

國立臺灣體育學院  
National Taiwan College of Physical Education  
體育研究所碩士學位論文

投手肩關節介入肌內效貼布後之肌電圖改變  
CHANGE IN ELECTROMYOGRAPHY OF SHOULDER  
JOINT AFTER KINESIO TAPING IN PITCHERS



研 究 生：張世錫 撰  
指 導 教 授：駱明瑤 副教授  
協 同 教 授：陳勝凱 副教授

中 華 民 國 99 年 7 月

論文名稱：投手肩關節介入肌內效貼布後之肌電圖改變

總頁數：117 頁

院校所組別：國立臺灣體育學院 體育研究所自然科學組

畢業時間與提要別：九十九學年度第二學期碩士學位論文提要

研究生：張世錫

指導教授：駱明瑤副教授

## 中文摘要

**研究背景：**肩關節在上肩投擲運動的作用佔 28 %，其關節穩定度主要由肌群與軟組織調控。**目的：**探討棒球選手肌肉疲勞前後與肌內效貼紮後之最大球速與肌電圖改變。**方法：**6 位大專乙組棒球選手先進行最大球速測試並收集最大自主等長收縮的肌電圖（肱二頭肌、前、中、後三角肌），再依序收集疲勞前、疲勞、肌內效貼紮後的五球最大球速的肌電圖與影像，以均方根與中位頻率分析肌電訊號改變。**統計：**重複量數單因子變異數分析 (repeated measures ANOVA) 比較三種狀況中肌電圖之差異，配對 *t* 檢定考驗疲勞與肌內效貼紮對疲勞前改變之差異。**結果：**肌內效貼紮後最大球速比疲勞後高，肱二頭肌 (疲勞前後與肌內效貼紮後的平均數：18.40、28.72、18.57)、前與中三角肌 (前：16.69、21.66、14.53，中：25.66、24.76、19.33) 的均方根明顯比疲勞後低，並且此三條肌肉的中位頻率也比疲勞後高。**結論：**肌內效貼紮可降低運動單位同時活化並且有效增加運動單位的徵招，藉此幫助肌肉功能，以達到工作負荷的需求。肌肉疲勞後經過肌內效貼紮後球速小幅增加，顯示肌內效貼布可加快肌肉從疲勞的狀態下恢復。**建議：**未來研究可合併運動學並且增加肌電電極設置，使資料收集完備，教練、運動傷害防護員作為預防運動傷害之參考，幫助選手追求好表現。

**關鍵字：**上肩投擲、中位頻率、均方根、運動傷害預防

Chang, Shih-hsi (2010). Change in electromyography of shoulder joint after kinesio taping in pitchers. Unpublished master thesis, National Taiwan College of Physical Education, Taichung.

## **Abstract**

**Background:** Shoulder joint account for 28 % function of overhead exercise, and muscle tendon unit is the main source of stability in this joint. **Purpose:** Aim to investigate the effect of kinesio tape on post-fatigue muscle of shoulder joint. **Methods:** 6 college second level baseball players are to test the maximum pitching speed and recoded EMG of maximum voluntary contraction. After previous test, data were recorded by surface EMG from four different muscles in pre-fatigue, post-fatigue, and after kinesio taping. **Statistics:** Repeated measures analysis of variance was to test the different between pre-fatigue, fatigue, and after kinesio taping. Tukey's HSD was enrolled in finding source of difference and paired *t* test was used to compare change amounts of fatigue vs. pre-fatigue and after kinesio taping vs. pre-fatigue. **Results:** RMS of biceps brachii ( $18.57 \pm 4.82$ ), anterior ( $14.53 \pm 4.07$ ), and middle deltoid ( $19.33 \pm 3.32$ ) after kinesio taping are lower then fatigue (biceps:  $28.72 \pm 5.18$ ; anterior:  $21.66 \pm 5.64$ ; middle:  $24.76 \pm 7.03$ ). All of the muscles after kinesio taping (biceps:  $87.35 \pm 2.41$ ; anterior:  $90.51 \pm 5.23$ ; middle:  $94.22 \pm 6.34$ ; posterior:  $90.65 \pm 5.74$ ) had higher median frequency than in fatigue (biceps:  $77.32 \pm 4.12$ ; anterior:  $79.49 \pm 5.14$ ; middle:  $83.06 \pm 5.26$ ; posterior:  $78.26 \pm 6.15$ ). **Conclusions:** Kinesio taping could increase muscle recovery rate from fatigue by increase amounts of motor units recruited and improve sport performance. **Suggestions:** EMG had to be more powerful to explain how muscle works after analyzed with kinematics. Thus, there were more information about mechanism of pitching for coaches, pitchers, and athlete trainers.

**Key word:** overhead exercise, proprioception, kinesio tape, joint position reproduction, active multijoint position reproduction

## 目錄

中文摘要 .....	I
英文摘要 .....	II
目錄 .....	III
表目錄 .....	V
圖目錄 .....	XI
<b>第一章 緒論 .....</b>	<b>1</b>
第一節 研究背景 .....	1
第二節 研究動機與目的 .....	3
第三節 研究問題與假設 .....	3
第四節 研究範圍與限制 .....	4
第五節 名詞解釋 .....	5
<b>第二章 文獻探討 .....</b>	<b>6</b>
第一節 肩關節的解剖構造與本體感覺 .....	6
第二節 上肩運動與本體感覺 .....	12
第三節 肌肉疲勞與本體感覺 .....	14
第四節 貼紮對本體感覺與肌電圖的影響 .....	17
第五節 肌電圖之測量與分析 .....	20
<b>第三章 研究設計 .....</b>	<b>23</b>
第一節 研究對象 .....	23
第二節 實驗設置與流程 .....	23
第三節 資料處理與分析 .....	31

<b>第四章 結果</b> .....	<b>34</b>
第一節 基本資料與球速分析 .....	35
第二節 肌電圖標準化均方根值的改變 .....	38
第三節 肌電圖未標準化均方根值的改變 .....	65
第四節 肌電圖中位頻率的改變 .....	69
第五節 放球前後的肌電圖變化 .....	83
<b>第五章 討論</b> .....	<b>85</b>
第一節 肌電圖標準化均方根值的改變 .....	86
第二節 肌電圖中位頻率的改變 .....	89
第三節 小結 .....	90
<b>第六章 結論與建議</b> .....	<b>91</b>
<b>引用文獻</b> .....	<b>94</b>
<b>附錄 一 受試者同意書</b> .....	<b>102</b>
<b>附錄 二 肌內效貼紮方法</b> .....	<b>104</b>

## 表目錄

表 2-1	肩關節之運動與肌肉 .....	8
表 4-1	受試者基本資料表 .....	36
表 4-2	球速的敘述統計 .....	37
表 4-3	球速的變異數分析摘要表 .....	37
表 4-4	球速的 Tukey's HSD 事後比較 .....	338
表 4-5	肱二頭肌標準化 RMS 的敘述統計 .....	43
表 4-6	肱二頭肌標準化 RMS 的變異數分析摘要表 ..	43
表 4-7	肱二頭肌標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較 .....	43
表 4-8	肱二頭肌標準化 RMS 改變量的敘述統計 ....	44
表 4-9	肱二頭肌標準化 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定表 ....	44
表 4-10	前三角肌標準化 RMS 的敘述統計 .....	45
表 4-11	前三角肌標準化 RMS 的變異數分析摘要表 ..	45
表 4-12	前三角肌標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較 .....	46
表 4-13	前三角肌標準化 RMS 改變量的敘述統計 ..	46
表 4-14	前三角肌標準化 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	46
表 4-15	中三角肌標準化 RMS 的敘述統計 .....	47
表 4-16	中三角肌標準化 RMS 的變異數分析摘要表 ..	47
表 4-17	中三角肌標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較 .....	48

表 4-18	中三角肌標準化 RMS 改變量的敘述統計 ..	48
表 4-19	中三角肌標準化 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	48
表 4-20	所有肌肉標準化 RMS 改變量的敘述統計 ..	49
表 4-21	所有肌肉標準化 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	49
表 4-22	肱二頭肌準備期 RMS 的敘述統計 .....	50
表 4-23	肱二頭肌準備期 RMS 的變異數分析摘要表	50
表 4-24	肱二頭肌準備期 RMS 的 Tukey's HSD 事後 比較 .....	50
表 4-25	肱二頭肌準備期 RMS 改變量的敘述統計 ..	51
表 4-26	肱二頭肌準備期 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	51
表 4-27	前三角肌準備期 RMS 的敘述統計 .....	51
表 4-28	前三角肌準備期 RMS 的變異數分析摘要表	52
表 4-29	前三角肌準備期 RMS 的 Tukey's HSD 事後 比較 .....	52
表 4-30	中三角肌準備期 RMS 的敘述統計 .....	53
表 4-31	中三角肌準備期 RMS 的變異數分析摘要表	53
表 4-32	中三角肌準備期 RMS 的 Tukey's HSD 事後 比較 .....	53
表 4-33	中三角肌準備期 RMS 改變量的敘述統計 ..	54
表 4-34	中三角肌準備期 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	54
表 4-35	前三角肌跨步期 RMS 的敘述統計 .....	54
表 4-36	前三角肌跨步期 RMS 的變異數分析摘要表	55

表 4-37	中三角肌跨步期 RMS 的敘述統計 .....	55
表 4-38	中三角肌跨步期 RMS 的變異數分析摘要表	56
表 4-39	中三角肌跨步期 RMS 的 Tukey's HSD 事後 比較 .....	56
表 4-40	中三角肌跨步期 RMS 改變量的敘述統計 ..	56
表 4-41	中三角肌跨步期 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	57
表 4-42	後三角肌跨步期 RMS 的敘述統計 .....	57
表 4-43	後三角肌跨步期 RMS 的變異數分析摘要表	58
表 4-44	後三角肌跨步期 RMS 的 Tukey's HSD 事後 比較 .....	58
表 4-45	後三角肌跨步期 RMS 改變量的敘述統計 ..	59
表 4-46	中三角肌跨步期 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	59
表 4-47	肱二頭肌手臂上揚期 RMS 改變量的敘述統 計 .....	59
表 4-48	肱二頭肌手臂上揚期 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定	60
表 4-49	前三角肌手臂上揚期 RMS 的敘述統計 .....	60
表 4-50	前三角肌手臂上揚期 RMS 的變異數分析摘 要表 .....	60
表 4-51	中三角肌手臂上揚期 RMS 的敘述統計 .....	61
表 4-52	中三角肌手臂上揚期 RMS 的變異數分析摘 要表 .....	61
表 4-53	中三角肌手臂上揚期 RMS 改變量的敘述統	

計 .....	62
表 4-54 中三角肌手臂上揚期 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定	62
表 4-55 中三角肌加速期 RMS 改變量的敘述統計 ..	62
表 4-56 中三角肌加速期 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	63
表 4-57 肱二頭肌減速期 RMS 改變量的敘述統計 ..	63
表 4-58 肱二頭肌減速期 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	63
表 4-59 中三角肌減速期 RMS 的敘述統計 .....	64
表 4-60 中三角肌減速期 RMS 的變異數分析摘要表	64
表 4-61 中三角肌減速期 RMS 的 Tukey's HSD 事後 比較 .....	64
表 4-62 肱二頭肌未標準化 RMS 的敘述統計 .....	65
表 4-63 肱二頭肌未標準化 RMS 改變量的敘述統計	65
表 4-64 肱二頭肌未標準化 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 ..	65
表 4-65 前三角肌未標準化 RMS 的敘述統計 .....	66
表 4-66 前三角肌未標準化 RMS 的變異數分析摘要 表 .....	66
表 4-67 前三角肌未標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事 後比較 .....	67
表 4-68 前三角肌未標準化 RMS 改變量的敘述統計	67
表 4-69 前三角肌未標準化 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 ..	67
表 4-70 後三角肌未標準化 RMS 的敘述統計 .....	68
表 4-71 後三角肌未標準化 RMS 的變異數分析摘要	

表 .....	68
表 4-72 後三角肌未標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較 .....	69
表 4-73 後三角肌未標準化 RMS 改變量的敘述統計	69
表 4-74 後三角肌未標準化 RMS 改變量的 <i>t</i> 檢定 ..	69
表 4-75 肱二頭肌中位頻率的敘述統計 .....	70
表 4-76 肱二頭肌中位頻率的變異數分析摘要表 ....	71
表 4-77 肱二頭肌中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較	71
表 4-78 肱二頭肌中位頻率改變量的敘述統計 .....	72
表 4-79 肱二頭肌中位頻率改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	72
表 4-80 前三角肌中位頻率的變異數分析摘要表 ....	73
表 4-81 前三角肌中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較	73
表 4-82 前三角肌中位頻率改變量的敘述統計 .....	74
表 4-83 前三角肌中位頻率改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	74
表 4-84 中三角肌中位頻率的敘述統計 .....	75
表 4-85 中三角肌中位頻率的變異數分析摘要表 ....	75
表 4-86 中三角肌中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較	75
表 4-87 中三角肌中位頻率改變量的敘述統計 .....	76
表 4-88 中三角肌中位頻率改變量的 <i>t</i> 檢定 .....	76
表 4-89 後三角肌中位頻率的變異數分析摘要表 ....	78
表 4-90 後三角肌中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較	78
表 4-91 中三角肌手臂上揚期中位頻率改變量的敘	

述統計 .....	79
表 4-92 中三角肌手臂上揚期中位頻率改變量的 $t$ 檢定 .....	79
表 4-93 後三角肌手臂上揚期中位頻率的敘述統計	79
表 4-94 後三角肌手臂上揚期中位頻率的變異數分析摘要表 .....	80
表 4-95 後三角肌手臂上揚期中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較 .....	80
表 4-96 後三角肌手臂上揚期中位頻率改變量的敘述統計 .....	81
表 4-97 後三角肌手臂上揚期中位頻率改變量的 $t$ 檢定 .....	81
表 4-98 肱二頭肌加速期中位頻率改變量的敘述統計 .....	81
表 4-99 肱二頭肌加速期中位頻率改變量的 $t$ 檢定	82
表 4-100 前三角肌加速期中位頻率改變量的敘述統計 .....	82
表 4-101 前三角肌加速期中位頻率改變量的 $t$ 檢定	82
表 4-102 後三角肌加速期中位頻率改變量的敘述統計 .....	83
表 4-103 後三角肌加速期中位頻率改變量的 $t$ 檢定	83

## 圖目錄

圖 2-1	肱骨頭與肩峰、孟窩的關係 .....	7
圖 2-2	凹壓效應 .....	8
圖 2-3	韌帶傷害與神經輸入 .....	10
圖 2-4	神經肌肉控制路徑 .....	11
圖 2-5	肱骨上抬與棘上肌之關係 .....	16
圖 2-6	肌內效貼布作用機轉 .....	18
圖 2-7	肌內效貼布使用方法 .....	25
圖 3-1	實驗場地設置圖 .....	26
圖 3-2	BIOPAC MP150 系統 .....	26
圖 3-3	Stalker Sport 測速槍 .....	27
圖 3-5	控制鈕連接方式 .....	28
圖 3-6	VICON 紅外線攝影機設置 .....	28
圖 3-7	肌電電極片位置 .....	30
圖 3-8	均方根的計算方式 .....	35
圖 3-9	Tukey's HSD 的差距考驗公式 .....	35
圖 4-1	投球動作分期的判斷動作 .....	35
圖 4-2	肱二頭肌肌電圖 .....	39
圖 4-3	前三角肌肌電圖 .....	39
圖 4-4	中三角肌肌電圖 .....	40
圖 4-5	後三角肌肌電圖 .....	40
圖 4-6	疲勞前四條肌肉的肌電均方根 .....	41

圖 4-7	疲勞後四條肌肉的肌電均方根 .....	41
圖 4-8	施予肌內效貼紮後四條肌肉的肌電均方根 ..	42
圖 4-9	三組的中位頻率平均數與標準差 .....	72
圖 4-10	後三角肌在三種狀況的平均數與標準差 ....	77
圖 4-11	肌電訊號放球點前後 100 毫秒 .....	84

# 第一章 緒論

## 第一節 研究背景

棒球，為台灣目前較盛行的運動之一，98 年度大專乙組球隊共 56 隊，顯示此項運動逐漸普及化，普及的過程中亦同時帶來許多特定動作造成的傷害，此類傷害可能來自於缺乏正規教練帶領、基礎訓練不夠紮實，如爆發力、敏捷、協調等競技適能訓練，但非體育專業學校的大專棒球球員由於時間受限、知識不足等因素，導致無法加強體適能，此外，乙組的球賽場次密集，同一隊伍一天出賽兩次的狀況常發生，隊中投手群能有效壓制場面者亦不多，使得優秀球員即使身體已疲勞，仍需上場幫助球隊贏得比賽，在此條件下，運動傷害持續發生以及新傷加舊傷，可能使得傷勢最終發展成慢性症狀或者使球員退出球場。

肩關節（盂肱關節）在日常生活中扮演重要的角色，其作用為移動手臂至適當的位置，使手的功能發揮，例如從高處的櫃子上拿東西、洗頭、梳頭髮等日常活動，棒球為上肩運動(overhead)，此種運動使用頻率與負荷最大的關節即為肩關節，其地位更加重要，投手投擲過程中動力鏈的傳遞由下肢往軀幹，最後到達上肢，肩關節為軀幹與上臂的連接點，其功能正常與否，直接影響軀幹與上臂的能量傳遞，有項研究結果顯示對上肢各個關節對空間中調控敏銳度(acuity)的貢獻百分比為：肩胸關節(scapulothoracic joint)佔 35 %，盂肱關節(glenohumeral joint)佔 28 %，肘關節(elbow)佔 20 %，腕關節(wrist)佔 18 % (Tripp, Uhl, Mattacola, Srinivasan, & Shapiro, 2006)，棒球投手講求球

速與控球準度，因此，若能量在肩關節無法適當傳遞，影響上肢的空間中位置之外，同時，亦直接影響放球點與控球。

肩關節屬於球窩關節(ball and socket)，自由度(degree of freedom)為三，為人體中活動度(range of motion)最大的關節，同時也是人體中穩定度(stability)最小的關節(Bilis, 2000)，此時，本體感覺(proprioception)與運動覺(kinesthesia)對關節活動中穩定的影響很深，然除了靜態構造(骨骼、韌帶)調控感覺輸入外，肌肉亦協助動作控制，經過疲勞後，肌肉的訊號輸入改變，進而影響投球球速與準度。

貼紮為運動場上傷害的預防與事後處理的常見方法之一，貼紮使用的貼布種類共兩種，分別為傳統貼布(運動貼布或者白貼)與彈性貼布，傳統貼布直接對關節給予力學上的支持並提高關節穩定，貼紮流程為定錨(anchor)、編織、固定(lock)，定錨的功能為當作編織時貼布的支點，編織為藉由力學作用改變局部功能，例如踝關節貼紮的編籃，其作用為增加關節穩定，編織結束後需固定編織時的貼布，如此重複纏繞以提供關節穩定或減輕疼痛，隨著時間拉長，已貼紮的貼布剛性減弱，無法持續提供相同強度的支持，並且，傳統貼紮不具透氣性與無法在水域使用(王百川，2003)。彈性貼布分為傳統彈貼(elastic adhesive tape)與肌內效貼布(Kinesio Tape)，傳統彈貼貼紮後的關節活動度比白貼貼紮時的更大，其缺點為仍無法在水域使用，肌內效貼布亦可使運動員在不引起疼痛的活動度內進行較大範圍的活動，此外，此貼布尚具有質量輕、防潑水、多樣的貼法等優點。

在日本，2006年以後，肌內效貼布廣泛地融入日常生

活中，例如學校開有關肌內效貼布的保健課程，2008年北京奧運時，亦可見運動員身上常常貼著肌內效貼布。前十字韌帶受傷、股四頭肌肌力不足的選手，經貼布治療後，可增加肌肉作用的表現，對於踝關節不穩定的選手，也可增加本體感覺、提供穩定度；此外肌內效貼布對於膝關節較小關節活動範圍工作時，有益於提昇膝關節本體感受器之知覺動作敏銳度，因此肌內效貼布對知覺動作有正面提昇之影響(Lou, 2002)。

## 第二節 研究動機與目的

臨床上，肌內效貼布能夠有效解決肌肉骨骼系統方面許多問題，肌肉疲勞之後，肩關節的本體感覺與肌肉活動產生改變，過去少有研究探討肌內效貼布對疲勞後本體感覺與肌肉活動的影響，在未來中，對於肩關節受傷而導致肩關節本體感覺受損的運動員，能夠藉由肌內效貼布恢復其以往的水準與日常活動，使其在運動場上發揮最大的表現，並且希望在傷害發生前，改善本體感受器的靈敏度，預防傷害的產生以及降低部分肩關節疾病(如棘上肌夾擠)罹患率。

希望藉由此研究了解投球時肱二頭肌、三角肌(前、中、後)在肌肉疲勞前、疲勞後與疲勞後肌內效貼紮的收縮型態。

## 第三節 研究問題與假設

許多研究顯示肌肉疲勞對於關節產生本體感覺下降的影響，肩關節穩定主要由肌肉控制，肌肉疲勞對於肩關節肌電圖的影響為何？同時也將探討肌內效貼布是否影響肌肉疲勞

後造成肩關節肌電圖的改變程度？

本研究的虛無假設為疲勞後的肌電圖無改變，並且，肌內效貼布對於疲勞後肩關節肌電圖沒有影響。

## 第四節 研究範圍與限制

### 壹、研究範圍

本體感覺受器可分為三大類：觸覺受器、肌肉受器與關節受器，本研究主要探討肌肉受器的影響，在肌肉疲勞、施予肌內效貼紮的狀況下，比較本體感覺的差異。

此研究的理論基礎為生理學上單突觸牽張與多突觸肌腱制動反射 (monosynaptic stretch and polysynaptic tendon brake reflex)，當肌肉疲勞時，肌肉受器傳回中樞的訊號減弱，影響人體控制肌肉收縮。肩關節主要靠肌肉維持穩定，尤其上抬手臂時，肱骨與肩峰的相對位置很重要，控制肱骨的肌肉必須要避免肱骨與肩峰撞擊，當肌肉疲勞時，訊號輸入減少造成此肌群的平衡被打破，肱骨容易與肩峰撞擊，因此，肌肉輸入訊號改變影響投球時上肢位置與造成肩關節其它傷害。

### 貳、研究限制

本研究探討的關節為肩關節中的盂肱關節，實驗族群為大專乙組棒球選手，利用影片分析法，推估投手進行投球時，肩關節本體感覺對於肌肉疲勞、肌效效貼紮的變異。此外，運動場上，投球方式有許多種，可分為上肩式投法 (overhead delivery)、側臂式投法 (sidearm delivery)、潛水艇式投法 (submarine delivery)，本研究採用之投球方式為上肩式投法，可能無法推論至其它投球方式。

## 第五節 名詞解釋

### 壹、上肩運動(overhead)

定義為肱骨上抬後快速將手臂往下揮並送球之運動。

### 貳、本體感覺

根據 Bresch 與 Nuber( 1995)的定義，本體感覺定義為一些特化的神經末端，稱為機械受器(mechanoreceptors)，將累積的神經輸入傳至中樞神經系統。

### 參、肌內效貼布

根據駱明瑤(1999)定義，材質以棉質纖維為主，主要給予肌肉及其它軟組織更好支援為目的，並且因其特殊材質與貼法，運動員可不受限制的正常運動，且肌內效貼布在於受傷局部，增加皮膚下空間使循環流暢。

## 第二章 文獻探討

### 第一節 肩關節的解剖構造與本體感覺

肩關節為人體最為精細且複雜的關節，使上肢其它關節的功能更加強大，例如吃飯、刷牙、洗頭等日常生活活動。肩帶(shoulder girdle)由四個關節組成的複合體(complex)，分別為胸鎖關節、肩鎖關節、肩胸關節、盂肱關節，此複合體包含許多韌帶、肌肉、骨骼，在此所討論的肩關節為盂肱關節，肩關節的解剖構造骨骼部分由肱骨(humerus)與肩胛骨(scapula)的肩峰(acromion)與盂窩(glenoid fossa)；肌肉部分主要由旋轉袖(rotator cuff)—肩胛下肌(subscapularis)、棘上肌(supraspinatus)、棘下肌(infraspinatus)、小圓肌(teres minor)組成，其它肌肉詳如；韌帶關節囊由盂肱韌帶(glenohumeral ligament)、喙肱韌帶(coracohumeral ligament)、關節囊韌帶(capsular ligament)、橫韌帶(transverse ligament)、腋囊(axillary pouch)(Moore, 1999)。

盂肱關節的骨骼支持結構很有限，只有肱骨頭(humeral head)與盂窩，肱骨頭與盂窩的大小比例約為 3:1，屬於球窩關節(ball-and-socket joint)，如圖 2-1，可提供大範圍的活動度，相對地減少穩定度，因此，肩關節在活動度與穩定度之間必須取得平衡才能使其功能適當地發揮(Armfield, Stickle, Robertson, Towers, & Debski, 2003；Safran, Borsa, Lephart, Fu, & Warner, 2001；Voight, Hardin, Blackburn, Tippett, & Canner, 1996)。肩關節保持穩定的方式不同於其它關節(例如膝關節)，骨骼構造無法給予關節穩固的支持，必須藉由軟組織(肌肉、韌帶、關節囊(capsule))協助，穩定

型式分為靜態 (static) 與動態 (dynamic)，靜態穩定由孟窩腔 (concavity of glenoid fossa)、孟唇 (glenoid labrum)、關節囊韌帶複合體 (capsuloligamentous complex)、負關節內壓 (negative intra-articular pressure) 負責，其中，孟唇可增加孟窩的深度，且負責 10-20 % 的穩定力量，同時，旋轉袖與三角肌也可對關節產生壓迫 (compression) 的力量，然而，主要負責靜態穩定的組織為孟肱韌帶。運動時，關節穩定由靜態穩定轉為動態穩定的模式，旋轉袖與其它協同肌提供主要的關節穩定，詳如表 2-1，當肌群產生的合力使肱骨往孟窩靠，肩關節活動與動態穩定由凹壓效應或凹陷壓迫 (concavity compression) 機制所負責，此機制包含孟窩與旋轉袖，孟窩利用凹窩特性產生如同吸盤 (suction cup) 的作用；旋轉袖則製造出使肱骨頭進入孟窩的壓力 (compression forces) (Halder, Kuhl, Zobitz, Larson, & An, 2001)。如圖 2-2。



圖 2-1 肱骨頭與肩峰、孟窩的關係

資料來源：

Armfield, D. R., Stickle, R. L., Robertson, D. D., Towers, J. D., & Debski, R. E. (2003). Biomechanical basis of common shoulder problems. *Seminar in Musculoskeletal Radiology*, 7(1), 1-18.

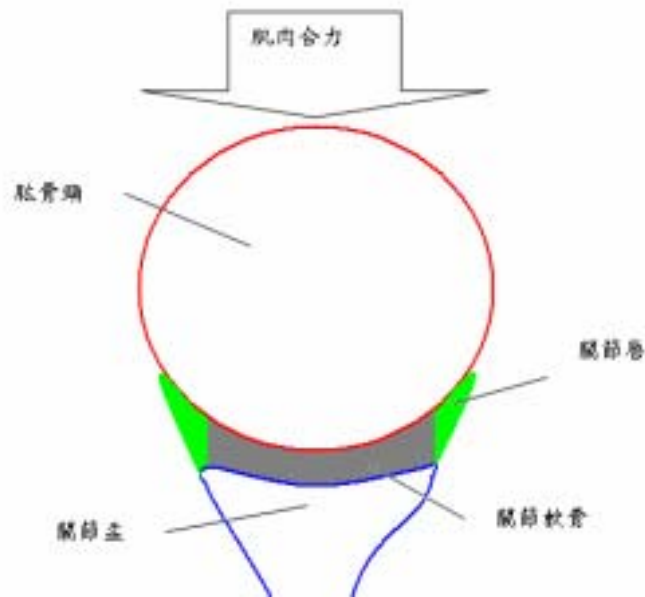


圖 2-2 凹壓效應

表 2-1 肩關節之運動與肌肉

	外展	內收	內轉	外轉	屈曲	伸展	水平 內收	水平 外展
肌肉	中三角肌	胸大肌	胸大肌	棘下肌	前三角肌	後三角肌	胸大肌	後三角肌
	棘上肌	闊背肌	闊背肌	小圓肌	胸大肌	闊背肌	前三角肌	大圓肌
	棘下肌	大圓肌	大圓肌	後三角肌	喙肱肌	大圓肌		小圓肌
	小圓肌	肩胛下肌	肩胛下肌		肱二頭肌	小圓肌		棘下肌
	肱二頭肌		前三角肌			三頭肌		

資料來源：修改自 Armfield 等 (2003)

關節囊韌帶複合體、關節唇、旋轉袖等軟組織除了提供物理性的限制外，同時也提供神經組織學上反射弧，Guanche, Knatt, 與 Solomonow (1995)於貓科動物發現盂肱

關節囊與經過關節的幾條肌肉有一個反射弧連結，他們發現有三條腋神經連結至盂肱關節囊，先對前、下腋關節囊神經 (anterior and inferior axillary articular nerves) 施與電刺激，結果顯示二頭肌 (biceps)、肩胛下肌、棘上肌、棘下肌於肌電圖上有肌電訊號活動，接著再單獨刺激後腋關節囊神經，則顯示肩峰三角肌 (acromiodeltoid muscle) 有反應，此一研究結果除了證實關節囊與肌肉之間有反射弧存在，同時也表明盂肱關節被動與主動限制 (passive and active restraints) 彼此的聯合作用。

Lephart, Pincivero., Giraldo, 與 Fu (1997) 等人亦提出肩關節的靜態本體感覺主要由關節囊韌帶複合體提供，一但受傷之後造成神經訊號輸入的改變，影響肩關節的神經肌肉控制，如圖 2-3，一但關節囊韌帶複合體受損，神經傳回的訊息改變或者被阻斷，導致主作用肌 (agonists) 與拮抗肌 (antagonists) 的平衡被打破，造成肩關節位置與運動學上改變，如肱骨頭與孟窩的空間減少。

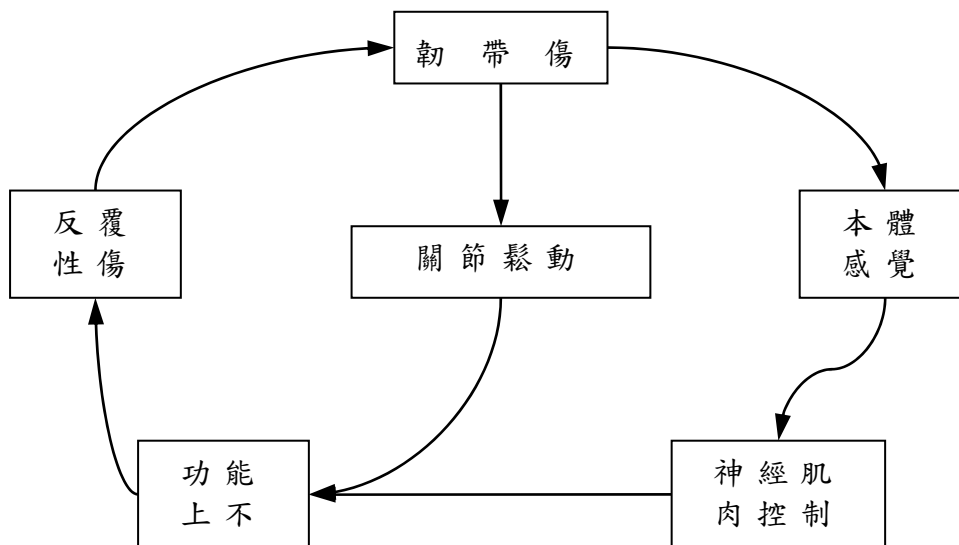


圖 2-3 韌帶傷害與神經輸入

資料來源：修改自 Lephart 等 (1997)

本體感覺與運動覺常被用於復健與運動訓練上，兩者的概念常被混合使用及弄混，因此，必須釐清其定義，本體感覺定義為一些特化的神經末端，稱為機械受器 (mechanoreceptors)，將累積的神經輸入傳至中樞神經系統，訊息統整後，中樞神經系統再傳出訊號，最終改變關節的狀態，簡而言之，本體感覺為一連串神經訊號輸入與輸出的過程，關節中的本體感覺主要分為：關節位置覺 (joint position sense)，其定義為感知關節在空間中與其它身體部分的相對位置；運動覺 (kinesthesia)，運動覺定義為經由中樞神經系統統合後，感知關節狀況 (位置等運動學改變、力量) (Bresch & Nuber, 1995; Vangsness, Ennis, Taylor, & Atkinson, 1995)。

本體感覺之傳入受器主要位於身體之肌肉、肌腱、關節囊、韌帶、皮膚及前庭等位置，如圖 2-4，隨著盂肱關節的

研究漸漸增加，許多研究認為真正掌管盂肱關節動作為旋轉袖，並非之前研究所認知的關節囊韌帶複合體，關節運動時藉由旋轉肌群的肌腱提供物理上的穩定並避免過多的關節位移(Carpenter, Blasler, & Pellizzon, 1998)。

肌肉調控動作與關節穩定的來源為肌梭(muscle spindle)與高爾基肌腱器(Golgi tendon organ)，肌梭負責訊息傳入與輸出，將關節位置與運動覺的訊息傳至中樞神經系統，其作用機轉可能為肌梭所包覆之肌纖維或者肌梭中央部份被拉長，引起神經訊號輸入，訊息統整後，進而調控肌纖維的長度；高爾基肌腱器負責調節肌纖維的張力(tension)，此兩種要素對於日常生活、職業工作、運動表現是不可或缺的，並且有著密不可分的關係存在，此兩種受器在本體感覺中扮演重要角色並建立一個基礎(Voight 等, 1996)。

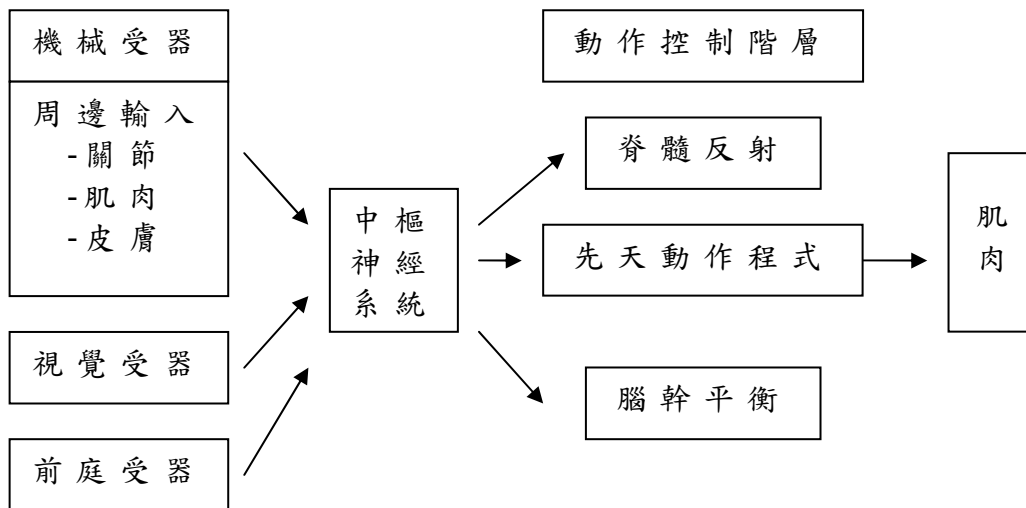


圖 2-4 神經肌肉控制路徑

資料來源：修改自 Lephart 等 (1997)。

## 第二節 上肩運動與本體感覺

肩關節的本體感覺依照運動的類型與使用頻率而有所不同，上肩運動是一種高度技巧性且複雜的動作，其定義為上肢位置高過肩的運動，例如棒球的上肩式投球、籃球的投球、網球的發球等等，此類運動員必須先將前側關節做最大伸展(stretch)與使後側關節承受強大的壓力，藉由此種運動特性造成前側肩關節鬆弛(laxation)與後側關節擠壓(compression)以達到最大的外轉，最終產生瞬間最大的出手速度，此時關節的穩定度與活動度保持脆弱的平衡(Wilk, Meister, & Andrews, 2002)。

與非慣用手相比，從事此運動的運動員，其慣用手具有以下肩關節型態與功能的改變，例如肌肉肥大(muscle hypertrophy)、肌力增加、肱骨骨骼密度增加、臂圍增加、外轉增加、內轉減少，其中，外轉增加起因於前關節囊及韌帶長期伸展所致；內轉減少則因為後關節囊結痂(scarred)(Safran 等, 2001)。

臨床上，選手們的機械性肩關節傷害常起因於過度使用(overuse)、極端的動作(extremes of motion)、過大的力使盂肱關節囊的鬆弛與被擠壓(本身的結構產生形變(strain))、肩關節複合體失去平衡，當關節囊受傷後，旋轉袖受傷的機率將會增加和增加肌肉肌腱單位(musculotendinous unit)的破壞，顯示於臨床上的症狀則為旋轉袖、關節囊、關節唇(labrum)等組織撕裂(tears)或後盂肱關節夾擠(posterior glenohumeral impingement)(Armfield 等, 2003)。

先前部分研究著重於肩胛骨與肱骨之互動，Angela, Philip, Stephen, 與 Dominic (2008)認為上肢的上抬與肩胛

肱骨節律 (scapulohumeral rhythm) 有關，必須靠肌肉對於肩胛骨的控制，與肩胛骨有關之肌肉中，以上下斜方肌 (upper and lower trapezius)、前鋸肌 (serratus anterior) 尤為重要，當肌肉彼此的平衡失去，將導致肩胛骨的上提 (elevation)、上轉 (upward rotation)、前傾 (anterior tilt)，更進一步則產生肩峰下夾擠與旋轉袖拉傷。

上肩運動員長時間使關節受擠壓，使關節囊、韌帶受損，造成關節中本體感覺感受器的訊息輸入減少及改變，此變化可能導致本體感覺下降，Safran 等 (2001) 學者研究慣用肩與非慣用肩本體感覺的差異，顯示高水平的棒球投手慣用肩出現盂肱關節鬆弛，形成較大的外轉活動度與較小的內轉活動度，本體感覺因關節囊張力改變而改變，使得兩間的本體感覺有差異，然而，於相同關節囊張力的狀況下 (75 % 最大外轉)，慣用肩與非慣用肩的本體感覺 (運動覺或關節位置覺) 無差異。

然而，上肩式投球的動作使肩關節反覆承受強力地繞環運動 (circumduction motions)，導致關節囊韌帶複合體構造改變外，關節亦產生適應的現象，Myers, Laudner, Pasquale, Bradley, 與 Lephart (2005) 研究當肱骨在肩胛骨平面 (scapular plane) 上抬時，投擲項目運動員與控制組的肩胛骨位置與運動是否存在差異，其評估參數為肩胛上/下轉 (upward/downward rotation)、內/外轉 (internal/external rotation)、前/後傾 (anterior/posterior tipping)、上移/下降 (elevation/depression) 與前突/後縮 (protraction/retraction)，研究結果發現肱骨上提時，投擲項目運動員的肩胛骨明顯增加上轉、內轉與後縮，研究者認為此結果顯示運動員產生適

應，使其在運動表現上有所提升，除了表現提升外，亦增加本體感覺，Dover, Kaminski, Meister, Powers, 與 Horodyski (2003)測試女壘球員慣用肩與非慣用肩的本體感覺是否有差異，結果顯示慣用肩的外轉角度大於非慣用肩，內轉角度則小於非慣用肩，兩側肩關節的本體感覺則無差異，研究者推論運動員在關節囊韌帶複合體產生結構改變後，肩關節的神經肌肉已產生適應。

Illyé 與 Kiss (2005)比較職業標槍選手與休閒運動員在推(push)、拉(pull)、上抬(elevation)、上肩投擲(overhead throw)的肩關節肌肉活動差異，受試者為9位職業標槍選手與16位休閒運動員，利用表面肌電電極(surface EMG)紀錄胸大肌、棘上肌(含上斜方肌的訊號)、棘下肌、前三角肌、中三角肌、後三角肌、肱二頭肌、肱三頭肌的肌肉訊號，研究結果顯示運動特性影響肌肉在不同工作下的活化情形，職業標槍選手於上肩投擲時三角肌與旋轉袖肌群活化程度明顯比休閒運動員高，後三角肌的組間差異接近兩倍，反之，在推、拉、上抬的狀況下，休閒運動員的後三角肌、棘上肌與棘下肌的肌肉活化程度比職業標槍選手高，此篇研究亦提到等長收縮與動態活動時，肌肉活化程度明顯不同，於此研究中，其上肩投擲肌肉活化程度接近100%最大自主收縮(maximum voluntary contraction, MVC)，研究者認為影響活化程度的因素為作用力、速度、肌肉的覺醒程度。

### 第三節 肌肉疲勞與本體感覺

Carpenter 等 (1998)比較20建康受試者於疲勞前後關節位置覺之差異，其測試方法為使受試者關節位於同個起始

位置，在受試者不知情的狀況下，機器以  $1^\circ/\text{秒}$  的角速度旋轉肩關節，當受試者察覺關節位置改變時按停止鈕，實驗記錄此時關節位置與起始位置之差異，結果顯示疲勞後誤差量增加 73 %，研究者認為肌肉疲勞直接影響關節位置覺以及降低關節囊敏感度，然而此研究之關節位置覺與另一篇研究之定義與測試方式不同，Safran 等 (2001) 研究者測試關節位置覺的方式為被動地移動關節，試驗受試者是否能察覺目標角度，測試運動覺的方式則與 Carpenter 等學者之研究相似。

Lattanzio, Petrella, Sproule, 與 Fowler (1997) 研究肌肉疲勞對於膝關節本體感覺的影響，疲勞模式為騎腳踏車至最大耗竭（轉速低於每分鐘 60 轉），目標角度為膝關節  $10^\circ$  至  $60^\circ$  取 10 個目標位置，研究者發現疲勞使本體感覺變差。

如先前所述，關節本體感覺的受器分為關節受器 (joint receptors) 與肌肉受器 (muscle receptors)，無論何者受損皆會影響本體感覺訊號的輸入，詳如圖 2-4，關節處於末端位置時，由於關節囊韌帶複合體的張力增加，關節受器訊號輸入較明顯，因此為了避免非肌肉之因素干擾，Voight 等 (1996) 的實驗角度採中間活動度 (middle range of motion) 的誤差值，結果顯示肌肉疲勞之後，絕對角度誤差 (absolute angle error) 增加，換句話說，肌肉疲勞使本體感覺下降。

肩關節肌群中棘上肌 (supraspinatus) 與肱二頭肌 (biceps brachii) 调控肱骨與肩峰之間的空間，肱二頭肌對肱骨施與向下方向的力；棘上肌對於肱骨產生力偶，形成凹陷壓迫機制固定肱骨頭，使其不產生位移，因此，當棘上肌疲勞後，將改變肱骨的運動，造成肩關節不穩，如圖 2-5 (Armfield,

Stickle, Robertson, & Towers, 2003)。



圖 2-5 肱骨上抬與棘上肌之關係

資料來源：

Armfield, D. R., Stickle, R. L., Robertson, D. D., Towers, J. D., & Debski, R. E. (2003). Biomechanical basis of common shoulder problems. *Seminar in Musculoskeletal Radiology*, 7(1), 1-18.

Chen, Simonian, Wickiewicz, Otis, 與 Warren (1999)以放射線造影研究疲勞後肱骨的移動情形，關節活動範圍為 $0^{\circ}$ 至 $135^{\circ}$ 外展，每 $45^{\circ}$ 進行造影，研究結果表示疲勞前肱骨頭的中心位置差異不大，反之，疲勞後肱骨頭中心位置於 $0^{\circ}$ 時比疲勞前低， $45^{\circ}$ 之後肱骨頭位移明顯增加。Teyhen, Miller, Middag, 與 Kane (2008). 進行類似研究，其研究目的亦為探討旋轉肌疲勞後肱骨的位移(migration)，與 Chen 等不同之處為使用採樣頻率(sample rate)30 Hz 的放射線攝影機(fluoroscopic video)取得肱骨頭位置之變化，研究結果得到疲勞前後肱骨頭位置差異達 1.17 mm，此實驗之受試者為無肩關節疼痛與相關傷害之症狀，並且所有理學檢查

(physical examination)顯示關節正常，研究者推論健康人經過肌肉疲勞之後，在沒引發肩關節功能失常（如肩關節夾擠）的狀況下肱骨頭的移動亦產生改變。

#### 第四節 貼紮對本體感覺與肌電圖的影響

人體肌肉非僅主導協調人體之動作與姿勢，亦負責控制血液循環、淋巴與體溫等人體機能之運作，當肌肉喪失其正常運作功能，則將衍生許多牽連性的症狀，根據此概念，Dr. Kase 於 1980 年成功研發肌內效貼布，其理論與作用機轉為利用人體自然理癒合之過程與人體力學為依據，因此取名肌內效貼布，藉由肌內效貼布之特殊的紋路，提供完整的神經刺激與輔助循環系統做抑制或促進的機制調節，達到加速受傷局部組織的修補癒合效果，其作用機轉與使用方法詳如圖 2-6 與圖 2-7。肌內效貼布其中兩項功能與本研究相關：(1)強化肌肉功能：可增加脆弱或受損肌肉收縮能力，減少局部過度伸展與收縮，增加局部肌肉活動範圍。(2)關節穩定性之調節：可防止因痙攣或肌肉收縮期間導致之關節異常，增加關節之活動範圍等(駱明瑤，1999，2004)。

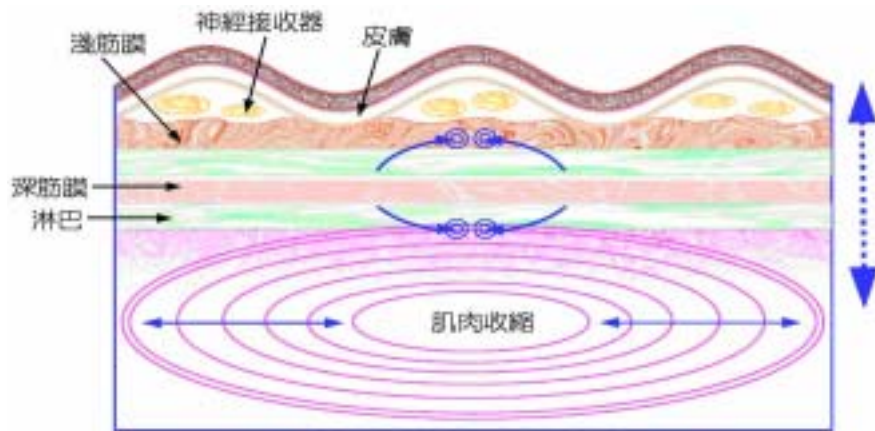


圖 2-6 肌內效貼布作用機轉

註：利用貼布之彈性製造皮下空間，改善血管與淋巴循環以及肌肉收縮

資料來源：

駱明瑤，2004，機能貼布使用與方法與原理-運動傷害實用篇 II，頁 4，6。台中市：華格那出版社。

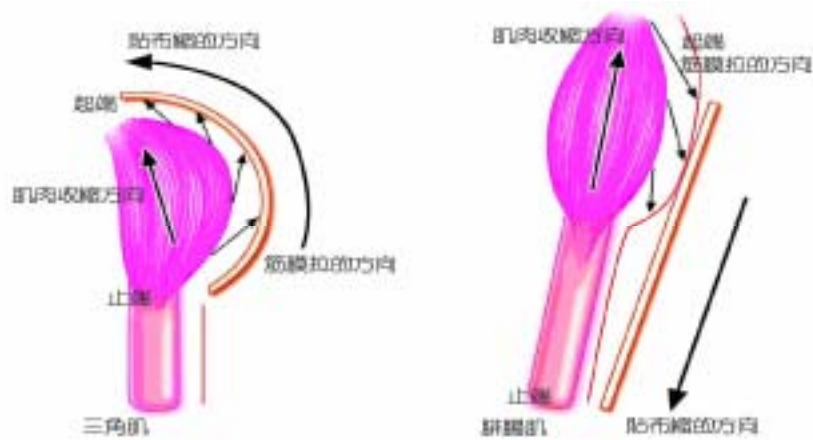


圖 2-7 肌內效貼布使用方法

左圖為急性與過度使用之貼法，由肌肉止端(insertion)往起端(origin)貼；右圖為慢性期與衰弱之肌肉之貼法，由肌肉起端往止端貼。

資料來源：

駱明瑤，2004，機能貼布使用與方法與原理-運動傷害實用篇 II，頁 4，6。台中市：華格那出版社。

Lou (1999)研究傳統貼布與肌內效貼布對於膝關節本體感覺與足球技術的影響，其結果顯示施予貼紮均比無貼紮者表現較好，但是傳統貼布對於膝關節本體感覺改善較顯著。Murray (2000)徵招前十字韌帶受傷後以髕韌帶移植的患者於手術後三週進行肌內效貼布與肌力、關節活動度的實驗，其實驗設置為在最大自主收縮的狀況下，將膝關節伸直，利用肌電電極收集受試者的兩側股直肌、半腱肌、脛前肌、腓腸肌訊號，研究結果發現患肢與健肢在實驗起始時的 EMG 差異為 1:4，患肢於貼紮後，肌電圖之震幅比貼紮前明顯提昇，相較於健肢，則仍有 40 % 的差距，研究者的結論為使用肌內效貼布後，肌肉活化程度與肌力明顯增加。

Murray 與 Husk (2001)研究未貼貼布、貼白貼、彈性貼布的狀況下，踝關節的本體感覺是否產生改變，26 位無踝關節韌帶不穩與骨骼變形的受試者以每秒 300° 的角速度下進行主動目標角度重置 (active replication of target angle)，目標角度分別為 26°、10°、8° 蹠屈 (plantar flexion)，研究結果顯示在 10 度時，肌內效貼紮使誤差明顯下降，依此結果研究者推論在關節活動範圍的中間角度下，肌內效貼紮能有效提升本體感覺，降低發生傷害的機率。

國內亦有學者對於肌內效貼布與本體感覺的關係做研究 Lou (2002) 徵求 9 名男性與 8 名女性志願者，於未貼紮、白貼貼紮、肌內效貼紮三種狀況下，以等速肌力儀測試目標角度為膝關節屈曲 29°、39°、49° 的本體感覺，結果顯示肌內效貼紮在此三種角度下可以改善本體感覺。因此，對於踝、膝關節不穩定的選手，肌內效貼布對知覺動作有正面提昇之影響，增加本體感覺、提供穩定度。

Selkowitz, Chaney, Stuckey, & Vlad (2007)探討疑似肩關節夾擠症候群之族群經過肩胛骨貼紮後，上肢舉起時的肩帶肌肉肌電圖是否改變，電極的位置為上斜方肌、下斜方肌、前鋸肌(serratus anterior)、棘下肌，肌電分析方式為標準化後的均方根均值，研究結果顯示上肢上抬時，貼紮後的上斜方肌肌電圖數值明顯下降；下斜方肌則明顯上升，其於肌肉則沒有差異。

Hsu, Chen, Lin, Wang, 與 Shih (2009)研究在已有肩關節夾擠症狀的選手身上，施予彈性貼布貼紮後是否影響肩胛骨區域的運動與肌肉活化，實驗收集手臂於肩胛骨平面上抬與放下時，肩胛骨的三維運動與前鋸肌、上和下斜方肌的肌電圖，結果呈現肌內效貼紮在手臂上抬時明顯增加肩胛骨後傾；當放下時，肌內效貼紮增加下斜方肌活化，研究者推論肌內效貼紮有效改變下斜方肌之活化程度並調整肩胛骨的前傾，因此，此貼紮方法可處理肩關節夾擠的問題。

## 第五節 肌電圖之測量與分析

先前提到肌肉的功能與本體感覺有關，肌肉功能的測量方式主要為肌力與肌肉活化型態，肌肉活化型態的包含肌肉收縮頻率、收縮振幅與收縮順序，透過肌電圖得知這些訊息，教練、運動傷害防護員了解肩關節肌肉作用順序與如何作用後，亦能夠更進一步知道傷害預防與處理。

肌電圖只提供肌肉活化型態，若配合著投球時運動學(kinematics)與動力學資料(kinetics)時，則能了解當下肌肉活化型態與其做功方式(離心或向心)，棒球投球週期分為準備期(wind-up)，定義為動作開始至膝關節抬到最高的階

段，此時期上肢動作為將手臂抬至肩關節之高度以上，作用肌肉為上斜方肌、前鋸肌、前三角肌；跨步期(stride)，定義為膝關節位置最高至前導腳踩地瞬間，此時期上肢的動作先下擺至腰際，接著肩關節外展與水平外展(horizontal abduction)，最後加上肩關節外轉，於此時期活動的主要肌肉為三角肌、棘上肌、棘下肌、上斜方肌；手臂上揚期(arm cocking)，定義為腳踩地瞬間至肩關節最大外轉(external rotation)，此時期之後，身體其它部份的能量慢慢由下肢、軀幹傳至肩關節，髖關節角速度  $620 - 640^\circ/\text{秒}$ ，軀幹角速度  $1200^\circ/\text{秒}$ ，使關節的工作也開始增加，角速度由準備期的  $75^\circ/\text{秒}$  增加至接近  $180^\circ/\text{秒}$ ，同時，肩關節各方向的作用力以向前為最大達  $450 \text{ N}\cdot\text{m}$ ，旋轉袖與肱二頭肌、肩胛下肌、前鋸肌、三角肌協助肱骨的穩定，肱二頭肌、前三角肌與棘上肌拮抗肱骨前移；加速期(arm acceleration)，定義為手臂最大外轉至放球瞬間，肩關節持續維持  $90 - 100^\circ$  外展，同時，開始內轉且在  $30 - 50$  毫秒內活動  $80^\circ$ ，在放球的瞬間，內轉角速度達到  $6300 - 6500^\circ/\text{秒}$ ，此時內轉主作用肌為肩胛下肌、小圓肌、棘上肌與棘下肌則協助維持肱骨頭在盂窩中；減速期(arm deceleration)，定義為放球瞬間至肩關節最大內轉，此時主要工作為將能量消除，肩關節後側肌肉，如棘下肌、大圓肌、小圓肌、闊背肌，負責抵抗肱骨前移，與其它投球分期作比較，肱二頭肌在此時間的作用為最大，活化程度為其餘分期的兩倍；收尾期(follow-through)，定義為肩關節最大內轉至最大水平內收(horizontal adduction)(Escamilla 等，2007; Escamilla & Andrews, 2009)。

Mario, Vladimir, Stanko, 與 Saša (2009)整理以表面電極分析疲勞的文獻，文章中提到分析疲勞的方法包含時域 (time domain) 與頻域 (frequency domain)，時域 (time domain)的分析方式為均方根、過零率 (zero crossing rate)，均方根代表的意思為肌肉活化水準 (level)，振幅愈大表示活化水準愈高；過零率代表之意義為肌肉活化速率 (fire rate)，由於周邊因素與其它干擾導致肌電訊號偏移，使得過零率受影響；常見時域 (time domain)的分析方式為平均數頻率與中位頻率，兩者顯示的意義為頻率愈高則表示活化速率愈快。

Stefan 與 Björn (2001)量測股內 (vastus medialis)、股外 (vastus lateralis)、股直 (rectus femoris)連續等長收縮至 100 %最大自主收縮的強度時的肌電圖振幅 (均方根) 與頻率 (中位頻率)，結果顯示均方根除了與力矩成正相關外，亦呈現線性關係，中位頻率與力矩的關係則只有正相關。

均方根與中位頻率之間的關係表示不同狀況，此關係大致可分為四種：若均方根值增加與中位頻率曲線右移，可能代表肌肉力量輸出增加；均方根值下降且中位頻率曲線左移，可能代表肌肉力量下降；均方根值增加但中位頻率曲線左移，可能代表肌肉疲勞；均方根值下降且中位頻率曲線右移，則代表肌肉從先前疲勞剛回復 (Mario 等, 2009)。

動態動作影響肌電訊號的穩定，若使用固定間隔的分析方式，例如固定時間的頻率快速傅立葉轉換 (fast fourier transform, FFT)，則較不適合表達真正的肌電意涵，必須改為短時間的傅立葉轉換。

## 第三章 研究設計

### 第一節 研究對象

本研究以 6 位中部地區大專乙組中三所學校之棒球隊投手為實驗對象，接受測試前與受試者進行訪談，訪談時皆詳細告知實驗的目的、流程與可能風險，若受試者同意參予實驗，請其簽署受試者同意書，基本資料的收集，於當次實驗完畢後填寫表，資料表內容包括：年齡、身高、體重、球齡、慣用手、過去比賽中最大球速、平均與最大投球局數、肩關節嚴重傷害病史(如脫臼、骨折、肌腱或肌肉斷裂、關節囊破裂、韌帶完全斷裂)及過去受傷的部位及受傷的時間。

### 第二節 實驗設置與流程

本研究為實證研究(empirical study)，自變項為肌肉疲勞前、疲勞後、疲勞後施予肌內效貼紮；依變項則為肌電圖的改變。

#### 壹、實驗設置

為了模擬實地投球狀況，實驗場地為棒球場的投手牛棚區，使用的棒球為職棒使用球，器材與場地設置如圖 3-1 顯示，實驗器材為(1)肌電訊號收集系統：主機製造商與型號為 BIOPAC MP150 多通道多功能生物訊號處理系統，如圖 3-2A，基本參數：輸入電壓的範圍為 $\pm 10$  V，輸入阻抗(input impedance)為 1.0 M $\Omega$ ，肌電電極片為 TSD150A，如圖 3-2B，內置前置放大器(pre-amplifier)，茲將基本參數分述如後，增益(gain)：300；輸入阻抗：100 M $\Omega$ ；電極：不

鏽鋼圓盤 (stainless steel disk)，直徑為 11 毫米 (mm)，電極間距為 35 毫米，分析軟體為 *AcqKnowledge 4*，(2)測速槍：製造商為 *Stalkerradar*，型號 *Stalker Sport*，如圖 3-3，測速範圍為 5-250 英里/小時，誤差為  $\pm 1$  英里/小時，使用雷達頻率為 24.15 GHz (K band)，在測球速的模式中資料擷取所需時間 0.046 秒，有效距離為 200 英尺 (60.96 公尺)，(3)高速攝影機：製造商為 *Integrated Design Tools*，型號 *Motion Pro X3*，如圖 3-4，規格為解析度  $1280 \times 1024$ ，採樣頻率最高可達 1040 Hz，分析軟體為 *MotionPro X Studio version 2.03*。(4)紅外線動作分析系統 (*VICON MX motion analysis system, Oxford Metrics Limited, UK*)：由八台 *MX F40* 紅外線攝影機組成，如圖 3-6 之設置，系統採樣頻率為 500 Hz。(5)反光球：以直徑 1.5 公分的反光球貼於左右肩峰、右肱骨內外上髁、腕關節處的尺橈骨、第三掌骨掌指關節、胸骨柄切迹 (sternal notch)、劍突 (xiphoid)、第七頸椎、第八胸椎。

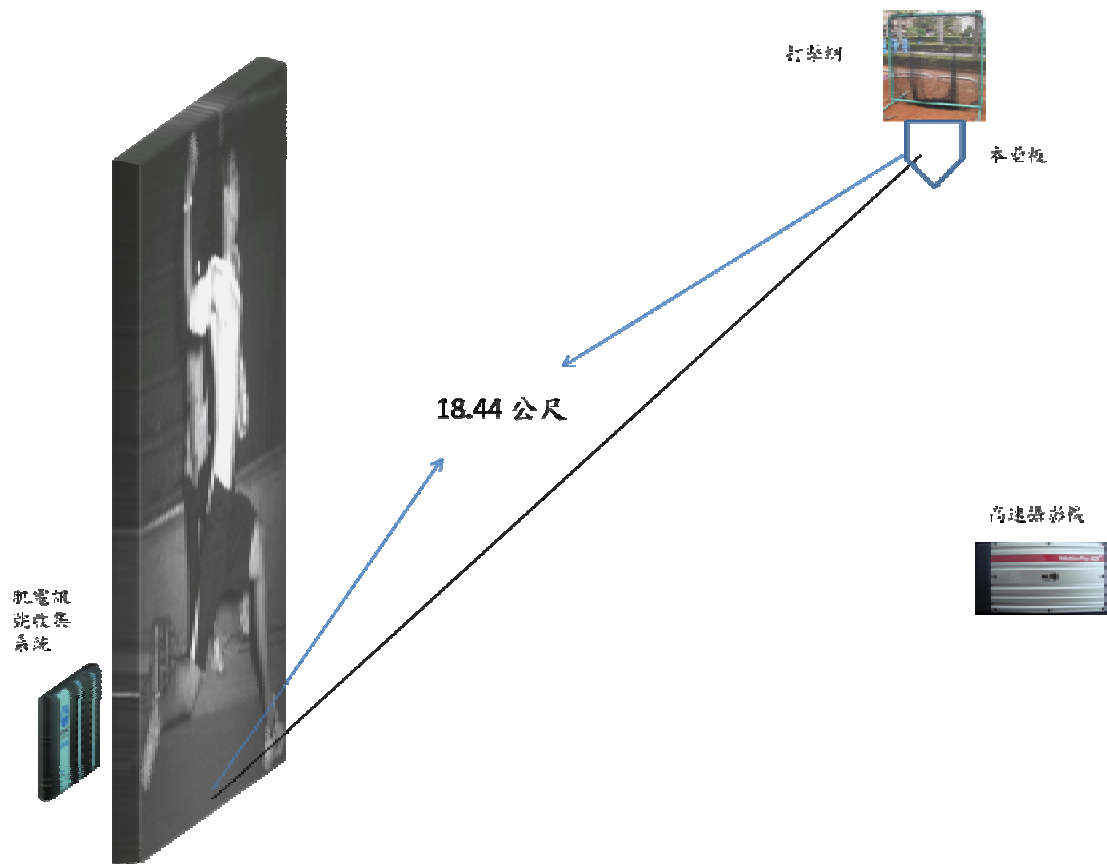


圖 3-1 實驗場地設置圖

受試者朝本壘板與打擊網進行投球，投手丘與本壘板距離 18.44 公尺，高速攝影機的攝影方向與受試者投擲方向垂直。

A.



B.



圖 3-2 BIOPAC MP150 系統

A. 為主機與訊號收集器 B. 為電極片



圖 3-3 Stalker Sport 測速槍

A.



B.



圖 3-4 Motion Pro X3 高速攝影機

A. 攝影機側面觀與型號 B. 攝影機背板

肌電訊號的採樣頻率為 1000 Hz，電極的位置為肱二頭肌肌腹、前三角肌、中三角肌、後三角肌，高速攝影機的採樣頻率為 500 Hz，並且以控制鈕輸入(trigger in)的訊號作為時序同步的方式，連接方式如圖 3-5，當按下控制鈕後，訊號同時往攝影機與 BIOPAC MP150，VICON 與 MP150 同步方式利用 VICON MX Ultranet HD 收集盒連接 MP150，使訊號傳入 VICON 主機。



圖 3-5 控制鈕連接方式

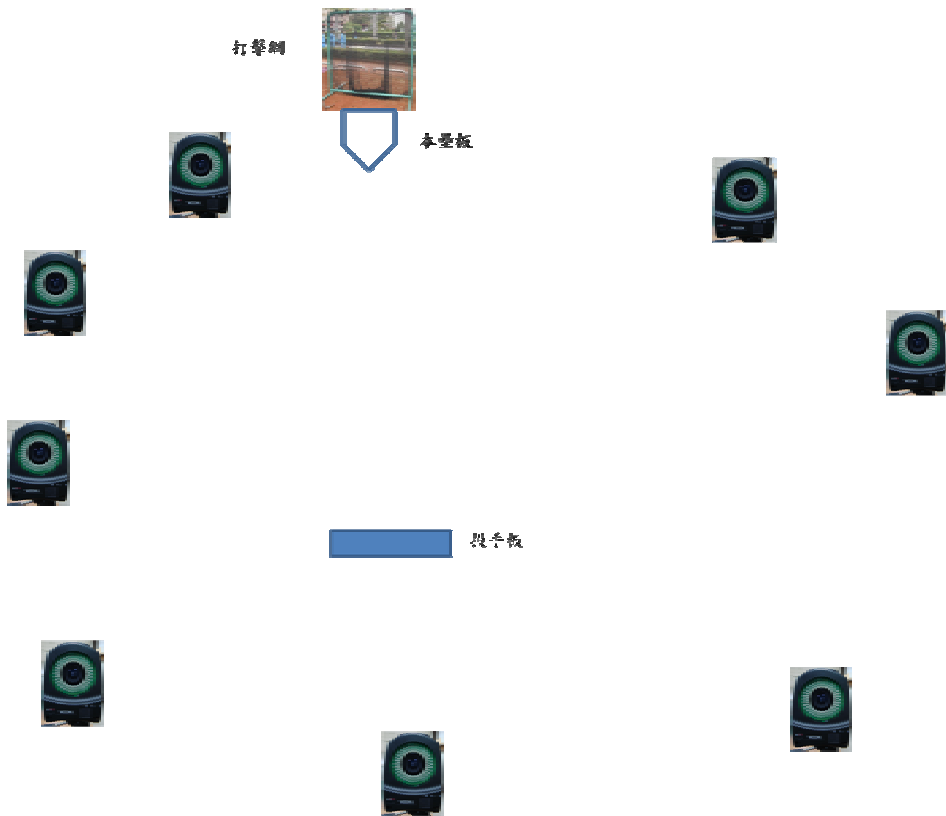


圖 3-6 VICON 紅外線攝影機設置

## 貳、實驗流程

請受試者依照先前練球時的熱身方式進行熱身，接著在受試者身上貼肌電電極片，以酒精棉片擦拭要黏貼電極片部位的皮膚，清除皮膚上的污垢與角質，降低干擾 EMG 訊號的雜訊產生，接著將已編號的電極片以 3M 透氣膠帶順著電極片方向進行基本固定，再以彈性貼布依與電極片的方向垂直加以補強，避免因受試者的汗水使電極片鬆脫，此外，亦對訊號線進行固定，避免投球時的搖動或者干擾受試者投球，所有肌電電極片設置如圖 3-7。

A.



B.



C.



圖 3-7 肌電電極片位置

A.由右至左分別為前、中、後三角肌 B.由左至右分別為後、中三角肌 C.上臂圈選處為肱二頭肌

首先，收集各肌肉的靜止肌電圖，收集時間為 5 秒，接著進行各肌肉的最大自主等長收縮測試(maximum voluntary isometric contraction, MVIC)，收集時間為 15 秒，開始後與結束前 5 秒請受試放鬆肌肉，中間 10 秒請其盡最大能力進行肌肉收縮，肱二頭肌的測試位置為肘關節屈曲 90°，前臂

放於實驗者手上，使肱二頭肌保持靜止長度，測試動作為肘關節屈曲；前、中、後三角肌的起始位置皆為肩關節外展 $90^{\circ}$ ，由實驗者支撐其上臂，測試前三角肌的動作為肩關節水平內收；中三角肌的動作則為肩關節外展；後三角肌以肩關節水平外展的動作測試。

收集最大自主等長收縮的肌電訊號後，請受試者試對著本壘後方打擊訓練網中間的圓形區域盡全力試投 5 球，向其詢問「是否感覺一切準備好」與「是否須多投幾球」，當受試者準備妥當後即進行最大球速測試，進行方式為連續紀錄五球的球速，若有一球球速下降超過 5 公里/小時，則重新收五球的球速。球速收集後，取最大值為最大球速，將此數值乘以 95 %，計算後的數值即為疲勞時的目標速度，此設定參考 Tripp, Yochem, 與 Uhl (2007) 的研究，其研究的目標速度為 90 % 最大球速。取得最大球速後，請受試者連續投球至球速低於目標速度，每球完投的時間由受試者的習慣而定，惟要求設定動作 (set up) 後身體不能停滯，動作需流暢，以符合真實比賽狀況，當球速低於目標速度時，立刻將脫落之肌電電極片重新固貼於受試者身體上，再收集 5 球疲勞時的肌電圖與球速，完成收集資料後，在 3 分鐘內立刻完成肌內效貼紮，貼紮方式如附錄貳，貼完立刻收集五球肌電圖與影像，實驗完畢後，請受試者填寫基本資料。

### 第三節 資料處理與分析

本實驗收集的資料為肌電訊號與球速，肌電訊號的處理軟體為 AcqKnowledge 4，先以無限脈衝響應 (infinite impulse response, IIR) 的梳狀帶阻 (comb band stop) 濾波方式

濾除 60 Hz 的電訊干擾，再以有限脈衝響應 (finite impulse response, FIR) 的帶通濾波方式進行 20-480 Hz 的範圍濾波，接著以濾波後的資料進行曲線轉換，以 100 毫秒的移動窗格 (moving window) 取均方根 (root mean squares)，計算方式如圖 3-8，形成均方根的連續波形。

$$F(x_j) = \sqrt{\frac{\sum_{i=j-s+1}^j (f(x_i))^2}{s-1}}$$

圖 3-8 均方根的計算方式

$i$ -資料來源的筆數標籤 (index of source value) (1, ..., j)

$j$ -計算結果的筆數標籤 (index of destination value) (1, ..., n)

$n$ -樣本數

$x_i, x_j$ -橫軸的值 (values of points at horizontal axis)

$f(x_i)$ -曲線的值 (values of points of a curve)

$F(x_j)$ -曲線的積分值 (integrated values of a curve)

$s$ -視窗大小 (number of samples to average across)

經過均方根積分的方式取得新的肌電圖之後，以八倍投球前靜止的均方根值當做肌肉活動的啟動 (on set) 與終止 (rest)，再此兩時間點之間計算肌肉活動的平均值，此外，藉由 VICON Nexus 1.4 動作分析軟體對所收集的反光球軌跡進行重建與辨識，得知各個分期的時間點，再對應至肌電圖，找出準備期、跨步期、手臂上揚期、加速期、減速期的時間，並計算各分期肌電訊號的均方根值，所有肌電訊號的數值分為未標準化與標準化，標準化的方式為取每一條肌肉最大自主收縮的最大值當做基準，此外，也對肌電圖的中位

頻率 (median frequency) 做紀錄，時間間隔為各分期的時間長度，球速的資料直接將測得之速度做紀錄。

所有實驗數據先輸入至 Microsoft Excel 2003，再以 SPSS 14 進行統計分析，利用重複量數單因子變異數分析 (repeated measures one-way ANOVA) 比較在肌肉疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的狀況下，肩關節肌肉活動的改變程度，若三種狀況之間存在差異，則以 Tukey's HSD 進行事後多重比較，由於 SPSS 14 無法進行重複量數的 Tukey's HSD，遂參考林清山 (2004) 的公式，詳如圖 3-9，將其輸入至 Excel 並製作事後比較摘要表。此外，再計算疲勞後一疲勞前的差值 (FV) 與肌內效貼紮後一疲勞前的差值 (KV)，以配對 *t* 檢定比較兩種狀況對疲勞前是否有不同程度的改變，所有統計水準設為  $\alpha$  為 .05。

$$q_{1-\alpha, (k, N - k - n + 1)} \sqrt{\frac{MS_{res}}{n}}$$

圖 3-9 Tukey's HSD 的差距考驗公式

$q$  為  $q$  分配之分數

$\alpha$  為顯著水準

$k$  為水準數

$N$  為試驗數

$n$  為受試者數

$MS_{res}$  實驗控制殘差

## 第四章 結果

本研究以大學乙組棒球投手投球的肌電訊號，分析疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的肌電訊號改變程度，藉此了解疲勞與肌內效貼布對肌電的影響。投球動作分期共分為五期，此分期參考 Escamilla 等 (2009) 之定義，在此簡述分期順序，依序為準備期，定義為動作開始的瞬間至前導腳的膝關節抬至最高(Hmax)；跨步期，由前導腳的膝關節抬至最高的瞬間開始，結束於前導腳著地瞬間(initial foot contact, IF)；手臂上揚期，起始於前導腳著地瞬間至肩關節最大外轉；加速期，手臂最大外轉至放球瞬間；減速期，放球至動作完成，如圖 4-1 所示之判斷動作。本章節先後以受試者資料、球速、肌電圖分析，共三部份的研究結果分別敘述。

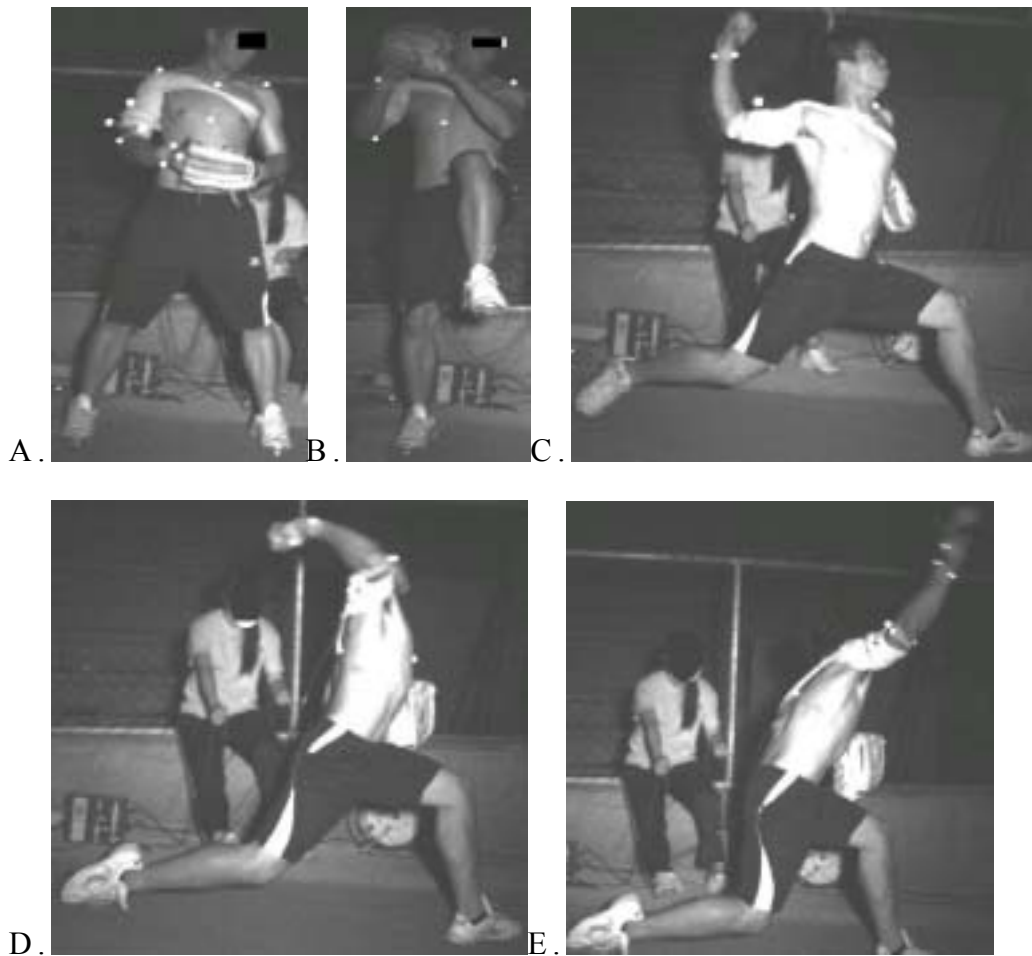


圖 4-1 投球動作分期的判斷動作  
 A.動作開始瞬間 B.膝關節抬至最高瞬間 C.前導腳著地瞬間 D.  
 肩關節最大外轉瞬間 E.放球瞬間

## 第一節 基本資料與球速分析

### 壹、基本資料

6 位受試者的基本資料如表 4-1，受試者平均身高為  $169.8 \pm 7.4$  公分，平均體重為  $65.5 \pm 6.7$  公斤，平均球齡為  $3.6 \pm 2.4$  年，6 位受試者皆為右投，此次測得最大球速為  $108 \pm 1.36$  公里/小時，投球姿勢皆為上肩式投法。

表 4-1 受試者基本資料表

編號	身高 (cm)	體重 (kg)	球齡 (年)	慣用 肩	最大球速 (km/hr)
1	166.0	75.0	1.0	右	108.4
2	172.0	72.0	2.0	右	109.0
3	163.0	58.0	6.0	右	107.3
4	163.0	60.0	2.5	右	109.5
5	173.0	63.0	3.0	右	105.7
6	182.0	65.0	7.0	右	108.2
平均 數	169.8	65.5	3.6		108.0
標準 差	7.4	6.7	2.4		1.4

## 貳、球速分析

所收集球速值的筆數為 3 種狀況的平均球速 × 6 位受試者，共 18 筆，以重複量數單因子變異數分析進行分析，描述性統計表與變異數分析摘要表詳見表 4-2 與

表 4-3，分析主要效果時顯示三種不同狀況有差異存在 ( $F = 22.13$ ； $p = .0001 (< .05)$ ； $\eta^2 = .82$ ；統計考驗力 (power) 為 .99)，由於三個水準（疲勞前、疲勞、肌內效貼紮），接著進行 Tukey's HSD 事後比較找出變異來源，由表 4-4 可知疲勞前與疲勞、肌內效貼紮的球速皆有明顯差異，疲勞後與疲勞前的平均數之差的絕對值 ( $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}|$ ) 為 13.83， $> 6.01$ ；肌內效貼紮與疲勞前的平均數之差的絕對值 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}|$ ) 為 10.86， $> 6.01$ ；肌內效貼紮與疲勞的球速未達顯著。

表 4-2 球速的敘述統計

編號	疲勞前 (km/hr)	疲勞 (km/hr)	肌內效貼紮 (km/hr)
1	106.38	99.16	100.96
2	107.02	91.90	98.86
3	98.34	92.14	90.00
4	107.70	84.68	89.94
5	103.82	93.50	94.50
6	106.42	85.30	90.28
平均數	104.95	91.11	94.09
標準差	3.49	5.43	4.87

表 4-3 球速的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平方和	自 由 度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	183.19	5					
受試者內	779.90	12					
實驗 操弄	636.18	2	318.09	22.13	<.001*	.82	.99
誤差	143.72	10	14.37				

\* $p < .05$

表 4-4 球速的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		13.83†	10.86†
疲勞			2.98
肌內效貼紮			
Q <sub>[.95,(3,10)]</sub>	3.88		
$\psi$ (HSD)	6.01		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

## 第二節 肌電圖標準化均方根值的改變

本研究收集投球時肱二頭肌、前三角肌、中三角肌、後三角肌肌電訊號，比較每條肌肉於標準化後的肌電圖均方根在肌肉活化啟動與終止的時間間隔內平均值之差異與改變程度，實驗初始設定標準化的方法為每條肌肉以其等長最大自主收縮時的均方根值作為訊號之基準，但由於此動作肌電圖特徵與投球時不同，若直接以等長最大自主收縮進行標準化，其百分比接近 1000%，顯得過大且不合理，因此，變更為以每條肌肉於投球時肌電圖均方根的最大值作為訊號標準化的基準，將動作時均方根值轉為其最大值的百分比。

濾波後的肌電圖如圖 4-2、圖 4-3、圖 4-4、圖 4-5，時間間隔為準備期的動作開始與減速期中動作完成的瞬間，四條肌肉的連續肌電均方根詳如圖 4-6，此圖顯示疲勞前各個肌肉的肌電狀況，由圖可知後三角肌的肌肉活動程度比其他三條高，並且前、中、後三角肌均有兩個波峰，第一峰值較第二峰值大。圖 4-7 則顯示疲勞後曲線明顯改變，不同於疲勞前第一峰值較高，前、中、後三角肌的第二峰值比第一峰

值高，並且數值比疲勞前高 1.5 倍。與前兩種狀況之肌電圖比較，施予肌內效貼紮後的圖形型態與峰值較接近疲勞前的肌電圖，如圖 4-8 所示。

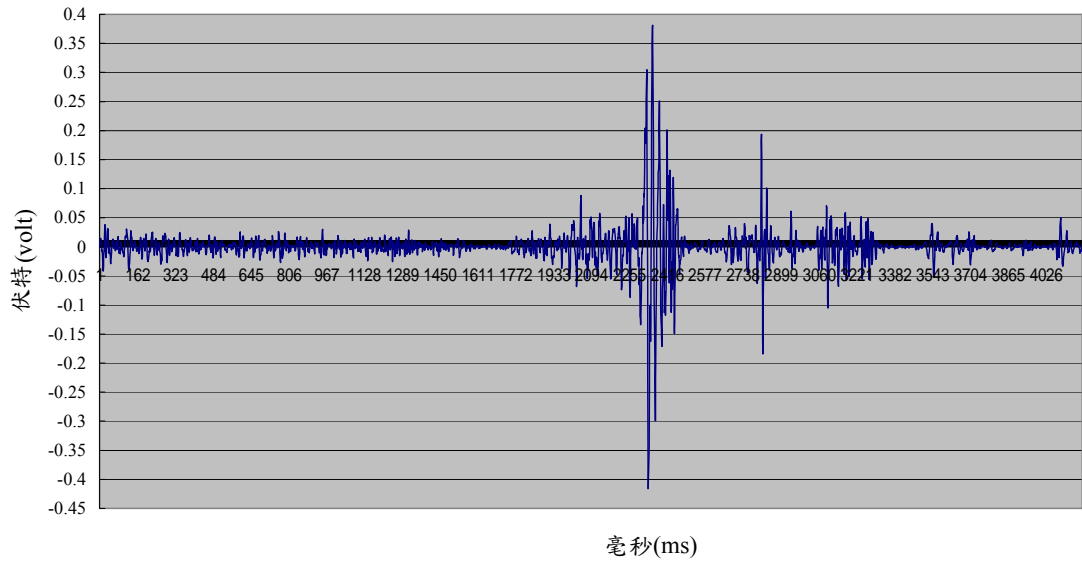


圖 4-2 肱二頭肌肌電圖

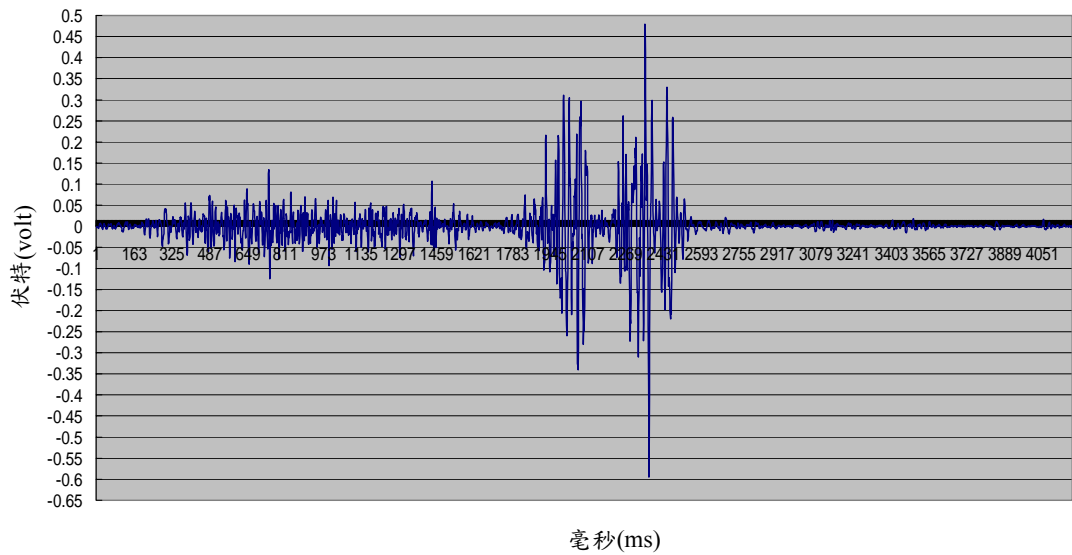


圖 4-3 前三角肌肌電圖

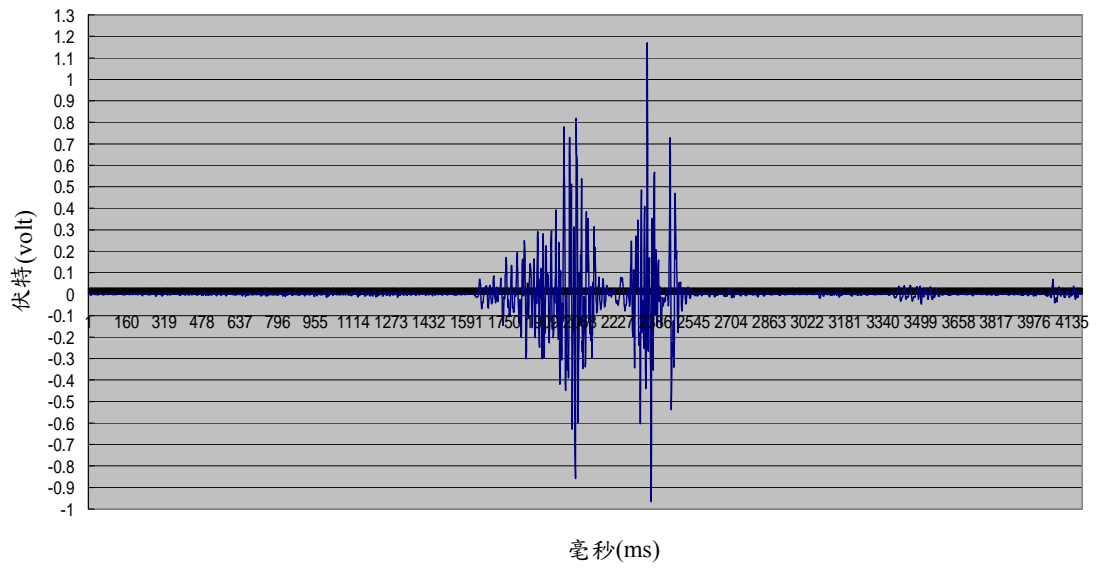


圖 4-4 中三角肌肌電圖

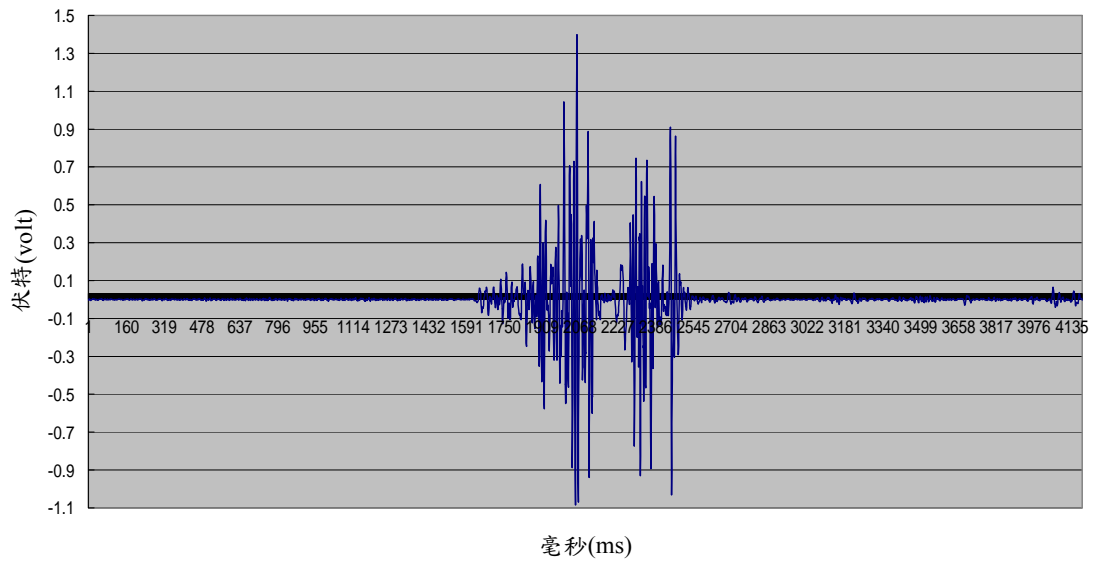


圖 4-5 後三角肌肌電圖

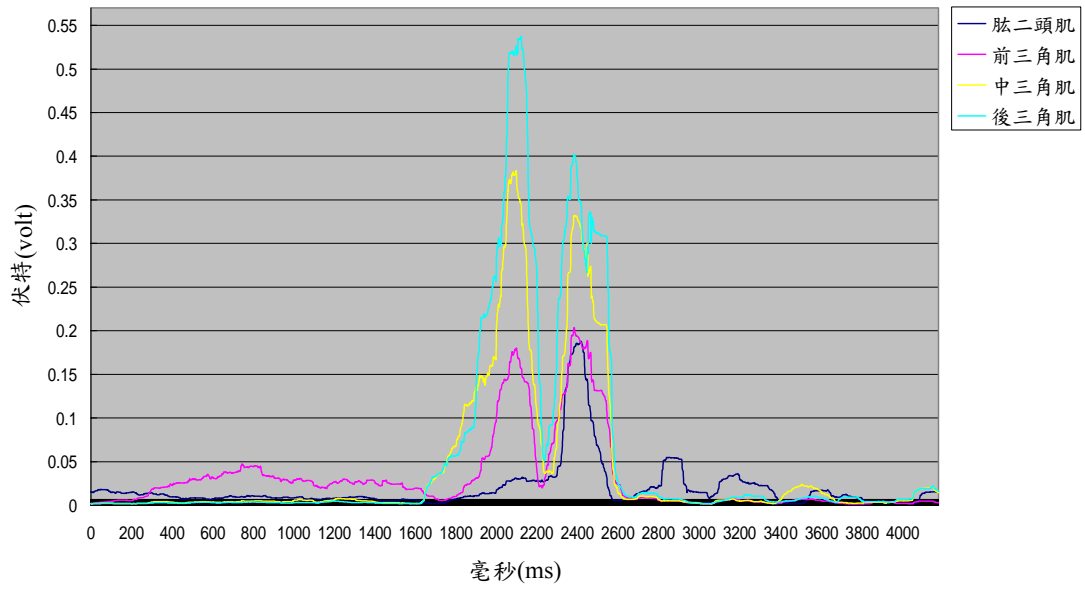


圖 4-6 疲勞前四條肌肉的肌電均方根

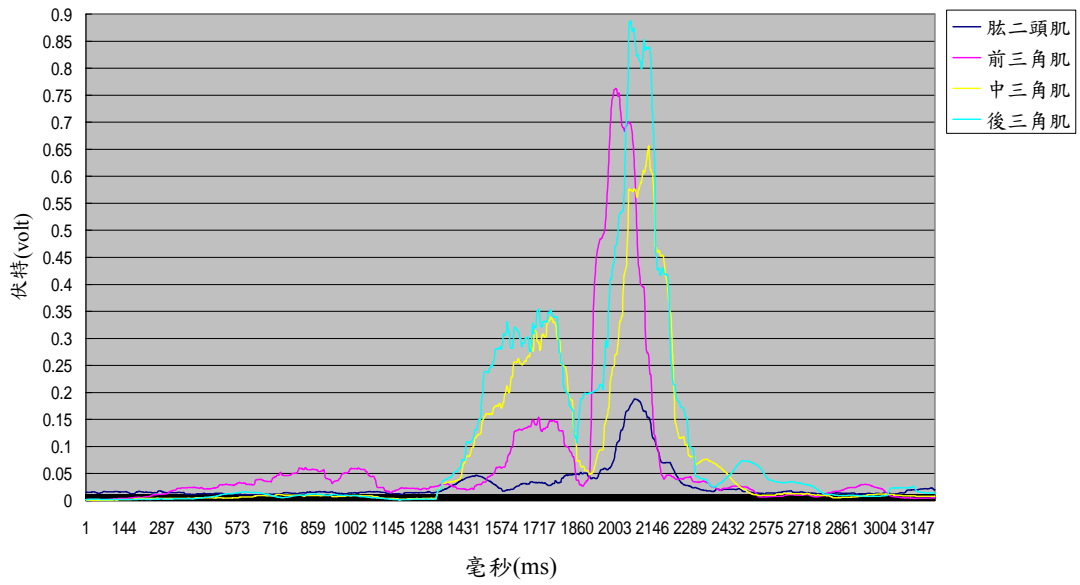


圖 4-7 疲勞後四條肌肉的肌電均方根

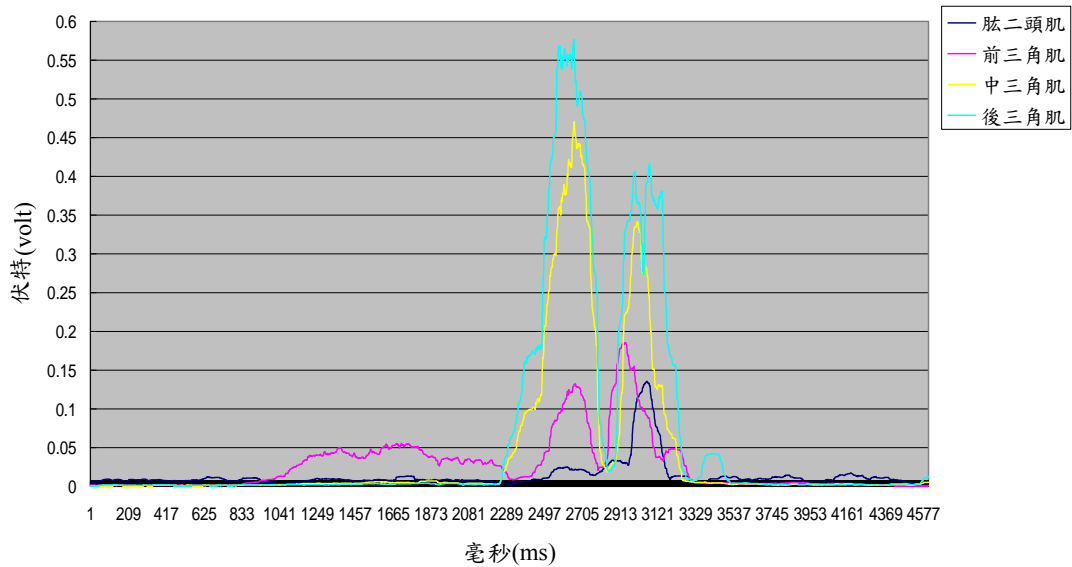


圖 4-8 施予肌內效貼紮後四條肌肉的肌電均方根

由先前的圖知道三種狀況的不同後，接著將探討每條肌肉活化期間的均方根值之差異以及各分期中每條肌肉的均方根值。

#### 壹、肌肉活化期間的均方根值之比較

肱二頭肌的敘述統計如表 4-5，疲勞時的平均數明顯高於其它兩種狀況，從變異數分析摘要表，如表 4-6，得知在疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的均方根值有顯著差異，統計值為  $F = 10.38$ ， $p = .004 (< .05)$ ， $\eta^2 = .67$ ，統計考驗力為 .94，接著進行 Tukey's HSD 事後多重比較，顯示疲勞前後的肌電訊號有顯著改變 ( $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}| = 10.33$ ， $> 7.12$ )，施予肌內效貼紮與疲勞後的數值亦有顯著差異 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}| = 10.16$ ， $> 7.12$ )，如表 4-7，從配對  $t$  檢定可了解疲勞後－疲勞前的差值 (FV) 與施予肌內效貼－疲勞前的差值 (KV) 有顯著差異 ( $t = 7.93$ ， $p = .0005 (< .05)$ )，

詳如表 4-8 與表 4-9。

表 4-5 肱二頭肌標準化 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準 差	個 數
疲勞前	18.40	6.13	6
疲勞	28.72	5.18	6
肌內效貼紮	18.57	4.82	6

表 4-6 肱二頭肌標準化 RMS 的變異數分析摘要表

變異 來源	離均差 平和	自 由 度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試 者間	235.68	5					
受試 者內	621.87	12					
實驗 操弄	419.70	2	209.85	10.38	.004*	.67	.94
誤差	202.17	10	20.22				

\* $p < .05$

表 4-7 肱二頭肌標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		10.33†	0.17
疲勞			10.16†
肌內效貼紮			
$q_{[.95, (3, 10)]}$		3.88	
$\psi(\text{HSD})$		7.12	

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

表 4-8 肱二頭肌標準化 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	10.33	6	8.08
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	0.17	6	6.80

表 4-9 肱二頭肌標準化 RMS 改變量的 *t* 檢定表

	平均數	標準差	95% 信賴區間		<i>t</i>	自由度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	10.16	3.14	6.87	13.45	7.93	5	.0005*

\**p* < .05

前三角肌的敘述統計如表 4-10，三種狀況的平均數分別為 16.69、21.66、14.53，肌內效貼紮的平均數為三種狀況之中最低，顯示肌內效貼紮後明顯使肌肉活化程度下降，再者，從表 4-11 變異數分析摘要表得知在疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的均方根值有顯著差異，統計值為  $F = 14.8$ ， $p = .001 (< .05)$ ， $\eta^2 = .75$ ，統計考驗力 (power) 為 .99，接著以進行 Tukey's HSD 事後多重比較，顯示疲勞前後的肌電訊號呈現顯著改變 ( $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}| = 4.96, > 3.69$ )，如 \**p* < .05

表 4-12，同時，施予肌內效貼紮與疲勞後的數值也有顯著差異 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}| = 7.13, > 3.69$ )，肌內效貼紮與疲勞前則無差異，配對 *t* 檢定顯示疲勞後－疲勞前的差值與施予肌內效貼－疲勞前的差值有顯著差異 ( $t = 5.07, p$

= .004(< .05))，表示疲勞前後的改變與肌內效貼紮前厚的改變有差異，如表 4-13 與表 4-14。

表 4-10 前三角肌標準化 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準 差	個 數
疲勞前	16.69	4.43	6
疲勞	21.66	5.64	6
肌內效貼紮	14.53	4.07	6

表 4-11 前三角肌標準化 RMS 的變異數分析摘要表

變異 來源	離均差 平方和	自 由 度	均方	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta^2$	power
受試 者間	285.508	5	57.102				
受試 者內	214.392	12					
實驗 操弄	160.243	2	80.121	14.80	.001*	.75	.99
誤差	54.149	10	5.415				

\* $p < .05$

表 4-12 前三角肌標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		4.96†	2.16
疲勞			7.13†
肌內效貼紮			
$q[.95,(3,10)]$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	3.69		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

表 4-13 前三角肌標準化 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞 - 疲勞前 (FV)	4.96	6	2.91
肌內效貼紮 - 疲勞前 (KV)	-2.16	6	3.50

表 4-14 前三角肌標準化 RMS 改變量的  $t$  檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		$t$	自由度	$p$
			下界	上界			
FV-KV	7.13	3.44	3.52	10.74	5.07	5	.004*

\* $p < .05$

表 4-15 顯示中三角肌的敘述統計，疲勞時的平均數與疲勞前相近，標準差卻為疲勞前的 2.4 倍，表示疲勞後肌肉活化的情形差異較大，並且施予肌內效貼紮的平均數為三種狀況之中最低(19.33%最大值)，從表 4-16 變異數分析摘要表得知在疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的均方根值有顯著差異，統計值為  $F = 4.19$ ， $p = .048 (< .05)$ ， $\eta^2$

= .46，統計考驗力 (power) 為 .60，再以進行 Tukey's HSD 事後多重比較，顯示三種狀況的平均數差值無顯著差異，然而，肌內效貼紮與其它兩種狀況的差值接近臨界值，分別為  $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{prefatigue}| = 6.33$  與  $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}| = 5.43$ ，如表 4-17，以配對  $t$  檢定比較疲勞後－疲勞前的差值與施予肌內效貼－疲勞前的差值改變程度，結果顯示未達顯著 ( $t = 1.91, p = .11$ ) 如表 4-18 與表 4-19。

表 4-15 中三角肌標準化 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	25.66	2.88	6
疲勞	24.76	7.03	6
肌內效貼紮	19.33	3.32	6

表 4-16 中三角肌標準化 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	175.50	5	35.10				
受試者內	308.61	12					
實驗 操弄	140.78	2	70.39	4.19	.048*	.4 6	.60
誤差	167.84	10	16.78				

\* $p < .05$

表 4-17 中三角肌標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		0.90	6.33
疲勞			5.43
肌內效貼紮			
$q_{[.95,(3,10)]}$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	6.49		

表 4-18 中三角肌標準化 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞 - 疲勞前 (FV)	-0.90	6	6.60
肌內效貼紮 - 疲勞前 (KV)	-6.33	6	2.93

表 4-19 中三角肌標準化 RMS 改變量的  $t$  檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		$t$	自由度	$p$
			下界	上界			
FV							
-	5.43	6.97	-1.88	12.74	1.91	5	.11
KV							

以不分肌肉的方式分析疲勞後 - 疲勞前的差值與施予肌內效貼 - 疲勞前的差值，統計的檢定方式為配對  $t$  檢定，敘述統計如表 4-20，疲勞 - 疲勞前的平均數與標準差分別為 5.47 %最大值和 8.20，肌內效貼紮 - 疲勞前的平均術語標準

差則為 -2.05 與 6.17，可得知疲勞後的肌肉活化程度比疲勞前高，施予肌內效貼紮後的肌肉活化程度則下降，藉由配對  $t$  檢定可了解兩種改變量明顯不同，其統計值為  $t = 6.75$ ， $p < .05$ ，如表 4-21。

表 4-20 所有肌肉標準化 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	5.47	24	8.20
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	-2.05	24	6.17

表 4-21 所有肌肉標準化 RMS 改變量的  $t$  檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		$t$	自由度	$p$
			下界	上界			
FV-KV	7.53	5.47	5.22	9.83	6.75	23	< .001*

\* $p < .05$

## 貳、各分期每條肌肉均方根值之差異

此部分呈現投球分期中各條肌肉在疲勞前、疲勞、施予肌內效貼紮後的均方根值改變，首先為準備期的肌電圖分析，此時期肱二頭肌、前三角肌、中三角肌在三種狀況明顯改變，肱二頭肌的肌內效貼紮後均方根值明顯大於疲勞前與疲勞， $F = 10.74$ ， $p < .05$ ，並且，疲勞後、肌內效貼紮後與疲勞前之改變量彼此亦有差異， $t = -4.39$ ， $p < .05$ 。

表 4-22 肱二頭肌準備期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	2.78	0.66	6
疲勞	3.10	1.37	6
肌內效貼紮	6.33	2.80	6

表 4-23 肱二頭肌準備期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均平方和	自由度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	29.20	5	5.84				
受試者內	67.91	6.56					
實驗操弄	46.33	1.09	42.38	10.74	0.018*	0.68	0.78
誤差	21.57	5.47	3.95				

\* $p < .05$

表 4-24 肱二頭肌準備期 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		0.32	3.55†
疲勞			3.23†
肌內效貼紮			
$q_{[.95, (3, 10)]}$		3.88	
$\psi(\text{HSD})$		3.15	

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

表 4-25 肱二頭肌準備期 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	.32	6	1.25
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	3.55	6	2.85

表 4-26 肱二頭肌準備期 RMS 改變量的 *t* 檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		<i>t</i>	自由度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	-3.23	1.80	-5.12	-1.34	-4.39	5	.007*

\* $p < .05$

前三角肌的疲勞後均方根值明顯比疲勞前低， $F = 4.16$ ， $p < .05$ ，疲勞後、肌內效貼紮後與疲勞前之改變量彼此無差異。

表 4-27 前三角肌準備期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	4.43	2.52	6
疲勞	2.95	1.38	6
肌內效貼紮	3.65	2.59	6

表 4-28 前三角肌準備期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	66.85	5	13.37				
受試者內	14.48	12					
實驗操弄	6.58	2	3.29	4.16	0.048*	0.45	0.59
誤差	7.90	10	0.79				

\* $p < .05$

表 4-29 前三角肌準備期 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		1.48†	0.79
疲勞			0.69
肌內效貼紮			
$q_{[.95,(3,10)]}$		3.88	
$\psi(\text{HSD})$		1.41	

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

中三角肌的疲勞後與肌內效貼紮後均方根值明顯小於疲勞前， $F = 7.76$ ， $p < .05$ ，如表 4-30、

表 4-31、表 4-32，疲勞後、肌內效貼紮後與疲勞前之改變量以疲勞後下降幅度較大， $t = -2.85$ ， $p < .05$ ，如表 4-33、表 4-34。

表 4-30 中三角肌準備期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	2.00	1.47	6
疲勞	.55	.45	6
肌內效貼紮	.85	.44	6

表 4-31 中三角肌準備期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均平方和	自由度	均方	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta^2$	power
受試者間	8.32	5	1.66				
受試者內	11.53	12					
實驗操作	7.01	2	3.51	7.76	0.01*	0.61	0.86
誤差	4.52	10	0.45				

\**p* < .05

表 4-32 中三角肌準備期 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		1.45†	1.14†
疲勞			0.31
肌內效貼紮			
$q_{[.95,(3,10)]}$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	1.06		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

表 4-33 中三角肌準備期 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	-1.45	6	1.21
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	-1.14	6	1.08

表 4-34 中三角肌準備期 RMS 改變量的 *t* 檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		<i>t</i>	自由度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	-.31	.26	-.58	-.03	-2.85	5	.036*

\**p* < .05

跨步期中產生改變的肌肉為前、中、後三角肌，前三角肌疲勞後的值有著比疲勞前下降的趨勢，*p* = .05，如表 4-36。

表 4-35 前三角肌跨步期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	16.28	3.52	6
疲勞	12.82	3.51	6
肌內效貼紮	14.36	4.59	6

表 4-36 前三角肌跨步期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	184.78	5	36.96				
受試者內	80.10	12					
實驗操弄	35.99	2	17.99	4.08	.05	.449	0.58
誤差	44.11	10	4.41				

\* $p < .05$

中三角肌的敘述統計如表 4-37，整體變異數分析統計量如表 4-38 所示，為  $F = 18.98$ ， $p < .05$ ，表 4-39 顯示三種狀況的差異則為疲勞後的均方根值明顯小於疲勞前 ( $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}| = 18$ )，肌內效貼紮後的值雖然上升且恢復，仍明顯低於疲勞前 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{prefatigue}| = 10.31$ )，以疲勞後、肌內效貼紮後與疲勞前的改變量而言，疲勞後的下降幅度明顯大於肌內效貼紮與疲勞前的改變量， $t = -3.45$ ， $p < .05$ ，如表 4-40 與表 4-41。

表 4-37 中三角肌跨步期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	25.26	7.64	6
疲勞	7.26	5.50	6
肌內效貼紮	14.95	4.47	6

表 4-38 中三角肌跨步期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	F	p	$\eta^2$	power
受試者間	284.95	5	56.99				
受試者內	1236.87	12					
實驗操弄	978.92	2	489.46	18.98	.00*	.79	0.99
誤差	257.95	10	25.80				

\* $p < .05$

表 4-39 中三角肌跨步期 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		18.00†	10.31†
疲勞			7.69
肌內效貼紮			
$q_{[.95, (3, 10)]}$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	8.04		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

表 4-40 中三角肌跨步期 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞 - 疲勞前 (FV)	-18.00	6	9.82
肌內效貼紮 - 疲勞前 (KV)	-10.31	6	5.34

表 4-41 中三角肌跨步期 RMS 改變量的  $t$  檢定

平均數	標準差	95% 信賴區間		$t$	自由度	$p$	
		下界	上界				
FV-KV	-7.69	5.46	-13.43	-1.96	-3.45	5	.018*

\* $p < .05$

後三角肌在此時期經過肌內效貼紮後的均方根值明顯比疲勞前後下降，三種狀況的平均數依序分別為 16.31、18.10、11.99，經過變異數分析顯示三種狀況有明顯差異，統計量  $F = 13.62$ ， $p < .05$ ，事後比較顯示肌內效貼紮後明顯不同於疲勞前與後，差距分數均大於 3.30，詳如表 4-42、表 4-43、表 4-44 所示。

表 4-42 後三角肌跨步期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	16.31	2.95	6
疲勞	18.10	5.19	6
肌內效貼紮	11.99	3.91	6

表 4-43 後三角肌跨步期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	211.03	5	42.21				
受試者內	161.99	12					
實驗 操弄	118.50	2	59.25	13.6 2	.001*	.73	.98
誤差	43.49	10	4.35				

\* $p < .05$

表 4-44 後三角肌跨步期 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		1.80	4.32†
疲勞			6.11†
肌內效貼紮			
$q_{[.95,(3,10)]}$		3.88	
$\psi(\text{HSD})$		3.30	

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

以疲勞後、肌內效貼紮後與疲勞前的改變量比較，結果顯示兩種改變量的方向不同，疲勞後的均方根值略為上升，肌內效貼紮後的值則下降，經過配對  $t$  檢定  $t = 4.94$ ， $p < .05$ ，顯示彼此有差異，如表 4-45 與表 4-46 所示。

表 4-45 後三角肌跨步期 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	1.80	6	3.12
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	-4.32	6	2.68

表 4-46 中三角肌跨步期 RMS 改變量的 *t* 檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		<i>t</i>	自由度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	6.11	3.03	2.94	9.29	4.94	5	.004*

\**p* < .05

肱二頭肌手臂上揚的改變量經過配對 *t* 檢定得到  $t = -3.64$ ， $p < .05$ ，顯示彼此有差異，肌內效貼紮後的值比疲勞前大，如表 4-47 與表 4-48 所示。

表 4-47 肱二頭肌手臂上揚期 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	-.16	6	8.99
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	20.00	6	17.63

表 4-48 肱二頭肌手臂上揚期 RMS 改變量的  $t$  檢定

平均數	標準差	95% 信賴區間		$t$	自由度	$p$
		下界	上界			
FV-KV -20.17	13.58	-34.42	-5.91	-3.64	5	.015*

\* $p < .05$

此時期的前三角肌在疲勞與肌內效貼紮的均方根值均比疲勞前小，統計結果為  $p = .055$ ，顯示疲勞前後與肌內效貼紮的值彼此無差異。

表 4-49 前三角肌手臂上揚期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	26.03	11.19	6
疲勞	19.06	5.73	6
肌內效貼紮	19.02	3.50	6

表 4-50 前三角肌手臂上揚期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自由度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	604.13	5	120.83				
受試者內	443.11	12					
實驗操弄	195.28	2	97.64	3.94	.055	.44	.57
誤差	247.83	10	24.78				

\* $p < .05$

手臂上揚期的中三角肌均方根值未達顯著差異，其統計量  $F = 5.55$ ， $p = .06$ ，然而，疲勞後與肌內效貼紮後的值比疲勞前小。

表 4-51 中三角肌手臂上揚期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	13.49	10.03	6
疲勞	2.15	1.32	6
肌內效貼紮	5.98	2.96	6

表 4-52 中三角肌手臂上揚期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	195.82	5	39.16				
受試者內	759.35	6.39					
實驗操弄	399.34	1.06	375.25	5.55	.06	.53	.50
誤差	360.01	5.32	67.66				

\* $p < .05$

以疲勞後、肌內效貼紮後與疲勞前的改變量比較，結果顯示兩種改變量的方向相同，疲勞後與肌內效貼紮後的值下降， $t = -4.27$ ， $p < .05$ ，顯示彼此有差異，如表 4-53 與表 4-54 所示。

表 4-53 中三角肌手臂上揚期 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	-11.34	6	9.98
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	-7.50	6	10.56

表 4-54 中三角肌手臂上揚期 RMS 改變量的 *t* 檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		<i>t</i>	自由度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	-3.84	2.20	-6.15	-1.53	-4.27	5	.008*

\**p* < .05

中三角肌在加速期時，經過疲勞與肌內效貼紮後的均方根值明顯下降，此兩種狀況的改變量有差異，肌內效貼紮後的下降幅度比疲勞時小，疲勞－疲勞前的差值 (FV) = -24.05，施予肌內效貼紮－疲勞前的差值 (KV) = -13.04，*t* = -3.64，*p* < .05。

表 4-55 中三角肌加速期 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大值)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	-24.05	6	28.53
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	-13.04	6	22.41

表 4-56 中三角肌加速期 RMS 改變量的  $t$  檢定

平均數	標準差	95% 信賴區		$t$	自 由 度	$p$
		下界	上界			
FV- KV	-11.01 7.40	-18.78	-3.24	-3.64	5	.015*

\* $p < .05$

減速期中的肌肉活化程度改變量有差異者為肱二頭肌，疲勞－疲勞前的差值(FV) = -0.28，施予肌內效貼紮－疲勞前的差值(KV) = 9.66， $t = -2.66$ ， $p < .05$ 。

表 4-57 肱二頭肌減速期 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (%最大 值)	個 數	標準差
疲勞－疲勞前(FV)	-.28	6	9.76
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	9.66	6	18.65

表 4-58 肱二頭肌減速期 RMS 改變量的  $t$  檢定

平均數	標準差	95% 信賴區		$t$	自 由 度	$p$
		下界	上界			
FV- KV	-9.95 9.16	-19.56	-.333	-2.66	5	.045*

\* $p < .05$

減速期的中三角肌經過疲勞後明顯下降，肌內效貼紮後則使均方根值上升，經由變異數分析可知三種狀況有差異， $F = 5.48$ ， $p < .05$ ，Tukey's HSD 事後比較顯示疲勞前後的

差異有顯著， $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}| = 13.04$ 。

表 4-59 中三角肌減速期 RMS 的敘述統計

	平均數 (%最大值)	標準差	個數
疲勞前	22.34	8.07	6
疲勞	9.29	5.99	6
肌內效貼紮	14.46	4.75	6

表 4-60 中三角肌減速期 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta^2$	power
受試者間	144.90	5	28.98				
受試者內	990.39	12					
實驗操弄	517.76	2	258.88	5.48	.03	.52	.50
誤差	472.63	10	47.26				

\* $p < .05$

表 4-61 中三角肌減速期 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		13.04†	7.87
疲勞			5.17
肌內效貼紮			
$q_{[.95, (3, 10)]}$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	10.89		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

### 第三節 肌電圖未標準化均方根值的改變

肱二頭肌的敘述統計如表 4-62，疲勞前的平均數明顯高於其它兩種狀況，並且施予肌內效貼紮的平均數為三種狀況之中最低(0.35 伏特)，於變異數分析中，統計未達顯著，改以改變量進行配對  $t$  檢定，顯示疲勞後－疲勞前的差值與施予肌內效貼紮－疲勞前的差值有顯著差異( $t = 3.66$ ,  $p = .01(< .05)$ )，如表 4-63 與表 4-64。

表 4-62 肱二頭肌未標準化 RMS 的敘述統計

	平均數 (volt)	標準差	個數
疲勞前	.063	.040	6
疲勞	.051	.033	6
肌內效貼紮	.035	.024	6

表 4-63 肱二頭肌未標準化 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (volt)	個數	標準差
疲勞－疲勞前(FV)	-0.012	6	0.043
肌內效貼紮－疲勞前(KV)	-0.028	6	0.041

表 4-64 肱二頭肌未標準化 RMS 改變量的  $t$  檢定

	平均 數	標準 差	95% 信賴區 間		$t$	自由 度	$p$
			下界	上界			
FV- KV	0.016	0.011	0.005	0.027	3.66	5	.01*

\* $p < .05$

前三角肌的敘述統計如表 4-65，疲勞前與施予肌內效貼紮的平均數相近，從表 4-66 變異數分析摘要表得知在疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的均方根值有顯著差異，統計值為  $F = 4.94$ ， $p = .03 (< .05)$ ， $\eta^2 = .50$ ，統計考驗力(power)為 .67，再以 Tukey's HSD 了解差異來源，顯示施予肌內效貼紮與疲勞後的數值有顯著差異 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}| = 0.0111$ ， $>0.0096$ )，如表 4-67，同時，配對  $t$  檢定顯示疲勞後－疲勞前的差值與施予肌內效貼紮－疲勞前的差值有顯著差異 ( $t = 2.88$ ， $p = .03 (< .05)$ )，如表 4-68 與表 4-69。

表 4-65 前三角肌未標準化 RMS 的敘述統計

	平均數 (volt)	標準差	個數
疲勞前	0.058	0.011	6
疲勞	0.064	0.013	6
肌內效貼紮	0.053	0.015	6

表 4-66 前三角肌未標準化 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	0.00211	5	0.00042				
受試者內	0.00074	12					
實驗 操弄	0.00036	2	0.00018	4.94	.03 *	.5 0	.67
誤差	0.00037	10	0.00004				

\* $p < .05$

表 4-67 前三角肌未標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		0.0055	0.0056
疲勞			0.0111†
肌內效貼紮			
$q_{[.95,(3,10)]}$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	0.0096		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

表 4-68 前三角肌未標準化 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (volt)	個數	標準差
疲勞 - 疲勞前 (FV)	0.00546	6	0.00501
肌內效貼紮 - 疲勞前 (KV)	-0.00559	6	0.01044

表 4-69 前三角肌未標準化 RMS 改變量的  $t$  檢定

	平均 數	標準 差	95% 信賴區間		$t$	自由 度	$p$
			下界	上界			
FV-	0.011	0.009	0.001	0.021	2.88	5	.03*
KV							

\* $p < .05$

後三角肌的敘述統計如表 4-70，疲勞時的平均數比其它兩種狀況略高，並且施予肌內效貼紮的平均數與疲勞前相近，從表 4-71 變異數分析摘要表得知在疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的均方根值有顯著差異，統計值為  $F = 20.34$ ， $p < .001 (< .05)$ ， $\eta^2 = .80$ ，統計考驗力 (power) 為 .99，再以進行 Tukey's HSD 事後多重比較，顯示疲勞前後的肌電訊號呈現顯著改變 ( $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}| = .029$ ，

> .014)，如表 4-72，同時，施予肌內效貼紮與疲勞後的數值也有顯著差異 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}| = .027, >.014$ )，配對  $t$  檢定顯示疲勞後－疲勞前的差值與施予肌內效貼紮－疲勞前的差值有顯著差異 ( $t = 7.17, p = .001(< .05)$ )，如表 4-73 與表 4-73。

表 4-70 後三角肌未標準化 RMS 的敘述統計

	平均數 (volt)	標準差	個數
疲勞前	0.122	0.045	6
疲勞	0.151	0.042	6
肌內效貼紮	0.125	0.045	6

表 4-71 後三角肌未標準化 RMS 的變異數分析摘要表

變異來源	離均差平方和	自由度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	0.0281	5	0.0056				
受試者內	0.0038	12					
實驗操弄	0.0030	2	0.0015	20.34	< .001*	.80	.99
誤差	0.0008	10	0.0001				

\* $p < .05$

表 4-72 後三角肌未標準化 RMS 的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		0.029†	0.002
疲勞			0.027†
肌內效貼紮			
$q_{[.95,(3,10)]}$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	0.014		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

表 4-73 後三角肌未標準化 RMS 改變量的敘述統計

	平均數 (volt)	個數	標準差
疲勞 - 疲勞前 (FV)	0.029	6	0.0133
肌內效貼紮 - 疲勞前 (KV)	0.002	6	0.014

表 4-74 後三角肌未標準化 RMS 改變量的  $t$  檢定

	平均 數	標準 差	95% 信賴區 間		$t$	自由 度	$p$
			下界	上界			
FV- KV	0.027	0.009	0.017	0.036	7.17	5	.001*

\* $p < .05$

#### 第四節 肌電圖中位頻率的改變

中位頻率為表示疲勞的方式之一，分析方式分為完整動作與各動作分期兩種時間間隔，前者的時間間隔以八倍靜止值的標準差當為肌肉活化的啟動與終止；分期間隔則以各個判斷動作的為分隔點，計算此期間訊號的中位頻率。

### 壹、時間為完整動作的起始與終止

首先肱二頭肌在三種狀況的平均中位頻率與標準分別為  $83.28 \pm 6.07$ 、 $77.32 \pm 4.12$ 、 $87.35 \pm 2.41$ ，顯示疲勞後的中位頻較低，如表 4-75。以表 4-76 重複量數單因子變異數分析檢定三種狀況的中位頻率是否存在差異，顯示三種狀況彼此有顯著差異，統計值  $F = 8.85$ ， $p = .006 (< .05)$ ， $\eta^2 = .64$ ，統計考驗力為 .90。發現彼此存在差異後，以 Tukey's HSD 找變異來源，如表 4-77 所示，肌內效貼紮後與疲勞後中位頻率的平均數差值 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}|$ ) 為 10.03 (> 6.58)，表示此兩種狀況的中位頻率有差異，並且由的資料得知表 4-75，肌內效貼紮後的中位頻明顯大於比疲勞後的值。

表 4-75 肱二頭肌中位頻率的敘述統計

	平均數 (Hz)	標準差	個數
疲勞前	83.28	6.07	6
疲勞	77.32	4.12	6
肌內效貼紮	87.35	2.41	6

表 4-76 肱二頭肌中位頻率的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta^2$	power
受試者間	125.55	5	25.11				
受試者內	477.92	12					
實驗 操弄	305.37	2	152.6 9	8.85	.006*	.64	.90
誤差	172.55	10	17.26				

\* $p < .05$

表 4-77 肱二頭肌中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		5.96	4.07
疲勞			10.03†
肌內效貼紮			
$q_{[.95, (3, 10)]}$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	6.58		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

除了比較三種狀況的資料分布的差異外，以配對 *t* 檢定考驗以疲勞前的數值當基準時，疲勞和肌內效貼紮的改變量，敘述統計與結果如表 4-78 與表 4-79 所呈現，肌內效的改變量與疲勞的有顯著差異，並且此改變量為正向的，亦即施予肌內效貼紮後，中位頻率上升，統計量  $t = -5.41$ ， $p = .003 (< .05)$ 。

表 4-78 肱二頭肌中位頻率改變量的敘述統計

	平均數 (Hz)	個數	標準差
疲勞－疲勞前(FV)	-5.96	6	4.89
肌內效貼紮－疲勞前(KV)	4.07	6	7.68

表 4-79 肱二頭肌中位頻率改變量的 *t* 檢定

平均數	標準差	95% 信賴區間		<i>t</i>	自由 度	<i>p</i>
		下界	上界			
FV- KV	-10.03 4.54	-14.79	-5.27	-5.41	5	.003*

\**p* < .05

接著，分析前三角肌，三種狀況中位頻率的平均數與標準差分別為  $86.34 \pm 5.08$ 、 $79.49 \pm 5.14$ 、 $90.51 \pm 5.23$ ，如圖 4-9。

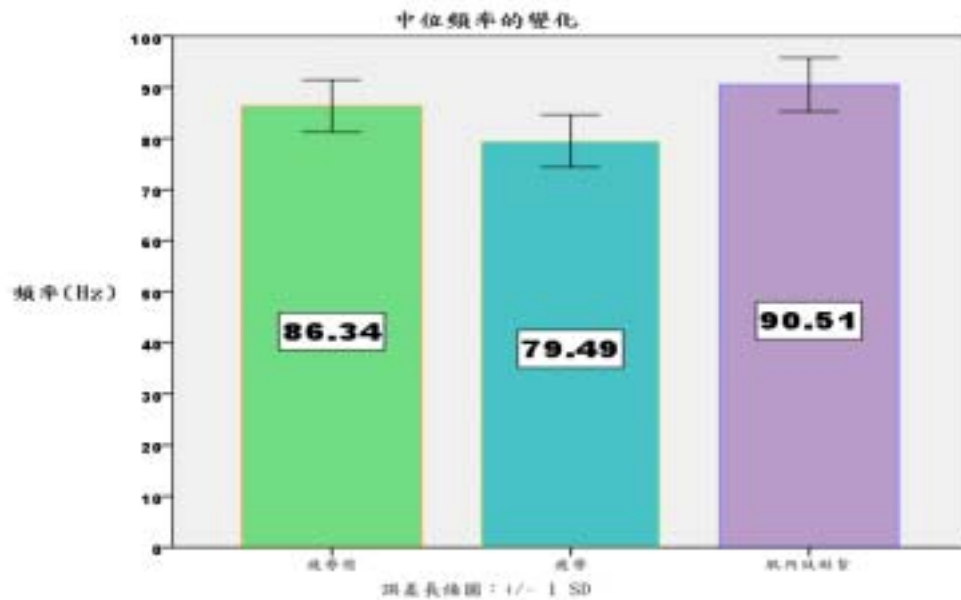


圖 4-9 三組的中位頻率平均數與標準差

依表 4-80 可知前三角肌在三種狀況的中位頻率明顯有不同，以 Tukey's HSD 檢定變異來源，如表 4-81 所示，疲勞前後平均數之差 ( $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}|$ ) 為 6.85 (> 5.67)，顯示疲勞後與疲勞前中位頻率平均數差異大於 95 % 信賴區間，肌內效貼紮後與疲勞後中位頻率的平均數差值 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}|$ ) 為 11.02 (> 5.67)，表示疲勞後與肌內效貼紮後的中位頻率有差異。

表 4-80 前三角肌中位頻率的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta^2$	power
受試者間	270.06	5	54.01				
受試者內	499.83	12					
實驗 操弄	371.56	2	185.78	14.48	.001*	.74	.99
誤差	128.27	10	12.83				

\**p* < .05

表 4-81 前三角肌中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		6.85 †	4.169
疲勞			11.02 †
肌內效貼紮			
$q_{[.95, (3, 10)]}$		3.88	
$\psi(\text{HSD})$		5.67	

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

配對  $t$  檢定考驗顯示敘述統計與結果如表 4-82 與表 4-83 所呈現， $t = -4.20$  ( $p = .008$ ,  $< .05$ )，可得知肌內效的改變量與疲勞的有顯著差異，兩者改變方向不同，疲勞的改變量為負的，反之，肌內效貼紮為正的，表示貼紮後中位頻率上升。

表 4-82 前三角肌中位頻率改變量的敘述統計

	平均數 (Hz)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	-6.85	6	4.38
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	4.17	6	4.05

表 4-83 前三角肌中位頻率改變量的  $t$  檢定

	平均 數	標準 差	95% 信賴區間		$t$	自由 度	$p$
			下界	上界			
FV-	-						
KV	11.02	6.43	-17.77	-4.27	-4.20	5	.008 *

\* $p < .05$

中三角肌的敘述統計如表 4-84，疲勞時的平均數明顯低於其它兩種狀況，從變異數分析摘要表，如表 4-85，在疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的中位頻率有顯著改變，統計值為  $F = 11.33$ ， $p = .003$  ( $< .05$ )， $\eta^2 = .69$ ，統計考驗力為 .96，接著進行 Tukey's HSD 事後多重比較，顯示疲勞前後的肌電訊號有顯著改變 ( $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}| = 10.39$ ,  $> 7.18$ )，施予肌內效貼紮與疲勞後的數值亦有顯著差異 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}| = 11.16$ ,  $> 7.18$ )，如表 4-86。

表 4-84 中三角肌中位頻率的敘述統計

	平均數 (Hz)	標準差	個數
疲勞前	93.45	4.41	6
疲勞	83.06	5.26	6
肌內效貼紮	94.22	6.34	6

表 4-85 中三角肌中位頻率的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta^2$	power
受試者間	230.60	5	46.12				
受試者內	672.10	12					
實驗 操弄	466.37	2	233.19	11.33	.003*	.69	.96
誤差	205.72	10	20.57				

\* $p < .05$

表 4-86 中三角肌中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		10.39†	0.77
疲勞			11.16†
肌內效貼紮			
$q_{[.95,(3,10)]}$		3.88	
$\psi(\text{HSD})$		7.18	

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

此外，從配對 *t* 檢定可了解疲勞－疲勞前的差值 (FV) 與施予肌內效貼紮－疲勞前的差值 (KV) 有顯著差異 ( $t = -$

3.44,  $p = .02 (< .05)$ , 詳如表 4-87 與表 4-88。

表 4-87 中三角肌中位頻率改變量的敘述統計

	平均數 (Hz)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	-10.39	6	6.41
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	0.77	6	4.36

表 4-88 中三角肌中位頻率改變量的  $t$  檢定

	平均數	標準 差	95% 信賴區間		$t$	自由 度	$p$
			下界	上界			
FV-	-11.16	7.96	-19.51	-2.81	-3.44	5	.02
KV							

\* $p < .05$

如圖 4-10 顯示後三角肌在三種狀況中位頻率的平均數與標準差分別為  $88.83 \pm 4.32$ 、 $78.26 \pm 6.15$ 、 $90.65 \pm 5.74$ ，疲勞後的中位頻率與其它兩種狀況相比，其值較低。

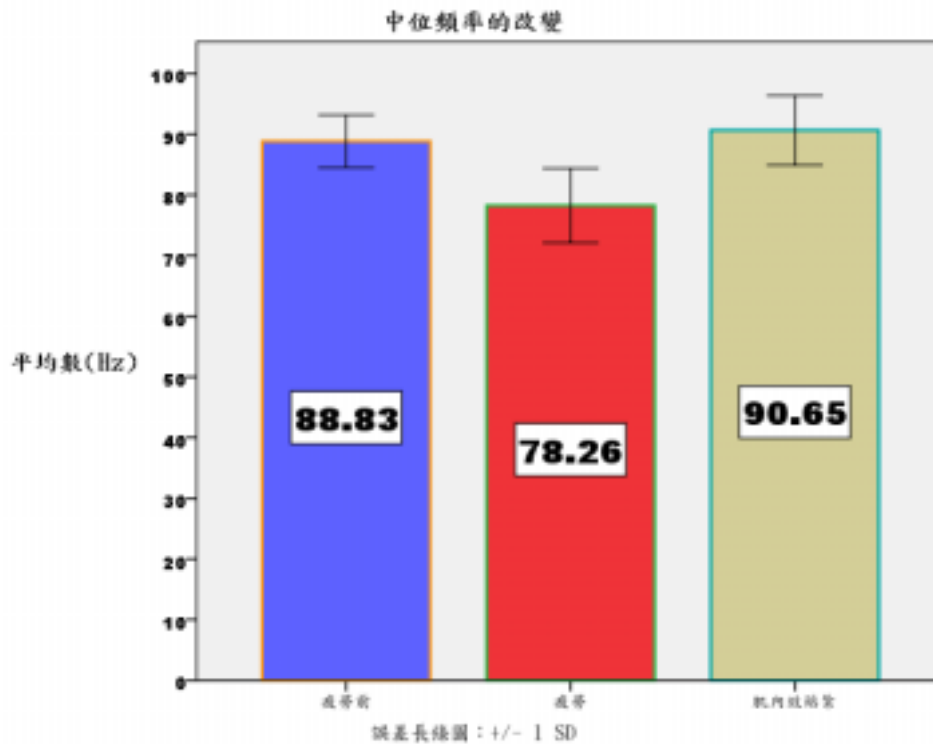


圖 4-10 後三角肌在三種狀況的平均數與標準差

變異數分析摘要表 4-89，在疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的中位頻率有顯著改變，統計值為  $F = 71.61$ ， $p < .00 (< .05)$ ， $\eta^2 = .93$ ，統計考驗力為 .99，Tukey's HSD 事後多重比較，如表 4-90 顯示疲勞前後的肌電訊號有顯著改變 ( $|\bar{X}_{fatigue} - \bar{X}_{prefatigue}| = 10.57, > 3.07$ )，施予肌內效貼紮與疲勞後的數值亦有顯著差異 ( $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{fatigue}| = 12.39, > 3.07$ )。

表 4-89 後三角肌中位頻率的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	<i>F</i>	<i>p</i>	$\eta^2$	power
受試者間	409.61	5	81.92				
受試者內	574.80	12					
實驗 操弄	537.29	2	268.64	71.6 1	< .001 *	.9 3	.99
誤差	37.51	10	3.75				

\* $p < .05$

表 4-90 後三角肌中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		10.57†	1.82
疲勞			12.39†
肌內效貼紮			
$q[.95, (3, 10)]$		3.88	
$\psi(\text{HSD})$		3.07	

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

## 貳、時間為動作分期的間隔

此部分以動作分期的間隔為取樣時間，經過統計分析後，手臂上揚期與加速期的中位頻率產生顯著改變。手臂上揚期的中三角肌兩種改變量彼此有顯著差異疲勞－疲勞前的差值 (FV) = 6.24，施予肌內效貼紮－疲勞前的差值 (KV) = -6.46， $t = 2.70$ ， $p < .05$ 。

表 4-91 中三角肌手臂上揚期中位頻率改變量的敘述統計

	平均數 (Hz)	個數	標準差
疲勞－疲勞前 (FV)	6.24	6	21.58
肌內效貼紮－疲勞前 (KV)	-6.46	6	29.26

表 4-92 中三角肌手臂上揚期中位頻率改變量的  $t$  檢定

	平均 數	標準 差	95% 信賴區 間		$t$	自由 度	$p$
			下界	上界			
FV- KV	12.70	11.5 1	.625	24.78	2.70	5	.04*

\* $p < .05$

後三角肌在手臂上揚期於三種狀況的中位頻率呈現顯著差異， $F = 5.66$ ， $p < .05$ ，此差異主要來自於肌內效貼紮後與疲勞前的中位頻率， $|\bar{X}_{kinesio} - \bar{X}_{prefatigue}| = 15.93 (> 13.55)$ 。

表 4-93 後三角肌手臂上揚期中位頻率的敘述統計

	平均數 (Hz)	標準差	個數
疲勞前	64.81	10.98	6
疲勞	68.69	13.71	6
肌內效貼紮	52.76	12.08	6

表 4-94 後三角肌手臂上揚期中位頻率的變異數分析摘要表

變異來源	離均差 平和	自 由 度	均方	$F$	$p$	$\eta^2$	power
受試者間	1539.50	5	307.90				
受試者內	1560.18	12					
實驗 操弄	828.68	2	414.34	5.66	.02*	.5 3	.50
誤差	731.50	10	73.15				

\* $p < .05$

表 4-95 後三角肌手臂上揚期中位頻率的 Tukey's HSD 事後比較

	疲勞前	疲勞	肌內效貼紮
疲勞前		3.88	12.06
疲勞			15.93†
肌內效貼紮			
$q_{[.95, (3, 10)]}$	3.88		
$\psi(\text{HSD})$	13.55		

註：†表示平均數之間的差值大於  $\psi$ ，顯示彼此有顯著差異

後三角肌在改變量的比較方面，統計分析顯示彼此有差異，並且兩者改變的方向不同，肌內效貼紮後的頻率下降，疲勞後則略為上升，所有統計量如表 4-96 與表 4-97 所示。

表 4-96 後三角肌手臂上揚期中位頻率改變量的敘述統計

	平均數 (Hz)	個數	標準差
疲勞－疲勞前(FV)	3.88	6	12.26
肌內效貼紮－疲勞前(KV)	-12.06	6	9.86

表 4-97 後三角肌手臂上揚期中位頻率改變量的 *t* 檢定

	平均 數	標準 差	95% 信賴區 間		<i>t</i>	自由 度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	15.93	13.8 3	1.42	30.45	2.82	5	.03*

\**p* < .05

投球動作的加速期以肱二頭肌、前三角肌、後三角肌的改變量最為顯著，肱二頭肌在疲勞後的頻率大幅下降，經過肌內效貼紮後頻率上升，與疲勞前的差異減少至 10.55，此兩種改變量的  $t = -5.37$ ， $p < .05$ 。

表 4-98 肱二頭肌加速期中位頻率改變量的敘述統計

	平均數 (Hz)	個數	標準差
疲勞－疲勞前(FV)	-28.64	6	38.69
肌內效貼紮－疲勞前(KV)	-10.55	6	33.43

表 4-99 肱二頭肌加速期中位頻率改變量的 *t* 檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		<i>t</i>	自由度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	-18.09	8.25	-26.75	-9.427	-5.37	5	.003*

\**p* < .05

前三角肌的改變如同肱二頭肌，疲勞後的頻率明顯下降，疲勞－疲勞前的差值(FV) = 25.84，肌內效貼紮後則上升，使差距縮小至 -5.38，兩種改變量顯著差異，*t* = -2.95，*p* < .05。

表 4-100 前三角肌加速期中位頻率改變量的敘述統計

	平均數 (Hz)	個數	標準差
疲勞－疲勞前(FV)	-25.84	6	19.39
肌內效貼紮－疲勞前(KV)	-5.38	6	31.38

表 4-101 前三角肌加速期中位頻率改變量的 *t* 檢定

	平均數	標準差	95% 信賴區間		<i>t</i>	自由度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	-20.46	16.97	-38.27	-2.65	-2.95	5	.03*

\**p* < .05

後三角肌在疲勞後的中位頻率明顯下降，經過肌內效貼紮後則上升，兩種改變量於統計上呈現顯著差異，*t* = -3.30，*p* < .05。

表 4-102 後三角肌加速期中位頻率改變量的敘述統計

	平均數 (Hz)	個數	標準差
疲勞－疲勞前(FV)	-23.69	6	23.83
肌內效貼紮－疲勞前(KV)	-11.63	6	26.30

表 4-103 後三角肌加速期中位頻率改變量的 *t* 檢定

	平均 數	標準 差	95% 信賴區 間		<i>t</i>	自由 度	<i>p</i>
			下界	上界			
FV- KV	-12.06	8.94	-21.44	-2.68	-3.30	5	.02*

\**p* < .05

### 第五節 放球前後的肌電圖變化

時間間隔取放球前 100 毫秒與後 100 毫秒，分析完整跨步至放球瞬間與放球瞬間至收尾的肌電變化，數值分別為放球前 100 毫秒至放球後 100 毫秒、放球前 100 毫秒、放球後 100 毫秒，如圖 4-11，經過重複量數單因子變異數分析，結果顯示皆無顯著差異。

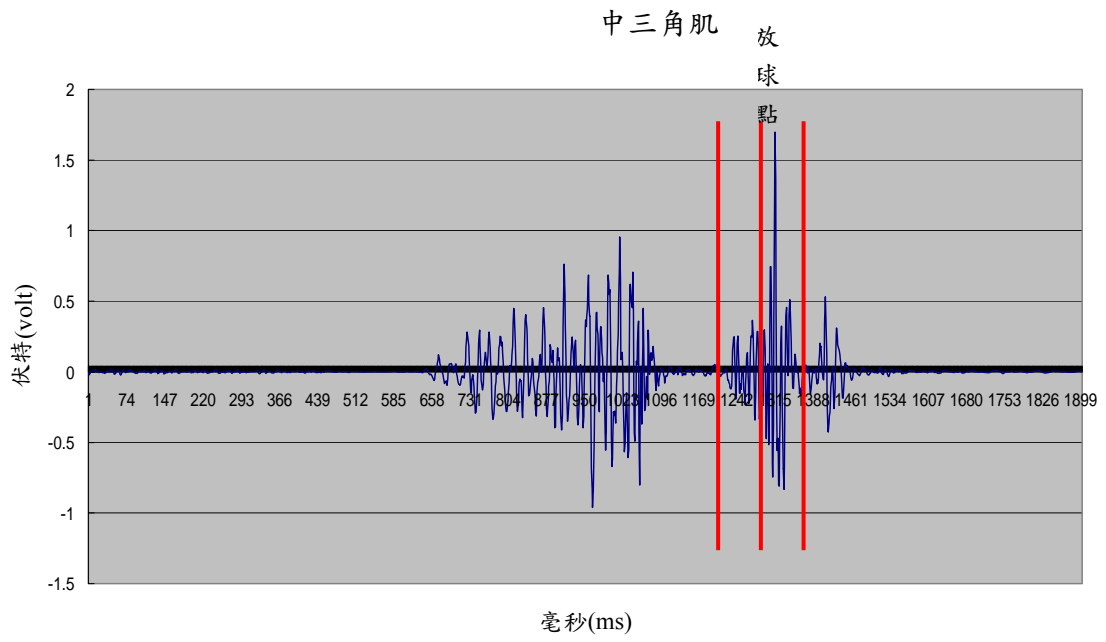


圖 4-11 肌電訊號放球點前後 100 毫秒

## 第五章 討論

先前研究的疲勞模式分為測肌肉輸出力量、神經肌肉效益 (neuromuscular efficiency, NME) 與均方根或積分肌電圖的振幅、中位頻率可用於了解肌肉疲勞前後的改變，本研究使用的方式為均方根曲線的分析，比較疲勞前、疲勞後、施予肌內效貼紮後的肌肉活化改變量。均方根與積分肌電圖皆可提供運動單位 (motor units) 活化狀況的訊息，本實驗使用之電極片為表面電極，影響訊號大小的來源除了運動單位的活化數量與活化速度外，亦受皮膚與電極間隔距離影響，本次電極使用同一種並且針對皮膚以酒精棉片去除角質、雜質與汗水堆積物。

每個人的基礎電位不同導致個體之間的肌電訊號也不同，因此，若要比較不同個體的肌電訊號大小，則需透過標準化 (normalization) 的過程，標準化的方法有三種：最大自主等長收縮、動態肌電圖的平均值 (mean)、動態肌電圖的峰值 (peak)，最大自主等長收縮的標準化方法為在肌肉的主要動作下，例如肱二頭肌主要動作為肘關節屈曲，次要動作為肩關節屈曲，收集一定時間的活化情形，收集後計算收縮期間的均方根值，取得最大自主等長收縮的均方根值後，將主實驗的肌電訊號與此均方根標準化；動態肌電圖的平均值與峰值則是讓受試者執行特定動作收集肌電訊號後，對數據濾波、翻正、線性封波的處理，再取得動作期間肌電圖的平均值與峰值，接著其它實驗的數據以此平均值或峰值進行標準化 (Bolgla & Uhl, 2007)。

以最大自主等長收縮為標準化的研究文獻為 Illyé 與 Kiss (2005) 比較職業標槍選手與休閒運動員在推 (push)、拉

(pull)、上抬(elevation)、上肩投擲(overhead throw)的肩關節肌肉活動差異，職業標槍選手在快速上肩投擲的任務中，其標準化後的肌電訊號值為 84 %至 100 %，其中以後三角肌的值為最大；Escamilla 與 Andrews (2009)對上肢運動類型的肌肉活化型態進行文獻探討，文中指出前三角肌最大活化值為 47 %最大值，中三角肌最大活化值為 59 %最大值，後三角肌最大活化值為 68 %最大值，肱二頭肌最大活化值為 44 %，其中，前三角肌、中三角肌、肱二頭肌最大活化的時間為減速期，後三角肌則在加速期活化程度最大。本研究初始設定的標準化方式亦為各投球肌電圖與最大自主等長收縮的百分比比例，然而後三角肌的比例為 999%，接近 1000%，因此改以動態肌電圖的峰值當做基準值。

本研究判定疲勞的方式參考 Tripp 等 (2007)的研究，在預備實驗時，目標球速設為球速下降 10 %最大球速，導致實驗時間過長，因此，再經過修正，運動疲勞的模式採 95 %最大球速，受試者疲勞時的球速平均為 88-93%最大球速。

## 第一節 肌電圖標準化均方根值的改變

### 壹、肌肉活化期間的均方根值之比較

Fuglevand, Zackowski, Huey, 與 Enoka (1993)認為疲勞後的肌電圖振幅上升並且中位頻率下降，但最大值則比疲勞前較小，Keenan, Farina, Maluf, Merletti, 與 Enoka (2005)指出運動單位的同調可能導致兩種結果，可能因為波形彼此抵銷使振幅變小或者彼此加成使振幅變大，本研究結果顯示肱二頭肌、前三角肌在疲勞時的平均數明顯高於其它兩種狀

況，肌內效貼紮後的值恢復至疲勞前或者比疲勞前略低，若以不分肌肉的方式分析，同樣在肌內效貼紮後的均方根值下降，由以上結果顯示疲勞後的肌電訊號強度增加，代表運動單位活化的時間點同步(synchronization)或者同一時間內徵招更多運動單位以應付運動需求，肌內效貼紮後的均方根值下降可能起因於增加運動單位活化的速率或者使運動單位的徵招數量下降以避免不必要的能量消耗。

## 貳、各分期每條肌肉均方根值之差異

投球分期中各條肌肉在疲勞前、疲勞、施予肌內效貼紮後的均方根值改變情形首先為準備期的肌電圖分析，此時期上肢動作的作用肌肉為上斜方肌、前鋸肌、前三角肌(Escamilla & Andrews, 2009)，此次實驗的結果顯示肱二頭肌的肌內效貼紮後均方根值明顯大於疲勞前與疲勞；前三角肌的疲勞後均方根值明顯比疲勞前低，肌內效貼紮後則與疲勞前無差異，並且，疲勞後、肌內效貼紮後與疲勞前之改變量彼此無差異；中三角肌的疲勞後與肌內效貼紮後均方根值明顯小於疲勞前，在改變量方面以疲勞後下降幅度較大，由此結果可推測三角肌疲勞後，部分負荷轉移到肱二頭肌，肌內效貼紮後，雖然肱二頭肌的值仍大於疲勞前，三角肌的活化程度恢復至疲勞前，此種現象有助於增加運動表現。

跨步期的手臂開始向外張開，主要肌肉為三角肌、棘上肌、棘下肌、上斜方肌(Escamilla & Andrews, 2009)，前三角肌疲勞後的值有著比疲勞前下降的趨勢，肌內效貼紮後則呈現恢復的趨勢；中三角肌顯示疲勞後的肌肉活化明顯小於疲勞前，肌肉在肌內效貼紮後雖然呈現恢復的現象，程度仍明顯低於疲勞前；後三角肌經過疲勞後的均方根值略為上

升，肌內效貼紮後的肌肉活化明顯比疲勞前與後下降，由以上結果推測肌內效貼布降低三角肌活化的原因為貼布使肌肉能有效率的徵招運動單位，避免過多的運動單位活化。

手臂上揚期旋轉袖與肱二頭肌、肩胛下肌、前鋸肌、三角肌協助肱骨的穩定，肱二頭肌、前三角肌與棘上肌拮抗肱骨前移，本研究結果顯示肱二頭經過肌內效貼紮後的肌肉活化比疲勞前大；此時期中三角肌以疲勞後、肌內效貼紮後與疲勞前的改變量比較，結果顯示疲勞後與肌內效貼紮後的值下降，肌內效貼紮後減少肌肉活化的下降，依此結果推測肱二頭肌內效貼紮能有效幫助肌肉收縮，然而三角肌貼紮的作用較不明顯，可能歸因於此貼紮方式用於調整整個三角肌，然而此時期三角肌前中後纖維的作用方式不同，使貼布無法有效協助肌肉作用。

加速期的主作用肌為肩胛下肌、小圓肌、棘上肌與棘下肌，肱二頭肌與前後三角肌於三種狀況均無差異，中三角肌經過疲勞與肌內效貼紮後的均方根值明顯下降，並且，肌內效貼紮後的下降幅度比疲勞時小，由此結果可推測疲勞後運動單位有活化同步的現象，此現象導致波型的抵銷，使振幅變小，經過肌內效貼紮後，貼布可能幫助徵招運動單位或改變活化速率，使振幅上升。

減速期 (arm deceleration) 的主要工作為將能量消除，主要工作肌肉為棘下肌、大圓肌、小圓肌、闊背肌，負責抵抗肱骨前移，肱二頭肌在此時間的作用為其餘分期的兩倍，減速期中的肌肉活化程度改變量有差異者為肱二頭肌，疲勞後的均方根比疲勞前的略低，施予肌內效貼紮後的值則比疲勞前的差值高；中三角肌經過疲勞後均方根值明顯下降，肌內

效貼紮後則上升，由此結果發現疲勞後振幅下降，貼紮後則上升，可能歸因於運動單位活化速率或徵招數量的不同，疲勞後可能由於運動單位活化時間增加導致波型抵銷使振幅下降，貼紮後則可能縮短活化時間。

## 第二節 肌電圖中位頻率的改變

### 壹、時間為完整動作的起始與終止

首先簡述實驗結果，肱二頭肌在疲勞後的中位頻較低，肌內效貼紮後的中位頻明顯大於比疲勞後的值，肌內效的改變量與疲勞的有顯著差異，施予肌內效貼紮後，中位頻率上升；前三角肌於肌內效的改變量與疲勞的有顯著差異，疲勞的改變量為負的，反之，肌內效貼紮為正的，表示貼紮後中位頻率上升。中三角肌於疲勞時的平均數明顯低於其它兩種狀況，肌內效貼紮後中位頻率恢復至疲勞前。後三角肌於疲勞後的中位頻率与其它兩種狀況相比，其值較低。

本研究採用頻域(frequency domain)分析，以補足均方根無法提供的訊息，四條肌肉在疲勞前、疲勞、施予肌內效貼紮後的中位頻率有顯著改變，其中疲勞後的中位頻率比疲勞前下降，肌內效貼紮後的中位頻率則明顯上升，然而，上升後的中位頻率與疲勞前比較，雖然有二位受試者的中三角肌的肌內效貼紮後中位頻率超過 100 Hz，整體結果顯示無明顯差異。同時亦分析疲勞－疲勞前與肌內效貼紮－疲勞前的中位頻率改變量的差異，結果顯示疲勞－疲勞前的變化為負的，表示頻率下降，與 Mario 等(2009)所提相符，文章中提到功率頻譜密度(power spectral density, PSD)中的中位頻率曲線會左移與向下，也就是曲線壓縮(compression)，肌內

效貼紮－疲勞前的改變則為正的，表示頻率上升。

## 貳、時間為動作分期的間隔

此部分以動作分期的間隔為取樣時間，手臂上揚期的中三角肌兩種改變量彼此有顯著差異，肌內效貼紮後的頻率下降，疲勞後則略為上升，後三角肌同樣在兩種改變量有顯著差異，並且兩者改變的方向不同，肌內效貼紮後的頻率下降，疲勞後則略為上升。此時期主要目的為將手臂外展與外轉，中與後三角肌為主作用肌，疲勞時的頻率上升，表示徵招更多運動單位以應付工作需求，肌內效貼紮後的頻率下降可能歸因於貼布對此時期的幫助不明顯。

投球動作的加速期中肱二頭肌在疲勞後的頻率大幅下降，經過肌內效貼紮後頻率上升，前三角肌的改變如同肱二頭肌，疲勞後的頻率明顯下降，此時期肱二頭肌與前三角肌進行向心收縮，由以上結果可推論肌內效貼紮後，運動單位的活化速率增加或徵招數量增加。

## 第三節 小結

將均方根與中位頻率合併分析，完整動作期間的改變顯示肌內效貼紮後均方根下降且中位頻率上升，可得知肌內效貼布能幫助肌肉從疲勞中恢復；動作分期的改變有兩個不同的結果，手臂上揚期的均方根於疲勞與肌內效貼紮後均下降，中位頻率則在疲勞後上升，肌內效貼紮後下降，此結果與預期不符，由於此時期手臂動作緩慢且肌肉收縮不明顯，疲勞時須徵招更多運動單位以維持動作，貼紮後則使肌肉以較少的能量輸出及可應付需求，其作用機轉仍待深入研究。

## 第六章 結論與建議

### 壹、結論

本研究著重於肌肉活化改變情形以及球速改變，未將每條肌肉的肌電圖與實際運動學對應，肌肉疲勞的機制由許多因素所控制，影響因素主要可分為中樞神經系統與任務依賴(task dependency)，中樞神經系統與個體的刺激(motivation)有關，例如本研究的疲勞測試，當受試者球速突然下降，實驗者在一旁激勵，要求其盡力投球，避免受試者因心理因素而使球速下降；任務依賴則包含動作所需的力量、速度等因素，例如拿重物一段時間（靜態收縮）與投球（動態收縮），前者疲勞引起的運動代謝物由於肌肉對血管施予壓力，導致血液無法循環，進而使肌肉收縮下降，引發肌肉疲勞；投球時肌肉有收縮也有放鬆，引起幫浦(bump)效應，加速代謝物移除，當運動達到代謝物移除速率下降時，肌電訊號的振幅下降，並且頻譜曲線左移(Roger, 1995)。

疲勞後的均方根值增加，可能表示徵招更多運動單位或者運動單位同時活化，肌內效貼紮後的均方根值降低，可能表示運動單位徵招的數量下降或者運動單位活化的間隔加長，因此，若與中位頻率及球速比較，可得知肌內效貼紮後降低均方根值的原因為肌肉活化速率增加，顯示肌肉剛從疲勞恢復，與 Mario 等(2009)所提相同。

本研究的肌電圖為運動肌電圖(dynamic electromyography)，與之前研究不同，如 Stefan 等(2001)，短時間(0.5-2 秒)等長肌肉收縮肌電圖，等長收縮為靜態收縮，肌肉與皮膚之間的移動較小及電極與皮膚幾乎不移動，對訊號的影響較小，沒有違反肌電訊號是穩定的假設，因此

可直接反應運動單位的狀況，運動時，電極與皮膚的移動藉由貼布固定，即可解決此問題，本研究尚未克服肌肉與皮膚的移動，肌電圖常出現突起的波形。

肌內效貼布已被廣泛用於各種運動傷害處理，透過肌電圖訊號的改變得以了解肌內效貼布對投球造成的疲勞之影響，均方根值與中位頻率為本研究的分析方式，根據本研究結果，做出以下之結論：

#### 一、降低運動單位同時徵招

以 95 %當作目標球速所引起的肌肉疲勞，明顯使均方根值增加，施予肌內效貼紮後的均方根值降低，此結果顯示肌內效貼紮可降低運動單位同時活化。

#### 二、增加肌肉活化速率

在疲勞的狀況下施予肌內效貼紮，依中位頻率的改變可得知肌內效貼紮可能有效增加運動單位的徵招，藉此幫助肌肉收縮，以達到工作負荷的需求。

#### 三、增加運動表現

肌肉疲勞後經過肌內效貼紮後，比起疲勞時的球速，貼紮後球速小幅增加，與疲勞前的球速相比，仍有一段差距，此運動表現增加的原因可能由於肌內效貼布可加快肌肉從疲勞的狀態下恢復。

### 貳、建議

根據實驗過程中的狀況做出以下幾點建議：

#### 一、受試者挑選

投球為需要高度協調的動作，全部身體均參與運作，因此還有許多本研究尚未考慮的因素，例如每個投手的投球動作，本次實驗有位投手的動作明顯與其它人不同，顯示在肌

電圖的資料亦跟其他受試者不同。

## 二、反光球與肌電電極的固定

動作過程中可能因為動作力量與汗水導致反光球與電極片脫落，受試者可能因為多了重新固定的時間而使肌肉從疲勞中恢復，導致疲勞時雖然球速顯示下降，肌電圖的改變卻不大，因此反光球與電極片的固定仍需改進或者改變疲勞模式，使受試者不易從疲勞中恢復，然而加重運動負荷可能使受試者受傷。

## 三、與運動學結合

動態肌電圖比靜態肌電圖複雜許多，若合併運動學與動力學參數，可判斷肌肉工作順序與投球時期的工作負荷比例，未來相關研究能加入動作分析與增加監測肩關節其它肌肉的肌電圖變化，使資料收集完備，教練、運動傷害防護員作為預防運動傷害之參考，以幫助選手追求好表現。

## 四、肌電電極設置

除了肱二頭肌、三角肌（前、中、後纖維）外，肩關節尚有其它肌肉（如肩關節旋轉袖肌）調控與負擔投球時的負荷，因此未來需增加肌電電極的設置或採用針刺電極以更了解投球時各個肌肉群作用順序與收縮方式。

## 引用文獻

- Angela, R. T., Philip, M., Stephen, K., & Dominic I. (2008). Effect of the scapula reposition test on shoulder impingement symptoms and elevation strength in overhead athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(1), 4-11.
- Arabadzhev, T. I., Dimitrov, V. G., Dimitrova, N. A., & Dimitrov, G. V. (2010). Interpretation of EMG integral or RMS and estimates of "neuromuscular efficiency" can be misleading in fatigue contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 223-232.
- Armfield, D. R., Stickle, R. L., Robertson, D. D., Towers, J. D., & Debski, R. E. (2003). Biomechanical basis of common shoulder problems. *Seminar in Musculoskeletal Radiology*, 7(1), 1-18.
- Aydin, T., Yildiz, Y., Yanmis, İ., Yildiz, C., & Kalyon, T. A. (2001). Shoulder proprioception: a comparison between the shoulder joint in healthy and surgically repaired shoulders. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 121, 422-425.
- Barrack, R. L., Skinner, H. B., & Buckley SL. Proprioception in the anterior cruciate ligament deficient knee. *The American Journal of Sports & Medicine*, 17, 1-6.
- Bilis, M. (2000). *Musculoskeletal assessment: Joint range of*

- motion and manual muscle strength* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Bolgla, L. A., & Uhl, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 17*, 102-111.
- Bresch, J. P., & Nuber, G. (1995). Mechanoreceptors of the middle and inferior glenohumeral ligaments: histologic study of human cadaver shoulders. *Journal of Shoulder & Elbow Surgery, 4*, S63-4.
- Carpenter, J. E., Blasier, R. B., & Pellizzon, G. G. (1998). The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *The American Journal of Sports Medicine, 26*(2), 262-265.
- Chen, S. K., Simonian, P. T., Wickiewicz, T. L., Otis, J. C., & Warren, R. F. (1999). Radiographic evaluation of glenohumeral kinematics: a muscle fatigue model. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 8*, 49-52.
- Constant, C. R., & Murley, A. H. (1987). A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research, 214*, 160-164.
- Dover, G. C., Kaminski, T. W., Meister, K., Powers, M. E., & Horodyski, M. (2003). Assessment of shoulder proprioception in the female softball athlete. *The American Journal of Sports Medicine, 31*(3), 431-437.
- Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder Muscle

- recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Medicine*, 39(7), 569-590.
- Escamilla, R. F., Barrentine, S. W., Fleisig, M. S., Zheng, N., Takada, Y., Kingsley, D. et al. (2007). Pitching biomechanics as a pitcher approaches muscular fatigue during a simulated baseball game. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(1), 23-33.
- Freeman, M. A., Dean, M. R., & Hoffman, W. F. (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *The Journal of Bone & Joint Surgery. British volume*, 47, 678-685.
- Fuglevand, A. J., Zackowski, K. M., Huey, K. A., & Enoka, R. M. (1993). Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *Journal of Physiology*, 460, 549-572.
- Glencross, D., & Thornton, E. (1981). Position sense following joint injury. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 21, 21-23.
- Guanche, C., Knatt, T., Solomonow, M., Lu, Y., & Baratta, R. (1995). The synergistic action of the capsule and the shoulder muscles. *The American Journal of Sports & Medicine*, 23(3), 301-306.
- Halder, A.M., Kuhl, S. G., Zobitz, M.E., Larson, D., & An, K.N. (2001). Effects of the glenoid labrum and glenohumeral abduction on stability of the shoulder joint through concavity-compression: an in vitro study.

*The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume, 83, 1062-1069.*

- Hsu, Y. H., Chen, W. Y., Lin, H. C., Wang, W. T., & Shih, Y. F. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 19*(6), 1092-1099.
- Illyé, Á., & Kiss, R. M. (2005). Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 15*, 282-289.
- Keenan, K. G., Farina, D., Maluf, K. S., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2005). Influence of amplitude cancellation on the simulated surface electromyogram. *Journal of Applied Physiology, 98*, 120-131.
- Lattanzio, P. J., Petrella, R. J., Sproule, J. R., & Fowler, P. J. (1997). Effects of fatigue on knee proprioception. *Clinical Journal of Sport Medicine, 7*, 22-27.
- Lazarus, M. D., Sidles, J. A., Harryman II, D. T., & Matsen III, F. A. (1996). Effect of a chondral-labral defect on glenoid concavity and glenohumeral stability. Acadaveric model. *The Journal of Bone & Joint Surgery. American volume, 78*, 94-102.
- Lee, H. M., Liao, J. J., Cheng, C. K., Tan, C. M., & Shih, J. T. (2003). Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clinical Biomechanics, 18*,

843–847.

- Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraldo, J. L., & Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 130-137.
- Lou, M. Y., & Chen, C. Y. (2003). *Effects of the application of kinesio-tape and traditional-tape on motor perception*. Poster session presented at the International Society of Biomechanics XIXth congress, Otago university, Dunedin, New Zeland.
- Lou, M. Y. (2002). The effect of kinesio-tape and traditional tape on knee joint proprioceptor and soccer skill.[abstract] *The 44th ICHPER · SD world congress in Taipei program & abstracts*(p. 26-27). Taipei, Taiwan: ICHPER · SD.
- Mario, C., Vladimir, M., Stanko, T., & Saša, O. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical biomechanics*, 24, 327-340.
- Moore, K. L., & Dalley, A. F. (1999) *Clinically oriented anatomy*(4th ed.)(pp. 665-719). US: Lippincott Williams & Wilkins.
- Murray, H. M., & Husk, L. J. (2001). Effects of Kinesio taping on proprioception in the ankle. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, 31(1), A-37.
- Murray, H. M. (2000). Kinesio taping, muscle strength and rom after ACL repair. *Journal of Orthopedic & Sports*

- Physical Therapy*, 30(1), A-14.
- Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., & Lephart, S. M. (2005). Scapular position and orientation in throwing athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(2), 263-271.
- Roger, M. E. (1995). Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5, 141-149.
- Safran, M. R., Borsa, P. A., Lephart, S. M., Fu, F. H., & Warner, J. J. (2001). Shoulder proprioception in baseball pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10, 438-444.
- Selkowitz, D. M., Chaney, C., Stuckey, S. J., & Vlad, G. (2007). The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(11), 694-702.
- Stefan, K., & Björn, G. (2001). Mean frequency and signal amplitude of the surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque — a study using the continuous wavelet transform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 131-140.
- Teyhen, D. S., Miller, J. M., Middag, T. R., & Kane, E. J. (2008). Rotator cuff fatigue and glenogumeral

- kinematics in participants without shoulder dysfunction. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 352-358.
- Tibone, J. E., Fechter, J., & Kao, J. T. (1997). Evaluation of a Proprioception pathway in patients with stable and unstable shoulders with somatosensory cortical evoked potentials. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6, 440-443.
- Tripp, B. L., Uhl, T. M., Mattacola, C. G., Srinivasan, C., & Shapiro R. (2006). A comparison of individual joint contributions to multijoint position reproduction acuity in overhead-throwing athletes. *Clinical Biomechanics*, 21, 466-473.
- Tripp, B. L., Yochem, E. M., & Uhl, T. L. (2007). Functional fatigue and upper extremity sensorimotor system acuity in baseball athletes. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 90-98.
- Ulkar, B., Kunduracioglu, B., Çetin, C., & Güner, R. S. (2004). Effect of positioning and bracing on passive position sense of shoulder joint. *British Journal of Sports and Medicine*, 38, 549-552.
- Vangsness, C. T., Ennis, M., Taylor, J. G., & Atkinson, R. (1995). Neural anatomy of the glenohumeral ligaments, labrum and subacromial bursa. *Arthroscopy*, 11, 180-4.
- Voight, M. L., Hardin, J. A., Blackburn, T. A., Tippett, S., & Canner, G. C. (1996). The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder

proprioception. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(6), 348-352.

Wilk, K. E., Meister, K., & Andrews, J. R. (2002). Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(1), 136-151

William, E. P. (2003). *Arnheim's principles of athletic training* (11th ed.)(pp. 696-700). New York: McGraw – Hill.

王百川(2003)。運動貼紮法。臺北縣：科正出版社。

林清山(2004)。心理與教育統計學。臺北市：東華書局。

駱明瑤(1999)。機能貼布使用與方法與原理。臺中市：華格那出版社。

駱明瑤(2004)。機能貼布使用與方法與原理-運動傷害實用篇 II。臺中市：華格那出版社。

## 附錄 一 受試者同意書

您好：

在下是臺灣體育大學(台中)體育研究所的學生，本研究主題為探討肌內效貼布對棒球選手因肌肉疲勞造成肩關節本體感覺下降的影響。

實驗目的：探討棒球選手在以下兩種狀況 1. 肌肉疲勞前後 2. 疲勞後施予肌內效貼紮的狀況下之肌後活動改變程度。

實驗方法：

對象：中部大專乙二級投手，近期無肩關節醫學病史且未曾接受肩關節手術。

肌肉疲勞方式：

先測出選手的最大球速(投五球取最大)，正式實驗中的投球球速每球不得低於 95 %最大球速，當低於 95 %最大球速時即表示疲勞，接著收取 5 球疲勞時的肌電圖，收取完畢後對選手貼紮，貼布貼法包含肱二頭肌與三角肌，貼完後立刻收取 5 球的肌電圖。

肌電資料收集方式：

在受試者身上貼前中後三角肌與肱二頭肌的肌電電極片，此電極片純粹收集人體電訊號所用，並不對人體放電。

研究生：張世錫 電話： 指導教授：駱明瑤

### 受測者同意書

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。再次感謝您的撥空參與。

受試者簽名：

## 附錄 二 肌內效貼紮方法

### A. Y 型剪裁



### B. 肱二頭肌貼法



### C. 三角肌貼法



### D. 棘上肌貼法

