

A Study on the Separation of Fetal ECG from a Single Channel Abdominal ECG

李 田<sup>†</sup> · 朴 光 里<sup>\*</sup> · 李 景 中<sup>\*\*</sup>  
 (Jeon Lee · Kwang-Li Park · Kyoung-Joung Lee)

**Abstract** - In this paper, we proposed a new algorithm for the separation of fetal ECG from single channel abdominal ECG. The algorithm consists of a stage of demixing vector calculation for initial signal and a stage of fetal beat detection for the rest of signal. The demixing vector was obtained by applying independent component analysis technique to projected signals into time-frequency domain. For the test of this algorithm, simulation signals, De Lathauwer's data and some measured data, which was acquired from 8 healthy volunteers whose pregnant periods ranged from 22 weeks to 35 weeks and whose ages from 27 to 37, were used. For each data, the accuracy of fetal beat detection was 100% and with the location of fetal beats, fetal heart rate variability and morphology could be offered. In conclusion, this proposed algorithm showed the possibility of fetal beat separation with a single channel abdominal ECG and it might be adopted to a fetal health monitoring system, by which a single channel abdominal ECG is acquired.

**Key Words** : Single Channel Abdominal ECG, Fetal ECG Separation, Independent Component Analysis, Demixing Vector, Fetal Health Monitoring

1. 서 론

태아 심전도는 태아의 건강 상태를 나타내는 중요한 정보를 포함하고 있으며, 이는 중요한 진단 도구가 된다. 태아 심전도를 획득하는 한 가지 방법은 산모의 복부에 심전도 획득 시스템을 통하여 기록하는 것이다. 그림 1은 산모 복부에서 기록된 신호의 예를 나타낸 것이다. 기록된 신호는 일반적으로 큰 산모의 심전도와 심장의 전기신호가 아닌 랜덤 잡음으로 인해 복잡한 형태를 갖게 된다. 주기적으로 나타나는 주된 피크는 산모의 심장활동에 의한 산모 심전도이며, 상대적으로 작고 보다 빠른 주기를 갖는 피크가 태아의 심장 활동에 의한 것이다. 성인의 경우와 마찬가지로, 태아 심전도의 콤플렉스 모양과 심박변화율(HRV: Heart Rate Variability)은 태아 심전도로부터 구할 수 있는 중요한 건강 지표가 된다.

태아 심전도에 관심을 갖게 된 이후, 태아 심전도를 검출하기 위한 다양한 연구들이 수행된 바 있으며, 이런 대부분의 연구들은 다채널 신호가 획득된 경우에 대한 것이다 [1],[2]. 가장 직접적인 방법은 산모 복부에서 계측된 혼합

신호로부터 산모의 흉부에서 획득한 심전도 신호를 빼는 방법이며, SVD(Singular Value Decomposition), 적응필터, 웨이브렛 변환기법 등 다양한 신호처리 기법을 응용한 연구가 발표된 바 있다[3], [4]. 또한, 최근에는 신호원 간의 통계적 독립성을 가정함으로써 혼합 신호로부터 원하는 신호원을 분리해 낼 수 있는 독립요소해석(ICA: Independent Component Analysis)을 응용한 연구가 보고 되기도 하였다[5].

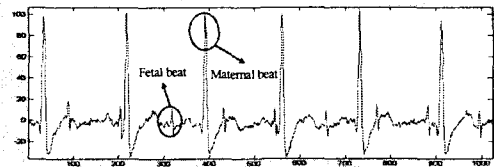


그림 1 산모 복부 심전도 신호의 예  
 Fig 1. An example of a maternal abdominal ECG

반면에, 단일채널에 기록된 심전도 신호를 분리하는 연구는 상대적으로 적은 수가 발표되었다. 그 한 예로 Kanjilal et. al.은 단일채널 신호로부터 산모와 태아의 심박을 먼저 검출한 후 신호를 산모와 태아의 구간으로 구획하고, 이 구간들을 행렬화하여 SVD(Singular Value Decomposition)를 적용함으로써 심전도 콤플렉스를 구하는 방법을 제안하였다 [6].

최근 저자는 태아의 상태를 24시간 확인하고자 하는 요구가 증가됨에 따라 착용형 태아 심전도 계측 모듈을 통하여 심전도를 계측하고, 무선으로 휴대용 단말기로 전송하여 태

<sup>†</sup> 교신저자, 正會員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 博士課程  
 E-mail : leejeon@bme.yonsei.ac.kr

<sup>\*</sup> 正會員 : 傭人松潭大 醫療情報시스템科 助教授

<sup>\*\*</sup> 正會員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 教授  
 移動型 應急醫療情報시스템 開發센터(CEMI)

接受日字 : 2004年 11月 11日

最終完了 : 2005年 1月 12日

아의 건강상태를 분석하는 시스템을 개발 하고 있다. 이와 같은 시스템에서는 산모의 흉부 심전도를 측정하지 않고, 단일채널 또는 2채널의 복부 심전도 데이터만을 획득하므로, 기존에 연구된 대부분의 기법을 활용하기 어렵다.

이에 본 논문에서는 산모의 복부에서 획득한 단일채널 신호를 대상으로 하여 태아의 심박을 검출하고, 검출된 심박 정보를 통하여 태아의 대표 콤플렉스 형태를 획득하는 것을 목표로 하였다. 단일채널 복부 심전도로부터 태아 심박검출 방법은 초기 신호에 대하여 분리벡터(demixing vector)를 구하는 과정과 나머지 신호에 대하여 분리벡터를 이용하여 태아 심박의 위치를 찾아내는 과정으로 구성된다. 첫 번째 과정에서는 단일채널 신호를 시-주파수 상에서 다차원의 신호로 재구성한 후, 암묵신호분리(Blind Source Separation) 방법을 통해 태아 심전도에 상응하는 신호를 추출할 수 있는 분리벡터를 구하고, 두 번째 과정에서는 나머지 신호에 대해 시-주파수 상의 다차원 신호 구성 후 분리 벡터를 곱함으로써 태아 심박의 위치를 검출한다. 검출된 심박의 위치 정보로부터 템플릿 기법, SVD, 또는 ICA 등의 다양한 방법을 통하여 태아 심전도 콤플렉스를 구할 수 있으나, 본 논문에서는 가장 단순한 템플릿 기법을 사용하였다.

## 2. 암묵신호분리

암묵신호분리란 각 입력 채널에서 계측된 혼합 신호의 정보만을 이용하여 미지의 신호원들을 추정해 내는 기법으로서, 여러 음성신호가 동시에 혼합되어 마이크를 통해 기록된 경우 원 음성신호를 분리해내거나, 특정한 특정 이벤트가 주어졌을 때 뇌파를 다중 센서로 기록한 후, 유발 전위를 검출하는 등에 사용되고 있다[7]. 이는 신호원들이 선형적으로 혼합되었고 소스와 혼합 구조에 대한 정보를 모른다는 가정 하에, 분리된 각 신호원들이 상호 독립성(mutual independence)을 갖도록 함으로써 문제를 해석한다.

$m$ 개의 독립적인 신호원을  $s$ , 선형적으로 혼합된  $n$ 개의 신호를  $x$ 라고 가정하면, 다음과 같이 표현 할 수 있다.

$$s = [s_1(i), s_2(i), \dots, s_m(i)]^T \quad (1)$$

$$x = [x_1(i), x_2(i), \dots, x_n(i)]^T \quad (2)$$

$$x = A s \quad (3)$$

단,  $A$ 는 미지의 혼합행렬이고, 일반적으로 센서의 수가 신호원의 수보다 같거나 많아야 하므로,  $m \geq n$ 으로 가정한다. 암묵신호 분리의 목표는, 계측된 센서  $x$ 만을 알고 있을 때, 신호 원  $s$ 와 혼합행렬  $A$ 를 추정하는 것으로서, 소스 분리를 위해서 출력 신호 벡터  $x$ 의 요소들이 서로 통계적으로 독립적이 되도록 하는 분리 행렬  $W$ 를 찾는다.

$$\hat{s} = W x \quad (4)$$

이와 같은 과정을 통하여 신호를 추정할 수 있지만 스케일링과 permutation에 대한 모호성(ambiguity) 문제는 존재하게 된다. 이런 암묵신호 분리를 위한 방법으로, 주요소 해

석법(PCA: principle component analysis)이 제안되기도 하였다. 그러나 PCA의 성능은 혼합 행렬의 열(column)의 직교성(orthogonality)에 매우 의존적이다. 그러나 일반적으로 심전도의 경우, 심장으로부터 발생하는 소스신호가 서로 공간적 직교(spatially orthogonal)의 조건을 만족하지 않는다. 이와 같은 직교성 조건은 적절한 전극배치를 통해서만 만족되며, 이에 대한 연구가 태아 심전도 분리와 뇌전도에서 잡음 제거를 위한 연구에서 발표된 바 있다[8],[9]. 결과적으로 PCA는 심전도로부터 각 소스를 독립요소해석(ICA)을 통해 분리한 것만큼의 좋은 결과를 얻을 수 없을 뿐만 아니라, 소스를 Gaussian 분포로 가정을 해야 하므로 심전도의 요소들을 분리하는데 적합하지 않다. 또한, non-Gaussian 신호의 독립성을 보다 정확히 측정하기 위해서는 PCA가 사용하는 SOS(Second Order Statistic)보다는 ICA가 사용하는 HOS(High Order Statistic)이 보다 효과적이다. ICA는 혼합행렬의 형태적 구조(geometrical structure)에 대한 제한이 없을 뿐만 아니라, 소스 신호의 non-Gaussian 특성을 고려한다. 결국, 생체신호의 분리 문제를 푸는데 가장 적합한 방법이다.

## 3. 다차원 신호 구성 및 ICA 적용

단일 채널로부터 여러 신호원을 분리하는 방법으로는 단일 채널 신호에 나타날 신호원들의 기저함수를 미리 예측하고 이 기저함수들을 수학적으로 모델링하여 학습함으로써 신호원들을 분리해내는 방법[10]과 다채널의 신호를 생성 후 ICA를 적용하는 방법이 있다. 본 논문에서는 태아 심전도의 기저함수를 예측하는 것은 불가능하기 때문에 다채널을 구성하는 방법을 선택하였다. 다채널 신호 생성에는 시간 도메인 상에서 구성하는 방법[11]과 시-주파수 도메인 상에서 구성하는 방법[12]이 있다. 시간 도메인 상의 구성방법으로는 원신호에 어떤 변환을 적용하여 원신호에 혼합된 신호원의 정보는 보전하면서 원신호와 통계적으로 독립적인 새로운 신호를 만들어 내는 방법과 원신호에 혼합된 신호원과 유사한 정보를 갖는 모의 신호를 만들어 더해 줌으로써 새로운 신호를 생성하는 방법 등이 있다. 그러나 적절한 새로운 신호를 생성해내는 변환이나 모의 신호에 대한 연구가 거의 전무하며, 다수의 채널을 만들기 위해서는 그 수만큼의 변환이나 모의 신호를 만들어 내야하는 한계가 있다. 이에 반하여 시간-주파수 도메인 상에서는 의미 있는 주파수 대역의 신호를 원하는 수만큼 선택할 수 있는 장점이 있다. 한편, 태아 심전도와 산모 심전도의 주파수 분포 특성이 다르며[13], 태아와 산모의 심전도 비트가 서로 독립적으로 발생한다는 사실에 근거하여 시간-주파수 도메인 상에서 두 신호가 상호 독립성 조건을 만족함을 알 수 있다 [12]. 이에 태아 심전도와 산모 심전도의 혼합 신호인 복부 심전도를 시간-주파수 도메인 상으로 투영하여 다채널을 생성 후, 두 신호의 시간-주파수 도메인 상의 독립성을 가정함으로써 ICA를 통해 태아 심전도 추출하는 새로운 방법을 시도하였다.

본 논문에서는 단일채널 신호를 시-주파수 도메인 상의 다채널 신호로 투영하기 위하여 Smoothed Pseudo Wigner-Ville Distribution(SPWVD)를 사용하였다.

Wiener-Khinchin 정의에 의하면 파워스펙트럼은 상관함수(correlation function)의 푸리에 변환으로 식 (5)와 같다.

$$P(w) = |X(w)|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-jw\tau} d\tau \quad (5)$$

$$\begin{aligned} R(\tau) &= \int_{-\infty}^{\infty} x(t)x^*(t-\tau) dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} x(t+\frac{\tau}{2})x^*(t-\frac{\tau}{2}) dt \\ &= R(t, \tau) dt \end{aligned} \quad (6)$$

여기서 상관함수  $R(\tau)$ 는  $x(t)x^*(t-\tau)$ 의 평균값으로 식 (6)과 같이 정의되며 전체 시간에 대한 적분값으로 시간에 대한 정보를 알 수가 없다. 주파수 성분의 시간에 대한 변화를 알아보기 위해서는 식 (6)의  $R(\tau)$  항에 시간 변수  $t$ 를 첨가하여  $R(t, \tau)$ 로 치환하면 특정 시간대에 대한 신호의 주파수 성분을 얻을 수 있으며 이는 식(7)의 Wigner-Ville Distribution(WVD)으로 정의된다.

$$WVD(t, w) = \int_{-\infty}^{\infty} R(t, \tau) e^{-jw\tau} d\tau \quad (7)$$

STFT(Short Time Fourier Transform)가 윈도우 함수의 길이에 의해 시간-주파수 분해능이 결정되는 데에 반해 WVD는 윈도우 함수를 사용하지 않으므로 윈도우 길이에 대한 영향을 받지 않으며 더 높은 해상도를 제공한다. 그러나 WVD는 두 개 이상의 서로 다른 주파수 성분을 갖는 신호가 있을 때에 교차 간섭현상이 발생한다. 이를 제거하기 위하여 시간과 주파수 축으로 이차 저역통과 필터  $\Phi(\tau, t)$ 를 WVD에 적용하게 되는데, 이 저역통과 필터를 커널(kernel)이라 하며, 본 논문에서는 식 (8)과 같은 커널을 사용하여 SPWVD를 구현하였다.

$$\Phi(\mu, \tau) = h(\frac{\tau}{2})h^*(-\frac{\tau}{2})G(\mu) \quad (8)$$

이때  $h(\cdot)$ 는 주파수 축의 간섭현상을 제거하는 윈도우 함수이고,  $G(\cdot)$ 는 시간축의 간섭현상을 제거하는 윈도우 함수이다. SPWVD는 시간과 주파수 축에 각각 독립적인 윈도우를 취하여 간섭현상을 제거하는 것으로 윈도우 길이나 종류의 선택에 따라 신호에 특성에 맞는 필터링의 구현이 가능하며 계산속도가 빠른 장점을 가지고 있다.

본 논문에서는 구현 속도의 향상을 위해,  $x$ 를 512 포인트씩 나누어 시-주파수 도메인으로 투영하였으며, 시간 구간과 주파수 구간은 256으로 설정하였다. 그 결과 시간 도메인 상의 단일채널 512 포인트 신호로부터 시-주파수 도메인 상의 256×256의 다차원 가상신호(virtual sensor)를 획득할 수 있었다. 이 때 획득된 가상신호를 ICA의 입력으로 사용하였으며, 차원을 16까지 낮춘 후 16개의 추정 신호원을 출력하도록 설정하였다. 이와 같은 다차원 신호 생성 및 ICA 적용과정을 그림 2에 나타내었다.

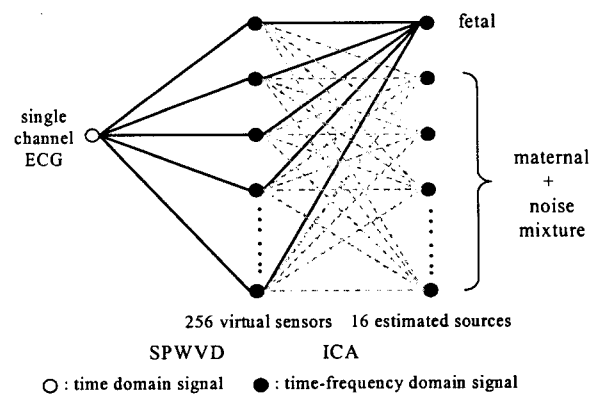


그림 2 단일채널 신호로부터 다차원 신호 생성 및 ICA 적용

Fig 2. Multi-dimensional signal generation from a single channel signal and the ICA application to it

ICA에서 신호 성분들을 독립적으로 만들기 위해서 사용되는 방법으로 엔트로피 최대법(entropy maximization), 상호 정보 최소화법(mutual information minimization), maximum likelihood법, Kullback-Liebler divergence 최소화법 등이 있다. 본 연구에서는 매우 간단하고, 연산속도가 빠르며, 효과적으로 독립성분을 분석하는 방법 중 가장 보편적으로 사용되고 있는 kurtosis의 최대, 최소화법을 기반으로 하는 고속고정점(fast fixed-point) 알고리즘을 사용하였다[14].

#### 4. 실험결과 및 고찰

##### 4.1 분리벡터 획득

분리벡터는 초기 단일채널 산모 복부 심전도를 시간-주파수 도메인으로 투영하여 생성된 가상신호를 ICA 입력으로 하여 신호원을 추정하였을 때, 검출을 목표로 하는 신호의 정보를 가장 많이 포함하는 추정 신호원을 추출해 낼 수 있는 벡터로 정의하며, 식 (9)와 같이 나타낼 수 있다.

$$S_i = S_v \times D, \quad D \in W \quad (9)$$

단,  $S_i$ 는 추정 목표 신호원,  $S_v$ 는 가상신호,  $D$ 는 분리벡터를 의미하며, 분리벡터는 분리행렬  $W$ 에 속한다.

실험 데이터는 태아 심전도 추출 연구에 가장 널리 이용되는 De Lathauwer[3]의 6채널 복부 심전도 중 첫 번째 채널을 선택하여 사용하였으며, 이 신호는 250Hz로 샘플링 되었으며 총 길이는 2,500 포인트(10초)이다. 그림 3(a) 상단은 데이터의 초기 512 포인트 신호이며, 산모의 심전도와 태아의 심전도가 혼합되어 있는 것을 확인 할 수 있다. 그림 2(a)의 하단은 이를 SPWVD를 통해 시간-주파수 도메인으로 투영한 결과로, 256개의 주파수 대역에 대해 시간 축으로 256 포인트 길이를 갖는 256×256 신호이며, 이를 가상신호로 하여 ICA 입력으로 사용하였다. ICA 적용 시, 심전도는 낮은 주파수 대역에서 대부분의 정보를 갖고 있으므로 256

차 행렬을 16차로 낮추어 16개의 추정 신호원을 출력하도록 하여 연산의 부담을 줄였으며, 그림 3(b)에 복부 심전도에 대한 16개의 추정 신호원을 나타내었으며, 원 복부 심전도와 추정 신호원을 비교하였을 때, 15번째 추정 신호원이 태아 심전도의 정보를 가장 잘 대변하고 있다. 이 때 256×256 가상신호로부터 16×256의 추정 신호원을 구하기 위해 사용된 16×256의 분리행렬 중 15번째 추정 신호원을 만들어 내는 열을 1×256의 분리벡터 D로 설정하였다.

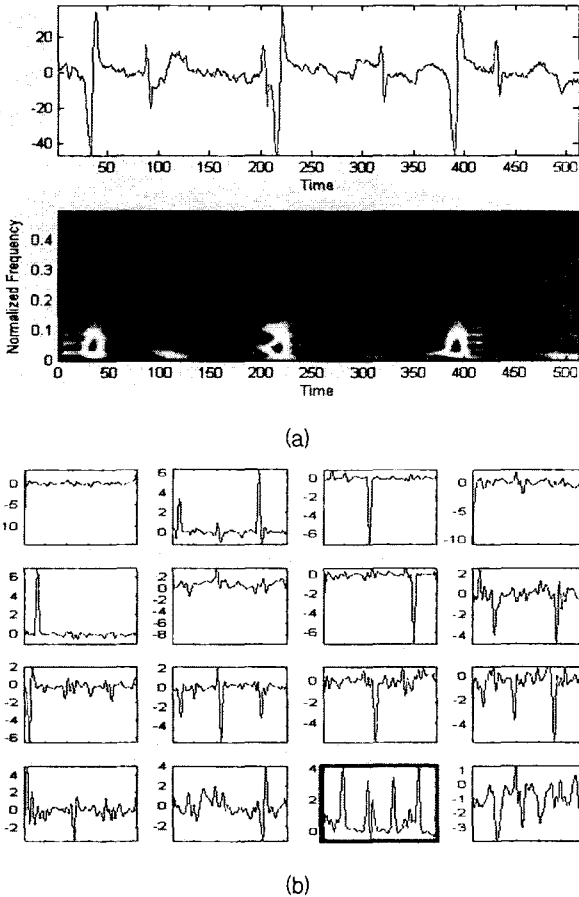


그림 3 원 복부 심전도의 시간-주파수 도메인 투영 및 ICA를 통해 구한 추정 신호원  
(a) 원 복부 심전도와 SPWVD 결과  
(b) 추정 신호원

Fig 3. An example of original signal's projection into time-frequency domain and estimated sources by ICA  
(a) Original signal and the result of its projection  
(b) Estimated sources

#### 4.2 분리벡터를 통한 태아 심전도 검출

태아 심전도 검출은 초기 512 포인트 신호를 통해 구해진 분리벡터와 이후 신호를 시간-주파수 도메인에 투영한 다채널 신호를 곱함으로써 가능하다. 그림 4는 분리벡터를 구하는데 사용된 512 포인트 이후의 복부 심전도와 이를 시간-주파수 도메인에 투영 후 분리벡터를 곱한 결과를 나타낸 것이다.

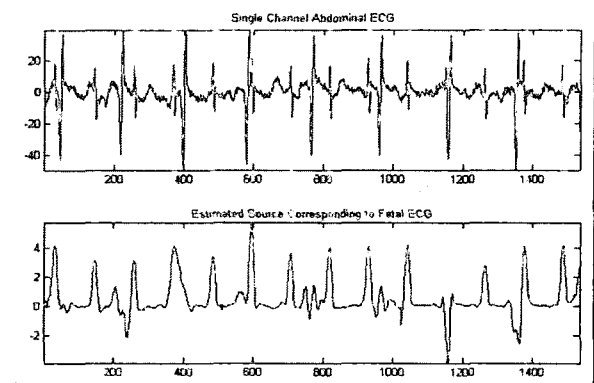


그림 4 복부 심전도와 투영된 다채널 신호에 분리벡터를 곱한 결과  
Fig 4. The rest of abdominal ECG and the results of multiplication of projected multi-dimensional signal and a demixing vector

투영된 다채널 신호에 분리벡터를 곱한 결과신호는 태아 심전도 비트의 위치에서 상향 피크를 갖으며, 산모의 심전도에 대해서는 반응이 없거나 혹은 하향의 상대적으로 작은 피크가 발생하는 것을 확인 할 수 있었다. 이 신호는 정규, 일반적인 피크 검출 알고리즘, 심장의 불응기 등의 임상 정보를 활용하면, 그림 4에서 음영으로 표시된 바와 같이 태아 심전도 비트의 위치를 찾아 낼 수 있었다.

한편, 최근 Ping Gao et. al. 은 SVD와 ICA를 결합하여 단일채널 심전도로부터 태아 심전도 비트 검출하는 연구를 발표한 바 있다[12]. 그림 5는 이 연구의 결과를 발췌한 그림이다.

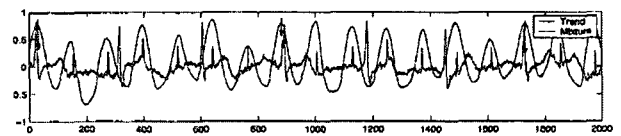


그림 5 SVD와 ICA를 통한 태아 심전도 비트 검출 결과[12]  
Fig 5. The result of fetal beat detection with SVD and ICA by Ping Gao et. al.[12]

그림에서 확인 할 수 있듯이 태아 심전도 비트 위치를 정현파 형태로 검출하며, 신호 비트의 추세(trend) 정보를 활용하기 때문에 태아 심박 변화율이 변화를 잘 검출할 수 없을 것으로 예상된다. 이에 비해 본 연구의 결과는 향상된 국소화(localization) 특징을 갖으며, 추세정보를 필요로 하지 않아 심박 변화율 변화를 보다 잘 반영할 수 있을 것으로 사료된다. 또한 그림 4의 600 포인트 근처에서와 같이 산모 심전도와 매우 근접한 경우에도 검출할 수 있는 장점이 있었다. 그러나 1,000~1,200 포인트 구간에서와 같이 산모 심전도와 정확하게 일치하여 눈으로 관찰할 수 없는 경우에는 제안된 알고리즘으로도 검출이 불가능하였다.

검출된 태아 심전도 비트에 대해서는 가장 널리 사용되는 템플릿 기법을 이용하여 콤플렉스의 모양을 확인하였다. 정

상 콤플렉스와 상관관계가 높은 경우 정상 콤플렉스로 간주하고, 상관관계가 낮은 경우 새로운 템플릿을 생성하도록 하였다. 정상 템플릿은 정상으로 간주되는 콤플렉스의 패턴을 평균하여 구하였으며, R 점을 기준으로 좌 15포인트, 우 20포인트씩 취하여 템플릿의 길이는 36포인트(=144ms)가 되도록 하였다. 그림 6은 검출된 태아 심전도 비트로부터 구한 정상 콤플렉스의 템플릿을 나타낸 것이다.

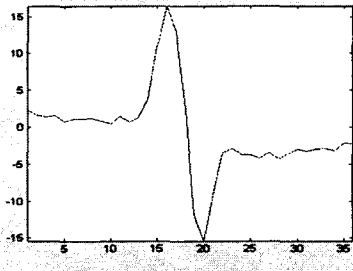


그림 6 검출된 태아 심전도 비트의 템플릿  
Fig 6. The template of detected fetal beats

4.3 모의 신호를 통한 알고리즘 평가

알고리즘에 영향을 미치는 요소들에 대하여 평가하기 위해 태아 심전도와 산모 심전도의 혼합 신호를 출력할 수 있는 심전도 시뮬레이터(medSim 300B, FLUKE)를 사용하였다. 이 시뮬레이터는 다양한 심박률(60, 90, 120, 140, 150, 210, 240 BPM)을 갖으며, 산모 심전도보다 2배 큰 태아 심전도만을 고정적으로 제공한다. 신호 획득을 위해서는 MP150(BIOPAC systems Inc.)를 사용하였으며, 480Hz로 샘플링 하였다.

심박률 변화에 대한 영향을 살펴보기 위해 1)분리벡터 획득 및 태아 심전도 검출 시 동일 심박률을 갖는 데이터와 2)분리벡터 획득 시와 심전도 검출 시에 다른 심박률을 갖는 데이터를 획득하여 테스트를 실시하였다. 동일한 심박률을 갖는 경우, 시뮬레이터에서 제공하는 모든 심박률에 대하여 태아 심전도 비트를 검출할 수 있었다. 또한, 분리벡터 획득 시와 검출 시의 심박률이 변화한 경우에도 모든 태아 심전도 비트를 검출 할 수 있었다. 이로부터 알고리즘이 심박률에 거의 영향을 받지 않고, QRS 콤플렉스의 시간-주파수 특성에만 영향을 받음을 알 수 있다.

60Hz 전력선 잡음에 대한 영향을 살펴보기 위해서는 태아 심박률을 120 BPM으로 고정된 신호에 다양한 전력을 갖는 60Hz 잡음을 첨가하였다. 육안으로 산모와 태아의 비트를 관찰 할 수 있는 범위의 잡음에 대해서는 거의 영향을 받지 않고 모든 태아 심전도 비트를 검출 할 수 있었다. 이것은 60Hz 전력선 잡음과 같은 정상신호는 시간-주파수 도메인으로 투영되면 DC의 형태로 나타나서 ICA를 통해 신호원을 추정할 때 고려되지 않기 때문이다. 이 특성은 제안한 알고리즘이 60Hz 전력선 잡음에 대한 우수한 잡음 면역성을 갖도록 한다. 그림 7에 4가지 전력선 잡음을 갖는 원신호 및 이에 상응하는 다채널 투영신호와 분리벡터의 곱에 의한 검출신호를 나타내었다.

랜덤 잡음은 통계적으로 가우스 분포를 갖으며, ICA는 랜

덤 변수가 정규분포를 가질수록 독립성을 잃고 신호원을 분리해 내지 못하는 특성이 있다[15]. 적은 전력의 랜덤 잡음은 원신호에 첨가되더라도 주파수 도메인 상에서 태아 심전도와 산모 심전도에 비해 작은 크기를 갖기 때문에 가상 신호에 영향을 거의 주지 않는다. 그러나 랜덤 잡음의 전력이 커지면 원신호와 결합하여 예측할 수 없는 주파수 변화를 유도하여 가상신호에 변화를 야기한다. 이는 분리벡터 획득에 영향을 줄 수 있다. 따라서 제안된 알고리즘에 입력하기 전에 랜덤 잡음을 최소화하는 과정이 필요할 것으로 사료된다. 한편 전력선 잡음과 달리 랜덤 잡음은 발생 시점과 결합되는 원신호의 형태에 알고리즘의 성능이 매번 달라 정량적 평가가 어려웠다.

마지막으로 태아 심전도 크기에 대한 영향을 살펴보았다. 시뮬레이션 신호 중 태아 심전도 비트만을 추출하여 임의의 크기로 변환 후 복부 심전도를 재구성함으로써 테스트 하였다. 이로부터 잡음이 완전히 제거된 이상적인 신호의 경우 산모 심전도의 약 1/10이상이면 일반적으로 검출 가능함을 확인하였으며, 이것은 실제 신호 획득 시 태아 심전도가 가능한 한 크게 획득되도록 전극 위치를 부착하는 것이 중요함을 의미한다.

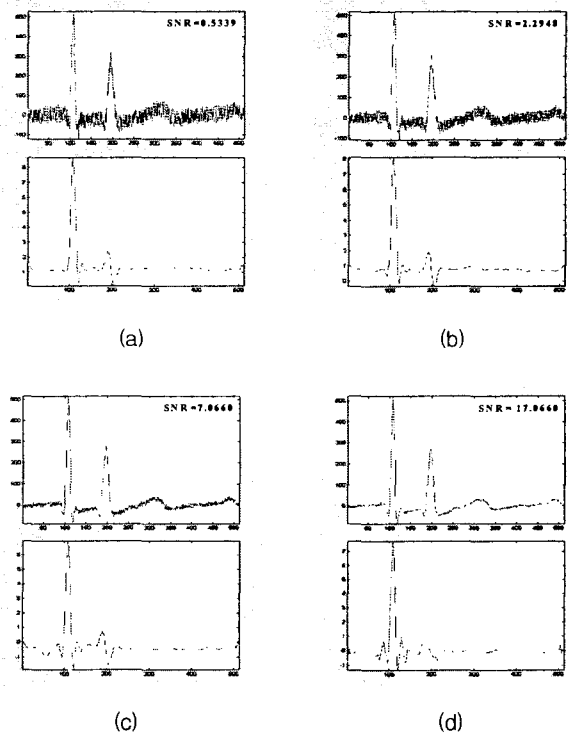


그림 7 4가지 전력선 잡음에 대한 원신호와 검출신호

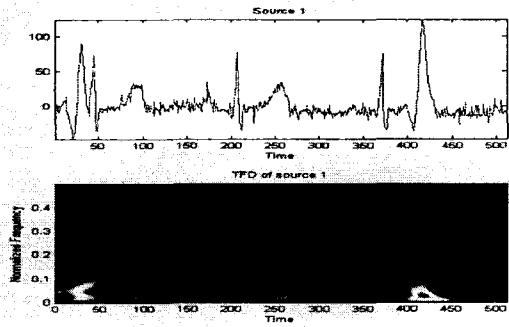
- (a) 신호 대 잡음비가 17.0660인 경우
- (b) 신호 대 잡음 비가 7.0660인 경우
- (c) 신호 대 잡음비가 2.2948인 경우
- (d) 신호 대 잡음 비가 0.5339인 경우

Fig 7 Original signals and corresponding detection signals for different 4 SNRs

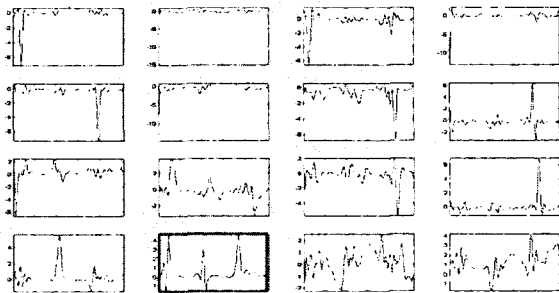
- (a) SNR=17.0660 (b) SNR=7.0660
- (c) SNR=2.2948 (d) SNR=0.5339

4.4 제안된 알고리즘의 실제 산모 복부 심전도 적용

실제 산모 복부 심전도의 수집은 만 27세~37세의 건강한 자원자 8명을 대상으로 하였으며, 임신기간은 22주~35주였다. 장비는 상용 국산 진단 심전계(1211-DG, 메디게이트(주))를 사용하였으며, 대역통과 필터(0.1Hz~100Hz)와 60Hz 노치필터만을 통과한 원시 신호를 600Hz로 샘플링하여 수집하였다. 전극의 부착 위치는 산부인과 임상의사의 조언을 받아 LA, RA, LL, RL 리드는 정상적인 위치에 부착하고, V1~V6 전극은 태아의 위치에 상관없이 산모 배꼽 아래 3cm 위치에 약 5cm의 간격을 두고 배치하였다. 제한된 알고리즘을 평가하기 위한 데이터로는 V1~V6 중 태아 심전도가 가장 잘 나타나는 단일채널을 선택하였다. 그림 7은 실제 한 산모 데이터를 시간-주파수 도메인에 투영하고 ICA를 적용하여 추정 신호원을 구한 결과이다. 이 경우, 14번 추정 신호원이 태아 심전도를 가장 잘 대변하고 있어서 가상신호로부터 14번째 신호를 만들어 내는 벡터를 분리벡터로 설정하였다.



(a)



(b)

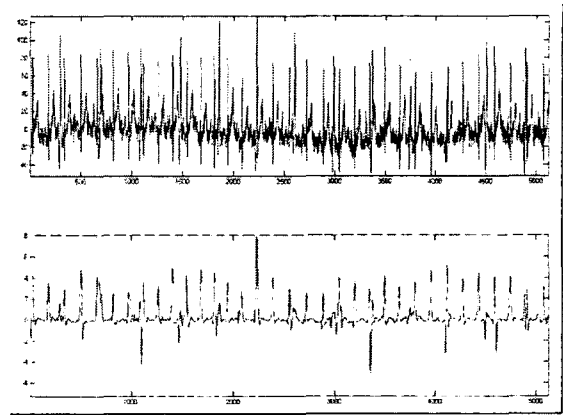
그림 7 획득된 단일채널 복부 심전도의 시간-주파수 도메인 투영 및 추정 신호원의 예

(a) 획득된 단일채널 심전도와 SPWVD 결과 (b) 추정 신호원  
Fig 7. An example of time-frequency domain projection of an acquired abdominal ECG and estimated sources for it

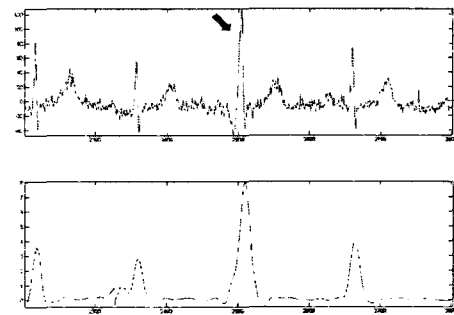
(a) An acquired signal and the result of its projection  
(b) Estimated sources

초기 512 포인트 이후 데이터에 대해서는 SPWVD를 통해 시간-주파수 도메인으로 투영된 신호에 분리벡터를 곱함으로써 태아 심전도를 검출하였다. 그림 8(a)는 검출 결과를

타나낸 것이다.



(a)



(b)

그림 8 획득된 원시 산모 복부 심전도와 분리벡터를 통한 태아 심전도 비트 검출결과

(a) 원시 산모 복부 심전도 및 비트 검출결과  
(b) 신호 중첩 경우

Fig 8. An acquired original abdominal ECG and the beat detection results with demixing vector

(a) Original abdominal ECG and beat detection results  
(b) An overlapped case

다른 실제 산모 데이터에서와 마찬가지로 태아 심전도 비트를 100% 검출할 수 있었으며, 특별히 그림 8(b)의 화살표 부분같이 산모 심전도와 태아 심전도가 완전히 겹치는 않았지만, 시각적으로도 판별하기 어려운 곳의 태아 심전도 비트도 찾아 낼 수 있었다. 이는 시간 도메인 정보가 아닌 시간-주파수 상의 정보를 이용함으로써 가능한 것으로 사료된다. 검출된 태아 심전도 비트로부터 RR 간격을 계산하여 태아 심박변화를 계산할 수 있었으며, 대표 템플릿도 구할 수 있었다. 그림 9에는 태아 그림 8의 검출 결과로부터 계산된 태아 심박 변화율과 대표 템플릿을 보였다. 이 경우는 4.2절의 신호와 달리 태아가 거의 성숙하여 QRS 콤플렉스뿐만 아니라, P파와 T파를 갖고 있어 템플릿의 길이를 R 점을 기준으로 좌우 각각 65포인트, 70포인트씩 취하여 136포인트(≒227ms)로 하였다.

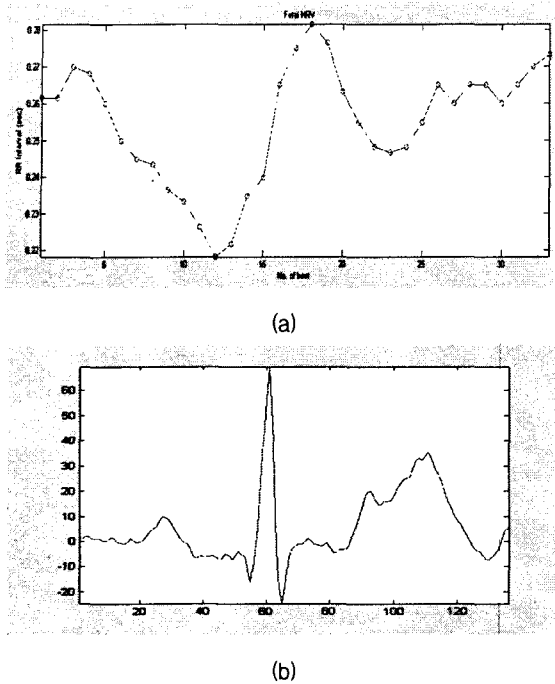


그림 9 검출된 태아 심전도 비트로부터 계산된 태아 심박 변화율과 대표 템플릿  
 (a) 태아 심박변화율 (b) 대표 템플릿  
**Fig 9.** Calculated fetal heart rate variability and representative template with detected fetal beats  
 (a) Fetal heart rate variability (b) representative template

본 연구에서 제안된 알고리즘을 통하여 단일채널 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 비트가 검출 가능하였으며, 이를 통해 태아 심박 변화율 및 형태(morphology) 정보를 구해 낼 수 있어 태아의 건강 상태를 평가할 수 있는 기초 자료가 제공되었다.

5. 결 론

단일채널 산모 복부 심전도의 초기 일부 신호를 시-주파수 도메인으로 투영한 후, 독립요소 행렬을 통하여 태아 비트를 검출할 수 있는 분리벡터를 구하였고, 이후 신호에 대하여는 구해진 분리벡터를 시-주파수 도메인 상에서 곱함으로써 태아 심전도 비트를 검출할 수 있는 알고리즘을 제안하였다. 이는 단일채널 신호를 통하여 태아 심전도 비트를 검출하였다는데 의미가 있으며, 선행 연구에 비하여 국소화 특성이 우수하였다. 선행 연구와 마찬가지로 시간 도메인 상의 태아 심전도 비트의 형태를 직접적으로 관찰할 수 없는 단점이 있었으나, 시-주파수 도메인 상에서 발생한 피크 영역에 상응하는 시간 도메인 신호에서 정류, 피크 검출 알고리즘, 심전도 불응기 정보 등을 이용하여 태아 심전도 비트를 검출할 수 있었다. 또한, 검출된 태아 심전도 비트로부터 태아 심박 변화율이 계산 가능하였고, 대표 템플릿을 통해 태아 심전도의 형태를 확인할 수 있었다. 이렇게 구해진 정보는 태아의 건강 상태를 평가할 수 있는 중요한 기초 자료를 제공한다. 제안된 알고리즘은 초기의 분리벡터를 구

하는 과정에만 전문가의 설정을 필요로 하며, 이후 태아 심전도 비트 검출, 태아 심박 변화율 계산, 대표 템플릿 구성 등은 자동으로 수행 가능하다. 따라서 ARM 프로세서나 DPS 칩과 같이 고성능 연산이 가능한 하드웨어를 통해 SPWVD를 구현 시에는 실시간으로 태아의 건강정보를 제공하는 시스템이 구현 가능할 것이다.

**감사의 글**

본 연구는 과학기술부 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것입니다.

참 고 문 헌

[1] P. Bergveld and W.H. J. Meijer, "A New Technique for the Suppression of the MECG", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. ME-28, pp. 348-354, 1981.

[2] J. Vanderschoot, D. Callaerts, J. Vandewalle, and J. Janssens, "Two methods for optimal MECG elimination and FECG detection from skin electrode signals", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-34, pp. 233-243, 1987.

[3] L. De Lathauwer, B. De Moor, and J. Vandewalle, "SVD-Based Methodologies for Fetal Electrocardiogram Extraction", *Proceedings of International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing*, pp. 3771-3774, 2001.

[4] A. Khamene, S. Negahdaripour, "A New Method for the Extraction of Fetal ECG from the Composite Abdominal Signal", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 47, no. 4, pp. 507-516, 2000.

[5] V. Zarzoso, J. Millet-Roig, and A. K. Nanay, "Fetal ECG Extraction from Maternal Skin Electrodes Using Blind Source Separation and Adaptive Noise Cancellation Techniques", *Computers in Cardiology*, pp. 431-434, 2000.

[6] P. P. Kanjilal and G. Saha, "Fetal ECG Extraction from Single-Channel Maternal ECG using Singular Value Decomposition", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 1, 1997.

[7] T. W. Lee, A. J. Bell, and R. Orglmeister, "Blind source separation of real world signals", *Neural Networks*, vol. 4, pp. 2129-2134, 1997.

[8] D. Callaerts, B. Demoor, J. Vandewalle, W. Sansen, G. Vantrappen, and J. Janssens, "Comparison of SVD methods to extract the fetal electrocardiogram from cutaneous electrode signals", *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 28, no. 3, pp. 217-224, 1990.

[9] T. P. Jung, S. Makeig, C. Humphries, T. W. Lee, M. J. McKeown, V. Iragui, and T. J. Sejnowski, "Removing electroencephalographic artifacts by blind

source separation”, Psychophysiol., vol. 37, no. 2, pp. 163-178, 2000.

- [10] G. J. Jang and T. W. Lee, “A Maximum Likelihood Approach to Single-Channel Source Separation”, Journal of Machine Learning Research, vol. 4, pp. 1365-1392, 2003.
- [11] J. Lee, K. J. Lee, S. K. Yoo, “Development of a new Signal Processing Algorithm based on Independent Component Analysis for Single Channel ECG Data”, Proceedings of the 26th Annual international conference of the IEEE EMBS, Vol. 26, No. 1, pp. 224-226, 2004.
- [12] P. Gao, E. C. Chang, and L. Wyse, “Blind Separation of Fetal ECG from Single Mixture Using SVD and ICA”, ICICS-PCM, pp. 1418-1422, 2003.
- [13] C. A. Menihan and E. K. Zottoli, “Electronic Featal Monitoring: Concepts and Applications”, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [14] A. Hyvarinen and E. Oja, “A Fast Fixed-Point Algorithm for Independent Component Analysis”, Neural Computation, vol. 9, no. 7, pp. 1483-1492, 1997.
- [15] A. Hyvarinen, “Independent Component Analysis in the Presence of Gaussian Noise by Maximizing Joint Likelihood”, Neurocomputing, vol. 22, pp. 49-67, 1988.

저 자 소 개



**이 전(李 田)**

1974년 8월 3일생. 1997년 연세대학교 의용전자공학과 졸업. 1999년 동 대학원 의용전자공학과 졸업(석사). 1999년~현재 동 대학원 의공학과 박사과정. 관심 분야는 신호처리, 생체 모델링 및 시뮬레이션.

Tel : 033-760-2808, Fax : 033-763-1953  
E-mail : leejeon@bme.yonsei.ac.kr



**박 광 리(朴 光 里)**

1969년 12월 22일생. 1993년 연세대학교 보건과학대학 의공학과 졸업. 1996년 동 대학원 졸업(석사). 2000년 동대학원 졸업(공학). 현재 용인송담대학 의료정보 시스템과 조교수. 생체신호처리, 웨이브렛, 독립성분분, 퍼지·신경회로망

Tel : 031-330-9325, Fax : 031-330-9325  
E-mail : klpark@ysc.ac.kr



**이 경 중(李 景 中)**

1958년 9월 17일생. 1981년 연세대학교 전기공학과 졸업. 1988년 동대 학원 전기공학과 졸업(공학). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원 교수. 현재 연세대학교 보건과 학대학 의 공학과 교수. 생체 모델링, 심장 진단 및 모델링, 생체신호처리

Tel : 033-760-2433, Fax : 033-763-1953  
E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr