

태아 심음 검출을 위한 증폭기의 개발

◦김주리, 강동기, 김동준, 지일운*
 충주대학교 이공대학 전자·정보통신·반도체 공학부
 * 충북대학교 의과대학 산부인과

Development of an Amplifier for Fetal Heart Sound Detection

◦J. L. Kim, D. K. Kang, D. J. Kim, I. W. Ji*
 School of Electronic, Semiconductor, Computer & Communication Eng., Chongju Univ.
 * Dept. of Obstetrics and Gynecology, Chungbuk Univ.

Abstract - 출생시 국내에서 영아 사망률은 약 1%에 이르고, 태아의 질병발생과 사망은 계속적으로 일어나고 있으므로 저가의 태아감시기술의 개발이 절실하다. 이를 위하여 본 연구는 임신부의 복부로부터 태아의 움직임과 심음을 검출하는 증폭기의 개발을 목표로 한다. 검출된 신호는 듣거나 녹음할 수 있으며, A/D 변환할 경우 PC에서 태아의 심음을 분석할 수 있게 한다.

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

원을 공급한다. 차동증폭회로는 음향센서 회로를 isolation시키는 역할과 함께 신호를 높은 이득으로 증폭하게 된다.

차동증폭회로를 통과한 신호는 직류성분 및 저주파 잡음을 제거하기 위해 고역통과 필터를 통과시킨다. 식(1)은 고역통과 필터의 전달함수이며, 그림 2는 전달함수의 크기 특성이다.

$$T(\omega) = \frac{j\omega/\omega_c}{j\omega/\omega_c + 1}, \quad \omega_c = 100.5 \text{ (} f_c = 16\text{Hz)} \quad (1)$$

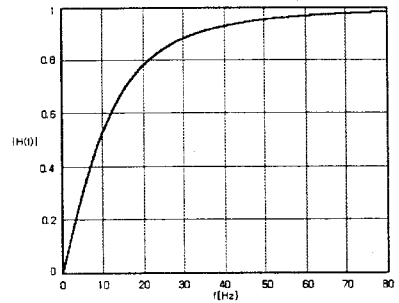


그림 2. 고역통과 필터의 크기 특성

1. 서 론

고위험임신이던 정상임신이던 태아의 질병 발생과 사망이 꾸준히 일어나고 있으며, 우리나라에서 출생시 영아사망률은 약 1%에 이르므로 가정에서도 이용할 수 있는 신뢰성 있는 태아감시장치의 개발이 절실히 필요하다. 태아의 이상은 태아의 심박률과 움직임 패턴의 점진적인 변화와 동시에 발생하므로, 태아감시장치는 이들 파라미터를 추출하여 동시에 관찰할 수 있어야 한다. 또한 정상임신의 경우에도 안전하고 지속적인 감시를 하기 위해서는 저가이면서, 태아에 위해하지 않은 비침해성(noninvasive) 태아감시장치 기술이 필요하다[1].

본 연구에서는 고가의 도플러 방식 대신 phonogram 방식을 이용하여 임신부의 복부로부터 미세한 태아의 심음 신호를 검출하고 증폭하여 청취 및 녹음이 가능하게 하며, A/D 변환하여 태아 심박률(fetal heart rate, FHR)을 추출할 수 있는 증폭기를 개발한다. 이를 위하여 콘덴서 마이크로폰을 이용한 신호 추출부를 제작하고, 적절한 차단주파수를 갖는 저역통과 및 고역통과 필터를 개발하며, 가변 이득의 전력 증폭기 회로를 개발한다.

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

2. 태아 심음 증폭기

본 연구에서 개발한 태아 심음 증폭기의 구성도는 그림 1과 같다.

$$A(\omega) = \left[\frac{1.068}{\left(j\frac{\omega}{\omega_c} \right)^2 + 1.932 \left(j\frac{\omega}{\omega_c} \right) + 1} \right] \times \left[\frac{2.20}{\left(j\frac{\omega}{\omega_c} \right)^2 + 0.80 \left(j\frac{\omega}{\omega_c} \right) + 1} \right], \quad \omega_c = 20, 202 \text{ (} f_c = 3.215\text{kHz)} \quad (2)$$

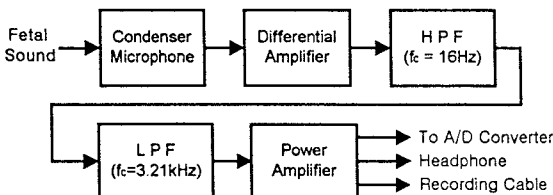


그림 1. 태아 심음 증폭기의 구성도

태아 심음 증폭기는 음향센서회로, 차동증폭회로, 고역통과필터회로, 저역통과필터회로, 전력 증폭회로, 전원회로로 구성된다. 음향센서로는 소형 콘덴서 마이크로폰을 사용하였으며, LED를 사용하여 마이크로폰의 전

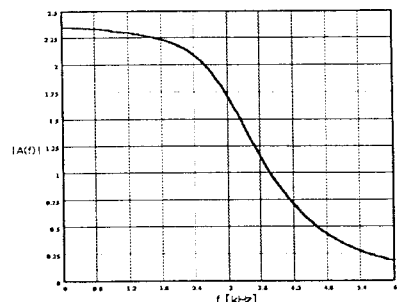


그림 3. 4차 능동 저역통과 필터의 크기 특성

잡음이 제거된 신호는 가변이득의 전력증폭회로에 의해 증폭되어 헤드폰으로 듣거나 녹음이 가능하다. 또한 태아 활동 신호는 A/D변환 과정을 거쳐 컴퓨터에 입력되어 심박률 추출 등 신호처리 과정을 수행할 수 있으며, 대용량 매체를 통해 저장된다. 태아 심음 증폭기 회로에 공급되는 전원전압은 DC ±9V로 건전지를 사용하여 공급하고, -9V는 전압 변환(voltage converter)회로를 사용하여 공급한다.

완성된 태아 심음 증폭기 회로의 전체 이득은 약 4700이다.

3. 실험 및 결과

태아 심음 증폭기는 handheld 타입으로 제작하였으며, 그림 4는 제작된 태아 심음 증폭기를 나타낸다.

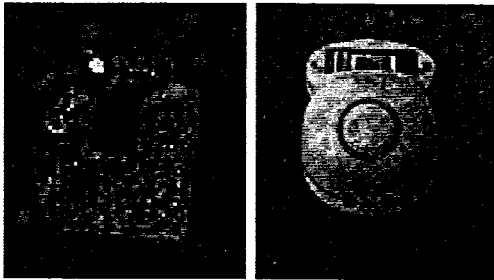


그림 4. 제작된 태아 심음 증폭기

제작된 태아 심음 증폭기 회로의 정확성을 검증하기 위한 예비실험으로서 성인의 심음을 대상으로 테스트하였고, 그리고 나서 임산부를 대상으로 태아 심음에 대한 임상실험을 수행하였다. 실험은 파형의 검출 및 심음의 주기검출로 구성된다.

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

보통 태아의 심박률은 약 40~240bpm(beats per minute)의 범위를 가지며, 이는 약 0.67~4Hz에 해당되므로 주기는 약 0.25~1.49초의 범위를 갖게 된다. 따라서 주기 검출의 윈도우 길이는 1.49초 이상이 되어야 하므로, 본 연구에서는 2초로 정하였다.

태아 심음의 주기 검출 알고리즘으로는 주기 검출을 위해 가장 널리 이용되는 자기상관함수(autocorrelation)와 AMDF(average magnitude difference function)를 이용하였다.

그림 5는 태아 및 성인의 심박률 검출을 위한 블록선도를 나타내고 있다.

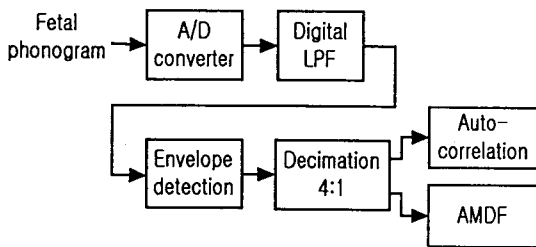


그림 5. 심박률 검출을 위한 블록선도

심음은 A/D 컨버터를 사용하여 디지털화된 후 신호처리과정이 이루어진다. A/D컨버터는 Data Translation사의 DT-2831을 사용하였으며, 8kHz의 샘플링 주파수와 12bit 해상도로 샘플링하였다. 샘플링된 신호는 저역통과필터링한 후 양의 진폭에 대한 envelope

를 추출하고 계산량을 줄이기 위해 4:1의 decimation을 수행한 후 주기를 검출한다.

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

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

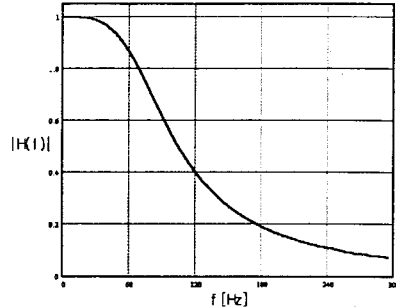
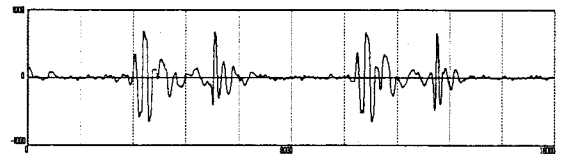
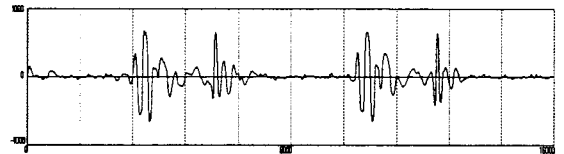


그림 6. 2차 IIR 저역통과필터의 크기 특성

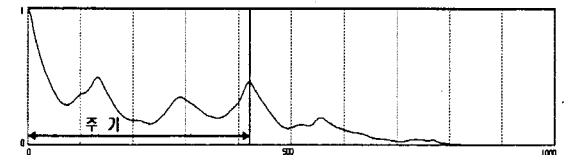
성인의 심음 데이터는 실험실에서 10명의 남/여 20대 성인에게서 수집하였고, 태아 심음 데이터는 대학병원 산부인과 진료실에서 임신기간이 다른 30명의 임산부에게서 외부잡음에 노출된 상태로 수집하였다. 개발된 증폭기를 이용하여 추출된 성인 및 태아의 심음 원파형과 심박률 검출을 위한 실험 결과는 각각 그림 7~8과 같다.



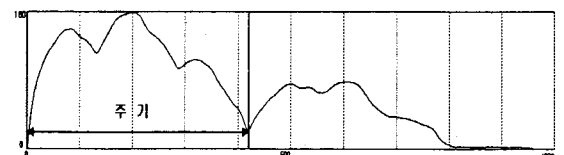
(a) 추출된 심음 원파형



(b) 저역통과필터링된 신호

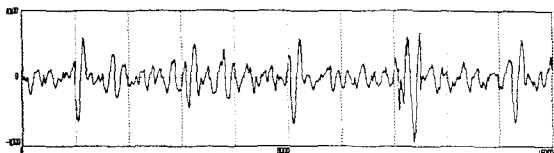


(c) Zero-inserted autocorrelation 적용

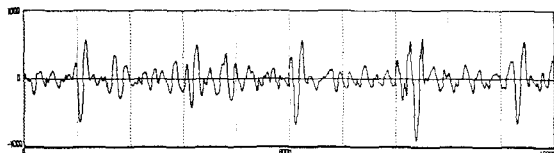


(d) Zero-inserted AMDF 적용

그림 7. 추출된 성인 심음의 실험결과



(a) 추출된 태아 심음의 원파형



(b) 저역통과필터링된 신호



(c) Zero-inserted autocorrelation 적용



(d) Zero-inserted AMDF 적용

그림 8. 추출된 태아 심음의 실험결과

4. 결 론

본 연구에서는 저가의 태아감시기술을 개발하는 것을 목표로, phonogram 방식을 이용하여 임산부의 복부로부터 미세한 태아의 심음 신호를 검출하고 증폭하여 듣거나 녹음이 가능하게 하며, A/D 변환하여 태아의 심박률을 추출할 수 있는 증폭기를 개발하였다.

증폭기의 개발과정 및 실험의 결론은 다음과 같다. 첫째, 개발된 증폭기는 실제 병원의 많은 잡음이 있는 진료실 환경에서 비교적 고주파 잡음을 잘 제거하면서 태아의 심음을 들을 수 있었다. 둘째, 제각기 다른 임신기간의 30명의 임산부를 대상으로 수행한 임상실험에서 빠른 경우 22주의 태아 심음을 들을 수 있었다. 이는 음의 선명도는 떨어지지만 도플러와 거의 유사한 정도의 성능을 나타낼 수 있다는 것을 의미한다. 끝으로, 주기 검출을 위해 일반적으로 이용되는 자기상관함수와 AMDF를 적용해 본 결과, 매우 미약하게 들을 수 있었던 심장 소리에서도 뚜렷한 주기성을 나타내므로 적절한 소프트웨어를 개발하여 PC와 interface하면 저가의 태아 감시장치로 이용할 가능성이 있음을 알 수 있었다.

[참 고 문 헌]

- [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] 최호운, 한민수, 김영길, "태아 심박수 측정을 위한 Autocorrelation, AMDF(Average Magnitude Difference Function), Zero-inserted AMDF의 성능 비교", 1996년도 제9회 신호처리학 동학술대회 논문집, vol.9, no.1, pp. 1331-1334, 1996.
- [3] 이정호, 권중혁, 강동주, 이대회, 이동규, 유시영, 이두수, "실시간 태아 심음 주기 추출을 위한 변형 된 고해상 상관

함수 방법에 관한 연구", 1998년도 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집 제 20권 제1호 98/5, pp. 141-142, 1998.

- [4] S.Lukkarinen, A-L. Nojonen, 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.

본 연구는 보건복지부에서 시행한 '98보건의료기술연구 개발사업'의 결과입니다.