



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년12월23일

(11) 등록번호 10-1579773

(24) 등록일자 2015년12월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/0484 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-7024219

(22) 출원일자(국제) 2010년03월12일

심사청구일자 2013년09월23일

(85) 번역문제출일자 2011년10월14일

(65) 공개번호 10-2011-0130482

(43) 공개일자 2011년12월05일

(86) 국제출원번호 PCT/US2010/000747

(87) 국제공개번호 WO 2010/107473

국제공개일자 2010년09월23일

(30) 우선권주장

12/381,887 2009년03월16일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌

WO2008152799 A1*

US20030225342 A1

US20030225340 A1

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

뉴로스카이 인코퍼레이션

미국 캘리포니아 95113 산호세 스위트 900 사우스
마켓 스트리트 125

(72) 발명자

설리반 토마스 제이.

미국 캘리포니아 95113 산 호세 스위트 900 사우스
마켓 스트리트 125

데로메 알나우드

미국 캘리포니아 95113 산 호세 스위트 900 사우스
마켓 스트리트 125

루오 안

미국 캘리포니아 95113 산 호세 스위트 900 사우스
마켓 스트리트 125

(74) 대리인

장훈

전체 청구항 수 : 총 26 항

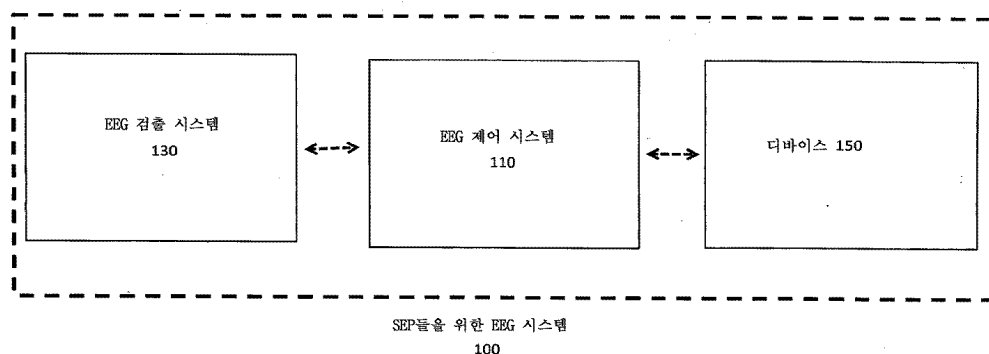
심사관 : 윤지영

(54) 발명의 명칭 감각 유발 전위들을 사용하는 EEG 제어 디바이스들

(57) 요약

SEP들(Sensory Evoked Potentials)(예를 들면, 시각적으로 유발된 전위들)을 이용하는 EEG 제어 디바이스들이 개시된다. 일부 실시예들에서, 시스템은 복수의 EEG 신호 샘플들을 수신하고; 복수의 EEG 신호 샘플들을 이용하여 자극 유발된 평균 신호를 생성하고; 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극의 패턴에 반응하여 유발된 것인지를 결정한다.

대표도



명세서

청구범위

청구항 1

복수의 EEG 신호 샘플들의 자극잠금된(stimulus-locked) 평균 신호를 생성하고;

상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지를 결정하도록 구성되는 프로세서로서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 상기 결정은 상기 자극잠금된 평균을 이전에 생성된 프로토타입(prototype) 평균과 곱하는 것에 의해 수행되는, 상기 프로세서; 및

상기 프로세서에 결합되고 상기 프로세서에 명령들을 제공하도록 구성되는 메모리를 포함하는, EEG 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 자극 이벤트들의 패턴은 고정된 주파수에서 주기적으로 광 플래시(light flash)들을 발산하는 복수의 광 소스들을 포함하는, EEG 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 자극 이벤트들의 패턴은 제 1 고정된 주파수에서 광 플래시들을 발산하는 제 1 광 소스와 제 2 고정된 주파수에서 광 플래시들을 발산하는 제 2 광 소스를 포함하는, 주기적으로 광 플래시들을 발산하는 복수의 광 소스들을 포함하는, EEG 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 자극 이벤트들의 패턴은 제 1 주파수에서의 제 1 광 플래시와 제 2 주파수에서의 제 2 광 플래시를 포함하는, 복수의 주파수들에서 주기적으로 광 플래시들을 발산하는 광 소스를 포함하는, EEG 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 자극 이벤트들의 패턴은 비주기적 주파수들에서 광 플래시들을 발산하는 복수의 광 소스들을 포함하는, EEG 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 상기 자극 이벤트들의 패턴은 시각적 자극 이벤트들의 패턴, 청각적 자극 이벤트들의 패턴, 및 촉각적 자극 이벤트들의 패턴 중 하나 이상을 포함하는, EEG 시스템.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 상기 자극 이벤트들의 패턴은, 각각 독립적인 플래싱 광 이벤트들을 제공하는 복수의 광 소스들을 포함하는, EEG 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들은 상기 시스템의 사용자의 무의식 중의(involuntary) 반응으로서 유발되는, EEG 시스템.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들은 의식적인(voluntary) EEG 신호 반응들을 포함하는, EEG 시스템.

청구항 10

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들의 각각은 복수의 샘플 점들을 포함하는, EEG 시스템.

청구항 11

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들의 각각은 EEG 신호 샘플들의 시계열(time series)인, EEG 시스템.

청구항 12

제 1 항에 있어서, 상기 자극잠금된 평균 신호는 섬광잠금된(flash-locked) 평균 신호를 포함하는, EEG 시스템.

청구항 13

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 상기 결정은 상기 자극잠금된 평균을 문턱값(threshold)과 비교하는 것에 의해 수행되는, EEG 시스템.

청구항 14

삭제

청구항 15

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 상기 결정은 상기 자극잠금된 평균을 사용자의 EEG 신호들에 적응하는 프로토타입 평균과 곱하는 것에 의해 수행되는, EEG 시스템.

청구항 16

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 상기 결정은 결과를 생성하기 위해 EEG 신호 데이터를 통합하고, 상기 결과를 문턱값과 비교하는 것에 의해 수행되는, EEG 시스템.

청구항 17

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 상기 결정은 시간 영역 분류기(time domain classifier)를 이용하여 수행되는, EEG 시스템.

청구항 18

제 1 항에 있어서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 상기 결정은 실시간으로 수행되는, EEG 시스템.

청구항 19

제 1 항에 있어서, 상기 프로세서는:

상기 시스템의 사용자가 제 1 광 소스를 보고 있는지를 결정하도록 더 구성되는, EEG 시스템.

청구항 20

제 1 항에 있어서, 상기 프로세서는:

제 1 피크값이 상기 자극잠금된 평균 신호의 최대값 빼기 최소값에 기초하여 결정되는, 상기 자극잠금된 평균 신호의 상기 제 1 피크값을 계산하고;

상기 제 1 피크값을 문턱값과 비교하도록 더 구성되는, EEG 시스템.

청구항 21

제 1 항에 있어서, 상기 프로세서는:

자극 타이밍에 기초한 시간 오프셋을 이용하여 상기 복수의 EEG 신호 샘플들을 상기 자극 이벤트들의 패턴과 상관하도록(correlate) 더 구성되는, EEG 시스템.

청구항 22

제 1 항에 있어서, 상기 프로세서는:

제 1 사용자에게 기초하여 상기 제 1 사용자에게 대해 상기 복수의 EEG 신호 샘플들과 상기 자극 이벤트들의 패턴을 상관시키는데 보조하도록 제 1 시그너처(signature) 신호를 결정하기 위하여 훈련하도록 더 구성되는, EEG 시스템.

청구항 23

제 1 항에 있어서:

활성 EEG 전극과 기준(reference) EEG 전극을 포함하는 복수의 전극들로서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들을 검출하는, 상기 복수의 전극들을 더 포함하는, EEG 시스템.

청구항 24

제 1 항에 있어서, 상기 프로세서는:

상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 상기 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 결정에 기초하여 제어 신호를 제공하도록 더 구성되는, EEG 시스템.

청구항 25

제 1 항에 있어서, 상기 프로세서는:

상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 상기 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 결정에 기초하여 제어 신호를 디바이스에 제공하도록 더 구성되며, 상기 디바이스는: 오락 시스템, 교육 시스템, 의학 시스템, 자동차 시스템, 및 애플리케이션을 수행하는 컴퓨터 중 하나 이상을 포함하는, EEG 시스템.

청구항 26

생체 신호 센서를 이용하여 복수의 EEG 신호 샘플들을 측정하는 단계;

상기 복수의 EEG 신호 샘플들을 사용하여 자극잠금된 평균 신호를 생성하는 단계; 및

상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극에 반응하여 유발되는지를 결정하는 단계로서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 상기 결정은 상기 자극잠금된 평균을 이전에 생성된 프로토타입 평균과 곱하는 것에 의해 수행되는, 상기 결정하는 단계를 포함하는, EEG 방법.

청구항 27

컴퓨터 프로그램이 기록되는 컴퓨터 판독가능한 저장 매체에 있어서,

상기 컴퓨터 프로그램은:

복수의 EEG 신호 샘플들을 기록하고;

상기 복수의 EEG 신호 샘플들을 사용하여 자극잠금된 평균 신호를 생성하고;

상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극에 반응하여 유발되는지를 결정하기 위한 명령으로서, 상기 복수의 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지의 상기 결정은 상기 자극잠금된 평균을 이전에 생성된 프로토타입 평균과 곱하는 것에 의해 수행되는, 컴퓨터 명령들을 포함하는, 컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

SEP들(Sensory Evoked Potentials)(예를 들면, 시각적으로 유발된 전위들)을 이용하는 EEG 제어 디바이스들이 개시된다.

배경 기술

[0002] 사용자의 뇌파들이 측정되는 것을 허용하는 생체 신호(bio-signal) 센서들(예를 들면, 뇌파 전위 기록(electroencephalography; EEG) 센서들)을 포함하는 EEG 검출 시스템들이 존재한다. 감각 유발 전위들(Sensory Evoked Potentials; SEPs)은 일반적으로 사람이 자극에 반응할 때 생성된 사람의 무의식 중의 EEG 신호들이다(예를 들면, 시각적으로 유발된 전위들, 또는 촉각적으로 유발되거나 청각적으로 유발된 전위와 같은, 다른 감각들을 통해 유발된 EEG 전위들). 따라서, SEP 응용들을 위해 사용될 수 있는 EEG 검출 시스템들 및/또는 시각적으로 유발된 전위들과 같은 SEP들을 사용하는 EEG 제어 디바이스들을 제공하는 것이 바람직하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 본 발명은 프로세서; 장치; 시스템; 내용의 구성; 컴퓨터 판독가능한 저장 매체에서 구현된 컴퓨터 프로그램 제품; 및/또는 프로세서와 결합된 메모리에 저장된 및/또는 그에 의해 제공된 명령들을 수행하도록 구성된 프로세서와 같은 프로세서를 포함하는 다양한 방법들로 실시될 수 있다. 본 명세서에서, 이러한 실시들, 또는 발명이 취할 수 있는 임의의 다른 형태가 기술들(techniques)로 불릴 수 있다. 일반적으로, 개시된 프로세스들의 단계들의 순서는 발명의 범주 내에서 변화될 수 있다. 다르게 설명되지 않는 한, 작업을 수행하도록 구성되는 것으로 설명된 프로세서 또는 메모리와 같은 구성요소는 주어진 시간에서 작업을 수행하도록 일시적으로 구성되는 일반적인 구성요소 또는 작업을 수행하도록 제조되는 특정 구성요소로서 실시될 수 있다. 여기서 사용되는 바와 같은, '프로세서(processor)'라는 용어는 하나 이상의 디바이스들, 회로들(예를 들면, PCB들, ASIC들, 및/또는 FPGA들), 및/또는 컴퓨터 프로그램 명령들과 같은 데이터를 처리하도록 구성된 프로세싱 코어들(processing cores)을 나타낸다.

[0004] 발명의 하나 이상의 실시예들의 상세한 설명이 발명의 원리들을 도시하는 첨부 도면들과 함께 이하에 제공된다. 발명은 이러한 실시예들과 연관되어 설명되지만, 발명은 어떠한 실시예에도 제한되지 않는다. 발명의 범주는 단지 청구항들에 의해 제한되며, 발명은 다양한 대안들, 변경들 그리고 동등물들을 포함한다. 다양한 특성의 상세한 설명들이 발명의 완전한 이해를 제공하기 위하여 다음 설명에서 서술된다. 이러한 상세한 설명들은 예시의 목적으로 제공되며, 발명은 이러한 특성의 상세한 설명들의 일부 또는 전부없이 청구항들에 따라 구현될 수 있다. 명확함을 위해, 발명과 관련된 기술 분야들에 공지된 기술적 자료는 상세하게 설명되지 않았으며, 따라서 발명은 불필요하게 불명료하지 않다.

[0005] 사용자가 플래싱(flicking) 광을 보는 것과 같은, 자극 이벤트(stimulus event)로부터 생성되는 전형적인 뇌파 전위 기록(EEG) 신호는 상대적으로 약한 신호이다. 결과적으로, (예를 들면, 건식 접촉 센서(들), 습식 접촉 센서(들), 또는 비접촉 EEG 센서(들)를 사용하여) 검출된 신호의 (예를 들면, 회로, 외부 소스들, 및/또는 비관련 EEG 소스들로부터의) 전형적인 잡음의 양으로 이러한 신호들을 검출하는 것은 쉽지 않다. 또한, 시기적절한 방법으로(예를 들면, 2 내지 3초 내에) 시그니처(signature) EEG 신호를 검출하는 것 또한 쉽지 않다. 예를 들어, 고정된 주파수들에서 플래싱 광들을 사용하는 시스템들은 광 주파수들에서의 파워의 증가를 위해 EEG 신호들을 모니터링하는 것에 의존한다. 이러한 시스템들 및 방법들은 일반적으로 SSVEP(steady-state visually-evoked potential)들이라고 불린다. 그러나, 파워 평가 기술들(power estimation techniques; 예를 들면, FFT 기술들)은 EEG 신호의 잡음의 레벨이 평가될 신호와 동일한 차수일 때 신뢰할 수 없고, 이는 특히 비접촉 EEG 센서들에서 흔하다.

[0006] 생각들 또는 높은 레벨의 인식들에 의해 생성된 EEG 전위들에 의존하는 기술들은 느리다. 예를 들어, P300 이벤트 관련 전위들(event-related potentials; ERP들)로, 사용자는 시간상 상대적으로 멀리 떨어져 위치되는 이벤트들을 요구하는 상대적으로 드문 이벤트들(예를 들면, 10개의 이벤트들이 1분 동안 분포될 것이다)을 인식하여야 하며, 이는 결정/행동이 EEG 기반 제어로 수행될 수 있는 속도를 제한한다.

[0007] 따라서, EEG 신호들에 기초하여 자극 유발된 이벤트들(예를 들면, 시각적으로 유발된 전위들과 같은 SEP들)을 효율적이고 효과적으로 결정할 수 있는 시스템과 방법이 요구된다.

과제의 해결 수단

[0008] 일부 실시예들에서, 디바이스를 제어하기 위하여 SEP들과 연관된 EEG 신호들을 효율적이고 효과적으로 식별하는 시스템이 제공된다. 일부 실시예들에서, 사용자/로버터의 명령들에 대응하는 (예를 들면, 하나 이상의 발광 다이오드(LED들)로부터 및/또는 컴퓨터 스크린이나 텔레비전(TV) 스크린으로부터의) 플래싱 광들을 사용하는 시스템이 제공된다. 일부 실시예들에서, 시스템의 플래싱 광들은 별개의 고정된 주파수들로 플래싱한다. 일부

실시예들에서, 시스템의 플래싱 광들은 고정된 패턴의 가변 주파수들로 또는 주기적이지 않은 주파수들로 플래싱한다. 시스템은 사용자의 검출된 EEG 신호들을 기록하고, 어떤/언제 사용자가 플래싱 광들 중 하나를 보았는지를 결정한다. 여기서 사용된 것과 같이, SEP들은 일반적으로 사용자가 (예를 들면, 빠르게) 반복하는 감각 자극들에 노출된 때 생성된 무의식(예를 들면, 플래싱 광과 같은 시각적 무의식, 또는 시각적 자극 이벤트, 청각적, 촉각적 또는 다른 자극들의 이벤트에 반응하는 다른 무의식) 중의 EEG 신호들을 나타낸다. 여기서 사용된 것과 같이, SEP들은 사용자의 생각이나 높은 레벨의 인지들(예를 들면, P300들과 같은 상대적으로 드문 이벤트의 인식, 또는 문법적 오류의 인식)에 기초한 이벤트들은 포함하지 않는데, 이는 일반적으로 시간 오프셋의 보다 긴 주기 후에 발생하는 것으로 (또한, 일반적으로 이러한 이벤트들의 상대적으로 느린 반복을 요구하여 작은 EEG 신호 샘플들이 식별 목적들을 위하여 부가되고 평균될 수 있고), 이들은 일반적으로 이벤트 관련 전위들(ERP들)로 불린다.

[0009] 일부 실시예들에서, 빠르게 반복하는 감각 자극들에 반응하여 생성된 SEP 신호들 상에서 다양한 신호 평균화 기술들을 사용하는 시스템이 제공된다. 일부 실시예들에서, 도 18에 도시된 바와 같이, 플래싱 광을 보는 사용자와 같은, 빠르게 반복된 자극 이벤트에 반응하는 사용자로부터의 EEG 신호와, 자극들을 제어하기 위해 사용되는 신호 모두가 측정된다. 예를 들어, 광의 온셋(onset)들 후의 고정된 길이(예를 들면, 100 밀리초(ms))의 EEG 신호의 세그먼트들이 먼저 기록된다. 기록된 데이터는 이후 함께 평균되어 자극 온셋들 후의 제 1 EEG 데이터 점들이 함께 평균되고, 이후 자극 온셋들 후의 모든 제 2 데이터 점들이 함께 평균되며, 이후 자극 온셋들 후의 제 3 데이터 점들이 함께 평균되고, 계속된다. 결과는 기록된 세그먼트들과 동일한 길이의 평균된 파형을 갖는 자극잠금된(stimulus-locked) 평균 신호(또는 본 예에서, 섬광잠금된 평균 신호)를 제공한다. 예를 들어, 사용자가 광을 본다면, 이후 평균된 파형은 특별한 모양(예를 들면, 광의 온셋 시간의 약 30ms 후에 EEG 전압에서의 양(+))의 편차)을 포함할 것이다. 평균된 파형의 이러한 특별한 모양은 여기서 또한 설명될 다양한 방법들로 검출될 수 있다. 사용자가 광을 보지 않는다면 평균된 파형은 거의 평평하게 될 것이다.

[0010] 일부 실시예들에서, 시스템은 하나 이상의 자극들을 포함한다. 예를 들어, 도 17은 4개의 자극잠금된 평균들의 예를 도시하는 차트이다. 평균들 중 하나는 특별한 모양으로 발전되었으며, 다른 평균들은 상대적으로 평평하다.

[0011] 특별한 모양은, 온셋으로부터의 일부 지연에서 문턱값을 비교하는 것, 일부 시간 주기 상에서 평균된 EEG 신호를 통합하고 그 결과를 문턱값과 비교하는 것, 또는 광이 수반되는지를 구별하는 분류기(classifier)를 생성하는 것을 포함하는 다양한 기술들을 사용하여 검출될 수 있다. 다른 예로써, (예를 들면, 광이 수반될 때의) 이상적 평균의 프로토타입(prototype)이 수립되어 실질적 평균과 곱해질 수 있다. 높은 값의 결과는 수반된 광을 나타낼 것이다. 프로토타입은 사용자가 광을 보는 것을 알 때 EEG 평균들을 계산하는 것, 또는 사용자가 광을 보는 것을 알 때 EEG 데이터의 자동 복귀 모델을 수립하는 것, 그리고 프로토타입의 데이터 요소들로서 그 자동 복귀 모델의 계수들을 이용하는 것을 포함하는 다양한 방법들로 수립될 수 있다.

[0012] 일부 실시예들에서, 시스템은 플래싱 광들을 보는 사용자에게 의해 유발되는 특정 EEG 신호들을 이용하여 디바이스들을 제어하기 위해 사용된다. 예를 들어, 제어 신호는 또한 검출된 SEP들에 기초하여 다른 디바이스(예를 들면, 오락 시스템, 교육 시스템, 의학 시스템, 자동차들을 위한 응용, 및 응용을 수행하는 컴퓨터)에 제공될 수 있다. 예를 들어, 시스템은 디바이스를 제어하기 위해 사용되는 명령을 각각 나타내는 몇몇 플래싱 광들을 포함할 수 있다. 사용자가 플래싱 광들 중 하나를 볼 때, EEG 신호의 유일한 시그니처가 자극잠금 평균 기술들을 이용하여 사용자의 기록된 EEG 신호들 패턴에 표현되도록 결정될 수 있다. 예를 들어, 컴퓨팅 디바이스(예를 들면, 프로그램된 컴퓨터/랩탑/넷북/휴대용 컴퓨팅 디바이스, 마이크로제어기, ASIC, 및/또는 FPGA)가 각각의 플래싱 광에 대응하는 유일한 EEG 신호 시그니처들을 위해 지속적으로 체크하는 효율적이고 효과적인 알고리즘(예를 들면, 분류기)을 수행할 수 있다. 일부 실시예들에서, 알고리즘은 이러한 결정들을 실시간으로 수행한다(예를 들어, 이러한 결정들을 이벤트의, 이 경우에는 플래싱 광(들)의 이벤트(들)의, 약 3초 내에 계산한다). 일부 실시예들에서, EEG 신호를 최대화하고 시각적으로 유발된 전위 검출 비율을 증가시키기 위하여, 광의 밝기, 색상, 간격, 주파수, 듀티 사이클, 그리고 광들에 의해 사용되는 시야(visual field)의 양과 같은 다양한 매개변수들이 조절된다. 시각적으로 유발된 전위가 검출될 때, 이후 대응하는 명령이 제어된 디바이스로 보내진다.

[0013] 예를 들어, 제어되는 디바이스는 인형일 수 있고, 시스템이 플래싱 광들 중 하나가 사용자에게 보여지는 것을 인식할 때, 이후 (예를 들면, SEP들을 검출하기 위한 시스템으로부터의 명령에 기초하여) 어떤 재미있는 일이 인형에 발생한다. 다른 예로써, 비디오 게임 내의 객체들이 플래싱할 수 있고, 게임은 사용자가 보고 있는 것(예를 들면, 플래싱 객체)을 인식할 수 있으며 그것을 게임 활동 내로 통합할 수 있다. 다른 예로써, 비행 시뮬

레이터 또는 군사적이거나 다른 응용 내의 객체들이 플래싱할 수 있으며, 게임은 사용자가 보고 있는 것(예를 들면, 플래싱 객체)을 식별할 수 있고 그것을 응용으로 통합할 수 있다. 다른 예로써, 제어되는 디바이스는 그들의 손들을 사용할 수 없지만 시스템 선택 능력을 필요로 하는 사용자에게 허용하는, 프로그램된 컴퓨터, 또는 임의의 장치일 수 있다. 다른 예로써, 제어되는 디바이스는, 운전자들 및/또는 탑승자들을 위한 자동차 인터페이스를 위한 선택 또는 설정인 자동차 응용일 수 있다. 예를 들어, EEG 검출 시스템은 사용자에게 의해 착용된 모자의 형태일 수 있으며, 및/또는 자동차 의자의 머리받침으로 통합될 수 있고, 깜빡이거나/플래싱 광들은 라디오, 온도, 또는 다른 제어들/설정들을 제어하기 위하여 자동차의 콘솔/대시보드로 통합될 수 있고, 또는 자동차들 또는 (예를 들면, 자동차, 비행기, 또는 임의의 다른 디바이스의 운전자를 위한 것과 같은, 주의, 걱정, 놀람 및/또는 졸린 상태들을 결정하기 위한) 정신 상태 모니터와 같은, 다른 디바이스들을 위한 다양한 다른 EEG 응용들과 조합될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0014]

도 1은 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템을 도시하는 블록도.

도 2는 일부 실시예들에 따른 EEG 제어 시스템을 도시하는 기능도.

도 3은 일부 실시예들에 따른 EEG 검출 시스템을 도시하는 기능도.

도 4는 일부 실시예들에 따른 모자 내부에 장착된 EEG 센서와 기준(reference) EEG 센서를 포함하는 EEG 검출 시스템을 도시한 도면.

도 5a 및 도 5b는 일부 실시예들에 따른 EEG 센서들을 도시한 도면.

도 6은 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템을 도시하는 다른 블록도.

도 7은 일부 실시예들에 따른 비접촉 EEG 센서들을 갖는 EEG 검출 시스템을 도시한 도면.

도 8a 및 도 8b는 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템을 위한 LED 광들을 도시한 도면.

도 9a 및 도 9b는 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 EEG 데이터와 광 제어 신호 데이터를 도시하는 차트들.

도 10은 샘플 EEG 데이터에 대한 파워 스펙트럼 차트.

도 11은 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 광의 온셋(onset)들 후의 평균된 EEG 데이터를 도시하는 차트.

도 12는 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 광 플래시(flash)와 원래의(raw) EEG 데이터의 상관관계를 도시하는 차트.

도 13은 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 흐름도.

도 14는 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 다른 흐름도.

도 15는 일부 실시예들에 따른 상이한 자극 타입들을 도시하는 도면.

도 16은 일부 실시예들에 따른 시간 영역 알고리즘(time domain algorithm)들을 도시하는 도면.

도 17은 일부 실시예들에 따른 4개의 자극잠금된 평균들의 예를 도시하는 차트.

도 18은 일부 실시예들에 따른 섬광잠금된(flash-locked) 평균 신호를 생성하기 위한 예를 도시하는 차트.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015]

발명의 다양한 실시예들이 다음의 상세한 설명과 첨부 도면들에서 개시된다.

[0016]

도 1은 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템을 도시하는 블록도이다. 도시된 바와 같이, SEP들을 위한 EEG 시스템(100)은 EEG 제어 시스템(110), EEG 검출 시스템(130), 그리고 디바이스(150)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 디바이스(150)는 EEG 제어 시스템(110)에 의해 제어된다. 일부 실시예들에서, 디바이스(150)는 도시된 바와 같이 SEP들을 위한 EEG 시스템에 포함되거나 이와 집적되고, 직렬 또는 다른 통신 채널을 이용하여 디바이스(150)와 통신한다. 일부 실시예들에서, 디바이스(150)는 SEP들을 위한 EEG 시스템(100)으로부터 분리되고, 유선 또는 무선 통신을 이용하여 EEG 제어 시스템(110)과 통신한다. 일부 실시예들에서, EEG 제어 시스템

(110)은 (예를 들면, 유선 또는 무선의) 직렬 또는 다른 통신 채널을 이용하여 EEG 검출 시스템(130)과 통신한다.

[0017] 일부 실시예들에서, EEG 검출 시스템(130)은 사용자의 EEG 신호들을 검출하고, EEG 제어 시스템(110)은 EEG 검출 시스템(130)에 의해 검출된 EEG 신호들에 대한 SEP 결정 알고리즘(예를 들면, 실시간 분류 알고리즘/분류기)을 수행하도록 구성된 프로세서를 포함한다. 일부 실시예들에서, 여기서 개시된 바와 같은, 다양한 SEP 결정 기술들이 사용된다(예를 들면, 시간 영역 SEP 결정 알고리즘/분류기들).

[0018] 일부 실시예들에서, SEP 결정(들)에 기초하여, EEG 제어 시스템(110)은 대응하는 제어 신호(들)를 (예를 들면, 연관된 SEP들에 기초하여) 디바이스(150)로 보낸다. 일부 실시예들에서, EEG 검출 시스템(130)은 원래의 EEG 신호 데이터를, 또는 일부 실시예들에서는 (예를 들면, 잡음을 걸러내기 위하여) 처리된 EEG 신호 데이터를 EEG 제어 시스템(110)으로 보낸다.

[0019] 도 2는 일부 실시예들에 따른 EEG 제어 시스템을 도시하는 기능도이다. 도시된 바와 같이, EEG 제어 시스템(130)은 EEG 검출 시스템(130)과 통신하기 위한 EEG 검출 통신 구성요소(112), EEG 검출 시스템(130)에 의해 검출된 EEG 신호들에 대한 SEP 결정 알고리즘을 수행하기 위한 프로세서(114), 디바이스(150)와 통신하기 위한 출력 제어(118), 하나 이상의 LED들(예를 들면, 플래싱 LED 광 시스템)과 통신하기 위한 LED 통신(122), 그리고 (예를 들면, 플래싱 LED 광들과 같은, 수신된 EEG 신호 샘플들 및 연관된 타이밍 데이터를 저장하기 위한) 데이터 저장장치(124), 그리고 통신 링크(120)를 포함한다.

[0020] 일부 실시예들에서, 프로그램된 컴퓨터가 EEG 제어 시스템(110)과 통신하며, EEG 제어 시스템(110)은 또한 검출된 EEG 신호 샘플들을 컴퓨터로 보내기 위한 컴퓨터 구성요소로서의 EEG 데이터를 포함한다. 본 예에서, 컴퓨터는 EEG 검출 시스템(130)에 의해 검출된 EEG 신호들에 대한 SEP 결정 알고리즘을 수행하도록 구성된 프로세서를 포함하고, 컴퓨터는 이후 (예를 들면, 연관된 SEP들에 기초하여) 디바이스를 제어하기 위하여 분석의 결과들을 EEG 제어 시스템으로 제공할 수 있다. 일부 실시예들에서, 컴퓨터는 EEG 검출 시스템(130)에 의해 검출된 EEG 신호들에 대한 SEP 결정 알고리즘을 수행하도록 구성된 프로세서를 포함하며, 컴퓨터는 대응하는 제어 신호(들)를 EEG 신호 샘플들의 분석 결과들에 기초하여 디바이스로 보낸다. 일부 실시예들에서, EEG 신호 샘플들의 분석의 전부 또는 일부만이 프로그램된 컴퓨터에 의해 수행된다. 일부 실시예들에서, EEG 신호 샘플들의 분석의 전부 또는 일부만이 EEG 검출 시스템(예를 들면, EEG 센서들과 집적되거나 통신하는 ASIC)에서 수행된다.

[0021] 도 3은 일부 실시예들에 따른 EEG 검출 시스템을 도시하는 기능도이다. 도시된 바와 같이, EEG 검출 시스템(130)은 프로세서(132)(예를 들면, FPGA 또는 ASIC), 활성 EEG 센서(136), 그리고 기준 EEG 센서(138), 그리고 통신 링크(134)를 포함한다. 측정된 EEG 신호들은 EEG 제어 시스템(110)으로 제공된다. 일부 실시예들에서, EEG 신호 샘플들의 지속적인 측정이 검출되며 EEG 제어 시스템(110)으로 제공된다.

[0022] 도 4는 일부 실시예들에 따른 모자 내부에 장착된 EEG 센서와 기준 EEG 센서를 포함하는 EEG 검출 시스템을 도시한다. 도시된 바와 같이, EEG 검출 시스템(130)은 모자 내부에 EEG 센서(136)와 기준 EEG 센서(138)를 포함하는, 사용자에게 의해 착용되는 모자이다. EEG 센서(136)와 기준 EEG 센서(138)는 유선 통신(예를 들면, 직렬 통신 링크)를 통해 EEG 제어 시스템(110)으로 접속된다. 일부 실시예들에서, EEG 센서(136)는 모자가 사용자에게 의해 착용될 때 (예를 들면, EEG 신호 검출과 관련된 시각적 이벤트를 위하여) 사용자의 머리의 후두(occipital) 지역에 오도록 모자의 내부에 위치되며, 기준 EEG 센서(138)는 사용자의 머리의 다른 위치(예를 들면, 이마, 귀 위의 사용자 머리의 측면, 또는 활성 EEG 센서의 위치와 다른 위치의 사용자의 머리의 뒷쪽)에 위치된다. 일부 실시예들에서, EEG 센서(들)는 당업자에 의해 인식될 것과 같이, 검출될 자극 이벤트들의 타입에 기초하여 상이한 위치들에 위치된다. 일부 실시예들에서, EEG 센서(136)와 기준 EEG 센서(138)는 비접촉 EEG 센서들이다. 일부 실시예들에서, EEG 검출 시스템은 하나 이상의 EEG 센서(136)를 포함한다. 일부 실시예들에서, EEG 검출 시스템(130)은 헤드셋(headset), 오디오 헤드셋, 자동차 좌석 머리 받침의 형태이며, 또는 EEG 센서(들)(136)와 기준 EEG 센서(138)를 EEG 신호 검출을 위해 사용자의 머리의 적절한 위치들에 확실하게 위치시키도록 사용자에게 의해 사용될 수 있는 임의의 다른 형태의 장치 또는 모듈이다. 일부 실시예들에서, EEG 검출 시스템(130)(예를 들면, 도시된 바와 같은 모자)은 잡음의 양을 감소시키기 위하여 접지된 이어 클립(ear clip)을 포함한다.

[0023] 도 5a 및 도 5b는 일부 실시예들에 따른 EEG 센서들을 도시한다. 도 5a에 도시된 바와 같이, EEG 센서(136)는 EEG 신호 검출 모자의 내부에 장착된다. 도 5b에 도시된 바와 같이, EEG 센서(136)의 상부면이 도시되며, 도시된 EEG 센서(136)는 대략적으로 미화 25센트 동전 크기인 비접촉 전극이다. EEG 센서(136)는 EEG 신호를 증폭하고 잡음을 걸러내는 아날로그 프론트-엔드 회로(analog front-end circuitry)로 인쇄 회로 기판(PCB)에 집적된다. EEG 센서(136)는 예를 들면, 외부 잡음으로부터 민감한 신호를 보호하는 금속 차폐(shield)를 포함한다. 일

부 실시예들에서, EEG 센서(136)를 위한 회로가 ASIC으로 집적된다.

[0024] 도 6은 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템을 도시하는 다른 블록도이다. 도시된 바와 같이, SEP들을 위한 EEG 시스템(100)은 검출된 EEG 신호들에 대한 SEP 결정 알고리즘을 수행하도록 구성된(예를 들면, 프로그램된) 컴퓨터(610), LED (플래싱) 광 시스템(650)을 제어하기 위한 (예를 들면, 광 플래시들의 온셋들과 오프셋들의 타이밍과, 어떤 광이 어떤 패턴들로 플래싱되는 지를 제어하기 위한) 제어기(620), 그리고 EEG 센서(136)와 기준 EEG 센서(138)로부터의 검출된 EEG 신호들을 수신하기 위한(그리고, 일부 실시예들에서는 처리하기 위한) EEG 회로(630)를 포함한다. 도시된 바와 같이, LED 광 시스템(650)에 4개의 LED 광들이 제공된다. 일부 실시예들에서, 하나 이상의 LED 광들이 제공된다.

[0025] 제어기(620)는 또한 FPGA(622)(또는, 일부 실시예들에서, ASIC 또는 프로그램된 프로세서와 같은, 임의의 다른 형태의 프로세서 또는 프로세서 상에서 수행된 소프트웨어)를 포함한다. 일부 실시예들에서, 제어기(620)는 LED 광들(650)을 제어하고 또한 컴퓨터(610)와 EEG 회로(630)와 통신한다. 일부 실시예들에서, 제어기(620)는 플래싱 광들을 제어하며 EEG 신호(샘플) 데이터를 EEG 회로(630)로부터 수신한다. 일부 실시예들에서, 제어기는 또한 수신된 EEG 신호 데이터와 (예를 들어, LED 광 시스템(650)의 플래시의 온셋들/오프셋들을 위한) 광 타이밍 데이터를 (예를 들면, 실시간 SEP 결정 알고리즘을 이용하여) 다른 분석과 처리를 위해 컴퓨터(610)로 보내지는 직렬 스트림으로 조합한다. 일부 실시예들에서, 제어기(620)는 또한 제어 신호들을 제어된 디바이스(예를 들면, 디바이스(150))로 보낸다.

[0026] EEG 회로(630)는 펌웨어(632)(또는, 일부 실시예들에서, ASIC 또는 FPGA 또는 프로그램된 프로세서와 같은, 임의의 다른 형태의 프로세서 또는 프로세서 상에서 수행된 소프트웨어)를 포함한다. 제어기는 도시된 바와 같이, 컴퓨터(610)와 EEG 회로(630)와 직렬 통신한다. 일부 실시예들에서, EEG 회로(630)는 또한, 도시된 바와 같이, 직접 직렬 접속(또는, 일부 실시예들에서, 유선 또는 무선의 직접 통신)을 통해 컴퓨터(610)와 직접 접속된다. 일부 실시예들에서, 하나 이상의 이러한 접속들은 무선이다.

[0027] 도 7은 일부 실시예들에 따른 비접촉 EEG 센서들을 갖는 EEG 검출 시스템을 도시한다. 도시된 바와 같이, EEG 검출 시스템(130)은 사용자에게 의해 착용되는 모자(hat or cap)의 모양이며, 배터리(710)(예를 들면, 충전가능한 리튬 이온 배터리), EEG 회로(720), 그리고 EEG 센서들(730)로의 배선(비접촉 EEG 센서들은 모자의 내부에 장착되므로, 사용자에게 의해 착용되는 모자의 이번 도시에서는 보이지 않는다)을 포함한다. 일부 실시예들에서, EEG 검출 시스템(130)은 EEG 제어 시스템(110)과 같은 다른 장치/디바이스들과 무선(예를 들면, 블루투스 또는 다른 무선 프로토콜) 상태에 있다. 일부 실시예들에서, 배터리(710), EEG 회로(720), 그리고 EEG 센서들(730)로의 배선은 모자 및/또는 다른 머리에 쓰는 장치로 (위에서 설명된 것과 유사하게) 보다 조밀하게 집적되며, 일부 실시예들에서는, 사용자에게 의해 착용될 때 일반적으로 보이지 않는다. 인식될 것과 같이, 다양한 다른 설계들과 머리 착용 장치가 여기에서 개시된 EEG 검출 시스템(130)을 제공하기 위해 사용될 수 있다.

[0028] 도 8a 및 도 8b는 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템을 위한 LED 광들을 도시한다. 도시된 바와 같이, 도 8a는 모든 4개의 LED 광들이 꺼져 있는(예를 들면, 플래싱하지 않는) LED 광들(650)을 도시한다. 도시된 바와 같이, 도 8b는 모든 4개의 LED 광들이 켜져 있는(예를 들면, 플래싱) LED 광들(650)을 도시한다. 도시된 바와 같이, LED 광들(650)은 박스 모양 장치에 장착되며, 예를 들면, 사용자에게 명령들을 나타내는 패턴들로 플래싱할 수 있다. 일부 실시예들에서, LED 광 시스템(650)의 4개의 개별적인 LED 광들의 각각은 독립적으로 플래싱하거나 플래싱하지 않을 수 있다. 일부 실시예들에서, LED 광 시스템(650)의 LED 광들은 별개의 고정된 주파수들로 플래싱한다. 일부 실시예들에서, LED 광 시스템(650)의 LED 광들은 고정된 패턴으로 가변 주파수들에서 플래싱한다. 일부 실시예들에서, 4개의 LED 광들의 각각은 상이한 주파수에서 플래싱한다. 일부 실시예들에서, LED 광들의 각각의 주파수들은 1 또는 2 Hz에 의해 분리된다(예를 들어, 4개의 LED 광들은 다음 주파수들로 설정될 수 있다: 9Hz, 10Hz, 11Hz, 그리고 12Hz, 또는 8Hz 내지 20Hz의 범주나 SEP들이 효율적으로 검출될 수 있는 일부 다른 주파수 범주의 다른 주파수들). 일부 실시예들에서, 4개보다 적거나 많은 LED들이 LED 광 시스템(650)에 포함된다. 일부 실시예들에서, 플래싱 패턴은 (예를 들면, 베릴로그(Verilog) 코드를 수행하는 Xilinx FPGA 칩과 같은 FPGA 제어기를 이용하여 플래싱 주파수를 제어하는) 제어기(620)에 의해 제어된다.

[0029] 도 9a 및 도 9b는 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 EEG 데이터와 광 제어 신호 데이터를 도시하는 차트들이다. 도 9a는 시간(초)에 대한 측정된 EEG 신호들(볼트(V))을 도시한다. 도 9b는 시간(초)에 대한 광 입력 신호(헤르츠(Hz))(예를 들면, 플래싱 광 이벤트들)를 도시한다. 도시된 바와 같이, 광 입력 신호는 고정된 주파수의 구형파(square wave)이다.

[0030] 도 10은 샘플 EEG 데이터에 대한 파워 스펙트럼 차트이다. 특히, 도 10은 주파수(Hz)에 대한 측정된 EEG 신호들

(V)을 도시하며, 광 이벤트들이 존재하지 않는 경우의 제 1 측정된 EEG 신호와, 12Hz의 광 이벤트들이 발생되고 사용자가 12Hz의 고정된 주파수에서 플래싱하고 꺼지는 광을 바라보는 경우의 제 2 측정된 신호의 두개의 측정들이 도시된다. 도 10에 도시된 이번 예에서 도시되고 위에서 설명된 바와 같이, 12Hz에서 증가된 파워가 12Hz의 광을 바라보기 때문인지, 또는 상관없는 잡음인지를 결정하기는 어렵다.

[0031]

도 11은 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 광 온셋들 후 평균된 EEG 데이터를 도시하는 차트이다. 특히, 도 11은 데이터의 시계열의 평균이 12Hz 플래싱 광으로 시간잠금되는(time-locked) 광 온셋들(예를 들면, 12Hz 플래싱 광 이벤트) 후의 평균된 EEG 신호를 도시한다. 도시된 바와 같이, 섬광잠금된(flash-locked) 평균 신호는 광이 수반되는 것을 검출하도록 인식될 수 있는(예를 들면, 사용자에 의해 관찰된) 신호 모양을 제공하여, (예를 들면, 여기서 설명된 바와 같은, 문턱값 비교 및/또는 시그너처 신호 비교를 이용하여) SEP가 효율적으로 검출된다.

[0032]

도 12는 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 플래시와 원래의 EEG 데이터의 상관관계를 도시하는 차트이다. 특히, 도 12는 평균된 EEG 신호들(예를 들면, 섬광잠금된 평균 신호들)과 플래싱 광 이벤트들(예를 들면, 광 플래시들) 사이의 상관관계 분석을 도시한다. 시간의 각 개별적인 점에서, 측정된 EEG 신호들과 측정된 광 신호들은 함께 곱해진다. 이러한 결과들의 전부는 함께 평균되어 상관관계 숫자를 형성한다. 일부 실시예들에서, 분석은 EEG 데이터와 광 신호 데이터 사이의 시간 오프셋들(예를 들어, 30ms)을 사용하여 반복된다. 결과는 광이 수반되는 것을 결정하도록 사용될 수 있는(예를 들면, 사용자에 의해 관찰된) 특별한 모양이며, 따라서 SEP가 효율적으로 검출된다.

[0033]

도 13은 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 흐름도이다. 1302에서, 프로세스가 시작한다. 1304에서, 다중 EEG 신호 샘플들이 검출된다. 1306에서, 자극잠금된 평균 신호가 EEG 신호 샘플들을 사용하여 생성된다. 일부 실시예들에서, 광 온셋 및/또는 오프셋 이벤트(들)로 시간잠금되는 EEG 신호의 평균이 결정된다. 예를 들어, 광 온셋 후의 특정 주기(예를 들면 50ms) 동안 EEG 신호가 기록되고, 이러한 기록은 하나 이상의 광 온셋들의 각각의 후에 수행된다. 결과적인 50ms EEG 세그먼트들은 이후 함께 평균되어 평균 신호를 제공한다. 1308에서, EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지(예를 들면, 시각적 이벤트에 반응하는 것과 같은, SEP 결정)가 결정된다. 예를 들어, 자극잠금된 평균 신호의 특별한 모양이 온셋으로부터의 일부 지연에서의 문턱값과의 비교하는 것, 일부 시간 주기동안 평균된 EEG 신호를 통합하고 그 결과를 문턱값과 비교하는 것, 또는 광이 수반되는 것을 구별하는 분류기를 생성하는 것을 포함하는 다양한 기술들을 사용하여 검출될 수 있다. 다른 예로써, (예를 들면, 광이 수반될 때의) 이상적인 평균의 프로토타입(prototype)이 생성되고 실질적 평균과 곱해질 수 있다. 높은 값의 결과가 수반된 광을 나타낼 것이다. 프로토타입은 사용자가 광을 보는 것을 알 때 EEG 평균들을 계산하는 것, 또는 사용자가 광을 보는 것을 알 때 EEG 데이터의 자동 복귀 모델을 수립하는 것, 그리고 프로토타입의 데이터 요소들로서 자동 복귀 모델의 계수들을 이용하는 것을 포함하는 다양한 방법들로 수립될 수 있다. 1310에서, 제어 신호가 SEP 결정에 기초하여 제공된다. 1312에서, 프로세스는 완료된다.

[0034]

도 14는 일부 실시예들에 따른 SEP들을 위한 EEG 시스템에 대한 다른 흐름도이다. 1402에서, 프로세스가 시작한다. 1404에서, 다중 EEG 신호 샘플들이 검출되고 기록된다(예를 들면, 저장된다). 1406에서, 자극잠금된 평균 신호가 EEG 신호 샘플들을 사용하여 생성된다. 1408에서, 자극잠금된 평균 신호에 대한 피크값이 계산되고, 제 1 피크값은 평균된 신호의 최대값 빼기 최소값에 기초하여 결정된다. 1410에서, 피크값은 문턱값과 비교된다. 예를 들어, 사용자가 자극 유발 이벤트를 경험하면(예를 들어, 플래싱 광을 보았으면), 이후 평균된 EEG 신호는 일반적으로 플래시의 온셋들 후에 (예를 들면, 이러한 SEP들에 대하여 약 30ms 내지 50ms의 오프셋 후에) 바로 인식할 수 있는 피크를 포함할 것이다. 결과적으로, 문턱값(예를 들면, 시그너처 신호)은 피크가 존재하는지를 결정하기 위해 설정될 수 있다. 일부 실시예들에서, 시스템은 특정 사용자와의 테스트에 기초하여 훈련되고, 문턱값들(또는, 일부 실시예들에서, 신호 시그너처들)은 훈련에 기초하여 생성된다. 일부 실시예들에서, EEG 신호 샘플들은 EEG 신호 샘플들이 자극 이벤트들의 패턴에 반응하여 유발되는지(예를 들면, 시각적 이벤트에 반응하는 것과 같은 SEP 결정)를 결정하기 위하여 시간 지연 오프셋(예를 들면, 30ms 내지 50ms)을 이용하는 자극 이벤트들의 패턴과 상관된다. 1412에서, 제어 신호가 SEP 결정에 기초하여 제공된다. 1414에서, 프로세스는 완료된다.

[0035]

도 15는 일부 실시예들에 따른 상이한 자극 주파수 타입들을 도시하는 도면이다. 도시된 바와 같이, 광 입력 신호를 위한 자극 주파수는 구형파, 사인 또는 삼각파, 또는 변조된 캐리어와 같은, 단일의 고정된 주파수일 수 있다. 일부 실시예들에서, 혼합된 주파수 자극이 사용되며, 혼합된 주파수 자극은 예를 들면, 함께 부가된 둘 이상의 고정된 주파수들의 조합이다. 일부 실시예들에서, 비 주기적 신호들의 다양한 다른 형태들이 사용되며

시간 영역 분석과 매칭된다. 예를 들어, 변조된 캐리어파는 상이한 보다 작은 신호와 조합된 고정된 주파수에서의 큰 사인파 구성요소를 갖는 FM 라디오 신호와 유사할 수 있다. 다른 예로써, 단일의 주파수 자극이 주파수에 일부 변화를 부가하는 것에 의해 조절될 수 있다. 인식될 것과 같이, 휴대 전화 네트워크들에서 사용된 CDMA 코드들과 같은, 의사 랜덤(pseudo-random) 코드들을 수립하기 위한 많은 방법들이 있다.

[0036]

도 16은 일부 실시예들에 따른 시간 영역 알고리즘들을 도시하는 도면이다. 일부 실시예들에서, 시간 영역 분류기 기술들은 주파수 영역으로의 변환이 없는 EEG 신호를 사용한다. 예를 들어, 사용될 수 있는 한 접근 방법은 플래싱 광과 동일한 주파수의 사인파들로 EEG 신호를 곱하는 것이다. 사인파가 정확한 주파수와 위상을 가진다면, 출력은 상대적으로 큰 진폭을 가질 것이다. 이러한 출력의 절대값은 부정확한 사인파들과 비교하여 상대적으로 높을 것이다. 다른 예로써, (예를 들어, 평균이 공제된 후에) EEG 데이터의 각 점을 광 강도(intensity) 데이터의 각 점과 곱하는 상관관계 분석이 사용될 수 있다. 데이터의 두 벡터들 사이에 상관관계가 없다면, 출력은 0이 될 것이다. 상관관계는 또한 (예를 들면, 30ms 내지 50ms와 같은, 적절한 오프셋을 사용하여) 광 강도 데이터와 EEG의 지연된 버전 사이에서 계산될 수 있다. 일부 지연에서, 상관관계는 수반되는 광에 대하여 전형적으로 강할 것이다. 자극잠금된 평균화 기술들의 다양한 실시예들이 이하에서 또한 설명된다.

[0037]

도 17은 일부 실시예들에 따른 4개의 자극잠금된 평균들의 예를 도시하는 차트이다. 평균들 중 하나가 특별한 모양으로 발전되었으며, 다른 평균들은 상대적으로 평평하다.

[0038]

도 18은 일부 실시예들에 따른 선험잠금된 평균 신호를 생성하기 위한 예를 도시하는 차트이다. 도 18에 도시된 바와 같이, 플래싱 광을 바라보는 사용자로부터의 EEG 신호와 광을 제어하기 위해 사용되는 신호가 모두 측정된다. 광의 온셋들 후의 고정된 길이(예를 들면, 100ms)의 EEG 신호의 세그먼트들이 먼저 기록된다. 기록된 데이터는 이후 함께 평균되어 광의 온셋들 후의 제 1 EEG 데이터 점들이 함께 평균되고, 이후 광의 온셋들 후의 모든 제 2 데이터 점들이 함께 평균되며, 이후 광의 온셋들 후의 제 3 데이터 점들이 함께 평균되고, 계속된다. 결과는 기록된 세그먼트들과 동일한 길이의 평균 파형을 제공한다. 예를 들어, 사용자가 광을 바라보면, 이후 평균된 파형은 특별한 모양을 포함할 것이다(예를 들면, 광의 온셋 시간의 약 30ms 내지 50ms 후에 EEG 전압에서의 양의 편차). 이러한 특별한 모양은 다양한 방법들로 검출될 수 있다. 사용자가 광을 보고 있지 않으면 평균된 파형이 거의 평평하게 될 것이다. 일부 실시예들에서, 이러한 기술은 자극잠금된 평균 신호를 생성하기 위하여 유사하게 사용된다. 일부 실시예들에서, 측정된 EEG 신호들은 무의식 중의 EEG 신호 반응들을 포함한다. 일부 실시예들에서, 측정된 EEG 신호들은 또한 EEG 신호 반응들에 관련된 강도 또는 포커스와 같은 의식 중의 EEG 신호 반응들을 포함한다(예를 들면, EEG 신호의 강도는 (주변 대 직접 포커스(periphery versus a direct focus)와 같은) 방법 또는 사용자가 플래싱 광(들)을 바라보는 강도에 의해 변화될 수 있다).

[0039]

앞의 실시예들이 이해를 명확하게 하기 위하여 일부 상세하게 설명되었으나, 본 발명은 제공된 상세한 설명들에 제한되지 않는다. 발명을 구현하는 많은 대안의 방법들이 있다. 설명된 실시예들은 예시적인 것이며 제한하는 것이 아니다.

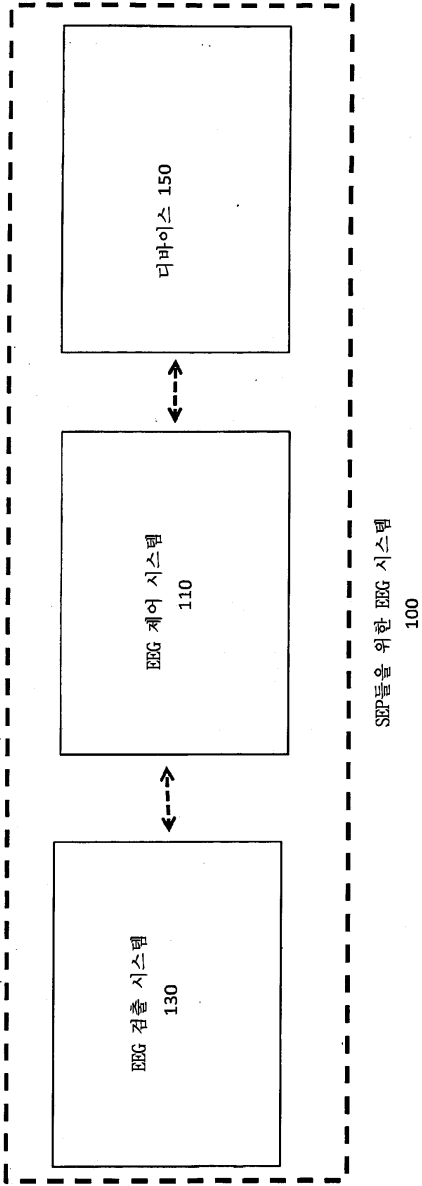
부호의 설명

[0040]

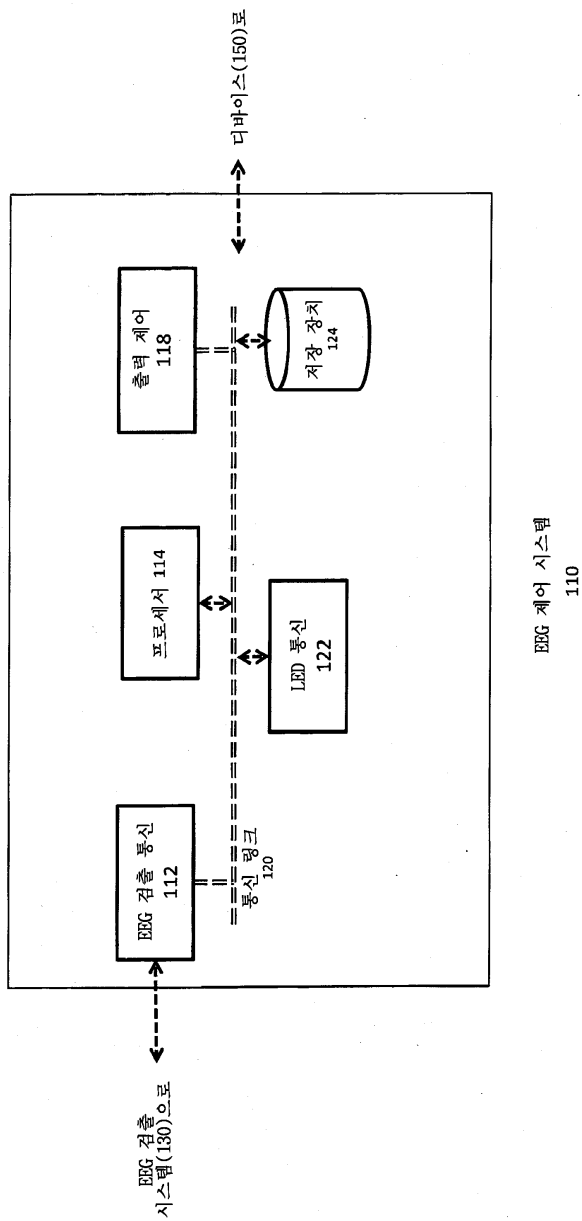
| | |
|-----------------------|-----------------|
| 100: SEP들을 위한 EEG 시스템 | 110: EEG 제어 시스템 |
| 112: EEG 검출 통신 구성요소 | 114: 프로세서 |
| 118: 출력 제어 | 124: 데이터 저장 장치 |
| 130: EEG 검출 시스템 | 136: 활성 EEG 센서 |
| 138: 기준 EEG 센서 | 150: 디바이스 |

도면

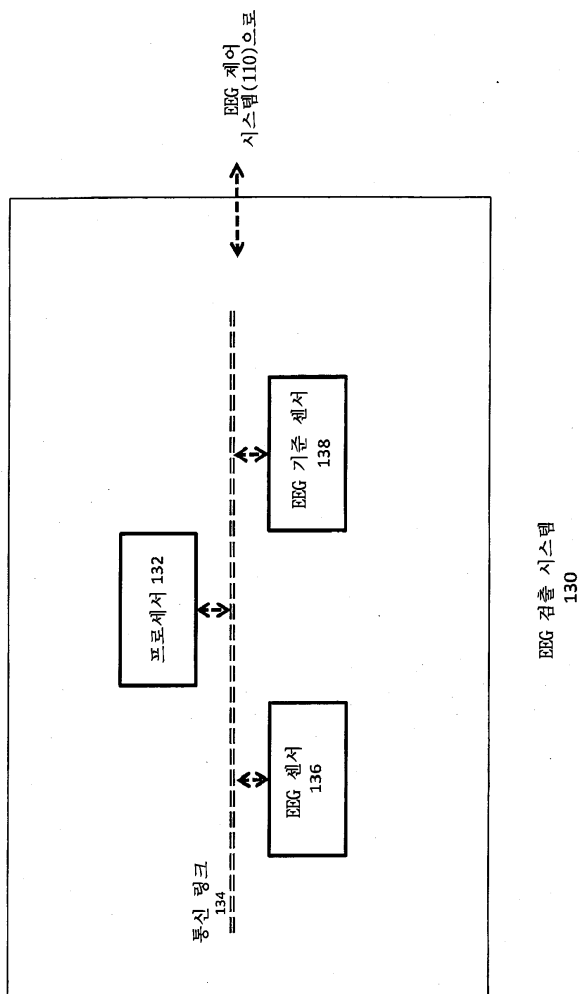
도면1



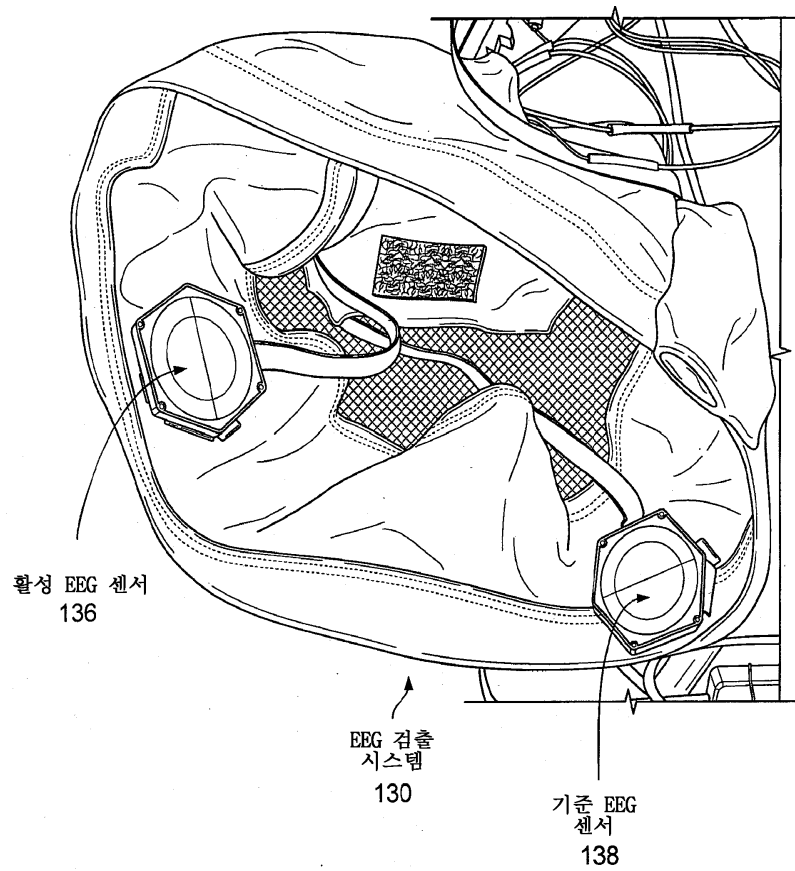
도면2



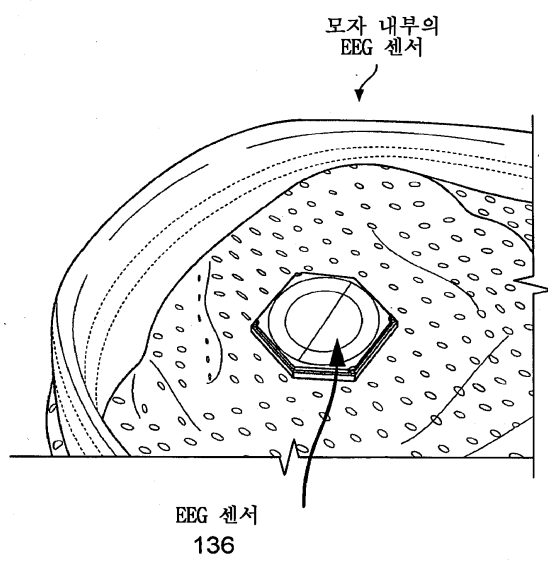
도면3



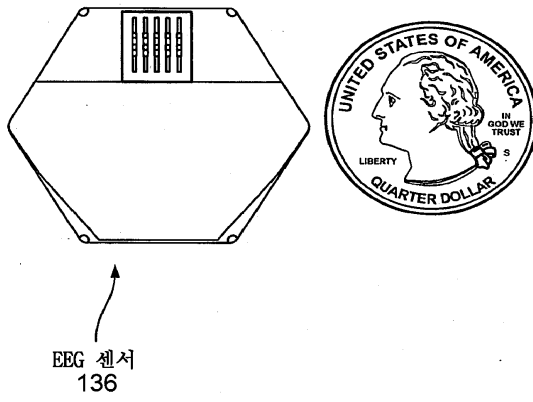
도면4



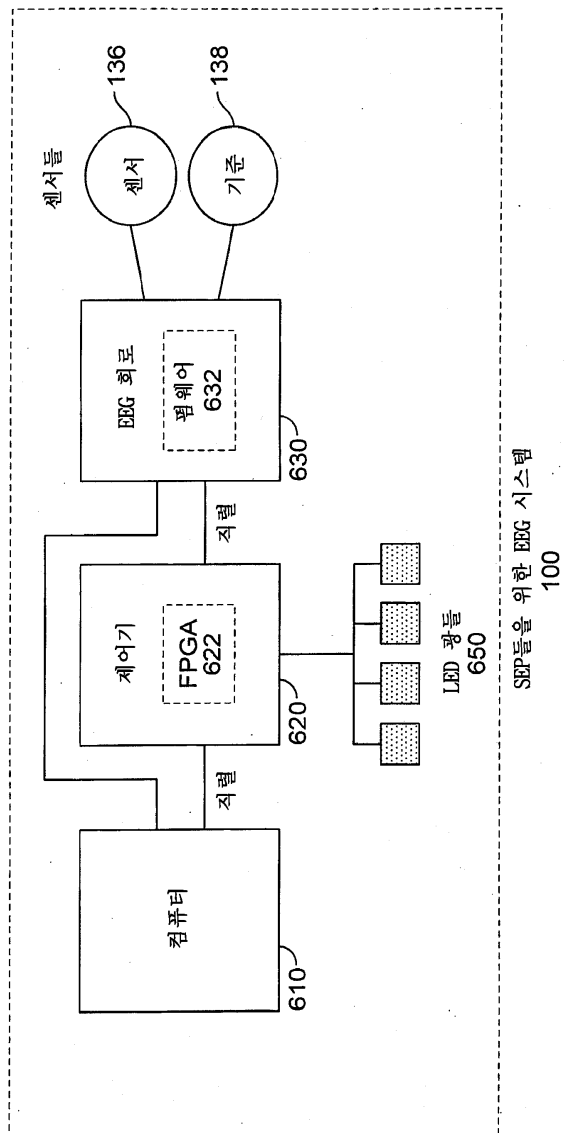
도면5a



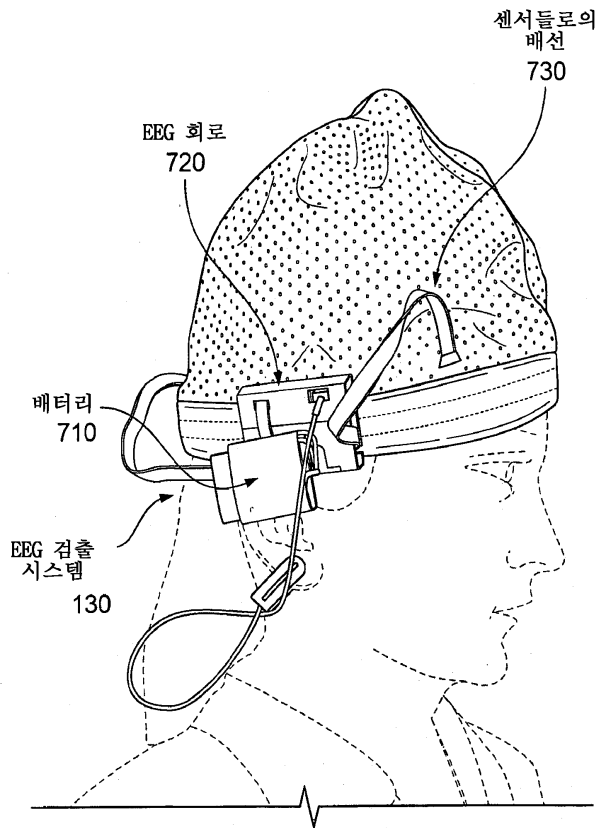
도면5b



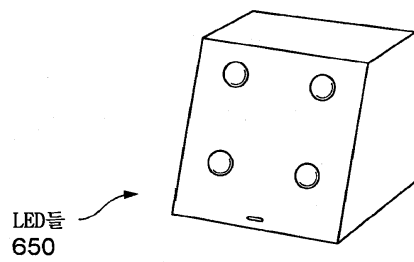
도면6



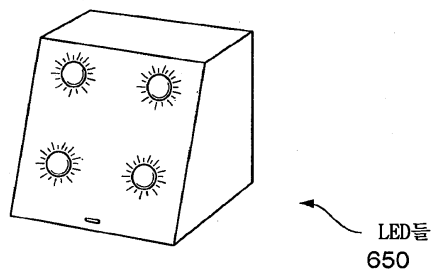
도면7



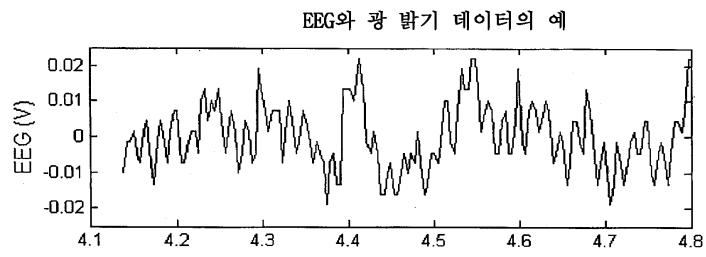
도면8a



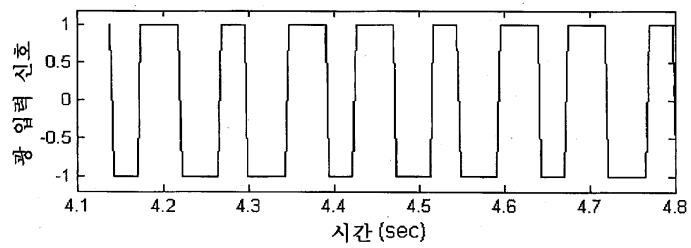
도면8b



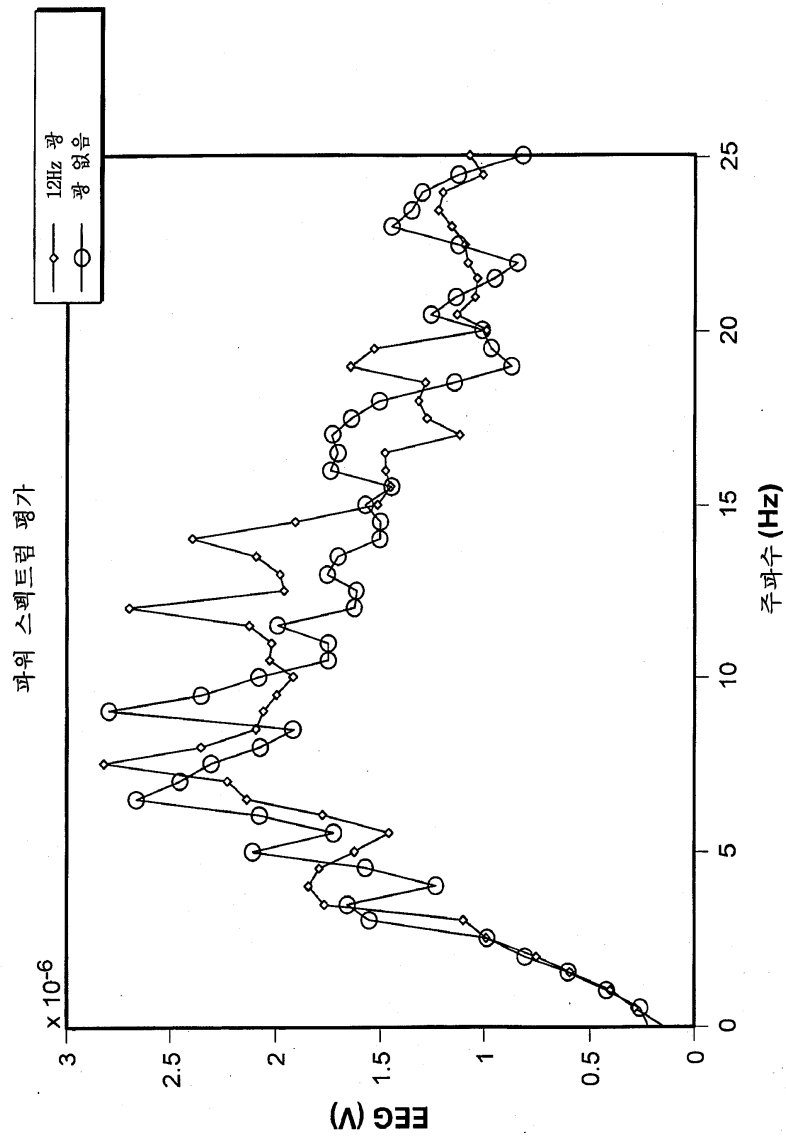
도면9a



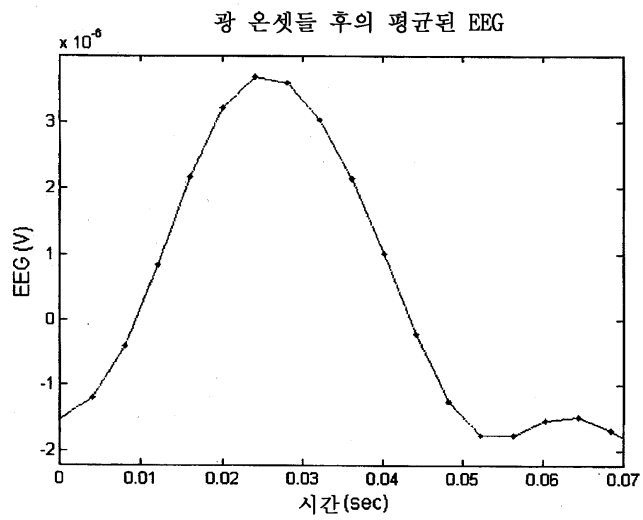
도면9b



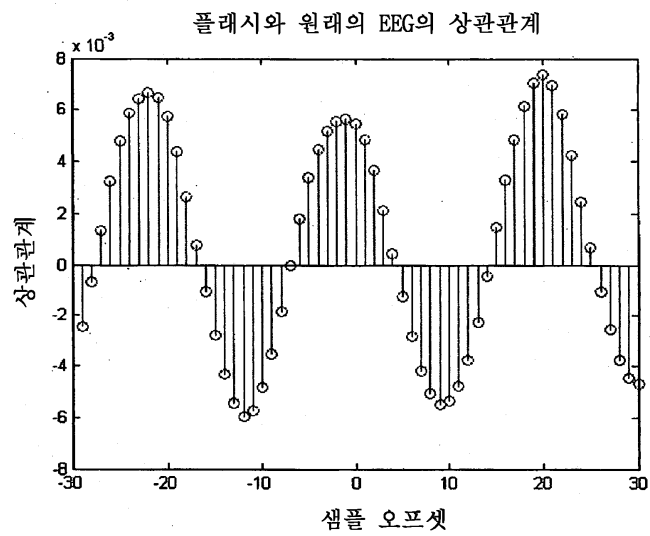
도면10



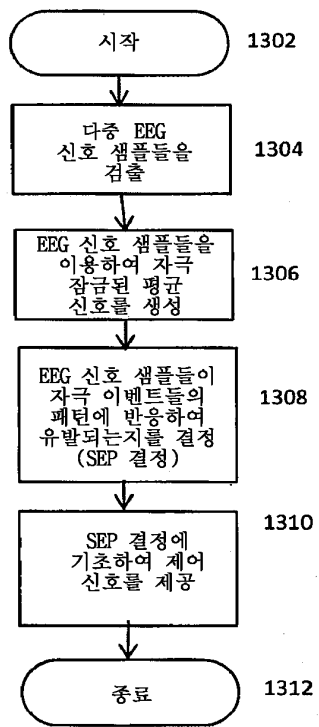
도면11



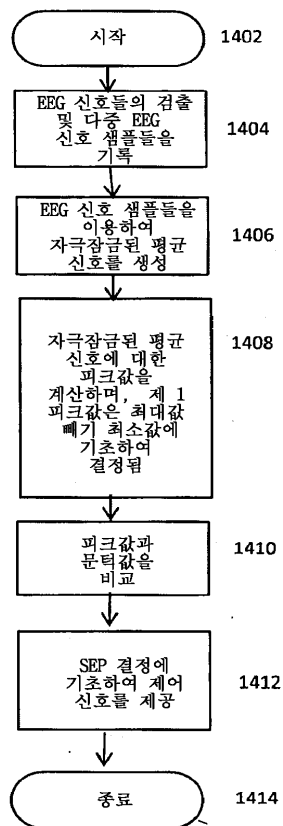
도면12



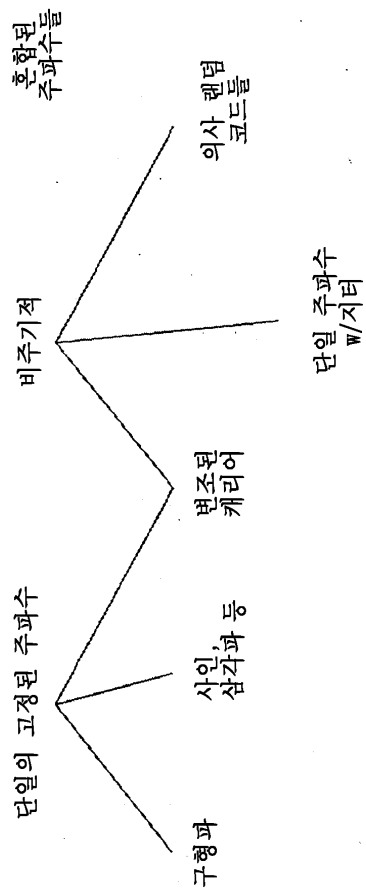
도면13



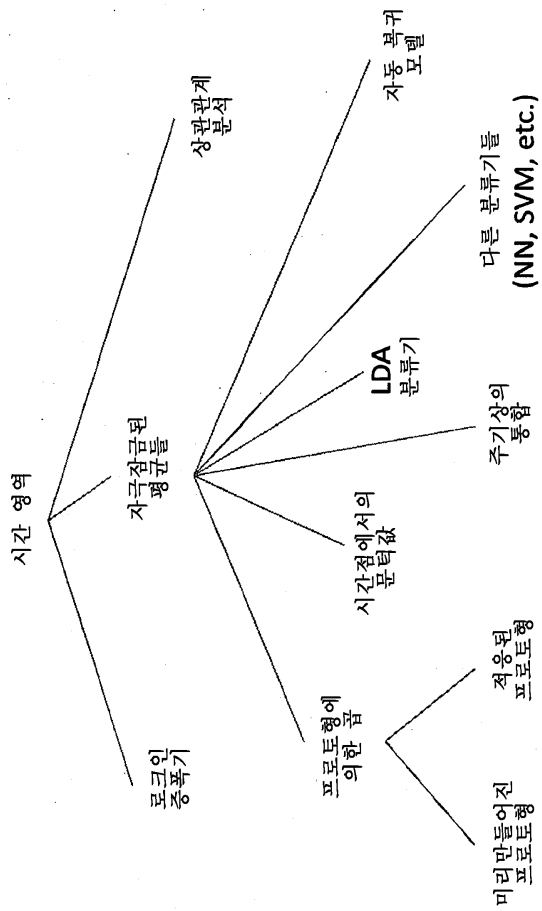
도면14



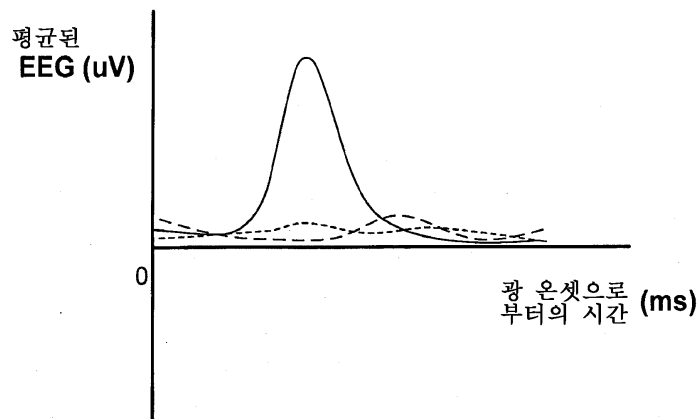
도면15



도면16



도면17



도면18

