



등록특허 10-2085712



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년03월06일  
(11) 등록번호 10-2085712  
(24) 등록일자 2020년03월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 5/1455** (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-7033907

(22) 출원일자(국제) 2013년05월03일  
심사청구일자 2018년05월03일

(85) 번역문제출일자 2014년12월02일

(65) 공개번호 10-2015-0005700

(43) 공개일자 2015년01월14일

(86) 국제출원번호 PCT/US2013/039575

(87) 국제공개번호 WO 2013/166461  
국제공개일자 2013년11월07일

(30) 우선권주장  
61/642,389 2012년05월03일 미국(US)  
(뒷면에 계속)

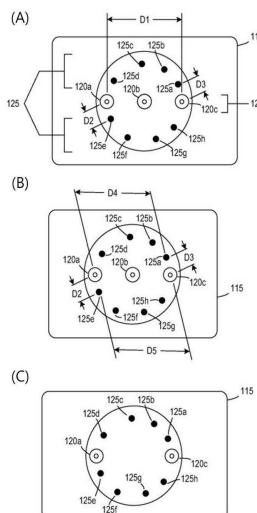
(56) 선행기술조사문현  
JP04846181 B\*  
(뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 28 항

심사관 : 이봉수

(54) 발명의 명칭 **로버스트 캘리브레이션 및 자가-수정을 위한 조직 옥시메트리 프로브 기하학****(57) 요 약**

소형 옥시미터 센서 장치를 위한 센서 헤드는 광원들과 광 검출기들을 포함한다. 소형 옥시미터 센서 장치 임플리멘테이션은 별개의 시스템 유닛에 대해 유선 또는 무선을 통해 연결에 대한 어떠한 요구없이 전제적으로 자장되어 있다. 상기 광원들 및 검출기들은 다양한 광원-검출기 쌍 거리를 가지는 원형 배치로 배열되어 있으며 소형 프로브에서 로버스트 캘리브레이션 및 자가-수정을 가능하게 한다. 다른 광원-검출기 배치도 또한 가능하다.

**대 표 도 - 도2**

(56) 선행기술조사문현

KR1020090016744 A

KR1020000075056 A

JP2006109964 A

JP4846181 B2\*

\*는 심사관에 의하여 인용된 문현

(30) 우선권주장

61/642,393 2012년05월03일 미국(US)

61/642,395 2012년05월03일 미국(US)

61/642,399 2012년05월03일 미국(US)

61/682,146 2012년08월10일 미국(US)

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

핸드헬드(handheld)형 하우징을 포함하는 조직 옥시메트리 장치에 있어서,

상기 핸드헬드형 하우징은,

상기 하우징 내에 수용되는 프로세서;

상기 하우징 내에 수용되며, 상기 프로세서에 결합되는 메모리;

상기 프로세서에 결합되고, 상기 하우징의 외부에서 볼 수 있는 디스플레이;

상기 하우징 내에 수용되고, 상기 프로세서, 상기 메모리 및 상기 디스플레이에 결합되어 전력을 공급하는 배터리; 및

상기 프로세서에 결합되는 센서 모듈;을 포함하고,

상기 센서 모듈은 상기 하우징의 감지봉의 말단에 위치되며 측정될 조직을 향하는 프로브를 포함하며,

상기 프로브는,

제 1 광원 및 제 2 광원;

상기 제 1 광원으로부터 제 1 거리에 있고, 상기 제 2 광원으로부터 제 2 거리에 있으며, 상기 제 1 거리는 상기 제 2 거리보다 큰, 제 1 검출기;

상기 제 1 광원으로부터 제 3 거리에 있고, 상기 제 2 광원으로부터 제 4 거리에 있으며, 상기 제 4 거리는 상기 제 3 거리보다 크고, 상기 제 2 거리는 상기 제 3 거리와 동일한, 제 2 검출기;

상기 제 1 광원으로부터 제 5 거리에 있고, 상기 제 2 광원으로부터 제 6 거리에 있으며, 상기 제 5 거리는 상기 제 1 거리 및 상기 제 2 거리와 다르고, 상기 제 6 거리는 상기 제 1 거리 및 상기 제 2 거리와 다른, 제 3 검출기; 및

상기 제 1 광원으로부터 제 7 거리에 있고, 상기 제 2 광원으로부터 제 8 거리에 있으며, 상기 제 7 거리는 상기 제 1 거리, 상기 제 2 거리 및 상기 제 5 거리와 다르고, 상기 제 8 거리는 상기 제 1 거리, 상기 제 2 거리 및 상기 제 6 거리와 다른, 제 4 검출기;를 포함하고,

상기 제 1 거리는, 상기 제 2 거리, 상기 제 3 거리, 상기 제 5 거리, 상기 제 6 거리, 상기 제 7 거리 및 상기 제 8 거리보다 크고,

상기 제 2 거리는, 상기 제 5 거리, 상기 제 6 거리, 상기 제 7 거리 및 상기 제 8 거리보다 작고,

상기 프로세서는,

상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 1 검출기로부터 제 1 정보를 수집하고,

상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 2 검출기로부터 제 2 정보를 수집하고,

상기 제 1 검출기와 상기 제 1 광원에 대해 제 1 캘리브레이션 함수를 생성하고 상기 메모리에 저장하며,

상기 제 2 검출기와 상기 제 1 광원에 대해 제 2 캘리브레이션 함수를 생성하고 상기 메모리에 저장하도록 구성된 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

#### 청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 제 1 거리는 상기 제 4 거리와 동일한 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

#### 청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 3 검출기로부터 제 3 정보를 수집하고,

상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 4 검출기로부터 제 4 정보를 수집하고,

상기 제 3 검출기와 상기 제 1 광원에 대해 제 3 캘리브레이션 함수를 생성하고 상기 메모리에 저장하며,

상기 제 4 검출기와 상기 제 1 광원에 대해 제 4 캘리브레이션 함수를 생성하고 상기 메모리에 저장하도록 구성된 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

#### 청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 센서 모듈은,

제 1 발광 다이오드와 제 2 발광 다이오드;

상기 제 1 광원과 상기 제 1 발광 다이오드 사이에 결합되는 제 1 광섬유; 및

상기 제 2 광원과 상기 제 2 발광 다이오드 사이에 결합되는 제 2 광섬유;를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

#### 청구항 5

제 4항에 있어서,

상기 제 1 발광 다이오드와 상기 제 2 발광 다이오드는 제 1 인쇄 회로 기판 상에 위치하고,

상기 제 1 검출기, 상기 제 2 검출기, 상기 제 3 검출기 및 상기 제 4 검출기는 제 2 인쇄 회로 기판 상에 위치하고,

상기 제 1 인쇄 회로 기판과 상기 제 2 인쇄 회로 기판은 서로 다른 인쇄 회로 기판이며, 상기 제 2 인쇄 회로 기판이 상기 제 1 인쇄 회로 기판보다 상기 조직에 더 가까운 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

#### 청구항 6

제 5항에 있어서,

상기 제 1 광섬유와 상기 제 2 광섬유 각각의 일부는 상기 제 1 인쇄 회로 기판과 상기 제 2 인쇄 회로 기판 사이에 광학적으로 위치되는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

#### 청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 제 1 광원은 제 1 발광 다이오드를 포함하고, 상기 제 2 광원은 제 2 발광 다이오드를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

## 청구항 8

제 1항에 있어서,  
상기 센서 모듈은,  
검출된 빛을 상기 제 1 검출기로 라우팅하기 위한 제 1 광학 경로;  
검출된 빛을 상기 제 2 검출기로 라우팅하기 위한 제 2 광학 경로;  
검출된 빛을 상기 제 3 검출기로 라우팅하기 위한 제 3 광학 경로; 및  
검출된 빛을 상기 제 4 검출기로 라우팅하기 위한 제 4 광학 경로;를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

## 청구항 9

제 8항에 있어서,  
상기 센서 모듈은 접촉 플레이트를 포함하고, 상기 접촉 플레이트는 상기 제 1 광학 경로, 상기 제 2 광학 경로, 상기 제 3 광학 경로 및 상기 제 4 광학 경로를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

## 청구항 10

제 1항에 있어서,  
상기 제 1 거리와 상기 제 2 거리가 다른 것에 근거해, 상기 프로세서는 상기 제 1 광원으로부터 수신된 제 1 데이터와 상기 제 2 광원으로부터 수신된 제 2 데이터에 기초하여 산소 포화도 값을 결정하도록 구성된 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

## 청구항 11

제 1항에 있어서,  
상기 프로세서는, 광원으로부터 2개의 다른 거리를 가지는 적어도 2개의 검출기로부터 공간적 분해 분광학 측정을 이용하여 산소 포화도 값을 계산하도록 구성되고,  
상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 3 검출기로부터 제 1 수신 데이터가 수신되고, 상기 제 3 검출기는 상기 제 1 광원으로부터 상기 제 5 거리에 있고,  
상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 4 검출기로부터 제 2 수신 데이터가 수신되고, 상기 제 4 검출기는 상기 제 1 광원으로부터 상기 제 7의 거리에 있고,  
상기 프로세서는, 상기 제 5 거리 및 상기 제 7 거리가 서로 다른 공간적 분해 분광학을 이용하는 상기 제 1 수신 데이터와 상기 제 2 수신 데이터를 이용하여 산소 포화도 값을 계산하도록 구성된 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치.

## 청구항 12

제 1항에 있어서,  
상기 장치는 자립형 유닛에 적합한 핸드헬드 조직 옥시메트리 장치이며,  
상기 핸드헬드 조직 옥시메트리 장치가 사용되는 경우,

상기 디스플레이가 상기 장치의 근위 단부에 있고 상기 하우징의 감지봉이 원위 방향으로 상기 장치의 원위 단부까지 연장되는 동안, 상기 프로세서, 상기 메모리, 상기 디스플레이 및 상기 배터리를 포함하는 하우징은 사용자의 엄지 손가락과 검지손가락 사이에서 지지되고,

상기 장치가 사용자의 손에 있는 동안, 사용자는 측정될 조작을 향하도록 상기 프로브를 위치시키는 것을 특징으로 하는 조작 옥시메트리 장치.

### 청구항 13

제 12항에 있어서,

상기 제 1 광원, 상기 제 2 광원, 상기 제 1 검출기, 상기 제 2 검출기, 상기 제 3 검출기 및 상기 제 4 검출기는 상기 측정될 조작의 일측에 배치되는 것을 특징으로 하는 조작 옥시메트리 장치.

### 청구항 14

제 1항에 있어서,

상기 제 1 검출기 및 상기 제 2 검출기는 상기 제 1 광원 및 상기 제 2 광원이 교차하는 라인 상의 지점에 대해 대칭적으로 배치되고,

상기 제 3 검출기 및 상기 제 4 검출기는 상기 제 1 광원 및 상기 제 2 광원이 교차하는 상기 라인 상의 지점에 대해 비대칭적으로 배치되는 것을 특징으로 하는 조작 옥시메트리 장치.

### 청구항 15

핸드헬드 조작 옥시메트리 장치의 하우징을 제공하는 단계를 포함하는 조작 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법에 있어서,

상기 핸드헬드 조작 옥시메트리 장치의 하우징을 제공하는 단계는,

상기 하우징 내에 프로세서를 수용하는 단계;

상기 하우징 내에 상기 프로세서에 결합되는 메모리를 수용하는 단계;

상기 프로세서에 결합되고 상기 하우징의 외부에서 볼 수 있는 디스플레이를 상기 하우징에 결합하는 단계;

상기 하우징 내에 상기 프로세서, 상기 메모리 및 상기 디스플레이에 결합되어 전력을 공급하는 배터리를 수용하는 단계;

상기 하우징의 감지봉을 제공하는 단계;

상기 프로세서에 센서 모듈을 결합하는 단계;를 포함하고,

상기 센서 모듈은, 상기 감지봉의 말단에 의해 유지되고 측정될 조작을 향하는 프로브를 포함하고,

상기 프로브는,

제 1 광원 및 제 2 광원;

상기 제 1 광원으로부터 제 1 거리에 있고, 상기 제 2 광원으로부터 제 2 거리에 있으며, 상기 제 1 거리는 상기 제 2 거리보다 큼, 제 1 검출기;

상기 제 1 광원으로부터 제 3 거리에 있고, 상기 제 2 광원으로부터 제 4 거리에 있으며, 상기 제 4 거리는 상기 제 3 거리보다 크고, 상기 제 2 거리는 상기 제 3 거리와 동일한, 제 2 검출기;

상기 제 1 광원으로부터 제 5 거리에 있고, 상기 제 2 광원으로부터 제 6 거리에 있으며, 상기 제 5 거리는 상기 제 1 거리 및 상기 제 2 거리와 다르고, 상기 제 6 거리는 상기 제 1 거리 및 상기 제 2 거리와 다른, 제 3 검출기; 및

상기 제 1 광원으로부터 제 7 거리에 있고, 상기 제 2 광원으로부터 제 8 거리에 있으며, 상기 제 7 거리는 상기 제 1 거리, 상기 제 2 거리 및 상기 제 5 거리와 다르고, 상기 제 8 거리는 상기 제 1 거리, 상기 제 2 거리 및 상기 제 6 거리와 다른, 제 4 검출기;를 포함하고,

상기 제 1 거리는, 상기 제 2 거리, 상기 제 3 거리, 상기 제 5 거리, 상기 제 6 거리, 상기 제 7 거리 및 상기 제 8 거리보다 크고,

상기 제 2 거리는, 상기 제 5 거리, 상기 제 6 거리, 상기 제 7 거리 및 상기 제 8 거리보다 작고,

상기 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법은,

상기 프로세서가 상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 1 검출기로부터 제 1 정보를 수집하고, 상기 프로세서가 상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 2 검출기로부터 제 2 정보를 수집하도록 하는 단계; 및

상기 프로세서가 상기 제 1 검출기와 상기 제 1 광원에 대해 제 1 캘리브레이션 함수를 생성하고 상기 메모리에 저장하며, 상기 제 2 검출기와 상기 제 1 광원에 대해 제 2 캘리브레이션 함수를 생성하고 상기 메모리에 저장하도록 하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

#### 청구항 16

제 15항에 있어서,

상기 제 1 거리는 상기 제 4 거리와 동일한 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

#### 청구항 17

제 15항에 있어서,

상기 프로세서가 상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 3 검출기로부터 제 3 정보를 수집하고, 상기 프로세서가 상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 4 검출기로부터 제 4 정보를 수집하도록 하는 단계; 및

상기 프로세서가 상기 제 3 검출기와 상기 제 1 광원에 대해 제 3 캘리브레이션 함수를 생성하고 상기 메모리에 저장하며, 상기 제 4 검출기와 상기 제 1 광원에 대해 제 4 캘리브레이션 함수를 생성하고 상기 메모리에 저장하도록 하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

#### 청구항 18

제 15항에 있어서,

상기 센서 모듈은,

제 1 발광 다이오드와 제 2 발광 다이오드;

상기 제 1 광원과 상기 제 1 발광 다이오드 사이에 결합되는 제 1 광섬유; 및

상기 제 2 광원과 상기 제 2 발광 다이오드 사이에 결합되는 제 2 광섬유;를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

#### 청구항 19

제 18항에 있어서,

상기 제 1 발광 다이오드와 상기 제 2 발광 다이오드는 제 1 인쇄 회로 기판 상에 위치하고,

상기 제 1 검출기, 상기 제 2 검출기, 상기 제 3 검출기 및 상기 제 4 검출기는 제 2 인쇄 회로 기판 상에 위치

하고,

상기 제 1 인쇄 회로 기판과 상기 제 2 인쇄 회로 기판은 서로 다른 인쇄 회로 기판이며, 상기 제 2 인쇄 회로 기판이 상기 제 1 인쇄 회로 기판보다 상기 조직에 더 가까운 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 20

제 19항에 있어서,

상기 제 1 광섬유와 상기 제 2 광섬유 각각의 일부는 상기 제 1 인쇄 회로 기판과 상기 제 2 인쇄 회로 기판 사이에 광학적으로 위치되는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 21

제 15항에 있어서,

상기 제 1 광원은 제 1 발광 다이오드를 포함하고, 상기 제 2 광원은 제 2 발광 다이오드를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 22

제 15항에 있어서,

상기 센서 모듈은,

검출된 빛을 상기 제 1 검출기로 라우팅하기 위한 제 1 광학 경로;

검출된 빛을 상기 제 2 검출기로 라우팅하기 위한 제 2 광학 경로;

검출된 빛을 상기 제 3 검출기로 라우팅하기 위한 제 3 광학 경로; 및

검출된 빛을 상기 제 4 검출기로 라우팅하기 위한 제 4 광학 경로;를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 23

제 22항에 있어서,

상기 센서 모듈은 접촉 플레이트를 포함하고, 상기 접촉 플레이트는 상기 제 1 광학 경로, 상기 제 2 광학 경로, 상기 제 3 광학 경로 및 상기 제 4 광학 경로를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 24

제 15항에 있어서,

상기 제 1 거리와 상기 제 2 거리가 다른 것에 근거해, 상기 프로세서는 상기 제 1 광원으로부터 수신된 제 1 데이터와 상기 제 2 광원으로부터 수신된 제 2 데이터에 기초하여 산소 포화도 값을 결정하도록 구성된 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 25

제 15항에 있어서,

상기 프로세서는, 광원으로부터 2개의 다른 거리를 가지는 적어도 2개의 검출기로부터 공간적 분해 분광학 측정을 이용하여 산소 포화도 값을 계산하도록 구성되고,

상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 3 검출기로부터 제 1 수신 데이터가 수신되고, 상기 제 3 검출기는 상기 제 1 광원으로부터 상기 제 5 거리에 있고,

상기 제 1 광원으로부터 발산되는 빛에 응답하여 상기 제 4 검출기로부터 제 2 수신 데이터가 수신되고, 상기 제 4 검출기는 상기 제 1 광원으로부터 상기 제 7의 거리에 있고,

상기 프로세서는, 상기 제 5 거리 및 상기 제 7 거리가 서로 다른 공간적 분해 분광학을 이용하는 상기 제 1 수신 데이터와 상기 제 2 수신 데이터를 이용하여 산소 포화도 값을 계산하도록 구성된 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 26

제 15항에 있어서,

상기 장치는 자립형 유닛에 적합한 핸드헬드 조직 옥시메트리 장치이며,

상기 핸드헬드 조직 옥시메트리 장치가 사용되는 경우,

상기 디스플레이가 상기 장치의 근위 단부에 있고 상기 하우징의 감지봉이 원위 방향으로 상기 장치의 원위 단부까지 연장되는 동안, 상기 프로세서, 상기 메모리, 상기 디스플레이 및 상기 배터리를 포함하는 하우징은 사용자의 엄지 손가락과 검지손가락 사이에서 지지되고,

상기 장치가 사용자의 손에 있는 동안, 사용자는 측정될 조직을 향하도록 상기 프로브를 위치시키는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 27

제 26항에 있어서,

상기 제 1 광원, 상기 제 2 광원, 상기 제 1 검출기, 상기 제 2 검출기, 상기 제 3 검출기 및 상기 제 4 검출기는 상기 측정될 조직의 일측에 배치되는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 28

제 15항에 있어서,

상기 제 1 검출기 및 상기 제 2 검출기는 상기 제 1 광원 및 상기 제 2 광원이 교차하는 라인 상의 지점에 대해 대칭적으로 배치되고,

상기 제 3 검출기 및 상기 제 4 검출기는 상기 제 1 광원 및 상기 제 2 광원이 교차하는 상기 라인 상의 지점에 대해 비대칭적으로 배치되는 것을 특징으로 하는 조직 옥시메트리 장치의 캘리브레이션 방법.

## 청구항 29

삭제

## 청구항 30

삭제

## 청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

### 발명의 설명

#### 기술 분야

[0001] 본 특허출원은 2012.5.3.에 출원된 U.S. 임시출원 61/642,389, 61/642,393, 61/642,395 및 61/642,399와 2012.8.10.에 출원된 U.S. 임시출원 61/682,146의 이익을 주장하며, 이들은 이 출원 내에 인용된 모든 다른 참조문헌들과 함께 참조로서 통합된다.

[0002] 본 발명은 일반적으로 조직의 산소 레벨을 모니터하는 광학 시스템에 관한 것이다. 더 구체적으로, 본 발명은 빛을 발산하고(emit) 검출하기(detect) 위한 센서 헤드 상의 광원 및 검출기를 포함하는 옥시미터(oximeter)에 관한 것이다.

#### 배경 기술

[0003] 옥시미터는 다양한 목적을 위해 인간 및 생물의 조직 내 산소 포화도를 측정하기 위해 사용되는 의료 장치이다. 예를 들면, 옥시미터는 병원 및 다른 의료 시설에서 의료 및 진단 목적(예컨대, 예를 들어 저산소증에 대해 수술, 환자 모니터링 또는 앰뷸런스 또는 다른 이동 모니터링); 스포츠 경기장에서 스포츠 및 운동 경기(athletics) 목적(예로, 프로 선수 모니터링); 개인의 개인적 또는 가정에서의 모니터링(예로, 일반적인 건강 모니터링 또는 마라톤을 위한 개인적 트레이닝); 및 수의과적 목적(예로, 동물 모니터링)을 위해 사용된다.

[0004] 펄스 옥시미터 및 조직 옥시미터는 다른 원리로 작동하는 옥시미터의 두 가지 형태이다. 펄스 옥시미터는 기능하기 위해 펄스를 요구한다. 펄스 옥시미터는 일반적으로 동맥혈을 펄싱하는 것에 기인하는 빛의 흡광도를 측정한다. 대조적으로, 조직 옥시미터는 기능하기 위해 펄스를 요구하지 않으며, 혈액 공급원으로부터 연결되어 있지 않은 조직 플랩의 산소 포화도 측정치를 만들기 위해 사용될 수 있다.

[0005] 일례로서, 인간 조직은 산란 또는 흡수를 통해(예로, 광-흡수 크로모포어(light-absorbing chromophores)) 빛과 상호작용할 수 있는 다양한 분자를 포함한다. 그러한 크로모포어는 산소화된 헤모글로빈, 탈산소화된 헤모글로빈, 멜라닌, 물, 지질 및 시토크롬을 포함한다. 산소화된 헤모글로빈 및 탈산소화된 헤모글로빈은 600 나노미터에서 900 나노미터의 스펙트럼 범위에서 가장 우세한 크로모포어이다. 광 흡수는 빛의 소정 파장에서 산소화된 헤모글로빈 및 탈산소화된 헤모글로빈에 대해 상당히 다르다. 조직 옥시미터는 이 광-흡수 차이를 활용하여 인간 조직에서 산소 레벨을 측정할 수 있다.

[0006] 존재하는 옥시미터의 성공에도 불구하고, 이들은 예를 들면, 측정 정확도 개선; 측정 시간 저감; 비용 저감; 크기, 중량 또는 형상 계수(form factor)의 저감; 전력 소비 저감; 및 그리고 다른 이유들을 위해, 그리고 이들의 임의의 조합에 의해 옥시미터를 개선하려는 요구가 계속되고 있다.

[0007] 특히, 환자의 산소화 상태를 평가하는 것은 환자 건강 상태의 지표(indicator)로서 중요하다. 따라서 옥시미터는 수술 및 회복 동안과 같은, 환자의 조직 산소화 상태가 불안정하다고 의심될 수 있는 임상학적 환경(setting)에서 자주 사용된다. 예를 들면, 수술 동안, 옥시미터는 빠르게 정확한 산소 포화도 측정치를 다양한 비-이상적인 조건하에서 전달해 줄 수 있어야 한다. 기존 옥시미터가 측정 속도가 덜 중대한 경우인 수술 후 조직 모니터링을 위해 충분한 반면, 기존 옥시미터는 다양한 요소들이 정확한 판독을 간섭할 수 있는 곳, 예를 들면 옥시미터가 혈액과 접촉할 수 있는 것과 같은 곳에서 수술 동안 사용될 때 실질적으로 측정치가 변동되며 부정확한 포화 측정치를 주게 된다.

[0008] 따라서 개선된 옥시미터 및 이를 옥시미터를 사용하여 측정치를 만드는 방법에 대한 요구가 있다.

## 선행기술문헌

### 특허문헌

(특허문헌 0001) 일본특허공보 제 4846181호

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0009]

개선된 옥시미터 및 이를 옥시미터를 사용하여 측정치를 만드는 방법을 제공하려고 한다.

#### 과제의 해결 수단

[0010]

소형의(compact) 옥시미터 센서 프로브를 위한 센서 헤드는 광원들 및 광 검출기들을 포함한다. 프로브 임플리멘테이션(implementation)은 별개의 시스템 유닛에 대해, 유선 또는 무선을 통해 연결할 필요없이 완전히 자장된다(self-contained). 광원 및 검출기 프로브는 소형 프로브에서 로버스트 보정 및 자가-수정을 가능하게 하는 다양한 광원-검출기 쌍(pair) 거리를 가지는 원형 배열로 배치된다. 다른 광원-검출기 배열도 또한 가능하다.

[0011]

특정 구현예에 따르면, 조직 옥시메트리 장치용 센서 헤드는 조직 내로 빛을 발생시키고 발산하기 위한 적어도 제1 광원과 제2 광원, 및 조직으로부터 반사된 후의 빛을 검출하기 위한 검출기 세트를 포함한다. 검출기 세트에 포함된 제1 및 제2 검출기는 제1 광원 또는 제2 광원, 또는 둘 다에 대해 거의 1.5밀리미터에 또는 더 가깝게 위치한다. 검출기 세트에 포함된 제3 및 제4 검출기는 제1 광원 또는 제2 광원, 또는 둘 다에 거의 2.5밀리미터에 또는 더 멀게 위치한다.

[0012]

다른 특정 구현예에 따르면, 조직 옥시메트리 장치용 센서 헤드는 원형 배열로 위치된 검출기 세트; 및 원형 배열의 원을 이등분하는 선 상에 선으로(linearly) 배치된 제1 및 제2 광원을 포함한다. 검출기 세트에 포함된 제1 검출기는 검출기 세트 내 다른 모든 검출기에 대해서 제1 광원에 가장 가깝고 제1 광원으로부터 제1 거리에 있다. 검출기 세트에 포함된 제2 검출기는 검출기 세트 내 다른 모든 검출기에 대해서 제2 광원에 가장 가깝고 제2 광원으로부터 제2 거리에 있다. 제1 거리와 제2 거리는 동일하다.

[0013]

다른 특정 구현예에 따르면, 조직 옥시메트리 장치의 검출기를 캘리브레이션하기 위한 방법은 조직 팬텀(tissue phantom) 내로 광원으로부터 빛을 발산하는(emit) 단계, 및 복수의 검출기에서 광원으로부터 발산된 빛을 조직 팬텀으로부터 반사된 후 검출하는 단계를 포함한다. 이 방법은 광원으로부터 발산된 빛을 검출하는 것에 기초하여 복수의 검출기에 의해 검출기 반응의 세트를 생성하는 단계, 및 조직 팬텀에 대한 반사 곡선을 이용하여 검출기 반응의 세트를 비교하는 단계를 더 포함한다. 이 방법은 제1 비교에 기초하여 캘리브레이션 함수의 세트를 생성하는 단계를 더 포함한다. 캘리브레이션 함수의 제1 세트에서 각각의 캘리브레이션 함수는 고유한 광원-검출기 쌍과 연결된다. 이 방법은 조직 옥시메트리 장치의 메모리에 캘리브레이션 함수의 제1 세트를 저장하는 단계를 더 포함한다. 이 특정 구현예의 단계들은 조직 옥시미터의 하나 이상의 추가적인 광원에 대해 반복될 수 있으며, 그리고 하나 이상의 추가적인 조직 팬텀에 대해 반복될 수 있다.

[0014]

다른 특정 구현예에 따르면, 조직 옥시메트리 장치의 검출기를 캘리브레이션하기 위한 방법은 조직 팬텀 내로 복수의 검출기로부터 동일 거리에 있는 광원으로부터 나온 빛을 발산하는 단계; 및 복수의 검출기에서 조직 팬텀으로부터 반사되는 빛을 검출하는 단계를 포함한다. 이 방법은 또한 조직 팬텀으로부터 반사되는 빛을 검출하는 것에 기초하여 복수의 검출기 내 각각의 검출기에 의해 검출기 반응을 생성하는 단계; 및 검출기 반응들 사이의 비유사도를 결정하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 또한 비유사도에 기초하여 캘리브레이션 함수들을 생성하는 단계를 포함하며, 캘리브레이션 함수들이 검출기 반응들에 적용되면, 검출기 반응들의 비유사도는 동등하게 된다.

[0015]

다른 특정 구현예에 따르면, 조직 옥시메트리 장치의 센서 헤드를 작동시키기 위한 방법은 조직 내로 복수의 검출기로부터 동일 거리에 있는 광원으로부터 나온 빛을 발산하는 단계; 및 조직으로부터 반사되는 빛을 복수의 검출기에서 검출하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 또한 조직으로부터 반사되는 빛을 검출하는 것에 기초하여 복수의 검출기 내 각각의 검출기에 의해 검출기 반응들을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 또한 검출기들 중 하나에 대해 적어도 하나의 검출기 반응이 적어도 역치에 의해 다른 검출기들의 검출기 반응들과 다른 지

아닌지를 결정하는 단계; 및 만약 검출기들 중 하나에 대해 적어도 하나의 검출기 반응이 적어도 역치에 의해 다른 검출기들의 검출기 반응들과 다르다면 적어도 하나의 검출기 반응을 폐기하는 단계를 포함한다.

[0016] 다른 특정 구현예에 따르면, 조직 옥시메트리 장치의 광원을 캘리브레이션하기 위한 방법은 조직 내로 제1 광원으로부터 나온 빛을 발산하는 단계; 및 제1 광원에 의해 발산된 빛을 조직으로부터 반사된 후 제1 검출기에서 검출하는 단계를 포함한다. 제1 검출기는 제1 광원으로부터 제1 거리에 있다. 상기 방법은 또한 제1 검출기에서 빛을 검출하는 것에 기초하여 제1 검출기 반응을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은 또한 조직 내로 제2 광원으로부터 나온 빛을 발산하는 단계; 및 제2 광원에 의해 발산된 빛을 조직으로부터 반사된 후 제2 검출기에서 검출하는 단계를 포함한다. 제2 검출기는 제2 광원으로부터 제2 거리에 있고, 제1 거리와 제2 거리는 동일하다. 상기 방법은 또한 제2 광원에 의해 발산된 빛을 제2 검출기에서 검출하는 것에 기초하여 제2 검출기 반응을 생성하는 단계; 및 만약 제1 검출기 반응과 제2 검출기 반응이 동일하지 않다면 제1 검출기 반응과 제2 검출기 반응 사이의 비유사도를 나타내는 캘리브레이션 함수를 생성하는 단계를 포함한다.

[0017] 상술한 구현예에서, 조직 옥시메트리 장치 및 사용 방법은 강건한(robust) 검출기 캘리브레이션을 가능하게 하고 실제 조직 내 부분적 이질성(local inhomogeneity)의 식별과 몰(moles) 또는 다른 조직 수차(aberrations)로부터 반사율 데이터의 폐기를 가능하게 한다. 광원에 대한 검출기의 포지셔닝은 유래된 광학적 성질이 반사율 데이터 및 여유도(redundancy)를 감소시키는 것에 의해 정확하다는 개연성을 증가시키는 상대적으로 큰 수의 고유한 광원-투-검출기(source-to-detector) 거리를 제공하고 또한 광원들 사이의 파워 차이에 기인된 데이터에서 오프셋에 대해 빠르고 신뢰할만한 수정을 가능하게 한다.

[0018] 임플리멘테이션에서, 장치는 조직 옥시미터이고, 조직 옥시미터는 펄스 또는 심장 박동을 요청하지 않고 산소 포화도를 측정할 수 있다. 본 발명의 조직 옥시미터는 많은 의료 영역 및 성형 수술을 포함하는 수술에 적용할 수 있다. 조직 옥시미터는 펄스가 없는 조직의 산소 포화도 측정치를 만들 수 있으며, 그러한 조직은, 예를 들면 신체로부터 분리될 수 있으며(예. 플랩) 신체의 다른 장소로 이식될 수 있다.

[0019] 본 발명의 태양들은 또한 펄스 옥시미터에 적용될 수 있다. 조직 옥시미터와 대조적으로, 펄스 옥시미터는 기능하기 위해 펄스를 요구한다. 펄스 옥시미터는 일반적으로 맥이 뛰는 동맥혈에 기인하는 빛의 흡광도를 측정한다.

[0020] 본 발명의 다른 목적, 형태 및 잇점들이 다음의 상세한 설명 및 도면의 고려하에 명백해질 것이며, 유사한 참조 명칭들은 도면들을 통해서 유사한 형태를 표현한다.

### 발명의 효과

[0021] 개선된 옥시미터 및 이를 옥시미터를 사용하여 측정치를 만드는 방법을 제공하여, 소형 프로브에서 강건한 캘리브레이션 및 자가-수정을 가능하게 한다.

### 도면의 간단한 설명

[0022] 도 1의 (A)는 일 구현예에 따른 조직 옥시메트리 장치를 도시한 것이다.

도 1의 (B)는 조직 옥시메트리 장치의 간략화된 블록 다이어그램이다.

도 2의 (A), (B) 및 (C)는 조직 옥시메트리 장치의 간략화된 단면도이다.

도 3의 (A) 및 (B)는 각각 조직 옥시메트리 프로브의 간략화된 사시도 및 단면도이다.

도 4는 PCB상에 원형 배열로 위치한 검출기를 가지는 전방(front) PCB의 간략화된 다이어그램이다.

도 5의 (A) 및 (B)는 각각 다른 특정 구현예에 따른 조직 옥시메트리 프로브의 간략화된 사시도 및 분해도이다.

도 6은 일 구현예에 따른 각각의 광원-검출기 쌍을 캘리브레이션하기 위한 방법의 하이-레벨 흐름도이다.

도 7은 일 구현예에 따른 검출기를 캘리브레이션하기 위한 방법의 하이-레벨 흐름도이다.

도 8은 조직 옥시메트리 장치의 사용 동안 이상(anomalies)을 검출하기 위한 방법에 대한 하이-레벨 흐름도이다.

도 9는 조직에서 또는 조직 팬텀으로 산소 포화도 측정 동안 외부 광원에 의해 발산되는 빛의 양을 캘리브레이션하기 위한 방법에 대한 하이-레벨 흐름도이다.

## 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023]

분광학은 동물 및 인간 객체에서 다양한 생리학적 성질의 비침습적 측정을 위해 사용되고 있다. 가시광선(예, 빨강) 및 근적외선 분광학이 종종 활용되는 데 이는 생리학적 조직이 이 스펙트럼 레인지에서 상대적으로 저산란(low scattering)을 가지기 때문이다. 인간 조직은, 예를 들어, 산소화된 헤모글로빈, 탈산소화된 헤모글로빈, 멜라닌, 물, 지질 및 시토크롬과 같은 수많은 크로모포어를 포함한다. 헤모글로빈은 많은 가시 및 근적외선 스펙트럼 레인지에 대해 조직에서 우세한 크로모포어이다. 700-900 나노미터 레인지에서, 산소화된 헤모글로빈 및 탈산소화된 헤모글로빈은 매우 다른 흡수 형태를 가진다. 따라서, 가시 및 근적외선 분광학은 생리학적 매체(media)에서 조직 헤모글로빈 산소 포화도 및 전체 헤모글로빈 농도와 같은 산소 레벨을 측정하기 위해 적용되어 왔다.

[0024]

다양한 기술이 시간-분해 분광학(time-resolved spectroscopy(TRS))과 같은 가시 및 근적외선 분광학, 위상변조 분광학(phase modulation spectroscopy(PMS))과 같은 주파수-영역 기법, 및 연속파 분광학(continuous wave spectroscopy(CWS))을 위해 개발되어 왔다. 생리학적 매체의 균질하고 반무한(semi-infinite)인 모델에서, TRS와 PMS가 광자 확산 근사(photon diffusion approximation) 또는 몬테카를로 모델의 사용에 의해 흡수 계수 및 감소된 산란 계수를 얻기 위해 사용되어 왔다. 복수의 괴장에서 흡수 계수로부터 산소화된 헤모글로빈과 탈산소화된 헤모글로빈의 농도가 결정될 수 있고 조직 산소 포화도가 계산될 수 있다. CWS는 일반적으로 산란과 흡수의 효과를 분리하기 위한 충분한 정보를 보유하지 않는다. 그것은 일반적으로 조직 산란에 대해 추정(assumptions)을 요구하는 수정된 비어-램버트 식(Beer-Lambert equation)을 풀기 위해 사용되며 둘 이상의 괴장이 광학적 경로 길이를 상쇄하기 위해 비율 척도적으로 사용되고, 그렇지 않으면 이것은 상기 식을 풀기 위해 요구될 것이다. CWS는, 그것의 상용화된 형태에서, 상대적 산소 포화도만을 제공하고 절대적 산소 포화도 또는 산소화된 헤모글로빈 및 탈산소화된 헤모글로빈의 농도를 제공할 수 없다.

[0025]

헤모글로빈 농도 및 절대적 산소 포화도를 제공하는 그들의 능력에도 불구하고, TRS 및 PMS의 주요한 결점 하나는 장비가 거대하고 비싸다는 것이다. 다른 주요 결점은 이들 두 기법이 상대적으로 작은 부피의 조직(즉, 수 밀리미터 내의 "부분적(local)" 측정)을 통해 측정하는 것에 어려움이 있다는 것이다. 이들 기법들은 전형적으로 조직의 작은 부피를 통해 짧은 통과(transit) 시간과 연결된 작은 시간 변화 또는 상 이동에 기인하는 "지역적(regional)" 측정(최소 1센티미터)을 위해 사용된다. 대조적으로, CWS는 더 낮은 비용으로 제조될 수 있으나, 전형적으로 상기한 대로 증진(enhancements)이 광대역 스펙트럼 정보를 포함하는 것에 의하거나 또는 공간 정보를 포함하는 것에 의해 만들어지지 않으면 그것의 유tility에서 제한된다.

[0026]

공간적 분해 분광학(Spatially resolved spectroscopy(SRS))은 근적외선 분광학의 일 형태이며 조직 산란으로부터 독립적으로 결정되게 하는 조직 흡수를 가능하게 하여, 크로모포어 농도의 절대적 측정을 가능하게 한다.

[0027]

더 구체적으로, SRS 기구는 빛을 광원을 통해 조직 내로 발산하고 분산되어 반사되는 빛을 상기 광원으로부터 다른 거리에 있는 둘 이상의 검출기에서 수집한다. 대안적으로, 빛은 하나 이상의 검출기에 대해 다른 거리에 있는 둘 이상의 광원으로부터 발산될 수 있다. 검출기로 되돌아오는 빛의 산란은 조직의 굴절률에서 상대적 변화에 의해 일어나고 미토콘드리아(조직 산란의 대다수가 미토콘드리아의 결과이다)와 같은 더 큰 구조체로부터 오는 미 산란(Mie scattering)과 세포내 소포와 같은 더 작은 구조체로부터 오는 레일리 산란을 포함한다. 광원으로부터 거리의 함수로서의 반사율(회수된 빛 강도)로부터 SRS 기구는 조직의 흡수 계수 및 산란 계수를 수량화할 수 있다. 둘 이상의 괴장의 흡수 계수는 산소화된 헤모글로빈과 탈산소화된 헤모글로빈 농도를 제공할 수 있어서, 정보가 얻어진(interrogated) 조직의 부피 내에서 조직 산소 포화도를 제공할 수 있다. 검출기에 대한 광원(들)의 괴장과 광원(들)의 상대적 위치는 미리 결정된 조직 깊이에 대해 만들어져야 하는 측정을 허용한다.

[0028]

SRS와 같은, 근적외선 분광학의 한 분야는 재건 수술을 위해 환자의 일 위치에서 다른 위치로 이동되는 조직 플랩 수술에서 유용하다. 근적외선 분광학 기법은 조직 플랩의 생존 능력이 수술 중에 그리고 수술 후에 결정될 수 있도록 조직 플랩에서 산소 포화도를 측정하기 위해 사용될 수 있다. 근적외선 분광학이 채용되는 수술 중의 조직 플랩 옥시메트리 프로브는 다양한 비이상적 조건하에서 빠르게 정확한 산소 포화도 측정값을 전달할 수 있어야만 한다. CWS에 기반하는 현행 프로브는 측정 속도가 덜 중대하고 절대적 포화 측정치보다는 상대적 포화 측정치가 관건인 곳의 수술 후 조직 모니터링에 충분한 것이 입증되어 있다. 그렇지만, 현재 이용가능한 프로브는 보편적 CWS 추정에 기인하는 수술 중에 사용될 때 부정확한 포화도 측정값을 주는 것으로 나타나고 있다. 설명되는 본 발명의 구현에는 간단하게 상술한 공지된 장치 및 기법을 넘어서 조직 옥시메트리에서 개선을 제공한다.

## [0029] 조직 옥시메트리 장치

도 1의 (A)는 조직 옥시메트리 장치(100)의 간략화된 이미지이고, 조직 옥시메트리 장치는 일 구현예에 따라 자장형(self-contained)이다. 옥시미터 프로브는 단일 외장 장치(single enclosure) 또는 하우징 내에 수용된 부품들(예. 도 1의 (B)에 나열된 부품들)을 포함한다. 조직 옥시메트리 장치(100)는 다른 장치와 통신하거나 상호 작용하는 것에 대한 요구 없이 수술 중에 그리고 수술 후에 조직 옥시메트리 측정값을 만들 수 있도록 설정된다. 임플리멘테이션에서, 장치는 핸드헬드(handheld)이고 케이블을 통하거나 또는 무선으로 다른 외부 부품에 연결되어야 하는 요구 없이 조직 옥시메트리 측정값을 만들 수 있고 이 측정값을 나타낼 수 있다. 측정값을 만들고 계산을 하기 위한 전자 장비가 핸드헬드 장치의 하우징 또는 외장 장치 내에 전체적으로 수용된다. 장치는 케이블 또는 무선 연결 없이 독립형 핸드헬드 조직 옥시미터 프로브이다.

[0031] 조직 옥시메트리 장치(100)는 손잡이(handle) 또는 감지봉(sensing arm)(114) 말단에 위치할 수 있는 조직 옥시메트리 프로브(115)(센서 헤드로서 언급되기도 함)를 포함하는 핸드헬드 장치일 수 있다. 조직 옥시메트리 장치(100)는 조직 내로 조직 옥시메트리 프로브로부터 근적외선과 같은 빛을 발산하여 조직의 산소 포화도를 측정하고, 조직 옥시메트리 프로브에서 조직으로부터 반사되는 빛을 모을 수 있도록 설정된다.

[0032] 조직 옥시메트리 장치(100)는 산소 옥시메트리 장치에 의해 측정되는 산소 포화도를 사용자에게 고지하는 디스플레이(112) 또는 다른 안내 장치(예. 스피커)를 포함할 수 있다. 조직 옥시메트리 프로브(115)가 조직 옥시메트리 장치(100)와 함께 사용을 위해 구성되는 것으로 설명되는 한편, 이는 핸드헬드 장치이고, 조직 옥시메트리 프로브(115)는 조직 옥시메트리 프로브가 베이스 유닛에 결합되는 케이블 장치의 말단에 있는 모듈식 조직 옥시메트리 장치와 같은 다른 조직 옥시메트리 장치와 함께 사용될 수 있다. 케이블 장치는 한 명의 환자에 대한 사용을 위해 구성되는 일회용 장치일 수 있으며 베이스 유닛은 반복 사용을 위해 구성되는 장치일 수 있다. 상기 모듈식 조직 옥시메트리 장치는 이 기술분야의 통상의 기술자들에 의해 잘 이해되어 있으며 더 설명하지 않는다.

[0033] 도 1의 (B)는 일 구현예에 다른 조직 옥시메트리 장치(100)의 블록 다이어그램이다. 조직 옥시메트리 장치(100)는 디스플레이(112), 프로세서(116), 메모리(117), 스피커(118), 하나 이상의 사용자-선택 장치(119)(예. 하나 이상의 스위치), 광원 세트(120), 검출기 세트(125), 및 전원(예. 배터리)(127)을 포함한다. 앞서 열거한 부품들은 조직 옥시메트리 장치(100)의 시스템 버스 아키텍처일 수도 있는 버스(128)를 통해 서로 연결될 수 있다. 이 도면이 각각의 부품에 연결되는 하나의 버스를 나타내고 있더라도 버싱(busing)은 조직 옥시메트리 장치(100) 서브시스템에 포함되는 이들 부품들 또는 다른 부품들을 연결하기 위해 지원되는 임의의 상호접속 스키ーム(scheme)의 실례가 된다. 예를 들면, 스피커(118)는 포트를 통해 서브시스템에 연결될 수 있으며 또는 프로세서(116)에 내부의 직접적 커넥션을 가진다. 또한 설명된 부품들은 적어도 하나의 구현예에 따른 조직 옥시메트리 장치(100)의 이동 하우징(도 1의 (A) 참조)에 수용된다.

[0034] 프로세서(116)는 마이크로프로세서, 마이크로콘트롤러, 콘트롤 로직, 멀티코어 프로세서 또는 유사한 것을 포함할 수 있다. 메모리(117)는 휘발성 메모리(117a)(예. RAM), 비휘발성 메모리(117b)(예. 디스크, PROM 등)의 다양한 메모리를 포함할 수 있다. 조직 옥시메트리 장치(100)의 다른 임플리멘테이션은 임의의 조합 또는 구성으로, 임의의 수의 상기 열거된 부품들을 포함할 수 있으며 또한 도시하지 않은 다른 부품들을 포함할 수 있다.

[0035] 전원(127)은 일회용 배터리와 같은 배터리가 될 수 있다. 일회용 배터리는 저장된 전하가 소비된 후에 폐기된다. 일부 일회용 배터리 화학 기술은 알칼라인, 아연 카본 또는 산화은을 포함한다. 배터리는 몇 시간 동안 핸드헬드 장치의 사용을 가능하게 하는 충분한 저장 전하를 가진다.

[0036] 다른 임플리멘테이션에서, 배터리는 저장된 전하가 소비된 후에 배터리가 여러 번 충전될 수 있는 곳에서 또한 충전될 수 있다. 일부 충전 가능한 배터리 화학 기술은 니켈 카드뮴(NiCd), 니켈 금속 하이브리드(NiMH), 리튬 이온(Li-이온) 및 공기 아연(zinc air)을 포함한다. 상기 배터리는 예를 들어, 핸드헬드 유닛에 연결되는 코드로 AC 어댑터를 통해 충전될 수 있다. 핸드헬드 유닛에서 전기 회로망은 재충전기 회로(recharger circuit)를 포함할 수 있다(도시하지 않음). 충전 가능한 배터리 화학을 가지는 배터리는 때때로 일회용 배터리로서 사용될 수 있으며, 여기서는 배터리가 충전 되지 않고 사용 후에 버려진다.

[0037] 도 2의 (A) 및 (B)는 일 구현예에 따른 조직 옥시메트리 프로브(115)의 간략화된 단면도이다. 단면도는 동일하나 명확하게 하기 위해 다르게 표시된다. 조직 옥시메트리 프로브(115)는 조직 옥시메트리 측정값이 만들어지기 위해 조직(예. 환자의 피부)에 접촉하기 위해 구성된다. 조직 옥시메트리 프로브(115)는 광원 세트(120)를 포함하고 검출기 세트(125)를 포함한다. 광원 세트(120)는 둘 이상의 광원을 포함할 수 있다. 특정 임플리멘테이션

에 따르면, 조직 옥시메트리 프로브(115)는 세 개의 광원(120a, 120b, 120c)을 포함하나, 다른 특정 임플리멘테이션에 따르면, 광원(120a) 및 광원(120c)와 같은 두 개의 광원을 포함한다. 도 2의 (A) 및 (B)에 나타난 조직 옥시메트리 프로브(115)의 특정 임플리멘테이션은 세 개의 광원(120a, 120b, 120c)을 포함하는 반면, 도 2의 (C)에 나타낸 조직 옥시메트리 프로브(115)의 특정 임플리멘테이션은 더 적은 광원을 포함한다. 특별하게, 도 2의 (C)에 나타낸 조직 옥시메트리 프로브(115)는 두 개의 광원(120a) 및 광원(120c)을 가지며, 광원(120b)은 생략된다. 추가 광원(도시되지 않음)이 추가될 수 있다.

[0038] 광원들(120)은 조직 옥시메트리 프로브(115)를 가로질러 선형으로 위치될 수 있으며 검출기들(125)은 조직 옥시메트리 프로브(115) 상에 아크 또는 원형(즉, 원형 배치)으로 배치될 수 있다. 더 구체적으로, 광원들(120)은 검출기들(125)이 배치될 수 있는 원을 양분하는 선(예. 직경)과 같이 직선으로 배치될 수 있다. 다른 광원(120a) 및 광원(120c)은 거리 D1의 공간을 가지며 D1은 약 3밀리미터에서 약 10밀리미터 범위일 수 있다. 중앙 광원(120b)은 외부 광원(120a)과 외부 광원(120c) 사이의 대략 중간 지점에 위치될 수 있으며 중앙 광원과 각 검출기 사이의 거리가 약 1.5 밀리미터에서 5 밀리미터인 곳에서 실질적으로 각 검출기(125)로부터 동등 거리 (+/- 10 미크론)에 있다. 즉, 검출기들(125)이 배치되는 원은 약 3밀리미터에서 약 10밀리미터(예. 하나의 특정 구현에 따르면 4밀리미터)의 직경을 가질 수 있다. 광원들과 검출기들 사이의 최대 거리는 조직의 상부 층 내에서 전파되는 빛에 대해 반사율 데이터를 제한하며, 여기서 거의 없는 근본적인 피하 지방 또는 근육층은 조직으로부터 반사되는 빛으로부터 검출기들(125)에 의해 생성되는 반사율 데이터에 먼저 기여한다. 전파 깊이는, 더 낮은 조직 층에서 전파되는 약간 검출된 광자를 보증하기에 충분한 상한이 되는, 일반적으로 약 4-5밀리미터로, 광원-투-검출기 거리의 증가에 따라 증가한다.

[0039] 검출기들(125)이 원호 또는 원에 배치되는 것으로 설명되는 한편, 조직 옥시메트리 장치(100)는 직선형, 정사각형, 직사각형, 의사-랜덤(pseudo-random) 또는 그 외 임의의 패턴과 같은 검출기의 다른 구성을 가질 수 있다.

[0040] 검출기 세트(125)는 네 개 이상의 검출기를 포함할 수 있다. 특정 구현에 따르면, 검출기 세트(125)는 도시된 바와 같이 여덟 개의 검출기(125a, 125b, 125c, 125d, 125e, 125f, 125g, 125h)를 포함한다. 검출기들(125)은 고형 상태 검출기이고 PCB(도 2의 (A)-(C)에서 도시되지 않음)에 장착될 수 있다. 또, 검출기들(125)은 연결된 장치 또는 분리된 장치일 수 있다. 프로세서(116)는 광원들(120) 및 검출기들(125)을 전기 트레이스(electrical traces)의 세트를 통해 제어하고 PCB를 통해 실행하기 위해 구성된다. 검출기들(125)의 원형 구성 및 광원들(120)의 선형 배치는 상대적으로 전기 트레이스의 단순한 배치를 가능하게 한다. 예를 들면, 전기 트레이스는 전기 트레이스가 PCB 내에서 겹치지 않도록 광원들(120) 및 검출기들(125)로부터 바깥쪽으로 방사상으로 확장될 수 있으며, 이는 전기 트레이스들 사이의 상대적으로 고른 간격을 허용하여 전기 트레이스들 사이의 상대적으로 낮은 크로스토크를 제공한다. 일부 상황에서, 전기 트레이스들 사이의 상대적으로 낮은 크로스토크는 번갈아 배치되는 전기 트레이스들에 비교해서 광원들(120) 및 검출기들(125)의 시그널-투-노이즈 비율을 낮추어준다.

[0041] 증가된 데이터 포인트 수를 위한 검출기 기하학

[0042] 특정 임플리멘테이션에서, 검출기들(125)은 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)에 대해 네 개 이상(예. 14)의 고유한 광원-투-검출기 거리를 만들기 위해 위치된다. 광원-투-검출기 거리의 더 큰 수와 함께, 이것은 더 큰 정확도, 더 빠른 캘리브레이션 및 여유도(redundancy)(중복된 광원-투-검출기 거리가 제공될 때)를 얻기 위해 사용될 수 있다. 적어도 두 개의 광원-투-검출기 거리는 약 1.5 밀리미터 이하(예. 0.5 밀리미터에서 약 1.7 밀리미터까지), 그리고 적어도 두 개 이상의 광원-투-검출기 거리는 약 2.5 밀리미터 이상(예. 1.5 밀리미터에서 약 3.2 밀리미터까지)이다.

[0043] 즉, 제1 광원-투-검출기 거리는 약 1.5 밀리미터 이하이다. 제2 광원-투-검출기 거리는 약 1.5 밀리미터 미만이다. 제3 광원-투-검출기 거리는 약 2.5 밀리미터 이상이다. 제4 광원-투-검출기 거리는 약 2.5 밀리미터 이상이다. 하나의 광원과 네 개의 검출기, 두 개의 광원과 두 개의 검출기, 하나의 검출기와 네 개의 광원 또는 다른 배치 및 조합과 같은 이들 4개의 광원-투-검출기 거리를 얻기 위해 광원과 검출기 배치의 다양한 수가 있을 수 있다.

[0044] 예를 들면, 임플리멘테이션은 적어도 두 개의 광원과 적어도 두 개의 검출기를 포함하며, 광원과 검출기 사이의 최대 거리는 약 4 밀리미터(또는 약 5 밀리미터)이다. 적어도 두 개의 광원-투-검출기는 약 2.5 밀리미터 이상이다. 적어도 두 개의 광원-투-검출기 거리는 약 1.5 밀리미터 이하이다.

[0045] 더 큰 수의 광원과 검출기가 사용될 때, 더 큰 수의 광원-투-검출기 거리가 사용가능하다. 토의된 바와 같이,

이들은 더 큰 정확도, 더 빠른 캘리브레이션, 또는 여유도, 또는 그들의 조합을 제공하기 위해 사용될 수 있다. 광원과 검출기의 배치는 반경(예. 4 밀리미터 또는 5 밀리미터)을 가지는 원의 원호를 따르는 지점과 같이 원형 패턴 내에 될 수 있다. 임플리멘테이션에서, 원호 상의 검출기 또는 광원 위치의 공차(tolerance)는 원호 곡선의 10미크론 이내이다. 다른 임플리멘테이션에서, 공차는 약 0.25 밀리미터 이내이다.

[0046] 앞서 설명된 광원-투-검출기 거리는 검출기들(125)에 의해 발생되는 반사율 데이터로부터 산란 계수 및 흡수 계수의 결정을 가능하게 한다. 구체적으로, 상대적으로 작은 광원-투-검출기 거리(예. 1.5 밀리미터 또는 더 가까운)를 가지는 검출기에 대해 생성되는 반사율 데이터는 조직의 산란 계수 및 흡수 계수의 함수이고, 상대적으로 큰 광원-투-검출기 거리(예. 2.5 밀리미터 또는 더 먼)를 가지는 검출기에 대해 생성되는 반사율 데이터는 산란 계수와 흡수 계수의 함수인  $\mu_{eff}$ (침투 깊이의 역수)의 함수이다. 적어도 하나의 광원(120)에 대해 1.5 밀리미터 또는 더 가깝게 위치된 적어도 두 개의 검출기(125)로, 그리고 적어도 하나의 광원(120)으로부터 2.5 밀리미터 또는 더 멀게 위치된 적어도 두 개의 검출기로, 산란 계수 및 흡수 계수가 각각 결정될 수 있다.

[0047] 하나의 특정 구현예에 따르면, 열여섯 개의 고유한 광원-투-검출기 거리가 제공된다. 열여섯 개의 고유한 광원-투-검출기 거리는  $120a-125d = 1.000$  밀리미터;  $120c-125h = 1.249$  밀리미터;  $120a-125e = 1.500$  밀리미터;  $120c-125a = 1.744$  밀리미터;  $120a-125c = 2.000$  밀리미터;  $120c-125g = 2.261$  밀리미터;  $120a-125f = 2.500$  밀리미터;  $120c-125b = 2.712$  밀리미터;  $120a-125b = 2.940$  밀리미터;  $120c-125f = 3.122$  밀리미터;  $120a-125g = 3.300$  밀리미터;  $120c-125c = 3.464$  밀리미터;  $120a-125a = 3.600$  밀리미터;  $120c-125e = 3.708$  밀리미터;  $120a-125h = 3.800$  밀리미터; 및  $120c-125d = 3.873$  밀리미터가 될 수 있고 이들 거리는 약  $+/- 10$  미크론까지 다양해질 수 있다.

[0048] 다른 대안적 구현예에서, 적어도 두 개의 광원-투-검출기 거리는 가장 짧은 광원-투-검출기 거리들과 같이 동일하다. 예를 들면, 광원(120a)과 검출기(125e) 사이의 가장 짧은 광원-투-검출기 거리 D2, 그리고 광원(120c)과 검출기(125a) 사이의 가장 짧은 광원-투-검출기 거리 D3는 동일할 수 있다. 그것은 광원(120a)과 검출기(125a) 사이의 광원-투-검출기 거리 D4와 광원(120c)과 검출기(125e) 사이의 광원-투-검출기 거리 D5는 또한 동일할 수 있다는 것이다. 광원-투-검출기 거리 D4 및 D5는 광원(120a) 및 광원(120c)에 대해 가장 긴 광원-투-검출기 거리이다. 앞선 설명은 예시적 구현예이다. 예를 들면, 광원-투-검출기 거리의 다른 쌍은 가장 짧은 광원-투-검출기 거리 바로 다음, 그리고 가장 긴 광원-투-검출기 거리 바로 다음과 같이 동일할 수 있다.

[0049] 광원(120a) 및 광원(120c)에 대한 가장 짧은 광원-투-검출기 거리 및 가장 긴 광원-투-검출기 거리의 예외로 광원(120a) 및 광원(120c)에 대한 광원-투-검출기 거리는 고유할 수 있다. 상술한 대로, 조직 옥시메트리 프로브(115)는 광원(120a) 및 광원(120c)으로부터 발산된 빛으로부터 검출기들(125)에 의해 수집되는 14개의 데이터 지점을 가능하게 하는 14개의 고유한 광원-투-검출기 거리를 가질 수 있다.

[0050] 또한, 광원(120a) 및 광원(120c)에 대한 광원-투-검출기 거리는 또한 거리 증가가 실질적으로 균일한 방식으로 선택될 수 있다. 그로 인해, 광원-투-검출기 거리 대 검출기들(125)에 의해 검출된 반사율의 그래프를 그리면 데이터 지점이 실질적으로 x-축을 따라서 고르게 간격이 있는 반사율 곡선을 제공할 수 있다. 광원(120a)과 광원(120c) 사이의 거리인 이들 공간, 그리고 검출기들(125)은 데이터 여유도를 감소시키고 상대적으로 정확한 반사율 곡선의 생성을 가져올 수 있다.

[0051] 각각의 광원(120)은 하나 이상의 발광다이오드(LED), 하나 이상의 레이저 다이오드, 하나 이상의 광섬유 케이블, 또는 그들의 조합을 포함할 수 있다. 예를 들면, 각각의 광원은 LED에 대해 제어 신호를 전송하는 인쇄 회로기판(PCB, 도 2의 (A) 및 (B)에서 보이지 않음)에 결합되는 세 개 또는 네 개의 LED(130)를 포함할 수 있다. 광원들(120) 중 하나에 포함된 LED는 다른 파장을 생성하고 발산할 수 있으며 각각의 광원(120)에 포함된 LED는 동일한 파장 세트를 생성하고 발산할 수 있다. 예를 들면, 광원(120a) 내 LED는 거의 760 나노미터(예.  $+/- 10$  나노미터), 810 나노미터(예.  $+/- 10$  나노미터) 및 850 나노미터(예.  $+/- 10$  나노미터)의 파장을 생성하고 발산할 수 있고, 광원(120b) 및 광원(120c)에 개별적으로 포함된 LED는 이들 세 개의 파장을 각각 생성하고 발산할 수 있다.

[0052] 도 3의 (A) 및 (B)는 각각 특정 일 구현예에 따른 조직 옥시메트리 프로브(115)를 간략하게 한 사시도 및 간략하게 한 절단면도이다. 도 3의 (A) 및 (B)에 나타낸 구현예에 따르면, 광원(120a), 광원(120b) 및 광원(120c)은 각각 광섬유 케이블(135a, 135b, 135c)(총괄하여 광섬유 케이블들(135)) 세트를 포함하고 여러 개의 LED(130)를 포함한다. 각각의 광섬유 케이블 세트는 하나 이상의 광섬유 케이블을 포함할 수 있다. 구현예에 따르면, 각각의 광섬유 케이블은 하나 이상의 광섬유 케이블을 포함하고, 광섬유 케이블은 상대적으로 좁을 수 있다. LED(130)는 백(back) PCB(150)에 장착될 수 있고 각각의 광섬유 케이블(135)은 LED로부터 빛을 수용하고 조직

옥시메트리 장치(100)로부터 빛을 발산하기 위해 하나 이상의 LED에 선택적으로 결합될 수 있다. 예를 들면, 구현예에 따르면, 각각의 광원(120)은 세 개의 LED(130)와 하나의 광섬유 케이블(135)을 포함하고 조직 옥시메트리 장치(100)로부터 전송을 위해 세 개의 LED에 의해 생성되는 빛을 수용할 수 있다.

[0053] 검출기(125)는 백 PCB(150)에 장착되거나 또는 프론트 PCB(155)에 장착될 수 있다. 도 4는 이 PCB에 원형 배치로 위치된 검출기(125a)-검출기(125h)를 보여주는 프론트 PCB(155)의 간략화한 다이어그램이다. 상술한 대로, 검출기(125)의 원형 배치는 상대적으로 간단한 구성에서 라우팅되는 PCB(155) 또는 PCB(150)에서 전기적 트레이스를 가능하게 한다. 트레이스는 검출기로부터 바깥쪽으로 방출될 수 있다. 이것은 인터커넥션이 서로 교차되어서는 안 되기 때문에, 서로 신호를 사이의 임의의 크로스토크를 최소화할 것이다. PCB는 더 적은 층을 가질 수 있다. 따라서, 이 디자인은 복잡성을 줄이고 제조가능성 및 수율을 개선하고, 신호 경로에서 기생(parastics)을 줄이고, 비용을 줄인다. 이 디자인은 예를 들면, 단일 유닛 또는 팩키지 내에 집적된 둘 이상의 검출기(125)와 비교되게 이산 검출기들(125)과 같은 별개의 부품의 사용을 지원한다. 이산 검출기들은 광원에 사용하기에 비용이 덜 비싸거나 또는 더 사용하기 쉬우며, 또는 둘 다이다. 이산 검출기들의 원형 배치는 PCB의 상대적으로 조밀한 공간에서 상대적으로 큰 수의 고유한 광원-검출기 위치를 가능하게 한다.

[0054] 또한 상기 배치는 PCB의 상대적으로 작은 공간에서 이산 검출기들의 팩킹시 유연성을 더 가능하게 한다.

[0055] 검출기들(125)이 백 PCB(150)에 장착되면, 광섬유 케이블(도시하지 않음)은 광섬유 케이블이 검출기에 검출된 빛을 전송하는 검출기에 조직 옥시메트리 프로브(115)의 전방부(160)를 광학적으로 결합할 수 있다. 조직 옥시메트리 장치(115)의 전방부(160)는 광원들(120)로부터 조직 내로 통과하는 빛을 위해 그리고 검출기들(125)에 조직으로부터 반사된 빛을 통과시키기 위해 전방부에 형성된 다수의 구멍을 가질 수 있다. PCB(150) 및 PCB(155)는 조직 옥시메트리 장치(100)에서 다른 전자 회로(예. 프로세서, 메모리, 디스플레이, 및 기타)에 PCB를 전기적으로 결합하는 다양한 커넥터(예. 애지 커넥터)를 하나 이상 포함할 수 있다. 도 3의 (A) 및 (B)는 세 개의 광원(120a, 120b, 120c)을 포함하는 조직 옥시메트리 프로브(115)의 예시적 구현예를 나타내고 있으며, 조직 옥시메트리 프로브는 더 적은 광원(예. 120a, 120c) 또는 더 많은 광원을 포함할 수 있다.

[0056] 도 5의 (A) 및 (B)는 각각 다른 특정 구현예에 따른 조직 옥시메트리 프로브(115')의 간략화한 사시도 및 확대도이다. 조직 옥시메트리 프로브(115)에 대해 사용된 동일한 다수의 스키마(schema)가 조직 옥시메트리 프로브(115')의 동일 또는 유사한 요소를 확인하기 위해 사용된다. 조직 옥시메트리 프로브(115')는 실질적으로 조직 옥시메트리 프로브(115)와 유사하며 조직 옥시메트리 프로브(115')는 외부 광원(120a, 120c)과 검출기 세트(125)가 조직 옥시메트리 프로브(115)에서와 같이 동일 위치를 가지는 외부 광원(120a, 120c)과 검출기 세트(125)를 포함한다. 조직 옥시메트리 프로브(115')는 조직 옥시메트리 프로브(115)와 다르며 조직 옥시메트리 프로브(115')는 중앙 광원(120b)을 포함하지 않는다.

[0057] 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)은 백 PCB(500)에 위치한 하나 이상의 LED 또는 레이저 다이오드(130)(예. 세 개의 LED)를 포함한다. 일 구현예에 따르면, 각각의 외부 광원이 세 개의 LED를 포함하는 곳에서, LED는 거의 760 나노미터, 810 나노미터, 및 850 나노미터의 파장을 발산할 수 있다. 검출기들(125)은 프론트 PCB(505)에 위치한다. PCB(500) 및 PCB(505)는 외부 광원들 및 검출기들에 대해 제어 신호를 라우팅하기 위한 전기 트레이스를 포함할 수 있다.

[0058] 두 세트의 렌즈(510, 515)는 각각 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c) 너머에 이를 광원 앞쪽으로부터 발산된 빛이 향하도록 위치될 수 있다. 더 구체적으로 각각의 렌즈 세트(510, 515)는 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c) 앞쪽으로부터 발산된 빛이 향하도록 하나 이상의 렌즈를 포함할 수 있다. 일 특정 구현예에 따르면, LED(130)는 일대일 방식으로 광학적으로 렌즈에 결합되며 각각의 렌즈가 하나의 LED 앞쪽으로부터 발산된 빛이 향한다. 렌즈는 반구형 또는 그와 유사한 것일 수 있다. 다른 특정 구현예에 따르면, 단일 렌즈는 LED(130) 앞쪽으로부터 온 빛이 향한다.

[0059] 조직 옥시메트리 프로브(115')는 발산된 빛의 최적 전방 방향에 대한 정렬에서 렌즈를 고정하는 렌즈 플레이트(520)를 포함할 수 있다. 렌즈 플레이트(520)는 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)으로부터 발산된 빛을 렌즈 세트(510) 및 렌즈 세트(515)에 대해 전방으로 통과하도록 하게 하는 렌즈 플레이트에 형성된 하나 이상의 구멍을 가지는 LED 구멍 플레이트(525)에 연결될 수 있다. 렌즈 플레이트(520)는 프론트 PCB(505)의 이면에 연결될 수 있으며, 또한 발산된 빛이 전방으로 통과하도록 하기 위해 플레이트 내에 형성된 다수의 구멍을 가진다. 접촉 플레이트(530)는 프론트 PCB(505)의 전방에 결합될 수 있으며 또한 조직 옥시메트리 장치(100)로부터 전방으로 발산된 빛을 통과시키도록 하고 그리고 조직으로부터 반사된 빛이 검출기(125)로 통과하게 하는 플레이트 내에 형성된 구멍을 가질 수 있다.

[0060] 광원 및 검출기의 캘리브레이션

[0061] 도 6은 일 구현예에 따라 각각의 광원-검출기 쌍을 캘리브레이션하기 위한 하이레벨 플로우 다이어그램이다. 하이레벨 플로우 다이어그램은 하나의 예시적 구현예를 나타낸다. 단계들은 상기 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으며 하이레벨 플로우 다이어그램 내에서 첨가될 수도 제거될 수도 있고, 또는 결합될 수도 있다.

[0062] 단계 600에서 조직 옥시메트리 프로브(115)는 균질한 광학적 성질을 가지는 조직 팬텀에 접촉한다. 빛(예. 근적 외선)이 단계 605에서 조직 팬텀 내로 하나 이상의 광원(예. 외부 광원(120a))으로부터 발산되며, 적어도 빛의 일부가 조직 팬텀에 의해 되돌아 반사된다. 단계 610에서 각각의 검출기(125)는 조직 팬텀으로부터 반사된 빛의 일부를 수용하며 각각의 검출기는 단계 615에서 반사된 빛이 수용된 부분에 대해 반사율 데이터(즉, 반응)를 생성한다. 검출기들(125)에 대한 상기 반사율 데이터는 조직 팬텀에 대한 반사율 곡선과 일치하지 않을 수도 있다(즉, 반사율 곡선으로부터 상쇄(offset)될 수 있다). 검출기들(125)에 대해 생성된 반사율 데이터가 조직 팬텀에 대한 반사율 곡선과 일치하지 않으면, 검출기는 고유 이득 또는 손실을 가질 수 있다. 생성된 반사율 데이터는 로(raw) 반사율 데이터가 스텝 620에서 조직 팬텀에 대한 반사율 곡선과 일치하도록 조직 옥시메트리 장치(100)에 의해 캘리브레이션 함수 세트를 생성하기 위해 사용된다. 로 반사율 데이터는 생성된 반사율 데이터를 포함하고 조직에 대한 광학적 성질을 결정하기 위해 이용되기에 앞서 그리고 조직에 대한 산소 포화도를 결정하기 위해 이용되기 전에 검출기에 의해 산출된다.

[0063] 단계 600에서 단계 620은 하나 이상의 조직 팬텀에 대해 반복될 수 있다. 각각의 광원-검출기 쌍에 대한 캘리브레이션 함수는 대체로 동일하다. 그렇지만, 다수의 조직 팬텀에 대해서 주어진 광원-검출기 쌍에 대한 캘리브레이션 함수 사이에 편차가 있다면, 주어진 광원-검출기에 대한 캘리브레이션 함수 내 인자들이 평균되어야 한다. 각각의 생성된 캘리브레이션 함수(평균화된 함수 포함)는 단계 625에서 메모리(예. 플래시 또는 다른 비휘발성 메모리, 또는 프로그램 작동이 가능한 ROM) 내에 저장된다.

[0064] 단계 600에서 단계 625는 광원(120c)과 같은 각각의 광원에 대해 반복될 수 있다. 단계 600에서 단계 625가 광원(120a) 및 광원(120c)에 대해 반복된다면, 예를 들면, 그러면 두 개의 캘리브레이션 함수가 각각의 검출기에 대해 메모리 내에 저장될 수 있고, 각각의 검출기에 대해 저장된 캘리브레이션 함수 각각은 광원 중 하나와 연결된다. 즉, 각각의 광원-검출기 쌍은 특별히 광원-검출기 쌍에 대해 캘리브레이션 함수를 가진다. 예를 들면, 검출기(125a)는 광원(120a)으로부터 발산된 빛에 대해 저장된 제1 캘리브레이션 함수(광원-검출기 쌍 125a-120a)와 광원(120c)으로부터 발산된 빛에 대한 제2 캘리브레이션 함수(광원-검출기 쌍 125a-120c)를 가질 수 있다. 캘리브레이션 함수가 각각의 광원-검출기 쌍에 대해 저장되기 때문에, 각각의 검출기에 대한 캘리브레이션 함수(예. 두 개의 캘리브레이션 함수)는 검출기에서 변형에 대해서뿐만 아니라 광원에서 변형에 대해서도 캘리브레이션을 제공한다. 예를 들면, 검출기에 대한 고유 이득 또는 손실은 광원(120a) 또는 광원(120c)으로부터 빛을 수용할 때 다양해서는 안 된다. 광원(120a)에 대해 그런 후 광원(120c)에 대해 반사된 빛을 수용할 때 검출기에 만약 두 개의 캘리브레이션 함수가 검출기에 대해 다르면, 주어진 조직 팬텀에 대한 반사율 데이터에서 차이는 광원(120a) 및 광원(120c)에 의해 발산된 빛의 강도에서의 차이에 기인할 수 있다. 캘리브레이션 함수는 예를 들면 검출기들(125)의 임의의 고유 이득 또는 손실, 그리고 광원들(120)로부터 빛의 강도에서 임의의 차이가 보상될 수 있도록, 조직 옥시메트리 장치(100)가 실제 조직에서 산소 포화도 측정을 위해 사용될 때 검출기들(125)에 의해 생성되는 반사율 데이터에 적용될 수 있다. 구체적으로, 캘리브레이션 함수는 검출기에 의해 생성된 로 반사율 데이터에 대한 광원-검출기 쌍 기준에 적용된다.

[0065] 간략하게 상술한 대로, 중앙 광원(120b)은 검출기들(125)이 균질한 조직 팬텀을 사용하여 상대적으로 용이하게 캘리브레이션될 수 있는 각각의 검출기(125)로부터 실질적으로 동일 거리(+/-10 미크론)일 수 있다. 조직 팬텀에 대해 사용된 용어 "균질성(homogeneity)"은 조직 팬텀 부피를 통해서 실질적으로 불변인 조직 팬텀의 광학적 성질을 말한다. 예를 들면, 조직 팬텀의 흡수 계수  $\mu_a$ 와 감소된 산란 계수  $\mu_s'$ 는 조직 팬텀을 통해서 균질(즉, 실질적으로 불변)한 것으로서 언급될 수 있다. 이것은 실제 조직과는 대조적이며, 공간적 차이뿐만 아니라 콜라겐 섬유의 고유한 정렬과 다른 생물학적 인자로부터 유래하는 등방성 광학적 성질을 나타내며, 이는 조직 성분 및 산소 포화도의 정도가 다른 것에서 기인할 수 있다.

[0066] 도 7은 일 구현예에 따라 검출기들(125)을 캘리브레이션하기 위한 방법의 하이레벨 플로우 다이어그램이다. 하이레벨 플로우 다이어그램은 하나의 예시적 구현예를 나타낸다. 단계들은 구현예의 범위를 벗어나지 않으면서 하이레벨 플로우 다이어그램에 첨가되거나 제거될 수 있고 또는 결합될 수 있다.

[0067] 단계 700에서, 조직 옥시메트리 프로브(115)는 조직 팬텀에 접촉하고, 균질한 광학적 성질을 가진다. 빛(예. 근적외선)이 단계 705에서 조직 팬텀 내로 중앙 광원(120b)으로부터 발산되며, 적어도 빛의 일부가 조직 팬텀에 의해 되돌아 반사된다. 단계 710에서 각각의 검출기(125)는 조직 팬텀으로부터 반사된 빛을 수용하며 각각의 검출기는 단계 715에서 반사된 빛에 대한 반응을 생성한다. 각각의 검출기(125)는 조직 팬텀의 균질성으로 인해 동일한 양의 반사된 빛을 수용해야만 한다. 검출기 반응들 사이의 차이는 검출기들 사이의 물리적 차이에 기인할 수 있다. 예를 들면, 하나 이상의 검출기들은 고유 이득 또는 고유 손실을 가질 수 있다. 검출기들(125)로부터의 반응은 조직 옥시메트리 장치(100)에 의해 검출기에 대한 캘리브레이션 함수를 생성하기 위해 사용된다. 캘리브레이션 함수는 단계 720에서 단일 값에 대해 검출기들에 의해 생성된로 반사율 데이터(즉, 반응)를 평평하게 하기 위해 조직 옥시메트리 장치에 의해 사용될 수 있다. 캘리브레이션 함수를 생성하기 위해 사용된 캘리브레이션 함수 또는 반응, 또는 둘 다가 단계 725에서 예를 들면, 로컬 메모리(예. 플래시 또는 비휘발성 메모리, 또는 프로그램 가능한 ROM)에 저장될 수 있다. 캘리브레이션 함수는 조직 옥시메트리 장치(100)가 실제 조직에서 산소 포화도 레벨을 측정하기 위해 사용될 때 검출기들(125)의 임의의 고유 이득 또는 손실이 보상될 수 있도록 검출기들(125)에 의해 생성되는로 반사율 데이터에 적용될 수 있다.

[0068] 도 8은 일 구현예에 따라 조직 옥시메트리 장치(100)의 사용 동안 이형(anomalies)을 검출하기 위한 방법의 하이레벨 플로우 다이어그램이다. 하이레벨 플로우 다이어그램은 하나의 예시적 구현예를 나타낸다. 단계들은 구현예의 범위를 벗어나지 않으면서 하이레벨 플로우 다이어그램에 첨가되거나 제거될 수 있고 또는 결합될 수 있다.

[0069] 조직 옥시메트리 장치(100)는 실제 조직에서 상당하며, 공간적으로 일치하는 불균질성과 같은 이형을 검출하기 위한 방법을 채용할 수 있다. 불균질성은 예를 들면, 조직 플랩에서 산소화된 혜모글로빈 및 탈산소화된 혜모글로빈 농도에 관한 관련 정보에 기여하지 않는 몰(mole) 또는 조직 타입의 존재를 나타낼 수 있다. 불균질성은 또한 프로브의 일부가 상처의 가장자리를 넘어갔거나 또는 피에 의해 덮인 것을 나타낼 수 있다.

[0070] 단계 800에서, 빛(예. 근적외선)이 중앙 광원(120b)으로부터 조직 내로 발산되며, 빛은 단계 805에서 하나 이상의 검출기(125) 내로 조직에 의해 반사된다. 각각의 검출기(125)는 단계 810에서 수용된 빛에 대해 검출기 반응을 생성한다. 하나 이상의 검출기가 조직과 접촉하여 잃으면(lose), 그러면 이들 검출기들은 검출기 반응을 생성할 수 있으나, 검출기 반응은 중앙 광원(120b)으로부터 발산된 빛이 아닐 수 있다. 조직 옥시메트리 장치(100)는 단계 815에서 적어도 하나의 검출기에 의해 검출된 빛의 차이가 하나 이상의 다른 검출기에 의해 검출된 빛과 비교하여 역치량에 의해 다른지 아닌지를 결정할 수 있다.

[0071] 중앙 광원(120b)으로부터 발산된 빛에 대한 검출기 반응이 역치량에 의해 검출기들 사이에서 다르면(즉, 보통 조직 등방성에 의해 예측되는 것보다 더 큰 정도로), 단계 820에서 폐기될 수 있고, 산소화된 혜모글로빈 및 탈산소화된 혜모글로빈 농도를 계산하기 위해 사용되지 않는다. 명백한 소수(minority)로 적어도 하나의 검출기가 몰, 혈액 또는 다른 것과 접촉하여 위치되는 것으로 가정될 수 있거나 또는 조직과 접촉하여 잃어버리는 것으로 가정될 수 있다.

[0072] 하나의 대안에 따르면, 검출기들(125)의 상당한 수(예. 넷)에 의해 생성된 검출기 반응들이 다른 것들과 상당하게 다르다면(예. 역치량에 의해), 그러나 검출기 반응들의 명백한 다수(majority)가 없다면, 그러면 조직 옥시메트리 장치(100)는 검출기 반응을 모두를 폐기할 수 있으며 정확한 산소 포화도가 현재 탐침된 조직의 부위에 대해 결정될 수 없다는 것을 나타낼 수 있다(예. 디스플레이(112)에서). 이 방법의 단계들은 조직 옥시메트리 장치(100)가 조직에서 산소 포화도를 측정하는 동안 실질적으로 연속적으로 반복될 수 있다. 그렇지 않으면 중앙 광원(120b)은 산소 포화도를 결정하기 위해 사용된 반사율 곡선에 대해 기여적(contributive) 데이터를 얻기 위해 사용될 수 없다는 것을 알려준다.

[0073] 산소 포화도 검출 동안 데이터의 자가-수정

[0074] 도 9는 조직에서 또는 조직 팬텀으로 산소 포화도 측정 동안 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)에 의해 발산된 빛의 양을 캘리브레이션하기 위한 방법의 하이레벨 플로우 다이어그램이다. 하이레벨 플로우 다이어그램은 하나의 예시적 구현예를 나타낸다. 단계들은 구현예의 범위를 벗어나지 않으면서 하이레벨 플로우 다이어그램에 첨가되거나 제거될 수 있고 또는 결합될 수 있다.

[0075] 상술한 대로, 가장 짧은 광원-투-검출기 거리 D2 및 D3는 두 개의 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)에 대해 의도적으로 맞춰지고, 또한 가장 긴 광원-투-검출기 거리 D4 및 D5는 두 개의 외부 광원에 의도적으로 맞추어진

다. 단계 900에서, 가장 짧은 광원-투-검출기 거리를 맞추면서, 외부 광원(120a)이 조직 내로 주어진 파장의 빛을 발산할 때, 검출기(125e)는 단계 905에서 조직으로부터 반사된 이 빛을 검출한다. 그리고 외부 광원(120c)이 조직 내로 단계 910에서 빛을 발산할 때, 검출기(125a)는 단계 915에서 조직으로부터 반사된 이 빛을 검출한다. 단계 920 및 925에서 각각 검출기(125a) 및 검출기(125e)에서 생성된 반사율 데이터는 실질적으로 일치하여야 한다. 즉, 검출기(125a) 및 검출기(125e)에 의해 검출된 빛의 양은 실질적으로 일치하여야 한다.

[0076] 또, 가장 긴 광원-투-검출기 거리로 외부 광원(120a)이 조직 내로 주어진 파장의 빛을 발산할 때 검출기(125a)는 조직으로부터 반사된 이 빛을 검출하고, 외부 광원(120c)이 조직 내로 빛을 발산할 때, 검출기(125e)는 조직으로부터 반사된 이 빛을 검출하고, 검출기(125a) 및 검출기(125e)에 의해 생성된 반사율 데이터는 또한 실질적으로 일치하여야 한다. 반사율 데이터의 이들 쌍이 일치하지 않으면, 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)의 광원 파워 및 이들 외부 광원에 의해 발산된 빛의 양이 일치되지 않을 수도 있다.

[0077] 일 구현예에 따르면, 조직 옥시메트리 장치는 검출기(125a) 및 검출기(125e)에 의해 생성된 이들 반사율 데이터 쌍(일치하지 않는다면)을 모든 검출기에 의해 생성된 반사율 데이터를 수정하기 위해 그리고 장치에 의해 수행된 산소 포화도 분석을 수정하기 위해 사용한다. 더 구체적으로, 단계 930에서, 반사율 데이터(외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c) 사이의 광원 파워 차이에 기인하는)에 대한 캘리브레이션 함수는 검출기(125a) 및 검출기(125e)에 의해 검출되는 절대 반사율 사이의 차이로부터 결정될 수 있다. 구체적으로, 서로 상쇄되는 두 개의 반사율 데이터 지점 세트는 각각의 검출기(125)에 의해 생성된 반사율 데이터에 대해 생성된 함수를 적용하여 단일 반사율 곡선상으로 도입될 수 있어서 상대적으로 더 정확한 산소 포화도 데이터를 생성할 수 있다.

[0078] 조직 옥시메트리 장치(100)는 두 개의 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)으로부터 발산된 빛의 양에서 차이가 발생하는지를 실질적으로 계속적으로 검출기(125a) 및 검출기(125e)에 의해 생성된 반사율 데이터를 모니터하고 비교할 수 있다. 이 차이(존재한다면)를 사용하여, 각각의 검출기(125)에 대한 반사율 데이터는 산소 포화도 측정 동안 실질적으로 계속적으로 조직 옥시메트리 장치(100)에 의해 수정될 수 있다. 하나의 대안적 구현예에 따르면, 외부 광원의 캘리브레이션은 한번 수행되고 생성된 함수는 산소 포화도 측정값을 만드는 동안 다음 사용을 위해 저장된다.

[0079] 하나의 대안에 따르면, 부가적 또는 대체적 광원-투-검출기 거리는 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)(즉, 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)을 캘리브레이션) 사이의 광원 파워 차이에 기인하는 반사율 데이터에 대한 함수를 생성하기 위해 맞춰질 수 있다. 즉, 가장 짧거나 가장 긴 광원-투-검출기 거리(또는 이들의 조합)는 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)을 캘리브레이션하고 반사율 데이터를 수정하기 위해 요구되지 않는다. 또, 맞춰진 광원-투-검출기 거리의 두 개 이상의 쌍을 사용하여 광원 캘리브레이션의 신뢰성 또는 정확성을 증가시킬 수 있는 반면, 광원-투-검출기 거리가 맞춰진 단일 쌍이 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)을 캘리브레이션하기 위해 사용될 수 있다.

[0080] 만약 광원-투-검출기 거리(예. D2 및 D3)가 맞춰진 단일 쌍이 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)을 캘리브레이션하고 반사율 데이터를 수정하기 위해 사용된다면, 반사율 데이터의 시그널-투-노이즈 비율은 맞추어지는 특별한 광원-투-검출기 거리를 선택하는데 관련될 수 있다. 만약 낮은 노이즈에 대해 최소가 존재한다면, 가장 긴 광원-투-검출기 거리를 맞추는 것은 최대의 강건한(robust) 광원 캘리브레이션을 제공할 수 있다. 그렇지만, 노이즈는 반사율 데이터 측정값의 제곱근으로서 증가할 수 있으며, 따라서 더 긴 광원-투-검출기 거리에 대해 상당하게 더 길어질 수 있다. 이 경우에, 가장 짧거나 또는 상대적으로 짧은 광원-투-검출기 거리를 맞추는 것은 외부 광원의 더 강건한 캘리브레이션과 반사율 데이터를 제공할 수 있다.

[0081] 다른 대안에 따르면, 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)과 검출기(125a-125h)에 대한 광원-투-검출기 거리 전부가 네 개의 맞추어진 광원-투-검출기 거리를 제공하기 위해 맞추어진다. 외부 광원(120a) 및 외부 광원(120c)에 대한 네 개의 광원-투-검출기 거리를 맞추는 것은 각각의 외부 광원에 대한 두 개의 반사율 데이터의 생성을 가능하게 하며, 반사율 데이터의 정확성을 입증하기 위해 비교될 수 있다.

[0082] 빠르고 강건한 캘리브레이션의 기하학적 통합, 자가-수정 및 정확한 데이터 수집 및 프로세싱 방법은 선행기술인 것으로 간주되는 인트라-작동 프로토콜에 의해 만들어진 포화도 측정값에서 보여지는 변동과 부정확성을 제한한다. 앞서 토의된 캘리브레이션, 자가-수정, 및 다른 형태는 빠르고 정확한 조직 옥시메트리 장치를 가져오게 할 수 있고, 임플란트-기반 가슴 재건술에서 수반되는 성형 수술을 가능하게 하며 수술 환경에서 괴사의 위험에서 조직 부위를 검출하면서 고려되는 다른 것을 가능하게 한다.

[0083] 본 발명의 설명이 실례 및 설명 목적을 위해 제시되었다. 설명된 상세한 형태는 본 발명을 철저하게 하거나 제

한하는 것은 아니고 여기서 제시된 관점에서 많은 수정과 변형이 가능하다. 구현예는 본 발명의 원리 및 그것의 실제적 적용을 최선으로 설명하기 위해 선택되고 설명되었다. 이 설명은 다양한 구현예에서 그리고 특별한 용도에 맞춰지도록 다양한 변형으로 발명을 최선으로 유용하게 하고 실용화하기 위해 이 기술 분야의 숙련자에게 가능하게 할 것이다. 본 발명의 범위는 다음의 청구범위에 의해 규정된다.

### 부호의 설명

[0084]

100: 조작 옥시메트리 장치

112: 디스플레이

114: 손잡이 또는 감지봉

115, 115': 조작 옥시메트리 프로브

120: 광원 세트

125: 검출기 세트

130: LED

135: 광섬유 케이블 세트

150, 155: PCB

160: 조작 옥시메트리 장치의 전방부

500: 백 PCB

505: 프론트 PCB

510, 515: 렌즈 세트

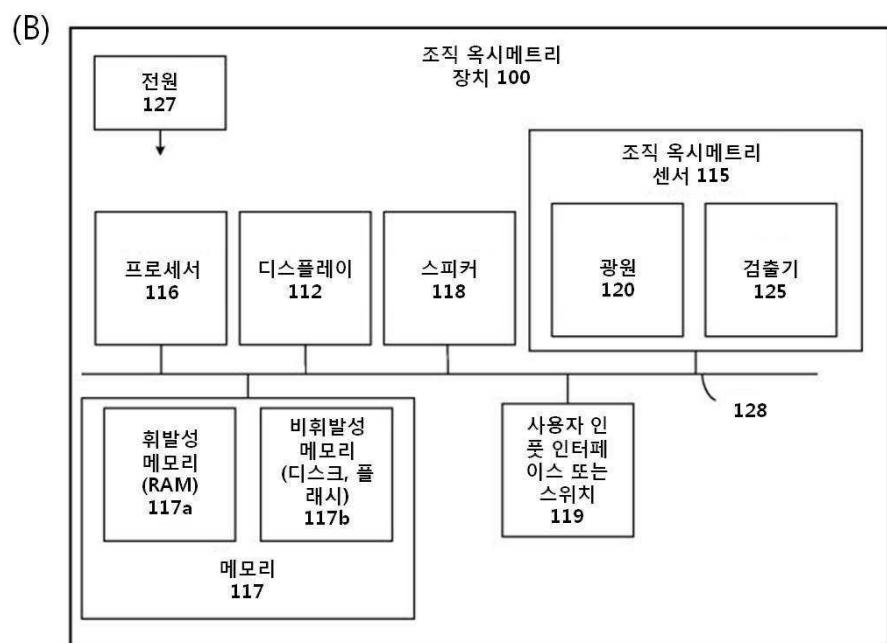
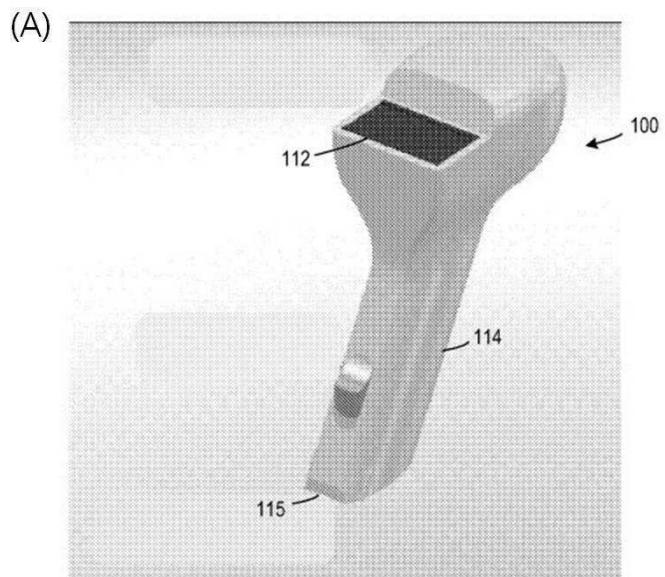
520: 렌즈 플레이트

525: LED 구멍 플레이트

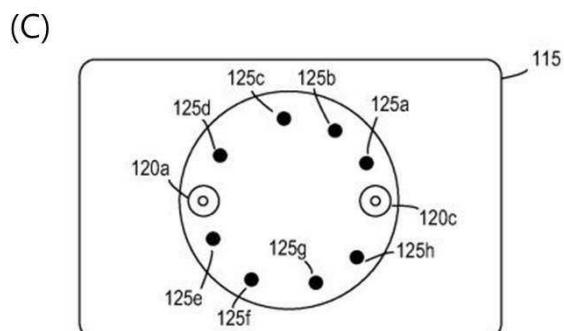
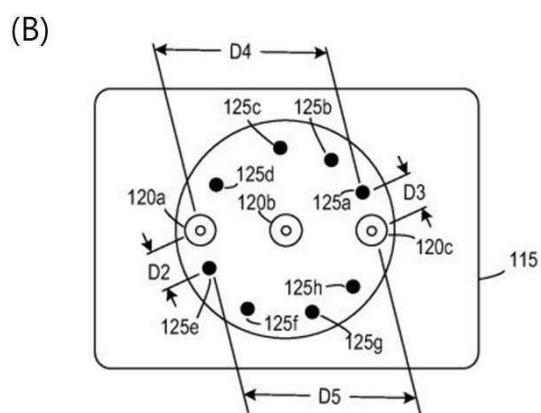
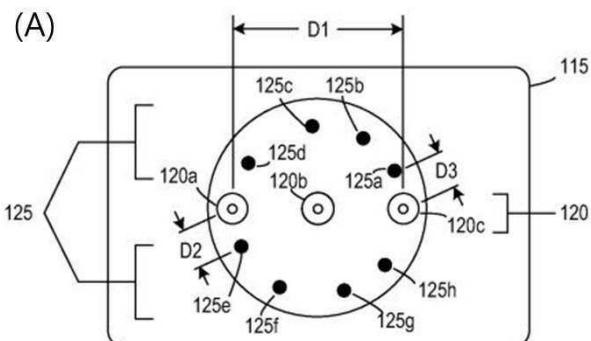
530: 접촉 플레이트

도면

도면1

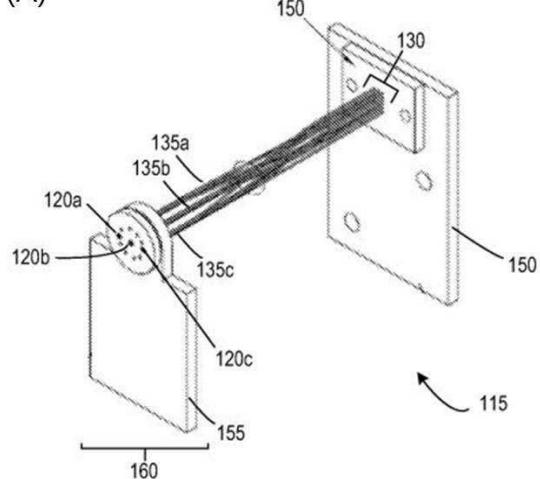


## 도면2

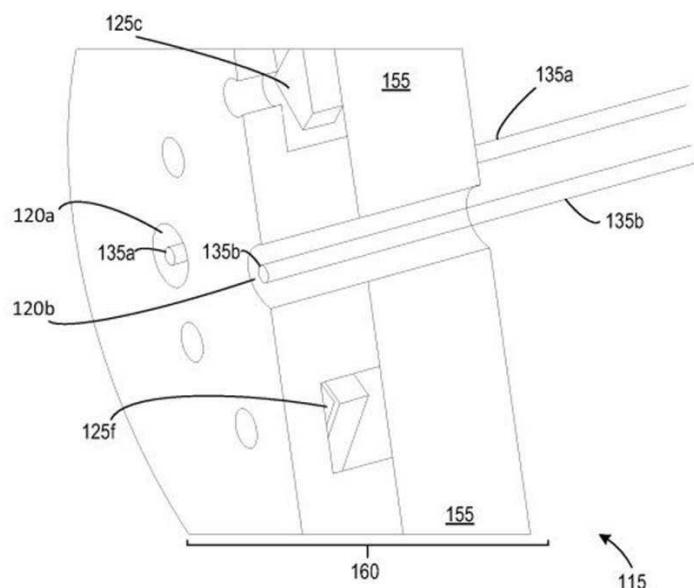


## 도면3

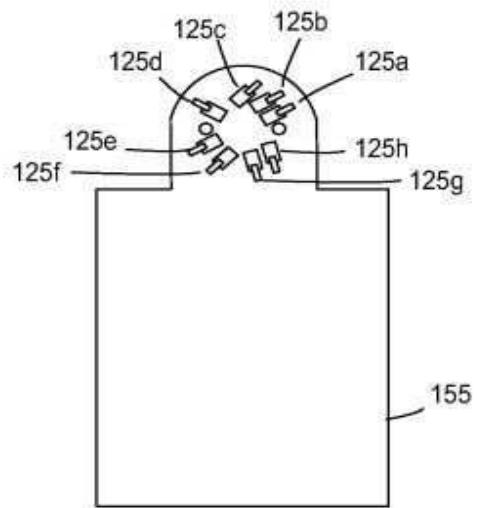
(A)



(B)

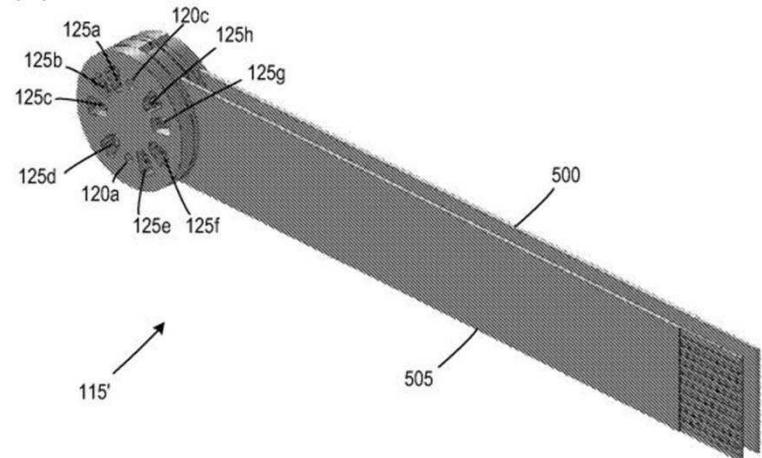


도면4

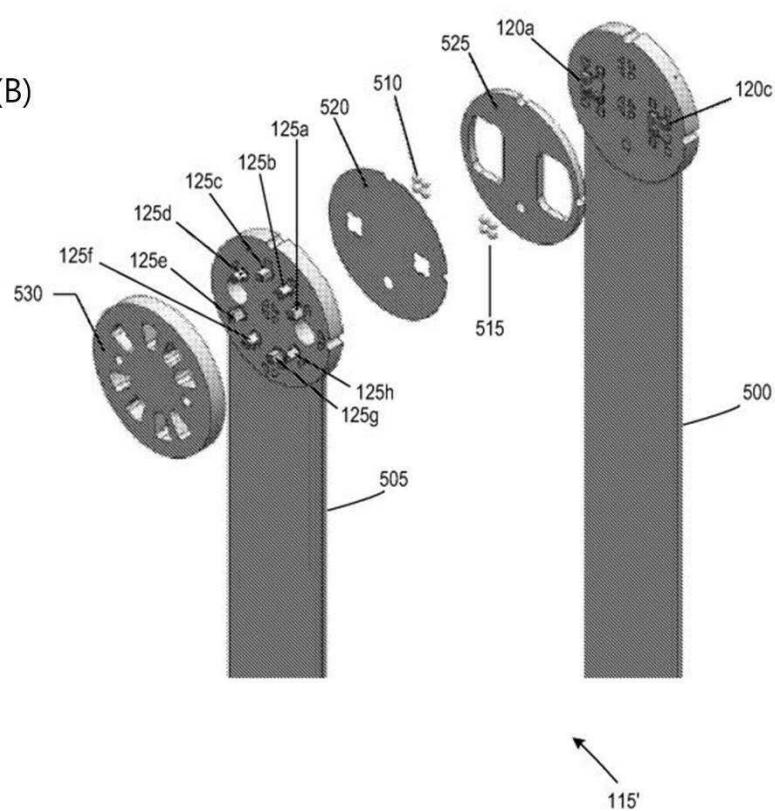


## 도면5

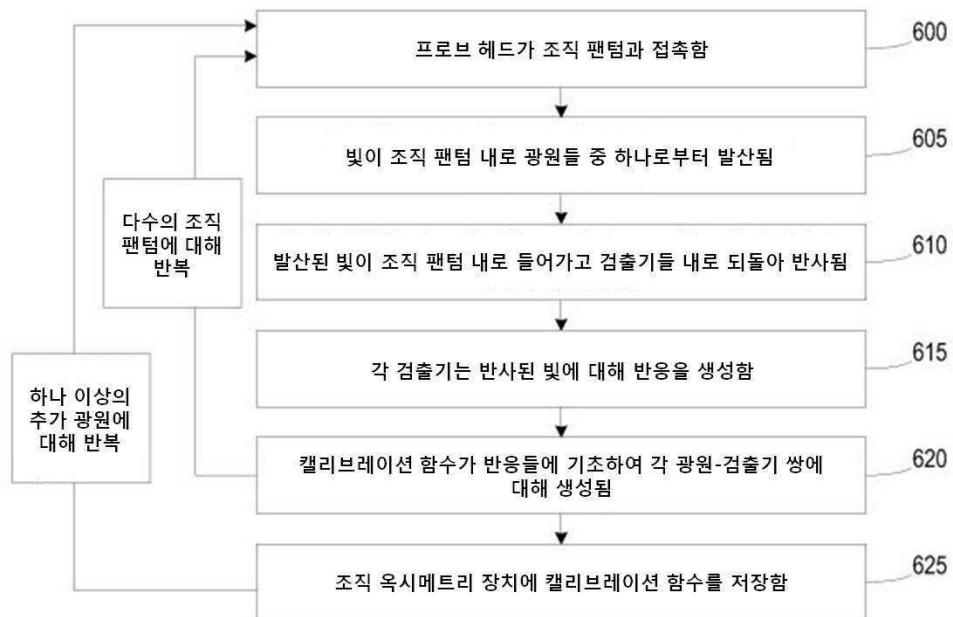
(A)



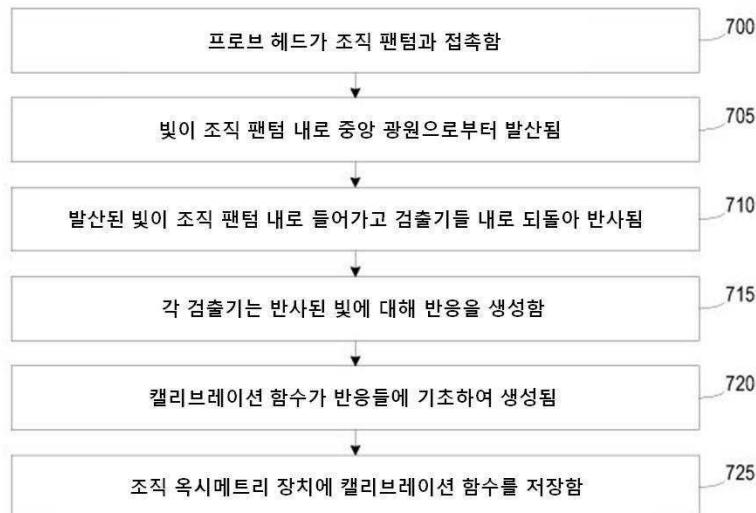
(B)



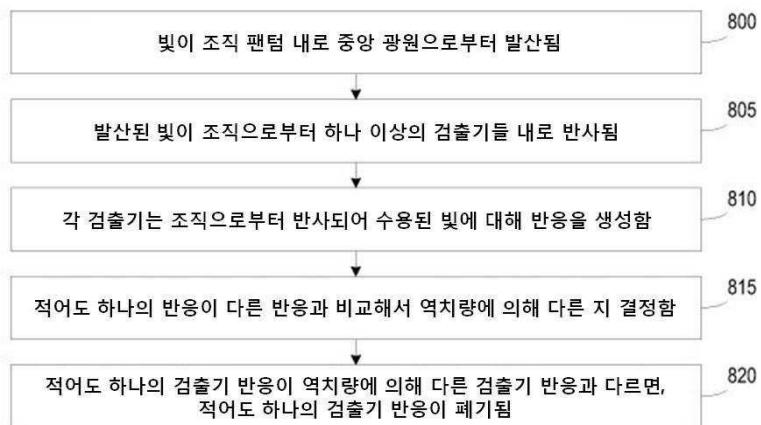
## 도면6



## 도면7



## 도면8



## 도면9

