



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2019년08월01일  
 (11) 등록번호 10-2005832  
 (24) 등록일자 2019년07월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 5/00** (2006.01)  
 (52) CPC특허분류  
**A61B 5/4869** (2013.01)  
**A61B 5/0059** (2013.01)  
 (21) 출원번호 10-2018-0020555  
 (22) 출원일자 2018년02월21일  
 심사청구일자 2018년02월21일  
 (56) 선행기술조사문헌  
 JP1997098972 A  
 (뒷면에 계속)

(73) 특허권자  
**주식회사 올리브헬스케어**  
 서울특별시 서초구 강남대로 283, 505호(서초동)  
 (72) 발명자  
**한성호**  
 서울특별시 서초구 반포대로22길 28, 나-203 (서초동, 신우빌라)  
**노근식**  
 경기도 용인시 기흥구 동백죽전대로527번길 67, 204동 103호 (중동, 신동백롯데캐슬에코2단지)  
**홍희선**  
 서울특별시 서초구 바우피로11안길 38-7, 102호 (우면동)  
 (74) 대리인  
**특허법인엠에이피에스**

전체 청구항 수 : 총 20 항

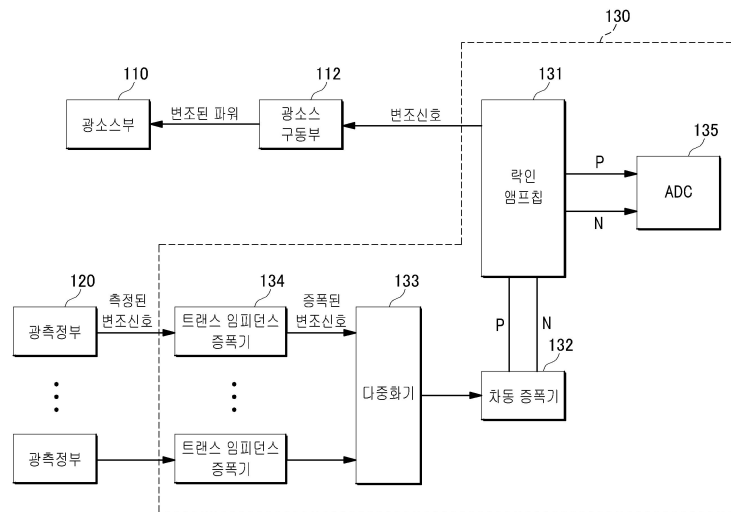
심사관 : 이봉수

(54) 발명의 명칭 **생체 신호를 분석하는 신호 처리 장치 및 이를 이용한 생체 신호 분석 장치**

**(57) 요약**

본 발명의 일 측면에 따른 생체 신호를 처리하는 신호 처리 장치는 주파수가 변조된 변조신호를 출력하고, 변조신호에 의하여 하나 이상의 광소스가 구동되도록 하는 락인(Lock-in) 앰프 칩 및 광소스에 의하여 발광된 후 복수의 복수의 광측정부로부터 측정된 광센싱 신호를 각각 수신하여 다중화하는 다중화기를 포함하되, 상기 락인 앰프칩은 상기 다중화기를 통해 전달되는 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 복조 처리 하는 것이다.

**대표도**



(52) CPC특허분류  
*A61B 5/7225* (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌  
JP06220065 B  
JP2003526091 A  
US20110118571 A1  
KR101792584 B1

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

생체 신호를 처리하는 신호 처리 장치에 있어서,

주파수가 변조된 변조신호를 출력하고, 상기 변조신호에 의하여 하나 이상의 광소스가 구동되도록 하는 락인 (Lock-in) 앰프 칩 및

상기 광소스에 의하여 발광된 후 복수의 광측정부로부터 측정된 광센싱 신호를 각각 수신하여 다중화하는 다중화기를 포함하되,

상기 락인 앰프칩은 상기 다중화기를 통해 전달되는 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 복조 처리 하는 것인 신호 처리 장치.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 다중화기의 출력단과 상기 락인 앰프 칩의 입력단 사이에 배치되고, 상기 다중화기의 출력을 수신하여 상기 락인 앰프칩으로 전달하는 차동 증폭기를 더 포함하는 신호 처리 장치.

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 락인 앰프칩의 출력을 디지털 신호로 변환하는 아날로그 디지털 컨버터를 더 포함하는 신호 처리 장치.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 변조신호에 의하여 구동되는 광소스 구동부를 더 포함하고,

상기 광소스 구동부는 상기 변조신호에 기초하여 변조된 구동신호를 하나 이상의 광소스에 각각 전달하고,

상기 광센싱 신호는 상기 변조신호의 주파수 성분을 포함하는 것인 신호 처리 장치.

#### 청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 광센싱 신호를 각각 출력하는 복수의 광 측정부를 더 포함하되, 상기 광 측정부는 상기 광소스 구동부에 의하여 구동되는 광소스의 출력광을 감지하는 것인 신호 처리 장치.

#### 청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 광측정부의 광센싱 신호를 전압 신호로 변환하여 상기 다중화기로 전달하는 복수의 트랜스임피던스 증폭기를 더 포함하는 신호 처리 장치.

#### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 락인 앰프칩은 각 광소스별로 구분하여 미리 설정된 순서에 따라 순차적으로 변조신호를 출력하고,

상기 다중화기는 상기 각 광측정부로부터 측정된 광센싱 신호를 미리 설정된 순서에 따라 상기 락인 앰프칩으로 전달하는 것인 신호 처리 장치.

**청구항 8**

생체 신호를 분석하는 체성분 분석 장치에 있어서,

복수의 광소스;

복수의 광측정부;

락인(Lock-in) 앰프 칩을 통해 주파수가 변조된 변조신호를 상기 광소스로 전달하고, 상기 광측정부에서 측정된 광센싱 신호들을 각각 수신하여 상기 락인 앰프 칩을 통해 노이즈를 제거하는 신호 처리부; 및

상기 신호 처리부에서 출력된 신호에 기초하여 대상체의 체성분을 분석하는 체성분 분석부를 포함하는 체성분 분석 장치.

**청구항 9**

제 8 항에 있어서,

상기 신호 처리부는

주파수가 변조된 변조신호를 출력하는 상기 락인 앰프 칩 및

상기 광측정부들로부터 측정된 광센싱 신호를 각각 수신하여 다중화하는 다중화기를 포함하되,

상기 락인 앰프칩은 상기 다중화기를 통해 전달되는 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 복조 처리 하는 것인 체성분 분석 장치.

**청구항 10**

제 9 항에 있어서,

상기 다중화기의 출력단과 상기 락인 앰프 칩의 입력단 사이에 배치되고, 상기 다중화기의 출력을 수신하여 상기 락인 앰프칩으로 전달하는 차동 증폭기를 더 포함하는 체성분 분석 장치.

**청구항 11**

제 8 항에 있어서,

상기 락인 앰프칩의 출력을 디지털 신호로 변환하고, 이를 상기 체성분 분석부로 전달하는 아날로그 디지털 컨버터를 더 포함하는 체성분 분석 장치.

**청구항 12**

제 8 항에 있어서,

상기 변조신호에 의하여 구동되는 광소스 구동부를 더 포함하고, 상기 광센싱 신호는 상기 변조신호의 주파수 성분을 포함하는 것인 체성분 분석 장치.

**청구항 13**

제 9 항에 있어서,

상기 광측정부의 광센싱 신호를 전압 신호로 변환하여 상기 다중화기로 전달하는 복수의 트랜스임피던스 증폭기를 더 포함하는 체성분 분석 장치.

**청구항 14**

제 8 항에 있어서,

상기 체성분 분석부는 상기 신호처리부에서 전달된 신호를 기초로 이산형 파장 별 반사율을 산출하고, 상기 이산형 파장 별 반사율을 기초로 상기 대상체 내에 존재하는 크로모포어(chromophore)의 농도를 산출하는 것인 체성분 분석 장치.

**청구항 15**

제 8 항에 있어서,

상기 체성분 분석부는 상기 대상체 내에 존재하는 크로모포어의 개수, 종류 및 함량 중 적어도 하나를 기초로, 상기 복수의 광소스 및 광검출부 중에서 구동되는 광소스 및 광검출부의 개수 및 종류를 결정하는 것인 체성분 분석 장치.

**청구항 16**

제 9 항에 있어서,

상기 락인 앰프칩은 각 광소스별로 구분하여 미리 설정된 순서에 따라 순차적으로 변조신호를 출력하고,

상기 다중화기는 상기 각 광측정부로부터 측정된 광센싱 신호를 미리 설정된 순서에 따라 상기 락인 앰프칩으로 전달하는 것인 체성분 분석 장치.

**청구항 17**

제 8 항에 있어서,

상기 각 광소스와 광측정부는 각각 쌍을 이루어 서로 대향하도록 배치된 것인 체성분 분석 장치.

**청구항 18**

생체 신호를 분석하는 체성분 분석 방법에 있어서,

락인 앰프칩을 통해 주파수가 변조된 변조 신호를 기초로 복수의 광소스가 광신호를 출력하는 단계;

상기 복수의 광소스에서 출력된 후 대상체에서 반사된 광신호를 복수의 광측정부가 각각 측정하는 단계;

상기 복수의 광측정부가 각각 측정한 광센싱 신호를 다중화기가 다중화한 후 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 출력하는 단계;

상기 락인 앰프칩이 상기 순차적으로 출력된 복수의 광 센싱 신호를 수신하여 복조 처리 하여 출력하는 단계 및

상기 락인 앰프칩에서 출력된 신호에 기초하여 대상체의 체성분을 분석하는 단계를 포함하는 체성분 분석 방법.

**청구항 19**

제 18 항에 있어서,

상기 락인 앰프칩이 상기 순차적으로 출력된 복수의 광 센싱 신호를 수신하여 복조 처리 하여 출력하는 단계의 수행 후 상기 체성분을 분석하는 단계를 수행하기 전에, 상기 다중화기에서 각 광센싱 신호를 출력하는 타이밍에 동기하여 각 광센싱 신호를 식별하는 단계를 더 포함하는 체성분 분석 방법.

**청구항 20**

제 18 항에 있어서,

상기 체성분을 분석하는 단계는 상기 락인 앰프칩에서 출력된 신호를 기초로 이산형 파장 별 반사율을 산출하고, 상기 이산형 파장 별 반사율을 기초로 상기 대상체 내에 존재하는 크로모포어(chromophore)의 농도를 산출하는 것인 체성분 분석 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 생체 신호를 분석하는 신호 처리 장치 및 이를 이용한 생체 신호 분석 장치에 대한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 최근 들어 혼탁 매체(turbid medium)의 광학적 특성을 측정하는 방법을 이용하여, 신체의 생체 정보를 분석하는 다양한 기술들이 개발되고 있다. 이러한 기술들은 신체에 비침습하면서도 생체 정보 등을 제공할 수 있다는 점에서 각광받고 있으며, 소비자들의 니즈에 따라 보급형 장치로의 연구 개발에 많은 관심이 집중되고 있다.

- [0003] 상기한 기술들은 일반적으로 근적외선 영역에서의 혼탁 매체의 흡수 계수와 산란 계수를 측정하여 혼탁 매체가 포함하고 있는 크로모포어(chromophore)의 농도를 계산한다. 혼탁 매체의 흡수 및 산란계수를 측정하기 위한 방법으로는 세 가지 방식이 알려져 있다. 구체적으로, 혼탁 매체로 일정한 세기의 광을 입사한 후 다거리 측정 방식에 따라 크로모포어의 농도를 산출하는 정상상태(steady-state, SS) 방식, 변조된 광 소스에 대하여 변화된 진폭 및 위상 등을 측정하는 주파수 도메인(frequency-domain, FD) 방식, 펄스(pulse) 형태의 광 소스에 대하여 시간에 따른 변화를 측정하는 시간 도메인(time domain, TD) 방식 등이 있다.
- [0004] SS 방식은, 광의 변조 또는 펄스 생성을 필요로 하지 않으며, 이에 따라 혼탁 매체로부터 반사된 광을 주파수 도메인 또는 시간 도메인으로 분해하는 검출기를 필요로 하지 않는다는 면에서 다른 방식(즉, FD 방식 또는 TD 방식)들에 비하여 상대적으로 저렴하다. 그러나, SS 방식은 흡수계수와 산란계수를 분리하기 위하여 다거리 측정 방식을 이용하므로, 비균일 특성이 심한 생체조직에서는 다른 방법에 비해 분석 과정에서의 왜곡이 발생할 가능성이 있다.
- [0005] TD방식 및 FD 방식은, 다거리 측정 방식을 사용하지 않기 때문에, 비균일 특성을 갖는 생체 조직에 SS 방식에 비해 비교적 적합하다. 그러나, TD 방식과 FD 방식은 펄스 생성 또는 주파수 변조된 광원 및 이러한 특성을 검출할 수 있는 검출기를 필요로 하므로, 구현 방법과 비용 측면에서 단점이 있다.
- [0006] 본 발명은 SS(Steady state) 방식을 이용하지만 주변광(ambient light)의 영향과 높은 신호대잡음비(SNR: Signal to Noise Ratio)를 구현하기 위하여 락인(Lock-in) 앰프 구조를 이용하였다. 락인 앰프는 노이즈에 묻혀 있는 신호를 복원하는 앰프로서, 검출하려는 신호보다 훨씬 더 큰 노이즈가 포함되어 있을 때 노이즈를 제거하기 위한 용도로서 사용된다. 락인 앰프는 특정 주파수를 갖는 검출 대상 신호와 동일한 주파수를 가지는 신호인 기준 신호(reference signal)를 곱하여 검출 대상 신호의 크기 성분을 추출할 수 있다. 예를 들어, 검출 대상 신호의 주파수( $f_a$ )를 포함하여 넓은 주파수 대역에 걸쳐 노이즈가 포함된 경우, 검출 대상 신호의 주파수와 동일한 주파수를 가진 기준 신호를 곱하면, 두 주파수의 합의 성분인 고조파( $2f_a$ )와 차의 주파수 성분인 직류(DC) 성분이 획득된다. 차의 주파수 성분인 직류(DC) 성분의 크기는 검출대상 신호의 진폭에 비례한다. 이렇게 획득된 신호에 저역 통과 필터(Low Pass Filter)를 적용하면, 합의 주파수 성분은 제거되고 차의 주파수 성분만이 획득된다. 이와 같이 락인 앰프를 사용하여 직류(DC) 대역의 신호만을 검출하게 되면 검출대상 신호의 레벨은 변하지 않고 노이즈의 크기만 감소하기 때문에 검출장치 외부에서 생성되는 노이즈를 효과적으로 제거할 수 있다.
- [0007] 다만, 앞서 소개한 다수의 광소스와 다수의 광검출기를 포함하는 생체 신호 분석 장치에서 노이즈를 효과적으로 제거하기 위해서는 새로운 방법이 필요하다.

**선행기술문헌**

**특허문헌**

- [0008] (특허문헌 0001) 일본공개특허 제 2017-036925호(발명의 명칭: 광학 측정 장치 및 광학 측정 방법)

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0009] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는 복수의 광 측정부를 통해 측정된 복수의 광신호에서 노이즈를 효율적으로 제거할 수 있는 신호 처리 장치 및 이를 이용한 생체 신호 분석 장치를 제공하는 것을 그 목적으로 한다.
- [0010] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

**과제의 해결 수단**

- [0011] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면에 따른 생체 신호를 처리하는 신호 처리 장치는 주파수가 변조된 변조신호를 출력하고, 상기 변조신호에 의하여 하나 이상의 광소스가 구동되도록 하는 락인(Lock-in) 앰프 칩 및 상기 광소스에 의하여 발광된 후 복수의 광측정부로부터 측정된 광센싱 신호

를 각각 수신하여 다중화하는 다중화기를 포함한다. 이때, 락인 앰프칩은 상기 다중화기를 통해 전달되는 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 복조 처리 하는 것인 신호 처리 장치. 이때, 락인 앰프칩은 상기 다중화기를 통해 전달되는 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 복조 처리 한다.

[0012] 또한, 본 발명의 제 2 측면에 따른 생체 신호를 분석하는 체성분 분석 장치는 복수의 광소스; 복수의 광측정부; 락인(Lock-in) 앰프 칩을 통해 주파수가 변조된 변조신호를 상기 광소스로 전달하고, 상기 광측정부에서 측정된 광센싱 신호들을 각각 수신하여 상기 락인 앰프 칩을 통해 노이즈를 제거하는 신호 처리부; 및 상기 신호 처리 부에서 출력된 신호에 기초하여 대상체의 체성분을 분석하는 체성분 분석부를 포함한다.

[0013] 또한, 본 발명의 제 3 측면에 따른 생체 신호를 분석하는 체성분 분석 방법은 락인 앰프칩을 통해 주파수가 변조된 변조 신호를 기초로 복수의 광소스가 광신호를 출력하는 단계; 상기 복수의 광소스에서 출력된 후 대상체에서 반사된 광신호를 복수의 광측정부가 각각 측정하는 단계; 상기 복수의 광측정부가 각각 측정한 광센싱 신호를 다중화기가 다중화한 후 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 출력하는 단계; 상기 락인 앰프칩이 상기 순차적으로 출력된 복수의 광 센싱 신호를 수신하여 복조 처리 하여 출력하는 단계 및 상기 락인 앰프칩에서 출력된 신호에 기초하여 대상체의 체성분을 분석하는 단계를 포함한다.

**발명의 효과**

[0014] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 복수의 광측정부를 통해 센싱된 광신호의 노이즈를 제거하는 과정에서, 하나의 락인 앰프칩 만으로도 복수의 광신호의 노이즈를 제거할 수 있다. 이를 통해 생체 신호 분석 장치의 크기를 작게 함은 물론 부품에서 사용되는 비용을 절감할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0015] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 락인 앰프 기반의 다과장 생체신호 분석 장치의 구성을 도시한 도면이다.  
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 신호 처리부의 상세 구성을 도시한 도면이다.  
 도 3은 광소스에 의해 대상체로 입사되는 입력광과 광측정부에 의해 검출되는 출력광의 광 특성을 도시한 도면이다.  
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 체성분 분석 방법을 도시한 순서도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0016] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0017] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0018] 또한, 명세서 전체에서 "대상체(object)"는 본 발명의 다과장 생체신호 분석 장치의 측정 대상이 되는 것으로, 사람이나 동물 또는 그 일부를 포함하는 것일 수 있다. 또한, 대상체는 피부 표면이나 심장, 뇌 또는 혈관과 같은 각종 장기나 다양한 종류의 팬텀(phantom)을 포함할 수 있다.

[0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 락인 앰프 기반의 다과장 생체신호 분석 장치(이하, "생체신호 분석 장치"라 칭함)의 구성을 도시한 도면이다.

[0020] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 생체신호 분석 장치(10)는 복수의 광소스(110), 복수의 광검출기(light detector)(120), 신호 처리부(130) 및 체성분 분석부(140)를 포함한다.

[0021] 복수의 광소스(110)는 락인 앰프를 통해 주파수 변조된 변조신호에 기초하여 구동되며, 복수의 이산형 파장 성분을 포함하는 광을 조사한다. 광소스(light source)는, 주파수 변조된 광을 조사할 수 있는 레이저 다이오드(laser diode, LD) 또는 발광 다이오드(light emitting diode, LED)로 구현될 수 있다. 한편, 각 광소스(110)가 출력하는 출력광에는 복수의 이산형 파장 성분이 포함될 수 있으며, 이산형 파장은, 근적외선(near infrared

ray) 영역의 비연속적인 파장을 의미할 수 있다. 예를 들어, 네 개 이상의 광소스(110)가 사용될 수 있으며 각 LD는 650 내지 1,100 nm (nano-meter) 영역 내의 파장으로 발광할 수 있다.

[0022] 또한, 이산형 파장은 대상체(20) 내에 존재하는 크로모포어(chromophore)를 기초로 결정되며, 구체적으로, 각 크로모포어의 기 알려진 광 흡수도를 기초로 결정될 수 있다. 크로모포어는 광을 흡수하는 원자 또는 원자단을 의미한다. 일반적으로, 근적외선 영역대에서 흡수 스펙트럼에 영향을 미치는 신체 내에 존재하는 크로모포어의 종류는 크게 옥시 헤모글로빈(oxy-hemoglobin, O2Hb), 디옥시 헤모글로빈(deoxy-hemoglobin, HHb), 물(H2O), 지질(lipid), 이 4가지로 알려져 있다. 이 4가지 크로모포어는 신체 조직 부위에 따라 다른 비율로 존재한다. 예를 들어, 팔, 다리 등의 조직(tissue)에는 물(H2O), 지질(lipid), 옥시 헤모글로빈(oxy-hemoglobin, O2Hb), 디옥시 헤모글로빈(deoxy-hemoglobin, HHb)이 지배적으로 존재하며, 뇌에는 지질을 제외한 물, 옥시 헤모글로빈 및 디옥시 헤모글로빈이 지배적으로 존재한다.

[0023] 일반적으로, 크로모포어들은 근적외선 영역에서 고유한 흡수 스펙트럼을 갖는다. 물은 약 980 nm 파장 영역에서 피크(peak) 특성을 나타내고, 지질은 약 930 nm 파장 영역에서 피크 특성을 나타낸다. 또한, 옥시 헤모글로빈과 디옥시 헤모글로빈은 약 800 nm 파장 영역에서의 등흡수점(isosbestic point)을 기준으로 교차한다. 일 실시예에 따라, 생체신호 분석 장치(10)는 네 개의 광소스(110)를 포함하며, 물, 지질, 옥시 헤모글로빈 및 디옥시 헤모글로빈의 광 흡수도를 기초로 결정된 네 개의 이산형 파장에 대하여 주파수 변조된 광을 조사할 수 있다. 구체적으로, 네 개의 이산형 파장은, 물의 피크 영역에 인접하는 제1 이산형 파장, 지질의 피크 영역에 인접하는 제2 이산형 파장을 포함하며, 옥시 헤모글로빈 및 디옥시 헤모글로빈의 기 알려진 흡수 스펙트럼의 등흡수점 이전의 제3 이산형 파장과 등흡수점에 인접하는 영역의 제4 이산형 파장을 포함할 수 있다. 이때, 제3 이산형 파장은 디옥시 헤모글로빈의 흡수도를 고려하여, 옥시 헤모글로빈과 디옥시 헤모글로빈의 흡수 차이가 비교적 큰 영역에서 선택될 수 있다. 예를 들어, 제1 이산형 파장은 약 975 nm 일 수 있으며, 제2 이산형 파장은 약 915 nm 일 수 있다. 또한, 제3 이산형 파장과 제4 이산형 파장은 각각 약 688 nm 및 약 808 nm 일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[0024] 다른 실시예에 따라, 생체신호 분석 장치(10)는 상기한 제1 내지 제4 이산형 파장 이외에 다른 파장의 광을 조사하는 다섯 개, 여섯 개, 일곱 개 또는 여덟 개의 광소를 더 포함할 수 있다. 이에 따라 추가되는 제5 내지 제 8 이산형 파장은, 상기한 크로모포어(즉, 물, 지질, 옥시/디옥시 헤모글로빈) 이외의 다른 크로모포어의 흡수 스펙트럼에서 나타나는 고유 특성(예를 들어, 피크 특성 등)에 따라 결정될 수 있다. 예를 들어, 추가되는 제 5 내지 제 8 이산형 파장은, 상기한 크로모포어들 이외의 콜라겐(collagen), 멜라닌(melanin), 메트헤모글로빈(methemoglobin, MetHb), 일산화탄소결합 헤모글로빈(CO hemoglobin, COHb) 등의 흡수 스펙트럼의 피크 특성에 따라 결정될 수 있다. 그러나, 이에 제한되는 것은 아니며, 다양한 조건들을 고려하여 추가 파장들을 선택할 수 있다. 예를 들어, 크로모포어들의 흡수 스펙트럼의 무게 중심을 기초로 추가 파장들을 선택할 수 있다.

[0025] 이와 같이, 생체신호 분석 장치(10)는 신체 내에 존재하는 크로모포어의 흡수 스펙트럼에서 나타나는 고유 특성에 따라 결정된 네 개 이상의 광소스(110)를 포함함으로써, 체성분 분석부(140)가 각 크로모포어의 농도를 보다 정확하게 산출할 수 있도록 할 수 있다.

[0026] 광측정부(120)는 대상체(20)에서 반사되어 인입되는 출력광을 검출한다. 광측정부(120)는 검출된 출력광을 전기 신호로 변환하여 신호 처리부(130)로 제공할 수 있다.

[0027] 광측정부(120)는 아발란치 포토 다이오드(avalanche photodiode, APD)로 구현될 수 있다. 그러나, 이에 제한되는 것은 아니며, 광측정부(120)는 포토다이오드, 포토 트랜지스터(photo transistor), 광전 증폭관(photo multipliertube, PMT), 포토셀(photo cell) 등과 같이 다양한 형태로 구현될 수 있다. 또한, 기술 발전에 따른 새로운 형태의 광 센서를 포함하여 구현될 수도 있다.

[0028] 또한, 광측정부(120)는 대상체에서 방출되어 인입되는 광을 측정하기 위해, 광소스(110)와 일정 거리 간격으로 배치될 수 있다.

[0029] 신호 처리부(130)는 복수의 광측정부(120)로부터 광센싱 신호를 수신하고, 락인 앰프를 이용하여 신호를 측정 후 체성분 분석부(140)로 전달한다. 신호 처리부(130)의 상세 구성을 도면을 참조하여 설명하기로 한다.

[0030] 한편, 광소스(110)와 광측정부(120)는 각각 복수개가 배치될 수 있는데, 각 광소스(110)와 광측정부(120)가 쌍을 이루어 서로 대향하거나 마주 보도록 배치될 수 있다. 예를 들어, 제 1 광소스는 제 1 광측정부의 출력광을 센싱하고 제 2 광소스는 제 2 광측정부의 출력광을 센싱하도록 배치 상태가 미리 결정될 수 있다. 그리고, 이후 각 광측정부에서 센싱된 광센싱 신호가 순차적으로 락인 앰프칩(131)으로 전달되도록 하여, 어느 광소스에서



출력된 광센싱 신호인지를 식별할 수 있게된다.

- [0031] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 신호 처리부의 상세 구성을 도시한 도면이다.
- [0032] 신호 처리부(130)는 락인 앰프칩(131), 차동 증폭기(132), 다중화기(133), 트랜스 임피던스 증폭기(134), 아날로그 디지털 컨버터(135)를 포함한다.
- [0033] 락인 앰프칩(131)은 주파수가 변조된 변조 신호를 출력할 수 있다. 또한, 동기 복조(Synchronous Demodulate) 방식에 따라 변조 신호와 동일한 주파수의 기준 신호를 믹서(mixer)를 통해 곱하고, 저역 통과 필터를 통해 직류(DC) 주파수 만을 유지함으로써, 효과적으로 원하는 신호를 유지하고 노이즈 신호를 제거할 수 있다.
- [0034] 이러한 락인 앰프의 기능을 수행할 수 있도록 하는 신호 발생기, 필터, 믹서(또는 위상 검출기)등의 구성을 내장하는 단일 프로세스가 최근에 개발되어 상품화 되었고(아날로그 디바이스사의ADA2200), 본 발명의 락인 앰프칩(131)은 이러한 통합 프로세서 형태의 부품을 의미한다. 아울러, 락인 앰프칩(131) 내부의 구체적인 구성과 동작에 대해서는 출시된 제품의 데이터 시트를 참조하도록 하며, 구체적인 설명에 대해서는 생략한다.
- [0035] 광소스 구동부(112)는 락인 앰프칩(131)에서 제공된 주파수 변조신호를 수신하고, 이를 기반으로 광소스(110)를 구동한다. 변조신호에 의하여 광소스(110)가 구동되므로, 광소스(110)에서 출력된 출력 광신호 역시 변조 주파수 성분을 포함한다.
- [0036] 광측정부(120)는 복수개가 배치되며, 각각의 광 측정부(120)가 측정된 광신호는 트랜스 임피던스 증폭기(134)에 의하여 전류에서 전압신호로 변환되어 다중화기(133)로 전달된다. 이를 위해, 복수의 광측정부(120) 각각에 트랜스 임피던스 증폭기(134)가 결합되며, 복수의 트랜스 임피던스 증폭기(134)에서 출력된 신호가 다중화기(133)를 통해 다중화된 후 락인 앰프칩(131)으로 전달된다. 이때, 각 광측정부(120)별로 트랜스 임피던스 증폭기(134)를 결합하므로, 각 광신호의 출력 파워에 대한 최적의 이득(gain) 설정이 가능하다.
- [0037] 다중화기(133)는 각각의 트랜스 임피던스 증폭기(134)를 통해 복수의 광측정부(120)에서 측정된 광센싱 신호를 수신하고, 이를 다중화한다. 특히, 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 락인 앰프칩(131)으로 전달함으로써, 하나의 락인 앰프칩(131) 만으로도 다수의 광측정부(120)에서 측정된 광센싱 신호에서 노이즈 신호를 최대한 제거한 신호를 측정할 수 있도록 한다.
- [0038] 또한, 다중화기(133)는 각 트랜스 임피던스 증폭기(134)에서 수신되는 신호를 순차적으로 구분하여 락인 앰프칩(131)으로 전달한다. 이러한 과정에서 일부 광센싱 신호는 손실될 수 있다. 즉, 다중화기(133)가 특정 광측정부를 통해 측정된 광센싱 신호를 락인 앰프칩(131)에 전달하는 시간 동안 다른 광측정부를 통해 측정된 광센싱 신호는 락인 앰프칩(131)에 전달되지 않고 폐기될 수 있다.
- [0039] 한편, 다중화기(133)는 멀티플렉서로서 동작하여, 선택신호를 통해 광센싱 신호 중 어느 하나의 광센싱 신호가 출력되도록 하며, 다중화기(133)에서 선택된 광센싱 신호와 락인 앰프칩(131)의 동기 복조 타이밍을 동기화하여, 다중화기(133)에서 출력된 광센싱 신호를 락인 앰프칩(131)에 입력하여 노이즈 제거 작업을 수행할 수 있도록 한다.
- [0040] 차동 증폭기(132)는 다중화기(133)의 출력을 수신하고 차동 증폭한 후 락인 앰프칩(131)으로 전달한다. 이를 통해 광센싱 신호의 노이즈 제거 효과를 더욱 상승 시킬 수 있는 것으로, 설계자의 선택에 따라 차동 증폭기(132)를 포함하지 않는 단일 출력부의 구성도 가능하다.
- [0041] 아날로그 디지털 컨버터(135)는 락인 앰프칩(131)에서 생성된 출력 신호를 디지털로 변환한다. 그리고, 변환된 신호를 체성분 분석부(140)로 전달한다.
- [0042] 한편, 각 광측정부(120)에서 측정된 광신호를 식별하는 방법에 대해 설명하기로 한다.
- [0043] 락인 앰프칩(131)은 각 광소스(110) 별로 같거나, 서로 상이한 주파수의 변조신호를 공급하며, 각 변조신호 별로 같거나, 상이한 주파수의 기준 신호를 곱하는 동기 복조 과정을 통해, 각 광측정부(120)에서 출력된 광센싱 신호에서 노이즈를 제거할 수 있다. 예를 들면, 제 1 광측정부에서 전달된 변조신호에 맞게 제 1 기준신호를 기초로 동기 복조를 수행하고, 제 2 광측정부에서 전달된 변조신호에 맞게 제 2 기준신호를 기초로 동기 복조를 수행한다.
- [0044] 이를 위해, 다중화기(133)에서 각 광센싱 신호를 출력하는 순서와 출력하는 시간을 미리 설정한 상태에서, 각 광센싱 신호를 출력하는 순서에 맞게 기준 주파수를 같게 하거나, 또는 변경해가면서 동기 복조를 수행할 수 있다.

- [0045] 예를 들어, 제 1 내지 제 4 광소스에 대하여 제 1 내지 제 4 주파수를 기초로 변조한 변조신호를 공급하는 경우, 제 1 내지 4 광측정부에서 센싱한 각 광센싱 신호가 다중화기(133)로 전달된다. 이때, 다중화기(133)는 제 1 광측정부, 제 2 광측정부, 제 3 광측정부 및 제 4 광측정부의 순서로 광 센싱신호를 출력하고, 이 순서에 따라 락인 앰프칩(131)은 같은 주파수를 사용하거나, 또는 제 1 주파수, 제 2 주파수, 제 3 주파수 및 제 4 주파수의 다른 주파수를 사용하여 순서에 따라 각각 동기 복조를 수행한다.
- [0046] 그리고, 체성분 분석부(140)는 각 광측정부의 광센싱신호가 락인 앰프칩에서 동기 복조된 후 ADC(135)를 통해 출력되는 타이밍에 동기하여 각 광측정부의 출력 신호를 식별하고, 이에 기초하여 체성분 분석을 수행한다.
- [0047] 체성분 분석부(140)는 생체신호 분석 장치(10)의 전반적인 동작을 제어한다. 또한, 신호 처리부(130)를 통해 수신한 각 광측정부(120)의 출력 신호에 기초하여 다양한 종류의 체성분 분석을 수행한다.
- [0048] 이를 위해, 체성분 분석부(140)는 메모리(미도시)에 저장된 생체신호 분석 프로그램을 실행하여, 복수의 광소스(110)의 구동을 제어하며, 복수의 광측정부(120)에서 검출된 출력광을 기초로 이산형 파장 별 반사율(reflectance)를 산출하고, 이를 통해 대상체(20) 내의 크로모포어의 농도를 계산함으로써, 대상체(20)의 생체 구성을 분석한다. 이때, 체성분 분석부(140)는 범용 컴퓨팅 장치에 사용되는 프로세서이거나, 임베디드 프로세서 형태로 구현될 수 있다.
- [0049] 먼저, 체성분 분석부(140)는 대상체(20) 내에 존재하는 적어도 하나의 크로모포어의 개수, 함량 및 종류 중 적어도 하나를 기초로, 광소스(110)와 광측정부(120)의 구동 개수를 결정할 수 있다.
- [0050] 예를 들어, 대상체(20)에 존재하는 크로모포어의 개수가 네 개인 경우, 체성분 분석부(140)는 흡수 스펙트럼에서 각 크로모포어의 고유 특성을 기초로 최소 네 개 이상의 광소스(110)를 구동하도록 한다.
- [0051] 이후, 체성분 분석부(140)는 광측정부(120)를 구동시켜, 광측정부(120)에서 검출되는 출력광을 제공받고, 출력광을 기초로 이산형 파장 별 반사율을 산출한다. 이에 대해, 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0052] 도 3은 광소스에 의해 대상체로 입사되는 입력광과 광측정부에 의해 검출되는 출력광의 광 특성을 도시한 도면이다.
- [0053] 도 3의 오른쪽 도면에 도시된 바와 같이, 광소스에 의해 주파수 변조된 입력광이 대상체(20)로 조사되면, 대상체(20) 내의 크로모포어를 포함한 다양한 성분에 의해 입력광은 산란 및 흡수 된다.
- [0054] 도 3의 왼쪽에 도시된 그래프(300)는, 락인앰프를 이용한 정상상태(steady state)에서의 입력광(L\_In) 및 출력광(즉, 반사광(L\_Out)) 특성을 나타낸 그래프이다. 광소스에서 주파수 변조된 입력광(L\_In)이 대상체(20)로 조사됨에 따라 광측정부(120)에서 검출되는 반사광(L\_Out)은, 입력광(L\_In)에 대하여 진폭 감쇄(302) 특성을 갖는다.
- [0055] 체성분 분석부(140)는 이산형 파장 각각에 대해 발생하는 진폭 감쇄(302) 특성을 이용하여, 이산형 파장 별 반사율을 산출하며, 산출된 반사율로부터 각 크로모포어의 농도값을 산출한다. 이를 위해, 신호 처리부(130)는 복사전달 방정식(radiative transfer equation)에 대한 확산 근사(diffuse approximation)를 사용할 수 있다.
- [0056] STEP 1: 체성분 분석부(140)는 확산 근사(diffusion approximation)에서의 그린 함수(Green's function)를 이용하여 계산된 주파수 도메인의 확산광 모델(diffusion model)을 획득한다. 이때, 확산광 모델은 샘플(대상체)-공기 경계 상태로서 외삽 경계 상태(extrapolated boundary condition)를 사용하며, 따라서 샘플의 표면에서 일정 거리( $Z_b$ )만큼 떨어진 곳에서의 에너지 유량(flunce)은 0인 것으로 가정한다.  $Z_b$ 는, 하기의 수학식 1과 같이 정의된다.
- [0057] [수학식 1]
- $$z_b = 2D(1 + R_{eff})/(1 - R_{eff})$$
- [0058]
- [0059] 상기 수학식 1에서,  $R_{eff}$ 는 효과적인 반사도(effective reflectance)를 나타내며, 이는 굴절률 지수(refractive index)에 영향을 받는다. 만약, 샘플이 1.4이며, 공기가 1.0인 경우,  $R_{eff}$ 는 0.493일 수 있다. 또한,  $D$ 는 확

산 계수(diffusion coefficient)를 나타내며,  $l_{tr}/3$  으로 정의된다. 이때,  $l_{tr}$ 는 수학적 2와 같이 정의된다.

[0060] [수학적 2]

$$l_{tr}(\text{transport mean free path}) = (\mu_a + \mu_s')^{-1}$$

[0062] 한편, 상기 확산광 모델은 생체신호 분석 장치(10)의 메모리(미도시)에 미리 저장되어 있을 수 있다.

[0063] STEP 2: 이후, 체성분 분석부(140)는 락인 앰프 기반으로 광신호를 측정한다. 신호 처리부(130)는 정상상태 방식에 기반하여, 수학적 3에 대응하는 출력광을 측정한다.

[0064] [수학적 3]

$$R(\text{Reflectance Signal}) = C_0 \cdot A \cdot \exp(-i(\varphi + \varphi_0))$$

[0066] 상기 수학적 3에서,  $R$ 은 측정된 출력광을 나타내며,  $A$ 와  $\varphi$ 는 측정된 출력광 중, 대상체에서 반사되어 인입되는 신호의 진폭 및 위상 성분을 나타낸다. 또한,  $C_0$ 와  $\varphi_0$ 는 대상체와 관계없이 기기적 특성에 의해 출력광에 포함되는 진폭과 위상을 나타낸다. 계산에 필요한  $C_0$  값은 이하의 (STEP 2-1)의 캘리브레이션(calibration) 작업을 통해 산출된다.

[0067] STEP 2-1: 체성분 분석부(140)는 대상체를 측정하기 이전에,  $C_0$  값을 미리 산출할 수 있다. 구체적으로, 신호 처리부(130)는 흡수계수( $\mu_a$ )와 산란계수( $\mu_s'$ )가 미리 알려져 있는 대상체를 측정하여 해당 대상체에서 반사되는 반사율 값을 미리 예측한다. 이후, 신호 처리부(130)는 측정된 출력광과 예측된 출력광의 진폭을 수학적 3에 대입하여,  $C_0$ 를 획득한다. 그러나, 실시예에 따라 체성분 분석부(140)는 (STEP 2-1) 작업을 생략할 수 있다. 이 경우, 신호 처리부(130)는 기 결정된  $C_0$ 를 입력받을 수 있다.

[0068] 다시 (STEP 2)를 참조하면, 체성분 분석부(140)는 미리 획득된  $C_0$ 를 이용하여, 측정된 출력광( $R$ )으로부터 기기적 특성에 따른 오류값(즉, 기기적 특성에 따른 위상과 진폭)을 보상한다. 이어서, 체성분 분석부(140)는 수학적 3으로부터 획득된 출력광( $R$ )의 반사율을 산출할 수 있다.

[0069] STEP 3: 신호 처리부(130)는 출력광의 반사율을 STEP 1의 확산광 모델에 피팅(fitting)함으로써, 측정 대상체의 크로모포어 농도를 획득할 수 있다. 이때, 체성분 분석부(140)는 출력광의 진폭과 위상에 대한 최소자승 피팅(least square fitting)을 수행할 수 있다.

[0070] 체성분 분석부(140)는 각 크로모포어의 농도를 이용하여 대상체(20) 내의 구성 성분을 분석할 수 있다.

[0071] 이와 같이, 개시된 실시예에 따른 생체신호 분석 장치(10)는 일정 개수의 광소스(110)와 광측정부(120)를 이용하여 크로모포어의 농도를 측정하는 방법을 제공한다.

[0072] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 체성분 분석 방법을 도시한 순서도이다.

[0073] 먼저, 락인 앰프칩(131)을 통해 주파수가 변조된 변조 신호를 기초로 복수의 광소스를 구동시킨다(S410). 앞서 설명한 바와 같이, 락인 앰프칩(131)은 미리 설정된 변조 주파수를 생성하여 각각의 광소스에 대하여 순차적으로 공급한다.

[0074] 다음으로, 복수의 광소스에서 출력된 후 대상체에서 반사된 광신호를 복수의 광측정부가 각각 측정한다(S420).

[0075] 다음으로, 복수의 광측정부가 각각 측정한 광센싱 신호를 다중화기(133)가 다중화한 후 복수의 광센싱 신호를 순차적으로 출력한다(S430). 이때, 각 광센싱 신호가 어느 광측정부에서 출력된 것인지를 확인할 수 있도록, 광센싱 신호의 출력 순서를 미리 결정하여 출력한다.

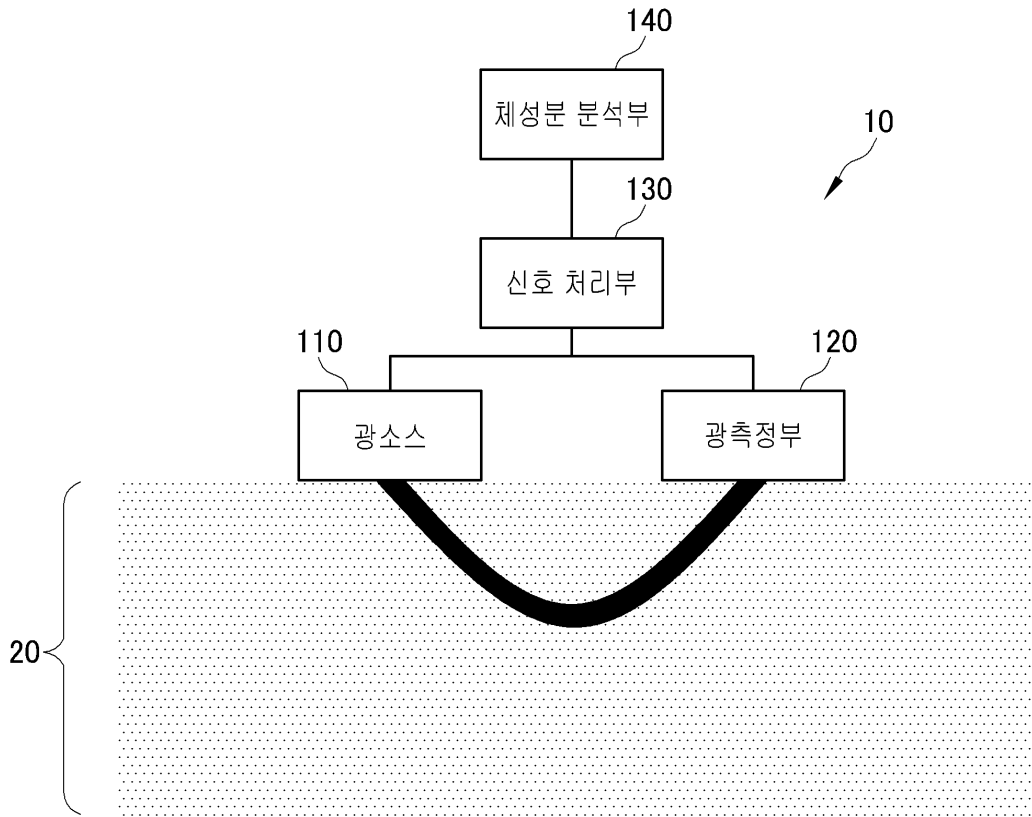
[0076] 다음으로, 락인 앰프칩(131)이 순차적으로 출력된 복수의 광센싱 신호를 수신하여 복조 처리 하여 출력한다(S440).

- [0077] 다음으로, 락인 앰프칩(131)에서 출력된 신호에 기초하여 대상체의 체성분을 분석하는 단계를 수행한다(S450). 이 단계에서는 락인 앰프칩(131)에서 출력된 신호를 기초로 이산형 파장 별 반사율을 산출하고, 이를 기초로 대상체 내에 존재하는 크로모포어의 농도를 산출하며, 구체적인 방법은 앞서 소개한 바와 같다.
- [0078] 이상에서 설명한 본 발명의 실시예에 따른 신호 처리 방법 또는 체성분 분석 방법은, 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행 가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 이러한 기록 매체는 컴퓨터 판독 가능 매체를 포함하며, 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체를 포함하며, 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다.
- [0079] 전술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.
- [0080] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

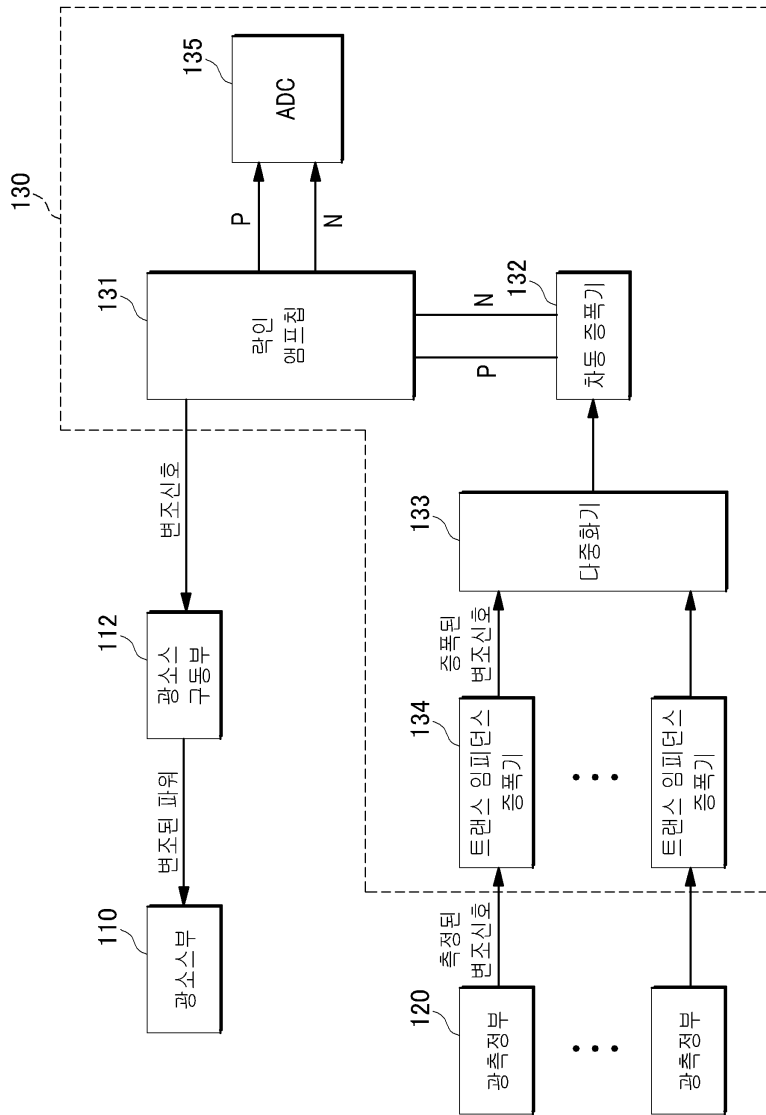
**부호의 설명**

- [0081] 10: 시냅스 소자
- 20: 전압 공급부
- 30: 제어부

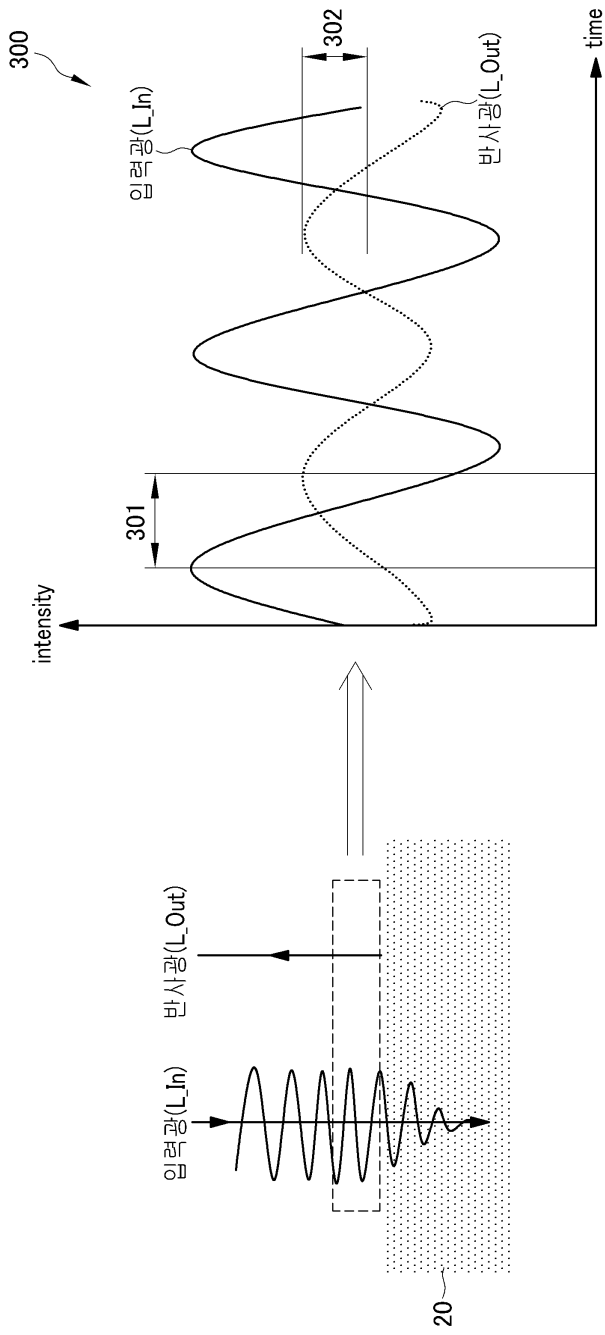
도면  
도면1



도면2



도면3



도면4

