

人因工程與運動之探討 —以擊劍運動為例—

張志凌、林智隆、謝振務

摘要

人因工程學在運動方面的應用，除了可減少運動傷害的發生外，對於運動績效也是很重要的指標。以人機介面應用在擊劍為例，人機介面最主要就是握把與手套，最佳握把角度的檢測，可以避免過度的尺偏所造成的手腕傷害，不同材質的手套對於手指的握力、手腕的握力與刺擊準確度都會有不同程度的影響。因此，運用人因工程的基礎科學，針對選手「個別差異」，以人性化也就是「為適合人們的使用而設計」，提供運動選手最佳介面，以及最人性化器材設計，讓選手如魚得水發揮潛能，以期在比賽中獲得最佳成績。

關鍵詞：人機介面、握把角度、尺偏、肌電訊號

張志凌：修平技術學院通識教育中心副教授

林智隆：國立高雄海洋科技大學通識教育中心副教授

謝振務：修平技術學院通識教育中心副教授

A Probe into Ergonomics and Sports -Taking Fencing for Instance-

Chih-Lin Chang, Chih-Lon Lin, Chen-Wu Hsiein

Abstract

Human factors engineering, when applied onto sports, will help minimize sports-related injury and will, meanwhile, function as a key index to boost efficiency in sports. Taking human-machine interface on fencing for instance, human-machine interface is in fact the handle and glove, the optimal angle of handle for inspection to prevent potential wound to wrists incurred by excessive ulnar deviation. Gloves of different materials will produce impact of varied extent upon finger pinch, wrist grasp and hit accuracy. How to exercise the foundational science of human factors engineering aiming at the “individual deviation”. Through human-friendly “optimal design for human use” to provide the optimal interface and most human friendly sport kit design. In turn, contestants will maximize their potential for maximum possible results. These stand for the top significance of human factors engineering to sports.

Key words: Ergonomics, man-machine interface, ulna deviation, pinch

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

Chih-Lon Lin: Associate Professor, General Education, HIT

Chen-Wu Hsiein: Associate Professor, General Education National Kaohsiung Marine University, HIT

壹、前言

一、人因工程之本質

人因工程（Ergonomics）就是所謂人體工學，人因工程學主要目的就是要提昇工作績效，避免工作所引起的工作傷害。人體工學是以人為中心探討人與工具、設備、機具及環境等交互作用的相互關係。王茂駿（1993）指出，發展人因主要就是要「以物就人」；許勝雄（1991）提到人因工程的基本理念有三，第一個理念為人權，即老年人的權益、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，小學生身高、體重的差異，所用的課桌椅便有不同。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，意外事故也不會發生。

李開偉以Chapanis（1985）對人因工程所下的定義將它修正為：人因工程旨在發掘人類行為、能力、限制和其它特性等知識，並將這些知識應用於產品、工具、機具、系統、工作和環境的設計與改善，使得人們在工作和生活與事（工作）、物（產品、工具、機器）與環境（系統與空間環境）均有和諧之關係。

Sanders. M. S.和McCormick. E. J.（1993）指出，人因工程所關注的焦點，就是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，人因工程就是在改善人們所使用的器具與環境，以求更配合人們的能力、限度和需求以達到更人性化的目標。人因工程所追求的主要目標有二：第一為提高人們工作的效果和效率，包括使用上的方便性、降低失誤率和提昇生產力。第二個目標為確保工作的安全性、減低疲勞和壓力、增加舒適程度、強化對工作的滿足感以及提昇生活的品質。

綜合言之，人因工程的應用，不但要避免人員傷害、疲勞等不安全、不健康的事情發生，更要提升效率、舒適、與人員主觀的滿意度。美國人因學會（Human Factors Society）談到，人性因素是所有可應用於系統與產品的規範，透過設計、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的科學與技術。

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、物理與化學等（張一岑，1997）。研究的領域也包含了運動視覺、光感，人機系統的人機介面、手與工具、機器與環境，人體計測是所有人因工程研究設計的基礎。以人為本，但不是以自己本身為物品設計的模特兒，人因工

程就是要完全了解「個別差異」，就是以人爲中心的「人本」做爲考量的依據，人性化就是以「爲適合人們的使用而設計」、「追求工作和生活條件的最佳化」爲人因工程學域的目的。

張一岑（1997）述及人因工程的最終目標爲：

- 1.提昇或改善人的工作績效，例如在安全性、準確性與速度的增加，使用較少的力量、減少身體的疲勞。
- 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.降低人爲的失誤，減少意外的次數。
- 5.改善使用者的舒適程度：這些理念在在都與運動訓練的生理、心理與環境息息相關。

二、人因工程與運動

從運動的觀點而言，人因工程學就是人體工學，人體工學就是減少身體的負荷，避免運動所帶來的傷害。進而達到更省力、省時，且能提昇運動績效的目的，也就是追求奧林匹克運動精神的更快、更高、更強（Faster、Higher、Stronger）的最高理想。

運動以目的來區分，可分爲「競技運動」（sports for competition）與「健身休閒運動」（health & leisure sports）兩種。競技運動追求的就是上述我們所謂「奧林匹克運動會」的桂冠榮耀，爲了達到訓練過程的順利，運動傷害的避免是成功與否的關鍵，因此訓練過程中，訓練設備與個人器材的設計理念就是以「人性化」、「以人爲主」、符合「人體工學」爲依歸，這個理念的實踐，就是需要「人因工程學」（Ergonomics或Human Factors Engineering或是Human Performance Engineering）。

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的研究。在運動藉助器材表現成績的項目，包括棒球的打擊、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，而擊劍是單手持劍的運動項目，單手持劍的訓練或比賽，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，很重要的一項科學。

撐竿跳高的選手因身高體重之不同，爲了追求跳得更高，便有不同的長度與磅數的竿子。以棒球而論，棒子越重，理論上擊出的球就越遠，但是，打擊者因爲自己的個別差異（包括臂肌力、速度等關係），爲了追求自己的打擊率或打點，就會選擇適合自己的球棒。其它在柔道的分級或保齡球不同重量的球等，都是相同道理。

對於擊劍運動的選手，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，一旦長時間使用相同的握把，經過一段時間適應以後，就很難再更換不同握把。握把主要有直柄式（又稱法國式）、槍式兩種，直柄式爲單一形狀，槍式又區分很多不同形狀但是大同小異的握把。每一種槍式握把的出現，無非都是以更適合劍手握持爲原則，達到省力、靈活性的目的爲開發創新的條件。

貳、手工具握把與擊劍握把之關係

在手工具握把角度的文獻方面，Krohn和Konz（1982）發現彎曲 10° 的鎚柄優於傳統的直柄鐵鎚；Schoenmarklin與Marras（1989a、1989b）在手工具握把研究發現，生手們在使用 20° 或 40° 的彎柄鐵鎚時，比直柄鐵鎚使用時，減少尺偏（ulnadeviation）的總量，且彎柄並不影響打擊績效、前臂肌疲勞度或不舒適感之評比。因此，不管在自覺理想滿意度評比或打擊績效，適當的握把角度比直柄握把有較佳的績效，尺偏總量的減少對於手腕累積性創傷（CTDs）也會相對的減少。Emanuel et al.研究也指出，手工具和運動器材最佳握把角度爲 $19^\circ \pm 5^\circ$ 的理念，此最佳握把角度也申請專利。

人因工程的基本理念也包括『人機介面』或是人機溝通，人機系統包括了人工系統、機械系統和自動系統。人工系統是一種手控制系統，由手工具和其它助具以及控制其作用的操作員所組成，其系統的操作員使用其本身做爲動力的來源。

對於劍具與手之關係，就如同手與工具的結合，競技的劍就等於手工具，手工具與手就應考慮到人機介面（man-machine interface）的設計原理。

握把與手套就是『人機介面』（man-machine interface）最主要的介面，張志凌等（2001a）指出，擊劍就是一種手與工具結合的運動，擊劍選手與劍的運用主要介面就是劍的握把與手上戴的手套。Terrell與Purswell研究也指出，當手腕往任何方向彎曲時，手的握力會因而減少，手腕維持中性位置是必要的。

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。

擊劍運動在長時間的訓練或比賽中，手腕維持中性位置 (neutral position) 也就是劍條與小臂成一直線是必要的。除此之外，與直柄相比較之下，彎柄並不影響打擊績效、前臂肌疲勞度或不舒適感評比，因此，雖然選手的下壓角度平均數維持在 15° 以下，Schoenmarklin et al.的研究角度包括 20° 、 40° 都有良好績效，選手劍身握把角度應有加大的空間。

因此，比賽劍具的設計應該像手工具的設計考慮到人性化的設計。在規則允許的範圍下如何針對劍具本身的特性，也就是對人的適用性和安全性，做為提昇運動績效設計的原則。運動器材的設計主要以「安全」和「運動績效」為優先考量。因此，對選手而言，除了追求運動能力的極致發揮以外，如何避免因為專業化、高強度訓練所帶來的運動傷害，這也是設計應把握的要點。

一、擊劍握把角度的設計

劍的設計就好像工具的設計一般，應考量到人體工學的設計原理，也就是人機介面適用性的設計考慮。以適用性而言，包括了人性化、省力或省時、不易疲勞等特性。握把 (handle) 的形體應符合人體工學設計，因為握把對於劍手而言，會影響比賽的表現，一個適合手型的握把，對於劍手的刺擊有效性會有很大幫助。

依據Emanuel et al.的研究發現， $19^{\circ} \pm 5^{\circ}$ 是所有手工具與運動器材的握把的最佳角度這項理念，手持劍最理想的狀況應是手腕保持正直。Terrell與Purswell (1976) 也指出，當手腕往任何方向彎曲時，手的握力會因而減少。甩劍的動作正好是尺偏的動作，為了製造甩劍時對肩膀的刺擊角度，加上劍具本身的重量以及加速度產生的力量，長期或是過度的使用將會對手腕產生嚴重的傷害，以手工具握把角度應用在鈍劍握把角度上，適當角度的取得，對於擊劍手腕運動傷害的預防，應具有良好成效。

二、手腕的尺偏與橈偏

Knowlton與Gilbert (1983) 發現使用直柄的鐵鏈引起較大的尺偏；Schoenmarklin

與Marras (1989a, 1989b) 的研究發現，在揮動鐵鎚的初始時，呈現較多的橈偏。當直柄鐵鎚用力使用時，會造成較嚴重的尺偏。

手腕關節的結構形態，僅容許兩個平面的運動(參考圖1)，這兩個平面大致成 90° 角。手指的屈肌肌腱通過腕關節的腕道，當手腕與前臂成一直線時，一切安然無事。當手腕彎曲時，尤其在手部掌屈與(或)尺偏的狀態下，問題就產生了-彎曲的肌腱隆擠在腕道裡。持續如此運用手部的話，會導致手腕處罹患腱鞘炎，甚至會演變成腕道症候群。如以姆指朝上來說，朝姆指方向的運動就是橈偏；往尾指下扣的方向運動就是尺偏。

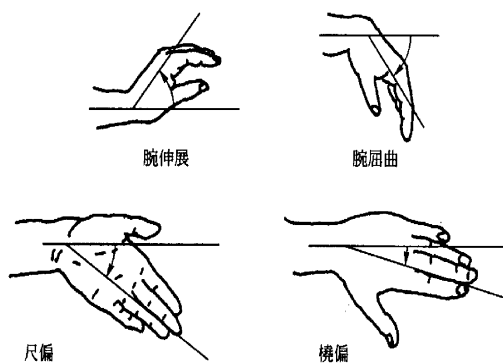


圖1

四個角度的手腕運動(資料來源：李開偉，1999，p. 3-11)

三、工具握把與傷害

工具設計不當所引起的傷害，通常為隱伏性的蓄積效應創傷(CTDs)，例如腕道症候群(CTS)、腱鞘炎、板機指、局部缺血、甚至網球肘(肱上髁炎)等。對於持劍對抗的擊劍運動而言，蓄積性的傷創有腱鞘炎、肱上髁炎、前腿的韌帶拉傷、恥骨腹股拉傷、膝盤股痛等症狀(擊劍，1992)，腱鞘炎、肱上髁炎與工具設計或使用不當所引起的疾病相同。因此，劍身的設計就如同作業員使用的的工具一樣，如果長期或用力不當都可能導致隱伏性的蓄積效應傷害。

手工具使用的關鍵是避免尺偏，握持傳統型尖嘴鉗的手部，就是一個典型的尺偏動作。Tichauer (1976) 比較了傳統直柄尖嘴鉗和改良的彎柄尖嘴鉗，比較了各四十位的電子裝配廠的工作人員，在十二週的訓練期間，兩組發生腕道症候群、腱鞘炎與網球肘等症狀的百分比，在十至十二週，使用直柄尖嘴鉗的那一組有症狀的人數會急

驟增加，改良組則無增加的情形。

Terrell與Purswell又指出，當手腕往任何方向彎曲時，手的握力會因而減少。抓握力的減少會增加抓不牢工具，甚至掉落的可能，如果嘗試維持足夠的力量去抓，則容易產生疲勞。美國森林處曾測試了十九種應用此一構想的工具，包括刀斧鋤鏟與大剪刀等，工作時疲勞度顯著減少，受試者對於彎柄握把的使用滿意度都高於直柄。

工具的握把包括鐵鎚、刀、斧、鋤、鏟與大剪刀等，文獻證明，彎柄的握把確實可以減低尺偏的總量，但是不影響打擊績效，不會增加前臂肌疲勞度或減低使用滿意度的評比。彎柄握把的使用，大部份在敲擊力量的使用，對於準確度的要求並不是很高，它是一種屬於連續性長時間的敲打作用。

參、擊劍與運動傷害

在單手持劍的擊劍運動項目中，手部的運動傷害與腿部的運動傷害中，傷害總數近四分之一會導致CTDs。手腕在擊劍格鬥比賽中，除了支撐110公分長劍的重量外，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，就好像手與工具的傷害研究一樣重要。

工作目的不同，使用的工具也不同，但是，工具改良的目的就是要提昇工作績效，避免工作中的傷害或是工作所造成的CTDs。從文獻發現，手工具握把的改良，握把角度的取得，對於工作效率的提昇、尺偏總量的減少、甚至對準確性的提昇都有顯著的幫助，對於受試者的自覺性滿意評量皆有顯著差異。

國外擊劍運動傷害文獻對於腿部、腰部、膝關節和踝關節等，有很深入且較多的研究，對於預防擊劍運動傷害有很大貢獻。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』一文中發現，擊劍選手最常見的運動傷害有挫傷、扭傷和累積性傷害。

國內擊劍運動傷害的情形普遍嚴重，根據張志凌等（2003a）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，還有累積性傷害如肌腱炎、腱鞘炎、膝關節、板機指、腕道症候群等。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。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，對於手腕累積性的傷害預防將有直接的幫助。

擊劍運動傷害根據張志凌、潘旭章（2003b）研究發現，手腕佔全部受傷單一部位的7.97%。從大陸及國內擊劍選手的運動傷害發現，累積性的傷害對於選手手腕傷害已有案例，如腱鞘炎、腕道症候群等。雖然已證實高重覆性工作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。

肆、肌電圖與肌肉疲勞性的檢測應用

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、客觀主要是工作效能的減少。最後是生理疲勞（Physiological Fatigue），主要特徵是生理過程的改變，本研究將以肌電訊號變化，也就是生理的疲勞，做為肌肉疲勞的評量依據。

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。

許君柔、康文柱、鄭誠功、賴金鑫、曹恆偉、郭德盛等（1993）研究也發現，在辨別肌電圖訊號時，以分開式電極貼法，較優於電極貼在一處者佳。Schoenmarklin et al.（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。

蘇木川（1998）研究中使用EMG（Electromyogram）儀器來測量拇指內收縮肌（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）、尺側屈腕肌（flexor carpi ulnaris）和棘上肌（supraspinatus），以檢定四種不同握把角度之肌肉的肌電負荷。在實驗過程中，受測者在實驗前以身體成輕鬆狀態筆直站立，肘關節彎曲20~30度，並利用酒精擦拭欲測量之肌肉，並於擦拭完畢後貼上電極片，以便於準確記錄肌電值。在實驗前先記錄受測者各肌肉之最大自主收縮值（Maximal Voluntary Contraction，MVC）。心跳速率

(HR)、耗氧量 (VO₂)、實際工作能力 (PWC)、肌電圖等。通常心跳速率、耗氧量、實際工作能力等皆用來評估人體整體的狀態。因肌電訊號可檢測局部肌肉的狀態，所以肌電圖為最常被運用於評量肌肉疲勞的生理學法之一。

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。在過去文獻中，較少學者以均方根來分析肌肉之疲勞，許多利用肌電訊號的振幅 (Amplitude) 來探討肌肉疲勞問題，Piper (1912), Lippold et al. (1960), Petrofsky et al. (1982), Petrofsky和Lind (1980), Habes (1984), Christensen (1986) 等，發現肌肉疲勞時，肌電訊號的振幅會變大，但這個變化很容易受到電極的裝設、肌肉的溫度及其他相關因素的影響，因此，這種技巧比較難使用 (Petrofsky et al. 1982)。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布會移向低頻分布。如此，肌電訊號的中位頻率亦隨之變小。

肌電訊號的中位頻是最常被用來量測肌肉疲勞的方法，如Schoenmarklin et al. (1989) 以肌電訊號的中位頻率來估計疲勞比例值，此研究首先測量8位受測者持續施力70%最大自主收縮力的情況下，剛施力時最初4秒與受測者無法維持70%最大自主收縮力的前4秒之肌電訊號，隨即受測者進行3分鐘的敲擊作業，每位受測者在完成作業後立即被要求維持70%最大自主收縮力，並收集8秒鐘的肌電訊號，最後再利用一簡易公式計算疲勞比例值，結果發現手腕在尺偏方向的工作會顯著影響手腕的疲勞。

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 and 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，表示各運動單元 (motor unit) 的起動率 (firing rate, FR) 對頻率的影響，高頻部分從40Hz至儀器紀錄的範圍，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、肌纖維分布情形、與肌肉疲勞等有關。以肌電訊號的頻譜來評估郵局檢信員前臂肌肉的疲勞程度，測量工作前及工作後最大握力30秒之肌電訊號頻譜，並可分別比較工作前及工作後低頻頻譜 (1-40Hz) 與高頻頻譜 (81-120Hz) 的差異。

伍、結論

文獻顯示，適當握把角度的手工具都能提高工作績效，延長工作時間，減少工作疲勞程度。因為工作性質不同，適當的握把角度也可能不同，Emanuel et al.一切工具與運動器材的把柄都彎曲成 $19^{\circ} \pm 5^{\circ}$ 為最佳角度的原則下，張志凌等研究也發現， $19^{\circ} \pm 5^{\circ}$ 的最佳握把角度，適用於擊劍的握把角度，對於擊劍運動績效的提昇，是一個很重要的關鍵。減少過度的尺偏或長時間壓迫正中神經，就可避免腕道症候群的發生，對於手腕運動傷害的預防將有直接助益。

人機介面的專業研究，除了握把以外，手套也是很重要的介面，手套除了可以避免被刺敲以外，選擇合適材質的手套，在捏力、握力與準確性方面應會有較佳的表現。在擊劍比賽中，因為持劍瞬間出力又要控制劍的穩定，反作用力對於工作專項肌肉都是很大的負擔，捏力與握力的高強度持續使用，對於工作專項肌都是很重要的考驗。選擇合適的手套將可減輕手腕的負擔，人因工程中人機介面的研究，以及如何運用在手持工具的運動，未來都是很重要的研究領域。肌電生物訊號對於工作績效的研究，是人因工程學很重要的工具之一。如何將肌電訊號儀應用在運動專項肌肉的疲勞性的檢測，避免工作肌肉的過度疲勞，或者是過度集中在單一或部份肌肉的運動型態，都容易造成肌肉的傷害，肌電訊號儀的適當應用，對於較弱肌群的強化訓練，以及過度疲勞的工作肌群適當休息，都有助於運動傷害的預防。

引用文獻

一、中文部份

- 王茂駿。(1993)。國立清華大學工業工程系刊，16。
- 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。
- 林瑞豐。(2001)。長時間作業現場監測之可攜式資料記錄器研製。台中：朝陽科技大學工業工程管理系碩士論文。
- 張一岑。(1997)。人因工程學。台北市：揚智文化股份有限公司。
- 許君柔、康文柱、鄭誠功、賴金鑫、曹恆偉、郭德盛。(1993)。肌電圖訊號特徵之擷取和辨別。中華醫學工程學刊，13，3，241-254。
- 張志凌。(2000)。擊劍戰術與劍具改良對運動績效之影響。台中：國立台灣體育學院體育研究所碩士論文。
- 張志凌、林房儼。(2001a)。鈍劍劍身下壓角度對甩劍動作之影響。國立台灣體育學院學報，9，591-607。
- 張志凌、林房儼。(2001b)。擊劍戰術對比賽勝負影響之統計分析。國立台灣體育學院學報，8，239-251。
- 張志凌、林房儼。(2001c)。擊劍運動之長刺動作傷害分析研究。修平學報，3，239-250。
- 張志凌、潘旭章。(2003a)。國內擊劍運動傷害成因研究。修平學報，6，239-250。
- 張志凌、林房儼。(2003b)。鈍劍握把角度最佳化之實驗研究。體育學報，35，1-10。
- 許勝雄。(1991)。人因工程與體育運動。文化體育，48-51。
- 黃勝裕。(2000)。肌肉週邊疲勞之肌電圖判定。中華體育，14，1，109-115。
- 游志明。(1998)。手腕姿勢、施力與動作頻率對手腕疲勞之影響。桃園：中原大學工業工程系工業工程研究所碩士論文。
- 蘇木川。(1998)。老人用手杖之研究與設計。台北市：大同工學院工業設計研究所碩士論文。
-

二、外文部份

- Armstrong, T. J., Radwing, R. G., Hansen, D. J., and Kennedy, K. W., (1986), Repetitive Trauma Disorders: Job Evaluation and Design, Human Factors, 28, 325-336.
- Bills, A. G., (1943). The Psychology of Efficiency, New York, Harper.
- Cavanagh, P. and Lafortune, M. (1980). Ground Reaction Forces In Distance Running. Journal of Biomechanics,13, 397-406.
- Chaffin, D. B. (1973). Localized Muscle Fatigue-Definition and Measurement, Journal of Occupational Medicine, 354-364.
- Chaffin, D. B., and Anderson, G. B. J.(1991). Occupational Biomechanics, John Wiley & Sons.
- Christensen, H. (1986). Muscle Activity and Fatigue in the Shoulder Muscles of Assembly-plant Employees, Scand Journal of Work Environment Health, 12, 582-587.
- Cobb, S., Forbes. A., (1923). Electromyographic studies of muscular faigue in man. Americal Journal of Physiology:Vol. 65, 234-251.
- Crosnier, R. (1961). Fencing With the Electric Foil. Faber And Faber Ltd. London.
- Emanuel, J., Mills, S., and Benett, J. (1980). In search of a better handle, Proceedings of the Symposium: Human Factors and Industrial Design in Consumer Products. Medford, MA: Tufts University.
- 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.
- Julio M. Castello (1993). The Theory And Practice Of Fencing, Charles Scribner's Son.
- Knowlton, R., and Gilbert, J. (1983). Ulnar deviation and short-term strength reductions as affected by a curve-handled ripping hammer and a conventional claw hammer. Ergonomics, 26,173-179.
-

- 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.
- Lin, F. T., and Chang, C. L. (2001). An application for research of human factors on foil blade angle, The 6th Pan-Pacific Conference on Occupational Ergonomics, 351-354.
- Lin, F. T., and Chang, C. L. (2001). Human Factors Design and Application of Foil Blade Angle, Proceeding of 21st FISU Congress, 211-212.
- Luttmann, A., Jager, M., Sokeland, J., and Laurig, W., (1996a). Electromyographical Study on Surgeons in Urology. II Determination of Muscular Fatigue, Ergonomics, 39, 298-313.
- Luttmann, A., Jager, Sokeland, J., Luring, W., (1996b). 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.
- 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.
- Mark, S. S., and Ernest, J. M. (1993). Human Factors in Engineering and Design. 7th Edition.
- Nyilas, T. (1971). Encyclopedia of Sport Sciences and Medicine. New York, Macmillan.
- Paiss, O., and Inbar, G. F., (1987). Autoregressive Modeling of Surface EMG and its Spectrum with Application to Fatigue, IEEE Transactions in Biomedical Engineering, 10, 761-770.
- Petrofsky, J. S. (1979). Computer Analysis of the Surface EMG during Isometric Exercise, Computers in Biology Medicine, 45, 83-95.
- 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.
-

- Petrofsky, J. S., Glaser, R. M. and Phillips, C. A. (1982). Evaluation of the amplitude and Frequency Component of the Surface EMG as an Index of Muscle Fatigue, Ergonomics, 25, 213-223.
- Piper, H., (1912). Electrophysiologie Menschlicher Muskeln, Berlin, Julius Springer.
- Ranney, D., Wells, R., and Moore, A., (1995). Upper Limb Musculoskeletal Disorders in High Repetitive Industries: Precise Anatomical Physical Finding. orientation on hammering: I. Wrist motion and hammering performance. Human Factors, 31(4), 397-411.
- Sanders, M. S., and McCormick E. J. (1993). Human Factors in Engineering and Design(7th ed). Singapore : McGraw-Hill. 383-409.
- Schoenmarklin, R., and Marras, W. (1989b). Effect of handle angle and work orientation on hammering: II. Muscle fatigue and subjective ratings of body discomfort. Human Factors, 31(4),413-420.
- 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.
- Terrell, R. and Purswell, J. (1976). The influence of forearm and wrists orientation on static grip strength as a design criterion for hand tools. Proceedings of the Human Factors Society 20th Annual Meeting. Santa Monica, CA: Human Factors Society, 28-32.
- Tucker, C. (1990). The mechanics of Sports Injuries. Boston. Blackwell Scientific Publications.
- 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.
-

