

基於相干性之偏頭痛有無睡眠品質不佳腦波偵測研究

游馥瑀¹ 劉益宏² 李春穎³

¹ 國立台北科技大學 機電整合研究所

E-mail: ruby131399@gmail.com

² 國立台灣科技大學 機械工程學系

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

³ 國立台北科技大學 機械工程學系

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

摘要

偏頭痛是盛行率高的疾病，其中約有30%-50%偏頭痛患者會受到睡眠障礙的影響，睡眠品質不佳(Poor Sleep Quality)及失眠(Insomnia)都屬於睡眠障礙，且睡眠品質不佳有高機率會惡化為更嚴重的失眠，若能找出潛在有睡眠品質不佳的偏頭痛患者，醫師便可提早介入治療。然而，目前尚未有使用EEG針對偏頭痛共病睡眠品質不佳的研究。

收集20位有睡眠品質不佳的偏頭痛患者(匹茲堡睡眠品質量表分數 ≥ 7)以及12位無睡眠品質不佳的偏頭痛患者的腦波訊號，使用相干性做為特徵，在經過費雪準則進行特徵篩選後，以線性鑑別分析(Linear Discriminant Analysis, LDA)進行分類。其中在心算任務可以得到最高的分類率為86.67%，且只需使用7個特徵。

關鍵詞：腦電圖、偏頭痛、睡眠品質不佳、相干性、線性鑑別分析。

Abstract

Migraine is a disease with a high prevalence rate. About 30%-50% of migraines are affected by sleep disorders. Poor sleep quality and insomnia are sleep disorders, and poor sleep quality has a high probability of worsening to insomnia. If the study can identify potentially migraineurs with poor sleep quality, doctors can intervene early. However, there is no study using EEG and focus on migraine with poor sleep quality.

Collect the EEG signals of 20 migraineurs with poor sleep quality (Pittsburgh Sleep Quality Index ≥ 7) and 12 migraineurs without poor sleep quality, and use coherence as the feature. After the feature selection by Fisher criteria, linear discriminant analysis (Linear Discriminant Analysis, LDA) is used for classification. Among them, the highest classification rate can be obtained in MA of 86.67%, and only 7 features are used.

Keywords : EEG、Migraine、Poor sleep quality、Coherence、Linear Discriminant Analysis

1. 前言

臺灣 15 歲以上民眾有 9.1% 患有偏頭痛，且男性約有 4.5% 的盛行率，而女性則約有 14.4% [1]。偏頭痛除了盛行率高，分布的年齡也是很廣泛，在一年中，13-15 歲的學生偏頭痛的盛行率為 5%-7% [2]，且有 3% 的 65 歲以上的老人經歷過偏頭痛發作 [3]。

偏頭痛(Migraine)為常見且會造成失能的原發性頭痛疾病。偏頭痛是反覆發生的頭痛，每次會持續 4-72 小時左右，特徵是頭部的單側會有中或重度的搏動性疼痛，且活動時會加劇，通常伴隨著噁心、或對聲音及光敏感，嚴重影響偏頭痛患者的生活品質。偏頭痛還伴有多種精神疾病，例如焦慮和抑鬱 [4]。此外，有人提出偏頭痛與睡眠障礙間存有關係，且睡眠品質與生活滿意度相關，一般人中有約三分之一的成年人會受到睡眠品質不佳的影響 [5]。睡眠障礙是偏頭痛患者中特別常見的問題，影響了 30%-50% 的偏頭痛患者 [6]，睡眠中斷可能是偏頭痛發作的誘因，若睡眠充足，則偏頭痛得以改善 [7]，通常慢性偏頭痛患者較易由於睡眠不足，而有早晨頭痛的情況 [8]。近期研究表明，偏頭痛患者相較一般人會有更高機率患有睡眠品質不佳 [5]。

偏頭痛的診斷準則，是以國際頭痛疾病分類第三版(Beta)為準(International Classification of Headache Disorders, 3rd Edition (beta version)) [9]，偏頭痛可分為兩個主要型：無預兆偏頭痛及預兆偏頭

痛，無預兆偏頭痛的診斷基準為至少有五次的頭痛符合：頭痛發作持續 4-72 小時(未經治療或治療無效)、頭痛有四項特徵中(單側、搏動性、疼痛程度中或重度)的其中兩項、日常活動(例如：走路或爬樓梯)會使頭痛加劇，且頭痛發作時至少會有噁心及嘔吐、畏光及怕吵其中一種；預兆偏頭痛的診斷基準為至少有兩次的頭痛符合：包括一或多項完全可逆的預兆症狀(視覺、感覺、說話或語言、運動、腦幹、視網膜)，且具有六項特徵中(至少一種預兆症狀在 ≥ 5 分鐘逐漸發展、兩種或兩種以上的預兆症狀接續發生、每一種個別的預兆症狀持續 5-60 分鐘、至少有一種預兆症狀是單側的、至少有一種預兆症狀是正向的、預兆會同時伴隨頭痛或於預兆後 60 分鐘內頭痛)的其中三項。此外，當病人不只符合一種偏頭痛的型、亞型或亞式的基準，所有皆應列入診斷和登錄。

本論文使用匹茲堡睡眠品質量表 (The Pittsburgh Sleep Quality Index, PSQI) 評估實驗對象一個月的睡眠品質，此量表由七個細項組成：C1 個人主觀睡眠品質、C2 睡眠潛伏期、C3 睡眠時數、C4 睡眠效率、C5 睡眠困擾、C6 安眠藥使用情形、C7 白天功能障礙，並將總分 ≥ 7 的實驗對象視為有睡眠品質不佳[10]。另外也會加入醫院焦慮與憂鬱量表(Hospital Anxiety and Depression Scale, HADS)、貝克憂鬱量表(Beck's Depression Inventory, BDI)評估實驗對象的焦慮及憂鬱狀況。

不論是偏頭痛的診斷抑或是其餘共病的檢查均需要耗費許多時間，而腦電圖(Electroencephalography, EEG)為非侵入式的檢查手段，除了價格低也易於攜帶，可以提供較快速且方便的檢測。因此本論文將透過分析腦波訊號，對於有睡眠品質不佳的偏頭痛患者和無睡眠品質不佳的偏頭痛患者進行比較與分類，期許可以提供醫師臨床情形和量表之外的檢測方式，輔助醫師的診斷，提高醫師診斷的準確率。

2. 方法

2.1. 實驗對象

本論文共收集 32 位受試者的腦電圖資料，其中包含 20 位有睡眠品質不佳的偏頭痛患者，12 位無睡眠品質不佳的偏頭痛患者，表 2.1 為實驗對象的資料。

表 2.1 實驗對象資料

組別	有睡眠品質不佳偏頭痛患者	無睡眠品質不佳偏頭痛患者
人數(人)	20	12
(男/女)	(7/13)	(5/7)
平均年齡(歲)	42.1 \pm 11.35	42 \pm 14.39
匹茲堡睡眠品質量表	10.11 \pm 2.35	4.13 \pm 1.36
醫院焦慮與憂鬱量表(焦慮)	6.89 \pm 3.87	5 \pm 4.07
醫院焦慮與憂鬱量表(憂鬱)	4.53 \pm 3.01	4 \pm 4.04
貝克憂鬱量表	10.42 \pm 7.84	6.25 \pm 7.34

表 2.2 為有睡眠品質不佳偏頭痛患者與無睡眠品質不佳偏頭痛患者的顯著差異統計，其中性別部分採用卡方檢定，而其他量表部分則採用獨立樣本 T 檢定或是曼-惠特尼 U 檢定，取決於是否屬於常態分佈。參考表 2.2 可見男女比無顯著差異、年齡無顯著差異、匹茲堡睡眠品質有顯著差異、醫院焦慮與憂鬱量表無顯著差異及貝克憂鬱量表無顯著差異。

表 2.2 實驗對象顯著差異統計

	有睡眠品質不佳偏頭痛	無睡眠品質不佳偏頭痛患者
	顯著差異 (p-value)	Effect Size
男女比	無(0.142)	
年齡	無(0.830)	0.008
匹茲堡睡眠品質	有(0.0001)	2.817

量表		
醫院焦慮與憂鬱 量表(焦慮)	無(0.210)	0.482
醫院焦慮與憂鬱 量表(憂鬱)	無(0.471)	0.158
貝克憂鬱量表	無(0.084)	0.541

2.2. 腦波擷取

本論文使用四台 HNC 宏智生醫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 32 通道之電極帽 (Quik-Cap 32-channel)，作為本研究中量測並擷取腦波以及資料分割等腦波訊號處理之儀器，如圖 2.1 及圖 2.2 所示。取樣頻率為 500 Hz，腦波訊號之參考電極為 A1 與 A2。於實驗過程中盡可能將電極帽上的每個電極阻抗維持在 10 kΩ 以下，才開始進行資料擷取之動作。接著將擷取後的腦波訊號依序進行以下處理：

1. 數位濾波：0.5-50Hz
2. 獨立成分分析(Independent Component Analysis, ICA)搭配 Adjust 演算法，以去除受到其它外在因素干擾的訊號源。

本論文使用之電極配置為符合國際 10-20 系統 (International 10-20 System)[10]之 30 個電極(Fp1、Fp2、F3、F4、F7、F8、FT7、FT8、FC3、FC4、T3、T4、C3、C4、TP7、TP8、CP3、CP4、T5、T6、P3、P4、Fz、FCz、Cz、CPz、Pz、O1、O2、Oz)，其電極分布如圖 2.3 所示。



圖 2.1 四台八通道腦波描記器



圖 2.2 32 通道之電極帽

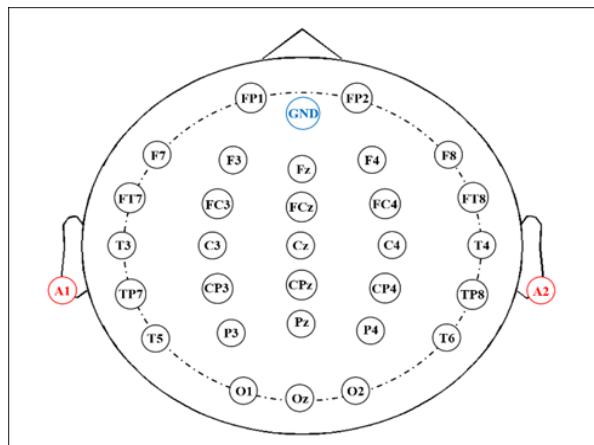


圖 2.3 國際 10-20 系統腦波電極配置

2.3. 實驗流程

為了確保各受試者實驗條件是近乎一致的，實驗會依據以下流程進行：

1. **簽訂受試者同意書**：在開始做實驗以前，實驗對象需詳細了解自身權益、實驗與研究結束後的資料處理及儲存方式，待實驗對象簽訂完同意書，才可進行後續實驗流程。
2. **實驗說明**：提醒實驗對象於實驗前一天內需清洗頭髮以保持頭部的清潔。在實驗正式開始前，須向實驗對象解釋實驗的目的、內容以及注意事項(例如實驗過程中盡可能保持全身放鬆狀態)，在確認實驗對象了解並同意進行此項實驗後便可開始實驗，若實驗過程中實驗對象有任何不適或決定放棄

實驗，則須立即停止並取消實驗。

3. 外部清潔: 為了避免皮膚上的油脂和角質影響實驗資料的品質，會於實驗前一天告知實驗對象請其清洗頭髮，並於實驗當天使用棉花棒搭配去角質凝膠將需要黏貼電極的部位(通常為兩側耳骨)進行第二次的清潔以降低感測器與皮膚的阻抗值，進而得到較佳品質的腦波訊號。

4. 配戴電極帽及加入導電膠: 依照實驗對象頭部大小挑選合適的電極帽，配戴電極帽的過程，需要確認是否已對齊鼻根到枕骨凸起處且雙耳乳突垂直向上連線亦已與 Cz 電極對齊，確認完畢即可將電極帽之魔鬼氈粘緊使得電極得以緊密貼附於頭皮。打入導電膠後，需要確認所有電極之阻抗均小於 $10\text{ k}\Omega$ 。

5. 實驗環境與操作: 實驗環境需為安靜且舒服的空間，並確保實驗對象不會受到環境聲音的干擾。調整螢幕與椅子間的距離，使實驗對象可以維持舒服的坐姿，螢幕擺放高度需要剛好與實驗對象視線平行，避免造成實驗對象眼睛負擔。

待上述準備工作完成，再次確認實驗對象已了解實驗流程，觀察腦波確認處於穩定狀態後，即可開始實驗。實驗過程中，實驗對象需避免過大肢體動作，盡量維持正常呼吸及放鬆的身體狀態。

6. 實驗結束及整理: 實驗結束後，需確保資料確實儲存，並協助實驗對象卸下電極帽，清理實驗對象頭部的導電膠，即完成整個實驗。

2.4. 實驗面板流程

實驗對象全程都需處在全身放鬆的狀態，雙手自然放於大腿、椅子扶手或桌面，背靠至椅背，頭保持固定位置觀看螢幕上的流程提示，全程都需避免過大的肢體動作。

實驗流程如圖 2.4，在閉眼放鬆實驗開始前會倒數 5 秒，此時會請受測者將雙眼閉上，螢幕則會出現十字，維持 120 秒。在心算任務時，螢幕會出現三位數加法的題目，實驗對象在心算完成後，會按下空白鍵，此時螢幕會出現一個數字，受測者須依照剛剛心算的答案，選擇大於、等於或是小於，

以了解實驗對象是否有專注在心算的過程，心算流程畫面如圖 2.5。

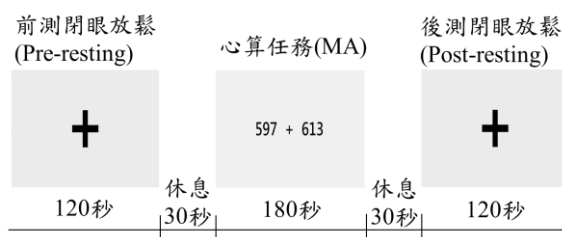


圖 2.4 實驗流程

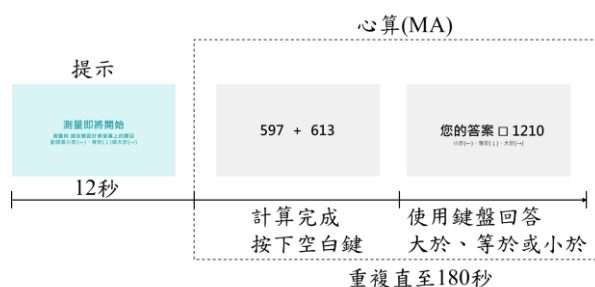


圖 2.5 心算流程

2.5. 資料分析流程

使用廣泛應用於偏頭痛 EEG 研究的相干性 (Magnitude squared coherence, MSC) 做為特徵。

相干性為描述大腦功能性連接的一種方式，其值會介於 0-1 之間，若愈接近 0，代表兩信號在頻域時的相關性愈低；反之則愈高。相干性的計算公式如方程式(1)所示。

$$MSC(A, B, \omega^*) = \left(\frac{P_{AB}(\omega^*)}{\sqrt{P_{AA}(\omega^*)P_{BB}(\omega^*)}} \right)^2 \quad (1)$$

其中， $MSC(A, B, \omega^*)$ 代表在感興趣頻帶 ω^* 下 (感興趣頻帶可參照表 2.3 腦波頻帶範圍)，電極 A 和電極 B 擷取到之 EEG 訊號的相干性， $P_{AA}(\omega^*)$ 代表使用電極 A 擷取到之 EEG 訊號計算在感興趣頻帶 ω^* 的頻帶功率 (BP)；同理， $P_{BB}(\omega^*)$ 代表使用電極 B 擷取到之 EEG 訊號計算在感興趣頻帶 ω^* 的頻

帶功率(BP)，頻帶功率計算如公式(2)-(4)

由於擷取之 EEG 資料已經由腦波描記器採樣轉為數位端之不連續型資料，因此在計算頻帶功率的流程中，將先使用離散傅立葉轉換(Discrete Fourier Transform, DFT)將 EEG 資料從時域轉換至頻率域。假設 EEG 資料為 $x(t)$ ，離散傅立葉轉換之公式如方程式(2)所示：

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

其中 $X[k]$ 代表轉換至頻率域後第 k 個頻率點之頻譜， $x[n]$ 代表所要轉換之離散 EEG 訊號的第 n 個資料點， N 為要轉換之離散 EEG 的總資料點數(資料長度)。接著利用方程式(2)的 $X[k]$ 計算功率頻譜密度(Power Spectral Density, PSD)，如方程式(3)。

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

其中 PSD_k 代表第 k 個頻率點之功率， $k=0,1,2,\dots,N-1$ 。接著利用公式(3)的 PSD_k ，將屬於感興趣頻帶範圍的 PSD 加總，即可得到頻帶功率，如公式(4)。

$$BP_{\omega^*} = \sum_{\omega^*} PSD_k \quad (4)$$

其中 ω^* 代表感興趣頻帶之範圍， BP_{ω^*} 則代表 ω^* 頻帶範圍下之頻帶功率，本論文使用之頻帶如表

2.3 所示。

$P_{AB}(\omega^*)$ 代表電極 A 擷取到之 EEG 訊號和電極

B 擷取到之 EEG 訊號在感興趣頻帶 ω^* 下的交叉功率譜(Cross-power spectrum)，亦代表了兩 EEG 訊號在頻率域的相關性，其計算公式如方程式(5)。

$$P_{AB}(\omega^*) = \sum_{\omega \in \omega^*} |A(\omega)\overline{B(\omega)}| \quad (5)$$

其中 $A(\omega)$ 代表經過離散傅立葉轉換後的電極

A 擷取之 EEG 訊號； $\overline{B(\omega)}$ 代表經過離散傅立葉轉換後的電極 B 擷取之 EEG 訊號的共軛。

表2.3 頻帶範圍表

頻帶名稱	頻帶範圍
Delta	1~4 Hz (不包含 4 Hz)
Theta	4~8 Hz (不包含 8 Hz)
Alpha	8~13 Hz (不包含13 Hz)
Low beta	13~20Hz (不包含20 Hz)
High beta	20~30Hz (不包含30 Hz)
Gamma	30~45Hz (不包含45 Hz)

特徵選擇方法，使用的是費雪準則(Fisher criterion)[11]，計算其組間距離與組內距離(參考示意圖2.6)，將組間距離除以組內距離，並依照其比值評估特徵的優劣，將特徵依照比值重新排序。藉由組間距離與組內分佈的比例關係，找出可以使資料散佈較分開的特徵，排序較前面的特徵，表示類別間的距離大，類別內的變異小，是好的特徵表現；反之則不好。

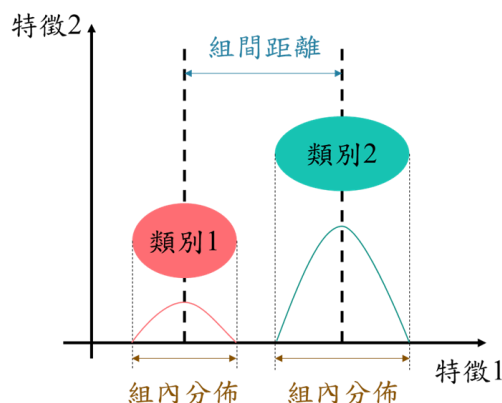


圖 2.6 組內分佈與組間距離示意圖

分類器則是選擇線性鑑別分析(Linear Discriminant Analysis, LDA)，其會透過共同共變異找出一可區分兩類別資料的平面，該平面的函數稱為決策函數如公式(6)所示。

$$D_{LDA}(x) = (\mu_1 - \mu_2)^T \Sigma^{-1} x - \frac{1}{2} (\mu_1 - \mu_2)^T \Sigma^{-1} (\mu_1 + \mu_2) - \ln\left(\frac{C_{12}\pi_2}{C_{21}\pi_1}\right) \quad (6)$$

其中 x 代表測試資料， μ_1 與 μ_2 分別為第一類別和第二類別訓練資料的平均向量， Σ^{-1} 為兩類別的共變異矩陣的反矩陣， π_1 與 π_2 分別為第一類別與第二類別的事前機率， C_{12} 為第一類別被判為第二類別的懲罰權重， C_{21} 為第二類別被判為第一類別的懲罰權重。

將測試資料代入決策函數進行計算和判斷，若決策函數的值大於 0，則該筆測試資料將被 LDA 判為第一類別，若決策函數的值小於 0，則該筆測試資料將被判為第二類別。

本論文使用相干性做為特徵，將每位受試者的資料切為 5 秒一個試驗，並對其計算兩兩電極間的相干性，再經由平均試驗(Average Trial)，讓每位受試者僅有 435 個電極對對*6 個頻帶=2610 個特徵。將 2610 個特徵進行費雪準則的特徵篩選，挑選出前 31 個特徵(總人數減 1)，最後再使用線性鑑別分析搭配留一交叉驗證法(Leave-One-Subject-Out Cross-Validation)以得到分類率並以此進行模型的效能評估。

3. 結果與討論

本研究目的在於開發一套能夠辨識偏頭痛患者中有睡眠品質不佳的分析方法，藉由偏頭痛患者

有和無睡眠品質不佳的腦波資料，判斷其是否有睡眠品質不佳，以提供醫師參考。其中同時考慮到未來應用上的計算速度，希望有高分類率的同時，盡可能使用較少的特徵數。

在使用相干性做為特徵的情形下，針對心算前閉眼放鬆、心算任務及心算後閉眼放鬆三者的結果如下表 3.1。

表3.1 各狀態分類結果

狀態	分類準確率 (特徵數/電極數)	敏感性	特異性
心算前閉眼放鬆	85.00% (4/6)	95.00%	75.00%
心算任務	86.67% (7/10)	90.00%	83.33%
心算後閉眼放鬆	73.33% (1/2)	80.00%	66.67%

最好結果出現在心算任務時，將心算任務的 7 個電極對進行 T 檢定(t-test)或是曼-惠特尼 U 檢定(Mann-Whitney U)統計，統計結果如表 3.2 所示，由上至下代表費雪排名由前至後，而特徵值在兩類別間的關係，可以參考圖 3.1 所示，特徵位置則可以參考如圖 3.2。

表3.2 特徵統計結果

特徵名稱	p-value
Cz-T6(theta)	0.0001
Cp3-F8(delta)	0.006
Ft7-T4(alpha)	0.004
T5-C4(low beta)	0.001
Fc3-C4(gamma)	0.01
Fcz-T6(theta)	0.001
Fc3-Cz(gamma)	0.007

七個特徵的 p-value 均小於 0.05，故在兩類別中有顯著性的差異，在費雪排序第一到第四的特徵中 p-value 會小於 0.01。

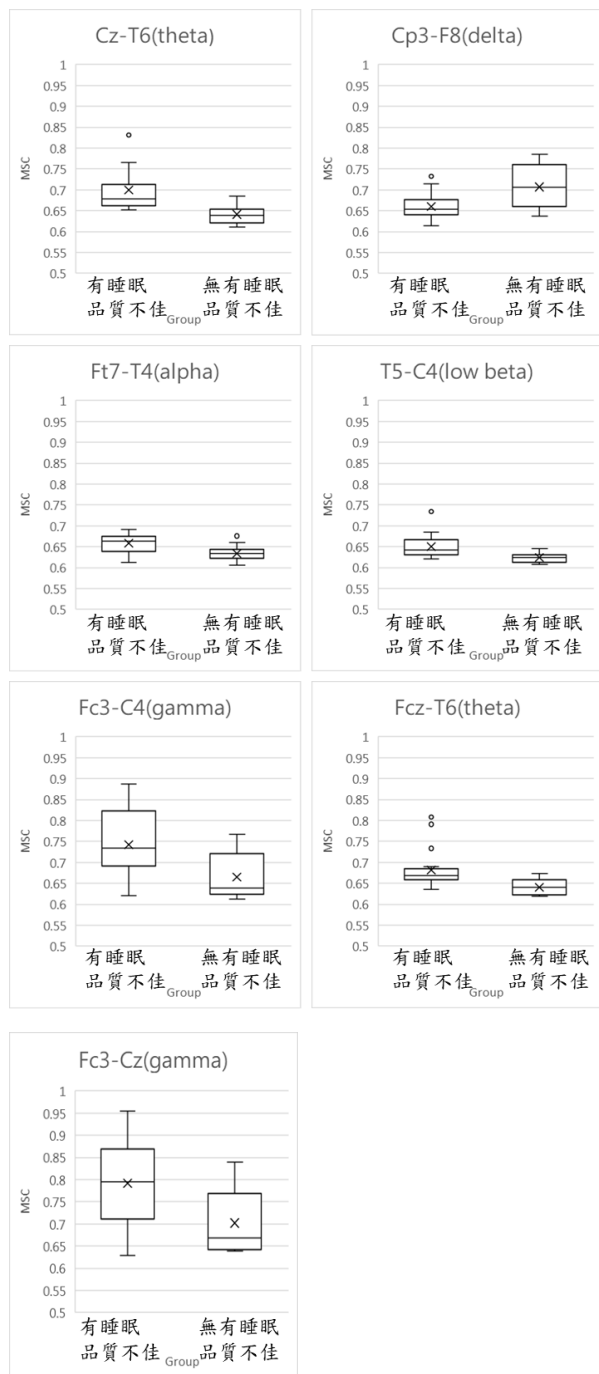


圖 3.1 特徵值於兩類別間關係圖

可以發現除了 Cp3-F8(delta) 的之外，多數的特徵，都是有睡眠品質不佳的偏頭痛患者有較高的相關性值。

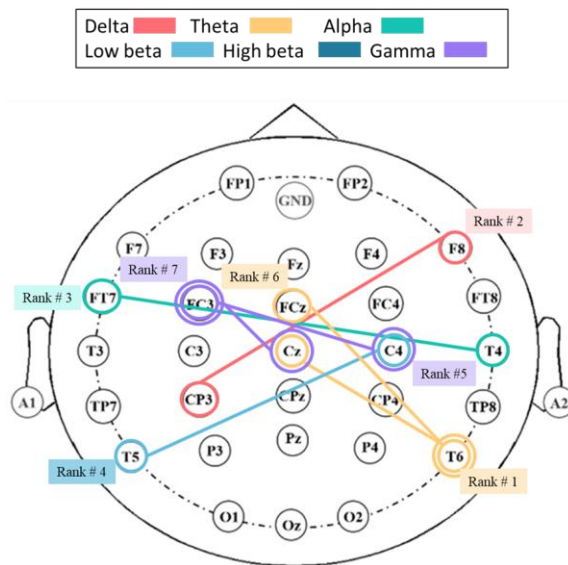


圖 3.2 特徵位置參考圖

在 Theta band 的電極對，均使用到 T6，在 Gamma band 的電極對，則均使用到了 Fc3，且集中於中央腦區(Central)，除此之外的 Delta、Alpha、Low beta band 的電極對，皆橫跨了左右半腦。

找出最佳特徵組後，接著進行與匹茲堡睡眠品質量表的相關性分析，分析結果如圖 3.3。

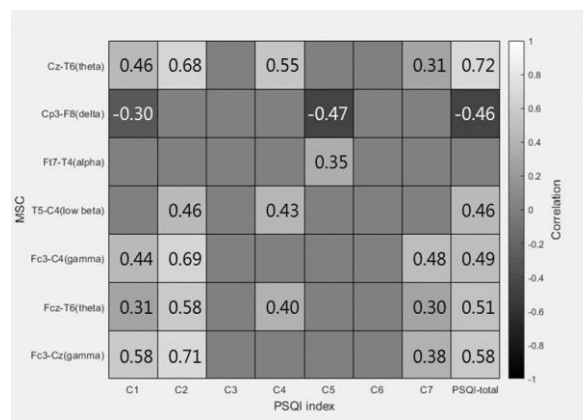


圖 3.3 相干性與匹茲堡睡眠品質量表相關性結果

其中 C1 到 C7 分別代表個人主觀睡眠品質、睡眠潛伏期、睡眠時數、睡眠效率、睡眠困擾、安眠藥使用情形及白天功能障礙。在 C2 睡眠潛伏期的部分有三個特徵達到 0.65 以上的相關性，可以知道 C2 睡眠潛伏期與此最佳特徵組有相較其他 6 種細項高的關聯。總分的部分則是在除了 Ft7-T4(alpha) 之外，均達到 0.4 以上的關聯性。

4. 結論與未來展望

雖然已經有許多文獻使用腦電圖進行偏頭痛

與健康受試者的分析比較或是有無預兆偏頭痛的分析比較，但區別有無睡眠品質不佳的文獻非常少。本論文中，使用心算及相干性特徵可以達到 86.67%(7 個相干性特徵/10 個電極)的分類結果，其中敏感性(Sensitivity)為 90.00%，特异性(Specificity)為 83.33%

針對最佳特徵組的分析，在 7 個最佳特徵中，只有 Cp3-F8(delta)是有睡眠品質不佳的偏頭痛患者的相干性低於無睡眠品質不佳的偏頭痛患者，其餘 6 個特徵中，均是有睡眠品質不佳的偏頭痛患者有顯著高於無睡眠品質不佳的相干性值。

Theta band 的電極對皆使用到 T6，且 Gamma band 的電極皆使用到 Fc3，並集中於中央腦區(Central)，最後是 Delta、Alpha、Low beta band 的電極對皆橫跨了左右半腦。

特徵與量表的相關性分析中，可以知道 7 個最佳特徵中，有 3 個特徵與 C2 睡眠潛伏期的相關性達至 0.6 以上，且其中 1 個與 PSQI 總分的相關性達至 0.72。

研究仍會繼續進行，隨著可分析的人數增加，可以再進一步精簡實驗的流程，也將優化分析的流程與想法，以縮減需要的電極，增加使用上的方便性，期望可以有一套更加完整及便利的輔助診斷系統，提供醫師客觀的診斷參考。

5. 參考文獻

- [1] Wang SJ, Fuh JL, Young YH, et al. "Prevalence of migraine in Taipei, Taiwan: a population-based survey." *Cephalalgia*, vol. 20, no. 6, pp. 566-572, 2000.
- [2] Wang, S. J., Fuh, J. L., Juang, K. D., & Lu, S. R. "Rising prevalence of migraine in Taiwanese adolescents aged 13-15 years." *Cephalalgia*, vol. 25, no. 6, pp 433-438, 2005.
- [3] Wang, S. J., Liu, H. C., Fuh, J. L., Liu, C. Y., Lin, K. P., Chen, H. M., Lin, K. N. "Prevalence of headaches in a Chinese elderly population in Kinmen: age and gender effect and cross-cultural comparisons." *Neurology*, vol. 49, no. 1, pp 195-200, 1997.

- [4] Leonardi, M., & Raggi, "A. Burden of migraine : international perspectives." *Neurological Sciences*, vol. 34, no. 1, pp. 117-118. 2013.
- [5] Zeitlhofer, J., Schmeiser-Rieder, A., Tribl, G., Rosenberger, A., Bolitschek, J., Kapfhammer, G., ... & Kunze, M. "Sleep and quality of life in the Austrian population." *Acta Neurologica Scandinavica*, vol. 102, no. 4, pp. 249-257. 2000.
- [6] Kelman, L., & Rains, J. C. "Headache and sleep: examination of sleep patterns and complaints in a large clinical sample of migraineurs." *Headache: The Journal of Head and Face Pain*, vol. 45, no. 7, pp. 904-910. 2005.
- [7] Alberti, A. "Headache and sleep." *Sleep medicine reviews*, vol. 10, no. 6, pp. 431-437. 2006.
- [8] Sahota, P. "Morning headaches in patients with sleep disorders." *Sleep Medicine*, vol. 4, no. 5, pp. 377-377. 2003.
- [9] "Headache Classification Committee of the International Headache Society (IHS). (2013). The international classification of headache disorders, (beta version). " *Cephalalgia*, vol. 33, no. 9, pp. 629-808. 2013.
- [10] G.H. Klem and J.W. Lüders and H.H. Jasper and C. Elger, "The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology," *Electroencephalogr Clin Neurophysiol. Suppl.*, vol. 52, pp. 3-6, 1999
- [11] L. Fang and H. Zhao and P. Wang and M. Yu and J. Yan and W. Cheng and P. Chen, "Feature selection method based on mutual information and class separability for dimension reduction in multidimensional time series for clinical data," *Biomed Signal Process Control.*, vol. 21, pp. 82-89, 2015

6. 致謝

非常感謝三軍總醫院神經科部周邊神經科主任楊富吉醫師轉介個案，讓本研究可以順利地收取許多受測者的腦波資料，以進行研究。