

DT  
448.6  
4608  
100  
225274

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 電子工程系碩士班 楊文鎮 君

所提論文 植基於無線介面單極點腦波控制之電動輪椅系統

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：黃基哲

委員：張茹英

林如生

指導教授：林如生

所

長：林熊徵

中華民國 百 年 七 月



國立勤益科技大學圖書館



225274

# 國家圖書館

## 博碩士論文電子檔案上網授權書

本授權書所授權之論文為授權人在國立勤益科技大學電子工程系  
99 學年度第二學期取得碩士學位之論文。


論文題目：植基於無線介面單極點腦波控制之電動輪椅系統  
指導教授：林灶生

茲同意將授權人擁有著作權之上列論文全文（含摘要），非專屬、  
無償授權國家圖書館，不限地域、時間與次數，以微縮、光碟或其  
他各種數位化方式將上列論文重製，並得將數位化之上列論文及論  
文電子檔以上載網路方式，提供讀者基於個人非營利性質之線上檢  
索、閱覽、下載或列印。

上列論文為授權人向經濟部智慧財產局申請專利之附件或相關文件之一（專利  
申請案號：\_\_\_\_\_），請於\_\_\_\_\_年\_\_\_\_\_月\_\_\_\_\_日後再將上列論  
文公開或上載網路。

因上列論文尚未正式對外發表，請於 100 年 8 月 2 日後再將上列論文公開  
或上載網路。

授權人：楊文鎮

親筆簽名及蓋章：楊文鎮   
2日

民國 100 年 8 月

電話：0912-960886 傳真：

聯絡地址：台中市沙鹿區南昌路85巷12號

E-Mail：zgoooozero@hotmail.com

# 國立勤益科技大學

## 博碩士論文全文上網授權書

(提供授權人裝訂於紙本論文書名頁之次頁用)

本授權書所授權之論文為授權人在國立勤益科技大學  
電子工程系 資訊科技 組 99 學年度第 二 學期取得碩士學位  
之論文。

論文題目：植基於無線介面單極點腦波控制之電動輪椅系統  
指導教授：林灶生

### ■ 同意

本人具有著作權之論文全文資料，非專屬、無償授予本人畢業學校圖書館，不限地域、時間與次數，以微縮、光碟或數位化等各種方式重製與利用，提供讀者基於著作權法合理使用範圍內之線上檢索、閱覽、下載及列印。

論文全文上載網路公開之範圍及時間：

校內區域網路	<input checked="" type="checkbox"/> 立即公開
校外網際網路	<input checked="" type="checkbox"/> 立即公開

授權人：楊文鎮

簽名：楊文鎮

中華民國 100 年 8 月 2 日

# 植基於無線介面單極點腦波控制之電動輪椅系統

研究生： 楊文鎮

指導教授： 林灶生 博士

國立勤益科技大學 電子工程系研究所

## 摘要

本論文主要使用一簡單的單極電極電位黏貼於額頭上來擷取人類大腦的腦電圖 (EEG)，藉由藍芽技術建立一腦機介面 (BCI) 來控制電動輪椅進而幫助癱瘓病人。在電動輪椅的控制模式上分為 3 個模式，分別為停止模式、方向模式與前進模式，我們使用眨眼訊號使 EEG 產生一突波作為切換控制模式的一個依據。本研究在 EEG 分類上採用頻率分配法裡的 Schwab 分類(1951): $\beta$ 、 $\alpha$ 、 $\theta$  和  $\delta$  波，我們以人類意識清楚時較為明顯的  $\beta$ 、 $\alpha$  波做為處理，並控制電動輪椅前進。在研究結果中可證實腦波控制電動輪椅的可行性。

關鍵字：電動輪椅、腦機介面、藍芽、EEG

# **Electric Wheelchair System Based on a Signal-Electrode EEG Control with Wireless Interface**

Student: Wen-Jen Yang

Advisor: Dr. Jzau-Sheng Lin

Institute of Electronic Engineering  
National Chin-Yi University of Technology

## **ABSTRACT**

In this dissertation, we captured the EEG signal to control electric wheelchair from human brain with one-electrode manner to paste on forehead. Using the Bluetooth technology, we integrated a brain-computer interface (BCI) helping paralytic patients to control electrical wheelchair. In the electrical wheelchair, three operation modes were selected such as stop mode, direction mode, and forward mode. Eye blinking acquired from EEG was used to switch the operating mode. This study, we used the Schwab classification to classify the signals into  $\beta$ ,  $\alpha$ ,  $\theta$ , and  $\delta$  waves. We processed the features of  $\beta$  and  $\alpha$  waves to control electrical wheelchair forward. In the experimental results, we confirm that it is feasible using EEG signals to control electrical wheelchair.

**Keywords:** Electrical wheelchair, Brain-computer interface (BCI),

Bluetooth, EEG

## 誌 謝

本論文能順利完成，首先要感謝的就是我的指導老師 林灶生教授，在我碩士生涯中一直給我指導與鼓勵。在 EEG 與電動輪椅的整合方面，老師不斷的督促我在系統控制與硬體設計上該注意的事項，並提供了完善的設備與空間讓我完成研究。在道德上，老師也教導我待人處事與學習態度，使我在學習上有了很大的進步。在口試期間，感謝黃基哲教授與張蓺英教授對學生的論文給予寶貴的建議與指導。

研究所期間承蒙廖又儀學姐、劉崇志與陳國志學長在我學習上給了我許多建議與支持，感謝實驗室夥伴彥甫與冠妤在研究上的切磋與幫忙，並一同度過這充滿歡笑與挑戰的兩年，感謝學弟上銘、家祥與守竝在研究上的協助，感謝平時幫助我的同學炳生、哲暉、祺堯、孟毅、祥峻。

最後我要感謝我的家人，讓我在求學期間不斷的給我照顧與關懷，使我能無憂無慮的完成學業。感謝曾幫助我的老師與同學們，由衷的感謝你們。

楊文鎮

2011 年 7 月

于勤益電子所

# 目 錄

中文摘要 .....	i
英文摘要 .....	ii
誌謝 .....	iii
目錄 .....	iv
圖目錄 .....	viii
表目錄 .....	ix
<b>第一章 緒論 .....</b>	<b>1</b>
1.1 研究背景 .....	1
1.2 文獻回顧 .....	3
1.3 研究動機與目的 .....	6
1.4 論文架構 .....	7
<b>第二章 系統設計原理與方法 .....</b>	<b>8</b>
2.1 硬體設計 .....	11
2.1.1 生理訊號感測器 .....	11

2.1.2 面板顯示器 .....	15
2.1.3 馬達驅動器 .....	17
2.2 軟體設計 .....	21
2.2.1 感測端 .....	21
2.2.2 控制端 .....	23
2.3 韌體設計 .....	25
2.3.1 EEG 擷取晶片 .....	25
2.3.2 SPCE61A 微控制器 .....	32
2.3.3 HL-MR08R-C2A 藍芽模組 .....	36
2.3.4 PING))) 超音波感測器 .....	38
<b>第三章 系統功能測試與整合 .....</b>	<b>41</b>
3.1 感測端各部份功能測試 .....	41
3.1.1 EEG 擷取盒 .....	41
3.1.2 TGAM1 EEG 腦波擷取晶片 .....	42
3.2 無線網路傳輸測試 .....	45
3.3 馬達驅動電路 .....	46



3.3.1 定電壓電路測試.....	47
3.4 面板顯示器整合.....	48
3.5 超音波距離測試.....	50
<b>第四章 實作方法與結果.....</b>	<b>52</b>
4.1 實驗設備.....	54
4.1.1 硬體測試設備.....	54
4.1.2 軟體測試設備.....	56
4.1.3 量測訊號參考設備.....	57
4.2 感測端硬體實作.....	59
4.3 控制端硬體實作.....	63
4.3.1 面板顯示器.....	64
4.3.2 馬達驅動器.....	67
4.4 實作結果.....	69
4.4.1 電動輪椅操控方法.....	69
4.4.2 實驗條件與結果.....	75
<b>第五章 討論.....</b>	<b>77</b>

5.1 感測端.....	78
5.2 馬達驅動系統.....	79
5.3 硬體 LAYOUT 實現.....	80
5.3.1 感測端 LAYOUT.....	80
5.3.2 控制端 LAYOUT.....	81
<b>第六章 結論與未來展望 .....</b>	<b>82</b>
6.1 結論.....	82
6.2 未來展望.....	83
<b>參考文獻.....</b>	<b>85</b>

## 表 目 錄

表 2.1 人類大腦的腦波在各頻段所對應的行為 .....	13
表 2.2 單字節碼.....	29
表 2.3 BT-2C 藍芽模組規格表 .....	38
表 4.1 GWINSTEK GDS-2104 性能規格.....	55
表 4.2 實驗結果.....	76



## 圖目錄

圖 2.1	系統架構圖 .....	10
圖 2.2	腦部結構圖 .....	12
圖 2.3	單級電極原始腦波波形圖 .....	13
圖 2.4	單級電極腦波頻譜圖 .....	14
圖 2.5	EEG 電極片與傳輸線外觀圖 .....	14
圖 2.6	運動頭巾與耳夾式耳環 .....	14
圖 2.7	方向顯示器電路圖 .....	15
圖 2.8	EEG 顯示器電路圖 .....	16
圖 2.9	輪椅控制顯示器電路圖 .....	17
圖 2.10	SD0625 外觀圖 .....	18
圖 2.11	OPA 運算放大器電路圖 .....	19
圖 2.12	達靈頓電路圖 .....	20
圖 2.13	電晶體外觀圖 .....	20
圖 2.14	感測端規劃流程圖 .....	22
圖 2.15	控制端規劃流程圖 .....	24

圖 2.16	TGAM1 EEG 擷取晶片實體圖 .....	26
圖 2.17	TGAM1 EEG 處理方塊圖 .....	26
圖 2.18	SPCE61A 結構圖 .....	35
圖 2.19	SPCE61A 微控制器外觀圖 .....	35
圖 2.20	BT-2C 藍芽模組外觀圖 .....	37
圖 2.21	超音波感測器脈衝圖 .....	39
圖 2.22	PING)))超音波感測器 .....	40
圖 2.23	超音波感測器分離反射型測量 .....	40
圖 3.1	EEG 擷取盒電路圖 .....	41
圖 3.2	TGAM1 EEG 數位數值 .....	42
圖 3.3	藍芽基本參數設定 .....	45
圖 3.4	馬達驅動電路圖 .....	46
圖 3.5	輪椅速度電壓電路 .....	48
圖 3.6	面板顯示器電路圖 .....	49
圖 3.7	PING)))發射與接收脈波量測圖 .....	51
圖 4.1	系統建置方塊流程圖 .....	53
圖 4.2	硬體測試設備 .....	55

圖 4.3	UNSPIDE 3.0.4 開發環境 .....	56
圖 4.4	EEG 擷取器參考設備 .....	57
圖 4.5	馬達驅動器參考設備 .....	59
圖 4.6	EEG 擷取系統 .....	60
圖 4.7	EEG 擷取盒 .....	60
圖 4.8	電極點位置 .....	61
圖 4.9	NUSPIDE 3.0.4 所讀取 EEG 數值 .....	62
圖 4.10	控制端硬體實作系統完成圖 .....	63
圖 4.11	面板顯示器實體圖 .....	64
圖 4.12	面板顯示器 PCB 圖 .....	65
圖 4.13	模式顯示器 .....	67
圖 4.14	馬達驅動器的實體圖 .....	68
圖 4.15	馬達驅動器 PCB 圖 .....	68
圖 4.16	模式切換順序 .....	69
圖 4.17	電動輪椅操控流程圖 .....	74
圖 4.18	實驗空間 .....	75

# 第一章 緒論

## 1.1 研究背景

在日常生活中，人類所做的每一個動作，所想的每一件事大多由人類大腦發出命令，例如舉手、走路、吃飯與發呆等等。為探討人類大腦的奧秘，在這數十年期間已有許多科學家或學者開始對人類的大腦所發射出來的命令訊號做研究，並且成功得從人類大腦的皮質層擷取到腦電波(electroencephalograms, EEG)。大腦雖然是最複雜的器官但在腦波科學的進步下，腦波中的特徵訊號與心生理狀態的關係下產生了許多理論，目前的挑戰大多是精確的測量與使用簡單的儀器來擷取腦波訊號，進而分析數據並轉換成有意義的特徵訊號。

大腦的活動對於了解人類的生心理是一個很重要的關鍵，在量測腦波上分為侵入式與非侵入式，在現今量測人類大腦的腦波訊號均使用非侵入式，依國際制定標準的黏貼法將電極片直接黏貼於人類頭上讀取大腦狀態。隨著資通技術的進步，EEG 訊號已在人類週遭上有許多的應用，在分析方面有癲癇症分析、睡眠分析與音樂響應分析等等，

在控制方面有機械手臂控制、機器人操控、軟硬體遊戲操作等等[1]-[7]。

以往實驗室在量測 EEG 時大多需要花費較長時間，例如多點電極黏貼與 EEG 分析等等，並且在空間上也會受到儀器的體積與數量和過多的連接線路所限制。隨著現代腦波量測已走出實驗室階段，也就是說 EEG 訊號能即時應用與無線網路的發達，促成在 EEG 擷取上可以簡單使用幾個電極點而不再需使用過大的儀器讀取與花費過長的分析，並且能在任何地方使用。我們將 EEG 與電動輪椅作結合以控制電動輪椅，使用單級電極點擷取人類 EEG 訊號並操控電動輪椅停止、前進、與轉彎，使輪椅可以移動。

漸凍人為世界五大絕症之一，主要類型是肌萎縮性脊髓側索硬化症 (Amyotrophic Lateral Sclerosis, 簡稱 A.L.S.)，又稱葛雷克氏症(Lou Gehrig's disease)，其特徵為四肢的肌肉會逐漸萎縮與無力，進而導致行動不變最後全身無法動彈，猶如被凍住一樣，在感覺神經上，此症狀並不會受到侵犯，所以患者的智力、記憶或感覺並不會受到影響。在臨床上，漸凍人症可以分為下列幾類：1、幼年型遠端肌肉萎縮症 (JDSMA)；2、脊髓型肌肉萎縮 (SMA)；3、脊髓側索硬化症



(ALS/MND); 4、下運動神經元症候群 (LMN)。發病居多的年齡層為 40~70 歲，其平均發病的存活時間為 2~5 年，約每 10 萬人中就有 6 位患者，平均每年患者增加 2 位[8]。

## 1.2 文獻回顧

隨著腦波科學的進步，目前已有許多論文對於分析與處理腦波訊號，並建置與設計於週邊的應用，我們列舉了幾個使用腦波來操控電動輪椅的論文實例。首先為 Kazuo Tanaka、Kazuyuki Matsunaga 與 Hua O. Wang [2]於 2005 年所發表的論文，此論文使用了 12 個電極點與 2 個參考電極點來量測人類的腦波訊號，並控制電動輪椅往左走或往右走。經由 100 次的訓練並紀錄左腦與右腦的 EEG 訊號，作者使用成分分析與歐式距離來判斷使用者所想的方向，使用電動輪椅來實現該系統。但此系統只能藉由腦波控制讓電動輪椅在 7\*4 所組成的格子中實行左右移動的判別控制，在運用上無法離開格子中做操控。

S. Y. Cho、A. P. Winod 與 K. W. E. Cheng [3]於 2009 年所發表的論文，此論文使用 2 個電極點、1 個接地點與一個參考電極點來量測人類

大腦的 EEG 訊號，使用的 EEG 擷取器為 P300。在輪椅的操控上，作者是用視覺誘發電位所產生的不同頻率來刺激人類的 EEG 訊號，藉由頻譜分析與空間濾波器來擷取使用者的特徵向量(如：左轉、右轉、前進、後退)。在訓練上使用者須預先告知作者，自己所想的動作，並適應電動輪椅才可進行下一階段的模擬操控。作者藉由電腦模擬了一場足球比賽(使用者為守門員)並控制電動輪椅，在電動輪椅性能上，可做出行走狀態的左/右轉和原地轉彎，並且可做到變速功能。但此論文沒有考量到實際操作所導致在操控安全上的問題，只以模擬的方式控制電動輪椅，在 BCI 上使用了軟硬體結合，在成本上也較為昂貴。

Bong-Gun Shin、Taesoo Kim 和 Sungho Jo [4]於 2010 年所發表的論文，此論文使用 16 個電極點來量測 EEG 訊號，使用 P300 腦波擷取器將所擷取到的 EEG 訊號存置筆記型電腦，經由 USB 傳輸介面將控制碼傳送至電動輪椅並與以控制。在訓練上，作者先讀取了使用者 2 分鐘的 EEG 訊號，並不做任何動作，藉由視覺誘發電位以每 200ms 閃爍 10 次來刺激人類 EEG 訊號並予以記錄，其兩個命令的閃爍間隔為 250ms，此時系統會將前 250ms 所紀錄的 EEG 數值作均方根值(RMS)

計算出其動作特徵。在電動輪椅控制上，使用者可控制左轉、右轉、前進和後退，並使用了 4 顆超音波距離感測器來偵測障礙物，在實驗上，作者以全長 8 公尺的右轉路線來測試時間，花費的時間約 170 秒。其缺點為在黏貼電極上的時間需花費較久和軟硬體結合的系統也較為昂貴。

Jzau-Sheng Lin 教授等人[5]於 2010 所發表的論文，使用單級電極點來擷取 EEG 訊號，並將數值以藍芽無線傳輸方式將數值傳至筆記型電腦，這也是 4 個例子中有用到無線傳輸作為傳輸通訊的例子。在筆記型電腦上作者使用 MATLAB 來分類 EEG 訊號，並藉由 GUI 介面設計一電動輪椅操控面板來選擇電動輪椅控制狀態。在操控上，作者以眨眼來刺激 EEG 訊號產生一突波來切換電動輪椅操控模式，而電動輪椅可以做左轉、右轉、前進和停止動作，並在電動輪椅前面裝置了一顆超音波距離感測器來偵測障礙物。其缺點為軟硬體的執行速度不同而導致會有誤動作，並且價格較為昂貴，而超音波距離感測器也只能偵測前方而無法偵測四周障礙物，在操作上也無實際數據。

### 1.3 研究動機與目的

在這世界上有許多行動不便的患者和殘障人士，往往都無法與正常人一樣行動自如，而且還需藉助輔助工具才能移動，例如拐杖、義肢或是輪椅，其大多都需要藉助雙手來幫助腳才可以行動。為了幫助患者解決行動上問題，我們開始研究用腦波訊號來控制電動輪椅，讓病患使用腦波控制的方式，輕鬆的到達他所想去的目的地，提供病患一個自我掌控機制系統。

在系統的控制上使用者可藉由自己腦波訊號來控制電動輪椅，在腦波的擷取上我們製作一腦波擷取系統來擷取人類大腦的 EEG 訊號並傳送至電動輪椅控制端，訊號在傳輸上我們使用藍芽無線網路取代有線傳輸線的牽絆，並使用眨眼動作所產生的 EEG 突波來選擇電動輪椅的控制模式。為了讓使用者了解電動輪椅上的控制模式，並且能與它互動，我們設計了一個面板顯示器來顯示當前電動輪椅操作狀態，讓使用者在操作上較為便利。在行動上為避免電動輪椅碰撞到任何物體，電動輪椅上我們加裝了超音波距離感測器來偵測電動輪椅與障礙物之間距離，並閃避障礙物來抑制碰撞而造成事故。

## 1.4 論文架構

本論文主要以六個主體架構所組成，各章節的概要說明如下：

第一章 緒論：簡單說明本系統研究背景、研究動機及研究目的。

第二章 系統設計原理與方法：本章節描述在研究所使用到的系統架構、EEG 感測器、顯示器及馬達驅動器設計，分成硬體、軟體及韌體三部份說明。

第三章 系統功能測試與整合：此章節說明系統各個部分功能測試結果，最後將各部份電路整合而成系統。

第四章 實驗方法與結果：在這章節說明本系統實作的方法與實驗的測試結果。

第五章 討論：此章節講解本研究所遇到的問題及解決方法

第六章 未來期望：此章節針對我們設計的實驗系統與結果做一個總結，並針對未來提出系統乃需改進的地方。

## 第二章 系統設計原理與方法

圖 2.1 為本系統架構圖，整個系統由 EEG 擷取器與輪椅控制系統所組成。一開始，在 EEG 擷取器的架構圖中有一 NeuroSky EEG 晶片 (TGAM1) 來擷取人類大腦的 EEG 訊號，再藉由 TGAM1 晶片中的濾波器與放大器將微弱的 EEG 訊號做有效的雜訊濾除與訊號放大，並將 EEG 訊號數位化後以 UART 傳輸方式將 EEG 數值傳送至藍芽 (Bluetooth) 傳送模組 (HL-MR08R-C2A, 簡稱 BT-C2A) 中，最後將 EEG 訊號傳送至輪椅控制系統方塊圖中的 Bluetooth 接收模組 (HL-MR08R-C2A, 簡稱 BT-C2A)。

在輪椅控制系統方面是由中央控制單元 (SunPlus SPCE61A, 簡稱 SPCE61A)、BT-C2A 接收模組、面板顯示器、馬達驅動電路、超音波距離感測器 (PING))) 與電動輪椅所組成。當 BT-C2A 接收模組從 EEG 擷取器接收到 EEG 數值後會以 UART 傳輸方式將 EEG 數值傳送至下一級的 SPCE61A 中做處理。在面板顯示器上，其顯示功能在於說明使用者當前的控制狀態，方向顯示器說明輪椅操控的模式與當前狀態，

EEG 顯示器為顯示 SPCE61A 所接收到的 EEG 數值，最後的輪椅控制顯示器為顯示當前輪椅兩邊馬達的操作狀態。

因輪椅上的兩邊馬達的驅動電流較大(DC 6A~20A)，使得 SPCE61A 無法直接驅動馬達，為了克服這問題，在設計上我們以達靈頓電路為基準設計了一馬達驅動電路來推動大電流馬達以便操控電動輪椅。

PING)))在本系統功能為偵測電動輪椅四周是否有障礙物，如果 PING)))偵測到障礙物時會適度去調整電動輪椅，避免電動輪椅受到碰撞。

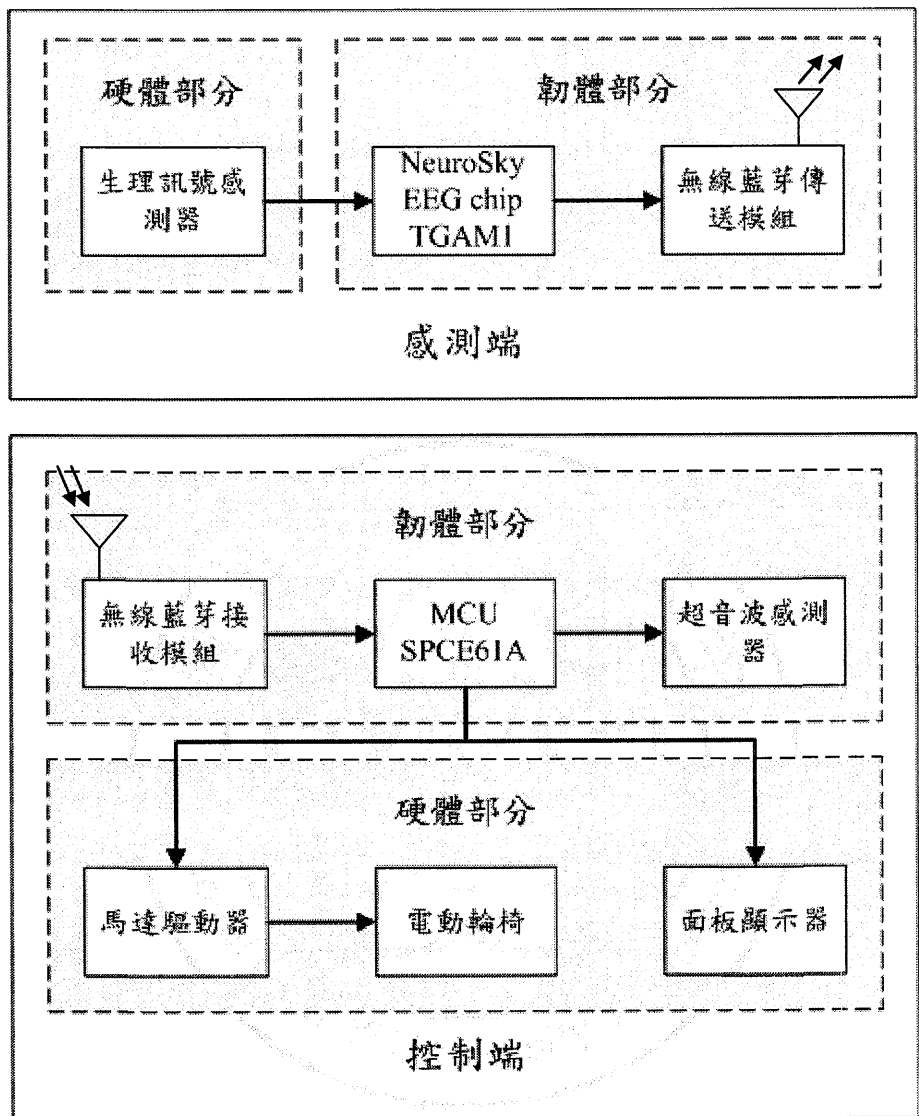


圖 2.1 系統架構圖



## 2.1 硬體設計

### 2.1.1 生理訊號感測器

腦波的發現於 1924 年，由德國的生理學家漢斯伯格(Hans Berger)醫生所發現，他在人類大腦中發現腦電波，並成功的記錄下來，在 1929 年正式對外發表，後人尊稱他為“腦波之父”。

如圖 2.2，在人類的大腦結構上依一般人所知可分為：大腦(cerebrum)、小腦(cerebellum)、腦幹(brain stem)與丘腦(thalamus)。大腦又可分為左右兩顆大腦半球，腦半球由厚度 2~4mm 左右的灰質所組成並佈滿神經細胞，其細胞包括神經元和星形等其它支持細胞，大多數神經元屬於錐體細胞形態 [9]。成人的腦重量約 1200~1500g。

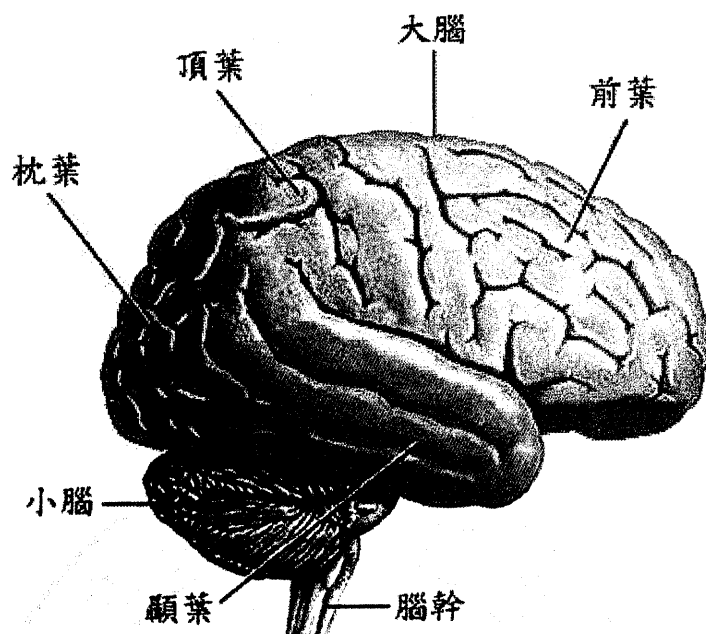


圖 2.2 腦部結構圖 [10]

腦波訊號是由人類大腦皮質層的腦細胞本體及椎體神經元形成之神經末端觸突，在刺激與抑制的活動下所引發的電波活動，進而在人類頭部產生出電位反應。本研究中，腦波的頻率分類上大致可分為： $\delta$  波(0.1-3 Hz)、 $\theta$  波(4-7 Hz)、 $\alpha$  波(8-12 Hz)、Low  $\beta$  波 (12-15 Hz)、Mid  $\beta$  波 (16-20 Hz)、High  $\beta$  波 (21-30 Hz) 和  $\gamma$  波(30-100 Hz) [6] [11]，表 2.1 說明人類腦波在各頻段所影響人類的行為，並加以說明，圖 2.3 與 2.4 分別為我們所紀錄的單極腦波電位與腦波頻率[12][13]。

表 2.1 人類大腦的腦波在各頻段所對應的行為

腦波頻率	行為
$\alpha$ 波	放鬆、心胸開闊
$\beta$ 波	緊張、憂鬱、壓力大
$\theta$ 波	意識中斷、打坐、催眠狀態
$\delta$ 波	深度熟睡、無意識狀態

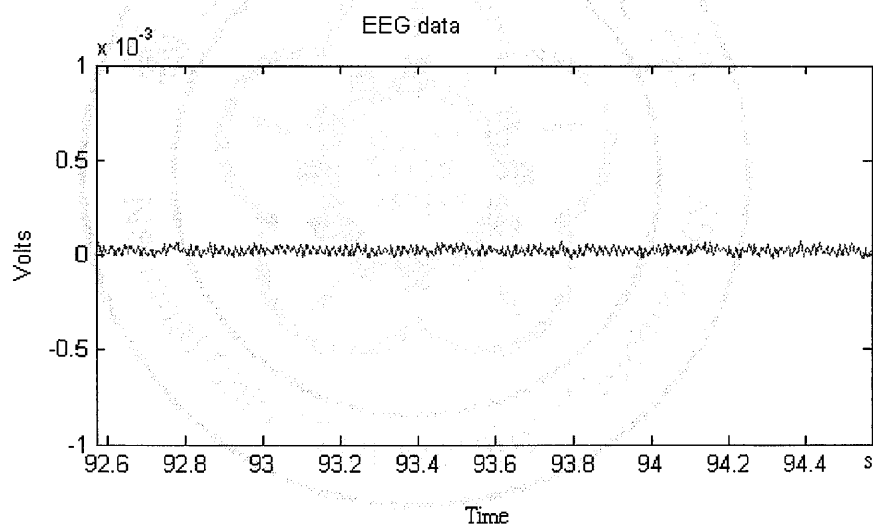


圖 2.3 單級電極原始腦波波形圖

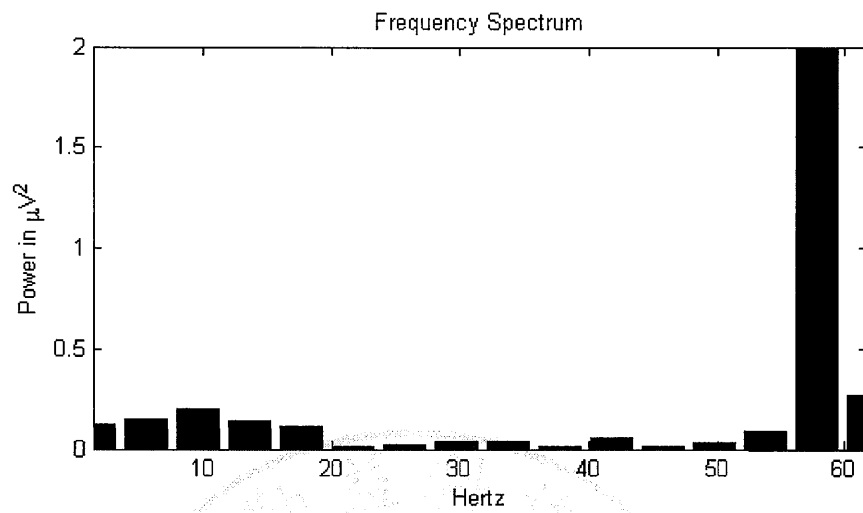


圖 2.4 單級電極腦波頻譜圖

在擷取人類大腦的腦波訊號所使用的電極片為圖 2.5，在電極片固定上我們使用了一般的運動頭巾與耳夾式耳環，如圖 2.6。

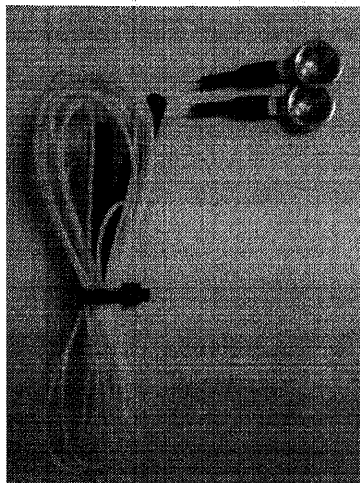


圖 2.5 EEG 電極片與傳輸線外觀圖

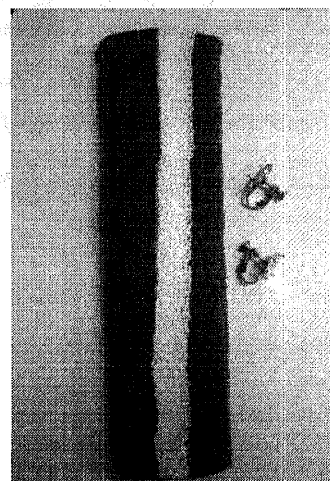


圖 2.6 運動頭巾與耳夾式耳環

## 2.1.2 面板顯示器

### 2.1.2.1 方向顯示器

方向顯示器由 13 顆 LED (12 顆綠色 LED 與 1 顆藍色 LED) 與 3 對 8 解碼 IC 74LS138 所組成，並以扇形排列於面板顯示器上，電路圖如圖 2.7。其功能在於決定輪椅轉彎角度的一個選擇介面，轉彎範圍為  $0\sim 180^\circ$  ( $90^\circ$  為正前方)，LED 與 LED 之間方向間格為  $15^\circ$ ，並以每 1.5 秒更新一次。

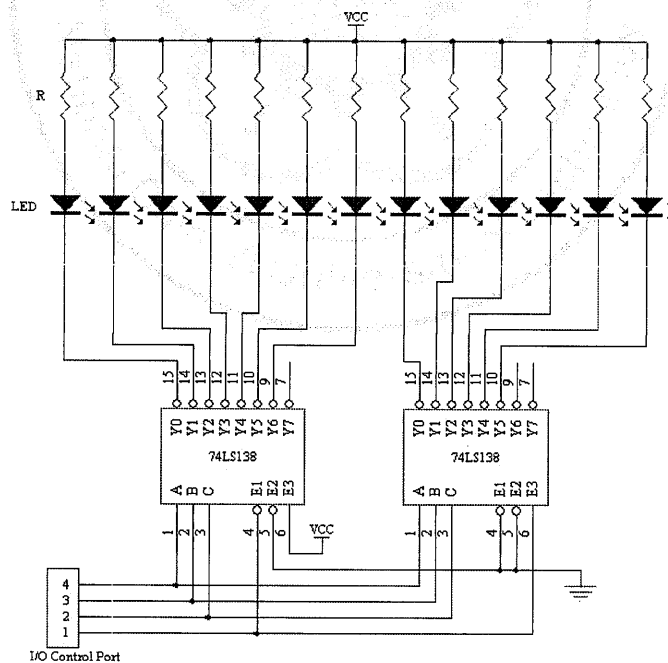


圖 2.7 方向顯示器電路圖

### 2.1.2.2 EEG 顯示器

EEG 顯示器是由 4 顆相連的七段顯示器與面板顯示器右下方的 3 顆黃色 LED 所組成，七段顯示器在控制使用了編碼 IC 74LS47 與電晶體來驅動顯示，下圖 2.8 為顯示器電路圖。黃色 LED 功能為顯示目前腦波擷取器在擷取腦波時的訊號雜訊比，雜訊越大，LED 顯示的數量越少。而七段顯示器為顯示當前 Attention 數值，並以每秒更新一次。

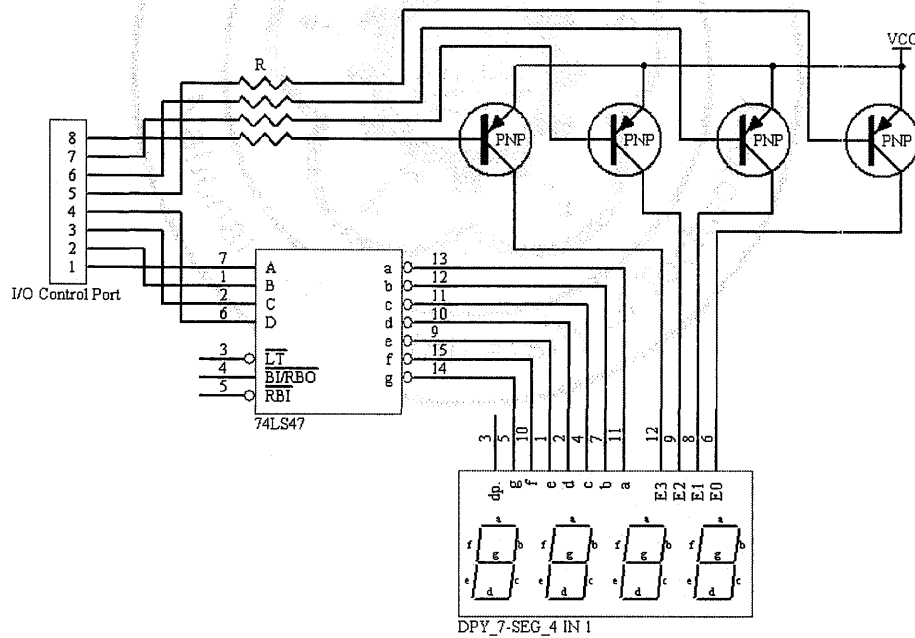


圖 2.8 EEG 顯示器電路圖

### 2.1.2.3 輪椅控制顯示器

輪椅控制顯示器是由 2 顆紅色 LED 所組成，位於顯示面板的中間部分，其功能為表示當前輪椅的移動狀態，當輪椅左轉時，左邊 LED 會亮起，右轉時右邊 LED 會亮起，而直走時 2 邊 LED 會亮起，停止時則 LED 不亮。在電路上連接於馬達驅動器與 SPCE61A 上，如圖 2.9。

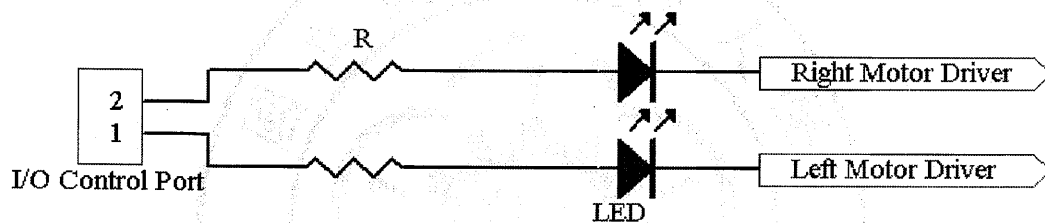


圖 2.9 輪椅控制顯示器電路圖

## 2.1.3 馬達驅動器

### 2.1.2.1 固態繼電器

固態繼電器(Solid State Relay, 簡稱 SSR)，是由半導體元件所組合而成的無觸點開關繼電器，在運用上它不像電磁式繼電器具有機械元件，而是全由固態電子元件所組成，其優點如反應快、可靠度高、壽命長等等，下圖 2.10 為本實驗所使用的固態繼電器 [14]。

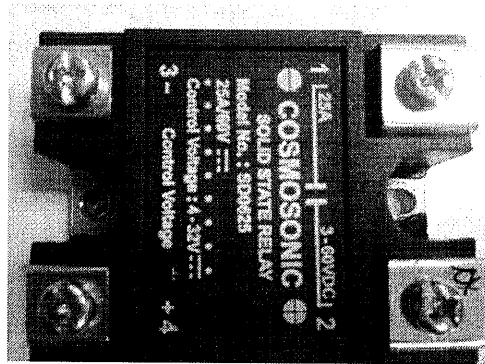


圖 2.10 SD0625 外觀圖

### 2.1.2.2 OPA 運算放大器

電動輪椅的移動速度主要是由電壓決定，所以我們利用 OPA 來調整電動輪椅的移動速度，如下圖 2.11 藉由 R1 與 R2 來調整輸出電壓，當輸出電壓越高時輪椅的移動速度越快，馬達所能承載最大電壓為 24V，公式如下。

$$V_o = V_i \times \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (2-1)$$



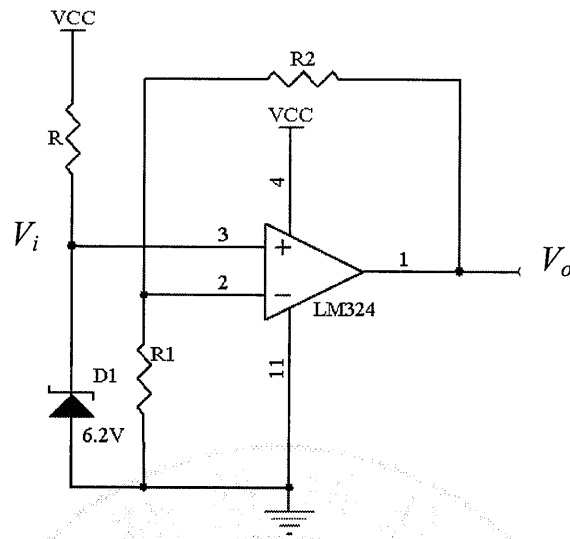


圖 2.11 OPA 運算放大器電路圖

### 2.1.2.3 達靈頓電路

在電子學中，達靈頓電路是由一射極隨耦器串接至另一射極隨耦器的複合電路組成。下圖 2.12 為基本的達靈頓電路，功能為高電流增益，其電流放大倍率為

$$I_o = I_i \times (1 + \beta_1) \times (1 + \beta_2) \quad (2-2)$$

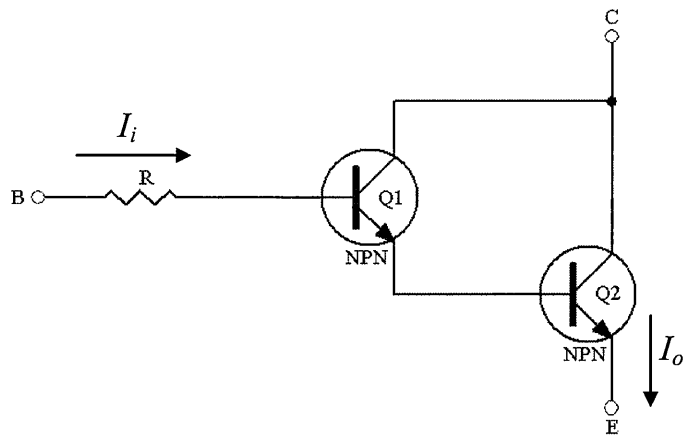


圖 2.12 達靈頓電路圖

下圖 2.13 為本實驗所使用的 NPN 電晶體 [15] [16]。

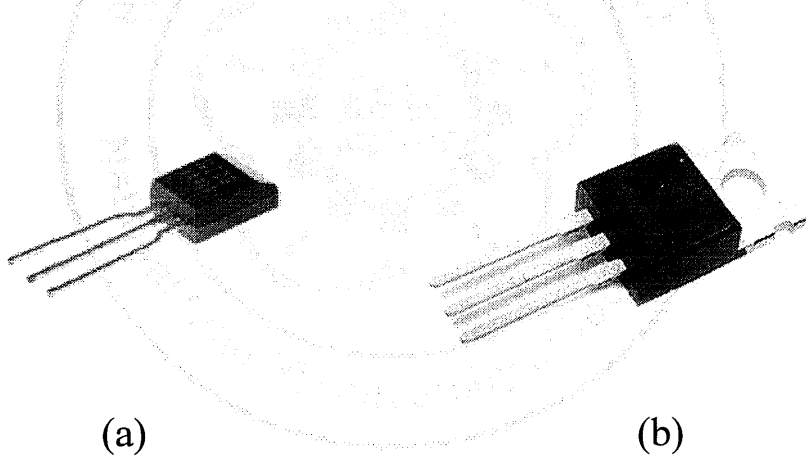
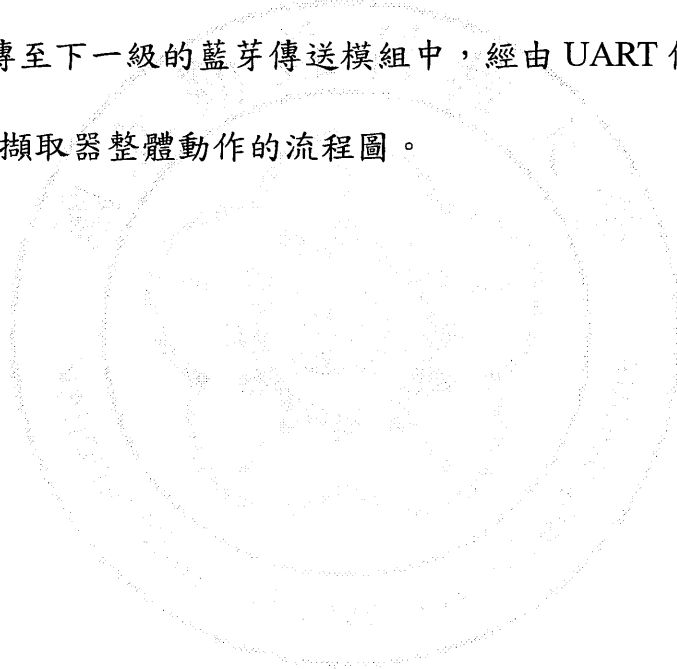


圖 2.13 電晶體外觀圖 (a)2SD773 (b)2SD1027[15] [16]

## 2.2 軟體設計

### 2.2.1 感測端

在感測端設計中，一開始我們使用 TGAM1 EEG 擷取晶片來擷取人類大腦的腦波訊號，並藉由 DSP 運算電路求得所需的腦波數位數值，最後將資料傳至下一級的藍芽傳送模組中，經由 UART 傳輸介面。圖 2.14 為 EEG 擷取器整體動作的流程圖。



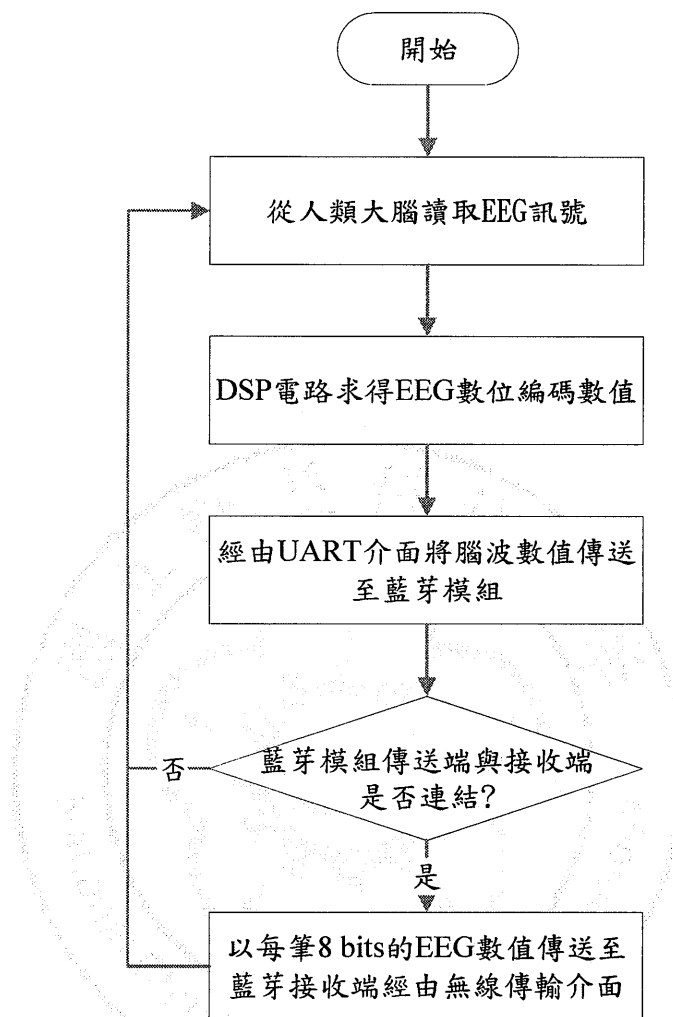


圖 2.14 感測端規劃流程圖

## 2.2.2 控制端

在控制端執行裡，首先藍芽接收模組必須與傳送端進行連線，並等待接收 EEG 數位數值。當連線成功後，藍芽接收模組便開始接收 EEG 數位數值並以 UART 傳輸介面傳送至下一級的 SPCE61A 晶片控制器中。SPCE61A 將讀取的 EEG 數位數值分類成 2 種型態，分別為 Raw EEG 與 Long EEG 並將此數值顯示在面板顯示器上與控制電動輪椅。

在輪椅的操作上，我們藉由眨眼動作使用 Raw EEG 數值產生一脈衝波來控制輪椅的操作模式。為保護使用者安全，我們在本系統加裝了超音波感測器來量測距離，並避開障礙物或者是停止前進，其流程圖如圖 2.15。

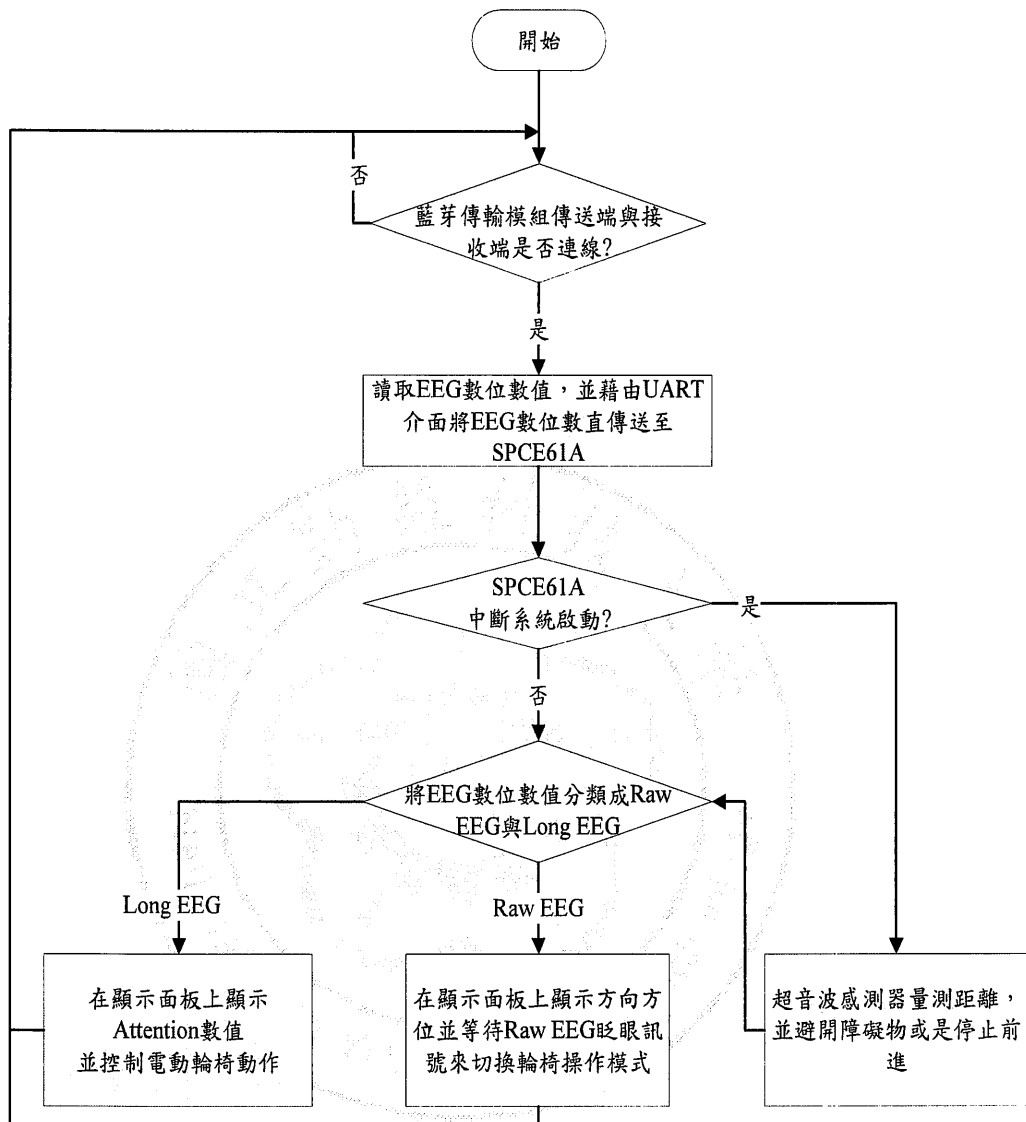


圖 2.15 控制端規劃流程圖

## 2.3 韌體設計

### 2.3.1 EEG 擷取晶片

本研究使用了美國 NeuroSky 公司的 EEG 擷取晶片擷取人類前額葉的 EEG 訊號。使用單極記錄法來記錄 EEG 訊號，取樣頻率為 128Hz。

圖 2.16 與圖 2.17 分別為 TGAM1 晶片的實體圖與 EEG 處理方塊圖，其晶片包含了一個 EEG 擷取電極埠、兩個參考電極埠、電源埠(正極與負極)和 UART 傳輸埠(Rx 埠與 Tx 埠)。在 EEG 處理方塊圖中，因腦波訊號極為微弱(1uV~100uV, 0.1Hz~100Hz)，當 TGAM1 晶片從擷取電極埠擷取人類大腦 EEG 訊號時會先經由放大器將訊號放大，並經由 12bit A/D 轉換器求得 Raw EEG，在 TGAM1 晶片有一 DSP 運算電路，其工作為運算出 Long EEG，經由快速傅利葉轉換(FFT)將 EEG 由時域轉換成頻域，接下來再由帶通濾波器截出所需頻段(0.1Hz~50Hz)，而後運算單元便會提取各頻段數值求得 Long EEG，最後將 Raw EEG 與 Long EEG 以 UART 模式輸出。

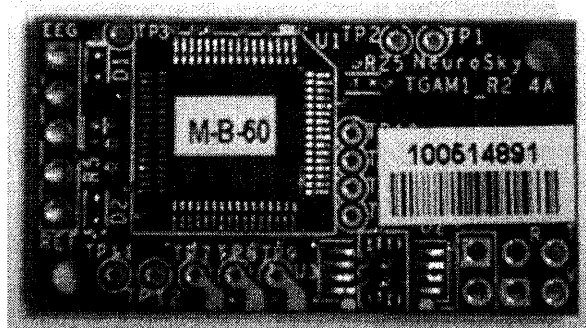


圖 2.16 TGAM1 EEG 擷取晶片實體圖

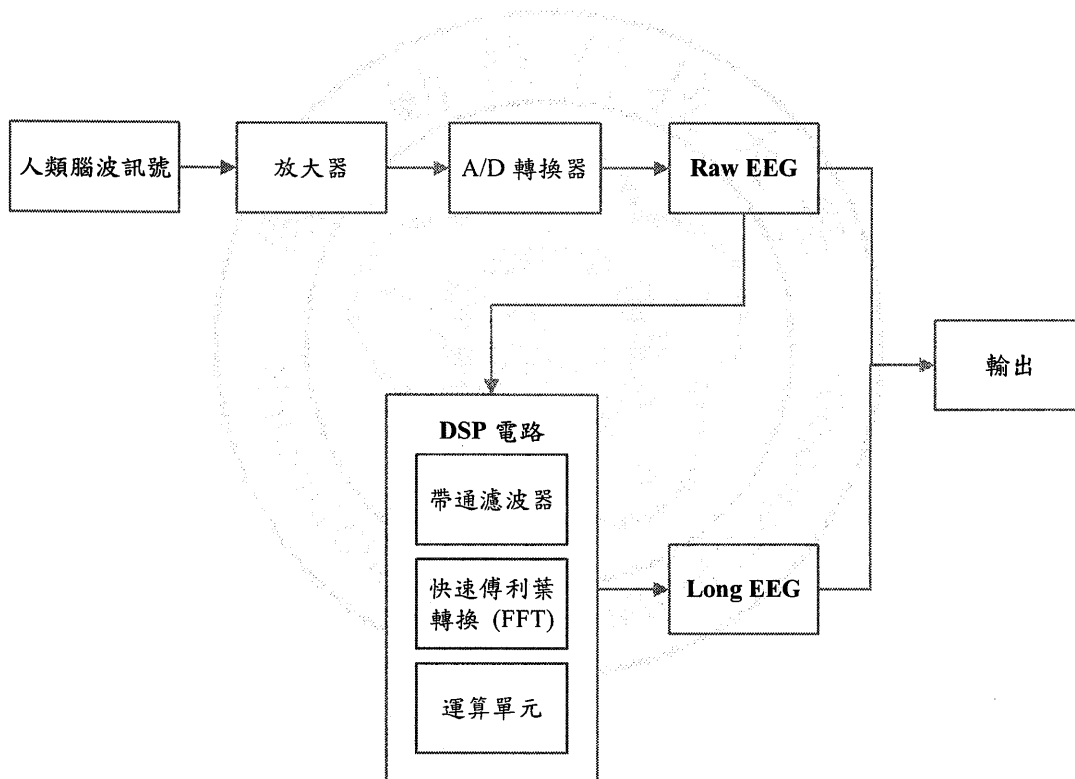


圖 2.17 TGAM1 EEG 處理方塊圖



### 2.3.1.1 EEG 資料封包說明

TGAM1 擷取晶片在傳送 Raw EEG 與 Long EEG 訊號上會將訊號轉換成 8bits 數位化的數值，將 EEG 訊號傳送至下一級。在整筆 EEG 訊號傳送資料分為三部份，分別為：

- Packet Header
- Packet Payload
- Payload Checksum

其 Raw EEG 數值封包表示方式如下：

[開頭碼] [開頭碼] [資料長度碼] [EEG 碼] [Raw EEG 資料]

-----  
(Packet Header)

(Packet Payload)

[檢查碼]

-----  
(Payload Checksum)

而 Long EEG 數值封包表示如下：

[開頭碼] [開頭碼] [資料長度碼]

-----  
(Packet Header)

[Poor\_signal] [EEG 碼] [Long EEG 資料] [Attention] [Meditation]

-----  
(Packet Payload)

[檢查碼]

-----  
(Payload Checksum)

表 2.2 說明封包中各編碼所代表的數值意義：

表 2.2 單字節碼

	編碼值	說明
開頭碼	AAH	資料起始碼
資料長度碼	04H	EEG 資料長度為 4Bytes
	20H	EEG 資料長度為 32Bytes
EEG 碼	80H	Raw EEG 資料
	83H	Long EEG 資料
Attention	04H	Attention 數值
Meditation	05H	Meditation 數值
檢查碼	公式(2-3)	判斷資料正確性
	&	公式(2-3)：Raw EEG 檢查碼運算式
	公式(2-4)	公式(2-4)：Long EEG 檢查碼運算式

Raw EEG 與 Long EEG 的檢查碼運算由下列公式求得:

$$\text{總和} = [\text{EEG 碼}] + [\text{Raw EEG 資料}]$$

$$\text{檢查碼} = \text{總和取 1 的補數} \quad (2-3)$$

$$\text{總和} = [\text{Poor\_signal}] + [\text{EEG 碼}] + [\text{Long EEG 資料}] + [\text{Attention}] + [\text{Meditation}]$$

$$\text{檢查碼} = \text{總和取 1 的補數} \quad (2-4)$$

將所算出來的檢查碼與從 TGAM1 所傳送出來的檢查碼作比對，如果數值一樣表示封包正確。

### 2.3.1.2 Raw EEG

Raw EEG 為原始腦波數值，以 16bits 做表示，所以在資料傳送上會將原始腦波數值分為 2 筆，並以每筆 8bits 將數值傳送出去。

### 2.3.1.3 Long EEG

Long EEG 為 TGAM1 擷取晶片中的 DSP 電路所運算所求得的數值，其數值包含了 Poor\_signal、Attention 與 Meditation 三個數值，說明如下：

#### a. Poor\_signal :

此值作用為判別腦波擷取器在擷取 EEG 時雜訊對 EEG 的影響，其值範圍為 0~200，當 Poor\_signal 值越高表示雜訊影響越大而導致訊號越不佳。下列幾種情況會導致訊號不佳：

- 未將電極點黏貼於正確位置或是接觸不良
- 大幅度移動佩帶者
- 過多或較強的電子訊號用品

#### b. Attention

Attention 數值的分析為提取  $\alpha$  波作為主要成分，目的為測量人類在日常中的專心狀態，因人們在放鬆的狀態下的學習成效較好，其值

範圍為 0~100，在焦慮、分心或胡思亂想的狀態下會因  $\beta$  波的上升而讓 Attention 的數值下降。

### c. Meditation

Meditation 數值的分析為提取  $\theta$  波作為主要成分，目的為測量人類在日常中的禪定狀態，因  $\theta$  波為人類在打坐上較明顯的波形，其值範圍為 0~100，此值所量測出來的狀態主要是精神層面上的表現而非肌肉上的表現，所以要使 Meditation 數值高的話須使自己心靈平靜 [11]。

### 2.3.2 SPCE61A 微控制器

在輪椅控制器中，微控制器所讀取 EEG 的資料量大，所以在選擇上需考慮記憶體容量大小，所以我們使用凌陽科技公司生產的 16 位元單晶片的 SPCE61A 微控制器，在 CPU 核心上採用了  $\mu'nSP^{TM}$ (Microcontroller and Signal Processor)16 位元處理器晶片。在整個電路架構上，我們運用了 SPCE61A 微控制上的 ICE(線上即時模擬/除錯)、FLASH(快閃記憶體)、SRAM(靜態記憶體)、通用 I/O 埠、計時/計數器、中斷控制、CPU 時脈鎖相迴路(PLL)與 UART(通用非同步串

列輸入輸出介面)，其完整結構圖如圖 2.18 [17] [18]。

圖 2.19 為 SPCE61A 微控制器，其 SPCE61A 特性如下：

- ◆ 16 位元  $\mu'nSP^{\text{TM}}$  微處理器；
- ◆ 工作電壓：VDD 為 2.6~3.6V(CPU)，VDDH 為 VDD~5.5V(I/O)；
- ◆ CPU 時脈：0.32MHz~49.152 MHz；
- ◆ 內建 2K Words 的 SRAM；
- ◆ 內建 32K Words 的 FLASH；
- ◆ 可程式音頻處理
- ◆ 系統處於備用狀態下(時脈處於停止狀態)，耗電小於  $2\mu A$ 、3.6V；
- ◆ 2 個 16 位元可程式計時器/計數器(可自動預設初始計數值)；
- ◆ 2 個 10 位元 DAC(數位-類比轉換)輸出通道；
- ◆ 32 位通用可程式輸出/輸入埠；
- ◆ 14 個中斷源可來自計時器 A / B，2 個外部時脈輸入鍵喚醒；具備觸控喚醒功能；
- ◆ 使用凌陽音頻編碼 SACM\_S240 方式(2.4K 位元/秒)，能容納

210 秒的語音資料;

- ◆ 鎖相迴路 PLL 振盪器提供系統時脈信號;
- ◆ 32768Hz 即時時脈;
- ◆ 7 通道 10 位元電壓類比-數位轉換器(ADC)和 1 個單通道的聲音專用類比-數位轉換器;
- ◆ 聲音類比-數位轉換器輸入通道,內建麥克風放大器和自動增益控制(AGC)電路;
- ◆ 具備串列設備介面;
- ◆ 具有低電壓重置(LVR)功能和低電壓監測(LVD)功能;
- ◆ 內建線上模擬電路 ICE (In-Circuit Emulator)介面;
- ◆ 具有保密能力;
- ◆ 具有看門狗(WatchDog)功能



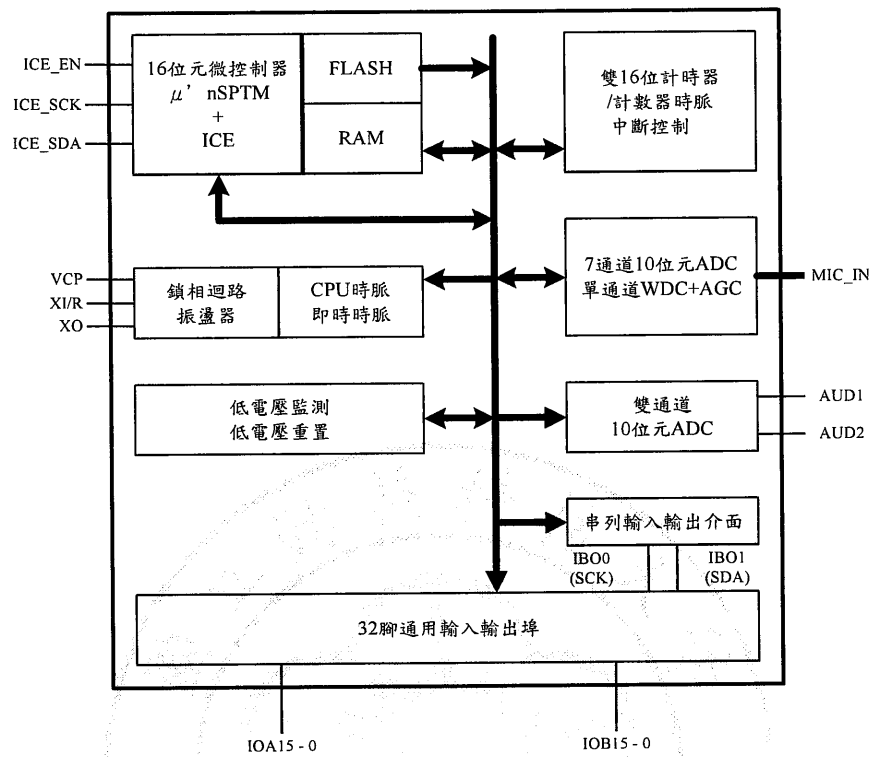


圖 2.18 SPCE61A 結構圖

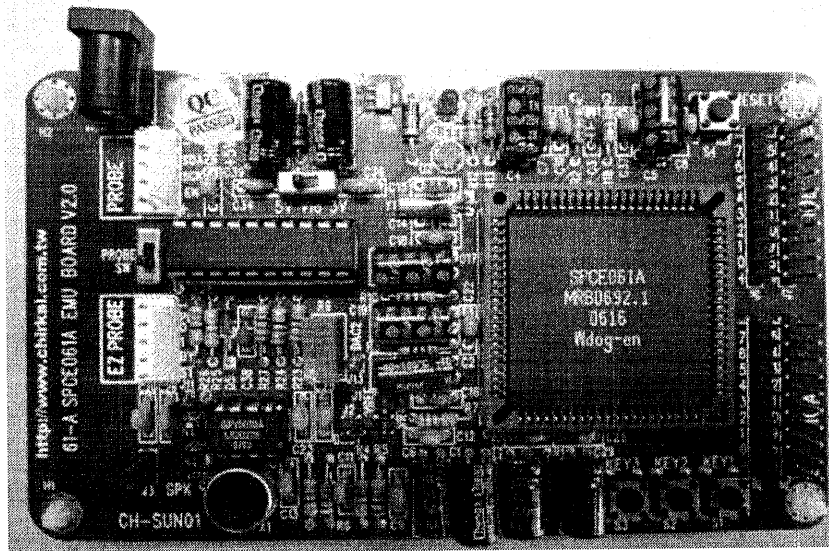


圖 2.19 SPCE61A 微控制器外觀圖 [17]

### 2.3.3 HL-MR08R-C2A 藍芽模組

藍芽(Bluetooth)為一種短距離的無線網路傳輸技術，屬於小範圍的無線通訊網路標準規範，其優點為低功率消耗、體積小、高穩定性與成本低。為了使藍芽成為新一代的短距離無線通訊標準，在 1998 年 5 月 Ericsson、Nokia、Intel、Toshiba 及 IBM 共同成立 Bluetooth SIG(Special Interest Group，特殊利益集團)來負責相關規格的制定及推廣。

藍芽傳輸運用於全球通用的 2.4GHz (2.4GHz~2.485GHz) ISM (工業、科學、醫學)頻段，因此可能在同時間內有多組系統使用此頻段，為避免互相干擾下，藍芽運用跳頻展頻技術(Frequency Hopping Spread Spectrum ,FHSS)方式將頻段切為 79 個頻道，並以每 1MHz 頻寬做切換，跳頻速度為每秒 1600 次 [19]。

本研究在藍芽模組的挑選上我們使用了 HL-MD08R-C2(簡稱 BT-C2)作為無線網路的傳輸介面。BT-C2 在傳收控制方面使用了 RS232 作為資料傳收介面，並且每顆藍芽模組都有專屬 IP，在藍芽模組與藍

芽模組的連接上我們可針對其特定 IP 進行連線，其傳送距離為 10 公尺。

圖 2.20 為 BT-2C 藍芽模組的硬體外觀圖，當 BT-2C 傳送端與接收端處於連線狀態時，模組上的 LED 會恆亮，此時傳送端便會等待字元進入並將字元傳送至接收端，其傳送資料的方式如一般 UART 方式將資料做傳收 [20]。

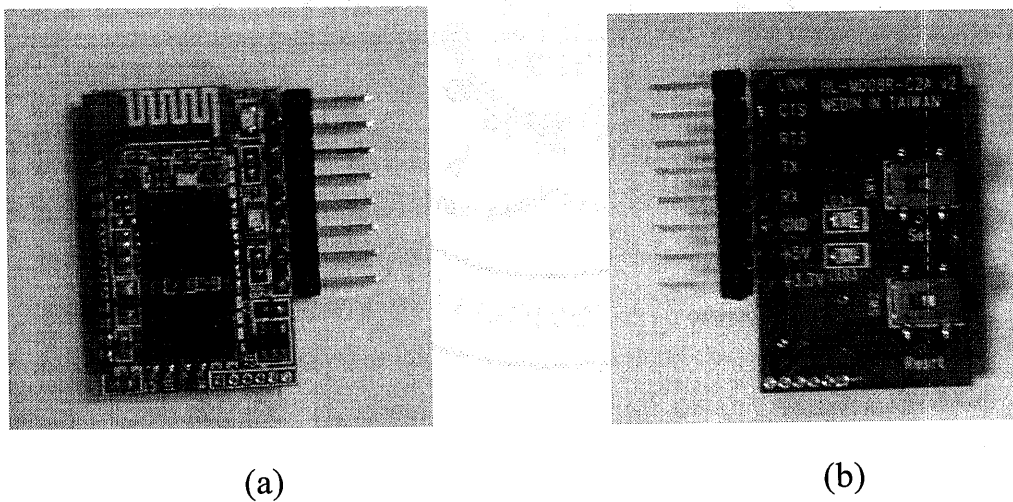


圖 2.20 BT-2C 藍芽模組外觀圖 (a)正面 (b)反面

其 BT-2C 藍芽模組規格表如下：

表 2.3 BT-2C 藍芽模組規格表

使用頻帶	2.402GHz~2.480GHz ISM
傳輸速率(Max)	3 Mbps/sec
調變方式	GFSK (1Mbps)
傳輸距離	10M 內 (開放空間環境)
跳頻頻率	1600 次/sec
鏈結數	一個 Master 最多可配七個 Slave
使用介面	UART (Bluetooth SPP)

#### 2.3.4 PING))) 超音波感測器

在操作電動輪椅時為避免碰撞到障礙物，以致使用者發生危險，我們加裝了 4 顆超音波感測器於輪椅周圍，在購買上我們選擇了 Parallax 公司的 PING))) 超音波距離感測器。其原理為發射一脈衝訊號(頻率為 40KHz)，其發射速度大約為 1130 英尺/秒，在脈衝訊號碰撞至障礙物

後反射回來的訊號會經由 PING))) 中的 BASIC Stamp II 晶片來計算輪椅與障礙物的距離，量測範圍為 2 公分到 3 公尺 [21]。圖 2.21 為超音波感測器脈衝圖，SIG pin 為超音波距離感測器的發送與接收接腳，紅色部分為發送時間，藍色部分為接收時間。

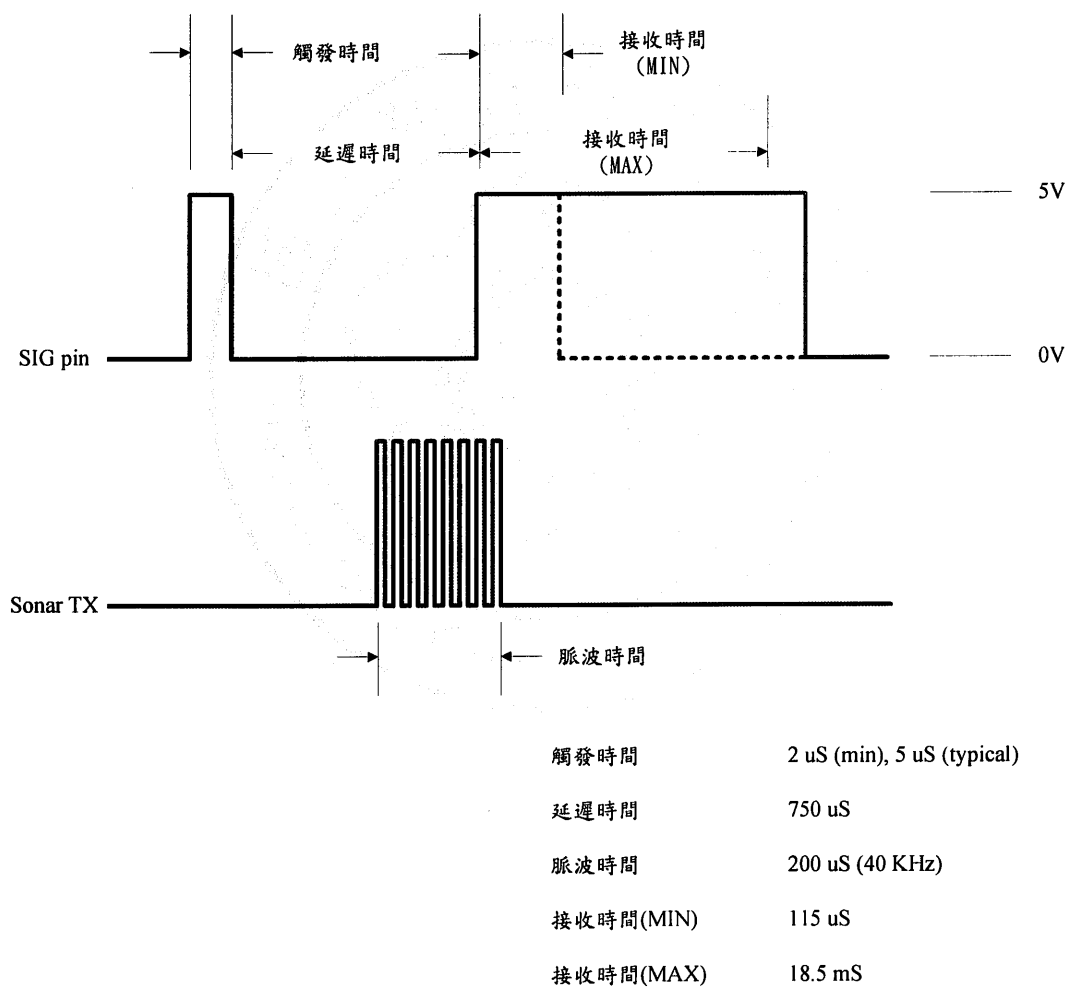


圖2.21 超音波感測器脈衝圖 [22]

如圖 2.22，PING))) 為一個 3 pin 的超音波感測器，分別為 Vdd (+5V)、GND 與 SIG [22]，在量測上依使用者不同的需求而有幾種量測方式，如單一發射型、分離反射型與對射型，在本研究所是用的為分離反射型，其示意圖如圖 2.23。

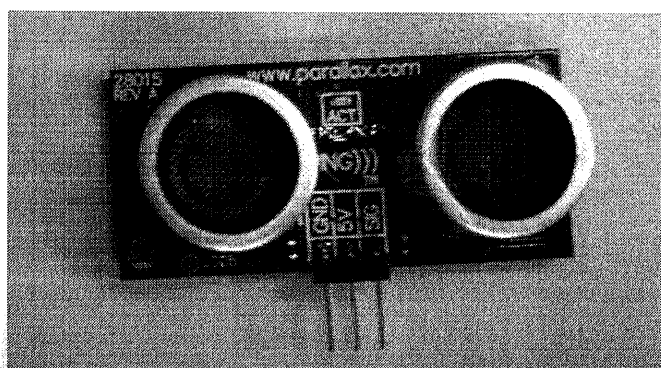


圖 2.22 PING))) 超音波感測器

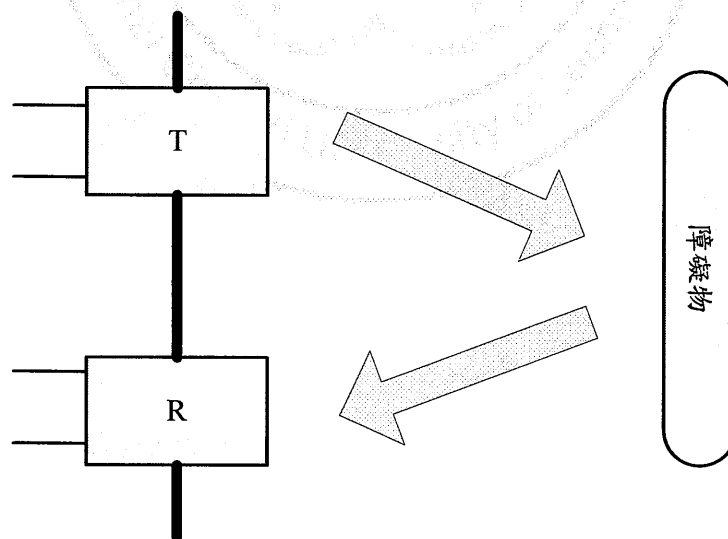


圖 2.23 超音波感測器分離反射型測量

## 第三章 系統功能測試與整合

### 3.1 感測端各部份功能測試

#### 3.1.1 EEG 擷取盒

圖 3.x 為 EEG 擷取盒，在架構上含了 TGAM EEG 擷取晶片與 BT-C2A 藍芽模組，接下來我們將個別介紹其功能測試與整合。

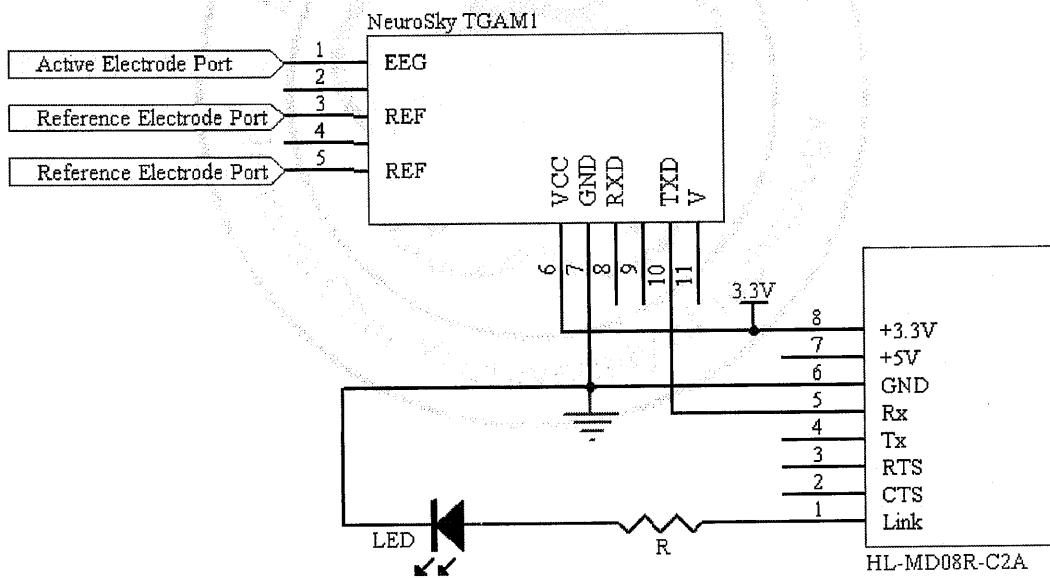


圖 3.1 EEG 擷取盒電路圖

### 3.1.2 TGAM1 EEG 腦波擷取晶片

在量測 EEG 時，腦波訊號會由電極片記錄下人類的 EEG 訊號並傳送至 TGAM1 晶片，經由 TGAM1 的擷取電極埠，EEG 訊號會被讀取並藉由 DSP 電路做運算處理。當 EEG 訊號經由 DSP 運算處理後所得到的 EEG 數位數值會經由 UART 埠被傳送至下一級的 BT-2A 傳送端，其 EEG 數值表示如圖 3.2。

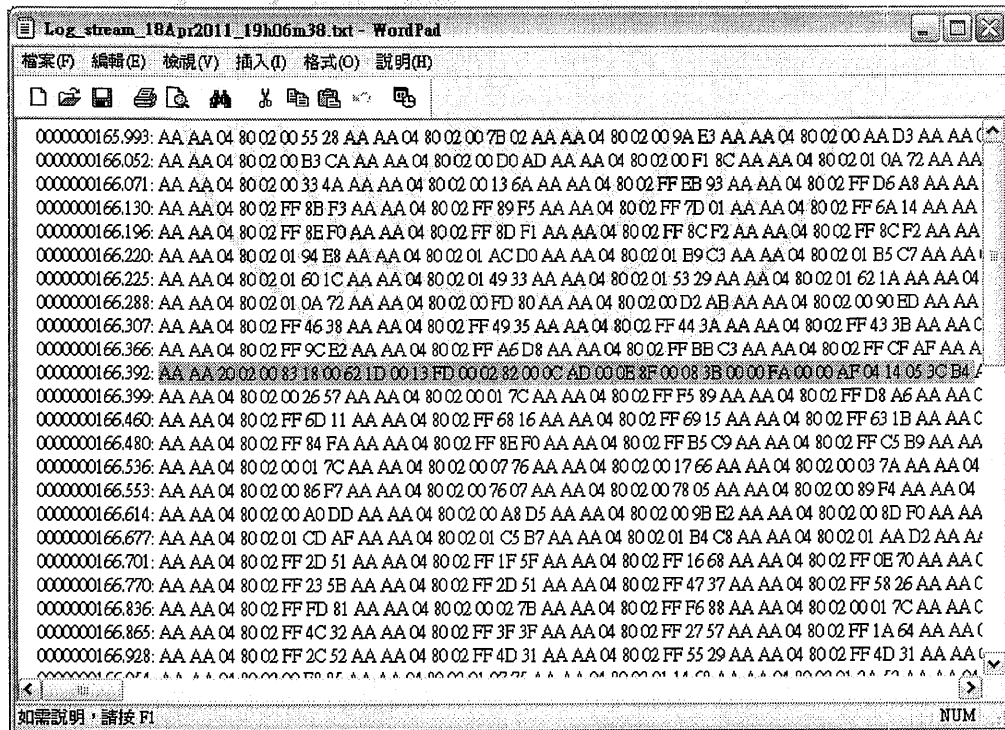


圖 3.2 TGAM1 EEG 數位數值



TGAM1 在擷取人類 EEG 訊號時，每秒會擷取 512 筆的 Raw EEG 與 1 筆 Long EEG，在圖 3.2 中，灰色部分為 Long EEG 數值，其餘為 Raw EEG 數值。一開始在讀取 EEG 數值時必須先判斷開頭碼(AA AA)而後才可以讀取 EEG 數值，最後再經由結束檢查碼來判斷 EEG 封包是否正確，如公式(3-1)與(3-2)分別為 Raw EEG 與 Long EEG 的檢查碼運算方法[11]。

Raw EEG = [AA AA 04 80 02 00 55 28]

Packet Header = [AA AA 04]

Packet Payload = [80 02 00 55]

Payload Checksum = [28]

Packet Payload 總和 = 80+02+00+55

= D7(H) = 11010111(B)

Packet Payload 取 1 的捕數 = 00101000(B)

= 28(H)

∴ Packet Payload 所算出來的數值與 Payload Checksum 相同

∴ Raw EEG 封包資料正確 (3-1)

Long EEG = [AA AA 20 02 00 83 18 00 62 1D 00 13 FD 00 02 82 00 0C  
AD 00 0E 8F 00 08 3B 00 00 FA 00 00 AF 04 14 05 3C B4]

Packet Header = [AA AA 20]

Packet Payload = [02 00 83 18 00 62 1D 00 13 FD 00 02 82 00 0C AD 00  
0E 8F 00 08 3B 00 00 FA 00 00 AF 04 14 05 3C]

Payload Checksum = [B4]

Packet Payload 總和 =

$02+00+83+18+00+62+1D+00+13+FD+00+02+82+00+0C+AD+00+0E+$   
 $8F+00+08+3B+00+00+FA+00+00+AF+04+14+05+3C$   
 $= 64B(H) = 11001001011(B)$

取 Packet Payload 最低的 8 位元 = 01001011(B)

Packet Payload 取 1 的捕數 = 10110100(B)  
= B4(H)

∴ Packet Payload 所算出來的數值與 Payload Checksum 相同

∴ Long EEG 封包資料正確

(3-2)

## 3.2 無線網路傳輸測試

在實驗中，MD08R-C2A 藍芽模組作為本系統的無線網路傳輸模組。下圖 3.3，藍芽連在線配對上，DeviceConfigure\_v4.0B 為藍芽模組的設定軟體，因藍芽模組中內建了 SSP(Series Port Profile)與 UART TTL232(Rx 與 Tx)介面，所以在設定與傳輸上和一般的 UART 相同，我們可以設定傳輸的串列埠、鮑率、資料位元與停止位元[20]。

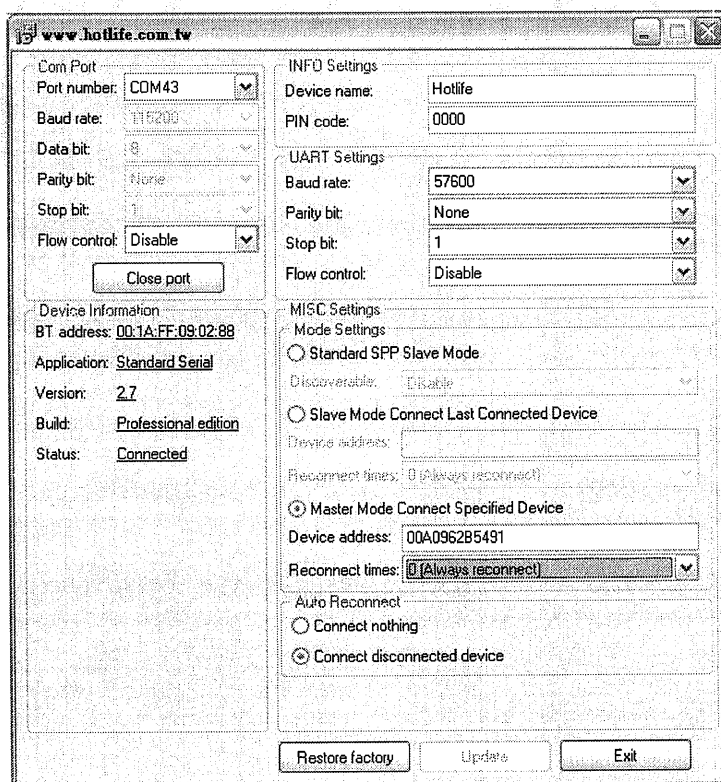


圖 3.3 藍芽基本參數設定

### 3.3 馬達驅動電路

電動輪椅在移動時，馬達驅動電流為 6A，起步的瞬間電流為 20A，為驅動電動輪椅兩邊馬達轉動，在 SPCE61A 與馬達之間以達靈頓電路設計了一馬達驅動器。如圖 3.4，因 2SD1027 所能承載的電流為 15A，所以我們將 2 組相同的達靈頓電路並聯來做分流之用，使每一組達靈頓電路所承載的最大電流約為 10A。

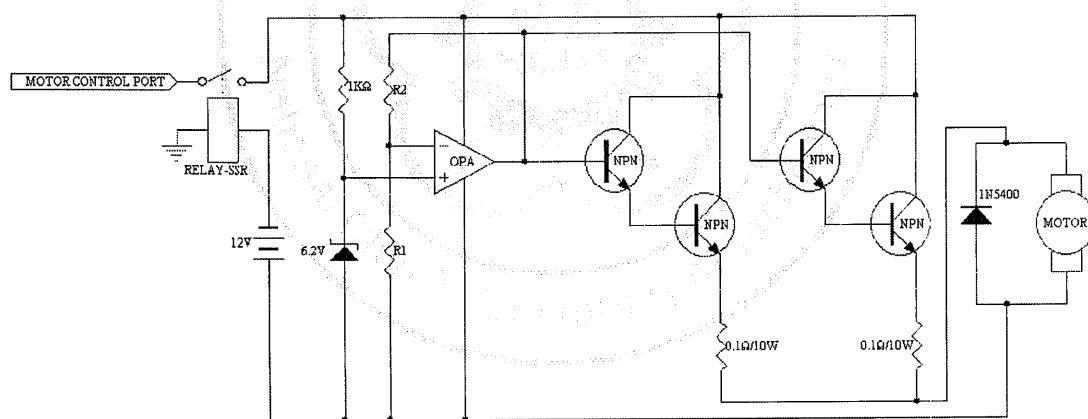


圖 3.4 馬達驅動電路圖

### 3.3.1 定電壓電路測試

在電動輪椅的控制上，我們使用 12V(供電電壓範圍約為 15V~11.5V) 的鉛蓄電池作為總電源，因在操作過程中鉛蓄電池的電量會逐漸減低，使得速度會下降。在電動輪椅速度的控制上我們使用 6.2V 稽納二極體與 LM324 IC 作一定電壓電路將輪椅速度設成恆速，如圖 3.5。本系統中，我們將電動輪椅的速度電壓設為 5V，在 LM324 的電壓設計上我們必須考慮達靈頓電路中的 2 顆電晶體的  $V_{BE}$  電壓，2SD773 與 2SD1027 的  $V_{BE}$  電壓分別為 0.93V 與 2V，所以 LM324 的輸出電壓必需約為 8V，其運算值為公式(3-3)。

$$V_o = 6.2V \left(1 + \frac{33\Omega}{100\Omega}\right) = 8.246V \quad (3-3)$$

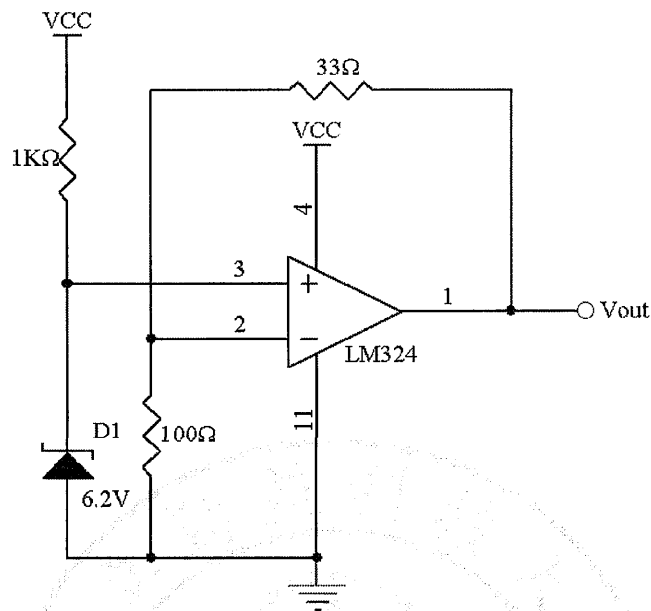


圖 3.5 輪椅速度電壓電路

### 3.4 面板顯示器整合

圖 3.6 為面板顯示器電路圖，使用 SPCE61A 控制顯示器面板，經由 SPCE61A 控制面板顯示器中 LED 與七段顯示器，使使用者在操控電動輪椅時可以藉由顯示器來得知當下的操作狀態。SPCE61A 控制接腳 IOA0~IOA7 與 IOA11~IOA11 為 EEG 顯示器控制埠，IOA8~IOA 為方向顯示器控制埠，最後的輪椅控制顯示器控制埠為 IOB5 與 IOB6，並且此兩接腳也是馬達驅動器的控制埠。

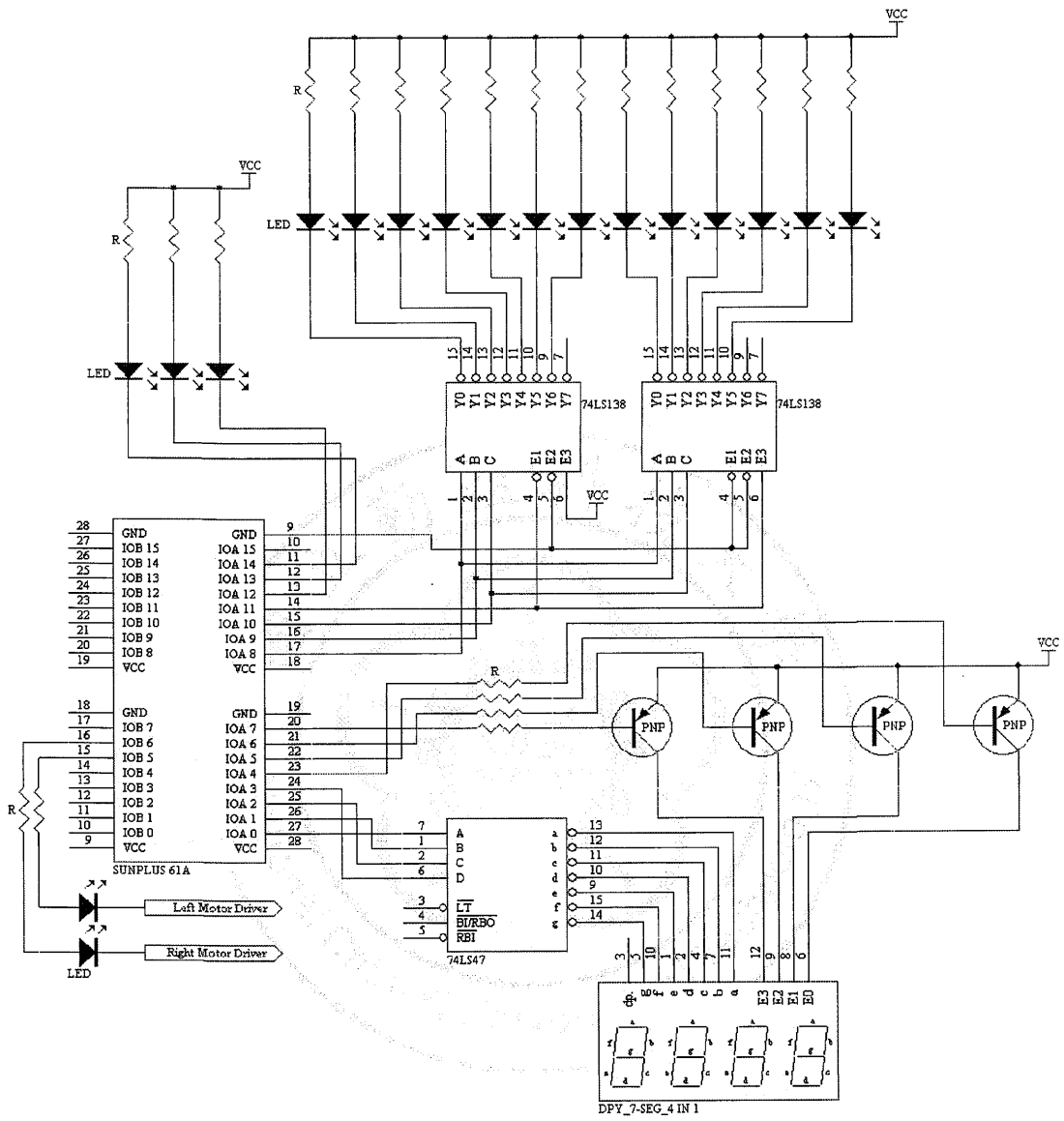


圖 3.6 面板顯示器電路圖

### 3.5 超音波距離測試

超音波距離感測器 (PING))) 的發射與接收腳為同一支，也就是 SIG 埠。如圖 3.7 (PING))) 在量測距離時，一開始由 SPCE61A 發射一觸發訊號給超音波感測器的 SIG 埠，超音波便會發射出一脈衝訊號，觸發時間約為 20us，並等待 750 us 後開始計時並產生一脈衝寬度，當 (PING))) 接收到反射回來的脈衝訊號後便停止計時，其脈衝寬度為 800us。依公式(3-4)可算出其距離。



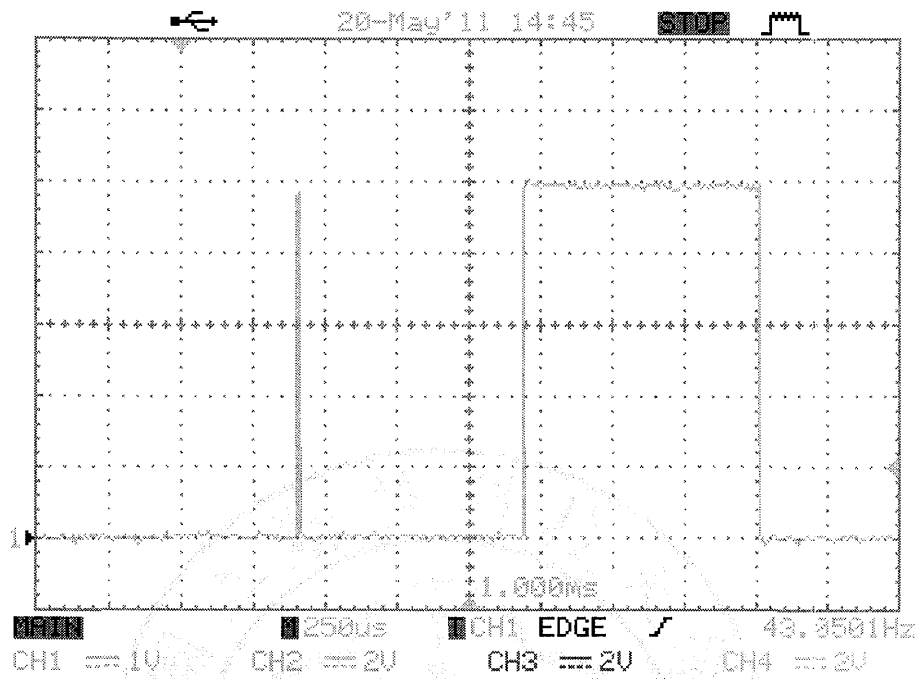


圖 3.7 PING)))發射與接收脈波量測圖

$$\text{量測距離} = \frac{344m \times 800us}{2} = 0.1376m = 13.76cm$$

註: 超音波發射速度為 1130 英尺/秒 (約 344.4 公尺/秒) (3-4)

## 第四章 實作方法與結果

本系統建置初期，我們使用筆記型電腦(NB)撰寫 MATLAB 程式作為電動輪椅的 MCU，主要的功能為讀取腦波訊號與經由 UART 傳輸介面將控制碼傳送至下一級的 SPCE61A 來控制電動輪椅的控制搖桿並進而操控電動輪椅。其優點為 NB 可以將接收到的腦波數值經由 MATLAB 繪出 EEG 訊號和輪椅方向羅盤的 GUI 圖形介面，使用者可以清楚的看見自己大腦的 EEG 圖形與操作介面。而缺點為輪椅的控制上，在控制電動輪椅時控制碼須由 NB 傳送至 SPCE61A 最後再將控制訊號傳至輪椅控制器才能使電動輪椅移動，經由這麼多級的處理才能控制到的電動輪椅在實作上往往會出現 EEG 讀取和眨眼訊號的失誤與延遲時間過長的問題，並且使用 NB 的成本上相對較高。為改善電動輪椅在操控與成本上的問題，我們設計了一個以 SPCE61A 為 MCU 的輪椅控制器，其控制器包含了 EEG 數值與控制介面並直接對電動輪椅兩班馬達進行控制而不經由電動輪椅的控制器。

在第三章我們已討論過各部份的功能與測試結果，而本章節我們將

各部份的功能整合成一完整的控制系統並說明實作方法與顯示成果，

圖 4.1 為本系統建置之方塊流程圖。

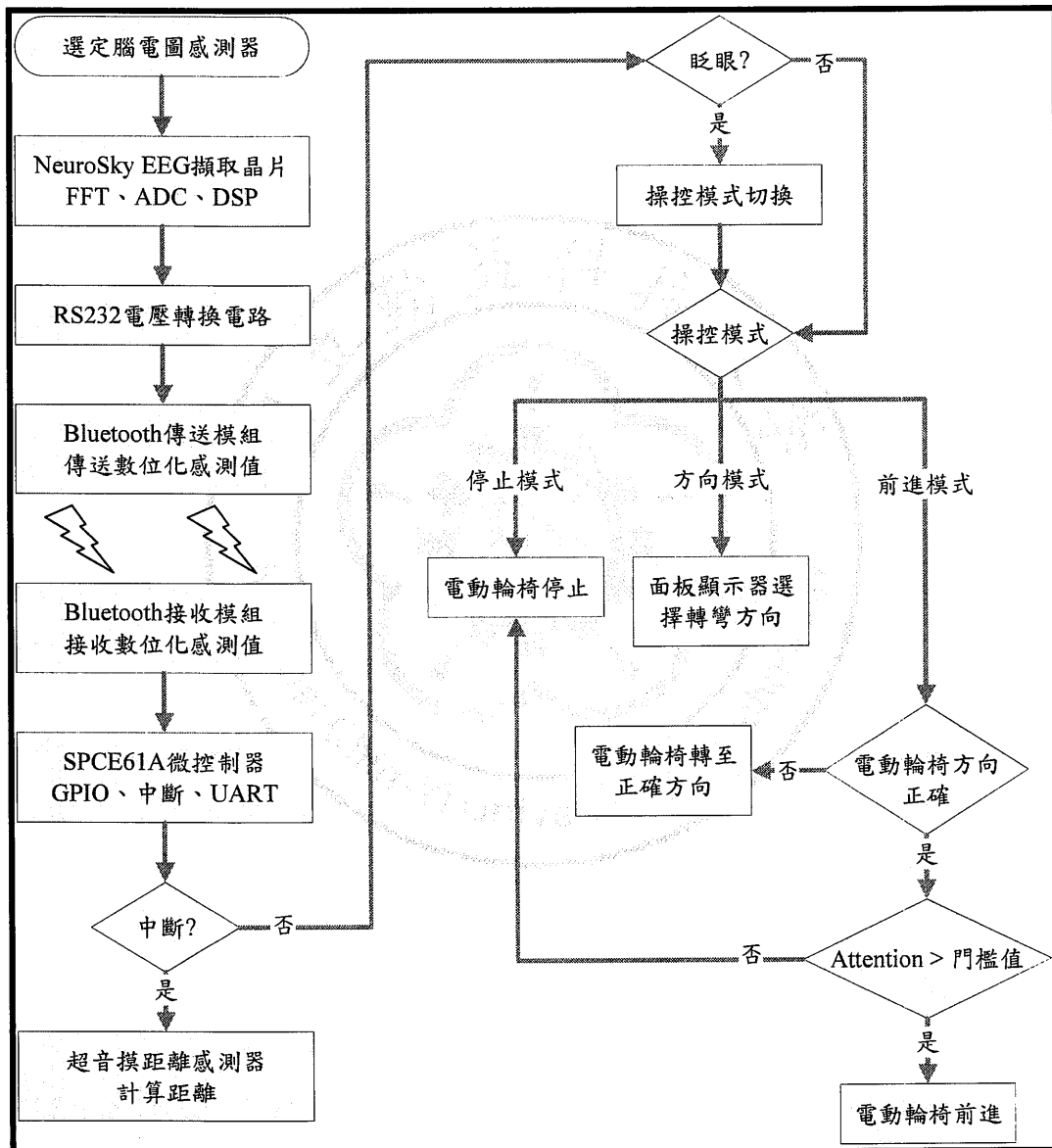


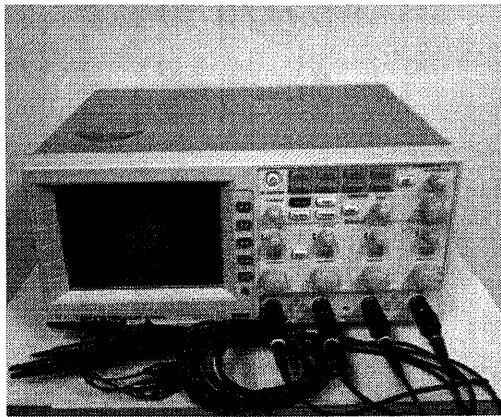
圖 4.1 系統建置方塊流程圖

## 4.1 實驗設備

### 4.1.1 硬體測試設備

在製作硬體電路的過程中，我們使用了臺灣固偉 INSTEK 所代理的示波器作為訊號測試設備，其型號為 GDS-2104，它具備了 100MHz 的頻帶寬度，其實際取樣率為 1GS/s 與 25GS/s 的有效取樣率，在量測上可精準的抓取到 TGAMI 所傳送的資料與超音波的訊號。其外觀為下圖 4.2(a)所示，特性規格表為表 4.1 [23]。

電動輪椅的測試過程中，我們也利用由臺灣固偉 INSTEK 所代理的電源供應器作為電動輪椅兩側馬達的供電設備，可提供單電源與雙電源形式之電壓，下圖 4.2 (b)為電源供應器外觀圖。



(a)



(b)

圖 4.2 硬體測試設備 (a)示波器 (b)電源供應器

表 4.1 GWINSTEK GDS-2104 性能規格

性能規格描述	
通道數	4CH
帶寬	100MHz
顯示	5.6 吋 TLT 彩色 LCD 屏幕
實際取樣速率/通道	1GS/s
最大紀錄長度(點)	25K
垂直精確度	±3%
最大輸入電壓	300V
位置範圍	±5div
上升時間	5.8ns
輸入阻抗	1MΩ±2%
支援介面	USB 2.0; GPIB; RS-232 DB 9-pin

## 4.1.2 韌體測試設備

本系統在控制端的韌體部分主要由 SPCE61A 微控制器作為 MCU，我們使用了凌陽自行研發的 16 位元單晶片開發環境，unSP IDE 3.0.4 (In-Circuit Emulator)，此套軟體支援了標準的 C 語言語組語言，集編譯、編程、連結、除錯和模擬於一體。本系統中，我們利用 C 語言來設計 SPCE61A 微控制器之內建功能運作，下圖 4.3 為凌陽 ICE 開發環境 [17] [18]。

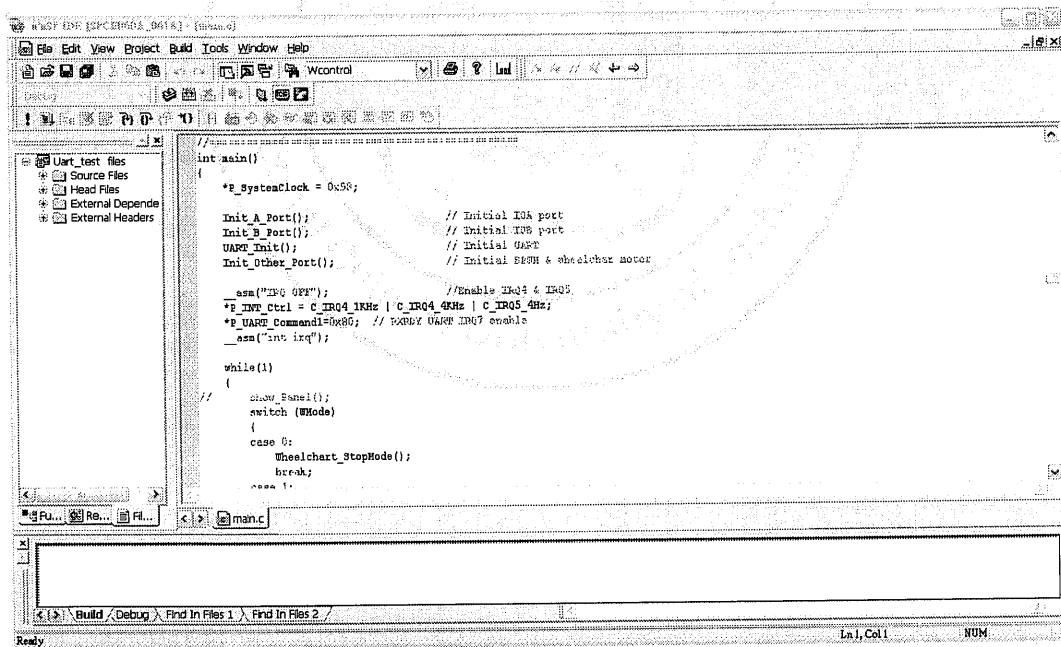


圖 4.3 unSP IDE 3.0.4 開發環境

### 4.1.3 量測訊號參考設備

#### 4.1.3.1 感測端

腦波擷取系統所使用的 EEG 擷取晶片與美國 NeuroSky 公司所生產的腦波意念耳機相同，爲了驗證腦波擷取系統所擷取到 EEG 訊號具有可靠性與穩定性，我們將兩者做比較測試。圖 4.4 為腦波意念耳機，在量測上，腦波意念耳機配戴跟一般的掛頭式耳機相同，而不同的在於它多了一根類似天線的 EEG 擷取電極點與位於左邊喇叭的 3 顆參考電極點，EEG 電極點須貼於人類額頭上，而參考電極點則需貼在左邊的耳垂及左臉頰。



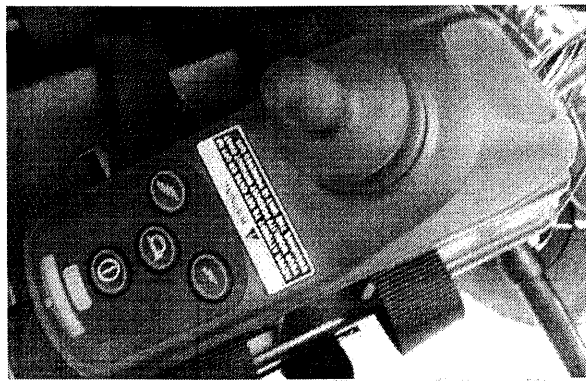
圖 4.4 EEG 擷取器參考設備

### 4.1.3.2 控制端

在量測電動輪椅兩邊馬達時，我們藉由電動輪椅控制器的操作來量測其電壓與電流值，並作為馬達驅動器的設計依據。在控制電動輪椅左轉與右轉時電壓均為 5V，所以在馬達驅動器設計上我們將速度控制上的電壓都設定為 5V，其電動輪椅控制器如圖 4.5 (a)。

馬達驅動器在設計上必須考慮到電動輪椅兩邊馬達在不同狀態的動作下所輸出的電流量，例如輪椅起步瞬間、行走於顛頗道路、使用者重量與上升陡坡等等...都會使馬達輸出電流變大。在一般實驗室常用的三用電錶其用以量測最大電流為 10A，使得在量測兩邊馬達的電流時會超出三用電錶所能負荷的範圍外，所以我們使用了國內 HILA 代理的三用電錶，型號為 DM2610，最大的輸入電流為 20A，如圖 4.5(b)。





(a)



(b)

圖 4.5 馬達驅動器參考設備

## 4.2 感測端硬體實作

感測端的部份功能測試結果，在第三章我們已大概的說明，而在本章節我們將各部分功能整合成一完整系統，如圖 4.6，EEG 擷取系統包含了一個頭戴式擷取電極、兩個耳夾式參考電極與 EEG 擷取盒。在 EEG 擷取盒中元件包含了 TGAM1 EEG 擷取晶片與 BT-C2A 藍芽傳送模組，圖 4.7 (a)與圖 4.7 (b)分別為 EEG 擷取盒電路圖與 PCB 圖。

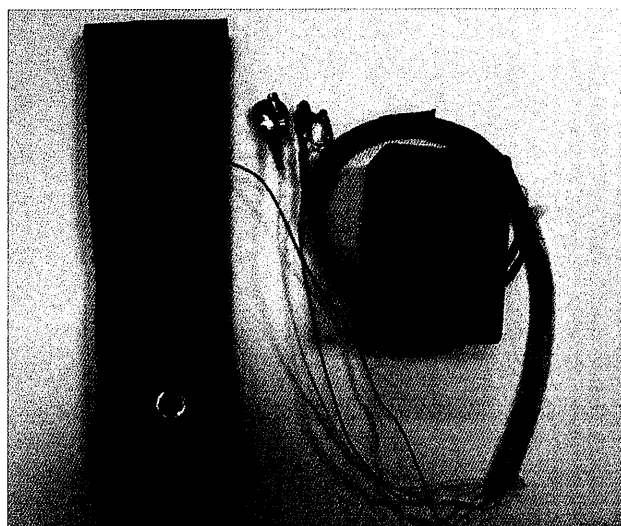


圖 4.6 EEG 擷取系統

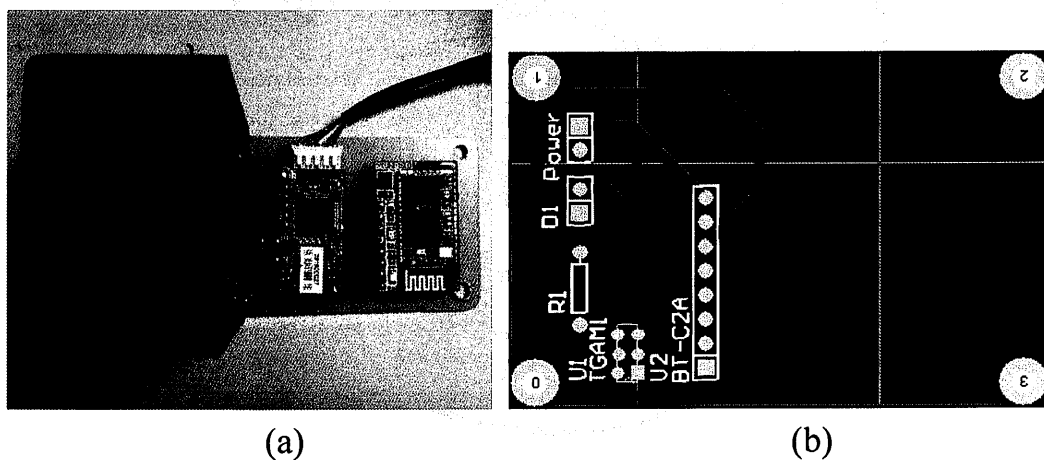
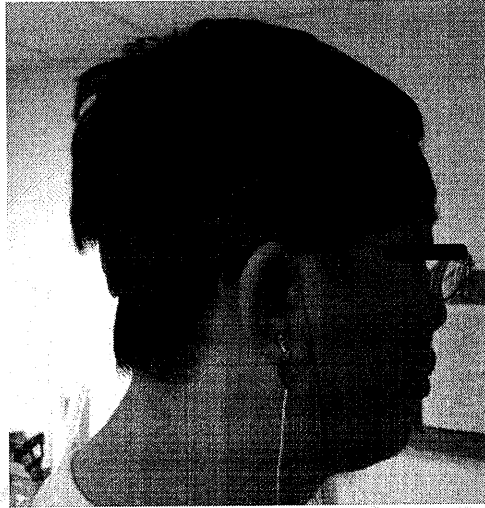
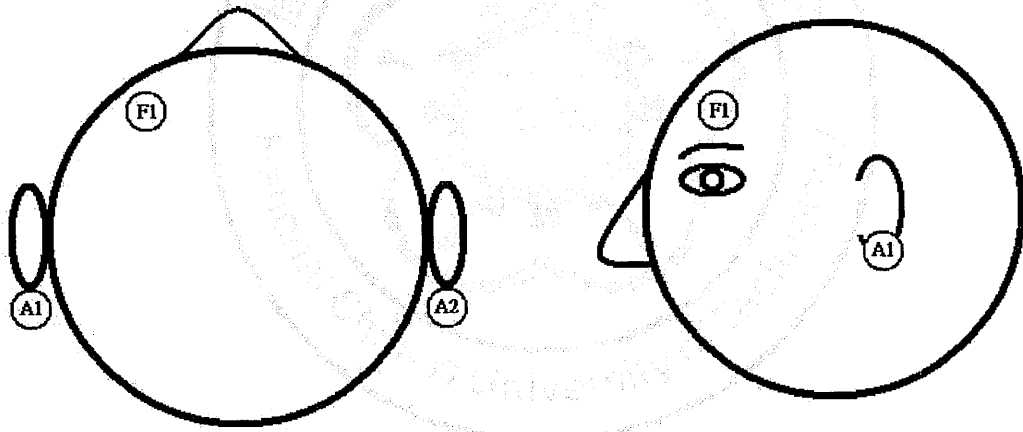


圖 4.7 EEG 擷取盒 (a)電路圖 (b)PCB 圖

依現今國際通用的 10-20 腦波電極放置法，在擷取人類大腦 EEG 訊號時會先將黑色頭巾戴於頭上，並將擷取電極點黏貼至 Fp1 位置，耳夾式的參考電極點則夾於耳垂兩邊，如圖 4.8。



(a)



(b)

(c)

圖 4.8 電極點位置 (a)實驗圖 (b)俯視圖 (c)側視圖

我們使用 nuSP IDE 3.0.4 的模擬查看藍芽接收模組將 EEG 數值經由 UART 傳送至 SPCE61A 的結果，其 Raw EEG 與 Long EEG 的數值如下圖 4.9。

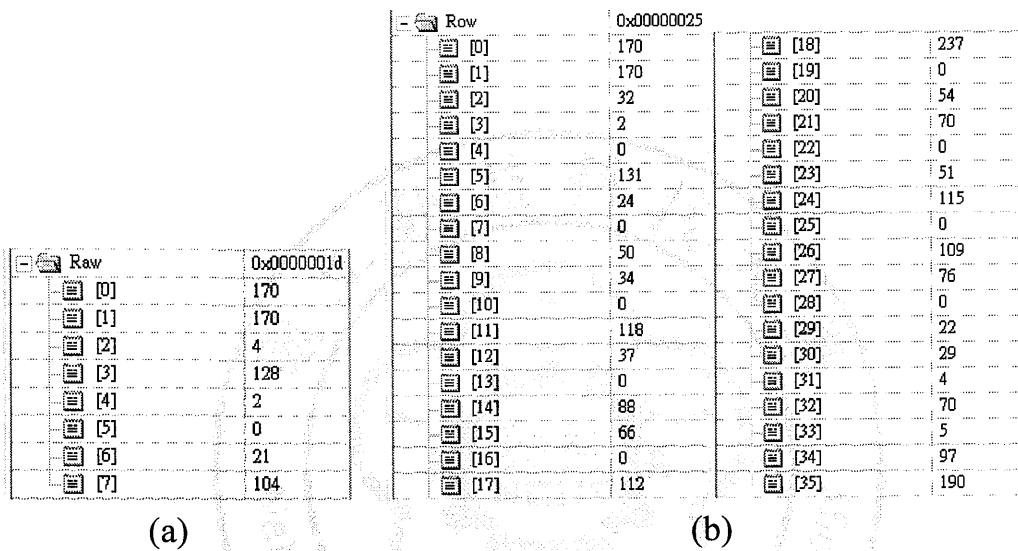


圖 4.9 nuSP IDE 3.0.4 所讀取 EEG 數值 (a)Raw EEG (b)Long EEG

### 4.3 控制端硬體實作

圖 4.10 為控制端硬體實作系統，以 SPCE61A 為 MCU 來控制電動輪椅與接收 EEG 數位數值，藉由無線藍芽網路模組做傳收。在第二章與第三章我們已講解過輪椅控制系統的組成與測試，此小節我們針對各部份的操作做講解。

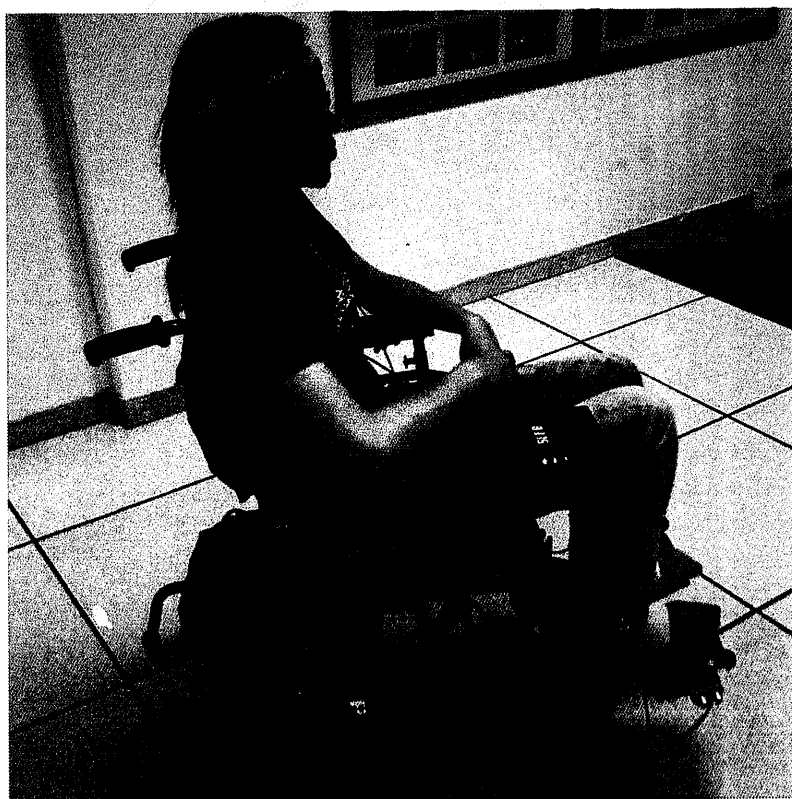


圖 4.10 控制端硬體實作系統完成圖

### 4.3.1 面板顯示器

圖 4.11 為面板顯示器實體圖，在操控電動輪椅上，其模式分為停止模式、方向模式與前進模式。面板在不同模式的顯示方式如下，其圖 4.12 為面板顯示器 PCB 圖。

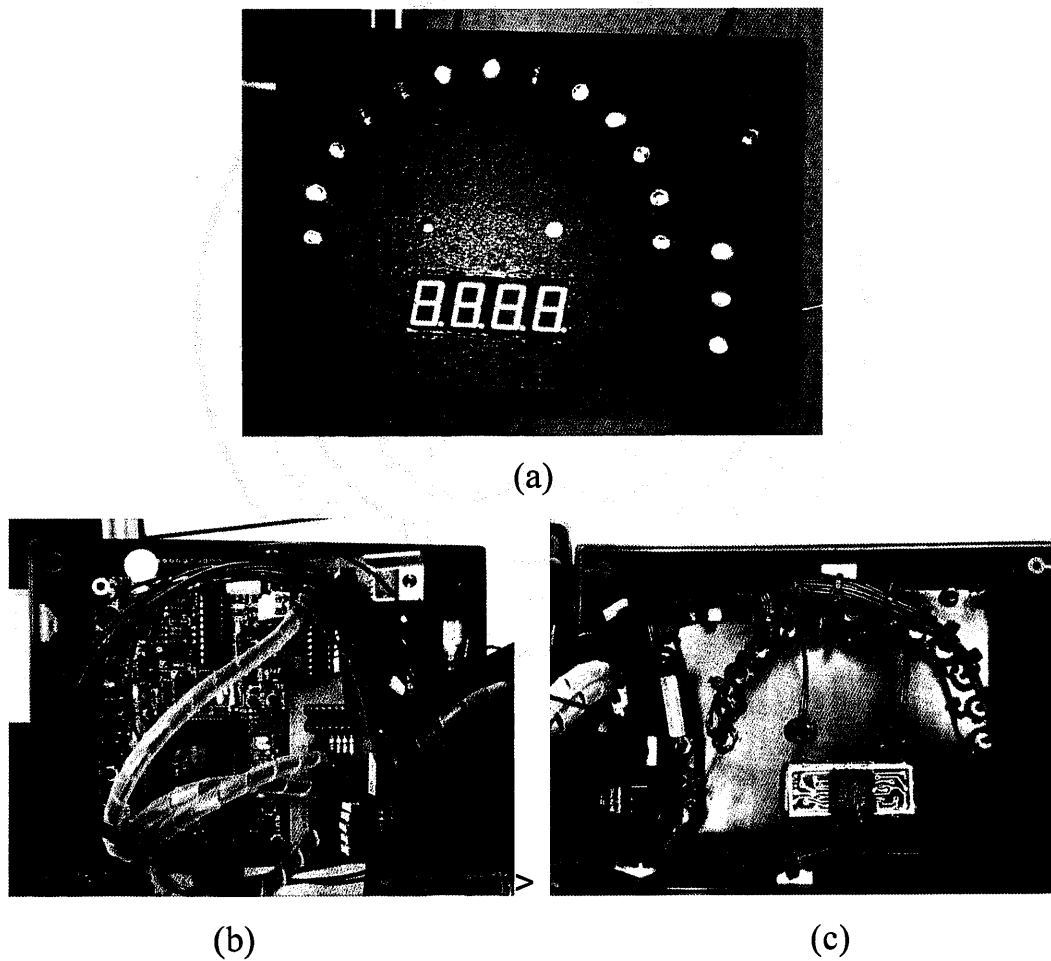


圖 4.11 面板顯示器實體圖 (a)外觀圖 (b)底部電路圖 (c)頂部電路圖

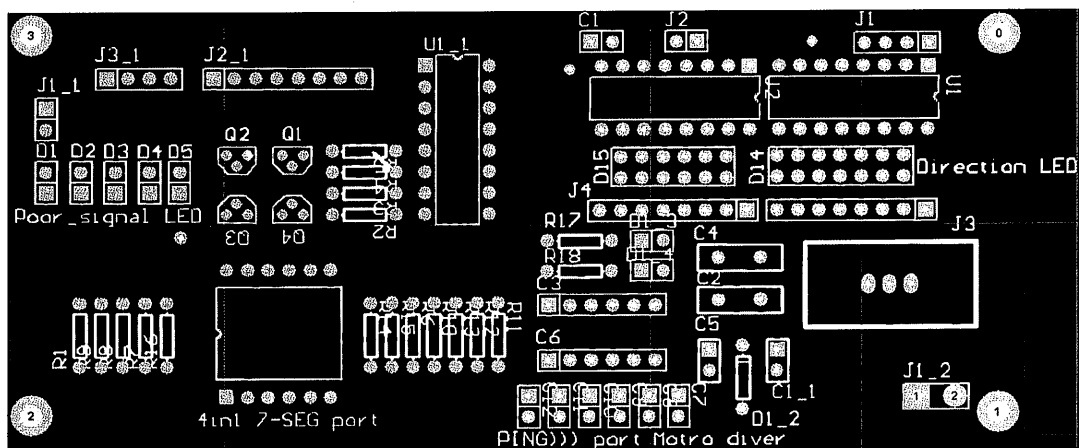


圖 4.12 面板顯示器 PCB 圖

#### 4.3.1.1 停止模式顯示

電動輪椅在停止模式時，其面板顯示器如圖 4.13 (a)，在方向顯示器的左右 2 顆綠色 LED 會閃爍，其用意為選擇接下來的轉彎方向，並且此時電動輪椅為停止不動。EEG 顯示器為顯示 SPCE61A 所接收到的 EEG 數值，而輪椅控制顯示器為暗燈。

#### 4.3.1.2 方向模式顯示

如圖 4.13 (b)，在方向模式上時 EEG 顯示器與輪椅控制顯示器在顯示上與停止模式一樣，但不一樣的為方向顯示器，此時方向顯示器會

由 0° 向使用者在停止模式所選擇的方向依序亮起，每次 LED 所亮顆數為一顆，當 LED 到 90° 時，LED 會再回到 0° 接著掃描另一邊 LED。為辨識 0° 的 LED，我們使用藍色 LED。

#### 4.3.1.2 前進模式顯示

如圖 4.13 (c)，當輪椅在前進模式時，一開始輪椅會先轉彎到使用者所選擇的方向，而輪椅控制顯示器上的紅色 LED 會顯示轉彎的方向。當輪椅轉完結束後，方向顯示器上的 LED 會變成停留在 0° LED 上一直閃爍，此時在 EEG 顯示器上的 Meditation 七段顯示器會變成電動輪椅前進的門檻值。當 Attention 七段顯示器的數值大於 Meditation 七段顯示器時，電動輪椅便會直走，此時輪椅控制顯示器的 2 顆紅色 LED 便會亮起，反之電動輪椅則停止並且紅色 LED 熄滅。



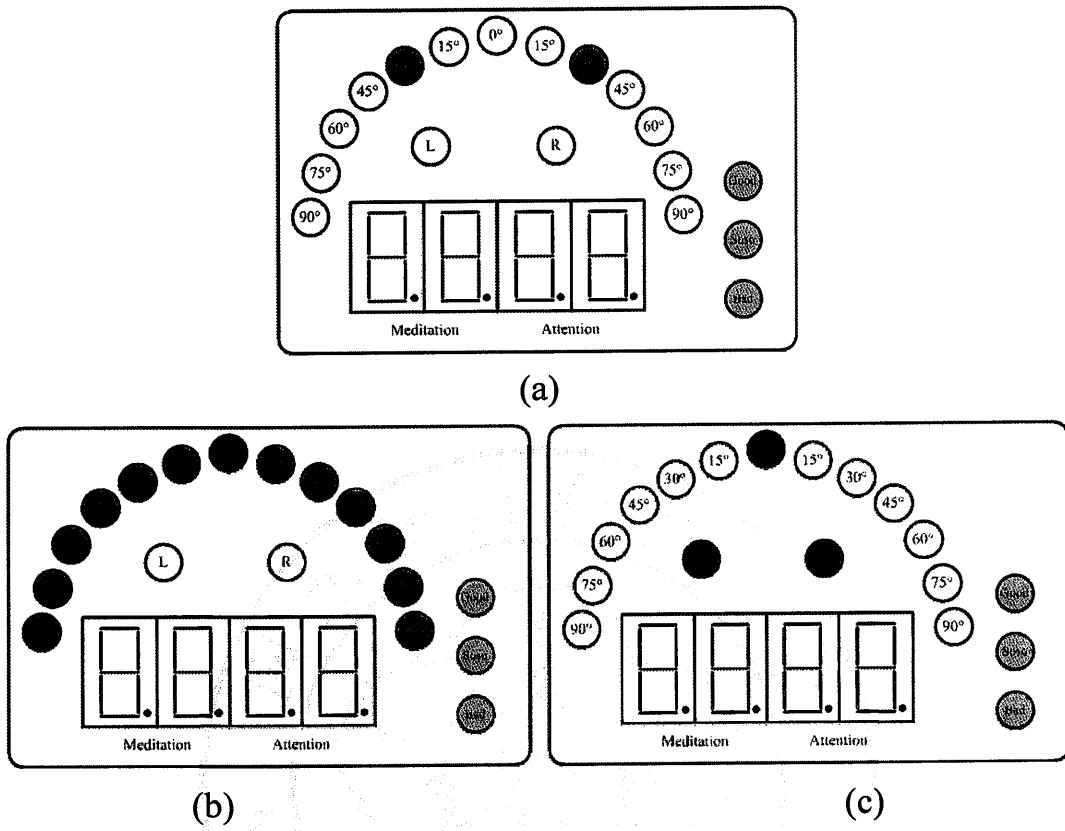


圖 4.13 模式顯示器

(a)停止模式顯示圖 (b)方向模式顯示圖 (c)前進模式顯示圖

### 4.3.2 馬達驅動器

圖 4.14 為馬達驅動器，SPCE61A 藉由 I/O 控制埠來控制固態繼電器(SSR)，圖 4.15 為馬達驅動器 PCB 圖，藉由 Right motor control port 與 Left motor control port 進而推動下一級的達靈頓電路，最後經由 Left

Motor 與 Right Motor 輸出埠控制電動輪椅上的兩邊馬達。在電路圖上有一個電源埠(Power Output)，其功能為提供控制系統所有元件電源。

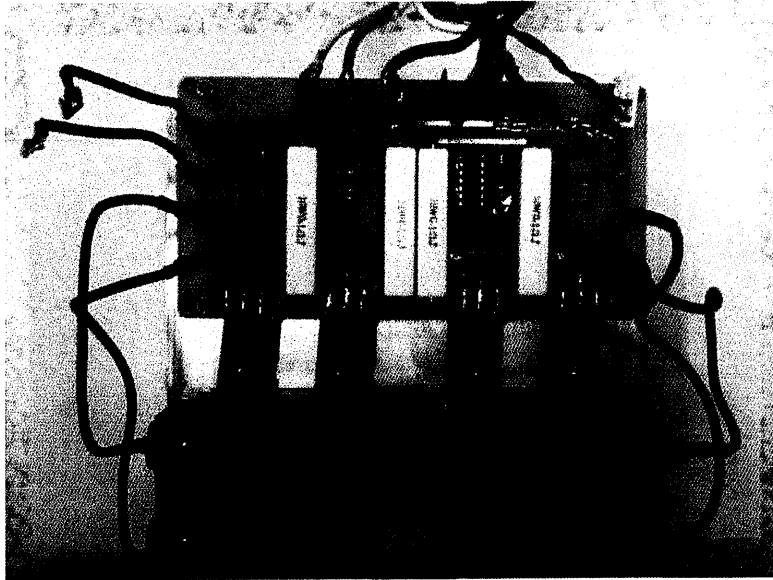


圖 4.14 馬達驅動器的實體圖

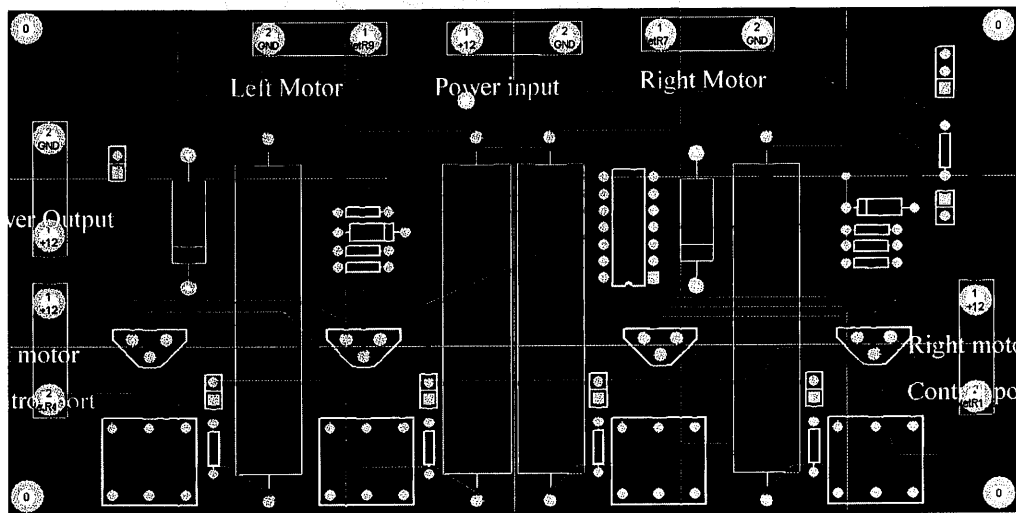


圖 4.15 馬達驅動器 PCB 圖

## 4.4 實作結果

### 4.4.1 電動輪椅操控方法

藉由腦波訊號控制電動輪椅上，我們將 EEG 訊號中的 Raw EEG 與 Long EEG 做控制。藉由眨眼動作使 Raw EEG 產生一脈衝突波作為電動輪椅操作模式上面的切換，其切換順序如圖 4.16。而 Long 為控制電動輪椅動作的一個依據，當 Long EEG 中的 Attention 數值大於我們所設定的門檻值時，電動輪椅就會前進，低於門檻值是便會停止。其目的為讓使用者在專心的狀態下電動輪椅才能行動，當使用者分心或不專注時會停止。在安全考量上我們使用了 PING)))距離感測器來偵測四周障礙物並迴避，當迴避過障礙物後必須再將電動輪椅修正回正常軌道上，其電動輪椅完整的操控流程圖如 4.17。

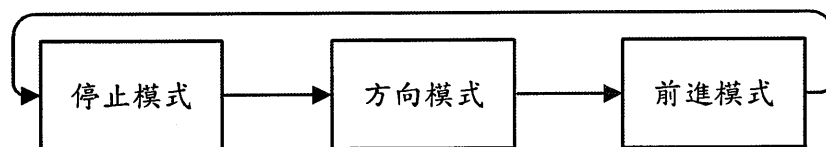
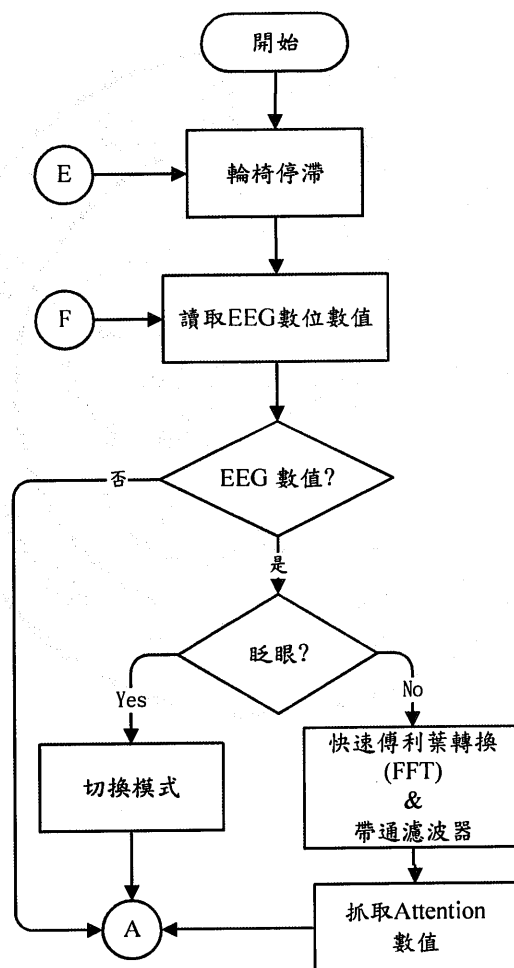


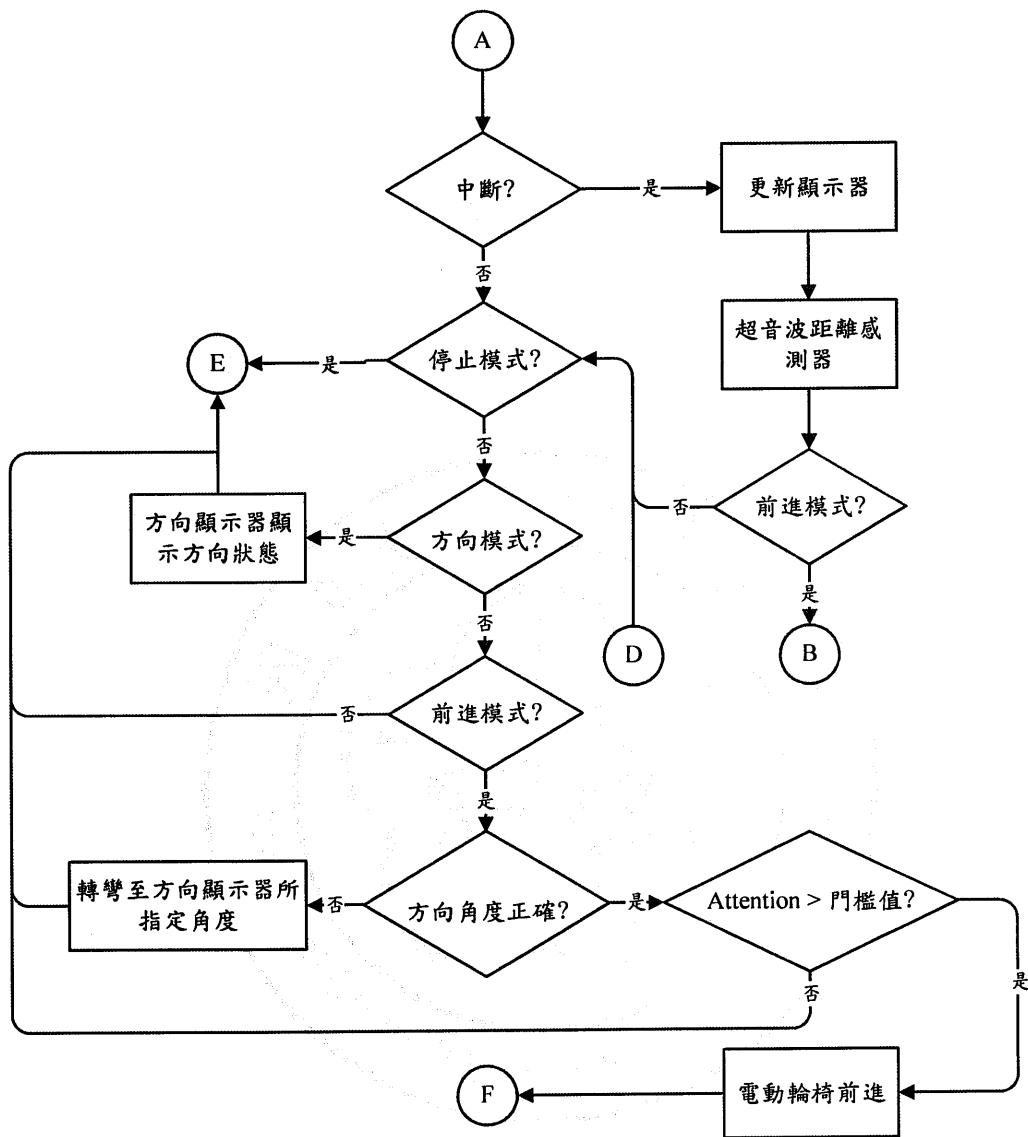
圖 4.16 模式切換順序

圖 4.17(a)為腦波電動輪椅開機時的初始設定，此時電動模式為停止模式。一開始電動輪椅會先去讀取 EEG 數值，當電動輪椅讀取到 EEG 數值時，使用者便可操控電動輪椅，否則電動輪椅會一直處於停止狀態。



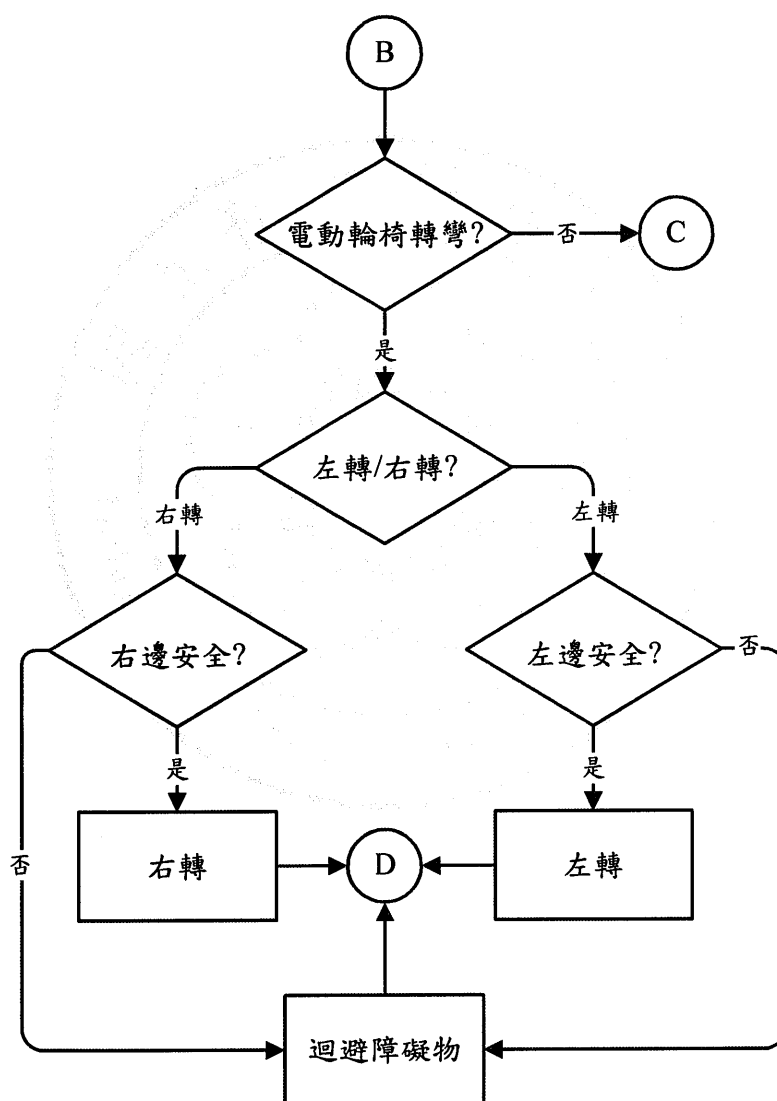
(a)

圖 4.17(b)為電動輪椅操控流程圖，我們以中斷方式來更新 EEG 數值與電動輪椅控模式，並顯示於面板顯示器上。在操控上，我們以眨眼來切換電輪椅操作模式，藉由使用者所選擇的操作模式來控制電動輪椅。在停止模式上，電動輪椅為停止狀態，在方向模式上，使用者可經由方向顯示器選擇電動輪椅需轉彎的方向。在前進模式上，電動輪椅會先轉彎至使用者所選擇的方向，而後判斷 Attention 數值來控制電動輪椅前進或停止。



(b)

圖 4.17(c)為電動輪椅在轉彎時的流程圖，以超音波感測器測量電動輪椅與障礙物的距離，當超音波感測器偵測到障礙物時，電動輪椅便會停止轉彎，並判斷 Attention 數值來控制電動輪椅前進或停止。



(c)







方法。在測試上每個測試者都測試 4 次，每次測試結束後休息 10 至 15 分鐘，其結果如表 4.2。

表 4.2 實驗結果

	第一次	第二次	第三次	第四次	平均
文鎮	4:15	4:08	3:48	4:50	4:15
家祥	7:11	7:07	8:19	5:47	7:06
上銘	10:43	7:59	6:31	6:42	7:58
守竝	10:34	18:35	12:52	12:22	13:35
祺堯	10:25	8:48	7:28	11:40	9:35
炳生	13:05	4:46	3:42	5:16	6:42
祥峻	7:24	11:48	6:56	7:45	8:28

在測試上，使用者在跑完一圈的時間大多會比自己所跑的上一次快，最快跑完的時間為 3 分 42 秒，平均每個人都可在 10 分鐘之內完全跑完。但也因有些使用者在測試上會因害怕而一直讓電動輪椅停止或者是眨眼訊號不明顯，導致跑完一圈的時間較長。

## 第五章 討論

EEG 訊號擷取系統利用了 NeuroSky TGAM1 EEG 擷取晶片與藍芽無線傳輸模組作為訊號感測端的 MCU，以處理類比生理訊號將其 EEG 訊號數位數值化並傳送至電動輪椅系統控制端為目的。而遠端的系統控制端則是負責將接收到的生理訊號數位資料進行分類處理，透過 UART 傳輸介面將 EEG 數位數值傳送至 SPCE61A，之後搭配電動輪椅的控制系統來操作電動輪椅。在控制端我們經由 Raw EEG 與 Long EEG 的數值控制電動輪椅的所有動作，在設計過程中曾遇過許多問題，從 EEG 訊號的讀取、判斷與分類，而在選購上則是無線傳輸模組的選擇與馬達驅動設計問題到最後的 Layout 實現。經過種種在設計上的問題讓我了解到製作一個系統應有的步驟與方法，並在訓練上藉由遇到問題來提升自我的思考能力與解決能力，無論是在感測端或是控制端都花費了我們很多時間去模擬與測試，底下我們將針對本系統在建製過程所面臨的相關問題做討論。

## 5.1 感測端

在製作感測端過程中，在 EEG 訊號的擷取部份我們選用 TGAM1 作為 EEG 擷取晶片，其原因在於 TGAM1 晶片為單級電極、體積小並在處理 EEG 訊號上有強大的 DSP 電路將生理訊號數位化並計算出 2 種人類狀態數值，Attention 與 Meditation 數值，在資料輸出上利於後端控制系統使用。但在這世界上卻沒有十全十美的東西，因 TGAM1 的傳輸包率為 57600，並且 Long EEG 的資料量也非常大，導致我們在選擇無線傳輸模組時面臨問題。起初在無線傳輸部分我們嘗試使用 RF 無線傳輸模組(TRW-24G) [24]與 89C2051 [25]微控制器作組合，當 89C2051 由 TGAM1 接收到 EEG 數值後再傳送至 RF 時，因 RF 的讀取速率為 10K bps 導致 EEG 數值在接收時會出現掉包的現象導致資料錯誤，而 89C2051 也會因為記憶體容量(2K Bytes)不足，使的在讀取 Long EEG 數值時無法全部儲存至記憶體中。所以我們最後選用藍芽作為本系統的無線傳輸介面，其無線傳輸模式為 SSP 介面，並且讀取數率為 300K，所以我們可以簡單的設定藍芽的主從式配對與無線傳輸速率即可使用。

## 5.2 馬達驅動系統

在馬達驅動器設計上，爲了使用 SPCE61A 微控制器來控制電動輪椅兩邊馬達時，其最重要的目的爲輸出的電壓與電流量問題，所以我們使用固態繼電器來處理。在選擇上不使用一般機械式的繼電器的原因爲考量到馬達部份的回授電流容易燒壞其元件導致 MCU 部分損毀，在使用上當然也比用全固態半導體元件所組成的固態繼電器來的危險。固態繼電器分爲輸入電路，光耦合器與輸出電路 3 個部份，所以回授電流會被光耦合器給擋住。但解決了一個問題後相對的會出現另一個問題，也就是馬達轉動的問題，因電流量不足而導致馬達無法轉動，進而致使電動輪椅無法行動。爲了加大輸出的電流量，我們便嘗試使用了達靈頓放大電路來驅動電動輪椅轉動，經三用電錶的測量我們得知馬達轉動時所需的電流大小，所以在零件選用上便選擇了 2SD773 與 2SD1027 電晶體來設計一個馬達驅動系統。

## 5.3 硬體 LAYOUT 實現

在硬體 LAYOUT 中，我們必須先注意各元件的外觀大小與腳針的孔徑，這關係到我們在製作 PCB 板時的零件放置位置與鑽孔的孔徑大小。我們所繪畫的 LAYOUT 軟體為 Protel 99SE，所以一般常用的元件參數設定在軟體之中都找的到，但孔徑部份再設定上需要再作一些調整，因 Protel 99SE 所預設的銅箔大小與孔徑分別為 1.57mm 與 0.8mm。一般使用此參數所製作出來的 PCB 板的銅箔在焊接上較為困難，所以我們將銅箔大小與孔徑分別設為 1.8mm 與 0.7mm，並使用 0.8mm 的鑽頭來鑽孔。其中需注意部份分為感測端與控制端 2 部份作說明。

### 5.3.1 感測端 LAYOUT

感測端的 LAYOUT 需注意的部份為 TGAM1 EEG 擷取晶片的腳針，其元件腳針與腳距都比一般的元件來的小，所以我們自行繪了一個銅箔大小為 1.5mm、孔徑 0.6mm 與孔距 2mm 的 TGAM1 的 PCB 元件圖，並使用 0.8mm 鑽孔。

### 5.3.2 控制端 LAYOUT

在控制端的 LAYOUT 有 2 片 PCB 板，一片為面板顯示器，另一片為馬達驅動系統。較注意的部份為馬達驅動電路的 LAYOUT，此電路板必須承受 12V 電源與最大 15A 的電流，所以在設計上較多元件需要考量，例如水泥電阻、2SD1027 電晶體、二極體、馬達控制接腳與電源接腳。我們使用雙層的 PCB 板來製作，並依照各零件接腳寬度來設定孔距。並使用適合的鑽頭鑽孔。除了元件外還有電路線也必須考慮進去，為避免因承受不了大電流而導致電路斷掉的狀態下，我們必須把電源與馬達控制接腳部分的電路線設計寬點來承受電流，一般電路線的寬度為 0.7mm 而在本塊 LAYOUT 上我們加寬到 2mm。

## 第六章 結論與未來展望

### 6.1 結論

本研究已初步的完成腦波訊號與電動輪椅的結合，目前我們已可以不需經由雙手便能控制電動輪椅，並在控制上將其分為 3 個模式方便使用者可以簡單控制電動輪椅的行動。在感測端，EEG 擷取系統將 EEG 訊號做數位編碼，並將 EEG 訊號分為 Raw EEG 與 Long EEG 兩種型態，以藍芽無線傳輸取代有線傳輸方式將 EEG 數值傳送至控制端。經由 SPCE61A 所接收到的 EEG 數值可控制電動輪椅，在控制上，眨眼動作可使 Raw EEG 產生一脈衝突波來控制電動輪椅操作模式，而 Long EEG 數值可作為電動輪椅執行/停止動作的依據，並藉由面板顯示器上的 LED 與七段顯示器來顯示 EEG 訊號與電動輪椅控制模式。



## 6.2 未來展望

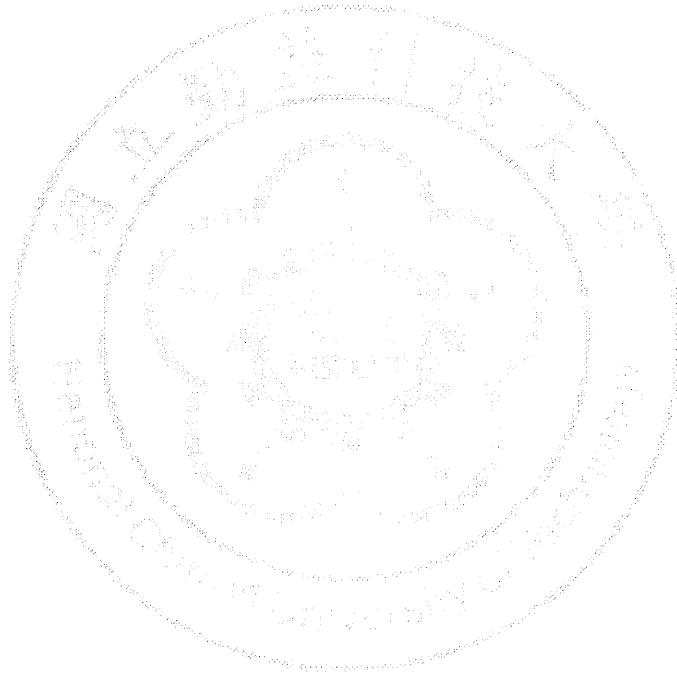
最近幾年，腦波技術在周邊系統的控制上已有了很大的進步，以生理訊號的量測與分析來控制其系統而非使用眨眼的外來訊號來控制，這是我們所需要再加強改進的目標。在監控系統方面，因無線傳輸的便利， EEG 訊號已可做到撥打電話、翻書、軟硬體遊戲與開車等等。透過吸收別人的資訊來精進自己，並使自己更加努力去加強改進的目標，以期能達到最佳 EEG 控制電動輪椅之應用。

在本系統開發中，仍有許多地方可以改進，下列為我們所列舉出來待改進項目，可做為日後在設計改進的參考方向。

1. 本系統使用眨眼動作讓 Raw EEG 產生一突波來切換電動輪椅操作模式，將來能直接針對 Raw EEG 訊號分析出電動輪椅左轉、右轉、前進、後退與停止的特徵訊號。
2. 在擷取人類額頭的 EEG 訊號所使用的 EEG 擷取系統為單級電極點，未來可以朝多級電極點來擷取人類大腦不同部位的 EEG 訊號。
3. 馬達驅動系統目前只能驅動電動輪椅左右兩邊馬達往前轉動，對於

將來的後退動作實為待改進之目標。

4. 面板顯示器因 LED 數量過多導致功率消耗過大，將來可以設計一具藝術性、功率小、穩定性高為目標的面板顯示器。



## 參考文獻

- [1] 張蕤英、林灶生、張韶芹、劉崇志、陳國志、楊文鎮，植基於無線腦波儀之心境模式判讀與應用，2009 第 17 屆模糊理論及其應用研討會，pp. 463-466，2009。
- [2] K. Tanaka, K. Matsunaga, and H. O. Wang, "Electroencephalogram-Based Control of an Electric Wheelchair", *IEEE Trans. on Robotics*, vol. 21, no. 4, pp. 762-766, 2005.
- [3] S. -Y. Cho, A. P. Windo, K. W. E. Cheng, "Towards a Brain-Computer Interface based control for next generation electric wheelchairs", *2009 3<sup>rd</sup> International Conference on Power Electronics Systems and Applications*, pp. 1-5, 20-22 May 2009.
- [4] Bong-Gun Shin, Taesoo Kim, Sungho Jo, "Non-invasive brain signal interface for a wheelchair navigation", *International Conference on Control Automation and Systems (ICCAS) 2010*, pp.2257-2260, 27-30 Oct. 2010.
- [5] Jzau-Sheng Lin, Kuo-Chi Chen, Win-Ching Yang, "EEG and eye-blinking signals through a Brain-Computer Interface based control for electric wheelchairs with wireless scheme", *2010 4<sup>th</sup> International Conference on New Trends in Information Science and Service Science (NISS)*, pp.731-734, 11-13 May 2010.
- [6] Yoshitsugu Yasui, "A Brainwave Signal Measurement and Data Processing Technique for Daily Life Applications", *Journal of Physiological Anthropology on Brainwave Signals for Daily Life Applications*, vol. 28, no. 3, pp. 145-150, 2009.
- [7] K. Tanaka, K. Matsunaga, N. Kanamori, S. Hori, and H.O. Wang, "Electroencephalogram-based Control of a Mobile Robot", *Proceedings 2003 IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation*, vol.2, pp. 688- 693, 16-20 July 2003.
- [8] 漸凍人協會  
<http://www.mnda.org.tw/>
- [9] 廖允在，腦波即時監控系統開發—音樂對腦波影響之案例研究，國立雲林科技大學，電子工程系碩士班，碩士論文，2007 年 6 月。
- [10] 躲藏世界:總統的腦袋  
<http://blog.roodo.com/cjliu/archives/9774243.html>

- [11] NeuroSky, TGAM1 Communications Protocol, 28 July 2009.
- [12] 潛能特區 研智有限公司  
<http://www.tbetter.com.tw/abrain.htm>
- [13] 小海豚意識研究機構  
<http://postnewage.tripod.com/brainevaluation.html>
- [14] SD0625 Datasheet  
[http://www.100y.com.tw/pdf\\_file/SS2440DZ.pdf](http://www.100y.com.tw/pdf_file/SS2440DZ.pdf)
- [15] 2SD773 Datasheet  
[http://www.datasheetcatalog.org/datasheets2/17/170377\\_1.pdf](http://www.datasheetcatalog.org/datasheets2/17/170377_1.pdf)
- [16] 2SD1027 Datasheet  
<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/Shindengen/mXrsyw.pdf>
- [17] 劉崇志，以太陽能為基礎之農田田野訊號無線感測系統，國立勤益科技大學，電子工程系研究所，碩士論文，2009年7月。
- [18] 杜勇進、郭晉魁、林俊宏、林明權，微算機原理-以 SPCE061A 為例，橋高科技有限公司，2007年7月。
- [19] 劉維旻，無線感測心電圖量測系統設計與應用，國立中央大學，電機工程研究所，碩士論文，2008年7月。
- [20] HL-MD08R-C2A Datasheet  
[http://www.hotlife.com.tw/specification/MD08R-C2A\\_DataSheet.pdf](http://www.hotlife.com.tw/specification/MD08R-C2A_DataSheet.pdf)
- [21] 洪繹翔、呂祐誠，超音波導航 SumoBot 機器人，逢甲大學，自動控制工程學系，專題論文，2009年。
- [22] PING)))<sup>TM</sup> Ultrasonic Distance Sensor Datasheet  
<http://www.parallax.com/Portals/0/Downloads/docs/prod/acc/28015-PING-v1.3.pdf>
- [23] INSTEK GDS-2104  
<http://www.instek.ca/GDS-2104.html>
- [24] TRW-24G Datasheet  
[http://www.100y.com.tw/pdf\\_file/79-TRW-24G\\_RF\\_Tranceiver.pdf](http://www.100y.com.tw/pdf_file/79-TRW-24G_RF_Tranceiver.pdf)
- [25] ATMEL 89C2051 Datasheet  
[http://www.atmel.com/dyn/resources/prod\\_documents/doc0368.pdf](http://www.atmel.com/dyn/resources/prod_documents/doc0368.pdf)
- [26] 陳明榮，單晶片 8051-KEIL C 實作入門 第二版，松崗文魁，2010年6月11日。
- [27] 張義和，主流電腦輔助電路設計-Protel 99 SE，全華科技圖書股份有限公司，2004年8月。