

# 腦波輸入訓練系統

Electroencephalogram input training system

王展倚Jan-Yi wang<sup>1</sup> 吳崇民Chung-Min Wu<sup>1</sup> 鐘沂善Yi-shan Chung<sup>1</sup>

張順翔Shun-Hsiang Chang<sup>1</sup> 張世熙Shei-Hsi chang<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 崑山科技大學電子工程系 Department of Electronic Engineering, Kun Shan University

<sup>2</sup> 崑山科技大學資訊傳播系 Department of Information communication, Kun Shan University

## 摘要

本研究發展之腦波輸入訓練系統，目的是為了讓使用者快速了解如何將腦波訊號轉換為控制訊號，使用者可應用腦波來做基本開關控制或透過編碼處理後，做電腦中英文輸入。腦波輸入訓練系統有四個模式，分別為腦波準位評估模式，用於偵測使用者腦波強度大小，腦波圖模式用於讓使用者可即時觀察腦波及控制訊號的變化狀況，控制訓練模式讓使用者練習控制腦波訊號的產生，輸入練習模式讓使用者控制腦波變化並透過編碼組合產生字元，透過四種模式的訓練，使用者可快速學習腦波的控制方式，並準確的產生字元，同時藉由各訓練模式之資料收集，可分析出每個使用者操作的模式，藉以改善系統運作參數，使系統可以更加人性化。

**關鍵詞：**腦波、身心障礙

## Abstract

The development of Electroencephalogram (EEG) input training system is designed to allow users to quickly learn how to EEG signals into control signals. The user can be applied to do the basic switch control by EEG or through the encoding process, to do the Chinese and English entered in the computer. EEG input training system has four modes, namely EEG level assessment mode, used to detect the EEG intensity of the user; EEG patterns mode can be used to allow users observed the changes of EEG and control signals in real-time; Control training mode allows the user to practice controlling the generation of EEG signals; Enter practice mode allows users to control the EEG changes and through the encoding to produce the character. Through the four modes of training, users can quickly learn to control brain wave and accurately to type character; while the data collection by the training model, can be analyzed the mode of operation for each user to improve operation parameters of system and the system can be more humane.

## 1. 前言

隨著科技進步，人們生活越來越便利，但對於重度身心障礙患者，如脊髓損傷、肌萎縮性脊髓側索硬化症(Amyotrophic Lateral Sclerosis, ALS)等卻沒有因此改善生活的品質。目前市面上，雖然有許多輔助溝通系統，讓患者可以順利的與外界溝通，但有些是價格昂貴，有些是操作起來介面繁雜，而且多為國外進口，因此在維修上又極不方便，相對的造成另一種困擾。對於重度身心患者而言，他們的共同點是四肢不靈活且常伴隨著溝通困難的症狀，需要特殊的輔助溝通系統來幫忙，因此本研究發展一套訓練系統，讓重度身心障礙患者，藉此訓

練系統學習運用功能健全的大腦產生腦波控制訊號。

本研究將自製腦波擷取電路，採用單點腦波量測，以減少昂貴儀器帶來的負擔、縮短裝置時間及增快訊號分析速度，來達到即時辨識。透過本研究設計之訓練系統的四種模式，使用者可快速學習腦波的控制方式，並準確的產生字元，同時藉由各訓練模式之資料收集，可分析出每個使用者操作的模式，藉以改善系統運作參數，使系統可以更加人性化。幫助使用者快速熟悉利用腦波訊號做溝通輔具或其他特殊需求之輸入訓練系統。

## 2. 系統設計與實驗方法

本研究之系統設計主要分為腦波輸入介面及訓練系統兩部份，圖1為腦波輸入訓練系統方塊流程圖，透過訓練系統之模擬訓練及資料收集，可分析出每個使用者操作的模式，藉以改善系統運作參數，提供使用者進行操作時調整參數以提升系統之辨識率。

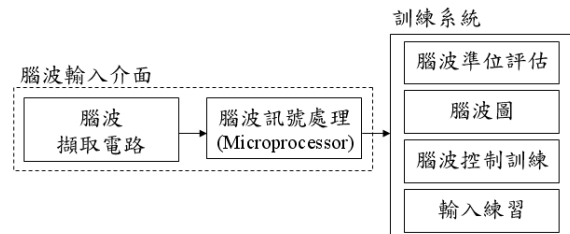


圖1 腦波輸入訓練系統

## 2.1 腦波輸入訓練系統

### 2.1.1 腦波輸入介面

腦波輸入介面包含腦波擷取電路與腦波訊號處理兩部份。

#### (a) 腦波擷取電路

一般正常的腦波訊號電位大約0.5-100 $\mu$ V，其頻率範圍約在0.5-100Hz之間，由於腦波訊號電位過於微弱，透過儀表放大器將腦波訊號放大至數位電路所能擷取的範圍。而腦波量測，單靠差動輸入要擷取正確腦波訊號是有困難的，原因在於量測電路在接地上並不完全[1]。常見的接地方式以右腳驅動電路來做為參考電極的輸入端來改善接地不完全的問題。

本研究之腦波擷取電路方塊圖如圖2，由於所擷取的腦波訊號過於微小，需經過50倍儀表放大器，將訊號放大方便做訊號擷取，透過右腳驅動電路來做為參考電極的輸入端，減少雜訊影響，另外

避免在操作時，發生電源漏電傷害，利用隔離放大器防止漏電傷害，量測時為了避免不必要的雜訊影響腦波訊號，本研究採用陷波濾波器先濾除市電 60Hz 雜訊，以及主動式二階 Sallen-Key 高通濾波器濾除 1Hz 以下之訊號和主動式二階 Sallen-Key 低通濾波器濾除 37Hz 以上之訊號，避免腦波訊號被雜訊干擾導致收到錯誤訊號，再經過 500 倍增益放大器將擷取訊號放大，以進行類比數位訊號轉換。



圖 2 腦波擷取電路方塊圖

### (b) 腦波訊號處理

腦波訊號處理是以每 0.125 秒進行腦波平均值運算，以增快訊號反應速度，以史密特觸發電路來濾除雜訊干擾、避免訊號彈跳，並將訊號轉為脈波式的動作訊號。而每個人的腦波訊號強度有差異，因此無法以固定的史密特觸發準位來做腦波辨識，所以本研究發展模糊準位調整演算法來取代史密特觸發電路，以模糊演算調整訊號轉換準位，以適應不同的使用者，使輸入介面更具彈性(如圖 3)。圖 3 中，透過腦波擷取電路從量測點取得訊號，經訊號處理後，當腦波訊號大於高準位( $v_{th}$ )或小於低準位( $v_{tl}$ )則進行極值偵測，找出最大值、最小值，再利用極值之大小及變化率作為模糊準位調整演算法之修正依據。

以最大平均值( $EEG_{avmax}$ )或最小平均值( $EEG_{avmin}$ )與準位之差異量輸入至模糊準位調整演算法調整訊號高低判斷準位，圖 3 為模糊準位調整演算法。



圖 3 模糊準位調整演算法

$V_s$ : 腦波平均訊號

$e_k$ :  $EEG_{avmax}$  與  $V_{th-1}$  的差異量(Fuzzy 輸入變數)。

$v_{th}, v_{tl}$ : 下一次輸入高/低準位預測值。

## 2.2 訓練系統

本研究建立的訓練系統，主要目的讓使用者知道自己腦波能量的大小，學習如何用腦波訊號做為控制訊號、腦波動作訊號長短控制以及利用腦波訊號做輸入。圖 4 為訓練系統流程圖，訓練系統是採用美商國家儀器公司所開發的 LabVIEW 圖形化程式設計來建立。

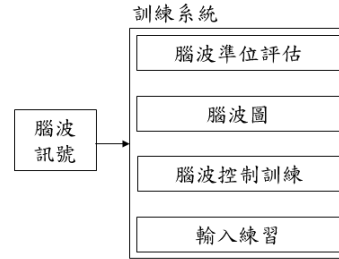


圖 4 訓練系統

訓練系統主要分腦波準位評估、腦波圖、腦波控制訓練，輸入練習等四部份。基本功能可設定操作時間、起始閾值設定、模式選擇以及是否儲存數據，可做為日後分析或參考。

腦波準位評估模式，讓使用者了解自己操作時的腦波能量大小，在固定操作時間結束後，會顯示辨識準位之評估值，腦波輸入系統可藉此評估值來設定辨識之初始準位，以提升系統辨識率，讓使用者可以對腦波輸入系統快速上手。

腦波圖模式，會將訊號依原始腦波訊號、輪廓偵測及脈波動作訊號等三種顯示。此模式最大用意，在於讓使用者可即時觀察自己操作腦波輸入系統時的腦波變化情形、觀看訊號是否有根據準位評估閾值轉換成正確的脈波式動作訊號及腦波控制訊號之時間長短變化。

腦波控制訓練模式，目的是讓使用者學習如何控制腦波訊號的長短，藉此模式練習摩斯碼之長音和短音的控制方式。

輸入練習模式，讓使用者利用六鍵式摩斯碼輸入介面學習 A~Z 字母[5]，藉此模式讓使用者除了基本的控制之外，也可以輸入文字。

## 2.3. 實驗方法

本研究使用自製腦波擷取電路，對受測者進行單點腦波訊號量測，由於腦部初級運動皮質區內，包含了多重形式的系統(圖 5)，它合併了各種的感官輸入，其中包括臉部、手、腳...等各部位[2]，本研究所擷取之腦波訊號是經由輕微的咬合動作，造成初級運動皮質區之訊號改變，此動作不會受到講話、眨眼及轉頭等干擾[4]，訊號量測點參考國際 10-20 腦波電極配置法，以 C5 作為訊號量測點(圖 6)，取樣率為 256 Hz/sec。為了測試腦波輸入系統之效能，本研究首先進行模糊準位調整演算法測試，比較固定式史密特觸發準位與模糊準位調整演算法在功能上的差異，接著進行腦波輸入測試，量測者為 4 名 20 至 26 歲，生活作息正常的男性，將 4 名量測者分為兩組，一組進行訓練系統的輸入練習，另一組則自由練習 20 分鐘之後，每個測試者各自輸入英文字母 A~Z 共 26 個字母，紀錄其輸入時間與正確率，測試 10 次。

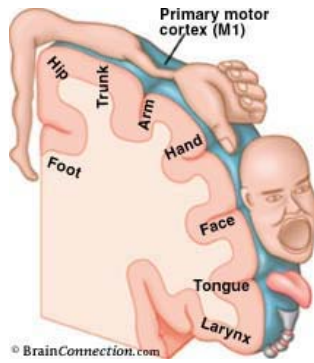


圖 5 初級運動皮質區[4]

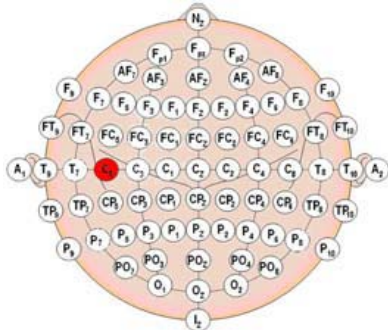


圖 6 腦波訊號量測點(C5)[4]

### 3. 實驗結果

#### 3.1 模糊準位調整演算法測試

本研究以 130 秒內，輸入摩斯碼 A~Z 的動作訊號的實驗數據，來測試固定式史密特觸發準位與模糊準位調整演算法的效能。

圖 7 為使用者採用固定式史密特觸發準位進行腦波輸入系統測試，圖 7(a)為原始腦波訊號，讓使用者在 130 秒內，輸入摩斯碼 A~Z 的動作訊號，圖 7(b)中，高準位設在 15mV，低準位設在 4mV，圖 7(c)為脈波式動作訊號轉換，圖 7(c)中，由於低準位不能調整，當輸入訊號未小於設定的低準位時，將導致輸出無法正確轉換為脈波式動作訊號，會嚴重影響系統辨識率，導致輸入之錯誤率上升。

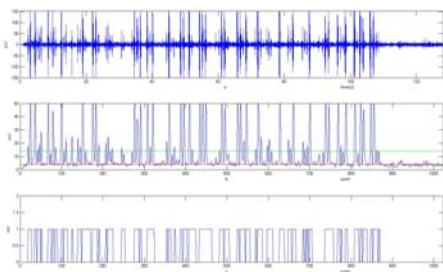


圖 7 固定式史密特觸發準位(a)原始腦波訊號(b)腦波訊號絕對平均值序列(c)脈波式動作訊號轉換

模糊準位調整隨著使用者輸入狀態而變化，調整判斷準位，減少系統判斷錯誤，提高辨識率，圖 8(a)與圖 7(a)為同筆數據，圖 8(b)採用模糊準位調整演算法，經過自動調整準位，圖 8(c)正確的將輸

入摩斯碼 A~Z 的動作訊號轉換成脈波式動作訊號。

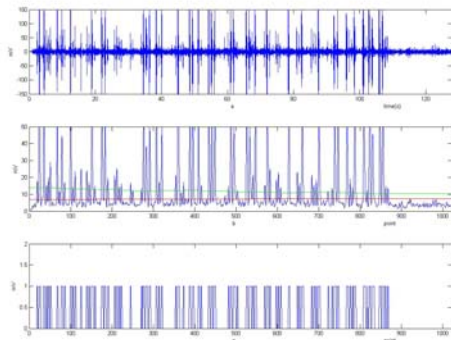


圖 8 模糊準位調整演算法(a)原始腦波訊號(b)腦波訊號絕對平均值序列(c)脈波式動作訊號轉換

#### 3.2 實際操作

本研究利用自製腦波擷取電路，採用單點腦波量測，圖 9 為實際量測圖，圖 9(a)為腦波擷取電路，圖 9(b)為腦波訊號處理。

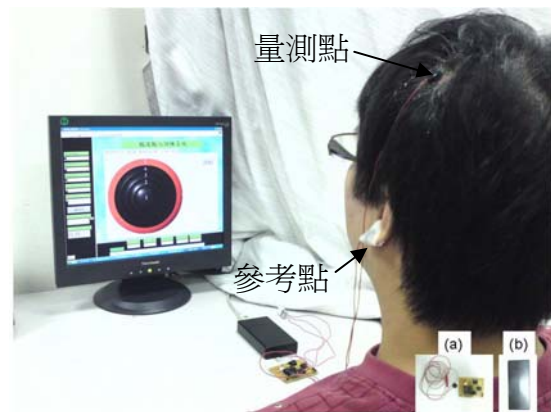


圖 9 實際量測圖(a)腦波擷取電路(b)腦波訊號處理

由於一開始操作時，使用者並不知道適合自己的腦波辨識準位，所以使用者先進行腦波準位評估模式，操作時間為 10 秒，按下開始鍵後，進行 5 次的輕微咬合動作，系統將會記錄每次輕微咬合動作的能量值，將 5 次能量值，依序排列顯示在圖 10 畫面右邊，之後將 5 次能量值做平均運算，得到準位評估值，腦波輸入介面可根據此準位評估值設定腦波辨識初始準位閾值之依據。



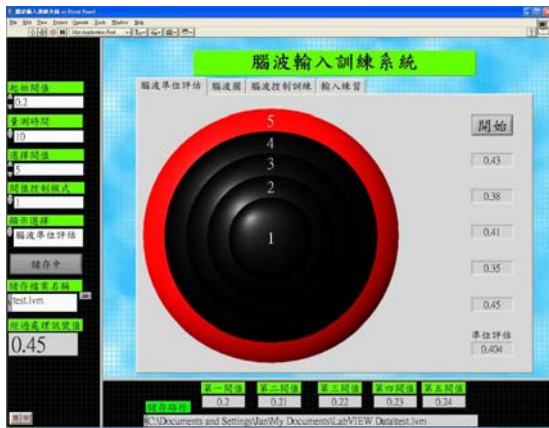


圖 10 腦波準位評估

藉由腦波圖模式，使用者可清楚自己在操作時的腦波訊號(圖 11)，在圖 11(a)中，可以看到使用者在操作時原始腦波訊號，而圖 11(b)為原始腦波訊號經過訊號處理後，所顯示的訊號圖，圖中可以清楚看出，能量大小的變化，圖 11(c)中能了解訊號是否有依照準位評估閾值，將訊號轉換為脈波式動作訊號，而圖 11(b)與(c)中白框部份為雜訊干擾，由於圖 11(b)顯示能量大小值，並未達到準位閾值，因此在圖 11(c)中這區塊的訊號並沒有判斷為動作訊號。

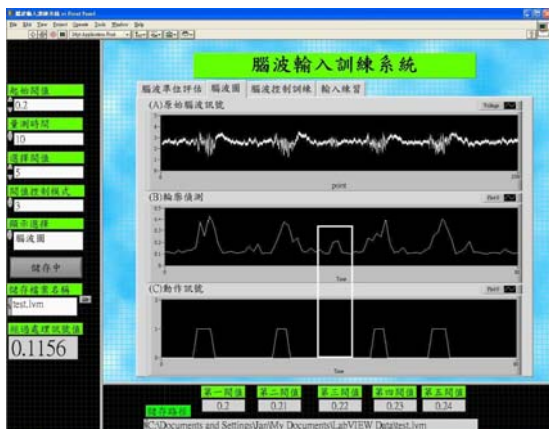


圖 11 腦波圖(a)原始腦波訊號(b)訊號訊號(c)脈波式動作訊號

為了有效的辨識使用者輸入之長短音，本研究進行腦波控制訓練，讓使用者了解長短音的操作方式。首先使用者藉由此模式提供五種長短音判斷閾值來操作，操作時系統將會計算使用者平均輸入一個音的時間，讓使用者可根據短音平均值來作調整，圖 12 為操作腦波控制訓練結果。



圖 12 腦波控制訓練

除了讓使用者學會基本的腦波控制之外，本研究的輸入練習模式，特別引用謝明哲博士發表的六鍵面板[5]，使用者可以依面板字元之排列方式，快速練習英文字母 A~Z，圖 13 為操作輸入練習結果。



圖 13 輸入練習

### 3.3 訓練系統的驗證

在訓練系統的性能測試上，本研究找 4 名受測者分為兩組，一組先經過訓練系統練習，另一組自由練習，20 分鐘之後每名受測者各自輸入英文字母 A 到 Z，共 26 字母，進行 10 次測試，驗證訓練系統是否有效提升操作速度及準確性，測試結果如表 1。

表 1 訓練結果

NO.	無訓練				有訓練			
	Subject 1		Subject 2		Subject 3		Subject 4	
	時間 (s)	準確率 (%)	時間 (s)	準確率 (%)	時間 (s)	準確率 (%)	時間 (s)	準確率 (%)
1	123	84.76%	126	86.59%	125	97.56%	125	96.95%
2	125	87.2%	127	81.1%	120	98.17%	124	96.34%
3	126	90.85%	125	86.59%	118	98.17%	123	98.17%
4	125	92.68%	127	88.41%	108	99.39%	109	98.17%
5	123	88.41%	127	90.24%	114	97.56%	111	100%
6	121	85.98%	125	84.76%	114	98.17%	107	99.39%
7	125	89.02%	123	89.02%	122	98.78%	119	98.78%
8	119	87.8%	126	91.46%	121	97.56%	117	98.17%
9	112	90.24%	124	91.46%	116	97.56%	110	96.34%
10	109	85.98%	123	93.9%	117	98.78%	114	97.56%
平均	121	88.3%	125.3	88.35%	117.5	98.17%	115.9	97.98%

從表 1 訓練結果來看，沒有經過訓練的兩名量測者，最高準確率為 93.9%，平均準率為 88.3%與 88.35%操作時間大約 121 到 125 秒，而透過訓練 20 分鐘後，兩名量測者最高準確率為 100%，平均準確率高於 97%以上，平均時間為 115 至 117 秒，由此證明經過模擬訓練 20 分鐘的量測者，比無訓練的量測者，除了操作時間減少之外，準確率更有明顯提高，相信經過多次模擬訓練之後，更能提高準確率和減少操作時間。

#### 4. 結論

本研究發展之腦波輸入訓練系統，讓使用者經由訓練系統練習，能在短時間內，學會控制腦波動作訊號的產生，使用腦波訊號做輸入，辨識率高達 97%以上，藉由訓練系統資料收集的功能，使用者可以了解操作時，腦波能量大小、腦波控制的時間以及輸入練習時的錯誤，這些數據可提供使用者在下次操作時參考的依據。未來本研究將持續進行個案測試、繼續改良腦波輸入訓練系統並開發輸入系統，希望能提供給重度身心患者一個操作簡單、穩定的腦波輸入系統。

#### 5. 致謝

在此，我們向國科會表達誠摯感謝之意，感謝國科會提供編號 NSC98-2221-E-168-027 計畫之研究經費。使我們可以有令人滿意的研究成果，謹此致謝。

#### 6. 參考文獻

- [1] 湯雅雯，腦波量測系統之研製與腦波信號之非線性分析，國立成功大學電機工程學系，2005。
- [2] 楊大和、饒怡君，大腦的皮質功能，五南圖書出版公司，台灣，2003。
- [3] 吳崇民，應用於重度脊髓損傷患者之摩斯碼模糊辨識嘴控輸入系統，博士論文，成功大學，2004。
- [4] 吳崇民、林清助，即時腦控輸入介面設計，2009 生物醫學工程國際研討會，PA062\_P153，2009。
- [5] 謝明哲，適應性六鍵式摩斯碼鍵盤與肢體障礙者個案訓練研究，博士論文，國立成功大學電機工程學系，1999。
- [6] M. A. Lebedev and M. A. L. Nicolelis, "Brain-machine interfaces: past, present and future", *TRENDS in Neurosciences*, Vol.29, No.9,2006.
- [7] N. Birbaumer, "Brain-computer-interface research: coming of age", *Clin. Neurophysiol.* Vol. 117, pp. 479-483,2006.
- [8] M. Middendorf et al., "Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response", *IEEE Trans. Rehabil.*

- Eng., Vol. 8, pp. 211-214,2000.
- [9] F. Piccione et al., "P300-based brain computer interface: reliability and performance in healthy and paralysed participants", *Clin. Neurophysiol.* Vol. 117, pp. 531-537,2006.
- [10] E.W. Sellers and E. Donchin, "A P300-based brain-computer interface: initial tests by ALS patients", *Clin. Neurophysiol.* Vol. 117, pp. 538-548,2006.
- [11] A. Kubler et al., "Patients with ALS can use sensorimotor rhythms to operate a brain-computer interface", *Neurology*, Vol. 64, pp.1775-1777,2005.