

腦波中文輸入系統之設計

Design of Chinese spell system based on ERP

孫光天、謝宗濤、黃姿瑋、江序農、郭慧翔、邢文亭

國立台南大學 數位學習科技學系 腦波研究中心

ktsun@mail.nutn.edu.tw

摘要

本研究為開發一個以輸入中文為目標的腦機介面系統。藉由腦波的事件相關電位(ERP)來偵測出大腦對於認知的反應，以P300腦波成分為其判斷特徵，來判別出受測者所欲選擇之注音符號或文字，再將其顯示於電腦螢幕上，以達到與他人溝通之目的。受測者只需專注地注視螢幕上所呈現，標示著該注音符號或文字的3*4矩陣圖，且在目標物出現之際於心中默數出現次數。實驗結果顯示，在中文輸入實驗中，受測者的目標物不管是列或行的P300振幅皆能大於非目標物列與行的P300振幅，與國外相關之研究相符，在統計上也達到顯著的差異，輸入成功率可達到八成，具有初步實用價值

關鍵字：腦波、P300、Oddball、中文輸入。

Abstract

The purpose of this research is to design a brain computer interface system for Chinese spelling. Based on ERP data, we can detect a phonetic symbol (or word) by comparing the P300 amplitude of the target and others. Then, the system will show the result on the screen to express what the participant thinks. Initially, the participant needs to focus on a specified symbol (or word) of the 3*4 matrix and silently count

the times of the target flashed in the matrix. According to the pattern of previous Chinese spelling experiments, the accuracy of spelling is up to 80 percent, and there is a significant difference in statistics.

Keyword：EEG、P300、Oddball、Chinese spelling。

1、前言

本文分作四個章節。第一個章節介紹研究動機和目前相關腦機介面的研究；第二章節為研究方法，Oddball實驗將提供系統初步的雛型設計想法，之後的微調則藉由數個獨立的中文拼字實驗完成；實驗數據和系統執行結果在第三章節被分析，同時也說明哪些設計因此被更動和加入；最後的討論總結和系統設計建議將在第四章節論述。

腦機介面(Brain Computer Interface, BCI)在這二十年來對許多肢體障礙的人士著實有很大的幫助，不僅在行動給予相當大的方便，在溝通功用上也越來越蓬勃的發展，如肌萎縮性脊髓側索硬化症(Amyotrophic Lateral Sclerosis, ALS)的患者，此種無法以自主行動確切表達出心中想法的患者，能藉由腦機介面幫助他們自主性的傳達意思給他人了解，使得患者在溝通方面達到一個重大的突破[3][4]。

目前最常以P300來研究「內源性」誘發

波。其主要內容為，在有差異的特定刺激出現後，腦波在經歷約 300 毫秒左右的潛時後會出現一正向誘發波，P 代表正向波(Positive wave)，即稱之為 P300。目前誘發 P300 最常使用的模式，是以一個高頻率和一個低頻率的刺激物進行交替刺激。當受測者受到出現頻率較低的目標物刺激時，可清楚地觀察到 P300 的波形與高頻刺激物會有所差異（低頻 > 高頻），甚至部分在潛時上也會有所不同 [1][2][5]。顯著的 P300 差異易在大腦頭皮上 Fz、Cz、Pz 的位置上被觀察得知，一般而言又以 Pz 最為明顯，並常以其為判斷標準 [6]。

ERP 在 P300 成分上的差異，已經在不少研究中作為一個決定性的特徵。[7][8] 以 P300 作為一個方向控制上的特徵，於實驗前給予受測者一個“方位注意”任務，透過螢幕上不斷出現的方向符號（上、下、左、右）作為誘發刺激，經分析後發現 P300 的振幅差異能充分表現出受測者所欲表達的方向。[9] 則以顏色視覺刺激進行機器人控制，由螢幕上不同顏色（紅、綠）的閃爍呈現進行誘發 P300，並經分析處理，及時回饋驅使機器人拿起相應顏色的物體。

1988 年，由 Farwell [10] 等人發展出利用視覺刺激，使腦波中產生事件相關電位(event related potential, ERP)。觀察 P300 振幅大小之差異，即能得知患者所欲選擇的英文字母或是特定命令，並將其顯示於電腦螢幕的腦機介面拼字系統，此系統不需要患者動作或是言語、眼神等任何外在的表達，而是藉由腦波特徵的選擇。這些重大的研究成果顯示，在溝通及控制的應用領域上，P300 會是一個新穎的應用技術，於是在 2004 年 BCI2000 將它納入於腦機介面控制系統中 [11]。

本研究主要利用上述學者之研究發現，結合應用並開發一個腦機介面系統，以自動輸入中文為目標。我們將偵測受測者對其所欲選擇

之注音符號以及文字，所反應出的 P300 顯著差異為依據，實驗流程與 Farwell & Donchin 等人 [3][10][12][13] 的研究相似，本研究中受測者只需專注的注視標示注音符號的 3*4 矩陣圖，可不經言語或其他身體語言表達，而係藉由腦波在電腦螢幕上輸出欲表達的文字。

2、實驗方法

2.1 受測人員

受測人員共 10 人（4 男 6 女），平均年齡 23 歲。平日沒有酗酒以及濫用藥物的前例，以及各類精神疾病的病徵。慣用手為右手，視力在矯正後皆為正常。

2.2 實驗設備

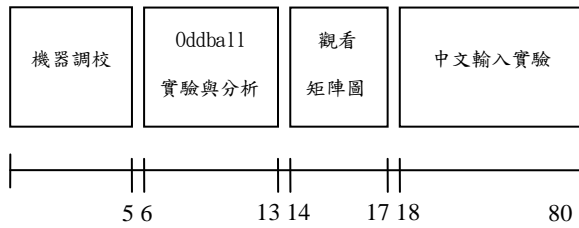
腦波儀使用荷商 Braintronics B.V. 公司所生產的腦波放大器 ISO-1032CE、使用者控制器 CONTORL-1132，搭配國內研華科技公司所生產的類比訊號輸入卡（Analog input card）PCI-1713，本研究團隊再以 Borland C++ Builder 平台開發操作應用程式。

2.3 實驗流程

受測者舒適地坐在木製藤椅上，電腦螢幕距離受測者前約 70 公分。在實驗前先進行一次實驗說明，確認受測者清楚此實驗流程與目的。受測者將進行兩種實驗測試，一種為 oddball 實驗確認受測者腦波 P300 正常反應；另一種為中文輸入系統實驗測試，惟在進行中文輸入實驗之前會先請受測者觀看標示注音符號的矩陣圖（圖一），使其對注音符號位置有所了解。整個實驗流程約 80 分鐘（圖二）。



圖一：標示注音符號之矩陣圖



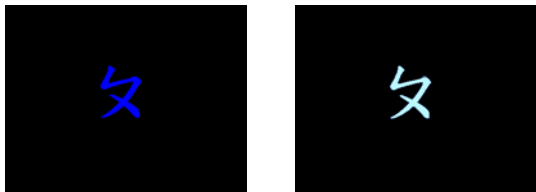
圖二：總實驗流程

單位:分鐘

2.3.1 Oddball

本實驗中會出現兩種刺激物，一種為暗藍色的注音符號，另一種則是天空藍的注音符號，且設定兩注音符號相同(圖三)，螢幕背景色為黑色。兩種刺激出現的比例分別為 25% 和 75%，暗藍色的注音符號出現 15 次，天空藍的注音符號出現 45 次，總共會出現六十次的刺激，且刺激物會固定地出現在電腦螢幕的同一位置。而刺激顯示時間為 1 秒，休息時間也為 1 秒，實驗總長約為兩分鐘。

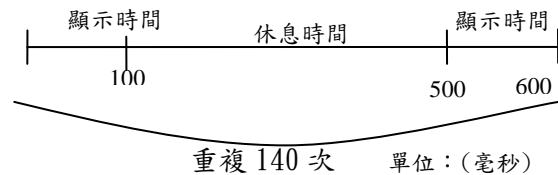
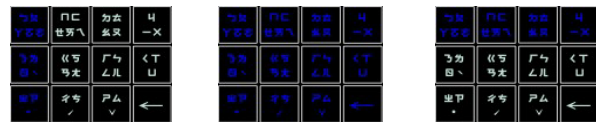
在 Oddball 實驗結束後，會讓受測者休息五分鐘，並由研究員進行 Oddball 實驗的結果分析，以觀察受測者的 P300 是否有出現及其正常狀況，以及了解該 P300 波形的特徵，以便之後進行中文輸入實驗。在完成分析得到正常結果之後，便進行中文輸入實驗。



圖三：odd 實驗刺激畫面

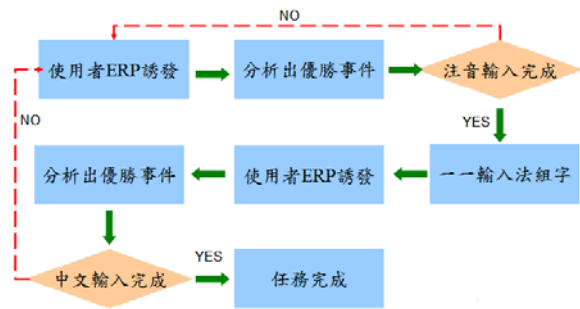
本實驗共分成三個任務。一開始，由研究員啟動此中文輸入系統且輸入受測者個人適性化設定，實驗進行時，螢幕上矩陣將以列或行為單位亂數交錯閃爍，每一列與每一行各會出現 20 次，故總刺激次數共為 140 次，其列與行顯示時間皆為 100 毫秒，並在顯示過後休息 400 毫秒(圖四)。

中文輸入系統流程(圖五)中，先請受測者注視螢幕上 3*4 矩陣圖，並專注地凝視所欲選擇之注音符號，為了使受測者專心地注視螢幕上所欲之選擇，會要求受測者在所選擇目標出現之際於心中默數其出現次數。當注音符號選擇流程完成時，系統會將其結果顯示於左側注音輸入欄上(圖六)供受測者檢視結果是否正確，且在確定受測者找尋到下一個欲輸入之目標後，才繼續進行下一個注音符號輸入；若受測者所有注音輸入結束，此時系統將進行拼字和輔助選字過程，完成拼字過程後，會自動將九個建議字顯示於另一個 3*4 中文字矩陣中進行選字，此中文字矩陣中除包含九個建議字外，亦有其他三種功能選項：下一頁建議字、清除前次所選注音符號的平仄以及全部清除的選項。隨後選擇中文字(圖七)將與注音符號選擇相同，系統會將其中文字輸入於上方之輸入欄內(圖六)，此時即完成單一中文字之輸入。中文輸入實驗中，每一個注音符號與中文字之選擇所花費時間約為 76 秒，而其完成時間依任務不同略有差異。

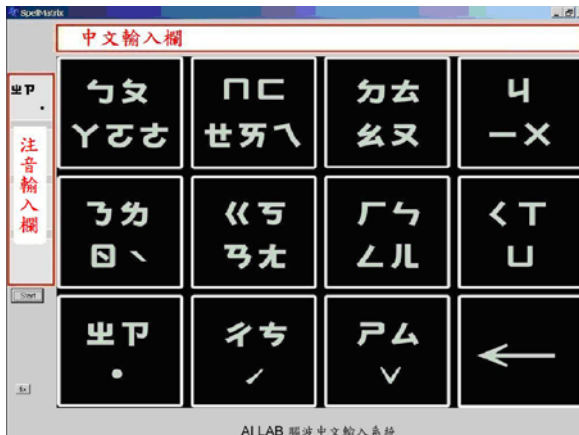


圖四：中文輸入實驗流程

2.3.2 中文輸入



圖五：系統流程圖



圖六：系統截圖



圖七：中文選字

2.3.2.1 任務一

請受測者輸入三種研究者所指定之單字，其單字之設定為需 2 次到 4 次輸入方可完成。

如：餓(ㄉㄞˋ)→渴(ㄎㄜˋ)→痛(ㄊㄨㄥˋ)。所需花費時間為 76 秒*12，共 912 秒。

2.3.2.2 任務二

當受測者完成任務一，且輸入正確無誤時，接續進行由研究員指定三到五個字所組合之句子。

如：肚子餓。所需花費時間為 76 秒*11 共 836 秒。

2.3.2.3 任務三

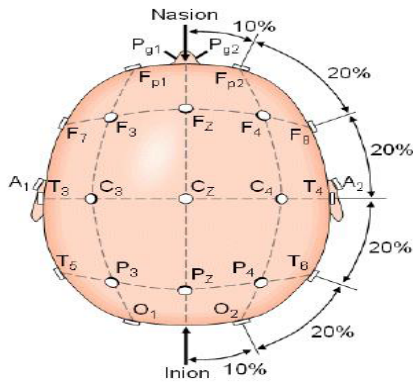
上述兩項任務皆完成後，由研究員給予受測者一個日常生活對話並請受測者回答之。

如：午餐想要吃什麼？

3、實驗分析與結果

在 Oddball 實驗和中文輸入實驗中，腦波紀錄會從實驗開始到實驗結束完整地記錄下來。Oddball 實驗腦波紀錄共為 120 秒，擷取區段為刺激前一秒鐘到刺激後一秒鐘，以刺激前一秒之數據作為基準線校正；而中文輸入實驗中單一注音符號輸入的腦波紀錄為 76 秒，其截取區段為刺激前 100 毫秒至刺激後 500 毫秒，以刺激前 100 毫秒之數據作為基準線校正。

本研究腦波取樣頻率為 500Hz，帶通濾波範圍為 0.1-15Hz，電極點取國際 10-20 制系統定位(圖八)，以 Pz 為觀察 P300 的電極點，O1 為校正機器觀察 α 波的電極點，並以 A1、A2 為參考電位，黏貼位置為左、右耳耳垂上，垂直眼動與水平眼動以黏貼於右眼下方與右眼外角的電極點來偵測，以及接地點(GND)貼於前額頭髮線下方。



圖八：國際 10-20 制系統定位

3.1 分析流程

ERP 的提取我們將直接設定於系統內，當受測者選擇結束後，系統會自動將其記錄到的腦波訊號進行分析處理。而對訊號數據的 ERP 分析主要包含下列幾個步驟：

- (1) 擷取時間區段(extract epochs)
- (2) 去除雜訊干擾(artifact rejection)
- (3) 基準線校正(baseline correction)
- (4) 數位濾波(filter)
- (5) 疊加平均(average)
- (6) 總平均(grand average)
- (7) 統計分析(statistics analysis)

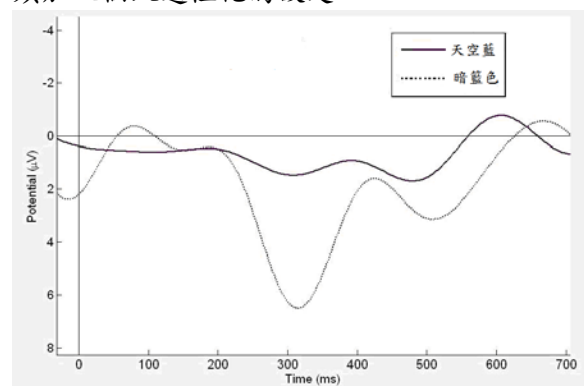
首先，先擷取出時間區段，以每一個刺激出現的時間點當作基準(0ms)，擷取-100ms 到 500ms 為一個時間區段，再進行雜訊、眼動干擾的去除。去除振幅大於 $100\mu\text{V}$ 或小於 $-100\mu\text{V}$ 的眼動區段，之後進行基準線校正。基準線校正的目的為了避免消除腦波相對於基準線的偏離，在此我們以刺激出現前 100ms 為基準區段，將基準線段的取樣點振幅加總平均做為一個基準值，再將時間區段裡的每一個取樣點的振幅減去基準值，即完成基準線的校正。隨後進行數位濾波。完成軟體濾波後，進行疊加平均。經過疊加之後再進行平均[2][3]，就可以將之還原為一次刺激的 ERP 數值。總平均則是對所有受測者的 ERP 進行平均。在完成 ERP 的提取後，便進行統計分析，本研究係利用獨立樣本 T 檢定，來檢定目標與非目標是否

有顯著性的差異[8]。

3.2 OddBall 結果

分析受測者 Oddball 實驗的 P300 腦波圖後：發現每一個受測者在 250-400ms 之區間內都有一個很明顯的正向波(即所謂的 P300 之反應)，圖中(圖九)實線代表的是天空藍的注音符號，出現次數較多；虛線代表著暗藍色的注音符號，出現的次數比較少。結果顯示受測者透過 oddball 實驗皆可以出現正常的 P300 振幅波形，當刺激物為出現刺激次數較少暗藍色注音符號時，其 P300 振幅會大於出現次數較多天空藍注音符號的 P300 振幅。此項結果係符合許多文獻所述：當刺激物為出現頻率較低的 P300 振幅會大於出現頻率較高的 P300 振幅。

透過 Oddball 實驗，我們發現不同的受測者 P300 成分的潛時會有所不同，且 P300 的振幅在某個固定的範圍內會出現最大值，基於這個現象我們認為在自動化的中文輸入系統必須加入個人適性化的設定。



圖九：P300 腦波圖

3.3 中文輸入

在實驗設計之初，我們參考 Farwell 等人的研究，試圖設計出一個有效率的輸入訊號之鍵盤，即為矩陣圖的設計。有鑑於中文注音符號共有 37 個選項，是故要是將其每個符號皆劃分成單一選擇，數量會太過龐大且輸入時間太長。於是最後我們採用一一輸入法之輸入設

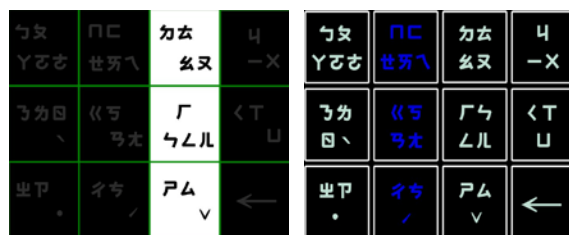
定，它將注音符號劃分成 12 個組合，此設計確切的符合我們的需求，故系統最終將以一一輸入法為輸入依據且依其設計出專屬矩陣圖，以便受測者選擇。

實驗階段我們藉由追蹤 Pz 電位的腦波圖，可以從其中發現 P300 的反應，並根據相關文獻的探討，以頻率較低刺激物的 P300 振幅會大於頻率較高刺激物的 P300 振幅為判斷依據，來判別出受測者所欲選擇的注音符號或文字。在 3*4 矩陣圖中包含三行與四列，總共七種刺激事件。受測者目標事件的出現，因目標列與行在每循環中各會出現一次，故其頻率為 2/7 (29%)，而非目標物出現的頻率為 5/7 (71%)，故此實驗設計中的目標物可被歸類為低頻率的刺激訊號，以誘發 P300 之反應。

實驗初期，我們將七個刺激物一同分析，試圖從中找尋兩個最大的 P300 振幅，以直接判別是否為受測者選擇的最大列與行，發現其準確率並未達到所預期之效果，在 20 次的實驗中有 5 次未抓取出正確的兩個最大目標，我們詳細分析其結果追究失敗原因，發現行的 P300 振幅相較之下有時皆會大於列的 P300 振幅，根據文獻，判斷其原因是人類的視角對於水平與垂直是有所差異的，一般而言，水平的視角會較優於垂直視角[12][13]，所以導致行的出現會對人眼產生較大的刺激，是故，直接選取最大兩個的 P300 振幅為判斷依據，無法準確地判別出目標物所在的列和行。

而矩陣圖的變化也是影響實驗成敗的主要因素之一，其設計歷程為：(1)矩陣背景色顯示時為灰色，休息時轉為黑色；而字色顯示時為黑色，休息時轉為暗灰色(圖十)，此實驗發現，由於顏色改變太大造成眼動有過大的情形，實驗結果也不明顯。在實驗過後，我們經由質性研究中的訪談方法詢問受測者的感覺，受測者還曾反應其刺激造成眼睛不舒服，建議我們改進。(2)經由受測者的反應我們進行微調，將背景色固定為黑色，只單改變字的

顏色，顯示時為暗藍色休息時轉為天空藍(圖十一)。



圖十：矩陣初始圖

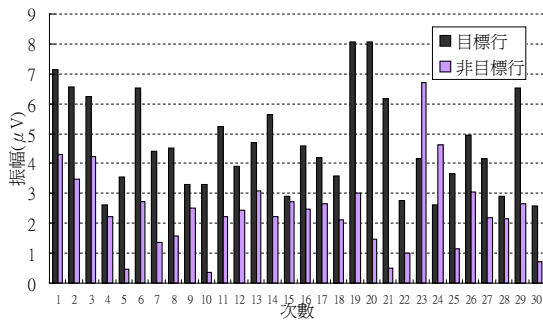
圖十一：矩陣最終圖

經由上述結果與推測，修改過後的矩陣圖，受測者覺得在視覺刺激上沒有不適的現象，實驗結果也有顯著的成效。而為了使系統準確度能有所提升，實驗結果的判別，加入個人適性化的設定與將列與行分開分析其結果，係指從三個行中找尋出一個 P300 振幅最大的行，以及四個列中找出一個 P300 振幅最大的列。在 30 次前備實驗結果中，共有 27 次成功的判別出受測者所欲選擇之目標，成功率達到 90%。

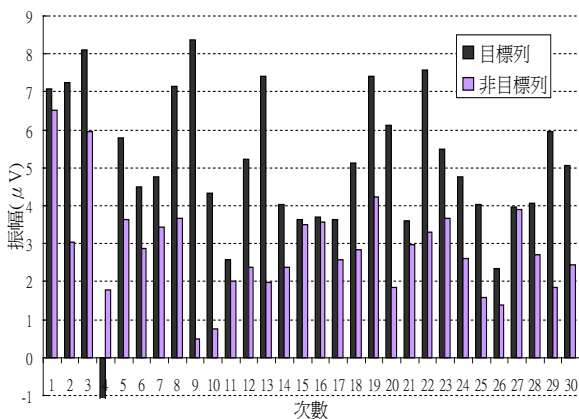
以下圖十二、圖十三、表一、表二顯示 30 次前備輸入結束後系統自動分析出目標列與行和非目標列與行的最大振幅值和各事件平均值；在判別成功的目標列與目標行其振幅都會大於非目標列與非目標行，但其中目標列的判斷有二次未能準確(圖十二)；目標行則有一次判別錯誤(圖十三)。首先利用 ANOVA 分別分析列與行各事件，查看事件間變異數有無顯著性差異。行的 $F=36.184$ ，顯著性 $p<0.001$ ，顯示行的事件三者間至少有兩者不同，而列的 $F=44.209$ ， $p=<0.001$ ，顯示列的事件四者間至少有兩者不同，隨後透過獨立樣本 T 檢定進行統計分析出最大的列與行且在其刺激類別中有顯著差異。其過程為將目標列、行的振幅與非目標列、行的振幅及其平均數兩兩做比較，如表格三與表格四所示，目標列對三個非目標列之 $p<0.001$ ，目標行與兩個非目標行之 $p<0.001$ ，表示檢定結果達到顯著的差異，經

此分析結果顯示，我們所選擇特徵電極點之 P300 可以有效判別受測者所欲選擇之選項。

根據這個特徵，我們建立的中文輸入系統成功率可達 78.72%，平均每字花費 4 分鐘(240 秒)。若給予一內容為連續輸入三字的任務，排除游標控制(如翻頁、退格)，其平均完成時間約 15 分鐘(954 秒)。



圖十二：30 次輸入目標 Column 與非目標行的 P300



圖十三：30 次輸入目標 Row 與非目標 Row 的 P300

表一：列振幅平均數的描述性分析

事件	平均	標準差
目標列	4.773	0.298
非目標列 1	1.761	1.291
非目標列 2	1.294	1.785
非目標列 3	0.944	1.631

表二：行振幅平均數的描述性分析

事件	平均	標準差
目標行	5.054	2.057
非目標行 1	1.459	1.459
非目標行 2	2.596	2.596

表三：目標列與非目標列的獨立樣本 T 檢定結果

$\alpha=0.05$ $df=29$ $T_{0.05(29)}=1.699$		
組別	t	顯著性
目標列>非目標列 1	-7.927	.000***
目標列>非目標列 2	7.877	.000***
目標列>非目標列 3	9.086	.000***
* $p<.05$ ** $p<.01$ *** $p<.001$		

表四：目標行與非目標行的獨立樣本 T 檢定結果

$\alpha=0.05$ $df=29$ $T_{0.05(29)}=1.699$		
組別	t	顯著性
目標行>非目標行 1	-8.975	.000***
目標行>非目標行 2	-5.147	.000***
* $p<.05$ ** $p<.01$ *** $p<.001$		

4、結果與討論

過去腦機界面的研究大多著重與機電器材控制的結合，使用者藉由系統能表達的意思被侷限在設計者預設的功能項內，與腦波中文輸入系統希望使用者能透過腦波自由表達意思的理念不符，即便如此，此類研究成果仍提供了可信的腦波成分作為腦波中文輸入系統實作時判讀的參考。中文輸入不同於英文，其「同音不同字」的特有選字及組字形式，使得系統更為複雜，英文腦波輸入系統 BCI2000

雖然在設計介面上給了相當的啟示，能誘發需要的腦波成分，但仍無法完成選字和組字的工作。在這之上，本研究另外結合了智能輸入法以及新的介面設計，才設計出整個腦波中文輸入系統的雛形。

實驗結果可以證實相關文獻中探討所發現的一些 P300 反應，透過出現頻率低刺激的 P300 振幅會大於出現頻率高刺激的 P300 振幅，而運用在腦波中文輸入系統，腦波能準確地輸入注音符號與中文。

我們利用 ANOVA 與獨立樣本 T 檢定分析，可以觀察出各個事件對於 P300 反應的影響，在目標物與非目標物的誘發之下，P300 反應有顯著性的差異，綜合結果分析，藉由 P300 的反應可以用來辨認受測者目標物的選擇。

本研究利用腦波訊號來偵測大腦內認知的訊息，以開發一個以輸入中文為目標的系統，而系統準確率達到所預期之效果，辨認成功率達到八成的水準，但效能尚有改善之餘地，使之更具實用性。

5、參考文獻

[1] 魏景漢、羅躍嘉，認知相關電位教程，北京：經濟日報，(2002)。

[2] 趙倫，ERP 實驗教程，天津：天津社會科學院，(2004)。

[3] Eric W. Sellers and Donchin E.A., "P300-based brain-computer interface: Initial tests by ALS patients." *Clinical Neurophysiology*, Vol. 117, pp. 538-548, 2006.

[4] F. Nijboer, E.W. Sellers, J. Mellinger, M.A. Jordan, T. Matuz, A. Furdea, S. Halder, U. Mochty, D.J. Krusienski, T.M. Vaughan, J.R. Wolpaw, N. Birbaumer, and A. Kübler, "A P300-based brain-computer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 119, pp.1909-1916,

2008.

[5] Duncan-Johnson, C. C and Donchin, E., "Effects of a priori and sequential probability of stimuli on event-related potential," *Psychophysiology*, Vol. 14, pp. 95, 1977.

[6] Johnson, R., "On the neural generators of the P300 component of the event-related potential. Psychophysiology," Vol. 30, pp. 90-97, 1993.

[7] Bayliss, J. D., "Use of the Evoked Potential P3 Component for Control in a Virtual Apartment," *IEEE Trans Neural Sys Rehabil Eng*, Vol. 11, NO. 2, pp.113-116.(2003).

[8] Francesco Piccione, Konstantinos Priftis, Paolo Tonin., "Task and Stimulation Paradigm Effects in a P300 Brain Computer Interface Exploitable in a Virtual Environment: A Pilot Study," *PsychNology Journal*, Vol. 6, No. 1, pp. 99-108, 2008.

[9] Bell. C, Shenoy. P, Chalodhorn. R and Rao. R, "An Image-based Brain-Computer Interface Using the P3 Response," *Neural Engineering, 2007. CNE '07. 3rd International IEEE/EMBS Conference on*, pp.318-321, 2007.

[10] Farwell. L. A, and Donchin. E, "Talking off the top of your head: A mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol*, Vol.70, pp.510-523,1988.

[11] Schalk. G, McFarland. D. J, Hinterberger. T, Birbaumer. N and Wolpaw. J. R, "BCI2000: development of a general purpose brain-computer interface (BCI) system," *Soc Neurosci Abstr*, Vol. 27, pp. 168, 2001.

[12] Donchin E, Spencer KM and Wijesinghe R, "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300-based brain-computer interface," *IEEE Trans Rehabil Eng*, Vol. 8, No. 174, pp.9, 2000.

[13] Krusienski. D. J, Sellers. E. W, McFarland.

D. J, Vaughan. T. M, Wol-pawb. J. R, “Toward 2009
enhanced P300 speller performance,” *Journal of
Neuroscience Methods*, Vol. 167, pp.15–21,