論 文
51D-4-6

포노그램을 이용한 태아 심박률 검출 알고리즘의 개발

Development of a Fetal Heart Rate Detection Algorithm using Phonogram

金 東 浚* · 姜 東 奇**
(Dong-Jun Kim · Dong-Kee Kang)

Abstract - This study describes a fetal heart rate(FHR) estimation algorithm using phonogram. Using a phonogram amplifier, various fetal heart sounds are collected in a university hospital. The FHR estimation algorithm consists of a lowpass filter, decimation, envelop detection, pitch detection, and post-processing. The post-processing is the FHR decision procedure using all informations of fetal heart rates. Using the algorithm and other parameters of fetal heart sound, a fetal monitoring software was developed. This can display the original signals, the FFT spectra, FHR and its trajectory.

Even though the fetal phonogram amplifier detects the fetal heart sounds well, the sound quality is not so good as the ultrasonography. In case of very week fetal heart sound, autocorrelation of it showed clear periodicity. But two main peaks in one period is an obstacle in pitch detection and peaks are not so vivid. The proposed FHR estimation algorithm showed very accurate and stable results. Since the developed software displays multiple parameters in real time and has convenient functions, it will be useful for the phonogram-style fetal monitoring device.

Key Words : Electronic stethoscope, Fetal phonography, Fetal heart rate estimation.

1. 서 론

태아 모니터링(fetal monitoring)은 임신기간 동안에 태아의 병적 상태를 알아내고 예방하기 위해 시행되며, 대표적인 병적 상태는 질식(asphyxia)으로 알려져 있다. 이러한 병적 상태는 예방이 가능할 정도로 충분한 경고 신호가 나타난다고 한다. 태아의 질식은 태아 심박률(fetal heart rate, FHR)과 움직임 패턴의 점진적인 변화와 동시에 발생하므로, 태아 감시 도구는 이들 파라미터를 추출하여 동시에 관찰할 수 있어야 한다[1~3]. 또한 정상임신의 경우에도 안전하고 지속적인 감시를 하기 위해서는 저가이면서, 태아에게 위해하지 않은 비침해성(non-invasive) 태아감시 기술이 필요하다. 지금까지 태아감시 기술은 주로 초음파진단법(ultrasonography)에 의해 이루어지고 있으며, 태아의 평균 심박률과 움직임에 대하여 비교적 정확한 추정치를 얻는 것이 가능하여 널리 활용되고 있다[4~6]. 그러나 초음파를 이용하는 태아감시 장치는 태아에게 초음파 에너지를 방사하는 침해성(invasive) 기술이며, 가격이 비싸다는 단점을 가지므로 장시간 사용하거나 보급형으로서 많은 사람들이 이용하기에는 부적합하다고 볼 수 있다. 이러한 단점을 해결할 수 있는 대체 기술로는 포노그램(phonogram) 또는 심음계(phonocardiogram, PCG)로 불리는 방식과 심전도(electrocardiography, ECG) 방식이 있다. 심음계는 심장 상태를 진료하는 방법으로서 긴 역사에도 불구하고, 심전도 기록장치에 비하여 상대적인 정확성 결여로 인해 널리 이용되지 않았다[7].

그러나 심전도는 일반 가정에서 사용하기에는 전문성이 요구되고, 태아의 신체 부위가 외부에 노출되지 않으므로 심전도 측정을 위한 전극 부착이 어렵다는 문제점이 있다. 따라서, 안전한 태아감시 기술로는 음향 센서를 이용하여 산모의 복부에서 태아로부터 발생하는 심장의 음향 신호를 검출함으로써 산모와 태아에 대한 에너지원의 노출 위험성이 거의 없는 방식인 포노그램 방식이 적합하다고 볼 수 있다[8]. 그러나 포노그램 방식의 태아감시 장치는 음향 센서를 사용하여 태아의 심음(heart sound) 신호를 검출하므로 물체의 움직임을 도플러(doppler) 현상을 이용하여 검출하는 초음파 기술에 비하여 잡음에 더 민감하다. 따라서 포노그램 방식을 태아감시 장치에 적용하기 위해서는 주변 잡음은 억제하고 태아의 활동음은 잘 증폭할 수 있도록 증폭기의 성능을 개선하거나, 섬세한 신호처리 기술이 개발되어야 한다. 그러나 증폭기의 성능은 포노그램 방식 고유의 한계를 벗어날 수 없으므로 태아 포노그램 신호의 적절한 신호처리 기술을

* 正 會 員 : 淸州大學校 理工大 情報通信工學部 副敎授 · 工博
** 正 會 員 : 淸州大學校 理工大 電子工學科 博士課程
接受日字 : 2002年 1月 15日
最終完了 : 2002年 3月 23日

개발하는 것이 더 효과적인 방법일 것이다.

본 연구에서는 포노그램 방식의 고성능 전자청진 증폭기를 이용하여 검출된 태아의 심음 신호에서 잡음제거 및 연산 효율을 위한 전처리(pre-processing), 주기검출 기법, 태아 심박률 결정을 위한 후처리(post-processing) 등으로 구성되는 태아 심박률 추정 알고리즘을 제안하였다. 또한 태아 심박률 및 변화궤적 및 FFT 스펙트럼 등을 디스플레이하는 태아 심음 분석 소프트웨어를 개발하였다. 이를 위하여 대학병원의 산부인과에서 임산부를 대상으로 태아 심음을 수집하였으며, 주기검출에 방해가 되는 고주파 잡음 제거를 위한 디지털 저역통과 필터를 설계하였고, 데시메이션(decimation), 포락선(envelop) 검출 등의 전처리 과정을 구성하였고, 자기상관(autocorrelation) 함수를 토대로 한 주기 검출 알고리즘을 구현하였으며, 정확한 태아 심박률 결정을 위한 후처리 과정을 개발하였다. 개발된 방법의 정확성을 검증하기 위해 기존의 주기 검출 알고리즘과 성능을 비교하였다.

2. 태아 심음신호의 수집

포노그램과 심전도를 비교해 보면, 공통적으로 심장의 활동 상태를 나타내지만, 포노그램은 심장의 수축·이완 운동을 음향적 측면에서 보는 것이고, 심전도는 심장이 수축·이완되도록 하는 심장의 특수근에서 발생하는 전기적 현상을 관찰하는 것이다. 그림 1은 포노그램과 심전도 파형을 동일 시간축에서 나타낸 것이다.

무성음과 유성음에 대한 음성 발생 과정의 주파수 특성은 그림 1과 같다. 그림에서 유성음의 경우 음원이 임펄스의 열로 표현되고, 무성음의 경우는 잡음원으로 표현된다.

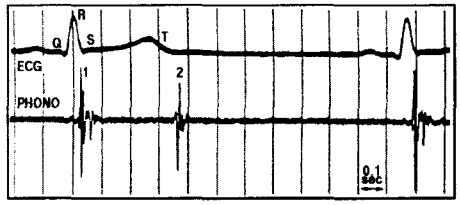


그림 1 포노그램과 심전도 파형[9]
Fig. 1 Phonogram and ECG waveforms

포노그램은 4개의 파형으로 세분화되지만, 간략하게는 심장의 수축과 이완으로 발생하는 2개의 파형으로 구분하기도 한다. 심전도 파형과 비교해 보았을 때, 양 심실이 수축되는 동안 발생하는 QRS파에서 포노그램은 제1심음이 발생하고, 이완되는 과정인 T파 직후에 제2심음이 생성된다[10].L 태아의 심음은 성인의 심음과 파형은 유사하나 그 크기는 매우 작다. 또한 성인과 같이 4개의 심음 파형으로 구별되지만, 심장의 수축과 이완으로부터 발생되는 제1심음과 제2심음으로 크게 나누기도 한다. 태아 심음은 음향 센서의 종류에 따라 산모의 심음과 섞여 나올 수 있으나, 집음 장치를 사용하여 지향성을 갖게 함으로써 이를 피할 수 있다.

본 연구에서 사용한 고성능 태아 심음 증폭기는 이전의 연구에서 개발된 것으로서 구성도는 그림 2와 같다.

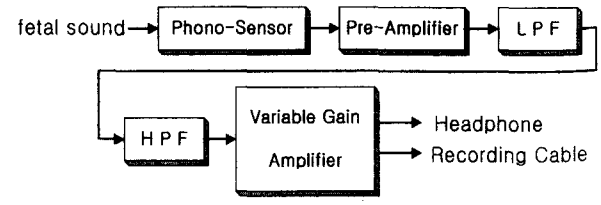


그림 2 태아 심음 증폭기의 구성도
Fig. 2 Composition of the fetal heart sound amplifier

그림에서 보는 바와 같이, 태아의 활동신호는 음향센서를 통하여 전기적 신호로 바뀐 다음, 전처리 필터를 통하여 고이득으로 증폭되고, 증폭된 신호는 고주파 잡음을 제거하기 위한 저역통과필터, 직류성분 및 저주파 잡음을 제거하기 위한 고역통과필터를 거치게 되며, 이들 필터들은 인접 회로와의 상관성, 전류 소모량과 성능을 고려하여 적절한 차수로 구현되었다. 이렇게 잡음이 제거된 신호는 가변 이득의 전력증폭기로 입력되어 헤드폰으로 듣거나 녹음이 가능하다. 태아 심음의 수집을 위해서는 먼저 도플러를 이용하여 태아의 심장 위치를 확인한 후 제작된 증폭기를 가장 가까운 위치에 두고 신호를 검출하였다.

3. 태아 심박률 검출 알고리즘

태아 심음의 주기 검출을 위해서는 제1심음과 다음 주기에서의 제1심음간의 주기를 검출해야 하므로 제2심음은 주기검출에 장애 요소가 된다. 따라서 본 연구에서는 일반적인 주기검출 알고리즘을 적용하되 제2심음의 간섭을 피하고, 또한 많은 잡음에 노출된 상태에서도 주기 검출을 용이하게 할 수 있도록 전처리 과정을 구성하였고, 신뢰성 있고 안정적으로 심박률을 결정하는 후처리 과정을 개발하여 정확한 태아 심박률 추정 알고리즘을 제안하였다. 이는 그림 3과 같이 구성된다.

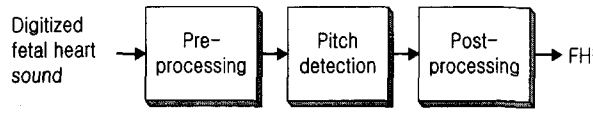


그림 3 태아 심박률 추정 과정
Fig. 3 Steps for fetal heart rate estimation

3.1 전처리

태아 심음 주기 검출을 위한 전처리 과정은 주기 이외의 성분을 제거하고, 연산의 효율화를 목적으로 하며, 일반적으로 저역통과 필터링 방법 및 센터 클리핑(center clipping) 방법 등이 이용된다[12,14]. 심음 신호에서 센터 클리핑을 하게 되면, 낮은 음압을 갖는 대부분의 잡음이 제거되므로 주기검출이 매우 용이해진다. 그러나 태아의 심음은 신호대 잡음비가 떨어지고, 임신 기간 및 태아의 움직임에 따라 신호의 크기가 달라지므로, 센터 클리핑을 위한 클리핑 레벨 설정이 곤란하고, 잘못 설정할 경우 불필요한 잡음뿐만 아니라 태아

심음 신호까지 제거될 위험이 있다. 따라서 본 연구에서는 주기 이외의 신호를 제거하기 위하여 차단 주파수가 80Hz인 2차 IIR 저역통과필터를 설계하여 사용하였다. 필터의 차단 주파수는 임상실험에서 얻어진 태아 심음을 토대로 실험적으로 결정하였다. 식 (1)은 구현한 저역통과필터의 전달함수이고, 그림 4는 전달함수의 크기 특성을 나타낸 것이다.

$$H(z)=\frac{9.876\times10^{-4}(z^{-2}+2z^{-1}+1)}{9.956z^{-2}-1.998z^{-1}+1.045} \quad (1)$$

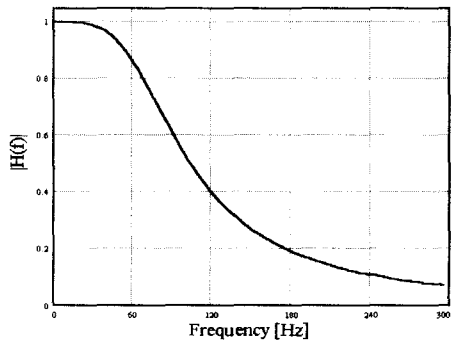


그림 4 디지털 저역통과필터의 크기 특성

Fig. 4 Magnitude response of digital lowpass filter

보통 태아에 따라 심박률의 차이가 있고, 비정상적으로 낮은 경우에는 40bpm까지 가능하므로 이런 경우 심박률을 계산하기 위해서는 수초간의 데이터가 필요하므로 연산량이 매우 많아서 실시간 연산이 불가능해질 수도 있다. 따라서 본 연구에서는 현재의 컴퓨터 성능을 고려하여 실시간 처리가 가능한 4:1의 데시메이션을 통해 연산량을 줄였다. 그리고 나서 주기 검출을 용이하게 하기 위해 신호의 양의 부분에 대한 포락선을 추출하였다. 포락선 검출은 심음 파형의 양의 피크들을 1차 보간하는 방법으로 하였다.

3.2 주기 검출

신호의 주기를 검출하기 위한 방법은 시간 영역의 방법, 주파수 영역의 방법, 및 두 영역을 같이 이용하는 방법 등이 있다. 시간 영역의 방법은 자기상관 함수, AMDF(average magnitude difference function), 정규화된 자기상관 함수 등을 이용하는 방법이 있고, 주파수 영역의 방법은 고조파 피크 검출법(harmonic peak detection), 스펙트럼 유사도법(spectrum similarity) 등이 있으며, 기타 방법으로서 켑스트럼(cepstrum)을 이용하는 방법도 있다[13,14]. 그러나 주파수 영역의 방법과 켑스트럼을 이용하는 방법 등은 연산량이 상당히 많아서 시간영역의 방법이 널리 이용되며, 그 중에서도 자기상관 함수 방법과 AMDF 방법이 많이 이용된다. 시간 영역의 파형 유사도(similarity)에 근거한 주기 검출 방법에서 유사도 측정에 널리 이용되는 척도는 직접 거리 측정법(direct distance measure)으로서 다음과 같다.

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

여기서 N은 분석 프레임(frame)의 길이를 나타내고, τ는 이동 거리이다. 신호가 안정(stationary)하다는 가정하에서 식 (2)의 유사도 척도는 다음과 같이 표현된다.

$$E(\tau)=[R(0)-R(\tau)] \quad (3)$$

여기서,

$$R(\tau)=\sum_{n=0}^{N-1}s(n)s(n+\tau) \quad (4)$$

$E(\tau)$를 최소화하면, $R(\tau)$는 최대가 되며, 그 때의 τ가 검출하고자 하는 주기가 된다. AMDF 방법도 직접적인 유사도 척도로서 식 (5)를 이용한다.

$$E(\tau)=\frac{1}{N}\sum_{n=0}^{N-1}|s(n)-s(n+\tau)| \quad (5)$$

신호의 일치정도를 측정하는 자기상관 함수 방법과 달리 AMDF는 불일치 정도를 측정한다. AMDF는 자기상관 함수 방법에 비해 연산량이 적으며, 결과의 다이나믹 레인지가 더 작고, 주기성이 있을 때 주기 부분에서 좁은 밸리(valley)를 갖는다. AMDF 방법은 곱셈연산이 필요치 않기 때문에 연산량이 적고 자기상관 함수의 피크에 비해 밸리가 뚜렷하게 나타나는 특징이 있지만, 밸리를 찾기 위한 문턱치 설정에 어려움이 있고, 미약하거나 잡음이 섞인 신호에 대해서는 오류가 많이 발생할 수 있다는 단점이 있다[13]. 자기상관 함수 방법은 곱셈연산으로 이루어져 있으므로 AMDF 방법에 비하여 연산량이 많은 단점이 있지만, 잡음의 영향에 민감하지 않고, 정규화하기 쉬우므로 피크 검출에 대한 문턱치 설정이 쉽다.

본 연구에서는 AMDF 방법에 비해 정밀도가 높은 자기상관 함수 방법을 주기 검출 알고리즘으로 이용하며, 윈도우 밖의 데이터에는 0을 삽입한다. 사용된 자기상관 함수 식은 다음과 같다.

$$R_k(\tau)=\frac{1}{R_k(0)}\sum_{n=Nk}^{Nk+N-1}s(n)s(n+\tau) \quad (6)$$

여기서 $Nk\le n<Nk+\tau$일 때 $s(n+\tau)=0$이다. k는 현재 처리하는 프레임이다.

주기 검출을 위한 윈도우의 길이는 어떤 알고리즘을 이용하더라도 일반적으로 계산량과 직접적으로 비례하고, 검출된 주기의 정확성과 상충되므로 신중하게 설정하여야 한다. 보통은 한 주기 이상으로 설정하면 된다고 하지만, 주기의 급격한 변화에 대처하기 위해서는 몇 주기의 구간을 이용하기도 한다[11]. 태아의 심박률은 약 40~240bpm(beats per minute)의 범위에 있으며[12], 이는 약 0.67~4Hz에 해당되므로 주기는 약 0.25~1.49초의 범위를 갖게 된다. 그러나 본 연구에서는 주기의 급격한 변화에 대처하기 위하여 검출 윈도우 길이를 1.49초보다 큰 2초로 결정하였으며, 이에 따라 증가된 계산량을 감소시키기 위한 과정을 전처리 과정에 포함하였다.

3.3 태아 심박률 추정

태아 심음 주기 검출 방법으로 적용한 자기상관 함수 방법은 심음 신호가 명확히 구분되는 경우에는 그 주기 부분에서 비교적 큰 피크를 가지나, 미약한 심음 신호인 경우에는 작은 피크들로 구성되므로 매우 신중한 처리 과정이 요구된다. 따라서 본 연구에서는 주기성이 매우 뚜렷해서 강한 심음이라고 판단되는 경우에만 심박률이 결정될 수 있도록 하였으며, 주기 피크 검출 후에도 심박률 계산에 현재 프레임과 전·후 프레임의 결과를 활용하여 결정하는 후처리 과정을 제안한다.

일반적인 피크 검출 방법은 피크 검색 구간에서 가장 큰 피크만을 검출하는 방식이므로 주변 잡음과 제2심음의 영향이 큰 태아 심음에서는 잘못된 주기 피크를 검출하는 오류가 발생할 수 있다. 그러므로 피크의 평균 높이와 피크를 구성하는 전·후 밸리 사이의 간격을 파라미터로 이용하여 주기에 해당하는 피크의 검출이 쉽지 않은 경우에도 정확한 주기 피크를 검출할 수 있도록 하였으며, 이 때 사용되는 파라미터는 그림 5와 같다.

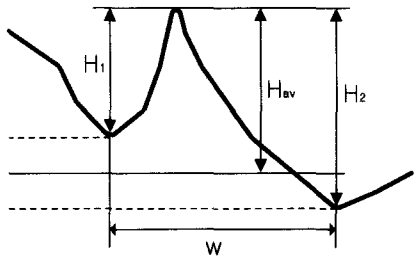


그림 5 피크 검출에 사용되는 파라미터

Fig. 5 Parameters for peak picking

그림에서 H1과 H2는 피크 전·후의 밸리에서 피크까지의 높이이고, Hav는 이들의 평균값이며, W는 피크가 나타나는 전·후 밸리 사이의 간격을 나타낸다. 주기 피크를 검출하기 위하여 먼저 자기상관 함수의 결과에서 태아 심음 주기의 범위(0.25~1.49초) 내에서 기울기가 +에서 −로 바뀌고, Hav가 실험적으로 정한 문턱치(0.02)보다 큰 피크들의 진폭과 위치, 전·후 밸리의 위치를 차례대로 저장해 둔다. 저장된 피크들의 크기를 비교하여 가장 큰 값의 피크와 그 값의 95% 이내 피크들 중 전·후 밸리 사이의 간격(W)이 가장 큰 것을 주기에 해당하는 피크로 설정한다. 자기상관 함수 연산 프레임의 길이가 2초이므로 연산된 한 프레임 내에서 적어도 두개 이상의 주기가 검출될 수 있다. 그러므로 본 연구에서는 한 프레임에서 두 개의 주기를 검출하기로 하고, 첫번째 검출된 주기의 시점에서 0.25초 후부터 프레임의 끝까지 이상과 같은 방법으로 주기에 해당하는 피크를 검출한다. 검출된 두 개의 주기는 주기값 간의 차이 비교를 통해 실험적으로 설정한 허용오차(0.05초) 이내의 차이를 나타내면 해당 프레임에서 주기가 검출된 것으로 하고, 그렇지 않으면 검출되지 않은 것으로 결정한다. 그림 6은 두 개의 주기 피크 검색 과정을 설명하는 것이다.

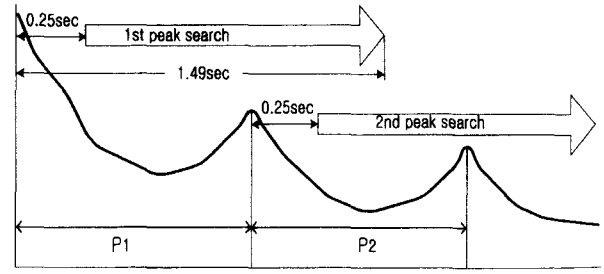


그림 6 주기 검색 구간

Fig. 6 Intervals for period detection

그림의 첫 번째 검출 주기 즉, P1과 두 번째 주기 P2에서 |P1-P2|<0.05초이면 정확한 주기가 검출된 것으로 결정하고, 그렇지 않으면 현재의 프레임에서는 주기가 검출되지 않은 것으로 한다.

보통의 경우 태아의 심박 활동은 한 프레임인 2초 동안에는 급격히 변하지 않을 것이므로, 본 연구에서는 주기 검출 알고리즘의 오류 가능성을 줄이기 위하여 앞·뒤 프레임에서 검출된 주기정보를 활용하여 최종적으로 심박률을 결정한다. 즉, 정상적으로 검출되다가 한 프레임에서 주기가 검출되지 않거나, 비정상적인 값의 주기가 검출되면, 앞·뒤 프레임에서 검출된 주기를 참조하여 심박률을 결정한다. 이와 같이 앞과 뒤의 주기도 참조하기 위해서는 현재 처리되고 있는 시점의 프레임에서 심박률을 바로 결정하지 않고, 이 후 한 프레임의 연산이 더 진행된 후 결정한다. 즉, 한 프레임에서 검출되는 두 개의 주기가 앞·뒤 프레임의 P_1, P_2와 허용치 이하의 차를 나타내면, 주기가 양호하게 검출되는 부분이고, 현재 프레임에서는 검출되지 않거나 비정상적인 주기가 검출되지만, 앞·뒤 프레임의 주기가 검출되어 P_1, P_2의 값에서 큰 차이(0.03초이하)를 나타내지 않으면, 현재 프레임도 검출된 것으로 간주하고, 그 주기는 앞·뒤 값의 평균으로 한다. 이 과정을 통해 최종적으로 결정된 심음 주기는 bpm 단위로 환산되어 심박률로 계산된다. 그림 7은 이러한 과정을 나타내는 순서도이다.

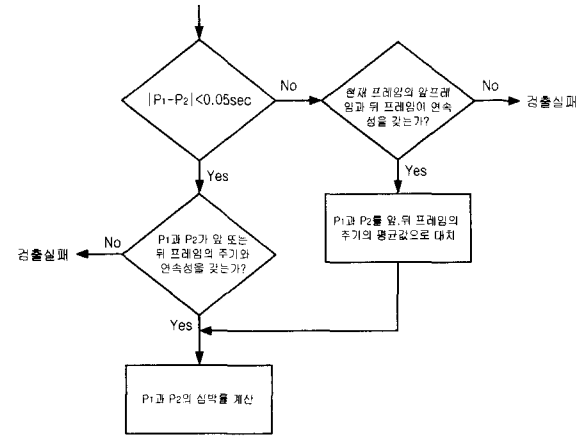


그림 7 태아 심박률 결정 순서도

Fig. 7 Flowchart of fetal heart rate decision

4. 실험 및 결과 고찰

4.1. 실험

태아 심박률 추정을 위한 실험 장치의 구성은 그림 8과 같다.

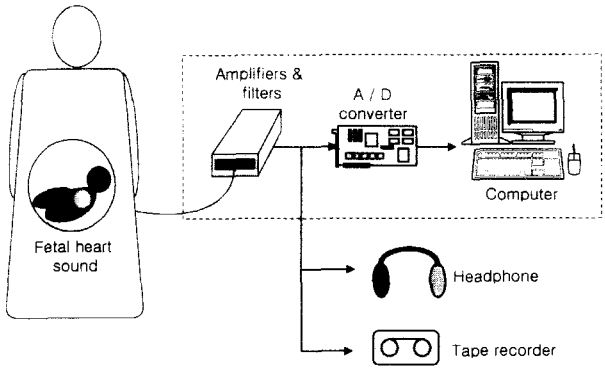


그림 8 태아 심박률 추정 시스템

Fig. 8 A fetal heart rate estimation system

산모의 복부로부터 검출된 태아 심음 신호는 태아 심음 증폭기를 이용하여 증폭한 후, 헤드폰을 통해 듣거나 카세트에 저장하며, 심박률 추정을 위하여 A/D 변환되어 컴퓨터에 입력된다. A/D 변환기는 미국 Data Translation사의 DT-2831을 사용하였고, 8kHz의 샘플링 주파수와 12bit 해상도로 샘플링하였다.

태아 심음 증폭기의 성능을 평가하기 위하여 성인 심음과 태아 심음을 각각 수집하였으며, 성인 심음 데이터는 실험실에서 10명의 남/여 성인에게서 수집하였고, 태아 심음 데이터는 대학병원 산부인과 진료실에서 임신기간이 다른 30명의 임신부를 대상으로 병원의 주변잡음에 노출된 상태로 수집하였다. 그림 9는 수집된 데이터를 이용한 태아 심박률 추정 알고리즘의 처리단계를 나타낸 것이다.

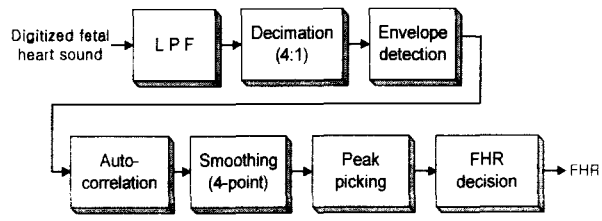
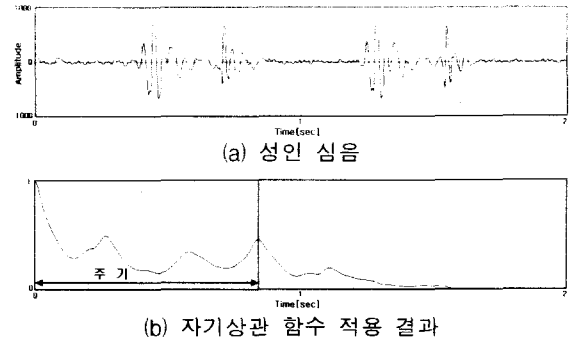


그림 9 태아 심박률 추정 알고리즘의 블록선도

Fig. 9 Block diagram of fetal heart rate estimation algorithm

수집된 데이터를 이용하여 저역통과 필터링, 데시메이션, 포락선 검출 등의 전처리를 거친 후 자기상관 함수 연산을 수행하였다. 자기상관 함수 방법을 적용한 결과에는 주기를 나타내는 피크 이외에도 여전히 주기 검출을 방해하는 불필요한 피크들이 존재하고 있다. 따라서 태아 심박률 결정을 위한 후처리 과정에서는 주기 피크의 검출을 용이하게 하기 위하여 스무딩을 하고, 주기를 검출한다. 그리고 나서 앞뒤의 프레임에서 검출된 결과와 현재의 결과를 종합적으로 반영하여 최종적으로 심박률이 결정된다.

그림 10은 태아에 대한 실험 이전에 수행된 성인에 대한 자기상관 함수 적용 결과이고, 그림 11은 33주된 태아에 대한 실험 결과이다.

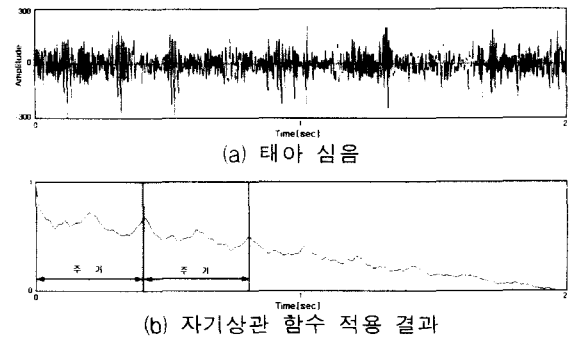


(a) 성인 심음

(b) 자기상관 함수 적용 결과

그림 10 성인 심음에 자기상관 함수를 적용한 결과

Fig. 10 Autocorrelation results for an adult's heart sound



(a) 태아 심음

(b) 자기상관 함수 적용 결과

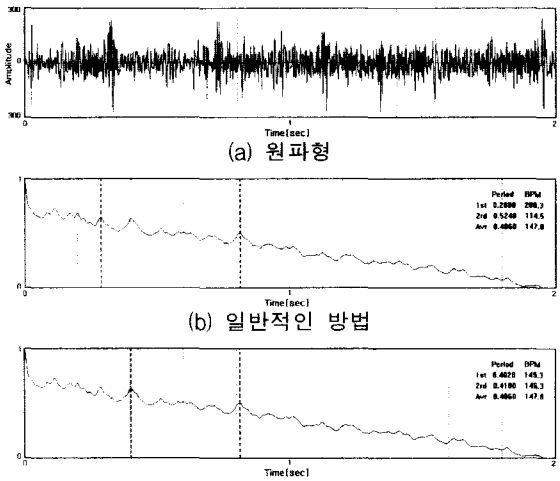
그림 11 태아 심음에 자기상관 함수를 적용한 결과

Fig. 11 Autocorrelation results for a fetal heart sound

성인 심음은 진폭이 주변 잡음에 비해 매우 크므로 주기 피크가 뚜렷하게 나타나는 것을 알 수 있다. 태아의 경우에는 성인의 결과와 유사하지만, 피크가 작고, 주변잡음이 심하며, 심음 주기가 매우 짧음을 알 수 있다. 또한 각각의 자기상관 함수 결과를 보면, 심음의 주기에 해당하는 피크 이외에도 제2심음과 기타 성분으로부터 발생하는 피크들이 상당히 큰 형태로 존재함을 알 수 있다. 따라서 최대 크기만을 이용하여 피크를 검출하는 일반적인 피크 검출 방법으로 주기 피크를 검출할 때에는 오류의 가능성이 매우 높으리라는 것을 알 수 있다. 본 연구에서는 이러한 오류를 피하기 위해 자기상관 함수의 결과 파형에서 피크의 평균 크기와 피크를 구성하는 전·후 밸리 사이의 간격을 파라미터로 이용한 방법을 제안하였으며, 그 결과는 그림 12에 나타내었다. 그림에서 수직점선이 검출된 주기이다. 일반적인 방법을 적용한 결과인 그림 12-(b)에서 보듯이, 두 번째는 잘 검출되었으나, 첫 번째 주기검출에서 피크의 값에만 의존하여 검출하는 방식의 한계로 인해 오류를 나타내어 결과적으로 주기와 심박률 검출이 불가능한 상황을 보여주고 있다. 이에 반하여 제안한 방법을 적용하였을 때는 두 개의 주기가 잘 검출되며, 이 주기의 값은 원파형과 자기상관 함수의 결과에

시 보이는 주기와 일치함을 알 수 있다.

그림 13~14는 심박률 추정 알고리즘의 성능 평가를 위해서 22주와 33주 태아의 심음으로부터 심박률 추정 실험을 수행한 결과이다.



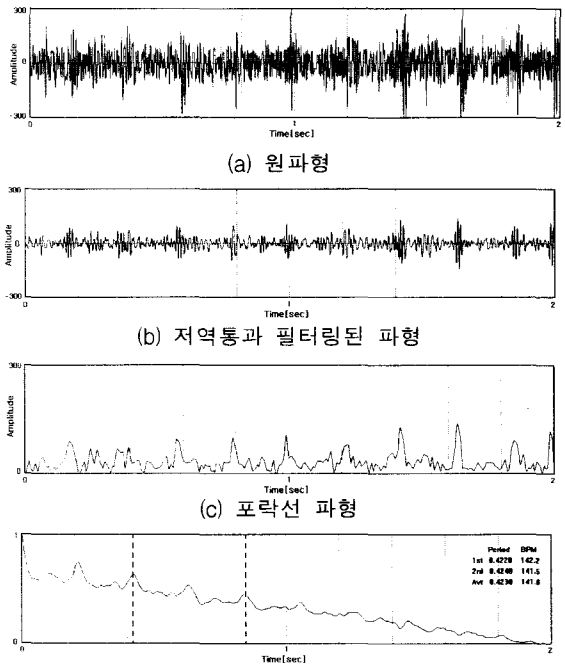
(a) 원파형

(b) 일반적인 방법

(c) 제안한 방법

그림 12 주기 피크 검출 결과

Fig. 12 Results of period peak picking



(a) 원파형

(b) 저역통과 필터링된 파형

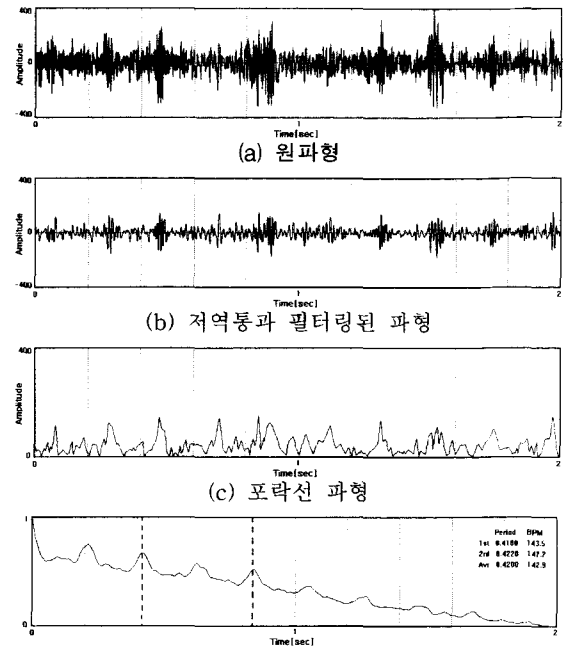
(c) 포락선 파형

(d) 자기상관 함수와 스무딩 후 주기와 심박률이 추정된 결과

그림 13 심박률 추정 알고리즘 적용 결과(22주 태아)

Fig. 13 Results of the heart rate estimation algorithm (for 22-week fetus)

그림 13~14에서 원파형과 저역통과 필터링된 파형을 비교해 보면 태아 심음의 경우 대학 병원 진료실의 많은 잡음에 노출되어 수집한 데이터이므로 필터링된 파형에서 주기성이 보다 뚜렷해짐을 알 수 있다. 각각의 (c)번 그림은 양(positive)의 피크 검출과 1차 보간에 의하여 검출된 포락선 파형을 나타내고 있다. 각각의 (d)번 그림은 자기상관 함수 방법을 수행한 후 스무딩한 결과를 나타내고 있으며, 수직 점선은 검출된 주기의 위치를 나타내고, 우측 상단에 나타난 수치는 검출된 주기와 심박률을 나타내고 있다.



(a) 원파형

(b) 저역통과 필터링된 파형

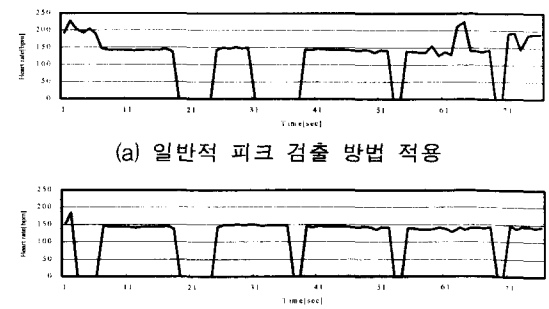
(c) 포락선 파형

(d) 자기상관 함수와 스무딩 후 주기와 심박률이 추정된 결과

그림 14. 심박률 추정 알고리즘 적용 결과(33주 태아)

Fig. 14. Results of heart rate estimation algorithm (for 33-week fetus)

그림 15는 제안한 주기 피크 검출 방법을 적용하여 얻어진 태아 심박률 궤적과 일반적인 피크 검출 방법을 적용한 결과를 비교하는 그림이다.



(a) 일반적 피크 검출 방법 적용

(b) 제안한 피크 검출 방법 적용

그림 15 태아 심박률 추정 결과

Fig. 15 Results of fetal heart rate estimation

그림에서 심박률이 0인 곳은 검출에 실패한 부분이고, 이는 검출된 심음 주기가 보통의 태아 심박률의 범위를 벗어난 경우로서 태아에 이상이 있거나 태아 심음이 검출되지 않는 상태를 나타낸다. 그림에서 알 수 있듯이 일반적인 피

크 검출 방법을 이용하였을 때에는 값의 변동이 심하게 나타남을 알 수 있다. 그러나 제안한 방법을 적용하였을 때는 심박률이 급격하게 변화하는 부분이 적어서 일반적인 방법에 비해 심박률이 거의 비슷한 값을 나타내고, 일반적인 방법에서 심박률을 추정하지 못한 곳에서도 비교적 정확한 심박률을 추정하고 있음을 알 수 있다. 이는 심박률의 차이가 심하게 나타나는 부분의 원파형, 필터링된 파형 및 자기상관 함수의 결과를 세심히 관찰하여 정확성을 확인하였으며, 또한 태아의 심박률이 2초만에 급격하게 변화할 수는 없으므로 제안한 방법이 더 정확한 결과를 나타냄을 알 수 있다.

태아 심박률 추정 알고리즘을 토대로 하여 심박률과 그 변화를 쉽게 관찰할 수 있고, 동시에 주파수 스펙트럼도 디스플레이하는 심음 분석 소프트웨어를 구현하였다. 그림 16은 구현된 태아 심음 분석 소프트웨어의 블록선도를 나타내고 있다.

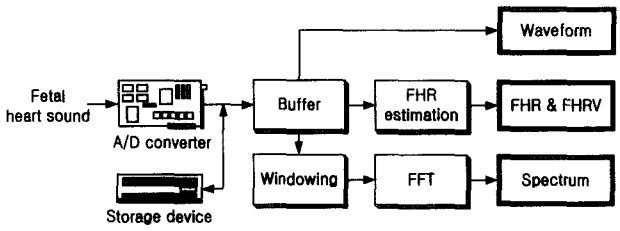


그림 16 태아 심음 분석 소프트웨어의 블록선도
Fig. 16 Block diagram for fetal heart sound analysis software

태아 심음 분석 소프트웨어에서는 실시간으로도 분석결과를 나타내며, 저장된 데이터를 나중에 분석할 수도 있다. 동시에 보조기억장치에 저장하여 나중에 재분석이 가능하도록 만들어졌다. 심음 원파형은 1초 단위로 좌측부터 디스플레이하며, 화면에서는 2초 분량만큼 디스플레이되게 하였다. 태아 심박률 추정치는 값으로 표시하며, 심박률의 변화 궤적은 그래프로 나타낸다. 주파수 스펙트럼은 시간 축을 기준으로 심음의 주파수별 에너지 분포에 따라 에너지가 높을수록 짙은 녹색으로 나타내고, 낮으면 엷은 황색으로 색을 달리하여 나타낸다. 주파수 스펙트럼은 256 포인트 FFT를 사용하여 50% 오버랩(overlap)시켜 연산하였으며, 윈도우는 해밍윈도우를 사용하였다. 태아 심음 분석 소프트웨어의 실행화면은 그림 17과 같다. 그림 상단에는 태아 심음 원파형을 나타내며, 그림 중앙에는 태아 심박률의 변화 궤적을 나타내고 있다. 그림 하단에는 시간에 따른 태아 심음의 주파수 스펙트럼을 periodogram 형태로 나타내고 있다. 가장 하단에는 제어 버튼과 태아 심박률이 나타나 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 저가로 구현가능한 기술이지만 그 동안 널리 활용되지 않았던 포노그램 방식을 이용하여 태아 심음을 검출하고, 이 신호를 이용하여 태아 심박률을 효과적으로 추정할 수 있는 알고리즘을 제안하였다. 또한 이를 이용하여 태아 심박률 변화, 태아 심음의 스펙트럼 등을 추출하여 동시에 디스플레이하는 태아 심음 분석 소프트웨어를 개발하였다. 이로부터 얻어진 결론은 다음과 같다.

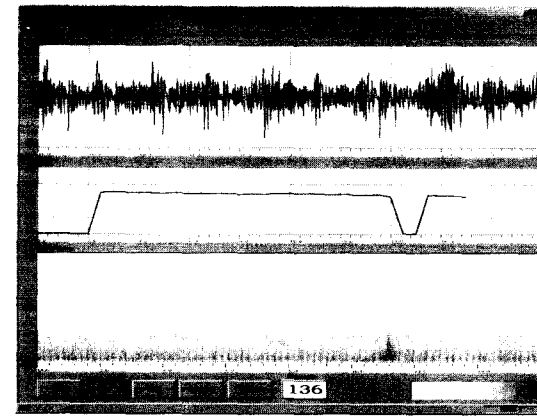


그림 17 태아 심음 분석 소프트웨어의 실행화면
Fig. 17 Running screen of the fetal sound analysis software

첫째, 제작된 태아 심음 증폭기를 이용하여 대학병원에서 임신기간이 다른 임산부들을 대상으로 성능실험을 하였을 때 초음파와 거의 근사한 정도의 태아 심음 검출 성능을 나타내었지만, 비전문가가 들을 때에는 구분이 어려울 정도로 음질은 매우 떨어졌다. 그러나 자기상관 함수 방법을 이용해 태아의 심음 주기 검출 실험을 수행해 본 결과, 심음 소리를 구분할 수 없을 정도로 아주 미약하게 들리던 신호에 대해서도 주기성이 비교적 뚜렷하게 나타남을 확인할 수 있었다. 둘째, 포노그램 방식의 피할 수 없는 약점인 고잡음 환경에서도 태아 심음 신호의 자기상관 함수 결과에서 피크의 평균 높이와 피크를 구성하는 전·후 밸리 사이의 간격을 파라미터로 이용한 주기 피크 검출 방법을 개발하여 주기에 해당하는 피크의 검출이 쉽지 않은 경우에도 정확한 주기 피크를 검출할 수 있는 태아 심박률 추정 알고리즘을 개발하였다. 개발된 알고리즘은 일반적인 방법에 비해 안정적이고, 정확한 결과를 나타냄을 확인할 수 있었다. 검출된 심박률의 정확성은 두 가지 방법에서 심박 주기의 뚜렷한 차이가 나타나는 부분에서 원파형, 필터링된 파형 및 자기상관함수 등을 관찰하여 확인하였다. 끝으로, 제안한 태아 심박률 추정 알고리즘을 토대로 하여 심박률과 그 변화를 쉽게 관찰할 수 있고, 동시에 주파수 스펙트럼도 디스플레이하는 심음 분석 소프트웨어를 구현하였다. 개발된 소프트웨어는 사용이 편리하고, 실시간 분석 및 화면 디스플레이를 하면서, 동시에 심음 데이터를 저장하므로 나중에 정밀분석을 위하여 저장된 파일의 재검토가 가능하여 태아 상태를 진단하는데 유용하게 이용될 수 있을 것이다. 본 연구에서 개발한 태아 심박률 추정 알고리즘과 이를 이용한 태아 심음 분석 소프트웨어는 안전하고 저가인 포노그램 방식을 이용하므로 보급형 태아감시 장치로 활용될 수 있을 것이다.

감사의 글

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

참 고 문 헌

[1] A. J. Zuckerwar, R. A. Pretlow, and J. W. Stoughton, "Development of a piezopolymer pressure sensor for a portable fetal heart rate monitor", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 40, no. 9, pp. 963-969, Sept. 1993.

[2] H. G. Gooverts, O. Rompelman, "A transducer for detection of fetal breathing movements", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 36, no. 4, pp. 471-478, April. 1989.

[3] M. N. Ansourian, J. H. Dripps, G. J. Beattie, and K. Boddy, "Autoregressive spectral estimation of fetal breathing movement", IEEE Trans., vol. 36, no. 11, pp. 1076-1084, 1989.

[4] A. J. Cousin, I. Rapaport, K. Campbell, and J. E. Patrick, "A tracking system for pulsed ultrasound images: application to quantification for fetal breathing movements", IEEE Trans., vol. BME-30, pp. 577-584, 1983.

[5] K. Maeda, "Studies on new ultrasonic doppler fetal actograph and continuous recording for fetal movement", Acts Obst. Gynaec. Jpn, 36, pp. 280-288, 1984.

[6] N. Shinozuka, Y. Yamakoshi, "Measurement of fetal movements using multichannel ultrasound pulsed doppler : autorecognition of fetal movements by maximum entropy method", Med & Biol. Eng. & Comput., 32, pp. S59-S66, 1993.

[7] S. Lukkarinen, P. Korhonen, and A. Angerla, "Multimedia personal computer based phonocardiography", IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1996.

[8] 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.

[9] R. M. Rangayyan, "Phonocardiogram signal analysis : a review", CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol. 15, issue 3, pp. 211-236, 1988.

[10] R. J. Lehner, R. M. Rangayyan, "A three-channel microcomputer system for segmentation and characterization of the phonocardiogram", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 34, no. 6, pp. 485-489, JUNE. 1987.

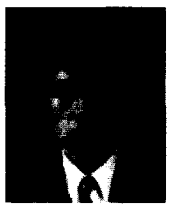
[11] J. J. Dubnowski, R. W. Schafer, "Real-time digital hardware pitch detector", IEEE Trans. on ASSP, vol 24, no. 1, pp. 2-8, 1976.

[12] 이정호, 권중혁, 강동주, 이대희, 이동규, 유시영, 이두수, "실시간 태아 심음 주기 추출을 위한 변형된 고해상도 상관 함수 방법에 관한 연구", 1998년도 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, vol. 20, no. 1, pp. 141-142, 1998.

[13] A. M. Kondoz : *Digital Speech*, John Wiley & Sons Ltd, 1994.

[14] D. O'Schaughnessy : *Speech Communication - Human and Machine*, IEEE Press, 2000.

저 자 소 개

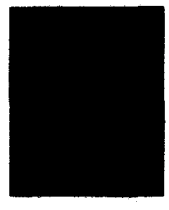


김 동 준 (金 東 浚)

1963년 4월 14일생. 1988년 연세대학교 전기공학과 졸업. 1990년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1994년 동 대학원 전기공학과 졸업(공박). 현재 청주대학교 이공대학 정보통신 공학부 부교수

Tel : 043-229-8460

E-mail : djkim@chongju.ac.kr



강 동 기 (姜 東 奇)

1971년 12월 5일생. 1998년 청주대학교 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