

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

子計畫三：腦部活動之電生理訊號源模型建立、估算、與分析(1)

計畫類別：整合型計畫

計畫編號：NSC93-2218-E-009-025-

執行期間：93年08月01日至94年07月31日

執行單位：國立交通大學資訊工程學系(所)

計畫主持人：陳永昇

共同主持人：謝仁俊，陳麗芬

計畫參與人員：陳福慧，吳昭翰

報告類型：精簡報告

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 94 年 10 月 6 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

腦部活動之電生理訊號源模型建立、估算、與分析(I)

Bioelectric Source Modeling, Estimation, and Analysis of Brain Activities (I)

計畫編號：NSC93-2218-E-009-025-

執行期限：93年8月1日至94年7月31日

主持人：陳永昇 國立交通大學 資訊工程學系

共同主持人：陳麗芬 國立陽明大學 神經科學研究中心

謝仁俊 行政院國軍退除役官兵輔導委員會

台北榮民總醫院教學研究部

計畫參與人員：陳福慧 吳昭翰 國立交通大學 資訊工程學系

摘要

傳統以腦電波儀為基礎之腦機介面 (EEG-based Brain-Computer Interface) 研究是在受試者的頭皮貼上 EEG 電極，然後利用在電極上所量測到的頭皮電位波形來進行訊號分類並轉換成控制命令，以操控電腦或機器執行該受試者的意念所相對應的任務。由於在電極上所量測的電位，是由腦部所有活化區域所誘發的電生理訊號傳導至該電極位置的整體效應，因此與控制意念或特定事件不相關的腦部活動將會干擾訊號量測與分析。為了增加腦機介面系統的準確性、穩定度、與效能，我們在本計畫中開發腦部活動之電生理訊號源模型建立、估算、與分析技術，以計算與控制意念或特定事件相關之腦部神經元活動時序訊號，腦機介面系統即可利用這個腦部活動訊號來進行特徵擷取與訊號分類。在此階段性計畫中，我們已可以採用重疊球體模型建立精準的電生理訊號源正向模型，並且使用訊號量測器座標推算模型參數以加速正向模型的計算，以此描述腦部活動訊號與任一個 EEG 電極量測訊號之間的關係。此一模型之建立，是未來估算、分析電生理訊號中，相當重要的一環。

關鍵詞：腦電波儀、活化源模型、重疊球體模型、腦機介面

研究目的

這項子計畫在今年度預定達成的目標，為建立精確且可行之腦部電生理訊號源的正向模型，以建構出腦部活動與腦電波測量值之間的關係，以便我們後續發展逆向估算方法，由腦電波測量值重新建構出腦部活動電生理訊號之空間分佈與動態時序訊號。為建立腦部活化源正向模型，我們需要發展以下幾項技術：(1) 建立以球體頭部模型為基礎之腦電波活化源正向模型，包括單層球體模型及多層球體模型；(2) 以重疊球體模型建立精準的電生理訊號源正向模型；(3) 根據假體資料 (phantom) 進行不同腦電波活化源正向模型之準確度與計算速度分析；

(4) 設計腦電波活化源正向模型之電腦模擬圖形使用者介面。

研究方法

在以球體頭部模型為基礎之腦電波活化源正向模型中，將人的腦部由同心球體結構來近似，具有計算較為簡易的優點。在最簡化的單層球體模型中，EEG 電位感測器處所量得的電位為 $V(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q})$ ，可分為徑向 (radial) 分量 $V_r(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q})$ 和切向 (tangential) 分量 $V_t(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q})$ 的和 [6]：

$$V_r(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q}) = \left(\frac{q_r}{4\pi\sigma} \right) \left(\frac{2(r\cos\gamma - r_q)}{d^3} + \frac{1}{r_q d} - \frac{1}{rr_q} \right)$$

$$V_t(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q}) = \left(\frac{q_t}{4\pi\sigma} \right) \cos\beta \sin\gamma \left(\frac{2r}{d^3} + \frac{d+r}{rd(r - r_q \cos\gamma + d)} \right)$$

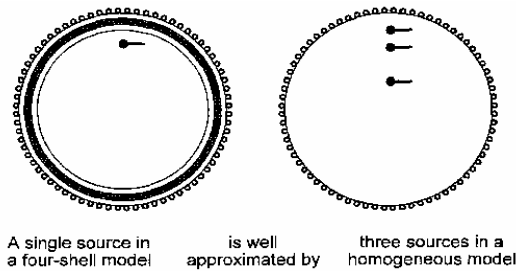
$$V(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q}) = V_r(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q}) + V_t(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q})$$

其中 $\vec{q}_r = \vec{q} \cos\alpha$ 及 $\vec{q}_t = \vec{q} \sin\alpha$ ， σ 為該介質的導電係數， β 為 \vec{r}_q 與 \vec{q} 所構成的平面及 \vec{r}_q 與 \vec{r} 所構成的平面之夾角。

由於人的頭部是由頭皮、頭骨、大腦皮質等多種不同組織所構成，每種組織具有不同的導電係數，因此將整個頭部假設成單一導電係數的球體是相當不精確的。為解決此問題，許多學者提出了以多層球體為基礎來計算腦電波活化源正向模型的方法，此模型改進了單層球體模型 [2, 7]。其中，Berg 於 1994 年提出以多個單層球體近似多層球體的方式 [1]：

$$V^M(\vec{r}; \vec{r}_q, \vec{q}) \cong V^1(\vec{r}; \mu_1 \vec{r}_q, \lambda_1 \vec{q}) + V^1(\vec{r}; \mu_2 \vec{r}_q, \lambda_2 \vec{q}) + V^1(\vec{r}; \mu_3 \vec{r}_q, \lambda_3 \vec{q})$$

其中 $V^1(\vec{r}; \mu_i \vec{r}_q, \lambda_i \vec{q})$ 為單層球體模型之電流大小計算公式， μ_i 及 λ_i ($i=1,2,3$) 稱作 Berg parameters。在多層球體模型中電流偶極位置 \vec{r}_q 的徑向方向上，依據 μ_i 的值決定在單層球體模型中三個電流偶極的位置，再利用 λ_i 線性組合這三個電流偶極之單層球體正向模型，即可得到多層球體模型中電流偶極之等效近似，如圖一所示：



圖一：單一電流偶極之多層球體正向模型可由三個電流偶極之單層球體正向模型來近似

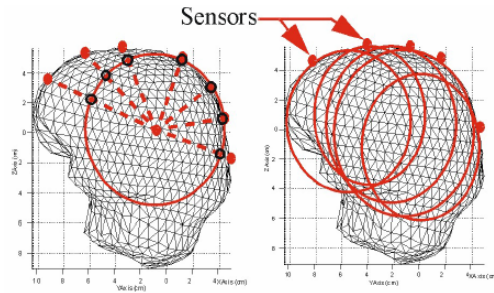
另外，Sun 於 1997 年提出將多層球體模型的計算方式以多項式分解並加速

的近似方法[8]，此方法亦改善了原本多層球體的基本模型。

然而，在單層球體或多層球體之腦電波活化源正向模型中，因為 EEG 電位感測器的位置並非位於同一球面上，針對距離模擬球體表面越遠的電極感測器所計算出的腦電波值將會有越大的誤差。若能對每一個 EEG 電位感測器分別計算其模擬球體(重疊球體模型, Overlapping-Sphere)，如圖二所示，將可大幅度的降低誤差[3, 4]。於是我們取了 innermost skull 的點來代表訊號源位置以加速計算，並使用 EEG 電位感測器的位置來計算 innermost skull 的表面座標，故提出如下之計算方式：

$$\min_{R, \vec{C}} \sum_{i=1}^N \left\| \vec{n}(i) \cdot \frac{\vec{r}^f - \vec{r}(i)}{\|\vec{r}^f - \vec{r}(i)\|^3} - \frac{\vec{r}(i) - \vec{C}}{\|\vec{r}(i) - \vec{C}\|} \cdot \frac{\vec{r}^f - \vec{C} - R \left(\frac{\vec{r}(i) - \vec{C}}{\|\vec{r}(i) - \vec{C}\|} \right)}{\left\| \vec{r}^f - \vec{C} - R \left(\frac{\vec{r}(i) - \vec{C}}{\|\vec{r}(i) - \vec{C}\|} \right) \right\|^3} \right\|^2,$$

其中 \vec{r}^f 是現正鎖定計算的 EEG 電極位置， $\vec{r}(i)$ 為所有 EEG 電極的位置 ($i=1, \dots, N$)， $\vec{n}(i)$ 為 EEG 電極的法線向量， R 及 \vec{C} 為所欲計算球體之半徑及球心座標。

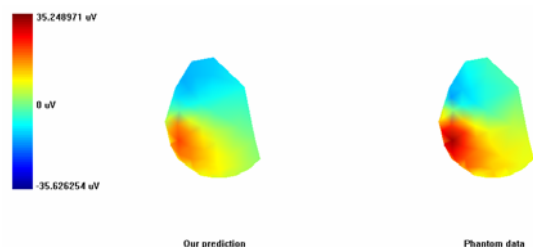


圖二：(左圖) 所有 EEG 電極感測器，皆使用相同的球體模型
(右圖) 對於每一個 EEG 電極感測器，使用相對應的球體模型

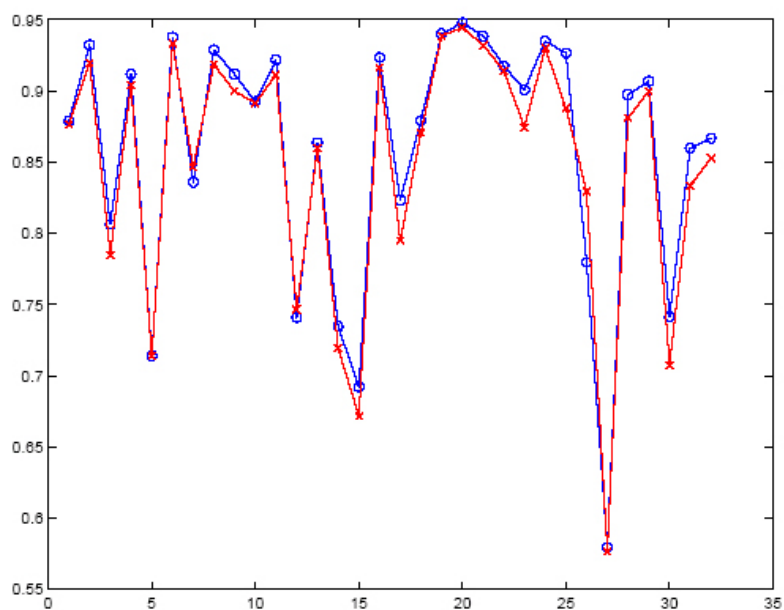
研究成果

目前我們已經建立以單層球體及多層球體腦電波活化源正向模型，並利用 Mosher [5] 等人在 1998 年所建立之假體資料 (phantom data)，來分析不同正向模型之準確度。假體資料的取得為將一人頭骨填塞以具有近似於實際人腦導電係數之介質並埋入數段導線後，將導線分別通以電流，並記錄 32 個電流偶極所產生的電位訊號。將這些實際電流偶極之位置、方向、大小等資料代入腦電波活化源正向模型，即可算出腦電波圖之模型預估值，與假體資料中之實際測量值相比較，即可驗證該正向模型的準確度。圖三是利用假體資料中的第 2 個電流偶極資料，透過多層球體腦電波活化源正向模型所計算出的模型預估電位拓撲圖，以及假體資料中實際測量到的電位拓撲圖。圖四為模型預估與實際測量值之間相似

程度之比較結果。相似程度之計算式為： $\frac{\bar{x}' \cdot \bar{x}}{\|\bar{x}'\| \|\bar{x}\|} \times 100\%$ ， \bar{x} 為 EEG 實際測量值， \bar{x}' 為模型預估值。圖四為重疊球體模型下分別以 Sun 及 Berg 的方式所計算的相似程度(紅線為 Sun，藍線為 Berg)。將 32 個電流偶極之相似程度平均之後，Berg 為 85.8325%，Sun 為 84.9416%。

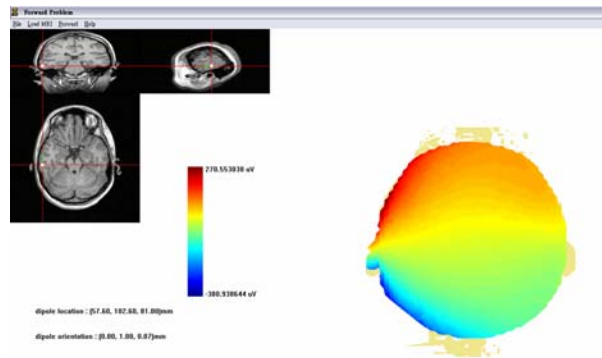


圖三：(左圖) 透過多層球體腦電波活化源正向模型所計算出的模型預估電位拓樸圖
(右圖) 假體資料中實際測量到的電位拓樸圖



圖四：此為重疊球體模型下分別以 Sun(紅線)， Berg(藍線)，利用假體電流偶極資料計算出的模型預估值與實際測量值之間的相似程度(橫軸為電流偶極編號)

目前我們正在開發腦電波活化源正向模型之電腦模擬圖形使用者介面，圖五為目前之圖形使用者介面概況，在磁振造影影像中選取電流偶極之位置、方向、大小等資料，並計算與顯示多層球體腦電波活化源正向模型所預估之電位拓樸圖。



圖五：腦電波活化源正向模型之電腦模擬圖形使用者介面

Reference

- [1] P. Berg and M. Scherg. A fast method for forward computation of multiple-shell spherical head models. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 90, 1994.
- [2] B. N. Cuffin and D. Cohen. Comparison of the magnetoencephalogram and electroencephalogram. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 47:132 - 146, 1979.
- [3] J. J. Ermer, J. C. Mosher, S. Baillet, and R. M. Leahy. Rapidly recomputable EEG forward models for realistic head shapes. *Physics in Medicine and Biology*, 46:1265 - 1281, 2001.
- [4] M. X. Huang, J. C. Mosher, and R. M. Leahy. A sensor-weighted overlapping-sphere head model and exhaustive head model comparison for MEG. *Physics in Medicine and Biology*, 44:423 - 440, 1999.
- [5] R. M. Leahy, J. C. Mosher, M. E. Spencer, M. X. Huang, and J. D. Lewine. A study of dipole localization accuracy for MEG and EEG using a human skull phantom. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 107, 1998.
- [6] J. C. Mosher, R. M. Leahy, and P. S. Lewis. EEG and MEG: Forward solutions for inverse methods. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46:245 - 259, 1999.
- [7] Y. Salu, L. G. Cohen, D. Rose, S. Sato, C. Kufta, and M. Hallett. An improved method for localizing electric brain dipoles. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37:699 - 705, 1994.
- [8] Mingui Sun. An efficient algorithm for computing multishell spherical volume conductor models in EEG dipole source localization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44:1243 - 1252, 1997.