



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년12월16일

(11) 등록번호 10-1577994

(24) 등록일자 2015년12월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/0476 (2013.01)

A61B 5/7207 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2015-0090502

(22) 출원일자 2015년06월25일

심사청구일자 2015년06월25일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020070061311 A

(73) 특허권자

주식회사 소소

대구광역시 북구 경대로17길 47, 301호(북현동,
경북대학교아이티융합산업빌딩)

(72) 발명자

민동빈

경기도 김포시 통진읍 검암2로76번길 68

금대식

서울특별시 양천구 목동서로 100, 302-902 (목동,
목동3단지아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인남춘

전체 청구항 수 : 총 5 항

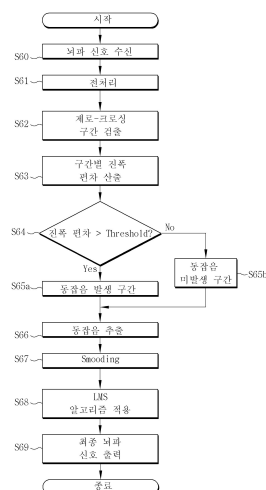
심사관 : 유창용

(54) 발명의 명칭 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법

(57) 요약

본 발명은 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법에 관한 것이다. 본 발명에 따른 동잡음 제거 방법은 (a) 상기 뇌파 신호의 제로-크로싱 구간을 검출하는 단계와; (b) 상기 제로-크로싱 구간 별로 진폭 편차를 산출하는 단계와; (c) 상기 제로-크로싱 구간 중 상기 진폭 편차가 기 설정된 문턱치보다 큰 구간을 동잡음 발생 구간으로 추출하는 단계와; (d) 상기 동잡음 발생 구간에 기초하여 동잡음 신호를 모델링하는 단계와; (e) 상기 뇌파 신호와 상기 동잡음 신호를 기 등록된 잡음 제거 알고리즘에 적용하여 상기 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다. 이에 따라, 동잡음을 측정하기 위한 별도의 전극을 뇌파 검출 디바이스(100)에 설치하지 않고도 뇌파 신호 자체로부터 동잡음 신호를 모델링하여 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거함으로써, 별도의 전극의 부착에 따른 기존 방식의 불편함을 해소할 수 있게 된다.

대표도 - 도6



(72) 발명자

김원표

대구광역시 동구 방촌로1길 138, 행복한사람들
202호(방촌동)

김상탁

대구광역시 북구 경대로23길 93-3, 206호

명세서

청구범위

청구항 1

뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법에 있어서,

- (a) 상기 뇌파 신호의 제로-크로싱 구간을 검출하는 단계와;
- (b) 상기 제로-크로싱 구간 별로 진폭 편차를 산출하는 단계와;
- (c) 상기 제로-크로싱 구간 중 상기 진폭 편차가 기 설정된 문턱치보다 큰 구간을 동잡음 발생 구간으로 추출하는 단계와;
- (d) 상기 동잡음 발생 구간에 기초하여 동잡음 신호를 모델링하는 단계와;
- (e) 상기 뇌파 신호와 상기 동잡음 신호를 기 등록된 최소 자승(Least Mean Square) 알고리즘에 적용하여 상기 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 (a) 단계에서는 시그모이드(Sigmoid) 함수를 통해 상기 뇌파 신호로부터 상기 제로-크로싱 구간이 검출되는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 (b) 단계에서 상기 진폭 편차는 표준 편차값에 의해 산출되는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 (d) 단계는

(d1) 상기 뇌파 신호 중 상기 동잡음 발생 구간의 신호를 추출하여 상기 동잡음 신호의 해당 구간의 신호로 설정하고, 상기 제로-크로싱 구간 중 상기 진폭 편차가 상기 문턱치 이하인 동잡음 미발생 구간의 신호를 기 설정된 임의값으로 하여 상기 동잡음 신호의 해당 구간의 신호로 설정하여 초기 동잡음 신호를 생성하는 단계와;

(d2) 상기 초기 동잡음 신호를 기 설정된 스무딩 알고리즘을 통해 스무딩하여 상기 동잡음 신호를 모델링하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 스무딩 알고리즘은 총 변동 디노이징(Total variation de-noising) 알고리즘을 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 뇌파 신호의 측정에서 발생하는 동잡음(Movement artifact)을 제거하는데 있어 동잡음을 측정하기 위한 별도의 전극을 부착하지 않고 동잡음을 제거할 수 있는 동잡음 제거 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 사람의 두뇌는 감성이나 인식, 사고, 행동 등이 자연에서 가장 탄력이 있고 적응력이 뛰어나다. 사람의 뇌는 수 천억 개의 신경세포로 구성되어 있고, 각 신경세포는 다른 신경세포와 여러 가지 상호관계를 이루며 연결되어 학습, 기억, 인식, 행동, 결정 등 모든 사람의 정신적 활동의 근간이 되고, 또한 건강 유지를 위한 신체의 육체적인 컨트롤 기능을 책임지고 있다. 이러한 상호작용은 두피의 전기적 흐름으로 바뀌어 뇌파를 형성하게 된다. 즉, 수천억 개의 신경세포들은 주변의 다른 신경세포와 상호작용하며 정보를 전달하는데, 이러한 과정에서 전기 신호가 발생하게 된다. 따라서 두피에 전극을 꽂고 전기 변화를 측정하게 되면, 전기의 변화가 파동처럼 표시되는데, 이것이 뇌파(EEG)이다.

[0003] 이러한 뇌파는 뇌의 활동 정도에 따라 다양한 모양을 가지게 되고, 뇌가 활발하게 활동할수록 뇌파의 진동수가 높아지고, 뇌가 편할수록 진동수가 낮아지는 현상을 보인다. 뇌파는 주파수에 따라 감마파 (30-100 Hz), 베타파 (12-30 Hz), 알파파 (8-12 Hz), 세타파 (4-8 Hz), 델타파 (0.5-4 Hz)가 있다.

[0004] 상기와 같은 뇌파 측정 기술은 다양한 분야에서 사용되고 있다. 일 예로 한국공개특허 제10-2007-0061311호에 개시된 '뇌파를 통한 스트레스 상태 인식과 음악을 이용한 이완시스템 및 방법'에서는 스트레스 정도를 파악하기 위해 뇌파를 분석하는 과정에서 뇌파로부터 획득할 수 있는 특징 정보를 이용하여 보다 신뢰성 있는 스트레스의 상태를 파악하고, 이렇게 파악된 스트레스의 상태에 따라 설정된 음악을 출력하여 스트레스를 실시간으로 해소할 수 있는 기술을 제안하고 있다.

[0005] 또한, 본 발명의 출원인에 의해 출원되어 등록된 한국등록특허 제10-104457호에 개시된 'SMR파를 이용한 경품 게임 장치 및 경품 게임 방법'에서는 집중력의 지표로 SMR 파를 이용하여 SMR 파의 강도에 따라 집중력을 판단하고, 이를 이용하여 경품을 제공하는 게임 방법을 제안하고 있다.

[0006] 상기와 같이, 뇌파를 이용하여 스트레스 지수를 측정하거나 게임에 적용하는 경우, 사용자는 헤드셋 형태로 마련되는 뇌파 검출 디바이스를 자신의 머리에 착용하여 뇌파를 측정하게 된다.

[0007] 그런데, 뇌파 검출 디바이스의 경우, 실제 사람의 머리 부분에 접촉되는 뇌파 검출 전극이 설치되고, 뇌파 검출 전극을 통해 전달되는 뇌파가 계측되는 방식을 사용하게 되는데, 검출되는 뇌파 신호에는 사람의 안구의 움직임이나 사람의 운동에 따른 동잡음(Movement artifact), 예를 들어 안구전도(EOG)나 근전도(EMG) 신호가 함께 측정되는 경우가 발생한다.

[0008] 이와 같은 동잡음을 뇌파 신호와 함께 분석하게 되어 뇌파의 측정값으로 잘못 인식하게 되고, 이를 게임 등에 반영하게 되면 실제 뇌파의 상태와 다른 방향으로 게임이 작동하게 되어 뇌파 계측을 통한 게임의 진행이라는 게임 형태 자체에 대한 신뢰도가 떨어지게 된다. 따라서, 뇌파 신호에서 동잡음을 제거하는 과정은 필수적이다.

[0009] 기존의 뇌파 검출 디바이스에서는 동잡음을 제거하기 위해 안구전도나 근전도를 측정하기 위한 별도의 전극을 마련하고, 별도의 전극에서 측정된 안구전도나 근전도를 이용하여 뇌파 신호에서 동잡음을 제거하는 방법을 사용하였다.

[0010] 그런데, 별도의 전극을 뇌파 검출 디바이스에 마련하여야 함에 따라 뇌파 검출 디바이스의 부피가 커지게 되고, 특히 안구전도의 측정을 위해 눈 주변에 전극을 부착하게 되면 뇌파 검출 디바이스를 이용하는데 있어 불편함을 야기하게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 이에, 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해소하기 위해 안출된 것으로서, 뇌파 신호의 측정에서 발생하는 동잡음(Movement artifact)을 제거하는데 있어 동잡음을 측정하기 위한 별도의 전극을 부착하지 않고 뇌파 신호로부터

동잡음 신호를 모델링하여 동잡음을 제거할 수 있는 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

- [0012] 상기 목적은 본 발명에 따라, 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법에 있어서, (a) 상기 뇌파 신호의 제로-크로싱 구간을 검출하는 단계와; (b) 상기 제로-크로싱 구간 별로 진폭 편차를 산출하는 단계와; (c) 상기 제로-크로싱 구간 중 상기 진폭 편차가 기 설정된 문턱치보다 큰 구간을 동잡음 발생 구간으로 추출하는 단계와; (d) 상기 동잡음 발생 구간에 기초하여 동잡음 신호를 모델링하는 단계와; (e) 상기 뇌파 신호와 상기 동잡음 신호를 기 등록된 잡음 제거 알고리즘에 적용하여 상기 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거하는 동잡음 제거 방법에 의해서 달성된다.
- [0013] 여기서, 상기 (e) 단계에서는 상기 잡음 제거 알고리즘으로 최소 자승(Least Mean Square) 알고리즘이 적용될 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 (a) 단계에서는 시그모이드(Sigmoid) 함수를 통해 상기 뇌파 신호로부터 상기 제로-크로싱 구간이 검출될 수 있다.
- [0015] 그리고, 상기 (b) 단계에서 상기 진폭 편차는 표준 편차값에 의해 산출될 수 있다.
- [0016] 또한, 상기 (d) 단계는 (d1) 상기 뇌파 신호 중 상기 동잡음 발생 구간의 신호를 추출하여 상기 동잡음 신호의 해당 구간의 신호로 설정하고, 상기 제로-크로싱 구간 중 상기 진폭 편차가 상기 문턱치 이하인 동잡음 미발생 구간의 신호를 기 설정된 임의값으로 하여 상기 동잡음 신호의 해당 구간의 신호로 설정하여 초기 동잡음 신호를 생성하는 단계와; (d2) 상기 초기 동잡음 신호를 기 설정된 스무딩 알고리즘을 통해 스무딩하여 상기 동잡음 신호를 모델링하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0017] 그리고, 상기 스무딩 알고리즘은 총 변동 디노이징(Total variation de-noising) 알고리즘을 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0018] 상기와 같은 구성에 따라, 동잡음을 측정하기 위한 별도의 전극을 뇌파 검출 디바이스(100)에 설치하지 않고도 뇌파 신호 자체로부터 동잡음 신호를 모델링하여 뇌파 신호로부터 동잡음을 제거함으로써, 별도의 전극의 부착에 따른 기존 방식의 불편함을 해소할 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

- [0019] 도 1 및 도 2는 본 발명에 따른 뇌파 검출 디바이스의 예를 나타낸 도면이고,
 도 3은 본 발명에 따른 뇌파 검출 디바이스의 제어 블록도이고,
 도 4는 본 발명에 따른 뇌파 분석 단말기의 제어 블록도이고,
 도 5는 본 발명에 따른 최소 자승(Least Mean Square) 알고리즘의 개념을 나타낸 도면이고,
 도 6은 본 발명에 따른 동잡음 제거 방법을 설명하기 위한 도면이고,
 도 7 내지 도 11은 본 발명에 따른 동잡음 제거 방법에서 각 신호의 파형을 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0020] 이하에서는 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명에 따른 실시예들에 대해 상세히 설명한다.
- [0021] 도 1 및 도 2는 본 발명에 따른 뇌파 검출 디바이스(100)의 예를 나타낸 도면이고, 도 3은 본 발명에 따른 뇌파 검출 디바이스(100)의 제어 블록도이다. 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 뇌파 검출 디바이스(100)는 사용자의 머리에 착용 가능한 헤드셋 형태로 마련된다.
- [0022] 도 1 내지 도 3을 참조하여 설명하면, 본 발명에 따른 뇌파 검출 디바이스(100)는 헤드셋 본체(110), 복수의 뇌파 검출 전극(131), 뇌파 검출부(130), 및 디바이스 제어부(160)를 포함한다.
- [0023] 헤드셋 본체(110)는 사용자의 머리에 착용 가능한 형태로 마련된다. 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 헤드셋 본체(110)가 헤드 밴드 형태로 마련되는 것을 예로 하고 있으나, 그 형상이 이에 국한되지 않

음은 물론이다. 헤드셋 본체(110)에는 뇌파 검출부(130)와 같은 회로 구성이 내장된다.

- [0024] 복수의 뇌파 검출 전극(131)은, 도 2에 도시된 바와 같이, 헤드셋 본체(110)를 사용자가 머리에 착용할 때 사용자의 이미 부분에 접촉되도록 헤드셋 본체(110)의 외부 표면에 노출된다. 도 3에서는 한 쌍의 뇌파 검출 전극(131)이 형성되는 것을 예로 하고 있으나, 그 개수가 이에 국한되지 않음은 물론이다.
- [0025] 뇌파 검출부(130)는 헤드셋 본체(110)에 내장되어, 복수의 뇌파 검출 전극(131)에 의해 감지된 신호에 기초하여 뇌파 신호를 검출한다. 여기서, 뇌파 신호는 뇌파 검출 전극(131) 각각으로부터 검출되는데, 도 3에 도시된 바와 같이, 한 쌍의 뇌파 검출 전극(131)이 마련되는 경우, 2 채널의 뇌파 신호가 검출 가능하게 된다.
- [0026] 여기서, 디바이스 제어부(160)는 뇌파 검출부(130)에 의해 검출된 뇌파 신호를 디바이스 무선 통신부(170)를 통해 뇌파 분석 단말기(300)로 전송한다.
- [0027] 한편, 본 발명에 따른 뇌파 분석 단말기(300)는 뇌파 검출 디바이스(100)로부터 전송되는 뇌파 신호를 이용하여, 기 설정된 동작을 수행한다. 일 예로, 뇌파 검출 디바이스(100)는 뇌파 신호에 기초하여 스트레스 지수를 측정하거나, 뇌파 신호, 예를 들어 SMR 파에 기초하여 집중력을 이용한 게임을 진행할 수 있다.
- [0028] 도 3에서는 뇌파 분석 단말기(300)가 컴퓨터 형태로 마련되고, 컴퓨터에 설치되는 스트레스 측정 프로그램이나 집중력 이용 게임 프로그램이 뇌파 검출 디바이스(100)로부터의 뇌파 신호를 이용하여 스트레스 지수 측정이나 게임을 진행하는 것을 예로 한다. 이외에도, 뇌파 분석 단말기(300)는 스마트폰의 형태나 아케이드 게임기의 형태 등 다양하게 마련될 수 있음은 물론이다.
- [0029] 도 4는 본 발명에 따른 뇌파 분석 단말기(300)의 제어 블록도의 예를 나타낸 도면이다. 도 4에 도시된 뇌파 분석 단말기(300)의 구성은 뇌파 신호의 처리를 위한 구성, 특히 동잡음을 제거하기 위한 구성의 예를 나타낸 것이다.
- [0030] 도 4를 참조하여 설명하면, 본 발명에 따른 뇌파 분석 단말기(300)는 단말 무선 통신부(310), 뇌파 전처리부(320) 및 동잡음 제거 모듈(330)을 포함한다.
- [0031] 단말 무선 통신부(310)는 뇌파 검출 디바이스(100)의 디바이스 무선 통신부(170)와 무선 통신을 통해 연결되어, 뇌파 검출 디바이스(100)로부터 뇌파 신호를 수신한다.
- [0032] 단말 무선 통신부(310)를 통해 수신된 뇌파 신호는 뇌파 전처리부(320)를 거쳐 DC 성분이 제거되는데, 본 발명에 따른 뇌파 전처리부(320)는 밴드 패스 필터(Band pass filter) 형태로 마련되는 것을 예로 한다.
- [0033] 뇌파 전처리부(320)를 통해 DC 성분이 제거된 뇌파 신호($d(n)$)는 동잡음 제거 모듈(330)로 입력되고, 동잡음 제거 모듈(330)은 뇌파 신호($d(n)$)로부터 동잡음을 제거한 후 순수 뇌파 신호($e(n)$)를 출력하게 된다.
- [0034] 본 발명에 따른 동잡음 제거 모듈(330)은, 도 4에 도시된 바와 같이, 동잡음 모델링부(340)와 동잡음 제거부(350)를 포함할 수 있다.
- [0035] 동잡음 모델링부(340)는 뇌파 전처리부(320)로부터 출력되는 뇌파 신호($d(n)$)를 이용하여 동잡음 신호($x(n)$)를 모델링한다. 본 발명에 따른 동잡음 모델링부(340)는 제로-크로싱 구간 검출부(341), 동잡음 추출부(342) 및 동잡음 스무딩부(343)를 포함하는 것을 예로 한다.
- [0036] 제로-크로싱 구간 검출부(341)는 뇌파 신호($d(n)$)로부터 제로-크로싱 구간을 검출한다. 본 발명에서는 제로-크로싱 구간 검출부(341)가 시그모이드(Sigmoid) 함수를 통해 제로-크로싱 구간을 검출하는 것을 예로 한다.
- [0037] 동잡음 추출부(342)는 제로 크로싱 구간 중 진폭 편차가 기 설정된 문턱치보다 큰 구간을 동잡음 발생 구간으로, 문턱치 이하인 구간을 동잡음 미발생 구간으로 추출하고, 동잡음 발생 구간에 기초하여 동잡음 신호($x(n)$)를 모델링한다.
- [0038] 이 때, 동잡음 추출부(342)에 의해 모델링된 동잡음 신호($x(n)$)를 동잡음 스무딩부(343)에 의해 스무딩(Smoothing)되어 동잡음 신호($x(n)$)에 포함된 미세한 뇌파 정보를 보존할 수 있게 된다.
- [0039] 동잡음 스무딩부(343)에 의해 스무딩된 동잡음 신호($x(n)$)는 동잡음 제거부(350)에 입력되는데, 동잡음 제거부(350)는 동잡음 신호($x(n)$)와 뇌파 신호($d(n)$)를 기 등록된 잡음 제거 알고리즘에 적용하여 뇌파 신호($d(n)$)로부터 동잡음을 제거하여 순수 뇌파 신호($e(n)$)를 출력하게 된다.
- [0040] 상기와 같은 구성에 따른 동잡음 제거 모듈(330)에 의해 뇌파 신호($d(n)$)로부터 동잡음이 제거되는 과정을 도 6 내지 도 11을 참조하여 보다 구체적으로 설명한다. 도 6은 본 발명에 따른 동잡음 제거 방법을 설명하기 위한

도면이고, 도 7 내지 도 11은 본 발명에 따른 동잡음 제거 방법에서 각 신호의 파형을 나타낸 도면이다.

- [0041] 도 6을 참조하여 설명하면, 먼저 뇌파 신호($d(n)$)가 수신되면(S60), 상술한 바와 같이, 뇌파 전처리부(320)에서 전처리 과정을 거쳐(S61) DC 성분이 제거된다. 도 7의 검은색 선으로 도시된 신호 파형(Raw signal)이 전처리 과정을 거친 뇌파 신호($d(n)$)이다.
- [0042] 그런 다음, 뇌파 신호($d(n)$)로부터 제로-크로싱 구간이 검출된다(S62). 본 발명에서는 상술한 바와 같이, 시그모이드(Sigmoid) 함수를 통해 제로-크로싱 구간을 검출되는 것을 예로 한다. 도 7의 붉은색 선으로 도시된 신호(sigmoid fnc)가 시그모이드(Sigmoid) 함수를 통해 검출된 제로-크로싱 구간을 나타내고 있다. 여기서, 제로-크로싱 구간의 검출은 시그모이드(Sigmoid) 함수 외에 신호의 미분을 통해 얻을 수도 있다.
- [0043] 상기와 같은 과정을 통해 뇌파 신호($d(n)$)로부터 제로-크로싱 구간이 검출되면, 제로-크로싱 구간 별로 진폭 편차가 산출된다(S63). 본 발명에서는 해당 구간에서의 신호의 표준 편차값을 진폭 편차로 산출하는 것을 예로 하나, 피크-투-피크(Peak-to-peak) 값을 진폭 편차로 적용할 수 있음은 물론이다.
- [0044] 그런 다음, 각각의 제로-크로싱 구간에 대해 산출된 진폭 편차와 기 설정된 문턱치(Threshold)를 비교하여(S64), 문턱치보다 큰 경우 해당 제로-크로싱 구간을 동잡음 발생 구간으로 설정하고(S65a), 진폭 편차가 문턱치 이하인 경우 해당 제로-크로싱 구간을 동잡음 미발생 구간으로 설정하게 된다(S65b).
- [0045] 도 8의 파란색 세로 점선은 제로-크로싱 구간을 구분한 것이고, 각 제로-크로싱 구간에서의 진폭 편차가 기준 편차보다 큰 동잡음 발생 구간의 배경을 푸른색으로 나타내고 있다. 그리고, 도 9는 도 8에서 동잡음 발생 구간으로 추출된 구간의 뇌파 신호($d(n)$)를 붉은색으로 나타낸 것이다.
- [0046] 그런 다음, 동잡음 발생 구간에 기초하여 동잡음 신호($x(n)$)를 모델링하는 과정을 진행하게 된다. 보다 구체적으로 설명하면, 뇌파 신호($d(n)$) 중 동잡음 발생 구간의 신호, 즉, 도 9에서 붉은색으로 나타낸 신호를 추출하여 동잡음 신호($x(n)$)의 해당 구간의 신호로 설정한다. 그리고, 동잡음 미발생 구간의 신호를 기 설정된 임의값으로 설정하여 동잡음 신호($x(n)$)의 해당 구간의 신호로 설정하여, 초기 동잡음 신호를 추출한다(S66). 여기서, 임의값은 0에 근접한 값, 예를 들어 0.001의 값으로 설정하는데, 이는 후술할 잡음 제거 알고리즘으로 적용되는 최소 자승(Least Mean Square) 알고리즘의 적용에서 0의 입력값을 피하기 위함이다. 도 10에 도시된 점선(Raw EOG model)이 상기와 같은 과정을 통해 추출된 초기 동잡음 신호를 나타낸 것이다.
- [0047] 다시 도 6을 참조하여 설명하면, 상기와 같은 과정을 통해 초기 동잡음 신호가 추출되면, 기 설정된 스무딩 알고리즘을 통해 초기 동잡음 신호를 스무딩하여(S67) 동잡음 신호($x(n)$)를 모델링하게 된다.
- [0048] 본 발명에서는 스무딩 알고리즘으로 총 변동 디노이징(Total variation de-nosing) 알고리즘이 적용되는 것을 예로 하며, 이를 통해 동잡음 신호($x(n)$)에 포함된 미세한 뇌파 정보를 보존할 수 있게 된다.
- [0049] 도 10의 붉은색 신호가 스무딩 과정을 거친 최종적으로 모델링된 동잡음 신호($x(n)$)를 나타낸 것이다.
- [0050] 상기와 같이, 동잡음 신호($x(n)$)가 모델링되면, 전처리 과정을 거친 뇌파 신호($d(n)$)와 동잡음 신호($x(n)$)를 기 등록된 잡음 제거 알고리즘에 적용하여(S68) 뇌파 신호($d(n)$)로부터 동잡음을 제거한 후, 최종 뇌파 신호($d(n)$)를 출력한다(S69).
- [0051] 본 발명에서는 상술한 바와 같이, 잡음 제거 알고리즘으로 최소 자승(Least Mean Square) 알고리즘이 적용되는 것을 예로 한다. 도 5는 본 발명에 따른 최소 자승(Least Mean Square) 알고리즘의 개념을 나타낸 도면이다.
- [0052] 최소 자승(Least Mean Square) 알고리즘은 충분히 최적화된 동잡음 모델과 유사한 성분을 동잡음이 섞여있는 뇌파 신호($d(n)$)로부터 빼내고, 순수 뇌파 신호($e(n)$)를 얻게 된다. 순수 뇌파 신호($e(n)$)인 $e(n)$ 을 이용해 LMS 필터 $H(s)$ 가 업데이트되면서 최적화된 동잡음 신호($x(n)$)에 포함되어 있을지 모르는 뇌파 정보를 배제한 동잡음 신호($x(n)$)를 얻어 뇌파 신호($d(n)$)로부터 순수 뇌파 신호($e(n)$)를 얻게 된다.
- [0053] 도 11의 검은색 신호 파형(Raw EEG)은 동잡음 제거 전의 뇌파 신호($d(n)$), 즉 도 7에 도시된 뇌파 신호($d(n)$)이고, 도 11의 붉은색 신호 파형은 본 발명에 따른 동잡음 제거 방법을 통해 동잡음이 제거된 순수 뇌파 신호($e(n)$)이다.
- [0054] 상기와 같은 방법을 통해, 동잡음을 측정하기 위한 별도의 전극을 뇌파 검출 디바이스(100)에 설치하지 않고도 뇌파 신호($d(n)$) 자체로부터 동잡음 신호($x(n)$)를 모델링하여 뇌파 신호($d(n)$)로부터 동잡음을 제거함으로써, 별도의 전극의 부착에 따른 기존 방식의 불편함을 해소할 수 있게 된다.

[0055]

본 실시예는 본 발명에 포함되는 기술적 사상의 일부를 명확하게 나타낸 것에 불과하며, 본 발명의 명세서에 포함된 기술적 사상의 범위 내에서 당업자가 용이하게 유추할 수 있는 변형 예와 구체적인 실시예는 모두 본 발명의 기술적 사상에 포함되는 것은 자명하다.

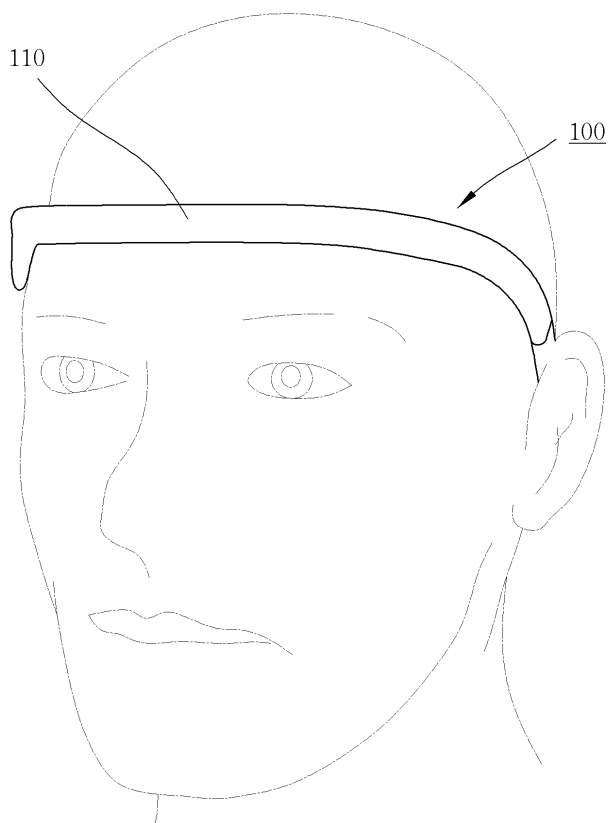
부호의 설명

[0056]

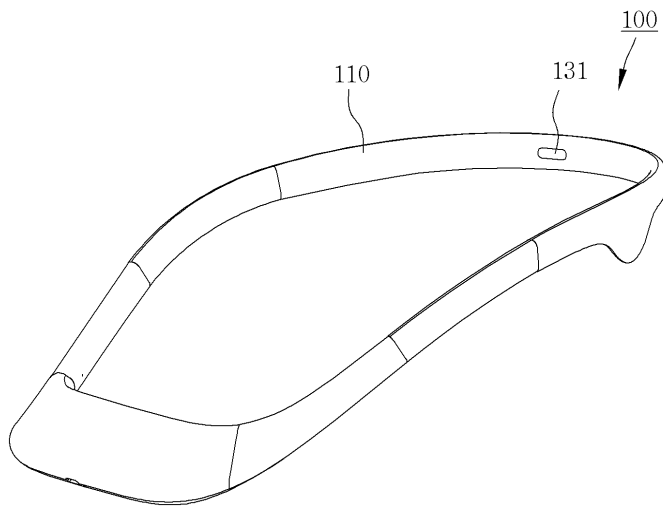
- | | | |
|-----|--------------|---------------------|
| 100 | : 뇌파 검출 디바이스 | |
| 130 | : 뇌파 검출부 | 131 : 뇌파 검출 전극 |
| 160 | : 디바이스 제어부 | 170 : 디바이스 무선 통신부 |
| 300 | : 뇌파 분석 단말기 | 310 : 단말 무선 통신부 |
| 320 | : 뇌파 전처리부 | 330 : 동잡음 제거 모듈 |
| 340 | : 동잡음 모델링부 | 341 : 제로-크로싱 구간 검출부 |
| 342 | : 동잡음 추출부 | 343 : 동잡음 스무딩부 |
| 350 | : 동잡음 제거부 | |

도면

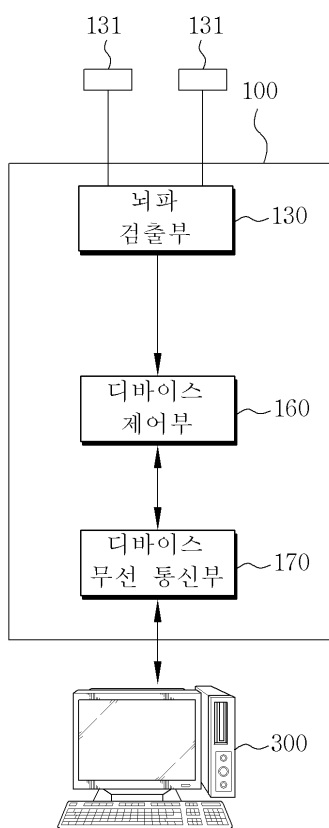
도면1



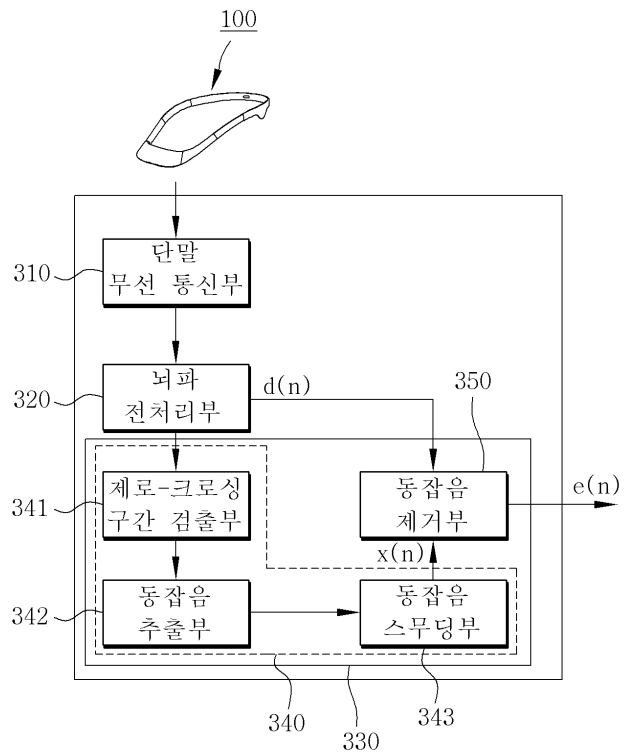
도면2



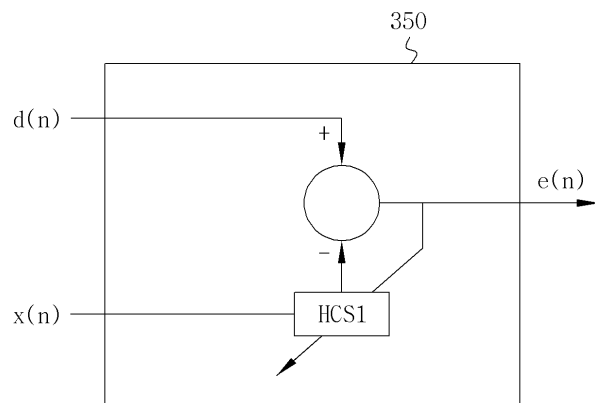
도면3



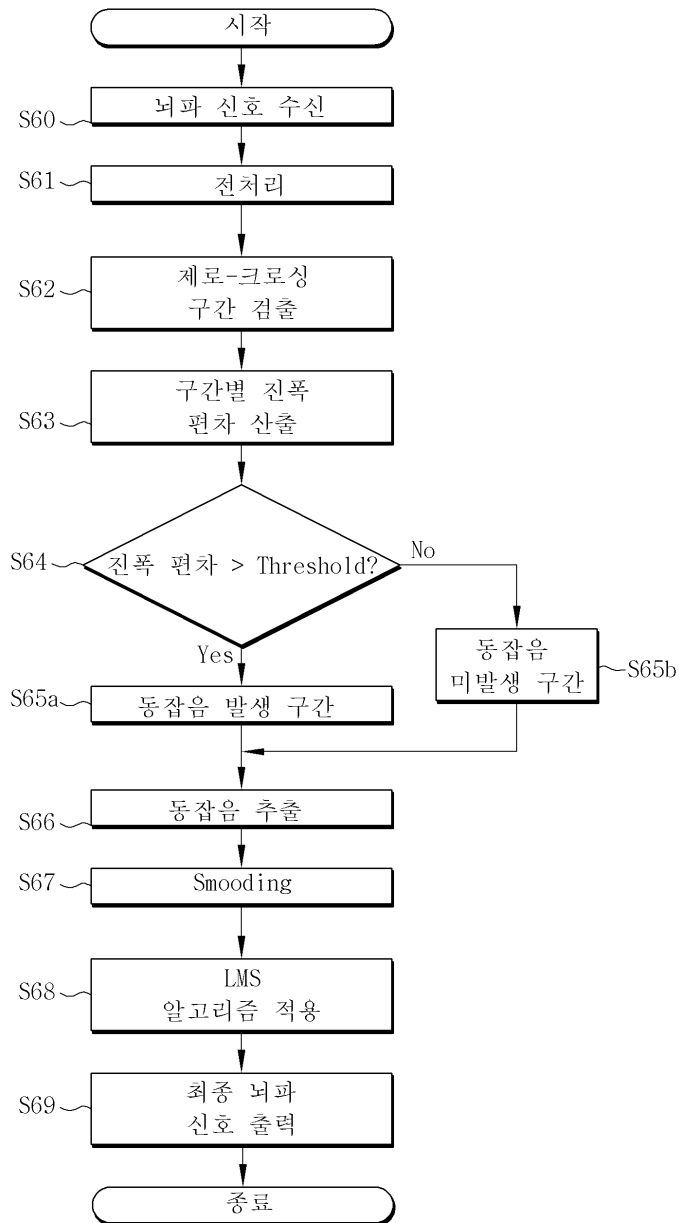
도면4



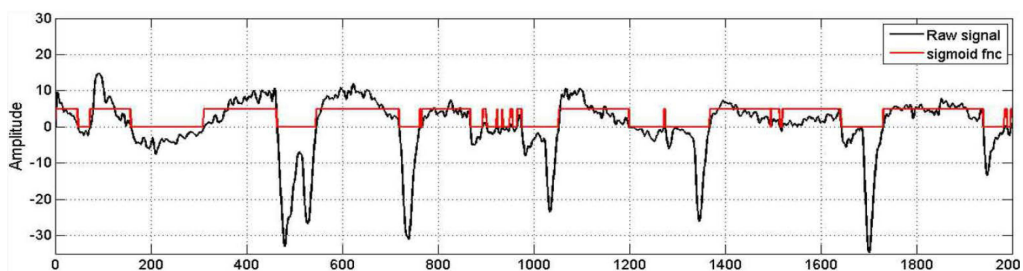
도면5



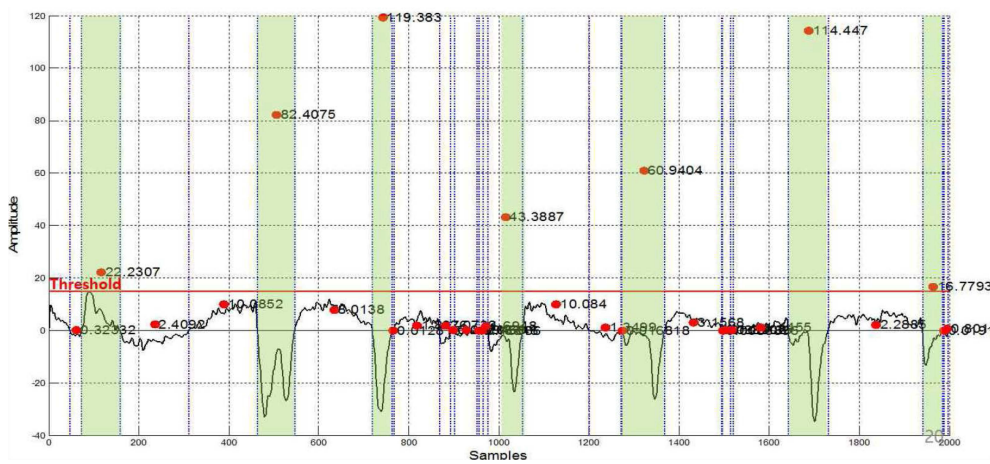
도면6



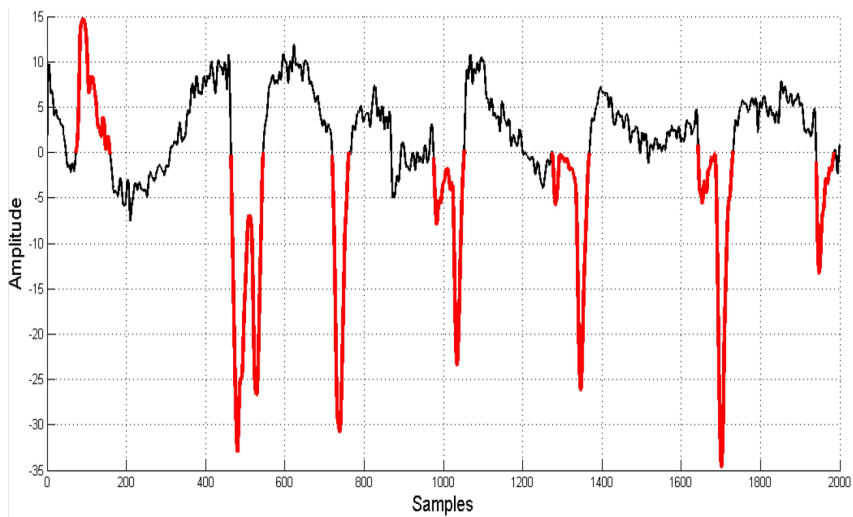
도면7



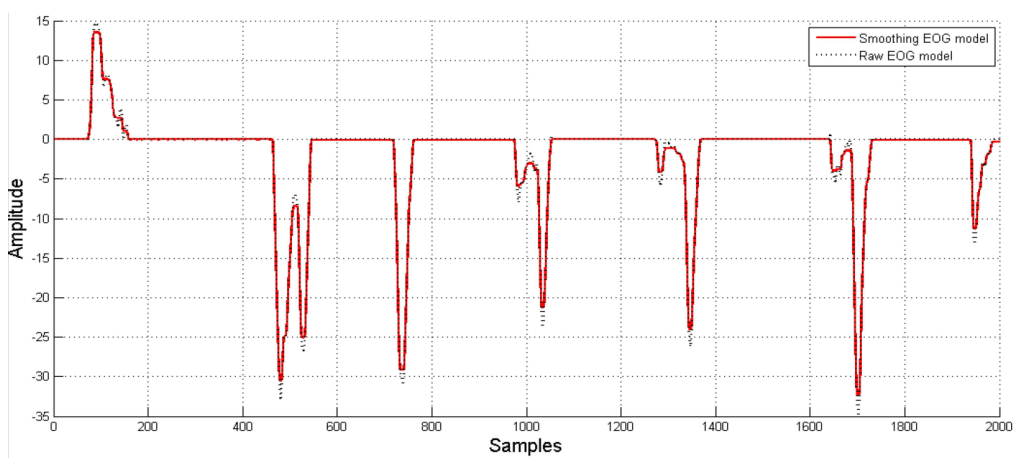
도면8



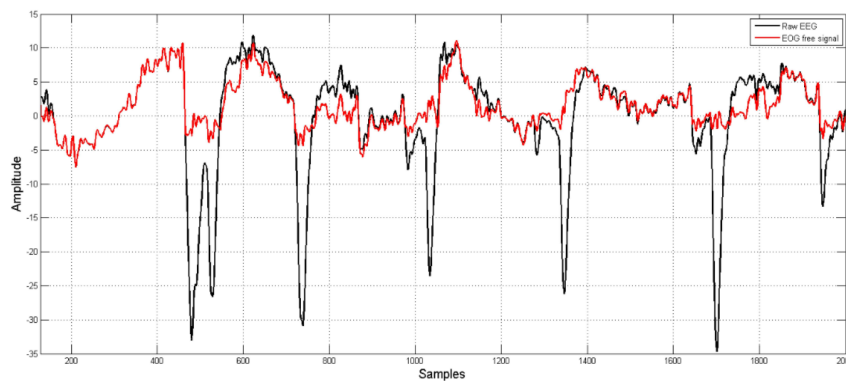
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	一种用于从EEG信号中去除运动噪声的方法		
公开(公告)号	KR101577994B1	公开(公告)日	2015-12-16
申请号	KR1020150090502	申请日	2015-06-25
申请(专利权)人(译)	声有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	声有限公司		
[标]发明人	MIN DONG BIN 민동빈 KEUM DAE SIK 금대식 KIM WON PYO 김원표 KIM SANG TAK 김상탁		
发明人	민동빈 금대식 김원표 김상탁		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于从脑波信号中去除运动伪影的运动伪影去除方法。根据本发明，运动伪影去除方法包括：步骤（a），检测脑波信号的过零部分；步骤（b）计算过零部分的幅度偏差；步骤（c）：从作为运动伪影产生部分的过零部分提取幅度偏差高于预设阈值的部分；步骤（d），基于运动伪影生成部分对运动伪影信号进行建模；以及通过将脑波信号和运动伪影信号应用于预设的伪影去除算法，从脑波信号中去除运动伪影的步骤（e）。因此，本发明能够解决由附加电极附着引起的现有方法的不便，通过对来自脑波信号的运动伪影信号进行建模而从脑波信号中去除运动伪影而无需安装额外的电极信号。用于测量脑波检测装置（100）中的运动伪影的电极。

