

腦波視覺誘發電位分析與應用

The Analysis and Application of Visual Evoked Potential in EEG Measurement

¹ 陳世中 Shih-Chung Chen ¹ 洪煒哲 Wei-Che Hung ¹ 謝世章 Shih-Chang Hsieh

¹ 梁治國 Chih-Kuo Liang ² 謝明哲 Ming-Che Hsieh ³ 楊正宏 Cheng-Hong Yang

¹ 南台科技大學電機工程研究所 Institute of Electrical Engineering, Southern Taiwan University

² 國立台東大學資訊管理系 Department of Information Science and Management Systems, National Taitung University

³ 國立高雄應用科技大學資訊工程系 Department of Electronic Engineering, National Kaohsiung University of Applied Sciences

一、中文摘要

腦電圖(Electroencephalogram)的量測，是利用電極紀錄頭皮下的微弱電壓訊號所認知的腦波或稱為腦電波。現今，有關腦波的研究，除了研究心理層面或是各種疾病對腦波的影響之外，目前還有許多的研究單位，正在探討如何利用腦波訊號來與外界溝通和傳遞訊息。而這項腦波辨識技術稱為BCI(Brain computer interface)也就是所謂的腦機介面 [1]。本研究的目標，就是希望設計出一套BCI系統，來幫助脊髓或中樞神經受損無法自主運動的重障者病患(如漸凍人、脊椎損傷患者等)以及肢障患者，藉由這項BCI技術，讓他們能與外界溝通或傳遞訊息，並發揮自我照顧的能力。

關鍵詞：腦波、腦機介面

Abstract

The measurement of EEG is to record the tiny voltage signal produced by the electrodes under the scalp. The acquired wave signals are so-called brain waves or Electroencephalogram which always varies with time.

In addition to the relationship between psychological diseases and EEG, a lot of researchers are engaged on gaining knowledge about how to communicate and transfer information with others using EEG signals. The technique for EEG recognition is called BCI or Brain computer interface.

The goal of our research is to design some kind of BCI system that can help the seriously disabled with a spine/central nervous system disease or no upper limb/foot, Such as Amyotrophic Lateral Sclerosis. This BCI technique can help the disabled to communicate with others and take care of themselves.

Keywords : EEG、BCI system

二、緣由與目的

隨著醫療科技的進步，各種輔具和醫療器材不斷被研發出來，但針對脊髓或中樞神經受損、無法自主運動、無法用言語表達或是全身癱瘓而大腦未受損的患者而言，他們要如何達到自我照護，以及如何傳遞訊息給親人和照護人員彼此溝通等，這些都是需要研究的課題。針對這幾項問題，我們打算設計出一套大腦人機介面系統，希望能成為重障患者生活中的一項溝通輔具，並達到自我照護的功能。 [1][2]

三、材料與方法

3-1 研究材料

本系統所使用的軟體工具為Scan4.3、LabVIEW，硬體設備為NuAmps放大器、電極帽、USB資料傳輸線、導電膠、去角質膏等，如圖1、圖2、圖3、圖4。所示。而記錄腦波所用的腦波帽的電極總共有37個電極，而分佈的方式採用國際10-20標準電極貼片位置，如圖5.所示。



圖 1. Scan v4.3



圖 2. 腦波儀與資料傳輸線



圖 3. 電極帽



圖 4. 導電膠與去角質膏

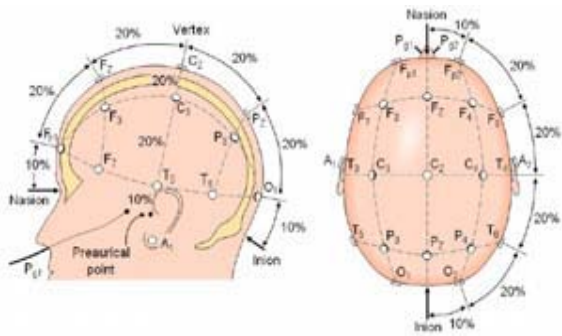


圖 5. 國際10-20 標準位置圖(圖片來源[3])

3-2 研究方法

本研究之系統架構如圖6、圖7所示，可分成兩大部份：(1) 事件相關誘發電位(2) 腦機介面。

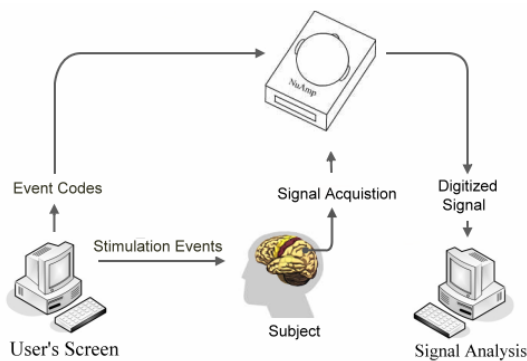


圖 6. 事件相關誘發電位

3-2-1 事件相關誘發電位

在事件相關誘發電位實驗系統之中，目前最主要是以視覺刺激為主，並以離線分析的方式來分析視覺誘發電位(Visual Evoked Potential)。

此系統的流程，是由使用者端的電腦產生刺激事件，並將每一事件進行編碼，再將刺激事件之編碼，傳送至 NuAmps 放大器之中，NuAmps 會同時擷取受測者的腦波資料與刺激事件編碼，之後，後端電腦透過 TCP/IP 傳輸介面接收 NuAmps 放大器所傳輸的腦波資料，並將刺激事件編碼及所刺激的時間點對映到腦波量測的相對時間點，以方便對所量測到的腦波進行分析。

關於腦波離線分析的方法，則是將腦波資料先經由帶通濾波器(BandPass Filter)，進行前處理，接下來再利用獨立成份分析(Independent Component Analysis, ICA)，將屬於干擾訊號的部份去除，去除之後，再將腦波上所對映的相對時間向前取與向後取一段時間，最後再將每個 Trial 資料，相加後平均，而平均的結果則可得到所謂的個人視覺誘發電位(Visual Evoked Potential)比對樣本。

3-2-2 腦機介面

本 BCI 系統有關的架構，可分為兩大區塊，如圖 7.所示，1. 資料擷取與訊號處理 2. 控制裝置。

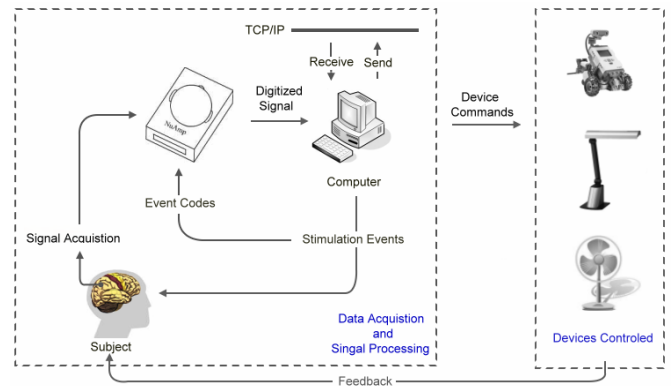


圖 7. 腦機介面

3-2-2-1 資料擷取

由於電腦無法有適當的 I/O 介面(Scan4.3 僅提供 TCP/IP 介面)可透過 LabVIEW 直接控制本系統所使用的 NuAmps 腦波放大器，所以本研究透過以 LabVIEW 程式撰寫 TCP/IP 的通訊協定的方式，來跟 NuAmps 及 Scan 4.3 進行溝通。

此系統架構流程是由電腦端產生視覺刺激事件，來刺激受測者，並將此事件進行編碼，再透過 PrintPort 把此事件的編碼傳送到 NuAmps 腦波放大器，而放大器也會同時擷取受測者的腦波訊號，最後再將資料傳送到電腦端上的 Scan 4.3 軟體上，Scan 4.3 則會透過 TCP/IP 通訊協定，將所有接收到的資料以封包的方式傳輸至本系統以 LabVIEW 撰寫的人機介面上進行分析。

3-2-2-2 訊號處理與辨識

訊號處理的部份，是先載入受測者經由前 VEP 實驗所分析出的個人視覺誘發電位(Visual Evoked Potential)比對樣本的特徵範圍和特徵，再將即時接收到的腦波資料，先經過帶通濾波器(BandPass Filter)進行資料前處理，再針對接收到刺激時間的點，向前與向後取出一段時間，最後把每個 Trial 資料疊加平均，得到即時的誘發電位，並即時分析的結果與先前載入的個人視覺誘發電位(Visual Evoked Potential)比對樣本的特徵，進行相關係數分析，以了解這兩筆誘發電位(受測者即時量測所得之誘發電位與先前 VEP 實驗所得之個人誘發電位比對樣本)之間的線性強度關係，如果分析的結果，小於本系統所設的閾值的話，則不做任何命令輸出，如果大於等於閾值的話，則下達控制命令。

3-2-2-3 控制裝置

目前本系統的腦機介面所控制的對象是作業系統上的滑鼠游標，利用 LabVIEW 中的 Call Library 函數，來呼叫作業系統中的 user32.dll 檔，再從裡面選取 SetCursorPos 函數，並設定滑鼠的 X 軸與 Y 軸資料型態，最後經由辨識的結果，來改變 X 與 Y 軸的值，進而控制游標的移動。

四、實驗方法

4-1 實驗前準備

在一系列實驗中，總共包括三項實驗，而這三項實驗，將以記錄九個通道為主，其中 NuAmps 腦波放大器設定的參數為：

- Sample Rate: 1000 Hz
- Record Channels: EOG(V1), EOG(V2), EOG(H), C3, Cz, C4, P3, Pz, P4
- Reference Channel: A2
- BandPass Filter: 0.1 ~ 30 Hz
- Notch Filter: 60 Hz

4-2 實驗量測

首先，第一項實驗最主要是為了要量測出受測者的個人視覺誘發電位(Visual Evoked Potential)比對樣本所設計的，刺激介面如圖 8.所示。實驗的方式則是在如圖 8 畫面中，有四個方向的箭頭，箭頭會閃爍，閃爍的頻率為每 0.25 秒閃爍一次[4][5][6]，閃爍的方式，是以隨機方式來呈現。每一箭頭所對映的刺激事件編碼為 Up:1, Right:2, Down:3, Left:4，在電腦端則會將此刺激事件編碼，透過 PrintPort 傳送至 NuAmps 放大器上。

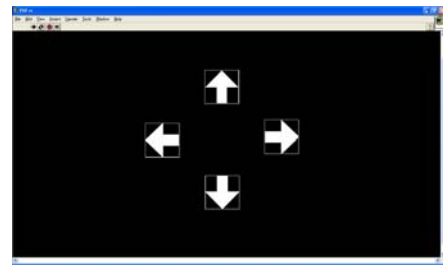


圖 8. VEP 刺激介面(實驗 1)

在實驗進行中，受測者會被要求注視四個箭頭中的其中一個，而其它三個則忽略不視，而受測者本身還必需心中默數出現的次數，來確保受測者是屬於專注的狀態，而每進行一次實驗所量測的時間為一分鐘。

上述第 1 個實驗所量測到的腦波資料，在經由離線分析後，可得到受測者的個人誘發電位(VEP)比對樣本。接下來，第 2 個實驗是電腦以隨機方式出題，提示受測者所要觀看的箭頭方向，並經過一分鐘的記錄之後，再由電腦以第 1 個實驗所獲得的個人誘發電位比對樣本作參考，判斷受測者觀看的方向是否與電腦出題的方向為一致？是的話，則綠燈亮，錯的話則，紅燈亮，如圖 9.所示。

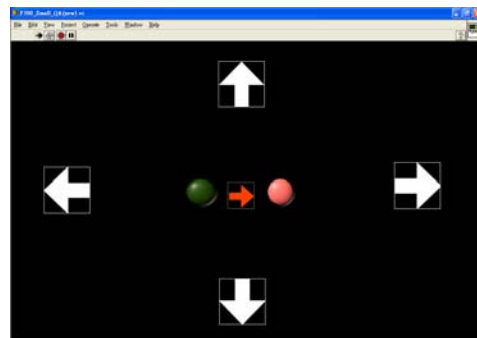


圖 9. 由電腦亂數產生方向(實驗 2)

實驗 3 主要目的，是要判斷受測者觀看的方向是否與出題的方向一致？則再將判斷的結果，應用在控制游標的移動，且控制的介面，在圖 10. 畫面中的右下角為辨識的結果。

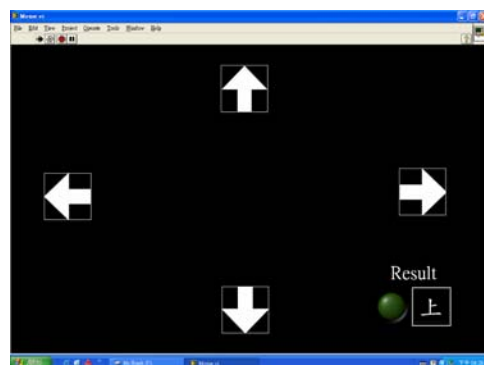


圖 10. 控制滑鼠游標介面

五、實驗結果與討論

這第 1 項個人誘發電位(VEP)比對樣本實驗的部份，總共由七名受測者之中，挑出其中三名受測者在專心注視單一方向箭頭時，所產生的個人視覺誘發電位(Visual Evoked Potential)的比對樣本。分析方式則是要求受測者觀看向上箭頭，而所顯示的通道則是挑誘發電位最明顯的通道，結果如圖 11.所示，可以發現這幾名受測者的腦波在視覺誘發後的 200 ms ~ 300 ms 之間會出現一個正向波，而在 400 ms ~ 500 ms 之間則會有一個負向波。

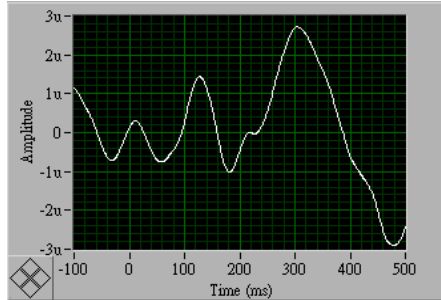


圖 11. 個人視覺應發電位之比對樣本之一

在第二項腦波控制的實驗，總共找了 7 名受測者，實驗的方式則是由電腦隨機產生希望受測者注視的方向題目，來提示受測者觀看畫面中的箭頭方向，並分析受測者觀看方向和電腦出題方向是否為一致。

經過 25 次亂數出題的結果可以從表 1. 來看，準確率最高可達 100%，而最低為 80%。從其中正確率較低的受測者之辨識結果分析可能原因，經過受測者所描述，可能在注視箭頭方向的時候，有時注意力會比較分散不專心或是眼睛疲勞等等原因所造成。

表 1. 電腦亂數產生方向的辨識率

Subjects	Questions					Total	Accuracy
	Up	Down	Left	Right	Accuracy		
S1	2/4	6/6	3/4	9/11	20/25	80 %	
S2	3/3	9/9	6/7	6/6	24/25	96 %	
S3	11/11	2/2	7/7	5/5	25/25	100 %	
S4	5/5	5/6	10/10	4/4	24/25	96 %	
S5	9/9	4/4	3/3	9/9	25/25	100 %	
S6	7/8	4/4	5/6	7/7	23/25	92 %	
S7	3/4	5/7	3/3	11/11	22/25	88 %	

註：Accuracy – 答對數/出題數

7 名受測者經過實驗 2 所得的平均辨識率，雖然有 93.1%，但此項實驗是由電腦亂數出題，經由一分鐘視覺刺激之後，進行辨識，產生辨識結果，再輸出控制信號，這過程所需時間，對於希望透過腦機介面來控制周邊裝置而言，目前辨識的速度，仍會讓使用者覺得系統反應過慢，無法即時，而有實用性的問題。故如何縮短腦波辨

識所需時間，是未來要再努力的方向。

六、結論

目前本研究可以有效的利用 LabVIEW 透過 TCP/IP 的方式來即時擷取 NuAmps 放大器及 Scan4.3 軟體所量測到的腦波資料，並且由 LabVIEW 的圖形化程式語言來撰寫本系統的分析介面，有利於本研究後端的實驗分析。

在視覺刺激誘發電位的實驗之中，本研究利用四個方向的箭頭，來刺激受測者並擷取受測者的 VEP 特徵，並設計實驗以亂數出題的方式，來告知受測者所要觀看的箭頭方向，並經過大約一分鐘之後，判斷受測者是否為觀看電腦出題的方向，而經過統計之後，目前準確率平均有 93.1%，但是針對此實驗來說，受測者必須專心注視畫面中的刺激物，才能得到較高的準確率，也因此會使受測者疲勞度增加，加上判斷時間稍長，所以這個問題是我們未來仍須改進的地方。

七、誌謝

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第 95-2221-E-218-008-MY3 號計畫之研究經費。使我們可以有令人滿意的初步研究成果，謹此致謝。

八、參考文獻

- [1] Jonathan R. Wolpaw, Niels Birbaumer, Dennis J. McFarland, Gert Pfurtscheller, and Theresa M. Vaughan (2002), "Brain-Computer Interfaces for Communication and Control", *Clinical Neurophysiology* Vol. 113, pp. 767-791
- [2] Gerwin Schalk, Member, IEEE, Dennis J. McFarland, Thilo Hinterberger, Niels Birbaumer, and Jonathan R. Wolpaw (2004), "BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, NO. 6
- [3] G. Pfurtscheller^{a,*}, F.H. Lopes da Silva^b, (1999) "Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles," *Clinical Neurophysiology* vol. 110, 1842-2857.
- [4] D.J. Krusienski^a, E.W. Sellers^b, D.J. McFarland^b, T.M. Vaughan^b, J.R. Wolpaw^b, "Toward enhanced P300 speller performance, (2008)," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 167, 15-21.
- [5] John Polich^{*}, (2007), "Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b," *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, 2128-2148.
- [6] 蔡俊明、葉榮木、黃津操，電機月刊第十五卷第十一期利用腦波 P300 訊號控制物體四個方向移動，"人機介面與圖控系統，"。