



國立勤益科技大學  
資訊工程系研究所碩士班

碩士論文

植基於 SSVEP 之腦機介面電話撥打系統

**Develop a SSVEP-Based BCI Calling System on a  
Phone**

研究生：廖倍瑜

指導教授：林灶生 教授

中華民國 一百零二年 七月

國立勤益科技大學  
研究所碩士班  
論文口試委員會審定書

本校 資訊工程系研究所 碩士班 廖倍瑜 君

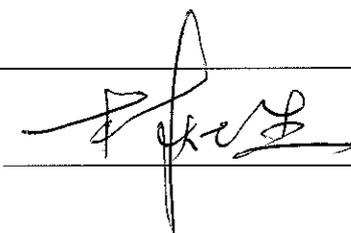
所提論文 植基於 SSVEP 之腦機介面電話撥打系統

合於碩士資格水準，業經本委員會評審認可。

論文口試委員會：

召集人：李 建 樹

委 員：陳 榮 靜  
張 蕓 英

指導教授：

所 長：張 蕓 英

中 華 民 國 102 年 7 月

# 植基於 SSVEP 之腦機介面電話撥打系統

研究生：廖倍瑜

指導教授：林灶生 博士

國立勤益科技大學 資訊工程系研究所

## 摘要

本篇論文主要是建立一套能夠幫助癱瘓病人(如漸凍人、肢體障礙)的腦機介面(BCI)腦波控制撥打電話系統。本系統是利用電極片來擷取大腦的腦電圖(EEG)訊號，將擷取到的腦波訊號透過 BCI 系統的硬體處理以及軟體的分析，並以穩態視覺誘發電位(SSVEP)來刺激腦電波進而控制撥打電話的系統。在本論中的撥打電話系統有兩種選擇模式，分別是號碼拼寫模式，另一個是電話簿選擇模式。本系統除了撥打電話之外，還有傳送簡訊的功能。在實驗結果中證實利用腦波控制撥打電話的可行性。

關鍵字：穩態視覺誘發電位、腦電圖、腦機介面、手機

# Develop a SSVEP-Based BCI Calling System on a Phone

Student: Pei-Yu Liao

Advisor: Dr. Jzau-Sheng Lin

Department of Computer Science and Information Engineering

National Chin-Yi University of Technology

## ABSTRACT

In this thesis, we construct a dialing system on mobile phone call based on Brain Computer Interface (BCI) to help paralyzed patients (such as Amyotrophic Lateral Sclerosis, physical barriers). In the proposed BCI-based dialing system, a blinking screen was used to stimulate a patient's brain to induce the steady-state visual evoked potential (SSVEP). Then the electroencephalogram (EEG) signals can be captured by electrodes on the head. These EEG signals can be analyzed by digital signal processing software to distinguish different frequencies. Then, these frequencies can be coded different codes to control calling system. In the proposed system, it has two selection modes, one is spelling mode and the other is the address book. In addition, this calling system has a message sending function. In the experimental results, the SSVEP-based calling system with BCI can get feasible calling and message sending results.

**Keywords:** Steady state visually evoked potentials (SSVEP), EEG, Brain computer interface (BCI), mobile phone

## 誌謝

本論文能順利的完成，首先要感謝的是我的指導老師 林灶生教授，在碩士的兩年中對我耐心的指導。在我遇到困難時，不斷給我許多建議與想法，並提供研究時所需的軟體和硬體資源，讓我順利完成研究，在撰寫論文的期間，老師也花許多時間給予指導和修正。接著要感謝廖又儀學姐，在我撰寫英文論文時，幫我修改許多文法上的錯誤。在口試期間，感謝 李建樹教授、陳榮靜教授與 張蓺英教授對本論文給予寶貴的指導與建議。

研究所期間承蒙黃上銘、巫守竝和林家祥學長，在我研究中給予我許多的建議與幫助，並感謝同實驗室的夥伴劉秉睿與黃宇揚同學在研究上的討論和幫助我做實驗。感謝學弟謝正洪和碩士班的同學以及大學部的學弟協助我做實驗。

最後要感謝的是我的家人，在我求學的期間不斷的給予鼓勵與支持，使我能無煩惱的完成學業。

廖倍瑜

102 年 7 月

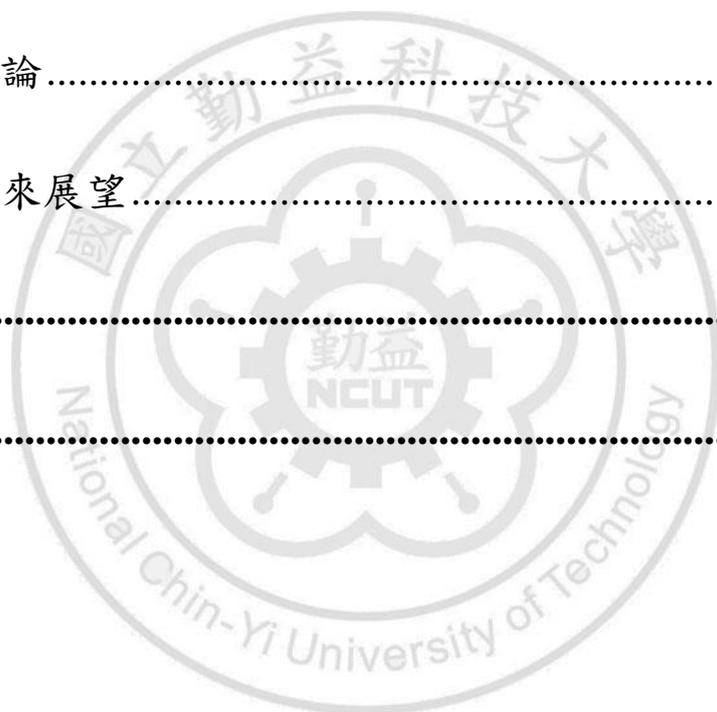
勤益資工

# 目錄

中文摘要.....	i
英文摘要.....	ii
誌謝.....	iii
目錄.....	iv
表目錄.....	vii
圖目錄.....	ix
<b>第一章 緒論.....</b>	<b>1</b>
1.1 研究背景.....	1
1.2 研究動機與目的.....	4
1.3 論文架構.....	5
<b>第二章 系統設計原理與架構.....</b>	<b>7</b>
2.1 腦波原理與分析.....	7

2.2	穩態視覺誘發電位.....	14
2.3	系統架構.....	16
2.4	開發平台.....	17
<b>第三章</b>	<b>實驗設備與實作方法.....</b>	<b>18</b>
3.1	實驗設備.....	19
3.1.1	腦波擷取裝置.....	19
3.1.2	平板手機.....	24
3.2	閃爍頻率.....	26
3.3	快速傅立葉轉換.....	26
3.4	訊號處理.....	29
3.5	撥打電話系統.....	30
3.5.1	號碼模式.....	33
3.5.2	電話簿模式.....	39
3.5.3	簡訊模式.....	40

<b>第四章</b>	<b>實驗結果與討論.....</b>	<b>42</b>
4.1	實驗結果.....	42
4.2	討論.....	61
<b>第五章</b>	<b>結論與未來展望.....</b>	<b>62</b>
5.1	結論.....	62
5.2	未來展望.....	63
<b>參考文獻.....</b>		<b>64</b>
<b>附錄.....</b>		<b>67</b>



## 表目錄

表 2.1 Raw EEG 資料編碼方式 .....	11
表 2.2 Long EEG 資料編碼方式 .....	12
表 3.1 藍牙規格表.....	20
表 3.2 平板手機規格.....	25
表 4.1 10 位受測者撥打第一組電話的實驗結果 .....	44
表 4.2 10 位受測者撥打第二組電話的實驗結果 .....	44
表 4.3 10 位受測者撥打第三組電話的實驗結果 .....	45
表 4.4 10 位受測者撥打第四組電話的實驗結果 .....	45
表 4.5 10 位受測者撥打第五組電話的實驗結果 .....	46
表 4.6 五組電話號碼 .....	47
表 4.7 10 位受測者對 6Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	50
表 4.8 10 位受測者對 7Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	51
表 4.9 10 位受測者對 8Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	52

表 4.10	10 位受測者對 9Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	52
表 4.11	10 位受測者對 6Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	55
表 4.12	10 位受測者對 7Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	55
表 4.13	10 位受測者對 8Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	56
表 4.14	10 位受測者對 9Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	56
表 4.15	10 位受測者對 8Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	58
表 4.16	10 位受測者對 8Hz 閃爍頻率產生的時間 .....	59



## 圖目錄

圖 2.1 國際 10-20 腦波電極放置圖.....	8
圖 2.2 大腦結構圖 [5].....	10
圖 2.3 系統架構圖.....	17
圖 2.4 Eclipse 開發平台.....	18
圖 3.1 藍牙模組實體圖 (A)正面 (B)反面.....	22
圖 3.2 電極帽 (A)電極帽 (B)電極夾.....	23
圖 3.3 導電膠.....	24
圖 3.4 平板手機.....	25
圖 3.5 原始腦波訊號.....	28
圖 3.6 經過快速傅立葉轉換的頻譜圖.....	28
圖 3.7 訊號處理流程圖.....	30
圖 3.8 撥打電話系統 GUI 圖.....	31
圖 3.9 撥打電話系統流程圖.....	33

圖 3.10	號碼模式 GUI 圖.....	34
圖 3.11	號碼模式撥打市話 GUI 圖.....	35
圖 3.12	號碼模式撥打手機 GUI 圖.....	36
圖 3.13	數字分配之樹狀圖.....	36
圖 3.14	樹狀圖結構第 2 層情況 1.....	37
圖 3.15	樹狀圖結構第 2 層情況 2.....	37
圖 3.16	樹狀圖結構第 2 層情況 3.....	38
圖 3.17	樹狀圖結構第 2 層情況 4.....	38
圖 3.18	電話簿姓名模式.....	40
圖 3.19	簡訊模式.....	41
圖 4.1	各頻率所花費的平均時間.....	54
圖 4.2	各頻率所花費的平均時間.....	58
圖 4.3	8Hz 在不同位置的平均時間.....	60

# 第一章 緒論

## 1.1 研究背景

人們在日常生中的每個活動，都是透過大腦所發出的命令來完成，所謂的命令在大腦中就是微小的電位訊號，而這些訊號是藉由神經系統傳送到人體的各個部位，做出各種動作。大腦的研究在國外已經研究多年，在近幾年中腦波的研究在國內也越來越多。在研究大腦的過程中，為了讓大腦的訊號跟外界建立一種溝通的管道，就進而發展出腦機介面(brain computer interface, BCI)[11]。

腦波主要的用途是輔助診斷大腦的相關疾病，像是癲癇症狀或是腦血管疾病的檢查。而目前已經能透過腦波擷取裝置，成功的從大腦的皮質層擷取到腦波訊號，將腦波訊號轉換成腦電圖(electroencephalography, EEG)信號。將腦電圖訊號進行大腦行為模式的分析，藉由這些分析進而了解大腦與心理和生理狀態的相對應關係。

早期在擷取 EEG 訊號方面需要龐大的平台，因此使用上會受到無法方便攜帶的限制。在近幾年中，隨著科技的進步，腦波擷取裝置已更為方便攜帶。擷取裝置的通道數量也因各種環境需求不同的應用而

有所擴增，從簡單的單一通道到 256 多通道的擷取平台。腦波擷取裝置也從有線傳輸進步到使用無線傳輸，使得 BCI 平台的使用可以不受地點限制的使用。目前利用腦波來控制的相關系統也漸漸的增加，在醫療輔助方面有控制電動輪椅移動[12-13]、控制電動床升降或是控制機械手臂[14]，也有可以訓練專心度的遊戲、電動軌道車、控制遙控車[15]等，以及分析駕駛者的腦波，檢測精神狀態的疲勞偵測[16-17]。

目前在許多 BCI 的研究中，在系統操作上需要有足夠的事前訓練才能控制操作，像是以專心度來控制的系統。而以穩態視覺誘發電位 (Steady state visually evoked potential, SSVEP) 的研究也越來越多 [20-27]，因為以 SSVEP 為基礎的 BCI 腦波控制方式不需太多的訓練時間，即可操作使用，而 SSVEP 是透過視覺刺激的方式使得大腦枕葉區的皮層產生活動電位，將活動電位擷取之後進行訊號的處理，進而控制系統。Gao et al.[22]就是以 SSVEP 為基礎的 BCI 介面來幫助殘障人士控制設備，此系統有 48 個閃爍頻率。Wang et al.[23]中所提出，利用 SSVEP 開發出手機撥打電話的 BCI 系統，此系統有 12 個閃爍頻率，並且利用額外的螢幕顯示器來顯示閃爍的頻率。Jia et al.[26]提出了在相同的閃爍頻率中以不同相位角度進行閃爍的編碼，用 3 種不同的頻率

編碼出 15 種閃爍的刺激目標。Shyu et al.[27]提出了基於 FPGA 低成本的 SSVEP BCI 多媒體的控制系統，在這個系統中是利用 4 個閃爍的命令來控制多媒體，並用 FPGA 來實現以達到低成本。

世界上有些人的四肢無法像一般人一樣正常運作，而導致他們在生活上造成很明顯的不方便，而造成這樣的原因包括有受到嚴重車禍、工作上發生的意外或是其它的外力因素造成脊椎的受傷，使得大腦無法藉由脊椎來傳遞命令而變成全身或半身的癱瘓，另一種是患有"漸凍人症"的患者。漸凍人症是目前被稱為世界五大絕症之一，又稱為肌萎縮性脊髓側索硬化症(Amyotrophic lateral sclerosis, ALS)或是另外一種稱法叫路格瑞氏症(Lou Gehrig's disease)。患有漸凍人症的患者，從臨床的發病症狀可分為三期：第一期、患者的四肢肌肉開始漸漸萎縮無力，走路可能會偶爾跌倒；第二期、在這個階段的患者，四肢已經嚴重出現障礙，已經無法自理生活、無法自行走路，言語表達開始不清楚。最後四肢會慢慢完全無力，言語表達的能力也會越來越差，此外，也無法進食；第三期、到了最後階段的患者，呼吸也變得困難，可能需要呼吸器才有辦法維生。目前這種病症的發病原因到現在還是不明，有 5%的病例可能與遺傳基因有關。大多發病的年齡層於 40~50

歲的中年人居多，不過在任何年齡層的人還是有可能會發病，大約每 10 萬人之中就約有 5 位可能患有這種病症，男女罹患漸凍人症的比例大約是 1.5 比 1，患者發病之後的平均存活時間約為三年[1]。

## 1.2 研究動機與目的

世界上有許多因為上述原因造成行動不便的患者以及身障人士或是其它原因造成不良於行的病患，因為這些病患在生活上無法自我打理，因此需要人員的照護。長期下來對於病患、家屬或者是看護人員在身心理上造成不少的負擔。隨著醫療與科技的進步，新的醫療輔具相關的器材不斷被開發出來，而這些醫療輔具還是需要使用手來進行操作，這對於四肢無法正常使用的病患來說，還是無法自行進行操作。諸如醫院的病床都會設置手按式緊急按鈕，當手腳行動不便的病患如果發生緊急狀況時，身旁又沒人可以協助對外聯絡；而有些病患可能會在家中靜養，家人或是看護人員不太可能全天候待在病患身邊照護，這會對病患造成不好的結果。

在[23]中雖然也是提出基於 SSVEP 的 BCI 撥打電話系統，但是在系統中需要使用一台螢幕顯示器來顯示閃爍頻率，因為多了一台螢幕

顯示器所以就會多出額外的成本，也因為螢幕顯示器無法方便攜帶，因而無法達到真正的移動式行動電話。因此本論文所提出的是不需額外的顯示器來顯示閃爍頻率，只需要使用平版手機本身的螢幕來顯示閃爍頻率，並且是真正可以移動的腦波控制撥打電話系統，使病患可以對外界進行緊急聯絡。在本論文的系統中提出了撥打電話，包括使用拼寫號碼或是使用電話簿的方面，以及除了撥打電話之外還有用文字傳送簡訊與外界溝通。

### 1.3 論文架構

本論文的架構主要分成六個章節，各章節的說明如下：

第一章 緒論：主要說明本論文的研究背景、研究動機以及研究目的。

第二章 系統設計原理與架構：此章節描述腦波的原理、以穩態視覺誘發電位為基礎所設計的腦機介面系統架構。

第三章 實驗設備與實作方法：本章節說明本研究所使用的硬體元件，以及進行撥打電話系統的方法。

第四章 實驗結果：在這個章節會說明本系統實驗的測試結果。

第五章 討論：此章節會講解本研究在實驗過程中所遇到的問題以及解

決的方法。

第六章 結論：對本論文做總結，以及對本系統未來的展望。



## 第二章 系統設計原理與架構

在本章節中，首先描述的是腦波原理與分析方法，接著描述穩態視覺誘發電位，最後是本系統設計的系統架構。

### 2.1 腦波原理與分析

腦波的發現可以追溯到 1875 年，查理德卡頓(Richard Caton)成功的在兔子與猴子的大腦頭皮層上檢測到電流，並且在英國的醫學雜誌發表他的成果。在 1890 年，由另一位波蘭生理學家阿道夫貝克(Adolf Beck)發現當兔子和狗在光的刺激下，大腦頭皮的視覺區會產生電流變化。在 1912 年，由俄國的生理學家弗拉基米爾(Pravdich Neminsky)出版了第一本記錄狗的動物腦電圖和誘發電位。而史上第一張記錄人類的腦電圖是在 1924 年，由德國生理和精神病學家漢斯伯格(Hans Berger)成功記錄下來，並且他也成功地發現腦波的  $\alpha$  波 [6]。

在腦波的量測大腦訊號的方法可分為侵入式與非侵入式[7]，侵入式的方式是將訊號擷取器直接植入大腦裡面，這樣可以獲得比較強的腦波訊號，但是植入式的方式可能會傷害到大腦組織，而在研究中也

不易使用。目前的研究中大多還是以非侵入式的方法為主，而且使用上也想相當方便，目前非侵入式的量測是使用電極片，而電極片放置的點是依照國際制定的標準電極點位置[8]擺放，如圖 2.1。本系統主要是擷取枕葉區 O2 點的訊號，因為 O2 是視覺處理區，在耳垂的 A1 和 A2 是當參考電位。

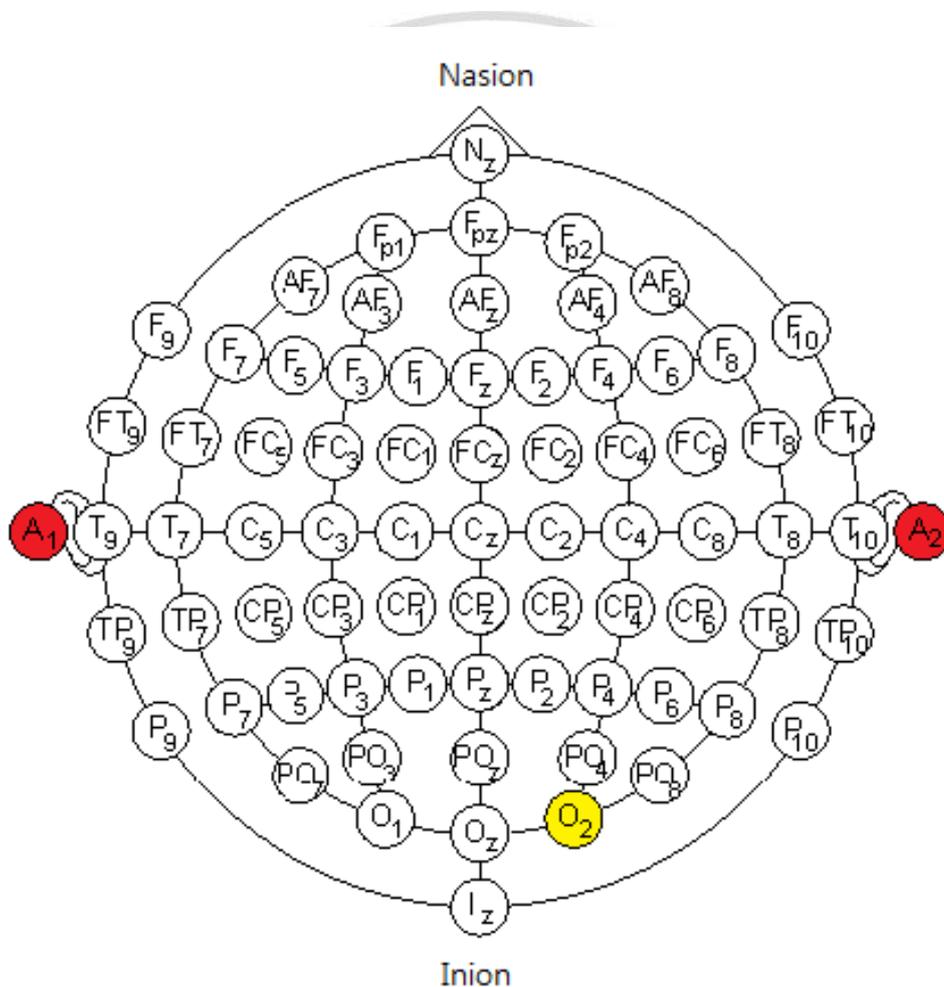


圖 2.1 國際 10-20 腦波電極放置圖

人類大腦的結構主要可分為，如圖 2.2 所示：腦幹 (Brain stem)，腦幹是由延腦、中經、橋腦三個部份組成，主要是控制人的心跳、呼吸、血壓；小腦(Cerebellum)，主要是掌管運動協調性以及平衡的調整；丘腦(Thalamus)是除了掌管嗅覺之外，其它各種感覺都會經由丘腦再轉送給大腦皮質；下丘腦(Hypothalamus)，主要是負責調整人體荷爾蒙的分泌；海馬迴(Hippocampus)，主要是掌管人類的記憶以及學習；大腦皮層(Cerebrum)，主要是掌管思考、語言以及推理。大腦皮層可分為左右兩個大腦半球，大腦的左半腦是掌管語言、推理、邏輯、分析、數學，大腦的右半腦是掌管情感的表達、文學、幻想、藝術、音樂技巧。大腦皮層還可被分為幾個葉：額葉(Frontal Lobe)，主要負責思考、決策以及語言；頂葉(Parietal Lobe)，主要是處理痛覺和觸覺；顳葉 (Temporal Lobe)，主要是處理聽覺、嗅覺以及長期記憶；枕葉(Occipital Lobe)，主要是視覺的處理[2-5]。

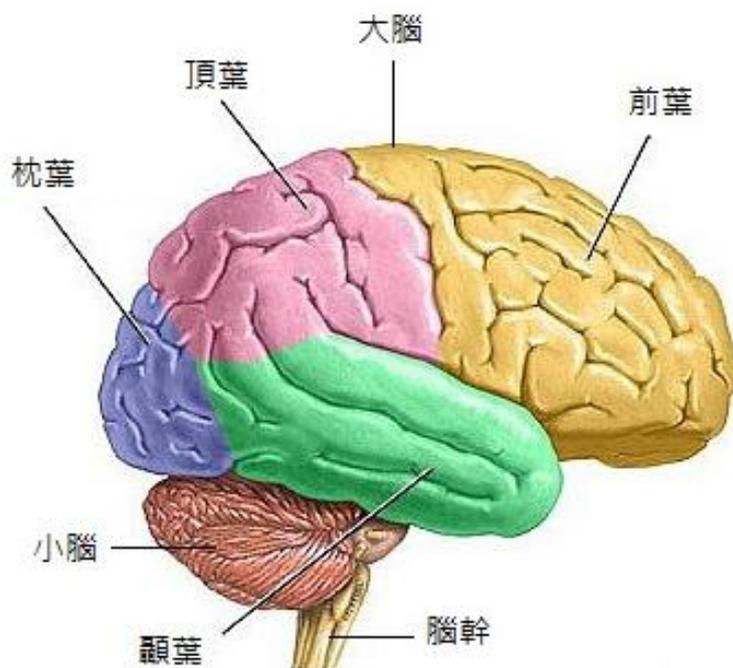


圖 2.2 大腦結構圖 [5]

從腦波擷取裝置擷取的腦波訊號，可以依序分成幾個不同的頻率： $\delta$  波 (Delta wave)(0~4Hz)、 $\theta$  波 (Theta wave)(4~8Hz)、 $\alpha$  波 (Alpha wave)(8~13Hz)、 $\beta$  波 (Beta wave)(13~30Hz) 和  $\gamma$  波 (Gamma wave)(30~100Hz)[18]。主要的分類方式是依照人類的精神狀態來進行分類， $\delta$  波是出現在人類深層睡眠的情況下。 $\theta$  波是出現在潛層睡眠的情況下。 $\alpha$  波是在放鬆或放空、心不在焉以及在閉上眼睛的情況下會出現。 $\beta$  波在人類思考邏輯、計算、高專注力、或是進行推理解決問題時的情況下會出現。 $\gamma$  波是腦細胞共振或是長期的修行才會出現。

本系統使用的腦波擷取晶片是美國 NeuroSky 公司的 TGAM1[9]晶片，此晶片將擷取的腦波訊號轉換成數位的腦波數值，並且會傳送 2 種 EEG 的訊號出來，一個是 Raw EEG 另一個是 Long EEG。

Raw EEG 是記錄最原始的腦波資訊，TGAM1 晶片每秒傳輸 512 筆資料出去。本系統就是抓取 Raw EEG 的訊號進行研究。Raw EEG 的總資料長度為 8byte，表 2.1 為 Raw EEG 資料編碼方式。

表 2.1 Raw EEG 資料編碼方式

	16 進制 編碼值	資料長度	說明
開頭碼	AA AA	2byte	資料的起始碼 表示資料為有效的資料
長度碼	04	1byte	指後面有多少資料長度(byte)
Row EEG 資料 第 1~第 4 個 byte	80 02 ZZ YY	4byte	80 指的是後面的資料為 Raw EEG
			02 指的是後面資料長度
			ZZ 表示為高位元
			YY 表示為低位元

檢查碼	見公式 (2.1)	1byte	
-----	--------------	-------	--

$$\text{總和} = 80 + 02 + ZZ + YY$$

$$\text{檢查碼} = \text{總和取 1 的補數}$$

(2-1)

Long EEG 的資料是經過 TAGM1 晶片的電路轉換，輸出的數值，Long EEG 包括 Poor\_signal、Attention 和 Meditation。Poor\_signal 的值是指晶片擷取大腦訊號好或壞，也就是所謂的訊號品質，數值的範圍從 0~200，數值越大訊號越差。Attention 表是專心度，主要是從  $\alpha$  波分析出來的，數值的範圍從 0~100，數值越大專心的程度越高。Meditation 表是放鬆度，主要是從  $\theta$  波分析出來的，數值的範圍從 0~100，數值越大放鬆的程度越高。表 2.2 為 Long EEG 資料編碼方式。

表 2.2 Long EEG 資料編碼方式

	16 進制 編碼值	資料長度	說明
開頭碼	AA AA	2byte	資料的起始碼  表示資料為有效的資料

長度碼	20	1byte	指後面有多少資料長度(byte)
Long EEG 資料 第 1~第 2 個 byte	02 ZZ	2byte	02 指的是第一行起始碼 ZZ 指的是訊號品質(範圍從 0~C8)
Long EEG 資料 第 3~第 4 個 byte	83 18	2byte	83 指的是第二行起始碼 18 指的是後面有 18 個 byte 的第二 行資料
Long EEG 資料 第 5~第 28 個 byte	ZZ YY XX	24byte	共有 6 組資料，每組 3byte Delta、Theta、Low Alpha、High Alpha、Low Beta、High Beta、Low Gamma、Mid Gamma
Long EEG 資料 第 29~第 30 個 byte	04 ZZ	2byte	04 指的是第三行起始碼 ZZ 指的是 Attention 值(範圍從 0~64)
Long EEG	05 ZZ	2byte	05 指的是第四行起始碼

資料 第 31~第 32 個 byte			ZZ 指的是 Meditation 值(範圍從 0~64)
檢查碼	見公式 (2.2)	1byte	

$$\text{總和} = 02 + ZZ + 83 + 13 + \dots + ZZ + YY + 04 + ZZ + 05 + ZZ$$

$$\text{檢查碼} = \text{總和取 1 的補數} \quad (2-2)$$

## 2.2 穩態視覺誘發電位

穩態視覺誘發電位(Steady state visually evoked potential, SSVEP)是誘發電位(Evoked potentials, EPs)的其中一種。誘發電位就是當人們的感覺器官或是感覺神經受到外在因素的刺激後，大腦的中樞神經會有較大的電位活動。誘發電位可以用不同的刺激方式以及針對不同的部位進行刺激，誘發電位可分成視覺誘發電位(Visual evoked potentials, VEP)、體感誘發電位(Somatosensory evoked potentials, SEP)以及聽覺誘發電位(Auditory evoked potentials, AEP)[10]。

體感誘發電位就是當人體皮膚表面接受電位的刺激時，在其表面會

產生感覺訊息並傳入中樞神經及頭部，在大腦皮層的頂葉及前葉區能記錄到電位活動的變化。一般在臨床上的研究是使用電流刺激手臂神經或腿部腓骨神經，可以在刺激點周圍的神經路徑或大腦皮層，檢測到誘發電位。

聽覺誘發電位就是當耳朵接受外在的刺激訊號時，在耳朵裡面的耳蝸會產生的誘發電位，並通過耳蝸神經傳送到腦幹中的耳蝸核再經過中腦，最後傳送到大腦皮質。一般在臨床上的研究是使用 50~80dB、10~15Hz 的滴答聲音刺激聽覺神經，可在大腦皮層的顳葉區檢測到誘發電位。

視覺誘發電位就是刺激人眼的視覺進而讓大腦枕葉區的皮層產生電位的活動。人眼接受視覺刺激時，視網膜會產生訊號然後通過視神經，經過視交叉最後傳入大腦皮層的枕葉區。而視覺誘發電位的視覺刺激種類大致可分為閃光刺激誘發電位、圖形刺激誘發電位。在醫學臨床上醫師常以不同種類的視覺誘發電位方式來診斷病患的視覺眼睛有沒有疾病。

視覺誘發電位可以依照不同頻率的刺激分暫態視覺誘發電位 (Transient Visual Evoked Potential)和 SSVEP。暫態視覺誘發電位的視覺

刺激信號一般不會超過 2Hz，主要是由三種不同的波峰組成以有規律性的方式來刺激。SSVEP 是在特定頻率的視覺刺激信號 (3.5Hz~75Hz)[19]，當我們人眼受到視覺刺激信號時，大腦會對刺激的信號產生相對的反應。

## 2.3 系統架構

圖 2.3 為系統的架構圖，本系統是使用 1 組 NeuroSky 的腦波晶片來擷取腦電圖的訊號，其腦波晶片首先會將擷取出來的訊號進行濾波，將訊號裡的雜訊濾除掉，再把訊號放大，最後將訊號轉換成數位訊號。當受測者凝視著平板手機中的閃爍頻率時，大腦就會產生所凝視的相對應頻率，而腦波擷取裝置會擷取到大腦皮層的訊號，再把擷取到的訊號傳送給藍牙傳送模組，藍牙模組會將腦波訊號以藍牙無線傳輸傳送到手機的藍牙接收模組，手機接收完信號之後，會將 EEG 訊號進行信號的處理和分析，並轉換成對應的數字以完成撥打電話撥打動作。

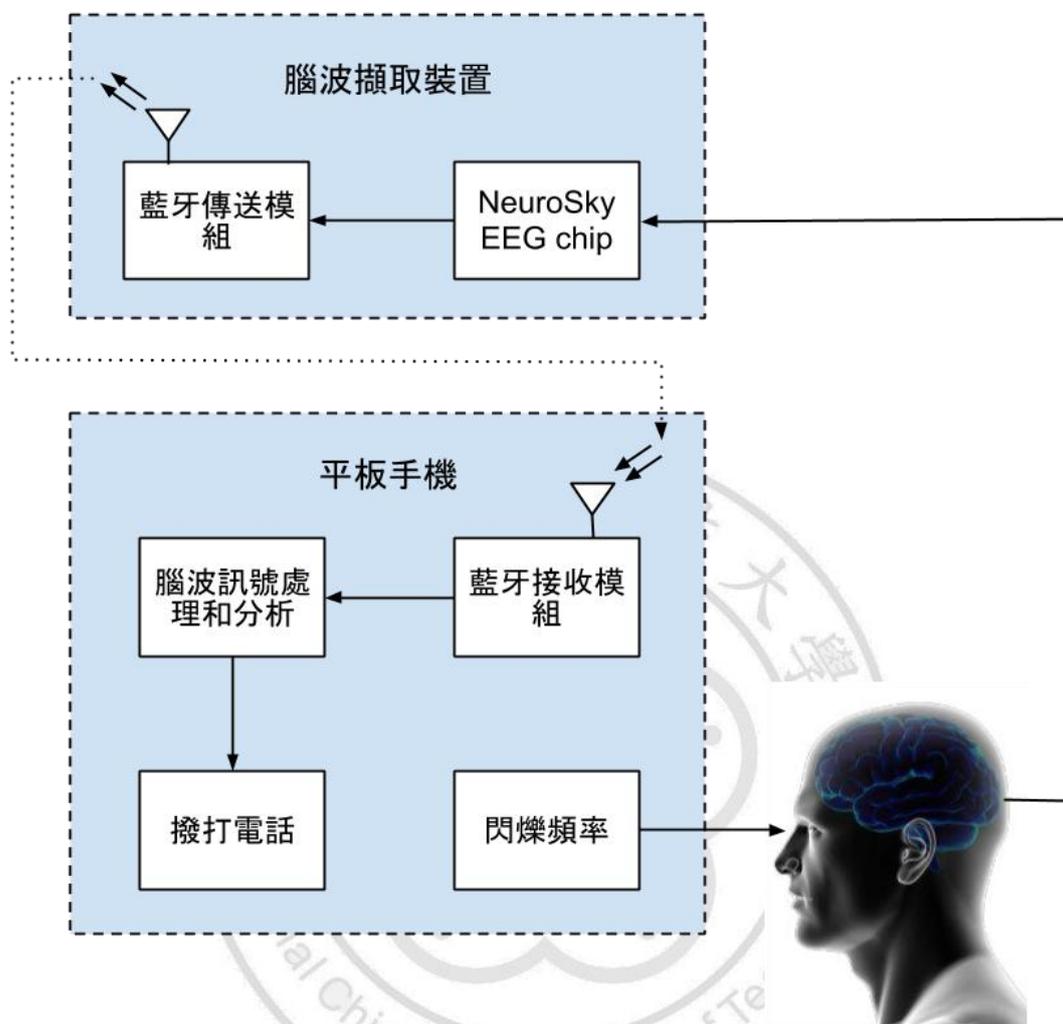


圖 2.3 系統架構圖

## 2.4 開發平台

由於本系統開發的作業系統是 Android 系統，是屬於半開放的原始

源，核心的部份是以 Linux 為基礎，而應用程式的開發是透過 Android SDK 來開發應用程式，使用 Java 高階語言進行程式撰寫與開發。建置平板手機開發平台，使用跨平台的開發環境 Eclipse，早先是用來開發 Java 語言的開發，只要在 Eclipse 平台上面安裝 Android SDK 套件，就能來開發手機程式。圖 2.4 為 Eclipse 的開發平台。

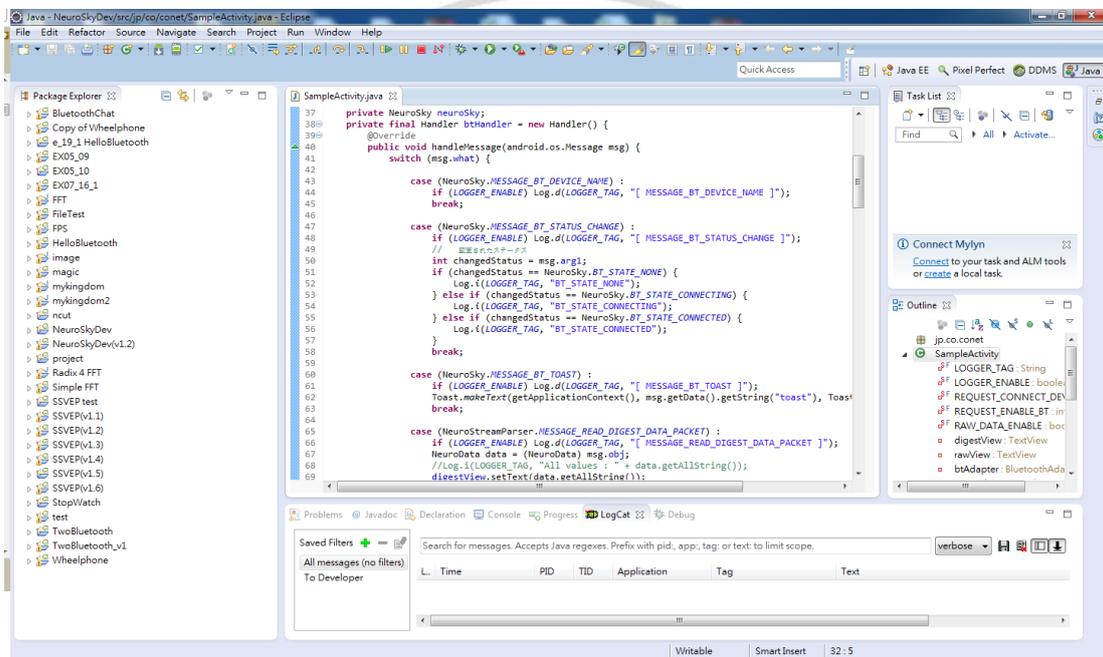


圖 2.4 Eclipse 開發平台

### 第三章 實驗設備與實作方法

在前一個章節的系統設計原理與系統架構中，我們已經描述本系統

的部份功能。此章節就整個系統所使用到的實驗設備做說明。以及在平板手機上撥打電話系統的建構，包含圖形使用者介面(Graphical User Interface, GUI)和系統的操作方法。

### 3.1 實驗設備

#### 3.1.1 腦波擷取裝置

本系統所使用的腦波擷取裝置，為了攜帶的便利性和低成本的考量，我們自行選擇晶片模組，在電路板方面也是自行 layout 製作 PCB 板。整個腦波擷取裝置包含有 NeuroSky EEG 晶片(TGAM1)、藍牙傳送模組(HL-MD08R-C2A)、電極帽。EEG 晶片所擷取的訊號封包資訊，以及利用 UART 傳輸至藍牙模組的細節，已經在第二章中做說明了。

目前常見的短距離無線傳輸技術有藍牙(Bluetooth)、紅外線、Wi-Fi 以及無線射頻辨識簡稱 RFID。藍牙的優點是模組體積小、耗電量小、成本低以及使用廣泛，目前幾乎各大品牌的手機都已經有內建的藍牙模組，周邊的產品也相當多樣。Wi-Fi 主要的用途是讓筆記型電腦、智慧型手機、平板電腦、遊戲主機等設備透過無線傳輸連接到網際網路，而且成本也較高。紅外線最常見的用途就是使用在電器產品的控制器

上，雖然成本比藍牙低，但是在資料上的傳輸率比藍牙慢以及傳輸的距離也比藍牙短，傳輸的距離大約在 3 公尺。RFID 的應用上比較多的是庫存的管理、人員的追蹤。

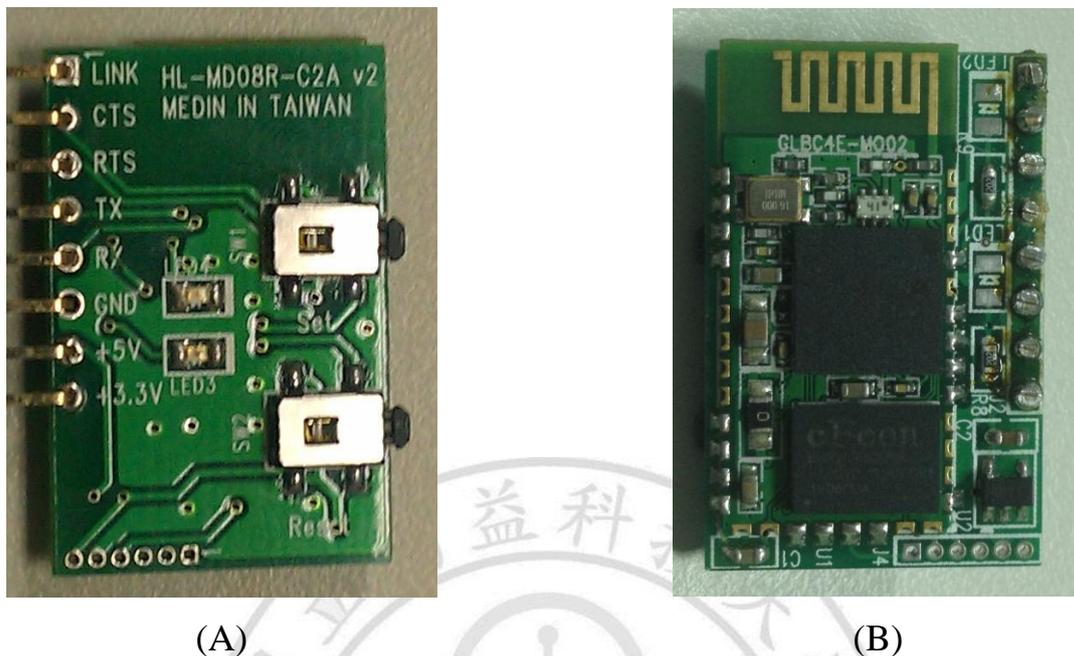
我們選擇藍牙做為本系統的無線傳輸技術，藍牙是在 1994 年由愛立信(Telefonaktiebolaget L. M. Ericsson)公司提案，並在 1999 年由 Ericsson、Intel、IBM、Toshiba 以及 Nokia 這幾家公司共同成立藍牙技術聯盟 (Bluetooth Special Interest Group, SIG)的跨國際組織，以訂定藍牙相關規範與推廣藍牙的技術為主。藍牙的傳輸頻段在 2.4GHz，最遠的傳輸距離可達 100 公尺，最高傳輸數率為 1MHz。藍牙可能會與其它在相同頻段的無線傳輸之間有相互干擾的問題發生，如果發生干擾造成資料傳遞有錯誤時，藍牙就會以重新傳送封包來解決干擾的問題。

在本系統中所使用的藍牙模組為 HL-MD08R-C2A，每顆藍牙模組在出廠時都會設定硬體位址，而這個位址是唯一的，藍牙的規格表如 3.1 所示，圖 3.1 為藍牙模組實體圖。

表 3.1 藍牙規格表

模組名稱	HL-MD08R-C2A
使用頻段	2.402GHz ~ 2.480GHz

藍牙規範	序列埠規範(Bluetooth SPP)
標準	Bluetooth specification version 2.1+EDR
最大傳輸率	最大 UART 傳輸率可到 3Mbps
傳輸速率	支援 1.2/2.4/4.8/9.6/19.2/38.4/57.6/115.2/ 230.4/460.8/921.6 kbps
傳輸距離	10 公尺之內
功率消耗	最大消耗 60mA
輸入電壓	直流 3.3V 或 5V
工作溫度	0~+60°C
外觀尺寸	29(寬)*19(長)*5.5(高)mm



(A) (B)

圖 3.1 藍牙模組實體圖 (A)正面 (B)反面

本系統在擷取腦波訊號時，由於擷取點在枕葉區 O2 的位置，因此需要將電極片固定在大腦後方的枕葉區，若是使用簡易的固定方式可能會導致電極片沒有正確的貼在位置上，而使得訊號變差，也會整個系統的穩定性。我們最後選擇比較牢固的方法，就是使用電極帽，如圖 3.2，在電極帽上面有所多的電極點，而電極點完全是比照國際 10-20 腦波位置圖，由於本系統只需使用到一個電極點 O2，而其它的電極點沒有使用到，圖中 3.2 中的電極夾夾在耳垂主要是量測 A1 和 A2 的參考電位。人們的頭髮、毛髮是屬於不導電的，如果只是將電極帽固定

在大腦，是無法擷取到訊號，所以在將電極帽固定在大腦上時，還需要使用導電膠，如圖 3.3，導電膠在醫療上是很常見的，例如孕婦在照超音波檢查時，醫師都會在孕婦的肚皮上面塗上透明的膠狀物質，那個就是導電膠，而在量測腦波訊號時需塗抹在電極點與大腦皮層之間，而且要盡可能的將頭髮撥開，才能正確的擷取到訊號。

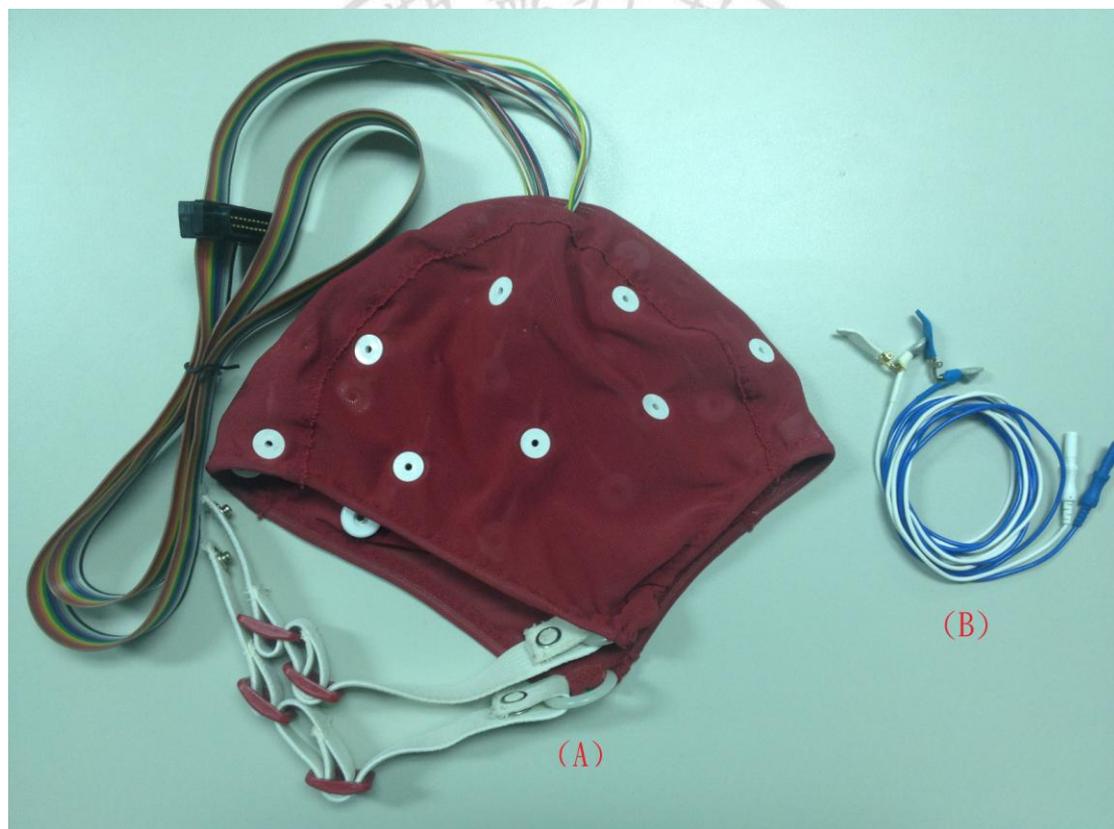


圖 3.2 電極帽 (A)電極帽 (B)電極夾



圖 3.3 導電膠

### 3.1.2 平板手機

本系統所使用的平板手機是 ASUS 公司所推出的 PadFone，如圖 3.4，我們將腦波控制撥打電話系統建構在平板手機上，平板手機有內建藍牙模組，可以跟腦波擷取裝置進行連結，並且可能從擷取裝置接收到 EEG 訊號，再藉由我們在平板手機上開發的系統進行 EEG 訊號的處理與分析，進行利用腦波控制撥打電話以及腦波控制傳送簡訊。表 3.2 為平板手機規格。



圖 3.4 平板手機

表 3.2 平板手機規格

作業系統	Android 4.0
CPU	Qualcomm S4 8260A Cortex A15 雙核心 1.5GHz
記憶體	1GB LPDDR2 RAM
資料儲存空間	內建 32G 記憶體
螢幕	10.1 吋，WXGA 1280 x 800
電池容量	24.4 Whr/6600 mAh 鋰電池

外觀尺寸	273(寬)*176.9(長)*13.55(高)mm
重量	724g

### 3.2 閃爍頻率

本系統是使用 SSVEP 為基礎的 BCI 系統，因此需要利用閃爍的頻率來刺激大腦，使大腦產生與閃爍頻率相同的共振頻率。我們設計了 4 個不同的閃爍頻率 6Hz、7Hz、8Hz 以及 9Hz，頻率的閃爍方式是利用軟體控制，設計一個大小為解析度 200 x 200 的正方形，每秒鐘內不停的切換白色與黑色的圖片，來達到閃爍的效果，在每秒之內白色與黑色交換的次數越多頻率也就越高。

### 3.3 快速傅立葉轉換

快速傅立葉轉換(Fast Fourier Transform, FFT)是傅立葉轉換的其中一種演算法，是改良自離散傅立葉轉換(Discrete Fourier Transform, DFT)而來的。FFT 是將時間域的訊號轉換成頻率域的訊號。目前常被廣泛應用在數位訊號的處理。當我們使用傳統的 DFT 進行運算時，假設我們對一個序列為  $2^N$  個點做運算的話，會造成過大的計算量，如果是使

用 FFT 來進行計算的話，則只需要  $2^N \times N$  個計算量，當  $N$  越大越能減少運算的時間，例如我們有一個 1024 個的序列樣本要進行計算，如果是使用 FFT 來運算則可以減少 100 倍的運算量。快速傅立葉轉換的公式如(3-1)所示。

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (3-1)$$

其中  $x(t)$  是要進行 FFT 轉換的時間域訊號， $X(f)$  為經過 FFT 轉換過後得到的頻率函數，其轉換過後的函數為一複數函數，而這樣的複數函數是沒辦法取得在某頻率之下的頻率振幅大小，需再經過公式(3-2)之後，才會獲得該頻率的振幅大小。

$$\text{頻率振幅} = \sqrt{(\text{實數數值})^2 + (\text{虛數數值})^2} \quad (3-2)$$

我們以 4 個不同頻率來刺激大腦視覺皮層，並將腦波資料擷取出來最後經過 FFT 後會得到在某個頻率下與振幅大小相關的頻譜圖。經過 FFT 轉換後所得到的頻率如果是主頻率(6Hz、7Hz、8Hz 和 9Hz)的二倍或是三倍數的頻率時，此現象稱為二次諧波和三次諧波，而二次諧波和三次諧波的頻率還是跟主頻率是一樣的。例如，經過 FFT 轉換後的

頻率為 12Hz，而 12Hz 為主頻率 6Hz 的二倍，因此 12Hz 與 6Hz 是一樣的頻率。圖 3.5 是透過腦波擷取裝置擷取出來的原始腦波訊號，圖 3.6 是將腦波訊號經過 FFT 轉換後所得到的 12Hz。

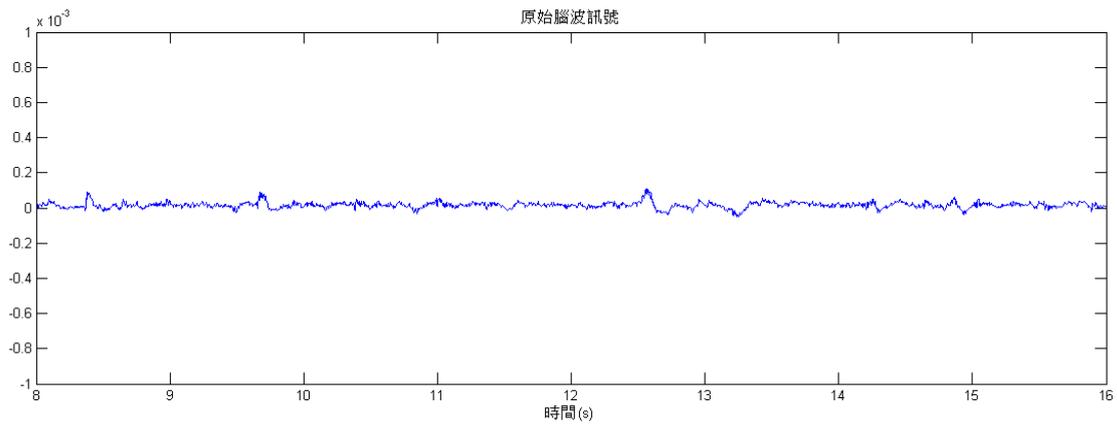


圖 3.5 原始腦波訊號

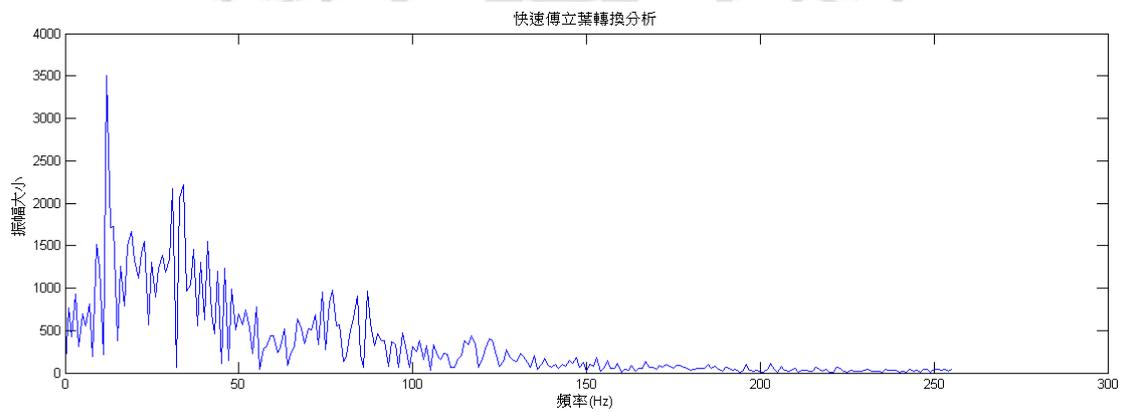


圖 3.6 經過快速傅立葉轉換的頻譜圖

### 3.4 訊號處理

圖 3.7 是訊號處理的流程圖，當平板手機從藍牙模組接收到腦波擷取裝置傳送過來的資料後，首先會將資料封包進行拆突，檢查是否為 EEG 訊號，檢查方式已在第二章中描述過，再將訊號進行 FFT 的運算，最後會獲得每秒鐘振幅最大的頻率，所得到的頻率如果與我們設計的閃爍頻率為相同時，則會採取相對應的處理。圖中的撥打電話會在下面的章節做詳細的操作說明。



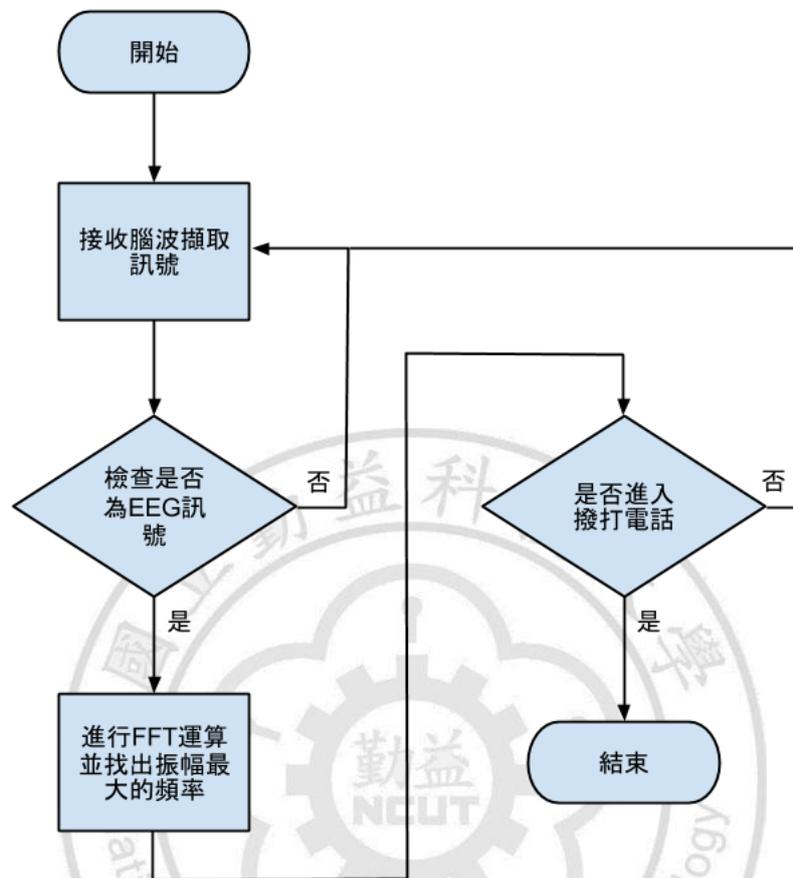


圖 3.7 訊號處理流程圖

### 3.5 撥打電話系統

本系統的撥打電話，有號碼模式與電話簿模式 2 種，號碼模式就是直接將電話號碼拼寫出來，電話簿模式就是從平板手機中取得預先建立好的姓名與電話號碼，上述 2 種模式都是打電話與別人進行通話。除了可以直接撥打電話之外，本系統還建構了簡訊模式，簡訊的文字

內容我們是站在病患的角度，思考病患躺在病床上可能會想說什麼詞句，以及病患可能有哪些狀況需要人員的幫助，然後將這些病患可能會使用到的詞句預先建立在系統裡，我們還考慮到擴充性的問題，可以隨時將內建的詞句做修改，因為我們假設出來的詞句可能不夠多或是不夠好，而需要做刪減或是增加的動作。

圖 3.8 是撥打電話系統的主畫面，圖中 4 個角落的正方形，就是我們設計 4 個不同的閃爍頻率，分別是：左上是 6Hz、右上是 7Hz、左下是 8Hz 及右下是 9Hz。

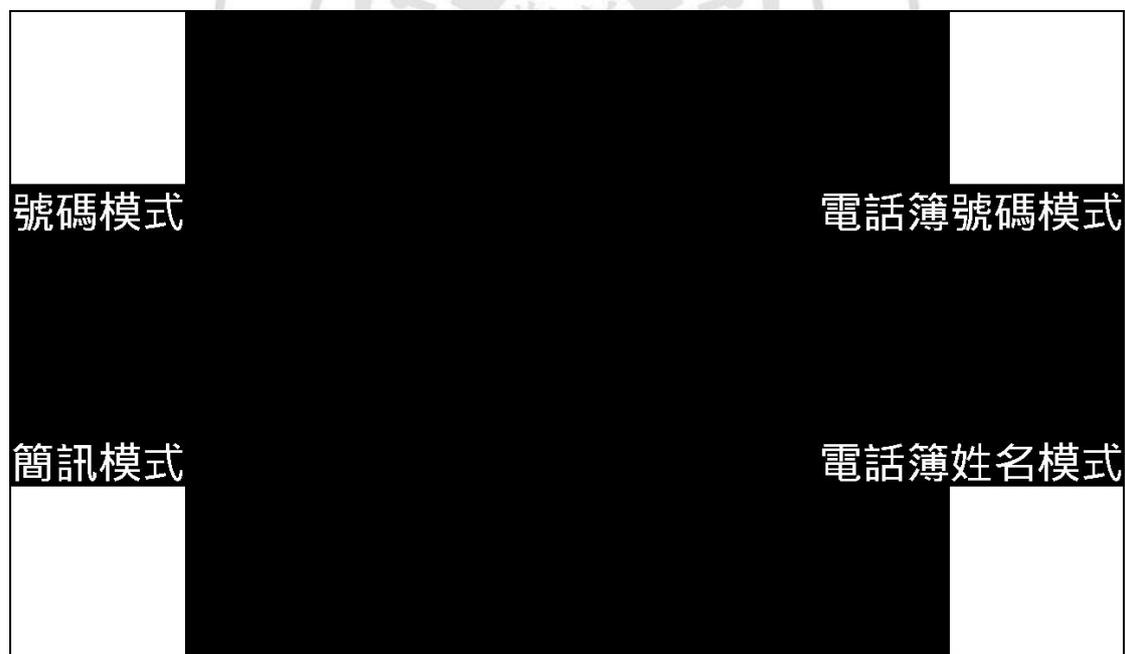


圖 3.8 撥打電話系統 GUI 圖

圖 3.9 是撥打電話系統流程圖，如果使用者想要操作本系統進行撥打電話的話，使用者首先必需要穿戴電極帽，並且在電極點上塗抹導電膠，然後必需看著平板手機的閃爍頻率，當腦波擷取裝置抓取 EEG 訊號之後會傳送給平板手機，平板手機會進行 EEG 訊號的處理。假設使用者今天想要撥打電話給某某人，而且平板手機裡沒有對方的電話號碼時，那就只能進入號碼模式，拼寫出對方的電話號碼來進行撥打電話的動作，而號碼模式在圖 3.8 中可以看到是在左上角的位置，所以使用者要看著左上角的閃率頻率才能進入號碼模式。因為左上角的正方形我們設計閃爍頻率為 6Hz，當使用凝視著左上角的時候，大腦會產生與閃爍頻率一樣的 6Hz，這時經過 EEG 訊號的處理，得到的頻率也是 6Hz 時，就能進入號碼模式。假設要進入其它模式時也是使用相同的方法。

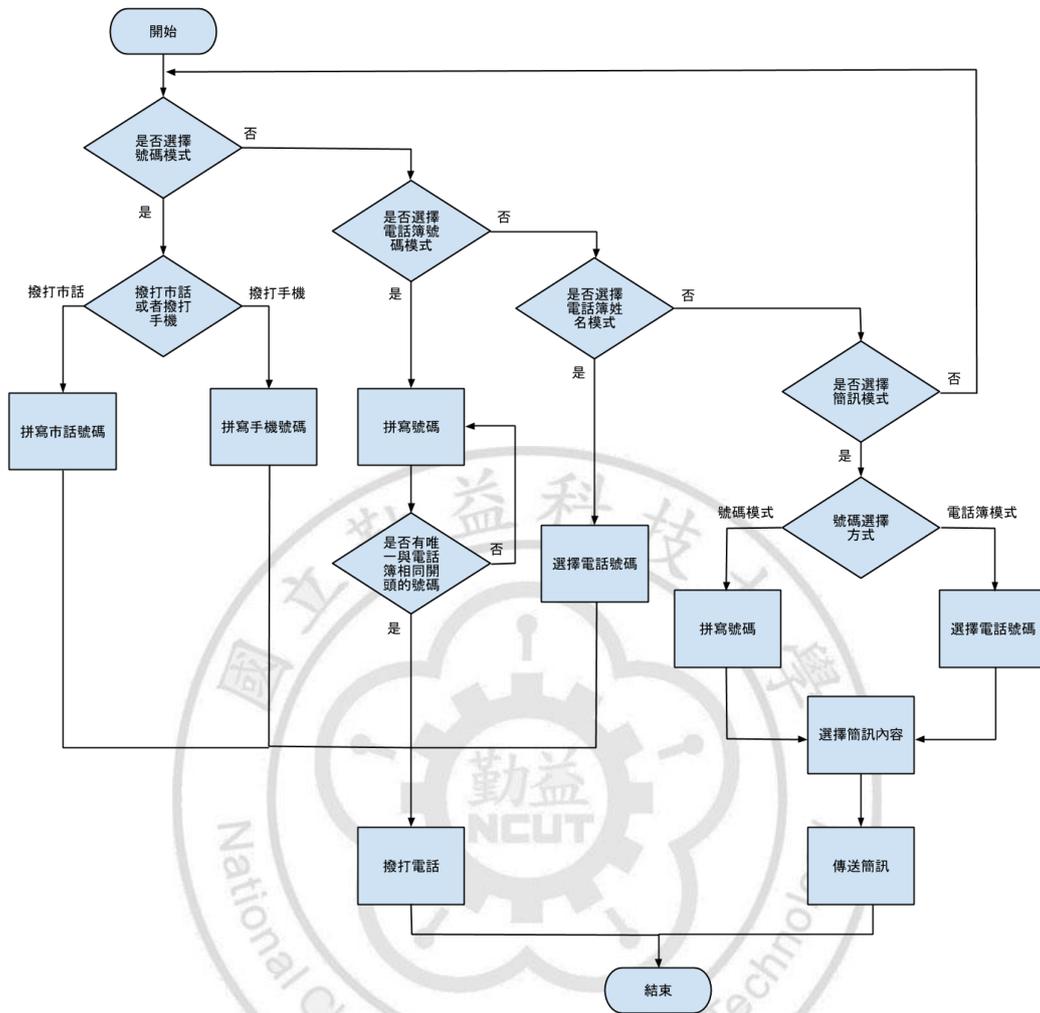


圖 3.9 撥打電話系統流程圖

### 3.5.1 號碼模式

在號碼模式又分成，撥打市話與撥打手機 2 種，在臺灣的電信系統裡面，市話的開頭為"0"，而手機的開頭為"09"，因此才會分成這 2 種，可以節省拼寫電話號碼的時間。如圖 3.10 所示。



圖 3.10 號碼模式 GUI 圖

當進入撥打市話(圖 3.11)或是撥打手機(如圖 3.12)時，我們將數字 0~9 分配到 4 個不同的閃爍頻率中，分配的方法是使用樹狀結構[20]，如圖 3.13 所示。數字 0~2 分配到 6Hz、數字 3~5 分配到 7Hz、數字 6~8 分配到 8Hz、數字 9 和"退一格"功能以及"撥打"的功能都是分配到 9Hz，"退一格"功能就是更正拼寫錯誤的數字，"撥打"是當拼寫完電話號碼，最後要撥打出去的功能。在樹狀層的第 2 層有 4 種情況，如圖 3.14~圖 3.17，數字 0、3、6 和 9 分配到 6Hz、數字 1、4、7 和"退一格"分配到 7Hz、數字 2、5、8 和"撥打"分配到 8Hz，"返回"功能被分

配到 9Hz，每個頻率都有一個"返回"是為了進入錯誤結構想要返回前一個動作的功能。



圖 3.11 號碼模式撥打市話 GUI 圖



圖 3.12 號碼模式撥打手機 GUI 圖

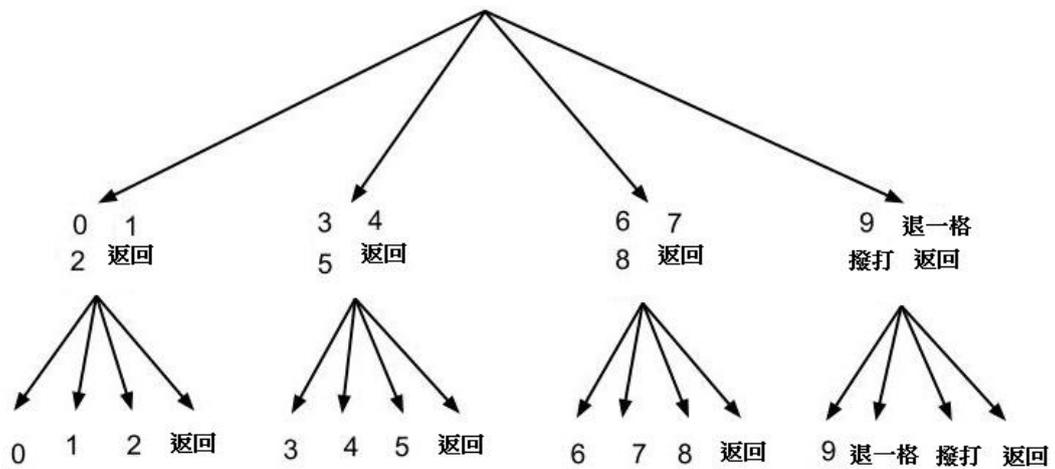


圖 3.13 數字分配之樹狀圖

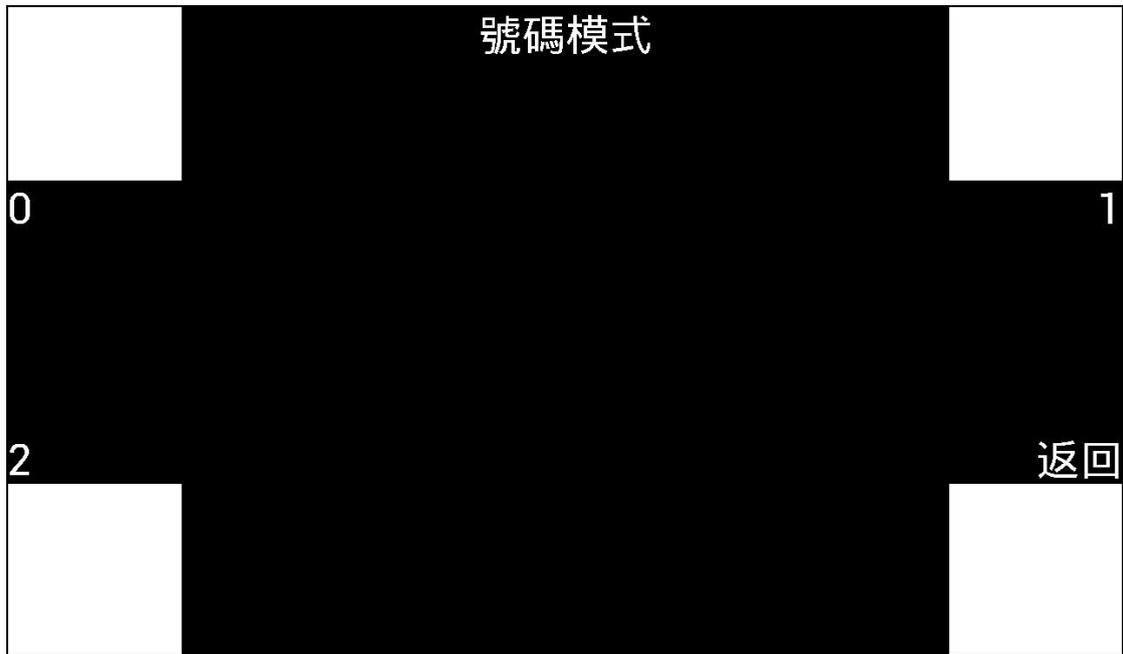


圖 3.14 樹狀圖結構第 2 層情況 1

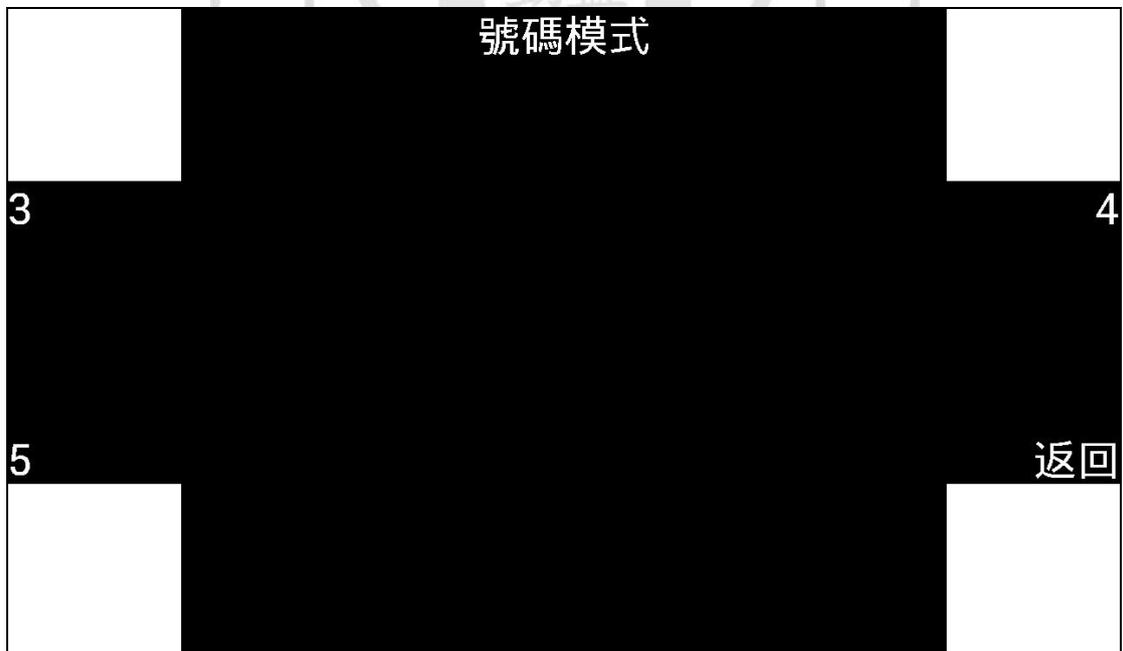


圖 3.15 樹狀圖結構第 2 層情況 2



圖 3.16 樹狀圖結構第 2 層情況 3



圖 3.17 樹狀圖結構第 2 層情況 4

例如，使用者要撥打手機，假設號碼為"0921123456"，首先使用者要在撥打電話系統下凝視左上角的 6Hz 進入號碼模式，然後凝視右上角的 7Hz 進入撥打手機，因為手機的開頭都是"09"，因此螢幕中間會顯示數字"09"，接下來只要把剩下來的 8 個數字拼寫完就可以撥打電話。接下來是拼寫數字"2"，因為目前的顯示畫面是在樹狀圖結構第 1 層情況 2，而根據樹狀的結構看到，數字"2"被分配到 6Hz，因此使用者要凝視左上角的 6Hz，變會進入第 2 層，畫面會變成第樹狀圖結構第 2 層情況 1，這時數字"2"被分配到 8Hz，使用只要凝視左下角的 8Hz，如果選擇成功，在螢幕畫面會回到樹狀圖結構第 1 層情況 2，並且在中間號碼的顯示會多數字"2"變成"092"，接下來其它的數字也是使用此方法，

### 3.5.2 電話簿模式

電話簿模式分成電話簿號碼模式與電話簿姓名模式，電話簿號碼模式使用的方法跟拼寫號碼模式一樣，差別在於電話簿號碼模式會尋找平板手機內建的電話號碼進行比對，假設撥打的號碼為"0911654321"，使用者如果已經拼寫出"0911"，而電話簿裡面只有唯一一組號碼是

"0911"開頭時，系統會直接幫使用者把後面的號碼補齊並撥打電話。電話簿姓名模式就是系統會把內建在平板手機內的電話簿列出來，只會顯示電話簿的姓名欄，如圖 3.18。姓名的選擇是用二分法的方法，所謂的二分法就是一直除半，直到唯一而無法再除半為止。



圖 3.18 電話簿姓名模式

### 3.5.3 簡訊模式

簡訊模式提供了另一種與外界溝通的方式，首先在簡訊傳送模式裡，使用者必需先選擇接收簡訊的電話號碼，選擇電話號碼的方式與號碼模式和電話簿通式一樣，當選擇完接放方的電話號碼之後，接下

來換選擇簡訊的內容，簡訊內容的文心會內建在系統裡，可供使用者選擇，所使用的方法是二分法，如圖 3.19。

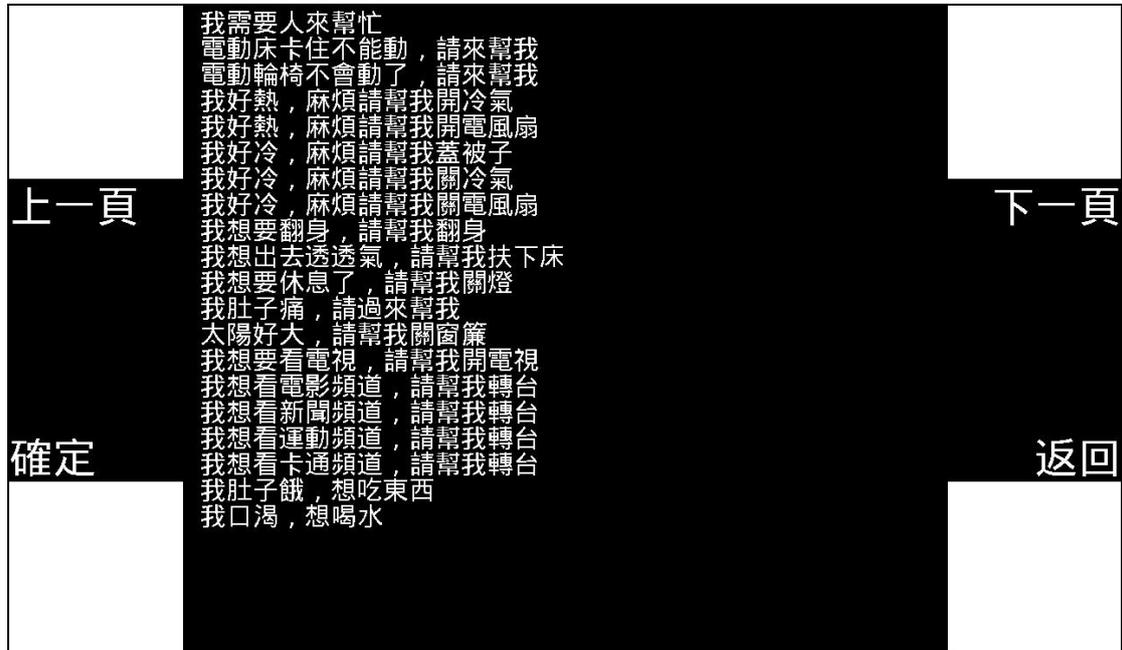


圖 3.19 簡訊模式

## 第四章 實驗結果與討論

### 4.1 實驗結果

最後進行系統的測試與實驗時，找了 10 位健康的受測者，沒有癲癇的病史，也沒有重大疾病，這 10 位的年齡分佈在 23~33 歲。而在進行實驗之前，均以口頭報告受測者實驗的內容，並告知受測者本實驗需要取得大腦的資訊，最後徵求受測者是否可接受本實驗。而找來的受測者都沒有拒絕進行本實驗。

我們測試的數據主要是針對撥打電話系統中的號碼模式，並且在實驗的過程做詳細的記錄，電話簿模式與簡訊模式只有做系統的穩定性測試，沒有將測試的數據記錄下來，主要是因為電話簿模式裡面所內建的電話號碼，可能會因為電話號碼數量的多寡，在選擇電話號碼時發花費的時間，而可能會造成實驗數據有所不公正，而簡訊模式也是有一樣的問題，可能也會因為內建簡訊數量的多寡，而影響實驗數據，號碼模式的拼寫號碼是固定的，因此不會有數量多寡的問題。

實際進行測試，首先需要讓受測者戴上電極帽，並且塗抹導電膠，確認 EEG 擷取訊號沒問題之後，然後說明如何操作本系統以及測試方

式，說明結束後會有 10 分鐘的時間讓受測者自行摸索或熟悉本系統，10 分鐘結束後就正試開始進行測試。

每位受測者必需撥打 5 組不同的電話號碼，而且要能成功的接通，每組電話號碼是由 10 個數字所組成，每組電話號碼各撥打 5 次，總共要撥打 25 次。當受測者撥打完 1 組電話號碼也就是撥打 5 次之後，會有 5 分鐘短暫的休息，總共會有 4 次的休息時間。

收集完每一位受測者的測量數據之後，會做數據的統計與分析，最常見的是計算資訊傳輸率(Information Transmission Rate, ITR)，ITR 越高表示此系統的穩定性以及控制性都想當的好，ITR 的公式定義如下：

$$\frac{Bits}{command} = \log_2 + P \log_2 P + (1-P) \log_2 \left[ \frac{(1-P)}{(N-1)} \right]$$
$$ITR = \frac{Bits}{command} \times \frac{60}{CTI} \quad (4-1)$$

其中，N 表示的是總命令的數量，在本系統中 N=4，P 是正確率，CTI 是指每一個命令的平均時間(Command Transfer Interval)。

表 4.1 10 位受測者撥打第一組電話的實驗結果

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	正確率 [%]	CTI [s/command]	ITR [bits/min]
1	95	117	115	112	101	108	99.01	5.35	21.35
2	74	78	66	76	80	74.8	100	3.74	32.08
3	132	95	107	120	86	107.4	98.04	5.26	20.87
4	108	95	106	94	104	101.4	100	5.07	23.66
5	514	145	153	151	413	275.2	85.47	11.76	5.95
6	229	221	161	153	160	184.8	94.34	8.72	10.98
7	93	166	111	108	89	113.4	100	5.67	21.16
8	324	174	132	235	230	219	90.91	9.95	8.54
9	268	122	88	115	114	141.4	100	7.07	10.48
10	175	161	254	221	94	181	94.34	8.54	11.21
總平均	201.2	137.4	129.3	138.5	147.1	150.64	96.21	7.11	16.62

表 4.2 10 位受測者撥打第二組電話的實驗結果

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	正確率 [%]	CTI [s/command]	ITR [bits/min]
1	105	88	131	114	119	111.4	96.15	5.36	19.07
2	85	75	92	82	81	83	100	4.15	28.91
3	87	94	81	87	82	86.2	100	4.31	27.84
4	89	113	80	80	89	90.2	100	4.51	26.61
5	274	99	191	216	203	196.6	90.91	8.94	9.51
6	113	125	234	161	190	164.6	93.46	7.69	12.07
7	139	149	278	223	227	203.2	99.01	10.06	11.35
8	170	284	239	162	255	222	99.91	10.09	8.42

9	125	104	101	151	124	121	100	6.05	19.83
10	127	128	110	114	153	126.4	95.24	6.02	16.42
總平均	131.4	125.9	153.7	139	152.3	140.46	97.47	6.71	18

表 4.3 10 位受測者撥打第三組電話的實驗結果

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	正確率 [%]	CTI [s/com mand]	ITR [bits/m in]
1	117	120	106	123	106	114.4	95.24	5.45	18.14
2	75	67	72	74	73	72.2	100	3.61	33.24
3	111	105	88	92	82	95.6	98.04	4.69	23.41
4	93	89	89	80	88	87.8	99.01	4.35	29.29
5	105	127	174	172	138	143.2	98.04	7.02	15.63
6	134	192	139	252	144	172.2	93.46	7.69	12.07
7	73	119	136	160	73	112.2	99.01	5.55	20.58
8	444	270	276	123	118	246.2	85.47	10.52	6.68
9	140	158	88	105	111	120.4	98.04	5.9	18.61
10	122	118	92	129	106	113.4	98.04	5.56	19.74
總平均	141.4	136.5	126	131	103.9	127.76	96.43	6.03	19.74

表 4.4 10 位受測者撥打第四組電話的實驗結果

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	正確率 [%]	CTI [s/com mand]	ITR [bits/m in]
1	91	118	136	101	123	113.8	95.24	5.42	18.24
2	77	77	62	61	60	67.4	100	3.37	35.60
3	95	99	99	124	95	102.4	97.09	4.97	21.29
4	100	83	81	82	118	92.8	100	4.64	25.86
5	210	99	255	203	296	212.6	90.91	9.66	8.79

6	163	113	156	135	203	154	96.15	7.40	13.81
7	144	207	137	187	165	168	98.04	8.24	13.32
8	181	246	205	220	194	209.2	84.03	8.79	7.59
9	88	73	86	117	83	89.4	99.01	4.43	25.79
10	139	92	112	105	121	113.8	98.04	5.58	19.67
總平均	128.8	120.7	132.9	133.5	145.8	132.34	95.85	6.25	19

表 4.5 10 位受測者撥打第五組電話的實驗結果

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	正確率 [%]	CTI [s/command]	ITR [bits/min]
1	79	124	109	98	103	102.6	98.04	5.03	21.82
2	64	62	70	71	65	66.4	100	3.32	36.14
3	81	107	118	83	119	101.6	100	5.08	23.62
4	84	77	80	76	73	78	100	3.9	30.76
5	166	200	135	223	161	177	92.59	8.19	11
6	138	216	108	133	108	140.6	98.04	6.89	15.93
7	258	134	82	82	72	125.6	98.04	6.16	17.82
8	386	314	105	220	336	272.2	84.03	11.44	5.83
9	160	86	98	135	103	116.4	96.15	5.6	18.25
10	98	215	138	131	136	143.6	95.24	6.84	14.46
總平均	151.4	153.5	104.3	125.2	127.6	132.4	96.21	6.24	19.56

表 4.1 - 4.5 為 10 位受測者分別撥打五組不同電話號碼(如表 4.6)的實驗結果，在表 4.1 - 4.5 中記錄了 10 位受測者每組電話撥打 5 次的時間、5 次的平均時間、正確率、CTI 以及 ITR。每次的時間是以受測者

開始進行撥打電話到完整把電話撥打出去所花費的時間，正確率是將 5 次撥打電話的總命令數除以每位受測者 5 次撥打電話的總命令數(包含錯誤更新正所使用到的命令)，CTI 就是每一個命令所花費的平均時間，ITR 所表示的是在每分鐘內資料的傳輸率，值越高表示本系統可讓受測者使用的可行性相當高。

表 4.6 五組電話號碼

組別	號碼
第一組	09851X55X5
第二組	09313X37X8
第三組	09881X70X8
第四組	09116X45X7
第五組	09230X03X3

在每組電話號碼中，我們統計了 4 個不同頻率所使用到的次數。第一組使用最多的頻率是 7Hz 和 8Hz，第二組使用最多的頻率是 6Hz 和 7Hz，第三組使用最多的頻率是 7Hz 和 8Hz，第四組使用最多的頻率是 7Hz 和 8Hz，第五組使用最多的頻率是 6Hz 和 7Hz。本系統的 7Hz 與

8Hz 被使用的頻率相當的高。

在表 4.1 的實驗結果中可以看到受測者 2 打一通電話所花費的最快時間可以達到 66 秒。十位受測者整體打一通電話的平均時間約在 150 秒，約在 3 分鐘之內，而整體打電話所發出的命令正確率也高達 96.21%，受測者 1、2、3、4 以及 7 的 ITR 也相當的高，而受測者 5 與受測者 8 打一通電話所花費的時間都比其它人來得高，可能對於本系統的使用還無法輕易掌握。

在表 4.2 的實驗結果中，受測者 2、3 和 4，這三位打電話所花費的時間都很相近，正確率也能達到 100% 以及 ITR 也相當高。整體的正確率也有 97.47%，其中受測者 5 所撥打電話的時間有比撥打第一組的時間進步，在正確率上面已經進步到 90% 以上，可以說明受測者 5 已經對系統有所掌握。受測者 8 與撥打第一組電話的時間相比都差不多，但是正確率已達到 99% 以上。

表 4.3 的實驗結果顯示，十位受測者的總平均時間比前 2 次的總平均時間來得快，而 ITR 的平均與前 2 次的 ITR 高。其中受測者 5 的撥打時間與正確率與前 2 次相比明顯提高許多。而受測者 8 的撥打時間與正確率比前 2 次要差，因此在測試完休息的階段，我們尋問了受測

者 8 是否有什麼問題，造成測試結果有如此的差距，受測者表示在操作上因眼睛需凝視閃爍頻率，而造成眼睛有疲勞不適的症狀。

表 4.4 的實驗結果顯示中，除了受測者 5 與 8 之外其它八位受測者撥打電話的時間與正確率上面沒有明顯的差距，而受測者 5 與第三組的時間相比有明顯的落差，造成這樣的原因也是因為眼睛疲勞不適的症狀。受測者 8 與第三組的時間上相比有些微的縮短。

在最後一組撥打電話的實驗結果中，表 4.5，受測者 5 在經過短暫時間的休息，在撥打電話的時間有比第四組來得進步。受測者 8、9 和 10 的撥打電話時間比第四組來得差。其餘的六位受測者在撥打電話時間上有些微的進步。

從表 4.1 - 4.5 的實驗結果與分析中，受測者 5 與受測者 8 的撥打電話時間不是很穩定，有時快有時慢，根據這 2 位受測者做完 25 次的撥打電話之後表示，頻率 7Hz 與 8Hz 不易被選擇到，因此需要較多的時間凝視閃爍頻率，進而產生眼睛疲勞不適的症狀。但是其餘八位受測者表示 4 個不同的閃爍頻率在選擇上不會有太大的固難。由於本實驗在測試時需要撥打 25 次的電話，而整個實驗過程需要花費相當多的時間，雖然在每撥打完 5 次電話，會有短暫的休息，但是受測者表示長

時間下來，還是會造成眼睛的不適。

最後針對各個頻率進行分析，並由相同的 10 位受測者進行實驗，測試每個頻率被選擇一次到所需的花費時間，每個頻率測試 5 次。

表 4.7 - 4.10 是測試 10 位受測者選擇 4 個不同閃爍頻率時所需花費的時間。其中包含每個頻率選擇 5 次的各個時間以及平均時間，還有計算標準差，主要是統計 5 次時間的平均分佈，依常態分佈的法則，我們取距離 5 次平均時間的 2 倍標準差之內的資料，做為有效的時間資料。從 10 位受測者的時間會去掉大於 2 倍標準差的時間後會再計算總平均時間，假設 10 位受測者的時間都在 2 位標準差的時間之內，就從 10 位受測者中強迫去除最大標準差的時間。

表 4.7 10 位受測者對 6Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差	去掉不可靠資料的平均時間 [s]	強迫去掉最大標準差的平均時間[s]
1	5.96	3.00	7.95	5.99	6.97	5.97	1.66	5.97	5.97
2	2.98	6.96	3.99	3.00	6.00	4.59	1.62	4.59	4.59
3	3.00	4.98	1.99	5.98	1.99	3.59	1.62	3.59	3.59
4	4.98	5.98	2.99	2.99	3.00	3.98	1.26	3.98	3.98
5	135.31	10.95	19.90	42.79	18.96	45.58	46.10		

6	5.97	3.99	6.96	18.90	6.96	8.56	5.28	8.56	8.56
7	7.97	1.99	10.95	1.98	8.95	6.37	3.70	6.37	6.37
8	15.98	20.89	18.97	11.92	25.96	18.75	4.71	18.75	18.75
9	7.95	11.95	9.95	13.94	28.87	14.53	7.44	14.53	14.53
10	5.97	7.96	4.98	3.98	3.98	5.37	1.49	5.37	5.37
總平均	19.61	7.86	8.86	11.15	11.16	11.73	7.49	7.97	7.97

表 4.8 10 位受測者對 7Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差	去掉不可靠資料的平均時間 [s]	強迫去掉最大標準差的平均時間[s]
1	3.00	3.98	3.98	2.00	6.97	3.99	1.66	3.99	3.99
2	3.00	2.98	1.99	2.99	3.99	2.99	0.63	2.99	2.99
3	23.89	15.92	18.91	7.97	16.92	16.72	5.17	16.72	16.72
4	3.99	4.98	5.98	2.00	4.97	4.38	1.35	4.38	4.38
5	82.57	87.55	37.80	15.93	21.99	49.17	30.20	49.17	
6	5.96	7.96	15.92	6.97	3.98	8.16	4.10	8.16	8.16
7	6.97	16.92	35.81	6.97	10.96	15.53	10.78	15.53	15.53
8	26.90	19.97	18.96	26.94	16.97	21.95	4.17	21.95	21.95
9	3.98	5.98	4.99	3.98	2.99	4.38	1.02	4.38	4.38
10	9.94	3.00	3.99	5.97	4.97	5.57	2.40	5.57	5.57
總平均	17.02	16.92	14.83	8.17	9.47	13.28	6.15	13.28	9.30

表 4.9 10 位受測者對 8Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差	去掉不可靠資料的平均時間 [s]	強迫去掉最大標準差的平均時間[s]
1	3.99	5.97	4.01	6.98	9.96	6.18	2.21	6.18	6.18
2	2.99	2.00	2.98	1.98	2.98	2.59	0.49	2.59	2.59
3	3.98	3.98	7.97	5.97	6.96	5.77	1.59	5.77	5.77
4	1.99	2.99	2.00	2.00	3.00	2.39	0.49	2.39	2.39
5	36.97	27.86	18.92	101.48	49.76	47.00	29.09	47.00	47.00
6	62.68	18.89	15.93	80.58	19.91	39.60	26.79	39.60	39.60
7	34.63	6.97	42.68	23.89	15.91	24.81	12.76	24.81	24.81
8	24.92	32.94	45.96	63.97	47.99	43.16	13.43	43.16	43.16
9	47.76	48.76	11.95	91.54	4.99	41.00	30.99	41.00	
10	4.00	2.99	3.97	2.97	3.99	3.58	0.49	3.58	3.58
總平均	22.39	15.33	15.64	38.14	16.54	21.61	11.83	21.61	19.45

表 4.10 10 位受測者對 9Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差	去掉不可靠資料的平均時間 [s]	強迫去掉最大標準差的平均時間[s]
1	4.98	9.96	13.94	2.97	2.01	6.77	4.51	6.77	6.77
2	2.99	2.02	3.00	1.99	2.00	2.40	0.48	2.40	2.40
3	7.95	21.90	12.92	4.98	4.98	10.55	6.38	10.55	10.55
4	2.98	3.98	2.99	2.00	2.00	2.79	0.74	2.79	2.79
5	36.82	46.82	52.31	28.64	25.76	38.07	10.12	38.07	38.07

6	53.74	13.93	5.97	9.95	7.97	18.31	17.91	18.31	
7	3.01	5.47	9.71	8.95	5.97	6.62	2.44	6.62	6.62
8	23.99	42.99	53.00	49.96	35.97	41.18	10.42	41.18	41.18
9	4.98	3.98	21.89	2.99	3.98	7.56	7.19	7.56	7.56
10	2.99	2.99	3.98	3.99	2.99	3.39	0.49	3.39	3.39
總平均	14.44	15.40	17.97	11.64	9.36	13.76	6.07	13.76	13.26

表 4.7 中受測者 5 的標準差已經大於平均時間，因此將這整筆資料去掉，然後計算總平均時間為 7.97 秒。在表 4.8 中受測者 5 的標準差雖然在平均時間之內，但是標準差的值相對的比其它受測者來得高，因此強迫將這整筆資料去掉，然後計算總平均時間為 19.45 秒。在表 4.9 中將最大標準差 30.99 的受測者 9 整筆資料去掉，計算後的總平均時間為 19.45 秒，最在表 4.10 中將最大標準差 17.91 的受測者 6 整筆資料去掉，計算後的總平均時間為 13.26 秒。最後將各頻率的原始平均時間和去掉不可靠資料的平均時間以及強迫去掉最大標準差的平均時間做比較，如圖 4.1 所示。

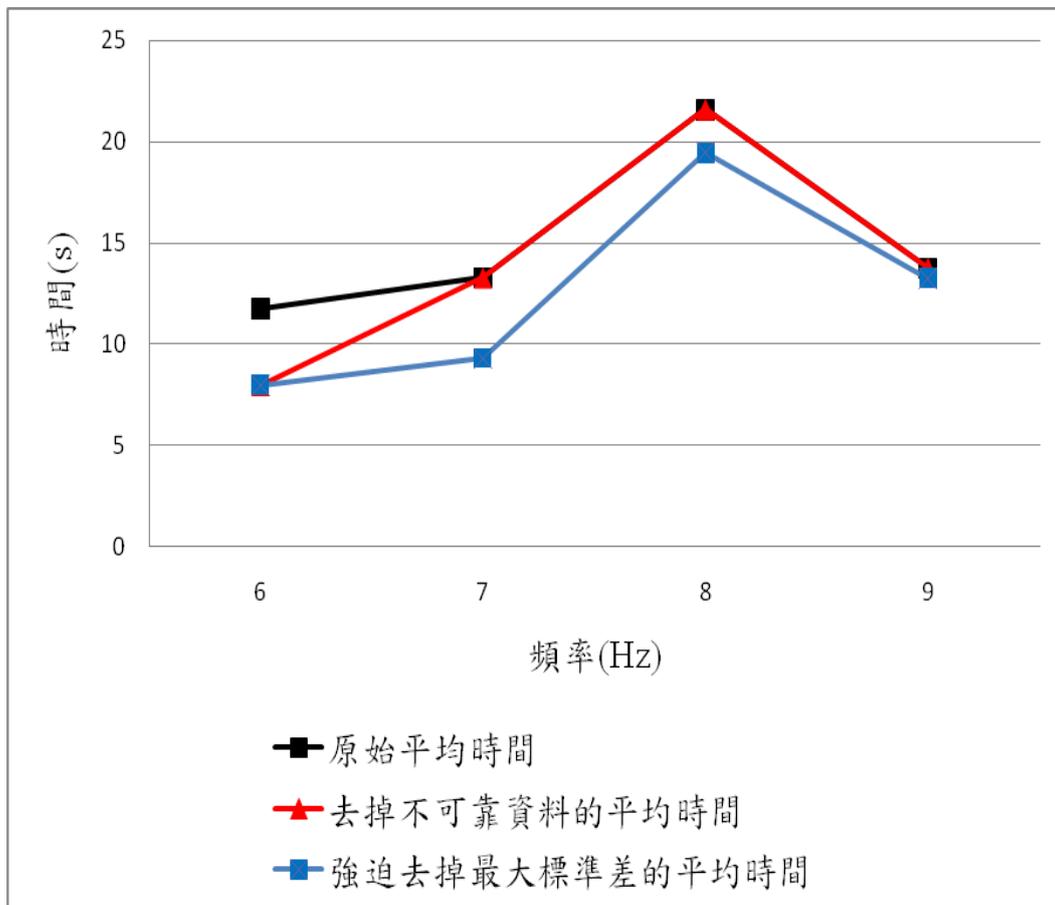


圖 4.1 各頻率所花費的平均時間

進行完各頻率被選擇時所需的花費時間和統計之後，發現在左下角的 8Hz 被選擇到的時間比其它頻率要來得久，所以是否會因為頻率放置的位置而造成時間上的快慢，因此將原本左上角的 6Hz 和右上角的 7Hz 換至左下角和右下角，將原本左下角的 8Hz 和右下角的 9Hz 換至左上角和右上角。再進行測試各頻率被選擇一次到所需的花費時間和統計。

表 4.11 10 位受測者對 6Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差
1	4.98	2.98	9.94	4.96	3.99	5.37	2.40
2	1.99	5.98	2.99	1.99	3.00	3.19	1.46
3	3.00	4.00	2.00	4.98	2.99	3.39	1.02
4	2.01	2.01	2.00	1.99	1.99	2.00	0.01
5	18.97	21.99	15.98	23.99	16.97	19.58	3.01
6	2.98	2.97	3.98	10.95	3.97	4.97	3.02
7	7.91	3.99	4.98	5.97	4.98	5.57	1.33
8	6.95	3.98	5.00	6.97	3.00	5.18	1.58
9	3.00	2.99	2.99	2.00	3.98	2.99	0.62
10	3.99	2.99	2.99	3.00	2.98	3.19	0.40
總平均	5.58	5.39	5.28	6.68	4.79	5.54	1.49

表 4.12 10 位受測者對 7Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差
1	4.97	3.97	2.98	2.98	10.94	5.17	2.98
2	2.97	2.98	2.99	2.99	2.02	2.79	0.39
3	2.99	3.99	3.98	4.00	1.99	3.39	0.80
4	1.99	2.00	1.99	2.00	2.98	2.19	0.39
5	22.97	23.99	24.98	16.98	15.98	20.98	3.74
6	4.98	3.98	4.00	13.94	2.00	5.78	4.20
7	1.98	11.93	3.98	7.92	8.96	6.95	3.56
8	4.97	6.97	2.98	8.96	3.98	5.57	2.15

9	6.96	2.98	4.96	6.96	7.97	5.97	1.78
10	4.98	2.00	15.93	7.98	3.00	6.78	5.01
總平均	5.98	6.48	6.88	7.47	5.98	6.56	2.50

表 4.13 10 位受測者對 8Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差
1	6.97	2.98	3.99	3.98	2.99	4.18	1.47
2	1.99	2.00	2.99	2.00	2.00	2.20	0.40
3	8.96	4.00	2.99	2.99	3.99	4.58	2.23
4	4.97	2.98	2.98	1.99	2.00	2.98	1.09
5	15.97	22.99	17.97	20.90	15.98	18.76	2.78
6	8.95	8.96	28.86	23.89	23.68	18.87	8.30
7	10.99	14.98	7.98	12.98	14.96	12.38	2.65
8	4.98	7.96	2.01	7.96	2.00	4.98	2.66
9	4.97	2.99	2.99	6.96	4.97	4.57	1.48
10	5.99	4.98	4.98	1.99	4.00	4.39	1.35
總平均	7.48	7.48	7.77	8.56	7.66	7.79	2.44

表 4.14 10 位受測者對 9Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差
1	11.95	2.99	1.99	2.00	6.97	5.18	3.85
2	2.00	2.01	2.99	1.98	2.00	2.19	0.40
3	1.99	20.90	5.99	4.98	5.97	7.97	6.63
4	12.93	3.98	2.98	2.98	14.94	7.56	5.26

5	15.97	22.98	26.98	22.99	22.98	22.38	3.56
6	9.95	8.97	8.96	13.94	8.96	10.15	1.93
7	2.99	4.97	3.88	1.99	4.97	3.76	1.15
8	12.93	3.98	2.98	2.98	14.94	7.56	5.26
9	5.97	13.93	4.96	8.96	19.92	10.75	5.54
10	3.98	2.00	2.97	5.97	4.98	3.98	1.41
總平均	8.07	8.67	6.47	6.88	10.66	8.15	3.50

從表 4.11 - 4.14 中所統計出的標準差差異都不大，因此所有資料就不去除，各頻率的總平均時間都在 5~10 秒之內。圖 4.2 為將頻率位置置換後與前次實驗的各頻率時間相比較的結果，從表中看出 8Hz 被選擇到的時間已經有明顯的下降。

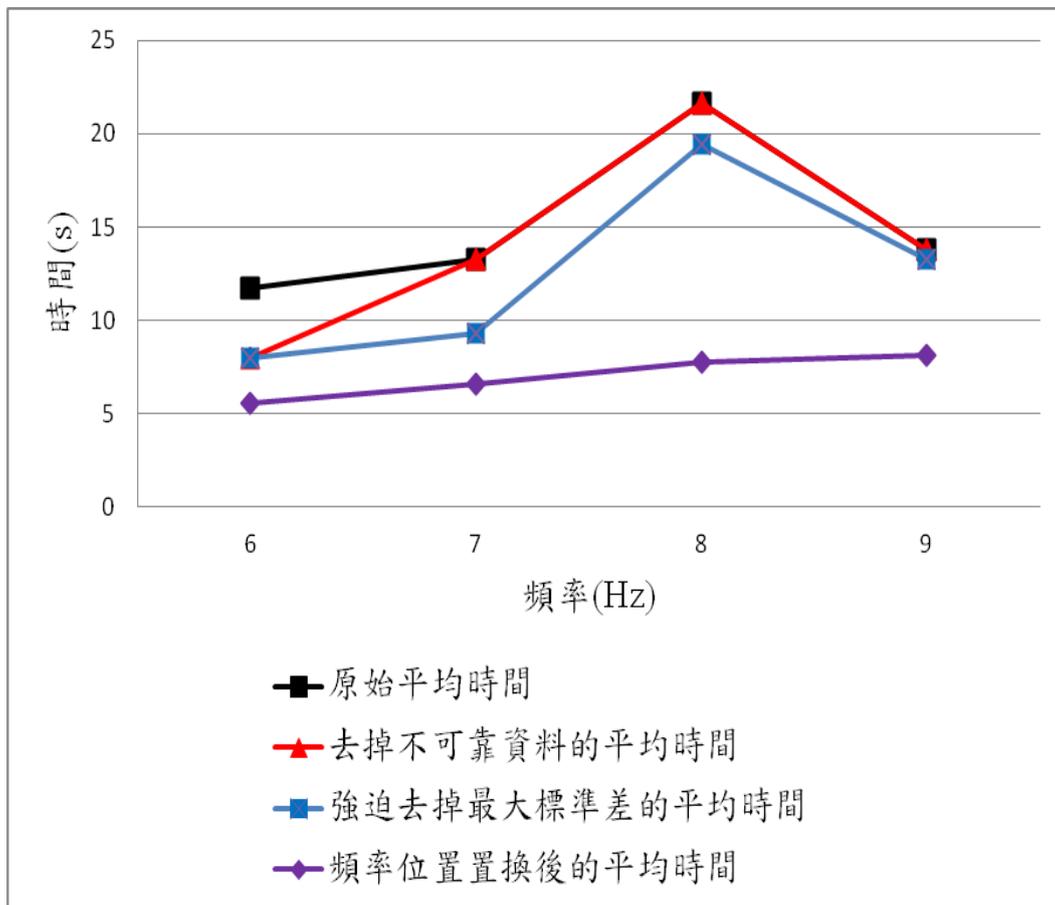


圖 4.2 各頻率所花費的平均時間

為了再進一步了解 8Hz 是否會因為擺放位置的不同而造成時間過久，因此將 8Hz 放至右上角和右下角再進行測試。

表 4.15 10 位受測者對 8Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差
1	4.01	3.00	1.99	4.97	1.98	3.19	1.17

2	3.00	2.00	2.97	2.00	2.99	2.59	0.48
3	3.99	2.99	3.00	6.96	11.94	5.77	3.41
4	2.99	2.00	2.00	2.00	1.99	2.19	0.40
5	26.96	23.97	22.98	15.98	23.98	22.77	3.65
6	3.99	4.98	2.99	4.96	18.91	7.17	5.92
7	2.99	3.00	2.99	12.93	2.99	4.98	3.97
8	7.97	6.96	6.98	3.00	10.96	7.17	2.55
9	3.36	3.98	1.98	2.98	2.97	3.06	0.65
10	3.00	4.99	3.98	2.97	3.98	3.78	0.75
總平均	6.22	5.79	5.19	5.88	8.27	6.27	2.29

表 4.16 10 位受測者對 8Hz 閃爍頻率產生的時間

受測者	第一次測試[s]	第二次測試[s]	第三次測試[s]	第四次測試[s]	第五次測試[s]	五次的平均時間 [s]	標準差
1	5.97	3.00	2.99	3.99	6.97	4.58	1.61
2	3.98	2.98	2.99	2.98	1.95	2.98	0.64
3	3.98	2.99	3.98	2.98	8.96	4.58	2.23
4	1.99	1.99	1.99	3.00	1.98	2.19	0.40
5	21.95	21.99	23.99	19.90	23.00	22.16	1.36
6	12.95	8.95	6.98	15.93	4.96	9.95	3.99
7	2.99	4.98	3.99	4.00	11.98	5.59	3.26
8	11.95	2.98	2.99	13.94	4.98	7.37	4.65
9	3.00	4.99	3.98	3.00	2.98	3.59	0.80
10	2.00	3.00	3.99	3.99	6.98	3.99	1.67
總平均	7.08	5.79	5.79	7.37	7.47	6.70	2.06

表 4.15 為將 8Hz 放至右上角時所測出來的 5 次時間與平均時間，

總平均的時間為 6.27 秒與 8Hz 放在左上角時的時間相同接近。表 4.16 為將 8Hz 放至右下角時所測出來的 5 次時間與平均時間，總平均的時間為 6.7 秒。最後將 8Hz 放至 4 個不同角落的總平均時間做比較，如圖 4.3 所示。由圖 4.3 看出當 8Hz 在左下角時所花費的時間最久，因此假設 8Hz 可能不適合放在左下角。

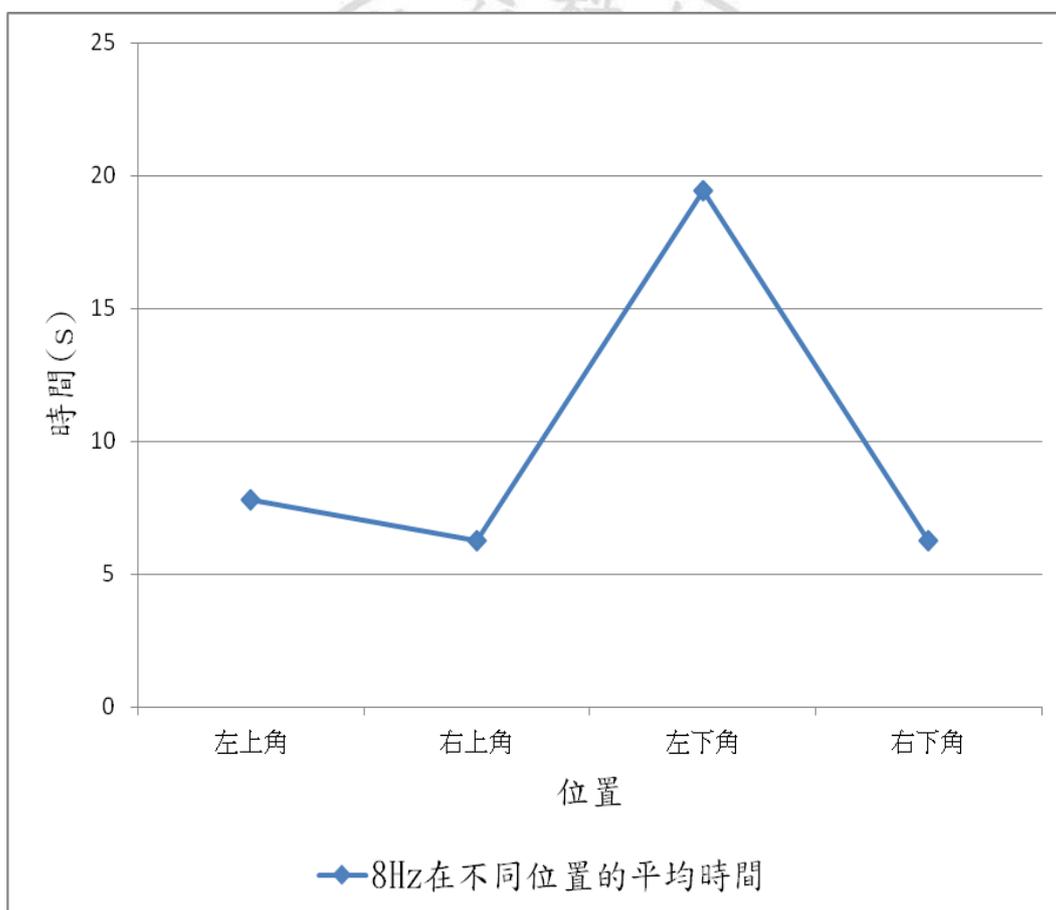


圖 4.3 8Hz 在不同位置的平均時間

## 4.2 討論

本系統是以 SSVEP 為基礎的 BCI 腦波控制撥打電話系統，利用不同的閃爍來刺激大腦的視覺區，並藉由腦波擷取裝置從大腦的皮層抓取 EEG 訊號，再將 EEG 訊號傳送到平板手機上進行訊號的處理與分析，進而用腦波控制平板手機撥打電話。在系統建構的過程中面臨許多問題，底下是面臨的問題以及相關的討論。

一、擷取腦波的電極點是否會因為頭髮太長而抓不到訊號？

頭髮是屬於不導電的物質，若是頭髮太長就算是有塗抹導電膠還是有可能會不易取得訊號。

二、在平板手機上將 2 個或以上的閃爍頻率位置靠得很近是否會干擾到使用者？如果頻率的位置太接近時，當人在凝視頻率上，眼睛會不自覺看到旁邊的頻率。

三、為什麼同樣一個人在測試本系統時會有時有反有時沒反應？目前不確定因素太多，有可能是日光燈所照方的影響，也有可能是凝視頻率的角度不對。

## 第五章 結論與未來展望

### 5.1 結論

在本研究中，所開發的基於 SSVEP 腦波控制撥打電話系統，經過撥打五組不同電話的實驗結果，可證明本系統的可行性，在實驗結果中看到有些人撥打電話的時間很快，有些人卻很慢，因此 SSVEP 可能對某些人來說有些微的影響，雖然這些撥打電話的時間長，可是還是能將電話成功的撥打出去。而本系統的刺激頻率以及訊號的接收處理都在平板手機上進行處理，可以不需要笨重又攜帶不易的螢幕顯示器，以達到真正的攜帶方便、體積不大以及成本低的系統。我們希望可以讓行動不便的人利用腦波控制醫療輔具器材，可以減輕旁人的照護。

## 5.2 未來展望

隨著近幾年來，腦波的研究越來越多，技術也越來越進步，相關的產品也越來越多，不管是利用 EEG 控制在醫療輔具器材上面或是 EEG 控制其它的東西或是利用 EEG 來玩遊戲等諸如此類。不管如何，先求有再求好，因此希望本系統未來能夠比現在好。本系統還有許多地方需要改進，像是時間的落差很大，或許還有其它更好的方法可以解決，以及是否 SSVEP 的刺激頻率會因為人對頻率的反應時間不同而造成影響。



## 參考文獻

- [1] 運動神經元疾病 - 漸凍人 (ALS) 專題  
[http://www.24drs.com/Special\\_Report/ALS/prelude\\_1.asp](http://www.24drs.com/Special_Report/ALS/prelude_1.asp)
- [2] 躲藏世界:總統的腦袋 - 樂多日誌  
<http://blog.roodo.com/cjliu/archives/9774243.html>
- [3] 科學人雜誌 - 何謂腦波?  
<http://sa.ylib.com/MagCont.aspx?Unit=easylearn&id=1820>
- [4] 人類大腦構造和功能(必讀)  
<http://oneyarenglish.com/2012/04/17/%E4%BA%BA%E9%A1%9E%E5%A4%A7%E8%85%A6%E6%A7%8B%E9%80%A0%E5%92%8C%E5%8A%9F%E8%83%BD/>
- [5] Brain - Wikipedia, the free encyclopedia  
<http://en.wikipedia.org/wiki/Brain>
- [6] Electroencephalography - Wikipedia, the free encyclopedia  
<http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>
- [7] Brain-computer interface - Wikipedia, the free encyclopedia  
[http://en.wikipedia.org/wiki/Brain%E2%80%93computer\\_interface](http://en.wikipedia.org/wiki/Brain%E2%80%93computer_interface)
- [8] 10-20 system (EEG) - Wikipedia, the free encyclopedia  
[http://en.wikipedia.org/wiki/10-20\\_system\\_\(EEG\)](http://en.wikipedia.org/wiki/10-20_system_(EEG))
- [9] NeuroSky, TGAM1 Communications Protocol, 28 July 2009  
[http://www.neurosky.com/zh-Hant/Business/ThinkGear\\_晶片\\_sets.aspx](http://www.neurosky.com/zh-Hant/Business/ThinkGear_晶片_sets.aspx).
- [10] Evoked potential - Wikipedia, the free encyclopedia  
[https://en.wikipedia.org/wiki/Evoked\\_potential#Somatosensory\\_evoked\\_potential](https://en.wikipedia.org/wiki/Evoked_potential#Somatosensory_evoked_potential)
- [11] Jonathan R. Wolpaw, Niels Birbaumer, Dennis J. McFarland, Gert Pfurtscheller, Theresa M. Vaughan “Brain-computer interfaces for communication and control,” *Clinical Neurophysiology*113, pp. 767–791, 2002.
- [12] Jzau-Sheng Lin, Shang-Ming Huang, “BCI with FPGA-Based Control for Electric Wheelchair“ 第七屆智慧生活科技研討會, pp. 559-563, 2012.
- [13] Jzau-Sheng Lin, Sun-Ming Huang, An FPGA-Based Brain-Computer Interface for Wireless Electric Wheelchairs, *Applied Mechanics and Materials*, vol. 284-287, pp. 1616-1621, Jan 2013.
- [14] Rupert Ortner, Brendan Z. Allison, Gerd Korisek, Herbert Gaggl, and Gert

- Pfurtscheller, Member, IEEE “An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia,” IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 19, no. 1, Feb 2011.
- [15] Po-Lei Lee, Member, IEEE, Hsiang-Chih Chang, Tsung-Yu Hsieh, Hua-Ting Deng, and Chia-Wei Sun, “A Brain-Wave-Actuated Small Robot Car Using Ensemble Empirical Mode Decomposition-Based Approach,” IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics—Part A: Systems and Humans, vol. 42, no. 5, September 2012.
- [16] Ventouras E.M., Ktonas P.Y., Tsekou H., Paparrigopoulos T., Kalatzis I., Soldatos C.R. ” Slow and fast EEG sleep spindle component extraction using Independent Component Analysis” IEEE conference publication, pp. 1-6, 2008.
- [17] Chin-Teng Lin, Ruei-Cheng Wu, Sheng-Fu Liang, Wen-Hung Chao, Yu-Jie Chen, Tzyy-Ping Jung ” EEG-based drowsiness estimation for safety driving using independent component analysis” IEEE journal & magazines, vol. 52, pp. 2726-2738, 2005.
- [18] Chunchu Rambabu, B. Rama Murthy, “Reconfigurable Filter Based Self Paced Artifacts Removal Scheme for Neurologically Extracted Features,” European Journal of Scientific Research, vol. 77, no. 3, pp. 320-329, 2012.
- [19] Fabrizio Beverina, Giorgio Palmas, Stefano Silvoni, Francesco Piccione, Silvio Giove, “User adaptive BCIs:SSVEP and P300 based interfaces,” PsychNology Journal, vol. 1, no. 4, pp. 331-354, 2003.
- [20] Hubert Cecotti, “A Self-Paced and Calibration-Less SSVEP-Based Brain-Computer Interface Speller,” IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 18, no. 2, pp. 127-133, Apr 2010.
- [21] An Luo, Thomas J Sullivan “A user-friendly SSVEP-based brain-computer interface using a time-domain classifier “ Journal of Neural Engineering. 7, 2010.
- [22] Xiaorong Gao, Dingfeng Xu, Ming Cheng, and Shangkai Gao, “ A BCI-Based Environmental Controller for the Motion-Disabled “IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 11, no. 2, June 2003.
- [23] Yu-Te Wang, Yijun Wang and Tzyy-Ping Jung, “A cell-phone-based brain-computer interface for communication in daily life,” Springer-Verlag Berlin Heidelberg, AICI 2010, Part II, LNAI 6320, pp. 233-240, 2010.
- [24] Hung-Yi Wu, Po-Lei Lee, Hsiang-Chih Chang, and Jen-Chuen Hsieh, “Accounting for Phase Drifts in SSVEP-Based BCIs by Means of Biphasic Stimulation “IEEE

- Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58, no. 5, May 2011.
- [25] Rajesh C. Panicker, Student Member, IEEE, Sadasivan Puthusserypady, Senior Member, IEEE, and Ying Sun, Member, IEEE, “An Asynchronous P300 BCI With SSVEP-Based Control State Detection“ IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58, no. 6, June 2011.
- [26] Chuan Jia, Xiaorong Gao, Member, IEEE, Bo Hong, Member, IEEE, and Shangkai Gao, Fellow, IEEE, “Frequency and Phase Mixed Coding in SSVEP-Based“ IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58, no. 1, January 2011.
- [27] Kuo-Kai Shyu, Member, IEEE, Po-Lei Lee, Ming-Huan Lee, Student Member, IEEE, Ming-Hong Lin, Ren-Jie Lai, and Yun-Jen Chiu, Student Member, IEEE “Development of a Low-Cost FPGA-Based SSVEP BCI Multimedia Control System “IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, vol. 4, no. 2, April 2010.



## 附錄

發表論文：

會議：

- [1] Jzau-Sheng Lin, Pei-Yu Liao, “Development a SSVEP-Based BCI Calling System on a Mobile Phone” , The 8th Intelligent Living Technology Conference(第八屆智慧生活科技研討會), Taichung Taiwan, June 7 2013, pp. 778-784.



# Development a SSVEP-Based BCI Calling System on a Mobile Phone

Jzau-Sheng Lin<sup>a</sup>, Pei-Yu Liao<sup>b</sup>

Department of Computer Science and Information Engineering  
National Chin-Yi University of Technology

<sup>a</sup>jslin@ncut.edu.tw, <sup>b</sup>s4A017006@student.ncut.edu.tw

## Abstract

Some people can't control hands and feet like normal but their brains are still working like a normal person such as amyotrophic lateral sclerosis (ALS) that is also referred to as motor neuron disease. Therefore, the purpose of this paper is to develop a calling system that can aid the ALS patients to control a mobile phone via the steady state visually evoked potentials (SSVEP) brain computer interface (BCI) system. The data process and analysis in the mobile platforms can be commonly achieved on SSVEP BCI by Bluetooth. The advantage of the proposed system is easy to carry around.

**Keywords:** Electroencephalography (EEG), steady state visually evoked potentials (SSVEP), brain computer interface (BCI), Bluetooth, mobile phone.

## 1. Introduction

People's activities and behavior will be generated by electronic signals in the brain. The signals are then delivered to the entire body via the nervous system. Some people can't control hands and feet like normal but their brains are still operating like a normal person such as amyotrophic lateral sclerosis (ALS), muscular dystrophy, and severe cerebral palsy that is also referred to as motor neuron disease.

Brain computer interface (BCI) is a system so that people can directly communicate with the external device through the neuromuscular pathway [1]. In some researches, BCI system is a promising tool can help the paralyzed people such as medical assistant devices [2-5]. The BCI system contains the acquisition of electroencephalography (EEG) signal, signal processing, and an application. The signal processing includes preprocessing, feature extraction, and classification.

The human brain in the activities will produce tiny electrical potentials amplitude that is about 300 $\mu$ V. The brain waves on the scalp will be measured about 100 $\mu$ V amplitude. The frequency range of the brain wave is from 0.5Hz to 100Hz [6]. EEG signals can be divided into five waves. The Delta wave (0.5 to 4 Hz) occurs in the deep sleep. The Theta wave (4 to 8 Hz) occurs in the drowsiness

or during emotional stress or deep meditation. The Alpha wave (8 to 13 Hz) occurs in the relaxed awareness or inattention. The Beta wave (13 to 30 Hz) occurs in the active attention or active thinking or solving concrete problems. The Gamma waves (30 to 100Hz) is thought that this band reflects the mechanism of consciousness [7].

Steady state visually evoked potentials (SSVEP) is signal that are natural responses to visual stimulation at particular frequencies ranging from 3.5 Hz to 75 Hz [8], when the eyes are excited by a visual stimulus signal and the brain then generates same reaction at the same frequency of the visual stimulation signal. SSVEP has been widely used in EEG visual research as a test task, because it does not require special training. It also has a very high information transmission rate (ITR) [3], [9-11].

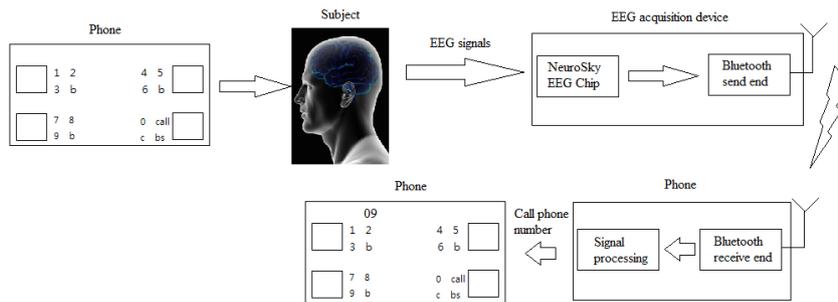
In most of brain researches, the BCI system uses a personal computer as a signal processing platform so the system is restricted in the laboratory only. The technology of mobile phone has been greatly advancing so the hardwares and the functions of the smart mobile phone becomes more and more powerful. Therefore, Wang al.etc [12] proposed a portable platform that integrates a mobile and wireless EEG system and a signal-process platform based on a Bluetooth-enabled cell-phone into a truly wearable BCI. The disadvantage of above platform is to need a 21-inch CRT monitor to display virtual telephone keypad.

The liquid crystal display (LCD) or the CRT monitor is used to show stimulus signals but it can't fully meet the real mobile platform. In order to solve above problem, we integrated the visual stimulation frequency with SSVEP BCI signal processing into the mobile phone. The advantages of the proposed system are reducing cost and easy to carry around.

The rest of the paper is organized as follows. Section 2 introduces the system architecture. Following section describes the proposed methods. Section 4 shows the experimental results. Finally, Section 5 gives the conclusion.

## 2. System architecture

In the proposed system, we integrate a flicker frequency display and signal processing into mobile phone so the system do not need another monitor to



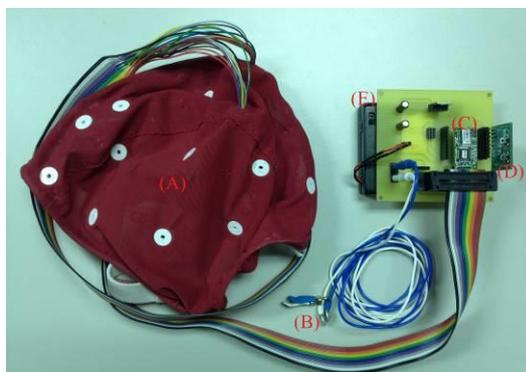
**Figure 1. System architecture**

achieve the mobile platform.

Figure 1. is the architecture of the proposed system. First of all, the mobile phone is used to display flicker frequencies. When the subject gazes at flicker frequency, the subject's brain will generate EEG signals. EEG acquisition device captures the signals and transmits them to mobile phone via Bluetooth wireless. A mobile phone will process the signal to call after receiving the EEG signal. The detail will be described following.

**2.1 EEG acquisition**

Figure 2. is the EEG acquisition device. The type of chip is TGAM1 and produced by NeuroSky in the United States of America. The Bluetooth wireless module serves as the data transmission unit.

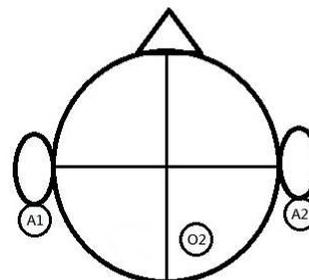


**Figure 2. The EEG acquisition device. (A) EEG caps, (B) Electrode electrodes, (C) NeuroSky EEG chip, (D) Bluetooth module, (E) Power supply.**

**2.2 10-20 system**

The International 10-20 system is a reference to describe and apply the location of scalp electrodes for EEG test. The proposed system uses a set of channel for acquiring the wave signals. We use O2 as the point of interception. A1 and A2 on the earlobes are set as the EEG reference points. The wet electrodes are placed on the occipital lobe of the scalp as shown in Figure 3. The Bluetooth sender in the EEG acquisition device sends EEG to the Bluetooth

receiver in the mobile phone.



**Figure 3. The electrode locations on occipital lobe**

**2.3 NeuroSky EEG chip**

Figure 4. is an American NeuroSky EEG chip that works in voltage 3.3V with 57600 transmission baud rate. The chip acquires EEG signals from our scalp. The EEG are classified into five types including Signal quality, Attention, Meditation, Raw EEG, and Long EEG. Signal quality signifies the EEG signal quality that was captured from the chip. The quality is quantified as a value from 0 to 255 and the smaller the value is, the better the quality will be. Attention signifies the degree of concentration that is quantified as a value from 0 to 100. If the value is higher, it means the subject will be more concentrative. Meditation signifies the degree of the quiet contemplation that is quantified a value from 0 to 100. The higher value indicates the more relaxative. The size of Raw EEG data is 2 bytes. The size of Long EEG data is 24 bytes including Delta, Theta, Low Alpha, High Alpha, Low Beta, High Beta, Low Gamma, Mid Gamma.



**Figure 4. NeuroSky EEG chip**

### 2.4 Bluetooth module

Figure 5. shows the Bluetooth module and the type is HL-MD08R-C2A. The Bluetooth is used to transmit and receive the EEG signals. In the proposed system, it is used as sender in the EEG acquisition device. The version of Bluetooth is 2.1 + EDR. The transferred rate is 3 Mbit/s. The data transferred band is 2.4GHz. The operating voltage is 3.3V. The maximum transmission distance of Bluetooth is 100 m.

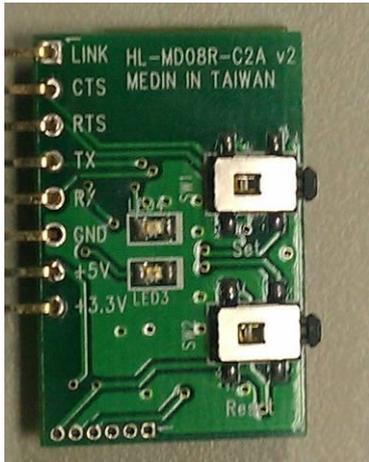


Figure 5. Bluetooth module HL-MD08R-C2A

### 2.5 Mobile phone

The ASUS PadFone has the ASUS exclusive technology to automatically adjust the PadFone's display layout when it is placed into the PadFone station to enable the subject to view more. That is to extend the screen resolution from 960 x 540 to 1280 x 800 and 60 Hz refresh rate. Therefore, we selected the ASUS PadFone for the development platform.

## 3. Methods

We design four flicker frequencies: 5Hz, 7Hz, 9Hz and 11Hz as the stimulation frequency. 5Hz is defined as flickering square 5 times in a second. The flicker frequency is demonstrated by a square of alternate white and black in order to achieve desired frequency.

### 3.1 Signal processing

Figure 6. shows the flowchart of signal processing. First, a mobile phone receives data from the EEG acquisition device. The data will be deleted when it is not the EEG signal. The EEG signals will be applied the Fast Fourier Transform (FFT) to convert the signals from the spatial domain to frequency domain. The subject will start the calling process that will be described in following section.

The Fast Fourier Transform is defined by

$$X(f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (1)$$

where  $f$  is the frequency,  $x(t)$  is the spatial domain signal,  $X(f)$  is the FFT.

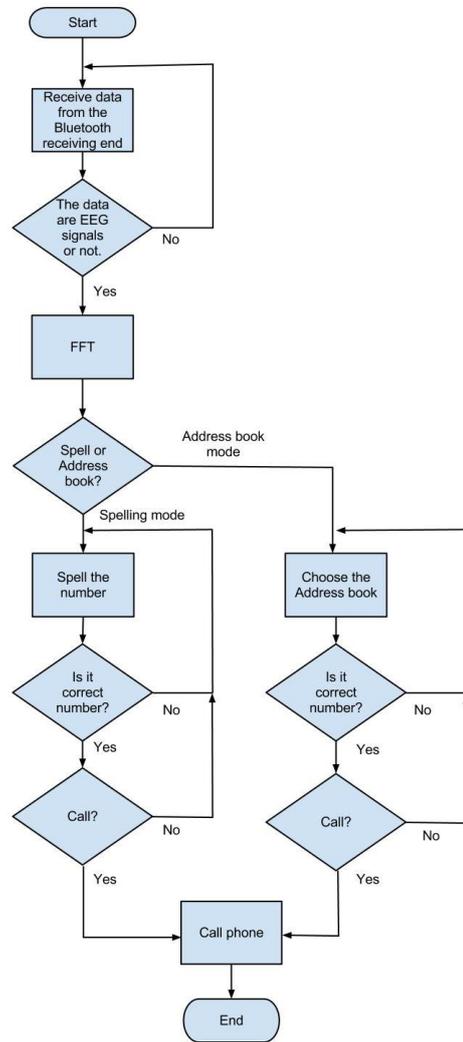


Figure 6. Signal processing flowchart

### 3.2 Calling method

Our system provides two modes to call. In Figure 7, one is spelling mode that is defined the four flicker frequencies with decision tree as the phone numbers. The other is address book mode that is to choose the pre-registered address book.

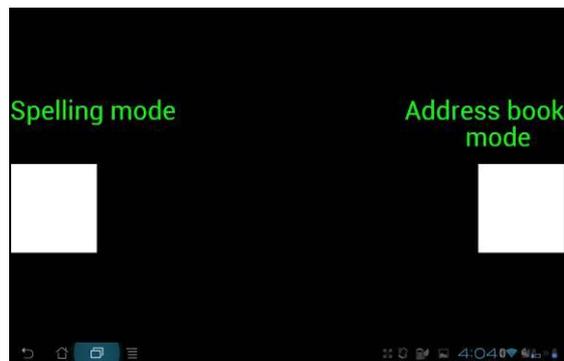


Figure 7. Select mode

### 3.2.1. Spelling mode

Figure 8. shows Graphical User Interface (GUI) of mobile phone. The four squares are representing the four flicker frequencies. That is, the square in the upper left, the upper right, the lower left and the lower right indicates flicker frequency of 5Hz, 7Hz, 9Hz and 11Hz, respectively. The character “b” is defined to back main screen. The characters “bs” is defined as backspace. The function “call” is defined as calling.



Figure 8. The GUI of mobile phone. Upper left square, upper right square, lower left square and lower right square indicates the flicker frequency of 5Hz, 7Hz, 9Hz, 11Hz, respectively.

The digits 0 to 9 are distributed to four different flicker frequencies. Digits 1 to 3 are generated by 5Hz, digits 4 to 6 respectively 7Hz, digits 7 to 9 respectively 9Hz. And 11Hz is defined as digit 0, “call” function, and characters “bs”. Spelling a phone number is controlled by the decision tree [13] as shown Figure 9. The decision tree demonstrates three situations. The first layer is main screen that display all phone numbers, as shown in Figure 10. The second layer illustrates the second screen that only display the phone numbers that belong to the selected flicker frequency, as shown Figure 11. The last layer will be displayed the selected digit, as shown Figure 12.

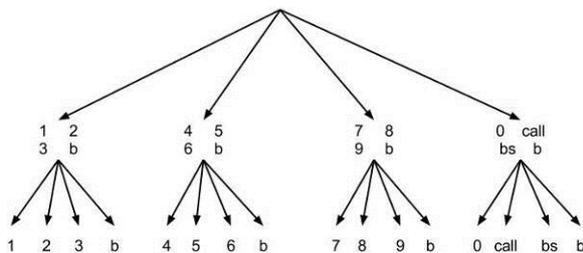


Figure 9. The decision tree for representing four flicker frequency

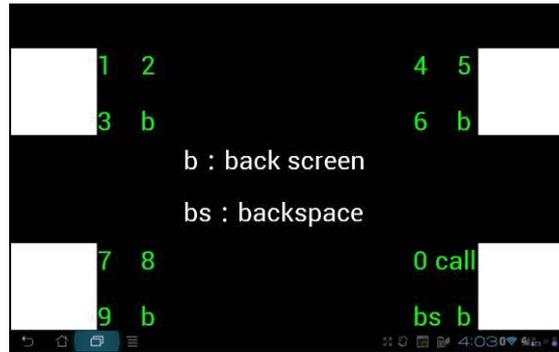


Figure 10. First layer

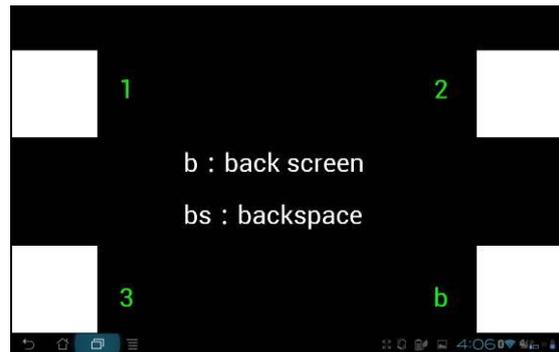


Figure 11. Second layer



Figure 12. Last layer

For example, the subject wants to select the digit “1”. First, the subject must gaze at square of upper left in main screen over 2 seconds. The second screen in decision tree will be then reflashed. That is, digit “1” shows at upper left, digit “2” is at upper right; digit “3” is at lower left, and character “b” is at lower right. The subject must gaze at square of upper left in second screen over 2 seconds. The digit “1” will be selected and displayed at the top of the last screen. When the subject stays in second screen and wants to back the main screen, the subject will gaze the square of lower right.

### 3.2.2. Address book mode

In the address book mode, the phone numbers must be pre-registered, as shown in Figure 13. We use three flicker frequencies to define three functions. That is, 5Hz, 7Hz, and 11Hz, represent “scrolling up”, “scrolling down” and “call”, respectively. The

**TABLE I The values of ITR the ten subjects for the set of first phone number**

Subject	1st[s]	2nd[s]	3rd[s]	4th[s]	5th[s]	Total time [s]	Average time [s]	Accuracy [%]	CTI [s/com mand]	ITR [bits/min]
1	95	117	115	112	101	540	108	99.01	5.35	21.35
2	74	78	66	76	80	374	74.8	100	3.74	32.08
3	132	95	107	120	86	537	107.4	98.04	5.26	20.87
4	108	95	106	94	104	507	101.4	100	5.07	23.66
5	514	145	153	151	413	1376	275.2	85.47	11.76	5.95
6	229	221	161	153	160	924	184.8	94.34	8.72	10.98
7	93	166	111	108	89	567	113.4	100	5.67	21.16
8	324	174	132	235	230	1095	219	90.91	9.95	8.54
9	268	122	88	115	114	707	141.4	100	7.07	10.48
10	175	161	254	221	94	905	181	94.34	8.54	11.21
Mean	201.2	137.4	129.3	138.5	147.1	753.2	150.64	96.21	7.11	16.62

**TABLE II The values of ITR the ten subjects for the set of second phone number**

Subject	1st[s]	2nd[s]	3rd[s]	4th[s]	5th[s]	Total time [s]	Average time [s]	Accuracy [%]	CTI [s/com mand]	ITR [bits/min]
1	105	88	131	114	119	557	111.4	96.15	5.36	19.07
2	85	75	92	82	81	415	83	100	4.15	28.91
3	87	94	81	87	82	431	86.2	100	4.31	27.84
4	89	113	80	80	89	451	90.2	100	4.51	26.61
5	274	99	191	216	203	983	196.6	90.91	8.94	9.51
6	113	125	234	161	190	823	164.6	93.46	7.69	12.07
7	139	149	278	223	227	1016	203.2	99.01	10.06	11.35
8	170	284	239	162	255	1110	222	99.91	10.09	8.42
9	125	104	101	151	124	605	121	100	6.05	19.83
10	127	128	110	114	153	632	126.4	95.24	6.02	16.42
Mean	131.4	125.9	153.7	139	152.3	702.3	140.46	97.47	6.71	18

**TABLE III The values of ITR the ten subjects for the set of third phone number**

Subject	1st[s]	2nd[s]	3rd[s]	4th[s]	5th[s]	Total time [s]	Average time [s]	Accuracy [%]	CTI [s/com mand]	ITR [bits/min]
1	117	120	106	123	106	572	114.4	95.24	5.45	18.14
2	75	67	72	74	73	361	72.2	100	3.61	33.24
3	111	105	88	92	82	478	95.6	98.04	4.69	23.41
4	93	89	89	80	88	439	87.8	99.01	4.35	29.29
5	105	127	174	172	138	716	143.2	98.04	7.02	15.63
6	134	192	139	252	144	861	172.2	93.46	7.69	12.07
7	73	119	136	160	73	561	112.2	99.01	5.55	20.58
8	444	270	276	123	118	1231	246.2	85.47	10.52	6.68
9	140	158	88	105	111	602	120.4	98.04	5.9	18.61
10	122	118	92	129	106	567	113.4	98.04	5.56	19.74
Mean	141.4	136.5	126	131	103.9	638.8	127.76	96.43	6.03	19.74

**TABLE IV The values of ITR the ten subjects for the set of fourth phone number**

Subject	1st[s]	2nd[s]	3rd[s]	4th[s]	5th[s]	Total time [s]	Average time [s]	Accuracy [%]	CTI [s/com mand]	ITR [bits/mi n]
1	91	118	136	101	123	569	113.8	95.24	5.42	18.24
2	77	77	62	61	60	337	67.4	100	3.37	35.60
3	95	99	99	124	95	512	102.4	97.09	4.97	21.29
4	100	83	81	82	118	464	92.8	100	4.64	25.86
5	210	99	255	203	296	1063	212.6	90.91	9.66	8.79
6	163	113	156	135	203	770	154	96.15	7.40	13.81
7	144	207	137	187	165	840	168	98.04	8.24	13.32
8	181	246	205	220	194	1046	209.2	84.03	8.79	7.59
9	88	73	86	117	83	447	89.4	99.01	4.43	25.79
10	139	92	112	105	121	569	113.8	98.04	5.58	19.67
Mean	128.8	120.7	132.9	133.5	145.8	661.7	132.34	95.85	6.25	19

**TABLE V The values of ITR the ten subjects for the set of fifth phone number**

Subject	1st[s]	2nd[s]	3rd[s]	4th[s]	5th[s]	Total time [s]	Average time [s]	Accuracy [%]	CTI [s/com mand]	ITR [bits/mi n]
1	79	124	109	98	103	513	102.6	98.04	5.03	21.82
2	64	62	70	71	65	332	66.4	100	3.32	36.14
3	81	107	118	83	119	508	101.6	100	5.08	23.62
4	84	77	80	76	73	390	78	100	3.9	30.76
5	166	200	135	223	161	885	177	92.59	8.19	11
6	138	216	108	133	108	703	140.6	98.04	6.89	15.93
7	258	134	82	82	72	628	125.6	98.04	6.16	17.82
8	386	314	105	220	336	1361	272.2	84.03	11.44	5.83
9	160	86	98	135	103	582	116.4	96.15	5.6	18.25
10	98	215	138	131	136	718	143.6	95.24	6.84	14.46
Mean	151.4	153.5	104.3	125.2	127.6	662	132.4	96.21	6.24	19.56

subject can utilize functions of scrolling up and scrolling down to choose the phone number, and then use function of “call” to make a phone call.



**Figure 13. Address book choose number Schematic diagram**

### 3.3 Offline analysis

The ITR is generally used for measuring the

transmission rate for communication, control system and BCI [1]. The higher value indicates the more performance. The proposed method is also used ITR to assess the performance of the system.

The ITR is defined by

$$\frac{\text{Bits}}{\text{command}} = \log_2 P + P \log_2 P + (1-P) \log_2 \left[ \frac{(1-P)}{(N-1)} \right]$$

$$\text{ITR} = \frac{\text{Bits}}{\text{command}} \times \frac{60}{\text{CTI}} \quad (2)$$

where N is the total number of commands (N=4), P is the probability of correct selection, and command transfer interval (CTI) is the average time for one command.

## 4. Experimental results

Because hair are not conductive and result in failure in measuring EEG signals. Therefore, conductive gel is applied to the conjoining surfaces of the electrode and the scalp of the subject for

obtaining better signal reception. In selling mode test, we invited ten people as subjects. They will stick the electrode on their occipital lobe before conducting the experiment.

We chose 5 sets of different phone numbers as the experimental target. Each phone number consists of 10 digits. We asked the subjected to call out 5 times for each phone number.

Table I – V show the experimental results of 5 sets of different phone numbers. The values of ITR verify the proposed system has the good performance and it can work well.

## 5. Conclusion

This paper proposes a SSVEP BCI calling system for truly portable mobile platform that resolve the place restriction. That is, the flicker frequencies and EEG signals can be processed on the mobile phone at the same time without additional monitor. The experimental results prove that the proposed system not only works but also has the good performance.

## References

- [1] Jonathan R. Wolpaw, Niels Birbaumer, Dennis J. McFarland, Gert Pfurtscheller, Theresa M. Vaughan “Brain-computer interfaces for communication and control,” *Clinical Neurophysiology*, 113, pp. 767–791, 2002.
- [2] Rupert Ortner, Brendan Z. Allison, Gerd Korisek, Herbert Gaggl, and Gert Pfurtscheller, Member, IEEE “An SSVEP BCI to Control a Hand Orthosis for Persons With Tetraplegia,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, no. 1, Feb 2011.
- [3] Xiaorong Gao, Dingfeng Xu, Ming Cheng, and Shangkai Gao, “A BCI-Based Environmental Controller for the Motion-Disabled,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, no. 2, June 2003.
- [4] Diana Valbuena, Marco Cyriacks, Ola Friman, Ivan Volosyak and Axel Graser, “Brain-Computer Interface for high-level control of rehabilitation robotic systems,” *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, pp. 12-15, June.
- [5] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, and T. M. Vaughan, “Brain-Computer Interface Research at the Wadsworth Center,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 2, June 2000.
- [6] Maan M. Shaker, “EEG Waves Classifier using Wavelet Transform and Fourier Transform,” *International Journal of Biological and Life Sciences*, 1:2, 2005.
- [7] Chunchu Rambabu, B. Rama Murthy, “Reconfigurable Filter Based Self Paced Artifacts Removal Scheme for Neurologically Extracted Features,” *European Journal of Scientific Research*, ISSN 1450-216X, vol. 77, no. 3, pp. 320-329, 2012.
- [8] Fabrizio Beverina, Giorgio Palmas, Stefano Silvoni, Francesco Piccione, Silvio Giove, “User adaptive BCIs:SSVEP and P300 based interfaces,” *PsychNology Journal*, vol. 1, no. 4, pp. 331 - 354, 2003.
- [9] G. Bin, X. Gao, Z. Yan, B. Hong, and S. Gao, “An onlinemulti-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method,” *J. Neural Eng.*, vol. 6, pp. 046002, Aug 2009.
- [10] G. Bin, X. Gao, Y. Wang, Y. Li, B. Hong, and S. Gao, “A high-speed BCI based on code modulation VEP,” *J. Neural Eng.*, vol. 8, pp. 025015, Apr 2011.
- [11] Y.Wang, X. Gao, B. Hong, C. Jia, and S. Gao, “Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials,” *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 27, no. 5, pp. 64–71, Sep-Oct 2008.
- [12] Yu-Te Wang, Yijun Wang and Tzyy-Ping Jung, “A cell-phone-based brain-computer interface for communication in daily life,” *Journal of Neural Engineering*, vol. 8, no. 2, pp.025018, 2011.
- [13] Hubert Cecotti, “A Self-Paced and Calibration-Less SSVEP-Based Brain-Computer Interface Speller,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 2, pp. 127-133, Apr 2010.