

Alpha 波在腦波辨識上的應用

Alpha Rhythm Applied to EEG Recognition

陳世中¹ 謝世章¹ 梁治國¹ 謝明哲² 楊正宏³

Shih-Chung Chen¹ Shih-Chang Hsieh¹ Chih-Kuo Liang¹ Ming-Che Hsieh² Cheng-Hong Yang³

¹南台科技大學電機工程研究所 ²國立台東大學資訊管理系 ³國立高雄應用科技大學資訊工程系

¹Institute of Electrical Engineering, Southern Taiwan University

²Department of Information Science and Management Systems, National Taitung University

³Department 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,這些訊號隨著時間變化的波形,即是我們一般所認知的腦波或稱為腦電波。現今,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)以及肢障患者。藉由這項 BCI 技術,讓他們能與外界傳遞溝通訊息,和發揮自我照顧的能力。

本系統主要使用的方法,是將擷取到的腦波訊號藉由快速傅利葉轉換(Fast Fourier Transform)後,來觀測 α 波強度的變化,並判斷 α 波強度是否有超過本系統所設定的閾值,進而控制 LED 燈的明滅。

關鍵詞：腦波、腦機介面、Alpha 波

Abstract

The measurement of EEG is to record the tiny voltage signal by the electrodes under the scalp and the wave signals that are so called brain wave or Electroencephalogram always vary with time. There are many researchers still studying how to communicate with others and transfer information by using EEG signals, except for psychological diseases. The technique for EEG recognition is called BCI or Brain computer interface.

The goal of our research is to design one kind of BCI system that can help the serious disabled with spine/central nervous disease or without upper limb/foot. This BCI technique can help the disabled to communicate with others and take care of themselves.

We used FFT(Fast Fourier Transform) to analyze EEG data in the system. We observed the variation of α rhythm intensity exceeds the threshold value, the LED can be turned ON/OFF.

Keywords: EEG, BCI system, Alpha Rhythm

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、研究方法

本系統的架構如圖 1. 所示,而本系統可分三大部份:(1) 腦波訊號擷取 (2) 數位訊號處理 (3) 控制週邊儀器。

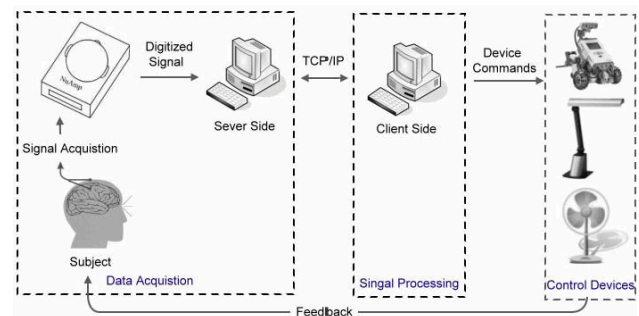


圖 1. 系統架構圖

3-1、腦波訊號擷取

本系統所擷取腦波訊號的儀器是使用美商 NeuroScan 公司所製造的 NuAmps 腦電波儀,而實驗用的軟體與儀器設備包含有 Scan v4.3、腦波儀、電極帽、USB 資料傳輸線、導電膠、去角質膏等,如圖 2、圖 3、圖 4、圖 5. 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 6. 所示。

腦波儀為一數位腦電波放大濾波系統,具有 40 個頻道,最多可同時擷取 40 頻道的腦波訊號。微弱的腦波訊號藉由電極帽的電極,從受測者的

頭皮感測直接取得後，在經過類比訊號放大器放大後再將腦波訊號進行類比訊號轉成數位訊號，最後在將訊號存回 Server 端的電機主機中。Server 端的主機則會利用網路 TCP/IP 的通訊協定將腦波儀收集到的腦波訊號做成封包並傳送至 Client 端的主機中，來做後續的資料分析。而封包的資料格式為圖 7. 所示。

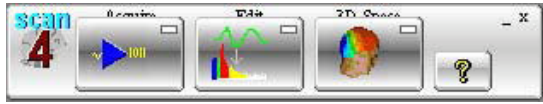


圖 2. Scan v4.3



圖 3. 腦波儀與資料傳輸線



圖 4. 電極帽



圖 5. 導電膠與去角質膏

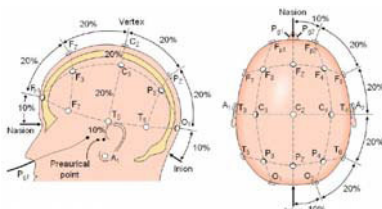


圖 6. 國際 10-20 標準位置圖 (圖片來源[5])

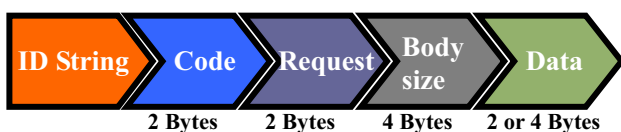


圖 7. 封包資料格式

3-2、數位訊號處理

此區塊最主要是由 Client 端電腦主機所進行

訊號分析與輸出控制命令，來控制週邊儀器等工作。而 Client 端的軟體介面是使用 LabVIEW 圖型化程式語言來開發本系統的人機介面如圖 8. 所示。

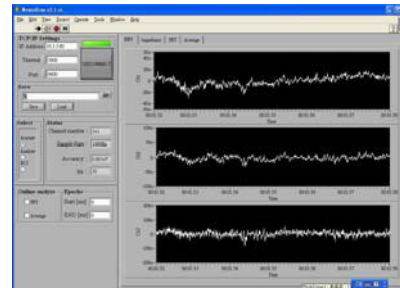


圖 8. Client 端的人機介面

在本系統的數位訊號處理區塊又可以分為兩個部份：

3-2-1、特徵擷取

目前我們系統是採用腦波中的 α 波來做為本系統的特徵值。

α 波的頻率範圍約在 8~13 Hz，它的生成方式是當正常人處於清醒、安靜、身體放鬆和閉眼等狀態下，會出現廣泛的週期波如圖 9. 所示，其電位振幅大約為 30~50 μV ，而 α 波振幅最高的位置分佈在大腦的枕葉區，其次為頂葉和前葉區域。[3][4]



圖 9. α 波 (圖片來源[6])

3-2-2、訊號處理分析

目前我們所使用的訊號處理分析方式，是把每 500 ms 的腦波資料進行快速傅利葉轉換(Fast Fourier Transform)，並分析 α 波是否分佈於 8~13 Hz 之內，然後再判斷振幅是否超過所設定的閾值。如果 α 波的振幅和持續的時間有達到或超過所設定的閾值時，則系統就會輸出控制命令，來驅動週邊裝置。

3-3、控制週邊儀器

此區塊是由 Client 端的電腦，將量測到的腦波訊號經過數位訊號處理後，將特徵值給擷取出來，並將特徵值轉譯成控制訊號，在送出命令到各個週邊儀器上在進行控制。

四、實驗方法

我們目前的實驗最主要是擷取 α 波的特徵值並確認 α 波是否具備有足夠的(穩定性)和(特徵產生時間短)等特性。並將此特徵值在進一步實驗，控制 LabVIEW 軟體內的 LED 燈明滅動作。

4-1、實驗量測：

在我們實驗量測中可以分為兩種實驗方式：

(1) 量測 α 波分佈時間 (2) 控制 LED 燈明滅。

4-1-1、量測 α 波分佈時間：

- One Session (total time: 40 s)
 - 2 trials (20 s/trial)
- Subject
 - 3 male (age: 24 ~ 25)

在實驗中，每一個 trial 的前十秒會要求受測者必需張眼並集中精神的狀態，而後十秒則會要求受測者在閉眼並放鬆的狀態下，來觀測前十秒與後十秒的每一段時間分佈狀態。

4-1-2、控制 LED 燈明滅：

- One Session (total time: 20 min)
 - 20 trials (1min /trial)
- Subject
 - 4 male (age: 24 ~ 25)

在這實驗中，奇數 trial 會要求受測者控制 LED 燈的亮，而偶數 trial 為控制 LED 燈的滅，並觀測每位受測者在控制 LED 燈所花的時間。

最後在將以上所量測到的實驗數據，以盒形圖的方式來呈現。而盒形圖的資料描述最主要是根據四分位距的方法並結合圖形來表示一組資料如圖 10. 所示，而此種方法不易受到極端值的影響。

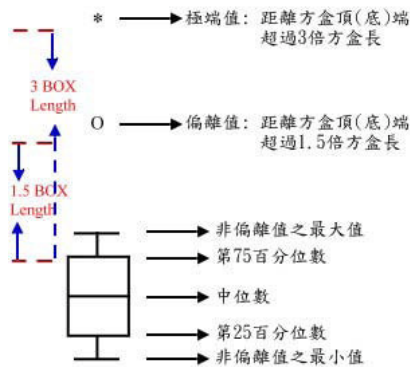


圖 10. 盒形圖

4-2、訊號擷取分析

在我們實驗中，所使用的 NuAmps 腦波儀，因為無法直接透過 USB 介面對它下控制命令，所以我們只能透過網路 TCP/IP 的通訊協定來擷取腦波的資料，所以我們擷取腦波訊號的部份可以分為兩個區塊：(1) Server 端 (2) Client 端。

4-2-1、Server 端

Server 端紀錄腦波的軟體是使用 NeuroScan 所開發的軟體，而我們所用的版本為 Scan 4.3。此軟體是將實驗中所紀錄到的腦波資料做成封包的方式，在利用網路傳送至 Client 端。

我們實驗中所設定擷取腦波參數為如下：

- Sample Rate : 1000
- Filter :
 - High Pass Filter : 0.1 Hz
 - Low Pass Filter : 30 Hz
 - Notch Filter : 60 Hz
- A/D Resolution : 32 Bit
- Reference : Cz
- Record Channel : Oz

4-2-2、Client 端

Client 端所使用的軟體是 National Instrument 公司所開發的 LabVIEW 圖型化程式語言，來做為此區塊的軟體分析介面。

當 Client 端收到由 Server 端所傳送的腦波資料後，會即時的做快速傅利葉轉換(Fast Fourier Transform)，並利用 LabVIEW 內的圖表強度來呈現訊號的頻率分佈如圖 11. 的紅色框 所示，以利於我們觀察紀錄腦波上訊號的變化和持續的時間。

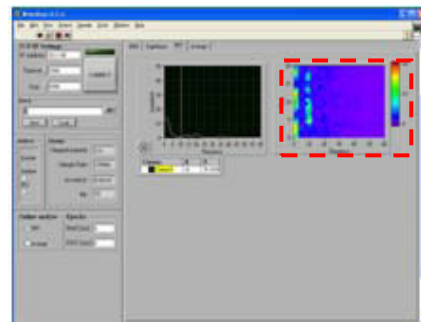
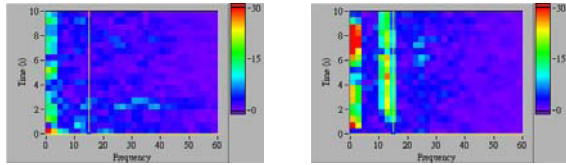


圖 11. 利用圖表強度來呈現訊號的分佈

五、實驗結果與討論

在實驗結果的部份我們挑出其中一名受測者在實驗前和實驗後的能量分佈情況如圖 12.，而在折線圖上每一點資料是將每 500 ms 的腦波資料經由快速傅利葉轉換後，取出 8 ~ 13 Hz 內所對映的振幅和時間，如圖 13. 所示。我們最後在把“量測 α 波分佈時間”的實驗數據利用盒形圖的方式來呈現每一位受測者在實驗前和實驗後的能量分佈如圖 14. 所示。我們可以從這張盒形圖上可以看出實驗前的資料比較集中，而實驗後的資料比較離散，這最主要是因為在實驗後 10 s 有明顯的 α 波強度的變化，造成資料較離散。而我們也可以從這張圖看出實驗前和實驗後的資料分佈有明顯的差異。但是在這張盒形圖中有一名受測者在第一次的 trial 中，我們發現這名受測者在實驗前和實驗後並沒有太大的差別，但是在第二次的 trial 就有明顯的變化，其主要原因可能是受測者在第一次 trial 的時間內，無法完全放鬆而造成沒有明顯變化。

在“控制 LED 燈明滅”的實驗結果部份，我們可以從表 1. 可以看出四名受測者中，平均最快控制 LED 明滅燈的時間為 3.1 秒，而最久為 13.6 秒。而我們從圖 15. 上的盒形圖可以看出受測者 S1, S3 的時間分佈較穩定和集中，但在其它兩名受測者時間分佈較離散，而在資料上也有幾點的偏離值和極端值，其最主要原因是受測者在那段時間內無法完全放鬆所造成的結果。



a. Before 10 s b. After 10 s
圖 12. α 波的分佈圖

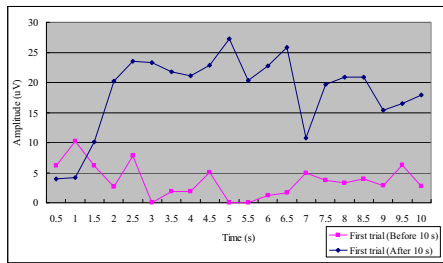
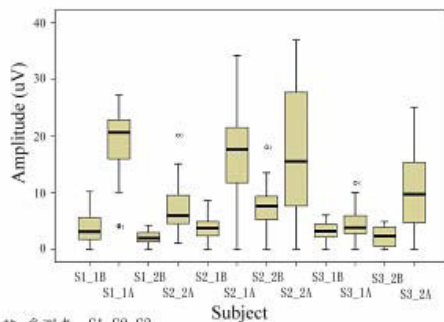


圖 13. α 波分佈於 8~13 Hz 內所對映的振幅和時間之折線圖



註：受測者：S1 S2 S3
1B: First trial (Before 10 s) 2B: Second trial (Before 10 s)
1A: First trial (After 10 s) 2A: Second trial (After 10 s)

圖 14. 三名受測者執行兩次 trial 的能量分佈圖，而每次 trial 又分睜眼前 10 s 和閉眼後 10 s

表 1. 四名受測者利用 α 波控制 LED 燈明滅的時間分佈表 (單位：秒)

Subject	Trials										平均	標準差
	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th	7th	8th	9th	10th		
S1_開燈	6	3	4	3	4	2	3	2	2	2	3.1	±1.3
S1_關燈	11	2	2	4	3	3	4	2	5	3	3.9	±1.1
S2_開燈	9	4	3	8	13	4	21	3	3	3	7.1	±3.6
S2_關燈	6	15	4	8	7	6	14	12	3	19	9.4	±5.3
S3_開燈	2	6	3	3	6	6	23	5	3	4	6.1	±1.6
S3_關燈	5	6	8	3	8	3	4	6	2	3	4.8	±2.1
S4_開燈	6	4	39	3	18	2	4	25	15	20	13.6	±12.1
S4_關燈	9	18	7	9	7	2	2	5	16	21	9.6	±6.6

註：在表中的粗體數字代表為偏值，在計算平均值和標準差時不列入計算。

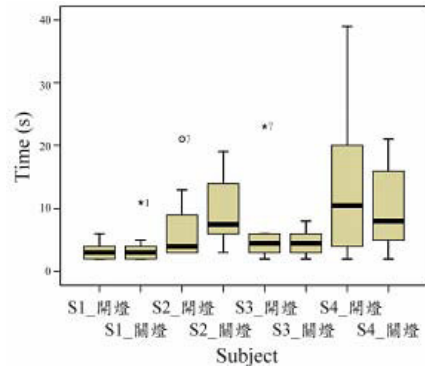


圖 15. 控制 LED 燈明滅時間分佈盒形圖

五、結論

在我們目前初步的實驗結果，由於每位受測者所花的時間有所不同，所以在未來的部份，則會加入演算法來自動調整適合每一位受測者的閾值。

那在控制的部份，雖然目前只有控制 LED 燈的明滅，但在以後則會透過電腦主機上的 PrintPort 把控制訊號直接輸出到外部週邊裝置上並加以控制。而在未來的研究上也會加入摩斯碼編碼方式讓本系統從單一控制裝置延伸到可以控制更多的週邊儀器。

六、致謝

在此我們像國科會表達誠摯感謝，感謝國科會提供編號第 95-2221-E-218-008-MY3 號計畫之研究經費，使我們可以進行相關輔具研究，以幫助殘障人士，提升生品質。

六、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] 蔡俊明, 葉榮木, 黃津操 (2005), "大腦人機介面實現-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專欄
- [4] 趙倫 (2004), "ERP 實驗教程", 天津社會科學院出版社
- [5] http://www.ant-neuro.com/content/images/10-20s_system.png
- [6] <http://140.116.164.38/%5CRsearch/Brain.htm>