

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

握把對運動選手手腕之影響研究

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC91-2213-E-028-001-

執行期間：91年08月01日至92年07月31日

執行單位：國立臺灣體育學院運動管理學系

計畫主持人：林房儷

計畫參與人員：張志凌

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 92 年 10 月 23 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

握把對運動選手手腕之影響研究

主持人：林房儻 國立台灣體院

共同主持人：張志凌 修平技術學院

計畫編號：NSC 91-2213-E-028-001

執行期限：91年8月1日至92年7月31日

摘要

本研究發現，握把的設計會影響選手的手部施力平均度。實驗證實第二型的握把在使用時，各肌群的施力較為平均。其餘各類型之握把雖然在某些肌群的施力上較為省力，但在總作用力不變的情況下，這些作用力會比較集中在另一肌群上，長期而言，容易造成該肌群的疲勞，也易於造成累積效應性創傷後遺症。研究同時發現，擊劍動作瞬間產生手腕的尺偏、橈偏、內轉和外轉等大角度動作，都在人類正常且安全的運動活動空間內，可能的運動傷害機率相對較低。因此選用適當的握把類型，預期對於運動能力及技術之提昇將會有直接的貢獻，對於運動傷害的預防也應有很大的助益。

Abstract

The study found that the muscle strength distributed to the wrist was affected by the designing of handle type. The strength distribution of type 2 handle in this study is more balanced than the rest. Using the rest of the handle for a long period, the strength will concentrate on some muscle that easy cause muscle fatigue. Continued use will cause tenosynovitis. In addition to tenosynovitis, a condition called carpal tunnel syndrome can develop. The study also found that the ulnar deviation, radial deviation, dorsi flexion and palmar flexion were in the normal range in fencing. Choosing a well-designed handle could not only avoid wrist injury, but can also enhance performance.

壹、前言

一、研究背景與動機

人因學在作業環境及工作安全等研究已有卓著績效。在國內，運動競技或休閒運動與人因學的結合仍然屬於較新興的研究領域，但國外的運動休閒人因研究已有二十多年的歷史。根據文獻發現競技水平的提昇和運動傷害的預防，人因工程都能提供直接或間接的助益。

Ranney 等人(1995)的研究發現在五個高度重複作業環境中，54%女性作業員有上肢累積性創傷(CTDs)及腕道症候群(Carpal Tunnel Syndrome)現象，其中肌肉酸痛最常見於頸肩部佔31%，前臂與手部佔23%。由此可見手部的傷害是相當值得重視的議題。游志明(1998)也指出，手部傷害是學術界近十年來探討的CTDs重點之一。張志凌、林房儻(2001)研究亦指出，在單手持劍的擊劍運動中，手部的運動傷害與腿部的運動傷害有1/4會導致CTDs。

在擊劍比賽時，手腕除了支撐110公分長劍的重量，更要肩負激烈敲擊與防禦格鬥的任務。防禦動作需要速度性的力量抗衡，在高速持劍敲擊的訓練和比賽，就好像手與工具的關係一樣。Emanuel、Mills 和 Bennett(1980)指出許多工具與運動器材的握把最佳的角度為 $19^{\circ} \pm 5^{\circ}$ 。Krohn、Konz(1982)發現彎曲 10° 的槌柄優於傳統的直柄鐵鎚。Schenmarklin 與 Marras(1989a, 1989b)的研究發現，使用 20° 或 40° 的彎柄鐵鎚時，造成較少尺偏總量。Knowlton 與 Gilbert(1983)也發現使用直柄的鐵鎚會引起較大的尺偏。張志凌與林房儻(2001)研究指出，改變擊劍握把與劍身的下壓角度時，在效率、準確性與主觀評量上都能符合人因工程的效標。

根據 Armstrong et al.(1986)研究，導致CTDs的主要風險因子包括工作姿勢(Posture)施力大小(Force)與重複性(Repetition)等。許勝雄(民80)提到人因工程的基本理念有三，第一個理念為人本，所謂人們的權益就是，老年人的權益，女性的權益，殘障者的權益等。第二個理念就是個別差異的考慮，例如同班同學身高、體重、手腳長短的差異，所用的課桌椅便有不同。對體育運動而言，撐竿跳高的選手的身高體重之不同，為了追求跳得更高的精神，便有不同的長度與磅數的跳竿。以棒球而論，球棒越重，理論上擊出的球就越遠。但是，打擊者因為自己個別差異(包括臂肌力、速度等關係)，為了追求自己的打擊率或打點，就會選擇適合自己的球棒，其它如柔道的分級和保齡球選用不同重量的球等皆是基於相同的原理。第三個理念為容錯設計，人會因疏忽而犯錯，或因不經意而犯錯，人會犯錯乃是人類的天性，如何在產品的設計，把人類可能會犯錯的行為預先考慮在內，萬一造成錯誤行為，意外事故發生率也較低。美國人因學會(Human Factors Society)指出，人性因素是所有可應用於系統與產品的規範，設計、評估、操作與維護等，以提高其安全性、效率與滿意程度的有關人的行為與生理上的特徵之科學與技術，因此運動活動也必須考量人因科學與技術。

Sanders 與 McCormic(1998)指出，人因工程所關注的焦點，指人在生活與工作中所涉及與產品、裝備、設施、程序和環境的交互作用，也就是人員與工程相對照，以及產品的設計如何影響人員。因此，人因工程的目標之一就是改善人們所使用的器具與環境，以求更配合人們的能力、限制和需求以達到更人性化的目標。張一岑(民86)述及人因工程的最終目標為：(1)提昇或改善人的工作績效；(2)減少訓練的需求與訓練的花費；(3)改善與調整人力的運用狀況；(4)降低人為的失誤並減少

意外的次數，及(5)改善使用者的舒適程度。

大陸國家體育總局局長伍紹祖指出，現代體育運動發展離不開三件東西：一是「硬件」，就是指科學技術、場地設施；二是「軟件」，指科學管理；三是指「活件」，指人與人的積極性。科技管理主要的對象為：人、資金、物、時間、信息。其中物就是指器材、場地設備，物是體育運動活動的基礎，如何以物來提昇運動能力，本研究將以人因工程的觀點，針對人與設備等研究，來探討人因工程在運動科技上的運用。

運動的目的可分為「競技運動」(sports for competition)與「休閒運動」(leisure sports)兩種。競技運動就是追求「更高」(higher)、「更強」(stronger)、「更快」(faster)的奧林匹克運動的精神，訓練過程輔助的設備與個人器材配備的設計理念就是以「人性化」、「以人為本」、符合「人體工學」為依歸，這個理念的實踐，就是需要「人因學」(Ergonomics)研究的大量投入。

研究人因工程的基礎科學包括生理學、心理學、醫學、生物力學、人類學、工業工程、數學與統計、教育學及物理與化學等(張一岑, 民 86)。研究的領域也包含了運動視覺、光感、人機系統、人機介面、手工具、機器與環境等，人體計測是所有人因工程研究設計的基礎。以人為本是指人因工程要了解「個別差異」之現象，以人為中心的「人本」做為考量的依據，人性化就是以「為適合人們的使用而設計」、「追求工作和生活條件的最佳化」的目的。體育運動其實也是人工作業的一種，也就是運動員與器材或場地之間交互作用。在運動藉助器材表現成績的項目，包括棒球運動的打擊、東洋劍、撐竿跳高、高爾夫球、擊劍、滑雪等，其中大部份都是雙手單介面操作，如棒球打擊、撐竿跳高、東洋劍、划船等的人機介面，而擊劍、撞球是單手持桿(劍)的運動項目，單手持桿(劍)的訓練或比賽，就好像人因工程所談到手工具的運用原理一樣。雙手獨立操作有滑雪等在安全性上，應較無疑慮。在單手持劍的技擊項目，劍等於是手的延伸，用力的大小、方向、時間的長短、重複的頻率等，對使用者都有很大的影響。因此，以人因工程的觀點，如何設計與如何使用工具(對運動而言就是器材與設備)，將是運動選手爭取運動績效，減少運動傷害很重要的一環。

對於擊劍運動選手而言，使用的握把形狀因人而異，選手在初學時期對於握把較無特定性，一旦經長時間的相同握把適應以後，就很難再更換不同握把。握把主要有直柄式(又稱法國式)、槍式。直柄式為單一形狀，槍式又區分很多不同形狀的握把，每一種槍式握把的出現，無非都是以更適合劍手手形，達到省力、靈活性的功能設計為主要目的。五十年代國際聞名擊劍專家 Crosnier(1961)指出，擊劍握把必須握起來感覺舒適，握把必需服貼輕置掌心，姆指平貼朝上握把面，食指第二指節最接近握把與護盤的地方，食指一、二指的關節抓住握把外側線部位；其它三根指頭用第一指節沿著握把外側輕輕握住。控制劍尖的準確度和速度要有強而有力的手腕，但是劍的控制主要是姆指和食指，並不是手腕。

張志凌(2001)指出，擊劍就是一種手與工具結合的運動，在國外對於腿部、腰部、膝關節和踝關節等運動傷害文獻研究，對於預防擊劍運動傷害有其貢獻。文獻對於手部運動傷害的研究，似乎就很少。大陸擊劍運動

傷害文獻方面，擊劍選手最常見的運動傷害有挫傷、扭傷和累積性傷害(CTDs)(擊劍, 1992)。國內擊劍運動傷害的情形普遍嚴重，根據張志凌等(2001)研究指出，劍齡兩年以上的選手，普遍有運動傷害的經驗，擊劍運動傷害除了普遍可見的扭傷、拉傷以外，累積性傷害如肌腱炎、腱鞘炎、膝關節、板機指、腕道症候群(CTS)等。在平均每人有 6.05 次的運動傷害中，手腕關節也是除了腿部、膝關節、踝關節和腰部等以外，運動傷害排名第五的單一部位。累積性的傷害也佔了 23.31%，受傷的主要原因都是超負荷或動作過大或太激烈所造成。張志凌、林房儻(2001)以人因觀點對劍身角度的研究中發現，劍身下壓角度為 9 度時，對於甩劍的刺擊和準確度都有極顯著差異。下壓角度愈大(實驗中最大為 15 度)在主觀的理想滿意度評量中平均數最高，也達顯著水準。手腕持劍比賽也是一種長時間持續相同動作的運動，選手如何選擇適合自己的握把，或者設計出適合自己使用的握把，結合劍身的下壓角度，對於手腕累積性的傷害預防將有直接的幫助。

二、研究目的

從國內、外擊劍選手的運動傷害發現，累積性的傷害對於選手手部傷害已有案例，如腱鞘炎、腕道症候群等。雖然已證實高重複性是造成累積性傷害主要原因之一，而工作姿勢、施力大小與反覆性動作等風險因素應是導致 CTDs 之主要原因。一般並非單一因素就能導致 CTDs，對於擊劍的 CTDs 致因也應該大致相同。

鈍劍的防禦動作主要有 2、4、6、7、8 分位的簡單撥擋(Crosnier, 1961)，和 4、6 位的劃圓撥擋(counter parry)。4 分位的劃圓撥擋(counter parry of 4)動作就是典型的腕關節內轉動作(pronation)，6 分位劃圓撥擋(circular parry of 6)動作是一個手腕外轉的動作(supination)。4、6 分位的劃圓撥擋是劍手常用的完全撥擋，它是劍尖繞圓的一種撥擋，涵蓋防禦面積較全面性。甩劍(fling hit)是很重要的一個得分技術，它是一種由上而下，攻擊對手肩膀及背後的有效部位。根據林永昇等(1998)專家指出，「甩劍」也就是「劈劍」，甩劍卻是來自不同空間的劍路，因此甩劍較難防守，對於防守者也較有威脅性，甩劍它是一個大動作手腕尺偏動作，這些動作都是選手每天訓練的重點課程。在擊劍控劍用力主要為姆指和食指，並非一般力量較大的中指和姆指，這可能是造成 CTDs(包括 CTS)的原因之一，甩劍(手腕尺偏)與防禦撥擋動作(手腕內轉、外轉的動作)亦可能對手腕的運動傷害有影響，不同形狀握把對於對於手腕及手指的用力(運動)過程當中，對於手腕關節的傷害，有可能提供進一步的預防之道。就如同不影響運動績效下，劍身最佳角度的調整有助於尺偏動作的減小，預防手腕運動傷害，不同形狀的握把對於手腕的影響應有研究的價值。因此本研究主要目的在如何以手工具握把之設計原理，應用在持劍握把的擊劍運動上，如何增強手指握力延展工作時間(耐疲勞度)，預防手腕的運動傷害，以提昇技術水平。因此，本研究以下列三項實驗做為研究設計的主要架構。

1. 受試者不同形狀握把的 2、4 分位(內轉動作)和 6 分位(外轉動作)防禦動作後反擊的 EMG 值變化。
2. 不同形狀握把甩劍動作尺偏角度與劍尖力量及手指握力的差異性。
3. 不同形狀握把姆指捏力的差異分析。

三、操作性定義

1. 甩劍：一種來自多角度的攻擊路線，也是一種大尺偏的動作，主要攻擊對手的肩膀及背後的有效部位，也就是用刺的動作無法有效得點的地方。
2. 劍身角度：劍條與握把前緣的接觸點，主要有下壓與內扣兩種角度，下壓角度可以減少尺偏角度；內扣角度可以減少掌屈的角度。
3. 四分位劃圓撥擋：劍尖逆時鐘的全圓四分位撥擋動作，它是屬於手腕內轉的動作。
4. 六分位劃圓撥擋：劍尖逆時鐘轉圓的全圓六分位撥擋動作，它是屬於手腕外轉的動作。
5. 外轉 (supination)：下臂由手掌心朝下轉至手掌心朝上之動作。
6. 內轉 (pronation)：下臂由手掌心朝上轉至手掌心朝下的動作。
7. 橈偏 (radial deviation)：手掌向橈骨或大姆指的方向偏移 (李開偉，民 88)。
8. 尺偏 (ulnar deviation)：手掌向尺骨 (或小指) 的方向偏移。

四、研究限制

1. 本研究以鈍劍選手為研究對象，不考慮到軍刀及銳劍選手，最主要是軍刀沒有甩劍的動作，銳劍甩劍不止打擊背及肩部，甚至包括手臂，因此打擊法不儘相同。
2. 不同形狀握把的直徑，除了直柄式以外，都沒有標準的直徑規格，它是一種服貼於掌心的人體工學形狀，個人手掌大小手指長度都會影響整個握把結構。因此，本研究所採用的握把，包括法式及型 1~型 5，都是制式國際常用的握把形狀。

五、相關文獻探討

1. 握把直徑與間距對施力的影響

林義鎮 (2000) 在非動力手工具的手鋸的研究發現，以市間的手鋸不同握把進行握持舒適度主觀評量，以不同握把之間對於使用者在握持時所造成的差異，綜合研究結果進行改善，設計出新形態握把，提供一個較佳的握持舒適度和避免因不良設計所造成的傷害。因此，選擇適合手型的握把應有助於運動傷害的預防，以及運動成績的良好表現。

握把的使用主要是以手部傳導施力為主，例如，王賢立 (1998) 指出機車握把的功能，「握旋」是其基本的動作，過去文獻對於握把直徑的最佳值建議，除了精確性作業之外 (擊劍運動上包括了準確性與速度)，都集中在 2.54cm 至 6.6cm 之間。研究結果顯示，握把直徑對於手部肌肉負荷有顯著的影響，阻抗與旋轉角度的改變亦同，在單純討論手部肌肉負荷的變化時，最佳握把直徑為 1.5 吋 (3.81cm)；但在討論主觀評比時，最佳值則介於 1 吋~ 1.5 吋之間。石裕川 (1996) 研究指出，手部尺寸與握把直徑的選擇之間有明顯的正相關。把手斜度介於不偏及尺偏 10 度之間與把手直徑於 50.8mm 左右時，受試者感覺比其他斜度與直徑大小來得輕，即使箱重皆相同 (8.2 公斤)，且把手間距於 38.1 mm 至 50.8 mm 時，握力最大。

陳元和 (1998) 比較傳統直柄式平銼刀與人因彎柄式銼刀之差異，在挫刀握把角度研究中發現，握柄為 50 度

至 70 度之彎度係最適合操作平銼刀，右手腕均能保持正直之作業姿勢，其中又以 50 度為最佳角度。在操作傳統的直柄式平銼刀時，作業員右手腕會發生過度的手腕尺偏、前臂外轉或受力集中於掌心處，長期操作傳統銼刀之作業員，極易罹患上肢段之累積性傷害，特別是腕道症候群。且在主觀偏好評比，彎柄式均優於傳統直柄平銼刀。因此，50 至 70 度彎柄式平銼刀是一款更安全，且與傳統直柄平銼刀有同樣效率之銼刀構型。

工具握把對於使用目的不同，各有其不同的最佳握把直徑，石裕川也談到，手部尺寸與握把直徑大小有明顯正相關，對於握把不同的使用目的如阻抗與旋轉或直接握力，最佳握把直徑也不儘相同。鋸子與銼刀因其需要也有不同的握把彎屈角度，其目的也都是在預防工作傷害提昇工作績效。擊劍劍具不同形狀的握把，雖然不能測出標準握把直徑，但對於握把形狀的研究、運動績效的提昇以及手腕運動傷害的預防應有正面相容性。

2、握把的規格與材質

柯慶松 (1995) 將手工具的設計引入人因工程的概念，應用人因的數據、原理、標準與方法論進行改良設計，其設計首重防止手部尺偏、橈偏，而將衝剪機械手工具把手設計為 $19^{\circ} \pm 5^{\circ}$ 之彎角。同時把手不得有稜角，採軟性塑膠包覆等避免手掌部位之壓迫。在手腕偏差角度實驗中，動態實驗因子包括前臂姿勢、作業負重、動作頻率、手腕偏差方向、手腕偏差角度。以握力計量測實驗後握力差；並收集實驗前後肌電訊號，以分析肌肉疲勞程度。靜態實驗結果顯示，前臂姿勢、作業負重對主觀疲勞評量與握力差的影響有顯著不同；前臂內轉姿勢、作業負重較重、作業頻率高、手腕掌屈方向偏差、手腕偏差角度較大的工作容易造成手腕的疲勞，這些不良的作業應儘量避免或改善。另外，從美國 1981 至 1991 年的勞工統計資料顯示，與勞工作業有關的積累性傷害，正逐年快速增加。根據行政院勞委會對國內所做的調查，骨骼肌肉性工作傷害，潛在於勞工作業環境中比例頗高，而腕道症候群即為常見工作傷害之一。

蘇木川 (1997) 研究發現，手杖的高度、握把的角度不適當或是握把握持姿勢不舒適，則可能造成手腕過度背屈，以致於腕道症候群、肌腱炎、肩痛等後遺症產生。該實驗，應用 EMG 量測及分析人體使用手杖時之拇指內收肌 (adductor pollicis)、橈側伸腕肌 (extensor carpi radialis)、尺側伸腕肌 (extensor carpi ulnaris)、橈側屈腕肌 (flexor carpi radialis)，結果顯示，自手掌至第五趾骨外側 15 公分 (六吋) 之距離最為適當，握把之舒適的握寬範圍在 29 ~ 35mm 之間，手杖握把應有弧線或凹槽之設計以避免食指與中指之間、拇指與食指之間的虎口處、食指的外側邊緣肌肉、手掌之外側邊緣肌肉受到壓迫而造成不舒服。根據上述文獻探討之結果發現，手杖的設計原理與擊劍握把的設計原理有異曲同工之妙，利用手杖設計原理，應用在劍具握把拇指內收肌、橈側伸腕肌、尺側伸腕肌、橈側屈腕肌、尺側屈腕肌和棘上肌等肌群之 EMG 值測試，對於本研究目的將有很大助益。

貳、研究方法

一、受試者

國內大專院校男擊劍選手 8 名為本實驗的受試者。受試者都曾獲得國內大專院校擊劍錦標賽或全國區中運擊劍錦標賽的前三名。

二、實驗設計與步驟

本實驗以手腕握劍時，量測拇指內收肌、橈側伸肌、橈側屈肌、尺側伸肌、尺側屈肌等五條工作肌群，對於五種不同形狀的握把、三種不同位置防禦動作肌群的肌電訊號變化。在 8 名受試者的實驗過程中，以 LS800 Laboratory systems 收集包括肌電訊號 (EMG)、握力大小、手腕關節角度、握力等訊號並加以分析。擊劍的握把屬於人體工學的制式設計，除了法國式 (直柄設計) 握把以外，其它就屬於槍式的握把。槍式握把經過改良以後，至今不下十種以上，本實驗以常用的槍式握把 4 種，法國式握把 1 種，共 5 種不同形狀握把為本研究實驗用握把。針對研究目的，本研究共有三個實驗，三個實驗皆為獨立之實驗，分別說明如下：

1. 實驗一：五種不同形狀握把的 2、4 分位 (內轉動作) 和 6 分位 (外轉動作) 不同位置的防禦後反擊的 EMG 值差異性。

五種不同形狀的握把隨機編號，以 EMG 感應電極片 5 組，貼在拇指內肌、橈側伸肌、尺側伸肌、橈側屈肌、尺側屈肌等手腕握劍的工作肌群，利用肌電訊號探討 8 名受試者，在不同握把的快速內轉/外轉防禦後反擊動作 EMG 訊號比較其差異程度。實驗動作依序以隨機編號的 5 把劍，完成三組實驗動作。這三組實驗動作也採隨機方式處理，實驗動作包含：

- (1) 四分位快速內轉 (supination) 防禦後伸直刺擊的動作，連續 20 次。
- (2) 六分位快速外翻 (pronation) 防禦後伸直刺擊的動作，連續 20 次。
- (3) 二分位由外翻轉成大內轉防禦後伸直刺擊的動作，連續 20 次。

肌電訊號擷取後，經過適當的處理，可以表現肌肉施力的大小與疲勞的程度 (Cobb, S., Forbes, A., 1923)。在沒有疲勞的情況下，同一條肌肉的肌電訊號強度越大即表是該肌肉施力越大 (Hermens, H. J., V. Bruggen, T. A. M., Baten, C. T. M., Rutten, W.L.C., Boom, H. B. K., 1992)。林瑞豐 (2001) 研究指出，將肌肉活動強度量化的方法主要為 RMS (root mean square)。藉由觀察肌電訊號的頻率分佈可推估肌肉施力及疲勞的情形 (Komi, P. V., Viitasalo, J. H. T., 1976. Viitasalo, J. H. T., Komi, P. V., 1977. Viitasalo, J. H. T., Komi, P. V., 1978. Petrofsky, J. S., 1980)。本實驗受試者皆受過專業技術訓練，連續 20 次的重複動作後，至少五至八分鐘的休息，應不致造成手部肌肉的疲勞。不同位置、不同形狀握把相同重複動作中，RMS 乃肌肉活動強度量化方法之一，本實驗以重複動作 RMS 平均值為差異性比較的指標。

2. 實驗二：不同形狀握把甩劍動作時，手腕屈/伸、尺/橈偏動作的影響。
手腕的活動角度通常分為屈/伸方向和尺/橈方向，一般而言，屈/伸可偏差角度較尺/橈方向大，An, et al (1991) 研究發現，手腕屈/伸為 76.4°/74.9°，尺/橈為 36°/21.5°，甩劍為了達到有效刺擊目標，尺偏的角度勢必加大，甩劍的瞬間力量也跟著變大。本實驗以加速規測量尺偏的瞬間手腕最大角度是否在手腕的安全容許活動角度之內。
3. 實驗三：不同形狀握把持劍手姆指握力的差異分析。
實驗方法如實驗二，瞭解五種不同形狀握把是否有顯

著差異，受試者在五種不同握把在持劍手姆指與握把接觸點 (姆指第一指節關節處)，放置壓力感應片，測試握力。每一種不同組合做三次，取其最大值數據。

三、實驗設備與器材

1. LS800 Laboratory systems 包括：角規、肌電圖、握力器等。
2. 五種不同形狀握把 (槍式型 1~型 4 等 4 種、法國式 1 種)。
3. 擊劍專用手套 10 只。
4. IBM R 系列筆記型電腦一台。

四、資料收集與處理

以 Biometrics Ltd 生產之 LS800 Laboratory systems 為本研究的主要實驗設備，一部 IBM R 系列連接 LS800 Laboratory systems 收集資料。再以 SPSS 統計軟體做 MANOVA、ANOVA 和 Duncan 事後檢定分析，分析持劍手不同形狀的握把的手腕握力、握力、EMG，以及劍條甩劍瞬間手腕的腕關節角度，再比較其差異。

參、結果與討論

一、實驗一

本研究採用均方根值(RMS)作為各肌群的肌力值。由實驗一的結果得知，無論是不同握把形狀或是不同防守部位的總平均肌力並無顯著差異，而且幾乎相等，這表示無論任何形式或防守部位下，持劍時各肌群的總施力是固定的，參考表1及表2。

表1：持劍時各肌群的總施力平均值(RMS)

| | 水準 | 個數 | 平均 |
|------|------|----|-------|
| 握把形狀 | 法式 | 24 | .1854 |
| | 型 1 | 24 | .1720 |
| | 型 2 | 24 | .1613 |
| | 型 3 | 24 | .1833 |
| | 型 4 | 24 | .1839 |
| 防守部位 | 6 分位 | 39 | .1753 |
| | 2 分位 | 41 | .1768 |
| | 4 分位 | 40 | .1795 |

表2：總肌力單變量變異數分析

| 來源 | SS | dof | MS | F | p |
|---------|-------|-----|--------|------|------|
| 握把形狀(A) | 0.011 | 4 | 0.0026 | 1.15 | .338 |
| 防守部位(B) | 0.033 | 2 | 0.0001 | .071 | .932 |
| A * B | 0.054 | 8 | 0.0007 | .288 | .969 |
| 誤差 | .244 | 105 | 0.0023 | | |
| TOTAL | .260 | 119 | | | |

但是若以姆指內肌、橈側伸肌、尺側伸肌、橈側屈肌、尺側屈肌等五肌群之個別施力狀態進行二因子多變量變異數分析(MANOVA)，則可發現握把形狀之因子達顯著水程(Wilks' $\lambda=0.63$, $p \leq 0.001$)，參考表3。經由表4，個別肌群之施力單變量變異數分析結果，可以發現姆指內肌、橈側伸肌等二個肌群會因不同握把形狀而產生施力不均的狀況($p \leq 0.011$ 及 $p \leq 0.010$)。

表3：五肌群之個別施力多變量變異數分析

| 效應項 | | | dof | P |
|---------|----------|-----|--------|-------|
| 握把形狀(A) | Wilks' λ | .63 | 20.000 | .000 |
| 防守部位(B) | Wilks' λ | .90 | 10.000 | .392 |
| A * B | Wilks' λ | .85 | 40.000 | 1.000 |

表4：不同握把的個別肌群之施力單變量變異數分析

| 依變數 | SS | dof | MS | F | p |
|------|---------|-----|---------|-------|------|
| 拇指內肌 | 0.161 | 1 | 0.161 | 3.427 | .011 |
| 尺側屈肌 | 0.011 | 4 | 0.00275 | .643 | .633 |
| 橈側屈肌 | 0.0003 | 4 | 0.00008 | .130 | .971 |
| 橈側伸肌 | 0.00004 | 4 | 0.00001 | 3.53 | .010 |
| 尺側伸肌 | 0.00476 | 4 | 0.00119 | .990 | .416 |

再以Duncan法進行事後檢定(表5,表6)，顯示型2之握把的肌力分佈較為平均。型1與法式之握把的肌力在拇指內肌方面雖然屬於偏低子集，但在橈側伸肌方面則屬於偏高子集，這表示此兩型之握把的肌力分佈極為不平均。型3與型4的肌力分佈亦是如此。因此，以型2之設計為最佳，因為型2 各肌群的肌力分佈最為平均，不會有某一肌群特別吃力的現象。

表5：拇指內肌-Duncan法事後檢定

| 握把形狀 | 個數 | 子集 | |
|------|----|--------|---------|
| | | 1 | 2 |
| 型 2 | 24 | 0.0518 | |
| 型 1 | 24 | 0.0493 | |
| 法式 | 24 | 0.6125 | 0.06125 |
| 型 3 | 24 | | 0.07051 |
| 型 4 | 24 | | 0.07316 |
| 顯著性 | | .173 | .173 |

表6：橈側伸肌-Duncan法事後檢定

| 握把形狀 | 個數 | 子集 | |
|------|----|------------|------------|
| | | 1 | 2 |
| 型 2 | 24 | 2.9375E-02 | |
| 型 4 | 24 | 2.5417E-02 | |
| 型 3 | 24 | 2.7375E-02 | |
| 型 1 | 24 | 3.5000E-02 | 3.5000E-02 |
| 法式 | 24 | | 4.2042E-02 |
| 顯著性 | | .102 | .187 |

二、實驗二

在不同形狀握把甩劍動作時手腕屈/伸、尺/橈偏動作對手腕的影響實驗中，可以發現只有腕屈部份達顯著水準($p < 0.023$)，參考表 7。經由 Duncan 法進行事後檢定(表 8)顯示，法式的握把的腕屈度數最小，反而是型 2 握把的腕屈度數最大，而型 4 的腕屈度數也顯著的高於其他型式之握把，但腕屈度數皆未超過正常人腕屈之最大值(76.4°)，僅及最大值之 78.6%，所以仍在安全活動範圍內 (An, et al., 1991)。因此從實驗二可得知，不同形狀握把甩劍動作時手腕屈/伸、尺/橈偏動作對手腕的影響不大。

表7：腕屈/伸、尺/橈偏之多變量變異數分析

| 依變數 | SS | dof | MS | F | p |
|-----|--------|-----|--------|------|------|
| 腕屈 | 689.06 | 4 | 172.26 | 3.26 | .023 |
| 腕伸 | 1.096 | 4 | .274 | .003 | 1.00 |
| 尺偏 | 8.537 | 4 | 2.13 | .304 | .873 |
| 橈偏 | 50.375 | 4 | 12.59 | 1.67 | .177 |

表8：腕屈-Duncan法事後檢定

| 握把形狀 | 個數 | 子集 | |
|------|----|---------|---------|
| | | 1 | 2 |
| 法式 | 8 | 47.2725 | |
| 型 1 | 8 | 52.9738 | 52.9738 |
| 型 3 | 8 | 54.6575 | 54.6575 |
| 型 4 | 8 | | 55.7450 |
| 型 2 | 8 | | 60.0363 |
| 顯著性 | | .062 | .083 |

三、實驗三

實驗結果發現，不同形狀握把持劍時，姆指捏力的差異並不顯著，參考表9。這表示各種形狀的握把或各種部位的防守，在姆指捏力上並無顯著的相關性或差異性。

表9：姆指捏力均方根值單變量變異數分析

| 來源 | SS | dof | MS | F | p |
|---------|--------|-----|--------|------|------|
| 握把形狀(A) | 0.0839 | 4 | 0.0209 | 1.36 | .251 |
| 防守部位(B) | 0.0045 | 2 | 0.0022 | .147 | .864 |
| A * B | 0.0537 | 8 | 0.0067 | .437 | .897 |
| 誤差 | 1.615 | 105 | 0.0153 | | |
| 總和 | 1.757 | 119 | | | |

肆、結論

從上述三個實驗結果可證，握把形狀的設計會影響選手的手部施力狀況。本研究發現第二型的握把在使用時，各肌群的施力較為平均。其餘各類型之握把雖然在某些肌群的施力上較為省力，但在總作用力不變的情況下，這些作用力會比較集中在另一肌群上，長期而言，容易造成該肌群的疲勞，也易於造成累積效應性創傷，例如腕道症候群、肌腱炎、肩痛等後遺症。

研究同時發現，使用不同動作和不同形狀握把時，對於身體肌肉關節及擊劍動作瞬間產生手腕的尺偏、橈偏、內轉和外轉等大角度動作，都在人類正常且安全的運動活動空間內，造成可能的運動傷害機率相對較低。因此選用適當的握把類型，預期對於運動能力及技術之提昇將會有直接的貢獻，對於運動傷害的預防也應有很大的助益。但就訓練而言，選手因個人身體素質以及訓練環境之不同，不同形狀握把的握力會有不同差異，不同肌群在不同握把使力的 EMG 的肌電檢測上，對於較弱肌群的發現和加強該肌群的訓練也應有很大幫助。

參考文獻

- 王賢令 (1999)，握把直徑對進行握旋動作時手部肌肉負荷之效應，國立臺灣科技大學碩士論文。
 石裕川 (1996)，握把界面因素對手部施力與重量差異關

- 影響之研究，國立清華大學博士論文。
- 李以文 (1997)。郵局從業人員之腕症候群相關研究探討，中國醫藥學院碩士論文。
- 李開偉 (1999)，人因工程-基礎與應用，台北：全華科技圖書股份有限公司。
- 林炳煌 (1998)，電子業肌肉骨骼不適與人體工學之調查和研究，成功大學碩士論文。
- 柯慶松 (1996)，應用人因工程技術改進衝剪機械手工具之研究，文化大學碩士論文。
- 許以恆 (1999)，急診外科手部控制器型態對操作動作之影響，國立成功大學碩士論文。
- 陳元和 (1998)，銼刀的人因改善設計-產品開發與績效評量，臺灣科技大學博士論文。
- 郭育良 (1998)，電子業肌肉骨骼不適與人體工學之調查和研究，成功大學碩士論文。
- 許勝雄 (民 80)，文化體育，人因工程與體育運動，台北，48-51。
- 張一岑 (民 86)，人因工程學，揚智文化。
- 張志凌、林房儻 (2001)，擊劍戰術與劍具改良對運動績效之影響，臺灣體育學院學報。
- 張志凌 (2003)，以人因工程觀點檢測鈍劍握把角度對運動績效之影響研究，台北：高立圖書有限公司，65-66。
- 許勝雄、吳水丕、彭游等譯 (2000)，人因工程-工程與設計之人性因素 (上冊)，滄海書局，441-448。
- 游志明 (1998)，手腕姿勢、施力與動作頻率對手腕疲勞之影響，中原大學碩士論文。
- 楊忠霖 (2000)，郵政從業人員工作危害、疲勞及生理研究，國立陽明大學碩士論文。
- 擊劍 (1992)，北京體育學院成人教育部。
- 蘇木川 (1998)，老人用手杖之研究與設計，大同工學院碩士論文。
- Chapanis, A. (1998), Keynote Speech at HFAC/ ACE Conference, Edmonton, Canada.
- An, K. N., Berger, R. A., and Cooney, W. P., (1991). Biomechanics of the Wrist Joint, Springer- Verlag.
- Cobb, S., Forbes, A., (1923). Electromyographic studies of muscular fatigue in man. American Journal of Physiology: Vol. 65, 234-251.
- Hermens, H. J., V. Bruggen, T. A. M., Baten, C. T. M., Rutten, W.L.C., Boom, H. B. K., (1992). The median frequency of the surface EMG power spectrum in relation to motor unit firing and action potential properties. Journal of Electromyography and Kinesiology: Vol. 2, 15-25.
- Christensen, J. M., Topmiller, D. A., Gill, R. T.(1988). Human Factors Definitions Revisited, Human Factors Society Bulletin, 3,(10), pp. 7-8.
- Lin Fang-Tsan and Chang Chih-Lin (2001), An Application Research of Foil Blade angle, The 6th Pan-Pacific Conference on Occupational Ergonomics, Beijing.
- Luttmann, A., Jager, Sokeland, J., Luring, W., (1996b). Joint analysis of a spectrum 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.
- Luttmann, A., Jager, M., Luring, W., (1999). Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. International journal of Industrial Ergonomics: Vol. 25, No. 2000, 645-660.
- Sanders, M.S., McCormie, E.J.(1981). Human Factors in Engineering and Design, 6th ed., McGraw Hill, New York, USA,.
- Komi, P. V., Viitasalo, J. H. T., (1976). Signal characteristics of EMG at different levels of muscle tension. Acta Physiologica Scandinavia: Vol. 96, 267-276.
- Kroemer K. H. E., Grandjean K. (1963) . Fitting the task to the human: a textbook of occupational ergonomics, 5th ed.
- Petrofsky, J. S., and Lind, A. R. (1980). The Influence of Temperature on the Amplitude and Frequency Components of the GM during Brief Sustained Isometric Contractions, European Journal of Applied Physiology, 44, 189-200.
- R. Crosnier (1961) , Fencing with the Electric Foil , Faber and Faber Ltd.
- R. Bailey, W.(1989). Human Performance Engineering: using human factors/ergonomics to achieve computer system usability, 2nd ed., Prentice-Hall.
- Stulen, F. B., De Luca, C. J., (1981). Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. IEEE Transactions on Biomedical engineering: Vol. 28,515-523.
- Viitasalo, J. H. T., Komi, P. V., (1977). Signal characteristics of EMG during fatigue. European Journal of applied Physiology: Vol. 37, 111-121.
- Viitasalo, J. H. T., Komi, P. V., (1978). Interrelationships of EMG signal characteristics at different levels of muscle tension and during fatigue. Electromyography and Clinical Neurophysiology: Vol. 18, 167-178.