

多用戶無線聽診系統及教學之創意設計

*趙春棠、王啟州

南臺科技大學電機工程系

*tang@mail.stust.edu.tw

摘要

本論文之目的在實現理想的聽診教學實習系統，希望同時顧及病患的隱私權以及提升實習醫師的學習成效。本系統的創意設計在於僅須透過教師的聽診主機聽診，便能即時將病患的心肺音訊號以無線方式同時傳送至八位實習醫師的無線耳機中。更有甚者，系統也能同步加入教師透過麥克風的講解，讓實習醫師能夠很清楚的對照病患心肺音以及教師的訊號解說，不致發生傳統聽診教學中，教學不便以及產生誤解的情形。如此一來，本系統可以降低在聽診器臨床教學時對聽診對象的打擾，並大幅提昇聽診器臨床教學的效率。在病患的心肺音訊號方面，利用放大及濾波功能之硬體電路設計，提供心音、肺音、及心肺音三種訊號，醫生可即時進行切換選取，將大有助於心、肺臟疾病之診斷。

關鍵詞：聽診教學、心音、肺音、聽診器、無線麥克風

The Innovative Design of Multiuser and Wireless Auscultation System and Teaching

*Chun-Tang Chao, Chi-Jo Wang

Department of Electrical Engineering, Southern Taiwan University of Science and Technology

Abstract

This paper presents an innovative design of auscultation system and teaching, which can not only improve patient privacy but also enhance the learning efficiency of interns. The teacher's auscultation host can wirelessly transmit the patient's heart sound and lung sound signals to eight intern's earphones in real time. Furthermore, the teacher's vocal explanation is synchronously added so that interns can fully understand about the teacher's instruction. It greatly avoids the inconvenience and misunderstanding in traditional auscultation system and teaching. In conclusion, the proposed system can substantially reduce the resulting disturbance to patients in clinical auscultation teaching. On the other hand, the learning efficiency in clinical auscultation teaching is greatly improved. Thanks to the amplification and filtering design of the hardware circuit, the presented system provides heart sound, lung sound, and heart-lung sound, so that physicians can instantly switch selection to greatly facilitate the diagnosis of heart and lung diseases.

Key words: Auscultation Teaching, Heart Sound, Lung Sound, Stethoscope, Wireless Microphones.

壹、前言

在每個人的求診經驗中，依照醫師及護士們的指示或要求做動作，或許都曾讓人有或多或少的不舒服感，或感到隱私權被侵犯的經驗。尤其是女病患在醫師診療的過程中，在未被告知及獲得同意的情況下，突然進入多位實習男醫師進行觀摩，最令人感到不堪[1]！這種事情，即使在現今醫學發達的世代，於大型教學醫院仍時有所聞，不禁讓人懷疑是教學失敗，醫師始終不懂得如何尊重病患，還是醫病關係仍處於不平等的地位！

在西醫方面，主要是利用觸診及使用儀器來做檢測，例如血液檢驗、腦波檢測、超音波檢測等方式。醫師則經常藉由聽診器接觸患者的胸部來聽取胸腔內的心肺聲音，以此做為判斷病症之依據。傳統上，一個聽診器只能提供一位醫師使用，故於聽診教學時，教師首先聽取病患心肺音後，再將聽診器輪流讓每位實習醫師使用，以聽取病患的心肺聲。而教師此時又在一旁述說心肺音的特質，實習醫師是否造成誤解？亦不得而知！如此聽診教學，不僅使臨床教學的效果不彰，亦容易嚴重侵犯到病患的隱私權。此類醫療教學所引發的隱私權問題，如果能藉由現代科學技術加以改進，實為眾人之福。

本創新系統能整合病患的心肺音及教師的麥克風講解，利用無線語音傳輸方式[2]，將訊息傳至八位實習醫師的無線耳機中，成功地解決侵犯病患隱私的問題。回顧數十年來，健康保健的議題，永遠受到高度的重視，許多新式醫療設施，相繼問世；而聽診器仍是許多疾病診斷的重要依據，故電子聽診器一直有持續不斷的研發[3-7]，甚至商品化[8-9]。以 WelchAllyn 精英聽診器為例，開始有分享訊號的概念，但使用有線耳機，甚為不便；而 3M™ Littmann® 3200 的產品[9]，利用 Bluetooth 科技，仍無法將無線音訊即時與兩人以上分享。

目前臨床上，心臟血管疾病誘發中風，或是肺臟系統疾病常見的氣喘，都是發病急，危險性高的病證。醫師若能藉由聽診器聽取病患的心音及肺音訊號，則能提早預防及治療。心音與肺音在頻譜上分析，頻帶具有重疊的部分，有許多應用適應性數位訊號處理，甚至經驗模態分析等新式學理，進行心肺音訊號分離[10-15]，但都利用個人電腦，著重學理分析，未能設計可攜式硬體，進行心肺音即時分離。而為了快速實現本論文之聽診系統及教學創意構想，吾人利用單電源系統，設計類比放大及濾波功能之硬體電路，提供心音(0~200Hz)、肺音(100Hz~500Hz)、及心肺音(0~1kHz)三種訊號，如此可攜式的即時硬體設備，將有助於醫療品質的提升。

貳、系統介紹

針對本系統的特點及電路單元進行說明，依序為「單電源系統」、「訊號輸入單元」、「預放大電路」、「濾波電路」、「訊號整合輸出單元及電路」，茲分節說明如下。

一、單電源系統

由提到類比運算放大器及濾波器電路，一般教科書[16]多採用「雙電源」系統。利用市電 110V、60Hz 交流電源，搭配雙電源橋式整流濾波電路，即可產生雙電源，如圖 1 所示。然而實務上許多產品設計，卻常採用單電源系統進行電路設計[17]。

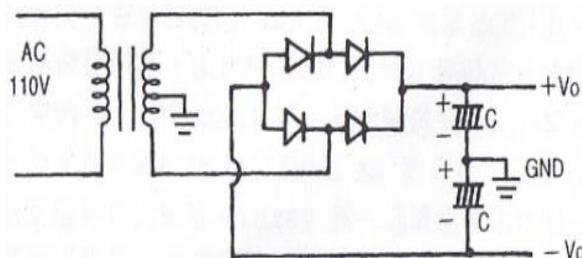


圖 1 雙電源橋式整流濾波電路

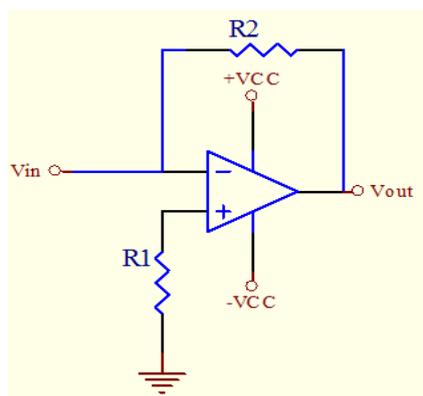


圖 2 雙電源反向放大器

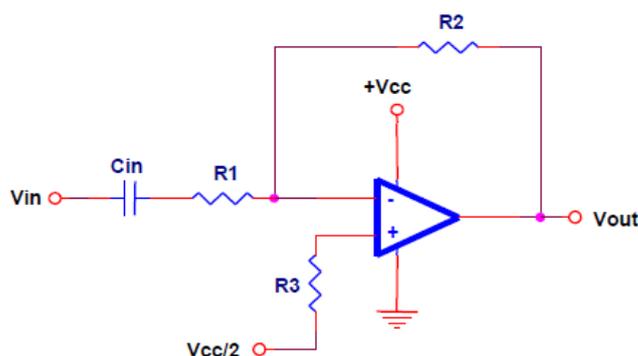
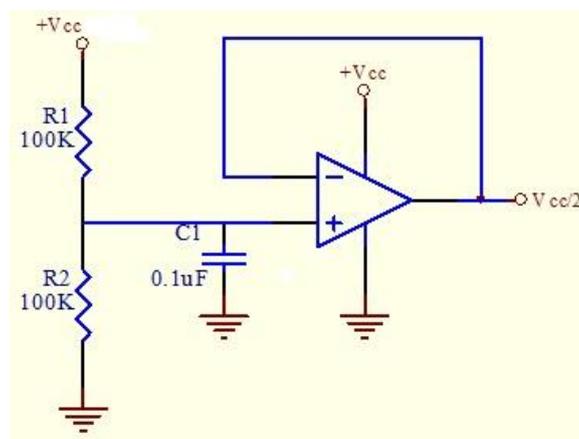


圖 3 單電源反向放大器

以「雙電源」為例，若是 $+V_{CC}$ 及 $-V_{CC}$ ，則中心點即是 $0V(\text{Ground})$ ；若採用「單電源」，則可以將「虛擬地端(Virtual Ground)」設定在 $V_{CC}/2$ ，輸入訊號電壓範圍，則設定在 $0V\sim V_{CC}$ 。利用市電 $110V$ 、 60Hz 交流電源，即可利用半波整流濾波器、全波整流濾波器、及橋式整流濾波器，整流轉成單電源。圖 2、3 分別顯示雙電源及單電源之反向放大器電路。在單電源系統中，可見運算放大器的正端一為接地，一為接 $V_{CC}/2$ 電源，即可改變小訊號的電壓位準中心。

前述利用交流電源做為系統的總輸入電源，將交流電源整流為直流電源；然如此的直流電源，會具有漣波(ripple)電壓造成的高頻雜訊，會使本系統產生難耐的噪音。經過許多穩壓器的嘗試，噪音仍難以完成消弭，故改以串接乾電池的直流電源，供給系統所需之單電源。例如利用串接四顆 $1.5V$ 的乾電池，產生 $6V$ 直流電壓供給系統所需之單電源，再利用分壓電路及電壓隨耦器(Voltage Follower)，如圖 4 所示，即可產生 $V_{CC}/2$ 電源。

圖 4 單電源系統所需之 $V_{CC}/2$ 電源電路圖

二、訊號輸入單元

本系統之輸入訊號共有兩種，一為教師講解用麥克風，所使用者為一電容式麥克風，如圖 5 所示，其中兩輸出端點無極性之分。其二為聽診器，如圖 6 所示，其中兩輸出端點則有極性之分。

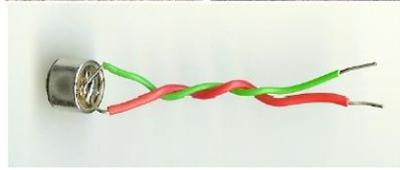


圖 5 電容式麥克風



圖 6 聽診器

為擷取麥克風及聽診器所產生之微小訊號，可以將麥克風及聽診器串接一電阻，連接至電源，如圖 7 所示。在此單元，另有電源指示電路，例如電源串接一限流電阻及 LED 燈。

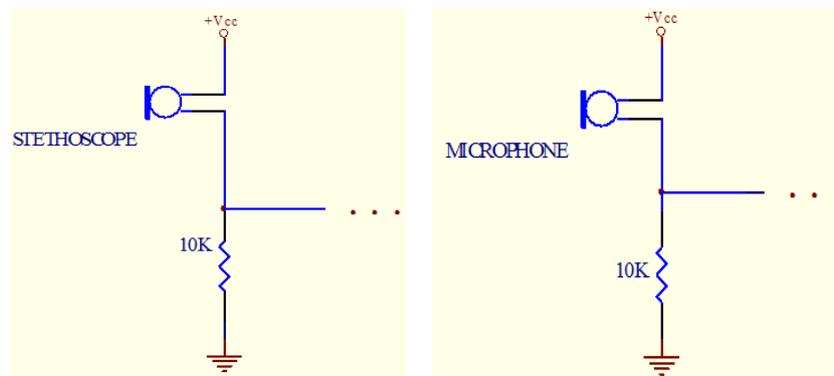


圖 7 麥克風及聽診器之訊號擷取電路圖

三、預放大電路

上一節中，麥克風及聽診器所產生之微小訊號，必須設計放大電路將其放大。為此，我們選擇了 OPA134 運算放大器，其操作電壓從 $\pm 2.5V$ 到 $\pm 18V$ ，在可使用的音頻範圍（ $20Hz \sim 20KHz$ ）內，放大器總諧波失真及雜訊(THD+Noise)小於 0.0004%，優於一般音頻放大器，頗適合本系統之應用，圖 8 為 OPA134 之接腳圖。

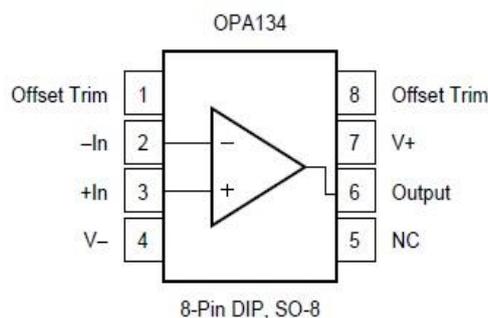


圖 8 OPA134 之接腳圖

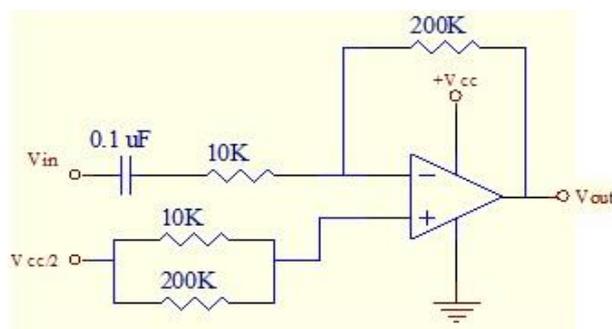


圖 9 預放大電路

圖 9 為設計採用之反向放大電路，可知訊號約放大 20 倍，由於對象是音聲訊號，故反向放大對聽者並無影響。

四、濾波電路

在濾除麥克風高頻雜訊，以及過濾心肺音訊號，都必須設計濾波電路，方能取得理想的訊號。應用運算放大器設計主動濾波器，其中進階的技術，如 Sallen-Key 架構及 MFB (Multiple-Feedback) 架構[18]，可以利用一顆運算放大器，配合電阻、電容就設計出二階的濾波器。在實做過程中，曾以規格 300Hz~3400Hz 的帶通濾波器為例，設計一 MFB 架構之濾波器，希望做為麥克風訊號之濾波電路。然實做後以訊號產生器產生弦波訊號作測試，發現頻寬範圍與規格並不十分吻合，於是改以圖 10 之單電源一階低通放大電路，做為濾波電路的主要架構，其中截止頻率如下式

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

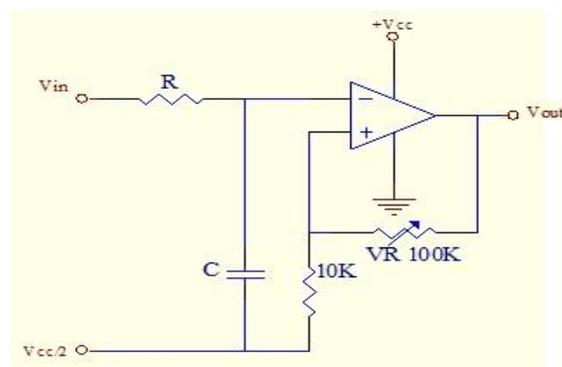


圖 10 一階低通濾波放大電路

圖 10 電路同時具有濾波及放大的功能，若要加強濾波放大的效果，則可以再串接一級；而圖中電阻 R 若與電容 C 互換，則為高通放大電路，若是低通濾波器串接高通濾波器則有帶通濾波之效果。本系統在麥克風語音訊號方面，設計以截止頻率為 4kHz 之低通濾波器進行濾波，以濾除麥克風高頻雜訊。在聽

診器心肺音方面，聽診器訊號會經由一個三段式開關，由教師自由選擇，以決定聽診器訊號進行心音、肺音、抑或是心-肺音濾波。其中系統設計以截止頻率為 200Hz 之低通濾波器，擷取心音訊號；以截止頻率為 1kHz 之低通濾波器，同時擷取心-肺音訊號；而單純肺音部分，尤其為醫生所重視，則設計 100~500Hz 範圍之帶通濾波器，予以擷取。

五、訊號整合輸出單元及電路

麥克風訊號及聽診器訊號，各自經過放大、濾波後，可以利用運算器相加電路加以整合。圖 11 為所設計之訊號整合電路，其中切換開關，可以讓教師任意選擇將麥克風訊號或聽診器訊號輸出，或同時將兩個訊號輸出至無線發射模組。

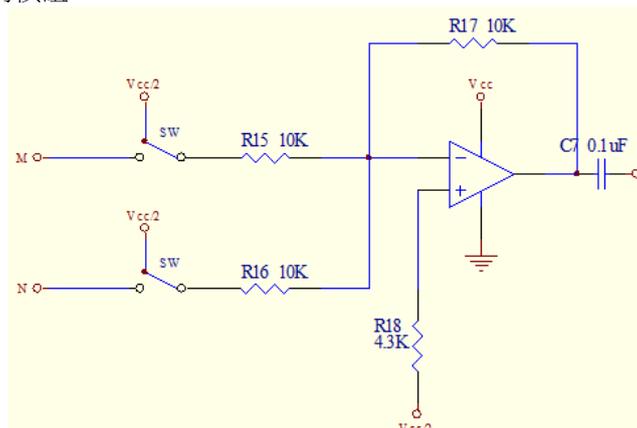


圖 11 訊號整合電路

無線發射模組以及無線耳機方面，我們使用了 Waveconn 2.4GHz 無線高級立體聲耳機，如圖 12 所示，圖中右下角為無線發射模組。此無線耳機頻率響應可達 20~20kHz (-3dB)，接收訊號的範圍可達 30 公尺且具備 360 度的全方位接收能力，若是立體聲信號可達 4 人分享，由於電子聽診器為單聲道信號，則可達 8 人分享，對本系統之應用而言，頗為恰當。值得一提的是，原本圖 11 輸出，在連接圖 12 之無線發射模組之前，擬應用 LM386 音頻運算放大器設計一音頻驅動放大電路，做最後的輸出級放大用，不過實測發現，在本系統中並無此需要。



圖 12 Waveconn 2.4GHz 無線高級立體聲耳機(左)及無線發射模組(右)

參、實驗結果

圖 13 所示為系統完整電路圖，在麵包板上實測功能無誤後，為了將本系統推廣至醫學單位，再將系統電路製成 PCB 板，以方便醫界人員進行實測。圖 14、15 分別為完成之 PCB 電路板正面，及所對應之元件擺放位置圖，圖 16 則為 PCB 電路板反面圖。

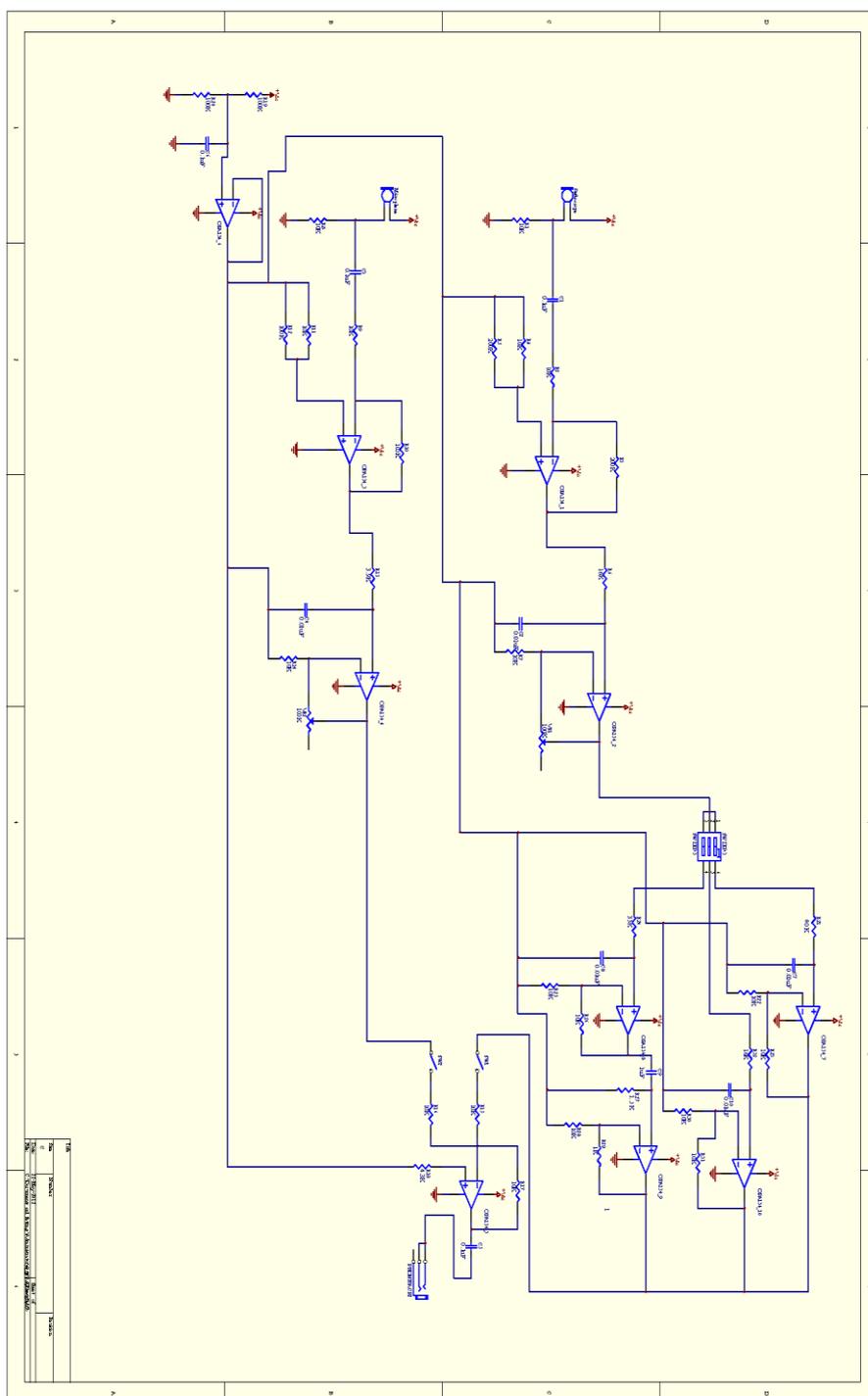


圖 13 系統完整電路圖



圖 14 PCB 板正面

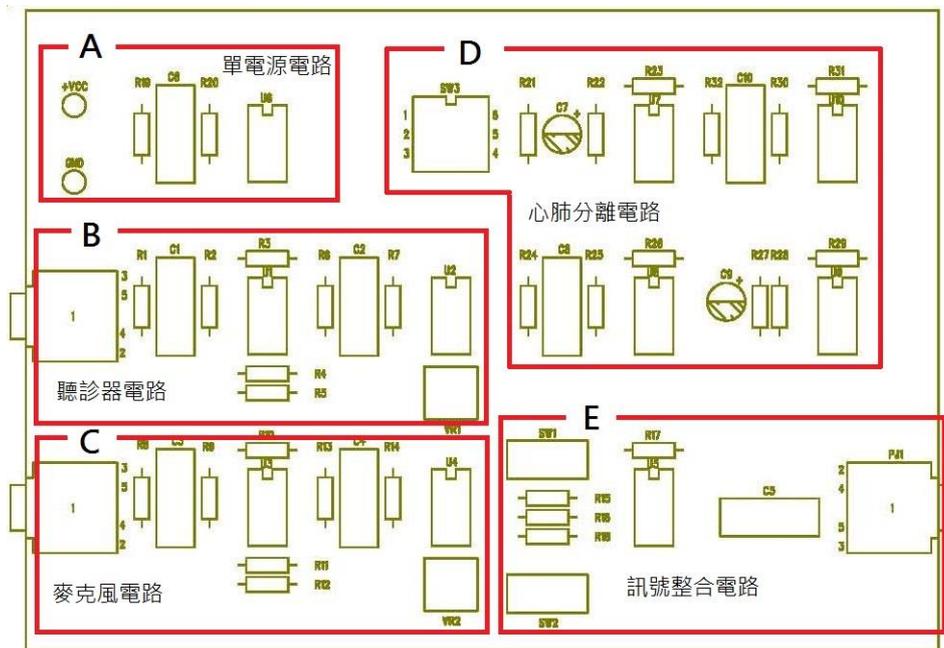


圖 15 元件擺放位置圖

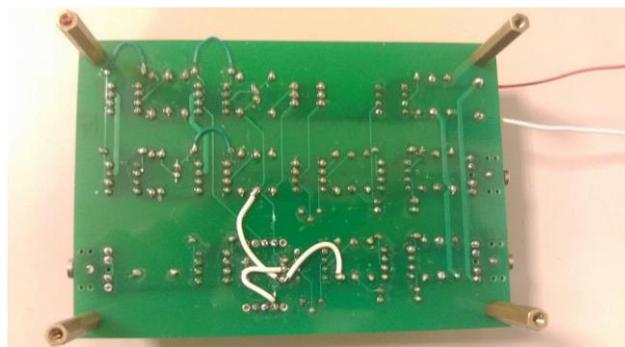


圖 16 PCB 板正面

在心肺音訊息觀測方面，除了由無線耳機即可聽出心音、肺音、及心肺音輸出。圖 14 所示 PCB 板右下方音源輸出接孔，用以連接無線發射模組，此介面亦可連接電腦音效卡音源輸入，利用 Matlab 軟體即可輕易的截取心肺音等訊號。圖 17、18、19 所示，分別為心音、肺音、及心肺音輸出 3 秒鐘之訊號。圖 20 為本論文所研發之可攜式創意聽診系統完整硬體架構。

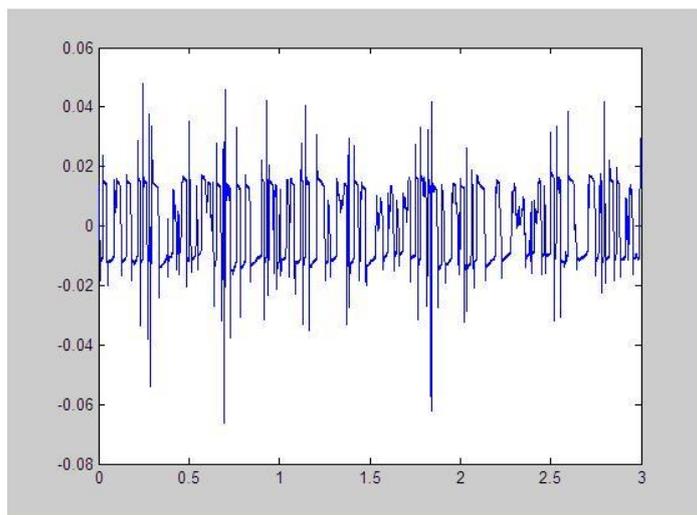


圖 17 心音輸出訊號

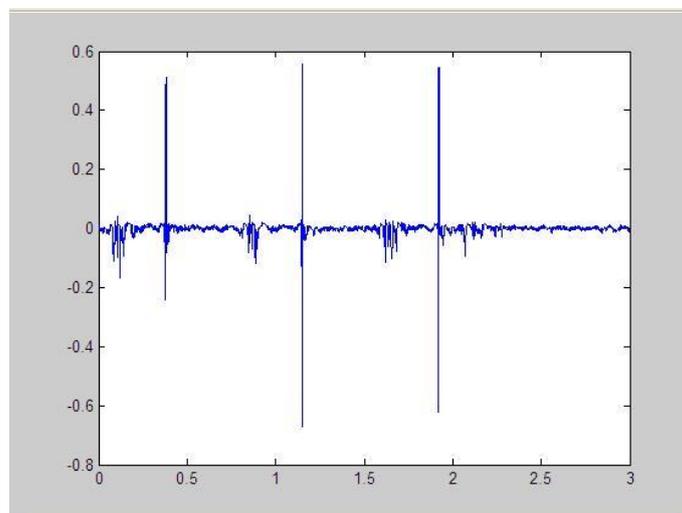


圖 18 肺音輸出訊號

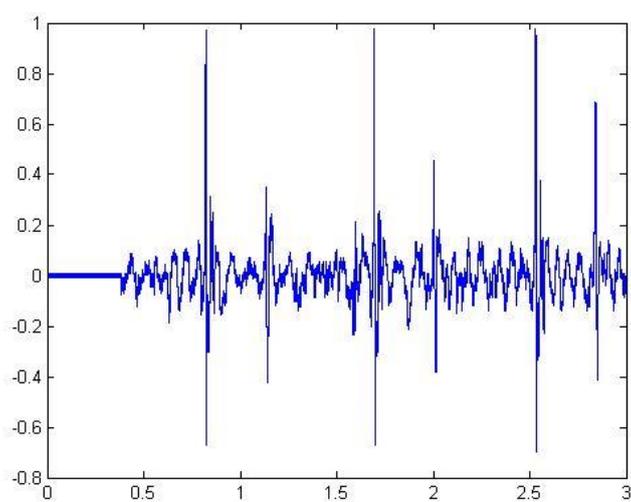


圖 19 心肺音輸出訊號



圖 20 可攜式創意聽診系統

肆、結論

本論文提出了聽診系統及教學之創意設計，整合了聽診器訊號以及教學時的教師麥克風訊號，配合無線耳機，將整合訊號傳送至遠方的實習醫師，讓實習醫師能收聽到與教師同步的病患心肺音及教師講解語音。實驗結果完全達成了預期的理想，故將系統電路製成 PCB 板，將著手於醫界進行推廣。在市面上比較接近本作品的，是於 2009 年 8 月發布，以 Bluetooth 科技為主體的 3M™ Littmann® 3200 的產品，其優點是 Bluetooth 科技與手機與網路的連接方便，不過缺點是無法即時與兩個以上的人分享無線音訊。另外 Welch Allyn Electronic Stethoscope Distributor 精英電子聽診器與 SensorTech™ 技術提供了精確的收音，減少振動，共振和聲音的損失，不過缺點也是因為使用的是有線耳機，有線連接會讓所有學生都擠在一起，讓患者感覺受到打擾，是以本創意設計具備了一定的競爭力。而為快速實現聽診系統及教學創意構想，本論文採用類比方式實現，未來將進行數位化，研發更佳的心肺音分離演算法，並可搭配網際網路技術進行遠端醫療，並建立心肺音訊號雲端資料庫，以提供醫師更完整的資訊，期盼能有效治療國人心肺方面的疾病。

參考文獻

- [1] 林玥宜(2011/4/9)。劉姓女病患披薄毯就診膀胱，闖三名男實習醫生觀摩【中視新聞】取自：
<http://www.nownews.com/2011/04/09/11490-2703211.htm>
- [2] SMSC. (2013/12/1). Kleer® RF Technology [Products]. Retrieved from
<http://www.sm-sc.com/index.php?tid=346>
- [3] N. Jatupaiboon, S. Pan-ngum and P. Israsena. (2010). *Electronic stethoscope prototype with adaptive noise cancellation*, 32-36, in proceeding of 2010 8th International Conference on ICT and Knowledge Engineering, Bangkok, Thailand.
- [4] K. Hung, B. L. Luk, W. H. Choy, B. Tai and S. K. Tso. (2003). *Multifunction stethoscope for telemedicine*, 87-89, in proceeding of 2003 IEEE International Workshop on Computer Architectures for Machine Perception, New Orleans, LA.
- [5] F. Yu, A. Bilberg and F. Voss. (2008). *The development of an intelligent electronic stethoscope*, 612-617, in proceeding of IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications, Beijing China.

- [6] Y. W. Bai and C. H. Yeh. (2009), *Design and implementation of a remote embedded DSP stethoscope with a method for judging heart murmur*, 1580-1585, in proceeding of IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference Systems and Applications, Singapore.
- [7] S. Ari, K. Sensharma and G. Saha. (2008). DSP implementation of a heart valve disorder detection system from a phonocardiogram signal. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 32, 122–132.
- [8] Thinklabs Digital Stethoscopes (2013/12/1). Retrived from <http://www.thinklabsmedical.com/>
- [9] 3M™ Littmann Stethoscopes (2013/12/1). Retrived from <http://www.littmann.com/>
- [10] V. K. Iyer, P. A. Ramamoorthy, H. Fan and Y. Ploysongsang. (1986) Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1986, 33(12), 1141-1148.
- [11] M. Kompis and E. Russi. (1992), *Adaptive heart-noise reduction of lung sounds recorded by a single microphone*, 691-692, in proceeding of 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Paris, France.
- [12] M. T. Pourazad, Z. Moussavi and G. Thomas. (2006). Heart sound cancellation from lung sound recordings using time-frequency filtering. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44, 216–225.
- [13] J. C. Chien, M. C. Huang, Y. D. Lin and F. Chong. (2006). *A study of heart sound and lung sound separation by independent component analysis technique*, 5708-5711, in proceeding of 28th Annual International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, NY.
- [14] M. Pourazad, Z. Moussavi, F. Farahmand and R. Ward (2006). *Heart sounds separation from lung sounds using independent component analysis*, 2736-2739, in proceeding of 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China.
- [15] A. Mondal, P. S. Bhattacharya and G. Saha. (2011). Reduction of heart sound interference from lung sound signals using empirical mode decomposition technique. *Journal of Medical Engineering Technology*, 35, 344–353.
- [16] A. S. Sedra and K. C. Smith. (2009). *Microelectronic circuits*, Oxford Series in Electrical and Computer Engineering.
- [17] Texas Instruments. (2000) *A single-supply op-amp circuit collection*. Retrieved from Application Report of SLOA058.
- [18] Thomas L. Floyd. (2011). *Electronic Devices*(9th Edition), Prentice Hall.

