



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년09월04일
(11) 등록번호 10-2018451
(24) 등록일자 2019년08월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/145 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0476 (2013.01)
A61B 5/14532 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-7029888
(22) 출원일자(국제) 2015년03월18일
심사청구일자 2017년10월17일
(85) 번역문제출일자 2017년10월17일
(65) 공개번호 10-2017-0129226
(43) 공개일자 2017년11월24일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2015/055646
(87) 국제공개번호 WO 2016/146183
국제공개일자 2016년09월22일
(56) 선행기술조사문헌
US20070060830 A1*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
티앤더블유 엔지니어링 에이/에스
덴마크, 3540 링게, 니모엘레바이 6
(72) 발명자
토폴름 리차드
덴마크 링게 디케이-3540 니모엘레바이 6
옌센 라스무스 스티그
덴마크 링게 디케이-2800 디플롬바이 381 포스커
파켄싸이언
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김태홍, 김진희

전체 청구항 수 : 총 9 항

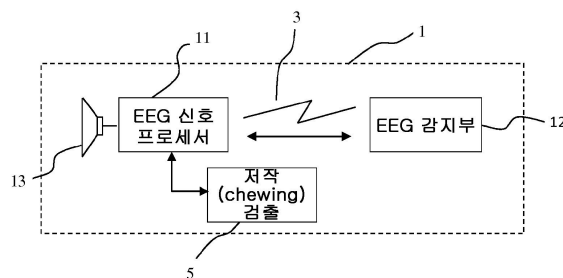
심사관 : 최성수

(54) 발명의 명칭 EEG 모니터

(57) 요약

EEG 신호를 캡처하도록 적응된 전극(17) 및 캡처된 EEG 신호를 분석 및 분류하도록 적응된 신호 처리부(11)를 포함하는 EEG 모니터(1)가 개시되어 있다. 신호 처리부(11)는 저작 과정에 관련된 근육 운동으로부터 도출되는 전극(17)에 의해 캡처되는 전기 신호를 식별하도록 적응되어 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/4205 (2013.01)

A61B 5/4839 (2013.01)

A61B 5/6815 (2013.01)

A61B 5/746 (2013.01)

(72) 발명자

크리스텐슨 에릭 스코브

덴마크 링게 디케이-3540 니모엘레바이 6

매드센 라스무스 엘스보그

덴마크 살로텐룬드 디케이-2920 에스티. 티에이치

하일데가르드스바이 32비

(56) 선행기술조사문헌

KR1020120114370 A*

US06572542 B1

US20130274580 A1

WO2014010165 A1

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

EEG 모니터에 있어서,

EEG 신호를 캡처하도록 적응된 전극 및 캡처된 상기 EEG 신호를 분석 및 분류하도록 적응된 신호 처리부를 포함하고,

상기 신호 처리부는 저작(chewing) 과정에 관련된 근육 운동으로부터 도출되는, 상기 전극에 의해 캡처된 전기 신호를 식별하도록 적응되고,

상기 신호 처리부는 당면한 저혈당증의 발병(onset)을 식별하고 이러한 당면한 저혈당증의 발병이 식별되었을 때 경보를 제공하도록 적응되고,

상기 경보의 형태는 저작이 식별되었는지의 여부에 따르는 것인, EEG 모니터.

청구항 2

제1항에 있어서, 모니터링될 사람의 귀 부위에 배치되도록 적응되고, EEG 전극을 갖는 EEG 감지부를 포함하며, 상기 EEG 감지부는 두피 피하에 또는 외이도 내에 배치되는 것인, EEG 모니터.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 신호 처리부는 특징 추출부 및 분류부를 포함하며, 이들 양자는 저작 과정과 관련된 전기 신호를 검출하도록 적응된 것인, EEG 모니터.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 특징 추출부 및 분류부 중 적어도 하나는, 상기 EEG 모니터를 사용한다고 가정되는 특정인에 대한 저작 신호를 검출하게끔 조정(calibrate)되도록 적응된 것인, EEG 모니터.

청구항 5

제1항에 있어서, 음향 사운드를 기록하고, 이러한 기록을, 저작으로부터 도출된 것과 같은 신호의 분류 시에 추가의 파라미터로서 적용하도록 또한 적응된 것인, EEG 모니터.

청구항 6

사람의 혈당치를 조절하는 시스템에 있어서,

제1항에 기재된 EEG 모니터를 포함하고, 상기 사람의 신체 내로 인슐린을 방출하도록 구성된 인슐린 전달 디바이스를 더 포함하는, 사람의 혈당치를 조절하는 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 EEG 모니터는, 저작이 식별되었을 때 상기 인슐린 전달 디바이스에 메시지를 제출(submit)하도록 적응된 것인, 사람의 혈당치를 조절하는 시스템.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 EEG 모니터는, 당면한 저혈당증의 발병을 식별하도록 적응되어 있고, 당면한 저혈당증의 발병이 식별되었으면 상기 인슐린 전달 디바이스에 경보 신호를 제출하도록 구성되며, 상기 경보 신호는 상기 인슐린 전달 디바이스가 미리 정해진 기간 동안 상기 인슐린 전달을 제한하게 하는 것인, 사람의 혈당치를 조절하는 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 제한은 저작이 식별되었는 지의 여부에 따라 행해져서, 인슐린 투여의 감소폭(step of the reduction)은 저작이 식별되지 않을 때에 비해 저작이 식별될 때 비교적 더 작은 것인, 사람의 혈당치를 조절하는 시스템.

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 EEG 모니터에 관한 것이다. 본 발명은 더욱 상세하게는 EEG 신호를 캡처하도록 적응된(adapted) 전극을 갖고 EEG 전극에 의해 캡처된 신호를 분석 및 분류하도록 적응된 신호 처리부를 더 포함하는 EEG 모니터에 관한 것이다. 본 발명은 또한 사람의 혈당치를 조절하기 위한 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] EEG는 사람의 뇌 활성도를 전기적으로 모니터링하는 방법을 일반적으로 지칭하는 뇌파계(Electro Encephalography)의 통상적으로 사용되는 약어이다. EEG를 모니터링하기 위한 시스템은 다년간 알려져 왔다. 그러나, 일반적인 기술 개발에 따라, 모니터링될 사람에게 지속적으로 휴대 또는 착용할 수 있는 EEG 모니터링 시스템이 고안되어 왔다.

[0003] 한 가지 목표는 안경이나 현대의 보청기보다 더 불편함을 초래함 없이 휴대하기에 충분히 작은 개인용의 착용 가능한 EEG 모니터를 소유하는 것이다.

[0004] 그러한 EEG 모니터는 당뇨병이 있는 사람의 감시를 위해 적용될 수 있고, 여기에서 저혈당량에 의해 초래되는 저혈당증 공격에 대해 경고하기 위해 저혈당에 대한 뇌 반응이 모니터링된다. 저혈당증 사례들이 의식 불명을 유발하여 결국 사망에 이르게 할 수도 있다. 그러한 목전의 저혈당증 공격의 감시를 위한 시스템이 WO-A-2006/066577호에 개시되어 있다.

[0005] EEG 모니터는 피하 삽입 시스템일 수 있거나 피부 표면 상 또는 외이도 내에 전극을 갖고 체외에 배열되는 디바이스일 수도 있다. 유도 링크를 통해 연결되는 삽입된 전극 부분과 외부 프로세서 부분과의 조합이 WO-A-2006/066577호에 기재되어 있다.

[0006] EEG 모니터는 필요한 것보다 더 많은 인슐린이 사람에게 투여되는 것을 방지하기 위해 인슐린 펌프와 연결하여 적용될 수도 있다.

[0007] 사람의 혈당치에 영향을 줄 수 있는 문제에 대한 임의의 정보가 저혈당증의 가능한 당면의 사례에 관한 정보를 제공하도록 결정하는 EEG 모니터 내의 알고리즘과 관련될 수 있다. 임의의 그러한 정보는 또한, 인슐린 펌프를 포함하고 지속적 혈당 모니터(CGM)일 수도 있는 시스템과 관련될 것이다.

발명의 내용

[0008] 한 가지 문제점은, 임의의 그러한 추가의 입력이 모두 불확실함의 정도를 도입하는 외부 소스로부터 또는 EEG 모니터를 착용하고 있는 사람으로부터의 입력에 따르거나 그 입력이 어떤 센서의 존재에 따를 것이란 것이다.

[0009] 그러한 문제의 한 가지 해결법은 신호 처리부가 저작(chewing) 과정과 관련된 근육 운동으로부터 유발되는 EEG 전극에 의해 캡처되는 전기 신호를 식별하도록 적응된 EEG 모니터이다.

[0010] 그 해결법의 한 가지 이점은 저작(chewing) 및 그에 따라 가능하게는 식사가 당면한 저혈당증의 사례를 검출하는 것과 같은 지속적인 EEG 모니터링의 상이한 관련 어플리케이션과 관련하여 관련이 있는 정보라는 것이다. 또한 연구 목적의 일반적인 EEG 모니터링에서, 사람이 식사하고 있을 때의 시간의 자동 생성이 관련될 수 있다.

[0011] EEG 모니터의 일 실시예에서, 신호 처리부는 당면한 저혈당증의 발병(onset)을 식별하도록 및 그러한 당면한 저혈당증의 발병이 식별될 때 경보를 제공하도록 적응된다. 저작뿐만 아니라 당면한 저혈당증의 발병을 검출할

수 있는 모니터는 당뇨병을 앓고 있는 사람에 대해 사용하기에 매우 관련이 있을 것이다. EEG 모니터의 경보나 고지(notification)는 또한 저작이 식별되는 지의 여부에 따를 수 있다. 즉, 경보나 고지는 저작이 검출될 때 경보기를 착용하고 있는 사람이 이미 당뇨병의 위험을 감소시키는 과정에 있을 수 있기 때문에 상이할 수 있다.

[0012] 또 다른 실시예에서, EEG 모니터는 모니터링될 사람의 귀 부위에 배치하도록 적응된다. EEG 모니터는 EEG 전극을 갖는 EEG 감지부를 포함한다. EEG 감지부는 두피 피하에 또는 외이도 내에 배치될 수 있다. 이러한 배치에 따라 신뢰할 수 있는 EEG 신호를 검출하는 것과 EEG 모니터를 비교적 분리 배치하는 것이 가능해진다.

[0013] 또 다른 실시예에서, EEG 모니터 신호 처리부는 양자가 모두 저작의 과정과 관련된 전기 신호를 검출하도록 적용되어 있는 특징 추출 및 분류부를 포함한다. 이것은 저작 신호에 존재하는 주파수 및 진폭에 기초하여 저작의 신뢰할 수 있는 식별을 제공하는 것으로 밝혀졌다.

[0014] 또 다른 실시예에서, 특징 추출 및 분류부 중의 적어도 하나가 상기 EEG 모니터를 사용한다고 가정되는 특정인에 대해 저작 신호를 검출하게끔 조정(calibrate)되도록 적응된다. 이것은 저작의 검출을 더욱 신뢰할 수 있게 만든다.

[0015] 또 다른 실시예에서, EEG 모니터는 음향 사운드를 기록하도록 및 그러한 기록을 저작으로부터 도출된 것과 같은 신호의 분류 시에 추가의 파라미터로서 적용하도록 적응된다. 저작의 사운드가 대부분의 사람에게 특징적인 사운드이기 때문에, EEG 모니터에 의한 사운드의 기록이 저작의 더욱 신뢰할 수 있는 식별을 위한 신호 처리에 적용될 수 있다. 사운드 기록은 특징 추출을 위한 추가의 입력일 수 있다.

[0016] 제2 양태에서, 본 발명은 사람의 혈당치를 조절하기 위한 시스템에 관한 것이다. 이 시스템은 상술한 바와 같은 EEG 모니터를 포함하고, 상기 사람의 신체 내로 인슐린을 방출하도록 구성된 인슐린 전달 디바이스를 포함한다. 저작의 검출은 인슐린을 당뇨병에 투여하는 그러한 시스템에 매우 관련이 있다.

[0017] 이 시스템의 일 실시예에서, EEG 모니터는 저작이 식별될 때 상기 인슐린 전달 디바이스 또는 인슐린 펌프에 메시지를 제출(submit)하도록 적응된다. 사람의 당뇨병에 따라서, 인슐린 펌프가 이 정보를 상이한 방식으로 적용하도록 재-프로그래밍될 수 있다.

[0018] 시스템의 또 다른 실시예에서, EEG 모니터는 당면한 저혈당증의 발병을 식별하도록 적응되고, 당면한 저혈당증의 발병이 식별되면 인슐린 전달 디바이스 또는 인슐린 펌프에 경보 신호를 제출하도록 구성된다. 이 경보 메시지는 인슐린 전달 디바이스 또는 인슐린 펌프가 미리 정해진 기간 동안 인슐린 전달을 제한하도록 한다. 이것이 저혈당증을 회피하려는 목적을 갖는다. 더욱이, 인슐린 전달의 제한은, 저작이 식별되지 않을 때에 비해 저작이 식별될 때 인슐린 투여의 감소가 비교적 더 작아지도록 하기 위해, 저작이 식별되는 지의 여부에 따라서 이루어질 수 있다. 이것은 시스템을 착용하고 있는 사람이 혈당치를 증가시키도록 이미 동작을 취하기 쉽기 때문에 혈당치의 불필요한 높은 증가를 회피하려는 목적을 갖는다.

[0019] 발명의 실시예들은 이하 도면을 참조하여 더욱 상세히 설명한다.

도면의 간단한 설명

[0020] 도 1은 EEG 모니터를 나타낸다.

도 2는 EEG 감지부 및 EEG 신호 프로세서부를 갖는 EEG 모니터를 나타낸다.

도 3은 EEG 감지부의 일례를 나타낸다.

도 4는 저작으로부터의 신호를 EEG 신호와 비교한 그래프를 나타낸다.

도 5는 저작의 식별을 위한 특징 추출 및 분류의 일례를 나타낸다.

도 6은 EEG 모니터, 인슐린 펌프 및 포도당 모니터를 갖는 시스템을 나타낸다.

도 7은 도 6에서와 같은 EEG 모니터를 갖는 시스템에 저작 정보를 적용하는 방법의 플로우차트를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0021] 도 1은 모니터링될 사람의 귀 부위에 배치되도록 적응된 EEG 모니터(1)를 나타낸다. EEG 모니터(1)는 2개의 주요 부분: EEG 감지부(12) 및 EEG 신호 프로세서부(11)를 포함한다. 이에 추가하여, EEG 모니터는 또한, 경보 또는 메시지를 제공하기 위한 부품 예컨대, 스피커(13)를 포함한다. EEG 모니터(1)는 또한, 전원을 예컨대, 배

터리의 형태로 포함한다.

- [0022] EEG 감지부(12)는 EEG 신호를 검출하기 위한 전극을 갖는다. EEG 감지부(12)는 두피 피하에, 바람직하게는 귀 뒤쪽으로부터 두피의 정상을 향해 연장하는 부위에 배치될 수 있는 EEG 전극을 포함한다. EEG 전극은 또한 외이도 내에 표면 피부 전극으로 배치될 수도 있다. EEG 전극은 조직이나 피부에 직접적인 전기 접촉을 갖는 형태일 수 있거나, EEG 전극은 유전체가 전극의 전기 유도부와 조직이나 피부 사이에 배치되는 용량성 형태일 수도 있다. 피하 또는 외이도 내에 EEG 전극을 갖는 이점은, 양호하고 선명한 EEG 신호가 수신될 수 있다는 것과, 이들 위치의 전극이 두피 상의 외부 위치에 비해 주변으로부터 전자기 노이즈를 픽업하는 것으로부터 더욱 보호된다는 것이다.
- [0023] EEG 감지부(12)와 EEG 신호 프로세서부(11) 간의 접속(3)은 EEG 감지부가 이식되어 있을 때 무선이거나, EEG 감지부가 외이도에 배치되어 있을 때 유선이다.
- [0024] EEG 전극의 피하 또는 외이도 위치는 또한 미용 관점에서도 바람직하다. 피하 또는 외이도 위치는, 이들 위치가 조직이나 피부에 튼튼하고 안정적인 접촉을 용이하게 하고, 즉, EEG 신호를 검출할 수 없게 만드는 접촉 단절의 위험이 예컨대, 운동하거나 다른 일상 생활 중에 접촉 단절되기 더욱 쉬운 외부 전극에 비해 명확하게 더 작기 때문에 신뢰성 관점에서 더욱 바람직하다.
- [0025] EEG 신호 프로세서부(11)는 EEG 센서로부터 EEG 신호를 수신하도록 및 측정된 EEG 신호로부터 특정된 특징을 추출하기 위해 신호를 처리하도록 적응된다. 이 특징 추출은 EEG 신호 내의 예컨대, 특정 주파수 및 진폭에 관련될 수 있다. 그러한 추출된 특징은 이 특징들이 당면한 저혈당증의 발병을 식별하는 데 관련이 있는 지를 결정하기 위해 분류될 수 있다. 이 상황에서는 EEG 신호와 다른 소스의 정보가 관련이 있을 것이다. 하나의 그러한 정보는 EEG 모니터를 착용하고 있는 사람이 식사하는 경우 혈당치의 증가가 기대되는 것이다.
- [0026] EEG 모니터는 EEG 신호 프로세서의 일부이거나 EEG 신호 프로세서에 연결되어 있는 저작 검출 유닛(5)을 포함하거나 저작 검출 유닛(5)에 연결된다. 저작 검출 유닛(5)은 EEG 신호로부터 특징을 추출하기 위한 특징 추출기 뿐만 아니라 EEG 모니터를 착용하고 있는 사람이 저작 중인지의 여부에 대한 적합한 판단을 행하기 위해 특징을 분류하기 위한 분류기를 포함할 수도 있다.
- [0027] 저작은 사람이 식사 중일 수 있다는 강한 표시자이기 때문에, 식사와 관련된 근육 운동의 검출이 EEG 모니터를 소지한 사람에게 경보를 제공할 때를 판단하는 알고리즘에 대한 중요한 입력일 수 있다. 저작이 검출되는 경우, 이것이 당면한 저혈당증의 발병이 식사 중인 음식에 의해 회피되는지를 알기 위해 경보를 지연시키는 원인일 수도 있다. 그러나, 이것은 EEG 모니터를 설정 또는 프로그래밍할 때 안전성 측면에서 주의를 기울여야 하는 중요한 판단이다, 즉, 얼마나 빨리 모니터를 소지한 사람이 저혈당증을 실제로 발현시키는지의 개인적인 특성이, 저작이 검출될 때 경보가 지연될 수 있는지 또는 상이한 형태의 경보 또는 메시지가 대신 제공되어야 하는지를 판단할 때 고려되어야 한다.
- [0028] EEG 신호 프로세서는 바람직하게는 시스템의 사용자에게 당면한 저혈당증의 발병의 경보를 제공하기 위해 스피커에 연결된다.
- [0029] EEG 모니터는 당뇨병을 앓는 사람의 혈당치의 제어를 위한 시스템 예컨대, 인슐린 펌프를 포함하고 한 회분의 복용량(bolus doses)을 판단할 때 저작 및 가능하게는 식사에 대한 정보가 매우 관련이 있을 수 있는 CGM일 수 있는 시스템의 일부분으로 적응된다. 예컨대, 사람이 식사 전에 한 회분의 복용량을 요청한다고 가정되고, 사람이 한 회분의 복용량을 요청하지 않고 연장된 기간동안 저작이 검출된 경우, 고지가 사람에게 제공될 수 있다.
- [0030] 도 2는 EEG 모니터의 일례를 더욱 상세하게 도시한다. EEG 모니터(1)는 외부 EEG 신호 프로세서부(11) 및 이식 가능한 EEG 감지부(12)를 포함한다. 사람의 귀 뒤쪽에 피하에 위치되기에 적합한 EEG 감지부(12)는 전자 모듈(18)에 연결되는 피하 EEG 전극(17)을 포함한다. EEG 전극의 수는 적어도 2개이다. 종종 적어도 3개의 전극 또는 적어도 4개의 전극까지도 바람직하다. 도 4에 더욱 상세하게 도시되어 있는 전자 모듈(18)은 종종 A/D 컨버터(24), 통신 제어기(26) 및 전압 조정기(27)를 포함한다. 전극(17)은 A/D 컨버터에 연결되고, 통신 제어기는 유도 링크(19)의 제1 코일(20)에 연결된다.
- [0031] EEG 신호 프로세서부(11)는 유도 링크(19)의 제2 코일(21)에 연결되는 제어기(도시 생략)를 갖는 신호 프로세서(10)를 포함한다. 신호 프로세서(10)는 전원용의 배터리(도시 생략)에 및 당면한 저혈당증의 발병이 식별되는 경우에 음향 신호 예컨대, 경보를 제공하기 위한 라우드스피커(13)에 더 연결된다. EEG 신호 프로세서부(11)는 또한 예컨대, 데이터의 로깅을 위한 메모리(16)뿐만 아니라, 예컨대, 인터넷 서버에 데이터 또는 정보를 업로드

하기 위한 또는 다른 사람에게 경보를 전송하기 위한, 데이터의 저장을 위한, 원격 제어로 적용될 수도 있는 외부 유닛(도시 생략)과 무선 통신을 위한 안테나(14)를 갖는 무선 장치(15)를 포함한다. 통신은 또한 사람의 혈당치를 제어하기 위한 시스템의 다른 부품과 이루어질 수도 있다. 예컨대, 통신은 인슐린 펌프 또는 CGM 유닛과 이루어질 수 있다.

- [0032] 사용 중일 때, EEG 신호 프로세서부(11)는 EEG 신호의 모니터링을 원하는 사람의 귀의 뒤쪽에, 및 바람직하게는 사용자의 귀의 약간 뒤쪽 및 피부 바로 아래에 이식되어, 신뢰할 수 있는 전기 EEG 신호가 전극(17)에 의해 검출될 수 있는 방식으로 위치하는 피하 이식 가능 EEG 감지부(12)의 근처에 위치할 수 있다.
- [0033] 도 3에 더욱 상세하게 나타내는 바와 같이, EEG 감지부(12)의 전극(17)은 길이를 따라 제한된 영역 내의 조직과 접촉하여 배치되는 전극(17)을 통합한 하나의 케이블(23) 내에 배치될 수 있다.
- [0034] 전극(17)은 EEG 신호를 가변 전압 전위로서 픽업하여 가변 전압을 전자 모듈(18) 내의 A/D 컨버터(24)에 급전한다. A/D 컨버터(24)는 가변 전압을 디지털 신호로 변환하여, 이 디지털 신호를 전자 모듈(18)의 일부인 데이터 패킷 제어기(25)에 제공한다. 데이터 패킷 제어기(25)는 디지털 신호를 미리 정해진 통신 프로토콜에 따라서 데이터 패킷의 스트림(stream)으로 변환하여, 생성된 데이터 패킷의 스트림을 통신 제어기(26)에 급전한다.
- [0035] 통신 제어기(26)는 외부 EEG 신호 프로세서부(11)의 제2 코일(21)로부터의 에너지를 제1 코일(20)에 의해 받으므로써 전자 모듈(18)을 전자기적으로 여자(energize)시키도록 구성된다. 제1 코일(20)에서 받은 전자기 에너지는 세라믹 커패시터(28)와 함께 전자 모듈(18)용 전원으로 인가되는 전압 조정기(27)에 전달된다.
- [0036] 더욱이, 통신 제어기(26)는 전극(17)으로부터 EEG 신호를 제공하는 데이터 패킷을 취하여, 이 디지털화된 EEG 신호를 제2 코일(21)로부터 제1 코일(20) 내에서 받은 전력 상의 부하를 변조함으로써 EEG 감지부로부터 유도 링크를 통해 전달한다. 이 변조된 부하가 EEG 신호 프로세서부(11)로부터 검출 가능하고, 여기에서 부하의 변조는 신호 프로세서(10)에 의해 연속적으로 복호 및 분석되게 하기에 적합한 전기 신호로 변환된다.
- [0037] 당면한 저혈당증의 발병을 식별하기 위해 EEG 신호의 분석은 상이한 알고리즘을 기초로 할 수 있다. 이 분석이 어떻게 실행될 수 있는지에 대한 일례가 WO-A1-2012/069549호에 제공된다.
- [0038] EEG 신호의 분석의 결과에 따라서, 당면한 저혈당증의 발병이 식별되면 경보를 소리내는 라우드스피커(13)를 작동시키도록 신호 프로세서(10)에 의해 판단이 행해질 수 있다. 그러한 판단은 EEG 모니터를 착용하고 있는 사람이 저작 및 식사 중이라는 정보에 의해 영향을 받을 수 있거나, 제공되는 정보나 고지의 형태가 그러한 정보에 따를 수도 있다.
- [0039] 도 3에 도시되어 있는 실시예에서의 EEG 전극(17)은 EEG 감지부(12)의 전자 모듈에 의해 검출하기에 적합한 신호를 제공하기 위해 사용자의 귀 뒤쪽에 피하 이식되도록 배치된다. 종종 전극(17)을 갖는 와이어(23)가 두피의 정상을 향해 연장하도록 배치되는 한편, 코일(20)을 또한 포함하는 전자 모듈(12)은 이식 위치에서 예컨대, 귀 바로 뒤 또는 바로 위에서 귀 부위에 배치된다.
- [0040] EEG 전극으로부터의 전형적인 출력 신호는 대략 1 μV 내지 100 μV 의 범위의 크기를 갖는다. 전형적으로, 피하 전극에 의해 검출되는 전압 신호는 피부나 외이도 전극에서의 신호보다 더 크다. 근육 수축은 일반적으로 10 mV의 크기의 전압 레벨을 생성하지만, 그러한 신호는 시스템에 의해 필터링된다. 전극의 고유한 노이즈 레벨은 0.1에서 100 Hz까지의 대역폭에 걸쳐 측정된 약 1 μV RMS이고, 출력 신호의 사용 가능한 대역폭은 0.1 내지 40 Hz이다.
- [0041] EEG 감지부(12)는 세라믹과 같은 바이오 호환 재료(도시 생략)에 둘러싸인다. 전극은 또한 백금-이리듐 합금과 같은 바이오 호환 금속으로 만들어진다. EEG 신호 프로세서부(11)가 임플란트가 위치했던 귀 뒷쪽에 (후방 보청기로서) 착용될 때, EEG 신호 프로세서부(11)의 제2 코일(21)은 EEG 감지부(12)의 제1 코일(20)로부터 수 밀리미터 거리에 있다. 이것이 EEG 신호 프로세서부(11)와 EEG 감지부(12) 간의 통신 및 전력의 전달을 용이하게 한다. 2개의 코일은 바람직하게는 근접하게 나란하게 되어야 하며, 그에 의해 더욱 효율적인 전력의 전달 및 더욱 신뢰할 수 있는 통신이 달성될 수 있다.
- [0042] EEG 모니터의 EEG 감지부는 도 2 및 도 3과 관련하여 이식 가능한 것으로 기재되어 있다. 그러나, EEG 감지부는 또한 외이도의 피부 표면으로부터 EEG 신호를 검출하는 전극을 갖고 외이도 내에 배치될 수 있다. 이러한 용도의 전극을 갖는 귀 플러그의 일례가 WO-A1-2011/000383호에 제공되어 있다.
- [0043] 도 4는 EEG 모니터에 의해 캡처된 EEG 신호의 예들(31, 32)과, 저작으로부터 도출되어 동일한 EEG 모니터에 의해 캡처된 전기 신호를 갖는 그래프를 도시한다. 가장 위의 신호(31)는 사람의 혈당치가 4.8 mmol/리터인 경우

의 정상 EEG 신호이다. 두 번째 신호(32)는 사람의 혈당치가 2.8 mmol/리터일 때 검출된 EEG 신호이다. 이 신호는 저혈당증의 발병이 당면할 수도 있음을 나타낸다. 세 번째 신호(33)는 저작에 의해 초래되어 있다. 이 신호의 진폭이 현저하게 더 큰 것은 명백하다. 신호 진폭의 크기 범위는 짧은 수직선(34)으로 표시되며, 그 길이는 10 마이크로볼트의 크기와 동등하다.

[0044] 사람이 EEG 모니터를 사용하기 위한 조정은 모니터가 이 사람으로부터의 저작 신호를 식별할 수 있게 하기 위해 바람직할 수 있다. 그러한 조정은 상이한 형태의 음식에 대해서도 사람이 음식을 저작 중인 경우의 일종의 기계 학습으로 실행될 수도 있다. EEG 전극에 의해 기록되는 신호가 분석되고, 특히 사람이 음식을 저작 중이 아닐 때 EEG 신호에 존재하지 않는 특징이 식별된다. 그러한 특징은 저작의 이후의 검출을 위해 사용될 수 있다. 그러한 특징은 주파수, 진폭, 에너지 용량, 엔트로피, 특정 시간 상수 등을 기초로 할 수도 있다.

[0045] 특징은 다른 근육 운동으로부터, 또는 눈 움직임, 하품 또는 대화로부터의 전기 신호가 저작 신호로서 취해지지 않도록 선택되어야 한다. 여기에서 이점은 저작에 적용되는 근육이 어떤 다른 근육보다 귀 뒤쪽 위치 및 귀 위쪽 위치에 근접하게 위치한다는 것이다.

[0046] 도 5는 저작의 식별을 위한 시스템의 일례를 도시한다. 여기에서, EEG 전극으로부터 신호의 특징의 추출의 원리 및 뒤따르는 분류가 개략적으로 나타나 있다. EEG 전극 신호는 일반적으로 약간 증폭(도시 생략) 후에 필터뱅크(40)로 향한다. 필터뱅크는 신호를 특정 주파수 범위에 존재하는 EEG 전극 신호의 부분을 각각 포함하는 다수의 주파수 대역 신호(41)로 분할한다. 각각의 주파수 대역 신호는 정해진 기간 동안 적분기(42)에서 적분된다. 적분기는 1차 필터일 수 있다. 여러 개의 적분기(42)의 출력이 특징(43)이라고 칭해질 수 있다. 이들 특징(43)은 전극(17)으로부터의 신호의 FFT(고속 푸리에 변환) 분석에 의해 또한 얻어질 수 있다.

[0047] 특징(43), 또는 적분기의 출력은 미리 정해진 계수 $C_1 \dots C_n$ 을 n개의 특징의 각각에 적용하는 분류기(44)에 보내진다. 그래서, 도 5에서의 예는 선형 분류기를 적용한다. 분류기는 원래의 신호에 저작이 존재하는지의 여부를 결정하는 판단 블록(46)에 제출되는 판단값(45)을 계산한다.

[0048] 분류기(44)의 계수 $C_1 \dots C_n$ 은 신중하게 선택되어야 한다. 이러한 목적으로, 기계 학습에 다수의 신호의 샘플이 적용되며, 여기에서 샘플 중 일부가 저작을 포함하고 일부는 포함하지 않는다. 이들 신호의 샘플은 각각 저작을 포함하거나 포함하지 않는 것으로 마크된다. 이들 샘플의 특징(43)은 지원 벡터 머신(SVM: Support Vector Machine)에 트레이닝 세트로서 제공된다. 그러면, SVM은 선형 분류기에 최적의 계수를 설정할 수 있다. 샘플 중 일부는 또한 예컨대, 사람의 눈의 깜박임 또는 대화에 의해 실제로 존재되기 쉬운 소스로부터의 신호를 포함한다. EEG 모니터는 그러한 다른 신호가 존재할 때에도 높은 정도의 확신을 갖고 저작을 식별할 수 있어야 한다.

[0049] 분류기는 이 방식으로 사람이 저작 중인지의 여부에 대한 가장 신뢰할 수 있는 판단을 얻기 위해 EEG 모니터를 적용할 각 사람마다 개별적으로 조정되어야 할 수도 있다. 이 개별적인 설정은, EEG 전극의 정확한 배치가 사람들 간에 가변적일 수도 있기 때문에, 그리고 전기 신호(EEG, 저작과 관련된 근육 운동 및 다른 근육 운동)이 또한 사람들 간에 가변적일 수 있기 때문에 필요할 수 있다.

[0050] 저작 신호의 존재를 또한 검출 중인 EEG 모니터를 사용하는 사람에게 풍선검의 사용이 회피되어야 하는 것을 지시하는 것이 필요하게 될 수도 있다. 그러나, 음식을 저작하는 것으로부터의 신호는 풍선검의 저작으로부터의 신호와 상이할 수도 있다. EEG 모니터가 이 차이를 검출하기 위해, 사람에 관련된 더욱 상세한 조정이 실행되며 필요한 경우 그러한 조정의 신중한 검사가 실행된다.

[0051] 다른 근육 운동으로부터의 저작 신호의 식별은 예컨대, 피하에 턱 근육과 다른 큰 근육이 닫히지 않는 귀 부위 또는 머리의 EEG 전극의 배치에 의해, 그리고 저작의 더욱 특징적인 리듬에 의해 도움을 받는다. 그것에 의해, 신호 강도 및 리듬의 차이가 저작 신호의 존재의 더욱 신뢰할 수 있는 식별을 용이하게 할 수 있다.

[0052] 도 6은 EEG 모니터(1), 인슐린 전달 디바이스 또는 인슐린 펌프(7) 및 어쩌면 또한 CGM일 수 있는 포도당 모니터(9)를 갖는 시스템(6)의 일례를 나타낸다. EEG 모니터(1) 및 인슐린 펌프(7)는 무선 연결(8)에 의해 연결된다. 포도당 모니터(9)는 측정된 포도당 수치를 인슐린 펌프(7)로 입력할 가능성을 갖는다. 인슐린 펌프는 시스템(6)을 착용하고 있는 사람에게 인슐린을 투여한다. 인슐린의 투여량은 포도당 모니터로부터의 입력에 따라 조절하는 프리셋 프로그램으로부터, 시스템을 착용하고 있는 사람으로부터 및 EEG 모니터로부터 부분적으로 결정된다. 그러한 시스템은 최적의 구간 내에서 혈당치를 유지하는 데 도움을 주는 인슐린 전달의 더욱 정확한 조절을 가능하게 한다. 특히 저작의 검출을 포함하는 EEG 모니터에 의해 제공되는 추가의 정보가 그러한 시스템

템을 더욱 신뢰 가능하게 만든다. 저작에 대한 정보는 사람에게 제공되는 경보 또는 고지의 형태를 판단하기 위해 사용될 수도 있다.

[0053] 도 7은 도 6의 시스템(6) 내의 EEG 모니터(1)에서 저작 검출의 실현가능성을 적용하는 하나의 방법의 일례를 나타낸다. 당면한 저혈당증의 발병이 식별된 경우에, 시스템을 착용하고 있는 사람이 저작 중이면 그리고 어쩌면 또한 그 사람이 미리 정해진 기간 동안 저작 중이었다면 즉시 제어될 것이다. 후자는 예컨대, 일부 시간 예컨대, 10분 이상 동안 이 정보를 유지하는 원형 버퍼에 저작 정보의 로깅에 따른다. 즉, EEG 모니터는 EEG 모니터를 사용하고 있는 사람이 저작 중인지, 및 어쩌면 또한 마지막 예컨대, 5분 또는 10분 내의 시간의 몇 분의 1 이 저작에 사용되었는지를 항상 알게 된다.

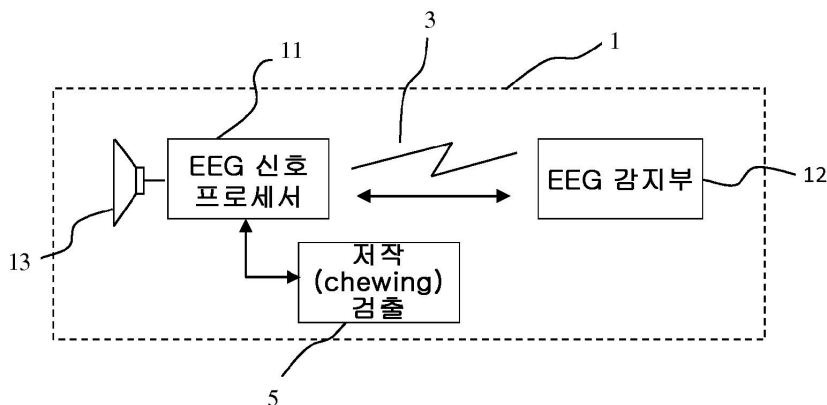
[0054] 그래서, 지속적인 EEG 모니터링(50)의 결과 당면한 저혈당증의 사례의 검출(51)이 이루어질 때, 추가의 동작은 저작이 검출되는지의 여부에 대한 판단(53)에, 및 어쩌면 또한 짧은 기간 내의 저작의 양에 따른다.

[0055] 하나의 가능성은 저작이 검출되지 않으면 인슐린 펌프가 제공되어 왔던 투여량보다 더 작은 투여량인 투여량 a (박스 52)로 인슐린 전달을 제한한다는 것이다. 반면에, 저작이 검출되고 저작이 나머지 예컨대, 5분 내의 적어도 미리 정해진 시간의 몇 분의 1 동안 진행하고 있었다면, 인슐린 투여량은 제공되어 왔던 투여량보다 더 작은 투여량인 투여량 b(박스 54)로 제한되지만, 여기에서 투여량 b는 투여량 a보다 더 크다. 인슐린 펌프가 제공할 수 있는 전체 투여량은 시스템을 사용하려는 사람의 당뇨병의 지식을 잘 아는 의사의 관리 하에 미리 선택되어야 한다.

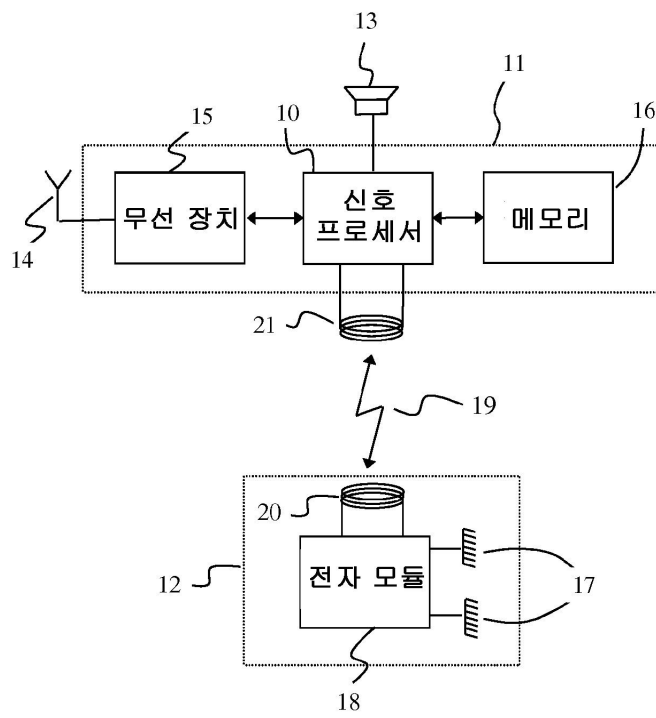
[0056] 명백하게도, 투여되는 인슐린 투여량은 또한 임의의 측정된 포도당 수치에 따르고, 경보 또는 적어도 고지가 또한 사람에게 제공될 수도 있다.

도면

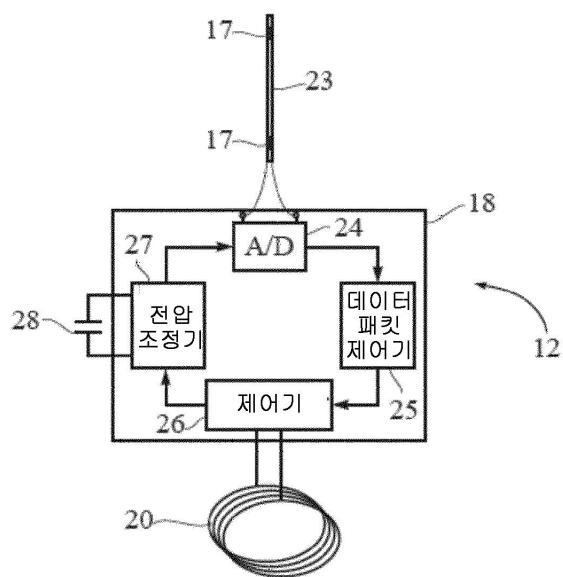
도면1



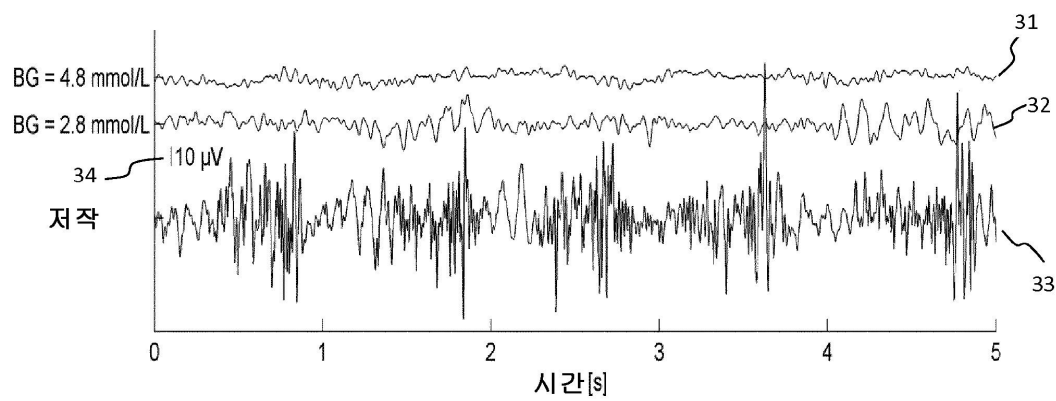
도면2



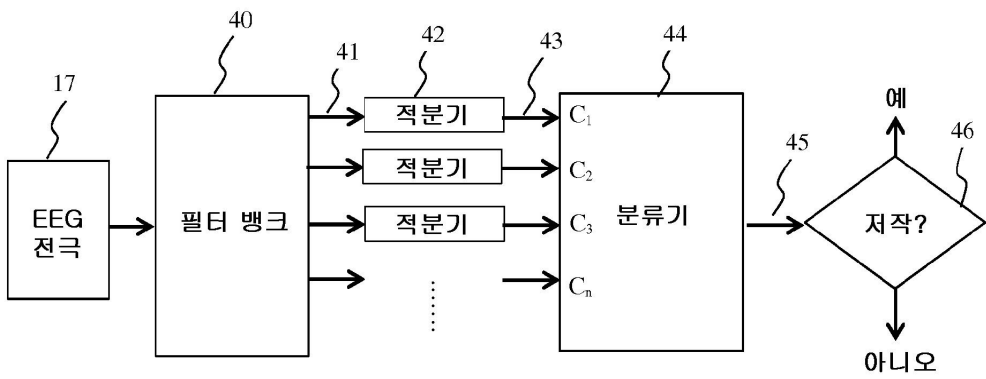
도면3



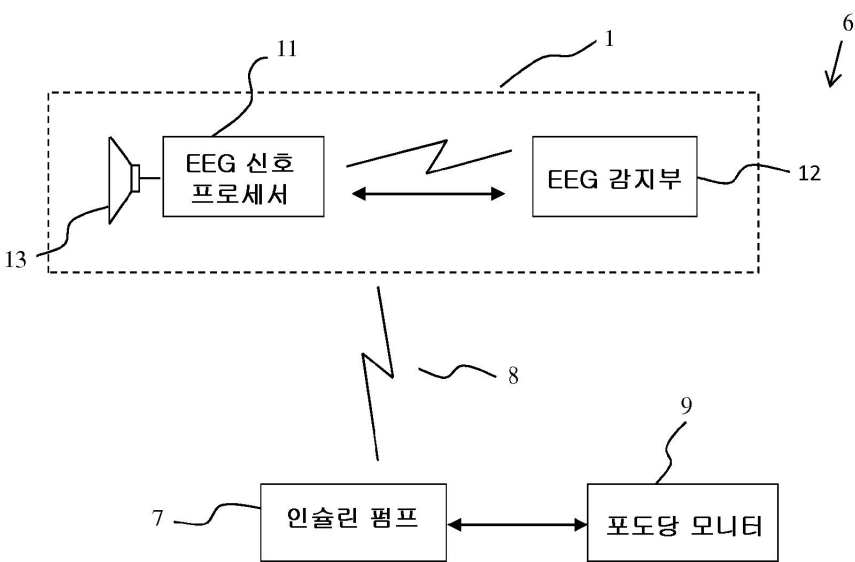
도면4



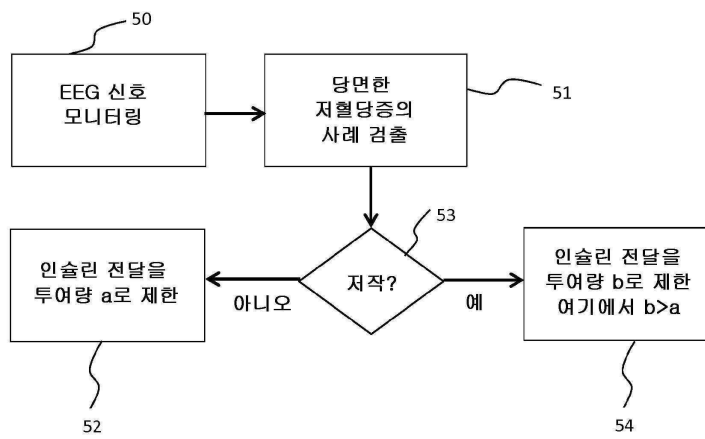
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	监护仪		
公开(公告)号	KR102018451B1	公开(公告)日	2019-09-04
申请号	KR1020177029888	申请日	2015-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	T&W工程公司		
申请(专利权)人(译)	티앤더블유엔지니어링에이/에스		
当前申请(专利权)人(译)	티앤더블유엔지니어링에이/에스		
发明人	토폴름 리차드 엔센 라스무스 스티그 크리스텐슨 에릭 스코브 매드센 라스무스 엘스보그		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/14532 A61B5/4205 A61B5/4839 A61B5/6815 A61B5/746		
代理人(译)	Gimtaehong Gimjinhoe		
审查员(译)	蔡，宋 - 洙		
其他公开文献	KR1020170129226A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

EEG监测器 (1) 包括适于捕获EEG信号的电极 (17) 和适于分析和分类捕获的EEG信号的信号处理部分 (11)。信号处理部分 (11) 适于识别由电极 (17) 捕获的电信号，该电信号源自与咀嚼过程有关的肌肉活动。