

第一章前言

1927 年，德國精神科教授函斯伯格（Hans Berger）正式在人類的頭蓋骨上將腦電波訊號（EEG）紀錄下來。但關於腦電波訊號的研究工作一直到 1934 年才有 Adrian 和 Matthews 展開，確立了腦電波訊號對於腦部活動的特殊意義。

腦電波訊號與腦部活動有其相關性，它是由腦神經元的刺激性神經接合後電位（excitatory postsynaptic potential，EPSP）和抑制性神經接合後電位（inhibitory postsynaptic potential，IPSP）所綜合產生形成腦波的主要來源。不同的生理與病理現象可反應至腦電波訊號[1 - 3]，因此如何觀察與分析腦電波訊號就變得相當重要，其中，從腦電波訊號中獲得關鍵性的資訊便成爲一個的課題。

臨床醫學上，爲了考量經濟與效益的限制，通常僅能以有限的錄製點電極（electrode）來記錄特定位置的腦電波訊號，而錄製點的數目與分佈位置對於腦電波訊號資訊的完整與實用性有極大的影響，故希望能夠將多通道腦電波訊號之時空與頻率關聯性加以量化。

1.1 研究背景

腦電波是非常複雜的訊號，在所有討論腦電波訊號電位分佈的研究中，有簡單直覺觀察法，也有精細複雜的數值方法，早期腦電波電位分布只考慮 rms 電位分布與其病理學上的關聯，而今則是將腦電波的多頻道錄製與電腦分析畫出特定頻率成分的等高線圖[4, 5]，其它也有利用統計的方法來分析訊號[6]，即利用錄製頻空間的相關性來得到可能的資訊。

近幾年來腦電波訊號處理與圖形辨識的技術越來越成熟，例如：頻譜圖的觀察[7]，時間－頻率分析方法（time-frequency methods）[8 - 10]，小波轉換[11, 12]，chaos 理論[13, 14]，都實用於深入腦電波訊號探討時空及頻空關聯性。

由於腦電波號是如此的複雜，所以每一種分析方法的發展過程，都是爲了分析與解釋腦電波訊號中的特殊現象，但並非所有的分析方法都適合的。每一種方法的選擇，都是針對特定不同類型腦電波訊號的特性來加以分析。

早期對於腦電波訊號的研究中，例如傅立葉轉換（Fourier Transform, F T）或其它較常用的技術，都是根據腦電波訊號隨時間改變之特性而發展出來。但是傅立葉轉換法只能分析腦電波訊號中，單一通道的頻率特性。但對於腦電波訊號錄製通道間的空間關聯性則無法觀察。

利用頻譜功率函數（power- spectrum）[15 - 17] 分析可以知道腦電波訊號上的不同對之功率分佈狀況。臨床上由此可表示出某頻段之頻譜功率成分以及該成分振幅的量的關係。

互相關的研究（cross-correlation）則是爲了研究腦部各區域的關聯性，也就是空間特性。也有希望探索腦神經位元電位的統計特性，或是腦電波訊號數據的簡化，因爲多通道的腦電波錄製所產生的資料量與所需電腦空間非常的龐大。

禪修究竟有什麼好處呢？禪修者在禪坐打坐時，必須先將自己的思緒沈澱，把雜亂的心收回，使身心達到最平靜的境界。學習禪坐之後，方能夠很快地放鬆自己的肌肉，並將姿勢調整到最舒服狀態，然後透過專注內觀而超越感官意識和下意識的層次，進而能進入『空』，『無我』的意境；藉由禪坐的方法，也能慢慢地去除身心障礙。所以禪坐具有讓身體與精神處於一平靜安穩狀態的作用。禪修者可以感受到身體能量的改變。經過修禪以後，身體的氣自然的變化，具有保持年輕、活力及精神力的作用，可以提高工作效率。而氣的改變可以把一個人的體質從生病改造成不生病，讓退化的細胞可以再生。而這些感受對應到身體臟器的運行將有什麼反應，並無法從外表觀察出來，本研究將透過頻域上的特性觀察禪修者 EEG α 波 30 個通道間的變化情形，與其兩兩通道間的關聯性。而爲了更有效瞭解禪修對身體影響確實有別於一般健康人的反應，將在相當條件下量測一些健康受測者，並比較兩者間的差異。

本研究的實驗對象主要是同樣修習禪宗印心佛法的禪修成員(實驗組)，跟從未受過禪修訓練的健康受測者（控制組）做比較，兩組在相同的條件下接受測試。

1.2 研究動機

人類頭腦是非常複雜的黑盒子，它控制著整個人的身體肢體運動，思考與記憶，腦電波訊號裡含有相當重要的訊息，如何靠現有的訊號分析技術來解讀與量化腦電波訊號則是非常重要的工作，也就是說除了肉眼腦電波訊號判讀外，將腦的區域與功能加以數量化，不管在臨床醫學上疾病的診治或腦部功能的了解都有極大的幫助。

越來越多的電腦訊號處理技術與方法都是為了使腦電波訊號更有意義，因為對腦電波訊號特性的各種假設，因而發展出不同的訊號處理分析技術來解決與解釋其特性。

本論文所用的空間關聯性的分析方法，一致分析法（Coherence），是利用電腦來分析腦電波通道的律動性，例如左右半球對稱部位腦電波間的頻譜功率差異，一致分析法運用在分析腦電波訊號上非常普遍，並且將各頻段的 Coherence 平均表示，能夠更簡單與方便的看出腦電波通道間的關聯性。

1.3 章節安排

本論文章節安排如下：

第一章 前言

第二章 腦電波訊號簡介與實驗步驟

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；第二章介紹腦電波（EEG）的特性，並簡述論文所使用到的設備與實驗流程；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，對實驗組在禪坐前、禪坐中、禪坐後與控制組在休息前、休息中、休息後作比較，然後顯示一致分析法（Coherence）表示前後腦與左右腦頻譜功率函數的關聯性，並探討禪坐（休息）前、禪坐（休息）中、禪坐（休息）後腦電波頻譜功率函數的空間分布；第五章為本論文的結論與未來展望。



第一章 腦電波訊號簡介與實驗步驟

本章主要在介紹腦電波，內容包括腦電波訊號簡介，以及腦電波訊號波形的種類，並且介紹實驗中所使用的設備與實驗流程。

2.1 腦電波訊號紀錄與基本波形探討

本節將針對本文中所錄製之腦電波訊號，其參數設定、錄製規格與基本腦波種類，作一簡單介紹。

2.1.1 腦電波訊號簡介

腦電波訊號，(Electroencephalograph, EEG)為腦神經元的刺激性後胞突接合訊號(excitatory postsynaptic potential, EPSP)和抑制性後胞突接合電訊號(inhibitory postsynaptic potential, IPSP)的綜合作用，目前被廣泛地運用在某些神經系統障礙、臨床診斷(clinical diagnosis)與醫學研究上；腦電波訊號亦提供了良好的資訊，有助於在生理學(physiological)、病理學(pathological)、人類精神狀態(mental states)現象上的了解。

不同的生理與病理現象會反映出不同的腦電波訊號特徵，禪坐時的腦電波變化亦是其中一個，因此，腦電波變化有著其意義及重要性。

腦電波訊號並不是完全隨機的，而是有某種週期性與規律性。在眾多規律波當中，頻率是主要的參考特徵之一，由於頻率成份是 EEG 的重要特質之一，因此對於 EEG 分析其頻譜是必要的。

2.1.2 腦電波訊號波形的種類

數十年對腦電波訊號的觀察與瞭解，發現腦電波訊號的頻率特性極具意義。因此根據腦電波訊號的頻率特徵，給予不同的名稱以利於詮釋與分析。

腦電波訊號依頻率特性可分為下列幾種類型[30]：

δ 波：4 Hz 以下之慢波，熟睡時大腦出現的頻率，如圖 2-1 (a)。

θ 波：4 到 8 Hz 之間，大腦處於深度鬆弛狀態，如圖 2-1 (b)。

α 波：8 到 13 Hz 之間，一般人在清醒、安靜加上閉眼的狀態下，可明顯看到 α 波，頭頂部及枕部的振幅較大，且具規律性，與其它部位相較呈現優位性 (dominant)，大多為 10 Hz 左右，如圖 2-1 (c)。

β 波：13 Hz 以上， β 波振幅常在 $20 \mu\text{V}$ 以下，頭頂中心及側頭等部位較多，如圖 2-1 (d)。

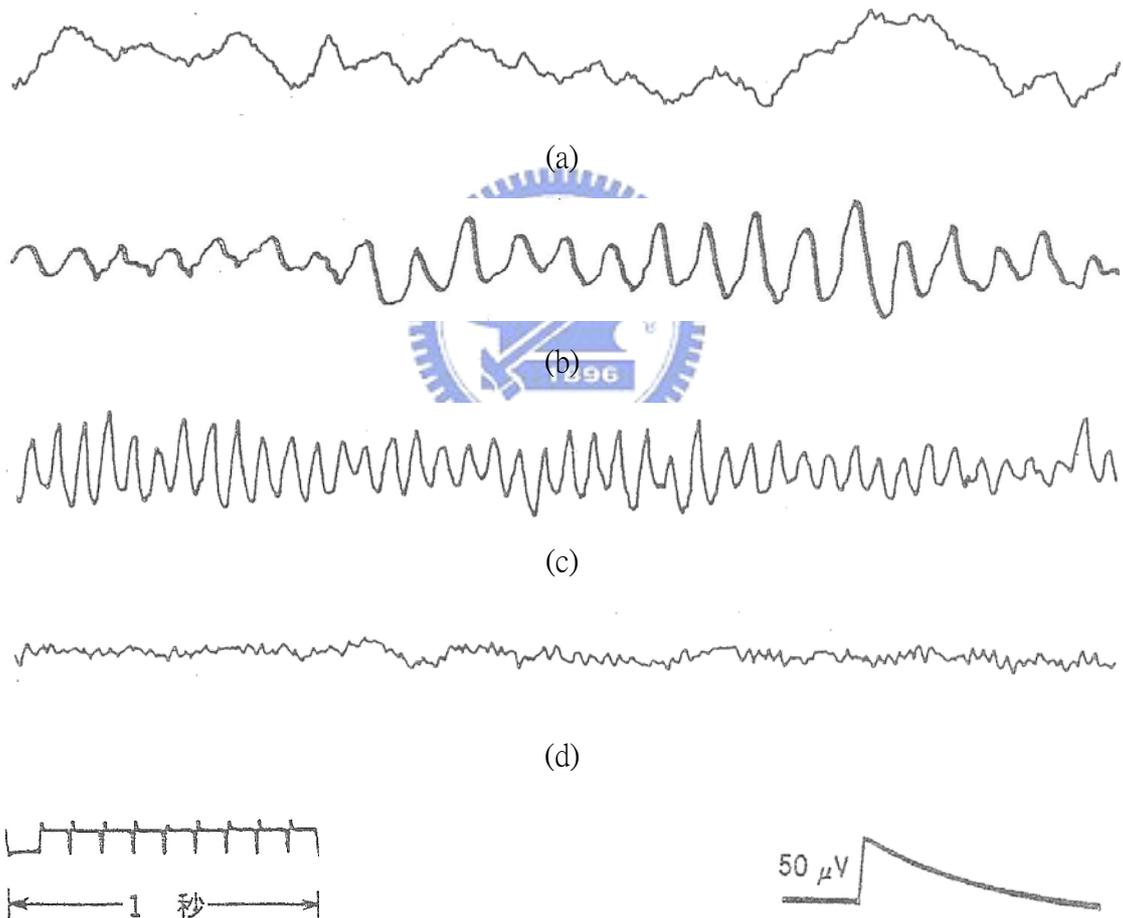


圖 2.1 四種腦電波圖，圖(a)(b)(c)(d)依序為 δ 波、 θ 波、 α 波與 β 波(橫軸單位為秒)

腦電波訊號的頻率變化很容易由頻譜分析的現象觀察到，我們可以注意到 δ 波在頻譜上的振幅通常大於 α 波的振幅，更大於 β 波的振幅，也就是說，腦

電波訊號呈現頻率越高則振幅越小的趨勢。

2.1.3 禪坐與休息之腦電波訊號特性探討

本實驗室（生醫訊號研究實驗室）多年來從事腦電波相關研究，特別著重於禪坐時候的生理與意識變化，致力於很多現象與特徵的瞭解和各種演算法的發展，而腦電波的研究和分析技術也漸趨成熟。但是對於其他生理訊號的瞭解，及不同生理訊號之間是相互影響，一直以來都無進一步探討，而今可藉由新添購的生理訊號儀器同步量測不同生理訊號，因此本研究基於這個原因將探討禪坐時腦電波之變異。

大約在七 0 年代，關於休息冥想生理狀況的研究報導大量出現，尤其是靜坐之腦電波訊號的研究[18, 19]。過去西方科學家在超覺靜坐(Transcendental Meditation) 及瑜珈冥想的研究中，主要以頻譜分析方式探討練習超覺靜坐者之腦電波的變化情形，以期探討腦電波特徵與禪坐狀況間之關聯性，其研究結論中重點分述如下：



- (一) 在靜坐一開始時， α 波出現，其波形振幅強度增大，頻率降低。主要發生於前腦（frontal）及頭頂（central）區。
- (二) 靜坐一段時間後，較低頻的 θ 波伴隨著 α 波交替出現，且由前額延伸至後腦，這種 θ 波的觀察，在有經驗的靜坐者身上尤為明顯，而且不同於昏沉或睡眠時出現的 θ 波。
- (三) 第三種現象則是發現高頻的 β 波出現在整個腦部。與靜坐者之個別報告相比對，顯示這是在「深沉的」乃至「超覺的」靜坐狀態下所出現的腦電波，未修練者並沒有如此規律的 β 波。

對於探討靜坐冥想時，多通道腦電波一致性之現象，研究仍十分有限[20]，Newandee 和 Reisman 於實驗中僅記錄前額兩個左右對稱點之腦電波（F3, F4），

觀察腦電波波形的一致性結論如下：

個人靜坐實驗，作者研究顯示當給受測者充分時間靜坐，幾乎每個有修練靜坐者（相較於未修練者），均能達到 α 波一致性增強的階段。

兩人靜坐實驗，兩人並排而坐，整體而言，腦電波一致性增強，且一致性之發生頻段加寬，作者論斷兩人同時靜坐可進入更放鬆，以及較深知靜坐冥想狀態（deeper state of meditation）。

本論文所分析之多通道腦電波訊號，受測者皆在閉眼禪坐（休息）的狀態下，禪坐（休息）時間約 30 分鐘，主要是在分析與討論多通道腦電波之空間關聯性與一致性，除了觀察腦電波訊號整體的關聯性外，也觀察特定波形（ α 波）之出現情形與不同錄製點之腦電波波形的一致性。



2.2 實驗步驟

2.2.1 實驗設備簡介

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。腦電波(electroencephalograph, EEG)：記錄電極採用依國際標準 10-20 電極位置製做的電極帽(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 2-2 所示)。

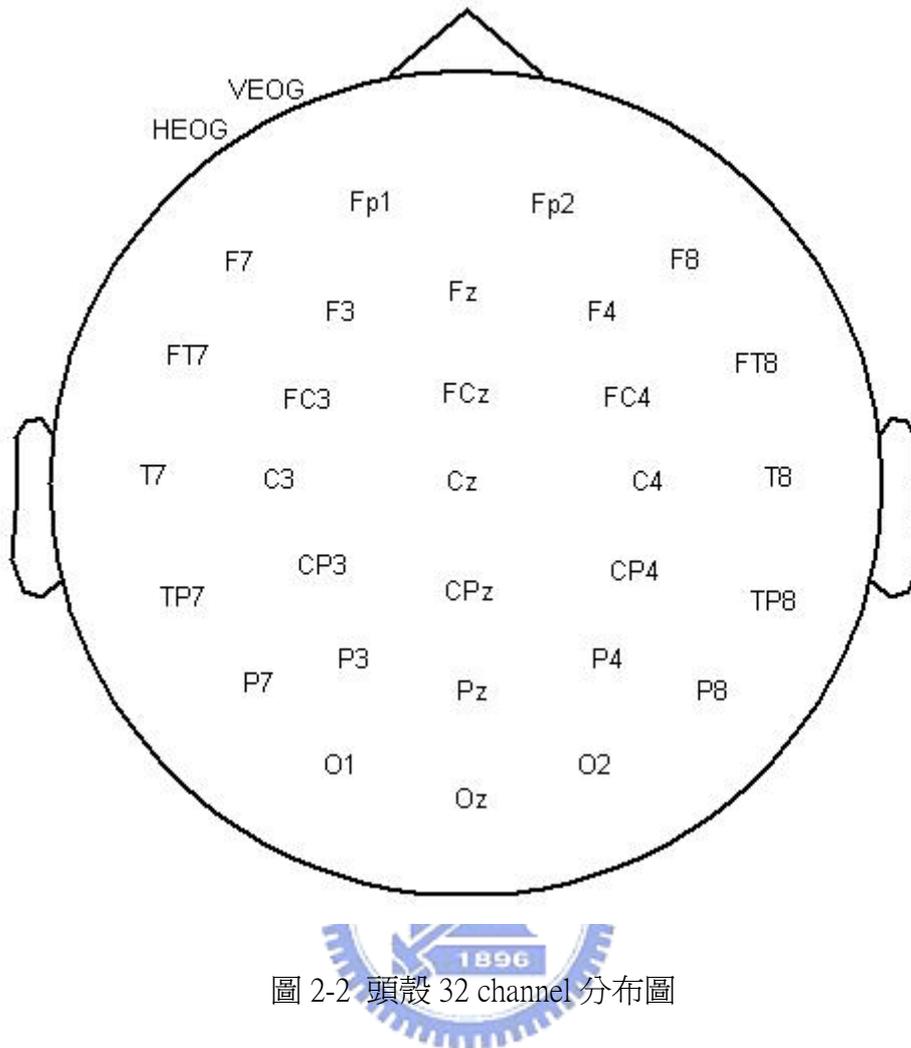


圖 2-2 頭殼 32 channel 分布圖

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 2-3 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 2-3 數位腦電波放大濾波系統

4. 閃光燈（如圖 2-4(a)、(b)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，主要目的用來對受測者做閃光刺激以做為視覺誘發電位(VEP)的量測。



圖 2-4 (a)刺激用的閃光燈



圖 2-4 (b)實驗中的閃光燈

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。

2.2.2 步驟說明

在整個腦電波錄製過程中，我們擷取每個受測者三個時段的腦電波訊號，分別為禪坐(休息)前、禪坐(休息)中、禪坐(休息)後。並取每一時段(兩分鐘)的腦電波 30 channel 資料。在腦電波錄製準備工作完成後，實驗組準備禪坐，控制組準備休息之前，擷取第一段 EEG 訊號，當實驗組禪坐中，控制組休息中再擷取第二段 EEG 訊號，當實驗組禪坐結束，控制組休息結束後擷取第三段 EEG 訊號，然後就完成腦電波錄製。如圖 2-5 所示：

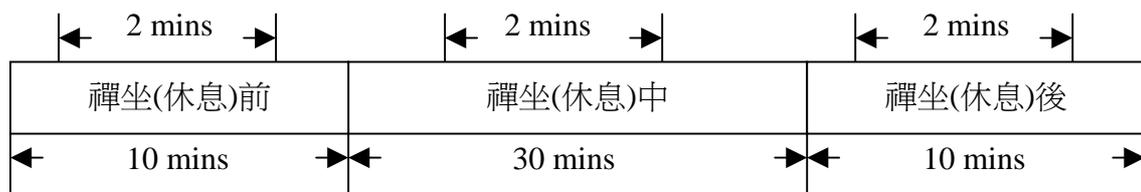


圖 2-5 實驗流程圖

第二章 研究理論與方法

本章主要介紹本論文所採用的方法，第一部分介紹一致分析法(Coherence) 的架構及數學理論，第二部分介紹 α 波的萃取流程，並且描述如何應用這些方法到本實驗測量到的腦電波訊號上。

3.1 一致分析法 (Coherence)

關聯性 (correlation) 可用來測量兩資料序列之相似度。在此過程中，比較兩訊號序列且計算兩訊號相似之程度。關聯性之典型應用包含訊號處理、語音處理、影像處理…等，在統計上也是常用的方法之一。

一致分析法 (Coherence)，此理論方法在學術界應用範圍相當廣範，在文獻上也累積了不少相關的研究，本論文分析腦電波訊號 (EEG)，也採用此方法來分析。此分析方法是針對兩兩腦電波錄製點間作局部空間相關分析，比較通道間的關聯性。

3.1.1 相關性分析

腦電波訊號 (EEG) 被視為隨時間改變且無法預測的訊號。而針對腦波訊號的分析與討論中，為了研究不同腦電波錄製點間之同步性 (synchronization)，互相關 (cross-correlation) 和自相關 (autocorrelation) 的分析方法是最常被使用的。

互相關函數(cross-correlation function)：

對兩序列 $x(n)$ 與 $y(n)$ 而言， $r_{xy}(l)$ ，定義成：

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)y(n-l), \quad l=0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (3.1)$$

或等效於：

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n+l)y(n), \quad l=0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (3.2)$$

其中，索引 l 為(時間)平移(或延滯)參數，而下標 $x y$ 在互相關函數 $r_{xy}(l)$ 中顯示欲關聯之序列。下標之順序，在式(3.1)中， x 在 y 之前，意指 $x(n)$ 保持不移位，而 $y(n)$ 在時間軸上平移 l 個單位， l 為正向右移， l 為負向左移。同理，在式(3.2)中， $y(n)$ 保持不移位，而 $x(n)$ 在時間軸上平移 l 個單位， l 為正向左移， l 為負向右移。

當 $x(n)$ 與 $y(n)$ 之角色互換時，其互相關序列變為：

$$r_{yx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} y(n)x(n-l), \quad l=0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (3.3)$$

或相當於：

$$r_{yx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} y(n+l)x(n), \quad l=0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (3.4)$$

比較式(3.1)與式(3.4)或式(3.2)與式(3.3)，我們發現，

$$r_{xy}(l) = r_{yx}(-l) \quad (3.5)$$

此意味著 $r_{yx}(l)$ 為 $r_{xy}(l)$ 對於 $l=0$ 之摺疊。因此， $r_{yx}(l)$ 與 $r_{xy}(l)$ 具有相同資訊。

自相關函數(autocorrelation function)：

當 $y(n) = x(n)$ 時，互相關函數變成自相關函數。結果，在式(3.1)與式(3.2)中， $y(n)$ 被 $x(n)$ 取代，可得自相關函數 $r_{xx}(l)$ ，定義如下：

$$r_{xx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)x(n-l), \quad l=0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (3.6)$$

或相當於：

$$r_{xx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n+l)x(n), \quad l=0, \pm 1, \pm 2, \pm 3, \dots \quad (3.7)$$

由上述方程式，很明顯的，最大自相關發生在 $l = 0$ ，因為兩序列之同相位(in-phase)關係。當 l 增加，自相關便增加。



3.1.2 一致分析法應用於 EEG 分析

Coherence 函數公式是由兩個訊號之交互頻譜函數 (cross-spectrum)和頻譜功率函數 (power spectrum) 計算得來的，Coherence 法是計算訊號在某一頻段上之線性相關，也就是兩訊號於特定頻段之關聯性強度，下面就對 Coherence 法的架構及數學理論做介紹。

平均值為零 (zero mean) 的隨機訊號 $x(n)$ ，其自相關函數 (autocorrelation function) $r_{xx}(l)$ 可以定義為訊號本身 $x(n)$ 和其時間位移 $x(n+l)$ 之關係，其數學式表示如下：

$$r_{xx}(l) = \frac{1}{Q} \sum_{n=0}^{Q-1} x(n)x(n+l), \quad l=0,1,2,3,\dots, (Q-1) \quad (3.8)$$

其中 Q 為週期，訊號 $x(n)$ 之頻譜功率函數的定義為，訊號 $x(n)$ 經自相關函數式(autocorrelation equation) (3.8) 運算後，再經過傅立葉轉換[21]，功率頻譜函數式(power spectrum equation) $S_{xx}(k)$ 表示如下：

$$S_{xx}(k) = \sum_{l=0}^{N-1} r_{xx}(l) e^{-j2\pi kl/N}, \quad k=0,1,2,3,\dots,(N-1) \quad (3.9)$$

從式(3.8)與式(3.9)可得知自相關函數 $r_{xx}(l)$ 與頻譜功率函數 $S_{xx}(k)$ 互為傅立葉轉換對。

同樣地，兩個有限序列，長度與週期皆相同，平均值為零的訊號 $x(n)$ 和 $y(n+l)$ 其互相關函數(cross-correlation function) $r_{xy}(l)$ 則可以列式如下：

$$r_{xy}(l) = \frac{1}{Q} \sum_{n=0}^{Q-1} x(n)y(n+l), \quad l=0,1,2,3,\dots,(Q-1) \quad (3.10)$$

其中 Q 為週期，而從式(3.8)與式(3.9)可推得式(3.10)互相關函數 $r_{xy}(l)$ 之傅立葉轉換如式(3.11)：

$$S_{xy}(k) = \sum_{l=0}^{N-1} r_{xy}(l) e^{-j2\pi kl/N}, \quad k=0,1,2,3,\dots,(N-1) \quad (3.11)$$

則我們可由式(3.9) 和式(3.11) 定義一致分析法函數 (Coherence function) 如下：

$$C_{xy}(k) = \frac{|S_{xy}(k)|^2}{S_{xx}(k)S_{yy}(k)} \quad (3.12)$$

3.1.3 腦電波基本頻段之 Coherence

式(3.12) Coherence 分析法可用來估側兩個錄製點間腦電波之頻譜功率的相關係數 (correlation coefficient) ，此分析方法是針對兩兩腦電波錄製點間作局部空間相關分析，局部 Coherence 可當作是用來計算腦部鄰近區域之頻率關聯性的數學工具。

若兩訊號於同一頻段中之頻譜功率大小相異，則會降低 Coherence 之值。當 Coherence 等於最大值 (等於 1) ，表示兩個訊號在此頻段間有最好的相關性。若其之一訊號無此頻段之波形，則 Coherence 為最小值 (等於 0) ，也就是說我們把 Coherence 之值標準化至 0 ~ 1 。

在本論文中計算 Coherence 過程中的頻譜轉換，我們是利用快速傅立葉轉換 (Fast-Fourier-Transform , FFT) [22- 27] ，分別對每個通道分時間區段作分析，以兩秒當作一個視窗，取樣頻率為 1000Hz ，做 2000 點快速傅利葉轉換 (FFT) ，將腦電波由時間函數轉換至頻率函數上，計算 8 ~ 13 Hz(α 波)頻段腦電波訊號兩兩通道之間 α 波 Power Spectrum 的 Coherence ，至於時間區段的選取，將在下節做介紹。

3.2 萃取腦電波 α 波能量之方法

上一節介紹 Coherence 分析的數學理論架構與方法，在本節中將介紹 α 波 Power Spectrum 的萃取方法，以流程圖的方式說明流程步驟。以及對時間區段的選取方法，作一基本描述。

3.2.1 腦電波 α 波 Power Spectrum 萃取流程

在進行實驗之前要給受測者戴上電極帽，再將受測者電極帽上的通道打上導電膠以降低頭皮的阻抗到 $5K\Omega$ 以下，過程中會與受測者聊天並放輕鬆的音樂使受測者盡量處於放鬆的狀態。

之後進行實驗再以實驗室之腦電波錄製機將受測者之腦電波訊號擷取出來，之後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，並把處理之後所得的數位腦電波訊號存入個人電腦存成腦電波檔案。此時得到的訊號為時域訊號，將訊號轉為頻域訊號[28, 29]，再利用前面章節所介紹之理論方法，萃取出屬於 α 波(8~13Hz)的頻帶範圍的能量。流程如圖 3-1 所示：

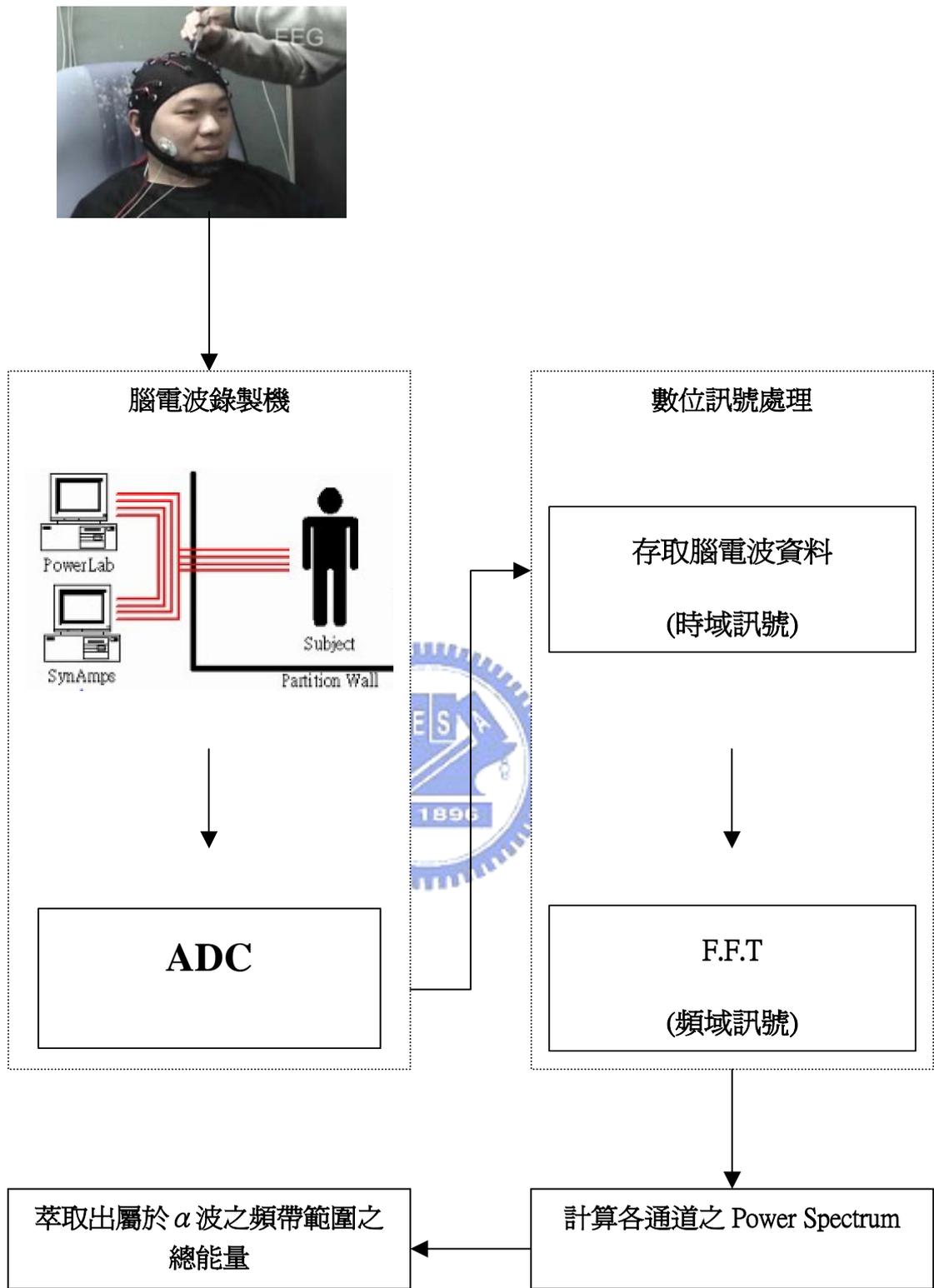


圖 3-1 腦電波 α 波 Power Spectrum 萃取流程圖

3.2.2 時間區段的選取方法

本論文以兩秒當作一個時間區段，隨著時間切割出兩分鐘的腦電波資料來進行 α 波能量分析，取法如圖 3.2 所示。之所以要以「兩秒長度」當作時間區段原因敘述如下：

- (1) 為有些低頻的腦電波有些只有在時間軸上出現數秒長度(中高頻腦電波出現時間較長)，若取數秒長的時間區段，容易造成較多的時間區段內含有兩個頻帶過渡階段的腦電波訊號，這樣會增加將來在頻帶萃取的困難度；若取兩秒當作時間區段，則含有頻帶過渡階段腦電波的時間區段數目會少很多，大多數時間區段內只含單一頻帶腦電波，這樣會使腦電波的頻帶類別變得單純，將來頻帶萃取正確率會較高。
- (2) 用遠小於兩秒的時間區段來取腦電波資料，雖然取得的腦電波資料其為過渡頻帶腦電波的數目會變少，不過在萃取腦電波特徵時，因為訊號太短，會造成低頻特徵不明顯，因此頻帶萃取正確率會下降。

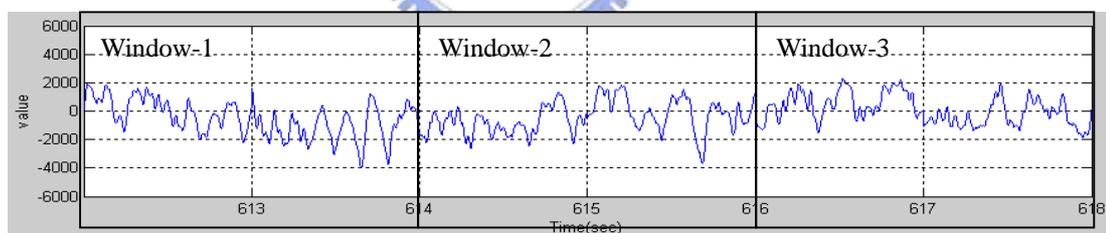


圖 3-2 以兩秒為一時間區段方式依序取出腦電波資料圖解

以 Rectangular window 每兩秒取一次，並各別計算每兩秒 30 個通道間的 α 波能量，而選取的時間區段為禪坐(休息)前、中、後各取兩分鐘，所以有三個時間區段，一個時間區段為 120 秒，再將每通道間的 α 波能量平均值取權重，並單位化，比較每個通道在空間上佔所有通道的權重平均單位值，大小範圍為 0~1。

3.3 成對樣本 T 檢定(Paired t - test)理論

比較多種處理方式時，常遇到無法控制的條件，不可能控制實驗組與控制組均相同條件，因此爲了排除外在差異因素，處理方式常以使用同一樣本作比較。

爲了比較實驗組與控制組在禪坐(休息)前、中、後 Coherence 的差異性，本論文採用統計上常用的成對樣本 t 檢定(Paired t - test)，兩樣本平均數的 t 檢定分析旨在比較變異數相同的兩個母群之間平均數的差異，或比較來自同一母群之兩個樣本之間的不同。成對樣本 t 檢定(Paired t - test)的公式表示如下：

$$t = \frac{\bar{D}}{S_D / \sqrt{N}} \quad (3.13)$$

\bar{D} = 樣本個數的平均值

S_D = 樣本的標準差 (standard deviation)

N = 樣本數目



由式得到的 t 值，可以計算出相對應的 p 值，如果 p 值小於 0.05，則認定兩樣本有顯著性的差異。

第三章 實驗結果

本章主要分為兩個部分，第一個部分是使用一致分析法(Coherence)，分析前後腦與左右腦兩兩通道間 α 波功率頻譜函數(Power Spectrum)的關聯性，比較實驗組與控制組功率頻譜函數變化的差異，或是禪修者的腦電波之變化。第二部分是探討禪坐(休息)前、中、後各通道間 α 波功率頻譜函數權重空間分布，並量測其間 α 波功率頻譜函數的增減情形。在本論文中我們只作方法理論之探討，在未來的發展裡我們可以再深入探討與研究，將此方法延伸，例如分析人的肢體動作、心智運算、睡眠狀態、冥想禪坐狀態下，所對應腦電波之局部區域的相關分析。

4.1 一致分析法之分析與探討

本章節實驗使用一致分析法(Coherence)，實驗過程中共擷取為三時段分別為禪坐(休息)前、中、後，所量測到之 α 波 Power Spectrum，每段各取兩分鐘(120秒)，每 2 秒進行一次 Coherence 計算，將腦電波由時間函數轉換至頻率函數上，分析實驗組 / 控制組在禪坐 / 休息前、中、後兩兩通道間 α 波的 Power Spectrum 變化的關聯性。

實驗參數：10 位健康的受測者(5 位實驗組、5 位控制組)，沒有任何生理不適，並排除睡眠異常與精神病。實驗組與控制組受測者皆為男生，其基本資料如下頁表 4-1、表 4-2 所示，其中禪修時間單位為年，盤腿時間單位為分鐘。

表 4-1 實驗組基本資料

實驗組	性別	年齡	禪修時間	盤腿時間
Subject 20050203	男	28.3	9	30
Subject 20050321_1	男	23.5	1	80
Subject 20050323-1	男	28	2.5	60
Subject 20050329-1	男	33.5	10.5	60
Subject 20050401-3	男	27	8	60

表 4-2 控制組基本資料

控制組	性別	年齡
Subject 20050304	男	25.5
Subject 20050321_2	男	25
Subject 20050322	男	30
Subject 20050323_2	男	25
Subject 20050329_2	男	28

4.1.1 前後腦之相關分析

前後腦分析之兩兩通道如下：Fz-Cz、Fz-Pz、Fz-Oz、Cz-Pz、Cz-Oz、Pz-Oz 共六對，腦電波錄製的系統則為第二章所介紹的 10 / 20 系統（圖 2-2），所以可以知道其腦電波錄製點之排列方式是從前腦排到後腦。

實驗組實驗結果：總共有 5 位受測者，將每位受測者禪坐前、中、後的狀態下所量測到 α 波的 Power Spectrum，並計算其 Coherence 平均值。

表 4-3 實驗組在禪坐前、中、後前後腦通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 平均值變化統計表

Coherence	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前	0.808	0.395	0.329	0.612	0.309	0.527
禪坐中	0.826	0.446	0.325	0.644	0.318	0.501
禪坐後	0.791	0.392	0.345	0.617	0.328	0.527

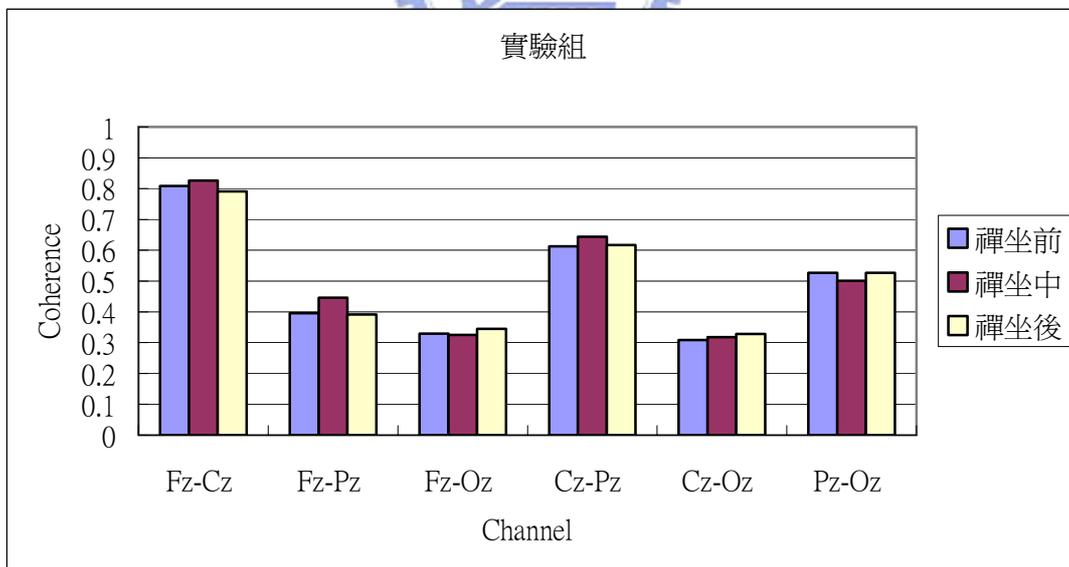


圖 4-1 實驗組在禪坐前、中、後前後腦通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 平均值變化直條圖

控制組實驗結果：總共有 5 位受測者，將每位受測者休息前、中、後的狀態下所量測到 α 波的 Power Spectrum，並計算其 Coherence 平均值。

表 4-4 控制組在休息前、中、後前後腦通道間 α 波 Power Spectrum Coherence 平均值變化統計表

Coherence	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前	0.811	0.460	0.290	0.651	0.322	0.586
休息中	0.832	0.503	0.340	0.673	0.362	0.601
休息後	0.816	0.470	0.312	0.651	0.334	0.585

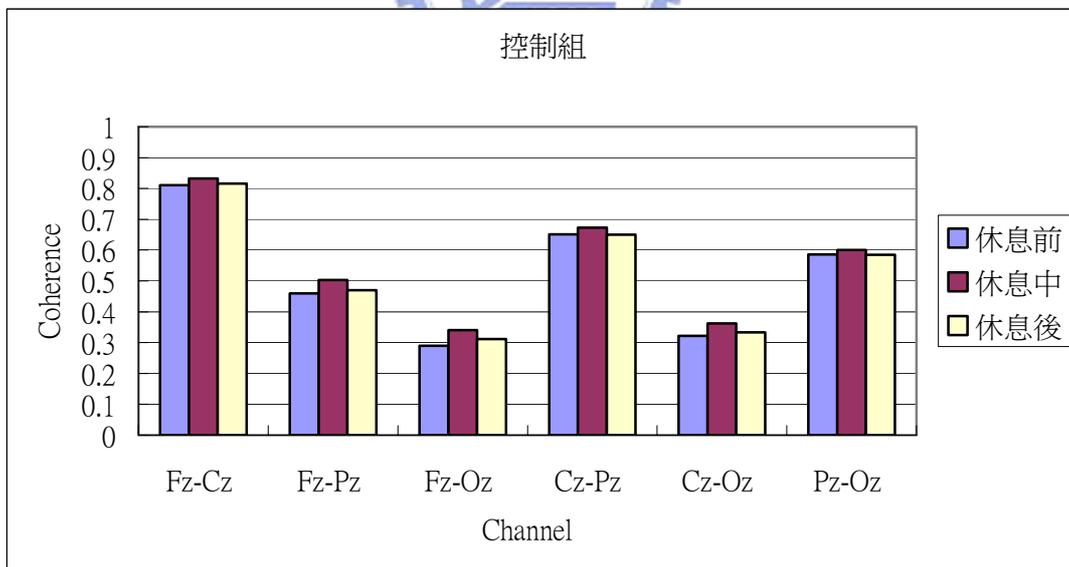


圖 4-2 控制組休息前、中、後前後腦通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 平均值變化直條圖

討論：

表 4-3 為實驗組在禪坐前、中、後 Coherence 平均值變化統計，並以直條圖方式表示，如圖 4-1 所示，分別以三種不同的灰度（gray level）來表示禪坐前、中、後 α 波 Power Spectrum 的平均 Coherence 值，並在附錄 C 附上實驗組前後腦 Coherence 原始資料提供參考。

表 4-4 為控制組在休息前、中、後 Coherence 平均值變化統計，並以直條圖方式表示，如圖 4-2 所示，分別以三種不同的灰度（gray level）來表示休息前、中、後 α 波 Power Spectrum 的平均 Coherence 值，並在附錄 C 附上控制組前後腦 Coherence 原始資料提供參考。

由表 4-3 與圖 4-1 實驗組的六對通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherenc 值變化，可觀察到前腦的 Coherence 值皆大於後腦($Fz-Cz > Fz-Pz > Fz-Oz ; Cz-Pz > Cz-Oz$)，且通道距離越近，Coherence 越大，也代表著彼此間的關聯性越大。

由表 4-4 與圖 4-2 控制組的六對通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherenc 值變化，可觀察到前腦的 Coherence 值皆大於後腦($Fz-Cz > Fz-Pz > Fz-Oz ; Cz-Pz > Cz-Oz$)，且通道距離越近，Coherence 越大，也代表著彼此間的關聯性越大，與實驗組無明顯差異。

實驗組與控制組在休息前、中、後 α 波 Power Spectrum Coherence 平均值的差異：

1. 實驗組通道對 $Fz-Cz$ 、 $Fz-Pz$ 、 $Cz-Pz$ 的 Coherence 都是先增加後減少，而 $Fz-Oz$ 、 $Pz-Oz$ 則為先減少後增加，而 $Cz-Oz$ 則為持續增加。
2. 控制組六對通道的 Coherence 都是先增加後減少。
3. 實驗組與控制組有差異的通道對為 $Fz - Oz$ 、 $Cz - Oz$ 、 $Pz - Oz$ ，皆與 Oz 有關。

做 Paired t- test 比較：

實驗實驗結果：表 4-5 至 4-9 為實驗組 Coherence 做 Paired t- test 所得到的 P 值統計值，以科學記號表示如下：

表 4-5 Subject 20050203 實驗組前後腦的 Paired t- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前和禪坐中的 P 值	1.19E-04	2.22E-02	9.23E-01	2.59E-01	1.89E-01	6.39E-01
禪坐中和禪坐後的 P 值	2.97E-01	1.18E-01	1.82E-02	8.39E-01	3.01E-01	9.40E-02

表 4-6 Subject 20050321_1 實驗組前後腦的 Paired t- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前和禪坐中的 P 值	1.81E-01	3.45E-03	4.38E-01	4.20E-02	4.29E-02	1.66E-01
禪坐中和禪坐後的 P 值	6.14E-01	6.77E-01	4.03E-01	1.39E-01	8.68E-01	2.09E-02

表 4-7 Subject 20050323_1 實驗組前後腦的 Paired t- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前和禪坐中的 P 值	3.24E-01	8.95E-01	7.37E-01	4.15E-01	3.09E-01	1.41E-01
禪坐中和禪坐後的 P 值	2.20E-02	3.17E-02	3.69E-02	9.24E-01	3.53E-01	2.73E-01

表 4-8 Subject 20050329_1 實驗組前後腦的 Paired t- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前和禪坐中的 P 值	4.19E-07	4.20E-07	1.60E-01	5.27E-02	3.78E-01	7.47E-01
禪坐中和禪坐後的 P 值	6.14E-07	5.91E-09	1.72E-01	1.35E-02	5.10E-01	4.87E-07

表 4-9 Subject 20050401_3 實驗組前後腦的 Paired t- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前和禪坐中的 P 值	5.12E-04	2.55E-04	3.27E-03	1.04E-04	3.29E-01	3.41E-01
禪坐中和禪坐後的 P 值	5.49E-04	1.42E-02	9.46E-07	4.19E-02	5.15E-03	4.87E-02

討論：

本實驗的目的為使用統計方法分析禪坐前、中、後受測者前後腦 Coherence 間的差異，再與之前所得到的結果做討論。由表 4-5 至表 4-9 可得到實驗組五個 Subject Coherence 計算的 P 值，P 值小於 0.05 認定為有差異，而其中有無差異則列表整理，其中○表示有差異，×表示無差異，請參考表 4-10 與表 4-11：

表 4-10 實驗組前後腦禪坐前與禪坐中 Coherence Paired t- test 差異性統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
Subject 20050203	○	○	×	×	×	×
Subject 20050321_1	×	○	×	○	○	×
Subject 20050323_1	×	×	×	×	×	×
Subject 20050329_1	○	○	×	×	×	×
Subject 20050401_3	○	○	○	○	×	×

表 4-11 實驗組前後腦禪坐中與禪坐後 Coherence Paired t- test 差異性統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
Subject 20050203	×	×	○	×	×	×
Subject 20050321_1	×	×	×	×	×	○
Subject 20050323_1	○	○	○	×	×	×
Subject 20050329_1	○	○	×	○	×	○
Subject 20050401_3	○	○	○	○	○	○

從五個 subject 的統計中，如有超過三個以上的 subject 為有差異，則認定為有顯著差異，由表 4-10 與表 4-11 可以觀察到，實驗組前後腦禪坐前與禪坐中 Coherence 有顯著差異的通道對為 Fz-Cz、Fz-Pz，禪坐中與禪坐後 Coherence 有顯著差異的通道 Fz-Cz、Fz-Pz、Fz-Oz、Pz-Oz，其中在禪坐前與禪坐中跟禪坐中與禪坐後皆有顯著差異的通道對為 Fz-Cz、Fz-Pz，說明實驗組在禪坐過程中前後腦的 Coherence 變化量是有明顯差異的。

控制組實驗結果：表 4-12 至 4-16 為控制組 Coherence 做 Paired T- test 所得到的 P 值統計值，以科學記號表示如下：

表 4-12 Subject 20050304 控制組前後腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前和休息中的 P 值	1.29E-03	5.39E-01	3.89E-03	2.58E-01	4.20E-01	1.80E-02
休息中和休息後的 P 值	5.19E-01	4.02E-01	1.48E-01	5.82E-01	3.94E-02	1.02E-02

表 4-13 Subject 20050321_2 控制組前後腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前和休息中的 P 值	5.80E-01	9.31E-02	2.12E-02	1.16E-01	7.38E-02	3.78E-03
休息中和休息後的 P 值	7.91E-01	4.12E-01	7.57E-02	1.51E-01	4.93E-01	9.61E-01

表 4-14 Subject 20050322 控制組前後腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前和休息中的 P 值	9.75E-09	1.39E-11	1.48E-11	3.60E-08	1.41E-10	2.26E-07
休息中和休息後的 P 值	2.02E-05	1.55E-05	1.93E-06	2.48E-03	1.21E-03	1.78E-01

表 4-15 Subject 20050323_2 控制組前後腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前和休息中的 P 值	7.99E-03	1.20E-01	8.85E-01	3.58E-01	7.79E-01	5.65E-01
休息中和休息後的 P 值	5.57E-01	6.97E-01	5.68E-01	2.68E-01	9.88E-01	5.03E-01

表 4-16 Subject 20050329_2 控制組前後腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前和休息中的 P 值	7.47E-04	7.70E-02	4.38E-01	2.29E-01	5.91E-01	6.12E-03
休息中和休息後的 P 值	3.92E-01	2.02E-02	9.80E-01	5.59E-02	2.69E-01	1.16E-01

討論：

本實驗的目的為使用統計方法分析禪坐前、中、後受測者 Coherence 間的差異，再與之前所得到的結果做討論。由表 4-12 至表 4-16 可得到控制組五個 Subject Coherence 計算的 P 值，P 值小於 0.05 認定為有差異，而其中有無差異則列表整理，其中○表示有差異，×表示無差異，請參考表 4-17 與表 4-18：

表 4-17 控制組前後腦休息前與休息中 Coherence Paired t- test 差異性統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
Subject 20050304	○	○	×	×	×	○
Subject 20050321_2	×	×	○	×	×	○
Subject 20050322	○	○	○	○	○	○
Subject 20050323_2	○	×	×	×	×	×
Subject 20050329_2	○	○	×	×	×	○

表 4-18 控制組前後腦休息中與休息後 Coherence Paired t- test 差異性統計表

將 Coherence 做 paired t-test	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
Subject 20050304	×	×	×	×	○	○
Subject 20050321_2	×	×	×	×	×	×
Subject 20050322	○	○	○	○	○	×
Subject 20050323_2	×	×	×	×	×	×
Subject 20050329_2	×	○	×	×	×	×

從五個 subject 的統計中，如有超過三個以上的 subject 為有差異，則認定為有顯著差異，由表 4-17 與表 4-18 可以觀察到，控制組前後腦休息前與休息中 Coherence 有顯著差異的通道對為 Fz-Cz、Fz-Pz、Pz-Oz，休息中與休息後 Coherence 各通道對沒有顯著差異，說明控制在休息過程中前後腦的 Coherence 變化量無明顯差異。

4.1.2 左右腦之相關分析

左右腦分析之兩兩通道如下：FP2-FP1、F4-F3、C4-C3、P4-P3、O2-O1 共五對，腦電波錄製的系統則為第二章所介紹的 10/20 系統（圖 2.2）。

實驗組實驗結果：總共有 5 位受測者，將每位受測者禪坐前、中、後的狀態下所量測到 α 波的 Power Spectrum，並計算其 Coherence 平均值。

表 4-19 實驗組在禪坐前、中、後左右腦通道間 α 波 Power Spectrum Coherence 平均值變化統計表

Coherence	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前	0.898	0.832	0.639	0.503	0.642
禪坐中	0.901	0.827	0.665	0.580	0.702
禪坐後	0.894	0.820	0.617	0.526	0.646

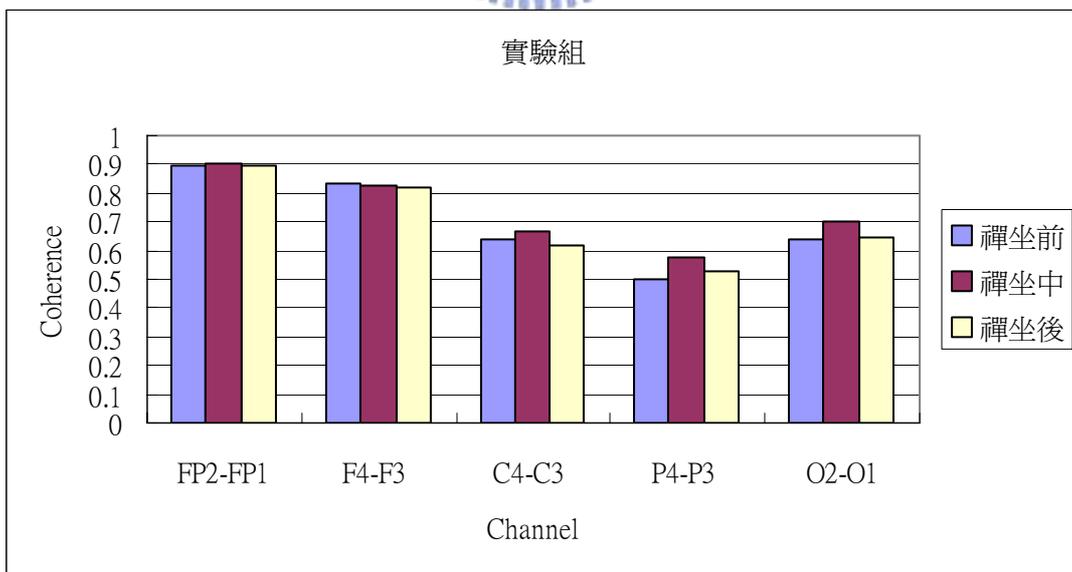


圖 4-3 實驗組在禪坐前、中、後左右腦通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 平均值變化直條圖

控制組實驗結果：總共有 5 位受測者，將每位受測者休息前、中、後的狀態下所量測到 α 波的 Power Spectrum，並計算其 Coherence 平均值。

表 4-20 控制組在休息前、中、後左右腦通道間 α 波 Power Spectrum Coherence 平均值變化統計表

Coherence	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前	0.826	0.752	0.629	0.501	0.631
休息中	0.876	0.826	0.692	0.541	0.738
休息後	0.891	0.816	0.681	0.549	0.678

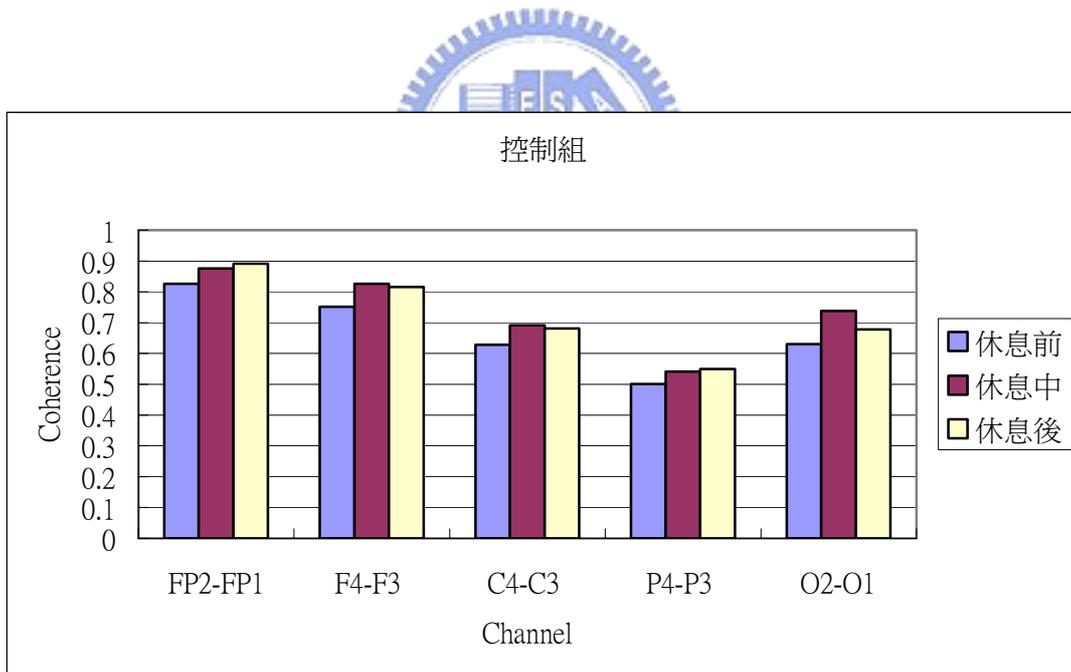


圖 4-4 控制組休息前、中、後左右腦通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 平均值變化直條圖

討論：

表 4-19 為實驗組在禪坐前、中、後 Coherence 平均值變化統計，並以直條圖方式表示，如圖 4-3 所示，分別以三種不同的灰度（gray level）來表示禪坐前、中、後 α 波 Power Spectrum 的平均 Coherence 值，並在附錄 D 附上實驗組左右腦 Coherence 原始資料提供參考。

表 4-20 為控制組在禪坐前、中、後 Coherence 平均值變化統計，並以直條圖方式表示，如圖 4-4 所示，分別以三種不同的灰度（gray level）來表示休息前、中、後 α 波 Power Spectrum 的平均 Coherence 值，並在附錄 D 附上控制組左右腦 Coherence 原始資料提供參考。

由表 4-17 與圖 4-5 至 4-6 實驗組的五對通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 值變化，可觀察到大部分前面通道左右腦的 Coherence 值皆大於後面通道左右腦 (FP2-FP1 > F4-F3 > C4-C3 > O2-O1 > P4-P3)，且通道距離越前面，Coherence 越大，也代表著彼此間的關聯性越大。

由表 4-18 與圖 4-7 至 4-8 控制組的五對通道間 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 值變化，可觀察到大部分前面通道左右腦的 Coherence 值皆大於後面通道左右腦 (FP2-FP1 > F4-F3 > C4-C3 > O2-O1 > P4-P3)，且通道距離越前面，Coherence 越大，也代表著彼此間的關聯性越大，與實驗組沒明顯差異。

實驗組與控制組在休息前、中、後 α 波 Power Spectrum Coherence 平均值的差異：

1. 控制組通道對 F4-F3、C4-C3、O2-O1 的 Coherence 都是先增加後減少，而 FP2-FP1、P4-P3 則為持續增加。
2. 實驗組通道對 FP2-FP1、P4-P3、C4-C3、O2-O1 的 Coherence 都是先增加後減少，而 F4-F3 則為持續減少。
3. 實驗組與控制組有差異的通道對為 FP2-FP1、F4-F3、P4-P3。

做 Paired T- test 比較：

實驗實驗結果：表 4-21 至 4-25 為實驗組 Coherence 做 Paired T- test 所得到的 P 值統計值，以科學記號表示如下：

表 4-21 Subject 20050203 實驗組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前和禪坐中的 P 值	1.65E-03	2.10E-03	3.45E-02	8.72E-04	8.36E-01
禪坐中和禪坐後的 P 值	6.39E-01	7.14E-01	5.63E-01	5.03E-01	5.39E-01

表 4-22 Subject 20050321_1 實驗組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前和禪坐中的 P 值	7.94E-01	2.88E-01	2.64E-01	1.39E-02	6.99E-01
禪坐中和禪坐後的 P 值	1.66E-01	2.01E-01	3.33E-03	5.67E-02	4.36E-02

表 4-23 Subject 20050323_1 實驗組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前和禪坐中的 P 值	4.40E-01	6.33E-01	8.79E-04	5.68E-02	1.13E-02
禪坐中和禪坐後的 P 值	1.41E-01	8.29E-01	4.51E-01	3.67E-01	3.98E-03

表 4-24 Subject 20050329_1 實驗組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前和禪坐中的 P 值	3.37E-01	3.14E-02	3.85E-09	2.97E-08	8.01E-16
禪坐中和禪坐後的 P 值	7.47E-01	7.14E-01	2.64E-09	2.84E-08	2.43E-13

表 4-25 Subject 20050401_3 實驗組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前和禪坐中的 P 值	9.21E-05	6.87E-01	3.02E-03	2.26E-01	2.26E-01
禪坐中和禪坐後的 P 值	3.41E-01	8.42E-01	4.92E-02	5.88E-01	1.25E-01

討論：

本實驗的目的為使用統計方法分析禪坐前、中、後受測者左右腦 Coherence 間的差異，再與之前所得到的結果做討論。由表 4-21 至表 4-25 可得到實驗組五個 Subject Coherence 計算的 P 值，P 值小於 0.05 認定為有差異，而其中有無差異則列表整理，其中○表示有差異，×表示無差異，請參考表 4-26 與表 4-27：

表 4-26 實驗組左右腦禪坐前與禪坐中 Coherence Paired t- test 差異性統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
Subject 20050203	○	○	×	○	×
Subject 20050321_1	×	×	×	○	×
Subject 20050323_1	×	×	○	×	○
Subject 20050329_1	×	○	○	○	○
Subject 20050401_3	○	×	○	×	×

表 4-27 實驗組左右腦禪坐中與禪坐後 Coherence Paired t- test 差異性統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
Subject 20050203	×	×	×	×	×
Subject 20050321_1	×	×	○	×	○
Subject 20050323_1	×	×	×	×	○
Subject 20050329_1	×	×	○	○	○
Subject 20050401_3	×	×	○	×	×

從五個 subject 的統計中，如有超過三個以上的 subject 為有差異，則認定為有顯著差異，由表 4-26 與表 4-27 可以觀察到，實驗組左右腦禪坐前與禪坐中 Coherence 有顯著差異的通道對為 C4-C3、P4-P3，禪坐中與禪坐後 Coherence 有顯著差異的通道 C4-C3、O2-O1，其中在禪坐前與禪坐中跟禪坐中與禪坐後皆有顯著差異的通道對為 C4-C3，說明實驗組在腦中央部分禪坐過程中左右腦的 Coherence 變化量是有明顯差異的。

控制組實驗結果：表 4-28 至 4-32 為控制組 Coherence 做 Paired T- test 所得到的 P 值統計值，以科學記號表示如下：

表 4-28 Subject 20050304 控制組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前和休息中的 P 值	5.12E-04	2.70E-01	4.82E-05	8.36E-01	4.01E-12
休息中和休息後的 P 值	1.80E-02	9.22E-01	3.20E-02	4.43E-01	4.76E-09

表 4-29 Subject 20050321_2 控制組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前和休息中的 P 值	1.49E-01	8.91E-01	4.51E-01	6.69E-01	1.82E-01
休息中和休息後的 P 值	3.78E-03	5.59E-03	4.84E-01	2.03E-02	3.43E-01

表 4-30 Subject 20050322 控制組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前和休息中的 P 值	3.39E-11	1.06E-08	4.90E-07	1.46E-10	3.02E-17
休息中和休息後的 P 值	2.26E-07	4.01E-06	1.78E-03	3.27E-05	2.18E-10

表 4-31 Subject 20050323_2 控制組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前和休息中的 P 值	4.67E-01	4.80E-01	7.07E-04	8.87E-01	6.94E-01
休息中和休息後的 P 值	5.65E-01	3.85E-01	1.39E-01	7.31E-01	6.43E-01

表 4-32 Subject 20050329_2 控制組左右腦的 Paired T- test 統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前和休息中的 P 值	8.33E-08	4.82E-10	2.27E-07	9.10E-01	7.58E-01
休息中和休息後的 P 值	6.12E-03	3.76E-01	7.68E-01	1.68E-03	8.49E-02

討論：

本實驗的目的為使用統計方法分析休息前、中、後受測者左右腦 Coherence 間的差異，再與之前所得到的結果做討論。由表 4-28 至表 4-32 可得到實驗組五個 Subject Coherence 計算的 P 值，P 值小於 0.05 認定為有差異，而其中有無差異則列表整理，其中○表示有差異，×表示無差異，請參考表 4-33 與表 4-34：

表 4-33 控制組左右腦休息前與休息中 Coherence Paired t- test 差異性統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
Subject 20050304	○	×	○	×	○
Subject 20050321_2	×	×	×	×	×
Subject 20050322	○	○	○	○	○
Subject 20050323_2	×	×	○	×	×
Subject 20050329_2	○	○	○	×	×

表 4-34 控制組左右腦休息中與休息後 Coherence Paired t- test 差異性統計表

將 Coherence 做 paired t-test	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
Subject 20050304	○	×	○	×	○
Subject 20050321_2	○	○	×	○	×
Subject 20050322	○	○	○	○	○
Subject 20050323_2	×	×	×	×	×
Subject 20050329_2	○	×	×	○	×

從五個 subject 的統計中，如有超過三個以上的 subject 為有差異，則認定為有顯著差異，由表 4-33 與表 4-34 可以觀察到，控制組左右腦休息前與休息中 Coherence 有顯著差異的通道對為 FP2-FP1、C4-C3，休息中與休息後 Coherence 有顯著差異的通道 FP2-FP1、P4-P3，其中在禪坐前與禪坐中跟禪坐中與禪坐後皆有顯著差異的通道對為 FP2-FP1，說明控制組在前腦部份禪坐過程中左右腦的 Coherence 變化量是有明顯差異的。

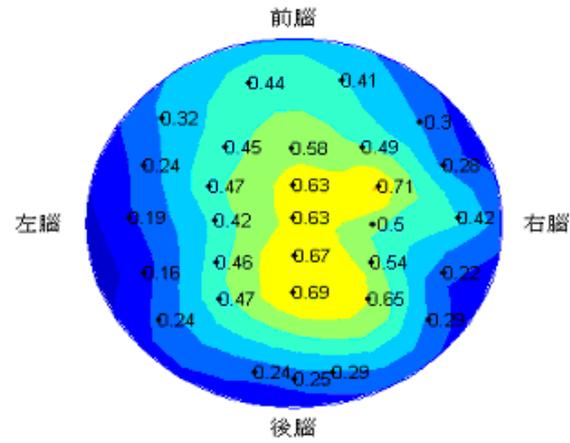
4.2 頻譜功率函數(Power Spectrum)成分空間分布

本章節第一部分將實驗組五位受測者與控制組五位受測者 30 個 channel 三個時段(兩分鐘) α 波的 Power Spectrum 測量出來，並以平均值來整理出在禪坐(休息)前、中、後 power spectrum 數值以頭殼圖表現空間分布，並將其以平均權重範圍為 0~1 表示，可較明顯看出其中的變化。第二部分是將實驗組五位受測者與控制組五位受測者禪坐(休息)前到禪坐(休息)中，禪坐(休息)中到禪坐(休息)後 α 波的 Power Spectrum 增減情形平均做統計，看兩者之間的差異性。

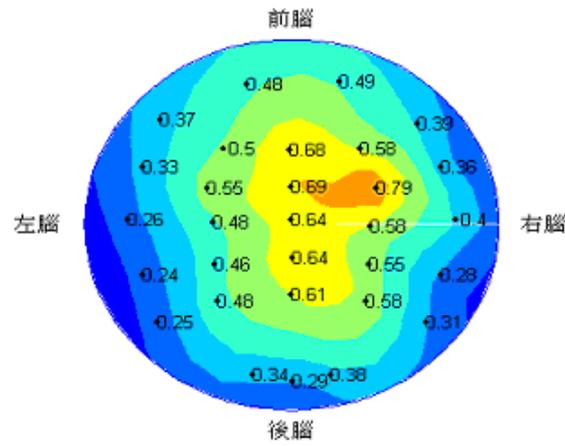
4.2.1 α 波能量各通道平均空間權重分布

實驗結果：10 位健康的受測者（5 位實驗組、5 位控制組），沒有任何生理不適，並排除睡眠異常與精神病。腦電波錄製的系統則為第二章所介紹的 10 / 20 系統（圖 2-2），圖 4-5 為實驗組分別在禪坐前、中、後 α 波能量成分的各通道平均權重空間分布頭殼圖。圖 4-6 為控制組分別在休息前、中、後 α 波能量成分的各通道平均權重空間分布頭殼圖。

禪坐前：



禪坐中：



禪坐後：

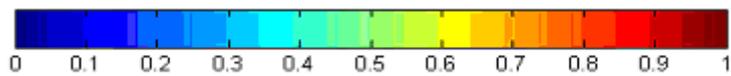
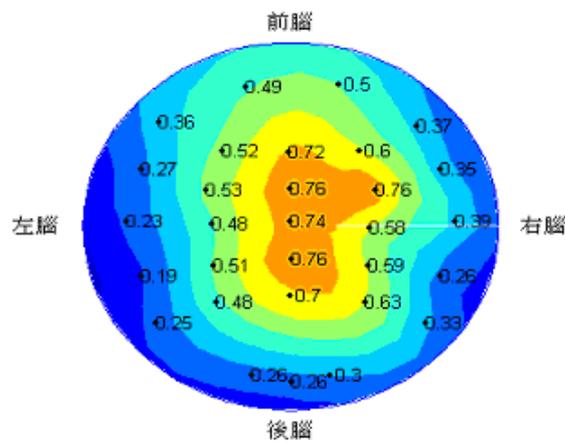
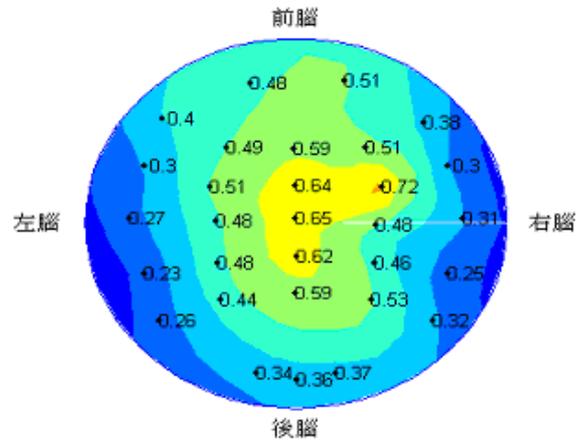
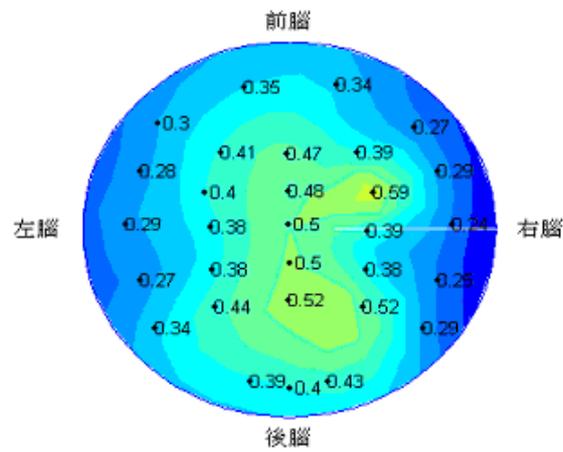


圖 4-5 實驗組禪坐前、中、後 α 波能量平均權重空間分布的頭殼圖

休息前：



休息中：



休息後：

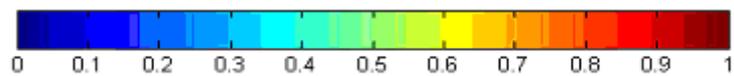
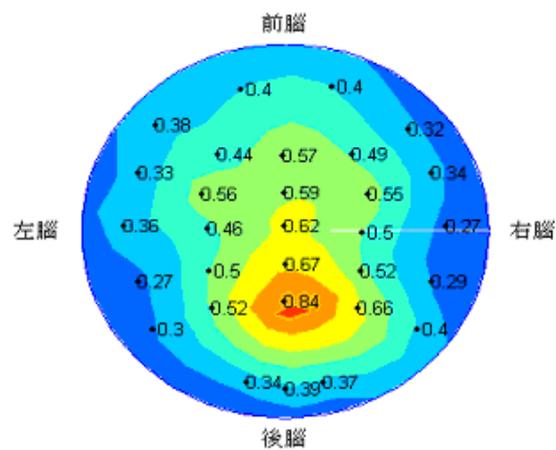


圖 4-6 控制組休息前、中、後 α 波能量平均權重空間分布的頭殼圖

討論：

在實驗組禪坐前、中、後 α 波能量成分的各通道平均權重空間分布分析中，可觀察到禪坐前、中、後 α 波能量有往腦中央集中的情形，而禪坐前平均權重大小最大為 FC4(0.71)，最小為 TP7(0.16)；禪坐中平均權重大小最大為 FC4 (0.79) ，最小為 TP7(0.24)；禪坐後平均權重大小最大為 FC4(0.76) ，最小為 TP7(0.19)；禪坐前、中、後平均權重大小最大皆為 FC4，最小皆為 TP7。請參照圖 4-5。

在控制組休息前、中、後 α 波能量成分的各通道平均權重空間分布分析中，可觀察到休息前、中、後 α 波能量在休息前集中在腦中央，但在休息後有往後腦集中的情形，而休息前平均權重大小最大為 FC4(0.72)，最小為 TP7(0.23)；休息中平均權重大小最大為 FC4 (0.59) ，最小為 T8(0.24)；休息後平均權重大小最大為 Pz(0.84)，最小為 T8(0.27)；請參照圖 4-6。



4.2.2 禪坐(休息)前、中、後各通道 α 波 Power Spectrum 增減情形分析

實驗組實驗結果：圖 4-7 與圖 4-8 為實驗組分別在禪坐中減禪坐前、禪坐後減禪坐中 α 波能量成分的各通道平均增減情形空間分布頭殼圖，以灰階圖表示，其中白色為增加，灰色為減少。

禪坐中減禪坐前：

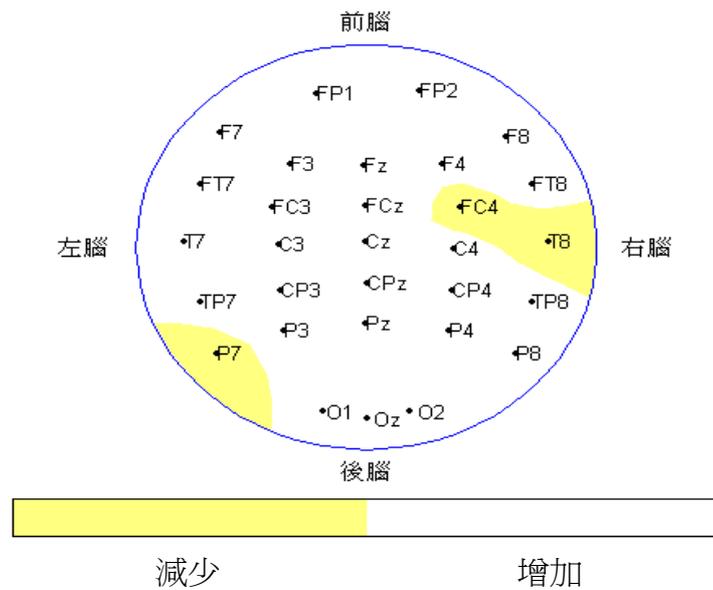


圖 4-7 實驗組禪坐中減禪坐前 α 波能量平均增減情形空間分布頭殼圖

禪坐後減禪坐中：

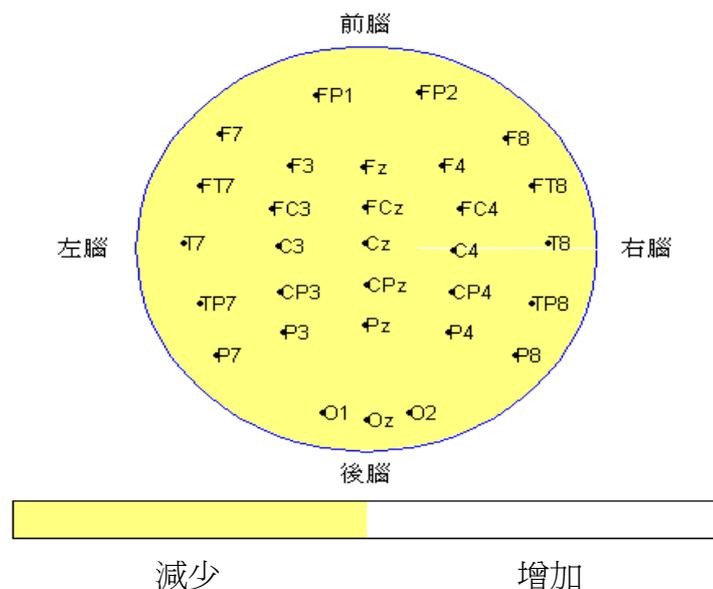


圖 4-8 實驗組禪坐後減禪坐中 α 波能量平均增減情形空間分布頭殼圖

控制組實驗結果：圖 4-9 與圖 4-10 為控制組分別在休息中減休息前、休息後減休息中 α 波能量成分的各通道平均增減情形空間分布頭殼圖，以灰階圖表示，其中白色為增加，灰色為減少。

休息中減休息前：

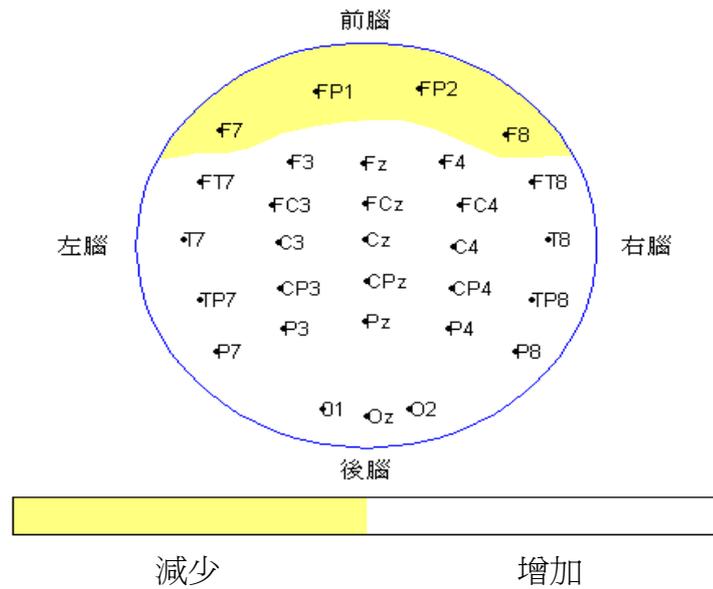


圖 4-9 控制組休息中減休息前 α 波能量平均增減情形空間分布頭殼圖

休息後減休息中：

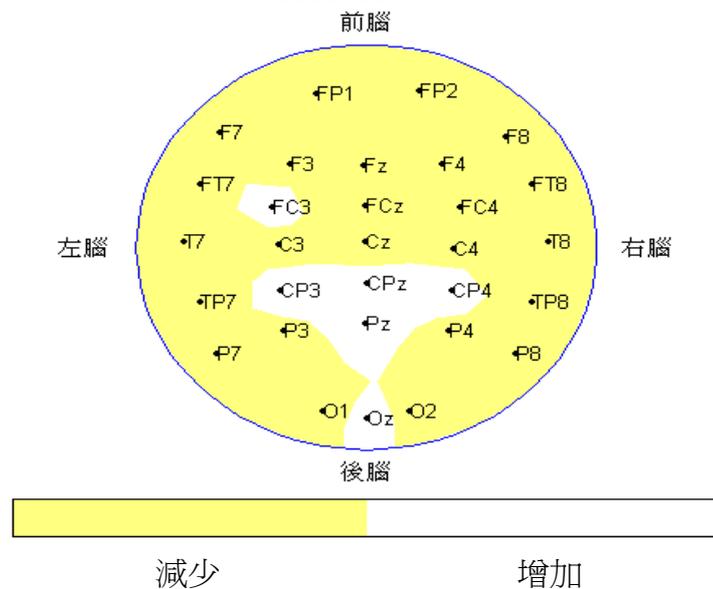


圖 4-10 控制組休息後減休息中 α 波能量平均增減情形空間分布頭殼圖

討論：

在實驗組禪坐中減禪坐前、禪坐後減禪坐中 α 波能量成分的各通道平均增減情形空間分分析中，可觀察到禪坐中減禪坐前全部通道的 α 波 Power Spectrum 大部份有增加的情形，而禪坐後減禪坐中則全部通道的 α 波 Power Spectrum 皆為減少，請參照圖 4-7 與圖 4-8。

在控制組休息中減休息前、休息後減休息中 α 波能量成分的各通道平均增減情形空間分分析中，可觀察到休息中減休息前全部通道的 α 波能量在前腦有增加的情形，其它皆為減少，而休息後減休息中則全部通道的 α 波 Power Spectrum 在後腦有增加的情形，其它皆為減少是與實驗組不同的地方，請參照圖 4-9 與圖 4-10。



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，以及實驗組與控制組所觀察到的差異，未來實驗能夠繼續探討的方向與目標。且為了能更掌握受測者情況，會根據與受測者訪談，來檢討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，更能分辨出有禪坐經驗的人在生理上比一般人有著更多的好處。

5.1 結論

本論文第二、三章主要在主要介紹腦電波的定義及主要特徵，並且介紹實驗所使用的設備以及實驗步驟，與本論文用到的研究理論與方法，並在實驗結束必須記錄受測者性別、年齡、禪坐情況、禪修時間等。

本論文第一部分使用一致性分析法(Coherence)來分析腦電波個兩兩通道間的關聯性，第二部分是以流程圖的方式簡述腦電波(EEG)訊號的擷取過程及如何將受測者 α 波的 Power Spectrum 萃取出來。

在論文第四章敘述本研究的實驗結果及討論。在前後腦的分析方面，六對通道間在禪坐(休息)前、中、後 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 平均結果比較，實驗組通道對 Fz-Cz、Fz-Pz、Cz-Pz 的 Coherence 都是先增加後減少，而 Fz-Oz、Pz-Oz 則為先減少後增加，而 Cz-Oz 則為持續增加，控制組六對通道的 Coherence 都是先增加後減少。而實驗組與控制組有差異的通道對為 Fz - Oz、Cz - Oz、Pz - Oz，皆與 Oz 有關。在左右腦的分析方面，五對通道間在禪坐(休息)前、中、後 α 波 Power Spectrum 的 Coherence 平均結果比較，實驗組通道對 FP2-FP1、P4-P3、C4-C3、O2-O1 的 Coherence 都是先增加後減少，而 F4-F3 則為持續減少，控制組通道對 F4-F3、C4-C3、O2-O1 的 Coherence 都是先增加後減少，而 FP2-FP1、P4-P3 則為持續增加。而實驗組與控制組有差異的通道對為 FP2-FP1、F4-F3、P4-P3。

在禪坐(休息)前、中、後 α 波能量各通道平均空間權重分布分析方面，可觀

察到實驗組在禪坐前、中、後 α 波有往腦中央集中的情形，而控制組 α 波在休息前集中在腦中央，但在休息後有往後腦集中的情形，這是與實驗組有差異之處。

根據第四章所討論的結果，我們可以得到一個結論。實驗組前後腦的相關性普遍比控制組小，但左右腦的平均值則相反。如果對照實驗組的經驗、性別、實驗時的禪坐品質，再跟其他生理訊號實驗作整合，則可以得到更完整的分析結論。

5.2 未來展望

在未來的方向上，針對 Coherence 法可以再加以延伸，我們可以對 30 個通道皆做整理分析，並將兩兩通道之相關性，畫在立體頭殼上，形成另一種影像表示法，以提供視覺的資訊來作判斷與診療。將來在收集更多受測者資料後應該可以更進一步比較出實驗組與控制組的差異。

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實驗組與控制組之間的差異，因此，將來可將各個生理訊號整合起來，分析禪坐過程中腦電波與其他生理訊號之間的關聯性。

參考文獻

- [1] Geva A. B., and Kerem D. H., “Forecasting Generalized Epileptic Seizures from the EEG Signal by Wavelet Analysis and Dynamic Unsupervised Fuzzy Clustering,” IEEE Transaction on Biomedical Engineering ,vol.45, no.10 ,pp.1205-1216 ,1998.
- [2] Yagneswaran S., and Petrosian A., “Power Frequency and Wavelet Characteristic in Differentiating Between Normal and Alzheimer EEG,” Proceeding of the Second Joint EMBS/BMES Conference ,vol.1 ,pp.46-47 ,2002.
- [3] Zhang X., and Roy R. J., “Derived Fuzzy Knowledge Model for Estimating the Depth of Anesthesia,” IEEE Transaction on Biomedical Engineering ,vol.48 ,no.3 , pp. 312-323 ,2001.
- [4] Walter W. G., “ Frequency Analysis ,” The EEG Journal ,no.20, pp.14 - 21 , Oct 29 - 30 ,1960.
- [5] Rémond A., “ Integrated and Topological Analysis of the EEG ,” The EEG Journal ,No.20 ,pp.64 - 67 ,Oct 29 - 30 ,1960.
- [6] Moise H. G., J. R., “ Averaging Techniques Applied to Evoked Response ,” The EEG Journal ,no.20 ,pp.59 - 63 ,Oct 29 - 30 ,1960.
- [7] Gath I., Feuerstein C., Pham D. T., and Rondouin G., “ On the Tracking of Rapid

Dynamic Changes in Seizure EEG ,” IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vol. 399 ,pp.952 – 958 ,Sept ,1992.

[8] Sun M., Qian S., Yan X., Baumann S. B., en Xia X.G., Dahl R. E., Ryan N. D., and Sciabassi R. J., “ Localizing functional activity in the brain through time – frequency analysis and synthesis of the EEG, ” Proceedings of the IEEE ,vol.849, pp.1302 – 1311 ,Sept ,1996.

[9] Blanco S., Kochen S., Rosso O. A., and Salgado P., “ Applying time – frequency analysis to seizure EEG activity, ” IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine ,vol.161 ,pp.64 – 71 ,Jan – Feb ,1997.

[10] Nayak A., and Roy R. J., “ Time Frequency Spectral Rrepresentation of EEG ,” Bioengineering Conference ,Proceedings of the 1993 IEEE Nineteenth Annual Northeast ,pp.7 – 8 ,May ,1993.

[11] Unser M., “ Wavelet, Statistics, and Biomedical applications, ” Statistical Signal and Array Processing ,1996. Proceedings 8th IEEE Signal Processing Workshop on (Cat. No.96TB10004 , pp.244 – 249 ,1996.

[12] Geva A. B., Pratt H., and Zeevi Y .Y., “ Spatio – Temporal Source Estimation of Evoked Potentials by Wavelet – Type Decomposition, ” Advances in Processing and Pattern Analysis of Biological Signals ,Edited by Esak Gath and Gideon F. Inbar Plenum Press ,pp.103 – 136 ,1996.

- [13] Fernando H., and Silva L. D., Jan - Pieter Pijn, Demetrios N. Velis, “ Signal Processing of EEG : Evidence for Chaos or Noise an Application to Seizure Activity in Epilepsy ,” Advances in Processing and Pattern Analysis of Biological Signals ,Edited by Esak Gath and Gideon F. Inbar Plenum Press, pp.21 - 32, 1996.
- [14] Haken H., “ Principles of Brain Functioning: Chapter 13, 14, 15, ” Springer - Verlag Berlin Heidelberg New York ,1996.
- [15] Polak M., and Kostov A., “ Feature Extraction in Development of Brain - Computer interface: a case study, ” Engineering in Medicine and Biology Society, 1998. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE ,vol. 4, pp.2058 - 2061 ,1998.
- [16] Mehta S., Onaral B., and Koser, R., “ Detection of Seizure Onset using Wavelet analysis, ” Engineering in Medicine and Biology Society ,Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers., Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE ,vol.2 ,pp. 1220 - 1221 ,1994.
- [17] Jung T. P., Makeig S., Stensmo M., and Sejnowski T. J., “ Estimating alertness from the EEG Power Spectrum, ” IEEE Transaction on Biomedical Engineering , vol. 441 ,pp. 60 - 69 ,Jan ,1997.
- [18] Banquet J. P., “ Spectral Analysis of the EEG in Meditation, ”

Electroencephalograph and Clinical Neurophysiology ,vol.35, pp.134 – 151, 1973.

- [19] Michael A. W., “ Meditation and the EEG, ” Psychological Medicine ,Vol.10, pp.369 – 375 ,1980.
- [20] Newandee D. A., and Reisman S. S., “ Measurement of the Electroencephalogram Coherence in Group Meditation, ” Bioengineering Conference, Proceedings of the 1996 IEEE Twenty-Second Annual Northeast , pp.95 – 96 ,1996.
- [21] Cooley J. W., and Tukey J. W., “An algorithm for the machine caculation of complex Fourier series .Math. Comput.,” 19:297-301 ,April ,1965.
- [22] Wosnitza M., Thaler M., and Troster G., “A hight precision 1024-point FFT processor for 2D convolution, ” in Proc. IEEE Int. Solid-State Circuit Conf., , vol. 41 ,pp. 118-119 ,424 ,1998.
- [23] Despain A. M., “Very fast transform algorithms for hardware implementation, ” IEEE Trans. Comput., vol C-28 ,pp. 333-341 ,May ,1979.
- [24] Agrawal R. C., and Cooley J. W., “New algorithms for digital convolution, ” IEEE Trans. Acoust., Speech ,Signal Processing ,vol. ASSP-25,no. 5 ,pp. 392-410 ,Oct ,1977.

- [25] Winograd S., “On computing the discrete Fourier transform, ” in Proc. Nat. Acad.Sci. U.S ,vol. 73 ,pp. 1005-1006 ,Apr ,1976.
- [26] Despain A. M., “Fourier transform computers using CORDIC iteration, ” IEEE Trans. Comput ,vol. C-23 ,pp. 993-1001 ,Oct ,1974.
- [27] ERLING H. W., and DESPAIN A. M., “Pipeline and Parallel-Pipeline FFT Proceline for VLSI Implementations, ” IEEE Trans. Comput ,vol. c-33, pp. 414-425 ,May ,1984.
- [28] Spiegel A., Steinbigler P., Schmucking I., Knez A., and Haberl R., “ Analysis of Beat - to - Beat Variability of Frequency Contents in the Electrocardiogram Using Two - Dimensional Fourier Transforms, ” IEEE Transaction on Biomedical Engineering ,vol.452 ,pp.235 - 241 ,Feb ,1998.
- [29] Oran Brigham E., “ The Fast Fourier Transform and its Application, ” Prentice - Hall International Editions ,1988.
- [30] 江部充、本間伊佐子, “圖解腦波入門 ” 全華出版社 ,1990。

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（避免電磁波影響所記錄之腦電波）。
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（避免 60Hz 干擾）。
13. 之後便可開始腦電波錄製。

附錄 B

禪坐簡介：

所謂禪坐就是透過放鬆、專注與調息的過程達到另一種超意識的境界，至於如何放鬆有不同的方法，以本論文受測者修持印心佛法為主，它是透過打坐的方式，使打坐的人達到身心平衡、精神穩定與智慧心的開發。

在本論文的實驗過程中，禪坐受測者的禪坐方式如下：

- (1)以盤坐的姿勢(單盤或是雙盤)。
- (2)背脊打直。
- (3)舌頂上顎。
- (4)內觀(專注於體內某輪點)。
- (5)保持腹部呼吸。
- (6)結特定手印。
- (7)在安靜不受外界干擾的環境中進行所謂的禪坐。



在整個禪坐的實驗過程大約 30 分鐘，經由實驗過後訪問禪坐受測者的生理與心理感覺，可以歸納如下：

- (1)身體可以很放鬆很舒暢。
- (2)眼前可以看到陣陣的亮光。
- (3)有的人身體會有感覺到酸麻痛癢。
- (4)有的人會感受體內有能量流動。
- (5)有的受測者可以進入「無我」、「空」的境界。

附錄 C

附前後腦 Coherence 原始平均資料提供參考：

實驗組：

表 C-1 Subject 20050203 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前	0.829	0.448	0.339	0.682	0.332	0.509
禪坐中	0.753	0.386	0.341	0.658	0.359	0.639
禪坐後	0.776	0.424	0.386	0.663	0.382	0.606

表 C-2 Subject 20050321_1 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前	0.803	0.419	0.359	0.638	0.304	0.433
禪坐中	0.820	0.482	0.375	0.683	0.350	0.503
禪坐後	0.827	0.472	0.392	0.646	0.353	0.439

表 C-3 Subject 20050323_1 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前	0.865	0.439	0.336	0.599	0.332	0.607
禪坐中	0.851	0.436	0.328	0.579	0.309	0.582
禪坐後	0.812	0.384	0.277	0.581	0.291	0.609

表 C-4 Subject 20050329_1 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前	0.761	0.378	0.265	0.642	0.314	0.646
禪坐中	0.861	0.536	0.292	0.688	0.295	0.393
禪坐後	0.772	0.363	0.266	0.635	0.282	0.541

表 C-5 Subject 20050401_3 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
禪坐前	0.784	0.292	0.347	0.501	0.261	0.440
禪坐中	0.845	0.389	0.289	0.611	0.277	0.387
禪坐後	0.767	0.315	0.404	0.558	0.334	0.441

控制組：

表 C-6 Subject 20050304 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前	0.848	0.522	0.271	0.633	0.272	0.358
休息中	0.767	0.504	0.342	0.605	0.289	0.414
休息後	0.788	0.533	0.298	0.618	0.251	0.346

表 C-7 Subject 20050321_2 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前	0.877	0.520	0.336	0.674	0.353	0.633
休息中	0.883	0.480	0.291	0.631	0.312	0.580
休息後	0.881	0.458	0.334	0.590	0.328	0.582

表 C-8 Subject 20050322 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前	0.789	0.390	0.249	0.626	0.321	0.679
休息中	0.864	0.578	0.464	0.767	0.542	0.767
休息後	0.789	0.448	0.335	0.691	0.442	0.740

表 C-9 Subject 20050323_2 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前	0.711	0.371	0.303	0.645	0.362	0.730
休息中	0.775	0.414	0.300	0.665	0.355	0.688
休息後	0.763	0.425	0.288	0.691	0.356	0.670

表 C-10 Subject 20050329_2 前後腦的 Coherence 原始平均資料

	Fz-Cz	Fz-Pz	Fz-Oz	Cz-Pz	Cz-Oz	Pz-Oz
休息前	0.830	0.496	0.290	0.676	0.301	0.533
休息中	0.870	0.538	0.305	0.699	0.312	0.554
休息後	0.859	0.484	0.305	0.662	0.292	0.588

附錄 D

附左右腦 Coherence 原始平均資料提供參考：

實驗組：

表 D-1 Subject 20050203 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3 Coh	C4-C3 Coh	P4-P3 Coh	O2-O1
禪坐前	0.928	0.813	0.682	0.529	0.706
禪坐中	0.880	0.756	0.628	0.610	0.710
禪坐後	0.887	0.747	0.614	0.592	0.724

表 D-2 Subject 20050321_1 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前	0.936	0.858	0.750	0.630	0.769
禪坐中	0.935	0.845	0.770	0.683	0.763
禪坐後	0.923	0.822	0.706	0.641	0.727

表 D-3 Subject 20050323_1 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前	0.892	0.831	0.638	0.442	0.620
禪坐中	0.882	0.843	0.563	0.496	0.690
禪坐後	0.859	0.848	0.583	0.468	0.625

表 D-4 Subject 20050329_1 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
禪坐前	0.925	0.839	0.591	0.510	0.558
禪坐中	0.934	0.866	0.754	0.677	0.822
禪坐後	0.937	0.861	0.619	0.511	0.593

表 D-5 Subject 20050401_3 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3 Coh	C4-C3 Coh	P4-P3 Coh	O2-O1
禪坐前	0.809	0.821	0.535	0.403	0.556
禪坐中	0.877	0.827	0.609	0.433	0.523
禪坐後	0.864	0.824	0.562	0.419	0.563

控制組：

表 D-6 Subject 20050304 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前	0.875	0.790	0.732	0.413	0.416
休息中	0.796	0.764	0.634	0.408	0.646
休息後	0.857	0.762	0.689	0.428	0.434

表 D-7 Subject 20050321_2 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前	0.913	0.856	0.661	0.559	0.828
休息中	0.892	0.854	0.680	0.546	0.851
休息後	0.933	0.897	0.699	0.620	0.866

表 D-8 Subject 20050322 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3	C4-C3	P4-P3	O2-O1
休息前	0.749	0.678	0.506	0.464	0.580
休息中	0.903	0.818	0.660	0.678	0.849
休息後	0.833	0.725	0.573	0.558	0.696

表 D-9 Subject 20050323_2 左右腦的 Coherence 原始平均資料

	FP2-FP1	F4-F3 Coh	C4-C3 Coh	P4-P3 Coh	O2-O1
休息前	0.908	0.844	0.661	0.586	0.765
休息中	0.902	0.852	0.742	0.590	0.773
休息後	0.907	0.839	0.708	0.581	0.781

表 D-10 Subject 20050329_2 左右腦的 Coherence 原始平均資料

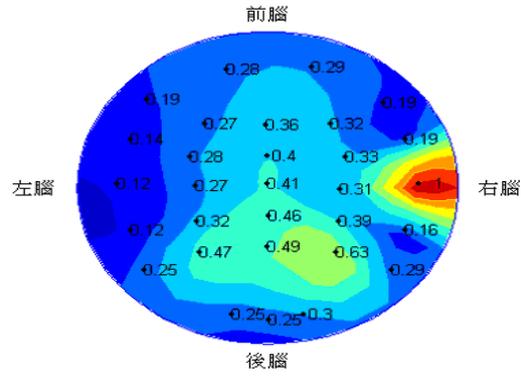
	FP2-FP1	F4-F3 Coh	C4-C3 Coh	P4-P3 Coh	O2-O1
休息前	0.684	0.590	0.583	0.480	0.564
休息中	0.886	0.843	0.743	0.483	0.571
休息後	0.927	0.857	0.737	0.560	0.616

附錄 E

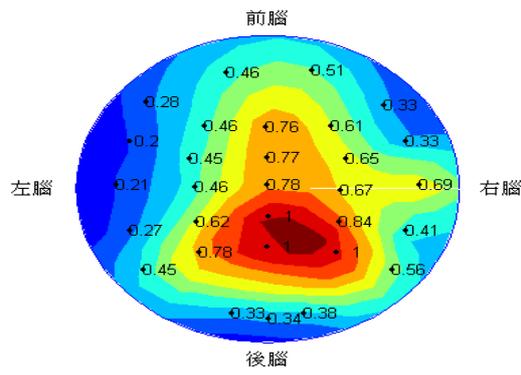
附 α 波能量平均權重空間分布的頭殼圖原始資料提供參考：

實驗組 Subject 20050203：

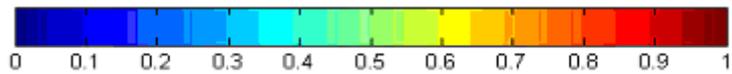
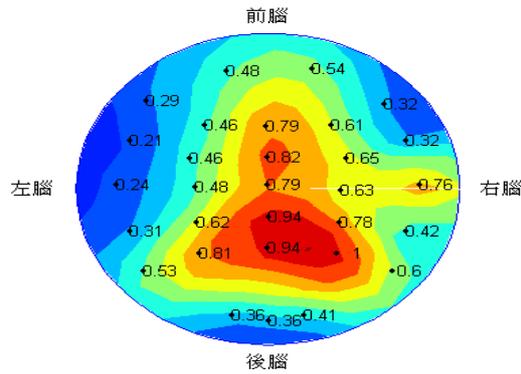
禪坐前：



禪坐中：

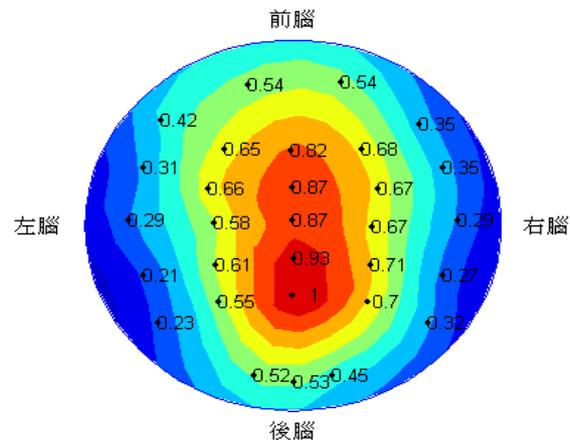


禪坐後：

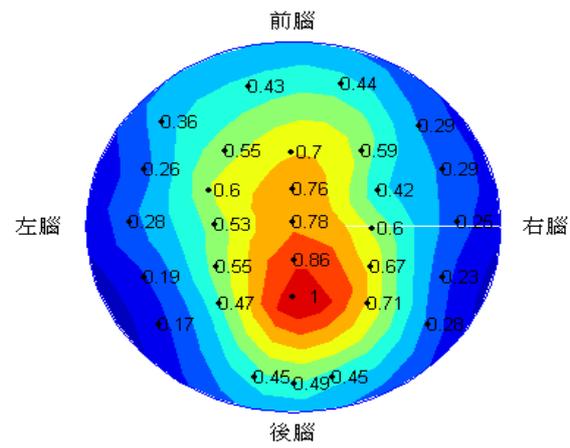


實驗組 Subject 20050321_1 :

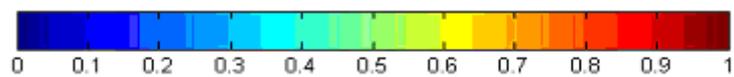
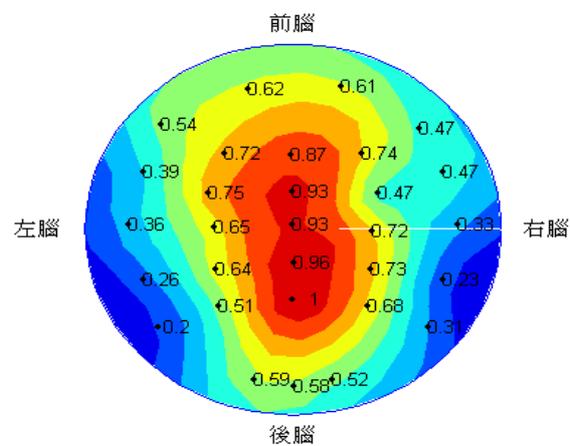
禪坐前 :



禪坐中 :

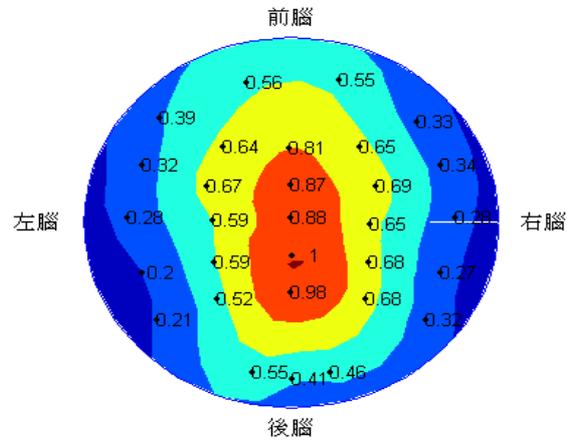


禪坐後 :

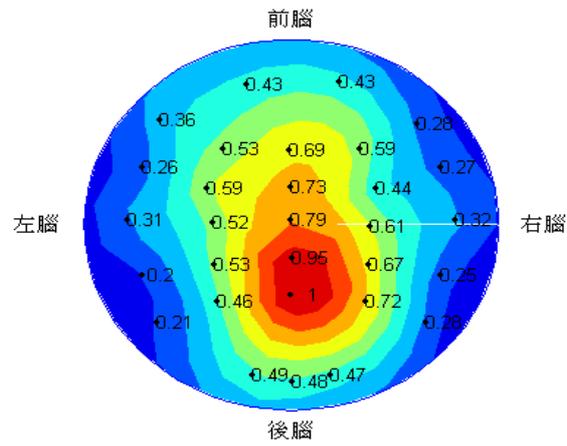


實驗組 Subject 20050323_1 :

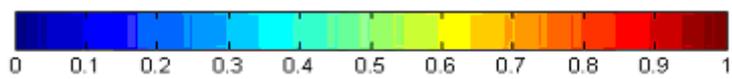
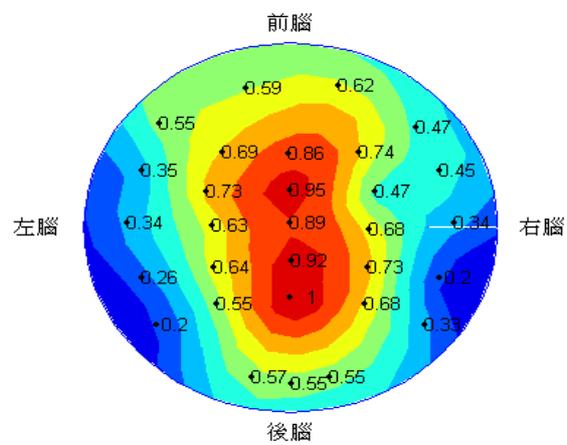
禪坐前 :



禪坐中 :

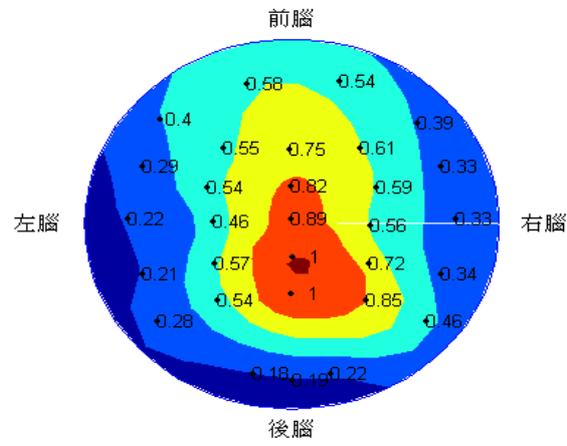


禪坐後 :

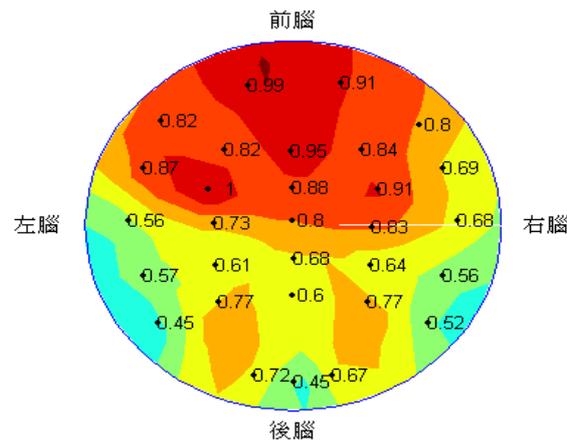


實驗組 Subject 20050329_1 :

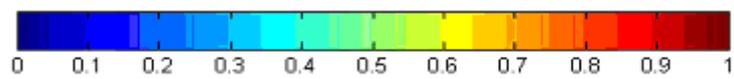
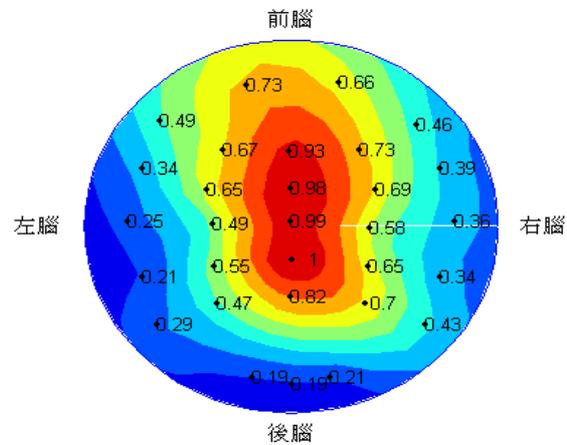
禪坐前 :



禪坐中 :

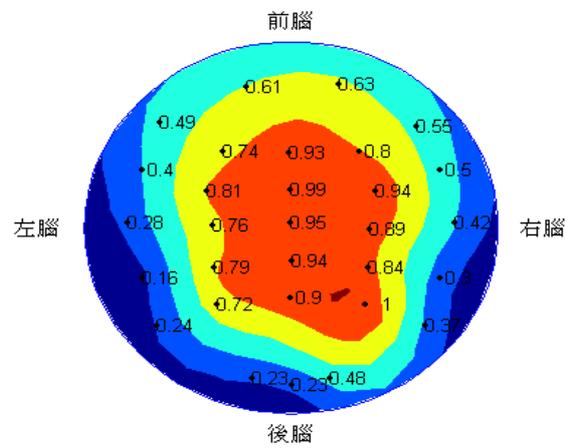


禪坐後 :

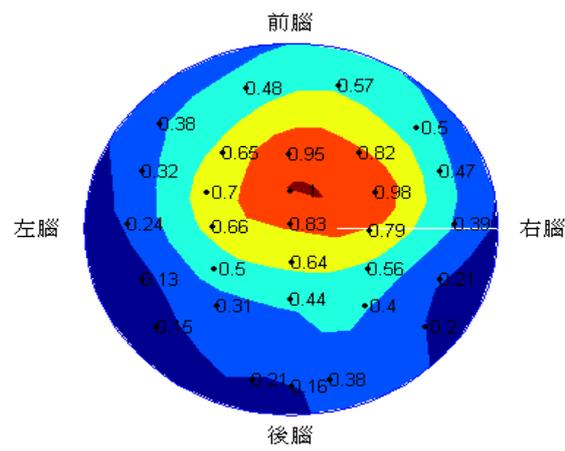


實驗組 Subject 20050401_3 :

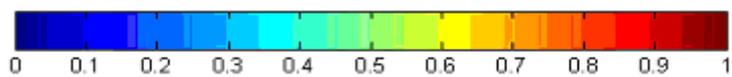
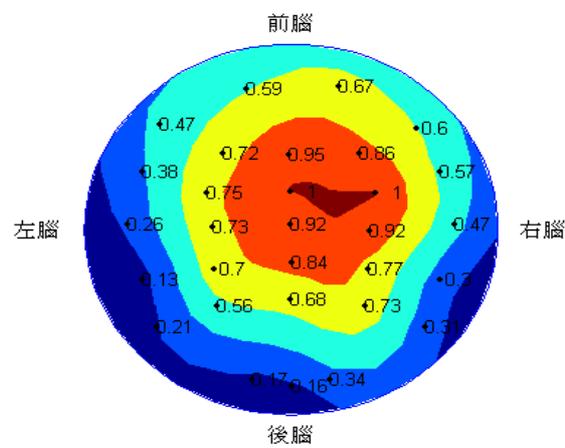
禪坐前 :



禪坐中 :

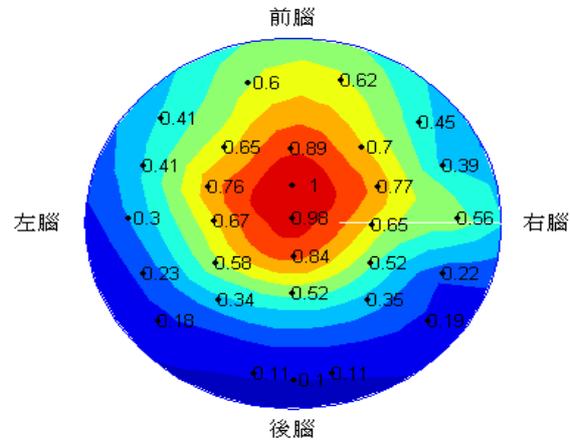


禪坐後 :

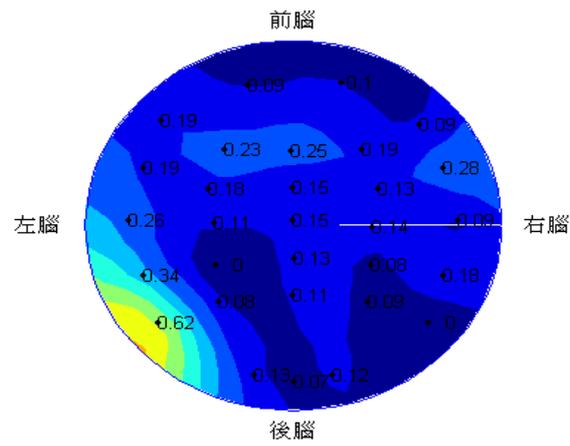


控制組 Subject 20050304 :

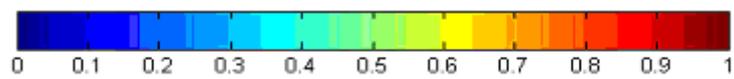
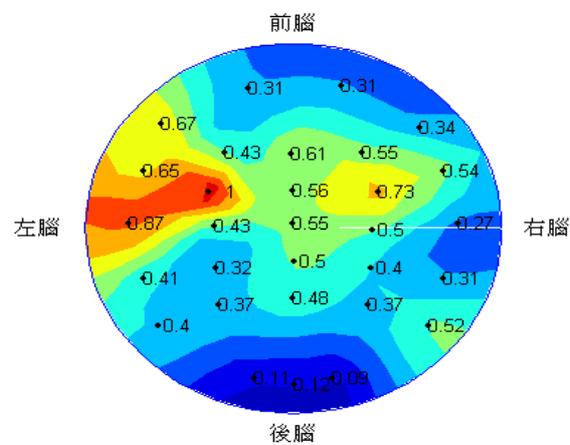
休息前 :



休息中 :

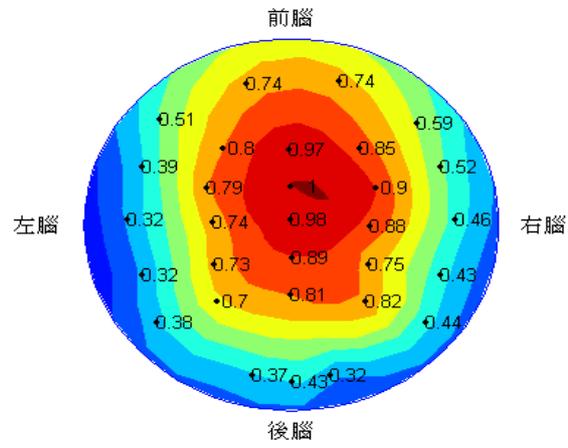


休息後 :

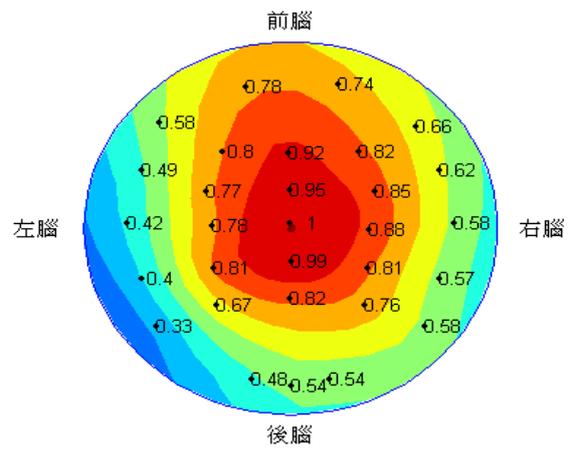


控制組 Subject 20050322 :

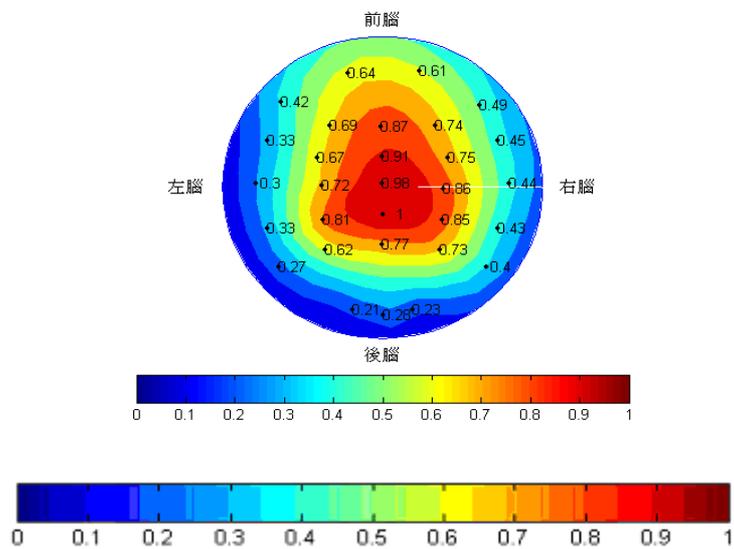
休息前 :



休息中 :

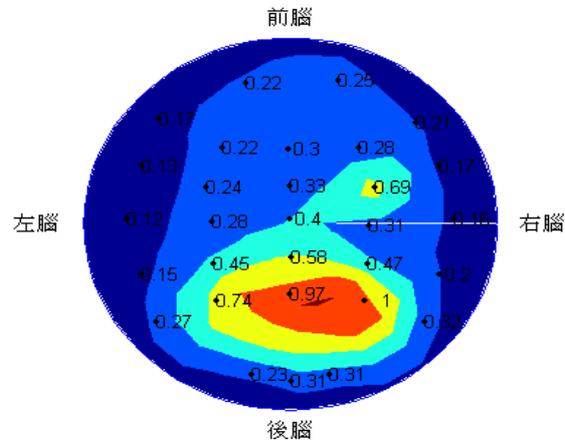


休息後 :

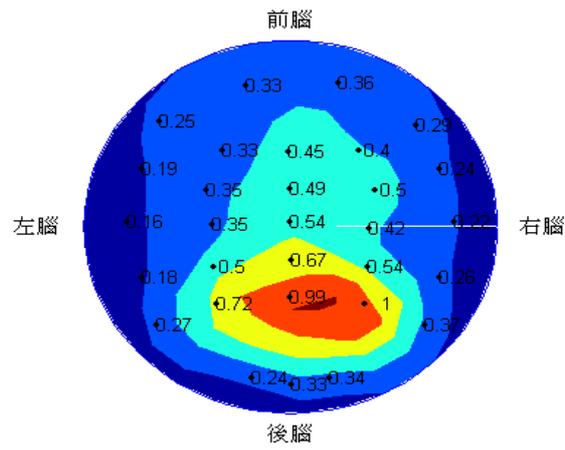


控制組 Subject 20050323_2 :

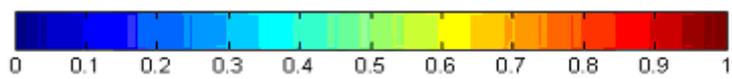
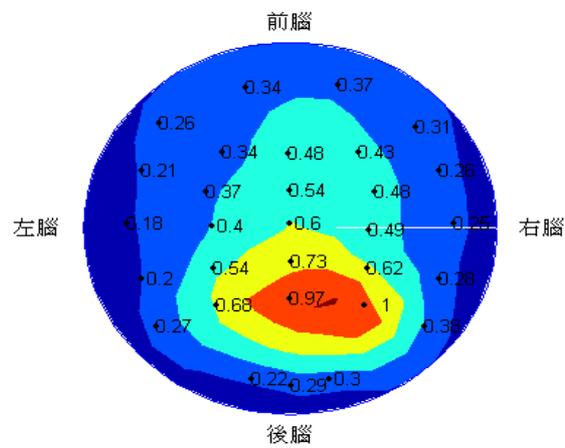
休息前 :



休息中 :

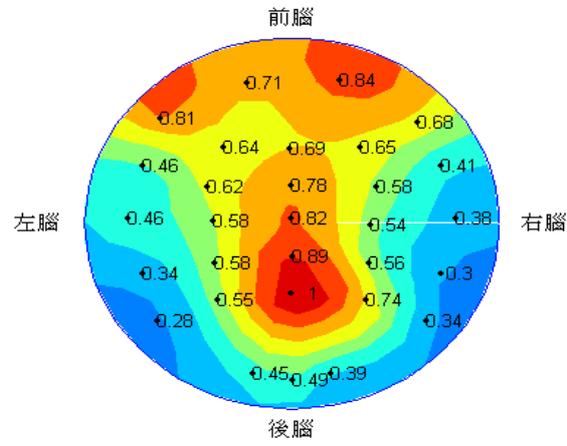


休息後 :

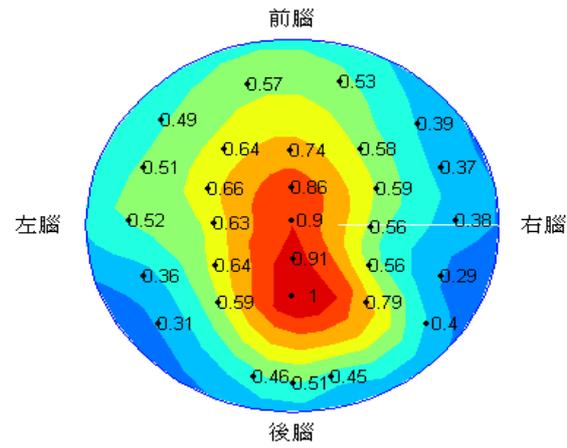


控制組 Subject 20050329_2 :

休息前 :



休息中 :



休息後 :

