

國立臺灣體育大學（臺中）
National Taiwan Sport University
體育研究所碩士學位論文

棒球投手投球時運動學及肌電訊號之分析
ANALYSIS OF KINEMATICS AND
ELECTROMYOGRAPHIC SIGNALS DURING
BASEBALL PITCHING



指導教授：張怡雯 博士
協同教授：王琦正 副教授
研究生：程正欣 撰

中華民國 98 年 1 月

論文名稱：棒球投手投球時運動學及肌電訊號之分析

總頁數：97 頁

院校所組別：國立臺灣體育大學（臺中）體育研究所自然科學組

畢業時間及提要別：九十七學年度第一學期碩士學位論文提要

研究生：程正欣

指導教授：張怡雯博士

中文摘要

棒球比賽中，投手為掌握比賽勝負的主要因素之一，過去有許多對於棒球投手的生物力學研究，針對投擲不同變化球時的力學機轉，許多文獻顯示在投擲不同變化球時，力學參數和肌電訊號有些許的不同，另外一方面，動作的一致性和穩定性為維持運動表現的重要條件之一，然而對於投擲不同變化球動作之變異性，過去並無相關研究，因此，本研究的目的為：1. 探討及比較投擲不同的球種時，身體各部位之運動學參數及投球側上肢之肌電訊號、2. 探討及比較投擲不同的球種時，身體各部位運動學參數及投球側上肢肌電訊號之變異性。本研究以 5 位大學甲組棒球投手，以 EMG 量測系統 MA300 及動態分析量測系統 VICON MX 分別收集上肢肌肉的肌電訊號及運動學參數的資料，以重複量數單因子變異數分析，比較不同球種（直球、滑球及變速球）之間的運動學參數及肌電訊號值及變異係數是否有顯著差異。結果顯示，投擲不同球路時的運動學參數及肌電訊號有明顯差異，而軀幹旋轉及前傾的變異係數較高，但本研究所探討的運動學參數及肌電訊號之變異係數，並無明顯差異，表示本國大學甲組投手的投球動作，軀幹的穩定性較差，但投球動作的穩定性不會因為投擲球路的不同而有所差異。

關鍵詞：棒球投手、運動學、肌電訊號、變異性

Cheng, Cheng-Hsin (2008). Analysis of kinematics and electromyographic signals during baseball pitching. Unpublished master thesis, National Taiwan Sport University, Taichung.

ABSTRACT

In the baseball competition, pitchers' performance is one of the most important factors for winning. A lot of studies that have been reported about the biomechanics of the baseball pitching were focused on the mechanism of throwing different types of baseball. These literatures revealed some differences on mechanical parameters and electromyographic signals among different types of baseball pitching. In addition, the consistency of baseball pitching is one of the most important factors for pitchers' performance. However, there was very little study about the variability analysis during baseball pitching in the literature. The purposes of this research were: (1) to compare the difference on the kinematics data and electromyographic signals during throwing different types of baseball, (2) to compare the difference on the variability of kinematics data and electromyographic signals during throwing different types of baseball. Five collegiate pitchers were recruited. MA300 electromyography analysis system and Vicon MX motion analysis system were used. Electromyographic signals and kinematic parameters were analyzed. One-way ANOVA with repeated measures was used to analyze the differences of average and coefficient of relative variability among different types of baseball pitching. The kinematics data and electromyographic signals showed significant differences among different types of baseball pitching. The coefficient of relative variability of the trunk rotation angles and trunk tilt angles were higher than other parameters. But the coefficient of relative variability of the kinematics data and electromyographic signals showed no significant differences. The current results suggest that the stability of trunk of Taiwan collegiate pitchers is lower, but the stability of pitching show no differences among pitching different types of baseball.

Keywords: Pitcher, Kinematics, Electromyography, Variability

目錄

目錄	III
表目錄	V
圖目錄	VII
第壹章 緒論	1
第一節 研究背景	1
第二節 研究目的	3
第三節 研究假設	4
第四節 名詞解釋	4
第貳章 文獻探討	10
第一節 棒球投球動作簡述	10
第二節 運動學之相關文獻	12
第三節 動力學之相關文獻	17
第四節 肌力之相關文獻	20
第五節 肌電訊號之相關文獻	22
第六節 結語	25
第參章 實驗方法	26
第一節 實驗對象	26
第二節 實驗時間地點	26
第三節 實驗設備	26
第四節 實驗步驟	32
第五節 資料處理與分析	39
第六節 統計方法	45
第肆章 結果	47
第一節 受試者資料	47

第二節	球速	49
第三節	運動學結果	50
第四節	EMG 訊號結果	68
第伍章	討論	75
第一節	球速之討論	75
第二節	運動學結果之討論	76
第三節	EMG 訊號結果之討論	81
第四節	綜合討論	83
第陸章	結論與建議	85
引用文獻	87
中文部分	87
西文部分	87
附錄 1	受試者同意書	95
附錄 2	基本資料表	97

表目錄

表 1	棒球投手投球之運動學相關文獻整理	16
表 2	棒球投手投球之動力學相關文獻整理	19
表 3	棒球投手投球之肌力相關文獻整理	21
表 4	棒球投手投球之肌電訊號相關文獻整理	24
表 5	肢段參數值定義表	33
表 6	受試者測試部位及測試動作表	35
表 7	反光標誌點黏貼部位及代號表	38
表 8	參數定義	40
表 9	受試者資料表	48
表 10	受試者變化球統計表	48
表 11	球速平均值 ANOVA 一覽表	49
表 12	球速變異係數 ANOVA 一覽表	50
表 13	關節活動度平均值 ANOVA 一覽表	60
表 14	關節活動度變異係數 ANOVA 一覽表	61
表 15	分期時間平均值 ANOVA 一覽表	62
表 16	分期時間變異係數 ANOVA 一覽表	62
表 17	加速期開始時運動學參數平均值 ANOVA 一覽表 ..	63
表 18	加速期開始時運動學參數變異係數 ANOVA 一覽表 ...	64
表 19	球離手時運動學參數平均值 ANOVA 一覽表	66
表 20	球離手時運動學參數變異係數值 ANOVA 一覽表 ..	67
表 21	EMG 最大值 ANOVA 一覽表	71
表 22	EMG 變異係數 ANOVA 一覽表	72
表 23	肱三頭肌 EMG 特徵值 ANOVA 一覽表	74
表 24	肱三頭肌 EMG 變異係數值 ANOVA 一覽表	74

表 25	文獻球速對照表	76
表 26	文獻步長對照表	77
表 27	膝關節屈曲角度文獻對照表	78
表 28	肘關節屈曲角度文獻對照表	78
表 29	肩關節外展角度文獻對照表	79
表 30	肩關節水平內收角度文獻對照表	79

圖目錄

圖 1	二縫線直球握球方法	5
圖 2	四縫線直球握球方法	6
圖 3	曲球握球方法	6
圖 4	滑球握球方法	7
圖 5	變速球 (OK 球) 握球方法	8
圖 6	變速球 (五爪蘋果球) 握球方法	8
圖 7	指叉球握球方法	9
圖 8	投球動作流程	11
圖 9	EMG 電極片	27
圖 10	EMG 訊號集線盒	28
圖 11	EMG 訊號處理器	28
圖 12	CCD (正面)	29
圖 13	CCD (背面)	29
圖 14	VICON 視訊處理器	29
圖 15	反光球標誌	30
圖 16	反光球三角架	30
圖 17	實驗室場地配置圖	30
圖 18	擋網	31
圖 19	實驗投擲用球	31
圖 20	反光標誌點黏貼部位示意圖	37
圖 21	步長	40
圖 22	前導腳膝關節屈曲角度	41
圖 23	軀幹旋轉角度	41
圖 24	肘關節屈曲角度	42

圖 25	肩關節外展角度	42
圖 26	肩關節水平內收角度	43
圖 27	肩關節內旋角度	43
圖 28	軀幹前傾角度	44
圖 29	實驗流程圖	46
圖 30	前導腳膝關節屈曲角度	51
圖 31	軀幹旋轉角度	52
圖 32	肘關節屈曲角度	53
圖 33	肩關節外展角度	54
圖 34	肩關節水平內收角度	55
圖 35	肩關節內旋角度	56
圖 36	軀幹前傾角度	57
圖 37	EMG 訊號線性封波	69
圖 38	肱三頭肌 EMG 特徵值	69

第壹章 緒論

第一節 研究背景

旅美棒球好手王建民，這幾年在美國職業棒球大聯盟傑出的表現，激起了台灣人民再一次的對棒球運動的熱情，2006年在卡達杜哈的亞運會，中華隊拿下了亞運歷史上第一面棒球項目的金牌，更讓我們以台灣的棒球為榮。我國在奧運比賽項目之中，棒球為最有希望奪下獎牌的項目之一，由此可見，棒球對於現今台灣的體育運動有著不可或缺的重要性。

一個優秀的運動選手，除了要有強健的生理狀態、穩定的心理素質，還要有熟練的技術能力。在棒球比賽中，使比賽獲勝的要素，除了球員打擊得分及守備的能力、教練的戰術應用之外，最重要占大部份因素的，便是投手的表現 (Walter, 2002)，投手的表現經常是控制整場比賽的關鍵 (楊賢銘、林華韋、王琦正、中本茂樹，1999)，Kindall (1993) 就指出，在一場棒球比賽中，投手就操縱 60-75% 的勝利因素，然而為了成為一位優秀的棒球投手，大部分的投手需要不斷的練習，以期望能持續的產生高球速，但又要避免因肩關節及肘關節的過度負荷，而導致運動傷害的產生 (Stodden, Fleisig, McLean, & Andrews, 2005)。

在棒球比賽中，投手主要以直球和其他變化球路搭配使用，因此快速的直球或者是犀利的變化球，便是成為一位優秀選手的必要條件之一。過去已有許多學者針對投手投擲不同球路時的動作做分析，Escamilla, Fleisig, Barrentine, Zheng, 與 Andrews (1998) 以運動學參數，分析投手在投擲

直球 (fastball)、變速球 (change-up)、曲球 (curveball)、滑球 (slider) 等變化球時動作的特性，發現在投擲不同的變化球時，大部份的肩關節和肘關節的運動學參數變化，皆有顯著的差異，其中直球和變速球的差異最大，從前導腳觸地到球出手，膝關節屈曲的角度變化，直球僅有 2 度，投擲變速球則有 13 度的變化；在加速期時，投擲直球的肩關節最大內旋角速度 ($7550^{\circ}/\text{秒}$) 明顯大於變速球 ($6680^{\circ}/\text{秒}$)。Barrentine, Matsuo, Escamilla, Fleisig, 與 Andrews (1998) 針對投擲不同變化球時，腕關節及前臂的運動學參數作探討，研究結果顯示，投擲曲球時，前臂最大旋前角度最大，可達 32 度。

Fleisig 等 (2006) 以 21 位健康的大學投手作為受試者，分析投手投擲四種變化球 (直球、曲球、變速球、滑球) 時，結果發現投擲變速球時的關節力矩，比其它三種變化球小，而直球有最大的肩關節水平外展力矩 (111N.m) 和肘關節內翻力矩 (82N.m)，投曲球時，肘關節的屈曲力矩 (41 N.m) 較投變速球時大。Sisto, Jobe, Moynes, 與 Antonelli (1987) 以 8 位大學投手投擲直球和曲球，分析投擲不同球路時上肢肌電訊號的差異，發現橈側伸腕長肌 (extensor carpi radialis longus) 及橈側伸腕短肌 (extensor carpi radialis brevis) 在投擲曲球時，活動的程度有所增加。Saito 等 (2001) 以 5 位大學投手為受試者，探討球速以及球路與肱二頭肌 (biceps brachii)、肱三頭肌 (triceps brachii)、尺側屈腕肌 (flexor carpi ulnaris)、旋前圓肌 (pronator teres)、橈側屈腕肌 (flexor carpi radialis)、伸指肌 (extensor digitorum communis) 及尺側伸腕肌 (extensor carpi ulnaris) 等肌電訊

號間的關係，發現旋前圓肌的訊號振幅在投擲直球時顯著大於投擲曲球的時候，橈側屈腕肌及橈側伸腕肌 (extensor carpi radialis) 的肌電訊號在球速增加時，大於尺側的肌群，由此可知，在投擲不同球路時，特定的肌肉活動程度將增加，表示各種不同變化球所使用的肌肉並不一致。

一位優秀的棒球投手，除了必須持續的保持正確的姿勢外，也必須將每一次投球姿勢的差異減至最小 (House, 2000)，無論要投何種球路，放球點、揮臂速度及揮臂軌跡都應保持一致，才不致於被打者識破 (莊廷玉、李來發，2007)。但之前的研究結果顯示，投擲直球和變化球時的動作，是有明顯的差異存在。另外一方面，無論是什麼運動項目，動作的穩定性和一致性占了很重要的因素，正確一致的動作，可以使運動表現持續發揮，對於棒球投手來說，正確且一致的投球動作，可以使得球速持續維持，變化球容易控制，以及有效的混淆打者去猜測球路。然而針對棒球投球動作的變異性，過去鮮少學者有相關的研究，針對投擲不同球路時動作變異性的探討，目前並沒有相關文獻探討。

第二節 研究目的

本研究的目標在於藉由生物力學的研究方法，針對棒球投手投擲變化球時，分析上肢運動學參數和特定肌肉的肌電訊號，並運用統計方法加以比較，藉以提供教練及選手對於投擲不同變化球時動作特性的了解，做為實際訓練時，指導及修正動作的參考依據。因此，本研究的目的主要有二：

- 一、探討及比較投擲不同的球路時，身體各部位之運動學參數及投球側上肢之肌電訊號。
- 二、探討及比較投擲不同的球路時，身體各部位運動學參數及投球側上肢肌電訊號之變異性。

第三節 研究假設

本研究的研究假設如下：

- 一、所有的受試者皆在指示之下，盡力完成實驗中所需要操作的動作。
- 二、投手在投擲各種不同球路時，身體各部位的運動學參數及投球側上肢的肌電訊號，會隨著其不同的球路而有所不同的差異。
- 三、投手在投擲各種不同化球路時，身體各部位的運動學參數及投球側上肢的肌電訊號，會隨著其不同的球路而有不同的變異性存在。

第四節 名詞解釋

一、運動學 (kinematics)

探討人體的動作而不考慮起因的科學，主要在描述和量化身體在空間的位置與時間之間的關係，如：位移、角度、速度、加速度、角速度、角加速度等運動學參數。

二、變異性 (variability)

表示團體中資料分散情形的性質。

三、變化球

藉由不同的握球方法或不同的出手點，使得投出的球在行進的方向或速度上產生改變，以混淆打擊者的特殊投球方法，如：曲球、滑球、變速球、指叉球等，廣義上來說，若一位投手的直球有速度上的變化，那也算是變化球的表現。

四、直球 (fast ball)

為投手最基本且最常使用的球路，大聯盟投手的快速直球最快可達到 100 英哩，握法還可分為二縫線 (two-seam)(圖 1) 和四縫線 (four-seam)(圖 2) 兩種直球。



圖 1 二縫線直球握球方法



圖 2 四縫線直球握球方法

五、曲球 (curveball)

球速較慢，球路軌跡為由上往下、大弧度曲線般的變化球，大聯盟投手平均曲球時速約 68 至 72 英哩左右 (圖 3)。



圖 3 曲球握球方法

六、滑球 (slider)

球路軌跡類似直球，但接近打擊者時卻會產生四到六英寸偏移，讓打者感覺像滑走的變化球，大聯盟投手平均滑球時速約 81 至 82 英哩左右 (圖 4)。



圖 4 滑球握球方法

七、變速球 (change-up)

變速球的特性並非球速上的改變，而是藉由握球方法的不同使得球出手時機不同，讓打擊者對球揮擊時機產生混淆的變化球，如：OK 球 (圖 5)、五爪蘋果球 (圖 6) 等。



圖 5 變速球（OK 球）握球方法



圖 6 變速球（五爪蘋果球）握球方法

八、指叉球 (forkball)

握法為將球夾至食指與中指間，當球行進至本壘板時會急速下墜的一種變化球（圖 7）。



圖 7 指叉球握球方法

第貳章 文獻探討

本章節首先將棒球投手投球動作稍作簡述，接著針對在生物力學領域中的運動學分析 (kinematics)、動力學分析 (kinetics)、肌力分析 (muscle strength) 及肌電訊號分析 (electromyographic, EMG) 做整理及探討。

第一節 棒球投球動作簡述

棒球投球的動作，以生物力學的角度來區分，主要可分為六個時期，包括預備期 (wind-up phase)、腳觸地期 (stride phase)、上肢後擺期 (arm cocking phase)、上肢加速期 (arm acceleration phase)、上肢減速期 (arm deceleration phase)、跟隨動作期 (follow through phase) (Fleisig 等, 1996)，另外也有將投球分期只分為準備期 (wind-up phase)、跨步期 (cocking phase)、加速期 (acceleration phase)、減速期 (deceleration)、投擲後期 (follow through) 五個時期的分期方法 (中華民國體育學會, 2000)。

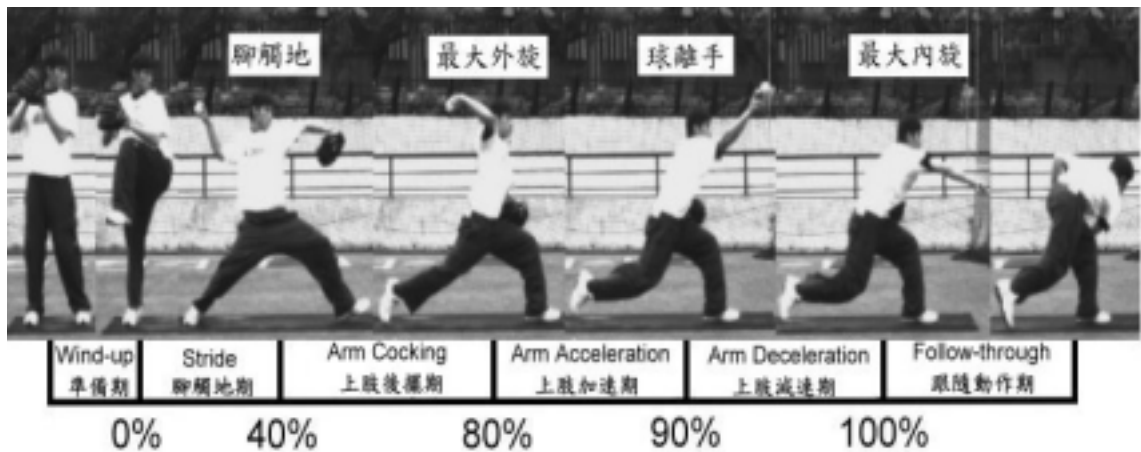


圖 8 投球動作流程

投球動作流程如圖 8，預備期為投擲動作的一開始，手擺在起始位置，兩腳著地，呈現最自然輕鬆的姿勢，接著前導腳開始慢慢抬起，支撐腳維持身體平衡，但上半身的動作沒有太大的變化，身體的重心仍維持不變，直到前導腳的膝關節抬至最高點。當膝關節抬至最高點後，腳觸地期開始，前導腳開始向前方跨出，支撐腳從維持平衡轉變為向前推蹬，投球手開始做水平外展，將肩關節伸展到最大，身體重心開始向前轉移，最後前導腳觸地，腳尖向前，投球側肩關節呈現外展 90°的狀態，此約為整個動作時程的 40%。前導腳觸地後，上肢後擺期開始，上半身軀幹及骨盆開始向前旋轉，肩關節開始外旋 (shoulder external rotation)，重心持續向前移動，直到軀幹轉至正面，肩關節外旋角度達到最大值時，上肢後擺期結束。

當上肢加速期開始，大約在整個投球動作時程的 80% 時，自肩關節最大外旋角度，開始產生內旋動作，同時肘關節開始伸展 (elbow extension)，上半身軀幹開始前傾，上肢

加速期結束時，肩關節最大內旋角速度可達到 $7600^{\circ}/\text{秒}$ ，同時肘關節最大伸展角速度可達到 $2400^{\circ}/\text{秒}$ (Loftice, Fleisig, Zheng, & Andrews, 2004)。當球出手之後，上肢減速期開始，動作開始變慢，上半身軀幹持續前傾，肩關節達到最大的內旋角度 (Sabick, Torry, Kim, & Hawkins, 2004)，肘關節持續做伸直的動作，身體的重心轉移至前導腳。最後的跟隨動作期，肩關節持續內旋及減速，重心完全放至前導腳，直到整個投擲動作結束。

當投手投球時，過度的伸展、極快速的角速度、強大的關節作用力矩及使用的過度 (Aguinaldo, Buttermore, & Chambers, 2007)，是造成投手運動傷害的主要因素，而加速期所產生的外翻力矩對肘關節的影響，也是投手運動傷害的主要原因之一 (Matsuo, Fleisig, Zheng, & Andrews, 2006; Werner, Murray, Hawkins, & Gill, 2002)。因此，除了 Sabick, Torry, Lawton, 與 Hawkins (2004) 建議限制投球的局數和球數之外，投手應該增加肩關節及肘關節等部位的肌力及柔軟度，以抵抗強大的作用張力，避免運動傷害的發生 (Stodden 等, 2005)。

第二節 運動學之相關文獻

運動學在生物力學領域中，主要是以探討關節角度、角速度及角加速度的變化，配合時間空間參數，以了解關節在活動時的狀態和特性。藉由運動學分析，我們可以了解投手在投球動作時，關節活動角度的變化和特性，過去的文獻針對投手的運動學分析，已多有探討 (Cook, & Strike, 2000;

Escamilla, Fleisig, Zheng, Barrentine, & Andrews, 2001; Fleisig, Barrentine, Zheng, Escamilla, & Andrews, 1999)。

關於球速與運動學參數的關係，Matsuo, Escamilla, Fleisig, Barrentine, 與 Andrews (2001) 曾經以 127 名健康的大學投手及職業投手為受試者，將 12 個運動學參數和 9 個時間參數作分析，藉以比較球速較快和較慢的投手，運動學參數及時間參數的不同，發現球速較慢的投手，前導腳膝關節的最大屈曲角速度 (maximum lead knee flexion angular velocity) ($260^{\circ}/\text{秒}$) 明顯大於球速快的投手 ($161^{\circ}/\text{秒}$)，而球速較快的投手則有相當大的肩關節外旋角度 (179°)。Stodden, Fleisig, McLean, Lyman, 與 Andrews (2001) 以 7 位職業、9 位大學及 3 位高中的健康投手探討骨盆和上半身軀幹位置對投球球速的關係，發現當球速增加時，在投擲側肩關節產生最大外旋時，上半身軀幹和骨盆的旋轉角度會有增加的現象，此外，在上肢後擺期的骨盆平均速度，以及上肢加速期時，上半身軀幹的平均速度，都會隨著球速的增快而增加。

在不同國家的棒球投手之比較上，Escamilla, Fleisig, Barrentine, Andrews, 與 Moorman (2002) 分析 11 位美國與 8 位韓國的職棒投手的運動學特性，藉以了解兩種不同人種的棒球投手，在力學表現上的不同，結果顯示在腳觸地期，美國投手有明顯較大的肩關節水平外展，而韓國投手則有較大的肩關節外展和外旋；上肢後擺期時，美國投手顯示出較大的最大肩關節外旋，和較大的最大骨盆角速度 (maximum pelvis angular velocity)；當球出手瞬間，美國投手的軀幹向前傾斜角度較大，球速也較快，以及較小的膝關節屈曲，這

解釋了美國投手的球速，為什麼比韓國投手的球速快 10% 的原因。以上這些影響球速的關節位置，在投手訓練的動作調整上，或許可以提供教練一些有效的參考訊息，經由適當的調整投手關節位置，以產生更高球速的投球表現。

對於不同球路的運動學差異上，Escamill 等 (1998) 以 16 位大學投手投球動作的運動學參數，分析投手在投擲直球 (fastball)、變速球 (change-up)、曲球 (curveball)、滑球 (slider) 等變化球時動作的特性，發現在投擲不同的變化球時，大部份的肩關節和肘關節的運動學參數變化，皆有顯著的差異，其中直球和變速球的差異最大，從前導腳觸地到球出手，膝關節屈曲的角度變化，直球僅有 2 度，投擲變速球則有 13 度的變化；在加速期時，投擲直球的肩關節最大內旋角速度 ($7550^{\circ}/\text{秒}$) 明顯大於變速球 ($6680^{\circ}/\text{秒}$)。Barrentine 等 (1998) 以 8 位大學的棒球投手針對投擲不同變化球時，腕關節及前臂的運動學參數作探討，研究結果顯示，投擲曲球時，前臂最大旋前角度最大，可達 32 度，但是投擲直球和變速球時，腕關節和前臂的運動學參數並沒有差異。由以上這二篇文獻可知，對於直球和變速球投擲的差異上，主要發生於肩關節及肘關節的位置變化，和前臂及腕關節的活動較無相關，這些與球路相關的關節位置上的差異，也可以提供打擊者對於投手投球預測的參考訊息。

不同年齡或經驗的投手，在運動學表現上亦會有所差異，Dun, Fleisig, Loftice, Kingsley, 與 Andrews (2007) 探討年齡對職業棒球投手的影響，將 67 名職棒投手高於平均年齡一個標準差的 12 名投手分為老年組，以及 10 名低於平均年齡一個標準差的投手分為年輕組，以 18 個運動學參數，比較

兩組動作上的不同，發現老年組的投手，在上肢後擺期有較小的肩關節外旋，球離手時前導腳膝關節有較多的屈曲，並且身體傾斜的角度較小，但是在球速和身體肢段速度的變異上，老年組和年輕組之間沒有差異。Murata (2001) 則將依照隊上教練意見和投手的球速及臨場表現，將 6 位社會人球隊投手和 3 位高中棒球投手分為熟練組 (skilled) 和不熟練組 (unskilled)，以探討投球時，非投球側肩關節動作的異同，及與球速之間的關係，結果發現熟練組的投手，非投球側肩關節的動作比不熟練組的投手小，而且較小的動作一樣可以產生較快的球速。表示球齡較久的投手，在身體動作較小與較不費力的情形下，一樣可以運用技巧達到高球速。

棒球投手投球之運動學相關文獻整理如表 1，由以上運動學相關的研究文獻可知，投擲不同球路時，運動學參數的變化也有所不同，當球速增加時，肩關節、肘關節、軀幹和骨盆的角度及角速度也隨之增加，若增加投手投球時的肩關節最大外旋與水平外展角度、上半身軀幹和骨盆旋轉角度與角速度，則明顯有利於球速的增加；在投手投擲直球和變速球時，雖然肩關節和肘關節角度的變化差異較大，但前臂和腕關節位置並沒有明顯差異；對於有經驗或是較熟練的投手，雖然投球時身體動作較小，但同樣可以利用技巧產生高球速。因此對於打擊者而言，也許可以藉由投手在投球時，動作上些微的不同，預先推測投手所要投的球路；另一方面，教練或投手，亦可藉由運動學參數的變化，了解哪些關節角度與速度是增加球速的主要影響因子，並可以實際應用於投手訓練上。

表 1 棒球投手投球之運動學相關文獻整理

作者、年	受試者	目的	主要結果
Barrentine 等 (1998)	8 位大學投手	探討不同球路之腕關節及前臂運動學探討。	各球路間有顯著的差異，但投擲直球和變速球，腕關節和前臂運動學參數差異最小。
Escamilla 等 (1998)	16 位大學投手	探討不同球路之上肢關節角度變化。	肩關節、肘關節的運動學參數，有顯著差異，直球和變速球差異最大，直球和滑球差異最小。
Fleisig 等 (1999)	23 位青少年、33 位高中生、115 位大學生及 60 位職業投手	調查不同層級投手在運動學、動力學及時間參數間的差異。	不同層級選手間，肘關節屈曲等 6 個運動學參數及肘關節外翻力矩等 8 個動力學參數有所差異。
Escamilla 等 (2001)	8 國共 48 位參加 1996 奧運投手	不同國家投手運動學參數之探討。	各國投手肩關節水平外展、水平外旋、球速有明顯差異。
Matsuo 等 (2001)	大學和職業共 127 位投手	探討快球速組與慢球速組之運動學差異。	球速快者肩關節外旋較大，前導腳膝關節最大屈曲角速度較小。
Murata (2001)	6 位社會人球隊投手及 3 位高中生投手	探討熟練程度對投擲時非投球側肩關節動作的影響。	熟練組的投手，非投球側肩關節的動作較小，而且較小的動作一樣可產生高球速。
Stodden 等 (2001)	7 位職業、9 位大學及 3 位高中投手	研究骨盆和軀幹關節角度與球速間的關係。	球速增加，骨盆和上軀幹的角度和速度隨之增加。
Escamilla 等 (2002)	11 位美國職棒投手與 8 位韓國職棒投手	不同人種投手之運動學及動力學探討。	球出手時，美國投手的軀幹前傾角度較大，球速也較快，以及較小的膝關節屈曲。
Dun 等 (2007)	67 位職棒投手	分析年紀對投球時的關節角度之影響。	老年組投手動作較小，但球速沒有差異。

第三節 動力學之相關文獻

生物力學領域中的動力學，主要是探討關節在活動時，關節力矩的產生，以及力量大小與方向的變化。藉由動力學分析投手投球時的動作，可以了解投球時，身體各部位關節作用力的變化，進一步可推估引起運動傷害的機轉。此外，關節力矩和肌肉所產生力量，與球速有密切的關聯存在，過去的文獻中，已有許多針對棒球投手投球相關的動力學研究 (Sabick, Torry, Kim, 與 Hawkins, 2004)。以下各段針對動力學的各個可能影響因子作綜合整理。

在不同層級投手的動力學分析上，Fleisig, Barrentine, Zheng, Escamilla, 與 Andrews, (1999) 曾以以不同比賽層級 (competition level) 的投手，包括 23 位青少年、33 位高中、115 位大學、與 60 位職業的投手，分析其 8 個動力學參數在投球時的差異，發現高層級的投手，在上肢後擺期和加速期，有較大的關節力矩產生，而關節力矩值，隨著運動層級的提高，有顯著的增加，然而，這也表示較高層級的棒球投手，也有較大的受傷風險。Aguinaldo, Buttermore, 與 Chambers (2007) 以 6 位職業、11 位大學、12 位高中和 9 位青少年的投手，探討其上半身軀幹旋轉，與肩關節力矩之間的關係，發現職業選手的上半身，在投球時開始旋轉的時機，發生在整個投球動作時程的 34%，較其他層級的投手 (14%) 明顯的要晚了 20%，並且有較少的上半身旋轉力矩，這使得職業選手能更有效率的使用身體來產生動量，並且同時減少肩關節的負擔。

不同國家之投手於動力學參數也不盡相同，Escamilla 等

(2002) 以 11 位美國與 8 位韓國的職棒投手，比較美韓投手動力學參數，美國投手在上肢後擺期，有較高的最大肩關節內旋力矩和最大肘關節內翻力矩，加速期有較高的肘關節屈曲力矩，以幫助產生高球速，但相對的也容易形成肩關節和肘關節的負荷。另外，在探討與球速最相關的動力學參數上，Stodden 等 (2005) 探討 19 名大學棒球投手的投球動作，分析動力學參數與球速之間的關係，其中肘關節屈曲力矩、肩關節近端力量與肘關節近端力量和增加球速有明顯正相關。表示投高球速時，這些上肢關節所承受的力量與力矩也隨之增加，伴隨著可能受傷的風險也跟著提高。

在不同球路之動力學研究中，Fleisig 等 (2006) 以 21 位大學投手作為受試者，分析投手投擲四種變化球（直球、曲球、變速球、滑球）時，結果發現投擲變速球時的關節力矩，比其它三種變化球小，而直球有最大的肩關節水平外展力矩 (111N.m) 和肘關節內翻力矩 (82N.m)，投曲球時，肘關節的屈曲力矩 (41N.m) 較投變速球時大。由此可知，擅長不同球路的投手，為了儘可能減低運動傷害發生的風險，肌力訓練時所應強調訓練的肌群亦不同。例如擅長投曲球的投手，在肌力訓練上，應該加強肘屈肌的訓練，以因應投球時高強度的肘屈曲力矩。

Xue 與 Masuda (1997) 分析 12 位日本職業投手的投球動作，發現在快速的投擲動作中，肩關節的功能像是一個重要的支點，支撐著加速期投球的上肢，為了讓投球的動作完美且預防肩關節的損傷，避免關節部位過度的壓力和剪力，以及增強肌肉活動的協調性是相當重要的。因此，藉由以上和動力學相關的研究可知 (表 2)，產生較高的球速時，關節

力矩也相對的提高，對於不同的變化球，也會造成關節負荷的不同，教練和選手應在增加球速時，也注意關節力矩的增加所帶來的負擔，並配合適當的肌力訓練計畫，以免造成運動傷害。

表 2 棒球投手投球之動力學相關文獻整理

作者、年代	受試者	目的	主要結果
Xue 等 (1997)	12 位職業投手	探討肩關節在快速投擲動作時的生物力學機轉。	在快速的投擲動作中，肩關節的功能像是一個重要的支點，支撐著加速期投球的上肢。
Fleisig 等 (1999)	23 位國中生、33 位高中生、115 位大學生及 60 位職業投手	研究不同層級投手在運動學、動力學及時間參數間的差異。	不同層級選手間，肘關節屈曲等 6 個運動學參數及肘關節外翻力矩等 8 個動力學參數有所差異。
Escamilla 等 (2002)	11 位美國職棒投手與 8 位韓國職棒投手	調查不同人種投手之運動學、動力學及時間參數探討。	美國投手有較高關節力矩，以幫助產生高球速，但也容易造成肩關節和肘關節受傷的機率。
Sabick 等 (2004)	25 位職棒投手	探討肱骨力矩造成投手骨折的原因。	當肩關節最大外旋時肱骨力矩最大，最容易發生骨折。
Stodden 等 (2005)	19 位大學投手	探討球速和投球時力學參數的關係。	發現肘關節屈曲力矩、肩關節近端力量與肘關節近端力量和增加球速有明顯的相關。
Fleisig 等 (2006)	21 位大學投手	分析投手投擲變化球時，肘關節與肩關節的動力學參數是否有所差異。	投擲變速球時動力學參數較小，直球有較大的肩關節水平外展力矩和肘關節內翻力矩，投曲球時，肘關節的屈曲力矩較投變速球時大。
Aguinaldo 等 (2007)	6 位職業、11 位大學、12 位高中生及 9 位國中生投手	探討投球時身體旋轉對肩關節力矩的影響。	職業選手上半身旋轉的時機，較其他層級的投手明顯的要晚，並且有較少的旋轉力矩。

第四節 肌力之相關文獻

肌力為運動員基本體能要素之一，肌力也和運動表現有著正向的關係，對於棒球投手而言，肌力的強弱與是否能投出高球速，及避免因強大作用力而造成的運動傷害，有著密切的關係 (Stodden 等, 2005)。Mikesky, Edwards, Wigglesworth 與 Kunkel (1995) 檢測 25 名大學棒球投手肩關節及肘關節的等速肌力值，發現無論是肩關節或肘關節的離心力矩，都明顯的高於向心力矩。Donatelli, Ellenbecker, Ekedahl, Wilkes, Kocher, 與 Adam (2000) 比較 39 名職業棒球投手的肩關節肌力強度，在投球側和非投球側上的異同，結果顯示，投球側的內旋肌肌力 (18.2N.m)，明顯的大於非投球側的內旋肌肌力 (17.4N.m)。另外，對於投手不同肌群之肌力比較，Huang, Wei, Chi, 與 Chang (2005) 探討成棒 (19 至 24 歲)、青棒 (16 至 18 歲)、青少棒 (13 至 15 歲) 及少棒 (9 至 12 歲) 各 20 名的投手，肩關節的內旋肌和外旋肌之等速肌力和肌耐力的比較，結果顯示，外旋肌和內旋肌力比的範圍在 0.71 到 0.77 之間，表示內旋肌的肌力普遍大於外旋肌的肌力，此外，和成年投手相比，青年與青少年的外旋肌肌力和肌耐力較弱，因此對於青年及青少年投手，外旋肌的訓練應為需特別強調之處。

對於肌力與球賽前後或球季前後的關係，Hayashida 與 Nakagawa (2005) 探討高中投手肩關節外展肌的肌力和球速，經過 19 場比賽後變化的情形，發現肩關節外展肌的肌力和球速都有所下降。Mullaney, McHugh, Donofrio, 與 Nicholas (2005) 調查平均每 7 局投球數 99 球的投手，在一

個短暫賽程（19場）前後，投手肌力的變化情形，結果發現整體的肌力數值，在賽程後都呈現下降情形，肩關節屈肌肌力下降了15%，內旋肌肌力下降了18%，肩關節外展肌下降了11%，這表示對於棒球投手而言，應重視肌力訓練的重要性，尤其在內旋肌和外展肌肌群的肌力，以維持較高的球速，和應付比賽時對關節所造成的負擔。棒球投手投球之肌力相關文獻整理如表3，根據相關文獻可知，肌力對投球動作的重要性，經過比賽之後，肩關節肌力有明顯下降的趨勢，並且年紀較輕的選手的肌力和肌耐力明顯較弱。

表 3 棒球投手投球之肌力相關文獻整理

作者、年代	受試者	目的	主要結果
Mikesky 等 (1995)	25名大學投手	檢測肩關節與肘關節二側離心與向心肌力。	無論肩或肘關節，離心力矩皆高於向心力矩。
Donatelli 等 (2000)	39名職棒投手	比較投球側和非投球側的肩關節肌力強度。	投球側的內旋肌肌力明顯大於非投球側的內旋肌肌力。
Hayashida 等 (2005)	日本高中投手	高中投手肩關節外展肌的肌力和球速在經過19場比賽後的變化情形。	肩關節外展肌的肌力和球速都明顯下降。
Huang 等 (2005)	80位年齡介於10至23歲投手	肩關節的內旋肌和外旋肌之等速肌力和肌耐力的比較。	內旋肌的肌力普遍大於外旋肌的肌力，青少年與少年的外旋肌肌力和肌耐力明顯較弱。
Mullaney 等 (2005)	13位大學或小聯盟投手	調查經過短暫賽程之後肌力的變化。	肩關節屈肌、內旋肌及外展肌皆下降。

第五節 肌電訊號之相關文獻

肌電訊號 (electromyographic, EMG) 表示肌肉在活動時所產生的電訊號，可用來測定動作中肌肉活動的情形。Jobe, Tibone, Perry, 與 Moynes (1983) 以五位投手分析投球時三角肌 (deltoid muscle) 及旋轉肌 (rotator cuff muscle) EMG 訊號在投球動作不同分期時的活動情形，發現在球離手後的跟隨動作期，肌肉活動的強度最高，表示這些肌肉對於球離手後的減速動作，扮演著重要的角色，另外 Jobe, Tibone, Perry, 與 Moynes (1984) 以四位職棒投手為受試者，更進一步的針對肱二頭肌、肱三頭肌、胸大肌 (pectoralis major)、闊背肌 (latissimus dorsi)、前鋸肌 (serratus anterior) 及肱肌 (brachialis) 等上肢肌肉在投球時的 EMG 訊號做分析，發現在腳觸地時，肱二頭肌呈現出中等強度的訊號強度，在加速期時，胸大肌、闊背肌、肱三頭肌及前鋸肌都呈現活動的狀態，但是二頭肌卻是靜止的情形，最後的跟隨動作期，不只是上肢肌肉做離心收縮以達到減速的時期，也使得肩關節由身體後方轉至前方及肘關節伴隨著前臂旋前而伸展。因此可知在不同時期，各自有不同的肌肉產生活動，尤其是在上肢加速期及上肢減速期，肌肉活動的程度最大。

對於不同層級投手在 EMG 訊號上的比較，Gowan, Jobe, Tibone, Perry, 與 Moynes (1987) 以 7 位大聯盟投手及 6 位業餘投手為受試者，比較 12 條肌肉的 EMG 訊號是否有所差異，發現職業投手的肩胛下肌 (subscapularis) 及闊背肌的強度較高，但是棘上肌 (supraspinatus)、小圓肌 (teres minor) 和肱二頭肌只有小程度的活動，但是業餘的投手在加速期，

肱二頭肌及旋轉肌仍然顯著的活動著，表示職業投手在不同動作時期，能較有效率的使用不同部位的肌肉，以達到較大的球速。Yamanouchi (1998) 以 10 位高中棒球投手及 10 位非棒球投手的對照組，探討投球時下肢肌肉 EMG 訊號的特性，結果發現棒球投手髖關節的內收和外展肌有較大強度的活動，尤其是內收肌，由此可知增強內收肌和其拮抗的外展肌可影響到投球的表現。

對於投擲不同變化球路與 EMG 訊號的變化，Sisto, Jobe, Moynes, 與 Antonelli (1987) 利用 8 位大學投手，分析投擲直球與曲球時，伸指肌、肱橈肌 (brachioradials)、橈側屈腕肌、屈指淺肌 (flexor digitorum superficialis)、橈側伸腕長肌、橈側伸腕短肌、旋前圓肌及旋後肌 (supinator) 等前臂肌肉的 EMG 訊號，發現在上肢後擺期、上肢加速期及跟隨動作期時，橈側伸腕長肌與橈側伸腕短肌的活動訊號在投擲曲球時，比在投擲直球時有輕微的增加，但不顯著，Saito 等 (2001) 以 5 位大學投手為受試者，探討球速以及球路與肱二頭肌、肱三頭肌、尺側屈腕肌、旋前圓肌、橈側屈腕肌、橈側伸腕肌、伸指肌及尺側伸腕肌 (extensor carpi ulnaris) 等 EMG 訊號間的關係，發現旋前圓肌的訊號振幅在投擲直球時顯著大於投擲曲球的時候，對於增加球速時，橈側屈腕肌及橈側伸腕肌的肌肉活動的重要性，大於尺側的肌群。棒球投手投球之 EMG 訊號相關文獻整理如表 4，由表可知，在投擲不同球路時，特定的肌肉活動程度將增加，表示各種不同變化球所使用的肌肉並不相同。

表 4 棒球投手投球之肌電訊號相關文獻整理

作者、年代	受試者	目的	主要結果
Frank 等 (1983)	5 位投手	分析投球時三角肌及旋轉肌肌電訊號在投球動作不同分期時的活動情形。	發現在球離手後的跟隨動作期，肌肉活動的強度最高。
Frank 等 (1984)	4 位職棒投手	針對肱二頭肌、肱三頭肌、胸大肌、闊背肌、前鋸肌及肱肌等上肢肌肉在投球時的肌電訊號做分析。	在腳觸地時，肱二頭肌呈現出中等強度的訊號強度，加速期時，胸大肌、闊背肌、肱三頭肌及前鋸肌都呈現活動的狀態，但二頭肌靜止。
Gowan 等 (1987)	7 位大聯盟投手及 6 位業餘投手	比較職業與業餘選手肌電訊號差異。	職業投手的肩胛下肌及背闊肌的強度較高，棘上肌、小圓肌和肱二頭肌只有小程度的活動，但是業餘的投手在加速期，肱二頭肌及旋轉肌仍然顯著的活動著。
Sisto 等 (1987)	8 位大學投手	分析投擲直球與曲球時，前臂肌肉的肌電訊號。	上肢後擺期、上肢加速期及跟隨動作期，橈側伸腕長肌與橈側伸腕短肌的活動訊號在投擲曲球時，有輕微的增加，但不顯著。
Yamanouchi (1998)	10 位高中棒球投手及 10 非棒球投手的對照組	探討投球時下肢肌肉肌電訊號的特性。	棒球投手髖關節的內收和外展肌有較大強度的活動，尤其是內收肌。
Saito 等 (2001)	5 位大學投手	探討球速以及球路與肱二頭肌、肱三頭肌、尺側屈腕肌、旋前圓肌、橈側屈腕肌、橈側伸腕肌、伸指肌及尺側伸腕肌等肌電訊號間的關係。	旋前圓肌的訊號振幅在投擲直球時顯著大於投擲曲球的時候，橈側屈腕肌及橈側伸腕肌的肌電訊號在球速增加時，大於尺側的肌群。

第六節 結語

在研究棒球投手投球的相關文獻中，多著重於在上肢的生物力學分析，主要在於了解投手在投球動作的特性，以增進運動表現及減少傷害風險的發生。而投手投球動作卻不只上肢動作的變化，從前導腳跨步到旋轉腰部和上半身，進而帶動上肢投球的動作，這一連串極需全身協調的動作，其中的生物力學機轉，扮演了相當重要的角色。

根據棒球投手投球的相關文獻，可以發現投球時的運動學和動力學參數，皆會隨著球速越快而有所變化，當球速越快時，肩關節外旋角速度越快、軀幹和骨盆移動速度增加、身體向前傾斜的角度加大、且膝關節屈曲角度變小；在動力學部份的變化，球速越高時，肩和肘關節力矩增加，及肘關節屈曲力矩增加。另外，較熟練的投手，會以較小的動作，來達到高球速並降低受傷的風險，不同的變化球路，也可能導致運動學參數、動力學參數及 EMG 訊號的改變，而提昇肌力對於投手的球速和運動表現也有著正向的關係。

隨著棒球熱潮襲捲了全台，接觸棒球運動的機會也跟著增多不少，要成為一位優秀的棒球選手，除了生理、心理及技術層面上的高水準之外，還要配合完善的訓練計畫和精確的科學檢測，隨時了解和調整自己的身心狀態，以求更高水準的運動表現，並且減少因運動傷害造成運動員生涯的縮短或結束。

第參章 實驗方法

為了針對投擲不同球路時，分析身體各部位運動學參數及 EMG 訊號，本實驗收集投球時身體肢段動作的運動學資料和特定部位肌肉的 EMG 訊號加以分析。

第一節 實驗對象

本研究以 9 位大學甲組棒球隊之投手為實驗對象，接受測試時無任何骨骼及肌肉系統上的損傷，參加實驗前皆詳細告知實驗的目的和流程，在徵得受試者同意和簽署受試者同意書（附錄 1）後，於實驗前填寫基本資料表（附錄 2），資料表內容包括：姓名、球齡、投球姿勢、慣用手、慣用腳、過去最快球速、會投擲的變化球路及過去受傷的部位及受傷的時間。

第二節 實驗時間地點

實驗時間：2008 年 6 月 5 日至 2008 年 7 月 15 日。

實驗地點：實驗皆於中國醫藥大學動作分析實驗室內進行。

第三節 實驗設備

本研究實驗設備可分為硬體設備與軟體設備，硬體設備主要用於收取實驗中動作的訊號和資料，軟體設備主要用於訊號的處理及資料的統計運算。

硬體設備

一、EMG 量測系統(MA300, Motion Lab Systems, Inc., US)

EMG 量測系統主要由電極片(圖 9)、訊號集線盒(圖 10)和訊號處理器(圖 11)組成，以貼在適當部位的電極片，收取肌肉在活動時電位變化的訊號，經過適當的放大和處理後，即可得出肢體運動時，肌肉活動的情形。本研究在身體十個不同的部位，貼上電極片以求得特定肌肉活動的訊號。



圖 9 EMG 電極片



圖 10 EMG 訊號集線盒



圖 11 EMG 訊號處理器

二、動態分析量測系統 (VICON MX motion analysis system, Oxford Metrics Limited., UK)

動態分析量測系統主要包括六個紅外線攝影機 (CCD) (圖 12、13)、視訊處理器 (圖 14)、個人電腦及反光球 (圖 15、16) 所組成，攝影機的配置如圖 17，利用紅外線攝影機，收集黏貼在受試者身上反光球所反射的光影，藉由視訊處理器將影像資料做轉換，輸入至個人電腦，再藉由動態分析量測系統的 Workstation V4.5 軟體，對反光球以及其行進的軌跡作辨識，即可得出反光球相對於參考座標系的空間座標。本研究在身體特定的 36 個部位，分別各自貼上直徑 1.5 公分或直徑 2.5 公分的反光球，以獲取資料。



圖 12 CCD (正面)



圖 13 CCD (背面)



圖 14 VICON 視訊處理器



圖 15 反光球標誌



圖 16 反光球三角架

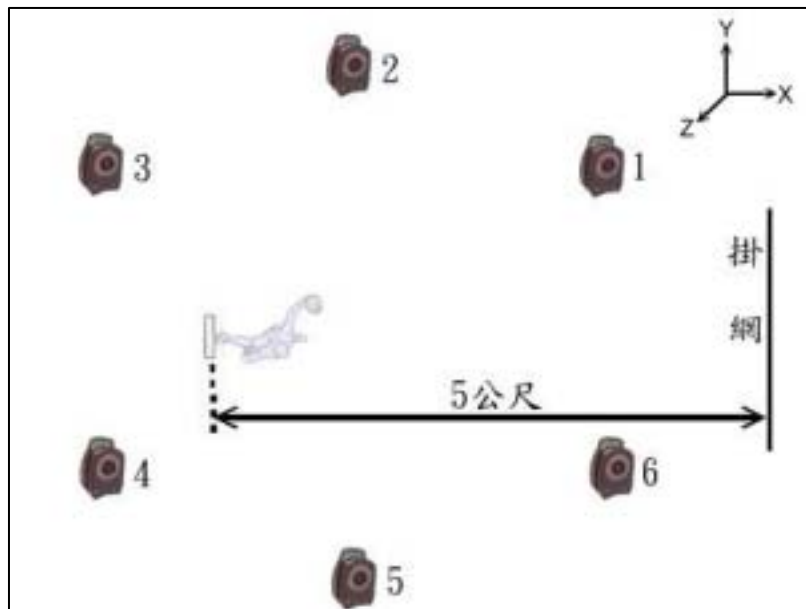


圖 17 實驗室場地配置圖

三、擋網及投擲用球

擋網（圖 18）為 3 公尺長、2 公尺寬之尼龍網，懸掛於前方約 5 公尺處，其功用在於網上標示了適當的範圍做為好球帶，以當做受試者在投擲時的目標。投擲用球（圖 19）使用正式比賽用球，球的表面除縫線之外，其餘的部份貼上反光貼紙。



圖 18 擋網



圖 19 實驗投擲用球

四、人體參數量測工具

人體參數量測工具包括：身高計、體重計、皮尺及游標尺，以量測身高、體重及身體各部位之人體參數值。

軟體設備

本研究利用 Workstation V4.5、MATLAB 6.5、EXCEL 2003 及 SPSS 12.0 等軟體作資料的運算及分析。Workstation V4.5 軟體主要用於運動學資料及 EMG 訊號的輸出及轉換，MATLAB 6.5 軟體主要用於資料數據的運算，EXCEL 2003 軟體用於資料數據的整理及 SPSS 12.0 軟體對數據作統計上的運算。

第四節 實驗步驟

本實驗主要可分為：填寫及量測基本資料、校正儀器及建立座標系、肌肉最大自主收縮測試及投擲動作測試等四個部份的實驗步驟。

一、填寫及量測基本資料

首先以身高體重計量測受試者的身高、體重，並以皮尺及游標尺等量測工具分別測量出受試者的：肱骨長、橈骨長、膝寬、踝寬、大腿長、小腿長、足長、大腿圍及小腿圍及兩側腸骨前上棘之相距距離，紀錄以供日後使用。各肢段名稱及定義範圍如表 5。

表 5 肢段參數值定義表

名稱	定義及範圍
肱骨長	肩峰至肱骨外上髁之距離
橈骨長	橈骨頭至橈骨莖突之距離
膝寬	膝關節股骨髁間最大寬度
踝寬	內外踝之最大距離的寬度
大腿長	股骨大轉子上端到脛骨外髁上緣之垂直距離
小腿長	脛骨外髁上緣至腓骨外踝之垂直距離
足長	跟骨最後緣至最長腳趾趾尖的距離
大腿圍	垂直於大腿長軸，並且介於股骨大轉子及股骨外踝中間之大腿圍。
小腿圍	垂直於小腿長軸的最大小腿圍
兩側腸骨前上棘之距離	兩側腸骨前上棘之水平距離

二、校正儀器及建立座標系

首先使用校正工具對動態分析量測系統的儀器進行靜態及動態動作的校正，並且建立實驗空間的參考座標系，並確定實驗的動作均包含在參考座標系中。利用紅外線攝影機捕捉動作時反光球的軌跡，便可得知反光球於實驗室參考座標系的空間位置。校正後所有攝影機不再做移動，攝影機的採樣頻率定為 250Hz。

三、肌肉最大自主收縮測試

為了作為接下來投擲動作測試時 EMG 訊號的基準，首先進行的為肌肉最大自主收縮測試，主要以 EMG 量測系統為主要實驗儀器，收取投手上半身主要肌肉，在做最大自主收縮時的 EMG 訊號。受試者受測時上半身將不著衣物，以方便電極片黏貼至所要測試的部位，所要收集 EMG 訊號的肌肉包括投球手之：1.肱二頭肌 2.肱三頭肌 3.胸大肌 4.前三角肌 5.後三角肌 6.闊背肌 7.投球側腹外斜肌 8.非投球側腹外斜肌 9.投球側腰部豎棘肌 10.非投球側腰部豎棘肌，將十條肌肉之 EMG 訊號分為 10 個頻道來收集（表 6）。

首先以酒精棉片輕輕擦拭要黏貼電極片部位的皮膚，防止皮膚上的污垢造成 EMG 訊號的雜訊產生，接著將所編號的電極片以彈性貼布，順著肌肉的纖維方向緊貼至特定部位的皮膚上，並以 3M 透氣膠帶補強，防止測試時的搖動或者受試者的汗水使電極片鬆脫，電極片黏貼至受試者身上後，請受試者開始熱身活動，當受試者熱身完成，即進行肌肉最大自主收縮的測試。受試者在了解測試部位和所需要做的動作（表 6）後，聽到信號後開始做最大力量的收縮，同時實驗者將給予阻抗，並且開始收集 EMG 訊號，每一條肌肉的測試動作只操作一次，時間為 3 秒，採樣頻率為 1000Hz。

表 6 受試者測試部位及測試動作表

部位	編號及頻道	動作
投球手之肱二頭肌	1	肘關節屈曲
投球手之肱三頭肌	2	肘關節伸展
投球手側之胸大肌	3	肩關節水平內收
投球手之前三角肌	4	肩關節屈曲
投球手之後三角肌	5	肩關節水平外展
投球手側之闊背肌	6	肩關節伸展
投球側腹外斜肌	7	向對側轉腰(軀幹屈曲)
非投球側腹外斜肌	8	
投球側腰部豎棘肌	9	俯臥弓背(軀幹伸展)
非投球側腰部豎棘肌	10	

四、投擲動作測試

投擲動作測試，主要以動態分析量測系統和 EMG 量測系統同步使用，獲取投手投球時，身體上半身肢段的運動學參數和特定肌肉的 EMG 訊號。受試者以上半身赤裸、下半身穿著運動束褲或短褲及穿著平底運動鞋接受測試。EMG 量測系統的配置和肌肉最大自主收縮測試的配置相同，接著在受試者身上將分別安置上直徑 1.5cm 及 2.5cm 的反光標記球共 36 顆，安置的部位如圖 20 和表 7。為了使反光球不會因實驗時身體的活動或震動而鬆脫掉落，以彈性貼布及 3M 透氣膠帶做固定，若運動鞋上具有引起反光效果的部分，則以膠帶遮蓋。所有配置完成，請受試者做最大範圍的伸展和活

動，以調整和確定儀器的導線或是反光球，不會對受試者的活動產生任何限制。實驗用球將使用和實際比賽相同的球，球表面除了縫線的部分之外，貼上反光貼紙，並將球視為一個標誌點。

所有儀器配置完成後，受試者以兩眼直視前方，上半身挺直，並做自然解剖姿勢，先收集自然姿勢的資料，作為之後動態資料的基準，接著將投球手肘關節兩側及兩側膝關節內的標誌點去除，請受試者開始試投，以受試者自覺已適應場地及設備，可發揮真正投球能力後，開始投擲動作測試。

首先請受試者站在地板上所標示的假想投手板，面對 5 公尺外懸掛的擋網，受試者在投擲之前，會告知所要投擲的球路為何，投擲的球路依據之前，受試者所填資料表中，最常投擲的 2 種變化球路加上直球，共三種球路，每種球路需投擲 5 球，投擲總球數為 15 球，直球和變化球將採隨機順序指示，受試者了解所投擲球路，聽到訊號後開始投擲動作，並將球朝向擋網投擲，同時儀器開始收集資料，擋網上標示受試者事前所預估最適當的範圍，做為好球帶的區域，若球未落入好球帶，則此球將不予紀錄，並重新投擲一顆相同球路的球。

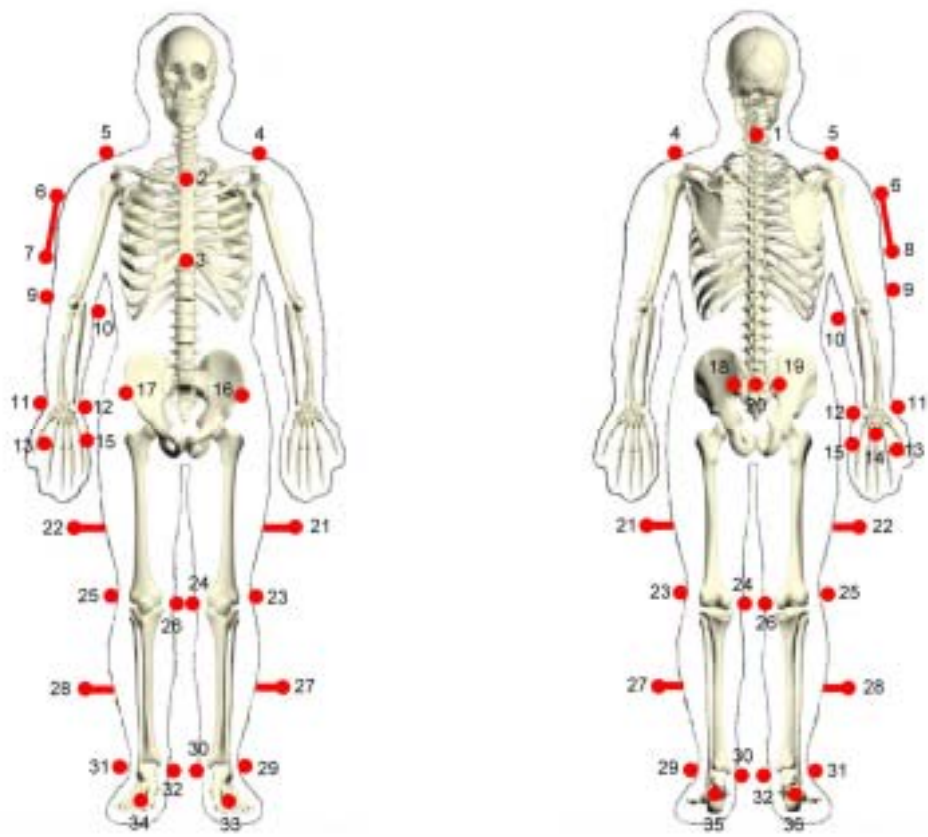


圖 20 反光標誌點黏貼部位示意圖

表 7 反光標誌點黏貼部位及代號表（括弧內表左投者的代號）

編號	代號	定義	備註
1	CER7	第七頸椎	
2	STER	胸骨柄	
3	XIPH	胸骨劍突	
4	LSHO	左肩峰端	
5	RSHO	右肩峰端	
6	RUA1	三角架上端反光球	三角架
7	RUA2	三角架前端反光球	三角架
8	RUA3	三角架後端反光球	三角架
9	RLEL(LLEL)	肱骨外上髁	自然姿勢用
10	RMEL(LMEL)	肱骨內上髁	
11	RLWR(LLWR)	橈骨莖突	
12	RMWR(LMWR)	尺骨莖突	
13	RFI2(LFI2)	第二掌指關節側	
14	RFI3(LFI3)	第三掌骨	
15	RFI5(LFI5)	第五掌指關節側	
16	LASI	左側腸骨前上棘	
17	RASI	右側腸骨前上棘	
18	LPSI	左側腸骨後上棘	
19	RPSI	右側腸骨後上棘	
20	SACR	薦椎	
21	LTHI	左大腿側標誌點	
22	RTHI	右大腿側標誌點	
23	LKNE	左股骨外上髁	
24	LMKN	左股骨內上髁	自然姿勢用
25	RKNE	右股骨外上髁	
26	RMKN	右股骨內上髁	自然姿勢用
27	LTIB	左小腿標誌點	
28	RTIB	右小腿標誌點	
29	LANK	左側踝關節外髁	
30	LMAN	左側踝關節內髁	自然姿勢用
31	RANK	右側踝關節外髁	
32	RMAN	右側踝關節內髁	自然姿勢用
33	LTOE	左腳運動鞋鞋尖	
34	RTOE	右腳運動鞋鞋尖	
35	LHEE	左腳運動鞋鞋跟後緣	
36	RHEE	右腳運動鞋鞋跟後緣	
37	BALL	投擲用球	

第五節 資料處理與分析

本實驗分別為二個部份的資料處理：運動學資料的處理及肌電訊號處理，並針對投擲動作特定時期的運動學參數及肌電訊號最大值出現的時機、大小作分析。

一、運動學資料處理與分析

首先使用 workstation 4.5 軟體，將每一個標誌點進行定義和軌跡辨識 (tracking)，確定標誌點在參考座標系中的位置座標後，將訊號輸出，再同樣利用 Matlab 軟體演算，將身體各個肢段分別在解剖學平面，定義出肢段的向量座標，根據以下運動學參數之定義，估算出兩個相鄰肢段的關節角度。

本研究所探討的運動學參數，將參考之前 Escamilla 等 (1998) 實驗所使用的運動學參數，包括步長、前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈曲角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度、軀幹前傾角度等，說明如表 8，同時也同步測量球速。以上運動學參數，分別再針對關節活動度、加速期開始時瞬間及球離手時瞬間作分析與比較。

表 8 參數定義

參數名稱	定義	圖示
步長	兩腳腳尖相距距離	圖 21
前導腳膝關節屈曲角度	大腿與小腿之夾角	圖 22
軀幹旋轉角度	胸腔相對於骨盆旋轉角度	圖 23
肘關節屈曲角度	前臂與上臂之夾角	圖 24
肩關節外展角度	上臂與軀幹之夾角	圖 25
肩關節水平內收角度	上臂與兩肩之夾角	圖 26
肩關節內旋角度	前臂與軀幹之夾角	圖 27
軀幹前傾角度	軀幹與大腿之夾角	圖 28



圖 21 步長



圖 22 前導腳膝關節屈曲角度

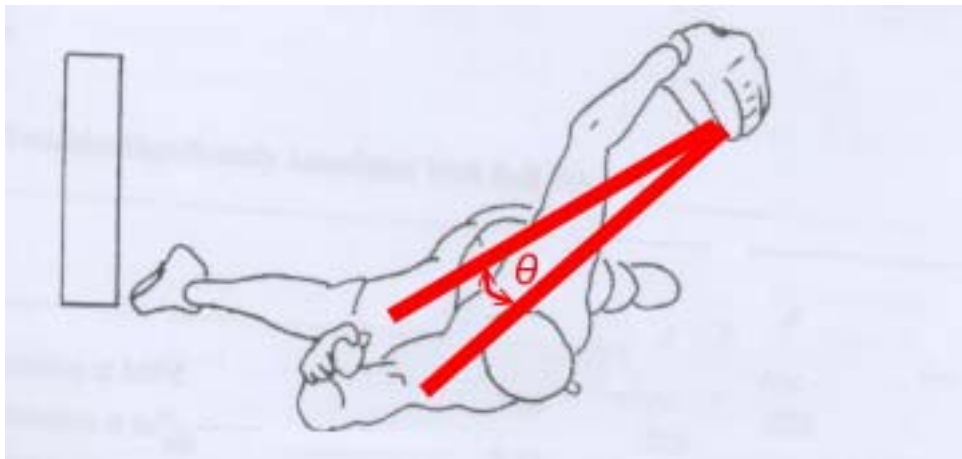


圖 23 軀幹旋轉角度

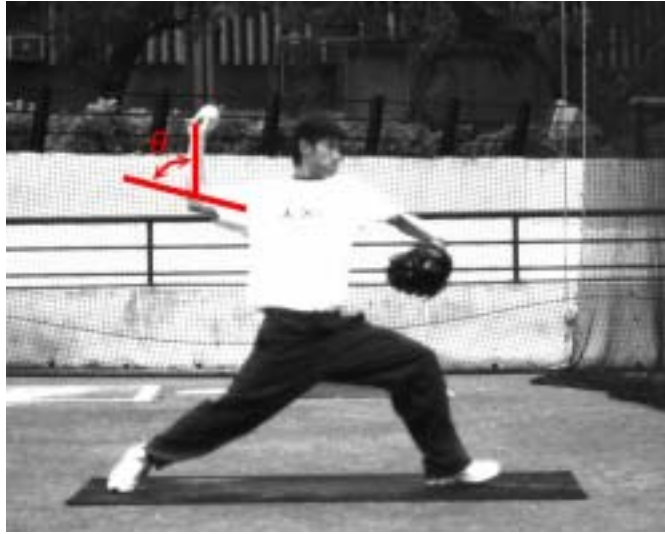


圖 24 肘關節屈曲角度

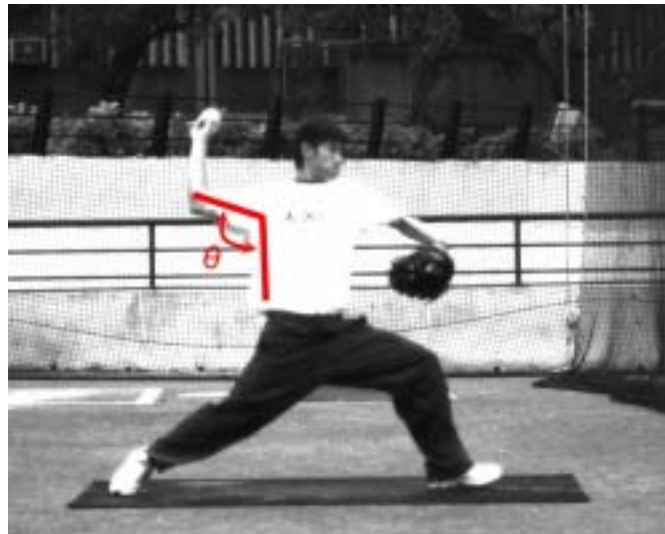


圖 25 肩關節外展角度

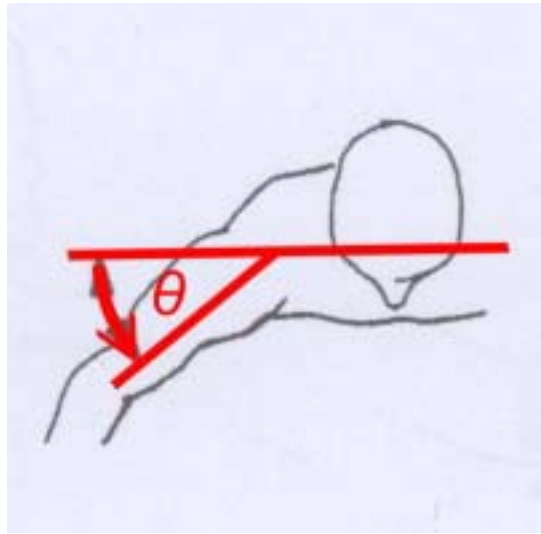


圖 26 肩關節水平內收角度



圖 27 肩關節內旋角度

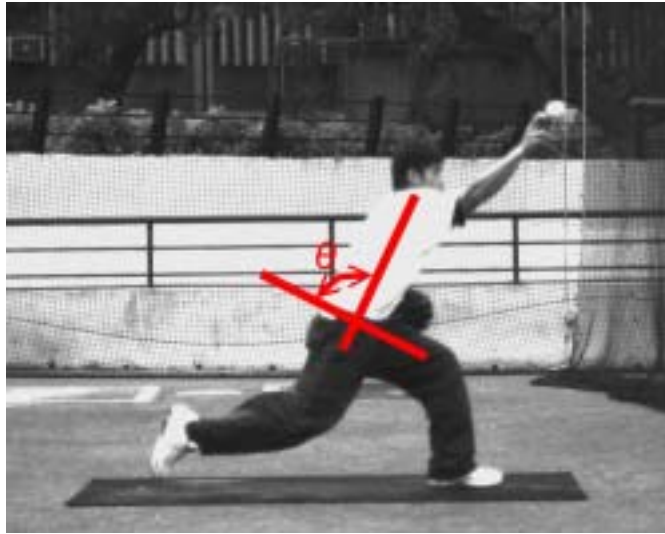


圖 28 軀幹前傾角度

另外對於投球動作 4 個不同時期：準備期、跨步後擺期、加速期及減速期在整個投球動作中所佔的時間加以分析，各時期分隔點及定義如下：

準備期：動作開始至前導腳膝關節抬至最高點之時期。

跨步後擺期：膝關節抬至最高點至肩關節達到最小水平內收角度之時期。

加速期：肩關節達到最小水平內收角度至球離手之時期。

減速期：球離手至肩關節達到最大水平內收角度之時期。

二、肌電訊號處理與分析

首先將收集到的肌電訊號，用 workstation 4.5 軟體輸出，接著使用 Matlab 軟體，進行濾波 (filter) 和平滑 (smooth) 處理，為了將一般常見的雜訊頻率濾除，使用帶阻濾波

(bandstop)，將 60Hz 的雜訊濾掉，接著以帶通 (bandpass) 頻率 4 到 480Hz 濾波，最後用 6Hz 進行低通 (low pass) 濾波，處理後所得到之肌電訊號，即為線性封波 (linear envelope)，取最大值的強度及發生的時間點做分析。投擲動作時肌電訊號將作標準化，以收集到的 EMG 訊號中的最大值作為標準化的基準 (100 %max)，將其它數據與其最大值做比較，發生的時間點會配合同步的運動學資料，投擲動作分期時間的百分比來表示。

第六節 統計方法

本研究首先將每一位受試者三種球路之運動學參數及肌電訊號值，分別計算重覆投擲 5 次的平均值與變異係數 (coefficient of relative variability, CV)，以表示在不同球路各參數之代表值與其變異程度。使用 SPSS 12.0 套裝統計軟體，進行重複量數單因子變異數分析 (one-way ANOVA with repeated measures)，比較各變化球路之間的運動學參數及肌電訊號值之平均值與變異係數是否有顯著差異，若達到顯著差異，將以 LSD 法進行事後比較，本研究顯著水準設為 $\alpha = .05$ 。整個實驗方法流程如圖 29。

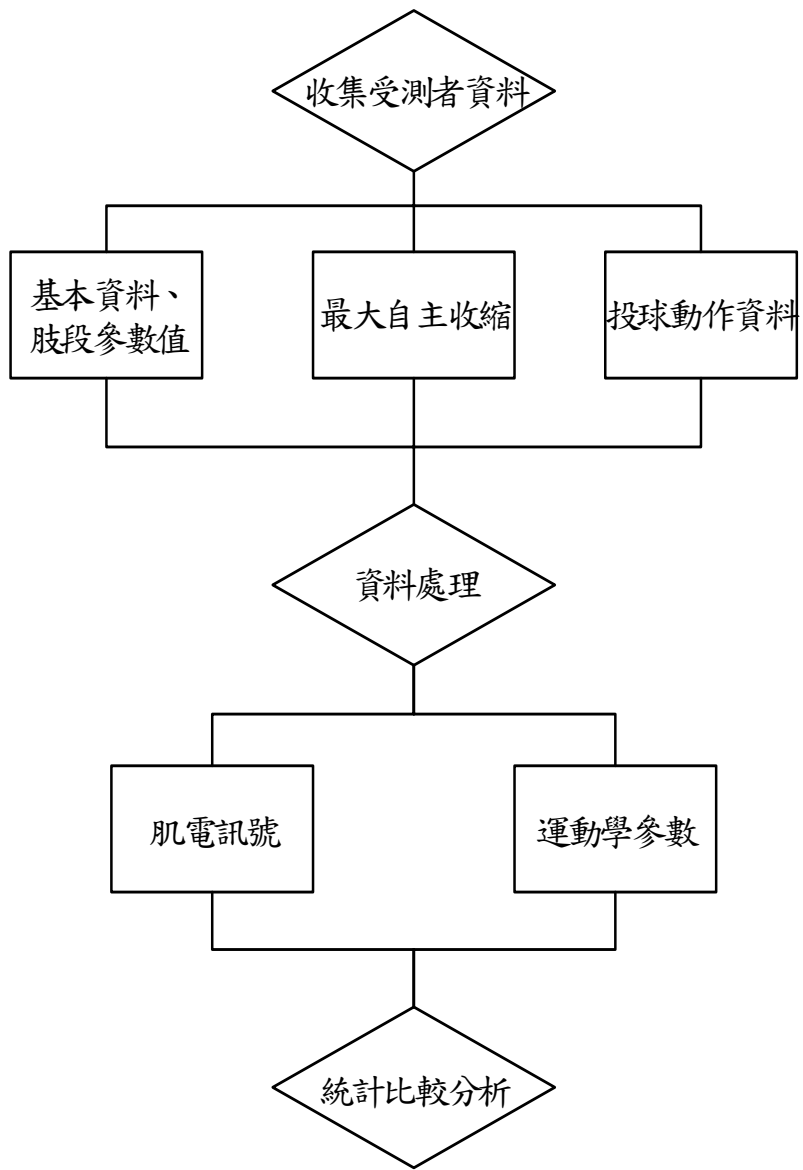


圖 29 實驗流程圖

第肆章 結果

本研究以大學甲組棒球投手投球的運動學參數及 EMG 訊號，分析投擲不同球路時運動學參數及 EMG 訊號變異性的差異，藉以了解投擲不同球路時動作的特性。本章節先後以受試者資料、球速、運動學參數及 EMG 訊號四部份的研究結果分別敘述。

第一節 受試者資料

本研究原以 10 位大學甲組投手為受試者，但其中 1 位受試者因受傷而未能參與實驗，而其它 9 位受試者的基本資料如表 8，受試者平均身高為 180.8 ± 5.50 公分，平均體重為 79.4 ± 10.9 公斤，平均球齡為 10.6 ± 1.3 年，9 位受試者有 3 位左投，6 位右投，除了 2 位為側投投法、2 位為四分之三投法之外，其餘 5 人皆為上肩投法（表 9）。9 位受試者變化球統計如表 10，9 位受試者會投擲的變化球路包括滑球、變速球、指叉球、伸卡球及曲球，其中滑球與變速球分別有 8 位及 6 位投手會投擲，且為最熟練之兩種變化球，因此除了直球之外，本研究以其中皆會投擲變速球及滑球兩種球路的投手共 5 名，作為主要的受試者，並以滑球及變速球作為直球另外分析的球路。

表 9 受試者資料表

編號	身高 (公分)	體重 (公斤)	球齡 (年)	慣用手	投球姿勢
1	182	92	12	右	上肩
2	173	75	12	右	3/4
3	183	78	11	右	側投
4	180	74	12	左	上肩
5	181	90.5	11	右	側投
6	182	85	9	左	上肩
7	167	55.5	10	左	上肩
8	182	75	9	右	上肩
9	186	90	9	右	3/4
平均值	180.0	79.4	10.6		
標準差	5.5	10.9	1.3		

表 10 受試者變化球統計表

編號	球路 1	球路 2	球路 3	球路 4	球路 5
1	滑球		指叉球		曲球
2		變速球		伸卡球	
3	滑球	變速球		伸卡球	
4	滑球	變速球	指叉球		
5	滑球		指叉球	伸卡球	
6	滑球	變速球	指叉球		曲球
7	滑球	變速球			曲球
8	滑球	變速球		伸卡球	曲球
9	滑球		指叉球		
個數	8	6	5	4	4

第二節 球速

一、球速平均值

分析所收集的球速值，依不同球路分別求出其 5 個球數的平均值，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 11），結果發現，投擲三種不同球路時，球速有顯著的差異，直球的球速（ 112.3 ± 4.4 Km/h）比滑球（ 98.3 ± 5.4 Km/h）及變速球（ 95.3 ± 6.5 Km/h）明顯較高（ $p < .05$ ）。

表 11 球速平均值 ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值	事後比較
球速 * (Km/h)	直	112.3 ± 4.4	0.000	直 > 滑
	滑	98.2 ± 5.4		
	變	95.3 ± 6.5		直 > 變
	平均	101.7 ± 9.5		

* $p < .05$

二、球速之變異係數

分析所收集的球速值，依不同球路分別求出其變異係數，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 12），結果發現，投擲三種不同球路時，球速之變異係數並無明顯差異（ $p > .05$ ）。

表 12 球速變異係數(%) ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值
球速	直	2.07 ± 0.90	0.059
	滑	3.17 ± 0.93	
	變	3.47 ± 1.60	
	平均	2.90 ± 1.22	

第三節 運動學結果

本研究所探討的運動學參數包括：步長、前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度及軀幹前傾角度。本節分為二個部分，分別描述投球動作曲線及運動學參數的探討。

一、投球動作曲線描述

以下針對前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度及軀幹前傾角度於投球動作的 4 個時期的變化分別描述。

1. 前導腳膝關節屈曲角度

將投球時膝關節屈曲角度與時間百分比做圖（圖 30），準備期時，前導腳開始抬起，膝關節開始屈曲，當前導腳膝

關節屈曲角度達到最大值約 100 度，也就是前導腳抬至最高點時，準備期結束進入跨步後擺期；跨步後擺期前導腳開始向前方跨步，膝關節開始伸展，屈曲角度開始減少，到前導腳觸地時，膝關節角度為最小，接著因軀幹的旋轉及上半身軀幹逐漸前傾，又開始產生些微屈曲角度至 60 度；進入加速期時，因軀幹旋轉後重心移至前導腳，加上肩關節快速的內旋及軀幹的前傾，前導腳用力導致些許的伸展，以支撐身體直至加速期結束；球離手後，進入減速期，身體逐漸由前傾回復到直立的狀態，膝關節也配合身體，屈曲角度開始減小做伸展動作，直至整個投球動作結束。

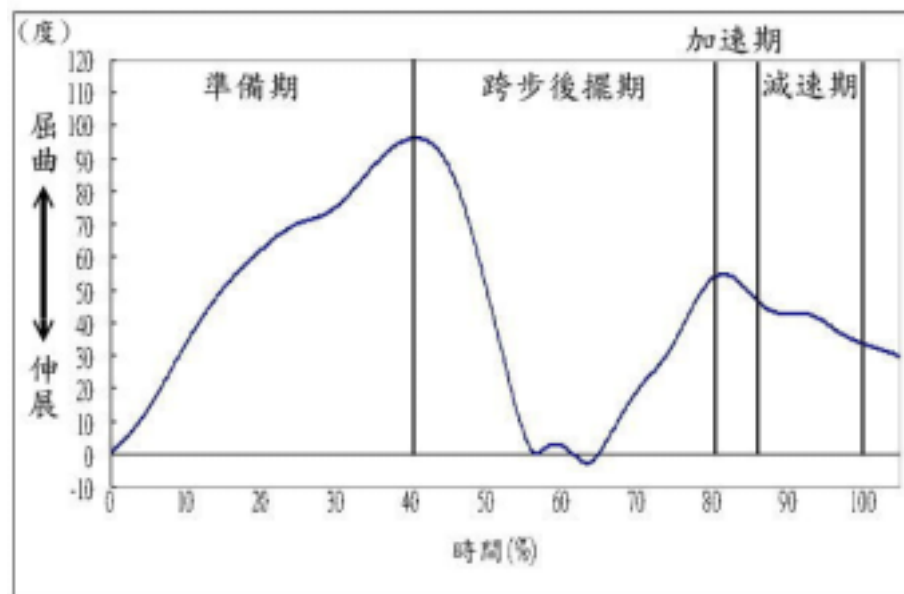


圖 30 前導腳膝關節屈曲角度

2. 軀幹旋轉角度

將投球時軀幹旋轉角度與時間百分比做圖（圖 31），準備期時，胸腔並無明顯的動作改變，由於前導腳抬起，導致

胸腔相對於骨盆向投球側旋轉，使得角度逐漸增加至大約 30 度，當腳抬至最高時，進入跨步後擺期；跨步後擺期時前導腳開始向前跨步，骨盆開始向非投球側旋轉，造成旋轉的角度稍稍減小，但隨即胸腔開始旋轉向非投球側，造成旋轉角度也又隨之增加至 50 度；加速期時，重心由後轉變至前導腳，骨盆稍微向非投球側旋轉，帶動了胸腔隨之旋轉，使得加速期旋轉角度稍減後又隨之增加的情形；球離手後，減速期開始，胸腔持續旋轉，骨盆因前導腳固定而停止旋轉，使得旋轉角度再增加，最後因軀幹前傾使得後腳抬起，造成骨盆旋轉使得旋轉角度變小至投球動作結束。

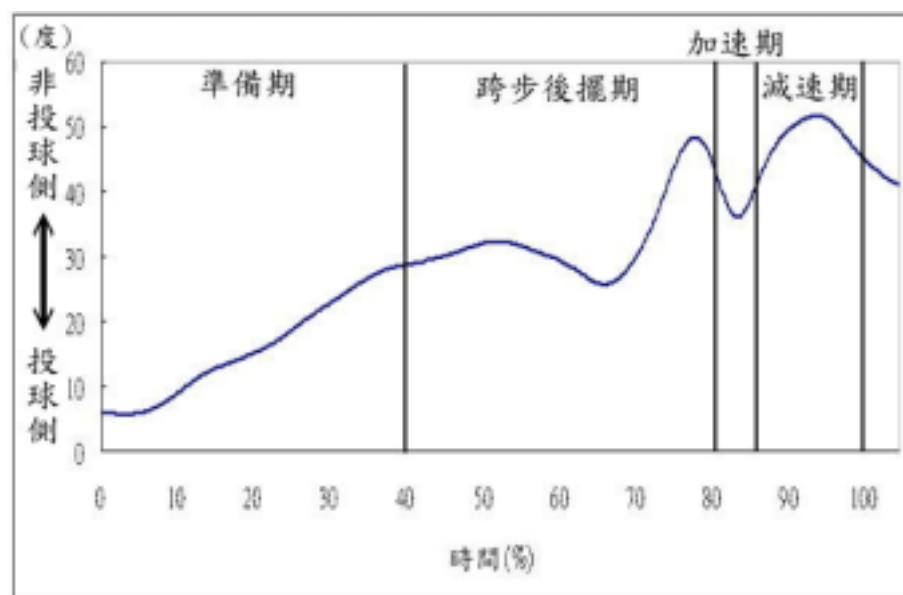


圖 31 軀幹旋轉角度

3. 投球側肘關節屈伸角度

將投球時肘關節屈伸角度與時間百分比做圖（圖 32），準備期時肘關節角度並無明顯改變，一直保持在 60~70 度之

關節位置；進入跨步後擺期，肘關節開始伸展，伴隨肩關節的外展（圖 33），肘關節又開始屈曲；加速期時肩關節快速的內旋，肘關節隨之快速的伸展將球丟出；球離手後，肘關節持續做伸展至投球動作結束。

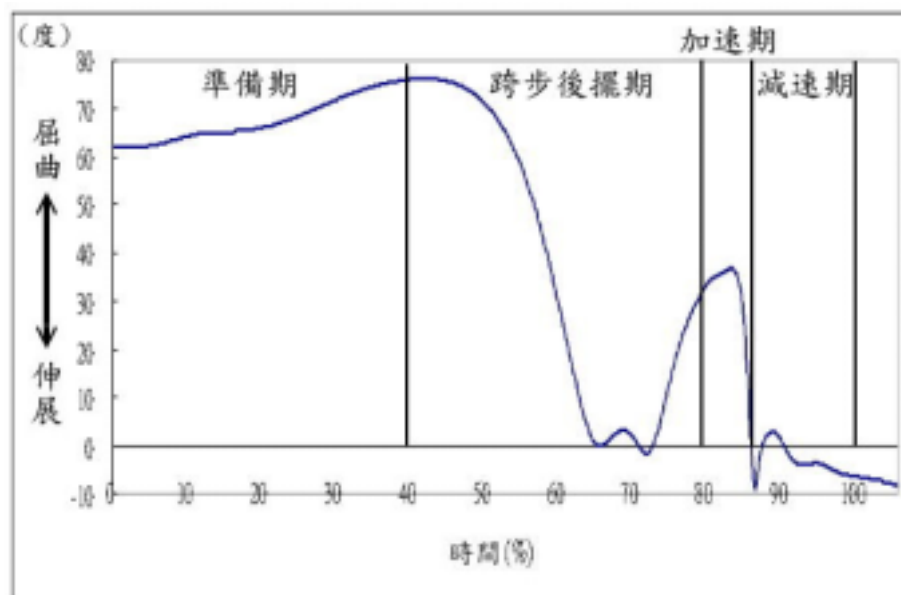


圖 32 肘關節屈曲角度

4. 投球側肩關節外展角度

將投球時肩關節外展角度與時間百分比做圖（圖 33），準備期時肩關節外展角度漸漸變大；跨步後擺期時肩關節先逐漸開始內收至 20 度，腳觸地之後轉變為外展；加速期時肩關節持續外展，球離手瞬間肩關節外展角度達到最大值約 110 度；球離手後，肩關節開始內收，外展角度逐漸減少至投球動作結束。

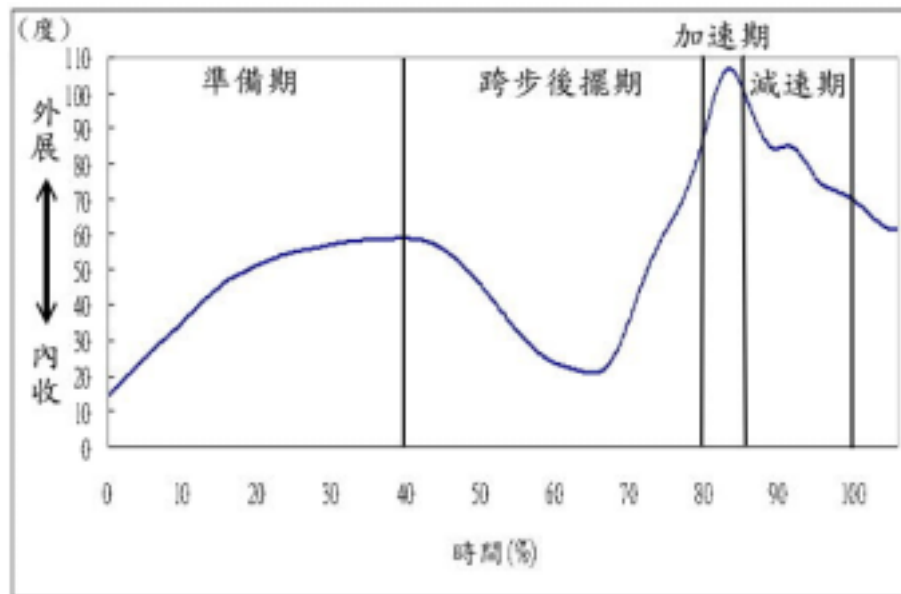


圖 33 肩關節外展角度

5. 投球側肩關節水平內收角度

將投球時肩關節水平內收角度與時間百分比做圖（圖 34），準備期時肩關節水平內收角度並無明顯改變；跨步後擺期伴隨著肩關節開始外展，腳觸地後肩關節作水平外展動作，肩關節水平內收角度達到最小值時，跨步後擺期結束，進入加速期；加速期肩關節水平內收角度由最小值些微增加直至球離手；減速期時肩關節水平內收角度持續增加至 130 度，肩關節水平內收角度至最大值後，投球動作結束。

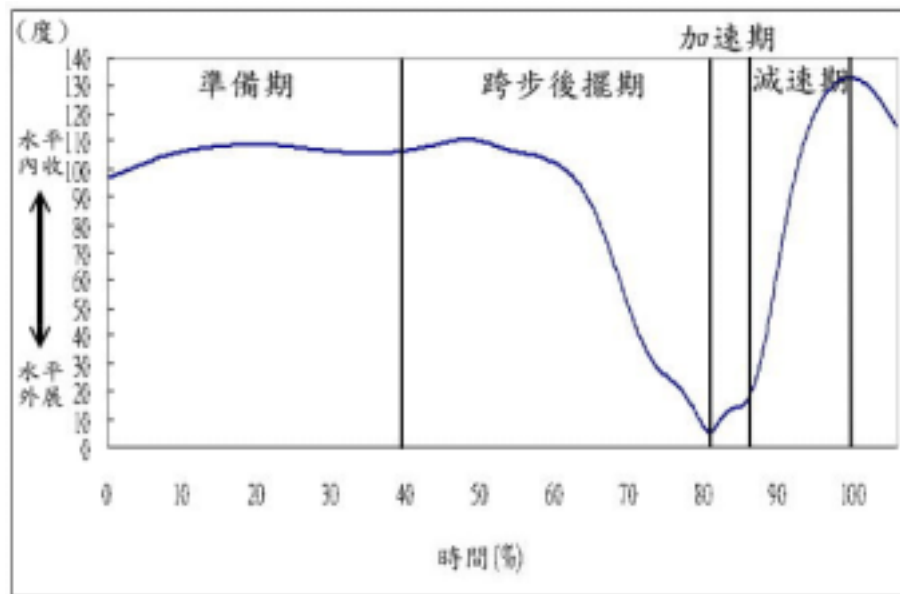


圖 34 肩關節水平內收角度

6. 投球側肩關節內旋角度

將投球時關節內旋角度與時間百分比做圖（圖 35），準備期時肩關節內旋角度漸漸變小至 40 度；跨步後擺期隨著肩關節外展及水平外展角度的增加，肩關節逐漸開始內旋，腳觸地後開始外旋動作，當跨步後擺期接近結束時，肩關節內旋角度幾乎達到最小值；加速期開始時，肩關節開始快速的做內旋，導至肩關節內旋角度迅速增加；至球離手後，肩關節持續內旋至投球動作結束。

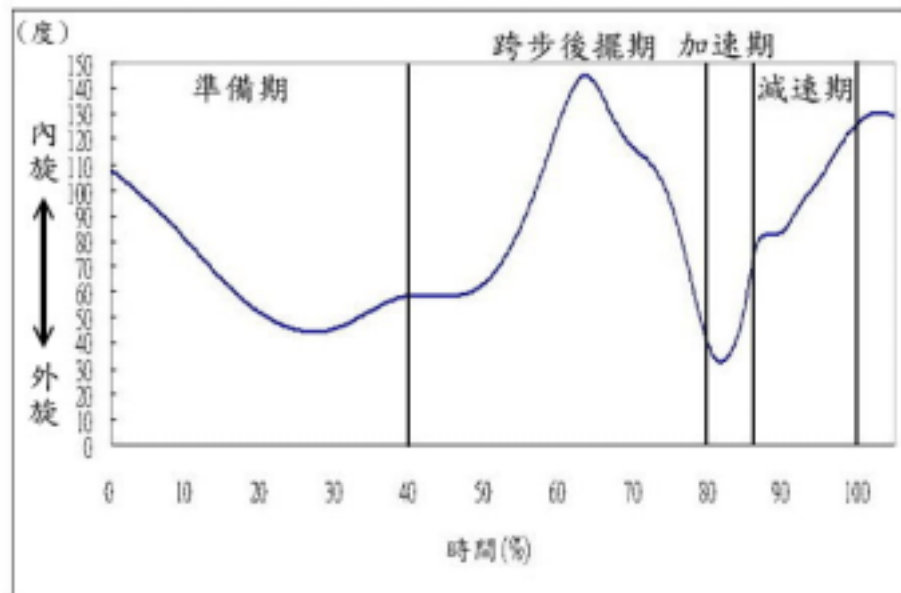


圖 35 肩關節內旋角度

7. 軀幹前傾角度

將投球時軀幹前傾角度與時間百分比做圖（圖 36），準備期時一開始胸腔呈現稍稍後仰的動作，隨著前導腳抬起，膝關節屈曲，軀幹前傾的角度增加至前導腳抬至最高點後，準備期結束；跨步後擺期隨著前導腳開始伸展，軀幹前傾角度跟著減少；加速期時軀幹前傾角度迅速增加直到球離手；減速期軀幹完全前傾，但角度不再變化直至投球動作結束。

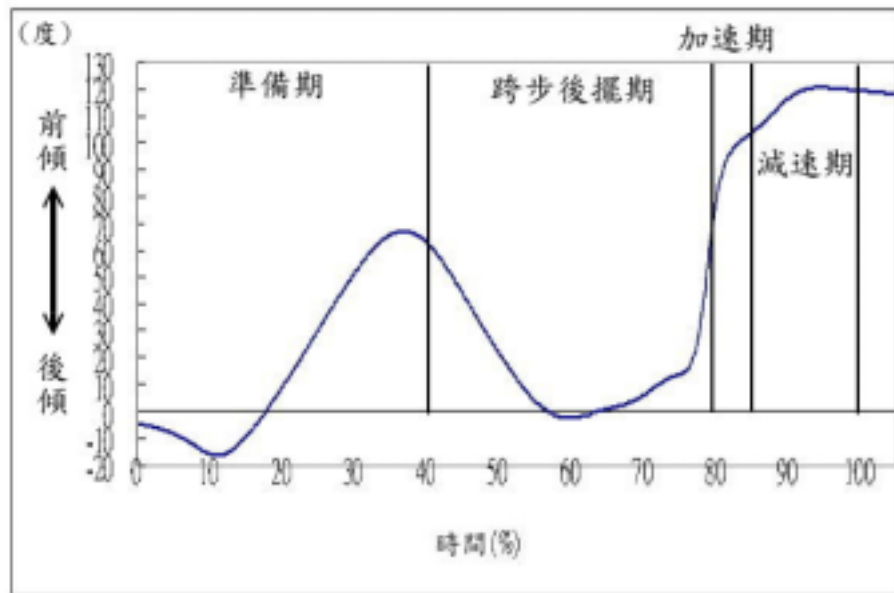


圖 36 軀幹前傾角度

二、投球之運動學參數

以下針對關節活動度平均值、投球分期時間比例、加速期開始時的關節角度、球離手時的關節角度及其變異係數等參數分別描述結果。

1. 關節活動度分析

分析所收集的步長、前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度及軀幹前傾角度等參數在投球動作時的最大值及最小值的差值，以得到這些參數在動作時的關節活動度 (range of motion)，再依不同球路分別求出 5 個球數的平均值，以重覆量數單因子變異數分析進行分析 (表 13)，結果發現，投擲三種不同球路時，肩關節的水平內收關節活

動度有明顯差異，結果顯示投擲滑球時的肩關節水平內收活動度 (120.7 ± 13.6 度) 比投擲直球時 (114.5 ± 15.3 度) 明顯較大 ($p < .05$)。

分析所收集的步長、前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度及軀幹前傾角度等參數在動作時的關節活動度，再將此參數依不同球路分別求出其變異係數，以重覆量數單因子變異數分析進行分析 (表 14)，結果發現，投擲三種不同球路時，所有關節角度的活動度之變異係數並無明顯差異，其中軀幹旋轉角度和軀幹前傾角度的變異係數值，比其它參數明顯較高，表示在軀幹的動作上，投手的穩定性較其它部位為低。

2. 分期時間分析

分析所收集的運動學資料，依不同球路分別求出其 5 個球數各個時期的平均時間，以重覆量數單因子變異數分析進行分析 (表 15)，結果發現，投擲三種不同球路時，各個時期的時間並無明顯差異。

分析所收集的運動學資料，依不同球路分別求出其 5 個球數各個時期平均時間之變異係數，以重覆量數單因子變異數分析進行分析 (表 16)，結果發現，投擲三種不同球路時，各個時期時間之變異係數並無明顯差異，其中加速期的變異係數較高，表示在投球動作的 4 個時期裡，加速期動作時間的穩定性比其它時期較差。

3. 加速期開始時運動學參數分析

分析所收集的步長、前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度及軀幹前傾角度等參數，在加速期開始，也就是肩關節水平內收達到最小值時，各個參數的數值，依不同球路分別求出其 5 個球數的平均值，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 17），結果發現，加速期開始時的各個運動學參數，在投擲三種不同球路時，並無明顯差異。

分析所收集的步長、前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度及軀幹前傾角度等參數，在加速期開始，也就是肩關節水平外展達到最大值時，各個參數的數值，依不同球路分別求出其 5 個球數之變異係數，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 18），結果發現，加速期開始時的各個運動學參數的變異係數，在投擲三種不同球路時，並無明顯差異，其中肩關節水平內收角度的變異係數明顯高於其它的參數，而膝關節屈曲角度及軀幹旋轉角度也比其它參數高，表示在加速期開始時，肩關節水平內收角度、膝關節屈曲角度及軀幹旋轉角度的穩定性較低。

表 13 關節活動度平均值 ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值	事後比較
最大步長 (身高%)	直	81.6 ± 7.7	0.580	
	滑	80.8 ± 7.3		
	變	80.5 ± 7.0		
	平均	81.1 ± 6.7		
膝關節屈曲 (度)	直	79.2 ± 14.3	0.754	
	滑	80.0 ± 14.0		
	變	79.8 ± 15.3		
	平均	80.1 ± 13.5		
軀幹旋轉 (度)	直	67.7 ± 29.6	0.669	
	滑	68.5 ± 28.8		
	變	66.8 ± 26.3		
	平均	67.6 ± 30.9		
肘關節屈伸 (度)	直	101.2 ± 13.1	0.186	
	滑	99.4 ± 12.5		
	變	98.4 ± 11.0		
	平均	99.7 ± 11.5		
肩關節外展 (度)	直	91.9 ± 10.2	0.339	
	滑	89.5 ± 10.2		
	變	90.3 ± 12.2		
	平均	90.4 ± 10.5		
肩關節 水平內收* (度)	直	114.5 ± 15.3	0.021	滑 > 直
	滑	120.7 ± 13.6		
	變	115.7 ± 16.7		
	平均	116.9 ± 15.0		
肩關節內旋 (度)	直	122.7 ± 16.3	0.489	
	滑	123.4 ± 17.7		
	變	125.2 ± 15.0		
	平均	123.8 ± 16.2		
軀幹前傾 (度)	直	106.3 ± 37.9	0.881	
	滑	108.0 ± 38.4		
	變	108.1 ± 34.0		
	平均	107.4 ± 40.8		

* p < .05

表 14 關節活動度變異係數 (%) ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值
步長	直	2.06 ± 1.10	0.894
	滑	1.79 ± 0.69	
	變	2.00 ± 1.25	
	平均	1.95 ± 0.94	
膝關節屈曲	直	3.12 ± 1.29	0.265
	滑	4.07 ± 1.69	
	變	2.94 ± 1.37	
	平均	3.38 ± 1.40	
軀幹旋轉	直	17.20 ± 17.91	0.956
	滑	16.18 ± 17.98	
	變	17.15 ± 11.44	
	平均	16.84 ± 14.38	
肘關節屈伸	直	3.05 ± 1.10	0.976
	滑	2.89 ± 1.72	
	變	3.07 ± 2.10	
	平均	3.00 ± 1.52	
肩關節外展	直	3.81 ± 2.30	0.728
	滑	3.06 ± 1.69	
	變	3.59 ± 2.88	
	平均	3.48 ± 2.12	
肩關節 水平內收	直	4.33 ± 1.49	0.448
	滑	2.88 ± 1.74	
	變	3.72 ± 1.49	
	平均	3.64 ± 1.53	
肩關節內旋	直	6.99 ± 3.44	0.088
	滑	3.19 ± 1.28	
	變	4.60 ± 2.87	
	平均	4.93 ± 2.87	
軀幹前傾	直	15.20 ± 13.65	0.432
	滑	13.22 ± 10.00	
	變	19.45 ± 12.18	
	平均	15.96 ± 11.07	

表 15 分期時間平均值 (秒) ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	百分比	P 值
準備期	直	0.81 ± 0.11	40.6 ± 4.6	0.465
	滑	0.82 ± 0.09	40.7 ± 3.7	
	變	0.83 ± 0.10	40.1 ± 4.6	
	平均	0.82 ± 0.12	40.5 ± 4.6	
跨步後擺期	直	0.80 ± 0.17	39.2 ± 6.6	0.064
	滑	0.78 ± 0.15	39.0 ± 4.4	
	變	0.81 ± 0.16	39.8 ± 5.6	
	平均	0.80 ± 0.15	39.5 ± 5.3	
加速期	直	0.12 ± 0.08	6.4 ± 3.9	0.101
	滑	0.13 ± 0.08	6.2 ± 4.1	
	變	0.13 ± 0.09	6.2 ± 4.5	
	平均	0.12 ± 0.07	6.1 ± 3.7	
減速期	直	0.27 ± 0.06	13.8 ± 2.0	0.066
	滑	0.26 ± 0.05	14.1 ± 2.2	
	變	0.31 ± 0.06	13.8 ± 1.8	
	平均	0.28 ± 0.06	13.8 ± 2.5	

表 16 分期時間變異係數 (%) ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值
準備期	直	7.59 ± 6.29	0.115
	滑	11.12 ± 3.84	
	變	7.16 ± 3.23	
	平均	8.62 ± 4.52	
跨步後擺期	直	3.30 ± 1.59	0.757
	滑	4.08 ± 1.43	
	變	3.44 ± 1.74	
	平均	3.61 ± 1.46	
加速期	直	11.57 ± 8.02	0.991
	滑	11.44 ± 5.05	
	變	11.02 ± 8.41	
	平均	11.34 ± 6.55	
減速期	直	6.77 ± 7.20	0.751
	滑	8.81 ± 3.94	
	變	7.52 ± 4.20	
	平均	7.70 ± 4.83	

表 17 加速期開始時運動學參數平均值 ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值
步長 (身高%)	直	77.4 ± 7.6	0.719
	滑	77.9 ± 8.1	
	變	77.2 ± 8.4	
	平均	77.6 ± 7.4	
膝關節屈曲 (度)	直	37.6 ± 18.3	0.202
	滑	33.3 ± 19.0	
	變	34.0 ± 19.1	
	平均	35.4 ± 17.5	
軀幹旋轉 (度)	直	46.6 ± 32.0	0.184
	滑	41.4 ± 25.0	
	變	40.9 ± 25.4	
	平均	42.9 ± 26.8	
肘關節屈伸 (度)	直	59.0 ± 31.5	0.311
	滑	59.4 ± 31.9	
	變	60.5 ± 30.5	
	平均	60.0 ± 28.5	
肩關節外展 (度)	直	92.7 ± 7.8	0.344
	滑	92.3 ± 5.9	
	變	91.1 ± 8.1	
	平均	92.0 ± 6.9	
肩關節 水平內收 (度)	直	7.0 ± 5.5	0.215
	滑	5.6 ± 4.8	
	變	6.5 ± 6.0	
	平均	6.4 ± 5.4	
肩關節內旋 (度)	直	46.1 ± 34.6	0.221
	滑	46.4 ± 34.7	
	變	44.2 ± 33.6	
	平均	45.2 ± 30.4	
軀幹前傾 (度)	直	34.4 ± 40.9	0.229
	滑	30.4 ± 35.6	
	變	27.9 ± 32.6	
	平均	30.9 ± 35.5	

表 18 加速期開始時運動學參數變異係數 (%) ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值
步長	直	2.1 ± 0.9	0.460
	滑	2.0 ± 0.8	
	變	1.8 ± 0.7	
	平均	2.0 ± 0.7	
膝關節屈曲	直	11.4 ± 10.0	0.100
	滑	23.0 ± 19.0	
	變	15.3 ± 11.7	
	平均	16.5 ± 13.5	
軀幹旋轉	直	10.7 ± 15.0	0.956
	滑	13.1 ± 8.2	
	變	11.8 ± 11.1	
	平均	11.9 ± 10.6	
肘關節屈伸	直	3.8 ± 3.4	0.294
	滑	5.2 ± 4.8	
	變	4.2 ± 3.1	
	平均	4.4 ± 3.5	
肩關節外展	直	2.4 ± 0.6	0.664
	滑	2.2 ± 0.6	
	變	1.9 ± 1.0	
	平均	2.1 ± 0.7	
肩關節 水平內收	直	43.0 ± 20.7	0.197
	滑	29.1 ± 14.6	
	變	42.4 ± 20.4	
	平均	38.2 ± 18.0	
肩關節內旋	直	6.4 ± 3.9	0.660
	滑	7.7 ± 3.3	
	變	7.2 ± 6.6	
	平均	5.5 ± 4.4	
軀幹前傾	直	8.0 ± 43.7	0.593
	滑	9.0 ± 35.7	
	變	-3.6 ± 53.1	
	平均	4.5 ± 40.4	

4. 球離手時運動學參數分析

分析所收集的步長、前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度及軀幹前傾角度等參數，在球離手時，各個參數的數值，依不同球路分別求出其 5 個球數之平均值，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 19），結果發現，球離手時的各個運動學參數的平均值，在投擲三種不同球路時，並無明顯差異。

分析所收集的步長、前導腳膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節水平內收角度、肩關節內旋角度及軀幹前傾角度等參數，在球離手時，各個參數的數值，依不同球路分別求出其 5 個球數之變異係數，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 20），結果發現，球離手時的各個運動學參數的變異係數，在投擲三種不同球路時，並無明顯差異，其中軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度及軀幹前傾角度的變異係數值比其它參數高，表示軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度及軀幹前傾角度在球離手時的穩定性較低。

表 19 球離手時運動學參數平均值 ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值
步長 (身高%)	直	70.9 ± 6.4	0.783
	滑	70.7 ± 6.9	
	變	70.1 ± 7.6	
	平均	70.7 ± 6.4	
膝關節屈曲 (度)	直	42.7 ± 11.9	0.356
	滑	42.8 ± 13.9	
	變	44.1 ± 12.9	
	平均	43.7 ± 11.7	
軀幹旋轉 (度)	直	52.1 ± 37.8	0.176
	滑	43.0 ± 29.7	
	變	41.1 ± 26.3	
	平均	45.2 ± 38.4	
肘關節屈伸 (度)	直	25.5 ± 39.2	0.187
	滑	22.6 ± 41.4	
	變	28.4 ± 46.5	
	平均	26.3 ± 39.1	
肩關節外展 (度)	直	89.9 ± 11.5	0.171
	滑	88.2 ± 10.1	
	變	89.8 ± 11.0	
	平均	89.1 ± 10.3	
肩關節 水平內收 (度)	直	25.1 ± 7.1	0.068
	滑	27.2 ± 9.5	
	變	29.0 ± 8.4	
	平均	27.3 ± 8.5	
肩關節內旋 (度)	直	71.4 ± 17.0	0.166
	滑	74.3 ± 13.7	
	變	67.6 ± 10.5	
	平均	71.6 ± 14.2	
軀幹前傾 (度)	直	52.4 ± 40.1	0.068
	滑	40.7 ± 31.6	
	變	39.8 ± 29.5	
	平均	44.4 ± 39.9	

表 20 球離手時運動學參數變異係數值 (%) ANOVA 一覽表

參數	球種	平均數 ± 標準差	P 值
步長	直	1.72 ± 0.77	0.645
	滑	1.87 ± 0.88	
	變	1.51 ± 0.50	
	平均	1.70 ± 0.67	
膝關節屈曲	直	5.72 ± 2.39	0.420
	滑	8.14 ± 6.11	
	變	6.73 ± 3.32	
	平均	6.86 ± 3.92	
軀幹旋轉	直	25.78 ± 20.63	0.221
	滑	38.74 ± 34.79	
	變	41.09 ± 36.83	
	平均	35.20 ± 29.04	
肘關節屈伸	直	16.42 ± 33.29	0.269
	滑	23.03 ± 37.72	
	變	26.11 ± 46.16	
	平均	21.85 ± 35.49	
肩關節外展	直	1.63 ± 1.31	0.473
	滑	3.07 ± 3.39	
	變	1.66 ± 0.62	
	平均	2.12 ± 2.02	
肩關節 水平內收	直	5.96 ± 1.85	0.483
	滑	11.67 ± 11.29	
	變	6.84 ± 5.07	
	平均	8.16 ± 6.93	
肩關節內旋	直	5.05 ± 3.11	0.719
	滑	7.88 ± 7.64	
	變	6.11 ± 5.70	
	平均	6.35 ± 5.31	
軀幹前傾	直	36.89 ± 32.07	0.100
	滑	49.83 ± 37.24	
	變	64.61 ± 42.59	
	平均	50.44 ± 35.44	

第四節 EMG 訊號結果

本研究針對肱二頭肌、肱三頭肌、胸大肌、前三角肌、後三角肌、闊背肌、投球側腹外斜肌、非投球側腹外斜肌、投球側豎棘肌及非投球側豎棘肌的 EMG 訊號最大值作分析，其訊號標準化的方法原本以最大自主收縮 (maximum voluntary contraction, MVC) 的訊號作為 EMG 訊號之基準，但過去的研究相比較，本研究的 EMG 訊號值若以 MVC 作標準化，則顯得過大且較不合理，因此本研究改以收集到的每條肌肉 EMG 訊號其中的最大值作為訊號標準化的基準 (100%max)，將其它數據與其最大值做比較。

另外，由於肱三頭肌在所有測試的肌肉中其 EMG 訊號最為明顯 (圖 37)，且肱三頭肌也為投球動作中最重要的上臂主要作用肌之一，因此將肱三頭肌 EMG 訊號的最大值時間點、最高峰波加速斜率 (最高峰波振幅/最高峰波開始至最大振幅達到時間)、最高峰波減速斜率 (最高峰波振幅/最大振幅達到時間至最高峰波結束時間) 及持續時間 (最高峰波開始時間至最高峰波結束時間) 等特徵值 (圖 38) 另做分析討論。

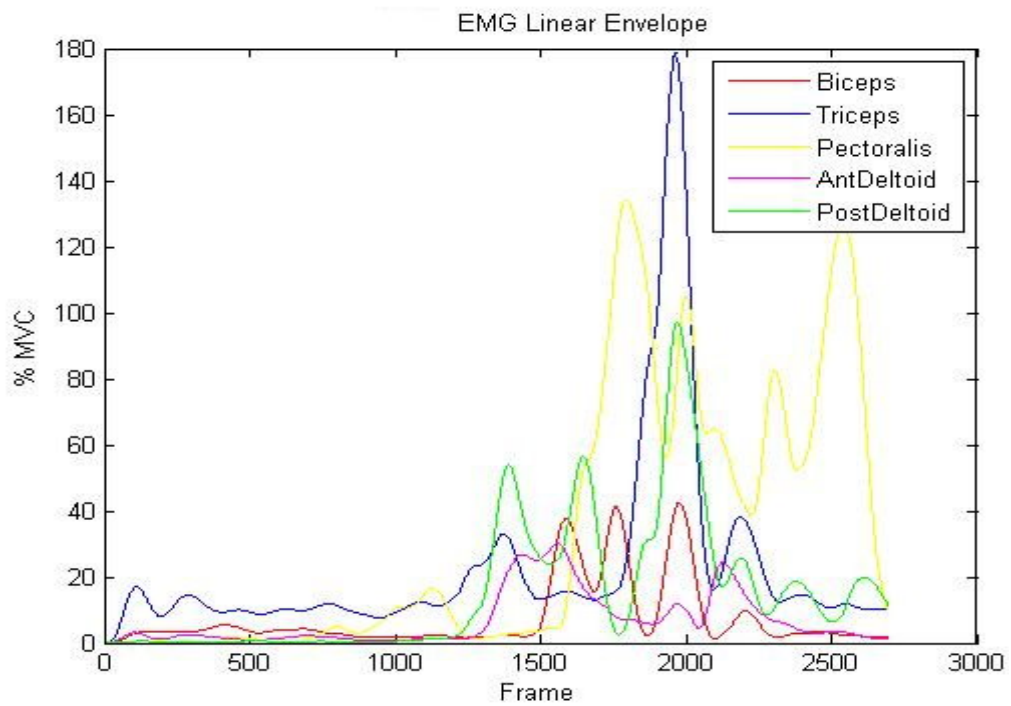


圖 37 EMG 訊號線性封波

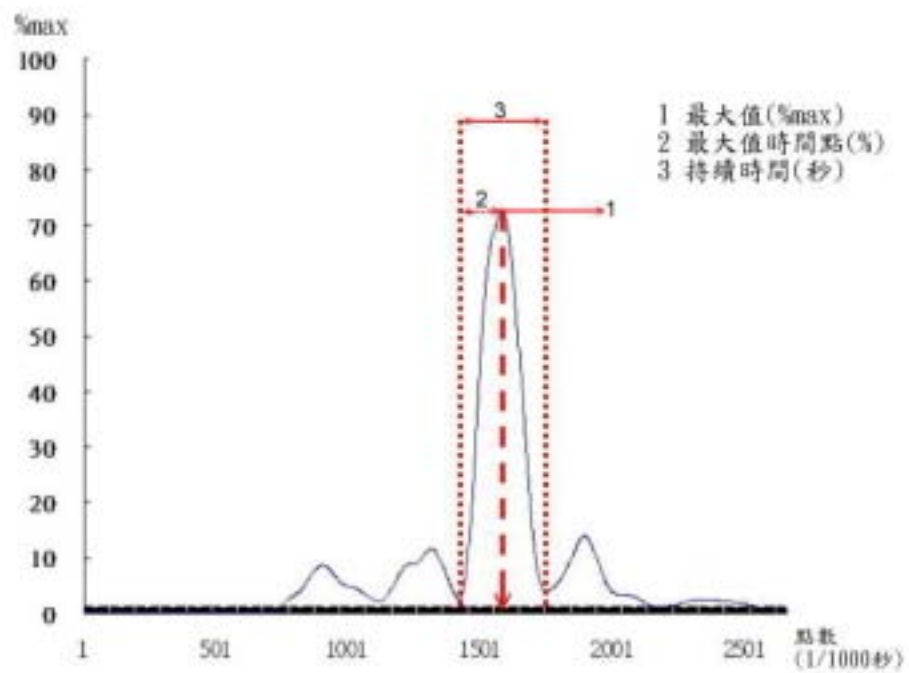


圖 38 肱三頭肌 EMG 特徵值

一、 EMG 訊號最大值

分析所收集的肌肉 EMG 之最大值，依不同球路分別求出其 5 個球數的平均值，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 21），結果顯示所分析的肌肉中，肱二頭肌、前三角肌及闊背肌的 EMG 最大值，在不同球路中有顯著差異 ($p < .05$)。進一步作事後比較分析，肱二頭肌的結果顯示，直球的最大 EMG 值 ($70.0 \pm 14.2 \% \max$) 明顯大於滑球 ($61.3 \pm 11.6 \% \max$) 及變速球 ($59.5 \pm 11.6 \% \max$)；前三角肌的結果顯示，直球 ($73.1 \pm 12.2 \% \max$) 和變速球 ($63.0 \pm 12.6 \% \max$) 的 EMG 值明顯大於滑球 ($52.0 \pm 14.6 \% \max$)；闊背肌的結果顯示，直球 ($64.1 \pm 21.3 \% \max$) 的 EMG 值大於滑球 ($51.7 \pm 19.7 \% \max$)，其它所測量的肌肉雖然沒有達到顯著差異，但大多數肌肉皆呈現出直球的 EMG 訊號值最大，表示投擲直球時，肌肉的活動程度比投擲變化球時大。

分析所收集的肌肉 EMG 最大值，依不同球路分別求出其 5 個球數之變異係數，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 22），結果發現，所測量的 8 條肌肉之變異係數，皆無顯著差異。肱二頭肌的 EMG 最大值變異係數，三種球路數值相近，肱三頭肌、胸大肌、前三角肌、後三角肌、投球側腹外斜肌、非投球側腹外斜肌及投球側豎棘肌的滑球之變異係數較高於直球及變速球；而闊背肌及非投球側豎棘肌的直球之變異係數較高於滑球及變速球，表示投擲滑球時，肱三頭肌、胸大肌、前三角肌、後三角肌、投球側腹外斜肌、非投球側腹外斜肌及投球側豎棘肌活動的穩定程度可能較差；投擲直球時，闊背肌及非投球側豎棘肌活動的穩定程度較差。

表 21 EMG 最大值 (%max) ANOVA 一覽表

肌肉	球種	平均數 ± 標準差	P 值	事後比較
肱二頭肌	直	70.0 ± 14.2	0.002	直 > 滑變
	滑	61.3 ± 11.6		
	變	59.5 ± 11.6		
	全部	63.6 ± 12.5		
肱三頭肌	直	82.2 ± 5.8	0.595	
	滑	71.8 ± 18.1		
	變	76.0 ± 19.4		
	全部	76.7 ± 15.1		
胸大肌	直	71.4 ± 30.9	0.710	
	滑	76.8 ± 15.1		
	變	77.3 ± 17.5		
	全部	75.2 ± 20.8		
前三角肌	直	73.1 ± 12.2	0.005	直 > 滑變
	滑	51.9 ± 14.6		
	變	63.0 ± 12.6		
	全部	62.7 ± 15.1		
後三角肌	直	83.9 ± 5.2	0.225	
	滑	76.1 ± 9.9		
	變	76.2 ± 5.3		
	全部	78.7 ± 7.6		
闊背肌	直	64.1 ± 21.3	0.038	直 > 滑
	滑	51.7 ± 19.7		
	變	52.9 ± 22.3		
	全部	56.2 ± 20.4		
投球側 腹外斜肌	直	74.2 ± 16.4	0.067	
	滑	64.8 ± 21.6		
	變	57.2 ± 20.2		
	全部	65.4 ± 19.5		
非投球側 腹外斜肌	直	61.4 ± 16.0	0.075	
	滑	51.6 ± 19.8		
	變	41.2 ± 23.5		
	全部	51.4 ± 20.4		
投球側 豎棘肌	直	56.8 ± 23.2	0.137	
	滑	38.7 ± 22.4		
	變	46.1 ± 25.7		
	全部	47.2 ± 23.4		
非投球側 豎棘肌	直	72.4 ± 15.8	0.317	
	滑	61.8 ± 17.5		
	變	64.7 ± 13.8		
	全部	66.3 ± 15.3		

表 22 EMG 變異係數 (%) ANOVA 一覽表

肌肉	球種	平均數 ± 標準差	P 值
肱二頭肌	直	25.1 ± 19.9	0.999
	滑	25.0 ± 25.1	
	變	25.4 ± 20.1	
	全部	25.2 ± 20.2	
肱三頭肌	直	14.4 ± 11.7	0.657
	滑	20.3 ± 27.6	
	變	8.8 ± 5.0	
	全部	14.5 ± 17.0	
胸大肌	直	15.8 ± 11.3	0.335
	滑	32.1 ± 31.8	
	變	22.5 ± 24.9	
	全部	23.4 ± 23.4	
前三角肌	直	25.9 ± 18.0	0.411
	滑	46.3 ± 33.2	
	變	33.5 ± 26.2	
	全部	35.2 ± 26.1	
後三角肌	直	10.6 ± 4.1	0.256
	滑	25.1 ± 25.4	
	變	7.6 ± 4.0	
	全部	14.4 ± 16.0	
闊背肌	直	35.0 ± 33.6	0.608
	滑	29.6 ± 31.9	
	變	18.6 ± 8.8	
	全部	27.7 ± 26.2	
投球側 腹外斜肌	直	25.6 ± 21.5	0.349
	滑	32.1 ± 26.4	
	變	15.2 ± 11.4	
	全部	24.6 ± 20.5	
非投球側 腹外斜肌	直	38.0 ± 24.2	0.398
	滑	42.5 ± 30.4	
	變	28.0 ± 24.3	
	全部	36.2 ± 25.3	
投球側 豎棘肌	直	33.4 ± 17.2	0.895
	滑	38.4 ± 21.0	
	變	36.6 ± 19.9	
	全部	36.1 ± 18.1	
非投球側 豎棘肌	直	45.7 ± 66.5	0.583
	滑	40.7 ± 34.3	
	變	24.1 ± 27.0	
	全部	33.3 ± 38.5	

二、 肱三頭肌 EMG

分析收集到之肱三頭肌 EMG 的最大值時間點、最高峰波加速斜率、最高峰波減速斜率及持續時間等特徵值，依不同球路分別求出其平均值，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 23），結果顯示所有的特徵值在三種球路間並無顯著差異，表示無論投擲任何球路，肱三頭肌所產生的最大活動程度相同，

分析收集到之肱三頭肌 EMG 的最大值時間點、最高峰波加速斜率、最高峰波減速斜率及最高峰波持續時間等特徵值，依不同球路分別求出其變異係數，以重覆量數單因子變異數分析進行分析（表 24），結果顯示所分析的特徵值中，最大值時間點、最高峰波加速斜率、最高峰波減速斜率及最高峰波持續時間，直球有較高的數值，但所有的特徵值在三種球路間並無顯著差異，表示在投擲直球時，肱三頭肌活動的穩定度較低。

表 23 肱三頭肌 EMG 特徵值 ANOVA 一覽表

	球種	平均數 ± 標準差	P 值
最大時間點 (%)	直	55.4 ± 6.2	0.835
	滑	56.6 ± 4.5	
	變	56.0 ± 3.2	
	全部	56.0 ± 4.5	
最高峰波 加速斜率 (% max/秒)	直	1993.3 ± 1827.9	0.639
	滑	1809.0 ± 1652.2	
	變	1927.9 ± 2153.2	
	全部	1910.1 ± 1750.8	
最高峰波 減速斜率 (% max/秒)	直	-2473.6 ± 2140.9	0.779
	滑	-2380.3 ± 1874.3	
	變	-2663.8 ± 2867.6	
	全部	-2505.9 ± 2162.8	
最高峰波 持續時間 (秒)	直	0.332 ± 0.03	0.976
	滑	0.333 ± 0.05	
	變	0.328 ± 0.03	
	全部	0.331 ± 0.03	

表 24 肱三頭肌 EMG 變異係數值 (%) ANOVA 一覽表

	球種	平均數 ± 標準差	P 值
最大時間點	直	14.36 ± 11.72	0.430
	滑	20.30 ± 27.65	
	變	8.85 ± 5.02	
	全部	14.50 ± 16.98	
最高峰波 加速斜率	直	12.12 ± 5.08	0.364
	滑	12.14 ± 4.23	
	變	7.06 ± 2.43	
	全部	8.89 ± 6.56	
最高峰波 減速斜率	直	11.81 ± 10.09	0.368
	滑	5.86 ± 3.42	
	變	11.07 ± 7.76	
	全部	9.58 ± 7.56	
最高峰波 持續時間	直	22.77 ± 10.29	0.304
	滑	16.24 ± 7.91	
	變	17.70 ± 14.23	
	全部	18.90 ± 10.69	

第五章 討論

本研究以 5 位大學甲組投手為受試者，收集投球時的運動學參數及 EMG 訊號，分析投擲不同球路時的運動學參數及 EMG 訊號，藉以了解投擲不同球路時動作的特性。結果顯示，球速、肩關節水平內收角度以及肱二頭肌、肱三頭肌和闊背肌的 EMG 訊號最大值，在投擲不同球路時，有明顯差異，而本研究中所探討的所有參數的變異係數，在投擲不同球路時，則無顯著的差異存在。以下針對球速、運動學結果及 EMG 結果分別作討論分析。

第一節 球速之討論

對於投手而言，球速為評量投手能力的數值之一，在棒球運動中想要成為優秀的投手，具備良好的投球速度是不可或缺的條件之一，擁有較快球速的投手，往往能利用其較快的球速壓制對手的打擊，過去也有許多研究探討動作與球速之間的關係 (Matsuo 等,2001)，以及高低球速投手間動作的差異 (Stodden 等,2005)，而教練及選手一直找尋更新、更有效提升球速的訓練方式 (王嘉吉、張嘉澤，2007)。

Escamilla 等 (1998) 以大學投手為受試者探討不同球路與運動學參數的關係，其受試者的直球平均球速為 $126\pm 7.2\text{km/h}$ ($n=16$)，滑球平均球速為 $111.6\pm 3.6\text{km/h}$ ($n=7$) 以及變速球平均球速為 $108\pm 7.2\text{km/h}$ ($n=16$)；Fleisig 等 (2006) 同樣以大學投手探討不同球路與動力學參數的關係，其受試者的直球平均球速為 $126\pm 3.6\text{km/h}$ ($n=21$)，滑球平均

球速為 $111.6 \pm 3.6 \text{ km/h}$ ($n=6$) 以及變速球平均球速為 $108 \pm 3.6 \text{ km/h}$ ($n=19$)，可能因為人種的不同，本研究受試者的平均球速稍為較低，但不同球路之間球速的快慢趨勢和 Escamilla 等 (1998) 及 Fleisig 等 (2006) 的研究相同 (表 25)。

表 25 文獻球速對照表

參數	球路	Escamilla 等 (1998)	Fleisig 等 (2006)	本研究 (2008)
球速 (km/h)	直	126 ± 7.2	126 ± 3.6	112 ± 4.4
	滑	111.6 ± 3.6	111.6 ± 3.6	98.2 ± 5.4
	變	108 ± 7.2	108 ± 3.6	95.3 ± 6.5

本研究結果顯示，投擲不同球路時的球速有明顯差異，直球的球速 ($112.3 \pm 4.4 \text{ km/h}$) 明顯大於投滑球時的球速 ($98.2 \pm 5.4 \text{ km/h}$)，以及明顯大於投擲變速球時的球速 ($95.3 \pm 6.5 \text{ km/h}$)，但不同球路之間的變異係數並無明顯差異，表示雖然不同球路之間的球速有明顯不同，但是同一種球路的球速的變異程度不大，也就表示本國大學甲組投手的球速，不會因為投擲不同的球路而對球速的穩定性產生影響。

第二節 運動學結果之討論

由於球速為投球表現的評價方式之一，為了使投手能有較高的球速，過去有許多研究在於探討可以使投手增加球速的相關因子 (Heitman, Pugh, Erdmann, & Kovaleski, 2000; Clements, Ginn, & Henley, 2001; Matsuo 等, 2001; Stodden

等, 2005), 其中包括肌力與運動學等重要的因子。其中運動學為描述動作與時間、空間關係的科學, 藉由運動學的方法, 可以了解人體運動時, 動作的過程及特性, 因此, 運動學方法往往也常為運動時動作及技術分析所使用的方法。

和過去 Escamilla 等 (1998) 及 Fleisig 等 (2006) 的兩個研究之實驗數據互相作對照, Escamilla 等的研究其步長在投擲直球、滑球及變速球時分別為 84 ± 5 、 87 ± 3 及 84 ± 5 (%身高), 而 Fleisig 等的研究分別為 70 ± 4 、 71 ± 2 及 70 ± 4 (%身高), 本研究其步長最大值分別為 82 ± 8 、 81 ± 7 及 80 ± 7 (%身高), 介於過去兩人研究的數據之間 (表 26), 因此本研究的數據為可接受之範圍。

表 26 文獻步長對照表

參數	球路	Escamilla 等 (1998)	Fleisig 等 (2006)	本研究 (2008)
步長 (%身高)	直	84 ± 5	70 ± 4	82 ± 8
	滑	87 ± 3	71 ± 2	81 ± 7
	變	84 ± 5	70 ± 4	80 ± 7

在球離手時的膝關節屈曲角度, Escamilla 等的研究其數值分別為 46 ± 13 度、 53 ± 12 度及 55 ± 11 度, Fleisig 等的研究其數值分別為 29 ± 12 度、 27 ± 10 度及 39 ± 12 度, 而本研究的數值分別為 43 ± 12 度、 43 ± 14 及 44 ± 13 度, 同樣介於兩人研究的數據之間 (表 27), 也表示了本研究此項數據的合理性。

表 27 膝關節屈曲角度文獻對照表

參數	球路	Escamilla 等 (1998)	Fleisig 等 (2006)	本研究 (2008)
膝關節屈曲 (deg)	直	46±13	29±12	43±12
	滑	53±12	27±10	43±14
	變	55±11	39±12	44±13

球離手時肘關節的屈曲角度，Escamilla 等的研究數值分別為 24±5 度、24±5 度及 28±5 度，Fleisig 等的研究其數值分別為 29±6 度、26±4 度及 33±6 度，而本研究的數值分別為 25±39 度、23±41 度及 28±46 度，其平均值和以上兩研究相近且趨勢皆為變速球的肘關節屈曲角度最大（表 28）。

表 28 肘關節屈曲角度文獻對照表

參數	球路	Escamilla 等 (1998)	Fleisig 等 (2006)	本研究 (2008)
肘關節屈曲 (deg)	直	24±5	29±6	25±39
	滑	24±5	26±4	23±41
	變	28±5	33±6	28±46

Fleisig 等的研究在球離手時的肩關節外展角度，分別為 96±9 度、94±9 度及 99±10 度，而本研究數值分別為 90±11 度、88±10 度及 90±11 度，其數值同樣於投擲滑球時，肩關節外展角度為最低（表 29）。

表 29 肩關節外展角度文獻對照表

參數	球路	Fleisig 等 (2006)	本研究 (2008)
肩關節外展 (deg)	直	96±9	90±11
	滑	94±9	88±10
	變	99±10	90±11

球離手時的肩關節水平內收角度，Escamilla 等 (2006) 的研究其數值分別為 10±9 度、10±7 度及 16±8 度，Fleisig 等的研究其數值分別為 12±8 度、11±10 度及 16±7 度，而本研究的數值分別為 25±7 度、27±10 度及 29±8 度，和過去兩個研究數值比較起來，本研究數值偏高，表示本研究受試者於球離手時的內收角度較大，可能為本研究投擲距離只有 5 公尺，和前兩個研究在標準距離 18.44 公尺下投擲不同，受試者要求投進預設之好球帶，但因投擲距離不像正式場地一樣遠，因此受試者球離手時機較晚，在肩關節水平內收角度較大時將球離手，以縮短放球點與目標的距離 (表 30)。

表 30 肩關節水平內收角度文獻對照表

參數	球路	Escamilla 等	Fleisig 等	本研究
肩關節 水平內收 (deg)	直	10±9	12±8	25±7
	滑	10±7	11±10	27±10
	變	16±8	16±7	29±8

本研究結果顯示，投擲不同球路時，肩關節水平內收的關節活動度有顯著差異，投擲滑球時的肩關節水平內收關節活動度 (120.7±13.6 度) 明顯大於投擲直球的肩關節水平內

收關節活動度 (114.5 ± 15.3 度)，表示在投擲滑球時，肩關節水平內收的動作會比投擲直球時較多；在其它的運動學參數上，並沒有顯著差異，表示步長、膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節外旋角度以及軀幹前傾角度的關節活動度，並不會因為投擲不同的球路而有所改變，另一方面，運動學參數的關節活動度之變異係數，均沒有明顯差異，表示步長、膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節外旋角度以及軀幹前傾角度的關節活動度，在投擲不同球路時，均呈現相同的穩定性，表示大學甲組投手投球時關節活動的範圍，不會因為投擲不同的球路，而使得關節活動程度的穩定性有所改變。

本研究結果顯示，投擲不同球路時，各個分期的時間沒有顯著差異，表示無論是投擲什麼球路，投球動作的準備期、跨步後擺期、加速期及減速期的時間均沒有明顯的不同，而在加速期開始及球離手的瞬間，步長、膝關節屈曲角度、軀幹旋轉角度、肘關節屈伸角度、肩關節外展角度、肩關節外旋角度以及軀幹前傾角度，在不同球路之間並沒有明顯的差異，表示大學甲組投手在投擲不同球路時的投球節奏及投球動作差異並不大。另一方面，各個分期時間的變異係數皆沒有明顯差異，以及加速期開始及球離手時，各個運動學參數在不同球路之間的變異係數，也沒有明顯差異，表示大學甲組投手的各個分期時間，不會因為投擲不同球路而造成動作節奏的穩定性產生改變；在加速期開始及球離手時，動作的穩定性也不會因為投擲不同的球路而有所改變。

第三節 EMG 訊號結果之討論

EMG 訊號為了解肌肉活動情形的研究方法之一，並且廣泛的利用在了解人體運動時肌肉的活動情形，過去已有不少關於投擲運動的 EMG 訊號分析 (Glousman, Jobe, Moynes, Antonelli & Perry, 1988; Illyés & Kiss, 2003)，其中對於 EMG 訊號標準化的方法，有利用最大自主收縮 (maximum voluntary contraction, MVC) 時的訊號振幅、動作時的平均振幅 (mean dynamic amplitudes, m-DYN) 及動作的最大振幅 (peak dynamic amplitudes, pk-DYN) 等方法為基準 (Bolgla & Uhl, 2004)。

本研究原本以最大自主收縮 (maximum voluntary contraction, MVC) 作為 EMG 訊號之基準，其所探討的 EMG 訊號最大值皆大於其 MVC 之 EMG 訊號基準 ($>100\%MVC$)，Illyés 與 Kiss (2005) 針對職業標槍運動員進行投擲時 EMG 訊號的研究，結果顯示其中後三角肌的強度為所有肌肉中最高 ($100\%MVC$)；Gowan 等 (1987) 對投手投擲棒球時肩關節 EMG 訊號做探討，其中肱二頭肌的最大強度約為 $41\%MVC$ ，前三角肌及後三角肌則未超過 $50\%MVC$ ，本研究的 EMG 訊號值若以 MVC 作標準化，前三角肌 EMG 訊號最大值可達 $252\%MVC$ ，後三角肌 EMG 訊號最大值則為 $143\%MVC$ ，表示受試者在進行最大自主收縮測試時，並未收取到肌肉所能達到的最大程度 EMG 訊號，因此本研究後來改以使用與彭賢德、黃長福、呂景義與彭賢勝 (2008) 相同的研究方法，以投球動作中收集到的每條肌肉 EMG 訊號中的最大值作為標準化的基準 ($100\%max$)，將其它數據與其最大值做比較

(pk-DYN 法)。

本研究結果顯示，投擲不同球路時，上肢的肱二頭肌、前三角肌及闊背肌之 EMG 訊號最大值有顯著差異。肱二頭肌在投擲直球時的 EMG 訊號的最大值 ($70.0 \pm 14.2\% \max$) 明顯大於投擲滑球時 ($61.3 \pm 11.6\% \max$) 及投擲變速球時 ($59.5 \pm 11.6\% \max$)，表示投擲直球時肱二頭肌有較大的活動程度；前三角肌在投擲直球時的 EMG 最大值 ($73.1 \pm 12.2\% \max$) 及投擲變速球時 ($63.0 \pm 12.6\% \max$) 明顯大於投擲滑球時 ($52.0 \pm 14.6\% \max$)，表示在投擲變速球時前三角肌明顯活動程度較大；闊背肌在投擲直球時的 EMG 最大值 ($64.1 \pm 21.3\% \max$) 明顯大於投擲滑球時 ($51.7 \pm 19.7\% \max$)，表示在投擲直球時闊背肌活動程度會比投擲滑球時較大，因此可知在投擲不同的球路時，肌肉活動的程度並不完全相同，不同的球路可能有特定的肌肉為主要活動的肌肉。可能另一方面，投擲不同球路時 EMG 訊號最大值之變異係數，沒有顯著差異，表示對大學甲組投手而言，在投擲不同球路時雖然有某些肌肉的 EMG 訊號不同，但並不會因為投擲不同的球路而肌肉活動的穩定性有所差異。

本研究結果顯示，投擲不同球路時，肱三頭肌的 EMG 訊號特徵值，沒有顯著差異，表示肱三頭肌在投擲不同球路時，肌肉產生最大活動的模式和程度是沒有差別的，另一方面，投擲不同球路時，肱三頭肌 EMG 訊號特徵值的變異係數也沒有明顯差異，表示大學甲組投手的肱三頭肌在投擲不同球路時，最大活動的模式和程度不會因為不同的球路而穩定性有所差異。

第四節 綜合討論

本研究以 5 位大學甲組投手為受試者，探討及比較投擲不同變化球時運動學參數及 EMG 訊號之變異性，結果顯示大部份的數據皆無達到顯著差異，表示就統計上而言，投擲不同球路間運動學參數及 EMG 訊號的變異性，並無明顯差異。和過去類似研究對照，雖然本研究受試者數量較其它相關研究為少，且實驗場地並非投擲實際投手板至本壘板之距離，但數據和過去相關研究相差並不遠。另外，和過去研究相同，受試者還是會受到身上裝置之器材與配線而影響了投球時動作，無法發揮真正投球的實力。

本研究以大學甲組選手為受試者（球齡 10.6 ± 1.3 年），皆經過了長久訓練和練習，而動作的變異性會隨著練習的次數而降低，也就是增加了動作的穩定（江函芸、劉有德，2001）。本研究結果無統計上的差異，因此可以推測大學甲組的投手因球齡較久或運動層級較高，技術和動作有較高的穩定性。本研究所測試的球路，設定為受試者最熟練之球路（直球、滑球及變速球），這三種球路現多為大部分投手廣泛使用之球路，而本研究中的運動學參數之變異性無顯著差異，因此可以推測大學甲組投手對於直球、滑球及變速球的動作上差異不大，且投擲這三種球路時的穩定程度相近。

本研究所探討之運動學參數以軀幹及肩關節等較大肢段及關節的動作為主，EMG 訊號以上半身及上臂主要大肌肉群為主，但投手投擲變化球的方式主要有改變握法及利用手肘旋轉（高英傑，1996），二種不同的投球方式，其中由於不同的握球方法，前臂和手指對於投擲變化球也扮演了相當重要

的角色 (Voorhees, 2003)，因此前臂及手指的運動學參數也值得未來進一步探討。

本研究結果顯示不同球路運動學及 EMG 訊號之變異性並無明顯差異，表示就球齡和運動層級而言，大學甲組投手對於直球、滑球及變速球的穩定程度很相近。建議未來可針對運動層級稍低或球齡較少之選手進行測試，以及進一步探討前臂及手指等肌肉之運動學參數及 EMG 訊號，以了解更多不同球路之間運動學之變異性，提供教練及選手在教學及訓練上之參考依據。

第陸章 結論與建議

要成為一位好的投手，除了直球要有好的球速、變化球要有好的控制能力之外，縝密的投球策略也是成為一位優秀投手的條件之一。為了不讓打擊者因為投手在投球時動作些微的差異，猜測出投擲的球路，因此投球動作的一致性和穩定性也是相當重要的。本研究目的為探討投擲不同變化球時運動學參數及 EMG 訊號的變異性，其得到結論如下：

- 一、投擲不同球路時，雖然球速之間有顯著差異，但球速之變異係數並無顯著差異，表示大學甲組投手投球的球速不會因為投擲的球路不同，使得球速的穩定性有所差異。投手若能維持穩定的球速，對於不同球路的控制有著正向的影響，使得投手更能夠明確掌握自己投擲各種球路時的動作特性。
- 二、投擲不同球路時，雖然在肩關節水平內收有顯著差異，但運動學參數之變異係數並無顯著差異，表示大學甲組的投手的投球動作，不會因為投擲的球路不同，使得動作的穩定性有所差異，但和其它部位比較起來，軀幹部位的穩定性較低，因此教練在指導選手時，應針對軀幹部位的動作特別加以重視，注重投球時軀幹旋轉的幅度、時機及節奏，並且強調軀幹重心的平衡及轉移。對於投手而言，若能有穩定性高的投球動作，便可以使得球速持續維持，控球能力增加，以及有效的混淆打者去猜測球路。
- 三、投擲不同球路時，雖然在肱二頭肌、前三角肌及闊背肌

的 EMG 訊號最大值有顯著差異，但 EMG 訊號最大值之變異係數並無顯著差異，表示大學甲組的投手肌肉活動的穩定性，不會因為投擲球路的不同，使得肌肉活動最大時的穩定性有所差異，且肱三頭肌在最大程度的活動，也不會因為投擲不同的球路而使得穩定性有所改變，但投擲直球時的穩定性較低，因此教練在訓練選手時，可針對不同變化球運用之肌肉特別加強，另外應注意避免投手在投擲快速直球時，過度在意球速而造成動作和肌肉的穩定性降低。對於投手而言，增加肌肉活動的穩定性，帶來動作的穩定，進而使得投球表現穩定、減少身體的負擔。

投球為一連串極為複雜且極需要協調能力的動作，影響投球表現的因子無論在心理、生理或是其它方面皆為數不少，本研究所探討的運動學參數及 EMG 訊號之變異係數皆無顯著差異，但在生物力學領域中，影響投球表現的因子並非只有本研究所探討之範圍，建議未來可針對不同階層之棒球投手為受試者，或是加入其它變化球路一起討論，探討前臂及其它身體部位的運動學參數及 EMG 肌號，並且使受試者能在極接近實際投球情形下，收集資料後進一步針對投擲不同球路時，運動學參數及 EMG 訊號的變異性分析，將此方面資料收集完整，以提供選手在練習投擲變化球時的參考，教練在教導投擲變化球時的依據，進而提昇選手表現，增進球隊成績。

引用文獻

中文部分

- 中華民國體育學會 (2000)。運動力學。台北市：作者。
- 王嘉吉、張嘉澤 (2007)。彈震式阻力訓練在提升棒球投手球速上之應用與效益。大專體育，88，25-29。
- 江函芸、劉有德 (2007)。運動中的變異。中華體育季刊，21(4)，42-52。
- 高英傑 (1996)。棒球。國立體育學院教練研究所技術報告書。桃園縣：國立體育學院。
- 莊廷玉、李來發 (2007)。2005 年莊勝雄棒球教室－投手訓練實務介紹。大專體育，88，43-49。
- 彭賢德、黃長福、呂景義、彭賢勝 (2008)。鉛球投擲臂之肌電圖分析。大專體育學刊，10(2)，117-126。
- 楊賢銘、林華韋、王琦正、中本茂樹 (1999)。棒球投手投球動作之定性分析。國立臺灣體育學院學報，4(下)，582。

西文部分

- Aguinaldo, A. L., Buttermore, J., & Chambers, H. (2007). Effects of upper trunk rotation on shoulder joint torque among baseball pitchers of various levels. *Journal of Applied Biomechanics*, 23, 42-51.
- Barrentine, S. W., Matsuo, T., Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (1998). Kinematic analysis of the

- wrist and forearm during baseball pitching. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 24-39.
- Bolgla, L. A., & Uhl, T. L. (2004). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 102-111.
- Clements, A. S., Ginn, K. A., & Henley, E. (2001). Correlation between muscle strength and throwing speed in adolescent baseball players. *Physical Therapy in Sport*, 2, 123-131.
- Cook, D. P., & Strike, S. C. (2000). Throwing in cricket. *Journals of Sports Sciences*, 18 (12) , 965-973.
- Donatelli, R., Ellenbecker, T. S., Ekedahl, S. R., Wilkes, J. S., Kocher, K., & Adam, J. (2000). Assessment of shoulder strength in professional baseball pitchers. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 30 (9) , 554-551.
- Dun, S., Fleisig, G. S., Loftice, J. W., Kingsley, D. S., & Andrews, J. R. (2007). The relationship between age and baseball pitching kinematics in professional baseball pitchers. *Journal of Biomechanics*, 40, 265-270.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., & Moorman, C. T 3rd. (2002). Kinematics and kinetic comparisons between American and Korean professional baseball pitchers. *Sports Biomechanics*, 1

(2) , 213-228.

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*, 1-23.

Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). Kinematics comparisons of 1996 Olympic baseball pitchers. *Journals of Sports Sciences*, *19* (9) , 665-676.

Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Zheng, N., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (1999). Kinematics and kinetic comparison of baseball pitching among various levels of development. *Journal of Biomechanics*, *32*, 1371-1375.

Fleisig, G. S., Escamilla, R. F., Andrews, J. R., Matsuo, T., Satterwhite, Y., & Barrentine, S. W. (1996). Kinematic and kinetic comparison of baseball pitching and football passing. *Journal of Applied Biomechanics*, *12*, 207-224.

Fleisig, G. S., Kingsley, D. S., Loftice, J. W., Dinnen, K. P., Ranganathan, R., Dun, S. et al. (2006). Kinetic comparison among the Fastball, Curveball, Change-up, and Slider in collegiate baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, *34*, 423-430.

Glousman, R., Jobe, F., Tibone, J., Moynes, D., Antonelli, D., & Perry, J. (1988). Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral

- instability. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 70, 220-226.
- Gowan, I. D., Jobe, F. W., Tibpne, J. E., Perry, J., & Moynes, D. R. (1987). A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching. *The American Journal of Sports Medicine*, 15, 586-590.
- Hayashida, K., & Nakagawa, S. (2005). The effect of external rotation strength on straight ball speed in baseball game. *Shoulder Joint*, 29 (2) , 427-430.
- Heitman, R. J., Pugh, S. F., Erdmann, J. W., & Kovalski, J. E. (2000). Measurement of upper and lower body strength and its relationship to underhand pitching speed. *Perceptual and Motor Skills*. 90 (3pt2) , 1139-1144.
- House, T. (2000). *The pitching edge* (2th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Huang, T. F., Wei, S. H., Chi, C. J., & Chang, H. Y. (2005). Isokinetic evaluation of shoulder internal and external rotators concentric strength and endurance in baseball players: Variations from pre-pubescence to adulthood. *Isokinetics and Exercise Science*, 13 (4) , 237-241.
- Illyés, Á., & Kiss, R. M. (2003). Comparative emg analysis of the shoulder between recreational athletes and javelin throwers during elementary arm motions and during pitching. *Physical Education and Sport*, 1 (10) , 43-53.

- Illyés, Á., & Kiss, R. M. (2004). Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *15*, 282-289.
- Jobe, F. W., Tibone, J. E., Perry, J., & Moynes, D. R. (1983). An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching : A preliminary report. *The American Journal of Sports Medicine*, *11* ,3-5.
- Jobe, F. W., Tibone, J. E., Perry, J., & Moynes, D. R. (1984). An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching : A second report. *The American Journal of Sports Medicine*, *12*, 218-220.
- Kindall, J. (1993). *Baseball: Play the winning way*. Lanham, MD: Sports Illustrated Books.
- Loftice, J. W., Fleisig, G. S., Zheng, N., & Andrews, J. R. (2004). Biomechanics of elbow in sports. *Clinics in Sports Medicine*, *23* (4) , 519-530.
- 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.
- Matsuo, T., Fleisig, G. S., Zheng, N., & Andrews, J. R. (2006). Influence of shoulder abduction and lateral trunk tilt on peak elbow varus torque for college baseball pitchers during simulated pitching. *Journal of Applied*

- Biomechanics*, 22, 93-102.
- Mikesky, A. E., Edwards, J. E., Wigglesworth, J. K., & Kunkel, S. (1995). Eccentric and Concentric Strength of the Shoulder and Arm Musculature in Collegiate Baseball Pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 23, 638-642.
- Mullaney, M. J., McHugh, M. P., Donofrio, T. M., & Nicholas, S. J. (2005). Upper and lower extremity muscle fatigue after a baseball pitching performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 108-113.
- Murata, A. (2001) Shoulder joint movement of the non-throwing arm during baseball pitch-comparison between skilled and unskilled pitchers. *Journal of Biomechanics*, 34 (12) , 1643-1647.
- Sabick, M. B., Torry, M. R., Kim, Y. K., & Hawkins, R. J. (2004). Humeral torque in professional baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 892-898.
- Saito, K., Ogi, Y., Ichikawa, H., Inoue, S., Matsuo, T., Adachi, K., Miyaji, C., & Takai, S. (2001). Change in upper limb muscle activity when ball speed increases and type of pitch differs. *Bulletin of Institute of Health and Sports Sciences*, 24, 79-88.
- 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,

260-263.

- Stodden, D. F., Fleisig, G. S., McLean, S. P., & Andrews, J. R. (2005). Relationship of biomechanical factors to baseball pitching velocity: within pitch variation. *Journal of Applied Biomechanics*, *21*, 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*, 164-172.
- Voorhess, R. (2003). *Coaching the little league pitcher: teaching young players to pitch with skill and confidence*. New York: McGraw-Hill.
- Walter, B. (2002). *The baseball handbook*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Werner, S. L., Murray, T. A., Hawkins, R. J., & Gill, T. J. (2002). Relationship between throwing mechanics and elbow valgus in professional baseball pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *11* (2) , 151-155.
- Whitley, J. D., & Terrio, T. (1998). Changes in peak torque arm shoulder strength of high school baseball pitchers during the season. *Perceptual and Motor Skills*, *86* (3 Pt 2) , 1361-1362.
- Xue, Q. & Masuda, K. (1997). A biomechanical study of fast throwing movements of the shoulder in baseball pitching. *Chinese Medical Journal*, *110* (3) , 220-224.
- Yamanouchi, T. (1998). EMG analysis of the lower

extremities during pitching in high-school baseball. *The Kurume Medical Journal*, 45 (1) , 21-25.

附錄 1 受試者同意書

受試者同意書

研究名稱：棒球投手投球時運動學及肌電訊號之分析

研究單位：國立臺灣體育大學（臺中） 體育研究所

研究負責人：程正欣

聯絡電話：0912061861

我瞭解這個研究的目的是在於針對棒球投手投擲變化球時，分析上肢運動學參數和特定肌肉的肌電訊號，並運用統計方法加以比較，藉以提供教練及選手對於投擲不同變化球時動作特性的了解，做為實際訓練時，指導及修正動作的參考依據。

我瞭解我將只接受 1 次檢測，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，檢測的內容包括肌電訊號及投擲動作資料的收集，檢測時會上半身赤裸，穿著運動短褲及運動鞋，並且盡力做出實驗內容所要求的動作。

肌電訊號的收集將在我身上貼上許多的電極片，並且要求我盡最大力量做出指示的動作，並且會有研究人員對我做出抵抗的動作，這可能會讓我有短暫的疲勞，貼著電極片做動作時可能會讓我感覺到不太舒適，但不會對我的身體造成傷害。投擲動作資料的收集除了在我身上貼上之前的電極片之外，還會其他的部位貼上反光標誌球共 36 顆，這也可能使我的身體感覺到不太舒適，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，接

著將依照指示向目標投擲不同的變化球路，總共將投擲三種不同球路，共 15 球，投擲每一球之間我可以有 30 秒到 1 分鐘的休息時間，投擲完 15 球之後，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，將維護受試者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，而且我的實驗資料將絕對保密，一個研究的號碼會取代我的姓名，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 2 基本資料表

基本資料表				
姓名				
生日				
身高				
球齡				
慣用手		慣用腳		最快球速
變化球路 (請依擅長程度依序填寫)	球路 1			
	球路 2			
	球路 3			
	球路 4			
	球路 5			
受傷紀錄				
受傷部位		時間		