

디지털 신호처리를 이용한 태아 심전도 추출에 관한 연구

김남현* · 김원기* · 윤대희** · 박상희***

= Abstract =

Fetal ECG Extraction using Digital Signal Processing

Nam-Hyun Kim * · Won-Ky Kim * · Dae-Hee Youn ** · Sang-Hui Park ***

In this study, we described the result of computer simulation which is real time extraction of FECG and FHR using adaptive digital signal processing.

And we designed 2 channel cassette interface circuit to save FECG signal.

1. 서 론

1970년대 부터 급격히 성장하기 시작한 마이크로 컴퓨터와 함께 디지털 신호처리에 의한 시스템 구성도 활발히 진행되고 있으며, 이러한 디지털 신호처리의 응용은 의료분야에도 적용되어 각종 생체신호의 추출및 분석에 이용되고 있으며, 이중 태아 심전도(FECG; fetal electrocardiogram)에 관한 연구는 1960년대 부터 활발히 진행되어 왔다.¹⁾

태아 심전도 신호 추출은 태아의 심장상태, 맥박, 질병여부등의 사전탐지를 가능하게 하는 것으로서²⁾, 이러한 태아 심전도 신호추출을 위한 장치인 태아 감시장치는 현재 산부인과에서 기본적으로 사용되고 있다. 그러나 이런 기본적인 측정장치임에도 불구하고 태아 심전도 신호는 산모의 심전도 신호와 잡음등이 같이 섞여 나오는 관계로 태아 심전도 신호만의 분리 추출을 제대로 하지 못하는 상태에 있으며 임상적으로 정확히 사용할 수 있는 신호를 얻을 수가 없는 형편이다.

현재까지의 추출은 주로 아날로그 소자에 의한 것으로서 신호추출의 어려움이 있었기 때문에 디지털 신호처리에 의

(접수 : 1987년 5월 25일)

- * 연세대학교 의용공학과
Dept. of Biomedical Eng., Yonsei University
- ** 연세대학교 전자공학과
Dept. of Electronic Eng., Yonsei University
- *** 연세대학교 전기공학과
Dept. of Electrical Eng., Yonsei University

한 태아 심전도 신호만의 추출및 분석을 하고자 하는 연구가 1970년대 부터 이루어지기 시작하였다³⁾ 이러한 가운데 1975년 Widrow는 적응 신호처리의 하나인 LMS 알고리즘을 잡음제거기에 응용하여 컴퓨터 시뮬레이션에 의해 태아 심전도 신호만을 추출한 결과를 발표하였다⁴⁾. 그러나 이러한 방법은 복부및 가슴 여러부위에서 신호를 검출하여 디지털 신호처리를 하는 관계로 계산시간이 길어짐에 따라 임상적으로 사용할 수 있는 실시간 신호처리가 제대로 되지 않는 단점이 있다.

따라서 본 연구에서는 디지털 신호처리기에 의한 실시간 태아 심전도 추출 시스템을 구성하기 위한 단계로서, 산모의 가슴및 복부의 두 부위에서 신호를 검출하여 LMS 알고리즘에 의한 적응 신호처리에 의해 태아 심전도 신호의 추출및 태아 맥박의 검출을 시도하였으며, 이에따라 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 적절한 계수값을 구하였고, 또한 임상 신호의 수집을 위하여 2 채널 카세트 인터페이스 회로를 설계 제작하였다.

2. 기존 태아 심전도 검출 방법

임상에서 현재 사용하고 있는 검출방법은 주로 아날로그 방식에 의한 것으로 심음 트랜스듀서, 초음파 트랜스듀서, 직접부착및 복부 부착방법등 4가지가 주로 사용되고 있으며⁵⁾, 이중 심음트랜스듀서와 초음파 트랜스듀서에 의한 방법은 태아 심전도 파형을 전혀 알아볼 수 없으며 산모의 맥박을 완전히 제거 하지 못하는 단점이 있으며, 직접 부착 방법

은 자궁에 있는 태아의 머리부위에 직접 표면전극을 부착하는 것으로 태아의 심전도 신호만을 표시할 수 있는 장점이 있는 반면 태아의 뇌파신호가 쉬이고 직접삽입에 의한 감염 문제나 분만전에는 사용이 불편한 단점이 있다. 복부부착방법은 그림 1과 같이 표면전극을 부착함으로써 태아 심전도 신호의 표시 및 백박을 나타내는 것으로서 널리 사용되고 있으며, 그림 2에 이 방식에 의한 파형이 표시되어 있다. 그러나 이 방식도 산모의 심전도 신호를 전혀 제거하지 못하는 단점이 있다.

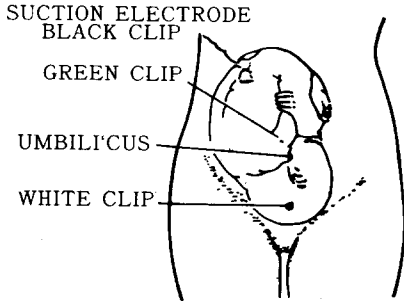


그림 1. 복부 부착 방법
Fig. 1. Abdominal attach method.

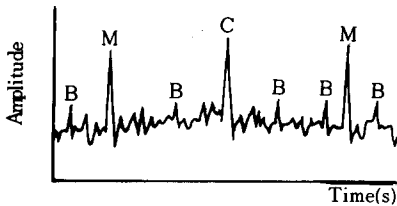


그림 2. 복부 부착 방법에 의한 심전도 파형
Fig. 2. ECG waveform by abdominal attach method.

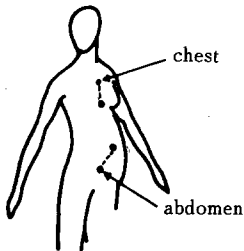


그림 3. 전극 부착 위치
Fig. 3. Electrode position.

이와같이 현재 사용되고 있는 검출방식이 완전치 못한 관계로, 본 연구에서는 그림 3과 같이 표면전극을 위치하여 적응 신호처리에 의해 산모의 심전도 신호를 제거하고 태아 심전도 신호만을 분리 추출하도록 하였다.

3. 임상신호 수집 시스템

태아 심전도 신호 추출을 위한 컴퓨터 시뮬레이션 및 임상 실험을 하기 위한 데이터 수집을 위해, 심전도 감시장치 및 테이프 레코더를 중심으로 구성된 임상신호 수집 시스템을 설계하였으며, 전체 시스템의 블록선도는 그림 4와 같다.

(a)는 테이프 레코더에 임상신호를 저장하기 위한 인테페이스 회로로서 피검자의 가슴 및 복부에서 동시에 검출한 신호를 각각 증폭하여 모니터에 파형을 표시함과 동시에 변조기 회로를 거침으로서 신호를 주파수 변조시켜 테이프 레코더에 2채널을 동시에 녹음시키도록 구성한 것이다.

(b)는 녹음된 임상신호를 컴퓨터에서 처리할 수 있도록 디지털 신호로 변환하는 인터페이스 회로로서 테이프 레코더에서 출력된 2채널 주파수 변조신호를 각각 복조기를 통해 원래 신호로 재생시킴으로서, A/D 변환기에 입력하여 원하는 샘플주파수로 샘플링하기 위한 회로이다.

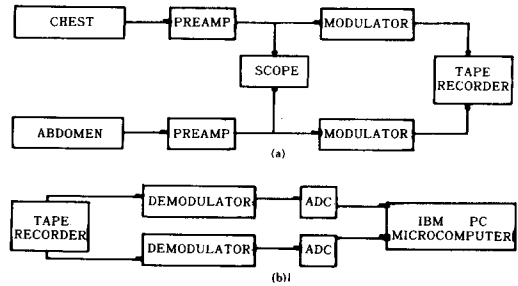


그림 4. 임상신호 수집 시스템
(a) 테이프 레코더 입력 (b) 컴퓨터 입력
Fig. 4. Receiver system for clinical signal.
(a) tape recorder input (b) computer input

3-1. 전치 증폭기

심전도 신호는 0.05~1 mV 정도의 크기를 갖기 때문에 적절히 증폭하여 테이프 레코더에 입력하여야 한다. 또한 증폭기의 CMRR 특성이 100 dB 이상 되고, 신호가 제대로 발생되고 있는지를 알기 위해 CRT에 표시가 되어야 한다. 따라서 전치증폭기는 임상에서 사용하고 있는 2채널 환자감시장치(SE-201)를 사용하여 데이터를 수집하였다⁶⁾.

3-2. 변조기 및 복조기

심전도 신호는 주파수 특성이 0.05~100 Hz 정도이므로, 일반 가정용 녹음기에 녹음이 되지 않는다. 그러나 심전도 신호를 1500 Hz 정도의 반송파에 진폭변조 또는 주파수 변조시키면 녹음이 가능하게 된다. 여기서는 녹음특성이 우수

하고 조작하기 쉬운 주파수 변조방식을 채택하여, PLL CD 4046을 사용하여 주파수 변조를 시켜 반송파 주파수를 1500 Hz, 최대 주파수 변이를 ± 500 Hz로 정하여 적합한 각변수값을 선정함으로써 변조기를 구성하였다⁷⁾. 이렇게 테이프 레코더에 녹음된 신호를 재생하여 다시 원래 심전도 신호로 변환하기 위해서는 주파수 복조기가 필요하다. 주파수 복조기는 여러가지 방법으로 구성할 수 있으나, 특성 및 회로의 복잡성으로 보아 변조기에서 이미 사용한 PLL CD 4046을 이용하여 회로를 구성하였다.

3-3. A/D 변환기

테이프 레코더에서 출력되어 복조기를 거친 신호는 디지털 신호로 변환되어야 한다. 본 연구에서는 그림 5와 같이 IBM PC 마이크로 컴퓨터에 인터페이스 시켜 샘플링 주파수 250 Hz로 A/D 변환함으로써 컴퓨터 시뮬레이션에 필요한 데이터를 얻도록 하였다. 여기서 사용한 A/D 변환기는 HD 46508로서 10비트의 분해능을 갖는 successive approximation 방식에 의한 최대 100 μ s 변환시간을 갖는 A/D 변환기이다.

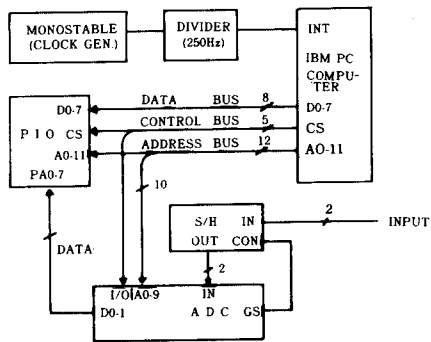


그림 5. IBM PC 인터페이스용 ADC의 블럭선도
Fig. 5. The block diagram of ADC for IBM PC interface.

4. 실험 및 결과고찰

앞에서 제작된 임상신호 수집 시스템으로 수집한 임상신호로서 태아 심전도 추출에 관한 임상실험을 하기 위해서는, 실시간 신호처리를 위한 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 신호를 추출함으로써 각 변수값의 선정 및 신호추출 결과를 얻어야 한다.

따라서 그림 6과 같은 블럭선도에 의해 컴퓨터 시뮬레이션 실행함으로써 실시간 처리 시스템에서 동작할 수 있는

결과를 얻도록 하였다. 먼저 컴퓨터에 A/D 변환되어 입력된 임상신호를 scaling 함으로써 다음단계의 시뮬레이션에 적합한 신호로 조정하였으며, 여기서 나온 신호를 각각 선형위상 특성을 갖는 대역통과 필터에 입력하여 기저선 변동 및 잡음을 제거하도록 하고, 필터링된 신호중 복부신호를 주입력신호, 가슴신호를 기준신호로 하여 LMS 알고리즘에 의한 잡음제거기로서 신호처리를 함으로써 태아 심전도 신호의 컴퓨터 시뮬레이션 결과를 얻도록 하였다.

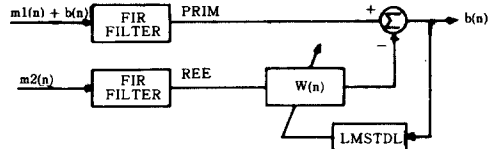
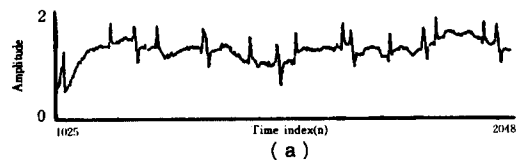


그림 6. 태아 심전도 추출을 위한 컴퓨터 시뮬레이션 블럭선도
Fig. 6. Computer simulation block diagram for FECG extraction.

4-1. FIR 필터

LMS 알고리즘으로 시뮬레이션할 데이터는 가능한 기저선의 변동이나 고주파의 잡음이 없는 상태에서 처리하는 것이 이상적이다. 임상 데이터 신호는 복부에서 나오는 심전도 신호의 경우, 호흡이나 근육잡음 등에 의해 기저선이 흔들리거나 고주파수 성분이 섞이는 것이 보통이다. 이와같은 신호를 제거하기 위해서는 대역통과 필터를 사용하여야 한다. 필터의 경우 아나로그 필터 및 디지털 필터의 2가지 경우가 있으나 아나로그 필터의 경우 하드웨어에 의한 처리 시간 단축등의 장점이 있으나, 위상왜곡(phase distortion)이 있음으로서 여기서 처리하고자 하는 2채널 신호의 동시 대역통과 필터로는 부적당하다.

이에 따라 본 연구에서는 선형위상 특성을 갖는 디지털 대역통과 필터를 설계하여 처리하였다. 대역통과 필터의 임펄스 응답함수(impulse response function)을 구하기 위해서 푸리에 시리즈 방법(Fourier series method)를 사용하였으며 저주파 차단 주파수 3 Hz, 고주파 차단주파수 45 Hz로, 탭 41개의 우함수(even function)로 설계하였다⁸⁾. 그림 7은 산모의 복부에서 나온 신호를 입력으로 하여 설계된 FIR 대역통과 필터를 통과시켜 얻은 출력신호이다.



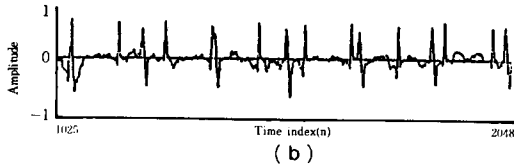


그림 7. 컴퓨터 시뮬레이션에 의한 산모 복부 신호의 FIR 필터 결과
(a) 산모 복부 신호 (b) FIR 필터링 출력신호

Fig. 7. FIR filtering output of mother's abdominal signal by computer simulation.
(a) mother's abdominal (b) FIR filtering output.

4-2. LMS 알고리즘 시뮬레이션

이 절에서는 대역통과 필터를 거친 심전도 신호를 입력신호로 하여 LMS 알고리즘을 시뮬레이션함으로써 태아 심전도 신호를 추출한 결과를 나타내었다. 시뮬레이션을 위한 TDL 모델에 대한 블록선도는 그림 8과 같다.

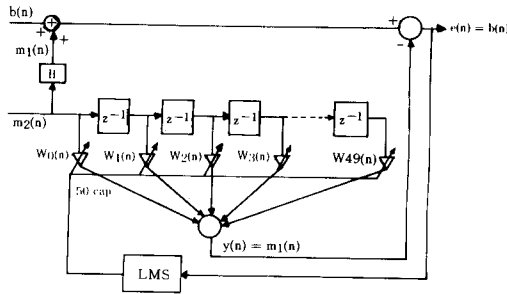


그림 8. 태아 심전도 신호 추출을 위한 LMS 알고리즘의 블록선도
Fig. 8. LMS algorithm for fetal ECG signal extraction.

산모의 가슴에서 발생하는 심전도 신호($m_2(n)$)과 복부에서 발생하는 심전도 신호($m_1(n)$)은 서로 상관관계를 가지고 있는 신호이며, $m_1(n)$ 과 태아 심전도 신호($b(n)$)은 합성되어 주입력으로 동작되며, $m_2(n)$ 은 기준입력으로 동작된다. $m_2(n)$ 은 한번 샘플링 될때마다 하나씩 이동(shift)되어 각각의 계수(weight)와 곱해져 선형 합성기(linear combiner)를 통해 합성되고($y(n)$), 주입력 신호와의 차로 오차신호($e(n)$)이 생성된다. 이렇게 생성된 오차신호는

$$\sigma_x(n) = \beta \sigma_x(n-1) + (1-\beta) x^2(n), \quad 0 < \beta < 1$$

$$w_i(n+1) = w_i(n) + \frac{1-\beta}{\sigma_x(n)} e(n)x(n-i), \quad 0 < i < M$$

의 LMS 알고리즘⁹⁾ 식에 의해 다음 샘플링때의 계수를 결정하게 된다. 이와같은 진행 과정을 위한 소프트웨어의 흐름도를 그림 9에 나타내었다.

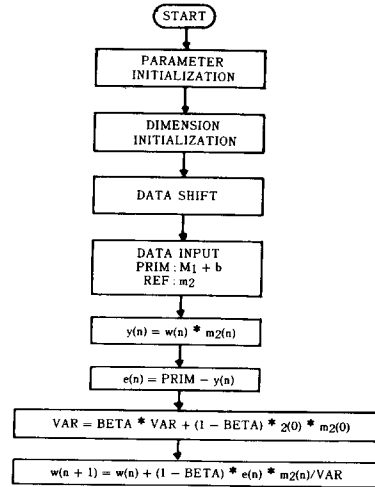


그림 9. LMS 알고리즘의 FORTRAN 시뮬레이션 흐름도
Fig. 9. FORTRAN simulation flow chart of LMS algorithm.

이러한 시뮬레이션을 통해 적절한 탭수(i ; $w_i(n)$) 및 β 를 정해야 한다.

심전도 신호는 nonstationary한 특성을 갖기 때문에 많은 임상신호를 시뮬레이션함으로써 적합한 계수를 얻을 수 있으며, 이에 따라 임상신호 수집 시스템에서 수집한 산모 10인의 임상신호로서 시뮬레이션을 행하여 계수선정을 하였다.

그림 10은 β 를 0.995로 고정한 상태에서 탭수를 11~70으로 변화시켜 3501 < 샘플 n < 4000에서 MSE의 변화추세를 나타낸 것으로, 적절한 탭수의 선정은 실시간 신호처리 시스템에서 태아 심전도 신호추출을 위한 신호처리의 소요 시간에 가장 크게 작용하는 요인이 된다. 그림 10에 나타나 있듯이 50개 이상의 탭수에서 MSE의 변화는 더이상 감소하지 않고 안정된 상태를 유지하고 있음을 알 수 있고, 따라서 탭수를 50으로 하여 신호추출을 하도록 하였다.

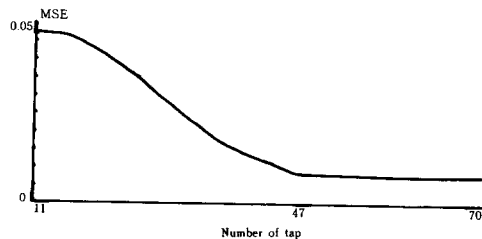


그림 10. 탭수의 변화에 따른 MSE
Fig. 10. MSE with variation in the number of taps.

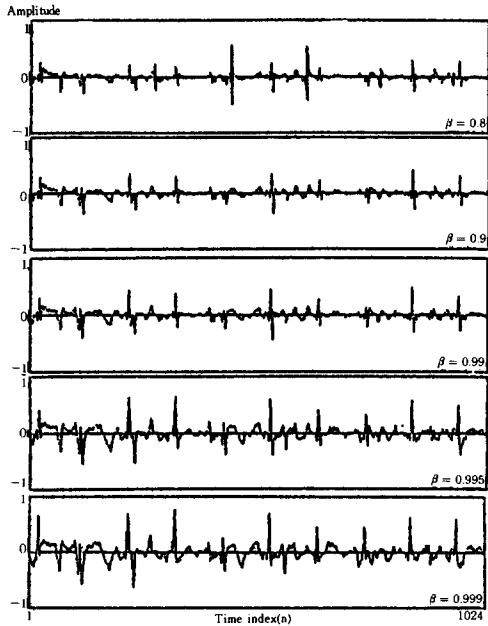


그림 11. β 의 변화에 따른 태아 심전도 신호
Fig. 11. FEECG signal with variation of β .

그림 11은 β 를 0.8에서 0.999까지 변화시키면서 추출되는 태아 심전도 신호를 나타낸 것으로 $B=0.995$ 이상에서 태아 심전도의 QRS가 가장 잘 나타나는 것을 알 수 있다.

또한 이러한 컴퓨터 시뮬레이션 결과를 실시간 신호처리 시스템에 적용하기 위해서는 고정 소숫점 연산에 의한 시뮬레이션을 행하여 태아 심전도 신호가 제대로 검출되는지를 확인하여야 한다. 따라서 그림 9와 같은 프로그램에 고정 소숫점 연산을 위한 프로그램을 각 단계마다 삽입함으로써 결과를 확인하였다.

4-3. 결과 고찰

그림 12와 13 FIR 필터링된 신호를 입력으로 하여 LMS 알고리즘을 실행한 결과를 나타내고 있다. 여기서 (a)는 산모의 복부에서 검출된 신호를 FIR 필터링한 결과를 나타내며, (b)는 부동 소숫점 연산으로, (c)는 고정 소숫점 연산으로 각각 처리한 것을 나타내고 있다. 입력된 신호의 샘플수는 4096개로서 약 16초의 정보량이며, 그림 12은 1~1024개 까지의 결과로서 1~512개 까지의 샘플신호에서는 태아 심전도 신호를 점진적으로 검출하고 있음을 알 수 있으며, 512개의 샘플신호를 지나면서 부터 거의 완전하게 추출함을 알 수 있다.

그림 13은 3073~4096개 까지의 샘플신호에 대한 추출결과를 나타내고 있으며, 그림 12와 비교해볼때 태아 심전도 신호만을 완전히 추출함을 알 수 있다. 또한 (b)와 (c)에서 알 수 있듯이 부동 소숫점에 의한 처리결과와 고정 소숫점 연산에 의한 처리결과가 거의 동일함을 알 수 있으며, 따라서 고정 소숫점 연산으로 실시간 처리 시스템에서 신호처리를 할 수 있음을 알 수 있다.

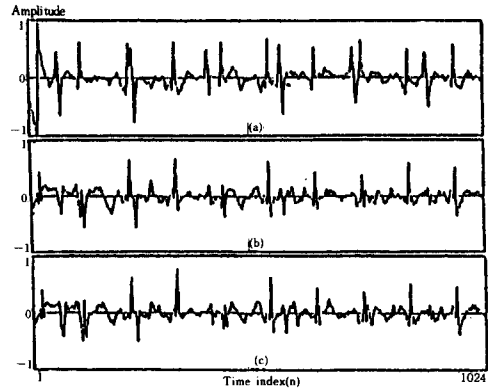


그림 12. LMS 알고리즘 처리결과 ($1 < n < 1024$)
(a)FIR 필터링된 산모 복부신호 (b)부동 소숫점 연산 (c)고정 소숫점 연산

Fig. 12. The result of LMS algorithm processing($1 < n < 1024$)
(a)mother's abdominal signal with FIR filtering
(b)floating point arithmetic (c)fixed point arithmetic

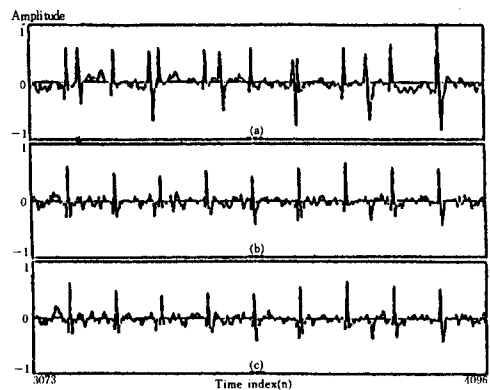


그림 13. LMS 알고리즘 처리결과($3073 < n < 4096$)
FIR 필터링 된 산모 복부신호 (b)부동 소숫점 연산 (c)고정 소숫점 연산

Fig. 13. The result of LMS algorithm processing ($3073 < n < 4096$).
(a)mother's abdominal signal with FIR filtering
(b)floating point arithmetic (c)fixed point arithmetic

그림 14는 그림 13의 FIR 필터링을 하지 않은 상태에서 LMS 알고리즘을 실행한 결과로서 잡음성분이 크게 나타남을 알 수 있다. 이에따라 산모로부터 검출된 신호를 FIR 필터링 하여 LMS 알고리즘을 처리하는 것이 임상적으로 사용할 수 있는 신호파형을 얻는데 효과적이라는 것을 알 수 있다.

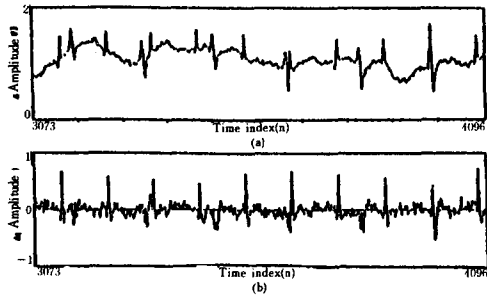


그림 14. FIR 필터를 거치지 않은 신호의 LMS 알고리즘 처리 결과 ($3073 < n < 4096$)
 (a) 산모 복부신호 (b) 결과
Fig. 14. The result of LMS algorithm processing without FIR filter ($3073 < n < 4096$)
 (a) mother's abdominal signal (b) result

5. 결 론

본 연구에서는 적응 디지털 신호처리에 의한 실시간 태아 심전도 감시장치를 개발하기 위하여 임상신호 수집 시스템의 제작 및 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 디지털 신호처리에 의한 실시간 신호추출 시스템 구성의 기초를 마련한 것으로 얻어진 결과는 다음과 같다

- 1) 2채널 카세트 인터페이스 회로 및 ADC를 제작함으로써 임상신호 수집 시스템을 구성하였다.
- 2) 산모로부터 얻어진 혼합신호로부터 태아 심전도 신호만을 추출하기 위한 신호 처리과정으로 적응 디지털 필터를 사용하였으며, 필터의 계수는 LMS 알고리즘을 이용하여 계산되도록 하였다. 이때 최적의 필터계수 및 smoothing 계수(β)는 시뮬레이션 결과 계수의 수는 50, 수렴계수는 0.

995에서 가장 잘 추출됨을 확인하였다.

3) 산모의 복부 및 가슴에서 나오는 신호중 호흡등으로 인한 기저선 변동을 제거하기 위해 FIR 대역통과 필터를 사용하였다.

참 고 문 헌

- 1) E.H. Hon, "The Clinical Value of Fetal Electrocardiography", Am. J. Obst. & Gynec., Vol. 79-5, pp. 1012-1023, 1960.
- 2) E.J. Quilligan, "Fetal Monitoring: Is it worth it?" Obstetrics and Gynecology, Vol. 45-1, pp. 96-100, 1975.
- 3) V.T. Rhyne, "A Digital System for Enhancing the Fetal Electrocardiogram", IEEE Trans. Biomedical Electronics, Vol. BME 16-1, pp. 8086, 1969.
- 4) B. Widrow, J. R. Glover, "Adaptive Noise Cancelling Principle and Applications", Proceedings of the IEEE, Vol. 63-12, pp. 1692-1716, 1975.
- 5) "112 Fetal Monitor Operator's Manual", Corometrics Medical systems Co., 1978.
- 6) "SE-201 Patient Monitor Service Manual", Sein Electronics Co., 1984.
- 7) 김원기, "반도체식 Chopper를 이용한 정밀 직류 증폭기의 설계", 의공학회지 Vol. 2-1, pp. 55-62, 1981.
- 8) N. Ahmed, "Discrete Time Signals and Systems", Prentice-Hall Co., 1983.
- 9) D.H. Youn, "A Class of Adaptive Methods for Estimating Coherence and Time Delay Functions", Ph. D. Paper, Kansas University, 1982.