

# 태아 포노그램을 위한 전자청진장치의 개발

김 동 준\*

## Development of Electronic Stethoscope System for Fetal

### Phonogram

Dong-Jun Kim\*

#### 요 약

분만시 국내에서 영아 사망률은 약 1%에 이르고, 태아의 질병 발생과 사망은 계속적으로 일어나고 있으므로 저가의 태아 모니터링기술의 개발이 절실하다. 이를 위하여 본 연구에서는 임산부의 복부로부터 태아의 움직임과 심음을 검출할 수 있는 증폭기를 설계하여 고성능 태아 포노그램용 전자청진장치를 개발하고자 한다. 장치로부터 검출된 태아의 청진 신호는 듣거나 녹음할 수 있으며, PC에서 태아의 심음을 분석할 수도 있다.

개발된 증폭기를 이용하여 잡음에 노출된 일반 대학병원 환경에서 30명의 임산부를 대상으로 임상실험을 수행한 결과, 개발된 증폭기는 저잡음, 고이득의 특성을 나타내고, 임산부 중에서 빠른 경우 22주에서도 태아의 심음을 검출할 수 있었고, 심음의 주기검출이 가능하였다.

#### ABSTRACT

During delivery, fetal death rate is about 1%. Since fetal death or infection have been continuously occurred, low cost fetal monitoring techniques are required. This study proposes an electronic stethoscope system for fetal phonogram by developing an amplifier to detect fetal movement and heart sound from abdomen of the pregnant woman. Using the electronic stethoscope, it is possible to listen or record the fetal sound and to analyze or store the digitized signal.

Through the performance test using the developed system with 30 pregnant women in university hospital, it was found that the developed amplifier showed low noise, high performance. The system can detect heart sound and periods of heartbeats of a 22-week fetus.

#### Key Word

Electronic stethoscope, Fetal phonogram, Fetal sound, Periods of heartbeats, Fetal monitoring

I. 서 론  
상 상태의 임신에서도 태아의 질병 발생과 사망은 주변에서 빈번히 볼 수 있으며, 이와 같은 출생시 영아사망률은 매우 위험한 상태의 임신 뿐 아니라 정

---

\* 청주대학교 전자정보공학부 교수(djkim@cju.ac.kr)

#논문번호 : KIIECT2009-03-15

#접수일자 : 2009.09.04

#최종논문접수일자 : 2009.09.18

리나라에서 약 1%에 근접한 수치를 나타낸다. 따라서 가정에서도 이용할 수 있는 저가격, 고신뢰성의 태아 모니터링 장치가 개발된다면 태아 사망률 감소에 상당히 기여할 수 있을 것이다. 대체로 태아의 이상은 태아의 심박률(heart rate)과 움직임 패턴의 점진적인 변화와 동시에 발생한다고 하므로, 태아 모니터링 장치는 이들 파라미터를 추출하여 동시에 관찰할 수 있어야 할 것이다. 또한 정상적인 임신 상태의 경우에도 안전하고 지속적인 모니터링을 하기 위해서는 저가이면서, 태아에 자극이나 위해를 가하지 않는 비침해성(noninvasive)이면서 수동적인(passive) 태아 모니터링 장치 기술이 필요할 것이다[1].

본 연구에서는 초음파를 이용하는 고가의 도플러(Doppler) 방식 대신 포노그램(phonogram) 방식을 이용하여 임산부의 복부로부터 미세한 태아의 심음 신호를 검출하고, 이를 증폭하여 청취 및 녹음이 가능하게 하며, 디지털로 변환하여 태아 심박률(fetal heart rate, FHR)을 추출할 수 있는 고성능 전자청진장치를 개발하고자 한다. 이를 위하여 콘덴서 마이크로폰을 이용한 태아 신호 검출부를 제작하였고, 적절한 차단주파수를 갖는 저역통과 및 고역통과 필터를 개발하였으며, 가변 이득의 전력 증폭기 회로를 개발한 후 태아 심박률 검출실험을 수행하였다.

## II. 본 론

### 2.1 태아심음증폭기

본 연구에서 개발한 태아 심음 증폭기의 구성도는 그림 1과 같다.

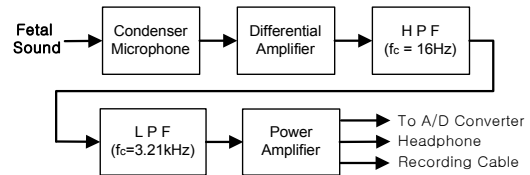


그림 1. 태아심음 증폭기의 구성도  
Fig. 1. Composition of fetal sound amplifier

태아 심음 증폭기는 음향센서 회로부, 차동증폭 회로부, 고역통과필터 회로부, 저역통과필터 회로부, 전력증폭 회로부 및 전원 회로부 등으로 구성된다. 음향 센서로는 소형 콘덴서 마이크로폰을 사용하였으며, 발광다이오드(light emitting diode, LED)를 사용하여 일정한 전압으로 마이크로폰의 전원을 공급하고, 동시에 전원의 온오프 상태를 보여준다. 차동 증폭(differential amplifier) 회로부는 음향센서 회로부를 절연(isolation)시키는 역할과 함께 신호를 높은 이득으로 증폭하게 된다.

차동증폭 회로부를 통과한 신호는 직류 성분 및 저주파 잡음을 제거하기 위해 고역통과 필터를 통과시킨다. 식 1은 고역통과 필터의 전달함수이며, 그림 2는 전달함수의 크기 특성이다.

$$T(\omega) = \frac{j\omega/\omega_c}{j\omega/\omega_c + 1},$$

$$w_c = 100.5 \text{ rad} \quad (f_c = 16 \text{ Hz}) \quad (1)$$

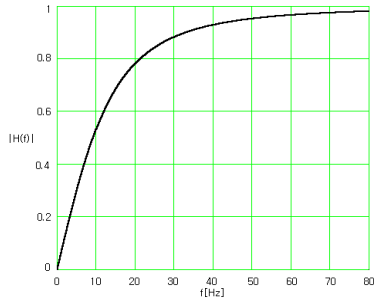


그림 2. 고역통과필터의 크기 특성

Fig. 2. Magnitude response of highpass filter

태아 심음 증폭기의 저역통과 필터는 통과 대역이 최대한 평탄해야 하고, 감쇠 특성이 좋아야 하는 점을 고려하여 4차 버터워스(Butterworth) 필터로 설계하였다. 식 2는 능동 저역통과 필터의 전달함수이고, 그림 3은 전달함수의 크기 특성을 나타낸 것이다.

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

$$w_c = 20,202 \text{ rad} \quad (f_c = 3.215 \text{ kHz}) \quad (2)$$

잡음이 제거된 신호는 가변이득의 전력 증폭 회로부에 의해 증폭되어 헤드폰으로 듣거나, 녹음이 가능하다. 또한 태아 활동 신호는 A/D 변환 과정을 거쳐 PC

에 입력되어 심박률 추출 등 신호처리 과정을 수행할 수 있으며, 저장도 가능하다. 태아 심음 증폭기 회로에 공급되는 전원 전압은 DC  $\pm 9V$ 이며, 건전지를 사용하여 공급하고, 음의 전압은 전압 변환(voltage converter) 회로를 사용하여 공급한다.

완성된 태아 심음 증폭기 회로의 전체 이득은 약 4700이다.

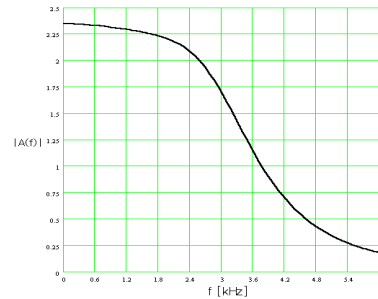


그림 3. 4차 능동저역통과필터의 크기 특성

Fig. 3. Magnitude response of 4-th order active lowpass filter

## 2.2 태아심박률 검출

심음의 주기검출을 할 때, 주기 이외의 성분을 제거함으로써 주기검출을 용이하게 하는 저역통과필터링과 센터 클리핑(center clipping) 등이 자주 이용되는데 [2, 3], 본 연구에서는 저역통과필터링을 이용한다.

일반적으로 태아의 심박률은 약 40~240bpm(beats per minute)의 범위를 가진다. 이는 약 0.67~4Hz의 기본 주파수

(fundamental frequency)에 해당되고, 주기(period)는 기본 주파수의 역수이므로 약 0.25~1.49초의 범위를 갖게 된다. 따라서 주기 검출을 위한 윈도우(window)의 길이는 1.49초 이상이 되어야 하므로, 본 연구에서는 2초로 설정하였다.

본 연구에서 태아의 심음 주기 검출 실험을 위해서는 주기 검출에서 가장 널리 이용되는 두 가지 방법인 자기상관(auto-correlation) 함수 방법과 AMDF(average magnitude difference function) 방법을 이용하였다[2].

그림 4는 태아 및 성인의 심박률 검출을 위한 블록선도를 나타내고 있다.

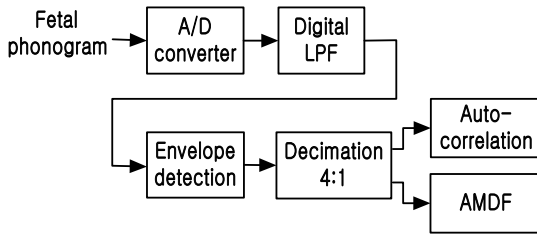


그림 4. 심박률 검출 블록선도

Fig. 4. Block diagram of heart rate estimation

심음은 A/D 변환기를 사용하여 디지털화된 후 신호처리과정이 이루어진다. A/D 변환기는 미국 Data Translation사의 DT-2831을 사용하였으며, 8ksps(samples per second)의 샘플링(sampling) 주파수와 12bit 해상도로 샘플링하였다. 샘플링된 신호는 저역통과필터링한 후 양의 진폭에 대한 포락선(envelope)을 추출하고, 계산량을 줄이기

위해 4:1의 데시메이션(decimation)을 수행한 후 주기를 검출한다.

디지털 저역통과필터는 차단 주파수가 80Hz인 2차 IIR(infinite impulse response) 필터로 설계하였다. 식 3은 2차 IIR 필터의 전달함수이고, 그림 6은 전달함수의 크기 특성이다.

$$H(z) = \frac{9.876 \times 10^{-4}(z^{-2} + 2z^{-1} + 1)}{9.956z^{-2} - 1.998z^{-1} + 1.045} \quad (3)$$

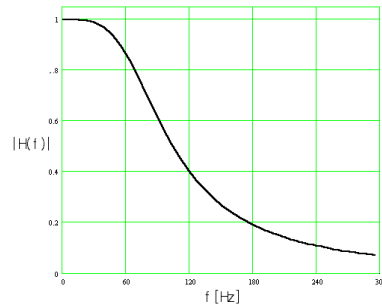


그림 5. IIR 저역통과필터의 크기 특성

Fig. 5. Magnitude response of IIR lowpass filter

### 2.3 실험 및 결과

태아 심음 증폭기는 손에 쉽게 잡을 수 있는 핸드헬드(handheld) 타입으로 제작하였으며, 그림 6은 제작된 태아 청진기의 하드웨어와 외형 디자인을 나타낸 것이다.

제작된 태아 심음 증폭기 회로의 정확성을 검증하기 위하여 예비실험으로서 먼저 성인의 심음을 대상으로 테스트하

였고, 그리고 나서 임산부를 대상으로 태아 심음에 대한 임상실험을 수행하였다.



(a) 제작된 하드웨어

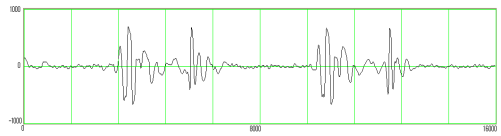


(b) 외형 디자인

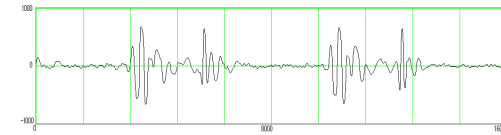
그림 6. 제작된 태아 청진기

Fig. 6. Developed fetal stethoscope

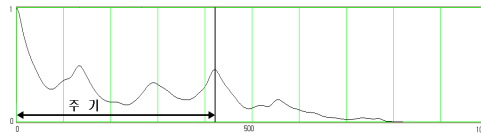
성인의 심음 데이터는 실험실에서 10명의 남/여 20대 성인에게서 수집하였고, 태아 심음 데이터는 대학병원 산부인과 진료실에서 임신기간이 다른 30명의 임산부에게서 외부잡음에 노출된 환경에서 수집하였다. 개발된 증폭기를 이용하여 추출된 성인 및 태아의 심음 원파형과 심박률 검출을 위한 실험 결과는 각각 그림 7~8과 같다.



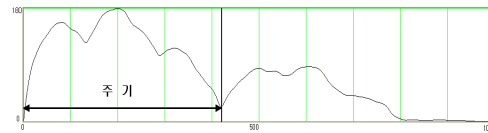
(a) 추출된 심음 원파형



(b) 저역통과필터링된 신호

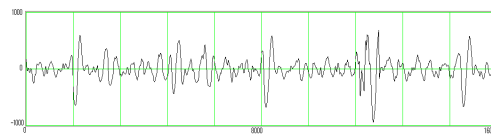


(c) Zero-inserted autocorrelation 적용

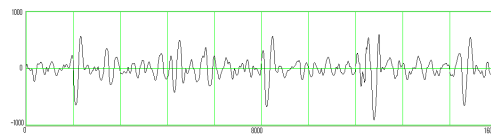


(d) Zero-inserted AMDF 적용

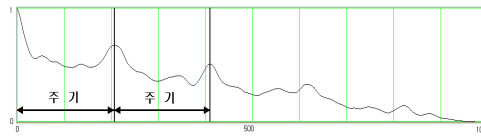
그림 7. 추출된 성인 심음의 실험결과  
Fig. 7. Results for adult heart sound



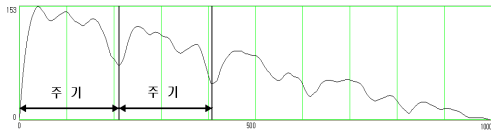
(a) 추출된 태아 심음의 원파형



(b) 저역통과필터링된 신호



(c) Zero-inserted autocorrelation 적용



(d) Zero-inserted AMDF 적용

그림 8. 추출된 태아 심음의 실험결과  
Fig. 7. Results for fetal heart sound

그림에서 보는 바와 같이, 개발된 태아 전자청진장치는 심음이 매우 선명하게 들리며, 또한 과형으로 관찰할 때 심음의 주기성이 잘 나타나며, 저잡음의 선명한 과형을 얻을 수 있었다. 또한 자기상관함수 및 AMDF 등을 이용한 심박주기 검출을 위한 실험에서는 성인의 심박 주기는 물론 태아의 심박 주기도 매우 뚜렷하게 나타나서 섬세한 신호처리 기술이 적용되면 여러 가지 임상적 파라미터도 얻을 수 있을 것으로 보였다.

### III. 결 론

본 연구에서는 저가의 태아 모니터링 기술을 개발하는 것을 목표로, 포노그램 방식을 이용하여 임산부의 복부로부터 미세한 태아의 심음 신호를 검출하고 증폭하여 듣거나 녹음이 가능하게 하며, A/D 변환하여 태아의 심박률을 추출할 수 있는 고성능 전자청진장치를 개발하고자 하였다.

전자청진장치의 개발과정 및 실험에서 얻어진 결론은 다음과 같다. 첫째, 개발된 전자청진장치는 실제 병원의 많은 잡음이 많은 진료실 환경에서 비교적 고주파 잡음을 잘 제거하면서도 태아의 심음

을 들을 수 있었다. 둘째, 제각기 다른 임신기간의 30명의 임산부를 대상으로 수행한 임상실험에서 빠른 경우에는 22주의 태아 심음도 들을 수 있었다. 이는 음의 선명도는 떨어지지만, 병원에서 사용하는 도플러 장치와 거의 유사한 정도의 성능을 나타낼 수 있다는 것을 의미한다. 끝으로, 주기검출을 위해 일반적으로 이용되는 자기상관함수와 AMDF 방법을 적용해 본 결과, 매우 미약하게 들을 수 있었던 심장 소리에서도 뚜렷한 주기성을 확인할 수 있었다. 따라서 적절한 신호처리 기술을 적용하여 유무선 통신 기술과 결합하면, 원격 태아 모니터링 장치로서도 활용 가능성이 있을 것이다.

### 참고문헌

- [1] D. G. Talbert, C. J. Dewhurst, and D. P. Southall, "New transducer for detecting fetal heart sounds: Use of compliance matching for maximum sound transfer", *Lancet*, vol. 1, pp. 426-427, 1984.
- [2] 최호윤, 한민수, 김영길, "태아 심박수 측정을 위한 Autocorrelation, AMDF (Average Magnitude Difference Function), Zero-inserted AMDF의 성능비교", 1996년도 제9회 신호처리합동학술대회 논문집, vol. 9, no. 1, pp.1331-1334, 1996.
- [3] 이정호, 권중혁, 강동주, 이대희, 이동규, 유시영, 이두수, "실시간 태아

- 심음 주기 추출을 위한 변형된 고해상도 상관함수 방법에 관한 연구”, 1998년도 대한의용생체공학회 춘계 학술대회 논문집 제20권 제1호 98/5, pp. 141-142, 1998.
- [4] S. Lukkarinen, A-L Noponen, K. Sikio, and A. Angerla, “A new phonocardiographic recording system”, *Computers in Cardiology*, 1997.
- [5] R. S. Schwartz, J. T. Reeves, I. E. Sodal, and F. S. Barnes, “Improved phonocardiogram system based on acoustic impedance matching”, *Am. J. Physiol.*, vol. 238, pp.H604-H609, 1980.
- [6] H. Vermarien, E. Vollenhoven, “The recording of heart vibrations: A problem of vibration measurement on soft tissue”, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 22, pp.168-178, 1984.
- [7] D. G. Talbert, W. L. Davies, and F. Johnson, “Wide bandwidth fetal phonography using a sensor matched to the compliance of the mother’s abdominal wall”, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. BME-33, no. 2, Feb. 1986.
- [8] M. Braecklein, I. Tchoudovski, C. Moor, K. Egorouchkina, L. Pang, A. Bolz, “Wireless telecardiological monitoring system for the home-care area”, *Proceeding of 27th Annual Int’l Conf. of the IEEE Eng. in Medicine and Biology Society*, Sep. 2005.
- [9] 손명하, 우승진, 김동준, 이정환, 이주신, “Wearable 전자 청진 장치를 위한 하드웨어의 개발”, *대한전자공학회/대한 전기학회/한국통신학회충북지부 합동추계 학술대회 논문집*, pp.135-138, 2005. 11.

---

 저자약력
 

---

김동준(Dong-Jun Kim)


 1988년 연세대학교 전기공학과 학사  
 1990년 동대학원 전기공학과 석사  
 1994년 동대학원 전기공학과 박사  
 1995년~현재 청주대학교 전자정보공학부 교수

&lt;관심분야&gt; 생체신호처리, ubiquitous healthcare, 디지털신호처리