

전자청진 시스템을 위한 증폭기의 개발 및 심음 신호 분석

論 文

50D-5-5

Development of an Amplifier for Electronic Stethoscope System and Heart Sound Analysis

金 東 浚* · 姜 東 奇**

(Dong-Jun Kim · Dong-Kee Kang)

Abstract - The conventional stethoscope can not store its stethoscopic sounds. Therefore a doctor diagnoses a patient with instantaneous stethoscopic sounds at that time, and he can not remember the state of the patient's stethoscopic sounds on the next. This prevent accurate and objective diagnosis. If the electronic stethoscope, which can store the stethoscopic sound, is developed, the auscultation will be greatly improved.

This study describes an amplifier for electronic stethoscope system that can extract heart sounds of fetus as well as adult and allow us hear and record the sounds. Using the developed stethoscopic amplifier, clean heart sounds of fetus and adult can be heard in noisy environment, such as a consultation room of a university hospital, a laboratory of a university. Surprisingly, the heart sound of a 22-week fetus was heard through the developed electronic stethoscope. Pitch detection experiments using the detected heart sounds showed that the signal represents distinct periodicity. It can be expected that the developed electronic stethoscope can substitute for conventional stethoscopes and if proper analysis method for the stethoscopic signal is developed, a good electronic stethoscope system can be produced.

Key Words : Electronic stethoscope, Electrophonocardiography, Pitch detection.

1. 서 론

의학의 발전에 비하여 의료기술을 공급하는 의료 서비스 전달의 문제는 아직도 완전하게 해결되지 않고 있으며, 원격 진료는 이러한 문제를 해결하는 하나의 대안으로 제시되고 있다[1]. 대부분의 전자 의료기기는 원격진료에 적용하는데 별 문제가 없으나, 일반적으로 널리 사용되는 기존의 청진기는 전자식이 아니므로 원격진료에 적용할 수 없다. 또한 청진음을 저장하거나 기록하는 것이 불가능하므로 의사는 환자의 상태를 진료 당시에만 파악하여 진단하고, 다음 진료 때에는 환자의 상태를 거의 기억하지 못하므로 객관적이고, 정확한 진단에 어려움이 있다. 그리고 기존의 청진기는 이득이 한정되어 호흡소리와 같이 음압이 낮은 체내음은 들을 수 없으며, 시간 영역에서만 듣고 지나치는 청진음으로부터 임상적 가치가 있는 많은 파라미터를 추출할 수가 없었다. 따라서 중요한 진단을 위해서는 다른 정밀 의료기가 사용되고, 청진기는 간단히 환자를 진단할 때에만 이용되며, 의사들은 청진기에 대하여 많은 임상적 이득을 기대하지 않고 있다고 한다. 그러나 청진기도 전자식으로 개발되어 정밀한 분석방법이 개발되면, 많은 임상적 파라미터의 추출

이 가능할 것이고, 이를 통하여 고성능의 전자청진 시스템으로 발전될 수 있을 것이다.

전자청진법의 일종인 심음계(Electrophonocardiography, EPG)는 심장의 상태를 심음으로 관찰하는 방법으로서 긴 역사에도 불구하고, 심전도(Electrocardiography, ECG) 기록 장치에 비하여 상대적인 정확성 결여로 인하여 널리 이용되지 않고 있었다[2]. 그러나 심전도에 비해 방법이 간단하고, 청진용 증폭기만 있으면 기록이 가능하므로, 최근에 이에 대한 연구가 활발히 진행되어 심음 검출을 위한 센서 및 증폭기 기술 그리고 간단한 분석 방법 등이 발표되었다[2~4]. 또한 태아의 미세한 활동을 검출 및 분석에 초점을 둔 연구도 빈번히 수행되었으나[5~8], 주로 센서의 개발이거나, 초음파 방식인 도플러 신호 또는 가상적으로 합성한 태아 신호를 대상으로 심음 주기 검출 및 이의 개선에 관한 연구들이다.

본 연구에서는 청진음의 녹음이나 PC를 이용한 저장 및 상세한 분석이 가능하며, 성인뿐 아니라 태아의 심음까지도 청취할 수 있는 고성능 전자청진 시스템을 위한 증폭기를 개발하고자 하였다. 이를 위하여 콘덴서 마이크로폰을 이용하고, 계측 증폭 회로부, 고주파 잡음 제거를 위한 저역 통과 필터 및 전력 증폭 회로 등으로 전체 회로를 구성하였으며, 개발된 증폭기의 성능에서도 특히 태아 심음에 대한 성능을 확인하기 위하여 대학병원 산부인과에서 임상실험을 수행하였다. 또한 수집된 태아 심음 데이터를 이용하여 주기검출 실험을 수행함으로써 개발된 증폭기가 분석 소프트웨어와 결합되면 고성능 전자청진 시스템으로 발전이 가능한지를 확인하고자 하였다.

* 正 會 員 : 淸州大 理工大 電子·情報通信·半導體
工學部 助教授·工博

** 正 會 員 : 淸州大 理工大 電子工學科 博士課程
接受日字 : 2000年 6月 5日
最終完了 : 2001年 4月 10日

2. 전자청진 증폭기

본 연구에서 개발된 전자청진 증폭기는 마이크로폰 회로부, 계측 증폭 회로부, 저역 통과 필터 회로부, 전력 증폭 회로부 등으로 구성된다. 그림 1은 개발된 전자청진 증폭기의 구성도이다.

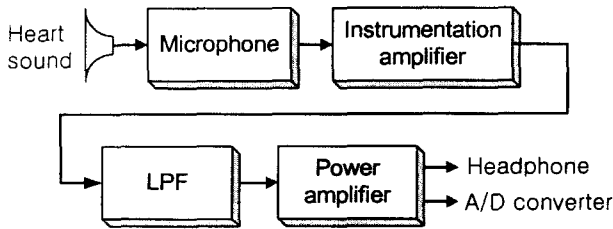


그림 1. 전자청진 증폭기의 구성도

Fig. 1. Composition of the electronic stethoscope amplifier

마이크로폰을 통해 전기적으로 변환된 심음 신호는 증폭기를 통해 증폭되고, 일정한 대역의 신호를 얻도록 잡음제거 필터를 통과한 후, 전력 증폭기를 통해 헤드폰으로 듣거나, 카세트 테이프에 녹음이 가능하다. 또한 심음 신호는 A/D 변환 과정을 거쳐 컴퓨터에 입력되어 심음 주기 검출, 심박률 추정 등 신호처리 과정을 수행할 수 있으며, 대용량 매체를 통해 저장할 수 있다. 개발된 전자청진 증폭기는 저잡음, 고이득, 저전력 구동의 특징을 갖도록 설계하였으며, 증폭기의 주파수 대역은 0~3.215kHz이고, 전체 이득은 약 75.42dB이다. 증폭기에 인가되는 전원은 단일 전압 DC 3V이며, 건전지를 사용하여 공급한다.

2.1 마이크로폰 및 계측 증폭 회로부

가청 주파수대역의 음향센서는 다이내믹 마이크로폰과 콘덴서 마이크로폰이 주로 사용된다. 다이내믹 마이크로폰은 구조적으로 매우 튼튼하고, 내진성이 강하며, 큰 음압에도 포화되지 않고, 다이내믹 레인지가 큰 장점이 있으나, 부피가 크고 무겁다. 콘덴서 마이크로폰은 충격에 약하고, 고온 다습한 환경에서 잡음이 발생하기 쉬운 단점이 있지만, 다른 방식의 마이크로폰에 비하여 가장 우수한 주파수 특성을 가지고 있으며, 부피가 작고 가벼운 특성이 있다. 전자청진 증폭기는 손에 잡기 쉽고, 소형이어야 하므로 본 연구에서는 콘덴서 마이크로폰을 사용하였다. 콘덴서 마이크로폰은 진동막과 고정극에 일정한 직류전압(1.3~1.5V)을 인가하여야 하므로 LED와 저항을 사용하여 마이크로폰 전원 회로를 구성하였다. LED는 마이크로폰에 일정한 전압을 공급하면서 또한 회로의 전원 공급 상태를 알려주는 역할을 한다.

전자청진 증폭기에 입력되는 신호는 마이크로폰으로부터 나오는 신호와 함께 마이크로폰 회로에 인가된 전원 전압이 포함되어 있다. 따라서, 전원 전압을 제거하고 작은 심음 신호를 증폭하기 위하여 계측 증폭기(instrumentation amplifier)를 사용하였다. 계측 증폭기는 미국 Analog Devices사의 AD627를 사용하였으며, 이득은 약 28dB로 설정하였다.

2.2 저역 통과 필터 및 전력 증폭 회로부

계측 증폭기를 통과한 심음 신호에는 신체접촉으로 인한 마찰잡음 및 외부로부터 들어오는 고주파 잡음을 포함하고 있다. 고주파 잡음은 마이크로폰 부분에 짐을 장치를 부착하여 마이크로폰이 지향성을 갖게 함으로써 잡음의 유입을 어느 정도 막을 수 있고, 마찰잡음은 증폭기와 신체가 접촉하는 짐을 장치에 매끄러운 고무링 또는 부드러운 스펀지를 감싸 감소시킬 수 있다. 그렇지만 이런 물리적인 방법으로는 전자청진 증폭기로 유입되는 잡음을 완전하게 차단할 수 없다. 따라서, 계측 증폭기를 통해 증폭된 심음 신호에 포함된 불필요한 고주파 잡음을 제거하기 위하여 저역 통과 필터를 사용하였다. 저역 통과 필터는 전자청진 증폭기의 성능에 크게 영향을 미치므로 능동 필터로 구성하였으며, 통과 대역이 최대한 평탄해야 하고, 감쇠 특성이 좋아야 하는 점을 고려하여 4차 버터워스 필터로 설계하였다. 그림 2는 4차 능동 저역 통과 필터의 크기 특성 및 위상 특성을 나타내고 있다. 필터의 차단 주파수 f_c 는 3.215kHz이고, 이득은 약 2.35(7.42dB)이다.

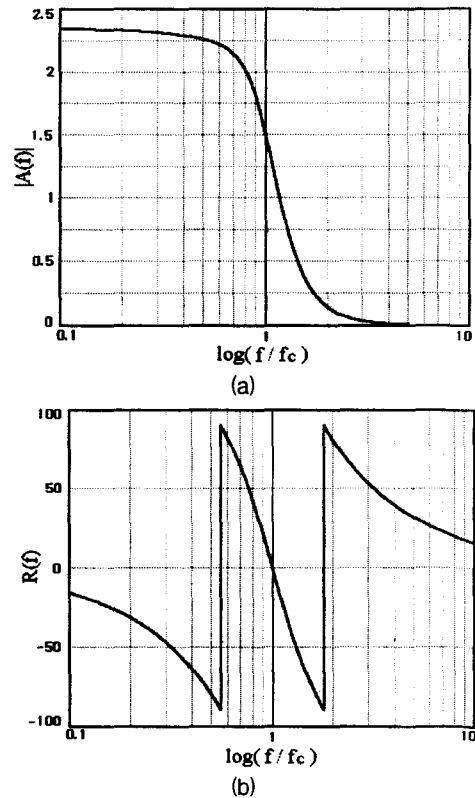


그림 2. 4차 능동 저역 통과 필터의 특성 (a) 크기 특성 (b) 위상 특성

Fig. 2. Characteristics of 4th order active lowpass filter (a) the magnitude response (b) the phase response

잡음이 제거되고 전압 증폭된 심음 신호를 청취 및 녹음이 가능하게 전력을 증폭하기 위하여 저전압 전력 증폭기인 삼성전자의 KA2209를 사용하였다. KA2209의 폐루프 전압이득(closed loop voltage gain)은 40dB이고, 두 개의 출력 증

하나는 헤드폰으로 연결되고, 나머지 단자는 녹음 및 A/D 변환을 위하여 이용된다.

3. 심음 주기 검출

심박률은 심장의 상태를 나타내는 중요한 파라미터중의 하나이며, 특히 태아의 심박률은 태아의 상태를 나타내는 중요한 요소 중의 하나이다[5]. 심박률을 실시간으로 얻기 위해서는 심음의 주기를 이용하여 추정하므로, 정확한 심음 주기 검출이 필요하다. 보통 성인의 심박률은 약 60~100bpm(beat per minute)의 범위를 갖으며, 태아의 심박률은 약 40~240bpm 범위를 갖는다[8, 9]. 따라서, 사람의 심박률은 40~240bpm의 범위를 갖는다고 보고, 이는 약 0.67~4Hz에 해당되므로 주기는 약 0.25~1.49초의 범위를 갖게 된다. 주기 검출을 위한 윈도우의 길이는 계산량과 정확성을 고려하여 신중하게 설정하여야 하는데, 한 주기 이상으로 설정하면 되지만, 주기의 급격한 변화에 대처하기 위하여 몇 주기의 구간을 이용하기도 한다[10]. 본 연구에서는 주기 검출을 위한 윈도우 길이를 1.49초보다 큰 2초로 결정하였다.

디지털화된 심음 신호는 저역 통과 필터링, 데시메이션(decimation), 포락선(envelop) 검출 등의 전처리 과정을 거친 후 autocorrelation과 AMDF(average magnitude difference function)를 적용하여 심음의 주기를 검출하게 된다. 그림 3은 심음 주기 검출을 위한 블록선도를 나타내고 있다.

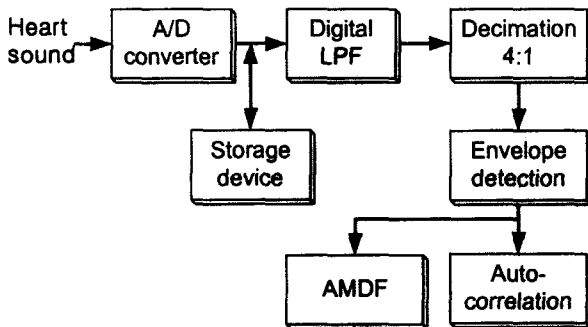


그림 3. 심음 주기 검출을 위한 블록선도
Fig. 3. Block diagram for pitch detection of heart sounds

증폭된 심음을 A/D 변환하기 위하여 Data Translation사의 DT-2831을 사용하였으며, 8kHz의 샘플링 주파수와 12bit 해상도로 샘플링 하였다.

3.1 전처리 과정

심음의 주기 검출을 용이하게 하기 위한 전처리 과정은 주기 이외의 성분을 제거하는 것이 주목적이며, 저역 통과 필터링하는 방법과 비선형 스펙트럼 편평화(nonlinear spectrum flattening)로서 센터 클리핑(center clipping)하는 방법 등이 자주 이용된다[10, 11]. 센터 클리핑은 일정한 레벨 이하의 신호를 제거하는 방법으로 주기 검출에서 좋은 성능을 나타내지만, 태아 심음과 같이 미약한 신호에 대해서는 클리핑 레벨 설정에 어려움이 있고, 레벨 설정을 잘못할

경우 잡음뿐만 아니라 심음 신호도 제거될 위험이 있다. 따라서 본 연구에서는 저역 통과 필터링하는 방법을 선택하였으며, 필터의 차단 주파수는 실험적으로 결정하였다. 저역 통과 필터는 차단 주파수가 80Hz인 2차 IIR 필터로 설계하였으며, 식(1)은 설계된 필터의 전달함수이다.

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

필터를 통과한 심음 데이터는 연산량의 감소를 위하여 4:1의 비율로 데시메이션을 하여 처리할 데이터량을 줄였으며, 이와 같이 감축된 데이터에서 주기 검출을 용이하게 하기 위하여 신호의 양의 값에 대한 피크를 검출하여 피크와 피크 사이를 1차 보간하는 방법으로 포락선을 추출하였다.

3.2 주기 검출

어떤 신호로부터 주기를 검출하는 방법은 크게 시간 영역에서 개발된 방법, 주파수 영역의 방법, 그리고 두 영역을 같이 이용하는 방법 등으로 구분할 수 있다[10]. 시간 영역의 방법은 autocorrelation 방법, AMDF 방법, normalized autocorrelation 방법 등이 있고, 주파수 영역의 방법은 harmonic peak detection 방법, spectrum similarity 방법 등이 있으며, 기타 방법으로서 cepstrum을 이용하는 방법도 있다[13]. 그러나 주파수 영역의 방법과 cepstrum을 이용하는 방법 등은 계산량이 상당히 많아서 보통의 경우에는 시간영역의 방법이 널리 이용되며, 현재까지 가장 널리 이용되는 방법은 autocorrelation 방법과 AMDF 방법이다. Auto-correlation 방법은 신호의 일치정도를 측정하고, AMDF 방법은 불일치 정도를 측정한다.

본 연구에서는 윈도우 밖의 데이터는 0을 삽입하는 zero-inserted autocorrelation과 zero-inserted AMDF를 사용하였으며, 이는 식(2), (3)과 같다.

$$R_k(\tau) = \frac{1}{R_k(0)} \sum_{n=N_k}^{N_k+N-1} s(n)s(n+\tau) \quad (2)$$

$$E_k(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{n=N_k}^{N_k+N-1} |s(n) - s(n+\tau)| \quad (3)$$

여기서, $N_k \leq n < N_k + \tau$ 일 때 $s(n+\tau) = 0$ 이다. k 는 현재 처리하고 있는 프레임 번호($k=0, 1, 2 \dots$)이고, N 은 프레임의 길이로서 4000이다.

4. 실험 및 결과

개발된 증폭기의 태아 심음에 대한 성능을 확인하기 위하여 대학병원 산부인과에서 임상실험을 수행하였고, 성인에 비하여 신호 대 잡음비가 떨어지는 태아 심음 데이터를 이용하여 주기검출 실험을 통하여 개발된 증폭기의 가능성을 확인하고자 하였다.

4.1 전자청진 증폭기의 성능 실험

성인의 심음 데이터는 실험실에서 10명의 남/여 20대 성인에게서 수집하였고, 태아 심음 데이터는 대학병원 산부인과 진료실에서 임신기간이 다른 30명의 임신부에게서 병원의 외부잡음에 노출된 상태로 수집하였다. 1차 실험에서는 개발된 증폭기의 성능을 테스트하기 위하여 넓은 범위의 임신 기간의 임신부 12명을 대상으로 하여 태아 심음 청취 성능을 확인하였고, 2차 실험에서는 주기 검출 실험을 위한 많은 태아 심음 데이터의 수집을 위하여 청취 가능한 태아의 데이터를 18명의 임신부로부터 수집하였다. 1차 실험에서는 20주 이하의 태아는 심음을 검출할 수 없었으며, 21~30주에서는 태아가 아직 작은 상태이므로 위치나 자세가 검출 성능에 영향을 미치는 것으로 생각되며, 또한 태아의 건강 상태도 변수가 되는 것으로 보인다. 31주 이상에서는 검출이 잘 되어졌으며, 심음을 시각적으로 구분할 수 있을 정도로 심음의 크기가 커졌다. 그림 4는 개발된 전자청진 증폭기를 이용하여 추출된 심음 파형을 보이고 있다.

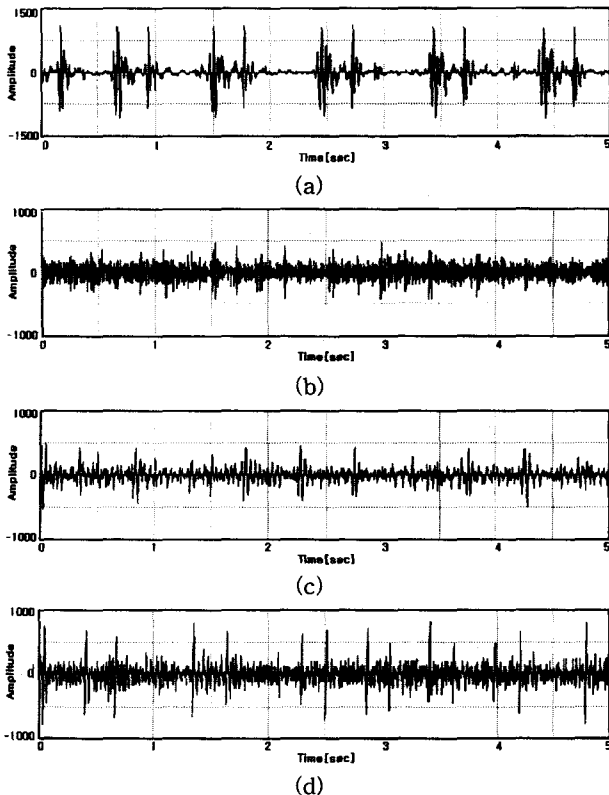


그림 4. 개발된 증폭기에서 검출된 심음 파형 (a) 성인 (b) 22주 태아 (c) 29주 태아 (d) 39주 태아
 Fig. 4. Waveforms of heart sounds detected from the developed amplifier (a) an adult (b) a 22-week fetus (c) a 29-week fetus (d) a 39-week fetus

성인의 경우 심음 신호가 잡음에 비해 상대적으로 큰 신호이므로 시각적으로도 주기를 쉽게 식별할 수 있으나, 태아의 경우에는 심음 신호가 매우 미약하므로 시각적으로 구별하기가 어렵다는 것을 알 수 있다.

4.2 주기 검출 실험

그림 5~6은 심음 주기 검출실험의 주요과정에서 얻어진 결과를 나타낸 것이다. 그림 5는 성인 남자의 흉부에서 전자청진 증폭기와 A/D컨버터를 이용하여 저장된 신호에 대한 실험 결과이고, 그림 6은 임신 22주의 임신부 복부에서 전자청진 증폭기를 통해 녹음된 신호에 대한 실험 결과이다.

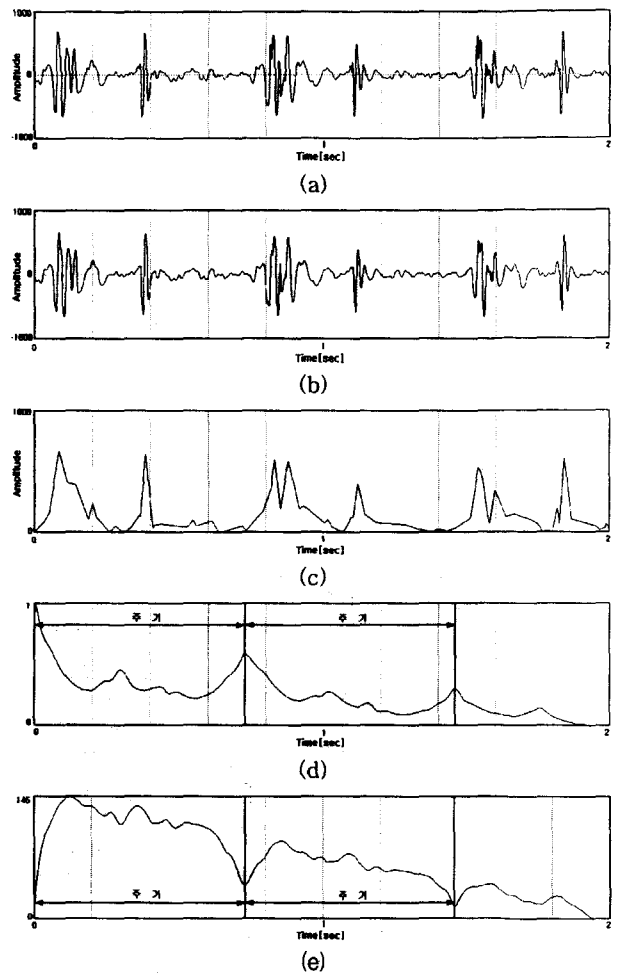


그림 5. 성인 심음의 주기 검출실험 결과 (a) 원신호 (b) 저역 통과 필터링된 신호 (c) 포락선 (d) autocorrelation (e) AMDF
 Fig. 5. Results of pitch detection for adult heart sound (a) raw signal (b) low pass filtered signal (c) envelop (d) autocorrelation (e) AMDF

그림 5(a)의 성인 심음의 원신호와 (b)의 저역 통과 필터링된 신호에서는 근소한 고주파 성분의 차이를 나타내고 있다. 그림 5(c)는 4:1의 데시메이션 후 양의 포락선이 검출된 파형을 나타내고 있다. 성인 심음 원신호는 시각적으로도 뚜렷한 주기성을 확인할 수 있고, 그림 5(d)와 (e)의 주기 검출 결과에서도 뚜렷한 피크와 밸리로서 주기를 나타내고 있으며, 주기내에 있는 작은 피크나 밸리는 제 2심음에 의해 발생한 것으로 볼 수 있다.

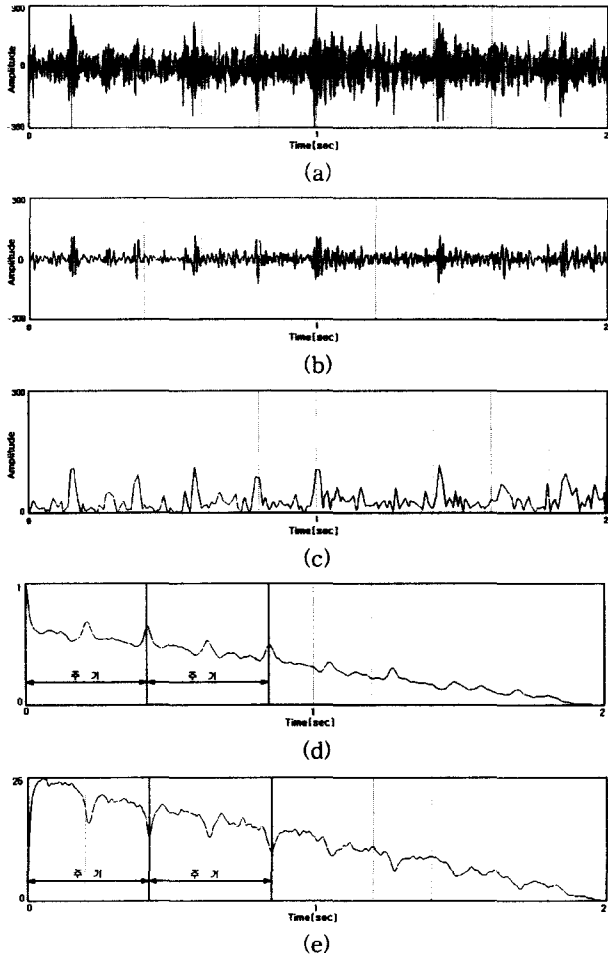


그림 6. 태아 심음의 주기 검출실험 결과 (a) 원신호 (b) 저역통과 필터링된 신호 (c) 포락선 (d) auto-correlation (e) AMDF

Fig. 6. Results of pitch detection for fetal heart sound (a) raw signal (b) low pass filtered signal (c) envelop (d) autocorrelation (e) AMDF

그림 6(a)의 태아 심음 원신호는 임신부의 양수와 복부를 거쳐 전달된 심음이므로, 매우 미약하고 많은 잡음이 포함된 것을 볼 수 있다. 그림 6(b)의 저역 통과 필터링된 신호는 원신호에 비해 그 크기는 작아졌으나 주기성이 매우 뚜렷해진 것을 확인할 수 있다. 그림 6(d)와 (e)의 주기 검출 결과에서는 제 1심음에 의해 발생한 피크 또는 밸리와 제 2심음에 의해 발생한 피크 또는 밸리가 매우 뚜렷이 나타남을 알 수 있었다.

5. 결 론

본 연구에서는 고성능 전자청진 시스템을 위하여 성인뿐 아니라 태아의 심음까지도 청취할 수 있는 전자청진 증폭기를 개발하였고, 이를 이용하여 청진음을 녹음하거나, PC를 통한 저장 및 상세한 분석이 가능하게 하고자 하였다. 개발된 증폭기의 성능을 확인하기 위하여 대학병원 산부인과에서 임신부를 대상으로 임상실험을 수행하였고, 또한 수집된 태아 심음 데이터를 이용하여 주기검출 실험을 수행함으로

써 고성능 전자청진 시스템으로의 발전가능성을 확인하였다.

전자청진 증폭기의 개발 및 실험과정의 결론은 다음과 같다. 첫째, 개발된 전자청진 증폭기의 성능 테스트를 위하여 많은 주변 잡음에 노출된 대학의 실험실과 대학병원의 외래 진료실 환경에서 실험해 본 결과, 성인의 심음은 매우 선명하게 들을 수 있었으며, 태아 심음의 경우에도 고주파 잡음을 비교적 잘 제거하면서 태아 심음을 들을 수 있었다. 둘째, 제각기 다른 임신기간의 30명의 임신부를 대상으로 수행한 임상실험에서 빠른 경우 22주의 태아 심음을 들을 수 있었다. 이는 움직이는 물체의 도플러 효과를 이용하는 도플러 기기와 거의 유사한 정도의 성능을 나타내는 것으로서, 실제 음향을 검출하는 포노그램 방식으로 개발된 전자청진 증폭기가 비록 신호 검출 방식의 차이로 인하여 음의 선명도는 떨어지지만 도플러 기기에 비해 저가로 구현할 수 있다는 장점을 갖으며, 청진기로서의 활용 범위를 확장할 수 있다는 것을 의미한다. 마지막으로 주기 검출을 위해 일반적으로 이용되는 autocorrelation과 AMDF를 적용해 본 결과, 매우 미약하게 들을 수 있었던 태아의 심장 소리에서도 뚜렷한 주기성을 나타내어 주기 검출이 가능함을 알 수 있었다. 따라서 개발된 전자청진증폭기는 저가이면서 고품질의 체내음을 검출할 수 있으므로 기존의 청진기를 대체할 수 있으며, 청진음으로부터 태아 심박률과 같은 임상적으로 유용한 파라미터를 신뢰성 있게 추출하는 방법이 개발되면 고성능 전자청진 시스템으로 발전시킬 수 있을 것이다. 또한 PC를 기반으로 하여 통신 네트워크와 결합하면 원격진료 시스템에도 활용될 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부·한국과학재단 지정 청주대학교 정보통신연구센터(RRC)의 지원에 의한 것입니다.

참 고 문 헌

- [1] N. A. Brown, "The telemedicine information exchange : an online resource", *Comput. in Biol. & Med.*, vol. 28 no. 5, pp. 509-518, 1998.
- [2] 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.
- [3] H. Vermarien, E. Vollenhoven, "The recording of heart vibrations: A problem of vibration measurement on soft tissue", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 22, pp. 168-178, 1984.
- [4] S. Lukkarinen, P. Korhonen, and A. Angerla, "Multimedia personal computer based phonocardiography", *Int. Conf. of IEEE Eng. in Med. and Biol. Society*, vol. 5, pp. 2303-2304, 1996.
- [5] 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.
- [6] H. G. Gooverts, O. Rompelman, "A transducer for detection of fetal breathing movements", IEEE Trans. on Biomed., Eng., vol. 36, no. 4, pp. 471-478, April 1989.
- [7] 최호윤, 한민수, 김영길, "태아 심박수 측정을 위한 Autocorrelation, AMDF(Average Magnitude Difference Function), Zero inserted AMDF의 성능 비교", 신호처리합동학술대회 논문집, vol. 9, no. 1, pp. 1331-1334, 1996.
- [8] 이정호, 권중혁, 강동주, 이대희, 이동규, 유시영, 이두수, "실시간 태아 심음 주기 추출을 위한 변형된 고해상도 상관 함수 방법에 관한 연구", 대한의용 생체공학회 춘계학술대회 논문집, vol. 20, no. 1, pp. 141-142, 1998.
- [9] E. Stein : Interpretation of Arrhythmias, Lea & Febiger, 1988.
- [10] D. O'Shaughnessy : Speech Communication, Addison-Wesley Publishing Company, 1987.
- [11] A. M. Kondoz : Digital Speech, John Wiley & Sons Ltd, 1994.
- [12] S. Saito, K. Nakata : Fundamentals of Speech Signal Processing, Academic Press, 1985.
- [13] 김주리, 강동기, 김동준, 최상태, 지일운, 유선국, "Phonogram을 이용한 태아 심박음 검출", 대한의용 생체공학회 춘계학술대회 논문집, vol. 21, no. 1, pp. 234-235, 1999.
- [14] G. S. Dawes, C. W. G. Redman, "The advantages of computerized fetal heart rate analysis", J. of Perinatal. Med., vol. 19, pp. 39-45, 1991.
- [15] L. Rabiner, M. J. Cheng, A. E. Rosenberg, and C. A. McGonegal, "A comparative performance study of several pitch detection algorithms", IEEE Trans. on Acoustics, Speech and Signal Processing, vol. 24, pp. 399-418, 1976.
- [16] D. A. Krubsack, R. J. Niederiohn, "An autocorrelation pitch detector and voicing decision with confidence measures developed for noise-corrupted speech", IEEE Trans. on Signal Processing, vol. 39, no. 2, pp. 319-329, Feb. 1991.
- [17] J. E. Cabral Jr., Y. Kim, "Multimedia system for telemedicine and their communications requirements", IEEE Communication Mag., vol. 34, no. 7, pp. 20-27, 1996.

저 자 소 개



김 동 준 (金 東 浚)

1963년 4월 14일 생. 1988년 연세대 전기공학과 졸업. 1990년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1994년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박). 1997년~현재 청주대 이공대 전자·정보통신·반도체 공학부

조교수

Tel : 043-229-8460

E-mail : djkim@chongju.ac.kr



강 동 기 (姜 東 奇)

1971년 12월 5일 생. 1998년 청주대 전자공학과 졸업. 2000년 동 대학원 전자공학과 졸업(석사). 2000년~현재 동 대학원 전자공학과 박사과정

Tel : 043-229-8460

E-mail : symerz@spa.chongju.ac.kr