



(52) CPC특허분류

*A61B 5/0261* (2013.01)

*A61B 5/6898* (2013.01)

*A61B 5/7207* (2013.01)

*A61B 5/7225* (2013.01)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

광학 맥박수 센서로서,

광원 신호를 타겟 측정 위치로 출력하기 위한 발광 다이오드(LED)와, 상기 발광 다이오드로부터 출력된 광원 신호를 미리 결정된 제 1주파수에서 온/오프 변조시키기 위하여, 상기 발광 다이오드에 신호 전달 가능하도록 결합된 전류 펄스 드라이버를 포함하는 광원 회로; 및

바이어스 전압에 연결되며, 그리고 상기 발광 다이오드가 온될 때 상기 변조된 광 신호와 배경광 신호에 응답하여 상기 타겟 측정 위치로부터 반사 또는 이산(scattered)된 타겟 광 신호를 검출하는 것 및 상기 발광 다이오드가 오프될 때 상기 배경광 신호를 검출하는 것에 응답하여 검출기 전류를 발생하도록 구성되는 광 검출 포토다이오드, 상기 포토다이오드에 신호 전달 가능하게 결합된 스위치들로 구성되는 스위치 열(bank) 및 상기 스위치 열에 신호 전달 가능하도록 결합된 커패시터를 포함하는 검출기 회로를 포함하되,

상기 스위치 열은 스위치 사이클 동안 상기 발생된 검출기 전류에 의하여 상기 커패시터 상에 통합된 전하들에 기초하여 상기 배경광 신호가 제거된 상기 타겟 광 신호를 나타내는 인테그레이터(integrator) 신호를 발생시키기 위하여, 서로 반대 위상의 상기 전류 펄스 드라이버의 펄스 신호들에 응답하여 스위치 온/오프를 실시하는, 광학 맥박수 센서.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 스위치 열은 상기 커패시터 내에 전하를 서로 반대되는 방향으로 교번적으로 통합하기 위한 상기 인테그레이터 신호를 발생시키기 위하여, 서로 반대 위상의 펄스 신호들에 응답하여 스위치 온/오프하도록 구성되는, 광학 맥박수 센서.

#### 청구항 3

제1항에 있어서, 상기 인테그레이터 신호는 상기 검출기 전류 내에 존재하는 상기 배경광 신호를 상쇄하기 위하여 사용되는, 광학 맥박수 센서.

#### 청구항 4

광학 맥박수 센서로서,

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 따른 광원 회로 및 검출기 회로를 포함하되,

상기 광원 회로는,

제2 광원 신호를 상기 타겟 측정 위치로 출력하기 위한 제2 발광 다이오드, 및

상기 제2 발광 다이오드로부터 출력된 상기 제2 광원 신호를 상기 미리 결정된 제1 주파수와는 다른 미리 결정된 제2 주파수에서 온/오프 변조시키기 위하여, 상기 제2 발광 다이오드에 신호 전달 가능하게 결합되는 제2 전류 펄스 드라이버를 포함하는, 광학 맥박수 센서.

#### 청구항 5

제4항에 있어서, 서로 다른 주파수의 상기 변조된 광 신호들은 움직임 아티팩트(artifacts)를 보상하기 위하여 감산(subtracted)되는, 광학 맥박수 센서.

#### 청구항 6

맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 방법으로서,

광원으로부터 타겟 측정 위치로 광원 신호를 발광하는 단계;

상기 광원으로부터 미리 결정된 주파수에서 발광된 광원 신호를, 상기 광원에 신호 전달 가능하게 결합된 전류

펄스 드라이버에 의하여, 변조시키는 단계;

변조된 광 신호에 응답하여 상기 타겟 측정 위치로부터 반사 또는 이산된 타겟 광 신호의 검출에 따라 검출기 전류를 광 검출 포토다이오드로부터 발생시키는 단계; 및

스위치 사이클 동안 상기 발생된 검출기 전류에 따라 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계를 포함하되,

상기 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계는 서로 반대 위상의 펄스 신호에 응답하여 커패시터에 신호 전달 가능하도록 결합된 스위치들로 구성된 스위치 열을 스위치 온/오프시키는 단계를 포함하는, 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 방법.

**청구항 7**

제6항에 있어서, 상기 인테그레이터 신호를 발생시키기 위하여 상기 서로 반대 위상의 펄스 신호에 응답하여 스위치 열을 스위치 온/오프시키는 단계는 상기 커패시터 내에 전하를 서로 반대 방향으로 교번적으로 통합시키는 단계를 포함하는, 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 방법.

**청구항 8**

제6항에 있어서, 상기 검출기 전류 내에 존재하는 배경광을 상쇄시키기 위하여 상기 인테그레이터 신호가 사용되는, 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 방법.

**청구항 9**

제6항에 있어서, 상기 인테그레이터 신호는 맥박수에 연관시키기 위하여 사용될 수 있는, 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 방법.

**청구항 10**

제6항에 있어서, 또 다른 광원을 또 다른 광원에 의하여 발광시키는 단계; 및

상기 미리 결정된 주파수와는 다른 미리 결정된 또 다른 주파수에서 다른 광원으로부터 발광된 다른 광원 신호를, 다른 광원에 신호 전달 가능하게 결합된 또 다른 전류 펄스 드라이버에 의하여 변조시키는 단계를 더 포함하는, 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 방법.

**청구항 11**

제10항에 있어서, 상기 검출기 전류를 발생시키는 단계는,

변조된 광 신호 및 다른 변조된 광 신호에 응답하여 상기 타겟 측정 위치로부터 반사 또는 이산된 타겟 광 신호의 검출에 따라 상기 검출기 전류를 상기 광 검출 포토다이오드로부터 발생시키는 단계; 및

발생된 상기 검출기 전류에 기초하여 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계를 포함하는, 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 방법.

**청구항 12**

제11항에 있어서, 서로 다른 주파수의 상기 변조된 광 신호들은 움직임 아티팩트를 보상하기 위하여 감산되는, 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 방법.

**청구항 13**

삭제

**청구항 14**

삭제

**청구항 15**

삭제



에 기초하여 인테그레이터(integrator) 신호를 발생하기 위하여 서로 반대 위상(phase)의 펄스 신호에 응답하여 스위치 온/오프할 수 있다.

**과제의 해결 수단**

- [0007] 광학 맥박수 센서는 다음의 특징들 중 한 개 또는 그 이상을 포함하기 위하여, 다양한 방법으로 실시될 수 있다. 스위치 열은 서로 반대 방향으로 커패시터 내에 전하를 교번적으로 통합시키기 위한 인테그레이터 신호를 발생시키기 위하여 서로 반대 위상의 펄스 신호에 응답하여 스위치 온/오프할 수 있다. 인테그레이터 신호는 검출기 전류 내에 존재하는 배경광 신호를 상쇄시키기 위하여 사용될 수 있다. 인테그레이터 신호는 맥박수에 연관시키기 위하여 사용될 수 있다.
- [0008] 또 다른 양상에 있어서, 광학 맥박수 센서가 개시된다. 상기 광학 맥박수 센서는 광원 회로를 포함한다. 광원 회로는 제1 광원 신호를 타겟 측정 위치로 출력하기 위한 제1 LED와, 제2 광원 신호를 타겟 측정 위치로 출력하기 위한 제2 LED와, 제1 LED로부터 출력된 제1 광원 신호를 소정의 제1 주파수에서 변조시키기 위하여 제1 LED에 신호 전달 가능하게 결합된 제1 전류 펄스 드라이버(driver)와, 제2 LED로부터 출력된 제2 광원 신호를 상기 소정의 제1 주파수와는 다른 소정의 제2 주파수에서 변조시키기 위하여 제2 LED에 신호 전달 가능하게 결합된 제2 전류 펄스 드라이버를 포함한다. 상기 광학 맥박수 센서는 검출기 회로를 포함한다. 상기 검출기 회로는 바이어스 전압에 연결된 광 검출 포토다이오드를 포함한다. 광 검출 포토다이오드는 변조된 광 신호에 응답하여 타겟 측정 위치로부터 반사 또는 이산된 타겟 광 신호의 검출에 따라 검출기 전류를 발생시킬 수 있다. 검출기 회로는 포토다이오드에 신호 전달 가능하게 스위치들로 구성된 스위치 열과, 상기 스위치 열에 신호 전달 가능하게 결합된 커패시터를 포함한다. 스위치 열은 광 검출 포토다이오드로부터 발생된 검출기 전류가 반대 방향으로 커패시터 내에 전하를 교번적으로 통합할 수 있도록, 서로 반대 위상의 펄스신호에 응답하여 스위치 온/오프할 수 있다. 스위치 열은 반대 방향으로 커패시터 내에 전하를 교번적으로 통합화한 것에 기초하여 인테그레이터 신호를 발생시키기 위하여, 서로 반대 위상의 펄스 신호에 응답하여 스위치 온/오프할 수 있다. 인테그레이터 신호는 검출기 전류 내에 존재하는 배경광 신호를 상쇄시키기 위하여 사용될 수 있다. 서로 다른 주파수의 변조된 광 신호들은 움직임 아티팩트(artifact)를 보상하기 위하여 감산(subtracted)될 수 있다. 인테그레이터 신호는 맥박수에 연관시키기 위하여 사용될 수 있다.
- [0009] 또 다른 양상에 있어서, 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 예시적인 공정이 개시된다. 상기 공정은 광원 신호를 광원으로부터 타겟 측정 위치로 발광시키는 단계를 포함한다. 상기 공정은 광원에 신호 전달 가능하게 결합된 전류 펄스 드라이버에 의하여, 광원으로부터 발광된 광원 신호를 소정의 주파수에서 변조시키는 단계를 포함한다. 상기 공정은 변조된 광 신호에 응답하여 타겟 측정 위치로부터 반사 또는 이산된 타겟 광 신호의 검출에 따라 검출기 전류를 광 검출 포토다이오드로부터 발생시키는 단계를 포함한다. 상기 공정은 발생된 검출기 전류에 기초하여 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계를 포함한다.
- [0010] 상기 공정은 다음의 특징들 중 한 개 또는 그 이상을 포함하기 위하여 다양한 방법으로 구현될 수 있다. 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계는 서로 반대 위상의 펄스 신호에 응답하여 신호 전달 가능하게 결합된 스위치 열을 스위치 온/오프하는 단계를 포함할 수 있다. 인테그레이터 신호를 발생시키기 위하여 서로 반대 위상의 펄스 신호에 응답하여 스위치 열을 스위치 온/오프시키는 단계는 전하를 커패시터 내에 서로 반대되는 방향으로 교번적으로 통합시키는 단계를 포함한다. 인테그레이터 신호는 검출기 전류 내에 존재하는 배경광 신호를 상쇄시키기 위하여 사용될 수 있다. 인테그레이터 신호는 맥박수에 연관시키기 위하여 사용될 수 있다. 상기 공정은 또 다른 광원을 또 다른 광원에 의하여 발광시키는 단계와; 상기 소정의 주파수와는 다른 또 다른 소정의 주파수에서 다른 광원으로부터 발광된 다른 광원 신호를, 상기 다른 광원에 신호 전달 가능하게 결합된 또 다른 전류 펄스 드라이버에 의하여 변조시키는 단계를 포함한다. 상기 검출기 전류를 발생시키는 단계는 변조된 광 신호와 또 다른 변조된 광 신호에 응답하여, 타겟 측정 위치로부터 반사 또는 이산된 타겟 광 신호의 검출에 따라 검출기 전류를 광 검출 다이오드로부터 발생시키는 단계와; 발생된 검출기 전류에 기초하여 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계를 포함할 수 있다. 서로 다른 주파수의 변조된 광 신호들은 움직임 아티팩트를 보상하기 위하여 감산될 수 있다.
- [0011] 또 다른 양상에 있어서, 광학 맥박수 센서가 개시된다. 광학 맥박수 센서는 광원 신호를 타겟 측정 위치로 발광시키기 위한 광 발광 수단을 포함한다. 상기 광학 맥박수 센서는 소정의 주파수에서 광 발광 수단으로부터 발광된 광원 신호를 변조시키기 위한 신호 변조 수단을 포함한다. 광학 맥박수 센서는 변조된 광 신호에 응답하여, 타겟 측정 위치로부터 반사 또는 이산된 타겟 광 신호의 검출에 따라 검출기 전류를 발생시키기 위한 광 검출기 수단을 포함한다. 광학 맥박수 센서는 커패시터가 전하를 축적할 수 있도록, 커패시터로의 전기적인 연결을 턴-

온/오프시키기 위한 스위칭 수단을 포함한다.

**발명의 효과**

[0012] 광 맥박수 센서는 다음의 특징들 중 한 개 또는 그 이상을 포함하기 위하여 다양한 방법으로 구현될 수 있다. 예를 들면, 스위칭 수단은 커패시터 내에 서로 반대 방향으로 전하를 교번적으로 통합시키기 위한 인테그레이터 신호를 발생시키기 위하여 서로 반대 위상의 펄스 신호에 응답하여 커패시터로의 연결을 스위치 온/오프하도록 구성될 수 있다. 상기 인테그레이터 신호는 맥박수에 연관시키기 위하여 사용될 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0013] 도 1은 광의 서로 다른 파장을 흡수하기 위한 인간 혈액의 예시적인 흡수 특성을 도시하는 도면이다.
  - 도 2는 심박동 사이클의 서로 다른 위상의 혈액에 해당하는 광의 서로 다른 파장의 예시적인 광세기를 도시하는 도면이다.
  - 도 3a 및 도 3b는 맥박수를 측정하기 위한 예시적인 광센서를 도시하는 도면이다.
  - 도 4는 광학 맥박수 센서로부터 출력된 예시적인 신호를 도시하는 도면이다.
  - 도 5a 및 도 5b는 다양한 간섭을 보상하도록 구성되는 예시적인 맥박수 센서를 도시하는 도면이다.
  - 도 6은 개선된 광학 맥박수 센서로부터 출력된 예시적인 신호를 도시하는 도면이다.
  - 도 7a 및 도 7b는 맥박수를 광학적으로 측정하기 위한 예시적인 공정들을 도시하는 공정 흐름도이다.
  - 도 8은 예시적인 센서 구성을 도시하는 블록도이다.
  - 도 9는 예시적인 생물 검출을 도시하는 도면이다.
  - 도 10은 생물 검출 기술의 예시적인 적용을 도시하는 블록도이다.
  - 도 11은 예시적인 압력 힘 모니터링을 도시하는 도면이다.
  - 도 12는 펄스 프로파일이 서로 다른 혈관들에서 변하는 것을 표시하는 예시적인 혈액 흐름 성능 모니터링으로 도시하는 도면 모음이다.
  - 도 13은 예시적인 혈액 흐름 속도 프로파일을 도시하는 도면이다.
  - 도 14는 혈액 흐름 속도 모니터링과 같은 예시적인 혈액 흐름 성능 모니터링을 도시하는 도면이다.
  - 도 15는 본 특허 문헌에 공개된 혈액 센서를 구현하기 위한 예시적인 최종 사용자 장치를 도시하는 평면도이다.
- 다양한 도면에서 유사한 참조 문자 및 번호들은 유사한 요소를 뜻한다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0014] 본 명세서에 기술된 맥박수 센서는 스마트 워치와 같은 휴대용 장치의 일부로서 맥박수 센서를 착용하고 있는 사용자로부터 맥박수 데이터를 획득하는데 필요한 하드웨어 및 소프트웨어를 포함한다. 상기 맥박수 센서는 사용자로부터 계속적으로 맥박수 센서 데이터를 수집하고, 센서 데이터 분석의 정확도를 개선시키기 위하여, 상기 맥박수 센서 데이터를 다른 센서로부터 출력된 센서 데이터와 조합시키고, 관련 피드백 정보를 사용자에게 제공할 수 있다. 그리고 상기 맥박수 센서는 스마트폰 또는 태블릿과 같은 개인 휴대용 장치와 짝을 이루어, 수집된 센서 데이터를 짝을 이룬 장치(paired device) 상에서 사용자에게 의하여 수행된 행동들과 연관시킬 수 있다. 맥박수 센서는 직접적으로 또는 맥박수 센서를 포함하는 스마트 워치와 같은 호스트 장치를 통하여 개인 휴대용 장치와 짝을 이룰 수 있다. 상기 호스트 장치 또는 짝을 이룬 개인 휴대용 장치를 통하여, 맥박수 센서로부터 출력된 센서 데이터는 클라우드 서버에 전송되어, 맥박수 데이터를 수집하고, 추가적인 분석을 위하여 동일한 호스트 장치로부터 출력된 다른 센서 데이터와 연관시키고, 수집된 센서 데이터와 연관 분석 데이터의 통계적 분석 내용을 제공할 수 있다.

[0015] 사용자 움직임의 정도를 측정할 뿐 아니라, 활동 중에 있는 사용자 움직임의 세기를 측정하기 위하여, 그리고 건강 관련 활동(예를 들면, 달리기, 수영, 걷기 등)을 보다 정확하게 추적하기 위하여, 맥박수 센서 데이터는 움직임을 포함한 다른 센서 데이터와, 동일한 호스트 장치로부터의 다른 생체 센서들과 조합될 수 있다. 맥박수

센서 데이터는, 예를 들어, 보다 많은 열량을 태우는 활동들을 확인하기 위하여 움직임 센서 데이터와 조합될 수 있다.

[0016] 건강 추적 적용과 유사하게, 움직임 및 맥박수로 조합된 센싱은 의학적으로 현저한 증상을 확인하고, 확인된 의학적으로 현저한 증상과 관련된 자동화된 메시지 또는 경고의 전송을 촉발시키고, 소정의 필요한 조치를 취하기 위하여 사용될 수 있다.

[0017] 설명된 기술, 장치 및 시스템 및 이와 관련된 예시들의 다양한 특징들이 아래에 설명될 것이다.

[0018] 인간 혈액에 의한 광 흡수

[0019] 광학 맥박수 센서는 인간 혈액에 의한 광의 서로 다른 파장의 다양한 흡수를 측정한다. 도 1은 광의 서로 다른 파장을 흡수하기 위한 인간 혈액의 예시적인 흡수 특징들을 도시하는 그래프(100)이다. 인간 혈액의 광 흡수 특징에 영향을 주는 인자들은 혈액 스트림 내의 서로 다른 수준의 산소 포화도와, 서로 다른 위상의 심박동 또는 맥박수 사이클을 포함한다. 광학 맥박수 센서는 심박동 사이클을 정확하게 추적하는 신호를 얻기 위하여, 인간 조직을 통과하거나, 인간 조직으로부터 이산되어 돌아가는 서로 다른 파장의 세기를 측정할 수 있다. 도 2는 심박동 사이클의 서로 다른 위상에서의 혈액에 해당하는 광의 서로 다른 파장의 예시적인 광세기를 도시하는 그래프(200)이다. 도 2는 맥동 동맥혈(210), 비맥동 동맥혈(220), 정맥혈(230) 및 조직(240)에 대한 광세기를 도시한다. 모든 다른 조건(예를 들면, 수단, 광 방향, 세기 및 검출 효율 등 전부가 동일한 상태를 유지)들이 동일하다는 것을 가정하면, 광의 서로 다른 파장들은 서로 다른 진폭을 갖는다. 인간 혈액의 이러한 광 특성에 기초하여, 사용자의 맥박수가 정확하게 측정될 수 있다.

[0020] 도 3a 및 도 3b는 맥박수를 측정하기 위한 예시적인 광센서(300)를 도시한다. 광센서(300)는 측정 위치에 해당하는 인간 손 또는 팔로부터 인간 맥박수를 측정하는데 특히 유용할 수 있다. 광센서(300)는 광원 회로(301) 및 검출기 회로(305)를 포함한다. 광원 회로(301)는 예를 들어 연산 증폭기(op-amp)를 이용하여 구현될 수 있으며, LED(L1)(304)로부터 출력된 광 출력 신호를 소정의 주파수에서 변조시킬 수 있는 전류 펄스 드라이버(Q1)(302)를 포함한다. 상기 LED(L1)(304)는 온/오프 위상으로 동등하게 구동될 수 있다. 전류 펄스 드라이버(Q1)(302)는 LED(L1)(302)로부터 출력된 광 출력 신호를 변조시키기 위하여 펄스 신호(S)(310 및 316) 및 (Sb)(312 및 314)를 이용할 수 있다.

[0021] 검출기 회로(305)는 바이어스 전압(Vbias)(308)과 연결된 광 검출 포토다이오드(D1)(306)와, 스위치(M1)(320), (M2)(322), (M3)(324) 및 (M4)(326)의 열(bank) 및 커패시터(C)(318)를 포함한다. 스위치(M1)(320), (M2)(322), (M3)(324) 및 (M4)(326)의 열은 포토다이오드(D1)(306)로부터 출력된 포토 전류가 커패시터(C)(318)의 교번적 전하 통합화를 서로 반대 방향으로 수행할 수 있도록, 서로 반대의 위상(S)(310 및 316) 및 (Sb)(312 및 314)를 갖는 펄스 신호에 의하여 구동된다. 실질적으로 일정하게 유지되거나 또는 주파수의 광 신호와 비교하여 매우 늦게 변화하는 배경광 신호가 존재하는 상태에서, 교번적인 전하 통합화는 배경광 신호를 상쇄시키는데 사용될 수 있다. LED(L1)(304)로부터 출력된 광 출력 신호는 동일한 주파수 및 인테그레이터 위상의 동일한 위상에 의하여 변조되기 때문에, 포토다이오드(D1)(304)로부터 출력된 포토 전류는 각각의 스위치 사이클로 추가될 수 있다. 따라서 인테그레이터 신호는 스위치 사이클의 증가하는 개수에 따라 증가한다. 차동 증폭기(329)는 인테그레이터 신호(328)를 증폭시킬 수 있으며, 상기 차동 증폭기의 출력 신호는 저장 장치(330)에 저장될 수 있다.

[0022] 도 4는 광 맥박수 센서로부터 출력된 예시적인 신호를 도시한다. 반대 위상의 예시적인 펄스 신호(S)(400) 및 (Sb)(402)는 포토다이오드(예를 들면, 도 3a 및 도 3b의 (D1)(306))로부터 출력된 포토 전류가 커패시터(예를 들면, 도 3a 및 도 3b의 (C)(318))의 교번 전하 통합화를 서로 반대 방향으로 수행할 수 있도록, 도 3a 및 도 3b에 도시된 스위치(예를 들면, (M1)(320), (M2)(322), (M3)(324) 및 (M4)(326))의 열을 구동시킨다. 동일한 펄스신호(S)(400)는 인간 조직으로부터 반사되어, 포토다이오드에 의하여 검출된 광을 유도하도록 구성되는 LED(예를 들면 (L)(304))로부터 출력된 광 출력 신호(IL)(404)를 변조시킨다. 배경광이 없는 상태에서, 커패시터에 연결된 스위치 열로부터 출력된 인테그레이터 신호(O1)(406)는 각각의 스위치 사이클에서 연속하여 증가한다. 일정한 배경광이 존재하는 상태에서, 인테그레이터 신호(O2)(408)는 전체 신호 증폭이 증가하는 동안에, 위아래로 움직이는(seesaw) 것이 관찰될 수 있다. 배경광이 존재하고 그리고 존재하지 않은 상태에서의 인테그레이터 신호(O1)(406) 및 (O2)(408)에 보이는 것과 같이, 일정한 배경광 신호 부분은 LED 광 신호가 선형으로 통합되는 동안에, 각각의 스위치 사이클에서 추가되거나, 감소된다.

[0023] 도 5a 및 도 5b는 다양한 간섭을 보상하도록 구성되는 예시적인 맥박수 센서를 도시한다. 인간 팔에 입사되는

광 신호의 일반적인 측정 방법에서, 이산하는 광 신호에서 이용 가능한 부분은 전체 이산 광 신호의 1/1000 내지 1/10000 정도이다. 이에 따라, 인테그레이터 신호를 증폭시키는 차동 증폭기(예를 들면, 차동 증폭기(318))는 매우 큰 동적인 범위일 수 있으며, 이는 그에 대한 유용성을 절감시킬 수 있다. 측정되고 있는 인간 팔의 움직임은 광 스캐터(scatter) 경로를 변경시킨다. 차동 증폭기의 큰 동적인 범위와 인간 팔 움직임의 간섭은 심박동 신호를 정확하게 측정하기 위한 광학 맥박수 센서의 능력을 방해할 수 있다.

[0024] 상기에 설명한 문제를 극복 또는 보상하기 위하여, 도 5a 및 도 5b에 도시된 것과 같은 개선된 광학 맥박수 센서(500)가 사용될 수 있다. 도 3a 및 도 3b의 맥박수 센서(300)에 유사하게, 개선된 맥박수 센서(500)는 광원 회로(501) 및 검출기 회로(505)를 포함한다. 도 3a 및 도 3b의 광학 맥박수 센서(300)와는 달리, 개선된 광 맥박수 센서(500)의 광원 회로(501)는 독립적인 펄스 구동 회로(Q1)(504A) 및 (Q2)(504B)에 의하여 구동되는 각각의 LED를 2개의 서로 다른 파장으로 작동시키도록 구성되는 2개의 LED(L1)(502A) 및 (L2)(502B)를 포함한다. 펄스 구동 회로(Q1)(504A) 및 (Q2)(504B) 각각은 서로 반대 위상(180도 차)을 갖는 동일한 펄스를 만들어낼 수 있다. 관심 대상 인간 조직(예를 들면, 손가락 또는 팔)으로 전송되기 이전에, 2개의 LED(L1)(502A) 및 (L2)(502B)에서 발광된 광신호들이 잘 혼합될 수 있도록, 2개의 LED(L1)(502A) 및 (L2)(502B)는 선택 가능한 광 믹서(an optional optical light mixer)와 서로 함께 인접하여 위치한다. 2개의 LED(L1)(502A) 및 (L2)(502B)의 파장은 목표에 해당하는 인간 조직에 대하여 서로 다른 흡수도를 갖도록 선택될 수 있다. 예를 들면, 적색(650nm) 및 적외선(800~850nm) 광 파장이 2개의 LED(L1)(502A) 및 (L2)(502B)용으로 선택될 수 있다. 서로 다른 광 파장은 산소가 포함 및 미포함된 혈액들 사이에 광의 흡수도에서의 현저한 차이를 반영하고, 이와 연관되도록 선택될 수 있다.

[0025] 검출기 회로(505)는 검출기 회로(305)와 실질적으로 유사할 수 있다. 예를 들면, 검출기 회로(505)는 바이어스 전압(Vbias)(508)에 연결된 광 검출 포토다이오드(D1)(506)와, 스위치(M1)(520), (M2)(522), (M3)(524) 및 (M4)(526)의 열(bank)과 커패시터(C)(518)를 포함한다. 상기 스위치(M1)(520), (M2)(522), (M3)(524) 및 (M4)(526)의 열은 포토다이오드 (D1)(506)로부터 출력된 포토 전류가 커패시터(C)(518)의 교번적인 전하 통합을 서로 반대방향으로 실시할 수 있도록, 반대 위상(S)(510 및 516) 및 (Sb)(512 및 514)을 갖는 펄스 신호에 의하여 구동된다. 차동 증폭기(529)는 인테그레이터 신호(528)를 증폭시킬 수 있으며, 차동 증폭기의 출력 신호는 저장 장치(530)에 저장될 수 있다.

[0026] 도 5a 및 도 5b의 검출기 회로(505)는 LED(L1)(502) 및 LED(L2)(504)에 의하여 발생되고, 광 검출 포토다이오드(D1)(506)에 의하여 검출된 포토 전류를 계속하여 통합할 수 있다. 또한, 검출기 회로(505)는 LED(L1)(502) 및 LED(L2)(504)의 두 파장 사이의 신호들을 감산할 수 있다. 통합되고, 감산된 신호, 즉 얻어진 결과 신호는 배경광이 없는 상태이다. 왜냐하면, 배경광은 LED(L1)(502) 및 LED(L2)(504)로부터 출력된 변조된 신호의 주파수 또는 위상을 갖지 않는 DC 신호이기 때문이다. 도 6은 배경 신호가 없는 결과적인 신호를 도시한다.

[0027] 도 6은 개선된 맥박수 센서에서 출력된 예시적인 신호들을 도시하는 도면이다. 반대 위상의 예시적인 펄스 신호 (S)(600) 및 (Sb)(602)들은 포토다이오드(예를 들면, 도 3a 및 도 3b의 (D1)(506))로부터 출력된 포토 전류가 커패시터(예를 들면, 도 5a 및 도 5b의 (C)(518))의 교번적 전하 통합을 서로 반대방향으로 수행할 수 있도록, 도 5a 및 도 5b에 도시된 바와 같은 스위치(M1)(520), (M2)(522), (M3)(524) 및 (M4)(526)의 열을 구동한다. 동일한 펄스 신호(S)(600) 및 (Sb)(602)는 인간 조직으로부터 반사되고, 포토다이오드(D1)(506)에 의하여 검출된 2개의 서로 다른 파장으로 광 신호들을 유도하는 2개의 LED(예를 들면, (L1)(502A) 및 (L2)(502B))로부터 출력된 광 출력 신호(IL1)(604) 및 (IL2)(606)를 변조시킨다. 일정한 배경광 신호가 존재하는 상태에서, 인테그레이터 신호, 즉 결과 신호(Od)(608)는 LED 광 신호가 선형으로 집적되는 동안에, 실질적으로 일정한 배경광 신호 부분이 없는 것으로 보일 수 있다.

[0028] 추가로, 결과 신호는 심박동의 서로 다른 위상에서 인간 혈액의 서로 다른 광 흡수 특성에 해당하기 때문에, 상기 결과 신호는 사용자의 심박동 신호에 연관된다.

[0029] 결과 신호는 다음의 몇 가지 잠재적장점을 갖는다. (1) 결과 신호는 심박동 신호와 연관된 상당히 큰 부분(즉, 배경 신호가 제거)을 갖는다. (2) 2개의 LED의 서로 다른 2개의 파장이 인간이 움직이는 동안에 동일한 경로를 따라 이동하기 때문에, 상기 결과 신호는 인간 움직임 아티팩트에 덜 민감하며, 이에 따라 2개의 LED의 2개의 파장의 신호는 그러한 움직임에 동기되어 변한다. 2개의 파장 신호의 감산은 움직임 효과를 줄일 수 있다. (3) 2개의 LED의 펄스 세기는 심박동 신호와의 신호 연관성을 극대화하거나, 개선시키기 위하여 조정될 수 있다.

[0030] 도 7a 및 도 7b는 맥박수를 광학적으로 센싱하기 위한 예시적인 공정(700 및 760)을 도시하는 공정 흐름 도면이다. 공정(700)은 광원 신호를 광원으로부터 타겟 측정 위치로 발광시키는 단계(710)를 포함한다. 상기 공정

(700)은 소정의 주파수에서 광원으로부터 발광된 광원 신호를, 광원에 신호 전달 가능하게 연결된 전류 펄스 드라이버에 의하여 변조시키는 단계(720)를 포함한다. 상기 공정(700)은 변조된 광 신호에 응답하여, 타겟 측정 위치에서 반사 또는 이산된 타겟 광 신호의 검출에 따라, 검출기 전류를 광 검출 포토다이오드로부터 발생시키는 단계(730)를 포함한다. 상기 공정(700)은 발생된 검출기 전류에 기초하여 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계(740)를 포함한다.

[0031] 공정(700)은 다음의 특징들 중 한 개 또는 그 이상을 포함하기 위하여, 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계를 포함하도록 구현될 수 있다. 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계는 서로 반대 위상의 펄스 신호에 응답하여 커패시터에 신호 전달 가능하게 결합된 스위치들의 열(bank)을 스위치 온/오프하는 단계를 포함할 수 있다. 인테그레이터 신호를 발생시키기 위하여 서로 다른 위상의 펄스 신호에 응답하여 스위치 열을 스위칭 온/오프하는 단계는 커패시터 내에 전하를 서로 반대되는 방향으로 교번적으로 통합시키는 단계를 포함할 수 있다. 인테그레이터 신호는 검출기 전류 내에 존재하는 배경광 신호를 상쇄시키는데 사용될 수 있다. 인테그레이터 신호는 맥박수에 연관시키기 위하여 사용될 수 있다. 상기 공정은 또 다른 광원을 또 다른 광원에 의하여 발광시키는 단계(715)와; 상기 소정의 주파수와는 다른 또 소정의 다른 주파수에서 다른 광원으로부터 발광된 다른 광원 신호를, 다른 광원에 신호 전달 가능하게 결합된 또 다른 전류 펄스 드라이버에 의하여 변조시키는 단계(725)를 포함한다. 검출기 전류를 발생시키는 단계는 변조된 광 신호 및 다른 변조된 광 신호에 응답하여, 타겟 측정 위치에서 반사 또는 이산된 타겟 광 신호의 검출에 따라, 검출기 전류를, 광 검출 포토다이오드로부터 발생시키는 단계(735)와; 발생된 검출기 전류에 기초하여 인테그레이터 신호를 발생시키는 단계(745)를 포함할 수 있다. 서로 다른 주파수의 변조된 광 신호는 움직임 아티팩트를 보상하기 위하여 감소될 수 있다.

[0032] 센서 적용

[0033] 도 8은 예시적인 센서(800)의 구성을 도시하는 블록도이다. 상기 센서(800)는 센서(300 또는 500)와 유사하게 구성될 수 있다. 센서(800)는 광원(809) 및 패키징 재료(811)와 같은 기판 상에 배치된 포토다이오드와 같은 수광 포토검출기 어레이(807)를 포함할 수 있다. 광원(809) 및 수광 포토검출기 어레이는 광원(809)과 수광 포토검출기 어레이(807) 사이에 광 차단기(light blocker)(813)를 배치하여 서로로부터 이격될 수 있다. 발광된 광 빔이 포토검출기 어레이(807)에 직접 미치지 못하도록, 광 차단기(813)는 광원(809)으로부터 발광된 광 빔(815)을 차단한다.

[0034] 일부 구현예에 있어서, 광 윈도우(805)가 광원(809) 및 수광 포토검출기(807)를 보호하기 위하여, 광원(809) 및 수광 포토검출기(807) 상에 위치된다. 사람의 피부와 같은 모니터링되는 물체(801)는 광 윈도우(805)를 접촉할 수 있지만, 광원(809) 및 수광 포토검출기(807)는 접촉하지 않을 것이다. 센서(300, 500 및 800)는 심박동, 가압력, 호흡 등에 따라 변하는 혈액 흐름(803)을 검출하기 위하여 사람의 피부를 모니터링할 수 있다.

[0035] 광원(809)으로부터 발광된 광 빔(815)이 모니터링되고 있는 물체에 들어오면, 상기 물체 내의 조직은 발광된 광(815)의 소정 부분을 수광 포토검출기 어레이(807) 내로 이산 광(817)의 형태로 이산시킨다. 포토검출기 어레이(807)에 의하여 수광된 이산 광(817)을 분석함으로써, 일련의 정보를 얻을 수 있다.

[0036] 센서(300, 500 및 800)는 수많은 동적 매개변수를 얻기 위하여 혈액 모니터링을 실시하는데 사용될 수 있다. 혈액 모니터링을 위한 동적 매개변수들의 예시는 심박동, 맥박수, 생물 검출, 압력 힘, 혈관 동적 성능 및 일부 혈액 흐름 속도를 포함한다.

[0037] 예를 들면, 도 1 및 도 2 그리고 도 8을 참조하여 위에서 설명한 바와 같이, 센서(300, 500 및 800)는 맥박수 또는 심박동 모니터링을 수행하기 위하여 사용될 수 있다. 심장이 박동을 하면, 펄스 압력은 혈액을 동맥 내로 흐르도록 펌핑을 하고, 이에 따라 모니터링되고 있는 물체의 소광비(extinction ratio)는 펄스에 따라 변한다. 포토검출기(807)에 의하여 수광된 이산 광 신호는 펄스 정보를 담고 있다. 센서(300, 500 및 800)는 사람에 의하여 착용될 수 있고, 사람의 피부와 접촉할 수 있는, 손목시계, 헤드셋, 이어셋 또는 다른 장치들과 같은 다수의 장치 내에서 구현될 수 있다.

[0038] 도 9는 예시적인 생물 검출을 도시하는 도면이다. 심박동 센서(300, 500 및 800)는 생물을 검출하기 위하여 사용될 수 있다. 복수의 광 파장이 생물 검출을 수행하는데 사용될 수 있다. 도 9는 2개의 광원을 사용하여 수행되는 모니터링으로 얻어지는 결과들을 도시한다. 각각의 광원은 서로 다른 파장으로 발광된다.

[0039] 살아있지 않은 물체가 센서를 접촉하면, 포토검출기의 수신 신호는 사전에 정의된 신호 강도 레벨(902)을 보여 준다. 살아 있는 손가락과 같은 생물이 센서를 접촉하면, 포토검출기의 수신 신호는 사전에 결정된 신호 강도 레벨(902)과는 다른 신호 강도 레벨(904)을 보여 준다. 소광비가 서로 다른 파장에 대하여 서로 다르기 때문에,

살아 있는 손가락은 시간이 경과함에 따라 변하는 서로 다른 신호 강도 레벨들을 포함한다. 생물을 검출하기 위한 이와 같은 검출 기술은 접촉하는 물체가 생물인지의 여부를 빠르게 결정할 수 있다. 도 9에 도시된 바와 같이, 펄스 형상의 신호는 혈액 펄스라기보다는 복수의 접촉을 나타낸다. 비생물체에 의한 다수의 유사 접촉은 살아있는 손가락과 동일한 신호 강도를 보이지 않고, 소정의 신호 레벨을 그대로 유지한다.

[0040] 도 10은 생물 검출 기술의 예시적인 적용예를 도시하는 블록도이다. 생물 검출은 이동형 플랫폼 보안 개선의 방법을 통하여 많은 적용예에서 구현될 수 있다. 예를 들면, 생물 검출을 위한 혈액 모니터링은 스마트폰과 같은 이동형 장치(901) 내에서 구현될 수 있다. 센서(903)를 접촉하는 물체(907)가 생물인지를 상기에 설명한 생물 검출 방법을 이용하여 검출하기 위하여, 센서(300, 500 및 800)와 실질적으로 유사한 방법에 따라 구현될 수 있는 센서(903)는 이동형 장치(901)의 홈 버튼(905) 내에 배치되거나 또는 터치스크린 어셈블리의 일 부분으로서 배치될 수 있다. 일부 실시예에 있어서, 센서(903)는 병사의 건강 상태를 점검하기 위하여 병사에게 지급되는 군 장비 내에 설치될 수도 있다.

[0041] 도 11은 예시적인 압력 힘 모니터링을 도시하는 도면이다. 센서(300, 500 및 800)와 같은 심박동 센서는 광원에서 발광된 광의 복수의 파장을 이용하여, 압력 힘을 모니터링하기 위하여 사용될 수 있다. 도 11은 2개의 광원을 이용한 압력 힘 모니터링의 결과를 도시하는 도면이다. 각각의 광원은 서로 다른 파장으로 발광된다.

[0042] 살아 있는 손가락이 센서를 접촉하면, 소광비가 살아있는 물체에 대한 서로 다른 파장에 대하여 서로 다르기 때문에, 포토검출기 어레이에서 수신된 신호는 살아 있지 않은 물체로부터의 접촉의 경우와 비교하여, 다른 신호 강도 레벨을 보여준다. 도 11에 도시된 바와 같이, 펄스 형상의 신호는 혈액 펄스라기보다는, 다수의 접촉을 뜻한다.

[0043] 생물에 의하여 인가된 압력 힘의 증가는 포토검출기 어레이에서 수신된 신호 진폭과 함께 동맥 내의 혈액의 흐름에 영향을 준다. 압력 힘이 증가함에 따라, 동맥 혈액 신호와 정맥 혈액 신호 사이의 신호 증폭 차이가 감소하게 된다. 압력 힘이 충분히 강한 경우, 동맥 혈액 신호는 정맥 혈액 신호보다 더 강하게 될 수 있다. 이러한 신호들을 비교함으로써, 압력 힘을 검출하기 위한 교정(calibration)이 수행될 수 있다.

[0044] 도 12는 펄스 프로파일이 서로 다른 혈관에 대하여 다른 것을 보여주는 예시적인 혈액 흐름 성능 모니터링을 도시하는 도면 모음이다. 혈액 흐름 성능은 모니터링되고 있는 사람의 건강 상태와 밀접하게 관련되어 있다. 하이 피크와 로우 피크 사이의 차이는 심장 건강 상태 및 혈관 성능을 포함하여, 사람의 혈액 흐름 시스템의 품질을 반영한다.

[0045] 표 1은 서로 다른 혈관 내의 혈액에 대한 예시적인 심장 수축 속도, 일반적인 속도 및 심장 확장 속도를 표시한다.

표 1

분류	심장 수축 속도 (cm/s)	일반 속도 (cm/s)	심장 확장 속도 (cm/s)
대동맥	100		
상완동맥		50	
노동맥	30		20
척골동맥	30		20
저절한 디지털 동맥		10	
모세혈관동맥		0.03-0.1	

[0046]

[0047] 도 13은 예시적인 혈액 흐름 속도 프로파일을 도시하는 도면이다. 중앙부(1302)에서의 혈액 흐름 속도가 혈관의 다른 부분보다 더 높다. 소정의 동맥에서, 혈액 흐름 속도는 혈압에 비례한다. 다수의 심박동 센서를 이용함으

로써, 국부 혈액 흐름 속도가 검출될 수 있고, 혈압이 더 추가로 모니터링될 수 있다.

[0048] 도 14는 혈액 흐름 속도 모니터링과 같은 예시적인 혈액 흐름 성능 모니터링을 도시하는 도면이다. 예를 들면, 손의 다수의 위치가 센서에 접촉하고, 혈액 흐름 속도를 모니터링하는데 사용될 수 있다. 예시적인 위치들은 손가락의 위치(1 및 2)를 포함할 수 있다. 다른 예시적인 위치들은 팔의 피부에서 손목 노동맥, 척골동맥, 라무스(ramus) 후측 동맥 또는 모세혈관 동맥 위의 위치(3 및 4)를 포함할 수 있다. 임의의 2개의 위치 사이의 펄스 시간 지연을 비교함으로써, 혈액 흐름 속도가 결정될 수 있다.

[0049] 도 15는 본 특허 문서에 개시된 혈액 센서(300, 500 또는 800)를 구현하기 위한 예시적인 최종 사용자 장치를 도시하는 평면도이다. 혈액 센서(300, 500 또는 800)는 본 특허 문헌에 공개된 다양한 검출 기술들을 실시하기에 적절한 전자 장치(1300)를 구현하는데 사용될 수 있다. 전자장치(1300)의 예시들은 스마트폰과 같은 이동형 장치(1302), 태블릿 컴퓨터(1304), 랩톱(1306), 웨어러블 장치(1308) 및 이어-폰(1310)을 포함한다. 웨어러블 장치(1308)는 사용자가 착용할 수 있는 스마트워치, 암밴드, 피트니스 트랙커 및 다른 유사한 장치들을 포함할 수 있다.

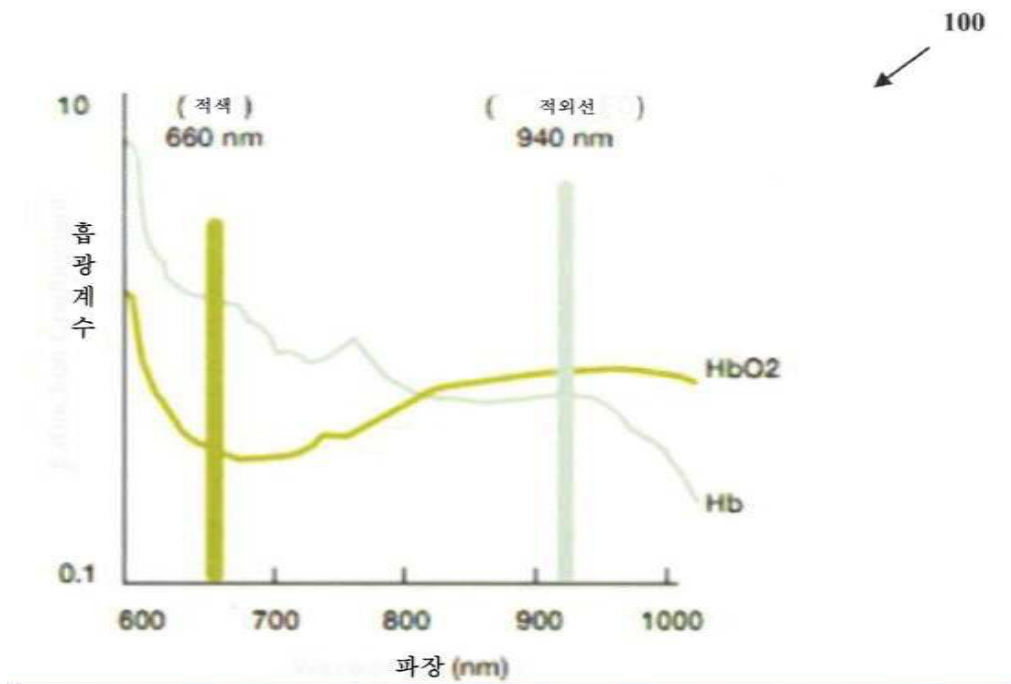
[0050] 본 문서가 다양한 구체적인 내용들을 포함하고 있지만, 이러한 내용이 청구되는 발명의 범위를 제한하는 것으로 해석되어서는 안 되며, 특정 발명의 특정 실시예에 구체적인 특징에 대한 상세한 설명으로 해석되어야 한다. 별도 실시예의 맥락에서 본 명세서에 기술된 특징들은 단일의 실시예에서 조합되어 구현될 수도 있다. 이와는 반대로, 단일의 실시예의 맥락에서 기술된 다양한 특징들은 각각 별도로 복수의 실시예 또는 소정의 특정 하위 실시예의 형태로 구현될 수 있다. 그리고 그러한 특징들이 소정의 조합 형태로 작용하는 것으로 그리고 그러한 특징들이 심지어 최초로 청구된다 할지라도, 청구된 조합으로부터 한 개 또는 그 이상의 특징들은 그러한 조합으로부터 실시될 수 있으며, 청구된 조합은 하위 조합 또는 그러한 하위 조합의 변형에 관한 것일 수도 있다.

[0051] 마찬가지로, 본 발명의 작용들이 특정 순서대로 도면에 도시되었지만, 그러한 작용들이 소정의 결과를 얻기 위하여, 도시된 특정 순서 또는 일련의 순서로만 수행되는 것으로 이해되어서는 안 되고 또는 모든 도시된 작용들이 실시되는 것으로 이해되어서는 안 된다. 특정 상황에서는, 다중 처리 및 병렬 처리가 장점이 될 수 있다. 게다가, 위에서 기술된 실시예들에서 다양한 시스템 요소들의 분리는 모든 실시예에서 그러한 분리가 필수적인 것으로 이해되어서는 안 된다.

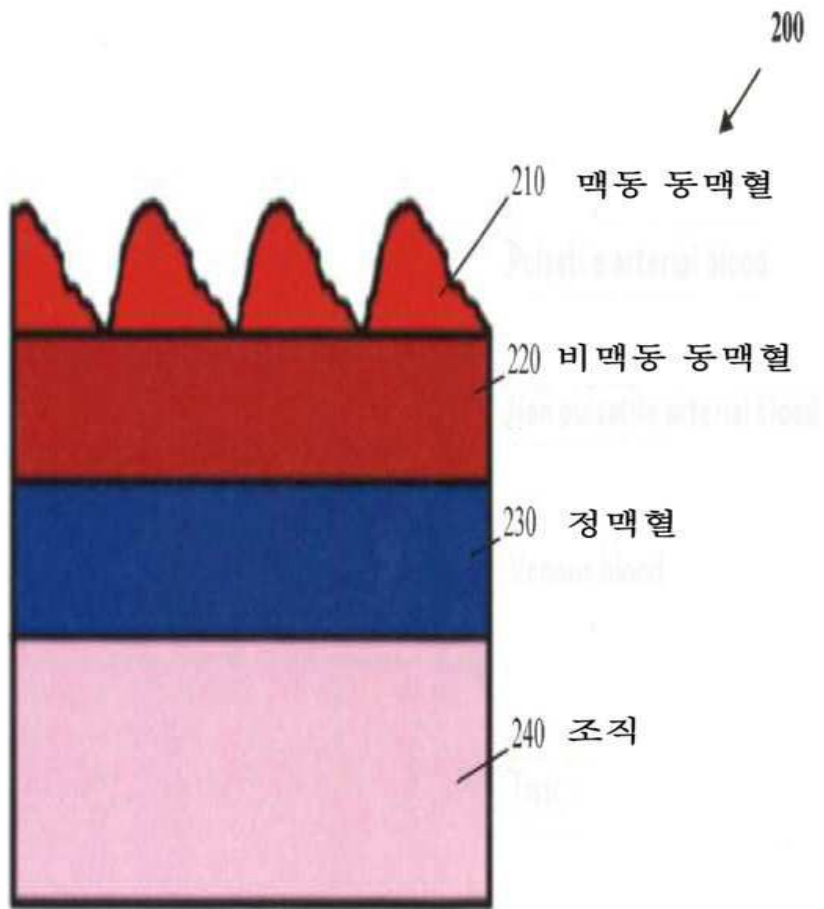
[0052] 단지 일부 구현에 및 예시들이 설명되었으며, 다른 구현에, 개선사항 및 변형들이 본 문서에 기술되고, 도시된 내용에 기초하여 이루어질 수 있다.

**도면**

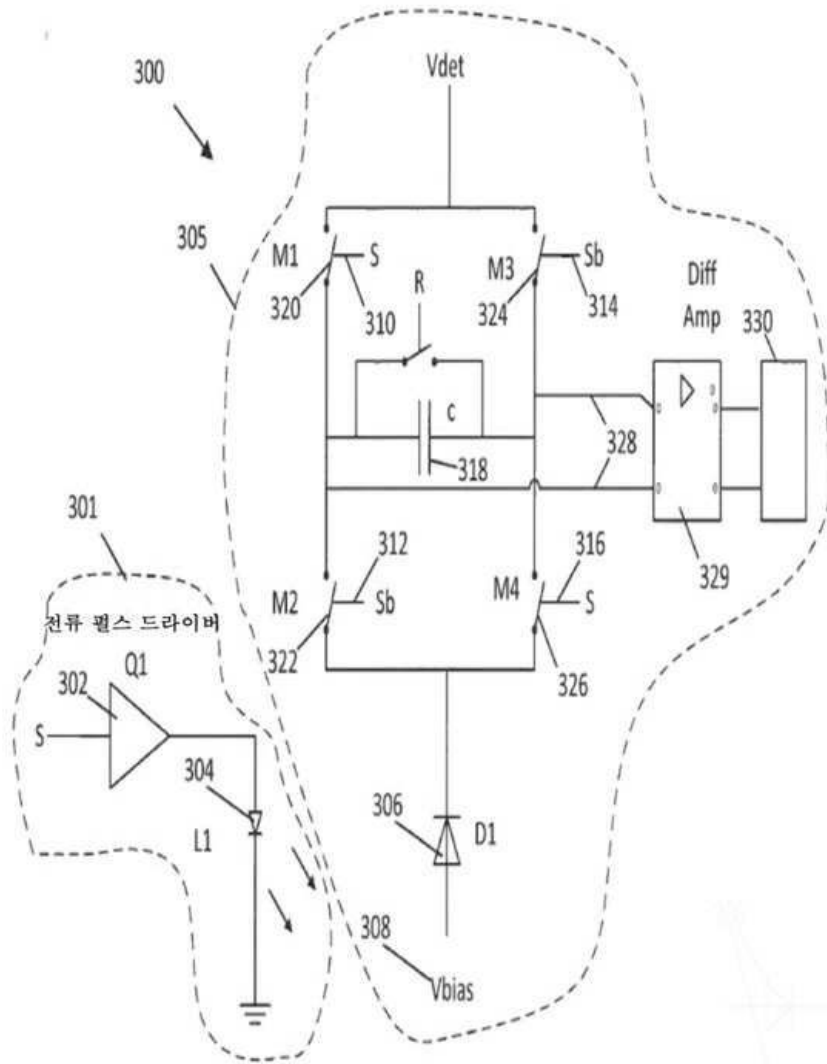
**도면1**



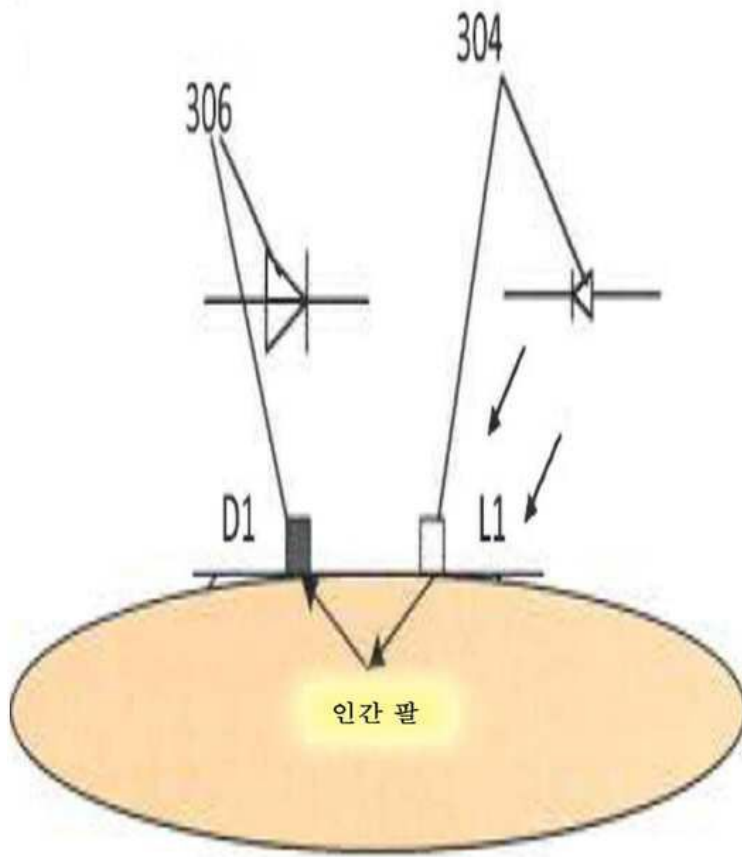
도면2



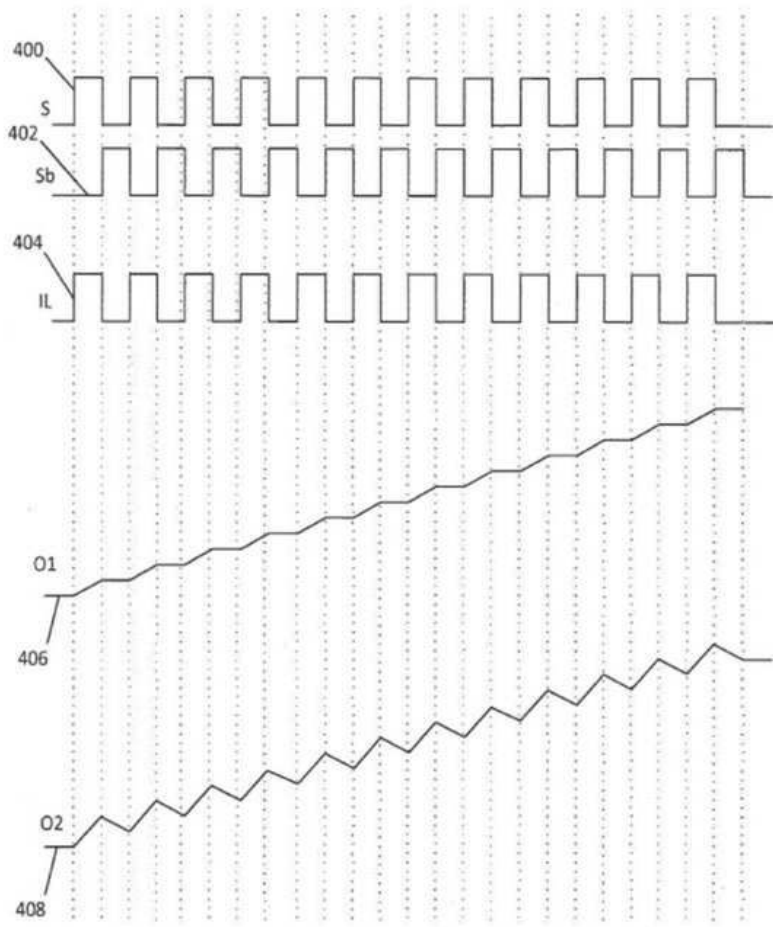
도면3a



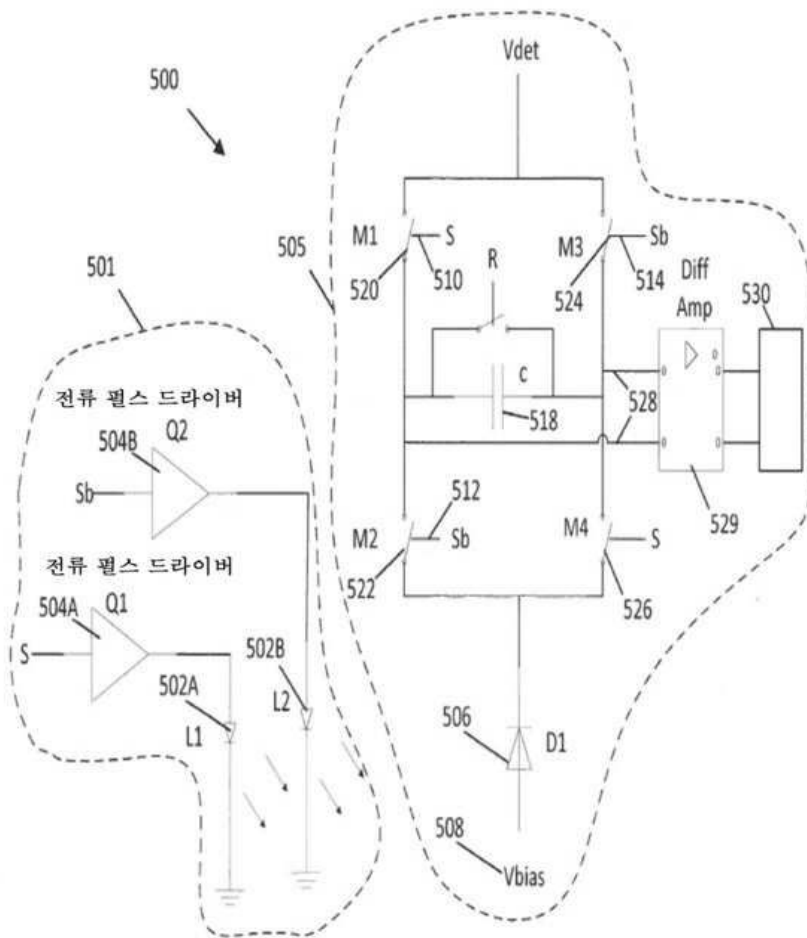
도면3b



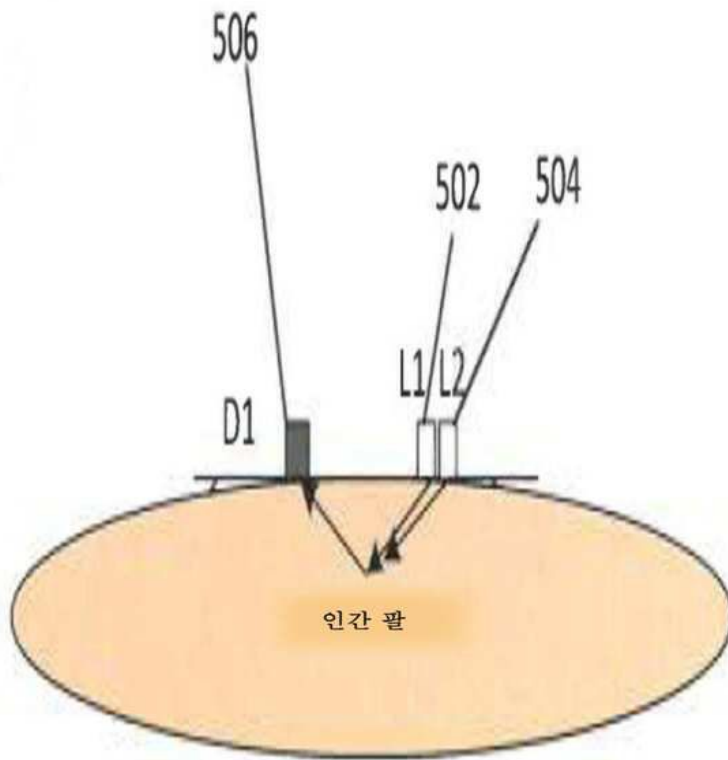
도면4



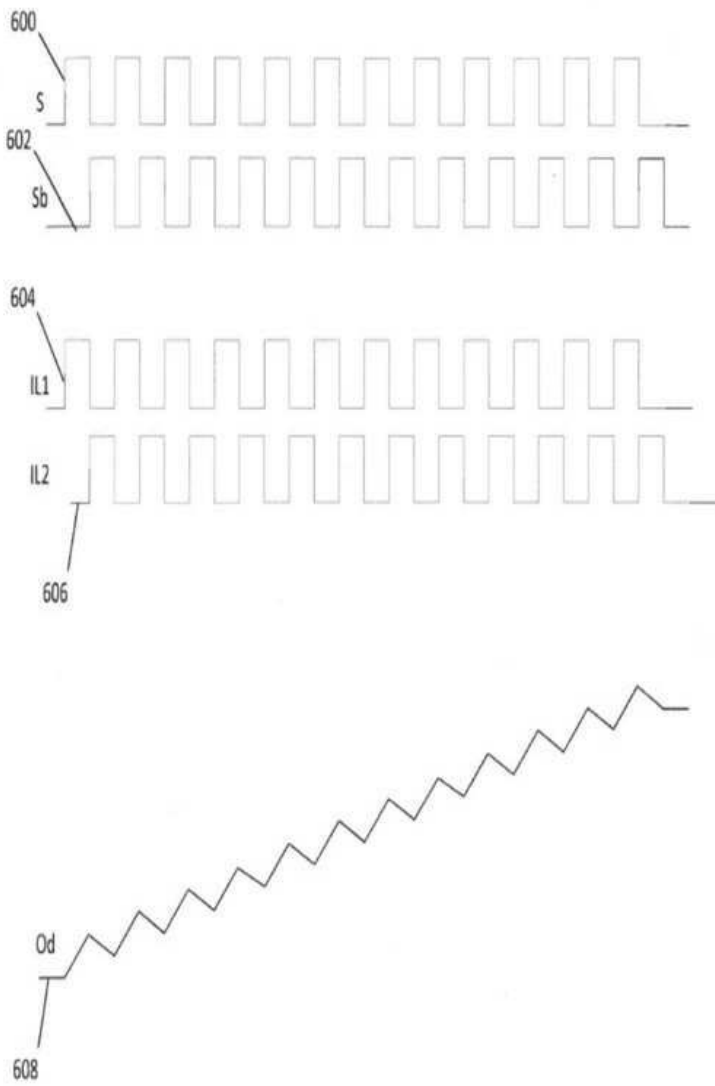
도면5a



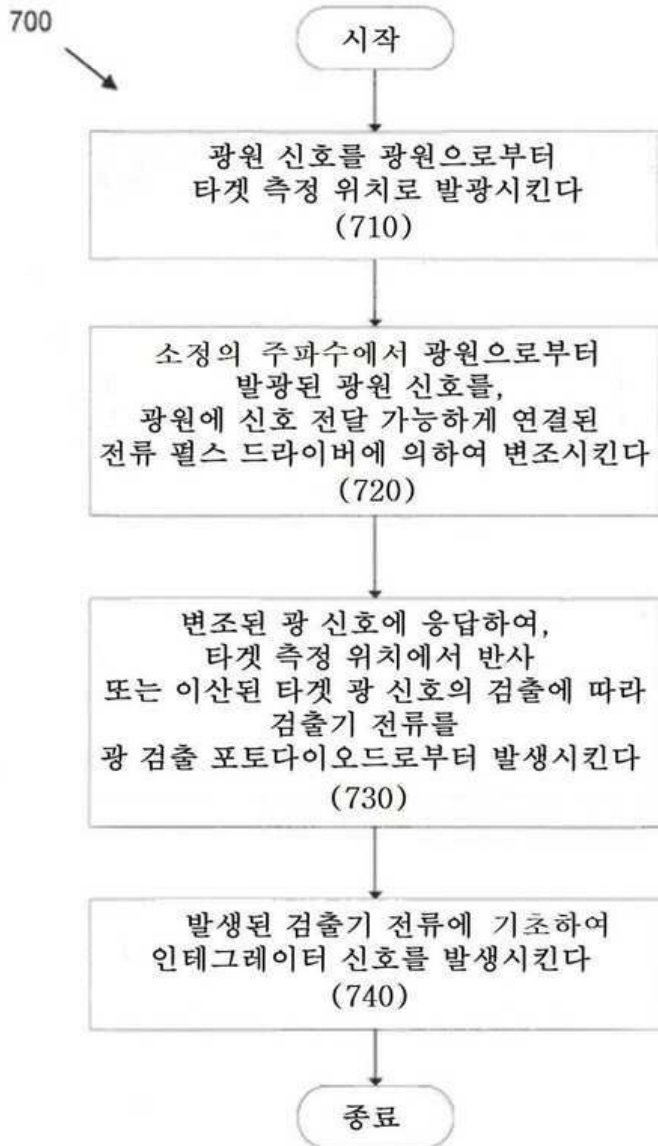
도면5b



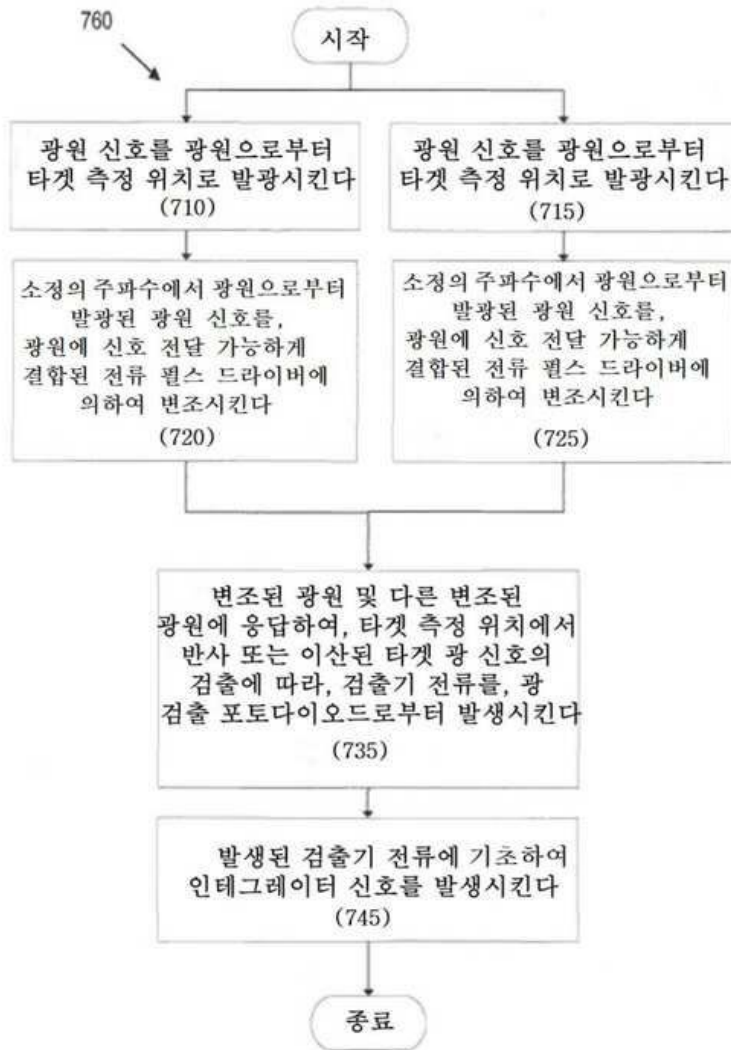
도면6



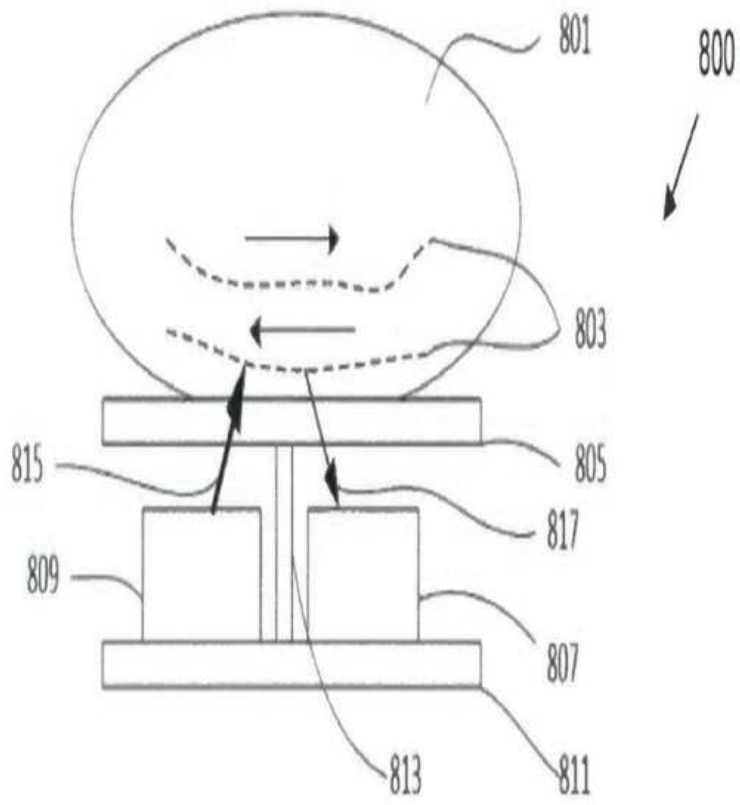
도면7a



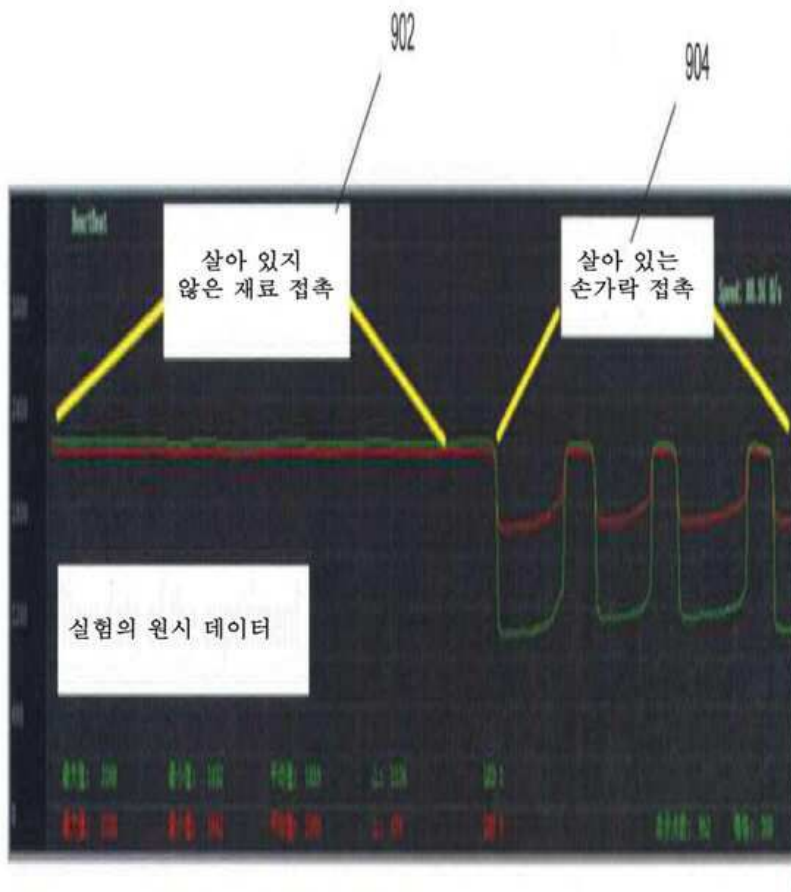
도면7b



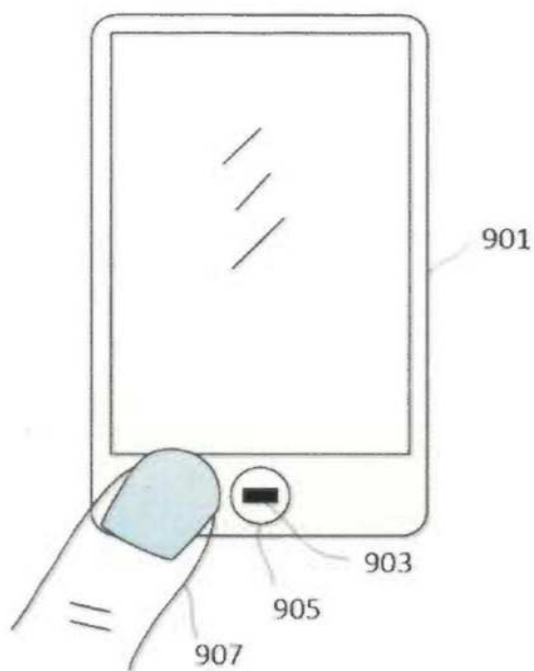
도면8



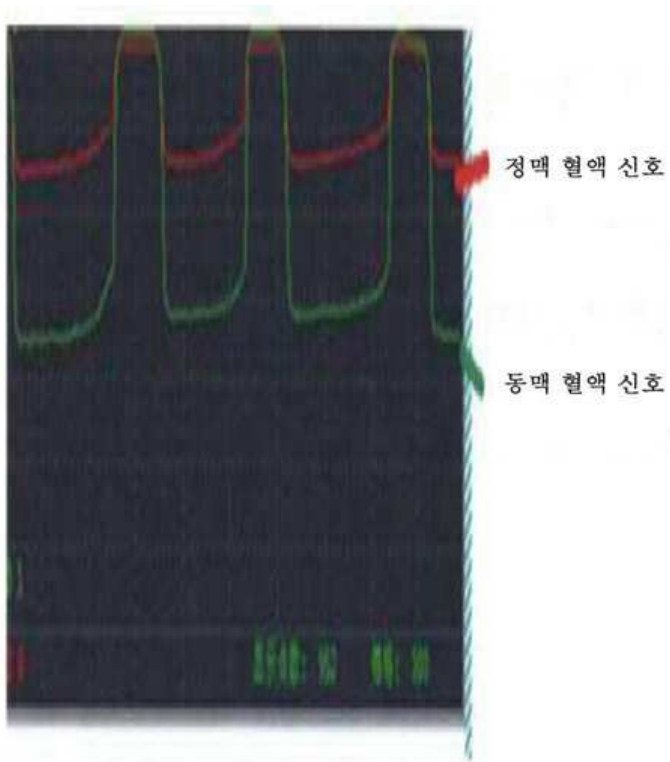
도면9



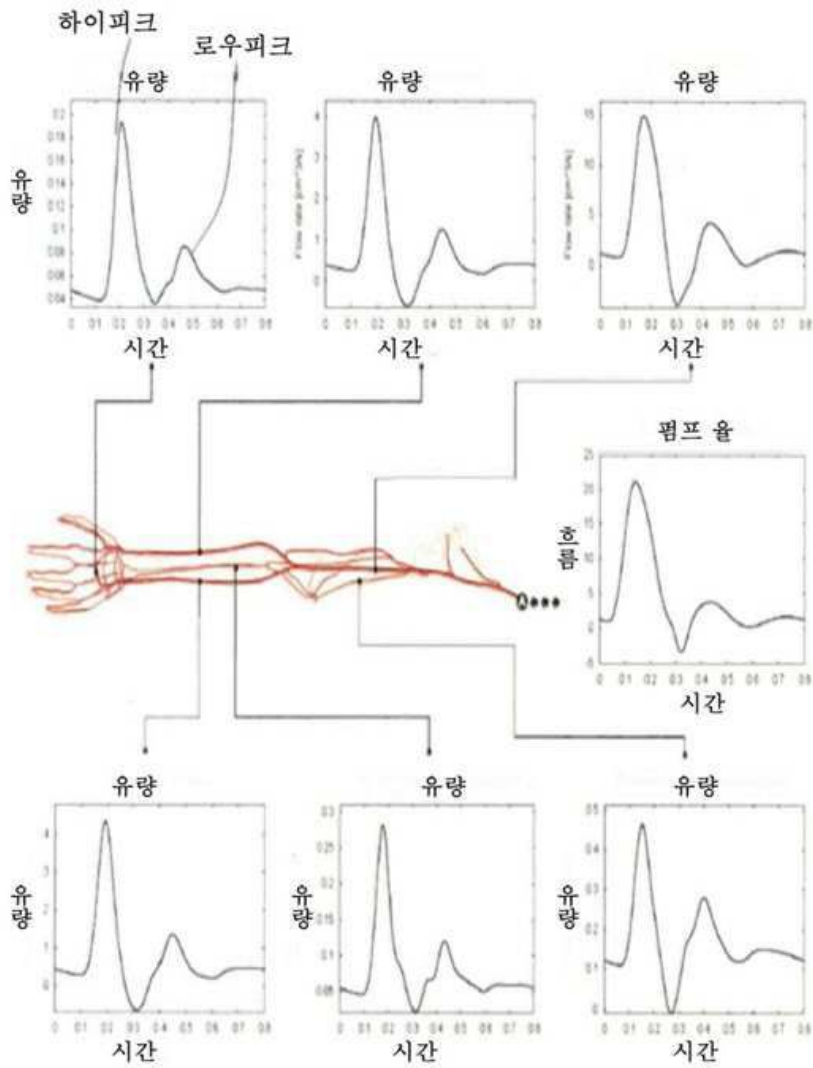
도면10



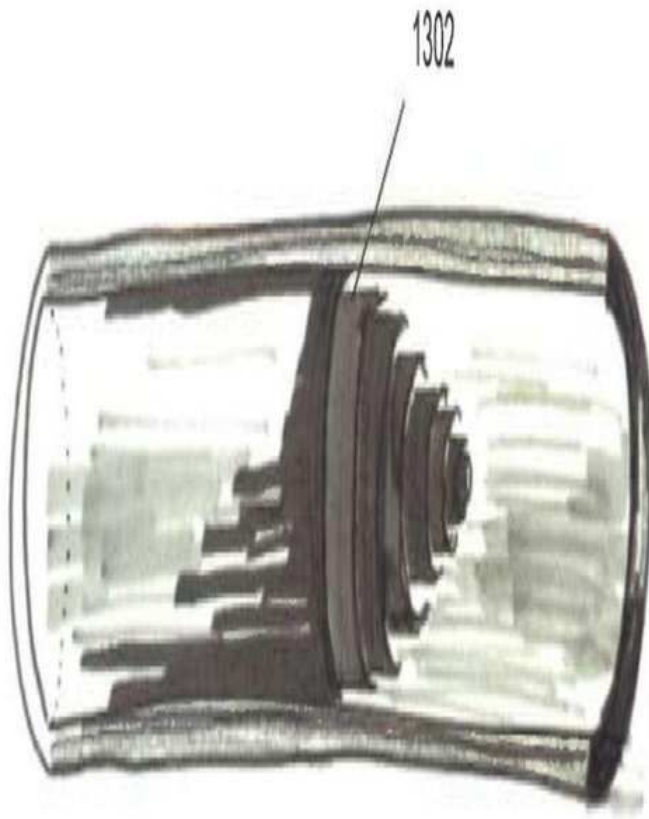
도면11



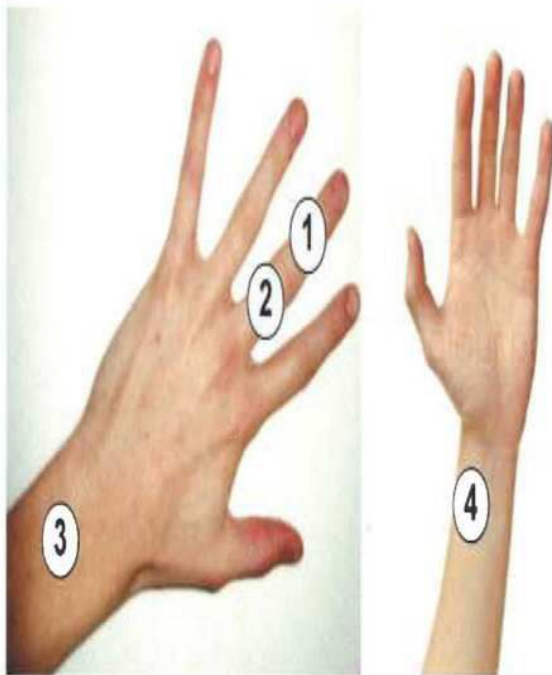
도면12



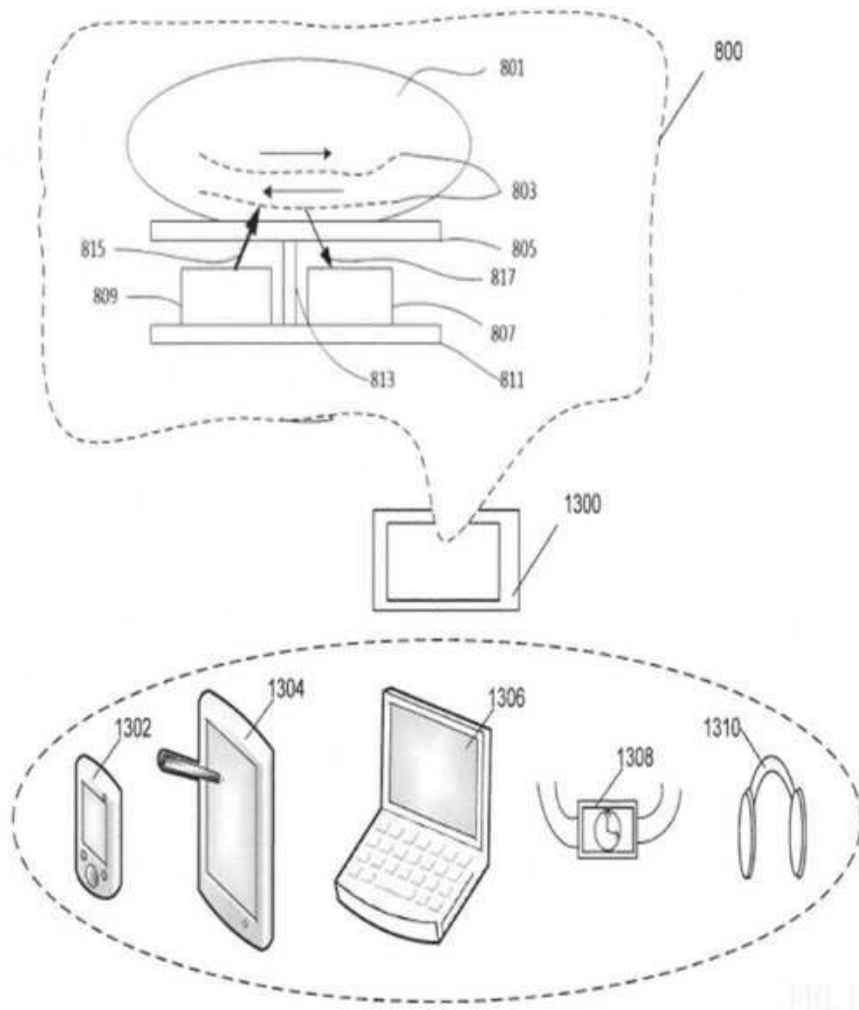
도면13



도면14



도면15



专利名称(译)	光学心率传感器		
公开(公告)号	<a href="#">KR101915374B1</a>	公开(公告)日	2018-11-05
申请号	KR1020167034537	申请日	2015-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市汇顶科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市鼎辉科技有限公司 宣传.狄克斯技术公司, 品牌		
当前申请(专利权)人(译)	宣传.狄克斯技术公司, 品牌		
[标]发明人	PI BO 피보 HE YI 허이		
发明人	피,보 허,이		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/026		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02444 A61B5/0261 A61B5/6898 A61B5/7207 A61B5/7225 A61B5/02416 A61B5/0295 A61B5/14551 A61B5/14552 A61B5/7214 A61B5/7228 A61B5/7242 A61B2560/0233 A61B2560/0247 A61B2562/0238 A61B2562/04		
优先权	62/028206 2014-07-23 US		
其他公开文献	KR1020170002612A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了通过人体血液的颜色响应的光学测量来实现心率传感器的技术，及其系统和设备。光学心率传感器可以包括光源电路，该光源电路包括用于将第一光源信号输出到目标测量位置的第一发光二极管（LED），可传输到信号的第一电流脉冲驱动器在第一LED中竞争为了调制从第二LED输出的第一光源信号，用于输出第二光源信号到目标测量位置，以及调制预定第一频率的第一LED，以及第二电流脉冲驱动器，用于调制第二光源信号以与预定第一频率不同的预定次级频率从第二LED输出的光源信号在第二LED中组合，以便可传输到信号。包括其中光学心率传感器连接到偏置电压的光检测光电二极管的检测器电路可以包括。

