



國立臺北科技大學

創新設計研究所

碩士學位論文

具雙向功能的單通導腦波儀文字輸入系
統設計

A Mindtyping System by Single Channel BCI
with Bi-Directional Function

研究生：陳怡君

指導教授：黃銘智

中華民國 102 年 8 月

摘要

論文名稱：具雙向功能的單通導腦波儀文字輸入系統設計 頁數：57

學校所別：國立台北科技大學創新設計研究所

畢業時間：一百零一學年度第二學期

學位：碩士

研究生：陳怡君

指導教授：黃銘智

關鍵詞：腦波, 傅立葉轉換, 腦機介面, 介面設計

近期, 非侵入式低成本腦波儀逐漸普及, 腦波控制的人機互動系統指日可待, 但是建立一個理想的操作系統介面是重要的議題。因此本研究在實驗過程探討各種人因, 試圖找出影響效率的因素, 以作為後續設計參考。

能配合腦機技術特性, 設計新的輸入介面, 和以往腦波儀文字輸入系統不同是本研究的系統介面加設一個迴返功能。為了測驗此功能是否能提高效率。本研究使用 Unity 和 ThinkGear 晶片建構四套由腦波控制的輸入系統, 要求 12 位受測者個別進行 50 次測試並測其完成時間。得到結論是迴返功能可以提高文字輸入效率, 但是系統指令過多也可能會降低效率。

ABSTRACT

Title : A Mindtyping System by Single Channel BCI with Bi-Directional Function

Pages : 57

School : National Taipei University of Technology

Department : Industrial Design Graduate Institute of Innovation & Design

Time : July, 2013

Degree : Master

Researcher : Yi-Chun Chen

Advisor : Ming-Chih Huang

Keyword : Brainwave, EEG, Interface Design

Recently, the low cost BCI becomes more popular on the market. Mindtyping is an important application of BCI. However, there is still not any suitable operating system and interface of mindtyping system for those who need it. In this paper, we develop a new function for mindtyping system which can improve the mindtyping efficiency; and also explore some effective factors that are useful for the future design and reference.

We develop an innovative mindtyping system with a bi-directional cycling function which can improve the mindtyping efficiency. The new function has been proved by the test in this study. We designed four mindtyping systems with different operating modes and invited 12 volunteers to test the systems. Throughout 50 times of the test task, the bi-directional cycling function is evidently useful to make the efficiency of mindtyping better. However, we also find out that the mindtyping system with complicated functions easily results in a worse efficiency.

誌 謝

巴畢基是機器語言創始者，他建立分析機器設計圖，設計十進位作加減乘除，雖然整套機器最終只有幾個零件被製造出來，但算是圖靈機器的前身。

在 18 世紀年代，信件傳送是必須靠馬匹一站站傳送下去。巴畢基熱衷于發明，他建議五到八公里就應該架一個站房，派人駐守，中間牽起鋼絲線，將信件放在小金屬桶內，讓他在鋼絲上滑行，一站一站傳遞下去。

但他知道，這樣方式之後可能就用不著了。他說：「金屬線架起來後，未來會有一種更快方式，可以在金屬線上傳播」-電腦生命天演論。那個年代已經知道電的存在，但是還未應用在電訊傳播上。巴畢基深知自己所用方式只是在現有的條件下去發明可用的系統。未來會被更直覺方式取代。

這篇論文角色，就有如巴畢基的郵件傳遞系統。本研究一定希望能直接解譯出腦波，當你想「A」時電腦就會自動列印出「A」，想「我」時，電腦就會顯示出你的影像。

這一切都還需要很多基礎科學研究，而現階段只能用現有的技術，盡可能去組合，探討。共勉之。

怡君 謹誌

2013/8/8

目 錄

中文摘要	i
英文摘要	ii
致謝	iii
目錄	iv
圖目錄	vii
表目錄	ix
第一章 緒論	1
1.1 研究背景	1
1.2 腦機介面現況	1
1.3 研究動機	2
1.4 論文架構	3
第二章 文獻探討	4
2.1 大腦構造及運作方式	4
2.1.1 神經元構造	4
2.1.2 神經元運作原理	5
2.2 大腦皮質構造	9
2.2.1 測量點國際定位系統	11
2.3 腦波訊號處理及轉換	12
2.3.1 EEG 如何被偵測	12
2.3.2 腦波訊號及特性	13
2.3.3 複立葉轉換	14
2.4 BCI 種類簡介	16
2.4.1 BCI 基本架構	17
2.4.2 BCI 分類法	18
2.4.3 侵入型 BCI	18
2.4.4 非侵入型 BCI	19
2.4.5 Hybrid BCI	21
2.5 人機介面發展	22
2.6 有關心智輸入研究範例	24
2.6.1 視覺電位激發	25
2.6.2 以滑鼠為概念系統	26
2.6.3 以搖桿為概念系統	27
第三章 腦波控制系統實驗	31
3.1 心智輸入系統設計	31
3.1.1 輸入系統架構	31
3.1.2 介面設計	33
3.2 G(6)系統操作模式	35
3.3 第一階段實驗	36
3.3.1 探討閾值	36
3.3.2 探討切換速度	37

3.3.3 探討不同字母組合是否會影響效率	38
3.4 系統特殊設計	42
3.4.1 系統特殊設計-判斷使用者注意力	42
3.4.2 系統特殊設計-增加回返功能	43
3.4.3 受測者回饋	43
3.5 第二階段實驗	44
3.5.1 四種系統設計	44
3.5.2 實驗環境	45
3.5.3 實驗設計及流程	45
3.5.4 實驗結果	48
第四章 實驗討論及受測者建議	50
4.1 結果討論	50
4.2 受測者回饋建議	51
第五章 結論與建議	53
5.1 結論	53
5.2 後續研究建議	53
參考文獻	55
附件一A系統實驗數據	56



圖目錄

圖 2.1	神經構造圖.....	5
圖 2.2	離子通道示意圖.....	6
圖 2.3	神經元動作電位.....	8
圖 2.4	神經元許旺細胞.....	8
圖 2.5	神經元傳遞方式.....	9
圖 2.6	大腦皮質細胞.....	10
圖 2.7	國際 10-20 腦波電極配置圖.....	11
圖 2.8	偵測 EEG 波示意圖.....	12
圖 2.9	單頻波.....	14
圖 2.10	腦波示意圖.....	14
圖 2.11	單頻波疊加.....	15
圖 2.12	時域轉頻域.....	15
圖 3.5	BCI 流程圖.....	17
圖 3.6	BCI 分類圖.....	18
圖 3.7	空間解析度及時間解析度分類圖.....	22
圖 3.8	命令列.....	22
圖 3.9	BCI 應用領域.....	24
圖 3.10	P300 腦波圖.....	25
圖 3.11	事件電位腦機介面.....	26
圖 3.12	Brain Painting.....	26
圖 3.13	游標操作維度示意圖.....	27
圖 3.14	搖桿.....	28
圖 3.15	腦波控制輪椅系統.....	29
圖 3.16	window 控制桌面游標系統.....	29
圖 3.17	TYPEWRITER HEX-O-SPELL.....	30
圖 3.1	心智輸入系統演化.....	31
圖 3.2	完整 BCI 系統架構.....	33

圖 3.3	系統介面.....	34
圖 3.4	選擇組別.....	35
圖 3.5	選擇字母.....	36
圖 3.6	Attention 心智狀態紀錄.....	37
圖 3.7	決定四種不同組別的測試系統.....	40
圖 3.8	G(6)系統流程圖.....	42
圖 3.9	四種組別系統.....	44
圖 3.10	任務目標字.....	45
圖 3.11	受測者實驗狀況.....	46
圖 3.12	A 系統操作卡.....	46
圖 3.13	B 系統操作卡.....	46
圖 3.14	C 系統操作卡.....	47
圖 3.15	D 系統操作卡.....	47
圖 3.16	A 系統的完成時間.....	48
圖 3.17	B 系統的完成時間.....	48
圖 3.18	C 系統的完成時間.....	49
圖 3.19	D 系統的完成時間.....	49

表目錄

表 3.1	切換速度測試表.....	38
表 3.2	分組方式.....	39
表 3.3	四種系統測試結果.....	41
表 4.1	四種系統練習完成時間及穩定完成時間	50



第一章 緒論

1.1 研究背景

從 2000 年開始，「二十一世紀是大腦時代」口號被提出後，人們可以更精確研究大腦。近期內，不但歐盟推動十年以上十六億美金的「人類大腦計劃」(Human Mind and Its Complexity)。美國也不甘落後，2013 年歐巴馬宣佈，美國將投資一百億美金在「推進創新神經技術腦部研究」(Brain Research through Advancing Innovative Neuro technologies, BRAIN)，試圖用現有核磁共振共儀等技術繪製詳細的大腦活動圖。預期成果可以解釋大腦運作方式、理解阿滋海默、自閉症等腦疾，是一個繼人類基因組計畫下一個重大解碼計畫。

日本產業技術綜合研究所（簡稱為：產綜研）開發出了利用腦波傳達意圖的裝置「Neuro Communicator」，宣佈將在 2~3 年後達到實用水準。該裝置可檢測用戶的腦波，將腦波數據製作成 512 種資訊，使具有語言及書寫困難等重度運動障礙的人實現更為順利的交流，因此該裝置備受各方關注。

目前腦科學研究，除了可以幫助癱瘓者操縱義肢、輪椅、家居環境，甚至是環境的虛擬操作介面。整體上，腦機介面技術(Brain Computer Interface, BCI)應用正在發展中，相信未來其不但能嘉惠患者，也能為世界帶來新的科技變革。

1.2 腦機介面現況

過去 BCI 研究主要應用在醫療研究方面，腦電波(Electroencephalography, EEG)技術整合使過去繁瑣的設備，簡化成一般消費者可接受範圍，讓其他應用領域也嘗試結合此技術。

BCI 可依照侵入性和非侵入性作分類，其中侵入性感測器稱作-電極陣列(Multi Electrode Arrays, MEAs)，可以記錄個別神經元的活動。非侵入性的

感測器，則有腦電波圖(Electroencephalography，EEG)、人體標準肌電圖(Electromyography，EMG)、眼電圖(Electrooculography，EOG)、腦磁波圖(Magnetoencephalography，MEG)、功能性核磁共振共儀(functional Magnetic Resonance Imaging，fMRI)和腦部近紅外線光譜光學(Near-Infrared Spectroscopy，NIRS)。應用最廣泛的是 EEG、EMG、和 fMRI。其中 fMRI 可以清楚看出腦神經活動區域，成了探討腦運作最大利器，詳細的介紹會列在 2.5.4 節。

本實驗採用是非侵入性的 EEG 測量。商業性腦波儀 Neurosky 創辦人陽世玉博士，將過去實驗室笨重分析機台，整合到輕巧可攜帶晶片，讓人對電腦控制有更多發展空間，藉由本篇論文研究腦波儀文字輸入，盼能更進一步探討此技術未來的發展對電腦介面的影響。

1.3 研究動機

過去人機互動(HCI，Human Computer Interaction)不是 BCI 討論的重心，但當 BCI 逐漸可以應用在日常生活中，一個好的設計介面就變得相當重要。如何將 BCI 技術整合到人機互動的架構中，並設計一套以使用者為中心，適時的顯示回饋給使用者，如何讓使用者可以根據回饋訊號進而操作腦波訊號，將是本文欲探索的方向。

在 2009 年歐洲 futureBCI 協會在產業計劃書指出，一個良好的腦機設計必須考慮速度和風險兩者問題。舉例來說，若要運用 BCI 操控輪椅，腦波訊號本質是相當不穩定的，若要用此不穩定訊號來控制輪椅，就必須考量安全的問題，所以操控輪椅的速度不可過快。但是相反的，如果使用的領域是溝通，則沒有安全風險上的問題，就可以加快其操作速度[1]。此類研究中，介面設計佔有非常重要的關鍵角色，且介面設計上會以滿足速度和精確度為主。但到目前為止，由於科學家對大腦運作仍在釐清中，很難給予明確的設計指標，只能從各種實驗觀察

輸入介面對大腦的影響。而本論文旨在探討找出適合的介面設計指引。

本論文以輸入介面設計為研究內容，其主要目標如下：

1. 目前 BCI 介面一直都缺乏好的應用軟體和操作介面，所以此研究旨在尋找可提升 BCI 操控效率的人因因素；
2. 系統介面可以達到快速安裝，且一般適用性，以期能普及一般使用者；
3. 過去腦波儀文字輸入系統設計是屬於單向週期循環系統，本研究發展出雙向循環系統並驗證之其效益。

1.4 論文架構

第一章：在此章簡述目前腦機介面發展情況，和電腦介面發展史。也舉例使用腦波控制電腦的成果，主要是以電腦介面設計案例為主。

第二章：此章節詳細敘述腦波原理和訊號分析，以及現在 BCI 種類，可以分為侵入式和非侵入式，並詳述其優缺點及運作原理。並且說明過去腦機介面的設計如何運用在輸入系統上以及影響本研究系統的因素，並舉例說明之。

第三章：此章節將詳述實驗步驟及設計原理，此兩者皆需要配合腦波不穩定的特性設計包含如何定義參數，並驗證本研究發展迴返功能可以提升輸入效率。

第四章：本研究將探討受測者的數據，可以明顯發現練習一段時間後，效率會明顯提高，也探討受測者在實驗過程中的回應。

第五章：說明研究的成果與提出未來發展的建議。

第二章 文獻探討

2.1 大腦構造及運作方式

目前科學家僅能理解大腦一部分運作模式，至於如何產生意識，智慧，思考，記憶都還在探索中。本文獻將從大腦如何產生 EEG 波，如何被 BCI 分析的演算法。最後會詳述人機介面歷史和演化對腦機介面系統設計的影響。

2.1.1. 神經元構造

神經元在不同的部位形態各異，功能也不盡相同，但是其基本構造和傳遞原理是相同。神經元的基本構造可以先分為，胞體和神經突觸，其中胞體被認為是儲存記憶整合訊息之處。神經突觸又可以細分成樹突(Dendrites)和軸突(Axon)兩種，其主要功能是接受和傳遞訊息。軸突外層包覆者髓鞘(Myelin)及許旺細胞(Shwann cell)，負責修復神經細胞，提供養分，或是吞食毀壞的神經細胞，髓鞘之間就是蘭氏結，軸突利用蘭氏結快速傳遞離子訊號。

基本功能也可以分為四種：接收區(Receptive zone)、觸發區(Trigger zone)、傳導區(Conducting zone)，和輸出區(Output zone)。分述如下：

1. **接收區(Receptive zone)**：樹突接受(接受器)不同來源的突觸，如果接收的來源越多，對胞體膜電位的影響越大，如果接收來源少，胞體膜電位影響較少。這種電位變化稱作階梯性的生物電位(Graded electro genesis)。
2. **觸發區(Trigger zone)**：軸丘(Axon hillock)負責整合胞體電位，決定是否產生神經衝動的位置。其位置位於軸突和胞體交接的地方，見圖 2.1。
3. **傳導區(Conducting zone)**：由軸突負責。當軸丘決定產生動作電位(Action potential)時，傳導區能遵守全有全無的定律(All or None)來傳導神經衝動。
4. **輸出區(Output zone)**：神經衝動輸出會讓神經末梢的化學物質釋出神經傳遞物質，而下一個接受的細胞(神經元、肌肉細胞或是腺體細胞)能因

此動作，在此稱為突觸傳遞，如圖 2.1。

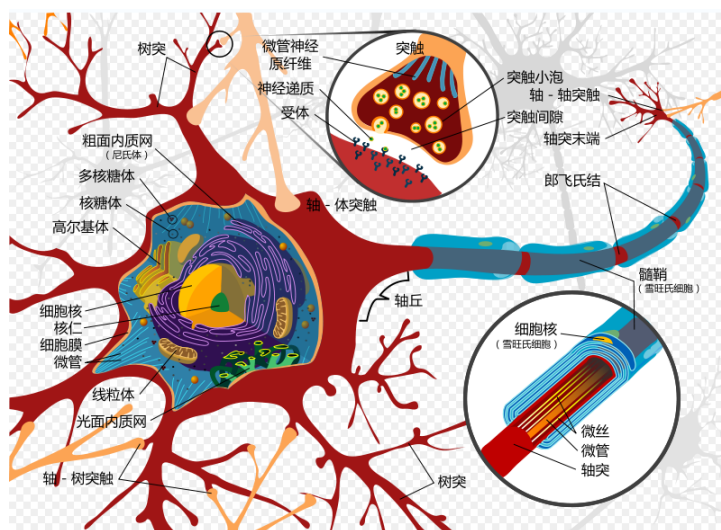


圖 2.1 神經構造圖

(圖片來源:神經學)

總合以上，可以得到神經元基本守則：

1. 神經元是腦的基礎結構和基本功能件。
2. 神經元是離散狀態，中間不互相連接。
3. 資訊都是從樹突接受，細胞本體處理，軸突傳出。

2.1.2. 神經元運作原理

人的生命現象表現，舉凡思考、感覺、動作都是由體內電子移動所引起，所以說人的生命現象為電的現象也不為過，神經元運作原理則要從神經細胞膜開始探討。動物的細胞膜是磷脂肪雙層(Phospholipid bilayer)組成，在表面上有些離子通道，可以傳輸特定離子，如鉀離子通道就是將內部過多鉀轉送到細胞外，鈉離子通道則只允許鈉離子通過，細胞藉由離子濃度不同，產生電位，傳遞訊息。如圖 2.2 所示。

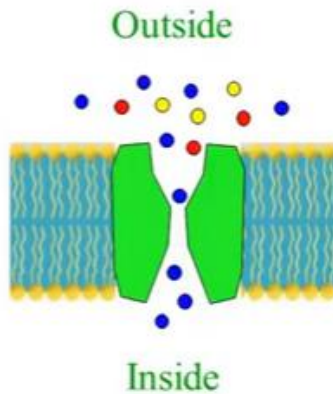


圖 2.2 離子通道示意圖

(圖片來源:細胞學)

要傳遞訊息，就必須引發動作電位。動作電位可由下列三種方式啟動：

1. 電壓變化：

當附近的神經細胞受到刺激，會打開自身的離子通道，就會改變附近組織液的電位，進而打開離子通道。

2. 化學刺激物：

神經元和神經元之間可靠化學物質傳遞，所以適當的化學刺激物質也會引發動作電位。

3. 壓力刺激：

當施以一定壓力或是拉伸在感覺神經元上，也會打開離子通道並引發動作電位。

引發動作電位過程可以分成七相：

1. 初始狀態(Resting Membrane Potential, RMP)

神經元在接受刺激前，此時細胞內相對於細胞外是負電壓，這階段稱作休息電位。細胞內部有高濃度的鉀離子，外部則是鈉離子。依據擴散原理，鈉離子會傾向細胞內部移動，但是在休息電位階段，鈉通道關閉，鉀通道一部分開放，所以鈉離子無法擴散到細胞內，此時細胞電位維持在 $-70\text{mV}\sim-90\text{mV}$ 左右。

2. 起始相(Initial phase)

當上述三種刺激其中一個發生時，就會打開離子通道(Na^+ ， Ca^{2+})，並使得膜電位去極化到達閾值。當電位到達 55mV 閾值時，原本開放的鉀通道會被阻斷，繼而導致快速的去極化並達到鈉通道開放的閾值。但是外流的鉀離子卻會稍微阻擋此過程

3. 升支和超射(Rising phase)

鈉通道起始要膜電位大於 55mV 以上電位才會大量引發反應，讓更多的鈉通道被打開。由於細胞內外鈉離子濃度差異很大，使得外部的鈉離子快速進入細胞內，造成細胞膜的去極化，更多的鈉通道被激活，就有更多鈉離子進入，形成了升支和超射。

4. 復極開始(Peak and falling phase)

但在電位到達最大正值之前，鈉離子通道已經開始關閉，開始激活鉀離子通道。鉀通道開放所需的時間更長，需要去極化達到一定程度才開始顯示其作用。所以當鈉離子內流達到最大值時，也是電壓最大值時，鉀離子通道才開放一半，當所有鈉通道失活時，鉀離子通道才會全部開放。

5. 復極(Afterhyper polarization)

復極很快跌落到休息電位時，鉀離子通道關閉，對休息電位很重要的堵塞蛋白質會被去除，少許鈉離子通道會慢慢激活。

6. 後超極化(Refractory period)

在很多細胞中(主要是神經元)還可以看到後超極化。這是因為細胞內部電位仍然高於休息值，為了恢復平衡，鉀離子持續流出，但此時鈉離子已停止流入，電位會降低於-70mV，可能會達到-75mV~-80mV。在動作電位時，流入的鈣離子會打開鉀通道，這是導致鉀離子的增高的原因。當鈣離子濃度水平下降時，電位才會慢慢恢復正常。工作效率高的鈉鉀泵對後超極化也有影響。

7. 不應期(Refractory period)

動作電位後，軸突在一段時間內不能再響應外界刺激。這個時間段，不應期的長短，是由鈉離子通道活性恢復所需的時間所決定的。不應期分為「絕對不應期」和「相對不應期」，在動作電位後緊接的絕對不應期，當時復極化仍在繼續，使通道不能再打開，見圖 2.3。

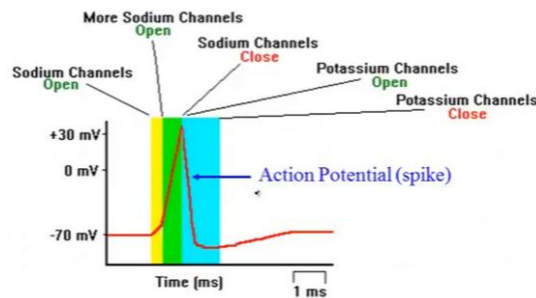


圖 2.3 神經元動作電位

(圖片來源:神經學)

上述動作電位通常發生在本體細胞區域，本體細胞會接受來自四面八方的樹突刺激，達到一定電壓值才會將引發動作電位，並傳送給軸突。軸突也是經過同樣循環機制，唯一不同是，軸突上包覆者髓鞘，髓鞘是絕緣性極佳的脂肪組成，而髓鞘之間則有一段空隙，稱作蘭氏節。在軸突上會發生動作電位的部位就是蘭氏結，髓鞘本身是絕緣體，不會有離子流入。訊號是以跳躍方式從第一個蘭氏結傳遞到第二個蘭氏結，如下圖 2.4 箭頭指示方向，依此類推。這種方式可以節省時間，並有效率的傳遞訊息。

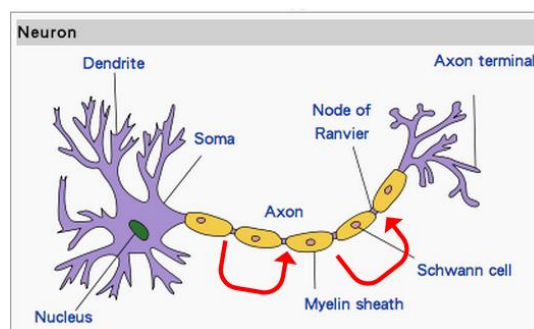


圖 2.4 神經元許旺細胞

(圖片來源:神經學)

當訊號從神經本體，經由軸突傳到細胞間隙(Synapse)時，會有兩種傳送方式，如下圖 2.5。

1. **化學傳遞物質：**上述動作電位會引發神經傳導物質(Neurotransmitter Molecules)釋放離開神經末端，其釋放的物質會被另外一個神經元樹突的接受器(Receptor)接受，再次引發新的動作電位。化學傳遞法比電子訊號較為緩慢，其被視為和記憶相關。如果神經元經常被激發，其傳遞物質也會被要求大量且長期的製造，會維持一定的高濃度，因此記憶也會更容易被喚起。
2. **電子訊號傳遞：**電子訊號傳遞相當迅速，通常會發生在反射神經，其中也是依靠離子通道，將神經元A的細胞膜和神經元B的細胞膜結合在一起。動作電位可以用同樣方式，將離子訊號傳遞到下一個細胞。

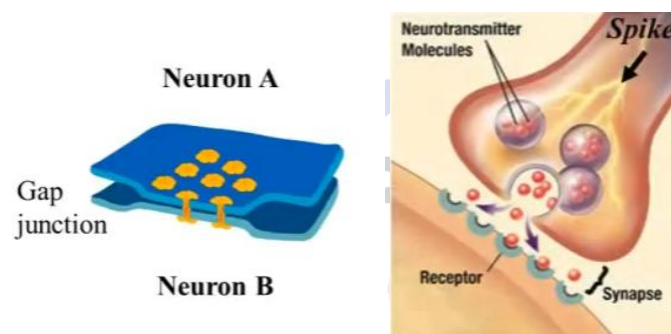


圖 2.5 神經元傳遞方式

(圖片來源:神經學)

2.2 大腦皮質的構造

大腦是由大約 140 億個神經細胞構成，重量 1400 克，大腦皮質厚度約為 2~3 毫米，總面積約為 2200 平方厘米，人腦中的主要成分是水，佔 80%。佔人體體重的 2%，但耗氧量達全身耗氧量的 25%，占心臟輸出血量的 15%，一天內流經大腦的血液為 2000 升。大腦消耗的能量電功率大約相當於 25 瓦，外觀是淡粉色球體。

大腦皮質是腦和神經系統中最晚被演化出來的腦，其厚度大約 2~3mm，拿六張名片疊在一起就可以體會其厚度，細觀可以明顯的發現被畫分成六層，由上而下分別以 I、II、III、IV、V、VI 表示。其中神經細胞大部分為椎狀神經細胞 (Pyramidal neuron)，可由下圖 2.6 看出其組態。

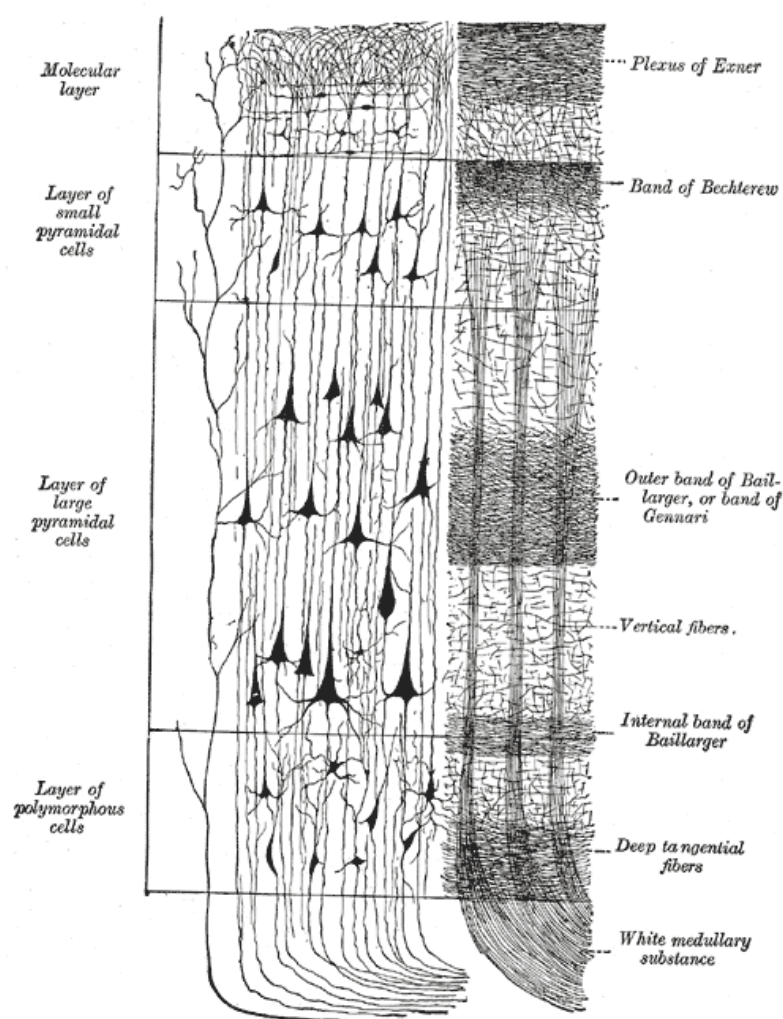


圖 2.6 大腦皮質細胞

(圖片來源:神經學)

神經軸離開本體後，可能是在皮質內和其他神經元連結，也有可能離開大腦皮層延伸到更深沉的區域，比如間腦。神經樹突則會向上延伸達到皮層的第一區域，接受來自感覺神經的刺激。本研究所偵測的訊號是來自於前額葉的大腦皮質。

2.2.1 測量點-國際定位系統

在過去腦波分析，都必須依循一套國際標準 10-20 系統，其中不同英文字母代表不同大腦部位區域。F(Frontal)代表額葉區，C(Central)代表中央區，T(Temporal)代表顳區，P(Parietal)代表頂葉區，O(Occipital)代表枕葉區，Z代表區域中央位置，如圖 2.7 所示。所接受的腦波頻率設定為 1Hz 至 50Hz 之間，放大倍率為 500 點/秒。在本研究中，以前額葉的 Fp_2 點來當作截取腦波的位置，如圖 2.7 所示。前額葉目前被認為是用來決策判斷的區域，當人在進行思考判斷時，前額葉的神經細胞會被大量活化，也有研究指出，前額葉通常在 25 歲左右成熟，並試圖以此解釋成年和青少年不同。

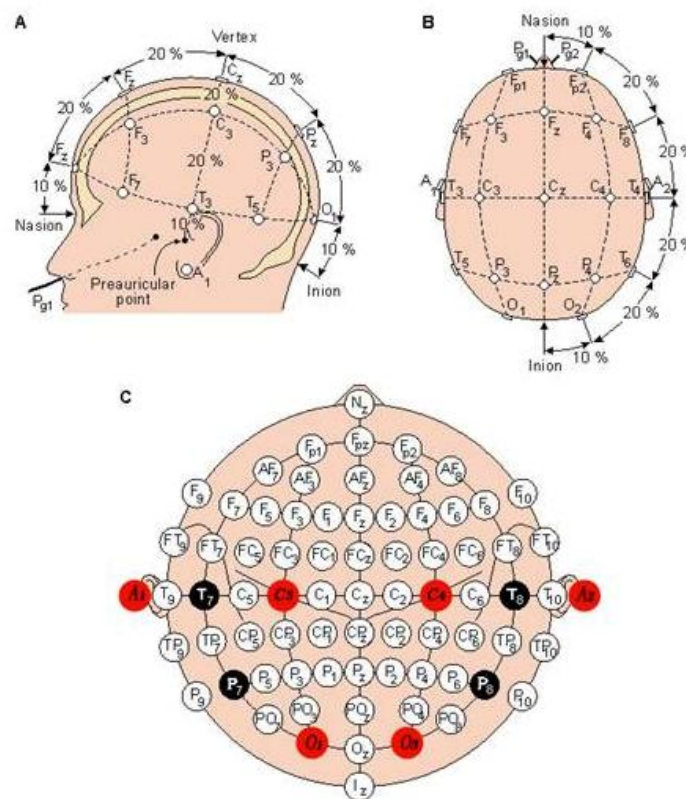


圖 2.7 國際 10-20 腦波電極配置法

(圖片來源:Malmivuo and Plonsey, 1995)

2.3 腦波訊號處理及轉換

2.3.1 如何偵測 EEG

腦的一連串連續電位活動稱為腦波，被儀器紀錄下來的圖形即是腦電波圖 (Electroencephalogram, EEG)，1929 年德國精神科醫師 Dr. Berger 第一次在人頭上記錄下大腦的電位，被尊為腦波之父。而腦波的記錄方式，是把許多電極放在頭皮不同部位來記錄，記錄下來是一群神經元綜合電壓變化，如圖 2.9 所示，腦神經是用離子傳送訊息，當一群腦神經都釋放相同離子，就可以偵測到電壓變化，電壓變化非常微小只有 μV 等級，經過差動放大器(Differential amplifier)就可在頭皮上偵測出，其中電壓變化的頻率快慢就是決定波的種類。如 δ 波的頻率比較慢， β 波的頻率比較快，最後在傳輸給放大器，便可得到腦電波圖。腦電波圖原本是相當雜亂，因為各種波混雜在一起相當難分析，用數學方法-快速傅立葉轉換，能依據頻率不同將波分成單頻波，詳細原理會在 2.4.3 詳述。近年來也發展出侵入式的電極，雖然有安全性的考量，但也可使用在癱瘓人士上，使癱瘓人士操控義肢。

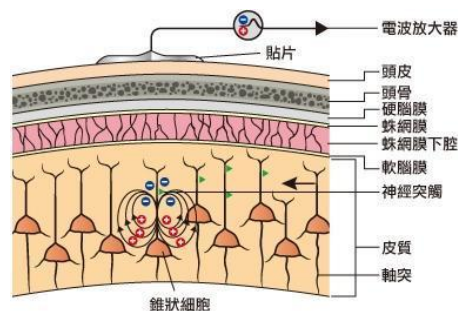


圖 2.8 偵測 EEG 波示意圖

(圖片來源:生理學)

2.3.2. 腦波訊號及特性

腦波生理電位通常相當微弱，大約介於 5~30uV 左右，頻率則是屬於 0.5~60Hz 的交流訊號。腦波訊號可以分成以下五種不同頻帶，由低頻到高频，分別具有對應的意義。在此使用 Neurosky 晶片則採取 512Hz 的採樣率，可傳遞原始腦波信號；alpha、beta、delta、gamma、and theta 頻率及 50Hz 以下的肌電圖

1. Delta wave $\delta \leq 3\text{Hz}$

通常出現在深度睡眠情況才會出現的波，也稱作「無意識層面的波」，如果在清醒時段有高強度的 Delta 波，就必需考慮是否為嚴重器官性腦疾病，移動可能會造成一些 Delta wave 出現，所以在測量時要盡量保持不動狀態。

2. Theta wave θ , 3.5Hz~7.5Hz:

低頻的 Theta 波容易出現在清醒與睡眠狀態之間，同時白日夢也可以偵測到此波段。至於中頻的 Theta 波則是面臨情緒壓力如挫折，失望時，特別容易偵測出。另外也有一說，在不確定，創造激發，和深度冥想時，都可以看到此波的蹤影。但是高強度的 Theta 波會被視為有 AD/HD 等疾病存在疑慮。

2. Alpha wave α , 7.5Hz~12Hz:

和放鬆有相當大的關係，尤其是當眼睛閉上時，可以有效的增強 Alpha 波的度。在前額及 o1, o2 (參考圖 2.7) 的 Alpha 波強度皆比其他定點來得強。另外，吸食科古鹼也可以加強 Alpha 波。

4. Beta wave β , 12Hz~30Hz:

大腦皮質活躍時會產生此波。此波快速而且短，通常會出現在專注時候，比如解決數學問題，受到驚嚇也 Beta 波也會有很強的反應，在酗酒得人身上也會發現很強的 Beta 波。

5. Gamma wave γ , $\geq 31\text{Hz}$:

此波會伴隨者焦慮情緒出現。尤其 Beta 和 Gamma 同時出現時代表腦正處於高度注意力狀態下。

6. Poor_signal:

除了上述腦波可以被偵測外。也可以另外計入眨眼訊號，眨眼訊號屬於膚電訊號。一般人眼每三秒就會輕眨眼睛一次，但是 neurosky 晶片具有過濾雜訊功能，他會將正常眨眼視為雜訊過濾，所以除非是刻意的眨眼，才能將訊號送進晶片中。

2.3.3. 傅立葉轉換

在訊號分析上，傅立葉轉換(Fourier Transformation)是相當好用的工具。由於波的疊加性質，任何複雜的波形，都可以用正弦波和餘弦波兩種疊加出來。正弦波和餘弦波皆屬於單頻波。其特性是振幅，頻率固定，不會隨時間有所變化，如圖 2.10 所示, $\sin(x)$ 實線是正弦波， $\cos(x)$ 虛線則是餘弦波, 平常得到的波類似如圖 2.11

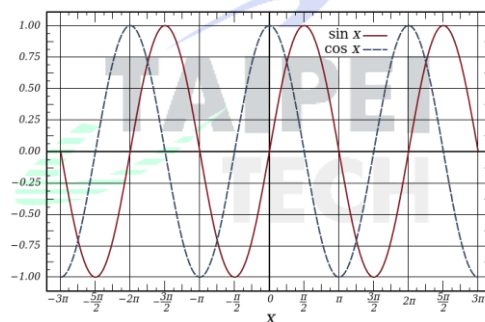


圖 2.9 單頻波

(圖片來源:工程數學)

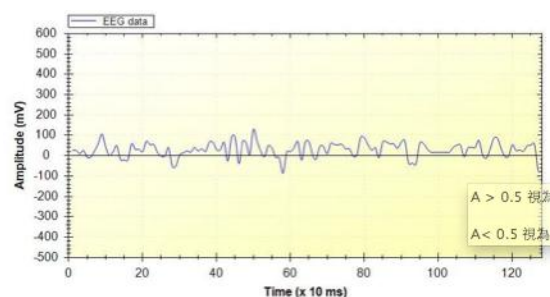


圖 2.10 腦波示意圖

(圖片來源:神經學)

不同振幅頻率的波疊加在一起就可得出如下圖 2.12 的波形。同樣道理，複雜的波形也可被分解成單頻波。傅立葉轉換的精神就是將複雜波形中不同頻率分解出來，計算每一種頻率所占的比率。波經過傅立葉轉換後，原本複雜的波形可以分析成不同頻率的單頻波，如下圖 2.13，再計算不同波所占的比率，就可以推測人的精神狀態。例如，分析出 Alpha 波比率非常高，那就可以推測人腦是處於放鬆的狀態；Beta 波比率高於其他頻率的波，那就可以推論是處於緊張專注的狀態。

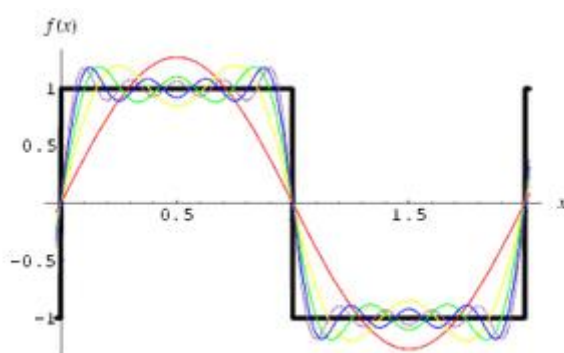


圖 2.11 單頻波疊加

(圖片來源:工程數學)

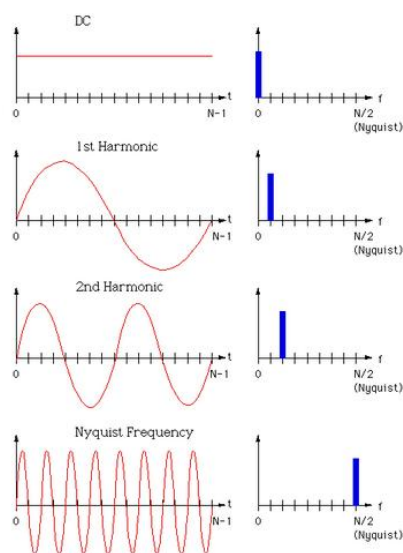


圖 2.12 時域轉頻域

(圖片來源:工程數學)

商業性腦波儀公司 Neurosky 宣稱可以辨認人四種心智狀態，但是可以使用且被釋放出的參數只有兩種，Attention 及 Meditation。雖然也有釋放出其他參數，但卻陷入可以取得資訊卻無法分析狀況，目前基礎研究只辨認出少數特別的波形，比如 P300，或是移動肌肉時 μ 波會明顯的消失，這現象稱作「mu-blocking」。另外，由於波強度會隨著距離衰減，過去曾經提出回推到訊號發生區域的想法，但是每個人的腦皺摺程度都不盡相同，也是待發展的技術。

Neurosky 釋放的 Attention 和 Meditation 演算法，雖然該公司堅持其演算法和濾波為獨家技術，不會公開，但根據之前的研究論文[16]，可以推斷，其技術應用傅立葉轉換。比如 Alpha 波所占的比率超過特定值，或是高於平均值，就解釋成 Meditation。Meditation 數值就是依靠 Alpha 波占的比率，Alpha 波比率越高，其數值就越高；若是比率降低，則數值相對小。同樣道理，Attention 則是依據 Beta 波的比率去計算。

另外，Neurosky 將 Attention 和 Meditation 分成 100 等級，是做了歸一化處理。如果不做歸一化，那可能其在第一秒的專注度為 2000，下一秒為 990000，再下一秒為 40000。對於使用者來說，很難理解數值間相對關係。

至於要如何控制兩種參數，目前 Neurosky 官網上資料說明 Attention 可以反映了使用者注意力集中程度，可以用集中在一點作為控制。閉眼則可以有效提高 Meditation 數值。心煩意亂、精神恍惚、注意力不集中以及焦慮等精神狀態都將降低兩種數值。在第三章會繼續說明本研究認為適合控制 Attention 和 Meditation 心智狀態

2.4 BCI 種類簡介

就目前而言，大部分 BCI 的輸出裝置為電腦螢幕，以選擇目標、字母、或特定圖示為輸出，值得一提的是選擇的過程，例如控制游標接近螢幕上的目標，這種輸出透過使用者的感官，對系統形成回饋，利用人類適應力極佳的大腦，學習

掌握更高的識別正確率和辨識溝通的速度。最近的 BCI 研究也用來控制神經性義肢或其他輔助義肢等具備使手掌關閉的裝置，幫助頸部脊髓受損的病人，以輸出裝置替代其雙手，類似的機構在虛擬實境上也可見到。

2.4.1. BCI 基本架構

BCI 架構可分為四個基本的部分：

1. 訊號取得：

取得使用者的電生理訊號，例如 EEG、EMG 或是神經細胞傳遞過程所釋放的電訊號。

2. 訊號處理：

將取得的訊號轉換成二進位，並進一步對裝置如義肢，或是電腦下令。分析訊號的演算法則決定輔助裝置如何動作。

3. 操作裝置：

可能是電腦或是特定設備，如開關、可以接受命令的電子設備等。

4. 回饋系統和介面：

回饋訊息給使用者也是相當重要一部分，使用者可以藉由回饋的訊息去調整自己心智狀態，進而熟練操作過程。下圖 2.14 顯示整個系統操作的流程，透過訊號擷取裝置將使用者的腦波取樣至系統後，再進行特徵萃取及轉譯成下端裝置的命令，控制螢幕上的滑鼠、分辨字母拼湊出句子、控制輪椅等等。

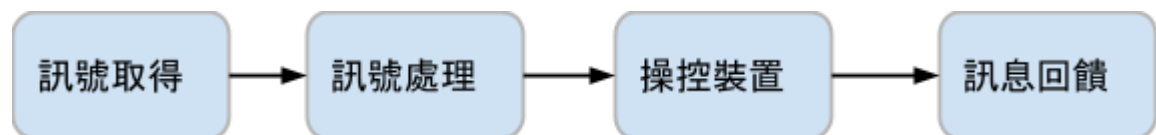


圖 2.13 BCI 流程圖

2.4.2. BCI 分類法

腦機介面又可以分為侵入性，非侵入性，其中非侵入性可依偵測生理訊號不同在進行細分，而 fMRI 和 EEG 是最常被使用訊號，如圖 2.15 所示。EEG 腦波儀可分為多通道和單通道及乾性電極和溼性電極。本實驗採用是單通道乾電極腦波儀。在過去使用多通道的腦波儀，通常需要磨砂膏和導電膠才能使用，所以需要專業人士協助安裝。本實驗使用乾電極腦波儀具有良好的濾波效果，所以非常符合本實驗快速安裝的要求。

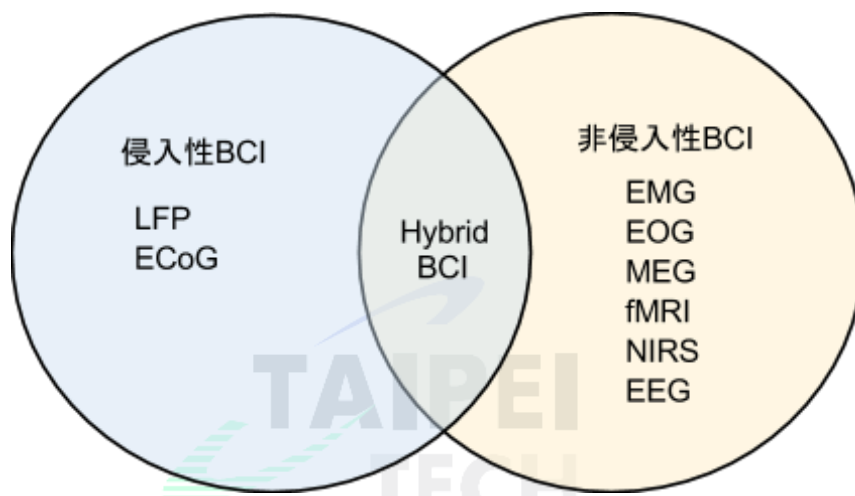


圖 2.14 BCI 分類圖

2.4.3 侵入性 BCI

雖然侵入性 BCI 不是本研究討論的重點，但是侵入性 BCI 在研究上仍然扮演基石的角色，本研究必須深入了解神經元的現象才能解讀整體 EEG。所以仍在文獻探討中將其納入。侵入性 BCI 其需要動手術將頭殼切開，再將探針插入大腦皮質偵測神經元活動，其得到訊息比 EEG 強烈準確，但也只能得到局部的訊息。侵入型 BCI 記錄兩種訊號，分別是 Local field potentials(LFP) 和 Electrocorticography(ECoG)。其原理詳述如下：

1. Local field potentials(LFP)

LFP 是將探針插入到突觸間隙(synapy)之間，記錄一群神經元抑制和激發狀態。

其大概佔據 1mm^3 空間。雖然可以記錄到相當清晰的腦波，但是局部限制關係，

其能記錄到頻率仍然有限。也曾有人將數個探針裝置在不同部位，大幅提高其空間解析度。目前應用在操控機械臂上有很好的效果，探針可以偵測移動肌肉的想法，不需要其他視覺的線索，探針就可以偵測並進一步的傳出訊息。

2. Electrocorticography (ECoG)

ECoG 原理和 LFP 相似，唯一不同之處在於它記錄訊號包含一群神經元的訊號，前者 LFP 只會記錄在突觸間隙的電位，ECoG 則是記錄整體，包含在軸突上的脈衝訊號。所以 ECoG 紀錄的尺度是介於 LFP 和 EEG 之間。ECoG 也是最早被使用來控制游標的訊號，2004 年 Leuthard 讀取 ECoG 控制一維的游標，並達到 74~100% 的準確率。ECoG 因為其覆蓋範圍較 LFP 大，所以其得到訊號完整，不會只侷限在一部分的訊號。相對於 EEG，ECoG 則是具有較高空間解析度，失真度低。

雖然大腦不會感到疼痛，但是腦部手術仍然冒很大的風險，除了細菌感染，入侵的探針也會被身體視為入侵者，進而引發白血球攻擊，或是蛋白質累積等問題。未來侵入性 BCI 勢必會面對問題如下：

1. 最適當大小應該多少？如果太少就會出現訊號採樣源不足，只能得到局部性的訊號，太多則失去空間解析度，無法得知訊號來源。
2. 如何將 LFP 和 ECoG 兩者優點做適當的結合？或是結合其他訊號源如 fMRI 或 EEG

2.4.4 非侵入性 BCI

非侵入性 BCI 可以藉由頭皮偵測，不需要做開顱手術，其偵測到訊號有 EEG、EOG、MEG、fMRI 和 NIRS，分述如下：

1. Electroencephalography (EEG)

EEG 是目前應用最廣泛的訊號，已經成功應用在非醫療領域上，且具備簡單，低成本等性質，EEG 腦波儀被認為是最有可能發展成通用商品的 BCI。如前所述，EEG 訊號是由一群神經元產生。腦不同部位所專職功能不同，所以有個說

法是，如果能回推 EEG 訊號來源，就可以對應到不同部位的功能，就能解釋此訊號可能代表的意義。科學家嘗試要運用反函數方式回推發生 EEG，但至今仍然無法有一個很好方式解決。在 1990 年，科學家就能用 EEG 控制游標，Wolpaw、McFarland 和其同事發展一套由 EEG 控制一維游標，到了 2004 年則成功發展到二維游標。

2. Electromyography (EMG)

肌肉運動也需要動作電位，所以也可以藉由儀器偵測肌肉纖維的電性。通常會用在研究肌肉失調症狀，將細針插入到表皮就可以偵測到肌肉所釋放出來的生理電訊。

3. Electrooculography (EOG)

眼睛就如一個極化球(dipole)，當眼睛在轉動時，就會影響附近的電位。或是用力眨眼，也會改變附近電位，其偵測到的訊號就稱作 EOG。在睡眠研究中，所需偵測快速動眼時期，就是利用 EOG 進行偵測。平常張眼狀態，也可以用 EOG 去偵查眼睛移動方向、轉動的角度、可以用來偵測壓力等狀態。

4. Magnetoencephalography (MEG)

電流會產生磁場，如果腦中有電流流過，尤其是流過軸突，就有如電流流過電線，只要有 50000 神經元傳遞方向是相同，其產生磁場就會在頭皮被偵測到，偵測到的訊號則稱作 MEG。1968 年，物理學家 David Cohen 用銅線偵測到頭皮上磁場的變化。但是相對於環境中電磁波，腦產生磁場是相當微弱的，必須使用磁場遮蔽器去除外界干擾。現在則是用超導量子陣列做偵測器 (Superconducting Quantum Interference Devices, SQUIDS)，但仍在發展中。

5. Functional magnetic resonance imaging (fMRI)

fMRI 中文稱作核磁共振造影，是屬於無輻射非侵入性檢查方式，非常廣泛應用在醫學上。其原理是，當神經細胞在活化時，會需要氧氣進而需要血紅素將氧氣運送過來。血紅素氧化狀態(帶氧血紅素)的時候為抗磁性的，相對於

缺氧血紅素為順磁性的。科學家運用比地磁強大十萬倍的近平行磁場將血紅素調整到特定方向，當磁場消失時，血紅素會回旋到本身狀態，其中磁角動量會釋放出能量，這些能量被偵測後就稱作磁共振訊號。不同氧化狀態會釋放出不同強度的訊號，可以根據血液中血紅素的氧化比率輕易的分辨出不同的磁共振訊號。如果血液中帶氧血紅素的濃度上升，相對的信號也會隨之加強。藉由 fMRI 搜集這些血氧濃度比可以得知腦部中的血流與氧氣消耗量值。雖然這些訊號是極小量的，但仍可以表現出腦部中腦區的活化程度。運用這種方式，可以確定哪些區域是負責思考、運動、經歷經驗。

6. Near-infrared spectroscopy (NIRS)

腦中一些氧化血紅素也會吸收近遠紅外線波，其吸收波長介於 780nm~2000nm 之間，如果氧化血紅素濃度增高，其吸收強度也高，反之。所以可以讓病患照射一定量的近遠紅外線波，並偵測吸收程度，推論內含氧化血紅素的濃度。其作用機制很類似於 fMRI，但是比 fMRI 更好的是，其不需要昂貴儀器建造平行磁場，且可攜帶使用性也比 fMRI 更加方便。唯一缺點是，其滲透度不高，只限於大腦皮質，所以無法偵測其他部位的訊號。

2.4.5 Hybrid BCI

由於 BCI 各具有優缺點，侵入性 BCI 可以得到清楚的訊號和精確位置，如下圖 2.16 所示，但是只能記錄一部分腦活動。非侵入性 BCI 得到完整訊息，卻無法回溯原本位置，空間解析度較低，如下圖 2.16。HybridBCI 是結合不同優缺點，比如運用侵入性 BCI 做特定點測量，但同時也用 EEG 記錄整體狀況。或是如 ThinkGear 晶片結合 EEG 和 EOG，即可同時偵測到腦波和眨眼狀況。

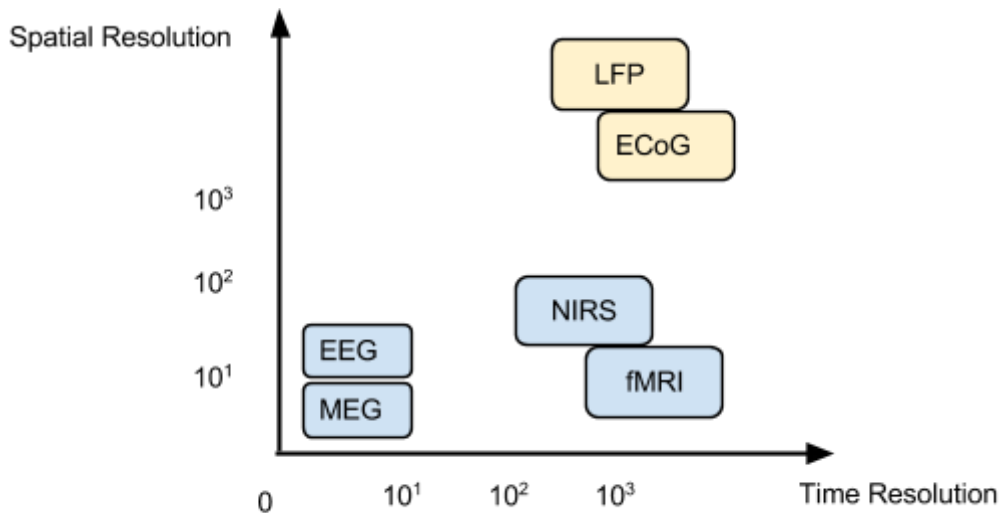


圖 2.15 空間解析度及時間解析度分類圖

2.5 人機介面發展

人機介面發展一直都和技術變革息息相關。新的科技產生新的介面，介面歷史是隨著技術和使用者感受相應而生。同樣的，本研究也是掌握一個新的控制技術，但仍未有一個相對好的操控方式。從過去歷史中，或許可以發現一些對未來的推想。鍵盤早於滑鼠，所以一開始的介面就是單純的命令列(Command Interface, CLI)，如下圖 2.17 所示，命令列是指如 DOS 系統，必須藉由一行行的指令輸入電腦，才能操作電腦。

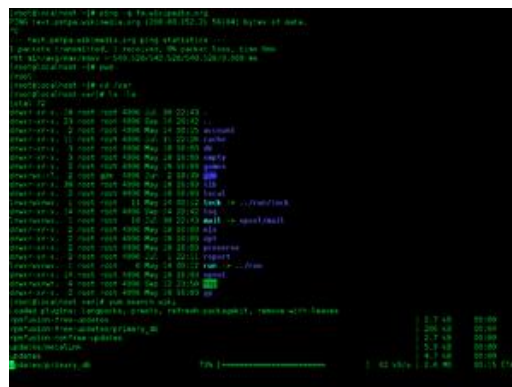


圖 2.16 命令列

在滑鼠之前有光學筆、游標鍵、操縱桿等。這些東西共同操作方式都是操作螢幕上一個小點，進而操控螢幕上其他行為。同時滑鼠和圖形介面也逐漸發展中，最

後會選擇用滑鼠操控原因是，這是最有效率的方式。滑鼠發明人 Douglas C. Engelbart，致力於將滑鼠和鍵盤結合在一起，也設計出可由兩者操作的介面設計。他運用滑鼠搭配五指鍵盤，五指鍵盤是一種二進位小鍵盤，五根手指分別代表 1，2，4，8，16，如果要印出 f 就必須同時按下 2 和 4，才能由二進位演算法搭出第六個字母 f。不小心打錯，就靠滑鼠去消除打錯的字。可惜其設計的鍵盤和滑鼠設定對象是給專業訓練人士，比如速記員，對於大眾來說是相當困難學習。

1974 年，Tim Mott 和 Larry Tesler 運用一連串的訪談，他將一群編輯帶到具備滑鼠和鍵盤電腦前，請他們想像用這些硬體執行編輯平常的工作，試圖找出一套使用者程序。他一開始設計仍然只是文字編輯系統，還未提出視窗概念，直到有一天 Tim Mott 走進酒吧，開始在桌巾上塗鴉，他想像一個人走進辦公室，會看到他的書桌，書桌旁有資料櫃，可以用來歸檔，還有個垃圾桶在桌腳下。他突然領悟到，模仿桌面設計，就是最自然順應人的系統。

在同期，也有許多人進行圖形化使用者介面設計 (Graphical User Interfaces, GUIs)，但只有 Larry Tesler 和 Tim Mott 提出概念較為具體。後來 Larry Tesler 在 Apple 公司創立一套以視窗作為操作系統的電腦。全錄工程師 Alan Kay，更進一步發展出重疊視窗概念。「你可以放一疊紙在桌面上，只要你可以看見每一張紙的角角，就可以將他拉出放在最上層」[17]。

GUI 操控系統，是 80 年代範本，一切都必須靠鍵盤和滑鼠操縱，而且都被鎖在電腦螢幕中，離開電腦螢幕，就和真實生活沒有太大關係。至今自然介面設計 (Nature User Interface, NUI) 企圖將人工控制裝置，例如鍵盤滑鼠，從使用者手中消除，進而改用以語意或身體手勢等方式控制電腦，如近期三星推出手機可以偵測人眼，做出捲軸下拉的動作。Leap motion 則是可以用手勢操作網頁。可以想見的是，這類預知人行為的技術會逐漸被重視。因為使用者永遠希望能以最自然方式與低學習曲線去操控電腦。

但是上述語意身體手勢等方法，都有其缺點，最大缺點為無法在公共空間完

成。例如:語音控制發生在辦公室，就相當不恰當，身體手勢需要較大的空間來操作電腦。近期推出 Google 眼鏡則讓人們可以脫離小螢幕限制，轉而虛擬世界覆蓋在真實世界，如硬體如 Google 眼鏡範圍大小除了用語音控制，也應用膚電測量(EMG)，當你眨眼時可以拍下眼前景象，EMG 就歸類於 BIC 可以偵測的方向，也可以說下一階段人機介面革新會朝向 BCI 發展可能性更甚於現階段語音輸入。

心智輸入系統演化也可以從人機互動歷史看出些端倪，由於鍵盤和滑鼠是目前最常用的人機介面。自然會想到應用滑鼠為概念設計系統。除此之外，還有搖桿為概念的控制系統，會詳述於 2.7 的研究範例。

2.6 有關心智輸入研究範例

由於腦部研究相當廣泛，可以劃分，主要可分為六大項：(1)代替運動神經、(2)心智控制、(3)娛樂遊戲、(4)恢復運動神經、(5)協助於阿滋海默症疾病等研究及(6)溝通和控制，如下圖 2.18 所示。本研究專注領域主要是溝通控制，範圍將針對腦機介面深入探討，並以非侵入式案例為主。目前腦機介面系統可以分為三大類:事件電位激發、滑鼠概念系統及搖桿概念系統。

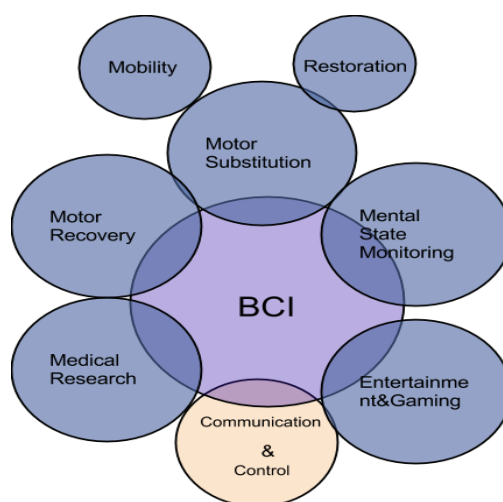


圖 2.17 BCI 應用領域

(資料來源 fBCI Roadmap, 2009)

2.6.1. 事件電位激發(Event Related Potential , ERP)

事件電位激發中的事件是指刺激源，刺激源可能是光、聲音、觸覺或運動自主性肌肉。當操作者試圖操控自主性肌肉時，如舌頭、手、腳等，都會明顯降低 Alpha 和 Beta 波，因此可以運用在操控系統。此外，當眼睛照光之後，負責視覺的枕葉會被激發，大約在第 300 毫秒後，腦波儀就可以在枕葉位置偵測到極端值，此時腦波稱作 P300，如 2.19 圖所示，

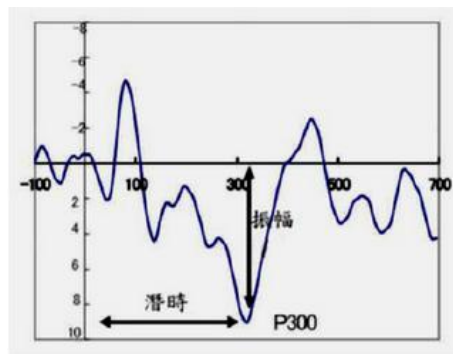


圖 2.18 P300 腦波圖

(來源:神經學)

P(Positive)就是代表正值，300 是毫秒(ms)。P300 代表當事件發生後，通常第 300 毫秒會出現接近+10uV 值。因此當光刺激到眼睛，就稱作視覺誘發電位，當聲音刺激到耳朵，就稱作聽覺誘發電位；身體移動則稱作體感誘發電位。至於文字輸入的應用如下圖 2.20 所示，當眼睛注視 D 字母，且電腦閃如圖中所示的畫面，腦部就會激發出 P300，回傳給電腦。電腦就可以轉譯成一個訊息：目標字可能是在此行，可能是 D、J、P、V、2 或 8。假設電腦從最後一列開始發出閃光，同時眼睛仍然注視 D 的位置，若當電腦閃爍 8 時，大腦沒有釋放出 P300 波，電腦可以推測目標字不是 8。依此原理，直閃到 D，大腦釋放出 P300 波，電腦也偵測到波，就可以推測目標字可能是 D。此為視覺電位激發的原理。但其缺點是必須用多通道的腦波儀偵測並分析全域訊號，通常此設備價格都會相當昂貴。另外在準備時間也相當長和繁瑣。

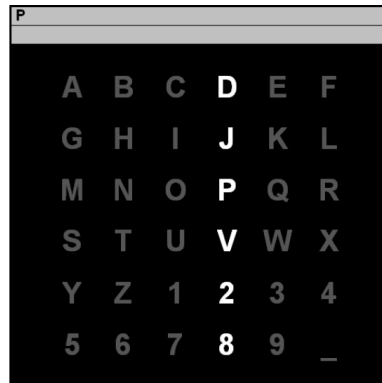


圖 2.19 事件電位腦機介面

(來源:神經學)

2.6.2. 類滑鼠概念的系統

在腦波控制的輸入法中，其中最常被應用就是用腦波控制游標，如果可以控制游標，那就代表可以控制電腦。如下圖 2.21 所示，是由法國 Würzburg 大學所研發的系統“BrainPainting”。其中B圖與C圖代表不同的筆刷，使用者可以點選筆刷在進行畫圖。

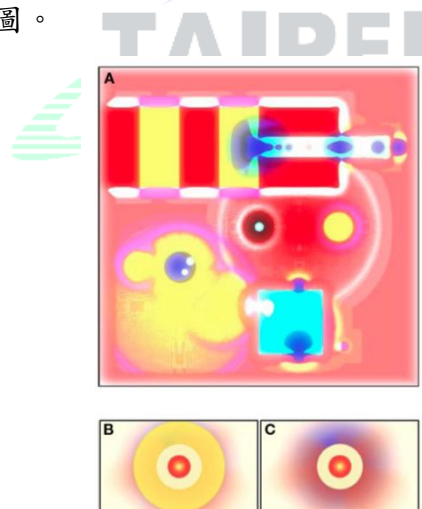


圖 2.20 Brain Painting

(來源: Roodmap, 2009)

在 1990 年 Wolpaw、McFarland 和其同事發展一套由 EEG 控制一維游標，到了 2004 年則成功發展到二維游標。他們讓受測者頭部配備有腦波感測器並按照程式進行訓練。如果想讓畫面上顯示的游標向右移動，就將注意力放在右手，想讓游標向左移動時，則把注意力放在左手上，即可根據腦波的資訊進行移動。

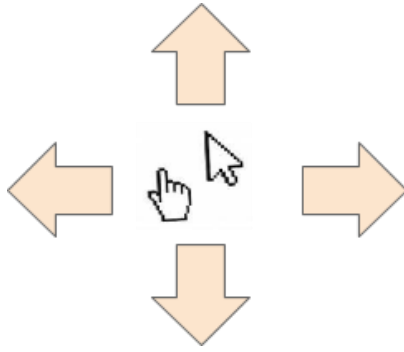


圖 2.21 游標操作維度示意圖

但是實際使用測試後，都會發現效果不彰，因為游標是屬於相當精確的控制，兩個維度都要求精確，才能達到目標，如圖 2.22 所示。但是腦波不但傳輸速度稍慢，且本質上是不穩定的，所以用腦波控制油標，會發現游標可以往大方向前進，但卻無法點擊精確的位置。這也代表應該為腦波控制設計一個新的介面，非承襲舊的介面。

2.6.3. 以搖桿為概念的控制系統

電腦溝通除了慣用的滑鼠鍵盤外，還有搖桿系統，其特色是俱有旋轉維度和直線維度，如圖 2.23 所示。搖桿概念的系統操控方式是先旋轉到特定方向，再切換成控制往前的方向。由於腦波不穩定性質很難同時達成滑鼠兩個維度都要精確的要求，搖桿系統先要求旋轉維度達到定向，再求直線控制。運用此概念可分段控制電腦系統，較適合腦波控制。然而仔細分析現有系統也不全然是參考搖桿概念，因為目前俱旋轉維度的系統都只有單一方向旋轉，與搖桿可以控制順時針旋轉和逆時針旋轉特性不同。本研究所發展雙向系統旨在彌補此不足，讓系統在旋轉方向有兩個維度。



圖 2.22 搖桿

商業性腦波儀 Neurosky 和 Emotive 出現後，開始有人將其應用控制玩具或是娛樂方面，另外值得注意的是遙控輪椅和溝通領域。無論應用在何種領域，都必須考量到腦波不穩定性，及不易操控性質，所以如果要求快速就必須放棄精準性，且只能用在風險低的應用。相反的如果是高風險的應用就必須放慢控制速度，避免發生危險。以下為實際應用搖桿為概念的控制系統案例：

1. 腦波輪椅

理化學研究所與豐田汽車(BTCC)等共同開發出了通過想像移動「腳」、「左手」、「右手」使電動輪椅「前行」、「左轉」及「右轉」的系統控制基礎技術，如圖 2.24 所示。其原理是，首先測量受測者想像不同動作時的腦電波，並識別為不同的命令，最後使輪椅移動。此由腦電波控制的系統可靠度達 95% 以上。系統的特點是，從操作者開始想像之後到輪椅開始移動之前所需的時間僅為 0.125 秒。另外，且當輪椅操作者繃緊面部（測量的是肌電位而非腦電波）肌肉時，便可使輪椅停止動作。



圖 2.23 腦波控制輪椅系統

(來源:DailySundial)

2. 游標控制系統

Tilvus[13]公司所發展的輸入介面其實也是應用同樣的道理，他讓游標具有旋轉和前進的兩種運動方式，選定目標後再用眨眼訊號當作確定指令。從圖 2.25 中可見正中間有一個圓圈及直線，此為操控游標。一開始，先控制注意力讓圓圈順旋轉，直線則會不停掃過畫面的圖標，待選定方向後，做眨眼動作便可停止旋轉，控制注意力使圓圈順者紅線前進，遇到目標圖標則眨眼作為確定訊號。



圖 2.24 window 控制桌面游標系統

(來源:Tilvus)

3. 輸入文字系統

德國 Berin Brain Computer Interface 所發展的輸入系統 TYPEWRITER HEX-O-SPELL(2006)[1]，和之前系統相同是利用搖桿概念特性，同時也具備週期循環性，所謂週期循環性就是會不斷重複旋轉直到使用者選定方向。但特別是，

其加上階層性概念，操作者必須透過兩層選擇才會選擇到目標字。如圖 2.26(a) 所示，在第一畫面中，字母被分成六組，操作者選擇的是組而非字，如圖 2.26(b) 所示。待選擇組別後，如圖 2.26(c) 所示，原本在第三組的字母會被展開單獨個體，操作者必須再多做一次選擇，如圖 2.26(d) 所示，才會印出目標字母。其好處是可以降低畫面複雜度，並包含更多資訊。本研究將以此作為後續發展的重要參考。

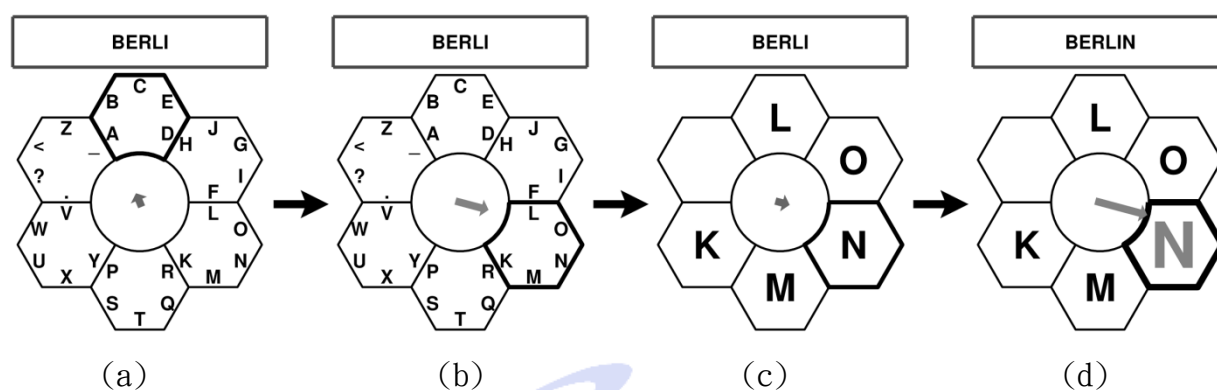


圖 2.25 TYPEWRITER HEX-O-SPELL

(來源:德國柏林工業大學，2006)

第三章 腦波控制系統實驗

3.1 心智輸入系統設計

目前心智輸入系統功能演化可如下圖所示，本研究在既有的架構下，提出雙向性。為了證明雙向性的迴返功能可以提高效率，本研究設計四個系統，各請三位受測者作各做 50 次任務字測試，證實雙向性系統可以提高效率。如圖 3.1 所示：

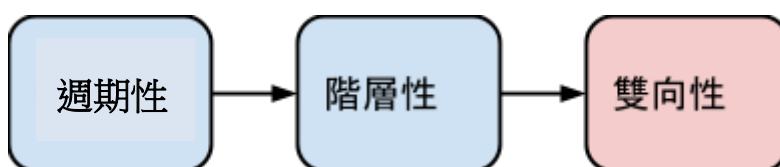


圖 3.1 心智輸入系統演化

3.1.1. 輸入系統架構

目前腦波儀和電腦之間的傳輸是藉由藍牙 4.0 作為傳輸介面，所以電腦也必須針對藍牙進行設定。最後訊號會連接上高階程式 UnityPro，其中本研究使用 BCI 可以連接 Flash，Arduino，Unity 等高階程式。

其中 UnityPro 具有跨平台的特性，所以完成應用程式可以發佈在不同平台。而且 Unity 支援 3D 操作，如果未來有需要用到 3D 模型，也能快速建立程式。除此之外，Unity 可支援 c#，javascript 和 Boo 語言。對於需要和底階語言溝通來說的系統，c# 是相當方便的工具，而高階程式則適合用 javascript 撰寫。因此選定 Unity 作為此次系統設計開發軟體，並且架設系統在 Win7 之下。

如第二章所述，訊號分析和歸一化在 ThinkGear 晶片中就已經處理完。藍牙是接受處理好的訊號，傳遞給電腦，不具有回傳功能。API 接口則是將訊號轉成 Unity 可以使用的形式，在此使用者可以自由使用並組合訊號。可取得的原始訊號有八種，分別是 Delta、Theta、Alpha、LowBeta、MidrangeBeta、HighBeta、

Gamma 和 PoorSignal。另外，透過 ThinkGear 演算法，可以將上述訊號重組為 Attention 和 Meditation 值，並歸一化成 100 等級。Attention 代表注意力，當集中或是焦慮狀態時，Attention 會順勢提高。Meditation 則是指放鬆程度，但不是指肌肉放鬆，而是更接近一種冥想，放空的狀態。除此之外，晶片還可偵測眨眼訊號 PoorSignal，但普通且微弱的眨眼是會被當成雜訊過濾，刻意的眨眼訊號則會被記錄下來，只要牽動肌肉如皺眉或是眨眼等都會被歸類到 PoorSignal 訊號源。在 ThinkGear 中，PoorSignal 被分成 200 個等級，但是實際使用後，發現一般眨眼只能達到 26 或是 56 等級。PoorSignal 數值為 200 則指示雜訊過大及未接地狀態。

依據 Neurosky ThinkGear 技術文件宣稱可以辨認人的四種心智狀態：專注、焦躁、放鬆和冥想。但對於人來說要精確的切換四種狀態也是相當困難一件事情。或許經過更長時間訓練是有機會達到切換四種狀態，但對初步接觸者，還是很難去體會其中的差異。

如何有效控制 Attention 值，雖然官網上建議是集中一個點，可以有效提高 Attention 數值。但是依據使用上經驗，進行算數、語言，或是進行判斷時，都能有效提高 Attention 值數值。要將低 Attention 值最好方法，就是閉上眼睛，可以很有效的降低，這是因為閉眼減少刺激來源，Beta 波也會因應減少。但是不論是否在實驗狀態，閉眼都不是好的選項。本研究發現，如果是處於放空，將注意力轉到環境的聲音，也能有效的降低。

Meditation 則是代表放鬆狀態，如技術文件上說明，此處的放鬆不代表是肌肉的放鬆，但是可以幫上一些作用。所以在實驗過程中，會建議先嘗試將肌肉放鬆，然後處於一種不思考狀態或是睡前狀態，就能有效的提高 Meditation 數值。

如感到很困難，可以用閉眼方式去調整，如同 Attention 值。緊張和焦慮都會降低 Meditation 數值和 Attention 數值。每人使用的心智狀態都不盡相同，只能用語言當做一種標準盡可能去描述，中間失真的程度也很難評估出來。

ThinkGear 提供三種可操作的訊 Attention 和 Meditation 及 PoorSignal，在本實驗中只使用兩種訊號 Attention 和 PoorSignal。原因是多操控心智狀態會需要長研究時間，系統也會趨加複雜，因此決定先使用兩種訊號設計系統。

一個完整的 BCI 系統包含必須包含四大塊，如圖 3.2 所示：(1)取得訊號，藉由感測器將人腦的訊號記錄；(2)處理訊號，藉由演算法將取得的訊號作為電腦可以解析的命令，並傳輸給電腦；(3)操控裝置，電腦接受到訊號會依據程式作進一步動作，並提供回饋訊息顯視螢幕上；(4)回饋訊息，受測者會依據螢幕上的訊息做心智狀態調整。調整後的訊號會回被偵測並回饋到電腦螢幕上，此系統可以不斷的被修正。

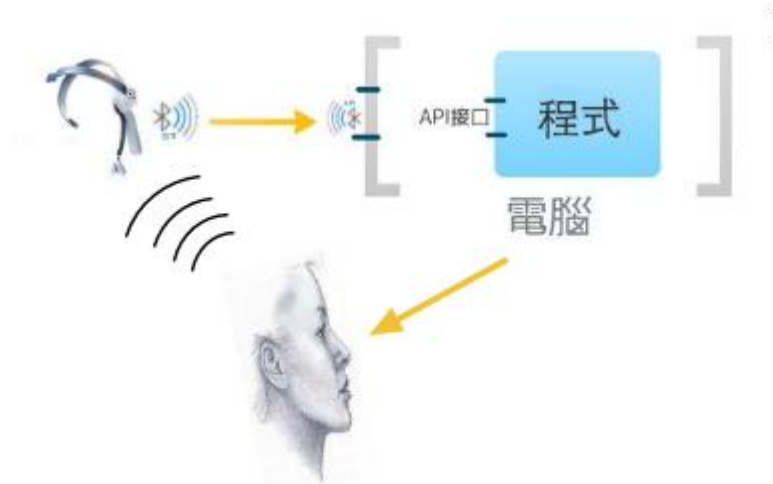


圖 3.2 完整 BCI 系統架構

3.1.2. 介面設計

基於最佳有效畫面分配，如圖 3.3 所示，本研究打破以往佔據螢幕的輸入設計，改成將字母並列成如圖中下方兩行，讓使用者可以觀看其他應用程式。單一字母大小至少為 50pix*50pix，大於人眼一般的 12pix*12pix。字母顯示的亮度較低，輪到待選擇時，則會提高亮度，提示使用者可以進行選擇。

為了方便記錄使用者狀況，本研究將上方空間列為實驗區。由上而下，分別為：

A. 連接腦波儀窗口

此處必須輸入埠名，才能通知電腦，將此應用程式連接上埠，接收腦波儀傳來的訊息。

B. 計時器

為了計算每次實驗完成時間，所以在右上角安裝計時器。此計時器是為了方便本研究作記錄，而非給使用者參考用。在實驗過程中，也會告知使用者不需顧慮此計時器。

C. 印字區

將使用者輸入的字顯示在此。

D. 系統切換區

由於本實驗希望能找出最佳介面與操作方式，所以在設計過程中，設計不同系統給使用者操作，為了方便切換，將切換鈕都列於此。

E. 回饋訊息

除了數值上的參考，本研究仍然設計藍帶，會依據 Attention 值做變化，旁邊佐以數值作參考。給予使用者視覺上回饋，期望能幫助使用者操控大腦皮質。

F. 字母區

實際應用程式輸出只限於字母區



圖 3.3 系統介面

3.2 G(6)系統操作模式

根據德國柏林工業大學 TYPEWRITERHEXOSPELL 系統設計，六個為一組循環，由使用者選擇輸入，本研究記為 G(6)系統。其操作方式如下：

1. 第一層切換：一組有六個字母，共分成五組，每一次閃亮六個字母，閃爍到第五組時，會重新循環。此時切換速度固定，即經過固定時間後會切換至下一組。當受測者挑選其中一組，則必須提高 Attention，並同時眨眼，就可進入第二層切換。實際操作畫面如圖 3.4 所示，假設要選擇字母是 E，則要先選擇第三組。

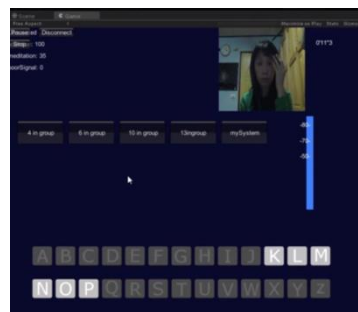


圖 3.4 選擇組別

2. 第二層切換：在此步驟中，每一次只閃亮一個字母，閃亮到第六個字母則會從頭切換，只會在第一層選中的組別循環，不會切入其他組。受測者若要挑選字母，須先提高 Attention，在配合眨眼，即可印出所選字。若是受測者發現進錯迴圈，也提供回返機制，只要降低 Attention 值，配合眨眼，就可以跳出第二層切換，進入第一層切換。在此稱之為迴返機制。承上例子，若已選擇第三組，系統會自動在 K 至 P 循環，待循環到 L 時，提高注意力並眨眼做選擇即可印出 L 字母。如圖 3.5 所示。

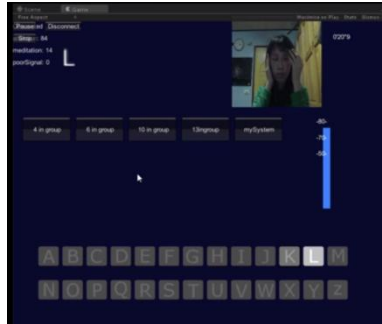


圖 3.5 選擇字母

3. 選擇完成後，系統會跳出個別循環，重複 1~3 步驟。

3.3 第一階段實驗

在系統初始建立時，已經達到基本功能。其中包含(1)會依循一定的速度作切換;(2)具有可循環性;(3)有階層性;(4)可印出字。但其中還有 Attention 閾值判定、切換速度及探討不同字母數組合是否會影響效率，此三種參數皆需要實驗確定，所以將會在此節詳述。

3.3.1. 探討閾值

本研究操控關鍵參數為：Attention 及 Meditation 的閾值。根據 ThikGear 晶片的設計，注意力和放鬆力可分為 100 等級，從 0~100。而實驗邏輯，需要用閾值來決定選字與否，所以必須設定一個大於 0 的閾值。閾值定義：如果超過閾值則設定為高注意力狀態。

為了過濾一般的心智狀態，所以本研究先記錄一分鐘內未刻意集中及放鬆的心智狀態各三次，再取其平均。會發現某些數值出現次數會非常頻繁，所以閾值必須高於這些高次數的值，不然這些值很容易干擾控制過程;但也不能設定過高的值(如 90)，因為要達到 90 心智狀態，通常很緩慢而且需要長期的訓練才能穩定維持 90 數值。所以得到恰當的閾值是首要條件。以下是本研究實測並記錄未刻意放鬆或集中的狀態下的值。如圖 3.7 所示：

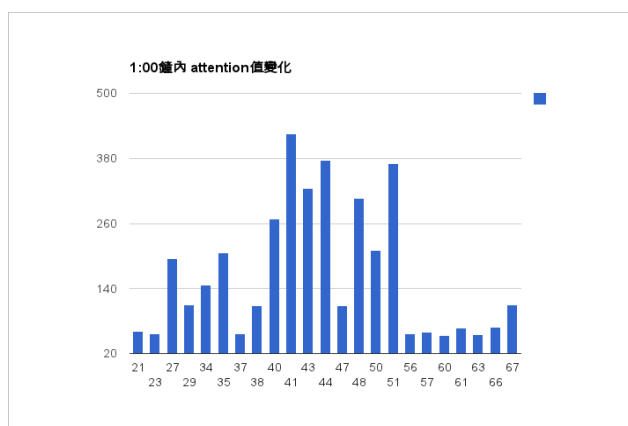


圖 3.6 Attention 心智狀態紀錄

由圖 3.7 可見，橫軸是 Attention 值，縱軸是此腦波值被記錄到的次數。從中可以見到，在未刻意改變心智狀態的情況下，Attention 值會落在 0~70 之間。其中有些值特別容易出現，要設定的閾值必須大於這些出現頻繁的值，因此本研究初步設定閾值為 70。

3.3.2. 探討切換速度

接下來，需要設定適當切換速度，希望可以達到速度和準確率兼顧的系統，所謂切換速度是指系統介面中個選項的循環切換速度。若切換速度很快，導致失誤率高，所花費時間會更多；如果為了高準確度而調慢速度，反而是考驗使用者維持心智狀態的耐力，不一定能提高準確度，耗費時間也相對較多。為了找出最佳切換速度，在設定閾值為 70 情況下，分別以 2 秒的倍數測試。以 2 秒的倍數作為測試，原因是在研究過程中發現，當心智狀態要反應到螢幕上大約需要 2 秒的時間，因此在這些速度之下，完成目標任務輸入「LOVE」三次，並記錄其各別完成時間，如表 3.1 所示。測試系統選用 G(6)系統。

表 3.1 切換速度測試

時間 實驗次數	2 秒	4 秒	6 秒	8 秒	10 秒
1st	08:03	03:59	05:01	07:56	10:51
2nd	09:11	04:00	05:41	05:33	11:10
3rd	09:45	05:31	06:19	06:17	11:56
Average	08:59	04:30	05:40	06:35	11:19
Total	26:59	13:30	17:01	19:46	33:57

從表 3.1 所示，2 秒切換速度過快，所以其表現比 10 秒還差。而 6 秒~10 秒花費時間有一個上升趨勢也是可以預期的，因為切換時間越長，除了花費時間變長，使用者能否維持一定心智狀態都是相當困難的事情。其中可以發現，4 秒所花費時間是當中最少，故預設 4 秒作為一個最恰當的切換速度。

3.3.3. 探討不同字母數組合的影響

英文字母有 26 個，如果依循德國柏林工業大學在 2007 年發表的心智輸入介面會先選擇各字母分組，再進行單一字母選擇。經過此兩層選擇可稱為階層性。不同分組方式是否會對選擇有影響？為了探討此議題，本研究先將 26 個英文字母作分組。分組方法如下表 3.2 所示：

X 定義為一組包含幾個字母。X=7，代表一組內有七個字母。

Y 定義為可以分成多少組。當 X=2 時，Y=26/2=13 組。

表 3.2 分組方式

分組名稱[註一]	X	Y
G(2)	2	13
G(3)	3	9[註二]
G(4)	4	7
G(5)	5	6
G(6)	6	5
G(7)	7	5
G(8)	8	4
G(9)	9	3
G(10)	10	3
G(11)	11	3
G(12)	12	3
G(13)	13	2

註一:G(2)表達 2 in Group， G 為 Group 之意， 2 則是兩個為一組。

註二：若字母無法整除， 則最後一組可以適時調整字母數。如 B 組，因為 26 個

字母無法被 3 整除， 最後一組只有 2 個字母。

由上表可見，G(2)和 G(13)系統可以歸成同一種，G(2)系統是十三選一，再二選一；G(13)則是先二選一，再進行十三選一。因此 G(2)和 G(13)系統只需要挑

其中一個。依此類推，可以將 G(3)、G(9)、G(10)、G(11)及 G(12)視為分組類似；G(5)、G(6)、G(7)也是相似組；G(4)與 G(8)類似；G(2)和 G(13)類似。

本研究依據兩個原則選擇組別：

1. 鄰近的組別效應不會有顯著的差距，所以選定一組後，其兩側的組別皆不考慮
2. 如前述，目前分成共四種，各別從中挑選一組作實驗。

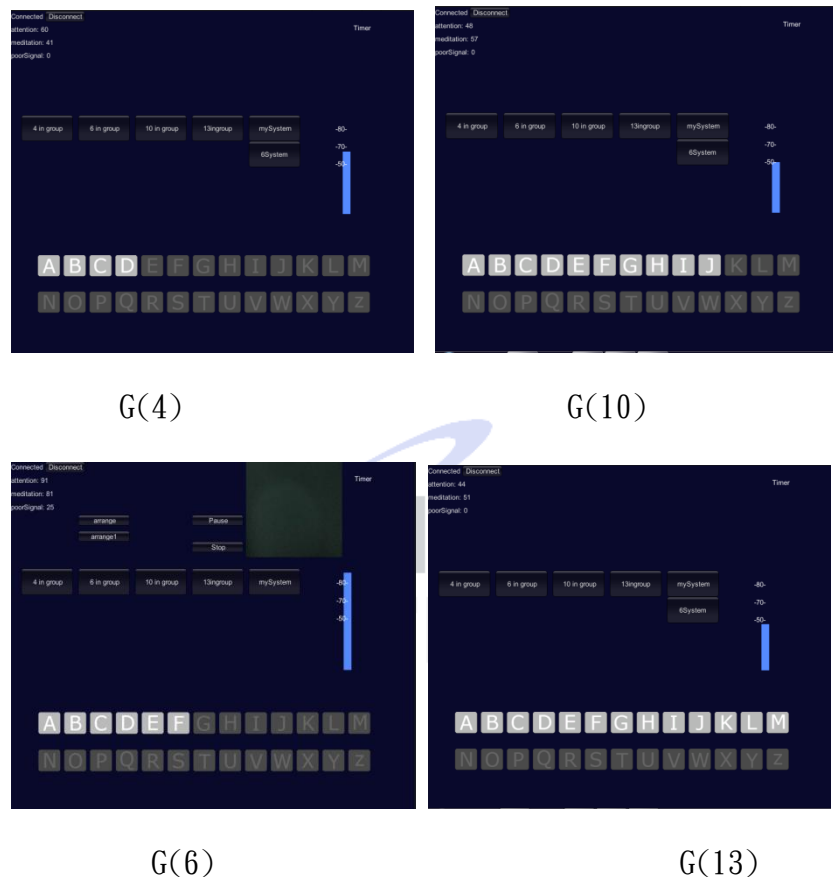


圖 3.7 決定四種不同組別的測試系統

本研究推測最極端的效應會出現在 G(2)系統和 G(13)系統這兩組上，所以挑選 G(13)系統，十三個為一組，作為測試系統之一。G(3)系統和 G(12)系統因為鄰近 G(2)系統及 G(13)系統，推測實驗結果應該相似，因此忽略 G(3)和 G(2)系統兩選項。從 G(9)、G(10)、G(11)中挑選出 G(10)系統，測試 10 個為一組的系統。另外，柏林工業大學所發表的 TYPEWRITERHEXOSPELL 系統，是選擇六個一組，所以將第 G(6)系統納入系統測試。依據第一原則，G(5)與 G(7)系統給予刪除。G(4)和 G(8)系統則挑選出第 G(4)系統作為測試。總結已上，挑選出測試系統為

G(4)，G(6)，G(10)和 G(13)其展示畫面如圖 3.8 所示。

表 3.3 四種系統測試結果

組別 次數	G(4)	G(6)	G(10)	G(13)
1 st	05:39	07:56	08:37	12:44
2 nd	06:54	05:33	07:31	13:21
3 rd	07:19	06:17	09:57	14:56
Average	06:37	06:35	08:41	13:40

注：時間單位為分鐘

測試結果表 3.3。在測試過程中可發現，十三個為一組的 G(13)系統耗費比較多時間。在實驗過程中，會發現要進行二選一是需要比較多時間，因為改變心智狀態到反應在螢幕上通常需要一段時間，這段時間目前略估為 2 秒，所以當眼睛看到目標，在進行選擇時，往往已經錯過選擇時機，需等待下一回循環。除此之外，進入第二層選擇時，十三選一也是相當耗時，尤其錯失選擇機會時，便需要長時間的循環。因此，G(13)系統表現如預期是一個極端的介面設計。

根據上述推斷，可知分組原則是 X 和 Y 越接近越好。比如六個為一組的 G(6)系統，滿足兩個條件：

1. 有足夠充裕時間準備心智控制。
2. 錯過時，等待下一個循環時間不會過長。

因此，後續實驗會繼續依循六個為一組的 G(6)系統模式作進一步測試，測試系統完整流程則如圖 3.6 所示。

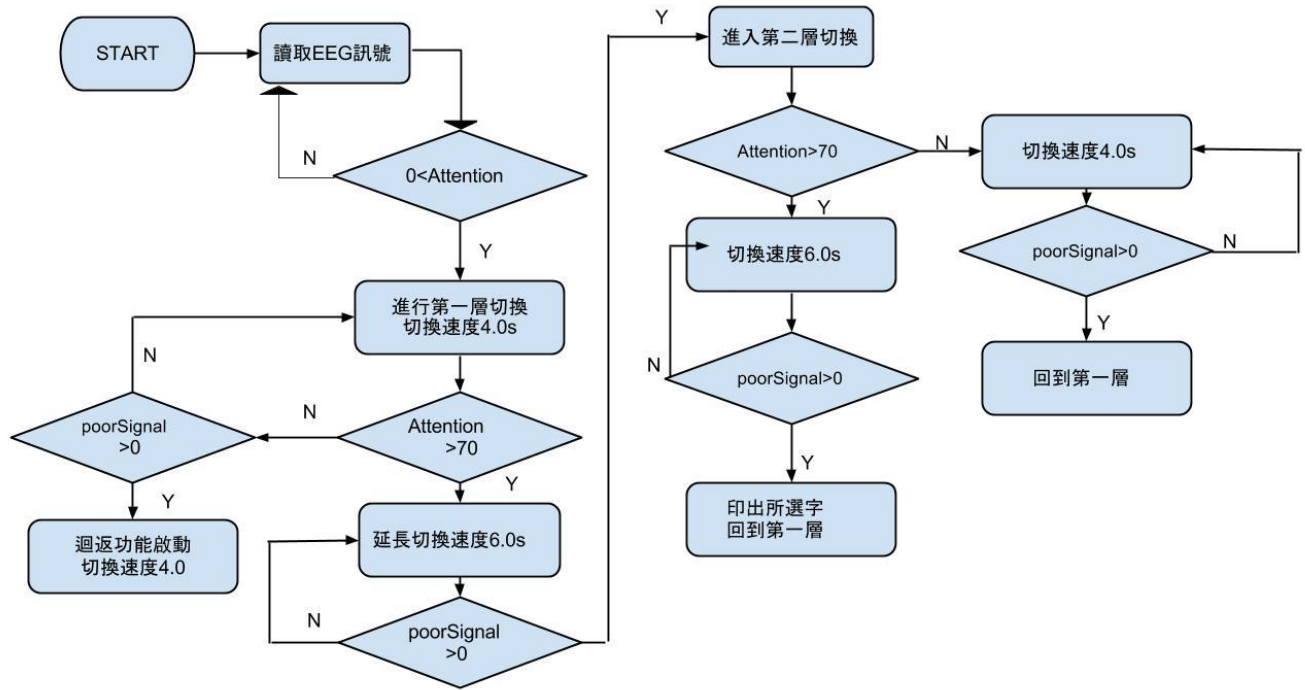


圖 3.8 G(6)系統流程圖

3.4 系統特殊設計

根據前述的前置實驗，本研究發現兩個問題。

1. 選字時，需要更多緩衝時間。
2. 錯過目標字時，則需要重複一輪循環時間。

本研究增加兩種特殊介面設計，主要目的在於協助使用者增進效率。此兩種設計都是未曾見於現有的相關系統。

3.4.1. 系統特殊設計-判斷使用者注意力

系統主要是依賴使用者的注意力去選字，注意力可以依據閾值分為高或低。本研究發現，當使用者提高注意力高時，通常是「準備」要做選擇，注意力降低時，則會是「等待」做選擇狀態。

首先是讓系統不斷偵測數值變化，若是注意力出現大幅增長現象，則判斷目標字在附近，此時系統切換速度會變慢，可以讓使用者有較多預備時間做眨眼動

作。

本研究將一般切換速度設定成 4.0 秒，當電腦偵測到專注力提高時，就推測使用者想選擇字應該就在附近，所以會自動放慢切換速度成 6.0 秒。當注意力降低時，則推測使用者目標不在附近，因此系統會恢復成最適的切換速度 4.0 秒作切換。

注意力低，進入「等待」狀態時，系統則會加快速度。只要注意力降低，系統會開始計算在等待狀態的時間，若等待狀態超過 6 秒，則判定目標字不在附近，系統會自動加快切換速度，縮減等待時間。

3.4.2. 系統特殊設計-增加迴返功能

本研究從前置實驗中發現，若是錯過目標字就必須在等待下一回循環，非常的耗費時間，也不能提高效率。為了解決，錯過目標字時必須等待循環一輪的問題，本系統加入「迴返功能」，讓錯過目標字可以有補救的機會。

其設計原理是，運用低注意力「等待」狀態時進行切換的動作。本系統原本將注意力切成兩種狀態，分別是「準備」做選擇及「等待」目標字，分別對應注意力的高低。在「準備」做選擇狀態眨眼，會進行印字動作；在「等待」狀態時，「眨眼」就可以切換循環方向。後續實驗會證明此功能是否有效的提高績效。

3.4.3. 受測者回饋

本研究受測對象皆為第一次接觸腦波控制者，他們多數反應是若能單純的切換控制是相對簡單。因為過於複雜的指令和學習操控腦波控制是會在腦內造成衝突，進而影響表現。為了驗證這點，在第二階段實驗加入無階層性選擇的系統，也同時探討迴返功能是否能提高效率。

3.5 第二階段實驗

本實驗設計一套系統可以用腦波為控制的文字輸入系統，探討不同介面的使用性，並嘗試找出適當的回餽訊息給使用者。德國柏林工業大學 TYPEWRITERHEXOSPELL 系統，是在既有的循環性上加上階層性，先選擇組別，再選擇字母，經過兩階段選擇後，才能輸出目標字母。本階段的實驗系統則是在既有系統上，多加一個雙向性迴返功能，使系統具備循環性、階層性及雙向性。在此章節本研究將驗證新增加的雙向性是否能提高操作績效，除此之外，也希望探討簡單指令是否能提高系統效率。

3.5.1. 四種實驗系統介面

本研究設計四種系統來進行驗證，分別命名為 A 系統、B 系統、C 系統及 D 系統。A 系統其實就是 G(6)系統，但是除了既有的階層性，還加上雙向性的迴返功能。B 系統則是 A 系統的對照組，不具有迴返功能。C 系統和 D 系統則是單一階層性，所有選項無分組，單個切換循環選擇。但是其中 C 系統俱有迴返功能，D 系統則是所有系統中指令最簡單的設計。如圖 3.9 所示



圖 3.9 四種組別系統

3.5.2. 實驗環境

由於人的情緒非常容易受到外在環境干擾，腦波會隨者情緒上下波動，所以必須要求在一個安靜可以專注的環境，本研究會帶領受測者至安靜的房間，除了指導者和受測者，其餘人皆不可干擾之。測試對象無任何操作腦波經驗者。除此之外，在初期調整適當心智狀態是需要花費很大精神力，所以受測者可以依其狀況要求休息時間。

3.5.3. 實驗設計及流程

單一受測者只會測試一個系統，一個系統有三位受測者，總共有 12 位。單一受測者需完成任務字「LOVE」輸入共 50 次，並記錄個別完成時間。挑選這四個字原因是 LOVE 在平均分佈在介面四角，及上下兩行，不會過度集中一個區域，俱有普遍性。如圖 3.15 所示：

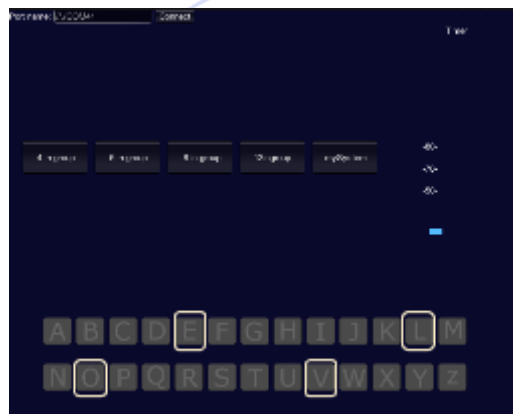


圖 3.10 任務目標字

實驗步驟如下：

1. 協助受測者攜帶腦波儀，檢查耳垂的接地點是否夾穩。挑除感測器和額頭之間的髮毛。如果受測者皮膚屬於油性肌膚，建議先用清水清洗過。



圖 3.11 受測者實驗狀況

2. 分別給予操作說明卡，其中四種個別操作說明卡，分別如圖 3.11~3.14 所示。

A 系統操作說明卡如圖 3.11：

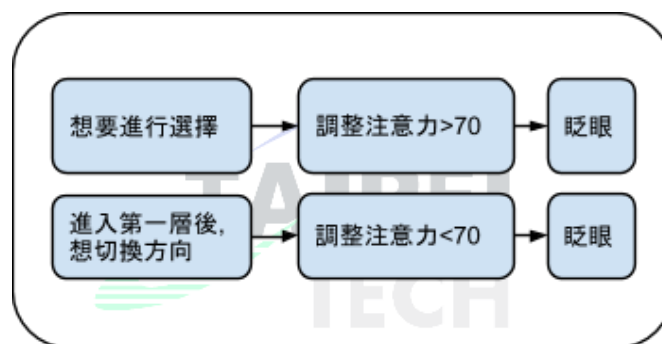


圖 3.12 A 系統操作卡

B 系統操作說明卡如圖 3.12：

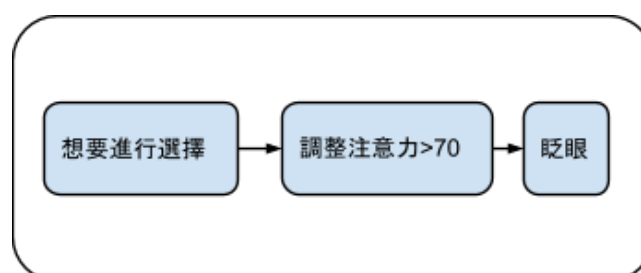


圖 3.13 B 系統操作卡

C 系統操作說明卡如圖 3.13：

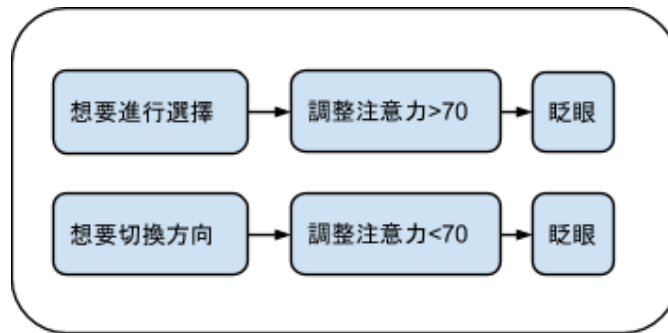


圖 3.14 C 系統操作卡

D 系統操作說明卡如圖 3.14：

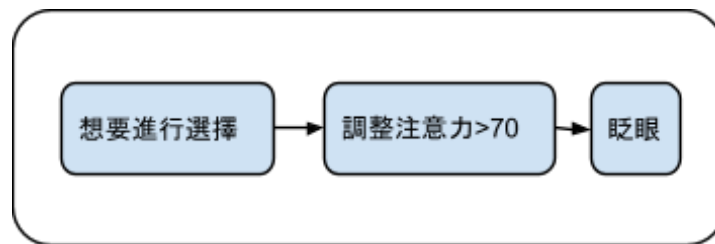


圖 3.15 D 系統操作卡

3. 告知受測者需完成指定任務：輸入 LOVE 字樣共 50 次，
中間可以依照需求休息。
4. 計時完成 LOVE 的個別時間

3.5.4. 實驗結果

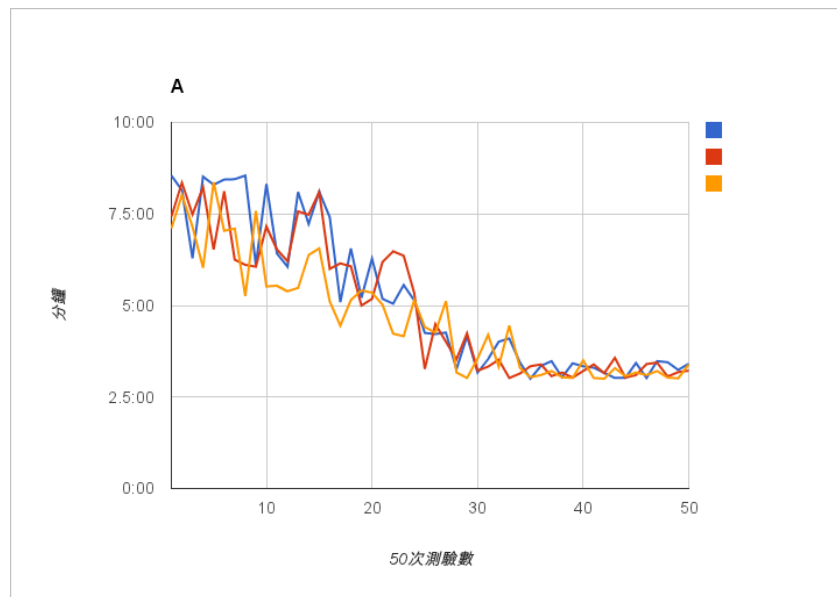


圖 3.16 A 系統的完成時間

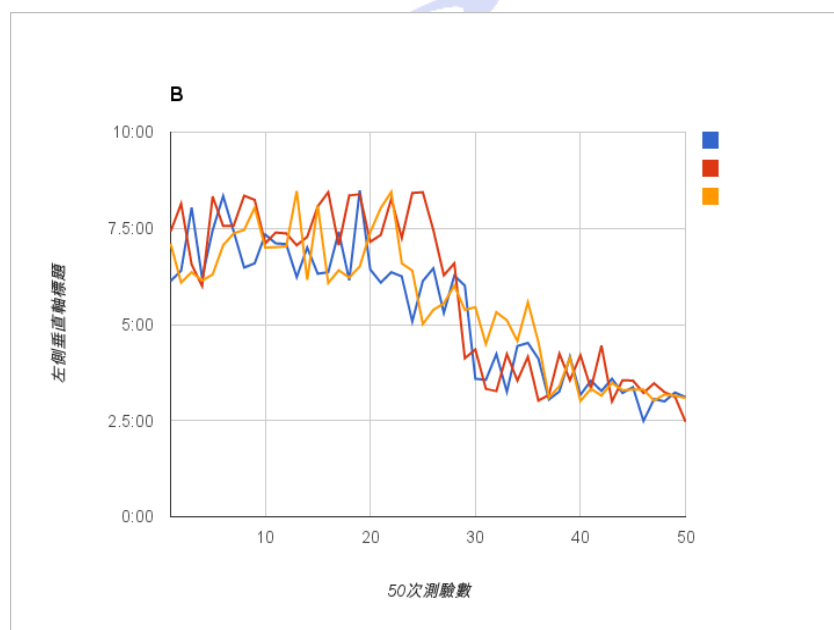


圖 3.17 B 系統的完成時間

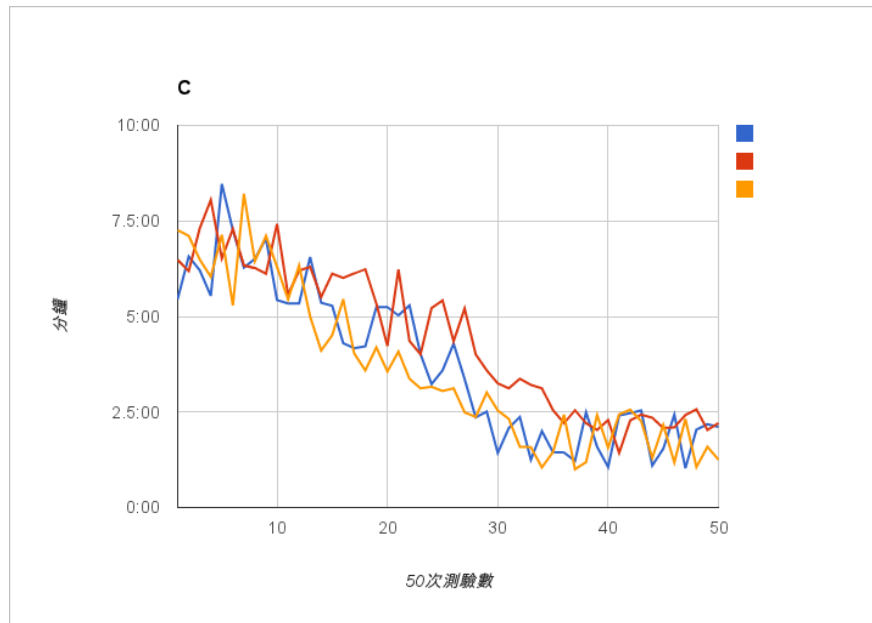


圖 3.18 C 系統的完成時間

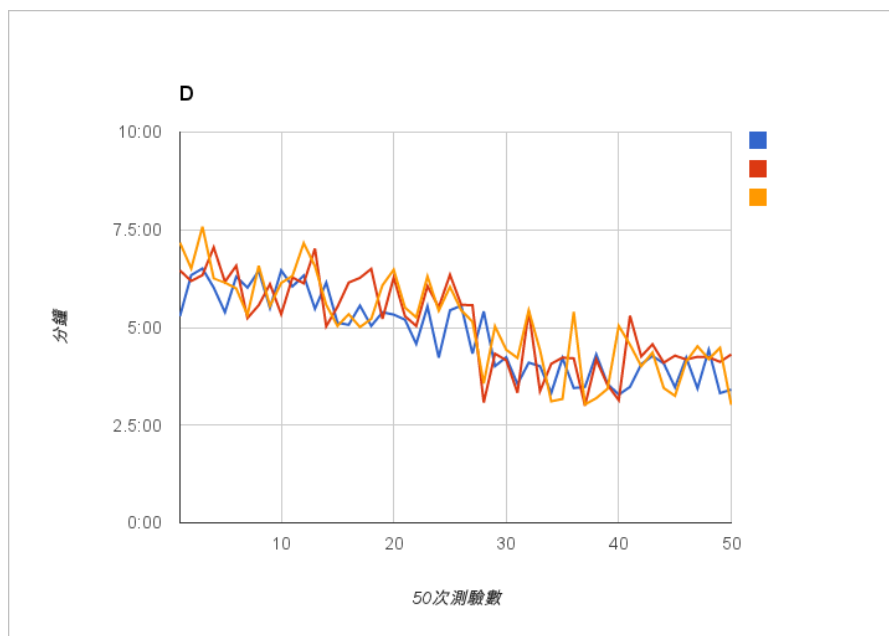


圖 3.19 D 系統的完成時間

第四章 結果討論及使用建議

4.1 結果討論

很明顯，在經過練習一段時間後，各系統的受測者都會趨近於穩定。本研究取前十次平均，定義為初始練習的完成時間，並稱作「練習完成時間」。經過三十次練習後，則趨近於穩定，因此取後二十次平均稱為「穩定完成時間」。

由此得知，俱有迴返功能的 A 系統。其練習完成時間為 7.35 分鐘，穩定完成時間為 3.45 分鐘。沒有迴返功能對照組的 B 系統，其練習完成時間為 7.15 分鐘，穩定完成時間為 4.08 分鐘。單個切換且俱有迴返功能的 C 系統，練習完成時間 7.07 分鐘，穩定完成時間 2.15 分鐘，其對照組 D 的練習完成時間是 6.15 分鐘，穩定完成時間為 4.18 分鐘。列如下表 4.1 所示：

表 4.1 四種系統練習完成時間及穩定完成時間

	A 系統*	B 系統	C 系統*	D 系統
練習完成時間	7:35	7:15	7:07	6:15
穩定完成時間	3:45	4:08	2:15	4:18

注一：* 代表具有迴返功能

注二：時間單位為分鐘

從表 3.4 所示。比較 C 系統和 D 系統的穩定完成時間，可以發現俱有迴返功能的 C 系統經過一段時間練習後，其完成時間為 2.15 分鐘。明顯比 D 完成時間 4.18 分鐘降低很多。可以證明加入迴返功能的確可以提高效率。再比較 A 系統和 B 系統兩組的穩定完成時間。會發現沒有如 C 系統和 D 系統有明顯的差別。A 系統的完成時間 3.45 分鐘只比 B 系的 4.08 分鐘稍微提高點效率。

其原因可以從實驗過程中受測者的反應得知，受測者反應操作過於困難。未接觸過腦波儀的受測者同時學習操控心智狀態和系統的指令，其實是相當難以兼顧一件事情。因此可以推估 A 系統是最複雜的系統，其所需的練習時間也比其他

系統來得高，代表比較困難需要更多時間練習，但是當受測者熟練後，就可以提高效率。B系統去除迴返功能，所以複雜度沒有A來得高，可以從其練習完成時間得知其學習時間較短。另外D系統是所有系統最簡單，只需要專心控制注意力和眨眼時機，所以其學習時間最短只有 6.15 分鐘。

因此本研究可以推論，多增加迴返功能的A和C系統，比B和D系統都需要更多學習時間。但是從熟練後的完成時間來看，新增加雙向性的迴返功能是可以提升效率，而且只要熟練就能得到很大的便利性。

4.2 使用者回饋建議

本研究希望能將此系統發展成貼近人意的操控系統，也需要更多巧思，因此使用者回饋要求對於後續發展相當重要。詳列如下：

1. 六個為一組的分類方式，在設計之初認為可以先藉由大分組快速選擇，再進行個別選擇可以有效減短操作時間。六個一組設計的確帶來便利性，但前提是必須在熟練學習之下，才能體會其便利性，否則過於複雜的指令容易讓初學者感到困惑。也有 12 個受測者中，有兩位認為六個一組的階層性操控比單一操控來的方便。
2. 初學者必須同時學習操作流程和控制心智狀態是有一定難度。有受測者反應，往往看到目標字時才開始思考如何操控，這段時間就可能錯過目標字時間，而且無法專注再調整心智，因為必須思考下一步的命令。關於這個議題，當初設想是測驗使用者掌控系統時間，所以沒有做前置訓練。如果使用者做了前置訓練，那就代表對系統有一定熟悉度。另外，從中也可以看出要如何界定心智狀態議題是值得深思，舉例來說，「思考下一步命令」對於人來說代表分心，對機器來說「思考」腦活動反而能提升 Attention 值。如何界定心智狀態對於人來說有一定模糊空間，對於機器來說更加難以定義。
3. 迴返功能提供相當大的便利性。雖然已有前置說明，但是當使用者對於錯過任

務字時，不經意的皺眉所引起的迴返功能十分驚喜，甚至有人反應心中剛想“倒回去”電腦就反映出來，讓他認為電腦可以讀懂人心智。但實際上，這裡只是用人的習慣反應去設計系統。本研究期望未來能找出更多類似例子在系統上。

4. 設定適當的切換時間。切換時間目前設定為注意力低於 70，切換速度為 4.0 秒，而注意力高於 70，則放慢速度。目的是配合人的習慣，當目標字在附近時，自然會升起注意力。但切換速度有人反應過快，有人則反應過慢。因此，本研究認為應該加裝調整鈕，讓使用者調整適當速度。



第五章 結論及建議

5.1 結論

本研究提出與過去系統不同的設計想法，過去輸入文字系統具備循環性和階層性，而本研究則是新增加雙向性功能，並驗證的確可以提升系統效率；但本研究也從中得知功能越多的系統，所需要的學習時間也相對增加，越不易操作。本研究得到結論如下：

1. 增加迴返功能可以讓腦波儀文字輸入系統提高使用效率。
2. 指令過多會讓效率降低，設計時應該盡量簡化操作指令。
3. 階層式的介面較為有效益。

由於本研究設計是運用注意力依循環順序選字母，因此本研究只要經過適當練習就可以套用在不同拼字法。如將本系統換成日語 50 音也能依據本系統的階層性和雙向性作分組選擇，可視為具有普遍性。

適當的系統提示誘發使用者順利操作是腦機系統重要的課題，此提示必須要符合人的自然行為，並導引出相對應的正確動作。在本研究中，發現：

1. 皺眉可以對應人們的錯過選擇時自然反應，導引人們自然地操控系統。
2. 閃光可以有效提升注意力值，可以做為如皺眉的指示功能。

5.2 後續研究建議

在實驗過程有出現兩種現象，會影響系統設計，在此章節詳述如下：

1. 系統限制：

不論操作者或是系統設計者都發現，系統不會及時反應心智狀態，大約有 2 秒的間隔時間，初步推測是底層晶片傳輸到電腦之間的緩慢問題，很難由高階程式解決此問題，只能盡量調整參數，和改善使用者的練習程度。

2. 閃光：

本研究是使用閃爍方式提示受測者，但是從分組測試中，會發現閃光容易提升 Attention 值。這也可以從視覺電位激發解釋此現象，當人眼接受光訊號後，會激發後方的枕葉，可能有些連鎖反應，將訊號反射到前額葉。此現象，應可作為後續設計提升 Attention 值方法。

在開發模組逐漸便宜和技術精進之下，腦波研究也不應該只限於醫療領域，而能有更多實際應用。但是對於大腦本研究仍處於懵懂階段，不論是基礎科學或是應用科學。既然無法從理論應用到技術，只能盡量觀察人的行為，進而設計可以配合人系統的研究。也可以再進一步探討如何應用閃光提升注意力的現象作為指示，在指示之下是否能有效的提升輸入效率。



參考文獻

1. MARK H. JOHNSON(2001)。發展的認知神經科學(洪蘭譯)。台北市:信誼
2. 尼可拉斯(2012)。念力-讓腦波直接操控機器的新科技(楊玉齡譯)。
3. Bill Moggridge(2008)。關建設計報告(徐玉玲譯)。
4. 中華民國生物醫學工程學會(2008)。生物醫學工程導論 (30-50 頁)。台北市：滄海
5. Jeff Hawkins, Sandra Blakeslee(2006)。創智慧(洪蘭譯)。
6. Benjamin Blankertz, Guido Dornhege, etc(2006). The Berlin Novel Mental
i. Typewriter HEX-O-SPELL
7. Erik Andreas Larsen(2011). *Classification of EEG Signals in a Brain- Computer Interface System*
8. F Lotte¹, M Congedo², A Lécuyer¹, F Lamarche¹ and B Arnaldi¹ (2007). *A Review of Classification Algorithms for EEG-based Brain-Computer Interfaces*
9. 方振隆(民 93)。以腦波控制之主動義手。成功大學機械系碩士論文，台南市。
10. 張釜源(民 96)。應用傅立葉轉換於腦機介面之游標控制。國立台南大學數位學習科技學系，台南市。
11. BCI Review(2002) <http://www.bciareview.com/>
12. Society for Neuroscience(2001) <http://www.sfn.org/>
13. Tilvus(2010) <http://tilvus.net/About.html>
14. *future BNCI Roadmap* by future BNCI.org(2009)

附錄

附錄一 A 系統實驗數據

次數	Subject1	Subject2	Subject3
1	8.55	7.43	7.11
2	8.15	8.36	8.02
3	6.29	7.49	7.15
4	8.52	8.23	6.03
5	8.3	6.53	8.37
6	8.44	8.12	7.04
7	8.45	6.25	7.1
8	8.55	6.11	5.26
9	6.11	6.06	7.58
10	8.32	7.16	5.52
11	6.42	6.53	5.54
12	6.06	6.21	5.39
13	8.1	7.57	5.48
14	7.23	7.48	6.38
15	8.11	8.1	6.56
16	7.41	6	5.11
17	5.09	6.15	4.45
18	6.56	6.07	5.15
19	5.21	5	5.41
20	6.28	5.18	5.35
21	5.18	6.19	5.02
22	5.05	6.48	4.23
23	5.56	6.36	4.16
24	5.14	5.34	5.15
25	4.25	3.27	4.41
26	4.22	4.49	4.26
27	4.26	4.01	5.12
28	3.26	3.53	3.17
29	4.16	4.24	3.02
30	3.17	3.22	3.55
31	3.54	3.33	4.2
32	4.01	3.52	3.33
33	4.1	3.02	4.45
34	3.45	3.14	3.3

35	3	3.34	3.04
36	3.35	3.39	3.1
37	3.48	3.07	3.21
38	3.04	3.17	3.04
39	3.42	3.03	3.02
40	3.34	3.21	3.5
41	3.3	3.39	3.02
42	3.16	3.15	3
43	3.02	3.57	3.29
44	3.02	3.03	3.07
45	3.43	3.1	3.17
46	3.02	3.4	3.1
47	3.48	3.44	3.21
48	3.45	3.06	3.03
49	3.24	3.18	3.01
50	3.41	3.22	3.39

