

	(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)	(11) 공개번호 (43) 공개일자	10-2016-0044079 2016년04월25일
(51) 국제특허분류(Int. Cl.) A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/048 (2006.01) (21) 출원번호 10-2014-0138087 (22) 출원일자 2014년10월14일 심사청구일자 2014년10월14일	(71) 출원인 고려대학교 산학협력단 서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가) (72) 발명자 김현철 서울 성북구 안암로5길 54-4, 마이바움 207호 (안암동4가) 이종환 서울 성북구 장월로1길 28, 101동 1403호 (상월곡동, 동아에코빌아파트) (74) 대리인 김등용, 김홍석, 이강녕		

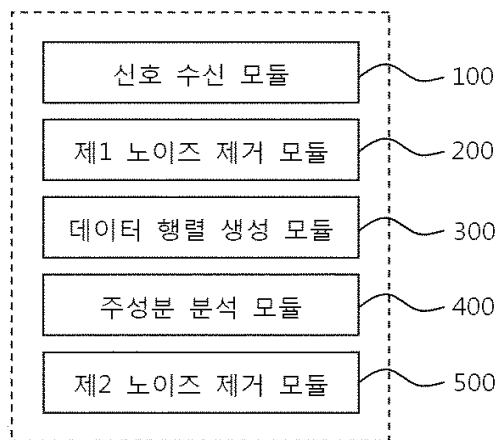
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 세그먼트 주성분 분석 기법을 이용한 뇌파 노이즈 제거 장치 및 뇌파 노이즈 제거 방법

(57) 요약

뇌파 노이즈 제거 방법이 개시된다. 상기 뇌파 노이즈 제거 방법은, 세그먼트 분리를 통하여 일차원 뇌파 신호(x)로부터 이차원 데이터 행렬(X)을 생성하는 단계, 주성분 분석 기법(Principal Component Analysis; PCA)을 이용하여 상기 이차원 데이터 행렬(X)로부터 고유벡터 행렬(E)을 생성하는 단계, 및 복수의 고유벡터들 각각의 중심 주파수와 첨도를 기초로 상기 일차원 뇌파 신호(x)에 포함된 노이즈를 제거하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업	
과제고유번호	NRF-2010-0012742
부처명	교육과학기술부
연구관리전문기관	한국연구재단
연구사업명	기초연구사업
연구과제명	실시간 자기 공명 영상 기반의 신경 귀환 방법과 3차원 독립 벡터 분석의 융합을 통한 뇌
기능 자가 조절	
기 여 율	1/2
주관기관	고려대학교 산학협력단
연구기간	2010.05.01 ~ 2013.04.30이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호	NRF-2013S1A2A2035364
부처명	교육부
연구관리전문기관	한국연구재단
연구사업명	글로벌연구네트워크
연구과제명	실시간 다중뇌기능영상기반 신경귀환방법을 통한 스트레스 반응조절
기 여 율	1/2
주관기관	고려대학교 산학협력단
연구기간	2013.09.01 ~ 2016.08.31

명세서

청구범위

청구항 1

세그먼트 분리를 통하여 일차원 뇌파 신호(x)로부터 이차원 데이터 행렬(X)을 생성하는 단계;

주성분 분석 기법(Principal Component Analysis; PCA)을 이용하여 상기 이차원 데이터 행렬(X)로부터 고유벡터 행렬(E)을 생성하는 단계; 및

복수의 고유벡터들 각각의 중심 주파수와 첨도를 기초로 상기 일차원 뇌파 신호(x)에 포함된 노이즈를 제거하는 단계를 포함하는 뇌파 노이즈 제거 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 일차원 뇌파 신호(x)는 동시 EEG(electroencephalography)-fMRI(functional magnetic resonance imaging) 측정 기법을 통하여 측정된, 뇌파 노이즈 제거 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 노이즈는 헬륨 펌프 노이즈(helium pump noise) 또는 극저온 펌프 노이즈(cryogenic pump noise)인, 뇌파 노이즈 제거 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 이차원 데이터 행렬(X)을 생성하는 단계는,

상기 일차원 뇌파 신호(x)를 복수의 세그먼트들로 분할하는 단계; 및

상기 복수의 세그먼트들 각각에 포함된 데이터를 열(column)의 성분으로 하는 상기 이차원 데이터 행렬을 생성하는 단계를 포함하는, 뇌파 노이즈 제거 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 고유벡터 행렬을 생성하는 단계는 상기 이차원 데이터 행렬의 공분산 행렬(covariance matrix)을 생성하는 단계를 포함하고,

상기 공분산 행렬은 상기 주성분 분석 기법의 입력 데이터로 이용되는,

뇌파 노이즈 제거 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 노이즈를 제거하는 단계는,

상기 복수의 고유벡터들 중 제1 임계치보다 크거나 같은 중심 주파수 및 제2 임계치보다 작거나 같은 첨도를 갖는 고유벡터를 상기 노이즈와 연관된 성분으로 결정하는,

뇌파 노이즈 제거 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 뇌파 노이즈 제거 방법은, 상기 고유벡터 행렬(E)을 생성하는 단계 이후에, 상기 고유벡터 행렬(E)에 포함된 복수의 고유벡터들 중 다중 피크를 갖는 고유벡터를 적어도 2 개의 고유 벡터로 분리하는 단계를 더 포함하는, 뇌파 노이즈 제거 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 다중 피크를 갖는 고유벡터는, 주파수 도메인에서 최대 진폭과 비교하여 미리 정해진 비율 이상의 진폭을 갖는 다른 피크를 포함하는 고유벡터인, 뇌파 노이즈 제거 방법.

청구항 9

세그먼트 분리를 통하여 일차원 뇌파 신호(x)로부터 이차원 데이터 행렬(X)을 생성하는 데이터 행렬 생성 모듈; 주성분 분석 기법(PCA)을 이용하여 상기 이차원 데이터 행렬(X)로부터 고유벡터 행렬(E)을 생성하는 주성분 분석 모듈; 및

복수의 고유벡터들 각각의 중심 주파수와 첨도를 기초로 상기 일차원 뇌파 신호(x)에 포함된 노이즈를 제거하는 노이즈 제거 모듈을 포함하는 뇌파 노이즈 제거 장치.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명의 개념에 따른 실시 예는 뇌파 노이즈 제거 장치 및 뇌파 노이즈 제거 방법에 관한 것으로, 특히 주성분 분석 기법(Principal Component Analysis; PCA)을 이용하여 뇌파 신호에 포함된 노이즈를 제거할 수 있는 뇌파 노이즈 제거 장치 및 뇌파 노이즈 제거 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 비침습적(non-invasive)으로 뇌신호를 측정할 수 있는 장비로서, fMRI(functional magnetic resonance imaging) 장치, EEG(electroencephalography) 장치, MEG(magnetoencephalography; 뇌자도) 장치, PET(positron emission tomography; 양전자 단층촬영) 장치, fNIRS(functional Near-Infrared spectroscopy; 근적외선 분광학) 장치 등과 같은 측정 장비들이 있다.
- [0003] 그러나 각 장비들은 공간적/시간적 분해능에서 장단점을 가지고 있다. 예컨대, fMRI 장치의 경우 공간적 분해능이 우수하지만, 시간적 분해능이 타 장치에 비해 낮다. 반면에, EEG 장치의 경우, 공간적 분해능은 타 장치에 비해 낮은 편이나, 시간적 분해능이 우수한 특징을 갖고 있다. 따라서, 최근에는 각 장치의 분해능을 보완하기 위한 방법으로 동시 fMRI-EEG 측정 방법 또는 동시 fNIRS-EEG 측정 방법과 같은 다방법 복합형(multimodality)을 이용한 뇌신호 측정 방법이 널리 사용되고 있다.
- [0004] EEG(electroencephalography; 뇌파) 신호와 fMRI(functional magnetic resonance imaging; 기능 자기 공명 영상) 신호를 동시 측정함에 있어 EEG 신호에 발생하는 여러 잡음 중 헬륨 펌프(helium pump) 잡음 또는 극저온 펌프(cryogenic pump) 잡음을 제거하기 위해 일반적으로 독립 성분 분석 기법(Independent Component Analysis; ICA)이 있다.
- [0005] 독립 성분 분석 기법은 전체 채널의 EEG 신호들을 사용하여 헬륨 펌프 잡음과 관련된 독립 성분을 추출하고 이를 제거한다. 하지만, 추출된 독립 성분들은 전체 채널 신호로부터 추정된 성분들이기 때문에 주파수 축에서 혼합된 성분들을 갖게 된다. 따라서, 독립 성분 분석 기법을 이용하여 효과적으로 헬륨 펌프 잡음을 제거하기는 어렵다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 본 발명이 이루고자 하는 기술적인 과제는 주성분 분석 기법을 이용하여 뇌파 신호에 포함된 노이즈를 제거할

수 있는 뇌파 노이즈 제거 장치 및 뇌파 노이즈 제거 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명의 실시 예에 따른 뇌파 노이즈 제거 방법은, 세그먼트 분리를 통하여 일차원 뇌파 신호(x)로부터 이차원 데이터 행렬(X)을 생성하는 단계, 주성분 분석 기법(Principal Component Analysis; PCA)을 이용하여 상기 이차원 데이터 행렬(X)로부터 고유벡터 행렬(E)을 생성하는 단계, 및 복수의 고유벡터들 각각의 중심 주파수와 첨도를 기초로 상기 일차원 뇌파 신호(x)에 포함된 노이즈를 제거하는 단계를 포함한다.

[0008] 또한, 본 발명의 실시 예에 따른 뇌파 노이즈 제거 장치는, 세그먼트 분리를 통하여 일차원 뇌파 신호(x)로부터 이차원 데이터 행렬(X)을 생성하는 데이터 행렬 생성 모듈, 주성분 분석 기법(PCA)을 이용하여 상기 이차원 데이터 행렬(X)로부터 고유벡터 행렬(E)을 생성하는 주성분 분석 모듈, 및 복수의 고유벡터들 각각의 중심 주파수와 첨도를 기초로 상기 일차원 뇌파 신호(x)에 포함된 노이즈를 제거하는 노이즈 제거 모듈을 포함한다.

발명의 효과

[0009] 본 발명의 실시 예에 따른 뇌파 노이즈 제거 장치 및 뇌파 노이즈 제거 방법에 의할 경우, 각 채널별 뇌파 신호에 상이하게 발생하는 노이즈, 특히 헬륨 펌프 노이즈나 극저온 펌프 노이즈를 효과적으로 제거할 수 있는 효과가 있다.

[0010] 또한, 상기 뇌파 노이즈 제거 장치 및 뇌파 노이즈 제거 방법에 의할 경우, 의미있는 뇌파 신호의 손실을 최소화하면서 노이즈를 제거할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0011] 본 발명의 상세한 설명에서 인용되는 도면을 보다 충분히 이해하기 위하여 각 도면의 상세한 설명이 제공된다.

도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 뇌파 노이즈 제거 장치를 도시한다.

도 2는 도 1에 도시된 데이터 행렬 생성 모듈(300)에 의해 2차원 데이터 행렬을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 도 1에 도시된 제2 노이즈 제거 모듈의 일 실시예를 도시한다.

도 4는 도 1에 도시된 데이터 행렬 생성 모듈에 의해 생성된 고유벡터들과 도 3에 도시된 푸리에 변환부에 의해 분석된 고유벡터들 각각의 중심 주파수를 도시하고 있다.

도 5는 도 1에 도시된 제2 노이즈 제거 모듈의 다른 실시예를 도시한다.

도 6은 도 5에 도시된 재귀 분석부(540)에 의해 결정된 다중 피크를 갖는 고유벡터와 분리된 2 개의 고유벡터를 도시하고 있다.

도 7은 도 1에 도시된 뇌파 노이즈 제거 장치를 이용한 뇌파 노이즈 제거 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 본 명세서에 개시되어 있는 본 발명의 개념에 따른 실시 예들에 대해서 특정한 구조적 또는 기능적 설명은 단지 본 발명의 개념에 따른 실시 예들을 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로서, 본 발명의 개념에 따른 실시 예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본 명세서에 설명된 실시 예들에 한정되지 않는다.

[0013] 본 발명의 개념에 따른 실시 예들은 다양한 변경들을 가할 수 있고 여러 가지 형태들을 가질 수 있으므로 실시 예들을 도면에 예시하고 본 명세서에서 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시 예들을 특정한 개시 형태들에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.

[0014] 제1 또는 제2 등의 용어는 다양한 구성 요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성 요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하는 목적으로만, 예컨대 본 발명의 개념에 따른 권리 범위로부터 벗어나지 않은 채, 제1 구성 요소는 제2 구성 요소로 명명될 수 있고 유사하게 제2 구성 요소는 제1 구성 요소로도 명명될 수 있다.

[0015] 어떤 구성 요소가 다른 구성 요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성 요소

에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성 요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성 요소가 다른 구성 요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는 중간에 다른 구성 요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다. 구성 요소들 간의 관계를 설명하는 다른 표현들, 즉 "~사이에"와 "바로 ~사이에" 또는 "~에 이웃하는"과 "~에 직접 이웃하는" 등도 마찬가지로 해석되어야 한다.

[0016] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로서, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 본 명세서에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0017] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0018] 이하, 본 명세서에 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 실시 예들을 상세히 설명한다.

[0019] 도 1은 본 발명의 실시 예에 따른 뇌파 노이즈 제거 장치를 도시한다.

[0020] 도 1을 참조하면, 뇌파 노이즈 제거 장치(10)는 신호 수신 모듈(100), 데이터 행렬 생성 모듈(300), 주성분 분석 모듈(400), 제2 노이즈 제거 모듈(500)을 포함한다. 실시 예에 따라, 뇌파 노이즈 제거 장치(10)는 제1 노이즈 제거 모듈(200)을 더 포함할 수도 있다. 뇌파 노이즈 제거 장치(10)는 뇌파를 측정할 수 있는 뇌파 측정 장치로부터 뇌파 신호를 수신하고, 수신된 뇌파 신호에 포함된 노이즈를 제거할 수 있다. 실시 예에 따라, 뇌파 노이즈 제거 장치(10)는 상기 뇌파 측정 장치의 일부 구성으로 구현될 수도 있다.

[0021] 신호 수신 모듈(100)은 뇌파 신호를 측정할 수 있는 뇌파 측정 장치로부터 뇌파 신호를 수신할 수 있다. 상기 뇌파 신호는 복수의 채널별로 측정된 복수의 뇌파 신호이거나, 하나의 채널에서 측정된 하나의 뇌파 신호일 수도 있다. 또한, 상기 뇌파 신호는 제1 노이즈가 제거된 신호이거나 상기 제1 노이즈가 제거되지 않은 신호일 수도 있다.

[0022] 제1 노이즈 제거 모듈(200)은 신호 수신 모듈(100)에 의해 수신된 뇌파 신호에 포함된 제1 노이즈를 제거할 수 있다. 이때, 상기 제1 노이즈는 MR(Magnetic resonance) 그레디언트(gradient) 노이즈, 심전도(electrocardiography) 노이즈, 심탄도(ballistocardiogram) 노이즈 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 제1 노이즈 제거 모듈(200)은 평균 잡음 감산(Average Artifact Subtraction, AAS) 기법 등과 같이 기존에 널리 알려진 기법을 사용하여 상기 제1 노이즈를 제거할 수 있으므로 이에 대한 상세한 설명은 생략하기로 한다.

[0023] 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 신호 수신 모듈(100)에 의해 수신된 뇌파 신호 또는 제1 노이즈 제거 모듈(200)에 의해 제1 노이즈가 제거된 뇌파 신호로부터 이차원 데이터 데이터 행렬(X)을 생성할 수 있다. 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 한 채널을 통하여 측정된 일차원 뇌파 신호를 이용하여 이차원 데이터 행렬(X)을 생성할 수 있다.

[0024] 주성분 분석 모듈(400)은 주성분 분석 기법(Principal Component Analysis; PCA)을 이용하여 이차원 데이터 행렬(X)로부터 고유벡터(eigenvector; E)를 생성할 수 있다.

[0025] 구체적으로 주성분 분석 모듈(400)은 이차원 데이터 행렬(X)의 공분산 행렬(covariance matrix)을 생성하고, 생성된 공분산 행렬($Cov(X)$)을 입력 데이터로 하여 아래의 수학식 1과 같이 고유값(eigenvalue; D) 및/또는 고유벡터 행렬(E)을 추정, 추출 또는 생성할 수 있다.

수학식 1

$$Cov(X) = E(XX^T) = EDE^T$$

[0026]

[0027]

제2 노이즈 제거 모듈(500)은 뇌파 신호에 포함된 제2 노이즈를 제거할 수 있다. 상기 제2 노이즈는 헬륨 펌프(helium pump) 노이즈 또는 극저온 펌프(cryogenic pump) 노이즈일 수 있다.

[0028]

동시 EEG-fMRI 계측 방법을 통하여 측정된 뇌파(EEG) 신호는 MRI 장비에서 작동하는 헬륨 펌프 또는 극저온 펌프에 의한 노이즈 신호를 포함하고 있다. MRI 장비에서 헬륨은 자석을 극저온으로 냉각시켜 초전도 성질을 유지시켜주는 역할을 수행하며, MRI 장비에서 초전도 자석을 사용할 수 있도록 도와준다. 이러한 헬륨은 MRI 장비에 내재되어 있으며, 일정한 온도 및 습도를 유지하기 위해 헬륨 펌프 또는 극저온 펌프가 지속적으로 작동될 것이 요구된다. 이렇게 지속적으로 작동하는 헬륨 펌프 또는 극저온 펌프는 동시 EEG-fMRI 계측 시 획득된 뇌파(EEG) 신호에 많은 영향을 주며, 특히 30 Hz 이상의 고주파수를 연구하는데 큰 장애 요인이 되기때문데, 뇌파 신호의 손실 없이 효과적으로 제거하는 방법이 필요하다.

[0029]

제2 노이즈 제거 모듈(500)의 구체적인 기능 및 동작에 관하여는 도 3과 도 4를 통하여 자세히 설명하기로 한다.

[0030]

본 명세서에서 도 1에 도시된 뇌파 노이즈 제거 장치(10)의 구성들 각각은 기능 및 논리적으로 분리될 수 있음으로 나타내는 것이며, 반드시 각각의 구성이 별도의 물리적 장치로 구분되거나 별도의 코드로 작성됨을 의미하는 것이 아님을 본 발명의 기술분야의 평균적 전문가가 용이하게 추론할 수 있을 것이다.

[0031]

또한, 본 명세서에서 모듈이라 함은, 본 발명의 기술적 사상을 수행하기 위한 하드웨어 및 상기 하드웨어를 구동하기 위한 소프트웨어의 기능적, 구조적 결합을 의미할 수 있다. 예컨대, 상기 모듈은 소정의 코드와 상기 소정의 코드가 수행되기 위한 하드웨어 리소스의 논리적인 단위를 의미할 수 있으며, 반드시 물리적으로 연결된 코드를 의미하거나, 한 종류의 하드웨어를 의미하는 것이 아니다.

[0032]

도 2는 도 1에 도시된 데이터 행렬 생성 모듈(300)에 의해 2차원 데이터 행렬을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0033]

도 1과 도 2를 참조하면, 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 일차원 뇌파 신호(x)를 복수의 세그먼트(segment)로 분리한 후, 각각의 세그먼트에 포함된 데이터를 열(column)의 성분으로 하는 이차원 데이터 행렬(X)을 생성할 수 있다.

[0034]

구체적으로, 일차원 뇌파 신호(x)의 크기가 $1 \times N$ (N은 1이상의 자연수) 이고, 상기 세그먼트의 크기가 M(M은 1보다 크고 N보다 작은 자연수)일 때, 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 일차원 뇌파 신호(x)의 제1 데이터 포인트부터 일 데이터 포인트씩 상기 세그먼트를 이동시키면서 (N-M+1) 개의 세그먼트를 생성할 수 있다. 따라서, 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 상기 (N-M+1) 개의 세그먼트들 각각에 포함된 데이터를 성분으로 하는 $M \times (N-M+1)$ 의 이차원 데이터 행렬(X)을 생성할 수 있다. 즉, 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 시계방향으로 90도 회전된 세그먼트를 각 열의 성분으로 갖는 이차원 데이터 행렬(X)을 생성하거나, 반시계방향으로 90도 회전된 세그먼트를 각 열의 성분으로 갖는 이차원 데이터 행렬(X)을 생성할 수 있다.

[0035]

도 3은 도 1에 도시된 제2 노이즈 제거 모듈의 일 실시예를 도시한다.

[0036]

도 1과 도 3을 참조하면, 제2 노이즈 제거 모듈(500-1)은 푸리에 변환부(510), 첨도 분석부(530) 및 제2 노이즈 제거부(550)를 포함한다.

[0037]

푸리에 변환부(510)는 데이터 행렬 생성 모듈(300)에 의해 추정된 고유벡터 행렬(E)에 포함된 고유벡터들의 중심 주파수(f_c)를 추출할 수 있다. 구체적으로 푸리에 변환부(510)는 고유벡터 행렬(E)에 포함된 각각의 고유벡터들(e_i , $i=1, \dots, M$)을 푸리에 변환(Fourier Transformation; FT) 또는 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform; FFT)함으로써, 고유벡터들(e_i) 각각의 중심 주파수(f_c)를 판단할 수 있다.

[0038]

첨도 분석부(530)는 고유벡터들(e_i) 각각에 대한 첨도(kurtosis) 또는 정규화된 첨도(normalized kurtosis)를 추출하거나 계산할 수 있다. 구체적으로 첨도 분석부(530)는 아래의 수학식 2를 이용하여, 각각의 고유벡터들

(e_i) 각각과 대응하는 복수의 2차원 데이터 행렬(X_i ; $i=1, \dots, M$)로 복원한다. 또한, 침도 분석부(530)는 복수의 2차원 데이터 행렬(X_i) 각각을 1차원 데이터로 재건하고, 각각의 고유벡터들(e_i)의 침도를 추출할 수 있다. 이때 침도가 0인 경우를 가우시안(Gaussian) 분포로 간주할 수 있다.

수학식 2

$$X_i = e_i(e_i^T e_i)^{-1} e_i^T X = e_i e_i^T X$$

[0039]

[0040]

제2 노이즈 제거부(550)는 뇌파 신호(X)에 포함된 제2 노이즈, 예컨대 헬름 펌프 노이즈 또는 극저온 펌프 노이즈를 제거할 수 있다. 즉, 제2 노이즈 제거부(550)는 침도와 중심 주파수(f_c) 중 적어도 하나 이상의 정보를 기초로 상기 제2 노이즈를 제거할 수 있다.

[0041]

구체적으로, 침도를 기준으로 상기 제2 노이즈를 제거할 경우, 복수의 2차원 데이터 행렬(X_i) 중 제1 임계치보다 이하이거나 미만되는 침도를 가진 2차원 데이터 행렬에 대응하는 고유벡터를 상기 제2 노이즈를 구성하는 성분으로 판단할 수 있다. 예컨대, 상기 제1 임계치는 -0.5일 수 있으며, 상기 제1 임계치 이하이거나 미만되는 침도의 분포를 완침(sub-gaussian) 분포라 할 수 있다.

[0042]

중심 주파수(f_c)를 기준으로 상기 제2 노이즈를 제거할 경우, 고유 벡터들 중에서 제2 임계치 이상이거나 초과되는 중심 주파수를 갖는 고유벡터를 상기 제2 노이즈를 구성하는 성분으로 판단할 수 있다.

[0043]

결국, 제2 노이즈 제거부(550)는 아래의 수학식 3과 같이, 기준 조건을 만족하는 고유벡터들의 2차원 데이터 행

렬을 원신호(X)로부터 감산함으로써 상기 제2 노이즈가 제거된 뇌파 신호($\hat{X}$)를 생성할 수 있다. 따라서, 제2

노이즈 제거부(550)는 상기 제2 노이즈가 제거된 뇌파 신호($\hat{X}$)를 일차원 신호로 복원함으로써, 상기 제2 노이즈가 제거된 일차원 뇌파 신호를 생성할 수 있다. 이때, 일차원 뇌파 신호로 복원하는 과정은 이차원 데이터 행렬을 생성하는 과정의 역순이기 때문에 자세한 설명은 생략하기로 한다.

수학식 3

$$\hat{X} = X - \sum_{e_r \in S_R} e_r e_r^T X^{(r)}$$

[0044]

[0045]

실시 예에 따라, 제2 노이즈 제거부(550)는 상기 제2 노이즈를 제거할 수 있는 지표를 소정의 출력 장치를 통하여 사용자에게 제공할 수 있다. 또한, 제2 노이즈 제거부(550)는 상기 사용자의 입력에 응답하여 뇌파 신호(X)로부터 상기 제2 노이즈를 제거할 수도 있다.

[0046]

도 4는 도 1에 도시된 데이터 행렬 생성 모듈에 의해 생성된 고유벡터들과 도 3에 도시된 푸리에 변환부에 의해 분석된 고유벡터들 각각의 중심 주파수를 도시하고 있다.

[0047]

도 1, 도 3 및 도 4를 참조하면, 세그먼트의 크기(M)가 220일 때, 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 220 개의 고유벡터들(e_i , $i=1, \dots, M$)을 생성할 수 있다. 또한, 푸리에 변환부(510)에 의해 예시적으로 분석된 고유벡터들(e_i) 각각의 중심 주파수(f_c)가 도 4에 도시되어 있다. 즉, 제1 고유벡터(e_1)의 중심 주파수는 8.16 Hz이고, 제2 고유벡터(e_2)의 중심 주파수는 15.47 Hz이고, 제219 고유벡터(e_{219})의 중심 주파수는 42.97 Hz이고, 제220 고유벡터(e_{220})는 45.33 Hz와 11.17 Hz임을 알 수 있다.

[0048]

도 5는 도 1에 도시된 제2 노이즈 제거 모듈의 다른 실시예를 도시한다.

- [0049] 도 1과 도 5를 참조하면, 제2 노이즈 제거 모듈(500-2)은 푸리에 변환부(510), 첨도 분석부(530), 재귀 분석부(540) 및 제2 노이즈 제거부(550)를 포함한다.
- [0050] 제2 노이즈 제거 모듈(500-2)의 기능 및 구조를 설명함에 있어서, 도 3을 통하여 기술된 제2 노이즈 제거 모듈(500-1)의 기능 및 구조와 동일한 부분에 관하여는 그 그체적인 기술을 생략하기로 한다.
- [0051] 재귀 분석부(540)는 다중 피크(multiple peaks)를 갖는 고유벡터를 단일 피크(single peak)를 갖는 고유벡터로 분리할 수 있다. 여기서, 다중 피크를 갖는 고유벡터라 함은 주파수 도메인(frequency domain)에서 최대 진폭 대비 제3 임계치 이상이거나 초과하는 진폭을 갖는 다른 피크를 포함하는 고유벡터를 의미한다. 상기 제3 임계치는 1% 일 수 있다. 즉, 상기 최대 진폭의 1% 이상이거나 초과하는 진폭을 갖는 고유벡터를 다중 피크를 갖는 고유벡터라 할 수 있다.
- [0052] 구체적으로 재귀 분석부(540)는 다중 피크를 갖는 고유벡터에 대응하는 이차원 데이터 행렬(X_i)로부터 적어도 2개의 고유벡터를 생성할 수 있다. 상기 적어도 2개의 고유벡터를 생성하는 과정은 도 1에 도시된 주성분 분석 모듈(400)에 의해 수행되는 과정과 동일할 수 있으므로 자세한 설명은 생략하기로 한다. 다만, 이때, 세그먼트의 크기(M)는 생성되는 고유벡터의 갯수와 같을 수 있다. 즉, 2중 피크를 갖는 고유벡터를 2개의 고유벡터로 분리하고자 하는 경우 상기 세그먼트의 크기(M)은 2일 수 있고, 3중 피크를 갖는 고유벡터를 3개의 고유벡터로 분리하고자 하는 경우 상기 세그먼트의 크기(M)은 3일 수 있다.
- [0053] 푸리에 변환부(510)는 재귀 분석부(540)에 의하여 추가적으로 생성된 고유벡터의 중심 주파수(f_c)를 추출할 수 있다. 그러나, 본발명의 권리범위가 이에 제한되는 것은 아니다. 즉, 상기 추가적으로 생성된 고유벡터의 중심 주파수에 관한 정보는 이미 알려진 상태이므로, 추가적인 주파수 분석 과정은 생략될 수도 있다.
- [0054] 첨도 분석부(530)는 주성분 분석 모듈(400)의 의해 생성된 고유벡터들(e_i) 각각과 재귀 분석부(540)에 의해 추가적으로 생성된 고유벡터들 각각에 대한 첨도 또는 정규화된 첨도를 추출하거나 계산할 수 있다.
- [0055] 제2 노이즈 제거부(550)는 뇌파 신호(X)에 포함된 제2 노이즈, 예컨대 헬프 펄스 노이즈 또는 극저온 펄스 노이즈를 제거할 수 있다. 즉, 제2 노이즈 제거부(550)는 다중 피크 여부, 첨도 및 중심 주파수 중 적어도 하나 이상의 정보를 기초로 상기 제2 노이즈를 제거할 수 있다. 즉, 제2 노이즈 제거부(550)는 단일 피크를 갖는 고유벡터들 중 첨도 조건과 중심 주파수 조건을 만족하는 고유벡터들을 상기 제2 노이즈를 구성하는 성분으로 판단할 수 있다.
- [0056] 도 6은 도 5에 도시된 재귀 분석부(540)에 의해 결정된 다중 피크를 갖는 고유벡터와 분리된 2개의 고유벡터를 도시하고 있다.
- [0057] 도 5와 도 6을 참조하면, 제220 고유벡터(e_{220})는 다중 피크를 갖고 있음을 알 수 있다. 또한, 제220 고유벡터(e_{220})는 재귀 분석부(540)에 의해 중심 주파수가 45.33 Hz이고 첨도가 -1.47인 제220-1 고유벡터(e_{220-1})와 중심 주파수가 11.17이고 첨도가 6.17인 제220-2 고유벡터(e_{220-2})로 분리될 수 있다.
- [0058] 도 7은 도 1에 도시된 뇌파 노이즈 제거 장치를 이용한 뇌파 노이즈 제거 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0059] 도 1과 도 7을 참조하면, 뇌파 노이즈 제거 장치(10)의 신호 수신 모듈(100)이 뇌파 신호를 측정할 수 있는 뇌파 측정 장치로부터 뇌파 신호를 수신한다(S1100). 상기 뇌파 신호는 복수의 채널별로 측정된 복수의 뇌파 신호이거나, 하나의 채널에서 측정된 하나의 뇌파 신호일 수도 있다. 또한, 상기 뇌파 신호는 제1 노이즈가 제거된 신호이거나 상기 제1 노이즈가 제거되지 않은 신호일 수 있다.
- [0060] 이후 단계 S1200에서, 뇌파 노이즈 제거 장치(10)의 제1 노이즈 제거 모듈(200)은 신호 수신 모듈(100)에 의해 수신된 뇌파 신호에 포함된 제1 노이즈를 제거할 수 있다. 이때, 상기 제1 노이즈는 MR 그레디언트 노이즈, 심전도 노이즈, 심탄도 노이즈 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0061] 단계 S1300에서, 뇌파 노이즈 제거 장치(10)의 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 신호 수신 모듈(100)에 의해 수신된 뇌파 신호 또는 제1 노이즈 제거 모듈(200)에 의해 제1 노이즈가 제거된 뇌파 신호로부터 이차원 데이터 행렬(X)을 생성할 수 있다. 이때, 데이터 행렬 생성 모듈(300)은 한 채널을 통하여 측정된 1차원 뇌파 신호를 이용하여 이차원 데이터 행렬(X)을 생성한다.
- [0062] 단계 S1400에서, 뇌파 노이즈 제거 장치(10)의 주성분 분석 모듈(400)은 주성분 분석 기법(PCA)을 이용하여 이

차원 데이터 행렬(X)로부터 고유값(D) 및/또는 고유벡터 행렬(E)을 생성할 수 있다.

[0063] 단계 S1500에서, 노파 노이즈 제거 장치(10)의 제2 노이즈 제거 모듈(500)은 노파 신호에 포함된 제2 노이즈를 제거할 수 있다. 이때, 상기 제2 노이즈는 헬름 펌프 노이즈 또는 극저온 펌프 노이즈일 수 있다. 제2 노이즈 제거 모듈(500)에 의한 제2 노이즈 제거 단계의 구체적인 동작은 도 3과 도 5를 통하여 상세하게 설명되었으므로, 이에 대한 자세한 설명은 생략하기로 한다.

[0064] 본 발명은 도면에 도시된 실시 예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 등록청구범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

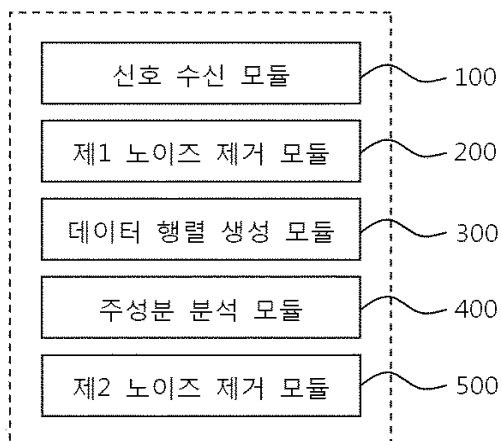
부호의 설명

[0065]

- 10 : 노파 노이즈 제거 장치
- 100 : 신호 수신 모듈
- 200 : 제1 노이즈 제거 모듈
- 300 : 데이터 행렬 생성 모듈
- 400 : 주성분 분석 모듈
- 500, 500-1, 500-2 : 제2 노이즈 제거 모듈
- 510 : 푸리에 변환부
- 530 : 첨도 분석부
- 540 : 재귀 분석부
- 550 : 제2 노이즈 제거부

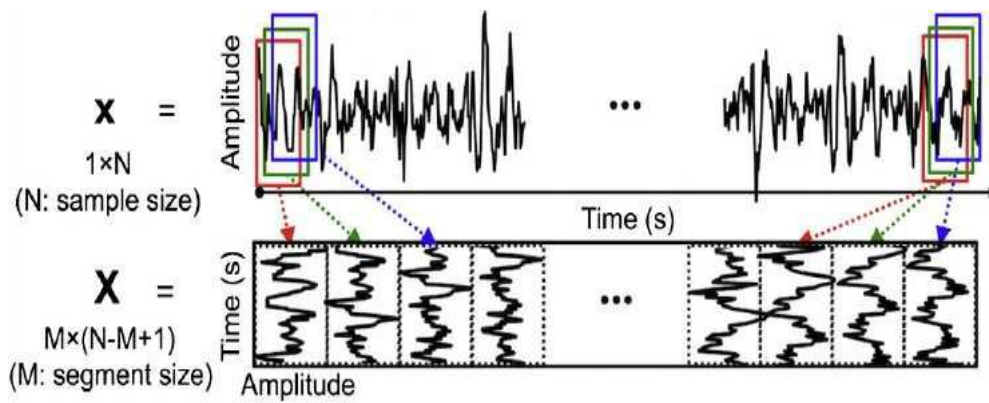
도면

도면1

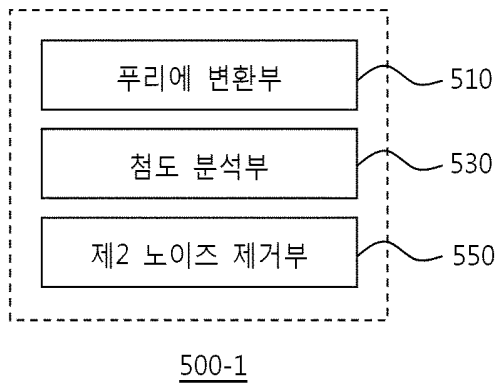


10

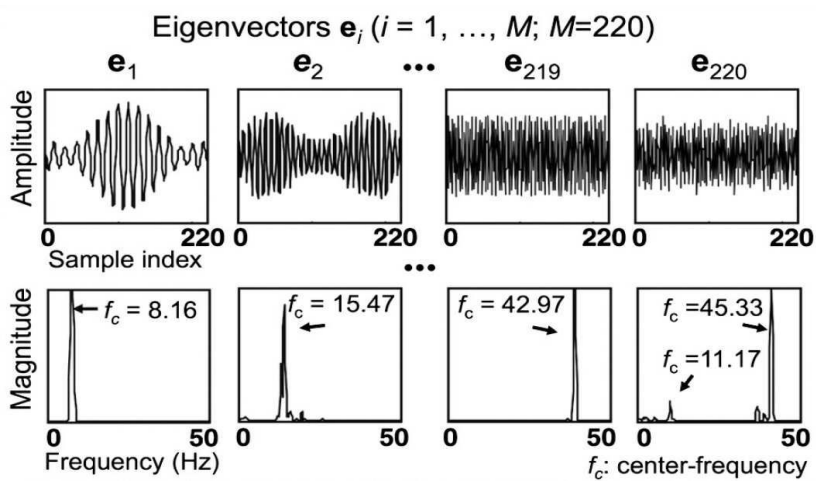
도면2



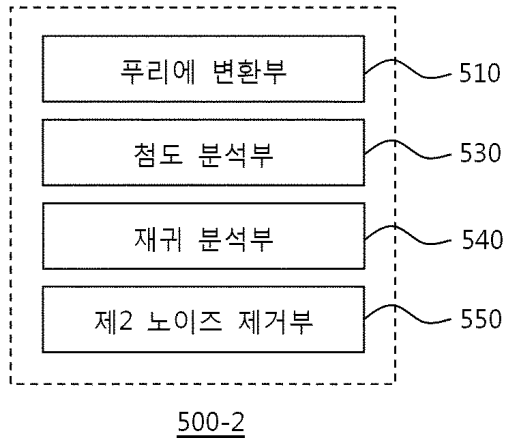
도면3



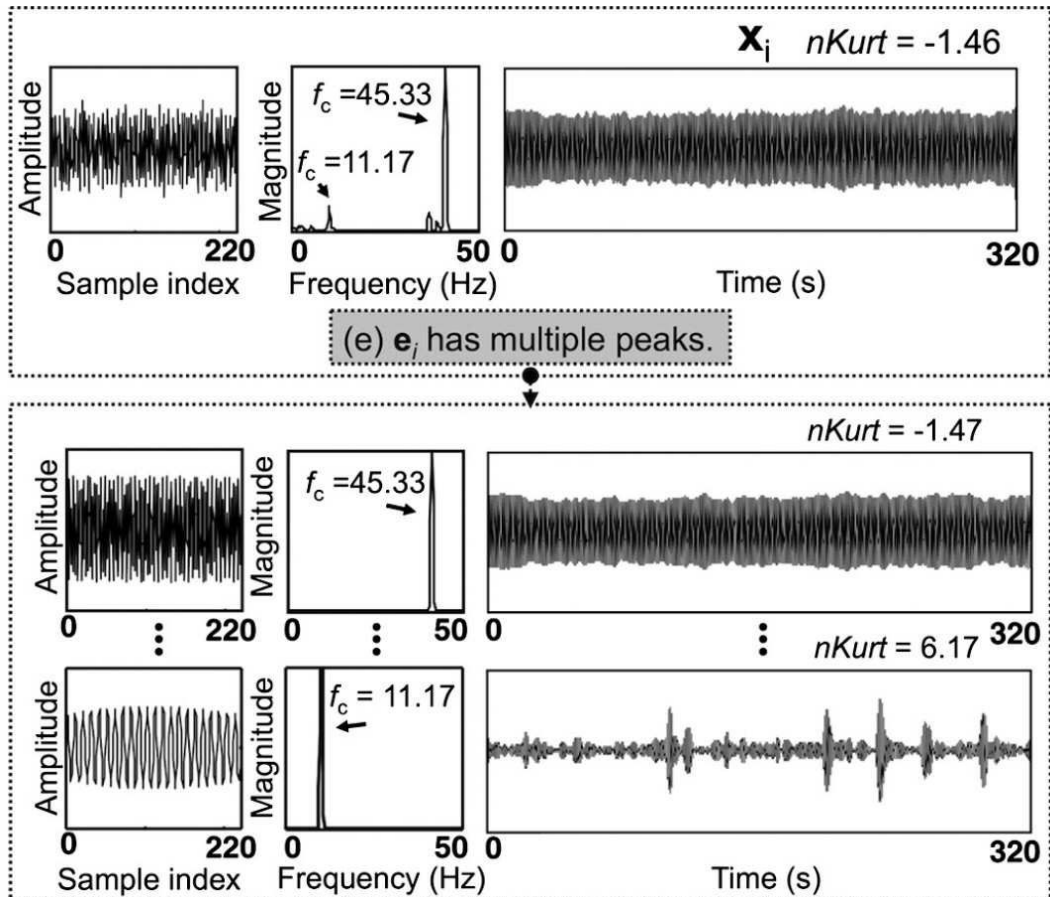
도면4



도면5



도면6



도면7

