



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2010-0097952
(43) 공개일자 2010년09월06일

(51) Int. Cl.

A61B 5/0476 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0016856

(22) 출원일자 2009년02월27일

심사청구일자 2009년02월27일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울 성북구 안암동5가 1

(72) 발명자

강재우

서울특별시 송파구 잠실동 레이크팰리스 106동 2101호

신한준

서울특별시 강남구 청담동 우성빌라 라동 301호

(74) 대리인

박준석

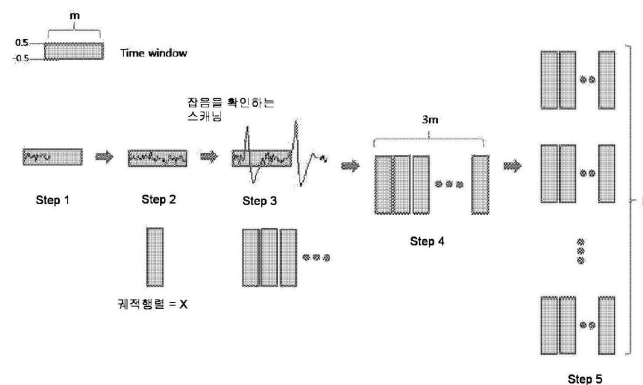
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 단일 채널 뇌파 처리 장치 및 그를 이용한 뇌파 처리 방법

(57) 요약

본 발명의 단일 채널 뇌파 처리 장치는 입력 뇌파 신호를 m 개(m 은 자연수)의 타임 구간을 갖는 타임 윈도우를 통해 스캐닝하고, 입력 뇌파 신호의 진폭이 임계치를 초과하는지를 판단하는 뇌파 스캐닝부와, 상기 입력 뇌파 신호가 타임 윈도우의 임계치를 초과하는 경우, 초과한 시점부터 과거 제 m 번째 타임 구간까지의 입력 뇌파 신호들의 값을 포함하는 사다리 벡터를 생성하는 사다리 벡터 생성부와, 잡음 신호의 판별 기준이 되는 트레이닝 데이터를 저장하는 트레이닝 데이터 저장부와, 상기 사다리 벡터를 상기 트레이닝 데이터에 포함된 복수의 클러스터들 중 중심값이 가장 근접한 클러스터에 포함시키는 클러스터 생성부와, 상기 사다리 벡터가 포함된 클러스터에 대하여 잠재 은닉 식별(LSI, Latent Semantic Indexing) 방법에 따라 특이 값을 산출하여 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는지를 판별하는 잡음 신호 판별부 및 상기 판별 결과 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는 경우 상기 잡음 신호와 동일한 잡음 신호를 포함하는 m 개의 사다리 벡터로부터 잡음 신호의 평균을 산출하여 상기 입력 뇌파 신호에서 차감하여 출력 뇌파 신호를 출력시키는 출력 뇌파 신호 생성부를 포함한다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

입력 뇌파 신호를 m 개(m 은 자연수)의 타임 구간을 갖는 타임 윈도우를 통해 스캐닝하고, 입력 뇌파 신호의 진폭이 임계치를 초과하는지를 판단하는 뇌파 스캐닝부와,

상기 입력 뇌파 신호가 타임 윈도우의 임계치를 초과하는 경우, 초과한 시점부터 과거 제 m 번째 타임 구간까지의 입력 뇌파 신호들의 값을 포함하는 사다리 벡터를 생성하는 사다리 벡터 생성부와,

잡음 신호의 판별 기준이 되는 트레이닝 데이터를 저장하는 트레이닝 데이터 저장부와,

상기 사다리 벡터를 상기 트레이닝 데이터에 포함된 복수의 클러스터들 중 중심값이 가장 근접한 클러스터에 포함시키는 클러스터 생성부와,

상기 사다리 벡터가 포함된 클러스터에 대하여 잠재 은닉 식별(LSI, Latent Semantic Indexing) 방법에 따라 특이 값을 산출하여 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는지를 판별하는 잡음 신호 판별부 및

상기 판별 결과 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는 경우 상기 잡음 신호와 동일한 잡음 신호를 포함하는 m 개의 사다리 벡터로부터 잡음 신호의 평균을 산출하여 상기 입력 뇌파 신호에서 차감하여 출력 뇌파 신호를 출력시키는 출력 뇌파 신호 생성부

를 포함하는 단일 채널 뇌파 처리 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 트레이닝 데이터 저장부는

오프라인 방식으로 K 평균 알고리즘에 따라 미리 클러스터링된 트레이닝 데이터를 저장하는 단일 채널 뇌파 처리 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 클러스터 생성부는

상기 클러스터를 형성한 후 선정된 시간이 경과하면, 상기 트레이닝 데이터 저장부에 포함된 로(raw) 데이터에 대하여 리클러스터링 동작을 수행하는 단일 채널 뇌파 처리 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 클러스터 생성부는

상기 트레이닝 데이터에 포함된 복수의 클러스터들 중 임계값 이상의 데이터 용량을 갖는 클러스터가 발생하면, 상기 트레이닝 데이터 저장부에 포함된 로(raw) 데이터에 대하여 리클러스터링 동작을 수행하는 단일 채널 뇌파 처리 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 출력 뇌파 신호 생성부는

제 1 타임구간에서 상기 잡음신호를 포함하는 사다리 벡터부터 제 m 타임구간에서 상기 잡음신호를 포함하는 사다리 벡터까지 총 m 개의 사다리 벡터에 포함된 잡음 신호의 평균을 산출하는 단일 채널 뇌파 처리 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 잡음 신호는

EOG(Electrooculography), EMG(Electromyograph), Ocular artifact, 눈 깜박임 및 머리 움직임 중 하나 이상을 포함하는 단일 채널 뇌파 처리 장치.

청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 따른 단일 채널 뇌파 처리 장치에 의해 출력된 상기 출력 뇌파 신호를 사용하여 응용 동작을 수행하는 어플리케이션 장치.

청구항 8

단일 채널을 통해 입력되는 입력 뇌파 신호를 m 개(m 은 자연수)의 타임 구간을 갖는 타임 윈도우를 통해 스캐닝 하는 단계와,

상기 입력 뇌파 신호의 진폭이 상기 타임 윈도우의 임계치를 초과한 경우, 초과한 시점부터 과거 제 m 번째 타임 구간까지의 입력 뇌파 신호들의 값을 포함하는 사다리 벡터를 생성하는 단계와,

상기 사다리 벡터를 트레이닝 데이터에 포함된 복수의 클러스터들 중 중심값이 가장 근접한 클러스터에 포함시키는 단계와,

상기 사다리 벡터가 포함된 클러스터에 대하여 잠재 은닉 식별(LSI, Latent Semantic Indexing) 방법에 따라 특이값을 산출하여 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는지를 판별하는 단계와,

상기 판별 결과 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는 경우 상기 잡음 신호와 동일한 잡음 신호를 포함하는 m 개의 사다리 벡터로부터 잡음 신호의 평균을 산출하는 단계 및

상기 입력 뇌파 신호에서 상기 산출된 잡음 신호의 평균을 차감하여 출력 뇌파 신호를 출력시키는 단계를 포함하는 단일 채널 뇌파 처리 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 트레이닝 데이터들은 오프라인 방식으로 K 평균 알고리즘에 따라 미리 클러스터링 된 것인 단일 채널 뇌파 처리 방법.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 특이값 분해를 수행하여 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는지를 판별하는 단계는

제 1 내지 제 P 개의 특이값들의 합과 전체 특이값들의 합의 비율이 선정된 값 이상이 되게 하는 상기 P 값을 추출하는 단계와,

상기 P 값에 상응하는 좌측 특이 벡터, 우측 특이 벡터들의 곱에 의하여 행렬을 생성시키는 단계 및
상기 생성된 행렬 중 상기 P 번째 컬럼이 잡음 신호로 판별되는 단계
를 포함하는 단일 채널 뇌파 처리 방법.

청구항 11

제 8 항에 있어서,

상기 잡음 신호의 평균을 산출하는 단계는

제 1 타임구간에서 상기 잡음신호를 포함하는 사다리 벡터부터 제 m 타임구간에서 상기 잡음신호를 포함하는 사다리 벡터까지 총 m 개의 사다리 벡터에 포함된 잡음 신호의 평균을 산출하는 단계

를 포함하는 단일 채널 뇌파 처리 방법.

청구항 12

제 8 항에 있어서,

상기 산출된 잡음 신호의 평균을 차감하여 출력 뇌파 신호를 출력시키는 단계는

현재 타임구간으로부터 m-1 타임구간 이전에 입력된 입력 뇌파 신호에서 상기 잡음 신호의 평균을 차감하는 단계를 포함하는 단일 채널 뇌파 처리 방법.

청구항 13

단일 채널을 통해 입력되는 입력 뇌파 신호를 m 개(m은 자연수)의 타임 구간을 갖는 타임 윈도우를 통해 스캐닝하는 단계와,

상기 입력 뇌파 신호의 진폭이 상기 타임 윈도우의 임계치를 초과하면, 초과한 시점부터 과거 제 m 번째 타임 구간까지의 입력 뇌파 신호들의 값을 포함하는 사다리 벡터를 생성하는 단계와,

상기 초과한 시점부터 상기 사다리 벡터를 매 타임 구간마다 생성하여 총 $n*m$ (n은 자연수)개의 사다리 벡터를 생성하는 단계와,

K 평균 알고리즘에 따라 상기 $n*m$ 개의 사다리 벡터들로부터 총 k 개의 클러스터를 형성하는 단계

를 포함하는 단일 채널 뇌파 신호로부터 트레이닝 데이터를 생성하는 방법.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 임계치를 초과하는 데이터가 비연속적으로 발생하면 상기 생성된 사다리 벡터를 모두 소거하는 단계

를 더 포함하는 단일 채널 뇌파 신호로부터 트레이닝 데이터를 생성하는 방법.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 클러스터를 형성한 후 선정된 시간이 경과하면, 상기 클러스터를 형성하는 단계를 반복 수행하는 단계

를 더 포함하는 단일 채널 뇌파 신호로부터 트레이닝 데이터를 생성하는 방법.

청구항 16

제 8 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 따른 단일 채널 뇌파 처리 방법에 따라 출력된 상기 출력 뇌파 신호를 사용하여 응용 동작을 수행하는 어플리케이션 장치.

청구항 17

제 8 항 내지 제 14 항 중 어느 하나의 항에 기재된 단계를 수행하는 프로그램이 기록된 컴퓨터가 읽기 가능한 기록 매체.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 단일 채널 뇌파 처리 장치 및 단일 채널 뇌파 처리 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는, 눈 깜박임 등의 잡음 신호를 제거할 수 있는 단일 채널 뇌파 처리 장치 및 단일 채널 뇌파 처리 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 15년간 컴퓨터 장비의 눈부신 발전과 뇌기능에 관한 활발한 연구에 힘입어 BCI(Brain Computer Interface) / BMI(Brain Machine Interface)(이하 “뇌파 측정 장치”)에 관한 많은 연구가 진행되어 왔다. 특히, EEG(Electroencephalographic)를 이용한 뇌파 측정 장치에 관한 연구는 현재 의학적 목적에서 다양한 연구가 진행되고 있다. 하지만, 의학적 목적을 위해 사용되는 뇌파 측정 장치의 경우 수 천 달러에서부터 수 만 달러에 이르기 까지 그 비용이 만만치 않다. 예를 들어, 두개골 등에 입구를 형성하여 뇌와 직접 접촉 하도록 설치되는 뇌파 측정 장치, 뇌파를 감지하도록 머리의 각 부분에 수십여 개의 전극을 접촉 시키는 뇌파 측정 장치의 경우가 이러한 예에 해당한다.

[0003] 뿐만 아니라, 이러한 장비를 실제 개인이 자신의 몸에 부착하고 이용하는 것은 전문가의 도움과 많은 시간을 요하기 때문에 현실적으로 불가능하다. 특히, 센서와 피부가 접촉하는 부위에 전과 전달을 용이하게 하도록 별도의 물질을 바르는 것이 필요하다. 이러한 연유로 현재 뇌파 측정 장치는 주로 의료센터와 같은 대형 규모의 병원 등지에서 의료적 목적으로만 활용되고 있는 실정이다.

[0004] EEG를 이용한 뇌파 측정 방법이 현재 의료적 목적으로만 활용되는 문제점을 해결하기 위해 Neurosky와 같은 실리콘 밸리의 회사들이 일반인들도 쉽게 사용할 수 있는 뇌파 측정 장치(i.e. 헤드셋)를 개발하였다. 그에 따라 일반인들은 전문가의 도움 없이 손쉽게 자신의 뇌파를 측정할 수 있으며, 시간, 장소에 관계 없이 뇌파를 이용할 수 있을 전망이다. 예를 들면 교통사고 예방장비, 스포츠 트레이닝 장비, 전투기 조종사들의 사고예방 장비, 각종 게임 장비 등 다양한 목적으로 사용할 수 있다.

[0005] 이러한 뇌파 측정 장치는 하나의 뇌파 측정 수단을 구비하는 것을 특징으로 한다. 즉 단일 채널로 입력된 뇌파를 기초로 뇌파를 측정한다. 또한, 사용의 편리를 위해 센서와 피부의 접촉면에 별도의 물질을 바르지 않는 건식 센서(dry sensor)를 이용한다.

[0006] 다만 단일 채널 뇌파 측정 장치의 뇌파 신호를 오염시키는 각종 잡음에 대해 별도 채널을 통해 측정하지 못한다는 단점이 있다. 즉, Electrooculography(EOG), Electromyograph(EMG)와 같은 잡음을 별도로 측정하는 채널이 구비 되지 않기 때문에 EEG 신호로부터 잡음 데이터만을 추출해내는 것은 간단한 일이 아니다.

[0007] 이와 같은 문제를 해결하기 위하여 최근에는 EOG등을 별도로 측정하지 않고, 단일 채널만을 이용하여 각종 잡음을 제거하는 방법에 관한 다양한 연구가 진행되고 있다. 대표적으로는 로컬 SSA(singular spectrum analysis, A. R. Teixeira, A. M. Tom´e, E. W. Lang, and K.Stadlthanner. Nonlinear projective techniques to

extract artifacts in biomedical signals. In EUSIPCO2006, Florence, Italy, 2006)를 이용한 방법이 알려져 있다. 이는 특이값 분해(singular value decomposition, SVD) 방법을 이용하는데, 다음과 같은 단계에 의하여 처리된다.

- [0008] (1) EEG데이터를 시간 순서에 따라 사다리 벡터(lagged vector)로 만든다. 만들어진 각 사다리 벡터들은 궤적 행렬(trajecory matrix)의 컬럼을 구성하게 된다.
- [0009] (2) 사다리 벡터(Lagged vector)로 구성된 행렬의 컬럼은 K-평균 (k-means) 알고리즘을 통해 벡터의 패턴 별로 클러스터링 된다.
- [0010] (3) 클러스터링된 데이터를 SVD를 이용하여 구분해내면, 좌측 특이 벡터 (left-singular vector), 특이값 (singular value)들의 대각 행렬, 우측 특이 벡터(right-singular vector)의 곱으로 나누어질 수 있다.
- [0011] (4) 각 특이 벡터에 상응하는 특이 값 중 노이즈 값으로 예상될 수 있는 값을 선택하여 원본 EEG로부터 노이즈를 제거해 나간다.
- [0012] 이와 유사한 방법을 사용하는 것으로 Kernel-PCA(A. R. Teixeira, A. M. Tom´e, E. W. Lang, and K.Stadlthanner. Nonlinear projective techniques to extract artifacts in biomedical signals. In EUSIPCO2006, Florence, Italy, 2006)를 이용한 방법도 알려져 있다. 이 방법은 사다리 벡터의 궤적 행렬을 구성한 뒤, 커널 함수(kernel function)를 적용함으로써, 노이즈를 제거해 나갈 수 있다.
- [0013] 하지만, 위에서 제시한 방법의 경우 전체데이터에 대하여 클러스터링이 되어야 하거나, 전체 데이터에 대한 커널 함수를 적용해야 하기 때문에 휴대용 형태 또는 온라인 방법으로써는 적용하기 힘들다. 뿐만 아니라, 기본적으로 커널 함수와 SVD에 대한 처리 비용 등을 해결해야만 하는 문제가 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

- [0014] 본 발명의 일부 실시 예는 휴대용 뇌파 측정 장치가 구현될 수 있도록 단일 채널로 입력된 뇌파에서도 잡음을 제거할 수 있는 단일 채널 뇌파 처리 장치 및 그를 이용한 뇌파 처리 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0015] 본 발명의 또 다른 실시 예는 뇌파 처리를 수행하는데 필요한 트레이닝 데이터를 수집하는데 있어서, 시간과 비용을 최소화하면서, 트레이닝 데이터의 신뢰성을 높일 수 있는 트레이닝 데이터 생성 방법을 제공하는 것이다.
- [0016] 본 발명의 또 다른 실시 예는 트레이닝 데이터를 수집하는데 있어서, 트레이닝 데이터를 지속적으로 갱신함으로써, 트레이닝 데이터의 신뢰성을 높임과 함께, 트레이닝 데이터를 각 사용자에게 최적화시켜 오류 제거 성능을 높일 수 있는 트레이닝 데이터 생성 방법을 제공하는 것이다.

과제 해결수단

- [0017] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면에 따른 단일 채널 뇌파 처리 장치는 입력 뇌파 신호를 m 개(m 은 자연수)의 타임 구간을 갖는 타임 윈도우를 통해 스캐닝하고, 입력 뇌파 신호의 진폭이 임계치를 초과하는지를 판단하는 뇌파 스캐닝부와, 상기 입력 뇌파 신호가 타임 윈도우의 임계치를 초과하는 경우, 초과한 시점부터 과거 제 m 번째 타임 구간까지의 입력 뇌파 신호들의 값을 포함하는 사다리 벡터를 생성하는 사다리 벡터 생성부와, 잡음 신호의 판별 기준이 되는 트레이닝 데이터를 저장하는 트레이닝 데이터 저장부와, 상기 사다리 벡터를 상기 트레이닝 데이터에 포함된 복수의 클러스터들 중 중심값이 가장 근접한 클러스터에 포함시키는 클러스터 생성부와, 상기 사다리 벡터가 포함된 클러스터에 대하여 잠재 은닉 식별(LSI, Latent Semantic Indexing) 방법에 따라 특이 값을 산출하여 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는지를 판별하는 잡음 신호 판별부 및 상기 판별 결과 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는 경우 상기 잡음 신호와 동일한 잡음 신호를 포함하는 m 개의 사다리 벡터로부터 잡음 신호의 평균을 산출하여 상기 입력 뇌파 신호에서 차감하여 출력 뇌파 신호를 출력시키는 출력 뇌파 신호 생성부를 포함한다.
- [0018] 또한, 본 발명의 제 2 측면에 따른 단일 채널 뇌파 처리 방법은 단일 채널을 통해 입력되는 입력 뇌파 신호를 m 개(m 은 자연수)의 타임 구간을 갖는 타임 윈도우를 통해 스캐닝하는 단계와, 상기 입력 뇌파 신호의 진폭이 상기 타임 윈도우의 임계치를 초과한 경우, 초과한 시점부터 과거 제 m 번째 타임 구간까지의 입력 뇌파 신호들의

값을 포함하는 사다리 벡터를 생성하는 단계와, 상기 사다리 벡터를 트레이닝 데이터에 포함된 복수의 클러스터들 중 중심값이 가장 근접한 클러스터에 포함시키는 단계와, 상기 사다리 벡터가 포함된 클러스터에 대하여 잠재 은닉 식별(LSI, Latent Semantic Indexing) 방법에 따라 특이값을 산출하여 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는지를 판별하는 단계와, 상기 판별 결과 상기 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는 경우 상기 잡음 신호와 동일한 잡음 신호를 포함하는 m개의 사다리 벡터로부터 잡음 신호의 평균을 산출하는 단계 및 상기 입력 너파 신호에서 상기 산출된 잡음 신호의 평균을 차감하여 출력 너파 신호를 출력시키는 단계를 포함한다.

[0019] 또한, 본 발명의 제 3 측면에 따른 단일 채널 너파 신호로부터 트레이닝 데이터를 생성하는 방법은 단일 채널을 통해 입력되는 입력 너파 신호를 m 개(m은 자연수)의 타임 구간을 갖는 타임 윈도우를 통해 스캐닝하는 단계와, 상기 입력 너파 신호의 진폭이 상기 타임 윈도우의 임계치를 초과하면, 초과한 시점부터 과거 제 m 번째 타임 구간까지의 입력 너파 신호들의 값을 포함하는 사다리 벡터를 생성하는 단계와, 상기 초과한 시점부터 상기 사다리 벡터를 매 타임 구간마다 생성하여 총 $n \times m$ (n은 자연수)개의 사다리 벡터를 생성하는 단계와, K 평균 알고리즘에 따라 상기 $n \times m$ 개의 사다리 벡터들로부터 총 k 개의 클러스터들을 형성하는 단계를 포함한다.

[0020] 또한, 본 발명의 제 4 측면에 따른 어플리케이션 장치는 본 발명의 일 실시예에 따른 단일 채널 너파 처리 장치에서 전달 받은 출력 너파 신호를 사용하여 응용 동작을 수행한다.

[0021] 또한, 본 발명의 제 5 측면에 따른 어플리케이션 장치는 본 발명의 일 실시예에 따른 단일 채널 너파 처리 방법을 통해 전달 받은 출력 너파 신호를 사용하여 응용 동작을 수행한다.

[0022] 또한, 본 발명의 제 6 측면에 따른 컴퓨터가 읽기 가능한 기록 매체는 본 발명에 따른 단일 채널 너파 처리 방법 또는 단일 채널 너파 신호로부터 트레이닝 데이터를 생성하는 방법의 각 단계를 수행한다.

효 과

[0023] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 잡음 신호를 별도로 수신하지 않는 단일 채널 너파 측정 장치에서도 잡음 신호를 제거할 수 있다. 특히 잡음 신호 제거 알고리즘에 소요되는 프로세서의 처리 용량을 최소화시키는 알고리즘을 제안하여, 너파 측정 장치가 휴대 특성을 가질 수 있도록 하는 효과가 있다. 이러한 휴대 특성으로부터 비롯되는 효과는 무궁무진 하다. 예를 들면 건식 센서(dry Sensor)기반의 BCI(Brain Computer Interface) 장비를 이용한 비디오 게임, 전자 장난감(electronic toys), MP3 플레이어와 같은 휴대용 음악 재생 장치, TV와 같은 가전 제품 등을 생산할 수 있다. 또한, 졸음 검출을 통한 교통사고 예방장비, 공장의 안전도와 생산성을 높이기 위한 집중력 장비, 극도의 집중력을 요하는 양궁, 골프, 사격, 야구 등과 같은 스포츠 트레이닝 장비 그리고 전투기 조종사들의 사고예방 장비 등 군사적 목적으로도 사용할 수 있다.

[0024] 또한, 너파 측정에 필요한 트레이닝 데이터를 생성함에 있어서, 불규칙적인 신호의 입력시에는 해당 데이터가 트레이닝 데이터가 될 수 없도록 하여, 트레이닝 데이터의 신뢰성을 높이는 효과가 있다.

[0025] 또한, 트레이닝 데이터를 지속적으로 갱신함으로써, 트레이닝 데이터의 신뢰성을 높임과 함께, 트레이닝 데이터를 각 사용자에게 최적화시켜 오류 제거 성능을 높일 수 있는 트레이닝 데이터 생성 방법을 제공하는 것이다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0026] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시 예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0027] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0028] 도 1은 본원 발명의 일 실시 예에 따른 단일 채널 휴대용 너파 측정 장치의 일 실시 예를 도시한 도면이다.

[0029] 단일 채널 휴대용 너파 측정 장치(100)는 너파를 측정하는 제1 내지 제3 전극(110, 120, 130), 각종 지지대

(112, 122, 132, 140), 뇌파 처리 장치(150)를 포함한다. 지지대 (112, 122)의 경우 소리를 출력하는 헤드폰의 역할을 추가적으로 수행한다.

- [0030] 제 1 전극(110) 및 제 2 전극(120)은 기준 전극의 역할을 하며, 실질적으로 뇌파가 전달되는 전극은 제 3 전극(130)이다. 즉, 단일 채널의 뇌파만으로 뇌파를 측정하는 것이다. 다만 제 3 전극(130)의 위치상 사용자가 눈을 깜박인다거나, 머리를 움직이는 경우 그러한 움직임들이 잡음이 되어 뇌파에 섞인 상태로 제 3 전극(130)에 입력되게 된다. 이러한 잡음을 EOG(Electrooculography), EMG(Electromyograph) 등이라 한다. 이러한 잡음을 제거하기 위하여 복잡한 여러 알고리즘을 수행해야 하나, 휴대용 뇌파 측정 장치의 경우 이러한 알고리즘 수행을 위해서 고비용의 처리장치를 부가시켜야 하는 문제점이 있다.
- [0031] 뇌파 처리 장치(150)는 제 3 전극(130)으로 입력되는 단일 채널의 뇌파에서 잡음 등을 제거하여, 뇌파를 사용하는 응용 장치(미도시 됨)에 전달한다. 상기 응용 장치로는 여러 가지를 들 수 있다. 예를 들면 건식 센서(dry Sensor)기반의 BCI(Brain Computer Interface) 장비를 이용한 비디오 게임, 전자 장난감(electronic toys), MP3 플레이어와 같은 휴대용 음악 재생장치, TV와 같은 가전 제품 등이 있을 수 있다. 또한, 졸음 검출을 통한 교통사고 예방장비, 공장의 안전도와 생산성을 높이기 위한 집중력 장비, 극도의 집중력을 요하는 양궁, 골프, 사격, 야구 등과 같은 스포츠 트레이닝 장비 그리고 전투기 조종사들의 사고예방 장비 등도 그 응용 장치가 될 수 있다.
- [0032] 본원 발명의 경우 뇌파 측정 장치의 휴대성을 위해 최소의 비용으로 뇌파의 잡음을 제거할 수 있도록 한다.
- [0033] 도 2는 본원 발명의 일 실시 예에 따른 단일 채널 휴대용 뇌파 측정 장치에 포함되는 뇌파 처리 장치를 도시한 블록도이다.
- [0034] 뇌파 처리 장치(150)는 뇌파 수신부(152), 뇌파 보정부(160), 뇌파 출력부(154)를 포함한다.
- [0035] 참고로, 본 발명의 실시예에 따른 도 2에 도시된 구성 요소들은 소프트웨어 또는 FPGA(Field Programmable Gate Array) 또는 ASIC(Application Specific Integrated Circuit)와 같은 하드웨어 구성 요소를 의미하며, 소정의 역할들을 수행한다.
- [0036] 그렇지만 '구성 요소들'은 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니며, 각 구성 요소는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다.
- [0037] 따라서, 일 예로서 구성 요소는 소프트웨어 구성 요소들, 객체지향 소프트웨어 구성 요소들, 클래스 구성 요소들 및 태스크 구성 요소들과 같은 구성 요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다.
- [0038] 구성 요소들과 해당 구성 요소들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성 요소들로 결합되거나 추가적인 구성 요소들로 더 분리될 수 있다.
- [0039] 뇌파 수신부(152)는 제 3 전극(130)으로부터 입력 뇌파 신호를 전달 받는다. 단일 채널 방식으로 입력되므로, 뇌파 외에 각종 잡음 등이 섞여 있는 뇌파 신호를 전달 받는다.
- [0040] 뇌파 보정부(160)는 입력 뇌파 신호에서 잡음을 제거하는 것으로, 뇌파 스캐닝부(161), 사다리 벡터 생성부(162), 트레이닝 데이터 저장부(163), 클러스터 생성부(164), 잡음 신호 판별부(165), 출력 뇌파 신호 생성부(166)를 포함한다.
- [0041] 뇌파 스캐닝부(161)는 입력 뇌파 신호를 m 개(m 은 자연수)의 타임 구간을 갖는 타임 윈도우를 통해 스캐닝하여, 입력 뇌파 신호의 진폭이 타임 윈도우의 임계치를 초과하는지를 판단한다.
- [0042] 사다리 벡터 생성부(162)는 입력 뇌파 신호가 타임 윈도우의 임계치를 초과하는 경우, 해당 시점부터 과거의 제 m 번째 타임 구간까지의 입력 뇌파 신호들의 값을 포함하는 사다리 벡터를 생성한다.
- [0043] 트레이닝 데이터 저장부(163)는 입력 뇌파 신호로부터 잡음을 추출할 수 있는 기준이 되는 트레이닝 데이터를 저장한다. 트레이닝 데이터 저장부(163)의 상세 구성을 도면을 참조하여 살펴보기로 한다.
- [0044] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 트레이닝 데이터 저장부에 저장되는 트레이닝 데이터의 상세 구성을 도시한 도면이다.
- [0045] 도시된 바와 같이, 트레이닝 데이터는 입력 뇌파 신호의 사다리 벡터와 같은 로(raw) 데이터 및 복수의 클러스

터를 포함한다. 이때, 각 클러스터의 내부 자료 구조는 로 데이터의 위치를 가리키는 인덱스 벡터, 해당 클러스터의 중심값(centroid), 그리고 해당 클러스터에 대하여 SVD 연산을 수행한 결과인 U(좌측 특이 벡터), S(특이 값들의 대각 행렬), V(우측 특이 벡터)를 포함한다. 이때 인덱스 벡터는 트레이닝 데이터를 저장하는 방식에 따라 그 값이 달라진다.

[0046] 본 발명에서 트레이닝 데이터를 저장하는 방식으로 사용하는 방법은 두 가지가 있다. 첫 번째 방법은 기존에 오프라인 방식의 뇌파 측정 장치를 통해 생성시킨 트레이닝 데이터를 저장 시키는 방식이다. 이 방법은 숙련된 사용자가 임의로 눈 깜빡임 등을 통해 대략 30 여 초 간의 로 데이터를 생성하고, 상기 로 데이터에 대하여 앞서 언급한 로컬 SSA 방법을 수행하는 단계를 거친다. 그 결과, 로 데이터로부터 생성된 복수의 클러스터 및 각각의 클러스터에 대한 SVD 연산값들이 생성된다. 그리고 상기 트레이닝 데이터 저장부에는 상기 생성된 클러스터의 내부 자료 구조에 해당하는 값들, 즉 해당 클러스터의 중심값(centroid), 그리고 해당 클러스터에 대하여 SVD 연산을 수행한 결과가 저장된다. 이때 인덱스 벡터에는 로 데이터의 위치에 대한 정보가 저장되지 않는다.

[0047] 두 번째 방법은 실시간으로 뇌파 측정 장치를 통해 트레이닝 데이터를 생성 시키는 방식이다. 이 방법에서는 뇌파 측정 장치의 사용자가 본 발명의 뇌파 측정 장치를 최초로 사용하는 경우, 최소 수십 초(대략 5~20초)간의 데이터를 입력 받아 트레이닝 데이터를 생성한다. 이 과정에 대해서는 추후 더욱 상세히 설명하기로 한다. 이 방법의 경우 트레이닝 데이터 저장부에 사용자의 로 데이터가 계속 저장되어 있으므로, 클러스터의 내부 자료 구조의 인덱스 벡터는 로 데이터에서의 자신의 위치를 지정하는 정보를 갖게 된다.

[0048] 본 발명에서는 상기 두 가지 방법에 의해서 얻어낸 트레이닝 데이터를 기초로 하여 잡음을 제거하게 된다. 특히, 기존의 로컬 SSA 방법과는 달리, 매번 SVD 연산을 수행하는 것이 아니라, LSI 방법을 적용한 본 발명의 방법에 따라 근사화된 특이 벡터, 특이 값들을 산출하고, 이를 지속적으로 업데이트 하여, 실제 SVD 연산을 수행한 것과 같은 성능을 나타낸다. 그러나, SVD 연산에 비하여 처리 비용이 훨씬 감소하므로, 휴대용 뇌파 측정 장치의 구현이 가능해 진다.

[0049] 한편, 첫 번째 방법을 사용할 경우 최초 트레이닝 시간이 절약되는 장점이 있으나, 성능면에서 보면 프로세스가 진행된다면 진행될수록 클러스터가 지속적으로 업데이트 되기 때문에 두 방법 모두 동일한 수준의 성능을 얻을 수 있다. 또한 두 번째 방법의 경우, 사용자의 로 데이터를 이용하고, 이를 지속적으로 업데이트 하게 되므로, 사용시간이 누적될수록 사용자에게 최적화된 데이터가 축적되어, 오류 제거 성능이 더욱 높아지게 된다.

[0050] 클러스터 생성부(164)는 각 트레이닝 데이터들을 클러스터 형태로 형성한다. 클러스터링 알고리즘은 K 평균 알고리즘을 사용하여, 특정 개수(k)개의 클러스터를 형성한다. 또한, 일정 기준에 따라 리 클러스터링(re-clustering) 동작을 수행한다. 도면을 통해 이 과정을 살펴보기로 한다.

[0051] 도 4는 본원 발명의 일 실시 예에 따른 입력 뇌파 신호로부터 트레이닝 데이터를 형성하는 과정을 도시한 도면이다.

[0052] 먼저 시간적으로 연속하여 입력되는 뇌파 신호를 일정한 m개의 타임 구간 및 특정 진폭의 임계치(예를 들면 -0.5, 0.5)를 갖는 타임 윈도우가 슬라이딩하면서 잡음 발생여부를 확인한다(step1). 임상학적으로 정상적인 EEG파의 경우 최대 -0.6 ~ 0.7 의 진폭을 갖기 때문에 임계치 범위 안에 있는 데이터의 경우 무시할 수 있는 수준의 잡음이거나 정상적인 EEG로 판단한다.

[0053] 스캐닝 도중 임계치를 초과하는 데이터가 발견되면 해당 시점부터 과거 제 m 번째 구간까지의 입력 뇌파 신호들의 값을 포함하는 사다리 벡터가 생성되며, 이는 궤적 행렬 X의 컬럼이 된다(step2). 이 과정을 반복하여 임계치를 초과하는 사다리 벡터를 매 타임 구간마다 생성하여 총 $n \times m$ (n은 자연수)개의 사다리 벡터를 생성한다(Step3). 최초 트레이닝 데이터 없이 자신의 데이터를 이용하여 트레이닝 모델을 만들 경우 실험적으로 약 3 개의 타임 윈도우 사이즈만큼의 데이터가 수집되면(Step4), 그 데이터를 초기 클러스터 모델로 활용할 수 있다. 이 데이터가 앞서 도 3에서 설명한 로 데이터로서 기능한다.

[0054] 3 개의 타임 윈도우 사이즈만큼의 데이터가 수집되면 이를 초기 클러스터용 데이터로 간주하고, 그것을 K-평균 알고리즘 방법을 이용하여 k개의 클러스터로 나눈다(Step5).

[0055] 이때, EOG, EMG, ocular artifact, 눈 깜박임, 머리 움직임등과 같은 잡음 신호 외에, 예상치 못하게 발생하는 스파이크(spike) 데이터를 트레이닝 모델로 사용될 가능성이 있다. 이는 순간적으로 뇌파가 임계값 이상으로 발생하는 현상으로서, 앞선 잡음 신호와는 달리 발생의 원인이 명확치 않으며, 비연속적인 특성을 갖는다. 따라서 잡음 신호라고 예상되는 데이터(임계치 초과 데이터)가 연속적으로 발생하지 않게 되면 데이터는 추가적으로

쌓이지 않고 현재까지 쌓였던 데이터 역시 모두 초기화 되도록 한다.

- [0056] 이와 같이 형성된 트레이닝 데이터 컬럼의 각각에는 임계치를 초과하는 적어도 하나 이상의 데이터가 있음을 보장할 수 있다.
- [0057] 한편, 오프라인 방식을 통해 트레이닝 데이터를 생성하고 저장하는 방식 역시 상기 설명한 방법과 같은 알고리즘을 통해 트레이닝 데이터를 생성한다.
- [0058] 이제, 클러스터 생성부(164)에서 수행하는 리클러스터링 동작에 대해 살펴보기로 한다.
- [0059] 만약, 로 데이터를 지속적으로 수집하게 된다면, 로 데이터뿐만 아니라, 클러스터 내부자료 구조 중 특이 벡터(U, V), 특이 값(S) 행렬의 크기, 인덱스 벡터의 크기가 무한정 증가하게 된다. 또한, 시간이 지속될수록 클러스터 실제 데이터들을 신뢰성 있게 반영하고 있는지, LSI 방법에 따라 지속적으로 근사화한 행렬의 신뢰성에 대한 의문이 생기게 된다. 이런 문제를 해결하기 선정된 기준에 해당하는 경우 리클러스터링 동작을 수행한다. 선정된 기준은 다음과 같다.
- [0060] 첫 번째, 인덱스 벡터를 기준으로 특정 클러스터에 데이터가 지나치게 편중되어 있을 경우, 현재 사다리 벡터 형태로 저장된 로 데이터를 모두 현재의 중심값을 초기값으로 하여 리클러스터링한 뒤 SVD를 재계산한다. 이 작업 후 클러스터에 저장되는 자료구조를 보게 되면, 새로운 벡터(U, V), 특이 값(S) 행렬이 생성되며, 클러스터의 중심값도 새로운 값으로 변경된다. 로 데이터의 경우 현재 시점으로부터 복원에 필요한 과거 윈도우 크기만큼의 데이터를 제외하고 모두 제거되며, 이로 인하여, 인덱스 벡터가 참조할 수 없는 데이터는 모두 제거된다.
- [0061] 두 번째, 로 데이터가 고르게 분포되고 있으면, 리클러스터링 작업은 수행하지 않는다. 다만, 로 데이터가 할당된 메모리 한계(장비에 따라 다름)에 다다르면, 현재 시점으로부터 복원에 필요한 과거 윈도우 크기만큼의 데이터를 제외하고 모두 제거된다.
- [0062] 세 번째, 최근 클러스터링 한 시점 이후 선정된 시간이 경과한 경우, 시스템은 모델의 신뢰성을 위하여 모든 데이터를 다시 한번 리클러스터링 한다.
- [0063] 이와 같은 리클러스터링 동작을 수행하면, 트레이닝 데이터는 현재 사용자에게 맞게 점점 최적화된다. 시간이 지남에 따라 사용자 개인에 최적화된 데이터가 축적되므로, 사용자에게 가장 적합한 형태의 모델로 진화하게 된다. 따라서, 이런 특징으로 각 개인에 맞는 서비스가 가능하게 된다.
- [0064] 다시, 도 2를 참조하면, 잡음 신호 판별부(165)는 스캐닝 도중 임계치 이상의 신호가 발생하는 경우 로컬 SSA 방식에서 사용되는 SVD 방식에 잠재 은닉 색인(Latent Semantic indexing)방식을 적용하여 SVD 연산을 최소화시켜 잡음 신호의 포함 여부를 판별한다.
- [0065] 출력 뇌파 신호 생성부(166)는 생성된 잡음 데이터를 원본 신호, 즉 입력 뇌파 신호에서 차감하여 출력 뇌파 신호를 생성하고 이를 뇌파 출력부(154)로 전달한다.
- [0066] 상세한 내용은 도면을 통해 살펴보기로 한다.
- [0067] 도 5는 본원 발명의 일 실시 예에 따른 입력 뇌파 신호로부터 잡음을 제거하여 출력 뇌파 신호를 생성하는 과정을 도시한 도면이다.
- [0068] 먼저 타임 윈도우를 통해서 들어온 데이터에 잡음 신호가 있다고 의심되면(임계치를 초과한 경우), 현재 들어온 데이터에서부터 과거 제 m 번째 타임구간까지의 데이터를 사다리 벡터로 생성한다(step1)
- [0069] 시간적으로 연속되는 입력 뇌파신호를 $x = (x[0], x[1], \dots, x[N-1])$ 라 할 때, 사다리 벡터를 다음과 같은 궤적 행렬로 표시할 수 있다.

수학식 1

$$x_k = [x[k-1+M-1], \dots, x[k-1]]^T, k = 1 \dots K$$

[0070] 이때, $K = N-M+1$ 이고, $M < N$ 이다.

[0072] 다음으로, 상기 사다리 벡터를 트레이닝 데이터 저장부(162)에 저장된 각 클러스터 중 가장 유사한 클러스터로 위치시킨다(step2). 즉, 사다리 벡터의 중심값(centroid)과 가장 가까이 있는 중심값을 가진 클러스터를 찾아서, 해당 클러스터에 상기 사다리 벡터를 포함시킨다. 이때, 포함된 사다리 벡터를 포함하여 클러스터의 중심

값이 다시 계산된다.

[0073] 다음으로, 잠재 은닉 기법(LSI)을 이용한 특이값 분해(SVD)를 수행하여 사다리 벡터가 잡음 신호를 포함하는지를 판별한다 (step3).

[0074] SVD 연산에는 처리 비용이 많이 소요되고, 처리 시간도 길기 때문에, 휴대용 뇌파 측정 장치에서는 매 잡음 발생시마다 SVD 연산을 수행하는데 어려움이 있다. 따라서 본 발명에서는 잠재 은닉 기법(LSI)을 이용하여 SVD 연산에 소요되는 비용 및 시간을 최소화하고자 한다. 상기 잠재 은닉 기법(LSI)에 대한 상세한 내용은 다음 논문(M. Brand. Incremental singular value decomposition of uncertain data with missing values. In European Conference on Computer Vision(ECCV). 2002)의 내용을 참조하기로 한다.

[0075] 만약 A를 선택된 클러스터의 행렬이라 하고, B를 A에 현재 입력된 사다리 벡터를 더한 행렬이라고 하자. 궁극적으로 우리가 얻고자 하는 것은 SVD(B)이다.

[0076] $SVD(A) = USV$ (U: 좌측 특이 벡터, S: 특이 값들의 대각 행렬, V: 우측 특이 벡터)

수학식 2

$$SVD(B) = U''S''V''^T$$

$$\begin{aligned} L &= U^T * B \\ J &= B - U * U^T * B \\ K &= ||J|| \\ K &= J / K \\ Q &= \begin{pmatrix} S & L \\ 0 & K \end{pmatrix} \end{aligned}$$

Let U' , S' and V'^T are result of SVD(Q)

$$\begin{aligned} S'' &= S' \\ U'' &= \{U | J\} * U' \\ V''^T &= V'^T * \begin{pmatrix} V^T & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \\ V''^T &= V'^T * \begin{pmatrix} V^T & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned}$$

[0077]

[0078] 상기 수학식의 연산을 통해, SVD(B)에 대한 값을 구할 수 있다. 즉 SVD 연산을 직접적으로 수행하지 않고서도, 간접적으로 SVD(B)의 결과값을 구할 수 있는 것이다. 상기 수학식의 연산에 의하여 구해진 S'' 는 SVD(B)의 특이값의 대각행렬이다. 이들 중 특이하게 크게 나타나는 특이값을 잡음 성분이라 할 수 있다. 도면을 참조하여 더욱 상세히 살펴보기로 한다.

[0079] 도 6은 본원 발명에 적용되는 잠재 은닉 색인 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0080] 도시된 바와 같이, p개의 특이 값들을 추출하면 그에 상응하는 크기를 갖는 좌측 특이 벡터, 우측 특이 벡터가 생성되며, 이 벡터들의 곱으로 이루어진 행렬이 생성된다. 즉, 다음 수학식을 만족시키는 p값을 결정하여, p개 만큼의 특이값을 추출하면 그에 상응하는 벡터들의 곱으로 이루어진 행렬이 생성된다.

수학식 3

$$S_1 + S_2 + \dots + S_p / S_1 + S_2 + \dots + S_{(m+1)} > \text{delta}$$

[0081]

[0082] 이때 delta는 0과 1 사이의 값을 가지며, delta=0 이면, 어떤 값도 취하지 않는 것이며, delta=1 이면, 원래 벡

터와 동일한 벡터를 취함을 의미한다. 실험적으로는 약 0.7 ~ 0.8 정도가 되도록 p값을 취하게 되면 가장 적절한 벡터를 구할 수 있다. 그리고, 이렇게 생성된 행렬 중 현재 추가된 위치의 컬럼, 즉 P 번째 컬럼이 잡음 성분이라 할 수 있다.

[0083] 다시 도 5를 참조하면, 앞선 단계에서 확인한 잡음 성분에 해당하는 사다리 벡터를 다시 원래 위치에 되돌린다. 되돌아간 행렬에서 제 m 사다리 벡터의 가장 상위 값에서부터 제1 사다리 벡터의 가장 하위 값이 같은 시기에 들어온 데이터라고 할 수 있다(Step4).

[0084] 도 7은 본원 발명의 일 실시 예에 따라 잡음 신호를 확인하는 방법을 도시한 도면이다.

[0085] 가령, $m=41$ 이라고 가정하고 현재 들어온 데이터를 150번째 데이터라고 하자. 그러면, (150 - 40)번째 들어온 데이터인 110번째 데이터를 복원할 수 있는 것이다. 110번째 입력된 첫번째 데이터, 111번째 사다리 벡터에서 두번째, 112번째 사다리 벡터에서 세번째, ..., 현재 사다리 벡터에서 41번째 데이터가 모두 같은 시각에 들어온 데이터라고 할 수 있다. 즉 사선으로 표시된 데이터들이 모두 같은 시각에 들어온 데이터에 해당한다.

[0086] 결국, 현재 들어온 사다리 벡터의 가장 마지막 값에서부터 과거 $m-1$ 개의 타임 구간 이전에 들어온 값까지 대각선 평균을 구하게 되면 현재로부터 $m-1$ 개의 타임 구간 이전에 들어온 데이터의 잡음값이라고 할 수 있다.

[0087] 다시 도 5를 참조하면, 현재 $m-1$ 타임 구간 이전에 입력된 데이터에서 대각선 값들의 평균을 제거하게 되면, 이 데이터는 입력 뇌파 신호에서 잡음이 제거된 값이라고 할 수 있다. 이런 방법으로 입력 뇌파 신호에서 LSI 방법을 통하여 추출된 잡음 신호를 제거하게 되면, 보정된 뇌파 신호가 생성됨을 알 수 있다(Step5).

[0088] 본 발명의 일 실시 예는 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체 및 통신 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 통신 매체는 전형적으로 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈, 또는 반송파와 같은 변조된 데이터 신호의 기타 데이터, 또는 기타 전송 메커니즘을 포함하며, 임의의 정보 전달 매체를 포함한다.

[0089] 본 발명의 방법 및 시스템은 특정 실시 예와 관련하여 설명되었지만, 그것들의 구성 요소 또는 동작의 일부 또는 전부는 범용 하드웨어 아키텍처를 갖는 컴퓨터 시스템을 사용하여 구현될 수 있다.

[0090] 진술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시 예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

[0091] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면의 간단한 설명

[0092] 도 1은 본원 발명의 일 실시 예에 따른 단일 채널 휴대용 뇌파 측정 장치의 일 실시 예를 도시한 도면이다.

[0093] 도 2는 본원 발명의 일 실시 예에 따른 단일 채널 휴대용 뇌파 측정 장치에 포함되는 뇌파 처리 장치를 도시한 블록도이다.

[0094] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 트레이닝 데이터 저장부에 저장되는 트레이닝 데이터의 상세 구성을 도시한 도면이다.

[0095] 도 4는 본원 발명의 일 실시 예에 따른 입력 뇌파 신호를 클러스터링하여 트레이닝 데이터를 형성하는 과정을 도시한 도면이다.

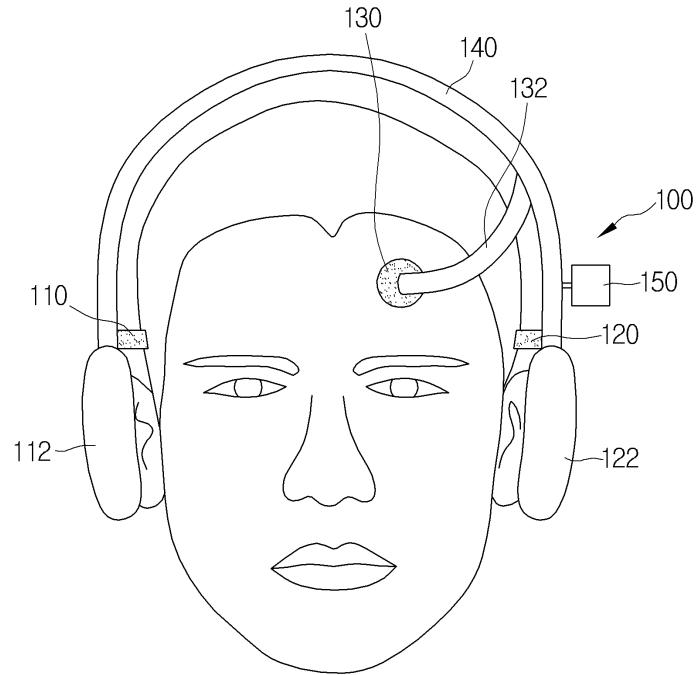
[0096] 도 5는 본원 발명의 일 실시 예에 따른 입력 뇌파 신호로부터 잡음을 제거하여 출력 뇌파 신호를 생성하는 과정을 도시한 도면이다.

[0097] 도 6은 본원 발명에 적용되는 잠재 은닉 색인 방법을 설명하기 위한 도면이다.

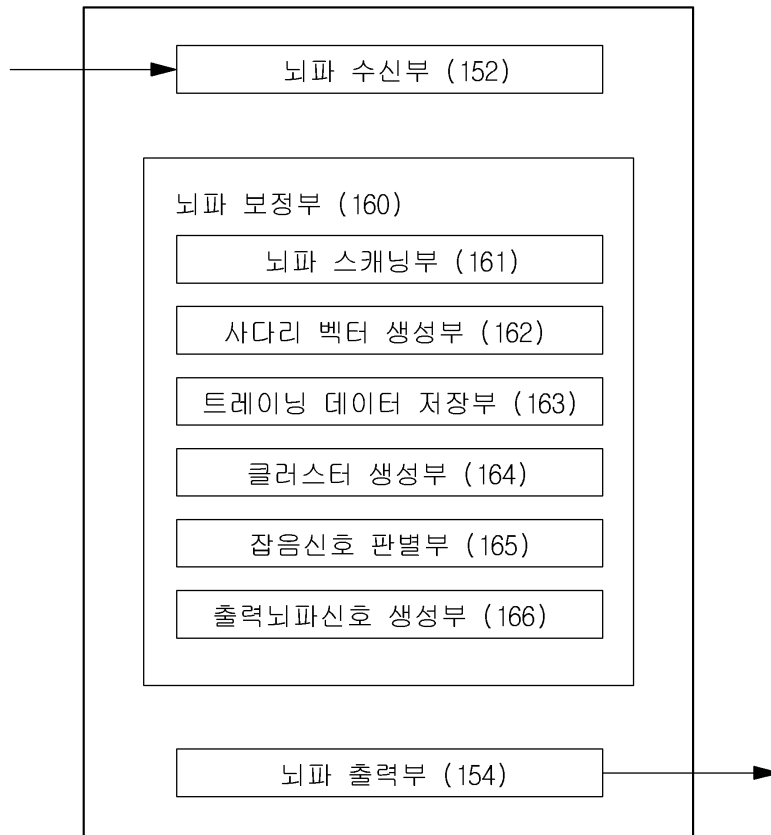
[0098] 도 7은 본원 발명의 일 실시 예에 따라 잡음 신호를 확인하는 방법을 도시한 면이다.

도면

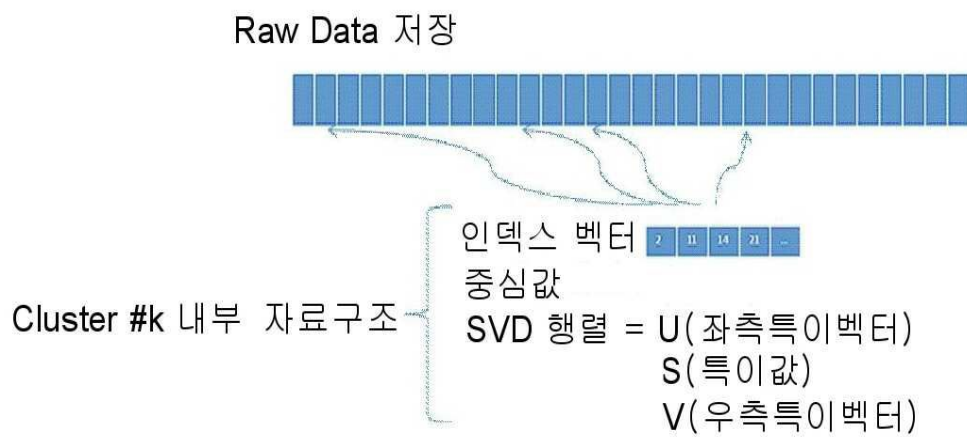
도면1



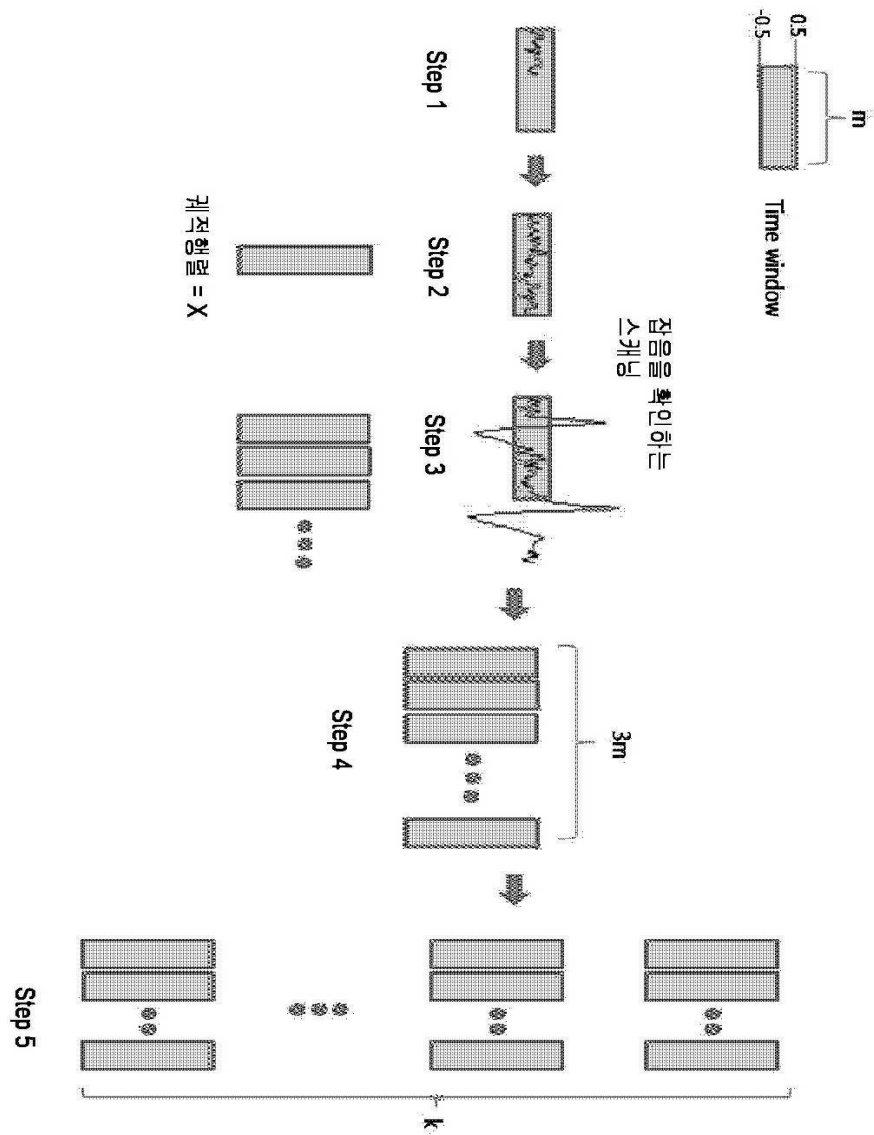
도면2



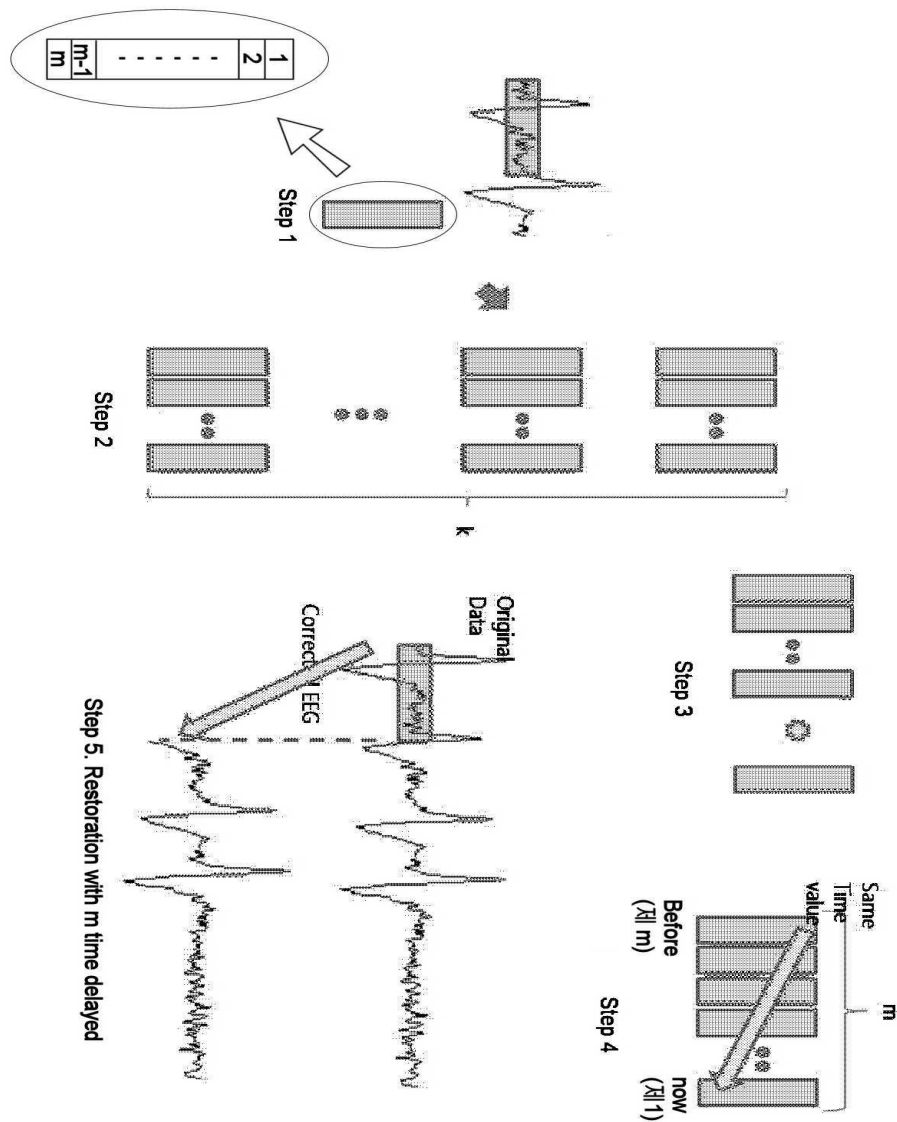
도면3



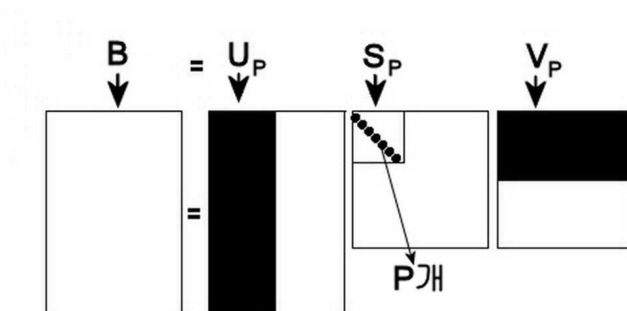
도면4



도면5



도면6



도면7

