(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0019544
(43) 공개일자 2020년02월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/04 (2006.01) *A61B 5/0476* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/04012 (2013.01)
A61B 5/0476 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0124264
(22) 출원일자 2018년10월18일
심사청구일자 2018년10월18일
(30) 우선권주장
1020180094958 2018년08월14일 대한민국(KR)

(71) 출원인
주식회사 인바디
서울특별시 강남구 언주로 625 (논현동)
울산대학교 산학협력단
울산광역시 남구 대학로 93(무거동)
재단법인 아산사회복지재단
서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)
(72) 발명자
노규정
서울특별시 강남구 영동대로 210, 2동 1007호 (대치2동, 쌍용아파트)
차기철
서울특별시 서초구 신반포로 270, 111동 1301호 (반포자이아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 무한

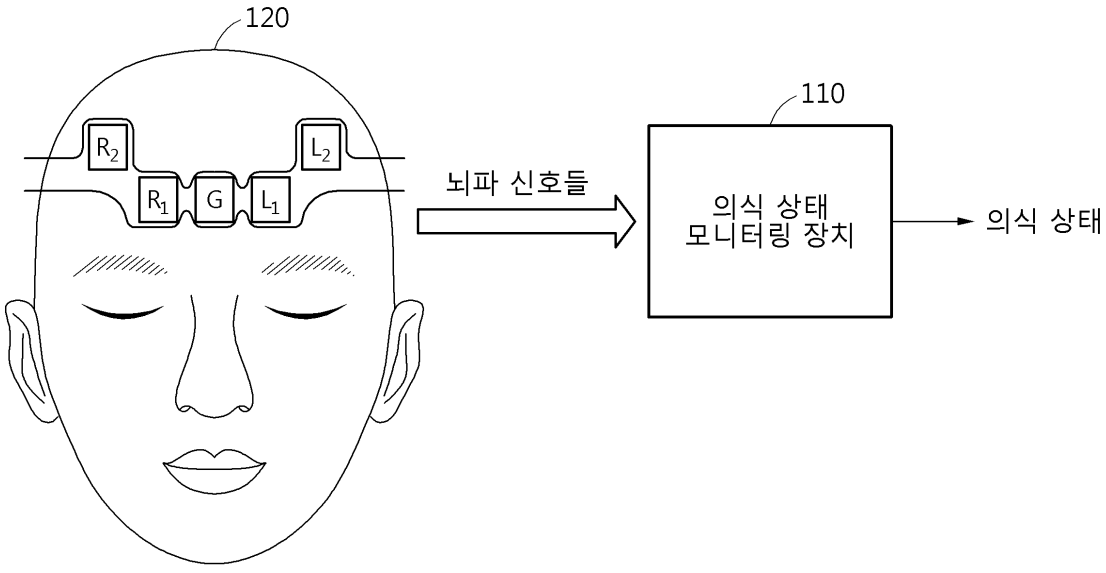
전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 발명의 명칭 **의식 상태 모니터링 방법 및 장치**

(57) 요 약

의식 상태 모니터링 방법 및 장치가 개시된다. 개시된 의식 상태 모니터링 방법은 피검사자로부터 뇌파 신호들을 획득하고, 서로 다른 주파수대역 내 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하고, 제1 엔트로피, 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율(BSR)에 기초하여 최종 엔트로피를 결정하며, 최종 엔트로피에 기초하여 피검사자의 의식 상태를 결정한다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

김종근

경기도 광주시 초월읍 경충대로 921, 103동 303호 (초월벽산블루밍아파트)

이종구

서울특별시 강동구 양재대로89가길 56-1, 101호

김경수

인천광역시 남동구 백범로124번길 126, 406동 1301호 (만수4동, 주공아파트)

명 세 서

청구범위

청구항 1

피검사자로부터 뇌파 신호들을 획득하는 단계;

서로 다른 주파수대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하는 단계;

상기 제1 엔트로피, 상기 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율(BSR)에 기초하여 최종 엔트로피를 결정하는 단계; 및

상기 최종 엔트로피에 기초하여 상기 피검사자의 의식 상태를 결정하는 단계

를 포함하는 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 2

제1항에 있어서

상기 최종 엔트로피를 결정하는 단계는

상기 제2 엔트로피 및 상기 돌발파 억제 비율에 기초하여 상기 제2 엔트로피를 변경하고, 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피에 가중치를 적용하여 상기 최종 엔트로피를 결정하는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 최종 엔트로피를 결정하는 단계는

상기 제1 엔트로피, 상기 변경된 제2 엔트로피, 상기 뇌파 신호들의 주파수대역 간 파워 비율 및 상기 뇌파 신호들의 진폭에 대한 분산에 기초하여 상기 가중치를 결정하고, 상기 결정된 가중치를 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피에 적용하여 상기 최종 엔트로피를 결정하는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 변경된 제2 엔트로피는

상기 돌발파 억제 비율에 기초하여 결정된 가중치가 상기 제2 엔트로피 및 상기 돌발파 억제 비율에 적용됨으로써 변경되는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 5

제2항에 있어서,

상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피는

상기 피검사자의 의식 상태에 기초한 반영비율로 상기 최종 엔트로피에 반영되는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 최종 엔트로피는

상기 피검사자의 의식 상태가 무의식 상태보다 각성 상태에 가까운 경우, 상기 변경된 제2 엔트로피보다 상기 제1 엔트로피가 더 반영되어 결정되는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 최종 엔트로피는

상기 피검사자의 의식 상태가 각성 상태보다 무의식 상태에 가까운 경우, 상기 제1 엔트로피보다 상기 변경된 제2 엔트로피가 상기 최종 엔트로피에 더 반영되어 결정되는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 제1 엔트로피는

알파파 대역 및 베타파 대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 결정되는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 제2 엔트로피는

서파 및 감마파 대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 결정되는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 뇌파 신호들에서 눈 깜빡임 노이즈를 제거하는 단계

를 더 포함하고,

상기 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하는 단계는

상기 눈 깜빡임 노이즈가 제거된 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 상기 제1 엔트로피 및 상기 제2 엔트로피를 결정하는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 눈 깜빡임 노이즈를 제거하는 단계는

상기 뇌파 신호들의 변곡점에 기초하여 상기 눈 깜빡임 노이즈를 식별하고, 상기 식별된 눈 깜빡임 노이즈를 상기 뇌파 신호들에서 제거하는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 뇌파 신호들을 획득하는 단계는

상기 피검사자의 대뇌의 서로 다른 영역에서 상기 뇌파 신호들을 획득하는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 제1 엔트로피 및 상기 제2 엔트로피를 결정하는 단계는

다중채널의 뇌파 신호들 간 위상차에 관한 패턴의 복잡성에 기초하여 상기 제1 엔트로피 및 상기 제2 엔트로피를 결정하는, 의식 상태 모니터링 방법.

청구항 14

프로세서; 및

상기 프로세서에 의해 실행 가능한 적어도 하나의 명령어를 포함하는 메모리

를 포함하고,

상기 적어도 하나의 명령어가 상기 프로세서에서 실행되면, 상기 프로세서는 피검사자의 뇌파 신호들을 획득하고, 서로 다른 주파수대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하고, 상기 제1 엔트로피, 상기 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율(BSR)에 기초하여 최종 엔트로피를 결정하며, 상기 최종 엔트로피에 기초하여 상기 피검사자의 의식 상태를 결정하는

의식 상태 모니터링 장치.

청구항 15

제14항에 있어서

상기 프로세서는

상기 제2 엔트로피 및 상기 돌발파 억제 비율에 기초하여 상기 제2 엔트로피를 변경하고, 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피에 가중치를 적용하여 상기 최종 엔트로피를 결정하는, 의식 상태 모니터링 장치.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 프로세서는

상기 제1 엔트로피, 상기 변경된 제2 엔트로피, 상기 뇌파 신호들의 주파수대역 간 파워 비율 및 상기 뇌파 신호들의 진폭에 대한 분산에 기초하여 상기 가중치를 결정하고, 상기 결정된 가중치를 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피에 적용하여 상기 최종 엔트로피를 결정하는, 의식 상태 모니터링 장치.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 변경된 제2 엔트로피는

상기 돌발파 억제 비율에 기초하여 결정된 가중치가 상기 제2 엔트로피 및 상기 돌발파 억제 비율에 적용됨으로써 변경되는, 의식 상태 모니터링 장치.

청구항 18

피검사자로부터 획득한 뇌파 신호들을 이용하여 상기 피검사자의 의식 상태를 결정하는 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 있어서, 상기 프로그램은:

서로 다른 주파수대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하는 명령어 세트;

상기 제1 엔트로피, 상기 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율(BSR)에 기초하여 최종 엔트로피를 결정하는 명령어 세트; 및

상기 최종 엔트로피에 기초하여 상기 피검사자의 의식 상태를 결정하는 명령어 세트

를 포함하는 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 아래의 설명은 의식 상태 모니터링 방법 및 장치에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 제1, 2 위상 지연 엔트로피 및 돌발파 억제 비율에 가중치를 적용하여 피검사자의 의식 상태를 모니터링하는 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 수술환자나 중환자들은 외상성 수술조작에 대한 스트레스의 인지나 기억을 방지하기 위하여 적절한 수준의 최면이 필요하며, 마취 심도의 신속하며 정확한 판단은 수술 중 및 수술 후 환자 마취 관리에 있어서 중요하고 필수적이라 할 수 있다.

[0003] 뇌에서 발생하는 신호에 기초하여 마취 심도를 판단하는 기술들이 소개되고 있다. 뇌는 100억개 이상의 뉴런들과 100조개 이상의 뉴런 연결을 통한 상호작용을 수반한다. 이러한 뉴런들은 정보의 전기적, 화학적 전단체계를 포함한 정교하게 만들어진 시스템을 통하여 의사소통을 한다. 뇌를 구성하는 수많은 스케일의 복잡한 구조, 기능 그리고 상호작용을 고려하여 정확하게 마취 심도를 판단하는데 어려움이 존재한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명은 다중채널 뇌파 신호들로부터 위상 지연 엔트로피를 결정함으로써, 단일채널 기반 기법에서 고려하지 못하였던 서로 다른 대뇌피질 영역들 간 연결 관계가 의식에 주는 영향을 효과적으로 고려 가능하여 높은 정확도와 신속성을 가진 의식 상태 모니터링 방법 및 장치를 제공할 수 있다.

[0005] 본 발명은 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴의 복잡성을 검출하고, 의식 수준에 따라 하부모수들을 조합하여 최종 위상 지연 엔트로피를 결정함으로써, 피검사자의 의식 상태를 정확하고도 신속하게 모니터링 가능한 방법 및 장치를 제공할 수 있다.

[0006] 본 발명은 눈 깜빡임 노이즈 구간에서 위상 지연 엔트로피 측정이 불가능하였던 문제를 해결하기 위한 것으로, 뇌파 신호의 변곡점을 이용하여 눈 깜빡임 노이즈를 효과적으로 식별 및 제거 가능한 방법 및 장치를 제공할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법은 피검사자로부터 뇌파 신호들을 획득하는 단계; 서로 다른 주파수대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하는 단계; 상기 제1 엔트로피, 상기 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율(BSR)에 기초하여 최종 엔트로피를 결정하는 단계; 및 상기 최종 엔트로피에 기초하여 상기 피검사자의 의식 상태를 결정하는 단계를 포함한다.

[0008] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 최종 엔트로피를 결정하는 단계는 상기 제2 엔트로피 및 상기 돌발파 억제 비율에 기초하여 상기 제2 엔트로피를 변경하고, 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피에 가중치를 적용하여 상기 최종 엔트로피를 결정할 수 있다.

[0009] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 최종 엔트로피를 결정하는 단계는 상기 제1 엔트로피, 상기 변경된 제2 엔트로피, 상기 뇌파 신호들의 주파수대역 간 파워 비율 및 상기 뇌파 신호들의 진폭에 대한 분산에 기초하여 상기 가중치를 결정하고, 상기 결정된 가중치를 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피에 적용하여 상기 최종 엔트로피를 결정할 수 있다.

[0010] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 변경된 제2 엔트로피는 상기 돌발파 억제 비율에 기초하여 결정된 가중치가 상기 제2 엔트로피 및 상기 돌발파 억제 비율에 적용됨으로써 변경될 수 있다.

[0011] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피는 상기 피검사자의 의식 상태에 기초한 반영비율로 상기 최종 엔트로피에 반영될 수 있다.

[0012] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 최종 엔트로피는 상기 피검사자의 의식 상태가 무의식 상태보다 각성 상태에 가까운 경우, 상기 변경된 제2 엔트로피보다 상기 제1 엔트로피가 더 반영되어 결정될 수 있다.

[0013] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 최종 엔트로피는 상기 피검사자의 의식 상태가 각성 상태보

다 무의식 상태에 가까운 경우, 상기 제1 엔트로피보다 상기 변경된 제2 엔트로피가 상기 최종 엔트로피에 더 반영되어 결정될 수 있다.

[0014] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 제1 엔트로피는 알파파 대역 및 베타파 대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 결정될 수 있다.

[0015] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 제2 엔트로피는 서파 및 감마파 대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 결정될 수 있다.

[0016] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법은 상기 뇌파 신호들에서 눈 깜빡임 노이즈를 제거하는 단계를 더 포함하고, 상기 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하는 단계는 상기 눈 깜빡임 노이즈가 제거된 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 상기 제1 엔트로피 및 상기 제2 엔트로피를 결정할 수 있다.

[0017] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 눈 깜빡임 노이즈를 제거하는 단계는 상기 뇌파 신호들의 변곡점에 기초하여 상기 눈 깜빡임 노이즈를 식별하고, 상기 식별된 눈 깜빡임 노이즈를 상기 뇌파 신호들에서 제거할 수 있다.

[0018] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 뇌파 신호들을 획득하는 단계는 상기 피검사자의 대뇌의 서로 다른 영역에서 상기 뇌파 신호들을 획득할 수 있다.

[0019] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법에서 상기 제1 엔트로피 및 상기 제2 엔트로피를 결정하는 단계는 다중채널의 뇌파 신호들 간 위상차에 관한 패턴의 복잡성에 기초하여 상기 제1 엔트로피 및 상기 제2 엔트로피를 결정할 수 있다.

[0020] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치는 프로세서; 및 상기 프로세서에 의해 실행 가능한 적어도 하나의 명령어를 포함하는 메모리를 포함하고, 상기 적어도 하나의 명령어가 상기 프로세서에서 실행되면, 상기 프로세서는 피검사자의 뇌파 신호들을 획득하고, 서로 다른 주파수대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하고, 상기 제1 엔트로피, 상기 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율(BSR)에 기초하여 최종 엔트로피를 결정하며, 상기 최종 엔트로피에 기초하여 상기 피검사자의 의식 상태를 결정한다.

[0021] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치에서 상기 프로세서는 상기 제2 엔트로피 및 상기 돌발파 억제 비율에 기초하여 상기 제2 엔트로피를 변경하고, 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피에 가중치를 적용하여 상기 최종 엔트로피를 결정할 수 있다.

[0022] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치에서 상기 프로세서는 상기 제1 엔트로피, 상기 변경된 제2 엔트로피, 상기 뇌파 신호들의 주파수대역 간 파워 비율 및 상기 뇌파 신호들의 진폭에 대한 분산에 기초하여 상기 가중치를 결정하고, 상기 결정된 가중치를 상기 제1 엔트로피 및 상기 변경된 제2 엔트로피에 적용하여 상기 최종 엔트로피를 결정할 수 있다.

[0023] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치에서 상기 변경된 제2 엔트로피는 상기 돌발파 억제 비율에 기초하여 결정된 가중치가 상기 제2 엔트로피 및 상기 돌발파 억제 비율에 적용됨으로써 변경될 수 있다.

[0024] 일실시예에 따른 피검사자로부터 획득한 뇌파 신호들을 이용하여 상기 피검사자의 의식 상태를 결정하는 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 있어서, 상기 프로그램은: 서로 다른 주파수대역 내 상기 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하는 명령어 세트; 상기 제1 엔트로피, 상기 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율(BSR)에 기초하여 최종 엔트로피를 결정하는 명령어 세트; 및 상기 최종 엔트로피에 기초하여 상기 피검사자의 의식 상태를 결정하는 명령어 세트를 포함한다.

발명의 효과

[0025] 일실시예에 따르면, 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴의 복잡성을 검출하고, 의식 수준에 따라 하부모수들을 조합하여 최종 위상 지연 엔트로피를 결정함으로써, 피검사자의 의식 상태를 정확하고도 신속하게 모니터링할 수 있다.

[0026] 일실시예에 따르면, 위상차의 통계적 성질뿐만 아니라 뇌파 신호들로부터 위상 관계 패턴을 추출하여 순간적인 변화도 고려함으로써, 연결의 동력학적 성질을 정량화할 수 있고 보다 정확하게 피검사자의 의식 상태를 모니터링할 수 있다.

[0027] 일실시예에 따르면, 뇌파 신호에서 눈 깜빡임 노이즈를 효과적으로 제거함으로써, 위상 지연 엔트로피 측정이 불가능하였던 눈 깜빡임 노이즈 구간에 대해서도 정확하게 위상 지연 엔트로피를 결정하여 피검사자의 의식 상태를 지속적으로 모니터링할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0028] 도 1은 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치를 설명하기 위한 도면이다.

도 2는 일실시예에 따라 뇌파 신호의 위상을 결정하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 3 및 도 4는 일실시예에 따라 뇌파 신호의 위상 관계 패턴을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 일실시예에 따라 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피가 서로 다른 주파수대역에서 결정되는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 일실시예에 따른 신경 전도를 설명하기 위한 도면이다.

도 7 내지 도 8은 일실시예에 따라 최종 엔트로피를 결정하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 일실시예에 따라 눈 깜빡임 노이즈를 제거하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 10은 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법을 설명하기 위한 플로우차트이다.

도 11은 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법을 나타낸 도면이다.

도 12는 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치를 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0029] 실시예들에 대한 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 예시를 위한 목적으로 개시된 것으로서, 다양한 형태로 변경되어 실시될 수 있다. 따라서, 실시예들은 특정한 개시형태로 한정되는 것이 아니며, 본 명세서의 범위는 기술적 사상에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.

[0030] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 이런 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 해석되어야 한다. 예를 들어, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.

[0031] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[0032] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 설명된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0033] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 해당 기술분야에서 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.

[0034] 이하, 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 아래의 특정한 구조적 내지 기능적 설명들은 단지 실시예들을 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로, 실시예의 범위가 본문에 설명된 내용에 한정되는 것으로 해석되어서는 안된다. 관련 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 또한, 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타내며, 공지된 기능 및 구조는 생략하도록 한다.

[0035] 도 1은 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치를 설명하기 위한 도면이다.

[0036] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치(110)는 피검사자(120)로부터 획득한 뇌파 신호들에 기초하여 피검사자(120)의 의식 상태를 모니터링한다. 피검사자(120)의 의식 상태를 정확하게 모니터링하는 것은 피검사자

(120)가 적정 수준으로 마취된 상태에서 의료 절차를 진행하는 데 중요할 수 있다.

[0037] 뇌 영역간 커뮤니케이션의 복잡성 또는 다양성의 정도는 피검사자의 의식 수준과 연관이 있을 수 있다. 의식이 있는 상태에서는 대뇌피질 영역들 간의 커뮤니케이션이 다양하고 복잡한 반면, 마취 또는 수면 상태에서는 커뮤니케이션이 단순한 패턴을 가질 수 있다. 특히, 마취 상태에서는 뇌 앞부분의 뇌파신호들 간 위상 동기화가 증가하는데, 이는 커뮤니케이션의 다양성 감소를 뒷받침하는 강한 증거이며 의식 소실과 밀접한 관련이 있을 수 있다. 이러한 뇌 영역들 간 커뮤니케이션 정보는 다중채널 뇌파신호들 간의 위상 관계에 주로 포함될 수 있다.

[0038] 따라서, 의식 상태의 심도를 예측하려면 뇌 앞쪽에서 영역들 간 커뮤니케이션의 복잡성 정도를 정확하게 정량화하는 기술이 필요하다. 위상 지연 엔트로피(phase lag entropy, PLE)는 전전두엽과 전두엽의 다중채널 뇌파 신호들에서 추출된 위상 관계 패턴에 기초하여 결정될 수 있다. 위상 지연 엔트로피는 추출된 위상 관계 패턴이 얼마나 다양하게 분포하는지 정량적으로 표현할 수 있으며, 이를 통해 뇌 영역들 간 커뮤니케이션의 복잡성이 예측될 수 있다. 의식 상태 모니터링 장치(110)는 서로 다른 대뇌피질 영역 간의 연결 관계가 의식에 주는 영향과 연결의 동력학적 성질을 위상 지연 엔트로피로 결정하여, 의식 상태를 모니터링할 수 있다. 본 명세서에서 위상 지연 엔트로피는 설명의 편의를 위해 엔트로피라고 표현될 수 있다.

[0039] 의식 상태 모니터링 장치(110)는 피검사자(120)로부터 뇌파 신호들을 획득할 수 있다. 뇌파 신호는 피검사자(120)의 생체 신호의 일종으로서, 신경계에서 뇌신경 사이에 신호가 전달될 때 생기는 전기의 흐름인 뇌전도(electroencephalogram, EEG)일 수 있다. 예를 들어, 뇌파 신호는 추상세포의 억제성 시냅스 후 전위와 흥분성 시냅스 후 전위의 동지적 활동에 의해 생성될 수 있다. 뇌파 신호는 주파수대역에 따라 크게 감마파, 베타파, 알파파, 델타파 및 서파(slow wave)로 구분될 수 있으며, 이들에 대해서는 도 5에서 상세히 설명한다.

[0040] 뇌파 신호들은 피검사자(120)에 접촉된 전극들로부터 획득될 수 있다. 예를 들어, 전극들은 피검사자(120)의 두부, 두피, 피부, 뇌 표면, 생체, 이마, 두개골, 귀 주위, 귀, 안면, 관자 놀이 등에 부착될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니고, 뇌파 신호를 측정할 수 있는 부분이라면 제한 없이 적용 가능하다. 전극들 각각은 피검사자(120)의 서로 다른 영역에 부착될 수 있다.

[0041] 의식 상태 모니터링 장치(110)는 획득한 뇌파 신호들에 기초하여 피검사자(120)의 의식 상태를 모니터링할 수 있다. 예를 들어, 모니터링되는 의식 상태는 의식 상태의 심도(depth of consciousness), 무의식 상태의 심도(depth of unconsciousness), 마취 상태의 심도(depth of anaesthesia), 환자의 각성 상태(state of subject's vigilance), 불면 상태의 심도(depth of sedation), 최면 상태(hypnotic state), 집중 상태(state of concentration), 및 주의 상태(state of attention) 등을 의미할 수 있다.

[0042] 도 1에서 전극들 R_1, R_2 또는 전극들 L_1, L_2에서 두 개의 뇌파 신호들이 획득될 수 있다. 예를 들어, 전극들 R_1, R_2 또는 전극들 L_1, L_2의 두 채널로부터 각각 128 Hz의 샘플링 주파수로 4초 동안 총 512개의 자료 포인트들을 가진 뇌파 신호들이 획득될 수 있다. 뇌파 신호들로부터 위상 관계 패턴을 결정하기 위하여, 채널별 뇌파 신호에 포함된 자료 포인트들이 순간 위상(instantaneous phase)이 결정될 수 있으며, 이에 대해서는 도 2를 참조하여 상세히 설명한다.

[0043] 도 2는 일실시예에 따라 뇌파 신호의 위상을 결정하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0044] 일실시예에 따른 뇌파 신호(210)로부터 위상 정보가 추출될 수 있으며, 이 때 힐버트 변환(Hilbert transform) 또는 웨이브렛 변환(Wavelet transform)이 이용될 수 있다. 다만, 이에 한정하는 것은 아니고, 뇌파 신호로부터 위상 정보를 추출할 수 있는 신호 변환 기법이라면 제한 없이 적용 가능하다. 도 2에서 φ는 순간 위상을 나타내며, 라디안(radian) 단위를 가질 수 있다.

[0045] 일실시예에 따라 쌍을 이루는 두 채널(예컨대, 도 1의 R_1, R_2 또는 L_1, L_2)의 뇌파 신호들에서 동일한 시간의 두 개의 자료 포인트들이 선택될 수 있다. 그리고, 두 개의 자료 포인트들의 순간 위상차를 계산하고, 계산된 순간 위상차가 0보다 크면 0, 0보다 작거나 같으면 1로 부호화될 수 있다. 마찬가지로, 총 512개의 자료 포인트들의 순간 위상차가 계산되어, 0 또는 1로 부호화될 수 있다. 순간 위상차는 두 채널의 뇌파 신호들의 위상들 간 앞섬(lead) 또는 뒤짐(log)을 나타낼 수 있다.

[0046] 그리고, 부호화된 순간 위상차는 m(예컨대, 3 또는 5)개씩 그룹핑되어 위상차 조합이 생성될 수 있다. 위상차 조합으로부터 위상 관계 패턴이 결정될 수 있는데, 이에 대해서는 도 3을 참조하여 상세히 설명한다.

[0047] 도 3 및 도 4는 일실시예에 따라 뇌파 신호의 위상 관계 패턴을 설명하기 위한 도면이다.

[0048] 도 3를 참조하면, 일실시예에 따라 뇌파 신호의 위상 관계 패턴을 결정하는 과정을 설명하기 위한 예시가 도시된다. 도 3에 예시적으로 도시된 총 9개의 부호화된 순간 위상차들(310)을 기준으로 위상 관계 패턴을 생성하는 과정을 설명한다. 본 명세서에서 위상 관계 패턴은 설명의 편의를 위해 위상차 조합으로도 지칭될 수 있다.

[0049] 부호화된 순간 위상차를 3개씩(다시 말해, m=3) 그룹핑하는 경우, 2개씩 중첩시켜 하나의 위상차 조합이 생성되고, 따라서 아래의 총 7개의 위상차 조합들이 결정될 수 있다. 도 3은 m=3인 위상차 조합의 예시를 도시한다.

[0050] (0,1,1), (1, 1, 0), (1, 0, 0), (0, 0, 1), (0, 1, 0), (1, 0, 0), (0, 0, 0)

[0051] 또는, 부호화된 순간 위상차를 5개씩(다시 말해, m=5) 그룹핑하는 경우, 4개씩 중첩시켜 하나의 위상차 조합이 생성되고, 따라서 아래의 총 5개의 예시와 같은 위상차 조합들이 결정될 수 있다.

[0052] (0, 1, 1, 0, 0), (1, 1, 0, 0, 1), (1, 0, 0, 1, 0), (0, 0, 1, 0, 0), (0 ,1 ,0, 0, 0)

[0053] 이를 일반화하면, N개의 순간 위상차들이 있 때 m-1개씩 중첩시켜서 하나의 위상차 조합이 생성될 수 있다. 만약 m=3일 경우 N-2개의 조합이 나오고, m=5일 경우 N-4개의 조합이 나온다.

[0054] 예를 들어, 128Hz로 4초간 샘플링하여 512개의 순간 위상차가 있다면, m=3인 경우 510개의 위상차들이, m=5인 경우 508개의 위상차들이 발생할 수 있다. 따라서, 위상 지연 엔트로피는 510개 또는 508개의 위상차들이 발생하는 위상차 패턴 조합의 균일성을 엔트로피로 정량화함으로써 결정될 수 있다.

[0055] 발생 가능한 위상차 조합은 m=3인 경우 8가지이고, m=5인 경우 2의 5승인 32가지일 수 있다. 각 위상차 조합들의 발생 확률은 조합별 발생횟수를, m=3인 경우 510로 나누거나, m=5인 경우 508로 나눔으로써 결정될 수 있다.

[0056] 도 4를 참조하면, 일실시예에 따른 뇌파 신호의 위상 관계 패턴의 예시가 도시된다. 도 4는 m=3인 경우 발생 가능한 8가지 위상 관계 패턴합들을 나타낸다.

[0057] 도 5는 일실시예에 따라 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피가 서로 다른 주파수대역에서 결정되는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0058] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치는 생성된 위상 관계 패턴을 히스토그램화하고, 위상 관계 패턴의 히스토그램에 기초하여 패턴 별 발생 확률을 나타내는 위상 지연 엔트로피를 결정할 수 있다. 이에 대해 아래에서 상세히 설명한다.

[0059] 확률변수 X가 연속적인 분포 f를 따른다고 하자. 확률변수 X의 정보 엔트로피(information entropy) 혹은 섀넌 엔트로피(Shannon entropy) H(X)는 다음과 같다.

수학식 1

[0060] $$H(X) = -E(\ln f) = -\int f(x) \ln\left(f(x)\right) x$$

[0061] 만약 분포가 이산적일 경우에는 수학식 1은 아래와 같이 표현될 수 있다.

수학식 2

[0062] $$H(X) = -\sum_{j} p_j \ln p_j$$

[0063] 수학식 2에서 음수를 취하는 이유는, 확률 p가 1보다 작아 ln(p)가 음수가 되므로, 양수의 엔트로피 값을 얻기 위함이다. 불확실성이 높아질수록 정보의 양은 더 많아지고, 따라서 엔트로피는 더 커진다. 이를 수면 심도에 적용시키면, 깨어 있을수록 위상차 조합이 다양하게 결정되므로, 정보의 양은 많아지고 엔트로피는 커진다.

[0064] 앞서 설명한 것처럼, 채널 간 뇌파 신호들 간 위상차를 0, 1로 부호화하므로, 위의 정보 엔트로피 계산을 편하

게 하기 위하여 로그의 베이스를 2로 설정하였으며, 수학식 2는 아래와 같이 표현될 수 있다.

수학식 3

[0065]
$$H(X) = -\sum_{j} p_j \log_2 p_j$$

[0066] 위상 지연 엔트로피는 정보 엔트로피를 최대가능 정보 엔트로피로 나눠서 정규화한 것이다. m=3인 경우 발생 가능한 위상차 조합은 8개이다. 모든 위상차 조합이 동일한 회수로 골고루 발생하여, 어떤 위상차 조합이 발생할지 예측하기가 어렵게 되면, 가장 불확실성이 높은 것이고, 정보량이 가장 많은 것이며, 따라서 이 때가 피검사자가 이론적으로 완벽하게 깨어 있을 때라고 볼 수 있다. 8개의 위상차 조합들이 동수로 발생하였으므로, 개별 위상차 조합의 발생확률은 1/8일 것이다. 이 때의 정보 엔트로피가 최대가능 정보 엔트로피일 수 있다. 위상 지연 엔트로피는 아래와 같이 표현될 수 있다.

수학식 4

[0067]
$$H(X) = -\sum_{j=1}^{2^3}\left(\frac{1}{2^3}\log_2\left(\frac{1}{2^3}\right)\right)$$

[0068] 이를 일반화하면 다음과 같을 것이다. 모든 위상차 조합들이 동수로 골고루 나왔다고 가정할 때, 개별 위상차 조합의 발생 확률은 $1/2^m$이 되므로, 최대가능 정보 엔트로피는 아래와 같을 수 있다.

수학식 5

[0069]
$$H(X) = -\sum_{j=1}^{2^m}\left(\frac{1}{2^m}\log_2\left(\frac{1}{2^m}\right)\right) = -\sum_{j=1}^{2^m}\left(\frac{1}{2^m}\log_2\left(2^{-m}\right)\right)$$
$$= \sum_{j=1}^{2^m}\left(\frac{1}{2^m}\log_2\left(2^m\right)\right) = \sum_{j=1}^{2^m}\left(\frac{\log_2\left(2^m\right)}{2^m}\right)$$
$$= \frac{\sum_{j=1}^{2^m}\left(\log_2\left(2^m\right)\right)}{2^m} = \frac{2^m\cdot\log_2\left(2^m\right)}{2^m} = \log_2\left(2^m\right)$$
$$= m$$

[0070] j번째 위상차 조합의 발생 확률을 p_j라고 하자. 그러면 위상 지연 엔트로피는 다음과 같이 계산될 수 있다.

수학식 6

[0071]
$$PLE = -\frac{\sum_{j=1}^{2^m} p_j \log_2 p_j}{m}$$

[0072] 일실시예에 따라 의식 상태 모니터링 장치는 서로 다른 주파수대역 내 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 위상 지연 엔트로피 및 제2 위상 지연 엔트로피를 계산할 수 있으며, 제1 위상 지연 엔트로피와 제2 위상 지연 엔트로피를 이용하여 최종 위상 지연 엔트로피를 결정할 수 있다. 다시 말해, 제1 위상 지연 엔트로피와 제2 위상 지연 엔트로피는 서로 다른 주파수대역에서 결정될 수 있다.

[0073] 일실시예에 따라 피검사자가 깨어 있는 상태에서 깊은 진정 상태까지는 제1 위상 지연 엔트로피가 최종 위상 지연 엔트로피에 주로 반영될 수 있다. 또한, 깊은 진정상태부터 더 깊은 마취 상태까지는 제1 위상 지연 엔트로피가 낮은 값을 가지며, 따라서 이 구간에서는 점진적으로 제2 위상 지연 엔트로피가 최종 위상 지연 엔트로피에 많이 반영될 수 있다. 이는 마취의 진정 단계에서는 위상 지연 엔트로피가 8-30Hz 사이에서 규칙적인 리듬에 의해 지배되며 주파수 공간에서의 전이가 발생되기 때문이다. 도 5를 참조하면, 일실시예에 따라 ECOG로 측정한 피검사자에서 의식과 무의식에 따라 8-30Hz 사이의 중심주파수 전이를 보여주는 스펙트럼이 도시된다.

[0074] 도 5에 도시된 그래프는 "Boussen, S., et al., Time rescaling reproduces EEG behavior during transition from propofol anesthesia-induced unconsciousness to consciousness. Sci Rep, 2018. 8(1): p. 6015."에서 참조된 것이다.

[0075] 도 6은 일실시예에 따른 신경 전도를 설명하기 위한 도면이다.

[0076] 전두부 신호의 가속(주파수 증가)과 감속(주파수 감소)을 통해 대뇌 피질 상호작용에서 신경 전도의 증가, 감소를 확인할 수 있으며, 이는 변화되는 의식 상태에 적용될 수 있다. 또한, 전두부의 진정 수준에서 베타파 대역(14-30Hz) EEG의 파워가 강해지고, 마취가 깊어짐에 따라 EGG의 파워가 베타파 대역에서 알파파 대역(8-13Hz)으로 이동될 수 있다. 이러한 주파수 공간에서의 전이는 뇌의 피라미드 세포뿐만 아니라 흥분성 및 억제성 신경세포와 함께 표준회로(다시 말해, 대규모 뇌 상태의 레퍼토리의 감소)로써 설명될 수 있다. 표준회로의 신경모델은 동일한 소스원에 의해 전달되는 신호의 지연이 여러 개의 상호 연결된 영역으로 전이될 수 있다는 것을 나타낼 수 있다.

[0077] 도 6을 참조하면, 전두부에서 상호 연결된 영역에서 규칙적인 리듬에 의해 지배되는 신경 전도가 도시된다. 규칙적인 리듬은 특정 소스원으로써, 신경 전도의 증가, 감소는 시간지연에 의해서 발생되며 전두부 뇌파의 주파수를 변화시킬 수 있다.

[0078] 도 7 내지 도 8은 일실시예에 따라 최종 엔트로피를 결정하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0079] 도 7를 참조하면, 일실시예에 따라 최종 엔트로피를 결정하는 데 이용되는 하부모수가 도시된다.

[0080] 일실시예에 따라 마취제 투여 후 전두 뇌파 신호의 전달의 감속(즉, 의식 소실)이 중단되고 평형 상태(즉, 신호 전달 속도가 일정)가 되면, 주파수 공간에서의 전이도 종료된다. 이 때, 신호를 지배하는 소스원에 의한 영향이 사라지면서 제1 위상 지연 엔트로피는 증가하게 되는데 이러한 패턴을 보이는 것을 이중 영향(biphasic effect)이라고 할 수 있다. 이러한 현상은 대뇌 물질대사가 매우 약해 졌을 때 파형으로 추측되고 있으며, 분자-세포 레벨에서의 기전은 명확히 밝혀지지 않았다. 다만, 이러한 현상이 발현되는 시점까지는 제1 위상 지연 엔트로피가 의식 수준을 잘 반영하며 일반적으로 관찰되는 패턴일 수 있다. 그러므로, 진정 단계에서는 알파파 대역 및 베타파 대역에서 추출된 뇌파 신호로 제1 위상 지연 엔트로피가 계산될 수 있다.

[0081] 마취제들로 마취 유도를 하였을 때 가장 공통적인 특징은 서파 대역(0.1-1Hz) 및 델타파 대역(1-4Hz)에서 진폭)의 증가일 수 있다. 이러한 대역의 뇌파 신호는 돌발파 억제(burst suppression)의 뇌파 패턴이 나오기 전까지는 이중 영향 없이 단조로운 증가만을 보일 수 있다. 그러므로, 통상적으로 나이, 성별에 관계없이 모든 환자에서 확인되는 서파-진동(Slow-oscillation)의 증가, 감마-진동(gamma oscillation)의 감소라는 일관성 있는 패턴을 보이는 주파수대역으로 계산한 것이 제2 위상 지연 엔트로피일 수 있다. 즉, 적정 마취 수준에서는 서파 대역 및 감마 대역에서 뇌파 신호를 추출하여, 제2 위상 지연 엔트로피로 정량화함으로써 마취 유지단계의

의식 수준이 적절하게 반영될 수 있도록 하였다.

[0082] 마취제 투여에 대한 잠재적 기능의 손실은 주의, 인지 및 의식 유지와 관련된 뇌 네트워크가 포함된다. 뇌 네트워크는 연결성이라는 뇌의 통합을 설명하기 위한 대용물이며, 이미지 또는 전기생리학의 데이터로 평가될 수 있다. 뇌 영역 사이의 연관관계(다시 말해, 연결성)를 분석하는 방법에는 구조적 연결성(structural connectivity), 기능적 연결성(function connectivity), 효과적 연결성(effective connectivity)이 있다. 구조적 연결성은 기존의 해부학적 지식을 바탕으로 뇌 영역 사이의 신경 섬유 연결을 추적하는 것인데, 대표적으로 뇌 자기 공명영상(magnetic resonance image)이 있다. 뇌파로 분석하는 기능적 연결성, 효과적 연결성 중에 PLEM-ES100 전극 채널 수에 최적화된 수면 심도를 확인하기 위해서는 기능적 연결성을 보는 것이 효과적일 수 있다.

[0083] 이는 시간 경과에 따라 특정 자극 혹은 특정 기능을 수행할 때 서로 다른 뇌 영역이 통계적으로 의미 있는 변화 활동이 관찰되는지를 연구하는 것이 기능적인 연결성이기 때문이다. 하지만 서로 다른 뇌 영역이 기능적으로 연결이 되어있는지는 분석 가능하지만, 어떤 원인에 대한 결과로써 활성화 되는지는 쉽게 알 수 없다. 효과적 연결성은 이러한 인과관계를 알아내기 위함인데, 특정 모델 또는 패턴에 기초하여 미래를 가정하고 인과관계를 분석하는 방식을 제안한다.

[0084] 서로 다른 뇌 영역간 기능적인 연결성을 분석하는 기존의 방법으로는 dPLI(directed Phase Lag Index)가 있다. dPLI(directed Phase Lag Index)는 서로 다른 채널의 뇌파 분절에서 위상 차 패턴을 구하고 평균을 함으로써 방향성을 보는 분석방법이다. 이러한 기존의 분석방법은 뇌 영역간 동조화의 정도가 의식수준에 따라 달라지는 신경생리학적인 변화를 적절하게 탐지하지 못한다. 신경 네트워크의 특징 중 하나는 시간적으로 순간적인(transient) 변화가 발생하는데 뇌파를 통해 분석하려면 서로 다른 뇌 영역간 순간적인 변화를 고려해야 한다.

[0085] 위상 지연 엔트로피는 위상 관계 패턴 조합의 다양성을 확인한다는 면에서 기존의 분석 방법인 dPLI보다 향상된 성능을 보여줄 수 있다. 즉, 서로 다른 뇌 영역들 간 위상을 확인하여 의식 수준을 추적하는 기존의 방식에서 시간적으로 순간적인 변화를 탐지하는 향상된 방법론이 위상 지연 엔트로피일 수 있다.

[0086] 일실시예에 따라 수면 심도를 반영하는 최종 위상 지연 엔트로피를 결정하기 위해, 여러 주파수대역에 대한 제1, 2 위상 지연 엔트로피들 및 돌발파 억제 비율(burst-suppression ratio, BSR)이 이용될 수 있다. 이 때, 제1 위상 지연 엔트로피은 알파파 대역(8-13Hz) 및 베타파 대역(14-32 Hz)에서 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 결정될 수 있다(m=3). 또한, 제2 위상 지연 엔트로피는 서파 대역(0.1-1Hz) 및 감마파 대역(32-45Hz)에서 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 결정될 수 있다(m=5).

[0087] 의식 소실 과정에서 두 채널의 뇌파 신호들의 알파 대역 및 베타 대역에서 위상 동기화 현상이 발생하는데, 제1 위상 지연 엔트로피의 주파수대역이 이를 반영할 수 있다. 수면 심도가 깊어질수록 1Hz 이하의 서파는 진폭이 커지고 빈번하게 발생하며, 감마파 대역은 진폭이 작아져서 거의 나오지 않게 된다. 이러한 현상은 두 채널의 뇌파 신호들 모두에서 공통적으로 나타나므로, 결국 이 주파수대역에서 두 개의 뇌파 신호들의 위상들 역시 동기화될 수 있으며, 제2 위상 지연 엔트로피는 이를 반영할 수 있다.

[0088] 돌발파 억제 비율은 미리 정해진 시간(예컨대, 60초) 동안의 2-32Hz 주파수대역의 뇌파 신호에서 억제(suppression)가 발생한 시간이 얼마나 되는지를 나타내는 지표이며, 이 때 분모는 입력 데이터 길이(input data length)(예컨대, 60초)일 수 있다.

수학식 7

[0089]
$$BSR = \frac{Suppression\ data\ length\ (s)}{Input\ data\ length\ (s)}$$

[0090] 다시 말해, 제1 위상 지연 엔트로피는 각성 상태부터 수술이 가능한 수면 심도 이전까지, 제2 위상 지연 엔트로피는 수술이 가능한 수면 심도부터 돌발파 억제(burst-suppression)가 발생하기전까지, 돌발파 억제 비율은 돌발파 억제가 발생하는 깊은 수면 심도부터를 대상으로 하는 하부모수이다.

[0091] 제1, 2 위상 지연 엔트로피 및 돌발파 억제 비율은 모두 0과 1 사이의 값을 가질 수 있다. 이들로부터 계산되는 최종 위상 지연 엔트로피도 역시 0과 1 사이의 값을 가지며, 이를 선형 스케일링(x100)하면 0과 100 사이의

값으로 변환될 수 있다. 수면 심도가 깊어질수록 제1, 2 위상 지연 엔트로피들의 값은 작아지고, BSR의 값은 커지며, 의식이 회복될수록 제1, 2 위상 지연 엔트로피들의 값은 커지고, BSR의 값은 0에 가까워질 수 있다. 최종 위상 지연 엔트로피의 값이 100에 가깝다는 것은 각성 상태를 의미할 수 있다.

[0092] 앞서 설명한 것처럼, 각성 상태에서 깊은 진정 상태까지는 제1 위상 지연 엔트로피가 의식 수준을 잘 반영하나, 더 깊은 마취 상태에서는 이중 영향으로 인해 적정 마취 수준(surgical level)에서는 제1 위상 지연 엔트로피가 부정확할 수 있다. 다시 말하면, 전두 뇌파 신호의 가속-감속과 대뇌 피질-피질 간의 상호작용으로 주파수 전이가 존재하고 있을 때에는 제1 위상 지연 엔트로피를 반영해야 하지만, 주파수 전이가 존재하지 않고 베타파, 감마파가 미약하며 큰 파형의 서파 및 델타파가 존재할 때에는 제2 위상 지연 엔트로피가 반영토록 해야 한다. 주파수 비율 지표를 대체해도 비슷한 변화 양상을 보이지만, 제2 위상 지연 엔트로피가 노이즈에 안정적으로 반응할 수 있다. 또한, 알파파 대역 및 베타파 대역의 뇌파 신호가 이중 영향 현상을 보일 때 눈에 띄게 감소되어 주파수 파워 비율 지표보는 제2 위상 지연 엔트로피를 이용하는 것이 바람직하다. 결과적으로, 마취 수준에 따라 제1, 2 위상 지연 엔트로피들의 반영 비율이 달라짐으로써 안정된 모니터링이 가능하고, 이를 위해 가중치가 적용될 수 있다. 가중치에 대해서는 도 8을 참조하여 상세히 설명한다.

[0093] 도 8를 참조하면, 일실시예에 따라 하부모수 및 가중치를 이용하여 최종 엔트로피를 결정하는 과정이 도시된다.

[0094] 일실시예에 따라 제1 위상 지연 엔트로피(810), 제2 위상 지연 엔트로피(820) 및 돌발파 억제 비율(830)에 기초하여 최종 위상 지연 엔트로피(850)가 결정될 수 있다.

[0095] 우선, 제2 위상 지연 엔트로피(820) 및 돌발파 억제 비율(830)에 기초하여 변경된 제2 위상 지연 엔트로피(840)가 결정될 수 있다. 이 때, 제2 위상 지연 엔트로피(820) 및 돌발파 억제 비율(830)에 제1 가중치 W_1가 적용될 수 있다. 변경된 제2 위상 지연 엔트로피(840)는 아래와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 8

[0096] $$Modified.PLE2 = \text{Function}(\text{PLE2}, \text{BSR})$$

[0097] 수학식 8에서, Modified.PLE2는 변경된 제2 위상 지연 엔트로피(840)를 나타내고, BSR은 돌발파 억제 비율을 나타낸다.

[0098] 돌발파 억제 비율이 발생하게 되는 시기는 깊은 마취 상태로 제2 위상 지연 엔트로피의 값이 최종 위상 지연 엔트로피에 거의 대부분 반영되고 있을 때일 수 있다. 이 때, 돌발파 억제 비율이 증가할수록 제2 위상 지연 엔트로피가 감소하면서 최종 PLE지표를 감소시킨다. 감소된 지표는 돌발파 억제 비율에 따라 통계적 추정으로 돌발파 억제 비율과 제2 위상 지연 엔트로피의 반영비율을 결정하고, 이를 통해 변경된 제2 위상 지연 엔트로피가 결정될 수 있다. 돌발파 억제 비율이 100이 되면 변경된 제2 위상 지연 엔트로피는 0에 수렴하기 때문에, 최종 위상 지연 엔트로피도 0에 수렴하게 될 수 있다.

[0099] 일실시예에 따른 변경된 제2 위상 지연 엔트로피를 결정하기 위해, 먼저 전체 피검사자의 정규분포에서 현재 피검사자에 대응하는 제2 위상 지연 엔트로피의 범위에 따라 조절되는 값을 가지는 인수(factor)가 결정될 수 있다. 그리고, 해당 인수 및 돌발파 억제 비율이 제2 위상 지연 엔트로피에 적용됨으로써, 변경된 제2 위상 지연 엔트로피가 결정될 수 있다.

[0100] 일실시예에 따라 제1 위상 지연 엔트로피(810) 및 변경된 제2 위상 지연 엔트로피(840)에 제2 가중치 W_2가 적용되어, 최종 위상 지연 엔트로피(850)가 결정될 수 있다.

[0101] 제2 가중치 W_2는 제1 위상 지연 엔트로피(810), 변경된 제2 위상 지연 엔트로피(840), 뇌파 신호들의 주파수대역 간 파워 비율 및 뇌파 신호들의 진폭에 대한 분산에 기초하여 결정되며, 아래와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 9

$$W_2 = Function\begin{pmatrix} y1(PLE1), \\ y2(Modified.PLE2), \\ y3(power\ ratio), \\ y4(Amp_{var}) \end{pmatrix}$$

[0102]

[0103] 위의 수학식 9에서, *power ration*는 뇌파 신호들의 주파수대역 간 파워 비율을 나타내고, Amp_{var}는 뇌파 신호들의 진폭에 대한 분산을 나타낸다. PLE1, *Modified.PLE2*은 각각 스케일링을 통해 정규화 과정을 거친 제1 위상 지연 엔트로피(810) 및 변경된 제2 위상 지연 엔트로피(840)를 나타낸다. 제2 가중치 W_2는 0과 1 사이의 값을 가질 수 있다.

[0104] 일실시예에 따라 최종 위상 지연 엔트로피(850)는 제2 가중치 W_2에 기반하여 결정된 비율로 제1 위상 지연 엔트로피(810)와 변경된 제2 위상 지연 엔트로피(840)를 결합함으로써 결정될 수 있다. 예를 들어, 제2 가중치 W_2가 1에 가까울수록 최종 위상 지연 엔트로피(850)에 제1 위상 지연 엔트로피(810)가 더 반영되고, 0에 가까울수록 변경된 제2 위상 지연 엔트로피(840)가 더 반영될 수 있다.

[0105] 도 9는 일실시예에 따라 눈 깜빡임 노이즈를 제거하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[0106] 예시적으로 도시된 도 9에서 그래프(910)는 눈 깜빡임 노이즈가 존재하는 뇌파 신호의 예시를 나타낸다.

[0107] 위상 지연 엔트로피는 순수한 뇌파 성분의 연산을 요구하기 때문에, 노이즈를 배제하기 위한 전처리 과정을 거치게 된다. 눈 깜빡임(blinking)은 피검사자의 의식이 있을 때 필연적으로 발생하는 생리현상으로, 이에 의한 신호 노이즈 또한 위상 지연 엔트로피 결정에 영향을 주게 된다. 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치는 전처리 과정에서 눈 깜빡임에 의한 노이즈를 감지하여 해당 노이즈를 제거할 수 있다.

[0108] 눈 깜빡임 노이즈가 과도하게 유입되면 측정된 신호의 품질이 낮은 것으로 판단하여 신호 품질 지수(signal quality index, SQI)가 낮아지고, 신호 품질 지수가 40 이하인 경우에는 위상 지연 엔트로피가 출력되지 않을 수 있다. 이로 인하여, 피검사자의 눈 깜빡임 빈도가 높을 경우 위상 지연 엔트로피가 출력되지 않는 시간이 길어지는 문제가 발생할 수 있다. 따라서, 눈 깜빡임이 과도하게 발생해도 해당 노이즈를 제거하고 위상 지연 엔트로피를 정상적으로 계산할 수 있어야 한다.

[0109] 눈 깜빡임 노이즈는 눈꺼풀을 내렸다 올리는 과정에서 안구의 이동에 의한 안구전도 성분과 눈꺼풀의 근전도 성분이 합쳐져서 발생하는 수십에서 수백 mV 단위의 단일 피크성분일 수 있다. 눈 깜빡임은 환자의 의식이 있는 한 피할 수 없으며, 신호원이 뇌파를 측정하는 이마와 아주 근접해 있기 때문에 뇌파 신호와 위상 지연 엔트로피에 큰 영향을 주게 된다.

[0110] 마취제를 투여한 상황에서 눈 깜빡임으로 인하여 위상 지연 엔트로피가 계산하지 못할 경우 약물의 용량 적정성 판단에 문제가 발생할 수 있다. 이를 해결하기 위해, 눈 깜빡임이 발생한 구간이 감지되면 노이즈의 큰 피크 성분을 제거한 후 나머지 뇌파 신호로 위상 지연 엔트로피를 계산하도록 할 수 있다. 피검사자가 눈을 깜빡이는 세기와 기간에 따라 피크의 크기와 유지시간이 매번 상이하지만, 한 번 눈을 깜빡일 때 하나의 피크 성분이 발생하는 성질을 이용하여 해당 피크만을 선택적으로 제거하는 것이 가능하다. 따라서, 눈 깜빡임 발생 구간을 감지하여 눈 깜빡임에 의한 피크 성분만을 선택적으로 제거함으로써, 위상 지연 엔트로피 계산이 끊임없이 지속적으로 수행되도록 할 수 있다.

[0111] 눈 깜빡임 노이즈는 눈 깜빡임 노이즈 감지, 눈 깜빡임 노이즈 제거의 두 단계를 통해 제거될 수 있다. 먼저 감지 단계에서는, 최대점, 최소점 감지를 위해 뇌파 신호에 미분이 수행될 수 있다. 미분 값(즉, 기울기)은 신호가 커지는 추세라면 양수, 작아지는 추세라면 음수가 될 것이다. 미분 값이 증가에서 감소로 변하는 변곡점은 최대점을 의미하고, 감소에서 증가로 변하는 변곡점은 최소점을 의미한다. 눈 깜빡임 노이즈의 미분 값은 일반적으로 증가, 감소, 증가 패턴을 갖는다.

[0112] 도 9에 예시적으로 도시된 눈 깜빡임 성분과 같은 신호 패턴을 가지면서, 진폭이 80μV 이상이고, 주파수가 3Hz 이하이면, 눈 깜빡임에 의한 노이즈 성분으로 식별할 수 있다. 눈 깜빡임에 의한 노이즈 성분이 감지되면, 눈 깜빡임 노이즈의 시작점, 최대점, 최소점, 종료점이 식별되며, 보간을 통해 눈 깜빡임 노이즈가 재구성될 수 있다. 눈 깜빡임 노이즈를 X-Y축을 갖는 2차원 평면에 대응해보면 시작점, 최대점, 최소점, 종료점은 X,Y 좌표 값을 갖는 지점이 된다. 눈 깜빡임 노이즈는 3차 방정식의 곡선 형태를 가지는데 시작점, 최대점, 최소점, 종료점은 눈 깜빡임 노이즈의 곡선에 해당되는 지점이기 때문에 각 점들의 좌표 값을 활용하여 3차 방정식이 생성될 수 있다. 이와 같이 생성된 3차 방정식을 이용하면 나머지 지점들도 모두 확인 가능하며, 도 9의 점선과 같은 곡선을 생성할 수 있다. 마지막으로, 생성된 눈 깜박임 노이즈를 뇌파 신호에서 감산하면, 눈 깜빡임 노이즈가 제거된 뇌파 신호가 획득될 수 있다.

[0113] 상술된 방법을 통해 눈 깜빡임이 발생한 구간에 대해서도 위상 지연 엔트로피에 적용하면, 눈 깜빡임이 발행한 구간에 대해서는 계산하지 않았던 위상 지연 엔트로피의 분포가 달라지게 된다. 이와 같이 달라진 위상 지연 엔트로피의 분포가 피검사자의 의식 수준에 따라 분별력을 가질 수 있도록 위상 지연 엔트로피 연산의 스케일 범위가 재조정될 수 있다.

[0114] 도 10은 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법을 설명하기 위한 플로우차트이다. 도 10을 참조하면, 앞서 설명한 의식 상태 모니터링 장치가 피검사자로부터 획득한 뇌파 신호들에 기초하여 피검사자의 의식 상태를 결정하는 과정을 나타내는 블록도가 도시된다. 앞서 설명한 사항들이 그대로 적용될 수 있으므로, 보다 상세한 설명은 생략한다.

[0115] 도 11은 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법을 나타낸 도면이다.

[0116] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 방법은 의식 상태 모니터링 장치에 구비된 프로세서에 의해 수행될 수 있다.

[0117] 단계(1110)에서, 의식 상태 모니터링 장치는 피검사자로부터 뇌파 신호들을 획득한다. 의식 상태 모니터링 장치는 피검사자의 대뇌의 서로 다른 영역에서 뇌파 신호들을 획득할 수 있다.

[0118] 단계(1120)에서, 의식 상태 모니터링 장치는 서로 다른 주파수대역 내 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정한다. 제1 엔트로피 및 변경된 제2 엔트로피는 피검사자의 의식 상태에 기초한 반영비율로 최종 엔트로피에 반영될 수 있다.

[0119] 의식 상태 모니터링 장치는 알파파 대역 및 베타파 대역 내 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피를 결정할 수 있다. 의식 상태 모니터링 장치는 서파 및 감마파 대역 내 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제2 엔트로피를 결정할 수 있다.

[0120] 단계(1130)에서, 의식 상태 모니터링 장치는 제1 엔트로피, 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율에 기초하여 최종 엔트로피를 결정한다.

[0121] 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치는 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율에 기초하여 제2 엔트로피를 변경하고, 제1 엔트로피 및 변경된 제2 엔트로피에 가중치를 적용하여 최종 엔트로피를 결정할 수 있다. 예를 들어, 의식 상태 모니터링 장치는 제1 엔트로피, 변경된 제2 엔트로피, 뇌파 신호들의 주파수대역 간 파워 비율 및 뇌파 신호들의 진폭에 대한 분산에 기초하여 가중치를 결정하고, 결정된 가중치를 제1 엔트로피 및 변경된 제2 엔트로피에 적용하여 최종 엔트로피를 결정할 수 있다. 또한, 변경된 제2 엔트로피는 돌발파 억제 비율에 기초하여 결정된 가중치가 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율에 적용됨으로써 변경될 수 있다.

[0122] 단계(1140)에서, 의식 상태 모니터링 장치는 최종 엔트로피에 기초하여 피검사자의 의식 상태를 결정한다. 예를 들어, 의식 상태 모니터링 장치는 최종 엔트로피가 100에 가까울수록 피검사자가 각성 상태에 있는 것으로 판단하고, 최종 엔트로피가 0에 가까울수록 피검사자가 무의식 상태에 있는 것으로 판단할 수 있다.

[0123] 일실시예에 따르면, 단계(1110) 및 단계(1120) 사이에 뇌파 신호들에서 눈 깜빡임 노이즈를 제거하는 단계가 추가될 수 있다. 의식 상태 모니터링 장치는 뇌파 신호들의 변곡점에 기초하여 눈 깜빡임 노이즈를 식별하고, 식별된 눈 깜빡임 노이즈를 뇌파 신호들에서 제거할 수 있다.

[0124] 도 11에 도시된 각 단계들에는 도 1 내지 도 10을 통하여 전술한 사항들이 그대로 적용되므로, 보다 상세한 설명은 생략한다.

[0125] 도 12는 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치를 나타낸 도면이다.

[0126] 도 12를 참조하면, 일실시예에 따른 의식 상태 모니터링 장치(1200)는 메모리(1210) 및 프로세서(1220)를 포함한다.

[0127] 메모리(1210)는 컴퓨터에서 읽을 수 있는 명령어를 포함할 수 있다. 프로세서(1220)는 메모리(1210)에 저장된 명령어가 프로세서(1220)에서 실행됨에 따라 앞서 언급된 동작들을 수행할 수 있다. 메모리(1210)는 휘발성 메모리 또는 비휘발성 메모리일 수 있다.

[0128] 프로세서(1220)는 피검사자로부터 두 개의 뇌파 신호들을 획득하고, 서로 다른 주파수대역 내 뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정하고, 제1 엔트로피, 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율(BSR)에 기초하여 최종 엔트로피를 결정하며, 최종 엔트로피에 기초하여 피검사자의 의식 상태를 결정한다.

[0129] 그 밖에, 의식 상태 모니터링 장치(1200)에 관해서는 상술된 동작을 처리할 수 있다.

[0130] 이상에서 설명된 실시예들은 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치, 방법 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, 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 애플리케이션을 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 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0131] 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(embody)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.

[0132] 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.

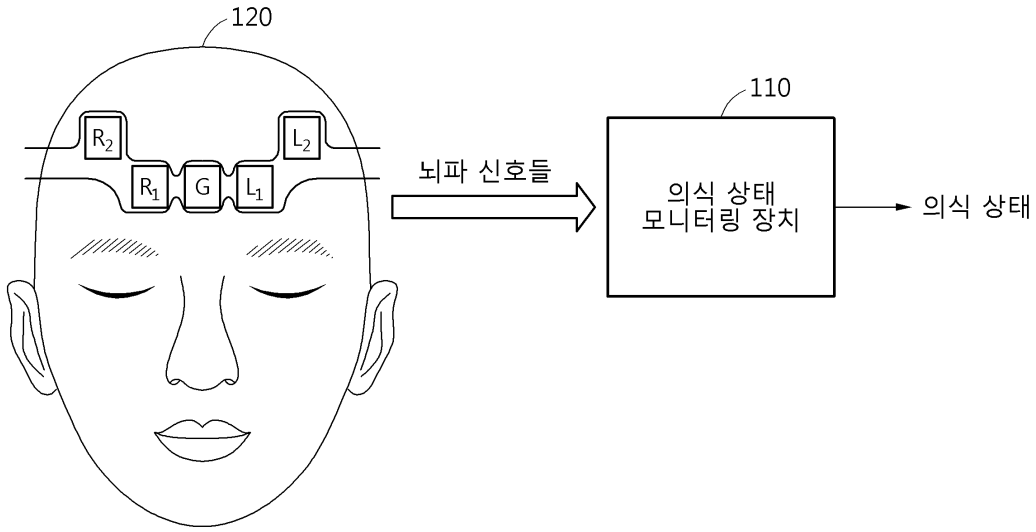
[0133] 실시예들에서 설명된 구성요소들은 하나 이상의 DSP (Digital Signal Processor), 프로세서 (Processor), 컨트롤러 (Controller), ASIC (Application Specific Integrated Circuit), FPGA (Field Programmable Gate Array)와 같은 프로그래머블 논리 소자 (Programmable Logic Element), 다른 전자 기기들 및 이것들의 조합 중 하나 이상을 포함하는 하드웨어 구성 요소들(hardware components)에 의해 구현될 수 있다. 실시예들에서 설명된 기능들(functions) 또는 프로세스들(processes) 중 적어도 일부는 소프트웨어(software)에 의해 구현될 수

있고, 해당 소프트웨어는 기록 매체(recording medium)에 기록될 수 있다. 실시예들에서 설명된 구성요소들, 기능들 및 프로세스들은 하드웨어와 소프트웨어의 조합에 의해 구현될 수 있다.

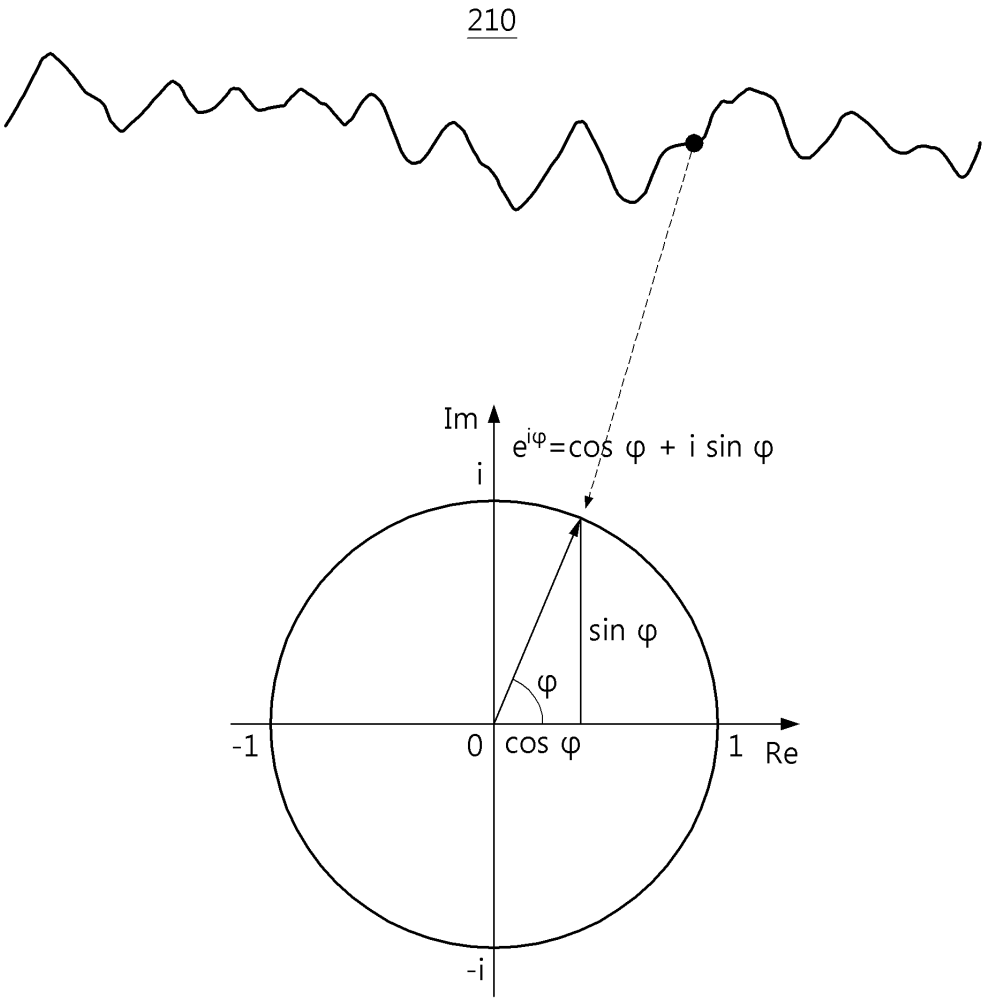
[0134] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

도면

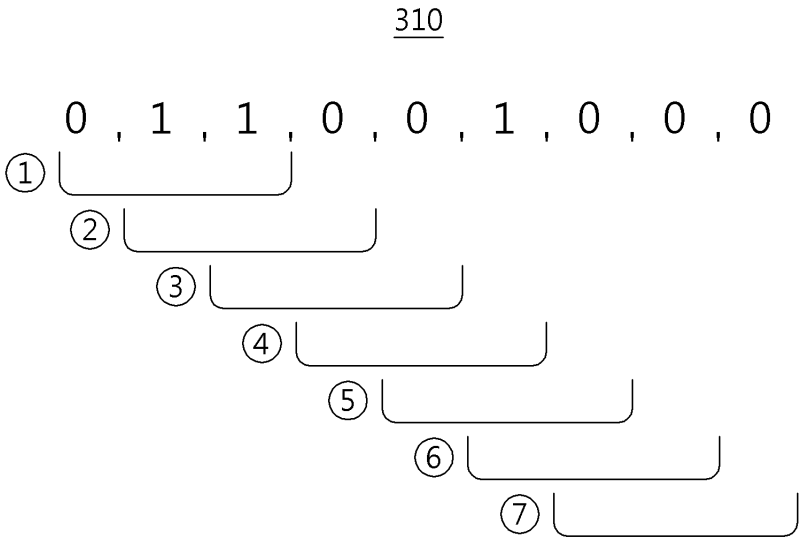
도면1



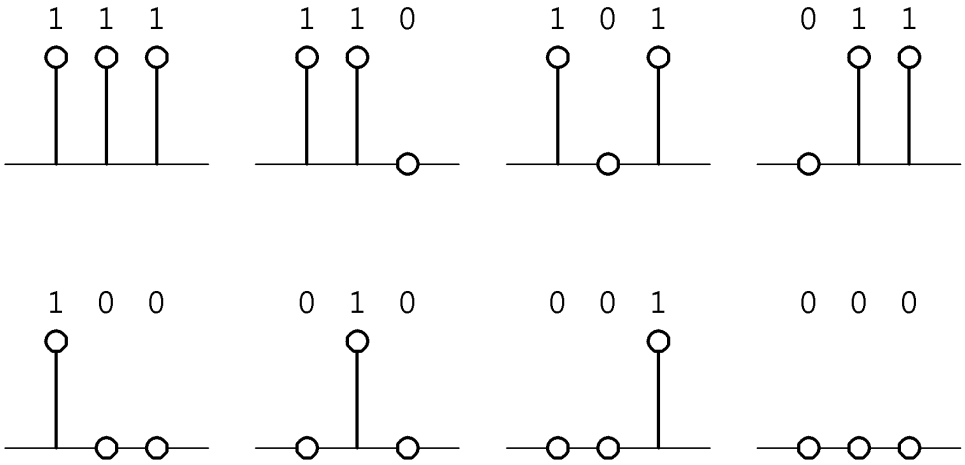
도면2


210
Im
$e^{i\varphi}=\cos\varphi + i\sin\varphi$
i
sin φ
φ
-1
0
cos φ
1
Re
-i

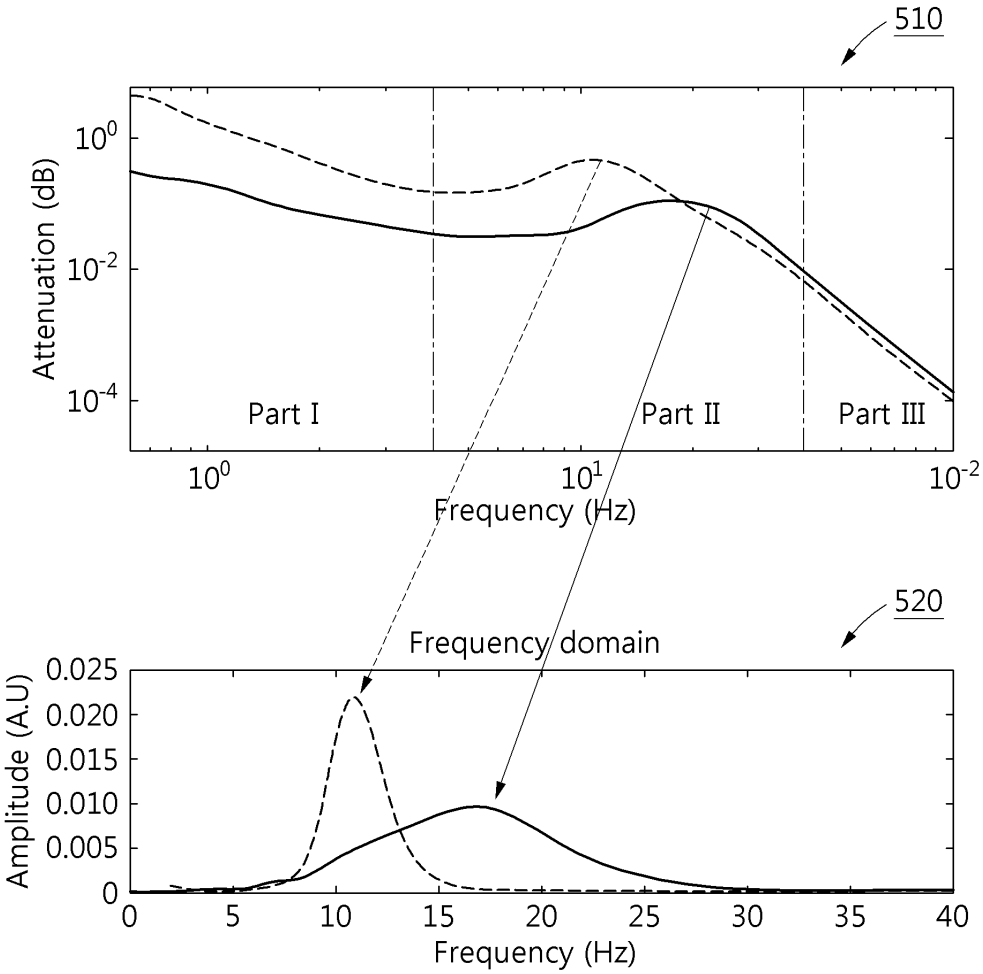
도면3


310
0 , 1 , 1 , 0 , 0 , 1 , 0 , 0 , 0
①
②
③
④
⑤
⑥
⑦

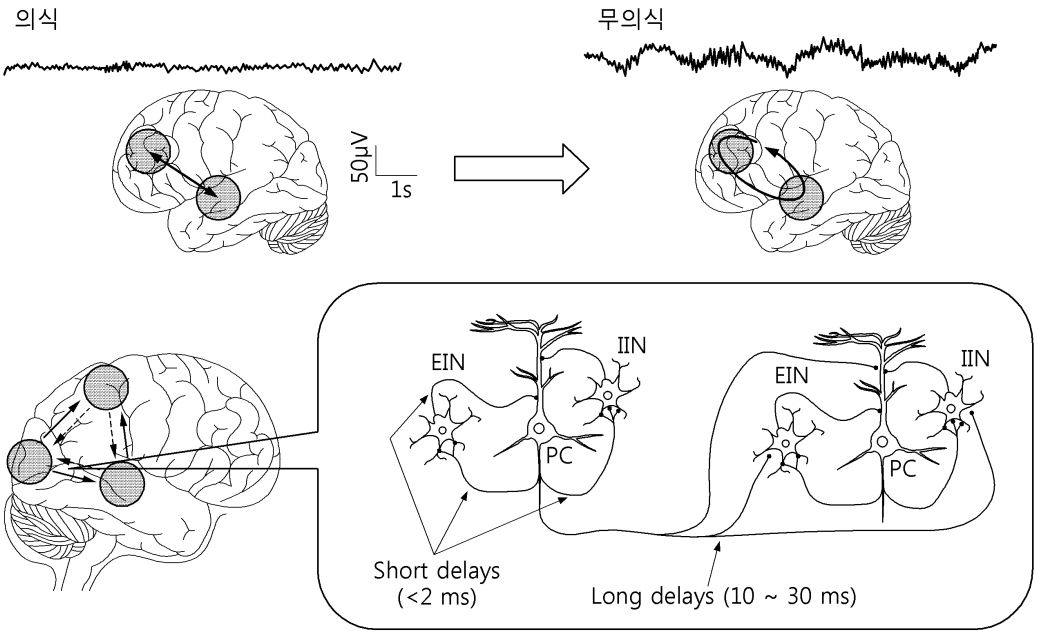
도면4


1 1 1
1 1 0
1 0 1
0 1 1
1 0 0
0 1 0
0 0 1
0 0 0

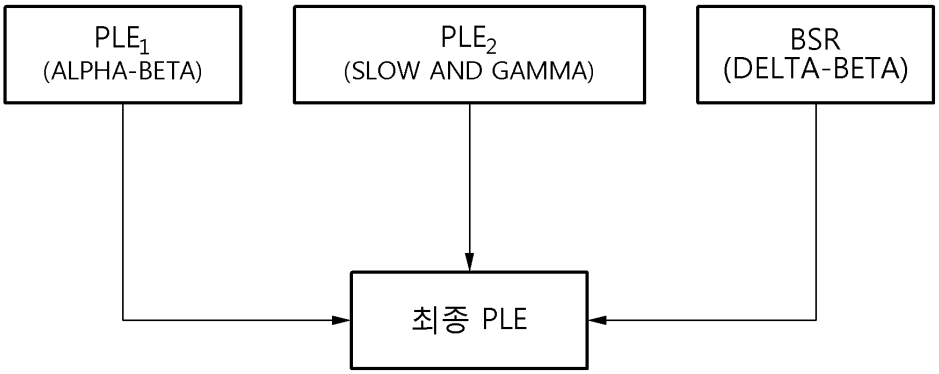
도면5


510
Attenuation (dB)
10^0
10^{-2}
10^{-4}
Part I
Part II
Part III
10^0
10^1
10^{-2}
Frequency (Hz)
520
Frequency domain
Amplitude (A.U)
0.025
0.020
0.015
0.010
0.005
0
0 5 10 15 20 25 30 35 40
Frequency (Hz)

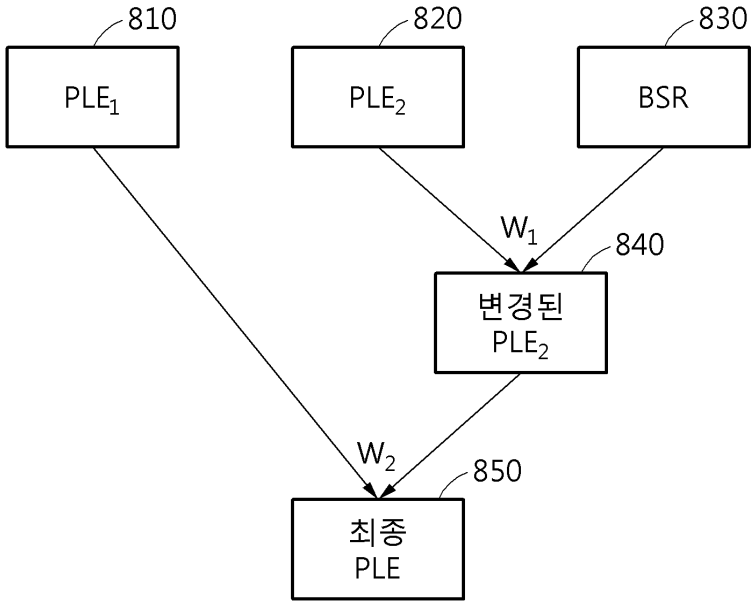
도면6


의식
무의식
50μV
1s
EIN
IIN
PC
EIN
IIN
PC
Short delays
(<2 ms)
Long delays (10 ~ 30 ms)

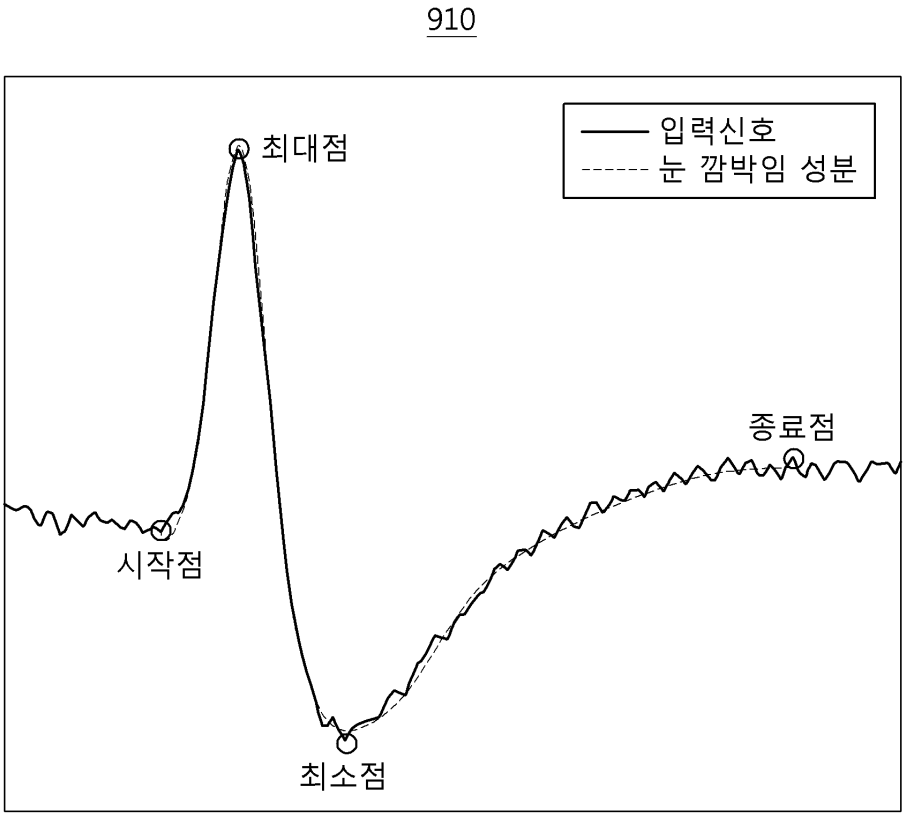
도면7


PLE1
(ALPHA-BETA)
PLE2
(SLOW AND GAMMA)
BSR
(DELTA-BETA)
최종 PLE

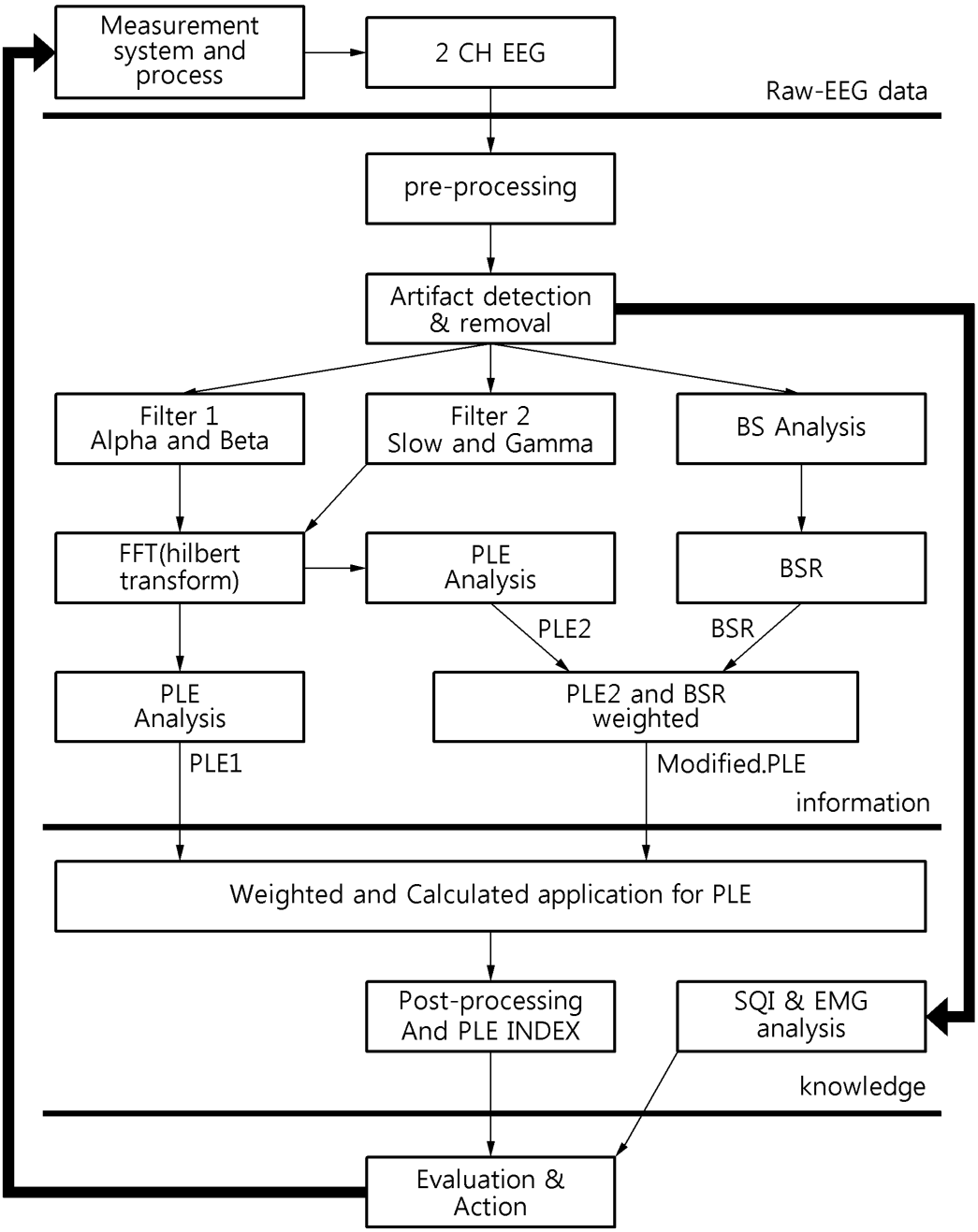
도면8


810
820
830
PLE1
PLE2
BSR
W1
840
변경된
PLE2
W2
850
최종
PLE

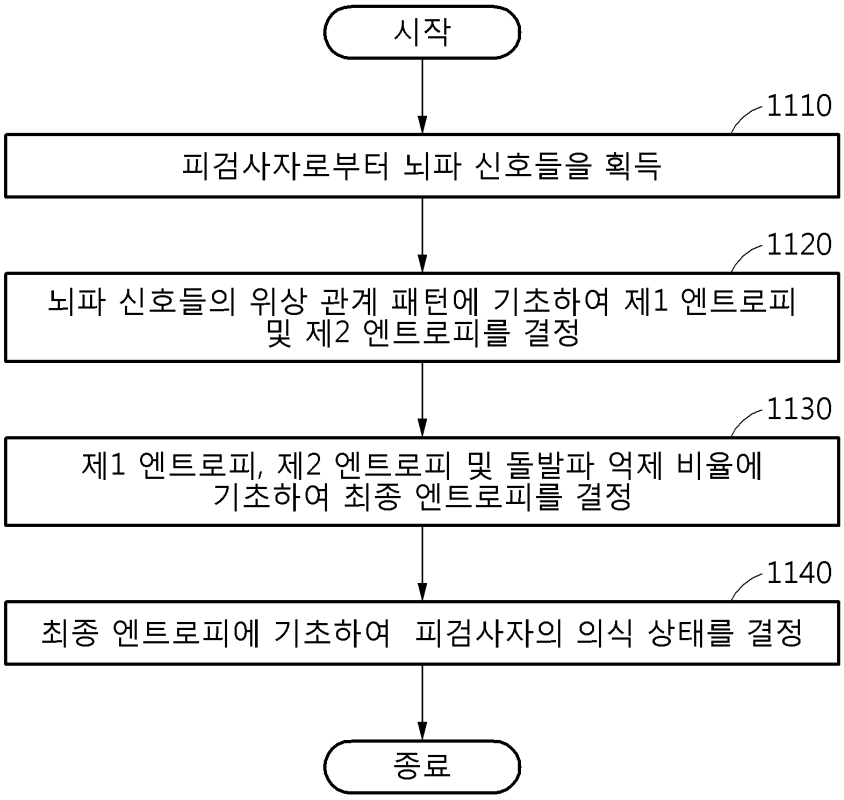
도면9


910
입력신호
눈 깜박임 성분
최대점
종료점
시작점
최소점

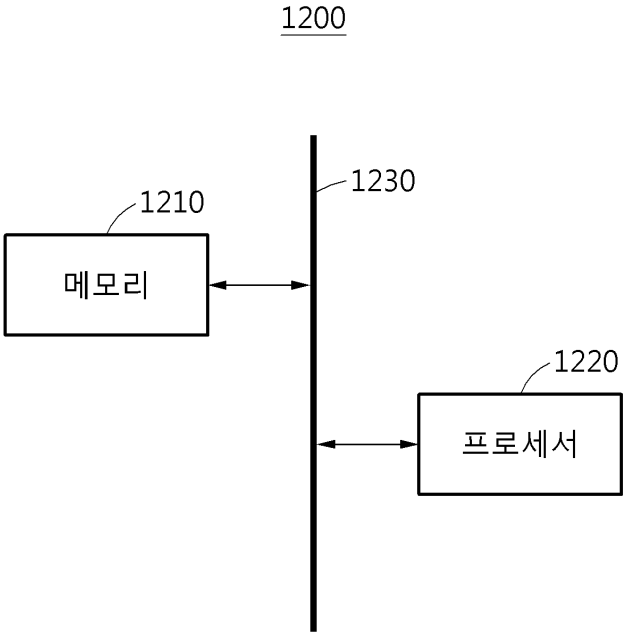
도면10


Measurement system and process
2 CH EEG
Raw-EEG data
pre-processing
Artifact detection & removal
Filter 1 Alpha and Beta
Filter 2 Slow and Gamma
BS Analysis
FFT(hilbert transform)
PLE Analysis
BSR
PLE2
BSR
PLE Analysis
PLE2 and BSR weighted
PLE1
Modified.PLE
information
Weighted and Calculated application for PLE
Post-processing And PLE INDEX
SQI & EMG analysis
knowledge
Evaluation & Action

도면11


시작
1110
피검사자로부터 뇌파 신호들을 획득
1120
뇌파 신호들의 위상 관계 패턴에 기초하여 제1 엔트로피 및 제2 엔트로피를 결정
1130
제1 엔트로피, 제2 엔트로피 및 돌발파 억제 비율에 기초하여 최종 엔트로피를 결정
1140
최종 엔트로피에 기초하여 피검사자의 의식 상태를 결정
종료

도면12


1200
1210
메모리
1230
1220
프로세서