

聽診系統及教學之創意設計

洪邵晨

趙春棠

王啓洲

Maneetien Nopadon (孟成彥)

南台科技大學

m9729202@stut.edu.tw tang@mail.stut.edu.tw chiijo@mail.stut.edu.tw nopadon_m@hotmail.com

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干擾，並大幅提昇聽診器臨床教學的效率。

關鍵詞：聽診器，無線麥克風，聽診教學

1. 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况下，突然進入多位實習男醫師進行觀摩，最令人感到不堪[1]！這種情事，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！

先就中醫而論，醫師以四診進行辨症，四診即望診、聞診、問診、切診四種。望診主要是以觀察患者的臉色、精神氣色、眼色、舌色及外貌等做判斷。聞診與西醫的聽診較為相似，是以聽患者的聲音例如腳步聲和說話聲等來做判斷，及聞患者的氣味，如口氣和汗氣等做判斷，也就是利用耳朵聽，鼻子嗅，來做診療判斷。問診則主要是要了解患者的家族病史、體質及生活習慣等，利用問答的方式來了解患者的病症。切診也就是藉由把脈及按壓手足、肌膚及其他部位來做診斷。中醫師就是利用以上四種方式來綜合判斷患者的病症，越有經驗的中醫師也就越能準確並且迅速的找到病因以對症下藥治療患者[2]。

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。本論文所探討的聽診系統[3]醫師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[8]。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，利用無線方式，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[4]。圖1是以輕鬆漫畫方式，顯示傳統系統與本系統之情境對照。



圖 1. 傳統系統與本系統之情境對照圖

2. 系統介紹

本章節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」、「訊號整合電路」、以及「輸出單元」，茲分節說明如下。

2.1 單電源系統

提到類比運算放大器及濾波器電路，一般教科

書[11]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 2 所示。

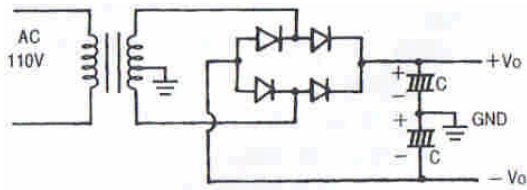


圖 2. 雙電源橋式整流濾波電路

本系統的輸入訊號，設定在 0V~5V 範圍，為簡化電源系統，改採「單電源」系統。以「雙電源」為例，若是 $+V_{cc}$ 及 $-V_{cc}$ ，則中心點即是 0V(Ground)；如今採用「單電源」，則可以將 'Virtual Ground' 設定在 $V_{cc}/2$ 。利用市電 110V、60Hz 交流電源，整流轉成單電源，一般常利用半波整流濾波器、全波整流濾波器、及橋式整流濾波器。

圖 3、4 分別顯示雙電源及單電源之反向放大器電路。除了使用電源不同外，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[5]。

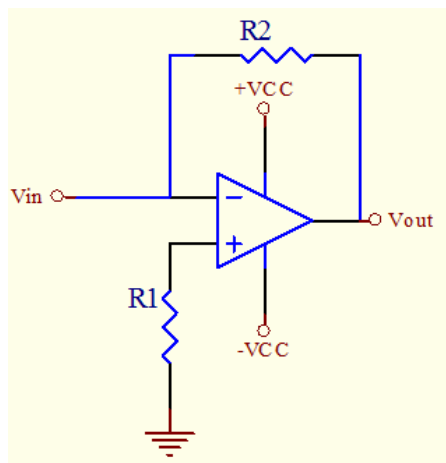


圖 3. 雙電源反向放大器

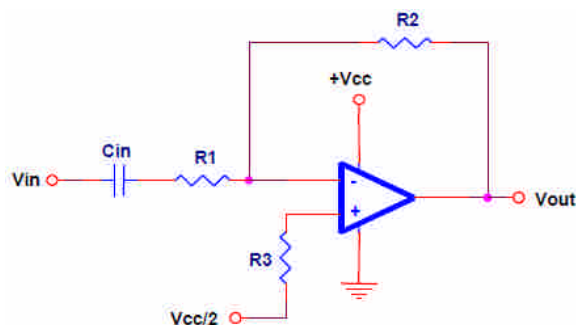


圖 4. 單電源反向放大器

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。

2.2 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。

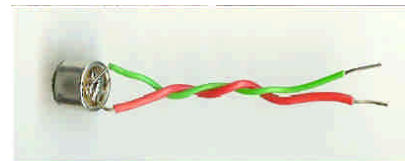


圖 5. 電容式麥克風



圖 6. 聽診器

電源輸入方面，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 7 所示，即可產生 $V_{cc}/2$ 電源[6]。

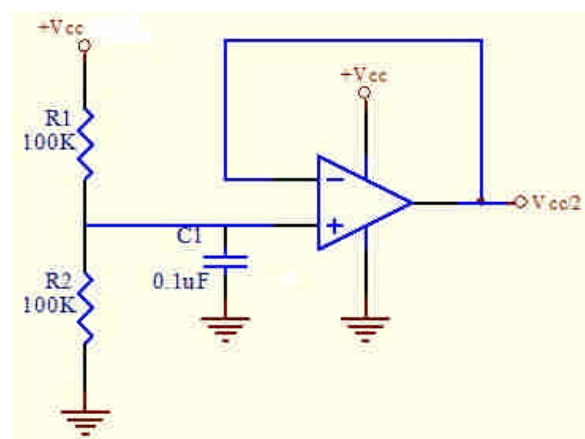


圖 7. 單電源系統所需之 $V_{cc}/2$ 電源電路圖

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 8 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。

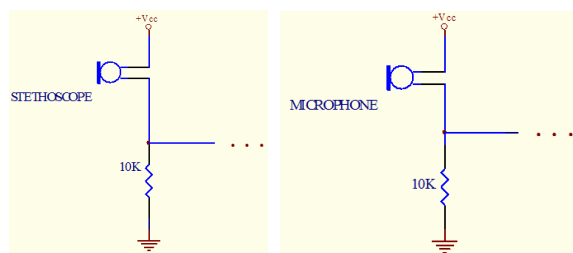


圖 8. 麥克風及聽診器之訊號擷取電路圖

2.3 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±2.5V 到±18V，在可使用的音頻範圍（20Hz~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 9 為 OPA134 之接腳圖。

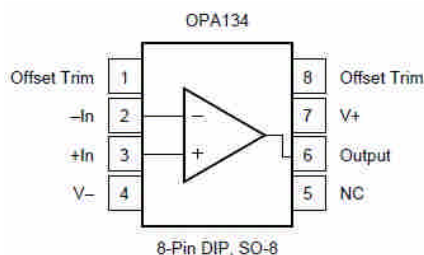


圖 9. OPA134 之接腳圖

圖 10 則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。

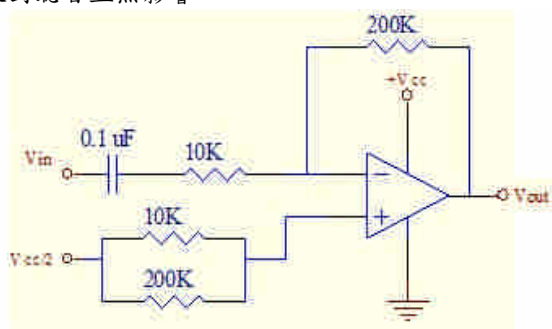


圖 10. 預放大電路

2.4 濾波電路

在麥克風訊號方面，一般而言，人聲語音頻寬約 4kHz；而聽診器之心肺音訊號頻寬約 1kHz，於是必須設計濾波器將高頻雜訊移除。

利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[9]，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 11 之低通放大電路[10]。

圖 11 電路同時具有濾波及放大的功能，然只有一階的效果；若要加強濾波的效果，則可以再串一級，則為二階低通放大電路。圖 11 電路中，截止頻率

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC}$$

其中若令 $R=3.9K \Omega$ ， $C=0.01 \mu F$ ，可得 $f_c \cong 4KHz$ ，則可做為麥克風訊號之濾波電路。

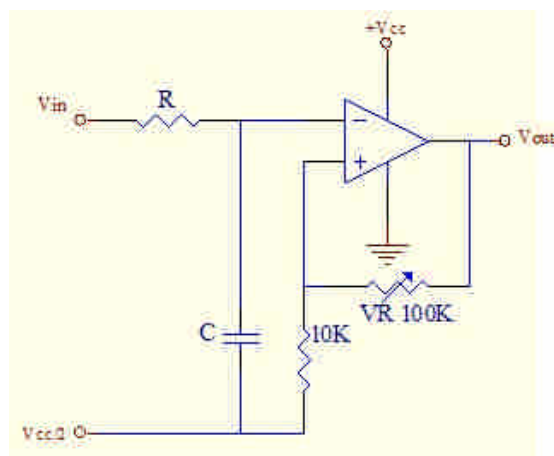


圖 11. 一階低通濾波放大電路

2.5 訊號整合電路

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 12 為所設計之訊號整合電路，加入的切換開關，可以讓教師任意選擇只將麥克風訊號或聽診器訊號，或同時將兩個訊號輸出。

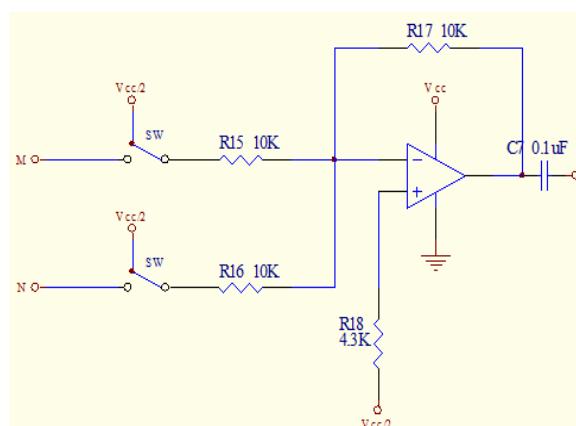


圖 12. 訊號整合電路

2.6 輸出單元

圖 13 是常見的音頻放大電路，所使用的放大晶片為 LM386。LM386 是低電壓音頻運算放大器，特色為低靜止電流(4mA)、低失真、增益值可以從 20~200，多運用於 AM/FM 收音機放大器及對講機等消費性產品上，用以做最後的輸出級放大用。然最後實驗發現，上一節之訊號整合電路輸出訊號，即可推動無線發射模組，故圖 13 電路可暫時不用。

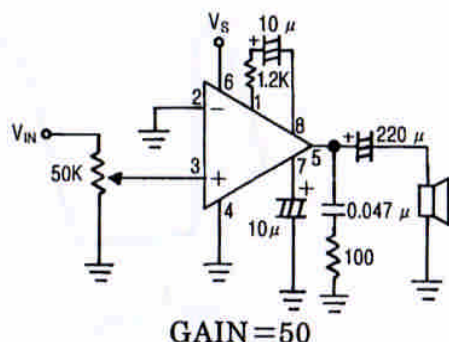


圖 13. LM386 之典型應用電路(GAIN=50)

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 14 所示，圖中右下角為無線發射模組。此無線耳機優點為輸出音質可達 CD 的品質，且最多可以使用八個無線耳機來接收訊號，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，對於本系統之應用而言，頗為恰當。



圖 14. Waveconn 2.4GHz 無線高級立體聲耳機

3. 實驗結果

根據上一章節每一單元之電路設計，首先將系統電路於麵包板上實現並測試，確定效能無誤後，才將系統電路於萬用板上實現，完成結果見圖 15。A 區為訊號輸入單元，A1 為聽診器之訊號輸入，A2 則為麥克風之訊號輸入。B 區為預放大電路，B1 為聽診器之預放大電路，B2 則為麥克風之

預放大電路。C 區為二階濾波電路，C1 為聽診器之二階濾波電路，C2 則為麥克風之二階濾波電路。D 為訊號整合電路，E 為直流電源輸入，F 為暫未使用之音頻放大 LM386 電路，G 為音源輸出插座。

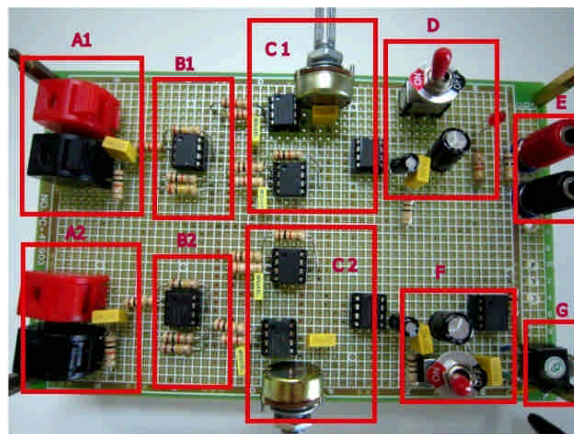


圖 15. 系統電路實現(萬用板正面)

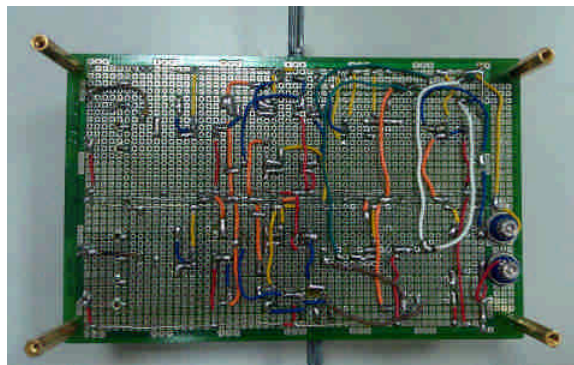


圖 16. 系統電路實現(萬用板反面)

由於二階濾波放大電路，是利用兩個圖 11 的一階濾波放大電路所串接而成，故可以很容易地量測比較一階與二階濾波的輸出結果。圖 17 顯示麥克風訊號經一階濾波放大及二階濾波放大之輸出訊號。觀察振幅較小的高頻雜訊部分，可發現二階濾波確實有較佳的效果。

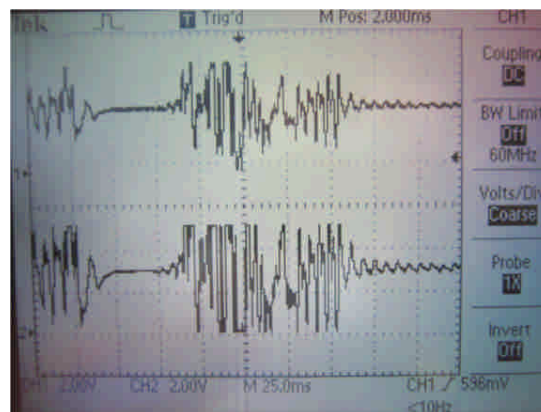


圖 17. 麥克風訊號經一階濾波放大(上)及二階濾波放大(下)之比較

圖 18 則顯示心音訊號經一階濾波放大及二階濾波放大之輸出訊號。於此可以更明顯的觀察發現，心音訊號經過二階濾波放大後，訊號顯得更大又更平滑了。

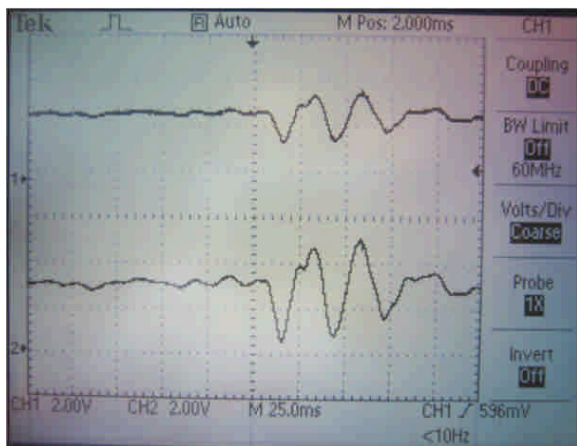


圖 18. 心音訊號經一階濾波放大（上）及二階濾波放大（下）之比較

為了將本系統推廣至醫學單位，故再將系統電路製成 PCB 板，以方便醫界人員進行實測。圖 19、20 為完成之 PCB 電路板正、反面圖。可見使用了更小的零件(如電阻由(1/2)W 改為(1/4)W)，大大的減小了電路板空間。

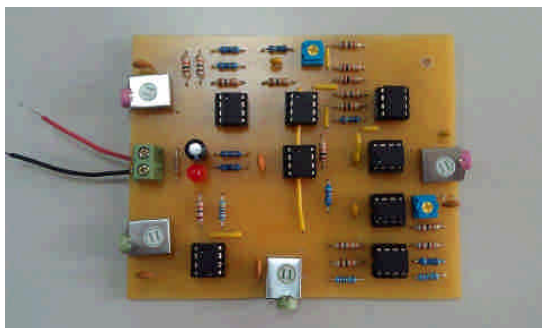


圖 19. PCB 板正面

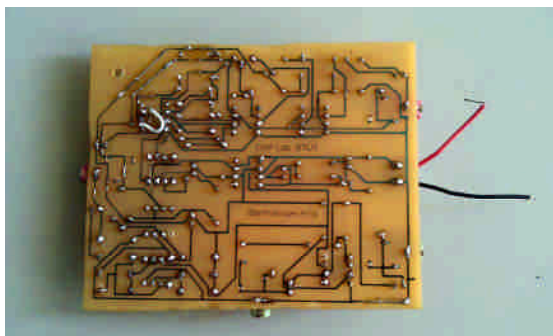


圖 20. PCB 板反面

4. 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[7]，其優點是 Bluetooth 科技與手機與網路的连接方便，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。

參考文獻

- [1] 今日新聞網，半裸就診闖入三名男實習醫生，女病患控訴醫院失職，
<http://www.nownews.com/2011/04/09/11490-2703211.htm>
- [2] 葉美玲、陳興夏、陳靜修，中醫護理與保健，五南。
- [3] 張智遠，心、肺音分離之電子聽診系統設計及其在個人保健上之運用，成功大學電機工程學系碩士論文，2004。
- [4] Kleer RF® 無線語音傳輸技術，
<http://www.smsc.com/index.php?tid=290>
- [5] 盧明智、黃敏祥，OP AMP 應用+實驗模擬，全華圖書，1994。
- [6] 張義和，主流電腦輔助電路設計 Protel 99 SE—拼經濟版，全華圖書，2009。
- [7] 3M™Littmann®3200 技術
http://solutions.3m.com/wps/portal/3M/en_US/Littmann/stethoscope/products/product-catalog-us/?PC_7_RJH9U5230GE3E02LECIE20KF11_nid=Z1LLF8JH0MbeD77LGQCVJWgl
- [8] Welch Allyn Electronic Stethoscope Distributor
http://www.welchallyn.com/documents/Blood%20Pressure%20Management/Electronic%20Stethoscope/SM2459EU_RevC_Elite_Stethoscope.pdf
- [9] Thomas L. Floyd, Electronic Devices, 9th Edition, Prentice Hall; June 6, 2011.
- [10] A Single-Supply Op-Amp Circuit Collection, Application Report, SLOA058— November 2000, Texas Instruments.
- [11] Active Low-Pass Filter Design, Application Report SLOA049A— October 2000, Texas Instruments.