Polymer based adherent differential output sensor를 이용한 전자 청진 시스템 설계

An Electronic Auscultation System Design using a Polymer Based Adherent Differential Output Sensor

한철규, 고성택, 최민주

Cheol Kyu Han, Sung Teak Ko, Min Joo Choi

ABSTRACT

Heart sound contains rich information regarding the dynamics of the heart and the auscultation has been a first choice of routine procedures for diagnosis of the heart. However, heart sounds captured using a conventional stethoscope are not often loud or clear enough for doctors to precisely classify their characteristics, especially, under the noisy environments of the hospital. A simple auscultation device that removed shortcomings of the conventional stethoscope was constructed in the study. The device employed a polymer based adherent differential output sensor which was on contact with skin through a coupling medium and appropriated electronic circuits for signal amplification and conditioning. An ordinary headphone is taken to hear the captured heart sounds and the volume can be adjusted to hear well. It is also possible that the device sends the captured heart sound signals to a PC where the signals are further processed and viualized.

Keyword : An electronic auscultation system, a polymer based adherent differential output sensor

I 서론

심음(心音)은 심장의 기능적 측면에서 여러 가지 정보를 포함하고 있다. 그래서 청진은 환자의 진단에서 중요한 의미를 갖으며 의사들이 심장의 이상을 발견하고 심장병의 진행상황을 관찰하는데 유용하다[1]. 그러나, 일반적인 청진기를 사용한 청진은 의사의 특별한 기술과 오랜 경험이 필요함에 따라 객관적으로 신뢰할 수 있는 진단 방법으로 정착되는 것을 방해해 왔다. 무엇보다도 소리를 듣는 다는 것 그 자체가 지극히 주관적이기 때문이다. 이런 측면에서 심음을 눈으로 볼 수 있는 형태로 기록한 심음도(phonocardiogram: PCG)는 이런 문제의 해결점이 될 수 있을 것이다[2]. 이를 위해서는 전자 기술을 이용하여 심음을 디지털 신호와 같은 전기 신호로 변환하는 전자 청진기가 필수적으로 요구된다. 그리고 원격 진료를 일반화하려는 국내외의 노력으로 이런 장비의 개발이 활발히 진행되고 있다. 외국의 경우 소형화된 전자청진기가 상품화되어 판매되고 있으며, 거기에 LCD 디스플레이 장치까지 갖춘 청진기도 출시되고 있다. 국내의 경우 그 개발은 해외에 비해 느리지만 한 기업에서 전자청진기를 개발해 올해 말에 출시할 예정이다. 그리고 지금까지 상품화 되거나 예정인 전자 청진기는 대부분 마이크로폰을 이용하여 심음을 추출하고 전기 신호로 변환하는 방법을 택하고 있다. 마이크로폰은 소리에 대해 반응하고 출력을 발생함으로 외부 소음이 많은 곳에서 사용될 경우 PCG 신호에 영향을 줄 수 있다.

본 연구에서는 polymer based adherent differential output sensor(PADS)를 사용하여 간단한 전자 청진기를 설계하였다. 사용된 PADS는 그 특성상 마이크로폰과 같이 소리에 반응하지 않으므로 외부 소음에 매우 강하다. 또한 설계된 전자 청진 시스템은 일반적인 청진기의 기능뿐만 아니라 심음을 디지털 신호로 변환하여 컴퓨터로

전송할 수 있는 기능을 갖추고 있다.

II PADS

PADS는 심장 판막의 개폐와 심장내 혈액의 순환으로부터 발생하는 피부의 극소한 진동을 감지하는 일종의 음향 압력 센서이다[3]. 그러므로 PADS는 피부에 접촉되어 심음에 의해 발생한 피부의 움직임만을 감지할 뿐 외부 음향에 의해서는 거의 신호를 발생하지 않는다. 이런 특성으로 인하여 PADS는 측정 대상외의 외부 소음에 매우 강한 성질을 나타낸다. 그림 1은 PADS의 외형과 등가회로를 보여준다.

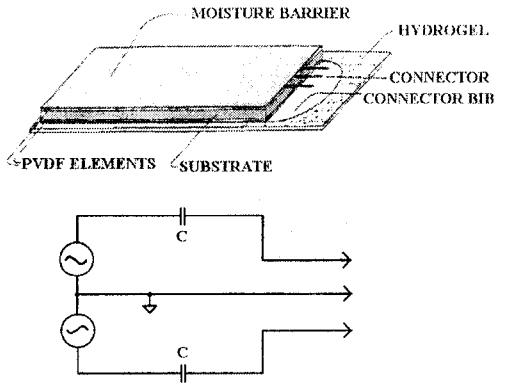

그림 1. PADS 외형과 등가회로

PADS를 구성하는 요소중에 PADS 표면의 진동에 대해 신호를 발생하는 물질은 polyvimylidene fluoride(PVDF)이다. PVDF는 piezoelectric polymer로서 등가회로에서도 볼 수 있듯이 표면에 물리적인 변형이 가해졌을 때 같은 크기의 진폭과 반대 위상을 가진 두 개의 출력을 발생한다. 표 1은 그밖의 PADS에 대한 여러 특성을 보여준다.

표 1. PADS의 특성

Sensitivity	25 mV/us at 250 Hz - as measured with ends fixed in the transverse direction but free in the lateral directs while the center is driven sinusoidally
Frequency	1-3000Hz. when used with a properly designed difference amplifier
Capacitance	3.0 nF±10% per channel mesured at 1000Hz
Weight	1.3 grams

III 전자 청진 시스템 설계 및 분석

1. Block diagram

그림 2는 전체 전자 청진 시스템의 블록 다이어그램을 보여준다. PADS에서 발생한 PCG 신호는 Instrumentation amplifier로 알려진 차동증폭기에서 1차적으로 증폭되고 잡음이 제거된다. 이 증폭기에서 출력된 신호는 High-pass filter를 통과하면서 PCG신호 외의 저주파 신호가 제거되고 증폭기를 통하여 신호의 peak-to-peak 전압이 5V 이내에서 증폭된다. 여기서 출력된 신호는 최종 PCG 신호로서 전력 증폭기를 통하여 증폭되고 스피커나 헤드폰을 통하여 사람이 들을 수 있는 형태로 변환된다. 또한 마이크로컨트롤러를 이용하여 디지털 신호로 변환되어 컴퓨터로 전송된다.

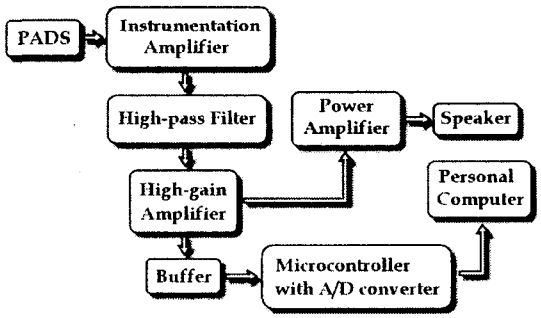

그림 2. 전자 청진 시스템의 전체 블록 다이이어그램

2. Instrumentation amplifier

3개의 Op-amp를 조합하여 구성하는 Instrumentation amplifier는 CMRR이 매우 높아 잡음을 제거하는데 효과적이며 ECG 측정기와 같은 의료 측정장치의 전치증폭기로 많이 쓰인다. 특히 PADS와 증폭기를 연결하는 케이블은 전력선 등에서 발생하는 전자기장에 의해 잡음이 발생하기 쉬우므로, 이를 제거하기 위한 방법의 하나로 사용되었다[4]. 본 연구에서는 AD620 One-chip Instrumentation amplifier가 사용됐는데 CMRR이 100 dB로 매우 높고 10 GΩ의 높은 입력 임피던스를 가지며 소비전력이 낮아 건전지로 구동되는 본 시스템에 적합하다. 입력 임피던스는 저

항을 연결하여 6.8 MΩ으로 조정하였다. 이는 그림 1의 PADS 등가회로에 있는 커패시터와 결합하여 7.8 Hz의 차단 주파수를 갖는 High-pass filter를 겸하게 하여 1차적으로 저주파 신호를 제거한다. 그림 3은 Instrumentation amplifier의 출력을 나타낸다.

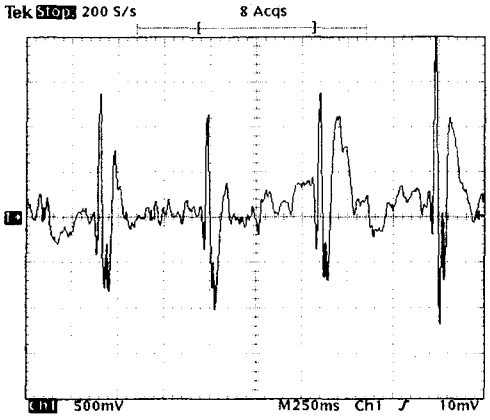

그림 3. Instrumentation amplifier의 출력신호

그림 3에서 알 수 있듯이 출력 신호에는 PCG 신호 이외에 저주파의 신호가 섞여 있다. 이 저주파 신호는 PADS가 음향이 아닌 피부 표면의 진동을 감지하는 특성을 갖고 있어 호흡에 의한 피부의 전체적인 이완이나 피측정자의 물리적 움직임에 의해 발생하는 것이다.

3. High-Pass Filter

그림 3에서 나타나는 잡음에 해당하는 저주파 신호를 제거하기 위하여 본 연구에서는 4차 버터워스 high-pass filter를 사용하였다. 버터워스 필터는 최대평탄진폭 필터로서 저주파대에 대부분의 정보를 갖고 있는 PCG 신호를 왜곡 없이 필터링하기에 적합하다. 그림 4는 15 Hz의 차단주파수를 갖는 버터워스 필터, 베셀 필터, 체비세프 필터의 시뮬레이션 결과를 보여준다.

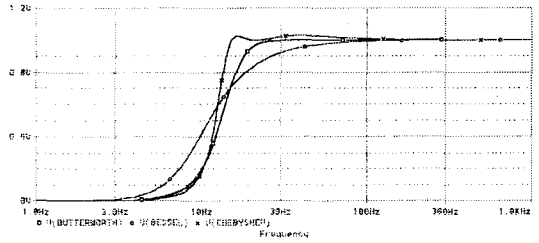

그림 4. 시뮬레이션 결과

다음 그림 5는 전자 청진 시스템을 위해 설계된 버터워스 필터로 15 Hz의 차단 주파수와 80 dB/decade 의 감쇄율을 가지고 있다. 실험결과 나타난 저주파의 잡음 신호는 수 Hz 이하의 신호로서 이를 고려하여 적절히 차단 주파수를 선택하였다.

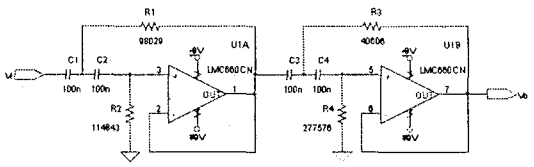

그림 5. 버터워스 필터

밀만 정리를 이용하여 필터의 전달 함수를 구하면 다음과 같다.

$C = C_1 = C_2 = C_3 = C_4$ 일때

$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + \frac{2}{C R_2} s + \frac{1}{C^2 R_1 R_2}} \times \frac{s^2}{s^2 + \frac{2}{C R_4} s + \frac{1}{C^2 R_3 R_4}}$$

네 개의 저항값은 버터워스 필터의 damping facter d_1, d_2 를 이용하여 구하면 다음과 같다.

$$R_1 = \frac{d_2}{2\omega_0 C}, \quad R_2 = \frac{2}{d_2 \omega_0 C}$$

$$R_3 = \frac{d_1}{2\omega_0 C}, \quad R_2 = \frac{2}{d_1 \omega_0 C}$$

여기서

$\omega_0 = 2\pi f_c$ (f_c:차단주파수)

4. 마이크로컨트롤러

본 연구에서 사용된 PIC16C73 마이크로컨트롤러는 측정된 PCG 신호를 내장된 A/D converter를 이용하여 디지털 신호로 변환하고 컴퓨터로 데이터를 전송하기 위해 사용되었다.

PIC16C73은 A/D converter 뿐만 아니라 여러 가지 직렬 통신 모듈을 내장하고 있고 EPROM을 내장하고 있어 코딩된 프로그램을 저장하기 위해 별도의 ROM을 필요로 하지 않는다[5]. 프로그램은 PIC16C73 전용 어셈블러로 코딩하였고 MAX232 Transceiver를 사용하여 57,600 BPS의

속도로 컴퓨터와 비동기 직렬 통신을 수행할 수 있도록 하였다.

5. 그 밖의 회로

그림 1에서 High-gain amplifier는 LMC660을 사용한 비반전 증폭기를 사용하였다. 전체 회로를 구동시키는 주전원은 9V 건전지를 사용하였고 AD620과 LMC660에 (-)전원을 공급하기 위해 ICL7660을 사용하여 9V 전원에서 -9V의 한정된 전력의 전원을 만들었다. 그러나 위의 두 증폭기는 소비전류는 수 mA로 낮고 전력증폭기는 단일전원으로 구동되는 LM386을 사용하여 (-)전원의 과부하를 막음으로 전체 시스템의 전원 사용 효율을 높였다.

6. 시뮬레이션과 측정 결과 비교

그림 6은 Instrumentation amplifier에서 버터워스 필터까지의 회로에 대한 시뮬레이션 주파수 특성 출력 결과와 실제 제작한 회로의 측정 결과를 보여준다. 그림에서도 알 수 있듯이 시뮬레이션 결과와 측정 결과가 거의 일치함을 알 수 있는다. 이러한 오차는 회로에서 사용된 저항과 커패시터는 5%의 오차 범위에서 선택되었기 때문이라 사료된다.

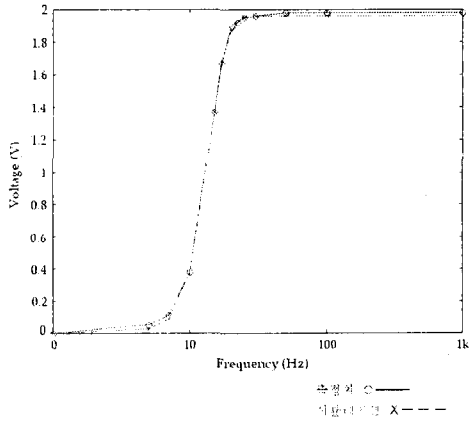

그림 6. 버터워스 필터에서의 시뮬레이션 결과와 측정결과

7. 전자 청진 회로의 PCB

그림 7은 전자 청진 시스템의 전체회로를 PCB로 구현한 것이다. 시스템 전체 회로는 아날로그 회로와 디지털회로가 모두 존재함으로 그라운드를 각각의 회로에 대해 격리시켜 사용하고 일점 접지 시킴으로 이런 종류의 회로에서 발생할 수 있는 잡음을 억제하였다.

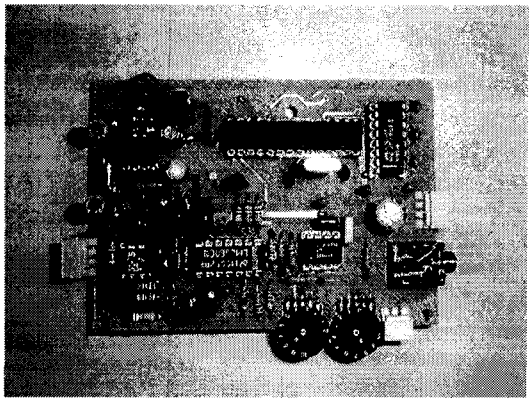

그림 7. 전자청진 시스템의 PCB 외형

8. 윈도우 프로그램에서의 출력

그림 8은 윈도우 프로그램에서 전자 청진 시스템과의 직렬 통신을 통하여 얻은 데이터의 출력을 보여준다. 그림에서도 알 수 있듯이 출력 파형은 매우 안정되어 있고 각각의 심장 박동 파형 사이의 무음 영역엔 잡음이 거의 보이지 않는다. 측정 실험은 주변 잡음이 심한 가운데서 이루어졌으며 잡음의 정도에 상관없이 출력 파형은 안정됨을 알 수 있었다.

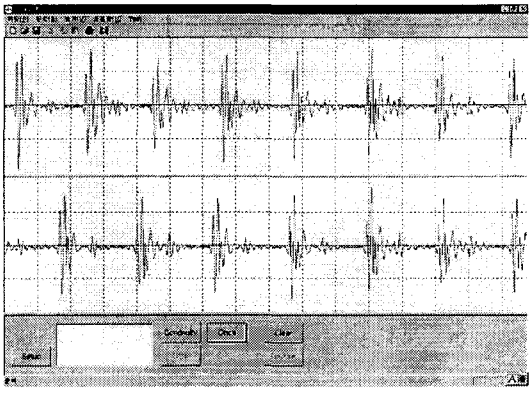

그림 8. 윈도우 프로그램에서의 출력

Ⅳ 결론

PADS를 이용한 전자 청진 시스템은 주변 잡음이 많은 환경에서도 PCG 신호를 효과적으로 검출하고 심음을 청취할 수 있게 설계되었다. 이 시스템은 PADS의 특성을 고려하여 PADS의 장

점을 최대한 활용할 수 있는 범위 내에서 개발되었고 의사들이 청진 후, 보다 객관적인 진단을 내리는데 유용한 장치가 될 것으로 기대된다.

앞으로 다양한 임상실험을 통하여 PCG 신호에서 얻을 수 있는 정보를 분석하고 디지털 신호처리 기술을 이용하여 보다 객관적인 데이터를 얻기 위해 노력할 것이다.

접수일자 : 2000. 9. 15 수정완료 : 2000. 10. 15

참고문헌

[1] Padmanabhan V and Semmlow J L, Dynamical analysis of diastolic heart sounds associated with coronary artery disease, Annls of Biomedical Engineering, 22, 264-271, 1994

[2] Tavel M E, Brown D D and Shander D, *Enhanced aucultation with a new graphic* display system. ARCH Intern, Med.,154, 893-898, 1994

[3] James Kassal, William Reeves, Richard L. Donnertein, Polymer based adherent differential-output sensor for cardiac auscultation, Medical Electronics, 54-63, Sept., 1994.

[4] John G. Webster, Medical instrumentation, 3rd Edition, WILLEY, 248-253, 1998.

[5] Microchip Technology PIC16C7X DataBook, DS30390E, 1997.

고성택(Sung-Taek Ko)
正會員
1980년 인하대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1984년 미국 햄프턴 대학교 물리학과 이학석사
1989년 미국 올드도미니언 대학교 전기·컴퓨터공학과 공학박사.
1979-1982년 Texas Instruments 한국지사, 엔지니어
1984-1985년 미국 NASA 랭리연구소 연구조교
1990-1991년 경남대학교 전자공학과 전임강사
1991-현재 제주대학교 전기전자 공학부 부교수

한철규(Cheol Kyu Han)
準會員
1999년 제주대학교 전자공학과(공학사)
1999년-현재 제주대학교 전자공학과 석사과정
관심분야 : 의학용 측정 장치, 음성인식 등

최민주(Min Joo Choi)
正會員
1984년 서울대학교, 기계공학(학사)
1987년 영국 University of Surrey,의공학(석사)
1992년 영국 University of Bath, 의료용 초음파 (박사)
1988년-1992년 Medical Physics Department, St. Thomas'Hospital University of London (연구원)
1992년-1995년 Medical Physics Department, St. Thomas' Hospital University of London (조교수)
1995년-1997년 서울대학교 의과대학 의공학교실 (브레인풀교수)
1998년-2000년 가천의과대학교 (외래교수)
1997년-2000년 제주대학교 의과대학 생리학교실 (주임교수)
1998년-2000년 서울대학교 의과대학 의공학교실 (외래교수)
1997년-현재 제주대학교 의과대학 의공학교실 (주임교수)
1998년-현재 제주대학교 인공심장이식연구소 (소장)
2000년-현재 ㈜코메드 연구소 소장