

快速腦波中文輸入系統

孫光天
國立臺南大學
ktsun@mail.nutn.edu.tw

黃姿璋
國立臺南大學
candy111913@gmail.com

戴吟瑄
國立臺南大學
sandrakeita05@hotmail.com

田宇絮
國立臺南大學
babipei@gmail.com

摘要

腦機介面透過刺激物誘發腦波，並判讀其電位變化，達到控制與溝通之目的。然而，過去研究開發之腦機介面的刺激物多以行、列或隨機呈現，其速度有限，故本研究提出一套有效的編碼原則來編排刺激時間碼，建置「快速腦波中文輸入系統」。本團隊已於前期研究中開發一「腦波中文輸入系統」，系統同時使用事件相關電位成分 P300 及 N200 來辨別使用者的輸入目標，即使此系統已有不錯的正確率及輸入速度，然而輸入速率一直是腦機介面系統需要克服與改善的問題之一，故期望能在相同的高正確率下，再提升其速率。因此，本研究以前期研究結果為基礎，提出一套編碼原則，依原則編制刺激時間碼，系統的速率提升超過 2 倍(238%)，且正確率達 95% 以上，使之更具有實用價值。

關鍵詞：腦機介面、腦波中文輸入系統、事件相關電位、編碼原則、刺激時間碼。

Abstract

This study presented a fast brain-computer Chinese Spelling System. This research proposed a new method to collocate the time of stimuli presentation. We had developed a Chinese spelling system which used ERPs components, P300 and N200, to detect the targets. Although the previous system had been used with a high efficiency, we still tried to speed up the spending time for selecting an item. Based on our previous study, we proposed some principles, used to collocate the time of stimuli presentation, to develop a fast brain-computer Chinese Spelling System. The results show that the proposed method could elicit visual evoked potentials efficiently which could be used to detect the targets. Thus, this fast system could be used with

very high accuracy and speed.

Keywords: Brain Computer Interface(BCI), Chinese spelling system, event-related potentials(ERPs).

1. 前言

近十年科技的發展，大腦的意念已經可以被用來控制肢體、行動，但是在現今社會中許多喪失溝通能力的患者，如肌萎縮性脊髓側索硬化症 (Amyotrophic Lateral Sclerosis, ALS) 此類嚴重肢體障礙者，他們無法自主表達出心中想法，為了使這些患者能自主性的表達與溝通，輔助工具的開發顯得極為重要。然而，過往至今科技已經發展出許多有助於溝通的輔助工具，這些輔具有效地幫助肢體障礙者與外界溝通，但是仍侷限於透過身體部份有明確的動作才能完成操作，對於意識清醒但卻無法正常表達及控制肢體的患者，所能提供的幫助有限。

腦機介面最主要的目的是讓無法自表達的人能夠透過腦波的判讀來溝通，然而其中以拼字系統 (Speller) 最具有代表性。1988 年，首先由 Farwell 和 Donchin 等人提出腦波英文拼字系統，又稱為 P300 拼字系統 (P300-speller)，顧名思義，即是以事件相關電位成分 P300 做為判讀目標的依據[5]。過去許多研究以此系統做為研究的基礎，結果發現 P300 可以做為判斷目標的特徵點[16][17][19]。2009 年，由 Hong 等學者提出 N200 拼字系統，N200 拼字系統以移動彩色的條狀物做為刺激，有別於過去 P300-speller 以高亮度的閃爍方式刺激，N200 在個人差異上較低，且較不易造成視覺上的不適[7]。與一般以肌肉操控的裝置相比，以腦機介面在執行速率方面確實比較沒有效率 (需花費較多的時間方能完成一次操控或輸入)，但是對於癱瘓無法自主行動的患者而言，提供了一個良好的溝通方式，使得他們有與外界溝通的機會[12]。除了多了溝通機會之外，此類的腦機介面能使得使用者與外界有更多連結。

2. 文獻探討

2.1 腦波概述

1875年，英國生理學家 Richard Caton 經由動物大腦皮質記錄到與呼吸或心跳無關的腦電波。到了 1929 年，德國漢斯伯格 (Hans Berger) 提出第一份記錄人腦活動時的電波變化研究報告，命名為腦電波圖 (Electroencephalogram, EEG)[2]。而 1935 年，Frederic Gibbs[6] 等人發現在癲癇症狀發作時會產生不同的腦波訊號，自此腦波的相關研究才逐漸被重視。

腦電波是一種非侵入式 (non-invasive) 的測量方式，透過電極點將頭皮上微弱的腦波訊號記錄下來。人類的腦電波約為 110 μ V，在傳到頭皮時已經是非常微弱的訊號，因此在記錄腦電波後，會經由放大器將其腦電波放大，以進行後續訊號的分析研究。

為了可以從頭皮上準確均勻的接收到大腦各部位的訊號，必須要制定一套標準定位來制定電極點的黏貼位置。國際 10-20 制系統定位 [8] 是目前最普遍使用來劃分電極位置的標準。從鼻根 (nasion) 標記至後腦枕骨隆突 (inion) 標記為一中線，頭兩側耳前乳突 (mastoid) 標記為一橫線，其中線與橫線的垂直交叉點的電極位置則為 Cz 點，之後將頭圍依序以直線與橫線分別以 10% 或 20% 距離比例劃分，如此可以標出直線電極點位置：Fpz、Fz、Cz、Pz、Oz，及橫線電極點位置：T3、C3、Cz、C4、T4。從 Fpz、T3 至 Oz 為一左頭圍線，同樣依 10% 或 20% 距離比例劃分可以依序標記出 Fp1、F7、T3、T5、O1、Oz。根據此標準可繼續依序定位出其他的電極點位置。其中電極標號中的英文字母 A 為耳垂、C 為額葉中央溝、P 為頂葉、F 為額葉、Fp 為額前葉、T 為顳葉、O 為枕葉。標號中的數字，奇數代表是左腦，而偶數代表右腦。而美國腦電協會 (American Electroencephalographic Society) 於 1991 年對此訂位加以擴充，並公布新的電極點系統標準位置，對於多頻道的腦波記錄、量化研究的標準，產生很大的幫助，如圖 1 所示 [1]。

2.2 事件相關電位

1965 年，Sutton 首先使用事件相關電位 (event-related potentials, ERPs)，為近十幾年來相當熱門的監控腦部活動技術，廣泛被應用在各種認知神經科學領域。以誘發事件相關電位的實驗設計方式，能夠檢驗大腦在短時距內資訊處理期間活化的腦波現象，及腦波的電位

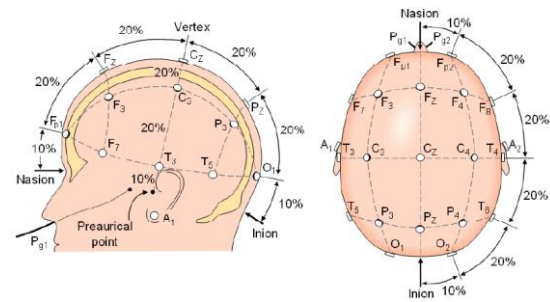


圖 1、國際 10-20 制系統定位

變化與事件之間的相關性 [4]。

事件相關電位的實驗設計，需要透過特定的外加刺激物 (例如：文字、圖片、音樂... 等等) 對受測者做反覆刺激，收集每次刺激後短時距內的腦波反應，依刺激物類別進行累加而達到訊號平均、抑制雜訊的效果，經累加後的波能夠確切反應出刺激物在該短時距內，大腦處理資訊時的活化特徵，是故非常具有時間分辨性。事件相關電位中的成分命名依據誘發波的向性，P 代表正向波 (positive wave)、N 代表負向波 (negative wave)，搭配上潛時 (自刺激物出現後到出現該腦波的時間差距，單位：毫秒) 命名，如 N200、P300。

P300 與 N200 皆為視覺刺激下之產物。P300 為出現在刺激出現後 300 毫秒的一個正波，通常在大腦中線區域會有較顯著之反應 (極點位置 Fz, Cz, Pz 及附近位置) [9][13]。P300 的潛時反映了工作記憶檢索的難度，其振幅亦會反映刺激物的種類，當刺激物為出現頻率較低 (rare)、有意義的 (meaningful)、熟悉 (familiar)、之前學習過的 (previously learned)，P300 振幅將會明顯提升 [3]。N200 在視覺區域有較顯著的反應，在視覺刺激出現後約 200 毫秒左右出現的一負波 [11]。N200 通常出現於動作反應 (motorresponse) 之前，可以視為大腦區別、辨識刺激物的認知處理過程。Hong 等學者實驗結果提出的看法類似，認為 N200 為大腦接收到視覺動作 (visual motion-onset) 之反應 [7]。

2.3 腦機介面與腦波拼字系統

腦機介面 (Brain-computer interface, BCI) 使用腦波變化控制電腦、輪椅或是機器等... 外部裝置。過去二十年，已有許多研究證明了大腦皮質上的腦波活動可以用來控制系統及幫助溝通。然而，提及輔助溝通的腦機介面系統，最具代表性的應用莫過於拼字系統，例如：P300 拼字系統。腦波拼字系統讓使用者能夠正確地選擇英文字母，進而拼打出完整的訊息，達到溝通的目的 [19][20]。

3. 研究動機

腦機介面最早在 1988 年由 Farwell 和 Donchin 等人提出，至今發展已有二十年，此類的系統，不需要使用者動作或是言語等任何外在的表達方式，而是直接藉由腦波事件相關電位中的成份做為判斷特徵，透過系統的判讀，並將此判讀結果轉換為相對的訊息，即可達到表達的目的。然而，如何使得腦機介面有更好的效能？不外乎為提高其判讀正確率與速度，因此許多研究以 Farwell 和 Donchin 等人提出之方式發展拼字系統，並且結合分類方法於系統中，如：支持向量機 (support vector machine, SVM)、線性分析...等技術，經過訓練後，系統能擁有不錯的判讀正確率，但多數仍局限於離線 (offline) 分析。然而，本研究團隊已提出一個可供使用者線上 (online) 使用的「腦波中文輸入系統之設計」[15]，我們提出一個簡單的判讀方式，此方法與過去相關研究不同，只使用單一電極點，經過臨床實驗證實此方法可有效的判讀出正確的結果。因此本研究將以過去的研究結果為基礎，提出新的刺激時間編碼方式，將有效提升輸入時間，使得系統更快速、更具實用性。

P300 已廣泛的被使用在腦機介面系統中，由於視覺刺激可誘發明顯 P300，且當有視覺刺激物時，P300 往往就會伴隨出現，且大多數人皆有此反映 (除少數特殊系統)，故 P300 腦機介面中最常使用的特徵點之一[14]。1988 年，由 Farwell 和 Donchin 等人發展腦波英文拼字系統—P300-speller[5]，其介面為一個 6×6 的矩陣 (matrix) (如圖 2)，其中包含 26 個英文字母及 10 個特殊符號，以字母閃爍進行視覺刺激黑與白閃爍刺激，許多相關的研究皆以此為發展基礎，結果皆證明 P300 能有效的使用在腦機介面上。為改善視覺閃爍方式帶來的不適

MESSAGE					
BRAIN					
Choose one letter or command					
A	G	M	S	Y	*
B	H	N	T	Z	*
C	I	O	U	*	TALK
D	J	P	V	FLN	SPAC
E	K	Q	W	*	BKSP
F	L	R	X	SPL	QUIT

圖 2、Farwell and Donchin 提出之腦波拼字系統之介面[5]

A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X
Y	Z	0	1	2	3
4	5	6	7	8	9

圖 3、N200 拼字系統輸入介面，彩色條狀物為刺激物[7]

感，Hong 等學者提出以移動 (由左向右移動) 取代原本的閃爍，此方式可以有效引起受測者腦波反應，其介面如圖 3。刺激物移動對於大腦而言，是產生一個動作，此刺激方式將誘發 ERP 成份 N200[7]。然而本團隊於過去研究中開發「腦波中文輸入系統」，此系統同時使用視覺刺激物誘發下之產物 P300 及 N200 於系統中，此系統具有相當高的判讀正確率[15]。

4. 研究方法

4.1 系統設計

系統介面主要包含三個部分，分別為刺激矩陣、注音符號欄、中文文字欄 (如圖 4)。刺激矩陣大小為 4×3，故包含 12 的按鍵，其內容物排列方式如手機鍵盤。中文字須經過注音拼音方能進行中文選字，故系統程序分為[拼音程序]及[選字程序]。在拼音程序中，矩陣中包含 37 個注音符號及一個刪除鍵 (如圖 5(b))，受測者選擇的注音符號會依序顯示在左方的注音符號欄中；在選字程序中，刺激矩陣則包含 9 個中文字及 3 個特殊指令按鍵 (由上而下為清除所有選擇、顯示其他九個中文字、刪除上

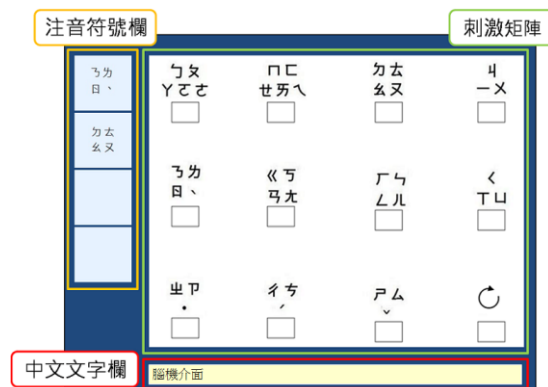


圖 4、快速腦波中文輸入系統之介面

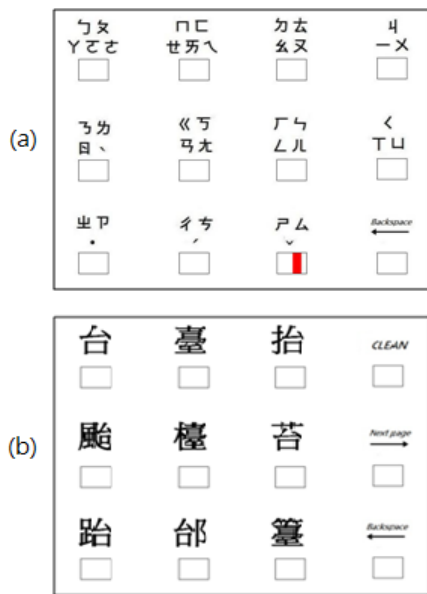


圖 5、(a)為[拼音程序]顯示之介面; (b)為[選字程序]時顯示之介面

一個選擇) (如圖 5(b)所示), 當受測者完成選字, 中文字則會顯示於中文文字欄內。

本系統將注音符號(或中文字)呈現在 4×3 的矩陣中, 形成 12 個虛擬按鍵。虛擬按鍵中的方框為刺激物呈現的位置, 條狀的刺激物在螢幕上以視覺化刺激方式執行, 條狀物將由右向左快速移動以誘發使用者的視覺誘發電位。

本研究團隊已開發一個「腦波中文輸入系統」[15], 系統以行、列為單位出現刺激物, 即每次出現一行或一列[5][7], 行列反覆出現刺激並誘發使用者的腦電位, 系統的刺激流程如圖 6, 刺激顏色則為紅、藍交錯(刺激方式如圖 7(a))。多數研究使用 P300 和 N200 判讀使用者的選擇(稱為目標物), 而此系統首度提出使用 N2P3 (P300 與 N200 的差值) 作為特徵點, 並且只使用單點即可進行腦波輸入, 此系統經臨床實驗證實具有很高的效能, 如流程圖所示, 刺激物每次以一行或一列呈現 100 毫

秒, 四行(Col)分別出現刺激物並且反覆四次後, 接著三列(Row)亦分別出現刺激, 同樣反覆四次, 故選擇一個注音或文字只需花 3.1 秒, 且正確率可達九成。雖然此系統整體而言已有不錯的效能, 但仍希望能再縮短每次輸入的時間, 使得系統在使用上更為快速、便利, 故本研究將提出新的編碼方式用以編排刺激物出現的次序, 以縮短使用者完成一次選擇的時間。

4.2 刺激時間順序的編碼原則

本研究中, 以過去「腦波中文輸入系統」的結果為基礎, 提出一個新編碼方式來編排刺激物出現的次序及時間點, 編碼方式依下列原則排列:

- (1) 依 ERPs 原理, 累加刺激次數可有效消除無意義訊號, 並且使得目標物引起之視覺誘發電位趨於明顯, 在效率與正確性達到一最佳組合考慮下, 本研究採累加四次刺激引起之腦波。故 4×3 矩陣中的 12 個按鍵, 每個按鍵則包含 4 個刺激時間碼。
- (2) 以 mVEP 方式刺激誘發 VEP, 在電極點 O1 產生顯著的 N2P3 反應, 故刺激時間點相隔至少需 200ms, 否則會抵消 N2P3 電位差, 錯誤率增加。如圖 8 所示, 黑實線(S)為一視覺誘發電位, 圖 8(a)之紅實線(S')為下 100 毫秒後出現另一刺激, 誘發視覺誘發電位, 則可能抵消期振幅, 結果如虛線所示, N2P3 特徵不存在; 圖 8(b)之紅實線(S'')為相隔 200 毫秒後出現另一刺激, 則不會出現干擾情況, 如虛線所示, 仍有明顯 N2P3 特徵。
- (3) 每個按鍵的刺激時間碼, 不能有超過 25% 相同, 以免產生干擾效應。因此在原則(1)累加四次的條件下, 每個按鍵間最多只能有一個相同的刺激時間碼。
- (4) 同一行按鍵在最後結尾(即為第四次刺激)有相同刺激時間碼, 用以產生誘發較明顯的腦波反映, 同時可提高系統辨別目標物的正確率。亦即, 在原則(3)不能有超過 25% 相

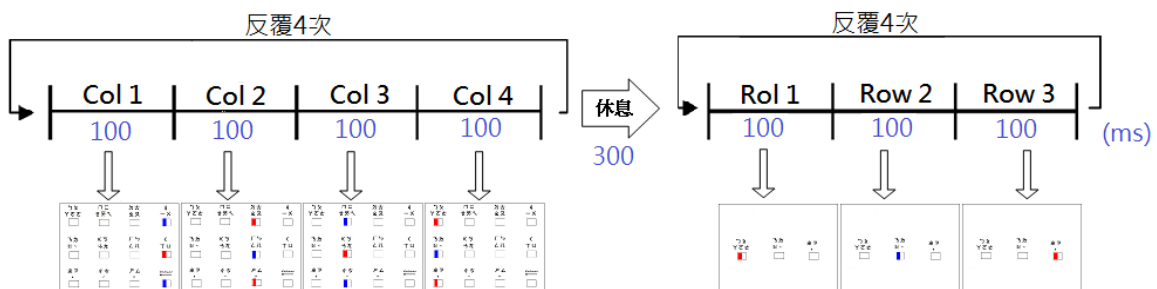


圖 6、前期腦波中文輸入系統之刺激流程

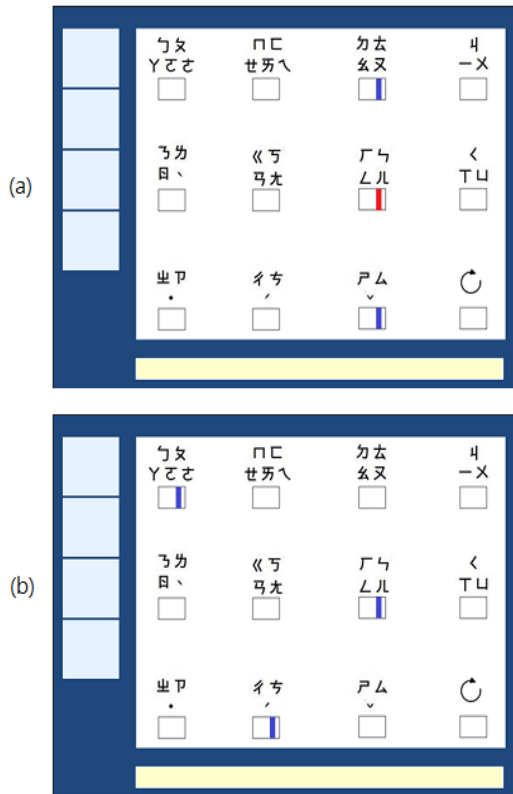


圖 7、系統使用的刺激物顯示形式(a)前期研究；(b)快速腦波中文輸入系統

同的刺激時間碼的條件下，同一行的按鍵除最後一個時間碼相同外，其餘三個皆必須為不同。

依以上四個原則，排列各按鍵之刺激時間碼，欲取得最短時間之編碼。刺激出現的時間單位為 100 毫秒，故以 n 表示地 n 百毫秒時出現刺激，每個按鍵有 4 個刺激時間碼，則以 (i, j, k, l) 表示之。然而，所有按鍵的刺激編碼中，最大的數值即為一次選擇結束的時間，亦為選擇一個按鍵需花費的時間。

所有原則(1)和(2)的刺激時間點有： $\{(0, 2, 4, 6), (0, 2, 4, 7), \dots, (0, 2, 4, n), (0, 2, 5, 7), \dots, (1, n-4, n-2, n), (2, 4, 6, 8), (2, 4, 6, 9), \dots, (2, n-4, n-2, n), \dots, (n-6, n-4, n-2, n)\}$ ，其中， n 為刺激時間碼中的最大值，即為結束的時間。所有個數有 $(n-6)*(n-6)*(n-6)*(n-6) = O(n^4)$ 。

要從 n^4 個可能中選 k 個符合條件 3 & 4，則須 $C_p^{n^4}$ 中找一組符合原則(3)和(4)的 k 個刺

激時間點集合，需花 $\frac{n^4!}{p!(n^4-p)!}$ ($=O(n^{4p})$)，

為一指數時間。因為有 p 個位置，每一位置有 4 個刺激時間碼，所以，最多 $4p$ 個不同時間點，

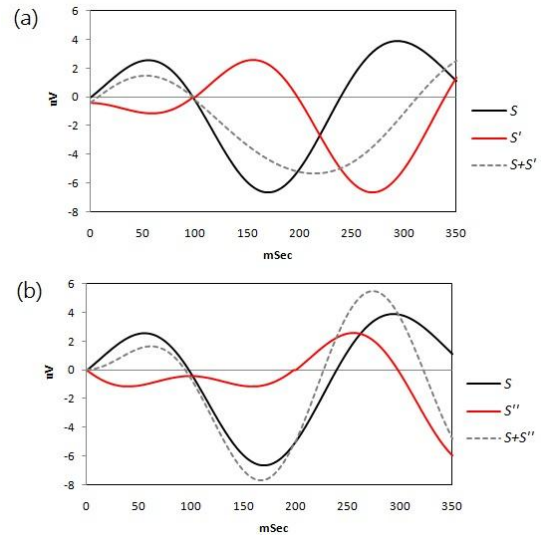


圖 8、(a)刺激間隔 100 毫秒與(b)刺激間隔 200 毫秒對於腦波誘發之影響

最少有 4 個時間點，可以嘗試所有可能時間碼個數，演算法如下：

```

Find-Min- $n$  ( $p$ : positions)
for  $n = 4p$  to 4 step -1
  if ( $C_p^{n^4}$  satisfies principle (3) & (4))
    then  $min\_n = n$ ;
    return ( $min\_n$ )
  
```

但此方法所花時間太長，本研究提出一更有效率方法來求 n ：

```

 $n = column\_no + stimuli\_no\_per\_column - row\_no + separator\_no$ 
  
```

例如：刺激矩陣為 3×4 ，所以，
 $column_no=4$ (矩陣的列數)，
 $stimuli_no_per_column=12$ (每行包含的刺激時間碼的總數)，
 $separator_no=3$ (行的間隔數)，
 $row_no=3$ (矩陣的列數)，則可得 $n=16$ ，故以此為最後時間，代入編碼技術中。

本研究將依循下列步驟找到 12 個符合原則(1)~(4)的刺激時間碼，編入 4×3 矩陣中。

- 先考慮原則 4，則先保留每一行最後一個刺激時間碼(共有 4 行，則最後的 4 個連續數字保留)；再者為符合原則(3)每一位置則剩 3 個時間點待確定，同一行中，剩餘的 3 個時間碼需兩兩不同；不同行間，兩兩位置最多只能有一刺激時間點相同。
- 考慮系統介面為 4×3 矩陣，則將每一個按鍵的刺激時間碼先區隔為：

<i>index</i>	<i>i</i>	<i>j</i>	<i>k</i>
1	1	5	9
2	2	6	10
3	3	7	11
D	4	8	12

故每一位置 3 個刺激時間點(*i, j, k*)可以 *index:1~D* 表示, 其中, D 代表以 D 位數編碼, 同時代表當 D 出現時, 下一時間點則不能為 1, 否則兩刺激時間碼將會小於 200 毫秒, 即不符合原則(2)。

- c. 將(*i, j, k*)以 D 位數編碼, 由(*1, 1, 1*), (*1, 1, 2*), (*1, 1, 3*), ..., (*D, D, D*), 共有 64 組, 再依限制原則去除不符合者, 並排入適當位置, 可得:

(1, 1, 1)	(1, 2, 3)	(1, D, D)	(1, 3*, 2)
(2, 2, 2)	(D, 3, D)	(2, 1, 3)	(2, 3, 1)
(3, 3, 3)	(3, 1, 2)	(3, 2, 1)	(D, D, 3)

其中, *代表前一個時間點的數值, 例如: (1,3,2)對應至步驟 2 之表格為(1,7,10), (1,3*,2)則為(1,3,10), 仍符合原則(2)。

- d. 將步驟 c 之數值對應至步驟 b 之表格, 再加入步驟 a 最後一行相同數值, 可得以下結果:

1, 5, 9, 13	1, 6, 11, 15	1, 8, 12, 14	1, 3, 10, 16
2, 6, 10, 13	4, 7, 12, 15	2, 5, 11, 14	2, 7, 9, 16
3, 7, 11, 13	3, 5, 10, 15	3, 6, 9, 14	4, 8, 11, 16

例: 刺激時間碼 5 代表在第 500 毫秒出現刺激物, 如圖 7(b)所示。

4.3 臨床實驗

實驗設備

本研究採用之腦電波儀器採用荷商 Braintronics B.V. 公司所生產的腦波放大器 ISO-1032CE 與使用者控制器 CONTROL-1132, 搭配國內研華科技公司的類比訊號輸入卡 (Analog input card) PCI-1713 將類比訊號轉為類比, 並透過傳輸排線擷取數位訊號輸入至電腦, 提供系統記錄、儲存與分析。系統則以 Borland C++ 開發系統進行擷取腦波紀錄與分析。腦波測量儀器相關設備與零件如下:

- (1) 腦波放大器 ISO-1032CE

包含 32 個單極 (unipolar) 的腦波訊號放

大器及七個額外的多種波動掃描放大器 (polygraphy amplifiers)。內建 16bit 解析度之類比數位轉接卡 (AD Converter), 每個通道的樣本率 (sample rate) 可達 3000Hz/channel。

- (2) 使用者控制器 CONTROL-1132

腦波放大器 ISO-1032CE 的控制裝置, 將 ISO-1032CE 的 32 通道的數位訊號轉換成類比訊號。CONTROL-1132 以 37 針腳母接頭與類比訊號輸入卡做連接, 並提供腦波訊號校準 (calibration)、阻抗 (impedance) 偵測、高頻與低頻濾波器 (frequency filter) 及交流電干擾濾波器 (凹陷濾波器, notch filter) 等功能。

- (3) 連接排線

排線兩端皆為 37 針腳公接頭, 用來連接使用者控制器與類比訊號輸入卡。

- (4) 類比訊號輸入卡 PCI-1713

PCI-1713 為一 32 通道、12bit 解析度、樣本率 100kS/s、37 針腳母接頭及 PCI 介面的類比訊號輸入卡, 能將類比訊號轉換成數位訊號, 以提供電腦軟體系統做紀錄。

- (5) 電腦

採用 Intel Pentium4 3.0G 的 CPU, 1.0G 的記憶體, 作業系統為 Microsoft Windows XP SP2。

實驗流程

實驗前, 研究人員將對受測者詳細說明實驗流程, 受測者完全了解實驗過程與目的後, 自行選擇是否願意參加實驗, 若同意參加此次實驗, 則簽署同意書, 代表以了解實驗內容, 即可開始黏貼電極點, 黏貼前需使用酒精簡單清潔頭皮, 再將電極點黏貼於受測者頭部, 即完成實驗的前置作業, 方可進入實驗。

本研究共進行 24 人次之實驗測試, 每次測試為選擇一個按鍵做為目標物, 實驗中, 受測者需專注的注視欲選擇的位置, 同時系統將完整蒐集其腦波訊號, 經轉換與分析, 每次測試時間為 1.5 秒。在進行腦波相關應用系統時, 系統可藉由判讀腦波來進行操作, 但是腦電波為一連續紀錄的訊號, 通常很難從中發現特定刺激所引起的腦波活動, 因此, 必須透過 ERPs, 經由特定的外在刺激物對受測者作反覆刺激, 完整記錄並且分析每次刺激後短時距的腦波反應。本系統終將擷取 ERPs 之特徵 N2P3 振幅, 用以推論目標物, 完成推論後, 系統再將顯示目標物對應的按鍵於系統介面中。

腦波分析與記錄

本研究依據國際 10-20 制系統定位黏貼電極點。過去腦波中文輸入的相關結果發現, 使

用 O1 將可有效辨別目標物，故本研究亦使用 O1 為主要之電極點，接地點 (GND) 貼於髮線下方，垂直眼動與水平眼動電極點 (VEOG 與 HEOG)，分別位在右眼下方與右眼外角，參考電位 A1、A2 黏貼於左、右耳垂，取樣頻率為 500Hz，帶通濾波為 0~6Hz。每次實驗電阻需降至 10kΩ 以下才得進行。

系統以事件相關電位成分 N200 及 P300 最大波峰的差值，做為判斷目標的依據。其中，N200 擷取刺激後 120 至 220ms 之間的最大負波峰值；P300 則是擷取 250 至 350ms 之間的最大正波峰值。

系統流程圖如圖 9。進入實驗前，將黏貼電極點於受測者頭部。輸入時，受測者專注的注視螢幕欲輸入的目標，螢幕中的刺激矩陣將反覆呈現作為刺激，同時系統將完整記錄其腦波。接著進行腦波訊號轉換，將類比訊號轉換為數位訊號，以供後續分析使用。擷取相同刺激引起之腦波反應並累加，累加後 ERPs 的特

徵，利用不同刺激物引起此特徵振幅大小差異，做為判斷受測者輸入的依據。經訊號處理及特徵擷取後，則可判斷受測者欲輸入的目標位置，藉此轉換為矩陣中的注音符號或中文字，來達成輸入的目的。輸入時分為[拼音程序]和[選字程序]。中文字需經多個注音輸入，方能拼打出一個中文字，因此首先會先進入[拼音程序]。拼字過程代表受測者目前輸入的注音符號尚未能拼出一個中文字，因此將繼續做輸入。當拼字結束，系統至中文字庫抓取九個同音字(常用字優先)，顯示於刺激矩陣內，供使用者選擇，此時則進入選字程序。受測者再次經過反覆刺激，即可完成選字。完成選字後，系統自動進入拼字程序，方可繼續輸入下一個注音符號。

5. 結果與討論

視覺誘發電位結果

前期研究中，綜整過去相關研究，已完

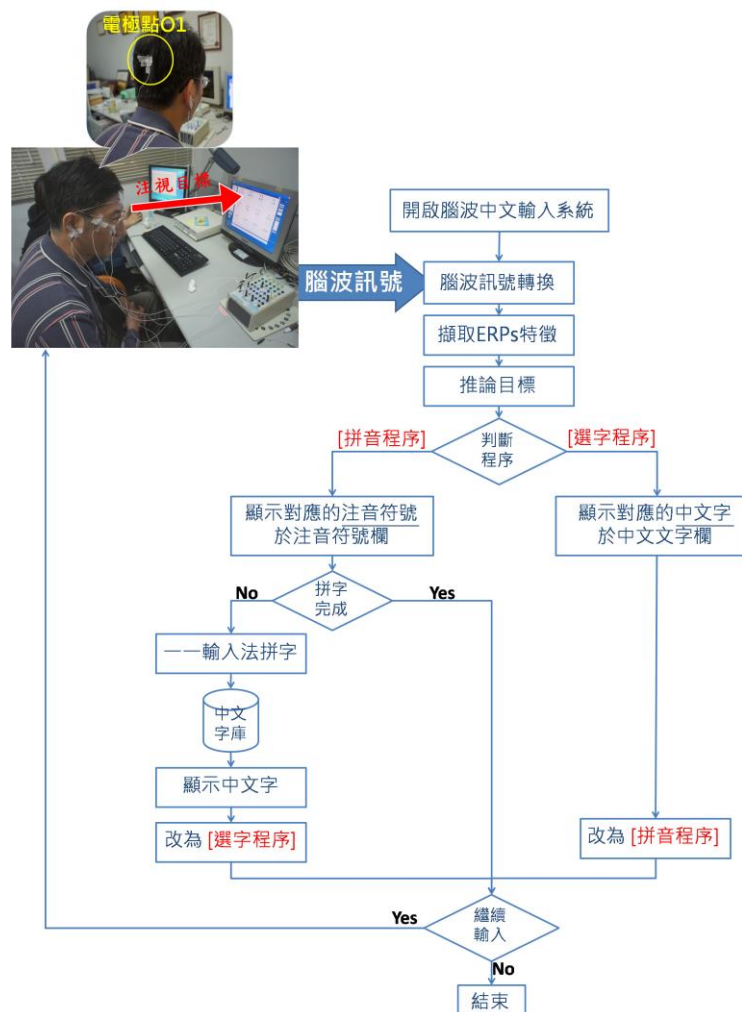


圖 9、系統運作流程圖

成開發腦波中文輸入系統，刺激方式以移動取代閃爍，利用視覺接收到動作產生，進而誘發動作視覺誘發電位 (mVEP, motion-onset visual evoked potential)。mVEP 的成分包含 P100、N200 及 P200，故可利用成分 N200 做為判讀目標物之特徵，此方式與 P300 為基礎的腦機介面系統不同，N200 為基礎的腦機介面除了可加快輸入速度外，正確率也明顯提高，且較無個人的差異。

以 ERPs 為基礎發展之腦機介面，在使用上仍存在一個需要克服的問題，即是一次輸入需要花費較多的時間。因此，本研究以前期研究結果為基礎，提出四種編碼原則，依循這些原則排列刺激的順序，不再是以行、列為單位 (圖 7(a)以第三行為例)，期望能改善時間過於冗長的問題，即使前期計畫已有不錯的效能，本研究中提出的新方式使得系統使用上更快速、便利。以本研究中提出的編碼方式進行視覺刺激，能有效誘發視覺電位 (圖 7(b)以第五個時間為例)。

快速腦波中文輸入系統之刺激時間碼編碼方式誘發之 ERPs 圖如圖 10(b)所示，目標物為目標為第二行、第二列(C2R2)，其分析後 ERPs

圖與前期的結果較不相同，前期之 ERPs 如圖 10(a)，目標為第二行(Col 2)、第二列(Row 2)。快速的腦波中文輸入以個別按鍵為單位，故包含 12 個按鍵分別分析，從中找出目標物；前期的系統以行、列為單位出現刺激，故分析時於行、列分別找出目標物後，交叉的即為最後的目標物。編碼方式之刺激順序較快速，刺激間的差距時間也較短，故會有類似時間差，每個刺激物之視覺電位皆有類似波形，但是在不同時間有最大的波峰。目標物即在 200 毫秒與 300 毫秒有明顯的波峰，故系統即可以事件相關電位成分 N200 及 P300 最大波峰的差值，做為判斷目標的依據。

系統效能

本研究中提出新的刺激時間的編碼方式，提出的新方法使得每次選擇一個選項的壓縮至 1.5 秒，與前期研究 (3.1 秒) 相比，時間改善率為 106%。初步實驗共包含 24 次測試 (每次測試選擇一個選項)，24 次中只有一次辨別錯誤，故正確率為 95.8%。

由於 BCI 為一個溝通系統，在每個單位時間內能得到多少資訊，得到訊息的速率也顯得格外重要，若一次選擇需花費的時間過長，在

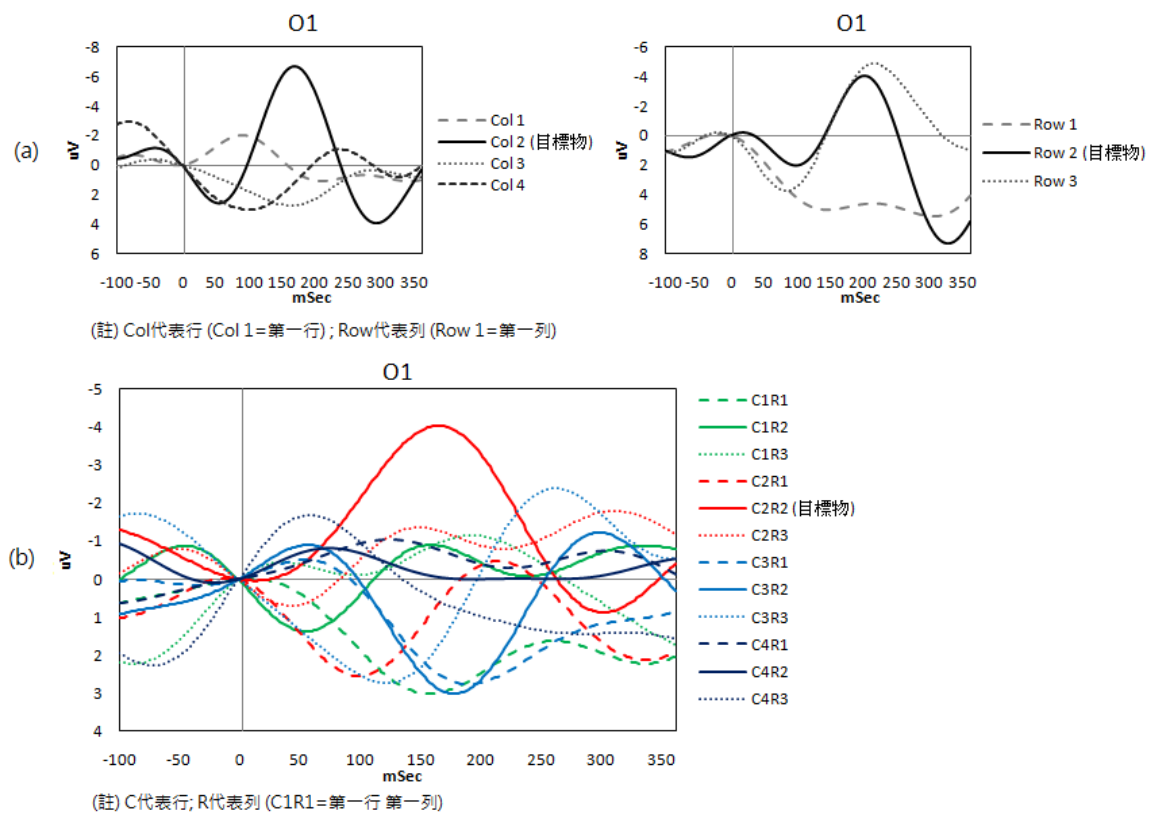


圖 10、ERPs 圖(a)前期(b)快速腦波中文輸入系統

實用性上則會有所限制。因此，除了系統的正確率外，另採用 Wolpaw 等人提出之 bit-date 定義，計算每分鐘能夠得到的 bit 數，公式如下[18]：

$$\text{bit-rate} = M \left\{ \log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \left[\frac{(1 - P)}{(N - 1)} \right] \right\}$$

M 代表一分鐘內完成選擇之項目個數，N 為可選擇的項目個數，P 為正確率。其中，t 為完成一次選擇的時間，M 為使用者在一分鐘內能夠選擇的按此鍵個數。

快速腦波中文輸入系統與過去提出之腦波中文輸入系統 bit-rate 及各項參數如表 1 所示。本研究中，目標物判讀結果為離線分析，故計算 M 時則不包含每次選擇之間的空白時間，故 60 秒/t 即可算得 M；N 為介面中包含的按鍵數，故為 12。快速腦波中文輸入系統及過去提出之系統的 bit-rate 分別為 127.5 及 53.6，速度提升超過 2 倍（238%）。除了選擇一個選項的時間大幅縮短之外，正確率也有所提升，使得 bit-rate 亦大幅提升。

6. 結論

研究以本團隊前期的「腦波中文輸入系統」之臨床實驗結果為發展基礎，提出編碼原則編制刺激時間碼，取代過去前期及過去多數研究使用的方法，以行、列為單位或是隨機出現刺激物，誘發視覺電位以辨別使用者的輸入目標。此方式使得一次輸入的時間縮短許多，且能有效誘發腦波，與前期研究結果相比，系統輸入時間改善率達 106%，可於 1.5 秒輸入一個符號。快速腦波輸入系統經初步測試，正確率可達 95.8，極高的正確率及輸入速度將使得系統更具實用性，本研究提出之方式可作為未來相關研究之參考。此系統的發展使得使用者在輸入時更方便，可以當作一實際使用來自主表達與溝通工具，除此之外此類的腦機介面將使得他們與外界有更多連結。

表 1、快速及前期腦波中文輸入系統之 bit-rate

	t	M	N	P(%)	bit-rate
1	1.5	40	12	95.8	127.5
2	3.1	19.3	12	90.0	53.6

1: 快速腦波中文輸入系統
2: 前期腦波中文輸入系統

參考文獻

- [1] American Electornccephaligraphic Society, "Guidelines for standard electrode position nomenclature," *Journal of clinical neurophysiology*, Vol. 8, pp. 200-202, 1991.
- [2] Berger, H., "Uber das Electrenkephalogram des Menchen," *Archiv fur psychiatrie and nervengrankheiten*, Vol. 87, pp. 527-570, 1929.
- [3] Fabiani, M., Karis, D., and Donchin, E., "P300" and memory: Individual differences in the von Restorff effect," *Cognitive Psychology*, Vol. 16, No. 2, pp. 177-216, 1984.
- [4] Farwell, L. and Smith, S., "Using brain MERMER testing to detect knowledge despite efforts to conceal," *Journal of Forensic Sciences*, Vol. 46, No. 1, 135-143, 2001.
- [5] Farwell, L. A. and Donchin, E., "Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 70, pp. 510-23, 1988.
- [6] Gibbs, F. A., Davis, H., & Lennox, W. G., "The electroencephalogram in epilepsy and in conditions of impaired consciousness," *Arch. Neurol. Psychiat.*, 34, 1133-1148, 1935.
- [7] Hong, B., Guo, F., Liu, T., Gao, X. and Gao, S., "N200-speller using motion-onset visual response," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 120, pp. 1658-1666, 2009.
- [8] Jasper, H. A., "The ten-twenty system of the International Federation," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 10, 371-375, 1958.
- [9] Johnson, G. D. and Krusienski, D. J., "Ensemble SWLDA classifiers for the P300speller," *Human-computer interaction. Novel Interaction Methods and Techniques*, Vol. 5611, pp. 551-557, 2009.
- [10] Lebedev, M. A. and Nicolelis, M. A., "Brain-machine interfaces: past, present and future," *Trends in Neurosciences*, Vol. 29, No. 9, pp. 536-546. 2006.
- [11] Luck, S. J., Heinze, H. J., Mangun, G. R., and Hillyard, S. A., "Visual event-related potentials index focused attention within bilateral stimulus arrays. Functional dissociation of P1 and N1 components,"

- Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 75, pp. 528-452, 1990.
- [12] McFarland, D. J., Sarnacki W. A., Townsend, G., Vaughan T., & Wolpaw, J. R., "The P300-based brain-computer interface (BCI): Effects of stimulus rate," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 122, No. 4, pp. 731-737, 2011.
- [13] Mügler, E., Bensch, M., Halder, S., Rosenstiel, W., Bogdan, M., & Birbaumer, N., "Control of an Internet browser using the P300 event related potential," *International Journal of Bioelectromagnetism*, Vol. 10, No. 1, pp. 56-63, 2008.
- [14] Sirvent Blasco, J. L., Iáñez, E., Úbeda, A. and Azorín, J. M., "brain-machine interface applications to assist disabled people," *Expert Systems with Applications*, Vol. 39, pp. 7908-7918, 2012.
- [15] Sun, K. T., Huang, T. W., Chen, M. C. & Li, Y. C., "Design of Chinese spelling system," *Annual International Conference on Advanced Topics in Artificial Intelligence (ATAI 2011)*, Singapore, 2011.
- [16] Takano, K., Komatsu, T., Hata, N., Nakajima, Y. and Kenji, K., "Visual stimuli for the P300 brain-computer interface: A comparison of white/gray and green/blue flicker matrices," *Clinical Neurophysiology*, vol. 120, pp. 1562-1566, 2009.
- [17] Thulasidas, M., Guan, C. and Wu, J., "Robust Classification of EEG Signal for Brain-Computer Interface," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, Vol. 14, pp. 24-29, 2006.
- [18] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., Heetderks, W. J., McFarland, D. J., Hunter Peckham, P., Chalk, G., and Donchin, E., "Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting," *IEEE Trans Rehab Eng*, Vol. 8, No. 2, pp. 164-173.
- [19] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G. and Vaughan, T. M., "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 113, pp. 767-791, 2002.
- [20] Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M., "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 113, No. 6, pp. 767-91, 2002.