



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0061317
(43) 공개일자 2017년06월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G09B 9/00 (2006.01) A61B 5/0476 (2006.01)
(52) CPC특허분류
G09B 9/00 (2013.01)
A61B 5/0476 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0166175
(22) 출원일자 2015년11월26일
심사청구일자 2015년11월26일

(71) 출원인
인하대학교 산학협력단
인천광역시 남구 인하로 100, 인하대학교 (용현동)
(72) 발명자
권장우
부산광역시 남구 오륙도로 85, 109동 2503호(용호동, 오륙도에스케이뷰아파트)
정해성
인천광역시 남구 인하로 100, 인하대학교 (용현동)
이상민
인천광역시 남구 인하로 100, 인하대학교 전기전자공학부(용현동)
(74) 대리인
양성보

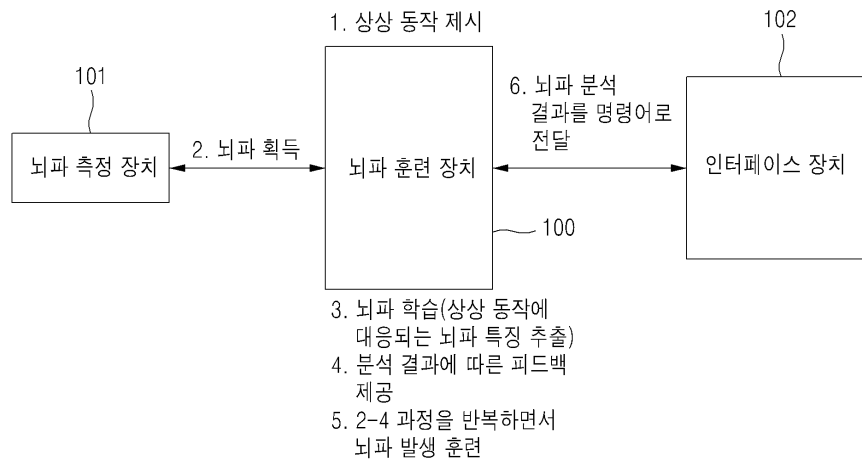
전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 발명의 명칭 뇌파 훈련을 위한 실시간 시뮬레이터 및 이를 이용한 인터페이스 장치

(57) 요약

뇌파 훈련을 위한 실시간 시뮬레이터 및 이를 이용한 인터페이스 장치가 개시된다. 적어도 하나의 프로그램이 로딩된 메모리; 및 적어도 하나의 프로세서를 포함하고, 상기 적어도 하나의 프로세서는, 상기 프로그램의 제어에 따라, 뇌파 발생 훈련을 위한 상상 동작을 제시한 후 뇌파 측정 장치를 통해 사용자로부터 측정된 뇌파 데이터를 획득하는 과정; 및 상기 뇌파 데이터에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출함으로써 상기 상상 동작에 대한 상기 사용자의 뇌파 특징을 학습하는 과정을 처리하는 것을 특징으로 하는 시스템을 제공한다.

대표도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711026822

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 정보통신기술인력양성

연구과제명 스마트한 주파수 이용을 위한 스펙트럼 및 전파기술

기 여 율 1/2

주관기관 인하대학교 산학협력단

연구기간 2015.01.01 ~ 2015.12.31이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1345235362

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 이공학학술연구기반구축

연구과제명 그린 생체모방형 임플란터블 전자칩 및 U-생체정보처리 플랫폼 융합기술개발

기 여 율 1/2

주관기관 인하대학교 산학협력단

연구기간 2015.05.01 ~ 2016.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

적어도 하나의 프로그램이 로딩된 메모리; 및

적어도 하나의 프로세서

를 포함하고,

상기 적어도 하나의 프로세서는, 상기 프로그램의 제어에 따라,

뇌파 발생 훈련을 위한 상상 동작을 제시한 후 뇌파 측정 장치를 통해 사용자로부터 측정된 뇌파 데이터를 획득하는 과정; 및

상기 뇌파 데이터에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출함으로써 상기 상상 동작에 대한 상기 사용자의 뇌파 특징을 학습하는 과정

을 처리하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 프로세서는, 상기 프로그램의 제어에 따라,

상기 특징 정보가 임계 범위를 벗어나는 경우 상기 상상 동작과 관련된 가이드나 코멘트를 제공하는 과정

을 처리하고,

상기 제공하는 과정을 처리한 이후 상기 획득하는 과정과 상기 학습 과정을 반복 수행하도록 처리하는 것

을 특징으로 하는 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 학습하는 과정은,

고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)을 이용하여 상기 뇌파 데이터에서 뇌파 분석에 필요한 주파수 대역을 분리한 후, 상기 분리된 주파수 대역의 뇌파 데이터에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출하여 기계학습을 통해 상기 상상 동작에 따른 정보를 저장하는 것

을 특징으로 하는 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 학습하는 과정은,

k-최근접 이웃 알고리즘(k-nearest neighbors algorithm)을 이용하여 상기 뇌파 데이터에 대한 회귀분석 결정계수를 분석한 후 상기 회귀분석 결정계수에 따라 선정된 채널의 주파수 대역에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출하여 상기 k-최근접 이웃 알고리즘의 학습 모델을 생성하는 것

을 특징으로 하는 시스템.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 학습하는 과정은,

상기 획득한 뇌파 데이터에 대한 회귀분석 결정계수를 분석하는 제1 과정;

상기 제1 과정에서 분석된 회귀분석 결정계수에 따라 뇌파 학습을 위한 채널과 주파수 대역을 선정하는 제2 과정;

상기 제2 과정에서 선정된 채널의 주파수 대역에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출하는 제3과정;

상기 제3 과정에서 추출된 특징 정보를 트레이닝 세트(training set)로 하는 학습 모델을 생성하는 제4 과정;

상기 학습 모델이 생성된 이후 획득한 뇌파 데이터에 대한 회귀분석 결정계수를 분석하는 제5 과정;

상기 제5 과정에서 분석된 회귀분석 결정계수에 따라 뇌파 학습을 위한 채널과 주파수 대역을 선정하는 제6 과정;

상기 제6 과정에서 선정된 채널의 주파수 대역에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출하는 제7과정; 및

상기 제7 과정에서 추출된 특징 정보를 상기 트레이닝 세트와 비교하여 비교 결과를 출력하는 제8 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 시스템.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항의 시스템을 이용하여 상기 사용자의 뇌파 특징을 컴퓨터 입력을 위한 인터페이스 변수로 하는 인터페이스 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 아래의 설명은 뇌파 훈련을 위한 시뮬레이터 및 이를 이용한 인터페이스 장치에 관한 것이다.

[0002]본 연구는 아래 사업의 연구 결과로 수행된 것이다.

[0003]- 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 대학ICT연구센터육성 지원사업(IITP-2015-H8501-15-1019)

[0004]- 2010년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(2010-0020163)

배경 기술

[0005]정보가 폭증하는 시대에는 정보를 "어떻게 생성할 것인가"보다 "어떻게 전달한 것인가"가 중요하며, 이는 인터페이스의 문제로 귀결된다. 인간 중심으로 옮겨가는 인터페이스 및 시스템 패러다임의 변화를 뒷받침 할 기반 기술의 개발 필요성이 증가됨에 따라 인터페이스는 제품과 사용자 간의 간극(Gap)을 줄이는 효율적인 수단이 될 것이다.

[0006]최근 인터페이스에 대한 연구는 과거 마우스, 키보드 이외에도 다양한 접근으로 연구되고 있다. 다양한 연구가 진행되는 가운데 생체신호 기반 인터페이스 기술은 심전도 및 뇌파와 같은 인위적으로 발생 가능한 생체신호를 이용하는 인간 친화적인 인터페이스 기술로서, 문자/음성/제스처 이후의 차세대 사용자 인터페이스로서 연구되고 있다. 생체신호 기반 인터페이스 기술은 국내외적으로 많은 연구들이 이루어지고 있지만 아직까지 상업적으로 이용할 만한 실용적인 기술을 선보이지 못하고 있다.

[0007]최근 활발하게 연구되고 있는 BCI(Brain Computer Interface)는 뇌파를 이용한 인터페이스 기술로서, 뇌파를 통해 커서를 컨트롤 하는 인터페이스 기술이나 3차원 가상 환경에서 자동차 운전을 제어하는데 BCI 모델 등이 소개되고 있다.

[0008]뇌파를 이용하여 자동차 브레이크를 제어하기 위한 기술의 일례로서, 대한민국 특허출원 제1993-0021335호(발명의 명칭: 뇌파를 이용한 브레이크 자동 제어 장치 및 그 방법), 대한민국 특허출원 제1996-057464호(발명의 명칭: 운전자의 뇌파 감지에 의한 브레이크 제어 장치) 등이 있다.

[0009]그러나, 뇌파를 이용한 인터페이스 기술의 가장 큰 문제점은 사람 개개인마다 뇌파 특성이 다르고 뇌파 생성 능력 또한 개인차가 있다는 점에 있다. 따라서, 사람의 뇌 신호를 BCI에 적용하기 위해서는 사용자가 원활하게

EEG 신호를 발생시킬 수 있는 EEG 신호 훈련에 대한 연구가 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0010] EEG 신호 훈련을 통하여 사용자가 원활하게 EEG 신호를 발생시킬 수 있도록 훈련하는 재활 시스템 및 방법을 제공한다.
- [0011] EEG 신호 기반의 인터페이스 장치의 효율적인 사용을 위해 사용자의 뇌파 생성 능력을 훈련하기 위한 재활 시스템 및 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

- [0012] 적어도 하나의 프로그램이 로딩된 메모리; 및 적어도 하나의 프로세서를 포함하고, 상기 적어도 하나의 프로세서는, 상기 프로그램의 제어에 따라, 뇌파 발생 훈련을 위한 상상 동작을 제시한 후 뇌파 측정 장치를 통해 사용자로부터 측정된 뇌파 데이터를 획득하는 과정; 및 상기 뇌파 데이터에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출함으로써 상기 상상 동작에 대한 상기 사용자의 뇌파 특징을 학습하는 과정을 처리하는 것을 특징으로 하는 시스템을 제공한다.
- [0013] 일 측면에 따르면, 상기 적어도 하나의 프로세서는, 상기 프로그램의 제어에 따라, 상기 특징 정보가 임계 범위를 벗어나는 경우 상기 상상 동작과 관련된 가이드나 코멘트를 제공하는 과정을 처리하고, 상기 제공하는 과정을 처리한 이후 상기 획득하는 과정과 상기 학습 과정을 반복 수행하도록 처리할 수 있다.
- [0014] 다른 측면에 따르면, 상기 학습하는 과정은, 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)을 이용하여 상기 뇌파 데이터에서 뇌파 분석에 필요한 주파수 대역을 분리한 후, 상기 분리된 주파수 대역의 뇌파 데이터에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출하여 기계학습을 통해 상기 상상 동작에 따른 정보를 저장할 수 있다.
- [0015] 또 다른 측면에 따르면, 상기 학습하는 과정은, k-최근접 이웃 알고리즘(k-nearest neighbors algorithm)을 이용하여 상기 뇌파 데이터에 대한 회귀분석 결정계수를 분석한 후 상기 회귀분석 결정계수에 따라 선정된 채널의 주파수 대역에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출하여 상기 k-최근접 이웃 알고리즘의 학습 모델을 생성할 수 있다.
- [0016] 또 다른 측면에 따르면, 상기 학습하는 과정은, 상기 획득한 뇌파 데이터에 대한 회귀분석 결정계수를 분석하는 제1 과정; 상기 제1 과정에서 분석된 회귀분석 결정계수에 따라 뇌파 학습을 위한 채널과 주파수 대역을 선정하는 제2 과정; 상기 제2 과정에서 선정된 채널의 주파수 대역에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출하는 제3과정; 상기 제3 과정에서 추출된 특징 정보를 트레이닝 세트(training set)로 하는 학습 모델을 생성하는 제4 과정; 상기 학습 모델이 생성된 이후 획득한 뇌파 데이터에 대한 회귀분석 결정계수를 분석하는 제5 과정; 상기 제5 과정에서 분석된 회귀분석 결정계수에 따라 뇌파 학습을 위한 채널과 주파수 대역을 선정하는 제6 과정; 상기 제6 과정에서 선정된 채널의 주파수 대역에서 상기 상상 동작에 대응되는 특징 정보를 추출하는 제7 과정; 및 상기 제7 과정에서 추출된 특징 정보를 상기 트레이닝 세트와 비교하여 비교 결과를 출력하는 제8 과정을 포함할 수 있다.
- [0017] 상기한 내용의 시스템을 이용하여 상기 사용자의 뇌파 특징을 컴퓨터 입력을 위한 인터페이스 변수로 하는 인터페이스 장치를 제공한다.

발명의 효과

- [0018] 본 발명의 실시예에 따르면, 사용자의 뇌파 발생에 대한 훈련 시뮬레이션을 제공함으로써 사용자의 뇌파 능력을 향상시킬 수 있다.
- [0019] 본 발명의 실시예에 따르면, 훈련된 뇌파를 컴퓨터 입력을 위한 인터페이스 변수로 적용함으로써 보다 정확한 뇌파를 기반으로 하는 BCI 기술을 구현할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0020] 도 1은 본 발명의 일실시예에 있어서 재활 시스템의 구성의 예를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 일실시예에 있어서 뇌파 훈련 장치의 뇌파 훈련 과정의 예를 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일실시예에 있어서 뇌파 훈련 장치의 내부 구성의 예를 도시한 도면이다.

도 4 및 도 5는 본 발명의 일실시예에 있어서 EEG 신호를 확인할 수 있는 인터페이스 화면의 예를 도시한 도면이다.

도 6은 본 발명의 일실시예에 있어서 뇌파 훈련 장치의 EEG 신호 학습 과정의 예를 도시한 도면이다

도 7은 본 발명의 일 실시예에 있어서 컴퓨터 시스템의 내부 구성의 일례를 설명하기 위한 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 이하, 본 발명의 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.

[0022] 본 실시예들은 사용자의 뇌파 발생에 대한 훈련 시뮬레이션을 제공하는 기술에 관한 것으로, EEG 신호를 기반으로 만들어진 소프트웨어를 사용하기 위해서 사용자의 EEG 신호에 대한 발생 연습, 측정, 판단 등을 포함하는 시뮬레이션 서비스를 제공하는 것이다.

[0023] 본 발명은 EEG 신호 기반의 인터페이스 장치의 효율적인 사용을 위해 사용자의 뇌파 생성 능력을 훈련하기 위한 시뮬레이터의 개발을 목표로 한다. 사람의 뇌 신호를 BCI에 적용하기 위해서는 사용자가 원활하게 EEG 신호를 발생시킬 수 있도록 훈련하기 위한 EEG 신호 훈련기의 개발이 필요하다.

[0024] 먼저, 본 발명과 관련된 배경 연구에 대해 설명하기로 한다.

[0025] BCI(Brain Computer Interface)

[0026] BCI는 인간의 두뇌와 컴퓨터를 직접 연결해 뇌파를 통해 컴퓨터를 제어하는 인터페이스 기술로 정의되며, 넓게는 HCI(Human Computer Interface)기술에 속한다. 또한, 뇌파를 통해 휠체어나 로봇과 같은 기계를 조작할 수도 있기 때문에, BCI 기술은 BMI(Brain Machine Interface)라고 불리기도 한다. BCI 기술의 구현은 뇌파 자극을 인식(Acquisition)하는 장치를 통해 뇌파를 측정한 후, 신호화 과정(Signal Processing)을 거쳐 뇌파를 분석해 입출력 장치에 명령을 내리는 과정을 거치게 된다.

[0027] 뇌파(brainwave)

[0028] 뇌파는 뇌세포 집단의 미세한 전기활동을 두피에 전극을 부착하여 유도하고 이를 뇌파계에 의하여 증폭시켜 전위를 종축으로, 시간을 횡축으로 해서 기록한 것을 말한다. 다시 말해, 뇌파는 대뇌피질에서 발생하는 전기적 활동을 측정하는 것으로, 뇌의 활동, 측정 시의 상태 및 뇌 기능에 따라 시공간적으로 변화하며, 주로 0~50Hz의 주파수와 10~200uV의 진폭을 가진다. 그리고, 뇌파는 주파수 범위에 따라 델타파(δ 파, Delta wave), 세타파(θ 파, Theta wave), 알파파(α 파, Alpha wave), 베타파(β 파, Beta wave) 등으로 분류된다. 뇌파는 주파수별로 특성이 존재하며, 표 1은 뇌파의 주파수별 구분에 따른 특성에 대해 정리한 것이다.

표 1

명칭	주파수	주 출현부위	진폭	특성
델타파 (δ 파)	0.1~3Hz	가변적	100~20 μ V	깊은 수면 시 주로 나타남
세타파 (θ 파)	4~7Hz	후두부, 측두부	10~50 μ V	수면 또는 정서가 안정된 상태 시 주의, 집중력과 관련
알파파 (α 파)	8~12Hz	두정엽, 후두엽	10~150 μ V	긴장이 이완된 상태에 주로 나타나며 뇌 의 발달과 밀접하게 관련
베타파 (β 파)	13~30Hz	전두부	5~10 μ V	깨어 있는 상태의 모든 의식활동 시 특 히, 불안/긴장 상태에서 우세하게 발생 하며 시각, 청각, 촉각, 미각, 후각과 관련
감마파 (γ 파)	30~50Hz	전두엽, 후두엽	2~120 μ V	각성과 흥분 시에 주로 발생 특히, 고도 의 인지, 사고 능력과 관련

[0030] 뇌파의 측정 위치

[0031] 뇌파는 대뇌피질에 전극을 부착하여 뇌의 전기적 활동을 측정하게 된다. 이때 두피에 전극의 부착 위치를 명시한 International10-20System에 따라 전극을 부착한다. International10-20System에서 C는 중앙(Central), F는 전두엽(Frontallobe), P는 두정엽(Parietallobe), O는 후두엽(Occipitallobe), T는 측두엽(Temporallobe)을 의미한다. 영문 뒤의 숫자는 부착 위치에 따라 홀수는 좌반구를 짝수는 우반구를 의미한다.

[0032] 전극 부착 위치는 눈과 이마의 구분점(Nasion)과 목과 뒷머리의 구분점(Inion) 사이를 잇는 중앙선을 z로 표기하며 그 한 가운데 부분을 Cz라고 한다. 이 Cz점을 기준으로 Nasion과 Inion의 방향으로 길이의 20% 앞 지점, 그로부터 다시 20% 앞 지점, 다시 10% 앞 지점을 구분하여 뇌파의 측정 위치를 정하였는데, 10~20% 비율을 가지고 구분한다 하여 붙여진 명칭이 International10-20 System이다.

[0033] 뇌파 분석 및 학습

[0034] 본 발명에서는 사용자로부터 취득한 뇌파에 대해 상기한 기술 내용의 푸리에 변환, 고속 푸리에 변환, k-최근접 이웃 알고리즘을 통하여 뇌파 분석에 필요한 주파수를 추출하여 훈련할 수 있다.

[0035] (1) 푸리에 변환(Fourier Transform)

[0036] 푸리에 변환은 음성 등의 파형을 기본 주파수(기본음)와 그 정배수의 각 주파수(각 배음)로 분해하는 것을 의미하며, 간단하게 말하면 어떤 파(波) 중에서 어느 주파수 성분이 얼마만큼 포함되어 있는지를 계산하는 방법이다. 모든 파형은 이 푸리에 변환을 통해 기본파와 고주파의 합으로 나타낼 수 있다. 따라서, 하나의 파형이 이어지면 그 파형이 어떤 주파수 성분으로 구성되어 있는지를 푸리에 변환을 통해 알 수 있다.

[0037] (2) 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)

[0038] 고속 푸리에 변환은 이산적 푸리에 변환(DFT)을 행하는 알고리즘의 하나로서 FFT라 약칭된다.

[0039] 컴퓨터로 N개의 데이터열의 이산적 푸리에 변환(DFT)을 하는 경우, 각 주파수의 푸리에 계수를 각각 독립적으로 계산하는 N^2 회의 곱셈이 필요하다. 그러나, N이 소인수로 분해되는 경우는 그 데이터열을 분할하여 개개의 소인수에 해당하는 소수 그룹에 대해서 이산적 푸리에 변환(DFT)을 하여 그 결과를 사용해서 최종적으로 N개의 이산적 푸리에 변환(DFT)을 하도록 하면 연산 회수가 적게 된다. 이 효과가 가장 큰 것은 N이 2의 멍승인 경우인데, 이 알고리즘에 의하면 $N \log_2 N$ [회]의 승산만 하면 된다. 따라서, 2차원 데이터열인 화상의 2차원 이산적 푸리에 변환(DFT)을 할 때 연산 시간이 매우 단축된다.

[0040] (3) k-최근접 이웃 알고리즘(k-nearest neighbors algorithm)

[0041] 훈련 데이터는 각각이 항목 분류명을 갖는 다차원 특징 공간에서의 벡터이다. 알고리즘의 훈련 단계는 오직 훈련 표본의 특징 벡터와 항목 분류명을 저장하는 것이다.

[0042] 분류 단계에서 k는 사용자 정의 상수이고 분류명이 붙지 않은 벡터(질의 또는 검증점)는 k개의 훈련 표본 사이에서 가장 빈번한 분류명을 할당함으로써 분류된다.

[0043] 연속 변수에서 가장 흔하게 사용되는 거리 척도는 유클리드 거리이다. 문자 분류와 같은 이산 변수의 경우 중첩 거리(또는 해밍 거리)와 같은 다른 척도가 사용될 수 있다. 예를 들어, 유전자 표현 미세 배열 데이터의 경우, k-NN은 피어슨과 스피어만 같은 상관 계수를 사용해 왔다. 종종 거리 척도가 큰 여백 최근접 이웃이나 이웃 성분 분석과 같은 특별한 알고리즘으로 학습된다면 k-NN의 분류의 정확성을 상당히 향상시킬 수 있다.

[0044] "과반수 의결"에 따른 분류의 단점은 항목 분포가 편향될 때 나타난다. 다시 말해서, 더 빈번한 항목의 데이터가 새로운 데이터의 예측을 지배하는 경향이 있다. 왜냐하면, 더 빈번한 항목의 데이터가 다수를 이루어서 k개의 최근접 이웃의 대부분이 되는 경향이 있기 때문이다. 이 문제를 해결하는 한 가지 방법은 검증점과 k개의 최근접 이웃 각각의 거리를 고려하여 분류에 가중치를 주는 것이다. 각각 k개의 최근접 점의 항목(회귀 문제의 경우 값)에 그 점에서 검증점까지의 거리의 역수에 반비례하는 가중치를 곱한다. 편향을 해결하는 또 다른 방법은 데이터 표현을 추상화하는 것이다. 예를 들어, 자기 조직화 지도(SOM)에서 각 노드는 원래의 훈련 데이터 밀도와 상관없이 유사점의 군집 대표(중심)이다. k-NN은 SOM에도 적용될 수 있다.

[0045] 이외에도, 본 발명에서는 측정된 뇌파의 불필요한 잡음을 제거하기 위해 독립성분분석(ICA, Independent Component Analysis)을 이용할 수 있고, 뇌파의 주파수 정보를 획득하기 위해 파워 스펙트럼 분석(Power Spectrum Analysis)을 적용할 수 있으며, 뇌파 분석에 필요한 주파수 대역을 추출하기 위해 대역통과 필터(Band

Pass Filter)를 이용할 수 있다.

[0046] (6) 독립성분분석(Independent Component Analysis)

[0047] 독립성분분석이란, 여러 개의 신호가 혼재되어 있는 결과에서 신호를 분리하고 간섭을 최소화 하여 원래 신호들을 추출하는 방법이다. 독립성분분석은 선형적인 신호들의 발생 위치나 발생 경로에 대한 정보가 없는 상태에서 신호의 분석을 통하여 그 신호의 근원을 알아내는 블라인드 신호분리(BSS, Blind Source Separation)의 방법 중 하나이다.

[0048] 독립성분분석은 여러 차원의 신호들에서 상관성과 의존성을 최소화시키며, 엔트로피를 극대화시킴으로써 확률적으로 가장 독립적인 신호들로 분류해낼 수 있다. 뇌파 또한 여러 개의 전극에서 측정된 선형적인 신호들이 결합된 다차원 신호로서 전극간의 간섭 등으로 신호가 혼합되어 측정된다. 이 신호에 독립성분분석을 적용하게 되면 뇌파신호에서 여러 전극으로부터 취득된 뇌파들을 전극별 독립된 신호로 분리하여, 간섭이 최소화된 본래의 뇌파 신호에 가장 근접한 데이터를 추출할 수 있다. 따라서, 눈 깜박임, 안구운동, 근육의 움직임과 같은 뇌파와 함께 측정된 불필요한 잡음을 분리하여 제거하기 위하여 독립성분분석을 적용할 수 있다.

[0049] (7) 대역통과필터(Band Pass Filter)

[0050] 사용자로부터 취득한 뇌파신호는 불필요한 잡음이 제거된 신호라도 여러 주파수 성분이 한데 섞여서 이루어져 있다. 이러한 통합된 신호에서 분석에 필요한 주파수 영역만을 추출하여야 한다. 이를 위해 주파수 필터링을 이용하며 필터의 종류에는 주파수 영역에 따라 특정 주파수 대역보다 낮은 주파수 신호만 통과시키는 저주파 통과필터(Low Pass Filter), 특정 주파수 대역보다 높은 주파수 신호만 통과시키는 고주파 통과필터(High Pass Filter), 그리고 특정 주파수 영역을 통과시킴으로써 특정 주파수대역을 걸러주는 대역 통과필터(Band Pass Filter)가 있다. 따라서, 특정 대역(예컨대, 0~50Hz)의 대역통과 필터를 사용하여 뇌파에 해당하는 주파수를 추출할 수 있다.

[0051] (6) 파워 스펙트럼 분석(Power Spectrum Analysis)

[0052] 뇌파는 시간에 따라 변화하는 아날로그 시계열 데이터로써 뇌파의 양상을 관찰하기는 편리하지만, 특정 정보를 찾아내어 분석하고자 하는 경우에는 시간영역에서의 분석만으로는 충분하지 않다.

[0053] 파워 스펙트럼 분석은 FFT를 통하여 시계열의 아날로그 신호인 뇌파를 주파수 영역으로 변환한다. 주파수 영역으로 변환된 신호는 주파수 성분들의 분포와 밀도를 확인할 수 있다. 이 스펙트럼 분석에는 파워 값이 주로 사용되고 이것은 진폭의 제곱(μV^2)으로 표시된다. 아주 짧은 시간의 뇌파 측정으로 스펙트럼 분석에 의한 파워 값 계산이 가능하다. 하지만, 뇌의 전기적 활동을 보다 잘 나타내주기 위하여 주로 주파수 대역 당 20~30초에서 3분 정도의 잡음이 제거된 정제된 뇌파에 대하여 파워 값을 계산한다.

[0054] 도 1은 본 발명의 일실시예에 있어서 재활 시스템의 구성의 예를 설명하기 위한 도면이다. 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 재활 시스템은 뇌파 측정 장치(101)와 뇌파 훈련 장치(100)를 포함한다.

[0055] 뇌파 측정 장치(101)는 피험자의 두피에 부착하여 뇌파를 측정하기 위한 전극을 포함할 수 있다. 이때, 전극은 습식 전극(wet electrode)은 물론, 별도의 전도성 젤을 사용하지 않아도 되는 건식 전극(dry electrode)을 사용할 수 있다. 사용자의 뇌파를 측정하기 위한 전극의 부착 위치는 국제 표준(International10-20System)에 따라 결정될 수 있다.

[0056] 뇌파 측정 장치(101)는 뇌파 훈련 장치(100)와 하나의 시스템으로 구성되거나, 별도의 시스템으로 구성되어 뇌파 훈련 장치(100)와 연동하는 형태로 구성될 수 있다. 뇌파 측정 장치(101)는 유선 통신 또는 무선 통신을 통해 뇌파 훈련 장치(100)와 연결될 수 있다. 일례로, 뇌파 측정 장치(101)는 근거리 무선통신(예컨대, WiFi, 블루투스, 지그비 등)을 위한 통신 모듈을 포함하여 뇌파 훈련 장치(100)와 연결될 수 있다. 다시 말해, 뇌파 측정 장치(101)는 사용자의 대뇌피질에서 발생하는 실시간 뇌파 데이터를 획득하여 근거리 무선통신을 통해 뇌파 발생 훈련을 위한 장치인 뇌파 훈련 장치(100)로 뇌파 데이터를 전송하는 역할을 한다.

[0057] 뇌파 훈련 장치(100)는 뇌파 측정 장치(101)를 통해 실시간으로 획득한 EEG 신호를 이용하여 사용자의 뇌파 발생에 대한 훈련 시뮬레이션을 제공하는 역할을 한다. 뇌파 훈련 장치(100)는 PC 환경은 물론 모바일 환경에서 사용 가능한 어플리케이션(application) 형태로 구현될 수 있으며, 이때 독립적으로 동작하는 프로그램 형태로 구현되거나 혹은 특정 어플리케이션의 인-앱(in-app) 형태로 구성되어 상기 특정 어플리케이션 상에서 동작이

가능하도록 구현될 수 있다.

- [0058] 뇌파의 주파수별 구분에 따른 특성으로 알 수 있듯이 EEG 신호는 상상하는 동작 각각에 대해 고유한 특징 정보가 나타난다. 단적인 예로서, 수학 계산 등 논리적인 행위의 경우 좌측 뇌파가 우측 뇌파에 비해 활성화 되고, 좋은 추억이나 아픈 기억을 연상하는 등 감성적인 행위의 경우 우측 뇌파가 좌측 뇌파에 비해 활성화 될 수 있다. 사용자가 특정 동작을 상상하는 경우 해당 동작에 대응되는 특징 정보를 포함하는 EEG 신호가 발생하게 되는데, 사용자 개개인의 뇌파 특징이 다르기 때문에 뇌파로 상상 동작을 구분하기가 매우 어렵고 뇌파 생성 능력 또한 개인차가 있기 때문에 동작 상상 과정에서 잡음이 생기거나 집중이 어려운 경우 정확한 특징 정보를 담은 EEG 신호를 획득하기 어렵다. 그러나, 동작 상상에 대한 꾸준한 연습을 반복한다면 사용자의 뇌파 특징을 학습할 수 있고 더욱이 EEG 신호 발생을 위한 집중도를 높여 사용자의 뇌파 발생 능력을 향상시킬 수 있다. 이를 위하여, 본 발명에 따른 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자의 EEG 신호 발생에 대한 연습 환경을 제공할 수 있다.
- [0059] 도 2는 본 발명의 일실시예에 있어서 뇌파 훈련 장치의 뇌파 훈련 과정의 예를 설명하기 위한 도면이다.
- [0060] 1. 뇌파 훈련 장치(100)는 뇌파 발생 훈련을 위한 상상 동작을 제시한다. 예를 들어, 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자가 '앞으로 전진하는 동작'을 상상하도록 해당 동작에 대한 정보를 제시할 수 있다. 뇌파 훈련 장치(100)는 텍스트나 음성으로 동작을 설명하거나 해당 동작을 나타내는 이미지나 동영상 등을 화면 상에 표출함으로써 상상 동작을 제시할 수 있다.
- [0061] 2. 뇌파 훈련 장치(100)는 뇌파 측정 장치(101)를 통해 사용자로부터 측정된 뇌파 데이터를 획득할 수 있다. 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자에게 상상 동작으로 '앞으로 전진하는 동작'을 제시한 후 사용자가 '앞으로 전진하는 동작'을 상상하는 동안 측정된 뇌파를 실시간으로 획득할 수 있다.
- [0062] 3. 뇌파 훈련 장치(100)는 뇌파 측정 장치(101)로부터 획득한 뇌파를 분석함으로써 사용자에게 제시한 상상 동작에 대응되는 뇌파 특징을 추출할 수 있으며, 사용자에게 제시한 상상 동작에 대해 추출된 뇌파 특징을 학습할 수 있다. 상상 동작 각각에 대하여 뇌파 분석을 위한 채널과 주파수 대역이 사전에 정의될 수 있다. 예를 들어, 뇌파 훈련 장치(100)는 '앞으로 전진하는 동작'에 대해 좌측 뇌파의 활성화 정도를 추출할 수 있고 추출된 뇌파 특징을 '앞으로 전진하는 동작'에 대한 사용자의 뇌파 특징으로 학습할 수 있다.
- [0063] 4. 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자의 뇌파 발생 능력을 향상시키기 위해 사용자의 뇌파 분석 결과에 따른 피드백 정보를 제공할 수 있다. 일례로, 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자에게 제시한 상상 동작에 대해 추출된 사용자의 뇌파 특징이 해당 동작에 대해 사전에 정해진 임계 범위를 벗어나는 경우 해당 동작에 대해 보다 집중하거나 EEG 신호 발생에 도움이 될 수 있는 가이드나 코멘트를 제공할 수 있다. EEG 신호 발생에 도움이 될 수 있는 가이드나 코멘트 등은 텍스트, 이미지 등 다양한 형태로 제공될 수 있으며, 사용자에게 제시하는 상상 동작 별로 사전에 정의될 수 있다. 예를 들어, 사용자가 '앞으로 전진하는 동작'을 상상하는 동안 측정된 뇌파에서 좌측 뇌파의 활성화 정도가 임계치 미만일 경우 사용자에게 제시한 상상 동작과 관련하여 좌측 뇌파가 보다 활성화 될 수 있는 동작이나 이미지 등을 추가로 제시할 수 있다.
- [0064] 5. 뇌파 훈련 장치(100)는 상기한 2 내지 4 과정을 반복하면서 사용자에게 제시한 상상 동작에 대해 사용자의 뇌파 발생에 대한 훈련 시뮬레이션을 제공할 수 있다. 이때, 뇌파 훈련 장치(100)는 상상 동작 각각에 대하여 상기한 1 내지 5 과정을 거치게 되며, 이에 따라 상상 동작 별로 EEG 신호 발생 훈련을 통해서 사용자의 뇌파 특징을 학습할 수 있다.
- [0065] 6. 뇌파 훈련 장치(100)는 훈련된 뇌파 분석 결과를 인터페이스 장치(102)에 대한 명령어로 전달할 수 있다. 다시 말해, 뇌파 훈련 장치(100)는 EEG 신호 발생 훈련을 통해 획득한 뇌파의 분석 결과를 다른 디바이스를 제어하기 위한 인터페이스 장치(102)의 입력으로 전달할 수 있다. 이때, 인터페이스 장치(102)는 뇌파를 기반으로 하는 게임 입출력 장치, 자동차 제어 시스템, 장애인이나 코마 상태의 환자 등이 사용 가능한 입출력 장치 등으로 활용될 수 있다.
- [0066] 따라서, 본 발명에서는 사용자가 뇌파 훈련 장치(100)가 제시한 동작을 상상하고 이에 따라 발생된 뇌파에 대한 시뮬레이션 결과와 피드백 정보를 직접 보면서 보다 효과적이고 편리하게 EEG 신호 발생에 대한 훈련을 반복할 수 있다. 이에 따라, 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자에게 대한 EEG 신호 발생 훈련을 통해서 사용자의 뇌파 특징을 학습할 수 있고 피드백을 제공하여 사용자의 뇌파 발생 능력을 향상시킬 수 있다. 더 나아가, 뇌파 훈련 장치(100)에서 훈련된 뇌파를 컴퓨터 입력을 위한 인터페이스 변수로 적용함으로써 보다 정확한 뇌파를 기반으로 하는 BCI 기술을 구현할 수 있다.

- [0067] 도 3은 본 발명의 일실시예에 있어서 뇌파 훈련 장치의 내부 구성의 예를 도시한 도면이다.
- [0068] 도 3에 도시한 바와 같이, 뇌파 훈련 장치(100)는 뇌파 수신부(310), 신호 분리부(320), 학습부(330), 추측부(340), 사용자 정의부(350), 및 판단부(360)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0069] 사용자의 동작 상상에 의해서 발생하는 EEG 신호를 뇌파 측정 장치(101)에서 측정하여 뇌파 훈련 장치(100)로 전송할 수 있으며, 이때 뇌파 수신부(310)는 뇌파 측정 장치(101)로부터 측정된 뇌파 데이터를 실시간으로 수신한 후 수신된 뇌파 데이터에 대하여 전처리 과정을 수행하는 역할을 한다. 일례로, 뇌파 수신부(310)는 뇌파 측정 장치(101)로부터 수신된 EEG 신호의 저주파 성분을 제거하기 위한 전처리 필터부, 전처리 필터부에서 저주파 성분이 필터링 된 EEG 신호를 1차 증폭하는 계측 증폭기, 계측 증폭기에서 증폭된 EEG 신호의 초과 주파수 대역을 제거하는 후처리 필터부, 후처리 필터부에서 필터링 된 EEG 신호를 2차 증폭하는 출력 증폭부를 포함할 수 있다. 이때, 후처리 필터부는 30Hz 초과 주파수 대역을 제거하는 저역통과필터, 저역통과필터에서 필터링 된 EEG 신호로부터 제거되지 못한 30Hz 이상의 대역을 추가 필터링 하는 대역제거필터를 포함할 수 있다.
- [0070] 신호 분리부(320)는 주파수의 범위에 따라 EEG 신호를 분리하는 것으로, 뇌파 수신부(310)를 통해 수신된 EEG 신호에서 뇌파 분석에 필요한 대역의 EEG 신호를 분리하는 역할을 한다. 일례로, 신호 분리부(320)는 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)을 통해 주파수 대역으로 변환할 수 있으며, 이때 4-7Hz 대역의 EEG 신호를 추출하는 세타통과필터, 7-13Hz 대역의 EEG 신호를 추출하는 알파통과필터; 및 13-30Hz 대역의 EEG 신호를 추출하는 베타통과필터를 포함할 수 있다.
- [0071] 학습부(330)는 신호 분리부(320)에서 분리된 EEG 신호의 특징점을 추출하여 기계학습을 적용한 후 사용자에게 제시된 동작 상상에 따른 정보를 저장하는 역할을 한다. 이때, 학습부(330)는 EEG 신호의 주파수 별 파워 스펙트럼(power spectrum)을 이용한 파워 분석을 통해 EEG 신호를 학습할 수 있다. 일례로, 학습부(330)는 내부에 저장된 특징점 추출 알고리즘을 통해 EEG 신호의 파형으로부터 특징점을 추출하는 특징 추출부(131), 추출된 특징점으로 이루어진 특징 집합을 내부에 저장된 기계학습 알고리즘을 통해 입력하는 기계학습 처리부(132), 및 기계학습 처리부(132)를 통해 입력된 기계학습 데이터를 저장하는 저장부(133)를 포함할 수 있다. 이때, 특징 추출부(131)는 EEG 신호에 대해 수학적 1 내지 수학적 4를 순차적으로 적용하여 벡터 형태의 특징 집합을 산출할 수 있다.

수학적 1

$$DAMV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_1|$$

- [0072]
- [0073] 이때, DAMV는 신호의 절대차분평균값을 의미하는 것으로, 일정시간 동안 신호의 절대 값을 적분한 값이다. 여기서 x는 측정된 신호이며, i는 샘플의 순서, N은 샘플의 개수를 의미한다. 이와 같은 조건은 다른 특징점을 계산할 때에도 동일하게 적용된다. DAMV는 다른 말로 평균 진폭 변화(average amplitude change: AAC)라고도 불린다.

수학적 2

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|$$

- [0074]
- [0075] 여기서, MAV는 절대 적분값으로서 각 신호 진폭의 절대 값의 평균을 의미한다.

수학식 3

$$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2$$

[0076]

[0077] 여기서, VAR은 신호의 출력 밀도(power density)를 추정하는 데 사용된다. 일반적으로 VAR은 신호의 분산이라 불리며 신호 편차의 평균 제곱 값으로 정의된다.

수학식 4

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2}$$

[0078]

[0079] 여기서, RMS는 신호의 제곱평균제곱근을 의미하며, 이는 시간의 흐름에 따라 힘의 크기와 연관성이 높게 나타나 는 변수로써 신호의 원 신호를 변형하지 않고도 수학적인 방법으로 쉽게 계산할 수 있는 장점이 있다.

[0080] 추측부(340)는 학습부(330)의 실행 이후에 측정된 EEG 신호의 특징점을 추출하여 기계학습을 적용한 후 사용자 에게 제시된 동작 상상에 따른 정보를 저장하는 역할을 한다. 이때, 추측부(340)는 EEG 신호의 주파수 별 파워 스펙트럼(power spectrum)을 이용한 파워 분석을 통해 EEG 신호를 학습할 수 있다. 일례로, 추측부(340)는 내 부에 저장된 특징점 추출 알고리즘을 통해 EEG 신호의 파형으로부터 특징점을 추출하는 특징 추출부(341), 추출 된 특징점으로 이루어진 특징 집합을 내부에 저장된 기계학습 알고리즘을 통해 입력하는 기계학습 처리부(342), 및 기계학습 처리부(342)를 통해 입력된 기계학습 데이터를 저장하는 저장부(343)를 포함할 수 있다. 이때, 특 징 추출부(341)는 수학식 1 내지 수학식 4을 이용하여 EEG 신호에 대한 벡터 형태의 특징 집합을 산출할 수 있 다.

[0081] 학습부(330)와 추측부(340)의 구체적인 동작은 유사하나, 최초 측정된 EEG 신호의 특징 벡터를 기반으로 학습한 결과는 학습부(330)에 저장되고, 이후에 측정되는 EEG 신호에 대해서는 추측부(340)에서 학습부(330)와 동일한 방식으로 학습하여 저장한다.

[0082] 사용자 정의부(350)는 학습부(330)에서의 기계학습 알고리즘을 통한 결정계수분석을 거쳐 EEG 신호의 분석 결과 에서 정확성이 높은 채널과 주파수 대역을 사용자에게 의해 선택받을 수 있다. 일례로, 학습부(330)의 학습 정보 와 추측부(340)의 학습 정보 간의 유사도가 임계치보다 낮을 경우 사용자로부터 EEG 신호에 대한 채널과 주파수 를 선택받을 수 있으며, 이를 통해 사용자의 EEG 신호에 대한 학습 모델을 다시 생성하여 학습부(330)에 저장시 킬 수 있다. 따라서, 사용자의 EEG 신호에 대해 다시 생성된 모델을 바탕으로 학습을 반복 진행함에 따라 유사 도의 상승을 기대할 수 있다.

[0083] 판단부(360)는 사용자의 EEG 신호에 대해 학습부(330)에 저장된 학습 정보와 추측부(340)에 저장된 학습 정보를 비교하는 역할을 한다. 최초 측정된 신호에서 특징점들을 추출한 후 만들어진 특징벡터를 기반으로 학습 모델 (k-NN 모델)을 생성하게 되는데, 이와 같이 생성된 모델은 학습부(330)에 저장이 되고 이후에 측정되는 신호는 추측부(340)에 저장이 된다. 이에, 판단부(360)에서는 학습부(330)에 저장된 모델에 추측부(340)에서 만들어진 특징 벡터를 테스트하여 유사도를 계산할 수 있다.

[0084] 이때, 판단부(360)는 학습부(330)의 학습 정보와 추측부(340)의 학습 정보 간의 비교 결과를 뇌파 발생 훈련 대 상자인 사용자에게 뇌파 분석 결과에 대한 피드백 정보로서 제공할 수 있다. 일례로, 판단부(360)는 학습부 (330)의 학습 정보와 추측부(340)의 학습 정보 간의 유사도를 사용자에게 제공할 수 있으며, 이때 사용자가 학 습 정보 간 유사도의 확인, 및 채널과 주파수의 선택을 위한 참고 정보로서, 사전에 정의된 임계치에 대한 정보 도 함께 제공할 수 있다.

[0085] 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자에게 측정된 뇌파 파형과 뇌파 분석 결과를 사용자가 확인할 수 있도록 디스플레이 할 수 있다. 일례로, 도 4와 도 5에 도시한 바와 같이 뇌파 측정 장치(101)로부터 수신된 EEG 신호의 로우 데이터(Raw EEG), 및 EEG 신호의 채널과 주파수 대역(Channel&Frequency)을 화면 상에 실시간으로 표시할 수 있

다. 사용자는 뇌파 훈련 시뮬레이션으로 EEG 신호 발생에 대한 연습을 하면서 뇌파 훈련 장치(100)에서 제공하는 피드백을 통해 자신의 EEG 발생 수준에 대해 실시간으로 확인할 수 있다.

[0086] 본 발명에 따른 뇌파 훈련 방법은 도 3을 통해 설명한 상세 내용을 바탕으로 적어도 둘 이상의 동작으로 구성될 수 있다. 일례로, 뇌파 훈련 방법은 사용자의 동작 상상에 의해서 발생하는 EEG 신호를 수신하는 뇌파 수신단계; 주파수의 범위에 따라 상기 수신된 EEG 신호를 분리하는 신호 분리단계; 상기 분리된 EEG 신호의 특징점을 추출하여 기계학습을 적용하고 동작 상상에 따른 정보를 저장하는 학습단계; 및 학습단계 이후에 측정된 EEG 신호의 특징점을 추출하여 기계학습을 적용시켜 상기 동작 상상에 따른 정보를 저장하는 추측단계; 및 기계학습 알고리즘에서의 결정계수분석을 거쳐 정확성이 높은 채널과 주파수대역을 사용자가 설정할 수 있는 사용자정의 단계; 및 학습단계에 저장된 정보와 추측단계에 저장된 정보를 비교하는 판단단계를 포함할 수 있다.

[0087] 도 6은 본 발명의 일실시예에 있어서 뇌파 훈련 장치의 EEG 신호 학습 과정의 예를 도시한 도면이다. EEG 신호 학습 과정은 도 3을 통해 설명한 뇌파 훈련 장치(100)에 의해 각각의 단계가 수행될 수 있다.

[0088] 뇌파 훈련 장치(100)는 사전에 휴식(rest) 상태의 EEG 데이터가 입력되지 않은 경우(601) 휴식 상태의 EEG 데이터에 대한 측정을 요청한 후(602) 상기 요청에 대한 응답으로 수신되는 EEG 데이터에 대해 FFT(고속 푸리에 변환) 필터를 적용할 수 있다(603).

[0089] 뇌파 훈련 장치(100)는 사전에 휴식 상태의 EEG 데이터가 입력된 경우(601) 뇌파 측정 장치(101)로부터 EEG 데이터를 실시간으로 수신하고(604) 수신되는 EEG 데이터에 대해 FFT(고속 푸리에 변환) 필터를 적용할 수 있다(605).

[0090] 뇌파 훈련 장치(100)는 사전에 트레이닝 세트(training set)가 입력되지 않은 경우(606) 뇌파 측정 장치(101)로부터 실시간으로 수신된 뇌파 학습에 따른 회귀분석 결정계수(r^2)를 분석할 수 있으며(607), 회귀분석 결정계수(r^2)에 따라 정확성이 높은 채널과 주파수 대역을 선정할 수 있다(608). 이때, 뇌파 훈련 장치(100)는 단계(608)에서 선정된 채널의 주파수 대역에서 특징점을 추출하고(609) 단계(608)에서 선정된 채널과 주파수 대역에 대한 그래프를 생성함으로써(610) k-NN의 트레이닝 세트로 학습 모델을 생성할 수 있다(611).

[0091] 뇌파 훈련 장치(100)는 사전에 트레이닝 세트가 입력된 경우(606) 마찬가지로 뇌파 측정 장치(101)로부터 실시간으로 수신된 뇌파 학습에 따른 회귀분석 결정계수(r^2)를 분석할 수 있으며(612), 회귀분석 결정계수(r^2)에 따라 정확성이 높은 채널과 주파수 대역을 선정할 수 있다(613). 이때, 뇌파 훈련 장치(100)는 단계(613)에서 선정된 채널의 주파수 대역에서 특징점을 추출하고(614) 단계(613)에서 선정된 채널과 주파수 대역에 대한 그래프를 생성할 수 있다(615). 그리고, 뇌파 훈련 장치(100)는 사전에 입력된 트레이닝 세트와 단계(612~615)를 통해 생성된 테스트 세트를 k-NN를 통해서 비교한 후(616) 비교 결과를 사용자가 확인 가능한 형태로 출력할 수 있다(617). 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자가 새로운 모델을 생성하고자 하는 경우(618) 단계(612~615)를 통해 생성된 테스트 세트를 k-NN의 트레이닝 세트로 생성할 수 있다(611). 이후, 뇌파 훈련 장치(100)는 사용자가 테스트 세트를 입력하고자 경우(619) 해당 테스트 세트를 저장한 후 단계(604)로 돌아가 상기한 과정들(604~618)을 반복 수행할 수 있다.

[0092] 회귀분석 결정계수(r^2)를 분석하는 과정(607, 612)은 다음과 같다.

[0093] x를 측정된 셋1, y를 측정된 셋2이라 할 때, 회귀분석 결정계수(r^2)는 수학식 5와 같이 정의될 수 있다.

수학식 5

$$r^2 = \frac{cov(x, y)^2}{var(x)var(y)}$$

[0094]

$$s_k := \sum_i x_i^{(k)}, q_k := \sum_i x_i^{(k)}$$

[0095]

여기서, 라 할 때,

[0096] 공분산은
$$\text{cov}(x, y) = \frac{s_1 - s_2}{n_1 + n_2} - \frac{(s_1 + s_2)(n_1 - n_2)}{(n_1 + n_2)^2} = 2 \frac{s_1 n_2 - s_2 n_1}{(n_1 + n_2)^2}$$
 와 같고,

[0097] 각각의 분산은
$$\text{var}(x) = \frac{q_1 + q_2}{n_1 + n_2} - \frac{(s_1 + s_2)^2}{(n_1 + n_2)^2}$$

$$\text{var}(y) = 1 - \frac{(n_1 - n_2)^2}{(n_1 + n_2)^2} = \frac{4n_1 n_2}{(n_1 + n_2)^2}$$
 와 같다.

[0098] 상기한 수식을 통해 각 채널 및 주파수 별로 계산된 결과를 바탕으로 EEG 신호에 대한 학습 모델을 생성하게 된다. 회귀분석 결정계수(r^2)가 높을수록 두 개의 데이터 셋을 구분하기에 좋은 채널 및 주파수라는 것을 의미한다. 예를 들어, 뇌파 훈련 장치(100)는 도 5의 채널과 주파수 대역(Channel&Frequency) 탭을 통해 회귀분석 결정계수(r^2)의 분석 결과(유사도)를 제공할 수 있고, 이를 바탕으로 사용자는 휴식(rest) 상태와 동작 상상을 구분할 때에 도움이 되는 채널과 주파수를 선택할 수 있다.

[0099] 따라서, 본 발명은 EEG 신호 기반의 인터페이스 장치의 효율적인 사용을 위해 사용자의 뇌파 특징을 학습하고 사용자의 뇌파 생성 능력을 훈련하기 위한 시뮬레이터를 제공한다.

[0100] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 있어서, 컴퓨터 시스템의 내부 구성의 일례를 설명하기 위한 블록도이다. 컴퓨터 시스템(700)은 적어도 하나의 프로세서(processor)(710), 메모리(memory)(720), 주변장치 인터페이스(peripheral interface)(730), 입/출력 서브시스템(I/O subsystem)(740), 전력 회로(750) 및 통신 회로(760)를 포함할 수 있다. 이때, 컴퓨터 시스템(700)은 뇌파 훈련 장치에 해당될 수 있다.

[0101] 메모리(720)는, 일례로 고속 랜덤 액세스 메모리(high-speed random access memory), 자기 디스크, 에스램(SRAM), 디램(DRAM), 롬(ROM), 플래시 메모리 또는 비휘발성 메모리를 포함할 수 있다. 메모리(720)는 컴퓨터 시스템(700)의 동작에 필요한 소프트웨어 모듈, 명령어 집합 또는 그밖에 다양한 데이터를 포함할 수 있다. 이때, 프로세서(710)나 주변장치 인터페이스(730) 등의 다른 컴포넌트에서 메모리(720)에 액세스하는 것은 프로세서(710)에 의해 제어될 수 있다.

[0102] 주변장치 인터페이스(730)는 컴퓨터 시스템(700)의 입력 및/또는 출력 주변장치를 프로세서(710) 및 메모리(720)에 결합시킬 수 있다. 프로세서(710)는 메모리(720)에 저장된 소프트웨어 모듈 또는 명령어 집합을 실행하여 컴퓨터 시스템(700)을 위한 다양한 기능을 수행하고 데이터를 처리할 수 있다.

[0103] 입/출력 서브시스템(740)은 다양한 입/출력 주변장치들을 주변장치 인터페이스(730)에 결합시킬 수 있다. 예를 들어, 입/출력 서브시스템(740)은 모니터나 키보드, 마우스, 프린터 또는 필요에 따라 터치스크린이나 센서 등의 주변장치를 주변장치 인터페이스(730)에 결합시키기 위한 컨트롤러를 포함할 수 있다. 다른 측면에 따르면, 입/출력 주변장치들은 입/출력 서브시스템(740)을 거치지 않고 주변장치 인터페이스(730)에 결합될 수도 있다.

[0104] 전력 회로(750)는 단말기의 컴포넌트의 전부 또는 일부로 전력을 공급할 수 있다. 예를 들어 전력 회로(750)는 전력 관리 시스템, 배터리나 교류(AC) 등과 같은 하나 이상의 전원, 충전 시스템, 전력 실패 감지 회로(power failure detection circuit), 전력 변환기나 인버터, 전력 상태 표시자 또는 전력 생성, 관리, 분배를 위한 임의의 다른 컴포넌트들을 포함할 수 있다.

[0105] 통신 회로(760)는 적어도 하나의 외부 포트를 이용하여 다른 컴퓨터 시스템과 통신을 가능하게 할 수 있다. 또는 상술한 바와 같이 필요에 따라 통신 회로(760)는 RF 회로를 포함하여 전자기 신호(electromagnetic signal)라고도 알려진 RF 신호를 송수신함으로써, 다른 컴퓨터 시스템과 통신을 가능하게 할 수도 있다.

[0106] 이러한 도 7의 실시예는, 컴퓨터 시스템(700)의 일례일 뿐이고, 컴퓨터 시스템(700)은 도 7에 도시된 일부 컴포넌트가 생략되거나, 도 7에 도시되지 않은 추가의 컴포넌트를 더 구비하거나, 2개 이상의 컴포넌트를 결합시키는 구성 또는 배치를 가질 수 있다. 예를 들어, 모바일 환경의 통신 단말을 위한 컴퓨터 시스템은 도 7에 도시된 컴포넌트들 외에도, 터치스크린이나 센서 등을 더 포함할 수도 있으며, 통신 회로(760)에 다양한 통신 방식(WiFi, 3G, LTE, Bluetooth, NFC, Zigbee 등)의 RF 통신을 위한 회로가 포함될 수도 있다. 컴퓨터 시스템(700)에 포함 가능한 컴포넌트들은 하나 이상의 신호 처리 또는 어플리케이션에 특화된 집적 회로를 포함하는

하드웨어, 소프트웨어, 또는 하드웨어 및 소프트웨어 양자의 조합으로 구현될 수 있다.

[0107] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 프로세서, 컨트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPGA(field programmable gate array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 어플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 컨트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0108] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embodiment)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

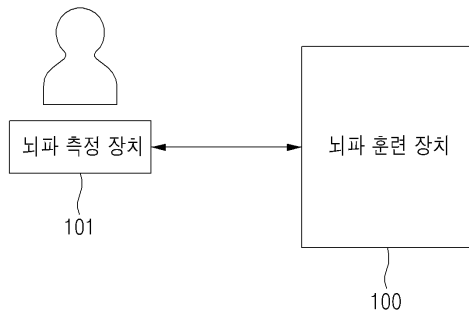
[0109] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0110] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

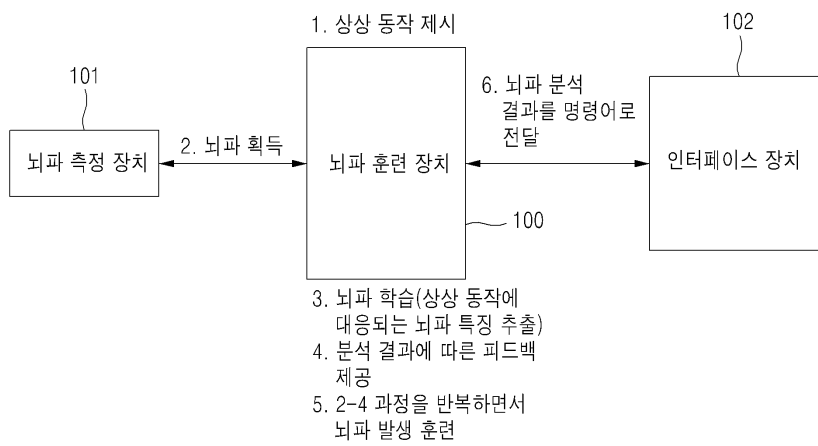
[0111] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

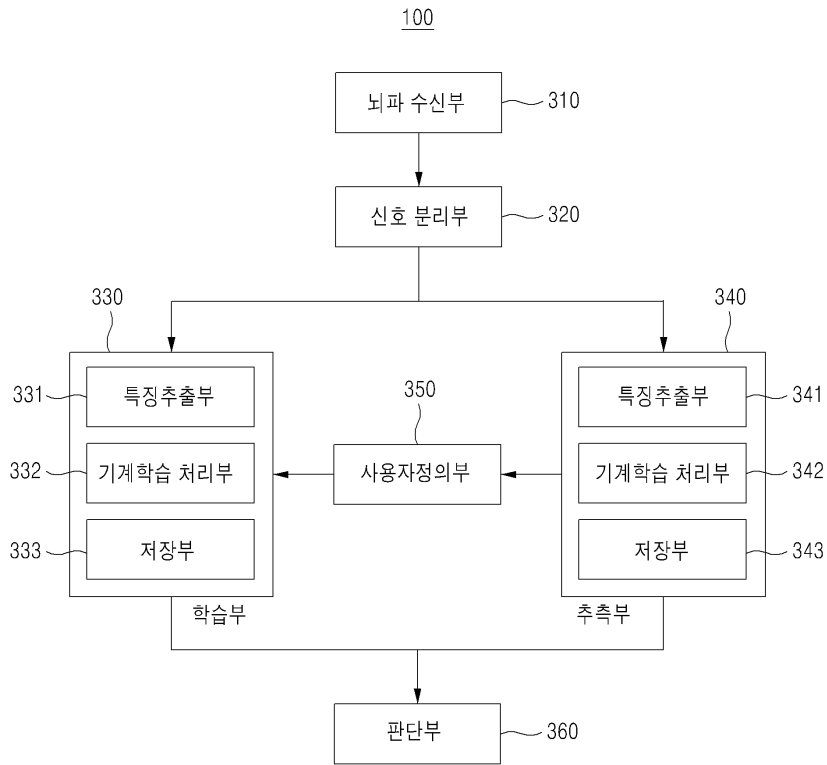
도면1



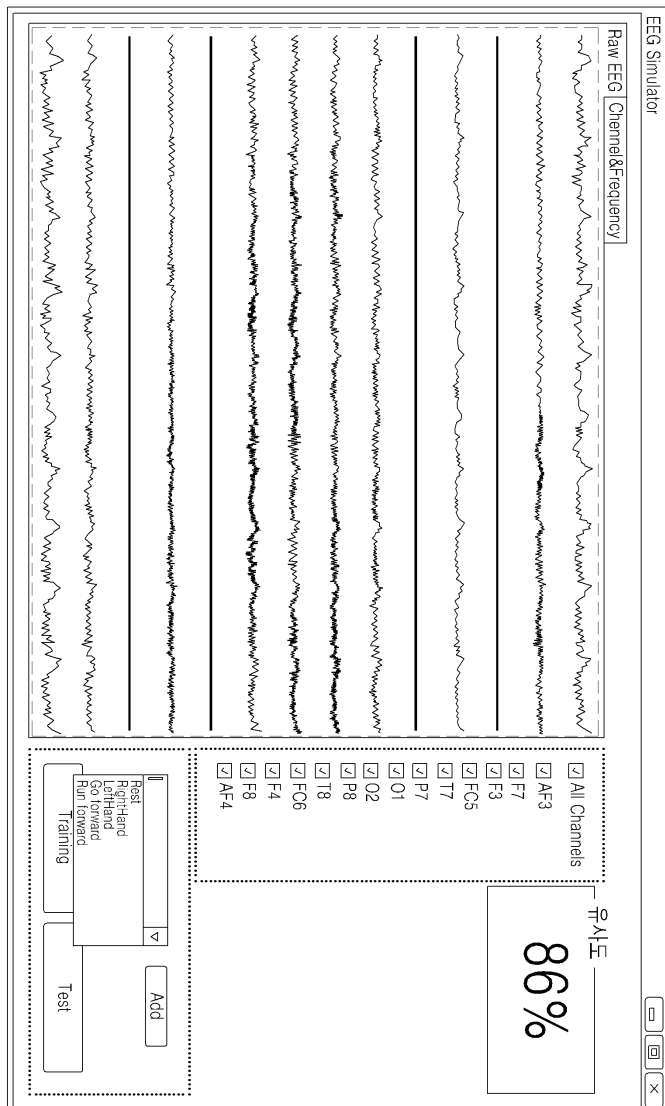
도면2



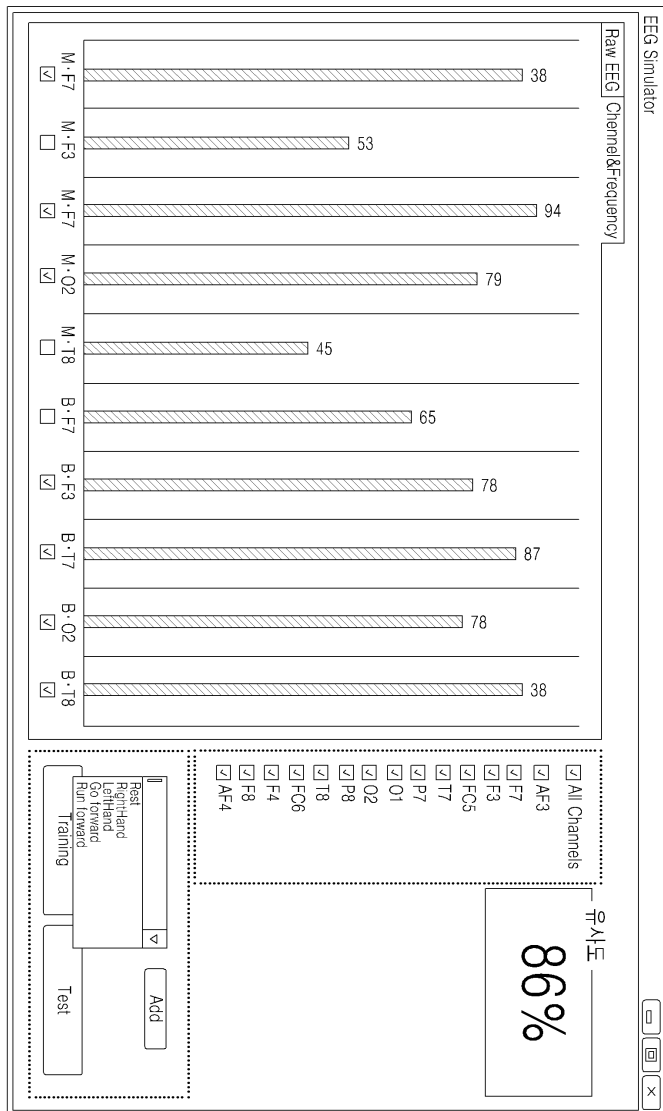
도면3



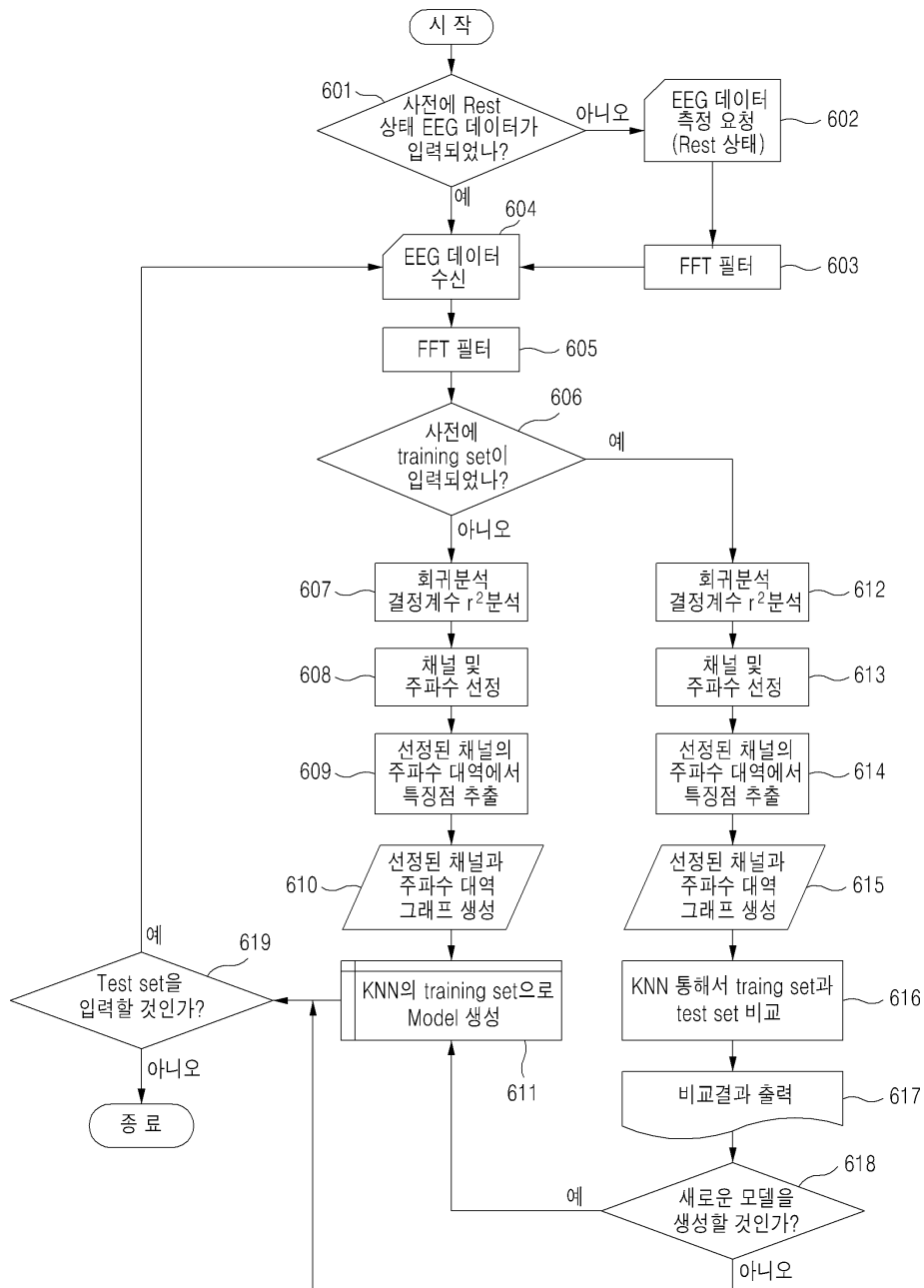
도면4



도면5



도면6



도면7

