

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

醫療自動化智慧型分析系統—子計畫二：昏睡與酒醉之腦電圖 與眼動圖訊號之基礎研究(3/3)

Sub-Project 2: Intelligent analysis for medical automation— Fundamental EEG and EOG Signals research in sleep and drunkenness

計畫編號：NSC 90-2212-E002-180

執行期限：90年08月01日至91年07月31日

主持人：劉宏輝助理教授 台灣大學醫學院神經科

計畫參與人員：

一、中文摘要

本研究計畫是藉由腦電圖的監測，建立一套人工智慧系統喚醒儀器，以避免駕駛員昏睡發生危險。礙於多通道腦波機的複雜性及不便性，我們在今年發展一可攜式腦波監測器，欲與先前的研究成果做結合，成為完整的監測系統。

關鍵字：腦電圖、人工智慧系統喚醒器、可攜式腦波監測器

Abstract

The purpose of this project is to build an intelligent arousal instrument. It can prevent traffic accident for a drowsy driver.

Because the multi-channels EEG is complex and inconvenient, we design an one channel portable EEG monitor system in our project in order to combine with the results we had found.

Keyword: EEG、an intelligent arousal instrument、a portable EEG monitor system

二、緣由與目的

在前兩年的研究中，我們利用非週期波理論的慢波分析、95%頻譜邊緣頻率分析、以及複雜度理論分析等三種數位訊號的方式分析正常人之初期睡眠腦波。並將訊號處理過後的次級腦電圖資料配合專家

經驗建立了模糊模型系統規則庫，以建立智慧型腦波意識程度辨識系統。

所得的模糊推論值經過與實際值相比對的結果，我們發現在實驗過程中會有許多量測誤差產生，在文獻中亦多有所提及。例如正常人在打瞌睡時震動到訊號線，以及眨眼時所產生的眼動干擾，這些干擾必須有效的消除才能得到真正的腦波訊號。其中眨眼是人為表現的自然反應，一分鐘可多達十多次，頻率介於2~3Hz，一般而言清醒的正常人腦電波並不會出現Delta波，因此我們使用帶通濾波器，用以降低眼動干擾影響，而且盡可能使受測者配合以減低錯誤訊號源。[1]

一般用於診斷相關腦病變的腦波機皆屬於多通道的系統，並不適合用於駕駛偵測，因此我們設計了一個單通道的可攜式腦波機並配合先前找到的C4-T4最理想的原始腦波貼點位置*當作未來昏睡駕駛自動喚醒機器的腦波分析訊號來源。

三、結果與討論

(一) 系統設計

(1) 設計目標：

一般用於醫學上量測的腦波機，不僅量測儀器體積過於龐大，而且儀器購置成本過高。因此，我們決定開發可攜式腦波機，運用成本低廉的電子元件，構成簡易電路，擷取電極所量測的訊號進行濾波、放

大，再經過訊號處理，以獲得可用的腦電圖波形，便於往後昏睡喚醒系統的分析工作。

(2) 設計流程：

腦電圖(EEG)的記錄隔著頭皮、顱骨及三層腦膜，因此記錄到的電位很小。在頭上有很大的直流電位(DC Voltage)腦波所記錄的則是在這電位中，大約從5到30 μ v的電位變化的0.5到60Hz交流成分(AC component) [2]，因此我們需要使用高倍電壓放大電路配合有效的濾波電路將腦電壓放大到示波器及A/D卡所能擷取的範圍。其放大倍率隨儀表放大器外加電阻之改變可為 $10^3 \sim 10^6$ 倍。頻寬大約介於1.5~40Hz之間。其設計系統方塊圖如圖一。

(3) 電路設計

在所設計的電路中採用差動放大的方式以降低雜訊。其中所使用的運算放大器皆使用OP-27，低offset元件。並且採用多級放大的方式以利檢測和消除訊號飽和之困擾[3][4]。

首先，使用電壓隨耦器做為緩衝隔離，在進入一級放大之前，使用一階截止頻率為1.5Hz之高通濾波器，用以濾除腦波中的直流成分。再經過可調整放大倍率且有良好差動輸入之儀表放大器AD620做為初級放大。之後，我們加入一迴授網路，確保微小的直流成分因為經過高倍率的放大電路後，訊號會因OP的供給電壓限制而達到飽和無法放大的狀態。

接著以兩組二階低通濾波器用以隔離40Hz以上較為高頻之雜訊。之後，再加入增益為-100，截止頻率為40Hz之二級放大濾波電路。及增益為-10，截止頻率為1.5Hz之三級放大濾波電路。 [5]

在經過實際測試的結果，我們發現60Hz之市電藉由電腦、電燈等電力設備對於系統有顯著的干擾，針對這個問題我們額外再加入一個60Hz之帶止濾波器，已

降低干擾的產生[6]。其系統整體電路圖如圖二。

(4) 電源供應與訊號擷取

為了降低60Hz的市電干擾經由電源供應器影響EEG訊號及攜帶的方便性，在經過測試之後我們採用15V電池做為運算大器的供給電壓。並在電路及電極線上加入錫箔做為屏蔽效應隔離雜訊。

電極部分使用GRASS AC Amplifier所附之電極。訊號擷取則利用示波器及AD/DA卡。系統整體量測實體圖如圖三。

(5) 討論

在此系統架構下，我們將所得的EEG訊號與台大醫院Stellate Harmonic腦波機所得的EEG訊號做時域與頻域上的測試比較。

在眨眼測試中，我們可以看到有明顯大於正常腦波的電壓出現，且頻率介於2~3Hz之間。這現象Harmonic(圖四)及自組電路(圖五)中都能清楚的看到。

閉眼測試方面，一般正常人清醒閉眼時，在後腦可記錄約10Hz alpha波，開眼及受外來刺激alpha波會減少(圖六)。在我們所測試的結果不論在Harmonic(圖七)或自組電路(圖八)中可以看到有明顯的alpha波產生。因此我們認為經由自組電路所得的EEG訊號是正確的。

四、計畫成果自評

目前已完成單一通道的可攜式腦波機，在從清醒進入昏睡腦波的分析亦有初步的成果。因此未來在硬體方面將加強系統的強健性，並將電路燒成電路版以縮小體積，結合筆記型電腦紀錄分析，並撰寫人機介面程式，以成一套理想完整的系統。在分析方面則繼續尋找是否有更適合的分析理論。

五、參考文獻

[1] J.Wu, E.C Ifeachor, E.M. Allen, S.K. Wimalaratna, " Intelligent artifact identification in electroencephalography signal processing." IEE Proc.- Sci Meas. Technol., Vol.144, No.5, Sep 1997 pp.193-201

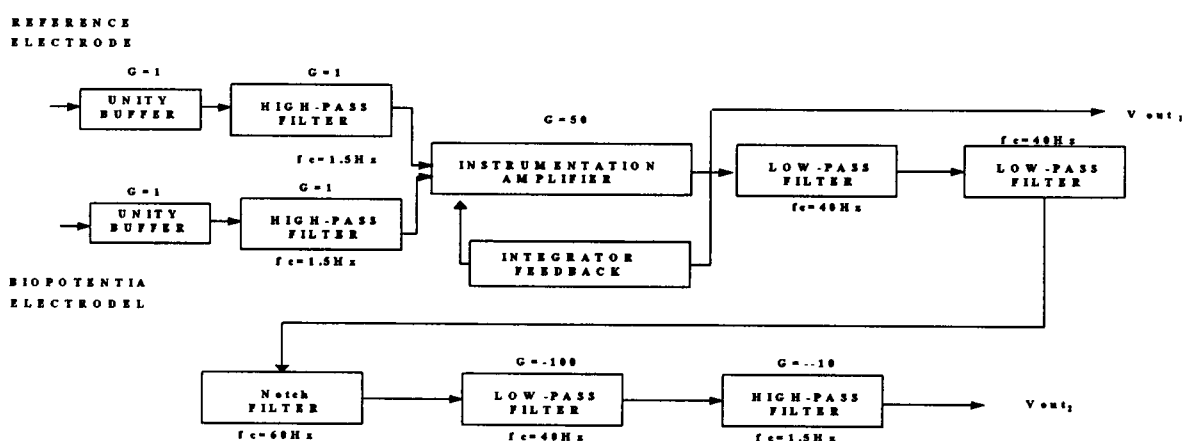
[2] 洪祖培、蔡明勛、陳榮基譯，腦波機操作之實際，中華名國神經學 74 年出刊。

[3] 楊武置編著，運算放大器電路設計全華科技圖書股份有限公司，民國 81 年 7 月。

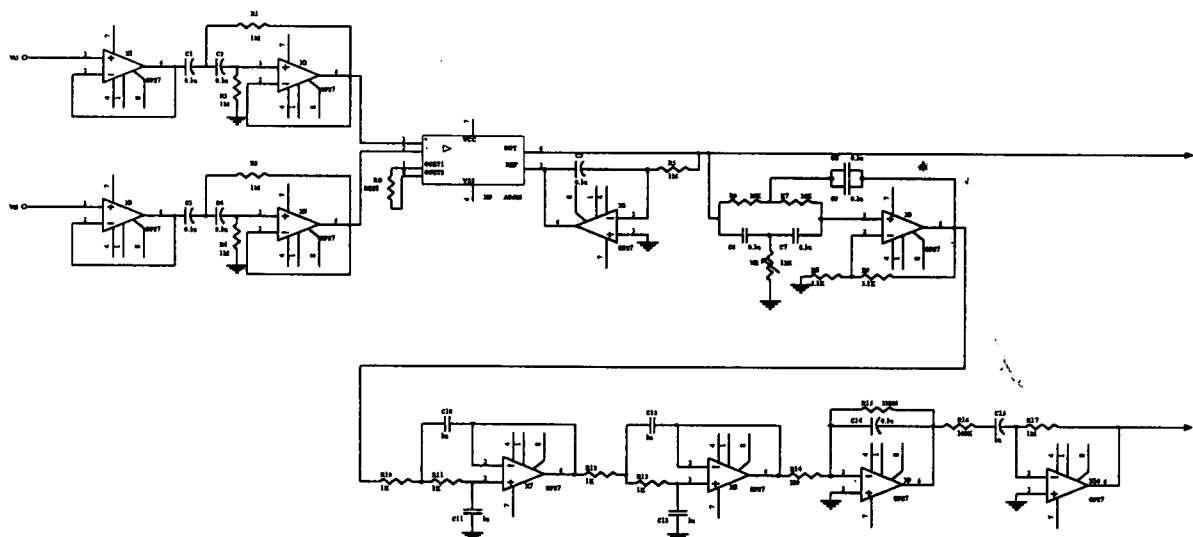
[4] 陳文山、郭青池編著，電子學（三）全華科技圖書股份有限公司，民國 85 年 8 月。

[5] J-G. Webster " Medical instrumentation " Wiley, 3rd edition, 1998.

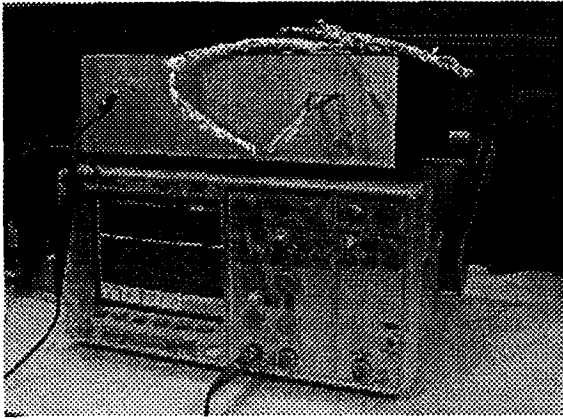
[6] 劉省宏編著，醫用電子實習，全華科技圖書股份有限公司，民國 88 年 2 月



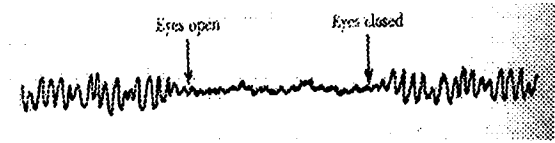
圖一、系統方塊圖



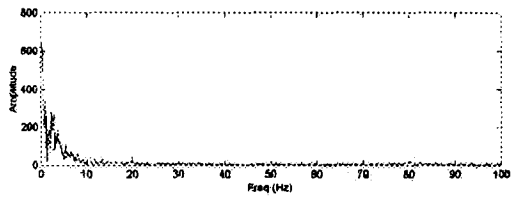
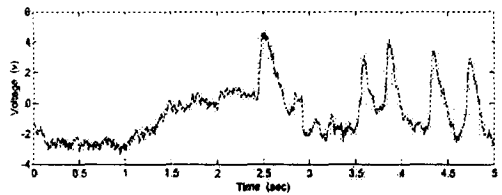
圖二、系統電路圖



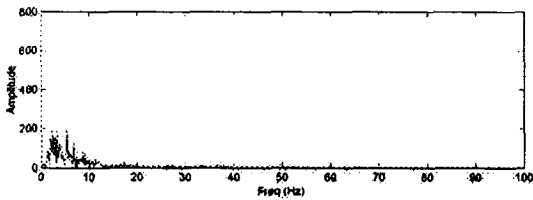
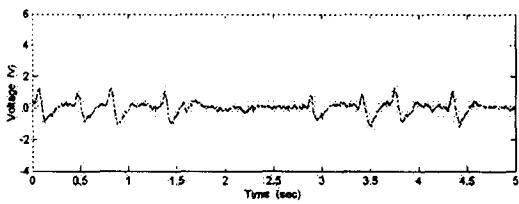
圖三、EEG 整體量測實體



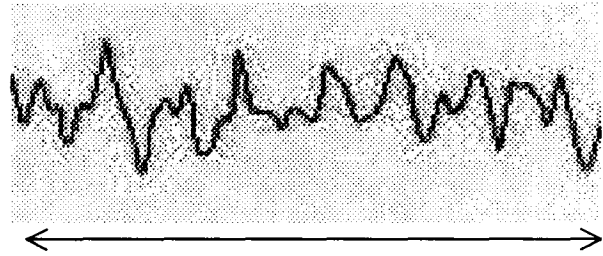
圖六、開、閉眼波形



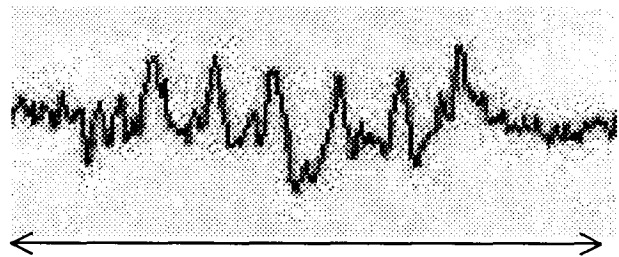
圖四、Stellate Harmonic 眨眼測試



圖五、自組電路眨眼測試



1 sec
圖七、Stellate Harmonic 閉眼測試



1 sec
圖八、自組電路閉眼測試