

行政院國家科學委員會專題研究計畫 成果報告

利用腦波暨應用模糊邏輯技術來監視與控制麻醉深度

計畫類別：個別型計畫

計畫編號：NSC91-2320-B-002-144-

執行期間：91年08月01日至92年07月31日

執行單位：國立臺灣大學醫學院麻醉科

計畫主持人：劉健強

共同主持人：謝建興

計畫參與人員：謝彥西，邱海雲

報告類型：精簡報告

處理方式：本計畫可公開查詢

中 華 民 國 92 年 10 月 31 日

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

利用腦波暨應用模糊邏輯技術來監視與控制麻醉深度(I)

計畫編號：NSC 91-2320-B-002-144

執行期限：91年08月01日至92年07月31日

主持人：劉健強副教授 台灣大學醫學院

共同主持人：謝建興副教授 元智大學

計畫參與人員：謝彥西 元智大學機械工程研究所碩士班

邱海雲 元智大學機械工程研究所碩士班

一、 中文摘要

本研究的目標是辨識生醫訊號與監測腦波(BIS Index)的相關可能性，我們建立了一套可以同步抓取Datex AS/3與監測腦波之腦波監測儀的功能，並能即時記錄發生系統發生Error(如Check Sum Error時)的時間資料收集系統，目前已收集到18名病人之氣體全身麻醉的數據，先針對其誘導期的數據加以整合處理以達到我們所要的需求，再經由我們所架構類神經網路加以分析。

比較經過加入延遲輸入訊號心跳(heart rate, HR)和血壓(blood pressure, BP)、潮氣末二氧化碳(EtCO₂)後，對目標雙頻譜分析的BIS(bispectral index)，我們可以發現加入延遲訊號的架構，約略能較準確的符合真實情況。

關鍵字：類神經網路、延遲訊號、雙頻譜分析 BIS。

二、 緣由與目的

配合近年來科技的進步，特別是麻醉監測系統的標準化，不僅大大提昇了麻醉醫護人員的警覺性，減少人為的疏失，使得麻醉更安全外，更促使麻醉模擬器及麻醉自動化的發展，提供更大的研發空間。在麻醉過程中，麻醉深度是

影響麻醉安全及病患舒適最重要的因素，但目前麻醉深度的判斷主要仍憑麻醉醫護人員的主觀性認定，根據個人的經驗及學識作思考，難免發生偏差，故麻醉不足導致手術中病患的覺醒(awareness)及麻醉過量導致死亡等時有所聞。

麻醉深度的維持，在開刀房中，對於正值開刀狀態下的病患來說，是一件非常重要的事情，也因此麻醉深度的控制對於在一旁監測的麻醉醫師來說也是一件非常耗費精神的事情。如果麻醉深度太淺，病人在手術時可能會因為執行手術醫師的刺激而有恢復意識的動作產生，生理功能壓力反應增加，病人的這種動作對於手術的進行是個非常嚴重的阻礙，且會有術後精神上的後遺症；如果麻醉深度太深，會對病人的生理功能有重大抑制的影響，會導致麻醉藥量的浪費，且在手術完成後，可能因為藥量過多，延遲病人的意識恢復，造成整個手術完成的時間加長。上述兩者狀況不管發生哪一樣，皆會造成醫療資源的浪費[1]。

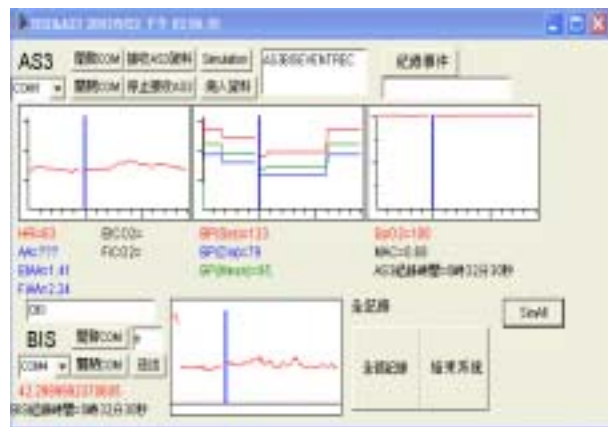
因此到目前為止，在這領域從事研究的學者大都集中於如何更明確定義麻醉深度與如何將麻醉自動化，然而麻醉過程中三個時期之間關係的資訊相當的缺乏。根據現有的環境、設備與本計劃所欲達成之

成果，我們將以類神經網路、模糊理論與台大醫學院麻醉科的麻醉醫師的專業經驗來分析並建構麻醉過程中病人與麻藥的模型系統，並將這些子系統架構於麻醉自動化控制系統中，進行臨床上的控制。且將這些經由自動化控制的結果與醫師控制麻醉的結果進行統計學上的比較。而因為麻醉自動化這領域，目前在國內尚未有團體致力於這方面的研究，希望藉由此計劃的成功、分享成果，帶動國內開始重視麻醉自動化這項研究，減少臨床麻醉上所浪費的資源，這也是本研究團隊多年努力的目標[2]。

三、結果與討論

1. 系統建立

利用先前建立的資料收集系統，並擴充其性能，增加可以同步抓取 Datex AS/3 與監測腦波(BIS Index) 之腦波監測儀的功能，與即時記錄發生系統發生 Error(如 Check Sum Error 時)的時間，以利於事後資料的處理分析。收集如心跳和血壓、潮氣末二氧化碳、雙頻譜分析的 BIS 等等之數據。圖一(a)為擷取訊號時的畫面，其中包含四個視窗介面，分別為心跳擷取介面、血壓擷取介面、血中含養濃度擷取介面、雙頻譜分析的 BIS (bispectral index) 擷取介面，圖一(b)則為記錄病人資料之表單儲存畫面，(c)為偵錯畫面，並提供手寫區域記錄手術中發生之狀況以供日後分析數據之參考。[3]



(a)



(b)



(c)

圖一、訊號擷取系統(a)主頁面、(b)病人資料儲存畫面、(c)記錄系統偵錯

2. 資料收集分類

利用上述之系統，目前已可成功的抓取病人臨床的生醫資料，目前已經存檔了 18 名病人之生醫資料，並且依照手術的進

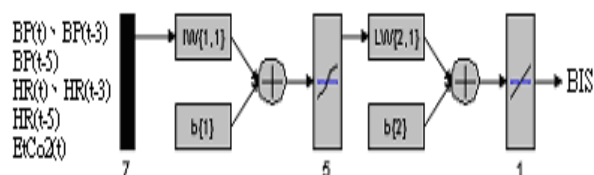
行分別分類為麻醉誘導期(induction) 麻醉維持期 (maintenance) 和 麻醉回復期 (recovery), 未來將持續的收集資料, 以增進資料庫的內容以分析。

在資料收集中, 時常因為病人在貼貼片或是病人需要改變姿勢、又或者是儀器有時會出現一個脈衝而使得資料會突然出現一個高點或低點, 這點的資料勢必會影響使用的準確性, 所以在資料收集後, 我們需要以人工的方式檢視是否有此一情況產生, 比較前後的資料內容以內差法或外差法給與一個較合理的數值。此一動作在抓取監測腦波(BIS Index) 時更是格外重要, 因為 BIS 的數值會因為在使用外科電刀時, 受到電刀給予的干擾, 導致一長時間的數據完全偵測不到, 而使得缺乏 BIS 的數據。

在這裡我們還採取了另一個動作, 就是並不採取資料數據的絕對值, 而是參考各個病人的基準生醫信號(BaseLine), 以基準信號減去量測到的數值而得到一個新的數值, 採取新的數值來加以分析, 相信可以增進各個信號的客觀數值。再將數值將輸入與目標尺度化, 使得它們落在範圍-1 和 1 之間, 將可以避免節點運算時飽和造成錯誤產生。

3. 分析數據

我們以抓到的數據, 選取較好的 10 組數據(表 1)來分析, 將誘導期的資料輸入我們所架構的 Neural Network 裡(1 個 5 node 的 hidden layer), 以 BP(Mean)、HR、EtCo2 為輸入, 而以 BIS 為輸出[4], 如圖二所示[5]:



圖二、Neural Network 示意圖

並比較加入延遲觀念[6]的輸入的差別, 我們可以發現將輸入以延遲的方法來學習, 收斂的速度與效果有稍微提升。在無延遲的情形下用 Post-Training-analysis 方法求其相關性:

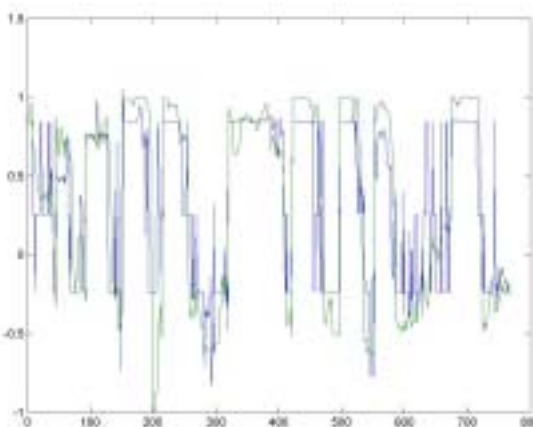
設兩組樣本 x_1, x_2, \dots, x_n 及 y_1, y_2, \dots, y_n , 其樣本平均數分別為 \bar{x} , \bar{y} , 樣本標準差分別為 S_x , S_y , 且兩組樣本之樣本共變異數 (covariance) S_{xy} 定義為:

$$S_{xy} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})$$

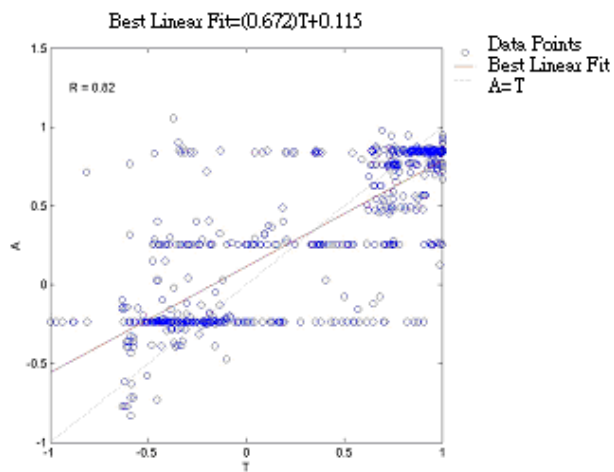
則相關係數 r 定義為:

$$r = \frac{S_{xy}}{S_x S_y} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} * \frac{1}{n-1}$$

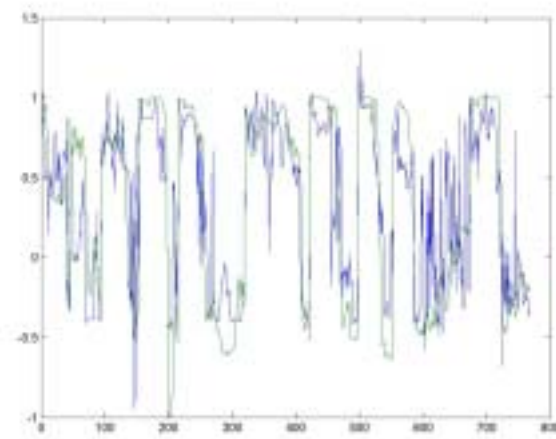
由上述之方法可求得相關係數約在 0.82, 而加入延遲 3 秒時可約略增加到 0.823 而在再加入 5 秒時則到達了 0.828; 同時我們經常可以發現加入延遲時間後可以較快到達最小容許誤差。



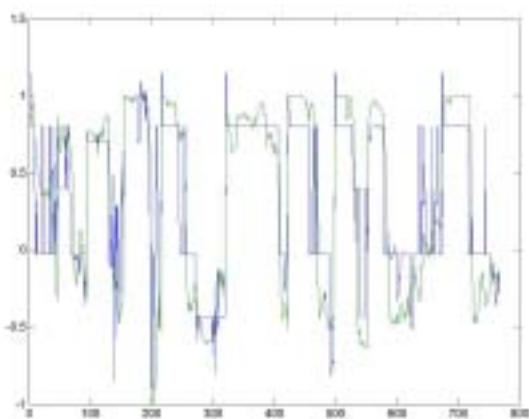
(a)



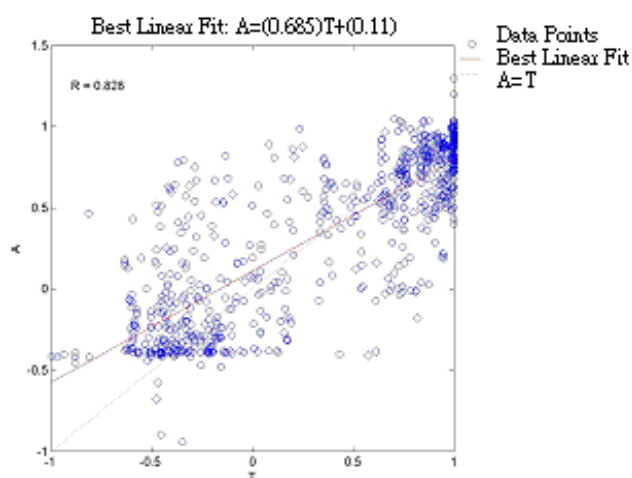
(b)



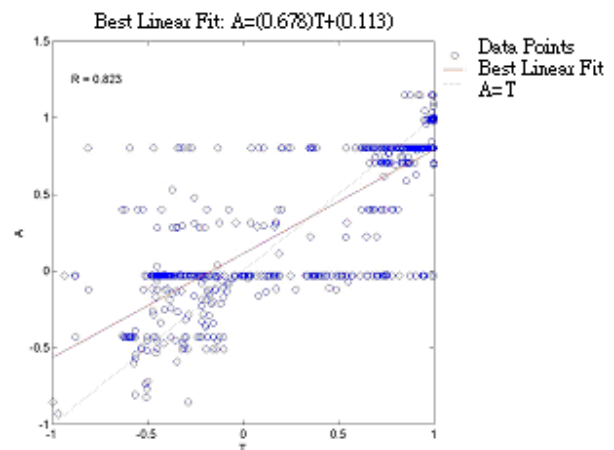
(e)



(c)



(f)



(d)

圖三、數據學習圖 (a)無延遲之 BIS 學習成果(b)無延遲之相關性、(c) 加入延遲 3 秒 BIS 學習成果(d)加入延遲 3 秒之相關性 (e) 再加入延遲 5 秒之 BIS 學習成果(f) 再加入延遲 5 秒之相關性

表一、10 組數據初始值資料

| 性別 | 血壓 (Sys/Dia) | 心跳 | 數據個數 |
|----|--------------|----|------|
| F | 155/90 | 87 | 45 |
| M | 132/73 | 58 | 48 |
| M | 133/57 | 54 | 60 |
| M | 124/60 | 80 | 61 |
| M | 215/107 | 67 | 105 |
| F | 129/84 | 85 | 102 |
| M | 154/86 | 63 | 76 |
| F | 195/89 | 64 | 55 |
| F | 105/60 | 68 | 121 |
| F | 144/74 | 81 | 94 |

四、計畫成果自評

91 年計畫中我們已經完成資料的建立，包含視窗模擬器的呈現亦以將收集到的生醫資料做初步分類探討，做為 92 年計畫中建立模擬麻醉模型之用。未來，我們將尋求是否有更合適的分析法則，來建立麻醉模型模型，完成一套完整的麻醉模型輔具。

五、參考文獻

1. J. W. Huang, Y. Y. Lu , A. Nayak, R. J. Roy: Depth of Anesthesia Estimation and Control. IEEE transactions on biomedical engineering 1999; 46(1): 71-81.
2. M. Elkfafi, J. S. Shieh, D. A. Linkens, J.E. Peacock: Fuzzy logic for auditory evoked response monitoring and control of depth of anaesthesia. Fuzzy Sets and Systems 1998; 100: 29-43.
3. Jiann-Shing Shieh, Derek Arthur Linkens, and John E.Peacock : An advisory system for propofol anaesthesia after determining the sensitivity of the patient during the induction stage
4. J. W. Johansen, Peter S. Sebel, J. C. Sigl: Clinical Impact of Hypnotic Titration Guidelines Based on EEG Bispectral Index (BIS) Monitoring During Routine Anesthetic Care. Journal of Clinical Anesthesia 2000; 12: 433-443.
5. J. K. Backory, D. A. Linkens, J. E. Peacock: Neural Network Based Prediction of Depth of Anaesthesia Using Auditory Evoked Potentials with a Wavelet Transform. Biomedical Engineering Applications, Basis & Communications 1998; 10: 217-224.
6. E. W. Jensen, A. Nebot, P. Caminal and S. W. Henneberg: Identification of causal relations between haemodynamic variables, auditory evoked potentials and isoflurane by means of fuzzy logic. British Journal of Anaesthesia 82(1):25-32(1999).

