

(19)대한민국특허청(KR)

(12) 공개특허공보(A)

(51) 。 Int. Cl.
A61B 5/0444 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2006-0079444
(43) 공개일자 2006년07월06일

(21) 출원번호 10-2004-0117639

(22) 출원일자 2004년12월31일

(71) 출원인 학교법인연세대학교
서울 서대문구 신촌동 134번지

(72) 발명자 이진
강원 원주시 무실동 주공1단지 107동 1301호
박광리
경기 용인시 풍덕천동 신정마을 상록아파트 705동 2002호
이경중
강원도 원주시 일산동 341-82번지

(74) 대리인 민혜정

심사청구 : 있음

(54) 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 장치 및 방법

요약

본 발명은 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 장치 및 방법에 관한 것으로, 보다 상세히는 산모 복부로 부터 단일채널로 검출된 산모 심전도로부터 태아 심전도 분리하는 장치 및 방법에 관한것이다.

본 발명의 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법은 산모복부에서 단일채널로 산모 복부 심전도를 검출하여 A/D변환기를 통해 복부심전도 데이터 입력을 시작하는 데이터입력 단계; 분리벡터가 존재하는가를 판단하는 분리벡터 존재여부 판단단계; 만약 분리벡터가 존재하지 않는다면, 소정시간동안 A/D변환기로 부터 수신된 신호로 부터 스무드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성한 후, 독립요소해석(ICA)을 적용하여 분리벡터설정하는 분리벡터 설정단계; 만약 분리벡터가 존재한다면, 소정시간동안 A/D변환기로 부터 수신된 신호로 부터 스무드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성하는 다차원신호 재구성단계; 상기 다차원신호 재구성단계에서 재구성된 다차원 신호에, 상기 분리벡터를 곱하여, 태아 심전도의 비트(R점, 심박)을 검출하는 비트검출단계; 태아 심박 변화율을 계산하며, 태아심전도 템플릿을 구성하는 태아심전도 템플릿 구성단계; 를 구비하는 것을 특징으로 한다.

대표도

도 8

색인어

단일채널 복부 심전도, 태아 심전도 분리, 독립요소해석, 분리벡터, 태아 건강 모니터링

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 산모 복부에서 기록된 신호의 일예이다.

도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 단일채널 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 장치의 구성을 설명하기 위한 블록도이다.

도 3은 도 2의 제1 시-주파수 도메인 변환부의 일예를 설명하기 위한 흐름도이다.

도 4는 단일채널 신호로부터 다차원 신호와 독립요소해석 적용을 설명하는 연결도이다.

도 5는 도 2의 암묵신호 분리부를 설명하기 위한 흐름도이다.

도 6은 도 2의 태아 심박 추출부를 설명하기 위한 흐름도이다.

도 7은 도 2의 태아심전도 콤플렉스 연산부를 설명하기 위한 흐름도이다.

도 8은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리방법을 개략적으로 설명하기 위한 흐름도이다.

도 9a는 도 2의 단일채널 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치의 이용시의 산모 복부심전도와 스무트 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)함수 적용결과의 일예이다.

도 9b는 도 9a의 스무트 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)함수 적용결과에 독립요소해석(ICA)을 적용하여 구해진 추정신호원의 일예이다.

도 10a는 도 2의 단일채널 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치의 이용시의 산모 복부심전도와 분리벡터를 통한 태아심전도 비트 검출결과의 일예이다.

도 10b는 도 10a에서 산모의 심전도와 태아의 심전도가 중첩되는 경우의 일예이다.

도 11a는 도 2의 단일채널 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치의 이용시의 검출된 태아 심전도 비트로부터 계산된 태아 심박을 변화율의 일예이다.

도 11b는 도 11a로부터 얻어진 대표 템플릿의 일예이다.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 장치 및 방법에 관한 것으로, 보다 상세히는 산모 복부로 부터 단일채널로 검출된 산모 심전도로부터 태아 심전도 분리하는 장치 및 방법에 관한것이다.

일반적으로 임신성 고혈압, 임신성 당뇨병, 저체중아와 관련되는 산모에게는 태아상태의 감시가 필수적이며, 정상 산모도 산전 및 진통에 이르기까지 지속적으로 태아의 상태를 검사하는 것이 필요하다.

이렇게 태아의 상태를 검사하기위해 반드시 필요한 것이 태아 심전도이다. 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.

도 1은 산모 복부에서 기록된 신호의 일예이다. 일반적으로 산모 복부에서 기록된 신호는 산모의 심전도와 랜덤 잡음 등으로 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.

최근 태아 심전도를 검출하기 위한 다양한 연구들이 이루어지고 있으며, 이런 대부분의 연구들은 다채널 신호가 획득된 경우에 대한 것이다.

다채널에 기록된 심전도 신호를 분리하는 연구중, 가장 직접적인 방법으로, 산모 복부에서 계측된 혼합 신호로부터 산모의 흉부에서 획득한 심전도 신호를 빼는 방법이 있으며, 이는 특이값 분해(SVD: Singular Value Decomposition), 적응필터, 웨이브렛 변환기법 등 다양한 신호처리 기법을 응용하여 연구되어지고 있다. 이러한 경우에는 산모 복부 심전도 신호를 측정하기위한 전극이외에, 별도로 산모흉부의 심전도를 측정하기위한 전극을 장착하여야 한다는 불편함이 있다.

반면에, 단일채널에 기록된 심전도 신호를 분리하는 연구는 상대적으로 적은 수가 발표되었다. 그 한 예로 칸지라르(Kanjilal) 등은 단일채널 신호로부터 산모와 태아의 심박을 먼저 검출한 후 신호를 산모와 태아의 구간으로 구획하고, 이 구간들을 행렬화하여 특이값 분해(SVD)를 적용함으로써 심전도 콤플렉스를 구하는 방법을 제안하였다.

특히 최근에는 임신성 고혈압, 임신성 당뇨병, 저체중아와 관련되는 산모 뿐만 아니라 정상산모에게서도 태아의 상태를 24시간 확인하고자 하는 요구가 증가 되고 있으며, 이에 따라 산모의 실생활에 불편함을 주지않고 실시간으로 장시간 태아를 감시할 수 있으며, 산모의 흉부 심전도를 측정하지 않고 복부 심전도 데이터만을 획득하여 태아 심전도를 측정하는 태아감시장치의 개발이 요망된다.

산모의 흉부 심전도를 측정하지 않고, 단일채널 또는 2채널의 산모 복부 심전도 데이터만을 획득하여 태아 심전도를 측정하는 방법은 기존에 연구된 대부분의 기법을 실제 활용하기 어렵다.

따라서 본 발명에서는 산모 복부에서 획득한 단일채널신호를 대상으로 하여 태아의 심박을 검출하고, 검출된 심박 정보를 통하여 태아의 대표 콤플렉스 형태를 획득하는 태아 심전도 분리 방법을 제공한다. 특히 본 발명은 산모의 복부에서 계측되는 단일 채널의 심전도에서 태아심전도를 분리함으로써 태아 심박 변화율(FHRV)과 비트의 형태(morphology)를 계산할 수 있고, 이로부터 태아의 건강상태 정보를 제공할 수 있다.

또한 본 발명은 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)를 적용하여 시-주파수 상에서 다차원의 신호로 재구성한후 독립요소해석기법을 적용하여 분리벡터를 구하는 산모 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치 및 방법을 제공한다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명이 이루고자하는 기술적 과제는 산모 복부에서 획득한 단일채널신호를 대상으로 하여 태아의 심박을 검출하는 태아 심전도 분리 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

본 발명이 이루고자하는 또 다른 기술적 과제는 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 상에서 다차원의 신호로 재구성한후 독립요소해석기법을 적용하여 분리벡터를 구하는 산모 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

발명의 구성 및 작용

이하 본 발명의 일 실시예에 의한 단일채널 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 장치 및 방법에 대한 구성 및 동작을 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다.

도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 단일채널 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 장치의 구성을 설명하기위한 블록도로서, 전극부(100), 신호전처리부(200), A/D변환부(300), 태아심전도 분리모듈부(400), 표시부(500)로 구성된다. 태아심전도 분리모듈부(400)는 분리벡터 추출부(1000), 제1저장부(1900), 태아심박 추출부(2000), 제2저장부(2900), 태아심전도 콤플렉스 연산부(3000)로 이루어진다.

전극부(100)는 산모의 복부로 부터 생체신호를 검출한다. 전극부(100)는 두개의 전극을 구비할 수 있다.

신호전처리부(200)는 증폭부와 필터부를 구비하며, 전극부(100)로 부터 검출된 생체신호를 증폭하고, 잡음을 제거한다.

A/D변환기(300)는 신호검출부(200)의 출력신호를 디지털신호로 변환한다. A/D변환기(300)는 샘플링 레이트가 500Hz이며 분해능이 12비트인 A/D변환기를 사용할 수 있다.

태아심전도 분리모듈부(400)는 A/D변환기(300)로 부터 수신된 초기의 소정시간 동안의 신호로 부터 산모심전도와 태아심전도를 분리하고 그로부터 태아의 심박을 추출한다. 태아심전도 분리모듈부(400)는 분리벡터 추출부(1000), 제1저장부(1900), 태아심박 추출부(2000), 제2저장부(2900), 태아심전도 콤플렉스 연산부(3000)로 이루어진다. 태아심전도 분리모듈부(400)는 마이크로 프로세서로 구성할 수 있다.

분리벡터 추출부(1000)는 A/D변환기(300)로 부터 수신된 신호중 초기의 소정시간 동안의 신호에서 분리벡터(demixing vector)를 구한다. 분리벡터 추출부(1000)는 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)와 암묵신호 분리부(1200)으로 이루어진다.

제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)는 A/D변환기(300)로 부터 수신된 신호를 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성한다. 즉, 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)는 단일채널 신호를 시-주파수 상에서 다차원의 신호로 재구성한다.

암묵신호 분리부(1200)는 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)에서 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성된 신호에서 암묵신호분리 방법을 통해 태아 심전도에 상응하는 신호를 추출할 수 있는 분리벡터를 구한다.

제1저장부(1900)는 암묵신호 분리부(1200)에서 구해진 상기 분리벡터를 저장한다.

태아심박 추출부(2000)는 제1저장부(1900)에 저장된 분리벡터, 즉 분리벡터 추출부(1000)로부터 구해진 분리벡터를 이용하여 A/D변환기(300)로 부터 수신된 신호로 부터 태아 심박의 위치를 찾아낸다. 즉 태아심박 추출부(2000)는 A/D변환기(300)로 부터 수신된 신호를 시-주파수 상의 다차원 신호 구성 후, 분리 벡터를 곱함으로써, 태아 심박의 위치를 검출한다. 또한 본원발명은 상기 검출된 심박의 위치 정보로부터 템플릿 기법을 통하여 태아 심전도 콤플렉스를 구할 수 있다. 태아심박 추출부(2000)는 제2 시-주파수 도메인 변환부(2100)과 태아심박 검출부(2200)를 구비한다.

제2 시-주파수 도메인 변환부(1100)는 A/D변환기(300)로 부터 수신된 신호를 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성한다. 즉, 제2 시-주파수 도메인 변환부(1100)는 단일채널 신호를 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성한다. 이때 A/D변환기(300)로부터 제2 시-주파수 도메인 변환부(1100)으로 입력된 신호는 동시에 제2저장부(2900)에도 저장된다.

태아심박 검출부(2200)는 제1저장부에 저장된 분리 벡터를 읽어들이고, 제2 시-주파수 도메인 변환부(1100)로 부터 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성된 신호에 상기 분리 벡터를 곱하여 태아 심박의 위치를 검출한다.

제2저장부(2900)는 A/D변환기(300)로부터 제2 시-주파수 도메인 변환부(1100)으로 입력된 신호를 동시에 저장한다. 즉 제2저장부(2900)에는 원신호가 저장되어지고, 제2 시-주파수 도메인 변환부(1100)는 제2저장부(2900)에 저장된 신호를 시-주파수 상에서 다차원의 신호로 재구성하는 것과 같다.

태아심전도 콤플렉스 연산부(3000)는 제2저장부(2900)로부터의 원신호(산모 복부 심전도)와 태아심박 검출부(2200)로부터의 태아 심박의 위치정보를 이용하여 템플릿 기법을 통하여 태아 심전도 콤플렉스를 구한다.

표시부(500)는 태아심전도 분리모듈부(400)로 부터의 출력신호 즉, 태아 심전도 콤플렉스, 태아 건강정보, 태아심박 변화율등을 디스플레이 한다.

도 3은 도 2의 제1 시-주파수 도메인 변환부의 일예를 설명하기위한 흐름도이다.

제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)는 초기 소정시간동안 A/D변환기(300)로 부터 신호를 수신한다(S100). 도 3의 경우에 있어서는 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)는 초기 소정시간동안 A/D변환기(300)로 부터 512 포인트의 신호를 수신한다.

상기 소정시간동안 A/D변환기(300)로 부터 수신된 신호로부터 스무드 슈도 위그너-빌 분포(Smoothed Pseudo Wigner-Ville Distribution)(이하 SPWVD 라 한다)함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성한다(S200). 본 발명에 있어서 주파수 구간은 256으로 설정하였으며, 따라서 도 3에 있어서, 시-주파수 도메인 상의 256×512의 다차원 가상신호(virtual sensor)를 획득할 수 있다.

시-주파수 도메인 상에 재구성된 상기 다차원 신호들로부터 256개의 주파수에 대한 512 포인트의 시간 축 신호를 추출한다(S300).

본원 발명은 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)를 통해 A/D변환기(300)로 부터 수신된 단일채널 신호를 시-주파수 상에서 다차원의 신호로 재구성하는데, 이는 태아 심박을 추출하기위해 독립요소해석 기법을 적용하는데 필요하기 때문이다.

일반적으로 단일 채널 신호에 독립요소해석 기법을 적용하기 위해서는 이를 다채널의 신호로 만들 필요가 있는데, 다채널을 구성하는 방법으로는 시간 도메인 상에서 구성하는 방법과 시-주파수 도메인 상에서 구성하는 방법이 있다. 시간 도메인 상의 구성방법으로는 원신호에 어떤 변환을 적용하여 원신호에 혼합된 신호원의 정보는 보존하면서 원신호와 통계적으로 독립적인 새로운 신호를 만들어 내는 방법과 원신호에 혼합된 신호원과 유사한 정보를 갖는 모의 신호를 만들어 더해줌으로써 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 시-주파수 도메인 상에서는 의미 있는 주파수 대역의 신호를 원하는 수만큼 선택할 수 있는 장점이 있다.

본 발명에서는 단일채널 신호를 시-주파수 도메인 상의 다채널 신호로 투영하기 위하여 스무드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)를 사용한다.

다음은 스무드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)함수에 대하여 설명한다.

위너-힌친(Wiener-Khinchin) 정의에 의하면 파워스펙트럼은 상관함수(correlation function)의 푸리에 변환으로 수학식 1과 같다.

$$\text{수학식 1} \\ P(w) = |X(w)|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-jw\tau} d\tau$$

$$\text{수학식 2} \\ R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)x^*(t-\tau)dt = \int_{-\infty}^{\infty} x(t+\frac{\tau}{2})x^*(t-\frac{\tau}{2})dt = R(t, \tau)dt$$

여기서 상관함수 $R(\tau)$ 는 $x(t)x^*(t-\tau)$ 의 평균값으로 수학식 2와 같이 정의되며 전체 시간에 대한 적분값으로 시간에 대한 정보를 알 수가 없다. 주파수 성분의 시간에 대한 변화를 알아보기 위해서는 수학식 2의 $R(\tau)$ 항에 시간 변수 t 를 첨가하여 $R(t, \tau)$ 로 치환하면 특정 시간대에 대한 신호의 주파수 성분을 얻을 수 있으며 이는 수학식 3의 위그너 빌 분포(Wigner-Ville Distribution)(이하 WVD라 한다)로 정의된다.

$$\text{수학식 3} \\ WVD(t, w) = \int_{-\infty}^{\infty} R(t, \tau) e^{-jw\tau} d\tau$$

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 발명에서는 수학식 4와 같은 커널을 사용하여 SPWVD를 구현한다.

수학식 4

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

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 계산속도도 빠른 장점을 가지고 있다.

본 발명에서는 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 256×256 의 다차원 가상신호(virtual sensor)를 획득할 수 있다. 이 때 획득된 가상신호를 독립요소해석(ICA)의 입력으로 사용하며, 차원을 16차까지 낮춘 후 16개의 추정 신호원을 출력하도록 설정할 수 있다.

도 4는 단일채널 신호로부터 다차원 신호와 독립요소해석 적용을 설명하는 연결도이다. 즉, 전극부(100)로부터 검출된 단일채널 신호를 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)를 통해 다차원 신호를 생성하고 이렇게 생성된 다차원 신호를 독립요소해석 적용한다.

독립요소해석(ICA)에서 신호 성분들을 독립적으로 만들기 위해서 사용되는 방법으로 엔트로피 최대법(entropy maximization), 상호 정보 최소화법(mutual information minimization), 최대 우도(maximum likelihood)법, 쿨백-라이블러 발산(Kullback-Liebler divergence) 최소화법 등이 있으나, 본 발명에서는 매우 간단하고, 연산속도가 빠르며, 효과적으로 독립성분을 분석하는 방법 중 가장 보편적으로 사용되고 있는 첨도(kurtosis)의 최대, 최소화법을 기반으로 하는 고속고정점(fast fixed-point) 알고리즘을 사용한다.

도 5는 도 2의 암묵신호 분리부를 설명하기 위한 흐름도이다.

제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)로부터 시-주파수 상의 다차원 신호로 재구성된 신호인 가상 센서 신호를 수신한다(S400). 즉, 도 3에서와 같이 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)가 초기 소정시간동안 A/D변환기(300)로부터 512 포인트의 신호를 수신할 경우, 본 발명에 있어서 주파수 구간은 256으로 설정하였으므로, 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)는 시-주파수 도메인 상의 256×512 의 다차원 가상센서신호(virtual sensor)(X)를 획득하며, 이 획득된 다차원 가상신호를 암묵신호분리부(1200)가 수신한다.

추정 신호원의 개수를 설정한다(S550). 즉 가상 센서 신호에 몇 개의 신호가 섞여 있는 것으로 해석할지를 결정한다. 이때 차원을 16차까지 낮춘 후 16개의 추정 신호원을 출력하도록 설정할 수 있다.

추정 신호원($\hat{S}$)을 결정한다(S600). 즉, 독립요소해석 기법을 통해 서로 독립적인 신호원을 추정한다.

분리 행렬(W)을 결정한다(S700). 즉, 가상 센서 신호로부터 추정 신호원을 분리해 내는 벡터 $\hat{S} = WX$ 로 부터 구한다.

타겟 신호원을 선택한다(S800). 16개의 추정 신호원 중 태아 심전도의 정보를 가장 잘 대변하는 추정 신호원 선택한다.

분리 벡터(D)를 결정한다(S900). 분리 행렬 중 타겟 신호원을 계산해 내는 행을 선택하여 분리벡터로 결정한다 ($\hat{T} = DX, D \in W$).

다음에 암묵신호 분리에 대해 보다 상세히 설명한다.

암묵신호분리는 신호원들이 선형적으로 혼합된 경우, 혼합된 계측 신호로부터 신호원들을 복원하는 기법으로, 소스와 혼합 구조에 대한 정보가 알려지지 않은 경우, 단지 각 신호 원간의 상호 독립성(mutual independence)을 가정함으로써 문제를 해석한다.

m개의 독립적인 신호원을 s, 선형적으로 혼합된 n개의 신호를 x라고 가정하면, 다음과 같이 표현 할 수 있다.

수학식 5

$$\mathbf{s} = [s_1(i), s_2(i), \dots, s_m(i)]^T$$

$$\mathbf{x} = [x_1(i), x_2(i), \dots, x_n(i)]^T$$

$$\mathbf{x} = \mathbf{A} \mathbf{s}$$

단, A는 미지의 혼합행렬이고, 일반적으로 센서의 수가 신호원의 수보다 같거나 많아야 하므로, $m \geq n$ 으로 가정한다. 암묵신호 분리의 목표는, 계측된 센서 x만을 알고 있을 때, 신호 원 s와 혼합행렬 A를 추정하는 것으로써, 소스 분리를 위해서 출력 신호 벡터 x의 요소들이 서로 통계적으로 독립적이 되도록 하는 분리 행렬 W를 찾는다.

이와 같은 과정을 통하여 신호를 추정할 수 있지만 스케일링과 치환(permutation)에 대한 모호성(ambiguity) 문제는 존재하게 된다.

이런 암묵신호 분리를 위한 방법으로, 주요소 해석법(principle component analysis)(이하 PCA이라 한다)이 제안되기도 하였으나, PCA의 성능은 혼합 행렬의 열(column)의 직교성(orthogonality)에 매우 의존적인데, 일반적으로 심전도의 경우, 심장으로부터 발생하는 소스신호가 서로 공간적 직교(spatially orthogonal)의 조건을 만족하지 않는다. 그러므로 PCA는 심전도로부터 각 소스를 독립요소해석(ICA)을 통해 분리한 것만큼의 좋은 결과를 얻을 수 없을 뿐만 아니라, 소스를 가우시안(Gaussian) 분포로 가정을 해야 하므로 심전도의 요소들을 분리하는데 적합하지 않다. 또한, 비가우시안(non-Gaussian) 신호의 독립성을 보다 정확히 측정하기 위해서는 PCA가 사용하는 SOS(Second Order Statistic)보다는 독립요소 해석법(Independent Component Analysis)(이하 ICA라 한다)가 사용하는 HOS(High Order Statistic)가 보다 효과적이다. ICA는 혼합행렬의 형태적 구조(geometrical structure)에 대한 제한이 없을 뿐만 아니라, 소스 신호의 비가우시안(non-Gaussian) 특성을 고려한다. 따라서 이러한 이유로 암묵신호분리부에서 본 발명은 독립요소해석(ICA)를 사용한다.

도 6은 도 2의 태아 심박 추출부를 설명하기 위한 흐름도이다.

제2 시-주파수 도메인 변환부(2100)는 소정시간동안 A/D변환기(300)로부터 신호를 수신한다(S1000). 도 6의 경우에 있어서는 제2 시-주파수 도메인 변환부(2100)는 소정시간동안 A/D변환기(300)로부터 512 포인트의 신호를 수신한다.

제2 시-주파수 도메인 변환부(2100)는 상기 소정시간동안 A/D변환기(300)로부터 수신된 신호로부터 스무드 슈도 위그너-빌 분포(Smoothed Pseudo Wigner-Ville Distribution)(이하 SPWVD 라 한다)함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성한다(S1100). 본 발명에 있어서 주파수 구간은 256으로 설정하였으며, 따라서 도 6에 있어서, 시-주파수 도메인 상의 256×512 의 다차원 가상신호(virtual sensor)를 획득할 수 있다.

태아심박 검출부(2200)는 제2 시-주파수 도메인 변환부(2100)로부터의 구해진 상기 시-주파수 도메인 상의 256×512 의 다차원 가상신호(virtual sensor)에, 제1저장부로부터 수신된 분리벡터를 곱하여 태아 심전도정보를 포함하고 있는 검출신호를 생성한다(S1200).

상기 검출 신호를 정류하여 하향 피크를 없앤다(S1300).

문턱치를 설정하여 문턱치 이상인 피크를 검출한다(S1400).

검출된 피크가 실제 정상적인 리듬 범위에 해당하는지 판단하여 불응기보다 빨리 나타나면 검출하지 않고, 오랫동안 나타나지 않으면 문턱치를 하향 조정한다(S1500, S1600).

검출된 피크를 태아 심박 위치로 간주하며(S1700), 더 이상 입력 신호가 없을 때까지 이 과정 반복한다(S1800).

분리벡터에 대해 보다 상세히 설명하면, 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, 수학식 6과 같이 나타낼 수 있다.

$$S_t = S_v \times D, \quad D \in W$$

수학식 6

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

도 7은 도 2의 태아심전도 콤플렉스 연산부를 설명하기 위한 흐름도이다.

태아심전도 콤플렉스 연산부(3000)는 태아심박 검출부(2200)로 부터 수신한 검출신호에서 문턱치를 통해 피크 영역 설정한다(S3000).

제2저장부(2900)로 부터 수신된 원신호에서 상기 검출 신호와 동일한 영역을 설정한다(S3100).

원신호의 영역 내에서 R점에 해당하는 피크를 검출한다(S3200).

검출된 피크인 R점의 전후에 소정의 템플릿 영역을 설정한다(S3300). 이때 템플릿 영역은 샘플링률이나 태아의 성숙 정도에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어 임신 37주의 복부 심전도를 600 Hz로 샘플링 한 경우, R점 전 후의 템플릿 영역을 각각 65포인트, 70포인트로 할 수 있다.

템플릿 시작값과 끝값의 기울기를 계산하여 기저선 존재 여부를 판단하며(S3400), 만약 기저선이 존재하는 경우 대표 템플릿 구성에 사용하지 않고 버린다(S3450).

기저선이 존재하지 않는 최근 8 비트를 평균하여 대표 템플릿을 구성한다(S3500).

상기 대표 템플릿으로부터 특징점 검출 및 진단에 필요한 정보를 계산 한다(S3200).

도 8은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 의한 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 방법을 개략적으로 설명하기 위한 흐름도이다.

산모복부에서 단일채널로 산모 복부 심전도를 검출하여 A/D변환부(300)를 통해 복부심전도 데이터 입력을 시작한다(S150).

제1메모리 저장부(1900)에 분리벡터가 존재하는가를 판단한다(S620).

만약 제1메모리 저장부(1900)에 분리벡터가 존재하지 않는다면, 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)에서 소정시간동안 A/D변환기(300)로 부터 수신된 신호로 부터 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성한다(S650).

암묵신호분리부(1200)은 제1 시-주파수 도메인 변환부(1100)에서 재구성된 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호를 독립요소해석(ICA)을 적용하여(S850), 분리벡터설정(S900)한다.

만약 제1메모리 저장부(1900)에 분리벡터가 존재한다면, 제2 시-주파수 도메인 변환부(2100)에서 소정시간동안 A/D변환기(300)로 부터 수신된 신호로 부터 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성한다(S1050).

태아심박 검출부(2200)는 제2 시-주파수 도메인 변환부(2100)로 부터의 구해진 다차원 신호에, 제1저장부로 부터 수신된 분리벡터를 곱하여(S1050), 태아 심전도의 비트, 즉 R점(심박)을 검출한다(S1750).

태아 심전도 콤플렉스 연산부(3000)에서는 태아 심박 변화율을 계산하며(S3350), 태아심전도 템플릿을 구성한다(S3550). 이로써 태아 건강상태 정보를 표시부(500)를 통해 제공한다.

도 9a는 도 2의 단일채널 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치의 이용시의 산모 복부심전도와 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)함수 적용결과에의 일례이고, 도 9b는 도 9a의 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)함수 적용결과에서 독립요소해석(ICA)을 적용하여 구해진 추정신호원의 일례이다.

도 9a, 도 9b는 실제 한 산모 데이터를 시간-주파수 도메인에 투영하고 독립요소해석(ICA)을 적용하여 추정 신호원을 구한 결과이다. 이 경우, 14번 추정 신호원(도 9b의 빨강색 표시부분)이 태아 심전도를 가장 잘 대변하고 있어서 가상신호로부터 14번째 신호를 만들어 내는 벡터를 분리벡터로 설정하였다. 초기 512 포인트 이후 데이터에 대해서는 SPWVD를 통해 시간-주파수 도메인으로 투영된 신호에 분리벡터를 곱함으로써 태아 심전도를 검출하였다.

도 10a는 도 2의 단일채널 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치의 이용시의 산모 복부심전도와 분리벡터를 통한 태아심전도 비트 검출결과에의 일례이며, 도 10b는 도 10a에서 산모의 심전도와 태아의 심전도가 중첩되는 경우의 일례이다.

도 10a, 도 10b에서와 같이, 본 발명의 단일채널 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치 및 방법은 실제 산모 데이터에서 태아 심전도 비트를 100% 검출할 수 있다. 특히 본 발명은 도 10b의 화살표 부분같이 산모 심전도와 태아 심전도가 겹치거나, 시각적으로도 판별하기 어려운 곳의 태아 심전도 비트(R점)도 찾아 낼 수 있었다. 따라서 검도 10a, 도 10b로부터 검출된 태아 심전도 비트(R점)로부터 RR 간격을 계산하여 태아 심박변화율 계산할 수 있으며, 대표 템플릿도 구할 수 있다.

도 11a는 도 2의 단일채널 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치의 이용시의 검출된 태아 심전도 비트로부터 계산된 태아 심박율 변화율의 일례이고, 도 11b는 도 11a로부터 얻어진 대표 템플릿의 일례이다.

도 11a, 도 11b는 도 10a의 태아 심전도 비트(R점, 심박)의 검출 결과로부터 계산된 태아 심박 변화율과 대표 템플릿을 나타낸다. 도 11a, 도 11b의 경우는 태아가 거의 성숙하여 QRS 콤플렉스뿐만 아니라, P파와 T파를 갖고 있어 템플릿의 길이를 R 점을 기준으로 좌우 각각 65포인트, 70포인트씩 취하여 136포인트($\approx 227\text{ms}$)로 하였다.

이와 같이, 본 발명의 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 장치 및 방법을 단일채널 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 비트를 검출하며, 이를 통해 태아 심박 변화율 및 형태(morphology) 정보를 구해 낼 수 있어 태아의 건강 상태를 평가할 수 있는 기초 자료가 제공된다.

본 발명은 이상에서 설명되고 도면에 예시된 것에 의해 한정되는 것은 아니며, 당업자라면 다음에 기재되는 청구범위 내에서 더 많은 변형 및 변용예가 가능한 것임은 물론이다.

발명의 효과

이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명의 산모 복부 심전도로부터 태아 심전도 분리 장치 및 방법은 산모 복부에서 획득한 단일채널신호를 대상으로 하여 태아의 심박을 검출할 수 있으며, 또한 본 발명은 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 상에서 다차원의 신호로 재구성한후 독립요소해석기법을 적용하여 분리벡터를 구하여 산모 복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리하는 장치 및 방법을 제공한다.

본 발명의 단일채널 복부 심전도로부터 태아 심전도 비트를 구하는 방법 및 장치는 태아 건강 모니터링 시스템에 적용 가능하다.

본 발명에 있어서, 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수의 적용을 ARM 프로세서나 DSP 칩 등으로 구현 시 단일채널 복부심전도로부터 실시간으로 태아심전도를 검출하고 태아의 건강상태를 제공할 수 있는 시스템을 구현가능하다.

본 발명은 산모의 복부에서 계측된 산모심전도와 태아심전도가 혼합된 단일채널 복부심전도로부터 태아심전도를 검출하는 새로운 알고리즘으로서도 의의가 있다고 할 수 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

산모의 복부로부터 생체신호를 검출하는 전극부; 상기 전극부로부터 검출된 생체신호를 증폭하고 잡음을 제거하는 신호 전처리부; 상기 신호검출부의 출력신호를 디지털신호로 변환하는 A/D변환기; 상기 A/D변환기로 부터 수신된 소정시간 동안의 신호로부터 태아의 심박을 추출하는 태아심전도 분리모듈부; 태아심전도 분리모듈부로부터의 출력신호를 디스플레이 하는 표시부;를 구비한 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치에 있어서,

상기 태아심전도 분리모듈부는

상기 A/D변환기로 부터 수신된 신호중 초기의 소정시간 동안의 신호에서 분리벡터(demixing vector)를 구하는 분리벡터 추출부;

상기 분리벡터 추출부로부터 구해진 분리벡터를 이용하여 상기 A/D변환기로 부터 수신된 신호로부터 태아 심박의 위치를 찾아내는 태아심박 추출부;

를 적어도 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치.

청구항 2.

제1항에 있어서,

상기 태아심전도 분리모듈부는

상기 A/D변환기로 부터 수신된 원신호인 산모복부 심전도와 태아심박 추출부로부터의 태아 심박의 위치정보를 이용하여 템플릿 기법을 통하여 태아 심전도 콤플렉스를 구하는 태아심전도 콤플렉스 연산부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치.

청구항 3.

제1항에 있어서,

상기 분리벡터 추출부는

상기 A/D변환기로 부터 수신된 신호를 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성하는 제1 시-주파수 도메인 변환부;

상기 제1 시-주파수 도메인 변환부에서 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성된 신호를 암묵신호분리 방법을 통해 분리벡터를 구하는 암묵신호 분리부;

상기 암묵신호 분리부에서 구해진 상기 분리벡터를 저장하는 제1저장부;

를 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치.

청구항 4.

제1항에 있어서,

상기 태아심박 추출부는

상기 A/D변환기로 부터 수신된 신호를 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성하는 제2 시-주파수 도메인 변환부;

상기 분리벡터 추출부로 부터 추출된 분리 벡터를 수신하여, 상기 제2 시-주파수 도메인 변환부로 부터 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성된 신호에 상기 분리 벡터를 곱하여 태아 심박의 위치를 검출하는 태아심박 검출부;

를 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치.

청구항 5.

제3항 또는 제4항에 있어서

상기 제1 시-주파수 도메인 변환부 및 상기 제2 시-주파수 도메인 변환부는

스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치.

청구항 6.

산모의 복부로 부터 심전도신호를 검출하는 복부심전도 검출단계;

상기 복부심전도 검출단계에서 검출된 생체신호를 증폭하고 잡음을 제거하는 신호전처리단계;

상기 신호전처리단계의 출력신호를 디지털신호로 변환하는 A/D변환단계;

상기 A/D변환단계로 부터 수신된 신호중 소정시간 동안의 신호에서 분리벡터(demixing vector)를 구하는 분리벡터 추출 단계;

상기 분리벡터 추출단계로부터 구해진 분리벡터를 이용하여 상기 A/D변환단계로 부터 수신된 신호로 부터 태아 심박의 위치를 찾아내는 태아심박 추출단계;

상기 A/D변환단계로 부터 수신된 원신호인 산모복부 심전도와 상기 태아심박 추출단계로 부터의 태아 심박의 위치정보를 이용하여 태아 심전도 콤플렉스를 구하는 태아심전도 콤플렉스 연산단계;

를 적어도 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치.

청구항 7.

제6항에 있어서,

상기 분리벡터 추출단계는

상기 A/D변환기로 부터 수신된 신호를 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성하는 제1 시-주파수 도메인 변환 단계;

상기 제1 시-주파수 도메인 변환단계에서 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성된 신호를 암묵신호분리 방법을 통해 분리벡터를 구하는 암묵신호 분리단계;

를 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 8.

제6항에 있어서,

상기 태아심박 추출부는

상기 A/D변환단계로 부터 수신된 신호를 시-주파수 도메인 상에서 다차원의 신호로 재구성하는 제2 시-주파수 도메인 변환단계;

상기 분리벡터 추출단계로 부터 추출된 분리 벡터를 수신하여, 상기 제2 시-주파수 도메인 변환단계로 부터 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성된 신호에 상기 분리 벡터를 곱하여 태아 심박의 위치를 검출하는 태아심박 검출단계;

를 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 9.

제7항 또는 제8항에 있어서

상기 제1 시-주파수 도메인 변환단계 및 상기 제2 시-주파수 도메인 변환단계는

스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 10.

제7항에 있어서,

상기 암묵신호 분리단계는

독립요소해석(ICA)을 이용하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 11.

제7항에 있어서,

상기 암묵신호 분리단계는

독립요소해석(ICA)에 있어 고속고정점(fast fixed-point) 알고리즘을 사용하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 12.

제7항에 있어서,

상기 암묵신호 분리단계는,

제1 시-주파수 도메인 변환부로 부터 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성된 신호인 가상 센서 신호를 수신하는 가상신호 수신단계;

추정 신호원의 개수를 설정하는 추정신호 개수 설정단계;

독립요소해석 기법을 통해 추정 신호원(S)을 결정하는 추정신호원 결정단계;

분리 행렬(W)을 결정하는 분리행렬 결정단계;

타겟 신호원을 선택하는 타겟 신호원 결정단계;

분리 벡터(D)를 결정하는 분리벡터 결정단계;

를 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 13.

제8항에 있어서,

상기 제2 시-주파수 도메인 변환단계는

소정시간동안 상기 A/D변환단계로 부터 신호를 수신하는 신호입력단계;

상기 소정시간동안 A/D변환단계로 부터 수신된 신호로 부터 스무드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성하는 시-주파수상 재구성 단계;

를 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 14.

제13항에 있어서,

상기 태아심박 검출단계는

상기 제2 시-주파수 도메인 변환단계로 부터의 구해진 상기 시-주파수 도메인 상의 다차원 가상신호(virtual sensor)에, 상기 분리벡터를 곱하여 태아 심전도정보를 포함하고 있는 검출신호를 생성하는 검출신호 생성단계;

상기 검출 신호를 정류하여 하향 피크를 없애는 하향피크제거 단계;

소정의 문턱치보다 크거나 같은 피크를 검출하는 문턱치 이상의 피크검출 단계;

검출된 피크가 실제 정상적인 리듬 범위에 해당하는지 판단하여 불응기보다 빨리 나타나면 검출하지 않고, 오랫동안 나타나지 않으면 문턱치를 하향 조정하는 문턱치 조절단계;

검출된 피크를 태아 심박 위치로 추정하는 태아 심박 위치 추정단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 15.

제14항에 있어서,

상기 태아심전도 콤플렉스 연산단계는

태아심박 검출단계로 부터 수신한 검출신호에서 문턱치를 통해 피크 영역 설정하는 피크영역설정 단계;

상기 A/D변환단계에서 수신된 원신호인 산모복부 심전도에서 상기 검출 신호와 동일한 영역을 설정하는 원신호 영역설정 단계;

원신호의 영역 내에서 R점에 해당하는 피크를 검출하는 R점 검출단계;

상기 검출된 R점의 전후에 소정의 템플릿 영역을 설정하는 템플릿영역 설정단계;

템플릿 시작값과 끝값의 기울기를 계산하여 기저선 존재 여부를 판단하여, 기저선이 존재하지 않는 최근 8 비트를 평균하여 대표 템플릿을 구성하는 대표 템플릿 구성단계;

상기 대표 템플릿으로부터 특징점 검출 및 진단에 필요한 정보를 계산 하는 특징점 검출단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 16.

산모복부에서 단일채널로 산모 복부 심전도를 검출하여 A/D변환기를 통해 복부심전도 데이터 입력을 시작하는 데이터입력 단계;

분리벡터가 존재하는가를 판단하는 분리벡터 존재여부 판단단계;

만약 분리벡터가 존재하지 않는다면, 소정시간동안 A/D변환기로 부터 수신된 신호로 부터 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성한 후, 독립요소해석(ICA)을 적용하여 분리벡터 설정하는 분리벡터 설정단계;

만약 분리벡터가 존재한다면, 소정시간동안 A/D변환기로 부터 수신된 신호로 부터 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD) 함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성하는 다차원신호 재구성단계;

상기 다차원신호 재구성단계에서 재구성된 다차원 신호에, 상기 분리벡터를 곱하여, 태아 심전도의 비트(R점, 심박)을 검출하는 비트검출단계;

태아 심박 변화율을 계산하며, 태아심전도 템플릿을 구성하는 태아심전도 템플릿 구성단계;

를 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 방법.

청구항 17.

산모의 복부로 부터 심전도신호를 검출하는 복부심전도 검출단계;

상기 복부심전도 검출단계의 출력신호를 디지털신호로 변환하는 A/D변환단계;

상기 소정시간동안 A/D변환단계로 부터 수신된 신호로 부터 스프드 슈도 위그너-빌 분포(SPWVD)함수를 적용하여 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호로 재구성하는 시-주파수상 재구성 단계;

상기 제2 시-주파수상 재구성 단계로 부터의 구해진 상기 시-주파수 도메인 상의 다차원 신호에, 분리벡터를 곱하여 태아 심전도정보를 포함하고 있는 검출신호를 생성하는 검출신호 생성단계;

상기 검출 신호를 정류하여 하향 피크를 없애는 하향피크제거 단계;

소정의 문턱치보다 크거나 같은 피크를 검출하는 문턱치 이상의 피크검출 단계;

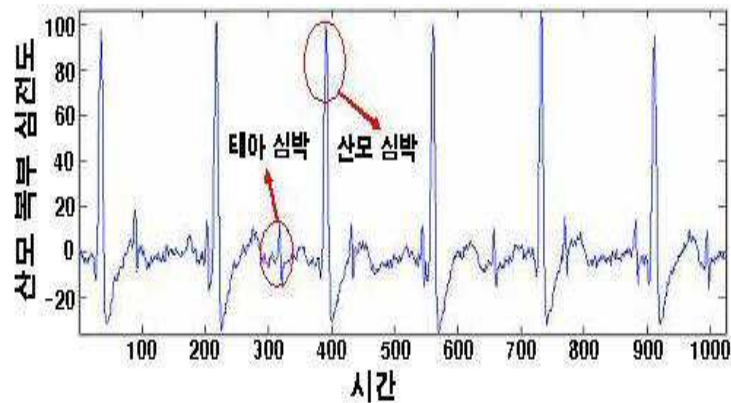
검출된 피크가 실제 정상적인 리듬 범위에 해당하는지 판단하여 불응기보다 빨리 나타나면 검출하지 않고, 오랫동안 나타나지 않으면 문턱치를 하향 조정하는 문턱치 조절단계;

검출된 피크를 태아 심박 위치로 추정하는 태아 심박 위치 추정단계;

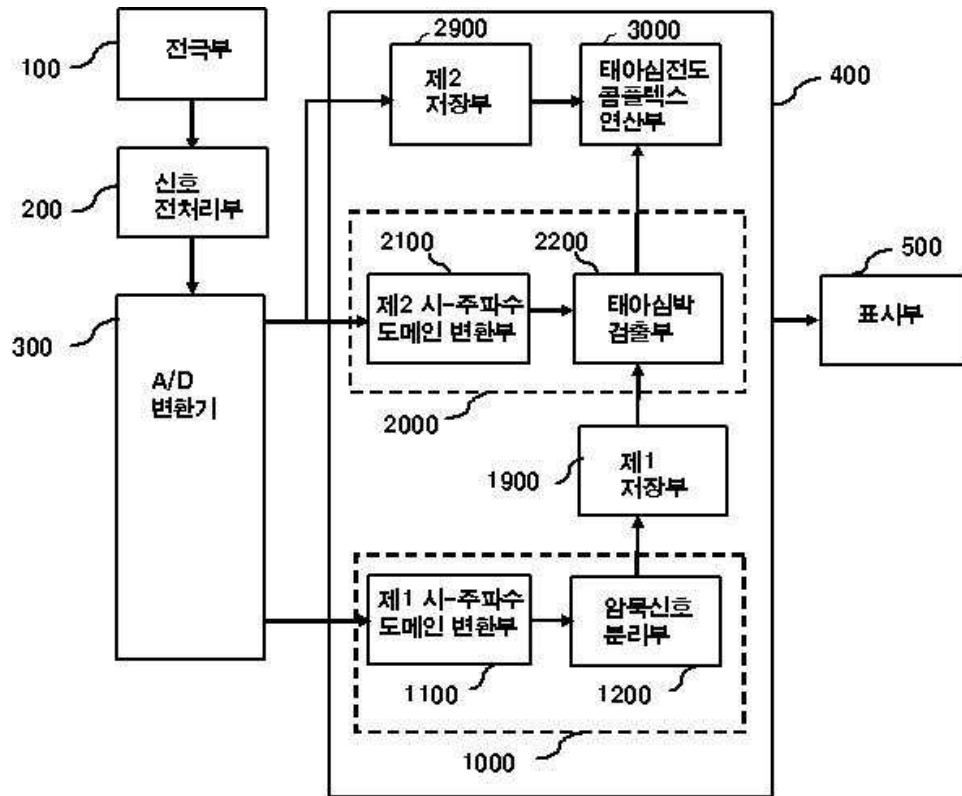
를 구비하는 것을 특징으로 하는 단일채널 산모복부 심전도로부터의 태아 심전도 분리 장치.

도면

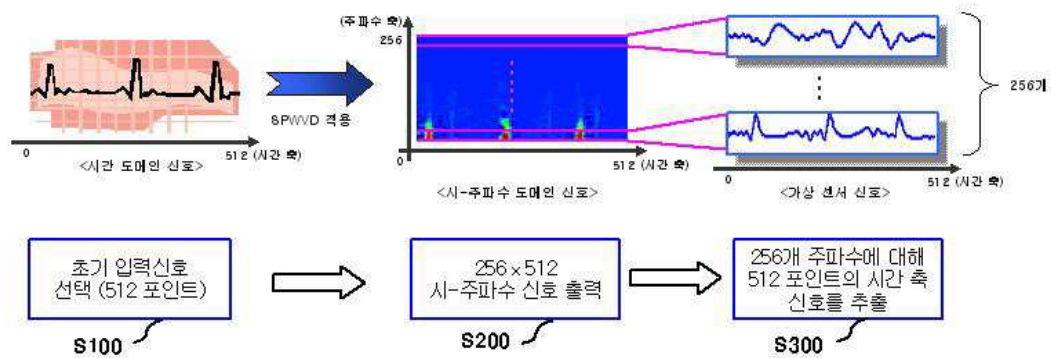
도면1



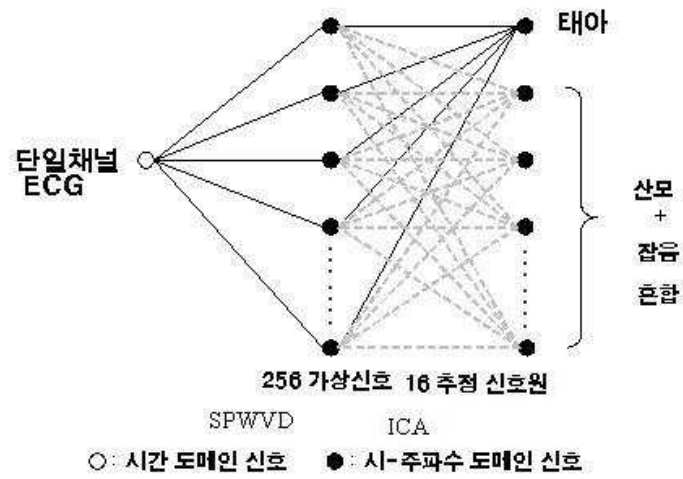
도면2



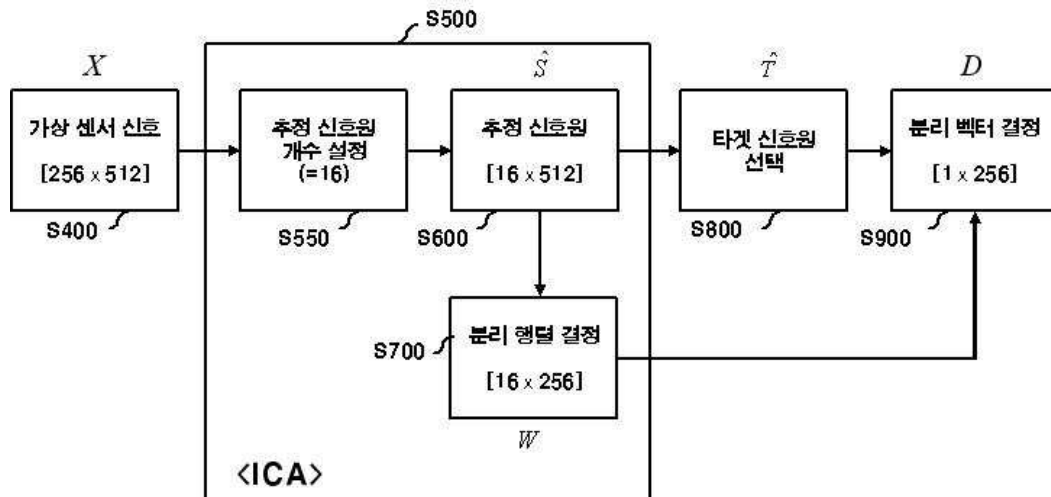
도면3



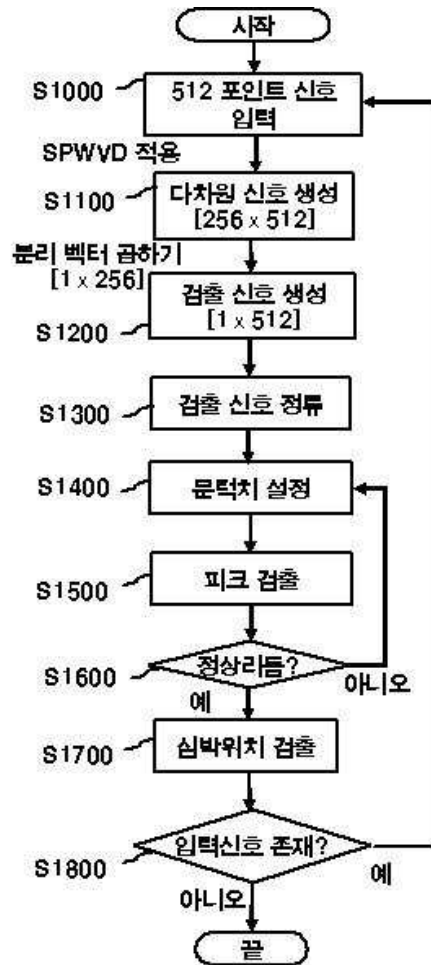
도면4



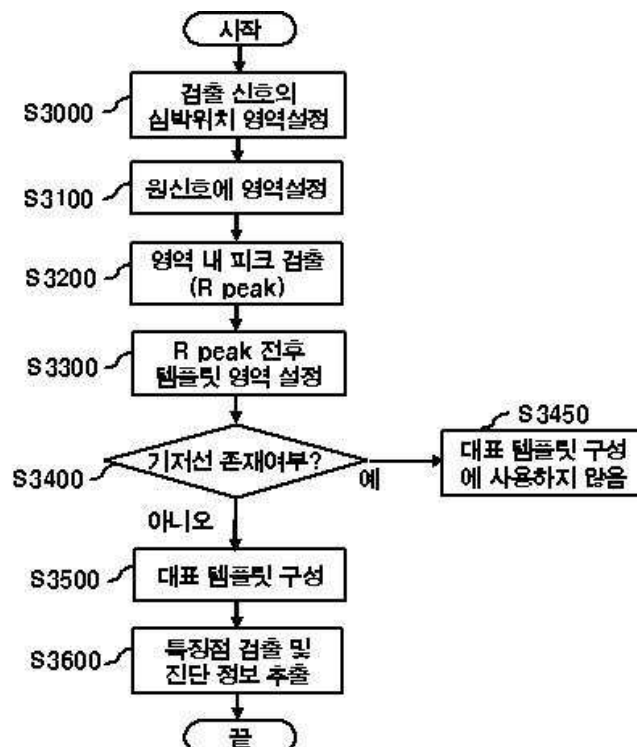
도면5



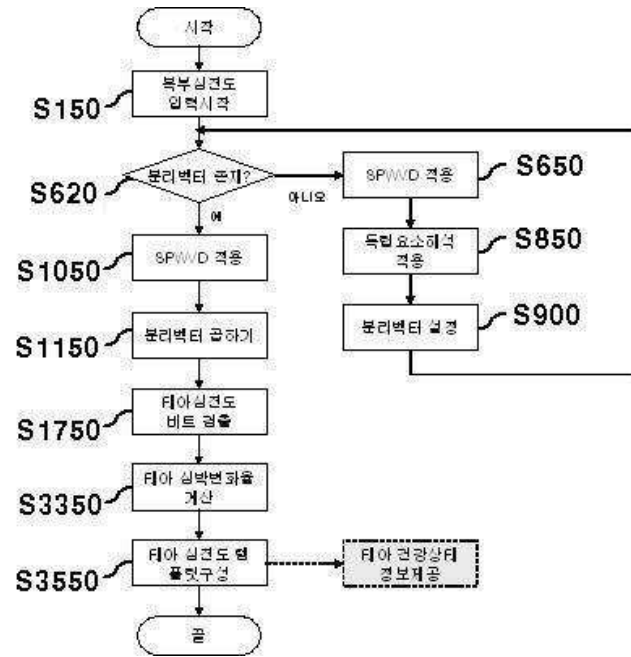
도면6



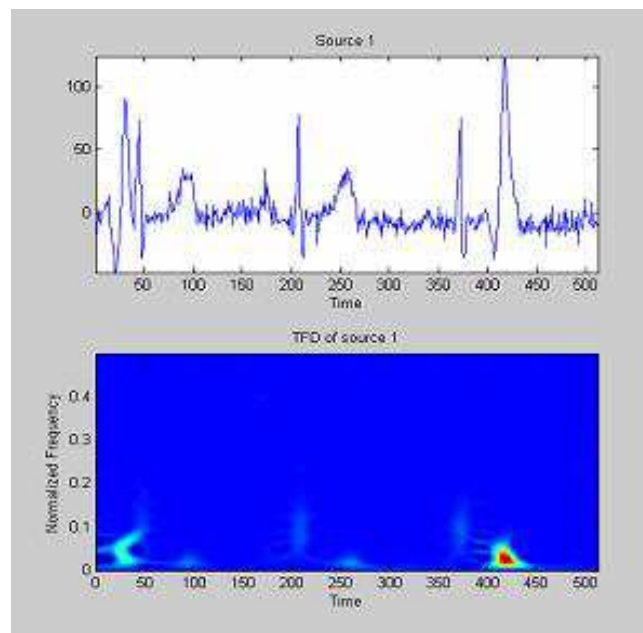
도면7



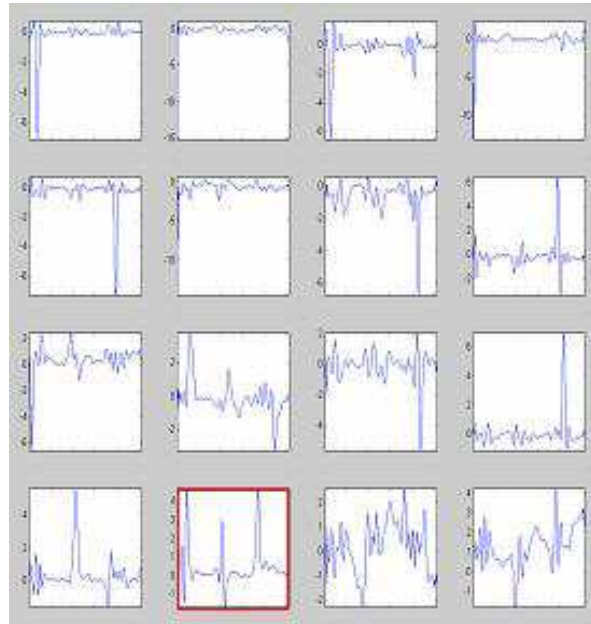
도면8



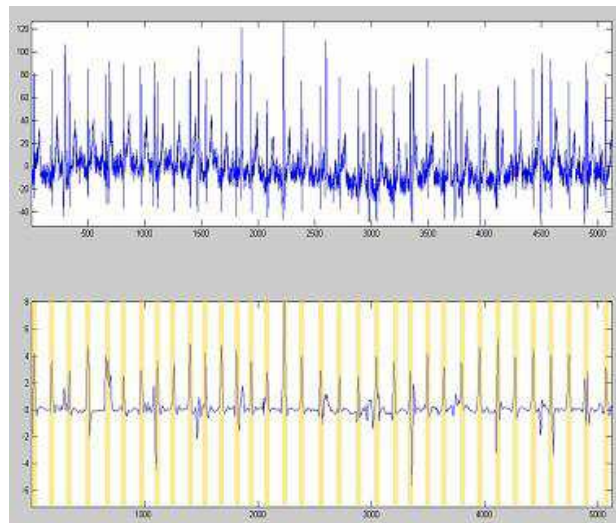
도면9a



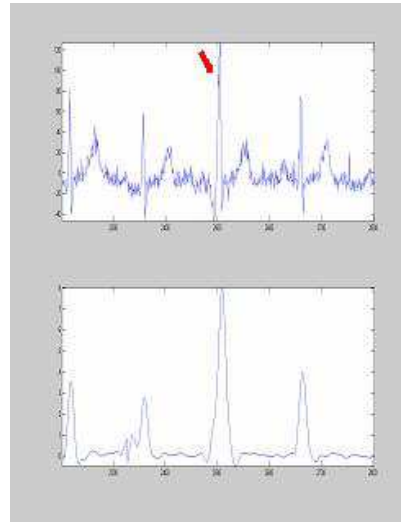
도면9b



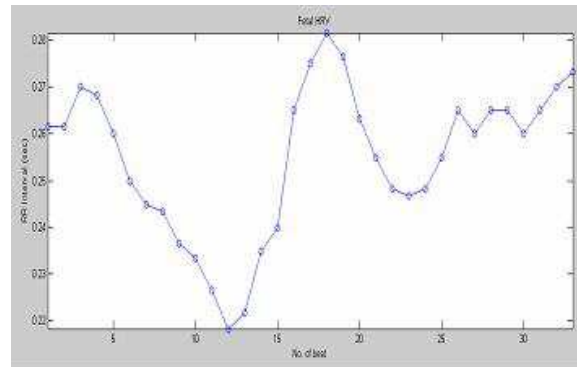
도면10a



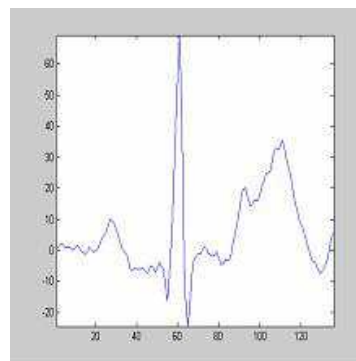
도면10b



도면11a



도면11b



专利名称(译)	用于从母体腹部ECG分离胎儿心电图的装置和方法		
公开(公告)号	KR1020060079444A	公开(公告)日	2006-07-06
申请号	KR1020040117639	申请日	2004-12-31
[标]申请(专利权)人(译)	延世大学校		
申请(专利权)人(译)	延世学院公司		
当前申请(专利权)人(译)	延世学院公司		
[标]发明人	LEE JEON 이전 PARK KWANG LI 박광리 LEE KYOUNGJOUNG 이경중		
发明人	이전 박광리 이경중		
IPC分类号	A61B5/0444 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/0456 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/0444 A61B5/7225 A61B5/02411 A61B5/4362 A61B5/0456 A61B5/04525 A61B2503/02		
代理人(译)	Minhyejeong		
其他公开文献	KR100630341B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于从胎儿腹部ECG中分离出胎儿ECG的设备和方技术领域本发明涉及一种用于从胎儿腹部ECG中分离出胎儿ECG的设备和方，更具体地，涉及一种通过来自母亲腹部的单个通道检测到的将胎儿ECG与母亲ECG分离的设备和方。从本发明的单通道孕妇腹部ECG中分离胎儿ECG的方法包括数据输入步骤，检测从孕妇腹部到单通道的腹部ECG数据，并开始通过A / D转换器输入腹部ECG数据。确定是否存在分离向量；确定是否存在分离向量；如果不存在分离向量，则通过在预定的时间内从A / D转换器接收的信号中应用平滑伪维格比分布 (SPWVD) 函数，将其重构为时频域中的多维信号。分离向量设置步骤，通过应用元素分析 (ICA) 来设置分离向量；如果存在分离向量，则通过在预定的时间段内根据从A / D转换器接收到的信号应用平滑的伪维格纳分布 (SPWVD) 函数，在时频域上重建多维信号的多维信号重建步骤。；位检测步骤，将在多维信号重建步骤中重建的多维信号与分离向量相乘，以检测胎儿心电图的位 (R点，心率) ；胎儿心电图模板构建步骤，计算胎儿心率变化率并构建胎儿心电图模板；它的特征在于它包括。图8 索引词 单通道腹部ECG，胎儿ECG分离，独立元素分析，分离载体，胎儿健康监测

수학식 3

$$WVD(t, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} R(t, \tau) e^{-j\omega\tau} d\tau$$