

漸凍症患者之智慧腦波溝通及神經回饋訓練系統開發與驗證

吳忠哲¹ 劉益宏² 李春穎³

¹ 國立台北科技大學 製造科技研究所

E-mail: d19960304@gmail.com

² 國立台灣科技大學 機械工程學系

E-mail: lyh@mail.ntust.edu.tw

國立台北科技大學 機械工程學系

E-mail: leech@mail.ntut.edu.tw

摘要

晚期的漸凍人「肌萎縮性脊髓側索硬化症」(Amyotrophic Lateral Sclerosis, ALS)，身體會進入閉鎖期，將完全喪失與外界溝通的機會，故開發一套腦波回饋溝通系統，可以成為病友與外界溝通的橋樑。

腦機介面(Brain Computer Interface, BCI)為一可使用腦波與外部設備進行溝通與聯結的橋樑。本論文將提出使用乾式電極貼片解決配戴腦波帽不便之問題，設計一套使用運動想像或心算相對於放鬆的腦機介面二元分類線上回應系統，分別以單極及雙極之電極配置對頻譜功率(Spectral Power, SP)與碎形維度(KFD)進行特徵抽取，為因應個體獨立因素，建立心智任務評估系統使用最佳之任務進行線上回應，針對線上回應準確率普遍降低之問題，重新設計腦波校正擷取流程，並開發一套神經回饋訓練系統作為掌握腦波調節技巧之訓練平台。結果顯示受試者使用最佳心智任務和特徵組合，經過多日的神經回饋訓練，線上回應準確率皆有上升趨勢，在使用新的校正流程下，受試者線上回應準確率依然可以維持甚至更好，健康受試者平均線上回應準確率達94.17%，病友則達到93.95%，故本論文開發之系統定能讓漸凍病友擁有更好的生活品質。

關鍵詞：腦電圖、腦機介面、漸凍症、神經回饋。

Abstract

In the late stage of Amyotrophic Lateral Sclerosis(ALS) patients. Their body will into the locking stage and completely lose the opportunity to communicate with the world. Therefore, the development of a brain wave feedback communication system can be a bridge between patients and the world.

Brain Computer Interface (BCI) is a tool that directly communicates with the world through brain. This paper proposes to use the dry electrode patches to solve the inconvenience of wearing brainwave caps, and designing an online answer system by Motor

Imagery(MI) and Mental Arithmetic(MA). Feature extraction of Spectral Power (SP) and Katz's fractal dimension (KFD) with unipolar and bipolar electrode. To solve the individual independent factors, we developed a mental task evaluation system and use the best task to online system. To solve problem that the accuracy of online system is generally low, we redesigned the calibration stage processes. We develop a neurofeedback training system to training user the skill of mental work. The results showed that the subjects used the neurofeedback training system with the best mental task and optimal feature crosses through several days, the accuracy of online system was increased with an upward tendency. The subjects can keep the great accuracy even higher with the new calibration stage processes. The average online system accuracy of healthy control is 94.17%. The average online system accuracy of ALS is 93.17%. Therefore, the system developed in this paper will definitely enable ALS patients to gain a higher quality of life.

Keywords : EEG、BCI、ALS、Neurofeedback

1. 前言

肌萎縮性脊髓側索硬化症(Amyotrophic Lateral Sclerosis, ALS)，為運動神經元病，俗稱漸凍症，它是一種運動神經元退化，導致肌肉萎縮與無力的疾病，ALS 患者確診後，其身體機能會隨著病程推移身體逐漸失去功能推展至呼吸衰竭，甚至會影響說話以及眼動功能。在這樣的情況下，病友將無法開口或是利用身體剩餘的功能與外界溝通，而腦機介面(Brain Computer Interface, BCI)就是成為他們溝通橋樑的其中一個方法[1-3]，讓病友可以藉由自身為弱的肌電訊號(Electromyography, EMG)或是腦電訊號(Electroencephalogram, EEG)，透過 BCI 來改善其生活品質。

過去研究領域中「運動想像(Motor Imagery, MI)」任務最廣泛作為心智任務(Mental task)來驅動腦機介面溝通系統[12]。但我們過去在漸凍人的實測過程中發現，運動想像並非對每一位病友都適用，

個體獨立因素(individual independency)所造成的腦波辨識率差異很大，除了運動想像，在認知神經科學領域中尚有其他常用的心智任務可以使用，例如「心算任務(Mental Arithmetic, MA)」[4-5] 與「心智旋轉任務(Mental Rotation, MO)」。以心算任務為例，心算時大腦心智負荷(mental workload)會增加，較為顯著的地方是在前額葉與左顳葉區，主要跟專注(attention)、推理(reasoning)與記憶提取(memory retrieval)誘發的腦活動有關。文獻[6]亦已證明了心算任務腦波之響應可達到高敏感度之偵測。故可開發一套評估系統可以替每一位病友挑選最合適自己的心智任務(主管選擇+客觀腦波分析)。

即使病友選擇了最適合自己的心智任務，不代表該病友一開始執行心智任務就能達到極高的腦波辨識率，或者可以隨心所欲的調適自身的腦活動。基於「大腦可塑性(brain plasticity)」原理[7-8]，藉由持續且規律地的心智訓練，可以提高腦活動在該心智任務下的響應強度[9]。可開發一套神經回饋與心智訓練訓練平台，加強病友心智任務的掌握技巧。

即使獲得一個準確度較高的模型，卻不一定能獲得一個穩定且高準確度的線上應用，因為 EEG 是一個非穩定的信號，意味著其特性會隨著時間變化，提取的生物特徵分佈可能會隨著時間飄移，從而損害了已校正的 BCI 模型的準確度。最直接的方法就是從離線校正流程去改善，將離線校正流程設計跟線上回應流程相同，將基線(baseline)拉到相同狀態，本論問會將新的流程去跟過去常用的離線校正流程去做比較。

BCI 應用多使用濕式電極，事前與事後的準備與清潔，過程是非常繁雜與耗時的，即使過去的藉由演算法可以將通道數降到 5-8 顆[10-11]，但仍然讓看護或家屬感到麻煩。過去研究指出心算任務與運動想像在前額葉都具有鑑別的潛力[6, 13-14]，基於這點我們可以使用乾式電極貼片貼在前額葉無毛髮處。

2. 實驗架構

2.1. 軟硬體設備介紹

本論文使用 HNC 宏智生醫科技公司所開發之八通道腦波描記器進行腦波擷取，搭配轉接器連接按扣式一對二電極線和水凝膠電極貼片黏貼於受測者的額部，其中電極貼片採用 Kendall Meditrace 100 型電極貼片，圖 2.1 為腦波擷取硬體設備示意圖。腦波儀規格：8 通道單極輸入、取樣頻率 500Hz



圖 2.1. 八通道腦波描記器與電極貼片實體圖

使用 Microsoft 公司所開發之 Visual Studio 2015 進行實驗面板流程設計以及資料傳輸的撰寫。為了避免直流增益與高頻雜訊影響，匯入宏智生醫公司自行研發之動態連結函式庫(HNC_EAmp.dll)來進行數位濾波處理，使用帶通濾波器之範圍為 2-60Hz，同時考量到市電干擾影響，使用帶拒濾波器範圍為 59.5-60.5Hz。

使用由 Unity Technologies 所研發的跨平臺 2D / 3D 遊戲引擎，可用於開發 Windows、MacOS 及 Linux 平臺的單機遊戲，以 C# 進行遊戲編程，使用 Socket 以 TCP/IP 協定進行執行檔間的溝通交流，以 Visual Studio 編寫之 Windows Form 介面下達指令來限制遊戲執行端的進程，統一由 Windows Form 進行腦波資料的讀取與處理。

2.2. 實驗對象

本論文與漸凍人協會 (Taiwan Motor Neuron Disease Association) 合作，協會替我們招募了 8 位沒有認知功能障礙 (如失智症、憂鬱症等) 及腦部病變的病友參與實驗，並招募 5 位平均年齡 25 歲之健康受試者參與實驗當作對照組，教育水平平均為大學學歷。表 2.1 為每位 ALS 受試者的資訊，包含了年齡、性別、肌萎縮側索硬化症功能評定量表修訂版 (ALS Functional Rating Scale-Revised, ALSFRS-R) 量表分數、病程階段與發病時間，其中 ALSFRS-R 是一個包含 12 個項目的臨床訪談或自我報告的問卷調查，評分等級為 0 分 (重度殘疾) 到 48 分 (功能正常)，分數越低表殘疾程度越重，而 ALS 患者病程階段採用倫敦分期，將 ALS 分成 5 期，所有受試者均無受過本實驗之訓練。

表 2.1 ALS 受試者資料

	年 齡	性 別	ALSFRS-R 分數	病程 階段	發病 時間
Sub. 1	58	女	16	4A	2007
Sub. 2	55	男	31	4B	2017
Sub. 3	55	女	13	2B	2014
Sub. 4	43	男	6	4B	2018
Sub. 5	58	男	16	4B	2017

Sub. 6	51	男	0	4B	2005
Sub. 7	51	女	11	4B	2016
Sub. 8	55	女	8	4B	2012

2.3. 前後測流程

本前後測實驗共分成 5 天，每位受試者在第一天需要先做「客製化心智任務評估與選擇系統（章節 4.1）」，替每位受試者挑選出其合適的心智任務（運動想像或心算），挑選出來的心智任務會作為日後幾次實驗的訓練目標，也就是讓他們能經過多日的訓練下，能更好的掌握其挑選的心智任務，再來會接著做 2 回合的線上回應系統，並記錄這次的平均線上回應準確率作為前測，做完後進入神經回饋與心智訓練平台，本訓練平台第一天會做 3 回合，做完後馬上再做 2 回合的線上回應系統，並將其線上回應準確率記錄下來，作為第一天經訓練平台後的結果，往後的 2 到 5 天，只會做 3~5 回合的神經回饋與心智訓練平台，還有 2 回合的線上回應系統，並將每一天的線上回應準確率記錄下來，而最後一天的線上回應結果會做為後測，整個實驗用以觀察多日訓練下的線上回應準確率成長幅度，還有統計每位受試者前測與後測是否有顯著性差異。圖 2.3 為前後測流程示意圖。

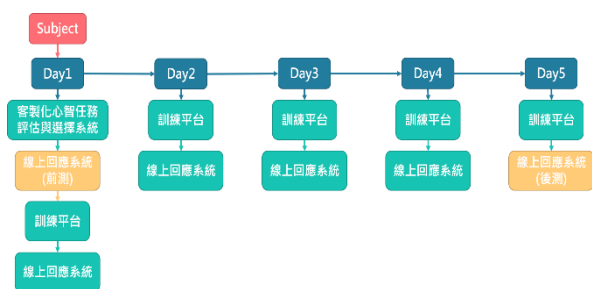


圖 2.3 訓練平台前後測流程圖

2.4. 實驗流程面板

實驗過程中發現，用過去研究中普遍使用的面板流程出來的結果，並沒有很好，考慮到過去離線校正階段的面板流程與線上回應的面板流程不同，可能會影響到大腦狀態並不是在同一個基準線上，最直接的方法就是將離線校正流程修改得跟線上回應流程相同，故本節會有新舊面板流程之分，並依依作介紹。

A. 運動想像任務面板流程(原版)

本面板流程會做為線上應用前的離線校正流程，本流程共分成兩部分，第一部分為休息狀態 (Resting state)，第二部分為運動想像狀態 (Motor Imagery State)。一開始會有放鬆提示，顯示嗶聲後請放鬆（畫面和語音）的提示，受試者聽到“嗶”聲後，系統即開始擷取腦波，此時畫面會出現 3 乘 N 個試驗 (trial) 秒數的黑色十字，本實驗要求受試者在此階段須保持身心放鬆，並專注調節自己的呼吸，什麼事都不要想，神智盡量保持放空，一直盯著螢幕中間十字直到聽到“咚”聲才進入下一部份。再來

會顯示嗶聲後請想像的提示（畫面和語音），受試者聽到“嗶”聲後，系統即開始擷取腦波，此時畫面會出現 3 秒的十字，受試者需在這階段想像慣用手握拳，這段時間要盡可能的想像自己用力的握拳，且身體保持不動，避免肌電訊號引響腦波，聽到“咚”聲後會再跳出運動想像之提示，總共重複做 N 個試驗。運動想像面板流程示意圖如圖 2.2。

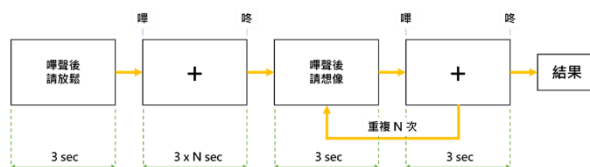


圖 2.2 實驗設計之運動想像任務流程圖

B. 心算任務面板流程(原版)

本面板流程會做為線上應用前的離線校正流程，本流程共分成兩部分，第一部分為休息狀態 (Resting state)，此部分如同運動想像任務的休息狀態一致，一樣是聽到提示後放鬆 3 乘 N 個試驗的秒數，第二部分為心算狀態 (Mental Arithmetic state)。放鬆狀態環節結束會顯示嗶聲後請心算（畫面和語音），”嗶”聲後會出現十字畫面，系統開始擷取腦波，受試者需在此階段進行心算，聽到“咚”聲後會再跳出心算之提示，總共重複做 N 個試驗。如圖 2.7 所示。

本實驗會要求受試者在心算的腦波擷取階段，用心算以數字”1000”作為起始數字開始不斷往下減一個數字，而心算的難易度會根據每位受試者算術能力，來調整該名受試者的心算難度，可以選擇減掉個位數或十位數，目的在於防止受試者心算時因為過於簡單或運算太困難導致放空，以能夠在 3 秒內至少計算一次為準則。以減掉個位數數字”7”為例，受試者需在 3 秒內將數字”1000”減掉”7”算出答案”993”，並在下一個試驗從”993”繼續往下扣，直到 N 個試驗結束。計算速度較快者可以直接進行兩次運算，確保腦波擷取過程都有在心算；計算速度較慢者可以選擇降一個位數來運算降低難度；若數字已經扣到歸零無法再往下扣者或已忘記上一個試驗算到哪個數字者，重新定義一個起始數字繼續往下扣即可。

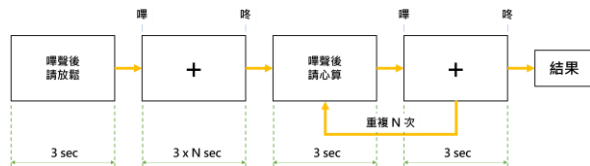


圖 2.3 實驗設計之心算任務流程圖

C. 任務面板流程(新版)

此為修正後的任務面板流程，將舊流程重新設計，讓離線校正流程能夠更接近線上回應流程，修正方法為將任務與放鬆的流程，從原本連續的放鬆與連續的任務之腦波擷取，修改為提示隨機出現，受試者根據面板提示，去做相對應的腦波回饋，也就是

說當流程開始後，第一個任務提示不一定是從放鬆開始，而是隨機的出現 3 秒的放鬆提示或任務提示（畫面和語音），提示結束會進入 5 秒的空白畫面，受試者在此階段提示若為想像或放鬆只須保持放鬆即可，若提示為心算需在這階段想兩個十位或百位數字（先不計算），依受試者數學程度而定，目的是讓受試者不會因提示一結束就要馬上開始腦波回饋而導致精神緊張，此階段結束聽到”嗶”聲後會進入 4 秒的十字畫面，為腦波擷取階段，受試者根據前面提示做相對應腦波回饋，若提示為心算就把剛剛預想的兩個數字做相加，”咚”聲結束後會再隨機跳下一個提示，繼續重複上述流程，任務與放鬆各重複 N 個試驗，也就是整個流程要做 N x 2 次，如圖 2.4 所示。

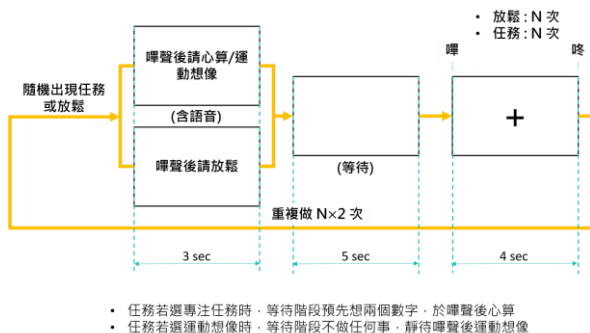


圖 2.4 修正後離線校正流程

3. 研究方法

3.1. 電極量測方式

腦波訊號的量測方式可分為兩種，其中包括了單極(Monopolar)量測以及雙極(Bipolar)量測。如圖 3.1 所示，其中 A 為雙極量測方式，將兩點所量測之實際腦波之電位相減作為分析之腦波訊號；B 則為單極量測方式，同樣為兩點所量測電位進行相減，與雙極有差異的地方在於被相減之電極位置為黏於耳骨部位的參考電極(Reference)A1、A2，其中參考電極位置所量測到的是週期性之皮膚電訊號，距離實際需分析之電極位置較遠，因此並不容易出現腦波特徵，本論文使用之單極量測配置為 F7、F8 和 Fz，而雙極量測配置則為 F7-F8(Fb78)、F7-Fz(Fb7z)、F8-Fz(Fb8z)。雙極配置方法可藉由電極相減之方式減去共同不必要之雜訊，也可比較兩腦區之差異性。

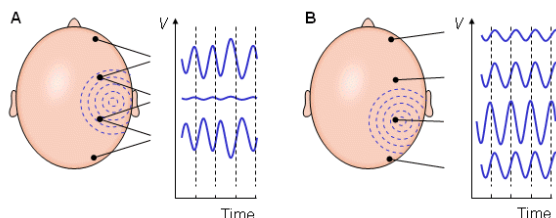


圖 3.1 單極量測與雙極量測示意圖

3.2. 特徵抽取

本論文採用之特徵抽取以文獻中常用到之頻

域特徵和時域特徵進行結果探討，其中頻域特徵將重點在 4-45Hz 之頻段討論，而時域特徵則以 KFD 和 HFD 為主。

使用腦波數據分析最廣泛使用方法之一即為頻譜功率(Spectral Power, SP)，將訊號分解為不同頻帶來解釋其功能與代表意義。將腦波訊號經由離散傅立葉轉換(Discrete Fourier Transform, DFT)為頻率域，進而提取某特定頻帶範圍之能量總和，即 BP 之定義。假設腦波訊號 $x(t)$ 為一連續時間 t 的函式，其傅立葉轉換如公式(3-1)所示：

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (3-1)$$

由於腦波資料為離散的取樣型態，使用離散傅立葉轉換公式(3-2)將資料轉至頻域空間中。

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{j2\pi kn}{N}} \quad (3-2)$$

其中， $x[n]$ 為輸入之離散 EEG 信號之中第 n 個資料點， N 為輸入資料長度， $X[k]$ 為輸出第 k 個頻率資料點之頻譜，該頻譜包含振幅和相位。使用公式(3-3)進行功率頻譜密度(Power Spectral Density, PSD)計算。

$$PSD_k = |X[k]|^2 \quad (3-3)$$

其中 PSD_k 表示第 k 個頻率點之功率值， $k = 0, 1, 2, \dots, N-1$ ，頻率點與實際頻率之對應間距可計算頻率解析度(Frequency Resolution)得知，其中頻率解析度計算方式如方程式(3-4)所示。

$$F_r = \frac{f_s}{N} \quad (3-4)$$

$$\omega_k = kF_r \quad (3-5)$$

其中， F_r 為頻率解析度， f_s 為擷取之離散訊號之取樣頻率。求得其頻率解析度後再套用公式(3-5)計算第 k 個頻率點與對應頻率之關係。根據感興趣頻帶範圍計算該頻帶之能量總和即為頻帶功率，如公式(3-6)所示。

$$BP = \sum_{k \in \omega^*} PSD_k \quad (3-6)$$

其中 ω^* 表示頻帶範圍分為以下 5 個母頻帶，分別是 θ 波(Theta wave)(4-8 Hz)、 α 波(Alpha wave)(8-13 Hz)、 β 波 1(Beta wave 1)(13-20 Hz)、 β 波 2(Beta wave 2)(20-30 Hz) 以及 γ 波(Gamma wave)(30-45 Hz)。

時域特徵有很多種方法，本論文採用的是 Katz 碎形維度(Katz Fractal Dimension, KFD)，又稱為 Katz's method，此方法是計算連續點間距離之總和及任意樣本點間最大距離以計算 FD 數值，其計算流程如下。

一時間函數 $S = \{s_1, s_2, \dots, s_N\}$ ，共 N 筆資料點，則該訊號之 KFD 值計算如公式(3-7)所示

$$KFD = \frac{\log_{10}(L/a)}{\log_{10}(d/a)} \quad (3-7)$$

其中 L 為連續資料點之距離總和， d 為第一個資料點與其他資料點距離之最大值，距離計算方式以歐式距離計算之，如公式(3-8)(3-9)所示， a 為訊號之任兩點平均距離，即 $a=L/(N-1)$ ，代入公式(3-7)可得新的表示法，公式(3-10)。

$$\text{dist}(s_1, s_2) = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad (3-8)$$

$$d = \max\{\text{dist}(s_i, s_j)\}, i, j = 1, 2, \dots, N \quad (3-9)$$

$$\text{KFD} = \frac{\log_{10}(L/a)}{\log_{10}(d/a)} = \frac{\log_{10}(n)}{\log_{10}(\frac{d}{L}) + \log_{10}(n)} \quad (3-10)$$

其中 $n=N-1$ ，為訊號點之間隔數量。

3.3. 特徵篩選

費雪準則(Fisher's criterion)為從原始高維特徵空間中篩選出具有鑑別力的特徵，並依序從最具鑑別力的特徵排至最差鑑別力的特徵，接著，再從中挑選出最具有鑑別力的前 N 個特徵，來達到降維之目的。費雪準則為一種監督式的線性降維演算法，其旨在降維後，各類別要盡可能地被區分開而本論文由於訓練資料自由度不高，將特徵數降維到 5 個以下。

3.4. 分類器與驗證方法

K 個最近鄰居法為最基本且時常被拿來使用的分類演算法之一，計算距離測試資料最鄰近的 K 個訓練資料大小， K 個訊類資料內以多數決方式判定該測試資料之類別。其中 K 為自由參數，通常 K 值設定不會與類別數相同，以避免多數決發生同票的情形。二類別判斷情形，假設 K 值為 3，取得距離測試資料最近的三筆訓練資料類別，第一類別對於第二類別為 1:2，經由多數決投票判定該測試資料類別應為第二類別。

交叉驗證(cross-validation)主要是用在模型的訓練或建模中，當我們完成訓練一個分類器之後，須驗證此分類器對於該腦波資料的效能。本論文將採用 K 折交叉驗證，當 K 折交叉驗證中的 K 值與資料的筆數相同時，稱為留一驗證法(Leave-One-Out Cross Validation, LOO-CV)，即每次都將原始資料中的其中一筆當作測試資料，其餘的資料當作訓練資料，直至每筆資料都當過測試資料後，最後取其平均分類率。本論文所有的分類結果皆使用此方法進行驗證。

4. 結果與討論

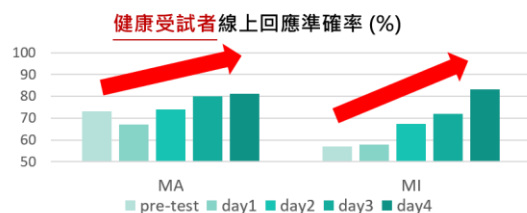
本論之目的是幫助漸凍症患者開法一套腦波線上回應系統，為解決過去研究之不足處：並非每位受試者都適合使用運動想像任務，本論文開發了「客製化心智任務選擇與評估系統」，新增心算任務提供一個另外的選擇，使用者可以透過評估的結果與實際使用心智任務的感覺，主觀認知與客觀的結果，來決定要使用哪種心智任務。表 4.1 的結果呈現的是 8 位 ALS 患者評估結果與他們選擇的心智任務，評估結果用星星數量表示，以簡化結果更容易觀察其差異，5 顆星表示 $90\% < \text{準確率} \leq 100\%$ ，4 顆星表示 $80\% < \text{準確率} \leq 90\%$ ，3 顆星表示 $70\% < \text{準確率} \leq 80\%$ ，2 顆星表示 $60\% < \text{準確率} \leq 70\%$ ，1 顆星表示 $\text{準確率} \leq 60\%$ 。

表 4.1 ALS 患者評估系統結果

	MA (星星數)	MI (星星數)	心智任務
Sub.1	4	4	MI
Sub.2	4	4	MA
Sub.3	2	5	MI
Sub.4	5	3	MA
Sub.5	2	2	MA
Sub.6	5	4	MA
Sub.7	4	5	MI
Sub.8	3	4	MI

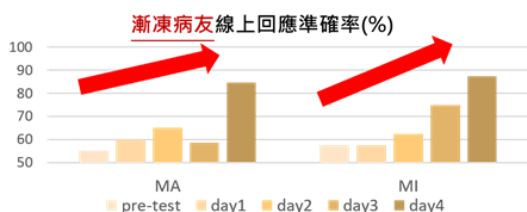
若結果出來星星數不同，會建議受試者使用較高的那個任務，做為自己的心智任務，若星星數相同，會依據病友意願挑選他想做的心智任務，從結果可以看到並不是每位受試者都能夠容易的掌握運動想像或心算任務的腦活動，選擇的心智任務也不同，心算任務 4 位，運動想像任務 4 位。

本論文還測試受試者在經過多日且多次訓練下，線上回應的前後測結果，用以驗證「神經回饋與心智任務訓練平台」的成效，圖 4.1 為 5 位健康受試者用舊的離線校正流程，分別做運動想像與心算任務平均的線上回應結果，圖 4.2 為 2 位 ALS 患者用舊的離線校正，做運動想像任務平均的線上回應結果，與 4 位 ALS 患者用舊的離線校正流程，做心算任務平均的線上回應結果。



MA	腦波校正 (離線)準確率	線上回應 準確率	MI	腦波校正 (離線)準確率	線上回應 準確率
Pre-test	85	73	Pre-test	82.88	57
Day1	92	67	Day1	93	58
Day2	91	74	Day2	85.83	67.5
Day3	94	80	Day3	92.88	72
Day4	95.83	81.33	Day4	88.33	83.33

圖 4.1 健康受試者前後測平均結果(舊流程)



MA	腦波校正 (離線)準確率	線上回應 準確率	MI	腦波校正 (離線)準確率	線上回應 準確率
Pre-test	83.13	55	Pre-test	85	57.5
Day1	92.5	60	Day1	92.5	57.5
Day2	91.25	65	Day2	96.25	62.5
Day3	90	58.75	Day3	91.25	75
Day4	95.21	84.58	Day4	97.5	87.5

圖 4.2 ALS 前後測平均結果(舊流程)

可以看到無論是健康受試者還是 ALS 患者，在經過神經回饋與心智任務訓練平台的訓練下，線上回應準確率皆有呈現上升的趨勢，驗證了訓練平台對受試者的腦波辨識率是能有效提升的。

雖然受試者的線上回應準確率都有提升，但最後一天的平均準確率不到 90%，ALS 病友回饋準確率 90% 以上是比較能接受的，後來又找來 2 位 ALS 患者參與本論文提出之修正後離線校正流程的前後測，2 位受測者皆使用運動想像作為其心智任務，表 4.2 使用修正後離線校正的線上回應結果。

表 4.2 ALS 前後測結果

	Pre-test	Day1	Day2	Day3	Day4
Sub.7	100%	100%	95%	100%	100%
Sub.8	60%	100%	100%	100%	N/A

受試者 7 從第一次表現就非常棒，除了第二天 95%，其它的實測皆為 100%，受試者 8 除了前測外，經過訓練後，往後的線上回應準確率也都是 100%。圖 4.3 為將這兩位 ALS 受試者加上之前受者平均後的結果，運動想像任務進步的趨勢更加明顯。

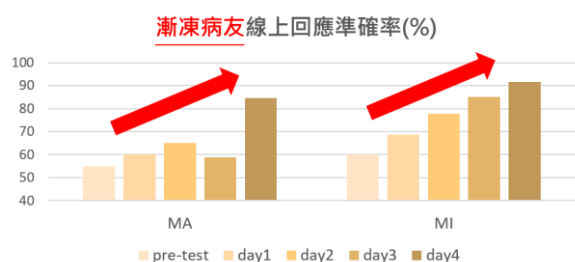


圖 4.3 ALS 前後測平均結果(更)

表 4.3 與表 4.4 分別為本論文健康受試者與 ALS 患者的神經回饋與心智任務訓練平台之線上回應準確率及統計結果，可以看到無論是健康受試者，還是 ALS 患者，前後測結果皆有顯著性差異，使用 Wilcoxon signed-rank test ($p < 0.05$)。

表 4.3 前後測統計結果(HC)

HC	Pre-test	Post-test
Sub.1(MA)	100%	80%
Sub.2(MA)	70%	75%
Sub.3(MA)	50%	80%
Sub.4(MA)	70%	70%
Sub.5(MA)	75%	100%
Sub.1(MI)	40%	60%
Sub.2(MI)	40%	95%
Sub.3(MI)	55%	80%
Sub.4(MI)	55%	60%
Sub.5(MI)	75%	95%
p-value	0.0273	

表 4.4 前後測統計結果(ALS)

ALS	Pre-test	Post-test
Sub.1	70%	90%
Sub.2	65%	60%

Sub.3	45%	85%
Sub.4	30%	100%
Sub.5	40%	85%
Sub.6	65%	80%
Sub.7	100%	100%
Sub.8	70%	100%
p-value	0.0313	

本論文還有找來曾經使用舊校正流程的 3 位健康受試者與 4 位 ALS 患者，來驗證新校正流程的穩定性，表 4.5 為健康受試者新舊校正流程之線上回應準確率平均結果，表 4.6 為 ALS 患者新舊校正流程之線上回應準確率平均結果，受試者代號後面的任務為他們原始實測的心智任務。

表 4.5 新舊校正流程之平均結果(HC)

	舊流程 (average)	舊流程 (last day)	新流程
Sub.2(MA)	75%	75%	95%
Sub.2(MI)	65.56%	95%	90%
Sub.3(MA)	56.67%	80%	80%
Sub.3(MI)	67.78%	80%	100%
Sub.5(MA)	91%	95.5%	100%
Sub.5(MI)	77%	95%	100%
overall(MA)	74.22%	83.5%	91.67%
overall(MI)	70.11%	90%	96.67%

表 4.6 新舊校正流程之平均結果(ALS)

	舊流程 (average)	舊流程 (last day)	新流程 (MA)	舊流程 (MI)
Sub.2 (MA)	73.33%	80%	100%	90%
Sub.3 (MI)	57.14%	60%	90%	100%
Sub.4 (MA)	73.75%	100%	100%	95%
Sub.6 (MA)	66.67%	85%	50%	80%
average	67.72%	81.25%	96.66%	91.25%

無論是健康受試者，還是漸凍病友，使用新的校正流程後，線上回答準確率都有很好的表現，Sub.2(ALS) 線上問答準確率原本沒有那麼好，使用新校正流程後 MA 可以達到 90%(錯的那題分心了) 提升了 30%，就連 MI 都能達到 100%，Sub.3(ALS) 過去沒有做過 MA，故複測的 MA 結果並不理想，但運動想像還是能夠達到 80% 的準確率，受試者相隔三個月使用新的校正流程，可以發現經過這麼長的時間，受試者的線上準確率依然可以維持甚至更好，舊的校正流程最後一天結果與新的校正流程相比，健康受試者心算任務從 83.5% 提升至 91.67%，運動想像任務從 90% 提升至 96.67%，將兩心智任務平均，線上回應準確率從 86.75% 提升至 94.17%，ALS 受試者若不加入 Sub.3(ALS) 使用新校正流程的 MA 結果(該受試者使用的原始心智任務為 MI) 來看，線上回應準確率從 81.25% 提升至 93.95%，

結果都有明顯上升，上述結果也間接證明使用乾式電極貼片也能達到很好的腦波辨識度。因此本論文開發之系統，必定能造福所有 ALS 患者。

5. 參考文獻

- [1] Eric W Sellers 1, Emanuel Donchin, “A P300-based brain-computer interface: initial tests by ALS patients,” *Clinical Neurophysiology*, 117(3):538-48, April 2006.
- [2] Violaine Guy, Marie-Hélène Soriani, Mariane Bruno, Théodore Papadopoulo, Claude Desnuelle, Maureen Clerc, “Brain computer interface with the P300 speller: Usability for disabled people with amyotrophic lateral sclerosis,” *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*., October 2017.
- [3] Rossella Spataro, Antonio Chella, Brendan Allison, “Reaching and Grasping a Glass of Water by Locked-In ALS Patients through a BCI-Controlled Humanoid Robot,” *Front Hum Neurosci.*, Mar. 2017.
- [4] Q. Wang and O. Sourina, “Real-time mental arithmetic task recognition from EEG signals,” *IEEE. Trans. Neural Systems and Rehabilitation Engineering*., vol. 21, pp. 225 – 232, 2013.
- [5] W. K. Y. So, S. W. H. Wong, J. N. Mak, and R. H. M. Chan, “An evaluation of mental workload with frontal EEG,” *PLoS ONE*., vol. 12, e0174949, 2017.
- [6] S. C. Yeh, C. L. Hou, W. H. Peng, Z. Z. Wei, S. Huang, E. Y. C. Kung, L. Lin, and Y. H. Liu, “A multiplayer online car racing virtual-reality game based on internet of brains,” *Journal of Systems Architecture*, vol. 89, pp. 30-40, 2018.
- [7] G. Assenza and V. D. Lazzaro, “A useful electroencephalography (EEG) marker of brain plasticity: delta waves,” *Neural Regeneration Research*, vol. 10, pp. 1216-1217, 2015.
- [8] R. Xu et al., “A closed-loop brain-computer interface triggering an active ankle-foot orthosis for inducing cortical neural plasticity,” *IEEE. Trans. Biomedical Engineering*, vol. 61, pp. 2092 – 2101, 2014.
- [9] G. Pfurtscheller, and C. Neuper, “Motor imagery and direct brain-computer communication,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 89, no. 7, pp. 1123-1134, 2001.
- [10] Bangyan Zhou, Xiaopei Wu, Jing Ruan, Zhao LV, Lei Zhang “How many channels are suitable for independent component analysis in motor imagery brain-computer interface,” *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 50, Pages 103-120, April 2019.
- [11] Yi-Hung Liu, Shuan Huang and Yi-De Huang “Motor Imagery EEG Classification for Patients with Amyotrophic Lateral Sclerosis Using Fractal Dimension and Fisher’s Criterion-Based Channel Selection,” *sensors*, July 2017.

- [12] Bin Shi, Quan Wang, Shuai Yin, Zan Yue, Yaping Huaid, Jing Wang, “A binary harmony search algorithm as channel selection method for motor imagery-based BCI,” *Neurocomputing*, Volume 443, 5 July 2021, Pages 12-25.
- [13] Rob H.J. Van der Lubbe, Jagna Sobierajewicz, Marijtje L.A. Jongsma, Willem B. Verwey, Anna Przekoracka-Krawczyk, “Frontal brain areas are more involved during motor imagery than during motor execution/preparation of a response sequence,” *International Journal of Psychophysiology*, Volume 164, Pages 71-86, June 2021.

6. 致謝

本研究受到科技部計畫補助(計畫編號-109WFAA310472)，並感謝中華民國運動神經元疾病病友協會協助招募受試者。