

第一章 緒論

1.1 研究動機

大腦，是人體中運作最複雜，也是最神秘的一個器官。一般認為，在人類演化的過程中，大腦的容量不斷變大，使人類富有創造的能力與豐富的情感，加上四肢進化成更靈巧的雙手與雙腳，使得我們能使用各種器具來完成更多的動作。這兩個重要的原因，讓人類與其他動物相較之下顯得非常特殊，甚至自稱為「萬物之靈」。姑且不論萬物之靈這個稱號是否名符其實，大腦與雙手雙腳的進化，的確是使人類生活不斷進步的關鍵原因。在人們不斷追求快速與方便的生活的原則下，如果能夠達到只動一個念頭，就可以控制周遭的物品的生活方式，對人類來說似乎是一個很有吸引力的題材。然而，這種類似超能力的行為，似乎只可能發生在科幻小說中的情節，直到大約一、二十年前，大腦人機介面(Brain-Computer Interface, BCI)的相關研究開始發展以後，人類距離這個夢想的實現，終於踏出了第一步。

大腦人機介面，是用來聯絡人腦與外在裝置的介面。透過大腦人機介面，我們可以用意念來控制特定的裝置，而不需要藉由雙手或雙腳去操作。舉例來說，當我們感到口渴而想要拿起眼前的水杯，大腦皮質中與手部動作相關區域的神經元就會發出電訊號，經由神經系統的傳導，刺激手部的肌肉產生動作來完成動作。在這個過程中，如果由大腦人機介面量測到神經元所產生的電訊號，並從中擷取出關鍵的特徵，再進而辨識出使用者的意圖，就可以將此辨識的結果轉換成指令，讓機器手臂來達成同樣的目的，而不需要使用者實際去動作。

然而，大腦人機介面是一個只有十幾年歷史的新興領域。雖然在最近幾年，研究大腦人機介面的團隊愈來愈多，國際上相關研究論文的篇數已經呈現指數性的成長[1]，也有不少重要的研究成果出現，但是，大多數的研究仍然在實驗室測試的階段。若要達到能夠讓使用者，在生活中有好的性能，還

必須解決「準確率」、「易於使用」、「強健性」、「視需求開啟」、「安全性」等問題[2]。而在本文中，我們主要探討的，是針對準確率的提升，因為這是最基本也是最重要的議題。

對一般人而言，大腦人機介面的發展，的確可以讓生活更加方便省力，但是，以目前所發展的成果來說，最重要的貢獻則是對於身體有重度傷殘的病人(例如：漸凍症、嚴重腦中風、腦幹受損、肢殘...)有很大的幫助[3]。他們的大腦可能完全正常，或是仍保有部份功能，但因肌肉的萎縮、居中聯繫的神經受損、脊索硬化等等的因素，而無法自由控制他的身體去做動作，甚至完全無法動彈。若是藉由大腦人機介面，他們就可以跟外界溝通，依照他們的意念來操作周遭的裝置，這也是我們為什麼要研究大腦人機介面的主要原因。

人類對大腦的了解程度，直接影響大腦人機介面的發展，所以，在研究大腦人機介面之前，我們必須對人腦有基本的了解。後面的章節裡，將介紹一些大腦人機介面的背景知識。

1.2 腦電波

人類的每一個動作，都是由大腦下達命令，來控制身體各部位的活動，此命令的傳遞，是以電訊號的形式，從大腦皮質的神經元，經過神經系統，傳達到肌肉細胞而達成的。當我們隔著腦殼，在頭皮上量測到這個大腦皮質神經元發出的電訊號，就是所謂的腦電波(Electroencephalogram, EEG)。腦電波的發現，最初是在西元1875年由英國生理學家李察卡頓(Richard Caton)在動物身上發現的[4]。至於人類的腦電波，則是在西元1924年，才由德國精神科醫師漢斯伯格(Hans Berger)開始研究，並首次成功地記錄下來[5]。

腦電波訊號是如何產生的呢？人體中樞神經系統的神經元活動電位(Action Potential)主要是藉由與鈉、鉀、鈣等離子相關離子通道的開閉，來傳遞電訊號，這些離子通道的開閉，使得神經元本身在傳遞電訊號的短暫過程

中形成一處微小電場。理論認為，腦電波訊號主要是由大腦皮質中神經組織的突觸後(Post-synaptic neuron)神經元電位變化，同步整合而來的。這些突觸後神經元電位變化主要只限於細胞本體(Cell body, or Soma)以及神經元樹突(Dendrites)兩部分，並不包括電位變化較快、也較不容易記錄的軸突(Axons)部分。

在量測到頭皮上的腦電波訊號之後，我們可以從三個域(Domain)去作分析，分別是空間域、時間域，與頻率域。我們也從這三個域的觀點，來介紹有關於腦電波的基本知識：

(一) 大腦皮質區與國際 10-20 腦電波系統

為了有條不紊地管理人體各部位的正常運作，大腦皮質上的不同位置，分別與人體不同的功能作連結，因此，在不同的大腦皮質區所量測到的腦電波，所代表的意義也各不相同。像是語言、自體感覺、運動、視覺、聽覺，都是由不同的大腦皮質區所掌管，因此不同的大腦人機介面，所需要量測的皮質區也都不太一樣，要依照實驗設計的刺激形式與使用者想像的動作來決定最適當的量測位置。大腦皮質功能的詳細分區如圖1.1所示[6]。

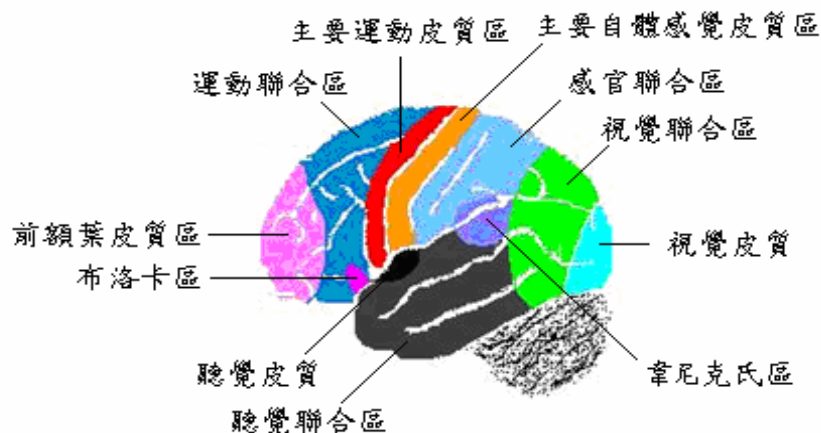


圖1.1 大腦皮質區功能圖[6]

然而，腦波量測的位置，必須要有一個國際通用的標準，才能讓不同的研究團隊能夠容易地溝通，因此在西元1958年，Jasper提出「國際10-20腦電波系統」[7]，現在已成為一個通用的腦波量測標準系統，其電極分布的位置說明，如圖1.2所示[8]。

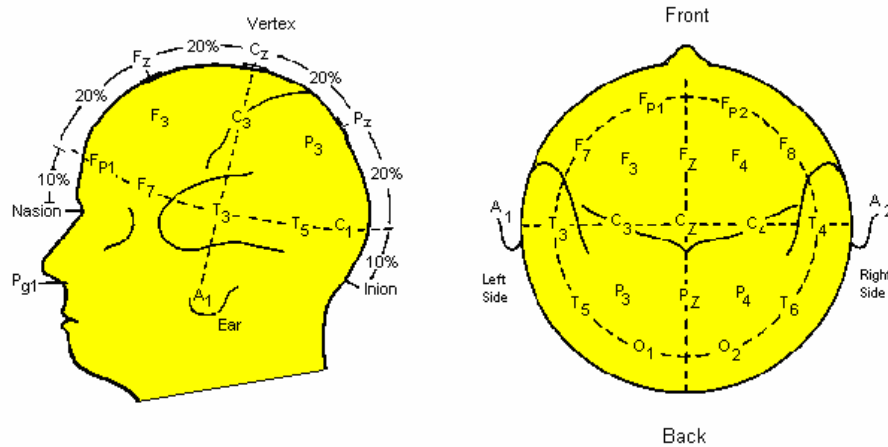


圖1.2 國際10-20腦電波系統電極位置分布圖[8]

每個人的頭殼大小、形狀都不同，所以國際10-20腦電波系統為電極的位置訂下一個量測的統一準則。如圖1.2所示，它將鼻根(Nasion)到枕骨隆突(Inion)連成一線，在這條線上的前、後各10%長度的位置分別當作起點跟終點，在這兩個位置之間，每隔20%的長度各設置一個電極，由前至後分別命名為Fz、Cz、Pz；另一個方向則是將左、右耳的頂點連成一線，在左、右各10%長度的位置分別設置T3、T4兩個電極，其間每隔20%的長度再設一個電極，由左至右分別為C3、Cz、C4，其他點電極也依此比例來設置。

雖然國際10-20系統為電極位置作了統一的規範，但事實上每個人的大腦皮質區是不可能完全一樣的。大腦皮質的功能，會因為每個人不同的使用習慣，而產生些微的變化，像是盲人的視覺區因為長久疏於使用，且盲人多半倚賴聽覺甚多，所以盲人的視覺區就有可能部分被聽覺區所佔據；同樣的情況，小提琴家的大腦皮質上，掌管手指運動的區域也很可能比平常人的範

圍更大。因此，在大腦人機介面的設計上，為了避免漏失掉真正含有重要特徵的腦電波，我們可以將量測的範圍擴大，也就是不只針對與實驗內容直接相關的皮質區作量測，而是將量測範圍擴大到包含更多的皮質區，以確保空間域的特徵被保留，使得大腦人機介面有更高的辨識率。

(二) 腦電波的時間域分析

腦電波是一種時間訊號，所以從時間域去分析腦電波，往往也可以獲得重要的特徵。例如受到感官刺激而產生的事件相關電位腦電波(Event-Related Potential, ERP)，通常都是發生在受到刺激後的數百毫秒，腦波的振幅會產生可預期的上升或下降(例如圖1.3中的P50、N100與P200)。另外，就緒電位腦電波(Readiness Potentials, RP)則是在事件發生之前的時間點產生的腦電波，即大腦在人體實際產生動作之前的數百毫秒，已先有動作企圖，所以會出現腦電波振幅下降的情形。

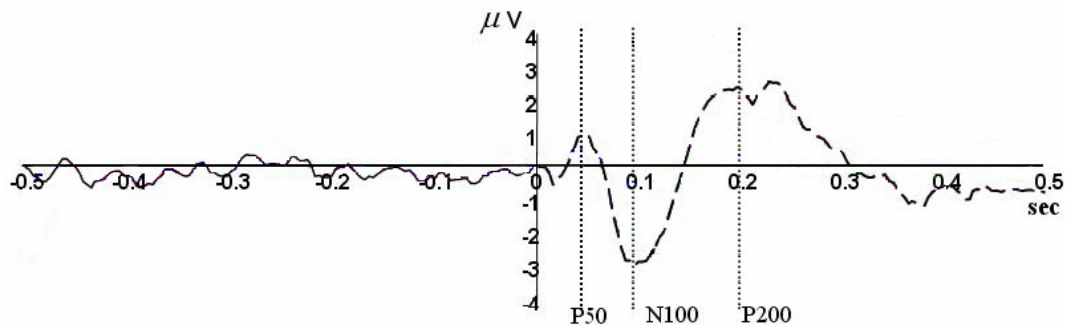


圖1.3 受到聽覺刺激的平均腦電波圖[9]

由於每個人的反應時間不一樣，每次動作的反應時間也會有微小差異，因此時間上的特徵需要經過多次相同動作的腦電波平均之後，才会有顯著的時間域特徵顯示出來。圖1.3是將受測者受到總共756次聽覺刺激時，刺激前、後各0.5秒鐘的腦電波波段的平均波形[9]，其中聽覺刺激發生在標示為0 sec的時間點，可以看見大約在聽覺刺激後50、100、200毫秒的時候，腦電波振幅有明顯的上升或下降，其中上升與下降分別以英文字母P與N註明。

(三) 腦電波的基本頻帶

除了空間域與時間域的特徵以外，腦電波的頻譜值，也蘊含了重要的特徵。研究腦電波的學者們，將腦電波依照頻率的不同，分為 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波，與 γ 波等基本波段[10][11]。在不同的精神狀態下，大腦會出現不同波段的腦電波。

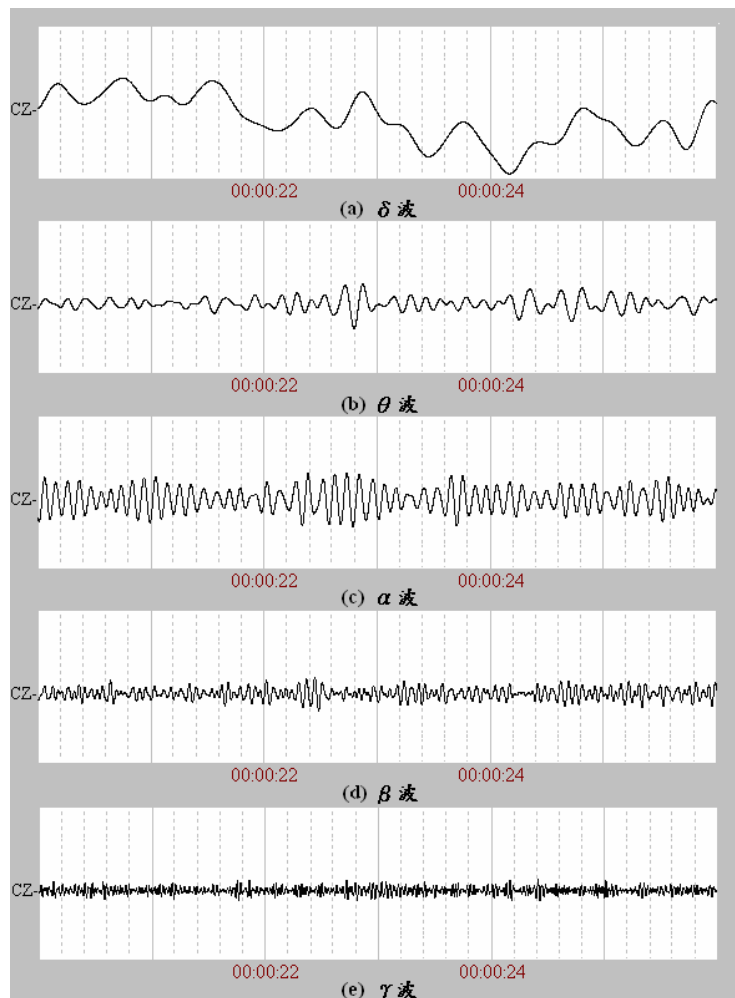


圖1.4 腦波基本波段

圖1.4的(a)~(e)，分別是 δ 、 θ 、 α 、 β 、 γ 波的腦電波圖，從圖中振幅的變化情形，可以明顯地看出頻率的不同。 δ 波的頻率範圍在0~3Hz，當人

處於深層睡眠狀態下，會產生較高的 δ 波； θ 波是指4~7Hz的腦波，正常人在淺層睡眠時會產生此頻帶的腦波； α 波是指頻率範圍在8~12Hz的腦波，一般人在清醒且身心感到舒服、輕鬆的情況，特別是在閉眼時， α 波會較明顯； β 波是指13~24Hz的腦波，相對於 α 波， β 波是發生在情緒較不安，或是腦中作思考，張開眼時的腦波；另外，25~50Hz的腦波，是近幾年才受到注意的腦波波段，研究發現此頻帶的能量在聽不同類型音樂的時候會有不同的變化[11]，稱之為 γ 波。

1.3 大腦人機界面的控制源

目前大腦人機界面主要的使用者，是有嚴重肢體障礙的病患，然而，每個病患的身體狀況都不一樣，對大腦人機界面功能的需求也不盡相同，因此，有各種不同的大腦人機界面被設計來滿足個別的使用者。在眾多被應用於大腦人機界面，被當做控制源的腦電波裡面，比較常見的有下列四種：

(一) 體感覺、運動相關的 μ 波

在圖1.1的各個皮質區中，自體感覺區與運動區(合稱感覺運動區)，是大腦人機界面在收集輸入腦電波訊號時，經常量測的皮質區。這是因為研究發現，當左手做動作的時候，在右側(對側)的感覺運動區， α 波會有抑制的現象，同樣的對側抑制，也發生在右手動作的時候，特別稱在此種情況下的腦電波為 μ 波[12]。

μ 波為控制源的大腦人機界面，一般是藉由讓使用者依照其意圖，在腦中想像左手動或是右手動，並將此時量測到的腦電波做訊號的前處理，以擷取出具有區別性的特徵，再由分類器來辨識此腦波特徵是屬於左手動或右手動，進而控制輪椅或是游標等外在裝置的移動方向。

許多研究都是以 μ 波做為大腦人機界面的控制源，其優點是可以發展成四個方向的辨識，而且不需要經過數筆腦電波的平均，就能夠表現出明顯的特徵，因此，可以做連續的及時控制，比較有效率；其缺點是受測者需要有

足夠的訓練，才能產生容易辨識的腦電波。在以 μ 波為控制源的大腦人機界面的研究當中，以J. R. Wolpaw博士的Wadsworth實驗室所做的研究，被公認為最領先的研究成果。主要是因為，他們將大腦人機界面實際應用在重度傷殘的傷患身上，而且有不錯的效果。

(二) 視覺相關的 P300 波

P300腦電波屬於事件相關電位(Event-Related Potential, ERP)的一種。研究顯示，當人眼受到突如其來，但是與他腦中所想的圖形或符號相同的視覺刺激，腦波在受到刺激後的300毫秒會產生明顯的正向突波，因此稱為P300腦波[13]。

目前P300的大腦人機界面主要被應用在拼字系統上，拼字時銀幕顯示一個有6×6個字元的鍵盤，如下圖1.5所示[14]，受測者注視想拼寫出的字元，此時鍵盤一次一行、一次一列不規則地輪流閃爍，當受測者注視的字元所在的該行或該列閃爍一下，就會產生P300的腦波；六個行與六個列都閃爍過一次後，只有其中一行與一列出現P300訊號，由此可以推測出受測者欲拼寫的字元。

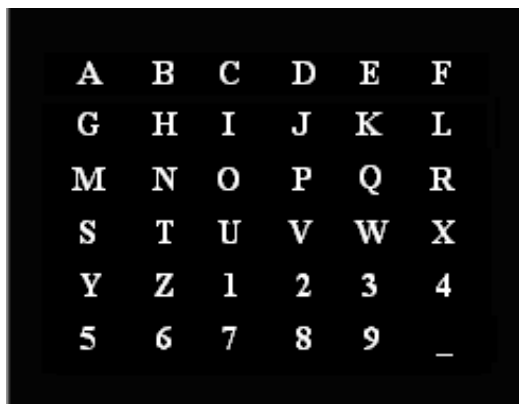


圖1.5 銀幕鍵盤[14]

P300的大腦人機界面優點為受測者不需要經過訓練，只要眼睛接受到刺激訊號，就會自然產生，但是需要將多筆腦波平均後，準確率才會提高，因

此較不適合做連續的及時控制，且使用者容易感到疲勞。另外，P300腦波的誘發需要外加刺激訊號，也提高了系統的複雜度。

(三) 視覺誘發電位為控制源的大腦人機介面

視覺誘發電位(Visual Evoked Potential, VEP)，是指人類在連續受到某個固定頻率的視覺刺激一段時間以後，在視覺皮質區上量測到的腦電波，該頻率的頻譜能量會有明顯的增強。

美國航空暨太空總署(National Aeronautics and Space Administration, NASA)在2006年，設計出一個介面，讓使用者能藉由產生不同頻率的視覺誘發電位，來控制游標向上、下、左、右等方向移動。如圖1.6所示[15]，銀幕的四週各有一個黑白格子相間的棋盤狀圖案，且分別以10Hz、11.25Hz、12.8Hz、13.8Hz等不同頻率閃爍。使用者只要注視其中一個棋盤，系統就可以依照其腦電波的頻譜能量，來判斷出使用者欲移動的方向。



圖1.6 閃爍的棋盤圖案誘發視覺誘發電位的畫面[15]

視覺誘發電位為控制源的大腦人機介面的特點與P300的大腦人機介面類似，同樣是不需要事先訓練使用者，但是使用者的意圖與系統辨識出結

果，在時間上會有大約5秒的延遲。

(四) 緩慢大腦皮質電位為控制源的大腦人機介面

緩慢大腦皮質電位(Slow Cortical Potential, SCP)，是指受測者不經由外力刺激，而是想辦法使自己的腦波能量上升或是下降超過一個閾值，並藉由系統的回授機制來了解自己腦波能量的高低是否達到標準。待訓練完成之後，受測者已經可以自由控制腦波能量高低，並藉此來控制外在裝置。因為一般這樣的腦波必須長達10秒左右，所以稱之為緩慢大腦皮質電位。

緩慢大腦皮質電位的大腦人機介面，雖然準確率可以很高，但是因為需要更久的時間，可以應用的層面就比較少，常被發展成簡單的腦波遊戲介面，讓使用者可以透過遊戲來學習控制自己的腦波。

1.4 研究目的

誠如1.1節的說明，我們研究大腦人機介面的主要動機，是希望能研究發展出性能良好的大腦人機介面，以期有朝一日讓無法動作的病患，能夠藉由腦波，來完成想做的動作。對於這樣的病患來說，他們最需要的，往往不是一套可以代替他們做任何動作的複雜系統，而是能夠讓他們做一些較簡單的動作，例如二選一的決策的系統，這樣他們才有能力靠自己的意念來操作。這樣的系統，首重的就是系統的高準確率，次之則是系統的速度，因此本論文期望能藉由不斷地提升腦電波的辨識率，並使用較簡單的演算法，有朝一日能夠讓重度傷殘的患者能夠依照自己的主動意志來做一個二選一的決策，簡易而準確地操控外在環境的裝置。

我們首先引用一個在人臉辨識中有良好辨識率的對角化主要成份分析法(Diagonal Principal Component Analysis, DiaPCA)[16]，將它應用於腦電波的辨識，經由不同的嘗試以後，找出最佳的參數值組合。在研究過程中我們發現其可供改進的地方，並定義兩個評估特徵矩陣中各個分量貢獻度的參數，定名為「絕對貢獻度」與「相對貢獻度」，依此參數找出有助於分類正

確的分量，在最近鄰居分類法計算歐氏距離時，只採用最有助於辨識的前幾個分量。藉由這樣的改良，來提升應用在想像吐舌頭與想像左手小指頭抬起，兩種腦電波的辨識率，對大腦人機介面的發展能有所貢獻。

為了客觀地證實我們提出的改良方法，能夠有效提升對腦電波的辨識率，本文除了將提出的方法用來辨識本實驗室所量測的腦電波資料以外，也針對另一個在國際上公開為學術使用的腦電波資料庫來做辨識。這是因為在針對同樣腦波資料庫做辨識的前提下，與其他團隊提出的方法，互比較辨識的效果，會比針對不相同資料庫所作的比較更有意義。

1.5 研究流程

在本節中，將整個研究的流程分為五個步驟來說明：

(一) 文獻探討：

廣為研讀國內外大腦人機介面的相關文獻，並將重點放在實驗設計、特徵擷取、腦波分類等部分。在此過程中，除了更加了解大腦人機介面發展趨勢與現況，也幫助我們找出最適合現有實驗室環境的腦波實驗設計，並從前人的方法中找出值得探討，且有改善空間的題目。

(二) 實際操作：

在找出值得繼續探討的議題後，我們必須依照前人文獻所敘述的方法，從腦電波量測的實驗設計，到腦電波資料的分析都實際去實現。在此過程中，我們可以發現前人方法的優點，與可能產生的問題，然後再想辦法改善。

(三) 研發演算法：

在實現前人的方法之後，我們可以清楚了解其方法的優缺點，此時我們藉由研讀更多其他的特徵擷取與分類的演算法，得到新的靈感，以研發出在理論上能保留其優點並改善其缺點的改良方法。

(四)結果分析:

有了理論上有較佳效果的方法以後，我們必須去評估此方法實際應用在腦波辨識的效能，並以客觀的方式跟前人的方法做比較。

(五) 結論與建議:

依據實驗的結果，立下結論，並提出將來可供繼續改進的方向。

1.6 論文架構

本論文分為六章，其主要內容如下

第一章 說明本論文之研究動機、背景知識、研究目的與流程。

第二章 簡介國際上大腦人機介面的研究方法與成果。

第三章 詳細介紹本論文中所使用及研發之腦電波特徵擷取與分類演算法。

第四章 說明實驗設計、方法及流程。

第五章 實驗結果的分析與討論。

第六章 結論與未來展望。