋力矩發生於後擺後期；最大蹠屈力矩、甲組外翻力矩及外旋力矩發生於減速期。膝關節主要承受外展、伸展及外旋力矩，而膝關節最大伸展力矩發生於後擺後期；最大外展力矩及外旋力矩發生於減速期。髌關節主要承受外展、屈曲及外旋力矩，而髌關節最大外展力矩、屈曲力矩及外旋力矩發生於減速期。

表 4.9 前導腳關節力矩 (N-m/kg) 於各分期之最大值

力矩	甲組	乙組	p 值
後擺後期			
踝關節			
蹠屈力矩	0.68±0.31	1.14±0.43	0.03*
膝關節			
伸展力矩	1.61±0.53	2.08±0.23	0.04*
加速期			
踝關節			
蹠屈力矩	0.76±0.29	1.17±0.44	0.04*
減速期			
膝關節			
伸展力矩	1.09±0.51	1.67±0.45	0.04*
全期			
膝關節			
伸展力矩	1.61±0.53	2.08±0.24	0.04*

*t-test, $p < 0.05$ 。

表 4.10 投擲時前導腳之最大關節力矩發生時期

投擲分期	踝關節力矩	膝關節力矩	髖關節力矩
準備期	-	-	-
後擺前期	-	-	-
後擺後期	外翻 (乙) 內旋 (乙)	伸展	-
加速期	-	-	-
減速期	外翻 (甲) 蹠屈 外旋 (甲)	外展 外旋	外展 伸展 外旋

第五章 討論

第一節 受試者基本資料之探討

在本研究受試者基本資料的比較中，發現在身高及體重上，甲組投手的身高及體重明顯大於乙組投手。在球速上，甲組投手投擲的球速有大於乙組投手的趨勢。在身高的部份，Matsuo 等 (2001)以球速將職業投手與大學投手分成高球速組及低球速組，並進行受試者基本資料的比較，結果發現高球速組的身高明顯大於低球速組，且高球速組的球速明顯大於低球速組，顯示較高的身高可能與較快的球速有關，高球速組與低球速組的身高平均值分別為 1.88 ± 0.06 和 1.83 ± 0.06 公尺 (表 5.1)。另外，在體重的部分，Werner 等 (2008)探討大學投手投擲動作的運動學、動力學及時間參數與球速之間的相關性，發現體重與球速呈正相關，體重較重的投手在投擲過程中可以產生較大的力量，使球速較快。雖然在本研究中並未發現甲乙組投手投擲的球速之間有顯著差異，但是甲組投手的球速有大於乙組投手的趨勢，這與先前文獻的結果相符合。另外，在年齡上，由於乙組受試者當中，有一位年齡略較其他受試者年長(25歲)，因而導致乙組的年齡大於甲組 (甲組 19.78 ± 1.72 歲；乙組 22.33 ± 2.34 歲)。就平均年齡而言，Fleisig 等 (1999)將 17~22 歲的投手歸於相同的競技層級，並與其他競技層級相互比較，顯示本研究的年齡範圍仍在同一競技層級當中，得以比較各項參數差異。

在球速上，Grown 等 (1987) 職業投手與業餘投手的球速分別約為 110.23 km/hr 和 90.92 km/hr, 而 Matsuo 等 (2001)

高球速組與低球速組的球速個別約為 138.24 ± 2.16 km/hr 和 119.52 ± 3.24 km/hr；基於本研究之實驗限制造成放球點與好球帶間的距離(5 公尺)較正式比賽場地規定之距離(18.44 公尺)短，此可能是本研究甲乙組球速較其他文獻低之原因(甲乙組球速分別為 90.08 ± 19.03 km/hr 和 81.25 ± 5.36 km/hr)，但本研究的數值與 Grown 等 (1987)的研究數值相近，顯示本研究中的球速仍在可接受的範圍(表 5.2)。

表 5.1 身高之文獻對照表

作者(年代)	Mastuo 等(2001)		本研究(2009)	
	高球速組	低球速組	甲組	乙組
身高 (m)	1.88 ± 0.06	1.83 ± 0.06	1.81 ± 0.04	1.74 ± 0.06

表 5.2 球速之文獻對照表

作者 (年代)	Grown 等(1987)		Mastuo 等(2001)		本研究(2009)	
	職業投手	業餘投手	高球速組	低球速組	甲組	乙組
球速 (km/hr)	110.23	90.92	138.24 ± 2.16	119.52 ± 3.24	90.08 ± 19.03	81.25 ± 5.36

第二節 大專甲乙組投擲動作分期之探討

甲乙組於支撐腳及前導腳的實驗情境下，從前導腳著地到球離手瞬間所需花費的時間，甲組個別為 0.11 ± 0.08 秒及 0.11 ± 0.08 秒；乙組個別為 0.09 ± 0.08 秒及 0.10 ± 0.08 秒。在投擲直球時，從前導腳著地到球離手瞬間所需花費的時間，Pappas 等(1985)指出 15 位大聯盟投手於該時期的平均耗時約 0.11 秒，Stodden 等(2005)觀察 7 位職業投手、9 位大學投手及 3 位高中投手於該時期的平均耗時為 0.15 秒，而 Werner 等(2007)觀察 48 位大學投手於該時期的平均耗時約 0.16 秒，本研究的數值介於三者之間，顯示本研究數值於可接受的範圍(表 5.3)。

表 5.3 前導腳著地到球離手時間之文獻對照表

作者 (年代)	Pappas 等 (1985)	Stodden 等 (2005)	Werner 等 (2007)	本研究(2009)	
				甲組	乙組
(秒)	0.11	0.15	0.16	0.11 ± 0.08	0.10 ± 0.08

第三節 大專甲乙組投球時下肢動力學之探討

本節主要針對投擲過程中下肢的關節力量、關節力矩及肌肉收縮模式三個部份進行討論。

一、 關節力量

(一) 關節角度及肌肉收縮方式

關節力量大小可能受到關節角度以及肌肉的收縮方式等因素的影響(Nordin & Frankel, 2001)。另外，肌肉力量也會影響關節受力 (Teitge, 2008)，當肌肉力量增加，會增加關節力量，進而增加投擲過程當中的關節負荷。然而，在肌肉力量的部分，從本研究實驗資料中並無法取得，但是，在本研究中仍然可以關節角度及肌肉收縮方式兩方面，解釋投擲過程中，影響投手下肢關節力量的可能因素。

在支撐腳關節力量的部份，在準備期，支撐腳膝關節微彎，以降低及穩定身體重心，此時前導腳往身體軸心方向抬起 (Pappas et al., 1985)。在本研究支撐腳踝關節在準備期承受最大外向剪力(表 4.5)，應是由於前導腳往身體軸心方向抬起，造成身體重心往支撐腳方向偏移，進而導致支撐腳的踝關節承受外向剪力。在後擺前期，支撐腳幾乎承受投手全身的重量 (MacWilliams et al., 1998)，在本研究支撐腳踝、膝及髕關節皆承受壓力，且壓力逐漸增加至最大值(圖 4.7~圖 4.9 及表 4.5)，顯示本研究的結果與 MacWilliams 等學者的研究相呼應。支撐腳關節在後擺前期(0~69%投擲全期)，除了承受壓力之外，踝關節與膝關節尚承受前向剪力(圖 4.7~圖 4.8 及表 4.5)，而從關節角度及肌肉的收縮方式兩方面觀察，

髌關節與膝關節的伸肌在這時候皆以離心收縮控制髌與膝關節的屈曲，踝蹠屈肌以離心收縮控制關節背曲(圖 4.1~圖 4.3, 圖 4.13~圖 4.15, 圖 4.19~圖 4.21)，而支撐腳的肌肉與關節動作同時作用，使身體重心穩定地向前移動，導致支撐腳踝與膝關節承受前向剪力，而踝關節承受的前向剪力並在後擺後期(69~89%投擲全期)達到最大值(表 4.5)。在加速期(90~92%投擲全期)及減速期(93~100%投擲全期)，由於身體重心以幾乎完全移至前導腳(MacWilliams et al., 1998)，因此，在這兩個時期沒有關節力量最大值存在。

在前導腳關節力量的部份，前導腳在準備期及後擺前期處於不承重期，所以前導腳在此時的關節力量最小。甲乙組在前導腳著地前，膝關節開始微彎(圖 4.5)，這可能是為了減緩著地所承受的衝擊。Devita 與 Skelly (1992)指出以屈膝方式著地可以吸收的能量較直膝方式著地多，而且對關節造成的負荷也較小。在後擺後期中段至減速期結束(84~100%投擲全期)，甲組前導腳踝與膝關節承受的前向剪力明顯小於乙組(圖 4.10~圖 4.11)。從關節角度及肌肉收縮方式而言，此時，甲乙組前導腳的踝蹠屈肌皆以離心收縮控制踝背屈，但踝關節角度上，兩者並沒有顯著差異(圖 4.4)(圖 4.4, 圖 4.167, 圖 4.22)，在膝關節的部分，甲乙組膝伸肌在後擺後期及加速期以離心收縮控制膝屈曲，在減速期為向心收縮使膝關節逐漸伸展，且甲組在後擺後期至加速期(79~92%投擲全期)的膝關節角度皆明顯小於乙組(圖 4.5)(圖 4.5, 圖 4.17, 圖 4.23)，而髌屈肌為向心收縮(圖 4.6, 圖 4.18, 圖 4.24)，此時，前導腳踝、膝與髌關節的動作使投手的身體在這時期逐漸前傾。支撐腳的推進作用(Elliott et al., 1988; MacWilliams et al.,

1998)與前導腳的關節動作，造成投手的身體重心前移，使前導腳踝與膝關節承受著前向剪力。然而，從關節角度上而言，可能是前導腳膝關節的屈曲角度直接影響甲組膝關節前向剪力小於乙組。

本研究中，甲乙組投手支撐腳與前導腳關節承受壓力的趨勢相同。前導腳著地之後，支撐腳踝、膝及髖關節所承受的壓力下降(圖 4.7~圖 4.9)，而前導腳踝、膝及髖關節所承受的壓力上升(圖 4.10~圖 4.12)，這與 MacWilliams 等 (1998) 指出支撐腳主要作用在於推進身體重心向前移至前導腳的研究結果一致。但是，在前導腳著地後，甲組支撐腳踝、膝及髖關節所承受的壓力皆明顯小於乙組(圖 4.7~圖 4.9)，同時，甲組前導腳的踝、膝及髖關節所承受的壓力皆明顯大於乙組(圖 4.10~圖 4.12)，這結果顯示乙組支撐腳的推進作用可能較甲組小，使乙組身體重心偏移較少，導致前導腳著地之後，乙組支撐腳的關節壓力較甲組大，而前導腳的關節壓力較甲組小。

(二) 下肢關節主要承受負荷時期

在投擲過程中，支撐腳承重時期主要在於準備期、後擺前期、後擺後期及加速期，而在減速期時，部分投手在棒球擲出之後，支撐腳會離地，因此，支撐腳在減速期的動作因人而異。從投擲過程中，支撐腳最大關節力量集中發生在後擺前期(表 4.4)，所以支撐腳關節於後擺前期承受較多的負荷，而加速期關節無最大關節力量發生。在前導腳主要承重時期為後擺後期、加速期及減速期，從投擲過程中，前導腳最大關節力量集中發生在後擺後期及加速期，而減速期僅膝

關節外向剪力達最大值(表 4.6)。從上述可知，支撐腳及前導腳主要承受負荷的時期並不相同，支撐腳主要承受負荷的時期較前導腳早，這可能與支撐腳及前導腳在投擲時扮演的角色有關。本研究在前導腳著地之後，支撐腳踝、膝及髕關節所承受的壓力下降，而前導腳踝、膝及髕關節所承受的壓力上升，這與 MacWilliams 等 (1998)指出在前導腳著地之後，支撐腳會推進身體重心至前導腳的研究結果一致。關於投擲過程中下肢扮演的角色，指出投手的支撐腳在前導腳著地前，主要為支撐及穩定身體重心，在前導腳著地後，扮演的角色則轉為推進身體重心至前導腳，而前導腳在後擺後期開始，藉由地面給予身體向後向上的反作用力，穩定投擲過程身體重心的移動 (Elliott, Grove, & Gibson, 1988; MacWilliamset al., 1998)。這也應證了大專投手在投擲過程中，由於支撐腳及前導腳在投擲過程扮演的角色不同，導致下肢在不同的投擲分期所承受的負荷也有不同。

(三) 投擲動作與走路之比較

本研究在投擲全期支撐腳及前導腳關節力量最大值的合力，甲組踝關節個別為 1.27 倍體重及 1.47 倍體重，而乙組為 1.34 倍體重及 1.58 倍體重；甲組膝關節個別為 1.20 倍體重及 1.40 倍體重，而乙組為 1.33 倍體重及 1.50 倍體重；甲組髕關節個別為 1.09 倍體重及 1.27 倍體重，而乙組為 1.17 倍體重及 1.35 倍體重。將投擲動作與一般走路時下肢關節承受的負荷相比，在走路時，站立期髕關節所受到的合力約為 4~7 倍體重，膝關節約承受 2 倍體重，踝關節約承受 3.5 倍體重，而擺盪期髕關節與膝關節皆約承受 1 倍體重的合力

(Hardt, 1978; Morrison, 1970; Nordin & Frankel, 2001)。投擲動作的支撐腳及前導腳的踝、膝及髕關節合力皆小於走路站立期的關節合力，但大於擺盪期關節所承受的合力。

從上述可知，將投擲動作與走路時關節力量的最大值依大小順序排列後，個別為走路的站立期、投擲動作、走路的擺盪期。值得注意的是，在膝關節的部分，乙組投手膝關節承受負荷僅略小於走路站立期的膝關節合力。在各投擲分期關節力量最大值有顯著差異的部分，乙組所承受的關節力量皆大於甲組，顯示乙組於投擲過程中關節承受的負荷較大。

(四) 運動傷害之探討

本研究將大專甲乙組在支撐腳與前導腳有顯著差異的前後向關節力量由大而小依序排列，個別為乙組前導腳膝關節、踝關節、支撐腳膝關節、甲組前導腳膝關節、踝關節、支撐腳膝關節、髕關節，其中乙組前導腳膝關節所承受的前向剪力比其他關節的前後向剪力大，且僅次於所有關節承受的壓力。在臨床上，Andrews 等 (1998) 曾指出投手在棒球比賽中，髕關節發生肌肉拉傷的機率較大，膝關節容易因為反覆性的關節負荷而造成髕骨股骨疼痛症候群 (patellofemoral pain syndrome)，進而引發膝關節疼痛，而踝關節的傷害好發於打擊者及跑者身上，投手踝關節的傷害較少發生。Nordin 與 Frankel (2001) 指出關節角度會影響關節力量的大小，本研究乙組膝關節前向剪力最大值發生在後擺後期，此時前導腳膝關節屈曲 (乙組角度為 78.13 ± 4.90 度)，乙組膝關節在後擺後期可能由於關節的屈曲動作，而承受較大的前向剪力。另外，Devereaux 與 Lachmann (1984) 指出

當膝關節在屈曲時用力，容易對髕骨股骨關節造成傷害，而且髕骨股骨關節的傷害好發於運動員身上，佔膝關節傷害比例的 25%，而在 16~25 歲的青少年當中，就有 70% 曾經受過髕骨股骨關節的傷害。

當髕骨股骨關節由於股四頭肌 (quadriceps) 太緊 (tight) 或者股四頭肌及腿後肌 (hamstrings) 的肌力 (strength) 下降，會造成膝關節的髕骨股骨關節承受的負荷增加，進而增加罹患髕骨股骨疼痛症候群的風險 (Witvrouw, Lysens, Bellemans, Cambier, & Vanderstraeten, 2000)。另外，膝關節也可能會因為骨頭結構的不完整、關節軟骨受損、韌帶鬆弛或肌腱斷裂等原因而產生疼痛 (Teitge, 2008)。投手在一場比賽當中，所需投擲的總投球數占整支球隊的 51% (Barrett & Burton, 2002)，這使得投手極有可能由於過度使用而引發運動傷害。當關節反覆地受到一定的負荷，一旦到達疲勞限度，就有可能引發傷害。Teitge (2008) 指出，當關節軟骨受損，嚴重者將會造成髕骨軟化症 (chondromalacia patellae) 或者膝關節炎 (arthrosis)，而當韌帶鬆弛，則會造成關節結構不穩，關節受力改變，這都可能引發膝關節的疼痛。在本研究當中，乙組投手不論是支撐腳或是前導腳所承受的前向剪力皆明顯大於甲組投手，這顯示在相等的投擲次數下，乙組投手在投擲過程中，髕骨股骨關節將反覆不斷地承受的前向剪力負荷，這可能使得乙組投手的膝關節較甲組投手容易到達疲勞限度，並造成乙組投手罹患髕骨股骨疼痛症候群、髕骨軟化症或者膝關節炎等引起膝關節疼痛的傷害風險相對較甲組投手高。

二、關節力矩

(一) 下肢肌肉主要作用時期

從投擲過程中，支撐腳關節力矩最大值發生的時期(表 4.8)可以發現，最大關節力矩集中發生於後擺前期，而加速期及減速期均無最大關節力矩發生，表示投擲過程支撐腳肌肉主要作用於後擺前期。從投擲過程中，前導腳關節力矩最大值發生的時期(表 4.10)可以發現，最大關節力矩集中發生在減速期，而加速期關節同樣無最大關節力矩發生，表示投擲過程前導腳肌肉主要作用於減速期。從上述可觀察出支撐腳與前導腳的肌肉主要作用時期不同。

(二) 投擲與不同動作之比較

本研究投擲過程中，支撐腳及前導腳之各關節力矩最大值，踝關節之蹠屈力矩甲組分別為 1.39 Nm/kg 及 0.83 Nm/kg，乙組為 1.62 Nm/kg 及 1.20 Nm/kg；膝關節之伸展力矩甲組個別為 0.73 Nm/kg 及 1.61 Nm/kg，而乙組為 1.26 Nm/kg 及 2.08 Nm/kg；髖關節之關節力矩甲組個別為伸展力矩 0.19 Nm/kg 及屈曲力矩 2.32 Nm/kg，而乙組個別為屈曲力矩 0.99 Nm/kg 及伸展力矩 1.93 Nm/kg (附錄三~附錄八)。Alexander 與 Vernon (1975)研究指出，走路時膝關節承受最大伸展力矩 1.43 Nm/kg，踝關節承受最大蹠屈力矩 1.41 Nm/kg。比較投擲與走路動作，發現投擲動作乙組支撐腳踝關節與甲組及乙組前導腳的膝關節力矩較走路大，且各別為走路的 1.15 倍、1.13 倍及 1.45 倍，這表示與走路相比，在投擲時，乙組的踝蹠屈肌及甲乙組的膝伸肌對投擲動作的貢獻較其他關節的屈肌/伸肌大。

比較投擲與跑步動作，發現投擲與跑步皆有跨步著地的動作，當跑步速度在 3~5 m/s 時，踝關節最大蹠屈力矩為 2.79 Nm/kg，膝關節最大伸展力矩為 3.77 Nm/kg，髖關節最大伸展力矩為 1.33 Nm/kg (Thorpe, Li, Crompton & Alexander, 1998)。使用絕對值做比較，甲組與乙組前導腳的髖關節力矩皆大於跑步時髖關節所承受的力矩，分別為跑步的 1.74 倍及 1.45 倍，而在支撐腳髖關節以及支撐腳與前導腳踝、膝關節的部份，皆小於跑步時所承受之關節力矩。跑步時，膝關節承受之最大關節力矩較髖關節及踝關節大 (Thorpe et al., 1998)，下肢肌群對跑步動作的作用大小依序為膝伸肌、踝蹠屈肌、髖伸肌作用。在本研究(附錄三~附錄八)，在投擲時，支撐腳及前導腳的主要作用肌群，甲乙組皆以踝蹠屈肌與膝伸肌為主要作用肌群，但在支撐腳的髖關節，甲組主要作用肌群為伸肌，而乙組為屈肌，在前導腳的髖關節，甲組主要作用肌群為屈肌，而乙組為伸肌，其中，前導腳髖關節承受的最大關節力矩較膝關節及踝關節大，前導腳肌群對投擲動作的作用大小依序為髖關節肌群、膝關節肌群、踝關節肌群。跑步與投擲動作雖然都有跨步著地的動作，但是，主要影響跑步動作的為膝關節肌群，而影響投擲動作的為髖關節肌群，兩者並不相同。

由以上文獻探討可知，甲乙組投擲動作與走路、跑步之間的各關節力矩最大值之相互關係；支撐腳踝關節力矩之最大值由大至小為乙組投手、走路、甲組投手；在前導腳膝關節力矩最大值的大小順序為跑步、甲乙組投擲動作、走路；在前導腳髖關節力矩最大值的部份，則是投擲動作大於跑步。在各投擲分期中，甲乙組之間有顯著差異的關節力矩最

大值，皆為乙組大於甲組，顯示乙組投手相較於甲組投手於投擲過程當中，乙組肌肉對投擲動作的作用較甲組大，然而在球速的趨勢上卻為甲組大於乙組。

三、關節力矩與肌肉收縮模式綜合討論

(一) 投擲動作與肌肉收縮模式

棒球投手在投擲過程中，由於肢體動作會急速地加速及減速，使得下肢肌群容易發生拉傷等神經肌肉系統的運動傷害，尤其是肌肉的離心收縮(Andrews et al., 1998)，肌肉的離心收縮時期相對於向心收縮或等長收縮其發生生肌肉拉傷的比率較高。由本研究研果可觀察到大專甲乙組投手在投擲過程中，下肢肌群大多是以離心收縮作為關節的動作控制，尤其是在加速期後段至減速期前段，顯示棒球投擲動作對下肢肌群離心收縮的需求大，這也表示投擲過程當中，尤其是加速期後段至減速期前段的期間，下肢可能扮演著穩定身體重心的角色。在投擲臂急速揮動的加速期，下肢的離心收縮更顯得重要，下肢的離心收縮可以穩定身體重心，並使球速得以較一致的發展。

(二) 運動傷害之探討

從本研究關節力矩最大值而言，前導腳腕關節力矩最大值大於膝關節及踝關節(附錄三~附錄八)，這表示腕關節肌群對於投擲動作的作用較大。在臨床上，根據 Andrews 等 (1998) 指出棒球比賽當中，投手下肢的運動傷害，在腕關節發生肌肉拉傷的機率較膝關節及踝關節大。Tyler 與 Slattery (2010) 指出腕關節主要功能除了支撐頭部、手部及軀幹的重量之

外，還連結了下肢與骨盆的動作。在投擲過程中，髖伸肌、髖屈肌及髖內收肌是較容易發生拉傷的肌群(Andrews et al., 1998)。本研究在後擺前期中段，主要是以支撐腳髖伸肌與前導腳髖屈肌的離心收縮控制髖關節的動作(圖 4.26)。在後擺後期，主要是以支撐腳髖屈肌及前導腳髖伸肌的離心收縮控制髖關節的伸展及屈曲(圖 4.3, 圖 4.6, 圖 4.26)，但乙組前導腳髖伸肌的離心收縮時間較甲組晚。在加速期後段至球離手時，支撐腳及前導腳主要是以髖伸肌離心收縮控制髖關節的屈曲。顯示各時期，不論是支撐腳或前導腳的髖伸肌及髖屈肌，主要是以離心收縮的形式控制關節動作的產生，而在收縮的時間比例上，甲乙組並不完全相同。

本研究甲組投手下肢肌群向心收縮及離心收縮持續收縮的時間比例相對較乙組投手長，且甲組下肢肌群向心與離心收縮變換的頻率較少(圖 4.25~圖 4.27)，顯示甲組投手下肢肌群對動作的控制可能較乙組投手穩定。Labella 等(2007)指出當肌肉在活動時，肌肉長度突然發生改變，肌纖維會因為突然的拉長而造成些許斷裂，進而形成拉傷。在向心收縮及離心收縮變換的過程中，由於投擲動作是在短時間內完成的快速動作，當肌肉由向心收縮急速轉為離心收縮，肌纖維可能會在這急速變換的過程，引發肌肉拉傷等運動傷害。從本研究，甲組下肢肌群向心收縮及離心收縮持續收縮的時間較乙組長，且向心與離心收縮變換的頻率較乙組少(圖 4.25~圖 4.27)，這顯示乙組在投擲過程當中，由於下肢肌群在短時間內不斷地向心與離心收縮變化，在收縮模式變換的過程中發生肌肉拉傷的風險可能較甲組投手大。

本研究在整個投擲過程中，髖關節的外展肌群為主要作

用肌群之一，而髖內收肌群主要作用於後擺前期後段至後擺後期前段(圖 4.25)。Andrews 等 (1998)指出投擲過程中，投手會使用支撐腳的髖內收肌群來推進身體，此時身體若急速地產生外展的動作，容易造成內收肌群拉傷。另外，當肌力不足也容易造成肌肉的拉傷，Tyler 與 Slattery (2010)指出髖內收肌群在開放鏈動作中，主要扮演內收大腿的角色，而在閉鎖鏈的動作中，主要扮演穩定髖關節的角色，當內收肌群的肌力相對外展肌群的肌力小於 80%時，內收肌群發生拉傷的比例會較高。這顯示肌力均衡發展有助於降低投髖關節肌群拉傷的重要風險。

第四節 大專甲乙組投球時下肢運動學及動力學參數 與球速之探討

投擲動作的完成是一個動態的過程，不只有單一項參數會影響球速，因此，針對甲乙組的投擲動作與球速作探討，有助於了解造成甲乙組球速快慢的原因。

一、前導腳著地膝關節屈曲角度

本研究中，在前導腳著地前，甲乙組前導腳膝關節都有彎曲的現象(圖 4.5)，根據 Devita 與 Skelly (1992)的研究指出使用屈膝著地方式的緩衝能力較直膝著地方式來的好，當以直膝方式著地，力量主要是由踝關節吸收，當以屈膝方式著地，力量主要是由髌、膝關節附近的肌肉吸收，而肌肉可以較踝關節多吸收 19%的動能。本研究在前導腳著地前，甲乙組的屈膝動作應是為減緩著地時地面反作用地給予下肢的衝擊，以減少關節的受力。此時，前導腳的屈膝動作，甲組是由膝伸肌持續以離心收縮控制動作，而乙組是由膝屈肌以向心、離心、向心、離心的方式收縮產生動作(圖 4.5, 圖 4.26)，因此，在前導腳著地時，乙組膝關節的屈曲角度略大於甲組(甲組 $29.47 \pm 7.27^\circ$ ；乙組 $39.98 \pm 13.96^\circ$)，但沒有達顯著差異。

在本研究中，雖然發現乙組投手在前導腳著地時膝關節屈曲角度較甲組投手來的大，但在球速的趨勢為甲組大於乙組(甲組 88.83 ± 19.83 km/hr；乙組 85.11 ± 6.03 km/hr)，根據 Werner 等(2008)指出前導腳著地時的膝關節屈曲角度與球速呈正相關，當膝關節屈曲角度越大，則球速越快。雖然在統

計上，前導腳膝關節屈曲的角度以及球速，甲乙組之間皆無顯著差異(圖 4.5, 表 4.1)，但關節角度大小與球速快慢的趨勢，卻與 Werner 等(2008)的研究結果互相矛盾，這可能顯示前導腳著地時膝關節屈曲角度並不是影響球速的主要因素。Dun 等(2007)觀察不同年齡層投手的投擲動作，發現年紀較年長的投手前導腳著地時膝關節屈曲角度有較年輕投手大的趨勢(年長組 $43.8 \pm 7.4^\circ$ ；年輕組 $38.5 \pm 11.4^\circ$)，但在球速上兩者並沒有達顯著差異，且年長組的球速甚至略小於年輕組(年長組 133.2 ± 4.68 km/hr；年輕組 135.36 ± 4.32 km/hr)。Dun 等(2007)的研究結果有著前導腳膝關節角度大，但球速較小的趨勢，這與本研究結果的趨勢相同，這也再度證明了前導腳著地時膝關節屈曲角度並非直接影響球速的主要因素。

二、 球離手時前導腳膝關節屈曲角度

本研究在加速期至減速期結束，甲乙組前導腳的膝關節動作皆逐漸伸展(圖 4.5)。根據 Matsuo 等(2001)觀察高球速組與低球速組之間於投擲過程膝關節的動作模式，發現 80~90%高球速組在加速期前導腳膝關節有伸展的現象，且活動範圍大於低球速組，在低球速組僅 35%有膝伸直的現象，而在球離手瞬間，高球速組前導腳膝伸展角速度明顯大於低球速組。Matsuo 等指出在加速期，前導腳膝伸展的動作有助於支撐及穩定前導腳，並促使軀幹在加速期有效地向前旋轉，使能量有效地從軀幹傳導至投擲臂及球體上，使球體快速前進。另外，Werner 等(2008)觀察大學投手的球速與運動學之間的相關性，發現球離手瞬間前導腳膝關節的屈曲角度與球速呈負相關，表示當膝關節屈曲角度越小，則球速越快。

在統計上，甲組膝關節的屈曲角度明顯小於乙組(圖 4.5)，但在球速上，甲組球速雖然有大於乙組球速的趨勢，卻沒有達統計差異(表 4.1)，這顯示雖然甲組膝關節在加速期逐漸伸展，且在球離手時的屈曲角度較乙組小，對於甲組的球速有正面的作用，但投擲動作是一個動態的過程，關節與關節之間的動作也會相互影響，本研究在加速期關節角度的統計上，甲組僅在前導腳膝關節與乙組有顯著差異，而其他關節在加速期皆沒有統計差異存在，球速可能受到其他關節動作的影響，進而導致甲乙組的球速沒有達到統計差異。

三、 球離手時前導腳髌關節屈曲角度

本研究前導腳髌關節伸肌在後擺後期開始，持續地以離心收縮的方式控制關節的屈曲(圖 4.6, 圖 4.26)，Tyler 與 Slattery(2010)指出髌關節會連結下肢與骨盆的動作。當前導腳髌關節持續地屈曲，會促使投手的軀幹產生前傾的動作，而 Matsuo 等 (2001)與 Werner 等 (2008)皆指出軀幹的前傾角速度會影響球速的快慢。Matsuo 等 (2001)觀察高球速組與低球速組在投擲過程運動學的差異，發現高球速組最大軀幹前傾角速度發生於加速期，而低球速組發生於球離手之後，這顯示高球速組最大軀幹前傾角速度發生的時間點有較低球速組早的趨勢。Werner 等 (2008)觀察大學投手的球速與運動學之間的相關性，發現球離手瞬間軀幹的前傾角度與球速呈正相關，當軀幹前傾角度越大，則球速越快。本研究甲組投手從後擺後期開始至減速期前段，髌伸肌離心收縮的方式控制關節的屈曲(圖 4.6, 圖 4.26)，當前導腳髌關節的屈曲角度增加，軀幹的前傾角度應會隨之增加，但乙組髌伸肌作用的

時間較甲組晚，所以，在髁關節屈曲的角度上，甲組有大於乙組的趨勢(甲組 $10.68 \pm 7.09^\circ$ ；乙組 $11.82 \pm 5.66^\circ$)(圖 4.3)，這可能會間接影響著軀幹前傾的角度，使得在球離手時，甲組投手軀幹的前傾角度較乙組投手大，而球離手瞬間軀幹的前傾角度與球速呈正相關(Werner et al., 2008)，這應可以解釋甲組球速大於乙組的原因，但是，在後擺後期及加速期，甲乙組髁關節屈曲角度並沒有顯著差異，這可能也是導致甲乙組球速沒有顯著差異的因素。

四、 下肢關節屈曲與伸展力矩最大值出現時序

洪玉山與翁梓林(2007)指出投手下肢關節力矩最大值的出現時序，會影響動量的傳遞，並進而影響球速。本研究投擲過程下肢關節力矩最大值出現的時序，甲組投手依序為支撐腳膝關節伸展力矩、支撐腳踝關節蹠屈力矩、支撐腳髁關節屈曲力矩、前導腳膝關節伸展力矩、前導腳踝關節蹠屈力矩、前導腳髁關節伸展力矩(圖 4.13~圖 4.18)，甲組的關節力矩最大值出現的時期個別為後擺前期(42%投擲全期)、後擺前期(60%投擲全期)、後擺後期(80%投擲全期)、後擺後期(85%投擲全期)、減速期(95%投擲全期)、減速期(100%投擲全期)(表 4.8, 表 4.10)，而乙組投手最大關節力矩出現時序為支撐腳髁關節伸展力矩、支撐腳膝關節伸展力矩、支撐腳踝關節蹠屈力矩、前導腳膝關節伸展力矩、前導腳踝關節蹠屈力矩、前導腳髁關節伸展力矩(圖 4.13~圖 4.18)，乙組的關節力矩最大值出現的時期分別為後擺前期(37%投擲全期)、後擺前期(55%投擲全期)、後擺後期(70%投擲全期)、後擺後期(89%投擲全期)、減速期(95%投擲全期)、減速期(96%投擲全

期) (表 4.8, 表 4.10)。甲乙組在支撐腳關節力矩最大值出現的時序不同, 甲組為膝關節最早出現最大值, 而乙組則是髖關節最先出現最大值。

根據洪玉山與翁梓林 (2007) 指出投手下肢關節力矩最大值的出現時序, 若是依照支撐腳膝關節、支撐腳髖關節、前導腳髖關節的順序出現, 則可以有效將動量向上傳遞, 並進而影響球速。本研究甲組投手下之關節力矩最大值出現的時序為支撐腳膝關節、支撐腳髖關節、前導腳髖關節, 但是乙組卻為支撐腳髖關節、支撐腳膝關節、前導腳髖關節。根據洪玉山與翁梓林 (2007) 的理論, 甲組能較有效地將動量往軀幹及上肢傳遞, 所以甲組的球速較乙組高。但在下肢關節力矩最大值方面, 除了甲組前導腳髖關節力矩大於乙組之外, 甲組其他關節的力矩皆小於乙組 (圖 4.13~圖 4.18), 這結果顯示雖然在關節力矩最大值出現的時序隊對甲組投手的球速有正面的作用, 但是在關節力矩最大值上, 甲組的肌群對於球速產生的作用較乙組小, 可能因而減少了甲乙組之間球速的差距。

第五節 研究限制

一、 投手丘

本研究均在實驗室內進行，由於場地大小的限制，所以無法考慮加設投手丘，因此與實際棒球比賽場地略有不同，此為本實驗的一項限制。

二、 實驗場地大小

由於實驗場地較正式比賽場地小，可能進而影響投手投擲的球速大小，這是本實驗的另一項限制。

三、 好球帶設定

基於場地大小的限制及安全性考量，本實驗並無安排打擊者站於投擲方向上，好球帶的範圍是以投手的習慣進行調整，這是本實驗的第三項限制。

四、 投擲方式

本研究中，使用上肩式投法的投手，甲組 4 人，乙組 4 人；使用四分之三投法的投手，甲組 3 人，乙組 2 人；使用側肩投法的投手，甲組 2 人，乙組 0 人。由於受試者人數不多，因此本實驗並沒有將慣用不同投擲方式的投手額外進行分組比較，這是本實驗的第四項限制。

第陸章 結論與建議

第一節 結論

本研究目的在於藉由探討大專甲乙組棒球投手於投擲過程下肢動力學的差異，進而針對乙組投手下肢可以加強的部份提供適當的訓練建議。從本研究的結果可歸納出甲乙組投手投擲機制的共同點、甲乙組投手之間的差異及運動傷害三個部分。

在甲乙組投手投擲機制共同的部份：

- 一、從關節力量而言，在前導腳著地後，支撐腳關節所承受的壓力下降，而前導腳關節所承受的壓力上升，顯示在後擺前期至後擺後期，支撐腳主要為推進身體重心至前導腳。
- 二、從關節力量最大值集中的時期而言，在投擲時，支撐腳在後擺前期，前導腳在後擺後期及加速期，支撐腳及前導腳主要承受負荷的時期並不相同，支撐腳主要承受負荷的時期較前導腳早。
- 三、從關節力矩最大值集中的時期而言，在投擲時，支撐腳肌群主要作用於後擺前期，而前導腳主要作用於減速期，兩者肌肉主要作用時期不同。
- 四、從肌肉收縮模式而言，在棒球投擲動作，支撐腳及前導腳肌群於投擲全期離心收縮的時間比例較向心收縮長，顯示下肢肌群主要對離心收縮的需求較大。

在甲乙組投手投擲機制差異的部份：

- 一、從關節力量而言，在前導腳著地後，甲組支撐腳關節的壓力皆明顯小於乙組，同時，甲組前導腳關節的壓力皆明顯大於乙組，顯示乙組支撐腳的推進作用較甲組小，使乙組身體重心偏移較少。
- 二、從關節力矩最大值而言，有顯著差異的參數皆為乙組大於甲組，顯示在投擲時，乙組肌肉對投擲動作的作用較甲組大，然而，在球速的趨勢卻為甲組大於乙組。
- 三、從肌肉收縮模式而言，甲組下肢肌群向心及離心收縮持續的收縮時間比例相對較乙組長，且甲組下肢肌群向心與離心收縮變換的頻率較少，顯示甲組下肢肌群對動作的控制較乙組穩定。

另外，在運動傷害的部分：

- 一、從關節力量最大值而言，乙組投手前導腳膝關節前向剪力的最大值大於甲組投手，且發生在膝關節屈曲時。這顯示在相等的投擲次數下，乙組投手引起膝關節疼痛的傷害風險相對較甲組投手高。
- 二、從肌肉收縮模式而言，甲組下肢肌群向心及離心收縮持續收縮的時間比例相對較乙組長，且甲組下肢肌群向心與離心收縮變換的頻率較乙組少，顯示乙組在投擲時，由於肌肉收縮模式不斷地變換而可能發生肌肉拉傷的風險較甲組大。

第二節 建議

- 一、對於棒球投手的訓練，建議加強乙組投手下肢肌群的離心收縮訓練，以避免投擲過程肌肉無法承受急速的離心收縮而引發運動傷害。離心收縮的訓練方式可考慮使用增強式訓練或者等速肌力儀，進行肌力訓練。
- 二、由於本研究棒球投手並沒有實際在投手丘上進行投擲，未來研究方向將可以考慮結合投手丘進行下肢動力學資料的收集，可與本研究結果相互對照，提供教練做為訓練處方的參考。
- 三、由於本研究並沒有針對下肢與軀幹之間的運動學或動力學進行探討，未來研究方向可以考慮結合下肢與軀幹的探討，可以使投擲機制的研究更加完備。

參考文獻

- 陳九州、蘇雄飛、林敏政、高英傑 (1993)。棒球投手上肢等速肌力與投球速度之相關性探討。 *北體學報* , 2 (8) , 197-226。
- 洪玉山、翁梓林 (2007)。棒球投擲表現之生物力學探討。 *國北教大體育* , 2 , 1-6。
- Andrew, J. R., Zarins, B., & Wilk, K. E. (1998). *Injuries in baseball* (ed.). Philadelphia: Lippincott-Raven.
- Barrett, D. D., & Burton, A. W. (2002). Throwing patterns used by collegiate baseball players in actual games. *Research Quarterly for Exercise and Sport* , 73(1), 19-27.
- Cavanagh, P. R., & Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics* , 13(5), 397-406.
- Dun, S., Fleisig, G. S., Loftice, J., Kingsley, D., & Andrews, J. R. (2007). The relationship between age and baseball pitching kinematics in professional baseball pitchers. *Journal of Biomechanics* , 40(2), 265-70.
- de Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics* , 29(9), 1223-30.
- Devereaux, M. D., & Lachmann, S. M. (1984). Patello-femoral arthralgia in athletes attending a sports injury clinic. *British Journal of Sports Medicine* , 18(1),

18-21.

- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Elliott, B., Grove, J. R., & Gibson, B. (1988). Timing of the lower limb drive and throwing limb movement in baseball pitching. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4, 59-67.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Zheng, N., & Andrews, J. R. (1998). Kinematic comparisons of throwing different types of baseball pitches. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(1), 1-23.
- Fleisig, G. S. (1994). *The biomechanics of baseball pitching*. Doctoral thesis. University of Alabama.
- Fleisig, G.S., Barrentine, S. W., Zheng, N., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (1999). Kinematic and kinetic comparison of baseball pitching among various levels of development. *Journal of biomechanics*, 32(12), 1371-5.
- Gowan, I. D., Jobe, F. W., Tibone, J. E., Perry, J., & Moynes, D. R. (1987). A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching. Professional versus amateur pitchers. *American Journal of Sports Medicine*, 15(6), 586-90.
- Haug, E. J. (1992). *Intermediate Dynamics*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall.

- Hardt, D. E. (1978). Determining muscle forces in the leg during normal human walking-An application and evaluation of optimization methods. *Journal of Biomechanical Engineering*, 100, 72-8.
- Kindall, J. (1993). *Sport Illustrated Baseball: Play the winning way*. Lantham, MD: Sport Illustrated Books.
- LaBella, C. R. (2007). Common Acute Sports-Related Lower Extremity Injuries in Children and Adolescents. *Clinical Pediatric Emergency Medicine*, 8(1), 31-42.
- MacWilliams, B. A., Choi, T., Perezous, M. K., Chao, E. Y., & McFarland, E. G. (1998). Characteristic ground-reaction forces in baseball pitching. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(1), 66-71.
- Matsuo, T., Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). Comparison of kinematic and temporal parameters between different pitch velocity groups. *Journal of Applied Biomechanics*, 17, 1-13.
- McConville, J. T., Churchill, T. D., Kaleps, I., Clauser, C. E., & Cuzzi, J. (1980). *Technical report AFARML-TR-80-119*. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Meister, K. (2000). Injuries to the shoulder in the throwing athlete. Part one: Biomechanics/ pathophysiology/ classification of injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(2), 265-75.

- Morrison, J. B. (1970). The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of biomechanics*, 3(1), 51-61.
- Nordin, M. & Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system* (3th ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Pappas, A. M., Zawacki, R. M., & Sullivan, T. J. (1985). Biomechanics of baseball pitching. A preliminary report. *The American Journal of Sports Medicine*, 13(4), 216-22.
- Sabick, M. B., Kim, Y. K., Torry, M. R., Keirns, M. A., Hawkins, R. J. (2005). Biomechanics of the shoulder in youth baseball pitchers: implications for the development of proximal humeral epiphysiolysis and humeral retrotorsion. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(11), 1716-22.
- Sabick, M. B., Torry, M. R., Lawton, R. L., & Hawkins, R. J. (2004). Valgus torque in youth baseball pitchers: A biomechanical study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees*. 13(3), 349-55.
- Scott, S. H., & Winter, D. A. (1990). Internal forces of chronic running injury sites. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(3), 357-69.
- Sisto, D. J., Jobe, F. W., Moynes, D. R., & Antonelli, D. J. (1987). An electromyographic analysis of the elbow in pitching. *The American Journal of Sports Medicine*.

15(3), 260-3.

- Stodden, D. F., Fleisig, G. S., McLean, S. P., & Andrews, J. R. (2005). Relationship of biomechanical factors to baseball pitching velocity: within pitcher variation. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(1), 44-56.
- Stodden, D. F., Fleisig, G. S., McLean, S. P., Lyman, S. L., & Andrews, J. R. (2001). Relationship of pelvis and upper torso kinematics to pitched baseball velocity. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 164-172.
- Teitge, R. A. (2008). Patellofemoral syndrome a paradigm for current surgical strategies. *Orthopedic Clinics of North America*, 39, 287-311.
- Thorpe, S. K., Li, Y., Crompton, R. H., Alexander, R. M. (1998). Stresses in human leg muscles in running and jumping determined by force plate analysis and from published magnetic resonance images. *The Journal of Experimental Biology*, 201(1), 63-70.
- Tyler, T.F., & Slattey, A.A. (2010). Rehabilitation of the hip following sports injury. *Clinics in sports medicine*, 29(1), 107-26.
- Werner, S. L., Guido, J. A. Jr., Stewart, G. W., McNeice, R. P., VanDyke, T., & Jones, D. G. (2007). Relationships between throwing mechanics and shoulder distraction in collegiate baseball pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 16(1), 37-42.
- Werner, S. L., Gill, T. J., Murray, T. A., Cook, T. D., &

- Hawkins, R. J. (2001). Relationships between throwing mechanics and shoulder distraction in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(3), 354-8.
- Werner, S. L., Suri, M., Guido, J. A. Jr., Meister, K., & Jones, D. G. (2008). Relationships between ball velocity and throwing mechanics in collegiate baseball pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14, 1-4.
- Winter, D.A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 175, 147-54.
- Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, & D., Vanderstraeten, G. (2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(4), 480-9.
- Woltring, H. J. (1986). A fortran package for generalized cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software*, 8, 104-7.

附錄一 受試者同意書

受試者同意書

研究名稱：大專甲乙組棒球投手投球時下肢動力學的分析

研究單位：國立臺灣體育大學（臺中）

運動健康科學學系碩士班

研究負責人：黃琪雅

聯絡電話：0922493395

我瞭解這個研究的目的是在於針對棒球投手投擲快速直球時，分析下肢的動力學參數，並運用統計方法加以比較，藉以提供教練及選手對於投擲快速直球時下肢動作特性的了解，以及下肢在投球過程中的重要性，做為實際訓練時，指導及修正動作的參考依據。

接受檢測時我的身體四肢沒有任何肌肉、骨骼及神經方面的疾病，檢測的內容為投擲動作資料的收集，檢測時會赤裸上半身，穿著運動短褲以及運動鞋，並且盡力做出實驗內容所要求的動作。

投擲動作資料的收集會在身上黏貼 21 顆反光標誌，這也可能使我的身體感覺到不太自在，一共會有六台紅外線攝影機拍攝我投球時的動作，但攝影機不會影響到我投球時的動作，在實驗開始前我會進行熱身運動，接著將依照指示向目標投球，共有兩組實驗動作，每組實驗動作我將投擲 3 球快速直球，投擲每一球之間我有 30 秒到 1 分鐘的休息時間，收集完兩組實驗動作之後，可能會讓我感覺些許的疲累。

研究人員已經向我充分說明，我了解整個研究計畫的過程，將維護我在試驗過程中應得之權益，我在試驗過程中無須提出任何理由即可隨時撤回同意，退出試驗，且不會引起任何不愉快，不會遭受處罰或損失應得之利益。我的實驗資料將絕對保密，會以一個研究的號碼取代我的姓名，試驗所得資料可能發表於學術性雜誌，但我的姓名將不會公佈，我的隱私將絕對保密，除了有關機構依法調查外，研究人員將會盡力維護我的隱私。我參加本試驗皆不須繳交任何額外費用。

我已經詳細閱讀以上資料，研究人員已經對我詳細解釋內容，相關研究人員也已經回答我所有的疑問，我已了解且同意參與此項研究計畫，自願擔任受試者，並同意本計畫研究人員使用我的資料進行分析。如果我以後有問題，我可與研究主持人聯絡，日後如果受試者同意書內容有任何更新，或有新資訊可能影響受試者繼續參與試驗之意願，我將隨時收到更新後的內容。

自願受試者(或法定代理人)簽名：_____

日期：_____

附錄二 問卷

姓名		學號		球齡	年
身高	公分	體重	公斤	出生年月日	/ / /
最快球速	公里/小時	慣用手	左 右	慣用腳	左 右
投球姿勢	上肩 3/4 側投 下勾				
傷害史					
是否曾經受過傷？					
距離最近的一次傷害的時間？					
是什麼傷害？(例：肩膀、手肘或腳踝等)					
是否影響投球表現？					
備註					

附錄三 支撐腳踝關節力量及力矩於各分期極值之總表

力量/力矩	組別	準備期	後擺前期	後擺後期	加速期	全期
Fx 最大值	甲組	0.67±0.39 (前向剪力)	1.89±1.09 (前向剪力)	2.24±1.33 (前向剪力)	0.21±0.29 (前向剪力)	2.45±1.06 (前向剪力)
	乙組	0.97±0.56 (前向剪力)	2.12±1.68 (前向剪力)	2.06±1.07 (前向剪力)	0.28±0.51 (前向剪力)	2.66±1.11 (前向剪力)
Fy 最大值	甲組	-1.81±0.54* (外向剪力)	0.41±1.07 (內向剪力)	1.62±0.81 (內向剪力)	0.33±0.34 (內向剪力)	1.62±0.81 (內向剪力)
	乙組	-0.57±0.87* (外向剪力)	1.41±1.83 (內向剪力)	1.92±0.72 (內向剪力)	0.12±0.23 (內向剪力)	2.21±1.13 (內向剪力)
Fz 最大值	甲組	-6.64±0.92 (壓力)	-6.77±1.03 (壓力)	0.27±0.42 (張力)	0.17±0.20 (張力)	0.37±0.36 (張力)
	乙組	-5.70±1.49 (壓力)	-5.54±2.21 (壓力)	0.13±0.17 (張力)	0.10±0.21 (張力)	0.17±0.20 (張力)
Fx 最小值	甲組	-0.03±0.39 (後向剪力)	-0.09±0.38 (後向剪力)	0.04±0.38 (前向剪力)	0.09±0.22 (前向剪力)	-0.31±0.29 (後向剪力)
	乙組	0.08±0.47 (前向剪力)	-0.49±0.83 (後向剪力)	-0.21±0.51 (後向剪力)	0.22±0.50 (前向剪力)	-0.60±0.71 (後向剪力)
Fy 最小值	甲組	-3.44±0.80 (外向剪力)	-2.51±0.90 (外向剪力)	-0.17±0.49 (外向剪力)	0.10±0.30 (內向剪力)	-3.44±0.81 (外向剪力)
	乙組	-2.69±1.38 (外向剪力)	-2.39±1.97 (外向剪力)	-0.20±0.45 (外向剪力)	0.01±0.20 (內向剪力)	-2.88±1.41 (外向剪力)
Fz 最小值	甲組	-10.23±0.45* (壓力)	-11.68±0.86 (壓力)	-7.54±1.48 (壓力)	0.04±0.20 (張力)	-11.74±0.77 (壓力)
	乙組	-11.23±0.89* (壓力)	-12.58±1.23 (壓力)	-7.50±3.31 (壓力)	-0.01±0.18 (壓力)	-12.58±1.23 (壓力)
Mx 最大值	甲組	0.03±0.05* (內翻力矩)	-0.03±0.05* (外翻力矩)	0.08±0.04 (內翻力矩)	0.02±0.03 (內翻力矩)	0.09±0.04 (內翻力矩)
	乙組	0.12±0.09* (內翻力矩)	0.07±0.11* (內翻力矩)	0.06±0.02 (內翻力矩)	0.01±0.01 (內翻力矩)	0.13±0.09 (內翻力矩)
My 最大值	甲組	0.61±0.20 (蹠屈力矩)	1.39±0.27 (蹠屈力矩)	1.18±0.22 (蹠屈力矩)	-0.01±0.06 (背屈力矩)	1.39±0.27 (蹠屈力矩)
	乙組	0.74±0.38 (蹠屈力矩)	1.62±0.37 (蹠屈力矩)	1.18±0.44 (蹠屈力矩)	0.00±0.04 (蹠屈力矩)	1.62±0.36 (蹠屈力矩)
Mz 最大值	甲組	-0.06±0.08 (外旋力矩)	0.01±0.20 (內旋力矩)	0.33±0.18 (內旋力矩)	0.07±0.07 (內旋力矩)	0.33±0.18 (內旋力矩)
	乙組	0.02±0.05 (內旋力矩)	0.20±0.34 (內旋力矩)	0.35±0.14 (內旋力矩)	0.02±0.05 (內旋力矩)	0.39±0.20 (內旋力矩)
Mx 最小值	甲組	-0.06±0.06 (外翻力矩)	-0.27±0.13 (外翻力矩)	-0.18±0.09 (外翻力矩)	0.00±0.03 (內翻力矩)	-0.27±0.13 (外翻力矩)
	乙組	-0.01±0.09 (外翻力矩)	-0.22±0.14 (外翻力矩)	-0.16±0.13 (外翻力矩)	0.00±0.01 (內翻力矩)	-0.22±0.14 (外翻力矩)
My 最小值	甲組	0.29±0.19 (蹠屈力矩)	0.45±0.11 (蹠屈力矩)	-0.09±0.12 (背屈力矩)	-0.04±0.06 (背屈力矩)	-0.10±0.11 (背屈力矩)
	乙組	0.28±0.22 (蹠屈力矩)	0.38±0.20 (蹠屈力矩)	-0.03±0.02 (背屈力矩)	-0.02±0.04 (背屈力矩)	-0.04±0.03 (背屈力矩)
Mz 最小值	甲組	-0.39±0.10 (外旋力矩)	-0.50±0.10 (外旋力矩)	-0.06±0.11 (外旋力矩)	0.02±0.06 (內旋力矩)	-0.50±0.10 (外旋力矩)
	乙組	-0.34±0.11 (外旋力矩)	-0.39±0.10 (外旋力矩)	-0.07±0.12 (外旋力矩)	0.00±0.04 (內旋力矩)	-0.39±0.11 (外旋力矩)

**t*-test, *p*<0.05.

附錄四 支撐腳膝關節力量及力矩於各分期極值之總表

力量/力矩	組別	準備期	後擺前期	後擺後期	加速期	全期
Fx 最大值	甲組	1.47±0.65* (前向剪力)	4.23±1.98* (前向剪力)	3.03±2.09 (前向剪力)	0.06±0.47 (前向剪力)	4.25±1.96* (前向剪力)
	乙組	2.43±0.60* (前向剪力)	6.54±2.05* (前向剪力)	3.87±2.28 (前向剪力)	-0.01±0.51 (後向剪力)	6.54±2.05* (前向剪力)
Fy 最大值	甲組	-0.22±0.37 (外向剪力)	1.34±0.48 (內向剪力)	1.72±0.44* (內向剪力)	0.08±0.29 (內向剪力)	1.72±0.44* (內向剪力)
	乙組	-0.07±0.23 (外向剪力)	1.89±0.65 (內向剪力)	2.29±0.31* (內向剪力)	-0.09±0.31 (外向剪力)	2.42±0.29* (內向剪力)
Fz 最大值	甲組	-6.34±0.91 (壓力)	-6.10±0.86 (壓力)	0.25±0.17 (張力)	0.31±0.16 (張力)	0.33±0.14 (張力)
	乙組	-5.12±1.35 (壓力)	-4.89±2.06 (壓力)	0.29±0.30 (張力)	0.01±0.38 (張力)	0.30±0.31 (張力)
Fx 最小值	甲組	0.48±0.65 (前向剪力)	1.08±0.70 (前向剪力)	0.00±0.47 (前向剪力)	-0.24±0.41 (後向剪力)	-0.30±0.36 (後向剪力)
	乙組	0.91±0.53 (前向剪力)	1.43±0.74 (前向剪力)	-0.09±0.39 (後向剪力)	-0.32±0.56 (後向剪力)	-0.36±0.48 (後向剪力)
Fy 最小值	甲組	-1.06±0.38 (外向剪力)	-0.43±0.59 (外向剪力)	0.08±0.29 (內向剪力)	-0.16±0.36 (外向剪力)	-1.07±0.41 (外向剪力)
	乙組	-1.19±0.26 (外向剪力)	-0.92±0.49 (外向剪力)	-0.15±0.27 (外向剪力)	-0.22±0.38 (外向剪力)	-1.35±0.24 (外向剪力)
Fz 最小值	甲組	-10.16±0.53 (壓力)	-10.64±0.87 (壓力)	-6.20±0.97 (壓力)	0.20±0.16 (張力)	-10.84±0.74 (壓力)
	乙組	-10.67±0.78 (壓力)	-10.66±0.52 (壓力)	-5.70±2.48 (壓力)	-0.17±0.36 (壓力)	-11.02±0.60 (壓力)
Mx 最大值	甲組	-0.17±0.14 (外展力矩)	0.52±0.30 (內收力矩)	0.93±0.32 (內收力矩)	0.13±0.16 (內收力矩)	0.93±0.32 (內收力矩)
	乙組	-0.04±0.08 (外展力矩)	0.77±0.44 (內收力矩)	1.07±0.20 (內收力矩)	0.01±0.10 (內收力矩)	1.11±0.23 (內收力矩)
My 最大值	甲組	0.27±0.26 (屈曲力矩)	0.29±0.51 (屈曲力矩)	0.23±0.54 (屈曲力矩)	-0.04±0.18 (伸展力矩)	0.46±0.41 (屈曲力矩)
	乙組	0.06±0.26 (屈曲力矩)	0.02±0.23 (屈曲力矩)	0.12±0.20 (屈曲力矩)	-0.02±0.26 (伸展力矩)	0.24±0.16 (屈曲力矩)
Mz 最大值	甲組	0.02±0.03 (內旋力矩)	0.22±0.12 (內旋力矩)	0.36±0.08 (內旋力矩)	0.04±0.07 (內旋力矩)	0.36±0.08 (內旋力矩)
	乙組	0.04±0.04 (內旋力矩)	0.36±0.26 (內旋力矩)	0.45±0.12 (內旋力矩)	0.02±0.04 (內旋力矩)	0.49±0.14 (內旋力矩)
Mx 最小值	甲組	-0.46±0.15 (外展力矩)	-0.32±0.20 (外展力矩)	0.10±0.11 (內收力矩)	-0.01±0.16 (外展力矩)	-0.48±0.16 (外展力矩)
	乙組	-0.40±0.17 (外展力矩)	-0.37±0.12 (外展力矩)	0.00±0.10 (內收力矩)	-0.03±0.11 (外展力矩)	-0.44±0.16 (外展力矩)
My 最小值	甲組	-0.07±0.21* (伸展力矩)	-0.58±0.58 (伸展力矩)	-0.58±0.32 (伸展力矩)	-0.14±0.21 (伸展力矩)	-0.73±0.43* (伸展力矩)
	乙組	-0.32±0.20* (伸展力矩)	-1.22±0.56 (伸展力矩)	-0.58±0.37 (伸展力矩)	-0.09±0.25 (伸展力矩)	-1.26±0.50* (伸展力矩)
Mz 最小值	甲組	-0.27±0.07 (外旋力矩)	-0.40±0.08 (外旋力矩)	0.03±0.05 (內旋力矩)	0.01±0.05 (內旋力矩)	-0.40±0.08 (外旋力矩)
	乙組	-0.26±0.06 (外旋力矩)	-0.38±0.12 (外旋力矩)	0.00±0.02 (內旋力矩)	0.00±0.03 (內旋力矩)	-0.38±0.12 (外旋力矩)

**t*-test, *p*<0.05.

附錄五 支撐腳腕關節力量及力矩於各分期極值之總表

力量/力矩	組別	準備期	後擺前期	後擺後期	加速期	全期
Fx 最大值	甲組	0.79±0.53 (前向剪力)	0.29±0.48 (前向剪力)	0.11±0.53 (前向剪力)	-1.06±0.68 (後向剪力)	0.89±0.38 (前向剪力)
	乙組	0.45±0.52 (前向剪力)	0.23±0.46 (前向剪力)	0.24±0.52 (前向剪力)	-1.48±0.70 (後向剪力)	0.75±0.24 (前向剪力)
Fy 最大值	甲組	-0.18±0.26 (外向剪力)	1.26±0.45 (內向剪力)	1.23±0.30 (內向剪力)	-0.24±0.39 (外向剪力)	1.38±0.43 (內向剪力)
	乙組	0.08±0.17 (內向剪力)	1.36±0.39 (內向剪力)	1.45±0.43 (內向剪力)	0.04±0.41 (內向剪力)	1.57±0.40 (內向剪力)
Fz 最大值	甲組	-5.68±1.01 (壓力)	-5.74±0.99 (壓力)	0.37±0.29 (張力)	0.83±0.37 (張力)	0.83±0.37 (張力)
	乙組	-4.52±1.54 (壓力)	-4.58±1.90 (壓力)	0.19±0.41 (張力)	0.43±0.70 (張力)	0.48±0.57 (張力)
Fx 最小值	甲組	-0.10±0.51* (後向剪力)	-2.45±1.18* (後向剪力)	-1.30±0.54 (後向剪力)	-1.36±0.67 (後向剪力)	-2.62±0.96* (後向剪力)
	乙組	-0.71±0.43* (後向剪力)	-4.08±1.43* (後向剪力)	-1.57±0.63 (後向剪力)	-1.89±0.77 (後向剪力)	-4.08±1.43* (後向剪力)
Fy 最小值	甲組	-0.67±0.38 (外向剪力)	-0.27±0.27 (外向剪力)	-0.27±0.36 (外向剪力)	-0.37±0.41 (外向剪力)	-0.84±0.24 (外向剪力)
	乙組	-0.67±0.14 (外向剪力)	-0.58±0.32 (外向剪力)	-0.25±0.34 (外向剪力)	-0.15±0.41 (外向剪力)	-0.77±0.20 (外向剪力)
Fz 最小值	甲組	-9.39±0.48 (壓力)	-10.21±0.74 (壓力)	-6.11±1.31 (壓力)	-0.37±0.29 (壓力)	-10.31±0.62 (壓力)
	乙組	-10.01±0.87 (壓力)	-10.48±0.89 (壓力)	-6.03±2.71 (壓力)	0.05±0.62 (張力)	-10.59±0.89 (壓力)
Mx 最大值	甲組	-0.26±0.19 (外展力矩)	1.04±0.37 (內收力矩)	1.47±0.46 (內收力矩)	0.05±0.20 (內收力矩)	1.47±0.46 (內收力矩)
	乙組	-0.07±0.20 (外展力矩)	1.34±0.46 (內收力矩)	1.71±0.23 (內收力矩)	0.06±0.17 (內收力矩)	1.78±0.29 (內收力矩)
My 最大值	甲組	0.17±0.28 (伸展力矩)	0.85±0.48 (伸展力矩)	0.40±0.63 (伸展力矩)	0.25±0.44 (伸展力矩)	0.88±0.47 (伸展力矩)
	乙組	0.29±0.25 (伸展力矩)	0.97±0.38 (伸展力矩)	0.44±0.41 (伸展力矩)	0.38±0.53 (伸展力矩)	0.99±0.38 (伸展力矩)
Mz 最大值	甲組	0.03±0.05 (內旋力矩)	-0.03±0.08 (外旋力矩)	0.06±0.07 (內旋力矩)	0.03±0.05 (內旋力矩)	0.08±0.06 (內旋力矩)
	乙組	0.06±0.07 (內旋力矩)	0.00±0.11 (內旋力矩)	0.05±0.04 (內旋力矩)	0.02±0.05 (內旋力矩)	0.10±0.05 (內旋力矩)
Mx 最小值	甲組	-0.77±0.16 (外展力矩)	-0.44±0.25 (外展力矩)	0.04±0.20 (內收力矩)	-0.11±0.20 (外展力矩)	-0.78±0.16 (外展力矩)
	乙組	-0.71±0.11 (外展力矩)	-0.63±0.10 (外展力矩)	-0.09±0.10 (外展力矩)	-0.06±0.15 (外展力矩)	-0.75±0.09 (外展力矩)
My 最小值	甲組	-0.24±0.27 (屈曲力矩)	-0.28±0.43 (屈曲力矩)	-0.91±0.49 (屈曲力矩)	-0.04±0.48 (屈曲力矩)	-0.91±0.49 (屈曲力矩)
	乙組	-0.35±0.22 (屈曲力矩)	-0.47±0.31 (屈曲力矩)	-0.83±0.33 (屈曲力矩)	0.15±0.48 (伸展力矩)	-0.85±0.31 (屈曲力矩)
Mz 最小值	甲組	-0.24±0.06 (外旋力矩)	-0.30±0.08 (外旋力矩)	-0.08±0.06 (外旋力矩)	-0.01±0.05 (外旋力矩)	-0.31±0.07 (外旋力矩)
	乙組	-0.20±0.05 (外旋力矩)	-0.32±0.10 (外旋力矩)	-0.12±0.09 (外旋力矩)	-0.01±0.03 (外旋力矩)	-0.32±0.09 (外旋力矩)

**t*-test, *p*<0.05.

附錄六 前導腳踝關節力量及力矩於各分期極值之總表

力量/力矩	組別	後擺後期	加速期	減速期	全期
Fx 最大值	甲組	5.33±1.23* (前向剪力)	4.90±1.32* (前向剪力)	4.11±1.12* (前向剪力)	5.33±1.23* (前向剪力)
	乙組	7.07±1.42* (前向剪力)	6.77±1.52* (前向剪力)	6.05±1.65* (前向剪力)	7.08±1.44* (前向剪力)
Fy 最大值	甲組	1.29±0.97* (內向剪力)	-0.47±1.61* (外向剪力)	-1.13±1.25* (外向剪力)	1.29±0.97* (內向剪力)
	乙組	4.48±2.23* (內向剪力)	3.01±2.71* (內向剪力)	1.4±2.65* (內向剪力)	4.48±2.23* (內向剪力)
Fz 最大值	甲組	-0.19±0.14 (壓力)	-12.50±1.58 (壓力)	-10.51±1.18 (壓力)	-0.19±0.14 (壓力)
	乙組	-0.20±0.17 (壓力)	-12.08±1.02 (壓力)	-11.02±1.34 (壓力)	-0.20±0.17 (壓力)
Fx 最小值	甲組	-0.20±0.35 (後向剪力)	4.11±1.12* (前向剪力)	2.06±1.15* (前向剪力)	-0.20±0.35 (後向剪力)
	乙組	-0.09±0.47 (後向剪力)	6.04±1.63* (前向剪力)	4.02±1.37* (前向剪力)	-0.09±0.47 (後向剪力)
Fy 最小值	甲組	-0.89±1.16 (外向剪力)	-1.40±1.44* (外向剪力)	-2.36±1.08* (外向剪力)	-2.44±0.99* (外向剪力)
	乙組	0.01±0.94 (內向剪力)	1.46±2.65* (內向剪力)	-0.43±2.01* (外向剪力)	-0.90±1.58* (外向剪力)
Fz 最小值	甲組	-12.99±1.62 (壓力)	-13.02±1.66 (壓力)	-12.65±1.69 (壓力)	-13.20±1.67 (壓力)
	乙組	-12.38±1.07 (壓力)	-12.77±0.85 (壓力)	-12.66±1.22 (壓力)	-13.02±1.02 (壓力)
Mx 最大值	甲組	0.04±0.04 (內翻力矩)	-0.15±0.20 (外翻力矩)	-0.13±0.14 (外翻力矩)	0.04±0.04 (內翻力矩)
	乙組	0.06±0.11 (內翻力矩)	-0.06±0.20 (外翻力矩)	-0.05±0.18 (外翻力矩)	0.06±0.11 (內翻力矩)
My 最大值	甲組	0.68±0.31* (蹠屈力矩)	0.76±0.29* (蹠屈力矩)	0.80±0.26 (蹠屈力矩)	0.83±0.26 (蹠屈力矩)
	乙組	1.14±0.43* (蹠屈力矩)	1.17±0.44* (蹠屈力矩)	1.16±0.43 (蹠屈力矩)	1.20±0.43 (蹠屈力矩)
Mz 最大值	甲組	0.07±0.06 (內旋力矩)	-0.19±0.18 (外旋力矩)	-0.28±0.17 (外旋力矩)	0.07±0.06 (內旋力矩)
	乙組	0.34±0.31 (內旋力矩)	0.11±0.38 (內旋力矩)	-0.04±0.33 (外旋力矩)	0.34±0.31 (內旋力矩)
Mx 最小值	甲組	-0.15±0.19 (外翻力矩)	-0.17±0.20 (外翻力矩)	-0.19±0.19 (外翻力矩)	-0.19±0.19 (外翻力矩)
	乙組	-0.18±0.19 (外翻力矩)	-0.10±0.21 (外翻力矩)	-0.09±0.18 (外翻力矩)	-0.19±0.18 (外翻力矩)
My 最小值	甲組	-0.11±0.11 (背屈力矩)	0.65±0.31* (蹠屈力矩)	0.61±0.30* (蹠屈力矩)	-0.11±0.11 (背屈力矩)
	乙組	-0.03±0.12 (背屈力矩)	1.10±0.43* (蹠屈力矩)	1.02±0.42* (蹠屈力矩)	-0.03±0.12 (背屈力矩)
Mz 最小值	甲組	-0.20±0.17 (外旋力矩)	-0.30±0.18 (外旋力矩)	-0.41±0.19 (外旋力矩)	-0.42±0.19 (外旋力矩)
	乙組	-0.09±0.16 (外旋力矩)	-0.04±0.34 (外旋力矩)	-0.25±0.16 (外旋力矩)	-0.26±0.14 (外旋力矩)

**t*-test, *p*<0.05。

附錄七 前導腳膝關節力量及力矩於各分期極值之總表

力量/力矩	組別	後擺後期	加速期	減速期	全期
Fx 最大值	甲組	5.72±1.85* (前向剪力)	5.19±1.57* (前向剪力)	4.84±1.71* (前向剪力)	5.76±1.83* (前向剪力)
	乙組	8.34±1.40* (前向剪力)	8.16±1.53* (前向剪力)	7.38±1.90* (前向剪力)	8.37±1.43* (前向剪力)
Fy 最大值	甲組	0.93±0.29 (內向剪力)	-2.50±1.08 (外向剪力)	-1.98±1.05 (外向剪力)	0.93±0.29 (內向剪力)
	乙組	1.14±0.24 (內向剪力)	-1.99±0.79 (外向剪力)	-2.49±0.89 (外向剪力)	1.14±0.24 (內向剪力)
Fz 最大值	甲組	0.34±0.15 (張力)	-11.36±1.49 (壓力)	-9.72±0.88 (壓力)	0.34±0.15 (張力)
	乙組	0.33±0.19 (張力)	-10.76±1.12 (壓力)	-9.71±1.05 (壓力)	0.33±0.19 (張力)
Fx 最小值	甲組	-0.33±0.48 (後向剪力)	4.80±1.70* (前向剪力)	2.70±1.87* (前向剪力)	-0.34±0.48 (後向剪力)
	乙組	-0.36±0.36 (後向剪力)	7.35±1.87* (前向剪力)	5.03±1.94* (前向剪力)	-0.36±0.36 (後向剪力)
Fy 最小值	甲組	-2.58±1.06 (外向剪力)	-2.84±1.07 (外向剪力)	-2.88±1.13 (外向剪力)	-2.96±1.09 (外向剪力)
	乙組	-1.99±0.79 (外向剪力)	-2.68±0.78 (外向剪力)	-3.00±0.70 (外向剪力)	-3.01±0.69 (外向剪力)
Fz 最小值	甲組	-11.86±1.58 (壓力)	-11.87±1.63 (壓力)	-11.54±1.62 (壓力)	-12.09±1.67 (壓力)
	乙組	-11.25±1.24 (壓力)	-11.44±1.03 (壓力)	-11.14±1.29 (壓力)	-11.67±1.15 (壓力)
Mx 最大值	甲組	0.33±0.18 (內收力矩)	-1.03±0.46 (外展力矩)	-0.90±0.39 (外展力矩)	0.33±0.18 (內收力矩)
	乙組	0.42±0.17 (內收力矩)	-0.78±0.49 (外展力矩)	-1.04±0.52 (外展力矩)	0.42±0.17 (內收力矩)
My 最大值	甲組	0.07±0.15 (屈曲力矩)	-1.09±0.51* (伸展力矩)	-0.29±0.49 (伸展力矩)	0.13±0.17 (屈曲力矩)
	乙組	0.09±0.10 (屈曲力矩)	-1.66±0.44* (伸展力矩)	-0.88±0.58 (伸展力矩)	0.09±0.10 (屈曲力矩)
Mz 最大值	甲組	0.05±0.05 (內旋力矩)	-0.30±0.19 (外旋力矩)	-0.36±0.21 (外旋力矩)	0.05±0.05 (內旋力矩)
	乙組	0.09±0.09 (內旋力矩)	-0.38±0.24 (外旋力矩)	-0.43±0.16 (外旋力矩)	0.09±0.09 (內旋力矩)
Mx 最小值	甲組	-1.06±0.47 (外展力矩)	-1.22±0.46 (外展力矩)	-1.28±0.45 (外展力矩)	-1.31±0.45 (外展力矩)
	乙組	-0.79±0.48 (外展力矩)	-1.09±0.50 (外展力矩)	-1.26±0.45 (外展力矩)	-1.27±0.45 (外展力矩)
My 最小值	甲組	-1.61±0.53* (伸展力矩)	-1.42±0.54 (伸展力矩)	-1.09±0.51* (伸展力矩)	-1.61±0.53* (伸展力矩)
	乙組	-2.08±0.23* (伸展力矩)	-1.95±0.31 (伸展力矩)	-1.67±0.45* (伸展力矩)	-2.08±0.24* (伸展力矩)
Mz 最小值	甲組	-0.30±0.19 (外旋力矩)	-0.40±0.20 (外旋力矩)	-0.47±0.20 (外旋力矩)	-0.47±0.19 (外旋力矩)
	乙組	-0.39±0.21 (外旋力矩)	-0.48±0.19 (外旋力矩)	-0.58±0.11 (外旋力矩)	-0.58±0.12 (外旋力矩)

**t*-test, *p*<0.05。

附錄八 前導腳髖關節力量及力矩於各分期極值之總表

力量/力矩	組別	後擺後期	加速期	減速期	全期
Fx 最大值	甲組	0.47±0.20 (前向剪力)	-5.62±1.49 (後向剪力)	-4.67±1.09 (後向剪力)	0.47±0.20 (前向剪力)
	乙組	0.48±0.26 (前向剪力)	-6.04±1.18 (後向剪力)	-4.84±1.32 (後向剪力)	0.48±0.26 (前向剪力)
Fy 最大值	甲組	2.35±0.82 (內向剪力)	1.70±1.03 (內向剪力)	1.30±1.05 (內向剪力)	2.35±0.83 (內向剪力)
	乙組	3.12±1.19 (內向剪力)	2.39±1.39 (內向剪力)	1.80±1.10 (內向剪力)	3.12±1.19 (內向剪力)
Fz 最大值	甲組	0.78±0.10* (張力)	-10.01±1.40 (壓力)	-8.42±1.10 (壓力)	0.78±0.10* (張力)
	乙組	1.13±0.28* (張力)	-10.43±1.56 (壓力)	-9.37±1.76 (壓力)	1.13±0.28* (張力)
Fx 最小值	甲組	-5.83±1.55 (後向剪力)	-5.97±1.63 (後向剪力)	-5.83±1.59 (後向剪力)	-6.04±1.63 (後向剪力)
	乙組	-6.60±1.32 (後向剪力)	-6.56±1.23 (後向剪力)	-6.09±1.14 (後向剪力)	-6.70±1.27 (後向剪力)
Fy 最小值	甲組	-0.07±0.26 (外向剪力)	1.25±1.03 (內向剪力)	0.57±0.84 (內向剪力)	-0.15±0.41 (外向剪力)
	乙組	0.02±0.21 (內向剪力)	1.79±1.11 (內向剪力)	1.00±0.77 (內向剪力)	0.01±0.24 (內向剪力)
Fz 最小值	甲組	-10.47±1.46 (壓力)	-10.50±1.42 (壓力)	-10.16±1.42 (壓力)	-10.67±1.42 (壓力)
	乙組	-10.55±1.47 (壓力)	-10.91±1.67 (壓力)	-10.81±1.93 (壓力)	-10.99±1.78 (壓力)
Mx 最大值	甲組	0.96±0.20 (內收力矩)	-0.52±0.52 (外展力矩)	-0.56±0.58 (外展力矩)	0.96±0.20 (內收力矩)
	乙組	0.99±0.19 (內收力矩)	-0.36±0.30 (外展力矩)	-0.75±0.30 (外展力矩)	0.99±0.19 (內收力矩)
My 最大值	甲組	1.60±0.62 (伸展力矩)	1.97±0.68 (伸展力矩)	2.32±0.54 (伸展力矩)	2.32±0.54 (伸展力矩)
	乙組	1.44±0.82 (伸展力矩)	1.64±0.73 (伸展力矩)	1.90±0.53 (伸展力矩)	1.93±0.57 (伸展力矩)
Mz 最大值	甲組	0.42±0.27 (內旋力矩)	0.53±0.25 (內旋力矩)	0.57±0.24 (內旋力矩)	0.58±0.25 (內旋力矩)
	乙組	0.44±0.36 (內旋力矩)	0.65±0.36 (內旋力矩)	0.73±0.36 (內旋力矩)	0.73±0.36 (內旋力矩)
Mx 最小值	甲組	-0.53±0.53 (外展力矩)	-0.79±0.54 (外展力矩)	-0.98±0.57 (外展力矩)	-0.99±0.57 (外展力矩)
	乙組	-0.36±0.30 (外展力矩)	-0.79±0.29 (外展力矩)	-1.09±0.37 (外展力矩)	-1.09±0.37 (外展力矩)
My 最小值	甲組	-0.47±0.45 (屈曲力矩)	1.60±0.63 (伸展力矩)	1.83±0.57 (伸展力矩)	-0.47±0.45 (屈曲力矩)
	乙組	-0.21±0.13 (屈曲力矩)	1.39±0.77 (伸展力矩)	1.56±0.65 (伸展力矩)	-0.21±0.13 (屈曲力矩)
Mz 最小值	甲組	-0.20±0.16 (外旋力矩)	0.41±0.25 (內旋力矩)	0.32±0.24 (內旋力矩)	-0.20±0.15 (外旋力矩)
	乙組	-0.34±0.11 (外旋力矩)	0.44±0.36 (內旋力矩)	0.56±0.36 (內旋力矩)	-0.34±0.11 (外旋力矩)

**t*-test, *p*<0.05。