

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

## 子計畫三：以殘餘功能控制神經科技輔具重建脊髓損傷者之 手部功能(3/3)

計畫類別：整合型計畫

計畫編號：NSC91-2614-E-038-001-

執行期間：91年08月01日至92年07月31日

執行單位：臺北醫學大學醫學系

計畫主持人：陳適卿

報告類型：完整報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 92 年 10 月 31 日

以殘餘功能控制神經科技輔具重建脊髓損傷者之手部功能  
Development of Patient-driven Controller System for restoring  
hand function to Quadriplegics by Neural Prostheses

計畫類別： 個別型計畫 整合型計畫  
計畫編號：NSC 91 - 2614 - E - 038 - 001 -  
執行期間： 89 年 8 月 1 日至 92 年 7 月 31 日

計畫主持人：陳適卿 台北醫學大學醫學院復健科主任  
共同主持人：游忠煌 陽明大學復健科技輔具研究所助理教授  
賴金鑫 台大醫院復健科教授  
郭德盛 台灣大學電機工程學系暨研究所教授  
劉正良 台灣大學機械工程研究所教授  
計畫參與人員：邱盈翰 台灣大學電機工程研究所博士班研究助理  
游本寧 台灣大學機械工程研究所碩士班研究助理

成果報告類型(依經費核定清單規定繳交)： 精簡報告 完整報告

本成果報告包括以下應繳交之附件：

- 赴國外出差或研習心得報告一份
- 赴大陸地區出差或研習心得報告一份
- 出席國際學術會議心得報告及發表之論文各一份
- 國際合作研究計畫國外研究報告書一份

處理方式：除產學合作研究計畫、提升產業技術及人才培育研究計畫、列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢  
涉及專利或其他智慧財產權， 一年 二年後可公開查詢

執行單位：台北醫學大學醫學系復健科

中 華 民 國 92 年 10 月 27 日

## (二)中英文摘要

### 一、中文摘要

中風偏癱與脊髓損傷病患無法直接由大腦控制手部動作，因而喪失了部分日常生活的能力。本研究之電刺激策略，已完成以正常側之手操控遙桿進而刺激癱瘓側之手，電刺激系統包括比例式命令控制與電刺激程序，並調整電刺激器輸出。使用本系統病人可藉由調整電刺激參數，完成抓握、側握和精細拿握三項手部開迴路動作。經由臨床測試，使用本系統，病患可以自己操控偏癱側之手指，完成抓握杯子、側握鑰匙與精細拿握錄音帶盒子三種動作。

關鍵詞：表面式電刺激、比例式命令控制、抓握、側握、精細拿握

### 二、英文摘要

The stroke or the spinal cord injured patients could not move their hands to grasp objects in their daily life. In this work, the electrical stimulation strategy is that the patients use their normal side hand to control the joystick and the paralyzed hand is thus moved when receiving the electric stimulation. The system consists of proportional command control, stimulation procedures, and electrical intensity control. By adjusting electrical stimulation parameters, patients can perform massive grasp, lateral pinch and precision grasp.

Clinic trials show that the patients can grasp cups; keys and cassette cases with the developed FES system successfully.

**Keywords:** Functional Electrical Stimulation, proportional command control, massive grasp, lateral pinch, precision grasp

# 目 錄

(一)封面.....	I
(二)中英文摘要.....	II
(三)目錄.....	III
(四)報告內容.....	1
一、 前言.....	1
二、 研究目的.....	1
三、 文獻探討.....	1
四、 研究方法.....	1
五、 結果與討論.....	4
六、 未來展望.....	6
(五)參考文獻.....	6
(六)計畫成果自評.....	7

## (四) 報告內容

### 一、前言

功能性電刺激可突破傳統復健之極限，對於無法回復運動功能之肢體，藉由可控制之程式化序列電刺激作用於癱瘓之肢體，重建其功能，本研究研發可使用於上肢手部動作之系統，以助上肢功能之重建。

### 二、研究目的

中風或脊髓損傷患者往往喪失手部功能，導致許多日常生活無法自理，需仰賴家人隨時協助。傳統輔具是被動的幫助脊髓損傷患者，以外加的副木來固定患者手部的運動方式，並不是患者本身肌肉作動，而中風與脊髓損傷患者，其周邊的運動神經及肌肉組織大多沒有受到傷害，以外加電流刺激四肢之神經末梢和肌肉，能使患者肌肉收縮，產生動作。若是將此種方法利用在患者的身上，以特定的電量刺激特定的肌肉，使肌肉收縮產生有意義的動作，例如抓握(massive grasp)罐子和側握(lateral pinch)鑰匙，便可以恢復患者的部分功能，這就是所謂的功能性電刺激(functional electrical stimulation, FES)。若將功能性電刺激應用在中風與脊髓損傷患者的復健上，將是一種主動的復健方法，可以使患者的動作更接近健康的人。

### 三、文獻探討

功能性電刺激系統通常提供給使用者兩種握合模式側握和抓握[1]，其分別用來抓握合較小物品(如:鑰匙)與較大的物品(如:瓶子與罐子)，而命令控制(command control)，則有按鈕式(push button)與比例式(proportional)兩種型式，按鈕式顧名思義就是以按鈕的方式做命令控制，當啟動按鈕後，所有參予的肌肉將被以預設之刺激參數刺激。而比例式命令控制則是使用者依其意志，操控動作的順序，因此病人可在動作完成前，暫停或回復其動作，視情況調整開握動作，其命令控制介面可使用遙桿、位置感測器或肌電訊號等。

在目前握合的電刺激系統中，Handmaster[13,20]，Freehand system[5,16,19]及 Sendai FES system[11,12,15,22,23]是最被廣泛使用的，其中採用表面式電極的 Handmaster 藉由控制按鈕可達成手部開握[1]，當按鈕一觸發，則以電刺激使手指伸張，經由一設定好的延長時間(可調整)，則電刺激使手指屈曲以達到手部抓握或側握等動作，其電刺激順序所設定的電刺激振幅，可以隨使用者需求的而調整。而 FreeHand 系統採用的是埋入式電極[2]，其利用以位置感測器貼覆於正常側的肩膀位置作命令式控制以操控手部的張開與握合，此位置感測器是用來偵測肩膀上兩軸的運動，包括伸張(protraction)/收縮(contraction)與提高(elevation)/降低(depression)，做為比例式的操控手部抓握與側握動作。

目前已建立的電刺激系統，除了抓握與側握外，許多正常人的手部動作皆無法完成，例如一般人常常會以精細掌握(precision grasp)的方式拿起微小物品，當病人使用現有的電刺激系統時，精細掌握的動作必須由抓握或側握取代，使得病人必需屈就於系統的限制，無法以最自然的方式達到握合的目的。

本研究建立一套手部握合之功能性電刺激系統，使病患能依其意志以比例式命令控制完成抓握、側握與精細掌握，協助病人完成日常生活中常用的手部動作。

### 四、研究方法

本研究之研究流程如圖 1 所示。採用的電刺激參數如下所示:包括以表面式電刺激、定電流輸出、電荷平衡的雙向電流(biphasic current)、電刺激頻率為 20Hz 與波寬為 300 $\mu$ s，並以改變電流振幅的方式調整電刺激強度。其中因為電刺激頻率高會加速肌肉疲勞，而電流頻率在 16Hz 以下時，需要很大的電流強度才會使肌肉屈曲，頻率更低時肌肉不會有平順的握力，反而會有與電刺激頻率相同的連續抽搐[1]。因此本研究將電流頻率設定為 20Hz。

硬體設備方面，為了能夠用電腦操控電刺激器輸出，本研究將電刺激器 RESPOND 外接電路，使電腦能夠調整電刺激輸出之電流大小，並以遙桿建立比例式使用者命令控制介面，讓使用者可調整偏癱側手指開握的動作大小與速度。使用者操作之電刺激程序，則依手部關節角度與電刺激量關係配合握合時動作順序關係，以 LabVIEW 軟體撰寫電刺激策略之程式，使得遙桿可以簡易的操控病患偏癱側手部的開握。

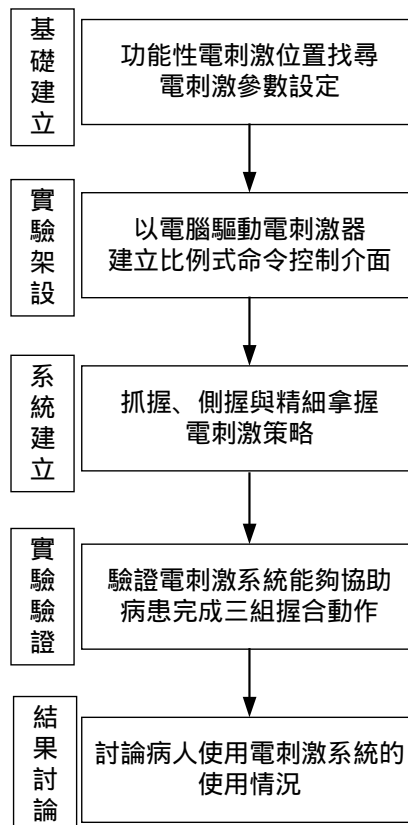


圖 1 研究流程

### 電刺激策略

本研究以 FES 使手作三類動作，順序分述如下：

抓握功能為抓握住小球、電話和瓶子...等球狀和圓柱狀較大的物品。抓握的動作順序分為(1)手指伸張(finger extension)，(2)姆指外展(thumb abduction)，當抓握到這個動作時，則會移手臂與手肘將抓握的物品放置於虎口附近，(3)所有手指屈曲(finger flexion)。

側握功能為夾住鑰匙或盤子...等較扁的物品，其動作順序為(1)手指伸張，(2)2~5 指屈曲(2、3、4 和 5 分別代表食指、中指、無名與與小指)，2~5 指屈曲是為了能夠建立一個基底，使姆指施加側握力量，(3)姆指內收(thumb adduction)。

精細拿握主要功能為拿起磁片或錄音帶...等微小物品。其順序為(1)手指伸張，(2)食指中指與姆指夾握。

本研究選擇的電刺激肌肉，如表 1 所示，相較於現有電刺激系統將 2~5 指同時屈曲視為一組動作，本系統以兩組(每組兩個電極貼片)電刺激位置分別使 2、3 指屈曲和 3~5 指屈曲，使得食指和中指屈曲能夠獨立於 2~5 指屈曲，進而完成精細拿握。然而在抓握過程中，需要 2~5 指同時屈曲，因此本系統在抓握時電刺激於 2、3 指屈曲與 3~5 指屈曲的兩組肌肉上，以符合抓握時 2~5 指同時屈曲的需求。

表 1 手指動作與其對應之電刺激肌肉

動作	電刺激肌肉
2~5 指伸張	伸指總肌
姆指伸張	伸姆指長肌
3~5 指屈曲	屈指淺肌、屈指深肌
2、3 掌指關節屈曲	蚓狀肌
姆指外展	外展姆指短肌
姆指內收與屈曲	屈姆指短肌 與內收姆指肌

在電刺激過程中，由於本系統所採用的電刺激器 RESPOND 僅有兩組電刺激頻道，所以在電刺激程序中，以繼電器切換電刺激位置，以完成三組開握動作。

### 比例式命令控制

為了讓使用者操控動作的順序，視情況調整開握動作，本研究採用遙桿做比例式命令控制介面，因為電刺激電流振幅與手指角度變化的關係可簡化如圖 2 所示，當電刺激振幅小於觸發值(threshold)時，電刺激振幅的增加並不能使手指做任何動作上的變化，而大於觸發值後，增加一些電刺激強度就會造手指運動的大量變化，甚至很快就到疼痛的電刺激振幅強度，所以應該將遙桿的調整著重於觸發值與疼痛值之間，於是在本研究之電刺激策略中，當遙桿位置稍微偏移，則電刺激強度迅速達到觸發值，此後電刺激強度增加斜率變平緩，以方便使用者微調手指變化角度。每個人每組肌肉觸發值皆不同，實際觸發值必需於實際實驗記錄後而設定，為了方便解釋，假設每組肌肉觸發值皆相同的情況下，抓握、側握與精細掌握的電刺激強度關係如圖 3~5 所示。

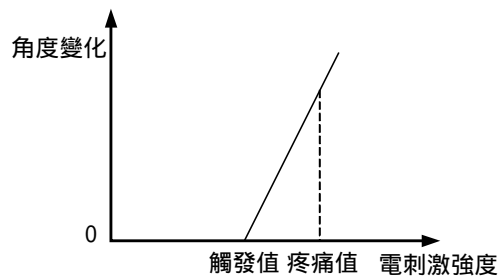


圖 2 角度變化與電刺激強度關係

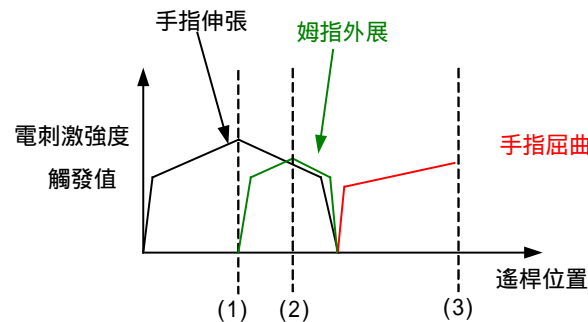


圖 3 抓握電刺激強度與遙桿位置關係

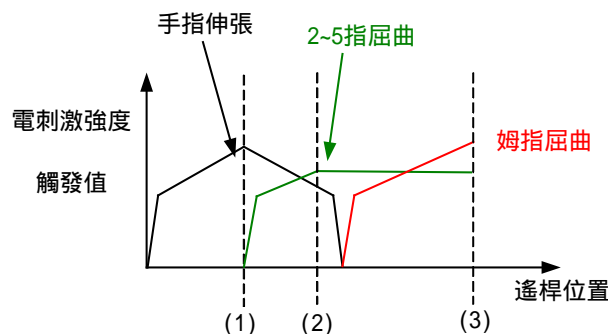


圖 4 側握電刺激強度與遙桿位置關係

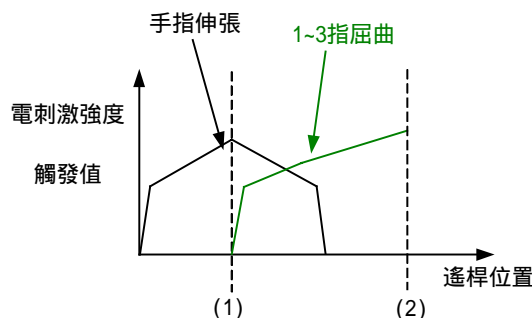


圖 5 精細掌握電刺激強度與遙桿位置關係

在不同情況需求下，每個動作所需的電刺激量皆不同，以抓握時手指伸張為例，當抓握瓶罐時，若瓶罐的直徑較大，則需使手指伸張之電刺激強度增加，反之瓶罐直徑較小則手指伸張的電刺激強度較小。

為了讓使用者依情況需求，以最少電刺激量，完成其所需之動作，本系統採用按鈕輔助遙桿的方式調整電刺激強度，使用者使用本系統時，藉由調整電刺激時按鈕的時機，可調整電刺激強度，如圖 6 所示，當電刺激於手指伸張時，按鈕於遙桿於(1)或(1<sup>\*</sup>)位置時按下，會以不同強度電刺激使手指伸張。藉由類似的方式，調整每組動作的按鈕時機 (圖 3~5 虛線處) 相對於遙桿位置，可以改變每個動作的電刺激強度，以滿足每個動作於握合時電刺激強度的需求。

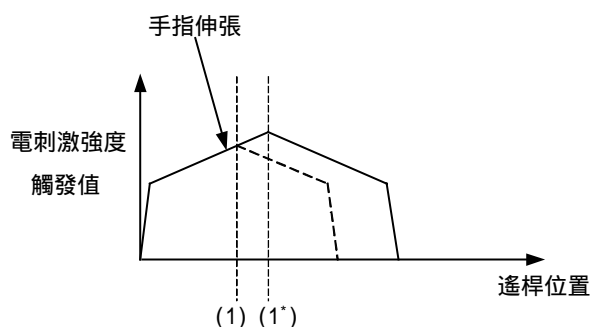


圖 6 按鈕與電刺激強度關係

## 五、結果與討論

本電刺激系統應用於兩位無法依其意志使手指伸張手指，且無法做出完整手指屈曲兩位病患上，以驗證電刺激系統的可行性。

由於本研究之電刺激策略著重於手指動作，因此本電刺激系統應用於二位病患握合時，一旁有人協助其手肘與手臂動作，而手腕則以護木固定住，以防止手腕屈曲。兩位病人於十次抓握罐子的實驗中皆成功了 9 次，側握磁片皆成功 7 次，而精細掌握錄音帶盒子各成功 7 次與 10 次。

抓握、側握與精細掌握，其中一次電刺激強度與時間關係分別如圖 7、9 和 11 所示，而實際握合過程如圖 8、10 和 12 所示，而實際握合過程圖形下標示的數字為相對於電刺激強度與時間關係的秒數。

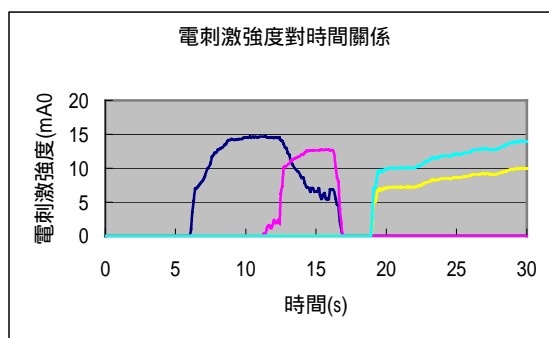
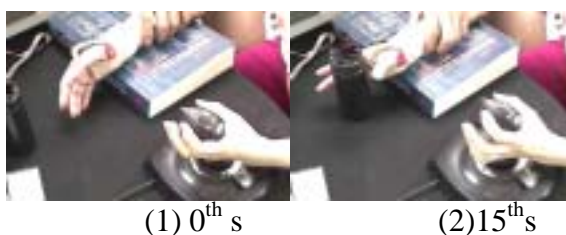


圖 7 抓握時電刺激強度對時間關係







(3) 25<sup>th</sup>s (4) 30<sup>th</sup>s  
圖 8 中風病患實際抓握情況

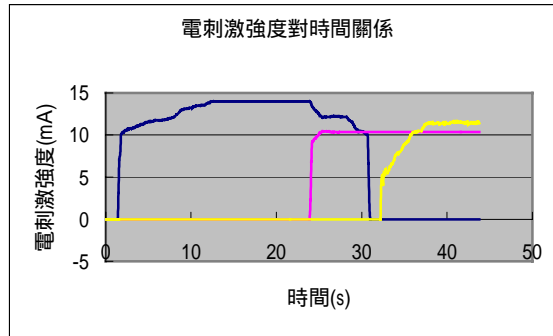


圖 9 側握時電刺激強度對時間關係



(1) 0<sup>th</sup>s (2) 25<sup>th</sup>s



(3) 40<sup>th</sup>s (4) 45<sup>th</sup>s

圖 10 中風病患實際側握情況

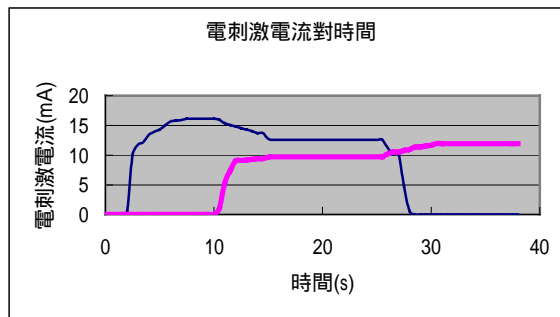


圖 11 精細拿握時電刺激強度對時間關係



(1) 0<sup>th</sup>s (2) 9<sup>th</sup>s



(3)17<sup>th</sup>s (4)32<sup>th</sup>s  
圖 12 中風病患實際精細掌握情況

## 六、未來展望

在本研究是以遙桿與一按鈕完成比例式的電刺激策略，而未來需要改善操作介面，使患者不需要再以正常手操控偏癱側之手，其中在肩膀上裝感測器即為一種方式，將位置感測器或肌電訊號感測器安裝於肩膀上，讀取肩膀伸張/收縮與提高/降低兩組動作，取代本系統的遙桿與按鈕，建立更方便使用的命令控制介面。甚至以讀取腦波肌衝訊號的方式，以腦波控制下達命令，使得使用者不需另外做任何動作，依意識達到操控自己手指開握的動作。

此外，在本研究之電刺激策略著重於手指開握動作，使得本電刺激系統限用於手肘與手臂能自由運動的病患，若增加電刺激位置於三頭肌(triceps)、闊背肌(Latissimus Dorsi)...等肌肉，病患在握合過程中能夠以電刺激使手肘伸張與屈曲，則能夠增加本電刺激系統的使用範圍，使得手肘無法自行控制的病患也能使用本電刺激系統。

本研究採用電腦建立整個系統與架構，實施並驗證電刺激策略的可行性，未來要將這套系統脫離實驗室，必需使用微處理機將系統微小化，使得病人能夠隨身攜帶，方便日常生活中使用。

## (五)參考文獻

- [1] Milos R. Popovic, Dejan B. Popovic, and Thierry Keller, *Neuroprostheses for Grasping*, pp. 1~26, Canada, 2002.
- [2] Kilgore, K. L., and Peckham, P. H., "An implanted upper-extremity neuroprostheses," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 79-A, no. 4, pp. 533~541, 1997.
- [3] Durfee WK, Mariano TR, Zahradnik JL. Simulator for evaluating shoulder motion as a command source for FES grasp restoration systems. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 1991;**72**:1088-94.
- [4] Johnson MW, Peckham PH. Evaluation of shoulder movement as a command control source. *IEEE Trans.Biomed.Eng* 1990;**37**:876-85.
- [5] Keith MW, Peckham PH, Thrope GB, Stroh KC, Smith B, Buckett JR *et al.* Implantable functional neuromuscular stimulation in the tetraplegic hand. *J.Hand Surg.[Am.]* 1989;**14**:524-30.
- [6] Smith BT, Mulcahey MJ, Betz RR. Development of an upper extremity FES system for individuals with C4 tetraplegia. *IEEE Trans.Rehabil.Eng* 1996;**4**:264-70.
- [7] Rakos M, Freudenschuss B, Girsch W, Hofer C, Kaus J, Meiners T *et al.* Electromyogram-controlled functional electrical stimulation for treatment of the paralyzed upper extremity. *Artif.Organs* 1999;**23**:466-9.
- [8] Saxena S, Nikolic S, Popovic D. An EMG-controlled grasping system for tetraplegics. *J.Rehabil.Res.Dev.* 1995;**32**:17-24.
- [9] Thorsen R, Ferrarin M, Spadone R, Frigo C. Functional control of the hand in tetraplegics based on residual synergistic EMG activity. *Artif.Organs* 1999;**23**:470-3.
- [10] Lauer RT, Peckham PH, Kilgore KL. EEG-based control of a hand grasp neuroprosthesis. *Neuroreport* 1999;**10**:1767-71.
- [11] Handa Y, Handa T, Nakatsuchi Y, Yagi R, Hoshimiya N. [A voice-controlled functional electrical stimulation system for the paralyzed hand]. *Iyodenshi.To Seitai Kogaku* 1985;**23**:292-8.
- [12] Handa Y, Hoshimiya N. Functional electrical stimulation for the control of the upper extremities. *Med.Prog.Technol.* 1987;**12**:51-63.
- [13] Nathan RH. FNS of the upper limb: targeting the forearm muscles for surface stimulation. *Med.Biol.Eng Comput.* 1990;**28**:249-56.
- [14] Crago PE, Memberg WD, Usey MK, Keith MW, Kirsch RF, Chapman GJ *et al.* An elbow

- extension neuroprosthesis for individuals with tetraplegia. *IEEE Trans.Rehabil.Eng* 1998;**6**:1-6.
- [15] Hoshimiya N, Naito A, Yajima M, Handa Y. A multichannel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. *IEEE Trans.Biomed.Eng* 1989;**36**:754-60.
- [16] Grill JH, Peckham PH. Functional neuromuscular stimulation for combined control of elbow extension and hand grasp in C5 and C6 quadriplegics. *IEEE Trans.Rehabil.Eng* 1998;**6**:190-9.
- [17] Popovic D, Popovic M. Tuning of a nonanalytical hierarchical control system for reaching with FES. *IEEE Trans.Biomed.Eng* 1998;**45**:203-12.
- [18] Prochazka A, Gauthier M, Wieler M, Kenwell Z. The bionic glove: an electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 1997;**78**:608-14.
- [19] Kilgore KL, Peckham PH, Thrope GB, Keith MW, Gallaher-Stone KA. Synthesis of hand grasp using functional neuromuscular stimulation. *IEEE Trans.Biomed.Eng* 1989;**36**:761-70.
- [20] Nathan RH, Ohry A. Upper limb functions regained in quadriplegia: a hybrid computerized neuromuscular stimulation system. *Arch.Phys.Med.Rehabil.* 1990;**71**:415-21.
- [21] Weingarden HP, Zeilig G, Heruti R, Shemesh Y, Ohry A, Dar A *et al.* Hybrid functional electrical stimulation orthosis system for the upper limb: effects on spasticity in chronic stable hemiplegia. *Am.J.Phys.Med.Rehabil.* 1998;**77**:276-81.
- [22] Handa Y, Yagi R, Hoshimiya N. Application of functional electrical stimulation to the paralyzed extremities. *Neurol.Med.Chir (Tokyo)* 1998;**38**:784-8.
- [23] Ichie M, Handa Y, Matsushita N, Naito A, Hoshimiya N. Control of thumb movements: EMG analysis of the thumb and its application to functional electrical stimulation for a paralyzed hand. *Front Med.Biol.Eng* 1995;**6**:291-307.

#### (六)計畫成果自評

本研究電刺激策略的建立，包括硬體架設與軟體撰寫，藉由適時安排電刺肌肉和順序，以合成抓握、側握和精細掌握三種動作，並依照手受電刺激時反應特性，以遙桿建立比例式命令控制，使得患者於電刺激過程中，能夠依其意志操控癱瘓側之手。

經由臨床實驗，證明了本研究之功能性電刺激策略，使原本不能自主操控手指開握的病人能夠做到日常生活中常見的動作，包括抓握罐子、側握鑰匙與精細掌握錄音帶盒子，將電刺激策略應用於在二位病患上，三種動作每做十次皆成功七次以上，握物成功率與重現性都很高，未來計劃再進行輸入端改良，將可更廣泛適用於各類型病人實際使用。