

PC 와 디지털 신호 처리기를 이용한 디지털 FHR 감시 장치의 개발

정지환*, 김선일**, 박문일***, 이두수*

* 한양대학교 전자공학과, ** 한양대학교 의과대학 계방의학 교실, *** 산부인과학 교실

The Development of Digital FHR Monitoring System Using PC and DSP

Ji H. Chung*, Sun I. Kim**, Moon I. Park***, Doo S. Lee*

* Dept. of Electronic Eng. ** Dept of Mesuring Eng. *** Dept. of Ob.&Gyn., Hanyang University.

Abstract

Digital FHR monitoring system based on the personal computer combined with the digital signal processing (DSP) board was implemented. The DSP board acquires and digitally processes ultrasound fetal Doppler signal for digital rectification, envelope detection, autocorrelation function calculation and its peak position detection. The personal computer interfaced with the DSP board is in charge of graphic display, hardcopy, data transmission and on-line analysis of fetal heart rate change including on-line warning system, base-line estimation, acceleration, deceleration and variability. The advantages of PC-DSP based system can be summarized as follows: 1) Minimum hardware realization, 2) Increased flexibility, 3) Total care system.

1. 서론

분만전 태아의 심박동수 측정은 태아 건강 진단에 필수적인 것으로서 최근에는 초음파를 이용하는 방법이 주목을 이루고 있다. 태아에서 반사된 초음파는 복조와 대역 통과 필터를 거치게 되며 이것이 바로 산과 영역에서 잘 알려진 초음파 도플러 신호이다. 도플러라는 이름이 쓰이는 이유는 태아 심장의 혈관내 혈액과 심장근육이 초음파의 진행 방향에 대해 움직이면서 일어나는 반사 초음파의 주파수 천이 현상 때문이다.

이 초음파 도플러 신호로부터 태아 심박동수를 얻기 위한 방법에는 여러 가지가 있으며 그 중에서도 자기상관 함수를 이용하는 방법이 가장 정확하고 신뢰성 있는 것으로 알려져 있다. 이 방법은 자기상관 함수가 원 신호에 포함된 주기적 성분만을 강조하는 반면에 주기를 갖지않는 잡음 성분은 소거하는 현상을 이용한다. 즉, 초음파 도플러 신호의 자기상관 함수를 구하면 원 신호에 포함된 잡음의 영향을 최소화하는 반면에 주기적인 성분을 강조하여 자기상관 함수 역시 주기성이 강하게 된다.

본 논문에서는 초음파 도플러 신호의 수집, 정류, 저역통과 필터 및 자기상관 함수 계산 등의 모든 일을 실시간으로 디지털 처리하기 위하여 디지털 신호 처리기 (DSP : Digital signal Processor) 를 이용하였다. 초음파 도플러 신호의 디지털 필터링과 자기상관 함수 등의 계산은 디지털 신호 처리의 전형적인 응용 분야이며 이를 위해 Analog Device 사의 ADSP 2101 디지털 신호 처리기를 이용하였다. 또한 이 디지털 신호 처리기와 연결된 개인용 컴퓨터는 디지털 신호 처리기가 구한 태아 심박동수의 그래픽 표시, 프린터 및 플로터 출력, 통신 그리고 태아 심박동수의 평균값과 변이도 등의 분석을 온라인으로 수행한다.

디지털 신호 처리기와 개인용 컴퓨터를 결합한 전자 태아 심음 감시장치의 이점을 요약하면 다음과 같다. 첫째, 기존에 Analog 회로로 처리하던 많은 부분이 디지털 신호 처리기와 개인용 컴퓨터의 software로 대체되어 hardware 의 최소화가 가능하다. 둘째, 디지털 신호 처리기와 개인용 컴퓨터의 software 는 더 나은 기능의 것으로 쉽게 바꿀 수 있으므로 유연성이 커진다. 셋째, 개인용 컴퓨터를 이용하므로 원거리 통신, 온라인 분석, 환자 임상 자료의 저장과 복구가 용이하므로 종합 관리 시스템 (Total care system) 이 가능하다.

2. 이론적 배경

2.1 초음파 도플러 신호의 개요

산모의 배 표면에서 발사된 초음파는 체내의 연조직으로 비교적 쉽게 전파되며, 연조직 간의 음향 반사 계수에 의해 반사되는 음파를 검출하여 각종 의학 영상 및 음향 신호를 얻을 수 있다. 이때 대상물이 초음파의 진행 방향에 대해 움직이면 전형적인 도플러 효과가 일어나므로 반사되는 초음파에 주파수 천이가 발생한다. 반사된 초음파의 주파수 천이는 태아의 혈관내 혈액의 흐름이나 심장 근육의 이완 수축 등에 의해 주기적으로 발생한다. 태아의 심장에서 반사된 초음파는 초음파 센서를 통하여 전기적 신호로 바뀌게 되며 이 초음파 신호는 복조 과정을 통하여 주파수 천이 성분만이 남게된다. 이 신호를 흔히 초음파 도플러 신호라고 부른다.

2.2 자기상관 함수를 이용한 초음파 태아 심음 감시 방법

초음파 도플러 신호는 주변의 환경변화, 잡음의 영향을 많이 받게 되므로 고전적인 초음파 태아 감시 장치로는 잡음이 포함된 미약한 신호로부터 태아 심음 주기를 구하는 것은 그리 쉬운 일이 아니다. 고전적인 문턱치 추출이나 침두치 검출에 의한 주기 추정 방법으로는 초음파 도플러 신호의 Baseline shift, 잡음, 기생 침두치 등의 문제로 많은 오차가 발생할 소지가 있다.

따라서 보다 정확하고 안정된 태아 심음 주기를 구하기 위해서는 자기상관 함수 (Autocorrelation function : ACF) 를 이용하는 방법이 필요하다. 자기상관 함수를 이용하여 미약하고 잡음이 많이 섞인 신호로부터 원 신호의 주기를 추출하는 방법은 일반 통신 분야에서 예전부터 사용되었던 방법이다. 자기상관 함수를 이용하는 방법은 확률적인 분석 방법으로서 잡음의 영향을 최소화시킬 수 있다.

그림 1 은 자기상관 함수법을 이용한 태아 심음 감시 장치의 블록도이다. 고전적인 태아 심음 감시 장치와 다른 점은 윤곽선 검출 과정 다음에 자기상관 함수 연산 과정이 있는 것이다. 그러면 여기서 각 블록들의 구체적인 기능을 살펴보도록 하자.

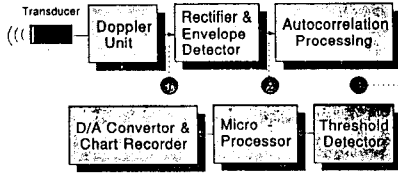


그림 1 자기상관함수를 이용한 태아 심음 감시 장치
FIG. 1 FHR monitoring system using ACF

먼저 초음파 도플러 장치로부터 보내는 초음파 도플러 신호를 전파 정류해서 단극성 신호를 얻는다. 다음에 윤곽선 검출 과정을 통해 초음파 도플러 신호의 윤곽선을 얻는다. 본 논문에서는 윤곽선을 검출하기 위해 저역 통과 베셀 (Bessel) 필터를 이용하였다. 베셀 필터는 위상 응답에 최대한의 선형성을 가지는 필터로서, 출력 신호의 위상 지연은 태아 심음 주기의 왜곡을 의미하기 때문에 베셀 필터를 선택하였다.

2 차 베셀 아나로그 필터의 전달 함수 일반형은 다음과 같다.

$$H(s) = \frac{3}{3 + 3s + s^2} \quad (1)$$

표본화 주파수를 2400 Hz, 차단 주파수를 10 Hz 로 선택하여, 식 (1) 을 쌍선형 변환 (Bilinear transform) 하여 얻은 디지털 형태의 전달 함수는 다음과 같다.

$$H(z) = \frac{0.00494 + 0.000989z^{-1} + 0.000494z^{-2}}{1 - 1.922483z^{-1} + 0.924461z^{-2}} \quad (2)$$

이렇게 윤곽선 검출 과정을 거친 출력 신호는 다음의 자기상관 함수 연산 과정을 거치는 데 여기서 쓰인 자기상관 함수의 구체적인 내용은 다음과 같다.

실수 입력 변수 $x(t)$ 의 연속 시간 영역에서의 자기상관 함수는 다음과 같다.

$$C(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x(t+\tau)dt \quad (3)$$

여기서 T 는 적분 구간이다.

윗 식의 이산 시간 영역의 표현식은 다음과 같다.

$$C(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x(n+m) \quad (4)$$

이 식은 입력 신호가 stationary 하다는 가정하에서, ensemble 평균을 구하기 위해 시간 평균을 이용하는 방법이다.

이러한 자기상관 함수로부터 태아심음의 주기를 정확하게 추정하기 위한 알고리즘은 다음과 같다. 먼저 유효 구간 내에서 자기상관 함수의 평균값과 최대값을 구한다. 다음에 이 두 값의 중간에 임계값을 설정하여 이 임계값 이상의 값을 갖는 자기상관 함수만을 찾은 뒤 이로부터 첫번째 짝 점두치를 찾는다. 자기상관 함수의 평균값을 $C_{AVERAGE}$, 최대값을 C_{MAX} , 그리고 임계값을 $C_{THRESHOLD}$ 라고 하면 이 임계값은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$C_{THRESHOLD} = \alpha C_{MAX} + (1-\alpha)C_{AVERAGE} \quad (5)$$

여기서 α 는 무게 상수이다. 본 논문에서는 α 의 값을 실험적으로 결정하여 임상 실험에서는 $\alpha = 0.469$ 를 사용했다.

3. 시스템의 구성

3.1 디지털 태아심음 감시장치의 특징

본 논문에서는 최근 반도체 및 집적회로 설계기술의 급속한 발전으로 신호 처리 여러 분야에서 실용화되고 있는 범용 디지털 신호 처리기 (Digital signal Processor) 를 이용하여 태아 심음 주기를 구하고 있다. 디지털 신호 처리기는 특별히 고품질과 누산에 있어서 그 성능이 잘 발휘되므로 본 연구에 적합하며, 개인용 컴퓨터의 계산 부담을 분담함으로써 개인용 컴퓨터는 독립적으로 다른 일을 수행할 수 있다. 즉 디지털 신호 처리기에서 얻어지는 태아 심음 주기 신호 (Event Pulse) 를 개인용 컴퓨터로 받아들여 태아의 심박동수를 나타내는 Graphics, Hardcopy, Analysis Program 등의 작업을 수행한다.

3.2 하드웨어와 소프트웨어 구성

본 연구 논문에서 사용한 전자 태아 감시장치의 전체적인 블록도는 그림 2 와 같다.

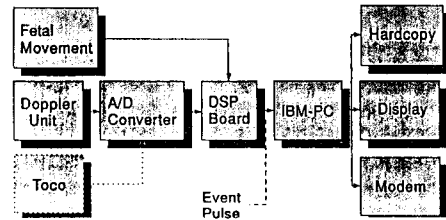


그림 2 PC 와 DSP를 이용한 태아 감시 장치의 구성도
Fig. 2 Overall system block diagram

각 블록의 기능은 다음과 같다. 초음파 도플러 장치는 태아의 심장에서 반사되어 돌아오는 초음파를 받아 전기적 신호로 변환한다. A/D 변환기는 데이터 길이 14 bit, 표본화 주파수 2400Hz 로 초음파 도플러 신호를 디지털 값으로 변환한다. 디지털 신호 처리기는 Analog Device 사의 ADSP2101을 사용했으며 A/D 변환된 디지털 값으로 식 (2)의 IIR 필터를 이용해서 윤곽선 검출과정을 수행하고, 식 (4)의 방법으로 $N=256, m=30$ 에서 $m=300$ 까지 자기상관 함수를 구한다. 자기상관 함수의 시간지연을 50 부터 300 까지 한 이유는 샘플링 주파수가 200Hz 일 때 시간지연 50 은 태아의 분당 심박동수 $(200/50)*60 = 240$ bpm (beat per minute) 에, 시간지연 300 은 심박동수 $(200/300)*60 = 40$ bpm 에 각각 해당되기 때문이다. 다시 말하면 태아 심박동수는 40 bpm에서 240 bpm 사이에만 있는 것을 뜻한다. 다음으로 식(5)에 설명한 알고리즘을 적용하여 태아 심음의 주기를 추정한다.

이렇게 구한 태아 심박동수는 개인용 컴퓨터로 보내져 필요한 때에 Microsoft C V6.0으로 짠 프로그램에 의해 그래픽 표시, 프린터와 플로터 출력, 데이터 해석, 디스크 저장과 통신등의 목적에 이용된다.

그림 3 에 디지털 신호 처리기 프로그램의 전체 흐름도를 나타내었다. 이 프로그램은 디지털 신호 처리기 ADSP2101 의 어셈블리 언어로 작성되었으며, 386sx 급의 개인용 컴퓨터에서 Microsoft C V6.0 으로 작성한 프로그램에 의해 디지털 신호 처리기 내부의 프로그램 메모리에 저장되고 필요한 때에 실행된다.

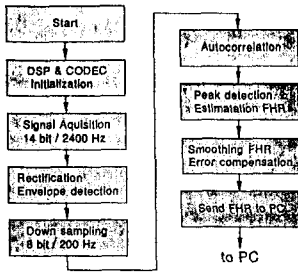


그림 3 DSP 의 태아 심박동수 추출 흐름도
 FIG. 3 FHR extraction flow chart for DSP

4. 실험 및 관찰

4.1 실험 내용

도플러 장치의 출력 신호를 DT2821 (Signal acquisition board) 을 이용해서 표본화 주파수 2400 Hz 로 약 1 초간 수집한 초음파 도플러 신호의 예를 그림 4 에 나타내었다. 이 그림에서 도플러 효과가 주기적으로 일어나는 것을 볼 수 있다.

그림 5 는 실제로 디지털 처리 장치의 A/D 변환기를 이용해서 디지털 값으로 변환된 다음 전파 정류와 베셀 필터 과정을 거친 신호의 예이다. 그림 5 의 x 축 시간 단위가 5 msec 로 바뀐 이유는 원래 2400 Hz 로 표본화된 신호가 윤곽선 검출 과정을 거친 후 200 Hz 로 Down-sampling 되기 때문이다.

필터링된 초음파 도플러 신호의 자기상관 함수를 그림 6 의 C(m) 으로 나타내었다. 이 그림을 보면 그림 4 의 초음파 도플러 신호에 나타난 태아심음의 주기와 자기상관 함수에 나타난 첨두치 (Peak) 의 위치가 일치하는 것을 쉽게 확인할 수 있다.

자기상관 함수를 계산한 다음에는 앞에서 설명한 알고리즘을 적용하여 태아심음의 주기를 추정한다. 이때 사용되는 자기상관 함수의 평균값, 임계값 그리고 임계값 이상의 자기상관 함수를 그림 6 에 함께 나타내었다.

그림 7 은 A 산모의 6 분간의 태아 심박동수의 변화를 그래프로 표시한 것으로 이 그래프에는 DSP Board 로 부터 보내진 태아의 심박동수외에도 태아의 움직임 즉 태동 (FM: Fetal Movement) 과 음향 자극 (AS: Acoustic Stimulation) 도 함께 표시된다. 개인용 컴퓨터의 데이터 해석 프로그램은 태동과 음향자극 그리고 태아 심박동수를 종합해서, 태아의 건강 상태를 판단하는 기준이 될 수 있는 정보를 태아 심박동수의 그래프 밑에 표시해 주고 있다. 지금까지는 전자 태아 감시 장치의 그래프 출력으로부터 태아의 건강 상태를 의사의 주관으로 판단하였으나 이러한 프로그램을 이용하면 보다 객관적인 판단이 가능하다.

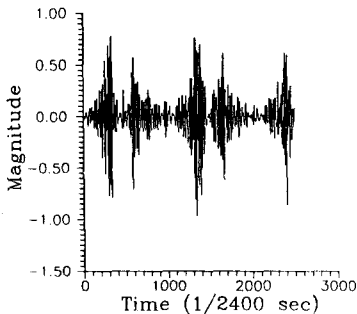


그림 4 초음파 도플러 신호
 Fig. 3 Ultrasound Doppler signal

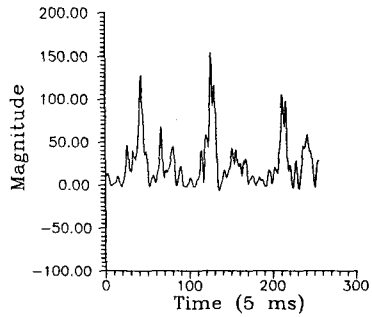


그림 5 정류와 필터링된 초음파 도플러 신호
 Fig. 5 Rectified and filtered ultrasound Doppler signal

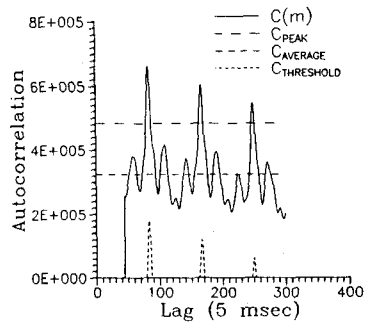


그림 6 초음파 도플러 신호의 자기상관함수 C(m), 임계값 CTRESHOLD, 평균값 CAVERAGE, 첨두값 CPEAK
 Fig. 6 ACF of ultrasound Doppler signal, threshold value, average value, and peak values of ACF

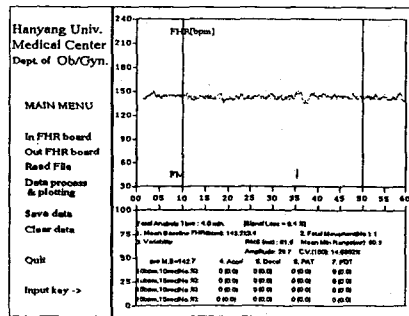


그림 7 태아 심박동수 그래프와 분석 예
 Fig. 7 An example of fetal heart rate graph and analysis

5. 결론

본 논문에서는 전자 태아심음 감시장치를 개인용 컴퓨터와 디지털 신호 처리기를 이용하여 구현하였다. 실시간 디지털 처리를 위해 디지털 신호 처리기를 사용하여 개인용 컴퓨터와 역할을 분담하였다.

본 기기를 임상 적용하여 만족한 결과를 얻은 바 있으며, 다만 산모나 태아의 움직임등에 기인한 열악한 초음파 도플러 신호로부터는 정확한 태아 심음의 주기를 찾지 못 하였다. 이는 어쩔 수 없는 경우로 이 때의 태아 심박동수는 신호 손실 (Signal Loss) 로 처리되어 데이터 해석에서 제외된다.

추후 과제는 초음파 도플러 신호를 AR Modeling 하여 얻어진 Residual 신호의 자기상관 함수로부터 태아 심음의 주기를 찾는 방법을 연구하는 것이라 사료된다.

6.참고 문헌

1. Divon MY et.al., "Autocorrelation techniques in fetal monitoring." Am J Ob & Gy, vol. 151, pp 2-6, Nov. 1985.
2. Amato JC, "fetal heart rate monitoring." Am J Obstet & Gynecol, vol. 147, pp 967-969, 1983.
3. Lawson GW, Belcher R, Dawes GS, Redman CWG, "A comparison of Ultrasound (with autocorrelation) and direct electrocardiogram fetal heart rate detector system.", Am J Obstet Gynecol, vol 147, pp 721-722, 1982.
4. Favret AG, "Autocorrelation techniques applied to the fetal electrocardiogram." In: Frommer PL, ed. Digest of the Fourth International Conference on Medical Electronics, Princeton, New Jersey, 1961
5. Dawes GS, Redman CW, Smith JH, "Improvements in the registration and analysis of fetal heart records at the bed side." Br J Obstet Gynecol, vol. 92, pp 317-325, 1985.
6. Searle JR et.al., "Computerized analysis of resting fetal heart rate tracings." Obstetrics & Gynecology, vol. 71, pp 407-412, 1988.
7. Oppenheim AV, Schafer RW, "Digital Signal Processing" Prentice-Hall, 1975.
8. Oppenheim AV, Schafer RW, "Discrete Time Sigal Processing" Prentice-Hall, 1989.
9. Andreas Antoniou, "Digital Filters : Analysis and Design" McGraw-Hill, 1979.
10. Analog Device, "ADSP-2100 Family Application Handbook vol. 1.", Analog Device, 1989.
11. Analog Device, "ADSP-2101 ADSP-2102 User's Manual." Analog device, 1990.
12. Analog Device, "ADSP-2101 Cross-software Manual" Analog Device, 1989.
13. Loughborough Sound Images Ltd., "ADSP-2101 System Board User's Manual.", Loughborough Sound Images Ltd., Apr. 1990.