腦電波特色電腦視覺化輔助系統－以慈濟醫學中心癲癇病患顱內腦電波為例

Electroencephalogram Specialization Visualization System－A Case Study of Tzu-Chi Hospital Epilepsy Patient's electrocorticography

林彥溥
Andrew Lin
慈濟大學醫學資訊系
93316141@stmail.tcu.edu.tw

嚴儒嘉
Author
慈濟大學醫學資訊系
93316137@stmail.tcu.edu.tw

吳昱賢
Author
慈濟大學醫學資訊系
93316148@stmail.tcu.edu.tw

謝紹陽
Author
慈濟大學醫學資訊所

陳信志
Author
慈濟大學醫學資訊所
achen@mail.tcu.edu.tw

辛裕隆
Author
花蓮慈濟醫學中心

通訊作者: achen@mail.tcu.edu.tw

摘要

隨著科技發展，腦波機已經有很大的改良，為了有更準確的資料，腦波機通道數不斷提升，每秒可以取樣的頻率也不斷的提升，不過也因此造成專業人員越來越難利用肉眼判斷這麼大量的資料。本研究設計的腦電波特色電腦視覺化輔助系統(Electroencephalogram Specialization Visualization System 簡稱 ESVS)，是利用偵測到的腦電波訊號，經過數學方式轉換後，加以視覺化的輔助系統。我們所提供的 ESVS 是一套有效的電腦輔助系統，讓專業人員能經由統計方法轉換原始腦電圖資料，降低分析所花的成本，找出原始腦電圖所無法看出的特徵，也可用更多元的分析方法來觀察腦電圖的變化，為腦電實驗增加新的元素。我們是以容易閱讀的色階圖來實現透過腦波機所偵測到的電位表現，讓就算沒有豐富經驗的研究者也能經過本系統容易的看出腦部電位變化的情形。此篇我們以慈濟醫學中心腦神經內科提供之顱內腦電波(ECoG)作為討論，發現使用 ESVS 不但可以完整呈現原圖形之表現，更能標註出原圖不易看出之生理表現。

關鍵字：腦電圖、視覺化、輔助系統、癲癇、顱內腦電波

Abstract

Brainwave recorder has been improved significantly due to the development of new computer technology. Because of the increase of channels number and sampling rate, it is more difficult for professionals to read and recognize the data. In this paper, we developed an effective system, Electroencephalogram Specialization Visualization System (ESVS), to transform channel signals to a color map. Through this system, we can find out features which could not found from the raw EEG; ESVS not only can display the voltage behavior but also can provide an easy reading figure for researchers. The sources of ECoG data we studied came from Tzu-chi Hospital Medical Center. Comparing to the original method by viewing the wave form directly, ESVS provides a new approach in visualizing the EEG and ECoG data more efficiently. It has a potential to help the medical professionals to identify the occurrences of seizures in an easy way.

Keywords: EEG, visualization, aid-system, epilepsy, ECoG.

1. 前言

腦電波特色電腦視覺化輔助系統 ESVS 能將偵測到的腦電波經過轉換之後視覺化，使臨床醫師或是神經科學研究人員能更有效且容易的閱讀腦電圖，做為診斷或實驗的依據。與以往的視覺化不同，本系統不是以波形的方式來展現，而是以容易閱讀的色階圖來實現透過腦波機所偵測到的電位表現，讓就算沒有豐富經驗的研究者也能經過本系統容易的看出腦部電位變化的情形。

人類的頭腦在人類的演化史中扮演重要的角色,腦是所有生物中功能最強且最複雜的系統，強大的功能

著鈉鉀離子通道的開啟與關閉，控制著身體、情

緒、記憶和思考，可用神經電生理的方法偵測而得到腦波。使用腦電圖來研究生心理，是近代神經科學重要的研究方向[5、9-14]。而隨著時代演進，用來監測腦電波的腦波機也不斷的提升，腦波機的功能是用來放大電極所接收到的電位改變，濾除掉部分已知的干擾波，並將其記錄下來的一種工具，而現今的腦波機不斷的將通道數量與取樣頻率作提升，以解決原先接收範圍過大，取樣頻率間隔過遠，所造成的不夠準確問題，不過相對的也造成了新的問題－可閱讀性降低。

顱內腦電波或稱腦皮質電圖(electrocorticography, ECoG)是一種在大腦皮質上覆蓋一電極陣列板，在臨床醫學上用來診斷癲癇的發病位置，確認最詳細正確的病變位置以用做手術切割時的依據，在此篇論文中，我們使用了顱內腦電波 52 個通道的電極板陣列作為例子，利用 ESVS 系統來觀察其變化。

癲癇是一種常見於腦部的疾病，此疾病常使用腦電圖方式來進行診斷與治療。癲癇週期可分為四個階段，分別是先兆期(aura phase)， 強直期(tonic phase)，陣攣期(clonic phase) 和癱軟麻痺(flaccid phase)。先兆期的階段主要情形是頭昏眼花，出現幻聽幻覺等情況。那這個階段不一定會有每次都出現的機率。到了強直期病狀是完全沒有意識的狀況而病人肌肉突然的緊繃造成肌肉無法外張可能導致病患無法站立且全身收縮。陣攣期會有肌肉收縮的情況開始更加嚴重，整個人可能捲曲。最後一個階段是肌肉開始放鬆，嘴巴有口吐白沫的情況。

至今發展了許許多多分析頭腦的方法，不外乎從外在結構或是神經訊號下手，特色是每種訊號或是結構都有完整的數據呈現，不過缺乏的是這些數據的分析方式以及臨床上的圖形介面，使用圖型化介面將可以大大的提升整體效果[1、2、4、7、8]。本文最大的貢獻在於有效的利用這些以偵測的訊號並且加以視覺化已達到實際臨床輔助之效果。

2. 資料來源與研究方法

2.1. 資料來源

我們使用慈濟花蓮醫學中心腦神經內科所提供的資料(使用數位腦波機[Micromed, Italy]，腦皮質電極，紀錄頻率 256Hz)，。

此次我們實驗參考的通道為 52 通道顱內腦電波(ECoG) Figure 1，電極佈點方式參考 Figure 2，各電極以數字標記，作為之後通道標示。

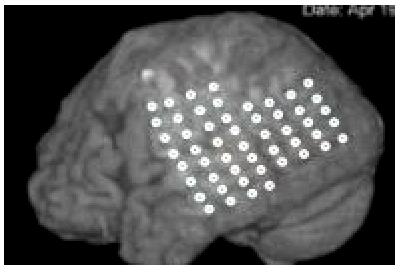


Figure 1 fMRI 照影暨電極配置位址

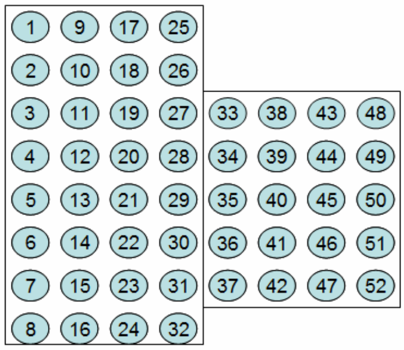


Figure 2 電極版的配置圖

2.2. 研究方法

將腦波機放大後的資料，交給 ESVS 系統，設定好參數及轉換方法後，得到轉換後圖形，在經由專業人員分析，尋求其特色或可觀察的特性，在經由重複輸入新的資料來做比對及統計實驗 Figure 3。

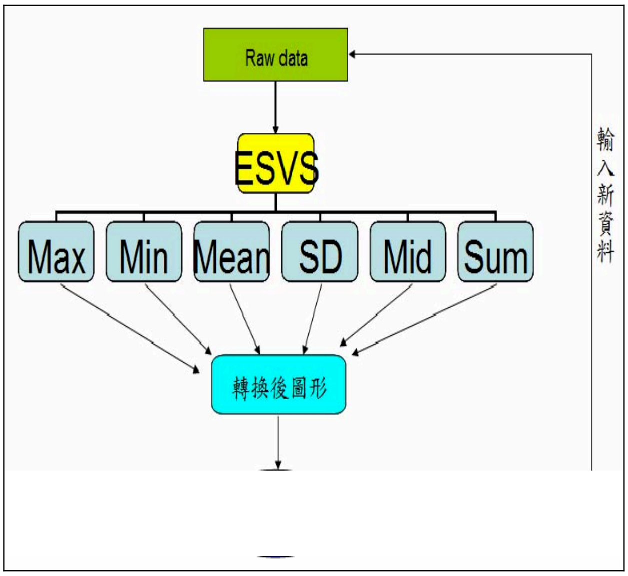


Figure 3 系統設計流程圖

我們提供了六種數學轉換方法：Max 使用每個取樣頻率中最大的值來代表該區間的值、Min 使用每個取樣區間中最小的值來代表該區間的值、Mean

使用每個取樣區間中的平均值來代表該區間的值、SD 使用每個取樣區間中的標準差來代表該區間的值、Mid 使用每個取樣區間中的中間值來代表該區間的值、Sum 使用每個取樣區間中的絕對值總和來代表該區間的值。

再來我們利用數學轉換後的資料利用 MATLAB 的構圖功能 “imagesc”，把色階圖呈現出來。色階圖的呈現以 Y 軸為通道　X 軸為時間並且利用顏色下去判別電壓的大小。並且利用顏色的變化與差別讓專家更容易去看出明顯的差異。並表現原先所看不出的腦電特徵，也能更容易觀察時間與通道的相關性。

3.　系統實作

系統實作的部份我們是利用 Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench)當做介面嵌入 Matlab(Matrix Laboratory)的執行碼作為一個整體的臨床輔助系統，裡頭有些微調方便臨床研究人員簡單的操作，此設計方便臨床人員使用。

3.1.　系統介面功能簡介：

1.開關：設定完參數後，點選開關，即可開始進行轉換動作。

2.選擇欲輸入的檔案路徑(Path)：選擇由腦波機轉換出來的 ANSII 腦波圖檔案路徑，在此並提供可同時開啟多個路徑同時進行分析的功能，可以做兩段不同腦波圖比較。

3.設定時間值(Time)：設定腦波圖擷取時間。取值觀察特定時間。

4.設定通道值(channel)值：設定腦波圖通道值，是整個量測時通道值輸入。

5.取樣頻率(sample rate)：設定要以多少筆數值當作轉換後色階圖一格的單位。

6.交錯範圍(cover)：每隔多少筆數值呈現一格轉後的色階圖。密度高代表資料表達越完整。

7.特徵選擇(feature)：選擇欲使用的特徵方法(Max, Min, Mean, SD, Mid, Sum)。

8.顯示原始 EEG 圖：繪製原腦波機顯示出來的腦波圖。

9.顯示數學方法轉換後 EEG 圖：繪製經過轉換方法後，所建立的新的腦波圖表現方式。

3.2.　系統介面功能簡介：

整體系統介面可以見 Figure 4，原始 EEG 圖顯示於畫面左下，轉換後特徵圖顯示於畫面右下，方便兩者關係比較，Figure 5 為系統運作中畫面。

關於系統介面的每個微調控制在前一小節已敘述，不再重複。而如圖 Figure 5 之系統介面可以清楚的讓臨床人員清楚的判斷與比較原 EEG 與經過轉換後之特徵差異。例如我們 Figure 5 上面轉換出來之 SD 圖可以清楚的看見。

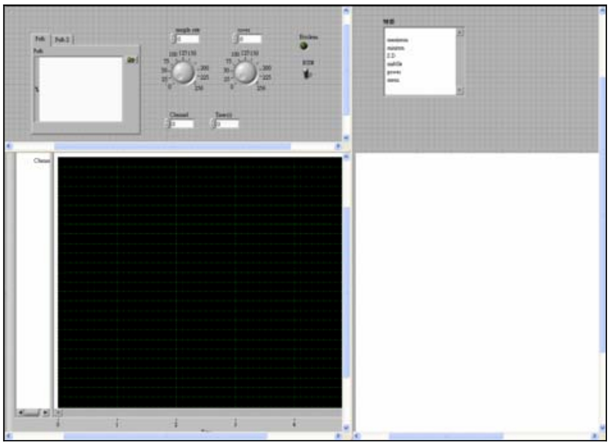

。

Figure 4　系統介面

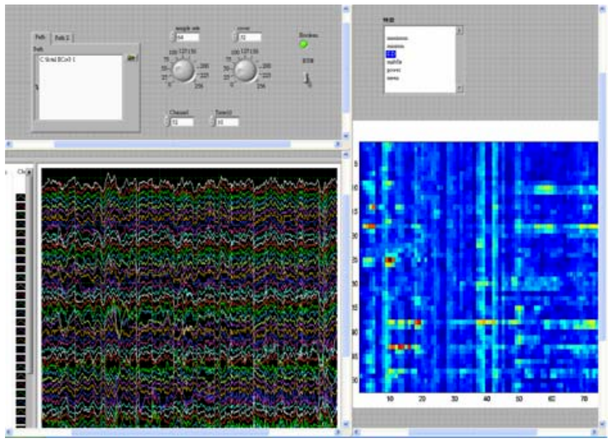


Figure 5　系統運作畫面

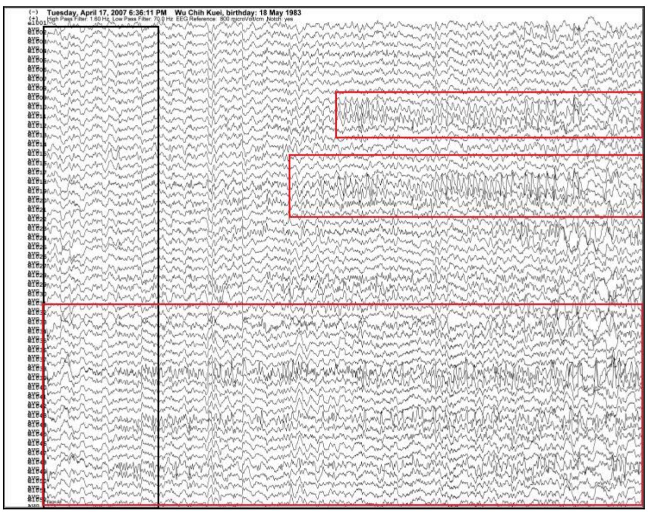
4、結果與討論

我們利用慈濟花蓮醫學中心臨床的 ECoG 癲癇資料作了一系列的資料自動化分析，有效的增加 EEG 的辨識度，可以說增強了舊有的 EEG 分析圖形的視覺化部分，原本難以肉眼辨識的波形變化更具體的以顏色變化呈現。例如說用腦波來區分癲癇發作波形(seizures wave)與背景波之不同。

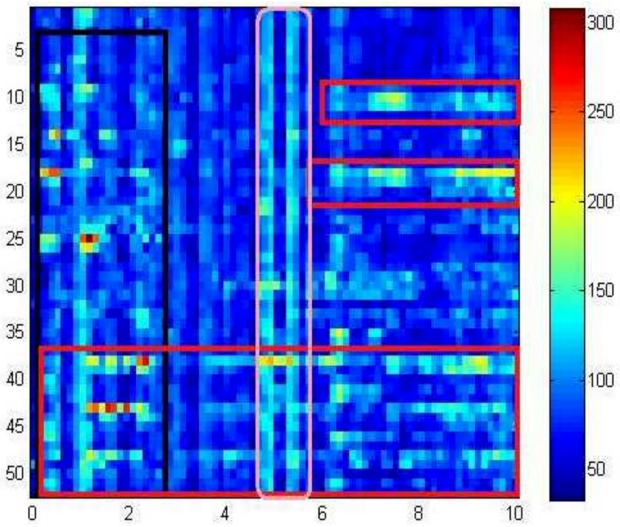
本實驗室與花蓮慈濟醫學中心合作，以一位癲癇病人的顱內腦電波(ECoG)為樣本作為實驗樣本(Figure

6(a)、7(a)、8(a)），經過臨床經驗豐富的專業醫師判讀後可以得知，該圖為從癲癇發作前至發作中之顱內腦電波(ECoG)，時間於前兩秒 38、43、48 通道持續出現不規則波形，並開始影響其他通道，於 6 秒時，18 通道也開始出現不規則波形，且向周圍擴散，導致 8 通道於 7 秒後也產生不規則波形，最後影響至全腦不正常放電現象產生，癲癇發作。

使用 ESVS 系統中，標準差(SD)的轉換法，所表現之圖形(Figure 6b)，有明顯表現出顱內腦電波(ECoG)之特色，38、43、48 通道位置於實驗時間前兩秒時，偵測到腦神經細胞因離子通道無法控制而開始產生電位不正常現象，在 Figure 6(b)中可以明顯發現在時間 2 秒時色階出現變化，可以證明該轉換能強調出不正常放電現象；又持續以固定的不正常放電現象，Figure 6(b)顏色變回藍色，亦符合癲癇發作初期時發病位置能量增強現象；於 5 秒時，因不規則放電部位影響，導致一全腦同步電位脈衝現象，Figure 6(a) 並無明顯特徵，而 Figure 6(b)中可以明顯看到其改變；因此脈衝，導致 8 通道與 18 通道受到刺激而產生不規則放電，Figure 6(b) 亦產生如同 38、43、48 通道之色階改變。



(a)

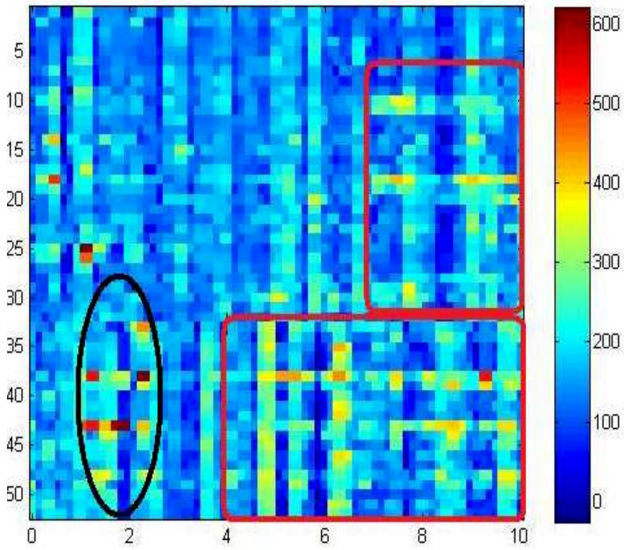


(b)

Figure 6 SD(標準差)轉換圖(a)原始的顱內腦電波(ECoG)之圖形，與 b 圖互相對照互相比較。(b)標準差轉換之色階圖，色階深淺代表與背景腦波之差異。從圖中的 8、38、43、48 通道，時間於 1 至 2 秒，位置在黑色框框可明顯看出與其它通道色階不同，時間於 3 秒所有通道都回復為同樣之顏色，然而於 4 秒 38、43、48 通道又開始色階改變，並且在 5 秒時向外擴散，第 18 通道，時間於 6 秒位置在中間框框也開始受影響開始色階改變，最後 8、9 通道的也於 7 秒之後(最右上角的紅色框框)都受到影響開始色階改變所以利用標準差轉換所轉換的圖與 ECoG 可以得到相當符合的趨勢。

再使用 ESVS 系統中，最大值(Max)的轉換法，所表現之圖形 Figure 7(b)，此圖形色階代表時間點之最大電位差，Figure 7(b)中可以在時間 2 秒時，色階出現變化並出現深色變化，亦同 Figure 6(b) 表現出不正常放電之特色；在時間 3 至 4 秒時，無明顯電位差產生；而在 5 秒之後，38、43、48 通道又開始出現明顯的色階變化並且於 6 秒時不正常放電擴散；最後影響 8 與 18 通道並一起產生不正常放電現象，在 Figure 7(b)也可明顯看出色階變化並且符合顱內腦電波(ECoG)特色；最後導致癲癇發作。

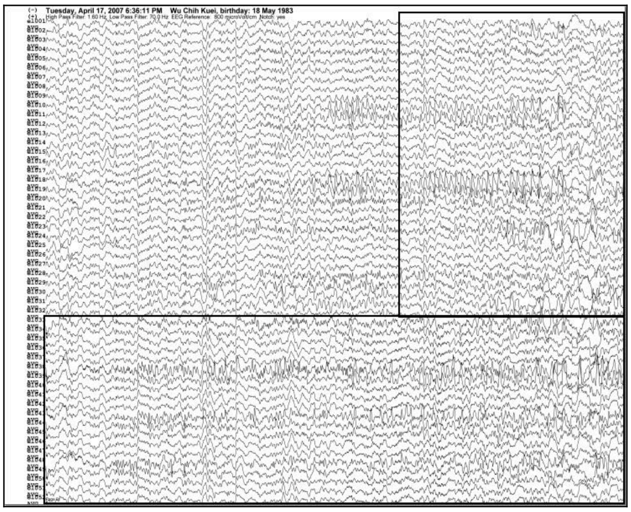
(a)



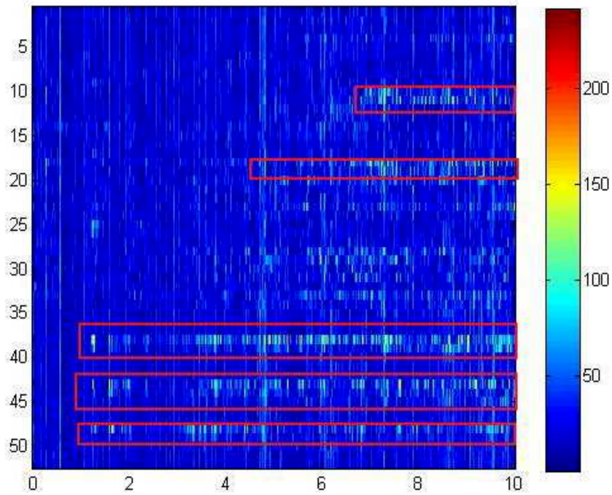
(b)

Figure 7 Max(最大值)轉換圖(a)原始的顱內腦電波(ECoG)之圖形，與 b 圖互相對照互相比較。(b)色階代表該時間點的最大電位差。圖中的 38、43、48 通道，時間 1 至 2 秒時可明顯看出色階改變的產生並且產生出許多較深的顏色。時間 3 至 4 秒時回復為較淺的藍色。時間在 5 秒之後 38、43、48 通道又開始產生色階變化並於 6 秒時開始擴散,第 8 與 18 通道受到影響開始產生色階改變。

最後 Figure 8(b)利用系統功能改變取樣頻率(sample rate)與交錯範圍(cover)能清楚的得知通道 38、43、48 從第 3 秒之後明顯的與背景波不同的色階變化，代表著這些通道與癲癇發作有緊密的關連，隨著時間到了第 7 秒之後在通道 8、18 出現了傳遞性的改變，這意味著可能有發作的通道在同一段時間內出現了臨床上的發作現象，接下來可以朝這方面研究下去，研究可能的癲癇階段與特徵。



(a)



(b)

Figure 8 SD(標準差) SR(取樣頻率):3 轉換圖(a)原始的顱內腦電波(ECoG)之圖形，與 b 圖互相對照互相比較。(b)色階深淺代表與背景腦波之差異。從圖中 38、43、48 通道從第 3 秒之後可以持續看出有色階變化，而 8、18 通道於 7 秒也開始出現持續的色階變化。

Lancet 中一篇論文表示，有醫師能夠藉著癲癇的發作前波來預測癲癇發作波出現的時間[3]，藉著這項貢獻，可以在癲癇發作之前加以抑制或是預防發生意外，不過這要經過多年訓練與實務經驗的醫師才有這樣的能力，不過藉著我們的系統，也能夠看出在癲癇發作前所發生腦部電位變化，且出乎意外的，出現異於其他通道的數值皆在之後，成為癲癇發作的起始位址，可見我們的系統有其研究價值或貢獻。不過還是

必須倚賴專業能力人才來做分析

未來期望能使用這些特徵作機器學習或是使用相關分析方式來做電腦輔助判斷。

致謝：

本論文承蒙國科會 NSC95-2221-E-320-001 計畫的支持，特此感謝。

5、參考資料

[1] A. Samardzic', E. Jovanov, D. Kovacevic, V. Burhanpurkar, “Visualization of EEG evoked response potentials"' Engineering in Medicine and Biology Society, 2003. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE, September 17-21, 2003

[2] B Graimann, JE Huggins, SP Levine, G Pfurtscheller - Clin Neurophysiol “Visualization of Multichannel EEG Data”, Clin Neurophysiol. 2002 Jan;113(1):43-7

[3] Le Van Quyen M, Martinerie J, Navarro V, Boon P, D'Havé M, Adam C, Renault B, Varela F, Baulac M , “Anticipation of epileptic seizures from standard EEG recordings”, The Lancet - Vol. 357, Issue 9251, 20 January 2001

[4] M.T. Caat, N.M. Maurits, J.B. T.M. Roerdink, “TRANSACTIONS ON VISUALIZATION AND COMPUTER GRAPHICS”, Senior Member, IEEE Design and Evaluation of Tiled Parallel Coordinate IEEE, VOL. X, NO. X, MONTH 200X

[5] R Kozma, WJ Freeman, P Erdı´. “The KIV model-nonlinear spatio-temporal dynamics of the primordial vertebrate forebrain.” Neurocomputing Vol. 2, No. 1 (2003) 125-145

[6] S. Faul, G. Boylan, S. Connolly, L. Marnane, G. Lightbody, ”An evaluation of automated neonatal seizure detection method, Clinical Neurophysiology 116 (2005) 1533–1541

[7] S. Baillet, J.C. Mosher, R.M. Leahy, “Electromagnetic brain imaging using BrainStorm”, Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004. IEEE International Symposium on, 15-18 April 2004

[8] V. V. Kulish , A. I. Sourin , O. Sourina,Fractal “Spectra and Visualization of the Brain Activity vEvoked by Olfactory Stimuli”, The 9th Asian Symposium on Visualization Hong Kong, 4-9 June, 2007

[9] W.J. Freeman, “Origin, structure, and role of background EEG activity. Part 1. Analytic amplitude”, Clinical Neurophysiology, 2004

[10] W.J. Freeman, “Origin, structure, and role of background EEG activity. Part 2. Analytic phase”, Clinical Neurophysiology 115 (2004) 2089–2107

[11] Walter J. Freeman, “Origin, structure, and role of background EEG activity. Part 3. Neural frame classification”, Clinical Neurophysiology 116 (2005) 1118–1129

[12] Walter J. Freeman, "Origin, structure, and role of background EEG activity. Part 4: Neural frame simulation”. Clinical Neurophysiology 117 (2006) 572–589

[13] WJ Freeman, Rogers LJ. Fine, “temporal resolution of analytic phase reveals episodic synchronization by state transitions in gamma EEGs”, J Neurophysiology 2002;87:937–45.

[14] W.J. Freeman, LJ Rogers, MD Holmes, DL Silbergeld. “Spatial spectral analysis of human electrocorticograms including the alpha and gamma bands.” J Neurosci Meth 2000;95:111–21.