



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0131614
(43) 공개일자 2018년12월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/1455 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/14552 (2013.01)
A61B 5/4848 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-7032557
(22) 출원일자(국제) 2017년04월24일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2018년11월09일
(86) 국제출원번호 PCT/US2017/029221
(87) 국제공개번호 WO 2017/185104
국제공개일자 2017년10월26일
(30) 우선권주장
62/326,630 2016년04월22일 미국(US)
(뒷면에 계속)

(71) 출원인
바이압틱스 인코포레이티드
미국 캘리포니아 94560 뉴어크 유레카 드라이브
39655
(72) 발명자
백텔 케이트 리엔
미국 캘리포니아 94523 플레센트 힐 하디 서클
107
로먼 라버트
미국 뉴욕14209 버팔로 엘리코트 스트리트1042
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인우인

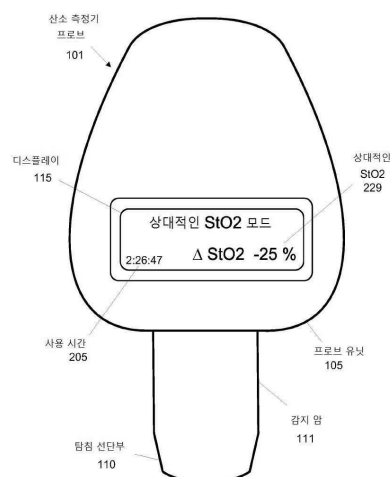
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 절대적인 및 상대적인 조직 산소 포화도의 결정

(57) 요약

산소 측정기 프로브는 측정된 값에 대한 절대적인 보고 모드 및 상대적인 보고 모드에 있도록 사용자에게 의해 구성 가능하다. 절대적인 및 상대적인 모드에 대한 특정된 값은 절대적인 산소 포화도, 상대적인 산소 포화도, 절대적인 헤모글로빈 함유량, 상대적인 헤모글로빈 함유량, 절대적인 혈액량, 상대적인 혈액량을 포함한다. 개별적인 환자에 대해, 상대적인 또는 절대적인 헤모글로빈 함유량, 또는 상대적인 또는 절대적인 혈액량을 결정 및 보고하기 위한 상대적인 모드 및 절대적인 모드는, 혈류에 영향을 미치지만 조직, 이를테면 피부 내의 산소 포화도에는 영향을 미치지 않는 투여된 약물, 이를테면 에피네프린의 효험을 결정하는 경우에 유익하다. 이들 상대적인 모드에 있는 산소 측정기 프로브는, 상대적인 헤모글로빈 함유량 또는 상대적인 혈액량 하락 또는 상승에 대해 보고되는 값으로서, 투여된 약물의 효험을 디스플레이한다.

대표도 - 도4c



(52) CPC특허분류

A61B 5/7221 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

A61B 5/743 (2013.01)

A61B 5/7475 (2013.01)

(72) 발명자

디조한 라이슬

미국 오하이오 44145 웨스트레이크 테번샤이어 오
별 29639

콜리즈 스캇

미국 뉴저지08502-5031 벨미드 오크 리즈
드라이브5

(30) 우선권주장

62/326,644 2016년04월22일 미국(US)

62/326,673 2016년04월22일 미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

방법으로서,

환자의 타겟 조직과 프로브 선단부를 접촉하는 단계;

제1 시간에서, 산소 측정기 프로브의 공급원 구조물로부터 상기 타겟 조직 내로 제1 광을 투과시키는 단계;

상기 산소 측정기 프로브의 복수의 검출기 구조물들에 의해, 상기 타겟 조직으로부터 반사된 제1 반사된 광을 검출하는 단계;

상기 검출기 구조물들에 의해, 상기 검출기 구조물들에 의해 검출된 상기 제1 반사된 광에 대한 제1 반사도 데이터를 생성하는 단계;

복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선들에 상기 반사도 데이터를 피팅(fit)하는 단계;

상기 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선들에 대한 상기 제1 반사도 데이터의 피팅으로부터, 상기 시뮬레이트된 반사도 곡선들 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선들을 결정하는 단계 - 상기 시뮬레이트된 반사도 곡선들 각각은 산소 측정기 파라미터에 대한 값과 연관됨 -;

상기 제1 반사도 데이터에 대한 상기 시뮬레이트된 반사도 곡선들 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선들에 대해, 적어도 제1 산소 측정기 파라미터를 결정하는 단계;

상기 제1 산소 측정기 파라미터에 기초하여, 제1 산소 측정기 측정에 대한 제1 값을 결정하는 단계;

상기 제1 산소 측정기 측정에 대한 제1 값을 메모리에 저장하는 단계;

제2 시간에서, 상기 산소 측정기 프로브의 공급원 구조물로부터 상기 타겟 조직 내로 제2 광을 투과시키는 단계;

상기 산소 측정기 프로브의 복수의 검출기 구조물들에 의해, 상기 타겟 조직으로부터 반사된 제2 반사된 광을 검출하는 단계;

상기 검출기 구조물들에 의해, 상기 검출기 구조물들에 의해 검출된 상기 제2 반사된 광에 대한 제2 반사도 데이터를 생성하는 단계;

상기 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선들에 상기 제2 반사도 데이터를 피팅하는 단계;

상기 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선들에 대한 상기 제2 반사도 데이터의 피팅으로부터, 상기 시뮬레이트된 반사도 곡선들 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선들을 결정하는 단계;

상기 제2 반사도 데이터에 대한 상기 시뮬레이트된 반사도 곡선들 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선들에 대해, 적어도 제2 산소 측정기 파라미터를 결정하는 단계;

제2 흡수 계수에 기초하여, 제2 산소 측정기 측정에 대한 제2 값을 결정하는 단계;

상기 메모리로부터 상기 제1 값을 검색하는 단계;

상기 제1 값과 상기 제2 값 사이의 퍼센티지 차이(percentage difference)를 결정하는 단계; 및

상기 산소 측정기 프로브의 디스플레이 상에 상기 퍼센티지 차이를 디스플레이하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 산소 측정기 측정은 제1 산소 포화도이며, 상기 제2 산소 측정기 측정은 제2 산소 포화도인, 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 퍼센티지 차이는 수치 값으로서 디스플레이되는, 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,
상기 디스플레이 상에 상기 제2 값을 디스플레이하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,
상기 퍼센티지 차이가 증가된 것을 나타내기 위해 하방 방향으로 포인팅(point)하는 화살표를 상기 디스플레이 상에 디스플레이하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 6

제4항에 있어서,
상기 화살표는 적색인, 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,
상기 퍼센티지 차이가 감소된 것을 나타내기 위해 상방 방향으로 포인팅하는 화살표를 상기 디스플레이 상에 디스플레이하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 8

제5항에 있어서,
상기 화살표는 녹색인, 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,
상기 타겟 조직 내에 에피네프린을 도입하는 단계; 및
상기 디스플레이 상에 디스플레이된 퍼센티지 값의 변화를 통해, 상기 타겟 조직 내의 에피네프린의 효과를 결정하는 단계를 포함하는, 방법.

청구항 10

시스템으로서,
산소 측정기 장치를 포함하며,
상기 산소 측정기 장치는 상기 장치의 원위 단부 상에 공급원 구조물들 및 검출기 구조물들을 포함하는 프로브 선단부, 및 상기 프로브 선단부 근위에 있는 디스플레이를 포함하고, 상기 산소 측정기 장치는 제1 산소 포화도 값, 제2 산소 포화도 값, 및 상기 제1 산소 포화도 값과 상기 제2 산소 포화도 값 사이의 상대적인 산소 포화도 값을 계산하고, 상기 제1 산소 포화도 값과 상기 제2 산소 포화도 값 사이의 상대적인 산소 포화도 값을 디스플레이하며,
상기 산소 측정기 장치는 특히,
제1 기간에서, 산소 측정기 프로브의 광원으로부터 측정될 제1 조직 내로 광을 투과시키고;
상기 산소 측정기 프로브의 검출기에서, 상기 제1 기간에서 투과된 광에 응답하여 상기 제1 조직에 의해 반사된

광을 수신하고;

제2 기간에서, 상기 산소 측정기 프로브의 광원으로부터 측정될 제2 조직 내로 광을 투과시키고 - 상기 제2 기간은 상기 제1 기간 이후임 -;

상기 산소 측정기 프로브의 상기 검출기에서, 상기 제2 기간에서 투과된 광에 응답하여 상기 제2 조직에 의해 반사된 광을 수신하고;

상기 제1 조직에 대해 상기 제1 산소 포화도 값을 결정하고;

상기 제2 조직에 대해 상기 제2 산소 포화도 값을 결정하고;

상기 제1 산소 포화도 값과 상기 제2 산소 포화도 값 사이의 상대적인 산소 포화도 값을 계산하며;

상기 디스플레이 상에 상기 상대적인 산소 포화도 값을 디스플레이하도록

구성되는, 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 제1 조직 및 상기 제2 조직은 동일한 위치에 있는, 시스템.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 제1 조직 및 상기 제2 조직은 상이한 위치들에 있는, 시스템.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 상대적인 산소 포화도 값은, 상기 제2 기간 후 그리고 상기 제2 산소 포화도 값이 결정된 후까지, 디스플레이되는 것이 가능하지 않은, 시스템.

청구항 14

제10항에 있어서,

상기 상대적인 산소 포화도 값은 상기 제1 산소 포화도 값과 상기 제2 산소 포화도 값 사이의 차이인, 시스템.

청구항 15

제10항에 있어서,

상기 상대적인 산소 포화도 값은 상기 제1 산소 포화도 값과 상기 제2 산소 포화도 값 사이의 비율인, 시스템.

청구항 16

제10항에 있어서,

상기 상대적인 산소 포화도 값은 상기 디스플레이 상에 기호로 디스플레이되어, 상기 제2 산소 포화도 값이 상기 제1 산소 포화도 값 초과인 것, 상기 제1 산소 포화도 값 미만인 것, 상기 제1 산소 포화도 값과 동일한 것을 나타내는, 시스템.

청구항 17

제10항에 있어서,

상기 상대적인 산소 포화도 값은 제1 상대적인 산소 포화도 값이며,

상기 산소 측정기 장치는 특히,

제3 기간에서, 상기 산소 측정기 프로브의 광원으로부터 측정될 제3 조직 내로 광을 투과시키고 - 상기 제3 기

간은 상기 제2 기간 이후임 -;

상기 산소 측정기 프로브의 상기 검출기에서, 상기 제3 기간에서 투과된 광에 응답하여 상기 제3 조직에 의해 반사된 광을 수신하고;

상기 제3 조직에 대해 제3 산소 포화도 값을 결정하고;

상기 제3 산소 포화도 값과 상기 제2 산소 포화도 값 사이의 제2 상대적인 산소 포화도 값을 계산하며;

상기 디스플레이 상에 상기 제2 상대적인 산소 포화도 값을 디스플레이하도록 구성되는, 시스템.

청구항 18

제10항에 있어서,

상기 상대적인 산소 포화도 값은 제1 상대적인 산소 포화도 값이며,

상기 산소 측정기 장치는 특히,

제3 기간에서, 상기 산소 측정기 프로브의 광원으로부터 측정될 제3 조직 내로 광을 투과시키고 - 상기 제3 기간은 상기 제2 기간 이후임 -;

상기 산소 측정기 프로브의 상기 검출기에서, 상기 제3 기간에서 투과된 광에 응답하여 상기 제3 조직에 의해 반사된 광을 수신하고;

상기 제3 조직에 대해 제3 산소 포화도 값을 결정하고;

상기 제3 산소 포화도 값과 상기 제1 산소 포화도 값 사이의 제2 상대적인 산소 포화도 값을 계산하며;

상기 디스플레이 상에 상기 제2 상대적인 산소 포화도 값을 디스플레이하도록 구성되는, 시스템.

청구항 19

제10항에 있어서,

상기 상대적인 산소 포화도 값은 제1 상대적인 산소 포화도 값이며,

상기 산소 측정기 장치는 특히,

상기 산소 측정기에 대한 제1 동작 모드에 대한 사용자로부터의 제1 표시, 또는 제2 동작 모드에 대한 상기 사용자로부터의 제2 표시를 수신하고;

제3 기간에서, 상기 산소 측정기 프로브의 광원으로부터 측정될 제3 조직 내로 광을 투과시키고 - 상기 제3 기간은 상기 제2 기간 이후임 -;

상기 산소 측정기 프로브의 상기 검출기에서, 상기 제3 기간에서 투과된 광에 응답하여 상기 제3 조직에 의해 반사된 광을 수신하고;

상기 제3 조직에 대해 제3 산소 포화도 값을 결정하고;

상기 제1 동작 모드에 대해, 상기 제3 산소 포화도 값과 상기 제2 산소 포화도 값 사이의 제2 상대적인 산소 포화도 값을 계산하고, 상기 제2 동작 모드에 대해, 상기 제3 산소 포화도 값과 상기 제1 산소 포화도 값 사이의 제3 상대적인 산소 포화도 값을 계산하며;

상기 제1 동작 모드에 대해, 상기 디스플레이 상에 상기 제2 상대적인 산소 포화도 값을 디스플레이하고, 상기 제2 동작 모드에 대해, 상기 디스플레이 상에 상기 제3 상대적인 산소 포화도 값을 디스플레이하도록 구성되는, 시스템.

청구항 20

제19항에 있어서,

상기 디스플레이 상에 한 번에 상기 제2 상대적인 산소 포화도 값만이 또는 상기 제3 상대적인 산소 포화도 값만이 디스플레이되는, 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 일반적으로, 조직 내의 산소 레벨을 모니터링하는 광학 시스템에 관한 것이다. 더 구체적으로, 본 발명은 광학 프로브(probe), 이를테면 산소 측정기에 관한 것이며, 그 광학 프로브는 광학 프로브의 센서 헤드 상에 공급원 및 검출기를 포함하고, 조직의 산소 포화도를 결정하기 위해, 국부적으로 저장된 시뮬레이트된 반사도 곡선을 사용한다.

배경 기술

[0002] 산소 측정기는 다양한 목적을 위해 인간 및 생물체 내의 조직의 산소 포화도를 측정하는데 사용되는 의료 장치이다. 예컨대, 산소 측정기는 병원 및 다른 의료 시설에서의 의료 및 진단 목적(예컨대, 예를 들어 저산소증을 위한 수술, 환자 모니터링, 또는 앵플런스 또는 다른 모바일 모니터링); 스포츠 경기장에서의 스포츠 및 운동 경기 목적(예컨대, 프로 운동 선수 모니터링); 개인의 개인용 또는 재택 모니터링(예컨대, 일반 건강 모니터링 또는 마라톤을 위해 훈련하는 사람); 및 수의학 목적(예컨대, 동물 모니터링)을 위해 사용된다.

[0003] 맥박 산소 측정기 및 조직 산소 측정기는 상이한 원리로 동작하는 2개의 타입의 산소 측정기이다. 맥박 산소 측정기는 기능하는데 있어서 맥박을 요구한다. 맥박 산소 측정기는 전형적으로, 맥동하는 동맥 혈로 인한 광의 흡수도를 측정한다. 대조적으로, 조직 산소 측정기는 기능하는데 있어서 맥박을 요구하지 않으며, 혈액 공급으로부터 단절된 조직 플랩(tissue flap)의 산소 포화도 측정을 행하기 위해 사용될 수 있다.

[0004] 예로서, 인간 조직은 다양한 광-흡수 분자를 포함한다. 그러한 발색단은 산소화된 헤모글로빈, 탈산소화된 헤모글로빈, 멜라닌, 물, 지질, 및 시토크롬을 포함한다. 산소화된 헤모글로빈, 탈산소화된 헤모글로빈, 및 멜라닌은 대부분의 가시 및 근적외선 스펙트럼 범위에 대해 조직 내의 가장 지배적인 발색단이다. 광 흡수는 광의 특정 파장에서 산소화된 헤모글로빈과 탈산소화된 헤모글로빈에 대해 상당히 상이하다. 조직 산소 측정기는 이들 광-흡수 차이를 활용함으로써 인간 조직 내의 산소 레벨을 측정할 수 있다.

[0005] 기존의 산소 측정기의 성공에도 불구하고, 예컨대, 측정 정확도의 개선에 의해; 측정 시간의 감소에 의해; 비용의 저감에 의해; 사이즈, 중량 또는 폼 팩터의 감소에 의해; 전력 소비의 감소에 의해; 그리고 다른 이유 그리고 이들 측정의 임의의 조합으로 인해, 산소 측정기를 개선하기 위한 요구가 계속된다.

[0006] 특히, 지역적 및 국부적 레벨 둘 모두에서 환자의 산소화 상태를 평가하는 것이 중요한데, 이는 그것이 환자의 국부적 조직 건강의 상태의 표시자이기 때문이다. 따라서, 산소 측정기는, 환자의 조직 산소화 상태가 불안정하다는 것을 의심할 수 있는 임상적 세팅에서, 이를테면 수술 및 회복 동안에 종종 사용된다. 예컨대, 수술 동안에, 산소 측정기는 다양한 비-이상적 조건 하에서 정확한 산소 포화도 측정을 신속하게 전달할 수 있어야 한다. 기존의 산소 측정기는, 절대적인 정확도가 중요하지 않고 경향 데이터만으로 충분한 수술후 조직 모니터링을 위해 충분하였지만, 조직이 생존 가능하게 유지될 수 있는지 또는 제거될 필요가 있는지를 결정하기 위해, 스폿-체크링(spot-checking)이 사용될 수 있는 수술 동안에는 정확도가 요구된다.

[0007] 따라서, 개선된 조직 산소 측정기 프로브, 및 이들 프로브를 사용하여 측정을 행하는 방법이 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0008] 산소 측정기 프로브는 조사 하에 있는 조직의 광학 특성을 신속하게 결정하기 위해, 비교적 많은 수의 시뮬레이트된 반사도 곡선을 활용한다. 조직의 광학 특성은 조직의 산소화된 헤모글로빈 및 탈산소화된 헤모글로빈 농도 뿐만 아니라 조직의 산소 포화도의 추가적인 결정을 가능하게 한다.

[0009] 일 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 맥박 또는 심장 박동을 요구하지 않으면서 산소 포화도를 측정할 수 있다. 본 발명의 산소 측정기 프로브는 성형 수술을 포함하는 다수의 수술 및 의학 분야에 적용 가능하다. 산소 측정기 프로브는 맥박이 없는 조직의 산소 포화도 측정을 행할 수 있다. 그러한 조직은 신체로부터 분리되었을

수 있고(예컨대, 플랩), 신체 내의 다른 위치로 이식될 것이다. 본 발명의 양태는 또한, 맥박 산소 측정기에 적용 가능할 수 있다. 산소 측정기 프로브와 대조적으로, 맥박 산소 측정기는 기능하는데 있어서 맥박을 요구한다. 맥박 산소 측정기는 전형적으로, 맥동하는 동맥 혈로 인한 광의 흡수를 측정한다.

[0010] 구현예에서, 산소 측정기 프로브의 사용으로 시간에 걸쳐 산소 포화도에 영향을 미치는 투여된 약물, 이를테면 에피네프린 또는 다른 약물의 유효성이 결정될 수 있도록, 산소화 측정의 상대적인 값, 이를테면 상대적인 산소 포화도 측정이 결정되고 디스플레이된다.

[0011] 구현예에서, 방법은, 환자의 타겟 조직과 프로브 선단부를 접촉하는 단계; 제1 시간에서, 산소 측정기 프로브의 공급원 구조물로부터 타겟 조직 내로 제1 광을 투과시키는 단계; 산소 측정기 프로브의 복수의 검출기 구조물에 의해, 타겟 조직으로부터 반사된 제1 반사된 광을 검출하는 단계; 검출기 구조물에 의해, 검출기 구조물에 의해 검출된 제1 반사된 광에 대한 제1 반사도 데이터를 생성하는 단계; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 반사도 데이터를 피팅하는 단계; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 제1 반사도 데이터의 피팅으로부터, 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상으로 피팅되는 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정하는 단계 - 시뮬레이트된 반사도 곡선 각각은 흡수 계수에 대한 값과 연관된 -; 제1 반사도 데이터에 대한 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대해, 적어도 제1 흡수 계수를 결정하는 단계; 제1 흡수 계수에 기초하여 제1 산소 포화도에 대한 제1 값을 결정하는 단계; 및 제1 산소 포화도에 대한 제1 값을 메모리에 저장하는 단계를 포함한다.

[0012] 방법은, 제2 시간에서, 산소 측정기 프로브의 공급원 구조물로부터 타겟 조직 내로 제2 광을 투과시키는 단계; 산소 측정기 프로브의 복수의 검출기 구조물에 의해, 타겟 조직으로부터 반사된 제2 반사된 광을 검출하는 단계; 검출기 구조물에 의해, 검출기 구조물에 의해 검출된 제2 반사된 광에 대한 제2 반사도 데이터를 생성하는 단계; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 제2 반사도 데이터를 피팅하는 단계; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 제2 반사도 데이터의 피팅으로부터, 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정하는 단계; 제2 반사도 데이터에 대한 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대해, 적어도 제2 복수의 흡수 계수를 결정하는 단계; 제2 흡수 계수에 기초하여 제2 산소 포화도에 대한 제2 값을 결정하는 단계를 포함한다.

[0013] 방법은, 메모리로부터 제1 값을 검색하는 단계; 제1 값과 제2 값 사이의 퍼센티지 차이를 결정하는 단계; 및 산소 측정기 프로브의 디스플레이 상에 퍼센티지 차이를 디스플레이하는 단계를 포함한다.

[0014] 구현예에서, 시스템은, 산소 측정기 장치를 포함하며, 그 산소 측정기 장치는 장치의 원위 단부 상에 공급원 구조물 및 검출기 구조물을 포함하는 프로브 선단부, 및 프로브 선단부 근위에 있는 디스플레이를 포함하고, 여기서, 산소 측정기 장치는 제1 산소 포화도 값, 제2 산소 포화도 값, 및 제1 산소 포화도 값과 제2 산소 포화도 값 사이의 상대적인 산소 포화도 값을 계산하고, 제1 산소 포화도 값과 제2 산소 포화도 값 사이의 상대적인 산소 포화도 값을 디스플레이하며, 산소 측정기 장치는 특히, 제1 기간에서, 산소 측정기 프로브의 광원으로부터 측정될 제1 조직 내로 광을 투과시키고; 산소 측정기 프로브의 검출기에서, 제1 기간에서 투과된 광에 응답하여 제1 조직에 의해 반사된 광을 수신하고; 제2 기간에서, 산소 측정기 프로브의 광원으로부터 측정될 제2 조직 내로 광을 투과시키고 - 제2 기간은 제1 기간 이후임 -; 산소 측정기 프로브의 검출기에서, 제2 기간에서 투과된 광에 응답하여 제2 조직에 의해 반사된 광을 수신하고; 제1 조직에 대해 제1 산소 포화도 값을 결정하고; 제2 조직에 대해 제2 산소 포화도 값을 결정하고; 제1 산소 포화도 값과 제2 산소 포화도 값 사이의 상대적인 산소 포화도 값을 계산하며; 디스플레이 상에 상대적인 산소 포화도 값을 디스플레이하도록 구성된다.

[0015] 시스템은 산소 측정기 프로브를 포함하며, 그 산소 측정기 프로브는, 핸드헬드 하우징; 핸드헬드 하우징에 하우징된 프로세서; 핸드헬드 하우징에 하우징되고, 프로세서에 전자적으로 커플링되고, 프로세서를 제어하기 위한 제1 코드를 저장하는 메모리; 핸드헬드 하우징 외부로부터 액세스 가능하고, 프로세서에 전자적으로 커플링된 디스플레이; 및 핸드헬드 하우징에 하우징되고, 프로세서, 메모리, 및 디스플레이에 커플링되어 이들에 전력을 공급하는 배터리를 포함한다.

[0016] 코드는, 제1 시간에서, 환자의 타겟 조직 내로 제1 광을 방출하도록, 산소 측정기 프로브의 공급원 구조물을 제어하고; 산소 측정기 프로브의 복수의 검출기 구조물에 의한, 타겟 조직으로부터 반사된 제1 반사된 광의 검출을 제어하고; 검출기 구조물에 의해 검출된 제1 반사된 광에 대해 검출기 구조물에 의해 생성된 제1 반사도 데이터를 검출기 구조물로부터 수신하고; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 반사도 데이터를 피팅하고; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 제1 반사도 데이터의 피팅으로부터, 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정하고 - 시뮬레이트된 반사도 곡선 각각은 흡수 계수에 대한 값

과 연관됨 -; 제1 반사도 데이터에 대한 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대해, 적어도 제1 흡수 계수를 결정하고; 제1 흡수 계수에 기초하여 제1 산소 포화도에 대한 제1 값을 결정하며; 제1 산소 포화도에 대한 제1 값을 메모리에 저장하기 위해, 프로세서에 의해 실행 가능한 명령을 포함한다.

[0017] 코드는, 제2 시간에서, 타겟 조직 내로 제2 광을 방출하도록, 산소 측정기 프로브의 공급원 구조물을 제어하고; 산소 측정기 프로브의 복수의 검출기 구조물에 의해, 타겟 조직으로부터 반사된 제2 반사된 광을 검출하고; 검출기 구조물에 의해, 검출기 구조물에 의해 검출된 제2 반사된 광에 대해 제2 반사도 데이터를 생성하고; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 제2 반사도 데이터를 피팅하고; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 제2 반사도 데이터의 피팅으로부터, 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정하고; 제2 반사도 데이터에 대한 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대해, 적어도 제2 흡수 계수를 결정하며; 제2 흡수 계수에 기초하여 제2 산소 포화도에 대한 제2 값을 결정하기 위해, 프로세서에 의해 실행 가능한 명령을 포함한다.

[0018] 코드는, 메모리로부터 제1 값을 검색하고; 제1 값과 제2 값 사이의 퍼센티지 차이를 결정하며; 산소 측정기 프로브의 디스플레이 상의 퍼센티지 차이의 디스플레이를 제어하기 위해, 프로세서에 의해 실행 가능한 명령을 포함한다.

[0019] 구현예에서, 방법은, 환자의 타겟 조직과 프로브 선단부를 접촉하는 단계; 제1 시간에서, 산소 측정기 프로브의 공급원 구조물로부터 타겟 조직 내로 제1 광을 투과시키는 단계; 산소 측정기 프로브의 복수의 검출기 구조물에 의해, 타겟 조직으로부터 반사된 제1 반사된 광을 검출하는 단계; 검출기 구조물에 의해, 검출기 구조물에 의해 검출된 제1 반사된 광에 대한 제1 반사도 데이터를 생성하는 단계; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 반사도 데이터를 피팅하는 단계; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 제1 반사도 데이터의 피팅으로부터, 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상으로 피팅되는 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정하는 단계 - 시뮬레이트된 반사도 곡선 각각은 흡수 계수에 대한 값과 연관됨 -; 제1 반사도 데이터에 대한 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대해, 적어도 제1 흡수 계수를 결정하는 단계; 제1 흡수 계수에 기초하여 제1 조직 측정에 대한 제1 값을 결정하는 단계; 및 조직 측정에 대한 제1 값을 메모리에 저장하는 단계를 포함한다.

[0020] 방법은, 제2 시간에서, 산소 측정기 프로브의 공급원 구조물로부터 타겟 조직 내로 제2 광을 투과시키는 단계; 산소 측정기 프로브의 복수의 검출기 구조물에 의해, 타겟 조직으로부터 반사된 제2 반사된 광을 검출하는 단계; 검출기 구조물에 의해, 검출기 구조물에 의해 검출된 제2 반사된 광에 대한 제2 반사도 데이터를 생성하는 단계; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 제2 반사도 데이터를 피팅하는 단계; 복수의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 제2 반사도 데이터의 피팅으로부터, 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정하는 단계; 제2 반사도 데이터에 대한 시뮬레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상의 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대해, 적어도 제2 흡수 계수를 결정하는 단계; 및 제2 흡수 계수에 기초하여, 제2 조직 측정에 대한 제2 값을 결정하는 단계를 포함한다.

[0021] 방법은, 메모리로부터 제1 값을 검색하는 단계; 제1 조직 측정과 제2 조직 측정 사이의 퍼센티지 차이를 결정하는 단계; 및 산소 측정기 프로브의 디스플레이 상에 제1 조직 측정과 제2 조직 측정 사이의 퍼센티지 차이를 디스플레이하는 단계를 포함한다.

[0022] 본 발명의 다른 목적, 특징, 및 이점은 다음의 상세한 설명 및 첨부 도면을 고려할 시에 명백하게 될 것이며, 첨부 도면에서, 유사한 참조 기호는 도면 전체에 걸쳐 유사한 특징을 표현한다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 산소 측정기 프로브의 구현예를 도시한다.

도 2는 구현예에서의 프로브 선단부의 단부를 도시한다.

도 3은 산소 측정기 프로브의 블록도를 도시한다.

도 4a는 산소 포화도에 대한 값 및 총 헤모글로빈에 대한 값을 디스플레이하도록 디스플레이가 구성된 구현예에서의 산소 측정기 프로브의 평면도를 도시한다.

도 4b는 산소 포화도에 대한 값 및 혈액량에 대한 값을 디스플레이하도록 디스플레이가 구성된 구현예에서의 산

소 측정기 프로브의 평면도를 도시한다.

도 4c 및 도 4d는 2개의 시점 사이의 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 디스플레이하도록 디스플레이가 구성된 구현예에서의 산소 측정기 프로브(101)의 평면도를 도시한다.

도 4e는 절대적인 산소 포화도 및 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 디스플레이가 디스플레이하는 산소 측정기 프로브(101)의 평면도를 도시한다.

도 4f 및 도 4g는 조직의 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 결정하고 그 값을 디스플레이 상에 디스플레이하기 위한 방법을 위한 흐름도를 도시한다.

도 4h 및 도 4i는, 디스플레이가 상대적인 산소 포화도에 대한 값, 및 상대적인 산소 포화도의 증가 및 감소를 추가로 나타내기 위한 화살표를 디스플레이하는 산소 측정기 프로브(101)의 평면도를 도시한다.

도 4j는 조직의 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시하며, 여기서, 사용자는 산소 포화도에 대한 제1 값을 입력 또는 선택하고, 프로브는 산소 포화도에 대한 추후의 제2 값을 결정한다.

도 4k는 구현예에서의 산소 측정기 프로브에 의해 조직(예컨대, 실제 조직)의 광학 특성을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다.

도 5는 구현예에서의 산소 측정기 프로브에 의해 조직의 광학 특성을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다.

도 6은 구현예에서의 산소 측정기 프로브에 의해 조직의 광학 특성을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다.

도 7은 프로브 선단부의 공급원 구조물 및 검출기 구조물의 구성과 같은, 공급원 구조물 및 검출기 구조물의 특정 구성에 대한 것일 수 있는 반사도 곡선의 예시적인 그래프를 도시한다.

도 8은 조직 내의 산소화된 헤모글로빈, 탈산소화된 헤모글로빈, 멜라닌, 및 물에 대한, 임의의 단위의 흡수 계수(μ_a) 대 광의 파장의 그래프를 도시한다.

도 9는 구현예에서의 산소 측정기 프로브의 메모리에 저장된 시뮬레이트된 반사도 곡선의 조직의 균질 모델에 대한 데이터베이스에 대한 표를 도시한다.

도 10은 구현예에서의 산소 측정기 프로브의 메모리에 저장된 시뮬레이트된 반사도 곡선의 조직의 층상 모델에 대한 데이터베이스에 대한 표를 도시한다.

도 11a 및 도 11b는 조직의 층상 모델에 대한 데이터베이스에 대한 표를 도시하며, 여기서, 데이터베이스 내의 각각의 행은, 시뮬레이트된 공급원 구조물로부터 방출되고 시뮬레이트된 검출기 구조물에 의해 검출된 광의 4개의 파장에 대한 4개의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 것이다.

도 12a 및 도 12b는 산소 측정기 프로브에 의해 조직(예컨대, 실제 조직)의 광학 특성을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시하며, 여기서, 산소 측정기 프로브는 광학 특성을 결정하기 위해 반사도 데이터 및 시뮬레이트된 반사도 곡선을 사용한다.

도 13은 산소 측정기 프로브에 의해 조직의 광학 특성을 결정하기 위한 다른 방법의 흐름도를 도시한다.

도 14는 선택 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터를 가중하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 도 1은 구현예에서의 산소 측정기 프로브(101)의 이미지를 도시한다. 산소 측정기 프로브(101)는, 이를테면 수술 중에 그리고 수술 후에, 조직 산소 계측 측정을 행하도록 구성된다. 산소 측정기 프로브(101)는 프로브 유닛(105), 센싱 암(111)의 단부에 위치될 수 있는 프로브 선단부(110)(또한 센서 헤드라고 지칭됨)를 포함하는 핸드헬드 장치일 수 있다. 산소 측정기 프로브(101)는 프로브 선단부(110)로부터 조직 내로 광, 이를테면 근적외선 광을 방출하고, 조직으로부터 반사된 광을 프로브 선단부에서 수집함으로써, 조직의 산소 포화도를 측정하도록 구성된다.

[0025] 산소 측정기 프로브(101)는 산소 측정기 프로브에 의해 행해지는 산소 포화도 측정을 사용자에게 통지하는 디스플레이(115) 또는 다른 통지 장치를 포함한다. 프로브 선단부(110)가 핸드헬드 장치인 산소 측정기 프로브(101)에 대해 사용하도록 구성되는 것으로 설명되지만, 프로브 선단부(110)는 다른 산소 측정기 프로브, 이를테면 베이스 유닛에 커플링된 케이블 장치의 단부에 프로브 선단부가 있는 모듈식 산소 측정기 프로브에 대해 사용될

수 있다. 케이블 장치는 하나의 환자에 대해 사용하도록 구성된 일회용 장치일 수 있으며, 베이스 유닛은 반복 사용을 위해 구성된 장치일 수 있다. 그러한 모듈식 산소 측정기 프로브는 당업자에 의해 잘 이해되며, 추가로 설명되지 않는다.

[0026] 도 2는 구현예에서의 프로브 선단부(110)의 단부를 도시한다. 프로브 선단부(110)는 조직 산소 측정 측정이 행해질 조직(예컨대, 환자의 피부)과 접촉하도록 구성된다. 프로브 선단부(110)는 제1 및 제2 공급원 구조물(120a 및 120b)(일반적으로는, 공급원 구조물(120))을 포함하고, 제1, 제2, 제3, 제4, 제5, 제6, 제7, 및 제8 검출기 구조물(125a 내지 125h)(일반적으로는, 검출기 구조물(125))을 포함한다. 대안적인 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 더 많은 또는 더 적은 공급원 구조물을 포함하거나, 더 많은 또는 더 적은 검출기 구조물을 포함하거나, 또는 더 많은 또는 더 적은 공급원 구조물을 포함하고 더 많은 또는 더 적은 검출기 구조물을 포함한다.

[0027] 각각의 공급원 구조물(120)은 광(이를테면, 적외선 광)을 방출하도록 구성되고, 방출되는 광을 생성하는 하나 이상의 광원, 이를테면 4개의 광원을 포함한다. 각각의 광원은 하나 이상의 파장의 광을 방출할 수 있다. 각각의 광원은 발광 다이오드(LED), 레이저 다이오드, 유기 발광 다이오드(OLED), 퀀텀 닷 LED(QMLED), 또는 다른 타입의 광원을 포함할 수 있다.

[0028] 각각의 공급원 구조물은 광원을 프로브 선단부의 면(127)에 광학적으로 링크하는 하나 이상의 광 섬유를 포함할 수 있다. 구현예에서, 각각의 공급원 구조물은 4개의 LED를 포함하고, 4개의 LED를 프로브 선단부의 면에 광학적으로 커플링시키는 단일 광 섬유를 포함한다. 대안적인 구현예에서, 각각의 공급원 구조물은 LED를 프로브 선단부의 면에 광학적으로 커플링시키는 하나 초과의 광 섬유(예컨대, 4개의 광 섬유)를 포함한다.

[0029] 각각의 검출기 구조물은 하나 이상의 검출기를 포함한다. 구현예에서, 각각의 검출기 구조물은 공급원 구조물로부터 방출되고 조직으로부터 반사된 광을 검출하도록 구성된 단일 검출기를 포함한다. 검출기는 광검출기, 포토 레지스터, 또는 다른 타입의 검출기일 수 있다. 검출기 구조물은 2개 이상의(예컨대, 8개의) 고유 공급원-대-검출기 거리가 생성되도록 공급원 구조물에 대하여 위치된다.

[0030] 구현예에서, 가장 짧은 공급원-대-검출기 거리들은 대략 동일하다. 예컨대, 가장 짧은 공급원-대-검출기 거리는 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125d) 사이(S1-D4)에서 그리고 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125a) 사이(S2-D8)에서 대략 동일하다. 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125e) 사이(S1-D5) 그리고 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125a) 사이(S2-D1)의 (예컨대, S1-D4 및 S2-D8 각각보다 더 긴) 다음으로 더 긴 공급원-대-검출기 거리들은 대략 동일하다. 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125c) 사이(S1-D3) 그리고 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125g) 사이(S2-D7)의 (예컨대, S1-D5 및 S2-D1 각각보다 더 긴) 다음으로 더 긴 공급원-대-검출기 거리들은 대략 동일하다. 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125f) 사이(S1-D6) 그리고 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125b) 사이(S2-D2)의 (예컨대, S1-D3 및 S2-D7 각각보다 더 긴) 다음으로 더 긴 공급원-대-검출기 거리들은 대략 동일하다. 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125c) 사이(S1-D2) 그리고 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125f) 사이(S2-D6)의 (예컨대, S1-D6 및 S2-D2 각각보다 더 긴) 다음으로 더 긴 공급원-대-검출기 거리들은 대략 동일하다. 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125g) 사이(S1-D7) 그리고 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125c) 사이(S2-D3)의 (예컨대, S1-D2 및 S2-D6 각각보다 더 긴) 다음으로 더 긴 공급원-대-검출기 거리들은 대략 동일하다. 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125a) 사이(S1-D1) 그리고 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125e) 사이(S2-D5)의 (예컨대, S1-D7 및 S2-D3 각각보다 더 긴) 다음으로 더 긴 공급원-대-검출기 거리들은 대략 동일하다. 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125h) 사이(S1-D8) 그리고 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125d) 사이(S2-D4)의 (예컨대, 가장 긴 공급원-대-검출기 거리이고, S1-D1 및 S2-D5 각각보다 더 긴) 다음으로 더 긴 공급원-대-검출기 거리들은 대략 동일하다. 다른 구현예에서, 공급원-대-검출기 거리는 모두 고유할 수 있거나 또는 8개보다 더 적은 대략 동일한 거리를 가질 수 있다.

[0031] 아래의 표 1은 구현예에 따른 8개의 고유 공급원-대-검출기 거리를 도시한다. 가장 근접한 공급원-대-검출기 거리들 사이의 증가는 대략 0.4 밀리미터이다.

표 1

공급원-대-검출기 쌍	공급원-대-검출기 거리 밀리미터
(S1-D4)	1.005
(S2-D8)	1.005
(S1-D5)	1.446

(S2-D1)	1.446
(S1-D3)	1.883
(S2-D7)	1.883
(S1-D6)	2.317
(S2-D2)	2.317
(S1-S2)	2.749
(S1-S2)	2.749
(S1-D7)	3.181
(S2-D3)	3.181
(S1-D1)	3.613
(S2-D5)	3.613
(S1-D8)	4.004
(S2-D4)	4.004

- [0033] 구현예에서, 산소 측정기 프로브가 방출하도록 구성된 광의 각각의 파장(예컨대, 가시 스펙트럼, 이를테면 적색, IR, 또는 가시와 IR 둘 모두의 광의 2개, 3개, 4개, 또는 그 이상의 파장)에 대해, 산소 측정기 프로브는, 대략 1.5 밀리미터 미만, 대략 1.6 밀리미터 미만, 대략 1.7 밀리미터 미만, 대략 1.8 밀리미터 미만, 대략 1.9 밀리미터 미만, 또는 대략 2.0 밀리미터 미만인 적어도 2개의 공급원-검출기 거리, 및 대략 2.5 밀리미터 초과 및 대략 4 밀리미터 미만, 대략 4.1 밀리미터 미만, 대략 4.2 밀리미터 미만, 대략 4.3 밀리미터 미만, 대략 4.4 밀리미터 미만, 대략 4.5 밀리미터 미만, 대략 4.6 밀리미터 미만, 대략 4.7 밀리미터 미만, 대략 4.8 밀리미터 미만, 대략 4.95 밀리미터 미만, 또는 대략 5 밀리미터 미만인 적어도 2개의 공급원-검출기 거리를 포함한다.
- [0034] 구현예에서, 검출기 구조물들(125a 및 125e)은 공급원(120a 및 120b)을 연결하는 직선 상에 있는 포인트를 중심으로 대칭적으로 위치된다. 검출기 구조물들(125b 및 125f)은 그 포인트를 중심으로 대칭적으로 위치된다. 검출기 구조물들(125c 및 125g)은 그 포인트를 중심으로 대칭적으로 위치된다. 검출기 구조물들(125d 및 125h)은 그 포인트를 중심으로 대칭적으로 위치된다. 그 포인트는 공급원 구조물(120a 및 120b)들 사이에서 연결 라인 상의 중심에 있을 수 있다.
- [0035] 공급원-대-검출기 거리 대 검출기 구조물(125)에 의해 검출된 반사도의 플롯(plot)은 반사도 곡선을 제공할 수 있으며, 그 반사도 곡선에서 데이터 포인트들은 x-축을 따라 충분히 이격된다. 공급원 구조물(120a 및 120b)과 검출기 구조물(125) 사이의 거리의 이러한 간격은 데이터 리던던시(redundancy)를 감소시키고, 비교적 정확한 반사도 곡선의 생성을 발생시킬 수 있다.
- [0036] 구현예에서, 공급원 구조물 및 검출기 구조물은 요구되는(이를테면, 위에서 표시된) 거리를 제공하기 위해 프로브 표면 상의 다양한 위치에 배열될 수 있다. 예컨대, 2개의 공급원은 라인을 형성하며, 그 라인 위에 그리고 아래에 동일한 수의 검출기가 있게 될 것이다. 그리고, (라인 위의) 검출기의 위치는 2개의 공급원의 라인 상의 선택된 포인트를 중심으로 (라인 아래의) 다른 검출기와 포인트 대칭을 가질 것이다. 예로서, 선택된 포인트는 2개의 공급원 사이의 중간일 수 있지만, 이는 필수적인것은 아니다. 다른 구현예에서, 포지셔닝(positioning)은, 원, 타원, 난형, 무작위형, 삼각형, 직사각형, 정사각형, 또는 다른 형상과 같은 형상에 기초하여 배열될 수 있다.
- [0037] 다음의 특허 출원은 다양한 산소 측정기 장치 및 산소 측정 동작을 설명하며, 다음의 출원에서의 논의는 본원에서 설명되는 본 발명의 양태와 임의의 조합으로 조합될 수 있다. 2015년 11월 17일에 출원된 14/944,139, 2013년 5월 3일에 출원된 13/887,130, 2016년 5월 24일에 출원된 15/163,565, 2013년 5월 3일에 출원된 13/887,220, 2016년 7월 19일에 출원된 15/214,355, 2013년 5월 3일에 출원된 13/887,213, 2015년 12월 21일에 출원된 14/977,578, 2013년 6월 7일에 출원된 13/887,178, 2016년 7월 26일에 출원된 15/220,354, 2013년 8월 12일에 출원된 13/965,156, 2016년 11월 22일에 출원된 15/359,570, 2013년 5월 3일에 출원된 13/887,152, 2016년 4월 16일에 출원된 29/561,749, 2012년 5월 3일에 출원된 61/642,389, 61/642,393, 61/642,395, 61/642,399, 2012년 8월 10일에 출원된 61/682,146, 2017년 4월 20일에 출원된 15/493,132, 15/493,111, 15/493,121, 2017년 4월 21일에 출원된 15/494,444, 2017년 4월 24일에 출원된 15/495,194, 15/495,205, 및 15/495,212의 특허 출원은, 그러한 출원에서 인용된 모든 참조물과 함께 참조로 포함된다.
- [0038] 도 3은 구현예에서의 산소 측정기 프로브(101)의 블록도를 도시한다. 산소 측정기 프로브(101)는 디스플레이(115), 프로세서(116), 메모리(117), 스피커(118), 하나 이상의 사용자-선택 장치(119)(예컨대, 하나 이상의 버

튼, 스위치, 디스플레이(115)와 연관된 터치 입력 장치), 공급원 구조물(120)의 세트, 검출기 구조물(125)의 세트, 및 전원(예컨대, 배터리)(127)을 포함한다. 앞서 나열된 컴포넌트는, 산소 측정기 프로브(101)의 시스템 버스 아키텍처일 수 있는 버스(128)를 통해 함께 링크될 수 있다. 이러한 도면이 각각의 컴포넌트에 연결된 하나의 버스를 도시하지만, 그러한 버스 연결(busing)은 산소 측정기 프로브(101)에 포함된 이들 컴포넌트 또는 다른 컴포넌트를 링크하는 역할을 하는 임의의 상호연결 체계의 예시이다. 예컨대, 스피커(118)는 포트를 통해 서브시스템에 연결될 수 있거나, 또는 프로세서(116)에 대한 내부 직접 연결을 가질 수 있다. 추가로, 구현예에서, 설명되는 컴포넌트는 산소 측정기 프로브(101)의 모바일 하우징(도 1 참조)에 하우징된다.

[0039] 프로세서(116)는 마이크로프로세서, 마이크로제어기, 멀티-코어 프로세서, 또는 다른 프로세서 타입을 포함할 수 있다. 메모리(117)는 다양한 메모리, 이를테면 휘발성 메모리(117a)(예컨대, RAM), 비휘발성 메모리(117b)(예컨대, 디스크 또는 플래시)를 포함할 수 있다. 산소 측정기 프로브(101)의 상이한 구현은 임의의 수의 나열된 컴포넌트를 임의의 조합 또는 구성으로 포함할 수 있고, 또한, 도시되지 않은 다른 컴포넌트를 포함할 수 있다.

[0040] 전원(127)은 배터리, 이를테면 일회용 배터리일 수 있다. 일회용 배터리는 이들의 저장된 전하가 소비된 후에 폐기된다. 일부 일회용 배터리 화학 기술은 알칼라인, 아연 탄소, 또는 은 산화물을 포함한다. 배터리는 수 시간 동안 핸드헬드 장치를 사용할 수 있게 하기에 충분한 저장된 전하를 갖는다. 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 일회용이다.

[0041] 다른 구현예에서, 배터리는 재충전 가능하며, 여기서, 배터리는 저장된 전하가 소비된 후에 다수 회 재충전될 수 있다. 일부 재충전 가능 배터리 화학 기술은 니켈 카드뮴(NiCd), 니켈 금속 수소화물(NiMH), 리튬 이온(Li-ion), 및 아연 공기(zinc air)를 포함한다. 배터리는, 예컨대, 핸드헬드 유닛에 연결된 코드를 갖는 AC 어댑터를 통해 재충전될 수 있다. 핸드헬드 유닛 내의 회로는 재충전기 회로(미도시)를 포함할 수 있다. 재충전 가능 배터리 화학물질을 갖는 배터리는 종종 일회용 배터리로서 사용될 수 있으며, 여기서, 배터리는 사용 후에 재충전되는 것이 아니라 폐기된다.

[0042] 도 4a 및 도 4b는 구현예에서의 산소 측정기 프로브(101)의 평면도를 도시한다. 평면도는 산소 측정기 프로브의 상단 부분에서 프로브 유닛(105)에 위치된 디스플레이(115)를 도시한다. 디스플레이는 프로브에 의해 행해진 측정에 대한 측정 정보 및 산소 측정기 프로브에 관한 하나 이상의 정보를 디스플레이하도록 구성된다.

[0043] 구현예에서, 디스플레이는 산소 측정기 프로브에 의해 측정된 조직의 산소 포화도(200)에 대한 값("산소 포화도 값")을 디스플레이하도록 구성된다. 디스플레이는 산소 포화도를 퍼센티지 값으로서, 다수의 바를 갖는 바 그래프로서, 하나 이상의 색을 통해(예컨대, 디스플레이가 컬러 디스플레이인 경우), 또는 다른 디스플레이 가능한 정보로 디스플레이할 수 있다.

[0044] 또한, 디스플레이는, 예컨대 리셋 이래로 산소 측정기 프로브가 동작된 지속기간에 대한 값(205)을 디스플레이하도록 구성될 수 있다. 산소 측정기 프로브의 리셋은, 프로브 내의 배터리가 변경되는 경우에, 이전에 미사용된 배터리 세트(새로운 배터리)에 대한 첫번째 파워업으로 인해, 하드 파워다운으로 인한 파워업으로 인해, 소프트 파워다운(예컨대, 최대 절전 모드)으로 인한 파워업으로 인해, 또는 다른 리셋 이벤트로 인해 발생할 수 있다.

[0045] 디스플레이는 혈액량당 총 헤모글로빈(225)에 대한 값을 디스플레이할 수 있거나(도 4a), 또는 혈액량에 대한 값(예컨대, 프로브로 조사되는 조직의 체적당 혈액의 퍼센티지)을 디스플레이할 수 있다(도 4b). 산소 측정기 프로브에 의한 총 헤모글로빈 및 혈액량의 결정은 아래에서 설명된다. 구현예에서, 멜라닌에 대한 디스플레이된 값은 헤모글로빈 농도, 이를테면 샘플링되는 조직의 체적 내의 헤모글로빈 농도를 표현하는 값(예컨대, 인덱스 값)이며, 여기서, 그 값은 단위가 없는 값일 수 있다.

[0046] 도 4c는 조직의 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 디스플레이하도록 디스플레이가 구성된 구현예에서의 산소 측정기 프로브(101)의 평면도를 도시한다. 상대적인 산소 포화도에 대한 값은 제1 시간에 대해 결정된 산소 포화도의 제1 값과 제1 시간 이후의 제2 시간에 대해 결정된 산소 포화도의 제2 값에 대한 퍼센티지 차이로서 디스플레이될 수 있다.

[0047] 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 정보의 다른 조합, 이를테면, 절대적인 StO2 및 상대적인 StO2에 대한 값, 총 헤모글로빈 및 상대적인 StO2에 대한 값, 혈액량 및 상대적인 헤모글로빈에 대한 값을 디스플레이할 수 있다. 도 4e는 절대적인 산소 포화도 및 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 디스플레이가 디스플레이하는 산소 측정기 프로브(101)의 평면도를 도시한다.

- [0048] 도 4f 및 도 4g는 조직의 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 결정하고 그 값을 디스플레이 상에 디스플레이하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 부가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.
- [0049] 400에서, 입력 장치(예컨대, 산소 측정기 프로브의 버튼, 이를테면 버튼(119) 또는 제2 버튼, 산소 측정기 프로브의 로커 스위치, 또는 다른 입력 장치)가 활성화된다. 압력 장치는 사용자에게 의해 활성화될 수 있다. 입력 장치의 활성화는 산소 측정기 프로브를 "상대적인" 동작 모드로 놓으며, 그 "상대적인" 동작 모드에서, 산소 측정기 프로브는 조직의 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 결정할 수 있다. 비교적 신속하게 버튼을 2회 누름(예컨대 "더블 클릭함")으로써, 버튼은 산소 측정기 프로브를 상대적인 모드로 놓도록 활성화될 수 있다. 입력 장치의 제2 활성화(예컨대, 버튼의 후속 더블 클릭) 또는 다른 입력 장치(예컨대, 제3 버튼)의 활성화는 산소 측정기 장치를 "절대적인" 모드로 되돌려 놓으며, 그 "절대적인" 모드에서, 산소 측정기 프로브는 조직에 대한 절대적인 산소 포화도에 대한 값을 결정할 수 있다.
- [0050] 405에서, 산소 측정기 프로브(101)는 제1 기간에서 공급원 구조물 중 하나로부터 조직 내로 광(예컨대, 근적외선 광)을 방출한다. 방출된 광이 조직으로부터 반사된 후에, 검출기 구조물(125)은 그러한 광을 검출하고(단계(410)), 조직에 대한 반사도 데이터를 생성한다(단계(415)). 단계(405, 410, 및 415)는 광의 다수의 파장에 대해 그리고 하나 이상의 다른 공급원 구조물, 이를테면 공급원 구조물(120b)에 대해 반복될 수 있다.
- [0051] 420에서, 산소 측정기 프로브는 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)에 반사도 데이터를 피팅하고, 반사도 데이터가 최상의 피팅을 갖는 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정한다. 메모리에 저장되고 반사도 데이터에 피팅되는 데이터베이스는 데이터베이스(900), 데이터베이스(1000), 또는 데이터베이스(1100)일 수 있으며, 이들은 아래에서 설명된다. 그 후에, 산소 측정기 프로브는, 반사도 데이터에 최상으로 피팅하는 시뮬레이트된 반사도 곡선의 광학 특성에 기초하여 조직에 대한 광학 특성(예컨대, 데이터베이스(900) 또는 데이터베이스(1000)에 대한 μ_a 및 μ_s' , 또는 데이터베이스(1100)에 대한 멜라닌 함유량에 대한 값, 산소 포화도, 혈액량, 및 산란에 대한 제1 값)을 결정한다(단계(425)). 예컨대, 산소 측정기 프로브가 데이터베이스(900 또는 1000)로부터 μ_a 및 μ_s' 을 결정하는 경우에, 그 후, 산소 측정기 프로브는 흡수 계수(μ_a)를 사용하여 산소 포화도에 대한 제1 값을 결정할 수 있다. μ_a 로부터의 산소 포화도에 대한 값의 결정은 아래에서 설명된다.
- [0052] 단계(430)에서, 산소 측정기 프로브의 입력 장치(예컨대, 설명된 입력 장치 중 임의의 입력 장치 또는 다른 입력 장치)가 활성화된다. 입력 장치의 활성화는 산소 측정기 프로브의 메모리(예컨대, 메모리(117), 프로세서의 버퍼 메모리, 또는 다른 메모리)에 산소 포화도 값이 저장되게 한다. 제1 값에 대한 타임 스탬프가 또한 저장될 수 있다.
- [0053] 435에서, 제1 기간 이후의 제2 기간에서, 산소 측정기 프로브(101)는 공급원 구조물 중 하나로부터 조직(환자의 상이한 위치에 있는 상이한 조직, 이를테면 단일 유방 또는 2개의 유방의 대측성(contralateral) 유방 조직일 수 있음) 내로 광(예컨대, 근적외선 광)을 방출한다. 방출된 광이 조직으로부터 반사된 후에, 검출기 구조물(125)은 그러한 광을 검출하고(단계(440)), 조직에 대한 반사도 데이터를 생성한다(단계(445)). 단계(435, 440, 및 445)는 광의 다수의 파장에 대해 그리고 하나 이상의 다른 공급원 구조물, 이를테면 공급원 구조물(120b)에 대해 반복될 수 있다.
- [0054] 450에서, 산소 측정기 프로브는 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)에 반사도 데이터를 피팅하고, 반사도 데이터가 최상의 피팅을 갖는 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정한다. 메모리에 저장되고 반사도 데이터에 피팅되는 데이터베이스는 데이터베이스(900), 데이터베이스(1000), 또는 데이터베이스(1100)일 수 있으며, 이들은 아래에서 설명된다. 그 후에, 산소 측정기 프로브는, 반사도 데이터에 최상으로 피팅하는 시뮬레이트된 반사도 곡선의 광학 특성에 기초하여 조직에 대한 광학 특성(예컨대, 데이터베이스(900) 또는 데이터베이스(1000)에 대한 μ_a 및 μ_s' , 또는 데이터베이스(1100)에 대한 멜라닌 함유량에 대한 제2 값, 산소 포화도에 대한 제2 값, 혈액량에 대한 제2 값, 및 데이터베이스(1100)에 대한 산란에 대한 제2 값)을 결정한다(단계(455)). 예컨대, 산소 측정기 프로브가 데이터베이스(900 또는 1000)로부터 제2 값(μ_a 및 μ_s')을 결정하는 경우에, 그 후, 산소 측정기 프로브는 흡수 계수(μ_a)를 사용하여 산소 포화도에 대한 제2 값을 결정할 수 있다.
- [0055] 단계(460)에서, 프로세서는 산소 포화도(예컨대, 상대적인 산소 포화도)에 대한 제1 값과 제2 값 사이의 차이(예컨대, 퍼센티지 차이)를 계산한다. 단계(465)에서, 디스플레이 상에 산소 포화도 값에 대한 차이 또는 퍼센

티지 차이가 디스플레이된다. 상대적인 산소 포화도 값은, 제2 기간 후 그리고 제2 산소 포화도 값이 결정된 후 까지, 디스플레이되는 것이 가능하지 않다. 구현예에서, 상대적인 산소 포화도 값은 디스플레이 상에 기호로 디스플레이되어, 제2 산소 포화도 값이 제1 산소 포화도 값 초과인 것(예컨대, 상방 화살표를 디스플레이함), 제1 산소 포화도 값 미만인 것(예컨대, 하방 화살표를 디스플레이함), 또는 제1 산소 포화도 값과 동일한 것(예컨대, 대시 또는 다른 기호를 디스플레이함)을 나타낸다. 기호 표시자가 디스플레이되는 경우에, 산소 포화도에 대해 수치 값은 디스플레이되지 않을 수 있다. 산소 포화도에 대한 수치 값이 디스플레이되는 경우에, 기호 표시자는 디스플레이될 수 있다.

[0056] 단계(435 내지 465)는 산소 포화도에 대한 후속 값(제3 값, 제4 값, 제5 값, 그리고 그 이상의 값)을 계산하기 위해 진행되는 방식으로 반복될 수 있다. 그에 의해, 산소 측정기 프로브는 제1 시간에서의 산소 포화도에 대한 값에 대한 추후의 시간에서의 산소 포화도의 진행되는 변화를 결정하고 디스플레이한다. 상대적인 모드로 진입하는 것 및 상대적인 모드로부터 나가는 것은 산소 포화도에 대한 제1 값을 리셋할 수 있다.

[0057] 도 4f 및 도 4g에 도시된 방법의 단계는 다수의 조직 측정, 이를테면, 제1 시간에서의 제1 조직 측정, (제1 기간 이후의) 제2 시간에서의 제2 조직 측정, (제2 기간 이후의) 제3 시간에서의 제3 조직 측정, 또는 추후의 시간에서의 더 많은 조직 측정에 대해 반복될 수 있다. 계산되고 디스플레이되는 상대적인 산소 포화도 값은 제1 및 제2 조직 측정(예컨대, 제1 상대적인 산소 포화도), 제2 및 제3 조직 측정(예컨대, 제2 상대적인 산소 포화도), 또는 제1 및 제3 조직 측정(예컨대, 제3 상대적인 산소 포화도)에 대한 것일 수 있다. 제1, 제2, 및 제3 조직 측정은 동일한 조직 위치, 2개의 상이한 조직 위치, 또는 3개의 상이한 조직 위치에 대한 것일 수 있다. 제1, 제2, 또는 제3 상대적인 산소 포화도 값(예컨대, 제1, 제2, 및 제3 동작 모드)의 디스플레이는 사용자 입력(예컨대, 버튼(119), 터치 스크린 등)의 동작을 통해 사용자에게 의해 선택될 수 있다.

[0058] 3개의 동작 모드 중 2개 이상이 동시에 동작될 수 있으며, 그에 따라, (예컨대, 제3 상대적인 산소 포화도 값이 디스플레이되지 않으면서) 제1 및 제2 상대적인 산소 포화도 값이 동시에 디스플레이되고, (예컨대, 제1 상대적인 산소 포화도 값이 디스플레이되지 않으면서) 제2 및 제3 상대적인 산소 포화도 값이 동시에 디스플레이되며, (예컨대, 제2 상대적인 산소 포화도 값이 디스플레이되지 않으면서) 제1 및 제3 상대적인 산소 포화도 값이 동시에 디스플레이된다.

[0059] 구현예에서, 산소 측정기 프로브는, 산소 포화도 값에 대한 퍼센티지 차이(예컨대, 상대적인 산소 포화도 값)가 임계량 초과이거나 또는 임계량 미만인 경우에, 또는 산소 포화도에 대한 절대적인 값이 임계량 초과이거나 또는 임계량 미만인 경우에, 통지를 제공하도록 구성된다. 임계량은, 사용자에게 의해 산소 측정기 프로브 내에 입력된 양, 디스플레이 상에 디스플레이되는 디스플레이된 양으로부터 선택된 양, 또는 산소 측정기 프로브에 유선 또는 무선으로 입력된 양일 수 있다. 양은 도 4j의 단계(470)에서 입력되는 값일 수 있다. 퍼센티지 차이가 임계값 초과이거나 또는 임계값 미만인 경우에, 디스플레이되는 산소 포화도 값은, 하나 이상의 부가적인 표시자, 이를테면, 상방 화살표, 하방 화살표, 플래싱(flash) 디스플레이, 컬러 디스플레이 값(예컨대, 적색 또는 녹색), 점등된 적색 LED, 점등된 녹색 LED, 디스플레이 상의 점등된 적색 픽셀 세트(예컨대, 적색 또는 녹색), 또는 다른 표시자에 의해, 디스플레이될 수 있다. 산소 측정기 프로브는, 산소 포화도에 대한 퍼센티지 값이 임계치 초과이거나 또는 임계치 미만인 경우에, 햅틱 피드백(예컨대, 진동)을 제공할 수 있거나, 또는 하나 이상의 음향(예컨대, 톤 또는 클릭)을 방출할 수 있다. 일부 구현예에서, 이들 부가적인 통지 중 하나 이상은 퍼센티지 차이가 임계값 미만인 경우(예컨대, 산소 포화도 하락)에 디스플레이되지만, 임계값 초과인 경우(예컨대, 산소 포화도 증가)에는 디스플레이되지 않는다.

[0060] 산소 측정기 프로브는, 산소 포화도에 대한 퍼센티지 차이(예컨대, 상대적인 산소 포화도) 또는 산소 포화도에 대한 절대적인 값이, 절대적인 양만큼, 임계량 초과이거나 또는 임계량 미만이거나, 또는 임계치 초과이거나 또는 임계치 미만인 경우에(예컨대, 임계치 더하기 오프셋 값, 및 임계치 빼기 오프셋 값), 산소 포화도 값에 대한 퍼센티지 차이를 디스플레이하도록 구성될 수 있다. 임계값 초과와 오프셋과 임계값 미만의 오프셋은 동일할 수 있거나 또는 동일하지 않을 수 있으며, 이를테면, 임계값 더하기 임계값의 2 퍼센트 및 임계값 빼기 임계값의 2 퍼센트; 임계값 더하기 임계값의 5 퍼센트 및 임계값 빼기 임계값의 5 퍼센트; 임계값 더하기 임계값의 1 퍼센트 및 임계값 빼기 임계값의 5 퍼센트; 임계값 더하기 임계값의 5 퍼센트 및 임계값 빼기 임계값의 2 퍼센트; 또는 다른 값들일 수 있다. 임계값 초과와 상측 절대적인 퍼센티지 및 임계값 미만의 하측 절대적인 퍼센티지는, 사용자에게 의해 산소 측정기 프로브 내에 입력되거나, 디스플레이 상에 디스플레이되는 디스플레이된 양으로부터 선택되거나, 또는 산소 측정기 프로브에 유선 또는 무선으로 입력될 수 있다. 퍼센티지 차이가 임계값 더하기 절대적인 오프셋 초과이거나 또는 임계값 빼기 절대적인 오프셋 미만인 경우에, 디스플레이되는 산소 포화도 값은, 하나 이상의 부가적인 표시자, 이를테면, 상방 화살표, 하방 화살표, 플래싱(flash) 디스플레이,

컬러 디스플레이 값(예컨대, 적색 또는 녹색), 점등된 적색 LED, 점등된 녹색 LED, 디스플레이 상의 점등된 적색 픽셀 세트(예컨대, 적색 또는 녹색), 또는 다른 표시자에 의해, 디스플레이될 수 있다. 산소 측정기 프로브는, 산소 포화도에 대한 퍼센티지 값이 임계치를 초과하거나 또는 임계치 미만인 경우에, 햅틱 피드백(예컨대, 진동)을 제공할 수 있거나, 또는 하나 이상의 음향(예컨대, 톤 또는 클릭)을 방출할 수 있다. 일부 구현예에서, 이들 부가적인 통지 중 하나 이상은 퍼센티지 차이가 임계값 미만인 경우(예컨대, 산소 포화도 하락)에 디스플레이되지만, 임계값을 초과하는 경우(예컨대, 산소 포화도 증가)에는 디스플레이되지 않는다. 일부 구현예에서, 이들 부가적인 통지 중 하나 이상은 퍼센티지 차이가 임계값 미만인 경우(예컨대, 산소 포화도 하락)에 디스플레이되지만, 임계값을 초과하는 경우(예컨대, 산소 포화도 증가)에는 디스플레이되지 않는다.

[0061] 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 산소 포화도에 대한 제1 값과 제2 값 사이의 퍼센티지 차이보다는 산소 포화도에 대한 제1 값과 제2 값 사이의 차이를 디스플레이하도록 구성된다. 산소 측정기 프로브는 상대적인 산소 포화도가 증가된 것 또는 감소된 것을 나타내는 다양한 표시자 중 하나 이상으로 퍼센티지 차이 또는 계산된 차이를 디스플레이할 수 있다. 예컨대, 상대적인 산소 포화도의 감소된 값은 하방 화살표(도 4h), 컬러 표시자(예컨대, 디스플레이 상의 적색 점 또는 점등된 적색 조명 엘리먼트, 이를테면 프로브 유닛(105) 내의 적색 LED)로 디스플레이될 수 있다. 예컨대, 상대적인 산소 포화도의 증가된 값은 상방 화살표(도 4i), 컬러 표시자(예컨대, 디스플레이 상의 녹색 점 또는 점등된 녹색 조명 엘리먼트, 이를테면 프로브 유닛(105) 내의 녹색 LED)로 디스플레이될 수 있다. 상대적인 산소 포화도에 대한 값은 값이 감소되는 경우에 제1 색(예컨대, 적색)으로, 그리고 값이 증가되는 경우에 제2 색(예컨대, 녹색)으로 디스플레이될 수 있다. 산소 측정기 프로브는, 예컨대 값이 감소되는 경우에, 퍼센티지 차이 또는 계산된 차이에 대한 값을 플래싱으로서 디스플레이할 수 있다. 산소 측정기 프로브는, 예컨대 이들 값이 감소되는 경우에, 하나 이상의 잡음을 방출하도록 구성될 수 있다. 산소 측정기 프로브는, 이들 값이 감소되는 경우에, 햅틱 피드백(예컨대, 진동)을 제공하도록 구성될 수 있다. 이들 부가적인 표시자(예컨대, 화살표, 방출 광, 플래싱 디스플레이, 색으로 디스플레이되는 값, 음향, 햅틱 피드백, 또는 다른 표시자) 각각은, 상대적인 산소 포화도가 하측 임계값 미만으로 감소되거나, 상측 임계값 초과로 증가되거나, 또는 둘 모두인 경우에, 방출될 수 있다.

[0062] 상대적인 동작 모드는, 의료 절차가 시작될 수 있는지, 진행될 수 있는지, 또는 중단되어야 하는지를 결정하는데 있어서 산소 포화도에 대한 값의 상대적인 변화(상대적인 산소 포화도 값)의 지식이 도움이 되는 다수의 의료 절차에 대해 유용할 수 있다. 예컨대, 조직 내의 혈류 감소가 요구되는 경우에, 조직 내의 혈류를 감소시키기 위해, 에피네프린 주사 또는 다른 약물이 환자에게 투여될 수 있다(예컨대, 조직에 국부적으로 투여될 수 있음). 에피네프린을 투여하기 전에, 또는 약물이 투여된 후 비교적 짧은 시간 전에, (예컨대, 예를 들어 아래에서 설명되는 데이터베이스(1100)를 사용하여, 헤모글로빈 함유량 또는 혈액량의 제1 값을 결정하는 단계(405 내지 425)에서) 조직의 헤모글로빈 함유량 또는 혈액량에 대한 베이스라인 값이 결정될 수 있다.

[0063] 그 후에, (예컨대, 예를 들어 데이터베이스(1100)를 사용하여, 헤모글로빈 함유량 또는 혈액량의 제2 값을 결정하는 단계(435 내지 425)에서의) 업데이트된 상대적인 헤모글로빈 또는 혈액량 값의 진행되는 디스플레이에 기초하여, 개업 의사는, 에피네프린 투여가 혈류를 감소시키는데 성공적이었는지, 조직 내의 혈류를 더 감소시키기 위해 더 많은 에피네프린이 환자에게 투여될 필요가 있는지, 또는 절차가 중단되어야 하는지를 결정할 수 있다. 즉, 산소 측정기 프로브가 업데이트된 상대적인 헤모글로빈 또는 혈액량 값을 디스플레이하기 때문에, 개업 의사는 투약이 조직에 효험이 있는 것을 "관찰"할 수 있다.

[0064] 도 4j는 조직의 상대적인 산소 포화도에 대한 값을 결정하고 그 값을 디스플레이 상에 디스플레이하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 부가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.

[0065] 470에서, 산소 측정기 프로브는 입력, 이를테면 사용자 입력 또는 다른 장치로부터의 입력을 통해 산소 포화도에 대한 제1 값을 수신한다. 사용자 입력은 버튼의 하나 이상의 버튼 누름 또는 다른 입력 장치, 이를테면 터치 스크린을 통해 입력될 수 있다. 또한, 산소 포화도에 대한 제1 값은 프로브와의 유선 또는 무선 연결을 통해 산소 측정기 프로브에 입력될 수 있다. 일부 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 산소 포화도에 대한 제1 값의 범위를 디스플레이할 수 있으며, 사용자는, 예컨대 버튼 누름 또는 다른 입력에 의해, 그 제1 값의 범위로부터 선택할 수 있다.

[0066] 471에서, 산소 측정기 프로브(101)는 공급원 구조물 중 하나로부터 조직 내로 광(예컨대, 근적외선 광)을 방출한다. 방출된 광이 조직으로부터 반사된 후에, 검출기 구조물(125)은 그러한 광을 검출하고(단계(472)), 조직에 대한 반사도 데이터를 생성한다(단계(473)). 단계(471, 472, 및 473)는 광의 다수의 파장에 대해 그리고 하나

이상의 다른 공급원 구조물, 이를테면 공급원 구조물(120b)에 대해 반복될 수 있다.

- [0067] 474에서, 산소 측정기 프로브는 시플레이트된 반사도 곡선(315)에 반사도 데이터를 피팅하고, 반사도 데이터가 최상의 피팅을 갖는 시플레이트된 반사도 곡선을 결정한다. 메모리에 저장되고 반사도 데이터에 피팅되는 데이터베이스는 데이터베이스(900), 데이터베이스(1000), 또는 데이터베이스(1100)일 수 있으며, 이들은 아래에서 설명된다. 그 후에, 산소 측정기 프로브는, 반사도 데이터에 최상으로 피팅하는 시플레이트된 반사도 곡선의 광학 특성에 기초하여 조직에 대한 광학 특성(예컨대, 데이터베이스(900) 또는 데이터베이스(1000)에 대한 μ_a 및 μ_s' , 또는 데이터베이스(1100)에 대한 멜라닌 함유량에 대한 제2 값, 산소 포화도에 대한 제2 값, 혈액량에 대한 제2 값, 및 데이터베이스(1100)에 대한 산란에 대한 제2 값)을 결정한다(단계(475)). 예컨대, 산소 측정기 프로브가 데이터베이스(900 또는 1000)로부터 제2 값(μ_a 및 μ_s')을 결정하는 경우에, 그 후, 산소 측정기 프로브는 흡수 계수(μ_a)를 사용하여 산소 포화도에 대한 제2 값을 결정할 수 있다.
- [0068] 단계(476)에서, 프로세서는 산소 포화도에 대한 제1 값과 제2 값 사이의 차이(예컨대, 퍼센티지 차이)를 계산한다. 단계(477)에서, 디스플레이 상에 산소 포화도 값에 대한 퍼센티지 차이가 디스플레이된다.
- [0069] 단계(471 내지 477)는 산소 포화도에 대한 후속 값(제3 값, 제4 값, 제5 값, 그리고 그 이상의 값)을 계산하기 위해 진행되는 방식으로 반복될 수 있다. 그에 의해, 산소 측정기 프로브는 제1 시간에서의 산소 포화도에 대한 값에 대한 추후의 시간에서의 산소 포화도의 진행되는 변화를 결정하고 디스플레이한다. 상대적인 모드로 진입하는 것 및 상대적인 모드로부터 나가는 것은 산소 포화도에 대한 제1 값을 리셋할 수 있다.
- [0070] 조직 분석. 도 4k는 구현예에서의 산소 측정기 프로브(101)에 의해 조직(예컨대, 실제 조직)의 광학 특성을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다. 산소 측정기 프로브는 산소 측정기 프로브에 의해 측정된 다양한 조직 파라미터를 보정하기 위해 조직에 대한 결정된 멜라닌 함유량을 사용한다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 부가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.
- [0071] 480에서, 멜라닌 판독기가 조직에 광학적으로 커플링된다(예컨대, 접촉된다). 멜라닌 판독기는 조직 내로 광을 방출하고(단계(482)), 조직을 통해 투과되거나 또는 조직으로부터 반사된 후에 광을 검출하도록(단계(484)) 구성된 광전자 장치다. 멜라닌 판독기에 의해 검출된 광은 전기 신호로 변환되고(단계(486)), 그 전기 신호는 조직의 멜라닌 함유량을 결정하기 위해(단계(488)) 장치에 의해 사용된다. 멜라닌 판독기는 판독기의 디스플레이 상에 또는 유선 또는 무선 출력을 통해 멜라닌 함유량에 대한 값을 출력할 수 있다(단계(490)).
- [0072] 구현예에서, 492에서, 멜라닌 함유량에 관한 정보(예컨대, 수치 값)가 산소 측정기 프로브(101) 내에 입력된다. 정보는 사용자(예컨대, 인간 사용자)를 통해, 또는 멜라닌 판독기와 산소 측정기 프로브 사이의 유선 또는 무선 통신을 통해 산소 측정기 프로브 내에 입력될 수 있다.
- [0073] 제1 구현예에서, 494에서, 산소 측정기 프로브는 프로브에 의해 생성된 하나 이상의 측정된 값을 조정하기 위해 멜라닌 함유량에 대한 정보를 사용한다. 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 조직의 산소 포화도에 대한 값을 결정한다. 그 후에, 산소 측정기 프로브는 멜라닌 함유량에 대한 정보를 사용하여 산소 포화도에 대한 값을 조정한다. 산소 측정기 프로브는 하나 이상의 산술 연산, 수학 함수, 또는 둘 모두를 통해 산소 포화도에 대한 값을 조정할 수 있다. 예컨대, 멜라닌 함유량에 대한 정보는 산소 포화도에 대한 값을 조정하기 위한 오프셋(예컨대, 가산 오프셋), 스케일 인자, 또는 둘 모두로서 사용될 수 있다.
- [0074] 대안적인 구현예에서, 494에서, 산소 측정기 프로브는, 산소 측정기 프로브에 의해 방출되고 검출된 광의 다수의 파장(예컨대, 광의 4개의 파장)에 대해, 조직에 대한 흡수 계수(μ_a)(μ_a), 감소된 산란 계수(μ_s')(μ_s' 프라임), 또는 둘 모두를 결정한다. 그 후에, 산소 측정기 프로브는 멜라닌 함유량에 관한 정보를 사용하여, 광의 각각의 파장에 대한 결정된 흡수(μ_a) 값을 조정한다. 산소 측정기 프로브는 하나 이상의 산술 연산, 수학 함수, 또는 둘 모두를 통해 흡수 계수(μ_a) 값을 조정할 수 있다. 예컨대, 멜라닌 함유량에 대한 정보는 흡수(μ_a) 값을 조정하기 위한 오프셋(예컨대, 가산 오프셋), 스케일 인자, 또는 둘 모두로서 사용될 수 있다. 그 후에, 산소 측정기 프로브는 조직에 대해 산소 포화도에 대한 값을 결정하기 위해 흡수(μ_a) 값을 사용한다. 흡수(μ_a) 및 감소된 산란(μ_s')의 결정은 아래에서 설명된다.
- [0075] 다른 구현예에서, 494에서, 산소 측정기 프로브는 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터에 하나 이상의 멜라닌 보정 함수를 적용한다. 멜라닌 보정 기능은 멜라닌 함유량에 대한 정보에 기초한다. 반사도 데이터는 산

소 측정기 프로브의 하나 이상의 전자 컴포넌트에 의해 디지털화되기 전에 검출기 구조물에 의해 생성된 아날로그 반사도 데이터일 수 있거나, 또는 반사도 데이터는 디지털화된 반사도 데이터일 수 있다. 멜라닌 보정 함수는 아날로그 반사도 데이터 또는 디지털화된 반사도 데이터에 적용될 수 있다. 멜라닌 보정 함수는 반사도 데이터에 적용되는 하나 이상의 수학 연산을 포함한다. 스케일 인자는 산소 측정기 프로브 내에 입력된 멜라닌 함유량에 대한 정보에 기초하여 산소 측정기 프로브에 의해 결정된다. 반사도 데이터는 산소 측정기 프로브에 의해 방출된 광의 각각의 파장에 대하여 멜라닌 함유량에 대해 조정될 수 있다.

[0076] 구현예에서, 멜라닌 보정 함수는 (예컨대, 스케일 인자를 갖는) 하나 이상의 교정 함수와 조합된 (예컨대, 스케일 인자를 갖는) 조합 함수일 수 있다. 교정 함수는 다양한 인자, 이를테면, 제조 결과로서 발생하는 차이, 검출기 구조물의 온도 드리프트의 결과로서 발생하는 차이, 또는 다른 고려사항에 기초하여 검출기 응답을 보정하기 위한 스케일 인자를 포함할 수 있다. 산소 측정기 프로브에 의해 반사도 데이터가 조정된 후에, 프로브는 측정될 조직 내의 혈액의 산소 포화도를 결정할 수 있다.

[0077] 도 5는 구현예에서의 산소 측정기 프로브(101)에 의해 조직의 광학 특성을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다. 산소 측정기 프로브는 산소 측정기 프로브에 의해 측정된 다양한 조직 파라미터를 보정하기 위해 조직에 대한 멜라닌 함유량에 관한 정보를 사용한다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 부가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.

[0078] 500에서, 조직의 색이 다수의 색 샘플(중종 색 스와치(color swatch)라고 지칭됨) 중 2개 이상의 색 샘플과 비교되어, 색 샘플 중 하나의 색이 조직의 색과 대략 일치하는지가 결정된다. 색 비교를 위해 사용되는 각각의 색 샘플은 멜라닌 함유량의 값과 연관된다. 색 샘플에 대한 멜라닌 함유량을 식별하는 정보(예컨대, 수치 값)는 색 샘플 상에 위치될 수 있다.

[0079] 조직의 색과 색 샘플의 색 사이의 비교는 색 비교 툴, 이를테면, 미시간의 그랜드래피즈의 X-라이트 인코포레이티드(X-Rite, Incorporated)의 색 비교 툴 중 하나 이상에 의해 수행될 수 있다. 구현예에서, 비교는 인간, 이를테면 환자 또는 의료 제공자에 의해 시각적으로 수행될 수 있다. 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 조직의 멜라닌 함유량에 대한 값을 결정하도록 구성되며, 그 값은 프로브의 디스플레이 상에 디스플레이될 수 있다. 산소 측정기 프로브의 구현예는, 조직의 멜라닌 함유량을 결정하기 위해, 광의 하나 이상의 파장, 이를테면 가시광 또는 IR을 방출하도록 구성된다.

[0080] 505에서, 비교 후에, 비교에 기초하여, 조직의 멜라닌 함유량에 대한 값이 결정된다.

[0081] 대안적인 구현예에서, 멜라닌 함유량에 대한 값은 유한 범위의 멜라닌 함유량 값에 기초한 함유량의 추정으로부터 결정된다. 멜라닌 함유량에 대한 범위 내의 값의 수는 2개 이상의 값을 포함할 수 있다. 예컨대, 멜라닌 함유량에 대한 범위 내의 값의 수는 2개(예컨대, 밝은 조직에 대해 1, 그리고 어두운 조직에 대해 2), 3개(예컨대, 밝은 조직에 대해 1, 중간 조직에 대해 2, 그리고 어두운 조직에 대해 3), 4개, 5개, 6개, 7개, 8개, 9개, 10개, 또는 그 이상일 수 있다. 멜라닌 함유량에 대한 값의 추정은 환자 또는 의료 제공자에 의해 제공될 수 있다.

[0082] 510에서, 멜라닌 함유량에 관한 정보가 산소 측정기 프로브 내에 입력될 수 있다. 산소 측정기 프로브가 멜라닌 함유량에 대한 값을 결정하는 방법에서, 단계(510)는 스킵될 수 있다. 멜라닌 함유량에 대한 정보가 입력될 수 있는 데이터 입력 모드로 산소 측정기 프로브를 놓기 위해, 버튼(119)이 미리 결정된 횟수만큼 활성화될 수 있다. 그 후에, 버튼의 추가적인 활성화에 의해, 프로브와의 유선 통신을 통해, 프로브와의 무선 통신을 통해, 디스플레이가 터치 인터페이스 디스플레이인 경우 디스플레이를 통해, 가청 인터페이스(예컨대, 프로브 내의 마이크론 및 음성 인식 소프트웨어)를 통해, 또는 다른 입력 기법에 의해, 멜라닌 함유량에 대한 정보가 프로브 내에 입력될 수 있다.

[0083] 515에서, 산소 측정기 프로브는 산소 측정기 프로브에 의해 수행된 하나 이상의 측정 또는 계산을 조정하기 위해 멜라닌 함유량에 관한 정보를 사용하도록 구성된다. 예컨대, 산소 측정기 프로브는 조직에 대한 산소 포화도 값을 조정하거나, 흡수(μ_a)를 조정하거나, 감소된 산란(μ_s')을 조정하거나, 검출기(들)에 의해 생성된 값을 조정하거나, 또는 이들 조정의 조합 중 하나 이상을 행하기 위해 정보를 사용할 수 있다. 이들 조정 각각은 단계(435)에 대하여 위에서 더 설명된다.

[0084] 도 6은 구현예에서의 산소 측정기 프로브(101)에 의해 조직의 광학 특성을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다. 산소 측정기 프로브는 프로브에 의해 측정된 다양한 조직 파라미터를 보정하기 위해 조직의 결정된 멜라

닌 함유량을 사용한다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 추가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.

- [0085] 600에서, 산소 측정기 프로브에 의해 조직의 하나 이상의 대측성(contralateral) 측정이 행해진다. 산소 측정기 프로브를 사용하여 측정될 타겟 조직(예컨대, 조직 건강이 결정될 유방 조직)에 대해 측정이 행해지기 전에, 산소 측정기 프로브를 사용하여 건강한 조직의 일부(예컨대, 건강한 유방 조직)에 대해 대측성 측정이 행해진다. 조직의 대측성 측정은 산소 측정기 프로브에 의해 방출되는 광의 각각의 파장에 대해 행해질 수 있다.
- [0086] 605에서, 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터가 산소 측정기 프로브의 전자 엘리먼트에 의해 디지털화되고, 메모리에 저장된다. 반사도 데이터는 후속 조직 측정을 위한 비교의 기초를 제공한다. 예컨대, 대측성 측정은 대측성 조직의 멜라닌 함유량의 베이스라인 측정을 제공하며, 여기서, 베이스라인 측정은 산소 측정기 프로브에 의해 행해진 다양한 측정을 보정하기 위해 프로세서에 의해 사용될 수 있다.
- [0087] 610에서, 측정될 타겟 조직의 산소 계측 측정이 산소 측정기 프로브에 의해 행해진다.
- [0088] 615에서, 구현예에서, 프로세서는 산소 계측 측정을 사용하여 타겟 조직에 대한 산소 포화도 값을 생성한다. 그 후에, 프로세서는 대측성 조직에 대해 605에서 저장된, 저장된 반사도 데이터를 검색하고, 검색된 값을 사용하여 산소 포화도 값을 조정한다. 즉, 프로세서는 타겟 조직의 산소 포화도 값을 조정하기 위해, 건강한 대측성 조직에 대한 멜라닌 함유량에 대한 베이스라인 측정을 사용한다.
- [0089] 615에서, 대안적인 구현예에서, 프로세서는 타겟 조직의 산소 계측 측정으로부터 흡수(μ_a), 감소된 산란 계수(μ_s'), 또는 둘 모두를 결정한다. 그 후에, 프로세서는 대측성 조직에 대해 605에서 저장된 반사도 데이터를 검색하고, 검색된 값을 사용하여 μ_a , μ_s' , 또는 둘 모두를 조정한다. 이어서, 프로세서는 타겟 조직에 대한 산소화된 헤모글로빈에 대한 값, 탈산소화된 헤모글로빈에 대한 값, 또는 다른 값을 계산하기 위해, 조정된 μ_a 값을 사용한다. 즉, 프로세서는 타겟 조직에 대한 μ_a 를 조정하기 위해, 건강한 대측성 조직의 멜라닌 함유량에 대한 베이스라인 측정을 사용한다.
- [0090] 615에서, 다른 대안적인 구현예에서, 프로세서는 대측성 조직에 대해 605에서 저장된, 저장된 반사도 데이터를 검색하고, 검색된 값을 사용하여, 타겟 조직에 대해 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터를 조정한다. 프로세서에 의해 반사도 데이터에 적용된 조정은 간단한 오프셋(예컨대, 가산 오프셋), 스케일 인자(예컨대, 승산 오프셋), 함수 보정, 다른 보정, 또는 임의의 조합의 이들 조정 중 임의의 하나일 수 있다. 즉, 프로세서는 타겟 조직에 대한 반사도 데이터를 조정하기 위해, 건강한 조직에 대한 멜라닌 함유량에 대한 베이스라인 측정을 사용하여, 검출기 구조물에 의해 생성된 값을 조정한다.
- [0091] 저장된 시뮬레이트된 반사도 곡선. 구현예에 따르면, 메모리(117)는 메모리 내의 후속 저장을 위해 컴퓨터에 의해 생성될 수 있는 다수의 몬테-카를로-시뮬레이트된 반사도 곡선(315)("시뮬레이트된 반사도 곡선")을 저장한다. 시뮬레이트된 반사도 곡선(315) 각각은, 하나 이상의 시뮬레이트된 공급원 구조물로부터 시뮬레이트된 조직 내로 방출되고 시뮬레이트된 조직으로부터 하나 이상의 시뮬레이트된 검출기 구조물 내로 반사된 광(예컨대, 근적외선 광)의 시뮬레이션을 표현한다. 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)은 도 2에 대하여 위에서 설명된 공급원-대-검출기 간격을 갖는 프로브 선단부(110)의 공급원 구조물(120a 및 120b) 및 검출기 구조물(125a 내지 125h)의 구성과 같은, 시뮬레이트된 공급원 구조물 및 시뮬레이트된 검출기 구조물의 특정 구성에 대한 것이다.
- [0092] 따라서, 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)은, 공급원 구조물로부터 방출되고 산소 측정기 프로브(101)의 검출기 구조물에 의해 수집된 광을 모델링한다. 추가로, 시뮬레이트된 반사도 곡선(315) 각각은 고유의 실제 조직 상태, 이를테면, 특정 농도의 조직 발색단 및 특정 농도의 조직 산란체와 관련된 특정 조직 흡수 및 조직 산란 값을 표현한다. 예컨대, 시뮬레이트된 반사도 곡선은, 다양한 멜라닌 함유량, 다양한 산소화된 헤모글로빈 농도, 다양한 탈산소화된 헤모글로빈 농도, 물의 다양한 농도, 물의 농도에 대한 정적 값, 지방의 다양한 농도, 지방의 농도에 대한 정적 값, 또는 다양한 흡수(μ_a) 및 감소된 산란(μ_s') 값을 갖는 시뮬레이트된 조직에 대해 생성될 수 있다.
- [0093] 메모리(117)에 저장되는 시뮬레이트된 반사도 곡선의 수는 비교적 많을 수 있으며, 산소 측정기 프로브(101)에 의해 생존력에 대해 분석되는 실제 조직에 존재할 수 있는 광학 특성과 조직 특성의, 전부는 아니더라도, 거의 모든 실질적인 조합을 표현할 수 있다. 메모리(117)가 몬테-카를로-시뮬레이트된 반사도 곡선을 저장하는 것으로 설명되지만, 메모리(117)는 몬테-카를로 방법 이외의 방법에 의해, 이를테면 확산 근사를 사용하여 생성된

시물레이트된 반사도 곡선을 저장할 수 있다.

- [0094] 도 7은 프로브 선단부(110)의 공급원 구조물 및 검출기 구조물의 구성과 같은, 공급원 구조물(120) 및 검출기 구조물(125)의 특정 구성에 대한 것일 수 있는 반사도 곡선의 예시적인 그래프를 도시한다. 그래프의 수평 축은 공급원 구조물(120)과 검출기 구조물(125) 사이의 거리(즉, 공급원-대-검출기 거리)를 표현한다. 공급원 구조물(120)과 검출기 구조물(125) 사이의 거리가 적절하게 선정되고, 시물레이트된 반사도 곡선이 공급원 구조물(120) 및 검출기 구조물(125)에 대한 시물레이션인 경우에, 시물레이트된 반사도 곡선 내의 데이터 포인트들 사이의 측방향 간격은 비교적 균일할 것이다. 그러한 균일한 간격은 도 7에서의 시물레이트된 반사도 곡선에서 볼 수 있다. 그래프의 수직 축은 조직으로부터 반사되고 검출기 구조물(125)에 의해 검출된 광의 시물레이트된 반사도를 표현한다. 시물레이트된 반사도 곡선에 의해 도시된 바와 같이, 검출기 구조물(125)에 도달한 반사된 광은 공급원 구조물과 검출기 구조물 사이의 거리에 따라 변화되며, 더 짧은 공급원-대-검출기 거리에서 검출된 반사된 광은 더 먼 공급원-대-검출기 거리에서 검출된 반사된 광보다 더 크다.
- [0095] 도 8은 흡수 계수(μ_a) 대 일부 중요한 조직 발색단: 산소화된 헤모글로빈을 함유하는 혈액, 탈산소화된 헤모글로빈을 함유하는 혈액, 멜라닌, 및 물에 대한 광의 파장의 그래프를 도시한다. 구현예에서, 시물레이트된 반사도 곡선을 생성하는데 사용된 몬테-카를로 시물레이션은 조직에 존재할 수 있는 하나 이상의 선택 발색단의 함수이다. 발색단은 멜라닌, 산소화된 헤모글로빈, 탈산소화된 헤모글로빈, 물, 지질, 시토크롬, 또는 다른 발색단을 임의의 조합으로 포함할 수 있다. 산소화된 헤모글로빈, 탈산소화된 헤모글로빈, 및 멜라닌은 대부분의 가시 및 근적외선 스펙트럼 범위에 대해 조직 내의 가장 지배적인 발색단이다.
- [0096] 구현예에서, 메모리(117)는 시물레이트된 반사도 곡선(315) 각각에 대한 선택된 수의 데이터 포인트를 저장하고, 시물레이트된 반사도 곡선의 전체를 저장하지는 않을 수 있다. 시물레이트된 반사도 곡선(315) 각각에 대해 저장된 데이터 포인트의 수는 공급원-검출기 쌍의 수와 일치할 수 있다. 예컨대, 프로브 선단부(110)가 2개의 공급원 구조물(120a 및 120b)을 포함하고 8개의 검출기 구조물(125a 내지 125h)을 포함하는 경우에, 산소 측정기 프로브(101)는 16개의 공급원-검출기 쌍을 포함하며, 그에 따라, 메모리(117)는 공급원 구조물(120a) 또는 공급원 구조물(120b)에 의해 방출된 광의 각각의 파장에 대한 시물레이트된 반사도 곡선 각각에 대해 16개의 선택된 데이터 포인트를 저장할 수 있다. 구현예에서, 저장된 데이터 포인트는 표 1에 도시된 것과 같은 프로브 선단부(110)의 특정 공급원-대-검출기 거리에 대한 것이다.
- [0097] 따라서, 메모리(117)에 저장된 시물레이트된 반사도 곡선 데이터베이스는 16 x 5850의 사이즈로 이루어질 수 있으며, 여기서, 각각의 공급원 구조물(120)에 의해 생성 및 방출되고 각각의 검출기 구조물(125)에 의해 측정될 수 있는 곡선당 16개의 포인트가 저장되고, 여기서, 광학 특성 범위에 걸쳐 총 5850개의 곡선이 존재한다. 대안적으로, 메모리(117)에 저장된 시물레이트된 반사도 곡선 데이터베이스는 16 x 4 x 5850의 사이즈로 이루어질 수 있으며, 여기서, 각각의 공급원 구조물에 의해 생성 및 방출될 수 있는 4개의 상이한 파장에 대한 곡선당 16개의 포인트가 저장되고, 여기서, 광학 특성 범위에 걸쳐 총 5850개의 곡선이 존재한다. 5850개의 곡선은, 예컨대, 39개의 산란 계수(μ_s') 값 및 150개의 흡수 계수(μ_a) 값의 행렬로부터 유래한다. 다른 구현예에서, 더 많은 또는 더 적은 시물레이트된 반사도 곡선이 메모리에 저장된다. 예컨대, 메모리에 저장된 시물레이트된 반사도 곡선의 수는 약 100개의 곡선 내지 약 250,000개의 곡선, 약 400,000개의 곡선, 또는 그 이상의 곡선의 범위를 가질 수 있다.
- [0098] 감소된 산란 계수(μ_s') 값은 센티미터당 5:5:24로부터의 범위를 가질 수 있다. μ_a 값은 센티미터당 0.01:0.01:1.5로부터의 범위를 가질 수 있다. 앞서 설명된 범위가 예시적인 범위이고, 공급원-검출기 쌍의 수, 각각의 공급원 구조물에 의해 생성 및 방출된 파장의 수, 및 시물레이트된 반사도 곡선의 수가 더 적거나 또는 더 많을 수 있다는 것이 이해될 것이다.
- [0099] 도 9는 구현예에서의 산소 측정기 프로브의 메모리에 저장된 시물레이트된 반사도 곡선(315)의 데이터베이스(900)를 도시한다. 데이터베이스는 조직의 균질 모델에 대한 것이다. 데이터베이스 내의 각각의 행은, 2개의 시물레이트된 공급원 구조물(예컨대, 공급원 구조물(120a 및 120b)로부터 시물레이트된 조직 내로 방출되고, 시물레이트된 조직으로부터의 반사 후에, 8개의 시물레이트된 검출기 구조물(예컨대, 검출기 구조물(125a 내지 125h)에 의해 검출된 시물레이트된 광에 대한 몬테-카를로 시물레이션으로부터 생성된 하나의 시물레이트된 반사도 곡선을 표현한다. 데이터베이스를 위해 시물레이트된 반사도 곡선을 생성하는데 사용된 몬테-카를로 시물레이션은 균질 조직 모델에 대한 것이다. 균질 조직 모델을 위한 시물레이트된 조직은 조직 표면으로부터 표피, 진피, 및 피하 조직을 통한 균질 광학 특성을 갖는다. 즉, 표피, 진피, 및 피하의 광학 특성은 몬테-카를로 시

플레이션에 대해 동일하다. 데이터베이스에서, 시뮬레이트된 반사도 곡선 각각은 흡수(μ_a)에 대한 값 및 감소된 산란(μ_s')에 대한 값과 연관된다. 데이터베이스 내의 시뮬레이트된 반사도 곡선 각각은 다른 발색단에 대한 값과 연관될 수 있다.

[0100] 시뮬레이트된 반사도 곡선의 데이터베이스는 시뮬레이트된 반사도에 대한 실제 값(예컨대, 부동 소수점 값)을 포함할 수 있거나, 또는 시뮬레이트된 반사도에 대한 실제 값에 대한 인덱스 값(예컨대, 이진 값)을 포함할 수 있다. 도 9에 도시된 바와 같이, 데이터베이스는 시뮬레이트된 반사도에 대한 실제 값에 대한 인덱스 값(예컨대, 이진 값)을 포함한다. 데이터베이스는, 예컨대 항목의 정확도에 따라 다양한 길이의 이진 워드를 포함할 수 있다. 이진 워드는 2비트 길이, 4비트 길이, 8비트 길이, 16비트 길이, 32비트 길이, 또는 다른 길이일 수 있다.

[0101] 구현예에서, 곡선에 대한 값을 데이터베이스 내에 입력하기 전에, 시뮬레이트된 반사도 곡선에 하나 이상의 수학적 변환이 적용된다. 수학적 변환은 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터의 피팅을 개선할 수 있다. 예컨대, 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 검출기 구조물에 의해 생성된 측정 데이터의 피팅을 개선하기 위해, 시뮬레이트된 반사도 곡선에 로그 함수가 적용될 수 있다.

[0102] 산소 측정 측정이 행해지는 경우에, 방출된 광의 각각의 파장에 대한 반사도 데이터가 검출기 구조물에 의해 검출되고, 데이터베이스(900)의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 개별적으로 피팅된다. 시뮬레이트된 반사도 곡선에 피팅된 방출된 광의 각각의 파장에 대한 반사도 데이터에 대해, 산소 측정기 프로브는 흡수(μ_a), 감소된 산란(μ_s'), 또는 이들 값 둘 모두를 결정한다. 예컨대, 흡수(μ_a) 및 감소된 산란(μ_s') 중 하나 이상(예컨대, 조직 파라미터의 제1 세트)을 결정하기 위해, 시뮬레이트된 반사도 곡선에 광의 제1 파장에 대한 반사도 데이터의 제1 세트가 피팅된다. 시뮬레이트된 반사도 곡선에 반사도 데이터를 피팅하는 것은 아래에서 더 설명된다.

[0103] 그 후에, 제2 파장에 대한 흡수(μ_a) 및 감소된 산란(μ_s') 중 하나 이상(예컨대, 조직 파라미터의 제2 세트)을 결정하기 위해, 데이터베이스(900) 내의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 광의 제2 파장에 대한 반사도 데이터의 제2 세트가 피팅된다. 그 후에, 흡수(μ_a) 및 감소된 산란(μ_s') 중 하나 이상(예컨대, 조직 파라미터의 제3 세트)을 결정하기 위해, 데이터베이스(900) 내의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 광의 제3 파장에 대한 반사도 데이터의 제3 세트가 피팅된다. 그 후에, 제4 파장에 대한 흡수(μ_a) 및 감소된 산란(μ_s') 중 하나 이상(예컨대, 조직 파라미터의 제4 세트)을 결정하기 위해, 데이터베이스(900) 내의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 광의 제4 파장에 대한 반사도 데이터의 제4 세트가 피팅된다.

[0104] 이어서, 조직 파라미터의 4개의 세트는, 조직에 대한 다양한 값, 이를테면, 산소화된 헤모글로빈 농도, 탈산소화된 헤모글로빈 농도, 멜라닌 함유량, 또는 다른 파라미터를 결정하기 위해, 함께 산소 측정기 프로브에 의해 사용될 수 있다.

[0105] 도 10은 구현예에서의 산소 측정기 프로브의 메모리에 저장된 시뮬레이트된 반사도 곡선의 데이터베이스(1000)를 도시한다. 데이터베이스는 조직의 층상 모델(예컨대, 층상 피부)에 대한 것이다. 시뮬레이트된 반사도 곡선을 생성하였던 몬테-카를로 시뮬레이션이 시뮬레이션을 위해 층상 조직 모델을 사용한다. 층상 조직은 2개 이상의 층을 포함할 수 있다. 구현예에서, 층상 조직은 조직의 2개의 층을 포함한다. 조직의 2개의 층은 상이한 광학 특성, 이를테면, 상이한 흡수(μ_a), 감소된 산란(μ_s'), 또는 이들 특성 둘 모두를 갖는다.

[0106] 일 구현예에서, 제1 시뮬레이트된 조직 층은 표피에 대한 것이고, 제2 시뮬레이트된 조직 층은 진피에 대한 것이다. 몬테-카를로 시뮬레이션에서 사용되는 표피의 두께는 약 40 미크론 내지 약 140 미크론의 범위를 가질 수 있다. 예컨대, 표피에 대한 두께는 40 미크론, 50 미크론, 60 미크론, 70 미크론, 80 미크론, 90 미크론, 100 미크론, 110 미크론, 120 미크론, 130 미크론, 140 미크론, 또는 다른 두께일 수 있다. 몬테-카를로 시뮬레이션에서 사용되는 진피의 두께는 1 밀리미터 미만 내지 유효 무한 두께, 이를테면 12 밀리미터 이상의 범위를 가질 수 있다.

[0107] 시뮬레이트된 반사도 곡선이 진피에 대해 생성되는 경우에, 표피의 하나 이상의 광학 특성이 변화될 수 있다. 예컨대, 시뮬레이션 반사도 곡선이 진피에 대해 생성되는 경우에, 표피에 대해 멜라닌 함유량이 변화될 수 있다. 대안적으로, 시뮬레이션 반사도 곡선이 진피에 대해 생성되는 경우에, 표피에 대해 μ_a 가 변화될 수 있다.

[0108] 구현예에서, 데이터베이스(1000)는 표피와 진피의 조합에 의해 반사된 광에 대한 시뮬레이트된 반사도 곡선을

포함한다.

- [0109] 산소 측정기 프로브에 의해 측정된 실제 조직에 대한 공급원 구조물에 의해 방출되고 검출기 구조물에 의해 검출된 광의 각각의 파장에 대한 반사도 데이터는 프로세서에 의해 한번에 하나씩 시플레이트된 반사도 곡선에 피팅된다. 데이터베이스 내의 시플레이트된 반사도 곡선 중 하나 이상에 대한 피팅에 기초하여, 산소 측정기 프로브는 층 중 하나 또는 둘 모두에 대한 실제 조직에 대한 흡수(μ_a) 및 감소된 산란(μ_s') 중 하나 또는 둘 모두를 결정한다. 하나의 층에 대해 결정된 흡수(μ_a) 값으로부터, 산소 측정기 프로브는 조직에 대한 산소화된 및 탈산소화된 헤모글로빈 농도를 결정한다.
- [0110] 도 11a 및 도 11b는 구현예에서의 산소 측정기 프로브의 메모리에 저장된 시플레이트된 반사도 곡선의 데이터베이스(1110)를 도시한다. 데이터베이스는 조직의 층상 모델에 대한 것이다. 데이터베이스 내의 각각의 행은, 시플레이트된 공급원 구조물로부터 방출되고 시플레이트된 검출기 구조물에 의해 검출된 광의 4개의 파장 각각에 대한 시플레이트된 반사도 곡선을 포함한다. 4개의 시플레이트된 반사도 곡선의 각각의 행은 각각의 시플레이트된 반사도 곡선에 대해 16개의 값을 포함한다. 더 구체적으로, 각각의 행은 공급원 구조물(120a 및 120b) 및 검출기 구조물(125a 내지 125h)에 대한 16개의 공급원-대-검출기 거리에 대해 16개의 값을 포함한다. 전체적으로, 각각의 행은, 2개의 시플레이트된 공급원 구조물로부터 방출되고 8개의 시플레이트된 검출기 구조물에 의해 검출된 광의 4개의 파장에 대한 4개의 시플레이트된 반사도 곡선에 대해 64개의 값을 포함한다.
- [0111] 데이터베이스(1110)를 위한 조직의 층상 모델은, 더 많은 또는 더 적은 파장이 공급원 구조물로부터 방출되는 경우에, 행당 더 많은 또는 더 적은 시플레이트된 반사도 곡선을 포함할 수 있다. 예컨대, 하나 또는 2개 초과 의 공급원 구조물이 프로브 선단부에 포함되거나, 더 많은 또는 더 적은 검출기 구조물이 프로브 선단부에 포함되거나, 또는 이들 둘 모두가 이루어지는 경우에, 데이터베이스(1110)는 시플레이트된 반사도 곡선 각각에 대해 16개보다 더 많은 또는 더 적은 값을 포함할 수 있다.
- [0112] 데이터베이스(1110)의 각각의 행에 대한 4개의 시플레이트된 반사도 곡선 각각은, 멜라닌 함유량, 혈액량, 산란, 및 산소 포화도(조직에 대한 총 헤모글로빈에 대한 산소화된 헤모글로빈의 비율)를 포함하는 4개의 조직 파라미터와 연관된다. 더 많은 또는 더 적은 조직 파라미터가 데이터베이스(1110)에 포함될 수 있다.
- [0113] 산소 측정기 프로브에 의해 측정될 조직에 대해 검출기 구조물(125a 내지 125h)에 의해 생성된 검출기 값의 세트가 프로세서에 의해 행 중 하나 이상에 피팅되는 경우에, 그에 의해, 산소 측정기 프로브는 조직 파라미터, 이를테면 멜라닌 함유량, 혈액량, 산란, 및 산소 포화도 중 하나 이상을 임의의 조합으로 결정한다. 구현예에서, 산소 측정기 프로브는 조직에 대한 산소 포화도를 결정하고, 디스플레이 상에 산소 포화도에 대한 값을 디스플레이하도록 구성된다.
- [0114] 위에서 간략하게 설명된 바와 같이, 데이터베이스(1110)는 층상 조직 모델에 대한 시플레이트된 반사도 곡선 (315)을 포함한다. 시플레이트된 조직의 층은 표피, 진피, 피하 조직, 또는 이들 층 중 하나 이상의 임의의 조합을 포함할 수 있다. 층은 피부 형태의 더 큰 해상도, 이를테면 망상 진피 및 표재성 열기를 포함할 수 있다. 시플레이트된 반사도 곡선을 생성하는 몬테-카를로 시뮬레이션은 조직 층에 포함된 다양한 발색단에 대해 조직을 시플레이트할 수 있다. 예컨대, 몬테-카를로 시뮬레이션은 다양한 멜라닌 함유량을 갖는 표피에 대한 조직 모델을 사용할 수 있지만, 혈액을 포함하는 표피에 대한 조직 모델은 사용하지 않을 수 있다. 몬테-카를로 시뮬레이션은 다양한 혈액량 및 다양한 산소 포화도를 갖는 진피 층에 대한 조직 모델을 사용할 수 있다. 구현예에서, 몬테-카를로 시뮬레이션은 멜라닌을 포함하는 진피에 대한 조직 모델을 사용하지 않는다. 유사하게, 몬테-카를로 시뮬레이션은 다양한 혈액량 및 다양한 산소 포화도를 갖는 지방 조직의 조직 모델을 사용할 수 있다. 구현예에서, 몬테-카를로 시뮬레이션은 멜라닌을 갖는 지방 조직에 대한 조직 모델을 사용하지 않는다. 조직 층에 대한 조직 모델은 다른 조직 발색단, 이를테면 물 및 지방에 대한 농도를 포함할 수 있으며, 여기서, 이들 발색단에 대한 농도는 비교적 전형적인 생리적 값이다.
- [0115] 구현예에서, 시플레이트된 반사도 곡선을 생성하기 위해 몬테-카를로 시뮬레이션이 사용하는 다양한 발색단 농도는 실제 조직에 존재하는 실제 생리적 값의 비교적 크고 비교적 정확한 범위에 걸쳐 있다. 실제 생리적 값의 범위에 포함되는 값의 수는 조직 산소 측정기 측정의 다양한 파라미터를 밸런싱하기 위해 변화될 수 있다. 예컨대, 시플레이트된 조직 내의 발색단의 농도의 범위에 대해 사용되는 값의 수는 비교적 많거나 또는 적을 수 있고, 산소 측정기 프로브에 의해 행해지는 측정의 정확도에 영향을 미칠 수 있다. 구현예에서, 시플레이트된 표피 조직 내의 광 흡수를 위한 멜라닌 함유량의 범위에 대해, 몬테-카를로 시뮬레이션에서 355개의 값이 사용된다. 구현예에서, 시플레이트된 진피 조직 내의 광 흡수를 위한 멜라닌 함유량의 범위에 대해, 몬테-카를로 시플

레이션에서 86개의 값이 사용된다. 시뮬레이트된 표피 조직 및 시뮬레이트된 진피 조직 둘 모두에서의 산란에 대해, 몬테-카를로 시뮬레이션에서 65개의 값이 사용된다. 다른 구현예에서, 이들 값의 수는 상이하다.

[0116] 조직 분석. 도 12a 및 도 12b는 산소 측정기 프로브(101)에 의해 조직(예컨대, 피부)의 광학 특성을 결정하기 위한 방법의 흐름도를 도시하며, 여기서, 산소 측정기 프로브는 광학 특성을 결정하기 위해 반사도 데이터 및 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)을 사용한다. 광학 특성은 조직의 흡수 계수(μ_a) 및 감소된 산란 계수(μ_s')를 포함할 수 있다. 조직에 대한 산소 포화도 값으로의 조직의 흡수 계수(μ_a)의 변환을 위한 추가적인 방법이 아래에서 더 상세히 설명된다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 부가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.

[0117] 1200에서, 산소 측정기 프로브(101)는 공급원 구조물(120) 중 하나, 이를테면 공급원 구조물(120a)로부터 조직 내로 광(예컨대, 근적외선 광)을 방출한다. 공급원 구조물로부터 광이 방출되는 경우에, 산소 측정기 프로브는 일반적으로 조직과 접촉한다. 방출된 광이 조직으로부터 반사된 후에, 검출기 구조물(125)은 그러한 광의 일부를 검출하고(단계(1205)), 조직에 대한 반사도 데이터 포인트를 생성한다(단계(1210)). 단계(1200, 1205, 및 1210)는 광의 다수의 파장(예컨대, 적색, 근적외선 광, 또는 둘 모두)에 대해, 그리고 하나 이상의 다른 공급원 구조물, 이를테면 공급원 구조물(120b)에 대해 반복될 수 있다. 단일 파장에 대한 반사도 데이터 포인트는, 예컨대, 조직 산소 측정기 프로브(115)가 16개의 공급원-대-검출기 거리를 갖는 경우에, 16개의 반사도 데이터 포인트를 포함할 수 있다. 반사도 데이터 포인트는 종종 반사도 데이터 포인트의 N-벡터라고 지칭된다.

[0118] 1215에서, 반사도 데이터 포인트(예컨대, 원시(raw) 반사도 데이터 포인트)가 공급원-검출기 쌍의 이득(gain)에 대해 보정된다. 공급원-검출기 쌍의 교정 동안에, 이득 보정이 공급원-검출기 쌍에 대해 생성되고, 메모리(117)에 저장된다. 이득 보정의 생성이 아래에서 더 상세히 설명된다.

[0119] 1220에서, 프로세서(116)는 (예컨대, 에러 제곱 합 계산(sum of squares error calculation)을 통해) 반사도 데이터 포인트를 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)에 피팅하여, 반사도 데이터 포인트를 가장 잘 피팅하는(즉, 가장 작은 피팅 에러를 갖는) 특정 반사도 데이터 곡선을 결정한다. 메모리에 저장되고 반사도 데이터에 피팅되는 데이터베이스는 데이터베이스(900), 데이터베이스(1000), 또는 데이터베이스(1100)일 수 있다. 특정 구현예에서, 시뮬레이트된 반사도 곡선의 데이터베이스의 "조대(coarse)" 그리드인 시뮬레이트된 반사도 곡선의 비교적 작은 세트가 선택되고 피팅 단계(1220)를 위해 활용된다. 예컨대, 데이터베이스(900)에 대해, 39개의 산란 계수(μ_s') 값 및 150개의 흡수 계수(μ_a) 값이 주어지면, 조대 그리드 내의 총 40개의 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대해 모든 5번째의 산란 계수(μ_s') 값 및 모든 8번째 흡수 계수(μ_a)를 취함으로써, 시뮬레이트된 반사도 곡선의 조대 그리드가 프로세서(116)에 의해 결정될 수 있다. 전술한 특정 값이 예시적인 구현예에 대한 것이고, 다른 사이즈의 조대 그리드가 프로세서(116)에 의해 활용될 수 있다는 것이 이해될 것이다. 조대 그리드에 대한 반사도 데이터 포인트의 피팅의 결과는, 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선의 조대 그리드(μ_a , μ_s')_{coarse} 내의 좌표이다. 데이터베이스(1000)에 대해, 조대 그리드는 각각의 층 내의 흡수 및 감소된 산란을 커버할 것이다. 데이터베이스(1000)를 위한 방법에 대한 다음의 단계 각각은 각각의 층의 μ_a 및 μ_s' 에 대해 조정될 것이다. 데이터베이스(1100)에 대해, 조대 그리드는 멜라닌 함유량, 산소 포화도, 혈액량, 및 산란을 커버할 것이다. 데이터베이스(1100)를 위한 방법에 대한 다음의 단계 각각은 μ_a 및 μ_s' 대신에 멜라닌 함유량, 산소 포화도, 혈액량, 및 산란에 대해 조정될 것이다.

[0120] 1225에서, 시뮬레이트된 반사도 곡선의 "미세" 그리드를 정의하기 위해, 가장 작은 피팅 에러를 갖는 조대 그리드로부터의 특정 시뮬레이트된 반사도 곡선이 프로세서(116)에 의해 활용되고, 여기서, 미세 그리드 내의 시뮬레이트된 반사도 곡선은 가장 작은 피팅 에러를 갖는 조대 그리드로부터의 시뮬레이트된 반사도 곡선 주위에 있다.

[0121] 즉, 미세 그리드는 정의된 사이즈이고, 조대 그리드로부터의 가장 작은 에러의 시뮬레이트된 반사도 곡선이 미세 그리드의 중심을 정의한다. 미세 그리드는 조대 그리드와 동일한 수의 시뮬레이트된 반사도 곡선을 가질 수 있거나, 또는 미세 그리드는 더 많은 또는 더 적은 시뮬레이트된 반사도 곡선을 가질 수 있다. 미세 그리드는, 미세 그리드 내의 주변 흡수 계수(μ_a) 값 및 산란 계수(μ_s') 값의 피크 표면 어레이를 결정하기 위한(단계(1230)) 충분한 수의 포인트를 제공한다. 구체적으로, 조대 그리드로부터의 가장 작은 에러 값 더하기 특정된 오프셋을 활용하여 프로세서(116)에 의해 임계치가 세팅될 수 있다. 임계치 미만의 에러를 갖는 미세 그리드 상의 산란 계수(μ_s') 및 흡수 계수(μ_a)의 위치는 모두, 반사도 데이터에 대한 산란 계수(μ_s') 및 흡수 계수

(μ_a)를 더 결정하기 위한 피크 표면 어레이 결정에서 이용되도록 식별될 수 있다 구체적으로, 피크에서 흡수 계수(μ_a) 및 산란 계수(μ_s') 값을 결정하기 위해, 에러 피팅이 피크에 대해 행해진다. 피크에서의 흡수 계수(μ_a) 및 산란 계수(μ_s') 값의 가장 평균(예컨대, 중심 계산(centroid calculation))이 산소 측정기 프로브에 의해 활용되어, 조직에 대한 반사도 데이터 포인트에 대한 흡수 계수(μ_a) 및 산란 계수(μ_s') 값을 결정할 수 있다(단계(1240)).

[0122] 가장 평균을 위한 흡수 계수(μ_a) 및 산란 계수(μ_s') 값에 대한 가중치는 프로세서(116)에 의해 임계치 빼기 미세 그리드 에러로서 결정될 수 있다. 미세 그리드 상의 포인트가 임계치 미만의 에러로 선택되기 때문에, 이는 양의 가중치를 제공한다. 가장 평균의 가중된 계산(예컨대, 중심 계산)은 조직에 대한 반사도 데이터 포인트에 대한 예측 산란 계수(μ_s') 및 흡수 계수(μ_a)(즉, $(\mu_a, \mu_s')_{fine}$)를 제공한다. 흡수 계수(μ_a)에 대한 진정한 최소 에러 피크를 결정하기 위해 다양한 비선형 최소 제곱 중 하나 이상으로 피팅하는 것과 같은 다른 방법이 산소 측정기 프로브에 의해 활용될 수 있다.

[0123] 구현예에서, 프로세서(116)는 반사도 데이터 포인트 및 시뮬레이트된 반사도 곡선의 로그를 계산하고, 각각의 로그를 공급원-대-검출기 거리(예컨대, 센티미터 단위)의 제곱근으로 나눈다. 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대한 반사도 데이터 포인트의 피팅을 개선하기 위해 전술한 단계(예컨대, 단계(1215, 1220, 1225, 및 1230))에서 반사도 데이터 포인트 및 시뮬레이트된 반사도 곡선에 대해, 공급원-검출기 거리의 제곱근으로 나눈 이러한 로그 값이 프로세서(116)에 의해 활용될 수 있다.

[0124] 다른 구현예에 따르면, 오프셋이 본질적으로 0으로 세팅되고, 이는 조대 그리드 최소치 및 미세 그리드 최소치 사이의 차이의 오프셋을 효과적으로 제공한다. 도 12a에 대하여 위에서 설명된 방법은 조대 그리드로부터의 최소 피팅 에러에 의존하고, 그에 따라, 미세 그리드 상의 진정한 최소 에러는 전형적으로 더 작다. 이상적으로, 임계치는 미세 그리드 상의 최소 에러로부터 결정되고, 이는 프로세서에 의한 부가적인 연산을 전형적으로 요구할 것이다.

[0125] 다음은 구현예에서의 미세 그리드 내에서 반사도 데이터 포인트를 최상으로 피팅하는 특정 시뮬레이트된 반사도 곡선을 발견하는 것에 대한 더 상세한 설명이다. 도 12b는 구현예에서의 미세 그리드 내에서 반사도 데이터 포인트를 최상으로 피팅하는 특정 시뮬레이트된 반사도 곡선을 발견하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 추가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.

[0126] 단계(1225)에서 반사도 데이터 포인트를 최상으로 피팅하는 조대 그리드로부터의 특정 시뮬레이트된 반사도 곡선(μ_a, μ_s')_{coarse}을 결정한 후에, 프로세서(116)는 시뮬레이트된 반사도 곡선의 완전한 시뮬레이트된 반사도 곡선 데이터베이스(즉, $16 \times 5850(\mu_a, \mu_s')$ 데이터베이스)에서 (μ_a, μ_s') _{coarse}에 관한 영역 내의 에러 표면을 연산한다(단계(1250)). 에러 표면은 $err(\mu_a, \mu_s')$ 로서 표시된다. 그 후에, 프로세서(116)는 err_{min} 이라고 지칭되는 최소 에러 값을 $err(\mu_a, \mu_s')$ 에서 로케이팅(locate)한다(단계(1255)). 이어서, 프로세서(116)는,

피크 표면이 0보다 더 큰 경우에 $pksurf(\mu_a, \mu_s') = k + err_{min} - err(\mu_a, \mu_s')$ 에 의해, 또는 피크 표면이 0

이하인 경우에 $pksurf(\mu_a, \mu_s') = k + err_{min} - err(\mu_a, \mu_s') = 0$ 에 의해 표시되는 $err(\mu_a, \mu_s')$ 로부터 피크 표면 어레이를 생성한다(단계(1260)). 표현 k는 대략 10개의 엘리먼트의 0 초과와 폭을 갖는 $err(\mu_a, \mu_s'$

$\mu_s')$ 의 최소 포인트에서의 피크로부터 선택된다. $pksurf(\mu_a, \mu_s')$ 내의 피크의 질량 중심(즉, 중심 계산)은 가중치로서 포인트의 높이를 이용한다(단계(1265)). 질량 중심의 위치는 조직에 대한 반사도 데이터 포인트에 대한 흡수 계수(μ_a) 및 산란 계수(μ_s')에 대한 내삽된 결과이다.

[0127] 조직에 대한 반사도 데이터 포인트에 대한 흡수 계수(μ_a) 및 산란 계수(μ_s')를 결정하기 위한 도 12a 및 도 12b에 대하여 위에서 설명된 방법은, 공급원 구조물(120) 각각에 의해 생성된 파장(예컨대, 3개 또는 4개의 파장) 각각에 대해 반복될 수 있다.

[0128] 산소 포화도 결정. 제1 구현예에 따르면, 프로세서(116)는, 각각의 공급원 구조물(120)에 의해 생성된 광의 3개

또는 4개의 파장에 대해 (위에서 설명된 바와 같이) 결정된 흡수 계수(μ_a)(예컨대, 3개 또는 4개의 흡수 계수(μ_a))를 활용함으로써 산소 측정기 프로브(101)에 의해 프로브로 조사되는 조직에 대한 산소 포화도를 결정한다. 제1 구현예에 따르면, 산소 포화도에 대한 흡수 계수(μ_a)의 최상의 피팅을 발견하기 위해, 산소 포화도 값의 룩-업 테이블이 생성된다. 룩-업 테이블은, 가능성 있는 총 헤모글로빈, 멜라닌, 및 산소 포화도 값의 범위를 가지는 것 그리고 이들 시나리오 각각에 대해 μ_a 를 계산하는 것에 의해 생성될 수 있다. 이어서, 계통적 에러를 감소시키기 위해 그리고 곡선의 상대적인 형상에만 의존하도록, 단위 벡터의 놈(norm)으로 나누는 것에 의해, 흡수 계수(μ_a) 포인트가 단위 벡터로 변환된다. 이어서, 단위 벡터가 룩-업 테이블과 비교되어, 산소 포화도를 제공하는 최상의 피팅을 발견한다.

[0129] 제2 구현예에 따르면, 프로세서(116)는, 탈산소화된 헤모글로빈 및 산소화된 헤모글로빈의 순 분석체 신호(NAS)를 계산함으로써, 조직에 대한 산소 포화도를 결정한다. NAS는 시스템 내의 다른 스펙트럼 성분에서 수직인 스펙트럼의 부분으로서 정의된다. 예컨대, 탈산소화된 헤모글로빈 및 산소화된 헤모글로빈을 또한 포함하는 시스템 내의 탈산소화된 헤모글로빈의 NAS는 산소화된 헤모글로빈 스펙트럼 및 멜라닌 스펙트럼에 수직인 스펙트럼의 부분이다. 탈산소화된 및 산소화된 헤모글로빈의 농도는 각각의 파장에서의 이전에 결정된 흡수 계수와 각각의 NAS를 벡터 승산함으로써 계산될 수 있다. 이어서, 산소 포화도는, 산소화된 헤모글로빈과 탈산소화된 헤모글로빈의 합으로 산소화된 헤모글로빈의 농도를 나누는 것에 의해 쉽게 계산된다. Lorber에 의한 Anal. Chem. 58: 1167-1172 (1986)가 본원에 참조로 포함되고, 조직에 대한 산소 포화도 결정을 위한 제2 구현예의 추가적인 상세한 이해를 위한 뼈대를 제공한다.

[0130] 산소 측정기 프로브(101)의 구현예에서, 반사도 데이터는 30 Hertz에서 검출기 구조물(125)에 의해서 생성되고, 산소 포화도 값은 대략 3 Hertz에서 계산된다. 결정된 산소 포화도 값(예컨대, 적어도 3개의 산소 포화도 값)의 이동 평균이 디스플레이(115) 상에 디스플레이될 수 있고, 이는 1 Hertz의 업데이트 레이트를 가질 수 있다.

[0131] 광학 특성. 위에서 간략하게 설명된 바와 같이, 메모리(117)에 저장된 각각의 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)은 조직의 고유 광학 특성을 표현한다. 더 구체적으로, 시뮬레이트된 반사도 곡선의 고유 형상은, 주어진 파장에 대해, 조직의 광학 특성의 고유 값, 즉 산란 계수(μ_s), 흡수 계수(μ_a), 조직의 이방성(g), 및 조직의 굴절률을 나타내고, 이로부터 조직 특성이 결정될 수 있다.

[0132] 비교적 짧은 공급원-대-검출기 거리에 대해 검출기 구조물(125)에 의해 검출된 반사도는, 일차적으로, 감소된 산란 계수(μ_s')에 따른다. 감소된 산란 계수는, 산란 계수(μ_s) 및 조직의 이방성(g)을 포함하는 "합쳐진(lumped)" 특성($\mu_s' = \mu_s(1-g)$)이고, $1/\mu_s'$ 사이즈의 많은 단계의 랜덤 워크(random walk) 내의 광자의 확산을 설명하기 위해 사용되며, 여기서, 각각의 단계는 등방적 산란을 수반한다. 그러한 설명은, 흡수 이벤트 전에 많은 산란 이벤트가 있는 경우에, 즉 $\mu_a \ll \mu_s'$ 인 경우에, 부분적인 편향 각도만을 각각 수반하는 많은 작은 단계($1/\mu_s$)를 사용한 광자 이동의 설명과 동등하다.

[0133] 대조적으로, 비교적 먼 공급원-대-검출기 거리에 대해 검출기 구조물(125)에 의해 검출된 반사도는, 일차적으로, μ_a 및 μ_s' 둘 모두의 함수인, $\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s')}$ 로서 정의된, 유효 흡수 계수(μ_{eff})에 따른다.

[0134] 따라서, 비교적 짧은 공급원-대-검출기 거리(예컨대, 도 2의 S1-D4 및 S2-D8) 및 비교적 먼 공급원-검출기 거리(예컨대, 도 2의 S1-D8 및 S2-D4)에서 반사도를 측정함으로써, μ_a 및 μ_s' 둘 모두가 서로 독립적으로 결정될 수 있다. 조직의 광학 특성은 차례로, 산소화된 헤모글로빈 및 탈산소화된 헤모글로빈 농도 그리고 그에 따라 조직의 산소 포화도의 계산을 위한 충분한 정보를 제공할 수 있다.

[0135] 데이터 수집 최적화를 위한 반복적 피팅. 도 13은 산소 측정기 프로브(101)에 의해 조직의 광학 특성을 결정하기 위한 다른 방법의 흐름도를 도시한다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 추가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.

[0136] 1300에서, 산소 측정기 프로브(101)는 공급원 구조물 중 하나, 이를테면 공급원 구조물(120a)로부터 조직 내로 광(예컨대, 근적외선 광)을 방출한다. 방출된 광이 조직으로부터 반사된 후에, 검출기 구조물(125)은 그러한 광을 검출하고(단계(1305)), 조직에 대한 반사도 데이터를 생성한다(단계(1310)). 단계(1300, 1305, 및 1310)는

광의 다수의 파장에 대해 그리고 하나 이상의 다른 공급원 구조물, 이를테면 공급원 구조물(120b)에 대해 반복될 수 있다. 1315에서, 산소 측정기 프로브(101)는 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)에 반사도 데이터를 피팅하고, 반사도 데이터가 최상의 피팅을 갖는 시뮬레이트된 반사도 곡선을 결정한다. 메모리에 저장되고 반사도 데이터에 피팅되는 데이터베이스는 데이터베이스(900), 데이터베이스(1000), 또는 데이터베이스(1100)일 수 있다. 그 후에, 산소 측정기 프로브(101)는, 반사도 데이터에 최상으로 피팅하는 시뮬레이트된 반사도 곡선의 광학 특성에 기초하여 조직에 대한 광학 특성(예컨대, 데이터베이스(900) 또는 데이터베이스(100)에 대한 μ_a 및 μ_s' , 또는 데이터베이스(1100)에 대한 멜라닌 함유량, 산소 포화도, 혈액량 및 산란)을 결정한다(단계(1320)).

[0137] 1325에서, 산소 측정기 프로브(101)는 단계(1320)에서 결정된 광학 특성(예컨대, $mfp = 1/(\mu_a + \mu_s')$)으로부터 조직 내의 광의 평균 자유 경로를 결정한다. 구체적으로, 평균 자유 경로는, 모든 공급원-검출기 쌍(예컨대, 쌍 1: 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125e); 쌍 2: 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125b); 쌍 3: 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125c); 쌍 4: 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125d); 쌍 5: 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125e); 쌍 6: 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125f); 쌍 7: 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125g); 쌍 8: 공급원 구조물(120a)과 검출기 구조물(125h); 쌍 9: 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125a), 쌍 10: 공급원 구조물(120b)과 검출기 구조물(125b) . . . 등)에 대한 반사도 데이터를 포함하는 누적 반사도 곡선으로부터 획득된 광학 특성으로부터 결정될 수 있다.

[0138] 1330에서, 산소 측정기 프로브(101)는, 조직의 주어진 영역에 대해 계산된 평균 자유 경로가 가장 짧은 공급원-대-검출기 거리(예컨대, 도 2의 S1-D4 및 S2-D8)의 2배보다 더 긴지를 결정한다. 평균 자유 경로가 가장 짧은 공급원-대-검출기 거리의 2배보다 더 긴 경우에, 수집된 반사도 데이터는, 가장 짧은 공급원-대-검출기 거리를 갖는 공급원-대-검출기 쌍에 대해 검출기 구조물로부터 수집된 반사도 데이터를 활용하지 않고, 시뮬레이트된 반사도 곡선에 재피팅된다(즉, 재분석된다). 예컨대, 검출기 구조물(125d)을 위한 공급원으로서 작용하는 공급원 구조물(120a)과 함께 검출기 구조물(125e)로부터의 반사도 데이터를 사용하지 않고, 그리고 검출기 구조물(125h)을 위한 공급원으로서 작용하는 공급원 구조물(120b)과 함께 검출기 구조물(125h)로부터의 반사도 데이터를 사용하지 않고, 단계(1315 내지 1330)가 반복된다. 피팅에 대한 반사도 데이터에 기여하는 공급원-검출기 쌍이, 계산된 평균 자유 경로의 절반보다 더 짧은 공급원-대-검출기 거리를 갖지 않을 때까지, 평균 자유 경로를 계산하고 하나 이상의 공급원-검출기 쌍에 대한 반사도 데이터를 폐기하는 프로세스가 반복될 수 있다. 그 후에, 산소 포화도가 최상의 피팅 시뮬레이트된 반사도 곡선으로부터 결정되고, 산소 측정기 프로브(101)에 의해 이를테면 디스플레이(115) 상에 보고된다(단계(1335)).

[0139] 공급원 구조물(120) 중 하나로부터 조직 내로 방출되고 평균 자유 경로의 절반 미만으로 이동되는 광은 비-확산 반사되거나, 또는 대략 비확산 반사된다(예컨대, 확산 반사 요소를 가질 수 있음). 이러한 광에 대한 재-방출 거리는 조직 상(phase) 함수 및 국부적 조직 구성에 따라 크게 좌우된다. 따라서, 이러한 광에 대한 반사도 데이터를 사용하는 것은, 다수의 산란 이벤트를 겪은 광에 대한 반사도 데이터와 비교하여, 광학 특성 및 조직 특성의 덜 정확한 결정을 초래하는 경향이 있다.

[0140] 데이터 가중 검출기 구조물. 공급원 구조물(120)로부터 증가되는 거리에 위치되는 검출기 구조물(125)은 감소되는 양의 반사도를 조직으로부터 수신한다. 따라서, 비교적 짧은 공급원-대-검출기 거리(예컨대, 도 2의 S1-D4 및 S2-D8)를 갖는 검출기 구조물(125)에 의해서 생성된 반사도 데이터는, 비교적 긴 공급원-대-검출기 거리(예컨대, 도 2의 S1-D8 및 S2-D4)를 갖는 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터와 비교하여, 본질적으로 더 큰 신호를 나타내는 경향이 있다. 따라서, 피팅 알고리즘이 시뮬레이트된 반사도 곡선을, 비교적 긴 공급원-대-검출기 거리(예컨대, 평균 거리보다 더 긴 공급원-대-검출기 거리)를 갖는 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터보다 더 타이트하게, 비교적 짧은 공급원-대-검출기 거리(예컨대, 공급원 구조물과 검출기 구조물 사이의 평균 거리 이하의 공급원-대-검출기 거리)를 갖는 검출기 구조물(125)에 의해 생성된 반사도 데이터에 우선적으로 피팅할 수 있다. 반사도 데이터로부터의 광학 특성의 비교적 정확한 결정에 대해, 이러한 거리-비례 왜곡은 바람직하지 않을 수 있고, 바로 아래에서 설명되는 바와 같은 반사도 데이터 가중에 의해 보정될 수 있다.

[0141] 도 14는 선택 검출기 구조물(125)에 의해 생성된 반사도 데이터를 가중하기 위한 방법의 흐름도를 도시한다. 흐름도는 일 예시적인 구현예를 표현한다. 단계들은 구현예의 범위로부터 벗어나지 않으면서 흐름도에 추가될 수 있거나, 흐름도로부터 제거될 수 있거나, 또는 흐름도에서 조합될 수 있다.

[0142] 1400에서, 산소 측정기 프로브(101)는 공급원 구조물 중 하나, 이를테면 공급원 구조물(120a)로부터 조직 내로

광을 방출한다. 방출된 광이 조직으로부터 반사된 후에, 검출기 구조물(125)은 그러한 광을 검출하고(단계(1405)), 조직에 대한 반사도 데이터를 생성한다(단계(1410)). 단계(1400, 1405, 및 1410)는 광의 다수의 파장에 대해 그리고 하나 이상의 다른 공급원 구조물, 이를테면 공급원 구조물(120b)에 대해 반복될 수 있다. 1415에서, 산소 측정기 프로브(101)는 시뮬레이트된 반사도 곡선(315)에 반사도 데이터의 제1 부분을 피팅한다. 메모리에 저장되고 반사도 데이터에 피팅되는 데이터베이스는 데이터베이스(900), 데이터베이스(1000), 또는 데이터베이스(1100)일 수 있다. 반사도 데이터의 제1 부분은 공급원 구조물로부터 임계치 거리 미만에 있는 검출기 구조물의 제1 부분에 의해 생성된다. 임계치 거리는 공급원 구조물과 검출기 구조물 사이의 평균 거리(예컨대, 대략적으로 중간-범위 거리)일 수 있다. 1420에서, 반사도 데이터의 제2 부분에 대한 반사도 데이터는 시뮬레이트된 반사도 곡선에 피팅된다. 반사도 데이터의 제2 부분은 검출기 구조물의 제1 부분, 및 임계치 거리와 비교하여 다음으로 가장 큰 공급원으로부터의 공급원-대-검출기 거리에 있는 다른 검출기 구조물에 의해 생성된다. 예컨대, 검출기 구조물의 제1 부분이 검출기 구조물(125c, 125d, 125e, 및 125f)을 포함하는 경우에, 다음으로 가장 먼 공급원-대-검출기 거리에 있는 검출기 구조물은 검출기 구조물(125g)이다(표 1 참조).

[0143] 1425에서, 단계(1415)에서 생성된 피팅이 단계(1420)에서 생성된 피팅과 비교되어, 단계(1420)에서 생성된 피팅이 1415에서 생성된 피팅보다 더 양호한지를 결정한다. 당업자에 의해 이해될 바와 같이, 곡선에 대한 데이터의 피팅의 "근접성"은 다양한 파라미터에 기초하여 정량화 가능하고, 곡선에 대한 더 근접한 피팅(더 근접한 피팅)을 갖는 데이터를 결정하기 위해 피팅들의 근접성이 직접적으로 비교 가능하다. 더 이해될 바와 같이, 더 근접한 피팅은 종종 더 양호한 피팅 또는 더 타이트한 피팅이라고 지칭된다. 단계(1420)에서 생성된 피팅이 단계(1415)에서 생성된 피팅보다 더 양호한 경우에, 단계(1420 및 1425)는, 다음의 증가된 공급원으로부터의 공급원-대-검출기 거리에 위치된 부가적인 검출기 구조물(고려되는 예에 따라, 검출기 구조물(125c))을 포함하는 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터를 이용하여 반복된다. 대안적으로, 단계(1420)에서 생성된 피팅이 단계(1415)에서 생성된 피팅보다 더 양호하지 않은 경우에, 임계치 거리보다 더 먼 공급원-대-검출기 거리에 위치된 검출기 구조물(125)에 대한 반사도 데이터는 피팅에서 사용되지 않는다. 그 후에, 산소 측정기 프로브(101)는 단계(1415) 또는 단계(1420)(단계(1415)에서 결정된 피팅보다 더 양호한 경우)에서 생성된 피팅을 사용하여, 광학 특성 및 조직의 산소 포화도를 결정한다(단계(1430)). 그 후에, 산소 포화도는 산소 측정기 프로브(101)에 의해, 이를테면 디스플레이(115) 상에 보고된다(단계(1435)).

[0144] 대안적인 구현예에 따르면, 단계(1420)에서 생성된 피팅이 단계(1415)에서 생성된 피팅보다 더 양호하지 않은 경우에, 임계치 거리보다 더 먼 공급원-대-검출기 거리를 갖는 검출기 구조물에 대한 가중 인자만큼 반사도 데이터가 가중되고, 그에 따라, 이러한 가중된 반사도 데이터가 피팅에 미치는 영향이 감소된다. 피팅에서 사용되지 않는 반사도 데이터는 0의 가중치를 갖는 것으로 간주될 수 있고, 관심 조직 층 아래의 조직으로부터의 반사도와 연관될 수 있다. 관심 조직 층 아래의 조직으로부터의 반사도는 이러한 특정 반사도를 나타내는 반사도 곡선 내의 특징적인 꺾임을 나타낸다고 말할 수 있다.

[0145] 반사도 데이터를 시뮬레이트된 반사도 곡선에 피팅하는 곡선-피팅 알고리즘이 반사도 데이터의 절대 위치 뿐만 아니라 반사도 데이터의 소정량의 불확실성을 고려할 수 있다는 것이 유의된다. 반사도 데이터 내의 불확실성은 검출기 구조물 중 하나에 의한 반사도 데이터의 생성으로부터의 노이즈의 양에 대응하고, 노이즈의 양은 반사도 데이터의 크기의 제곱근으로서 스케일링할 수 있다.

[0146] 추가적인 구현예에 따르면, 산소 측정기 프로브(101)는 반사도 데이터의 측정과 연관된 노이즈의 양에 기초하여 반사도 데이터를 반복적으로 가중한다. 구체적으로, 비교적 먼 공급원-대-검출기 거리를 갖는 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터는 일반적으로, 비교적 짧은 공급원-대-검출기 거리를 갖는 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터와 비교하여 더 낮은 신호-대-노이즈비를 갖는다. 비교적 먼 공급원-대-검출기 거리를 갖는 검출기 구조물에 의해 생성된 반사도 데이터를 가중하는 것은 이러한 데이터가 다른 반사도 데이터와 동일하게 또는 대략 동일하게 피팅에 기여할 수 있게 한다.

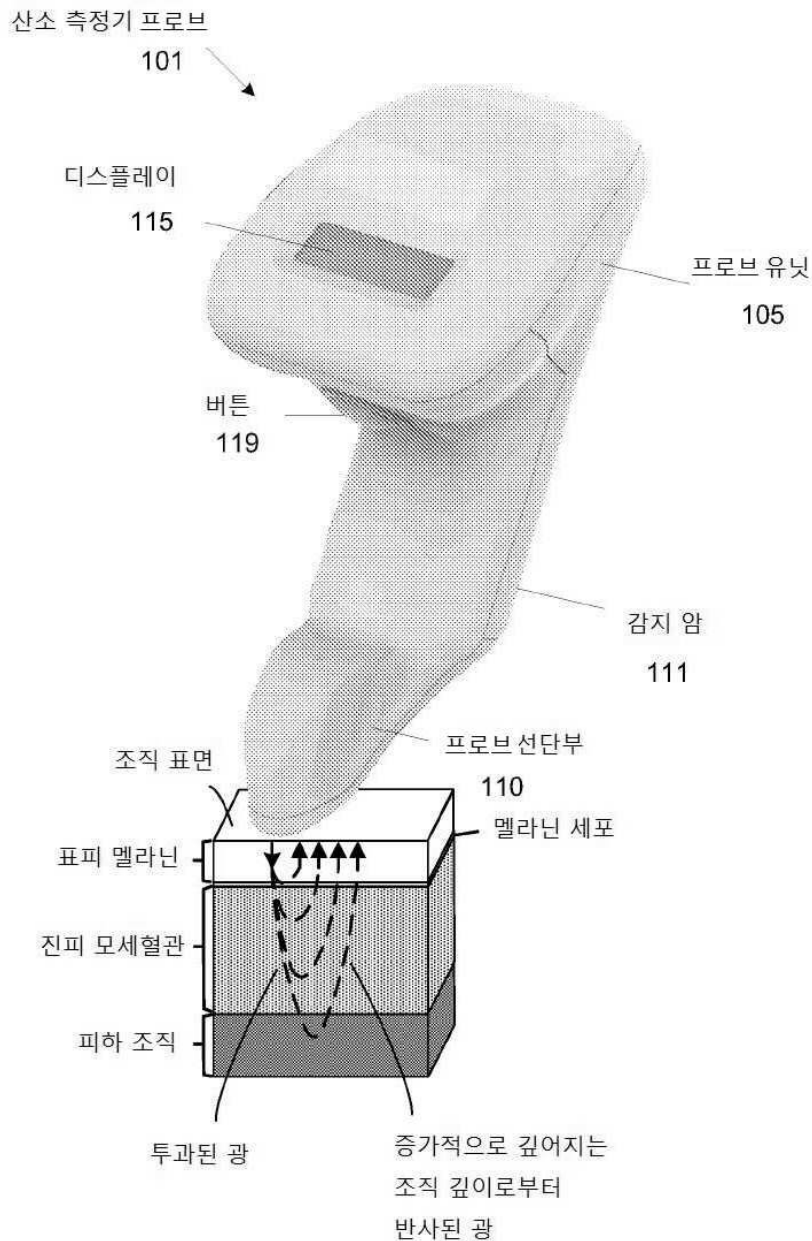
[0147] 다수의 몬테-카를로-시뮬레이트된 반사도 곡선에 반사도 데이터를 일치시키기 위해 설명되는 방법은 산소 측정기 프로브에 의해 프로브로 조사되는 실제 조직의 광학 특성의 비교적 빠르고 정확한 결정을 제공한다. 조직의 광학 특성을 결정하는 속도는 수술 후 프로브와 비교하여 수술 중 프로브의 설계에서 중요한 고려사항이다. 추가로, 설명되는 몬테-카를로 방법은 견고한 교정 방법을 가능하게 하며, 그 견고한 교정 방법은 차례로, 상대적인 광학 특성과 비교하여 절대적인 광학 특성의 생성을 가능하게 한다. 상대적인 광학 특성과 대조적으로, 절대적인 광학 특성을 보고하는 것은 수술-후 산소 측정기 프로브와 비교하여 수술-중 산소 측정기 프로브에 대해 비교적 중요하다.

[0148]

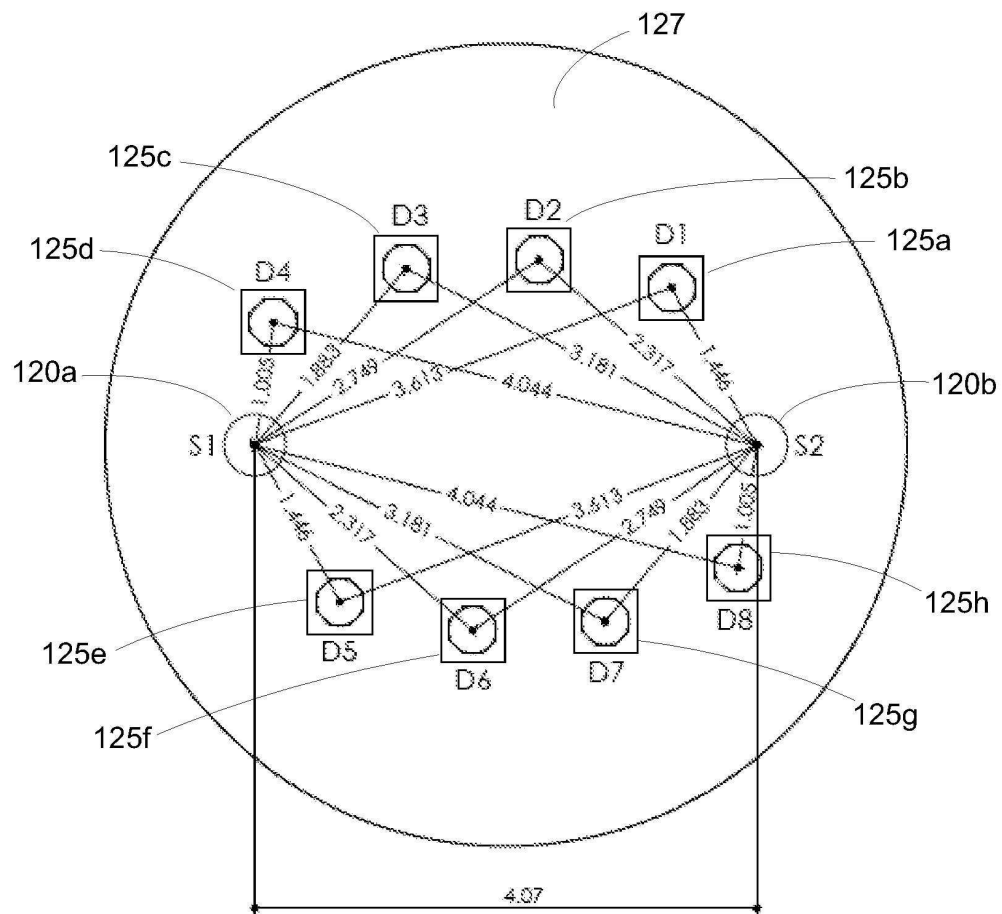
본 발명의 이러한 설명은 예시 및 설명의 목적을 위해 제공되었다. 이는 설명되는 정확한 형태로 본 발명을 제한하거나 또는 포괄적이도록 의도되지 않으며, 위의 교시를 고려하여 다수의 변형 및 변화가 가능하다. 구현은 본 발명의 원리 및 본 발명의 실질적인 적용을 최상으로 설명하기 위해 선택 및 설명되었다. 이러한 설명은 다른 당업자가, 특별한 용도에 적합한 다양한 변형과 함께, 다양한 구현의 본 발명을 최상으로 활용 및 실시하게 할 수 있을 것이다. 본 발명의 범위는 다음의 청구항에 의해 정의된다.

도면

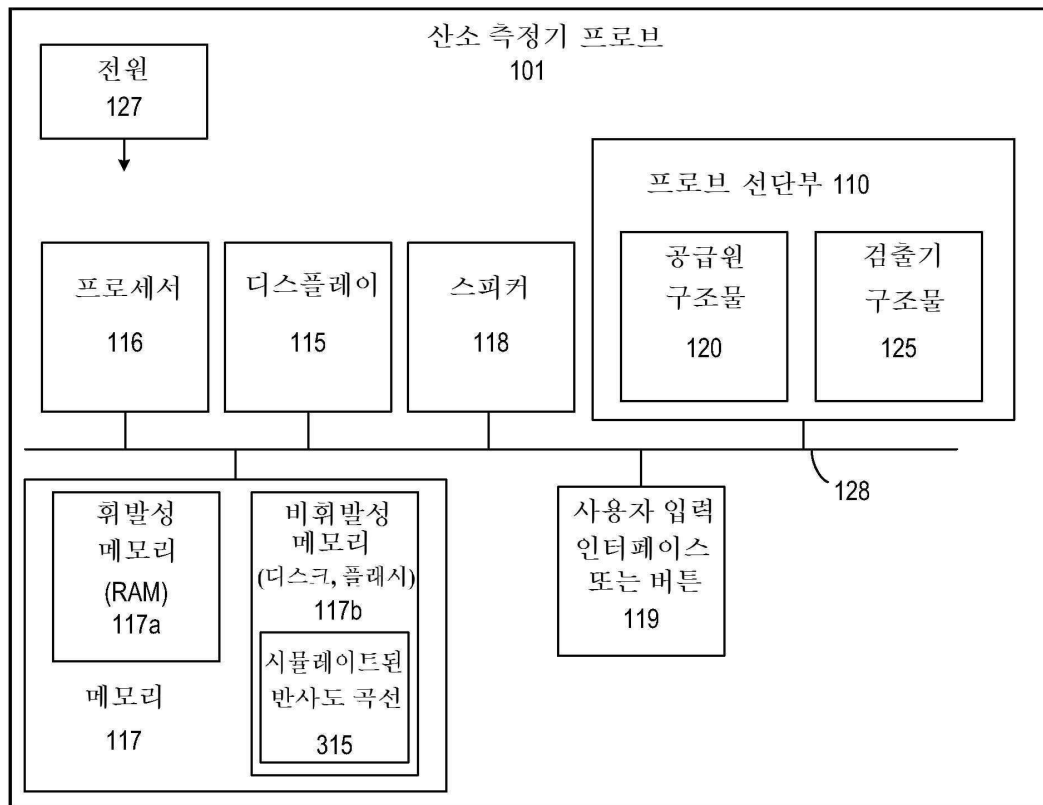
도면1



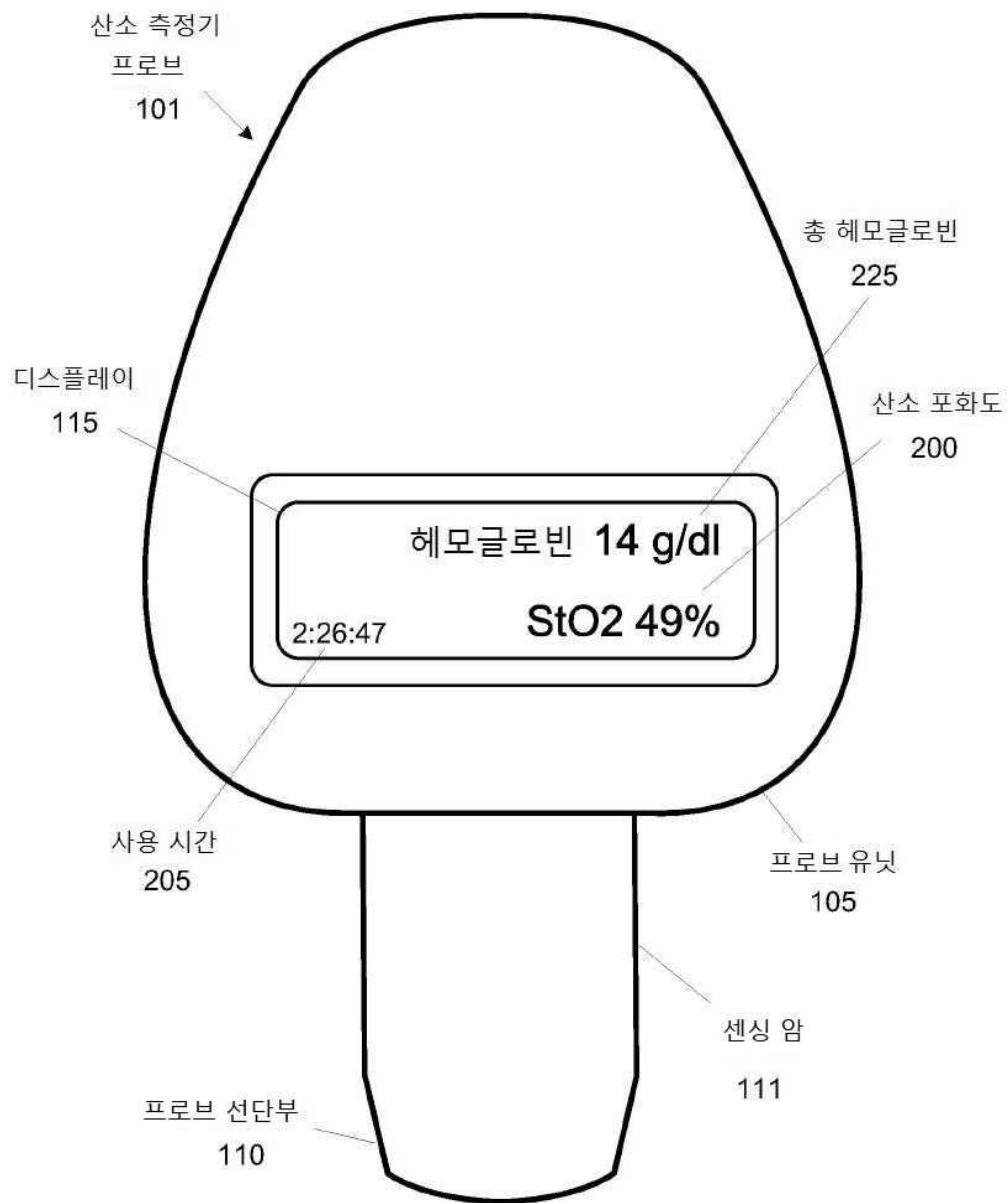
도면2



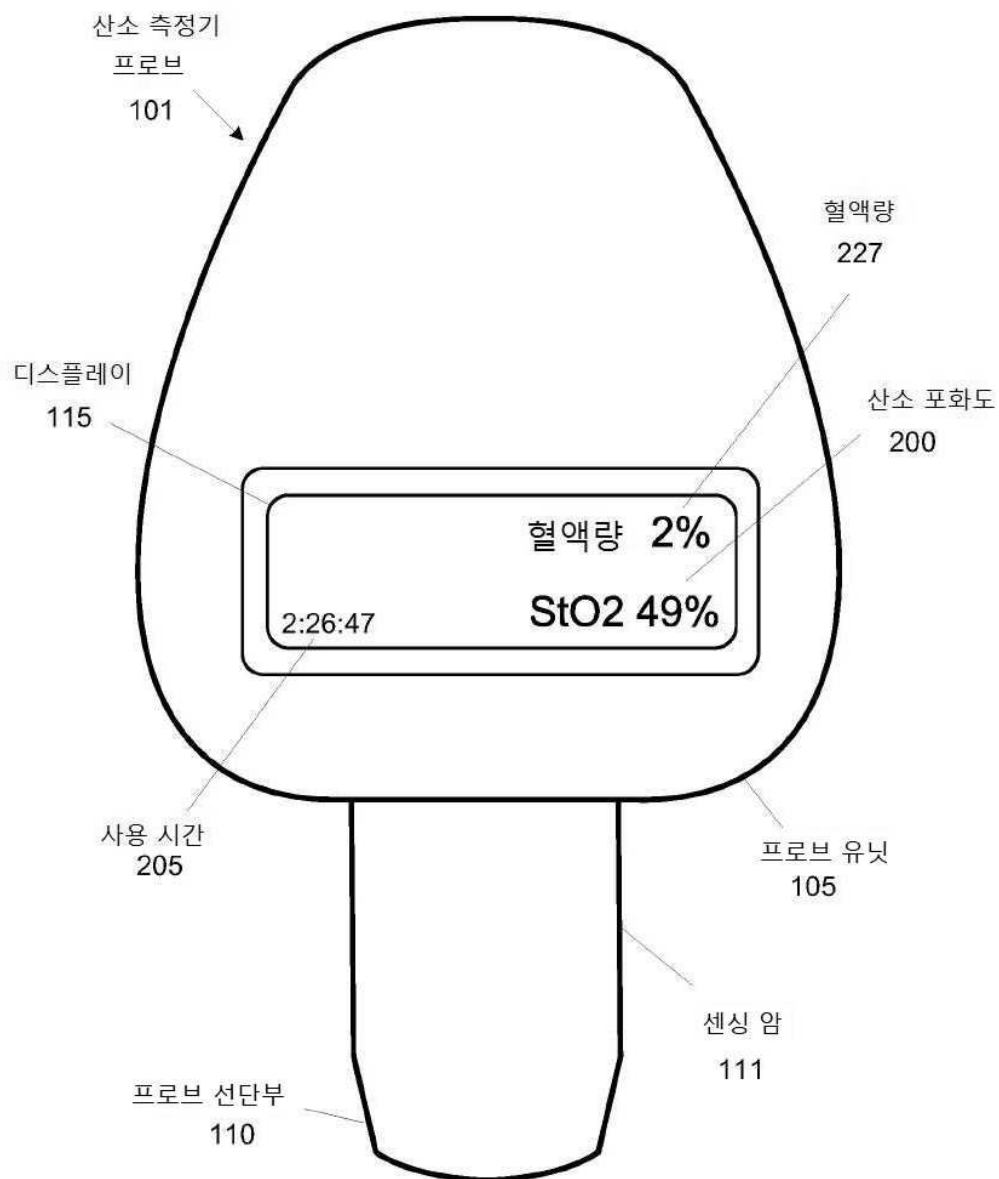
도면3



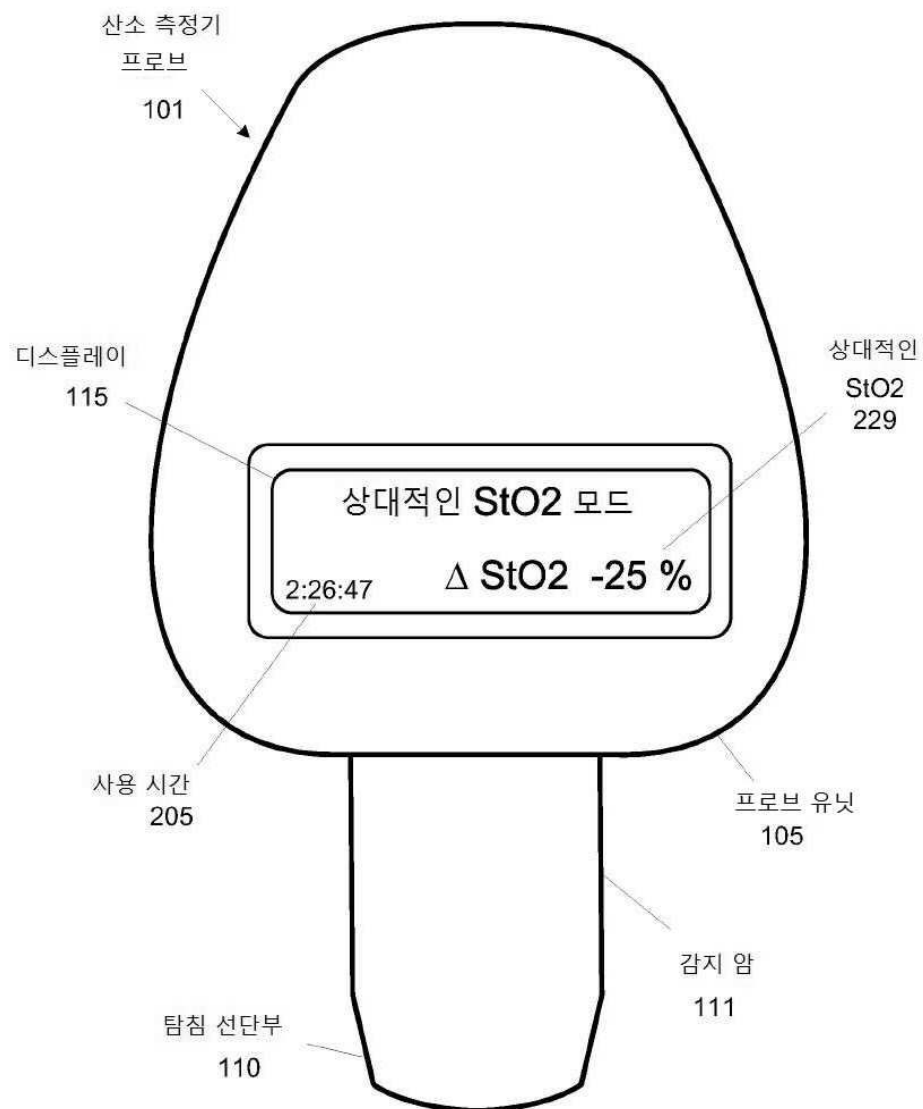
도면4a



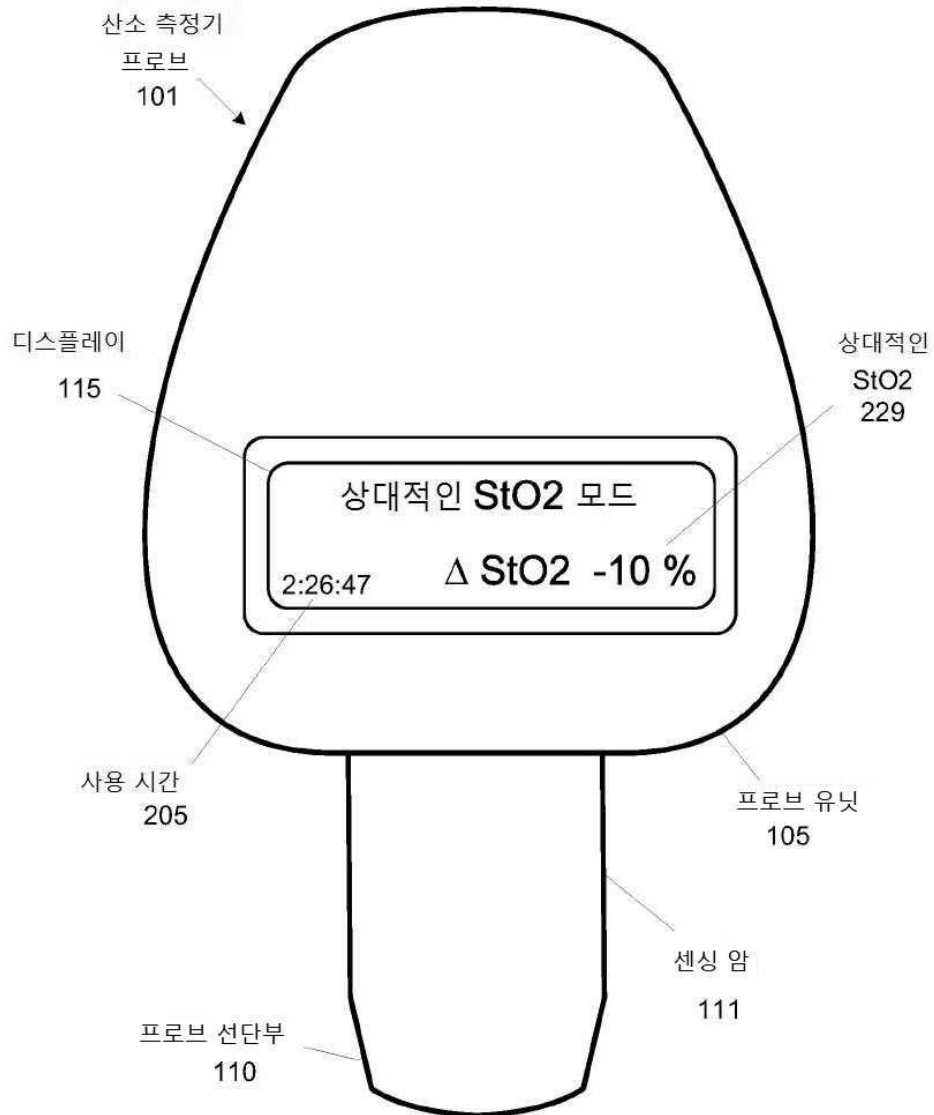
도면4b



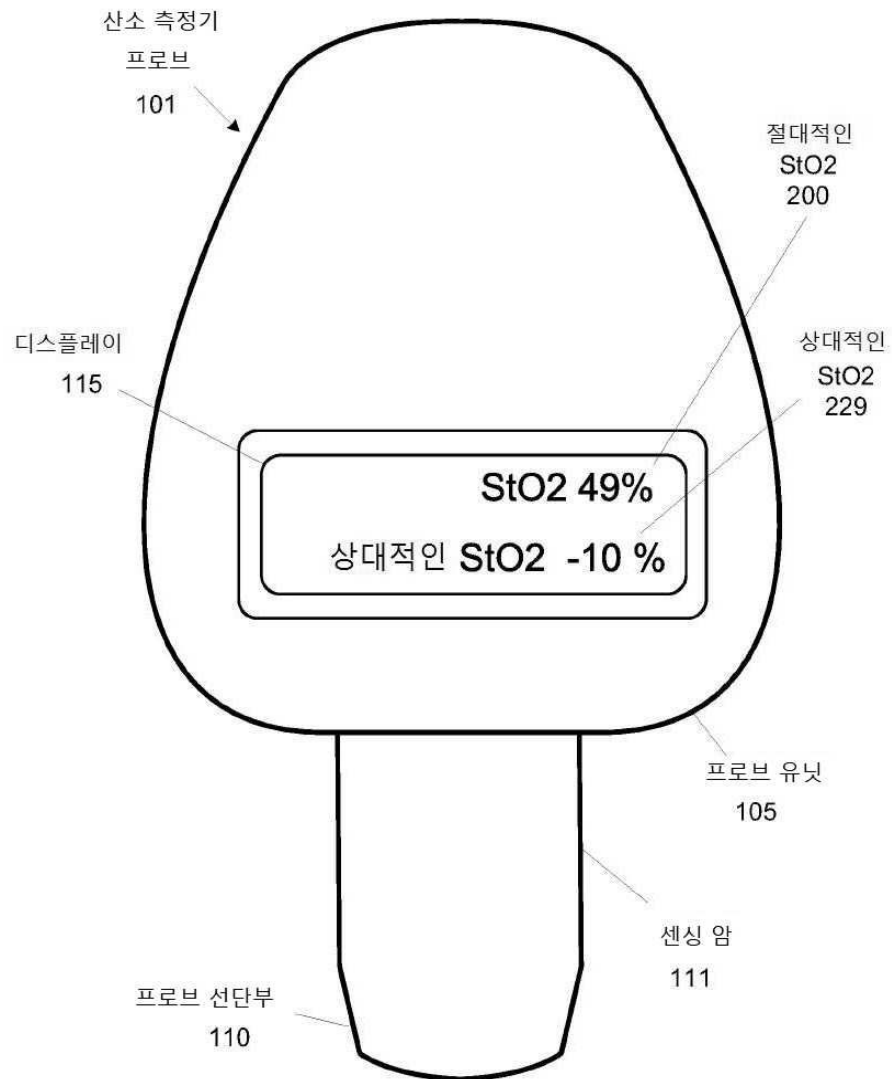
도면4c



도면4d



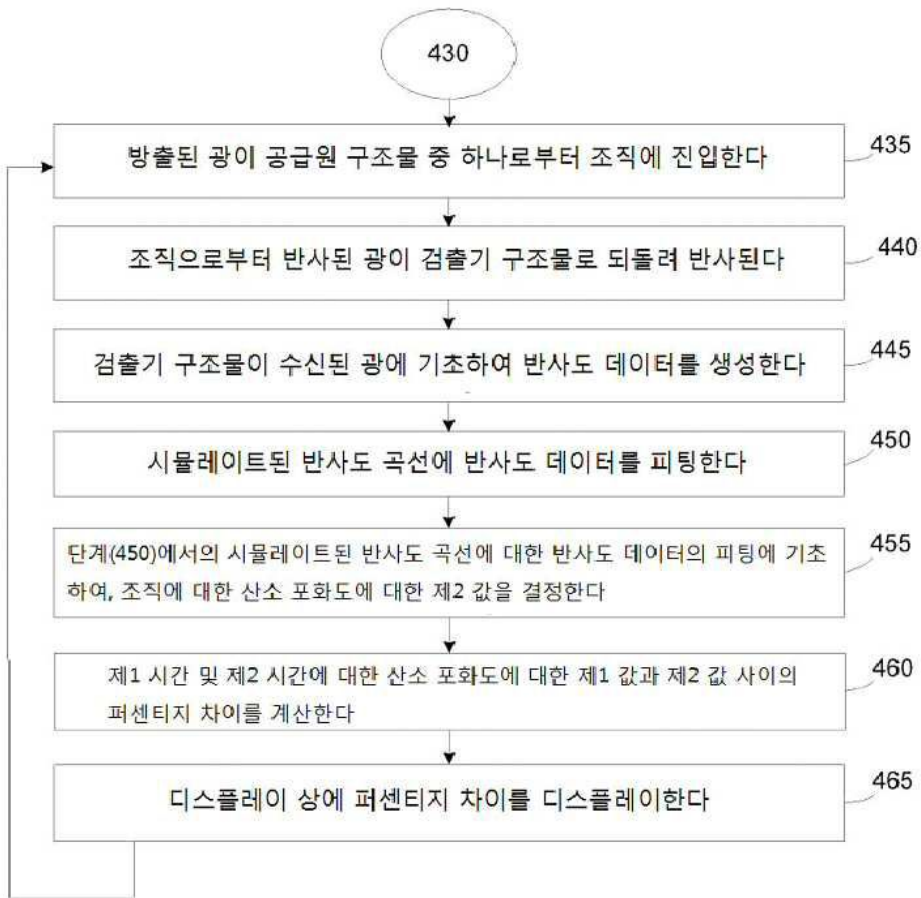
도면4e



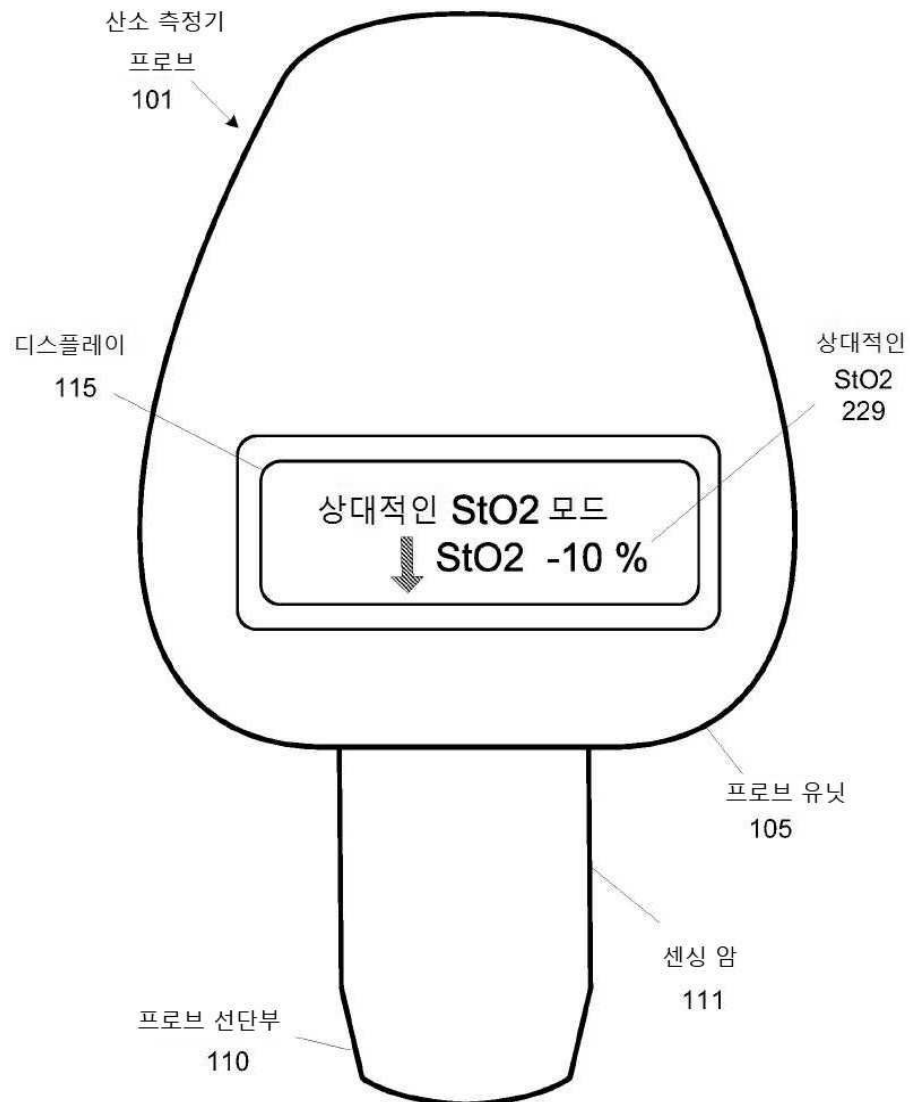
도면4f



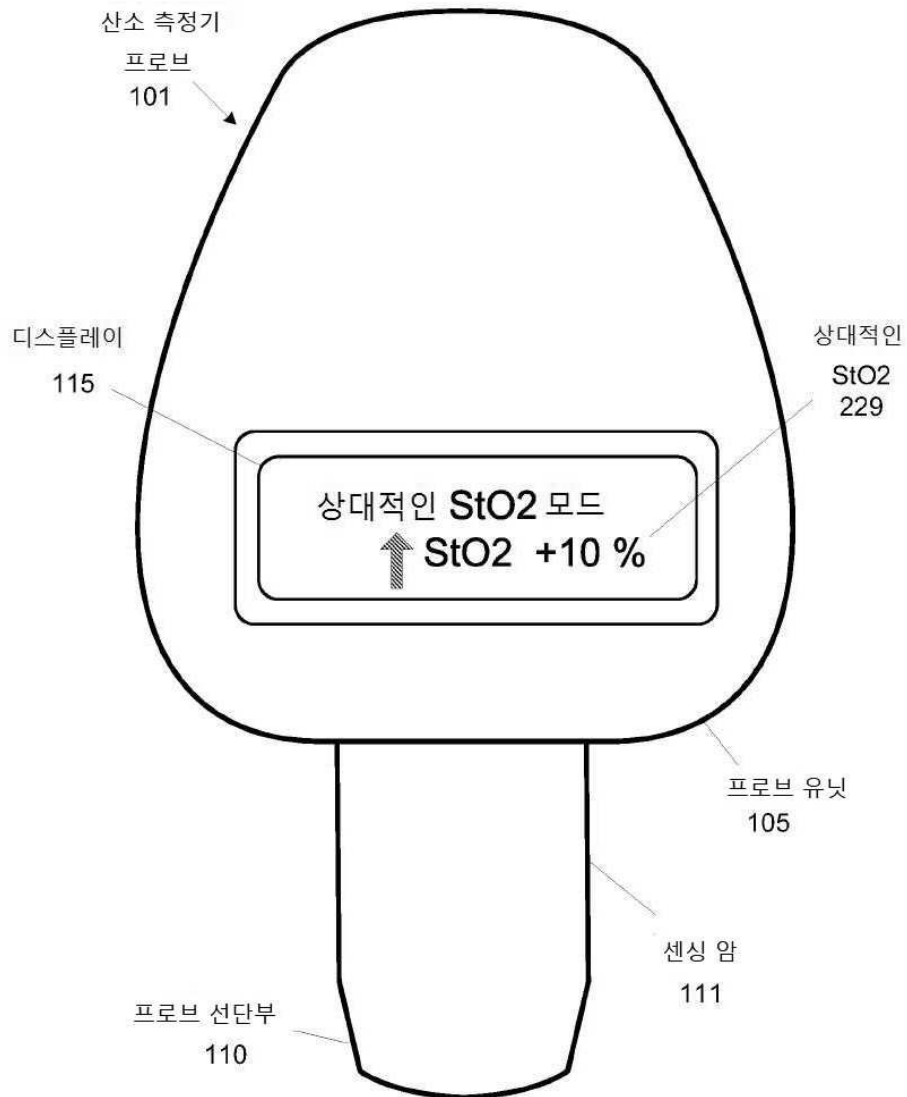
도면4g



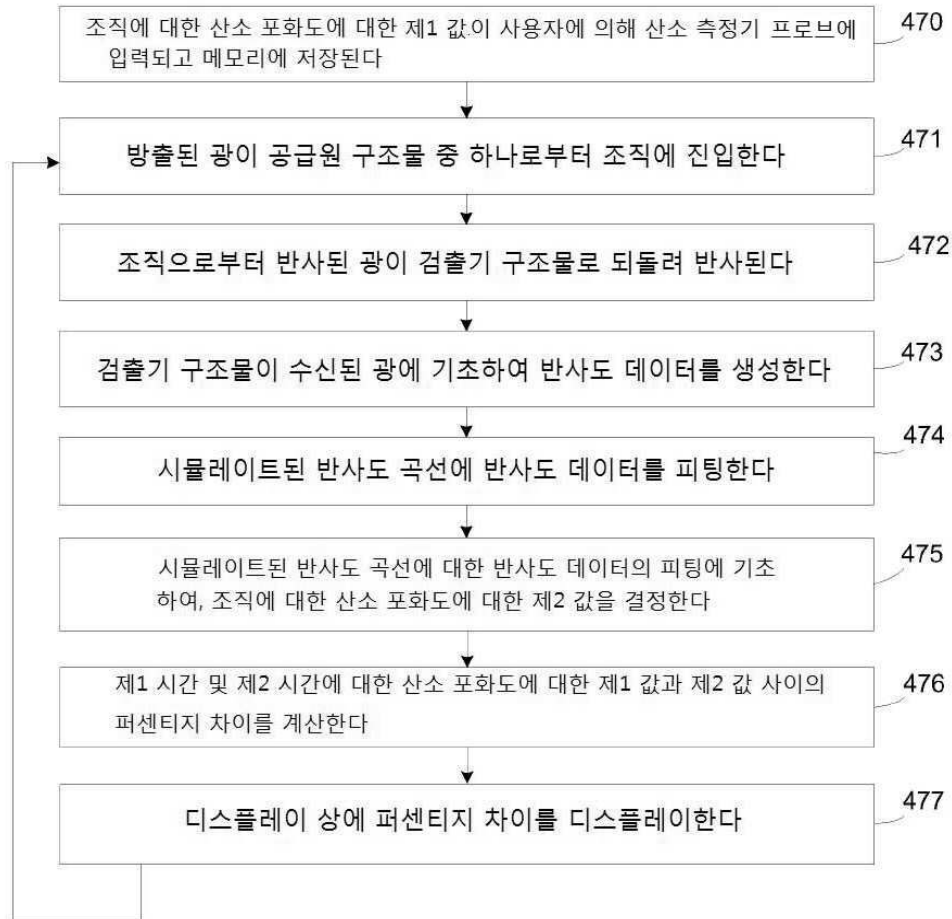
도면4h



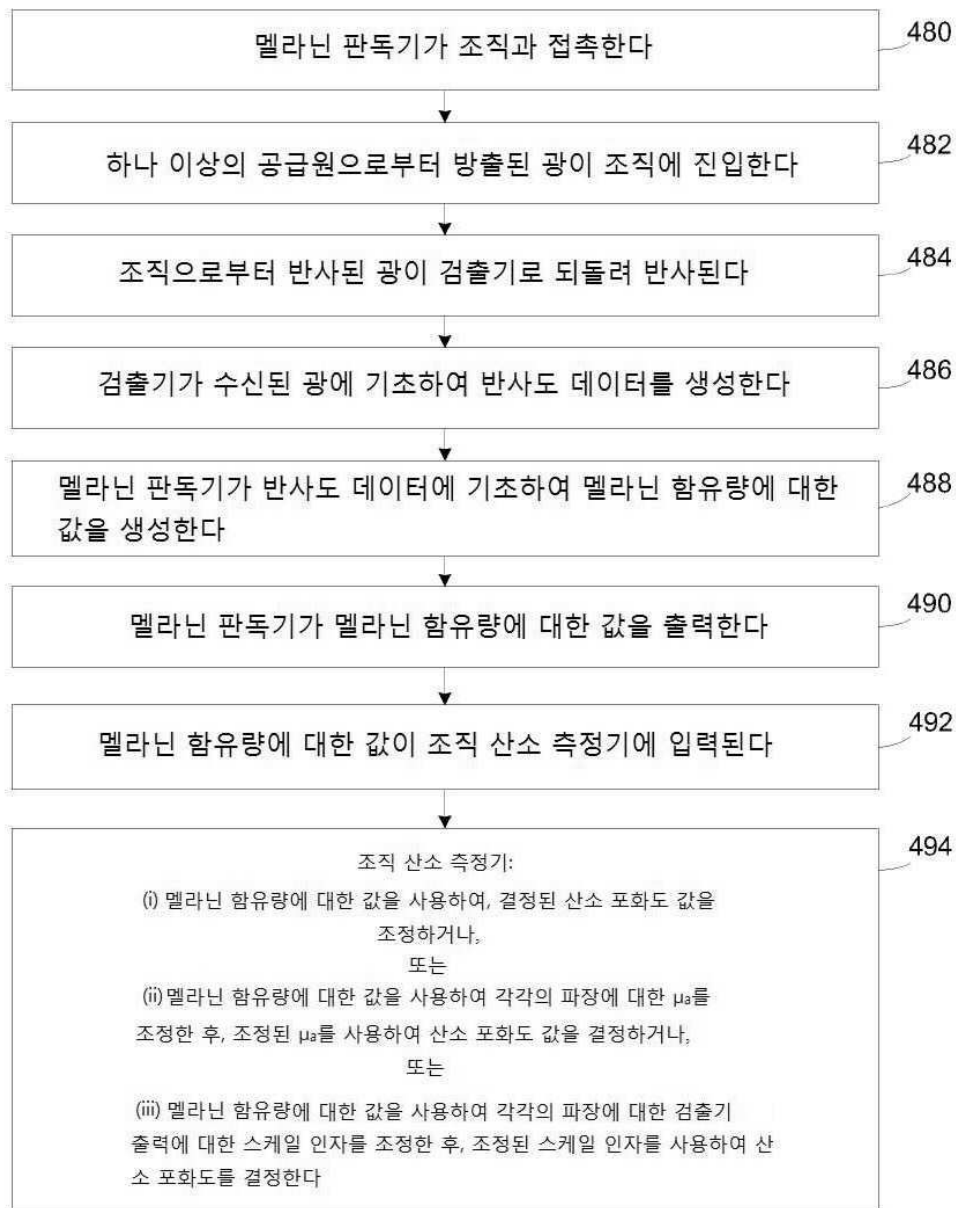
도면4i



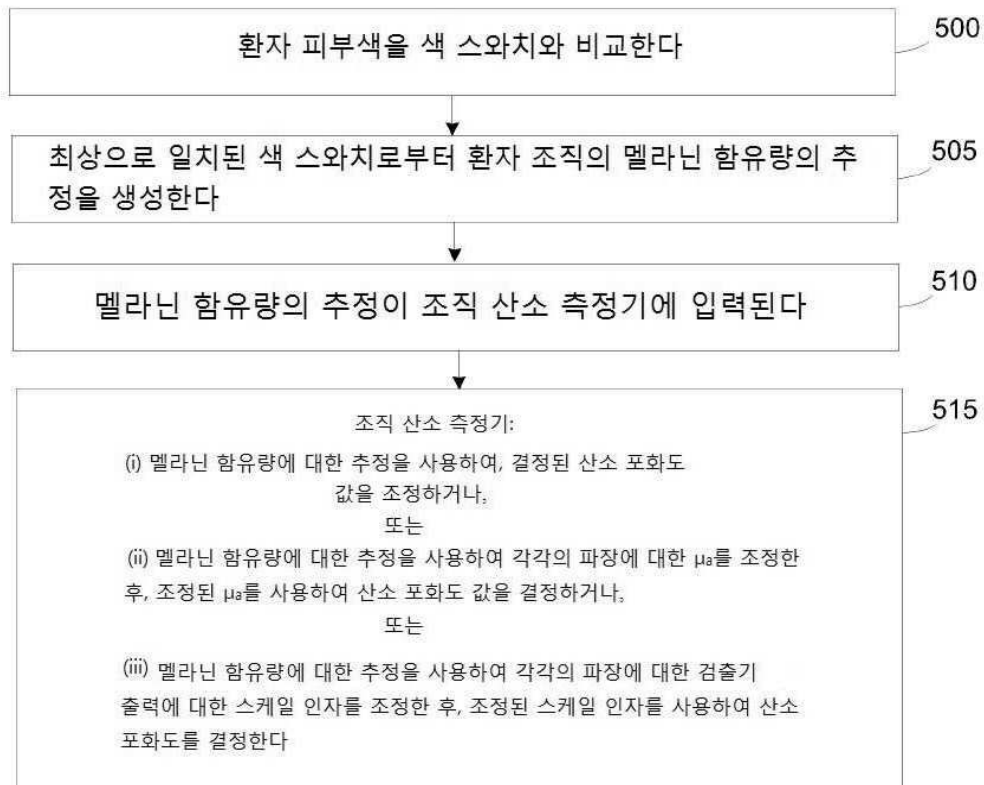
도면4j



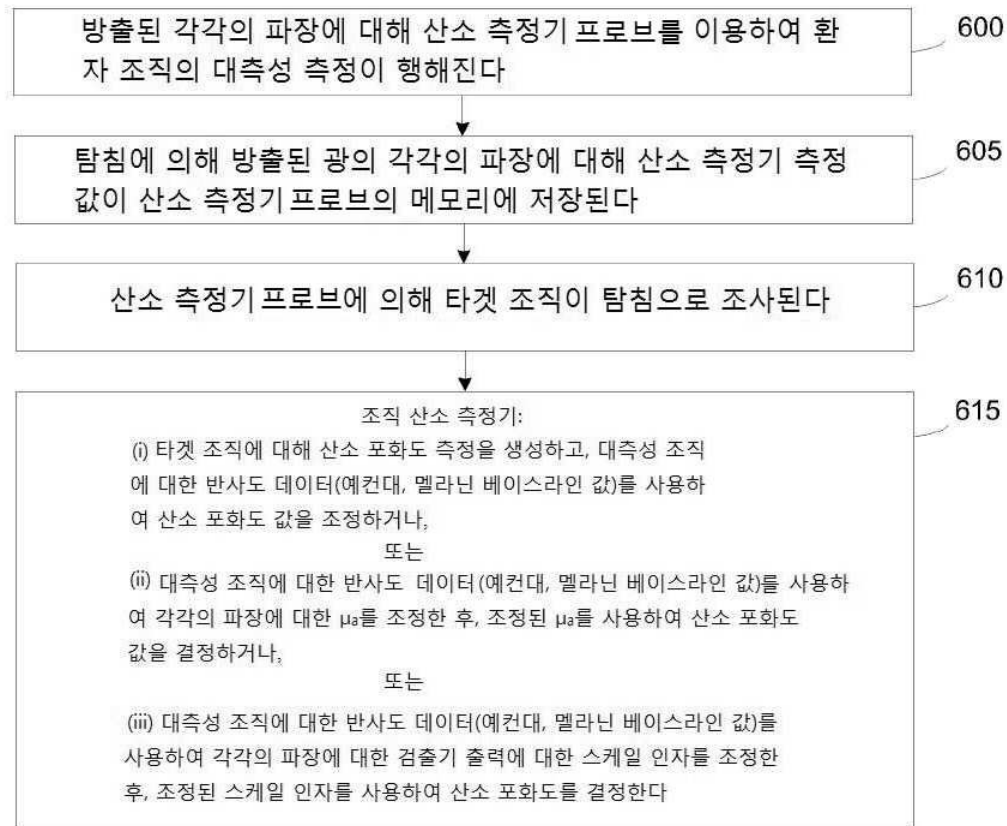
도면4k



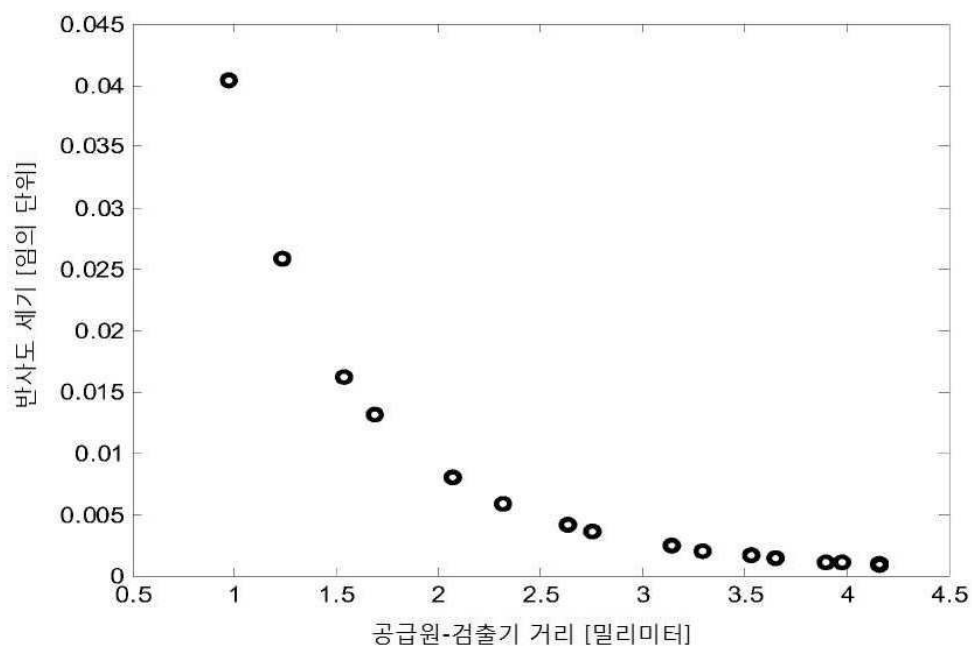
도면5



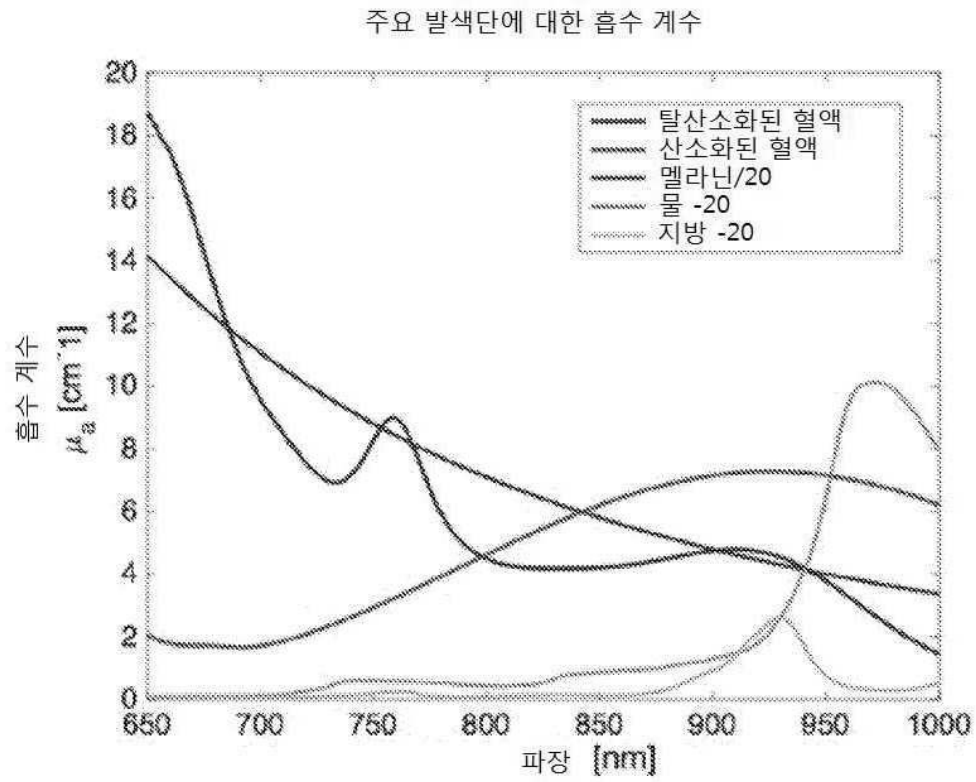
도면6



도면7



도면8



도면9

R1 S1 D1	R2 S1 D2	R3 S1 D3	R4 S1 D4	R5 S1 D5	R6 S1 D6	R7 S1 D7	R8 S1 D8	R1 S2 D1	R2 S2 D2	R3 S2 D3	R4 S2 D4	R5 S2 D5	R6 S2 D6	R7 S2 D7	R8 S2 D8	μ_a	μ_s
0000	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111	0000	0000
0001	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111	0000	0000
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111

900

도면10

R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R7	R8	μ_a	μ_s
S1	S1	S1	S1	S1	S1	S1	S1	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2	S2		
D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D7	D8		
0000	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111	1111	1111	0000	0000
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111

1000

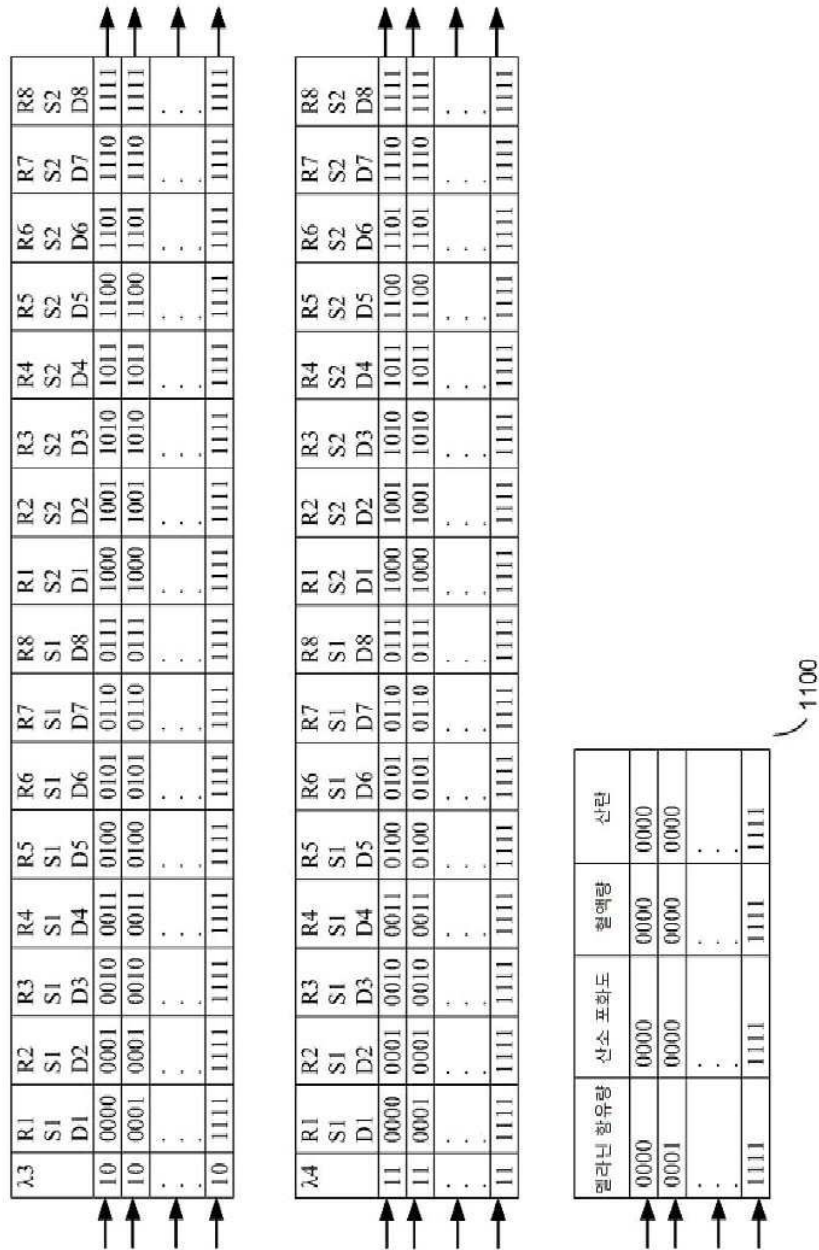
도면11a

$\lambda 1$	R1 S1 D1	R2 S1 D2	R3 S1 D3	R4 S1 D4	R5 S1 D5	R6 S1 D6	R7 S1 D7	R8 S1 D8	R1 S2 D1	R2 S2 D2	R3 S2 D3	R4 S2 D4	R5 S2 D5	R6 S2 D6	R7 S2 D7	R8 S2 D8
00	0000	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111
00	0001	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
00	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111

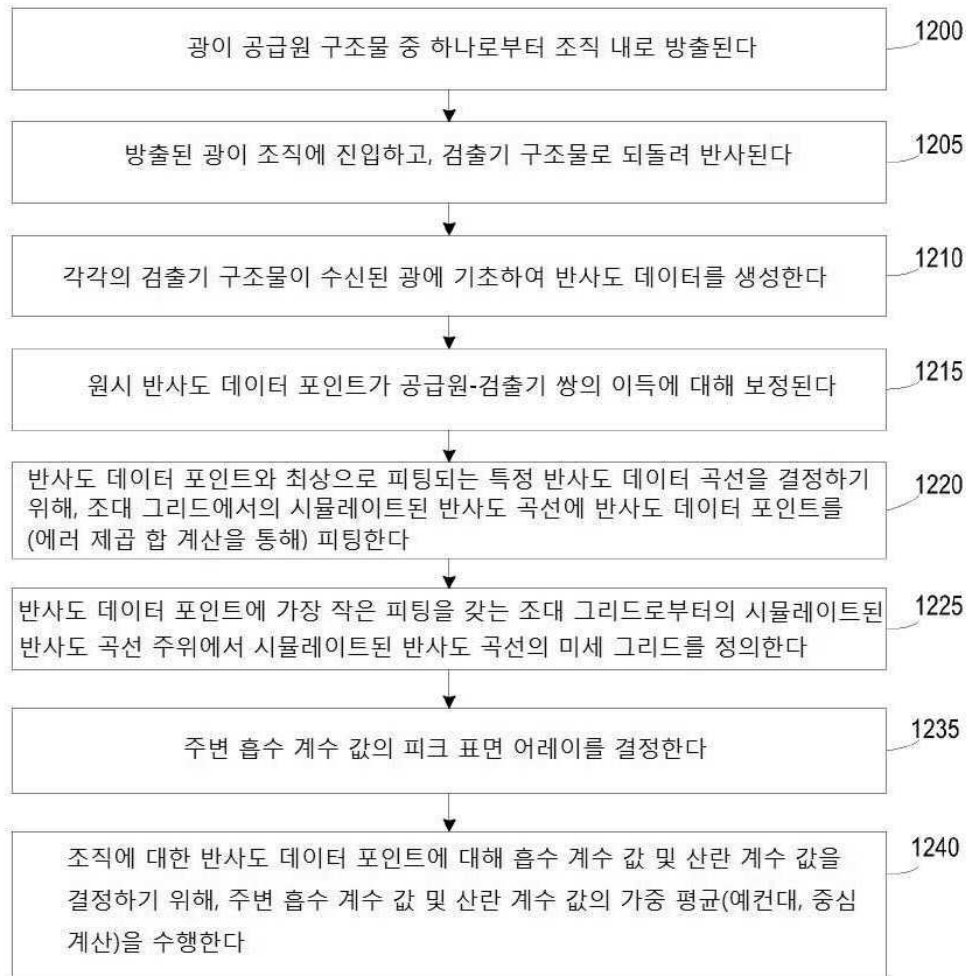
$\lambda 2$	R1 S1 D1	R2 S1 D2	R3 S1 D3	R4 S1 D4	R5 S1 D5	R6 S1 D6	R7 S1 D7	R8 S1 D8	R1 S2 D1	R2 S2 D2	R3 S2 D3	R4 S2 D4	R5 S2 D5	R6 S2 D6	R7 S2 D7	R8 S2 D8
01	0000	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111
01	0001	0001	0010	0011	0100	0101	0110	0111	1000	1001	1010	1011	1100	1101	1110	1111
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
01	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111	1111

1100

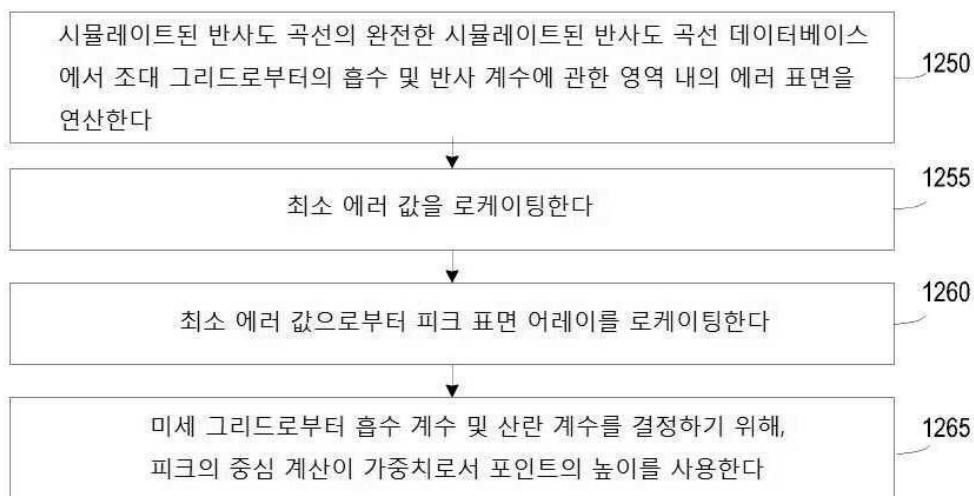
도면11b



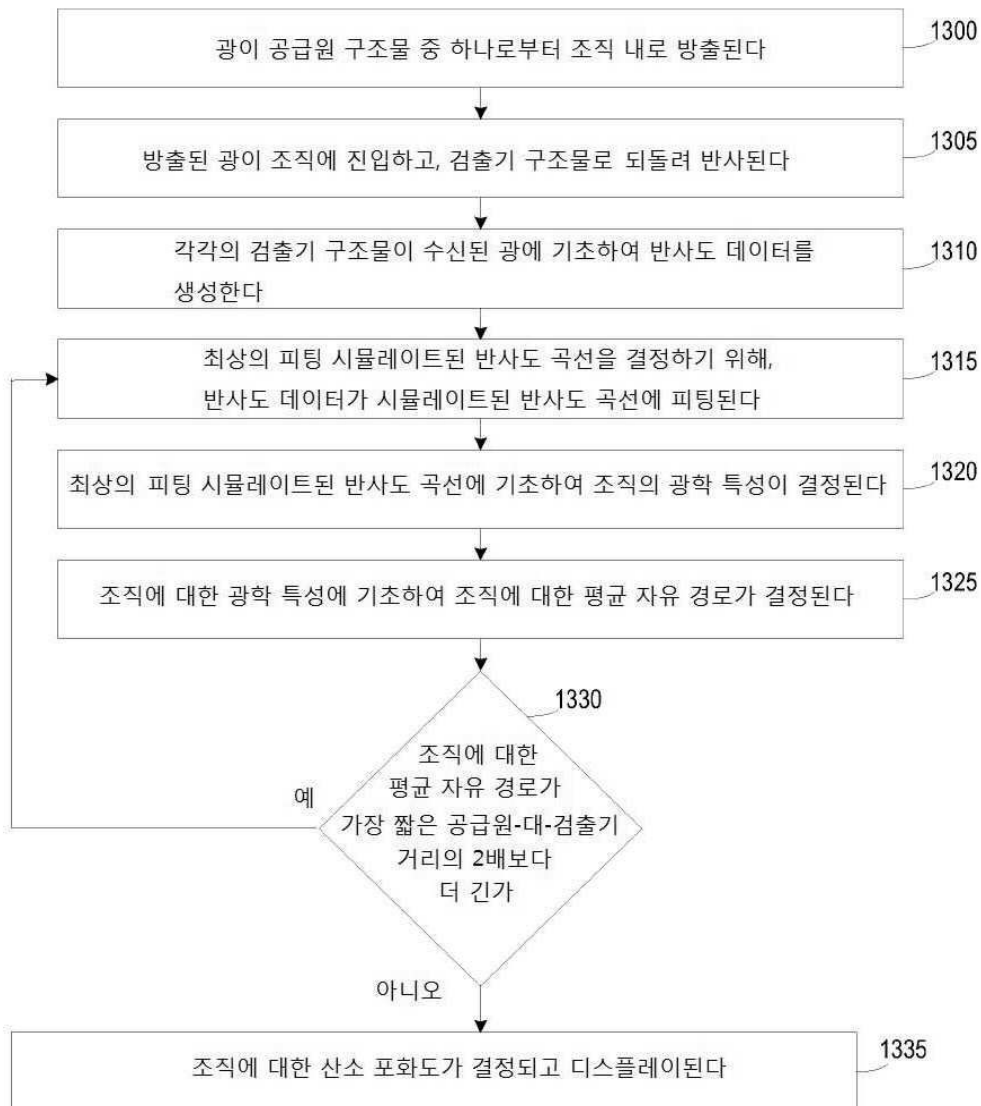
도면12a



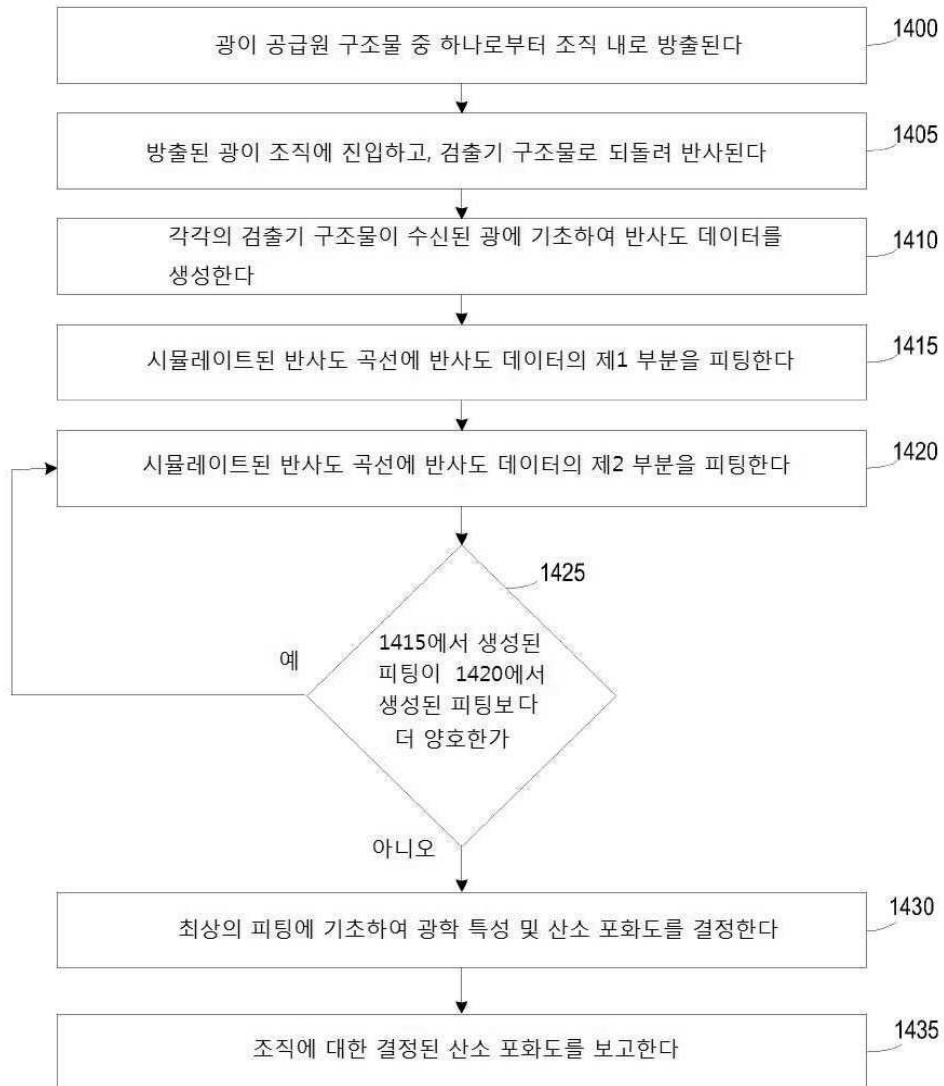
도면12b



도면13



도면14



专利名称(译)	确定绝对和相对组织氧饱和度		
公开(公告)号	KR1020180131614A	公开(公告)日	2018-12-10
申请号	KR1020187032557	申请日	2017-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	维奥普蒂克斯公司		
申请(专利权)人(译)	我的鼻子是政治的激光炮		
当前申请(专利权)人(译)	我的鼻子是政治的激光炮		
[标]发明人	BECHTEL KATE LEEANN 벅텔케이트리앤 LOHMAN ROBERT 로먼라버트 DJOHAN RISAL 디조한라이슬 COLERIDGE SCOTT 콜리즈스캇		
发明人	벅텔케이트리앤 로먼라버트 디조한라이슬 콜리즈스캇		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/4848 A61B5/7221 A61B5/7275 A61B5/743 A61B5/7475 A61B2560/0214 A61B2560/0425 A61B2560/0475 A61B2562/0238 A61B2562/0242 A61B2562/046 A61B5/742		
优先权	62/326644 2016-04-22 US 62/326630 2016-04-22 US 62/326673 2016-04-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

氧气计探头可由用户配置为处于绝对报告模式和测量值的相对报告模式。绝对和相对模式的具体值包括绝对氧饱和度，相对氧饱和度，绝对血红蛋白含量，相对血红蛋白含量，绝对血容量和相对血容量。个体患者中，相对或绝对血红蛋白含量，或相对或绝对判定和相对模式或用于观看和血容量绝对模式中，对血液组织的唯一效果，例如，所施用的药物不影响皮肤的氧饱和度，如确定肾上腺素的功效。血氧定量探针在这些相对模式下，所报告的相对血红蛋白含量或相对血液体积的值下降或上升，并且显示所施用药物的效力。

