

논문 2012-49-10-25

# 독립요소분석을 이용한 태아심전도 추출을 위한 시변 칼만 평활기의 개발 : 예비연구

(Development of Time Varying Kalman Smoother for Extracting Fetal ECG using Independent Component Analysis : Preliminary Study)

이충근\*, 김봉수\*\*, 권자영\*\*\*, 최영득\*\*\*\*, 송광섭\*\*\*\*\*, 남기창\*\*\*\*\*

(Chung Keun Lee, Bong Soo Kim, Ja Young Kwon, Young Deuk Choi, Kwang Soup Song, and Ki Chang Nam)

## 요약

태아심박의 모니터링은 태아의 안녕을 평가하기 위해 중요한 정보이다. 비관혈적인 태아심전도는 산모의 복부 신호로부터 추출될 수 있다. 따라서 산모 복부의 혼합 신호로부터 태아심전도를 추출하기 위해 많은 유망한 신호처리 방법들이 개발되어 왔다. 그러나 비관혈적인 태아심전도는 안정적인 신호 측정법이 부족하고 신호처리 방법의 어려움으로 여전히 임상에서 널리 적용되지 못하고 있다. 태아심전도를 추출하는 신호처리 결과는 가우시안 백색잡음에 의해 신호대잡음비가 낮아질 수 있다. 본 논문에서는 태아심전도에서 시간에 따라 변하는 백색잡음 신호를 제거하여 신호대잡음비를 높이기 위한 방법으로 시변 칼만 평활기를 제안하였고 그 가능성을 확인하였다. Wiener 과정을 시스템 모델로 설정하고 백색잡음 크기에 따라 공분산 행렬을 수정하였으며, 이를 통해 칼만 이득을 변화시켜 평활화 정도를 가변시킬 수 있도록 설계하였다. 5채널 태아심전도 모델을 이용하여 백색잡음의 크기에 따른 최적 공분산 행렬 값을 구하였고, 모의실험을 통해 제안된 방법의 가능성을 확인할 수 있었다.

## Abstract

Fetal heart rate monitoring is important information to assess fetal well-being. Non-invasive fetal ECG (electrocardiography) can be derived from maternal abdominal signal. And various promising signal processing methods have been introduced to extract fetal ECG from mother's composite abdominal signal. However, non-invasive fetal ECG monitoring still has not been widely used in clinical practice due to insufficient reliable measurement and difficulty of signal processing. In application of signal processing method to extract fetal ECG, it might be lower signal to noise ratio due to time varying white Gaussian noise. In this paper, time varying Kalman smoother is proposed to remove white noise in fetal ECG and its feasibility is confirmed. Wiener process was set as Kalman system model and covariance matrix was modified according to white Gaussian noise level. Modified error covariance matrix changed Kalman gain and degree of smoothness. Optimal covariance matrix according to various amplitude in Gaussian white noise was extracted by 5 channel fetal ECG model, and feasibility of proposed method could be confirmed.

**Keywords :** Fetal ECG, Fetal heart rate, Time varying, White Gaussian noise, Kalman smoother

\* 정희원, 연세대학교 의과대학 의생명과학부

(Severance Biomedical Science Institute, Yonsei University College of Medicine)

\*\* 정희원, 연세대학교 의과대학 임상의학연구센터

(Yonsei Medical Research Center, Yonsei University College of Medicine)

\*\*\* 정희원, 연세대학교 의과대학 산부인과학교실

(Department of Obstetrics and Gynecology, Yonsei University College of Medicine)

\*\*\*\* 정희원, 연세대학교 의과대학 비뇨기과학교실, 세브란스 의료기기임상시험센터

(Department of Urology, Yonsei University College of Medicine & Severance MDCTC)

\*\*\*\*\* 평생회원, 금오공과대학교 메디컬IT융합공학과

(Department of Medical IT Convergence Engineering, Kumoh National Institute of Technology)

\*\*\*\*\* 평생회원-교신저자, 연세대학교 의과대학 의학공학교실, 세브란스 의료기기임상시험센터

(Department of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine & Severance MDCTC)

※ 본 연구는 서울시 산학연 협력사업 (JP100111) 및 보건복지부 보건의료기술연구개발사업 (A084120)의 지원에 의하여 수행되었음.

접수일자:2012년8월31일, 수정완료일:2012년9월25일

## I. 서 론

태아심전도(fetal ECG)는 임신중 태아의 안녕을 평가를 하기 위한 중요한 정보이다<sup>[1]</sup>. 태아심전도는 태아 심장의 전기적 활동성을 기록함으로써 초음파 도플러를 이용한 태아심박 측정보다 정확하고 다양한 진단 파라미터를 제공한다. 태아심전도를 직접적으로 관찰하는 방법은 자궁 내로 전극을 삽입하여 태아 두피에 전극을 통하여 측정하는 방법이 있으나 이는 감염 또는 자궁 파열 등의 위험도가 높아 제한적으로 사용되고 있다.

따라서 많은 연구들이 임신 중 비관혈적으로 산모의 복부 신호를 측정하여 태아의 심전도를 분리하는데 집중되어왔다<sup>[2~7]</sup>. 가장 널리 알려진 방법으로는 독립요소분석(independent component analysis, ICA)나 특이치분해(singular value decomposition, SVD) 등과 같은 선형분리방법이 있다<sup>[4~5]</sup>. 이 중에서 독립요소분석법을 활용하기 위해서는 다채널신호의 신호대잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)가 높아야 한다<sup>[2]</sup>. 독립요소분석법에서 백색잡음이 정규분포를 가질수록 독립성을 훼손시켜 신호원을 분리해 내지 못하는 특성이 있기 때문이다<sup>[8]</sup>. 따라서, 신호대잡음비가 높은 태아심전도를 분리해내기 위해서는 무엇보다도 백색잡음을 제거하여야 한다. 태아심전도에서 관찰되는 백색잡음은 측정환경과 혹은 백색잡음과 비슷한 특성을 보이는 산모의 근잡음(muscle artifact)이나 동잡음(motion artifact) 등에 의해서도 발생될 수 있다. 그러나, 기존의 심전도 신호 처리 연구들을 고찰하여 보았을 때, 기저선 변동(baseline wandering), 50/60 Hz 전원간섭(powerline interference)에 대해서는 많은 연구가 진행되었으나, 백색잡음에 대한 제거에 대해서는 찾기가 어렵다<sup>[9]</sup>.

백색잡음은 불규칙하며, 가우시안 분포를 지니고 있고, 평균은 0이라고 하는 시계열의 특성과 주파수 영역 전역에서 나타나는 특성을 지니고 있다<sup>[10]</sup>. 기존의 선택적으로 주파수대역을 설정하는 기존의 디지털필터방법은 사용할 수가 없으며, 평균이 0이라는 특성을 고려해볼 때, 가장 효율적인 방법은 이동평균법(moving average filter)일 것이다. 이동평균법은 특정한 시간 간격 단위로 시계열 신호의 평균을 값으로 대체하는 필터로, 구현도 간단하며 시간 간격(span)이 클수록 평활화 정도를 조절할 수 있기에 많이 사용된다. 그러나 이동평균법은 방법적인 측면과 태아심전도 신호의 자체특성 때문에 태아심전도에서의 활용은 적합지 않다. 특정 간격내의 데이터의 평균을 구하는 방식이기 때문에 특

정 간격의 길이에 따라, 신호의 특성이 변화하며, 특히 심전도의 QRS complex의 폭과 크기는 광역화되거나 감소화 될 수 있다. 태아심전도는 분당 100~150회로 성인 심전도에 비해 빨리 나타나며, QRS 폭도 좁고, 그 크기도 작기 때문에 적절한 간격이 아니면, 태아 심전도 성분도 같이 제거될 수도 있다. 이를 최소화하기 위해서는 백색잡음의 크기를 추적하여, 적절히 쓰는 것이 가장 합리적이거나, 이동평균법은 N-point의 간격을 지니고 있을 때,  $-N/2$  지점에 대한 정보는 소실되기 때문에, 시간에 따라 변화하는 백색잡음에 대해서는 적용할 수가 없어 독립요소분석을 통한 분리가 어려워진다.

따라서, 본 논문에서는 기존 이동평균법의 한계를 극복하고, 태아심전도의 백색잡음 크기에 적응하여 잡음을 제거하기 위하여, 칼만 평활기(Kalman smoother) 기반의 시변 신호 평활화 알고리즘을 제안한다. 평가는 다채널 태아심전도 모델을 이용하여 산모 및 다채널 태아심전도 신호를 발생시킨 후 제안된 방법의 성능을 평가하였다.

## II. 본 론

### 1. 다채널 심전도 발생 모델

본 논문에서는 제안하는 알고리즘을 평가하기 위해 ICA 알고리즘에 의해 태아심전도 분리가 가능한 Sameni 등이 제안한 다채널 심전도 발생 모델을 수정하여 사용하였다<sup>[3]</sup>. MIT-BIH 등에도 실제 측정된 데이터베이스가 존재하지만, 태아심전도의 크기 대비 백색잡음의 크기를 조절하기 위해서는, 모델화된 방법이 적절하므로, 본 모델을 수정하여 사용하였다.

기본적으로 심장전위발생에 대한 단일 쌍극자 벡터에서의 심전도 모델은 3차원의 데카르트 좌표상에서 구현되며, 아래 식(1)과 같이 설명되어 진다.

$$\begin{aligned} \dot{\theta} &= \omega \\ \dot{x} &= -\sum_i \frac{a_i^x \omega}{(b_i^x)^2} \Delta \theta_i^x \exp\left[-\frac{\Delta \theta_i^x \omega}{2(b_i^x)^2}\right], \\ \dot{y} &= -\sum_i \frac{a_i^y \omega}{(b_i^y)^2} \Delta \theta_i^y \exp\left[-\frac{\Delta \theta_i^y \omega}{2(b_i^y)^2}\right], \\ \dot{z} &= -\sum_i \frac{a_i^z \omega}{(b_i^z)^2} \Delta \theta_i^z \exp\left[-\frac{\Delta \theta_i^z \omega}{2(b_i^z)^2}\right] \end{aligned} \quad (1)$$

여기서,  $i$  는 심전도상의 특징점 P, Q, R, S, T를 나타내며,  $a$  는 진폭,  $b$  는 폭(width),  $\theta$  는 3차원 내에서의 심전도 특징점들의 회전각도를 표현한다.  $\theta$  는  $-\pi \sim \pi$  내

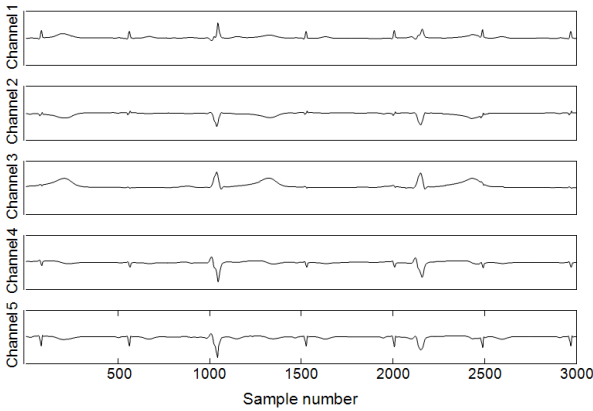


그림 1. Sameni 모델에 의한 산모의 5 채널 복부심전도의 예시

Fig. 1. Example of 5 channel abdominal electrocardiography by Sameni model.

에 있는 심장 위상(cardiac phase)를 나타내며,  $\omega$ 는  $2\pi \cdot \text{heart rate}$ ,  $\Delta\theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod(2\pi)$ 이다.

식 (1)을 다채널 심전도신호로 발생시키기 위해서는 인체에서 생체전류의 전도를 고려한 체적전도체(body volume conductor) 모델과 쌍극자의 회전 및 크기 등을 고려하여야 한다. 이는 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$ECG(t) = H \cdot R \cdot \Lambda \cdot s(t) \tag{2}$$

$H$ 는 Dower transformation matrix에 의한 체적전도체 모델을 나타내며,  $R$ 는 쌍극자벡터의 회전 행렬을,  $\Lambda$ 는 x, y, z 방향에서의 쌍극자의 크기를 나타내는 대각 행렬을,  $s(t)$ 는 쌍극자 벡터의 셋 방향의 성분을 나타낸다. 그림 1은 모델링을 통해 발생된 산모의 5 채널 복부심전도를 나타낸다.

## 2. 시변 칼만 평활기

(Time varying Kalman smoother)

제안된 칼만 평활기는 칼만필터와 평활기로 구성된다. 칼만필터의 응용기법으로 칼만필터를 시간 방향으로 수행한 뒤, 칼만 필터 오차의 분산을 작아지도록 역방향으로 평활화하는 과정이 추가된다. 그림 2는 제안된 칼만평활기의 흐름도이다.

### 2.1 칼만필터

태아심전도 신호에서 백색잡음을 제거하기 위해, Wiener 과정을 참조하여 시스템 모델을 설정하고 스칼라 형태의 칼만필터<sup>[10]</sup>를 설계하였다.

획득율(sampling rate)은 1 kHz 이고, 시계열데이터

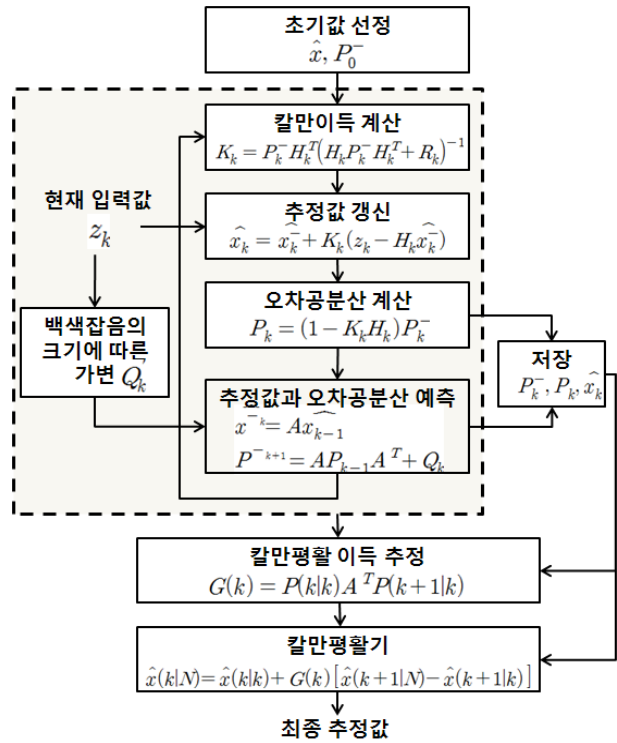


그림 2. 제안된 칼만 평활기 흐름도  
Fig. 2. Flowchart of proposed Kalman smoother.

의 수가  $N$  개인  $x(k)$  신호를 가정하였을 때, 칼만필터를 설계하기 위해선 시스템모델과 초기값을 설정해야한다. 상태전이행렬  $A_k$ , 측정값과 상태변수간의 관계 행렬  $H$ , 잡음에 대한 공분산 행렬  $Q_k$ , 측정잡음 오차의 분산  $R_k$ 를 적절히 설정하여야 한다. Wiener 과정의 미분식은 아래 식(3)과 같이 표현된다.

$$\dot{x} = u(t) \tag{3}$$

여기서  $u(t)$ 는 unity 백색잡음을 나타낸다. 이에 대한 상태전이행렬은 스칼라형태를 지니게 되어,  $A_k=1$ 로 설정할 수 있으며,  $Q_k$ 은 아래 식(4)와 같이 계산된다.

$$\begin{aligned} Q_k &= E[w_k^2] \\ &= E\left[\int_{t_0}^{t_1} 1 \cdot u(t) dt \int_{t_0}^{t_1} 1 \cdot u(\tau) d\tau\right] \\ &= \int_{t_0}^{t_1} \int_{t_0}^{t_1} \delta(t - \tau) dt d\tau = 0.001 \end{aligned} \tag{4}$$

where,  $t_0 = 0, t_1 = 0.001$

$x(t)$ 에 일대일대응을 하므로 관계행렬  $H=1$ 이며, 이에 대한 측정잡음 오차 분산( $R_k$ )은 0.25이다. 설정하여야 할 초기값은 사전입력정보 추정치( $\hat{x}$ )와 그 오차공분산 값( $P_0^-$ )을 설정해 주어야 하는데, 각각 0으로 설

정하였다.

## 2.2 시변 칼만필터

그림 2에 나타난 바와 같이 제시된 칼만필터는 이전 단계에서 예측된 오차공분산값을 통해 칼만이득(가중치)을 산출하고, 현재 측정값과 직전 추정값에 적절한 가중치를 통하여 현재의 값을 추정한다. 이 때, 오차공분산 계산에서는 현 단계에서의 오차공분산을 통해 다음단계에 대한 사전 오차공분산값을 계산하는데, 재귀식에서 독립적인 변수는  $R_k$ 와  $Q_k$  이다.

따라서, 백색잡음의 발생크기와 시기 등의 변화가 발생하였을 때, 이에 대해  $R_k$ 와  $Q_k$  을 적절히 조절해 주면, 그 변화되는 백색잡음에 맞게 대응할 수 있다. 본 논문에서는  $R_k$ 를 고정하고 백색잡음에 대한 발생크기에 따른 적절한  $Q_k$ 은 5채널의 다양한 크기의 백색잡음을 추가시켰을 때, 가장 높은 신호대잡음비를 가지게 하는  $Q_k$ 을 기준으로 구하였다.

## 2.3 칼만 평활기

Meditch 등은 고정구간 평활법(fixed-interval smoothing), 고정점 평활법(fixed-point smoothing), 고정지연 평활법(fixed-lag smoothing)으로 분류하였다<sup>[11]</sup>. 이 중 고정구간평활화법은 오프라인으로 처리되어 다른 방법보다 통계적이고 신뢰성 높은 결과를 제공하기 때문에, 본 연구에서는 고정구간평활법을 선택하였다.

고정구간평활법은 1차적으로 시간 방향( $k=1, 2, 3 \dots N$ )으로 일반적인 칼만필터를 수행하여 발생하는 추정값의 사전, 사후 예측값과 오차 공분산 행렬을 모두 기록한다. 칼만필터가 완료되었을 때, 최종 추정값  $\hat{x}(M|N)$ 과 오차공분산  $P(N|N)$ 을 초기값으로 설정한 뒤, 시간 역방향( $k=N-1, N-2, \dots, 1$ )으로 데이터에 일정한 식(5)에 나타난 평활이득  $G(k)$ 를 곱하여 아래 식(6)과 같은 재귀식으로 표현하게 되면, 시간방향에서 구해진 칼만필터 추정치들이 평활화 된다<sup>[10]</sup>.

$$G(k) = P(k|k)A^T P(k+1|k) \quad (5)$$

$$\hat{x}(k|N) = \hat{x}(k|k) + G(k) [\hat{x}(k+1|N) - \hat{x}(k+1|k)] \quad (6)$$

$P(k|k)$  : 필터 추정값  $\hat{x}(k|k)$ 와 결합될 오차 공분산

$X(k|N)$  : N 샘플까지 모든 측정값이 주어진 경우의  $k$  샘플에서 갱신된 필터 추정값

$X(k+1|N)$  : N 샘플까지 모든 측정값이 주어진 경우

의  $k+1$  샘플에서 갱신된 필터 추정값

$X(k|k)$  :  $k$  샘플까지 모든 측정값이 주어진 경우의  $k$  샘플에서 갱신된 필터 추정값

## 3. 실험

본 논문에서는 제안된 방법의 성능 최적화 및 가능성을 평가하기 위하여 3가지의 실험을 구성하였다. 실험을 위해 1 kHz 획득율을 가지는 10초 가량의 5채널 산모 및 태아심전도 파형을 발생시켰다. 산모심전도는 QRS 콤플렉스의 크기가 1 V이고, 발생주기는 70 bpm으로 발생되었다. 태아심전도는 크기가 0.16 V 였으며, 주기는 125 bpm으로 발생하였다.

첫째, 제안된 필터에서 백색잡음의 크기에 따른 산모심전도를 제외한 5채널의 태아심전도에서 가장 높은 신호대잡음비를 가지는 최적의  $Q_k$  을 찾는 것이다. 신호대잡음비는 아래 식(7)에 나타내었다. 산모심전도는 태아심전도에 비해 큰 값을 가지고 있기 때문에 신호대잡음비가 정확히 추정되지 않을 수 있으므로, 평가에서는 제외하였다.

$$SNR(dB) = 10 \log_{10} \left[ \frac{\sum_{i=1}^N x(i)^2}{\sum_{i=1}^N (x(i) - \bar{x}(i))^2} \right] \quad (7)$$

둘째, 필터계수의 갑작스런 변화는 재귀적인 구조를 가지는 필터 성능이나 변환시에 응답변화를 일으켜, 변화시점에서 신호의 왜곡을 초래할 수 있다. 따라서, 태아심전도 신호에서 필터계수의 변화량을 증가시켰을 때, 심전도 신호에서의 변화 특성을 관찰하였다.

셋째, 모의실험을 통해 백색잡음을 정상 심전도에 추가하였다. 이 때, 5초 가량의 신호에 대해 3개의 구간에 대해 랜덤하게 발생시킨 다양한 크기와 구간을 가지는 백색잡음을 추가하였고, 이에 대한 이동평균법(15 포인트), 메디안필터(15 포인트)에 대한 신호대잡음비를 구하였다. 15 포인트는 첫 번째 실험을 통해 구해진 최적 포인트의 중간값이다. 태아심전도의 위치와 백색잡음을 수동적으로 추정한 뒤, 제안된 필터를 통해 처리 후 관찰하였다.

## 4. 신호 및 통계 처리

모든 신호처리는 Matlab 2010a를 사용하여 구현하였으며 백색잡음은 Matlab 내 WGN 함수를 사용하여 추가하였다. 곡선적합(curve-fit)은 SPSS 20을 이용하여 평가하였다.

### III. 실험 결과 및 고찰

그림 3은 약 20 mVrms를 지니는 백색가우시안잡음이 유입된 신호에서 필터링된 결과를 나타낸다.  $Q_k$ 가 낮아질수록, 평활화가 증가하는 것을 관찰할 수 있다.

$Q_k$  값이 0.001일 때, 높은 평활화를 제시하지만, 태아심전도가 성인심전도에 비해, 크기가 작고, 간격이 좁으므로, 태아심전도가 같이 사라지는 것을 확인할 수 있다. 그림 3에서도  $Q_k$ 가 0.001 일 때 가장 평활화된 파형을 나타내지만, 태아심전도가 사라진 것을 확인할 수 있다.

그림 4는 백색잡음의 증가에 따른 제안된 알고리즘의 성능을 평가한 것이다. 그림 4 (a)는 백색잡음 크기를 1 mVrms에서부터 160 mVrms로 백색잡음의 크기를 증가시켰을 때, 산모심전도를 제외한 5채널 태아심전도에서의 최대 평균 신호대잡음비를 나타낸 것이다. 그림에서 검은색 동그라미는 제안된 방법을, 파란색 사각형은 이동평균필터, 청록색의 삼각형은 메디안필터의 신호대잡음비를 나타내며, 제안된 방법이 기타 다른 방법보다 다소 우위를 나타낸다. 그림 4(b)는 그에 따른  $Q_k$ 를 나타낸다. 백색잡음이 대수적으로 증가함에 따라, 신호대잡음비와 대수  $Q_k$ 도 선형적으로 감소하는 것을 알 수 있다. 이는 높은 백색잡음에 대해 낮은 수치의  $Q_k$ 가 적용되어야함을 나타내며, 평활화방법이 일정한 한계를 지니고 있음을 짐작케 한다. 따라서, 측정시에 가장 백색잡음이 가장 작아지는 전극배치를 고려하는 것이 중요할 것으로 판단된다.

그림 5는 태아심전도의 R 파에서  $Q_k$  값의 갑작스런

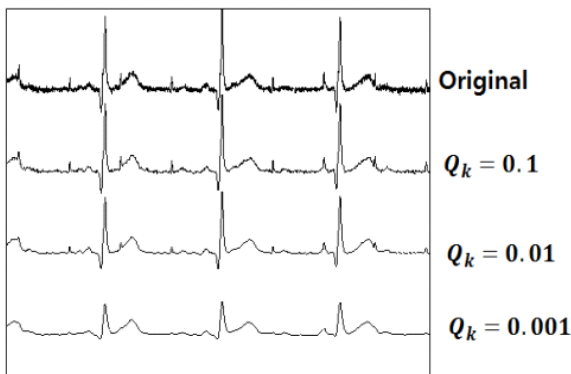
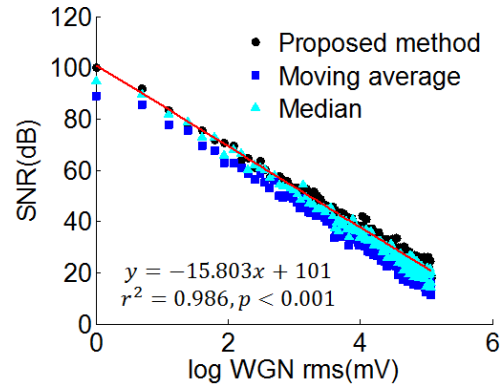
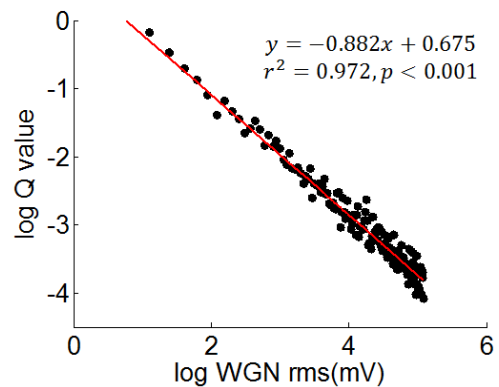


그림 3. 제안된 방법에 의한 산모 및 태아심전도 파형의 평활화 예시  
Fig. 3. Smoothing of maternal & fetal ECG by proposed method.

변화량( $\Delta Q_k$ )에 따른 변화를 나타낸 것이다. 그래프 피크 부근의 점은 변화 시점을 나타내며,  $\Delta Q_k$ 가 0.001, 0.01, 0.1로 차이가 변화되었을 때, 각각 이전값과 1.1,



(a)



(b)

그림 4. 백색잡음 크기에 따른 5채널 태아심전도의 (a) 평균 신호대잡음비 및 (b)  $Q_k$  값

Fig. 4. Average (a) SNR and (b)  $Q_k$  of 5 ch fetal ECG by white gaussian noise amplitude.

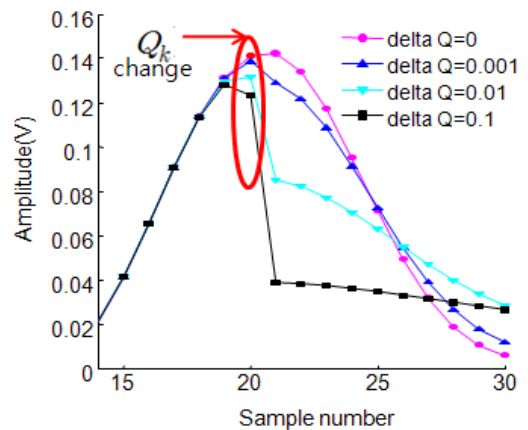


그림 5. 태아심전도에서의 급작스런  $Q_k$ 의 변화에 대한 신호 응답

Fig. 5. Response in fetal ECG by acute  $Q_k$  variation.

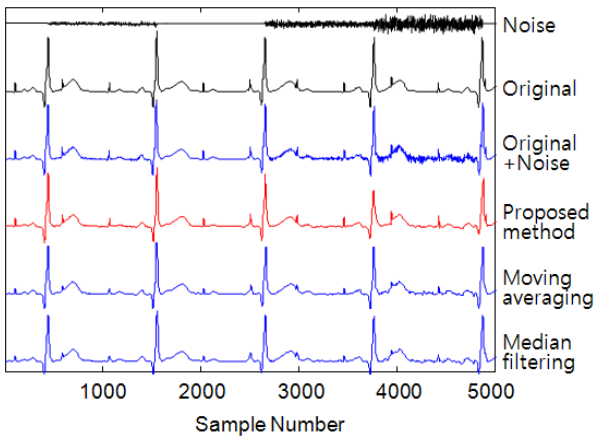


그림 6. 모의 백색잡음 유입에 대한 제안된 평활기와 타 필터링 방법과의 비교

Fig. 6. A comparison of proposed smoother with other filtering method about simulated white Gaussian noise.

표 1. 각 방법들 간의 신호대 잡음비 비교

Table 1. A comparison of SNR among the methods.

No	Proposed method	Movung averaging	Median filtering
1	28.026	13.539	16.738
2	6.701	12.814	14.582
3	29.730	13.575	16.818
4	23.210	13.544	16.877
5	12.754	13.274	15.578
6	31.835	13.571	16.937
7	20.187	13.571	16.685
8	30.273	13.576	16.931
9	18.503	13.518	16.642
10	27.745	13.559	16.856
Total	22.896	13.454	16.464

9.9, 46.3, 84.6 mV의 차이가 발생되었다. 이는 낮은 차이에서는 제안된 방법의 평활화 강도가 차이가 없어 큰 영향을 받지 않지만, 차이가 증가함에 따라 평활화 강도가 증가하기 때문으로 판단된다.

그림 6은 가변적인 백색잡음에 따른 심전도 신호가 제안된 방법을 통해 평활화된 모습을 나타낸다. 위에서 부터 노이즈, 원신호, 노이즈 및 원신호의 합성, 제안된 방법, 이동평균법, 메디안필터에 의한 값을 나타낸다. 잡음이 유입되지 않은 곳에서는 높은  $Q_k$ 을 주어 왜곡이 일어나지 않았으며, 잡음이 발생한 곳에서는 선택적으로 평활화가 이루어져 깨끗한 신호가 도출되었다.

표 1은 본 실험을 10번 반복 수행하였을 때, 각 방법들에 대한 신호대잡음비를 나타낸 것이다. 대체적으로 기존방법과 비교하여 보았을 때, 우수한 성능을 보였다. 이동평균과 메디안필터에서는 상당히 일정한 값을

나타내었지만, 제안된 방법은 최저값 6.701에서 최대값 29.730 까지 넓게 분포하였다. 이는 제안된 방법에서 백색잡음의 유입시점 및 구간, 그 크기에 따라 성능이 변화됨을 나타내며, 이에 대한 최적화 기법이 추가적으로 필요할 것으로 판단된다.

#### IV. 결 론

본 논문에서는 Wiener 과정을 시스템모델로 설정하여 평활화를 조절할 수 있는 칼만평활기를 제안하였으며 가능성을 확인하였다. 그러나, 실제 데이터가 아닌, 태아심전도 모델을 이용하여 평가되었고, 태아심전도의 위치와 백색잡음의 크기를 수동적으로 설정하는 것은 아직 많은 연구 개발의 여지를 남겨놓고 있다. 따라서, 향후 연구에서는 태아심전도 신호에서 백색잡음 크기의 추적과 실제 측정데이터에 적용이 필요할 것으로 사료된다.

#### 참 고 문 헌

- [1] K. G. Rosen, I. Amer-Wahlin, R. Luzietti, and H. Noren, "Fetal ECG waveform analysis," *Best Pract Res Clin Obstet Gynaecol*, Vol. 18, pp. 485-514, Jun 2004.
- [2] R. Sameni and G. D. Clifford, "A Review of Fetal ECG Signal Processing; Issues and Promising Directions," *Open Pacing Electrophysiol Ther J*, Vol. 3, pp. 4-20, Jan 2010.
- [3] R. Sameni, G. D. Clifford, C. Jutten, and M. B. Shamsollahi, "Multichannel ECG and noise modeling: Application to maternal and fetal ECG signals," *Eurasip Journal on Advances in Signal Processing*, 2007.
- [4] L. D. Lathauwer, B. D. Moor and J. Vandewalle, "Fetal Electrocardiogram Extraction by Blind Source Subspace Separation", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 47, no. 5, May pp. 567-572, 2000.
- [5] P. P. Kanjilal, S. Palit and G. Saha, "Fetal ECG Extraction from Single-Channel Maternal ECG using Singular Value Decomposition", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 44, no. 1, pp. 51-59, Jan 2000.
- [6] 박영철, 조병모, 김남현, 김원기, 박상희, 윤대회, "디지털 신호처리를 사용한 태아심전도 신호 추출 시스템", *전자공학회논문지*, 제26권, 9호, pp. 1444-1452, 1989년 9월
- [7] 이진, 박광리, 이경중, "단일채널 복부 심전도를

통한 태아 심전도 분리,” *전기학회논문지*. 제 54권 D편, pp. 198-205, 2005년 3월

[8] A. Hyvarinen, “Independent component analysis in the presence of Gaussian noise by maximizing joint likelihood,” *Neurocomputing*, Vol. 22, pp. 49-67, Nov 1998.

[9] L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications* Vol. 1: Academic Press, 2005.

[10] R. G. Brown, *Introduction to random signal analysis and Kalman filtering* Vol. 8: Wiley New York, 1983.

[11] J. S. Meditch and J. Meditch, *Stochastic optimal linear estimation and control*: McGraw-Hill New York, 1969.

저 자 소 개



이 충 근(정회원)  
 2002년 연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과 학사 졸업.  
 2004년 연세대학교 공과대학 전기 전자공학과 석사 졸업.  
 2011년 연세대학교 공과대학 전기 전자공학과 박사 졸업.

2011년~현재 연세대학교 의과대학 의생명과학부 박사후연구원  
 <주관심분야 : 심혈관시스템, 시변시스템, 비침습적 혈압추정>

권 자 영(정회원)  
 대한전자공학회 논문지 제 49권 SC편 제 9호 참조

송 광 섭(평생회원)  
 대한전자공학회 논문지 제 48권 SC편 제 4호 참조



김 봉 수(정회원)  
 1997년 연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과 학사 졸업.  
 2000년 일본 Kitasato University 석사 졸업.  
 2003년 일본 Tokyo Denki University 박사 졸업.

2003년~2008년 일본 Tokyo Denki University 전자정보공학과 Research Associate  
 2008년~2010년 서울대병원 임상의학연구소 연구원  
 2010년~현재 연세대학교 의과대학 임상의학연구센터 연구원  
 <주관심분야 : 생체신호처리, 뇌자계, 뇌파, 심자계, 심전도>

최 영 득(정회원)  
 대한전자공학회 논문지 제 49권 SC편 제 9호 참조

남 기 창(평생회원)-교신저자  
 대한전자공학회 논문지 제 48권 SC편 제 2호 참조