



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년03월09일
(11) 등록번호 10-1714708
(24) 등록일자 2017년03월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G06F 3/01 (2006.01)

(52) CPC특허분류

G06F 3/015 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2015-0170174

(22) 출원일자 2015년12월01일

심사청구일자 2015년12월01일

(56) 선행기술조사문헌

US20150012111 A1

KR1020150028661 A

KR1020120100320 A

논문1: Clinical Neurophysiology 126.1 (2015):

(73) 특허권자

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

이성환

서울특별시 강남구 언주로30길 13, B동 2506호 (도곡동, 대림아크로빌)

김지용

서울특별시 동작구 여의대방로 22, 8동 1705호 (신대방동, 우성아파트)

(74) 대리인

특허법인엠에이피에스

전체 청구항 수 : 총 10 항

심사관 : 문영재

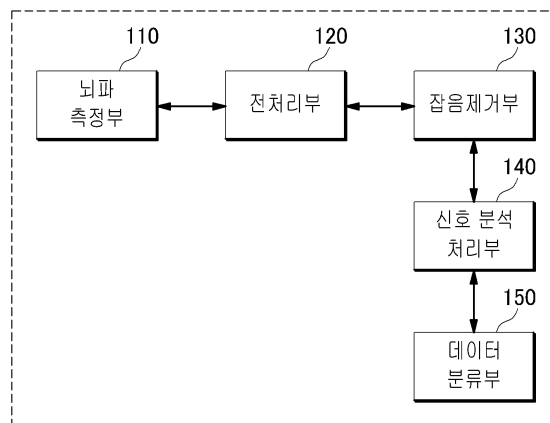
(54) 발명의 명칭 뇌운동관련전위 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치 및 방법

(57) 요약

뇌운동관련전위에 기반하여 뇌-컴퓨터 인터페이스 처리 시, 측정대상의 동작 상상시 발현된 뇌운동관련전위 신호를 측정하고, 측정된 뇌운동관련전위 신호에 포함된 적어도 하나의 음의 최대값에 기준하여 기설정된 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하고, 검출된 뇌파 신호 구간의 특성 요소 중 적어도 하나에 기초하여 관련 동작 조건을 분류하고, 분류된 동작 조건에 대응된 명령을 검출하되, 특성 요소는 1 차 및 2차 음의 감소, 음의 최대값 및 리바운드 비율을 포함하고, 동작 조건은 동작 상상의 대상이 되는 신체 부위의 종류, 동작의 종류, 동작의 속도 및 동작의 정도 중 적어도 하나를 포함한다.

대표도 - 도1

100



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711026550

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신산업진흥원

연구사업명 SW컴퓨팅산업원천기술개발

연구과제명 (SW 스타랩) 이동 환경에서 뇌-컴퓨터 인터페이스를 위한 지능형 패턴인식 소프트웨어 개

발

기 여 율 1/1

주관기관 고려대학교 산학협력단

연구기간 2015.03.01 ~ 2016.02.29

명세서

청구범위

청구항 1

뇌운동관련전위(Movement Related Cortical Potentials, MRCP) 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치에 있어서,

측정대상의 동작 상상 시 발현된 뇌운동관련전위 신호를 측정하는 뇌파 측정부;

상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에 포함된 음의 최대값에 기준하여, 기설정된 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하는 신호 분석 처리부; 및

검출된 상기 뇌파 신호 구간의 특성 요소 중 적어도 하나에 기초하여 상기 뇌파 신호 구간에 관련된 동작 조건을 분류하고, 상기 동작 조건에 대응된 명령을 검출하는 데이터 분류부를 포함하고,

상기 특성 요소는, 상기 동작 상상이 시작된 시점을 기준으로 기설정된 제 1 구간 이후에 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호의 크기가 점차 감소되는 상태인 1 차 음의 감소 상태, 상기 동작 상상이 시작된 시점을 기준으로 기설정된 제 2 구간 이후에 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호의 크기가 점차 감소되는 상태인 2차 음의 감소 상태, 음의 최대값 및 리바운드 비율을 포함하고,

상기 동작 조건은 동작 상상의 대상이 되는 신체 부위의 종류, 동작의 종류, 동작의 속도 및 동작의 정도 중 적어도 하나를 포함하며,

상기 신호 분석 처리부는 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호 상에서의 신호 크기 및 발생 시점에 기초하여 상기 특성 요소들을 검출하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 신호 분석 처리부는,

상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에서 신호 크기에 기초하여 검출된 음의 최대값의 시점을 시간축의 기준으로 설정하고,

상기 음의 최대값의 시점으로부터 제 1 시간 이전의 제 1 신호 크기값, 제 2 시간 이전의 제 2 신호 크기값, 및 제 3 시간 이후의 신호 크기값을 검출하고,

상기 음의 최대값과 상기 제 1 신호 크기값과의 제 1 기울기, 상기 제 2 신호 크기값과의 제 2 기울기, 및 상기 제 3 신호 크기값과의 제 3 기울기를 산출하고,

상기 제 1 및 제 2 기울기가 음의 기울기를 갖고, 상기 제 3 기울기가 양의 기울기를 가지며, 상기 제 1 기울기가 상기 제 2 기울기보다 큰 경우, 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호 상에서 상기 특성 요소들을 모두 포함하는 뇌파 신호 구간을 의도 판단용 뇌파 신호로서 검출하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 신호 분석 처리부는,

신호 크기가 가장 작은 값부터 임의의 순서까지 복수의 음의 최대값 후보를 검출하여 순차적으로 상기 음의 최대값으로 설정하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 신호 분석 처리부는,

상기 측정된 뇌운동관련전위 신호를 동작 상상 시작 시점에서 종료 시점까지 에포크(epoch)한 구간에서 상기 특성 요소들을 검출하되,

상기 동작 상상 시점은 상기 측정 대상이 인지할 수 있는 지시 신호 출력을 통해 설정되는 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 데이터 분류부는,

사전에 복수 회 측정된 뇌운동관련전위 신호 별 상기 특성 요소 중 적어도 하나에 대해 상기 동작 조건을 학습하여 분류기를 생성하고,

상기 분류기를 사용하여 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에 대응된 상기 동작 조건을 분류하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치.

청구항 6

뇌운동관련전위(Movement Related Cortical Potentials, MRCP) 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치를 통한 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법에 있어서,

측정대상의 동작 상상시 발현된 뇌운동관련전위 신호를 측정하는 단계;

상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에 포함된 음의 최대값에 기준하여, 기설정된 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하는 단계;

검출된 상기 뇌파 신호 구간의 특성 요소 중 적어도 하나에 기초하여 관련 동작 조건을 분류하는 단계; 및

분류된 상기 동작 조건에 대응된 명령을 검출하는 단계를 포함하며,

상기 특성 요소는, 상기 동작 상상이 시작된 시점을 기준으로 기설정된 제 1 구간 이후에 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호의 크기가 점차 감소되는 상태인 1 차 음의 감소 상태, 상기 동작 상상이 시작된 시점을 기준으로 기설정된 제 2 구간 이후에 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호의 크기가 점차 감소되는 상태인 2차 음의 감소 상태, 음의 최대값 및 리바운드 비율을 포함하고,

상기 동작 조건은 동작 상상의 대상이 되는 신체 부위의 종류, 동작의 종류, 동작의 속도 및 동작의 정도 중 적어도 하나를 포함하며,

상기 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하는 단계는,

상기 측정된 뇌파 운동관련 전위 신호 상에서 신호 크기 및 발생 시점에 기초하여 상기 특성 요소들을 검출하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하는 단계는,

상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에서 신호 크기에 기초하여 검출된 음의 최대값의 시점을 시간축의 기준으로

설정하는 단계;

상기 음의 최대값의 시점으로부터 제 1 시간 이전의 제 1 신호 크기값, 제 2 시간 이전의 제 2 신호 크기값, 및 제 3 시간 이후의 신호 크기값을 검출하는 단계;

상기 음의 최대값과 상기 제 1 신호 크기값과의 제 1 기울기, 상기 제 2 신호 크기값과의 제 2 기울기, 및 상기 제 3 신호 크기값과의 제 3 기울기를 산출하는 단계; 및

상기 제 1 및 제 2 기울기가 음의 기울기를 갖고, 상기 제 3 기울기가 양의 기울기를 가지며, 상기 제 1 기울기가 상기 제 2 기울기보다 큰 경우, 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호 상에서 상기 특성 요소들을 모두 포함하는 뇌파 신호 구간을 의도 판단용 뇌파 신호로서 검출하는 단계를 포함하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 음의 최대값의 시점을 시간축의 기준으로 설정하는 단계 이전에,

신호 크기가 가장 작은 값부터 임의의 순서까지 복수의 음의 최대값 후보를 검출하여 순차적으로 상기 음의 최대값으로 설정하는 단계를 더 포함하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법.

청구항 9

제 6 항에 있어서,

상기 측정대상의 동작 상상시 발현된 뇌운동관련전위 신호를 측정하는 단계 이전에, 상기 측정 대상이 인지할 수 있는 지시 신호 출력하여 동작 상상 시작 시점을 설정하는 단계를 더 포함하며,

상기 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하는 단계는, 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호를 상기 동작 상상 시작 시점에서 종료 시점까지 에포크(epoch)한 구간에서 상기 특성 요소들을 검출하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법.

청구항 10

제 6 항에 있어서,

상기 관련 동작 조건을 분류하는 단계는,

사전에 복수 회 측정된 뇌운동관련전위 신호 별 상기 특성 요소 중 적어도 하나에 대해 상기 동작 조건을 학습하여 분류기를 생성하고,

상기 분류기를 사용하여 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에 대응된 상기 동작 조건을 분류하는 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 뇌운동관련전위(Movement Related Cortical Potentials, MRCP)에 기반하여 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain-Computer Interface, BCI)를 처리하는 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI)는 사람과 컴퓨터의 의사 소통 수단으로서 두뇌의 활동에서 발생하는 뇌파를 이용한다. 일반적으로 뇌파 신호로서 외부 자극에 의해 유발되는 뇌파와 자발적으로 발생하는 뇌파가 이용된다. 외부 자극에 의해 유발되는 뇌파를 이용한 BCI는 높은 검출 성능을 얻을 수 있는 장점이 있지만, 자극에 대한 감각이 무더지게 되면 성능이 저하되는 한계가 있다. 반면에, 자발적으로 발생하는 뇌파를 이용한 BCI는 사용자가

특정한 상상(즉, 동작 상상)을 했을 때 발생하는 뇌파의 특징을 이용하므로, 사용자에게 추가적인 자극이 필요 없다는 장점이 있다.

[0003] 한편, 자발적인 동작에 관한 상상 시, 측정대상의 움직임을 관장하는 뇌의 영역(Sensorymotor Cortex)에서 발생하는 감각운동리듬(SensoryMotor Rhythm, SMR)과, 동작 상상 시 전운동영역(Premotor Area) 및 보조운동영역(Supplementary Motor Area, SMA)에서 발생하는 뇌운동관련전위(MRCP)가 있다.

[0004] 감각운동리듬은 동작에 관한 상상 시 사람의 움직임을 관장하는 뇌의 영역인 운동 피질(Motor cortex)에서 발생하는 뇌파의 변화를 주파수 분석한 신호 특징이다. 기존의 동작 상상에 기반한 뇌-컴퓨터 인터페이스에서는 대부분 감각운동리듬을 이용하였다.

[0005] 이와 관련하여, 대한민국공개특허 제10-2015-0028661호(발명의 명칭: BCI를 위한 사용자 의도인지 분석 방법)은, 사용자의 뇌파 데이터를 주파수 신호로 변환한 후 상기 변환된 주파수 신호의 대역에 따라 운동 감각과 관련된 주파수 영역을 분류하고, 주파수 영역의 뇌파 데이터에서 감각운동리듬에 따라 나타나는 특징을 분석하여 사용자의 의도 인지(intention recognition)를 검출하는 사용자 의도인지 분석 방법을 개시하고 있다.

[0006] 그러나 기존의 감각운동리듬을 이용한 뇌-컴퓨터 인터페이스 방식은, 동작 상상 시 사용자들 중 감각운동리듬과 관련된 뇌파의 특징 검출이 어려운 일부는 뇌-컴퓨터 인터페이스를 사용할 수 없다는 문제가 있다. 이는, 피험자에 따라 감각운동리듬과 관련된 뇌파의 특징을 검출하는데 해부학적, 생리학적, 심리학적 문제 등으로 인한 어려움이 존재하기 때문이다. 또한, 감각운동리듬 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스는 안정적인 성능을 위해 사용자에게 장시간의 트레이닝 기간이 요구된다. 이는, 사용자의 심리적 상태, 육체적 상태, 외부 환경적인 요인의 변화 따라 뇌파의 변동이 심하기 때문에 안정적인 성능을 보이기까지 분류기 구성을 위한 뇌파가 많이 필요하기 때문이다. 뿐만 아니라 사용자가 뇌파의 변동이 각각 다르기 때문에 이전에 검출한 뇌파를 사용할 수 없어 재트레이닝을 해야 하는 문제가 있다. 마지막으로, 기존의 동작 상상 기반의 뇌-컴퓨터 인터페이스는 사용자들 간 감각운동리듬의 특징의 차이가 다양하게 나타나기 때문에 각 사용자 개인에게 종속적 시스템이라는 한계가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일 실시예는 긴 트레이닝 시간이 필요하지 않고 다수의 사용자들에게 범용으로 적용될 수 있는 뇌운동관련전위(MRCP)에 기반한 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치 및 방법을 제공하고자 한다.

[0008] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기와 같은 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명의 일 측면에 따른 뇌운동관련전위 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치는, 측정대상의 동작 상상 시 발현된 뇌운동관련전위 신호를 측정하는 뇌파 측정부; 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에 포함된 음의 최대값에 기준하여, 기설정된 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하는 신호 분석 처리부; 및 검출된 상기 뇌파 신호 구간의 특성 요소 중 적어도 하나에 기초하여 상기 뇌파 신호 구간에 관련된 동작 조건을 분류하고, 상기 동작 조건에 대응된 명령을 검출하는 데이터 분류부를 포함하고, 상기 특성 요소는 1 차 및 2차 음의 감소 상태, 음의 최대값 및 리바운드 비율을 포함하고, 상기 동작 조건은 동작 상상의 대상이 되는 신체 부위의 종류, 동작의 종류, 동작의 속도 및 동작의 정도 중 적어도 하나를 포함하며, 상기 신호 분석 처리부는 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호 상에서의 신호 크기 및 발생 시점에 기초하여 상기 특성 요소들을 검출한다.

[0010] 또한, 본 발명의 다른 측면에 따른 뇌운동관련전위 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법은, 측정대상의 동작 상상시 발현된 뇌운동관련전위 신호를 측정하는 단계; 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에 포함된 음의 최대값에 기준하여, 기설정된 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하는 단계; 검출된 상기 뇌파 신호 구간의 특성 요소 중 적어도 하나에 기초하여 관련 동작 조건을 분류하는 단계; 및 분류된 상기 동작 조건에 대응된 명령을 검출하는 단계를 포함하며, 상기 특성 요소는 1 차 및 2차 음의 감소 상태, 음의 최대값 및 리바운드 비율을 포함하고, 상기 동작 조건은 동작 상상의 대상이 되는 신체 부위의 종류, 동작의 종류, 동작의 속도 및 동작의 정

도 중 적어도 하나를 포함하며, 상기 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하는 단계는 상기 측정된 뇌파 운동관련 전위 신호 상에서 신호 크기 및 발생 시점에 기초하여 상기 특성 요소들을 검출한다.

발명의 효과

- [0011] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단 중 어느 하나에 의하면, 자발적인 동작 상상 시 발생하는 뇌파 중 검출이 용이하고 어떤 변화에도 특성이 강하게 유지되는 뇌운동관련전위를 이용함으로써, 짧은 트레이닝 시간이 소요되며 정확한 의도 인지가 가능하다.
- [0012] 또한, 뇌운동관련전위 신호는 복수의 사용자에게 대해 높은 유사성을 가지므로, 뇌-컴퓨터 인터페이스를 이용할 때마다 필요하였던 재트레이닝을 처리하지 않아 의도 인식에 소요되는 시간 및 비용이 절감된다.
- [0013] 본 발명의 과제 해결 수단 중 어느 하나에 의하면, 시간축 상에서의 뇌운동관련전위 신호의 변화에 따른 각종 특성 요소들을 검출함으로써, 측정대상이 상상한 동작에 관련된 특성을 추출할 수 있는 유효 신호 구간을 정확하고 편리하게 추출할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0014] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌운동관련전위 신호에 기반한 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치의 구성도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 적용되는 뇌운동관련전위 신호의 특성을 설명하기 위한 그래프이다.
- 도 3은 상상 동작 별 뇌운동관련전위 신호를 비교한 그래프이다.
- 도 4는 측정대상 간 뇌운동관련전위 신호 특성의 유사성을 나타낸 그래프이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌운동관련전위 신호 분석 알고리즘을 설명하기 위한 순서도이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌운동관련전위 기반의 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0015] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 본 발명을 명확하게 설명하기 위해 도면에서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다. 또한, 도면을 참고하여 설명하면서, 같은 명칭으로 나타낸 구성일지라도 도면에 따라 도면 번호가 달라질 수 있고, 도면 번호는 설명의 편의를 위해 기재된 것에 불과하고 해당 도면 번호에 의해 각 구성의 개념, 특징, 기능 또는 효과가 제한 해석되는 것은 아니다.
- [0016] 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 의미하며, 하나 또는 그 이상의 다른 특징이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0017] 본 명세서에 있어서 '부(部)'란, 하드웨어 또는 소프트웨어에 의해 실현되는 유닛(unit), 양방을 이용하여 실현되는 유닛을 포함하며, 하나의 유닛이 둘 이상의 하드웨어를 이용하여 실현되어도 되고, 둘 이상의 유닛이 하나의 하드웨어에 의해 실현되어도 된다.
- [0018] 이하, 도 1 내지 도 4를 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌운동관련전위 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치에 대해서 상세히 설명하도록 한다.
- [0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌운동관련전위에 기반한 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치의 구성도이다.
- [0020] 도 1에서와 같이, 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치(100)는 뇌파 측정부(110), 전처리부(120), 잡음 제거부(130), 신호 분석 처리부(140) 및 데이터 분류부(150)를 포함한다.
- [0021] 뇌파 측정부(110)는 측정대상으로부터 발생된 뇌파 신호를 측정하되, 측정대상이 자발적 동작 상상을 할 때 발

현되는 뇌운동관련전위(MRCP) 신호를 실시간 측정한다. 이때, 뇌파 측정부(110)는 측정대상의 뇌의 영역 중 전-보조운동영역의 뇌파 크기를 시간 축에서 연속하여 측정한다. 참고로, 뇌파를 측정할 측정 대상은 사람 뿐만 아니라 동물 등의 대상일 수 있다.

- [0022] 예를 들어, 뇌파 측정부(110)는 국제 10-20 전극 배치 시스템(International 10-20 sensor placement system)을 적용하여 측정대상의 뇌 영역 중 복수의 채널에서 뇌파 신호를 측정할 수 있다.
- [0023] 전처리부(120)는 뇌파 측정부(110)를 통해 측정된 뇌운동관련전위 신호를 필터링한다. 이때, 전처리부(120)는 대역 통과 필터일 수 있으며, 측정대상 별 주파수 특징에 따라 뇌운동관련전위를 필터링한다.
- [0024] 잡음 제거부(130)는 전처리된 뇌운동관련전위 신호에서 잡음을 제거한다. 이때, 잡음 제거부(130)는 뇌운동관련전위 신호에 혼입되어 있는 안구 관련 뇌파 신호 및 얼굴 움직임에 관한 뇌파 신호 등을 제거하기 위해 독립 성분분석(Independent Component Analysis, ICA)을 처리할 수 있다. 또한, 잡음 제거부(130)는 뇌운동관련전위 신호와 잡음 신호와의 비율을 높여 뇌운동관련전위의 특징을 추출하는데 유용한 라플라시안 공간 필터(Laplacian Filter)일 수 있다. 참고로 잡음 제거부(130)는 독립성분분석 및 라플라시안 공간 필터링 중 적어도 하나의 사용하여 잡음 제거를 처리할 수 있다.
- [0025] 신호 분석 처리부(140)는 잡음이 제거된 뇌운동관련전위 신호에 대해 시간 영역에서의 신호 분석을 처리한다. 이때, 신호 분석 처리부(140)는 측정 뇌운동관련전위 신호를 분석하여 신호 크기 및 발생 시점에 기초하여 뇌운동관련 전위 신호 파형 상에서 기설정된 특성 요소를 추출한다. 이때, 검출된 특성 요소는 측정대상의 운동 관련 의도와 연관된 특징으로서, 1차 및 2차 음의 감소 상태, 음의 최대값 및 리바운드 비율을 포함한다.
- [0026] 신호 분석 처리부(140)는 측정된 뇌운동관련전위 신호에 포함된 적어도 하나의 음의 최대값에 기준하여 기설정된 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 검출하되, 검출된 상기 뇌파 신호 구간의 특성 요소 별 신호 크기 및 발생 시점을 추출하여 데이터 분류부(150)로 전달한다. 이러한 뇌운동관련전위 신호의 특성 요소에 대해서는 아래 도 2 내지 도 4를 참조하여 상세히 설명하도록 한다.
- [0027] 데이터 분류부(150)는 신호 분석 처리부(140)를 통해 추출된 데이터가 어떤 운동(또는 동작)에 관련된 것인지 분류한다. 참고로, 데이터 분류부(150)는 SVM(Support Vector Machine), 가우시안 혼합 모델 등과 같은 분류 알고리즘을 수행할 수 있다.
- [0028] 구체적으로, 데이터 분류부(150)는 뇌운동관련전위 신호의 각 특성 요소 중 적어도 하나에 대해 동작 조건을 학습하여 분류기를 생성할 수 있다. 동작 조건은 동작 상상의 대상이 되는 신체 부위 종류, 동작의 종류, 동작의 속도, 동작의 정도 등을 포함할 수 있다. 그리고 데이터 분류부(150)는 생성된 분류기를 사용하여, 신호 분석 처리부(140)를 통해 추출된 데이터에 해당하는 동작 조건(즉, 측정대상이 의도하는 동작)을 분류한다.
- [0029] 그리고 데이터 분류부(150)는 사전에 매칭된 동작 조건 별 명령을 검출하여, 상기 검출된 명령 또는 동작이 실행되도록 제어한다. 이때, 데이터 분류부(150)는 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치(100) 자체 내에서 상기 분류된 정보에 대응된 기설정된 명령을 실행시키거나, 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치(100)와 연동된 전자 기기(예: 홈 스마트 기기 등)로 명령을 전송할 수도 있다.
- [0030] 이하, 도 2 내지 도 5를 참조하여 신호 분석 처리부(140)가 뇌운동관련전위 신호로부터 특징을 추출하는 동작에 대해서 상세히 설명하도록 한다.
- [0031] 신호 분석 처리부(140)는 시간 영역을 기준으로 하여 측정대상의 동작 상상 시점부터 일정 기간까지 이루어지는 뇌파 신호의 크기 변화를 분석하여 뇌운동관련전위 신호를 검출한다.
- [0032] 이때, 신호 분석 처리부(140)는 아래 도 2 내지 도 4에 도시한 바와 같은 운동관련전위 신호의 특성을 분석한다.
- [0033] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 적용되는 뇌운동관련전위 신호의 특성을 설명하기 위한 그래프이다. 그리고 도 3은 상상 동작 별 뇌운동관련전위 신호를 비교한 그래프이며, 도 4는 측정대상 간 뇌운동관련전위 신호 특성의 유사성을 나타낸 그래프이다.
- [0034] 도 2에 도시한 바와같이, 뇌운동관련전위 신호는 측정대상이 동작 상상을 시작할 때를 기준으로 약 0~1000ms에서 천천히 크기가 작아지는데, 이 변화를 “1차 음의 감소” 또는 “준비 전위(Readiness Potential 또는 Bereitschaftspotential)”라 한다. 그 다음, 약 1000ms~1500ms에서 신호 크기가 감소하는 변화를 “2차 음의 감소” 또는 “운동 전위(Motor Potential)”라 한다. 또한, 뇌파의 크기가 최대 작아진 시점을 “음의 최대값

”이라 할 때, 음의 최대값 시점 이후의 약 1500ms~2500ms 사이의 구간에서 앞서 떨어졌던 전위의 크기가 급격히 커지는 변화를 “리바운드 비율” 또는 “운동 모니터링 전위(Motor Monitoring Potential)”라 한다.

[0035] 이러한 신호 특성 요소들을 갖는 뇌운동관련전위는 트레이닝이 거의 필요 없으며, 측정대상 간의 뇌파의 유사성이 크고, 사람의 심리 상태, 육체 상태 및 외부 환경 요인의 변화에 강한 특성이 있다. 즉, 뇌운동관련전위는 측정대상 간에 또는 상상 동작 별로 각 특성 요소들을 모두 포함하며 그에 따른 파형의 모양이 유사하다는 점에서 의도 판단의 기준으로 사용된다.

[0036] 한편, 도 3 및 도 4에 도시한 바와 같이, 뇌운동관련전위는 각 측정대상 별로 또는 상상 동작 별로 특성 요소들의 발생 시점(즉, 신호 파형 내 발생 위치) 및 그 크기가 상이할 수 있다.

[0037] 예를 들어, 도 3에서와 같이, 측정대상이 오른손의 동작 상상을 시작한 시점을 0으로 볼 때, 0~500ms 시점에 ‘1차 음의 감소’가 발생되고, 1500ms~2500ms 시점에 ‘2차 음의 감소’가 발생되며, 2500ms~3000ms 시점에 ‘음의 최대값’이 발생되고, 3000ms~3500ms 시점에 ‘리바운드 비율’이 발생된다. 이와 비교하여, 측정 대상이 왼손의 동작 상상을 시작한 시점을 0으로 볼 때, 0~300ms 시점에 1차 음의 감소가 발생되고, 1000ms~2000ms 시점에 2차 음의 감소가 발생되며, 2000ms~2200ms 시점에 음의 최대값이 발생되고, 2200ms~3000ms 시점에 리바운드 비율이 발생된다. 이처럼, 동일 측정대상의 뇌운동관련전위일지라도, 동작 상상의 대상 신체 부위, 동작의 종류, 동작의 속도, 동작의 정도 등에 따라 상기 특성 요소 별로 신호 크기 및 발생 시점(위치)이 상이할 수 있다.

[0038] 또한, 도 4에서와 같이, 동일한 동작의 상상 시, 제 1 피험자와 제 2 피험자 별로 특성 요소의 발생 시점 및 그 크기가 상이할 수 있다.

[0039] 이때, 신호 분석 처리부(140)는 복수의 측정대상 및 상상 동작들에 대해 공통적으로 뇌운동관련전위의 특성 요소를 검출할 수 있는 신호 분석을 처리한다.

[0040] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌운동관련전위 신호 분석 알고리즘을 설명하기 위한 순서도이다.

[0041] 신호 분석 처리부(140)는, 신호 분석 알고리즘을 시작하기에 앞서, 잡음이 제거된 뇌파 신호를 동작 상상 시작 시점에서 종료 시점까지 에포크(Epoch)한다. 이때, 에포크는 전체 뇌파 신호를 일정 구간 단위로 잘라 신호 구간들을 구분하는 것으로서, 동작 상상 이벤트의 발생 후부터 이벤트 종료 시점까지 일정 시간 단위로 뇌파 신호를 자르는 것을 의미한다. 즉, 전체 뇌파 데이터에서 뇌운동관련전위의 패턴이 포함되어 있는 시간 구간을 잘라 특징 추출에 사용하기 위한 것이다.

[0042] 참고로, 신호 분석 처리부(140)가 측정된 뇌파 신호를 에포크할 수 있도록, 뇌파 측정부(110)는 측정대상의 뇌운동관련전위를 측정하기에 앞서 음향 신호 또는 시각 신호 등을 통한 지시 신호를 출력할 수 있다. 이를 통해, 측정대상에게 동작 상상 시작 시점을 인지시킬 수 있으며, 신호 분석 처리부(140)는 에포크 기간의 기준점을 설정할 수 있다. 이를 위해, 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치(100)는 자체적으로 출력 수단(예를 들어, 스피커 또는 모니터 등)을 더 포함할 수 있다. 또한, 뇌파 측정부(110)가 기설정된 지시 신호를 출력하는 동작은 뇌파 측정부(110) 자체에서 기설정된 절차를 통해 수행되거나, 신호 분석 처리부(140)의 제어에 따라 처리되거나, 또는 뇌파 측정부(110)와 연동된 별도의 제어 수단(미도시)을 통해 처리될 수도 있다. 이러한 에포크 기간은 뇌파 측정부(110)를 통해 지시 신호가 출력된 시점부터 뇌운동관련전위에서 각 특성 요소들이 모두 검출되는 시점까지로 설정될 수 있으며, 각 특성 요소들이 모두 검출되기까지의 기간은 반복된 실험 등을 통해 확인된 임의의 기간으로 설정될 수 있다.

[0043] 또한, 신호 분석 처리부(140)는 에포크된 데이터에서 신호 크기가 가장 작은 값부터 임의의 순서까지의 음의 최대값 후보를 검출하고, 검출된 음의 최대값 후보들을 순차적으로 음의 최대값으로 설정한다. 이때, 신호 분석 처리부(140)는 신호 기울기가 해당 값까지 음의 기울기를 가지며 해당 값 이후로 양의 기울기를 갖는 값을 음의 최대값 후보로서 검출할 수 있다. 참고로, 상기 데이터는 동작 상상 시작 시점으로부터 완료 시점까지의 뇌운동관련전위 신호를 의미한다.

[0044] 이처럼, 뇌운동관련전위 신호에 대해 하나 이상의 음의 최대값이 설정된 상태에서, 신호 분석 처리부(140)는 다 음과 같은 절차의 신호 분석 처리 알고리즘을 수행한다.

[0045] 도 5에 도시한 바와 같이, 첫번째 음의 최대값 후보를 음의 최대값(x_0)으로 설정하고, 해당 음의 최대값이 발현된 시점을 시간축의 기준 0으로 설정한다 (S501).

- [0046] 이때, 음의 최대값 x_0 는 (t_0 , h_0)로 설정되며, t 는 시간을 의미하고, h 는 신호 크기(예: 전압 크기)를 의미한다.
- [0047] 그런 다음, 음의 최대값을 이루는 시점으로부터, 기설정된 제 1 시간 이전의 뇌파 크기(y_0), 기설정된 제 2 시간 이전의 뇌파 크기(z_0), 및 기설정된 제 3 시간이후의 뇌파 크기(k_0)를 검출한다(S502).
- [0048] 이때, 도 5에서는 제 1 시간이 500ms로 설정되어 $y_0=(t_{0-0.5}, h_{0-0.5})$ 이며, 제 2 시간이 1200ms로 설정되어 $z_0=(t_{0-0.5-0.7}, h_{0-0.5-0.7})$ 이고, 제 3 시간이 700ms로 설정되어 $k_0=(t_{0+0.7}, h_{0+0.7})$ 인 것을 예로서 나타내었다. 이와 같은 제 1 내지 제3 시간은 고정된 것이 아닌 임의의 시간으로서, 사전에 실험 등을 통해 음의 최대값을 기준으로 뇌운동관련전위 신호의 각 특성 요소가 잘 발현되는 시간 범위를 검출한 결과에 기초하여 각각 설정될 수 있다.
- [0049] 다음으로, 음의 최대값(x_0)과 제 1시간 이전의 뇌파의 크기, 음의 최대값(x_0)과 제 2 시간 이전의 뇌파의 크기, 및 음의 최대값(x_0)과 제 3 시간 이후의 뇌파의 크기 사이의 기울기(h_1 , h_2 , h_3)를 각각 산출한다(S503).
- [0050] 그런 다음, 음의 최대값(x_0)과 제 1시간 이전의 뇌파 크기 간의 제 1 기울기(h_1)와, 음의 최대값(x_0)과 제 2 시간 이전의 뇌파 크기 간의 제 2 기울기(h_2)가 모두 음의 기울기이고, 제 1 기울기(h_1)가 제 2 기울기(h_2)보다 크며, 음의 최대값(x_0)과 제 3 시간 이후의 뇌파 크기 간의 제 3 기울기(h_3)가 양의 기울기인지 여부를 판단한다(S504).
- [0051] 상기 판단하는 단계(S504)의 처리 결과, 모든 조건이 만족하면 측정대상의 의도 판단을 위한 뇌파 신호 특성 검출을 완료한다.
- [0052] 이때, 신호 분석 처리부(140)는 첫 번째 음의 최대값 후보를 기준으로 임의의 구간 내의 뇌파 신호를 의도 판단용 뇌파 신호로서 검출한다. 그리고 신호 분석 처리부(140)는 검출된 의도 판단용 뇌파 신호에서 각 특성 요소의 신호 크기 및 발생 시점 중 적어도 하나에 기초하여 신호 특징을 추출할 수 있다.
- [0053] 한편, 상기 판단하는 단계(S504)의 처리 결과, 하나 이상의 조건이 불만족된 경우 해당 음의 최대값 후보를 기준으로한 뇌파 신호 구간은 의도 판단용으로서 사용하지 않고, 다른 음의 최대값 후보를 검출한다.
- [0054] 이에 따라, 두 번째 음의 최대값 후보를 음의 최대값(x_0)으로 설정하고, 해당 음의 최대값이 발현된 시점을 시간 축의 기준 0으로 설정한다(S511).
- [0055] 그런 다음, 앞서 설명한 단계 (S502) 내지 (S504)와 각각 동일한 동작을 처리하는 단계 (S512) 내지 (S515)를 처리한다.
- [0056] 한편, 두 번째 음의 최대값 후보에 기초한 판단을 처리하는 단계 (S514)의 결과 역시 각 조건 중 하나 이상이 불만족된 경우 또 다른 음의 최대값 후보를 검출한다.
- [0057] 이에 따라, 세 번째 음의 최대값 후보에 기초하여 상기 단계 (S501) 내지 (S504)에 각각 대응된 단계 (S521) 내지 (S524)를 처리한다. 신호 처리 분석부(130)는 단계 (S524)의 판단의 결과에서도 하나 이상의 조건이 만족되지 못하는 경우, 의도 검출 실패라고 판단하여 해당 신호 분석 처리를 종료할 수 있다.
- [0058] 도 5에서는, 신호 분석 처리부(140)가 세 번째 음의 최대값 후보까지를 이용하여 의도 판단용 뇌파 신호를 검출하여 그 특징을 추출하는 것을 나타내었다. 이때, 신호 분석 처리부(140)가 신호 분석 시 사용하는 음의 최대값의 개수는 고정되거나 한정되지 않으며, 뇌파 신호 분석 구간 또한 시간 영역 상에서 실시간으로 변경될 수 있다.
- [0059] 한편, 이상의 도 1 내지 도 5를 참조하여 설명한 뇌운동관련전위에 기반한 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치(100)는, 뇌파 측정기, 메모리 및 프로세서로 구현될 수 있다. 즉, 도 1에 도시된 전처리부(120), 잡음 제거부(130), 신호 분석 처리부(140) 및 데이터 분류부(150)가 처리하는 각 연산 및 동작들은 하나의 프로그램 또는 서로 연동된 둘 이상의 프로그램의 형태로서 메모리(미도시)에 저장될 수 있다. 이처럼 메모리(미도시)에 저장된 하나 이상의 프로그램은 프로세서(미도시)에 의해 실행되며, 프로세서(미도시)는 각 프로그램이 실행됨에 따라 기설정된 처리들을 수행할 수 있다.
- [0060] 이하, 도 6을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌운동관련전위에 기반한 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치(100)를 통한 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법에 대해서 상세히 설명하도록 한다.

- [0061] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌운동관련전위 기반의 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0062] 먼저, 측정대상이 자발적 동작 상상을 할 때 발현되는 뇌운동관련전위 신호를 실시간 측정한다(S610).
- [0063] 다음으로, 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에 대해 시간 영역에서의 신호 분석을 처리하여 신호 파형 상에서 기설정된 특성 요소를 검출한다(S620).
- [0064] 참고로, 측정 대상이 인지할 수 있는 지시 신호 출력하여 동작 상상 시작 시점을 설정해두고, 측정된 뇌운동관련전위 신호를 상기 동작 상상 시작 시점에서 종료 시점까지 에포크(epoch)한 구간에서 상기 특성 요소들을 검출할 수 있다.
- [0065] 이때, 단계 (S620)에서 처리하는 뇌운동관련전위 신호는 필터링 및 잡음 제거 처리된 신호일 수 있다. 또한, 상기 뇌운동관련전위 신호의 특성 요소는 신호 크기 및 발생 시점에 기초하여 검출할 수 있으며, 1차 및 2차 음의 감소 구간, 음의 최대값 및 리바운드 비율 요소를 포함한다.
- [0066] 이처럼 뇌운동관련전위 신호로부터 특성 요소들을 추출하는 과정은 앞서 도 5를 통해 설명한 절차와 동일하다.
- [0067] 즉, 상기 단계 (S620)은, 측정된 뇌운동관련전위 신호에서 신호 크기에 기초하여 검출된 음의 최대값의 시점을 시간축의 기준으로 설정하는 단계, 상기 음의 최대값의 시점으로부터 제 1 시간 이전의 제 1 신호 크기, 제 2 시간 이전의 제 2 신호 크기, 및 제 3 시간 이후의 신호 크기를 검출하는 단계, 상기 음의 최대값과 상기 제 1 신호 크기와의 제 1 기울기, 상기 제 2 신호 크기와의 제 2 기울기, 및 상기 제 3 신호 크기와의 제 3 기울기를 산출하는 단계, 및 상기 제 1 및 제 2 기울기가 음의 기울기를 갖고, 상기 제 3 기울기가 양의 기울기를 가지며, 상기 제1 기울기가 상기 제 2 기울기보다 큰 경우, 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호 상에서 상기 특성 요소들을 모두 포함하는 뇌파 신호 구간을 의도 판단용 뇌파 신호로서 검출하는 단계로 구성될 수 있다. 이때, 음의 최대값은 신호 크기가 가장 작은 값부터 임의의 순서까지 복수의 음의 최대값 후보를 검출하여 순차적으로 설정될 수 있다.
- [0068] 다음으로, 검출된 특성 요소들의 신호 크기 및 발생 시점에 기초하여, 조건에 만족된 특성 요소들을 포함하는 뇌파 신호 구간을 의도 판단용 뇌파 신호로서 검출한다(S630).
- [0069] 그런 다음, 검출된 뇌파 신호 구간의 특성 요소 중 적어도 하나에 기초하여 관련 동작 조건을 분류한다(S640).
- [0070] 구체적으로, 사전에 복수 회 측정된 뇌운동관련전위 신호 별 상기 특성 요소 중 적어도 하나에 대해 상기 동작 조건을 학습하여 분류기를 생성하고, 상기 분류기를 사용하여 상기 측정된 뇌운동관련전위 신호에 대응된 동작 조건을 분류할 수 있다. 이때, 동작 조건은 동작 상상의 대상이 되는 신체 부위의 종류, 동작의 종류, 동작의 속도 및 동작의 정도 중 적어도 하나를 포함한다.
- [0071] 다음으로, 분류된 상기 동작 조건에 대응된 명령을 검출하여 실행한다(S650).
- [0072] 이상에서 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌-컴퓨터 인터페이스 방법은 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.
- [0073] 전술한 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 실시예들은 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.
- [0074] 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.

부호의 설명

[0075]

100: 뇌운동관련전위 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 장치

110: 뇌파 측정부

120: 전처리부

130: 잡음제거부

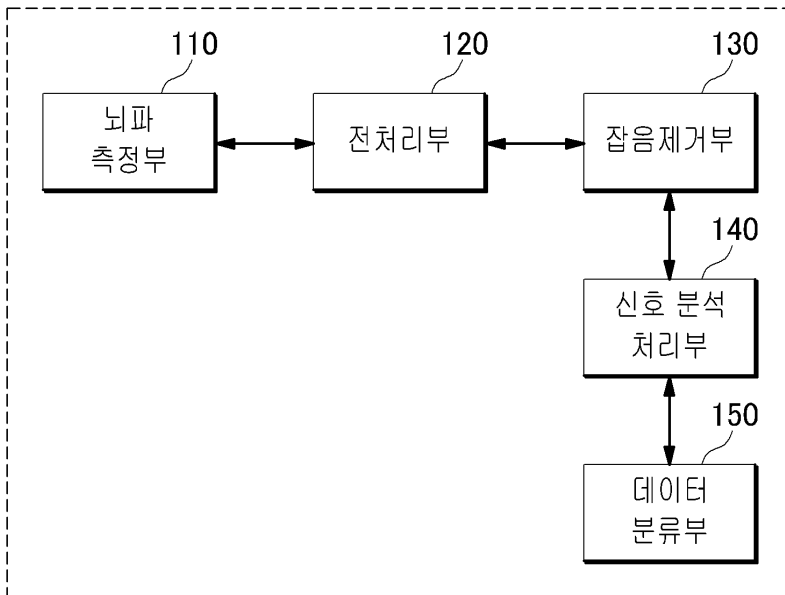
140: 신호 분석 처리부

150: 데이터 분류부

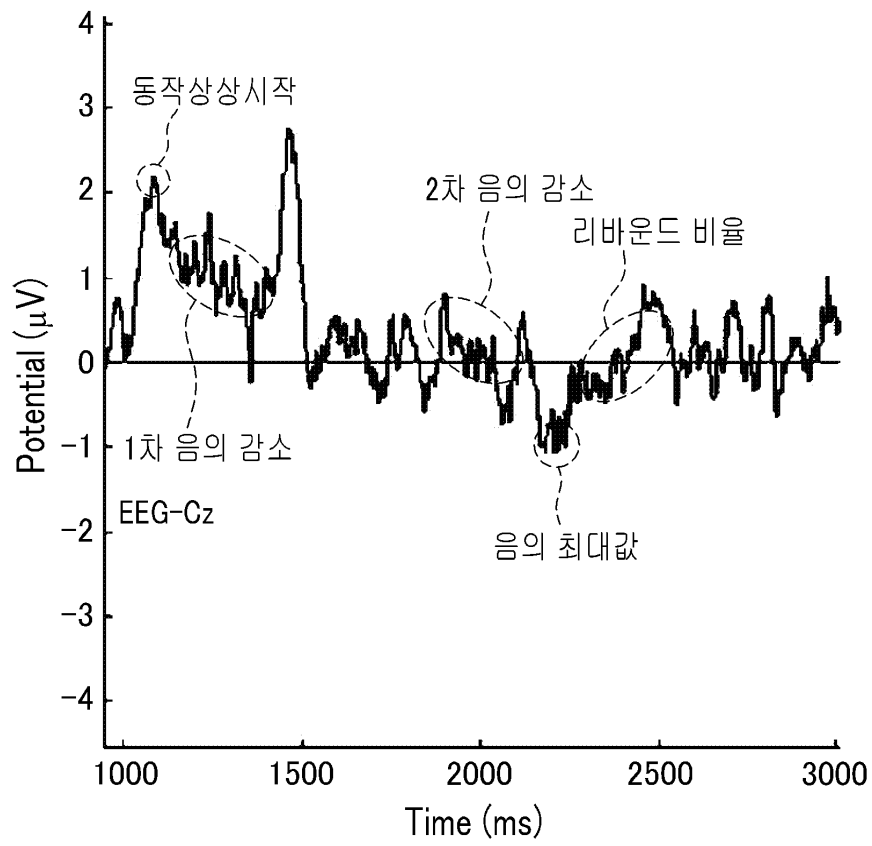
도면

도면1

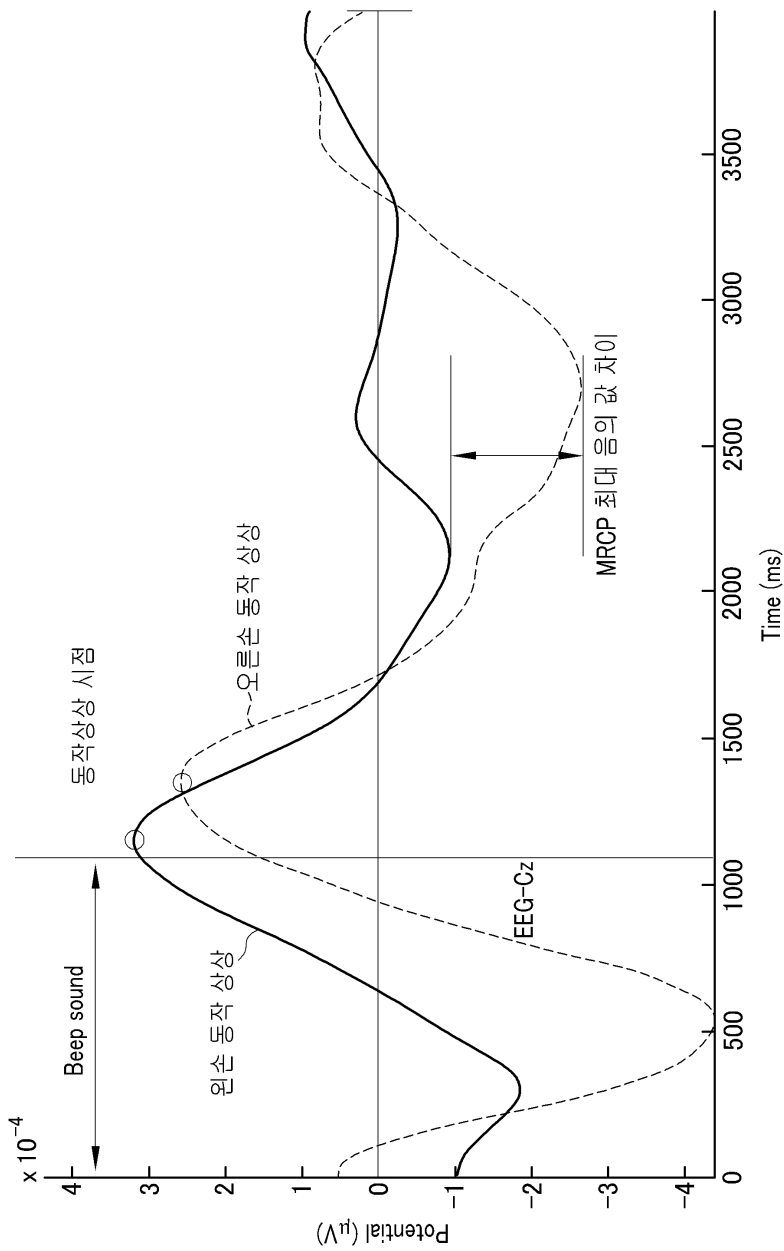
100



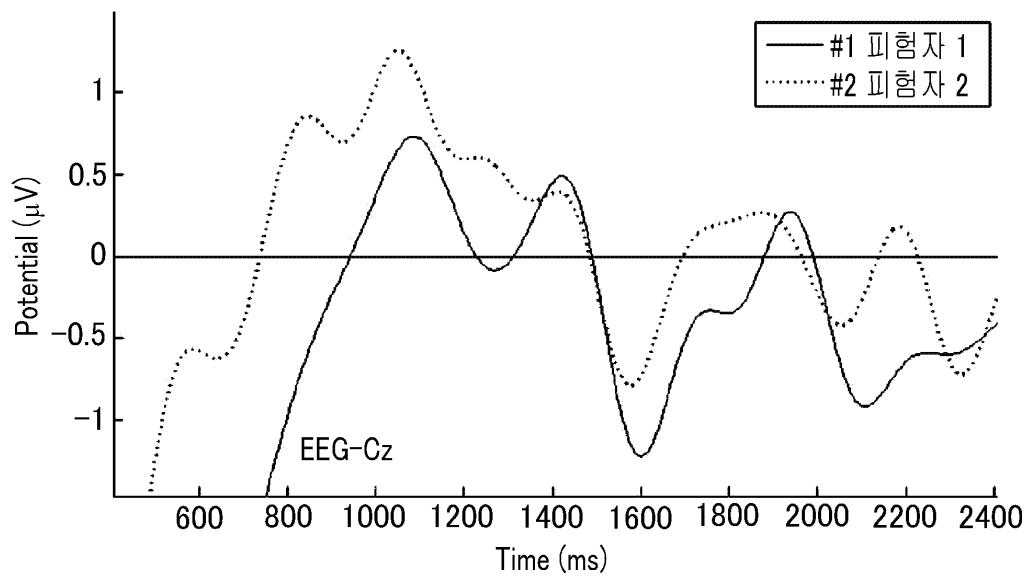
도면2



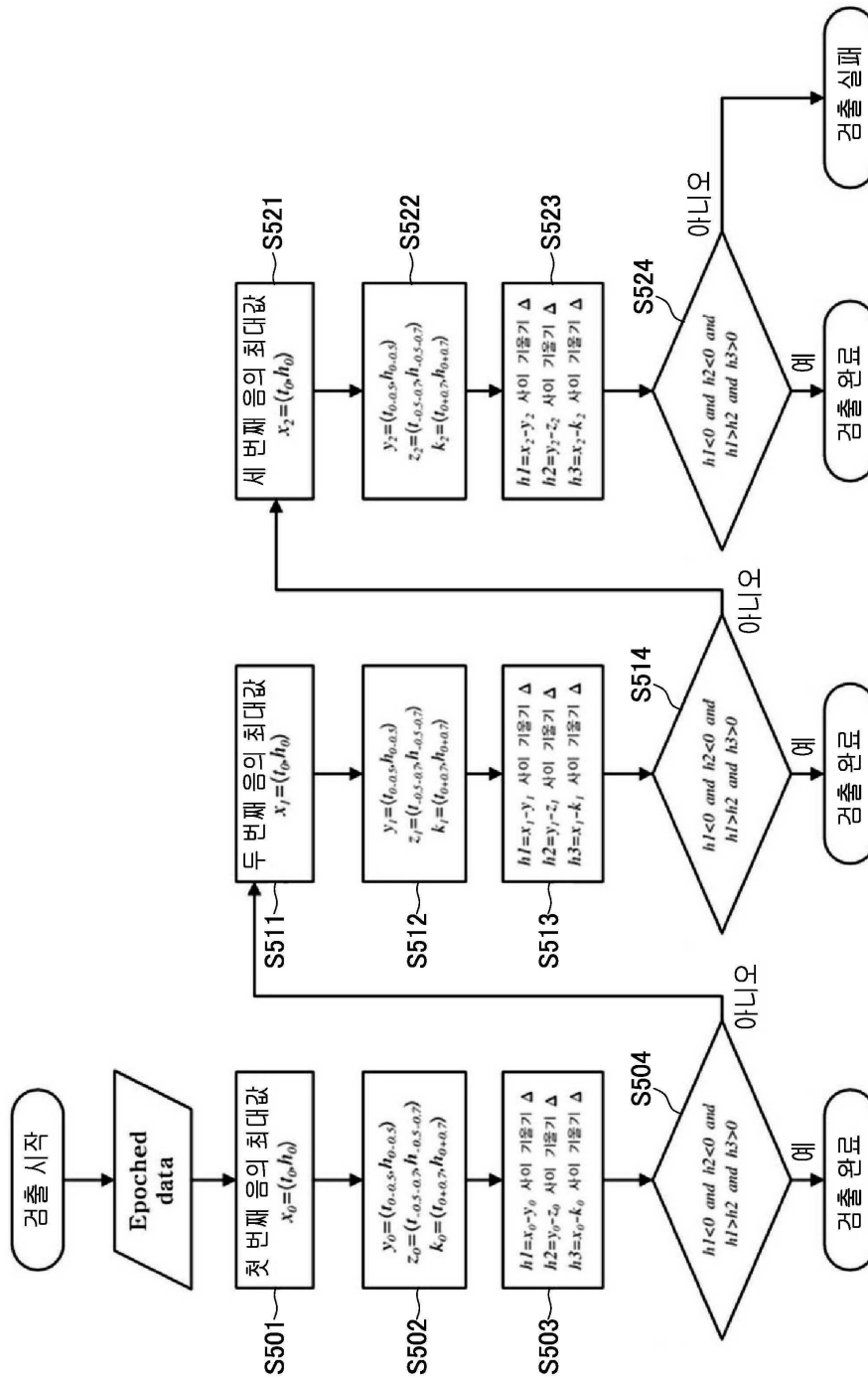
도면3



도면4



도면5



도면6

