



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0024660
(43) 공개일자 2008년03월19일

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476 (2006.01) *A61B 5/04* (2006.01)

(21) 출원번호 10-2006-0089049

(22) 출원일자 2006년09월14일

심사청구일자 2006년09월14일

(71) 출원인

경희대학교 산학협력단

경기도 용인시 기흥구 서천동 1 경희대학교 국제 캠퍼스내

(72) 발명자

이수열

경기도 성남시 분당구 구미동 111 (31/1) 그랜드 빌 304-304

조민형

경기 수원시 영통구 영통2동 벽적두산아파트 803 동 1603호

인명호

충남 당진군 당집읍 원당리 849-3

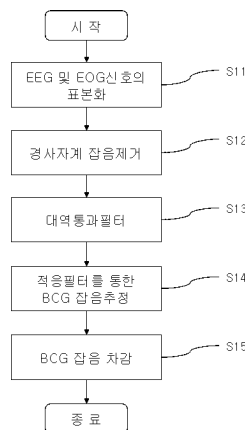
전체 청구항 수 : 총 3 항

(54) 뇌전도 및 자기공명영상 결합 시스템에서 적응 필터를이용하여 뇌전도 신호에 포함된 잡음 제거 방법

(57) 요약

본 발명은 뇌전도 신호와 자기공명영상을 동시에 얻는 시스템 상에서 뇌전도 신호에 유입되는 잡음을 제거하기 위한 것이다. 안전도 신호를 기준 신호로 하는 적응 필터를 사용하여 뇌전도에 유입되는 심장박동에 의한 잡음을 제거한다. 기존의 잡음 제거 방법은 모두 후처리 과정을 통해 잡음 제거 과정을 거쳤으나, 본 발명에서는 상기 심장박동 잡음을 실시간으로 제거한다. 본 발명은 뇌전도와 안전도 전극에서 심장박동 잡음이 존재하는 뇌전도 신호와 잡음의 기준이 되는 안전도 신호를 측정하는 단계와, 상기 뇌전도와 안전도 신호에서 경사자계 잡음을 제거하는 단계와, 상기 안전도 신호에 적응필터를 사용하여 뇌전도 신호에 존재하는 심장박동 잡음을 추정하는 단계와, 추정된 심장박동 잡음을 뇌전도 신호에서 제거하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

측정된 뇌전도와 안전도 신호로부터 뇌전도 신호에 포함된 잡음의 기준을 생성하는 단계와;
 뇌전도 신호에 포함된 자기공명영상 시스템의 경사자계에 의한 잡음을 제거하는 단계와;
 상기 안전도 신호에 적응필터를 적용하여 뇌전도 신호에 포함된 BCG 잡음을 추정하는 단계와;
 상기 추정된 BCG 잡음을 뇌전도 신호로부터 제거하는 단계를 포함하는 뇌전도 신호의 잡음제거 방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서,
 상기 뇌전도 신호에 포함된 잡음의 기준을 생성하는 단계는,
 뇌전도 측정용 캡에 부착되어 있는 안전도 측정용 전극 또는 뇌전도 측정용 전극을 사용하여 안전도 측정을 특징으로 하는 뇌전도 신호의 잡음 제거 방법.

청구항 3

측정대상의 뇌전도와 안전도를 검출하기 위한 검출부와;
 상기 검출된 뇌전도 신호에서 자기공명영상의 경사자계 잡음을 제거하고, 상기 안전도 신호에 적응필터를 적용하여 뇌전도 신호에 포함된 BCG 잡음을 추정하고, 상기 추정된 BCG 잡음을 제거하는 제어부를 포함하는 뇌전도 신호의 잡음제거장치.

명 세 서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

<10>

본 발명은 의료장비에 관한 기술로 종래의 뇌전도(electroencephalogram; EEG)와 자기공명영상(magnetic resonance imaging; MRI)을 동시에 획득할 때 뇌전도 내에 유발되는 잡음을 제거하기 위한 방법에 관한 것이다. 뇌전도와 자기공명영상을 동시에 검출할 때 다양한 원인에 의한 잡음이 뇌전도 신호에 유입된다. 특히 자기공명영상을 획득할 때 발생하는 경사자계 및 측정대상의 심장 박동파(ballistocardiogram; BCG)가 대표적인 잡음이다. 여기서 경사자계(gradient magnetic field)는 MRI 영상을 획득하기 위하여 코일에 인가하는 자계를 나타내며, BCG 잡음은 고자장 환경에서 심장박동의 미세한 움직임에 의해 유입된다. 상기 BCG 잡음은 시간의 경과에 따라 변화하는 비정상성(nonstationary)의 특성을 가지고 있어, 동일 피험자 내에서도 상당한 변화가 있다. 상기 BCG 잡음을 제거하기 위하여 알렌(Allen)이나 본머쎈(Bonmassar) 등에 의해 여러 가지 시도들이 있어 왔다. 상기 알렌의 방법은 먼저 BCG 잡음의 기본 원형(template)을 정한 뒤, 상기 기본 원형과 유사도가 높은 원형들을 추출하고 평균을 취하여, 피험자의 BCG 잡음 원형을 만든다. 상기 과정을 거쳐 만든 BCG 잡음 원형을 측정된 뇌전도 신호에서 차감하는 방법을 사용하여 BCG 잡음을 제거하였다. 상기 알렌 방법은 BCG 잡음의 비정상성을 고려하지 않고, 뇌전도내의 모든 BCG 잡음을 하나의 기본원형으로 제거하므로, BCG 잡음들 간의 미세한 차이를 제거하지 못하는 문제점이 있다. 특히, 고자장(high magnetic field) MRI 시스템일수록 미약한 심장박동에도 뇌전도 신호에 크게 영향을 주기 때문에 상기 BCG 잡음 제거의 문제점은 더욱 크게 나타난다. 상기 본머쎈 방법은 심장의 비정상성을 고려하기 위해, 심장의 박동에 의한 압력의 변화에 따라 전위가 유발되는 압전 센서(piezoelectric sensor)를 피험자 머리의 관자놀이에 부착하여 심장박동에 의해 유발되는 미세한 움직임을 측정하였다. 상기 센서에서 측정된 신호를 뇌전도 신호의 BCG 잡음에 대한 기준으로 보고, 적응필터를 사용하여 뇌전도 신호의 잡음을 제거하였다. 상기 본머쎈 방법은 압전센서가 압력의 차이를 측정하기 때문에, 상기 센서가 피험자에 부착되는 정도에 의해 그 신호의 특성이 쉽게 변할 수 있을 뿐 아니라, 상기 센서에서 감지하는 심장박동의 움직임은 뇌전도에 나타나는 BCG 잡음보다 시간지연이 나타나는 문제점을 갖는다. 또한, 상기 본머쎈 방법은 뇌전도 신호를 측정할 때 별도의 센서 장치를 추가하여 구성해야하는 단점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

- <11> 본 발명은 상술한 종래 기술들의 난점을 보완하기 위해 안출된 것으로, 본 발명의 목적은 압전센서와 같은 별도의 하드웨어의 추가 없이 안전도(electrooculogram; EOG) 신호를 기준으로 하는 적응필터 방법을 사용하여 뇌전도 신호 내에 유기되는 BCG 잡음을 효과적으로 제거하는 데 있다.
- <12> 상기의 목적을 위해 피험자의 얼굴 눈 밑 부위에서 측정하는 안전도 신호를 BCG 잡음의 기준 신호로 선정하였다. 안전도 신호는 뇌파에 의한 유발 전위가 거의 나타나지 않으면서 BCG 잡음은 크게 나타나는 특징이 있다. 상기 안전도 신호의 측정은 뇌전도 측정 캡에 부착되어 있는 안전도 측정용 전극을 사용하여 측정할 수 있으며, 상기 뇌전도 측정용 캡에 안전도 측정용 전극이 없을 경우, 뇌전도 측정용 전극 중 1개 또는 2개를 안전도 신호 측정에 사용할 수 있다. 따라서 본 발명에서는, 별도의 센서 장치의 추가 없이 안전도를 이용한 BCG 잡음을 제거할 수 있다.

발명의 구성 및 작용

- <13> 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명은 뇌전도와 안전도 전극에서 BCG 잡음이 존재하는 뇌전도 신호와 잡음의 기준이 되는 안전도 신호를 측정하는 단계와, 상기 뇌전도와 안전도 신호에서 경사자계 잡음을 제거하는 단계와, 상기 안전도 신호에 적응필터를 사용하여 뇌전도 신호에 존재하는 BCG 잡음을 추정하는 단계와, 추정된 BCG 잡음을 뇌전도 신호에서 제거하는 단계를 포함한다.
- <14> 본 발명의 뇌전도 신호 잡음 제거 장치는 뇌전도 신호를 검출하는 검출부와, 안전도 신호에 적응필터를 사용하여 각 채널내의 BCG 잡음을 추정하여 잡음을 제거하는 제어부를 포함한다.
- <15> 뇌전도 신호 처리 과정은 도 1에 나타낸 것처럼 여러 단계를 거치게 된다. 먼저 뇌전도와 안전도 전극에서 각각 뇌전도내에 잡음이 섞여있는 신호와 잡음의 기준이 되는 신호를 얻는 단계는, MRI의 자장 안에서 측정된 뇌전도 신호에 인가된 BCG 잡음을 제거하기 위하여 뇌전도 신호와 BCG 잡음의 기준이 되는 신호를 측정(S11)해야 한다. 도 2에 도시한 바와 같이, 상기 기준 신호로 피험자의 얼굴 눈 밑 부위에서 측정하는 안전도 신호를 선정하였다. 안전도 신호는 뇌파에 의한 유발 전위가 거의 나타나지 않으면서 BCG 잡음은 크게 나타나는 특징이 있기 때문에 기준 신호로 사용함에 적합하다.
- <16> 경사자계 잡음을 제거하는 단계는 기존에 시도되었던 알렌과 니아지(Niazy) 방법을 사용(S12)한다. 알렌 방법은 MRI의 영상화 단위인 볼륨(volume)에 대하여, 각각의 볼륨별로 EEG에 나타나는 평균으로 경사자계의 기본 원형(template)을 만든 후 상기 원형을 본래의 EEG 신호에서 차감하여 경사자계 유발 잡음을 제거 하는 방법이다. 상기 니아지 방법은 상기 알렌 방법에 더하여 볼륨내의 각 슬라이스 획득시간 간에 미세한 흔들림으로 인하여 발생하는 오차까지 보완하여 경사자계를 제거하는 방법이다. 위의 방법을 통해 경사자계를 제거한 후 발생하는 고주파 신호와 원하지 않은 주파수 대역의 잡음을 제거하기 위해 해석에 필요한 주파수 대역으로 한정시키는 과정을 거친다. 상기 주파수 대역의 한정을 위하여 0.1Hz - 40Hz 정도의 대역통과 필터를 적용(S13)한다.
- <17> 안전도 신호에 적응필터를 사용하여 뇌전도 각 채널내의 BCG 잡음을 추정해 내는 단계에 있어서, BCG 잡음은 심장박동에 의한 전기생리학적 신호 및 심장박동의 물리적 진동이 원인이다. 즉, 심전도(electrocardiogram; ECG)와 물리적 진동이 어떠한 선형적인 결합에 의해 각 채널에 BCG 잡음으로 관찰되어지는 것이다. 그러므로 각 채널에 출현하는 BCG 잡음은 실제 뇌전도 신호와 독립적인 관계에 있다고 볼 수 있다. 따라서 실제 뇌전도에서 측정되는 신호($z(n)$)는 수학적 식 1과 같이 실제 뇌전도 신호 $v(n)$ 과 BCG 잡음 $x(n)$ 의 합으로 나타낼 수 있다.

수학적 식 1

<18>
$$z(n) = x(n) + v(n)$$

- <19> 안전도채널(202)은 뇌파의 영향은 거의 미치지 않으면서, BCG 잡음이 크게 영향 미치므로 BCG 잡음의 원형 $r(n)$ 이라고 가정할 수 있다. 상기 가정을 바탕으로, 각 채널에 유기되는 BCG 잡음은 안전도 신호를 디지털 유한 임펄스 응답(Finite Impulse Response; FIR) 필터로 추정할 수 있으므로 추정된 BCG 잡음인 $\hat{x}(n)$ 은 수학적 식 2로 나타낼 수 있다.

수학식 2

$$\hat{x}(n) = \sum_{k=0}^{N-1} w_k r(n-k)$$

<20>

<21> $w_k(k=0, 1, 2, \dots, N-1)$ 는 FIR 필터의 계수, N 은 FIR 필터의 차수를 말하고, w_k 와 $r(n)$ 을 시간 n 에서 정의하면 수학식 3과 같은 벡터로 표시된다.

수학식 3

$$w(n) = [w_0(n), w_1(n), w_2(n), \dots, w_{n-1}(n)]^T$$

<22>

$$r(n) = [r(n), r(n-1), r(n-2), \dots, r(n-N+1)]^T$$

<23>

<24> 이 수학식들을 가지고 위의 $\hat{x}(n)$ 을 벡터 형태의 수학식 4로 다시 나타낼 수 있다.

수학식 4

$$\hat{x}(n) = w^T(n)r(n)$$

<25>

<26> 수학식 4는 안전도 채널과 뇌전도 채널 속 BCG 잡음과의 선형적 관계를 이용함으로써 각 채널의 BCG 잡음을 추정(350)해 내는 것을 의미한다. BCG 잡음의 추정을 위해 $w(n)$ 의 추정치인 $\hat{w}(n)$ 을 구해야 하고, 이를 위해 널리 알려진 칼만 적응 필터(340)를 사용하였다. 상기 칼만 필터 알고리즘은 크게 두가지 과정을 거치는데 바로 예측(predict) 과정(341)과 경신(update) 과정(342)이다. 예측과정은 이미 알고 있는, 혹은 추측되는 여러 가지 상태 변화값을 가지고, 다음의 변화를 예측하는 과정으로서 아래의 수학식 5로 나타내어진다.

수학식 5

$$\hat{w}_{n|n-1}(n) = a \hat{w}_{n-1|n-1}(n-1)$$

<27>

$$P_{n|n-1}(n) = a^2 P_{n-1|n-1}(n-1) + qI$$

<28>

<29> 위의 수학식에서 $n|n-1$ 은 시간 $n-1$ 에 예측한, 시간 n 에서의 추정치를 말하는 것이고, $n-1|n-1$ 은 시간 $n-1$ 에 경신한 시간 $n-1$ 에서의 추정치를 말한다. 또한 파라미터 a 는 이전 상태 $n-1$ 과 다음 상태 n 사이의 상태 변화 파라미터이다. $P(n)$ 은 잡음 $w(n)$ 과 그 추정치 $\hat{w}(n)$ 의 차를 공분산행렬로 나타낸 것이고, qI 는 프로세스 잡음항을 의미하며, 잡음 분산값 q 와 단위 행렬 I 를 이용하여 공분산 행렬로 표시한다. 다음으로, 경신과정은 시간 $n-1$ 에서 예측과정을 통해 얻어진 추정치 $\hat{w}(n)$ 를 보정하기 위해 시간 n 에서 경신하는 과정이다. 이를 위해 칼만 이득($K(n)$)의 값과 측정치 $z(n)$ 을 이용하여 최적의 $\hat{w}(n)$ 과 $P(n)$ 을 경신한다. 아래의 수학식 6이 이를 보여준다.

수학식 6

$$K(n)=P_{n|n-1}(n)r(n)\left\{r(n)^TP_{n|n-1}(n)r(n)+l\right\}^{-1}$$

$$P_{n|n}(n) = \{I - K(n)r(n)\} P_{n|n-1}(n)$$

$$\hat{w}_{n|n}(n) = a \hat{w}_{n|n-1}(n) + K(n) \{z(n) - \hat{x}(n)\}$$

<31> 여기서 l 은 뇌전도 측정 시에 발생하는 시스템 노이즈를 말한다.

<32> 마지막으로 추정된 BCG 잡음을 각 채널 내에서 제거하는 단계이다. 위의 경신과정을 거쳐 최적의 $\hat{w}(n)$ 을 구한 뒤, 위의 수학적식 4를 가지고 $\hat{x}(n)$, 즉 최적의 BCG 잡음을 추정할 수 있게 된다. 이렇게 추정된 BCG 잡음 $\hat{x}(n)$ 을 아래의 수학적식 7처럼, 측정된 뇌전도 신호 $z(n)$ 에 차감해주면 잡음이 제거된 뇌전도 신호를 얻을 수 있게 된다.

수학식 7

$$\mathbf{v}(n) = \mathbf{z}(n) - \hat{\mathbf{x}}(n)$$

<34> 다시 종합하면, 도 4에서 나타난 것처럼 얻고자하는 뇌전도 신호만을 갖는 $v(n)$ 을 구하기 위해, 측정된 신호 $z(n)$ 속에(410) 섞여있는 BCG 잡음 $x(n)$ 을 적응필터를 통해 추정해내고(420), 이를 측정된 신호 $z(n)$ 에서 차감하는 과정을 통해 $v(n)$ (430)를 얻는 것이다. 상기 BCG 잡음 $x(n)$ 을 추정함에 있어서, 안전도 신호 전체를 사용하는 것이 아니라, 현재부터 일정 구간 이전의 안전도 신호를 기준으로 하는 회귀 알고리즘의 칼만 적응 필터를 사용하기 때문에 실시간 처리가 가능해 진다. 상기 칼만 적응 필터의 성능을 최대화하기 위해 초기값들 및 파라미터들을 설정해야 하는데, 이 값들은 실험을 통하여 최적의 값을 찾을 수 있다. 도 5는 위의과정을 실제 데이터에 적용한 결과를 보여주는데, 칼만 적응 필터 적용 전에 BCG 잡음이 포함된 뇌전도 신호(500)와 이 신호를 칼만 적응 필터를 적용하여 뇌전도 신호 내에 유기된 BCG 잡음을 제거한 결과(510)를 도시한다. 도 5의 결과에서 확인할 수 있듯이 본 발명을 통해 잡음이 효과적으로 제거된 뇌전도 신호를 얻을 수 있다.

발명의 효과

<35> 상술한 바와 같이, 본 발명은 뇌전도 신호를 자기공명 영상과 동시에 측정할 때에 별도의 하드웨어 장치를 추가하지 않고 효과적으로 잡음을 줄일 수 있을 뿐만 아니라 신호 측정과 동시에 실시간으로 처리가 가능하므로 뇌기능 분석에 유용하며, 자기공명영상과 뇌전도 결합 시스템의 성능향상을 기대할 수 있다.

<36> 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

<1> 도 1는 본 발명에 따른 뇌전도 신호 처리 방법을 나타낸 도면.

② 도 2은 뇌전도와 안전도 신호를 측정하는 실시 예를 나타낸 도면,

<3> 도 3는 칼만필터의 잡음 제거 과정을 나타낸 도면.

<4> 도 4는 잡음 제거 단계별 뇌전도 신호를 나타낸 도면.

◁5▷ 도 5은 적응필터를 적용하기 전과 후의 뇌전도 신호를 나타낸 도면이다.

<6> * 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명 *

<7> 100 : 피험자 200 : 뇌전도 측정 채널

<8>
201 : 뇌전도 저극
202 : 안전도 저극

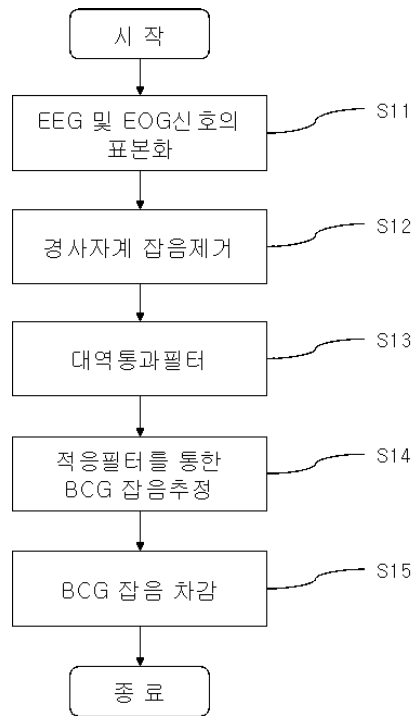
<9>

203 : 전극선

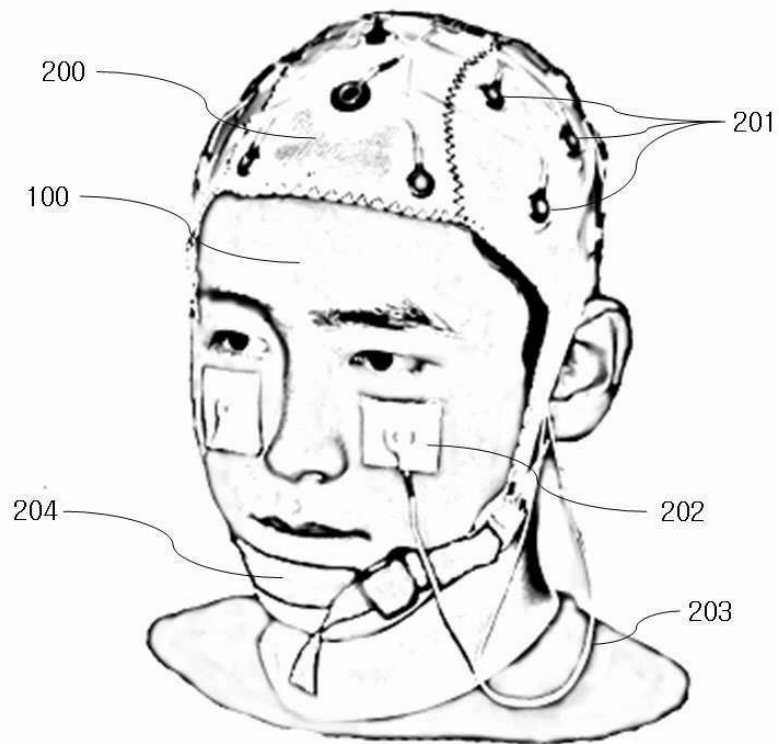
204 : 턱끈

도면

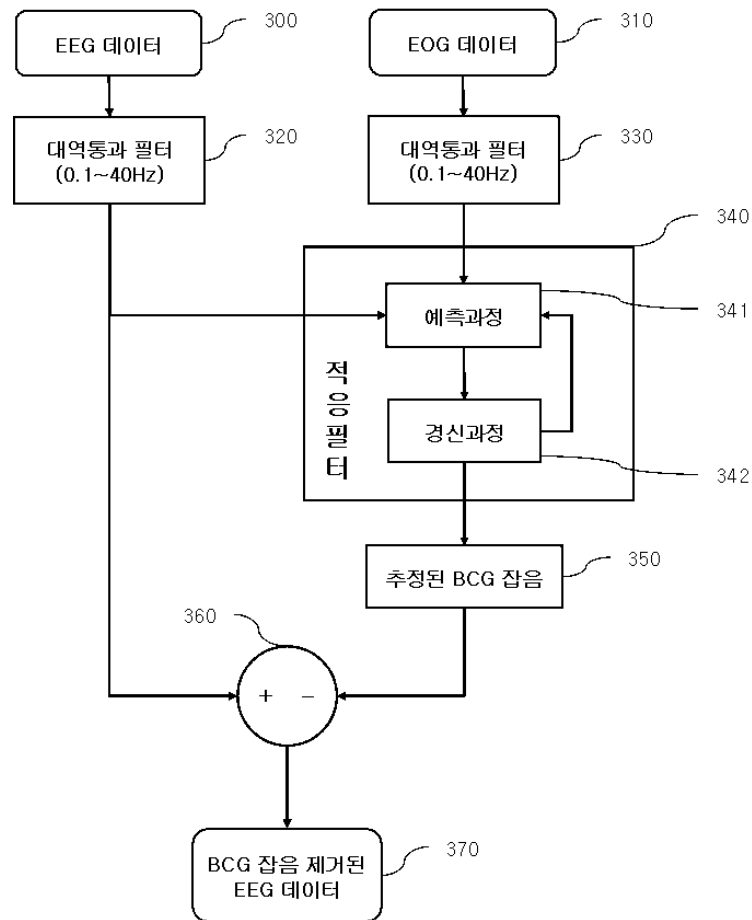
도면1



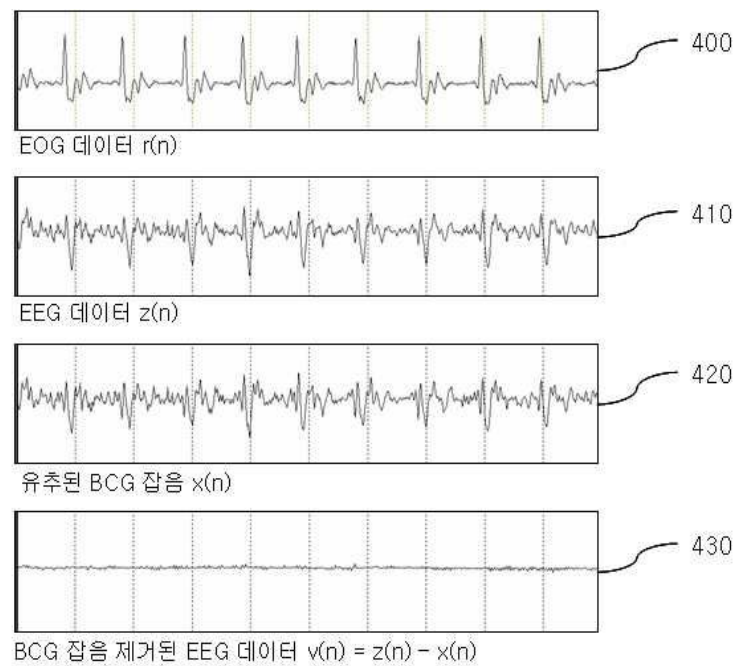
도면2



도면3



도면4



도면5

