



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0014079
(43) 공개일자 2014년02월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/02 (2006.01) G01B 9/02 (2006.01)
A61B 5/022 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7014150
(22) 출원일자(국제) 2011년11월11일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2013년05월31일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/060489
(87) 국제공개번호 WO 2012/065140
국제공개일자 2012년05월18일
(30) 우선권주장
61/412,717 2010년11월11일 미국(US)

(71) 출원인
더 트러스티이스 오브 콜롬비아 유니버시티 인 더
시티 오브 뉴욕
미국 뉴욕주 10027 뉴욕 535 웨스트 116쓰 스트리
트 메일 코드 4308 로우 라이브러리 412
(72) 발명자
힐서, 안드레아스, 에이치.
미국 뉴욕 11201 브루클린 먼로 플레이스 18
칼릴, 마이클
미국 코네티컷 06514 햄덴 호워드 드라이브 160
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
이용우, 신영무

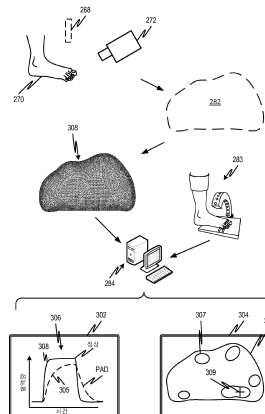
전체 청구항 수 : 총 49 항

(54) 발명의 명칭 동적 광단층 촬영 영상 장치 방법 및 시스템

(57) 요약

개시된 주제는 대상 조직 샘플에 외부 자극에 대한 대표적 변화의 동적 데이터를 얻고 이를 디스플레이 하기 위한 광단층 촬영 시스템을 포함한다. 예를 들어, 개시된 장치, 방법 및 시스템은, 말초 동맥 질환을 진단하기 위해 도입되는 혈압 변화에 의해 유발되는 동적 혈관 변화를 수량화하는데 사용될 수 있다.

대표도 - 도10



(72) 발명자

다알, 라지브

미국 뉴욕 11023 그레이트 벅크 옥스퍼드 블러바드
80

김, 인경

미국 뉴욕 10023 뉴욕 아파트 14층 웨스트 엔드 33

김, 현걸

미국 뉴저지 07661 리버 에지 보거트 로드 194

특허청구의 범위

청구항 1

말초 동맥 질환을 탐지하기 위한 광단층 촬영 영상 시스템(optical tomography imaging system)으로서:

외부 몸체 부분 자극기(stimulator)를 제어하기 위해 구성되는 컨트롤러(controller)로서, 상기 외부 몸체 부분 자극기는 검사하여야 할 대상 몸체 부분에 기계적 자극을 인가하는, 상기 컨트롤러;

상기 컨트롤러에 의해 제어되도록 조정되고 상기 몸체 부분의 말초 몸체 부분을 영상화하기 위해 배열되며, 따라서, 복수의 광원 및 복수의 광 검출기를 이용하는 인터페이스 모듈(interfacing module) - 상기 컨트롤러는, 빛이 몸체 부분을 통해 전달되고 전달된 빛이 상기 복수의 광 검출기에 의해 감지되도록, 상기 복수의 광원 각 각을 제어하여 빛을 순차적으로 방출하도록 구성됨 -;

상기 복수의 광 검출기에 의해 발생하는 검출 신호로부터 단층 촬영 영상을 발생시키도록 구성되는, 상기 컨트롤러; 및

상기 광 검출기들에 의해 검출되는 상기 빛으로부터 제 1 시리즈(series)의 시간 분할된 데이터를 획득하는 동안 제 1 기계적 자극을 인가하고, 그 후에 상기 광 검출기들에 의해 검출되는 상기 빛으로부터 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터를 획득하는 동안 제 2 기계적 자극을 인가하도록 더욱 구성되는, 상기 컨트롤러;

상기 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터로부터 얻어지는 시각적 표현을 생성하고 디스플레이 함으로써, 상기 제 1 및 제 2 기계적 자극들에 대한 몸체 부분의 차별적 반응(differential response)의 표현을 디스플레이 하도록 더욱 구성되는, 상기 컨트롤러를 포함하는 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 외부 몸체 부분 자극부는 압축 도구(compression applicator)인, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 3

제 2 항에 있어서, 상기 외부 몸체 부분 자극부는 압력계 완대인, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터들은 혈액의 관류 비율(perfusion rate)을 나타내는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터들은 산화 및 탈산화 헤모글로빈 농도를 나타내는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터들은 혈액의 혈량의 관류 비율을 나타내는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 상기 광원들은 근적외선을 방출하도록 구성되는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 광원들은 선택 가능한 파장을 방출하도록 구성되고 상기 컨트롤러는 동시에 다른 파장들을 방출하도록 구성되는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 인터페이스 모듈은,

원통형 부재로서, 상기 복수의 광원들 및 복수의 광 검출기가 상기 원통형 부재에 분리 가능하게 부착되도록, 그리고 상기 몸체 부분 둘레에 위치하도록, 상기 몸체 부분의 한 부분을 에워싸는 형태의 상기 원통형 부재를 포함하는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 10

제 1 항에 있어서, 상기 인터페이스 모듈은 상기 광원 및 광 검출기들이 서로 상대적으로 이동하는 것을 허용하여, 상기 인터페이스 모듈이 몸체 부분의 다른 부분을 검사하는 것을 허용하는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 11

제 1 항에 있어서, 상기 인터페이스 모듈은 상기 광원 및 광 검출기들이 서로 상대적으로 이동하는 것을 허용함으로써, 수용될 다른 크기의 몸체 부분을 허용하는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 광원 및 상기 광 검출기는 복수의 링 형태의 열(row)로 위치하는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 13

제 1 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 인터페이스 모듈은,

원통형의 모양이고, 다른 몸체 부분의 모양 및 크기가 수용되는 축 방향(axial) 및 방사 방향(radial)의 치수 조절이 가능한 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 14

제 1 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 광원 및 상기 광 검출기는, 광섬유들을 포함하는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 15

제 14 항에 있어서, 상기 광섬유들은 상기 몸체 부분과 직접적으로 접촉하는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 16

제 1 항 내지 제 15 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 광원 및 광 검출기는 다른 몸체 부분들의 변화하는 기하학 구조에 맞는 적어도 하나의 구부리기 쉬운 광 가이드를 포함하는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 17

제 1 항 내지 제 16 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 시각적 표현은 혈액 흐름에 반응을 보이는 강조 물질(highlighting of material)을 포함하는 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터로부터 유도되는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 18

제 1 항 내지 제 17 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 시각적 표현은 혈액량에 반응을 보이는 강조 물질을 포함하는 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터로부터 유도되는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 19

제 1 항 내지 제 18 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 시각적 표현은 상기 몸체 부분의 단면 또는 체적의 표현 및 상기 몸체 부분의 다른 부분에 대한 혈액량, 혈류 또는 헤모글로빈을 시각적으로 수량화한 몸체 부분의 강조 부분(highlighting portion)의 표현을 포함하는 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터로부터 유도되는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 20

제 1 항 내지 제 19 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 시각적 표현은 ,

비정상상태의 그림으로써, 상기 몸체 부분 구조의 동적 변화(dynamic change)를 보여주는 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터로부터 유도되는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 21

제 1 항 내지 제 20 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 시각적 표현은 ,

수량 대 시간을 나타내는 곡선으로써, 상기 몸체 부분 내 구조의 동적 변화를 보여주는 제 1 및 제 2 시리즈의 시간 분할된 데이터로부터 유도되는, 광단층 촬영 영상 시스템.

청구항 22

혈관 질환 진단 방법으로서:

압력을 받는 몸체 부분의 혈관에 대한 역학적 반응을 표현하는 광단층 촬영 데이터를 얻는 단계;

맥관 구조(vasculature)의 동적 반응의 시각적 표현을 디스플레이하는 단계;

광단층 촬영에 의해 혈액 요소가 식별되도록 하는 파장의 빛을 주입하는 것을 포함하는, 상기 얻는 단계;

상기 동적 반응을 정상 기준과 비교하도록 허용하는, 상기 디스플레이 단계;

제 1 간격 동안에 제 1 압력을 가하고, 상기 제 1 간격 및 압력 해제 이후의 제 2 간격의 시계열 데이터를 얻는 동안에 상기 제 1 압력을 해제하는 단계를 더욱 포함하는, 상기 얻는 단계데이터를 포함하는, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 23

제 22 항에 있어서,

상기 디스플레이하는 단계는, 혈액량이 상승하는 지시 부분을 강조하여 상기 몸체 부분의 표현을 디스플레이하는 단계를 포함하는, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 24

제 2 항에 있어서,

상기 디스플레이하는 단계는, 혈액량이 상승하는 지시 부분을 강조하여 상기 몸체 부분의 표현을 디스플레이하는 단계를 포함하고,

표현 상의 위치를 나타내는 사용자로부터의 명령을 받아들이는 단계, 및

상기 명령에 반응하여, 상기 표현 상의 지시된 위치에 대응하는 몸체 부분의 반응에 대응하는 동적 데이터를 나타내는 단계를 더욱 포함하는,

혈관 질환 진단 방법.

청구항 25

제 22 항 내지 제 24 항 중 어느 한 항에 있어서, 명령들 외에 나열된 동작은 하나 이상의 컨트롤러에 의해 수행되는, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 26

제 22 항 내지 제 25 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 얻는 단계는 상기 몸체 부분 주위에 위치하는 하나 이상의 링들에서 빛을 주입하고 빛을 수용하는 단계를 포함하며, 상기 몸체 부분은 팔다리(limb)인, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 27

제 22 항 내지 제 26 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 압력을 가하는 것은 상기 몸체 부분이 부착되는, 팔다리에 부착되는 압력계 완대를 팽창하는 단계를 포함하는 혈관 질환 진단 방법.

청구항 28

제 22 항 내지 제 27 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 압력을 가하는 것은 상기 몸체 부분이 부착되는, 팔다리에 부착되는 압력계 완대를 팽창하는 단계를 포함하고, 상기 방법은 제 3 간격(interval)에 제 2 압력을 가하는 단계를 더 포함하고, 제 3 간격에 뒤따르는 제 4 간격에는 상기 제 2 압력이 이완되는, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 29

제 28 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 압력은 확장기(diastolic) 및 수축기(systolic) 혈압에 대응되는, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 30

제 22 항 내지 제 29 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 혈관의 동적 반응은 혈관을 통한 혈액관류의 표현을 포함하는, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 31

제 22 항 내지 제 29 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 혈관의 동적 반응은 혈관의 혈액량의 표현을 포함하는, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 32

제 22 항 내지 제 29 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 혈관의 동적 반응은 혈관의 헤모글로빈 양의 표현을 포함하는, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 33

제 1 항 내지 제 32 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 몸체 부분은 상기 발의 중족골 부분인, 혈관 질환 진단 방법.

청구항 34

제 1 항 내지 제 33 항 중 어느 한 항에 기재된 동작들 중 기재된 명령을 제외한 동작을 제어하도록 프로그램된 컨트롤러.

청구항 35

광단층 촬영의 라이트 가이드 지지대로서:

라이트 가이드들의 배열을 지지하고 상기 배열에 대해 배향되는 링 형태의 이음 고리(collar)로서, 라이트 가이드들 각각은 상기 이음 고리에 대해 방사상(radially) 배향되고 그것의 축(axis)을 향하는, 상기 이음 고리;

광섬유에 부착되는 상기 라이트 가이드;

사람의 종아리 상에 적합하도록 허용된 25cm보다 더 적은 내경을 가지고, 단단한(rigid) 재질을 갖는 상기 링 형태의 이음 고리를 포함하는, 지지대.

청구항 36

제 35 항에 있어서, 상기 링 형태의 이음 고리는,

힌지에 의해 서로 연결되어, 상기 이음 고리가 몸체 부분 위에 클램프(clamp) 되도록 허용하는 두 개의 요소를 갖는, 지지대.

청구항 37

제 35 항에 있어서, 상기 링 형태의 이음 고리는,

적어도 두 개의 요소들로서, 상기 두 개의 요소들은 축 방향의 분리를 허용하기 위해 상호 이동 가능하고 선택적으로 고정시킬 수 있도록 축 방향으로 연결되는 상기 적어도 두 개의 요소들을 갖는, 지지대.

청구항 38

제 35 항 내지 제 37 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 내경은 사람의 손가락의 삽입을 허용하도록 5cm보다 더 작은, 지지대.

청구항 39

광단층 촬영의 라이트 가이드 지지대로서:

라이트 가이드들의 배열을 지지하고 상기 배열에 대해 배향되는 제 1 지지 요소로서, 라이트 가이드들 각각은 상기 이음 고리에 대해 방사상으로(radially) 배향되고 그것의 축(axis)을 향하는, 상기 제 1 지지 요소;

광섬유에 부착되는 상기 라이트 가이드;

라이트 가이드들의 배열을 더 지지하도록 구성되는 평면 부분; 및

상기 제 1 지지 요소에 힌지처럼(hingably) 부착된 상기 평면 부분을 포함하는, 지지대.

청구항 40

광단층 촬영의 라이트 가이드 지지대로서:

라이트 가이드들의 배열을 지지하고 상기 배열에 대해 배향되는 지지 요소;

상기 지지 요소에 이동 가능하게 연결되는 각 라이트 가이드; 및

각각 다른 크기의 몸체 부분에 대해 라이트 가이드를 위치시키고, 그 투사면(projecting surface)의 위치를 표시하는 신호들을 제공하도록 구성되는, 각각의 상기 라이트 가이드를 위한 구동기를 포함하는 지지대.

청구항 41

대상의 몸체 부분 내의 말초 동맥 질환을 검사하기 위한 광단층 촬영 영상 방법으로서:

인터페이스 모듈(interfacing module) 내로 상기 몸체 부분을 도입하는 단계로서, 상기 인터페이스 모듈은 복수의 광도관(light conduit)에 연결된 복수의 광원 및 복수의 광도관에 연결된 복수의 검출기를 포함하는, 상기 도입 단계; 제 1 단계에서, 복수의 광원들 각각은 상기 몸체 부분 내로 전달되어 상기 복수의 검출기들에 의해 검출될 빛을 순차적으로 방출하여 광전송 데이터의 제 1 세트를 생성하고,

제 2 단계에서, 상기 복수의 광원들 각각은 상기 몸체 부분 내로 전달되어 상기 복수의 검출기들에 의해 검출될 빛을 순차적으로 방출하여 광전송 데이터의 제 2 세트를 생성하고,

상기 제 2 단계에서, 상기 몸체 부분은 제 1 외부 자극에 노출되고, 제 2 단계 동안 상기 몸체 부분은 제 2 외부 자극에 노출되거나 또는 아무런 자극에도 노출되지 않고,

상기 제 1 세트 내의 전송 데이터로부터 상기 제 2 세트 내의 전송 데이터까지의 상기 몸체 부분 내의 동적 변화들을 표현하는 디스플레이 출력을 생성하는 단계;

상기 제 1 및 제 2 단계 동안 상기 몸체 부분의 각각 부분에 대한 혈액량, 혈류, 또는 헤모글로빈 양의 동적 변화들에 대응하는 양적 데이터(quantitative data)를 시각적으로 표현하는 단계를 포함하는 상기 생성 단계를 포함하는, 광단층 촬영 영상 방법.

청구항 42

제 41 항에 있어서, 상기 외부 자극은 압력을 포함하는 광단층 촬영 영상 방법.

청구항 43

제 42 항에 있어서, 상기 전송 데이터는 광도(light intensity)를 포함하는 광단층 촬영 영상 방법.

청구항 44

제 42 항 또는 제 43 항에 있어서, 상기 광학적 특징은 빛의 반사, 흡수 및 산란을 포함하는 광단층 촬영 영상 방법.

청구항 45

제 40 항 내지 제 43 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 몸체 부분의 광학적 특징의 검출된 차이로부터 관류 비율, 산화 및 탈산화 헤모글로빈의 농도, 및 혈액량을 포함하는 혈액 파라미터를 판정하는 단계를 더 포함하는 광단층 촬영 영상 방법.

청구항 46

몸체 부분 조사 방법에 있어서,

제 1 시간에, 몸체 부분의 제 1 상태들을 생성하고 - 상기 상태들은 몸체 부분의 제 1 복수 표면 부분들 상에 빛을 가하는 동안 상기 몸체 부분의 적어도 하나의 혈관 배열(configuration)에 영향을 미침 - 제 2 복수 표면 부분들에서 표면으로 돌아오는 빛을 수신하고, 수신된 빛을 이용하여 상기 몸체 부분 내의 조직 배열의 제 1 표현을 생성하는 단계;

제 2 시간에, 몸체 부분의 제 2 상태들을 생성하고, - 상기 상태들은 몸체 부분의 복수 표면 부분들 상에 빛을 가하는 동안 상기 몸체 부분의 적어도 하나의 혈관 배열에 다르게 영향을 미침 - 제 2 복수 표면 부분들에서 표면으로 돌아오는 빛을 수신하고, 수신된 빛을 이용하여 상기 몸체 부분 내의 조직 배열의 제 2 표현을 생성하는 단계;

상기 제 1 및 제 2 표현들로부터, 상기 제 1 및 제 2 표현들의 비교로부터의 진단 특성(diagnostic characteristic)을 유도하는 단계 - 상기 진단 특성은 적어도 하나의 혈관 또는 그 내용물에 대한 적어도 하나의 파라미터의 표현이고, 상기 제 1 및 제 2 표현들은 상기 혈관의 동적 반응을 표현함 - 를 포함하는, 몸체 부분 조사 방법.

청구항 47

제 46 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 표현은 상기 몸체 부분의 2차원적 또는 3차원적 그림을 포함하는, 몸체 부분 조사 방법.

청구항 48

제 46 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 표현은 상기 몸체 부분의 부분 그림을 포함하는, 몸체 부분 조사 방법.

청구항 49

제 46 항에 있어서, 상기 제 2 상태들을 생성하는 단계는 상기 몸체 부분의 일부에 압력을 가하는 단계를 포함하는, 몸체 부분 조사 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 출원은 국제출원으로 2010년 11월 11일자 미국 가특허 출원 제 61/412,717호에 기초한 이익과 우선권을 주장하며, 이 출원의 구체적인 내용은 본 명세서에 참조로서 포함된다.

[0002] 이 발명은 미국 국립 보건원(National Institute of Health; NIH)에 의해 수여된 AR046255호 아래 정부의 지원으로 이루어졌다. 정부는 상기 발명에 대해 일정한 권리를 가진다.

[0003] 본 발명은 일반적으로 단층 촬영 영상 시스템, 장치 및 방법에 관한 것이며, 더욱 상세하게는 말초 동맥 질환에 대한 단층 촬영 영상 시스템, 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0004] 광단층 촬영 영상은 조직 또는 샘플에 의해 산란된 빛의 진폭 감쇠 또는 위상 변경으로부터 오는 신호들을 이용한다. 주입된 빛은 대상(target)을 통해 확산되고 표면에서 방출된다. 빛은 몸체 구조와 같은 대상 물질의 표면에 있는 여러 위치에서 주입되고 수신될 수 있고, 수신된 빛은 단층 영상들을 생성시키는데 사용된다. 주입된 빛과 관련하여 수신된 빛의 진폭 감쇠와 위상 변경은 대상 내의 흡수 및 산란 매체에 대한 공간 정보를 해결하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 공간 정보는 몸체의 해부학적 구조의 체적 또는 단면 이미지의 형태로 나타내어질 수 있다.

[0005] 말초 동맥 질환(Peripheral Arterial Disease; PAD)은 미국 내에서 약 8백만 명 내지 1천 2백만 명 정도에게 발생하는 고도의 유행성 아테롬성 동맥 경화 증후군(Atherosclerotic Syndrome)이며, 현저한 이환률(罹患率) 및 사망률과 관련된다. 말초 동맥 질환(PAD)에 의해 매년 약 275,000명이 병원에 입원할 뿐만 아니라 2,750,000회 가 넘는 진료소 방문이 발생하고 매년 약 45,000명이 사망하게 된다. 말초 동맥 질환(PAD)은 칼슘 침전물, 섬유 조직, 혈액 및 혈액체제, 복합 탄수화물, 지방에 중점적인 축적으로 구성되는 동맥 내막(內膜)의 다양한 변화들의 결합으로부터 발생한다. 말초 동맥 질환(PAD)은 또한 장기들로의 적절한 혈액의 공급을 억제하는, 동맥벽 내부에 쌓이는 플라크(plaque)로부터 기인한다. 말초 동맥 질환(PAD)의 유병률은 연령에 따라 상당히 증가한다. 5,450명의 환자들이 참여한 대규모 연구에서, 발목 상완 지수(Ankle-Brachial Index; ABI)에 기초한 말초 동맥 질환(PAD)의 유병률은 55-59세 대상의 9%에서 85-89세의 환자들의 57%까지 증가한다. 말초 동맥 질환(PAD)의 유병률은 환자의 성별에 따라 변화하지 않는다.

[0006] 말초 동맥 질환(PAD)은 일반적으로 초기에 다리와 발에 증세가 나타나고, 보통 하지 동맥 질환(Lower Extremity Arterial Disease; LEAD)이라고 한다. 하지 동맥 질환(LEAD)은 하지의 동맥관류(arterial perfusion)의 감소로 정의된다. 하지 동맥 질환(LEAD)은 당뇨병을 지닌 환자들에게 흔한 증상이다. 당뇨병에서의 하지 동맥 질환(LEAD)은 말초 신경 장애의 존재와 감염에 대한 민감성에 의해 악화된다. 말초 신경 장애는 말초 상단 및 하단 감각의 결핍을 야기하며 환자가 멍이 들고 베이는 것(cut)을 느끼지 못하게 한다. 따라서 감염이 더 발생하기 쉽다.

[0007] 만약 발견되지 아니한 경우, 하지 동맥 질환(LEAD)은 발 궤양(foot ulcerations), 창상 치유 저감(poor wound healing), 괴저 및 최종적으로 절단을 유발하게 된다. 하지 동맥 질환(LEAD)의 발견은 어려운데, 신경 장애와 동맥의 석회화가 혈압 측정을 변경시키는 당뇨병 환자들의 경우는 특히 어렵다. 발목 상완 지수(ABI)와 같은 하지 동맥 질환(LEAD)을 진단하는데 사용되는 현재 기술은, 일반적으로 하지 동맥 질환(LEAD)의 정확한 발견을 할 목적으로 압축 동맥(compressible arteries)을 사용하는데, 많은 환자에게 있어 진단이 복잡하다. 동맥계에서 폐쇄성 하지 동맥 질환(occlusive LEAD)을 식별하고 치료하기 위한 현재의 기준은, 디지털 감산 혈관 조영술(Digital Subtraction Angiography; DSA)이다.

[0008] 디지털 감산 혈관 조영술(DSA)의 조영제는 환자에게 동맥 내로 주사되고, 맥관 구조의 영상이 얻어진다. 그러나, 이 영상방법은 외과적이고, 조영제는 신장 세포를 파괴하며, 그 때문에 상당한 의학적 공존이환을 가진 환자들에게 위험할 수 있다. 게다가 상기 환자는 전리 방사선에 노출되어, 디지털 감산 혈관 조영술(DSA)의 사용 빈도가 제한된다. 하지 동맥 질환(LEAD)을 판정하는데 사용되는 말초 혈관 측정방법은 보통 비결상기술(non-imaging techniques)로부터 파생된다. 말초 맥박의 측정은 환자의 폐쇄성 하지 동맥 질환(LEAD)의 판정하는 임상 도구로 사용해오고 있다. 그러나, 이 방법의 주관성은 의사 평가 사이에 모순을 일으킬 수 있다. 온도, 해부학적 변이와 의사의 측정 기술과 같은 요인들은 진단을 크게 바꿀 수 있다. 몇몇 의사들은 또한 동맥 혈압을 측정하는데 혈압계를 사용한다.

[0009] 하지 동맥 질환(LEAD)은 또한 침습적 시술로 판정될 수 있다. 예를 들어 혈압모니터링을 위한 동맥 카테터(catheter)의 사용을 들 수 있다. 비록 이 방법들은 민감하고 정밀하지만, 침습적 방법은 사용하기에 더 번거로운 경향이 있고, 그 방법들은 일반적으로 비침습적 시술에 비해 큰 부작용의 위험이 발생한다. 고비용과 함께 이러한 요인들은, 검사 도구(screening tool)로써 침습적 시술의 사용을 제한한다.

[0010] 상완 수축기 혈압에 대한 후경골동맥(後脛骨動脈) 또는 족배동맥(足背動脈)에서 측정되는 수축기 혈압의 비율인 발목 상완 지수(ABI)의 측정은 또한 하지 동맥 질환(LEAD)을 판정하는데 사용된다. 그러나, 당뇨 환자들의 하지

동맥 질환(LEAD) 진행은 흔히 동맥들을 비압축성으로 만드는 중석회화(heavy calcification)와 신경 장애에 의해 심화된다. 게다가, 족배동맥에서의 혈압 측정은 종종 미약하거나 경우에 따라 측정되지 아니한다. 맥박량 기록계(Pulse Volume Recordings; PVR)는 60mmHg까지 팽창된 커프(blood pressure cuff)를 활용하고, 종아리, 대퇴부 및 앞발 정도에 위치한다. 그리고 심장 주기 동안 사지로 들어오는 혈액의 양을 정확하게 판단 하기 위해서 사지의 팽창과 수축의 체적이 측정된다. 동맥 협착이 일어나는 환경(setting)에서, 맥박량 기록계(PVR) 파형은 감소될 것이고 이 측정 기기는 당뇨병을 지닌 환자에 대해서 발목 상완 지수(ABI)를 보완하는데 사용된다. 그러나, 맥박량 기록계(PVR)는 동맥 부진증의 정도를 객관적으로 측정하기보다는 주관적으로 측정된다.

[0011] 하지 동맥 질환(LEAD)은 또한 연속파형 도플러 초음파와 유속계 같은 영상 방법을 이용하여 진단될 수 있다. 정상 동맥으로부터 얻어진 상기 도플러 파형은 3상 모양을 지닌다. 그러나, 폐색된 장소에서의 측정은 속도가 증가하는 파형을 보여주고, 2상 또는 1상의 형태를 보여준다. 발목 상완 지수(ABI) 및 TSP와는 달리, 유속계는 오직 압축성 동맥에서 폐색성 하지 동맥 질환(LEAD)의 질적인 측정을 제공한다. 또한, 당뇨 및 비압축성 동맥을 지닌 환자들이 지닌 혈압은 가짜로(spuriously) 높기 때문에, 도플러 초음파는 이러한 환자에게 사용될 수 없다. 연속파형 도플러 초음파와 발목 상완 지수(ABI) / 맥박량 기록계(PVR)의 단점 때문에, 흔히 이중 초음파(Duplex Ultrasound)가 말초 맥관 구조를 분석하는데 사용된다. 이중 초음파(Duplex Ultrasound)는 컬러 도플러 및 펄스파 도플러 파형의 샘플링과 종래 B-모드 초음파 영상의 결합물이다. 이중 초음파의 한계는 종아리의 동맥 부분을 13%까지 가시화하는데 실패했고, 운영자에 따라 좌우된다는 것이다.

[0012] 그러므로, X선 촬영(X-ray)과 자기공명영상(MRI)는 해부학적 세부사항을 엄청나게 제공하는 반면에 전형적으로 충분한 생리적인 세부 사항을 제공하지 못하며 보다 작은 동맥은 가시화되지 않거나 동맥이 기대한 만큼의 충분한 혈류량을 보여주지 못한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0013] 광단층 촬영(Optical Tomography; OT)은 현재의 진단 기술의 한계들을 극복한다. 장치에서 사용되는 가시광선 및 근적외광선은 흔히 건강에 부정적인 영향을 주지 아니하며 측정은 자주 반복될 수 있다. 게다가, 혈관 폐색과 혈류 장애를 판정하는 X-선 혈관 조영술과 달리, 광단층 촬영(Optical Tomography; OT)은 상기 혈관의 평가를 허용한다. 추가적으로, 상기 광 단층 촬영(Optical Tomography; OT) 영상 시스템은 X-선 장치보다 값싼 부품을 사용할 수 있고, 휴대 포켓용 시스템으로 축소할 수 있다. 그러므로, 광단층 촬영(Optical Tomography; OT) 영상 시스템은 용이하게 구할 수 있는 검사 시스템으로서, 현장 진단에 사용될 수 있다.

과제의 해결 수단

[0014] 광단층 촬영은 혈액량에 비례한 총 헤모글로빈 농도뿐만 아니라, 산화 헤모글로빈과 탈산화 헤모글로빈의 농도를 검출하는데 사용될 수 있다. 이러한 특성들은 영상화된 단면의 흡수 및 산란 계수를 따라 측정될 수 있다. 광단층 촬영(Optical Tomography; OT)영상은 또한 동맥의 압축성과는 독립적이며, 영상화된 몸체 부분 내에 혈액 성분에 대한 가치있는 정보를 얻기 위해 조영제의 사용이 요구되지 아니한다.

발명의 효과

[0015] 더욱이, 광단층 촬영은 다양한 종류의 대조 정보를 제공하기 때문에 (예를 들어, 산화 헤모글로빈과 탈산화 헤모글로빈의 농도, 혈액량, 조직 산란), 다른 종류의 영상 양식(imaging modalities)를 통해 얻은 정보를 보완하기 위해 더 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0016] 여기에 기재된 도면들은 설명을 위한 목적으로만 제공되며, 어떤 식으로든 본 발명의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다. 본 발명은 각각의 요소가 각각의 참조 번호에 의해 표기된 상기 도면들과 함께 상세한 설명서를 살펴봄으로써 명백하게 될 것이다. 여기에 사용된 다양한 실시예는 일부 또는 모든 실시예를 의미할 수 있다.

도 1a는 몸체 부분으로부터 새로 방출된 빛(emerging light)을 영상화하는 카메라 및 상기 몸체 부분으로 광자를 주입하는 레이저 스캐너를 이용하여 대상 샘플을 비접촉 스캐닝하기 위한 시스템을 나타낸다. 비록 도시된 예시는 광원을 주파수 변조하기 위한 요소들을 포함하고 주파수 영역 광단층 촬영에 사용될 수 있지만, 약간의 변경으로, 유사한 배열은 연속파 또는 시분해 단파 펄스 광단층 촬영 영상(time resolves short pulsed

optical tomography)에 적용 가능하다.

도 1b 는 다중 광섬유 영상 시스템을 통해 빛이 인가되는 주파수 영역 광단층 촬영 영상 시스템의 또 다른 예를 나타낸다. 동일한 구조가 연속파 또는 시분해 단파 펄스 광단층 촬영 영상으로 사용될 수 있다.

도 1c 는 연속파 광단층 촬영 영상을 위해 도 1B의 시스템을 변경한 것이다.

도 2 는 다리, 팔, 발, 손가락, 목과 같은 몸체 부분 또는 조사하기 위한 다른 몸체 부분의 주변에 장치를 들어 오게 하기 위한 접촉 또는 비접촉 위치에 광발신기와 광수신기 모듈을 포함하는 광섬유 어레이(array)를 지지하는 광 인터페이스 모듈(optical interface module)을 나타낸다.

도 3 은 도 2 의 광 인터페이스 모듈을 나타낸 것으로, 사람의 발목 사이즈를 갖고 발목 부근 위치에 배치된 것이다.

도 4 는 클램셸(clamshell)의 형태로 열릴 수 있고, 조절된 광섬유 각각의 랭크(ranks)에 대해 축 간격을 허용하는 광 인터페이스 모듈을 나타낸다.

도 5 는 평면 부분과 아치 부분을 구비하고, 발 부근에, 예를 들어 중족골 영역에서 열고 닫힐 수 있는 광 인터페이스 모듈을 보여준다. 섬유 지지대(fiber support)들은 몸체 부분 위에서의 접촉 또는 비접촉 배열을 위해 섬유들을 지지할 수 있다.

도 6 은 하나의 섬유 지지대와, 알려진 위치로 섬유의 끝부분을 몸체 부분에 접촉하여 또는 비접촉 관계로 움직이도록 구성되는 연관된 선형 구동기(linear actuator)를 나타낸다. 도 6 의 특징은 공개된 실시 예 중 어느 것에 대해서도 적용될 수 있다.

도 7 은 영상 데이터의 생성 및 그것의 상호 디스플레이뿐만 아니라 시계열 데이터의 획득 그리고 몸체 부분 자극(예를 들어 혈관 구조 내의 가압)에 대한 제어를 포함하는 몸체 부분 스캐닝 방법을 나타낸다.

도 8a 내지 도 9b는 말초 동맥 질환을 지닌 당뇨 환자와 건강한 일반인에 대한 손가락과 발에서의 다중 감지 강도의 시간 반응(time response)을 나타낸다. 상기 기록들은 각 하나의 파장에서 단일 조명 위치의 선택 감지 경로(select detector channel)에 대한 전송 프로필을 묘사한다. 상기 반응들은 진폭 대 시간(분)의 변화로서 표시되고(plotted) 혈관 자극에 앞서는 휴지기로 정규화된다.

도 10은 영상 데이터를 획득하고 사용자에게 이를 나타내기 위한 프로세스 및 시스템을 도시한다.

도 11은 본 명세서에 기재된 광단층 촬영 영상 방법들을 구현하기 위해 사용될 수 있는 컴퓨터 프로세싱 시스템의 예를 나타낸다. 상기 시스템은 본 명세서에 기재된 실시 예 중 어느 것에 대해서도 적용가능하다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0017]

본 발명에 대한 실시예는 하지(lower extremity) 내의 말초 동맥 질환(PAD)을 검출하고 모니터 하는데 사용될 수 있는 비침습적 광 단층 촬영 영상 양식(non-invasive optical tomography imaging modalities)을 제공한다. 하지에 대한 말초 혈류역학(peripheral hemodynamics)의 영상은 동맥의 압축 정도와 무관하게 효과적으로 하지 동맥 질환(LEAD)을 진단할 수 있어, 당뇨병 환자에게 이상적이다. 광단층 촬영은 또한 혈류 패턴과 혈관 역학을 영상화하는데 사용될 수 있다. 관절염과 유방암에서 혈관 변화는 부차적 영향인 반면, 말초 동맥 질환(PAD)을 겪고 있는 경우 혈관 변화는 주요한 영향이기 때문에, 개시된 광단층 촬영 영상양식은 혈관 질병을 감시하고 진단하는데 사용될 수 있다. 가슴 영상 시스템은 말초 동맥 질환(PAD)을 겪고 있는 당뇨병 환자들의 예비 데이터를 모으는데 사용될 수 있다. 건강한 사람과 말초 동맥 질환(PAD)을 겪고 있는 당뇨병 환자들 간의 차이는 이러한 예비 영상들을 사용함으로써 관찰될 수 있다.

[0018]

도 1a 는 일 실시예에서 사용된 광단층 촬영 영상 시스템(100)을 나타낸다. 주파수 영역 광단층 촬영(Frequency Domain Optical Tomography; FDOT) 시스템 : 이 주파수 영역 기기는 Picostar HR imager(La vision GmbH)를 기반으로 이루어져있다. 광원들은 1 GHz에 달하는 주파수에서 신호 발생기(Aeroflex Intl.Ltd.)에 의해 변조되는 레이저 다이오드(Picoquant GmbH)들로 구성된다. 상기 레이저 광은 영상 기하학 구조(imaging geometry)상 서로 다른 위치로 빛을 전달하는 다양한 광섬유 내로 빛을 역다중화(demultiplex)하는 광 스위치에 결합된다. 영상 기하학 구조 안에는 영상화될 대상이 존재하는데, 상기 대상은 그 특성에 근거하여 위상 변화를 유도하고, 빛을 감쇠시킬 것이다. 검출기 광섬유들은 영상 기하학 구조로 나가는 빛을 모으고, 그 빛을 Picostar imager로 전달한다. 상기 검출광은, 검출광을 복조하기 위해 1 GHz에 달하는 주파수에서 신호 발생기에 의해 또한 변조되는 영상증폭관(image intensifier)(켄테크 인스트루먼트 회사; Kentech Instruments Ltd)으로 입사한다. 상기 복

조된 검출광은 CCD 카메라(CCD camera)에 의해 측정된다. CCD 카메라(CCD camera)를 사용함으로써, 빛은 모든 검출기들로부터 동시에 측정된다. 레이저의 변조 동작과 영상 증폭관의 복조 동작 사이의 위상 변이를 유도함으로써, 영상화된 대상에 의해 유도된 위상 변이 및 감쇠를 계산하기 위한 위상 변이 각각에서 측정된 빛을 사용할 수 있다. 직류(DC) 및 1 GHz 사이의 몇몇 주파수들에서 측정된 감쇠 및 위상 변이는, 대상의 광학적 특성을 재구성하기 위해 주파수 영역 광단층 촬영 영상 재구성코드(frequency domain optical tomography reconstruction code)로 입력된다. 이 시스템은 현재 작은 동물에 대한 동시의 광학 영상 및 자기공명(MR) 영상을 허용하는 자기공명장치(MRI)(5 참조)에 통합되고 있다.

[0019] 상기 시스템(100)은 레이저 다이오드와 같은, 그러나 레이저 다이오드로 제한되지는 않는 레이저원(laser source; LD1), 레이저 다이오드 드라이버(2), 신호 발생기(3 및 7), 트랜스 일루미네이팅 영상화(trans illuminating imaging)에 더하여 표면 스캔(surface scan)을 하기 위한 몸체 부분(손가락, 발, 가슴, 등) 배치 영역(4), 하나 이상의 렌즈들(5), ICCD 카메라, 고주파수 영상기(high frequency imager; 8), 및 몸체 부분을 영상화하여 단면 또는 체적 영상 또는 미가공 전송 데이터(raw transmission data)를 생성하는 컴퓨터 프로세싱 시스템(9)을 포함한다. 상기 데이터는 예를 들어 발, 손가락 또는 다른 사지와 같은 몸체 부분의 주요 동맥을 통한 혈액의 흐름 또는 혈액량과 관련이 있을 수 있다. 동작 시에, 상기 몸체 부분(4)은 상기 레이저 다이오드 LD1 및 제 2 다이오드 LD2(도시하지 않음)로부터의 빛으로 동시에 스캔된다.

[0020] 검사 메카니즘들의 미세한 움직임이 영상화될 몸체 부분(4) 상의 레이저 지점을 이동시키도록, 두 레이저 다이오드들은, 예를 들어 톱니바퀴처럼 동일한 또는 분리된 검사 메카니즘들로 배치될 수 있다. 실시예들에서 상기 레이저는 선(line)을 스캔하여 아래에 설명된 것과 같은 표면 기하학 구조를 얻을 수 있다. 동일한 다이오드 또는 제 2 다이오드(LD1)로부터의 빛은 몸체 부분(4)을 통해 전송할 수 있고, 상기 몸체 부분(4)을 통해 전송된 빛의 검출된 광도(light intensity)는 카메라(6)에 의해 포착된다. 배경은 카메라 좌표 시스템의 보정(calibration) 역할을 할 수 있다. 3차원 표면 좌표들은 이어서 3차원 유한 요소망(3D finite element mesh)을 발생시키는데 사용된다. 상기 광검출기들로부터의 광전송측정과 함께 이 망은 영상화된 몸체 부분을 통한 단면들을 생성하는 영상 재구성 알고리즘(image reconstruction algorithm)으로 입력된다.

[0021] 도 1b 는 몸체 부분(4)의 단층 촬영 영상들을 생성하기 위해 또한 사용될 수 있는 주파수 변조된 광단층 촬영 시스템(frequency modulated optical tomographic system; 200)을 나타낸다. 상기 주파수 변조된 광단층 촬영 시스템(200)은 두 개의 서로 다른 파장들을 발생시키는 두 개의 레이저 다이오드들(201, 202)을 포함한다. 두 다이오드들(201, 202)은 변조된 레이저 드라이버들에 의해 구동되고 두 레이저 다이오드들은 광섬유들을 통해 2 x 32 섬유 스위치(203)로 연결된다. 소스 및 검출 섬유 모두 상기 몸체 부분이 위치하게 되는 영상 기하학 구조(204)(예를 들어, 측정 모듈)에 접속된다. 측정 모듈(204)로부터 빛을 전달하는 검출 섬유들(221)은 각각의 끝부분이 CCD 카메라(205)에 연결된다. 상기 카메라는 상기 영상 증폭관(235)에 의해 정렬되는 섬유 끝부분들을 영상화한다. 상기 영상증폭관은 사용될 수도 있고, 사용되지 않을 수도 있다. 각각의 레이저 다이오드(201, 202)는 신호 발생기들(207, 208)에 의해서 다른 주파수에서 변조될 수 있다. 상기 신호 발생기들은 상기 영상 증폭관(206)의 광전 음극(photocathode) 뿐만 아니라 상기 레이저 다이오드들(201, 202)을 변조시키는데 사용될 수 있다. 상기 발생되는 신호(진폭, 주파수, 위상, 등)들의 파라미터들은 컴퓨터 프로세서 CPU(209)에 의해서 제어된다. 상기 광섬유 스위치(203)는 상기 두 개의 레이저 다이오드들(201, 202)로부터의 빛을 상기 측정 모듈 주변에 위치한 고정된 위치로 빛을 전송하는 소스 광섬유(source optical fiber)들의 배열로 연속하여 재전송한다. 상기 몸체 부분을 통해 전송되는 빛은 검출 광섬유(detection optical fiber)들을 통해 상기 영상 증폭관(206) 내로 이동된다. 상기 소스 광섬유들은 상기 측정 모듈(204) 주변의 서로 다른 위치들에서 들쭉 짝을 지어 광학적으로 연결되어, 상기 몸체 부분을 두 개의 다른 주파수에서 샘플링한다. 상기 신호 발생기(207)들 중 어느 하나로부터의 신호는 변조된 두 개의 레이저 다이오드들(201, 202)에 입력되는 한편, 두 번째 신호 발생기로부터의 입력은 영상 증폭관(206)에만 입력된다. 두 번째 신호 발생기(208)의 주파수는 상기 첫 번째 신호발생기(207)와 같을 수 있고, 두 신호들 사이에서 발생하는 위상 차이는 CPU(209)에 의해서 조정될 수 있다. 이러한 셋업(set-up)을 이용하면, 상기 CCD 각각의 화소의 신호는 상기 위상 차이에 의존한다. 상기 소스 섬유는 이산적인 위상 오프셋들에서 상기 몸체부분을 연속적으로 비춘다.

[0022] 도 1c 는 서로 다른 두 파장을 지닌 빛을 생성하는 두 개의 레이저 다이오드(301, 302)들을 포함하는 연속 파동 단층 촬영 시스템(continuous wave tomography system; 300)을 나타낸다. 두 개의 레이저 다이오드들(301, 302)은 광섬유를 통해 광섬유 스위치(303)로 연결된다. 소스 및 검출 섬유 둘 다 상기 몸체 부분이 위치하게 되는 영상 기하학 구조(예를 들어, 상기 측정 모듈)(304)에 접속된다. 측정 모듈(304)로부터 빛을 전달하는 검출 섬유들은, 알려진 위치에서 상기 섬유들을 지지하는 영상 배열(image array; 307) 옆의 CCD 카메라(305)로 향하

는 각각의 끝부분을 가진다. 따라서 그들의 각 신호는 상기 카메라의 영상으로부터 역다중화된다. 상기 발생된 신호들의 파라미터들은 컴퓨터 프로세서 CPU(314)에 의해서 제어될 수 있다. 상기 광섬유 스위치(303)는 두 레이저 다이오드들(301, 302)로부터의 빛을 영상 기하학 구조(304) 주변에 위치한 고정된 장소로 빛을 운반하는 소스 섬유들의 배열로 재전송한다. 상기 소스 섬유들은 상기 영상 기하학 구조(304) 주변의 서로 다른 위치들에서 돌췌 짝을 지어 광학적으로 연결되어, 상기 몸체 부분을 샘플링한다. 상기 몸체 부분을 통해 전송된 빛은 상기 검출 광섬유에 의해 상기 영상 배열(307)로 이동된다.

[0023] 상기 영상 시스템(100~300)은 영상화될 몸체 부분의 접촉 부분으로 섬유와 같은 조사 광원(illuminating light source)을 도입하고(또는 몸체 부분의 표면 상으로 빛을 조사하는), 상기 몸체 부분으로부터 검출된 빛을 상기 카메라(6) 또는 다른 광 검출기로 가져오기 위한 다양한 형태의 측정 모듈을 포함할 수 있다. 이는 상기 몸체 부분에 직접 접촉되거나 또는 몸체 부분 가까이에 간단히 고정되도록 도입되는 광섬유들로 달성될 수 있다. 상기 광섬유들이 상기 몸체 부분과 직접적으로 접촉되지 않는 경우, 광학적 매칭 유체(인트라리피드; intralipid)가 상기 섬유 끝부분으로부터의 빛이 상기 몸체 부분의 표면으로 향하도록 사용될 수 있다.

[0024] 상기 영상화된 몸체 부분 전체의 완전한 3차원 영상(full 3D image)을 만들기 위해, 상기 몸체 부분 전체로부터 빛을 방출하고 수용하는 상기 소스 광섬유 및 상기 검출 광섬유는 상기 몸체 부분의 주변에 위치하고, 그 결과 상기 소스 광섬유와 상기 검출 광섬유의 끝부분은 상기 몸체부분에 인접하여 몸체부분을 둘러싸게 된다. 하나의 광원으로부터 순차적으로 빛을 방출하고 상기 몸체 부분을 통해 전송된 상기 빛의 광도를 광 검출기에 의해 검출함으로써, 효과적으로 빛이 스캔될 수 있다. 모든 수신기들이 상기 방출기로부터 뿌려진 빛을 동안 하나의 방출기가 주어진 시간에서 작동할 수 있다. 이후에, 또 다른 방출기 등도 역시 활성화될 수 있다. 서로 다른 주파수(색)들의 빛이 동시에 주입되고, 보다 높은 시간분해능(higher temporal resolution)을 제공하기 위해 역다중화될 수 있다. 획득 또는 예측된 3차원 표면 좌표계는 3차원 유한 요소 망을 발생하는데 사용된다. 이 망은 상기 광검출기들로부터의 광전송 측정들과 함께 상기 영상화된 몸체 부분의 단면도들을 생성하는 영상 재구성 알고리즘으로 입력된다.

[0025] 도 2의 실시예에서, 측정 모듈(30)은 손가락(도시하지 않음)(31)을 영상화 하도록 사용한다. 상기 측정 모듈(30)은 원통형 몸체(32)를 포함하는데, 상기 손가락은 상기 원통형 몸체(32) 안에 편안하게 미끄러지고, 상기 원통형 몸체(32)는 영상화 과정 동안 상기 손가락을 안정시키도록 한다. 상기 실제 손가락이 상기 측정 모듈(30) 내부에 위치하도록 하기 위해 상기 측정 모듈(30)은 상기 원통형 몸체(32)의 한 부분을 둘러싸고 있다. 두 개의 분리된 열로 자리잡은 복수 개의 소스 광섬유와 검출 광섬유(33)들은 영상화 모듈(30)의 둘레 주변에서 상기 측정 모듈(30)에 분리가능하도록 부착된다. 각각의 열은 광섬유를 24개까지 포함할 수 있다. 측정 모듈(30)의 크기는 다양한 모양과 크기를 가진 손가락을 수용하기 위해서 변화할 수 있다. 근적외광(Near Infrared; NIR)은 한 섬유(예를 들어, 소스 광섬유)를 통하여 상기 손가락(31)의 표면으로 전달되고 전송된 빛의 광도들은 다른 모든 광섬유(예를 들어, 검출 광섬유)들에 의해 측정된다. 상기 수집된 전송 데이터는 추가적 진행을 위해 광 검출기로 전송된다. 영상 재구성 소프트웨어를 사용하여, 상기 검출된 전송 광 데이터는 상기 몸체 부분의 3차원 단면 영상들을 생성하는데 사용될 수 있다.

[0026] 측정 모듈(11)은 도 3에 나타난다. 본 실시예에서, 영상화되고 있는 상기 몸체 부분은 다리(20)의 아랫 부분이다. 상기 측정 모듈(11)은 발목 위로 몇 인치 올라온 완대(cuff) 모양의 장치일 수 있고, 소스-검출기 섬유(13)의 위치와 관련하여 일정하게 유지되는 한편 다양한 다리(20) 사이즈를 수용하도록 구성될 수 있다. 상기 측정 모듈(11)은 복수 개의 소스 광섬유(13)와 검출 광섬유(13)를 포함하고 완대(cuff)처럼 생긴 장치로 탈착 가능하게 부착되며 상기 다리(12)의 하부를 둘러싸기 위하여 완대(cuff)처럼 생긴 장치(11) 주변에 적어도 두 개의 층으로 배열된다. 그리고 사용시에는, 상기 소스 및 검출 섬유들(13)은 상기 다리(12)의 주요 동맥들로 근적외광(NIR)을 전달하고, 상기 전송된 빛을 상기 다리(12)의 주요 동맥들을 통해 상기 광검출기로 전달한다.

[0027] 각각의 검출 및 소스 섬유(13)는 예를 들어, 시스템 중 어느 하나인(100~300) 광단층 촬영 시스템(28)의 상기 레이저 소스에서 몸체 부분(12)으로 빛을 전달하기 위해서, 그리고 상기 몸체 부분(12)에서 상기 광단층 촬영 시스템(100~300)중 어느 하나인 광단층 촬영 시스템(28)의 광 검출기로 전송되는 빛을 전달하기 위해 광도관(light conduit; 14)으로 연결될 수 있다. 상기 측정모듈(11)은 어떠한 사이즈의 다리(12)라도 상기 측정모듈(11)의 안에 수월하게 맞추기 위해서 다양한 크기로 구성된다.

[0028] 상기 측정 모듈(11)은 하지 상부의 관류를 측정하기 위해 상기 종아리에 걸친 반응뿐만 아니라, 상기 후경골동맥의 반응, 족배동맥 주변의 반응을 대상으로 삼을 수 있다. 상기 측정 모듈(11) 내부의 소스 광섬유와 검출 광섬유는 상기 다리(12) 하부의 주요 동맥을 에워싸도록 위치할 수 있다. 가동 중에, 상기 환자가 다리(12)를 상

기 측정 모듈(11) 안에 위치시킨 후, 상기 모듈(11)에 상기 발(12)과 상기 소스 및 검출 광섬유(13) 사이의 틈을 메우기 위해서 정합액(matching liquid)을 가득 채운다. 상기 정합액은 상기 측정 모듈(11)과 영상화되고 있는 상기 다리(12) 사이의 비정합을 해결하는데 도움을 줄 수 있다.

[0029] 가시광 및 근적외광(NIR)은 조사중인 상기 다리(12)의 표면으로 광섬유관(optical fiber conduit; 14)을 통해 유도된다. 상기 각각의 검출 광섬유(13)들이 다양한 위치의 상기 동맥을 통해 전송된 빛을 수신하는 동안, 상기 각 소스 광섬유(13)들은 연속해서 빛을 상기 다리(12)의 주요 동맥으로 전달한다. 상기 소스 광섬유와 검출 광섬유 사이의 상기 특정 기하학 구조는 상기 검출 광섬유가 상기 다리(12)의 주요 동맥을 통해 전송되고 반사된 빛을 수신하는 것을 허용한다. 상기 수집된 전송 데이터는 추가적 진행을 위해 광 검출기로 전달된다.

[0030] 영상 재구성 소프트웨어를 사용하여, 상기 검출된 전송 광 데이터는 상기 몸체 부분의 3차원 단면 영상을 생성하는데 사용될 수 있다. 혈관 안의 주요 단백질 또는 산화 및 탈산화 헤모글로빈 또는 영상화된 몸체 부분의 혈관구조에 어떤 변화가 있는지 여부를 판정하기 위해서, 외부 자극이 상기 영상화된 몸체 부분에 가해진 이후에 전송 데이터의 제 2 세트 및 이에 대응하는 영상들의 제 2 세트가 생성된다. 상기 자극은 상기 몸체 부분(12)의 주변에 위치한, 압력계 완대(sphygmomanometer cuff; 18)와 같은 그러나 이에 제한되지는 않는, 압력 장치를 사용하여 상기 몸체 부분에 외부 압력을 가함으로써 생성될 수 있다.

[0031] 상기 자극이 가해진 이후에, 전송 데이터의 제 2 세트가 얻어지고 단층 촬영 영상의 제 2 세트는 데이터 및 영상들의 제 1 세트를 생성하는데 사용된 것과 동일한 영상 및 재구성 방법을 사용하여 재구성된다. 상기 완대(cuff)(18)는 완대 구동기(42)에 의해서 상기 다리(12)에 압력을 가하도록 작동된다. 압력의 연속적 이완 타이밍뿐만 아니라 상기 완대(18)에 의해 가해지는 압력의 양은 컨트롤러(40)에 의해서 제어된다. 상기 컨트롤러는 상기 시스템(28)뿐만 아니라 완대구동기(42)에도 동작적으로 연결된다.

[0032] 전송 데이터 및 재구성된 영상들의 각 세트는 상기 영상화된 몸체 부분의 광학적 성질(반사, 흡수, 산란)에 관한 정보를 포함한다. 이러한 광학적 성질로부터, 혈액량 뿐만 아니라 산화 및 탈산화헤모글로빈 농도, 관류율이 결정될 수 있다. 제 2 세트의 전송 데이터 및 영상 데이터에 대응하는 상기 제 1 세트의 전송 데이터 및 영상 데이터를 비교함으로써, 광학적 성질의 분포, 관류율 및 산화 및 탈산화 헤모글로빈의 농도 차이 등과 같은 하지만 이들에 제한되지는 않는, 이와 같은 생체 지표(biomarker)들이 확인될 수 있다. 이러한 생체 지표들은 병든 환자와 건강한 환자를 구분하는데 사용될 수 있다. 상기 광단층 촬영 시스템(28)은 진단 과정을 전반적으로 수행하는 광단층 촬영 시스템과 상기 완대를 작동하기 위한 컨트롤러(40)를 가질 수 있다.

[0033] 도 4의 실시예에서, 완대(cuff) 모양의 측정 모듈(20)이 도시되어 있다. 상기 완대 모양의 측정 모듈(20)은 각각 복수개의 소스 광섬유 및 검출 광섬유들로 구성된 복수 개(3개가 도시됨)의 조정 가능한 링(adjustable ring; 22~24)들을 포함하고, 상기 소스 광섬유 및 검출 광섬유들은 상기 링의 표면을 둘러싸 위치한다. 상기 완대 모양의 측정 모듈(20)은 다양한 다리 사이즈를 수용하기 위해서 지름이 조정 가능하고, 쉽게 탈부착 가능하게 하기 위해 손완대와 유사하게 여는 것이 가능하다. 두 개의 분리된 부분을 가지는 각각의 링들은 브라켓 타입의 연결 부재(27)를 사용하여 함께 연결되는데, 상기 연결 부재(27)가 제 1 잠금 위치에 위치할 때 링(22~24)들과 함께 안전하게 잠기고, 제 2 해제 위치에 위치할 때, 상기 링들은서로 상대적으로 축 방향(Z-방향)으로 움직여 상기 링들의 상호 간격이 변화할 수 있다. 상기 링들은 또한 잠금쇠(29)를 이용하여 열 수 있다.

[0034] 상기 브라켓들은, 상기 링이 적합한 위치일 때 상기 브라켓들의 길이를 따라 서로 다른 자리에 안전하게 위치하도록 하기 위해 상기 브라켓들(27)의 길이를 따라 위치한, 멈춤 장치로 동작하는, 복수개의 결합 표면을 가질 수 있다. 상기 링들(22~24)은 부츠 모양의 장치(20)를 만들기 위해 브라켓(22)들이 탈착이 쉽도록 부착된다. 각각의 링들(21~24)은 상기 다리(12)의 적합한 부분에 주요 동맥을 둘러싸고 상기 다리(12)의 하지 주변에 계획적으로 위치할 수 있다. 상기 측정 링들(22~24)뿐만 아니라 상기 측정 모듈(20)의 폭은 각기 다른 다리 크기를 수용하기 위해 조정될 수 있다. 상기 링들(22~24)은 상기 하지의 바로 그 윗부분, 그 주변들 및 주요 동맥의 혈류 역학 응답(hemodynamic response)을 얻을 수 있는 종아리뿐만 아니라 상기 발목 및 상기 종족골 주변에 위치할 수 있다. 상기 링들(22~24)은 또한 상기 몸체 부분(12) 주변 및 측정 모듈(20) 상의 원하는 높이에 위치할 수 있도록 수직 방향(Z-방향)으로 움직일 수 있다. 상기 링 주변에 분포되어 있는 광섬유들을 가진 상기 링들(22~24)은 상기 다리(12)의 동맥들을 통한 빛의 전송 및 반사를 검출한다.

[0035] 이러한 디자인은 광학적 스페이서(optical spacer)를 채용할 수도 있고, 또는 대신에 상기 광섬유가 또한 피부와 직접 접촉하도록 하고, 소스-검출 섬유들의 위치가 여전히 변하지 않도록 유지할 수 있다. 상기 디자인이 일정한 기하학 구조를 갖지 않는 경우, 정규 미분법(Normalized Differentiation Method; NDM)으로 불리우는 강력한 영상 재구성 기술이 상기 영상들을 재구성하는데 사용될 수 있다. 이러한 재구성 알고리즘은 자극에 관한 광

학적 기준치 측정과 상기 광학적 응답 측정 사이에 차이를 취할 수 있다. 이 방법은 절대적 광학 성질 대신 차이/상대적(difference/relative) 광학 성질에 대하여 재구성할 수 있다. 그러므로 경계 조건 및 상기 소스 검출 광섬유들의 위치에 거의 의존하지 않는다.

[0036] 상기 측정 모듈들(11 및 20)은 상기 하지 상부의 관류를 측정하기 위해 상기 종아리에 걸친 반응뿐만 아니라, 상기 후경골동맥의 반응, 족배동맥 주변의 반응을 대상으로 삼을 수 있다. 측정모듈(11 및 20)의 양 상기 소스 광섬유들 및 상기 검출 광섬유들은 다리(12)의 하부의 주요 동맥의 주변에 위치할 수 있다.

[0037] 가동중인 경우, 상기 환자가 다리(12)를 상기 부츠(11 또는 20) 안에 위치시킨 후, 상기 부츠(11)에 상기 발(12)과 상기 소스 및 검출 광섬유(13) 사이의 틈을 메우기 위해서 정합액을 가득 채운다. 상기 정합액은 상기 측정 모듈(11,20)과 영상화한 상기 다리(12) 사이의 비정합을 해결하는데 도움을 줄 수 있다. 가시광 및 근적외광(NIR)은 조사중인 상기 다리(12)의 표면으로 광섬유관(14)을 통해 유도된다. 상기 각 검출 광섬유(13)들은 다양한 위치의 상기 동맥을 통해 전송된 빛을 수신하는 동안 각 상기 소스 광섬유(13)들은 연속해서 빛을 상기 다리(12)의 주요 동맥으로 전달한다. 상기 소스 광섬유와 검출 광섬유 사이의 상기 특정 기하학 구조는 상기 검출 광섬유가 상기 다리(12)의 주요 동맥을 통해 전송되고 반사된 빛을 수신하는 것을 허용한다. 상기 수집된 전송 데이터는 추가적 진행을 위해 광검출기로 전달된다. 영상 재구성 소프트웨어를 사용하여, 상기 검출된 전송 광 데이터는 상기 몸체 부분의 3차원 단면 영상을 생성하는데 사용될 수 있다.

[0038] 소스와 검출 섬유들의 정확한 장소가 측정 모듈들(11 및 30)의 경계들을 따라 의해 알려졌기 때문에, 상기 측정 모듈 둘레의 상기 소스 섬유와 상기 검출 섬유의 일정한 기하학 구조는 이 광학적 영상들의 재구성을 가능하게 할 수 있다. 반복 영상 재구성 알고리즘(iterative image reconstruction algorithm), 확산 기초 알고리즘(diffusion-based algorithm), 수송 이론 재구성 알고리즘(transport theory reconstruction algorithm)을 기초로 한 모델과 같은, 그러나 이에 제한되지는 않는 다양한 재구성 알고리즘들이 영상을 생성하는데 사용될 수 있다.

[0039] 도 5는 예를 들어, 환자들이 직접할 수 있도록 기초 역할을 하는 평평한 부분인 종족골 지역의 발(340) 주변에서 열거나 닫을 수 있는 광인터페이스 모듈을 나타낸다. 상기 광인터페이스 모듈은 또한 아치형태의 부분(344)을 가진다. 상기 기초 부분(352)과 아치 부분(344) 둘 다 광신호를 받고 전송하기 위한 섬유들(346 및 350로 표시된 위치)을 지지한다. 상기 섬유 지지대들은 상기 몸체 부분 상에서 섬유가 접촉 또는 비접촉적으로 배열되도록 지지할 수 있다. 상기 아치부분은 아치 부분(344)이 발 위에 위치할 수 있도록 하는 힌지(345)에 의해 부착된다. 한번 닫으면, 상기 아치부분(344)이 굳게 잠기는 걸쇠(latch; 348)가 제공될 수 있다. 완대(cuff; 342)는 상기 발의 혈관구조를 자극하도록 제공될 수 있다.

[0040] 도 6은 단일 섬유 지지대(362, 368), 및 상기 섬유의 끝부분(366)을 몸체 부분에 접촉 또는 비접촉 관계에 있는 알려진 위치로 움직이도록 구성된 연관된 선형 구동기(364)를 나타낸다. 도 6의 특징은 공개된 실시 예 중 어느 것에 대해서도 적용된다는 것이다. 본 명세서에 기재된 어느 실시예에서의 컨트롤러도 본 명세서의 다른 부분에 기재된, 획득된 또는 예견된 기하학 구조의 외관을 기반으로 적절한 위치에 각각의 섬유의 끝부분이 자동적으로 위치하도록 할 수 있다. 상기 구동기 및 상기 지지대의 정확한 위치를 알게 됨으로써, 상기 섬유의 끝부분의 위치도 알려지게 된다. 만약 피부에 접촉하는 상기 섬유의 끝부분이 상기 몸체 부분을 불명확하게 하더라도, 상기 피부가 섬유의 끝부분에 일치한다고 가정한다면 상기 섬유의 끝부분의 정확한 위치가 알려지므로 해부학적 구조의 형태를 추론할 수 있다. 그러한 구동기들은, 예를 들어, 도 5에서의 기기들 또는 다른 호환 가능한 장치들에서 제공될 수 있다.

[0041] 대안적인 실시예에서, 상기 선형 구동기는 수동적으로 함께 이동하도록 상기 라이트 가이드(light guide)를 허용하는 스프링이 달린 이동가능한 지지대에 의해 대체될 수 있다. 상기 지지대는 상기 지지대에 관하여 라이트 가이드(light guide)의 위치를 가리키는 부호기(encoder)를 더 포함한다. 상기 부호기로부터의 정보는 상기 망의 형태로 사용될 수 있다.

[0042] 도 7 및 도 10을 참조하면, 관련된 실시예에서, 단계(S510)에서 발과 같은 몸체 부분이 표면 스캔되고 이미지되어(예를 들어, 다양한 각도에서 촬영됨) 로우 데이터가 유도되며, 이로부터 3 표면 모델이 생성될 수 있다. 대안적으로 예측된 표면이, 예를 들어 서로 다른 해부학적 원형들을 위한, 저장된 건본들의 라이브러리로부터의 그림에 의한 예측된 표면이 사용된다.

[0043] 영상 재구성을 위한 기하학 구조를 얻기 위해서, 상기 발의 사진 또는 레이저 스캔 표면 기하학구조 획득 시스템(laser scan surface geometry acquisition system)이 사용될 수 있다. 정확하고 절대적인 치수 데이터를 얻

기 위해 인접한 물체들이 기준으로서 제공될 수 있다. 상기 외관 기하학 구조 정보는 경계를 만들고 상기 소스와 검출기들을 위치를 찾도록 사용될 수 있다. 본 실시예에서 하나 이상의 구동기들이 상기 섬유 끝부분을 상기 몸체 부분에 접촉하는 알려진 위치들로 이동시키고, 상기 섬유 끝부분의 알려진 위치와 사이즈들은 상기 표면의 기하학 구조를 결정하는데 사용된다. 상기 과정은 도 10에 상징적으로 도시되어 있는데, 도 10에서 카메라(272)는 (282)로 표시된 표면의 기하학 구조를 얻기 위하여 레이저(268)에 의해 스캔되는 발(270)을 영상화한다.

[0044] 단계(S14)에서 상기 몸체 부분은 상기 영상화 장치(도 10의 283) 내에 위치한다. 대안적으로, 영상화 장치 안에 위치하는 동안 외관의 기하학 구조 획득이 동시에 수행되는 경우, 상기 몸체 부분은 이미 영상 장치 내에 위치해 있게 된다. 상기 후자의 경우는 비접촉과 같은 장치들의 영상화가 수행되는 경우 또는 상기 몸체와 접촉하는 섬유들의 위치가 도 6의 구동기와 같이 직접적으로 얻을 수 있는 경우일 수 있다.

[0045] 상기 발과 같은 상기 몸체 부분 상의 광학적 전송 측정은 단계(S16)에서 시작된다. 실시예들에서, 이들은 디지털 근적외광 단층 촬영 영상기(digital near-infrared optical tomography imager)로 수행될 수 있다. 이 경우 두 개의 레이저 다이오드들(파장 $\lambda=765\text{nm}$ 및 830nm)로 구성된 합성된 광학빔이 발광 소스로서 기능을 수행할 수 있다. 상기 소스들은 측정 탐침(measurement probe)을 따라 다수의 구역으로 빛을 분배하는 다중모드 섬유 묶음(multimode fiber bundle)으로 순차적으로 연결될 수 있다. 상기 측정 탐침은 발과 같은 상기 몸체 부분의 표면에 접촉하거나 근접하도록 광섬유를 지지하는 복수의 섬유지지대를 가질 수 있다. 예를 들어, 도 5의 상기 장치가 사용될 수 있다.

[0046] 각각의 레이저 다이오드의 전류는 별개의 진폭과 주파수로 변조될 수 있다. 이러한 방법으로, 다수의 파장들은 동시에 발광할 수 있고, 감쇠되는 검출신호에 대한 그들 각각의 진폭과 위상의 기여는 동기 검파 기술(synchronous detection techniques)의 사용으로 추출될 수 있다. 대상으로 입사하는 총 전력은 예를 들어 약 30mW 일 수 있다. 상기 빛이 상기 몸체 부분을 통해 전파되면서 감쇠되면, 상기 탐침에서 방출되고, 섬유 다중화 기법(fiber multiplexing scheme)을 위해 대상 주변에 위치한 다양한 섬유 묶음에 의해 수신된다. 이 부분 또는 다른 어떤 부분에 기재된 광단층 촬영 전송 측정의 다른 기법, 예를 들면 섬유 다중화를 사용하지 않는 도 1에서 비접촉 영상화 등 또한 가능하다. 예시적인 실시예에서 광원으로 수행하는 14개, 그리고 검출 섬유로 20개, 총 34개의 섬유들이 상기 발에 접촉하여 도입될 수 있다.

[0047] 단계(S12)에서, 다른 단계들에 연속하여 또는 다른 단계들과 동시에, 상기 표면 기하학 구조(282) 및 또는 해부학에 대한 선 정보(또는 의학적 영상 연구와 같은 환자에 특정한 문서)로부터의 데이터를 사용하여 망(mesh)가 생성될 수 있다. 예를 들어 발(도 10, 308)의 2 차원 망이 생성된다. 대안적으로 3차원 망이 생성될 수 있다.

[0048] 단계(S17)에서, 자극이 상기 몸체 부분으로 인가된다. 예를 들어, 상기 혈관을 통한 흐름은 상기 영상화 모듈의 중앙 부분에 적용되는 압력계 완대(pressure cuff)를 사용하여, 예를 들어 대퇴부의 상부로 변경될 수 있다. 초기에, 기준치 측정이 예를 들어 대략 1분 간격으로 이루어지고, 데이터는 예를 들어 400 프레임 정도의 복수의 영상 프레임을 발생하기 위해 기록될 수 있다. 다음으로, 상기 압력계 완대는 예를 들어 혈관 폐색을 일으키는 제 1 압력으로 (예를 들어 60mmHg) 팽창될 수 있다. 상기 압력은 데이터가 계속해서 얻어지는 시간 간격 동안 (예를 들어 1.5분)유지될 수 있고, 또한 데이터가 기록되는 동안 휴지기(휴식 간격)이 발생되도록 하기 위해서 이완될 수 있다. 단계(S18)에서 나타나는 것처럼, 각각의 시간 간격 동안의 시계열적 영상(또는 비영상) 데이터의 발생을 위한 순차적인 데이터 획득과 함께 추가적인 다수의 자극이 인가될 수 있다. 예를 들어 폐색 동맥에 120mmHg 까지 증가된 압력은 혈관 폐색과 동일한 간격의 뒤따르는 휴지기와 함께 중앙부의 완대로 가해질 수 있다. 통계적인 분석 또는 무작위적인 오류 필터링을 위한 데이터 병합을 위해, 상기 자극들은 반복성을 확인하기 위해 다수 회, 예를 들어 3번 반복될 수 있다.

[0049] 단계(S20)에서 디스플레이를 위해 데이터가 시스템(도 10, 284)에 의해 처리된다. 예를 들어, 상기 발과 같은 몸체 부분에 대한 광학적 성질의 2차원적 재구성을 생성하기 위해, 전송 이론 기반의 PDE 제한된 다중스펙트럼 영상 재구성 기법(transport-theory-based PDE-constrained multispectral image reconstruction scheme)이 사용되어 발의 산화 및 탈산화 헤모글로빈 농도의 공간 분포를 재구성할 수 있다. 이러한 목적으로, 재구성을 통해 얻은 $[\text{HbO}_2]$ 및 $[\text{Hb}]$ 의 차이가 상기 몸체 부분 전체에 대해 주어진 $[\text{HbO}_2]=23.4306[\mu\text{M}]$ 및 $[\text{Hb}]=14.6874[\mu\text{M}]$ 으로 추정하는 기준치와 비교된다. 방사형 기저 함수(Radial Basis Function; RBF) 타입의 정규화 기법이 도입되어, 상기 발 외관 근처의 인공산물 및 불필요한 신호를 줄임으로써 고화질의 영상을 얻을 수 있다.

[0050] 실제적인 예로, 상기 관측된 신호변화는 발 및 손가락에서 정상적인 생리학적 반응에 대응한다. 도 8a 내지 도 9b는 말초 혈관 장애를 가진 환자(도 8b 및 도 9b) 및 건강한 사람(도 8a 및 도 9a)의 손가락(도 8a 및 도 8b)

과 발(도 9a 및 도 9b)에서의 다수의 검출기 강도들에 대한 시간 반응을 보여준다. 상기 기록(301)은 각각 하나의 과장에서 단일 발광 위치의 개별적인 검출기 채널에 대한 전송 개요(transmission profile)를 나타낸다. 상기 응답은 시간(분) 대 강도의 변화로 그래프가 그려지고 혈관 자극에 앞선 휴지기로 정규화된다. 첫 번째 압력계 완대(60mmHg)가 건강한 지원자에게 적용될 때, 다리에 혈액이 고이면서, 동맥 공급은 여전히 활발한 반면 정맥 환류는 억제된다. 그 결과, 상기 광학적 감쇠 흡수는, 전송 강도감소를 유발하면서, 증가한다. 압력이 이완된 이후에, 혈관 시스템에 압력 경도(pressure gradient)의 상승으로, 축적된 혈액량이 처음에 빠르게 감소하기 시작하고, 그 후 상기 경도가 점진적으로 평형을 향해 낮아지며 상기 광신호는 기준치로 되돌아 간다. 상기 완대가 재가압되면(예를 들어, 120mmHg에서), 상기 신호 크기는 초기값에 더해 더욱 떨어지며, 이는 더욱 완전한 정맥 폐색을 나타낸다. 말초 혈관 장애(PAD)를 가진 환자의 시간 기록은 건강한 자원자들의 시간 기록과는 상당히 다른 행동을 보인다. 모든 경우에서 압력계 완대를 적용하면 전송 강도가 하락하는 것을 관찰할 수 있는 한편, 상기 말초 혈관 장애(PAD)를 가진 환자들의 하락은 상기 건강한 지원자들의 경우보다 그 크기가 작다(~15%). 게다가, 말초 신경 장애(PAD)의 폐색율과 회복을 둘 다 거의 선형적으로 나타내지만, 건강한 지원자의 비율은 더 지수적 모습으로 나타난다.

[0051] 본 발명의 일 실시예로, 상기 전송 및 표면 데이터는 관심 부분의 농도 및 양이 적절하게 강조된(highlighted; 307) 상기 몸체 부분의 단면도(306)를 표시하고(304) 재구성하기 위해 처리될 수 있다. 예를 들어, 발의 동맥의 HbT 농도는 혈액의 특성 또는 양(예를 들어, 산소화)을 나타내는 색 또는 휘도로 표시될 수 있다. 일 실시예에서, 상기 디스플레이 인터페이스(display interface)는 대상의 선택된 부분의 대상 특성의 시간 기록이 화면(302)의 부분(306)에 나타나도록 표시하기 위해, 특정한 부분(예를 들어, 화소)의 선택을 허용할 수 있다. 예를 들어, 커서(309)가 이러한 목적으로 제공될 수 있다. 기준 기록(308)(건강한 사람)은 측정 기록(305)(말초 혈관 질환자; PAD환자)과 비교하기 위해서 겹쳐질 수 있다. 상기 기준 기록은 라이브러리에서 선택될 수 있고, 병리학 종류 또는 다른 그룹의 통계를 나타낼 수 있다.

[0052] 위의 손가락 결과는 팔 완대가 상기 손가락의 혈관 구조를 자극하도록 사용한 연구로부터 나타난다. 연구자들에 의한 실제 관찰은 발목 상완 지수(ABI)가 건강한 사람과 말초 혈관 질환자를 쉽게 구별할 수 있지만 몇몇 경우에 그 차이가 뚜렷하지는 않다는 것을 보여준다. 건강한 자원자와 당뇨 및 말초 혈관 질환(PAD) 둘 다 앓고 있는 환자들은 발목 상완 지수(ABI) 측정값이 아주 유사할 수 있다. 그러나 광학적 전송 기록은 관측된 케이스들에서 손상된(compromised) 혈관 구조를 명확히 보여주며, 광학적 방법이 발목 상완 지수(ABI)보다 당뇨병을 가진 환자들의 말초 혈관 질환(PAD)에 대해 신뢰할 수 있는 테스트를 제공한다는 것을 나타낸다.

[0053] 모델 기반 반복 알고리즘(model based iterative algorithm; MOBIR)은 일반적으로 선행 모델(forward), 목적 함수(objective function), 갱신 기법(updating scheme)과 같은 세 가지 요소들을 포함한다. 상기 선행 모델은 대상 Ω 안의 빛의 분포에 대한 수치적 해답을 준다. 그리고 경계 $\partial\Omega$ 상의 측정(에너지 빛 Ψ_d)을 예측하게 한다. 이러한 측정치들을 예측하기 위해 상기 소스 힘 $S(r_s)$, 상기 소스 위치 r_s 및 광학적 생체 지표들의 초기 예

상값 $\mu_0 = [\mu_{s,0}(r), \mu_{a,0}(r)]$ 이 제공될 수 있다. 경계 $\partial\Omega$ 상에서 주어지는 측정 세트 M 은 목적 함수 Φ 로 정의된 예측된 빛 $\Psi_d(\mu_0)$ 의 세트와 비교될 수 있다. 간단한 예에는

$$\Phi = \sum_S \sum_d (M_{s,d} - \Psi_{s,d}(\mu))^2 / \sigma^2 \quad (1)$$

에 따른 예측 데이터 및 측정 데이터 사이의 최소자승 오류기준(least square error norm)이 포함될 수 있다.

[0054] 상기 목적함수 Φ 의 값을 감소시키는, 광학적 생체지표들의 새로운 추측 $\mu_0 + \Delta\mu$ 을 제공하는 갱신 기법이 도입될 수 있다. 새로운 선행 계산(forward calculation)은 새로운 광학적 생체 지표 $\mu_0 + \Delta\mu$ 의 세트를 기초로 수행될 수 있다. 상기 반복 과정은 목적 함수의 최소값이 특정 오류값 이내에 도달할 때 마칠 수 있다. 이 시점에서 상기 예측 검출기의 측정 값의 의미는 측정 검출기의 측정값과 주어진 허용범위 내에서 동일할 수 있다. 상기 광학적 생체지표 μ 는 2 또는 3차원 영상으로 매핑될 수 있다.

[0055] 갱신이 이루어지는 방법, 어떻게 목적 함수가 정의되는지 및 어떤 선행 모델이 사용되는지는 알고리즘마다 다르다. 갱신 기법의 변경이 코드의 수렴 속도에 영향을 주는 반면, 선행 모델이나 목적 함수의 변경은 재건 결과의 정확도에 영향을 줄 수 있다. 선행 모델로서의 대부분의 그룹들은

$$\left(\frac{1}{c} \frac{\partial}{\partial t} + \mu_a(r) - \nabla(D(r) \nabla)\right) \phi(r, t) = S(r, t) \quad (2)$$

에 따른 확산 방정식(diffusion equation)을 사용한다. 유한 차분(finite-difference), 유한 요소(finite-element), 또는 해석법(analytical solution)을 사용하여, 매체 표면의 플루언스(flucence; 단위 면적당 에너지)의 예측이 만들어진다.

[0056] 알고리즘을 기반으로 한 상기 확산은 아래 식,

$$\Omega \nabla \Psi(r, \Omega) + (\mu_a + \mu_s) \Psi(r, \Omega) = S(r, \Omega) + \mu_s \int_{4\pi} p(\Omega, \Omega') \Psi(r, \Omega') d\Omega' \quad (3)$$

[0057]에 따른 더 일 반적으로 적용되는 적분-미분 복사 전달 방정식(integro-differential equation of radiative Transfer; ERT)의 근사치일 수 있다. 확산 근사치가 유효하지 않은 경우에, 이 근사치의 사용은 측정치를 잘못된 예측으로 이끌 수 있다.

[0058] 확산에 근거한 계산은 유체의 면적에 대한 거의 변하지 않는 플루언스율을 예측할 수 있다. 상기 복사 전달 이론을 기초로 한 계산은 매체 내부의 빛의 다른 분포를 예측할 수 있다. 상기 선행 모델의 차이는 재구성의 정확성에 직접적인 영향을 줄 수 있다. 예를 들어, 만약 주어진 광학적 특성 분포에서 상기 확산 모델이 실제로 측정된 것보다 높은 검출기에서의 신호를 예측한다면, 상기 재구성 기법은 특정 영역의 흡수 및/또는 산란 계수를 더 낮출 수 있다. 소스-검출기 분리가 미세하고, 경계 효과가 지배적인 소 샘플 기하학 구조(small sample geometry)가 고려될 때, 일반적으로 확산 근사치는 정확하지 않다.

[0059] 상기 전달 이론은 상기 매체가 흡수 계수가 산란 계수에 비해 그다지 작지 않은 지역을 포함할 때, 또는 뇌에 뇌척수액이 가득찬 공간 또는 관절에 윤활액이 가득찬 공간과 같이 확산 및 흡수가 아주 작게 고려되는 지역(공동이라 불리우는 지역)인 때 더 정확할 수 있다.

[0060] 혈액의 주요 단백질 또는 산화 및 탈산화 헤모글로빈 또는 영상화된 몸체 부분의 혈관구조에 어떠한 변화가 있는지 없는지 판정하기 위해서, 외부 자극에 의해 생성되는 전송 데이터의 제 2 세트 및 이에 대응되는 영상의 제 2 세트는 영상화된 몸체 부분에 적용된다. 상기 자극은 상기 몸체 부분 주변에 위치한 압력계 완대와 같은, 그러나 이에 제한되지는 않는 압력 장치의 사용으로 상기 몸체 부분에 외부 압력을 가함으로써 생성될 수 있다. 상기 자극이 가해진 후에, 전송 데이터의 제 2 세트가 얻어지고, 단층 촬영 영상의 제 2 세트는 데이터 및 영상의 제 1 세트를 생성하는데 사용된 것과 동일한 영상화 및 재구성 방법을 사용하여 재구성된다.

[0061] 전송 데이터 및 재구성 영상들의 각 세트는 상기 영상화된 몸체 부분의 광학적 성질(반사, 흡수, 산란)에 관한 정보를 포함한다. 이러한 광학적 성질로부터, 혈액량뿐만 아니라 산화 및 탈산화헤모글로빈 농도, 관류율과 같은 파라미터들이 결정될 수 있다. 제 2 세트의 전송데이터 및 영상데이터에 대응하는 상기 제 1 세트의 전송데이터 및 영상데이터를 비교함으로써, 광학적 성질의 분포, 관류율 및 산화 및 탈산화 헤모글로빈의 농도 차이 등과 같은 하지만 이들에 제한되지는 않는, 이와 같은 생체 지표들이 확인될 수 있다. 이러한 생체 지표들은 건강한 환자들과 병든 환자들을 구별하는데 사용될 수 있다.

[0062] 병든 조직과 건강한 조직의 구별을 수행하는 다수의 응답 특성들이 정의될 수 있다. 예를 들어, 흡수 계수의 최대 및 최소치, 흡수 계수의 최대 및 최소치간의 비율, 흡수 및 산란 계수의 최대 및 최소치, 이러한 계수들의 비율, 흡수 및 산란 계수의 분산(variance)을 들 수 있다. 이러한 광학적으로 파생된 생체 지표들의 차이는 환자를 분류하고 모니터 하기 위해 모두 단독으로 사용되거나 결합하여 사용될 수 있다. 예를 들어, 동맥내의 혈류량의 감소 때문에 상기 흡수 계수(μ_a)가 하지 동맥 질환(LEAD)환자에게서 감소하므로, 흡수 계수(μ_a)의 감소 크기가 환자의 하지 동맥 질환(LEAD) 정도에 비례할 수 있다. 또한, 동맥은 폐색된 동맥이 없는 환자들만큼 빠르게 산소화된 혈액을 공급될 수가 없기 때문에, 상기 산화 헤모글로빈의 기록은 하지 동맥 질환(LEAD)환자의 경우 느린 속도로 회복될 수 있다. 아픈 환자들의 동맥을 통한 혈액의 유동의 감소 때문에 상기 총 헤모글로빈 농도와 총 혈액량은 또한 하지 동맥 질환(LEAD) 환자의 경우 감소될 것이다. 그러므로, 이러한 생체 지표의 모니터링(monitring)은 헤모글로빈의 생리학적 변화 및 자극에 관한 혈관구조의 광학적 성질의 변화에 대한 검사로서 의사들이 하지 동맥 질환(LEAD) 또는 말초혈관질환(PAD)의 정도에 대한 정확한 진단을 가능하게 할 수 있다.

[0063] 광단층 촬영 영상들의 제 1 및 제 2 세트로부터 추출된 생체 지표를 기초로 한 영상은 환자가 건강한지, 또는 하지 동맥 질환(LEAD) 또는 말초혈관질환(PAD)에 걸렸는지 여부에 대해 판정하는 시스템의 정확도를 더욱 증가시키기 위해 단독으로, 또는 다른 생체지표들과 결합하여 사용될 수 있다. 추가적으로, 위에 기재된 것과 같이

상기 단층 촬영 영상 양식(tomographic imaging modalities)의 사용으로 얻은 결과는 또한, 이러한 쇠약한 상태를 치료하기 위해 더욱 빠르고 적절한 조정을 하도록하는 또다른 기존 기술의 사용으로 얻은 결과와 함께 사용될 수 있다. 예를 들어, 기존 기술로 고려된 이중 초음파 스캔(Dual Ultrasound scan)을 사용함으로써 얻는 결과와 발목 상완 지수(ABI)를 사용하여 얻는 결과들은, 위에 기재된 단층 촬영 영상 양식을 사용함으로써 얻은 결과들과 함께 사용될 수 있다.

[0064] 상기 데이터는 또한 관절 대사 활성도의 차이를 얻기 위해 재구성될 수 있다. 예를 들어, 두 개의 파장을 사용하여 얻은 데이터를 사용함으로써, 손가락 관절의 산화 및 탈산화 헤모글로빈의 농도의 변동 또한 얻어질 수 있다. 류마티스 관절염을 겪는 환자들과 건강한 사람의 손가락 관절의 [HbO2], [Hb] 및[HbT]의 공간 분포는 현저하게 다르다. 링 구조는 건강한 사람에게 눈에 띄고, 공동 모양의(void-like) 중앙 부분은 구멍처럼 완전히 없어질 때까지 줄어들고, 관절강 전체가 염증을 일으킨다(inflamed). 또한 높은 신진 대사를 활성도도 보여진다. 상기 총 헤모글로빈 농도는 직접적으로 혈액량에 비례하기 때문에, 이 데이터 또한 혈액량을 판정하는데 사용될 수 있다.

[0065] 유사한 계획(protocol)이 발을 연구하는데 사용될 수 있다. 환자들은 상완수축기압의 비율에서 후경골동맥 또는 족배동맥에서 측정된 수축기압의 비율로 처음으로 측정된 그들의 발목 상완 지수(ABI)를 가질 수 있다. 환자들은 측정 모듈 안에 그들의 발을 위치하여 발의 주요 동맥을 대상으로 할 수 있다. 그리고 난 후 압력계 완대가 환자의 대퇴 부분 주변에 위치할 수 있다. 기준치 측정값이 얻어지고 난 후, 동맥이 하지에 혈액을 여전히 공급하는 동안, 정맥 환류가 수축될 때까지 대퇴부에 압력이 가해질 수 있다. 상기 압력은 휴지기에 이완된다. 그리고 나서 압력계 완대가 정맥환류 및 동맥 공급 둘 다 멈추기 위해 강한 힘으로 다시 가해진다. 측정하는 동안, 상기 환자들은 상기 동맥에 압력을 가하기 위해 그들의 다리 주변에 다수의 완대를 위치시킬 수 있다.

[0066] 상기 검출기 강도의 시간 응답은 상기 후경골동맥과 상기 족배동맥을 포함한 발 단면적에 대한 헤모글로빈 응답 공간 지도를 얻기 위한 데이터를 재구성하는데 사용할 수 있다. 상기 동일한 예시적인 실험은 혈관 확장을 유도하기 위해서 측정 위치에 발열 패드를 추가하여 반복할 수 있다. 상기 다양한 자극들에 대한 반응의 차이는 당뇨병환자와 비당뇨환자 모두 하지 동맥 질환(LEAD)을 진단하기 위한 특징으로 사용될 수 있다. 동맥에서의 혈액 유동의 양이 감소하기 때문에, 상기 흡수 계수(μ_a)는 하지 동맥 질환(LEAD)의 환자들에게는 감소될 것이다. 상기 흡수 계수(μ_a)가 감소된 크기는 환자의 하지 동맥 질환(LEAD)의 정도에 비례하고, 이러한 실험 결과들은 초음파 스캔 및 발목 상완 지수(ABI)의 측정으로 유효화될 수 있다. 상기 병든 환자의 동맥을 통한 혈액의 유동은 감소되기 때문에, 상기 총 헤모글로빈 농도 및 총 혈액량은 또한 하지 동맥 질환(LEAD)의 환자에게서는 감소될 수 있다.

[0067] 사용될 수 있는 대안적인 시스템은 주파수 영역의 광단층 촬영 시스템이다. 이 광단층 촬영 시스템은 흡수 및 산란의 보다 나은 구분과 정확한 재구성을 허용하는 1 GHz까지의 고변조주파수를 사용하는 것이 가능하다.

[0068] 하지 동맥 질환(LEAD)의 감별에 있어 광단층 촬영의 효능을 특징짓기 위해서 민감성과 특수성이 결정될 수 있다. 상기 얻어진 결과들은 이중 초음파로 얻어진 결과뿐만 아니라 발목 상완 지수(ABI)로 얻어진 결과와 비교할 수 있다. 이것들은 계수형 감산 혈관 조영법(digital subtraction angiography)에 의지하기 전에 현재 하지 동맥 질환(LEAD)으로 의심되는 환자들에게 사용되는 비침습적 진단 기술이다. 이러한 진단 기술은 표준으로 사용되고, 건강한 혈관 구조와 병든 혈관 구조를 구별하는데 사용되는 다양한 광학적으로 유도된 분류기(classifier)의 표준 편차 및 평균값의 차이를 찾을 수 있다.

[0069] 상기 발목 상완 지수(ABI)는 하지 동맥 질병을 검사하기 위한 정량적 방법이다. 상기 광학적 영상은 하지 동맥 질환(LEAD)의 서로 다른 단계들을 보여준다. 표 1은 건강한 환자들과 비압축성 동맥을 가진 환자들의 발목 상완 지수(ABI) 측정값뿐만 아니라 가벼운, 중간적, 극심한 하지 동맥 질환(LEAD)과 관련된 발목 상완 지수(ABI) 측정값을 나타낸다. 광단층 촬영의 핵심 장점 중 하나는 발목 상완 지수(ABI) 측정값으로 진단할 수 없는 석회화된(calcified) 동맥의 영상화가 가능하다는 것이다.

표 1

[0070]

하지 동맥 질환(LEAD)의 정도	발목 상완 지수(ABI)
건강한 사람	0.91 - 1.30

가벼운 하지 동맥 질환(LEAD)	0.70 - 0.90
중간의 하지 동맥 질환(LEAD)	0.41 - 0.69
심각한 하지 동맥 질환(LEAD)	≤ 0.4
비압축성 동맥을 가진 환자	≥ 1.31

- [0071] 광단층 촬영과 비교하도록 고려될 수 있는 다른 영상 양식은 이중 초음파 기법이다. 이중 초음파 기법은 보통 하지 동맥 질환(LEAD)을 찾기 위한 임상에 사용된다. 그러나 초음파는 하지 동맥 질환(LEAD)을 찾는 효능에 가할 수 있는 영향을 다양하게 좌우하는 오퍼레이터를 가지고 있다. 게다가, 초음파는 상기 조직의 질 나쁜 내재 에코발생도(intrinsic echogenicity) 또는 질 나쁜 음향창(예를 들어, 장내 가스의 약화, 금속성 스텐스(stents) 또는 혈관의 석회화의 확산)이 있는지 여부에 대한 신뢰할 수 있는 영상화를 제공하지 못한다. 상기 초음파는 또한 오직 진단하는 의사들에 의존하여 설명이 변하는 정량적 측정으로만 제공된다. 상기 초음파 측정은 발목 상완 지수(ABI) 측정값으로 유사한 4개의 범주를 그룹화 할 수 있다: 건강한 사람, 가벼운 하지 동맥 질환(LEAD), 중간의 하지 동맥 질환(LEAD), 심각한 하지 동맥 질환(LEAD). 이들은 광단층 촬영 영상의 민감성과 특수성을 결정하기 위해 동일한 환자들에게 진단한 광단층 촬영 영상과 비교될 수 있다.
- [0072] 몇몇 생체 지표들은 임상 연구로부터 얻은 광단층 촬영 영상으로부터 획득할 수 있고, 각각의 파라미터들은 독립적으로, 그리고 환자들이 하지 동맥 질환(LEAD)을 앓고 있는지 여부를 결정하는 다른 생체 지표들과 결합하여 사용될 수 있다. 이러한 생체지표들의 결합을 위해서 자기 조직화 지도(Self-Organizing Mapping; SOM)로 불리는 분류법에 기초한 벡터 양자화(vector quantization) 하에 분석이 사용될 수 있다. 자기 조직화 지도(SOM)는 일반적으로 단순화한 2차원 이산 지도 내의 주어진 특징 공간에 그려진 임의의 차원의 특징 벡터를 변환하기 위한 목적을 가진 무감독 학습법(unsupervised learning method)이다. 이 방법은 결정될 수 있는 민감성과 특수성으로부터 멀티바이브레이트 수신자 조작 특성 곡선(Receiver Operating Characteristic; ROC)의 곡선들을 만드는 것을 허용할 수 있다. 파라미터 조합은 단일 파라미터 분류와 비교할 때, 고도의 민감성을 이끌어 낼 수 있다. 민감성과 특수성에 의해 정의되는 진단의 정확성을 최대화하는 생체 지표인지를 검사하기 위해서 데이터들이 하지 동맥 질환(LEAD)을 가진 환자들과, 당뇨병 및 하지 동맥 질환(LEAD)을 가진 환자들에 대해 구분지어 질 수 있다.
- [0073] 도 11은 본 명세서에 기재된 광단층 촬영 영상 방법의 도구로 사용하기 위한 컴퓨터 프로세싱 시스템의 예를 보여준다. 예를 들어, 상기 영상 방법은 처리 배치(processing arrangement) 및/또는 컴퓨팅 배치(computing arrangement; 101)에 의해서 수행될 수 있다. 이러한 처리/컴퓨팅 배치(101)는, 예를 들어, 하나 이상의 마이크로프로세서를 포함하고 컴퓨터-이용 가능한(computer-accessible) 읽을 수 있는 매체(예를 들어 RAM, ROM, 하드 드라이브, 또는 다른 저장 장치)에 저장된 명령들을 사용할 수 있는 컴퓨터/프로세서(102) 전체이거나, 또는 일부일 수 있고, 또는 상기 컴퓨터/프로세서(102)를 포함할 수도 있으나, 이러한 것들에 의해 제한되지는 않는다.
- [0074] 컴퓨터-이용 가능한 매체(103)(예를 들어, 본 명세서에 기재된 바와 같이, 하드 디스크, 플로피 디스크, 메모리 스틱, CD-ROM, RAM, ROM 등등 또는 그들의 모음)는 또한 제공된다(예를 들면, 프로세싱 배열의 통신 내에서). 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 매체(103)는 실행가능한 명령(104)을 포함할 수 있다. 이에 더하여 또는 대안적으로, 예를 들어 이 위에서 기재된 것과 같은 특정한 예시적인 과정, 처리 및 방법을 실행하기 위한 처리 배치를 구성하도록 상기 처리 배치(101)에 명령들을 제공할 수 있는 저장 배치(storage arrangement; 105)는 컴퓨터-이용 가능한 매체(103)와 분리되어 제공될 수 있다.
- [0075] 또한, 상기 전형적인 처리 배치(101)는 예를 들어 유선네트워크, 무선네트워크, 인터넷, 인트라넷, 데이터수집 탐지자, 센서 등을 포함할 수 있는 입력/출력 배치(I/O; 106)와 함께 또는 이들을 포함하여 제공될 수 있다. 본 발명의 예시적인 실시예에 따라, 상기 예시적인 처리 배치(101)는, 예를 들어 처리 배치의 정보를 출력하는 것에 더하여 처리 배치에 정보를 입력하기 위해 구성되는 터치스크린일 수 있는, 예시적인 화상 배치(display arrangement; 107)와 통신할 수 있다. 게다가 상기 화상 및/또는 저장 배치는 사용자가 접근할 수 있는 형식 및/또는 사용자가 읽기 쉬운 형식인 데이터를 화면 표시 및/또는 저장하는데 사용될 수 있다.
- [0076] 특별히 흥미로운것은 명백하게 다른 가시파장영역 및 근적외 파장영역 흡수 스펙트럼들을 가진 산화헤모글로빈(HbO₂) 및 탈산화헤모글로빈(Hb)으로 구성된 혈액 성분이다. 다수의 파장들의 측정을 수행함으로써, 총 헤모글로빈 [HbT] = [HbO₂] + [Hb] 또는 산소포화도 StO₂ = [HbO₂] / [HbT] 와 같은 파라미터 뿐만 아니라 이러한 발색단(chromophore)의 농도가 유도될 수 있다. 진보된 단층 촬영 영상 재구성 코드를 사용하여, 혈액량과 같은 다른 파라미터들과 이러한 것들의 2 차원 및 3 차원 지도가 발생될 수 있다.

[0077] 단지 앞서 말한 것은 본 발명의 원리를 나타낸 것이다. 일 실시예에 기재된 다양한 변경 및 변화는 본 명세서에서 가르치는 기술적 관점의 이해를 명백하게 할 수 있다. 이와 같이 상기 기술을 이해하는 것들은 비록 본 명세서에서 명쾌하게 기재되거나 나타내지 못하고 본 발명의 진정한 의미 및 범위 내일 수 있거나 본 발명의 원리를 구현하지 못하더라도, 많은 시스템, 배치 및 과정을 고안하는 것이 가능하도록 인식할 수 있다. 게다가, 모든 출판물 및 참고 문헌들은 전부 참조로서 본 명세서에 포함되도록 언급된다. 본 명세서에 기재된 일반적인 과정은 하드드라이브, RAM, ROM, 이동식 디스크, CD-ROM, 메모리 스틱, 등등이 포함된 어느 컴퓨터 접근 매체로 저장 가능한 것 및 그들의 복수개의 결합인 하드웨어 프로세서, 마이크로프로세서, 미니, 매크로, 메인 프레임 등을 포함하는 처리 배치 및/또는 컴퓨터 배치에 의해 수행되는 것을 이해할 수 있다. 추가적으로 청구항, 도면, 상세한 설명을 포함하는 본 개시 내용에서 사용된 어떠한 용어들이라도, 예를 들어 데이터와 정보, 이러한 것을 포함하는, 그러나 이에 제한되지는 않는 사례들에 있어서 동의어들이 쓰일 수 있다. 이러한 단어 및/또는 서로간에 동의어로 사용될 수 있는 다른 단어들이 본 명세서에 동의어로 사용될 수 있는 한편, 그러한 단어들이 동의어로 사용되지 않도록 의도되는 예를 이해하여야 한다. 더욱이, 선행기술지식이 본 명세서의 참조에 의해서 명확하게 포함되지 않았더라도, 이들은 본 명세서에 전체로서 명확하게 포함될 수 있을 것이다. 참조된 모든 출판물은 전부 참조에 의해 본 명세서에 포함될 수 있다.

[0078] 많은 대안들, 변경 및 변화들은 본 발명에 의해 가능하다. 상기 공개된 일 실시예의 특징은 추가적인 실시 예를 만들기 위한 발명의 관점 안에서 결합, 재배열, 생략 등등이 될 수 있다.

[0079] 게다가, 상기 공개된 일 실시예의 어떤 특징은 때때로 다른 특징들의 대응되는 사용 없이 이점을 위해 사용될 수 있다. 그에 맞춰서 출원인들은 본 발명의 범위 및 진정한 의미 안에서 대체, 변경, 등가물, 및 변형과 같은 모든 것들을 의도한다.

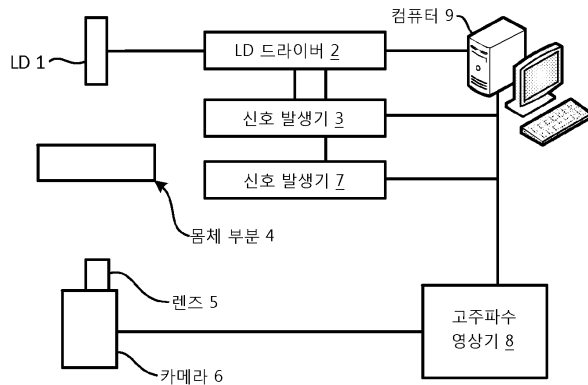
[0080] 이러한 발명의 출원 및 실시예가 도시되고 기재되는 한편, 통상의 기술자에게 본 발명에서 도출된 없이 더욱 많은 변형들이 명백할 것이다. 상기 발명은 본 명세서에 포함된 일 실시예에 기재된 것에 한정되지 않고, 오히려 그들과 동등하고 여기에 첨부된 청구항 및 그들의 등가물에 의해 정의된다. 예를 들어, 상기 공개된 대상 사안은 혈관 질환에 대한 검사 또는 진단하는 문제를 주로 적용하는 것으로서 다양한 구조 및 방법들이 포함된다. 그러나, 상기 동일 사안은 전혀 변경이 없거나 중요하지 않은 변경이 있는 다른 타입의 진단 문제들 및/또는 몸체 부분에 적용될 수 있다.

부호의 설명

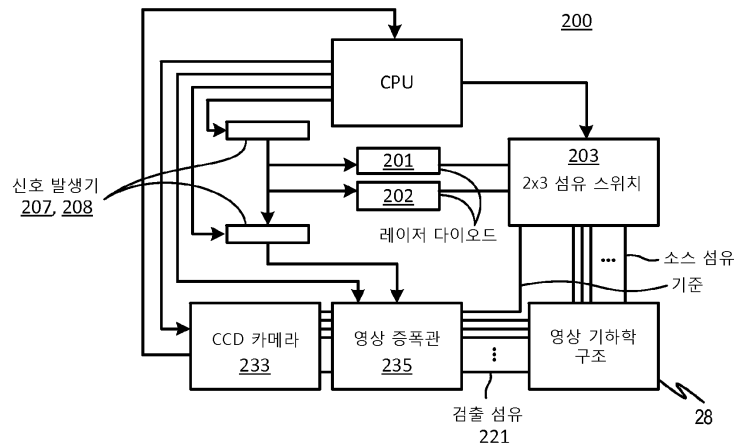
- [0081]
- 1, 201, 202: 레이저 다이오드
 - 2: LD 드라이버
 - 3, 7, 207, 208: 신호 발생기
 - 5: 렌즈
 - 6: 카메라
 - 8: 고주파 영상기
 - 9: 컴퓨터

도면

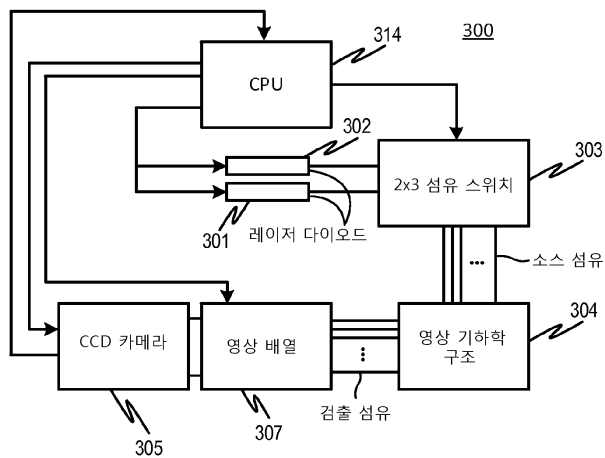
도면1a



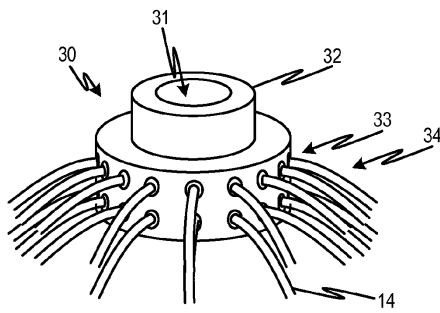
도면1b



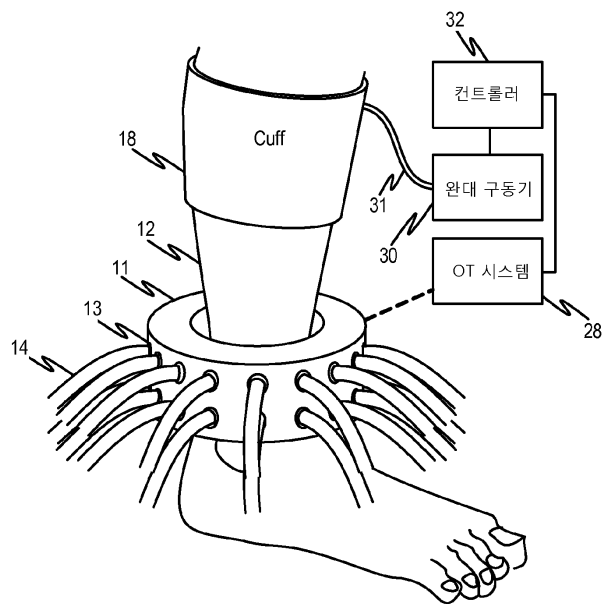
도면1c



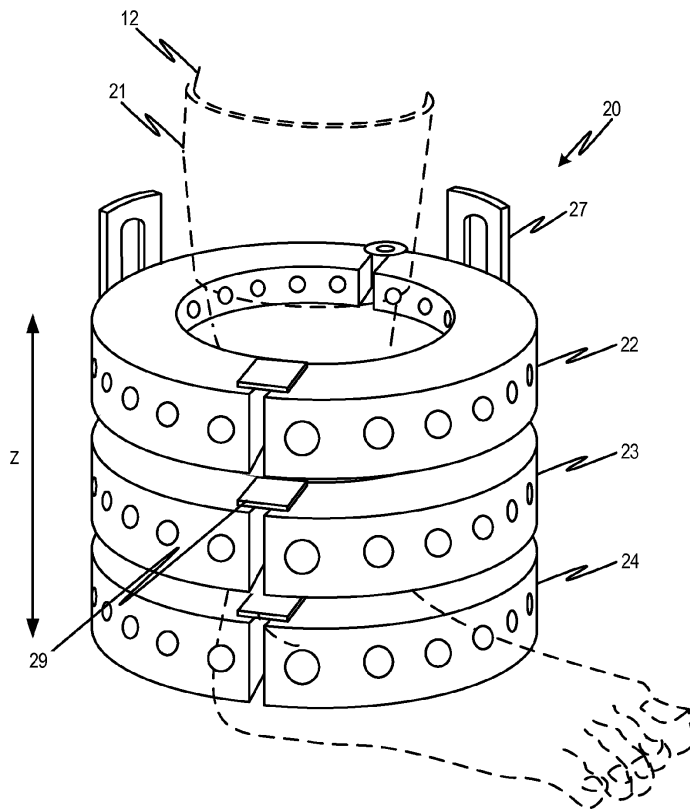
도면2



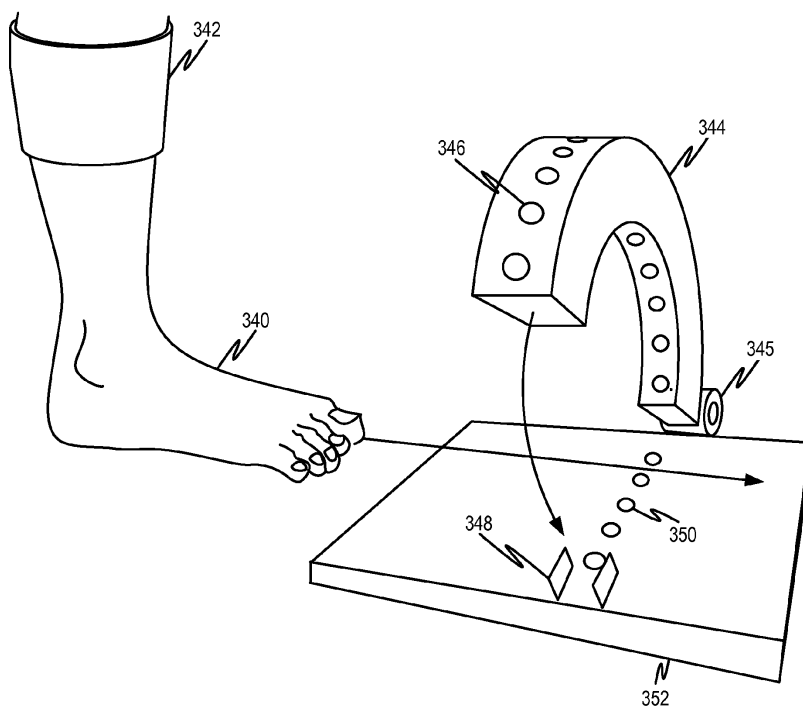
도면3



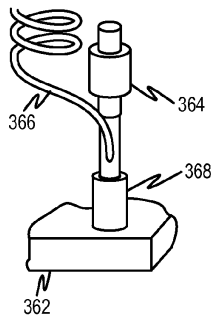
도면4



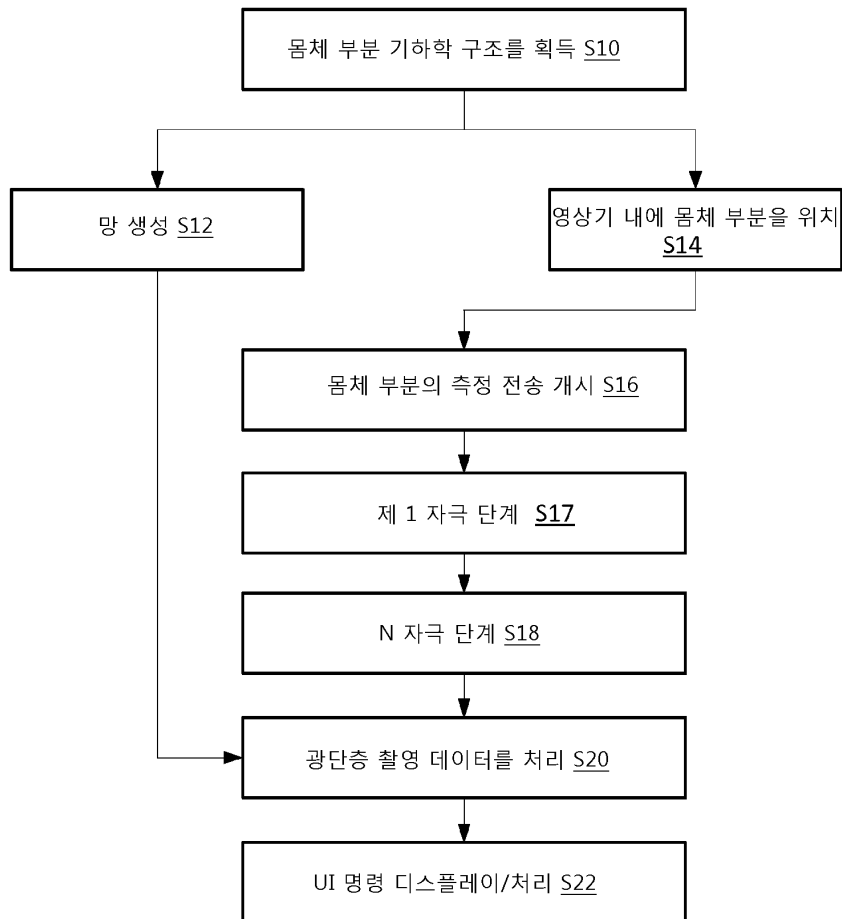
도면5



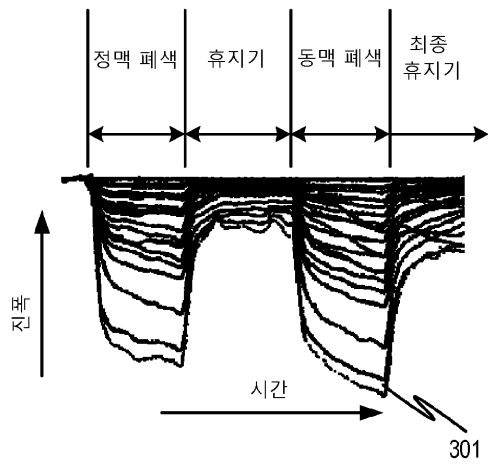
도면6



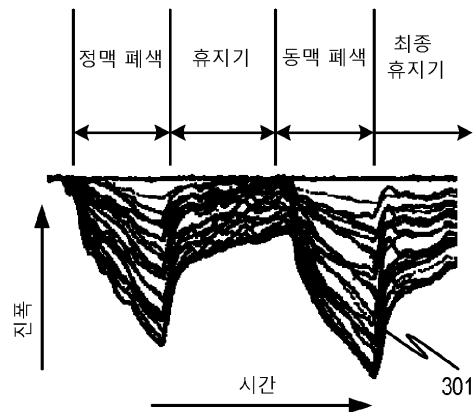
도면7



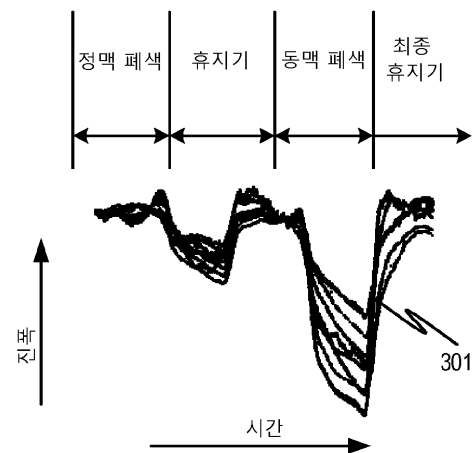
도면8a



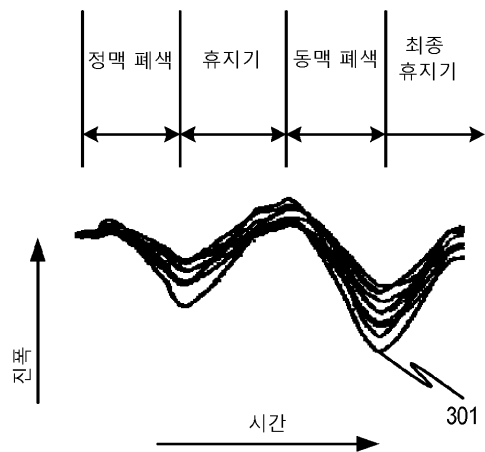
도면8b



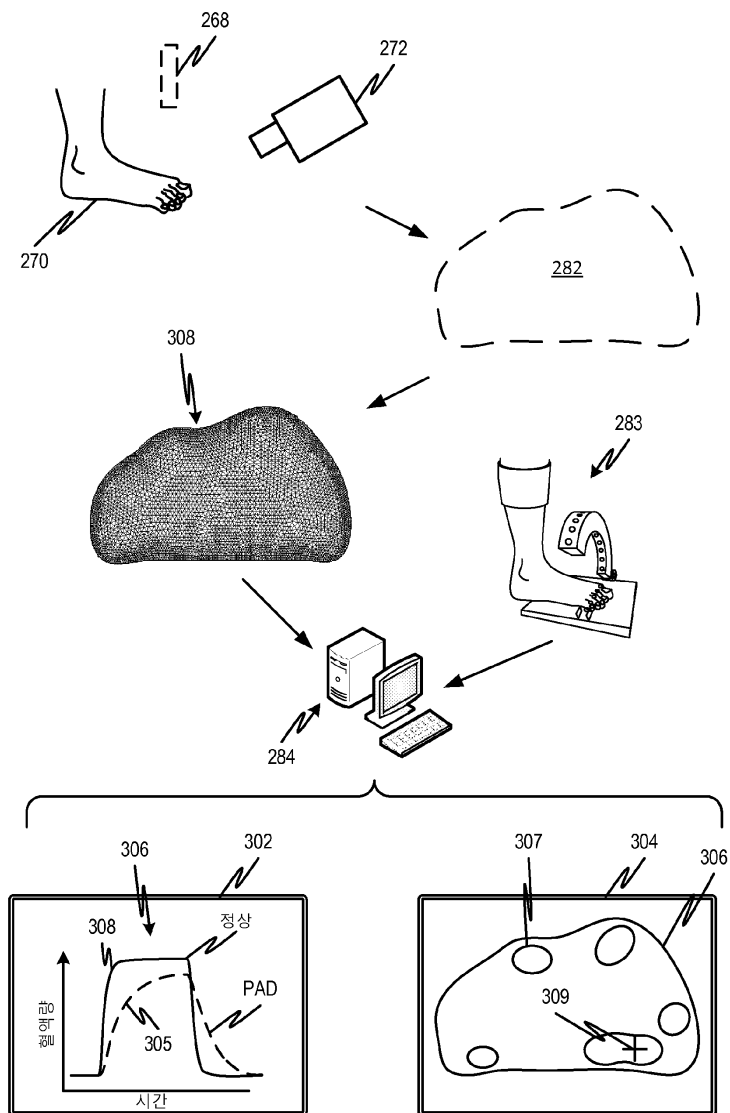
도면9a



도면9b



도면10



도면11

