

홈 헬스케어를 위한 무구속 전자청진 모듈의 개발

김동준* , 이현민**, 우승진**, 이주신*, 이정환***, 김경섭***

Development of Wearable Electro-stethoscope Module for Home-healthcare

Dong-Jun Kim* · Hyun-Min Lee** · Seung-Jin Woo** · Ju-Shin Lee*
· Jeong-Whan Lee*** · Kyeong-seop Kim***

요 약

본 연구에서는 기존의 청진기를 대체할 수 있으며, 멀티미디어 PC에 연결할 경우 청진음의 저장이 가능하여 병원에 직접 방문하지 않고 가정에서 청진음을 저장하고 초고속 통신망을 통해 병원에 전송함으로써 가정에서도 쉽게 정기적인 검진이 가능한 홈 헬스케어를 위한 무구속 전자청진 모듈을 개발하고자 하였다. 이를 위하여 저잡음, 고이득, 저전력 그리고 저전압 구동의 특징을 갖도록 전자청진기용 증폭기를 설계하였으며, 제작된 전자청진 회로를 이용하여 심음 측정에 중요한 요소로 판단되는 집음기를 제질, 크기별로 제작하여 테스트 하였다.

ABSTRACT

This paper describes a wearable electro-stethoscope module for home-healthcare system. The module is consisted of a microphone, an instrumentation amplifier, a filter, a power amplifier etc. and is light and small. The phonogram signal from the module shows good performance. The test for the material and size of the sound collector of the chest piece is performed and the results is reflected on the prototype product. If the module is connected to wired or wireless communication network, so people can check their health without going hospital.

Key-word : Electro-stethoscope, Phonocardiogram, Home-healthcare, Wearable

1. 서 론

높은 수준의 기술과 의학의 발달은 국민 소득의 증가와 더불어 사람들의 건강에 대한 관심을 증가시켰고 일반인, 환자, 노인 등의 건강관리의 필요성이 대두되고 있다. 이에 따라, 주기적으로 병원에 왕래하기가 불편한 환자나 노인들뿐만 아니라 평소 자신의 건강에 관심이 많은 일반인들도 편하게 집에서 자신의 건강을 검사하고자 하는 욕구가 증가하고 있다. 또한, 최근 급속한 PC의 보급으로 많은 일반인 또는 의사들의 PC를 보유하고 있으며, 초고속 인터

넷 접속 서비스를 통해 가정과 병원간의 통신이 가능하게 되었다. 따라서 가정과 병원간의 홈 헬스케어 시스템이 필요하게 될 것이고, 기본 진료도구인 청진기를 대체할 수 있는 전자청진 시스템의 필요성이 절실히 될 것이다. 기존의 청진기는 저장 및 기록이 불가능하므로 임상 의사에 의해서만 순간적으로 진단되고, 다음 진료 때에는 환자의 상태를 기억하지 못하므로 객관적 판단이 쉽지 않다. 따라서 청진음의 저장이 가능한 저가의 전자청진기가 개발되어 멀티미디어 PC와 인터페이스 되고, 통신 시스템과 결합되면 가정과 병원간의 의료복지환

* 청주대학교 전자정보공학부 교수(E-mail : djkim@cju.ac.kr)

** 청주대학교 전자정보공학부 박사과정

*** 건국대학교 의학공학부 교수

경이 개선될 것이다.

본 연구에서는 기존의 청진기를 대체할 수 있으며, 멀티미디어 PC에 연결할 경우 청진음의 저장이 가능하여 병원에 직접 방문하지 않고 가정에서 청진음을 저장하고 초고속 통신망을 통해 병원에 전송함으로써 가정에서도 쉽게 정기적인 검진이 가능한 무구속 전자청진 모듈을 개발하고자 하였다.

II. 전자청진 하드웨어의 구성

본 연구에서 구성하는 전자청진기용 증폭기의 블럭선도는 그림 1과 같다.



그림 1. 전자청진기용 증폭기의 블럭선도
Fig. 1 Block diagram of the amplifier for electro-stethoscope

마이크로폰을 통하여 전기적 신호로 바뀐 심음 신호는 전단 증폭기를 통하여 증폭되고 나서, 고주파 잡음을 제거하기 위한 저역통과 필터를 거치게 된다. 저역통과 필터를 통과한 신호는 성능 확인을 위해 전력 증폭하여 헤드폰으로 듣거나 A/D 변환하여 관찰할 수 있다.

2.1 마이크로폰 회로부

본 연구에 사용된 마이크로폰은 휴대폰, 전화기 등에 이용되는 Knows Acoustics사의 실리콘 마이크로폰(모델명 : SPO103NC3-2)으로서, 전방향성, 높은 내충격성, 낮은 진동감도 등의 특성을 갖는 표면 실장 마이크로폰이며, 주파수 범위는 100Hz ~ 10kHz이고, 이득은 0 ~ 20dB의 구간에서 선택할 수 있다.

본 연구의 전자청진기용 증폭기 회로는 3V 전원에 의하여 동작하도록 설계되어 있으므로 그림 2의 마이크로폰 회로도 및 발광 다이오드(light emitting diode, LED)와 저항을 사

용하여 전압을 인가하였다. 여기서 발광 다이오드는 실리콘 마이크로폰에 약 1.5V의 일정한 전압을 제공하고 회로의 동작 상태를 나타내기 위해 사용하였다. 이득은 20dB가 되도록 구성하였다.

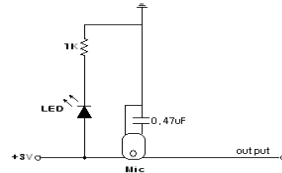


그림 2. 마이크로폰 회로
Fig. 2 Microphone circuit

2.2 저역통과필터 회로부

본 연구에서는 마이크로폰 부착 부위의 마찰음, 기타 음향적 잡음 등의 고주파 잡음을 효과적으로 제거하기 위해 2차 능동 저역통과 필터의 2단 연결을 이용하였다. 이와 같은 연결 형태를 취하면 필터의 차수는 4차가 되며, 전체 이득은 각 필터의 이득의 곱으로써 나타나게 된다. 그림 3은 4차 능동 저역통과 필터를 보였고, 본 연구의 차단 주파수 및 이득에 맞도록 저항과 커패시터의 값을 결정하였다.

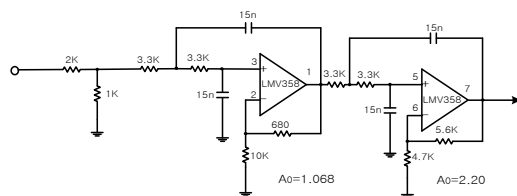


그림 3. 4차 능동 저역통과 필터
Fig. 3 4-th order active lowpass filter

이 회로도에서 사용된 OP 앰프는 저전압 구동 및 단일전원 구동을 위해 National Semiconductor사의 LMV358이 사용되며, rail-to-rail 출력 기술이 적용되어 저전압으로 구동되며, CMRR(Common-mode Rejection Ratio)은 60dB이다. 또한 필터의 입력단에서 사용된 전압 분배회로는 전단

증폭기를 지난 신호의 직류전압이 증폭이 되어 1.5V보다 높아지게 되므로 입력 직류전압을 1.5V로 낮추는 역할을 한다.

이와 같이 구현된 저역통과 필터의 전체 이득은 약 2.35(7.42dB)이다. 다음 식은 4차 저역통과 필터의 전달함수를 나타낸다.

$$A(\omega) = \left[\frac{A_0}{\left(\frac{j\omega}{\omega_c} \right)^2 + 2a \left(\frac{j\omega}{\omega_c} \right) + 1} \right] \cdot \left[\frac{B_0}{\left(\frac{j\omega}{\omega_c} \right)^2 + 2b \left(\frac{j\omega}{\omega_c} \right) + 1} \right] \quad (1)$$

여기서, A_0, B_0 는 2차 저역통과 필터 각 단의 이득이고, $R_1 = R_2 = 3.3[k\Omega], C_1 = C_2 = 15[nF]$ 을 사용했으므로, 차단주파수는

$$f_c = \frac{159}{C(nF)R(k\Omega)} \approx 3.21(kHz) \quad (2)$$

$$\omega_c = 2\pi f_c = \frac{1}{\sqrt{C_1 R_1 C_2 R_2}} = 20,202 \text{ rad} \quad (3)$$

이며,

$$2a = \{(1 - A_0)C_1 R_1 + C_2(R_1 + R_2)\} \omega_c \quad (A_0 = 1.068) \quad (4)$$

$$= 1.932$$

$$2b = \{(1 - B_0)C_1 R_1 + C_2(R_1 + R_2)\} \omega_c \quad (B_0 = 2.20) \quad (5)$$

$$= 0.80$$

의 값을 가지므로 구현된 저역통과 필터의 전달함수는 다음과 같다.

$$A(\omega) = \left[\frac{1.068}{\left(\frac{j\omega}{\omega_c} \right)^2 + 1.932 \left(\frac{j\omega}{\omega_c} \right) + 1} \right] \cdot \left[\frac{2.20}{\left(\frac{j\omega}{\omega_c} \right)^2 + 0.80 \left(\frac{j\omega}{\omega_c} \right) + 1} \right] \quad (6)$$

2.3 전력 증폭 회로부

청진음 신호를 듣거나 디지털로 변환하기 위해서는 소리의 크기를 적절히 조절할 수 있는 전력 증폭기(power amplifier)가 필요하며, 이를 위하여 700mW 모노 저전압 음향 전력증폭기인 Texas Instruments사의 TPA751을 이용하여 전력 증폭 회로부를 제작하였다.

TPA751은 3.3V~5V가 규격 전압이지만, 2.5V~5.5V에서도 폭넓게 동작이 가능하고, bridge-tied load(BTL) 구조로서, 대부분의 응용에 있는 외부 결합 커패시터(external coupling capacitor)가 필요치 않다. TPA751을 이용한 전력증폭회로는 다음 그림 4와 같다.

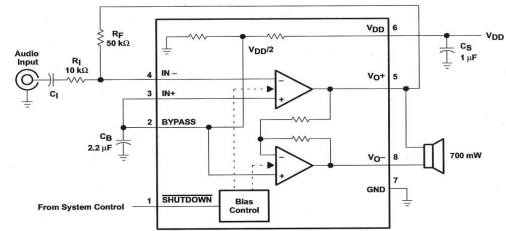


그림 4. TPA751을 이용한 전력증폭회로
Fig. 4 Power amplification circuit using TPA751

증폭회로부의 이득은 다음과 같다.

$$BTL\text{gain} = -2 \left(\frac{R_F}{R_I} \right) = -2(50k\Omega/10k\Omega) = -10 = 20dB \quad (7)$$

III. 결과 및 고찰

3.1 전자청진회로

전자청진회로 각 단의 블록을 모두 결합하여 설계된 전자청진 회로도들 그림 5에 나타내었다.

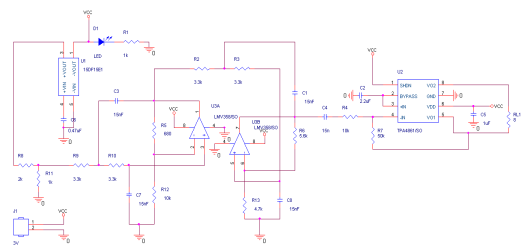
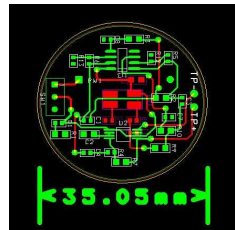


그림 5. 전자청진 회로도
Fig. 5 Electro-stethoscope circuit

설계된 전자청진 회로는 집음기와의 결합을 고

려하여 제작하였고, 또한 크기를 휴대하기 적합하고 착용시 편의성을 위하여 소형으로 제작하였다. 그림 6은 전자청진회로의 PCB Layout 과 구현 결과물을 보여준다.



(a)



(b)

그림 6. 구현된 전자청진 회로
 (a) PCB 레이아웃 (b) 구현 결과물
 Fig. 6 Realized electro-stethoscope circuit
 (a) PCB layout (b) Realized product

3.2 집음기 재질별, 크기별 실험

제작된 전자청진 회로를 이용하여 심음 측정에 중요한 요소로 판단되는 각 집음기별 재질, 크기, 두께 별로 제작하여 테스트하였다. 그림 7은 집음기의 재질별, 크기별 실험의 결과를 나타낸다.

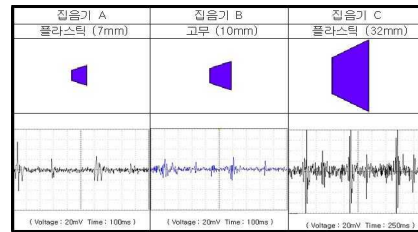


그림 7. 집음기의 재질별, 크기별 실험
 Fig. 7 Tests according to materials and size of sound collector

집음기 A는 강한 플라스틱 재질로 집음기의 크기는 심음을 수집하는 넓은 부분이 7mm로 하였다. 그 결과 주기적인 심음이 수집은 되나, 신호의 크기가 작아서 정확한 심음을 듣기는 어려웠다. 집음기 B는 연한 고무재질로 집음부분을 10mm로 하였다. 역시 주기적인 심음을 수집할 수 있었으나, 집음기 A보다도 신호의 크기가 작아서 심음을 듣기는 어려웠다. 집음기 C는 일반 아날로그 집음기 구조와 가장 가까운 형태로써 강한 플라스틱을 채택하였고, 심음을 수집하는 부분의 넓이를 32mm로 가장 크게 하였다. 실험 결과 주기적인 심음을 수집할 수 있었고 정확한 심음을 들을 수 있었으며, 과형결과로도 심음을 분석하기에 적당한 결과를 나타냈다. 추가적인 집음기 재질의 실험을 통해 알루미늄 재질의 집음기도 같은 성능을 나타냄을 알아내었다.

3.3 구현된 전자청진기

개발된 전자청진 회로와 집음기 형태를 고려하여 구현된 프로토타입의 전자청진기를 그림 8에 보였다.

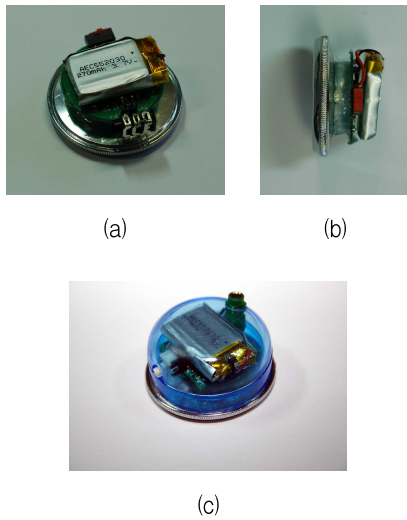


그림 8. 구현된 프로토타입의 전자청진기
 (a) 제작된 전자청진기의 모습 (b) 전자청진기의 측면 (c) 완성된 전자청진기의 모습
 Fig. 8 Realized prototype electro-stethoscope
 (a) Constructed electro-stethoscope (b) Side view of electro-stethoscope (c) Completed electro-stethoscope

제작된 전자 청진기의 H/W 부분에서는 이 어폰 잭을 통하여 실시간 심음을 확인할 수 있도록 하고, PC와 연동하여 신호를 저장, 시각적인 분석이 가능하도록 하였다. 또한 플라스틱 재질의 케이스를 제작하여 외부로부터 오는 잡음을 최소화하도록 했다. 휴대성과 지속적인 사용을 위하여 시중에서 구할 수 있는 3V의 코인 전지를 채택하였으며, 배터리 수명 측정 결과 연속측정은 20시간 이상의 측정 결과를 나타냈다. 전지는 오랜 시간동안 실험을 하기 위하여 충전용 리튬 배터리를 장착하였다. 또한, 흉부의 피부와 집음기와의 부착을 위해 접착식 실리콘으로 제작한 패드를 두었고, 집음부에서는 진동판과 알루미늄 소재의 집음기를 부착하였다. 그림 9는 구현된 전자청진기를 이용한 심음수집 실험을 보여준다.

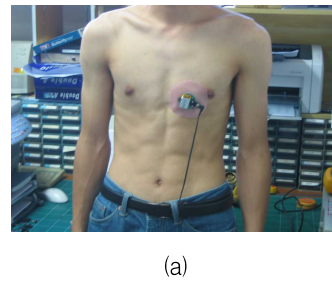


그림 9. 제작된 전자청진기를 이용한 심음수집 실험
 (a) 전자청진기를 인체에 부착한 모습 (b) 심음 파형
 Fig. 9 Acquisition test of heart sound using the developed electro-stethoscope
 (a) Electro-stethoscope attached to human body (b) Phonocardiogram waveform

IV. 결 론

본 연구에서는 기존의 청진기를 대체할 수 있으며, 멀티미디어 PC에 연결할 경우 청진음 저장이 가능하여 반복 청취 및 분석이 가능한 홈 헬스케어용 무구속 전자청진 모듈을 개발하였다. 이를 위하여 저잡음, 고이득, 저전력 그리고 저전압 구동의 특징을 갖도록 전자청진기용 증폭기를 설계하였으며, 또한, 제작된 전자청진 회로를 이용하여 심음 측정에 중요한 요소로 판단되는 집음기를 재질, 크기별로 제작하여 테스트하였다. 이를 통하여 얻어진 결론은 다음과 같다.

첫째, 집음기의 재질에서는 연한 고무에 비해 강한 플라스틱이 더 우수하고, 크기에서는 작은 것에 비해 큰 것이 좋으며 안정적인 심음 측정을 위해서는 약 30mm정도의 크기가 적합함을 알 수 있었다.

둘째, 제작된 전자청진기를 사용하여 양호한 심음을 수집할 수 있었고, 수집된 심음을 이어폰을 이용하여 즉시 청취할 수 있으며, PC로 전송 및 저장하여 반복 청취가 가능하다. 또한, 수집된 심음으로부터 시각적으로나 청각적으로나 임상적으로 중요한 파라미터인 제 1심음과 제 2심음을 확연하게 구분할 수 있었다.

본 연구에서 개발된 전자청진 모듈은 소형화와 무구속인 특징으로 인해 일반인들도 가정에서도 쉽게 사용할 수 있는 것으로서, 수집된 심음을 적절한 통신 수단을 사용하여 원거리 의료진에게 송신함으로써 시기적절한 진단을 받을 수 있을 것이다. 또한, 이를 바탕으로 하여 보다 실제적인 심음에 대한 주요 파라미터들을 포함한 다양한 생리신호의 저장, 분석이 이루어진다면 원격 질환관리에 기여할 수 있을 것이다.

감사의 글

“이 논문은 2008년 정부(교육과학기술부)의 지원을 받아 수행된 연구임” (지역거점연구단 육성사업/충북BIT연구중심대학육성사업단)

참고문헌

[1] Lukkarinen S., Korhonen P., Angerla A., “Multimedia personal computer based phonocardiography”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1996.
 [2] Nancy A. Brown, “The telemedicine information exchange : an online resource”, Computer in Biology & Medicine , vol.28 no.5 , pp.509-518, 1998.
 [3] Peyton A. J., Walsh V., “Analog electronics with Op Amps”, Cambridge University Press, 1993.
 [4] Lukkarinen S., Noponen A-L., Sikio K., Angerla A., “A new phonocardiographic recording system”, Computers in Cardiology, 1997.
 [5] Ölmez T., Dokur Z., “Classification of heart sounds using an artificial neural network”, Pattern Recognition Letters, Vol. 24, pp.617-629, 2003.
 [6] Hall L. T., Maple J. L., Agzarian J., Abbott D., “Senor system for heart sound biomonitor”, Microelectronics Journal, Vol. 31, pp.583-592, 2000.

[7] Messer S. R., Agzarian J., Abbott D., “Optimal wavelet denoising for phonocardiograms”, Microelectronics Journal, Vol. 32, pp.931-941, 2001.

저자약력



김동준(Dong-Jun Kim)

1994년 연세대학교
 전기공학과 (공학박사)
 현 재 청주대학교
 전자정보공학부 교수

<관심분야> u-healthcare, 생체신호처리



이현민(Hyun-Min Lee)

2008년 청주대학교
 전자공학과 (공학석사)
 현 재 청주대학교
 전자공학과 박사과정

<관심분야> u-healthcare, 생체신호처리



우승진(Seung-Jin Woo)

2006년 청주대학교
 전자공학과 (공학석사)
 현 재 청주대학교
 전자공학과 박사과정

<관심분야> u-healthcare, 생체신호처리



이주신(Ju-Shin Lee)

1986년 명지대학교
 전자공학부 (공학박사)
 현 재 청주대학교
 전자정보공학부 교수

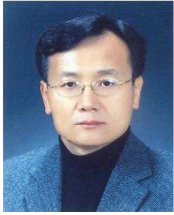
<관심분야> 전자회로 및 시스템, 영상신호처리



이정환(Jeong-Whan Lee)

2000년 연세대학교
전기공학과 (공학박사)
현 재 건국대학교
의용공학부 교수

<관심분야> u-healthcare, 생체신호처리



김경섭(Kyeong-Seop Kim)

1994년 미국 알라바마대학
전기컴퓨터공학과
(공학박사)
현 재 건국대학교
의용공학부 교수

<관심분야> 생체신호분석 및 의료영상처리