

# 肌電迴饋電氣激發法對偏癱患者上肢肢體功能恢復之效果

臺中榮民總醫院復健科 張幸初

## 第一章 研究主旨：包括對象與目的

腦中風已知為全球的第三大死因，我國於1986-2007年間大多為第二死因，在2012年退居為第三死因，在美國及歐洲，腦中風皆是成人失能的最主要因素。腦中風所造成失能的財務及社會家庭負擔遠過冠狀動脈心臟病及癌症（前兩大死因），而造成病患失能，復健及醫療花費也是呈現逐年升高的情形。腦中風後偏癱的肢體會出現痙攣、肌肉無力和運動協調的功能障礙，甚至會持續性惡化。這種不協調廢用的發生，部分原因是因為負責調節神經線路的行動意圖、執行的動作、反映意圖的動作，不再是完好的[1-2]。無論是做為一個因急性腦損傷或慢性廢用造成的二次傷害，患者均將喪失自主活動。

傳統中，中風復健包含了上肢肌力強化，手部功能訓練，像是利用訓練手部的抓握動作，來達到促進神經修復或重新整合，而中風復健在過去數年來已經有所改變，像鏡像及媒體治療的方式均有助於中風康復[3-6]。通過結合新技術，尋找腦及肢體功能復甦新契機。經由神經科學、電子資工、多媒體和臨床研究進一步的結合，提供適當且充分的治療和刺激應用，在合適的時間，人類中風後的大腦功能能夠顯著復甦。本研究開發的新療法是利用鏡像搭配功能性電刺激，應用對象為中風後的偏癱患者，期望利用感測健康側的上肢肢體來引導癱瘓側上肢，利用功能性電刺激的方式，使癱瘓側能夠達到與健康側同步的動作，來達到減輕肌肉萎縮的復健目的。

本研究並大幅縮小治療儀器體積，應用於中風後之復健治療，未來希望患者可以方便使用。本研究將分別利用手部感測手套、電刺激電路、藍芽無線傳輸等技術完成，使復健治療患者可方便的進行訓練，減輕復健的負擔，提高復健的意願。

## 第二章 問題之緣起背景範圍與現況

於2013年，腦血管疾病為國人的第三大死因，腦血管疾病也是成人殘障的主因。腦中風將帶給醫療照護系統相當大的負擔，而其中肢體活動障礙是中風常見的後遺症，尤其是手指伸展、抓取等動作變得很困難。國外曾有研究發現，中風半年後，僅四成的患者可恢復部分手部功能。中風後有些患者一側的手幾乎沒有反應，要患者立刻練習動作、展開復健很不容易，因此「鏡像治療」是近期新的臨床復健方法[7-9]，此項治療為把癱瘓的手放置在鏡子後方，並讓健康的手練習各種動作，且專心觀看鏡子中反射的影像，同時患者要想像癱瘓的手也在做同樣的動作，藉由視覺刺激大腦所負責運動區域，讓大腦產生兩手同時動作的錯覺，誤以為癱瘓的手能夠正常活動。藉由此治療方式持續的練習雖有助於恢復癱瘓手部的功能，但此方式治療有限，而本研究希望擷取這項的想法，更進一步的配合功能性電刺激來進行復建，功能性電刺激復建為以電刺激引起肌肉收縮作為一種治療的方法，在臨床上已經使用多年[10-15]。為根據人體自主運動機制進行刺激，以引起肌肉收縮的一種電刺激方式，能使喪失神經控制的肌肉產生收縮，達到運動功能恢復和神經系統重建的目的，結合以上兩

點，本研究希望使患者能夠實際使癱瘓的手能夠達到與健康的手一樣完成同樣的動作，來達到真正的鏡像動作以及治療。

### 第三章 研究設計過程與方法

#### 一、基本理論與假設

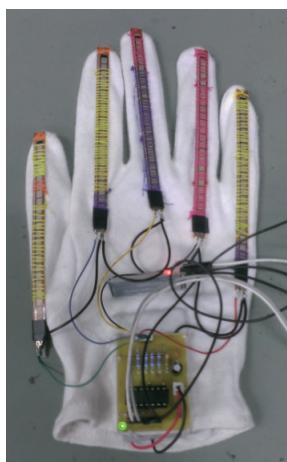
電刺激 (Electrical Stimulation) 此項技術是將特定的電能量施加於生物體組織上，使其產生反應，而皮膚表面電刺激器使用的電極貼片是利用黏貼於皮膚表面來進行刺激，刺激信號主要由表面電極輸出經皮膚進入生物體內，此種刺激方式不具侵入性，在臨床上使用方便，但電極與皮膚之間的阻抗變化將會影響刺激效果，為克服皮膚阻抗需要較高的電壓來進行刺激。

神經和肌肉細胞具興奮性，在適當的刺激下，能引發動作電位的產生，而動作電位的產生，使得細胞內的電位由負電位在瞬間衝過零電位而呈現正電位，即是去極化現象。而去極化之後於，鈉離子大量流入細胞內後，細胞膜也同時增加鉀離子的通透性，細胞內鉀離子大量流出細胞外，因此細胞膜電位降低到負電位，此過程稱為再極化，當細胞受到刺激，完成前述去極化、再極化與過極化的過程，稱為動作電位 (action potential)。電刺激發生時，興奮性細胞膜的電位開始變化，經去極化、再極化與過極化，產生動作電位。當產生一個動作電位時，周圍細胞膜的電位也隨之變化，超過閾值時即產生下一個動作電位，故動作電位間存在著所謂的動作電位傳遞的關聯，繼續重覆發生，則動作電位從被刺激處逐漸傳遞出去，此稱為動作電位傳遞。因此進行電刺激時，電極附近的細胞因去極化產生動作電位，經電位傳遞引發神經或肌肉收縮。

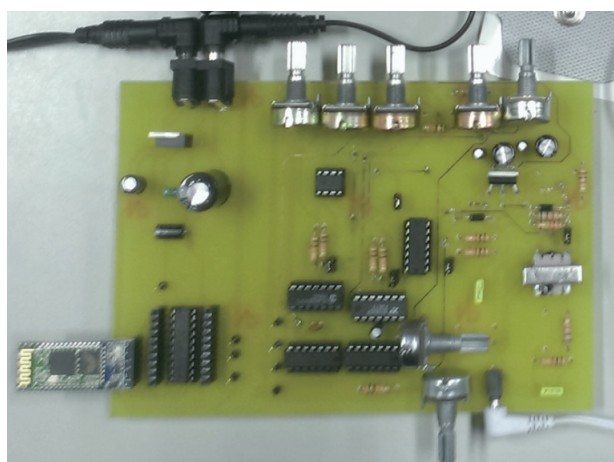
利用皮膚上的電極輸出電刺激進入生物體內，能引發肌肉的收縮，若是將電刺激器貼於特定位置，則可以達到對應的動作，我們利用將電刺激貼於手臂的特定位置上，則我們就可以利用電刺激的輸出，使手指、手臂等部位達到非自主局部收縮運動，如果再結合手部動作感測，就可以達到真實的鏡像復健，使得健康側的手部動作，能夠去引導癱瘓側的手部達到相同的運動

#### 二、系統發展

在本研究中，製作了一套鏡像復健的系統電路，為一個小體積的治療儀器，其中分為感測電路 (感測手套) 以及刺激端電路，分別如圖一及圖二所示，個別負責健康側手部動作的收集以及癱瘓側手部電刺激的功能。



圖一 感測端手套設計



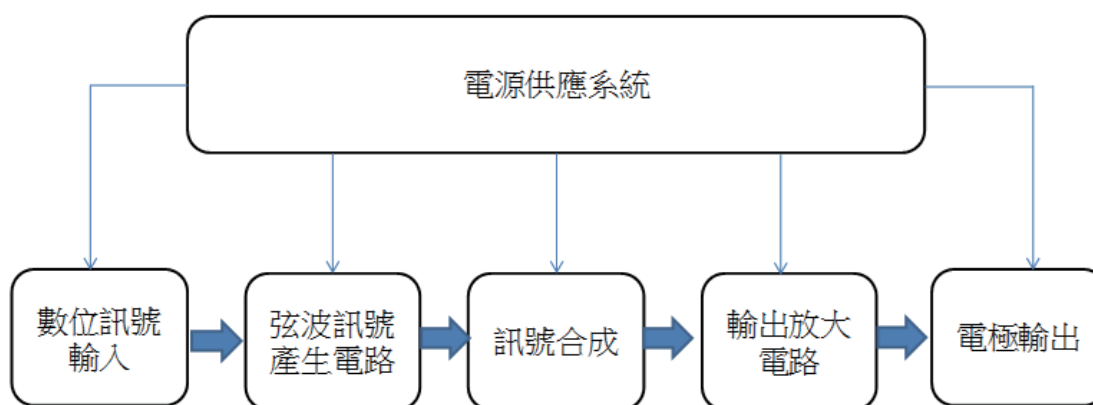
圖二 刺激端電路設計

1. 手套端感測電路設計：

感測端使用了彎曲電阻感測單元與重力感測器作為主要的偵測單元，分別能夠偵測手指動作與手肘的動作，手部動作偵測手套希望能夠獲取手指與手肘的動作與姿態，感測端手套能夠偵測指、手肘與手腕的角度，並透過 MSP430 來進行讀取資料的動作，感測端中央控制單元使用一個 TI 公司出產之 MSP430 微型處理器作為接收與處理前端感應器的訊號之核心，並且利用此微型處理器控制藍芽晶片來完成無線傳輸。

2. 刺激端電路設計：

電刺激系統架構如圖三所示，硬體由 TI 公司出產之 MSP430 微型處理器進行控制，而電刺激訊號由弦波產生晶片與類比乘法器所產生，再經過功率放大器與變壓器昇壓，將訊號調整至可達到有效的治療效果。



圖三 刺激端系統架構圖

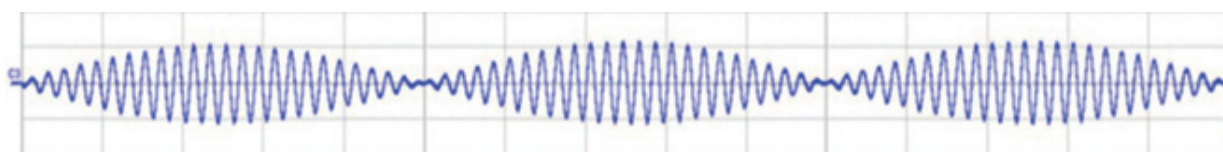


### (1) 弦波產生電路

系統之弦波產生電路採用 ICL8038 函數產生器晶片，能產生三角波、方波、正弦波，並可調整工作週期脈衝。輸出波形振幅、頻率及直流電位都可用直流電壓調整，其可調頻率範圍由 0.01 Hz 到超過 300 kHz，主要輸出訊號的頻率範圍由第十與十一支接腳之外部電容 C 充放電的速度決定，而該速度是由電容器的大小、外部電阻的值，以及 IC 第八支接腳提供之電壓決定，系統利用 ICL8038 此類 IC 來產生分別為 5000Hz 和 150 Hz 之弦波，並將訊號送至第二層的訊號合成電路。

### (2) 波形合成電路

波形合成的主要作用是將低頻信號控制高頻信號的振幅，使得高頻訊號攜有低頻信號的特徵。本系統以 AD633 乘法器 IC 作振幅調變，載波訊號 5000Hz 訊號的型態被輸入第三支接腳，需要作載波調變的 150Hz 低頻信號第一支接腳，訊號將會被混波成一個新的合成波，如圖四所示。



圖四 混和波型

### (3) 輸出放大電路

利用 ICL8038 函數產生器晶片產生中頻與低頻弦波，透過 AD633 類比乘法器作振幅調變形成中頻調制波，但此時的中頻刺激波形因乘法器限制最高輸出電壓值不得超過 10 V，並且不具有電療效果，因此需要利用功率放大器將刺激波型放大，且人體的皮膚約有 500 $\Omega$  至 100k $\Omega$  以上的阻抗，電刺激器輸出級之供應電壓必須超過電壓 100V 以上，才能克服皮膚之阻抗，故將經功率放大之電流訊號連接昇壓變壓器，以達到電氣隔離之目的與電刺激治療時所需的參數值。

功率放大電路使用 TDA2030A 此功率放大器 IC，能做到儘量減少波形失真下，能達到放大刺激信號至推動變壓器的電壓。經過功率放大電路，後需再經過一級變壓器，將訊號再次放大，使電壓能夠克服皮膚之阻抗，達到刺激肌肉收縮的目的。

### (4) 電極輸出

在經過輸出放大電路後，可將電刺激訊號透過連接線以及電極片來做肌肉電刺激，達到肌肉收縮以及動作同步的目的。

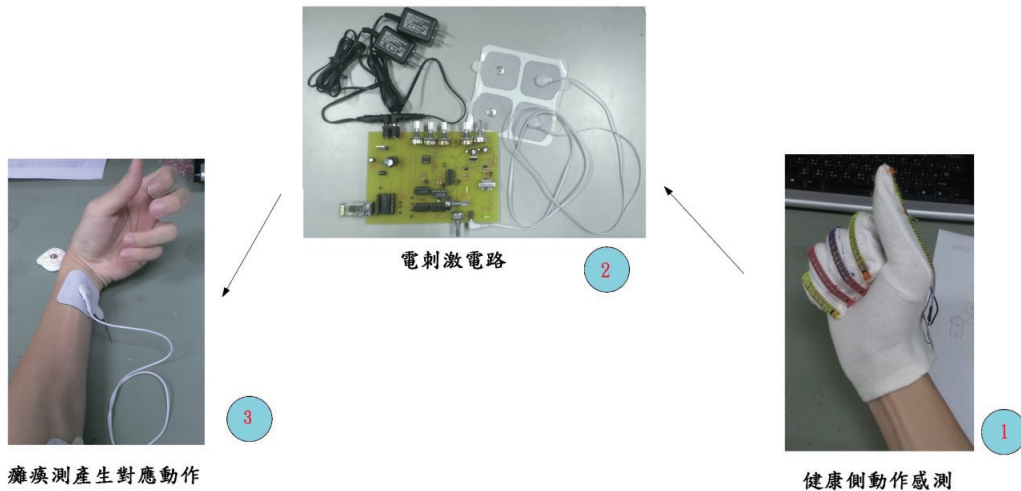
### (5) 電源供應

系統電源使用 2 組 15V 之變壓器作為電源輸入，提供訊號產生、合成、放大電路使用，而微控制器之電源提供，為利用 lm2576 此類穩壓電壓 IC，可將 15V 降為 3.3V 電壓，提供給微控制器使用。

### 3. 完整系統架構圖

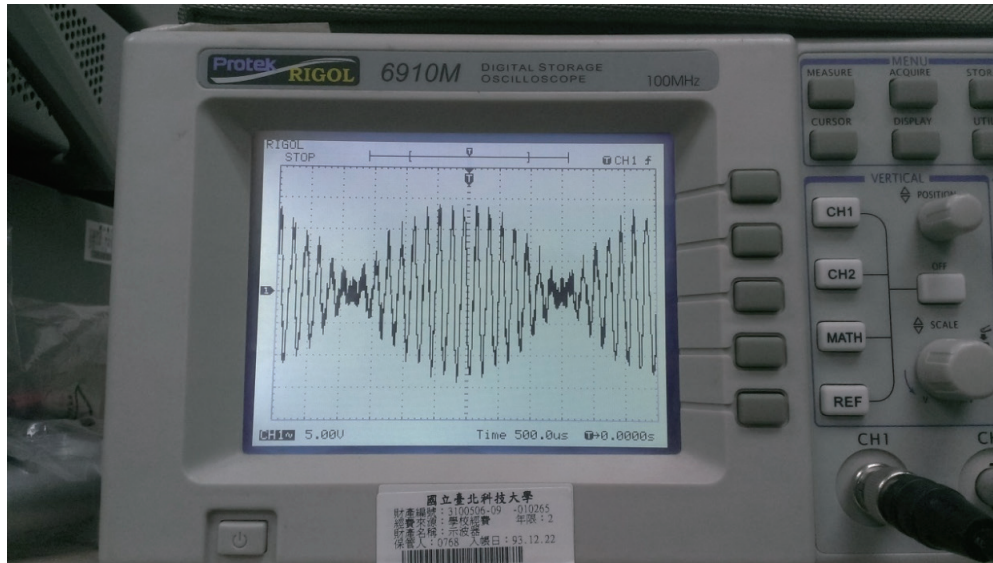
圖五為「肌電迴饋電氣激發法」之系統架構圖，由此圖可說明系統運作功能及流程：

- 一．在一開始時，藉由圖號 1 的感測端進行見開測的手部動作讀取，包括手指的彎曲、與手肘的動作與姿態，而感測端手套會將手部的動作結果發送至刺激端電路。
- 二．刺激端之主控制器係藉由感測端發送的動作來進行判斷，再依此決定是否發送刺激電訊號至輸出。假若健康側的動作為手指抓取或是手臂抬起等動作，則刺激端電路將會發送刺激波型。
- 三．癱瘓側須將電極貼片貼製對應的位置，當刺激端對肌肉發出電訊號時，即可造成對應的肌肉收縮，產生對應的動作，並達到鏡像復健的目的。



### 三、實驗收集資料之程序

進行測試時，手套端可以分別感測彎曲電阻的數值，其數值反映手指的彎曲程度，以及手腕的曲度，此外也會讀取重力加速度計的數值，數值可以反映手套的傾斜角，而手套端會將此數值傳送至刺激端，而刺激端會判斷彎曲電阻或傾斜角是否超過設定的門檻值，若是大於我們設定的門檻值，則刺激端電路就會開始發送刺激訊號，訊號在未經最後一級放大的波型如圖六所示，電刺激訊號將會使癱瘓端的肌肉收縮，來完成對應的動作，像是手指彎曲的非自主局部收縮運動…等。



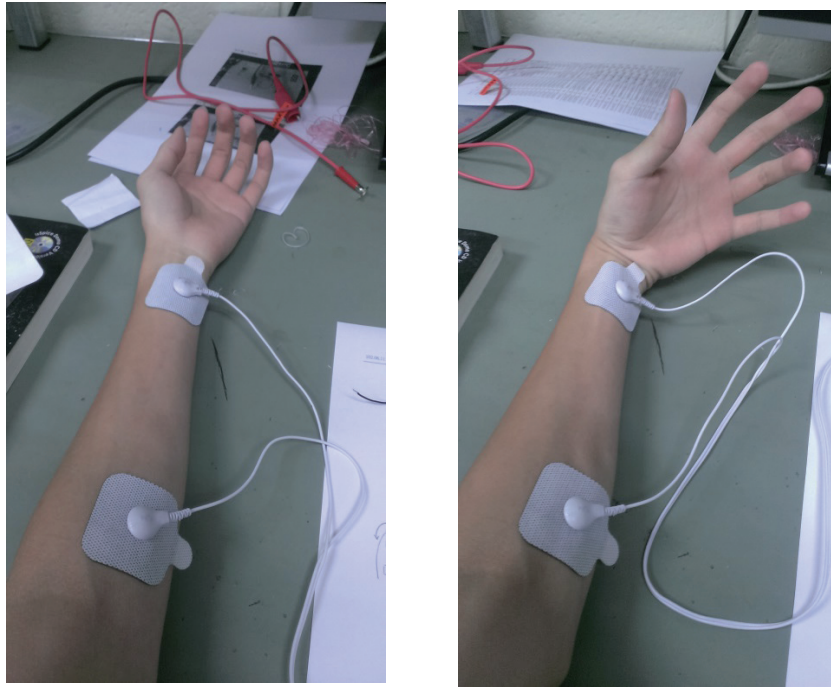
圖六 電刺激電壓波型

刺激端在接收到訊號時，會使刺激端上肢產生肌肉收縮，在刺激端電路中，有一個可以調整震幅的旋鈕，若是以較小的電壓輸出，則會感到肌肉在收縮，但是並未有足夠力道產生動作，則須調整電壓，當旋鈕向較強方向調整後，會使肌肉收縮力道越來越強，當收縮力量足夠達到肢體改變動作時，就會產生上肢姿態改變，像是手臂收縮或手指彎曲等。



圖七之一 手臂非自主局部收縮運動





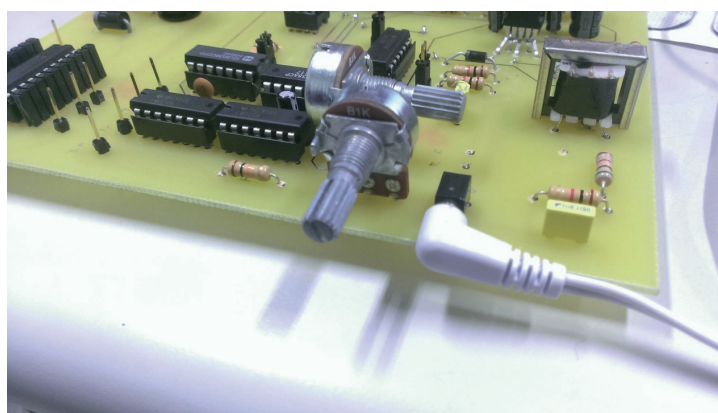
圖七之二 手腕非自主局部收縮運動

#### 第四章 研究進度及每一階段預期完成之項目

一、預定完成工作項目及實際執行情形	
預定完成工作項目	實際執行情形
彎曲電阻感測電路設計	執行完成
使用微控制器 MPS430 進行擷取 (ADC) 程式撰寫	執行完成
使用微控制器 MPS430 進行擷取 (ADC) 程式測試	執行完成
使用微控制器 MPS430 進行擷取 (ADC) 程式除錯	執行完成
使用微控制器 MPS430 進行正規畫程式撰寫	執行完成
G-sensor 資料彙整	執行完成
感測端資料分析	執行完成
感測端微控制器 MSP430 程式撰寫	執行完成
感測端微控制器控制藍芽傳輸	執行完成
感測端供電之電源電路	執行完成
刺激端電路設計	執行完成
使用微控制器 MPS430 進行刺激端控制	執行完成
完成刺激端多組刺激電路整合	執行完成
進行感測端與刺激端動作整合	執行完成
刺激端可調整電刺激電路設計	執行完成
刺激端供電之電源電路	執行完成
執行系統架構整合、除錯及分析資料	執行完成
完成全系統架構整合及除錯並製作系統備份	執行完成
完成期末報告書	執行完成

## 第五章 本研究預期發現及效果

計畫預期夠達到偵測健康側的手部動作，並且將動作複製到鏡像的癱瘓側，達到使左右手進行同步的動作。而在實際測試後發現，當以電刺激器進行癱瘓側刺激時，可以使手臂、手腕，以及手指產生非自主局部收縮運動，並且造成有手部動作的產生。在控制手臂以及手腕的非自主局部收縮運動效果良好，均能夠正確的產生動作，而在手指部分，因為刺激的電流通過手臂肌肉時，難以精準控制電流的流動，尚無法達到手指個別的收縮，僅能使手指中的食指、中指、無名指與小指同時受到電刺激的影響而彎曲，此外，若是進行電刺激的時間過久，會使肌肉產生肌肉疲勞感，不過在電路中，有加入了調整的旋鈕，如圖七所示，能夠調整輸出的波型振幅，使肌肉收縮的力道減少，使此電刺激電路能夠適應每個人的復健狀況，進行調整，可以改善這個狀況。



圖八 波型振幅調整旋鈕

## 第六章 討論

經由系統的測試，發現鏡像復健系統的確夠完成健康側以及癱瘓側的動作複製，例如手腕、手臂彎曲等，但是在細微動作上，例如個別控制手指做出各種手勢、或是控制握力等方面，還是難以精確利用電刺激電路來掌控，若是想要將此系統用來增進患者日常生活輔助用，則可能需要考慮以植入式電刺激的方式來完成，能夠較精確的控制細微的動作。

## 第七章 結論及建議

本研究完成了一個新穎的復健方式，整合了鏡像復健以及功能性電刺激的特性，能夠分別的改善鏡像復健效果有限，及改善功能性電刺激由醫師或照護人員主導的情況，使病患能夠依照自己的步調，來進行上肢的復健，而透過本計畫的進行，對系統評估後提出幾點建議：

(一) 本系統能夠調整刺激的振幅、頻率來適應每個病患的狀況，不過主要的調整為調整輸出振幅，研究在進行測試時均使用頻率 150Hz 混和 5000Hz 的波型來進行測試，則之後可以進行頻率對於肌肉的收縮反應方面的研究。

(二) 本系統使用對稱的弦波來進行組成電刺激波型，收集資料時，有些文獻指出刺激波型也可以使用方波或三角波，甚至是非對稱波的方式來做輸出，也可以就波型的改變對於肌肉的收縮反應方面的進行研究。

(三) 建立資料庫與使用者資訊，本系統並無紀錄使用者的情況的功能，若之後能夠建



立資料庫，紀錄使用者的適用的電刺激波型、每次復健的使用時間、每周復健頻率…等資訊，能夠更方便醫師、照護人員與病患上使用。

### 參考文獻

- 1、[01] K. D. Cicerone, C. Dahlberg, J. F. Malec, D. M. Langenbahn, T. Felicetti, S. Kneipp, et al. Evidence-based cognitive rehabilitation: updated review of the literature from 1998 through 2002. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 1681 - 1692.
- 2、S. J. Page, P. Levine, A. C. Leonard. Effects of mental practice on affected limb use and function in chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86: 399 - 402.
- 3、P. Hlustik, M. Mayer. Paretic hand in stroke: from motor cortical plasticity research to rehabilitation. *Cogn Behav Neurol* 2006; 19: 34 - 40.
- 4、C. Neuper, R. Scherer, M. Reiner, G. Pfurtscheller. Imagery of motor actions: differential effects of kinesthetic and visual-motor mode of imagery in single-trial EEG. *Brain Res Cogn Brain Res* 2005; 668 - 677.
- 5、N. David, B. H. Bewernick, M. X. Cohen, A. Newen, S. Lux, G. R. Fink, et al. Neural representations of self versus other: visual-spatial perspective taking and agency in a virtual ball-tossing game. *J Cogn Neurosci* 2006; 18: 898 - 910.
- 6、M. G. Lacourse, E. L. Orr, S. C. Cramer, M. J. Cohen. Brain activation during execution and motor imagery of novel and skilled sequential hand movements. *Neuroimage* 2005; 27: 505 - 519.
- 7、N. S. Ward. Plasticity and the functional reorganization of the human brain. *Int J Psychophysiol* 2005; 58:158 - 161.
- 8、G. Rizzolatti. The mirror neuron system and imitation. In: S. Hurley, N. Chater, eds. *Perspectives on imitation: from cognitive neuro science to social science*. Cambridge, MA: MIT Press; 2005, p. 55 - 77.
- 9、G. Buccino, A. Solodkin, S. L. Small. Functions of the mirror neuron system: implications for neurorehabilitation. *Cogn Behav Neurol* 2006; 19: 55 - 63.
- 10、B. Tomasino, R. Budai, M. Mondani, M. Skrap, R. I. Rumiati. Mental rotation in a patient with an implanted electrode grid in the motor cortex. *Neuroreport* 2005; 16: 1795 - 1800.
- 11、L. Fadiga, L. Fogassi, G. Pavesi, G. Rizzolatti. Motor facilitation during action observation: a magnetic stimulation study. *J Neu-rophysiol* 1995; 73: 2608 - 2611.
- 12、L. A. Pascual, D. Nguyet, L. G. Cohen, J. P. Brasil-Neto, A. Cammarota,

- M. Hallett. Modulation of muscle responses evoked by transcranial magnetic stimulation during the acquisition of new fine motor skills. *J Neurophysiol* 1995; 74: 1037-1045.
- 13、G. Ganis, J. P. Keenan, S. M. Kosslyn, L. A. Pascual Transcranial magnetic stimulation of primary motor cortex affects mental ro-tation. *Cereb Cortex* 2000; 10: 175-180.
- 14、B, Ann, J. J. Chen and M. S. Ju, "Implementation of an adaptive fuzzy controller for FES-cycling system" , Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society, vol.3, pp. 1119-1120, 1997.
- 15、J. J. Chen and N. Y. Yu, "The validity of stimulus-evoked EMG for studying muscle fatigue characteristics of paraplegic subjects during dynamic cycling movement" , *IEEE Transactions on [see also IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation]*, *Rehabilitation Engineering*, vol. 5, pp. 170-178, 1997.