



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0023364
(43) 공개일자 2015년03월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61N 2/00 (2006.01) A61N 2/02 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-7034610
(22) 출원일자(국제) 2014년03월17일
심사청구일자 2015년01월02일
(85) 번역문제출일자 2014년12월09일
(86) 국제출원번호 PCT/FI2014/050198
(87) 국제공개번호 WO 2014/140432
국제공개일자 2014년09월18일
(30) 우선권주장
13/833,954 2013년03월15일 미국(US)
20135436 2013년04월26일 핀란드(FI)

(71) 출원인
넥스팀 오와이
핀란드, 에프아이-00510 헬싱키, 엘리메엔카투 9 비
(72) 발명자
네우보넨, 투마스
핀란드 에프아이-00510 헬싱키 엘리메엔카투 9 비
넥스팀 오와이 (내)
(74) 대리인
특허법인 남앤드남

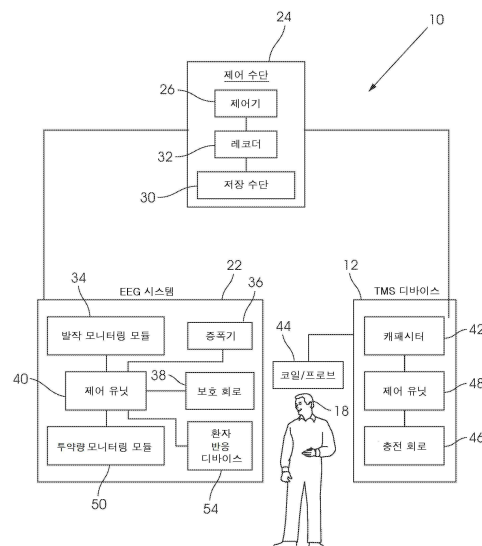
전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 발명의 명칭 TMS 투여량 평가 및 발작 검출을 위한 방법 및 시스템

(57) 요약

TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 동안 환자의 EEG(electroencephalogram)를 모니터링하기 위한 시스템 및 방법이 개시된다. 시스템은, 활성 상태에 있을 때, TMS 치료 프로토콜에 따라, 함께 그룹화된 복수의 펄스들을 포함하는 버스트로서 또는 개별 펄스들로서 환자의 머리에 적용될 수 있는 복수의 자기 펄스들을 생성하기 위한 TMS 디바이스를 포함한다. EEG 시스템은 환자에 적용되는 TMS 치료 프로토콜로부터 발생하는 EEG 데이터를 측정하도록 제공된다. 시스템은 TMD 디바이스 및 EEG 시스템과 통신하는 제어 수단을 더 포함하고, 상기 제어 수단은 치료 효능을 모니터링하고 잠재적 발작들을 검출하기 위해, EEG 데이터 측정이 계속적으로 적용되거나 TMS 치료 프로토콜에 따라 생성되는 자기 펄스들과 인터리빙되도록, TMS 디바이스가 펄스들을 생성하고 있지 않을 때 시간 기간들 동안 EEG 시스템을 활성화하도록 배열된다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 세션 동안 환자(subject)의 EEG(electroencephalogram)를 모니터링하는 방법으로서,

- TMS 코일로부터의 자극 펄스 이후, 어떠한 자극 신호도 EEG 디바이스에 전송하지 않는 단계,
 - 어떠한 자극 신호에도 기초하지 않고 상기 EEG 디바이스를 활성화하는 단계
 - 상기 환자로부터 자발적(spontaneous) EEG 신호들을 측정하는 단계,
 - 상기 자발적 EEG 신호들을 미리 결정된 EEG 템플릿(template)과 비교하는 단계,
 - 상기 비교에서 전발작(pre-seizure) 및/또는 발작(seizure) 활동을 검출하는 단계를 포함하는,
- TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

- TMS 코일로부터의 임의의 자극 펄스들 이전에, 환자로부터의 자발적 EEG 신호들을 측정하는 단계, 및
 - 자극 전(pre stimulation) 측정된 EEG 신호들에 기초하여 상기 환자에 대한 미리 결정된 EEG 템플릿을 생성하는 단계를 더 포함하는,
 - 상기 생성된 미리 결정된 EEG 템플릿은 자극 펄스 후 측정된 EEG 신호들의 비교에 사용되는,
- TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 미리 결정된 EEG 템플릿은 공지된 전발작 활동을 포함하는,

TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

- 상기 TMS 코일의 활성화 이전에, 자극 신호를 상기 EEG 디바이스에 전송하는 단계, 및
- 상기 자극 신호에 기초하여 상기 EEG 디바이스를 비활성화시키는 단계를 더 포함하는,

TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 5

제 1 항 내지 제 4 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 TMS 코일에 연결된 TMS 디바이스의 캐패시터 또는 캐패시터 뱅크가 자극 펄스 이후에 충전을 종료한 후, 어떠한 자극 신호도 전송하지 않는 단계를 더 포함하는,

TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 6

제 1 항 내지 제 4 항 중 어느 한 항에 있어서,

어떠한 자극 신호도 상기 EEG 디바이스에 전송하지 않는 단계 이후, 상기 TMS 코일에 연결된 TMS 디바이스의 하나 또는 그 초과 캐패시터들이 자극 펄스 이후에 충전되거나, 또는 충전을 종료하였음을 표시하는 추가 신호

를 상기 EEG 디바이스에 전송하는 단계, 및

적어도 자극 신호가 아닌 상기 추가 신호에 기초하여, 상기 EEG 디바이스를 활성화하는 단계를 더 포함하는,
TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

- 검출된 전발작 활동의 존재 및/또는 부재(lack of presense)를 상기 TMS 코일의 사용자에게 통지하는 단계를 더 포함하는,

TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 8

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

- 전발작 및/또는 발작 활동이 결정되면, 중지 신호를 상기 TMS 코일에 연결된 TMS 코일 디바이스에 전송하는 단계, 및
- 상기 중지 신호에 기초하여 상기 TMS 코일로부터의 TMS 자극을 방지하는 단계를 더 포함하는,

TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

- TMS 자극 펄스 이전에, 자극 신호를 상기 EEG 디바이스에 전송하는 단계, 및
- EEG 포화들을 방지하도록 상기 EEG 디바이스 내에서 보상 메커니즘을 활성화하는 단계를 더 포함하는,

TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 보상 메커니즘은 게이팅(gating)되는,

TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법.

청구항 11

환자의 TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 투여량 축적(dose build-up)을 모니터링하는 방법으로서,

- TMS 자극 펄스들의 미리 결정된 시퀀스 이후의 대기 기간 동안, 준비 신호를 EEG 디바이스에 전송하는 단계,
- 상기 준비 신호에 기초하여, 상기 환자의 유발된(evoked) EEG 반응들의 기록 및 평균화를 시작하는 단계,
- TMS 자극 펄스들의 후속하는 미리 결정된 시퀀스 이전에, 중지 신호를 상기 EEG 디바이스에 전송하는 단계,
- 상기 중지 신호에 기초하여, 상기 환자의 유발된 EEG 반응들의 기록 및 평균화를 종료하는 단계,
- 상기 대기 기간 동안 기록 및 평균화되는 유발된 EEG 반응들에 기초하여 국부적 흥분성(local excitability) 및/또는 전반적 연결성(global connectivity)을 결정하는 단계,
- 상기 대기 기간 동안 결정된 국부적 흥분성 및/또는 전반적 연결성을 저장하는 단계,
- 상기 대기 기간 동안 저장되는 결정된 국부적 흥분성 및/또는 전반적 연결성을 이전의 대기 기간 동안 결정된 국부적 흥분성 및/또는 전반적 연결성과 비교하는 단계,
- 조정이 이루어져야 한다고 결정되면, 상기 비교에 기초하여, TMS 자극들의 후속하는 시퀀스에 대한 TMS 자극들의 미리 결정된 시퀀스에 대하여 조정을 수행하는 단계를 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 측적을 모니터링하는 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 준비 신호에 기초하여, 상기 EEG는 EEG 포화들을 방지하도록 보상 메커니즘을 시작하는,

환자에서 TMS 투여량 측적을 모니터링하는 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 보상 메커니즘은 게이팅되는,

환자에서 TMS 투여량 측적을 모니터링하는 방법.

청구항 14

제 11 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 결정된 국부적 흥분성은 국부적 진폭(들), 레이턴시, 표면 특성들 또는 이들의 결합을 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 측적을 모니터링하는 방법.

청구항 15

제 11 항 내지 제 14 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 결정된 국부적 연결성은 전반적 전도 시간, 진폭의 전극간(interelectrode) 비교, 레이턴시 또는 이들의 결합을 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 측적을 모니터링하는 방법.

청구항 16

제 11 항 내지 제 15 항 중 어느 한 항에 있어서,

- 복수의 대기 기간들 이후, 국부적 흥분성 및/또는 전반적 연결성의 정확한 측정들을 결정하는 단계, 및

- 국부적 흥분성 및/또는 전반적 연결성의 결정된 정확한 측정들에 기초하여 TMS 자극들의 시퀀스들의 세트 또는 후속하는 시퀀스에 대한 TMS 자극들의 미리 결정된 시퀀스에 대하여 조정을 수행하는 단계를 더 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 측적을 모니터링하는 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 국부적 흥분성의 결정된 정확한 측정들은 진폭, 레이턴시, 신호 전력, 곡선하 면적 특성들(area under curve properties) 또는 이들의 결합을 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 측적을 모니터링하는 방법.

청구항 18

제 16 항 또는 제 17 항에 있어서,

상기 결정된 전반적 연결성은 반구간의(interhemispheric) 전도 시간 및/또는 진폭비(amplitude ratio)를 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 측적을 모니터링하는 방법.

청구항 19

제 11 항 내지 제 18 항 중 어느 한 항에 있어서,

TMS 자극들의 후속하는 시퀀스에 대하여 이루어지는 조정은, 자극 펄스들의 강도, 듀레이션, 주파수 및/또는 수, 또는 이들의 결합의 조정을 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 축적을 모니터링하는 방법.

청구항 20

제 11 항 내지 제 19 항 중 어느 한 항에 있어서,

각각의 대기 기간 동안 TMS 코일을 통해 상기 환자를 적어도 1회 자극하는 단계를 더 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 축적을 모니터링하는 방법.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

각각의 대기 기간 동안, 상기 환자를 20회 미만, 바람직하게는 10회 미만, 그리고 계속해서(still) 더 바람직하게 3-7회 자극하는 단계를 더 포함하는,

환자에서 TMS 투여량 축적을 모니터링하는 방법.

청구항 22

제 1 항 내지 제 21 항 중 어느 한 항의 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 판독가능한 명령들의 세트가 저장된 일시적 또는 비-일시적 컴퓨터 판독가능한 매체.

청구항 23

시스템으로서,

- TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 코일 디바이스,
- TMS 코일 디바이스로부터의 자극 동안 EEG 포화들을 방지하기 위한 적어도 하나의 보상 메커니즘을 갖는 EEG(electroencephalogram) 디바이스, 및
- 비-일시적 컴퓨터 판독가능한 매체와 전기적 통신하는 프로세서 및 캐패시터를 갖는 TMS 디바이스를 포함하며, 상기 TMS 디바이스는 상기 TMS 코일에 연결되고, 상기 EEG 디바이스와 통신하는,

시스템.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 비-일시적 컴퓨터 판독가능한 매체에는, 제 1 항 내지 제 21 항 중 어느 한 항의 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 판독가능한 명령들의 세트가 저장되는,

시스템.

명세서

기술분야

본 발명은 TMS 투여량(dose) 평가 및 발작 검출을 위한 방법 및 디바이스에 관한 것이다.

배경기술

TMS(Transcranial magnetic Stimulation)는 비침습적으로(noninvasively) 인간의 뇌를 자극하기 위한 기법이다. 특히, TMS는 뇌의 뉴런들에서 탈분극(depolarization) 또는 과분극(hyperpolarization)을 야기한다. TMS는 급격히 변화하는 자기장을 사용하여 약한 전류들을 유도하기 위해 전자기 인덕션을 사용하는 데, 이것은 최소한의 불편함으로 뇌의 특정 또는 일반적 부분들에서 활동을 야기할 수 있어서, 뇌의 기능 및 상

호연결들이 연구되게 한다. 따라서, TMS는 직접적인 경피적(percutaneous) 전기 자극의 고통없이 두개골 및 두피에 걸쳐 전기 에너지를 얻기 위해 인덕턴스의 원리를 사용한다. 이것은 두피 상에 유선 코일을 배치하는 것 및 이 유선 코일을 통해 강력한 그리고 급격히 변화하는 전류를 통과시키는 것을 포함한다. 이것은, 방해받지 않고 상대적으로 고통없이 머리의 조직들을 통과하는(pass through) 자기장을 생성한다. 결국, 이 자기장은 뇌에서 훨씬 더 약한 전류를 유도한다. 뇌에서 뉴런들을 탈분극화하기 위해 충분한 전류를 유도하기 위해, 자극 코일을 통과한 전류는 수 백 마이크로초 내에 시작(start) 및 중지(stop)하거나, 그것의 방향을 바꿔야(reverse)한다.

[0003] TMS는 몇몇 서로 다른 형태로 현재 사용된다. 제 1 형태에서, 자기 에너지의 단일 펄스인 호출된 단일-펄스 TMS는 코일로부터 환자에게 전달된다. 다른 형태, 즉, rTMS(repetitive TMS)에서, 펄스들의 트레인(train)은 다양한 주파수 패턴들로 특정한 시간 기간 동안 전달된다. 주파수 시퀀스들은 외피 흥분성(cortical excitability)을 상향조절(upregulate)하며, 일부 질병들(예를 들어, 우울증)에서, 이러한 패턴들의 사용은 유리하다. 그러나, 고 주파수 패턴들은 높은(elevated) 발작 위험의 위험을 수반한다. 자극 강도 및 주파수에 대한 안전성 제한치들은 국제적 컨센서스 문서들(international consensus papers)(예를 들어, Rossi *et al* 2009, Wassermann *et al* 1996)에서 설명된다.

[0004] TMS 애플리케이션의 안전성 및 유효성을 모니터링하기 위해, 하나의 공지된 방식은 애플리케이션 동안 그리고 이후 환자의 상태를 시각적으로 모니터링하는 것일 것이다. 따라서, 안전을 위한 이러한 주관적 평가가 이용가능하며, 이는 통상적으로 설문지(questionnaire)에 기초한다. 그러나, 치료의 효능에 대한 온라인 피드백이 누락되고(missing), 이 프로토콜은 시간적으로 발작을 검출할 수 없다.

[0005] TMS 애플리케이션의 안전성 및 유효성을 모니터링하는 추가로 공지된 방식은 TMS 세션 이전 그리고 TMS 세션 이후 환자의 EEG를 모니터링하는 것이다.

[0006] EEG(electroencephalogram)는 환자의 특정한 뇌파 패턴들의 기록이다. EEG 시스템들은 뇌파 패턴들의 기록을 허용한다. EEG 시스템은 통상적으로, 환자의 두피 상에 배치되는 복수의 전도성 전극들을 포함한다. 이러한 전극들은, 통상적으로 금속이며, 전극들에 의해 검출된 신호들을 프로세싱하고 증폭된 신호들을 EEG 머신에 제공하는 전치증폭기에 연결된다. EEG 머신은 전극들에 의해 검출되는 뇌파 활동의 시각적 디스플레이를 제공하도록 신호들을 해석하는 하드웨어 및 소프트웨어를 포함한다. 이러한 뇌파 활동은 통상적으로, 스트립 차트 레코더(strip chart recorder) 또는 컴퓨터 모니터 상에 디스플레이된다.

[0007] 실제로, EEG의 사용은, TMS 세션 이후 그리고 TMS 세션 이전 유발된(evoked) 반응의 측정을 포함하며, 그 다음, 치료 세션 이후 자발적 EEG 또는 비자기적으로 유발된 EEG 반응들의 측정을 포함한다. 그러나, TMS 치료 세션 이후 EEG 측정의 적용은 전체 치료 세션을 상당히 연장시킬 수 있다.

[0008] TMS 애플리케이션의 안전성 및 유효성을 모니터링하는 또 추가의 공지된 방식은 TMS 세션 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 것이다. 그러나, TMS 펄스 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 것은 기술적 문제들을 제시하는데, 이는 TMS 디바이스에 의해 생성된 고-에너지의 동적 자기장들은 EEG 도선들에서 바람직하지 않은 전압들을 유도하여, TMS-호환가능한 EEG 시스템들이 일반적으로 TMS 측정들을 수용할 수 없기 때문에, 이에 의해 TMS 요법의 안전한 그리고 효과적인 모니터링에 적합하지 않은 종래의 EEG 하드웨어를 사용하게 만든다. 특히, 현재 EEG 시스템들에서 사용되는 적어도 전치증폭기들은 TMS 시스템에 의해 생성된 자기장에 의해 야기되는 포화를 경험한다. EEG를 모니터링하는데 사용되는 전극들이 통상적으로 TMS 코일에 근접해 있기 때문에, 자기 펄스는 EEG 전치증폭기들이 포화되게 야기하는 EEG 전극들 중 하나 또는 그 초과와 전극들에서 신호를 유도한다. EEG 시스템들에서 사용되는 통상적 전치증폭기들은 TMS 펄스에 의해 포화된 이후 복원하는데 비교적 긴 시간이 걸린다.

[0009] TMS 동안 EEG를 모니터링하는 하나의 공지된 방식은 샘플-앤드-홀드(sample-and-hold) 회로를 사용하여 TMS 펄스 동안 증폭기를 일정한 레벨로 고정(pin)시키는, EEG 시스템 내의 증폭기들을 포함한다. 증폭기들은 TMS 펄스의 끝 이후 100 마이크로초 내에 복원되는 것으로 언급된다. 이 시스템이 TMS 펄스의 끝 이후 단시간 내에 EEG의 모니터링을 허용하는 것으로 보이지만, TMS 시스템에 관하여 EEG 증폭기들의 동작을 제어하기 위해서는 추가 게이팅 및 동기화 회로가 필요하다. 추가 게이팅 및 샘플링 회로는, 그것이 추가 회로를 요구하고 복잡해질 수 있기 때문에 바람직하지 않다.

[0010] TMS 동안 환자의 EEG가 모니터링될 때 발생하는 추가 문제는, EEG 신호들을 감지하기 위한 금속 전극들의 사용으로 인하여 발생한다. 금속 전극들에서 TMS 펄스 또는 펄스들에 의해 유도되는 큰 와전류들(eddy currents)은 환자의 두피에 화상(burns)을 초래할 수 있는 국부적 가열(localized heating)을 야기할 수 있다. 이것은 안전

위험요소를 제시한다.

- [0011] US 2002/007128 A1은 TMS 동안 EEG를 모니터링하는 또 추가적인 방식을 개시한다. 이 종래 기술의 문서는 TMS 시스템의 동작 타이밍과 EEG 시스템의 동작 타이밍 사이에 동기화가 존재하는 시스템 및 방법을 개시한다. 대신에, 이 개시는 TMS 시스템의 동작 동안 EEG 시스템에 의해 제공되는 신호들을 모니터링하고, EEG 신호들이 바람직하지 않은 상태에 있으면 TMS 시스템의 동작을 중지하는 제어 어레이지먼트(controlling arrangement)를 제공한다.

발명의 내용

- [0012] 본 발명의 제 1 양상에 따라, TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 동안 환자의 EEG(electroencephalogram)를 모니터링하기 위한 시스템이 제공되며, 상기 시스템은, 활성 상태에 있을 때, TMS 치료 프로토콜에 따라, 함께 그룹화된 복수의 펄스들을 포함하는 버스트로서 또는 개별 펄스들로서 환자의 머리에 적용(apply)될 수 있는 복수의 자기 펄스들을 생성하기 위한 TMS 디바이스; 환자에 적용되는 TMS 치료 프로토콜로부터 발생하는 EEG 데이터를 측정하기 위한 EEG 시스템; 및 TMD 디바이스 및 EEG 시스템과 통신하는 제어 수단을 포함하고, 상기 제어 수단은, 치료 효능을 모니터링하고 잠재적 발작들을 검출하기 위해, EEG 데이터 측정이 계속적으로 적용되거나 TMS 치료 프로토콜에 따라 생성되는 자기 펄스들과 인터리빙되도록, TMS 디바이스가 펄스들을 생성하고 있지 않을 때 일정 시간 기간들 동안 EEG 시스템을 활성화하도록 배열된다.
- [0013] 실시예에서, TMS 디바이스는 자신이 활성 상태가 아닐 때 신호를 생성하고, 이 신호를 제어 수단에 전송하도록 배열되며, 상기 제어 수단은, 이에 따라, TMS 디바이스가 활성이 아닐 때 EEG 시스템의 동작을 트리거하도록 배열된다.
- [0014] 실시예에서, 시스템은 측정된 EEG 데이터를 저장하기 위한 저장 수단을 포함한다.
- [0015] 실시예에서, TMS 디바이스가 복수의 펄스들을 적용하기 이전에, TMS 디바이스는 준비 신호를 EEG 시스템에 전송하고, 상기 준비 신호는 저장 수단에서 EEG 데이터를 기록하기 위한 레코더를 트리거하기 위한 제어 수단에 의해 사용된다.
- [0016] 실시예에서, 시스템은 환자의 발작을 검출 또는 예측하기 위한 발작 모니터링 모듈을 포함한다.
- [0017] 실시예에서, 발작 모니터링 모듈은, TMS 디바이스가 펄스들을 생성하고 있지 않을 때 자발적 발진(oscillatory) 뇌 활동의 스펙트럼 특성들을 측정하며, 결과적인 측정 결과를 환자의 발작을 검출 또는 예측하기 위해 예시된 또는 원하는 프로파일과 비교할 것이다.
- [0018] 실시예에서, 발작 모니터링 모듈은 제어 수단과 통신하여서, 발작이 검출되거나 예측되는 경우 제어 수단이 TMS 디바이스의 동작을 중지할 수 있게 한다.
- [0019] 실시예에서, 발작 모니터링 모듈은, EEG 시스템에 있어서, TMS 디바이스가 펄스들을 생성하고 있지 않을 때 일정 시간 기간들 동안 활성화되도록 배열된다.
- [0020] 실시예에서, 시스템은 오퍼레이터(operator)가 후속하는 치료 프로토콜에서 TMS 디바이스에 의해 제공되는 펄스들의 투여량(dosage)을 조정하는 것을 가능하게 하기 위한 투여량 모니터링 모듈을 포함한다.
- [0021] 이 실시예에서, TMS 디바이스는 대기 기간 동안 복수의 펄스들을 적용하도록 배열되고, 상기 대기 기간은 치료 프로토콜에 따라 펄스들의 버스트들 사이의 시간 기간들로서 정의된다.
- [0022] 실시예에서, 복수의 펄스들은 랜덤한 인터벌들에서 생성된 개별 펄스들이고, 제어 수단은 이 펄스들의 송신 동안 EEG 시스템을 비활성화시킨 다음, 이후 바로, 환자의 반응을 모니터링 및 측정하기 위해 EEG 시스템을 활성화시키도록 배열된다.
- [0023] 실시예에서, 대기 기간 동안 복수의 개별 펄스들을 적용하기 이전에, TMS 디바이스는 EEG 시스템이 그것의 보호 회로를 활성화하는 것을 가능하게 하기 위해 제어 수단을 통해 준비 신호를 EEG 시스템에 전송한다.
- [0024] 실시예에서, 제어 수단은 TMS 디바이스에 의해 생성되는 펄스들의 프로파일을 자동으로 조정하도록 그리고/또는 후속하는 치료 세션에서 TMS 디바이스에 의해 생성될 펄스들의 조정된 프로파일을 추천(recommend)하도록 배열된다.
- [0025] 실시예에서, TMS 디바이스는, 전류를 발생시키고 이에 따라 자기장을 유도하여 자기 펄스들을 제공하기 위한 캐패시터, 자기 펄스들을 전달하기 위한 코일 또는 프로브, 및 캐패시터를 충전하기 위한 고 전압 충전 회로를 포

함한다.

- [0026] 실시예에서, TMS 디바이스는 TMS 디바이스가 캐패시터를 충전하고 있지 않은 경우 일정 시간 기간 동안 자신이 활성 상태에 있지 않은 때를 표시하기 위한 신호를 생성하여 이를 제어 수단에 전송하도록 배열된다.
- [0027] 실시예에서, 시스템은 TMS 디바이스의 포지셔닝(position)을 돕기 위한 네비게이션 시스템을 포함한다.
- [0028] 실시예에서, 시스템은 TMS 디바이스가 후속하는 측정을 위해 펄스들을 생성하고 있지 않을 때, 시각적, 감각적, 청각적 또는 다른 타입들의 자극을 유도하기 위한 (통상적으로 EEG 시스템에 임베딩된) 환자-반응 디바이스를 포함한다.
- [0029] 실시예에서, EEG 시스템은 TMS 디바이스와 연관된 고 전압들 및 전류를 수용하도록 설계된 증폭기 및 보호 회로를 포함하고, 제어 수단은, 보호 회로를 활성화하기 위해, TMS 자기 펄스 이전에, 준비 신호를 EEG 시스템에 송신하도록 배열된다.
- [0030] 본 발명의 제 2 양상에 따라, TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 동안 환자의 EEG(electroencephalogram)를 모니터링하는 방법이 제공되고, 상기 방법은, TMS 치료 프로토콜에 따라, 함께 그룹화된 복수의 펄스들을 포함하는 버스트로서 또는 개별 펄스들로서 환자의 머리에 적용될 수 있는 복수의 자기 펄스들을 생성하는 단계; 환자에 적용되는 TMS 치료 프로토콜로부터 발생하는 EEG 데이터를 측정하는 단계를 포함하고, 상기 EEG 데이터는, 치료 효능을 모니터링하고 잠재적 발작들을 검출하기 위해, EEG 데이터 측정의 단계가 계속적으로 적용되거나 TMS 치료 프로토콜에 따라 생성되는 자기 펄스들과 인터리빙되도록, 생성되는 자기 펄스들이 존재하지 않을 때 일정 시간 기간들 동안 측정된다.
- [0031] 실시예에서, 방법은 자기 펄스들이 생성되고 있지 않을 때 신호를 생성하는 단계를 포함하고, 이 신호는 차례로, EEG 데이터의 측정을 트리거한다.
- [0032] 실시예에서, 방법은 측정된 EEG 데이터를 저장하는 단계를 포함한다.
- [0033] 실시예에서, 자기 펄스들의 생성 이전에, 상기 방법은 준비 신호를 생성하는 단계를 포함하고, 이 신호는 차례로, EEG 데이터의 저장을 트리거한다.
- [0034] 실시예에서, 방법은, 생성되는 자기 펄스들이 존재하지 않을 때 자발적 발진 뇌 활동의 스펙트럼 특성들을 측정하는 단계; 및 결과적인 측정을 환자의 발작을 검출 또는 예측하기 위해 예시된 또는 원하는 프로파일과 비교하는 단계를 포함한다.
- [0035] 실시예에서, 방법은 발작이 검출되거나 예측되는 경우 자기 펄스들의 생성을 중지하는 단계를 포함한다.
- [0036] 실시예에서, 방법은, 치료 프로토콜에 따라 생성되는 자기 펄스들이 존재하지 않을 때 일정 시간 기간 동안 랜덤한 인터벌들에서 복수의 개별 펄스들을 적용하는 단계; 및 오퍼레이터가 후속하는 치료 프로토콜에서 TMS 펄스들의 투여량을 조정하는 것을 가능하게 하기 위해, 결과적인 EEG 데이터를 측정하는 단계를 포함한다.
- [0037] 이 실시예에서, 방법은, 랜덤한 인터벌들에서의 복수의 개별 펄스들의 적용 동안 EEG 데이터의 측정을 비활성화시키는 단계; 및 환자의 반응을 모니터링 및 측정하기 위해 그 직후 EEG 데이터를 측정하는 단계를 포함한다.
- [0038] 이 실시예에서, 방법은, 펄스들의 프로파일을 자동으로 조정하는 단계 및/또는 후속하는 치료 세션에서 생성될 펄스들의 조정된 프로파일을 추천하는 단계를 포함한다.
- [0039] 실시예에서, 방법은, 후속하는 EEG 데이터 측정을 위해 치료 프로토콜에 따라 생성되는 자기 펄스들이 존재하지 않을 때, 시각적, 감각적, 청각적 또는 다른 타입들의 자극을 유도하는 단계를 포함한다.

도면의 간단한 설명

- [0040] 본 발명은, 단지 예로서, 첨부된 도면들을 참조하여 설명될 것이다.
- 도 1은 본 발명의 실시예에 따른, TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 동안 환자의 EEG(electroencephalogram)를 모니터링하기 위한 시스템의 상위 레벨 개략도를 도시한다.
- 도 2는 본 발명의 일 양상에 따른, 환자의 발작을 검출하기 위한 TMS 프로토콜 및 인접한 EEG 프로토콜의 타임프레임 개략도를 도시한다.
- 도 3은 본 발명의 추가 양상에 따른, 투여량 모니터링을 위한 TMS 프로토콜 및 인접한 EEG 프로토콜의 타임프레임

임 개략도를 도시한다.

도 4는 본 발명의 또 추가 양상에 따른, 중간의 랜덤한 TMS 펄스들을 사용한 투여량 모니터링을 위한 TMS 프로토콜 및 인접한 EEG 프로토콜의 타임프레임 개략도를 도시한다.

도 5는 본 발명의 추가 실시예에 따른, TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 동안 환자의 EEG(electroencephalogram)를 모니터링하는 방법을 표현하는 상위 레벨 흐름도를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

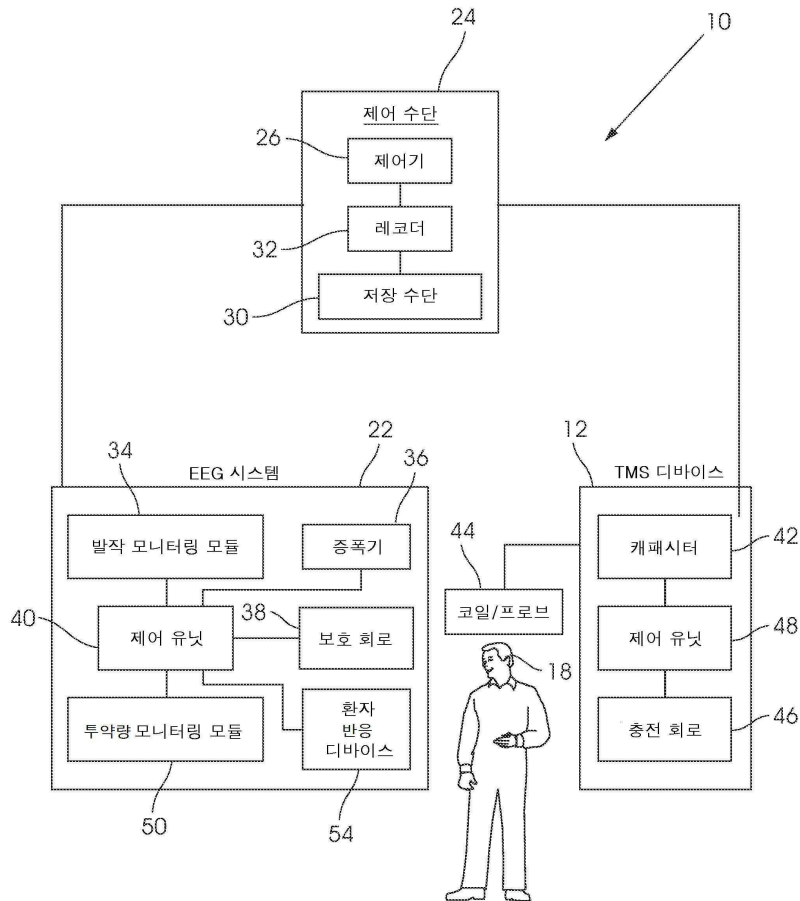
- [0041] 먼저, 도 1 내지 도 4를 참조하면, TMS(Transcranial Magnetic Stimulation) 동안 환자의 EEG(electroencephalogram)를 모니터링하기 위한 시스템(10)이 도시된다. 시스템(10)은, 활성 상태에 있을 때, 복수의 자기 펄스들을 생성하기 위한 TMS 디바이스(12)를 포함한다. 펄스들은 TMS 치료 프로토콜에 따라, 도 2 내지 도 4에서 화살표(14)로 표시되는 바와 같이, 함께 그룹화되는 복수의 펄스들을 포함하는 버스트로서, 또는 도 4에서 화살표들(16)로 표시되는 바와 같이, 개별 펄스들로서 환자의 머리(18)에 적용될 수 있다.
- [0042] 설정된 안전 가이드라인들에 기초하여, TMS 치료 프로토콜들은 종종, (도 2 내지 도 4에서 화살표들(14)에 대응하는) 활성 자극을 도 2 내지 도 4에서의 중간의(in between) 긴 포즈들(pauses)(화살표들(20)로 표시되는 바와 같음)과 결합한다. 명백하게 도시된 바와 같이, 이 포즈들의 듀레이션은 종종 활성 자극의 듀레이션을 초과한다. 아래에서 추가로 더 상세하게 설명될 바와 같이, 포즈들에 의해 정의되는 대기 기간들은 실시간으로 해석될 수 있는 진단 데이터를 측정하는데 사용되며, TMS 치료 프로토콜을 가이드하는데 사용될 것이다. rTMS를 사용하는, 우울증 치료에 사용되는 통상적 치료 프로토콜은 10Hz에서 전달되는 40개의 펄스들의 버스트(도 2 내지 도 4의 화살표(14)), 그 이후, 3000개의 펄스들이 전달될 때까지 반복되는, 26초의 대기 기간(도 2 내지 도 4의 화살표들(20))으로 구성된다.
- [0043] 시스템(10)은 환자에 적용되는 TMS 치료 프로토콜과 연관된 자발적 EEG 데이터를 측정하기 위한 EEG 시스템(22)을 더 포함한다. 추가로 더 상세하게 설명될 바와 같이, EEG 시스템(22)의 용도는 치료 프로토콜 동안 진단 정보를 추출하기 위해서 환자의 뇌 활동을 모니터링하는 것이다.
- [0044] 시스템(10)은 TMS 디바이스(12) 및 EEG 시스템(22)과 통신하는 제어 수단(24)을 더 포함한다. 제어 수단(24)은, 도 2 내지 도 4에서 블록들(28)로 표시되는 바와 같이, TMS 디바이스(12)가 펄스들을 생성하고 있지 않을 때 일정 시간 기간들 동안 EEG 시스템(22)을 활성화하기 위한 제어기(26)를 포함한다. 따라서, EEG 데이터 측정은 치료 효능을 모니터링하고 잠재적 발작들을 검출하기 위해, 계속적으로 적용되거나 TMS 치료와 인터리빙된다.
- [0045] 실시예에서, TMS 디바이스(12)는, 자신이 활성 상태에 있지 않을 때(즉, 치료 프로토콜 동안 "무-자극" 이벤트에 대응함, 즉, 도 2 내지 도 4에서 화살표(20)) 신호를 생성하고, 이를 제어 수단(24)에 전송하도록 배열된다. 따라서, 제어 수단(24)은 TMS 디바이스(12)가 활성이 아닐 때 EEG 시스템(22)의 동작을 트리거하도록 배열된다.
- [0046] 시스템(10)은 측정된 EEG 데이터를 저장하기 위한 저장 수단(30)을 포함할 수 있다. 실시예에서, TMS 디바이스(12)가 복수의 펄스들을 적용하기 이전에, TMS 디바이스(12)는 준비 신호를 EEG 시스템(22)에 전송하고, 상기 준비 신호는 저장 수단(30)에 EEG 데이터를 기록하기 위한 레코더(32)를 트리거하도록 제어 수단(24)에 의해 사용된다.
- [0047] 실시예에서, 시스템(10)은 환자의 발작을 검출 또는 예측하기 위한 발작 모니터링 모듈(34)(이는 EEG 시스템(22) 내에서 구현될 수 있음)을 포함한다. 발작 모니터링 모듈(34)은 TMS 디바이스(12)가 펄스들을 생성하고 있지 않을 때 자발적 발진 뇌 활동의 스펙트럼 특성들 — 주파수, 버스트 억제(burst suppression) 및 위상-고정 발진들(phase-locked oscillations)을 포함함 — 을 측정하며, 결과적인 측정 결과를 예상된 또는 원하는 프로파일과 비교할 것이다. 다시 말해서, 이 모듈(34)은, 환자에 대한 TMS 디바이스(12)의 동작의 효과들을 결정하기 위해, 측정된 스펙트럼 특성들을 개개의 EEG 특성들(즉, 환자의 통상적 전발작 활동)과 매칭시킨다.
- [0048] 발작 모니터링 모듈(34)이 제어 수단(24)과 통신하여서, 발작이 검출되거나 예측되는 경우, 제어 수단(24)은 TMS 디바이스(12)의 동작을 중지할 수 있게 된다. 이 애플리케이션에서, EEG 시스템(22)은 측정된 EEG 신호들의 스펙트럼 특성들을 정량화하고, 저장 수단(30)에 기록하며, 그 다음, 이 정량화된 데이터를 벤치마크 EEG와 비교한다. 통상적으로, 전발작 활동이 검출되면, 치료를 중지할 것인지 여부를 결정하도록 오퍼레이터에 통지된다. 발작 활동이 검출되면, 치료를 중지하도록 오퍼레이터에 통지된다.

- [0049] 실시예에서, 발작 모니터링 모듈(34)은, EEG 시스템(22)과 마찬가지로, TMS 디바이스(12)가 펄스들을 생성하고 있지 않을 때 - 도 2 내지 도 4의 블록들(20)에 대응함 - 일정 시간 기간들 동안 활성화되도록 배열된다.
- [0050] 추가 애플리케이션에서, EEG 시스템(10)은 뇌의 뉴런의 활동과 연관된 생체전기 전위들을 증폭시켜, 단극성(unipolar) 및 양극성(bipolar) EEG 측정들을 가능하게 하기 위한 증폭기(36), TMS 디바이스와 연관된 고 전압들 및 전류를 수용하도록 설계되는 보호 회로(38), 및 EEG 시스템(22)의 컴포넌트들에 연결하여 이들을 제어하기 위한 제어 유닛(40)을 포함한다. 제어 수단(24)은, 보호 회로(38)를 활성화하고 이에 의해 증폭기 포화를 방지하기 위해, TMS 자기 펄스가 생성되기 이전에, 준비 신호를 EEG 시스템(22)에 송신하도록 배열될 수 있다.
- [0051] 실시예에서, TMS 디바이스(12)는 전류를 발생시키고 이에 따라 자기장을 유도하여 자기 펄스들을 제공하기 위한 캐패시터(42), 자기 펄스들을 전달하기 위한 코일 또는 프로브(44), 캐패시터(42) 및 제어 유닛(48)을 충전하기 위한 고 전압 충전 회로(46)를 포함한다. 캐패시터(42)는 수 초 동안 충전되며, 그 다음, 저장된 에너지는 단일 또는 다수의 펄스들로서 코일(44)로 릴리즈(release)된다.
- [0052] 실시예에서, TMS 디바이스(12)는 TMS 디바이스(12)가 캐패시터(42)를 충전하고 있지 않은 경우 일정 시간 기간 동안, 자신이 활성 상태에 있지 않은 때를 표시하기 위한 신호를 생성하여 이를 제어 수단(24)에 전송하도록 배열된다. 이것은 EEG 시스템(22)이 통상적으로 공지된 아티팩트들(artefacts)이 없는 환경에서 동작하는 것을 가능하게 한다.
- [0053] 따라서, 사용 중에, 일 실시예에서, 도 2 내지 도 4에 도시된 바와 같이, 시스템(10)은, 예를 들어, 26초의 버스트-간 인터벌들을 갖는, 10Hz/4초의 계속적 자극으로, 치료 시퀀스를 시작한다. 자극 동안, 위에서 표시된 바와 같이, EEG 시스템(22)은 증폭기 포화를 방지하도록 턴오프된다. 자극 이후, EEG 모니터링은 TMS 디바이스(12)가 대기 기간의 시작에 대응하는 "비-자극" 신호를 EEG 시스템(22)에 전송하는 것에 응답하여 활성화된다. TMS 캐패시터(42)가 충전될 필요가 없으면, TMS 디바이스(12)는 충전 프로시저 동안의 기록을 방지하도록 준비 신호를 EEG 시스템(22)에 전송한다.
- [0054] 추가 애플리케이션에서, 도 1, 도 2 및 도 4를 특정하게 참조하여, 시스템(10)은 오퍼레이터가 후속하는 치료 프로토콜에서 TMS 시스템(12)에 의해 제공되는 펄스들의 투여량을 조정하는 것을 가능하게 하기 위한 투여량 모니터링 모듈(50) - 통상적으로, EEG 시스템(22)에 임베딩됨 - 을 포함한다. 이 투여량 모니터링 능력은, 도 3 및 도 4를 각각 참조하여, 2가지 방식들 중 하나의 방식으로 수행될 수 있다.
- [0055] 먼저, 도 3을 참조하면, TMS 치료 시퀀스는, 대기 기간을 정의하기 위해, 종래의 방식으로 그리고 위에서 설명된 바와 같이, 즉, 26초의 버스트-간 인터벌들을 갖는, 10Hz/4초의 계속적 자극으로 적용될 수 있으며, 통상적인 치료는 75개의 이러한 시퀀스들을 포함한다. 이 애플리케이션에서, EEG 시스템(22)의 투여량 모니터링 모듈(50)은, 적당한 신호-대-잡음 비를 갖는 평균화된 EEG 에포크들(epochs)의 포착을 가능하게 하고, 정량적(quantitative) 모니터링(예를 들어, 스펙트럼, 코히런스 및 연결성)을 수행하도록 배열된다.
- [0056] 이제, 도 4를 참조하면, 위에서 설명된 치료 시퀀스는, 즉, 26초의 버스트-간 인터벌들을 갖는, 10Hz/4초의 계속적 자극으로 적용될 수 있다. 또한, 이 애플리케이션에서, TMS 디바이스(12)는 대기 기간(20) 동안 랜덤한 인터벌들에서 개별 펄스들(16) 중 복수 개의, 예를 들어, 3 - 7개의 펄스들을 적용하도록 배열된다. 위에서 표시된 바와 같이, 대기 기간(20)은 치료 프로토콜에 관한, 펄스들의 버스트들(14) 사이의 시간 기간인 것으로 정의된다.
- [0057] 제어 수단(24)은, 도 2 내지 도 4의 직사각형 블록들(52)로 표시된 바와 같이, 이 펄스들의 송신 동안 EEG 시스템(22)을 비활성화시키도록 그리고 그 다음, 환자의 반응을 모니터링 및 측정하기 위해, 블록들(28)로 표시된 바와 같이, 그 직후 EEG 시스템(22)을 활성화시키도록 배열된다.
- [0058] 위에서 표시된 바와 같이, 대기 기간(20) 동안 복수의 개별 펄스들(16)을 적용하기 이전에, TMS 디바이스(12)는 EEG 시스템(22)이 그것의 보호 회로(38)를 활성화하는 것을 가능하게 하기 위해 제어 수단(24)을 통해 준비 신호를 EEG 시스템(22)에 전송한다.
- [0059] 사용 시, 각각의 치료 시퀀스 이후, 유발된 반응들의 특성들은, 국부적 흥분성(local excitability)(예를 들어, 진폭, 레이턴시, 표면 특성들 등) 및 전반적 연결성(global connectivity)(예를 들어, 반구간의(inter-hemispheric) 전도 시간, 진폭비(amplitude ratio) 등)의 측정들을 추정하기 위해 정량화된다. 치료 세션의 마지막에서, 결과적인 데이터는 비교 또는 트렌딩(trending)을 목적으로 저장 수단(30)에 저장된다. 치료 세션 동안 기록되는 정보에 기초하여, 오퍼레이터는, 필요하다면, 투여량을 조정할 수 있다.

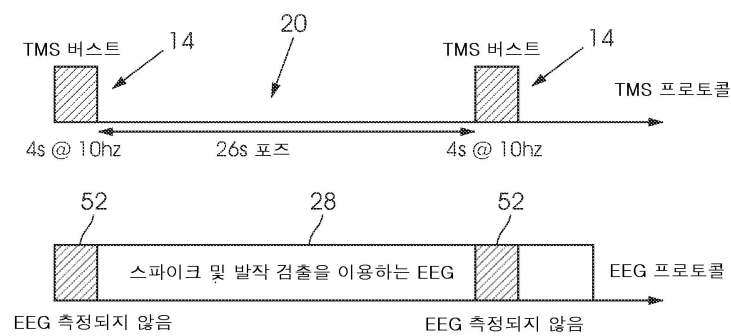
- [0060] 실시예에서, 제어 수단(24)은 TMS 디바이스(12)에 의해 생성되는 펄스들의 프로파일을 자동으로 조정하고 그리고/또는 후속하는 치료 세션에서 TMS 디바이스(12)에 의해 생성될 펄스들의 조정된 프로파일을 추천하도록 배열된다.
- [0061] 실시예에서, 시스템(10)은 TMS 디바이스의 정확한 포지셔닝(position)(즉, 코일 또는 프로브(44)의 포지셔닝)을 돕기 위한 네비게이션 시스템을 포함한다.
- [0062] 실시예에서, 시스템(10)은 시각적, 감각적, 청각적 또는 다른 타입들의 자극을 유도하기 위한, EEG 시스템(22)에 통상적으로 임베딩된 환자-반응 디바이스(54)를 포함한다. 이 자극은 TMS 디바이스(12)가 후속하는 측정을 위해 펄스들을 생성하고 있지 않을 때 적용된다. 다시, 유도된 자극에 대한 환자의 반응들의 결과들은 통상적으로 저장 수단(30)에 저장된다.
- [0063] 마지막으로, 도 5를 참조하면, TMS 동안 환자의 EEG를 모니터링하는 방법(80)이 이제 설명될 것이다. 방법은, 블록(82)으로 표시된 바와 같이, 함께 그룹화되는 복수의 펄스들을 포함하는 버스트로서 또는 개별 펄스들로서 환자의 머리에 적용될 수 있는 복수의 자기 펄스들을 생성하는 단계를 포함한다. 이것은 TMS 치료 프로토콜에 따라 이루어질 수 있다.
- [0064] 방법(80)은 블록(84)으로 표시된 바와 같이, 환자에 적용되는 TMS 치료 프로토콜로부터 발생하는 EEG 데이터를 측정하는 단계를 더 포함한다. EEG 데이터는, 치료 효능을 모니터링하고 잠재적 발작들을 검출하기 위해, EEG 데이터 측정의 단계가 계속적으로 적용되거나 TMS 치료 프로토콜에 따라 생성되는 자기 펄스들과 인터리빙되도록, 생성되는 자기 펄스들이 존재하지 않을 때 일정 시간 기간들 동안 측정된다.
- [0065] 따라서, 본 개시는 자극 패턴들로 조직화되는 TMS 치료 프로토콜 동안 자발적 EEG 및 유발된 반응들의 인공물 없는 측정을 가능하게 하는 구성을 제공한다. TMS 치료 동안의 EEG 측정들의 임베딩 또는 인터리빙은 치료 시퀀스의 개인화 및 최적화를 가능하게 한다.
- [0066] 본 발명의 실시예들은 개시된 본 발명의 실시예들이 본 명세서에 개시된 특정한 구조들, 프로세스 단계들 또는 재료들에 제한되는 것이 아니라, 당업자들에 의해 인식될 바와 같이, 이들의 등가물들로 확장된다는 것이 이해될 것이다. 또한, 본 명세서에서 사용되는 용어는 단지 특정한 실시예들의 설명을 목적으로 사용되며, 제한적인 것으로 의도되는 것은 아니라는 것이 이해되어야 한다.
- [0067] "일 실시예" 또는 "실시예"에 대한 본 명세서 전반에 걸친 참조는 실시예와 관련하여 설명된 특정한 특징, 구조 또는 특성이 본 발명의 적어도 하나의 실시예에 포함된다는 것을 의미한다. 따라서, 본 명세서 전반에 걸친 다양한 곳들에서의 "일 실시예에서" 또는 "실시예에서"라는 문구들의 출현(appearance)들이 모두 반드시 동일한 실시예를 참조하는 것은 아니다.
- [0068] 본 명세서에서 사용되는 바와 같이, 복수의 아이템들, 구조적 엘리먼트들, 구성 엘리먼트들 및/또는 재료들은 편의상 공통 리스트에 제시될 수 있다. 그러나, 이 리스트들은 마치 리스트의 각각의 멤버가 개별의 고유한 멤버로서 개별적으로 식별되는 것처럼 해석되어야 한다. 따라서, 이러한 리스트의 어떠한 개별 멤버도 그 반대로의 표시들 없이는 공통 그룹에서 오로지 그들의 표현(presentation)에만 기초하여 동일한 리스트의 임의의 다른 멤버의 사실상의 등가물로 해석되어서는 안 된다. 또한, 본 발명의 다양한 실시예들 및 예는 이들의 다양한 컴포넌트들에 대한 대안들과 함께 본 명세서에 참조될 수 있다. 이러한 실시예들, 예들 및 대안들은 서로 사실상의 등가물들로 해석되지 않을 것이지만, 본 발명의 개별의 자율적 표현들로서 고려될 것이라는 것이 이해된다.
- [0069] 게다가, 설명된 특징들, 구조들 또는 특성들은 하나 또는 그 초과 of 실시예들에서 임의의 적합한 방식으로 결합될 수 있다. 다음의 설명에서, 본 발명의 실시예들의 완전한 이해를 제공하기 위해, 길이들, 폭들, 형상들 등의 예들과 같은 다수의 특정 세부사항들이 제공된다. 그러나, 당업자는 본 발명의 특정 세부사항들 중 하나 또는 그 초과 of 세부사항들 없이 또는 다른 방법들, 컴포넌트들, 재료들 등으로 실시될 수 있다는 것을 인지할 것이다. 다른 예들에서, 본 발명의 양상들을 모호하게 하지 않도록, 공지된 구조들, 재료들 또는 동작들은 상세하게 도시되거나 설명되지 않는다.
- [0070] 위의 예들은 하나 또는 그 초과 of 특정한 출원들에서 본 발명의 원리들을 예시하지만, 구현의 형태, 사용 및 세부사항들의 다수의 수정들은, 본 발명의 당업자(faculty)의 연습 없이도 그리고 본 발명의 원리들 및 개념들로부터 벗어나지 않고 이루어질 수 있다는 것이 당업자들에게 명백할 것이다. 따라서, 아래에서 기술되는 청구항들에 의한 것을 제외하고는, 본 발명이 제한되는 것으로 의도되지 않는다.

도면

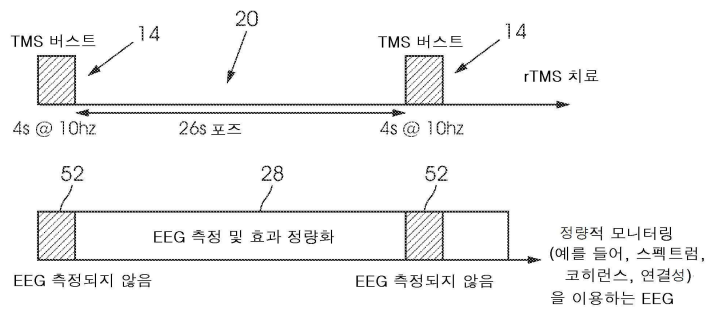
도면1



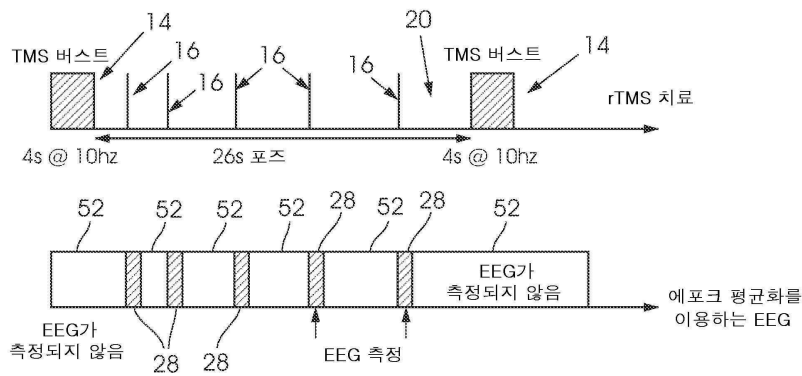
도면2



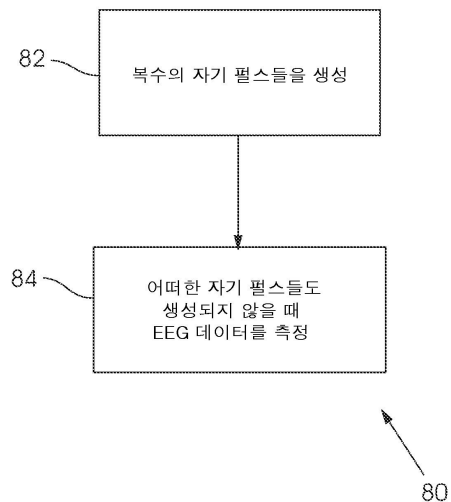
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	标题：用于TMS剂量评估和癫痫发作检测的方法和系统		
公开(公告)号	KR1020150023364A	公开(公告)日	2015-03-05
申请号	KR1020147034610	申请日	2014-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	奈科斯迪姆公司		
申请(专利权)人(译)	湖人和联系.		
当前申请(专利权)人(译)	湖人和联系.		
[标]发明人	NEUVONEN TUOMAS		
发明人	NEUVONEN, TUOMAS		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 A61N2/00 A61N2/02		
CPC分类号	A61B5/4094 A61B5/4836 A61N2/006 A61B5/0476 A61N2/02 A61B5/0484		
优先权	13/833954 2013-03-15 US 2013005436 2013-04-26 FI		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于在TMS（经颅磁刺激）期间监测患者的EEG（脑电图）的方法和系统。该系统包括TMS装置，当处于活动状态时，该TMS装置产生多个磁脉冲，其可以作为突发施加，包括组合在一起的多个脉冲，或作为单独的脉冲，根据患者的头部，使用TMS治疗方案。提供EEG系统以测量由应用于患者的TMS治疗方案产生的EEG数据。该系统还包括与TMD设备和EEG系统通信的控制装置，该控制装置被设置成在TMS设备不产生脉冲的时间段期间激活EEG系统，使得连续应用EEG数据测量或与根据TMS治疗方案产生的磁脉冲交错，以便监测治疗功效并检测潜在的癫痫发作。

