

第一章 前言

本章主要介紹研究背景，敘述國內外對禪定腦電波相關研究所得到的結論，以及利用獨立成分分析法（ICA）應用到誘發電位（EP）、腦電波（EEG）與心電圖（ECG）的相關研究，最後簡介禪定過程中生理變化的結果，並且闡述本實驗為何探討禪定者與非禪定者之間 VEP 訊號差異。

1.1 研究背景

針對禪定過程的研究在國內外皆有提出一些結論，探討在禪定過程中生理情況的變化包括心跳速率變慢、血壓降低、血流重新分配、皮膚阻抗上升[1-2]、腦波圖中 α 波（8-14Hz）增強且有較高的 α 波（8-14Hz）連貫性（coherence）[3-5]；在禪定注意力專注時前額骨中線的 θ 波（4-8Hz）和心跳速率變化是有相關性的[6]；禪定者在禪定中與靜坐休息作比較，發現禪定中的 θ -2 波（6-8Hz）與 α -1 波（8-10Hz）的能量成反比變化，而 β -3 波（22-30Hz）的能量成正比變化[7]；依不同禪修時間將受測者分為兩組比較，反映出 θ 波（4-8Hz）與 α -1 波（8-10Hz）的能量分布情形不同[8]；在不同禪定過程中 γ 波（35-44Hz）的分布情況也不同[9]。

而獨立成分分析（Independent component analysis，ICA）是一種能有效解決時域上未知訊號分解（Blind source separation，BSS）的方法，可應用到腦電波（Electroencephalographic，EEG）[10][11]、腦磁波（Magnetoencephalographic，MEG）[12]、功能性磁振影像（Functional magnetic resonance imaging，fMRI）[13]…等。一般記錄到的視覺誘發電位與腦電波本身或其他干擾（如肌電圖（Electromyogram，EMG）、心電圖（Electrocardiograph，ECG）、眼球運動、電流、電極…等）混雜在一起，無法有效分析其出現的延遲時間（Latency）及反應的振幅（Amplitude），而獨立成分分析能有效從腦電波中粹取出不同種類的干擾波[11,14]。而獨立成分分析應用於誘發電位的研究也有一段蠻長的時間，分別有

對視覺誘發電位（Visual evoked potentials, VEPs）[15]、聽覺誘發電位（Auditory evoked potentials, AEPs）[16]、體感覺誘發電位（Somatosensory evoked potentials, SEPs）[17]的研究，由於 ICA 對誘發電位分析之效能備受肯定，因此，本論文利用獨立成分分析擷取出視覺誘發電位，並探討禪定者與非禪定者之間視覺誘發電位的差異性。

1.2 研究動機

隨著生活水準的提升，現代人有許多生理問題都與生活壓力有關，而導致各種慢性疾病，包括心臟血管疾病、癌症等等。在精神壓力對人類健康影響日益擴大之際，專家學者提出了許多紓壓的方法，禪定就是其中一種。禪定是以控制呼吸及姿勢的方法達到自我控制的目的，也就是所謂的調身、調心、調息，以消除煩惱、減輕緊張，達到安定、沉著的精神狀態，因此是一種能在現代社會形成的各種緊張壓力中保護人類身心的安寧狀態。

根據過去研究禪定過程中生理變化的結果指出，禪定對人體的心血管系統、呼吸系統、自律神經系統，以及新陳代謝系統等均會造成影響，其中最常見的有下列幾項：1.心跳速率變慢；2.血壓降低；3.血流重新分配；4.腦波圖中 α 波增強；5.新陳代謝變慢；6.呼吸速率變慢；7.皮膚阻抗上升；8.唾液分泌量增加；9.體溫增高[18]。

由於在實驗過後訪問禪定受測者的生理與心理感覺，可以歸納出幾點：1.身體很放鬆舒暢；2.眼前看見陣陣的亮光；3.感受體內有能量流動；4.進入「無我」、「空」的境界。因此本論文希望探討禪定中的視覺反應機制，主要的目的在於以視覺誘發電位來檢視禪定組和控制組在特徵上的差異，並將各組分為三個狀態：靜坐前、靜坐中、靜坐後。用傳統的平均法來獲得視覺誘發電位的振幅（Peak amplitude）與延遲時間(Peak latency)，並以獨立成分分析來檢視出為視覺誘發電

位的成分，利用成分重組來強化視覺誘發電位的特徵，同時探討視覺誘發電位的空間分布的情形。

1.3 章節安排

本論文章節安排如下：

第一章 前言

第二章 實驗流程與方法

第三章 研究理論與方法

第四章 實驗結果

第五章 結論與未來展望

本論文首先在第一章闡述研究動機與背景；第二章簡述論文所使用到的設備與實驗流程，並介紹視覺誘發電位的特性；第三章則介紹研究理論與方法，並將其應用到本研究上；第四章為實驗結果，對實驗組在禪定前、中、後與控制組在靜坐前、中、後作特徵比較，然後顯示獨立成分分析能強化視覺誘發電位的特徵，並探討視覺誘發電位的空間分布；第五章為本論文的結論與未來展望。

第二章 實驗流程與方法

本章主要在介紹誘發電位，內容包括誘發電位的定義及主要特徵，以及擷取誘發電位的方法。並且介紹圖形刺激（Patterned stimulus）與閃光刺激（Flash stimulus）兩種不同的視覺誘發電位(VEP)刺激方式及所產生之視覺誘發電位波形。最後描述實驗中所使用的設備與實驗流程。

2.1 誘發電位（Evoked Potentials，EPs）介紹

誘發電位的定義為：神經中樞感覺刺激的電生理反應，主要用來測試感覺系統中的傳導機制，常用來幫助定位中樞感覺路徑中某些傳導部位的障礙，也能被用來顯示特殊感覺路徑的相關性。誘發電位可依不同的方式來分類，一般來說，依感覺刺激源的不同，可分為視覺誘發電位（Visual evoked potentials，VEP）、聽覺誘發電位（Auditory evoked potentials，AEP）、體感覺誘發電位（Somatosensory evoked potentials，SEP），即分別給予視覺神經、聽覺神經以及體感覺神經刺激之下所產生的刺激電位。

而每一個主要感覺路徑大致分成三部分：未交叉處（Uncrossed part）、交叉處（Crossing part）以及交叉處後（Crossed part）（如圖 2-1 所示）。交叉處在視覺及聽覺系統中只有部分連接身體的每一側至大腦兩半球，而在體感覺系統中則是完全僅有連接身體的某一側至其反側的大腦半球。檢測此三部分的異常可藉由結合單邊的外在刺激與誘發電位記錄得知。在未交叉處的異常情況下，則只會造成單邊刺激的誘發電位產生異常；在交叉處的異常情況下，造成任一側刺激的誘發電位皆會產生異常，兩側的異常通常不會一樣；在體感覺系統的交叉處後的異常，造成刺激反側的體感覺誘發電位的異常。在視覺系統的交叉處後的異常，最好的檢測方法為視覺半域刺激以及記錄大腦兩半球的誘發電位就可得知。在聽覺系統的交叉處後的異常，利用任何方法都很困難檢測出異常處[19]。

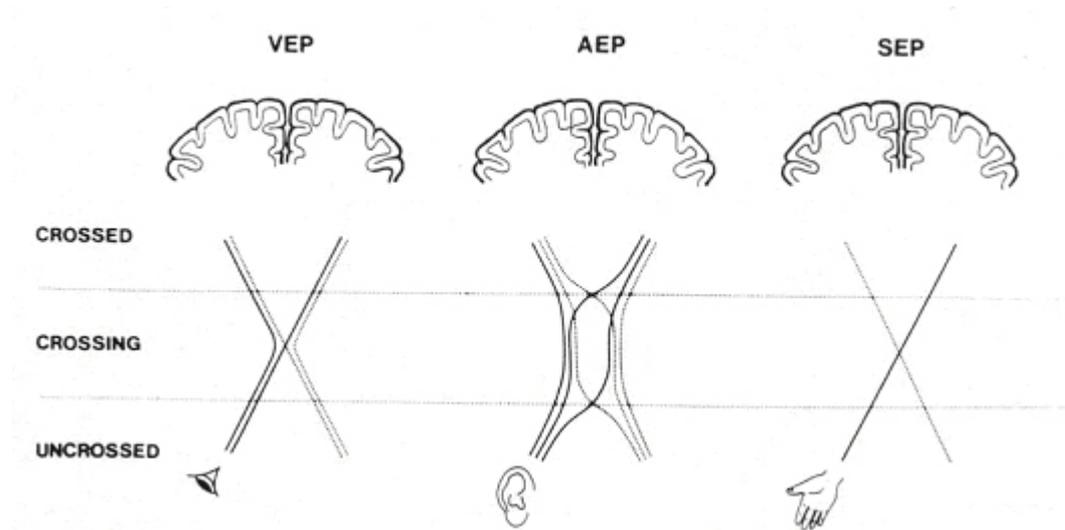


圖 2-1 誘發電位傳導路徑[19]

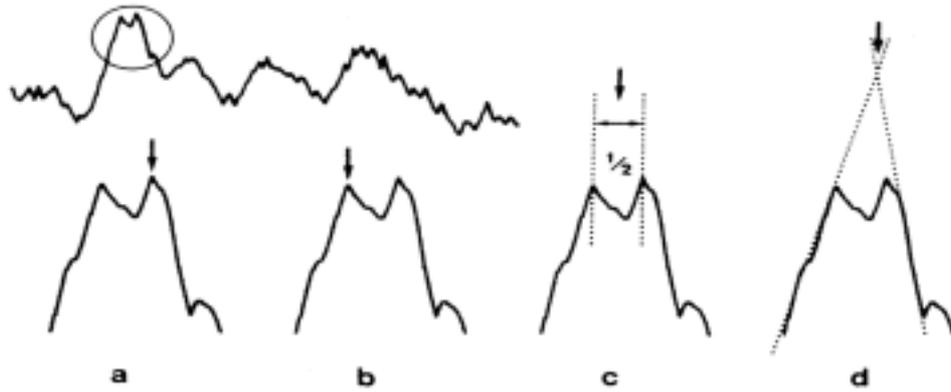
誘發電位是經由外在的刺激反應出一連串的峰值 (Peaks) 或波形 (Waves)，每一段波形都有會出現下列特徵：

1.極性 (Polarity)：

誘發電位的極性與正負兩個電極連接到記錄腦波系統的輸入端有關，分為正波峰 (P) 與負波峰 (N)。

2.延遲時間 (Latency)：

波峰常常受到雜訊干擾而不能清楚地標示出來，故必須藉由減低各種雜訊來源的干擾達到正確辨識波峰的問題，例如：利用濾波器消除誘發電位所在的頻帶範圍以外的高頻成分及低頻成分；以及收集大量的資料進行平均法，然而，在很多情況下，並不能完全消除雜訊干擾的問題。如何測量波峰的延遲時間與振幅就變成一個很重要的問題，一般波峰的延遲時間與振幅的選取有四種方法：在兩個波峰相距較遠的情況下，可以選擇最高振幅 (如圖 2-2a 所示) 或第一個波峰 (如圖 2-2b 所示) 的點當作振幅與延遲時間；在兩個波峰相距較近的情況下，延遲時間則取兩個波峰的中間值 (如圖 2-2c 所示)，或是兩個波峰延長線的交叉點 (如圖 2-2d 所示)。測量方法並沒有硬性規定，在整個研究過程中必須是一致的。



(a) 最高點 (b) 第一點 (c) 兩峰的中點 (d) 兩峰延長線的交點

圖 2-2 四種選取延遲時間與振幅的方法[19]

波峰的延遲時間有兩種不同表示法：一種是刺激開始的時間當作參考點，至波峰的時間差為延遲時間 L (Latency)，例如：第一個正波峰標示為 LP_1 (如圖 2-3 所示)；

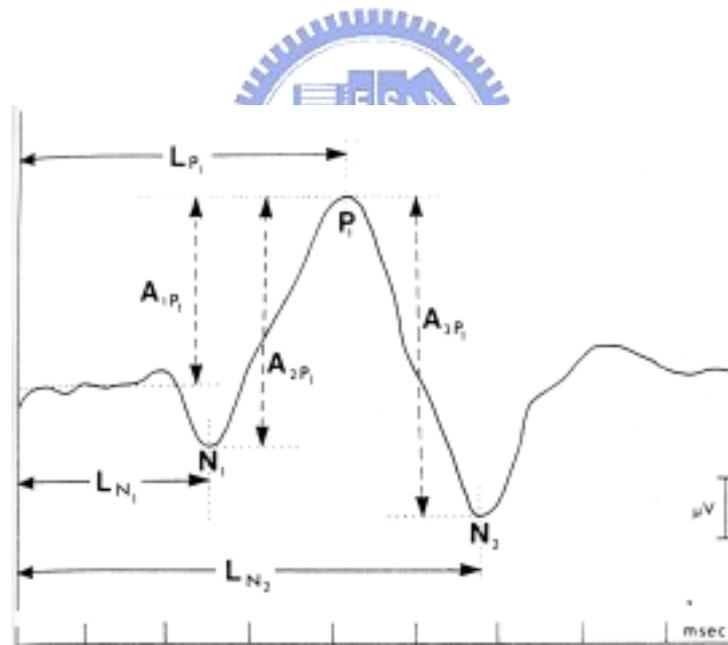


圖 2-3 誘發電位的參數表示圖[19]

另一種為波峰間的延遲時間 IPL (Inter-peak latency)，例如：第一個波峰與第三個波峰的延遲時間標示為 $IPL I-III$ (如圖 2-4 所示)，這表示方式通常使用在腦幹聽覺誘發電位 (Brainstem auditory evoked potential, BAEP) 與體感覺誘發電位 (Somatosensory evoked potential, SEP)。在使用上峰對峰間的延遲時間 (IPL) 較

波峰延遲時間 (L) 為佳，因為 IPL 有比較小的變異性和週邊傳導問題無關。L 的增加可能是由於腦內或週邊傳導異常，而 IPL 的增加只和腦內傳導異常有關。

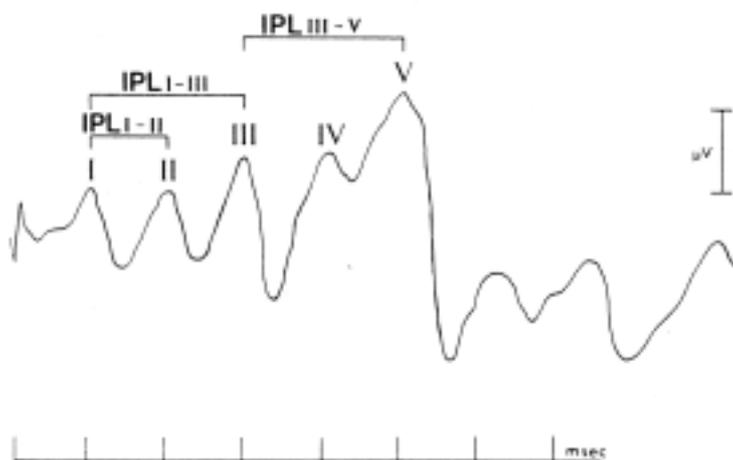


圖 2-4 測量峰對峰間的延遲時間 (IPL) 表示圖[19]

3. 振幅 (Amplitude) :

振幅在臨床上較沒有延遲時間有參考意義。振幅在選取上有兩種形式：一種為絕對振幅 (如圖 2-3 所標示 A_{1P1})，就是由基準線至波峰的振幅。適用在於有穩定的基準線，並能清楚識別出波峰。須考慮的問題為基準線受到雜訊所干擾或者是前一個波峰尚未結束時後一個波峰就已經開始了，此時絕對振幅就不能適用。另一種為相對振幅 (如圖 2-3 所標示 A_{2P1} 、 A_{3P1})，就是後一個波峰與前一個相反極性波峰之間的振幅差。適用於穩定而連續相反極性波峰間的測量，須考慮的問題為連續波峰彼此間變化似乎沒有關係，或者是前一個波峰為高振幅而隨後為較低振幅並且相同極性的波峰的情況下。相對振幅對於穩態誘發電位是一種重要的量測方法。不論選擇哪一種形式，整個研究過程中必須採用一致的準則。

4. 波峰順序的代號 (Sequential number of the peak) :

大部分的誘發電位都不只一個波峰，而每一個波峰都必須標示不同的代號，一般標示的方式有兩種：1. 以波峰出現的順序作標示，例如：第一個出現的正波峰標示為 P1，負波峰則標示為 N1；2. 以波峰的延遲時間作標示，例如：正波峰

的延遲時間為 100ms，則標示為 P100。

5. 波的形狀 (Waveshape)：

不同的誘發電位會有不同的形狀，這些形狀常常以圖形表現出來，例如：形狀 - W。然而誘發電位在病人間變異性相當大，因此只要波形相同，形狀便不拿來作臨床解釋。[19]

2.2 視覺誘發電位 (VEP) 介紹

視覺誘發電位依不同刺激方式可分為：圖形刺激視覺誘發電位 (Pattern VEP) 與閃光刺激視覺誘發電位 (Flash VEP) [19]。常見的圖形刺激可分為：1. 棋盤格圖形 (Checkerboard patterns) 由許多明暗的正方形所組成；2. 正弦波格柵圖形 (Sine wave grating patterns) 由許多明暗且平緩地轉變亮度的條紋所組成。再依圖形呈現的方式分為：圖形反轉 (Pattern reversal, PR) 與圖形出現和消失 (Pattern appearance and disappearance)。

依不同刺激頻率可分為暫態與穩態視覺誘發電位。通常暫態視覺誘發電位包括一連串不相同的波峰，並在每次刺激都會產生固定延遲時間的波峰。其刺激頻率為 1~ 2Hz，更低的刺激頻率只會不必要的延長記錄的時間，且注意力的改變增加視覺誘發電位變異的風險。穩態視覺誘發電位為當反覆刺激時產生固定頻率的波峰。其刺激頻率為 4 ~ 6Hz，個別視覺誘發電位彼此互相影響，而當刺激頻率超過 6 ~ 8Hz 以上穩態響應產生正弦波波形。在臨床研究上，暫態視覺誘發電位較常被使用，因為正常人變化情形較能簡潔的定義。交替變換的棋盤格較常當作暫態視覺誘發電位的刺激源，而不是使用閃光刺激，有下列幾個原因：1. 圖形視覺誘發電位在不同受測者產生的變異性小，且透過視覺傳導的路徑能更正確偵測出損壞處。2. 圖形刺激較方便分開作左右眼的半域視覺刺激，且研究視神經交叉

處與後視神經交叉處的異常必須被使用。3.圖形刺激可以作為視覺敏銳度與折射誤差的眼科測試。

判讀視覺誘發電位前應先了解受測者的基本資料和檢查條件，諸如性別、年齡、視力、一般病史及棋盤格的大小。女性因平均頭顱比較小，所以 P100 的平均延遲時間較短而平均振幅較大。視網膜老化會影響視覺誘發電位，所以年齡越大，P100 的延遲時間越長；棋盤格子越小，P100 的延遲時間越長。

2.2.1 圖形刺激

圖形反轉（如圖 2-5 所示）：通常使用圖形交替轉換的方法，在刺激時間點上將原來亮的圖形轉變成暗的圖形，反之亦然。由於圖形通常為雙色棋盤格，故圖形反轉也被稱為圖形移動（Pattern shift）。

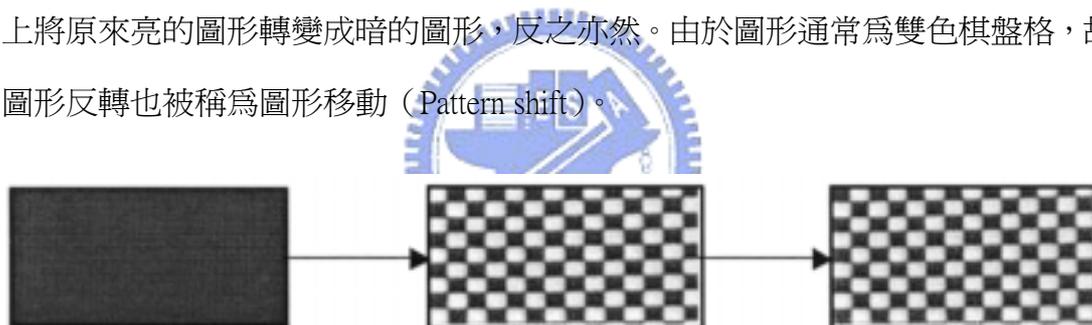


圖 2-5 圖形反轉[19]

圖形出現和消失（如圖 2-6 所示）：藉由全黑的圖形變換成雙色的棋盤格或者是由雙色的棋盤格變換成全黑的圖形，此兩種圖形出現或消失都可當作刺激源。



圖 2-6 圖形出現和消失[19]

圖形反轉刺激的參數對於視覺誘發電位振幅與延遲時間皆有影響，以下將詳述四項重要參數對於視覺誘發電位的影響。

1. 刺激頻率：

暫態的棋盤格圖形反轉刺激頻率通常為 2Hz，較低的刺激頻率對於視覺誘發電位沒有影響。增加刺激頻率至 4Hz 明顯增加視覺誘發電位的延遲時間。刺激頻率等於兩倍圖形反轉頻率，因為一次完整的圖形反轉會產生兩次刺激。

2. 亮度：

正弦波格柵圖形的明暗間亮度變化為平緩地，形成正弦波的波形（如圖 2-7 所示）。棋盤格圖形的明暗間亮度變化為劇烈地，形成方波的波形（如圖 2-8 所示）。圖形刺激的平均亮度增加會導致延遲時間縮短與振幅增大，變化程度和其他變數有關，例如：測試方塊的大小與對比度…等。在相同條件下，增加平均亮度十分之一將會增加 15%的振幅。在不同實驗室內圖形亮度會有很大的差異，所以在有些實驗室內亮的測試方塊較其他實驗室暗的測試方塊來的暗。

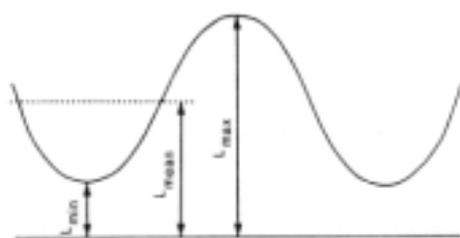


圖 2-7 正弦波格柵亮度分布圖[19]

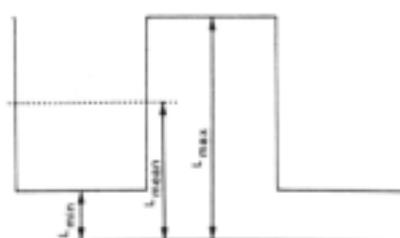


圖 2-8 棋盤格亮度分布圖[19]

3. 圖形對比度：

對比度計算方式如下：

$$Contrast = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}}$$

其中 L_{\max} 代表亮的棋盤格的亮度， L_{\min} 代表暗的棋盤格的亮度，由此可知最大對比度為 1，最小對比度為 0。

在臨床上圖形刺激的對比度至少要設定為 0.5 以上，換句話說，最大亮度與最小亮度至少要大於 3：1。圖形對比度較低時會降低視覺誘發電位的品質，尤其在測試方塊較小時特別明顯使得振幅減小與延遲時間拉長，變化程度和其他變數有關，例如：測試方塊的大小與亮度…等。臨床上發現當對比度大於 0.5 時，對於視覺誘發電位沒有任何影響。

4. 測試方塊大小：



棋盤格與正弦波格柵圖形在臨床上皆分別使用相等大小的明和暗的測試方塊，通常使用視角與空間頻率來描述測試方塊的大小。

視角 β 的定義是明或暗的測試方塊在視網膜中影像的大小，計算方式為 $\tan \beta = a/b$ ，其中 a 為測試方塊的寬度， b 為眼睛至測試方塊間的距離（如圖 2-9a 所示）。視角小於 1° 時，能以 $\beta = 3450 * a/b$ 來近似，單位為分（'），為度的 1/60；視角大於 1° ，能以 $\beta = 57.3 * a/b$ 來計算，單位為度（ $^\circ$ ）。通常用來定義棋盤格的測試方塊大小。

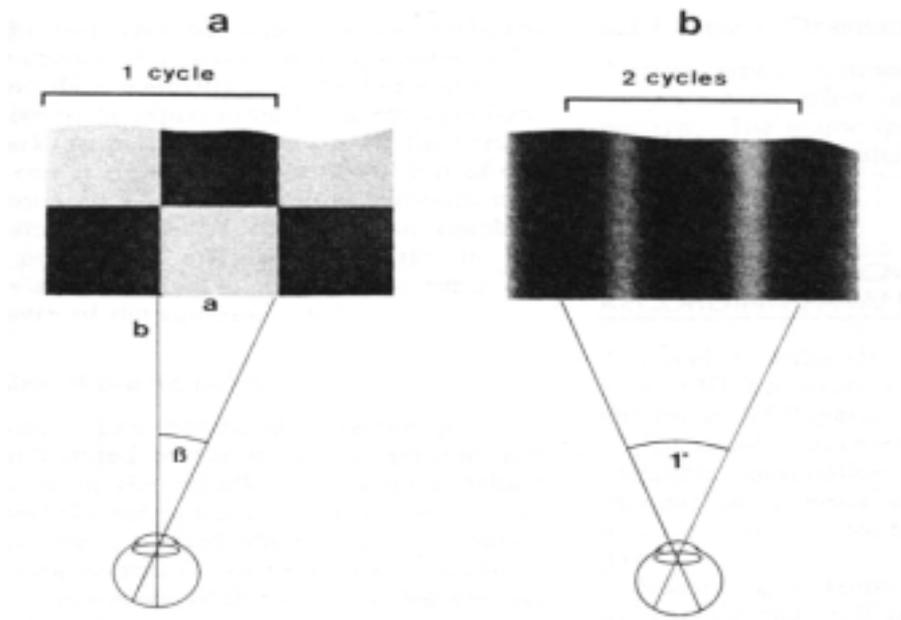


圖 2-9 (a) 視角的計算方式 (b) 空間頻率計算方式[19]

空間頻率為一個明與一個暗的測試方塊重複次數，或為刺激圖形中明暗的週期個數（如圖 2-9b 所示）。空間頻率與視角對於測試方塊的大小有不同的定義，視角定義 $15'$ 的測試方塊僅為空間頻率定義的測試方塊的一半，因為空間頻率定義的測試方塊包含一個明與一個暗的方塊，而視角定義的測試方塊僅包含一個明或一個暗的方塊。通常用來定義正弦波格柵的測試方塊大小。

圖形刺激主要分為全域（Full-field）與半域（Hemi-field）。正常全域圖形刺激在枕骨中線的視覺誘發電位反應最大，且通常在枕骨中線兩側視覺誘發電位呈現對稱的分布，主要觀察的波峰為 N75、P100、N145（如圖 2-10 所示）。

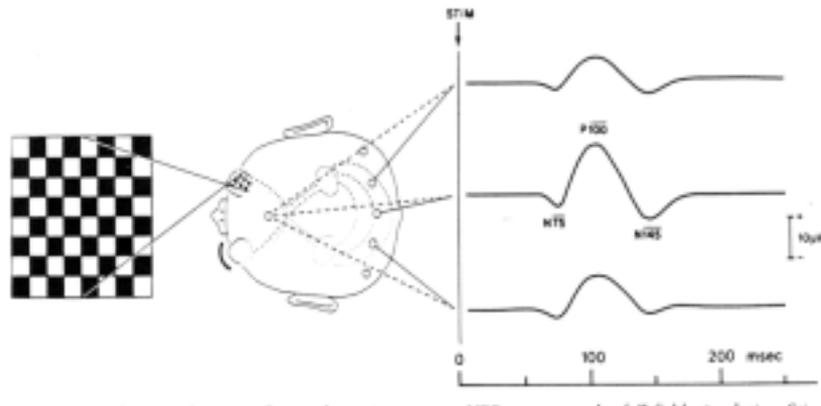


圖 2-10 正常暫態全域棋盤格刺激圖[19]

正常半域圖形刺激和正常全域圖形刺激相同在枕骨中線的視覺誘發電位反應最大，並且枕骨在半域刺激同一側皆會產生明顯 N75、P100、N145 三個波峰，而在半域刺激另一側則產生較低振幅的視覺誘發電位，產生 P75、N105、P135 三個波峰（如圖 2-11 所示）。

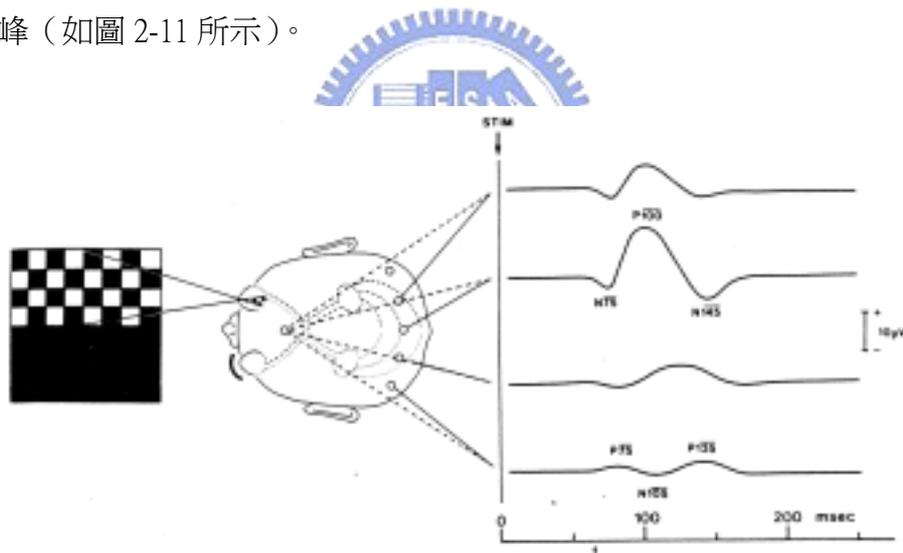


圖 2-11 正常暫態半域棋盤格刺激圖[19]

全域刺激能檢測出從眼睛至視神經交叉前傳導路徑的異常，假如左眼的視神經至視神經交叉前間的傳導路徑有異常，則作右眼全域刺激的視覺誘發電位是正常的，而左眼全域刺激的視覺誘發電位則會消失（如圖 2-12 所示）。

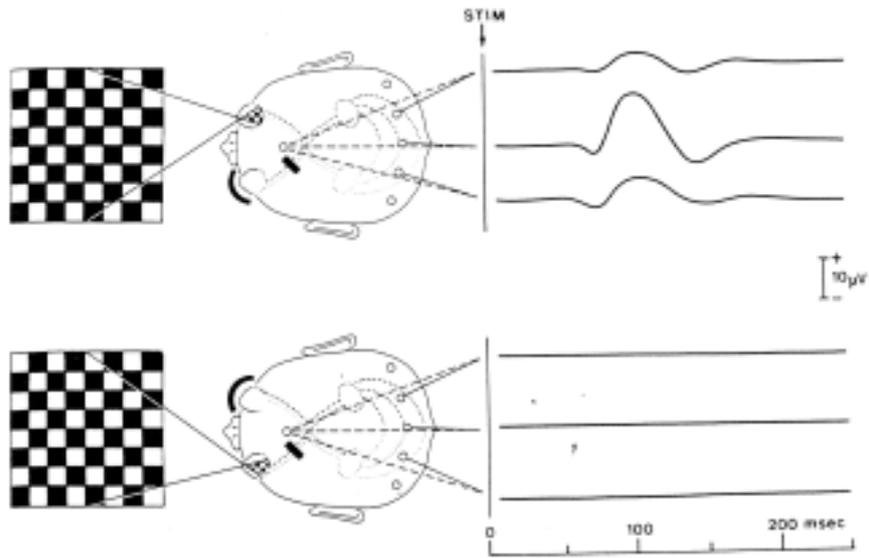


圖 2-12 全域棋盤格刺激檢測視神經交叉前傳導路徑圖[19]

半域刺激能檢測出視神經交叉處及視神經交叉處至後腦視神經傳導路徑的異常，假如視神經交叉處至左側的視神經間的傳導路徑有異常，則左半域對右眼刺激的視覺誘發電位是正常的，而右半域對左眼刺激的視覺誘發電位則會消失。由於視神經交叉處與視神經交叉後記錄到視覺誘發電位相同，故只顯示半域棋盤格刺激檢測試神經交叉後傳導路徑示意圖（如圖 2-13 所示）。

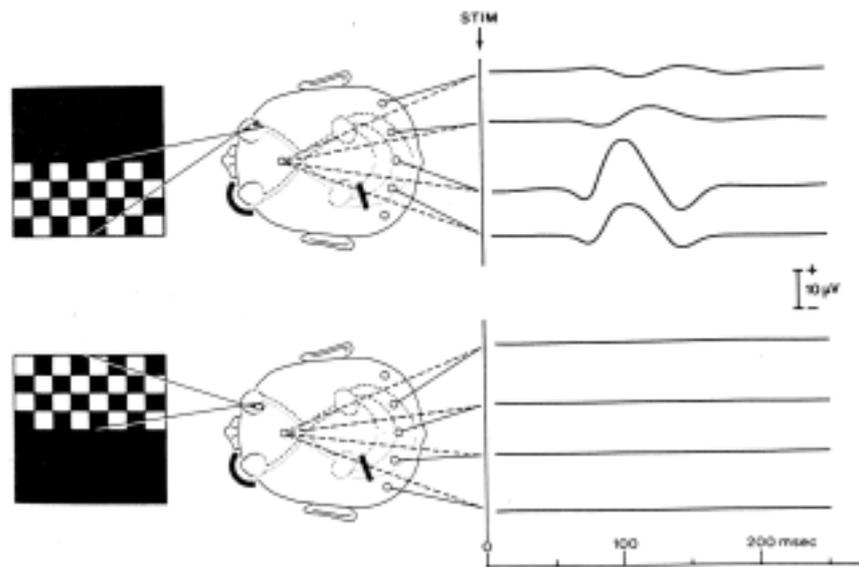


圖 2-13 半域棋盤格刺激檢測視神經交叉後傳導路徑圖[19]

2.2.2 閃光刺激

閃光視覺誘發電位在不同的受測者量測到波形有很大的差異性，但正常閃光視覺誘發電位通常可以觀察到七個波峰，一般主要正波峰的延遲時間在 50 到 100msec 之間，隨後主要負波峰的延遲時間在 100 到 250msec 之間，在主要正波峰之前可能有負波峰產生。視覺誘發電位被分為主要響應與次要響應，緊接著為一連串同樣律動的 α 波（如圖 2-14 所示）。通常以短暫的閃光刺激，短暫的閃光刺激對於閃光出現與消失都會產生反應，而較長時間的閃光刺激只對於閃光出現或消失會產生反應，且較少應用在臨床上。

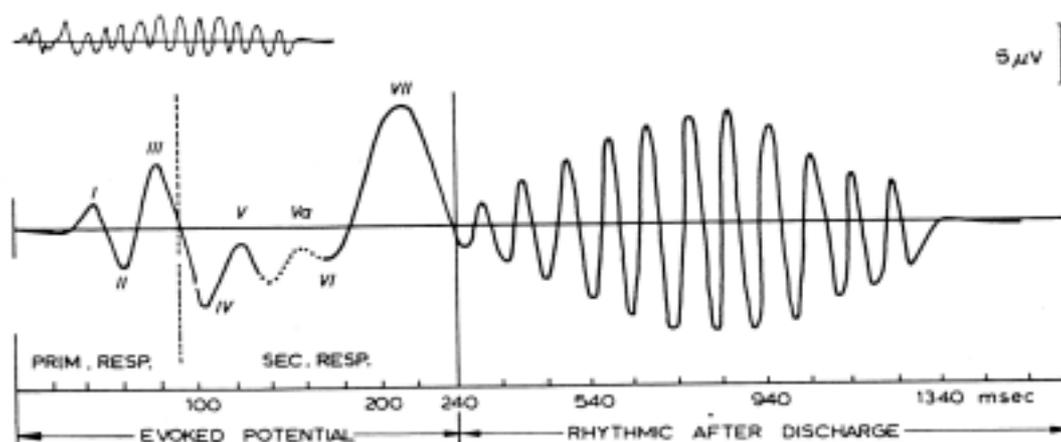


圖 2-14 正常閃光刺激視覺誘發電位波形圖[19]

以下將詳述閃光刺激的參數對於視覺誘發電位的影響：

1. 刺激頻率：

因為閃光刺激的視覺誘發電位可能持續 500msec，故對於暫態視覺誘發電位的刺激頻率不能超過 2Hz。

2. 刺激強度：

大部分視覺誘發電位的波峰變化都與刺激強度有關，增加刺激強度使得延遲時間縮短與振幅增加，直到某個飽和值，變化的程度和許多因素有關，例如：單

眼刺激或雙眼刺激。閃光燈應放置於受測者眼睛水平距離 30 至 45 公分，且每次實驗必須保持相同距離。室內光線必須嚴格控制，因為室內光線會改變刺激強度。

閃光刺激所使用的刺激源通常為氙氣閃光燈（Xenon flash tube），這種閃光燈的閃光強度會隨著刺激頻率的增加而減少，因此，不同刺激頻率的視覺誘發電位不能拿來作比較[20]。

以下介紹視覺誘發電位各個特徵分別在視覺皮質區（Visual cortex）的來源為何，起始的正成分 P40 是由丘腦皮質的放線（Thalamocortical radiations）所產生；依序為負成分 N70 是由視覺區皮質層 IVB 與 IVC 所產生，如圖 2-15 所示；依序為正成分 P100 也是在視覺區皮質層 IVB 與 IVC，反映出抑制腦電波的活動所產生；接下來為負成分 N130 是由星狀細胞（Stellate cell）進入視覺區皮質層 I-III（又被稱為 Supragranular layer）所產生，如圖 2-15 所示；最後正成分 P170 以及之後其他成分皆是由橫紋區之外的視覺皮質區（Extrastriate cortex）所產生[20-22]。

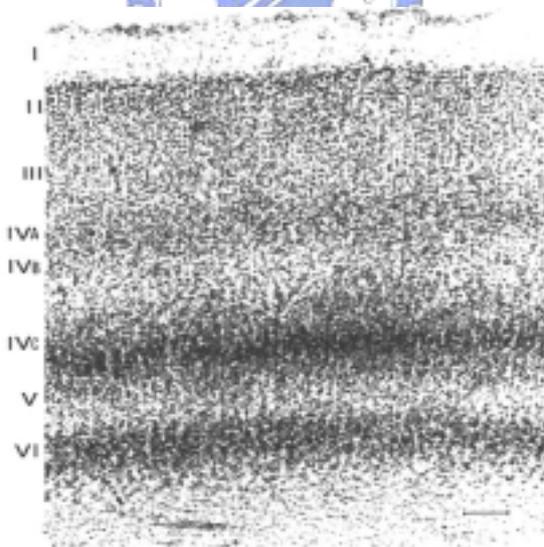


圖 2-15 皮質層的分類

由於本論文中的實驗組在禪定過程中必須閉眼專注，所以無法使用圖形刺激的方式，為了實驗條件上的一致性，故在實驗中控制組與實驗組皆是閉眼，並採用閃光刺激的方式當作視覺刺激。

2.3 實驗方法

2.3.1 實驗設備簡介

本論文所必須使用到的設備如下所列：

1. 電極帽：用來自受測者的頭皮取得腦電波訊號，接著把腦電波經訊號傳輸線送給數位腦波錄製儀。記錄電極依照國際標準 10 - 20 電極位置擴充為 32 通道的電極帽 (ECI ELECTRO-CAP, International, Inc., Eaton, Ohio, USA)，記錄的電極為 O2, O1, Oz, Pz, P4, CP4, P8, C4, TP8, T8, P7, P3, CP3, CPz, Cz, FC4, FT8, TP7, C3, FCz, Fz, F4, F8, T7, FT7, FC3, F3, FP2, F7, FP1, HEOG, VEOG 共 32 個 (如圖 2-16 所示)。

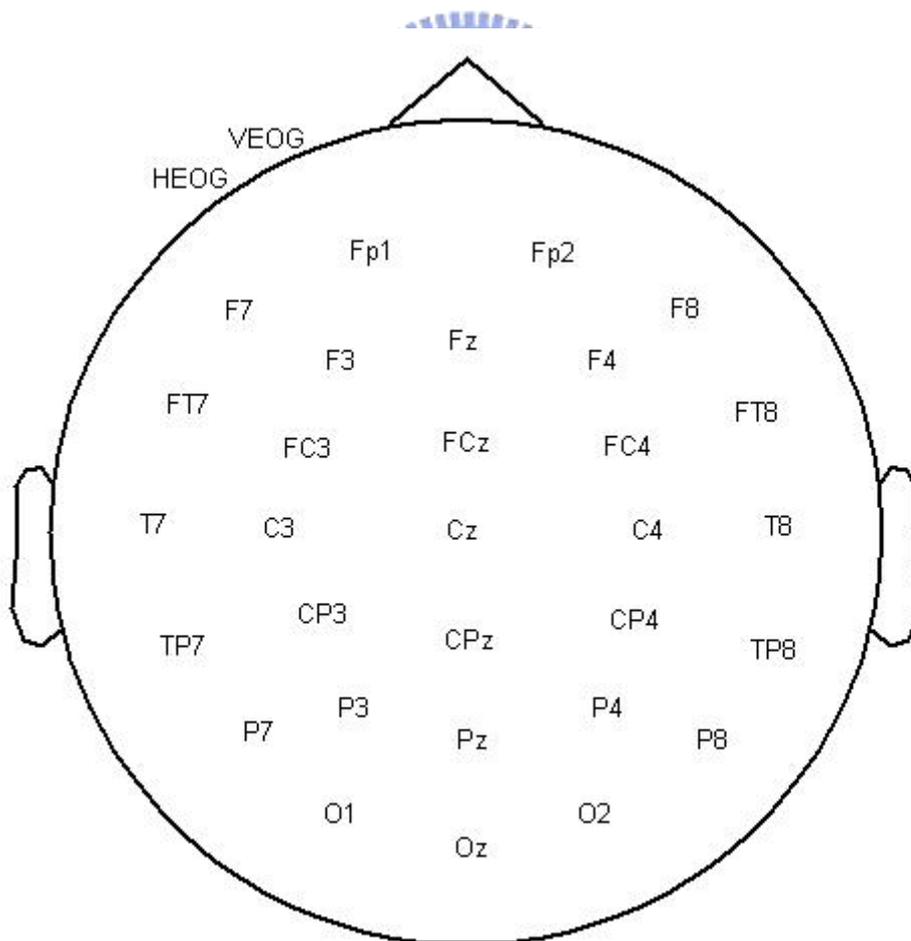


圖 2-16 頭殼 32 channel 分布圖

2. 導電膠：其用途在增加頭皮與電極之間的導電性，導電膠要打在電極帽的電極點上，記錄前測試所有的電極點阻抗皆為 $5K\Omega$ 以下。
3. 腦電波放大濾波系統：為臨床上使用的數位腦電波放大濾波系統（如圖 2-17 所示），它的功能是先由電極帽直接自受測者的頭皮取得腦電波訊號，接著把腦電波訊號經類比訊號放大器放大，然後將放大後的腦電波訊號進行類比轉數位的訊號處理，並把所得的數位腦電波訊號存入個人電腦中。腦電波放大濾波系統的設定如下：
 - （1）取樣頻率（Sampling rate）為 1000Hz。
 - （2）腦電波訊號以數位資料格式儲存，以 16Bits 的整數表示。
 - （3）濾波器設定為低頻截止頻率為 0.15Hz，高頻截止頻率為 50Hz。



圖 2-17 數位腦電波放大濾波系統

4. 閃光燈（如圖 2-18 所示）：採用的刺激源是由 GRASS INSTRUMENT DIVISION of Astro-Med, Inc.所生產的 MODEL PS40 氙氣閃光燈（xenon flash tube），閃光強度固定為 0.7 焦耳，閃光頻率為 2Hz，閃光期間（duration）為 10usec，閃光燈放置於受測者眼睛水平距離為 60 公分。



圖 2-18 刺激用的閃光燈

5. 腦電波錄製房：為一個不易受外界干擾的腦電波錄製場所。
6. 個人電腦：用來存放與處理腦電波資料。

2.3.2 實驗流程：

由於視覺誘發電位是一段受刺激所量測到的腦電波訊號，因此量測的方式與腦電波相同。每個受測者都有三段視覺誘發電位的錄製，分別為靜坐前、靜坐中、靜坐後。每一段視覺誘發電位刺激有 100 次的閃光刺激，總共為 50 秒鐘。在腦電波錄製準備工作完成後，先擷取一段 VEP 訊號（靜坐前），在經過約二十分鐘後再擷取第二段 VEP 訊號（靜坐中），此時實驗組已進入禪定狀態，而控制組依舊保持靜坐狀態，再過約二十分鐘後擷取第三段 VEP 訊號（靜坐後），然後就完成腦電波錄製，如圖 2-19 所示，圖中 O 表示張開眼睛，C 表示閉上眼睛。

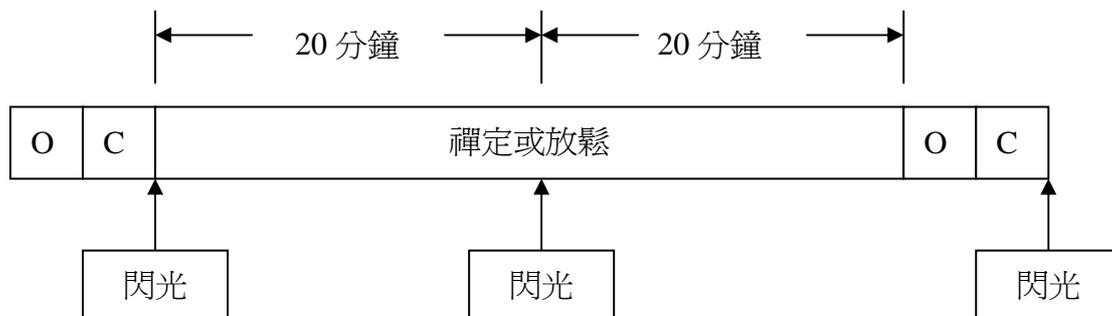


圖 2-19 實驗流程圖

第三章 研究理論與方法

本章主要介紹平均法 (Average) 的背景與理論基礎以及平均的原始訊號 (VEP) 個數對 SNR 的影響, 第二部分介紹獨立成分分析法 (Independent component analysis) 的架構及數學理論, 包含前置處理方法與快速 ICA 的方法。並且描述如何應用這些方法到本實驗的視覺誘發電位上。

3.1 平均法 (Average)

偵測背景腦電波中之視覺誘發電位, 主要問題為如何提升訊號雜訊比 (SNR), 而最常用的方法為平均法, 使用此法前主要有兩點基本的假設:

1. 每次刺激產生視覺誘發電位的延遲時間是固定的。
2. 假設背景腦電波及其他干擾波為 stationary。

因此, 視覺刺激記錄到的訊號 $x_i(k)$ 能表示為視覺誘發電位 $s(k)$ 疊加上背景腦電波 $n_i(k)$, 其中 i 為第 i 段記錄到的訊號, k 為第 k 個時間取樣點。通常用簡單相加的模型來表示:

$$x_i(k) = s(k) + n_i(k) \quad (3-1)$$

在一次刺激 (Stimulus) 中有 N 個試驗 (Trial), 則此 N 個試驗的平均被定義為:

$$\bar{x}(k) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(k) \quad (3-2)$$

因為假設 $n_i(k)$ 的期望值為零, 所以 $\bar{x}(k)$ 的期望值為

$$E[\bar{x}(k)] = E\left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i(k)\right] = s(k) \quad (3-3)$$

因為假設 $s(k)$ 為非時變訊號, 所以 $\bar{x}(k)$ 的變異能表示為

$$\text{var} [\bar{x}(k)] = E \left[\left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i(k) \right)^2 \right] = \frac{1}{N} \text{var} [n_i(k)] \quad (3-4)$$

因此，就振幅而論，SNR 的改善正比於 \sqrt{N} 。[23]

3.2 獨立成分分析法 (ICA)

3.2.1 獨立成分分析簡介

不論在統計、類神經網路以及訊號處理上，這些領域都有一個共同的目的，就是希望利用合適的轉換法找出資料最恰當的表徵 (Representation)，因此發展了許多線性轉換的方法，而最近幾年發展出來備受矚目的獨立成分分析，是能讓成分間統計相關性 (Statistical dependent) 達到最小的線性轉換方法。

ICA 當初發展是為了解決未知訊號分解 (Blind source separation, BSS) [24] 的問題，又被稱為雞尾酒派對 (Cocktail-party) 問題，如圖 3-1 所示。而腦電波就是一個非常接近雞尾酒派對問題的應用，其所觀察到的資料是在不同頭皮位置感測到腦部活動的電壓訊號，這些電壓通常都假定是由一些基本腦部活動的成分甚至還有雜訊所混合而成，ICA 就是假設這些成分是互相獨立，還原出這些感興趣的腦部活動資訊。

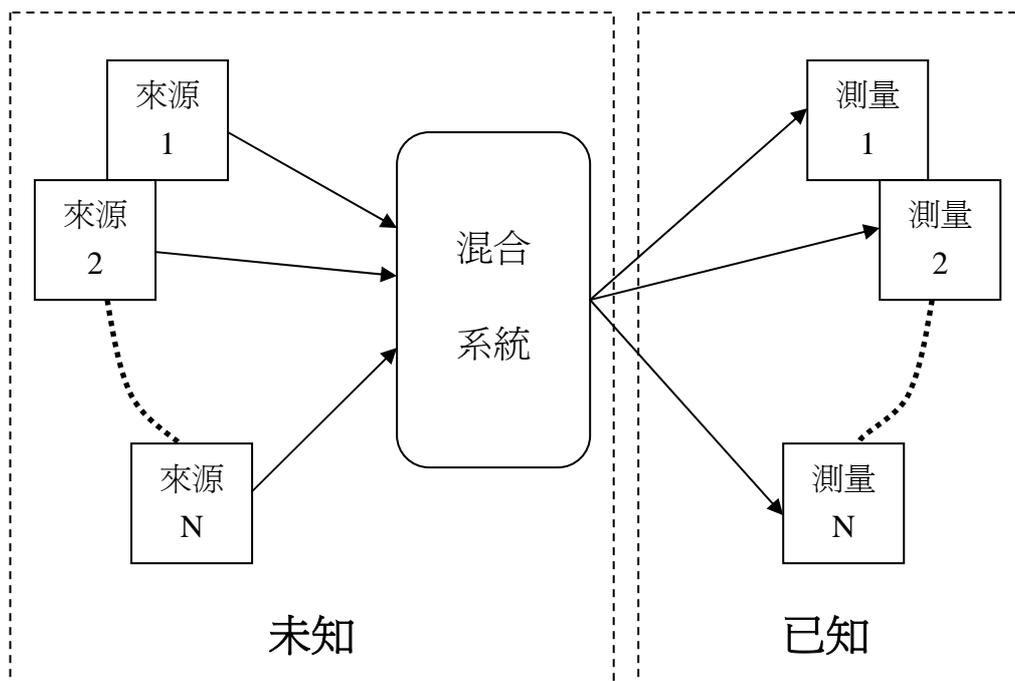


圖 3-1 未知訊號分解 (BSS) 問題示意圖

3.2.2 獨立成分分析架構



已知一組的隨機向量 $X = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$ ，其可以被表示為一組隨機向量

$S = [s_1, s_2, \dots, s_n]^T$ 的線性組合，如下數學式所示：

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} = A \times \begin{bmatrix} s_1 \\ s_2 \\ \vdots \\ s_n \end{bmatrix} \quad (3-5)$$

$$X = A \times S \quad (3-6)$$

其中 A 為未知 $n \times n$ 常數混合矩陣 (Mixing matrix)， S 為一組未知隨機向量。

對於隨機向量 X 來說，ICA 就是要找到 $\tilde{S} = W \times X$ 的線性轉換，使得成分 \tilde{S} 之間盡可能互為獨立，如式子 (3-7) 所示。

$$\begin{bmatrix} s_1 \\ s_2 \\ \vdots \\ s_n \end{bmatrix} \approx \begin{bmatrix} \tilde{s}_1 \\ \tilde{s}_2 \\ \vdots \\ \tilde{s}_n \end{bmatrix} = W \times \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} \quad (3-7)$$

$$S \approx \tilde{S} = W \times X \quad (3-8)$$

$$\Rightarrow W \approx A^{-1} \quad (3-9)$$

其中 \tilde{S} 稱為測量到的訊號的表徵 (Representation)。如果 \tilde{S} 非常近似於 S ，此時就是最好的表徵。圖 3-2 為顯示 ICA 構想示意圖。

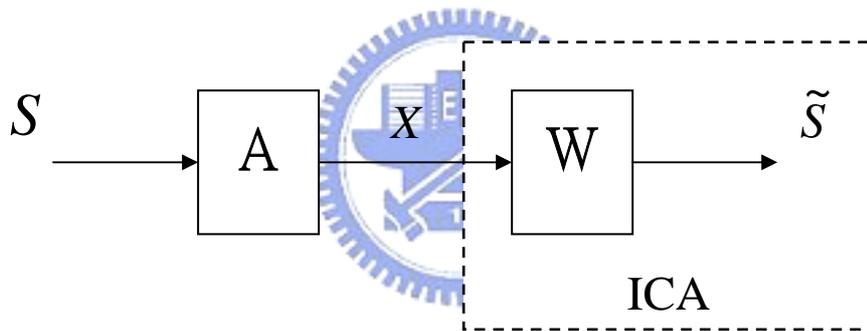


圖 3-2 ICA 構想示意圖

快速 ICA 的架構主要有兩個部分，分別為前置處理方法 (Preprocessing method) 與快速 ICA。首先，前置處理方法進行問題的簡化，將 correlated 的混合訊號轉換成 uncorrelated，前置處理方法通常都是相同的；然後，快速 ICA 是以數學方法限定獨立成分的特徵，再以非線性數值分析或梯度方法來改善輸出結果，如圖 3-3 所示。以下章節將詳述快速 ICA 演算法中各個部分。

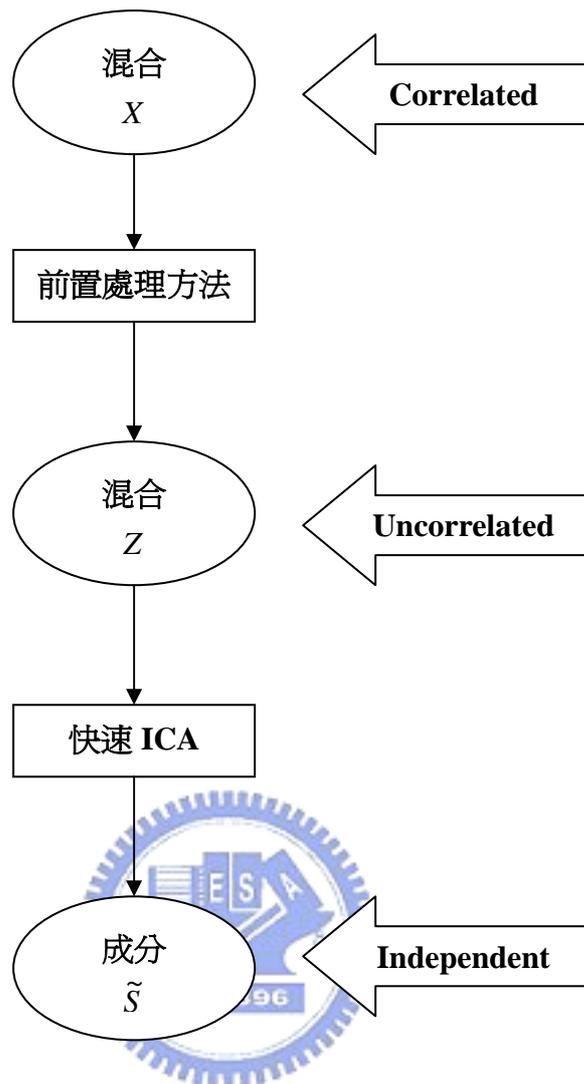


圖 3-3 快速 ICA 的架構

3.2.3 前置處理方法

一組好的前置處理方法能使 BSS 問題變的更簡單，也能有益於簡化隨後快速 ICA 的演算法，快速 ICA 演算法的前置處理方法基本上有兩種標準轉換法：Centering[24]與 Whitening[24]。Centering 是將混合訊號轉換成平均值為零 (Zero-mean) 的訊號，而 Whitening 是將彼此相關的混合訊號轉換成彼此不相關。以下將針對 Centering 與 Whitening 兩個方法做介紹。

(1) Centering :

Centering 是一種容易但卻很有幫助的運算，資料透過 Centering 變成 zero-mean 並不會失去任何資訊。假設原先的混合訊號 X 經過 Centering 處理，如下式所示：

$$\hat{X} = X - E[X] \quad (3-10)$$

新的混合訊號 \hat{X} 為 zero-mean，然而，分解得到的獨立成分也將為 zero-mean，因為

$$E[X] = E[A \times S] \quad (3-11)$$

$$\Rightarrow E[S] = A^{-1} E[X] \quad (3-12)$$

因此，原先的混合訊號 X 經過 Centering 運算後，混合矩陣 A 保持不變。然而，減去平均值的原來訊號能夠被還原，藉由 zero-mean 的獨立成分加上 $A^{-1} E[X]$ 與混合矩陣估計。此後的章節都會假設混合訊號與獨立成分皆為 zero-mean 的訊號。

(2) Whitening :

從統計觀點來說，一個 zero-mean 的隨機向量被稱為 white，其隨機向量的成分間彼此不相關且其變異數等於單位矩陣。

$$E[ZZ^T] = I \quad (3-13)$$

因此，white 比 uncorrelated 來的稍微嚴格，比 independent 來的寬鬆，關於 independent、white、uncorrelated 與 correlated 之間的差異，如表 3-1 所示。

Whitening 意指進行線性資料轉換將 correlated 變成 white，藉由混合訊號 X 乘上 Whitening 矩陣 V 。

$$Z = V \times X \quad (3-14)$$

然後， Z 變成 white。

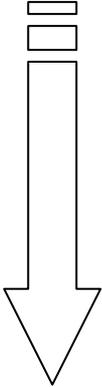
型式	條件	強度
Independent	$P[y_1, y_2] = P[y_1] \times P[y_2]$ ， P 為隨機變數的機率分布	<p style="text-align: center;">強</p>  <p style="text-align: center;">弱</p>
White	$E[(y_1 - \mu_{y_1})(y_2 - \mu_{y_2})^T] = E[y_1 y_2^T] - \mu_{y_1} \mu_{y_2}^T = 0$ $E[(y - \mu_y)(y - \mu_y)^T] = I$ ， μ 為隨機變數的 mean	
Uncorrelated	$E[(y_1 - \mu_{y_1})(y_2 - \mu_{y_2})^T] = E[y_1 y_2^T] - \mu_{y_1} \mu_{y_2}^T = 0$	
Correlated	$E[(y_1 - \mu_{y_1})(y_2 - \mu_{y_2})^T] = E[y_1 y_2^T] - \mu_{y_1} \mu_{y_2}^T \neq 0$	

表 3-1 independent、white、uncorrelated 與 correlated 之間的比較（ Y 為一組隨機向量，其中兩個成分為 y_1 與 y_2 ）



混合訊號 X 進行 Centering 運算後，再進行 Whitening 運算的混合訊號也為 zero-mean。

$$E[Z] = V \times E[X] \quad (3-15)$$

發展了許多線性轉換方法使成分間變成 Whitening，在快速 ICA 的前置處理上，主成分分析（Principal component analysis，PCA）是一種有效且常用的方法。為了使混合訊號變成 uncorrelated，因此，PCA 利用共變異（Covariance）矩陣的特徵值分解（Eigenvalue decomposition，EVD），詳細數學理論請參考附錄 B。

3.2.4 快速 ICA

快速 ICA 使用負熵 (Neg-entropy) 當作目標函數 (Object function) 用來估計非高斯的測量值，然而，負熵是一種理想的測量法，實際上很困難直接利用定義去作估計。因此，Aapo Hyvärinen [28] 依據最大熵數原理提出一種負熵的近似法，這近似法定義為：

$$J(y_i) \approx c \{E[G(y_i)] - E[G(v)]\}^2 \quad (3-16)$$

其中 c 為常數， v 為高斯分布的隨機變數， $G(y_i)$ 為任何非二次方函數，因為 $G(y_i)$ 若為二次方函數，其值必為零。雖然 $G(y_i)$ 可以為任何非二次方函數，但一個好的 $G(y_i)$ 卻能幫助快速 ICA 獲得更好的統計性質。常用的三種 $G(y_i)$ 函數如下：

$$G_1(y_i) = \frac{1}{a_1} \log(\cosh(a_1 y_i)) \quad , \quad 1 \leq a_1 \leq 2 \quad (3-17)$$

$$G_2(y_i) = -\exp\left(-\frac{y_i^2}{2}\right) \quad (3-18)$$

$$G_3(y_i) = y_i^4 \quad (3-19)$$

y_i 為 zero-mean 且變異數為一的隨機變數，也能被表示如下的形式：

$$y_i = w_i^T \times Z \quad (3-20)$$

式子 (3-16) 能被重寫成下式：

$$J_G(w_i) \propto \{E[G(w_i^T Z)] - E[G(v)]\}^2 \quad (3-21)$$

當 $E[G(w_i^T Z)]$ 為最大值時，則非高斯為最大值。 $E[G(w_i^T Z)]$ 最大值要滿足下列條件：

$$\Rightarrow F(w_i) = E[Zg(w_i^T Z)] - \beta w_i = 0 \quad (3-22)$$

$$E[(w_i^T Z)^2] = \|w_i\|^2 = 1 \quad (3-23)$$

其中式子 (3-23) 為式子 (3-22) 的限制， β 為常數， $g(y_i) = g(w_i^T Z)$ 能從微分式子 (3-17) 至 (3-19) 分別得到：

$$g_1(y_i) = \tanh(a_1 y_i) \quad , \quad 1 \leq a_1 \leq 2 \quad (3-24)$$

$$g_2(y_i) = y_i \exp\left(-\frac{y_i^2}{2}\right) \quad (3-25)$$

$$g_3(y_i) = y_i^3 \quad (3-26)$$

$F(w_i)$ 的梯度記作 $JF(w_i)$ ，定義如下：

$$JF(w_i) = \frac{\partial F(w_i)}{\partial w_i} = E[ZZ^T g'(w_i^T Z)] - \beta I \quad (3-27)$$

$g'(y_i)$ 由微分式子 (3-24) 至 (3-26) 分別得到：

$$g_1'(y_i) = \tanh(a_1 y_i) \quad , \quad 1 \leq a_1 \leq 2 \quad (3-28)$$

$$g_2'(y_i) = (1 - y_i^2) \exp\left(-\frac{y_i^2}{2}\right) \quad (3-29)$$

$$g_3'(y_i) = 3y_i^2 \quad (3-30)$$

因此，根據牛頓法 (Newton's method，詳細數學理論請參考附錄 C) 可以將疊代函數可以重寫為

$$\Delta w_i = \frac{F(w_i)}{JF(w_i)} \quad (3-31)$$

爲了得到 $JF(w_i)$ 的倒數，疊代函數必須被簡化。由於訊號已經進行過 Whitening，能過合理近似於：

$$E[ZZ^T g'(w_i^T Z)] \approx E[ZZ^T]E[g'(w_i^T Z)] = E[g'(w_i^T Z)]I \quad (3-32)$$

$$\Rightarrow JF(w_i) \approx \{E[g'(w_i^T Z)] - \beta\}I \quad (3-33)$$

牛頓法使用疊代法調整 w_i 達到最佳解，疊代方程式如下：

$$w_i^+ = w_i + \Delta w_i = w_i - \frac{E[Zg(w_i^T Z)] - \beta w_i}{E[g'(w_i^T Z)] - \beta} \quad (3-34)$$

$$w_i^* = \frac{w_i^+}{\|w_i^+\|} \quad (3-35)$$

因爲 β 是未知常數，利用式子 (3-34) 兩邊同乘 $\beta - E[g'(w_i^T Z)]$ 能被去除，因此被簡化爲下式：

$$w_i^+ = \frac{E[Zg(w_i^T Z)] - E[g'(w_i^T Z)]w_i}{\beta - E[g'(w_i^T Z)]} \quad (3-36)$$

$$w_i^* = \frac{w_i^+}{\|w_i^+\|} \quad (3-37)$$

最後收斂的條件爲舊的向量 w_i 與新的向量 w_i 互相平行，但不一定需要指向同一點，例如： w_i 與 $-w_i$ 爲互相平行，因此，最後的解不是唯一。收斂條件用公式表示如下：

$$|w_i^+ \bullet w_i| = 1 \quad (3-38)$$

當獨立成分超過一個時，爲了避免收斂到相同 w ，必須在每次疊代後，利用抽離式正交化 (deflationary orthogonalization)，以確保每次估計出來的獨立成分都不一樣。當有 P 個獨立成分需要被估計時，在每次疊代後必須減去前次估計的獨

立成分的投影量，如下所示：

$$w_p \leftarrow w_p - \sum_{j=1}^{p-1} (w_p^T w_j) w_j \quad (3-39)$$

爲了更清楚了解快速 ICA 整個演算法，可依表 3-2 所列九個步驟：

1.	將觀察資料 X 進行 Centering，使其平均值爲零。
2.	將 zero-mean 的資料 \hat{X} 進行 Whitening，變成資料 Z 。
3.	設定計數器 $P \leftarrow 1$ ，並設定獨立成分個數爲 m 。
4.	隨意地選擇一個單位長度的初始值 w_p 。
5.	$w_p \leftarrow E[Zg(w_p^T Z)] - E[g'(w_p^T Z)]w_p$ ， 其中 g 的定義如式子 (3-24) 至 (3-26)。
6.	正交化： $w_p \leftarrow w_p - \sum_{j=1}^{p-1} (w_p^T w_j) w_j$
7.	$w_p \leftarrow \frac{w_p}{\ w_p\ }$
8.	若 w_p 不收敛，則回到第五步驟
9.	設定 $P \leftarrow P+1$ ，若 $P \leq m$ ，則回到第四步驟

表 3-2 快速 ICA 演算法的步驟[24]

3.3 獨立成分分析法應用於 VEP 分析

每一段實驗總共有 100 次閃光刺激，而每次試驗 (trials) 的 VEP 的訊號由 500 個時間點 (取樣頻率 1000Hz×0.5 秒) 所構成，因爲有 32 個量測電極，所以

量測到的 VEP 訊號可以表示為 $32 \times (500 \times 100)$ 的訊號矩陣 $X_{32 \times (500 \times 100)}$ ，以此去做獨立成分分析可以得到非混合權重矩陣 W (unmixing weight matrix) 以及成分矩陣 U (component matrix)，如下式所示：

$$U_{32 \times (500 \times 100)} = W_{32 \times 32} \times X_{32 \times (500 \times 100)} \quad (3-40)$$

$$\Rightarrow X_{32 \times (500 \times 100)} = W_{32 \times 32}^{-1} \times U_{32 \times (500 \times 100)} \quad (3-41)$$

其中 W^{-1} 稱為混合權重矩陣 (mixing weight matrix)，從這矩陣能得知每個成分在 32 個通道中的權重，例如： W^{-1} 的第 k 個行向量，代表第 k 個獨立成分分別在 32 個通道中的權重。故每個成分皆可畫出通道權重的頭殼圖，由此，可以得知每個成分的訊號發出來源。而成分矩陣 U 則為每次刺激 VEP 分解出來的獨立成分，為 32×500 的矩陣，總共有 100 次試驗 (trials)，故成分矩陣 U 最後為 $32 \times (500 \times 100)$ 的矩陣。

在本論文 ICA 研究中，利用 VEP 波形延遲時間是不變的性質。由 ICA 可分解出來的 32 個獨立成分 100 次試驗 (trials)，平均 100 次試驗 (trials) 可得到 32 個平均獨立成分，計算平均獨立成分與其原來 100 次試驗 (trials) 的獨立成分之平均相關係數，藉此能夠去除其他不希望得到的雜訊，而得到真正的 VEP 訊號。在本論文中，平均相關係數的選擇為 0.2，故大於等於 0.2 都視為其為 VEP 的獨立成分。相關係數的數學計算如下式所示：

$$r_{xy} = \frac{S_{xy}}{S_x S_y} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}}, \quad -1 \leq r \leq 1 \quad (3-42)$$

其中 x_1, x_2, \dots, x_n 及 y_1, y_2, \dots, y_n 為兩組向量，其平均數分別為 \bar{x} 與 \bar{y} ，其標準差分別為 S_x 與 S_y ，而 S_{xy} 為其共變異數 (covariance)。

第四章 實驗結果

本章主要分為兩個部分，第一個部分是使用平均法，量測 VEP 的波峰 III-IV-V 與波峰 V-VI-VII 振幅，比較實驗組與控制組振幅變化的差異，第二部分是使用獨立成分分析法，以 P100 振幅分布與 VEP 波形一致性顯示成分重組更能強化 VEP 訊號特徵，並且由獨立成分波形相關性變化與獨立成分權重空間分布探討實驗組與控制組之間 VEP 訊號的差異。

4.1 平均法應用於 VEP 實驗結果

本章節實驗使用平均法，實驗共分為三段刺激分別為禪定（靜坐）前、中、後，每段各平均 100 次試驗（trials）在電極 Oz 所量測到之 VEP，分析實驗組 / 控制組在禪定 / 靜坐前、中、後 VEP 的振幅變化的差異。本實驗分析的波峰為 III-IV-V 與 V-VI-VII，如圖 4-1 上所標示。由於基準線可能飄移，因此振幅都以相對振幅計算，即此次量取到的極點（Peak，波峰或波谷）的振幅減掉上一個極點（Peak，波峰或波谷）的振幅。

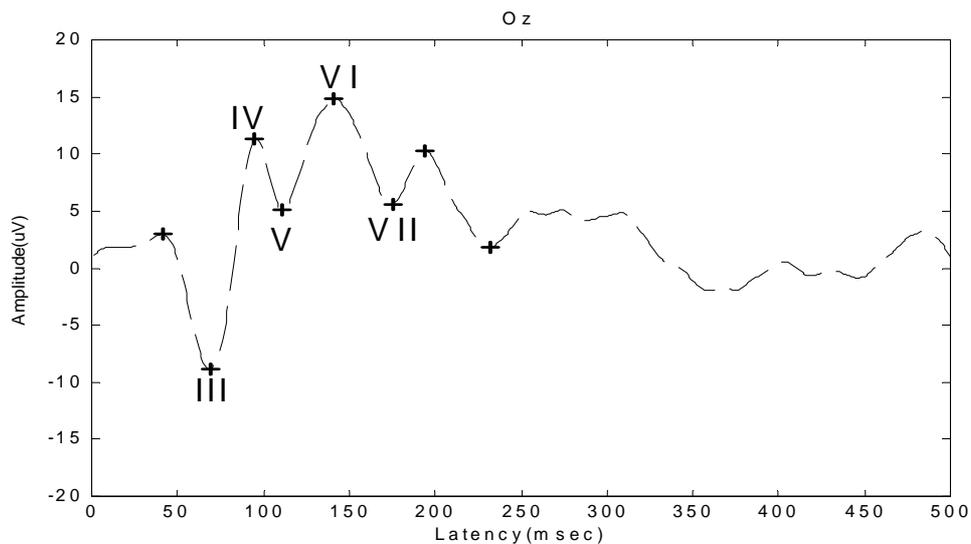


圖 4-1 波峰標示分布圖

實驗參數：43 位健康的受測者（21 位實驗組、22 位控制組），沒有任何生理不適，並排除睡眠異常與精神病。實驗組受測者為 12 男 9 女，平均年齡為 28.2 歲，標準差為 5.1 歲，禪修時間平均為 5.7 年，標準差為 4 年，可盤腿時間平均為 71.4 分鐘，標準差為 28.8 分鐘。控制組受測者為 16 男 6 女，平均年齡為 23.5 歲，標準差為 2 歲。

4.1.1 波峰 III-IV-V 實驗結果

波峰 III-IV-V 的振幅即為 III-IV 之間的相對振幅與 IV-V 之間的相對振幅的總和。**實驗組實驗結果：**總共有 21 位受測者，分析每位受測者禪定前、中、後的狀態下在電極 Oz 所量測到波峰 III-IV-V 平均振幅值，以直條圖與折線圖兩種方式表示，如圖 4-2 與圖 4-3 所示，分別以三種不同的灰度（gray level）來表示禪定前、中、後的平均振幅值。

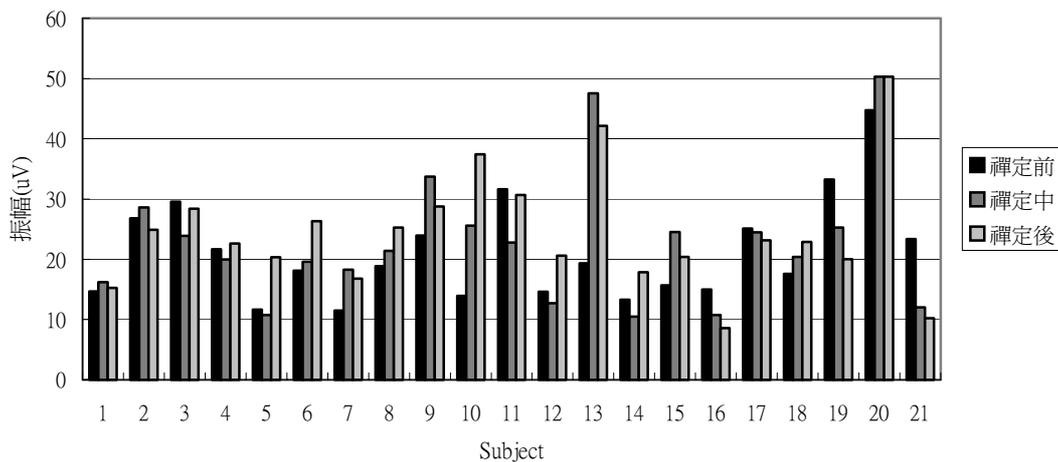


圖 4-2 實驗組禪定前、中、後波峰 III-IV-V 振幅直條圖

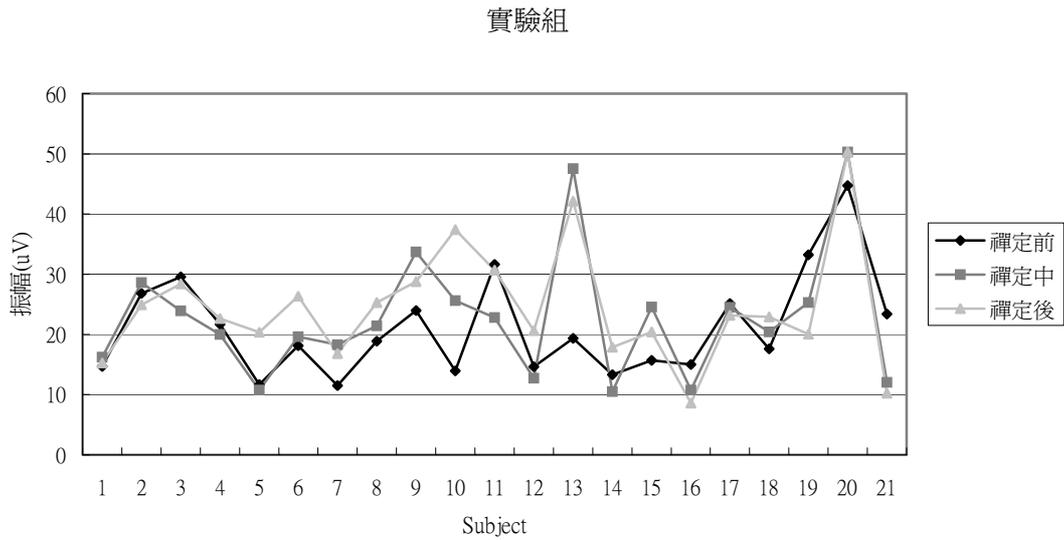


圖 4-3 實驗組禪定前、中、後波峰 III-IV-V 振幅折線圖

控制組實驗結果：總共有 22 位受測者，分析每位受測者靜坐前、中、後的狀態下在電極 Oz 所量測到波峰 III-IV-V 平均振幅值，以直條圖與折線圖兩種方式表示，如圖 4-4 與圖 4-5 所示，分別以三種不同的灰度 (gray level) 來表示靜坐前、中、後的平均振幅值。

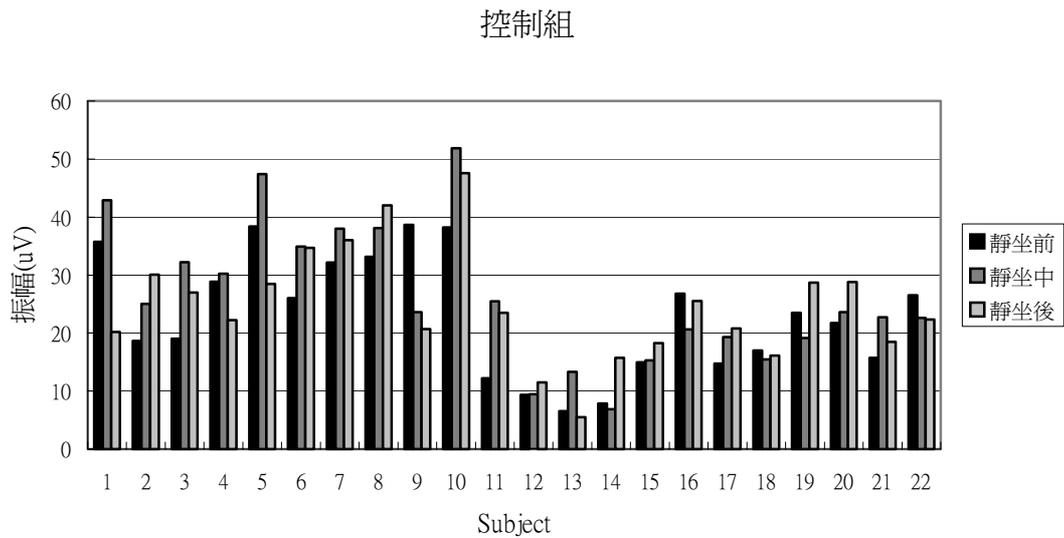


圖 4-4 控制組靜坐前、中、後波峰 III-IV-V 振幅直條圖

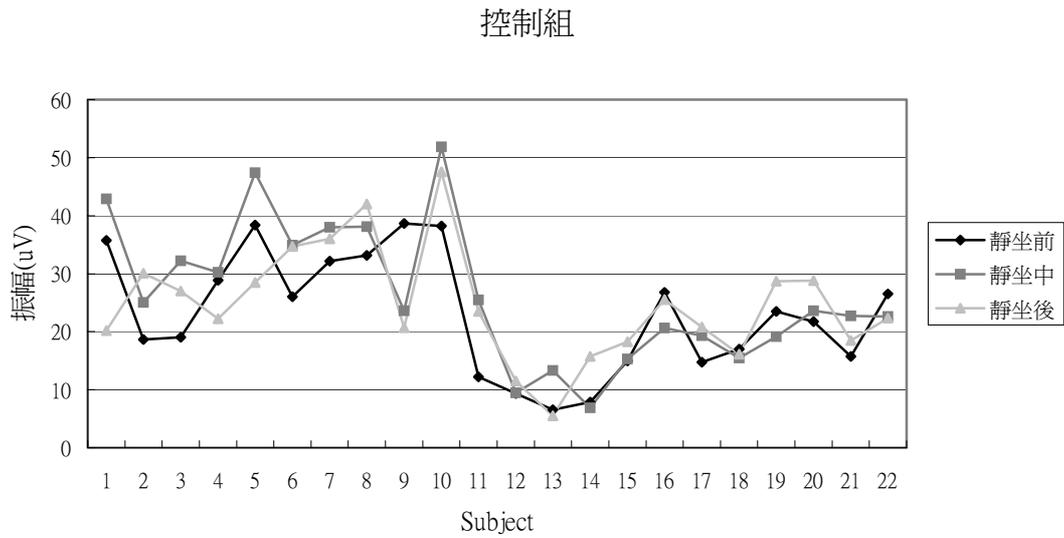


圖 4-5 控制組靜坐前、中、後波峰 III-IV-V 振幅折線圖

討論：

由圖 4-2 平均實驗組 21 位受測者禪定前、中、後波峰 III-IV-V 振幅以及圖 4-4 平均控制組 22 位受測者靜坐前、中、後波峰 III-IV-V 振幅，得到圖 4-6 實驗組與控制組在禪定(靜坐)前、中、後波峰 III-IV-V 平均振幅值，而圖 4-7 為由圖 4-6 計算實驗組與控制組禪定(靜坐)中減掉禪定(靜坐)前以及禪定(靜坐)後減掉禪定(靜坐)中的波峰 III-IV-V 平均振幅增量。

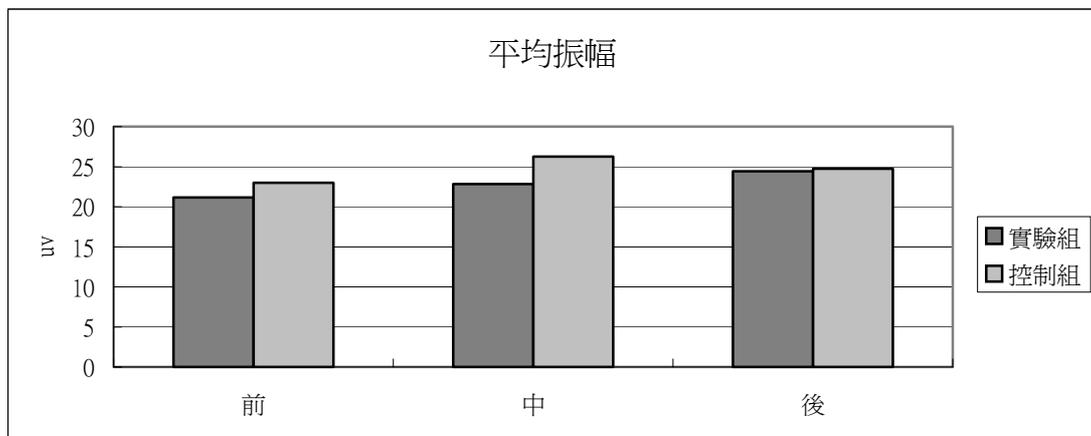


圖 4-6 波峰 III-IV-V 平均振幅

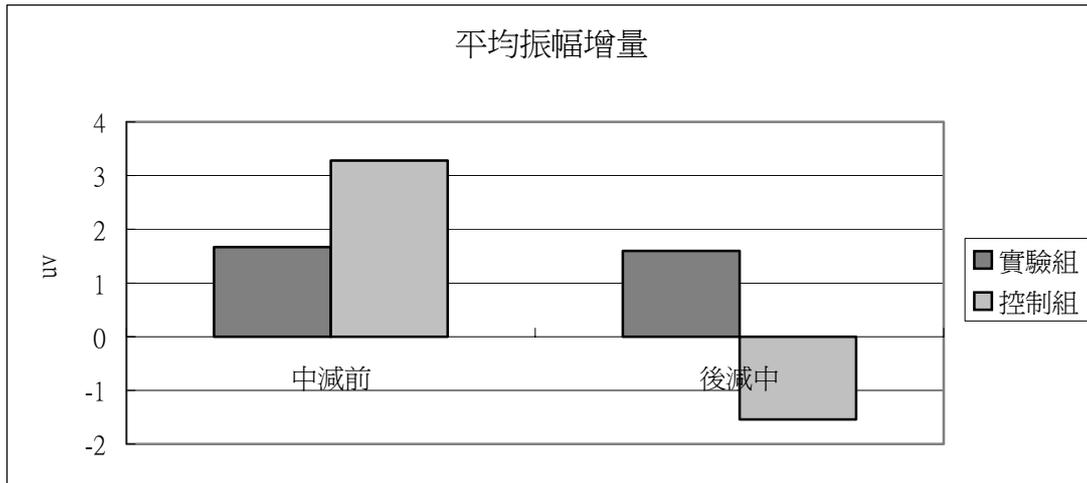


圖 4-7 波峰 III-IV-V 平均振幅增量

由圖 4-6 與圖 4-7 中可觀察到實驗組與控制組之間針對波峰 III-IV-V 平均振幅變化的差異：

- 1.由圖 4-6 觀察到實驗組在禪定前、中、後波峰 III-IV-V 平均振幅皆小於控制組。
- 2.由圖 4-7 觀察到實驗組與控制組由禪定(靜坐)前至禪定(靜坐)中波峰 III-IV-V 平均振幅皆為增加的趨勢，但實驗組在禪定中的波峰 III-IV-V 平均振幅增量較控制組在靜坐中來的小。
- 3.由圖 4-7 觀察到控制組在靜坐後的波峰 III-IV-V 平均振幅會比靜坐中減少，但實驗組仍然繼續增加。

4.1.2 波峰 V-VI-VII 實驗結果

波峰 V-VI-VII 的振幅即為 V-VI 之間的相對振幅與 VI-VII 之間的相對振幅的總和。**實驗組實驗結果**：總共有 21 位受測者，分析每位受測者禪定前、中、後的狀態下在電極 Oz 所量測到波峰 V-VI-VII 平均振幅值，以直條圖與折線圖兩種方式表示，如圖 4-8 與圖 4-9 所示，分別以三種不同的灰度 (gray level) 來表示禪定前、中、後的平均振幅值。

實驗組

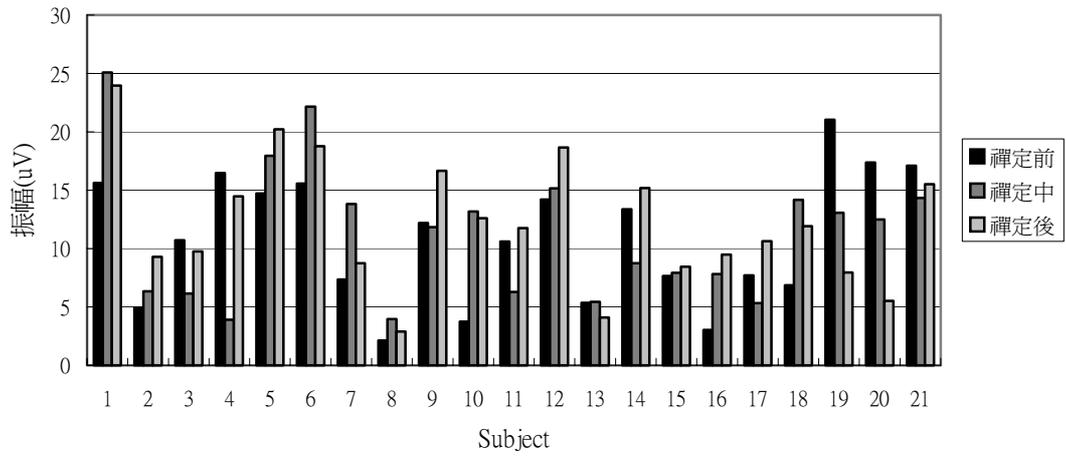


圖 4-8 實驗組禪定前、中、後波峰 V-VI-VII 振幅直條圖

實驗組

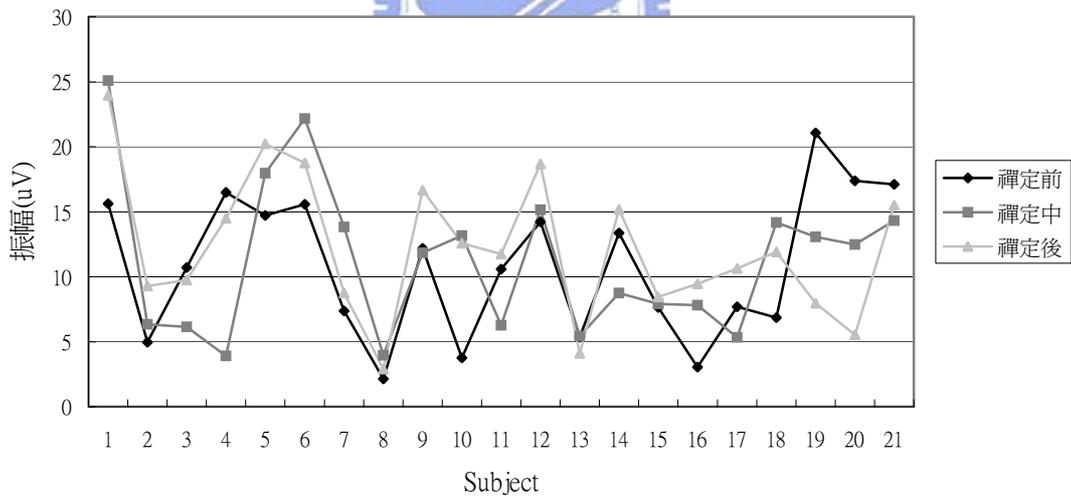


圖 4-9 實驗組禪定前、中、後波峰 V-VI-VII 振幅折線圖

控制組實驗結果：總共有 22 位受測者，分析每位受測者靜坐前、中、後的狀態下在電極 Oz 所量測到波峰 V-VI-VII 平均振幅值，以直條圖與折線圖兩種方式表示，如圖 4-10 與圖 4-11 所示，分別以三種不同的灰度（gray level）來表示靜坐前、中、後的平均振幅值。

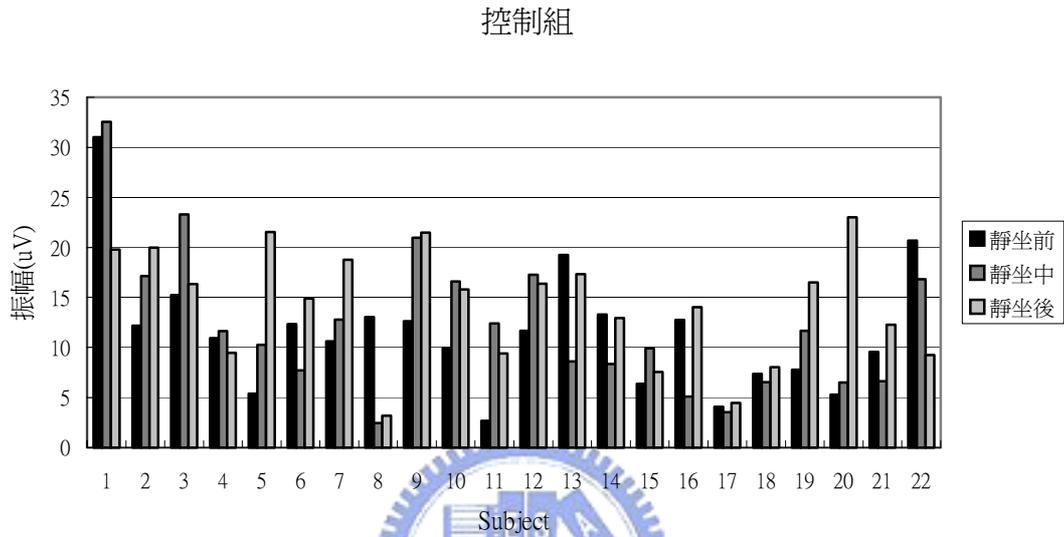


圖 4-10 控制組靜坐前、中、後波峰 V-VI-VII 振幅直條圖

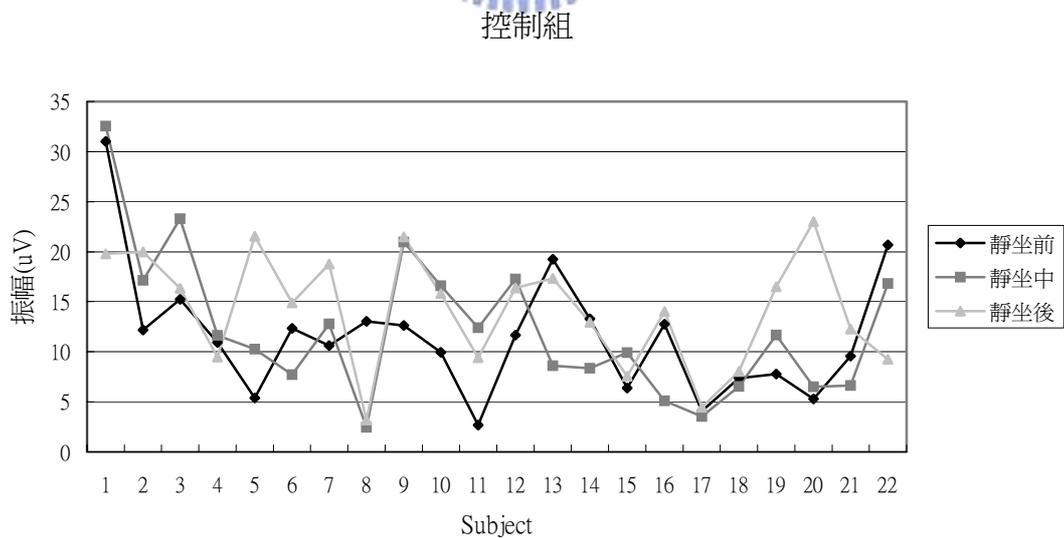


圖 4-11 控制組靜坐前、中、後波峰 V-VI-VII 振幅折線圖

討論：由圖 4-8 平均實驗組 21 位受測者禪定前、中、後波峰 V-VI-VII 振幅以及圖 4-10 平均控制組 22 位受測者靜坐前、中、後波峰 V-VI-VII 振幅，得到圖 4-12 實驗組與控制組在禪定(靜坐)前、中、後波峰 V-VI-VII 平均振幅值，而圖 4-13 為由圖 4-12 計算實驗組與控制組禪定(靜坐)中減掉禪定(靜坐)前以及禪定(靜坐)後減掉禪定(靜坐)中的波峰 V-VI-VII 平均振幅增量。

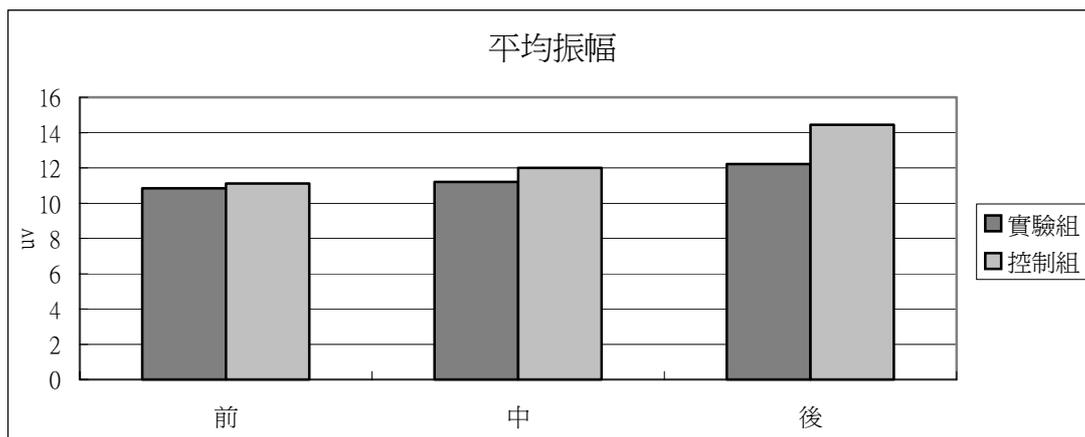


圖 4-12 波峰 V-VI-VII 平均振幅

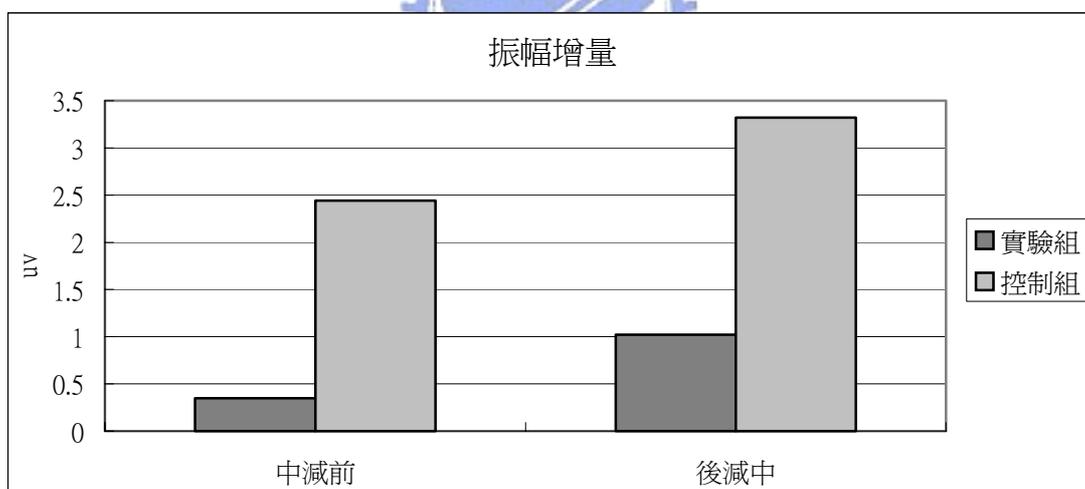


圖 4-13 波峰 V-VI-VII 平均振幅增量

由圖 4-12 與圖 4-13 中可觀察到實驗組與控制組之間針對波峰 V-VI-VII 平均振幅變化的差異：

- 1.由圖 4-12 觀察到實驗組在禪定前、中、後波峰 V-VI-VII 平均振幅皆小於控制組。
- 2.由圖 4-13 觀察到實驗組在禪定中與後的波峰 V-VI-VII 平均振幅增量皆小於控制組。

4.2 獨立成分分析應用於 VEP (一)：成分間相關性之探討

經由 ICA 可分解出來 32 個獨立成分各有 100 次試驗 (trials)，將 100 次試驗 (trials) 作平均可得到 32 個平均獨立成分，然後計算平均獨立成分與 100 次試驗 (trials) 的獨立成分之間的相關係數。本章節實驗中是利用 VEP 波形延遲時間是不變的性質，藉由計算出的相關係數判斷哪些獨立成分為 VEP 的成分。本實驗設定獨立成分的相關係數大於 0.2，就視其為 VEP 的成分。將所有判定為 VEP 的獨立成分之相關係數作總和，將相關係數的總和值作為指標，比較實驗組與控制組在禪定(靜坐)前、中、後 VEP 的獨立成分波形一致性變化。

4.2.1 實驗結果

實驗組實驗結果：總共有 21 位受測者，分析每位受測者禪定前、中、後的狀態下總和所有被判定為 VEP 的獨立成分之相關係數，以直條圖與折線圖兩種方式表示，如圖 4-14 與圖 4-15 所示，分別以三種不同的灰度 (gray level) 來表示禪定前、中、後的相關係數之總和。

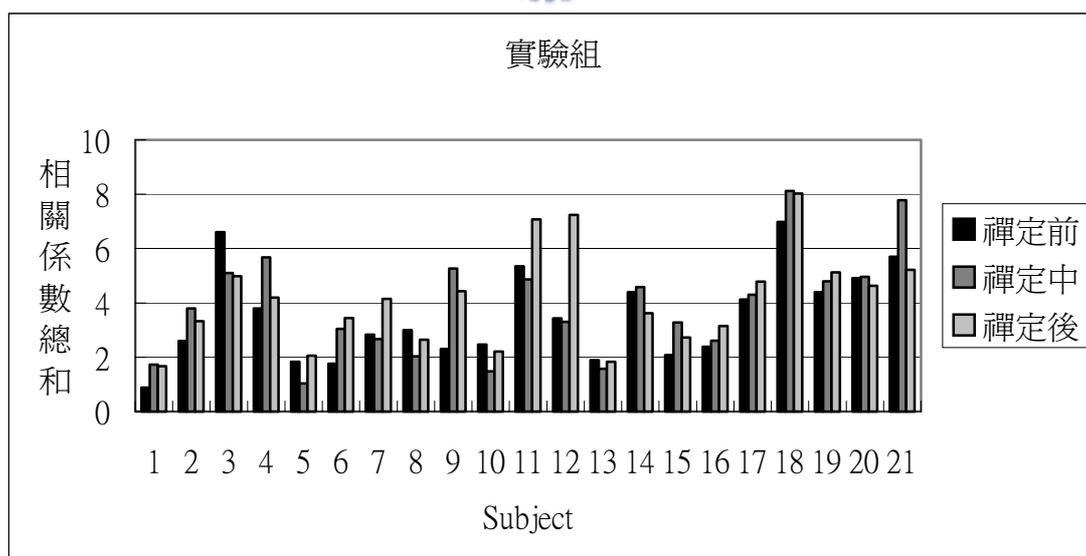


圖 4-14 實驗組 VEP 的獨立成分之相關係數總和統計圖

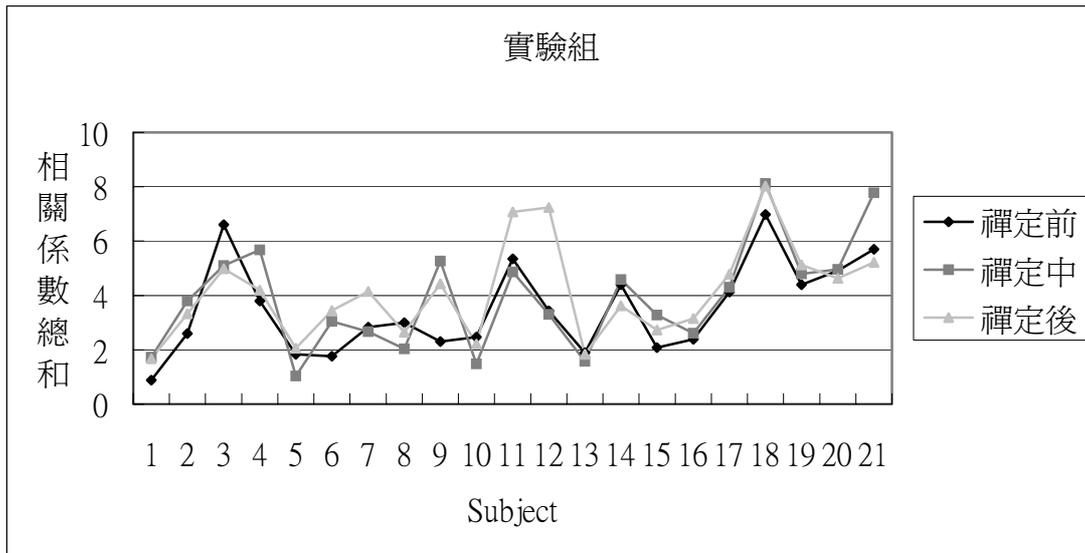


圖 4-15 實驗組 VEP 的獨立成分之相關係數總和曲線圖

控制組實驗結果：總共有 22 位受測者，分析每位受測者靜坐前、中、後的狀態下總和所有被判定為 VEP 的獨立成分之相關係數，以直條圖與折線圖兩種方式表示，如圖 4-16 與圖 4-17 所示，分別以三種不同的灰度（gray level）來表示靜坐前、中、後的相關係數之總和。

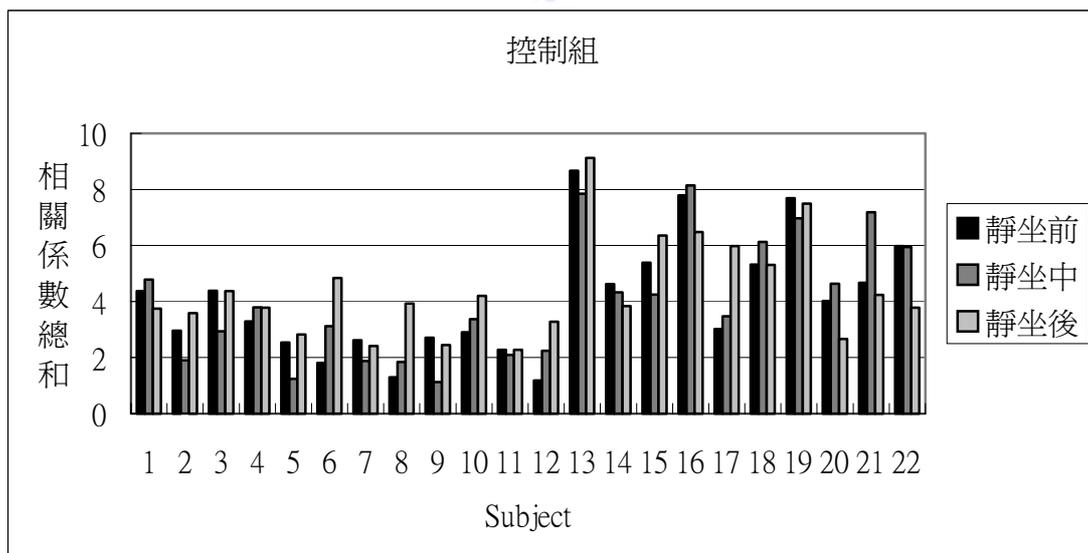


圖 4-16 控制組 VEP 的獨立成分之相關係數總和統計圖

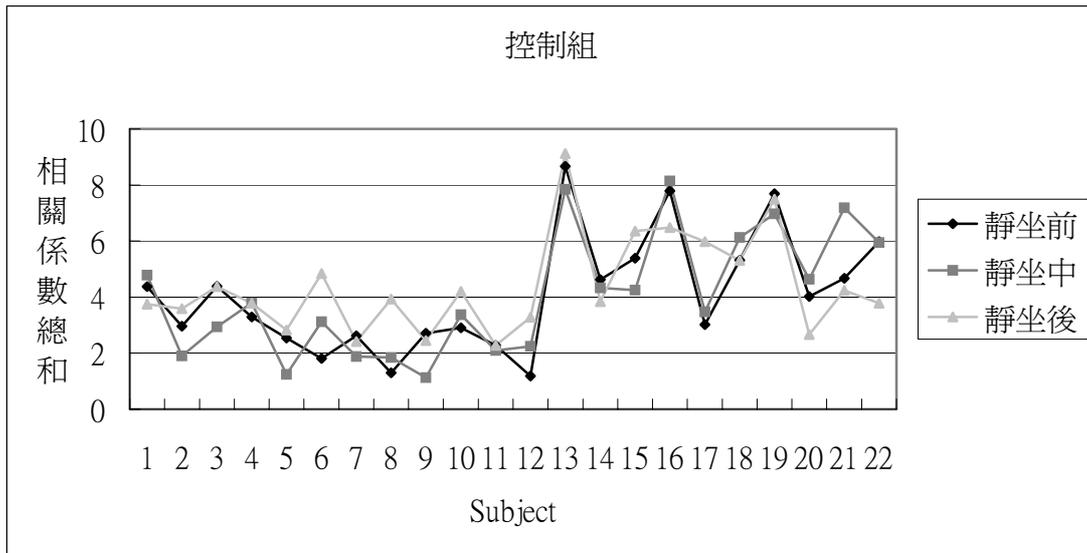


圖 4-17 控制組 VEP 的獨立成分之相關係數總和曲線圖

表 4-1 為實驗組禪定前、中、後 21 位受測者與控制組靜坐前、中、後 22 位受測者 VEP 的獨立成分之相關係數總和的變化統計表。圖 4-18 分別為實驗組與控制組在禪定(靜坐)前、中、後 VEP 的獨立成分之相關係數總和的變化百分比圖。圖中 '+' 代表增加， '-' 代表減少。

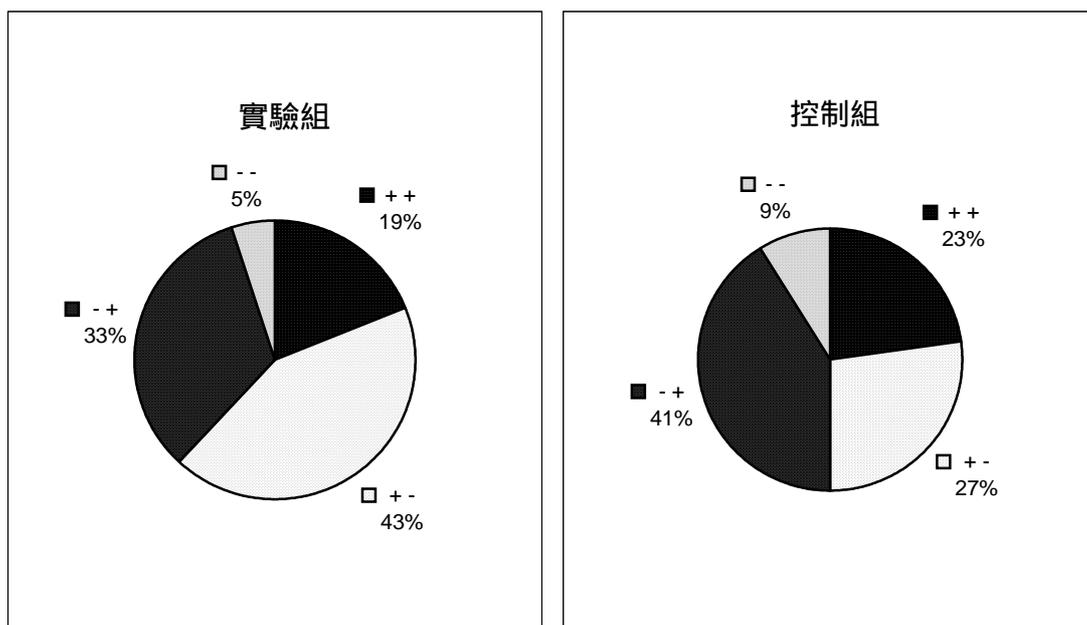


圖 4-18 VEP 的獨立成分之相關係數總和變化百分比圖

禪定(靜坐)前與中	禪定(靜坐)中與後	實驗組總合(人數)	控制組總合(人數)
增加	增加	4	5
增加	減少	9	6
減少	增加	7	9
減少	減少	1	2

表 4-1 實驗組與控制組 VEP 的獨立成分之相關係數總和的變化統計表

實驗組在禪定前、中、後 VEP 的獨立成分之相關係數總和的變化情況，依所佔比例大小依序為先增加再減少(43%)>先減少再增加(33%)>持續增加(19%)>持續減少(5%)。

控制組在靜坐前、中、後 VEP 的獨立成分之相關係數總和的變化情況，依所佔比例大小依序為先減少再增加(41%)>先增加再減少(27%)>持續增加(23%)>持續減少(9%)。

若 VEP 的獨立成分之相關係數總和值越大，則表示受測者每次受到閃光刺激時產生 VEP 的獨立成分的波形延遲時間越接近不變，換句話說，可將受測者看成是一個系統，表示此系統越接近非時變系統 (Time-invariant system)。由實驗結果得知，實驗組佔最大部分為先增加再減少(43%)，表示禪定過程中受到閃光刺激產生 VEP 的獨立成分的波形一致性增加；控制組則為相反，佔最大部分為先減少再增加(41%)，表示靜坐中受到閃光刺激產生 VEP 的獨立成分的波形一致性減少。

4.2.2 討論

由圖 4-14 計算平均實驗組 21 位受測者禪定前、中、後 VEP 的獨立成分之相關係數總和以及圖 4-16 計算平均控制組 22 位受測者靜坐前、中、後 VEP 的獨立成分之相關係數總和，結果得到圖 4-19 實驗組與控制組在禪定(靜坐)前、中、後 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值，而圖 4-20 為由圖 4-18 計算實驗組與控制組禪定(靜坐)中減掉禪定(靜坐)前以及禪定(靜坐)後減掉禪定(靜坐)中 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值增量。

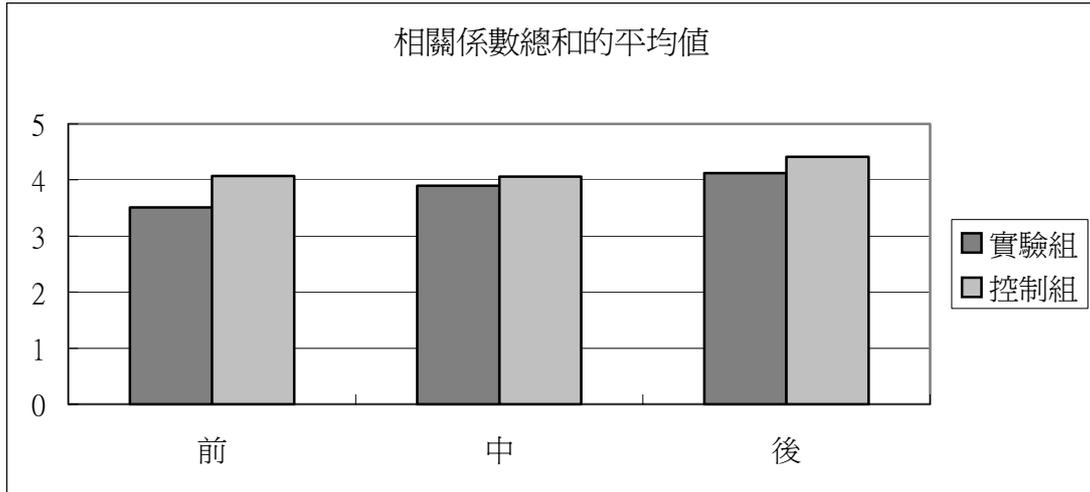


圖 4-19 實驗組與控制組 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值

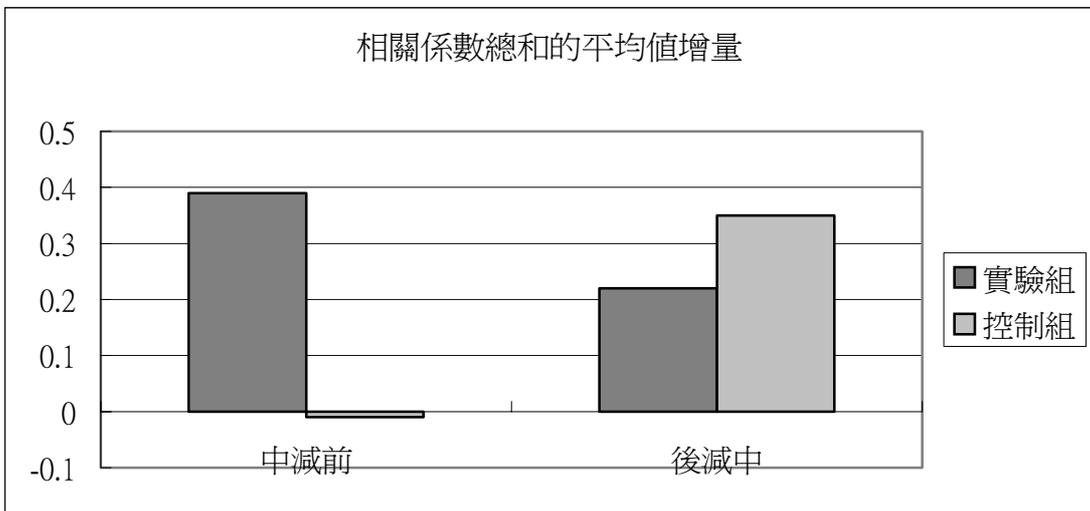


圖 4-20 實驗組與控制組 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值增量

由圖 4-19 與圖 4-20 中可觀察到實驗組與控制組前、中、後 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值變化的差異：

- 1.由圖 4-19 觀察到實驗組在禪定前、中、後的 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值皆小於控制組。
- 2.由圖 4-20 觀察到控制組在靜坐中的 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值比靜坐前減少，但實驗組仍然繼續增加。
- 3.由圖 4-20 觀察到實驗組與控制組由禪定(靜坐)中至禪定(靜坐)後的 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值皆為增加的趨勢，但實驗組在禪定後的 VEP 的獨立成分之相關係數總和的平均值增量較控制組在靜坐後來的小。

4.3 獨立成分分析應用於 VEP (二)：成分重組之特徵強化

VEP 總覽

4.3.1 P100 振幅分布

本章節在探討 ICA 方法對於 P100 振幅分布影響。分析原始 100 次試驗(trials)資料與成分重組後之 100 次試驗 (trials) 資料，分別得到各 100 個值，計算 P100 振幅分布的平均值與標準差。由於原始 P100 的振幅有小數部分，不能統計出 P100 的振幅分布的情形，故下列各圖中的 P100 振幅化為較接近的整數值。而計算 P100 的振幅之平均值與標準差則是使用原始數值。

實驗組實驗結果

圖 4-21 至圖 4-23 分別為實驗組 Subject2004_0221 禪定前、中、後原始資料與成分重組資料 P100 的振幅分布圖。表 4-2 為實驗組 Subject2004_0221 禪定前、中、後原始資料與成分重組資料 P100 之振幅分布的平均值與標準差。

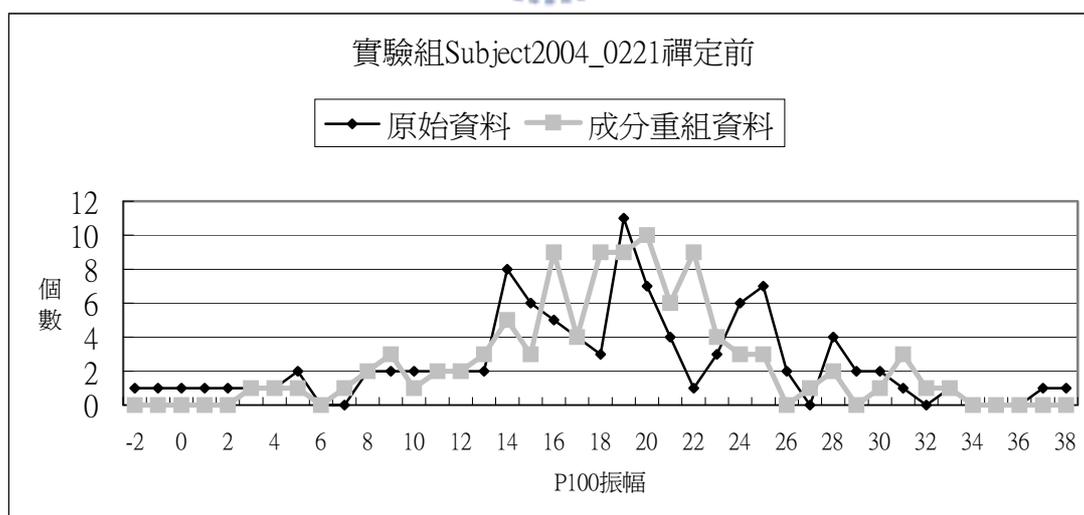


圖 4-21 實驗組 Subject2004_0221 禪定前原始與成分重組資料 P100 振幅分布圖

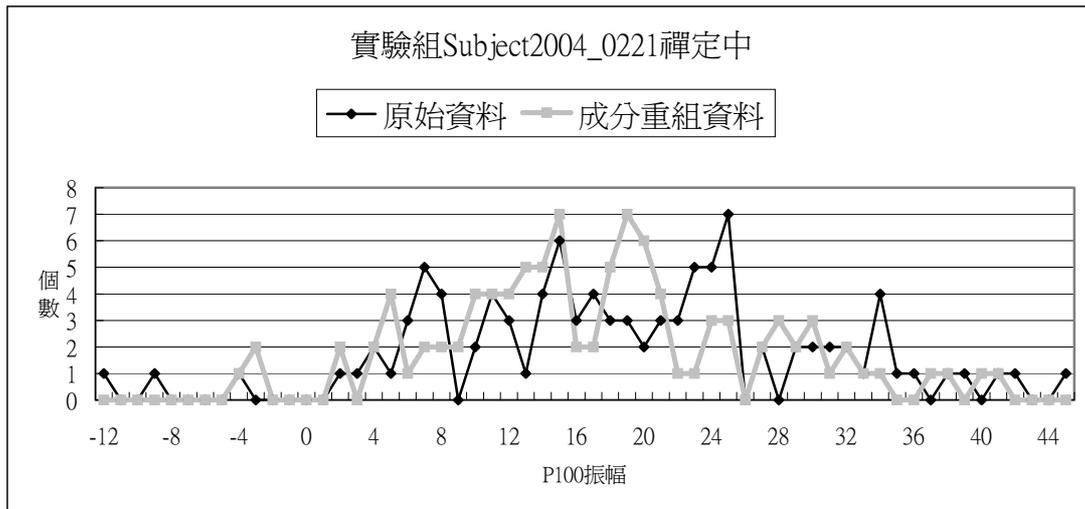


圖 4-22 實驗組 Subject2004_0221 禪定中原始與成分重組資料 P100 振幅分布圖

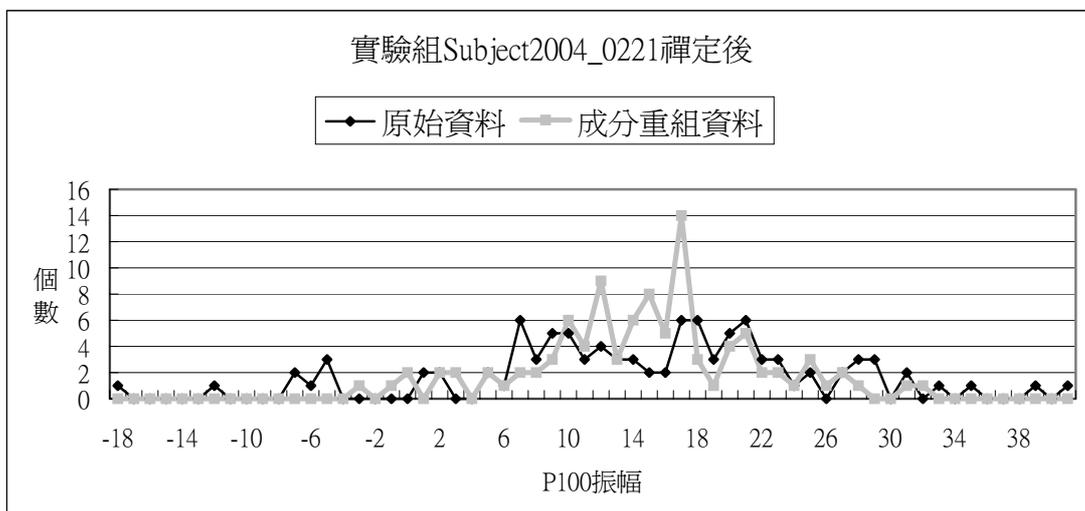


圖 4-23 實驗組 Subject2004_0221 禪定後原始與成分重組資料 P100 振幅分布圖

實驗組 Subject2004_0221	禪定前		禪定中		禪定後	
	原始資料	成分重組資料	原始資料	成分重組資料	原始資料	成分重組資料
Average	18.11	18.52	18.87	17.4	14.79	14.7
STD	7.9	6.05	10.88	9.46	10.71	6.88

表 4-2 實驗組 Subject2004_0221 禪定前、中、後 P100 振幅分布情形

在實驗組 Subject2004_0221 禪定前、中、後原始資料與成分重組資料 P100 振幅分布的分析中，能觀察到成分重組資料 P100 振幅的標準差皆小於原始資料，也就是成分重組資料 P100 振幅分布較為集中。禪定前 P100 振幅分布的標準

差由 7.9 降至 6.05;禪定中 P100 振幅分布的標準差由 10.88 降至 9.46;禪定後 P100 振幅分布的標準差由 10.71 降至 6.88，請參照圖 4-21 至圖 4-23 以及表 4-2。

控制組實驗結果

圖 4-24 至圖 4-26 分別為控制組 Subject2003_0212 靜坐前、中、後原始資料與成分重組資料 P100 的振幅分布圖。表 4-3 為控制組 Subject2003_0212 靜坐前、中、後原始資料與成分重組資料 P100 之振幅分布的平均值與標準差。

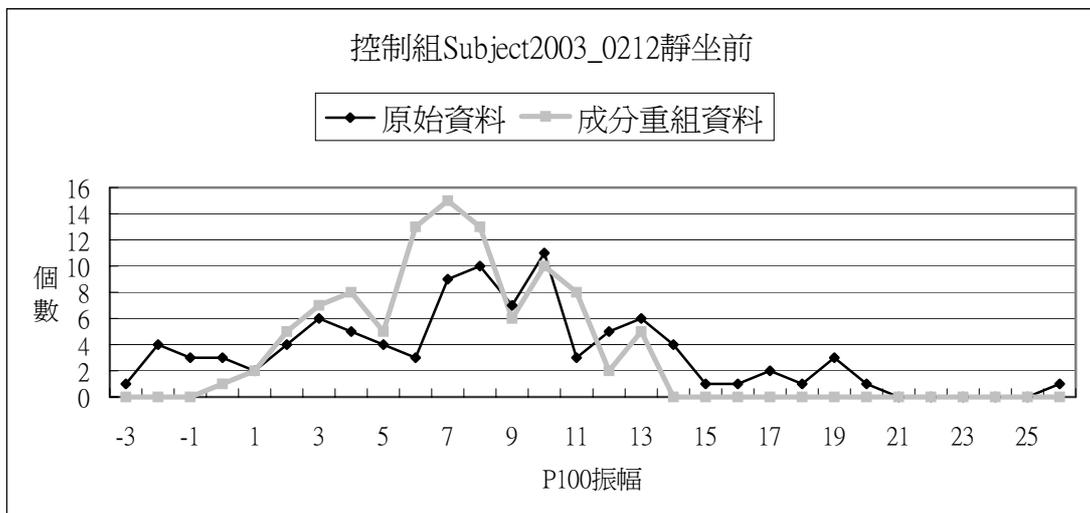


圖 4-24 控制組 Subject2003_0212 靜坐前原始與成分重組資料 P100 振幅分布圖

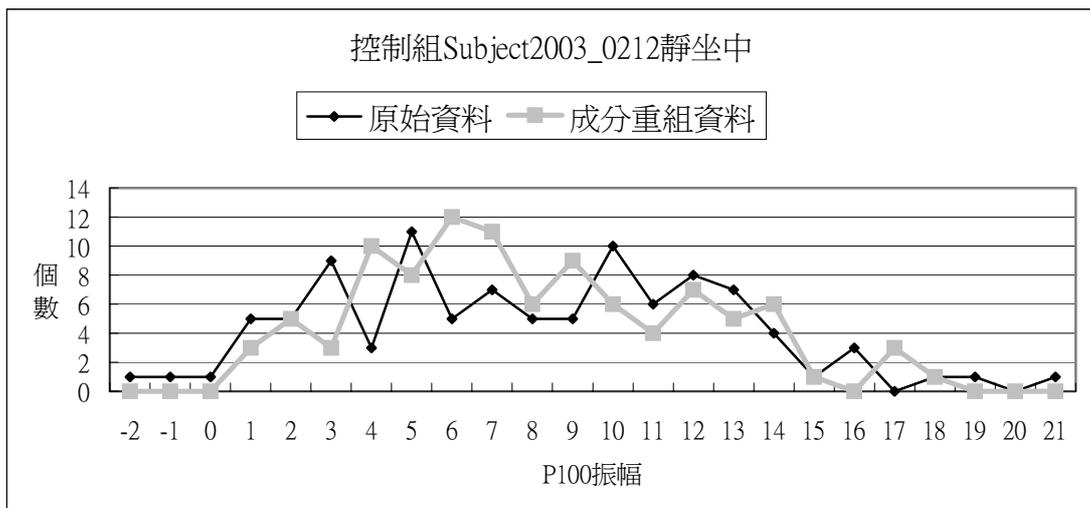


圖 4-25 控制組 Subject2003_0212 靜坐中原始與成分重組資料 P100 振幅分布圖

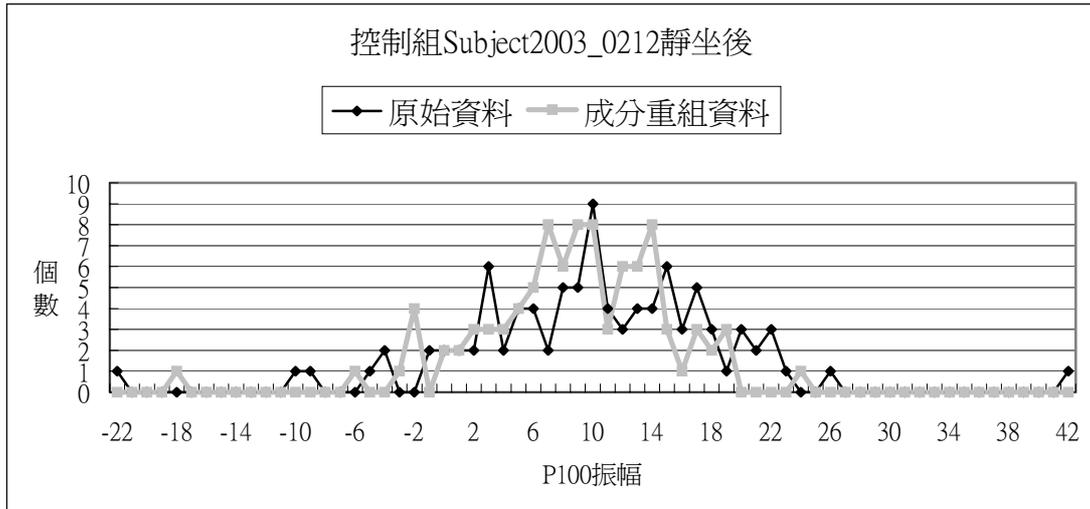


圖 4-26 控制組 Subject2003_0212 靜坐後原始與成分重組資料 P100 振幅分布圖

控制組 Subject2003_0212	靜坐前		靜坐中		靜坐後	
	原始資料	成分重組資料	原始資料	成分重組資料	原始資料	成分重組資料
Average	8.31	7.5	8.79	8.15	10.9	10.79
STD	4.98	3.91	4.78	4.17	7.43	6.26

表 4-3 控制組 Subject2003_0212 靜坐前、中、後 P100 振幅分布情形

在控制組 Subject2003_0212 靜坐前、中、後原始資料與成分重組資料 P100 振幅分布的分析中，能觀察到成分重組資料 P100 振幅的標準差皆小於原始資料，也就是成分重組資料 P100 振幅分布較為集中。靜坐前 P100 振幅分布的標準差由 4.98 降至 3.91；靜坐中 P100 振幅分布的標準差由 4.78 降至 4.17；靜坐後 P100 振幅分布的標準差由 7.43 降至 6.26，請參照圖 4-24 至圖 4-26 以及表 4-3。

4.3.2 特徵與波形相關性強化

由於 VEP 是一個時間訊號，欲分析探討連續 100 次試驗 (trials) VEP 之間波形相關性，本實驗將 100 次試驗 (trials) VEP 切割之後重疊畫出 VEP 的 2D 影像，如下列圖中上方所示，下方波形圖為 100 次試驗 (trials) VEP 的平均，右上方的 color bar 則是以不同顏色代表不同振幅值。本實驗是計算下方波形圖平均 VEP 與上方 100 次試驗 (trials) VEP 之間的相關係數。探討經由 ICA 成分重組使 VEP 的波形延遲時間更接近不變，顯示確實能強化 VEP 特徵與波形相關性。

控制組 Subject2004_0302 靜坐中實驗結果

圖 4-27 與圖 4-28 分別為控制組 Subject2004_0302 受測者靜坐中原始資料與成分重組資料在電極 Oz 的 100 次試驗 (trials) VEP 之 2D 影像以及 100 次試驗 (trials) VEP 的平均波形，表 4-4 為標示圖 4-27 與圖 4-28 波形的相關係數與振幅範圍。

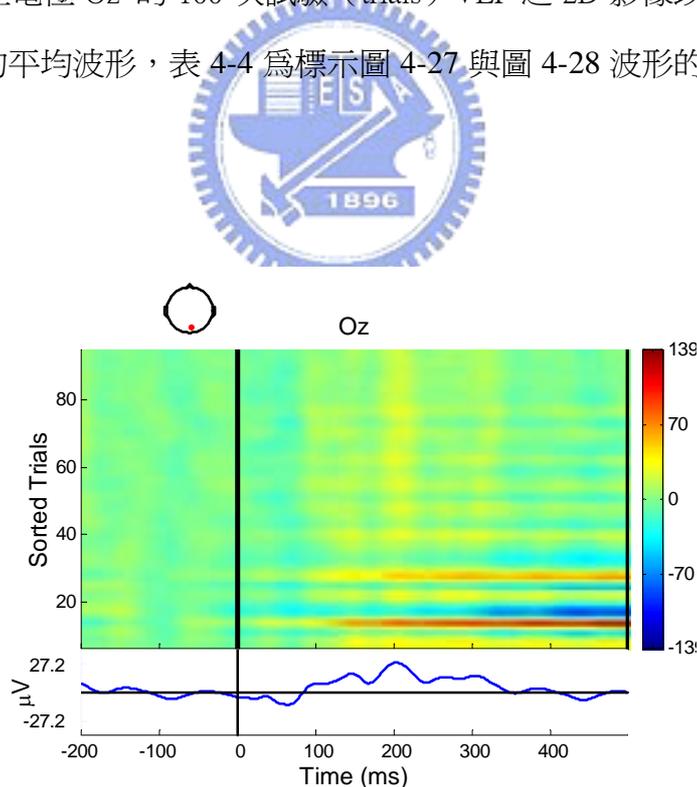


圖 4-27 控制組 Subject2004_0302 靜坐中原始 100 次 VEP 的 2D 影像

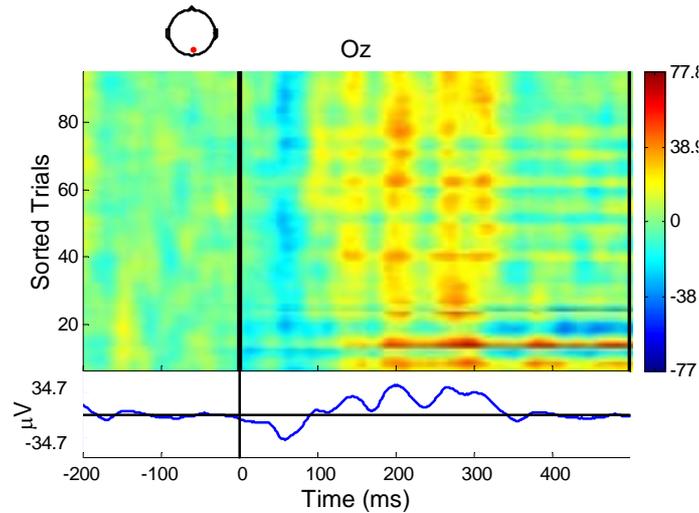


圖 4-28 控制組 Subject2004_0302 靜坐中成分重組 100 次 VEP 的 2D 影像

Subject2004_0302 靜坐中	相關係數	振幅範圍(uV)
原始資料	0.423	139~-139
成分重組資料	0.452	77.8~-77.8

表 4-4 控制組 Subject2004_0302 靜坐中波形相關係數與振幅範圍

在控制組 Subject2003_0302 靜坐中原始資料與成分重組資料 100 次試驗 (trials) VEP 波形相關係數的分析中，能觀察到成分重組 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數高於原始 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數，也就是顯示成分重組後 100 次試驗 (trials) VEP 波形的振幅與延遲時間相似程度較高。控制組 Subject2004_0302 靜坐中 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數由原始的 0.423 增加至 0.452，而 100 次試驗 (trials) VEP 振幅範圍也從 139uV~-139uV 變成 77.8uV~-77.8uV，顯示振幅範圍更集中分布，請參照圖 4-27 與圖 4-28 以及表 4-4。

實驗組 Subject2004_0413 禪定前實驗結果

圖 4-29 與圖 4-30 分別為實驗組 Subject2004_0413 受測者禪定前原始資料與成分重組資料在電極 Oz 的 100 次試驗 (trials) VEP 之 2D 影像以及 100 次試驗 (trials) VEP 的平均波形，表 4-5 為標示圖 4-29 與圖 4-30 波形的相關係數與振幅範圍。

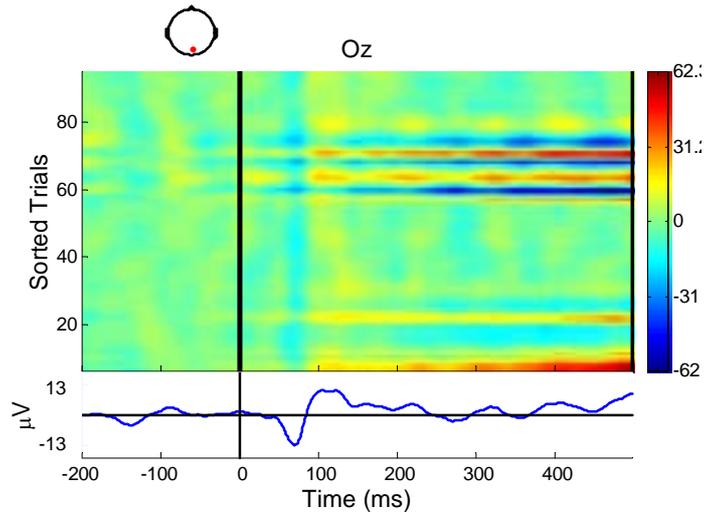


圖 4-29 實驗組 Subject2004_0413 禪定前原始 100 次 VEP 的 2D 影像

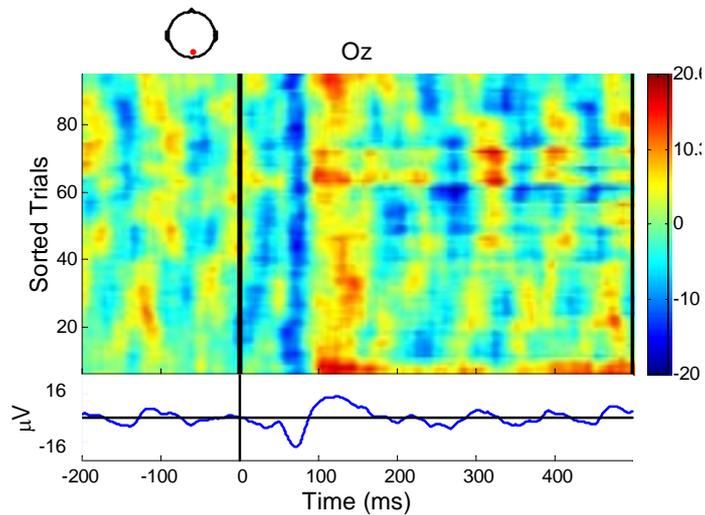


圖 4-30 實驗組 Subject2004_0413 禪定前成分重組 100 次 VEP 的 2D 影像

Subject2004_0413 禪定前	相關係數	振幅範圍(uV)
原始資料	0.255	62.3~-62.3
成分重組資料	0.309	20.6~-20.6

表 4-5 實驗組 Subject2004_0413 禪定前波形相關係數與振幅範圍

在實驗組 Subject2004_0413 禪定前原始資料與成分重組資料 100 次試驗 (trials) VEP 波形相關係數的分析中，能觀察到成分重組 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數高於原始 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數，也就是顯示成分重組後 100 次試驗 (trials) VEP 波形的振幅與延遲時間相似程度較高。實驗組 Subject2004_0413 禪定前 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數由原始的 0.255

增加至 0.309，而 100 次試驗 (trials) VEP 振幅範圍也從 62.3 μ V \sim -62.3 μ V 變成 20.6 μ V \sim -20.6 μ V，顯示振幅範圍更集中分布，請參照圖 4-29 與圖 4-30 以及表 4-5。

實驗組 Subject2004_0419 禪定前實驗結果

圖 4-31 與圖 4-32 分別為實驗組 Subject2004_0419 受測者禪定前原始資料與成分重組資料在電極 Oz 的 100 次試驗 (trials) VEP 之 2D 影像以及 100 次試驗 (trials) VEP 的平均波形，表 4-6 為標示圖 4-31 與圖 4-32 波形的相關係數與振幅範圍。

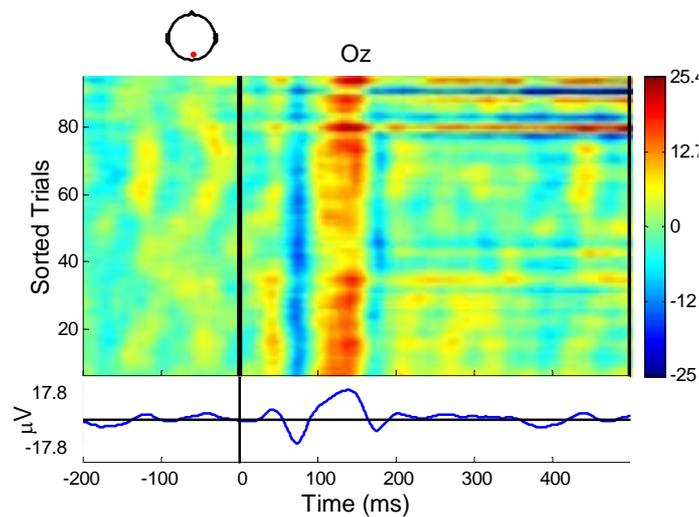


圖 4-31 實驗組 Subject2004_0419 禪定前原始 100 次 VEP 的 2D 影像

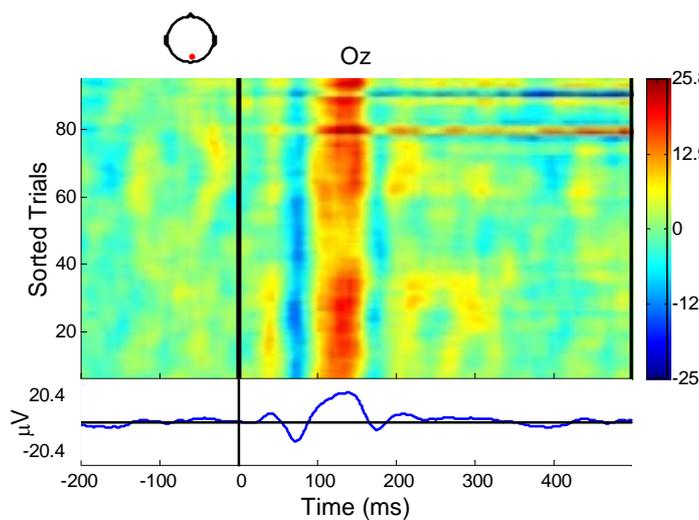


圖 4-32 實驗組 Subject2004_0419 禪定前成分重組 100 次 VEP 的 2D 影像

Subject2004_0419 禪定前	相關係數	振幅範圍(uV)
原始資料	0.413	25.4~-25.4
成分重組資料	0.482	25.8~-25.8

表 4-6 實驗組 Subject2004_0419 禪定前波形相關係數與振幅範圍

在實驗組 Subject2004_0419 禪定前原始資料與成分重組資料 100 次試驗 (trials) VEP 波形相關係數的分析中，能觀察到成分重組 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數高於原始 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數，也就是顯示成分重組後 100 次試驗 (trials) VEP 波形的振幅與延遲時間相似程度較高。雖然實驗組 Subject2004_0419 禪定前 100 次試驗 (trials) VEP 振幅範圍從 25.4uV~-25.4uV 稍微增加變成 25.8uV~-25.8uV，但 100 次試驗 (trials) VEP 波形的相關係數依舊由原始的 0.413 增加至 0.482，請參照圖 4-31 與圖 4-32 以及表 4-6。



4.4 獨立成分分析應用於 VEP (三)：獨立成分空間分布

由於最高相關係數的獨立成分反映出最接近原始 VEP 的波形，故本章節探討此獨立成分的權重空間分布情形，比較實驗組與控制組獨立成分權重空間分布的變化差異。如圖 4-33 所示。圖 4-33 為控制組 Subject2003_0212 靜坐前在電極 Oz 的平均原始 100 次試驗 (trials) VEP 波形與最高相關係數的獨立成分對照圖，圖中的獨立成分是平均 100 次試驗 (trials) 的獨立成分波形，獨立成分的相關係數計算方式與 4.2 節相同。

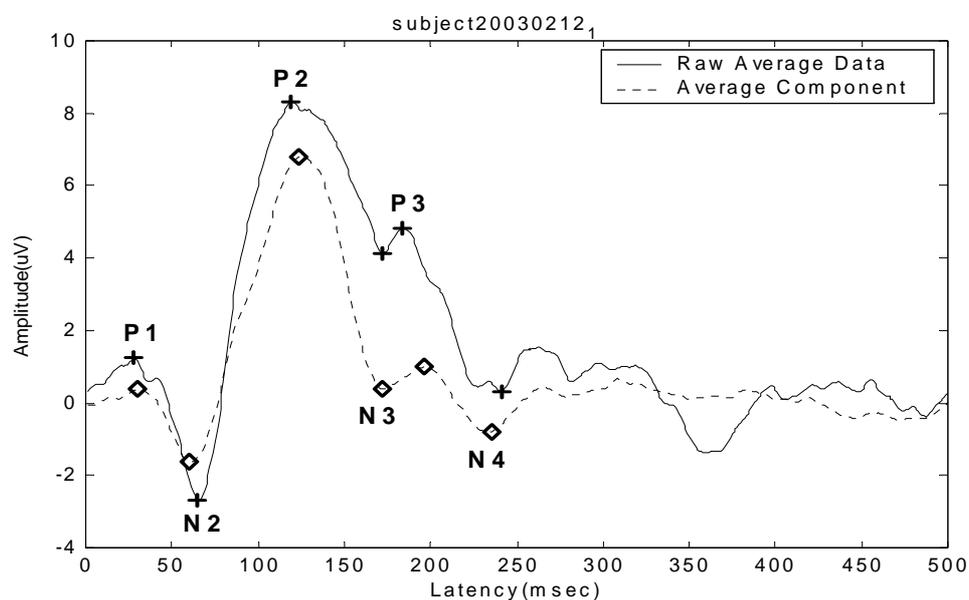


圖 4-33 控制組 Subject2003_0212 靜坐前原始 VEP 與獨立成分對照圖

本實驗總共使用 30 位受測者的資料，實驗組與控制組各有 15 位受測者。分析的方法為實驗組與控制組分別找出最高相關係數的獨立成分，分別將實驗組與控制組各 15 位受測者權重空間分布作平均，探討實驗組與控制組在禪定(靜坐)前、中、後權重空間分布變化的差異。為了看出權重變化的趨勢，將頭皮空間分布大致分為六區：前腦 (Fz)、左腦 (T7)、腦中央 (Cz)、右腦 (T8)、頭頂 (Pz)、後腦 (Oz)。由於成分分布中正負號可反轉，因此權重空間分布在平均前皆已取絕對值。

4.4.1 實驗結果

實驗組實驗結果

表 4-7 至表 4-9 為實驗組分別在禪定前、中、後最高相關係數成分的平均權重空間分布，圖 4-34 至圖 4-36 為實驗組分別在禪定前、中、後最高相關係數成分的各通道平均權重空間分布頭殼圖。

禪定前	Fz	T7	Cz	T8	Pz	Oz
Average	1.875	1.187	1.665	1.888	1.587	1.97
STD	1.409	0.728	1.034	1.559	1.646	1.047

表 4-7 實驗組禪定前平均權重空間分布

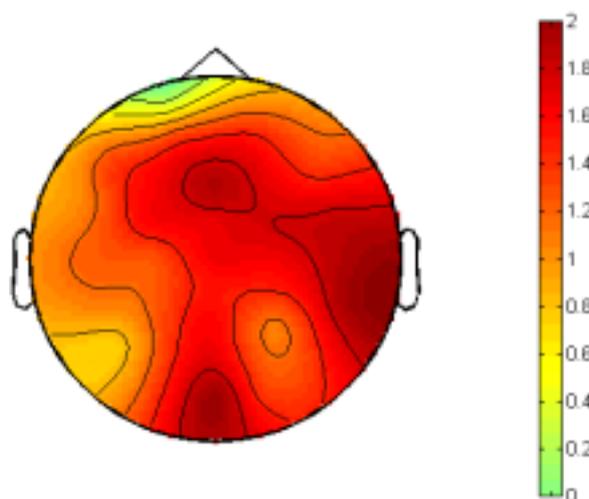


圖 4-34 實驗組禪定前平均權重空間分布的頭殼圖

禪定前前腦 (Fz) 權重分布介於 0.03 到 4.155 之間，禪定前左腦 (T7) 權重分布介於 0.038 到 2.952 之間，禪定前腦中央 (Cz) 權重分布介於 0.088 到 3.597 之間，禪定前右腦 (T8) 權重分布介於 0.319 到 5.719 之間，禪定前頭頂 (Pz) 權重分布介於 0.33 到 5.071 之間，禪定前後腦 (Oz) 權重分布介於 0.448 到 4.843 之間。在禪定前各區域分布的標準差大小依序為頭頂 (1.646) > 右腦 (1.559) > 前腦 (1.409) > 後腦 (1.047) > 腦中央 (1.034) > 左腦 (0.728)。在禪定前各區域的平均權重大小依序為後腦 (1.97) > 右腦 (1.888) > 前腦 (1.875) > 腦中央 (1.665) > 頭頂 (1.587) > 左腦 (1.187)。

禪定中	Fz	T7	Cz	T8	Pz	Oz
Average	1.162	0.848	1.113	1.062	1.492	1.793
STD	0.867	0.546	0.854	0.802	1.136	0.932

表 4-8 實驗組禪定中平均權重空間分布

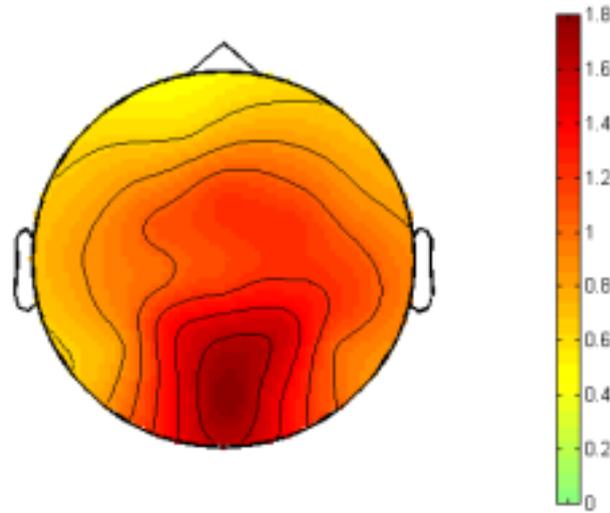


圖 4-35 實驗組禪定中平均權重空間分布的頭殼圖

禪定中前腦 (Fz) 權重分布介於 0.113 到 2.309 之間，禪定中左腦 (T7) 權重分布介於 0.043 到 1.578 之間，禪定中腦中央 (Cz) 權重分布介於 0.102 到 2.292 之間，禪定中右腦 (T8) 權重分布介於 0.002 到 2.243 之間，禪定中頭頂 (Pz) 權重分布介於 0.043 到 4.001 之間，禪定中後腦 (Oz) 權重分布介於 0.167 到 3.72 之間。在禪定中各區域分布的標準差大小依序為頭頂 (1.136) > 後腦 (0.932) > 前腦 (0.867) > 腦中央 (0.854) > 右腦 (0.802) > 左腦 (0.546)。在禪定中各區域的平均權重大小依序為後腦 (1.793) > 頭頂 (1.492) > 前腦 (1.162) > 腦中央 (1.113) > 右腦 (1.062) > 左腦 (0.848)。

禪定後	Fz	T7	Cz	T8	Pz	Oz
Average	1.312	0.847	1.525	1.115	1.666	1.575
STD	1.108	0.701	1.114	0.834	1.805	1.041

表 4-9 實驗組禪定後平均權重空間分布

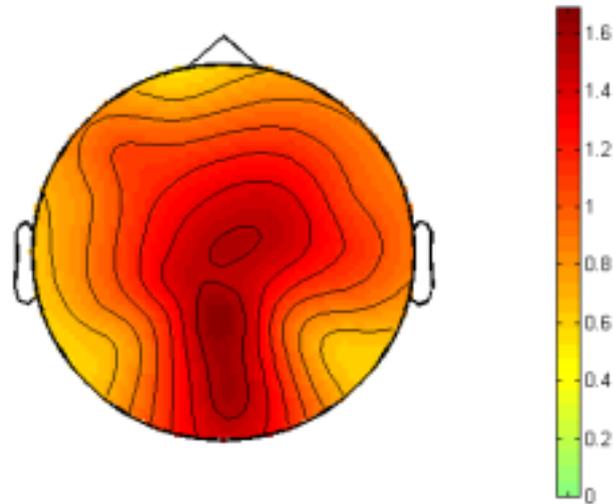


圖 4-36 實驗組禪定後平均權重空間分布的頭殼圖

禪定後前腦 (Fz) 權重分布介於 0.06 到 3.358 之間，禪定後左腦 (T7) 權重分布介於 0.026 到 2.145 之間，禪定後腦中央 (Cz) 權重分布介於 0.031 到 3.788 之間，禪定後右腦 (T8) 權重分布介於 0.067 到 2.616 之間，禪定後頭頂 (Pz) 權重分布介於 0.128 到 6.397 之間，禪定後後腦 (Oz) 權重分布介於 0.437 到 3.609 之間。在禪定後各區域分布的標準差大小依序為頭頂 (1.805) > 腦中央 (1.114) > 前腦 (1.108) > 後腦 (1.041) > 右腦 (0.834) > 左腦 (0.701)。在禪定後各區域的平均權重大小依序為頭頂 (1.666) > 後腦 (1.575) > 腦中央 (1.525) > 前腦 (1.312) > 右腦 (1.115) > 左腦 (0.847)。

控制組實驗結果

表 4-10 至表 4-12 為控制組分別在靜坐前、中、後最高相關係數成分的平均
權重空間分布，圖 4-37 至圖 4-39 為控制組分別在靜坐前、中、後最高相關係數
成分的各通道平均權重空間分布頭殼圖。

靜坐前	Fz	T7	Cz	T8	Pz	Oz
Average	1.956	1.323	1.681	1.257	1.605	1.856
STD	1.146	0.807	1.196	0.773	1.16	1.115

表 4-10 控制組靜坐前平均權重空間分布

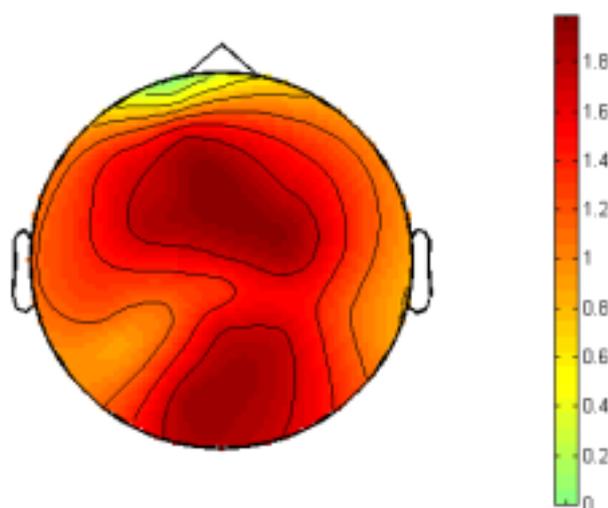


圖 4-37 控制組靜坐前平均權重空間分布的頭殼圖

靜坐前前腦 (Fz) 權重分布介於 0.156 到 4.026 之間，靜坐前左腦 (T7) 權
重分布介於 0.027 到 2.935 之間，靜坐前腦中央 (Cz) 權重分布介於 0.087 到 3.752
之間，靜坐前右腦 (T8) 權重分布介於 0.23 到 2.655 之間，靜坐前頭頂 (Pz) 權
重分布介於 0.073 到 3.771 之間，靜坐前後腦 (Oz) 權重分布介於 0.061 到 3.742
之間。在靜坐前各區域分布的標準差大小依序為腦中央 (1.196) > 頭頂 (1.16)
> 前腦 (1.146) > 後腦 (1.115) > 左腦 (0.807) > 右腦 (0.773)。在靜坐前各區
域的平均權重大小依序為前腦 (1.956) > 後腦 (1.856) > 腦中央 (1.681) > 頭
頂 (1.605) > 左腦 (1.323) > 右腦 (1.257)。

靜坐中	Fz	T7	Cz	T8	Pz	Oz
Average	1.447	1.062	1.464	1.154	1.742	1.923
STD	1.448	0.885	1.387	0.956	1.601	1.118

表 4-11 控制組靜坐中平均權重空間分布

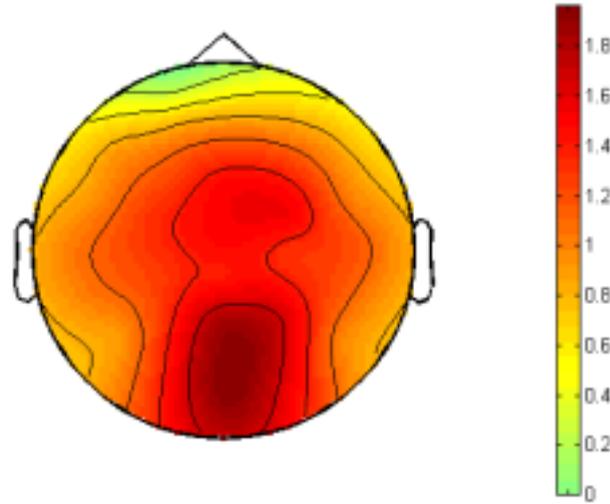


圖 4-38 控制組靜坐中平均權重空間分布的頭殼圖

靜坐中前腦 (Fz) 權重分布介於 0.016 到 5.795 之間，靜坐中左腦 (T7) 權重分布介於 0.023 到 3.01 之間，靜坐中腦中央 (Cz) 權重分布介於 0.079 到 5.383 之間，靜坐中右腦 (T8) 權重分布介於 0.176 到 3.504 之間，靜坐中頭頂 (Pz) 權重分布介於 0.015 到 4.849 之間，靜坐中後腦 (Oz) 權重分布介於 0.065 到 3.639 之間。在靜坐中各區域分布的標準差大小依序為頭頂 (1.601) > 前腦 (1.448) > 腦中央 (1.387) > 後腦 (1.118) > 右腦 (0.956) > 左腦 (0.885)。在靜坐中各區域的平均權重大小依序為後腦 (1.923) > 頭頂 (1.742) > 腦中央 (1.464) > 前腦 (1.447) > 右腦 (1.154) > 左腦 (1.062)。

靜坐後	Fz	T7	Cz	T8	Pz	Oz
Average	1.761	0.97	1.701	1.175	1.628	2.136
STD	0.926	0.776	0.988	0.672	1.29	1.33

表 4-12 控制組靜坐後平均權重空間分布

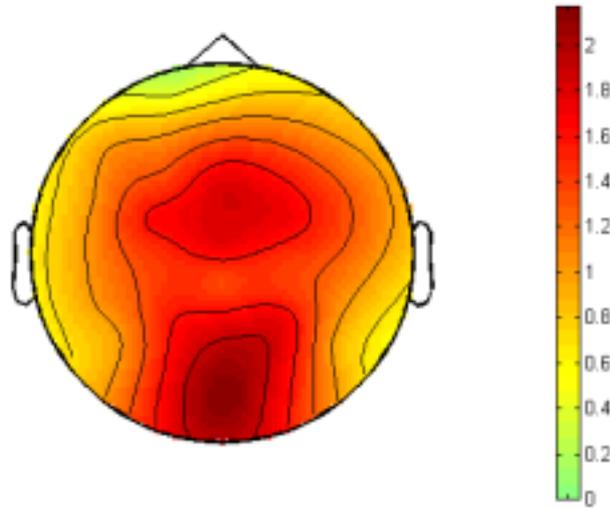


圖 4-39 控制組靜坐後平均權重空間分布的頭殼圖

靜坐後前腦 (Fz) 權重分布介於 0.498 到 4.09 之間，靜坐後左腦 (T7) 權重分布介於 0.147 到 2.678 之間，靜坐後腦中央 (Cz) 權重分布介於 0.216 到 3.859 之間，靜坐後右腦 (T8) 權重分布介於 0.133 到 2.411 之間，靜坐後頭頂 (Pz) 權重分布介於 0.144 到 3.772 之間，靜坐後後腦 (Oz) 權重分布介於 0.418 到 5.666 之間。在靜坐後各區域分布的標準差大小依序為後腦 (1.33) > 頭頂 (1.29) > 腦中央 (0.988) > 前腦 (0.926) > 左腦 (0.776) > 右腦 (0.672)。在靜坐後各區域的平均權重大小依序為後腦 (2.136) > 前腦 (1.761) > 腦中央 (1.701) > 頭頂 (1.628) > 右腦 (1.175) > 左腦 (0.97)。

4.4.2 討論

由權重標準差作比較，實驗組在禪定前、中、後最大權重標準差皆為頭頂 (Pz)，最小權重標準差皆為左腦 (T7)；控制組在靜坐前、中、後最大權重標準差分別為腦中央 (Cz)、頭頂 (Pz)、後腦 (Oz)，靜坐前、後最小權重標準差為右腦 (T8)，靜坐中則為左腦 (T7)。實驗組在頭皮空間上六個區域的權重標準差皆為在禪定中為減少，禪定後為增加；頭頂 (Pz)、右腦 (T8)、前腦 (Fz)、腦中央 (Cz) 與左腦 (T7) 在控制組則為靜坐中為增加，靜坐後為減少，後腦 (Oz) 則隨著靜坐過程增加。

由平均權重作比較，實驗組在禪定前中最大權重為後腦 (Oz)，在禪定後則為頭頂 (Pz)，最小權重在禪定前、中、後皆為左腦 (T7)；控制組在靜坐前最大權重為前腦 (Fz)，在靜坐中後皆為後腦 (Oz)，最小權重在靜坐前為右腦 (T8)，在靜坐中後皆為左腦 (T7)。實驗組：頭頂 (Pz)、右腦 (T8)、前腦 (Fz)、腦中央 (Cz) 的權重在禪定中減少，禪定後增加，後腦 (Oz) 與左腦 (T7) 則隨禪定過程減少；控制組：右腦 (T8)、前腦 (Fz)、腦中央 (Cz)、左腦 (T7) 的權重變化與實驗組相同，後腦 (Oz) 隨著靜坐過程增加，頭頂 (Pz) 則在靜坐中增加，靜坐後減少。

由獨立成分權重分布能反映出 VEP 的能量分布情形，實驗組與控制組在禪定(靜坐)前、中、後成分權重的變化顯示 VEP 受到背景腦電波抑制情形。實驗組與控制組變化有差異的地方為頭頂 (Pz) 與後腦 (Oz)，實驗組在禪定中頭頂 (Pz) 與後腦 (Oz) 受到背景腦電波中 α 波(8-14Hz)能量增強，導致在禪定中 VEP 的能量受到抑制，而禪定後頭頂 (Pz) 的背景腦電波中 α 波(8-14Hz)能量減弱，後腦 (Oz) 的背景腦電波中 α 波(8-14Hz)能量持續增強，控制組靜坐前、中、後的變化情形和實驗組是相反的。

第五章 結論與未來展望

本章主要闡述第四章實驗所研究出的結論，以及本實驗有何不足或需要改進的地方，未來實驗能夠繼續探討的方向與目標，甚至爲了更能掌握受測者情況，實驗設計或流程有何處需要改進，使實驗結果的差異更明顯。

5.1 結論

本論文第二章主要在主要介紹視覺誘發電位的定義及主要特徵，並且敘述擷取視覺誘發電位的方法以及會影響實驗的參數，例如：閃光燈的距離、室內的亮度等。介紹實驗所使用的設備以及實驗步驟，並在實驗結束必須記錄受測者性別、年齡、禪定情況、禪修時間等。

本論文第三章在介紹研究理論與方法。擷取視覺誘發電位的方法最常見是採用平均法，而平均法必須假設誘發電位對於刺激所產生的延遲時間是不變的，持續發生的雜訊（背景 EEG）爲 stationary。雖然這兩個條件太過於理想化，但實際上不會偏離這兩個條件太遠，故所擷取到的誘發電位仍是可以被接受，在本研究主要注重實驗組與控制組之間差異的分析，並沒有對擷取誘發電位的方法加以深入探討。

主要研究視覺誘發電位的分析法爲獨立成分分析法（ICA）。獨立成分分析法相較於常被使用的主成分分析法更能將成分完全分離，能憑藉獨立成分分析法來消除雜訊成分，並達到縮減資料量的功效，以本研究爲例，若要完整觀察所有通道視覺誘發電位必須有 32 組資料，但經由獨立成分分析法後，只需要幾個獨立成分以及權重矩陣即可表達大部分的資訊。

在論文第四章敘述本研究的實驗結果及討論。視覺誘發電位波峰 III-IV-V 平均振幅變化而言，實驗組由禪定前至禪定後平均振幅皆爲增加的趨勢，控制組由靜坐前至靜坐中平均振幅爲增加，而靜坐中至靜坐後平均振幅爲減少。而波峰 V-VI-VII 平均振幅變化則爲實驗組與控制組由禪定（靜坐）前至禪定（靜坐）後

平均振幅皆為增加的趨勢，但控制組平均振幅增加幅度較實驗組大。在探討實驗組與控制組所有受測者擷取到 VEP 獨立成分之平均相關係數的平均變化，實驗組由禪定前至禪定後皆為增加的趨勢；控制組由靜坐前至靜坐中為減少，而靜坐中至靜坐後為增加。在平均權重變化上在右腦 (T8)、前腦 (Fz)、腦中央 (Cz)、左腦 (T7) 的權重由禪定 (靜坐) 前至禪定 (靜坐) 後過程，實驗組與控制組的變化情形是相同的，而在頭頂 (Pz) 而言，實驗組由禪定前至禪定後過程為先減少再增加，控制組則由靜坐前至靜坐後過程為先增加再減少；在後腦 (Oz) 而言，實驗組隨禪定過程減少，控制組則隨靜坐過程增加。頭頂 (Pz) 與後腦 (Oz) 兩個區域皆為接近後腦視覺皮質區，也反映出實驗組與控制組平均權重變化的差異。

5.2 未來展望



本研究只將受測者分成兩類：實驗組與控制組，由於有許多實驗參數皆會影響視覺誘發電位，例如：年齡、禪修時間…等等。將來若收集足夠受測者資料能把實驗組與控制組分成相同年齡範圍以及將實驗組依禪修時間分類，如此才能使實驗組與控制組的實驗條件盡可能相同，進一步能明顯描繪出實驗組與對照組的差異，也能探討實驗組依禪修時間長短所產生視覺誘發電位的差異。

由於本實驗室的研究，例如：心電圖 (ECG)、腦電波 (EEG)、視覺誘發電位 (VEP) …等等生理訊號都是個別分開來探討禪定組與非禪定組之間的差異，因此，將來可將各個生理訊號整合起來，分析禪定過程中視覺誘發電位變化與其他生理訊號之間的關聯性。

參考文獻

- [1] C.D. Michael, W. David, and O. Johnson, "Physiological differences between transcendental meditation and rest," *American Psychologist*, vol.42, pp.879 – 881, 1987.
- [2] J.H. Frederick, "Psychophysiological responsiveness to auditory stimulation using meditation transcendental," *Psychophysiology*, vol.23, pp.71 – 74, 1986.
- [3] F. Travis, and R. K. Wallace, "Autonomic and EEG patterns during eyes-closed rest and transcendental meditation (TM) practice: the basis for a neural model of TM practice," *Consciousness and Cognition* 8, pp.302 – 318, 1999.
- [4] F. Travis, "Autonomic and EEG patterns distinguish transcending from other experiences during transcendental meditation practice." *International journal of Psychophysiology*, vol.42, pp.1 – 9, 2001.
- [5] D.A. Newandee, and S.S. Reisman, "Measurement of the electroencephalogram (EEG) coherence in group meditation," *Bioengineering Conference, Proceedings of the 1996 IEEE Twenty-Second Annual Northeast*, pp.95 – 96, March 14 – 15, 1996.
- [6] Y. Kubota, W. Sato, M. Toichi, T. Murai, T. Okada, and A. Hayashi, "Frontal midline theta rhythm is correlated with cardiac autonomic activities during the performance of an attention demanding meditation procedure," *Cognitive Brain Research* vol.11, issue: 2, pp.281 – 287, April, 2001.
- [7] L.I. Aftanas, and S.A. Golocheikine, "Non-linear dynamic complexity of the human EEG during meditation," *Neuroscience Letters*, vol.330, pp.143 – 146, 2002.
- [8] L.I. Aftanas, and S.A. Golocheikine, "Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation," *Neuroscience Letters*, vol.310, pp.57 – 60, 2001.
- [9] D. Lehmann, P.L. Faber, P. Achermann, D. Jeanmonod, L.R.R. Gianotti, and D. Pizzagall, "Brain sources of EEG gamma frequency during volitionally meditation-induced, altered states of consciousness, and experience of the self," *Psychiatry Research Neuroimaging*, sec.108, pp.111 – 121, 2001.

- [10] S. Makeig, A.J. Bell, T.P. Jung, and T.J. Sejnowski, "Independent component analysis of electroencephalographic data," In *Advances in Neural Information Processing Systems 8*, pp.145 – 151, 1996.
- [11] R. Vigário, "Extraction of ocular artifacts from EEG using independent component analysis," *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, vol.103, pp.395 – 404, 1997.
- [12] R. Vigário, V. Jousmäki, M. Hämäläinen, R. Hari, and E. Oja, "Independent component analysis for identification of artifacts in magnetoencephalographic recordings," In *Advances in Neural Information Processing Systems 10*, MIT Press, Cambridge, pp.229 – 235, 1998.
- [13] M. McKeown, S. Makeig, S. Brown, T.P. Jung, S. Kindermann, A.J. Bell, V. Iragui, and T. Sejnowski, "Blind separation of functional magnetic resonance imaging (fMRI) data," *Human Brain Mapping*, vol.6, no.5 – 6, pp.368 – 372, 1998.
- [14] C.H.M. Brunia, J. Möcks, and M. Van den Berg-Lennsen, "Correcting ocular artifacts—a comparison of several methods," *J. of Psychophysiology*, vol.3, pp.1 – 50, 1989.
- [15] S. Makeig, M. Westerfield, T.P. Jung, S. Enghoff, J. Townsend, E. Courchesne, and T.J. Sejnowski, "Dynamic brain sources of visual evoked responses," *Science*, vol.295, pp.690 – 694, 2002.
- [16] R. Vigário, J. Särelä, and E. Oja. "Independent component analysis in wave decomposition of auditory evoked fields," In *Proc. Int. Conf. on Artificial Neural Networks (ICANN'98)*, pp.287 – 292, 1998.
- [17] R. Vigário, J. Särelä, V. Jousmäki, and E. Oja. "Independent component analysis in decomposition of auditory and somatosensory evoked fields," In *Proc. Int. Workshop on Independent Component Analysis and Signal Separation (ICA'99)*, pp.167 – 172, 1999.
- [18] 張素珠，民90，不同身體活動量與靜坐者睡眠品質之比較研究。
- [19] R. Spehlmann, *Evoked potential primer-visual, auditory, and somatosensory evoked potentials in clinical diagnosis*, Butterworth publishers, 1985.
- [20] H.G. Vaughan, "The perceptual and physiologic significance of visual evoked

response recorded from the scalp in man,” In *Clinical Electroretinography* , pp.203 – 223, 1966.

[21] A. Ducati, E. Fava, and E.D.F. Motti, “Neuronal generators of visual evoked potentials: intracerebral recording in awake humans,” *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol.71, pp.89 – 99, 1988.

[22] M.A. Kraut, J.C. Arezzo, and H.G. Vaughan, “Intracortical generators of the flash visual evoked potentials in monkeys,” *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol.62, pp.300 – 312, 1985.

[23] Lopes da Silva, “Event-related potentials: methodology and quantification,” In *Electroencephalography, basic principles, clinical applications and related fields* (Williams & Wilkins), pp.947 – 957, 1999.

[24] Aapo Hyvärinen, *Independent component analysis* , John Wiley , 2001.

[25] Roberts Stephen, and Everson Richard, *Independent component analysis :principles and practice* , Cambridge University Press , 2001.

[26] Te-Won Lee, *Independent component analysis : theory and applications* , Kluwer Academic Publishers , 1998.

[27] P. Comon, “Independent component analysis, a new concept,” *Signal Processing*, vol.36, pp.287 – 314, 1994.

[28] Aapo Hyvärinen, “New approximations of differential entropy for independent component analysis and projection pursuit.” *Advance Neural Inform. Processing System* 10, pp.273 – 279, 1998.

[29] Aapo Hyvärinen, and Erkki Oja, “Independent component analysis: algorithms and applications,” *Neural Networks*, vol.13, pp.411 – 430, 2000.

[30] Aapo Hyvärinen, “Survey on independent component analysis,” *Neural Computing Surveys*, vol.2, pp.94 – 128, 1999.

[31] Aapo Hyvärinen, “Fast and robust fixed-point algorithms for independent component analysis,” *IEEE Transactions on Neural Networks* , vol.10, no.3, pp.626 – 634, 1999.

[32] Aapo Hyvärinen, and E. Oja, “A fast fixed-point algorithm for independent component analysis,” *Neural Computation*, vol.9, no.7, pp.1483 – 1492, 1997.

[33] Aapo Hyvärinen, “A fast fixed-point algorithm for independent component analysis of complex valued signals,” *International Journal of Neural Systems*, vol.10, no.1, pp.1 – 8, 2000.

[34] S. Makeig, T.P. Jung, A.J. Bell, D. Ghahremani, and T.J. Sejnowski, “Blind separation of auditory event-related brain responses into independent components,” *Proc. of National Academy of Sciences*, vol.94, pp.10979 – 10984, 1997.



附錄 A

實驗前置作業：

1. 讓受測者喝水、上廁所、熟悉環境、休息（緩和受測者情緒，降低影響實驗變因）。
2. 填寫受者同意書，講解實驗流程。
3. 以磨砂膏、酒精棉片去除耳後角質層。
4. 固定電極帽
5. 貼耳後參考電極（reference），打導電膠。
6. 打導電膠，先打地電極（ground，GND）再打其他電極。
7. 頭皮與電極間的阻抗降至 $5K\Omega$ 以下，如果降不下來，可檢查以下兩種情況：
 - a. 如果是整體阻抗都很高，則 GND 多打一些導電膠。
 - b. 如果是單一電極阻抗很高，則該電極多打一些導電膠，否則用三用電表找出問題所在。
8. 打開腦電波錄製儀準備錄製腦電波。
9. 在門口放置實驗中禁止進入的告示。
10. 非實驗用電腦、全部關機（避免電磁波影響受測者腦電波）。
11. 實驗室所有電話全部關機（避免產生聽覺的誘發電位影響受測者腦電波）。
12. 實驗室所有日光燈全部關閉（維持固定的閃光刺激強度）。
13. 之後便可開始腦電波錄製。

附錄 B

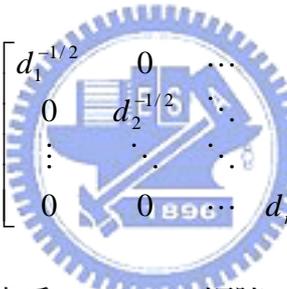
共變異 (Covariance) 矩陣的特徵值分解：

$$C_X = E[XX^T] = EDE^T = \sum_{i=1}^n d_i e_i e_i^T \quad (\text{B-1})$$

$$D = \begin{bmatrix} d_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & d_2 & \ddots & 0 \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & d_n \end{bmatrix} \quad (\text{B-2})$$

其中 E 為正交矩陣且為 $E[XX^T]$ 的特徵向量， D 為對角矩陣且為 $E[XX^T]$ 的特徵值，並且對角線元素皆為正數，因為式子 (B-2)。PCA 定義的 Whitening 矩陣 V 為式子 (B-3)。

$$V = ED^{-1/2}E^T \quad (\text{B-3})$$



$$\text{其中 } D^{-1/2} = \begin{bmatrix} d_1^{-1/2} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & d_2^{-1/2} & \ddots & 0 \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & d_n^{-1/2} \end{bmatrix} \quad (\text{B-4})$$

很容易能證明矩陣 V 確實為 Whitening 矩陣，首先，從特徵向量矩陣 E 為正交矩陣能證明 Z 為 uncorrelated，然後由式子 (3-14) 與式子 (B-1) 能證明 Z 的共變異矩陣為單位矩陣。由於 E 為正交矩陣故滿足 $E^T E = E E^T = I$ ，因此

$$E[ZZ^T] = VE[XX^T]V^T = ED^{-1/2}E^T EDE^T ED^{-1/2}E^T = I \quad (\text{B-5})$$

由式子 (3-6) 與式子 (3-14)，混合矩陣 A 進行 whitening 轉變成另一個矩陣 \tilde{A} ，如下式所示：

$$Z = V \times X = V \times (AS) = \tilde{A} \times S \quad (\text{B-6})$$

然而，混合矩陣 A 再進行 whitening 運算後仍然能被還原，因為式子 (3-8)。

$$Y = W \times Z = W \times (\tilde{A} \times S) = (W \times V) \times A \times S \approx S \quad (\text{B-7})$$

$$\Rightarrow A = V^{-1} \times W^{-1} \quad (\text{B-8})$$

附錄 C

由一次方泰勒展開被推導出來。假設問題在於找出 $f(x)=0$ 的根，給一個初始值 x_0 ，則 $f(x)$ 的一次方泰勒展開能被表示為：

$$f(x) = 0 = f(x_0) + f'(x_0)(x - x_0) + O(h^2) \quad (C-1)$$

其中 $h = x - x_0$ ， $O(h^2)$ 為未知誤差函數，通常在計算中省略。因此，能被簡化成下式：

$$f(x_{n-1}) + f'(x_{n-1})(x - x_{n-1}) = 0 \quad (C-2)$$

當 $O(h^2)$ 被省略時，第一個解 x_1 可能不是 $f(x)=0$ 方程式的正確解，但其會比初始值 x_0 接近正確解。為了這原因，利用疊代法不斷更新初始值，直到解非常接近正確解為止。牛頓法演算法圖解，如圖 C-1 所示。假設通過 $(x_n, f(x_n))$ 的切線方程式為 $g_n(x)$ 。

$$g_n(x) = f'(x_n)(x - x_n) + f(x_n) \quad (C-3)$$

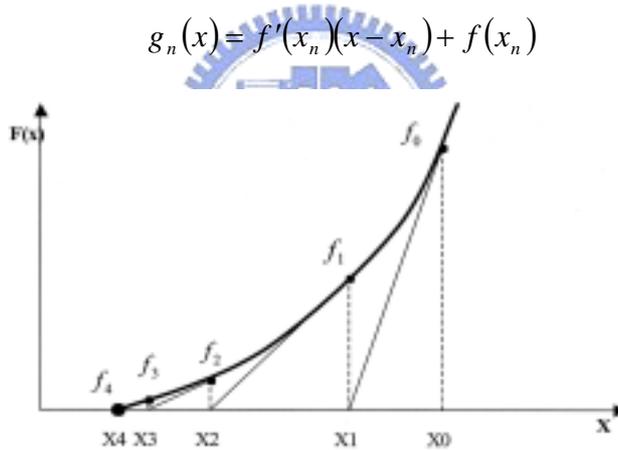


圖 C-1 牛頓法圖解

$g_{n-1}(x)=0$ 的根表示為 x_n 滿足式子 (C-2) 的解，此解如下是所示：

$$x_n = x_{n-1} - \frac{f(x_{n-1})}{f'(x_{n-1})} \quad (C-4)$$

式子 (C-4) 不斷的疊代，直到 x 收斂為止。收斂的條件為

$$|x_n - x_{n-1}| \leq \varepsilon \quad (C-5)$$

其中 ε 為誤差，由使用者自行決定大小。若 ε 非常小，則需要更多次疊代才能達到收斂，但所得到的解更接近正確值。