

개인용 컴퓨터를 이용한 전자 태아심음 감시장치의 개발에 관한 연구

정지환* · 김선일** · 박문일*** · 이두수*

= Abstract =

A Study on The Development of Electronic Fetal Heart Rate Monitoring System Using Personal Computer

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

Digital fetal 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 signal conditioning, rectification, low-pass filtering, autocorrelation function calculation and its peak 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. It is one of the most suitable situation to apply the DSP chip for signal conditioning, digital filtering of ultrasound fetal Doppler signal and fetal heart rate estimation using autocorrelation technique.

1. 서 론

이 논문은 개인용 컴퓨터와 디지털 신호처리장치(digital signal processor : DSP)를 이용한 디지털 태아 감시장치를 제안한다. 디지털 신호처리장치는 태아 초음파 도플러 신호의 수집, 정류, 로패스 필

터링, 자기상관함수를 구하고, 구한 자기상관함수로부터 태아 심음의 주기추정 등 모든 처리를 디지털로 수행한다. 이 디지털 신호처리장치와 연결된 개인용 컴퓨터는 그래픽 표시, 프린터와 플로터로의 출력, 통신, 태아 심박동수의 평균값과 단장기 변이도 등의 내용을 포함하는 분석 프로그램을 온라인으로 수행한다.

현재의 자기상관함수는 과거의 자기상관함수와 과거와 현재의 데이터로부터 구할 수 있다. 자기상관함수의 첫 첨두치의 위치로부터 태아 심음주기를 통계적으로 추정할 수 있다는 점을 이용하여, 자기상관함수의 평균값과 최대값 사이의 임계값을 이용하여 첫 첨두치의 위치를 찾는다. 초음파 도플러 신호의 디지털 필터링 및 자기상관함수를 이용

(접수 : 1991년 10월 30일)

* 한양대학교 공과대학 전자공학과
** 한양대학교 의과대학 계량의학과
*** 한양대학교 의과대학 산부인과학교실
* Dept. of Electronic Eng., Hanyang University.
** Dept. of Measuring Eng., Hanyang University.
*** Dept. of Ob. & Gyn., School of Medicine, Hanyang University.

(이 논문은 1991년도 산학협동재단의 지원에 의하여 연구되었음)

한 태아 심음의 주기추정 등은 디지털 신호처리의 전형적인 응용 분야이며 이 처리를 위해 Analog Device사의 디지털 신호 처리기를 이용하였다.

개인용 컴퓨터와 디지털 신호 처리 장치를 결합한 전자 태아심음 감시장치의 이점을 요약하면 다음과 같다. 1) 하드웨어의 최소화; 아날로그 회로의 많은 부분이 DSP chip 프로그램으로 대체되었다. 2) 유연성의 증대; DSP chip과 개인용 컴퓨터의 프로그램은 더 나은 기능을 갖는 것으로 쉽게 바꿀 수 있다. 3) 전체 관리 시스템; 원거리 통신, 온 라인 분석, 환자 자료의 저장과 복구가 가능하다.

2. 연구내용

태아의 심박동수 검출 방법은 고전적으로 산모의 체외로 전달되는 태아 심음을 이용하는 방법과 자궁속의 태아에 직접 전극을 삽입하여 얻어지는 전기적인 신호의 주기를 측정해서 얻는 방법등이 있다. 그러나 후자의 방법은 침습적인 방법(invasive method)으로서 복잡한 시행과정과 위험을 수반하기 때문에 특별한 경우외에는 행하지 않고 체외에서 측정하는 간접적인 방법을 많이 쓰고 있다. 이 간접적인 방법에는 태아 심음의 직접적인 증폭을 통한 방법과 초음파의 도플러 효과를 이용하는 방법이 있고 최근에는 초음파 도플러 효과를 이용하는 방법이 주종을 이루고 있다. 초음파 에너지는 체내의 연조직으로 비교적 쉽게 전파되며 연조직간의 음향반사계수에 의해 반사되어 돌아오는 음파를 검출하여 각종 의학영상 및 신호를 얻는다. 이때 초음파를 반사하는 대상물이 초음파의 진행 방향에 대해 움직이면 전형적인 도플러 효과가 발생하여 주파수 천이가 일어난다. 도플러 신호의 주파수 천이는 태아의 혈관내 혈액의 흐름이나 심장근육의 이완수축 등에 의해 발생한다. 이러한 원리를 이용하여 태아의 심박동수를 체외에서 구할 수 있다. 즉 되돌아오는 초음파의 도플러 신호를 증폭과 변조 필터링 해서 주파수 천이도를 구하고 정류 과정을 통해 진폭 변화로 바꾼다. 따라서 정류한 도플러 신호의 주기는 곧 태아 심장박동주기가 되는 것이다.

그러나 되돌아오는 도플러 신호는 주변의 환경 변화, 잡음등의 영향을 많이 받게 되므로 그 미약한 신호로부터 주기를 구하는 것은 그리 쉬운 일이 아니다. 고전적인 문턱치 추출이나 최대치 검출에 의한 주기 추정방법으로는 도플러 신호의 baseline shift, 잡음, 기생 최대치 등의 문제로 많은 오차가 발생할 수 있다.

따라서 최근에는 자기상관함수(autocorrelation function : ACF)를 이용하는 방법이 많이 쓰이고 있다. 미약하고 잡음이 많이 섞인 신호로부터 자기상관함수를 이용하여 주기를 구하는 방법은 일반 통신 분야에서 예전부터 사용되었던 방법이다. 자기상관함수를 이용하는 방법은 확률적인 분석방법으로서 잡음의 영향을 최소화시킬 수 있다. 자기상관함수는 수식적으로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

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

그리고 위의 digital form은

$$C(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m-1} x(n) \times (n+m), \quad 0 \leq m \leq N-1 \quad (2)$$

과 같이 나타낼 수 있다. 여기에서 T는 period of integration, N은 T에 해당되는 데이터의 갯수이고 $x(t)$ 는 정류된 도플러 신호이다. 신호 $x(t)$ 가 주기 신호일때 자기상관함수 역시 주기 함수이므로 자기상관함수의 첫번째 침두치의 위치를 찾음으로써 신호의 주기를 확률적으로 구할 수 있다. 그러나 위의 수식에서 보는 바와 같이 자기상관함수를 구하는데는 많은 양의 연산(특히 곱셈)을 요한다. 따라서 태아의 박동수(분당 40-250)를 실시간내에 구하려면 상당히 빠른 계산능력을 가진 processor가 필요하다. 그러나 위의 수식은 다음과 같이 풀어서 쓸 수 있다.

$$\begin{aligned} C(m) &= \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \times (n+m) \\ &= \frac{1}{N} \times (0) \times (m) + \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x(n) \times (n+m) - \\ &\quad \frac{1}{N} \times (N) \times (N+m) \end{aligned}$$

$$=C_0(m)+C'(m)-C_N(m) \quad (3)$$

여기서

$$C_0(m)=\frac{1}{N} \times (0) \times (m)$$

$$C_N(m)=\frac{1}{N} \times (N) \times (N+m)$$

그리고

$$C'(m)=\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \times (n) \times (n+m) \quad (4)$$

이다.

윗식에서 $C'(m)$ 은 다음번에 새로 들어올 데이터에 대한 자기상관함수인 것을 알 수 있다. 즉 현재의 데이터 $\times(0) \sim \times(N-1)$ 에 대한 자기상관함수를 $C(m)$ 이라 하면, 가장 오래된 데이터 $\times(0)$ 를 버리고 새로 들어올 데이터 $\times(N)$ 을 포함시킨 $\times(1) \sim \times(N)$ 에 대한 자기상관함수는 $C'(m)$ 이 된다. 따라서 이러한 관계식을 이용하면 새로운 데이터가 들어올 때마다 자기상관함수 계산을 할 필요가 없고 단지 앞에서 구한 자기상관함수 $C(m)$ 에 추가되는 데이터에 해당되는 부분만을 계산해서 구할 수 있다. 즉 수식 (4)는

$$C'(m)=C(m)-C_0(m)+C_N(m) \quad (5)$$

으로 나타낼 수 있다.

이러한 자기상관함수로부터 태아심음의 주기를 정확하게 추정하기 위한 알고리즘은 다음과 같다. 먼저 시간지연 50부터 300까지의 자기상관함수의 평균값과 최대값을 구한다. 다음 이 두 값의 중간에 임계값을 설정하여 이 임계값 이상의 값을 갖는 자기상관함수만을 구한 뒤 이로부터 첫번째 첨두치를 찾는다. 자기상관함수의 평균값을 $C_{AVERAGE}$, 최대값을 C_{MAX} , 그리고 임계값을 $C_{THRESHOLD}$ 라고 하면 이 임계값은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$C_{THRESHOLD}=\alpha C_{MAX}+(1-\alpha)C_{AVERAGE} \quad (6)$$

여기서 α 는 무게 상수이다. 본 연구에서는 실험적으로 α 의 값을 결정하여 임상실험에는 $\alpha+0.469$ 를 사용했다.

그러나 본 연구원의 컴퓨터 시뮬레이션 결과 위와같은 축소된 수식을 사용하더라도 현재 보급되어 있는 일반 개인용 컴퓨터로써는 실시간 내에 자기상관함수를 구할 수 없었다. 따라서 실시간내

에 구현하려면 속도가 더 빠른 PC를 사용하든지 우수한 하드웨어를 설치해야할 필요성이 있다. 실제로 현재 판매되고 있는 전자 태아심음 감시장치들은 multiplier와 accumulator등을 장착한 별도의 하드웨어를 통해 태아 심음의 주기를 추정하고 있다. 그러나 특수하게 빠른 PC를 사용한다든가 별도의 하드웨어를 제작한다는 것은 결국 가격의 상승과 오랜 개발노력을 초래한다. 따라서 본 연구에서는 최근 실용화가 되어 각종 신호처리분야에서 응용되고 있는 범용 DSP chip을 이용하여 태아 심음주기를 구하고 있다. DSP chip은 특별히 소음에 있어서 그 성능이 잘 발휘되므로 본 연구에 적합하며, PC의 계산 부담을 분담함으로써 PC는 독자적으로 다른 임무를 수행할 수 있다. 즉 이 DSP chip에서 얻어지는 태아심음주기신호(event pulse)를 범용 PC로 받아들여 태아의 상태를 나타내는 그래픽 hardcopy, 해석프로그램등을 실행한다.

전자 태아감시장치에 PC를 이용하면 여러가지 장점이 있다. 첫째로 유연성의 증대이다. DSP chip을 제외한 그래픽, 해석등은 컴퓨터의 소프트웨어를 이용하므로 유연성이 크다. 즉 소프트웨어만을 바꿈으로써 upgrade시키는 것이 가능하며 새로운 기능은 언제든지 추가할 수 있기 때문이다. 둘째로 보급형의 PC를 이용하는 것이므로 기존에 나와있는 PC의 주변기기를 쉽게 이용할 수 있다. 즉 hardcopy, 데이터전송등을 용이하게 할 수 있다. 셋째로 최근 구미 각국에서 새로이 개발되고 있는 해석프로그램을 구현할 수 있다. 단순히 태아심음의 주기나 자궁압력등의 그래프만을 그리는 것이 아니라 파형 분석을 통한 진단기능을 추가시킬 수 있다. 마지막으로 현재 많이 보급되어 있는 범용 PC를 이용하므로 가격의 저렴화를 기할 수 있다.

3. 시스템의 구성과 역할

본 연구논문에서 사용한 전자 태아 감시장치의 전체적인 블록도는 그림 1과 같다. 초음파 도플러 장치는 2MHz의 초음파를 산모의 배로 발사하고, 산모의 체내 연조직을 통과하여 태아의 심장에서 반사되어 돌아오는 초음파를 받아 전기적 신호로 변환한다. 이때 체내의 연조직이 발사된 초음파의

진행 방향에 대해 움직이지 않는다면 반사되어 돌아오는 초음파 역시 발사된 초음파의 주파수와 같은 2MHz이지만 태아의 심장이 초음파의 진행 방향에 대해 주기적으로 움직이므로 반사되는 초음파의 주파수는 도플러 효과에 의해 2MHz보다 조금 크거나 작게 된다. 이 주파수 천이는 반사된 초음파를 복조함으로써 간단히 얻어지며, 이 신호의 주된 에너지가 있는 주파수가 가청 영역에 있으므로 간단한 오디오 증폭기로 증폭하면 쉽게 들을 수 있다. 이 신호를 초음파 도플러 신호라고 부른다.

이렇게 얻어진 초음파 도플러 신호에서 태아 심음의 주기 즉 분당 심장박동수를 구하기 위한 과정을 그림 2에 나타내었다.

이 과정을 실행하려면 제일 먼저 Microsoft C V6.0으로 짠 PC 프로그램을 실행하여 그림 2의

과정을 처리하는 DSP chip assembly language program을 DSP chip의 내부 프로그램 메모리에 저장한다. 저장된 DSP 프로그램은 필요한 때에 실행되어 우선 DSP chip 내부의 메모리와 I/O 그리고 일종의 A/D, D/A 변환기인 CODEC chip을 초기화한다. 초음파 도플러 신호는 DSP board내에 장착된 TI사의 TL32044 CODEC chip을 이용하여 데이터 길이 14bit, 샘플링 주파수 2400Hz로 A/D변환된다. 변환된 초음파 도플러 디지털 신호는 DSP board의 핵심부인 Analog Device사의 DSP ADSP2101의 내장 시리얼 포트를 통해 DSP chip 내부로 들어간다. 그런 다음 이 초음파 도플러 디지털 신호의 윤곽선(envelope)을 얻기위해 전파 정류와 차단 주파수 10Hz의 2차 low-pass bessel 디지털 필터를 ADSP2101의 assembly 언어로 쓰여진 프로그램을 실행한다. 이때 초음파 도플러 신호의 위상 지연은 바로 태아심음 주기의 변화를 의미하기 때문에 필터의 위상 응답에 최대한의 선형성을 보장하는 Bessel 필터를 사용했다. 전형적인 초음파 도플러 신호를 그림 3에 나타내었고, 전파정류와 디지털 필터링 된 초음파 도플러 신호의 예를 그림 4에 나타내었다.

이렇게 전파정류와 디지털 필터링된 신호를 샘플링 주파수 200Hz로 down sampling하여, 식 (5)의 방법으로 N=256 즉 256개의 데이터를 가지고

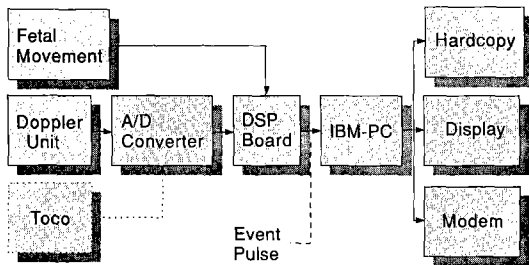


그림 1 전자태아감시장치의 구성도
Fig. 1 Overall system block diagram

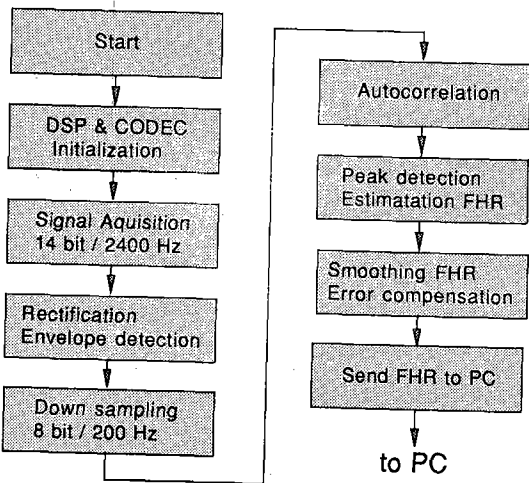


그림 2 DSP 프로그램의 흐름도
Fig. 2 Flow graph of DSP software

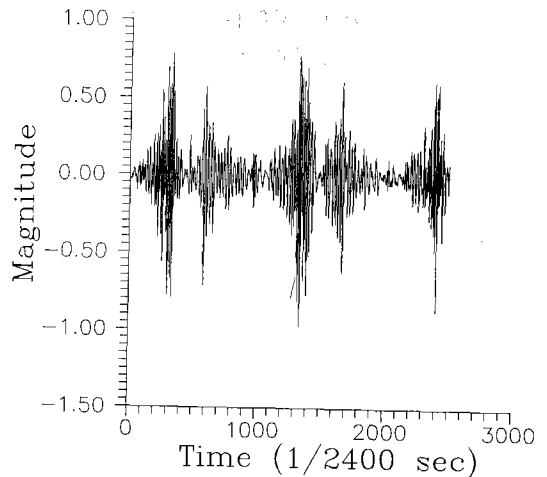


그림 3 초음파 도플러 신호
Fig. 3 Ultrasound Doppler signal

50부터 300까지의 시간지연에 대해 자기상관함수를 구한다. 자기상관함수의 시간지연을 50부터 300까지 한 이유는 샘플링 주파수가 200Hz일 때 시간지연 50은 태아의 분당 심박동수 (200/50) * 60=240 bpm에, 시간지연 300은 심박동수 (200/300) * 60=40 Bpm에 각각 해당되기 때문이다. 다시 말하면 태아 심박동수는 40 bpm에서 240 bpm 사이에만 있는 것으로 가정하는 것을 뜻한다. 그림 4의 필터링 및 초음파 도플러 신호의 자기상관함수를 그림 5에 나타내었다. 초음파 도플러 신호에 나타난 태아심음의 주기와 앞서의 계산식으로부터 구한 자기상관함수에 나타난 첨두치(peak)의 위치가 거의 일치하는 것을 눈으로 쉽게 확인할 수 있다. 이렇게 자기상관함수를 계산한 다음에는 앞에서 설명한 알고리즘을 적용하여 태아심음의 주기를 추정한다.

이렇게 찾은 태아심음의 주기를 분당 태아 심박동수로 변환하여 DSP board의 메모리에 저장한다. 이렇게 구한 태아 심박동수는 DSP chip 내부의 타이머를 이용해서 매 태아심음 주기마다 인터럽트 걸릴 때마다 PC의 I/O 번지에 써 넣어진다. 이때 PC에 인터럽트가 요구되고 PC의 인터럽트 처리 프로그램은 이 값을 읽어내어 PC의 메모리에 저장한다. 이렇게 PC로 보내진 태아 심박동수는 필요

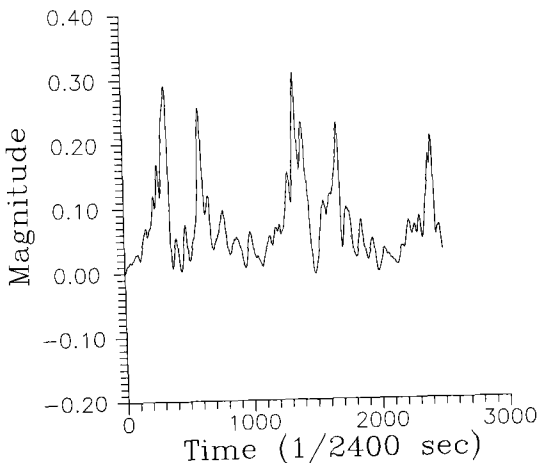


그림 4 정류와 필터링된 초음파 도플러 신호
Fig. 4 Rectified and filtered ultrasound Doppler signal

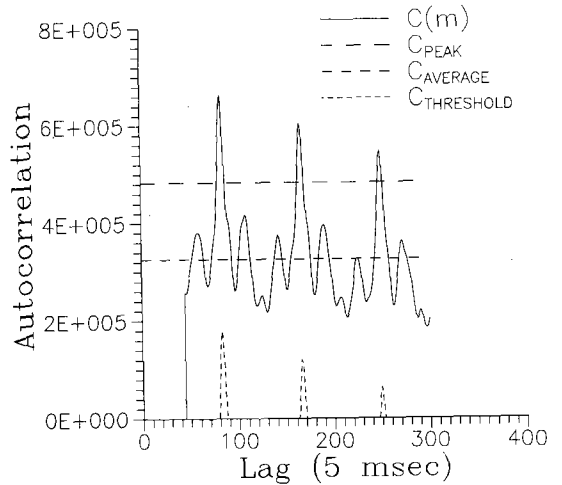


그림 5 초음파 도플러 신호의 자기상관함수 C(m), 임계값 C_{THRESHOLD}, 평균값 C_{AVERAGE}, 첨두값 C_{PEAK}

Fig. 5 ACF of ultrasound Doppler signal, threshold value, average value, and peak values of ACF

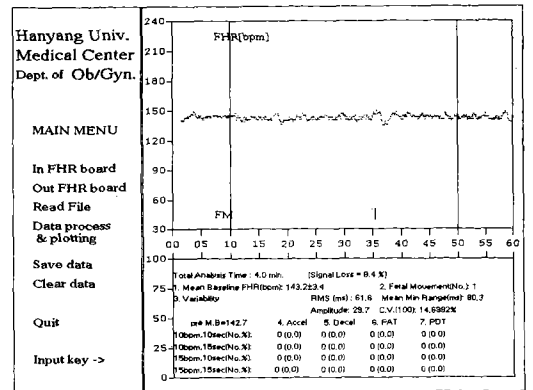


그림 6 태아 심장박동수 그래프와 분석 예
Fig. 6 An example of fetal heart rate graph and analysis

한 때에 Microsoft C V6.0으로 짠 프로그램에 의해 그래픽 표시, 프린터와 플로터 출력, 데이터 해석, 디스크 저장과 통신등의 목적에 이용된다.

5. 임상실험 및 고찰

그림 6은 6분간의 태아 심박동수의 변화예를 그

래프로 표시한 것으로 이 그래프에는 DSP board로부터 보내진 태아의 움직임, 즉 태동(fetal movement : FM)과 음향 자극(aoustic stimulation : AS)도 표시된다. 본 연구에서는 PC의 데이터 해석 프로그램이 태동, 음향자극과 태아심박동수로부터 태아의 건강 상태를 판단하는 기준이 되는 정보를 태아 심박동수의 그래프 밑에 표시해 주고 있다. 지금까지는 전자 태아 감시장치의 그래프 출력으로부터 태아의 건강 상태를 의사가 주관적으로 판단하였으나 이러한 프로그램으로 객관적인 판단이 가능하다.

6. 결 론

본 연구에서는 종래에 사용하던 HP, Corometric사의 고가의 전자 태아 감시장치의 기능을 발휘하며, 또한 얻어진 태아 심박동수로부터 태아의 건강 상태를 알 수 있도록 자동적으로 분석하는 전자 태아 감시장치를 PC와 DSP board를 이용하여 개발하였다. DSP board를 사용하여 태아 심박동수를 구하였으며 PC는 이것을 그래픽 표시하고 분석하는 일을 수행함으로써 그 역할을 분담하였다.

본 연구에서 개발한 전자 태아 감시장치를 임상에 적용한 결과 좋은 결과를 얻은 바 있으나, 산모나 태아의 움직임등에 기인한 열악한 초음파 도플러 신호로부터는 태아 심음의 주기를 찾지 못하였다. 이는 어쩔 수 없는 경우로 이 때의 태아 심박동수는 신호손실로 처리되어 데이터 분석에서 제외된다.

추후 과제는 초음파 도플러 신호를 AR 모델링하여 얻어진 Residual 신호의 자기상관함수로부터 태아 심음의 주기를 찾는 방법을 연구하는 것이라 사료된다.

7. 참고문헌

1) Divon MY et. al., "Autocorrelation techniques in

fetal monitoring." Am J Obstet & Gynecol, 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, "Autocorrelatin 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.