

고해상 피치 검출 알고리즘을 적용한 실시간 태아 심음 감시시스템에 관한 연구

이응구·이두수

=Abstract=

A study on the real time fetal heart rate monitoring system by high resolution pitch detection algorithm

Eung-Goo Lee · Doo-Soo Lee

Despite the simplicity of processing, a conventional autocorrelation function (ACF) method for the precise determination of fetal heart rate (FHR) has many problems. In case of weak or noise corrupted Doppler ultrasound signal, the ACF method is very sensitive to the threshold level and data window length. It is very troublesome to extract FHR when there is a data loss. To overcome these problems, the high resolution pitch detection algorithm was adopted to estimate the FHR. This method is more accurate, robust and reliable than the ACF method. With a lot of calculation, however, it is impossible to process real time FHR estimation. This paper is presented a new FHR estimation algorithm for real time processing and studied the real time FHR monitoring system by high resolution pitch detection algorithm.

Key words :

서 론

태아의 박동수 검출 방법은 고전적으로 산모의 체외로 전달되는 태아 심음을 이용하는 방법과 자궁 속의 태아에 직접 전극을 삽입하여 얻어지는 전기적인 신호의 주기를 측정해서 얻는 방법 등이 있다. 그러나 후자의 직접적인 방법은 침습적인 방법 (Invasive method)으로서 복잡한 시행과정과 위험을 수반하기 때문에 특별한 경우 외에는 행하지 않고 체외에서 측정하는 간접적인 방법이 많이 쓰여지고 있다. 이 간접적인 방법에는 태아 심음의 직접적인 증폭을 통한 방법과 초음파의 도플러 효과를 이용하는 방법이 있으나 도플러 효과를 이용한 방법이 최근에는 주중

을 이루고 있다.

근간에는 자기상관 함수 (Autocorrelation function)를 이용하는 방법이 많이 쓰여지고 있다¹⁻⁷⁾. 그러나 이 방법은 자기상관 함수에서 심음 주기를 찾을 때 일정한 레벨 이상의 피크중 첫 번째 피크를 찾는 방법이기 때문에 레벨의 설정에 따라 또는 태아 심음의 상태에 따라 심음 주기 측정오차가 나타나며 창 의 크기 (Window size)가 길어야 정확한 주기를 구할 수 있으나 변화에 대한 응답시간이 길어지는 단점이 있다. 그러므로 태아 심음 주기의 미세한 변화를 찾음으로서 궁극적으로 태아의 건강상태도 알 수 있는 데에는 미치지 못하며 또한 전체적인 심음 주기 측정오차도 피할 수 없다. 또한 적당한 신호대 잡음비 (SNR)에서

한양대학교 공과대학 전자공학과

Dept. of Electronic Engineering, Hanyang University.

본 논문은 1993년도 한국학술진흥재단의 공모과제 연구비에 의하여 연구되었음

통신저자: 이응구, (133-791) 서울시 성동구 행당동 산17번지, Tel. (02) 290-0358, Fax.

는 자기상관 함수 법으로도 정확한 심음 주기를 찾을 수 있으나, SNR이 낮거나 신호의 손실이 있을 때 ACF는 부적합하다. 불행히도 이와 같은 상황이 임상에서는 빈번히 발생한다. 특히 임신 34주 이내의 태아에서 태아의 움직임으로 FHR의 변화가 심할 때, 신호의 손실이 많이 나타난다. 기존 ACF의 단점을 요약하면 다음과 같다. 1) 성능평가는 Data window length와 신호의 SNR에 의존한다. Window length가 길면 길수록 좋은 결과를 가져오나 주기 변화에 따른 응답이 늦어지게 된다. 2) 적당한 Window 설정에 어려움이 존재한다. 어떠한 Window를 설정하더라도 Window의 효과가 ACF Index가 증가함에 따라 점차 영으로 감소하게 된다. 3) 주기결과는 데이터 손실에 큰 영향을 받는다. 4) 첫 번째 피크는 특히 신호의 SNR이 낮을 때 Threshold level에 민감하다.

이와 같은 문제점을 해결하고 정확한 태아 심음을 추출하는데 고해상 피치검출 알고리즘을 적용한다⁸⁻¹⁰⁾. 이 방법은 ACF 보다 정확한 피치주기를 찾고 있으나 계산량이 많아 실시간 처리에 부적합하다. 본 논문에서는 고해상 피치검출 알고리즘에서 연산량을 줄이기 위한 새로운 알고리즘을 제안하고¹¹⁾ 이 알고리즘이 기존의 신호처리 전용 프로세서에 적합한 알고리즘임을 보이고, 태아의 심음과 자궁압력을 추출한 데이터의 표시 및 해석을 담당하는 소프트웨어로 구성된다. 디지털 신호처리 하드웨어는 기존의 태아 심음 추출 알고리즘보다 정확하게 태아의 박동수를 추출하는 알고리즘을 담고 있으며 추출된 태아 심박동수와 산모의 자궁 압력에 관한 정보는 PC로 전송한다. PC에서는 임상의에게 편리성을 제공하는 Windows환경에서 그래픽으로 데이터의 표시와 임상에서 필요한 분석, 그리고 환자의 데이터 베이스를 구축할 수 있도록 하였다. 또한 Windows환경에서 작성된 다른 응용 프로그램과 데이터 공유가 가능하도록 작성되어 데이터 관리 및 유지가 간편하도록 하였다.

고해상 태아 심음 추출

태아 심음 샘플 $S[n_1:n_2]$ ($1 \leq n_1 < n_2$)의 벡터를 다음과 같이 정의한다.

$$S[n_1:n_2] \equiv (S_{n_1}, \dots, S_{n_1+k}, \dots, S_{n_2})^T; k=0, 1, \dots, n_2-n_1$$

$$S_i = S(t+t_0)|_{t=(i-1)T}; i=1, 2, \dots \quad (1)$$

두개의 n차원 벡터 $X_n(i_0) = (x_1, \dots, x_i, \dots, x_n)^T$ 와 $Y_n(i_0) = (y_1, \dots, y_i, \dots, y_n)^T$ 로 변형해서 표현한다.

표 1. 메모리 데이터 할당

Table 1. Assignment of memory data

N_{min}	N_{min+1}	N_{min+2}	N_{min+3}	...	N_{max}
$(X \cdot Y)_{N_{min}}$	$(X \cdot Y)_{N_{min+1}}$	$(X \cdot Y)_{N_{min+2}}$	$(X \cdot Y)_{N_{min+3}}$...	$(X \cdot Y)_{N_{max}}$
$ X _{N_{min}}$	$ X _{N_{min+1}}$	$ X _{N_{min+2}}$	$ X _{N_{min+3}}$...	$ X _{N_{max}}$
$ Y _{N_{min}}$	$ Y _{N_{min+1}}$	$ Y _{N_{min+2}}$	$ Y _{N_{min+3}}$...	$ Y _{N_{max}}$

$$X_n(i_0) = S[1:n], \quad Y_n(i_0) = S[n+1:2n] \quad (2)$$

여기서 i_0 은 시간첨자 t_0 에 대한 샘플첨자이다. $t=t_0$ 에서 최적 정수주기 N_0 은 정규이산자승오차함수의 최소화로 구해진다.

$$N_0 = \underset{n, a(t_0) > 0}{\operatorname{argmin}} \left\{ C = \frac{\sum_{j=1}^n [x_j - a(t_0)y_j]^2}{\sum_{j=1}^n x_j^2} \right\} \quad (3)$$

실질적인 주기값 N_0 은 $N_{min} \leq n \leq N_{max}$ 범위에 대하여 구한다. 태아 심음 주기가 1.5~3Hz 사이의 값을 갖으므로 샘플주기 $F_s = 2400\text{Hz}$ 일 때, N_{min} 은 800 (2400/3)이고 N_{max} 은 1600 (2400/1.5) 이다. 식 (3)의 최적화는 X_n 과 Y_n 의 상호상관계수 $\rho_n(X_n \cdot Y_n)$ 를 $[N_{min}, N_{max}]$ 에서 최대 값으로 구한다.

$$N_0 = \underset{n}{\operatorname{argmax}} \rho_n(X_n \cdot Y_n) \quad N_{min} \leq n \leq N_{max} \quad (4)$$

$\rho_n(X_n \cdot Y_n) = (X_n \cdot Y_n) / |X_n| \cdot |Y_n|$ 이고, $(X_n \cdot Y_n)$ 는 벡터의 내적이며, $|X_n|$ 와 $|Y_n|$ 는 벡터의 Norm을 나타낸다¹⁰⁾. 상호상관계수 $\rho_n(X_n \cdot Y_n)$ 은 n 이 N_{min} 에서 N_{max} 까지 벡터의 내적과 Norm을 계산하는데 이때 내적과 Norm값은 매 샘플마다 반복해서 계산해야 한다.

실시간 태아 심음 추출 알고리즘

II장에서 구한 태아 심음은 반복 연산으로 계산량이 많아지게 된다. 이와 같은 반복 연산을 효율적으로 줄이기 위한 알고리즘을 제시한다. 처음 2 N_{max} 의 데이터로부터 피치를 구할 때, N_{min} 에서 N_{max} 까지 $(X_n \cdot Y_n)$, $|X_n|$, 그리고 $|Y_n|$ 의 모든 값을 표 1 과 같이 저장한다. 새로운 데이터가 입력되면 $(X_n \cdot Y_n)$, $|X_n|$, 그리고 $|Y_n|$ 의 값을 N_{min} 에서 N_{max} 까지 계산하게 된다. 이 때 $(X_n \cdot Y_n)$, $|X_n|$, 그리고 $|Y_n|$ 의 값은 새로운 데이터를 제외한 나머지 부분에

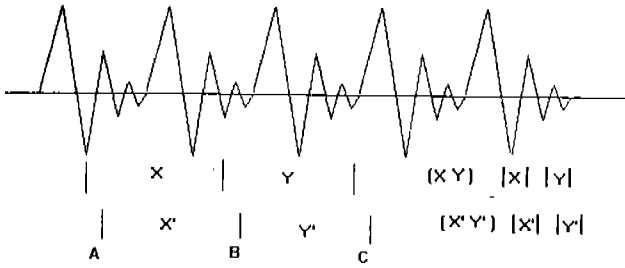


그림 1. 도플러 입력신호
Fig 1. Doppler input signal

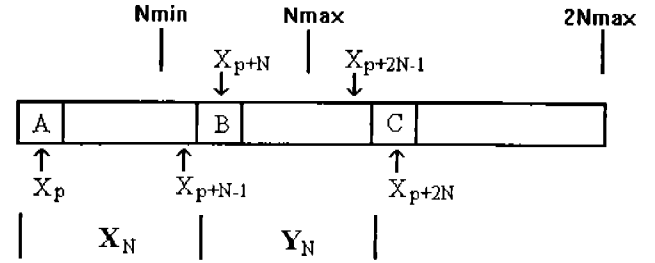


그림 2. 입력 데이터 버퍼 할당
Fig. 2. Assignment of input data buffer

서 이미 앞에서 구한 것과 중복된다. 이와 같은 중복된 연산을 줄이기 위하여 이전에 구한 값들을 저장하고 새로 갱신되는 값만 계산하여 저장한다.

갱신된 값을 계산하는 식은 다음과 같다. 그림 1과 같이 입력된 도플러 신호를 이전에 계산된 세그먼트 X , Y 와 현재 세그먼트 X' , Y' 로 표시한다.

그림 1에서 현재의 벡터 내적 $(X \cdot Y)'$ 은 식 (5)와 같이 이전 벡터 내적 $(X \cdot Y)$ 값에서 첫 번째 값 $A \cdot B$ 를 제외한 나머지 값은 동일하므로 이전의 $(X \cdot Y)$ 값에서 $A \cdot B$ 를 빼고 새로운 값 $B \cdot C$ 를 더해서 구한다.

$$\begin{aligned} (X \cdot Y)' &= (X \cdot Y) - A \cdot B + B \cdot C \\ &= (X \cdot Y) + B(C - A) \end{aligned} \quad (5)$$

또한 Norm $|X|'$ 과 $|Y|'$ 는 같은 방법으로 식 (6) 과 식 (7)으로 표현되며, 이전의 값에서 제외되는 부분을 빼고 새로운 값을 더함으로써 구한다.

$$|X|' = \sqrt{|X|^2 - A^2 + B^2} \quad (6)$$

$$|Y|' = \sqrt{|Y|^2 - B^2 + C^2} \quad (7)$$

갱신된 새로운 값에 대한 상호상관함수 값은 식 (8)으로 구한다.

$$\rho' = \frac{(X \cdot Y)'}{|X|' \cdot |Y|'} \quad (8)$$

입력된 데이터는 $2N_{max}$ 크기의 버퍼에 저장하고 처음 $2N_{max}$ 데이터에 대하여 세그먼트 X , Y 의 크기를 N_{min} 에서 N_{max} 까지 변화하면서 각각의 벡터 내적 $(X \cdot Y)$, Norm

$|X|$ 와 $|Y|$ 를 계산하여 표 1에서와 같이 메모리에 저장한다. 그림 2와 같이 입력 데이터 버퍼를 할당하면 해석구간을 $2N_{max}$ 로 하고 매 번 데이터가 입력될 때 전체 데이터를 이동하지 않고 데이터 포인터 X_p 를 증가시키면서 입력된 데이터를 저장한다. 데이터 포인터 X_p 는 $2N_{max}$ Modular 연산을 한다.

$2N_{max}$ 입력 데이터 버퍼로부터 N_{min} 에서 N_{max} 까지 갱신된 값을 계산하는 수식은 다음과 같이 표현된다.

$$(X \cdot Y)'_N = (X \cdot Y)_N + X_{p+N}(X_{p+2N} - X_p) \quad (9)$$

$$|X|'_N = \sqrt{|X|^2_N - X^2_p + X^2_{p+N}} \quad (10)$$

$$|Y|'_N = \sqrt{|Y|^2_N - X^2_{p+N} + X^2_{p+2N}} \quad (11)$$

입력신호 한 샘플이 $2N_{max}$ 입력 버퍼에 들어 올 때마다 식 (9)에서 식 (11)으로부터 N_{min} 에서 N_{max} 까지 갱신한 값을 표 1과 같이 메모리에 저장하고 식 (8)으로 각각의 상호상관계수를 구하고 그 중 가장 큰 값으로 태아 심음 주기를 구한다.

태아 심음 주기를 찾는 실시간 처리 알고리즘의 흐름도는 그림 3과 같다. 입력 데이터 $2N_{max}$ 의 해석구간에서 N_{min} 에서 N_{max} 까지 각각의 벡터 내적 $(X \cdot Y)$, Norm $|X|$ 와 $|Y|$ 값을 메모리 할당 영역에 저장하고, 각각의 상관계수 값을 구하여 그중 최대 값을 갖는 N 값으로 초기의 심음 주기를 찾는다. 이후 새로운 입력 데이터가 들어오면 초기 심음 주기를 구하는 것과 같이 벡터 내적 $(X \cdot Y)$, Norm $|X|$ 와 $|Y|$ 을 모든 데이터에 대하여 값을 구하는 것이 아니라, 메모리에 할당된 각각의 값들을 이용하여 실시간 처리 알고리즘에 따라 새로운 벡터 내적 $(X \cdot Y)'$, Norm $|X|'$ 와 $|Y|'$ 값들을 각각 구하고 메모리에 Update 한다.

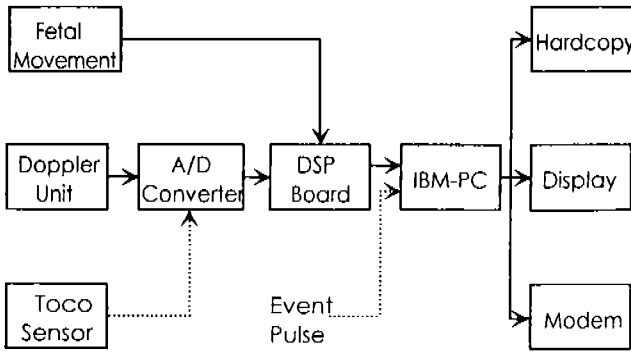


그림 3. 태아 심음 감시장치의 구성도
Fig. 3. Overall system block diagram of FHR monitoring system

본 연구에서 사용한 태아 심음 감시장치의 전체 블록도는 그림 3과 같다. 초음파 도플러 장치는 2Mhz의 초음파를 산모의 배로 발사하고, 산모의 체내 연 조직을 통과하여 태아의 심장에서 반사되어 돌아오는 초음파를 받아 전기적 신호로 변환한다. 이때 체내의 연 조직이 발사된 초음파의 진행 방향에 대해 움직이지 않는다면 반사되어 돌아오는 초음파 역시 발사된 초음파의 주파수와 같은 2 Mhz이지만 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 가청영역에 있으므로 간단한 오디오 증폭기로 증폭하면 쉽게 들을 수 있다. 이 신호를 도플러 신호라고 한다.

이렇게 얻어진 초음파 도플러 신호에서 태아 심음의 주기 즉 분당 심박동 수를 구하기 위한 과정을 그림 4에 나타내었다. 이 과정을 실행하려면 우선 PC에서 윈도우용 태아 심음 감시시스템 프로그램을 실행하여 ADSP2101 (Analog device사 DSP chip)칩의 어셈블리어 프로그램을 DSP 보드의 프로그램 메모리에 저장한다. 저장된 DSP 프로그램은 필요할 때 실행되며, 우선 DSP 칩의 메모리와 I/O 그리고 A/D, D/A 변환기의 일종인 CODEC 칩을 초기화한다. 초음파 도플러 신호는 DSP 보드내에 장착된 TI (Texas Instrument)사의 TLC32044 CODEC칩을 이용하여 데이터 길이 14비트, 샘플링 주파수 2400 Hz로 A/D변환된다. 변환된 초음파 도플러 신호는 DSP 보드의 ADSP2101의 내장 시리얼 포트를 통해 DSP칩 내부로 들어간다. 그런 다음 이 초음파 도플러 신호의 윤곽선을 얻기 위해 전파 정류와 차단 주파수 10 Hz의 2차 저역통과 Bessel 디지털

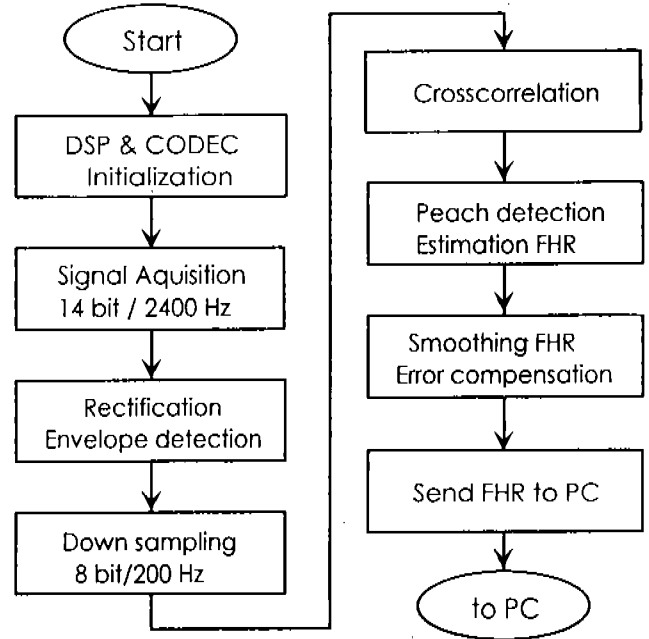
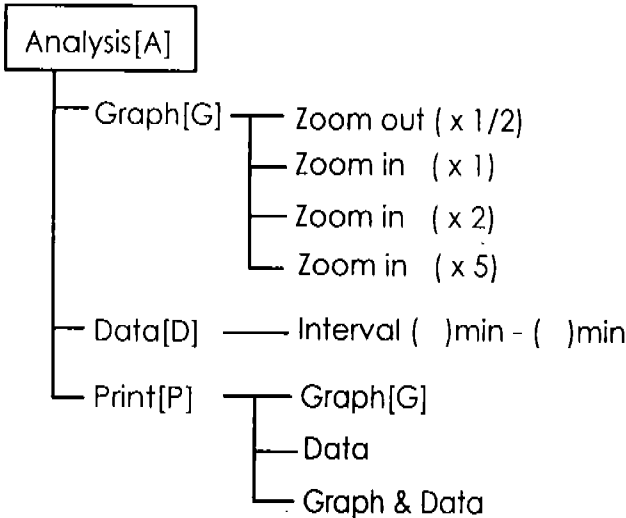
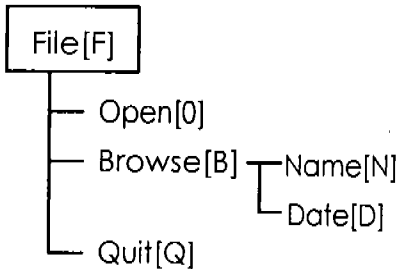
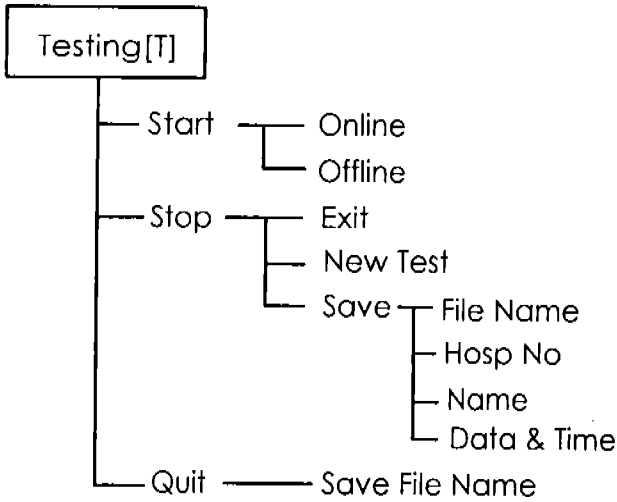


그림 4. 디지털 신호처리 프로그램의 흐름도
Fig. 4. Flow graph of digital signal processing software

필터를 실행한다. 이때 초음파 도플러 신호의 위상 지연은 바로 태아 심음 주기의 변화를 의미하기 때문에 필터의 위상 응답에 최대한의 선형성 보장하는 Bessel 필터를 사용했다. 이렇게 전파정류와 디지털 필터링된 신호를 샘플링 주파수 200Hz로 Down 샘플링하여 $N_{max} = 256$ 즉 256개의 데이터를 가지고 50부터 300까지의 시간지연에 대해 심음 주기를 찾는다. 시간지연을 50부터 300까지 한 이유는 샘플링 주파수가 200 Hz일 때 시간지연 50은 태아의 분당 심박동수 $(200/50) \times 60 = 240$ bpm (beat per minute)에, 시간지연 300은 심박동수 $(200/300) \times 60 = 40$ bpm에 각각 해당하며, 태아 심박동수는 40 bpm에서 300 bpm 사이에 값을 갖기 때문이다.

이렇게 찾은 태아 심음의 주기를 분당 태아 심박동수로 변환하여 DSP보드의 메모리에 저장한다. 이렇게 구한 태아 심박동수는 DSP칩 내부의 타이머를 이용해서 매 태아 심음 주기마다 인터럽트를 걸어 PC의 I/O번지에 써넣어진다. 이때 PC에 인터럽트가 요구되고 PC의 인터럽트 처리 프로그램은 이 값을 읽어내어 PC의 메모리에 저장한다. 이렇게 PC로 보내진 태아 심박동수는 필요한 때에 윈도우 프로그램에 의해 그래픽 표시, 프린터와 플로터 출력, 데이터 해석, 디스크 저장과 통신 등의 목적에 이용된다.



PC에 전송하고 화면상에 표시한다.

태아 심음 검사 판독시스템의 PC 윈도우용 프로그램의 구성은 다음과 같다.

검사(Testing), 화일(File)과 판독(Analysis)은 주메뉴로 Icon과 Hot key로 설정되어 마우스로 해당 Icon을 선택하거나 키입력으로 바로 들어갈 수 있다. 주메뉴의 나머지 항목들은 각각의 부메뉴로 설정되어 있다. 검사의 시작에는 임상에서 직접 검사시 On-line 상태에서 동작하거나, 이미 기록된 데이터를 가지고 처리하는 Off-line 상태에서 동작하는 두 가지로 구분하여 처리하도록 하였다. 화일은 환자의 데이터 베이스를 구축하여 환자관리를 효율적으로 할 수 있도록 하였다. 환자의 자료는 환자이름, 환자등록번호 또는 환자진료일로 찾을 수 있도록 하였다. 또한 판독에서는 임의의 판독구간을 설정하여 임상에서 필요하여 여러 자료들을 처리할 수 있도록 하였다.

처리된 자료는 그래픽 화면에서 임의의 크기로 확대 또는 축소하여 볼 수 있도록 하였다. 데이터 해석은 일정한 구간을 몇 분에서 몇 분까지 설정할 수 있고, 그 구간에서 임상에 필요한 여러 정보를 처리한다. 데이터의 프린터 출력은 그래픽 표시와 해석 데이터를 출력하게 된다. 그래픽 표시와 해석 데이터의 프린터 출력은 각각을 출력할 수도 있고, 동시에 출력할 수도 있다.

실험 및 검토

기존의 고해상 피치 알고리즘과 제안된 알고리즘 사이의 계산량을 비교하기 위하여 $2 N_{max}$ 데이터 구간에서 샘플과 덧셈에 계산량을 각각 구한다. 두 벡터 세그먼트 X , Y 의 Norm 과 상호상관계수의 값은 두 세그먼트의 길이 N_{min} 에서 N_{max} 까지 기존 방법과 제안된 알고리즘을 계산한다. 기존의 알고리즘은 벡터 세그먼트가 증가함에 따라 연산량도 증가하는 반면, 실시간 처리 알고리즘은 각각의 벡터 세그먼트에서 일정한 연산량을 갖으므로 실시간 처리 알고리즘이 기존의 비해 계산량이

$$\sum_{N=N_{min}}^{N_{max}} 3N = \frac{3}{2}(N_{max} - N_{min})(N_{max} + N_{min})$$

$$\sum_{N=N_{min}}^{N_{max}} 7 = 7(N_{max} - N_{min} + 1)$$

산모는 음향자극에 의한 태아의 태동을 느낄 때 스위치를 누르고, 이 신호는 DSP 보드에 인터럽트를 걸어 태아의 움직임이 있음을 PC에 전송한다. PC에서는 이 신호를 받아서 화면상에 표시하게 된다. 자궁수축은 산모의 복부에 부착된 압력 센서로부터 산모의 자궁수축이 있을 때, 압력 변화에 대한 값을 DSP 보드의 A/D 변환기를 거쳐

으로 많이 줄어들음을 알 수 있다. 그러나 이것은 한 해석 구간($2 N_{max}$)에서만 비교한 값이며, 샘플 입력이 계속될 때는 기존의 알고리즘에 비해 제안된 실시간 처리 알고리즘이 현저히 줄어들음을 알 수 있다.

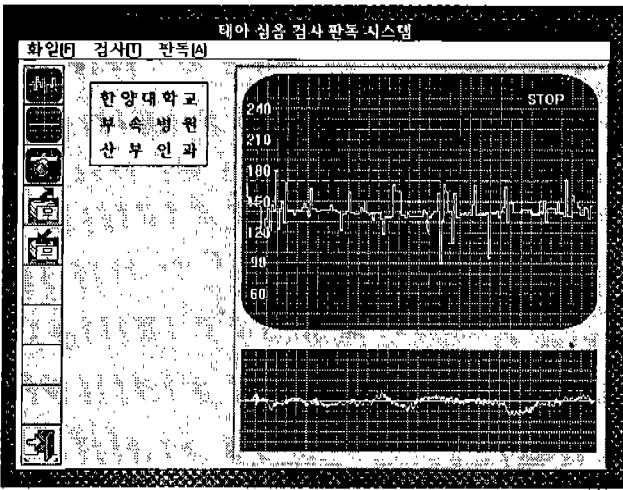


그림 5. (a) Fig. 5. (a)

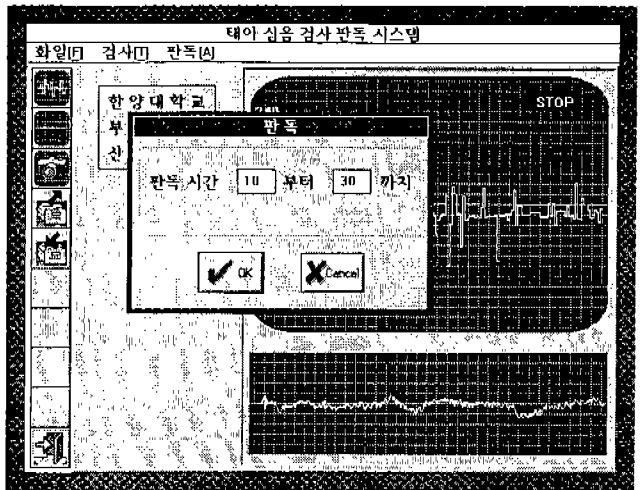


그림 5. (b) Fig. 5. (b)

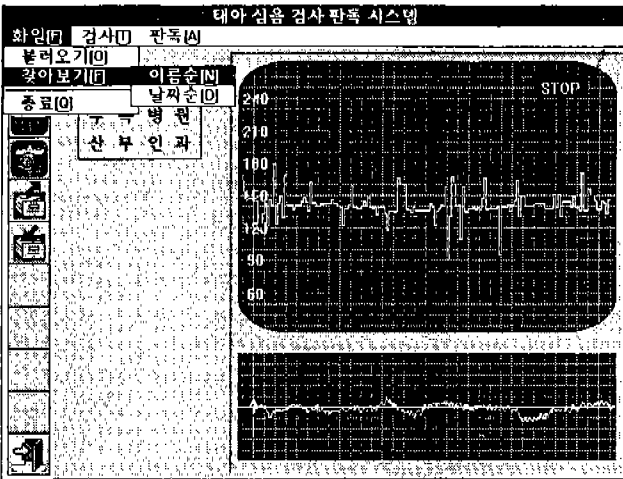


그림 5. (c) Fig. 5. (c)

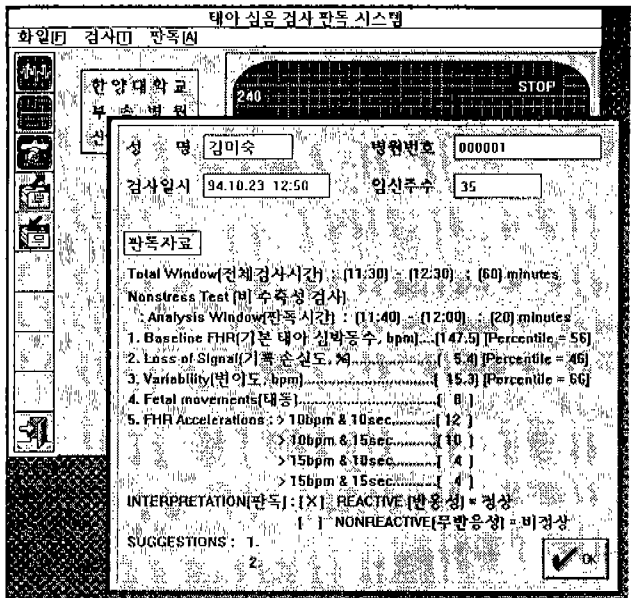


그림 5. (d) Fig. 5. (d)

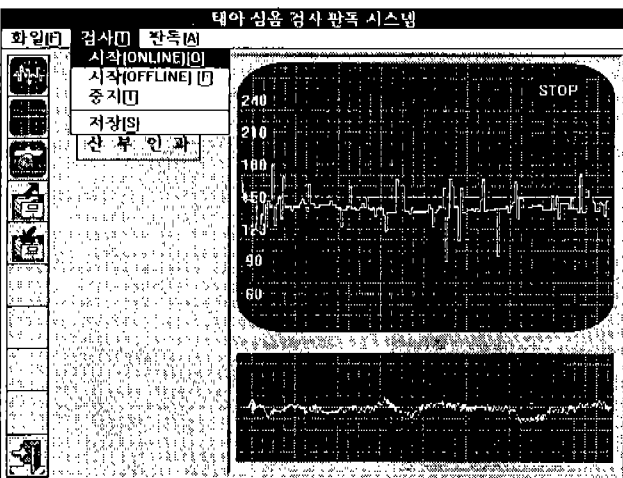


그림 5. (e) Fig. 5. (e)

그림 5. 태아 심음 판독 시스템의 처리.

- (a) 전체 화면 표시 (b) 파일 메뉴
- (c) 검사메뉴 (d) 판독메뉴 (e) 판독 결과

Fig. 5. Processing of FHR analysis system.

- (a) Overall graphic display (b) File menu
- (c) Testing menu (d) Analysis menu
- (e) Analysis result

심음 주기 판독 결과에 대한 비교와 검증은 위하여 기존의 임상에서 사용되고 있는 시스템의 도플러 신호 입력 단에서 신호를 DAT(Digital Audio Tape)로 녹음하고 기존의 시스템에서의 심음 주기를 그래프로 출력하였다. 제안된 DSP board system에서 A/D 변환기를 통해 DAT의 도플러 신호를 입력하여 처리한 결과를 기존의 것과 비교하고 검증하였다.

그림 5의 (a)는 태아 심박동수의 변화를 그래픽으로 표시하고, PC그래픽 표시 환경을 나타낸다. 이 그래픽 표시는 DSP 보드에서 보내진 태아 심박동수와 자궁압력에 관한 정보를 표시한다. 그림 5의 (b)는 화일 메뉴를 나타내며 환자의 자료를 불러오거나 자료를 이름순 또는 날짜순으로 찾는다. 그림 5의 (c)는 검사 메뉴로 On-line 또는 Off-line으로 동작한다. On-line은 임상에서 산모로부터 직접 자료를 읽고 태아 심박동수를 처리하여 화면상에 표시한다. 동작시 필요한 자료를 참조할 때 일시정지하고 자료를 저장할 수 있다. 기존의 태아 심음 장치에서 포플러 신호만 기록된 자료를 읽어들이 처리하는 것은 Off-line으로 한다. 그림 5의 (d)는 판독메뉴에 관한 그래픽 화면표시를 나타낸 것이다. 분석이 필요한 구간을 선택할 수 있다. 본 연구에서는 PC의 데이터 해석 프로그램이 태동(fetal movement), 음향자극(acoustic stimulation)과 태아 심박동수로부터 태아의 건강 상태를 판단하는 기준이 되는 정보를 표시한 것은 그림 5의 (e)와 같다. 태아 심박동수는 알고리즘에 따라 처리한다. 신호의 손실은 상관계수의 문턱치=0.85 이하일 때 발생하고 전체 분석 구간에 대한 신호의 손실도를 계산한다. 심박동수의 변이도는 분석 구간에서의 심박동수의 변화폭으로 계산한다. 태동은 태아의 움직임을 산모가 느낄 때마다 보내온 값을 누적하여 계산한다. 분석된 자료를 가지고 의사는 판독 결과와 소견을 서술한다. 지금까지는 전자 태아 감시장치의 그래프 출력으로부터 태아의 건강 상태를 의사의 주관적으로 판단하였으나 이러한 프로그램으로 객관적인 판단이 가능하다.

결 론

본 연구에서는 기존의 태아 심음 알고리즘의 문제점을 보완한 고해상 태아 심음 알고리즘의 실시간 처리를 위한 알고리즘과 실시간 태아 심음 감시시스템에 관하여 연구하였다. 이 알고리즘은 고해상 태아 심음 주기 알고리즘의 과다한 연산량을 효율적으로 줄일 수 있는 알고리즘으로

기존의 신호처리 전용 프로세서를 이용하여 실시간 처리가 가능하며, 데이터 메모리의 효율적인 관리와 태아 심음의 주기적 특성을 고려하여 실시간 태아 심음 감시시스템을 개발하였다. 또한 얻어진 태아 심박동수로부터 태아의 건강 상태를 알 수 있도록 자동적으로 분석하는 소프트웨어를 윈도우 환경에서 프로그래밍하여 사용자가 편리하도록 하였으며, DSP 보드를 사용하여 심박동수를 구하고 PC는 이것을 그래픽 표시하고 분석하는 일을 수행함으로써 그 역할을 분담하였다.

참 고 문 헌

1. M. J. Ross et al., "Average magnitude difference function pitch extractor," IEEE Trans., Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-22, pp. 353-362, Oct. 1974.
2. L. R. Rabiner et al., "A comparative performance study of several pitch detection algorithms," IEEE Trans., Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-24, no. 5, Oct. 1976.
3. L. R. Rabiner, "On the use of autocorrelation analysis for pitch detection," IEEE Trans., Acoust., Speech, Signal Processing, vol. ASSP-25, no. 1, Feb. 1977.
4. Divon MY et al., "Autocorrelation techniques in fetal monitoring," Am J Obstet & Gynecol, vol. 151, pp. 2-6, 1985.
5. Amato JC, "Fetal heart rate monitoring," Am J Obstet & Gynecol, vol. 147, pp. 967-969, 1983.
6. 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.
7. 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.
8. Y. Medan et al., "Super resolution pitch determination of speech signals," IEEE Trans., Signal Processing, vol. 39, no. 1, pp. 40-48, Jun. 1991.
9. Sun I. Kim, Eung G. Lee, Yong H. Lee and Doo S. Lee, "Fetal heart rate estimation using high resolution pitch detection algorithm," Proceedings of the 15th annual international conference of the IEEE EMBS, part 2, pp. 783-784, oct. 1993.
10. 이응구, 이두수, "태아 심음 주기 검출을 위한 고해상 피치 알고리즘," 대한 전자공학회 논문집 제31권 B편 제2호, 대한전자공학회, pp. 194-201, 1994.
11. Sun I. Kim, Eung G. Lee, Yong H. Lee, Moon I. Park and Doo S. Lee, "Real time processing algorithm for high resolution fetal heart rate estimation," Proceedings of the 16th annual international conference of the IEEE EMBS, part 2, pp. 1288-1289, nov. 1994.

국문초록

태아 심음을 측정하기 위한 기존의 자기상관 함수 법은 처리과정이 간편한 반면에 많은 문제점을 가지고 있다. 초음파 도플러 신호가 열악할 경우 고전적인 자기상관 함수 법은 문턱 값의 선정과 창 함수 크기에 매우 민감하다. 특히 데이터 손실이 생길 때 정확한 태아 심박동 수를 찾기가 어렵다. 이들 문제점들을 보완하기 위하여 초음파 도플러 신호로부터 정확한 태아 심박동 수를 찾는 고해상도 치검출 알고리즘이 제안되었다. 이 알고리즘은 자기상관 함수법 보다 정확하고, 잡음에 강하며, 높은 신뢰성을 갖으나 계산량이 많아 실시간 처리가 어렵다. 본 논문에서는 실시간 처리에 적합한 새로운 태아 심음 추출 알고리즘을 제안하고, 제안된 알고리즘을 적용한 실시간 태아 심음 감시시스템에 관하여 연구하였다.