

DSP 프로세서를 이용한 태아심음 및 자궁수축감시장치의 개발

장동표*, 김강호*, 이용희*, 이용구*, 박문일, 이두수*, 김선일
한양대학교 의과대학 계량의학교실
한양대학교 공과대학 전자공학과
한양대학병원 산부인과

The development of Fetal Heart Rate monitoring system based on DSP processor

D.P.Jnag, K.H.Kim, Y.H.Lee, Y.K.Lee, M.I.Bak, D.S.Lee, S.I.Kim
Dept. of Medical Information, College of Medicine, Hanyang University
Dept. of Electronic Engineering, College of Technology, Hanyang University
the obstetrics and gynecology, Hanyang University Hospital

ABSTRACT

Digital fetal monitoring system based on the personal computer combined with the digital signal processing board was implemented. The DSP board acquires and digitally processes ultrasound fetal Doppler signal for digital rectification, FIR filtering, autocorrelation function calculation, its peak detection and MEDIAN filtering. 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 and variability. I used a recursive technique for autocorrelation function computation method and MEDIAN filter which can greatly reduce the amount of calculation and accuracy. I also implemented analysis algorithm of fetal heart rate change based on normal fetal sample data in order to exact diagnosis.

서론

산과 영역에서 분만 전에 태아의 상태를 정확히 평가한다는 것은 산모의 산전 검사에서 거의 필수적인 과정이며, 또한 현대 산과 학에서 가장 중요한 과제이기도하다. 최근에는 초음파를 이용하는 방법이 주종을 이루고 있는 데, 이 초음파 도플러 신호로부터 태아 심박동수를 얻기 위한 방법에는 여러 가지가 있다. 그 중에서도 자기상관 함수를 이용하는 방법이 가장 정확하고 신뢰성 있는 것으로 알려져 있다.

자기상관 함수를 구하면 원신호에 포함된 잡음의 영향을 최소화하고, 반대로 주기적인 성분을 강조된 신호만 남게된다. 하지만 자기상관 함수의 계산이 초음파 도플러 신호의 매 표본화 주기마다 행해지므로 계산 양이 무척 많아진다. 이러한 계산 양을 줄이기 위해 회귀형 갱신식을 이용한다.

자기상관 함수에 의해 구해진 신호에서 미분값을 이용하여 첫 번째 피크치를 찾아낸 후 MEDIAN 필터를 거쳐 태아 심박동수를 구하게 된다. 이렇게 구해진 심박동수는 정상아 5000명의 표본샘플과 비교하여 분석하게 된다.

본 논문에서는 초음파 도플러 신호의 수집, 정류, 저역통과 필터 및 자기상관 함수 계산, MEDIAN 필터 계산 등의 모든 일을 실시간으로 디지털 처리하기 위하여 디지털 신호처리기 (DSP : Digital Signal Processor)를 이용하였다.

본론

1. FHR 측정 알고리즘

디지털 신호 처리기는 CODEC Chip 에 의해 A/D 변환된 디지털 값을 내장 직렬 포트를 통해 데이터 메모리로 입력한 후 디지털 신호의 윤곽선을 얻기 위해 디지털 신호 처리기 프로그램으로 전파 정류와 차단 주파수 20Hz 의 2차 저역 통과 디지털 베셀 필터를 실행한다. 베셀 필터는 위상 응답에 최대한의 선형성을 가지는 필터로서, 필터 출력 신호의 위상 지연은 태아 심음 주기의 왜곡을 의하기 때문에 베셀 필터를 선택하였다. 필터의 전달함수는 다음과 같다.

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

다음으로, 전파 정류와 디지털 필터링한 신호를 샘플링 주파수 200Hz, 데이터 폭 8 bit 로 Down sampling 하여, 256개의 데이터를 가지고 50 부터

300 까지의 시간지연에 대해 자기상관 함수를 구한다. 자기상관 함수의 시간지연을 50 부터 300 까지 한 이유는 샘플링 주파수가 200Hz일 때 시간지연 50 은 태아의 분당 심박동수 $(200/50) \times 60 = 240$ bpm (Beats pre minute)에, 시간 지연 300 은 심박동수 $(200/50) = 40$ bpm에 각각 해당되기 때문이다. 다시 말하면 태아 심박동수는 40 bpm에서 240 bpm 사이에 만 있는 것을 뜻한다.

자기상관 함수를 이용하여 주기를 구하는 방법은 일반 통신 분야에서 예전부터 사용되었던 방법이다. 자기 상관 함수를 이용하는 방법은 확실적인 분석방법으로서 잡음의 영향을 최소화시킬 수 있다. 자기 상관 함수는 수치 적으로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

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

과 같이 나타낼 수 있다. N은 적분주기에 해당되는 데이터의 개수이고 x(n)는 정류된 도플러 신호이다. 신호 x(n)가 주기 신호일 때 자기상관 함수 역시 주기 함수이므로 자기상관 함수의 첫 번째 꼭지점의 위치를 찾음으로서 신호의 주기를 확실적으로 구할 수 있다. 그러나 위의 수식에서 보는 바와 같이 자기상관 함수를 구하는 데는 많은 양의 연산 (특히 곱셈)을 요한다. 따라서 태아의 박동수(분당 40-250)를 실시간 내에 구하려면 상당히 빠른 계산 능력을 가진 프로세서가 필요하다. 즉 식(1-1)은 다음과 같이 풀어서 쓸 수 있다.

$$C'(m) = C(m) - C_0(m) + C_{N-m}(m) \quad \text{식(1-2)}$$

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

$$C_{N-m}(m) = \frac{1}{N} x(N-m)x(N)$$

그리고

$$C'(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^{N-m} x(n)x(n+m) \quad \text{식(1-3)}$$

이다.

위 식에서 C'(m) 은 다음 번에 새로 들어올 데이터에 대한 자기상관 함수인 것을 알 수 있다. 즉 현재의 데이터 x(0) ~ x(N-1)에 대한 자기상관 함수를 C(m)이라 하면, 가장 오래된 데이터 x(0)를 버리고 새로 들어올 데이터 x(N)를 포함시킨 데이터 x(1) ~ x(N)에 대한 자기상관 함수는 C'(m) 이 된다. 따라서 이러한 관계식을 이용하면 새로운 데이터에 해당되는 부분만을 계산해서 구할 수 있다.

이러한 자기상관 함수로부터 태아 심음의 주기를 정확하게 추정하기 위한 알고리즘은 다음과 같다. 먼저 시간 지연 30부터 300까지 자기상관 함수의 평

균값과 최대값을 구한다. 다음 이 두 값의 중간에 임계값을 설정하여 이 임계값의 사이 값을 갖는 자기상관 함수만을 구한 뒤 이로부터 첫 번째 꼭지점을 찾는다. 하지만 잡음에 의해 첫 번째 꼭지점만으로는 우리가 원하는 주기를 구하기가 어렵다. 따라서 꼭지점 중에서 최대값인 꼭지점을 찾는다. 자기상관 함수의 원리상 신호가 뒤쪽으로 갈수록 줄어들기 때문이다. 자기상관 함수의 평균값을 $C_{AVERAGE}$, 최대값을 C_{MAX} , 그리고 임계값을 $C_{THRESHOLD}$ 라고 하면 이 임계값은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$C_{THRESHOLD} = a C_{MAX} + (1 - a) C_{AVERAGE} \quad \text{식(1-4)}$$

여기서 a 는 무게 상수이다. 본 연구에서는 실험적으로 a 값을 0.469로 사용하였다. 자기상관함수를 계산한 다음에는 태아 심음의 주기를 추정한다. 이렇게 찾은 태아 심음의 주기는 분당 태아 심박동수로 변환된다. 이렇게 구해진 심박동수에는 태아의 움직임 같은 잡음에 의해 잘못 구해진 것도 있을 것이다. 따라서 이런 경우를 제거하기 위해 MEDIAN 필터를 사용한다. MEDIAN 필터의 원리는 수많은 데이터 중에 가장 빈도수가 많은 것은 고르는 것이다. 본 논문에서는 0.5초에 100번 심박동수를 계산하므로 그 100개의 심박동수중에 가장 많은 빈도수를 가진 것을 골라내어 이 데이터를 메모리에 저장한다. PC에서는 디지털 신호 처리기의 메모리에서 심박동수를 읽어서 처리하게 된다.

2. 태아 심음 분석 알고리즘

기본적으로 태아심음과 자궁수축 및 태동수신 자료 수신은 분당 60번으로 하여 모든 계산식이 이루어진다. 기록손실의 기준으로는 FHR의 point와 point 간의 차이가 20bpm(beat per minute) 이상일 때와 절대값이 40bpm이하이거나 200bpm이상일 때 FHR수치를 0으로 처리한다. 그리고 FHR의 최대값과 최소값은 각각 200bpm과 50bpm으로 한다.

2.1 기초자료분석

① Time interval T.A.T : $t_2 - t_1$ (t_1 = Time interval start, t_2 = Time interval end)

② Signal loss count S.L :

$$\frac{\text{signal loss count}}{(Q - t_1)} \cdot 100(\%)$$

(signal loss count : FHR의 값이 0으로 처리되는 개수)

③ Mean Baseline FHR(bpm) M.B :

$$\frac{\sum_{i=t_1}^{t_2} FHR_i}{(Q - t_1 - slc)} \quad (\text{slc : signal loss count})$$

④ 기본 태아 심박동수의 Standard Deviation

$$S.D : S.D = \sqrt{\frac{\sum_{i=t_1}^{t_2} FHR_i - M.B}{(Q - t_1 - slc)}}$$

⑤ Fetal movement는 산모가 누르는 신호발생기에 의하여 수신되고 출력 상에 화살표로 나타난다.

2.2 변이도(Variability) 분석

각 FHR의 point를(1분에서 마다, 즉60bpm)pulse interval(단위는 ms)로 표시한 것의 표준편차를 구한후, 다시 관찰시간에서의 각 분 값의 전체평균

- ① 각 1분간의 평균 FHR을 구한다.
- ② 각 1분간의 FHR의 standard deviation 합을 구한다.
- ③ 관찰시간에서의 standard deviation 합을 구한다.
- ④ Root Mean Square(R.M.S) : 관찰시간에서의 각 분 값의 전체평균

3.3 기타 분석

- ① 선행 기본 태아 심박동수(Pre-Mean Baseline FHR : P.M.B)
 - 관측시간 건행 10 분을 계산 범위로 한다.

$$P.M.B : \frac{\sum_{i=1}^{10} FHR_i}{(600 - slc)} \quad 600 : 10분간$$

수신된 FHR point 수

- ② 태아 심박동수의 증가(FHR Acceleration)

: FHR Acceleration의 기본개념

- 증가된 bpm 및 지속시간(second)에 따라 다음의 4가지 조합으로 분류할 수 있다.

1. 10 bpm, 10 seconds
2. 10 bpm, 15 seconds
3. 15 bpm, 10 seconds
4. 15 bpm, 15 seconds

각 4경우에 대한 각각의 숫자를 구하되 판정기준은 선행 10분간의 Baseline FHR을 기준으로 한다.

- 계산논리

선행 기본 태아 심박동수(P.M.B) 수치보다 증가하였다가 다시 P.M.B에 이르는 시간이 10초 또는 15초 이상이면 계산을 시작한다. 10 또는 15초 이상 일 경우 그 해당 경우의 전체평균을 우선 계산하는데 전체 평균이 P.M.B의 반이상이 되면서 해당시간의 가장 높았던 FHR의 수치 각각 10bpm 기준시 P.M.B FHR + 10 bpm, 15 bpm 기준시 P.M.B FHR + 15 bpm에 도달할 때를 1개 Acceleration으로 계산한다.

3. 프로그램 구성도

그림 1 에는 디지털 신호 처리기 프로그램의 전체 구성도를 나타내고 있고 그림 2 에서부터 그림 6 까지는 각 모듈별 구성을 나타냈다.

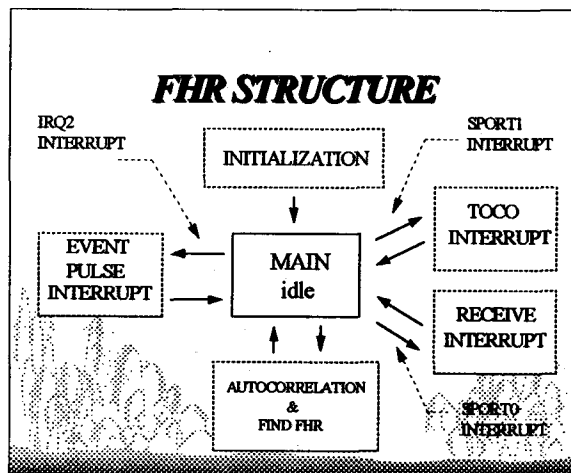


그림 1 전체 구성도

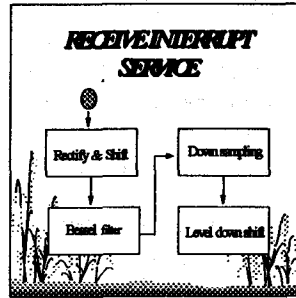


그림2 RECEIVE 모듈

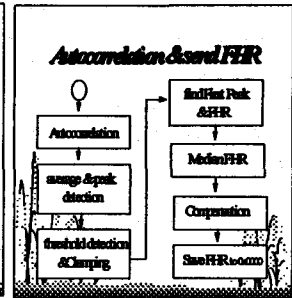


그림3 AUTOOCO 모듈

4. DSP 어셈블리 프로그램 결과 그래프

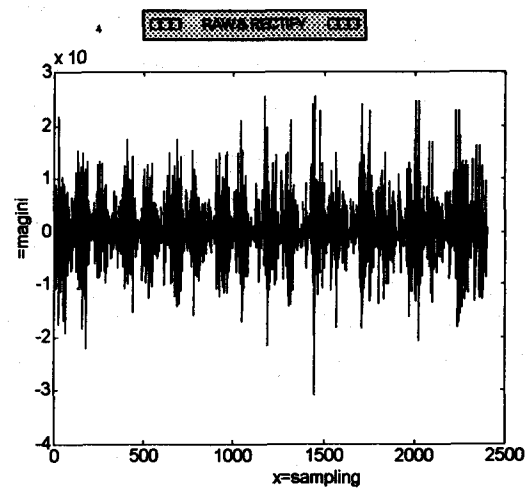


그림 4. 초음파 도플러 신호

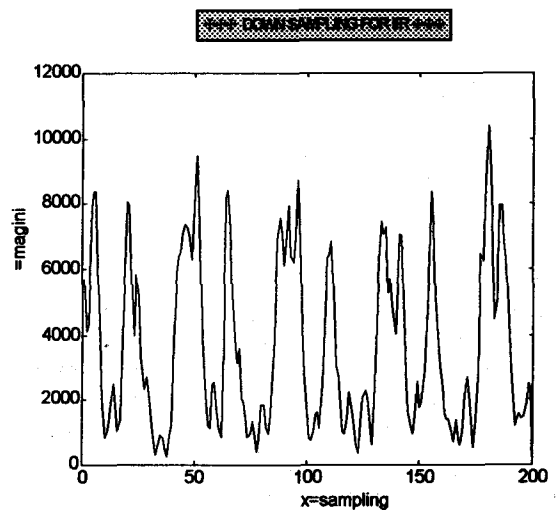


그림 5. 1/12 로 DOWN SAMPLING 한 후 그래프

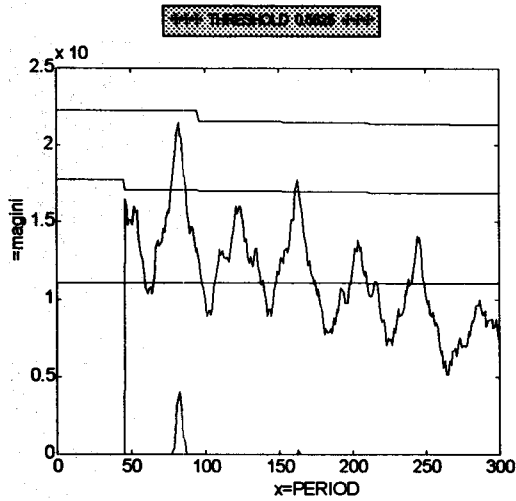


그림 6. 심박동수를 구하기 위한 THRESHOLD 그래프

[4] M. F. Docker, "Doppler ultrasound monitoring technology," *British Journal of Obstetrics & Gynaecology*, vol. 100, Supplement 9, pp. 18-20, March 1993

[5] C. W. G. Redman, "Communicating the significance of the fetal heart rate record to the user," *British Journal of Obstetrics & Gynaecology*, vol. 100, Supplement 9, pp. 28-31, March 1993

결론

본 논문에서는 종래에 사용하던 고가의 전자 태아 감시장치의 기능을 발휘하며, 태아의 심박동수로부터 태아의 건강 상태를 알 수 있도록 자동적으로 온라인 분석하는 기능을 갖는 전자 태아 심음 감시장치를 개인용 컴퓨터와 디지털 신호 처리기를 이용하여 구현하였다. 특히 자기상관 함수의 순회형 알고리즘과 MEDIAN 필터를 사용하여 계산량을 줄이고 정확성을 높였다. 또한 산과의가 보다 정확한 진단을 하기 위한 분석알고리즘을 추가하여 임상에 보다 신뢰성 있는 진단을 도모하였다.

그러나 산모나 태아의 움직임 등에 기인한 열악한 초음파 도플러 신호로부터는 정확한 태아의 주기를 찾지 못 하였는데 이 때의 태아 심박동수는 보상알고리즘에서 신호 손실(Signal loss)로 처리되어 온라인 분석에서 제외된다.

앞으로의 과제는 태아 심박동수와 자궁수축압과의 관계를 분석, 연구하여 다양한 정보를 얻음으로써 태아의 상태를 보다 정확히 알아내는 것으로 사료된다.

참고 문헌

[1] Divon MY et.al., "Aytocorrelation 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, 1938

[3] G. D. Fawes, "The fetal ECG: accuracy of measurements," *British journal of Obstetrics & Gynaecology*, vol. 100, Supplement 9, pp. 15-17, March 1993.

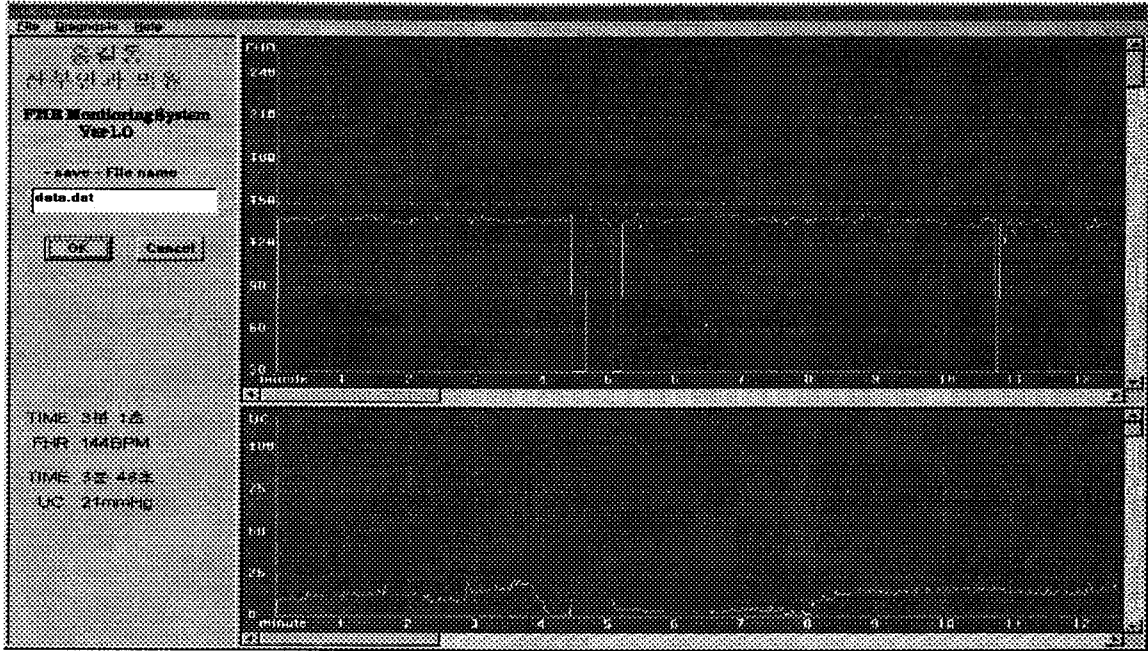


그림 7. 태아심음장치 프로그램

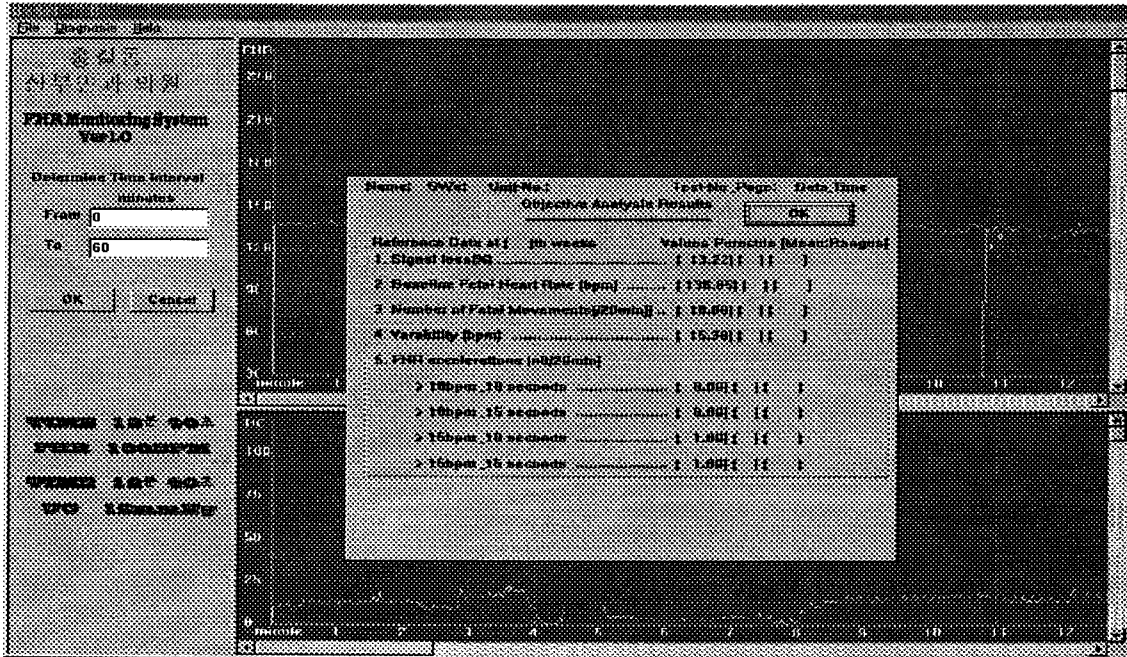


그림 8. 분석 프로그램