腦電波訊號源估測
Electroencephalogram source estimation

孫光天 許明哲

Koun-Tem Sun Ming-Che Hsu

國立台南大學 理工學院 數位學習科技學系
ktsun@mail.nutn.edu.tw xu@lfes.tnc.edu.tw

摘要

腦電波儀(EEG)是常常用來進行腦功能研究的工具之一，因為它具有相當高的取樣頻率以及低廉的價位，本研究中，我們將開發出一套系統，把 EEG 獲得的頭皮電位資料，經過電腦處理，來估測目標腦波訊號源的位置，本研究所採用的方法，包括了簡單的頭模型(球模型)，正向模型的計算，以及最後逆向問題計算。其正向模型是假設腦電波訊號源的位置和方向是已知的，然後推導出頭皮的電位。逆向問題則是由已知的頭皮電極點電位資料求出腦電波訊號源的位置及方向；最後以臨床實驗:左右手分別出力握拳，來檢驗我們系統所計算的位置是否在運動神經區。實驗結果顯示，我們所開發系統的正確率可達 56%，已具有初步的實用性。

關鍵字: 腦電波儀、訊號源估測、正向模型、逆向問題。

Abstract

Electroencephalogram (EEG) is one of the tools widely used in functional brain studies due to its high sampling rate (temporal resolution) and low cost. In this research, we proposed a system which used the scalp potential data recorded by EEG to predict the location of the target brain wave source. The techniques, used in this experiment, included the simple head model, the calculation of the forward model and the resolution of the inverse problem. The forward model is based on the hypothesis that both the brain wave source location and the orientation are known, which can be used to infer and predict the scalp potential. As for the inverse problem, the location and the orientation of brain wave source can be measured from the known scalp electrode data. Through the clinical trial, we may examine the system to see whether the location is shown in the motor area of brain by using two hands to hold firmly. The results indicate that the accuracy rate of this system can be up to 56%, which achieves a preliminary practicability.

Keyword: Electroencephalogram (EEG), source estimation, forward model , inverse problem .

1、前言

腦，是人體當中最重要且非常複雜的器官，對於腦功能的探索，是目前最熱門的研究課題之一。腦電波儀(EEG)是常被用來進行腦功能研究的工具之一，因為它具有相當高的取樣頻率以及低廉的價位。

本研究，開發一個簡單且快速的腦電波訊號源位置估測的方法，包括了簡單的頭模型(球模型)，正向模型的計算[2]，以及如何去解決逆向問題[3]。其正向模型是假設腦電波訊號源的位置、方向是已知的，然後推導出頭皮的電位。逆向問題則是由已知的頭皮電極點電位求出腦電波訊號源的位置及方向。

1.1、研究背景

在 1929 年，德國漢斯伯格（Hans Berger）首先發表人類行為 EEG，成功的在人類頭皮上測到一種電位變化，而命名為腦電波圖(Electroencephalogram,EEG, 俗稱腦波），到了 1935 年，Frederic Gibbs 等人發現在癲癇症狀發作時會產生不同的腦波訊號，自此整個腦波的相關研究才逐漸被重視。

為了較安全地了解我們的大腦是如何作用的，我們可以使用非侵入性功能的大腦成像工具：例如 EEG (ElectroEncephaloGraphy)，FMRI(功能的磁共振成像)，MEG (MagnetoEncephaloGraphy)等工具觀察大腦活動。EEG 是記錄在頭皮表面上的電位，而此電位的產生是腦電波訊號源活動時在頭皮上的電極點所記錄到的。FMRI 是神經元的激發需要用到葡萄糖和氧，這些物質靠血液來運送，當大腦某一區的神經受到激發時，物質會流往那個區域，而 FMRI 就可以顯示出這個耗用氧氣最多的地方。MEG 是記錄神經的電流所產生的磁場。

相對於其他方法，EEG 有下列優點：首先是相對於解剖學，它是有其必要性，因 EEG 具有非侵入性的特性；再者，EEG 獲得資料是快速且亦有蠻高的準確性[10]。

在事件相關電位(ERP)的方法被廣泛地使用之後，科學家大大的改進了從 EEG 中來發現大腦活動的整個過程。當在神經系統上給一個具體的刺激，而被引起的表面電位的變化叫做 ERP。例如，如果我們給一個主題：光、電或者聲音刺激，伴隨著從 EEG 中被測得的表面電位。在 EEG 資料中，ERP 的元素是遠小於熵(noise)的元素；我們一般能假定每個 EEG 電極點的熵平均是零，因此，信噪比(SNR)可透過在 EEG 獲得資料，應用同步的平均，如此，信噪比就能夠被利用。

圖一為電流的偶極模型，兩邊紅色的大圓為正負電

荷，其電流的方向由正到負，即箭頭方向，為我們所指的訊號源方向，中間綠色的小圓為這兩電荷的中心點，即是腦波訊號源的位置，r 是訊號源位置距離頭模型的中心點(球模型的球心)。

偶極模型是指在兩電荷間有電流產生時，頭皮會有磁場產生，即會形成一個電位。若知道電流的位置、方向和大小，則可以求得頭皮上任何一個地方的電位。

正向模型就是以電流的偶極模型做基礎，假設電流的位置、方向和大小為已知，然後即可求得每一個電極點的電位。理論上，給于頭內部一個點的一個電流量值，將會在頭皮產生一個電位，若此電位與 EEG 實際所收集到的電位非常接近時，我們即稱此點為訊號源位置。因此，我們若能把每個訊號源的每種電流量值都計算過一次，理論上，我們就能獲得最佳的訊號源位置。

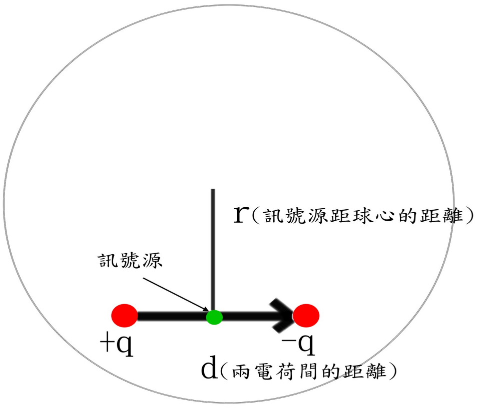


圖 一 偶極(dipolar)模型

然而，我們若把頭模型每隔 0.1 公分即取一個點當做訊號源，將約四百萬個點，那每個訊號源的電流量值，每個方向取一千個間隔，三度空間共有十億個量值須計算，若全部計算一次，則須計算四千兆個數值，以目前一般電腦運算速度，實際並不可行。所以如何解決這個問題，便是逆向問題所討論的。

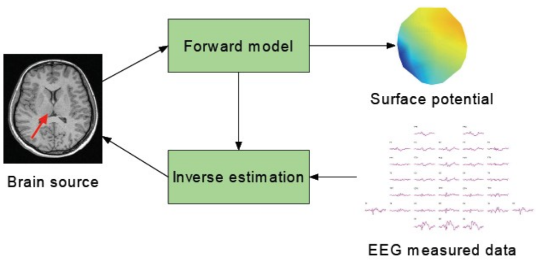


圖 二 正向模型和逆向估測流程圖[2]

逆向問題是關於大腦活動時由 EEG 記錄的頭皮電位來如何估計來源。逆向問題的準確度受正向模型準確度、EEG 記錄的電位資料及其信噪比和逆向問題方法學的影響，所以，解決逆向問題的第一個步驟，就是先求訊號源的電流量值。圖二顯示正向模型和逆向的問題估計的流程圖。

1.2、大腦的功能性

腦對人類而言，它不僅是指揮基本生活的低階功能需求，如運動、知覺、排泄、消化等外，更執行複雜的精神功能，例如情緒、語言、領悟、學習、思考、創新等，可說是人類正常運作的總樞紐。

大腦皮質層可以分成幾個不同功能的區域，在不同的大腦皮質區各自負責不同的功能。比較重要的兩個區域，分別是主要運動區（Primary Motor Cortex）與主要感覺區（Primary Somatosensory Cortex），主要運動區與主要感覺區則合稱為感覺運動皮質區(sensorimotor cortex)[4]。假如一個人他的右手拇指有動作的話，我們可以在左半部的感覺運動皮質區看到腦波的變化，若是左手有動作，則在右半部的感覺運動皮質區有變化。

1.3、 研究範圍

我們使用一種簡單、方便且有效率的 EEG 來源估計技術:「正向模型配合逆向估測」，並且依據此辦法，實際的開發出一套腦電波訊號源估測系統，讓受試者的腦波訊號可以透過處理、分析來辨識手動時，其主要的控制來自大腦何處。

目前研究實驗對象只有一名受試者，年紀為 26 歲的正常人，所以本研究的結果目前只能當作個別化腦電波訊號源估測系統的參考，尚無法推論到所有正常人。

2、正向模型

2.1 、頭模型

頭外表的模型我們使用球體模型。將電極點放於大腦，我們使用標準模式 10-20 制系統定位。

2.1.1 、國際 10-20 制系統定位

10-20 制系統定位是一種將電極點放於大腦的標準模式。這是因為不同的科學家彼此之間可能為了統一與比較，所以才發展各種系統。依照 10-20 制系統可以將電極點均勻的分布在皮質上，同時每一電極點都有給一個名稱，方便使用。

2.1.2 、球體模型

我們使用頭外表的模型為球體模型，如此可以簡化計算；與國際 10-20 制系統定位結合，每一電極點就都有其座標。

我們使用的立體座標系為直角座標系。左右(兩耳間)為 x 軸，右為正；前後(鼻、後腦勺)為 y 軸，前為正；上下為 z 軸，上為正。

2.2 多層殼體模型

考慮人類的頭是由幾種組織組成的事實，例如頭皮、頭顱、皮質層和腦脊液（CSF）。不同的薄組織物有不同的傳導性。因此用多個同心球的頭模型會使它更為準確。在同層之間，傳導性是相同的。在我們所用的系統，是使用 4 個同心球去模組化這些薄組織物：頭皮、頭顱、皮質層和腦脊液。基於多層殼體球型的頭模型，我們能計算在電極點的位置，並利用其位置、電偶極來源的位置 r 和向量 m，來計算頭皮的電位[2][6]。

Mingui Sun 介紹了一種基於多層殼體模型的估算法。Sun 方法的主要概念是使用一個改良式的多項式函數，讓此函數的計算更有效率。

圖三(a)顯示 Cuffin 和 Cohen 的 4 層殼模型裡 C_n 與 n 的關係[7]。圖三(b)顯示 $C_n f^{n-1}$ (實線)與 n 關係的曲線。注意那最初幾個值(n<5)，除了那最初幾個值外，剩下的值接近於一平滑的 v 形狀曲線。

方程式可被分成為兩個部分。第一部分是前 n 項（經常使用 n=3）使用精確的值(圓型的圖案)。第二部分是由剩餘的項所組成，此剩餘項的無限和將接近於一個有收斂解的公式(打叉的圖案)。以下是被精簡的方程式:

$$
\begin{aligned}
V^M(s\ ;\ r\ ,\ m) &= \frac{1}{4\pi\sigma_4 R^2}\sum_{n=1}^{\infty} c_n f^{n-1} m \\
&\quad \left(r_0 p_n(\cos\theta) + t_0 \frac{p_n^1(\cos\theta)}{n}\right) \\
&\cong \sum_{n=1}^{N} c_n f^{n-1} Q_n + \sum_{n=N+1}^{\infty}\left(\sum_{k=0}^{K} a_k n^k\right) f^{n-1} Q_n \\
&\cong \sum_{n=1}^{N} c_n f^{n-1} Q_n + \sum_{n=1}^{\infty}\left(\sum_{k=0}^{K} a_k n^k\right) f^{n-1} Q_n - \\
&\quad \sum_{n=1}^{N}\left(\sum_{k=0}^{K} a_k n^k\right) f^{n-1} Q_n \\
&\cong \sum_{n=1}^{N} \tilde{c}_n f^{n-1} Q_n + \sum_{n=N+1}^{\infty}\left(\sum_{k=0}^{K} a_k n^k\right) f^{n-1} Q_n
\end{aligned} \tag{1}
$$

其中 $Q_n = \dfrac{1}{4\pi\sigma_4 R^2} m\left(r_0 p_n(\cos\theta) + t_0 \dfrac{p_n^1(\cos\theta)}{n}\right)$

$$\tilde{c}_n = c_n - \left(\sum_{k=0}^{K} a_k n^k\right)$$

Sun 有詳細描述如何計算並推導其公式。其中 k 的最好的選擇是 n=k= 3。而且，他也提供了一個 C 程式碼來計算在頭皮上電極點的表面電位[11]。在我們所用的系統裡，其正向模型就是使用該程式碼，並改良適合我們的系統。

該程式碼的函式如下:double potential(double r[], double m[], double s[])，輸入共 9 個變數，腦電波訊號源的位置、方向及頭皮上電極點的立體座標各 3 個變數(x 軸，y 軸，z 軸)，目前我們先假設腦電波訊號源的位置、方向 6 個變數為已知，而頭皮上電極點的座標(3 個變數)由我們所介紹的頭模型─球體模型，可求得電極點座標。輸出為頭皮上電極點的表面電位。

Sun 方法是在改進正向模型計算的效率，只是這會失去些許準確度。

2.3、 獲得矩陣

通常，此部份是放在逆向問題裡討論，然而我們之所以把此部份放在這裡討論，是因為我們的獲得矩陣是由 sun 方法逆推而來，在此一併介紹更具連慣性。簡單的說，一個電極點和一個訊號源即形成一個獲得矩陣，此獲得矩陣乘上該訊號源方向，即可得到該電極點的電位。

我們是利用 sun 所提供的 C 程式碼逆推求得獲得矩陣，首先我們討論一個電極點座標的情形，把腦電波訊號源的方向(m)先抽離，可形成 Gm=v，G 為 1*3 矩陣；m 為 3*1 矩陣；v 為頭皮上電極點的表面電位。其次把 N 個電極點考慮進去，G 即為獲得矩陣，N*3 矩陣。

該程式碼的函式如下:int sun_g(double r[], double s[], double *gg)，輸入共 6 個變數(r[]，s[])，腦電波訊號源的位置及頭皮上電極點的立體座標各 3 個變數(x 軸，y 軸，z 軸)，目前我們先假設腦電波訊號源的位置 3 個變數為已知，而頭皮上電極點的座標為已知，即可求得一個電極點座標的獲得矩陣 G(*gg)，1*3 矩陣。把 N 個電極點考慮進去，G 為 N*3 矩陣的獲得矩陣。傳回值為邊界的判斷值。

Sun 方法和獲得矩陣將在逆向問題裡被使用到。

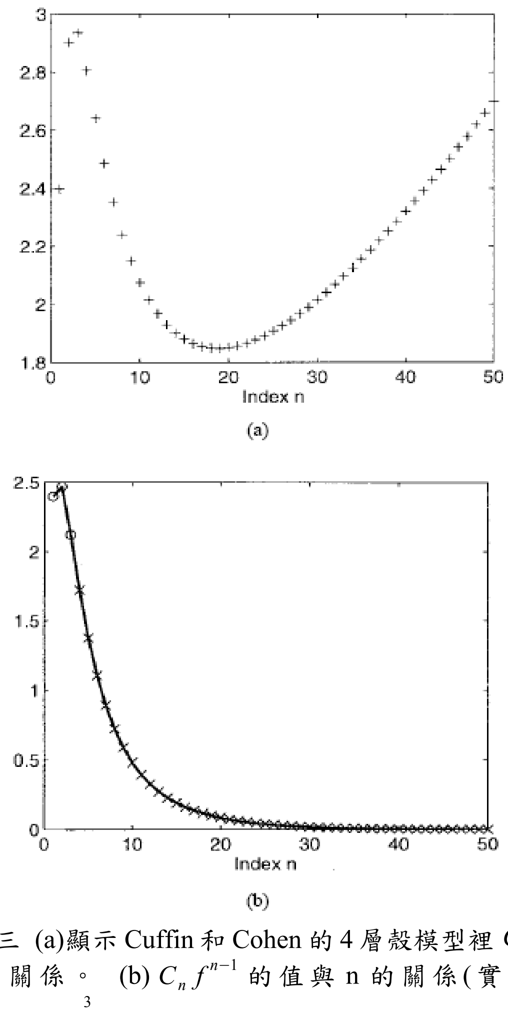


圖 三 (a)顯示 Cuffin 和 Cohen 的 4 層殼模型裡 C_n 與 n 的關係。 (b) $C_n f^{n-1}$ 的值與 n 的關係(實線，f=0.85)， $\sum_{K=0}^{3} a_K n^K f^{n-1}$ 多項式是打叉圖案的部份，圓型的圖案是原先的值[11]。

3、逆向問題

正向模型是假設電流位置和向量為已知，然後求得頭皮電位，若逐一測試，以目前的電腦運算速度實際並不可行，逆向問題則是討論如何解決這個問題(腦波訊號源的位置和向量)。

逆向問題是由已知的頭皮電極點電位來求出腦電波

訊號源的位置及方向，所以能夠被分割成求腦電波訊號源的位置和方向這兩個部份。第一部分是由電極點電位和正向模型的獲得矩陣利用 f 統計求得訊號源的向量，其流程圖如圖四；第二部分是利用 sun 方法及第一部分是所求得訊號源的方向，並使用最小平方法使正向模型和逆向問題結合起來以求得訊號源的位置，其流程圖如圖五。

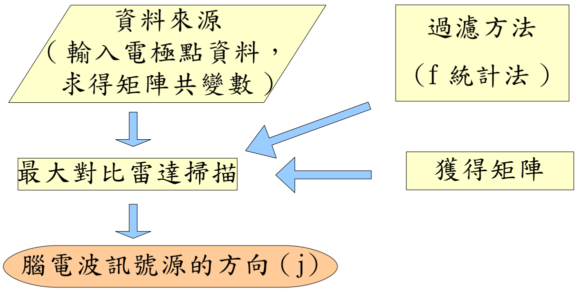


圖 四 找出腦電波訊號源方向流程圖

3.1、資料模式

EEG 的逆向問題是建立在使用已知的表面電位，由 EEG 電極點陣列所收集到，並利用此資料去定位大腦信號來源。

因為 EEG 用 N 個電極點記錄數據，雷達掃描將進行把這些記錄到的數據轉變為可利用的數據(以每一個電極點為基礎所擴展的 N 維向量空間)。雷達掃描對每一個在不同位置的電極點所記錄的資料增加不同的系數(權重)，結合這些權重資料去重建信號來源。N 是 EEG 電極點數目，x 是個 $N\times1$ 向量且包含瞬間時間所測量的表面電位。如果大腦的神經活動的來源位置位於 r，x 可以展開為：

$$x=G(r)q=G(r)\frac{q}{\|q\|}\|q\|=l(r;q)\|q\| \qquad (2)$$

G(r)表示獲得的矩陣是偶極位於 r 的正向模型的計算；l(r;q)表示偶極位於 r 的領導矩陣(leadfield)；並且 q 是表示瞬間的偶極，包含了方向和大小(strength)。

實際上，C 是未知且使用 EEG 電極點紀錄的資料 M 去模糊計算，此 M 是 N×T 矩陣，此 T 是樣本數。共變數距陣 C 是屬於測量資料的共變數可以被寫為[1][3][8]:

$$C=\frac{1}{N-1}M_{MDF}M_{MDF}^{T} \qquad (3)$$

其中下標'MDF'，是代表 M 平均偏差形式(mean-deviation form)。也就是說，在 M_{MDF} 矩陣裡的每一元素是相對應於原始矩陣 M 的每一元素減去該列的算術平均數。

3.2、過濾方法

雷達掃描的主要想法是設計一種特別的空間過濾器，能夠線性地結合每一個 EEG 電極點所記錄的資料，然後重建神經活動的來源。上述描述可被寫為：

$$y=w^{T}(r_0;q_0)m \qquad (4)$$

y 是位於 r_0 的偶極瞬間方向 $\frac{q_0}{\|q_0\|}$，並且 $w(r_0;q_0)$ 是個 N×1 向量表示空間過濾。空間過濾的目的是找出來源目標。當參數 $r=r_0$ 和 $q=q_0$ 時，來源目標顯現；當 $r\neq r_0$ 或 $q\neq q_0$ 時，抑制其來源。這個描述可被寫為:

$$w^{T}(r_0;q_0)l(r_0;q_0)=1 \qquad (5)$$

利用 Langrange 定理[9]，以及考慮熵的影響，其結果將變成:

$$\min_{w}(w^{T}Cw+\alpha w^{T}w) \quad s.t. \quad w^{T}l=1 \qquad (6)$$

$$w=(C+\alpha I)^{-1}l(l^{T}(C+\alpha I)^{-1}l)^{-1}=\frac{(C+\alpha I)^{-1}l}{l^{T}(C+\alpha I)^{-1}l} \qquad (7)$$

其中 l 是 leadfield，α 代表正規化(regularization)參數，並且 C 是電極點資料的共變矩陣。

注意一個歸納，表面電位與來源深度成三次方反比。因此，假如空間過濾計算一個更深的位置，那麼重建的腦電波訊號源活動範圍將更大。因此，我們計算 F(f statistic)的統計量[3]：

$$F=\frac{w^{T}C_{a}w}{w^{T}C_{c}w} \qquad (8)$$

其中 C_a 和 C_c 分別表示被測得的資料之共變矩陣的活動態和控制態。活動態代表我們感興趣的大腦的腦電波訊號源活動的時期。相反地，控制態是代表我們不感興趣的大腦的腦電波訊號源活動的時期。

我們將討論如何選擇 C、C_a、C_c。C_a 是代表我們感興趣的大腦的腦電波訊號源活動時期的電極點資料共變數；相對地，C_c 是代表我們不感興趣的大腦的腦電波訊號源活動的時期的電極點資料共變數。至於 C，因為逆向問題是屬於弱假定，我們不能說如何取比較好，而鄭志瑜[3]於 2005 年之研究將 C 以 C_a 取代，其結果也不錯，本研究則採用此方式，C 值以 C_a 代入。

我們將考慮熵及權重的問題。現實的生活中，我們所處的空間充滿著熵，在考慮權重的問題，根據資料[7]，我們選擇 α 為 0.0003。

3.3 、最大對比雷達掃描

最大對比雷達掃描是以雷達陣列方式，利用統計學上的 F 比值，使活動態和控制態的變異數成最大的對比，如此來取得訊號源的方向。

因此，我們為了能確定最佳的來源方向，使用 f 統計，透過在活動態和控制態之間使權重的對比最大化[3]：

$$j=\max_{j}\frac{w^{T}C_{a}w}{w^{T}C_{c}w} \qquad (9)$$

簡而言之，最大對比度的雷達掃描能確定最佳的來源方向，是基於 f 統計和每個在 r_0 位置的來源的空間過濾 w 所產生的結果。

3.4、最小平方估計法

我們所謂的最小平方估計法，是使用全域搜尋方法

，由每個訊號源位置依正向模式所產生的電位，與每個 EEG 電極點所收集的電位做比較，其電位差的和是最小者為最佳訊號來源的位置。

腦電波訊號源活動來源的分布我們採取全域搜尋方法，它的優點是我們可以不必事先知道大腦的腦電波訊號源的分布；至於腦電波訊號源活動的目標來源我們則採取最小平方估計法，利用來自 EEG 正向模型的表面電位，並使用 EEG 來獲得測量的表面電位來解決逆向問題。

使用最小平方估計的準確程度將取決於非線性最佳化方法的選擇。因此，我們使用最小平方法可以非常有效估計並且解決逆向的問題。其流程圖如圖五。

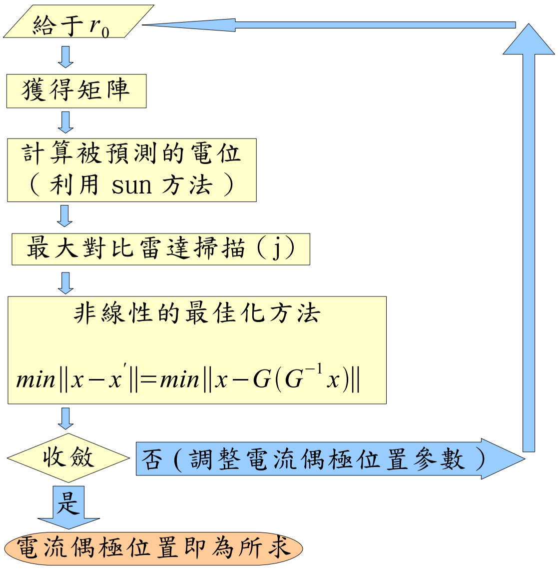


圖 五 最小平方估計流程圖

4、實驗

4.1、實驗設計

本實驗選擇一名受試者，年齡為 26 歲，慣用右手，並無大腦相關疾病或神經、精神方面的病史，願意參與研究。

腦波訊號之記錄，以電極點粘貼於受試者頭皮之 Fz、Cz、C3、C4、T3 、T4、T5、T6、Pz、P3、P4、O1、O2 和置於左耳耳垂 A1 及右耳耳垂 A2 之電極點等位置。以參考組合範式(reference montage)[5]，電極點的電阻係數是 5~10KΩ，再收集訊號 1.6～35Hz 的波，取樣頻率為 500Hz/sec。

受試者的頭長為 23 公分，頭寬為 20 公分，頭深為 18 公分，三者平均約為 20 公分，故取半徑為 10 公分的球體為頭模型。訊號源的取樣每隔 0.1 公分取樣一點，取上半球體，所以共取樣四百萬個點。

實驗步驟，一開始先靜止 5 秒，第 5 秒時手出力握住，直至第 10 秒時停止；第 15 秒時手出力握住，直至第 20 秒時停止；第 25 秒時手出力握住，直至第 30 秒時停止；第 35 秒時手出力握住，直至第 40 秒時停止；第 45 秒時手出力握住，直至第 50 秒時停止。左右手皆如此反覆實驗。

以手出力握住前 4 秒為控制組，手出力握住後 4 秒為活動組(實驗組)，如此為一個實驗單位，來測試我們所開發的腦電波訊號源位置估測系統是否可行。

4.2、軟體系統

軟體部分主要分成:資料分析系統和腦電波訊號源位置估測分析系統兩部份。其軟體測試時的電腦：採用 Intel Celeron 1.5G 的 CPU，480MB 的記憶體，作業系統為 Mircosoft Windowx XP。

資料分析系統(圖六)的功能是把實驗的數據資料分為控制組和活動組，以為腦電波訊號源位置估測分析系統的基本資料，以利分析。

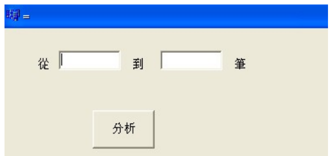
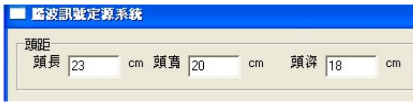


圖 六 資料分析系統



(a)

(b)

(c)

(d)

圖 七 腦電波訊號源位置估測分析系統(a)輸入頭的三度空間距離。(b)選擇所使用的電極點。(c)訊號源估測的數據位置。(d)訊號源估測的圖形位置。

腦電波訊號源位置估測分析系統為我們的主程式，

利用實驗的數據資料來分析估測訊號源的位置。圖七分別為該系統的各部份。我們使用的頭模型為球模型，中心點為球心。圖七(a)，頭長是指下顎到頭頂的距離，頭寬是指兩耳之間的距離，頭深是指鼻子到後腦杓的距離。圖七(b)，其符號是使用國際 10-20 制系統定位。圖七(c)(d)，分別是腦電波訊號源位置估測位置的數據及圖形，兩耳之間為 x 軸，右耳方向為正；鼻子到後腦杓為 y 軸，鼻子方向為正；下顎到頭頂為 z 軸，頭頂方向為正。m 向量指的是訊號源的方向與量值，其中 m_x、m_y、 m_z 分別代表 x 軸、y 軸、z 軸的訊號源方向，座標系統及方向與訊號源位置的座標系統、方向都相同。圖七(d)，淡藍色部分為動右手時，訊號源正確的位置，黃色部分為動左手時，訊號源正確的位置；紅色小圓圈則是代表鼻子。

4.3、實驗結果

我們的實驗主要來測試我們所開發的腦電波訊號源位置估測系統是否可行。

我們的頭型是採用球型模型，跟實際形狀不一樣。是把實際頭形狀左右(兩耳方向)擴張，上下壓縮成一個球型。

我們的實驗是配合我們的研究室平時所做的類神經網路於腦波辨識之游標控制的研究，所以電極點的位置並不是分配平均的，經過實際實驗的測試，電極點的選取以 Fz、C3、C4、T3、T4 為較佳。

我們利用左右手出力握住時，應受到大腦運動區所控制，來比較我們所開發的系統所顯示的位置是否正確。在手出力握住時，若是在大腦運動區的位置(圖七(c)(d))；並且右手出力握住時，是在左後半腦，為圖形的淡藍色部分；左手出力握住時，是在右後半腦，為圖形的黃色部分，我們就算該次實驗正確。

我們左、右手各實驗 25 次，共 50 次；右手正確 14 次，左手正確 14 次，共正確 28 次；正確率約為 56%，其實驗樣本統整結果，如圖八所示；其打叉表示錯誤的實驗樣本，紅色點表示正確的實驗樣本。

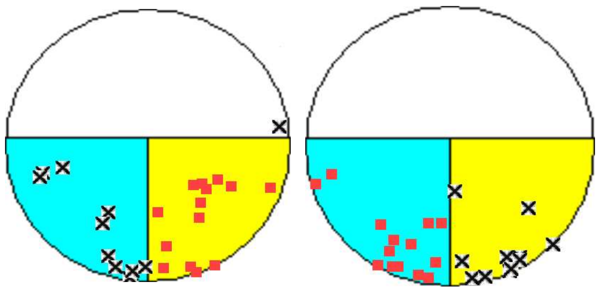


圖 八 右圖為動右手實驗樣本的統整結果，左圖為動左手實驗樣本的統整結果

5、問題與討論

我們所開發的腦電波訊號源位置估測系統，運用一些最基本的理論:頭模型採用球型，正向模型採取 sun 方法，逆向問題採取最小平方估計法和 f 統計。因此我們的系統先為腦電波訊號源位置估測建立一個雛形。在實際的實驗裡，我們使用的電極點的位置並不是分配平均且數量不多，我們也找到使用 Fz、C3、C4、T3、T4 為較佳的電極點，所費時間平均約為 70 秒，目前估測的正確率約 56%。

我們分析目前正確率不高的原因與改進建議如下:

1)該系統目前使用的電極點數量不多且位置分配不平均，未來可增加更多電極點，以提供精確度。
2)在頭模型為採較簡單之球體模型，誤差較大，未來可改採接近實際頭型的方法，如邊界元素模型。
3)生理學的知識未加入作限制，未來可考慮加入生理學知識，將可處理邊界值的問題，把不合理的值去除不予討論。

目前實驗的樣本，僅有一位研究對象，無法得知不同人各別的差異，所以未來可以加入較多的受試者，如此，應可發現我們所開發的系統之實用價值，並可依實驗過程的缺失來修正我們的系統，使我們的系統更加完備。

參考文獻

[1] 林清山，心理與教育統計學。台北市:東華，1992。

[2] 楊仲凱，"Eeg source estimation using overlapping -sphere forward model and hierarchical-search beamforming", 碩士論文，新竹，國立交通大學，2005。

[3] 鄭志瑜， "Neuromagnetic source estimation and coherence mapping of brain activities", 碩士論文，新竹，國立交通大學，2005。

[4] 劉明機，《應用腦波控制於電腦游標》，碩士論文，台南，國立台南大學，2006。

[5] 關尚勇，林吉和，破解腦電波。台北市:藝軒，2002。

[6] P. Berg and M. Scherg, "A fast method for forward computation of multiple-shell spherical head models", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology,* vol. 90, pp. 58-64, 1994.

[7] Y-S Chen, "Maximum contrast beamformer for electromagnetic mapping of brain activity", *IEEE Transactions on Biomedical,* vol. 53, pp. 1765-1774, September 2006.

[8] D.C. Lay, "*Linear algebra and its applications*", 3rd Editions, Addison-Wesley, 2002.

[9] J.E. Marsden, "*Elementary classical analysis*", 2nd Editions, W.H. Freeman, 1993.

[10] C.M. Michel, M.M. Murray, G. Lantz, S. Gonzalez, L. Spinelli and R.G. Peralt, "EEG source imaging", *Clinical Neurophysiology,* vol. 115, pp. 2195–2222, 2004.

[11] M. Sun, "An efficient algorithm for computing multishell spherical volume conductor models in eeg dipole source localization", *IEEE Transactions on Biomedical,* vol. 44, No. 12, pp. 1243-1252, December 1997.