

國立臺灣大學工學院機械工程學系

碩士論文

Department of Mechanical Engineering

College of Engineering

National Taiwan University

Master Thesis

發展EMD方法濾除腦波眨眼訊號並

應用於測量疲勞狀態之研究

Applying EMD Method to Remove EEG of Eye Blink Artifacts in
Measuring Fatigue State



Li, Cheng-Chieh

指導教授：楊宏智 博士

Advisor: Young, Hong-Tsu, Ph.D.

中華民國 97 年 7 月

June, 2008

國立臺灣大學碩士學位論文
口試委員會審定書

發展 EMD 方法濾除腦波眨眼訊號並應用於測量
疲勞狀態之研究

Applying EMD Method to Remove EEG of Eye
Blink Artifacts in Measuring Fatigue States

本論文係李政杰君 (R95522702) 在國立臺灣大學機械工程學系完成之碩士學位論文，於民國 97 年 07 月 21 日承下列考試委員審查通過及口試及格，特此證明

口試委員：

楊宏智

楊宏智

(簽名)

(指導教授)

王逸民

王逸民

王建義

王建義

曾垂拱

曾垂拱

邱谷川

邱谷川

系主任、所長

黃漢邦

黃漢邦

致 謝

當我為完成的論文寫謝詞時，代表我又走過一個人生階段，準備迎接另一種生活。讀碩士期間陪我成長的朋友中，首先我要感謝我的指導老師楊宏智教授，他給予我學習所需的資源和引導，且不限制我的自由發展。接著要感謝公司老闆 Yetmen 的包容和指導，開拓我在研究和生活的視野，也要感謝威延學長和 AnCAD 公司全體員工在這段期間內的照顧。感謝 Michael 借我使用腦波儀器並適當的給我建議，也感謝羅明學長指導我使用 DMDX 程式。

感謝實驗室助理鍾姐無論是平時或是口試前後都給我很多的照顧和協助，實驗室學長姐正義、傳傑、威延、建隆、肇蔚、翎楷、孟哲、啓明、阿楛、彥志、欣怡、宗倜、文翔、芳妃等人在這段期間內作為我的榜樣，並在適當的時候拉我一把。感謝哲源、鯤仁、庭瑜以同學的身分一路與我相伴到畢業。感謝詠中、朝良、秉倫、偉祥四位學弟打理實驗室的事務。感謝在這兩年中幫過我的朋友，最後感謝論文實驗中的受試者，有你們的協助我的論文才能順利完成。

讀碩士學位期間父母和姐姐總是非常挺我，老爸老媽會常常關心我的學業和生活，在一些特別的時候打電話來支持我、提醒我要注意的事，老姊也常常在她有好東西的時候與我分享，讓我感受到家庭的溫暖，謝謝你們。

目 錄

口試委員會審定書	i
致 謝	ii
目 錄	iii
圖例目錄	vii
表格目錄	ix
摘要	x
ABSTRACT	xii
第一章 緒論	1
1.1 研究背景與動機	1
1.2 腦波眨眼訊號	2
1.3 疲勞度偵測	3
1.4 研究方法	4
第二章 文獻探討	6
2.1 腦波原理與腦波量測	6
2.1.1 腦波初探	6
2.1.2 腦波量測	8
2.1.3 腦波的判讀和分類	8
2.1.4 大腦皮質結構	9
2.2 眨眼訊號濾除	12
2.2.1 Independent Component Analysis (ICA)	12
2.2.2 Principle Component Analysis (PCA)	14
2.2.3 Dipole Modeling	14
2.2.4 EOG Correction	14
2.3 腦波與疲勞度	15



2.3.1 過去以腦波偵測疲勞度研究	15
第三章 腦波眨眼訊號濾除	17
3.1 背景介紹	17
3.2 眨眼訊號的產生	17
3.3 眨眼訊號特性	17
3.4 眨眼訊號濾除構想	18
3.5 發展濾除眨眼訊號方法使用的數學工具：EMD	18
3.5.1 EMD 概述	18
3.5.2 EMD 的重要計算工具：Sifting	19
3.5.3 EMD 的計算方式	19
3.5.4 提取 IMF 時，Sifting 次數的決定	20
3.6 眨眼訊號濾除法	21
3.6.1 計算流程	21
3.6.2 運算元件說明	22
3.6.3 眨眼訊號濾除前、後比較	28
3.6.4 眨眼訊號濾除效果	28
3.7 濾除眨眼訊號效果驗證	29
3.7.1 觀察眨眼訊號濾除效果	30
3.7.2 量化比較眨眼訊號濾除效果	32
3.8 應用實例	34
3.9 眨眼訊號濾除效果探討	39
3.10 小結	39
第四章 實驗目的與實驗內容	41
4.1 實驗目的	41
4.2 實驗構想	41

4.2.1 腦波量測	42
4.2.2 問卷測驗	42
4.2.3 考慮個別差異	43
4.2.4 腦波和疲勞度之關聯性	43
4.3 實驗設計	44
4.3.1 量測當下狀態腦波	45
4.3.2 疲勞度測驗問卷	46
4.3.3 判斷速度測驗	47
4.4 實驗器材－腦波機	49
4.5 受試者篩選	51
第五章 疲勞狀態實驗分析與結果	52
5.1 實驗數據	52
5.2 分析方法	52
5.2.1 過基準線法求平均頻率	53
5.2.2 改善後的過基準線法求平均頻率	54
5.2.3 傅利葉法求平均頻率	55
5.2.4 平均功率	56
5.2.5 疲勞度問卷分析	57
5.2.6 統計分析	57
5.3 實驗結果	58
5.3.1 當下狀態腦波數據	58
5.3.2 疲勞度問卷測驗結果	62
5.4 結果分析	65
5.4.1 計算腦波數據差異	65
5.4.2 計算主觀疲勞度問卷數據差異	68

5.4.3 統計分析	69
5.5 討論	74
5.5.1 腦波數據	74
5.5.2 問卷數據	74
5.5.3 統計分析	74
5.5.4 總結	75
第六章 結論及未來展望	77
6.1 結論	77
6.2 未來展望	78
參考文獻	80
附錄 一	83



圖例目錄

圖 2-1 神經細胞示意圖.....	7
圖 2-2 神經細胞受刺激之膜電位變化.....	8
圖 2-3 皮質劃分和各區主要功能.....	10
圖 2-4 Luria 繪之大腦區塊功能圖.....	11
圖 2-5 ICA 濾除眼動訊號.....	13
圖 2-6 本論文之方法濾除眨眼訊號.....	14
圖 3-1 EMD 運算流程圖.....	20
圖 3-2 眨眼訊號濾除流程圖.....	22
圖 3-3 未處理的閱讀情境腦波訊號.....	22
圖 3-4 經 EMD 分解出的 8 個 IMF 波形.....	23
圖 3-5 經 IMF 元件取出之 IMF1~IMF5 波形.....	24
圖 3-6 IMF1 經 FIR 濾波器處理後之波形.....	25
圖 3-7 IMF3、IMF4、IMF5 相加後之波形.....	25
圖 3-8 找出振幅過大的振動.....	26
圖 3-9 將振幅過大的振動歸零.....	26
圖 3-10 經 Remove1 元件處理後之訊號波形.....	27
圖 3-11 經 Remove2 元件處理後之訊號波形.....	27
圖 3-12 用本方濾移除眨眼訊號後的腦波訊號.....	27
圖 3-13 眨眼訊號濾除前後之波形比較.....	28
圖 3-14 使用本方法移除之訊號.....	28
圖 3-15 未經本方法處理之腦波訊號時頻圖.....	29
圖 3-16 經本方法處理後之腦波訊號時頻圖.....	29
圖 3-17 閉眼狀態下腦波.....	31
圖 3-18 人造眨眼訊號.....	31

圖 3-19 閉眼腦波加上人造眨眼訊號後的波形.....	31
圖 3-20 濾除人造眨眼訊號後的腦波波形.....	31
圖 3-21 閉眼腦波和濾除人造眨眼訊號後腦波之重疊比較圖.....	32
圖 3-22 本論文的眨眼訊號濾除法濾除掉的腦波成分.....	32
圖 3-23 被濾除的成分和人造眨眼訊號重疊比較圖.....	32
圖 3-24 放鬆情境濾除眨眼訊號.....	35
圖 3-25 測驗前當下狀態腦波量測情境濾除眨眼訊號.....	36
圖 3-26 判斷速度測驗情境濾除眨眼訊號.....	37
圖 3-27 兩秒一次刻意產生之眨眼訊號濾除.....	38
圖 4-1 實驗流程.....	44
圖 4-2 判斷速度測驗圖庫.....	49
圖 4-3 腦波機及周邊配備.....	50
圖 4-4 腦波記錄介面.....	51
圖 4-5 電極片安放位置示意圖.....	51
圖 5-1 過基準線法.....	54
圖 5-2 過基準線法之缺點.....	55
圖 5-3 改善後的過基準線法.....	55
圖 5-4 傅利葉法計算平均頻率示意圖.....	56

表格目錄

表 1-1 腦波量測之特性	4
表 3-1 濾除效果以量化特徵數據比較.....	34
表 4-1 施測步驟.....	45
表 4-2 疲勞問卷問題原文中譯比對.....	47
表 5-1 測驗前量測當下狀態腦波的右腦分析數據.....	59
表 5-2 測驗後量測當下狀態腦波的右腦分析數據.....	60
表 5-3 測驗前量測當下狀態腦波的左腦分析數據.....	61
表 5-4 測驗後量測當下狀態腦波的左腦分析數據.....	62
表 5-5 測驗前疲勞度問卷結果.....	63
表 5-6 測驗後疲勞度問卷結果.....	64
表 5-7 右腦測驗前後當下狀態腦波差.....	66
表 5-8 左腦測驗前後當下狀態腦波差.....	67
表 5-9 測驗前後疲勞度問卷結果相減.....	68
表 5-10 右腦腦波特徵數據差異之統計相關比較.....	70
表 5-11 左腦腦波特徵數據差異之統計相關比較.....	70
表 5-12 主觀疲勞度差異和右腦腦波特徵數據差異之統計相關比較.....	71
表 5-13 主觀疲勞度差異和左腦腦波特徵數據差異之統計相關比較.....	72
表 5-14 主觀疲勞度差異和左右腦波特徵數據差異之統計有效性比較.....	73

摘要

腦波是檢測大腦活動的重要工具，但在利用腦波做各項研究和應用時，受試者的眨眼訊號常常會成爲干擾研究的大麻煩，過去已有不少研究者發展濾除眼動雜訊的數學方法，但各有其限制和缺點，其中最廣爲應用的是 Independent Component Analysis (ICA)。本論文試圖發展可用性更高的眨眼訊號濾除法，利用 Empirical Mode Decomposition (EMD)將訊號分解，只取前五個 Intrinsic Mode Function (IMF)分析，丟棄其他的 IMF 和最後的剩餘訊號，以去除腦波中的低頻訊號；利用適當組合並移除前五個 IMF 中振幅過大的振動以去除腦波中的高振幅訊號，最後再將處理過的訊號相加，運用這兩種訊號移除機制可大致上去除眨眼雜訊而保留腦波訊號，若其他干擾訊號具有高振幅或低頻率的特性，則此方法可將之一併濾除。此眨眼訊號濾除法和過去的方法相較之下，限制較少，可應用於單通道腦波機；濾除機制較直覺，可明確了解何種訊號在此過程中會被濾除；計算速度快，節省計算資源；方便性高，不需針對受試者調整參數；方法新穎，與前人常用的眨眼或眼動訊號濾除機制有很大的差異性，這些優點使得本方法在眨眼訊號濾除工作具有更好的可用性和方便性。本論文並運用此眨眼訊號濾除方法以腦波做疲勞度偵測之研究，此方法在實驗中可有效的濾除眨眼訊號和大部份的低頻干擾訊號，亦減輕其他肌電訊號對實驗造成的影響，藉由此眨眼訊號濾除法令本研究可分析受試者張眼狀態下之腦波，不致因干擾訊號的介入使腦波訊號無法分析。研究方法是讓受試者做事先設計好的電腦作業，在作業前、後量測受試者的當下狀態腦波並用問卷測得受試者的主觀疲勞度，若假設受試者電腦作業前、後的狀態變化主要來自疲勞度的改變，則比較受試者在電腦作業前、後的腦波變化和主觀疲勞度變化，可適當的了解疲勞度和腦波的變化關係，實驗收集了 25 位受試者的腦波資料，以過零點法、修正後的過零點法、傅利葉轉換三種方式定義的腦波平均頻率與腦波功率(power)和問卷測得的主觀疲勞度做統計比較，可發現數種向度的主觀疲勞度和不同腦區的不同腦波特徵具統計相關的有效性，「我沒興

趣做以前感興趣的事」此一主觀疲勞向度甚至與右腦提取之腦波特徵具極高相關性。

關鍵字：腦電波、眨眼訊號、濾除、經驗法則分解、疲勞、生理訊號



ABSTRACT

Electroencephalogram (EEG) is important in examine brain activities. Among the many sources of artifacts in EEG recording, eye activity plays a dominate role. There are many methods developed to remove it, but most of them have their shortcomings or restrictions. The most frequently used method to remove ocular artifacts is independent component analysis (ICA), but it can be applied in multi channel EEG data only. A new method was presented in this thesis to remove eye blink artifacts from EEG data which is based on the mathematical method called empirical mode decomposition (EMD). The method has several advantages that make it more convenient and flexible compared with other methods. It could be used in single channel EEG data and needn't modify personal parameters to fit each data. When applying the method, use EMD to decompose EEG data into sever intrinsic mode functions (IMF) and one residue first, and then remove artifacts liked data by retaining IMF from first to fifth only and eliminating over limit vibration of these IMF. The thesis also utilizes this EMD based eye blink signal removing method in an experiment which designed to estimate fatigue with EEG. This method works effectively in the experiment in removing artifacts, not only eye blink artifacts but also other kinds of artifacts. The design of this experiment needs 25 subjects doing a planed work, and then measuring subjective fatigue transfer and EEG pattern transfer between non-worked and worked states. A fatigue scale was used in estimating fatigue levels. A brain wave machine was used to measure EEG pattern. After getting the data, this research tries to find connections between EEG and fatigue with correlation of statistics.

Keywords: EEG, Eye Blink, EMD, Fatigue, Physiological Signal

第一章 緒論

1.1 研究背景與動機

1929 年，一位德國精神科醫師 Hans Berger，經過多年的精心研究，首次發表人類的腦波記錄，並命名為腦波圖(electroencephalogram)，簡稱 EEG，此後腦波即開始被應用在醫學的領域[1]。腦波圖就是用儀器將腦部細胞活動時，在頭皮產生之電位變化記錄下來而得到的圖譜，此圖是以波形呈現，故稱腦波，量測腦波的儀器俗稱腦波機。

人們利用眼睛可觀察肢體上的活動，但卻無法得知心靈的活動，而腦波是個可以用來觀察個人心智活動的工具。EEG 在臨床上的應用已經非常廣泛，相較於其他檢測方式，腦波為非侵入式檢測，且檢測完成後，可立即得知結果，因此具有好的安全、即時、方便等特性，精神科醫生常藉由直接觀察腦波波形判斷病人病情。除了醫學領域，腦波也被一般人廣泛應用在其他領域，例如潛能開發、教育訓練、催眠、壓力檢測等，這些領域脫離了醫療責任，可以較活潑的應用腦波。

雖說腦波的應用範圍廣泛，但在實際使用時仍然存在一些尚待解決的問題。相較於日常生活中的各種訊息，腦波是個非常微弱的訊號源，因此需要高敏感度的量測裝置，才能用於量測腦波，而量到的腦波經常夾帶不少環境中的干擾訊號，因此濾除雜訊便成為另一項重要的工作。通常腦波機量測訊號時，會先做初步的濾波工作，研究員將腦波記錄下來後，可再做進一步的濾波處理。腦波中的雜訊可分為來自正常的生理反應、腦波量測設備、環境三種來源，腦波研究者會以各種方法避免雜訊的干擾，如要求受測者減少肢體動作、妥善黏貼腦波機之電極片、為受測者選擇合適的測驗環境等，若仍無法避免之干擾，則利用訊號處理的方式濾除。在眾多的干擾波中，伴隨眼睛眨動產生之干擾訊號(後面簡稱眨眼訊號)常成為研究者必須面對的問題，前人為了濾除眨眼訊號，發展了一些數學運算規則，但使用上都有其侷限性，因此本論文試圖發展一個眨眼訊號濾除方法，改善這個問題，此為本論文的第一個重點。

本論文的另一個重點，是利用發展好的眨眼訊號濾除方法，做一個疲勞度偵測實驗，一方面可驗證此眨眼訊號濾除法的可行性，另一方面可提供一個應用腦波檢測個人疲勞度的發展方向。

1.2 腦波眨眼訊號

腦波是一個觀測大腦活動的工具，在一般腦波檢測的作業中，多半會要求受試者避免臉部和肢體的大幅度運動，因為腦波是非常細微的訊號，很容易受到身體或臉部肌肉抽動時所產生的肌電訊號干擾。在所有由肢體運動產生的干擾訊號中，最令施測者頭痛的便是眨眼訊號，正常人在睜眼一段時間後，為了保持眼球溼潤，身體會產生反射性的眨眼動作，若有意識的抑制眨眼行為，多半會佔用一定程度的注意力並帶給眼球很大的負擔，因此若施測者要量測受試者在睜眼情境下的腦波訊號，眨眼訊號就勢必成為施測者要面對的一大問題。在以往的研究中，已經有很多研究者針對眨眼訊號做出應變措施，經過文獻搜尋，可觀察到以下五種較常用的處理方式：

- (1) 用 Independent Component Analysis(ICA)分離眨眼訊號。
- (2) 用 Principle Component Analysis(PCA)分離眨眼訊號。
- (3) 在兩眼周圍增加數個電極片，偵測到眨眼訊號時，同步消除腦波中的眨眼訊息。
- (4) 建立各種眼動模式與其對腦波造成的干擾之關係，量測腦波時若觀測到特定的眼動模式，則從腦波中扣除相對應的干擾訊號。
- (5) 直接捨棄被眨眼訊號污染的腦波訊號。

雖然已有方法處理眨眼訊號，但是這些方法都有各自的缺點，方法(1)、(2)、(3)需要多個頻道的腦波數據才能進行計算，因此只能在多頻道腦波機上使用且無法確定是否移除重要訊息，方法(4)建立各種眼動模式與其對腦波造成的干擾之關係需要花費很多時間，方法(5)則是必須丟棄某些腦波區段，限制訊號分析。有鑑於以上眨眼訊號濾除法的諸多限制，本人嘗試以現有知識，擬出一套適用於腦波

眨眼訊號濾除的數學計算方法。

1.3 疲勞度偵測

疲勞是個非常普遍的生理現象，個人可能由於缺乏休息、過度工作、疾病等因素造成疲勞，不管疲勞的成因是什麼，都會使人的工作效率降低、工作失誤增加。既然疲勞會影響個人的工作，當個人疲勞度上升到一定程度時，是否要繼續工作就變成需要考量的問題，有些工作做錯了，再重做一次便可補救，但有些工作一旦出錯，便會造成很大的損失，例如飛行器械的操作、汽車駕駛、警戒維護、精密器械操作、重大演出等。為了避免人為疏失，工作人員的熟練度和臨場反應能力藉由適當的訓練補足，但是由疲勞和情緒等因素造成的工作能力降低卻是難以用訓練來避免的。某些機構為了確保工作人員在良好的狀態下進行工作，訂定了一些工作守則，例如：限制工作時數、安排休息時間等方式。一般工作人員在遵守這些規則的前提下多半能保持良好的精神狀態，但是我們不能保證沒有其他意外因素會導致工作人員產生疲勞，因此，一個適切的工作人員疲勞度評估法就顯得格外重要。現行發展的疲勞生理量測法有腦波量測(EEG)、眼波量測(EOG)、肌肉量測(EMG)、腦部血容量變化、腎上腺素分泌變化、尿液檢測、心律變化率等 [2]，各有其優缺點，本研究針對利用「腦波量測」偵測個人疲勞狀態的方式做進一步研究探討。

表 1-1 是腦波量測法之優缺點和其特性，摘自交通部運輸研究所和國立海洋大學共同辦理出版的「疲勞因素對飛航安全之影響評估與對策」[2]。由此表可知欲廣泛利用腦波量測來偵測飛行員疲勞狀態還有很多問題要克服。一般正式研究中用的腦波機大多為多通道，每次量測要在受試者頭上黏幾十個電極，黏貼電極時需避開毛髮，為了使量測結果準確，電極黏貼處大多需要塗足夠的導電膠幫助導電，這樣的量測條件不但使測量的準備工作和結束時的收拾工作變得格外麻煩，也大大提高腦波量測限制、量測難度和機器成本；由多通道腦波機得到的腦波數

據非常繁複，非專業人士難以有效評判測量結果，因此機器費用貴、測量時間長、解讀困難是無法避免的，這也是腦波量測在疲勞狀態評估的應用無法普及的最大原因。本研究使用簡單輕便的雙通道腦波機，取代傳統的多通道腦波機，可使機器費用大幅降低至數萬元，測驗時只需黏貼四個電極在受試者頭皮上便可進行量測(參閱本論文 4.4)，大大的簡化施測步驟、減少測驗限制和測驗難度。由腦波機量測的訊號是雙通道腦波訊號，本研究提供數種腦波分析方式，期望能在量測結束後提供可量化的數學指標供檢測者判斷，讓一般人都能讀懂檢測結果。

表 1-1 腦波量測之特性

生理測量方式	主要用途	測量方式概述	測量所需時間	可能遭遇問題	預估測量所需費用	
					機器費用	檢測費
EEG (腦波量測)	測量疲勞	利用極線連結受試者腦部測量	歷時約需 1 時至 1 時半	<ol style="list-style-type: none"> 1. 需仰賴精密機器設備，且須委由專業醫檢人員施測。 2. 需飛行員配合至實驗室施測。 3. 測量作業時間過長，飛行員較不願意配合。 4. 施測費用昂貴。 	十萬至百萬元不等	餘萬元

1.4 研究方法

前面提到，本論文的研究重點有兩個，第一個重點是發展濾除眨眼訊號的數學方法，第二個重點是利用此眨眼訊號濾除法設計疲勞度偵測實驗。本論文發展的眨眼訊號濾除法是根據訊號的特徵，濾除腦波訊號中疑似眨眼訊號之波動，進行濾除前先用 Empirical Mode Decomposition 數學方法，簡稱 EMD，分解腦波訊號，接著將分解而得的腦波訊號中，疑似干擾雜訊的波動剔除，再將剩下未被剔

除的腦波分解訊號重新相加，此即為本眨眼訊號濾除法的運作機制，詳細的運算規則將在第三章做介紹。本論文設計的疲勞度偵測實驗以本文發展的眨眼訊號濾除法為基礎，濾除腦波中的雜訊，再以過基準線法、修正後的過基準線法、傅立葉法，計算腦波的平均頻率，以此三種頻率和腦波功率為腦波特徵提取之數據，與疲勞度問卷測得之各向度主觀疲勞度做統計的相關分析，觀察何種向度之主觀疲勞度和何種腦波特徵具統計顯著性，此數據可作為以腦波推測個人疲勞度的參考，詳細的實驗內容和實驗設計將於第四章呈現，實驗結果在第五章呈現。



第二章 文獻探討

2.1 腦波原理與腦波量測

在進行腦波研究前，應當對其背景和原理有基本的了解，本小節將從腦波初探、腦波量測、腦波之判讀和分類、到大腦皮質結構做初步的介紹。

2.1.1 腦波初探

中央神經系統包含了很多神經細胞和位於神經元間的神經膠質細胞，每個神經細胞包含軸索、樹狀突和細胞體，其構造如圖 2-1[3]所示。神經細胞間藉由軸索和樹狀突傳遞訊息，每個神經細胞大約可與 10000 個其他神經細胞聯繫。中央神經系統的活動主要是神經細胞間訊號的傳遞，神經細胞未受刺激時，其電位在-60 mV 到-70 mV 間，受到其他神經細胞的電訊號刺激後，其電位會漸漸升高，如圖 2-2[3]所示，當電位升高到-55 mV 時產生去極化現象，細胞的離子通道便大量開啓，藉由 Na^+ 、 K^+ 、 Ca^{2+} 、 Cl^- 等離子的流動將電訊號再傳遞出去。神經細胞受激發後，由 Na^+ 、 K^+ 唧筒幫助神經細胞回到-70 mV 的休息電位，等待下一次刺激。由於大腦活動時，腦部神經細胞藉由離子流動產生之電訊號傳遞訊息，此電訊號的傳遞會讓頭皮表面產生隨時間而變的電位，腦電波即是大腦中的神經細胞傳遞電訊息，影響頭皮產生之電位變化，藉由觀察和分析腦電波可以推測大腦活動。

腦波訊號的強度一般在數十微伏特左右，因此不但不易量測，又容易受到外界雜訊的干擾，從訊號的擷取到分析都有需要特別注意的問題，但腦波分析仍舊在很多時候受到重用，因為它有許多重要的優點，如量測後可馬上看到結果、為非侵入式檢測、無副作用等，這些優點顯示腦波是個方便的檢測法，在實際應用上，腦波被用來研究以下臨床的問題[3]。由這些應用可知，腦波已是個被廣泛使用的檢測方式。

(1) 監測清醒、昏睡和腦死狀態

- (2) 定位有關腦傷、中風、腫瘤造成的損傷
- (3) 檢測由刺激產生的神經傳導路徑
- (4) 監測認知狀態
- (5) 產生生物回饋
- (6) 控制麻醉深度
- (7) 研究癲癇和定位發作源頭
- (8) 檢驗癲癇藥物的效果
- (9) 協助實驗中癲癇病灶的皮層切除
- (10) 監測大腦發展
- (11) 測試藥物的驟發性反應
- (12) 研究睡眠失常和生理機能
- (13) 研究心靈失調
- (14) 連同其他影像程式，提供一個混合的資料記錄系統

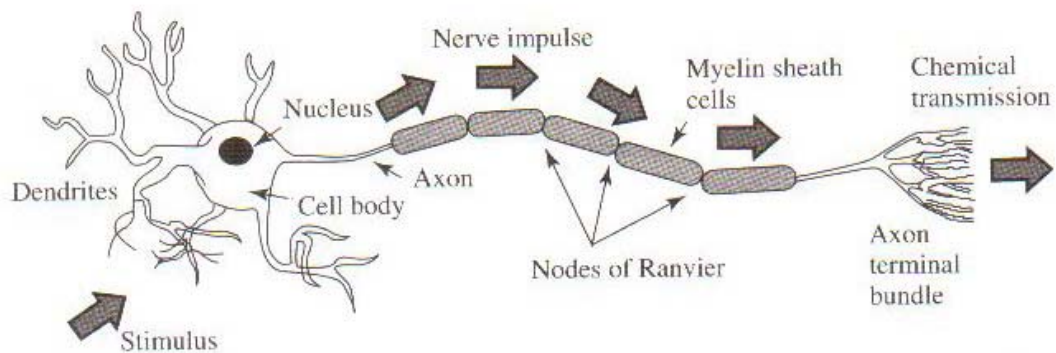


圖 2-1 神經細胞示意圖

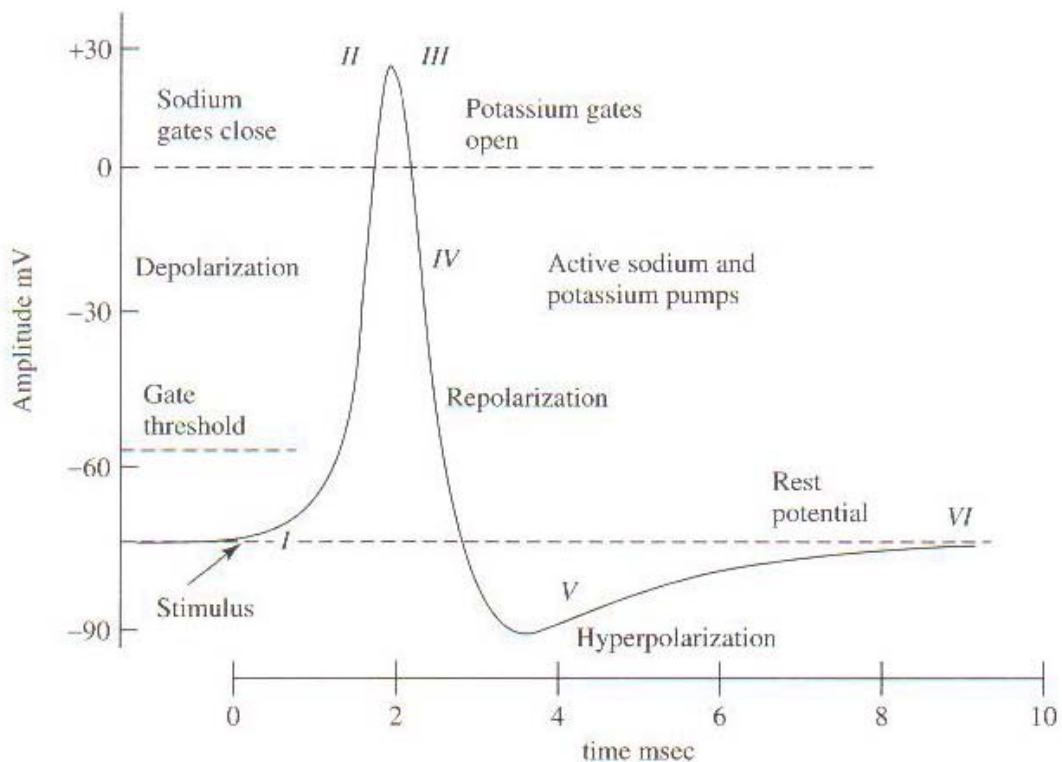


圖 2-2 神經細胞受刺激之膜電位變化

2.1.2 腦波量測

腦波是種微弱的電位訊號，其強度一般在 0.5 到 100 微伏特的範圍內[4]，量測時以電極片黏貼於頭皮表面接收訊號，再將此電訊號輸入腦波機內做量測、放大、濾波、類比轉數位等工作，最後將訊號輸入電腦做進一步分析。量測腦波時，依照不同的應用需求，必須決定電極片黏貼的數量和位置，一般研究常參照國際 10-20 制電極位置標定法[5]。腦波機測量的腦波訊號，需利用特定的記錄裝置保存，早期以長條狀的紙記錄腦波波形，現在由於電腦和記憶設備的發達，測得的腦波訊號多以數位方式儲存，不但節省空間，亦有助於未來的分析處理。

2.1.3 腦波的判讀和分類

腦波量測裝置所測得的腦波是整個大腦的神經細胞共同作用的結果，量測腦波的同時，會測到頭部和身體其他部位活動所產生的肌電訊號，也會測到環境中

的干擾雜訊，因此腦波不但混雜了多種大腦訊息，也包含很多不需要的雜訊，此現象為腦波判讀帶來不小的障礙。現在神經科醫師多以眼睛視察的方式判讀腦波，他們靠長期學習和診斷腦波的經驗，排除影響判讀的干擾，從腦波中搜尋特定的特徵訊號，作為判斷病情的依據。早期的腦波研究者以視查的方式，觀察腦波的主要振動，依據頻率將腦波分成 δ (< 3 Hz)、 θ (4-7 Hz)、 α (8-12 Hz)、 β (> 13 Hz) 四種波段[1]，分類腦波的方式隨著此領域的發展經過多次修改，各種波段被定義的頻率範圍在不同文獻裡常有些許出入[1, 4, 6, 7]，此種腦波分類法在神經醫學領域被廣泛使用。在學術研究上，以量化的方式定義現象往往是研究者希望達到的目標，因此有些腦波研究者嘗試以數學方式量化腦波，發展出 Quantitative EEG[8, 9]，以傅立葉轉換定義頻率，將腦波分成 δ (0.1-4 Hz)、 θ (4-8 Hz)、 α (8-12 Hz)、SMR(12-15 Hz)、 β (15-40 Hz)、 γ (40-300+ Hz) 數種波段[9]，並設計許多以訊號處理之數學方法分析腦波的方式。雖然以標準化的數學式分析腦波是個希望達到的目標，但若將研究方法限定於此，會造成腦波研究的侷限，因此很多時候研究者仍以描述腦波特徵之方式呈現研究結果。Yeo 和 Li 等人於「駕車情境非自發入睡和在床上自發入睡的腦波研究」[10]中，則以描述腦波訊號特徵之方式呈現實驗結果。

2.1.4 大腦皮質結構

腦波的主要成分來自大腦皮質的電流，醫學上將大腦皮質分成四個區塊，如圖 2-3 所示[11]，額葉(Frontal lobe)在大腦的前端，主要負責推理、計畫、處理問題、說話、運動、嗅覺、情感的處理；頂葉(Parietal lobe)在額葉的後端，主要負責觸覺、壓力、溫度、疼痛、味覺、語言文字的處理；顳葉(Temporal lobe)位於大腦兩側，主要負責記憶形成、聽覺、閱讀的處理；枕葉(Occipital lobe)位於大腦的後端，主要負責視覺的處理。大腦的結構複雜，功能繁雜，若某個腦區受到傷害，此區原本的工作有時會被其他腦區取代，因此大腦各區的功能可大致推測，但很

難確切斷定。對於大腦各區的功能，Luria 曾經做過詳細的研究，並繪出大腦功能和作用位置的關係圖，如圖 2-4 所示[12]，但此圖也受到某些研究者的懷疑[12]，他們認為除非大腦完成一項工作的過程可被了解，且此項工作可與其他工作切割，否則無法判定大腦詳細位置的功能區分。

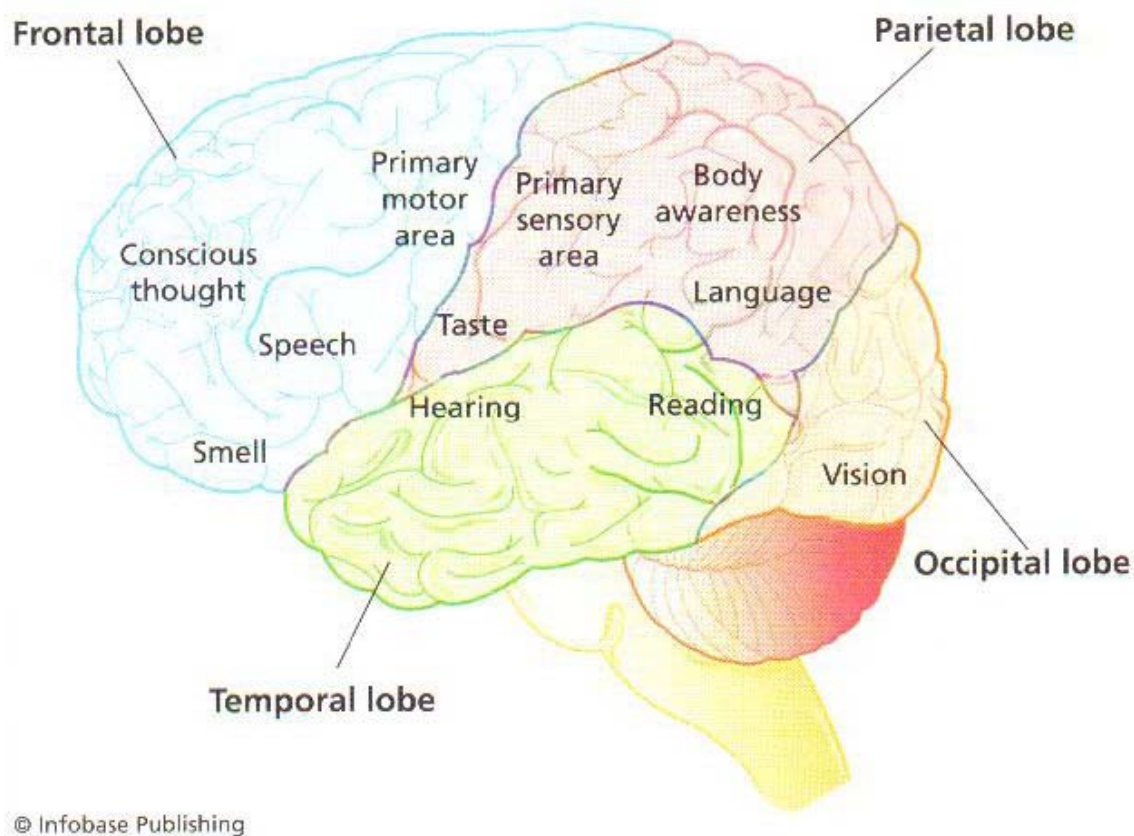


圖 2-3 皮質劃分和各區主要功能

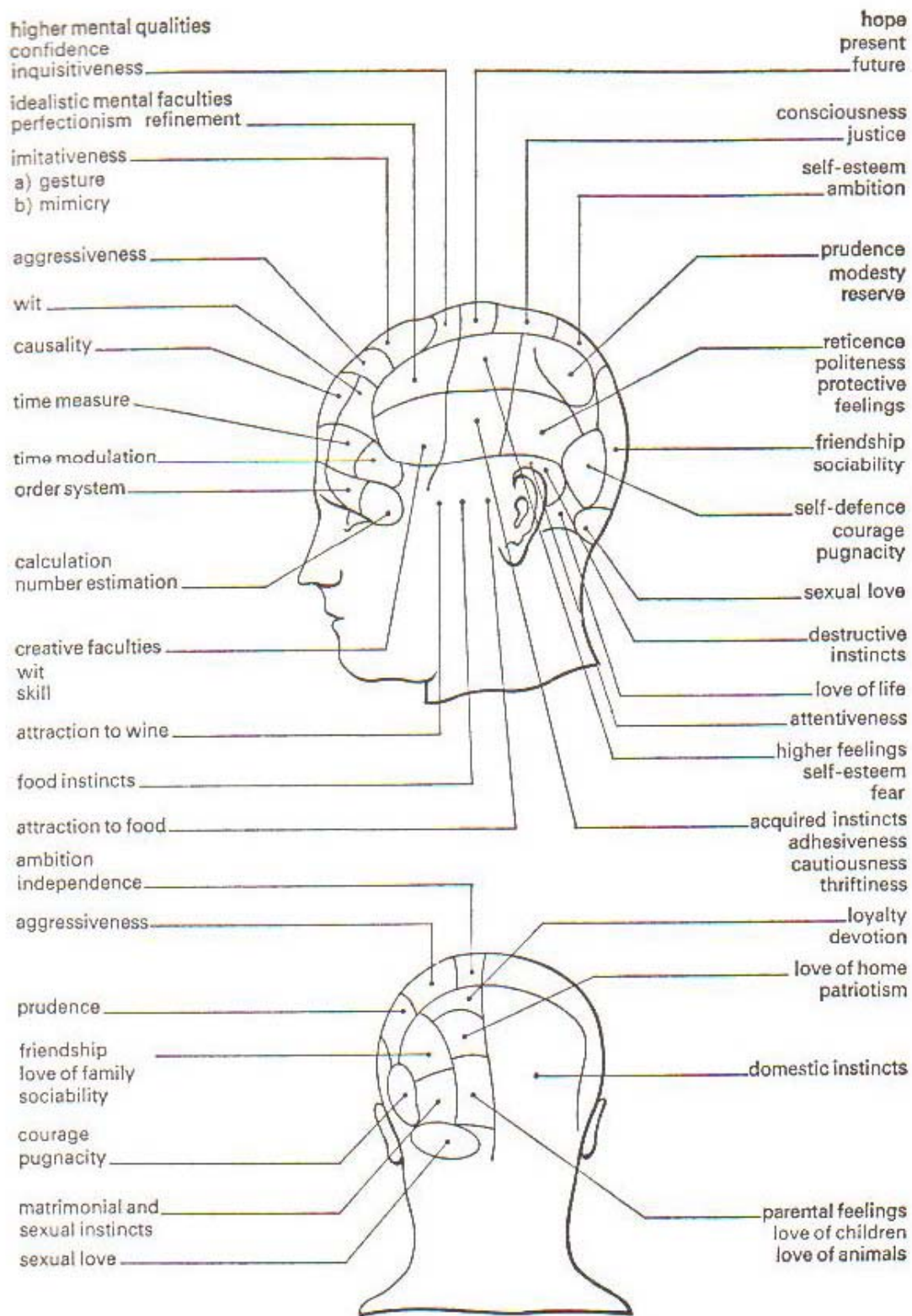


圖 2-4 Luria 繪之大腦區塊功能圖

2.2 眨眼訊號濾除

腦波量測工作受到許多生理和環境之雜訊干擾，眨眼訊號是令腦波研究者最頭痛的生理訊號之一，此訊號由眼睛眨動所產生，故稱為眨眼訊號。為了改善此問題，本論文發展了一個眨眼訊號濾除法。眼動訊號是眼睛活動產生之腦波雜訊，包括眼球轉動和眼睛眨動，在過去的研究中，很多研究人員已經針對眨眼訊號或眼動訊號想出一些濾除對策，但在使用方便性或使用效果均有其侷限(參閱 1.2)，此小結將介紹 4 種前人發展的眼動訊號濾除法，以說明此工作的重要性和其發展，其中 ICA、PCA、EOG Correction 的缺點是需要多個頻道的腦波數據才能進行計算，因此只能在多頻道腦波機上使用且無法確定是否移除重要訊息，Dipole Modeling 的缺點是建立各種眼動模式與其對腦波造成的干擾之關係需要花費很多時間。

2.2.1 Independent Component Analysis (ICA)[13-15]

獨立成份分析法(ICA)是目前最常用的眼動訊號濾除法，此方法假設所量測到的訊號是由數量相同的獨立訊號源發出的，ICA 試圖求取一個轉換矩陣，將所有量測到的訊號利用此矩陣轉換回假設之訊號源，讓計算出的訊號源具有最高的統計獨立性。ICA 應用在腦波眼動訊號濾除上則假設各種生理訊號和干擾訊號是互相獨立的，因此利用 ICA 將量測到的訊號轉換回訊號源後，可將眼動訊號和其他各種腦波訊號分離，只要將計算求得之訊號源看似眼動訊號的部份丟棄，再以分解出獨立成份的矩陣之反矩陣將剩餘之獨立訊號源轉換回去，如此可得到剔除眨眼雜訊的腦波訊號。

利用 ICA 濾除眼動訊號有個較大的缺點，此方法假設所量測到的訊號是由數量相同的獨立訊號源發出的，若量測的訊號數量少於真實訊號源的數量，則無法有效分離各種訊號源，在丟棄欲剔除的訊號時，必定同時丟棄許多有用的訊號，因此以此方法濾除雜訊時必須同時測量多筆混合訊號源才能有效把雜訊與有用的

訊號分離。以下用 EEGLAB 撰寫之 MATLAB 程式做 ICA 運算，濾除以雙通道腦波機測得腦波之眨眼訊號為例，說明此現象。腦波機測得雙通道腦波訊號後，以 ICA 推算出兩個訊號源，將含有大部分眼動訊號之訊號源丟棄，可得濾除眼動訊號之腦波訊號，如圖 2-5 所示，深藍色為腦波機測得的腦波訊號，紅色為利用 ICA 數學方法濾除眼動訊號後之腦波訊號，可發現以雙通道腦波訊號使用 ICA 濾除眼動訊號，可乾淨的濾掉此雜訊，但無眼動訊號處之腦波波形也產生明顯的改變，顯示有很多該保留的訊號於此過程中被丟棄了。相較於以本論文發展的眨眼訊號濾除法處理同一份腦波數據，運算結果如圖 2-6 所示，可順利濾除眨眼訊號並保留待分析的腦波訊號。

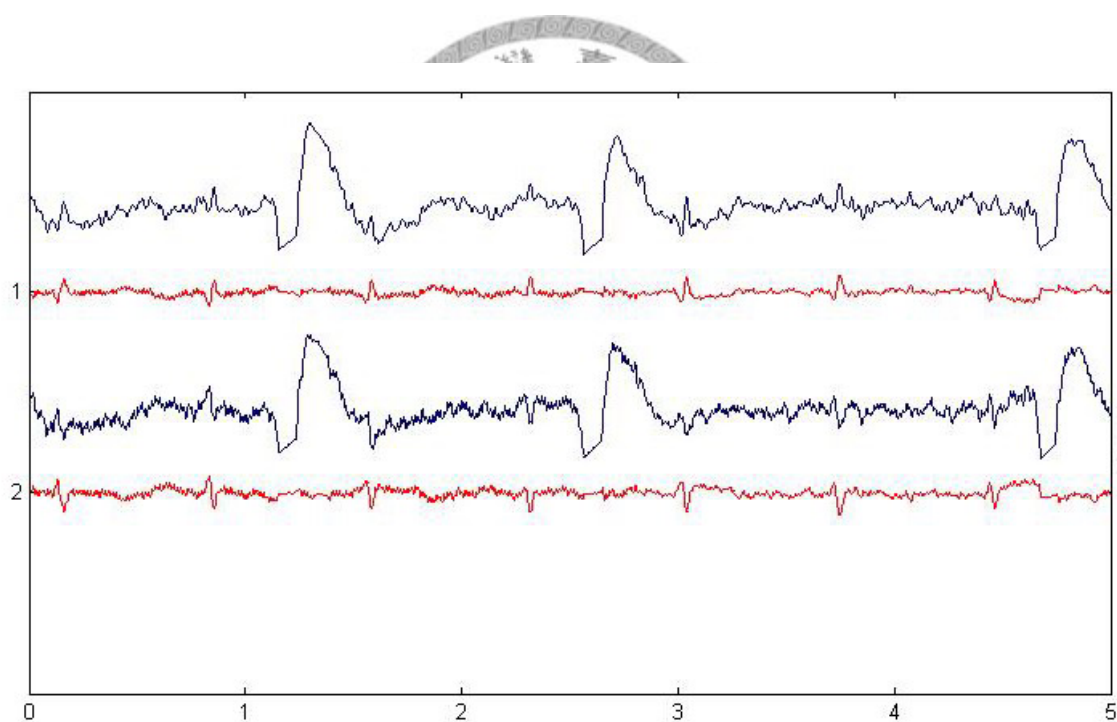


圖 2-5 ICA 濾除眼動訊號

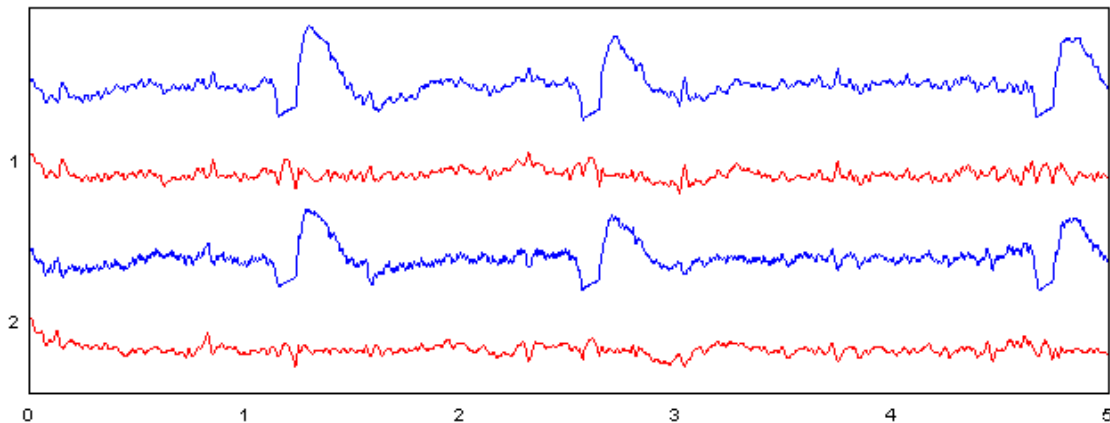


圖 2-6 本論文之方法濾除眨眼訊號

2.2.2 Principle Component Analysis (PCA)[16]

主成份分析法(PCA)是個將量測到的混合訊號透過轉換矩陣拆解成與混合訊號個數相等的獨立訊號之數學方式，透過此法拆解出的獨立訊號，其第一個獨立成份將具有最大的變異性，而眨眼訊號相較於一般腦波是屬於變異性較大的波動，因此只要丟棄此獨立成份，再將剩餘的訊號以拆出獨立成份之矩陣的反矩陣轉換回去，可得去除大部分眼動雜訊的腦波訊號。

2.2.3 Dipole Modeling[17]

此方法將眼動分成眼球左右轉動、眼球上下轉動、眨眼三種模式，找出此三種眼動模式發生時，對腦波量測造成的影響，正式腦波量測時若觀察到眼動現象，則同步將腦波中的眼動雜訊以此眼動模式應產生之眼動訊號消除。使用此方法濾除眼動訊號前，需要事先建立各種眼動模式和產生之眼動訊號之關係，此項工作較困難，因此使用上較不方便。

2.2.4 EOG Correction[18, 19]

在兩眼周圍增加數個電極片，此電極片負責量測眼動所產生之電訊號，由於

這些電極片距離眼睛較近，因此對眼動訊號較敏感，量測到的眼動訊號也比腦波中的眼動訊號大許多。於正式腦波量測時，將每個通道的腦波訊號減去這些電極片量到之電訊號的一個比例倍數，使腦波中的眼動訊號可剛好被消除，達到濾除腦波眼動訊號之目的。

2.3 腦波與疲勞度

疲勞發生時，常會使人產生想睡、精神無法集中、思維能力降低等現象，由此可知，疲勞是個影響大腦的運作的因素。由於疲勞和大腦運作具有一定的關聯性，腦波因此被選為監測疲勞度的方法之一，關於以腦波監測疲勞度的應用，已經是一塊受到注意的領域。Lal 和 Craig 等人研究駕車疲勞的文獻中[20]，讓受試者進行駕駛模擬，於模擬同時記錄腦波，觀察腦波於不同疲勞狀態之差異，發現腦波中的 δ 波、 θ 波在駕駛初期有明顯的變化，駕駛中期 β 波有增強的傾向，在非常疲勞時， δ 波、 θ 波、 α 波有再度增強的傾向。Serman 和 Mann 於飛行駕駛的腦波研究中[21]，讓受試者進行飛行駕駛模擬，觀測進行模擬的受試者之反應和腦波間之關係，並測量受試者於不同工作負荷下的腦波，發現不同工作負荷造成受試者在工作過程中， α 波會有不同的變化趨勢。Trejo 和 Knuth 等人於認知疲勞的腦波研究中[22]，要求受試者做長時間的心算工作，觀察受試者在此過程中的腦波變化和工作表現。由此三個文獻可知，以腦波預測疲勞度的研究中，常以工作負載為改變受試者疲勞度的工具，針對各研究感興趣的疲勞向度，設計不同的工作種類。

2.3.1 過去以腦波偵測疲勞度研究

欲以腦波偵測疲勞度，首先要知道當疲勞發生時，疲勞症狀會以何種方式反映在腦波上，以往一部分用腦波檢測疲勞度的研究中，其研究目的即為找出可表現疲勞症狀的腦波特徵，本小節引用一篇論文內容說明此研究方法。Shen 和 Ong 等人於「選擇腦波特徵分類疲勞等級」[23]的研究中，利用不同腦波特徵分類疲勞

等級，觀察以何種方式可得到最高的分類正確率。實驗請來 12 位狀態良好的受試者，要求他們在接下來的 25 個小時中，每小時完成一組辨識聲音做出反應的測驗，完成後用測驗的正確率定義測驗當下的疲勞程度，將疲勞程度劃分成五個等級。在受試者做測驗時會同步量測其腦波，研究者利用量到的腦波數據提取訊號特徵，觀察以何種腦波特徵預測受試者疲勞等級可得到最高的正確性。提取腦波特徵時一共選用了 4 種特徵提取運算法，應用在 19 個腦區量到的腦波，每個腦區的腦波又分成 α 、 β 、 θ 、 δ 四個頻率區段，因此可得到 $4 \times 19 \times 4 = 304$ 種腦波特徵數據提取組合，利用 random forest(RF)排序出各特徵預測疲勞等級的可靠度，最後測試同時取多少個可靠度最高的腦波特徵來預測疲勞等級，可得到最高的預測正確率。



第三章 腦波眨眼訊號濾除

眨眼訊號常常是阻礙腦波分析的大問題，本論文爲了有效處理此問題發展了一個利用 EMD 數學方法濾除眨眼訊號的運算法則，本章節將由眨眼訊號的背景介紹、產生、特性介紹到訊號濾除以及濾除效果驗證做詳盡的解說。

3.1 背景介紹

眨眼訊號是最令腦波研究者頭痛的生理訊號之一，早期爲了避免此訊號干擾腦波判讀和分析，研究者常要求受測者減少眨眼次數和截除包含眨眼訊號的腦波區段，僅分析或判讀不包含眨眼訊號的腦波，但這種方式勢必使某些腦波資料被丟棄，當研究對象是年幼的孩童或某些身心疾患者時，亦無法有效要求控制眨眼的次數。爲了解決此問題，過去有很多研究者試圖發展濾除腦波眨眼或眼動訊號的數學方法，如 ICA、PCA、EOG Correction、Dipole Modeling 等，但應用上均有限制，其中 ICA、PCA、EOG Correction 僅適用於多通道腦波機，Dipole Modeling 的事前準備工作複雜，難以有效應用，爲了克服這些腦波研究的障礙，本論文試圖發展可用性更高的眨眼訊號濾除法。

3.2 眨眼訊號的產生

眨眼訊號顧名思義是眼睛眨動時牽動肌肉所產生的肌電訊號，若實驗執行者要量測受測者張眼情境下的腦波，其量測結果必定夾帶不少眨眼訊號，此雜訊使腦波不論在直接判讀或數值分析處理上都遭遇相當大的障礙。

3.3 眨眼訊號特性

眨眼訊號伴隨眼睛眨動同步產生，量測到的眨眼訊號波形在不同人之間有些差異，但主要差異來自電極黏貼的位置，觀察多通道腦波機量得的訊號可發現，

不同通道受眨眼訊號干擾的程度大小不一，但大致上電極安放點距離眼睛近，受到眨眼訊號的干擾會較大。

雖然眨眼動作在一瞬間便完成了，但此動作所產生的眨眼訊號大約維持了 0.5 秒，換算成頻率則為 2 Hz；震幅和波形根據電極安放位置而變，若量測到的眨眼訊號較大時，可高達一般腦波訊號的 4 倍以上。觀察本研究所量測到的眨眼訊號，一次為期 0.5 秒左右，震幅為普通腦波的 4~9 倍不等，波形和普通腦波有很大的差異性，而此波與眼睛眨動同步產生，更可確認此即眨眼訊號。

3.4 眨眼訊號濾除構想

既然眨眼訊號和腦波訊號有明顯的差異性，辨識其所在位置便不是難事，問題在於要如何適當剔除。腦電波是整個大腦活動所產生之電訊號的總和，眨眼時，眼睛附近的肌肉傳出肌電訊號被腦波機量測到，而電位是可以線性相加的物理量，觀察有眨眼訊號和無眨眼訊號的腦波資料，其最大的差異在於有眨眼訊號處的腦波波形是一個低頻、大震幅的振動加上高頻、小振幅的振動，而無眨眼訊號區域則只有高頻、小振幅的振動，因此暫時假設此低頻、大震幅的振動就是眨眼訊號。若退一步想，相信眨眼訊號一定包含一些高頻、小振幅的振動，但是相較於此處包含的低頻、大振幅振動，其影響力小很多，再加上想剔除此與普通腦波性質相近的波動缺乏適當的剔除標準，故此研究僅針對低頻、大振幅振動加以剔除。

3.5 發展濾除眨眼訊號方法使用的數學工具：EMD[24]

3.5.1 EMD 概述

EMD 是本方法濾除眨眼訊號時使用的數學工具，其全名為 Empirical Mode Decomposition，透過 EMD 可依據訊號特性將一母訊號分解為多個子訊號。相較於其他數學方法，EMD 是一個靠經驗和直覺得來的運算式，這個資料處理方法假設

每一個資料內部都包含不同的簡單振動模態，此振動模態稱為 **Intrinsic Mode Function(IMF)**，每個 IMF 均包含下面幾個特性：

1. 零點和極值的數量相差在一個以下。
2. 任一處的上包絡線(由極大值定義)和下包絡線(由極小值定義)的平均值為零 (即對稱)。
3. 不具有固定的振幅和頻率。

一段訊號經 EMD 處理後將分解成數個 IMF 和一個剩餘訊號。

3.5.2 EMD 的重要計算工具：Sifting

Sifting 是做 EMD 計算時，從訊號中提取 IMF 的數學工具，以下是 Sifting 的運算流程：

1. 取得一段要處理的訊號 $x(t)$ ，找出其局部極大值所在點，以 **cubic spline** 將所有局部極大值相連，可得此訊號的上包絡線。
2. 同樣的找出此訊號的局部極小值以 **cubic spline** 相連，可得訊號的下包絡線。
3. 計算上包絡線和下包絡線的平均值，可得一平均線，令此平均線為 $m(t)$
4. 將原訊號和平均線 m_1 相減，令相減後求得的訊號為 $h(t)$ ，則 $h(t) = x(t) - m(t)$

上述由 $x(t)$ 減去上、下包絡線的平均線，求得 $h(t)$ 的過程即為 **sifting**

3.5.3 EMD 的計算方式

圖 3-1 為 EMD 的運算流程圖，將一原始訊號做若干次 **sifting**，訊號上、下包絡線的平均線會漸漸和水平軸重合，此時訊號的上、下包絡線對稱於水平軸，此新訊號即為第一個 IMF，故稱為 IMF1。將 IMF1 從原始訊號減去，得到第一個剩餘訊號 (First Residue)，稱為 r_1 ，將 r_1 依同樣方式做若干次 **sifting**，可獲得 IMF2，再將 IMF2 從 r_1 扣除，得到第二個剩餘訊號 r_2 ，依此規則重複計算下去，則可將

原始訊號拆解成數個 IMF 和一個剩餘訊號，此即為 EMD 的運算流程。

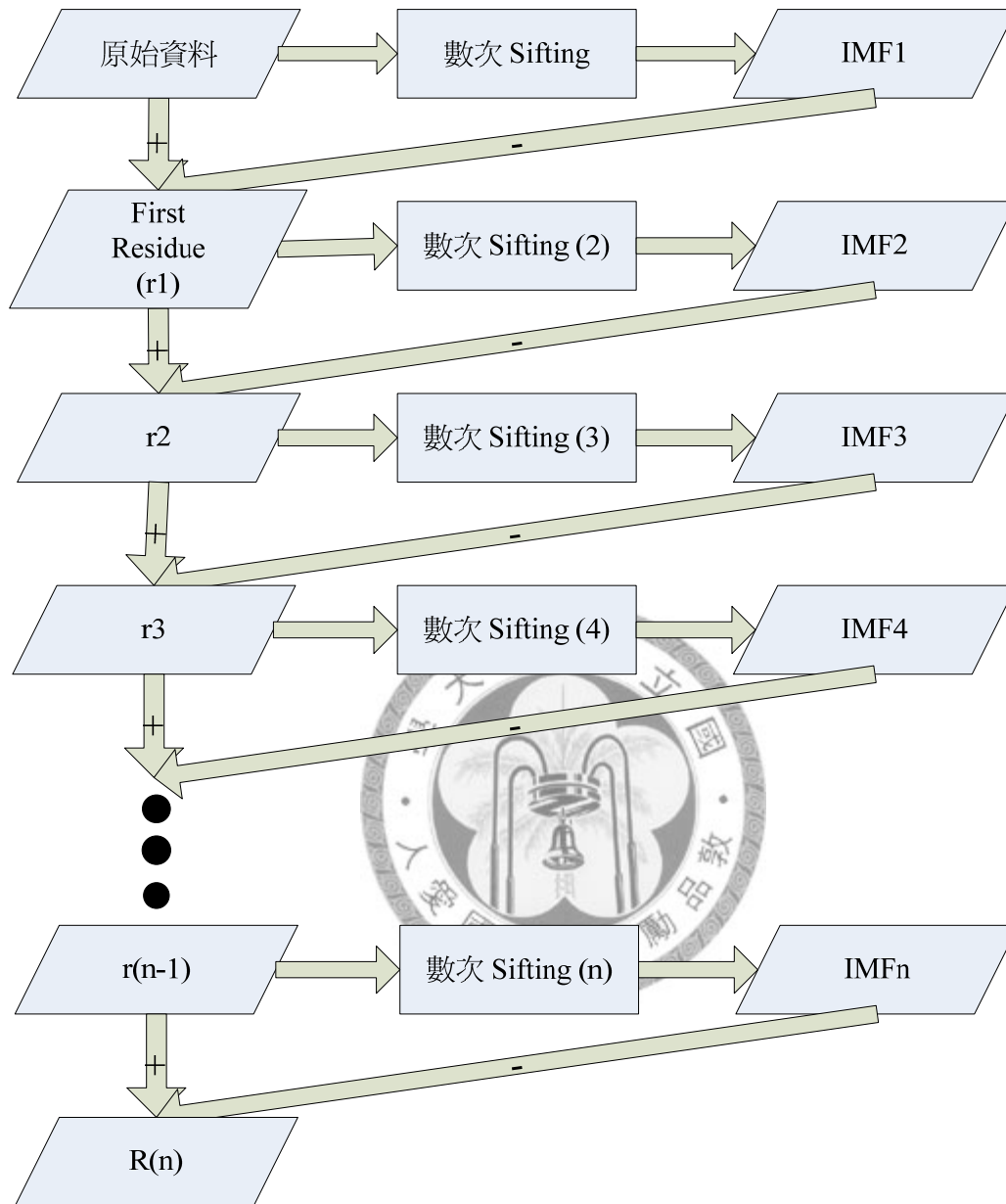


圖 3-1 EMD 運算流程圖

3.5.4 提取 IMF 時，Sifting 次數的決定

從一訊號中提取 IMF 時，需將此訊號做若干次 sifting，直到新訊號之上包絡線和下包絡線的平均線與水平軸的重合度夠高為止，爲了決定 sifting 終止的時機，前人定義了兩個終止標準，第一個標準利用 Cauchy 式的收斂性考驗，此考驗要原訊號經過多次 Sifting，直到 Sifting 之結果和此次 Sifting 前之訊號相比，兩訊號間

標準化的平方差小於一給定數字為止，其表示式如公式 3-1 所示， $h(t)_k$ 表示一訊號經 k 次 Sifting 所得之訊號，當平方差 SD_k 小於一給定數字時，終止 Sifting 動作。

$$SD_k = \frac{\sum_{t=0}^T |h_{k-1}(t) - h_k(t)|^2}{\sum_{t=0}^T h_{k-1}^2(t)} \quad (3-1)$$

第二個中止標準是先選定一個數字 S ，將原訊號做 Sifting，次數超過 S 次，且新訊號過零點個數和極值個數之差小於 1 為止。本研究利用第一個標準決定 Sifting 之次數，並給定一 Sifting 次數的最大值。

3.6 眨眼訊號濾除法

本論文的眨眼訊號濾除法是我經過多次嘗試研發出的方法，此方法是以訊號的特徵為濾除依據，腦波相較於要濾除的眨眼訊號，其頻率較高且震幅較小，因此本方法的目標設定在濾除震幅過大或頻率過低的訊號，由於計算時沒有使用傅立葉轉換，而使用 EMD，因此不會受到傅立葉頻率定義的限制。EMD 是個可以根據訊號特性分解訊號的數學方法，同一段訊號裡，高頻(此處的頻率定義為單位時間內振動次數，而非傅立葉定義的頻率)波先被分解出，低頻波在後面被分解出，而高、低頻波不會一起被分離出，因此可利用此特性分離並切除疑似干擾訊號的波動。

3.6.1 計算流程

圖 3-2 是利用逸奇科技公司開發之訊號處理軟體 Visual Signal 規劃的眨眼訊號濾除流程圖，圖中各個元件的功能和參數設定將在下個小節說明。此圖是一個從腦波訊號(EEG Data)中濾除眨眼訊號的例子。應用本方法濾除眨眼訊號時，先將一個包含眨眼訊號的腦波訊號做 EMD 計算，分解成數個 IMF 和一個剩餘訊號，取前五個 IMF 做計算，並丟棄其他的 IMF 和最後的剩餘訊號，將 IMF1 做濾波處理，目的是濾除 60Hz 的交流電干擾波，接著用 Remove1 將訊號中振幅過大的振動移

除掉 (此即為 Remove 運算方塊的功能); 將 IMF2 訊號中振幅過大的振動用運算元件 Remove2 移除; 將 IMF3、IMF4、IMF5 相加後, 用 Remove3 移除相加後振幅過大的振動, 最後把所有經 Remove 運算元件處理好的 IMF 再次相加, 可得濾除眨眼訊息的新訊號。

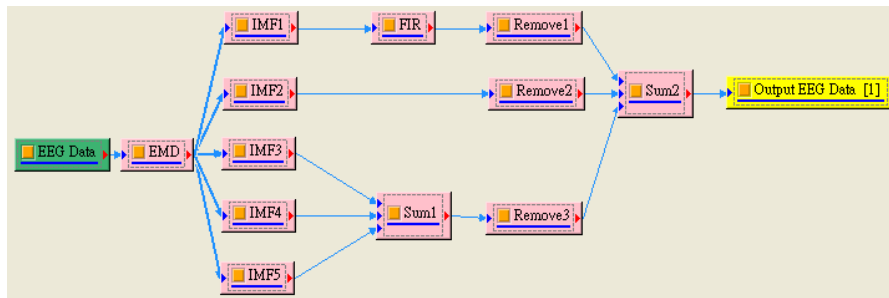


圖 3-2 眨眼訊號濾除流程圖

3.6.2 運算元件說明

本小節將詳細介紹圖 3-2 中各個元件的功能和其參數設定, 並以一個包含眨眼雜訊的閱讀情境腦波資料為例, 說明該訊號如何經由本方法的處理, 最後得到濾除眨眼訊號的腦波訊號, 本例僅展示閱讀情境下 10 秒時間區間內的腦波分析。

(1) EEG Data

此運算元件代表一未經處理的腦波原始訊號, 本例使用的閱讀情境腦波訊號波形如圖 3-3 所示, 圖中 A、B、C 區為混合著眨眼訊號的腦波區段。

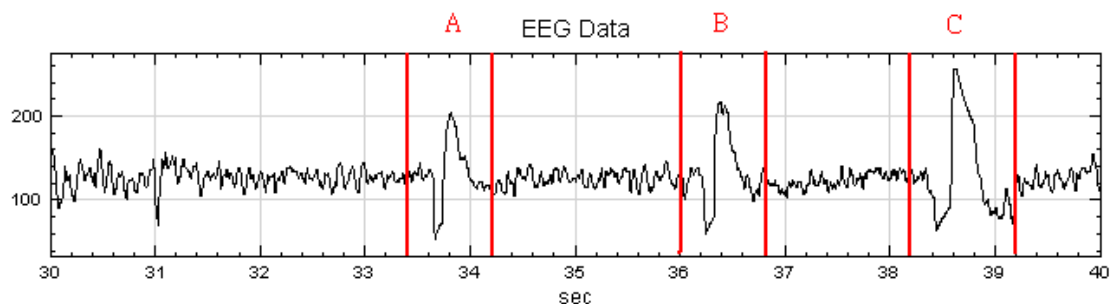


圖 3-3 未處理的閱讀情境腦波訊號

(2) EMD

此運算元件將輸入之訊號做 EMD 計算，分解成數個 IMF 和一個剩餘訊號。計算過程中，由訊號提取 IMF 時做 Sifting 的停止標準為必需決定的參數，本研究將此參數定為 $SD_k \leq 0.3$ 即停止 Sifting，並限定 Sifting 之次數最多為 10 次。「EEG Data」經「EMD」分解而得的 IMF 如圖 3-4 所示，圖中縱軸的刻度大小有意義而量值沒有特殊意涵，各個分解出的 IMF 實際上是在其水平軸($y=0$)附近來回振動，由上到下依次為 IMF1~IMF8。

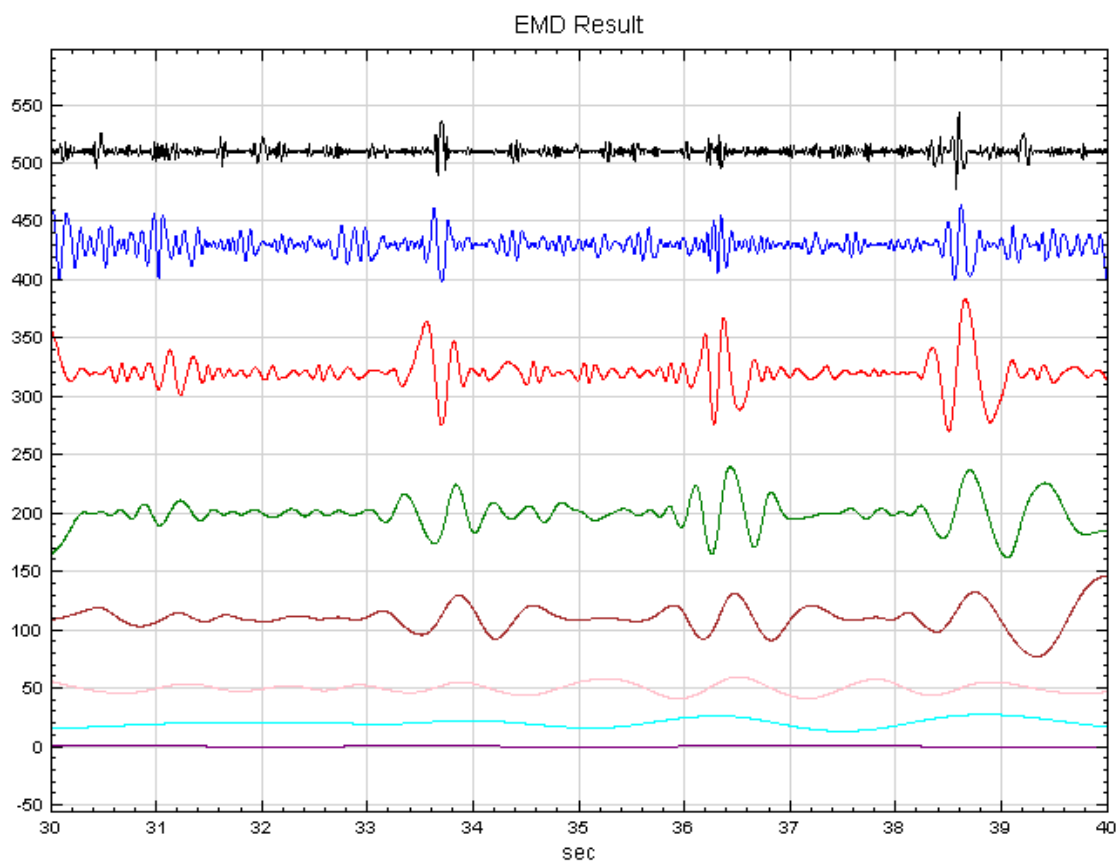


圖 3-4 經 EMD 分解出的 8 個 IMF 波形

(3) IMF1~IMF5

此五個運算元件將腦波訊號經 EMD 運算後分解出的 IMF 取出，方便做下階段的計算，每個運算元件分別取出對應的 IMF，其波形如圖 3-5 所示。

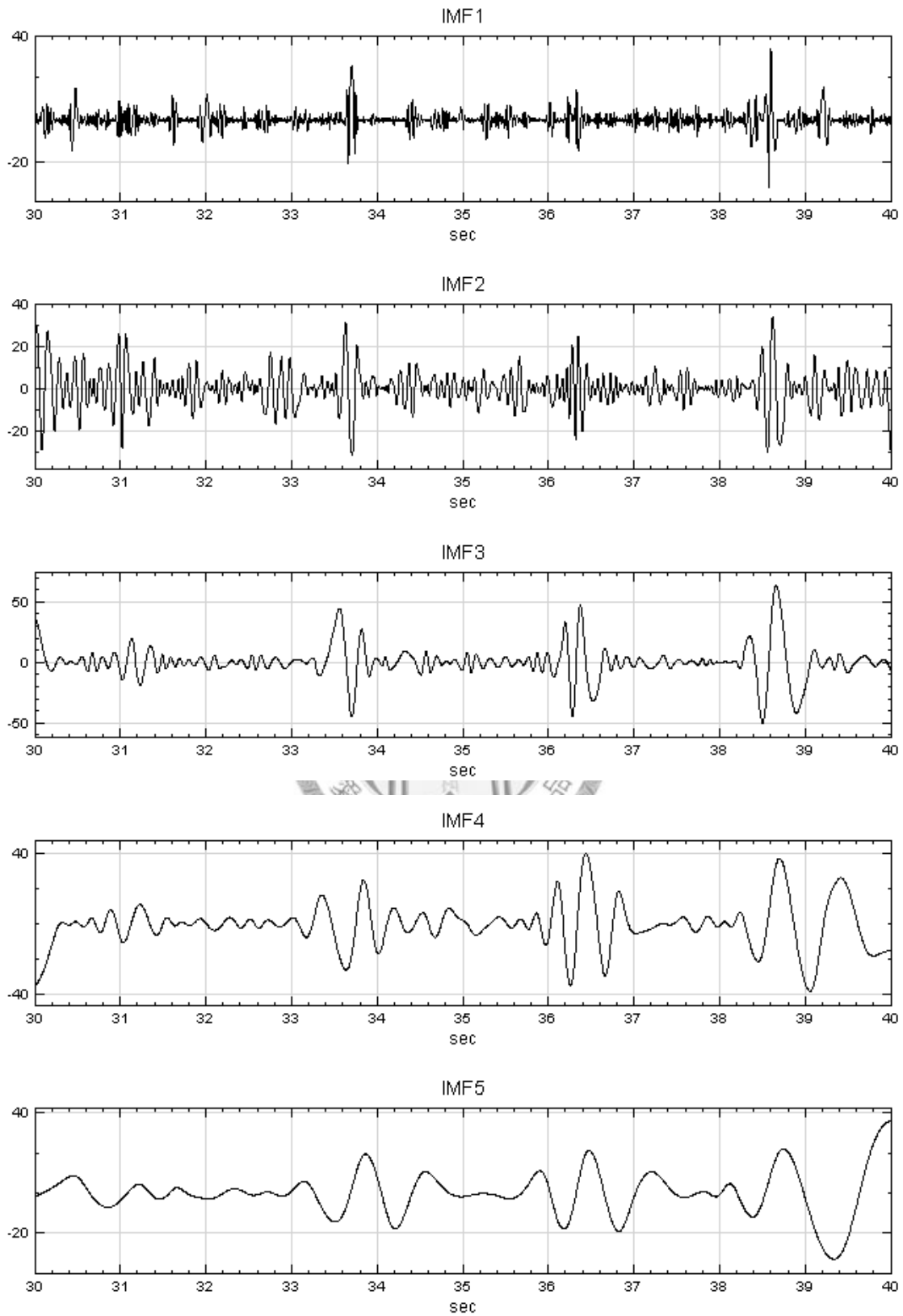


圖 3-5 經 IMF 元件取出之 IMF1~IMF5 波形

(4) FIR

此運算元件將 IMF1 利用 Finite Impulse Response 的低通濾波器做濾波工作，截止頻率為 54Hz，其運算結果如圖 3-6 所示。

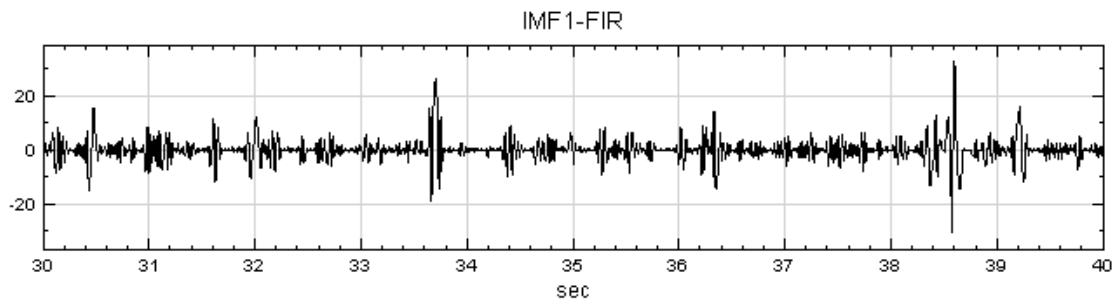


圖 3-6 IMF1 經 FIR 濾波器處理後之波形

(5) Sum1~Sum2

Sum 運算元件的功能是將輸入的訊號相加成一個訊號後輸出。Sum2 把 IMF3、IMF4、IMF5 相加後的波形如圖 3-7 所示。

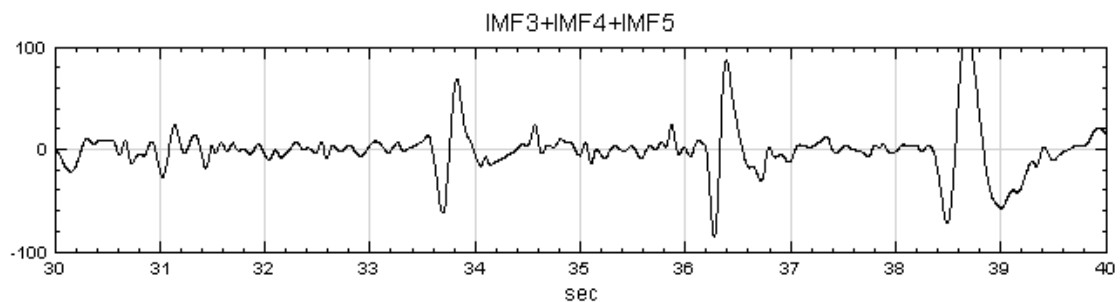


圖 3-7 IMF3、IMF4、IMF5 相加後之波形

(6) Remove1~Remove3

Remove 運算元件的功能為移除輸入訊號中振幅過大的振動，先決定振幅超過多少的振動是需要被移除的，找出振動幅度超過此範圍的振動，如圖 3-8 所示，接著將這些找出的振動歸零，如圖 3-9 所示。使用此元件時必須定義一參數，決定多大的振動要予以剔除，此參數的決定要根據欲移除訊號和欲保留訊號的振幅特

性。Remove1 移除 IMF1 經 FIR Filter 處理後震幅大於 35 的振動，Remove2 移除 IMF2 中振幅大於 25 的振動，Remove3 移除 IMF3、IMF4、IMF5 之總和訊號中振幅大於 35 的振動。使用 Remove 運算元件的目的是移除訊號中振幅過大的振動，若移除的臨界值設得越小，眨眼雜訊就可被濾除得越乾淨，但有用的腦波訊號被移除的機率也越大，因此須適當拿捏移除臨界值的大小。由於腦波訊號相較於眨眼雜訊其頻率較高，而 EMD 又有低頻波較高頻波先被濾出的特性，因此 Remove1 處理的訊號包含較多須保留的高頻訊號，故將移除臨界值設得較大，同理 Remove2 的移除臨界值比 Remove1 小，設為 25，Remove3 處理的訊號由 3 個 IMF 相加而成，訊號振動幅度較大，故亦將移除臨界值設為 35。經 Remove1、Remove2 處理過的訊號分別如圖 3-10、3-11 所示，處理前後並沒有太大的差異，代表被這兩個元件移除的訊號並不多，經 Remove3 處理過的訊號如圖 3-9 所示，和處理前有很大的差異，大部分振幅過大的眼動訊號會在此被移除。

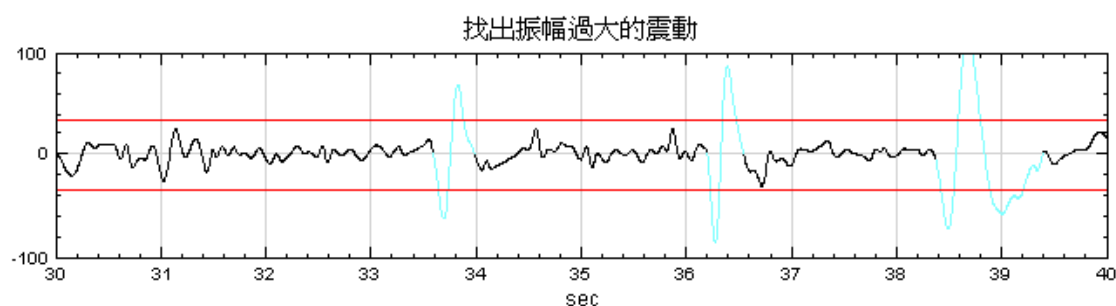


圖 3-8 找出振幅過大的振動

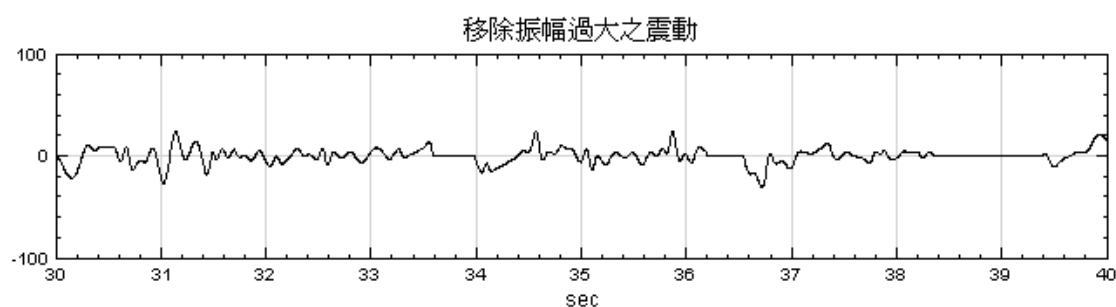


圖 3-9 將振幅過大的振動歸零

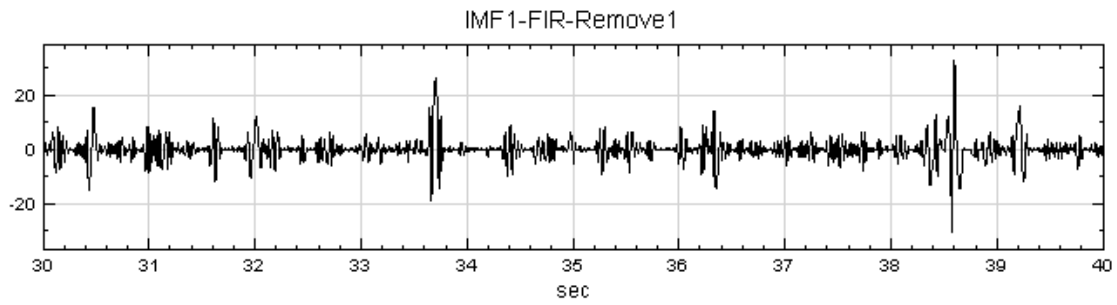


圖 3-10 經 Remove1 元件處理後之訊號波形

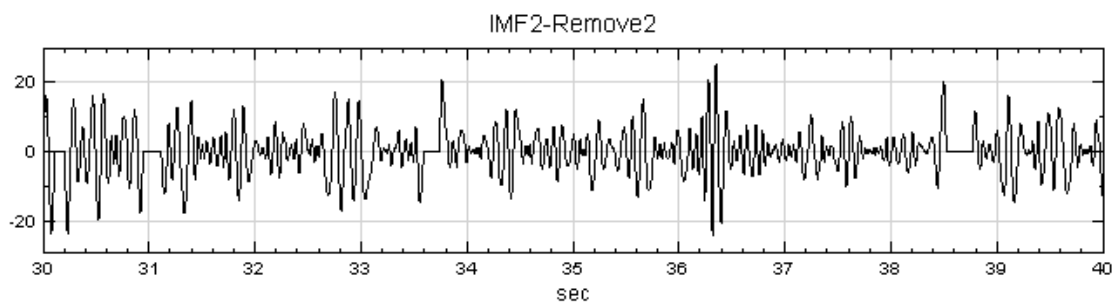


圖 3-11 經 Remove2 元件處理後之訊號波形

(7)Output EEG Data

此元件代表經本方法濾除眨眼訊號的結果，Sum2 元件把經三個 Remove 元件處理過的訊號相加後，將結果輸入本元件即完成整個眨眼訊號濾除流程，其波形如圖 3-12 所示。

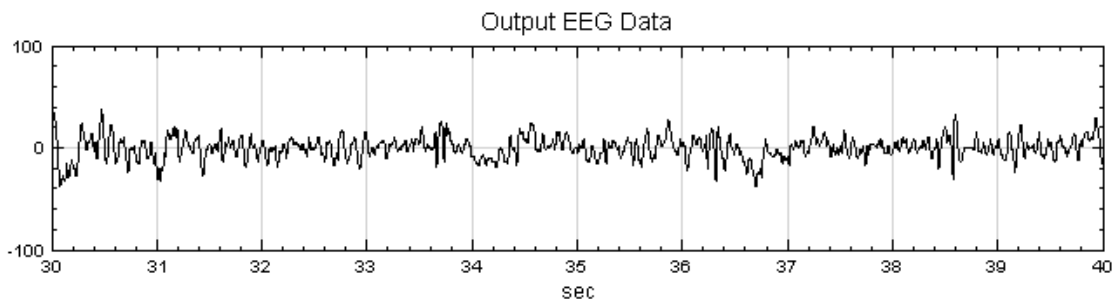


圖 3-12 用本方濾移除眨眼訊號後的腦波訊號

3.6.3 眨眼訊號濾除前、後比較

為了比較眨眼訊號濾除前、後的訊號變化，先將原始腦波訊號做垂直方向的平移，使平移後訊號的平均值為 0，再與濾除眼動訊號後的腦波重疊比較，其結果如圖 3-13 所示，黑色為原腦波訊號波形，藍色為經本方法處理後之訊號波形，由此圖可瞭解無眨眼訊號處和有眨眼訊號處經本方法處理前、後之波形變化關係。圖 3-14 是以處理前之腦波訊號減去經本方法處理後之腦波訊號所得到的波形，觀察此圖可知本方法在處理過程中濾除了哪些訊號。

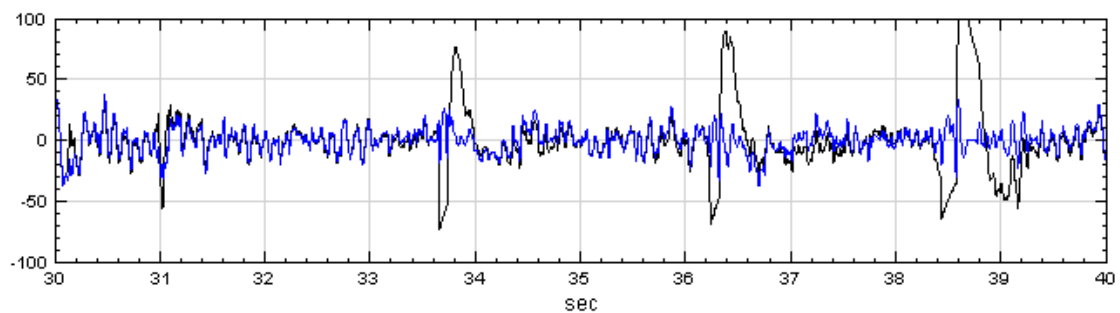


圖 3-13 眨眼訊號濾除前後之波形比較

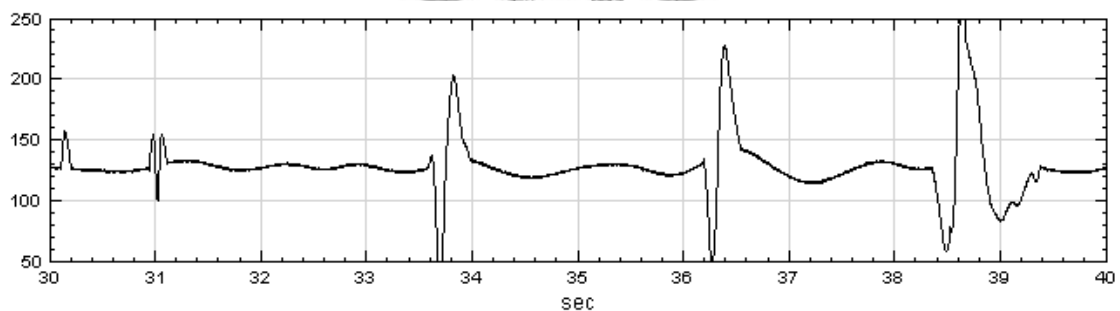


圖 3-14 使用本方法移除之訊號

3.6.4 眨眼訊號濾除效果

本小節利用 Enhanced Morlet Transform[25]所繪的時頻圖做眨眼訊號濾除前、後之比較，利用時頻圖可觀察腦波頻率分佈隨著時間變化的關係，Enhanced Morlet Transform 是小波轉換的一種，相較於 Short-Term Fourier Transform[26]，此方法可

在時頻圖的低頻區域得到較好的頻率解析度，在高頻區域得到較好的時間解析度，圖 3-15 為未經本方法處理之腦波訊號時頻圖，圖中有三個特別明顯的黑色區塊即為因眨眼造成的干擾雜訊，圖 3-16 為經本方法處理過之腦波訊號時頻圖。比較圖 3-15、圖 3-16 兩時頻圖可觀察到，經本方法處理後，眨眼訊號被有效的濾除了，眨眼訊號濾除前時頻圖上頻率 10Hz 附近有一能量較高的訊號分佈，經本方法處理後，腦波訊號之時頻圖仍然保留此特性，觀察時頻圖上其他沒有眨眼訊號的區域，可發現經本方法處理後，訊號之時頻圖在這些區域仍然保有其原來的圖形分佈，故比較這兩張時頻圖可知，本方法的確有效的濾除眨眼雜訊而保留了有用的腦波訊號。

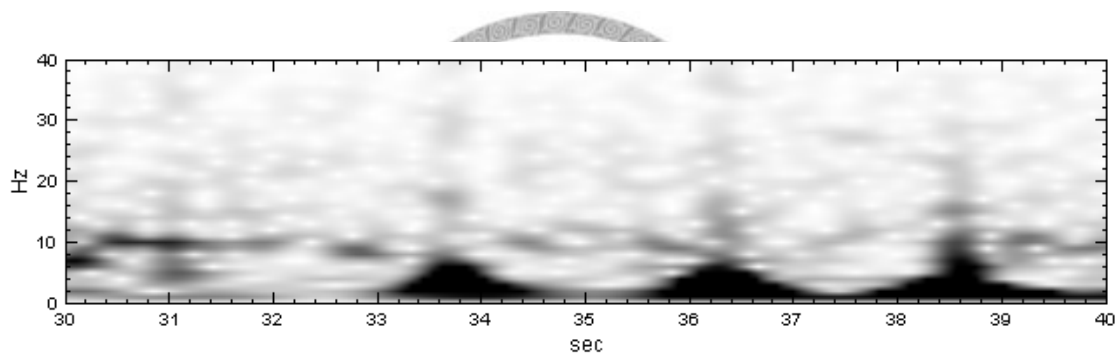


圖 3-15 未經本方法處理之腦波訊號時頻圖

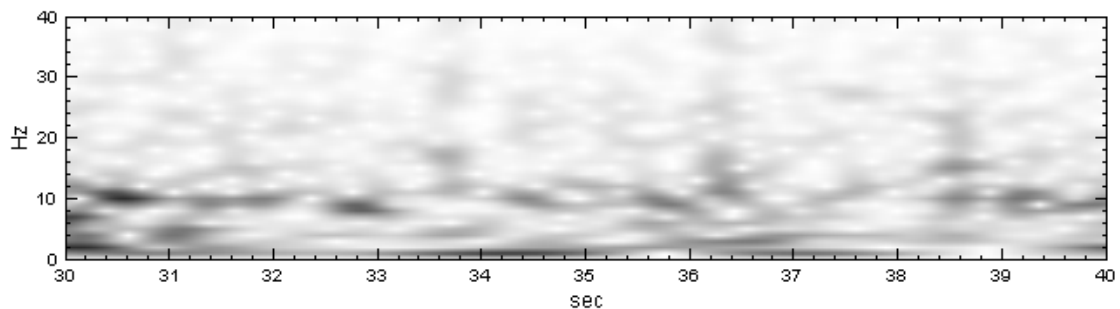


圖 3-16 經本方法處理後之腦波訊號時頻圖

3.7 濾除眨眼訊號效果驗證

為了給予本研究的眨眼訊號濾除方法一個評量其濾除效果的方式，本小節設

計了一個模擬實驗，將一段不包含眨眼訊號的腦波與人工模擬的眨眼訊號混合，觀察本研究之眨眼訊號濾除法應用於此筆資料的使用效果。

3.7.1 觀察眨眼訊號濾除效果

取一段無眨眼訊號的閉眼狀態下腦波，其訊號波形如圖 3-17 所示，在這個腦波中每兩秒放入一個頻率為 2Hz，振幅為 70 的正弦波，其訊號波形如圖 3-18 所示，作為人造的眨眼訊號，混入人造眨眼訊號的新腦波如圖 3-19 所示，觀察這筆包含人造眨眼訊號的閉眼狀態腦波，以本論文的方法處理，其人造眨眼雜訊濾除效果如何。圖 3-20 是以本論文的眨眼訊號濾除法濾除此腦波的人造眨眼訊號後得到的腦波波形，圖 3-21 是原始閉眼狀態下的腦波和此閉眼腦波混入人造眨眼訊號再用本論文的方法濾除眨眼雜訊所得之腦波的重疊比較圖，此圖中黑色訊號是原始閉眼狀態下的腦波，藍色訊號是閉眼腦波混入人造眨眼訊號再用本論文的方法濾除眨眼雜訊所得之腦波，由此圖可發現本論文發展的眨眼訊號濾除法雖然無法將閉眼狀態腦波完全回復成未混入人造眨眼訊號前的樣子，但卻可去除人造眨眼訊號大部分的影響，讓腦波波形回到與原來的閉眼腦波非常相似的程度。以包含人造眨眼訊號的閉眼狀態腦波減去此腦波濾除人造眨眼訊號後的新腦波，可得到本論文的眨眼訊號濾除法應用於此模擬時濾除掉的腦波成分，如圖 3-22 所示。將被濾除掉的腦波成分和人造眨眼訊號重合可得到圖 3-23，黑色波形是人造眨眼訊號，藍色波形是被濾除掉的腦波成分，觀察此圖可發現大部分混入腦波中的人造眨眼訊號被順利濾除了。

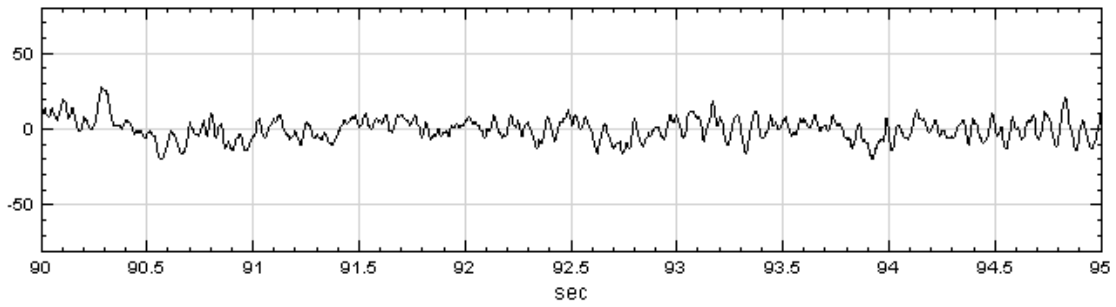


圖 3-17 閉眼狀態下腦波

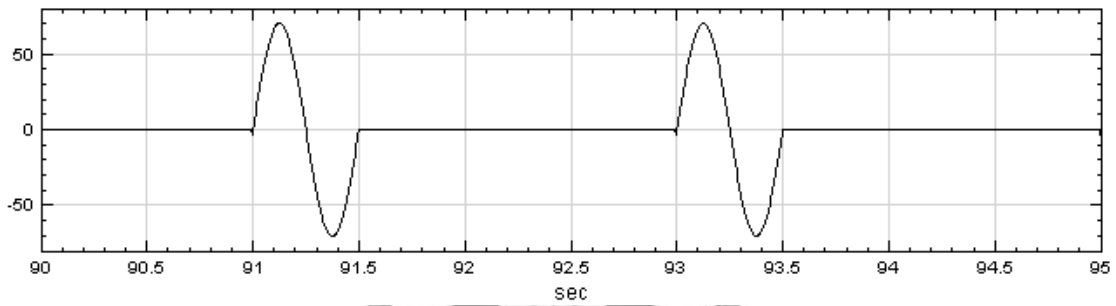


圖 3-18 人造眨眼訊號

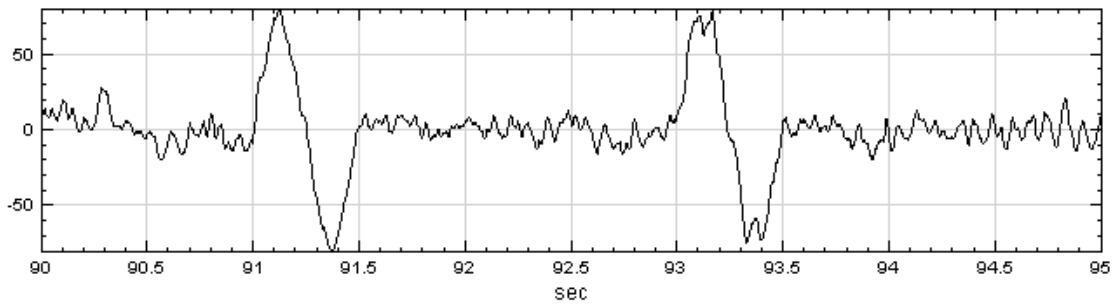


圖 3-19 閉眼腦波加上人造眨眼訊號後的波形

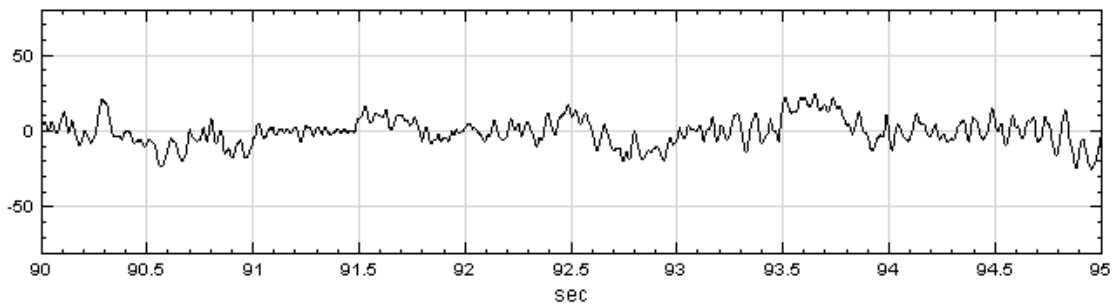


圖 3-20 濾除人造眨眼訊號後的腦波波形

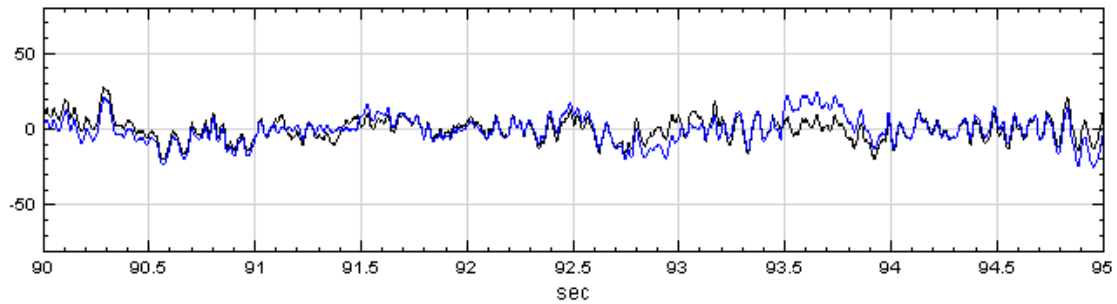


圖 3-21 閉眼腦波和濾除人造眨眼訊號後腦波之重疊比較圖

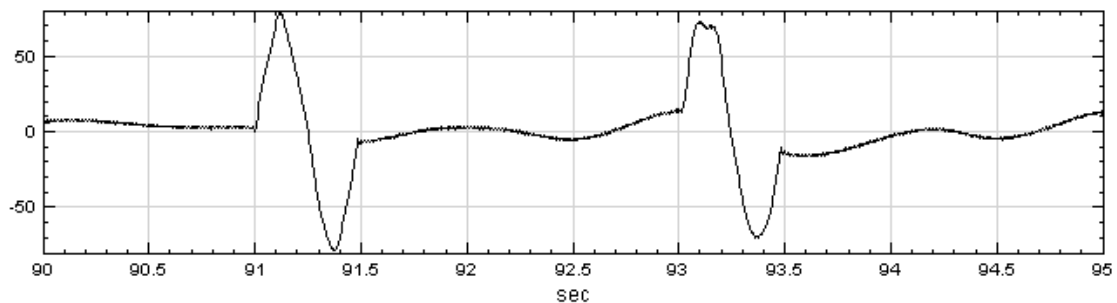


圖 3-22 本論文的眨眼訊號濾除法濾除掉的腦波成分

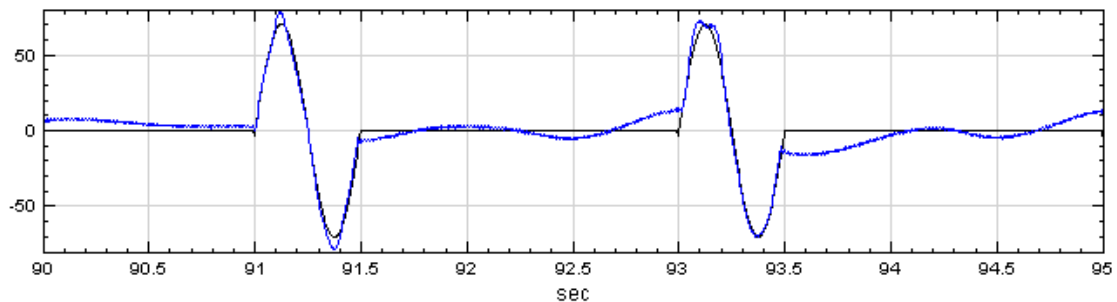


圖 3-23 被濾除的成分和人造眨眼訊號重疊比較圖

3.7.2 量化比較眨眼訊號濾除效果

由上個小節的模擬可以觀察本論文之眨眼訊號濾除法的有效性，接下來要更進一步以量化的方式，比較眨眼訊號濾除前後的差異。本論文在四、五章介紹的研究中設計一個以腦波偵測疲勞度的實驗，此實驗爲了分析的需要，必須依照腦

波特徵提取量化的特徵數據，本小節欲比較上個小節的模擬實驗中，未濾除人造眨眼訊號和以本論文的方法濾除人造眨眼訊號的混入人造眨眼訊號閉眼腦波與原始閉眼腦波於提取量化的特徵數據時展現的特性。本論文中腦波偵測疲勞度的實驗，以過基準線法求平均頻率、改善後的過基準線法求平均頻率、傅利葉法求平均頻率、求訊號平均功率四種方式提取腦波的特徵數據(參閱論文 5.2)，此處欲借用這四種方法檢視本論文之眨眼訊號濾除法的效果。

如果本論文之眨眼訊號濾除法能夠於此模擬有效濾除眨眼訊號，則經過處理的混入人造眨眼訊號閉眼腦波在提取量化的特徵數據時，會得到與原閉眼腦波相似的數字，表 3-1 分別列出原始閉眼腦波、混入人造眨眼訊號閉眼腦波、用本論文的方法濾除人造眨眼訊號的混入人造眨眼訊號閉眼腦波，以前面介紹的四種方法提取之腦波特徵數據，假設原始閉眼腦波為此模擬中，濾除人造眨眼訊號欲達到的目標，觀察本論文之眨眼訊號濾除法能否能有效完成此工作。將各種數據以百分比表示，標示於表 3-1 儲存格之下半部，假設原始閉眼腦波之各種特徵數據為 100%，其他兩筆訊號根據此原始閉眼腦波特徵數據，推算其相對大小百分比。

觀察表 3-1，本論文之眨眼訊號濾除法應用於此模擬上，以過基準線法求平均頻率、改善後的過基準線法求平均頻率兩種方式檢視濾除效果，以這兩種方式比較腦波特徵回復程度，分別回復到與原始閉眼腦波 98.73%和 93.81%的相似度。以傅利葉法求平均頻率檢視濾除效果，由於此模擬所使用的眨眼訊號是以 sine 波製造，然而以傅利葉法求平均頻率時，並未將頻域訊號小於 8Hz 的低頻波列入考慮，因此人造眨眼訊號對此特徵數據影響很小，濾除人造眨眼訊號後的腦波以此方法提取之特徵數據，反而與閉眼腦波以此方法提取之特徵數據差異較大。以平均功率檢視眨眼訊號對腦波造成的影響，發現閉眼腦波加上人造眨眼訊號後，其平均功率大約為原閉眼腦波之 10 倍，相差甚大，濾除人造眨眼訊號後的腦波，其平均功率約為原閉眼腦波之 1.5 倍，由此可觀察到，以平均功率檢視眨眼訊號濾除效果，亦可表現此眨眼訊號濾除法的有效性。

表 3-1 濾除效果以量化特徵數據比較

分析方法 腦波數據	過基準線法求 平均頻率	改善後的過基 準線法求平均 頻率	傅利葉法求平 均頻率	平均功率
閉眼腦波	10.462 100%	7.9484 100%	24.617 100%	68.405 100%
閉眼腦波加上 人造眨眼訊號	8.4589 80.85%	6.5669 82.62%	24.877 101.05%	676.99 989.68
濾除人造眨眼 訊號後的腦波	10.329 98.73%	7.4567 93.81%	21.942 89.13%	102.76 150.09%

3.8 應用實例

爲了證實本眨眼訊號濾除法是否能廣泛的運用在各種情境下的腦波，本小節將實際運用此方法在不同的眨眼情境，比較眨眼訊號濾除前、後的差異性，並討論此方法的適用性和適用範圍。本小節中的每個例子分別畫出「個別情境的原始腦波波形、經本方法處理後的腦波波形、本方法處理過程中移除的訊號波形、原始腦波的時頻圖、經本方法處理後之腦波訊號時頻圖」五個圖形以表現本方法之可行性。

圖 3-24 是受試者在放鬆張眼狀態下測得的腦波處理比較圖，圖 3-25 是本論文第四章以後介紹之疲勞度研究實驗電腦作業前當下狀態腦波量測情境測得的腦波處理比較圖，圖 3-26 是本論文疲勞度研究實驗判斷速度測驗情境測得的腦波處理比較圖，圖 3-27 是請受試者量測腦波時以兩秒一次的頻率刻意眨眼測得的腦波處理比較圖，觀察此四個圖和本論文 3.5 的閱讀情境腦波處理比較可發現，五種截然不同的情境均可得到良好的腦波眨眼訊號濾除效果，由此可知本方法具有很高的

穩定性。

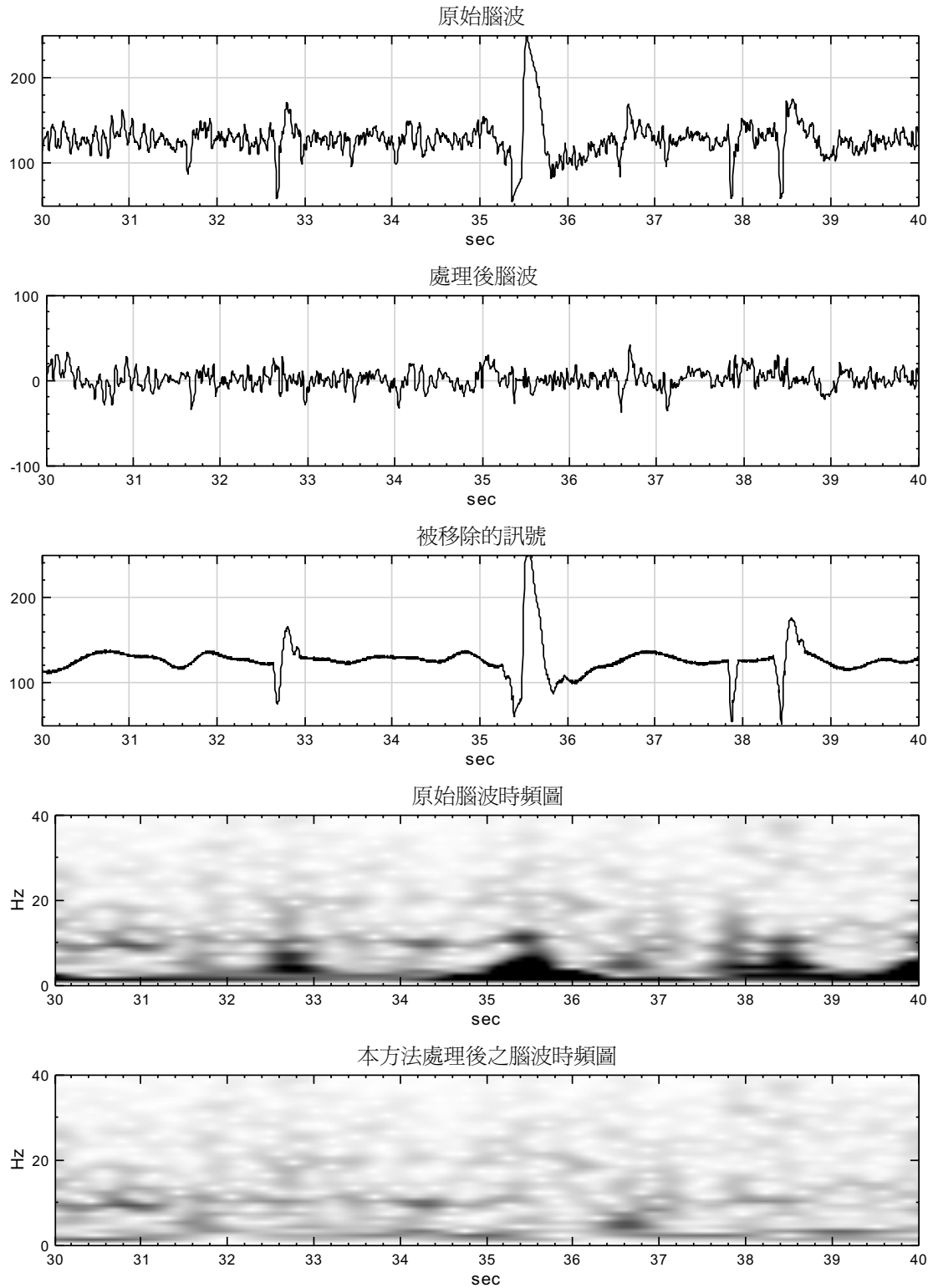


圖 3-24 放鬆情境濾除眨眼訊號

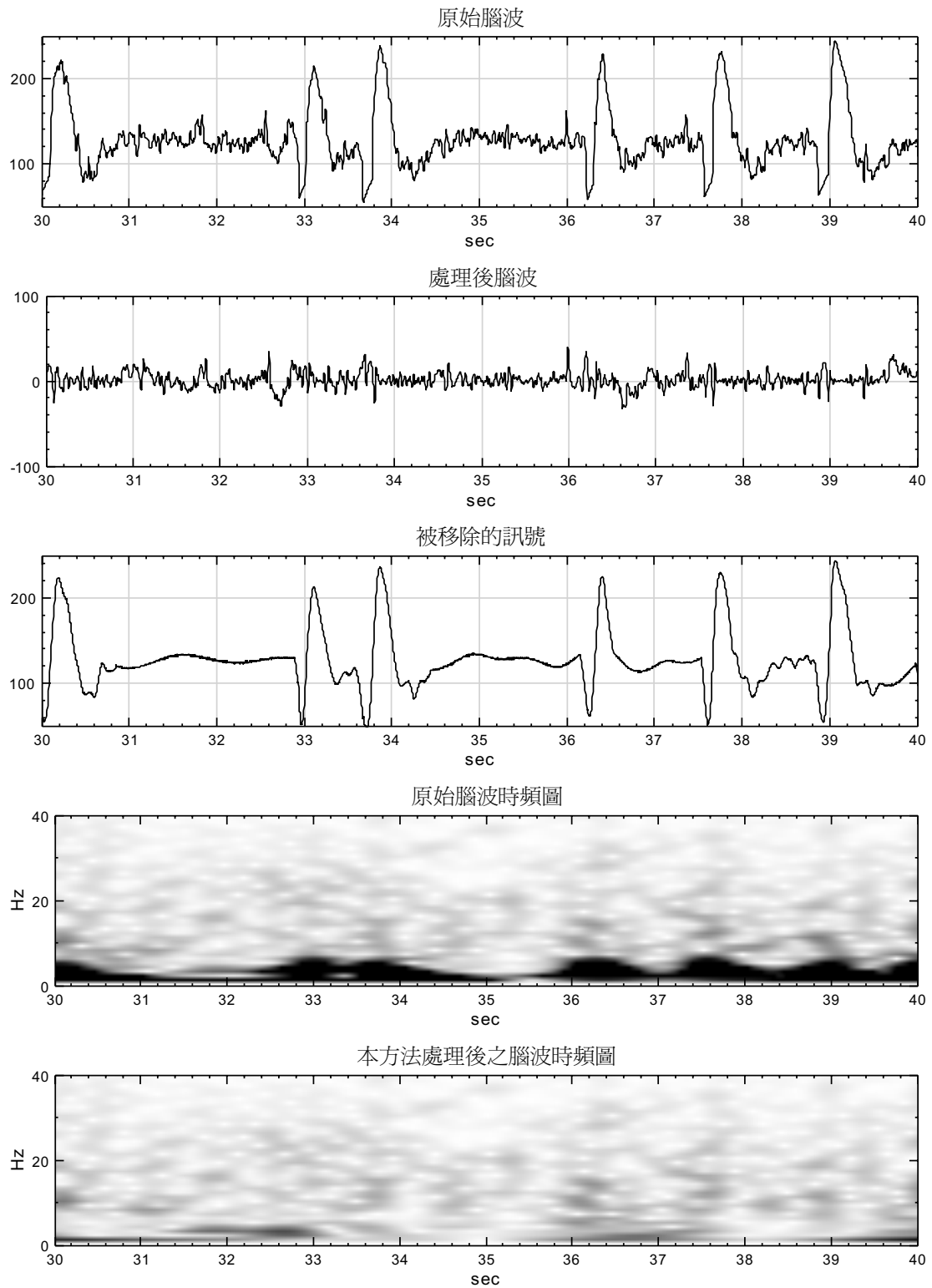


圖 3-25 測驗前當下狀態腦波量測情境濾除眨眼訊號

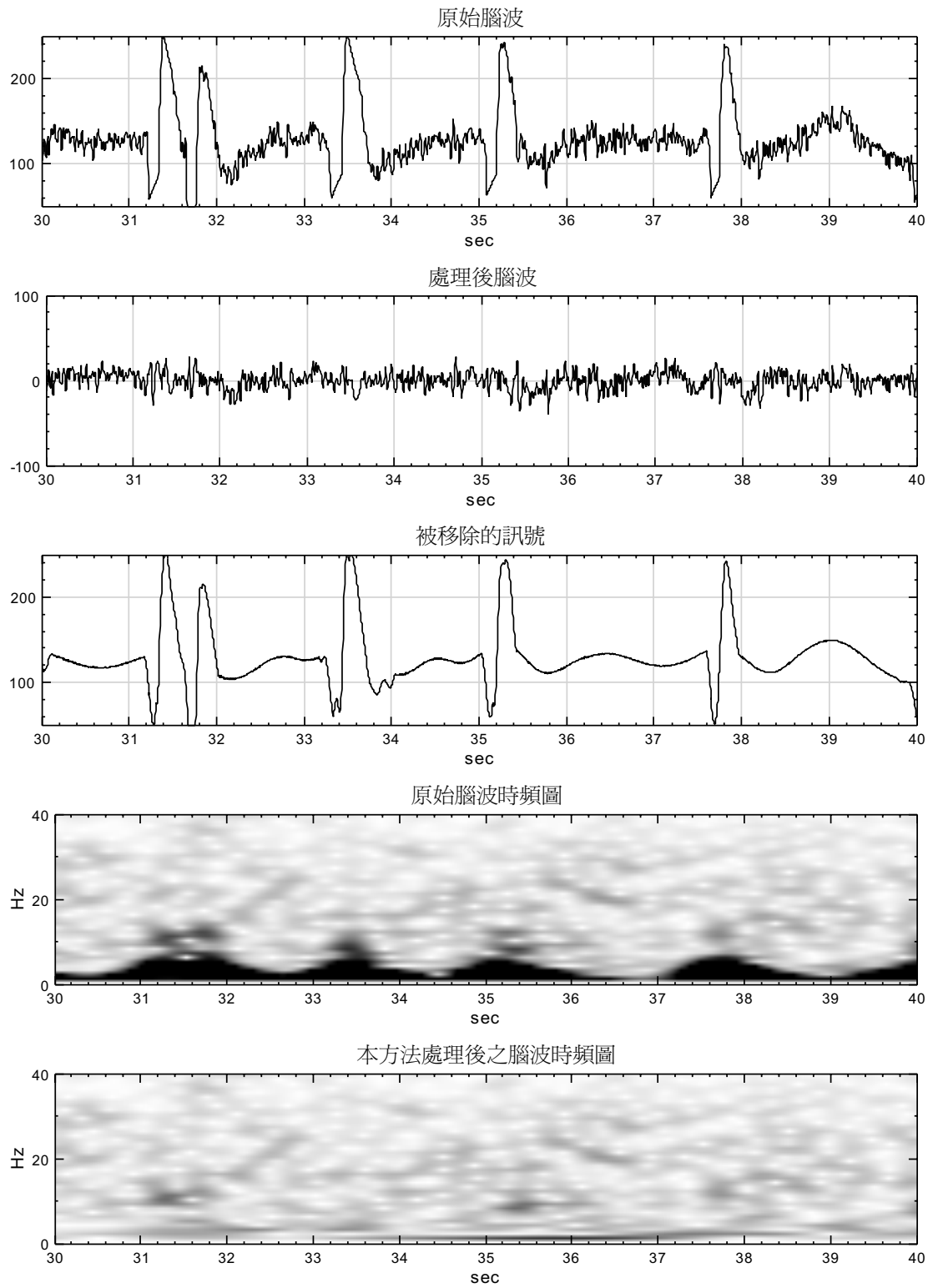


圖 3-26 判斷速度測驗情境濾除眨眼訊號

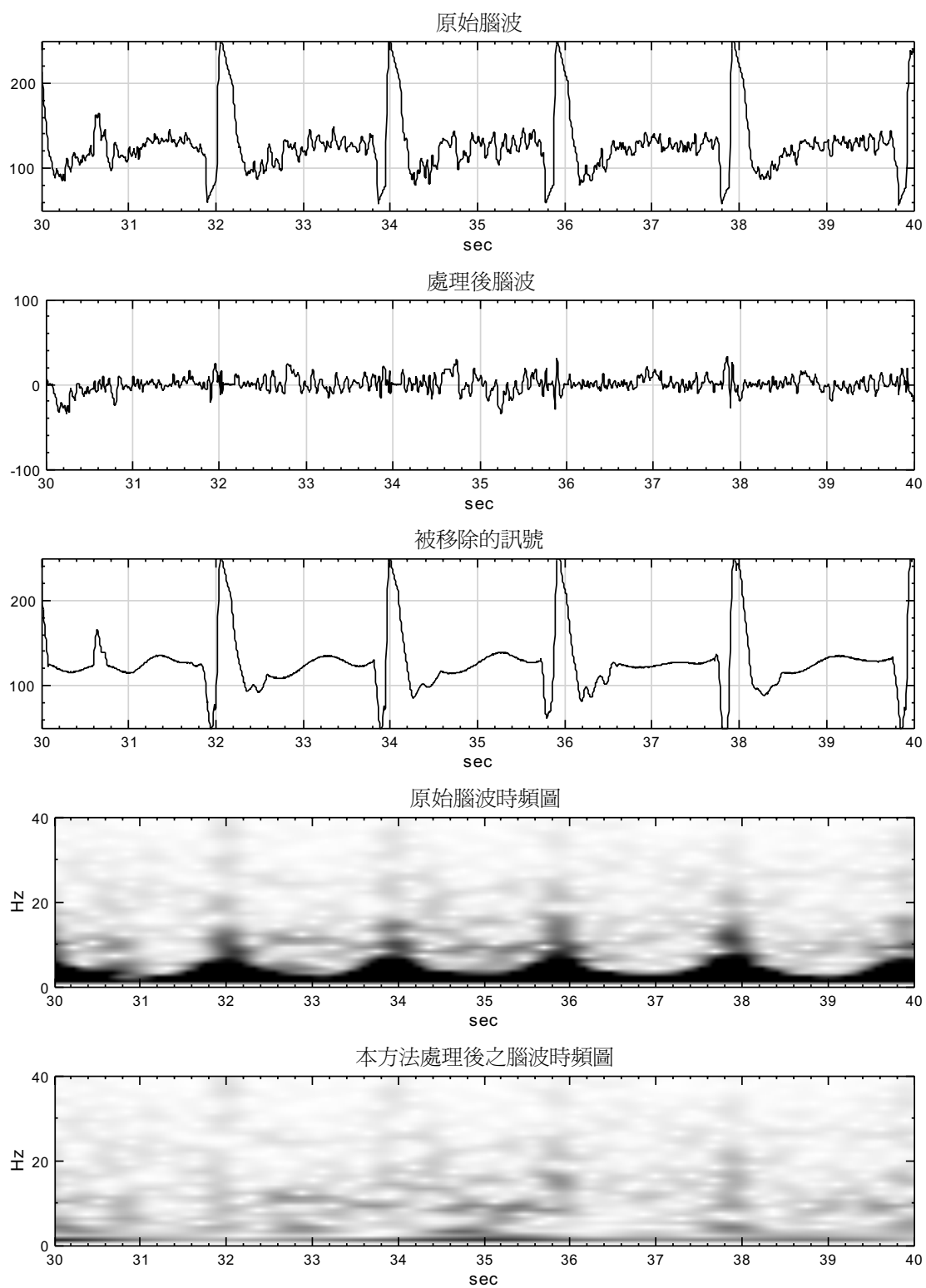


圖 3-27 兩秒一次刻意產生之眨眼訊號濾除

3.9 眨眼訊號濾除效果探討

本眨眼訊號濾除法利用 EMD 分離訊號時，高頻訊號先被分解出的特性，只取前五個 IMF 做運算，丟棄後面的 IMF 和剩餘訊號，藉以丟棄訊號中的低頻波；利用 Remove 元件移除成分訊號中振幅過大的波動，藉以移除高震幅的雜訊，此兩種訊號處理手段是本方法之所以能濾除腦波中低頻訊號和高震幅訊號的原因，在這樣的訊號處理規則下，可漂亮的濾除眨眼雜訊而保留腦波訊號，若原腦波訊號中有符合此濾除規則的干擾雜訊，則可將之一併去除。經此方法處理後，腦波中的直流訊號亦會被移除。

本方法是根據所要處理的腦波特性而設計的，因此對具有不同特性的腦波需要設定不同的參數，當採用不同的電極安放方式或使用不同的腦波量測設備，都要適當的修改眨眼訊號濾除參數，若有必要，甚至可以適度修改訊號處理流程，但大致上相同的腦波機、相同的電極黏貼方式，可應用相同的眨眼訊號濾除規則。如果欲處理的腦波訊號亦有眨眼訊號之振幅明顯大於普通腦波的特徵，則大多只要調整三個 Remove 元件的移除臨界值就可以找到適合的濾除規則。若要修改訊號處理流程，亦要以本方法丟棄低頻訊號、移除振幅過大的波動此兩大訊號處理原則為依據。

3.10 小結

本論文發展之眨眼訊號濾除法是由多次嘗試設計出來的新方法，經過測試，同樣的濾除規則應用於不同情境和不同受測者的腦波，均可得到良好的濾除效果。此方法尚有幾個重要的優點，相較於目前最常被使用的眨眼訊號濾除法 ICA 只能應用於多通道腦波訊號，本方法適用於單通道腦波訊號的眨眼雜訊濾除。應用本方法濾除眨眼訊號時，腦波訊號於各運算步驟的處理目的明確，因此可瞭解何種訊號於此過程中會被濾除。在計算速度方面，取樣頻率為 256Hz，時間長度 829 秒的腦波訊號，利用一台擁有 2GB 記憶體、AMD Athlon64 X2 4200+ CPU 的普通電腦，以 Visual Signal 配合本論文的眨眼訊號濾除法，僅需 13 秒左右便可完

成濾除眨眼訊號的工作。在一般情況下(非用於特定疾病診斷)，本方法的運算規則不需針對個人或腦波測量情境修改，僅需根據腦波機和電極安放方式適當調整，因此具有良好的方便性。

此眨眼訊號濾除法方法新穎，相信還有很多發展空間可以期待，在應用的廣泛性方面，此方法於本研究使用的設備和應用的需求上，可以得到良好的效果，但在其他使用條件的適用性，還需要進一步驗證。本眨眼訊號濾除法的使用限制小、使用方便性高，若於其他腦波研究中可得到良好的適用性，則此方法將可望成為腦波研究的有力工具。



第四章 實驗目的與實驗內容

本論文利用第三章的眨眼訊號濾除法設計了一個疲勞度偵測實驗，希望藉由此實驗找出運用腦波評斷個人疲勞度的客觀方式，本章將詳細介紹實驗的架構和內容。

4.1 實驗目的

實驗的目的是找出疲勞狀態和腦波訊號間的關係，利用問卷測驗、腦波量測兩種方式，分別從主觀感受和生理訊號兩個不同方向檢視個人疲勞度，比較主觀疲勞度和腦波訊號間的變化關係，試圖找出腦波和疲勞度間的關聯性。

4.2 實驗構想

實驗最初的構想是希望藉由某種方式比較個人疲勞度變化和腦波變化的關係。疲勞是一個籠統的概念，若要深入探究，疲勞可以分成很多不同的種類，包括身體疲勞、精神疲勞、情緒疲勞等，以上各種不同疲勞還可以繼續再細分下去，若以韋氏字典查詢 *fatigue* 此單字，字典對此字的定義主要有兩種，一種用來表達肉體的疲勞，一種用來表達材料的疲勞，表達肉體疲勞的解釋翻譯如下：

- (1) 由沉重的肉體或心靈工作造成暫時失去力量和能量的現象
- (2) 由於勞動、費力的做某事或壓力造成的虛弱或力氣耗盡之現象
- (3) 由於長時間接觸某事對此事產生之厭煩感

歸納以上對「疲勞」的解釋，大致上疲勞可說是由於過度的工作負擔造成暫時性體能或精神狀態變差之現象，本研究針對此定義設計實驗。瞭解疲勞之定義後，接著要考慮的是如何監測一個人的疲勞現象，過去的論文中，監測個人疲勞度的方式主要分為利用生理訊息和利用量表兩種。利用生理訊息監測疲勞度的方式有腦波量測(EEG)、眼波量測(EOG)、肌肉量測(EMG)、腦部血容量變化、腎上腺素分泌變化、尿液檢測、心律變化率等方式，這些方法雖然客觀，但各有其限

制，如費用昂貴、耗時過長、需在特定地點施測、施測需由專業醫護人員進行等問題，若採用較簡單的方式，施測結果常常過於粗糙，失去監測疲勞度的可信度。爲了找出一個方便可靠的疲勞度偵測方法，本研究以腦波爲生理訊號監測工具，設計了此實驗。

4.2.1 腦波量測

有關腦波量測法的特性如表 1-1 所示，由此表可知，要廣泛運用腦波量測疲勞度尚有許多待解決的問題，在過去的腦波檢測中，眨眼訊號是個必須解決但又麻煩的問題，前人發展的數種處理方法如 2.2 節介紹的，都只能應用在多通道腦波機上，此理由無可避免的讓腦波量測和腦波處理變得非常複雜，這便是此方法施測費用貴、測量時間長、需至特定場所讓專業人員進行施測的原因之一，但若以本論文發展的眨眼訊號濾除法作爲眨眼雜訊的濾除工具，便可在只有單一通道腦波訊號的情形下進行眨眼雜訊的濾除工作，以上腦波量測時遭遇的問題均可望獲得解決。在計算速度方面，本研究使用的腦波機取樣頻率爲 256Hz，以這台腦波機量得長度 829 秒的腦波訊號，利用一台擁有 2GB 記憶體、AMD Athlon64 X2 4200+ CPU 的普通電腦以 Visual Signal 配合本論文的眨眼訊號濾除法，僅需 13 秒左右便可完成濾除眨眼訊號的工作。在使用方便性上，若事先已設計好運算流程，應用時僅需將訊號依照流程計算即可得到濾除雜訊的新腦波，運算過程不需人工判斷或修改參數。綜合以上優點，本研究利用此眨眼訊號濾除法，配合輕便且費用低廉的腦波機，期望能發展出簡單、便宜、方便的方式使用腦波訊號預測個人的疲勞度。

4.2.2 問卷測驗

以問卷監測個人疲勞度，要求受試者依照他的主觀感受填答所給予的問卷題目。由於受試者依照自己的主觀感受回答問題，因此測得的是受試者的主觀疲勞度。此施測方式成本低廉，僅需測驗用的問卷即可進行，施測者不需太多的專業

訓練，只需瞭解實驗流程和注意事項即可執行測驗，相較於其他疲勞檢測法，此為一個方便可行的辦法，若受測者能公正、適切的回答問卷問題，此方法便是一個好的檢測方式。

4.2.3 考慮個別差異

腦波研究因與「人」有關，受試者個別差異便成為需要被考慮的重要問題，不同的受試者有不同的基本狀態，相同的受試者在不同時間亦會有很大的狀態差異，因此腦波研究受到很多不可控制的外來因素干擾，為了減輕此問題，本實驗做了一個特別的設計。由韋氏字典定義可知，疲勞是由工作負荷造成的狀態改變，假設一個人承受工作負擔前、後，其狀態差異主要來自疲勞度的改變，可推測腦波在工作前、後的狀態變化主要來自此人疲勞度的改變，較少由情緒、生理狀態、氣溫等不確定因素造成，利用比較工作前、後的腦波變化和疲勞度變化的關係，不但可了解當受試者疲勞度升高或降低時腦波如何變化，亦可藉由僅考慮「變化量」而不考慮「當下狀態測量值」來減輕不同受試者當下狀態差異造成的數據變異性。

4.2.4 腦波和疲勞度之關聯性

為了比較腦波和疲勞度的變化關係，在實驗中必須量得受試者的腦波和疲勞狀態，腦波由腦波機量得，如何得知受試者的疲勞度是個應該決定的問題。考慮到本實驗以腦波研究為主，若使用的疲勞度評估方法不夠簡便，只會讓研究過於複雜而難以進行，也增加了實驗中意外發生的機率。為了避開此問題，研究以問卷詢問受試者的主觀疲勞度做為實驗中疲勞度的評估方式，利用問卷評估疲勞度不但施行簡單，亦可測得受試者各種不同疲勞向度的狀態。

總結 4.2 節的各種考量，本實驗打算設計一個中高負擔的工作作業，讓受試者進行此工作以改變其疲勞度，在作業前、後量測受試者的腦波和由問卷測得的主

觀疲勞度，比較腦波和主觀疲勞度的變化關係，試圖找出腦波中的何種特徵較適合用來預測疲勞度。

4.3 實驗設計

本實驗以一個名為「判斷速度測驗」的電腦作業做為改變受試者疲勞度的工作負擔，在此工作前、後分別量測受試者的「當下狀態腦波」和讓受試者填寫「疲勞度問卷」，整個實驗流程如圖 4-1 所示，施測步驟和施測說明如表 4-1 所示，首先為受試者做簡單的測驗說明、黏貼電極片、讓受試者填寫基本資料後，便正式進行本實驗。實驗開始依序讓受試者量測當下狀態腦波、做疲勞度測驗問卷、做判斷速度測驗的嘗試測驗、做判斷速度測驗、量測當下狀態腦波、做疲勞度測驗問卷後結束本實驗，每次實驗可取得兩份當下狀態腦波、兩份問卷測驗結果、受試者做判斷速度測驗的正確率和反應時間、受試者做判斷速度測驗時的腦波，做為分析比對的材料。實驗各步驟詳細的內容將在後面各小節介紹。

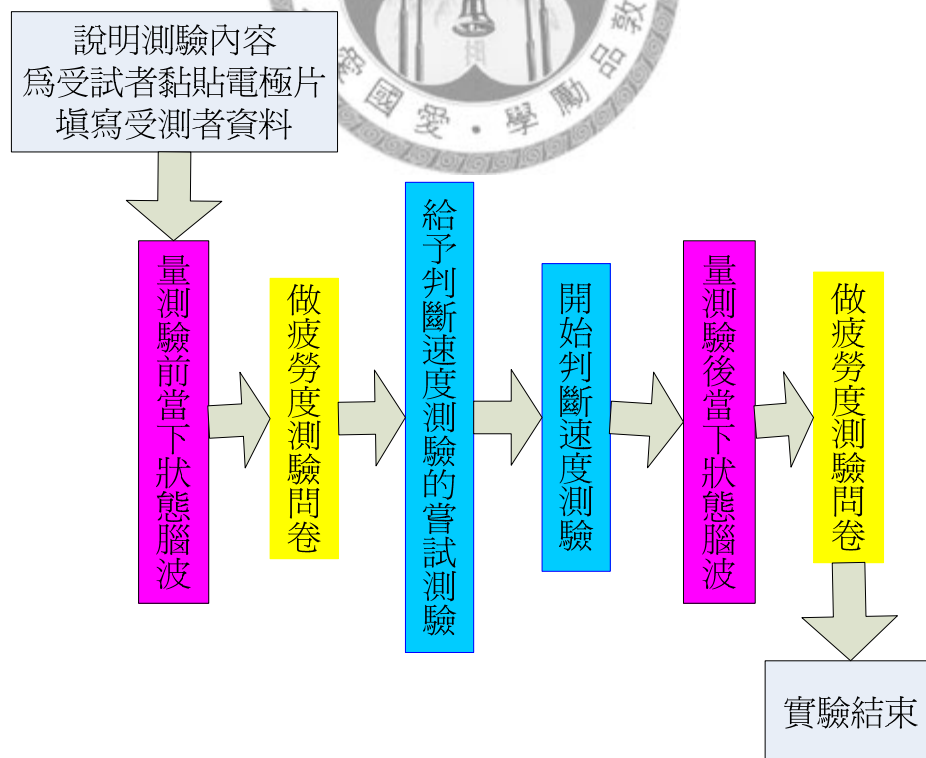


圖 4-1 實驗流程

表 4-1 施測步驟

施測步驟	說明
填寫受測者資料	填寫內容包括姓名、性別、系級、年齡、電話。
說明測驗內容	簡單說明測驗內容。
量測驗前當下狀態腦波	要受試者輕鬆的注視 A4 白紙上一個直徑約 1.5 公分的藍點，以此狀態量測腦波兩分鐘。
做疲勞度測驗問卷	給受試者填寫疲勞度測驗問卷。
給予判斷速度測驗的嘗試測驗	說明判斷速度測驗內容，給受試者做練習題直到受試者習慣此作業。
開始判斷速度測驗	讓受試者開始做判斷速度測驗，並量測腦波。
量測驗後當下狀態腦波	要受試者輕鬆的注視 A4 白紙上一個直徑約 1.5 公分的藍點，以此狀態量測腦波兩分鐘。
做疲勞度測驗問卷	給受試者填寫疲勞度測驗問卷。
實驗結束	結束實驗，請受試者給予建議。

4.3.1 量測當下狀態腦波

「量測當下狀態腦波」的功能在於記錄受試者當下狀態的腦波，目的是要比較電腦作業前後的腦波變化。人處在不同情境下腦波狀態也會有很大的差異，因此在量測受試者當下狀態腦波時，量測情境必須統一。讓受試者在閉眼放鬆狀態下量測腦波，會有受試者因太過放鬆而昏睡的疑慮，而且當受試者閉眼時腦波 β 波會消失， α 波會出現，和平時的張眼狀態有很明顯的差異，而此研究有興趣的是受試者清醒、張眼下的疲勞度，因此要受試者在閉眼情境下量測腦波做為實驗的分析資料並不適合。實驗要求受試者以張眼、放鬆的狀態下看著前方一張中心有個直徑約 1.5 公分藍色圓點的 A4 白紙，為量測「當下狀態腦波」的標準情境，

本研究以此情境量測受試者腦波兩分鐘做為「量測當下狀態腦波」之測驗規則。

4.3.2 疲勞度測驗問卷

問卷是個用來評定個人主觀感受的工具，本實驗決定以此工具來量測個人的主觀疲勞度，以問卷推估個人主觀疲勞度已是個被應用且可被接受的方式，但台灣缺乏符合本研究需求的問卷，相較於台灣，國外則有較多樣化的疲勞度問卷可供選擇。考量問卷的各種適切性和可用性，本研究最後決定以一份英文的疲勞度自我評估量表[27]為參考，擬定實驗所需的問卷。

本實驗參考的疲勞度自我評估量表被設計用來量測受測者的疲勞程度，整份量表共有 14 個問題，問題 1 到問題 8 針對身體的疲勞症狀設計，問題 9 到問題 14 針對精神的疲勞症狀設計，量表設計完成後經檢驗具有很好的信度、效度和內部一致性，本研究將此 14 個問題翻譯成中文，做為本實驗評估個人主觀疲勞度的問卷，14 個問題的原文和翻譯後的中文問題如表 4-2 所示，問卷的排版和分數評量方式參考「個人疲勞強度問卷中文版之效度及信度的評估」[28]之設計，最後編排好的問卷如附錄一所示。

表 4-2 疲勞問卷問題原文中譯比對

題號	原文	中譯
1	Do you have problems with tiredness?	我覺得疲勞
2	Do you need to rest more?	我需要休息
3	Do you feel sleepy or drowsy?	我覺得想睡
4	Do you have problems starting things?	我對開始一項新工作感到困難
5	Do you start things without difficulty but get weak as you go on?	我無法持續一項已開始的工作
6	Are you lacking in energy?	我覺得缺少活力
7	Do you have less strength in your muscles?	我覺得肌肉沒力
8	Do you feel weak?	我覺得虛弱
9	Do you have difficulty concentrating?	我覺得難以集中精神
10	Do you have problems thinking clearly?	我覺得無法清楚思考
11	Do you make slips of the tongue when speaking?	我無法順暢的說話
12	Do you find it more difficult to find the correct word?	我無法找到適切的字句表達
13	How is your memory?	我無法輕鬆記憶
14	Have you lost interest in the things you used to do?	我沒興趣做以前感興趣的事

4.3.3 判斷速度測驗

判斷速度測驗是個電腦作業，目的是要讓受試者在進行此工作的過程中改變其疲勞度，測驗要求受試者在短時間內完成判斷工作，電腦程式會記錄判斷時間和判斷正確率，故稱為判斷速度測驗。本測驗的設計是利用心理學實驗程式 DMDX[29]設計的，此程式能以影像、聲音、圖片等方式輸出刺激訊息，受試者依據這些訊息以鍵盤、滑鼠、搖桿、麥克風等方式做出反應，程式會記錄受測者做測驗時的反應時間和反應內容。

此電腦作業最初是希望設計一個讓受試者不斷用腦、節奏緊湊、不過度複雜、不過度困難的工作負載，經過多次修改才完成這個稱作「判斷速度測驗」的電腦作業。判斷速度測驗一共有 400 題，每題受試者都要依序完成：接受刺激、判斷、做出反應三個動作，接下來將詳細介紹這三個動作的內容。

(1) 接受刺激

本實驗的刺激訊號是以圖片方式呈現，圖片的底色是淡藍色，中間有個箭頭，箭頭的指向有上、下、左、右四個方向，箭頭的顏色有紅、黃、綠三種顏色，實驗呈現圖片的圖庫有 12 張，如圖 4-2 所示，每題測驗會以隨機方式可重複的選出三張圖片，以每張圖片 400 毫秒的時間長度連續播放，此即為判斷速度測驗提供給受試者的刺激。

(2) 判斷

受試者接收到三張圖片的刺激後，必須判斷這三張圖片的優先性，判斷優先性是以圖片中央的箭頭為判斷依據，先比較箭頭的顏色，紅色箭頭的優先性最高，黃色箭頭次之，綠色箭頭的優先性最低，比較完箭頭的顏色後，接著比較箭頭被播放的次序，若兩個箭頭顏色相同，較晚被播放的箭頭優先性高於較早被播放的箭頭，利用此規則找出優先性最高的圖片，此即本實驗要受試者做的判斷。

(3) 做出反應

受試者從三張圖片中找到優先性最高的圖片後，要用鍵盤上的方向鍵輸入此圖片上的箭頭方向做為此題的回應，第三張圖片呈現後，DMDX 即可接收受試者做出的反應，當程式收到受試者的反應後，此題測驗即完成，DMDX 會馬上呈現下一題測驗。

由於判斷速度測驗進行時希望作答節奏是緊湊的，因此會要求受試者在基本上答對的前提下以最快的速度答題，並告知此實驗會記錄其反應時間和作答正確率，讓受試者更認真的進行此項電腦作業，整個測驗從開始到結束耗時約 13~16

分鐘。

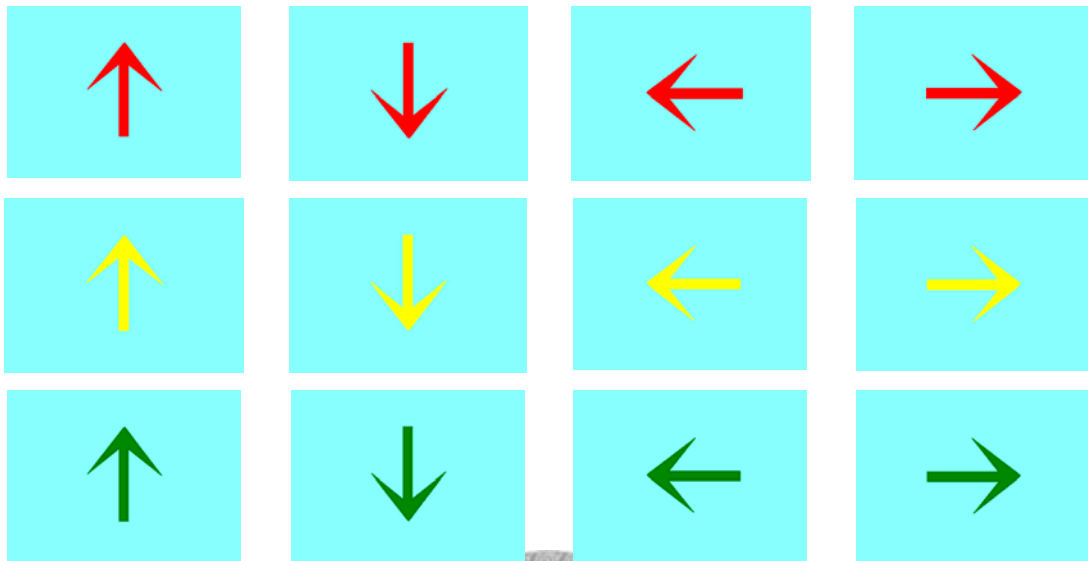


圖 4-2 判斷速度測驗圖庫

4.4 實驗器材－腦波機

進行本實驗使用的器材有腦波量測相關設備、測驗用疲勞度問卷、中心有個直徑 1.5 公分藍色圓點的 A4 白紙、一台可呈現本實驗判斷速度測驗的普通電腦，除了腦波量測相關設備外，其他實驗器材均無特殊性，因此本節僅介紹腦波量測相關設備。

本實驗用的腦波機由萬智科技公司提供，是一台簡單的雙通道腦波機，取樣頻率為 256Hz，由腦波機機體、接線、電極片所構成，如圖 4-3 所示，腦波機僅負責量測腦波、放大訊號、初步濾波、將類比訊號轉為數位訊號，使用時要配合一台記錄量測結果的普通電腦，其腦波記錄介面如圖 4-4 所示。

電極黏貼方式決定被量測腦波的種類，本實驗把腦波分為左腦、右腦兩區域量測，電極片之安放位置如圖 4-5 藍色點所示，一次實驗需用 4 個電極片，一個黏貼在額頭正中央，作為量測頭皮電位的參考點，一個黏貼在額頭左側，當作腦波量測時的地線，剩下兩個分別黏貼於左、右兩耳之後下方，左腦腦波即為參考點和左耳後下方的電極片之電位差，右腦腦波即為參考點和右耳後下方的電極片之

電位差。將腦波分成左、右兩半腦量測，並不代表可分別測得左腦腦波和右腦腦波，由於腦波機量測的腦波是整個大腦及其環境共同作用，使頭皮產生的電位變化，因此量測左半腦腦波時，會量測到左腦影響左邊頭皮產生的電位變化，亦會量測到右腦影響左邊頭皮產生的電位變化，但是左邊頭皮的電位變化，受左腦之影響大於右腦，反之亦然，因此左腦腦波、右腦腦波只能說是「主要產生自左腦的腦波」和「主要產生自右腦的腦波」。



圖 4-3 腦波機及周邊配備

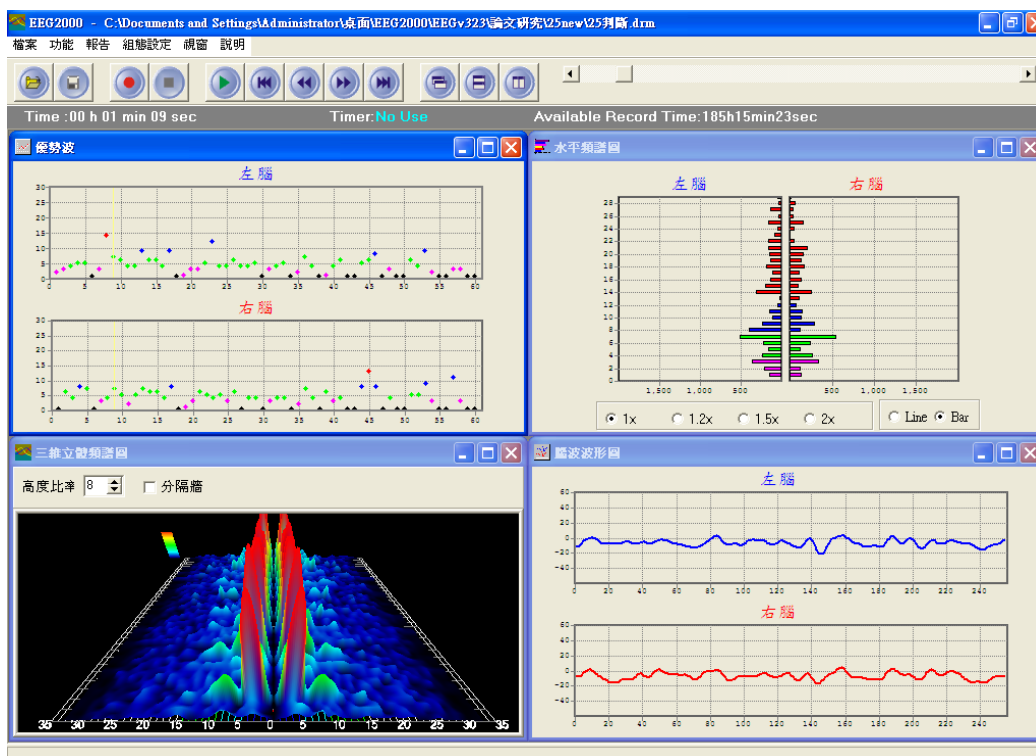


圖 4-4 腦波記錄介面

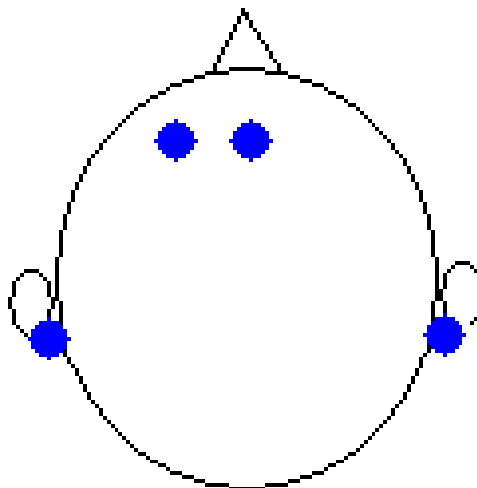


圖 4-5 電極片安放位置示意圖

4.5 受試者篩選

本實驗的受試者是以一般成年人為對象，排除老人和小孩，因此在尋求受試者時，限定年齡要在 18 到 40 歲之間。

第五章 疲勞狀態實驗分析與結果

分析腦波的方式五花八門，前人常根據腦波波形、頻率、功率、振幅、變化率、亂度、統計數據等方式提取腦波的特徵，依照不同的量測情境和目的選用合適的方法，本章的目的即在決定如何分析由疲勞度偵測實驗得到的數據。

5.1 實驗數據

經由疲勞度偵測實驗得到的數據有判斷速度測驗前之當下狀態腦波、判斷速度測驗前之疲勞度問卷測驗結果、判斷速度測驗之反應速率、判斷速度測驗之反應項目、判斷速度測驗後之當下狀態腦波、判斷速度測驗後之疲勞度問卷測驗結果，其中各腦波數據又分為左腦腦波數據、右腦腦波數據，數據分析時只取判斷速度測驗前之當下狀態腦波、判斷速度測驗前之疲勞度問卷測驗結果、判斷速度測驗後之當下狀態腦波、判斷速度測驗後之疲勞度問卷測驗結果四種資料做計算。



5.2 分析方法

本實驗分析腦波時，先將腦波利用本論文發展的眨眼訊號濾除法除去眨眼雜訊，因為此方法可同時濾除腦波中過低頻之訊號，故經此方法處理後，腦波資料大部分的直流訊號將被剔除，此特性在本實驗是有助分析的。將雜訊濾除後的腦波依照其訊號特性提取數種量化的數據，方便以後做統計分析，前面提到，從腦波中提取訊號特徵有很多方法，其中計算腦波頻率和計算腦波功率最常被人使用，由於此兩種方法具有應用普遍和定義明確的特性，因此本研究分析決定採用這兩種方式。在計算腦波頻率上，本研究採用過基準線法、改善後的過基準線法、傅利葉法三種不同的頻率定義方法來計算腦波平均頻率，在計算腦波功率上，依據功率的定義，直接取腦波振幅平方之平均為平均功率的計算方法。求得這三種不同方式定義的腦波平均頻率和腦波平均功率後，將此四種數據與疲勞度問卷所測得的主觀疲勞度做統計的相關分析比對，找出何種腦波特徵和何種主觀疲勞

向度具相關性，試圖了解何種腦波特徵適合用來推測哪個向度的疲勞度，詳細的計算方法將在後面的內容加以說明。

5.2.1 過基準線法求平均頻率

過基準線法，英文稱作 **Baseline Cross Coding**[30]，此方法利用訊號一段定時間內過基準線的次數來定義平均頻率，前人運用此方法時，通常以訊號的平均線為基準線。由於本實驗分析的腦波濾除眨眼訊號後，成為以處理過之 IMF 相加的波形，IMF 有上、下包絡線對稱於水平軸之特性，因此以過基準線法求平均頻率時，很適合以水平軸當基準線，故本實驗以過基準線法計算使用本論文方法濾除眨眼訊號之腦波的平均頻率時，以濾波處理後，腦波訊號之水平軸為基準線。

腦波頻率之定義最早是以眼睛視察的方式決定，看腦波的主要振動每秒鐘振動幾次即為其頻率，現在的精神科醫師還是以此方式估算腦波頻率，大致將腦波以此為依據區分為 β 、 α 、 θ 、 δ 等腦波種類，但電腦無法完成與人眼視察相同的工作，而且當研究者做腦波研究時，希望得到可量化的數據，利用過基準線法是個較貼近以觀察腦波主要振動，定義腦波頻率的方式，如圖 5-1 所示，圖中 a 訊號由 b、c、d 三個不同頻率的成分訊號組成，頻率最高的成分訊號震幅是其他兩個訊號的 4 倍，a 訊號上的淺綠色線為其基準線，若用過基準線的次數決定訊號 a 的頻率，大致上可得到和訊號 d 相同之頻率，由此可知，過基準線法的確是個觀察腦波主要振動的好方法。過基準線法還有另一個優點，由此方法定義的頻率是個單一的數值，而不像傅利葉轉換會得到多個不同頻率，較適合用於統計分析。若 t_1 是第一個過基準線發生的時間， t_n 是最後一個過基準線發生的時間，N 是過基準線發生的總次數，則以此方法計算平均頻率的算式如式子(5-1)所示。

$$\text{平均頻率} = \frac{N-1}{2(t_n - t_1)} \quad (5-1)$$

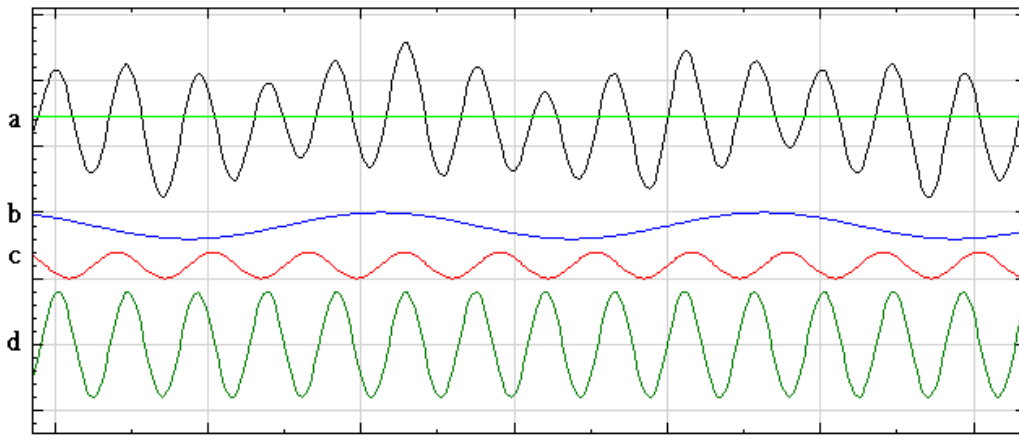


圖 5-1 過基準線法

5.2.2 改善後的過基準線法求平均頻率

由於過基準線法只是很單純的以訊號過基準線的次數決定訊號頻率，並沒有考慮訊號是以何種方式過基準線的，一個完整振動的訊號和一個過了基準線後隨即又回到基準線的訊號在計算時擁有相同的份量，如圖 5-2 所示，爲了避免此問題，前人改善過基準線法[31]，要求訊號計算過基準線的次數時，要先後通過兩條與原基準線等距的新基準線才計算一次，如圖 5-3 所示，此方法可避免過小的振動被列入計算。本研究決定新基準線時，先計算每個訊號點與原基準線的平均距離，以此平均距離的 $\frac{1}{3}$ 爲位移距離，將原本定義的基準線依據此位移距離，向上、向下各產生一條新基準線，作爲本方法計算平均頻率的依據。

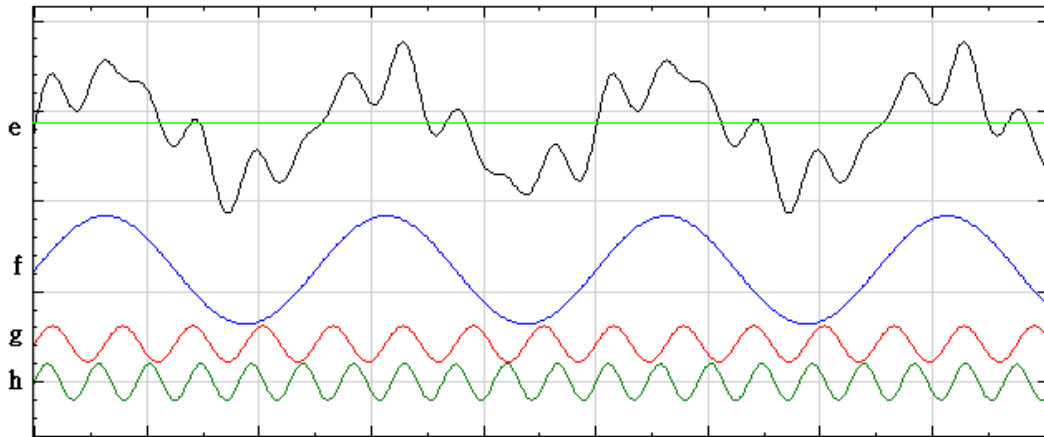


圖 5-2 過基準線法之缺點

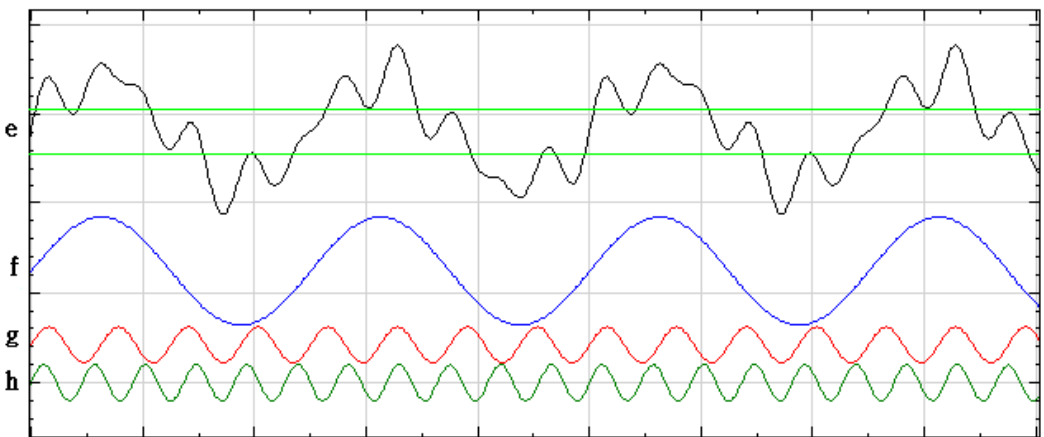


圖 5-3 改善後的過基準線法

5.2.3 傅利葉法求平均頻率

傅利葉轉換是求訊號頻率時最常被用的數學工具，經傅利葉轉換能將時域訊號轉換到頻域上，此方法已經廣泛被運用於腦波頻率的計算。本實驗觀察的是受試者清醒時的腦波，計算頻率時，把重點放在 α 、 β 等高頻波之範圍，計算求得的頻率值最後要作為統計分析的數據，此數據必須是單一值，因此本實驗分析最後決定將腦波訊號做快速傅利葉轉換後，參考 Shen 和 Ong 等人於精神疲勞腦波的研究中[23]，計算重心頻率的方式求取平均頻率。考慮到本實驗感興趣的是高頻範

圍的腦波，僅取頻率大於 8Hz 的頻域訊號計算平均頻率，作為最後統計分析的數據，如圖 5-4 所示。若 ω 代表頻率， $F(\omega)$ 代表某頻率的量值，則利用傅利葉法計算平均頻率的數學算式，如式子(5-2)所示。

$$\text{平均頻率} = \frac{\int_8^{60} \omega \cdot F(\omega) d\omega}{\int_8^{60} F(\omega) d\omega} \quad (5-2)$$

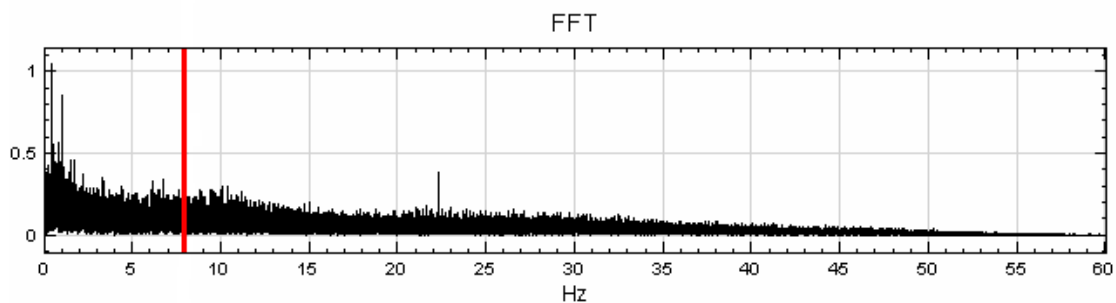


圖 5-4 傅利葉法計算平均頻率示意圖

5.2.4 平均功率

訊號的功率即為此訊號數值的平方，訊號的絕對值越大，其功率越大。由前面的章節可知，本實驗用的腦波都是在張眼情境下量測的，因此量測到的訊號包含很多眨眼訊號，亦包含了很多直流訊號。本眨眼訊號濾除法可順利的濾除眨眼訊號、大部份的直流訊號、外界 60Hz 的電波干擾和其他低頻訊號。濾除眨眼訊號使得本實驗在計算腦波功率時不至於被眨眼訊號的大幅度振動干擾，濾除直流訊號後，用於分析的訊號於水平軸附近來回振動，使得腦波功率更能反映出腦波之振幅特性，振幅越大，算得的腦波功率越大，濾除 60Hz 的電波干擾和其他低頻訊號可降低其他不確定因素對本研究的影響。此處以平均功率做為最後分析的數值，若 $f(t)$ 為訊號於時間 t 之強度，其計算式如式子(5-3)所示。

$$\text{平均功率} = \frac{\sum_{i=1}^N f(i)^2}{N} \quad (5-3)$$

5.2.5 疲勞度問卷分析

疲勞度問卷是本論文用於評估受試者主觀疲勞度的工具，本實驗用的問卷一共有 14 題，如附錄一所示，每題有七個不同的疲勞等級供受試者勾選，在此疲勞度問卷上，偏右邊的選項代表受試者於此向度不覺得疲勞，向左疲勞度依序增加。在計算受試者疲勞度時，每個疲勞向度最不疲勞的選項定義其疲勞度為 1，每增加一個疲勞層級，疲勞度加 1，每個疲勞向度最疲勞的選項定義其疲勞度為 7，以此方式決定受試者 14 個不同疲勞向度之疲勞值。計算綜合主觀疲勞度時，參考「個人疲勞強度問卷中文版之效度及信度的評估」[28]，將 14 個不同疲勞向度之疲勞值相加，此值即代表綜合主觀疲勞度。

5.2.6 統計分析

本研究最後利用統計的相關分析法檢視腦波和主觀疲勞度的關聯性，前面提過，爲了要減少因受試者個別差異、狀態差異等不確定因素所造成的分析誤差，本實驗在分析時利用比較判斷速度測驗此工作負載前、後的狀態改變量，做爲統計分析的數據，試圖避開這些不確定因素。假設工作前後個人的狀態改變主要來自疲勞度的變化，可推測，測驗前、後的腦波差異主要來自疲勞度的改變，因此可更有效的比較疲勞度變化和腦波變化的關聯性，找出哪種腦波特徵是最適合用於觀察個人疲勞度的。

本實驗進行統計分析前會計算以過基準線法、改善後的過基準線法、傅立業法求得之平均頻率和腦波功率此四種腦波數據。在疲勞度問卷的分析結果上，可得到 14 個疲勞向度的主觀疲勞度和一個綜合主觀疲勞度。本實驗的目的是要找出腦波特性和主觀疲勞度間的關聯性，因此在統計分析的部份，選用相關分析，比較 4 個被提取的腦波特徵和 15 個主觀疲勞度測驗結果，經工作負載前後之變化，

表 5-1 測驗前量測當下狀態腦波的右腦分析數據

分析方法 受試者編號	過基準線法求 平均頻率	改善後的過基 準線法求平均 頻率	傅立葉法求平 均頻率	平均功率
1	11.655	7.8108	30.317	52.387
2	15.997	11.915	26.149	118.34
3	14.174	10.569	23.466	99.534
4	14.122	9.6806	25.774	112.9
5	12.941	9.0566	24.761	69.088
6	12.714	7.3015	27.46	45.858
7	15.081	9.4453	28.586	132.43
8	13.967	10.091	24.825	96.508
9	13.044	9.1636	25.633	33.463
10	15.679	11.827	25.963	94.173
11	13.095	8.8856	22.589	78.015
12	12.088	8.0201	24.028	76.675
13	11.077	7.8981	26.391	58.56
14	10.139	6.8823	22.85	63.432
15	13.396	9.6504	27.472	46.568
16	11.289	7.379	22.277	80.231
17	11.453	8.2154	22.855	65.656
18	10.24	6.7848	24.067	65.82
19	13.957	10.202	23.997	108.26
20	12.065	8.9549	27.747	50.271
21	12.31	7.8076	25.32	96.768
22	10.725	7.6363	23.776	37.936
23	12.17	8.3932	25.184	76.565
24	14.874	10.795	25.617	89.156
25	13.019	9.4342	24.565	42.569

表 5-2 測驗後量測當下狀態腦波的右腦分析數據

分析方法 受試者編號	過基準線法求 平均頻率	改善後的過基 準線法求平均 頻率	傅立葉法求平 均頻率	平均功率
1	12.191	8.4391	27.008	34.973
2	15.313	10.965	26.383	124.11
3	12.19	8.9038	21.864	75.527
4	12.657	8.5029	24.117	100.71
5	14.079	9.4712	26.145	100.87
6	12.506	8.22	30.067	63.189
7	13.703	8.5114	26.37	116.19
8	12.362	8.7648	24.742	86.846
9	13.885	8.9767	27.666	64.17
10	18.153	13.235	28.076	123.63
11	12.24	8.1371	23.984	69.085
12	11.574	8.2239	22.336	65.505
13	10.584	6.9298	24.814	69.685
14	10.688	7.1714	23.816	82.178
15	12.288	8.3879	24.981	78.022
16	10.879	7.5629	22.077	75.023
17	12.509	8.9856	23.166	62.194
18	9.6816	7.0726	21.261	97.234
19	15.135	11.318	24.789	94.64
20	11.943	8.4546	28.657	67.267
21	12.442	7.7909	25.618	103.89
22	11.108	7.7102	24.803	37.989
23	13.141	9.3012	25.238	70.299
24	14.407	10.581	25.132	91.927
25	10.755	7.8741	23.292	30.931

表 5-3 測驗前量測當下狀態腦波的左腦分析數據

分析方法 受試者編號	過基準線法求 平均頻率	改善後的過基 準線法求平均 頻率	傅立葉法求平 均頻率	平均功率
1	12.055	8.2085	27.962	58.083
2	15.245	11.206	25.507	128.68
3	12.358	8.5862	22.678	116.64
4	14.288	9.3824	26.228	120.01
5	12.169	8.2508	25.048	72.331
6	12.853	6.4158	27.822	50.186
7	15.511	9.6926	27.165	145.03
8	12.678	9.2185	24.554	98.338
9	13.043	9.1316	25.103	40.98
10	15.521	11.536	25.052	98.746
11	11.902	7.9709	22.281	103.39
12	11.494	7.7798	23.854	77.741
13	10.504	7.3726	24.54	58.585
14	10.494	6.7848	24.769	86.021
15	13.462	9.6136	26.874	45.019
16	10.029	6.3834	22.074	109.96
17	11.514	7.9233	21.664	75.342
18	10.24	6.9565	22.8	79.306
19	13.997	10.185	24.477	74.324
20	10.88	7.6381	29.439	51.483
21	13.375	9.1639	24.855	91.489
22	10.954	7.7925	23.341	36.446
23	12.19	8.8471	23.489	63.952
24	15.374	11.468	26.298	69.179
25	14.509	10.806	24.516	42.784

表 5-4 測驗後量測當下狀態腦波的左腦分析數據

分析方法 受試者編號	過基準線法求 平均頻率	改善後的過基 準線法求平均 頻率	傅立葉法求平 均頻率	平均功率
1	12.765	9.3795	26.492	44.478
2	15.484	11.3	25.995	119.48
3	11.615	8.3766	22.184	85.04
4	13.724	9.1856	23.81	93.198
5	14.405	9.7616	27.159	86.96
6	12.084	7.8252	28.139	65.554
7	12.967	8.2808	28.195	153.6
8	13.129	9.5308	25.069	86.22
9	14.379	9.3818	27.215	77.781
10	19.082	14.003	27.469	141.39
11	10.775	6.7911	23.94	94.058
12	10.816	7.6937	22.239	67.231
13	10.693	7.181	25.866	94.389
14	9.6376	6.6018	22.625	92.515
15	11.975	8.1402	24.306	77.912
16	9.5171	6.6066	21.282	114.4
17	11.759	8.4339	22.419	86.705
18	9.4267	6.6662	21.224	109.81
19	13.363	9.6002	23.711	85.519
20	10.221	7.0933	28.772	64.923
21	12.74	7.8434	25.102	109.76
22	11.013	7.7931	23.019	42.05
23	11.985	8.5486	24.678	72.881
24	14.097	9.9186	25.151	98.311
25	12.84	9.6459	23.185	33.068

5.3.2 疲勞度問卷測驗結果

由 5.2.5 知，本實驗使用疲勞度問卷，偵測受試者的主觀疲勞度，由此問卷可測得受試者 14 個不同向度的主觀疲勞度，並利用此 14 個主觀疲勞度，相加得到一個綜合主觀疲勞度，表 5-5 為 25 位受試者於判斷速度測驗前的疲勞度問卷測驗結

果，表 5-6 為 25 位受試者於判斷速度測驗後的疲勞度問卷測驗結果。

表 5-5 測驗前疲勞度問卷結果

問卷題 號 受試者 編號	第一 題	第二 題	第三 題	第四 題	第五 題	第六 題	第七 題	第八 題	第九 題	第十 題	第十 一 題	第十 二 題	第十 三 題	第十 四 題	綜 合 疲 勞 度
1	2	2	2	5	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	32
2	5	6	4	3	3	3	2	3	3	2	2	2	2	2	42
3	5	6	5	3	5	5	4	5	6	3	2	6	6	1	62
4	2	2	3	3	3	2	2	2	2	1	1	2	2	1	28
5	7	7	7	5	3	3	4	4	3	3	3	3	3	5	60
6	6	6	6	3	3	5	6	6	3	2	2	2	4	4	58
7	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	29
8	5	3	1	1	1	6	1	1	4	4	1	1	2	1	32
9	4	3	5	4	2	5	4	2	4	2	2	2	2	2	43
10	4	3	2	3	2	3	1	1	2	1	1	1	2	1	27
11	5	5	5	3	6	5	2	3	7	3	2	1	5	5	57
12	5	6	6	5	5	4	4	5	4	4	4	4	4	5	65
13	2	2	2	1	1	1	2	2	1	2	1	1	2	1	21
14	4	5	7	5	2	7	2	1	7	2	2	1	4	2	51
15	4	4	4	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	34
16	7	5	4	7	7	7	1	1	4	3	2	3	4	1	56
17	5	5	5	6	3	7	5	5	4	2	3	6	5	7	68
18	7	7	7	5	4	6	4	5	6	6	4	4	6	4	75
19	2	2	3	2	2	1	1	1	2	2	1	1	2	1	23
20	5	5	4	5	2	4	4	4	2	2	2	2	5	2	48
21	6	6	6	6	3	6	5	5	6	4	4	2	6	4	69
22	2	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	19
23	2	2	3	2	3	3	2	2	2	2	2	2	2	3	32
24	5	5	5	2	2	5	5	4	5	5	2	3	4	3	55
25	4	3	2	2	1	2	2	1	2	3	2	2	3	1	30

表 5-6 測驗後疲勞度問卷結果

問卷題號 受試者編號	第一題	第二題	第三題	第四題	第五題	第六題	第七題	第八題	第九題	第十題	第十一題	第十二題	第十三題	第十四題	綜合疲勞度
1	5	5	5	4	5	5	3	3	5	3	2	2	3	2	52
2	6	6	6	5	5	4	3	4	4	3	2	2	4	3	57
3	6	7	7	7	6	6	6	6	6	5	5	7	6	4	84
4	6	7	6	6	5	6	4	5	4	4	4	5	5	3	70
5	7	7	7	4	3	2	4	4	3	4	3	3	4	3	58
6	6	6	7	4	3	5	6	6	4	4	2	2	3	4	62
7	4	4	3	4	3	4	4	3	4	3	3	3	4	4	50
8	6	5	4	6	4	7	1	1	4	3	1	1	1	1	45
9	1	1	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	1	15
10	6	4	4	5	2	6	1	3	3	2	1	1	6	1	45
11	6	6	7	3	6	4	3	3	7	3	3	1	5	5	62
12	6	6	6	5	5	5	5	5	5	4	4	4	4	4	68
13	3	3	4	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	1	31
14	5	5	7	5	2	6	2	1	5	3	2	2	4	2	51
15	6	6	6	6	6	6	4	4	5	5	3	3	4	3	67
16	6	6	6	4	4	6	6	4	3	3	3	3	2	1	57
17	5	4	5	4	2	5	5	5	3	1	3	4	2	4	52
18	6	6	6	4	4	5	5	4	4	3	3	2	5	3	60
19	4	5	4	4	5	4	3	2	3	3	1	1	2	1	42
20	6	6	7	3	3	3	3	3	6	6	3	4	5	3	61
21	6	6	6	5	5	6	5	5	6	3	4	3	6	4	70
22	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	28
23	3	3	2	3	2	3	4	3	2	3	2	2	2	3	37
24	4	5	5	2	2	5	5	4	5	5	2	2	5	5	56
25	5	6	2	3	3	3	5	2	6	3	2	2	3	3	48

5.4 結果分析

本實驗以判斷速度測驗前、後的狀態變化為分析對象，因此要先計算腦波數據和主觀疲勞度問卷測得之數據於判斷速度測驗前、後之差異，再拿此兩數據做統計分析，觀察統計結果，找出腦波和主觀疲勞度的相關性。

5.4.1 計算腦波數據差異

腦波數據差異即判斷速度測驗前、後之當下狀態腦波，以過基準線法求得的平均頻率、以改善後的過基準線法求得的平均頻率、以傅立葉法求得的平均頻率、平均功率四種方式提取之腦波特徵數據差，本實驗採用以測驗後當下狀態腦波特徵數據減去測驗前當下狀態腦波特徵數據，表 5-7 為右腦數據，表 5-8 為左腦數據。



表 5-7 右腦測驗前後當下狀態腦波差

分析方法 受試者編號	過基準線法求 平均頻率數據 差	改善後的過基 準線法求平均 頻率數據差	傅立葉法求平 均頻率數據差	平均功率數據 差
1	0.536	0.6283	-3.309	-17.414
2	-0.684	-0.95	0.234	5.77
3	-1.984	-1.6652	-1.602	-24.007
4	-1.465	-1.1777	-1.657	-12.19
5	1.138	0.4146	1.384	31.782
6	-0.208	0.9185	2.607	17.331
7	-1.378	-0.9339	-2.216	-16.24
8	-1.605	-1.3262	-0.083	-9.662
9	0.841	-0.1869	2.033	30.707
10	2.474	1.408	2.113	29.457
11	-0.855	-0.7485	1.395	-8.93
12	-0.514	0.2038	-1.692	-11.17
13	-0.493	-0.9683	-1.577	11.125
14	0.549	0.2891	0.966	18.746
15	-1.108	-1.2625	-2.491	31.454
16	-0.41	0.1839	-0.2	-5.208
17	1.056	0.7702	0.311	-3.462
18	-0.5584	0.2878	-2.806	31.414
19	1.178	1.116	0.792	-13.62
20	-0.122	-0.5003	0.91	16.996
21	0.132	-0.0167	0.298	7.122
22	0.383	0.0739	1.027	0.053
23	0.971	0.908	0.054	-6.266
24	-0.467	-0.214	-0.485	2.771
25	-2.264	-1.5601	-1.273	-11.638

表 5-8 左腦測驗前後當下狀態腦波差

分析方法 受試者編號	過基準線法求 平均頻率數據 差	改善後的過基 準線法求平均 頻率數據差	傅立葉法求平 均頻率數據差	平均功率數據 差
1	0.71	1.171	-1.47	-13.605
2	0.239	0.094	0.488	-9.2
3	-0.743	-0.2096	-0.494	-31.6
4	-0.564	-0.1968	-2.418	-26.812
5	2.236	1.5108	2.111	14.629
6	-0.769	1.4094	0.317	15.368
7	-2.544	-1.4118	1.03	8.57
8	0.451	0.3123	0.515	-12.118
9	1.336	0.2502	2.112	36.801
10	3.561	2.467	2.417	42.644
11	-1.127	-1.1798	1.659	-9.332
12	-0.678	-0.0861	-1.615	-10.51
13	0.189	-0.1916	1.326	35.804
14	-0.8564	-0.183	-2.144	6.494
15	-1.487	-1.4734	-2.568	32.893
16	-0.5119	0.2232	-0.792	4.44
17	0.245	0.5106	0.755	11.363
18	-0.8133	-0.2903	-1.576	30.504
19	-0.634	-0.5848	-0.766	11.195
20	-0.659	-0.5448	-0.667	13.44
21	-0.635	-1.3205	0.247	18.271
22	0.059	0.0006	-0.322	5.604
23	-0.205	-0.2985	1.189	8.929
24	-1.277	-1.5494	-1.147	29.132
25	-1.669	-1.1601	-1.331	-9.716

5.4.2 計算主觀疲勞度問卷數據差異

此處計算的是判斷速度測驗前、後由疲勞度問卷測得數據的差異，計算方式以測驗後疲勞度問卷測得之數據減去測驗前疲勞度問卷測得之數據，計算結果如表 5-9 所示。

表 5-9 測驗前後疲勞度問卷結果相減

問卷題號 受試者編號	第一題	第二題	第三題	第四題	第五題	第六題	第七題	第八題	第九題	第十題	第十一題	第十二題	第十三題	第十四題	綜合疲勞度
1	3	3	3	-1	2	3	1	1	3	1	0	0	1	0	20
2	1	0	2	2	2	1	1	1	1	1	0	0	2	1	15
3	1	1	2	4	1	1	2	1	0	2	3	1	0	3	22
4	4	5	3	3	2	4	2	3	2	3	3	3	3	2	42
5	0	0	0	-1	0	-1	0	0	0	1	0	0	1	-2	-2
6	0	0	1	1	0	0	0	0	1	2	0	0	-1	0	4
7	2	2	1	2	1	2	2	1	2	1	1	1	2	1	21
8	1	2	3	5	3	1	0	0	0	-1	0	0	-1	0	13
9	-3	-2	-4	-3	-1	-4	-3	0	-3	-1	-1	-1	-1	-1	-28
10	2	1	2	2	0	3	0	2	1	1	0	0	4	0	18
11	1	1	2	0	0	-1	1	0	0	0	1	0	0	0	5
12	1	0	0	0	0	1	1	0	1	0	0	0	0	-1	3
13	1	1	2	1	1	1	0	0	1	0	1	1	0	0	10
14	1	0	0	0	0	-1	0	0	-2	1	0	1	0	0	0
15	2	2	2	4	4	4	2	2	3	3	1	1	2	1	33
16	-1	1	2	-3	-3	-1	5	3	-1	0	1	0	-2	0	1
17	0	-1	0	-2	-1	-2	0	0	-1	-1	0	-2	-3	-3	-16
18	-1	-1	-1	-1	0	-1	1	-1	-2	-3	-1	-2	-1	-1	-15
19	2	3	1	2	3	3	2	1	1	1	0	0	0	0	19
20	1	1	3	-2	1	-1	-1	-1	4	4	1	2	0	1	13
21	0	0	0	-1	2	0	0	0	0	-1	0	1	0	0	1
22	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	0	0	0	9
23	1	1	-1	1	-1	0	2	1	0	1	0	0	0	0	5
24	-1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	-1	1	2	1
25	1	3	0	1	2	1	3	1	4	0	0	0	0	2	18

5.4.3 統計分析

本實驗以統計方法中的相關分析，找出各變數的相關性，此統計方式用以衡量兩個變數間「直線關係」的方向與強弱程度，分析軟體為 SAS 統計軟體。在呈現各相關系數的表格中，如表 5-10 到 5-13，第一行和第一列分別列出要計算統計相關性的參數，其他儲存格內為此格對應兩參數之相關係數和 P 值，相關係數在上，P 值在下。本研究用於統計分析的數據為電腦作業前、後的測驗差異值，表 5-10 為右腦腦波特徵數據差異之統計相關比較、表 5-11 為左腦腦波特徵數據差異之統計相關比較、表 5-12 為疲勞問卷偵測之各向度主觀疲勞度差異和右腦腦波特徵數據差異之統計相關比較、表 5-13 為疲勞問卷偵測之各向度主觀疲勞度差異和左腦腦波特徵數據差異之統計相關比較。做統計的相關分析時，要為分析的數據選擇一顯著水準，當 P 值小於此顯著水準時，可相信此兩變數具有相關性，一般學科的研究大多採用 0.05 或 0.01 為顯著水準，本研究以 P 值在 0.05 以下時，認定兩數據有相關統計之顯著性；P 值在 0.01 以下時，認定兩數據有高相關統計之顯著性；P 值在 0.001 以下時，則認定兩數據有極高相關統計之顯著性。下面呈現相關統計的表格中，若 P 值顯示具有相關統計之顯著性，則在其右邊標一個「*」號；若 P 值顯示具有高相關統計之顯著性，則在其右邊標一個「**」號；若 P 值顯示具有極高相關統計之顯著性，則在其右邊標一個「***」號，為了方便比較，表 5-14 重新標出左腦和右腦之特徵數據與主觀疲勞度具有統計顯著性的部份，每個儲存格中，上半部標示代表右腦，下半部標示代表左腦。

表 5-10 右腦腦波特徵數據差異之統計相關比較

	過基準線法求 平均頻率	改善後的過基準 線法求平均頻率	傅立葉法求平 均頻率	平均功率
過基準線法求平 均頻率	1	0.87715 <.0001 ***	0.53831 0.0055 **	0.42639 0.0335 *
改善後的過基準 線法求平均頻率	0.87715 <.0001 ***	1	0.42062 0.0363 *	0.26244 0.2050
傅立葉法求平均 頻率	0.53831 0.0055 **	0.42062 0.0363 *	1	0.35612 0.0806
平均功率	0.42639 0.0335 *	0.26244 0.2050	0.35612 0.0806	1

表 5-11 左腦腦波特徵數據差異之統計相關比較

	過基準線法求 平均頻率	改善後的過基準 線法求平均頻率	傅立葉法求平 均頻率	平均功率
過基準線法求平 均頻率	1	0.83144 <.0001 ***	0.55643 0.0039 **	0.27687 0.1803
改善後的過基準 線法求平均頻率	0.83144 <.0001 ***	1	0.38613 0.0566	0.08032 0.7027
傅立葉法求平均 頻率	0.55643 0.0039 **	0.38613 0.0566	1	0.31716 0.1224
平均功率	0.27687 0.1803	0.08032 0.7027	0.31716 0.1224	1

表 5-12 主觀疲勞度差異和右腦腦波特徵數據差異之統計相關比較

腦波 問卷	過基準線法求 平均頻率數據 差	改善後的過基 準線法求平均 頻率數據差	傅立葉法求平 均頻率數據差	平均功率數據 差
第一題	-0.16347 0.4349	-0.16121 0.4414	-0.38344 0.0585	-0.41395 0.0397 *
第二題	-0.36891 0.0696	-0.32094 0.1178	-0.41489 0.0392 *	-0.52468 0.0071 **
第三題	-0.3006 0.1443	-0.29609 0.1507	-0.23233 0.2637	-0.34602 0.0902
第四題	-0.42883 0.0324 *	-0.45085 0.0237 *	-0.233 0.2623	-0.27315 0.1865
第五題	-0.35352 0.0830	-0.44394 0.0262 *	-0.33991 0.0964	-0.13789 0.5110
第六題	-0.1948 0.3508	-0.16251 0.4377	-0.46016 0.0206 *	-0.31012 0.1314
第七題	-0.39602 0.0500 *	-0.16847 0.4208	-0.44837 0.0246 *	-0.52144 0.0075 **
第八題	-0.08335 0.6920	-0.09481 0.6521	-0.18062 0.3876	-0.27808 0.1783
第九題	-0.31184 0.1291	-0.30245 0.1417	-0.32304 0.1152	-0.26595 0.1988
第十題	-0.07536 0.7203	-0.16247 0.4378	0.05919 0.7787	-0.05483 0.7946
第十一題	-0.4779 0.0157 *	-0.52916 0.0065 **	-0.26057 0.2084	-0.44701 0.0251 *
第十二題	-0.31758 0.1219	-0.4299 0.0320 *	-0.12435 0.5537	-0.17959 0.3904
第十三題	0.02213 0.9164	-0.13968 0.5054	-0.14594 0.4864	0.10031 0.6333
第十四題	-0.62378 0.0009 ***	-0.61952 0.0010 ***	-0.30321 0.1406	-0.36185 0.0755
綜合疲勞度	-0.39873 0.0483	-0.41412 0.0396 *	-0.38324 0.0586	-0.39024 0.0538

表 5-13 主觀疲勞度差異和左腦腦波特徵數據差異之統計相關比較

腦波 問卷	過基準線法求 平均頻率數據 差	改善後的過基 準線法求平均 頻率數據差	傅立葉法求平 均頻率數據差	平均功率數據 差
第一題	-0.09601 0.6480	0.00629 0.9762	-0.30579 0.1371	-0.44652 0.0253 *
第二題	-0.23222 0.2640	-0.1585 0.4492	-0.38444 0.0578	-0.4789 0.0154 *
第三題	-0.04615 0.8266	0.08524 0.6854	-0.22433 0.2810	-0.42151 0.0359 *
第四題	-0.13981 0.5051	-0.11127 0.5964	-0.14645 0.4848	-0.3135 0.1270
第五題	-0.19836 0.3418	-0.29764 0.1485	-0.33958 0.0968	-0.19905 0.3401
第六題	-0.08967 0.6699	-0.03514 0.8676	-0.37766 0.0627	-0.23256 0.2633
第七題	-0.42704 0.0332 *	-0.24357 0.2407	-0.40808 0.0429 *	-0.42871 0.0325 *
第八題	0.04917 0.8154	0.09065 0.6665	-0.20096 0.3354	-0.24156 0.2447
第九題	-0.23332 0.2617	-0.15771 0.4515	-0.28886 0.1614	-0.24187 0.2441
第十題	-0.09443 0.6534	0.02346 0.9114	-0.23338 0.2615	-0.22472 0.2802
第十一題	-0.26932 0.1930	-0.19781 0.3432	-0.2423 0.2432	-0.52268 0.0073 **
第十二題	-0.20771 0.3191	-0.19569 0.3485	-0.25914 0.2110	-0.33528 0.1013
第十三題	0.18448 0.3773	0.05326 0.8004	-0.02544 0.9039	0.01986 0.9249
第十四題	-0.44916 0.0243 *	-0.4415 0.0271 *	-0.38976 0.0541	-0.36339 0.0742
綜合疲勞度	-0.21613 0.2994	-0.14961 0.4753	-0.37552 0.0643	-0.42523 0.0341 *

表 5-14 主觀疲勞度差異和左右腦波特徵數據差異之統計有效性比較

腦波 問卷	過基準線法求 平均頻率數據 差	改善後的過基 準線法求平均 頻率數據差	傅立葉法求平 均頻率數據差	平均功率數據 差
第一題				* *
第二題			*	** *
第三題				*
第四題	*	*		
第五題		*		
第六題			*	
第七題	* *		* *	** *
第八題				
第九題				
第十題				
第十一題	*	**		* **
第十二題				
第十三題				
第十四題	*** *	*** *		
綜合疲勞度		*		*

註：藍色星號標示右腦，紅色星號標示左腦

5.5 討論

本小節討論的對象是實驗中利用各種計算方法，分析原始資料求得的數據。

5.5.1 腦波數據

根據表 5-10、表 5-11 可知，於本實驗中，利用過基準線法求得之平均頻率和利用改善後的過基準線法求得之平均頻率，在左腦和右腦數據中，均具有極高的統計顯著性，表示此兩種方法提取相似，但又非完全相同的腦波特徵。以傅利葉法求得之平均頻率和過基準線法求得之平均頻率，於左、右腦均具有高統計顯著性；以傅利葉法求得之平均頻率和改善後的過基準線法求得之平均頻率，於右腦具有統計顯著性，於左腦則不具統計顯著性，顯示以傅利葉法求平均頻率於腦波的應用上，較相似於以過基準線法求平均頻率，而較相異於以改善後的過基準線法求平均頻率。以腦波訊號計算的平均功率和各方法求得之平均頻率，只有右腦計算的平均功率和右腦以過基準線法求得之平均頻率具統計顯著性，顯示於本實驗中，以三種方法計算之腦波平均頻率和腦波功率之相關性不高。

5.5.2 問卷數據

根據表 5-9 可知，受試者於電腦作業後的主觀疲勞度，並不總是大於作業前，一位受試者在做完判斷速度測驗後，其主觀疲勞度可能上升，也可能下降，換句話說，工作負載並不一定使受試者的疲勞度上升，此現象的普遍性是在實驗前未預想到的。觀察於電腦作業前、後量測到的腦波，其變化走向，無論是平均頻率或是功率，均有上升和下降的例子，表示電腦作業帶給受試者的影響，以腦波方式呈現，並非單一方向改變。

5.5.3 統計分析

根據表 5-14 可知，以右腦腦波和左腦腦波之特徵提取的數據差與疲勞度問卷

量得的主觀疲勞度差，做統計分析，其運算結果有不小的差異，觀察所有具統計有效性的數據，其相關系數均為負值，由此可知，大部分的受試者，其主觀疲勞度若與腦波特徵提取之數據有關，關聯方式都是主觀疲勞度上升，伴隨腦波頻率或腦波功率降低。

觀察統計結果中具有高以及極高統計顯著性的數據，在腦波功率方面，右腦腦波之平均功率差和「我需要休息」、「我覺得肌肉沒力」兩個主觀疲勞向度有高相關，左腦腦波之平均功率差和「我無法順暢的說話」此一主觀疲勞向度有高相關。在水平軸附近來回振動的訊號，其功率高低，常正比於訊號的振幅，因此腦波功率的降低代表腦波活躍的程度下降，而「我無法順暢的說話」此一主觀疲勞向度若與大腦的語言區活動程度有關，則此主觀疲勞向度和左腦腦波功率差之負相關，正反映大腦語言區主要在左腦此一事實。在腦波頻率方面，右腦腦波以過基準線法求得之平均頻率差與「我沒興趣做以前感興趣的事」此一主觀疲勞向度有極高相關，以改善後的過基準線法求得之平均頻率差與「我無法順暢的說話」此一主觀疲勞向度有高相關，與「我沒興趣做以前感興趣的事」此一主觀疲勞向度有極高相關。左腦腦波特徵提取之頻率數據差和疲勞度問卷測得之各向度主觀疲勞度差，計算的統計數據，均未達高統計顯著性。

5.5.4 總結

在以腦波偵測疲勞度的應用上，本論文提供了初步的方向，從上面的實驗可以了解，以何種腦波特徵觀察何種疲勞向度是較適切的，也證實了以不同方式求得之平均頻率，用於評估疲勞度會有不同的表現。以改善後的過基準線法求得之平均頻率，確實可得到某些過基準線法求得之平均頻率無法抓取的訊息，顯示此方法雖未被廣泛應用，但卻有其可被參考的價值。本實驗中以傅利葉法求得之平均頻率，相較於其他兩種方式算得之平均頻率，於統計分析中，呈現較差的結果，表示以此方法計算之數據，應用於本實驗設計，並非可靠的方式，需要做進一步

改善。

大致而言，腦波功率和腦波頻率是個可以觀測個人疲勞度的腦波特徵，腦波功率或腦波頻率的降低都可能反映某些疲勞向度的升高，而不同腦區測得的腦波，對不同疲勞向度的敏感程度亦不相同。



第六章 結論及未來展望

6.1 結論

本研究以 EMD 數學方法，發展一個依據腦波訊號特性濾除眨眼訊號的新方式，相較於過去的眼動或眨眼訊號濾除法，此方法的限制較少，可應用於單通道腦波機；濾除機制較直覺，可明確了解何種訊號在此過程中會被濾除；計算速度快，節省計算資源；方便性高，不需針對受試者調整參數；方法新穎，與前人常用的眨眼或眼動訊號濾除機制有很大的差異性。基於以上優點，雖然本方法僅是個剛發展的理論，但有進一步探討的價值，必須接受未來更多實驗的考驗，才能確定是否可靠。雖然本論文稱此方法為「眨眼訊號濾除法」，但其真正的運作規則是濾除腦波中振幅過大和頻率過低的訊號，因此肌電訊號、眼球轉動產生之訊號等其他干擾雜訊也可被濾除一大部份，但本研究僅針對濾除眨眼訊號之功能做嚴謹的討論，相信此方法在濾除其他雜訊時，亦可達到不錯的效果。

本研究的另一項貢獻是提供一個以腦波偵測疲勞度的應用方向，實驗試圖找出腦波特徵變化和主觀疲勞度變化的關係，以簡單的雙通道腦波機為腦波訊號量測工具，以問卷為主觀疲勞度評估工具，利用一個名為判斷速度測驗的工作負載為媒介，找出工作前、後，主觀疲勞度變化和腦波特徵變化的關連性，計算主觀疲勞度變化和腦波特徵變化的工具是統計學的相關分析。研究發現某些向度的主觀疲勞度和某些腦波特徵有統計數據的相關性，代表某些向度的疲勞產生時會反映在特定的腦波特徵上，觀察所有具統計相關性的數據，發現都是為負相關，因此可合理推測各向度的疲勞度產生時，若能反映在腦波頻率或腦波功率上，反映方式都是疲勞度升高伴隨著腦波頻率下降或腦波功率下降，此結果可供未來進一步研究或應用。

過去偵測疲勞度的方式大致上可分成主觀角度偵測和客觀角度偵測，主觀角度偵測是由受測者自我評估疲勞度，客觀角度偵測是觀察受測者生理表現推測疲

勞度，以主觀方式偵測疲勞度在很多時候可以得到令人滿意的效果，但在很多時候卻不適用，如駕駛員疲勞度偵測，因此發展以客觀角度偵測疲勞度的方式是必要的。腦波是個以客觀角度偵測疲勞度的好方法，相較於其他方式，它有即時性、非侵入式、無副作用等優點，過去已有研究試圖發掘以腦波評估疲勞度的方法 [32]，本論文亦以此為研究目標，選用數種方式提取腦波特徵，和不同向度的疲勞度尋找關聯性，發現不同向度的疲勞度會以不同方式反映在腦波上，這在過去常常被腦波研究者忽略，而僅以一種方式評估疲勞度後與腦波特徵數據比較。

6.2 未來展望

本論文發展之眨眼訊號濾除法，由於方法新穎，其適用的廣泛性尚需進一步驗證，以了解本方法是否適用於各種腦波量測條件，在雜訊濾除上，此方法不僅僅能濾除眨眼訊號，亦可濾除其他干擾訊號，但濾除方法的修改和濾除效果的驗證尚需進一步研究。此方法除了可用於濾除腦波雜訊，亦可嘗試用來濾除其他波動之干擾訊號，此應用方向亦值得進一步研究。

各濾除眨眼訊號的應用實例中，若以原始腦波減去濾除眨眼訊號後的腦波，可得到被濾除的眨眼訊號，因此延伸本論文濾除眨眼訊號的訊號處理方法，可得到提取腦波中眨眼訊號的方法，然而眨眼動作也是可用來反映個人狀態的指標，當個人處於高疲勞狀態時，平均一次眨眼動作持續的時間和眨眼動作的頻率都會和平時有明顯的差異，藉由觀察提取出的眨眼訊號，可詳細得知受測者於測驗過程中的眨眼反應，相較於過去以攝影鏡頭觀測受測者眨眼動作，有儀器設備費用貴、儀器架設花時間、受測者眼睛必須對著攝影鏡頭、測得資料分析較麻煩等缺點，因此相較於以攝影鏡頭檢視眨眼動作，以腦波中的眨眼訊號觀察眨眼動作實在是個非常方便有效的方法。

在疲勞度偵測實驗方面，本研究證實不同向度的疲勞現象會以不同方式影響腦波，研究並得到部分數據供未來研究或應用腦波偵測疲勞度時參考。由於希望

使用簡單的腦波機達到以腦波偵測疲勞度的目的，僅將大腦分為左腦、右腦加以量測，然而不同的疲勞向度應當有其最適合的量測腦區，以往的腦波實驗，大多以多通道腦波機為腦波量測工具，報告實驗結果時，常常會告知某腦區測得的腦波與特定精神狀態或事件相關性最高，由此可知，欲偵測特定訊息，有其最適合的腦波測量腦區。未來的研究中，研究者可嘗試找出以腦波偵測特定訊息時最適合的腦區，更進一步可將此成果加以利用，發展出以單通道腦波機量測特定腦區，檢測特定訊息的應用，但以此方式應用腦波檢測訊息，便無法利用 ICA 等方法濾除眨眼訊號，本論文發展之眨眼訊號濾除法可解決此問題，若此方法的效果受到肯定，腦波可望成為安全、方便、便宜、有效的檢測方式。



參考文獻

1. 林吉和 and 蘇明勳, *破解腦電波-- EEG 教材* 2002: 藝軒圖書出版社.
2. 顏進儒, et al., *疲勞因素對飛航安全之影響評估與對策*. 2004: 交通部運輸研究所.
3. Sanei, S. and J.A. Chambers, *EEG signal processing* 2007, Chichester, England: John Wiley & Sons.
4. Teplan, M., *Fundamentals of EEG Measurement*. Measurement Science Review 2002. **2**(2): p. 11.
5. Khosla, D., M. Don, and B. Kwong, *Spatial Mislocalization of EEG Electrodes - Effects on Accuracy of Dipole Estimation*. Clinical Neurophysiology, 1999. **110**(2): p. 11.
6. Lanquart, J.-P., *Contribution to the Definition of the Power Bands Limits of Sleep EEG by Linear Prediction*. Computers and Biomedical Research, 1997. **31**(2): p. 12.
7. Niedermeyer, E., *The Normal EEG of the Waking Adult*. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 1999: p. 25.
8. Thakor, N.V. and S. Tong, *Advances in Quantitative Electroencephalogram Analysis Methods*. Annual Review of Biomedical Engineering, 2004: p. 48.
9. Kaiser, D.A., *What is Quantitative EEG*. Journal of Neurotherapy, 2007. **10**(4).
10. Yeo, M.V.M., X. Li, and E.P.V. Wilder-Smith, *Characteristic EEG Differences Between Voluntary Recumbent Sleep Onset in Bed and Involuntary Sleep Onset in a Driving Simulator*. Clinical Neurophysiology, 2007. **118**(6): p. 9.
11. Rodriguez, A.M., *A Day in the Life of the Brain*. 2007, Chelsea House Publishers: New York
12. Palm, G., *Neural Assemblies*. 1982, New York: Berlin Heidelberg.
13. Li, Y., et al., *Automatic Removal of the Eye Blink Artifact From EEG Using an ICA-based Template Matching Approach*. Physiological Measurement, 2006: p. 12.
14. Jung, T.-P., et al., *Removal of Eye Activity Artifacts from Visual Event-related Potentials in Normal and Clinical Subjects* Clinical Neurophysiology 2000. **111**(10): p. 14.

15. Zhou, W., et al., *Removing Eye Movement and Power Line Artifacts from the EEG based on ICA*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2005. **6**: p. 4.
16. Liu, T. and D. Yao, *Removal of the Ocular Artifacts from EEG Data Using a Cascaded Spatio-temporal Processing*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2006. **83**(2): p. 9.
17. Berg, P. and M. Scherg, *Dipole Modelling of Eye Activity and Its Application to the Removal of eye Artefacts from the EEG and MEG*. Clinical Physics & Physiological Measurement, 1991. **12 Suppl A**: p. 6.
18. Croft, R.J. and R.J. Barry, *EOG Correction of Blinks with Saccade Coefficients: a Test and Revision of the Aligned-artefact Average Solution*. Clinical Neurophysiology, 2000. **111**(3): p. 8.
19. Croft, R.J. and R.J. Barry, *EOG Correction: a New Perspective*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1998. **107**(6): p. 8.
20. Lal, S.K.L., et al., *Development of an Algorithm for an EEG-based Driver Fatigue Countermeasure*. Journal of Safety Research, 2003. **34**(3): p. 8.
21. Sterman, M.B. and C. Mann, *Concepts and Applications of EEG Analysis in Aviation Performance Evaluation*. Biological Psychology, 1995. **40**(1-2): p. 16.
22. Trejo, L.J., et al., *EEG-Based Estimation of Mental Fatigue: Convergent Evidence for a Three-State Model*. Springer Berlin Vol. 4565. 2007: Springer Berlin
23. Shen, K.Q., et al., *A Feature Selection Method for MultiLevel Mental Fatigue EEG Classification*. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 2007. **54**(7): p. 7.
24. Huang, N., *The Empirical Mode Decomposition and the Hilbert Spectrum for Nonlinear and Non-stationary Time Series Analysis*. Proceedings: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 1998. **454**(1971): p. 93.
25. Chen, C.-T., *Improvement of Continuous Wavelet Transform for The Turbulent Signal*

- Decomposition*. 2004, 國立台灣大學碩士論文.
26. ALLEN, J.B., *Short Term Spectral Analysis, Synthesis, and Modification by Discrete Fourier Transform* IEEE Transactions on Acoustics, Speech, AND Signal Processing,, 1977. **25**(3): p. 4.
27. Chalder, T., et al., *Development of a Fatigue Scale*. Journal of Psychosomatic Research, 1993. **37**(2): p. 7.
28. 王肇齡, et al., *個人疲勞強度問卷中文版之效度及信度的評估*. 臺灣家庭醫學雜誌, 2000. **10**(4): p. 10.
29. Forster, K. (2002) *DMDX Display Software*.
<http://www.u.arizona.edu/~kforster/dmdx/dmdx.htm> Volume,
30. BURCH, N.R., *Automatic Analysis of the Electroencephalogram: a Review and Classification of Systems*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1959. **11**: p. 8.
31. BURCH, N.R., et al., *Period Analysis of the Electroencephalogram on a General-purpose Digital Computer*. Annals of the New York Academy of Sciences, 1964. **115**: p. 17.
32. Shen, K.Q., et al., *Key Feature Extraction for Fatigue Identification using Random Forests*. IEEE Engineering In Medicine And Biology Magazine, 2005: p. 4.

