

## 特定呼吸方式之EEG摩斯碼辨識系統

林清助  
電子工程系  
崑山科技大學  
gn00573224  
@gmail.com

吳崇民  
電子工程系  
崑山科技大學  
cmwu  
@mail.ksu.edu.tw

張世熙  
電子工程系  
崑山科技大學  
shchang  
@mail.ksu.edu.tw

莊昌霖  
電子工程系  
崑山科技大學  
clc  
@mail.ksu.edu.tw

### 摘要

生活在繁華進步的社會中，常常會忽略較弱勢的族群，從肢體障礙者的眼光來看這個世界，我們會發現各種行動和溝通上的障礙。

本研究透過腦波儀擷取腦波訊號，建立一實用性高的輸入溝通系統為前提，以呼吸狀態的差異性轉換為摩斯碼辨識系統的輸入，經過智慧型辨識演算法辨識後，分出三種狀態，分為代表摩斯碼的長音(da)、短音訊號(di)、斷字音訊號(enter)，以輸出可讀字元或命令，使我們可以了解重度肢體障礙患者的需求與想法，讓患者可藉由本系統增進與周圍人事物之互動關係，改善生活品質。

**關鍵字：**腦波，摩斯碼，大腦人機介面。

### 1、前言

對於溝通有困難的患者來說，一般最簡單的溝通方式是製作些簡易讀字卡，依著基本的身體或心理層面去推敲他的需要，如天氣轉涼了，「冷」「熱」「穿衣服」等...，但這並不能完全表達患者的需求，因此常造成無法滿足患者需求的情況，使得肢體障礙者在生活上非常的不方便[1]。

大腦人機介面(brain-computer interface)，是一種利用腦波直接控制外在儀器的一項技術，經由腦波辨識系統，讓使用者透過動作就能與外界溝通，藉由這項技術能有效的幫助因中樞神經肌肉受損而無法擁有自主行為的病人(如中樞神經系統損傷、重度中風、肌萎縮性脊髓側索硬化症等)，直接利用知覺和認知功能都健全的大腦來進行與外界溝通的媒介[2]。

### 2、大腦相關介紹

每一個腦半球可依不同的「腦渠」(sulci)以及「腦迴」(gyri)，分割為四個腦葉：額葉、枕葉、頂葉、顳葉如Figure 1。

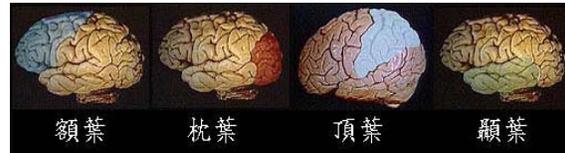


Figure 1 腦葉分布[3]

依照不同腦葉區域可將其功能歸類如Table 1所示。

Table 1 腦波相關功能

腦葉	功能
額葉	推理、計畫、某些語言、運動、情緒、問題解決。
枕葉	視覺。
頂葉	觸覺、壓力、溫度、疼痛。
顳葉	知覺、聽覺刺激辨識、記憶。

### 2-1、腦波

腦波為腦內神經細胞及神經纖維在傳導神經衝動時所產生的電位變化，而腦波圖(Electroencephalogram, EEG)就是記錄腦外所產生的局部電場總和，在頭皮上的電位約為0.5~100 $\mu$ V<sub>p-p</sub>，其頻率範圍約在0.5~100 Hz之間。由於現在科技的進步，腦波的周波數也得以用儀器測定。國際腦波學會就針對不同震動的周波數，定以 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\delta$ 、 $\theta$ 之名。

因為 $\gamma$ 波的頻率範圍和 $\beta$ 波範圍的重疊，在過去常被學者忽略，但近年來越來越多的學者發現 $\gamma$ 波和選擇性的注意力有關， $\gamma$ 波在腦波研究上的地位顯得越來越重要，也有相關的研究發現和認知與知覺活動皆有關係[4]，各個波型所出現時所代表的生理意義如Table 2所示。

Table 2 腦波的分別[5]

名稱	頻率	生理意義
$\delta$ 波	0-3Hz	出現熟睡時。
$\theta$ 波	4-7Hz	出現於成人睡意降臨和情緒受壓時。
$\alpha$ 波	8-14Hz	在清醒、安靜且閉眼的狀態廣泛地出現。
$\beta$ 波	14-22Hz	清醒狀態從事心智活動或接受感官刺激的興奮狀態時。
$\gamma$ 波	22-40Hz	感官刺激及選擇性注意力

本研究以設計一個讓重障患者可以與外界溝通的輔助設備為目的，發展 EEG 摩斯碼輸入系統，在 EEG 輸入訊號的選擇方面，本研究考慮到使用者之間的共通、便利及簡易性，採用讓使用者以特定呼吸方式產生的 EEG 作為輸入訊號。由於呼吸讓我們能夠活動、思考和存在。我們的思想、情緒和呼吸模式之間存在著密切的關聯。我們的感覺導源於身體的覺受，身體的覺受又與我們的呼吸模式有所關聯。急促呼吸顯示正處於強烈的情緒之中，例如：忿怒、興奮和恐懼，深呼吸顯示心靈是平靜[6]。觀察 Table2 的腦波頻率分布，本研究設定急呼吸容易在額葉中央溝(C3、C4)區產生  $\alpha$  波或  $\gamma$  波，深呼吸容易在額葉區(AF3、AF4)產生  $\beta$  波或  $\gamma$  波，正常呼吸容易在額葉中央溝(C3、C4)區產生  $\alpha$  波或  $\beta$  波，由  $\alpha$  波轉變為  $\beta$  波時在額葉部和頂葉部較為明顯[7]，因此本研究從額葉區和頂葉區去觀察使用者的  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  波訊號，分析人類大腦在特定之急促呼吸、深呼吸與正常呼吸時的腦波差異，故選擇量測的位置在頂葉和額葉，以 10-20 腦波電極配置圖中的 AF3、AF4、C3、C4 (如 Figure 2) 所示為 EEG 訊號擷取位置。

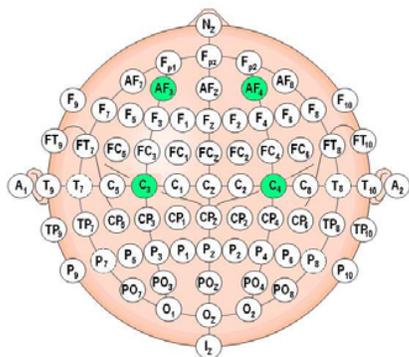


Figure 2 國際10-20 制系統定位[8]

### 3、實驗方法

#### 3-1.實驗設計

受測者為三名健康情況正常22~26歲的男性，均無大腦創傷或神經科方面的病史，且生活作息正常。

本實驗主要目的為建立一實用性高的輸入溝通系統，故將實驗設計為量測受測者在椅子上平坐，因為我們使用呼吸時的狀態來區別長短音，就狀態而言，其較為常見的為正常呼吸、深呼吸、急促呼吸，故選用來做為腦波時的量測方式，每個動作總量測時間均為20秒，來探討受測者於實驗過程中呼吸時的腦波變化。其數據經由MATLAB加以分析並且比較差異 其Figure 3為實際量測圖。



Figure 3 實際量測圖

#### 3-2.系統架構圖

將受測者的腦波經由g.USBamp(Figure 4)加以放大、濾波以及透過usb2.0傳輸至電腦並加以儲存受測者的腦波訊號。再透過EEG辨識系統，將其對應值顯示於螢幕上。Figure 5 為系統架構圖。



Figure 4 g.USBamp

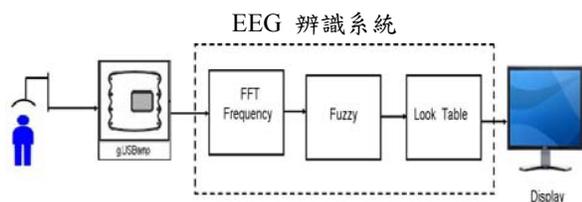


Figure 5 系統架構圖

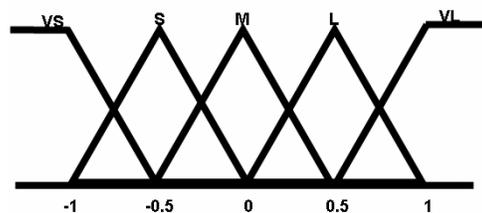


Figure 7 三角型歸屬函數

### 3-3.分析方法

本研究擷取腦波的取樣率為256Hz，將所量測到AF3、AF4、C3、C4的腦波訊號，利用頻譜分析FFT

$$X(k) = \sum_{j=1}^N x(j)e^{\frac{(-2\pi i)(j-1)(k-1)}{N}} \quad (1)$$

是一個 N 階次方數

本研究量測到的腦波訊號經由 FFT 以一秒為一個單位加以分析，將 20 秒中腦波訊號移除前 10 秒腦波儀不穩定的起振頻率干擾，所以每一組為 10 秒。例如 Figure 6 為 10 秒的 C3 點的腦波量測訊號，以一秒為一個單位切割，做 FFT 分析，Figure 6 (a)為實際量測圖，區塊(I)為 FFT 分析點，Figure 6 (b)即為區塊(I)FFT 轉換後的結果。

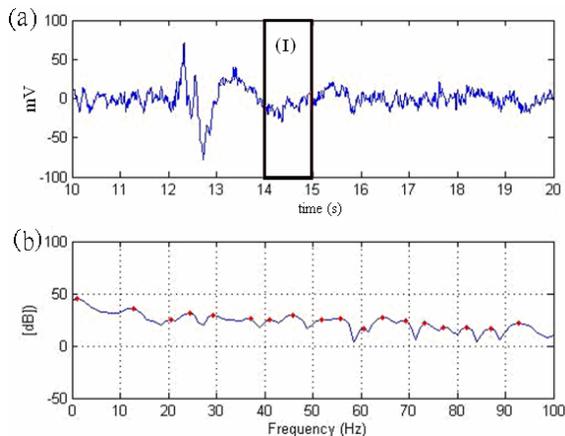


Figure 6 實際量測訊號與分析

在辨識方面，由於模糊演算法是一種以經驗法則與常識判斷來作控制的控制理論，具有適應環境變化的強健性，非常適合解決一些非線性問題，因此本研究將應用模糊理論設計 EEG 辨識演算法[9]。

在模糊輸入方面，分出五種模糊集合，分別為很小(VS)、小(S)、中(M)、L(大)、很大(VL)如 Figure 7，將頻譜分析取出的  $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$  將此三個頻率訊號分成很大、大、中、小、很小五級，所以共有 125 個 if-then rules，依照各種狀態尋找對應的規則，如 Table 3(Da)、Table 4(Enter)、Table 5(Di)為其中的規則，在這些規則以外的，則選擇在不動作區，如此可區分出摩斯碼長音、短音與斷字音。再查尋其對應的摩斯碼表如 Figure 8，顯示其相對應的字元。

Table 3 Da-rule

Y	Alpha	Beta	Gamma
(Da)	L	Vs	L
	L	Vs	M
	M	Vs	L
	S	L	S
	S	M	L
	S	M	M
	S	M	S
	S	S	L
	Vs	L	S
	Vs	M	L
	Vs	M	M
	Vs	M	S
Vs	S	L	
Vs	S	M	

Table 4 Enter-rule

Y	Alpha	Beta	Gamma
(Enter)	M	V <sub>L</sub>	L
	S	L	L
	S	V <sub>L</sub>	L
	S	V <sub>L</sub>	M
	S	V <sub>L</sub>	S
	Vs	L	L
	Vs	V <sub>L</sub>	M
	Vs	L	L

Table 5 Di-rule

Y	Alpha	Beta	Gamma
(Di)	L	V <sub>L</sub>	M
	L	V <sub>L</sub>	S
	M	S	S
	M	V <sub>S</sub>	S
	S	S	S
	S	V <sub>S</sub>	S

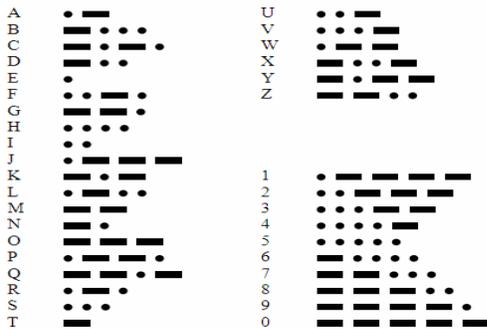


Figure 8 摩斯碼規則表

#### 4、實驗結果

依照呼吸狀態的不同，分析量測到的腦波訊號，將此訊號輸入智慧型辨識演算法後，共可區分出三個位置如 Table 6。

Table 6 輸出區分圖

呼吸狀態	條件式	代表意義
急促呼吸	$Y > 0.2$	短音 Di
正常呼吸	$-0.2 < Y < 0.2$	斷字音 Enter
深呼吸	$Y < -0.2$	長音 Da

其中 Y 為模糊化後輸出值

Figure 9 為實際分析圖，Figure 9(a) 為字母 C 的摩斯碼輸入，圖中的 2-7 秒之間即為 C 的摩斯碼 Da、Di、Da、Di、Enter 的輸入訊號，Figure 9(b) 為辨識輸出結果，經查表後在螢幕上顯示 C。在實驗中，必須訓練呼吸的方式，且在比對多筆資料中，找出規律的規則，藉以提升辨識率，加強本系統的適應性，希望能建立一個可輕鬆操作而無負擔的介面。

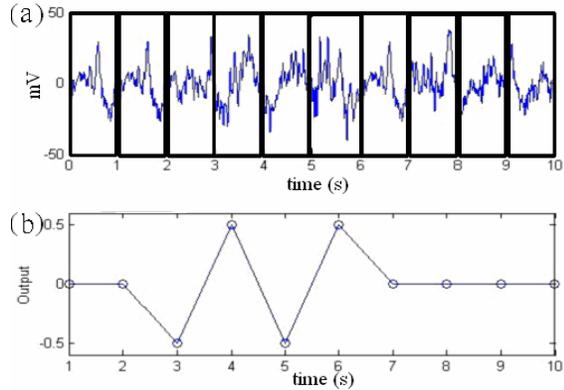


Figure 9 實際量測分析圖

#### 5、結論

未來本研究希望透過本系統，本研究將繼續深入的探討此情形，除了多收集個案訊號外，也將運用此結果於摩斯碼訊號的產生，使用者只需按照摩斯碼規則表輸入所要的字元，便可組合成有意義的文字或控制命令與外界溝通，藉以利用摩斯碼輸入有意義的字元。也希望把辨識率提升到最高，其未來希望能做到只需思考就可輸出可讀字元或命令。如此不但可以改善重度肢體障礙患者與周圍人事物之互動關係，也可讓照顧者可以更深入的了解他們的需求與想法，提高重障者的生活品質。

#### 參考文獻

- [1] <http://disable.yam.org.tw/resource/life/als.htm>，認識運動神經元疾病。
- [2] 黃津操，適應性類神經模糊推論系統辨識腦波 P300，臺灣師範大學，2004。
- [3] [http://www.dls.ym.edu.tw/neuroscience/introb\\_c.html#bb](http://www.dls.ym.edu.tw/neuroscience/introb_c.html#bb)，探索腦部及脊髓。
- [4] 林威志，音樂刺激下腦波信號分析，2005，台北醫學大學。
- [5] 黃名斌，USB 介面之模組化腦波記錄儀，2003，中原大學。
- [6] <http://www.artofliving.com.tw/%C2%E5%BE%C7%A4%E5%C4m%B3%F8%BE%C9.htm>，淨化身心靈的呼吸。
- [7] 林能毅，十六通道腦波電波訊號擷取晶片之研製，2002，中原大學。
- [8] 劉育芳，人腦-電腦介面系統臨床實驗流程之分析研究，2005，台南大學。
- [9] 王進德/蕭大全，類神經網路與模糊控制理論入門，2004。