



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl.	(45) 공고일자	2007년03월09일
A61B 5/04 (2006.01)	(11) 등록번호	10-0689987
	(24) 등록일자	2007년02월26일

(21) 출원번호	10-2005-0083677	(65) 공개번호
(22) 출원일자	2005년09월08일	(43) 공개일자
심사청구일자	2005년09월08일	

(73) 특허권자

경희대학교 산학협력단
경기 용인시 기흥읍 서천리 1

이수열
경기도 성남시 분당구 구미동 111 (31/1) 그랜드빌 304-304

조민형
경기 수원시 영통구 영통2동 벽적두산아파트 803동 1603호

한병희
경기 평택시 진위면 견산리 374 청도아파트 1-205호

한재용
서울 도봉구 창동 금호아파트 102동 1002호

(72) 발명자

이수열
경기도 성남시 분당구 구미동 111 (31/1) 그랜드빌 304-304

조민형
경기 수원시 영통구 영통2동 벽적두산아파트 803동 1603호

한병희
경기 평택시 진위면 견산리 374 청도아파트 1-205호

한재용
서울 도봉구 창동 금호아파트 102동 1002호

(74) 대리인

심창섭
김용인

(56) 선행기술조사문헌
JP10262941 A
* 심사관에 의하여 인용된 문헌

심사관 : 유창용

전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 뇌전도 및 자기공명영상 검출 시스템에서 뇌전도 신호에 포함된 잡음을 제거하기 위한 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은 측정대상으로부터 검출된 뇌전도 신호로부터 잡음을 제거하기 위한 것으로, 측정대상의 검출된 뇌전도 신호로부터 잡음 샘플을 생성하는 단계와; 상기 검출된 뇌전도 신호를 다수개의 구간들로 분할하는 단계와; 상기 잡음 샘플에 대한 상기 뇌전도 신호 구간들의 유사도를 각각 판단하는 단계와; 상기 판단된 유사도에 따라 다른 값을 이용하여 상기 뇌전도 신호 구간들에 포함된 잡음을 제거하는 단계를 포함한다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

측정대상의 검출된 뇌전도 신호로부터 잡음 샘플을 생성하는 단계와;

상기 검출된 뇌전도 신호를 다수개의 구간들로 분할하는 단계와;

상기 잡음 샘플에 대한 상기 뇌전도 신호 구간들의 유사도를 각각 판단하는 단계와;

상기 판단된 유사도에 따라 상기 뇌전도 신호 구간들에 포함된 잡음을 각각 제거하는 단계를 포함하는 뇌전도 신호의 잡음 제거방법.

청구항 2.

제 1 항에 있어서,

상기 잡음 샘플을 생성하는 단계는,

첫 번째로 검출된 잡음을 상기 잡음 샘플로 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거방법.

청구항 3.

제 1 항에 있어서,

상기 잡음 샘플을 생성하는 단계는,

진폭의 크기가 가장 큰 잡음을 상기 잡음 샘플로 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거 방법.

청구항 4.

제 1 항에 있어서,

상기 검출된 뇌전도 신호를 다수개의 구간들로 분할하는 단계는,

상기 뇌전도 신호의 극점들을 판단하는 단계와;

상기 극점들의 주기를 근거로 하여 상기 뇌전도 신호를 분할하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거방법.

청구항 5.

제 4 항에 있어서,

상기 뇌전도 신호의 극점들을 판단하는 단계는,

기준값 보다 큰 상기 뇌전도 신호 영역을 상기 극점으로 판단하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거방법.

청구항 6.

제 1 항에 있어서,

상기 잡음 샘플에 대한 상기 뇌전도 신호 구간들의 유사도를 각각 판단하는 단계는,

상기 잡음 샘플의 진폭/주파수와 상기 뇌전도 신호 구간의 진폭/주파수를 비교하여 상기 뇌전도 신호 구간의 유사도를 판단하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거방법.

청구항 7.

제 1 항에 있어서,

상기 판단된 유사도에 따라 다른 값을 이용하여 상기 뇌전도 신호 구간들에 포함된 잡음을 제거하는 단계는,

상기 유사도에 따라 상기 뇌전도 신호 구간들을 분류하는 단계와;

상기 분류된 뇌전도 신호 구간들의 신호 평균값을 상기 유사도별로 각각 계산하는 단계와;

상기 계산된 신호 평균값을 이용하여 해당 뇌전도 신호 구간에 포함된 잡음을 제거하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거방법.

청구항 8.

측정대상의 뇌전도 신호를 검출하기 위한 뇌전도 검출부와;

상기 검출된 뇌전도 신호를 다수개의 구간들로 분할하고, 상기 뇌전도 신호로부터 추출된 잡음 샘플에 대한 상기 뇌전도 신호 구간들의 유사도를 각각 판단한 후 상기 판단된 유사도에 따라 상기 뇌전도 신호 구간들에 포함된 잡음을 각각 제거하는 제어부를 포함하는 뇌전도 신호의 잡음 제거장치.

청구항 9.

제 7 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 뇌전도 신호의 극점들을 판단하고, 상기 극점들의 주기를 근거로 하여 상기 뇌전도 신호를 다수개의 구간들로 분할하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거장치.

청구항 10.

제 7 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 유사도를 근거로 하여 상기 뇌전도 신호 구간들을 분류하고, 상기 분류된 뇌전도 신호 구간들에 포함된 잡음을 상기 유사도에 따라 각각 제거하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거장치.

청구항 11.

제 10 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 분류된 뇌전도 신호 구간들의 신호 평균값을 상기 유사도별로 각각 계산한 후 상기 계산된 신호 평균값을 이용하여 해당 뇌전도 신호 구간에 포함된 잡음을 제거하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거장치.

청구항 12.

제 7 항에 있어서,

상기 측정대상에게 자극용 영상 또는 자극용 소리를 제공하기 위한 신호를 출력하고, 상기 출력되는 신호의 주기를 알리는 자극 주기신호를 상기 제어부에 전송하는 자극신호 발생부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거장치.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 의료 장비에 관한 것으로, 특히 뇌전도 및 자기공명영상을 검출하는 시스템에서 뇌전도 신호에 포함된 잡음을 제거하기 위한 장치 및 방법에 관한 것이다.

뇌전도(electroencephalogram: EEG)와 자기공명영상(magnetic resonance imaging: MRI)을 동시에 검출할 때 다양한 원인에 의한 잡음들이 발생한다. 특히 MRI 장치 내에서 발생하는 경사자계 및 측정대상의 심장 박동과(ballistocardiogram: BCG)는 정확한 신호검출을 방해하는 대표적인 잡음이다. BCG 잡음은 MRI 장치의 고자장 환경에서

심장박동의 미세한 움직임에 의해 유기되며, 비항상성(nonstationary)을 갖고 있기 때문에 시간의 경과에 따라 변화하는 시변 특성을 갖는다. 뿐만 아니라 상기 BCG 잡음은 측정대상마다 큰 차이가 난다. 종래의 뇌전도 검출 장치는 이러한 BCG 잡음의 특성들을 고려하지 않고 BCG 잡음을 제거하기 때문에 정확한 잡음 제거가 어렵다는 문제점을 갖고 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

본 발명은 상술한 종래 기술들의 단점을 보완하기 위해 안출된 것으로, 본 발명의 목적은 측정대상마다 다른 특성을 갖는 BCG 잡음을 뇌전도 신호로부터 효과적으로 제거할 수 있는 뇌전도 신호의 잡음 제거 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

발명의 구성

상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 뇌전도 신호의 잡음 제거방법은, 측정대상의 검출된 뇌전도 신호로부터 잡음 샘플을 생성하는 단계와; 상기 검출된 뇌전도 신호를 다수개의 구간들로 분할하는 단계와; 상기 잡음 샘플에 대한 상기 뇌전도 신호 구간들의 유사도를 각각 판단하는 단계와; 상기 판단된 유사도에 따라 다른 값을 이용하여 상기 뇌전도 신호 구간들에 포함된 잡음을 제거하는 단계를 포함한다.

상기 잡음 샘플을 생성하는 단계는, 첫 번째로 검출된 잡음을 상기 잡음 샘플로 결정하는 단계를 포함하거나 또는 진폭의 크기가 가장 큰 잡음을 상기 잡음 샘플로 결정하는 단계를 포함한다.

상기 검출된 뇌전도 신호를 다수개의 구간들로 분할하는 단계는, 상기 뇌전도 신호의 극점들을 판단하는 단계와; 상기 극점들의 주기를 근거로 하여 상기 뇌전도 신호를 분할하는 단계를 포함한다. 상기 뇌전도 신호의 극점들을 판단하는 단계는, 기준값 보다 큰 상기 뇌전도 신호 영역을 상기 극점으로 판단하는 단계를 포함한다.

상기 잡음 샘플에 대한 상기 뇌전도 신호 구간들의 유사도를 각각 판단하는 단계는, 상기 잡음 샘플의 진폭/주파수와 상기 뇌전도 신호 구간의 진폭/주파수를 비교하여 상기 뇌전도 신호 구간의 유사도를 판단하는 단계를 포함한다.

상기 판단된 유사도에 따라 상기 뇌전도 신호 구간들에 포함된 잡음을 제거하는 단계는, 상기 유사도에 따라 상기 뇌전도 신호 구간들을 분류하는 단계와; 상기 분류된 뇌전도 신호 구간들의 신호 평균값을 상기 유사도별로 각각 계산하는 단계와; 상기 계산된 신호 평균값을 이용하여 해당 뇌전도 신호 구간에 포함된 잡음을 제거하는 단계를 포함한다.

본 발명의 뇌전도 신호의 잡음 제거장치는, 측정대상의 뇌전도 신호를 검출하기 위한 뇌전도 검출부와; 상기 검출된 뇌전도 신호를 다수개의 구간들로 분할하고, 상기 뇌전도 신호로부터 추출된 잡음 샘플에 대한 상기 뇌전도 신호 구간들의 유사도를 각각 판단한 후 상기 판단된 유사도에 따라 다른 값을 이용하여 상기 뇌전도 신호 구간들에 포함된 잡음을 제거하는 제어부를 포함한다.

본 발명의 잡음 제거장치는, 상기 측정대상에게 자극용 영상 또는 자극용 소리를 제공하기 위한 신호를 출력하고, 상기 출력되는 신호의 주기를 알리는 자극 주기신호를 상기 제어부에 전송하는 자극신호 발생부를 더 포함한다.

이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하면 다음과 같다.

도 1은 본 발명의 뇌전도 및 자기공명영상 검출 시스템을 나타낸 도면이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 시스템은 크게 뇌전도를 검출하기 위한 EEG(electroencephalogram) 시스템 부분과 자기공명영상을 검출하기 위한 MRI(magnetic resonance imaging) 시스템 부분으로 구성되어 진다.

상기 MRI 시스템 부분에 포함되는 자기공명영상 검출부(110)는 측정대상(130)의 신체 내부를 영상화하기 위한 자기공명 영상신호를 검출하고, 상기 검출된 자기공명 영상신호를 제어부(120)에 전달한다.

자극신호 발생부(200)는 상기 측정대상(130)의 시각자극용 영상 또는 청각자극용 소리를 생성하기 위한 데이터/프로그램을 저장하고, 상기 측정대상(130)의 뇌전도(EEG)를 검출하는 동안 시각 또는 청각을 자극하기 위한 비디오 신호 또는 오디오 신호를 생성한다. 본 발명에서는 시각 자극용 비디오 신호를 출력하는 자극신호 발생부(200)를 일 예로 나타낸다. 상기 자극신호 발생부(200)에서 출력된 시각 자극용 비디오 신호는 전송선(210)을 통해 디스플레이 장치에 전송된다. 예를 들어, 상기 시각 자극용 비디오 신호는 프로젝터(220)에 전송되고, 상기 프로젝터(220)는 투명한 차폐유리(230)를 통해 차폐실(100) 내부에 있는 반투명 스크린(240)에 영상을 디스플레이한다. 상기 측정대상(130)은 상기 반투명 스크린(240)상에 디스플레이되는 영상을 직접 보거나, 또는 거울(250) 등을 이용하여 볼 수 있다.

전극(260)들은 상기 측정대상(130)의 뇌전도 신호(EEG)를 검출하기 위한 것으로, 상기 측정대상(130)의 머리에 접촉한다. 자기공명영상에 영향을 주지 않는 비자성 물질로 제조된 전극들로 구성된 EEG 측정용 전극모자(260)에서 수집된 상기 측정대상(130)의 뇌전도 신호는 EEG 신호 증폭기(270)에서 $10^4 \sim 10^5$ 배로 증폭된다. 상기 EEG 신호 증폭기(270)를 상기 차폐실(100) 내부에 두는 것은 상기 측정된 뇌전도 신호를 잡음이 없는 원신호에 가깝게 증폭하기 위함이다. 상기 EEG 신호 증폭기(270)를 상기 차폐실(100) 내부에 설치하려면, 비자성 물질로 상기 증폭기(270)를 제조하는 것이 바람직하다. 상기 EEG 신호 증폭기(270)에 의해 증폭된 뇌전도 신호는 전송선(280)과 고주파 필터박스(290)를 통하여 제어부(120)로 전송된다.

자극신호 발생부(200)는 시각 자극용 비디오 신호를 출력할 때마다 새로운 자극시점을 알리는 트리거 신호(자극 주기 신호)를 트리거 신호 전송선(211)을 통하여 상기 제어부(120)에 전송한다. 상기 제어부(120)는 뇌전도 및 자기공명영상을 검출하기 위한 프로그램을 구동시키고, 상기 트리거 신호, 뇌전도 신호, 자기공명영상, 전극(260)의 위치 정보 등을 입력받아 상기 측정대상(130)의 두뇌의 활성영역을 찾거나, 활성영역의 시간 추이 분석, 다른 측정대상과의 비교 및 통계분석 등을 수행한다.

자기공명영상에 잡음이 포함되지 않도록 하기 위해 상기 차폐실(100) 내부에 설치되는 각 장치들은 비자성 재료로 구성되는 것이 바람직하다. 예를 들어, 전극(260), EEG 신호 증폭기(270) 등을 비자성 재료로 구성하고, 최대한 자기공명영상에 영향을 주지않는 위치에 배치한다.

잡음제거 및 분석 알고리즘을 이용한 뇌전도 신호 처리과정은 도 2에 나타난 것처럼 여러 단계를 거치게 된다. 먼저, 상기 측정대상(130)이 시각 자극용 영상을 시청하는 동안 상기 전극(260)은 상기 자기공명영상 검출부(110) 내부에 위치한 상기 측정대상(130)의 뇌전도 신호를 검출한다(S11). 그리고, 상기 제어부(120)는 5kHz 정도의 높은 표본화 주파수를 이용하여 상기 검출된 뇌전도 신호를 표본화(sampling) 및 수집한다(S12).

상기 뇌전도 신호를 자기공명영상과 동시에 측정할 때 발생하는 경사자계 잡음의 세기는 다른 어떤 신호보다 크기 때문에 상기 검출된 뇌전도 신호로부터 그 경사자계 잡음을 우선 제거해야 한다(S13). 경사자계 잡음을 제거하는 방법은 각 슬라이스를 영상화하는 동안 나타나는 경사자계 잡음을 근거로 하여 경사자계 잡음 샘플을 만들고 이를 상기 검출된 뇌전도 신호에서 차감한다. 그리고, 원하지 않은 주파수 대역의 잡음을 제거하고 해석에 필요한 주파수 대역으로 한정시키기 위하여 상기 제어부(120)는 상기 검출된 뇌전도 신호를 1Hz - 30Hz 정도의 대역통과 필터에 통과시킨다(S14).

그 후, 상기 제어부(120)는 상관전형법을 이용하여 상기 검출된 뇌전도 신호에서 심장 박동파(ballistocardiogram: BCG) 잡음을 제거한다(S15). 심장 박동파 잡음을 제거하는 방법에 대하여 구체적으로 기술하면 다음과 같다. 심장 박동파 신호(BCG)는 심장박동에 의한 전기생리학적 신호 및 심장박동의 물리적 진동이 원인이다. 도 3에 도시된 바와 같이, 심장의 전기적 신호인 심전도(electrocardiogram; ECG) 파형의 주된 극점인 QRS의 주기는 약간의 시간지연과 파형 왜곡이 진행된 후에 뇌전도 신호(341)에 주기적으로 반복하여 출현한다. 측정대상에 따라서 심전도 신호(ECG)가 서로 다르게 왜곡되므로 일반적인 QRS 검출 방법으로는 검출하기가 어렵다. 심전도 신호가 뇌전도 신호에 유기되는 정도는 채널에 따라 유사한 특성을 나타낸다. 따라서, 상기 제어부(120)는 상기 뇌전도 신호 중에 QRS 주기가 명확한 채널을 선정하고, 상기 선정된 채널에 유기된 심장 박동파 신호의 한 주기를 추출한다. 그런 다음, 상기 추출된 한 주기를 근거로 하여 심장 박동파 잡음의 전형(sample)(344)을 만든다. 상기 심장 박동파 잡음의 전형(344)을 생성하는 다른 방법으로써, 첫번째로 검출되는 심장 박동파 신호의 한 주기를 심장 박동파 잡음의 전형(344)으로 결정하거나, 가장 큰 극점(343)을 포함하는 주기를 심장 박동파 잡음의 전형(344)으로 결정할 수 있다. 뿐만 아니라, 사용자가 지정하는 주기를 상기 심장 박동파 잡음의 전형(344)으로 결정할 수도 있다.

상기 자기공명영상 검출부(110) 내의 고자장 환경에서 뇌전도에 유기된 심장 박동파 잡음은 일반 환경에서 측정된 심전도와는 다르게 여러 개의 극점(343)이 생기는 것을 볼 수 있다. 상기 제어부(120)는 심장 박동파 잡음이 포함된 뇌전도 신호(341)에서 QRS(343)의 주기를 검출한다. 상기 QRS(343)의 주기를 검출하기 위하여, 적절한 한계값(기준값)(342)을 설정하고, 상기 한계값보다 높은 극점(343)들을 검출한다. 그리고, 상기 한계값보다 높은 극점(343)들을 근거로 하여 상기 QRS(343)의 주기를 판단한다.

또한, 상기 제어부(120)는 상기 검출한 극점(343)들을 근거로 상기 뇌전도 신호를 일정 구간(345)들로 분할한 다음, 상기 심장 박동파 잡음 전형(344)을 이용하여 상기 구간(345)들의 상관분석을 수행한다. 즉, 상기 제어부(120)는 상기 잡음 전

형(344)을 이용하여 전 구간에 상호상관(cross-correlation) 분석을 수행하여 각 구간(345)들의 상관계수를 판단한다. 여기서, 상기 상관계수는 두 파형의 유사성을 나타내는 계수로서, 두 파형의 진폭 및 주파수 등에 대한 유사성을 근거로 결정된다.

상기 측정대상(130)의 움직임이나 다른 요소에 의해 유기되는 잡음이 있는 영역에서는 QRS를 찾기 어렵다. 따라서, 이 영역은 뇌전도 신호 자체가 심하게 왜곡되어 있어 사용이 불가능한 영역이므로 해석에서 제외된다.

그리고, 도 4에 도시된 바와 같이, 상기 제어부(120)는 상기 상관계수에 따라 상기 구간(345)들을 분류한다. 그리고, 상기 제어부(120)는 상관계수가 특정 임계치 이상의 값을 갖는 심장 박동파(345)만을 추출하여 평균전형을 계산한다. 예를 들어, 상관계수의 범위가 0.1-1.0인 경우, 임계 상관계수 0.5를 초과하는 구간(345)들을 추출하고, 상기 추출된 구간(345)들 중에서 상관계수가 0.9-1.0인 구간(354)들의 제 1 평균값(평균파형), 상관계수가 0.8-0.9인 구간(355)들의 제 2 평균값, 상관계수가 0.7-0.8, 0.6-0.7, 0.5-0.6인 구간들을 평균값(제 3, 4, 5 평균값)을 각각 계산한다.

상기 제어부(120)는 상기 계산된 여러 개의 평균값을 이용해 뇌전도 신호(341)에서 심장 박동과 잡음을 차감하는 방법을 사용한다. 즉, 상기 제 1 평균값을 이용하여 상관계수가 0.9-1.0인 구간(345)의 잡음을 제거하고, 상기 제 2 평균값을 이용하여 상관계수가 0.8-0.9인 구간(355)의 잡음을 제거한다. 마찬가지로, 상기 제 3, 4, 5 평균값을 이용하여 상관계수가 0.7-0.8, 0.6-0.7, 0.5-0.6인 구간의 잡음을 각각 제거한다. 이처럼, 다수개의 평균값을 이용하여 각 구간의 심장 박동과 잡음을 제거하기 때문에 매우 정확하게 잡음을 제거할 수 있다. 상기 상관계수의 범위 및 상기 평균값의 개수는 본 발명의 취지에서 벗어나지 않는 범위에서 다양하게 변형될 수 있다.

도 5는 뇌전도 신호의 처리 과정의 예를 나타낸다. 첫 번째 파형(400)은 경사자계 잡음과 심장 박동과 잡음이 포함된 원래의 뇌전도 신호를 나타내고, 두 번째 파형(410)은 경사자계 잡음만이 제거된 뇌전도 신호를 나타낸다. 세 번째 파형(420)은 QRS 주기가 검출된 뇌전도 신호를 나타내고, 네 번째 파형(430)은 심장 박동과 잡음이 제거된 뇌전도 신호를 나타낸다.

심장 박동과 잡음이 제거된 후, 상기 제어부(120)는 자극 주기(트리거 신호)에 따라 상기 뇌전도 신호를 분할하고 평균하는 과정을 통하여 사건에 관계된 뇌전도 신호인 ERP(event-related potential) 신호를 복원한다(S16). 상기 제어부(120)는 상기 복원된 ERP 신호를 이용하여 특정 인체 기능과 관련하여 활성화된 영역을 찾을 수 있다.

상기 뇌전도 신호에서 경사자계 잡음과 심장 박동과 잡음을 제거하여 추출한 상기 ERP 신호를 상기 자기공명영상 검출부(110)에서 출력된 자기공명영상에 사상(mapping)시키기 위하여, 자기공명영상으로부터 상기 측정대상(130) 두뇌의 고랑(sulcus)과 이랑(gyrus)의 정보(위치), 두피(두께)와 피질 정보 등을 추출한다. 뇌전도 신호를 자기공명영상에 사상하는 데 사용되는 BEM(boundary element method) 모델에 적용되는 두뇌의 표면 메쉬(surface mesh)는 세 개의 계층으로 구성되어 있으며, 세 계층은 각각 두피, 외두개골 경계(outer skull boundary)와 내두개골 경계(inner skull boundary)이다. 상기 BEM 모델을 이용하는 경우의 연산속도를 고려하여 표면 메쉬는 600개 정도의 요소로 제한한다. 실제 연산에 사용하는 BEM 메쉬와 개별 피질 메쉬와의 좌표계를 일치해 주어야 한다. BEM을 이용해 얻어진 결과를 실제 피질 메쉬에 사상하여 결과를 얻는다. 역문제 풀이를 위해 위너 정규화(Weiner regularization)를 사용한다.

도 6은 뇌전도 신호와 기능자기공명영상 fMRI(functional MRI)의 융합을 위한 실험 패러다임을 나타낸다. fMRI의 TR은 4초이며 한 TR(repetition time) 동안 4번의 시각 자극이 들어간다. 처음 1초 동안에 자기공명영상을 획득하며 나머지 3초 동안에 ERP를 위한 실험을 진행한다. 1초 안에 자기공명영상을 받기 위해 15개 슬라이스로 한 볼륨에서의 슬라이스 수를 제한한다. 자극의 온-오프 블록(on-off block)이 30초 - 30초이며 충분한 ERP 데이터를 얻기 위해 자극의 반복주기(500)를 기준으로 총 7개의 온-오프 블록으로 실험 패러다임을 설계한다. 각각의 실험에서 유사한 부위의 활성영역을 확인함으로써 EEG와 fMRI의 융합실험의 결과를 확인한다.

발명의 효과

상술한 바와 같이, 본 발명은 심장 박동과 샘플을 이용하여 뇌전도 신호에 포함된 심장 박동과 잡음 구간을 유사도(상관계수)에 따라 분류하고, 구간별로 분류된 잡음을 유사도에 따른 평균값을 이용하여 제거한다. 따라서, 뇌전도 신호로부터 심장 박동과 잡음을 보다 효과적으로 제거할 수 있다.

이상에서 설명한 내용을 통해 당업자라면 본 발명의 기술 사상을 이탈하지 아니하는 범위에서 다양한 변경 및 수정이 가능함을 알 수 있을 것이다. 따라서 본 발명의 기술적 범위는 실시예에 기재된 내용으로 한정되는 것이 아니라 특허 청구의 범위에 의해 정해져야 한다.

도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 뇌전도 및 자기공명영상 검출 시스템을 나타낸 도면,
 도 2는 본 발명에 따른 뇌전도 신호 처리방법을 나타낸 도면,
 도 3은 심장 박동과 잡음을 포함하는 뇌전도 신호의 파형을 나타낸 도면,
 도 4는 상관계수에 따라 구간별로 분류된 뇌전도 신호의 파형을 나타낸 도면,
 도 5는 신호처리 단계별 뇌전도 신호를 나타낸 도면,
 도 6은 결합된 뇌전도 신호와 자기공명영상 신호를 나타낸 도면이다.

* 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명*

100 : 차폐실 110 : 자기공명영상 검출부

120 : 제어부 130 : 측정대상

200 : 자극신호 발생부 210, 211, 280 : 전송선

220 : 프로젝터 230 : 차폐유리

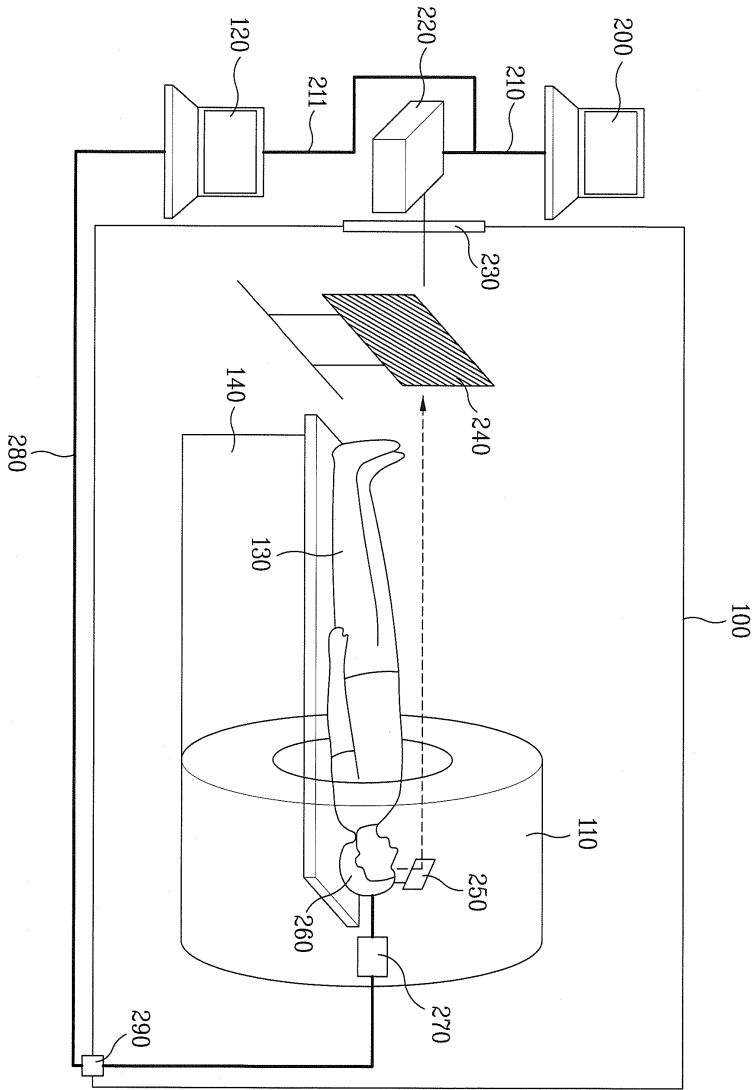
240 : 반투명 스크린 250 : 거울

260 : 전극 270 : EEG 신호 증폭기

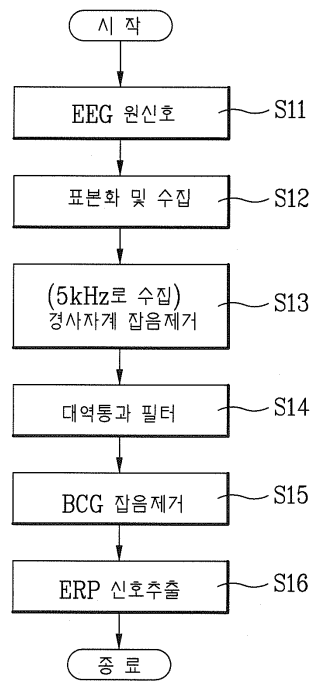
290 : 고주파 필터

도면

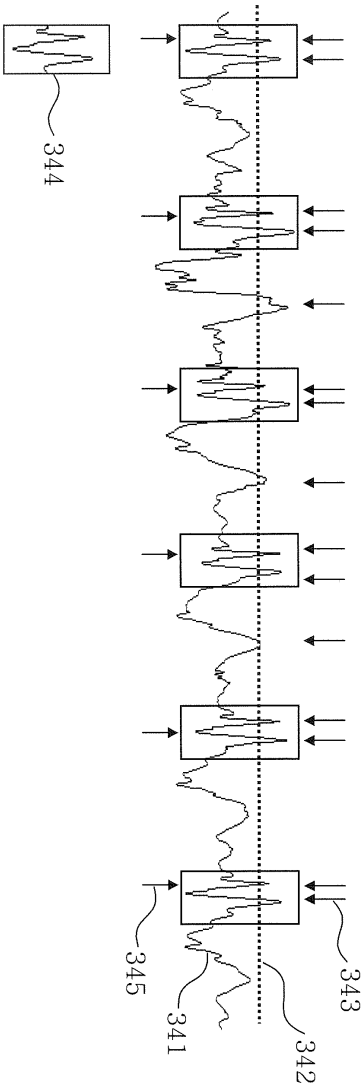
도면1



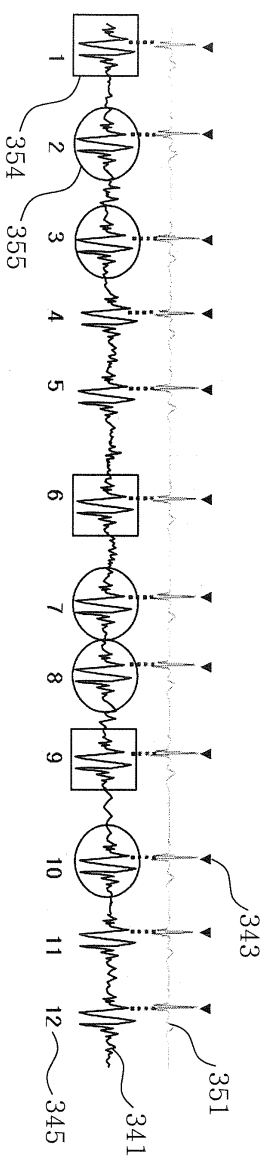
도면2



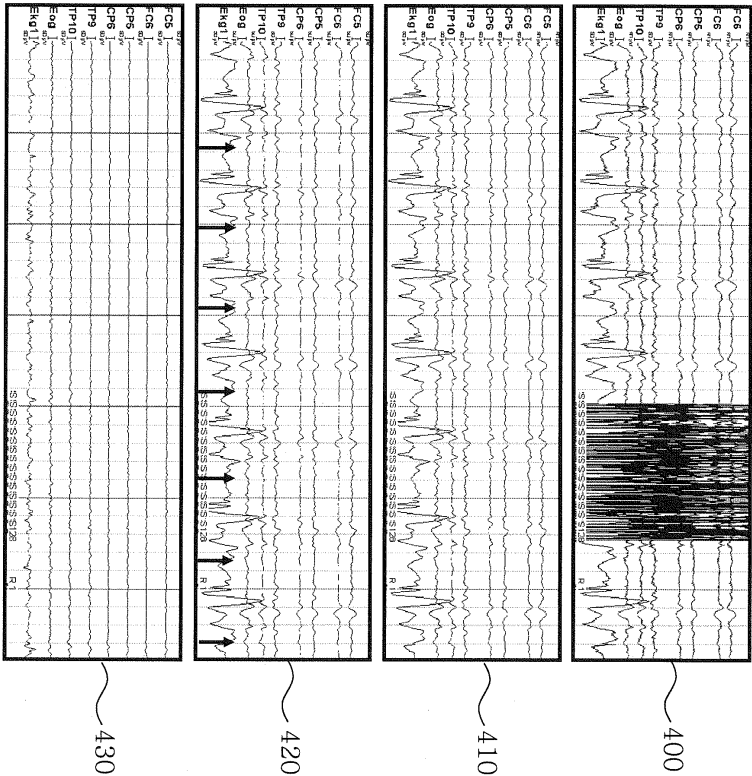
도면3



도면4



도면5



도면6

