

不同握把角度之握力績效檢測

張志凌、褚曾文、林智隆

摘要

本研究以修平技術學院擊劍代表隊7名選手為受試者，包括4名男選手和3名女選手。本研究主要目的，以不同握把角度檢測不同肌肉的疲勞性以及實驗前後握力的差異性，並以集群分析探討受試者肌肉的特質，做為教練訓練的參考。實驗擷取的肌電訊號以均方根、中位頻和高低頻，經處理後，再以SPSS統計軟體進行ANOVA、t檢定、相關等分析不同握把角度肌肉的疲勞差異性。最後再以21°握把角度的原始均方根進行集群分析，檢驗選手肌肉特性的集群分組，提供教練在訓練上的參考。本研究結果如下：

一、握把不同角度的均方根、中位頻和高低頻的疲勞性分析均未達顯著水準。

二、握力差的實驗中21°、24°、18°達到顯著差異，21°劍身握把角度對其它握把角度的疲勞性達顯著差異。

21°握把的均方根集群分析結果，在三個集群中，第一集群，特性為握力佳，較不易疲勞，其中觀察值5為唯一女劍手，集群分析結果與受試選手在平時訓練與特性表現大致相符，肌電訊號的疲勞性檢驗加上集群分析方法可做為選手特質集群使用工具。

關鍵詞：握把角度、鈍劍、最大自主收縮力、集群分析。

Examined in Performance of Grip of Different Angles on Foil Handle

Chih-Lin Chang, Tseng-Wen Chuu, Chih-Lon Lin

Abstract

This research involved performing tests on seven fencers from the fencing team of the Hsiuping Institute of Technology. The tests, which were conducted on four male fencers and three female fencers, were designed to assess how the angle of the handle of a foil determines muscular fatigue. In this experiment, After their retrieval, the EMG were processed with AcqKnowledge (version 3.72) produced by BioPAC to figure out their root mean square, median power frequency and the ratio of high-low frequency.

Muscular fatigue was evaluated by means of the primitive root mean square, the median power frequency spectrum displacement, the high-low ratio horizontal shift ratio and grip difference. Discrepancy in muscular fatigue that arises from different angles of grip was analyzed with ANOVA, T-test and correlation test, using statistical software of SPSS. Finally, with the primitive root mean square of a grip angle of 21° , we performed cluster analysis to test the grouping of the fencers' muscular features, so that the findings will be useful to coaches in training their fencers. The findings of this research are as follows:

1. It is found that there was not any marked discrepancy in muscular fatigue with respect to the root mean square, the median power frequency and the high-low ratio frequency of different angles of grip.

2. As regards the experiment of grip difference, there was a marked discrepancy among grip angles of 21° , 24° and 18° . There was a marked difference between the muscular fatigue related to a grip angle of 21° and that related to other grip angles.

According to the findings of the cluster analysis of the root mean square of a handle angle 21° , among the three groups, the first group was characterized by a good grip and less fatigue, wherein the observation value 5 denotes the only female fencer. The findings of cluster analysis roughly conformed to the performance of the test recipient fencers during training and their characteristics. The findings indicate that, the fatigue test conducted by means of EMG, coupled with cluster analysis, can function as a fencer's feature group usage tool.

Key words : angle of handle, foil, MVC, cluster analysis

Chin-Lin Chang:Associate Professor, General Education, HIT

Tseng-Wen Chuu:Instructor,General Education, HIT

Chin-Lon Lin:Associate Professor,General Education, National Kaohsiung Marine University

壹、緒論

一、研究背景

Bill (1943) 提出三種疲勞，第一是主觀的疲勞 (Subjective Fatigue)，第二是客觀的疲勞 (Objective Fatigue)，主要是工作效能的減少。最後是生理疲勞 (Physiological Fatigue)，疲勞主要特徵是生理過程的改變，在擊劍的訓練過程中，生理疲勞沒有適當休息，將可能導致累積性創傷 (CTDs)，此運動傷害尤以鈍劍持劍手腕關節和膝關節最多 (擊劍，1996)。本研究將以肌電訊號 (EMG)，應用在鈍劍不同握把角度，對持劍手的工作肌肉生理的疲勞檢測，做為肌肉疲勞的評量依據。

手腕握力大小與握劍時間的長短，對小肌肉控劍的靈活性有很大關係，雖然掌控劍尖靈活性主要肌肉為尺側屈肌、橈側屈肌等肌肉，但是握力大小對於握持劍具比賽的運動選手而言，瞬間的敲劍與防禦，手腕握力大小對於時間差的掌握，以及敲劍與防禦的即時速度，都是很重要的因素。

黃勝裕 (2000) 研究指出，肌肉疲勞時，因神經傳導速率下降和不同運動單元的交替，肌電訊號將顯著轉變為低

頻特性，肌電圖經快速傅立葉轉換 (FFT) 的訊號頻譜分析，可得到評估肌肉週邊疲勞之指標。黃君又指出，肌肉大致可分為快肌、慢肌，快肌力量較大但容易疲勞，因此一旦疲勞發生，通常剩下較多的慢肌在維持力量輸出，慢肌大部份傾向低頻特性，因此會使整個頻譜向低頻擠壓。Schoenmarklin 和 Marras (1989) 以肌電訊號的中位頻率來估計疲勞比例值，結果發現手腕在尺偏方向的工作會顯著影響手腕的疲勞。

肌電訊號用來分析肌肉疲勞狀態的方法有原始肌電訊號均方根 (RMS) 之判斷肌電訊號中位頻率 (MF) 平移之判斷與肌電訊號高低頻比 (HLR) 之判斷。

在 Chaffin (1973)、Petrofsky (1979) 研究中顯示，當肌肉疲勞度增加，肌電圖高頻的頻譜分佈會移向低頻分佈，肌電訊號的中位頻率亦隨之變小。

當肌肉產生疲勞時，肌電訊號低頻訊號會增加，高頻訊號則減少。Paiss 和 Inbar (1987) 認為表面肌電圖的頻譜可分為低頻與高頻兩部分，低頻部分由幾 Hz 至 40Hz，高頻部分從 40Hz 至記錄的範圍，此部份訊號與儀器紀錄範圍、電極

片之材質、電極片間之距離、電極片和肌纖維之位置、肌纖維分佈情形、與肌肉疲勞等有關。

李開偉（1999）研究指出，橈側屈肌、尺側屈肌控制人員手臂掌屈曲，肱二頭肌主控臂屈曲和外轉，肱三頭肌負責下臂伸直。握劍主要作用為掌屈曲主控肌肉為橈側屈肌、尺側屈肌，持劍手攻擊伸刺主要工作肌肉為肱三頭肌，伸刺後回縮防禦動作主要工作肌肉為肱二頭肌，以上四條肌肉為擊劍運動持劍手臂很重要工作肌肉。

本實驗採用均方根和中位頻檢測橈側屈腕肌(*flexor carpi radialis*)、尺側屈腕肌(*flexor carpi ulnaris*)、肱二頭肌(*biceps brachii*)和肱三頭肌(*triceps brachii*)等肌肉在不同握把角度，在防禦刺擊動作之肌電訊號及握力大小之差異性比較，瞭解鈍劍選手對於不同握把角度在運動績效之影響，肌電訊號對於肌肉的疲勞性檢驗，提供選手及教練在訓練或比賽時的提升運動績效之參考。

二、研究目的

(一) 劍身握把角度對於控劍的工作肌肉施力大小及疲勞性驗證。

(二) 運用集群分析(Cluster Analysis)分析選手集群的同質特性與不同集群的差異性。

三、研究限制

肌電訊號疲勞性的檢測，實驗設計只以手部的敲劍防禦後刺擊動作，因實驗設備影響，不考慮手部以外肌肉的肌電訊號的擷取分析。

貳、研究方法

一、研究對象

本實驗受試者為大專院校擊劍隊選手，選手專長包括鈍劍、銳劍、軍刀，選手皆來自修平技術學院的男、女選手共7名，其中男子選手4名，女子選手3名，7名選手均以右手持劍，皆無骨骼肌肉及手腕方面的疾病（如表2-1、表2-2）。

表 2-1 男性受試者個人基本資料 (N=4)

受試者差異	平均值	標準差	最大值	最小值
年齡 (年)	19.98	10.44	21.17	19.08
身高 (公分)	170.75	5.68	177	165
體重 (公斤)	67	12.19	82	67
劍齡 (年)	4.69	0.63	5.5	4.0

表 2-2 女性受試者個人基本資料 (N=3)

受試者差異	平均數	標準差	最大值	最小值
年齡 (年)	18.94	4.16	19.33	18.67
身高 (公分)	162.33	8.62	170	153
體重 (公斤)	51.33	1.15	52	50
劍齡 (年)	4.42	0.38	4.75	4

二、實驗設計

實驗自變項不同握把角度包括 9° 、 12° 、 15° 、 18° 、 21° 、 24° 等6個水準，依變項為肌肉疲勞程度。實驗動作是以不同握把角度的握力差，以及在敲劍防禦後刺擊 (parry and riposte) 的動作，以敲劍防禦後刺擊的動作連續做120次 (平均一秒一次，約120秒)。

(一) 實驗設備

1.本實驗儀器以Biometrics Ltd生產

的DataLink LS800 Laboratory systems，其規格如表2-3，概要說明如下：

- (1) 類比信號取樣頻率：最小範圍10 Hz，最大範圍5000 Hz。
- (2) 數位信號取樣頻率：100 Hz
- (3) 主機放大倍率：最小範圍x 0.3，最大範圍x 1000。
- (4) 頻道輸出電壓：0至5V DC。
- (5) 頻道輸出電流：小於20 mA。
- (6) 準確度：高於 $\pm 0.25\%$ 滿標。

表 2-3 DataLink LS800 規格

Hardware Gain range option	Gain	Max input	resolution
	x1000	± 1 mV	0.244 mV
	x300	± 3 mV	0.732 mV
	x100	± 10 mV	2.44 mV
	x30	± 30 mV	7.32 mV
	x10	± 100 mV	24.4 mV
	x3	± 300 mV	73.2 mV
	x1	± 1 V	0.244 mV
	x0.3	± 3 V	0.732 mV

2. 肌電訊號電極片

- (1) 放大倍率：x1000
- (2) 頻寬：20Hz至450Hz
- (3) 雜訊： $<5 \mu V$
- (4) 輸入阻抗： $>10000000 M\Omega$
- (5) CMRR： $>96dB$

(二) 實驗方法

以原始資料的均方根、中位頻率之平移以及高低頻譜位移比值分析肌肉疲勞性。

1. 均方根處理：直接計算原始肌電訊號的均方根值，然後以實驗後肌電訊號均方根減去實驗前之均方根。
2. 中位頻率處理：擷取訊號後轉成ASCII碼，再經過一次autoscale waveforms後，以BioPAC公司的AcqKnowledge 3.72版軟體來做訊號處理工具，訊號擷取採樣頻率為1/1000 second。Band pass (Digital Filter) 處理，Low frequency (Hz) 設定為50Hz，high frequency 設定為500Hz。以實驗後(5秒)的中位頻減去實驗前的中位頻(5秒)差，將原始資料以快速傅立葉轉換成頻譜，再取頻譜之中位頻，然後求出其實驗前後中位頻率的差異。
3. 高低頻處理：以0-40Hz低頻部份和40-

120Hz高頻部份，以高頻頻譜強度為分子，低頻頻譜強度為分母，以實驗後的高低頻比減去實驗前之高低頻比，再分析其差異性。

4. 實驗最大握力的統計檢定：以實驗前最大握力減去實驗後最大握力，以實驗前後的握力差做為檢定的相依變數。

握力差的量測，有兩個數值，一為實驗前的最大自主握力，一為實驗動作結束後的最大自主握力，實驗前的最大自主握力減去實驗動作結束後的最大自主握力，即為本實驗握力差。

(三) 實驗流程

實驗動作流程說明如下：

1. 四組肌電訊號感應電極片的設定與握力器(Dynamometer)的校正。
2. 在實驗之前先做實驗動作、目的與注意事項說明，所有受試者在正式實驗前皆受過完整的熟悉訓練，對實驗目的與程序都已瞭解。
3. 在實驗前記錄受測者各肌肉之最大自主收縮值(MVC)。
 - (1) 橈側屈肌、尺側屈肌：掌屈曲握劍最大自主收縮約5秒。
 - (2) 肱二頭肌：靜態手肘微彎向心最大

力量拉約5秒鐘。

(3) 肱三頭肌：靜態手肘微彎最大力量推壁（不要用到身體的力量）約5秒鐘。

4. 啟動已調整之節拍器，約每秒來回擺動各一次，受試者聽到開始口令後，以每秒做敲劍防禦刺的動作，每秒做一組，連續做120次，需時約120秒，並記下沒有刺中目標的劍數。

5. 在做完120次實驗刺擊動作後，再依序記錄受測者實驗後各肌肉之最大自主收縮值。

6. 依序隨機做完不同劍身握把角度6把劍，每次換劍休息時間約8分鐘，每名受試者每把劍實驗約2分鐘，休息8分鐘，6把劍實驗與休息時間約60分鐘，加上準備時間、實驗前後劍身不同握把角度擷取MVC、手腕最大自主握力，每名受試者需時約1小時又20分鐘。

三、資料收集與處理

擷取的肌電訊經過處理後，以均方根、中位頻、高低頻和號然後再用統計軟體SPSS 10. 做ANOVA、t檢定及Person相關等分析，ANOVA分析達到顯著水準後，再以鄧肯事後檢定不同握把角度的

肌肉疲勞性的差異分組，以集群分析法分析受試者肌肉的同質與異質性。

參、結果與討論

橈側屈肌、尺側屈肌、肱二頭肌、肱三頭肌持劍刺擊防禦動作主要工作肌肉在不同劍身握把角度肌電訊號的均方根、中位頻譜和高低頻位移的分佈差異性，結果如下：

一、不同握把角度肌電訊號原始均方根的疲勞性差異檢驗

橈側屈肌與尺側屈肌都是操控轉劍主控細部動作的肌肉群之一，在9°、12°、15°、18°、21°、24°不同劍身握把角度的橈側屈肌肌電訊號均方根分析。以單因子數變異數分析均方根差後，橈側屈肌 $F=0.502$ ($p=.773$)，尺側屈肌 F 值為0.411 ($p=.838$)，肱二頭肌 F 檢定值為0.094 ($p=0.993$)，肱三頭肌 F 檢定值為0.154 ($p=.977$)，均未達顯著水準，參考表3-1。

二、不同劍身握把角度刺擊防禦時，肌電訊號中位頻平移的疲勞性差異檢驗

以單因子變異數分析中位頻的平移差異，橈側屈肌的 F 檢定值為1.586

表3-1 不同握把角度肌電訊號均方根差變異數分析摘要表

變異來源		自由度	平方和	平均平方和	檢定	顯著性
橈側屈肌 均方根差	組間	5	1.579E-03	3.158E-04	.502	.773
	組內	36	2.266E-02	6.294E-04		
	總和	41	2.424E-02			
尺側屈肌 差均方根	組間	5	1.128E-03	2.257E-04	.411	.838
	組內	36	1.977E-02	5.490E-04		
	總和	41	2.089E-02			
肱二頭肌 均方根差	組間	5	2.759E-04	5.518E-05	.094	.993
	組內	36	2.109E-02	5.858E-04		
	總和	41	2.136E-02			
肱三頭肌 均方根差	組間	5	4.368E-04	8.736E-05	.154	.977
	組內	36	2.042E-02	5.674E-04		
	總和	41	2.086E-02			

*p < .05

表 3-2 不同握把角度肌電訊號中位頻差變異數分析摘要表

變異來源		自由度	平方和	平均平方和	檢定	顯著性
橈側屈肌 中位頻差	組間	5	3394.056	678.811	1.586	.189
	組內	36	15405.113	427.920		
	總和	41	18799.169			
尺側屈肌 中位頻差	組間	5	2252.300	450.460	.377	.861
	組內	36	42994.668	1194.296		
	總和	41	45246.968			
肱二頭肌 中位頻差	組間	5	3242.530	648.506	1.614	.181
	組內	36	14465.767	401.827		
	總和	41	17708.297			
肱三頭肌 中位頻差	組間	5	6809.994	1361.999	.661	.655
	組內	36	74198.009	2061.056		
	總和	41	81008.003			

*p < .05

表 3-3 高低頻比實驗前後差敘述統計表

肌肉名稱	個數	最小值	最大值	平均數	標準差
橈側屈肌高低頻比差	42	-41.459	62.097	-1.1613	21.4130
尺側屈肌高低頻比差	42	-63.259	120.613	1.7743	33.2202
肱二頭肌高低頻比差	42	-88.009	56.415	-6.2226	20.7824
肱三頭肌高低頻比差	42	-74.389	123.041	3.7300	44.4500
有效的N (完全排除)	42				

($p=0.189$)，尺側屈肌F值為.377 ($p=.861$)，肱二頭肌F檢定值為1.614 ($p=0.181$)，肱三頭肌的F檢定值為.661 (p 值為0.655)，皆未達顯著水準，參考表3-2。

三、不同握把角度刺擊防禦時，肌電訊號高低頻比的疲勞性差異檢驗

高低頻是計算頻譜中0至40Hz（低頻譜）及40至120Hz（高頻譜）的頻譜強度（Power），再以低頻為分母高頻譜為分子計算比例值（Gomer et al., 1987, Ortengren, 1975, Kramer et al. 1979）。

肱三頭肌的高低頻比平均數為3.7300，為四條肌肉之最，也是疲勞值程度最高的一條肌肉，高低頻比平均數最低為肱二頭肌，其值為-6.2226，肱二頭肌可能在整個實驗過程中都是在處於熱身運動當中（參考表3-3）。

不同握把角度與肌肉肌電訊號的高低頻比差，都沒有達到顯著水準。本研究發現肌電訊號的均方根、中位頻和高低頻比的分析，對於肌肉疲勞性的差異性檢驗都沒有達到顯著差異（表3-4）。

表 3-4 肌肉高低頻比疲勞性差異變異數分析摘要表

變異來源	組別	自由度	平方和	平均平方和	檢定	顯著性
橈側屈肌 高低頻比差	組間	5	1.086	.217	.830	.537
	組內	36	9.427	.262		
	總和	41	10.513			
尺側屈肌 高低頻比差	組間	5	2.023	.405	1.230	.315
	組內	36	11.838	.329		
	總和	41	13.861			
肱二頭肌 高低頻比差	組間	5	.707	.141	.972	.448
	組內	36	5.241	.146		
	總和	41	5.949			
肱三頭肌 高低頻比差	組間	5	1.793	.359	.244	.940
	組內	36	53.006	1.472		
	總和	41	54.798			

* $p < .05$

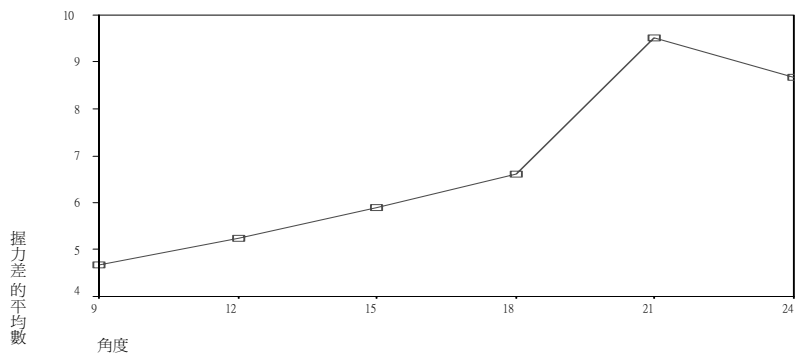
四、不同劍身握把角度最大握力的統計檢定

握力差以單因子變異數分析，不同劍身握把角度對握力差達到顯著差異水

準，F檢定值為2.844，檢定達到顯著差異 ($p < .05$)，如表3-5。再以鄧肯分組事後檢定發現，21° 劍身握把角度對其他握把角度達到顯著差異，為平均數最

高的群組 (grouping)， 24° 、 18° 平均數則介於A、B群族之間， 9° 則屬於C群族，如表3-6。不同握把角度對握力差達

顯著差異，大角度握把會影響握力，握把角度的選擇應有助於擊劍訓練或比賽



圖一 不同握把角度的握力差平均數圖

表 3-5 實驗前後握力差變異分析摘要表

變異來源	自由度	平方和	平均平方和	檢定	顯著性
組間	5	130.297	26.059	2.844	.029*
組內	36	329.827	9.162		
總和	41	460.124			

* $p < .05$

表3-6 實驗前後握力差鄧肯分組表

鄧肯分組	平均數	N	劍身角度
A	9.5171	7	21°
A B	8.6643	7	24°
A B C	6.6057	7	18°
B C	5.8857	7	15°
B C	5.2400	7	12°
C	4.6786	7	9°

* 顯示的是同質子集的平均數

減緩疲勞性，平均數如圖一。

五、實驗動作無效刺點 (no valid) 的相關分析

無效刺點包括刺中非目標或沒有刺點，實驗過程在防禦敲劍刺擊120秒過程中，模擬實際訓練要求，除了動作配合節奏一秒一次外，另有刺點準確度要求，因此在整個實驗過程當中也要注意小肌肉如橈側屈肌和尺側屈肌的運用。實驗過程將120次的刺擊分成前、中、後三段，登錄每段40劍刺擊沒有刺中目標的記錄。

實驗以總失點數、前段失點、中段失點、後段失點、握把角度、性別來分析其相互間的相關顯著性。相關顯著性分析結果如下三點（參考表3-7）：

1. 總失點數與前段失點、中段失點、後段失點都達到顯著相關。
2. 性別與中段失點數、後段失點數有顯著相關，女選手越後段失點數越高，可能與肌力肌耐力有關，應加強握力之訓練。
3. 握把角度與總失點數、前段、中段、

表3-7 握把角度與失點數、前中後三段失點數、性別相關表

		總失點數	前段失點數	中段失點數	後段失點數	握把角度	性別
總失點數	Pearson	1.000	.476**	.839**	.850**	.116	.608*
	相關顯著性	.	.001	.000	.000	.232	.000
		42	42	42	42	42	42
前段失點數	Pearson	.476**	1.000	.239	.115	.134	.015
	相關顯著性	.001	.	.064	.235	.199	.462
		42	42	42	42	42	42
中段失點數	Pearson	.839**	.239	1.000	.566**	-.013	.444**
	相關顯著性	.000	.064	.	.000	.467	.002
		42	42	42	42	42	42
後段失點數	Pearson	.850**	.115	.566**	1.000	.162	.728**
	相關顯著性	.000	.235	.000	.	.153	.000
		42	42	42	42	42	42
握把角度	Pearson	.116	.134	-.013	.162	1.000	.000
	相關顯著性	.232	.199	.467	.153	.	.500
		42	42	42	42	42	42
性別	Pearson	.608**	.015	.444**	.728**	.000	1.000
	相關顯著性	.000	.462	.002	.000	.500	.
		42	94142	42	42	42	42

* $p < .05$ 時，達相關顯著

後段、性別都沒有顯著相關。

六、受試者四條肌肉，肌電訊號均方根差值的集群分析

雖然橈側屈肌、尺側屈肌、肱二頭肌、肱三頭肌群的均方根和中位頻分析對握把不同角度都沒有達到顯著水準，但是選手肌肉特性會因運動專項之不同而不同，擊劍運動也是如此。擊劍運動它的無氧供輸與有氧供輸的比值超過4：1（擊劍，民85），因此它是一項極需爆發力與速度，勝負取決於瞬間的運動。

本集群分析受試者是以21° 握把角度的均方根差值為集群分析的依據。張志凌、林房儻（民92）研究指出，鈍劍握把角度21° 具有最佳有效刺點和準確度，有效刺點和準確度以單因子變異數分析達到顯著差異，本研究的握力差的檢定也達到顯著水準，而且都有最高的平均數，因此採用21° 的握把角度。

21° 握把角度橈側屈肌、尺側屈肌、肱二頭肌、肱三頭肌的均方根差表如表3-8，本集群分析因觀察值只有7

表3-8 受試者21度握把工作肌肉均方根差表

受試者	橈側屈肌	尺側屈肌	肱二頭肌	肱三頭肌
S1	.033	.039	.063	-.027
S2	.001	-.002	.005	-.003
S3	.003	-.020	.008	-.020
S4	.007	-.001	.027	.002
S5	-.007	.000	.010	.000
S6	.006	-.004	.005	.003
S7	.001	.001	.003	.000
平均數	.006	.002	.017	-.006

個，選擇「階層式集群分析法」。

7名受試者以21° 握把實驗的肌電訊號的均方根差值，以SPSS 10.0統計軟體進行集群分析，集群分析法中，集群的數目有三，可參考表3-9凝聚過程順序。觀察值2要與觀察值4合併，但因相異性係數過大（5.68），所謂差異係數是指歐

幾裏得距離平方（Squared Euclidean distance），集群中成員的差異性很高，二觀察值不適合再合併，參考表3-9。

步驟三觀察值4與6合併為成第二集群，差異係數為1.27。第六步驟觀察值1與2合併，也是差異係數過大（24.904）不適宜合併，觀察值1獨立為一集群。

表3-9 21度握把集群分析群數凝聚過程

階段	組合集群		差異係數	先出現的階段集群		下一階段
	集群一	集群二		集群一	集群二	
1	2	7	.117	0	0	2
2	2	5	.524	1	0	4
3	4	6	1.270	0	0	5
4	2	3	4.234	2	0	5
5	2	4	5.680	4	3	6
6	1	2	24.904	0	5	0

集群分析的結果從集群數與成員的探索分析，可概要瞭解集群分析的情形，三個集群的橈側屈肌、尺側屈肌、肱二頭肌、肱三頭肌的均方根差，再以 Christensen (1986) 的研究結論，均方根在實驗後減去實驗前的均方根，差異性越大就越疲勞。第一個集群分析觀察值6和4，觀察值4只有尺側屈肌均方根值優（低）於平均數也就是疲勞值較低，其他三項疲勞值都高於平均數；觀察值6只有一項（尺側屈肌）疲勞值低於平均數，橈側屈肌與平均數相同，其他兩項疲勞值都高於平均數。第二集群的觀察值有3、5、7、2四個觀察值中有三個觀察值2、5、7的疲勞值低於平均數，觀察值3的四項疲勞值都低於平均數，觀察值5為唯一本集群的女受試者。另一集群單一觀察值1只有肱三頭肌疲勞值低於平均

數，其他三項都高於平均數。

以肌電訊號的均方根差與平均數做比較，第二集群的觀察值有3、5、7、2表現較佳，顯示大部份具有較好的肌耐力。第一集群分析觀察值4、6兩個皆是女受試者，兩受試者都只有尺側屈肌疲勞性低於平均數，其他三項表現都不甚理想。單一觀察值1，只有肱三頭肌疲勞值低於平均數，其他三項都高於平均數，且握力表現偏低，與另一集群觀察值5的女受試者接近，握力與肌耐力應再加強。

七、綜合討論

不同的握把角度與肌電訊號在均方根、中位頻位移和高低頻比的分析中，都沒有達到顯著差異，本研究檢測包括量測實驗前5秒的MVC，以及實驗結束後5秒鐘的肌電訊號，運動停止馬上量測的結果，是否中位頻的下降時間不足沒

有達到顯著程度。本實驗握把角度與握力差的檢定雖然沒有達到顯著差異，但是握力減小，刺擊的漏失點就增加，女受試者更是明顯，握力對於選手的刺準能力有很大的影響，從前、中、後三段的失點數統計發現，越接近後段失點數就越高，持劍手的肌力與肌耐力的訓練將關係選手比賽的勝負。

肆、結論與建議

一、結論

(一) 劍身握把角度對於控劍的工作肌肉疲勞性驗證

肌電訊號在動態訊號擷取與分析，牽涉極廣且複雜，包括表面電極易受外在環境之影響，單一小肌肉易受其他肌肉代償之影響，肌肉動態的表面電極貼片肌電訊號檢測本來就有其難度。本實驗不同握把角度在橈側屈肌、尺側屈肌、肱二頭肌、肱三頭肌的均方根、中位元頻和高位頻比在實驗後和實驗前之差值，都沒有達到顯著差異。

在握力差的檢定方面，實驗後和實驗前差值達到顯著水準， 21° 、 24° 、 18° 在薛費的事後檢定，對其他握把角度都達到顯著差異， 21° 握把角度是最

容易疲勞的角度。在張志凌、林房儂(2003)研究發現握把角度 21° 在刺擊的有效性、刺擊的準確性也都達到顯著水準，因此建議選手加強 21° 握把角度肌耐力的訓練，以爭取贏得比賽的機會。

從結果可發現女選手在握劍時的肌耐力，普遍都應加強，否則會影響準確性。

(二) 受試者不同肌肉特性的集群分析

集群分析以 21° 握把角度做完防禦刺擊動作後以橈側屈肌、尺側屈肌、肱二頭肌和肱三頭肌肌電訊號的均方根差值做集群分析的資料，第一集群四分之三的肌肉的疲勞現象都低於平均數，其中觀察值5為女銳劍選手，從握力值發現，握力前3名和女受試者第一名的觀察值5，都具有較佳最大自主握力。第二集群、第三集群的握力與均方根的疲勞性檢定值近四分之三都高於平均數，且都是鈍劍選手，鈍劍的訓練方式與內容是否應再調整並加強持劍手部肌力與肌耐力，值得在進一步探討。

二、建議

(一) 集群分析對於受試者同質與同異性的分析有其正面價質，後續研究

可再增加受試者的人數，並多增加其他相關肌肉群的樣本數，再做深入的分析，如此對於選手的質性同質聚合、異質分群會有更佳效果。

- (二) 本研究因限於實驗設備，以及研究整體性考量，只擷取四條肌肉及六個握把角度的研究，JASA (Luttmann et al.1996) 的分析著重於整體座標的Type (象限) 變換之差異性檢驗，後續研究應以JASA理論運用在個人特質分析，提供給選手及教練序訓練之參考。

參考文獻

- 李開偉，人因工程-基礎與應用，台北市：全華科技圖書股份有限公司，1999。
- 黃勝裕，肌肉週邊疲勞之肌電圖判定，中華體育，14，1，2000，109-115。
- 張志凌、林房儂，鈍劍握把角度最佳化實驗研究，體育學報，35，2003，37-48。
- 擊劍，中國北京，體育學院成人教育

部，1996。

- Bills, A. G., The Psychology of Efficiency, New York, Harper, 1943.
- Chaffin, D. B. Localized Muscle Fatigue-Definition and Measurement, Journal of Occupational Medicine, 354-364, 1973.
- Christensen, H. Muscle Activity and Fatigue in the Shoulder Muscles of Assembly-plant Employees, Scand Journal of Work Environment Health, 12, 582-587, 1986.
- Emanuel, J., Mills, S., & Bennett, J. In search of a better handle. Proceedings of the Symposium: Human Factors and Industrial Design in Consumer Products. Medford, MA: Tufts University, 1980.
- Gomer, F. E., Silverstain, L. D., and Berg, W. K., Changes in Electromyographic Activity Associated With Occupational Stress and Poor Performance in the Workplace, Human Factors, 29, 131-143, 1987.

- Kramer, H., Lun, A., and M. R., Changes in Mechanical and Bioelectrical Muscular Activity and in Heart Rate due to Sustained Voluntary Isometric Contractions and Time Required for Recovery, Electromyograph Clinical Neurophysiology, 19, 381-386, 1979.
- Luttmann, A., Jager, Sokeland, J., Luring, W., Joint analysis of apectrum and amplitude (JASA) of electromyograms applied for the indication of muscular fatigue among surgeons in urology. In: Mital, A., Krueger, H., kumar, S., Menozzi, Fernandez, J. E. Eds. Advances in Occupational Ergonomics and Safety. Int. Soc. For Occupational Ergonomics and Safety, Cincinnati: 523-528, 1996.
- Ortengren, A., Filter bank Analyses with Simultaneous Readout for Evaluation of Dynamic Myoelectric Signal Power Spectra, Medical & Biological Engineering & Computing, 13, 461-569, 1975.
- Paiss, O., and Inbar, G. F., Autoregressive Modeling of Surface EMG and its Spectrum with Application to Fatigue, IEEE Transactions in Biomedical Engineering, 10, 761-770, 1987.
- Petrofsky, J. S. Computer Analysis of the Surface EMG during Isometric Exercise, Computers in Biology Medicine, 45, 83-95, 1979.
- Schoenmarklin, R., and Marras, W. Effect of handle angle and work orientation on hammering: II. Muscle fatigue and subjective ratings of body discomfort. Human Factors, 31(4),413-420, 1989.
-