



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년05월11일
(11) 등록번호 10-1856015
(24) 등록일자 2018년05월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/36 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/055 (2006.01)
A61F 2/14 (2006.01) A61N 1/05 (2006.01)
A61N 1/08 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61N 1/36046 (2013.01)
A61B 5/0075 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0164235
(22) 출원일자 2016년12월05일
심사청구일자 2016년12월05일
(56) 선행기술조사문헌
JP2010504179 A*
JP2010512866 A*
JP2005279001 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
가천대학교 산학협력단
경기도 성남시 수정구 성남대로 1342 (복정동)
(72) 발명자
이상훈
서울특별시 성북구 북악산로 828 (정릉동, 정릉스카이쌍용아파트) 101동 1408호
김성우
서울특별시 서초구 신반포로 270 123동 401호 (반포동, 반포자이아파트)
김정석
경기도 용인시 기흥구 용구대로 2242 인성현대아파트 102동 307호
(74) 대리인
손민

전체 청구항 수 : 총 5 항

심사관 : 윤지영

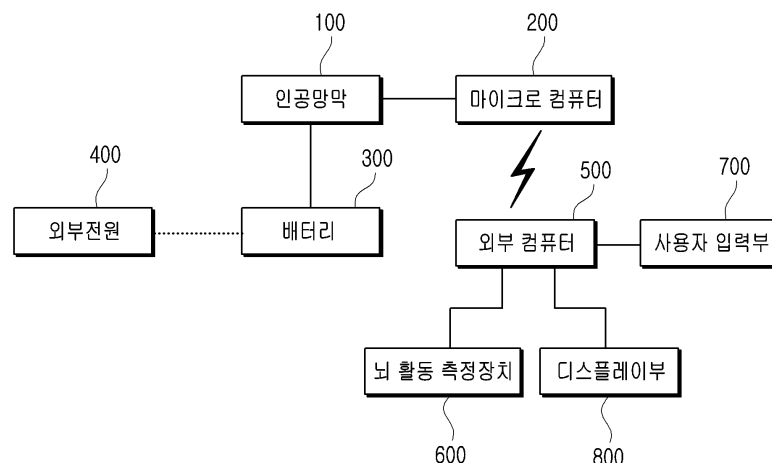
(54) 발명의 명칭 **인공 망막 시스템**

(57) 요약

인공 망막 시스템을 제공한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 인공 망막 시스템은 망막 하부에 장착되며 복수의 포토다이오드 셀(110)들을 포함하는 인공망막(100) 각 포토다이오드 셀(110)의 단독 작동에 따른 뇌 활동 정보를 측정하는 뇌 활동 측정장치(600) 및 상기 측정된 뇌 활동 정보에 기초하여 각 포토다이오드 셀(110)에서 출력되는 전기 신호를 증폭 제어하거나 감쇠 제어하는 마이크로컴퓨터(200)를 포함하며, 상기 각 포토다이오드 셀(110)에 대응되는 시세포 그룹의 시세포를 상기 마이크로컴퓨터(200)에 의해 제어된 전기 신호로 자극하는 것일 수 있다.

대표도 - 도2

1000



(52) CPC특허분류

A61B 5/0476 (2013.01)

A61B 5/055 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

A61F 2/14 (2013.01)

A61N 1/0526 (2013.01)

A61N 1/08 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

망막 하부에 장착되며, 외부로부터 유입되는 빛을 전기 신호로 변환하는 포토다이오드(111)와, 상기 포토다이오드(111)에서 변환된 전기 신호를 증폭 또는 감쇠하는 증폭기(112) 및 상기 증폭기(112)에 의해 증폭 또는 감쇠된 전기 신호로 대응하는 시세포를 자극하는 자극 전극(114)을 포함하는, 복수의 포토다이오드 셀(110)들을 포함하는 인공망막(100);

각 포토다이오드 셀(110)의 자극 전극(114)에 의한 전기 자극에 따른 뇌 활동 정보를 측정하는 뇌 활동 측정장치(600); 및

상기 측정된 뇌 활동 정보가 미리 결정된 기준 뇌 활동 정보에 일치하도록 상기 증폭기(112)의 게인 값을 증폭 또는 감쇠하는 컨트롤러(220)와, 상기 컨트롤러(220)에 의해 증폭 또는 감쇠된 게인 값들이 저장되는 메모리(230)를 포함하는 마이크로컴퓨터(200);를 포함하며,

상기 각 포토다이오드 셀(110)에 대응되는 시세포 그룹의 시세포를 상기 마이크로컴퓨터(200)에 의해 제어된 전기 신호로 자극하는,

인공 망막 시스템.

청구항 2

삭제

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 각 포토다이오드 셀(110)은,

상기 포토다이오드 셀(110)로부터 출력되는 전기 신호가 바이페이즈 전기 신호의 형태를 갖도록 하는 컨버터(113)를 더 포함하는,

인공 망막 시스템.

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

삭제

청구항 7

제1항에 있어서,

사용자 명령을 입력받는 사용자 입력부(700); 및

상기 사용자 명령에 따라 상기 마이크로컴퓨터(200)를 실행하는 외부 컴퓨터(500);를 더 포함하는,

인공 망막 시스템.

청구항 8

제7항에 있어서,
상기 마이크로컴퓨터(200)는,
상기 외부 컴퓨터(500)와 무선으로 통신하기 위한 통신부(210)를 더 포함하는,
인공 망막 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서,
상기 뇌 활동 정보는 MRI 영상 정보 또는 뇌파 정보인,
인공 망막 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 인공 망막 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는 인공 망막의 각 포토다이오드 셀의 증폭기의 게인을 조절함으로써 시세포의 손상 정도를 반영하여 시세포를 자극할 수 있는 인공 망막 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 망막색소변성증(Retinitis pigmentosa, RP)은 망막에 분포하는 광수용체의 기능장애로 인해 발생하는 진행성 망막변성질환으로, 망막의 광수용체와 망막색소상피가 주된 병소이며 양안에 모두 나타난다. RP의 유병률은 5000명에 1명으로 보고되고 있으며, 현재 국내의 RP 환자는 약 1만명에서 1만 5천명 사이에 이를 것으로 추산되고 있다.

[0003] 또한 RP와 다른 질환으로 노인황반변성(Age-related macular degeneration, AMD)은 3대 실명질환 중 하나로 서구권 노인의 실명을 유발하는 대표적인 원인으로 알려졌으며, 최근 국내에서도 인구의 급속한 노령화로 인하여 유병률이 증가하는 추세이다. AMD 환자들은 RP 질환으로 인한 저 시력 환자들과는 다르게 비교적 단기간에 시력이 저하되는 경우가 많아, AMD 환자들에서 실제 생활에서의 장애 정도와 심리적 위축은 다른 질환에 비해 크다고 보고되고 있다.

[0004] 실명 환자를 치료하기 위하여 여러 가지 치료법들(유전자 치료, 줄기세포 치료 및 약물 치료)이 시도되고 있으나 대부분의 환자들은 이미 망막 시세포 층이 손상되어 유전자치료나 약물치료 가능시기가 지난 경우가 대부분이다. 하지만, RP와 AMD 같은 노인성 질환의 경우 시세포 층만 손상이 되었기 때문에, 시세포 층의 기능을 대체해 준다면 시력회복 가능성이 존재한다. 따라서, 실명된 환자에게 망막의 시세포 층에 전기적 자극을 유도하여 시력을 회복시키는 인공 망막은 새로운 치료법으로 가능성이 매우 높다고 할 수 있다.

[0005] 이러한 인공 망막은 망막위쪽에 위치하여 망막세포 중 신경절 세포(Ganglion cell)를 자극하는 에피(Epi) 형태와 망막 하부 시세포 층에 위치하여 시세포(Visual cell)를 자극하는 서브(Sub) 형태로 나뉘어 진다.

[0006] 인공 망막의 포토다이오드 셀은 빛의 세기에 따라 발생시키는 전류의 크기가 변화하게 된다. 이러한 전류의 크기와 지속시간에 비례하여 컨버터가 바이페이즈(Biphasic) 전류 펄스를 생성하게 되며, 이러한 전류 펄스는 자극전극을 통해 시세포를 자극하게 된다.

[0007] 에피 형태의 인공망막의 경우 각 포토다이오드 셀의 자극전극을 독립적으로 제어할 수 있으나, 도 1과 같은 서브 형태 인공망막의 포토다이오드 셀은 단순히 외부로부터 유입된 빛에 비례하여 시세포를 자극하게 되는 시스템으로서, 포토다이오드 셀 전체를 일괄적으로 제어할 수 있을 뿐 독립적으로 각 포토다이오드 셀의 제어가 불가능하다. 독일 Retina Implant사에서 개발한 서브 형태의 인공 망막 중 Alpha IMS 모델은 환자가 외부 빛의 밝기에 따라 자극의 세기를 조절할 수 있는 기능이 탑재되었으나, 포토다이오드 셀 각각의 전기자극의 크기를 제어하는 것이 불가능하다. 이로 인하여 1500 픽셀을 가진 인공 망막의 해상도가 64 채널을 갖는 에피 형태의 인공 망막의 해상도와 비슷한 단점이 존재한다. 더욱이, 서브 형태의 인공 망막의 경우 포토다이오드 셀 각각을 독립적으로 제어할 수 없어 포토다이오드 셀에 대응하는 시세포의 손상 정도에 따라 환자는 제각각의 빛을 느끼게 되어 해상도가 오히려 하락하는 문제가 발생한다. 따라서, 서브 형태의 인공 망막의 포토다이오드 셀을 독립적으로 제어함으로써 각 포토다이오드 셀이 자극하는 시세포의 손상 정도를 반영한 시스템이 필요한 실정이다.

- [0008] 관련된 특허문헌을 살펴보면 다음과 같다.
- [0009] 한국공개특허문헌 제10-2016-0045530호는 인공 망막의 전기 자극 펄스의 진폭이 일정하고, 펄스 사이의 시간간격이 일정한 자극 펄스를 발생시킴으로써 공간적 해상도가 높고 자극대상의 자극에 대한 민감도가 균일한 전기 자극 방법을 개시하나, 단순히 진폭과 시간간격이 일정한 자극 펄스만으로는 각기 다른 시세포의 손상 정도를 반영하여 시세포를 자극하는 것이 불가능하다는 단점을 갖는다.
- [0010] 한국등록특허문헌 제10-1275215호는 에피 형태의 인공 망막 장치로서, 채널 공유방식을 이용하여 하나의 자극회로가 여러 개의 망막 전극을 관촬하게 함으로써 자극기의 크기와 전력 소비량을 줄일 수 있는 장치를 개시하나, 에피 형태의 인공 망막 장치는 해상도가 낮고, 단순히 전력 소비량을 줄이는 것에 목적이 있다는 점에서 이 역시 각기 다른 시세포의 손상 정도를 반영하여 시세포를 자극하는 것이 불가능하다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0011] (특허문헌 0001) 한국공개특허문헌 제10-2016-0045530호 (2016.04.27)
(특허문헌 0002) 한국등록특허문헌 제10-1275215호 (2013.06.17)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0012] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점들을 해결하기 위하여 안출된 것이다.
- [0013] 특히, 서브 형태의 인공망막에서 각 포토다이오드 셀을 독립적으로 제어 가능하면서도, 각 포토다이오드 셀에 대응하는 시세포 그룹의 손상 정도를 반영하여 전류의 크기를 제어함으로써 해상도가 높은 인공 망막 시스템을 제안하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0014] 이에 본 발명은, 망막 하부에 장착되며 복수의 포토다이오드 셀(110)들을 포함하는 인공망막(100), 각 포토다이오드 셀(110)의 단독 작동에 따른 뇌 활동 정보를 측정하는 뇌 활동 측정장치(600) 및 상기 측정된 뇌 활동 정보에 기초하여 각 포토다이오드 셀(110)에서 출력되는 전기 신호를 증폭 제어하거나 감쇠 제어하는 마이크로컴퓨터(200)를 포함하며, 상기 각 포토다이오드 셀(110)에 대응되는 시세포 그룹의 시세포를 상기 마이크로컴퓨터(200)에 의해 제어된 전기 신호로 자극하는 인공 망막 시스템을 제공한다.
- [0015] 또한, 상기 각 포토다이오드 셀(110)은 외부로부터 유입된 빛을 전기 신호로 변환하여 출력하는 포토다이오드(111) 및 상기 포토다이오드(111)로부터 출력되는 전기 신호를 증폭 또는 감쇠하는 증폭기(112)를 포함하며, 상기 마이크로컴퓨터(200)는 상기 증폭기(112)의 게인을 조절하여 상기 포토다이오드(111)로부터 출력되는 전기 신호를 증폭 제어하거나 감쇠 제어하는 것이 바람직하다.
- [0016] 또한, 상기 각 포토다이오드 셀(110)은 상기 포토다이오드 셀(110)로부터 출력되는 전기 신호가 바이페이직 전기 신호의 형태를 갖도록 하는 컨버터(113)를 더 포함하는 것이 바람직하다.
- [0017] 또한, 상기 각 포토다이오드 셀(110)은 상기 포토다이오드 셀(110)로부터 출력되는 전기 신호로 상기 시세포를 자극하는 자극 전극(114)을 더 포함하는 것이 바람직하다.
- [0018] 또한, 상기 마이크로컴퓨터(200)는 상기 측정된 뇌 활동 정보가 기준 뇌 활동 정보에 상응하도록 상기 증폭기(112)를 제어하는 것이 바람직하다.
- [0019] 또한, 상기 마이크로컴퓨터(200)는 상기 증폭기(112)를 제어하는 컨트롤러(220) 및 상기 컨트롤러(220)에 의해 결정되는 상기 증폭기(112)의 게인 값이 저장되는 메모리(230)를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0020] 또한 본 발명은, 사용자 명령을 입력받는 사용자 입력부(700) 및 상기 사용자 명령에 따라 상기 마이크로컴퓨터(200)를 실행하는 외부 컴퓨터(500)를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0021] 또한, 상기 마이크로컴퓨터(200)는 상기 외부 컴퓨터(500)와 무선으로 통신하기 위한 통신부(210)를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0022] 또한, 상기 뇌 활동 정보는 MRI 영상 정보 또는 뇌파 정보인 것이 바람직하다.

발명의 효과

[0023] 본 발명에 따르면 각 포토다이오드 셀의 위치마다 다른 시세포의 손상 정도에 기초하여 전기 자극함으로써 해상도가 높은 인공 망막을 제공하는 것이 가능하다.

[0024] 특히, 시세포 손상의 정도에 따라 환자들이 빛을 느끼는 역치가 서로 다르므로, 본 발명의 인공망막 시스템을 통해 체감되는 빛의 밝기를 정확하게 표현 가능하여 시각 장애 환자들이 일상생활을 할 수 있도록 고해상도의 인공 망막을 제공하는 것이 가능하다.

[0025] 또한, 노인황반변성은 실명원인 1위에 해당하는 질병으로, 본 발명의 인공망막 시스템을 통해 이러한 질병에 걸린 환자들의 시력을 회복케 함으로써 전세계적으로 국내 의료서비스의 경쟁력을 제고하는 것이 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 종래 기술에 따른 인공 망막을 설명하기 위한 도면이다.

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 인공 망막 시스템을 나타낸 블록도이다.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 인공 망막의 위치를 개략적으로 나타낸 도면이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따른 인공 망막의 구조를 설명하기 위한 개념도이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 마이크로컴퓨터를 설명하기 위한 개념도이다.

도 6 및 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 인공 망막 시스템의 동작을 설명하기 위한 도면이다.

도 8은 본 발명의 실시예에 따른 증폭기의 일 실시예를 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 1. 인공 망막 시스템

[0028] 먼저, 도 2 및 도 3을 참조하여 본 발명의 인공 망막 시스템을 설명한다. 도 2는 인공 망막 시스템의 전체적인 구성을 나타낸 도면으로서, 본 발명의 인공 망막 시스템은 인공 망막(100), 마이크로컴퓨터(200), 배터리(300), 외부전원(400), 외부 컴퓨터(500), 뇌 활동 측정 장치(600), 사용자 입력부(700) 및 디스플레이부(800)를 포함한다.

[0029] 인공 망막(100)은 망막의 시세포 층에 장착되어 빛을 전기 신호로 변환하여 변환된 전기 신호로 시세포(V)를 자극하는 부분으로, 인공 망막(100)의 구체적인 설명은 후술한다.

[0030] 마이크로컴퓨터(200)는 인공 망막(100)의 각 포토다이오드 셀(110)을 제어하는 부분으로, 구체적으로는 뇌 활동 측정 장치(600)에 의해 측정된 뇌 활동 정보가 미리 결정된 기준 뇌 활동 정보에 상응하도록 포토다이오드 셀(110)의 증폭기(112) 게인을 조절하는 부분이다. 마이크로컴퓨터(200)에 의한 증폭기(112) 게인 조절 과정은 후술한다.

[0031] 배터리(300)는 인공 망막(100) 및 마이크로컴퓨터(200)에 전원을 공급하는 부분이다. 배터리(300)는 인체 내부에 삽입되어 인공 망막(100) 및 마이크로컴퓨터(200)와 케이블을 통해 연결되며, 인체 외부에 위치하는 외부전원(400)과 공진으로 인해 충전된다. 외부전원(400)에 의한 배터리(300)의 충전 과정은 본 발명의 특징이 아니므로 자세한 설명은 생략한다.

[0032] 외부 컴퓨터(500)는 외부에서 마이크로컴퓨터(200)와의 통신을 통해 인공 망막(100) 및 마이크로컴퓨터(200)를 제어하는 부분이다. 외부 컴퓨터(500)의 조작을 통해 인공 망막(100)의 각 포토다이오드 셀을 ON/OFF하는 것이 가능하다. 외부 컴퓨터(500)는 뇌 활동 측정 장치(600)에 의해 측정된 뇌 활동 정보가 출력되고, 마이크로컴퓨터(200)를 실행하는 프로그램 등이 출력되는 디스플레이부(800)와 사용자 명령을 입력받는 사용자 입력부(700)를 포함한다.

[0033] 뇌 활동 측정 장치(600)는 인공 망막(100)을 장착한 환자의 뇌 활동 정보를 측정하는 장치로서, 여기서 뇌 활동

측정 장치(600)는 MRI 영상 측정 장치 또는 뇌파 측정 장치일 수 있다. 뇌 활동 측정 장치(600)에 의해 측정된 정보는 디스플레이부(800)를 통해 출력되고, 사용자는 사용자 입력부(700)에 의해 측정된 뇌 활동 정보(MRI 영상, 뇌파 등)가 미리 결정된 뇌 활동 정보에 상응하도록 증폭기(112)의 게인을 조절하게 된다. 여기서 미리 결정된 뇌 활동 정보는 포토다이오드 셀(110)을 제어하는 것을 통해 환자가 시력을 잘 느끼게 되는 시점의 MRI 영상 정보나 뇌파 정보일 수 있다.

2. 인공 망막

먼저, 도 3 및 도 4를 참조하여 인공 망막(100)에 대해 구체적으로 설명한다. 도 3은 망막 내 인공 망막(100)이 장착되는 위치를 설명하기 위한 도면이며, 도 4는 인공 망막(100)의 포토다이오드 셀(110)의 작동 원리를 설명하기 위한 도면이다.

먼저, 인공 망막의 원리에 대해 설명한다. 외부에서 안구로 유입되는 빛은 신경절 세포(Ganglion cell)와 양극 세포(Bipolar cell)를 거쳐 시세포(Visual cell)에 도달하고, 시세포(V)는 빛을 전기 신호로 변환하여 양극 세포(B)를 자극하게 된다. 이러한 전기 신호는 다시 양극세포(B), 신경절 세포(G)를 거쳐 신경절 세포(G)에 연결되어 있는 시신경섬유를 통해 뇌로 전달되어 시각을 느낄 수 있게 된다. 하지만, RP, AMD 질환을 가진 환자는 이러한 시세포층이 손상되어 제 기능을 다하지 못하므로, 시각을 인지하지 못한다. 인공 망막은 이러한 손상 시 세포를 대체하여 양극세포에 의해 유입된 빛을 전기 신호로 변환하여, 시세포를 자극함으로써 시력을 회복할 수 있도록 하는 장치이다.

도 3을 참조하면 인공 망막(100)은 시세포 층에 장착되어, 인공 망막(100)에 대응되는 양극세포(Bipolar cell)를 전기 자극한다. 인공 망막(100)은 칩(Chip) 형태로 구비되며, 이러한 칩 상에는 복수의 포토다이오드 셀(110)이 구비된다. 인공 망막(100) 장착에 따른 해상도는 포토다이오드 셀의 수(pixel)에 비례한다. 즉, 포토다이오드 셀의 수가 많을수록 고해상도 성능을 가진다. 본 발명의 인공 망막(100)은 1500 픽셀의 포토다이오드 셀(110)을 가지는 것이 바람직하다.

다음으로, 도 4를 참조하여 포토다이오드 셀(110)을 구체적으로 설명한다. 도 4를 참조하면, 포토다이오드 셀(110)은 포토다이오드(111), 증폭기(112), 변환기(113), 스위치(S) 및 자극 전극(114)을 포함한다.

포토다이오드(111)는 외부로부터 유입된 빛을 감지하여 그에 대응하는 전기 신호로 변환하여 출력하는 부분이다.

포토다이오드(111)에 의해 변환된 전기 신호는 증폭기(112)에 의해 증폭 또는 감쇠된다. 후술하는 마이크로컴퓨터(200)에 의해 증폭기(112)의 게인이 조절되는데, 이러한 증폭기(112)의 게인 조절에 의해 시세포의 손상 정도를 반영한 전기 신호의 자극이 가능하다.

컨버터(113)는 증폭기(112)에 의해 증폭된 전기 신호를 그에 대응하는 바이페이직(Biphasic) 전류 펄스로 생성하는 부분이다. 즉, 포토다이오드 셀(110)로부터 출력되는 전기 신호가 바이페이직 전기 신호의 형태를 갖도록 한다. 증폭기(112)를 통과한 전기 신호만으로는 시세포(V)를 자극할 수 없고 컨버터(113)에 의한 바이페이직 전류 펄스로의 변환이 필요하다. 컨버터(113)는 증폭기(112)를 통과한 전기 신호의 크기와 지속 시간에 대응하는 바이페이직 전류 펄스를 생성하게 된다.

자극 전극(114)는 컨버터(113)에 의해 생성된 바이페이직 전류 펄스로 시세포(V)를 자극하는 부분이다. 즉, 포토다이오드 셀(110)로부터 출력되는 전기 신호로 시세포(V)를 자극한다. 자극 전극(114)의 시세포(V) 자극에 의해 인공 망막(100)을 장착한 환자는 시력을 회복할 수 있게 된다.

스위치(S)는 포토다이오드 셀(110)에 의해 시세포(V)를 자극하는 모드 및 마이크로컴퓨터(200)에 의해 증폭기(112)의 게인을 조절하는 모드 중 어느 하나의 모드로 조절하는 부분이다. 도 4-(b)에 나타난 것처럼, 스위치(S) 이동에 따라 어느 하나의 모드로 작동하게 된다.

3. 마이크로컴퓨터

다음으로, 도 5 내지 도 8을 참조하여 본 발명의 마이크로컴퓨터(200)를 구체적으로 설명한다.

마이크로컴퓨터(200)는 통신부(210), 컨트롤러(220) 및 메모리(230)를 포함하여, 뇌 활동 측정 장치(600)에 의해 측정된 정보가 미리 결정된 뇌 활동 정보에 상응하도록 각 포토다이오드 셀(110)에서 출력되는 전기 신호를 증폭기(112)의 게인 조절을 통해 증폭 제어하거나 감쇠 제어하는 부분이다.

뇌 활동 측정 장치(600)에 의해 측정된 정보가 미리 결정된 뇌 활동 정보에 상응하도록 증폭기(112)의 게인을

조절하는 과정에 대해 설명한다.

- [0050] 인공 망막(100)을 시세포 층에 장착하고, 뇌 활동 측정 장치(600)에 의해 인공 망막(100)을 장착한 환자의 뇌 활동 정보를 측정하게 된다.
- [0051] 먼저, 뇌 활동 정보가 MRI 영상인 경우를 예로 들어 설명한다. 인공 망막(100)을 장착한 환자가 시력을 잘 느끼게 되는 시점의 뇌 후두엽의 MRI 영상 정보가 미리 결정되고 이는 MRI 영상의 색의 변화를 통해 다른 시점의 MRI 영상 정보와 구별될 수 있다. 시세포(V) 자극에 따라 뇌의 후두엽에서 발생하는 이미지가 변화하게 되는데, 각 포토다이오드 셀(110)의 단독 작동에 따라 발생하는 자극을 통해 측정되는 영상 이미지가 미리 결정된 영상 이미지에 매칭되도록(즉, 영상의 색상 이미지가 일치되도록) 증폭기(112)의 게인을 조절함으로써 뇌 활동 측정 장치(600)에 의해 측정된 뇌 활동 정보가 미리 결정된 기준 뇌 활동 정보에 상응하도록 증폭기(112)의 게인 조절을 하는 것이 가능하다.
- [0052] 다음으로, 뇌 활동 정보가 뇌파인 경우를 예로 들어 설명한다. 인공 망막(100)을 장착한 환자가 시력을 잘 느끼게 되는 시점의 뇌파 정보가 미리 결정되고, 이는 뇌파의 파형 변화를 통해 다른 시점의 뇌파 정보와 구별될 수 있다. 시세포(V) 자극에 따라 뇌파 형태가 변화하게 되는데, 각 포토다이오드 셀(110)의 단독 작동에 따라 발생하는 자극을 통해 측정되는 뇌파 정보가 미리 결정된 뇌파 정보에 매칭되도록(즉, 뇌파의 형태가 일치되도록) 증폭기(112)의 게인을 조절함으로써 뇌 활동 측정 장치(600)에 의해 측정된 뇌 활동 정보가 미리 결정된 기준 뇌 활동 정보에 상응하도록 증폭기(112)의 게인 조절을 하는 것이 가능하다.
- [0053] 증폭기(112)의 게인 조절을 통해 전기 신호를 증폭 제어하거나 감쇠 제어하는 것이 가능하며, 이로 인해 포토다이오드 셀(110)의 위치에 따라 상이한 시세포의 손상 정도를 반영하여 전기 자극을 가할 수 있게 된다.
- [0054] 상기와 같은 복수의 포토다이오드 셀(110) 중 하나의 포토다이오드 셀(110)만을 제어하여 증폭기(112)의 게인을 조절하는 것도 가능하나, 시간 소모의 최소화를 위해 복수의 포토다이오드 셀(110)을 함께 제어하여(즉, 포토다이오드 셀을 그룹핑하여 제어) 증폭기(112)의 게인을 조절하는 방식도 가능하다.
- [0055] 컨트롤러(220)에 의한 증폭기(112)의 게인 조절은 다양한 예가 있을 수 있으며, 이하에서는 도 8을 참조하여 증폭기(112)의 일 실시예를 설명한다.
- [0056] 도 8의 증폭기(112)는 PMOS 트랜지스터를 이용한 것이다. 포토다이오드(111)에서 변환된 전기 신호는 도 6의 증폭기(112)를 거쳐 컨버터(113)에 의해 바이페이즈 전류 펄스가 생성된다. 도 6의 증폭기(112)의 게이트에서 출력되는 전류의 크기는 게이트의 넓이(W)에 좌우된다. 예를 들어, 1xW의 넓이를 갖는 게이트를 통과하는 전류는 입력되는 전류의 크기와 같은 크기의 전류가 출력되지만, NxW의 넓이를 갖는 게이트를 통과하는 전류는 입력되는 전류의 크기의 N배에 해당하는 전류가 출력된다. 이는, 통로가 넓을수록 보다 많은 전자가 이동할 수 있다는 원리에 기초한 것이며, 본 발명의 증폭기(112)는 상이한 넓이를 갖는 다수의 게이트가 존재한다. 컨트롤러(230)는 게이트를 연결하는 스위치(S)를 제어하며, 측정된 시세포 그룹(G)의 임피던스에 기초하여 스위치를 어떤 게이트에 연결할 것인지를 결정하게 된다. 즉, 스위치(S) 제어를 통해 출력되는 전류의 크기를 다르게 함으로써 각 포토다이오드 셀(110)에서 출력되는 전기 신호가 시세포의 각기 다른 손상 정도를 반영하여 시세포(V)를 자극할 수 있게 되는 것이다.
- [0057] 각 포토다이오드 셀(110)에 대한 게인 조절 값은 메모리(230)에 저장되고, 게인 조절 과정이 종료되면, 외부 컴퓨터(500)는 인공 망막(100)을 통한 자극 모드로 스위치(S)를 제어한다. 이로 인해, 각 포토다이오드 셀(110)은 그에 대응하는 전기 신호를 출력하게 되어 시세포 손상 정도를 반영한 인공 망막 시스템 작동이 이루어진다.
- [0059] 이상, 본 명세서에는 본 발명을 당업자가 용이하게 이해하고 재현할 수 있도록 도면에 도시한 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당업자라면 본 발명의 실시예로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서 본 발명의 보호범위는 청구범위에 의해서 정해져야 할 것이다.

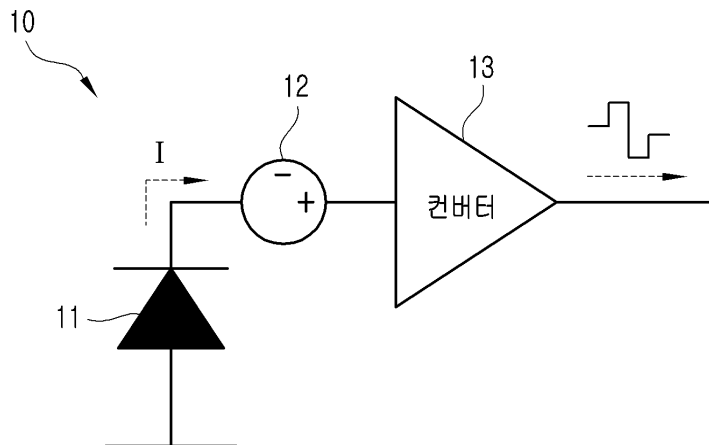
부호의 설명

- [0060] S: 스위치
G: 신경절 세포(Ganglion cell)
B: 양극 세포(Bipolar cell)
V: 시세포(Visual cell)

- 100: 인공 망막
- 110: 포토다이오드 셀
- 111: 포토다이오드
- 112: 증폭기
- 113: 컨버터
- 114: 자극전극
- 120: 리턴전극
- 200: 마이크로컴퓨터
- 210: 통신부
- 220: 컨트롤러
- 230: 메모리
- 300: 배터리
- 400: 외부전원
- 500: 외부 컴퓨터
- 600: 뇌 활동 측정 장치
- 700: 사용자 입력부
- 800: 디스플레이부

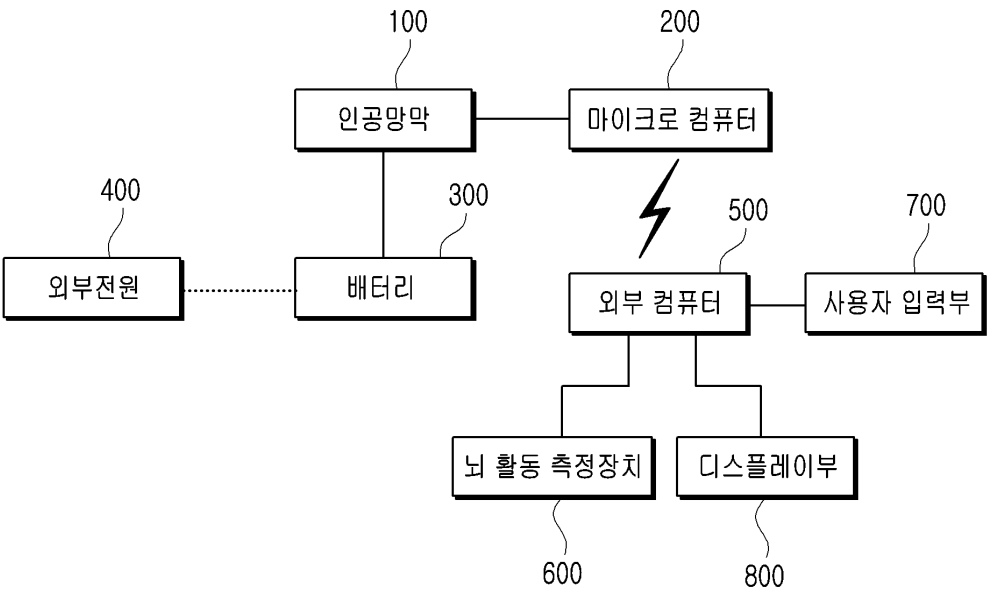
도면

도면1

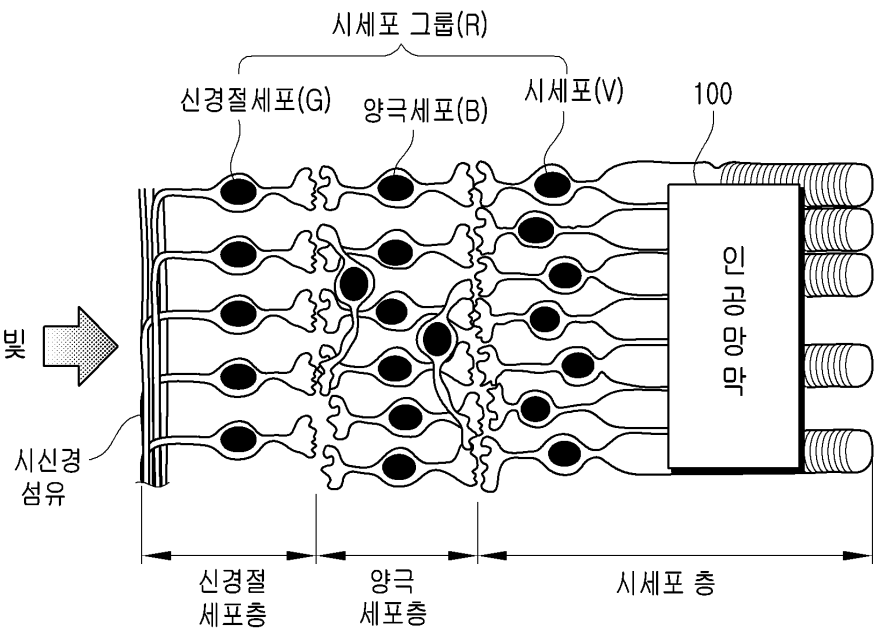


도면2

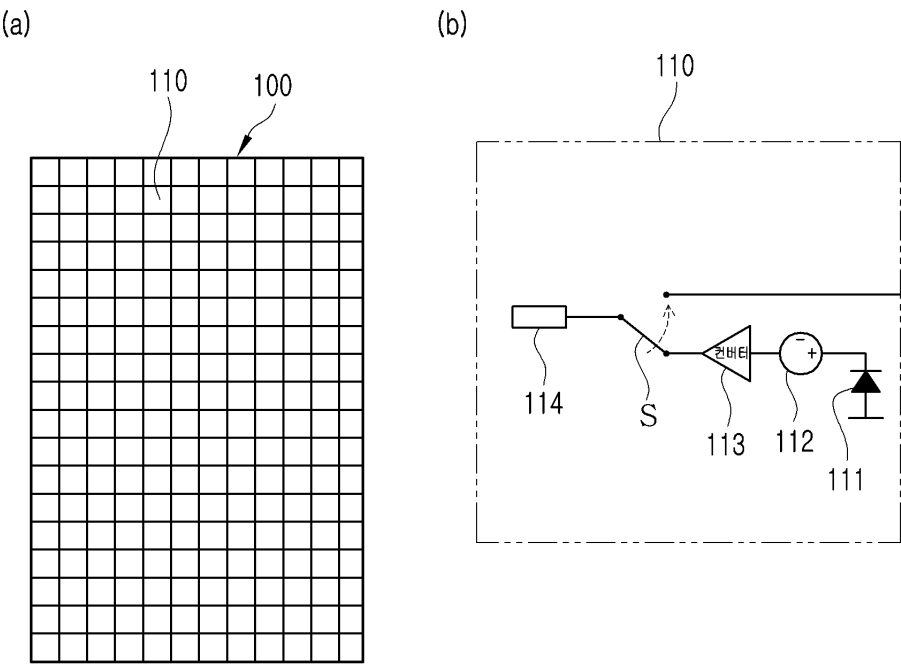
1000



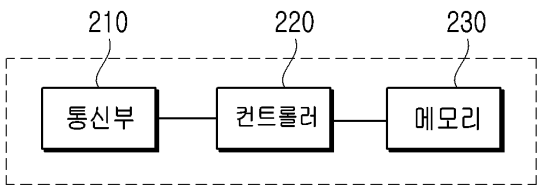
도면3



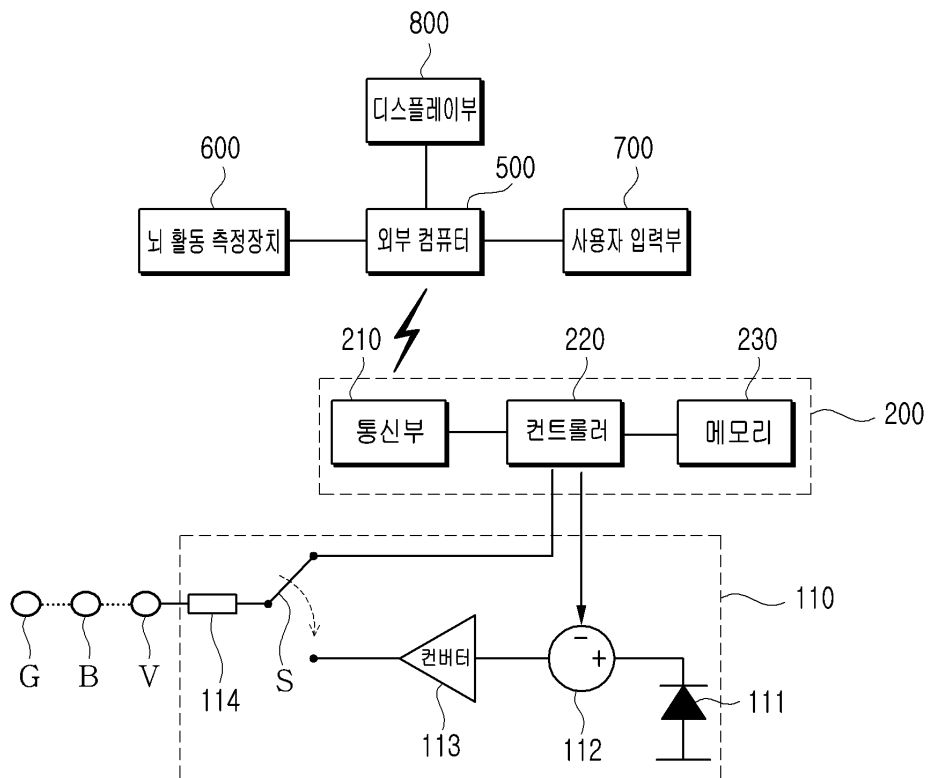
도면4



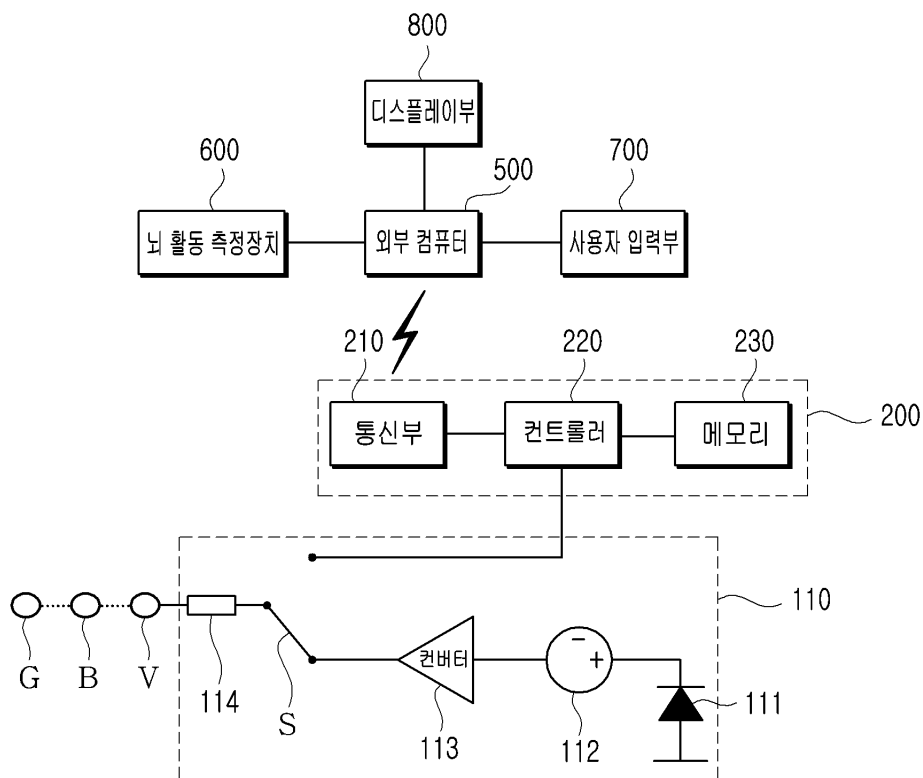
도면5



도면6



도면7



도면8

