(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2025년03월12일
(11) 등록번호 10-2778412
(24) 등록일자 2025년03월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2021.01) *A61C 1/08* (2006.01)
A61C 9/00 (2006.01) *G06T 15/08* (2011.01)
G06T 17/00 (2006.01) *G06T 7/55* (2017.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0088 (2013.01)
A61B 5/0062 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2024-7038327(분할)
(22) 출원일자(국제) 2017년07월27일
심사청구일자 2024년12월04일
(85) 번역문제출일자 2024년11월18일
(65) 공개번호 10-2024-0166609
(43) 공개일자 2024년11월26일
(62) 원출원 특허 10-2023-7036756
원출원일자(국제) 2017년07월27일
심사청구일자 2023년11월17일
(86) 국제출원번호 PCT/US2017/044253
(87) 국제공개번호 WO 2018/022940
국제공개일자 2018년02월01일
(30) 우선권주장
62/367,607 2016년07월27일 미국(US)
(뒷면에 계속)
(56) 선행기술조사문헌
JP2012147908 A*
US20120122051 A1*
KR1020160041632 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
얼라인 테크널러지, 인크.
미국 캘리포니아 95134 산 호세 오차드 파크웨이 2820
(72) 발명자
엘바즈 길라드
미국 캘리포니아 95134 산호세 오차드 파크웨이 2820
램퍼트 에레즈
미국 캘리포니아 95134 산호세 오차드 파크웨이 2820
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인태평양

전체 청구항 수 : 총 24 항 심사관 : 최석규

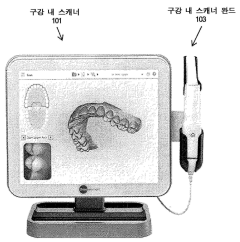
(54) 발명의 명칭 **치아 진단 기능이 있는 구강 내 스캐너**

(57) 요 약

대상의 치아의 모델을 생성하는 방법 및 장치. 표면 피처와 내부 피처 모두를 포함하는 대상의 구강 내 영역(예를 들면, 치아)의 3차원 모델을 생성하는 구강 내 스캐닝 방법 및 장치가 본 명세서에서 설명된다. 이러한 방법 및 장치는 치아의 병변, 충치 및 크랙을 식별하고 평가하기 위해 사용될 수 있다. 임의의 이러한 방법 및 장치는

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도1a



치아의 볼륨 모델을 형성하기 위해 최소 산란 계수 및/또는 세그먼트화를 사용할 수 있다.

(52) CPC특허분류
A61B 5/0086 (2013.01)
A61B 5/4547 (2013.01)
A61B 5/742 (2021.01)
A61C 1/088 (2013.01)
A61C 9/0053 (2013.01)
G06T 15/08 (2013.01)
G06T 17/00 (2013.01)
G06T 7/55 (2017.01)
G06T 2207/30036 (2013.01)

(72) 발명자
아티야 요세프
미국 캘리포니아 95134 산호세 오차드 파크웨이 2820
코펠만 아비
미국 캘리포니아 95134 산호세 오차드 파크웨이 2820
사피에르 오퍼
미국 캘리포니아 95134 산호세 오차드 파크웨이 2820
모세 마얀
미국 캘리포니아 95134 산호세 오차드 파크웨이 2820
아얄 샤이
미국 캘리포니아 95134 산호세 오차드 파크웨이 2820

(30) 우선권주장
62/477,387 2017년03월27일 미국(US)
62/517,467 2017년06월09일 미국(US)

명 세 서

청구범위

청구항 1

구강 내 스캐닝 시스템으로서, 상기 시스템은:

적어도 하나의 카메라 이미지 센서 및 복수의 광원을 갖는 휴대용 완드 - 상기 광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 상기 제2 스펙트럼 범위는 근적외선(near-IR) 파장의 범위 내에 있음 -; 및

상기 휴대용 완드에 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서를 포함하고, 상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 휴대용 완드로 촬영된 환자의 치열의 스캔 데이터를 수신하고 - 상기 스캔 데이터는 표면 스캔 데이터 및 근적외선 스캔 데이터를 포함함 -;

상기 표면 스캔 데이터를 사용하여 하나 이상의 치아의 3-차원(3D) 모델을 생성하고;

적어도 상기 근적외선 스캔 데이터로부터, 하나 이상의 충치를 검출하고;

상기 하나 이상의 충치를 상기 3-차원 모델에 상관시켜 상기 하나 이상의 충치의 위치를 상기 3-차원 모델의 대응하는 위치와 연관시키고; 그리고

상기 3-차원 모델과 상기 하나 이상의 충치를 포함하는 하나 이상의 내부 피처를 나타내는 상기 3-차원 모델과 상관된 하나 이상의 근적외선 이미지를 디스플레이하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 근적외선 스캔 데이터로부터 하나 이상의 폐색 영역을 검출함으로써 상기 하나 이상의 충치를 검출하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 3-차원 모델에서 상기 하나 이상의 2D 근적외선 이미지의 오버레이를 디스플레이함으로써 섹션을 디스플레이하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 휴대용 완드로 상기 환자의 치열을 스캐닝함으로써 상기 스캔 데이터를 수신하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 휴대용 완드는 복수의 카메라 이미지 센서를 포함하는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 하나 이상의 근적외선 이미지와 동시에 상기 3-차원 모델을 디스플레이함으로써 섹션을 디스플레이하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 근적외선 스캔 데이터를 캡처하는 동안 상기 적어도 하나의 카메라 이미지 센서의 위치 및 방향을 결정하고 저장하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 8

청구항 1에 있어서,

상기 복수의 광원 및 상기 적어도 하나의 카메라 이미지 센서가 상기 휴대용 완드에 배열되어 상기 제2 스펙트럼 범위에서 방출된 광이 0° 내지 15°의 각도에서 치아로부터 반사되고 상기 하나 이상의 카메라 이미지 센서에 의해 수신되도록 하는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 9

청구항 1에 있어서,

상기 근적외선 스캔 데이터 및 상기 표면 스캔 데이터는 동시에 캡처되고 저장되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 10

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 근적외선 스캔 데이터를 세그먼트화하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 11

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 3-차원 모델 및/또는 상기 하나 이상의 근적외선 이미지의 피처를 분석하고 마킹하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 12

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서와 통신하는 디스플레이를 더 포함하는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 13

청구항 1에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 구조화된 광 삼각 측량을 사용하여 상기 표면 스캔 데이터를 캡처하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 14

구강 내 스캐닝 시스템으로서, 상기 시스템은:

적어도 하나의 카메라 이미지 센서 및 복수의 광원을 갖는 휴대용 완드 - 상기 광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 상기 제2 스펙트럼 범위는 근적외선(near-IR) 파장의 범위 내에 있음 -;

디스플레이; 및

상기 휴대용 완드에 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서를 포함하고, 상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 휴대용 완드로 촬영된 환자의 치열의 스캔 데이터를 수신하고 - 상기 스캔 데이터는 표면 스캔 데이터 및 근적외선 스캔 데이터를 포함함 -;

상기 표면 스캔 데이터를 사용하여 하나 이상의 치아의 3-차원(3D) 모델을 생성하고;

적어도 상기 근적외선 스캔 데이터로부터 충치를 검출하고;

상기 디스플레이 상에, 상기 충치를 포함하는 상기 근적외선 스캔 데이터의 적어도 하나의 근적외선 이미지를 디스플레이하고;

상기 충치를 상기 3-차원 모델에 상관시켜 상기 충치를 상기 3-차원 모델 상의 위치와 연관시키고; 그리고

상기 디스플레이 상에, 상기 충치의 위치를 나타내는 상기 3-차원 모델을 디스플레이하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 15

청구항 14에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 근적외선 스캔 데이터로부터 하나 이상의 폐색 영역을 검출함으로써 상기 충치를 검출하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 16

청구항 14에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 휴대용 완드로 상기 환자의 치열을 스캐닝함으로써 상기 스캔 데이터를 수신하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 17

청구항 14에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 근적외선 스캔 데이터를 캡처하는 동안 상기 적어도 하나의 카메라 이미지 센서의 위치 및 방향을 결정하고 저장하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 18

청구항 14에 있어서,

상기 복수의 광원 및 상기 적어도 하나의 카메라 이미지 센서가 상기 휴대용 완드에 배열되어 상기 제2 스펙트럼 범위에서 방출된 광이 0° 내지 15° 의 각도에서 치아로부터 반사되고 상기 하나 이상의 카메라 이미지 센서에 의해 수신되도록 하는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 19

청구항 14에 있어서,

상기 근적외선 스캔 데이터 및 3D 표면 데이터는 동시에 캡처되고 저장되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 20

청구항 14에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 근적외선 스캔 데이터를 세그먼트화하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 21

청구항 14에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 상기 3-차원 모델 및/또는 상기 하나 이상의 근적외선 이미지의 피처를 자동으로 마킹하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 22

청구항 14에 있어서,

상기 하나 이상의 프로세서는 구조화된 광 삼각 측량을 사용하여 상기 표면 스캔 데이터를 캡처하도록

구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 23

구강 내 스캐닝 시스템으로서, 상기 시스템은:

적어도 하나의 카메라 이미지 센서 및 복수의 광원을 갖는 휴대용 완드 - 상기 광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 상기 제2 스펙트럼 범위는 근적외선(near-IR) 파장의 범위 내에 있음 -;

디스플레이; 및

상기 휴대용 완드에 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서를 포함하고, 상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 휴대용 완드로부터의 환자의 치열의 스캔 데이터를 캡처하고 - 상기 스캔 데이터는 표면 스캔 데이터 및 근적외선 스캔 데이터를 포함하고, 상기 표면 스캔 데이터는 구조화된 광 삼각 측량을 사용하여 상기 휴대용 완드로부터 캡처됨 -;

상기 표면 스캔 데이터를 사용하여 하나 이상의 치아의 3-차원(3D) 모델을 생성하고;

상기 근적외선 스캔 데이터로부터 하나 이상의 폐색 영역을 검출함으로써 적어도 상기 근적외선 스캔 데이터로부터 충치를 검출하고;

상기 디스플레이 상에, 상기 충치를 포함하는 상기 근적외선 스캔 데이터의 적어도 하나의 근적외선 이미지를 디스플레이하고;

상기 충치를 상기 3-차원 모델에 상관시켜 상기 충치를 상기 3-차원 모델 상의 위치와 연관시키고; 그리고

상기 디스플레이 상에, 상기 충치의 위치를 나타내는 상기 3-차원 모델을 디스플레이하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

청구항 24

구강 내 스캐닝 시스템으로서, 상기 시스템은:

센싱을 위한 적어도 하나의 수단 및 조명을 위한 복수의 수단을 포함하는 스캐닝을 위한 수단 - 조명을 위한 복수의 수단은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 상기 제2 스펙트럼 범위는 근적외선(near-IR) 파장의 범위 내에 있음 -;

디스플레이를 위한 수단; 및

휴대용 완드에 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서를 포함하고, 상기 하나 이상의 프로세서는:

상기 스캐닝을 위한 수단으로 촬영된 환자의 치열의 스캔 데이터를 수신하고 - 상기 스캔 데이터는 표면 스캔 데이터 및 근적외선 스캔 데이터를 포함함 -;

상기 표면 스캔 데이터를 사용하여 하나 이상의 치아의 3-차원(3D) 모델을 생성하고;

적어도 상기 근적외선 스캔 데이터로부터, 충치를 검출하고;

상기 디스플레이를 위한 수단 상에, 상기 충치를 포함하는 상기 근적외선 스캔 데이터의 적어도 하나의 근적외선 이미지를 디스플레이하고;

상기 충치를 상기 3-차원 모델에 상관시켜 상기 충치를 상기 3-차원 모델 상의 위치와 연관시키고; 그리고

상기 디스플레이를 위한 수단 상에, 상기 충치의 위치를 나타내는 상기 3-차원 모델을 디스플레이하도록 구성되는, 구강 내 스캐닝 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] **관련 출원에 대한 상호 참조**

[0002] 본 출원은 2016년 7월 27일에 출원된 미국 가출원 제62/367,607호, "INTRAORAL SCANNER WITH DENTAL

DIAGNOSTICS CAPABILITIES"와, 2017년 3월 27일에 출원된 미국 가출원 제62/477,387호 "INTRAORAL SCANNER WITH DENTAL DIAGNOSTICS CAPABILITIES"와, 2017년 6월 9일에 출원된 미국 가출원 제62/517,467호 "MINIMAL VALUE LIFTING TO FORM A VOLUMETRIC MODEL OF AN OBJECT" 각각에 대해 우선권을 주장한다. 이들 각각은 그 전체가 본 명세서에 참조로서 포함된다.

[0003] **참조로서 포함**

[0004] 본 명세서에서 언급된 모든 공보 및 특허 출원은 개별 공보 또는 특허 출원이 본 명세서에 구체적이고 개별적으로 참조로서 포함되는 것으로 표시된 것과 동일한 정도까지 그 전체가 본 명세서에 참조로서 포함된다.

[0005] 본 명세서에 설명된 방법 및 장치는 광학 스캐너에 관한 것일 수 있으며, 특히, 대상의 3차원 표현을 생성하는 광학 스캐너에 관한 것일 수 있다. 특히, 3D 스캐닝을 포함하는 스캐닝과, 진단, 치료, 종단 추적, 치아 측정 및 충치와 크랙의 검출을 위한 구강 내 캐비티(cavity)를 분석하는데 유용할 수 있는 방법 및 장치가 본 명세서에서 설명된다. 이러한 방법 및 장치는 치아의 내부 구조의 볼륨 모델을 생성할 수 있고, 그리고/또는 컬러 스캐닝을 포함할 수 있다.

배 경 기 술

[0006] 많은 치과 및 치아 교정 절차는 환자의 치열 및 구강 내 캐비티의 정확한 3차원(3D) 표현으로부터 이점을 획득할 수 있다. 특히, 치아 볼륨의 충치 및 일반적인 내부 구성뿐 아니라, 에나멜과 상아질을 포함하는 치아의 표면 및 내부 구조 모두의 3차원 표현을 제공하는 것이 도움이 될 것이다. 치아의 3D 표면의 순수한 표면 표현은 치과 보철물(예를 들어 치관 또는 브릿지)의 설계 및 제작과, 치료 계획에 매우 유용하다는 것이 입증되었으나, 에나멜과 밑에 있는 상아질의 충치와 크랙의 발달을 포함한 내부 구조를 이미징하는 능력은, 특히, 표면 토포그래픽(topographical) 매핑과 관련하여 매우 유용할 것이다.

[0007] 역사적으로, 이온화 방사선(예를 들면, X-레이)은 치아 내로 이미징하는데 사용되어 왔다. 예를 들면, X-레이 교익(bitewing) 라디오그램은 치아 내에 비정량적 이미지를 제공하기 위해 종종 사용된다. 그러나, 이온화 방사선의 위험성 이외에도, 이러한 이미지는 일반적으로 특징을 보여주는 능력이 제한되어 있으며, 길고 값비싼 절차를 수반할 수 있다. 콘빔 전산화 단층 촬영(cone beam computed tomography, CBCT)과 같은 다른 기술은 단층 촬영 이미지를 제공할 수 있으나, 여전히 이온화 방사선을 필요로 한다.

[0008] 따라서, 대상의 치아를 모델링하는데 사용될 수 있고 비이온화 방사선을 사용하여 외부(표면) 및 내부(에나멜과 상아질 내) 구조와 구성을 모두 포함할 수 있는 구강 스캐닝 시스템과 같은 장치와 시스템을 포함하는 방법 및 장치를 제공하는 것은 이점이 있을 것이다. 대상의 치아의 모델은 3D 볼륨 모델 또는 파노라마 이미지일 수 있다. 특히, 이러한 기능을 제공하는 단일 기구를 사용할 수 있는 방법 및 장치를 제공하는 것이 도움이 될 것이다. 환자의 구강 내 캐비티를 스캐닝하고, 그리고/또는 충치의 식별 및 분석을 자동화하기 위한 개선된 방법 및 시스템이 필요하다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 미국 특허출원공개공보 US 2012/0122051호 (2012.05.17.)

발명의 내용

[0010] 일반적으로, 치아의 외부 및/또는 내부 구조 모두를 스캐닝하는 방법 및 장치(예를 들면, 기구 및 시스템)가 본 명세서에 설명된다. 이러한 방법 및 장치는 표면 토포그래피와 내부 피처(예를 들면, 상아질, 치과용 충전재, 크랙 및/또는 충치) 모두를 포함하는 대상의 치아의 모델을 생성할 수 있다. 이러한 임의의 기구는 대상의 구강 캐비티 내로 또는 주위로 스캐닝하고, 2개 이상의 스펙트럼 범위에서 조명할 수 있는 광원 또는 광원들을 구비하는 구강 내 스캐너를 포함할 수 있다: 표면-피처 조명 스펙트럼 범위(예를 들면, 가시광)와 투과성 스펙트럼 범위(예를 들면, IR 범위, 특히, 850nm를 포함하나 이에 제한되지 않는 "근적외선"). 스캐닝 기구는 또한 방출된 광을 검출하는 하나 이상의 센서와 스캐닝의 동작을 제어하고 제1 스펙트럼 범위 및 제2 스펙트럼 범위 모두로부터 수신된 광을 분석하여 치아의 표면과, 에나멜과 상아질 내부를 포함하는 치아 내부의 피처를 포함하는 대상의 치아 모델을 생성하는 하나 이상의 프로세서를 포함할 수 있다. 생성된 모드는 3D 볼륨 모델 또는 파노

라마 이미지일 수 있다.

[0011] 본 명세서에서 사용된 바와 같이, 볼륨 모델은 내부 영역(구조 등)이 모델링되는 대상의 다른 내부 및 표면 피처에 대해 상대적이고 3개의 물리적 차원의 볼륨 내에서 배열되는 비례 관계에 있는 3차원에서의 대상의 가상 표현을 포함할 수 있다. 예를 들면, 치아의 볼륨 표현은 볼륨 모델을 통한 섹션이 실질적으로 치아를 통한 섹션에 대응되도록, 내부 구조의 위치와 크기를 나타내는, 치아에 대해 비례하여 배열된 치아 내(치아 표면 아래)의 내부 구조뿐 아니라 외부 표면을 포함할 수 있다; 볼륨 모델은 어떤(예를 들면, 임의의) 방향으로부터의 섹션일 수 있으며, 모델링되는 대상을 통한 동등한 섹션에 대응할 수 있다. 볼륨 모델은 전자적 또는 물리적일 수 있다. 물리적 볼륨 모델은, 예를 들면, 3D 프린팅 등에 의해 형성될 수 있다. 본 명세서에 설명된 볼륨 모델은 전체적으로(예: 전체 볼륨, 예를 들면, 치아의 볼륨을 통해) 또는 부분적으로(예: 일부 최소 깊이, 예를 들면, 2mm, 3mm, 4mm, 5mm, 6mm, 7mm, 8mm, 9mm, 10mm, 12mm 등에 대해 모델링된 볼륨 내) 볼륨 내로 연장될 수 있다.

[0012] 본 명세서에 설명된 방법은 일반적으로 대상의 치아의 모델을 생성하는 방법, 일반적으로 표면 및 내부 피처 모두를 포함하는 치아의 3D 모델 또는 렌딩(rending)을 생성하는 방법을 포함한다. 트랜스-조명(예를 들면, 한쪽으로부터 조명하고, 대상을 통과한 후 반대쪽으로부터 광을 캡처하는 것) 및/또는 소-각(small-angle) 투과 이미징(예를 들면, 투과하는 파장으로 조명할 때 내부 구조로부터 반사/산란된 광을 캡처하는 반사 이미징)을 사용하는 것을 포함하여, 하나 이상의 투과성 스펙트럼 범위(파장)를 사용하여 이들을 조명함으로써 치아 내부의 구조를 보기 위해 투과성 파장을 사용하여 이미지를 획득하는 것과 같은, 내부 구조를 이미징 및/또는 검출하는 비이온화 방법이 사용될 수 있다. 특히, 동일한 상대 위치로부터 다수의 투과 이미지가 획득될 수 있다. 종래의 투과 이미징 기술(예를 들면, 트랜스-조명)이 사용될 수 있으나, 광 방출기 조명 방향과 검출기(예를 들면, 카메라) 시야각 사이의 각도는 90도 또는 180도이며, 또한, 더 작은 각도(예를 들면, 0도 내지 25도, 0도 내지 20도, 0도 내지 15도, 0도 내지 10도 등)를 갖는 방법 및 장치가 본 명세서에 개시된다. 조명(광원)과 센싱(검출기(들), 예를 들면, 카메라(들) 등)이 서로 더 가까울 수 있기 때문에, 대상의 치아 주위에 더욱 쉽게 위치하고 이동할 수 있는 구강 내 스캐너에 대한 스캐닝 완드(wand)를 제공할 수 있어, 작은 각도(예를 들면, 1-15°)가 특히 유리할 수 있다. 이러한 소-각 투과 이미지 및 이미징 기술은 또한 본 명세서에서 반사 조명 및/또는 이미징으로서, 또는 반사/산란 이미징으로서 지칭될 수 있다. 일반적으로, 투과 이미징은 달리 특정되지 않는 한, 트랜스-조명, 소-각 투과 이미징 등을 포함하여 투과 이미징의 임의의 적합한 유형을 지칭할 수 있다. 그러나, 소-각은 대상(예를 들면, 치아)의 표면으로부터 직접적인 반사를 발생시킬 수 있으며, 이는 내부 구조를 흐리게 할 수 있다.

[0013] 본 명세서에 설명된 방법 및 장치는, 특히 치아 또는 치아들의 3D 표면 모델을 표면 및 내부 피처 모두에 대해 개별적이지만 동시에(또는 거의 동시에) 검출하기 적합한 구강 내 스캐너를 사용함으로써 투과 이미징의 사용에 의해 검출될 수 있는 병변(lesion)(예를 들면, 충치, 크랙 등)과 같은 이미징된 내부 피처와 결합하는데 특히 효과적이다. 표면 스캐닝과 투과 이미징을 결합하는 것은 2가지에 대해 동일한 좌표계의 사용을 허용하는 방식으로 이러한 상이한 모달리티(modality) 사이에서 교번하거나 스위칭함으로써 수행될 수 있다. 대안적으로, 예를 들면, 가시광으로부터 IR(근적외선) 광을 분리시키도록 이미징된 파장을 선택적으로 필터링함으로써 표면 및 투과 스캐닝 모두를 동시에 볼 수 있다. 3D 표면 데이터는 따라서 내부 구조에 대한 중요한 기준과 각도 정보를 제공할 수 있으며, 그렇지 않으면 해석하기 어렵거나 불가능할 수 있는 투과 이미지의 해석 및 분석을 허용할 수 있다.

[0014] 예를 들면, 구강 내 스캐너를 사용하여 대상의 치아의 적어도 부분의 3차원(3D) 표면 모델 데이터를 캡처하는 단계, 구강 내 스캐너로 투과성 파장을 사용하여 치아 내의 복수의 이미지를 획득하는 단계, 및 3D 표면 모델 데이터와 복수의 이미지를 사용하여 내부 구조를 포함하는 치아의 3D 모델을 형성하는 단계를 포함하는 대상의 치아의 모델을 생성하는 방법이 본 명세서에 설명된다.

[0015] 대상의 치아의 모델을 생성하는 방법은 제1 이미징 모달리티에서 동작하는 구강 내 스캐너로 대상의 치아의 적어도 부분의 3차원(3D) 표면 모델 데이터를 캡처하는 단계 -3D 표면 모델 데이터는 제1 좌표계를 가짐 - 투과성 파장을 사용하여 제2 이미징 모달리티에서 동작하는 구강 내 스캐너로 치아 내의 복수의 이미지를 획득하는 단계 -복수의 이미지는 제1 좌표계를 참조함-; 3D 표면 모델 데이터와 복수의 이미지를 사용하여 내부 구조를 포함하는 치아의 3D 모델을 형성하는 단계를 포함할 수 있다. 일반적으로, 제1 파장을 캡처하는 것은 반드시 이미지를 캡처할 필요 없이 3D 표면 스캔을 직접 캡처할 수 있다. 제2 투과 모달리티는 본 명세서에서 설명된 바와 같이 프로세스된 이미지로서 캡처될 수 있다.

[0016] 일반적으로, 3D 표면 모델 데이터를 캡처하는 단계는 임의의 적합한 방법을 사용하여 3D 표면 토폴로지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 예를 들면, 3D 표면 토폴로지를 결정하는 단계는 공초점 포커싱을 사용하는 단계를 포함할 수 있다. 3D 표면 모델을 캡처하는 단계는 공초점 스캐닝, 스테레오 비전 또는 구조화된 광 삼각 측량 중 하나 이상을 사용하는 단계를 포함할 수 있다.

[0017] 본 명세서에 설명된 임의의 방법 및 장치는 단일 치아 또는 치아의 영역, 다수의 치아, 치아 및 잇몸, 또는 다른 구강 내 구조의, 특히, 대상의 구강 내로부터의 3D 이미지를 모델링, 이미징 및/또는 렌더링 하는데 사용될 수 있다.

[0018] 일반적으로, 본 명세서에 설명된 것들을 수행하는 방법 및 장치는 3D 컬러 구강 내 스캐닝/스캐너를 포함한다. 예를 들면, 이 방법은 컬러 구강 내 3D 데이터를 캡처하는 단계를 포함할 수 있다.

[0019] 이하에서 보다 상세하게 설명되는 바와 같이, 방법 및 장치는 표면 데이터 수집과 투과 이미징(투과성) 데이터 수집 간의 스위칭을 제어할 수 있다. 예를 들면, 임의의 이러한 방법은, 예를 들면, 제1 이미징 모달리티와 제2(투과성) 이미징 모달리티 사이에서 스위칭함으로써, 3D 표면 모델 데이터가 캡처될 때 투과성 파장을 사용하여 이미지를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0020] 동일한 센서 또는 상이한 센서가 표면 및 내부 피처 데이터를 수집하는데 사용될 수 있다. 예를 들면, 복수의 이미지를 획득하는 단계는 투과성 파장을 사용하여 복수의 이미지와 3D 표면 모델 데이터를 캡처하기 위해 구강 내 스캐너 상에 동일한 센서를 사용하는 단계를 포함할 수 있다. 대안적으로, 별도의 센서 또는 센서들이 사용될 수 있다. 예를 들면, 복수의 이미지를 획득하는 단계는 투과성 파장을 사용하여 복수의 이미지와 3D 표면 모델 데이터를 캡처하기 위해 구강 내 스캐너 상에 상이한 센서를 사용하는 단계를 포함할 수 있다.

[0021] 언급된 바와 같이, 투과성 파장(또는 투과성 스펙트럼 범위)를 사용하여 치아의 이미지를 획득하는 단계는 조명원과 센서(예를 들면, 검출기 또는 카메라) 사이의 임의의 각도에서 투과 이미지를 획득하는 단계를 포함할 수 있다. 특히, 내부 피처(예를 들면, 반사 이미지) 데이터는 소-각 구성을 사용하여 이미징될 수 있으며, 하나 또는 바람직하게는 더 많은 투과 이미지가 치아/치아들에 대한 상이한 방향에서 획득된다. 예를 들면, 복수의 이미지를 획득하는 단계는 치아/치아들의 내부 구성을 반사하고, 치아로부터 조명을 수신하는 센서(예를 들면, 검출기, 카메라 등)에 대해 0° 내지 15° 사이의 각도에서 치아를 조명하는 단계를 포함할 수 있다. 복수의 이미지(예를 들면, 이러한 소-각 투과 이미지와 같은 투과 이미지)를 획득하는 단계는 일반적으로 치아의 동일한 영역 위의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 상이한 각도에서 하나 이상의(예를 들면, 2개 이상, 3개 이상 등을 포함하는 복수) 투과 이미지를 획득하는 단계를 포함할 수 있다. 따라서, 치아의 동일한 내부 영역은 상이한 각도로부터 다수의 상이한 스캔에서 나타날 것이다.

[0022] 일반적으로, 임의의 수의 센서는 구강 내 스캐너, 예를 들면, 구강 내 스캐너의 완드 상에 포함될 수 있다. (예를 들면, 광의) 적절한 스펙트럼 범위(들)을 검출하고 기록하는 임의의 적절한 센서가 사용될 수 있다. 센서는 검출기, 카메라 등으로 지칭되고, 이들을 포함할 수 있다. 예를 들면, 복수의 이미지를 획득하는 단계는 투과성 파장을 사용하여 복수의 이미지를 캡처하기 위해 구강 내 스캐너 상의 복수의 센서를 사용하는 단계를 포함할 수 있다.

[0023] 투과 이미지를 획득하기 위해 사용되는 조명은 치아의 에나멜과 상아질을 적어도 부분적으로 투과하고 통과할 수 있도록 일반적으로 투과성이다. 광의 투과성 파장은 일반적으로 적외선(및 특히, 근적외선) 광을 포함할 수 있다. 예를 들면, 700 내지 1090nm(예를 들면, 850nm)의 범위의 광이 사용될 수 있다. 가시 스펙트럼보다 짧은 파장을 포함하는 다른 파장 및 파장 범위가 사용될 수 있다. 따라서, 복수의 이미지를 획득하는 단계는 적외선 광으로 치아를 조명하는 단계를 포함할 수 있다. 복수의 이미지(예를 들면, 투과 이미지)를 획득하는 단계는 백색광(백색광 트랜스-조명을 포함하지만, 이에 제한되지는 않음), UV/청색 형광 및 적색광 형광 중 하나 이상으로 치아를 조명하는 단계를 포함할 수 있다.

[0024] 투과 이미지를 획득하는데 사용되는 조명은 내부 치아 영역(예를 들면, 포인트 또는 복셀(voxel))이 소수의 카메라 위치 및 방향에서만 볼 수 있다는 의미에서 반-투과성으로 간주될 수 있다; 포인트는 볼륨 포인트를 포함하는 일부 이미지에서 그들의 시야에서 다른 구조에 의해 방해될 수 있다. 이러한 의미에서, 시야의 볼륨 포인트를 포함하는 이미지는 이러한 볼륨 포인트를 이미징하지 않을 수 있다. 따라서, 본 명세서에 설명된 방법 및 장치는 마스킹이 발생하지 않는 X-레이 이미징을 사용하는, CT와 같은 다른 투과성 스캐닝 기술과는 달리, 볼륨 포인트의 높은 마스킹을 고려할 수 있다.

[0025] 일반적으로, 임의의 적절한 기술이 투과 이미징으로부터의 (결합된) 표면과 내부 구조를 포함하는 치아의 3D 모

델을 형성하는데 사용될 수 있다. 이러한 3D 모델은 결합된 3D 표면/볼륨 모델, 3D 볼륨 표면 모델, 또는 단순히 "3D 모델" 등으로 지칭될 수 있다. 언급된 바와 같이, 표면 데이터와 투과 이미징 데이터 모두 일반적으로 동일한 좌표계에 있을 수 있다. 둘은 공통 좌표계를 사용하여 결합될 수 있다. 일부 변형에서, 표면 데이터는 표면 모델로서 표현될 수 있으며, 내부 피처는 이러한 모델에 추가된다. 일부 변형에서, 데이터는 (함께 합쳐진 이후에) 3차원 모델로 동시에 재구성될 수 있다. 하나 또는 2개의 데이터 세트가 개별적으로 수정(예를 들면, 필터링, 차감 등)될 수 있다. 예를 들면, 내부 구조를 포함하는 치아의 3D 모델을 형성하는 단계는 내부 구조 데이터(볼륨 데이터를 포함함)와 3D 표면 모델 데이터를 결합하는 단계를 포함할 수 있다. 내부 구조를 포함하는 치아의 3D 모델을 형성하는 단계는 복수의 투과 이미지를 결합하는 단계를 포함할 수 있으며, 복수의 투과 이미지는 구강 내 스캐너를 사용하여 상이한 각도로부터 획득될 수 있다.

[0026] 본 명세서에서 설명된 이러한 방법을 수행하도록 구성된 임의의 방법 및 장치에서, 데이터는 시스템에 의해 자동 또는 수동으로 분석될 수 있다. 특히, 본 명세서에서 설명된 방법 및 장치는 내부 피처를 조사하는 것 및/또는 크랙과 충치를 포함한 관심 피처를 식별하는 것을 포함할 수 있다. 피처는 피처-인식 기준(예를 들면, 투과 이미지의 어둡거나 밝은 영역), 패턴-인식, 기계 학습 등에 기초하여 인식될 수 있다. 피처는 컬러링, 라벨링 등을 포함하여 마킹될 수 있다. 피처는 투과 이미지 상에서 3D 모델에서 직접, 또는 본 명세서에서 설명된 방법 및 장치에 의해 형성된 치아의 3D 모델을 참조하는 (예를 들면, 좌표계를 공유하는) 데이터 구조에서, 마킹될 수 있다.

[0027] 또한, 설명된 임의의 방법을 수행하도록 구성된 장치가 본 명세서에서 설명된다. 예를 들면, 적어도 하나의 센서와 복수의 광원을 갖는 휴대용(hand-held) 완드를 포함하는 대상의 치아의 모델을 생성하는 구강 내 스캐닝 시스템이 본 명세서에서 설명되고, 광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 제2 스펙트럼 범위는 투과성이고; 그리고 하나 이상의 프로세서는 휴대용 완드에 동작 가능하게 연결되며, 하나 이상의 프로세서는 제1 스펙트럼 범위로부터의 광을 사용하여 대상의 치아의 적어도 부분의 3차원(3D) 표면 모델을 생성하고; 그리고 3D 표면 모델과 내부 구조를 나타내는 제2 스펙트럼 범위에서 획득된 복수의 이미지에 기초하여 내부 구조를 포함하는 대상의 치아의 3D 모델을 생성하도록 구성된다.

[0028] 대상의 치아의 모델을 생성하는 구강 내 스캐닝 시스템은: 적어도 하나의 센서와 복수의 광원을 갖는 휴대용 완드 - 상기 광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 제2 스펙트럼 범위는 투과성임 -; 및 휴대용 완드에 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서 - 하나 이상의 프로세서는 휴대용 완드에 제1 좌표계를 사용하여 휴대용 완드에 의하여 감지된 제1 스펙트럼 범위에서의 광을 사용하여 표면 정보를 결정하고, 표면 정보를 사용하여 대상의 치아의 적어도 부분의 3D 표면 모델을 생성하고, 제2 스펙트럼 범위에서 복수의 이미지를 획득하고 -이미지는 제1 좌표계를 기준으로 함- , 그리고 3D 표면 모델 및 복수의 이미지에 기초하여 내부 구조를 포함하는 대상의 치아의 3D 모델을 생성한다.

[0029] 또한, 동일한 구강 내 스캐너가 표면 스캐닝과 투과 사이와 같은, 상이한 모달리티 사이에서 순환되는 표면 및 내부 구조 모두를 포함하는 대상의 치아의 모델을 생성하는 방법이 본 명세서에서 설명된다; 추가적인 모달리티(예를 들면, 레이저 형광 등)가 또한 대안으로 포함될 수 있다. 일반적으로, 본 명세서에서 설명된 예시들이 표면과 투과의 조합에 초점을 맞추고 있으나, 다른 내부 스캐닝 기술(예를 들면, 레이저 형광)이 본 명세서에서 설명된 내부 피처 이미징 이외에, 또는 대신하여 사용될 수 있다.

[0030] 예를 들면, 표면 및 내부 구조를 모두 포함하는 대상의 치아의 모델을 생성하는 방법이 본 명세서에서 설명되며, 상기 방법은 치아의 3차원(3D) 표면 모델 데이터를 캡처하기 위해 제1 모달리티를 사용하여 대상의 치아의 부분을 스캔하도록 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하는 단계; 치아의 내부 데이터를 캡처하기 위해 투과성 파장을 사용하여 치아 내를 이미징하는 제2 모달리티를 사용하여 대상의 치아의 부분을 스캔하도록 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하는 단계; 제1 모달리티 및 제2 모달리티 사이를 순환하는 단계를 포함하며, 순환하는 단계는 투과성 파장을 사용하는 이미지가 제1 모달리티에서 캡처된 3D 표면 모델 데이터와 좌표계를 공유하도록 제1 모달리티와 제2 모달리티 사이에서 신속하게 스위칭한다.

[0031] 본 명세서에서 설명된 임의의 방법은 제1 모달리티와 제2 모달리티 사이에서 순환할 때, 제1 모달리티에서 스캐닝하는데 소요된 기간, 제2 모달리티에서 소요된 기간, 또는 제1 및 제2 모달리티에서 소요된 시간을 자동으로 조정하는 단계를 포함할 수 있다. 예를 들면, 임의의 이러한 방법은 캡처된 3D 표면 모델 데이터, 내부 데이터, 또는 3D 표면 모델 데이터 및 내부 데이터 모두에 기초하여 제1 모달리티와 제2 모달리티 사이에서 순환할 때 제1 모달리티에서 스캐닝하는데 소요된 기간, 제2 모달리티에서 소요된 기간, 또는 제1 및 제2 모달리티에서 소요된 기간을 자동으로 조정하는 단계를 포함할 수 있다. 따라서, 대상의 치아의 모델을 생성하는 방법은 치아의

3차원(3D) 표면 모델 데이터를 캡처하기 위해 제1 모달리티를 사용하여 대상의 치아의 부분을 스캔하도록 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하는 단계; 치아의 내부 데이터를 캡처하기 위해 투과성 파장을 사용하여 치아 내의 이미징하는 제2 모달리티를 사용하여 대상의 치아의 부분을 스캔하도록 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하는 단계; 스캐닝 스킴을 사용하여 제1 모달리티 및 제2 모달리티 사이에서 순환하는 단계 -순환하는 단계는 내부 데이터가 제1 모달리티에서 캡처된 3D 표면 모델 데이터와 동일한 좌표계를 사용하도록 제1 모달리티와 제2 모달리티 사이에서 신속하게 스위칭됨-; 및 캡처된 3D 표면 모델 데이터, 내부 데이터, 또는 3D 표면 모델 데이터와 내부 데이터 모두에 기초하여 스캐닝 스킴을 조정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0032] 스캐닝 스킴 조정은 캡처된 3D 표면 모델 데이터의 품질의 결정에 기초하여 조정하는 단계를 포함할 수 있다. 스캐닝 스킴을 조정하는 단계는 스캐닝 스킴을 자동으로 조정하는 단계, 및/또는 제1 모달리티에서 스캐닝의 기간을 조정하는 단계, 및/또는 제2 모달리티에서 스캐닝의 기간을 조정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0033] 임의의 이러한 방법은 치아의 3D 모델을 형성하기 위해 치아의 3D 표면 모델 데이터와 내부 데이터를 결합하는 단계를 포함할 수 있다.

[0034] 전술한 바와 같이, 3D 표면 모델 데이터를 캡처하는 단계는 공초점 포커싱/공초점 스캐닝, 스테레오 비전, 또는 구조화된 광 삼각 측량을 사용하여 3D 표면 토폴로지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0035] 일반적으로, 순환하는 단계는 제1 모달리티, 제2 모달리티, 및 제3 모달리티 사이에서 순환하는 단계를 포함할 수 있으며, 순환하는 단계는 투과성 파장을 사용하는 이미지가 제1 모달리티에서 캡처된 3D 표면 모델과 좌표계를 공유하도록 제1 모달리티, 제2 모달리티, 및 제3 모달리티 사이에서 신속하게 스위칭한다. 제3 모달리티는 다른 투과성 모달리티 또는 비투과성 모달리티(예를 들면, 대상의 치아의 컬러, 가상 이미지 등)일 수 있다.

[0036] 제2 모달리티를 사용하여 대상의 치아의 부분을 스캔하도록 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하는 단계는 조명(예를 들면, 소-각 조명)을 수신하는 센서의 뷰 방향에 대해 0° 내지 15° 의 각도로 치아를 조명하는 단계를 포함할 수 있다. 제2 모달리티를 사용하여 대상의 치아의 부분을 스캔하도록 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하는 단계는 치아의 동일한 내부 영역이 치아에 대한 상이한 각도로부터 이미징되도록 조명원과 센서 사이의 복수의 상이한 각도 및/또는 치아에 대한 복수의 상이한 위치 또는 각도에서 복수의 투과 이미지를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0037] 언급한 바와 같이, 적외선(예를 들면, 근적외선)을 포함하여 임의의 적절한 투과성 파장이 사용될 수 있다. 예를 들면, 제2 모달리티를 사용하여 대상의 치아의 부분을 스캔하도록 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하는 단계는 백색광 트랜스-조명, UV/청색 형광, 및 적색광 형광 중 하나 이상으로 조명하는 단계를 포함할 수 있다.

[0038] 또한, 스캐닝 모드 사이에서 순환하도록 구성된 대상의 치아의 모델을 생성하는 구강 내 스캐닝 시스템이 본 명세서에서 설명된다. 예를 들면, 구강 내 스캐닝 시스템이 본 명세서에서 설명되며, 상기 시스템은 적어도 하나의 센서와 복수의 광원을 갖는 휴대용 구강 내 완드 -광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 또한 제2 스펙트럼 범위는 투과성임-; 그리고 휴대용 구강 내 완드에 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서를 포함하며, 하나 이상의 프로세서는 완드를 제1 모드와 제2 모드 사이에서 순환시키도록 구성되며, 제1 모드에서 완드는 제1 기간 동안 제1 스펙트럼 범위에서 광을 방출하고, 하나 이상의 프로세서는 이에 응답하여 3차원(3D) 표면 데이터를 수신하며, 제2 모드에서 완드는 제2 기간 동안 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하며, 하나 이상의 프로세서는 이에 응답하여 이미지 데이터를 수신한다.

[0039] 대상의 치아의 모델을 생성하는 구강 내 스캐닝 시스템은 적어도 하나의 센서와 복수의 광원을 갖는 휴대용 구강 내 완드 -광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 또한 제2 스펙트럼 범위는 투과성임-; 그리고 완드와 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서를 포함하며, 하나 이상의 프로세서는 완드를 제1 모드와 제2 모드 사이에서 순환시키도록 구성되며, 제1 모드에서 완드는 제1 기간 동안 제1 스펙트럼 범위에서 광을 방출하고, 하나 이상의 프로세서는 이에 응답하여 3차원(3D) 표면 데이터를 수신하며, 제2 모드에서 완드는 제2 기간 동안 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하고, 하나 이상의 프로세서는 이에 응답하여 이미지 데이터를 수신하며; 하나 이상의 프로세서는 수신된 3D 표면 데이터, 수신된 이미지 데이터 또는 3D 표면 데이터와 이미지 데이터 모두에 기초하여 제1 기간과 제2 기간을 조정하도록 구성된다. 본 명세서에서 설명된 임의의 장치에서, 하나의 모드는, 예를 들면, 680nm에서의 표면 스캐닝(3D 표면)일 수 있다. 다른 모드는 근적외선 광(예를 들면, 850nm)을 사용하는 투과 스캔일 수 있다. 다른 모드는 백색광(예를 들면, 약 400 내지 600nm)을 사용하는 컬러 이미징일 수 있다.

[0040] 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하여 내부 구조를 시각화하는 투과 이미징 방법이 또한 설명된다. 따라서, 본 명

세서에서 설명된 임의의 일반적인 방법 및 장치는 크랙과 충치와 같은 내부 피처를 검출하기 위해 치아 또는 치아들을 모델링하기 위한 투과성 이미징 데이터를 사용하도록 구체적으로 구성될 수 있다. 예를 들면, 크랙과 충치를 검출하기 위해 치아를 통해 이미징하는 방법은 제1 위치에서 휴대용 구강 내 스캐너를 사용하여 상이한 방향에서 치아를 통한 복수의 투과 이미지를 획득하는 단계 -구강 내 스캐너는 투과성 파장에서 광을 방출함-; 제1 위치에서 구강 내 스캐너를 사용하여 표면 위치 정보를 결정하는 단계; 및 복수의 투과 이미지와 표면 위치 정보를 사용하여 치아의 3차원(3D) 모델을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0041] 치아의 3D 모델을 생성하는 단계는 복수의 투과 이미지를 획득하는 단계와 복수의 상이한 위치에 대한 3D 모델을 생성하는 단계를 반복하는 것을 포함할 수 있다.

[0042] 상이한 방향에서 치아를 통해 복수의 투과 이미지를 획득하는 단계는 이미지를 획득하는 구강 내 스캐너 상의 상이한 이미지 센서 또는 투과성 파장을 방출하는 구강 내 스캐너 상의 상이한 조명원 또는 조명원의 조합 중 하나 또는 모두를 사용하여 얻어지는 투과 이미지를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0043] 일부 변형에서, 복수의 투과 이미지를 획득하는 단계는 3개 이상의 투과 이미지를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0044] 상이한 방향에서 치아 표면을 통한 복수의 투과 이미지를 획득하는 단계는 소-각 조명/뷰잉을 사용하여 투과 이미지를 획득하는 단계를 포함할 수 있으며, 예를 들면, 각각의 투과 이미지에 대해, 방출된 광과 이미지 센서에 의해 수신된 광 사이의 각도는 0도 내지 15도이다. 예를 들면, 크랙과 충치를 검출하기 위해 치아를 통해 이미징하는 방법은 다수의 위치로부터 치아를 스캐닝하는 단계 -스캐닝하는 단계는, 각각의 위치에 대해, 구강 내 스캐너를 사용하여 상이한 방향에서 치아를 통한 복수의 투과 이미지를 획득하는 단계 -구강 내 스캐너는 투과성 파장에서 광을 방출하고, 각각의 투과 이미지에 대해, 방출된 광과 이미지 센서에 의해 수신된 광 사이의 각도는 0도 내지 15도임-, 및 구강 내 스캐너를 사용하여 표면 위치 정보를 결정하는 단계를 반복함-; 및 투과 이미지와 표면 위치 정보를 사용하여 치아의 3차원(3D) 모델을 생성하는 단계를 포함한다.

[0045] 전술한 바와 같이, 스캐닝, 모델링, 및 스캐닝 및/또는 모델링 장치를 동작하는 장치(예를 들면, 스캐닝 장치, 치아 모델링 장치 등) 및 방법 이외에, 하나 이상의 투과성 파장으로부터 생성된 이미지를 사용하여 볼륨 구조를 재구성하는 방법이 또한 본 명세서에서 설명된다.

[0046] 예를 들면, 방사선 파장의 범위에 대한 반투명의 강한 산란 영역(예를 들면, 치아)을 포함하는 대상으로부터 볼륨 구조를 재구성하는 방법이 본 명세서에서 설명된다. 방법은 투과성 파장을 방출(예를 들면, 배타적으로 또는 주로 방사함)하는 광원으로 대상을 조명하는 단계, 투과성 파장에 민감한 카메라로 대상의 복수의 이미지를 획득하는 단계(예를 들면, 방사선 파장의 범위에서 기록함), 복수의 이미지 각각에 있어서 대상에 대한 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하는 단계, 볼륨의 각 포인트에 대해 복수의 이미지와 위치 데이터로부터의 산란 계수에 대한 상한을 생성하는 단계, 및 각각의 포인트에 대한 산란 계수의 상한으로부터 대상의 이미지를 생성하는 단계를 포함할 수 있다. 대상에 적용된 광의 투과 파장은 카메라와 실질적으로 동일한 방향으로부터 방출될 수 있다. 생성된 이미지 또는 이미지들은 대상의 볼륨 내의 피처를 나타낼 수 있으며, 이미지는 또한 내부 구조(들)뿐 아니라, 대상의 외부 경계를 포함(또는 포함하도록 수정됨)할 수 있다.

[0047] 본 명세서에서 사용된 바와 같이, 치아는 반투명의 강한 산란 영역 또는 영역들을 포함하는 대상으로서 설명될 수 있다. 일반적으로, 치아는 근적외선 파장에서 또한 (상아질과 같은) 강한 산란 영역과 (에나멜과 같은) 약한 산란의 높은 투명도의 영역을 포함할 수 있다. 치아는 또한 충치와 같은 중간 또는 혼합 산란 특성을 갖는 영역을 포함할 수 있다. 본 명세서에서 설명된 볼륨 스캔을 수행하는 방법 및 장치는 치아/치아들에서의 이러한 상이한 영역을 매핑하는데 매우 적합하다.

[0048] 방사선 파장의 범위에 대한 반투명의 강한 산란 영역을 포함하는 대상으로부터의 볼륨 구조를 재구성하는 방법은 방사선 파장의 범위에서 카메라로 대상의 복수의 이미지를 획득하는 단계 -복수의 이미지에 대한 조명은 카메라의 방향으로부터 실질적으로 투영됨-, 복수의 이미지 각각에 있어서 대상에 대한 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하는 단계, 볼륨의 각 포인트에 대해 복수의 이미지와 위치 데이터로부터 산란 계수에 대한 상한을 생성하는 단계, 및 각 포인트에 대한 산란 계수의 상한으로부터 대상의 이미지를 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0049] 방사선 파장의 범위는 적외선 또는 근적외선 파장(들)일 수 있다.

[0050] 임의의 이러한 방법은 또한 대상의 외부 표면을 나타내는 표면 데이터를 수신하는 단계를 포함할 수 있으며, 생

성하는 단계는 대상의 외부 표면 내에서 볼륨의 각 포인트에 대해 수행된다.

[0051] 대상은 외부 에나멜 표면과 내부 상아질 표면을 갖는 치아를 포함할 수 있다. 치아는 반투명의 강한 산란 영역을 포함하는 단지 한 유형의 대상이다. 다른 예시는 다른 두 조직(연조직 및/또는 경조직을 포함함), 예를 들면, 뼈 등을 포함할 수 있다. 반투명의 강한 산란 영역을 포함하는 이러한 대상은, 본 명세서에서 설명된 바와 같이, 투과성 파장(예를 들면, 적외선 또는 근적외선 파장)에 대해 일반적으로 반투명하고 강하게 산란하는 영역을 포함할 수 있다.

[0052] 위치 데이터는 일반적으로 복수의 이미지 각각을 캡처할 때의 카메라의 위치와 방향 데이터를 포함할 수 있다. 예를 들면, 위치 데이터는 3차원 공간에서의 3개의 수치 좌표와, 카메라의 피치(pitch), 요(yaw) 및 롤(roll)을 포함할 수 있다.

[0053] 볼륨의 각 포인트에 대해 산란 계수에 대한 상한을 생성하는 단계는 대상의 볼륨에 대응하는 포인트의 3D 그리드의 각 포인트를 제1 캘리브레이션을 사용하여 복수의 이미지 각각에 대해 투영하는 단계, 투영된 포인트 각각에 대해 강도값의 리스트를 생성하는 단계, 강도값의 리스트의 각각의 강도값을 볼륨 응답에 따라 산란 계수로 변환하는 단계, 및 산란 계수값의 리스트로부터의 각 그리드 포인트에 대한 최소 산란 계수값을 저장하는 단계를 포함할 수 있다.

[0054] 예를 들면, 제1 캘리브레이션은 카메라의 센서 문제와 이미지 고스트를 캘리브레이션하기 위해 고정 패턴 노이즈 캘리브레이션을 포함할 수 있다. 제1 캘리브레이션은 공간의 알려진 포인트를 이미지 상의 포인트에 투영하는 카메라의 변환을 결정하는 카메라 캘리브레이션을 포함할 수 있다.

[0055] 또한, 방사선 파장의 범위에서 반투명한, 치아로부터의 볼륨 구조를 재구성하는 방법이 본 명세서에서 설명되며, 상기 방법은, 프로세서에서, 제1 좌표계에서 치아의 표면의 표현을 수신하는 단계, 프로세서에서, 방사선 파장의 범위에서 치아의 복수의 이미지를 수신하는 단계 -복수의 이미지는 카메라의 방향으로부터 실질적으로 투영되는 조명으로 획득됨-, 프로세서에서, 복수의 이미지 각각에 대한 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하는 단계, 제1 캘리브레이션을 사용하여 치아의 표면 내의 볼륨에 대응하는 포인트들의 그리드의 각 포인트를 복수의 이미지 각각으로 투영하는 단계, 투영된 각 포인트에 대해 강도값 리스트를 생성하는 단계, 볼륨 응답에 따라 강도값 리스트의 각 강도값을 산란 계수로 변환하는 단계, 및 각 포인트에 대한 최소 산란 계수를 최소 산란 계수의 리스트에 저장하는 단계를 포함한다.

[0056] 임의의 이러한 방법은 최소 산란 계수의 리스트로부터 이미지를 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0057] 위치 데이터는 복수의 이미지 각각을 캡처할 때의 카메라(또는 카메라들)의 위치 및 방향을 포함할 수 있다.

[0058] 제1 캘리브레이션은 카메라의 센서 문제와 이미지 고스트에 대해 캘리브레이션 하기 위해 고정 패턴 노이즈 캘리브레이션을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 제1 캘리브레이션은 공간의 알려진 포인트를 이미지 상의 포인트에 투영하는 카메라에 대한 변환을 결정하는 카메라 캘리브레이션을 포함할 수 있다.

[0059] 방법은 대상의 외부 표면을 나타내는 표면 데이터를 수신하는 단계를 더 포함할 수 있으며, 투영하는 단계는 대상의 외부 표면 내의 볼륨의 각 포인트에 대해 수행된다.

[0060] 포인트들의 그리드는 큐빅 그리드를 포함할 수 있다.

[0061] 본 명세서에서 설명된 임의의 방법은 소프트웨어, 펌웨어 및/또는 하드웨어로서 구현될 수 있다. 예를 들면, 임의의 이러한 방법은 상기 방법을 수행하기 위한 명령이 저장된 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체로서 구성될 수 있다.

[0062] 예를 들면, 방사선 파장의 범위에서 반투명한 치아로부터 볼륨 구조를 재구성하는 명령이 저장된 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체가 설명된다. 명령은 프로세서에 의해 실행되어 컴퓨팅 장치로 하여금 제1 좌표계에서 상기 치아의 표면의 표현을 수신하고, 방사선 파장의 범위에서 치아의 복수의 이미지를 수신하며 -복수의 이미지는 카메라의 방향으로부터 실질적으로 투영된 조명으로 획득됨-, 복수의 이미지 각각에 대해 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하며, 제1 캘리브레이션을 사용하여 복수의 이미지 각각으로 치아의 볼륨에 대응하는 포인트들의 그리드의 각 포인트를 투영하고, 투영된 각 포인트에 대한 강도값의 리스트를 생성하며, 볼륨 응답에 따라 강도값의 리스트 상의 각 강도값을 산란 계수로 변환하고, 각 포인트에 대한 최소 산란 계수를 최소 산란 계수 리스트에 저장하며, 그리고 최소 산란 계수의 리스트로부터 생성된 이미지를 출력하도록 한다.

[0063] 위치 데이터는 복수의 근적외선 이미지 각각을 캡처할 때의 카메라의 위치 및 방향을 포함할 수 있다. 위치 데

이터는 3차원 공간의 3개의 수치 좌표와, 카메라의 피치, 요 및 롤을 포함할 수 있다.

[0064] 제1 캘리브레이션은 카메라의 센서 문제와 이미지 고스트를 캘리브레이션하기 위해 고정 패턴 노이즈 캘리브레이션을 포함할 수 있다. 제1 캘리브레이션은 공간의 알려진 포인트를 이미지 상의 포인트로 투영하는 카메라에 대한 변환을 결정하는 카메라 캘리브레이션을 포함할 수 있다.

[0065] 포인트들의 그리드는 치아 내부에 있을 수 있으며; 언급한 바와 같이, 포인트들의 그리드는 큐빅 그리드를 포함할 수 있다.

[0066] 산란 계수의 사용에 대안적으로 또는 추가적으로, 임의의 적절한 방법은 투과성 파장 이미지를 사용하여 환자의 치아의 내부 구조를 형성한다. 예를 들면, 본 명세서에서 설명된 임의의 장치(예를 들면, 시스템, 장치, 소프트웨어 등) 및 방법은 이미징되는 대상(예를 들면, 치아)에 대해 스캐너에 관한 위치 및/또는 방향 정보와 함께 2차원 투과 이미지를 사용하여 치아 내부로부터 내부 구조를 포함하는 치아의 3차원 모델을 형성하기 위해 2D 투과 이미지를 세그먼트화할 수 있다. 설명된 바와 같이, 투과 이미지는 대상을 투과하는 근적외선 및/또는 적외선 파장으로 획득된 이미지를 지칭할 수 있다. 스캐너의 위치 및/또는 방향은 스캐너 (예를 들면, 휴대용 완드) 상의 이미지를 획득하는 카메라의 위치 및/또는 방향에 대한 프록시일 수 있다.

[0067] 예를 들면, 대상의 치아를 모델링하는 방법으로서, 구강 내 스캐너로, 대상의 치아 내부의 복수의 이미지와 복수의 이미지 각각에 특정된 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 캡처하는 단계; 대상의 치아 내의 구조에 대응하는 내부 구조를 형성하기 위해 복수의 이미지를 세그먼트화하는 단계; 복수의 이미지의 위치 및 방향을 사용하여 대상의 치아의 3차원 모델 상에 내부 구조를 투영하는 단계; 및 내부 구조를 포함하는 대상의 치아의 3차원 모델을 디스플레이하는 단계를 포함하는 방법이 본 명세서에서 설명된다.

[0068] 임의의 이러한 방법 및 장치에서, 3D 표면 모델은 투과 이미지를 캡처하는 동안 비투과성 파장(예를 들면, 표면 스캔)을 사용하여 동시에 캡처될 수 있다. 예를 들면, 캡처하는 단계는 대상의 치아 내부의 복수의 이미지를 캡처하는 동안 대상의 치아의 표면 이미지를 캡처하는 단계를 포함할 수 있다. 방법은 또한 캡처된 표면 이미지로부터 대상의 치아의 3차원 모델을 형성하는 단계를 포함할 수 있다. 예를 들면, 대상의 치아의 3차원 모델을 형성하는 단계는 공초점 포커싱을 사용하여 3차원 표면 토폴로지를 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 대상의 치아의 표면 이미지를 캡처하는 단계는 공초점 스캐닝, 스테레오 비전 또는 광 삼각 측량을 사용하는 단계를 포함할 수 있다.

[0069] 일반적으로, 동일한 장치(예를 들면, 스캐너)는 내부 구조를 포함하는 치아의 3D 표현을 모델링 및/또는 디스플레이할 수 있으며, 대안적으로 또는 추가적으로, (예를 들면, 스캐너에 대해 원격인) 별도의 프로세서가 사용될 수 있다. 임의의 이러한 방법은 또한 세그먼트화와 이후 단계를 수행하기 위한 원격 프로세서에 전송하는 단계를 포함하여, 복수의 2차원 이미지를 캡처하는 동안 복수의 투과 이미지와 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 저장하는 단계 및/또는 전송하는 단계를 포함할 수 있다.

[0070] 본 명세서에서 설명된 임의의 방법 및 장치에서, 내부 구조(들)을 포함하는 3D 모델은 스캐너가 동작하는 동안 디스플레이될 수 있다. 이는 유리하게도 사용자가 대상의 치아의 내부 구조(들)을 실시간으로 또는 거의 실시간으로 볼 수 있게 한다. 따라서, 임의의 이러한 방법은 이미지가 캡처될 때 3차원 모델을 디스플레이하는 단계를 포함할 수 있다.

[0071] 복수의 이미지를 세그먼트화하는 단계는 복수의 이미지 내의 폐쇄된 경계를 식별하기 위해 복수의 이미지에 대해 에지(edge) 검출을 적용하는 단계를 포함할 수 있다. 복수의 이미지를 세그먼트화하는 단계는 내부 구조를 식별하기 위해 복수의 이미지로부터 볼륨 밀도 맵을 형성하는 단계를 포함할 수 있다. 볼륨 밀도 맵을 세그먼트화하는 단계는 내부 피처를 식별하기 위해 볼륨 밀도 맵 내의 등위면(iso-surface)을 식별함으로써 세그먼트화하는 단계를 포함할 수 있다. 임의의 이러한 방법은 내부 피처(예를 들면, 크랙, 충치, 치과 충전재, 상아질 등)를 식별하기 위해 볼륨 밀도 맵을 세그먼트화하는 단계를 포함할 수 있다.

[0072] 예를 들면, 대상의 치아의 모델을 생성하도록 구성된 구강 내 스캐닝 장치로서, 상기 장치는: 복수의 광원과, 위치 및 방향 센서를 갖는 구강 내 스캐너 -광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 또한 제2 스펙트럼 범위는 투과성임-; 및 구강 내 스캐너에 동작 가능하게 연결되는 프로세서 -하나 이상의 프로세서는 구강 내 스캐너가 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출할 때, 스캐너가 복수의 이미지와, 복수의 이미지 각각에 대응하는 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 캡처하도록 구성됨-;를 포함하고, 프로세서는 대상의 치아 내의 구조에 대응하는 내부 구조를 형성하기 위해 복수의 이미지를 세그먼트화하고, 내부 구조를 포함하는 대상의 치아의 3차원 모델을 디스플레이 하거나 전송하도록 추가로 구성된다.

[0073] 프로세서는 복수의 이미지 내의 폐쇄된 경계를 식별하기 위해 복수의 이미지에 대한 에지 검출을 적용함으로써 복수의 이미지를 세그먼트화하도록 구성될 수 있다. 프로세서는 내부 구조를 식별하기 위해 복수의 이미지로부터 픽셀 밀도 맵을 형성함으로써 복수의 이미지를 세그먼트화하도록 구성될 수 있다. 프로세서는 내부 구조를 식별하기 위해 픽셀 밀도 맵 내의 폐쇄된 세그먼트를 식별하도록 구성될 수 있다.

[0074] 또한, 프로세서에 의해 실행 가능한 명령을 저장하는 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체로서, 프로세서는 구강 내 스캐닝 장치로 하여금: 광의 투과성 파장과 복수의 이미지의 각 이미지에 특정된 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 사용하여 복수의 이미지를 캡처하고; 대상의 치아 내의 구조에 대응하는 내부 구조를 형성하기 위해 복수의 이미지를 세그먼트화하며; 각 이미지에 특정된 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 사용하여 대상의 치아의 3차원 모델 상에 내부 구조를 투영시키고; 그리고 내부 구조를 포함하는 대상의 치아의 3차원 모델을 디스플레이하도록 하는 매체가 본 명세서에서 설명된다.

[0075] 명령을 갖는 상기 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체는 구강 내 스캐닝 장치가 복수의 이미지 내의 폐쇄된 경계를 식별하기 위해 복수의 이미지에 대한 에지 검출을 적용함으로써 복수의 이미지를 세그먼트화하도록 더 구성될 수 있다. 명령을 갖는 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체는 구강 내 스캐닝 장치가 내부 구조를 형성하기 위해 복수의 이미지로부터 픽셀 밀도 맵을 형성함으로써 복수의 이미지를 세그먼트화하도록 더 구성될 수 있다. 명령을 갖는 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체는 구강 내 스캐닝 장치가 내부 구조를 형성하기 위해 픽셀 밀도 맵 내의 폐쇄된 세그먼트를 식별함으로써 복수의 이미지를 세그먼트화하도록 더 구성될 수 있다.

[0076] 또한, 프로세서에 의해 실행 가능한 명령을 저장하는 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체로서, 프로세서는 컴퓨팅 장치로 하여금: 스캐너로부터, 대상의 치아의 3차원 표면 모델 데이터를 수신하고; 스캐너로부터, 대상의 치아 내부의 복수의 이미지와 복수의 이미지의 각 이미지에 특정된 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 수신하며; 대상의 치아의 내부 구조를 형성하기 위해 복수의 이미지를 세그먼트화하고; 3차원 표면 모델 상에 대상의 치아의 내부 구조를 투영하며; 그리고 내부 구조를 나타내는 3차원 표면 모델을 디스플레이 하도록 하는 매체가 본 명세서에서 설명된다.

[0077] 예를 들면, 구강 내 스캐너를 사용하여 대상의 치아의 3차원(3D) 볼륨 모델을 생성하는 방법이 본 명세서에서 설명되며, 상기 방법은 구강 내 스캐너가 치아 위로 이동함에 따라 구강 내 스캐너를 사용하여 대상의 치아의 적어도 부분의 3D 표면 모델 데이터를 캡처하는 단계; 치아의 동일한 내부 영역의 다수의 이미지가 이미징되도록, 구강 내 스캐너가 치아 위를 움직임에 따라 구강 개 스캐너로 근적외선 파장을 사용하여 치아 내의 복수의 이미지를 획득하는 단계; 치아 내의 복수의 이미지 각각에 대하여, 3D 표면 모델 데이터를 사용하여 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치를 결정하는 단계; 및 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치와 복수의 이미지를 사용하여 내부 피처를 포함하는 대상의 치아의 3D 볼륨 모델을 형성하는 단계를 포함한다.

[0078] 구강 내 스캐너를 사용하여 대상의 치아의 3차원(3D) 볼륨 모델을 생성하는 방법은 구강 내 스캐너가 치아 위로 이동함에 따라 구강 내 스캐너를 사용하여 대상의 치아의 적어도 부분의 3D 표면 모델 데이터를 캡처하는 단계; 제1 편광(polarization)으로 구강 내 스캐너로부터 근적외선 광을 방출시킴으로써 구강 내 스캐너가 치아 위로 이동함에 따라 근적외선 파장을 사용하여 치아 내의 복수의 이미지를 획득하는 단계, 및 구강 내 스캐너의 이미지 센서에서, 구강 내 스캐너로 되돌아오는 근적외선 광을 검출하는 단계 -구강 내 스캐너로 되돌아오는 근적외선 광은 이미지 센서에 도달하기 전에 구강 내 스캐너로 되돌아오는 근적외선 광으로부터 제1 편광에서의 근적외선 광을 필터링 함으로써 정반사(specular reflection)를 제거하도록 필터링됨-; 치아 내의 복수의 이미지 각각에 대하여, 3D 표면 모델 데이터를 사용하여 복수의 이미지 각각이 캡처될 때의 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치를 결정하는 단계; 및 복수의 이미지 및 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치를 사용하여 내부 피처를 포함하는 대상의 치아의 3D 볼륨 모델을 형성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0079] 임의의 이러한 방법 및 장치에서, 구강 내 스캐너로 되돌아오는 근적외선 광은 이미지 센서에 도달하기 전에 구강 내 스캐너로 되돌아오는 근적외선 광으로부터 제1 편광에서의 근적외선 광의 전부 또는 거의 전부를 필터링 함으로써 정반사를 제거하도록 필터링 될 수 있다.

[0080] 또한, 표면 및 내부 구조 모두를 스캔하는 구강 내 스캐너가 본 명세서에서 설명된다. 예를 들면, 대상의 치아의 3차원(3D) 볼륨 모델을 생성하는 구강 내 스캐닝 시스템은 적어도 하나의 이미지 센서와 복수의 광원을 갖는 휴대용 완드 -광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 제2 스펙트럼 범위는 근적외선 파장 범위 내에 있음-; 및 휴대용 완드에 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서 -하나 이상의 프로세서는: 구강 내 스캐너가 치아 위로 이동함에 따라 대상의 치아의 적어도 부분의 3D 표면 모델 데이터를 캡처하고; 치아의 동일한 내부 영역의 다수의 이미지가 이미징 되도록, 구강 내 스캐너가 치아 위로 이

동함에 따라 제2 스펙트럼 범위에서의 광을 사용하여 치아 내의 복수의 이미지를 획득하고; 치아 내의 복수의 이미지 각각에 대하여, 3D 표면 모델 데이터를 사용하여 대상의 치아에 대한 휴대용 완드의 위치를 결정하고; 그리고 복수의 이미지와 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치를 사용하여 내부 피처를 포함하는 대상의 치아의 3D 볼륨 모델을 형성하도록 구성됨- 를 포함할 수 있다.

[0081] 대상의 치아의 3차원(3D) 볼륨 모델을 생성하는 구강 내 스캐닝 시스템으로서, 시스템은: 적어도 하나의 이미지 센서와 복수의 광원을 갖는 휴대용 완드 -광원은 제1 스펙트럼 범위와 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성되며, 제2 스펙트럼 범위는 근적외선 파장 범위 내에 있음-; 제2 스펙트럼 범위와 제1 편광의 광을 필터링하도록 구성된 이미지 센서 앞에 있는 필터; 및 휴대용 완드에 동작 가능하게 연결되는 하나 이상의 프로세서 - 하나 이상의 프로세서는: 구강 내 스캐너가 치아 위로 이동함에 따라 대상의 치아의 적어도 부분의 3D 표면 모델 데이터를 캡처하고; 제1 편광에서의 구강 내 스캐너로부터 근적외선 광을 방출시키고, 구강 내 스캐너의 이미지 센서에서, 구강 내 스캐너로 되돌아오는 근적외선 광을 검출함으로써, 구강 내 스캐너가 치아 위로 이동함에 따라 제2 스펙트럼의 광을 사용하여 치아 내에 복수의 이미지를 획득하며 -구강 내 스캐너로 되돌아오는 근적외선 광은 이미지 센서에 도달하기 전에 구강 내 스캐너로 되돌아오는 근적외선 광으로부터 제1 편광에서의 근적외선 광을 필터링 함으로써 정반사를 제거하도록 필터링됨-; 치아 내의 복수의 이미지 각각에 대하여, 3D 표면 모델 데이터를 사용하여 대상의 치아에 대한 휴대용 완드의 위치를 결정하고; 그리고 복수의 이미지와 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치를 사용하여 내부 피처를 포함하는 대상의 치아의 3D 볼륨 모델을 형성하도록 구성됨- 를 포함할 수 있다.

[0082] 또한, 치아의 크랙과 충치를 이미징하는 방법이 본 명세서에서 설명된다. 예를 들면, 크랙과 충치를 검출하기 위해 구강 내 스캐너를 사용하여 대상의 치아 내에 이미징하는 방법으로서, 상기 방법은: 대상의 치아 위에서 구강 내 스캐너를 스캐닝하는 단계; 근적외선 파장과 비투과성 파장 모두를 방출하는 구강 내 스캐너를 사용하여 상이한 방향에서 대상의 치아 내의 복수의 근적외선 이미지를 획득하는 단계; 비투과성 파장을 사용하여 복수의 근적외선 이미지로부터 이미지의 각 위치에 있어서 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치를 결정하는 단계; 및 복수의 근적외선 이미지와 복수의 근적외선 이미지 중 각각의 근적외선 이미지에 있어서 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치를 사용하여 대상의 치아의 3차원(3D) 볼륨 모델을 생성하는 단계를 포함한다.

[0083] 임의의 이러한 방법은 크랙 또는 충치(또는 치아의 다른 내부 영역)를 식별하는 볼륨 모델을 분석하는 단계를 포함할 수 있다.

[0084] 예를 들면, 크랙과 충치를 검출하기 위해 대상의 치아를 통해 이미징하는 방법으로서, 상기 방법은: 다수의 위치로부터 대상의 치아를 스캐닝하는 단계 -스캐닝하는 단계는, 각각의 위치에 대해, 구강 내 스캐너를 사용하여 상이한 위치에서 치아 내에 복수의 근적외선 이미지를 획득하는 단계 -구강 내 스캐너는 제1 편광으로 근적외선 파장에서 광을 방출하고, 각각의 근적외선 이미지에 대하여, 방출된 광과 이미지 센서에 의해 수신된 광 사이의 각도는 0 내지 15도이며, 또한 제1 편광에서 근적외선 광을 차단하도록 수신된 근적외선 광이 필터링됨-, 및 복수의 근적외선 이미지로부터 이미지의 각 위치에 있어서 대상의 치아에 대한 구강 내 스캐너의 위치를 결정하는 단계를 반복함-; 및 투과 이미지와 표면 위치 정보를 사용하여 치아의 3차원(3D) 볼륨 모델을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0085] 또한, 투과 이미지와 카메라 센서 위치에 기초하여 치아의 내부 이미지를 생성하기 위해 산란 계수를 사용하는 방법이 본 명세서에서 설명된다. 예를 들면, 대상의 치아의 3차원(3D) 볼륨 모델을 형성하는 방법으로서, 상기 방법은: 카메라 센서로 대상의 치아의 복수의 근적외선 이미지를 획득하는 단계 -복수의 근적외선 이미지에 대한 근적외선 조명은 카메라 센서의 방향으로부터 실질적으로 투영됨-; 복수의 근적외선 이미지 각각에 대해 대상의 치아에 대한 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하는 단계; 볼륨의 각 포인트에 대하여, 복수의 근적외선 이미지와 위치 데이터로부터의 산란 계수에 대한 상한을 생성하는 단계; 대상의 치아의 3D 볼륨 모델을 형성하기 위해 볼륨의 각 포인트에 대한 산란 계수의 상한을 결합하는 단계; 및 대상의 치아의 3D 볼륨 모델을 출력하는 단계를 포함할 수 있다.

[0086] 임의의 이러한 방법은 대상의 치아의 3D 볼륨 모델로부터 등위면을 형성하는 단계를 포함할 수 있다. 등위면은 산란 계수의 임계값 또는 값의 범위를 선택함으로써 형성될 수 있다. 하위 범위는 상이한 내부 영역(예를 들면, 구조)에 대응할 수 있다. 예를 들면, 출력하는 단계는 대상의 치아의 3D 볼륨 모델로부터 내부 상아질 표면에 대응하는 등위면을 형성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0087] 치아로부터 볼륨 구조를 재구성하는 방법으로서, 치아는 방사선 파장의 범위에서 반투명하며, 상기 방법은: 프로세서에서, 제1 좌표계에서 치아의 표면의 표현을 수신하는 단계; 프로세서에서, 방사선 파장의 범위에서 카메

라에 의해 획득된 치아의 복수의 이미지를 수신하는 단계 -복수의 이미지는 카메라의 방향으로부터 실질적으로 투영된 조명으로 획득됨-; 프로세서에서, 복수의 이미지 각각에 대해 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하는 단계; 제1 캘리브레이션을 사용하여 치아의 표면 내의 볼륨에 대응하는 포인트들의 그리드의 각 포인트를 복수의 이미지 각각으로 투영하는 단계; 투영된 각 포인트에 대해 강도값 리스트를 생성하는 단계; 볼륨 응답에 따라 강도값 리스트의 각 강도값을 산란 계수로 변환하는 단계; 및 각 포인트에 대한 최소 산란 계수를 최소 산란 계수의 리스트에 저장하는 단계를 포함할 수 있다.

[0088] 임의의 이러한 방법은 소프트웨어, 하드웨어 및/또는 펌웨어를 포함하는 장치에서 구현될 수 있다. 예를 들면, 방사선 파장의 범위에서 반투명한 치아로부터 볼륨 구조를 재구성하는 명령을 저장하는 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체로서, 명령은 프로세서에 의해 실행되어 컴퓨팅 장치로 하여금: 제1 좌표계에서 치아의 표면의 표현을 수신하고; 방사선 파장의 범위에서 카메라에 의해 획득된 치아의 복수의 이미지를 수신하며 -복수의 이미지는 카메라의 방향으로부터 실질적으로 투영된 조명으로 획득됨-; 복수의 이미지 각각에 대해 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하고; 제1 캘리브레이션을 사용하여 치아의 볼륨에 대응하는 포인트들의 그리드의 각 포인트를 복수의 이미지 각각으로 투영하고; 투영된 각 포인트에 대해 강도값 리스트를 생성하며; 볼륨 응답에 따라 강도값 리스트의 각 강도값을 산란 계수로 변환하고; 그리고 산란 계수로부터의 각 포인트에 대한 최소 산란 계수를 저장하고, 최소 산란 계수의 리스트로부터 생성된 이미지를 출력하도록 할 수 있다.

[0089] 또한, 세그먼트화를 사용하여 내부 구조를 형성하는 방법이 본 명세서에서 설명된다. 예를 들면, 대사의 치아를 모델링하는 방법은: 구강 내 스캐너로, 대상의 치아 내부의 복수의 이미지와 복수의 이미지 각각에 특정된 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 캡처하는 단계; 대상의 치아 내의 구조에 대응하는 내부 구조를 형성하기 위해 복수의 이미지를 세그먼트화하는 단계; 복수의 이미지의 위치 및 방향을 사용하여 대상의 치아의 3차원 모델 상에 내부 구조를 투영하는 단계; 및 내부 구조를 포함하는 대상의 치아의 3차원 모델을 디스플레이하는 단계를 포함할 수 있다.

[0090] 또한, 대상의 치아의 모델을 생성하도록 구성된 구강 내 스캐닝 장치가 본 명세서에서 설명되며, 상기 장치는: 복수의 광원과 위치 및 방향 센서를 갖는 구강 내 스캐너 -광원은 제1 스펙트럼 범위 및 제2 스펙트럼 범위의 광을 방출하도록 구성되고, 제2 스펙트럼 범위는 투과성임-; 및 구강 내 스캐너와 동작 가능하게 연결된 프로세서 -하나 이상의 프로세서는 스캐너로 하여금 복수의 이미지와 구강 내 스캐너가 제2 스펙트럼에서 광을 방출할 때의 복수의 이미지 각각에 대응하는 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 캡쳐함-를 포함하고, 프로세서는 대상의 치아 내의 구조에 대응하는 내부 구조를 형성하기 위해 복수의 이미지를 세그먼트화하고, 내부 구조를 포함하는 대상의 치아의 3차원 모델을 디스플레이하거나 전송하도록 추가로 구성된다.

[0091] 또한, 프로세서에 의해 실행 가능한 명령을 저장하는 비일시적 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체로서, 프로세서는 구강 내 스캐닝 장치로 하여금: 광의 투과성 파장을 사용하는 복수의 이미지와 복수의 이미지의 각 이미지에 특정된 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 캡처하고; 대상의 치아 내의 구조에 대응하는 내부 구조를 형성하기 위해 복수의 이미지를 세그먼트화하며; 각 이미지에 특정된 구강 내 스캐너의 위치 및 방향을 사용하여 대상의 치아의 3차원 모델 상에 내부 구조를 투영시키고; 내부 구조를 포함하는 대상의 치아의 3차원 모델을 디스플레이하도록 하는 매체가 본 명세서에서 설명된다.

[0092] 또한, 치아의 3D 볼륨(체적 볼륨을 포함함)을 형성하는 방법이 본 명세서에서 설명된다. 예를 들면, 대상의 구강 내 스캔과 관련된 데이터를 수신하는 단계; 수신된 데이터로부터, 대상의 치아의 제1 내부 피처의 볼륨의 적어도 부분을 결정하는 단계; 수신된 데이터로부터, 대상의 치아의 제2 내부 피처의 볼륨의 적어도 부분을 결정하는 단계 -제1 내부 피처는 제2 내부 피처와 상이함-; 제1 내부 피처의 볼륨의 부분을 제2 내부 피처의 볼륨의 부분과 매핑하는 단계; 및 제2 내부 피처의 볼륨의 부분과 함께 제1 내부 피처의 볼륨의 부분의 3D 볼륨을 출력하는 단계를 포함하는 방법이 본 명세서에서 설명된다.

[0093] 수신된 데이터는 대상의 치아 표면 투과 구강 내 스캔으로부터의 데이터를 포함할 수 있다. 수신된 데이터는 대상의 치아 표면 구강 내 스캔으로부터의 데이터를 더 포함할 수 있다.

[0094] 방법은 또한, 수신된 데이터로부터, 대상의 치아의 표면을 결정하는 단계; 치아의 표면을 제1 내부 피처의 볼륨의 부분 및 제2 내부 피처의 볼륨의 부분과 매핑하는 단계; 및 제1 내부 피처의 볼륨의 부분과 제2 내부 피처의 볼륨의 부분과 함께 치아의 표면을 갖는 3D 볼륨을 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0095] 수신된 데이터는 대상의 치아 표면 컬러 구강 내 스캔으로부터의 데이터를 더 포함할 수 있다.

[0096] 방법은 또한, 수신된 데이터로부터, 대상의 치아의 표면의 컬러를 결정하는 단계; 치아의 표면의 컬러를 치아의

표면에 매핑하는 단계; 및 치아의 표면과 치아의 표면의 컬러를 갖는 3D 볼륨을 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0097] 치아의 제1 내부 피처는 치아의 상아질을 포함할 수 있으며, 치아의 제2 내부 피처는 치아의 에나멜을 포함할 수 있다. 구강 내 스캔은 대상의 제2 구강 내 스캔을 포함하며; 상기 방법은 대상의 이전의 구강 내 스캔과 관련된 데이터를 수신하는 단계; 대상의 이전의 구강 내 스캔과 관련된 수신된 데이터로부터, 에나멜 또는 상아질의 볼륨의 적어도 부분을 결정하는 단계; 제2 구강 내 스캔과 관련된 수신된 데이터로부터 결정된 에나멜 또는 상아질의 볼륨의 부분과 이전의 구강 내 스캔과 관련된 수신된 데이터로부터 결정된 에나멜 또는 상아질의 볼륨의 부분을 비교함으로써 에나멜 또는 상아질의 볼륨 변화를 결정하는 단계; 및 결정된 볼륨 변화를 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0098] 방법은 또한, 제2 내부 피처와 제1 내부 피처를 비교함으로써 치아의 충치를 검출하는 단계 및 검출된 충치와 관련된 사용자에게 신호를 출력하는 단계를 포함할 수 있다. 제2 내부 피처와 제1 내부 피처를 비교하는 단계는 제2 내부 피처의 볼륨이 제1 내부 피처의 볼륨의 표면으로부터 연장되는지 여부를 분석하는 단계를 포함할 수 있다. 분석하는 단계는 제2 내부 피처의 볼륨이 제1 내부 피처의 볼륨의 표면으로부터 상아질과 관련된 제2 내부 피처의 부분으로 연장되는지 여부를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0099] 방법은 또한, 제1 내부 피처의 볼륨의 표면으로부터 연장되는 제2 내부 피처의 볼륨을 계산하는 단계 및 계산된 볼륨과 관련된 신호를 출력하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0100] 또한, 대상의 구강 내 스캔과 관련된 데이터를 수신하는 단계; 수신된 데이터로부터, 대상의 치아의 충치의 볼륨을 결정하는 단계; 대상의 치아의 충치의 볼륨을 정량화(quantify)하는 단계; 및 대상의 치아의 충치의 정량화된 볼륨과 관련된 신호를 출력하는 단계를 포함하는 방법이 설명된다.

[0101] 방법은 또한, 수신된 데이터로부터, 대상의 치아의 에나멜의 볼륨을 결정하는 단계; 충치의 볼륨에 에나멜의 볼륨을 매핑하는 단계; 및 에나멜과 충치의 매핑된 볼륨의 3D 볼륨을 사용자에게 출력하는 단계를 포함할 수 있다. 예를 들면, 수신된 데이터로부터, 대상의 치아의 상아질의 볼륨을 결정하는 단계; 상아질의 볼륨을 에나멜의 볼륨과 충치의 볼륨에 매핑하는 단계; 및 상아질의 볼륨으로 에나멜과 충치의 매핑된 볼륨의 3D 볼륨을 출력하는 단계를 포함할 수 있다.

[0102] 대상의 구강 내 스캔은 대상의 제2 구강 내 스캔을 포함하고, 상기 방법은 대상의 이전의 구강 내 스캔과 관련된 데이터를 수신하는 단계; 대상의 이전의 구강 내 스캔과 관련된 수신된 데이터로부터, 대상의 치아의 충치의 이전의 볼륨을 결정하는 단계; 및 충치의 볼륨과 충치의 이전의 볼륨 사이의 볼륨 차이와 관련된 신호를 출력하는 단계를 포함할 수 있다. 방법은 또한, 대상의 치아의 충치의 볼륨의 3D 모델을 출력하는 단계를 포함할 수 있다.

[0103] 또한, 구강 내 스캐너에 대한 트랜스-조명 어댑터 슬리브 장치로서, 구강 내 스캐너의 완드 위에 끼워지도록 구성된 슬리브 본체 -슬리브 본체는 근적외선 광이 슬리브를 통과하도록 구성된 슬리브 본체의 말단부에서의 광 통과 영역을 포함함-; 광 통과 영역에 인접한 슬리브 본체의 말단부로부터 연장되는 제1 윙 영역; 및 제1 윙 영역으로부터 근적외선 광을 방출하도록 구성된 근적외선 광원을 포함하는 장치가 본 명세서에서 설명된다. 근적외선 광원은 상기 광 통과 영역을 가로지르는 근적외선 광을 방출하도록 구성될 수 있다.

[0104] 장치는 또한, 제2 윙 영역으로부터 근적외선 광을 방출하도록 구성된 제2 근적외선 광원을 갖는 광 통과 영역에 인접한 슬리브 본체의 말단부로부터 연장되는 제2 윙 영역을 포함할 수 있다. 장치는 또한, 근적외선 광원에 전기 에너지를 인가하도록 구성된 슬리브 본체의 전단부 상의 전기 접점(contact)을 포함할 수 있다. 장치는 또한, 전기 접점을 근적외선 광원에 커플링하는 플렉서블 회로를 포함할 수 있다. 임의의 이러한 장치는 광 통과 영역에 인접한 슬리브 본체의 말단부로부터 연장되는 제2 윙에 동작 가능하게 연결되는 카메라 센서를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0105] 본 발명의 신규한 특징은 이하의 청구범위에 상세하게 설명되어 있다. 본 발명의 특징과 이점의 더 나은 이해는 본 발명의 원리가 이용되는 예시적인 실시예를 설명하는 이하의 상세한 설명과 첨부된 도면을 참조하여 획득될 것이다.

도 1a는 표면 및 내부 피처 모두를 갖는 대상의 치아의 모델을 생성하기 위해 본 명세서에서 설명된 바와 같이 사용되도록 조정될 수 있는 3D (컬러) 구강 내 스캐너의 일례를 나타낸다.

도 1b는 표면 및 내부 피처 모두를 갖는 대상의 치아의 모델을 생성하도록 구성된 구강 내 스캐너의 예시를 개략적으로 나타낸다.

도 2a는 180° 에서 치아를 통한 트랜스-조명 이미징을 나타낸다.

도 2b는 90° 에서 치아를 통한 트랜스-조명 이미징을 나타낸다.

도 2c 및 2d는 각각 90° 및 180° 에서 치아를 통한 트랜스-조명 이미징을 제공하도록 구성된 구강 내 스캐너의 완드의 말단부의 예시의 측면 및 상부 사시도를 나타낸다.

도 2e는 근적외선(IR) 파장을 사용하여 표면 스캐닝(예를 들면, 가시광, 비투과성)과 투과 스캐닝 모두를 수행하도록 구성된 구강 내 스캐너의 개략도를 나타낸다. 스캐너는 내부 구조로부터 반사된 근적외선 광을 아직 수집하는 동안 치아의 표면에서 반사된 근적외선 광을 차단하는 편광자(polarizer)와 필터를 포함한다.

도 3a, 3b 및 3c는 도 2c 및 2d에서 나타낸 것과 같은 구강 내 스캐너 완드를 사용하여 소-각 조명 이미징 방향으로 예시적인 투과를 나타낸다.

도 3d는 180° 트랜스-조명을 획득하기 위해 우측 상을 광(예를 들면, 근적외선)으로 조명하고, 좌측(이 방향은 플립(flip)될 수 있음)으로부터 이미징하는 다른 예시(도 3a에 나타낸 것과 유사함)를 나타낸다. 강한 산란과 약한 산란은 화살표로 나타낸다.

도 4a는 센서와 광원 사이의 뷰잉 벡터가 치아 주위의 상이한 위치에서 0° 내지 15° 인 광(조명)원과 센서의 투과 이미징(예를 들면, 소-각 투과 이미징) 구성의 예시를 나타낸다. 이러한 상이한 위치는 투과 이미지가 치아에 대한 상이한 각도에서 획득될 수 있도록, 예를 들면, 치아 주위로 완드/스캐너를 이동함으로써 상이한 시간에서 획득된 상이한 위치를 나타낸다.

도 4b 내지 4f는 치아로부터의 이미징을 위한 도 4a에 나타낸 것과 유사한 투과 이미징의 다른 변형을 나타낸다. 도 4b는 다중 카메라, 다중 광원 스캐너의 예시를 나타낸다. 도 4c 내지 4f는 대안적인 소-각 구성을 나타낸다.

도 5a 내지 5i는 도 1a 내지 1b에서 나타낸 것과 같은 구강 내 스캐너의 부분으로서 사용될 수 있는 9개의 대안적인 투과 이미징 방향을 나타낸다. 도 5a 내지 5c에서, 중앙 센서가 활성화되고, 우측(도 5b) 또는 좌측(도 5a), 또는 양측 모두(도 5c)의 광원은 치아를 조명하고 있다. 마찬가지로, 도 5d 내지 5e에서 우측 센서가 활성화되는 한편, 도 5g 내지 5i에서는 좌측 센서가 활성화된다.

도 6은 표면 및 내부 피처 모두를 갖는 대상의 치아 또는 치아들의 모델을 생성하는 하나의 방법을 개략적으로 나타내는 다이어그램이다.

도 7은 상이한 스캐닝 모달리티(예를 들면, 표면 스캐닝, 투과 이미징 등) 사이에서 순환함으로써 표면 및 내부 피처 모두를 가질 때, 대상의 치아의 모델을 생성하는 방법의 하나의 변형을 나타내는 다이어그램이다.

도 8은 (표면 스캐닝, 레이저 형광, 뷰파인더 및 투과 이미징 모달리티를 나타내는) 상이한 스캐닝 모달리티 사이에서 순환하는 표면 및 내부 피처 모두를 갖는 모델을 생성하기 위해 샘플(예를 들면, 치아)을 스캐닝하는 하나의 타이밍 다이어그램의 도식적인 예시이다. 도 8에서, y축은 3D 공초점 스캐너의 렌즈 위치(스캔 진폭)를 나타낸다. 각 스캔의 기간(예를 들면, 각 모드에 대한 스캐닝 시간)은 고정될 수 있으며, 조정될 수 있다. 예를 들면, 투과 스캔의 기간(d)은 수신된 이미지의 품질, 내부 구조의 3D 재구성의 완성도 등에 기초하여 스캐닝 동안 동적으로 조정(예를 들면, 증가 또는 감소)될 수 있다. 마찬가지로, 표면 스캔의 기간은 스캔되는 이미지(들)의 품질(예를 들면, 이전의 이미지 및/또는 현재 이미지 등), 스캔되는 영역에 대한 3D 표면 모델의 완성도 등에 기초하여 스캐닝 동안 동적으로 조정될 수 있다.

도 9a는 (파노라마를 형성하기 위해 투과 이미지가 함께 스티치(stitch)되는) 이미지 투과 파노라마를 나타내는 치아의 3D 표면 모델에서 투과 이미지의 오버레이의 일례를 나타낸다.

도 9b는 표면 및 내부 피처를 포함하는 도 9a의 모델 재구성의 부분을 나타낸다. 도 9a 및 9b에서, 내부 구조를 나타내는 오버레이는 볼륨 재구성이 아님에 주목하라.

도 10a는 구강 내 스캐너 전단부의 일례의 정면도의 예시를 나타낸다.

도 10b는 복수의 센서와 광원을 나타내는 구강 내 스캐너의 저면도의 예시를 나타낸다.

도 11a 내지 11c는 투과성 파장(예를 들면, 근적외선)을 사용하여 치아의 상부를 통해 내려다 본 투영된 이미지를 나타낸다.

도 11d 내지 11f는 투과성 파장을 사용하여, z 방향에서 치아에 대한 광원의 이동을 나타낸다.

도 11g 내지 11i는 z 방향에서 치아를 스캐닝하는, 전술한 것과 같은, 스캐너의 위치를 나타낸다. 도 11a, 11d 및 11g는 제1 깊이 위치에 대응하고, 도 11b, 11e 및 11h는 제2 (치아보다 높은) 깊이 위치에 대응하며, 도 11c, 11f 및 11i는 제3(더 높은) 깊이에 대응한다.

도 12는 투과 광원(예를 들면, 투과성 스펙트럼 범위의 광)과 구강 내 스캐너 완드의 부분으로서 사용될 수 있는 카메라의 구성의 예시를 나타낸다.

도 13은 방사선 파장의 범위에 대한 반투명의 강한 산란 영역을 포함하는 대상으로부터 볼륨 구조를 재구성하는 하나의 방법을 설명하는 플로우차트를 나타낸다.

도 14는 치아로부터 볼륨 구조를 재구성하는 방법 단계를 제공하는 다른 플로우차트를 나타낸다.

도 15a 내지 15e는 균일한 평면 타겟에 대한 일정한 응답을 제공하는 이미지 고정 패턴 노이즈 캘리브레이션과 조명 비균일 캘리브레이션의 일례를 나타낸다.

도 16은 본 명세서에서 설명된 방법 및 기술을 수행하는데 사용될 수 있는 데이터 처리 시스템의 단순화된 블록 다이어그램이다.

도 17은 투과성 파장(예를 들면, 적외선 및/또는 근적외선)을 사용하여 내부 구조를 식별하는 구강 내 스캐너로 치아를 스캐닝하는 방법의 예시이다.

도 18a 내지 18c는 근적외선 이미지의 자동 세그먼트의 하나의 방법을 나타낸다. 도 18a는 근적외선 파장(예를 들면, 850㎚)에서 구강 내 스캐너로 획득하는, 치아를 통한 투과 스캔으로부터의 에지 검출을 나타낸다. 도 18b 및 18c는 투과 스캔 상에 플로팅된 도 18a의 에지 검출에 기초한 세그먼트를 나타낸다.

도 19a 내지 19c는 도 18a 내지 18c의 근적외선 이미지의 추가 세그먼트를 나타낸다. 도 19a는 도 19c에서 나타낸 대상의 치아의 획득된 근적외선 이미지로부터의 에지 검출을 나타낸다. 도 19b는 세그먼트(5개의 세그먼트)가 도 19c에서 나타낸 근적외선 이미지 상에 도입된 도 19c의 이미지의 세그먼트를 나타낸다.

도 20a 내지 20c는 환자의 치아의 근적외선 이미지의 세그먼트를 나타낸다. 도 20a는 근적외선 이미지의 에지 검출을 나타내는 도면이다. 도 20b는 18개의 (중첩된) 세그먼트를 나타내는 근적외선 이미지의 세그먼트를 나타낸다. 도 20c는 도 20b에서 나타낸 근적외선 이미지의 추가 세그먼트를 나타낸다.

도 21a 내지 21c는 환자의 치아의 근적외선 이미지의 세그먼트를 나타낸다. 도 21a는 도 21c의 근적외선 이미지의 에지 검출을 나타낸다. 도 21b는 도 21c에 나타낸 근적외선 이미지의 에지 검출을 나타낸다.

도 22a 내지 22c는 환자의 치아의 근적외선 이미지의 세그먼트를 나타낸다. 도 22a는 근적외선 이미지의 에지 검출을 나타내는 도면이다. 도 22b는 8개의 (중첩된) 세그먼트를 나타내는 근적외선 이미지의 세그먼트를 나타낸다. 도 22c는 도 22b에서 나타낸 근적외선 이미지의 추가 세그먼트를 나타낸다.

도 23a 내지 23c는 환자의 치아의 근적외선 이미지의 세그먼트를 나타낸다. 도 23a는 도 23c의 근적외선 이미지의 에지 검출을 나타낸다. 도 23b는 도 23c에서 나타낸 근적외선 이미지의 에지 검출을 나타낸다.

도 24a는 도 18a 내지 23c에 나타낸 것을 포함하는 세그먼트화된 이미지에 의해 형성된 환자의 치아의 부분적인 3차원 모델이다.

도 24b는 상아질을 포함하는 내부 구조를 나타내는 도 24a의 3D 모델을 통한 단면도를 나타낸다.

도 25a는 내부 구조를 포함하는 환자의 턱과 치아의 볼륨(또는 "복셀") 모델의 예시이다. 내부 구조는 3D 표면 모델 내의 밀도 맵으로서 나타낸다. 도 25b는 도 25a의 볼륨 모델의 확대도이다.

도 26a 내지 26c는 환자의 치아의 (표면 및 내부 구조를 나타내는) 볼륨 모델을 생성하는데 사용될 수 있는 3D 표면을 형성하는 방법을 나타낸다.

도 27a 내지 27g는 표면 스캐닝 이외에 근적외선 스캐닝을 사용하여 환자의 치아의 볼륨 모델을 생성하는 방법을 나타낸다.

도 28a 및 28b는 표면 피처, 예를 들면, 에나멜과, 내부 (세그먼트화된) 피처, 예를 들면, 상아질 모두를 나타내는 구강 내 스캐너를 사용하여 형성된 환자의 치아의 볼륨 모델을 나타낸다.

도 29a는 전기적 커플링을 갖는 트랜스-조명 슬리브로서 구성된 제거 가능/일회용 커버의 부분적인 투명 사시도를 나타낸다. 도 29b는 단색으로 나타낸 도 29a의 슬리브의 사시도이다. 이러한 슬리브는 구강 내 스캐너의 완드 부분과 함께 사용되도록 구성된다. 슬리브는 투과성(예를 들면, 근적외선) 파장을 갖는 트랜스-조명을 포함하는 완드에 적합하도록 구성된다.

도 30a 내지 30c는 전기적 커플링을 갖는 트랜스-조명 슬리브의 일례를 나타낸다. 도 30a는 슬리브의 지지 프레임의 예시를 나타낸다; 도 30b는 플렉스 회로를 갖는 지지 프레임과 지지 프레임에 커플링된 커넥터를 나타낸다. 도 30c는 도 30a 내지 30b의 완전 조립된 슬리브를 나타낸다.

도 31a는 도 29a 내지 30b에 나타낸 슬리브의 부분으로서 사용되기 위한 플렉스 회로와 커넥터의 예시를 나타낸다. 도 31b는 LED 하우징을 포함하는 도 31a에서 나타낸 플렉스 회로의 말단부의 예시이다. 도 31c는 슬리브의 커넥터 부분의 예시이다.

도 32a 및 32b는 도 29a 내지 30b에서 나타낸 것과 같은 슬리브의 말단부의 LED 포지셔너와 광 차단부의 예시를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0106] 치아의 내부 피처를 포함할 수 있고, 표면의 모델을 또한 포함할 수 있는 대상의 구강 내 영역(예를 들면, 치아 또는 치아들, 잇몸, 턱 등)의 3차원(3D) 모델을 생성하는 구강 내 스캐너와 이러한 스캐너를 사용하는 방법이 본 명세서에서 설명된다. 예를 들면, 도 1a는 표면 및 내부 피처 모두를 갖는 3D 모델을 생성하기 위해 본 명세서에서 설명된 바와 같이 구성되거나 조정될 수 있는 구강 내 스캐너(101)의 일례를 나타낸다. 도 1b에서 개략적으로 나타낸 바와 같이, 예시적인 구강 내 스캐너는 작동자(예를 들면, 치과 의사, 치과 위생사, 기술자 등)에 의해 휴대용으로 사용되고, 표면 및 내부 구조 모두를 스캔하기 위해 대상의 치아 또는 치아들 위로 이동될 수 있는 완드(103)를 포함할 수 있다. 완드는 하나 이상의 센서(105)(예를 들면, CMOS, CCDs, 검출기 등과 같은 카메라)와 하나 이상의 광원(109, 110, 111)을 포함할 수 있다. 도 1b에서, 3개의 광원이 도시된다: 표면 피처(예를 들면, 가시광, 단색 가시광 등, 이 광은 반드시 가시광일 필요는 없음)의 검출을 위한 제1 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성된 제1 광원(109), 제2 컬러 광원(예를 들면, 400-700nm 사이의 백색광, 예를 들면, 대략적으로 400-600nm), 및 (예를 들면, 일반적으로, 예를 들면, 근적외선에서 투과 이미징으로 지칭될 수 있는, 트랜스-조명, 소-각 투과 이미징, 레이저 형광 등에 의한) 치아 내의 내부 피처의 검출을 위한 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성된 제3 광원(111). 별도의 조명원이 도 1b에 도시되어 있으나, 일부 변형에서 선택 가능한 광원이 사용될 수 있다. 광원은 LED, 광 섬유 등을 포함하는 임의의 적절한 광원일 수 있다. 완드(103)는 제어를 보조하기 위한 하나 이상의 제어 장치(버튼, 스위칭, 다이얼, 터치스크린 등)를 포함할 수 있다; 대안적으로 또는 추가적으로, 도시되지 않은 하나 이상의 제어 장치는 풋 페달, 키보드, 콘솔, 터치스크린 등과 같은 구강 내 스캐너의 다른 부분 상에 존재할 수 있다.

[0107] 일반적으로, 임의의 적절한 광원, 특히, 검출되는 모드에 매칭되는 광원이 사용될 수 있다. 예를 들면, 임의의 이러한 장치는 (예를 들면, 680nm 주위에서 또는 다른 적절한 파장에서) 표면 검출을 위해 가시적인 광원 또는 다른 (비가시적인 것을 포함하는) 광원을 포함할 수 있다. 컬러 광원, 일반적으로 컬러 이미징을 위한 가시적인 광원(예를 들면, 광의 "백색 광"원)이 또한, 포함될 수 있다. 또한, 투과 이미징(예를 들면, 특히, 근적외선 광원과 같은 적외선)을 위한 투과 광원 역시 포함될 수 있다.

[0108] 구강 내 스캐너(101)는 또한, 스캐닝을 조정하는 것과 표면 및 내부 피처를 포함하는 3D 모델의 생성과 스캐닝을 검토하고 처리하는 것을 포함하여, 완드(103) 동작을 제어하기 위한, 연결된 프로세서 또는 원격 프로세서를 포함하는 하나 이상의 프로세서를 포함할 수 있다. 도 1b에 나타낸 바와 같이, 하나 이상의 프로세서(113)는 스캔 데이터(표면 데이터, 내부 피처 데이터 등)를 저장하기 위한 메모리(115)를 포함하거나 이와 커플링될 수 있다. 무선 또는 유선 통신 회로를 포함하는 통신 회로(117)는 또한, (완드를 포함하는) 시스템의 컴포넌트 또는 외부 프로세서를 포함하는 외부 컴포넌트와 통신하기 위해 포함될 수 있다. 예를 들면, 시스템은 스캔 또는 3D 모델을 송신 및 수신하도록 구성될 수 있다. 하나 이상의 추가 출력 장치(119)는 또한, 디스플레이 스크린, 프린터 등을 포함하는 정보를 출력하거나 나타내기 위해 포함될 수 있다. 언급된 바와 같이, 입력부(121)(버튼, 터치스크린 등)가 포함될 수 있고, 장치는 스캐닝과 다른 동작을 제어하기 위한 사용자 입력을 허용하거나 요청할 수 있다.

[0109] 본 명세서에서 설명된 임의의 장치 및 방법은 에나멜 및/또는 상아질의 크랙, 충치(부식) 및 병변과 같은 내부 구조를 스캔 및/또는 식별하기 위해 사용될 수 있다. 따라서, 본 명세서에서 설명된 임의의 장치는 투과성 파장 또는 투과성 파장의 스펙트럼 범위를 사용하여 내부 구조를 검출하기 위해 사용될 수 있다. 또한, 크랙, 충치 및/또는 병변 또는 치과 충전재 등과 같은 다른 내부 피처를 검출하기 위한 장치가 본 명세서에서 설명된다. 트랜스-조명과 소-각 투과 이미징(이들 모두는 조직으로부터 또는 이를 통한(예를 들면, 치아 또는 치아들로부터 또는 이를 통한) 광의 투과성 파장의 통과를 검출함)을 포함하지만 이에 제한되지 않는 다양한 투과 스캐닝 기술(투과 이미징)이 장치 내에 사용되거나 통합될 수 있다.

[0110] 트랜스-조명은 치아의 내부 피처를 관찰하는데 사용될 수 있는 하나의 기술이다. 전통적으로, 치아를 통한 트랜스-조명을 위한 2개의 기본 구성이 있다. 도 2a 및 2b는 이러한 180° 배치와 90° 배치를 나타낸다. 2개의 구성 모두는 치아 내부, 주로 에나멜을 통해 시각화하기 위해 사용될 수 있다. 도 2a에 나타낸 바와 같이, 180° 배치에서, (하나 이상의 투과성 파장의 스펙트럼 범위를 포함하는) 투과성 파장은 광원(203)으로부터 방출되고 치아(201)의 일측으로부터 통과되며, 반대측의 센서(205)(예를 들면, 카메라)는 산란되거나 흡수되지 않고 치아를 통과하는 광을 검출한다. 마찬가지로, 도 2b에서, 치아(201)는 치아(201)의 일측 상의 광원(203, 203')으로부터의 광에 의해 조명되고, 양 광원에 대해 90° 로 배향된 카메라(205)는 광원에 직각인 광을 검출한다. 일반적으로, 트랜스-조명은 치아 내부의 이미지 캡처를 제공하기 위해, 단일의 투영 유형의 사용으로 제한되어 왔다(X-ray 사용과 유사).

[0111] (700 내지 1300nm, 700 내지 1090nm 등, 예를 들면 850nm와 같은) 투과성 파장을 사용하여 에나멜-상아질 영역의 시각화하고, 치아/치아들에 대한 스캐너의 단일 위치로부터 및/또는 치아에 대한 센서의 복수의 각도에 대한 복수의 투영 또는 방향을 얻기 위한 방법 및 장치가 본 명세서에서 설명된다; 특히, 3개 이상의 방향 또는 투영이 이미징되는 내부 영역 각각에 대해 얻어질 수 있다. 다수(예를 들면, 3개 이상)의 투영을 얻는 것은 더 나은 이미징을 제공할 수 있으며, 치아/치아들에 대한 완드의 특정 위치로부터 치아를 통해 다수(예를 들 유사)면, 3개 이상)의 이미지를 제공할 수 있기 때문에 더 나은 이미징을 제공할 수 있다. 하나 이상의 180° 투영을 사용하면 광이 더 짧은 거리를 이동하고 덜 산란하기 때문에 유용할 수 있지만, 동일한 위치(예를 들면, 서로 수 밀리초 내에서의 대략 동일한 스캔 시간)로부터의 다수의 상이한 투영(방향)을 조합하여 시스템이 에나멜-상아질 영역의 볼륨 모델을 구축하도록 할 수 있다.

[0112] 90 및/또는 180° 배치의 투영을 사용하는 변형에서, 구강 내 스캐너는 이러한 구성에서 트랜스-조명 이미징을 제공하도록 조정될 수 있다. 예를 들면, 도 2c 및 2d는 90 및 180° 에서 트랜스-조명 이미지를 수집하도록 조정된 구강 내 스캐너의 완드의 말단부의 일례를 나타내며, 완드(213)는 광원(LED)과 카메라 조합(217)을 각각 수용하는 한 쌍의 프로젝션 또는 윙(215)을 포함한다. 도 2c 및 2d에서, 완드의 윙과 베이스는 도 3a 내지 3c에 나타난 바와 같이, 적어도 3개의 트랜스-조명 이미지가 치아에 대한 완드의 단일 위치로부터 획득될 수 있도록 모두 광원과 센서(카메라)를 포함할 수 있다. 도 3a에서, 우측 LED(303)가 켜져 좌측의 카메라(305)에 의한 검출/캡처(180°)를 위해 치아를 통해 조명하고 있는 제1 방향이 나타난다. 도 3d는 도 3a와 유사하며, 치아 내로 통과하고(화살표), 카메라 센서(305)(또한, 본 명세서에서 이미지 센서, 카메라 또는 단순히 "센서"라고 지칭됨)로 통과하거나, 내부 영역으로부터 산란되는 우측으로부터 적용된 광을 나타낸다. 카메라 센서와 조명원의 방향은 스위칭될 수 있다. 도 3b에서, 좌측 LED(303')가 켜져 우측의 카메라(305')에 의한 검출/캡처(180°)를 위해 치아를 통해 조명하고 있다. 도 3c에서, LED(303, 303') 모두가 켜져 우측 및 좌측 모두로부터 조명되어, LED의 축으로부터 90° 떨어져 위치한 카메라(305'')는 트랜스-조명 이미지를 캡처한다.

[0113] 일반적으로, 전술한 것과 같은 트랜스-조명 이미징 데이터는 치아의 3D 표면 데이터(예를 들면, 3D 표면 모델 데이터)와 결합되거나, 동시에 수집될 수 있으며, 충치와 크랙과 같은 내부 구조 상의 데이터의 추가 레이어를 가능하게 한다. 또한, 설명된 다수의 프로젝션(다수의 방향에서 획득됨)을 사용하면 그렇지 않으면 볼 수 없을 피처를 나타내는 치아 에나멜의 볼륨 모델 내부 구조의 재구성을 가능하게 할 수 있다.

[0114] 치아의 트랜스-조명의 90° 및 180° 구성이 유용할 수 있지만, 방출된 광선과 수신된 광선 사이의 각도(벡터)가 훨씬 더 작을 수 있는, 예를 들면, 0° 내지 30° , 0° 내지 25° , 0° 내지 20° , 0° 내지 15° , 0° 내지 10° 등의 투과 이미징 구성을 제공하는 것이 특히 유익할 수 있다. 특히, 0° 내지 15 ° 사이(또는 >0° 내지 15 ° 사이) 의 각도가 유용할 수 있다.

[0115] 180° 배치와 90° 배치의 트랜스-조명은 (도 2c 및 2d에 나타낸 바와 같이) 카메라의 광원 각도에 대한 제약으로 인해 치아 주위의 구강 내 스캐너 완드의 이동을 제한할 수 있다. 따라서, 예를 들면, 0° 내지 15° 사이를 포함하는 소-각을 사용하여, 에나멜-상아질 영역의 투과 이미징/시각화를 위한 방법 및 장치가 또한 본 명세서

에서 설명된다. 하나의 예시에서, 카메라 시야각에 대하여 0°-15°의 소-각에서 뷰잉 벡터를 갖는 투과성 스펙트럼 범위(예를 들면, 850nm)를 방출하는 광원(LED)이 사용된다. 언급된 바와 같이, 이러한 투과 이미징은 치아의 3D 표면 동시 모델링과 결합될 수 있다. 광원(들)과 카메라(들)의 상대적인 위치는 일반적으로 알려져 있으며, 하나 이상의 투과 이미지는 완드의 각 위치에서 획득될 수 있다. 완드에 의해 사용될 수 있는 뷰잉 벡터의 소-각 때문에, 구강 내 스캐닝 완드는 90° 내지 180° 트랜스-조명을 측정하도록 구성된 완드와는 달리, 구강 내 캐비티 주위에 끼울 수 있고 쉽게 조작될 수 있게 약간의 커브를 갖도록 구성될 수 있으며, 이는 완드가 이미징(예를 들면, 도 2c 참조)을 위해 치아 주위를 감쌀 수 있도록 LED와 센서(들)을 유지하는 측면 윙을 포함하는 장치 지오메트리(geometry)를 사용할 수 있다. 소-각 반사 이미징의 사용은 협측(buccal) 및 설측(lingual) 방향으로의 스캐닝을 가능하게 할 수 있으며, 본 명세서에서 설명된 바와 같은 90도(트랜스-조명) 스캐닝은 교합 방향으로의 스캐닝에 제한될 수 있다.

[0116] 투과 이미징을 위한 소-각의 사용은 치아 주위의 비구속(unconstraint) 이동을 가능하게 하는 방식으로 완드를 사용하여 치아 내를 이미징하는 것을 포함할 수 있으며, 또한, 동작의 전용 구조 및/또는 모드를 필요로 하지 않고 3D (표면) 모델 데이터를 스캐닝하면서 내부 구조 데이터를 캡처하는 것을 가능하게 하는 것을 포함할 수 있다. 그러나, 방출하는 광과 검출기(들) 사이의 소-각의 사용은 또한, 직접 반사에 의해 복잡해질 수 있다. 예를 들면, 직접 반사는 조명과 이미징 각도 사이의 각도가 대략 동일한 치아의 표면 상의 영역에서 발생할 수 있다(예를 들면, 광추면(cone of light) 및 이미징 NA에서). 이러한 직접 반사는 센서를 포화시키거나, 표면 정보를 나타내지만 더 깊은 구조 정보를 모호하게 하는 경우 문제가 될 수 있다. 이러한 문제를 극복하기 위해, 본 명세서에서 설명된 것을 사용하는 장치 및 방법은 동일한 위치로부터 획득된 다수의 조명 방향을 캡처하고 사용할 수 있다. 본 명세서에서 사용된 바와 같이, 휴대용 완드와 관련하여, 동일한 위치로부터 다수의 이미지를 획득하는 것은 상당한 양의 이동이 발생하지 않도록 사실상 거의 동시에 다수의 이미지를 획득하는 것을 의미할 수 있다. 예를 들면, 이미지는 서로 수 밀리초(500msec 미만, 400msec 미만, 300msec 미만, 200msec 미만, 100msec 미만, 50msec 미만 등) 내에 획득될 수 있으며, 작은 이동에 대해 보정할 수 있다.

[0117] 대안적으로 또는 추가적으로, 장치 및/또는 방법은 불포화 픽셀만을 사용함으로써 직접 반사로 포화로부터 발생하는 문제를 감소시키거나 제거할 수 있다. 일부 변형에서, 표면 정보는 프로세스의 부분으로서 투과 이미지로부터 감산될 수 있다. 예를 들면, 가시광 이미지("뷰파인더 이미지") 또는 표면 이미징은 직접 표면 반사를 제거하는데 사용될 수 있다.

[0118] 일반적으로, 본 명세서에서 설명된 장치(예를 들면, 시스템)는, 상이한(심지어 소-각) 각도에서 이미지를 획득할 때에도, 표면 스캔에 기초하여 모든 시간에서 완드의 위치를 알 수 있다. 따라서, 이러한 스캔을 다른 스캐닝 유형으로 인터리브(interleave)하는 것을 포함하여, (예를 들면, 서로 600ms, 500ms, 400ms 등 내에서) 동시에 또는 거의 동시에 표면 및 투과 스캔을 수행할 때, 완드의 위치가 스캔된 대상(들)에 대비해 알려질 수 있다. 이러한 정보에 기초하여, 장치는 다수의 이미지 또는 신호의 어느 부분(들)이 표면으로부터 도착하는지와 무엇이 더 깊은 구조로부터 도착하는지를 추정할 수 있다.

[0119] 도 4a는 타겟 대상(치아(401)) 주위의 상이한 위치에 나타낸, 구강 내 스캐너 완드의 부분으로서 사용될 수 있는 카메라(들)(405)와 투과성 광원(403, 403')(예를 들면, 투과성 스펙트럼 범위 광원)의 구성의 예시를 나타낸다. 도 4a에서, 3개의 카메라 위치가 나타나며, 각각의 위치에서 각 카메라는 투과성 스펙트럼 범위(투과성 파장)에서 광을 방출하기 위해 LED(예를 들면, 403 및 403')의 쌍이 측면에 배치된다. 대안적으로, 단일 광원(예를 들면, LED)이 한 쌍을 대신하여 사용될 수 있다. 투과성 모달리티를 사용하는 상이한 이미지는 치아에 대한 상이한 완드 위치에서 획득될 수 있다. 대안적으로, 완드는 다수의 이미징 센서(카메라) 및 다수의 광원으로 구성될 수 있으며, 다수의 투과 이미지가, 예를 들면, 하나 이상의 LED 방향(예를 들면, 도 5g 및 5e 등)으로부터 조명될 때 다수의 센서를 켬으로써, 거의 동시에 획득될 수 있다. 도 5a 내지 5i에서, 투과 이미지의 적어도 9개의 상이한 방향이 도시된 바와 같이 획득될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 매우 짧은 시간 주기(예를 들면, <500ms, 400ms, <300ms 이내 등)를 포함하여, 다수의 방향이 순차적으로 획득될 수 있다.

[0120] 도 4b 내지 4f는 반투명의 강한 산란 영역을 갖는 대상(예를 들면, 치아) 내의 이미지를 획득하는데 사용될 수 있는 임의의 투과성 파장의 사용을 위한 다른 방출기와 검출기를 나타낸다. 이러한 이미지는 일반적으로 검출기에 의해 수집될 수 있도록 치아 내로 통과하고, 내부 구조로부터 산란/반사된 반사 모드, 예를 들면, 투과성 파장에서의 광을 수집한다. 도 4b에서, 고전적인(예를 들면, 90°, 180°)의 트랜스-조명과 소-각 조명 각도의 조합이 포함된다. 도 4c 내지 4f에서, 방출되고 수집된 광의 광선 각도는 매우 작으며(예를 들면, 0° 정도), 도 4c에 나타낸 바와 같이, 방출기(403, 403')와 검출기(405) 어셈블리(예를 들면, CMOS, CCD 등)를 서로 인접하게 배치함으로써 수집될 수 있으며, 도 4d에 나타낸 바와 같이, 서로 결합될 수 있거나, 도 4e 및 4f에 나타낸 바

와 같이, 공통 또는 거의-공통의 빔 경로를 단순히 공유할 수 있으며, 빔 스플리터(이색성(dichroic) 빔 스플리터) 및/또는 필터의 사용을 포함하여 방출 및/또는 수신된 광을 유도하기 위해 반사 또는 도파관을 사용할 수 있다.

[0121] 전술한 바와 같이, CMOS 또는 CCD 카메라 또는 근적외선 파장 검출기와 같은 적절한 파장을 검출할 수 있는 임의의 다른 센서를 포함하는 임의의 적절한 센서가 사용될 수 있다.

[0122] 센서(카메라) 부근으로부터의 투과 조명을 적용하는 것은 카메라에 가장 가까운 영역에서 가장 강한 조명을 야기할 수 있으며, 따라서 조명의 불균등 분포를 초래할 수 있으나, 이는 예상한 것보다 놀라울 정도로 문제가 되진 않는다. 투과 이미징 조건에서, 캡처된 이미지를 생성하는 광은 대상을 통해 이동하며, 경로가 길어질수록 발생하는 산란이 길어져, 직접 조명과 비교할 때보다 더 매끄러운 조명을 발생시킨다. 전방 조명에서, 소-각 조명의 결과로서, 가장 강한 양의 광이 조명기(예를 들면, LED)에 가장 가까운 영역에 존재할 것이며, 이는 다시 산란될 것이다. 이러한 근처 영역(예를 들면, 처음 1-2㎜)은 충치를 검출하는데 중요한 영역이다. 그러나, 전술한 바와 같이, 결과적인 불균일 조명 프로파일 분포를 보상하는 것이 여전히 바람직할 수 있다.

[0123] 반사 이미징으로서 설명될 수도 있는 투과 이미징, 특히, 소-각 조명/이미징의 사용은 그렇지 않으면 이용 가능하지 않은 치아의 내부 영역(예를 들면, 크랙, 충치, 병변 등)에 관한 정보를 제공할 수 있다. 내부 피처 (또는 내부 영역) 정보는 3D 모델 내에 통합될 수 있으며, 이는 표면 정보(예를 들면, 3D 표면 모델 또는 깊이 정보)와 결합될 때, 특히, 강력할 수 있다. 이는 사용자가 상이한 각도로부터 데이터를 캡처하기 위해 치아 주위의 제약 없는 이동을 가능하게 하면서 사용자가 3D 스캐닝 절차 동안 진단 데이터를 끊김 없이 캡처할 수 있으며, 치아 내부의 3D 모델을 제공한다.

[0124] **내부 피처 데이터와 표면 데이터의 결합**

[0125] 전술한 바와 같이, 3D 표면 데이터를 임의의 내부 피처 데이터(투과 이미징 데이터를 포함하지만 이에 제한되지 않음)와 결합 및/또는 조정하는 것이 특히 유익할 수 있다. 예를 들면, 투과 이미징 데이터와 같은 내부 피처 데이터는 동일한 좌표계가 두 유형의 데이터 모두에 적용되도록 구강 내 스캐너의 동일 또는 대략 동일한 위치로부터 수집된 표면 데이터(표면 이미징 데이터)와 결합될 수 있다.

[0126] 전술한 바와 같이, 도 1a에 나타낸 것과 같은 컬러 3D 구강 내 스캐너는 다양한 표면 및 내부 피처를 캡처하기 위해 2개 이상의 상이한 스펙트럼 범위에서 광을 방출하는 조명 장치가 구비될 수 있다. 수집된 데이터(예를 들면, 표면 데이터 및 내부 피처 데이터)는 치아 내부 구조뿐 아니라 병변, 부식, 및 에나멜 크랙(infraction)에 관한 정보를 포함하는 3D 모델을 형성하도록 상관시키고 결합될 수 있다. 내부 피처 데이터는 반사(예를 들면, 소-각) 조명 및 이미징을 포함하는 임의의 적절한 투과 이미징 기술 및 전술한 트랜스-조명 이미징 기술, 또는 UV/청색 형광 및 적색광 형광을 포함하지만 이에 제한되지 않는 본 기술 분야의 공지된 다른 기술에 의해 수집될 수 있다.

[0127] 내부 피처 데이터는 수집될 수 있고(그리고 병변 및 내부 치아 구조 이미지를 포함할 수 있음), 치아의 컬러 3D 표면 모델 데이터를 포함하는 표면 데이터와 결합될 수 있다. 표면 및 내부 데이터의 결합은 3D 모델 또는 3D 렌더링으로 표현될 수 있으며, 이는 치아의 표면, 잇몸 및 구강 내 영역의 임의의 다른 스캔 부분뿐 아니라 병변 및 치아 내부 구조의 풀 컬러 3D 데이터(모델 및 렌더링을 포함함)를 포함할 수 있다. 일부 변형에서 내부 및 표면 데이터는 동일 선상에 있으나, 일부 변형에서는 표면 데이터는 내부 데이터보다 더 광범위할 수 있다; 예를 들면, 3D 모델이 3D 모델의 일부분에 대해서만 내부 데이터를 포함할 수 있는 한편, 다른 영역은 내부 피처를 포함하지 않을 수 있다(또는 불완전한 내부 피처만을 포함할 수 있음).

[0128] 사용시에, 표면 및 내부 요소를 모두 포함하는 치아 또는 치아들의 3D 모델은 자동 또는 수동으로 분석될 수 있으며, 내부 피처는 식별 및/또는 마킹될 수 있다. 예를 들면, 병변, 충치 및/또는 크랙은, 예를 들면, 제공될 하나 이상의 이미지 및/또는 이러한 이미지를 나타내기 위해 생성되는 데이터 파일의 부분으로서 표현되는 유형 및 위험 수준에 따라, 컬러 코딩을 포함하여 라벨링될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 이러한 발견에 대한 서면 기록/서술이 제공될 수 있다.

[0129] 본 명세서에서 설명된 표면 및 내부 구조 모두를 포함하는 3D 모델을 생성하는 구강 내 스캐너는 하나 이상의 이미지 센서를 포함할 수 있다. 예를 들면, 이미지 센서는 컬러 3D (표면) 이미지 또는 데이터를 캡처하기 위해 구성될 수 있으며, 또한, 병변 및 치아 내부 구조 이미지를 캡처할 수 있다. 선택적으로 또는 추가적으로, 시스템은 다수의 센서를 포함할 수 있다. 표면 데이터는 임의의 적절한 방식으로 구강 내 스캐너를 사용하여 획득될 수 있다. 구강 내 스캐너는 일반적으로, 동시인 것을 포함하여, 표면 및 내부 이미징 모드 모두에서 (완드를 통

해) 스캔하도록 구성된다. 예를 들면, 표면 데이터는 공초점, 스테레오 비전 또는 구조화된 광 삼각 측량 또는 구강 내 스캐닝이 가능한 임의의 다른 3D 표면 스캐닝 기술을 사용하여 캡처될 수 있다.

[0130] 도 10a 및 10b에서 설명한 바와 같이, 조명 광원(제1 모달리티(예를 들면, 표면 스캐닝), 제2 모달리티(예를 들면, 투과 이미징과 같은 투과성 이미징), 및/또는 제3 모달리티(예를 들면, 컬러 스캐닝)를 위한 광원을 포함함)은 구강 내 스캐너 완드의 전방 팁, 예를 들면, 스캔 대상 부근 또는 스캐너 헤드의 내부에 위치할 수 있다. 전방 팁 조명 구성은 전방 팁을 변경함으로써 원하는 진단 피처에 적합한 임의의 특정 광원의 유무에 관계없이 애플리케이션 요구에 따라 구성 가능할 수 있다. 광원(들)과 센서(예를 들면, 카메라)는 도 10a 내지 10b 및 4에 나타낸 것을 포함하여 임의의 적절한 방식으로 배열될 수 있다. 예를 들면, 광원과 카메라는 서로에 대해 인접할 수 있다. 일부 변형에서, 시스템 또는 방법은, 예를 들면, 랩-어라운드 방식으로 전방 팁에 위치한 미니 센서(1005, 1007)를 사용하여 스테레오 3D 내부 피처 데이터(예를 들면, 이미지)를 캡처하고, 및/또는 더욱 효율적인 방식으로 투과 이미징을 용이하게 한다.

[0131] 언급된 바와 같이, 일부 변형에서, 병변/내부 치아 구조 캡처 방법은 트랜스-조명, 적색광 레이저 형광 및 청색/UV 레이저 형광 등 중 하나 이상을 포함하여 치아 투과 이미징을 통한 임의의 조합일 수 있다. 일반적으로, 내부 피처 데이터는 치아 구조의 3D 표현을 재구성하기 위해 표면 데이터의 좌표계를 포함하여, 표면 데이터와 결합하는데 사용될 수 있다. 예를 들면, 치아 데이터의 3D 재구성은 일반적으로 여러 상이한 각도 또는 방향에서 획득된 본 명세서에서 설명된 임의의 내부 피처 이미징 기술을 사용하여 여러 가지(예를 들면, 다수의) 2D 이미지를 결합하는 알고리즘에 의해 재구성될 수 있다.

[0132] 특히, 표면 및 내부 피처를 모두 갖는 치아/치아들의 3D 모델을 포함하는, 구강 내 스캐너에 의해 캡처된 데이터는 장치에 의해 저장되고 및/또는 의사, 의료 기록, 치과 의사 등에 의해 전송될 수 있다. 예를 들면, 구강 내 스캐너에 의해 캡처된 임의의 데이터, 즉 치아 병변 및 내부 치아 구조의 토포그래피를 결합하는 컬러 3D 모델은 환자의 구강 건강의 종적 모니터링 및 보존을 위해 지정된 환자 데이터베이스에 유지될 수 있다. 데이터에는 주석이 달리거나(내부 피처를 참조하는 데이팅 및 마킹을 포함), 주석이 달리지 않을 수 있다.

[0133] 예를 들면, 시간에 따른 종적 비교는 표면 변화, 시각적 색상 변화, 내부/볼륨 변화 또는 이들의 임의의 조합의 시간에 걸친 비교에 의한 것을 포함하여 하나 이상의 레벨에서 본 명세서에서 설명된 3D 모델을 사용하여 수행될 수 있다. 예를 들면, 각각은, 예를 들면, 수동 평가 또는 자동으로 차감되고 비교되는 것에 의해 전후로 표시될 수 있다. 일부 실시예에서, 2개 이상의 3D 모델은 3D 모델 간의 차이를 강조하기 위해 디스플레이 상에 서로 중첩될 수 있다. 예를 들면, 중첩된 모델은 에나멜 두께, 상아질 부피, 컬러, 불투명도, 및/또는 충치 크기의 감소/증가의 변화를 강조하는데 도움이 될 수 있다. 선택적으로, 이전 날짜로부터의 환자의 치열의 3D 모델은 시간에 따른 환자의 치열의 임의의 변화를 강조하는데 도움이 되도록 추후에 환자의 치열의 3D 모델로 모핑(morph)될 수 있다. 일부 실시예에서, 3D 모델의 시간 시계열은 환자의 치열의 변화의 비디오 또는 애니메이션을 제공하기 위해 점진적으로 모핑될 수 있다. 자동 비교는 공통 좌표계에 적용하거나 변환함으로써 수행될 수 있으며, 특히, 표면 정보를 사용하여 (예를 들면, 생성된 3D 볼륨 모델의 부분으로서 포함되는 3D 표면 모델 데이터에 기초하여) 수행될 수 있다. 일반적으로, 모든 3개의 유형의 데이터(표면, 컬러, 볼륨 등)는 이미 전술한 바와 같이, 동일한 좌표계에 의해 서로 연결된다. 일반적으로, 3D 모델을 포함하는 본 명세서에서 설명된 방법 및 장치는, 예를 들면, 전체가 참조로서 포함된 U.S. 2016/0135925에서 설명된 바와 같이 환자의 미래 치아 또는 치열 상태를 예측하는데 사용될 수 있다.

[0134] 3D 볼륨 스캔을 포함하는 스캔을 비교할 때, 스캔은 자동, 반자동 또는 수동 비교를 위해 서로에 대해 조정되거나 정규화될 수 있다. 예를 들면, 치아 또는 치아들의 스캔(예를 들면, 완전 턱 스캔, 부분 스캔 등)은, 특히, 복셀 해상도보다 높은 정확도로 100% 반복 가능하지 않을 수 있다. 복셀 별로 비교하기 위해, 매칭 및/또는 모핑 기능을 한쪽 또는 양쪽 스캔에 적용하여 더욱 직접적인 비교를 가능하게 할 수 있다. 예를 들면, 매칭 및/또는 모핑 기능이 사용될 수 있다. 모핑 기능은 외부 표면을 매칭시키고 정렬할 수 있어, 복셀별 비교가 가능하다. 이는 또한, 전체 스캔과 부분 스캔의 비교를 가능하게 할 수 있다.

[0135] 전술한 바와 같이, 일반적으로, 캡처된 데이터는 동일한 좌표계에 보관되고 저장될 수 있다. 따라서, 표면 데이터(3D 표면 모델 데이터를 포함함)는 좌표계(예를 들면, x, y, z; 그리하여 3D 표면 모델이 S(x, y, z)가 되도록)를 사용할 수 있으며, 내부 피처 데이터는 동일한 좌표계(예를 들면, 내부 피처 데이터가 I(x, y, z)가 되도록 함)를 사용하거나 참조할 수 있다. 따라서, 공통 피처 또는 구조는 2개의 데이터 세트 간의 동일한 어드레스(좌표)를 가질 수 있다.

[0136] 도 6은 표면 데이터 및 내부 피처 데이터를 사용하여 치아 또는 치아들의 3D 모델 또는 렌더링을 생성하는 방법

의 예시를 나타내는 다이어그램이다. 이러한 예시에서, 휴대용 구강 내 스캐닝 완드(스캐너)는 먼저 스캐닝되는 대상 구강 내 영역에 인접하게 위치될 수 있다(601). 일단 스캐닝이 시작되면, 장치는 제1 좌표계의 깊이 정보를 포함하는 표면 데이터(예를 들면, 3D 모델 표면 데이터)를 수집할 수 있다(603). 표면 데이터는 일반적으로 가시광(예를 들면, 단색 또는 브로드밴드 광)과 같은 제1 조명 스펙트럼을 사용하여 샘플을 조명하는 동안 수집될 수 있다. 내부 피처 데이터가 또한, 예를 들면, 치아/치아들을 투과하는 제2 조명 스펙트럼(단일 파장 또는 작은 파장 범위를 포함할 수 있음)을 사용하여 수집될 수 있다(605). 이러한 데이터는 표면 데이터와 동일한 좌표계를 사용할 수 있으며, 이는 이하에서 더욱 상세하게 설명되는 바와 같이 달성될 수 있다. 일단 수집되면, 데이터는 분석 및/또는 필터링(차감, 평활화(smoothing)를 포함함)되고, 표면 데이터 및 내부 피처 데이터 모두를 사용하여 구강 내 캐비티(예를 들면, 치아, 치아들, 잇몸, 턱 등)의 3D 모델 렌더링을 형성하도록 결합될 수 있다(607). 예를 들면, 내부 피처 데이터(일반적으로 사실상 2차원임)의 3D 기하학적 형태를 작성할 때, 알고리즘은 내부 피처 데이터의 정확도를 향상시키기 위해 알려진 3D 표면 스캔에 대한 참조를 사용할 수 있다.

[0137] 일반적으로, 본 명세서에서 설명된 임의의 장치 및 방법에서, 수집된 내부 피처 데이터(605)는 내부 피처를 포함하는 치아 또는 치아들의 볼륨 모델을 재구성하는데 사용될 수 있다. 특히, 토모그래피 재구성(예를 들면, 광학 토모그래피)이 사용될 수 있다. 완전 볼륨 모델링이 사용될 수 있다. 일반적으로, 모든 투과 광선은 재료 특성 및 사용된 광에 따라, 굴절, 반사, 산란 및/또는 흡수(이들의 조합을 포함함)될 수 있다. 일부 변형에서, 방법 및/또는 장치는 치아의 볼륨을 작은 복셀로 분할할 수 있으며, 각각의 복셀에 대해, 표면 데이터의 좌표계에 대응하는 좌표계를 사용하여 수집된 이미징 데이터에 기초하여 이러한 4개의 파라미터(굴절률, 반사, 산란, 흡수)를 추정할 수 있다. (예를 들면, 비등방성 산란 또는 복합 표면 산란에 기초하여) 보다 복잡한 모델이 또한, 사용될 수 있다. 일단 각각의 복셀에 대한 파라미터 세트가 추정되면, 방법 또는 장치는 캡처된 이미지가 이러한 모델에 얼마나 잘 맞는지 비교할 수 있다. 따라서, 일부 변형에서, 장치 및/또는 방법은 캡처된 이미지와 모델링되고 예측된 이미지 간의 차이를 최소화하려고 시도할 수 있다. 초기 추측은 에나멜 파라미터와 폭의 추정을 포함하여, 3D 표면 캡처로부터 이루어질 수 있다.

[0138] 대안적으로 또는 추가적으로, 다중-표면 모델링이 사용될 수 있다. 다중-표면 모델링은 공기, 상아질, 및 에나멜(그러나 이들 세 가지 이상을 포함할 수 있음)에 대한 특성과 같은 광학 특성의 (일부 경우 균일한) 재료의 세트를 가정한다. 이러한 기술은 재료 간의 경계를 찾도록 시도할 수 있다. 완전 볼륨 모델링에 대하여 전술한 것과 유사하지만, 복셀 표현을 사용하지 않는 기술을 사용하는 것을 포함하여, 이를 달성하기 위한 다수의 방법이 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 윤곽 라인 방법은 제1(예를 들면, 공기-에나멜) 경계가 3D 표면 캡처로부터 주어질 때 사용될 수 있으며, 2D 투과 이미지에서의 영역의 에지를 발견함으로써, 부드러운 3D 표면이 이러한 실루엣에 가장 적합하게 근사될 수 있다. 예를 들면, 전체 내용이 본 명세서에서 참조로서 포함된 "3D Shape from Silhouette Points in Registered 2D Images Using Conjugate Gradient Method. Andrzej Szymczaka, William Hoffb and Mohamed Mahfouzc"을 참조하라. 윤곽 외에도, 포인트, 코너와 같은 본 기술 분야에서 공지된 다른 피처가 사용될 수 있다. 이러한 피처는 상이한 뷰포인트로부터 검출될 수 있으며, 삼각 측량에 의해 3D에 위치할 수 있고, 경계의 일부이다.

[0139] 실제로, 동일한 좌표계의 표면 데이터와 내부 피처 데이터를 기록하는 것은 동일한 위치 및/또는 시간에서 표면 및 내부 피처 모두를 스캔함으로써 달성될 수 있다. 언급된 바와 같이, 휴대용 사용자 제어 구강 내 스캐닝 장치(예를 들면, 완드)에서, 상이한 파장으로 상이한 시점에서 동일한 영역을 스캔하는 것은 어려울 수 있다. 따라서, 본 명세서에서 설명된 임의의 장치 및 방법은 상이한 모달리티 또는 모드(예를 들면, 표면 데이터 스캐닝 및/또는 내부 피처/투과성 데이터 스캐닝)에서 스캐닝을 조정할 수 있다.

[0140] 예를 들면, 도 7은 구강 내 스캐너가 표면 스캐닝과 하나 이상의 다른 스캐닝 모달리티(예를 들면, 투과 이미징 스캐닝과 같은 내부 피처 스캐닝) 사이에서 교번하는 하나의 방법을 나타낸다. 도 7에서, 모델링될 대상 구강 내 구조와 인접한 스캐너를 위치시킨 후에(701), 완드는 장치가 표면 데이터 및 내부 데이터에 대한 대상을 자동으로 스캔하는 동안 대상 위를 이동할 수 있다(703). 이러한 방법의 일부로서, 시스템은 3D 표면 모델 데이터와 같은 표면 데이터를 수집하기 위해 제1 모달리티(705)(예를 들면, 파장 범위에서 적절한 파장의 광을 방출하는 것을 사용하는 표면 스캐닝)를 사용하여 치아의 부분을 스캐닝하는 것과 제2 모달리티(예를 들면, 투과성 파장)로 스캐닝하는 것 사이에서 교번(스위칭)할 수 있다(707). 제1 모달리티에서의 적절한 기간 이후, 방법 및 장치는 표면 모드에서 스캔된 대상의 대략 동일한 영역에 걸쳐 짧은 기간(제2 기간) 동안 내부 피처를 수집하기 위해 제2 모달리티(예를 들면, 투과성 파장 또는 파장 범위)로 잠시 스위칭할 수 있다(707). 스위칭 할 때, 2개의 모달리티 간의 좌표계는 대략 동일하며, 제2 기간이 적절히 짧으면(예를 들면, 500msec 미만, 400msec 미만, 300msec 미만 등, 200msec 미만, 100msec 미만, 50msec 미만 등), 완드는 대략 동일한 위치에 있다. 대안적으

로 또는 추가적으로, 방법 및 장치는 내부 데이터를 수집하기 직전 및 직후에 수집된 표면 데이터 정보에 기초하여 표면에 대한 완드의 위치를 외삽할 수 있다. 따라서, 도 7의 단계 703에서 나타낸 것을 포함하는, 본 명세서에서 설명된 임의의 방법에서, 장치는 각 스캔(예를 들면, 표면 스캔과 같은 제1 모달리티 스캔, 투과성, 예를 들면, 근적외선 스캔 또는 스캔들과 같은 제2 모달리티 스캔, 및 컬러 스캔과 같은 제3 모달리티 스캔 등) 사이의 위치를 보간할 수 있다. 이러한 보간은 스캔 동안 완드의 작지만 잠재적으로 중요한 이동을 보정할 수 있다. 특히, 스캐닝이 수동으로 수행되는, 표면 및 내부 구조 사이를 조정할 때, 각각의 스캔 이미지에 대한 치아의 (또는 스캐닝 완드에 대한 치아의) 보다 정확한 3D 위치를 근사하기 위해 보간 (및/또는 외삽)한다. 투과성 파장을 사용하여 스캔된 치아의 부분은 따라서, 투과 스캔(들) 전후에 수행된 표면 스캔 사이에서 비례하여 보간될 수 있다. 예를 들면, 각 모드에서 스캔의 예시적인 상대적 타이밍을 나타내는, 이하에 설명되는 도 8을 참조하라. 대안적으로 또는 추가적으로, 스캔 동안 치아 및/또는 완드/스캐너의 위치는 (예를 들면, 완드의 모션 센서(들) 및/또는 이전의 표면 스캔으로부터의 표면에 걸친 변화 속도로부터 추정된 바와 같이) 스캐닝 완드의 이동 속도에 기초하여 이전의 표면 스캔 위치로부터 외삽될 수 있다. 이러한 방식으로 각 스캔의 좌표계를 보정하는 것(예를 들면, x, y 및 z 위치 및 방향 각도)은 사용자에 의해 스캐너가 어떻게 조작되는지에 관계없이 이 이미지가 상이한 모달리티에서 서로에 대해 긴밀하게 등록되도록 할 수 있다. 다수의 스캔이 동일한 상대 위치로부터 획득되고 내부 피처를 재구성하는데 사용될 수 있는 투과 스캔에서, 좌표계의 정확도는 내부 피처의 더 높은 해상도의 모델링을 가능하게 할 수 있다.

[0141] 일반적으로, 투과성 파장 이미지를 수집할 때, 방출되고 수신된 광은 상이한 편광을 가질 수 있다. 반사 광 모드에서, 예를 들면, 소-각 투과 이미징을 사용할 때, 에너지의 일부가 투과하지만, 일부는 또한 표면으로부터 반사된다. 편광을 사용하는 것을 포함하여 임의의 적절한 방식으로 수행될 수 있는 이러한 직접 표면 반사를 차단하는 것이 바람직할 수 있다. 예를 들면, 표면 반사를 차단하기 위해 샘플(예를 들면, 치아)은 특정 편광으로 투과성 파장으로 조명될 수 있으며, 이러한 편광은 이미징 경로에서 차단될 수 있다. 이러한 편광은 또한, 트랜스-조명(예를 들면, 180° 트랜스- 조명에서와 같이 조명기에 대한 시선의 직접적인 라인이 있는 곳)의 조명원으로부터 직접적인 광을 차단하는데 도움이 될 수 있다.

[0142] 본 명세서에서 설명된 많은 방법 및 장치가 표면 및 내부 구조를 구별하기 위해 모드 사이에서 스위칭하는 것을 포함하지만, 일부 변형에서, 예를 들면, 이색성 빔 스플리터 및/또는 필터를 사용하여, 실제로 동시에 검출될 수 있다. 따라서, 투과성이며, 표면 피처만을 (또는 주로) 포함하는 것으로부터의 내부 반사 및/또는 산란을 포함하는 파장 및/또는 편광을 분리함으로써, 표면 데이터는 수집되고 내부 피처로부터 별도로 처리될 수 있으며, 이러한 2개의 데이터 세트는 추후 재결합될 수 있다. 이러한 기술은 본질적으로 동일한 좌표계를 사용할 수 있다.

[0143] 예를 들면, 도 2e는 근적외선(NIR) 파장(이 예시에서는 850nm)을 사용한 투과성 스캐닝과 표면 스캐닝(예를 들면, 가시광, 비투과성) 모두를 수행하도록 구성된 구강 내 스캐너의 개략도를 나타낸다. 도 2e에서, 스캐너는 근적외선 조명 광(289)과 내부 치아 구조/영역으로부터 산란된 근적외선 광(S-편광 광)을 여전히 수집하는 동안 치아(290)의 표면에서 반사된 근적외선 광(P-편광 광)을 차단하기 위한 이미지 센서(285) 전방의 제1 편광자(281) 및 제2 편광자(283)를 포함한다. NIR 광은 P-편광으로 치아를 조명하고, 치아의 표면, 예를 들면, 에나멜로부터 반사된 반사광은 정반사로 반사되므로, P-편광 상태가 보존된다. 상아질과 같은 내부 치아 피처를 투과하는 근적외선 광은 산란되어 무작위 편광(S 및 P)이 발생한다. 파장 선택성 쿼터 파장판(quarter waveplate)(293)은 근적외선 광의 편광을 변경하지 않지만(에를 들면, 근적외선 광의 편광 상태가 변경되지 않고 그대로 전달됨), 표면 반사만이 스캔 파장에서 캡처되도록 P에서 S로 되돌아가는 스캔 광의 편광을 변경한다. S 및 P 편광의 혼합을 갖는 되돌아가는 근적외선 광은 먼저, S-편광만이 이미지 센서로 전송되도록 편광 빔 스플리터(PBS)(294)와 편광 필터(283)를 통해 필터링된다. 따라서, 치아 내부 구조로부터 오는 근적외선 S-편광 광만이 원래의 P-편광을 갖는 반사광이 차단되는 동안 이미지 센서에 의해 캡처된다. 도 2e에서 나타낸 것과 같은 편광 필터 유무에 관계없이 다른 구강 내 스캐너 구성이 프로브의 일부로서 사용될 수 있다.

[0144] 도 2e에서, 표면 스캔은 (스캐너 조명 유닛(297)을 사용하여) 표면을 조명하고, P-편광으로 조명함으로써 수행될 수 있으며, 편광은 (S-편광 광을 이미지 센서로 전송하는) 파장 선택성 쿼터 파장판(293)에 의해 반전된다.

[0145] 도 7에 나타낸 바와 같이, 내부 피처 데이터를 결정하기 위한 제2 스캐닝 모달리티와 같은 스캐닝 모달리티의 기간을 포함하는 스캐닝 스킴은 수동 또는 자동으로 조정될 수 있다(709). 예를 들면, 스캐닝 절차(시분할 및 시퀀스)는 케이스마다 변경될 수 있으며, 시스템은 고품질 스캔 및/또는 보다 완전한 재구성을 획득하도록 스캐닝 리소스를 자동으로 최적화할 수 있다. 방법 또는 장치는 스캔된 표면 데이터의 품질과 같은, 스캔 데이터의 품질을 결정할 수 있으며, 이에 따라 스캐닝 기간(들)(예를 들면, 제2 기간)을 조정할 수 있다(709). 예를

들면, 품질의 추정은 블러링(blurring), 과포화 또는 미포화(under saturation) 등에 기초하여 자동으로 이루어질 수 있다. 예를 들면, 스캐닝 스킴의 기간은 이러한 모달리티에서의 스캔의 품질에 기초하여 동적으로 조정(예를 들면, 증가 또는 감소)될 수 있다; 이러한 모달리티에서의 이전의 x 스캔이 제1(예를 들면, 최소) 품질 임계치(블러링, 과포화, 미포화 등 중 하나 이상을 정량화) 미만인 경우, 해당 모달리티에 대한 스캔 기간 d_i는 증가될 수 있다. 스캔 기간이 최소 기간을 초과하고, 품질이 제2 품질 임계치(제1 품질 임계치와 동일하거나 그보다 높을 수 있음)보다 높으면, 스캔 시간은 감소될 수 있다. 스캔 기간의 감소는 다른 스캐닝 모달리티의 기간을 증가시키고, 및/또는 스캐닝 모달리티 간의 스위칭 속도를 증가시킬 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 모달리티에 대한 스캔 기간은 재구성되는 3D 모델의 완성도에 기초하여 조정될 수 있다. 예를 들면, 보다 완전한 표면 모델을 갖는 3D 모델의 영역(예를 들면, 표면 모델이 이미 만들어진 영역)을 스캔할 때, 표면 스캔의 기간은 감소할 수 있으며, 투과 스캔(예를 들면, 근적외선 파장을 사용하는 반사 스캔, 또는 근적외선 파장을 사용하는 트랜스-조명 스캔)의 기간은 내부 구조의 해상도 및/또는 범위를 넓히기 위해 증가할 수 있다. 유사하게, 각 모드에서의 스캐닝 주파수는 장치에 의해 동적으로 조정될 수 있다. 본 명세서에서 설명된 방법 및 장치는 또한, 3D 그래픽 디스플레이에서 이러한 누락된 영역 또는 각도를 표시함으로써 특정 각도로부터 스캔을 느리게 하거나 추가하기 위해 사용자에게 피드백을 제공하도록 구성될 수 있다.

[0146] 도 7(예를 들면, 선택적 단계(708)) 및 도 8에 나타낸 바와 같이, 2개보다 많은 스캐닝 모달리티가 사용될 수 있다. 도 8은 표면 스캐닝(801), 레이저 형광(803), 컬러 가시광 스캔(뷰파인더)(805), 투과 스캐닝(807), UV 스캐닝 등을 포함하는, 상이한 스캐닝 모달리티 사이에서 스위칭하도록, 구강 내 스캐너를 동작시키는 예시적인 방법을 나타낸다. 시스템은 초기에 디폴트 스캐닝 스킴으로 스캐닝 모달리티 사이에서 스위칭할 수 있다; 언급된 바와 같이, 시스템은 각각의 스캐닝 모달리티로부터 오는 데이터를 (실시간으로) 분석할 수 있고, 예를 들면, 스캐닝되는 주파수 및/또는 기간(d)을 확장시킴으로써, 덜 완전한 데이터를 갖는 스캐닝 모달리티에 우선순위를 매길 수 있다. 일부 실시예에서, 시스템은 우선순위를 매길 스캐닝 모달리티를 결정하기 위해 하나 이상의 스캐닝 모달리티로부터 수집된 데이터를 미리 결정된 데이터 해상도 임계치와 비교할 수 있다. 예를 들면, 시스템은 충분한 표면 데이터가 표면 이미징 모달리티로 수집되었고, 내부 피처 데이터 해상도가 여전히 충분하지 않다고 결정한 후에 표면 투과 이미징의 주파수 또는 기간을 증가시킬 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 일부 변형에서, 스캐닝은 상이한 모달리티에 대해 동시에 수행될 수 있다. 일단 충분한 스캐닝 영역이 완성되면, 구강 내 영역의 결합된 3D 모델은 스캔 데이터를 사용하여 어셈블링될 수 있으며(711); 대안적으로 3D 모델은 스캐닝이 진행됨에 따라 계속적으로 어셈블링될 수 있다. 스캐닝의 주파수(809)는 도 8의 스캔 진폭의 주파수에 의해 나타낸다; 표면 스캔은 스캔 진폭의 최대치에서 수행되며, 투과 스캔은 공초점 스캐닝의 깊이가 증가하고 감소함에 따라 스캔 진폭의 최소치에서 수행된다. 깊이 스캐닝의 주파수(809)는 스캔 도안 동적으로 증가 또는 감소할 수 있다. 예를 들면, 더욱 긴 스캐닝 기간 스캔을 허용하거나, 사용자가 보다 빠르게 이동하는 완드/스캐너를 수용할 수 있다. 일부 변형에서, 완드는 이동 속도를 검출하기 위해 모션 센서(예를 들면, 가속도계 등)를 포함할 수 있고, 스캐닝 속도(들) 및 기간(들)은 검출된 스캐너의 이동에 기초하여 조정될 수 있다.

[0147] 도 6에 나타낸 바와 같이, 표면 및 내부 구조를 포함하는 결과적인 3D 모델은 대상(예를 들면, 환자)의 건강 관리에 유익하도록 다양한 방식으로 사용될 수 있다. 예를 들면, 3D 모델은 치아의 병변, 충치 및/또는 크랙을 식별(자동 또는 수동으로) 분석하도록 사용될 수 있다. 3D 모델은, 예를 들면, 부식을 포함하는 병변의 크기, 형태 및 위치를 측정하고, 반투명하게, 컬러, 형태에 기초하여 부식의 유형을 평가하고, 및/또는 표면 조명에 기초하여, 표면 문제, 예를 들면, 크랙, 부식 등의 유형을 평가하는데 사용될 수 있다(609).

[0148] 이러한 3D 데이터(또는 그로부터 파생된 데이터)는 특정 환자에 대해 시간에 따라 모니터링될 수 있다(611). 예를 들면, 3D 데이터는 시각적으로 또는 알고리즘을 사용하여 시간에 따른 형태, 크기 및 유형의 변화에 대해 체크될 수 있다.

[0149] 일반적으로, 3D 데이터에는 주석이 달릴 수 있다. 예를 들면, 첫번째 스캔 이후, 임상의는 다음 스캔에서 수동 또는 자동으로 평가될 수 있는 관심 영역을 마킹할 수 있다. 또한, 3D 데이터는 치료 지침과 모니터링을 다루거나 제공하는 것을 돕는데 사용될 수 있다(613). 예를 들면, 임상의가 치아를 복원하기로 결정하면, 본 명세서에서 설명된 바와 같이 생성된 표면 및 내부 영역을 나타내는 3D 데이터는 부식된 볼륨의 제거를 보장하기 위해 치아에 대한 감소 가이드라인을 제공하는데 사용될 수 있다. 상기 절차 동안 추가적인(예를 들면, 중간) 스캔이 의사에게 감소에 대한 추가 방향과 즉각적인 피드백을 제공할 수 있다.

[0150] 도 9a 및 9b는, 도 9b에서 확대된 영역으로 나타낸 내부 구조 및 표면(전체 표면은 도 9a의 프로젝션에 나타남)

모두를 포함하는 대상의 구강 내 영역의 3D 모델(900) 렌더링의 일례를 나타낸다. 도 9b에서, 3D 표면 데이터와 결합된 850㎚ 광을 사용하는 투과 이미징으로부터 명백한 더 어두운 영역(903)은 관심 영역을 나타낸다. 관심 영역은 부식된 영역 또는 치과 충전재 등일 수 있다. 이와 같이 이미지를 조작하여 3D 모델 또는 3D 모델의 영역을 회전, 확대, 절단 및 다른 방식으로 보는 기능은 대상의 치과적 필요에 대한 치료와 이해를 크게 향상시킬 수 있다.

[0151] **깊이 스캐닝**

[0152] 도 11a 내지 11i는 근적외선 트랜스-조명("TI")과 같은 투과성 파장을 사용한 내부 치아 구조의 볼륨 모델링의 일례를 나타낸다. 이 예시에서, 치아의 병변은 광이 병변 아래에 있거나 병변 수준에 있을 때, 감지될 수 있다. 광이 병변 아래에 있을 때, 병변은 광을 흡수하여, 이미지에서 병변이 어두운 점으로 나타난다. 도 11d에서, 병변을 갖는 치아가 치아 위의 (치아의 교합면에 위치하는) 스캐너 센서(1101)와 함께 나타난다. 스캐너는 화살표로 나타낸 바와 같이, 근적외선 광을 방출하는 하나 또는 (도 11d 내지 11f에 나타낸 바와 같이) 2개의 광원(방출기)(1105, 1105')을 포함한다. 도 11a에 나타낸 바와 같이, 광은 치아를 투과하며, 센서(1101)는 병변으로 인한 광의 폐색을 검출한다.

[0153] 광원을 갖는 스캐너를 상향 이동 시키면(즉, 치아를 따라 스캐너의 완드를 더 높이 이동시킴), 도 11b에 나타낸 바와 같이 병변 이미지의 변화가 발생할 것이다. 치아에 대한 광원의 대응하는 위치는 도 11e에 개략적으로 나타나며, 도 11h에 도시된다. 스캐너가 치아 위로 더 이동함에 따라, 병변(1113)을 나타내는 어두운 점은 완전히 사라질 때까지 수축을 시작하여 광 포화가 될 것이다. 마지막으로, 광원(1105, 1105')이 병변 위에 있을 때, 어두운 점은 더 이상 존재하지 않으며(예를 들면, 도 11c), 중앙 폐색 영역(상아질)만이 도시된다. 이미 전술한 바와 같이, 치아와 치은의 외부 표면은 별도의 광원을 사용하여 동시에 스캔될 수 있으며, 치아의 3D 외부 표면을 제공하며, 따라서 치아에서 스캐너까지 거리를 제공할 수 있다. 이러한 정보는, 전술한 바와 같이, 병변의 깊이 및/또는 형태를 매핑하는데 사용될 수 있다.

[0154] 이러한 깊이 스캐닝은 수동 또는 자동으로 수행될 수 있고, 치아/치아들의 볼륨 모델링(예를 들면, 0도 볼륨 모델링)에 대한 백업 및/또는 대안을 제공하는데 유용할 수 있다. 실제로, 치아의 수직 스캐닝(임의의 방향(치아의 아래에서 위로, 위에서 아래로 등)에서 수행될 수 있음)은 상아질 및/또는 병변의 형태 및 위치에 대한 정보를 제공할 수 있는 볼륨 스캐닝의 하나의 유형 또는 하위 유형으로서 사용될 수 있다.

[0155] 예를 들면, 구강 내 스캐너, 특히 투과성(예를 들면, 근적외선) 및 표면 스캐닝 파장(들) 모두를 갖는 것으로 치아/치아들을 수직(z-축) 스캐닝하는 방법은 볼륨 스캐닝의 대안적인 방법을 제공할 수 있다. 일반적으로, 데이터는 치아/치아들을 (z-축으로) 위 또는 아래로 스캐닝함으로써 획득될 수 있다.

[0156] 전술한 바와 같이, 설명된 스캐닝 장치의 하나의 구성은, 예를 들면, 광원과 카메라 사이의 90° 와 같은 각도에서 (측면을 통한) 트랜스-조명을 사용하여 선택적으로 치아/치아들의 내부 영역을 이미징할 수 있다. 충치가 치아에 존재할 때, 예를 들면, 트랜스-조명에서 투과성 파장으로 치아를 위에서 보는 경우(폐색 관점), 폐색 영역으로서 충치를 나타낼 수 있다. 충치에 대해 광원의 상대적인 z(깊이) 위치에 따라, 충치에 대응하는 폐색된 영역이 x, y 이미지에 존재할 것이다. 따라서, 전술한 바와 같이 z-축(깊이)을 통한 스캐닝은 충치의 z-위치 및 형태 중 하나 또는 모두를 결정하는데 사용될 수 있다. 일부 변형에서, 투과성 파장 (또는 투과 및 표면 스캐닝)을 사용하여 스캐닝하는 방법은 측면으로부터 조명하고, 위에서 이미징하며, 잇몸 라인에 가능한 가깝게 광을 배치하는 것으로 시작될 수 있다. 방법은 치아의 교합면으로부터 멀어지면서 치아의 z축을 따라 위로 이동하도록 진행할 수 있다. 이는 (z-축에서) 광이 상이한 깊이로부터 병변에 부딪히도록 할 수 있다. 도 11a 내지 11c에 나타낸 바와 같이, 충치가 초기에 존재할 것이며, 스캐너가 위로 당겨짐에 따라, 더 이상 광을 차단하지 않을 때까지 이미징 평면(x, y)에서 수축할 수 있다. 임의의 이러한 방법은 또한, 스캐너가 위로 이동함에 따라 치아를 따라 z-위치를 계산하거나 결정하여 치아의 상대적 깊이가 알려지도록 할 수 있어, 에나멜 층으로부터의 병변의 깊이가 알려질 수 있다. 이러한 정보로부터, 병변의 치수가 또한 결정(예를 들면, z-위치를 따라 병변이 얼마나 멀리 연장되는지 추정)될 수 있을 뿐 아니라, 폭과 범위(예를 들면, x, y에서 얼마나 멀리 연장되는지)가 또한 결정될 수 있다. 치아의 외형을 나타내는 표면 3D 모델과 함께, 이러한 정보가 치아의 모델과 전체 병변을 제공하는데 사용될 수 있다.

[0157] 따라서, 투과성 파장(예를 들면, 근적외선) 및 비투과성(예를 들면, 표면 스캐닝) 파장을 모두 사용하여, 치아의 외부 및 내부 구조 모두의 모델이 결정될 수 있다. 치아의 z-축을 따른 깊이 스캔(인접하지 않은 스캔조차도)이 치아/치아들 내의 내부 구조의 깊이 및/또는 치수를 결정하는데 특히 유용할 수 있다. 전술한 바와 같이, 본 명세서에서 설명된 임의의 방법에서, 치아의 3D 스캔은 투과 (깊이를 포함) 스캐닝과 동시에 수행

될 수 있다.

[0158] 따라서, 본 명세서에서 설명된 바와 같은 치아를 스캐닝하는 임의의 방법에서, 방법은 각 스캔에 대한 깊이(z) 치수를 결정하는 단계, 광원, 예를 들면 치아에 대한 근적외선 광원(들)의 상대적 깊이를 표시하는 단계를 포함할 수 있다. 이러한 정보는 투과 스캔에 대응/관련되는 3D 표면 스캔에 의해 제공될 수 있다. 깊이 정보(예를 들면, z-축에서 스캐너가 얼마나 이동하는지 아는 것)는 상당한 볼륨 정보를 제공할 수 있다.

[0159] 전술한 바와 같이, 본 명세서에서 설명된 깊이(z) 스캐닝은 수동 또는 자동으로 수행될 수 있다. 예를 들면, 이러한 스캐닝은 완드를 위로 그리고 치아를 따라 수동으로 스캔함으로써 수행될 수 있다. 스캔 동안의 동시 3D 표면 모델링과 내부 모델링/이미징 모두는 스캔하는 동안 계속적으로 수행될 수 있다. 임의의 적절한 스캔 속도(예를 들면, 초당 20개의 스캔)가 이루어질 수 있다. 따라서, 사용자는 합리적인 속도로 스캔할 수 있고, 출력은 병변을 포함하여, 실시간으로 이루어질 수 있으며, 및/또는 병변들(및 임의의 다른 내부 구조)은 소프트웨어에 의해 분석된 후, 나중에 디스플레이될 수 있다. 하나의 예시에서, (레이저를 사용하는) 표면 스캐닝이 대략 35ms 기간 동안 수행되고, 컬러, 근적외선 등을 포함하는 다른 유형의 이미징에 대해 15ms의 윈도우가 이어질 수 있도록 동시 스캐닝이 수행되며, 스캔 기간 동안 반복될 수 있다. 일부 예시에서, 근적외선 스캐닝은 15ms의 윈도우 내에서 5ms 동안 수행될 수 있다. 더욱 짧은 샘플링(예를 들면, 20ms 미만, 15ms 미만, 12ms 미만, 10ms 미만, 7ms 미만, 5ms 미만 등)은 이미지의 얼룩을 감소시킬 수 있으므로, 유익할 수 있다. 그러나, 더욱 짧은 스캔 시간은 더욱 높은 에너지, 예를 들면, 투과성 광원에 대한 더 많은 전력/전류를 필요로 할 수 있다. 이미징 데이터는 전체에 걸쳐 수집될 수 있다. 대안적으로, 스캐닝은 더욱 길거나 짧은 기간 동안(예를 들면, 표면 스캐닝, 근적외선 스캐닝, 컬러 스캐닝 등), 및/또는 동시에(예를 들면, 상이한 방출기/검출기를 사용하여, 예를 들면, 레이저 표면 스캐닝, 근적외선을 동시에) 이루어질 수 있다. 이러한 방식으로, 예를 들면, 표면 및 투과 스캐닝 또는 임의의 다른 상이한 유형의 스캐닝의 동시 또는 급속한 교번(200ms 이내, 150ms 이내, 100ms 이내, 50ms 이내 등)은 표면(예를 들면, 3D) 몰딩과 전술한 내부 구조 사이의 조정을 가능하게 할 수 있다.

[0160] **산란 계수를 사용한 내부 구조 이미징**

[0161] 또한, (대상에 대한) 카메라의 위치가 제공되는 대상을 통한 복수의 투과 이미지(또한, 본 명세서에서 "투과하는 이미지"로도 지칭됨)에 기초하여 치아 또는 다른 반투명의, 강하게 산란하는 대상 내로부터 내부 구조의 이미지를 생성하는 방법 및 장치가 본 명세서에서 설명된다. 따라서, 이러한 방법 및 장치는 외부 표면의 모델을 필요로 하지 않고 내부 구조의 3차원 모델을 포함하는 이미지를 생성할 수 있다.

[0162] 예를 들면, 치아와 같은 반투명의 강하게 산란하는 영역을 포함하는 대상으로부터 볼륨 구조를 재구성하기 위한 컴퓨팅 장치 판독 가능 매체를 포함하는 방법 및 장치가 본 명세서에서 설명된다. 보다 구체적으로, 이러한 장치(예를 들면, 시스템) 및 방법은 치아의 상아질과 같이, 대상의 내부 구조를 재구성하는 기술을 제공할 수 있다.

[0163] 일반적으로, 특정 파장에 대해 강하게 산란하고 반투명한 대상은 본 명세서에서 설명된 방법에 따라 (그리고 임의의 장치를 사용하여) 이미징될 수 있다. 대상에 대한 카메라의 위치 및 방향이 알려지면, 대상의 내부 구조는 재구성되는 볼륨과 이미지의 수에 비례하여 낮은 계산 복잡도로 재구성될 수 있다.

[0164] 본 명세서에서 설명된 대상의 구강 내 영역(예를 들면, 치아 또는 치아들, 잇몸, 턱 등)을 통해 이미지를 획득하고, 또한 스캐너(예를 들면, 이미지를 획득하는 스캐너의 카메라)의 상대적 위치에 대한 정보를 제공하는 임의의 구강 내 스캐너가 사용될 수 있다. 예를 들면, 도 1a 및 1b로 돌아가서, 도 1a는 표면 및 내부 피처 모두를 갖는 3D 모델을 생성하기 위해 본 명세서에서 설명된 바와 같이 구성되거나 조정될 수 있는 구강 내 스캐너(101)의 일례를 나타낸다. 도 1b에서 개략적으로 나타낸 바와 같이, 예시적인 구강 내 스캐너는 작동자(예를 들면, 치과의사, 치과 위생사, 기술자 등)에 의해 휴대용으로 사용되고, 표면 및 내부 구조 모두를 스캔하기 위해 대상의 치아 또는 치아들 위로 이동할 수 있는 완드(103)를 포함할 수 있다. 완드는 하나 이상의 센서(105)(예를 들면, CMOS, CCDs, 검출기 등과 같은 카메라)와 하나 이상의 광원(109, 110, 111)을 포함할 수 있다.

[0165] 도 1b에서, 2개의 개별 광원은 표면 피처(예를 들면, 가시광, 단색 가시광 등)를 검출하기 위한 제1 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성된 제1 광원(109)과 (예를 들면, 일반적으로 투과 이미징으로 지칭될 수 있는 트랜스-조명, 소-각 투과 이미징, 레이저 형광 등에 의한) 치아 내의 내부 피처의 검출을 위한 제2 스펙트럼 범위에서 광을 방출하도록 구성된 제2 광원(111)으로 나타난다. 도 1b에 개별 조명원이 나타나 있지만, 일부 변형에서, 선택 가능한 광원이 사용될 수 있다. 광원은 LED, 광섬유 등을 포함하는 임의의 적절한 광원일 수 있다. 완드(103)는 제어(예를 들면, 완드 켜기/끄기 등)를 보조하기 위한 하나 이상의 제어 장치(버튼, 스위치, 다이얼,

터치스크린 등)를 포함할 수 있다; 대안적으로 또는 추가적으로, 도시되지 않은 하나 이상의 제어 장치는 풋 페달, 키보드, 콘솔, 터치스크린 등과 같은 구강 내 스캐너의 다른 부분에 존재할 수 있다.

[0166] 또한, 완드(103)는 가속도계, 자기장 센서, 자이로스코프 센서, GPS 등과 같은 하나 이상의 위치 및/또는 방향 센서(123)를 포함할 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 완드, 특히 이미징되는 대상(예를 들면, 치아 또는 치아들)에 대한 카메라(들)의 상대적 위치를 검출하기 위해 완드는 광 센서, 자기 센서, 또는 이들의 다른 일부 조합을 포함할 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 장치는 전술한 바와 같이 획득된 뷰파인딩 스캔 및/또는 표면 이미지(예를 들면, 표면 스캐닝)에 기초하여 완드의 상대적 위치를 검출할 수 있다.

[0167] 일반적으로, 임의의 적절한 광원, 특히, 검출되는 모드에 매칭된 광원이 사용될 수 있다. 예를 들면, 임의의 이러한 장치는 (예를 들면, 680nm 또는 다른 적절한 파장 또는 그 부근에서) 표면 검출을 위한 가시 광원 또는 다른 광원, 컬러 이미징을 포함하는 전통적인 이미징을 위한 가시 광원(예를 들면, 백색 광원), 및/또는 투과 이미징을 위한 투과 광원(예를 들면, 적외선 및/또는 근적외선 광원)을 포함할 수 있다.

[0168] 광원(들) 및 카메라(들)의 상대적 위치는 일반적으로 알려져 있으며, 하나 이상의 투과 이미지가 완드의 각 위치에서 획득될 수 있다. 광원(들) 및 카메라(들)의 위치는 3차원 공간의 3개의 수치 좌표(예를 들면, x, y, z), 및 카메라의 피치, 요, 롤을 포함할 수 있다.

[0169] 구강 내 스캐너(101)는 또한, 스캔을 조정하고, 표면 및 내부 피처를 포함하는 3D 모델의 스캔과 생성을 검토하고 처리하는 것을 포함하여, 완드(103) 동작을 제어하기 위한 연결된 프로세서 또는 원격 프로세서를 포함하는 하나 이상의 프로세서를 포함할 수 있다. 도 1b에 나타낸 바와 같이, 하나 이상의 프로세서(113)는 스캔 데이터(표면 데이터, 내부 피처 데이터 등)를 저장하기 위한 메모리(115)를 포함하거나, 이에 커플링될 수 있다. 무선 또는 유선 통신 회로를 포함하는 통신 회로(117)는 또한, 시스템의 구성요소(완드를 포함) 또는 외부 프로세서를 포함하는 외부 구성요소와 통신하기 위해 포함될 수 있다. 예를 들면, 시스템은 스캔 또는 3D 모델을 송신 및 수신하도록 구성될 수 있다. 하나 이상의 추가적인 출력(119)은 또한, 디스플레이 스크린, 프린터 등을 포함하는 정보를 출력하거나 나타내기 위해 포함될 수 있다. 언급된 바와 같이, 입력부(121)(버튼, 터치스크린 등)가 포함될 수 있고, 장치는 스캐닝과 다른 동작을 제어하기 위한 사용자 입력을 허용하거나 요청할 수 있다.

[0170] 본 명세서에서 설명된 임의의 장치 및 방법은 에나멜 및/또는 상아질의 크랙, 충치(부식) 및 병변과 같은 내부 구조를 스캔하고 식별하는데 사용될 수 있다. 따라서, 본 명세서에서 설명된 임의의 장치는 투과성 파장 또는 투과성 파장의 스펙트럼 범위를 사용하여 내부 구조를 검출하기 위해 스캔을 수행하도록 구성될 수 있다. 다양한 투과 스캐닝 기술(투과 이미징)은 장치에 사용되거나 통합될 수 있지만, 조직을 통한(예를 들면, 치아 또는 치아들을 통한) 광의 투과성 파장의 통과를 검출하는 트랜스-조명 및 소-각 투과 이미징이 특히 중요할 수 있다.

[0171] 본 명세서에서 설명된 (예를 들면, 850nm와 같은) 투과성 파장을 사용하는 에나멜-상아질 영역의 시각화를 위한 방법 및 장치는 치아/치아들에 대한 스캐너의 단일 위치로부터 복수의 프로젝션 또는 방향을 획득할 수 있다; 특히, 3개 이상의 방향 또는 프로젝션이 각각의 위치에서 획득될 수 있다. 다수의(예를 들면, 3개 이상) 프로젝션을 획득하는 것은 치아/치아들에 대한 완드의 특정 위치로부터 치아를 통해 다수의(예를 들면, 3개 이상) 이미지를 생성할 수 있기 때문에, 더 나은 이미징을 제공할 수 있다.

[0172] 도 12는 구강 내 스캐너 완드의 일부로서 사용될 수 있는 카메라와 투과 광원(1202, 1202')(예를 들면, 투과성 스펙트럼 범위의 광)을 포함하도록 구성된 스캐너의 부분의 예시를 나타낸다. 도 12에서, 카메라(1200)는 (치아(1201)와 같은) 대상 T를 향한 카메라와 실질적으로 동일한 방향에서 투과성 스펙트럼 범위의 광을 방출하기 위해 LEDs(1202, 1202')의 쌍이 측면에 배치되는 것으로 나타난다. 단일 광원(1202)(예를 들면, LED)이 한 쌍 대신에 사용될 수 있다. 일반적으로, 본 개시에 따르면, 완드의 광원은 카메라와 실질적으로 동일한 방향으로 투영되지만, 일부 실시예에서는 광원은, 전술한 바와 같이, 카메라의 방향으로부터 +/- 15도 달라질 수 있다.

[0173] 도 13은 방사선 파장의 범위에 대해 반투명의 강하게 산란하는 영역을 갖는 대상으로부터 볼륨 구조를 재구성하는 하나의 방법을 설명하는 플로우차트(1300)를 나타낸다. 반투명의 강하게 산란하는 영역을 갖는 대상은, 예를 들면, 외부 에나멜 표면과 내부 상아질 표면을 포함하는 치아일 수 있다.

[0174] 플로우차트(1300)의 단계 302에서, 방법은 방사선 파장의 범위에서 카메라로 대상의 복수의 이미지를 획득하는 단계를 포함하며, 복수의 이미지에 대한 조명은 실질적으로 카메라의 방향으로부터 투영된다. 일부 실시예에서, 방사선 파장의 범위는 적외선 또는 근적외선 파장이다. 적외선 또는 근적외선 파장은, 예를 들면, 반투명 대상을 투과하기 위해 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 복수의 이미지에 대한 조명은 카메라의 방향으로부터 +/-

15도 달라질 수 있다. 복수의 이미지는 카메라에 커플링되는 컴퓨터 메모리에 저장될 수 있다.

[0175] 임의의 이러한 방법은 또한, 복수의 이미지 각각에 있어서 대상에 대한 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하는 단계를 포함할 수 있다. 일반적으로, 위치 데이터는 대상에 대한 카메라의 위치 및 방향을 포함한다. 이러한 위치 데이터는 복수의 이미지로부터 결정될 수 있으며, 또는 대안적으로 또는 추가적으로, 위치 및 방향이 완드의 센서(123)(예를 들면, 자이로스코프 센서, 가속도계, GPS 등)로 측정될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 위치 및 방향은 스캐닝된 표면 데이터의 등록에 의해 계산될 수 있다. 일부 실시예에서, 위치 데이터는 3차원 공간의 3개의 수치 좌표(예를 들면, 카테시안(Cartesian) 좌표계), 및 카메라의 피치, 요, 및 롤을 포함한다. 위치 데이터는 또한, 벡터 매트릭스(예를 들면, 회전 매트릭스와 벡터 위치)로 정량화될 수 있다.

[0176] 플로우차트(1300)의 단계 306에서, 방법은 볼륨의 각 포인트에 대해 복수의 이미지 및 위치 데이터로부터 산란 계수에 대한 상한을 생성하는 단계를 더 포함한다. 복수의 이미지 각각은 2D 평면(이미지) 상의 실제 세계(3D 환경)로부터의 투영일 수 있으며, 그 과정 동안에 깊이가 손실된다. 특정 이미지 포인트에 대응하는 각각의 3D 포인트는 카메라의 시선 상에 있도록 제한될 수 있다. 각각의 3D 포인트의 실제 세계 위치는 삼각 측량의 과정을 통해 2개 이상의 프로젝션 광선의 교차점에서 찾을 수 있다.

[0177] 단계 306에서, 산란 계수에 대한 상한은 스캐닝되는 대상을 나타내는 볼륨의 각 포인트에 대해 결정된다. 상한은 각 포인트의 위치를 삼각 측량하기 위해 카메라로부터의 위치 데이터를 사용하여 각 포인트에 대한 복수의 이미지로부터 선택된다. 복수의 이미지는 대상에 의해 반사된 광의 양의 결과인 각 포인트에 대한 강도를 생성한다. 각 포인트에 대한 이러한 강도는 각 포인트에 대한 산란 계수를 생성하는데 사용된다. 각 포인트의 산란 계수에 대한 상한은 카메라에 커플링되는 메모리에 저장될 수 있다.

[0178] 볼륨의 각 포인트에 대해 산란 계수에 대한 상한을 생성하는 단계는 제1 캘리브레이션을 사용하여 대상의 볼륨에 대응하는 포인트들의 3D 그리드의 각 포인트를 복수의 이미지 각각에 투영하는 단계, 투영된 각 포인트에 대해 산란 계수값의 리스트를 생성하는 단계, 볼륨 응답에 따라 산란 계수값의 리스트 상의 각각의 산란 계수를 수정하는 단계 및 산란 계수값의 리스트로부터의 각 그리드 포인트에 대한 최소 산란 계수값을 저장하는 단계를 포함할 수 있다.

[0179] 다수의 캘리브레이션이 포인트들의 3D 그리드의 각 포인트를 복수의 이미지 각각으로 투영하는 것을 용이하게 하도록 수행될 수 있다. 예를 들면, 일 실시예에서, 제1 캘리브레이션은 카메라에 대한 센서 이슈와 이미지 고스트를 캘리브레이션 하기 위해 고정 패턴 노이즈 캘리브레이션을 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 제1 캘리브레이션은 공간의 알려진 포인트를 이미지 상에 투영하는 카메라에 대한 변환을 결정하는 카메라 캘리브레이션을 포함한다. 일부 실시예에서, 전술한 모든 캘리브레이션은 포인트를 이미지 상에 투영하기 이전에 수행될 수 있다.

[0180] 투과 이미지와 위치 데이터로부터 산란 계수에 대한 상한을 생성할 때, 산란 계수(들)에 대한 상한은 이미징되는 대상의 외부 표면 내의 포인트에 대해서만 결정될 수 있다. 예를 들면, 본 명세서에서 설명된 방법은 대상의 외부 표면을 나타내는 표면 데이터(예를 들면, 치아의 외부 또는 에나멜 표면을 나타내는 스캔 데이터)를 수신하는 단계를 더 포함할 수 있다. 외부 표면 데이터를 이용하여, 이러한 외부 표면 내의 포인트(예를 들면, 내부 포인트)만이 산란 계수를 생성하는데 사용될 수 있다. 이는 이미징이, 예를 들면, 치아의 에나멜 표면 내의 상아질 표면에만 초점을 맞추도록 할 수 있다.

[0181] 마지막으로, 임의의 이러한 방법은 각 포인트에 대한 산란 계수의 상한으로부터 대상의 이미지를 생성하는 단계(308)를 포함할 수 있다. 이러한 이미지를 생성하는 예시가 본 명세서에서 제공되며, 산란 계수의 임계치 또는 산란 계수에 기초한 값에 기초하여 라인 및/또는 표면을 형성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0182] 도 14는 치아로부터 볼륨 구조를 재구성하는 방법을 나타내는 플로우차트(400)이다. 치아는 방사선 파장 범위에서 반투명일 수 있다. 선택적인 단계 420에서, 방법은 프로세서에서, 제1 좌표계의 치아의 표면에 대한 표현을 수신하는 단계를 포함한다. 치아의 표면에 대한 표현은, 예를 들면, 치아를 스캐닝하거나, 치아의 몰드를 획득함으로써 생성되는 치아의 3D 모델일 수 있다.

[0183] 방법은 또한, 프로세서에서, 방사선 파장 범위의 치아의 복수의 이미지-복수의 이미지는 실질적으로 카메라의 방향으로부터 투영되는 조명으로 획득됨-를 수신하는 단계(404)를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 파장은 적외선 또는 근적외선 영역, 또는 적외선/근적외선 내의 범위의 투과성 파장이다. 적외선(IR) 또는 근적외선 파장은, 예를 들면, 치아를 투과하는데 사용될 수 있다. 복수의 이미지에 대한 조명은 카메라의 방향으로부터 +/-

15도로 변화할 수 있다. 복수의 이미지는 카메라에 커플링되는 컴퓨터 메모리에 저장될 수 있다.

[0184] 단계 406에서, 방법은 프로세서에서, 복수의 이미지 각각에 대한 카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신하는 단계를 더 포함한다. 일반적으로, 위치 데이터는 대상에 대한 카메라의 위치 및 방향을 포함한다. 이러한 위치 데이터는 복수의 이미지로부터 결정될 수 있으며, 또는 대안적으로, 위치 및 방향이 카메라(예를 들면, 자이로스코프 센서, 가속도계, GPS 등)의 센서로 측정될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 위치 및 방향은 스캔된 표면 데이터의 등록에 의해 계산될 수 있다. 일부 실시예에서, 위치 데이터는 3차원 공간의 3개의 수치 좌표(예를 들면, 카테시안 좌표계의 x, y 및 z), 및 카메라의 피치, 요 및 롤을 포함한다. 위치 데이터는 또한, 벡터 매트릭스(예를 들면, 회전 매트릭스와 벡터 위치)로서 정량화될 수 있다.

[0185] 방법은 또한, 치아의 표면 내의 볼륨에 대응하는 포인트들의 그리드의 각 포인트를 제1 캘리브레이션을 사용하여 복수의 이미지 각각에 투영하는 단계(408)를 포함할 수 있다. 생성된 포인트들의 그리드의 각 포인트는 치아의 외부 표면 내일 수 있다. 그리드는, 예를 들면, 큐빅 그리드에 놓일 수 있다. 각각의 그리드 포인트는 캘리브레이션을 사용하여 복수의 이미지 각각에 투영될 수 있다. 다수의 캘리브레이션은 포인트들의 그리드의 각 포인트를 복수의 이미지 각각으로 투영하는 것을 용이하게 하도록 수행될 수 있다. 예를 들면, 캘리브레이션은 카메라의 센서 문제와 이미지 고스트를 캘리브레이션하기 위해 고정 패턴 노이즈 캘리브레이션을 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 캘리브레이션은 공간의 알려진 포인트를 이미지 상의 포인트에 투영하는 카메라에 대한 변형을 결정하는 카메라 캘리브레이션을 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 전술한 모든 캘리브레이션은 포인트를 이미지 상에 투영하기 전에 수행될 수 있다.

[0186] 방법은 각각의 투영된 포인트에 대한 강도값의 리스트를 생성하는 단계(410)를 더 포함할 수 있다. 복수의 이미지는 대상에 의해 반사된 광의 양의 결과인 각 포인트에 대한 강도를 생성한다. 각 포인트에 대한 이러한 강도값은 저장될 수 있다.

[0187] 단계 412에서, 방법은 강도값의 리스트 상의 각각의 강도값을 볼륨 응답에 따라 산란 계수로 변환하는 단계를 더 포함할 수 있다. 이러한 단계는 각 픽셀에 대한 강도값을 캘리브레이션하도록 수행될 수 있다. 프로세스는 카메라의 위치에 대해 각 포인트의 이러한 강도값을 생성할 산란 계수를 계산한다. 출력은 볼륨 응답에 따라 강도를 정규화하는 산란 계수이다.

[0188] 마지막으로, 도 14에서, 방법은 최소 산란 계수의 리스트 내에 각 포인트에 대한 최소 산란 계수를 저장하는 단계(414)를 더 포함할 수 있다. 방법은 각 포인트에 대한 최소 산란 계수의 리스트로부터 이미지를 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0189] 전술한 바와 같이, 방법 및 기술은 실제 세계로부터의 포인트를 복수의 이미지 내로 투영하기 위한 복수의 캘리브레이션을 포함할 수 있다. 하나의 이러한 캘리브레이션은 스캐닝되는 대상에 의존하지 않는 센서 문제와 시스템 고스트를 다루는 이미지 고정 패턴 노이즈 캘리브레이션(PRNU)이다. 도 15a 내지 15e는 균일한 평면 대상에 대한 일정한 응답을 제공하는 이미지 고정 패턴 노이즈 캘리브레이션의 일례를 나타낸다. 도 15a는 이미지의 중간에 2개의 입자(1501, 1502)를 포함하는 평면의 균열한 대상의 원래 이미지를 나타낸다. 도 15b는 평면에 평행하게 대상을 이동한 후의 중간 이미지를 나타낸다. 이는 이미지로부터 2개의 입자가 "사라지도록" 한다. 도 15c는 이미지에 강한 전자 노이즈를 생성하는, 각 픽셀에 대한 바이어스 계수 수치를 적용한 후의 이미지를 나타낸다. 도 15d에서, 슬로프가 각 픽셀에 대해 적용되어, 광학기에 의해 주어진 매끄러운 패턴이 획득된다. 마지막으로, 도 15e는 응답 이퀄라이제이션(equalization) 이후의 최종 이미지를 나타낸다.

[0190] 적용될 수 있는 다른 캘리브레이션은 실제 세계(3D) 포인트의 2D 이미지 픽셀에 대한 프로젝션을 가능하게 하는 카메라 캘리브레이션이라고 불린다. 카메라 캘리브레이션은 공간의 알려진 포인트를 이미지 상의 포인트에 투영하는 카메라에 대한 변환을 결정한다.

[0191] 카메라의 시야 내에서 이미지의 강도가 주어지면, 세계의 모든 포인트에 대한 산란 계수를 제공하는 볼륨 응답 캘리브레이션이 또한, 적용될 수 있다. 이러한 캘리브레이션은 표준 산란 계수를 시야의 어디에서나 일정한 응답으로 획득한다.

[0192] 마지막으로, 세계 카메라 캘리브레이션에 대한 스캔은 (대상의 3D 스캔의) 스캔 좌표계로부터 (대상의 2D 이미지의) 카메라 캘리브레이션 좌표계로 변환하는 강체 변환에 대해 적용될 수 있다.

[0193] 다른 기술이 투과 이미지와 카메라 위치로부터 볼륨 산란 계수를 결정하는데 사용될 수 있다. 예를 들면, 일부 변형에서, 역 전파가 사용될 수 있다. 역 전파는 치아를 통과하여 카메라에 들어가는 광선을 추정(추적)하는 것을 포함할 수 있다. 각각의 광선에 대해 센서에 도달하는 실제 강도는 투과 이미지와 카메라 위치 및 방향으로

부터 획득될 수 있다. 각각의 광선에 대해, 통과하는 볼륨에서의 산란으로 인한 강도의 감쇠가 추정될 수 있다. 예를 들면, 강하게 산란하고 약하게 흡수하는 재료를 통한 광의 전달은 재료를 통한 광의 전달의 시간적 변화를 획득하기 위한 몬테 카를로(Monte Carlo) 방법에 의해 산란의 하이브리드 계산 스킴을 사용하여 모델링될 수 있다. 프로젝션 데이터의 세트는 주행의 최단 시간과 관련하여 흡수 대상과 비흡수 대상 간의 광학 밀도의 차이를 시간적으로 외삽하여 추정할 수 있다. 이러한 기술은 따라서, 흡수 계수의 차이를 제공할 수 있다. 예를 들면, Yamada et 외, "Simulation of fan-beam-type optical computed-tomography imaging of strongly scattering and weakly absorbing media," Appl. Opt. 32, 4808-4814(1993)를 참조하라. 볼륨 산란은 센서에 도달하는 실제 강도를 계산하여 추정할 수 있다.

[0194] 본 명세서에서 설명된 임의의 방법은 구강 내 스캐너(예를 들면, 도 1b 참조)의 프로세서의 일부를 포함하여 전술한 이러한 많은 단계를 수행하기 위한 하드웨어, 소프트웨어, 및/또는 펌웨어를 포함할 수 있는 데이터 처리 시스템(또는 서브시스템)을 포함하는 장치에 의해 수행될 수 있다. 예를 들면, 도 16은 데이터 처리 서브-시스템의 단순화된 블록 다이어그램이다. 데이터 처리 시스템(500)은 일반적으로 버스 서브시스템(504)을 통해 다수의 주변 장치와 통신하는 적어도 하나의 프로세서(502)를 포함한다. 이러한 주변 장치는 일반적으로 저장 서브시스템(506)(메모리 서브시스템(508)과 파일 저장 서브시스템(514)), 유저 인터페이스 입력 및 출력 장치의 세트(518), 및 공중 전화 교환망(public switched telephone network, PSTN)을 포함하는 외부 네트워크에 대한 인터페이스(516)을 포함한다. 이러한 인터페이스는 "모뎀 및 네트워크 인터페이스(Modems and Network Interface)" 블록 516으로서 개략적으로 나타나며, 통신 네트워크 인터페이스(524)를 통해 다른 데이터 처리 시스템의 대응하는 인터페이스 장치에 커플링된다. 데이터 처리 시스템(500)은 단말기 또는 로우-엔드 개인용 컴퓨터 또는 하이-엔드 개인용 컴퓨터, 워크 스테이션 또는 메인 프레임을 포함할 수 있다.

[0195] 유저 인터페이스 입력 장치는 키보드를 포함할 수 있고, 포인팅 장치와 스캐너를 더 포함할 수 있다. 포인팅 장치는 마우스, 트랙볼, 터치패드, 또는 그래픽 태블릿과 같은 간접 포인팅 장치, 또는 디스플레이 내에 포함되는 터치 스크린과 같은 직접 포인팅 장치일 수 있다. 음성 인식 시스템과 같은 다른 유형의 유저 인터페이스 입력 장치가 사용될 수 있다.

[0196] 유저 인터페이스 입력 장치는 컨트롤러에 커플링되는 디스플레이 장치와 디스플레이 컨트롤러를 포함하는 프린터와 디스플레이 서브시스템을 포함할 수 있다. 디스플레이 장치는 음극선관(CRT), 액정 디스플레이(LCD)와 같은 플랫-패널 장치, 또는 프로젝션 장치일 수 있다. 디스플레이 서브시스템은 또한, 오디오 출력 장치와 같은 비시각적 디스플레이를 제공할 수 있다.

[0197] 저장 서브시스템(506)은 본 발명의 기능을 제공하는 기본 프로그래밍과 데이터 구조를 유지할 수 있다. 본 명세서에서 설명된 방법은 소프트웨어, 펌웨어 및/또는 하드웨어로 구성될 수 있으며, 그리고 (소프트웨어/펌웨어는) 저장 서브시스템(506)에 저장될 수 있다. 저장 서브시스템(506)은 일반적으로 메모리 서브시스템(508)과 파일 저장 서브시스템(514)을 포함한다.

[0198] 메모리 서브시스템(508)은 일반적으로 프로그램 실행 중에 명령과 데이터의 저장을 위한 메인 랜덤 액세스 메모리(RAM)(510)와 고정 명령이 저장된 판독 전용 메모리(ROM)(512)를 포함한다. 매킨토시-호환 개인용 컴퓨터의 경우, ROM은 운영 체제의 일부를 포함할 수 있다; IBM-호환 개인용 컴퓨터의 경우, 이는 BIOS(기본 입력/출력 시스템)를 포함할 것이다.

[0199] 파일 저장 서브시스템(514)은 프로그램과 데이터 파일을 위한 영구(비휘발성) 스토리지를 제공할 수 있고, 적어도 하나의 하드 디스크 드라이브와 (관련 리무버블(removable) 미디어를 포함) 적어도 하나의 플로피 디스크 드라이브를 포함할 수 있다. CD-ROM 드라이브와 광학 드라이브(모두 관련 리무버블 미디어를 포함)와 같은 다른 장치가 있을 수 있다. 또한, 시스템은 리무버블 미디어 카트리지를 갖는 유형의 드라이브를 포함할 수 있다. 하나 이상의 드라이브는 로컬 영역 네트워크 상의 서버와 같은 원격 위치 또는 인터넷의 월드 와이드 웹(World Wide Web) 상의 사이트에 위치할 수 있다.

[0200] 이러한 맥락에서, "버스 서브시스템(bus subsystem)"이라는 용어는 일반적으로 다양한 구성요소들과 서브시스템이 의도된 바와 같이 서로 통신할 수 있게 하는 임의의 메커니즘을 포함하도록 사용될 수 있다. 입력 장치와 디스플레이를 제외하고는, 다른 구성요소가 동일한 물리적 위치에 있을 필요는 없다. 따라서, 예를 들면, 파일 저장 시스템의 부분은 전화선을 포함하는 다양한 로컬 영역 또는 광역 네트워크 미디어를 통해 연결될 수 있다. 유사하게, 본 발명은 PCS와 워크 스테이션과 관련하여 가장 자주 구현될 것으로 예상되지만, 입력 장치와 디스플레이는 프로세서와 동일한 위치에 있을 필요는 없다.

[0201] 버스 서브시스템(504)은 단일 버스로서 개략적으로 나타나 있으나, 일반적인 시스템은 시리얼 및 패러럴 포트뿐 아니라, 로컬 버스와 하나 이상의 확장 버스(예를 들면, ADB, SCSI, ISA, EISA, MCA, NuBus 또는 PCI)와 같은 다수의 버스를 가질 수 있다. 네트워크 연결은 보통 하나의 이러한 확장 버스 상의 네트워크 어댑터 또는 시리얼 포트 상의 모뎀과 같은 장치를 통해 이루어진다. 클라이언트 컴퓨터는 데스크탑 시스템 또는 휴대용 시스템일 수 있다.

[0202] 스캐너(520)는 환자 또는 치아 교정 전문의로부터 획득된 환자의 치아의 캐스트(cast)를 스캐닝하고, 추가 프로세싱을 위해 스캔된 디지털 데이터 세트 정보를 데이터 처리 시스템(500)에 제공하는 완드 및 다른 구성요소에 대응할 수 있다. 분산 환경에서, 스캐너(520)는 원격 위치에 위치하고, 네트워크 인터페이스(524)를 통해 스캔된 디지털 데이터 세트 정보를 데이터 처리 시스템(500)에 전달할 수 있다.

[0203] 상기 구성요소 대신에 다양한 대안, 수정 및 등가물이 사용될 수 있다. 또한, 본 명세서에 설명된 기술은 하드웨어 또는 소프트웨어, 또는 둘의 조합으로 구현될 수 있다. 기술은 프로세서, 프로세서에 의해 판독 가능한 저장 매체(휘발성 및 비휘발성 메모리 및/또는 저장 요소를 포함함), 및 적절한 입력 및 출력 장치를 각각 포함하는 프로그래머블 컴퓨터 상에서 실행되는 컴퓨터 프로그램에서 구현될 수 있다. 프로그램 코드는 설명된 기능을 수행하고 출력 정보를 생성하기 위한 입력 장치를 사용하여 입력된 데이터에 적용된다. 출력 정보는 하나 이상의 출력 장치에 적용된다. 각각의 프로그램은 컴퓨터 시스템과 함께 동작하는 하이 레벨 절차(highlevel procedural) 또는 객체-지향 프로그래밍 언어로 구현될 수 있다. 그러나, 프로그램은 원하는 경우, 어셈블리 또는 기계 언어로 구현될 수 있다. 임의의 경우에, 언어는 컴파일되거나, 또는 해석된 언어일 수 있다. 각각의 이러한 컴퓨터 프로그램은 저장 매체 또는 장치가 설명된 절차를 수행하는 컴퓨터에 의해 판독될 때, 컴퓨터를 구성하고 운용하는 범용 또는 특수 목적 프로그래머블 컴퓨터에 의해 판독 가능한 저장 매체 또는 장치(예를 들면, CD-ROM, 하드 디스크 또는 자기 디스켓) 상에 저장될 수 있다. 시스템은 또한, 컴퓨터 프로그램으로 구성된 컴퓨터-판독 가능 저장 매체로 구현될 수 있으며, 그렇게 구성된 저장 매체는 컴퓨터가 특정되고 미리 결정된 방식으로 동작하게 한다.

[0204] 도 26a 내지 26c 및 27a 내지 27g는 환자의 치아의 3D 볼륨 모델을 형성하는 방법의 일부를 형성할 수 있고, 전술한 방법 및 장치를 사용하는 하나 이상의 치료를 위해 사용될 수 있는 단계를 나타낸다. 임의의 이러한 방법에서, 표면(일부 변형에서, 컬러, 예를 들면, RGB 컬러를 포함함)과 내부 구조를 측정할 수 있는 구강 내 스캐너(2801)가 사용되어, (예를 들면, 치아를 포함하는 턱의 이미지와 스캔을 획득함으로써) 환자의 치아를 스캔하도록 할 수 있다. 장치는 표면(비투과성 또는 실질적으로 투과성이 아님, 예를 들면, 가시광, 백색광)과 투과성(예를 들면, 근적외선/적외선) 파장을 포함하는 상이한 모달리티에서 스캔할 수 있다. 스캐닝은 일반적으로 구강 내 캐비티 주위의 다수 위치로부터 스캐닝하고, 턱에 대한 스캔의 상대적 위치를 계산함으로써(도 26c), 치아의 3차원 모델 내의 결과 이미지를 어셈블링하는 것을 포함한다. 표면 스캐닝은 도 26c에 나타낸 바와 같이, 턱/치아(2803)의 외부 표면의 모델(예를 들면, 3D 디지털 모델 및/또는 렌더링)을 구성하기 위해 사용될 수 있다.

[0205] 본 명세서에서 설명된 임의의 이러한 방법 및 장치에서, 치아 내의 내부 구조는, 도 27a 내지 27g에 나타낸 바와 같이, 투과 스캔(예를 들면, 근적외선 및/또는 적외선 스캔)으로부터 추출된 내부 구조를 포함하는 치아의 볼륨 모델을 형성하기 위해 형성되거나 모델링될 수 있다. 도 26a 내지 27g는 산란 계수를 사용함으로써 내부 구조를 재구성하는 하나의 방법을 나타낸다(다른 방법이 대안적으로 또는 추가적으로 사용될 수 있음). 도 27a에서, 그리드는 턱/치아의 내부 볼륨을 나타내는 포인트로 구성된다. 도 27b에 나타낸 바와 같이, 모든 그리드 포인트는 획득된 투과(예를 들면, 근적외선) 이미지 상에 투영되고, 모든 픽셀 위치는 그리드 포인트 각각에 대해 저장될 수 있다. 각각의 픽셀 위치 및 그리드 위치에 대해, 장치는 도 27c에 도식적으로 나타낸 바와 같이, 관찰된 픽셀의 그레이 레벨을 초래하는 산란 계수를 계산할 수 있다. 도면(예를 들면, 도 27c)에서, 눈은 센서(예를 들어 카메라)의 시야각을 나타낼 수 있다. 각각의 그리드 포인트에 대해, 장치는 계산된 최소 산란 계수를 획득할 수 있다(도 27d). 대응하는 최소 산란 계수를 갖는 포인트들의 그리드는, 도 27e에 나타낸 바와 같이, 최소 산란 계수값의 임계치 또는 상관 관계(예를 들면, 등위면)에 기초하여 그리드 포인트에서 샘플링될 수 있는 볼륨(2909)을 제공할 수 있다. 도 27g는 샘플링된 밀도 함수의 일정값을 식별함으로써 생성된 등위면(2911)을 나타낸다. 도 27f는 등위면 주위의 에나멜(2915)의 고스트 이미지(부분적으로 투명함)뿐 아니라, 도 27g로부터의 등위면 모두를 나타내는, 치아의 동일 영역의 확대도이다. 이러한 등위면은 상아질과 (이하에서 설명되는 바와 같이) 상아질을 향해 치아의 외부 표면으로부터 연장되는 충치를 나타낼 수 있다.

[0206] 도 27f에 나타낸 예시에서, 등위면은 에나멜(2915) 아래에서 보이는 상아질-에나멜 전이(2911)를 나타낸다. 도 27f의 예시는 또한, 원으로 둘러싸인 영역(2913)에 도시된 충치를 나타낸다. 이러한 예시에서, 충치(상아질과

유사함)는 에나멜 이내에 또는 이에 의해 주위를 둘러싸인 등위면으로 나타난다. 충치는 내부, 상아질 영역으로부터 치아의 외부 표면으로 연장되기 때문에, 구별될 수 있다. 본 명세서에서 설명된 방법 및 장치가 외부 표면과 내부 구조 모두를 정확하게 재구성할 수 있으므로, 이러한 특징적인 구성(적외선/근적외선 투명 에나멜을 통해 외부 표면으로부터 연장되는 암(arm) 또는 연장부를 나타냄)은 충치를 식별하는데 사용될 수 있다. 도 27f와 같이, 예상(likely) 충치 영역은 원으로 표시되어(2913), 표면 스캔이 치아가 실제로 분리되어 있는 것으로 나타내는 영역의 2개의 치아 사이에서의 확장 또는 브릿지를 나타낸다. 따라서, (예를 들면, 적외선/근적외선 이미지로부터) 표면 스캔을 내부 스캐닝과 결합하는 것은 제한된 시야각 등에 따라 발생할 수 있는 오류로 인한 내부 데이터의 보정을 가능하게 할 수 있다. 본 명세서에서 설명된 임의의 장치 및 방법은 충치 등에 대응하는 영역 또는 불규칙성을 자동 또는 반자동으로 식별하도록 구성될 수 있다. 이들은 치아의 모델, 이미지 또는 표현에서 강조될 수 있고, 및/또는 플래그, 경보 또는 다른 통지가 추정 위치와 함께, 제시, 전송 및/또는 저장될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 등위면을 결정하는데 사용되는 임계치(들)이 등위면이 상아질, 충치, 충전재, 크랙 등과 같은 하나 이상의 내부 피처 사이를 식별하도록 선택될 수 있다.

[0207] 대안적으로 또는 추가적으로, 장치는 자동(또는 반자동)으로 치아 내의 상대적 위치(들) 및/또는 등위면의 형태에 기초하여 치아 내의 내부 구조를 결정하고 구별할 수 있다. 전술한 바와 같이, 충치는 상아질과 비교하여 유사한 밀도(예를 들면, 산란 계수)를 가질 수 있다. 그러나, 충치의 모폴로지(morphology)는 상아질과 구별될 수 있다. 장치는 상아질과 유사한 밀도(예를 들면, 산란 계수)를 갖지만, 에나멜의 외부 표면으로부터 연장되는 재료의 '암' 또는 부속물을 검출할 수 있다. 치아의 외부 표면은 내부 구조 외에도 잘 특성화될 수 있기 때문에, 충치의 정도는 외부 표면으로부터 더 크고, 정의된 내부 상아질 패턴을 향해 연장되는 영역에 대한 등-밀도 맵의 외부 표면을 매핑함으로써 결정될 수 있다. 상아질과 충치의 내부 범위 사이의 경계는 "투영(projecting)" 영역 주위의 영역을 포함하는 상아질의 연속적인 표면을 근사하고, 및/또는 상아질의 표면의 방향 변화 속도를 관찰함으로써 결정될 수 있다. 충전재, 크랙 등과 같은 다른 내부 구조는 산란 계수값 범위 및/또는 이들의 위치 또는 모폴로지에 기초하여 구별될 수 있다. 장치는 상이한 컬러, 주석 등으로 이들을 표시할 수 있다.

[0208] 따라서, 임의의 이러한 방법 및 장치에서, 스캐너는 에나멜 내부를 관찰하고, 마진 라인을 재구성할 수 있다. 또한, 추가 파장(예를 들면, 녹색 광) 또는 피부를 통해 이미징하는 상이한 방사선 모달리티(예를 들면, 초음파)의 사용이 가능하며, 마진 라인 및 치아 뿌리의 재구성을 가능하게 하고 및/또는 상아질 또는 다른 내부 구조로부터 충치와 같은 구조를 식별하는데 도움울 줄 수 있다.

[0209] 치아의 결과적인 볼륨 3D 모델은 조직학적 치아에 기초하여 치아를 재구성하는데 사용될 수 있다. 설명된 바와 같이, 볼륨 모델은 보다 현실적인 외관 및/또는 더 나은 맞춤(fit)을 갖는 치아 보철물(임플란트 등)을 생성하는데 사용될 수 있다.

[0210] 또한, 본 명세서에서 설명된 방법 및 장치는 사용자(예를 들면, 치과 의사, 내과 의사, 치과 기술자 등)가 시간에 걸쳐 획득된 모델을 비교함으로써 상아질, 충치 등을 추적하는 것을 포함하여 시간에 따른 치아와, 일반적인 치아 건강을 지켜볼 수 있게 한다. 예를 들면, 저속 촬영 비디오(time-lapse video)(이미지)가 구성될 수 있다. 도 28a는 상아질(3001)(빽빽함)과 에나멜(3003)(약간 투명하게 이루어짐)을 나타내는, 처음에 획득된 볼륨 재구성의 예시를 나타낸다. 도 28b는 상아질(3001)과 에나멜(3003)을 나타내는 치아의 볼륨 모델의 다른 예시를 나타낸다.

[0211] 볼륨 모델은 시간에 따른 마모의 추정치도 제공할 수 있는 폭 정보를 포함할 수 있다. 예를 들면, 시간에 따라 그리고 치아의 상이한 영역에 따른 에나멜 폭의 변화는 쉽게 추적될 수 있다. 에나멜 폭을 알면, 치아 마모를 추정하고 마모의 심각도에 대한 스냅샷을 제공할 수 있다.

[0212] **세그먼트화 및 분류**

[0213] 치아(또는 다른 반투명하고 강하게 산란하는 대상) 내로부터 내부 구조의 이미지를 생성하는 임의의 적절한 방법 및/또는 장치(예를 들면, 시스템, 장치, 소프트웨어 등)가 사용될 수 있다. 예를 들면, 전술한 바와 같은 산란 계수의 사용에 대안적으로 또는 추가적으로, 본 명세서에서 설명된 임의의 장치 및 방법은 이미징되는 대상(예를 들면, 치아)에 대한 구강 내 스캐너에 관한 위치 및/또는 방향 정보와 함께 2차원 투과 이미지를 사용하여, 2차원 투과 이미지를 세그먼트화하고 대상 내의 하나 이상의 내부 구조를 포함하여 치아의 3차원 모델을 형성할 수 있다. 투과 이미지는 대상(예를 들면, 치아) 내의 내부 구조를 나타내는 근적외선 및/또는 적외선 파장으로 획득된 이미지를 지칭할 수 있다. 스캐너의 위치 및/또는 방향은 스캐너 상(예를 들면, 휴대용 완드 상)에 있는 이미지를 획득하는 카메라의 위치 및/또는 방향에 대한 프록시일 수 있다.

[0214] 본 명세서에서 설명된 장치 및 방법은 세그먼트화된 2차원(2D) 이미지로부터 치아의 3차원(3D) 볼륨 모델을 구성할 수 있다. 이러한 방법 및 장치는 또한, 치아의 3D 모델을 세그먼트화할 수 있다.

[0215] 일반적으로, 본 명세서에서 설명된 방법 및 장치는 투과 이미지의 직접 세그먼트화를 가능하게 한다. 이는 상아질을 포함하여 치아의 크랙, 병변, 및/또는 충치의 식별 및 위치뿐 아니라, 상아질의 위치 및 모폴로지를 포함하는 치아 내의 상아질의 식별을 가능하게 할 수 있다. 세그먼트화의 사용은 투과 이미지와 투과 이미지에 대응하는 카메라 위치에 대한 지식에 기초하여 볼륨 모델의 재구성을 가능하게 할 수 있다. 치아의 볼륨 모델은 세그먼트화될 수 있고, 이들의 세그먼트(치아의 상이한 내부 구조와 관련됨)는 이미지에 다시 투영되고 및/또는 치아(예를 들면, 외부 치아 표면)의 표면 모델에 결합되어, 표면 이미지 상의 투영과 치아의 내부 구조의 더 나은 세그먼트화를 가능하게 할 수 있다.

[0216] 따라서, 투과성 파장(예를 들면, 근적외선 및/또는 적외선)으로 치아를 통하여 획득된 투과 이미지는 내부 치아 구조 및/또는 3D 데이터를 포함할 수 있다. 이러한 이미지는 본 명세서에서 설명된 임의의 치과 스캐너를 사용하여 획득될 수 있고, 치아 볼륨은 불투명도, 컬러, 및 이미지 및 3D 데이터의 다른 특성에 따라 상이한 영역으로 세그먼트화될 수 있다. 이러한 영역은, 예를 들면, 건강한 에나멜, 상아질, 병변, 치과 충전재 등일 수 있다. 세그먼트화는 2D 이미지 또는 볼륨 모델 상에서 수행될 수 있다. 세그먼트화는 상이한 세그먼트의 존재에 따라 이미지 및/또는 3D 모델을 분류하는데 사용될 수 있다. 사용자는 이러한 세그먼트에 의해 수동 또는 자동으로 (또는 반자동으로) 검출하여, 충치, 에나멜 부식 및 다른 치아 문제와 같은 상이한 내부 구조를 분류할 수 있다. 또한, 이미지 또는 모델은 치아 또는 다른 치료 계획을 정렬하는 것을 포함하여, 더 나은 치과 치료에 대한 치아 또는 다수의 치아 세그먼트의 내부 영역을 측정하는데 사용될 수 있다. 예를 들면, 사용자는 최소 에나멜 추출로 정확한 충진을 계획하기 위해 치아 병변을 정확한 방식으로 위치시킬 수 있다. 따라서, 본 명세서에서 설명된 세그먼트의 사용은 X-레이로 현재 사용되는 바와 같은, 이온화 방사선 없이 내부 치아 구조의 캡처를 가능하게 할 수 있다. 치과 문제는 3D 볼륨 모델 상에 표시될 수 있다. 또한, 이하에서 상세하게 설명되는 바와 같이, 내부 구조의 세그먼트화 및 분류는 자동화될 수 있다. 마지막으로, 내부 구조의 정확한 측정은 더 나은 치료 계획을 위해 획득될 수 있다.

[0217] 도 17은 내부 구조를 식별하기 위해 구강 내 스캐너로 치아를 스캐닝하는 데이터 흐름의 예시를 나타낸다. 도 17에서, 도시된 방법은 3개의 부분을 포함한다. 먼저, 치아는 광학(예를 들면, 적외선, 근적외선 등) 파장 또는 파장 범위를 사용하여 투과 스캔을 치아 내에 제공하도록 구성된 구강 내 스캐너 (또는 임의의 다른 스캐너)로 스캐닝(1701)될 수 있다. 임의의 이러한 스캐너는 또한, 전술한 바와 같이, 표면 피처, 컬러 등을 결정하기 위해 (예를 들면, 하나 이상의 비투과성 파장을 통해) 동시에 스캔할 수 있다. 스캔 동안, 복수의 투과 스캔(1703, 1703')이 획득되고, 카메라(1705, 1705')의 위치(예를 들면, x, y, z 위치 및/또는 피치, 롤, 요 각)가 각각의 투과 이미지에 대해 결정 및/또는 기록될 수 있다. 일부 변형에서, 치아의 표면은 또한, 동시에 이미징될 수 있고, 전술한 바와 같이, 치아의 3D 표면 모델(1707)이 결정될 수 있다. 이러한 예시에서, 환자의 치아는, 예를 들면, 근적외선 이미징을 사용하여, 예를 들면, 내부 치아 구조를 이미징할 수 있는 구강 내 3D 스캐너(1702)로 스캐닝될 수 있다. 카메라의 위치 및 방향은, 3D 스캐닝 데이터 및/또는 3D 치아 표면 모델(1707)로부터, 부분적으로 결정될 수 있다.

[0218] 그 후에, 투과 이미지가 세그먼트화될 수 있다(1711). 이러한 예시에서, 세그먼트화는 2개의 방식 중 하나로 수행될 수 있다. 내부 치아 구조 이미지 상에, 이미지가 윤곽 찾기(1713, 1713')를 사용하여 세그먼트화될 수 있다. 기계 학습 방법이 이러한 과정을 추가로 자동화하기 위해 적용될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 가까운 이미지(카메라 위치가 가까운 곳)가 에나멜과 같은 세그먼트를 정확히 위치시키기 위해 가까운 피처를 결정하고 또한, 3D 모델로부터의 피처를 다시 이미지에 투영하는데 사용될 수 있다. 방법은 또한, 내부 치아 이미지로부터의 픽셀을 치아에 다시 투영하는 단계 및 내부 치아 반사 계수의 밀도 맵을 계산하는 단계를 포함할 수 있다. 상이한 세그먼트의 둘러싸는 표면은 등위면 또는 밀도 맵의 임계치를 사용하고 및/또는 기계 학습 방법에 의해 발견 또는 추정될 수 있다. 또한, 이미지를 세그먼트화하는 것과 세그먼트를 (예를 들면, 세계에 대해 다시 투영하는 3D 표면 모델과 같은) 모델에 다시 투영하는 것은 세그먼트 투영과 치아 표면의 교차에 의해 세그먼트를 발견하는데 사용될 수 있다.

[0219] 결과는 디스플레이(1717), 전송 및/또는 저장될 수 있다. 예를 들면, 결과는 구강 내 스캐닝 절차 동안 스캐닝 시스템에 의해 디스플레이될 수 있다. 결과는 상이한 세그먼트, 3D 밀도 맵 등의 둘러싸는 윤곽을 갖는 이미지에 의해 나타낼 수 있다. 도 17에 나타낸 예시에서, 외부 표면 상의 에나멜 아래의 상아질을 나타내는 밀도 맵(1715)이 도시된다. 이러한 이미지는 상이한 세그먼트를 나타내기 위해 컬러 코딩될 수 있다. 이러한 예시에서, 내부 세그먼트(구조)는 3D 표면 모델(투명으로 도시됨) 내에 도시된다; 모든 치아가 투과 이미지로 스캔되는 것

은 아니므로, 일부만이 도시된다. 대안적인 뷰, 섹션, 슬라이스, 프로젝션 등이 제공될 수 있다. 도 17에서, 예시 이미지는 치아(1716)의 외부에 존재하는 인공물(artifact)을 포함한다; 표면 모델(1718)에 기초하여 이들이 제거 또는 트리밍(trim)될 수 있다.

[0220] 세그먼트는 이미지 상의 각 픽셀을 마킹할 수 있다. 상아질, 에나멜, 크랙, 병변 등과 같은 내부 구조는 세그먼트화에 의해 자동으로 결정될 수 있고, (예를 들면, 3D 구조의 기계 학습 등에 기초하여) 수동 또는 자동으로 식별될 수 있다. 세그먼트는 표면 모델(예를 들면, 3D 표면 모델)의 유무에 관계없이 개별적으로 또는 함께 (예를 들면, 상이한 컬러, 밀도 등으로) 디스플레이될 수 있다.

[0221] 따라서, 도 17에서, 환자는 초기에 표면 스캐닝과 투과 스캐닝(예를 들면, 근적외선 이미징) 모두 가능한 3D 스캐너로 스캔될 수 있고, 카메라의 방향 및/또는 위치가 (표면 스캔 및/또는 완드의 위치 및/또는 방향에 기초하여) 알려져 있다. 이러한 위치 및 방향은 치아 표면에 대해 관련되어 있을 수 있다. 방법 및 장치는 따라서, 카메라 위치(위치한 곳, 예를 들면, 카메라의 x, y, z 위치 및 그 회전 위치)의 추정치를 가질 수 있다.

[0222] 일반적으로, 투과 이미지(예를 들면, 근적외선 또는 적외선 이미지)는 자동으로 세그먼트화될 수 있다. 도 18a 내지 18c는 근적외선 이미지의 자동 세그먼트화의 제1 예시를 나타낸다. 도 18a는, 예를 들면, 에지 검출에 의해 결정된 치아의 외부 표면의 제1 자동 세그먼트화를 나타낸다. 도 18a에서, 외주의 에지(1803)가 도시된다. 이러한 예시에서, 외주를 찾도록 제1 레벨의 에지 검출만이 수행되었다. 도 18b 및 18c에서, 에지 검출로부터 도출되며, 근적외선 이미지(원래 이미지)로 매핑되는 연속 에지 영역(1805)이 도시된다. 도 19a 내지 19c는 동일한 이미지로부터의 다른 에지의 식별 및 매핑을 나타낸다. 도 19a는 근적외선 이미지로부터의 임계치 설정값을 사용하여 검출된 에지만을 나타낸다(예를 들면, 도 19c). 도 19b에서, 5개의 (중첩하는(1905)) 세그먼트 0-4가 연속적인 라인을 형성함으로써 검출된 에지로부터 추적된다. 상이한 세그먼트가 컬러 코딩되는 것으로 도시되며, 세그먼트를 식별하는 컬러 키가 우측에 도시된다. 근적외선 이미지로부터 장치는 자동으로 이미지를 세그먼트화할 수 있다. 도 18a 내지 18c 및 19a 내지 19c에서, 상이한 세그먼트가 마킹되고 이미지 상의 상이한 영역(또는 상이한 내부 구조)에 대응할 수 있다. 다수의 이미지가 분석될 때, 이러한 추정 세그먼트는 3D 모델로 다시 투영되고 및/또는 이미지에 표시될 수 있다. 도 20a 내지 20c 및 21a 내지 21c는 검출된 에지로부터 추정 연속 라인 영역의 에지 검출과 식별에 기초한 세그먼트화를 나타내는, 도 18a 내지 19c에서 나타낸 동일한 환자로부터의 근적외선 이미지의 다른 예시를 나타낸다. 도 21a 내지 21c에서, 동일한 환자로부터의 치아의 다른 영역을 나타낸다; 8개의 세그먼트(0-7)는 도 21b에 나타낸 바와 같이, 이러한 이미지에 식별되었다. 도 21a는 도 21c에 나타낸 원래 이미지의 에지 검출을 나타낸다. 도 22a 내지 22c는 환자의 치아의 다른 영역의 세그먼트화를 나타낸다. 도 22a는 원래의 근적외선 이미지로부터 검출된 에지를 나타낸다. 도 22b 및 22c는 근적외선 이미지 상에서 식별된 8개의 세그먼트(0-7)를 나타낸다. 유사하게, 도 23a 내지 23c는 환자의 치아의 다른 영역의 세그먼트화를 나타낸다; 도 23a는 에지 검출을 나타내고, 도 23b는 이러한 에지로부터 식별된 세그먼트를 나타내며, 도 23c는 원래의 근적외선 이미지를 나타낸다.

[0223] 도 18a 내지 23c에서 나타낸 것과 같은 세그먼트화된 이미지는 스캔 대상(예를 들면, 치아)의 내부 구조의 모델을 형성하는데 사용될 수 있다. 표면 3D 모델이 또한, 사용될 수 있다. 예를 들면, 도 24a 내지 24b는 도 18a 내지 23c에서 나타낸 것을 포함하여 세그먼트화된 이미지에 의해 형성된 환자의 치아의 영역의 3차원 모델을 나타낸다. 도 24a에서, 3D 재구성은 치아의 외부 표면(부분적으로 투명하게 나타남)을 포함하고, 상이한 내부 세그먼트는 상이한 컬러 및/또는 투명도로 나타낼 수 있다. 예를 들면, 도 24a에서, 상아질(치아의 내부 부분)(2404)은 치아(2405) 경계 내에 나타낸다. 도 24a에서, 상아질을 나타내는 세그먼트는 표면(도 24b의 볼륨)이지만, 아래 도 25a 및 25b에 나타내는 바와 같이, 밀도 맵으로도 나타낼 수 있다. 세그먼트화된 이미지를 포함하는 결과 3D 볼륨은 결과 볼륨을 통해 이미지를 획득하는데 반복적으로 사용될 수 있고, 이는 원래의 근적외선 이미지와 직접 비교할 수 있는 '프로젝션'일 수 있으며, 이러한 비교는 모델을 수정하는데 사용될 수 있다. 이러한 과정은 모델을 개선하기 위해 되풀이(반복)될 수 있으며, 이미지의 더 나은 세그먼트화를 제공할 수 있다.

[0224] 전술한 바와 같이, 세그먼트화는 에지 검출을 포함할 수 있다. 기계 학습을 포함하여 임의의 적절한 에지 검출 방법이 사용될 수 있다. 복수의 근적외선 이미지의 세그먼트화는 볼륨을 재구성하기 위해 카메라의 위치 정보와 관련하여 사용될 수 있다. 복수의 상이한 섹션(상이한 원뿔(conic))이 알려져 있고 세그먼트화되어 있기 때문에, 상이한 위치로부터 원뿔의 모든 프로젝션 내부의 결과적인 세그먼트가 알려져 있고, 따라서 이러한 세그먼트의 교차점이 결정될 수 있다. 이러한 과정은 표면 이미징 및/또는 3D 모델에 의해 제공될 수 있는 치아의 외부 표면 경계를 사용함으로써 더 쉽게 이루어질 수 있다. 전술한 바와 같이, 이러한 과정은 반복될 수 있다; 방법은 세그먼트화를 개선하고, 내부 구조의 발달된 제2 모델을 유도하기 위해 원본과 비교될 수 있는 시뮬레이

션된 투과(예를 들면, 근적외선) 이미지를 투영하기 위한 3D 데이터를 사용할 수 있다. 유사하게, 치아 표면(2407) 외부의 세그먼트 또는 세그먼트 영역이 제거될 수 있다.

[0225] 내부 구조를 포함하는 치아의 모델은 전술한 바와 같이 다양한 방식으로 디스플레이될 수 있다. 도 24b는 상아질(2404)과 외부 표면(2405)과 상아질(2404) 사이의 에나멜 두께를 포함하는 내부 구조를 나타내는 치아를 통한 섹션을 나타낸다.

[0226] 도 25a 및 25b는 내부 구조를 포함하는 치아의 재구성을 나타낸다(또한, 위 도 17에서 나타냄). 이러한 예시에서, 내부 구조는 밀도 매핑에 의해 나타낸다(예를 들면, 세그먼트). 예를 들면, 상아질(2505)은 도 25b의 표면 모델(2503)의 부분 내에 보다 상세하게 나타낸다. 치아의 외부 표면은 또한, (도 25a 및 25b에서 나타낸 바와 같이) 세그먼트로 식별될 수 있고, 세그먼트화된 외부 표면과 이러한 예시에서 표면 이미징으로부터 결정된 바와 같은 외부 표면 사이에서 거의 일치한다.

[0227] **트랜스-조명을 갖는 구강 내 스캐너에 대한 슬리브**

[0228] 본 명세서에서 설명된 임의의 장치는 또한, 구강 내 스캐너 완드를 보호하도록 구성되지만, 트랜스-조명을 포함하여 투과성 파장으로 사용하기 위해 기능을 확장 및/또는 스캐너를 조정하도록 구성될 수도 있는 슬리브 또는 슬리브들을 포함할 수 있다. 도 29a 내지 31b에 나타낸 슬리브는 스캐너가 서로 다른 환자에게 사용될 수 있기 때문에, 구강 내 스캐너의 완드 부분의 오염을 방지하기 위해 장벽(예를 들면, 위생 장벽)과 적외선/근적외선 파장 이미징에 의한 트랜스-조명을 제공하는 어댑터로 사용될 수 있는 슬리브의 예시이다. 이러한 도면의 슬리브는 전기적 커플링을 갖는 트랜스-조명 슬리브로서 구성된다. 예를 들면, 본 명세서에서 설명된 슬리브는 투과성 파장 조명(예를 들면, 근적외선 및/또는 적외선 LEDs)과 하나 이상의 센서(예를 들면, CCDs)를 모두 포함할 수 있고, 이미 완드 상에 있는 동일한 카메라를 사용할 수 있다.

[0229] 도 29a에서, 구강 내 스캐너의 완드는 완드(3105)의 단부 주위에 배치된 슬리브(3101)와 함께 나타낸다; 슬리브는 내부 구조(커넥터)가 보이도록 반투명하게 나타난다. 도 29b는 솔리드하게 나타낸 구강 내 스캐너(완드)에 대한 슬리브(3105)만을 나타낸다. 일반적으로, 슬리브(3105)는 이미 완드 상에 있는 광원과 카메라(센서)가 슬리브를 통해 시각화될 수 있도록 완드의 단부 위에 씌워질 수 있고, LEDs 및/또는 센서(3125)에 제어, 전력 및/또는 데이터 전송을 제공할 수 있는 전기 접점(3123)이 슬리브 내에 또는 그 위에 통합될 수 있다. 슬리브는 서로 마주하고 슬리브가 완드 위에 위치할 때 완드의 말단으로부터 연장되는 대향하는 측면 상에 한 쌍의 윙 영역(3103)을 포함한다.

[0230] 슬리브(3101)는 마찰 또는 부착(미도시)에 의해 완드의 단부 상에 유지될 수 있다. 결과적으로, 슬리브는 완드로부터 쉽게 제거될 수 있고, 새로운 슬리브가 스캐너가 서로 다른 환자에게 사용될 때마다 완드 상에 배치될 수 있다. 이러한 예시에서, 슬리브는 적외선(예를 들면, 근적외선)을 전송하도록 구성될 수 있고, 도 29b에 나타낸 바와 같이, (예를 들면, 트랜스-조명 등을 위한) 하나 이상의 프로젝션(3103)을 포함할 수 있다. 슬리브에 통합된 전기 접점과 커넥터는 적외선/근적외선 트랜스-조명을 위한 스캐너를 조정할 수 있다.

[0231] 따라서, 슬리브는 LED 조명(적외선/근적외선)원 및/또는 특히, 트랜스-조명을 위한 하나 이상의 센서에 연결되는 회로(예를 들면, 플렉스 회로)를 포함할 수 있다(예를 들면, 도 30a 내지 30c). 도 30a는 강성 또는 반강성일 수 있는 슬리브의 프레임(3201)의 예시를 나타낸다. 프레임은 플렉스 회로(3203)(도 30b에 나타냄) 및/또는 커넥터(3205)를 지지할 수 있고, 또한, 실딩(shielding)(예를 들면, 차광)을 제공할 수 있다. 프레임과 회로는 도 30c에 나타낸 바와 같이 플렉서블 외부 슬리브(3207)에 의해 덮일 수 있다.

[0232] 슬리브는 전체 슬리브, 조명 및 이미지 캡처를 위한 윈도우, 회로를 위한 커넥터, 하나 이상의 LED 유지 영역을 포함하는 구성요소 부분의 사출 성형(예를 들면, 슬리브를 통해 윈도우를 형성하는 적외선 및 가시광 투명 재료의 주입과 이에 따른 강성 슬리브 재료의 주입)에 의해 어셈블링될 수 있다. 플렉스 회로가 배치될 수 있고, 몰드 로케이터를 사용하여 LED 인캡슐레이션이 배치될 수 있다. 이어서 플렉서블 외부 슬리브가 주입된다.

[0233] 도 31a 내지 31c는 플렉스 회로(3301), 커넥터(3303), 및 LED 홀더/실드(3305)의 보다 상세한 뷰를 나타낸다. 도 32a 내지 32b는 LED 포지셔너와 슬리브의 말단의 광 차단부의 예시를 나타낸다. 도 32a에 나타낸 예시는 아래로 연장하는 지지 프레임 또는 암(3404)을 포함하고, LED 일부를 인캡슐레이션하는 광 슈라우드(shroud) 또는 차단 영역(3406)을 포함한다. 예시적인 치수가 도시되어 있다.

[0234] 피처 또는 요소가 본 명세서에서 다른 피처 또는 요소 "상에(on)" 있는 것으로 언급될 때, 이는 다른 피처 또는 요소 상에 직접 있을 수 있거나, 개재하는 피처 및/또는 요소가 존재할 수도 있다. 대조적으로, 피처 또는 요소가 다른 피처 또는 요소 "상에 직접적으로(directly on)" 있는 것으로 언급될 때, 개재하는 피처 또는 요소가

존재하지 않는다. 피처 또는 요소가 다른 피처 또는 요소에 "연결(connected)", "부착(attached)" 또는 "커플링(coupled)"된 것으로 언급될 때, 이는 다른 피처 또는 요소에 직접 연결, 부착 또는 커플링되거나, 또는 개재하는 피처 또는 요소가 존재할 수 있다. 대조적으로, 피처 또는 요소가 다른 피처 또는 요소에 "직접 연결(directly connected)", "직접 부착(directly attached)" 또는 "직접 커플링(directly coupled)" 된 것으로 언급될 때, 개재하는 피처 또는 요소가 존재하지 않는다. 일 실시예에 대해 설명되거나 도시되더라도, 그렇게 설명되거나 도시된 피처 및 요소가 다른 실시예에 적용될 수 있다. 또한, 통상의 기술자는 다른 피처에 "인접하게(adjacent)" 배치된 구조 또는 피처에 대한 참조가 인접한 피처와 중첩되거나 깔리는 부분을 가질 수 있음이 이해될 것이다.

[0235] 본 명세서에서 사용된 용어는 특정 실시예만을 설명하기 위한 목적이며, 발명을 제한하려는 것이 아니다. 예를 들면, 본 명세서에서 사용된 바와 같이, 단수 형태 "a", "an" 및 "the"는 문맥상 명백하게 다르게 나타내지 않는 한, 복수 형태도 포함하는 것이다. 본 명세서에서 사용될 때, "포함하다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"이라는 용어는 언급된 피처, 단계, 동작, 요소 및/또는 구성요소의 존재를 명시하지만, 하나 이상의 다른 피처, 단계, 동작, 요소, 구성요소 및/또는 이들의 그룹의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다는 것이 더 이해될 것이다. 본 명세서에서 사용된 바와 같이, "및/또는(and/or)"이라는 용어는 열거된 관련 항목 중 하나 이상의 임의의 그리고 모든 조합을 포함하고, "/"로 축약될 수 있다.

[0236] "아래(under)", "밑에(below)", "낮게(lower)", "위에(over)" 등과 같은 공간적으로 관련된 용어는 도면에 나타낸 바와 같이 다른 요소(들) 또는 피처(들)에 대한 하나의 요소 또는 피처의 관계를 설명하기 위해 설명을 용이하게 하도록 본 명세서에서 사용될 수 있다. 공간적으로 관련된 용어는 도면에 나타낸 방향 이외에 사용 또는 동작하는 장치의 상이한 방향을 포함하도록 의도된다는 것이 이해될 것이다. 예를 들면, 도면의 장치가 반전된 경우, 다른 요소 또는 피처의 "아래" 또는 "밑에" 있는 것으로 설명된 요소는 다른 요소 또는 피처의 "위로" 배향될 것이다. 따라서, "아래"라는 예시적인 용어는 위와 아래의 방향 모두를 포함할 수 있다. 장치는 다르게 배향될 수 있거나(90도 또는 다른 방향으로 회전), 본 명세서에서 사용된 공간적으로 관련된 기술어(descriptor)는 그에 따라 해석될 수 있다. 유사하게, "상향(upwardly)", "하향(downwardly)", "수직(vertical)", "수평(horizontal)" 등의 용어는 특별히 다르게 나타내지 않는 한, 본 명세서에서 설명의 목적으로 사용된다.

[0237] "제1의(first)" 및 "제2의(second)"라는 용어는 다양한 피처/요소(단계를 포함)를 설명하기 위해 본 명세서에서 사용될 수 있으나, 이러한 피처/요소는 문맥상 다르게 나타내지 않는 한, 이러한 용어에 의해 제한되어서는 안된다. 따라서, 이하에서 논의되는 제1의 피처/요소는 제2의 피처/요소로 지칭될 수 있고, 유사하게, 이하에서 논의되는 제2의 피처/요소는 본 발명의 교시로부터 벗어나지 않으면서 제1의 피처/요소로 지칭될 수 있다.

[0238] 문맥상 다르게 요구되지 않는 한, 이하의 본 명세서와 청구범위 전체에 걸쳐, "포함하다"라는 단어와 "포함하다" 및 "포함하는"과 같은 변형은 다양한 구성요소가 방법 및 물건에서 공동으로 사용될 수 있다(예를 들면, 장치 및 방법을 포함하는 조성물 및 장치). 예를 들면, "포함하는"이라는 용어는 임의의 언급된 요소 또는 단계의 포함을 의미하지만, 임의의 다른 요소 또는 단계의 배제를 의미하지 않는다는 것이 이해될 것이다.

[0239] 예시에서 사용된 것을 포함하여 본 명세서와 청구범위에서 사용된 바와 같이, 달리 명시적으로 특정되지 않는 한, 모든 수치는 용어가 명시적으로 나타나 있지 않더라도 "약(about)" 또는 "대략(approximately)"이라는 단어가 앞에 있는 것처럼 읽힐 수 있다. "약" 또는 "대략"이라는 문구는 설명된 값 및/또는 위치가 값 및/또는 위치의 합리적인 예상 범위 내에 있다는 것을 나타내기 위해 크기 및/또는 위치를 설명할 때 사용될 수 있다. 예를 들면, 수치값은 언급된 값(또는 값의 범위)의 +/- 0.1%, 언급된 값(또는 값의 범위)의 +/- 1%, 언급된 값(또는 값의 범위)의 +/- 2%, 언급된 값(또는 값의 범위)의 +/- 5%, 언급된 값(또는 값의 범위)의 +/- 10%인 값 등을 가질 수 있다. 본 명세서에서 주어진 임의의 수치값은 또한, 문맥상 다르게 나타내지 않는 한, 그 값을 약 또는 대략적으로 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 예를 들면, "10"이라는 값이 개시되면, "약 10"도 개시된다. 본 명세서에서 나열된 임의의 수치 범위는 그 안에 포함된 모든 하위범위를 포함하는 것으로 의도된다. 또한, 값이 개시되는 경우, 통상의 기술자에게 적절하게 이해되는 바와 같이, 그 값보다 "작거나 같은", "그 값보다 크거나 같은" 및 값들 사이의 가능한 범위가 또한 개시된 것으로 이해되어야 한다. 예를 들면, "X"라는 값이 개시되면, "X보다 크거나 같은"뿐 아니라, "X보다 작거나 같은"(예를 들면, X가 수치값인 경우) 것도 개시된다. 또한, 애플리케이션 전체에 걸쳐, 데이터가 다수의 상이한 포맷으로 제공되고, 이러한 데이터는 종료점과 시작점을 나타내며, 데이터 포인트의 임의의 조합에 대한 범위를 갖는다는 것이 이해된다. 예를 들면, 특정 데이터 포인트 "10" 및 특정 데이터 포인트 "15"가 개시되면, 10 내지 15의 사이뿐 아니라, 10 및 15보다 큰, 크거나 같은, 작은, 작거나 같은, 같은 것이 개시된 것으로 간주된다는 것이 이해된다. 또한, 2개의 특정 유닛 사이의 각 유닛

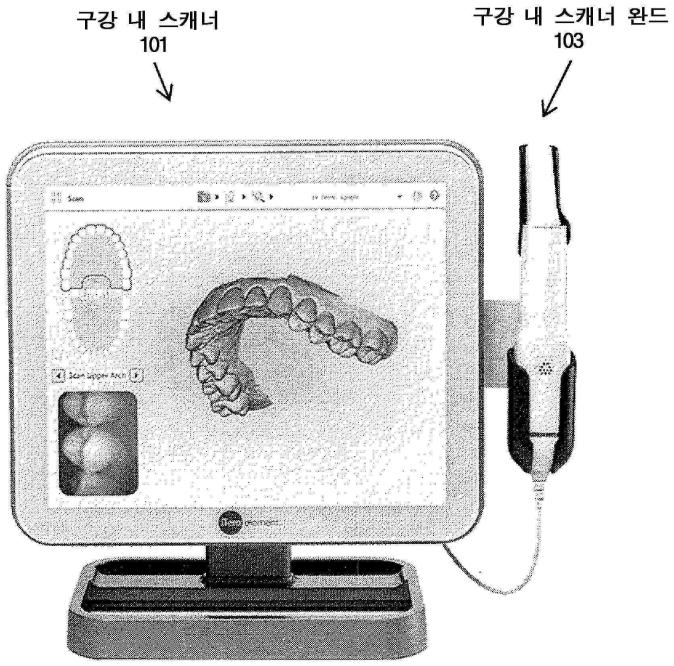
도 개시된 것으로 이해된다. 예를 들면, 10 및 15가 개시되면, 11, 12, 13 및 14도 개시된다.

[0240] 다양한 예시적인 실시예가 전술되었으나, 청구범위에 설명된 본 발명의 범위를 벗어나지 않으면서 다양한 실시예에 대해 다수의 임의 변경이 이루어질 수 있다. 예를 들면, 설명된 다양한 방법의 단계가 수행되는 순서는 대안적인 실시예에서 종종 변경될 수 있고, 다른 대안적인 실시예에서는 하나 이상의 방법의 단계가 모두 스킵될 수 있다. 다양한 장치 및 시스템 실시예의 선택적 피처는 일부 실시예에서 포함될 수 있으나, 다른 실시예에서는 포함되지 않을 수 있다. 따라서, 전술한 설명은 주로 예시적인 목적으로 제공되며, 청구범위에 설명된 바와 같이 본 발명의 범위를 제한하는 것으로 해석되어서는 안 된다.

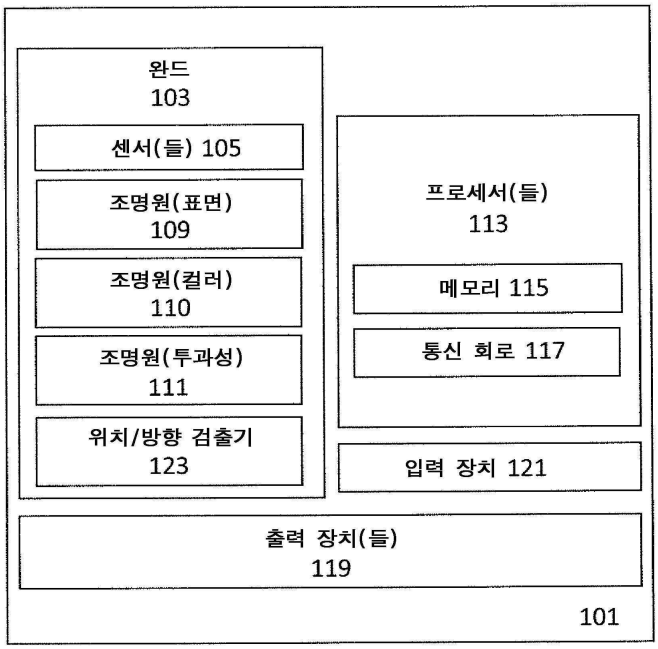
[0241] 본 명세서에 포함된 예시와 설명은 제한적이지 않고 예시적인 방식으로, 본 발명을 실시할 수 있는 특정 실시예를 나타낸다. 언급된 바와 같이, 다른 실시예는 구조적 및 논리적 대체와 변경이 본 개시의 범위를 벗어나지 않고 이루어질 수 있도록 그로부터 사용되고 도출될 수 있다. 본 발명의 이러한 실시예는 실제로 둘 이상이 개시되면, 임의의 단일 발명 또는 발명의 개념에 대한 이 출원의 범위를 자발적으로 제한하려고 의도하지 않고, 편의상 단지 본 명세서에서 "발명(invention)"이라는 용어로 개별적으로 또는 집합적으로 언급될 수 있다. 따라서, 특정 실시예가 본 명세서에서 도시되고 설명되었지만, 동일한 목적을 달성하기 위해 계산된 임의의 배치가 도시된 특정 실시예를 대체할 수 있다. 이러한 개시는 다양한 실시예의 임의의 그리고 모든 조정 또는 변형을 포함하도록 의도된다. 상기 실시예와 본 명세서에서 구체적으로 설명되지 않은 다른 실시예의 조합은 상기 설명을 검토함으로써 통상의 기술자에게 명백할 것이다.

도면

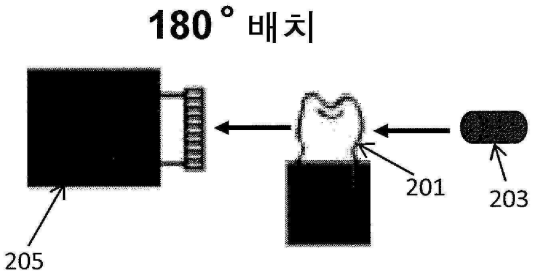
도면1a



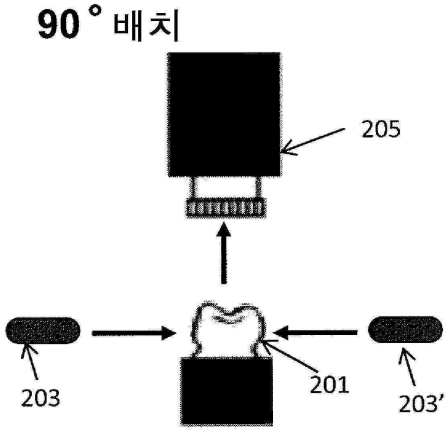
도면1b



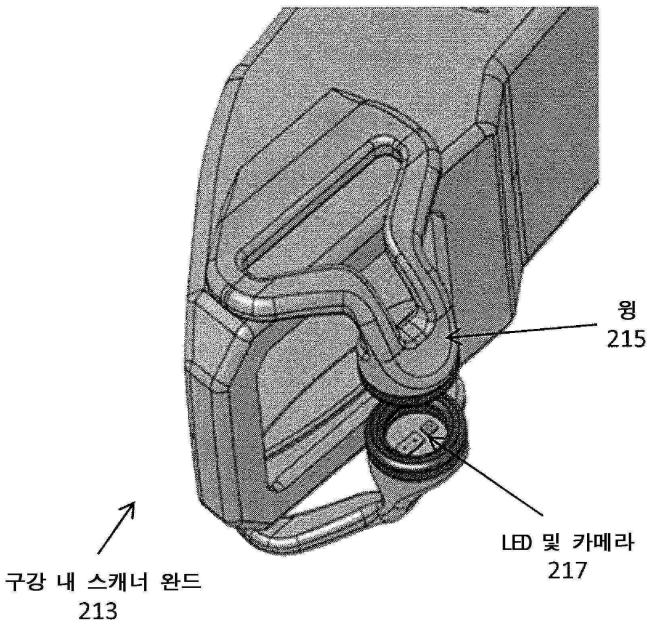
도면2a



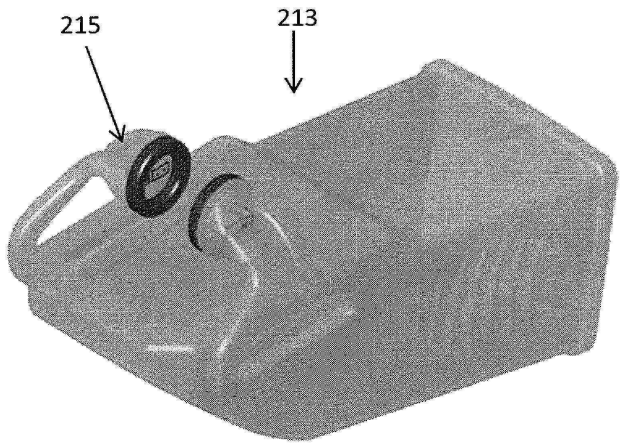
도면2b



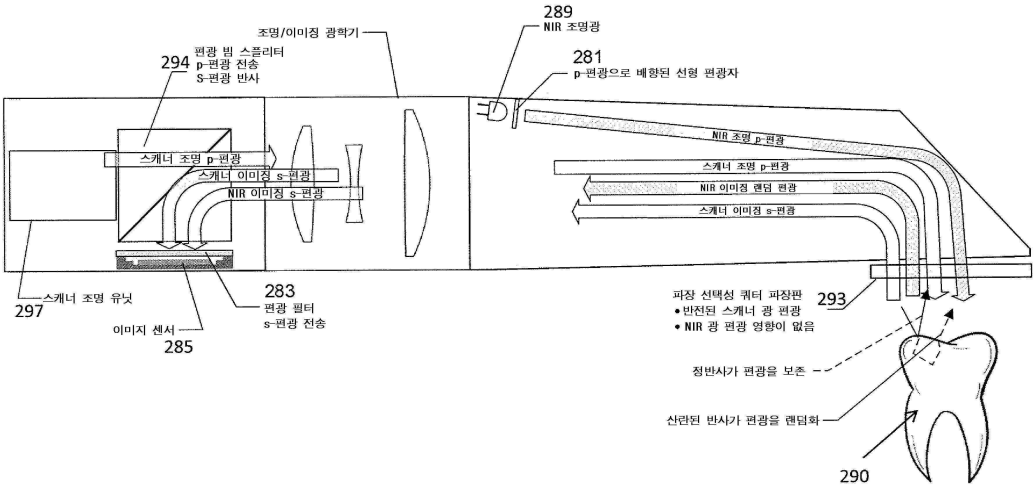
도면2c



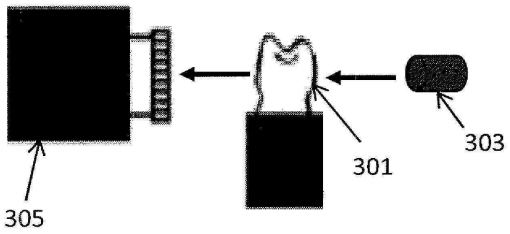
도면2d



도면2e

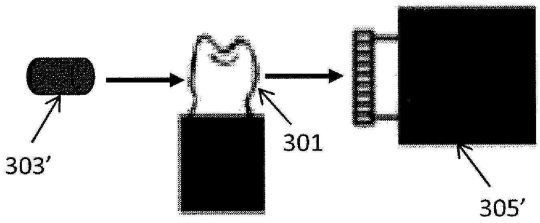


도면3a



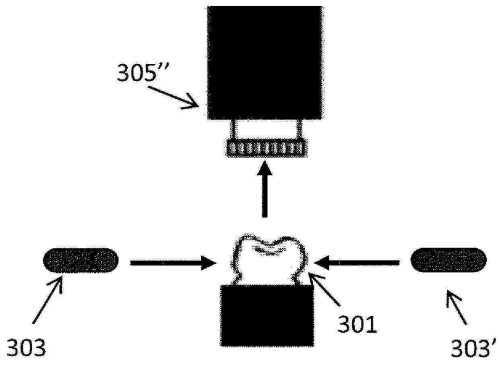
우측 LED 켜짐 - 좌측 카메라 캡처

도면3b



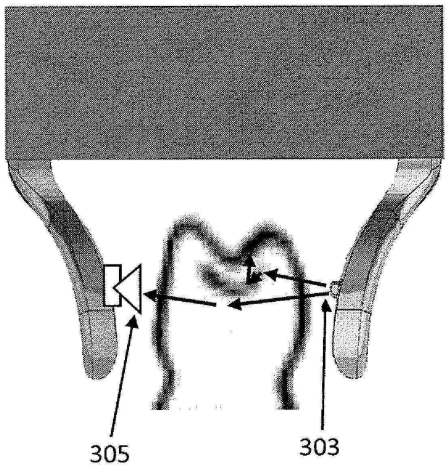
좌측 LED 켜짐 - 우측 카메라 캡처

도면3c



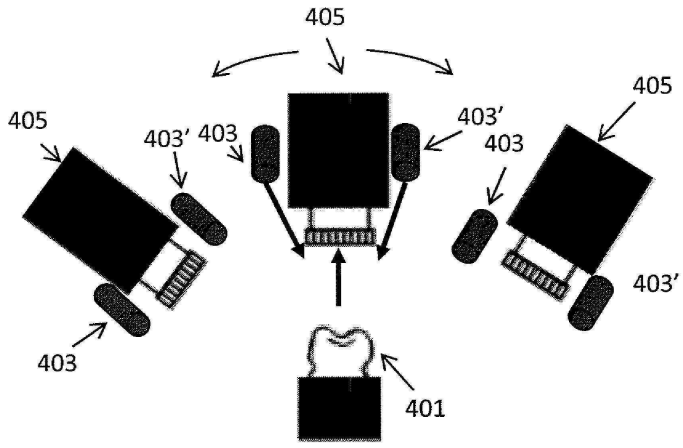
양쪽 LED 켜짐 - 완드의 센서 캡처

도면3d

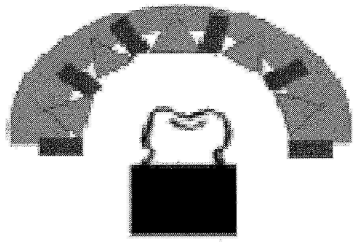


카메라/이미징 조명하는 측면

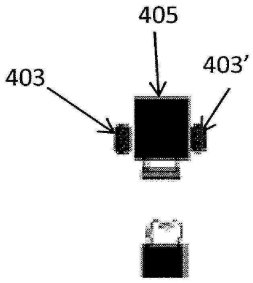
도면4a



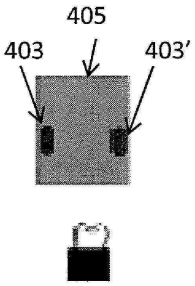
도면4b



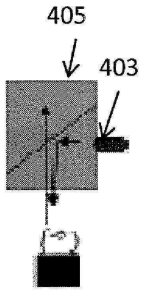
도면4c



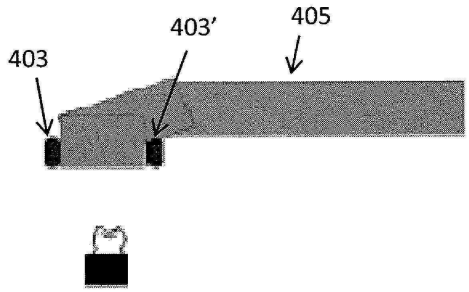
도면4d



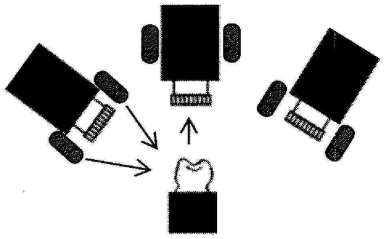
도면4e



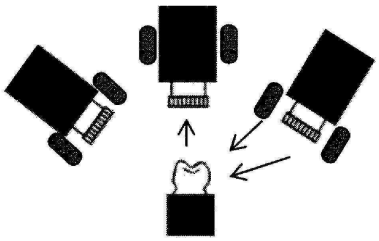
도면4f



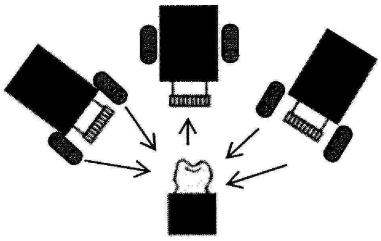
도면5a



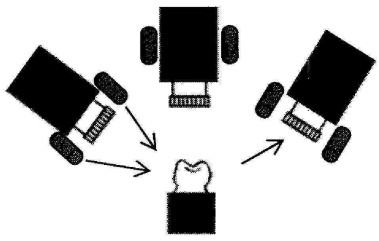
도면5b



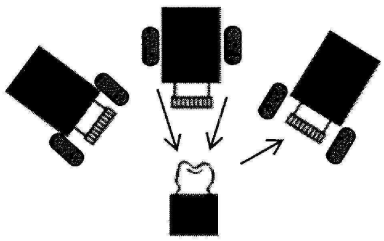
도면5c



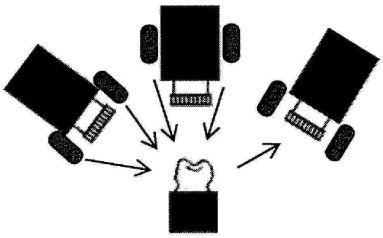
도면5d



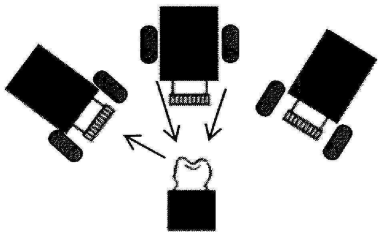
도면5e



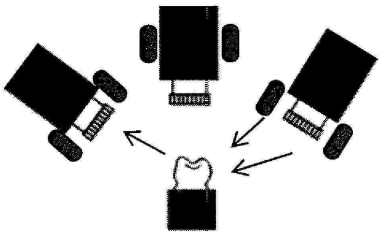
도면5f



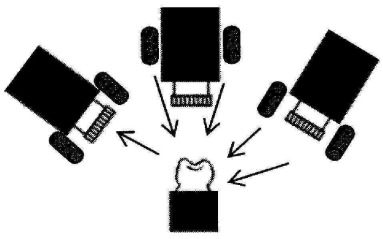
도면5g



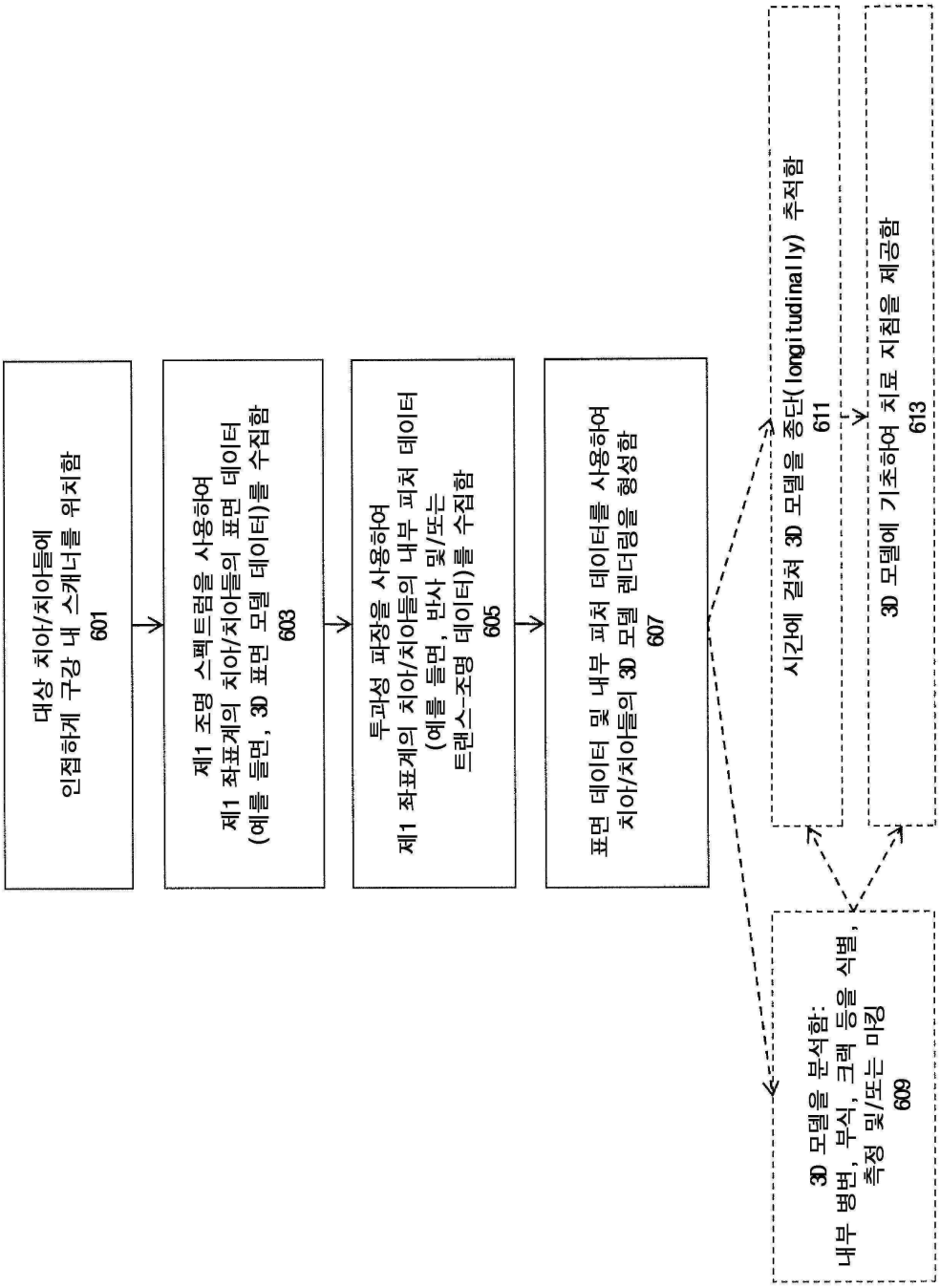
도면5h



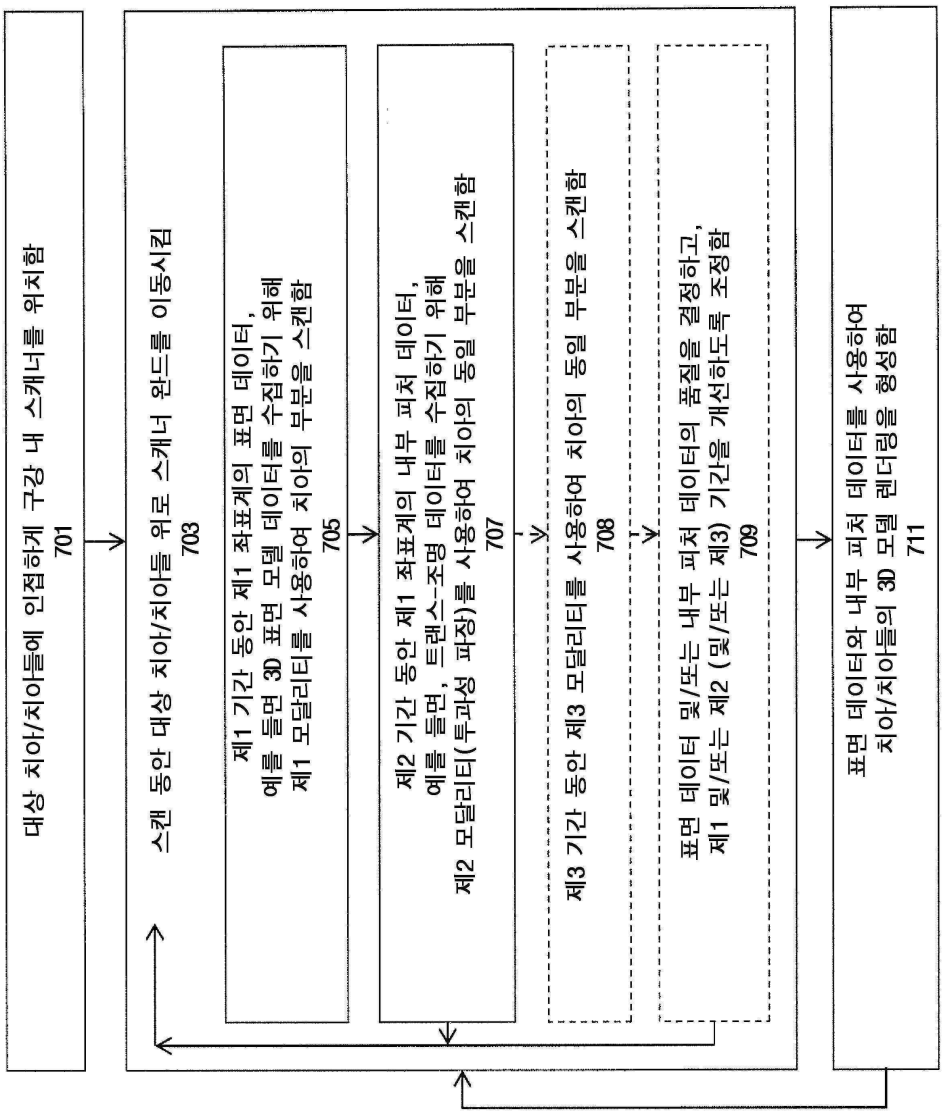
도면5i



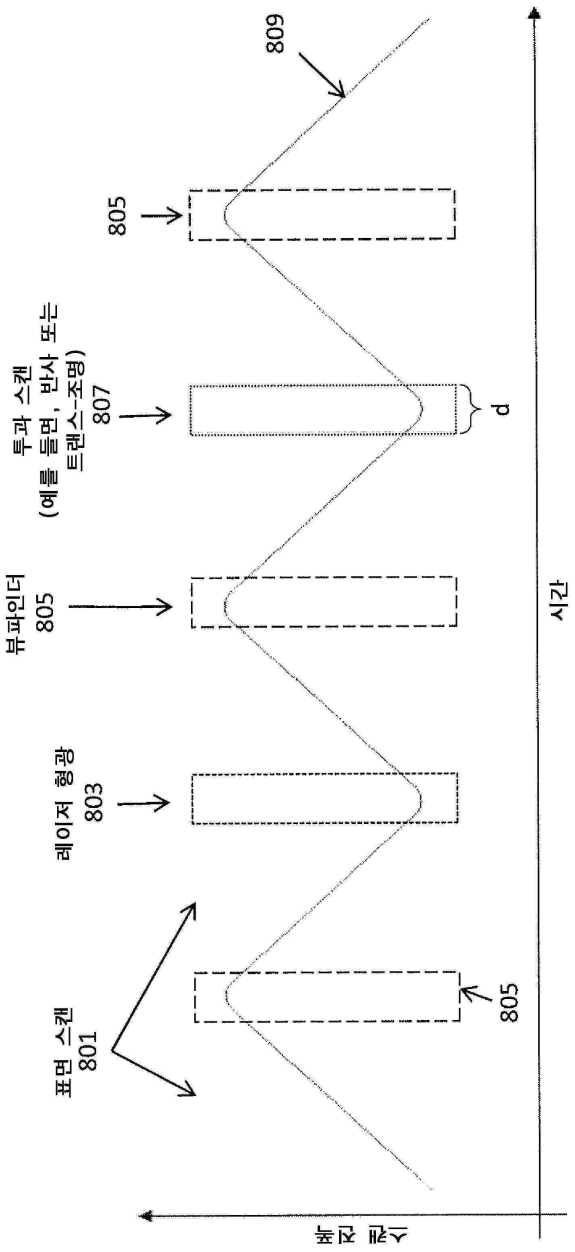
도면6


대상 치아/치아들에
인접하게 구강 내 스캐너를 위치함
601
제1 조명 스펙트럼을 사용하여
제1 좌표계의 치아/치아들의 표면 데이터
(예를 들면, 3D 표면 모델 데이터)를 수집함
603
투과성 파장을 사용하여
제1 좌표계의 치아/치아들의 내부 피처 데이터
(예를 들면, 반사 및/또는
트랜스-조명 데이터)를 수집함
605
표면 데이터 및 내부 피처 데이터를 사용하여
치아/치아들의 3D 모델 렌더링을 형성함
607
시간에 걸쳐 3D 모델을 종단(longitudinally) 추적함
611
3D 모델에 기초하여 치료 지침을 제공함
613
3D 모델을 분석함:
내부 병변, 부식, 크랙 등을 식별,
측정 및/또는 마킹
609

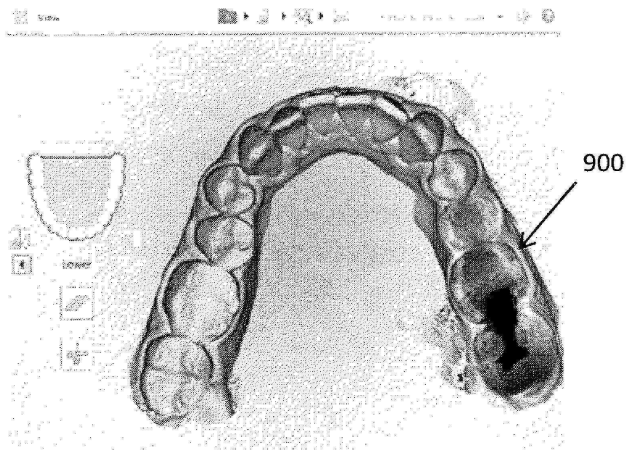
도면7


대상 치아/치아들에 인접하게 구강 내 스캐너를 위치함
701
스캔 동안 대상 치아/치아들 위로 스캐너 완드를 이동시킴
703
제1 기간 동안 제1 좌표계의 표면 데이터,
예를 들면 3D 표면 모델 데이터를 수집하기 위해
제1 모달리티를 사용하여 치아의 부분을 스캔함
705
제2 기간 동안 제1 좌표계의 내부 피처 데이터,
예를 들면, 트랜스-조명 데이터를 수집하기 위해
제2 모달리티(투과성 파장)를 사용하여 치아의 동일 부분을 스캔함
707
제3 기간 동안 제3 모달리티를 사용하여 치아의 동일 부분을 스캔함
708
표면 데이터 및/또는 내부 피처 데이터의 품질을 결정하고,
제1 및/또는 제2 (및/또는 제3) 기간을 개선하도록 조정함
709
표면 데이터와 내부 피처 데이터를 사용하여
치아/치아들의 3D 모델 렌더링을 형성함
711

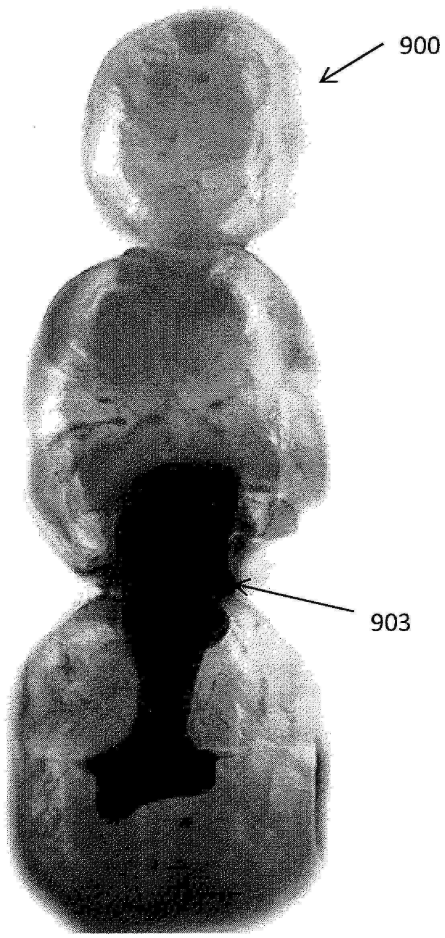
도면8


809
805
투과 스캔
(예를 들면, 반사 또는
트랜스-조명)
807
d
뷰파인더
805
레이저 형광
803
표면 스캔
801
805
시간
수평 전폭

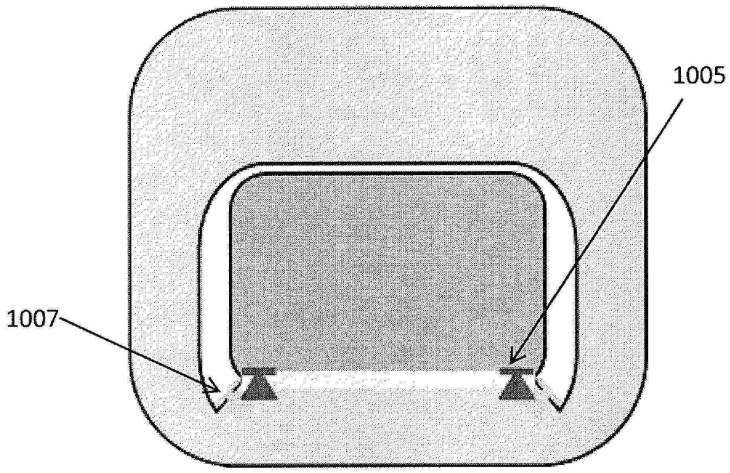
도면9a



도면9b

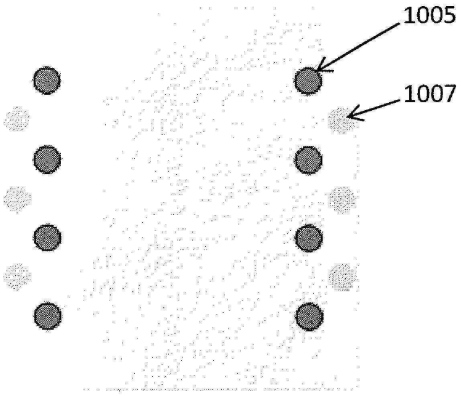


도면10a



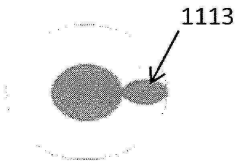
정면도

도면10b

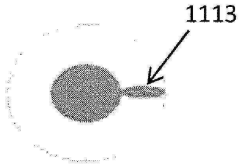


저면도

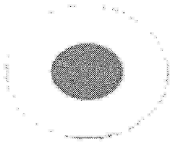
도면11a



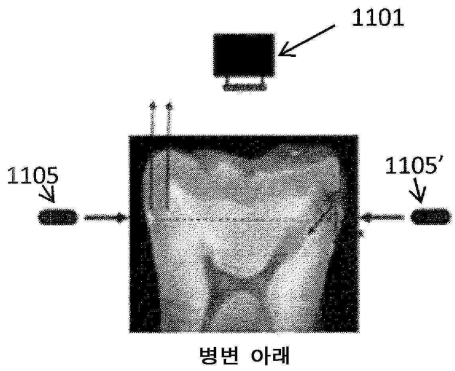
도면11b



도면11c

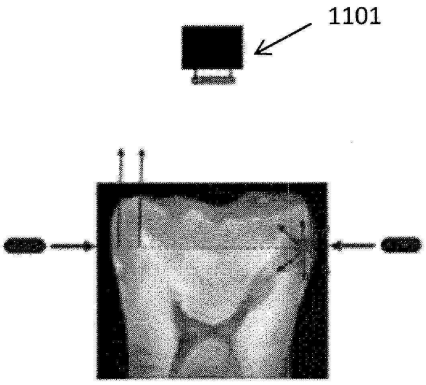


도면11d



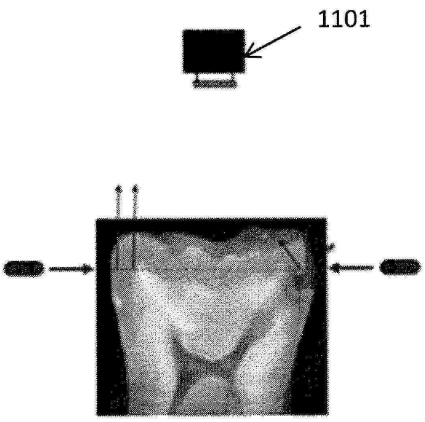
병변 아래

도면11e



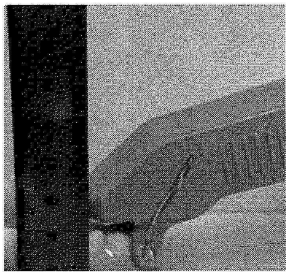
병변 중간

도면11f

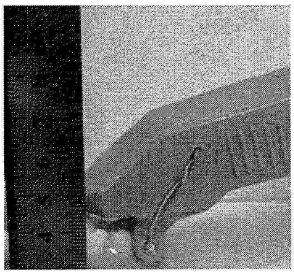


병변 위

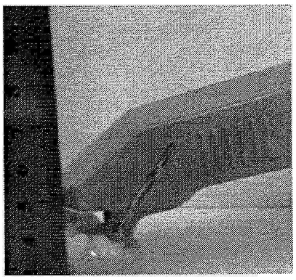
도면11g



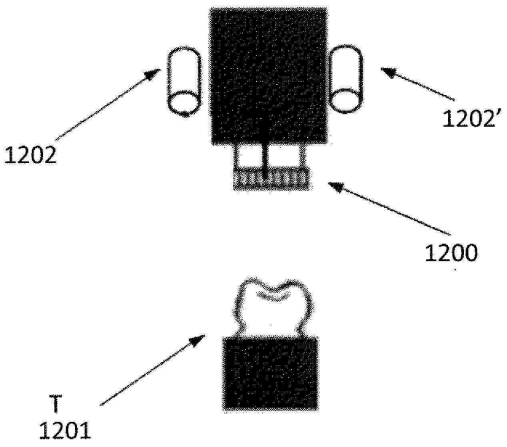
도면11h



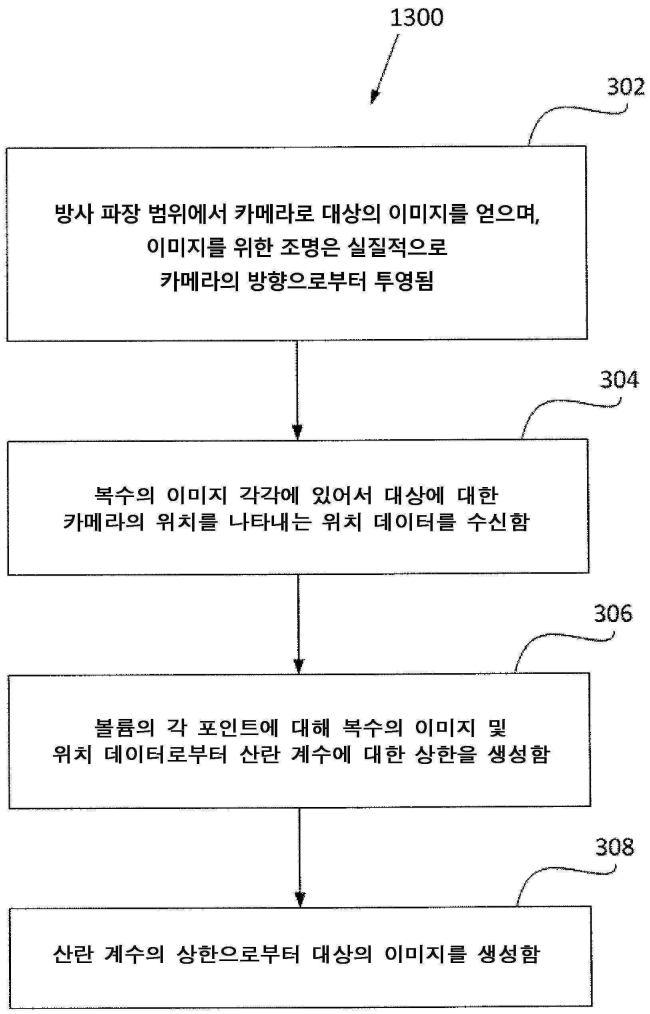
도면11i



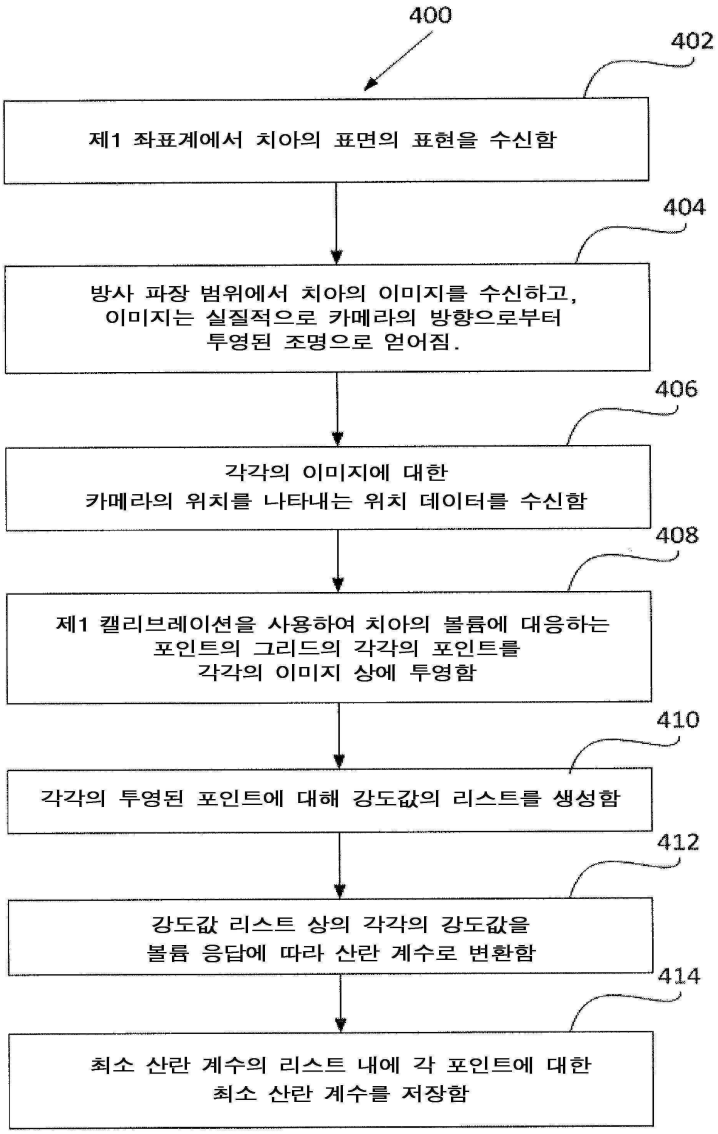
도면12



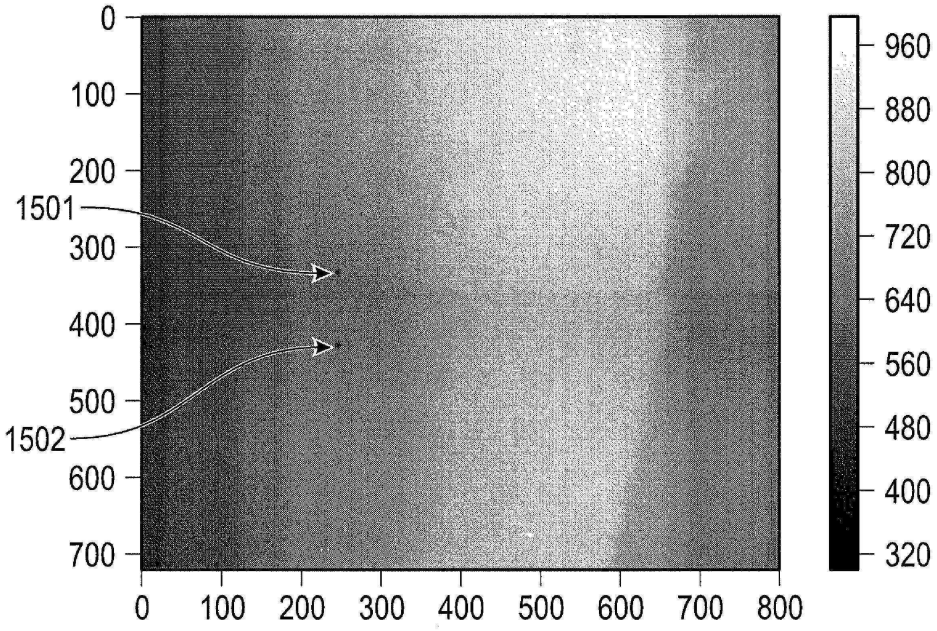
도면13


1300
302
방사 파장 범위에서 카메라로 대상의 이미지를 얻으며,
이미지를 위한 조명은 실질적으로
카메라의 방향으로부터 투영됨
304
복수의 이미지 각각에 있어서 대상에 대한
카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신함
306
볼륨의 각 포인트에 대해 복수의 이미지 및
위치 데이터로부터 산란 계수에 대한 상한을 생성함
308
산란 계수의 상한으로부터 대상의 이미지를 생성함

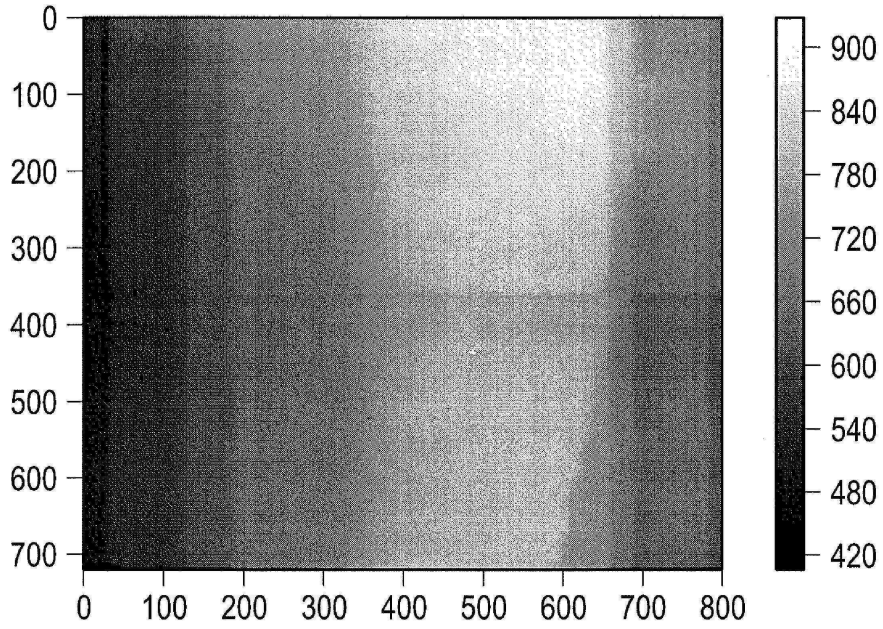
도면14


400
402
제1 좌표계에서 치아의 표면의 표현을 수신함
404
방사 파장 범위에서 치아의 이미지를 수신하고,
이미지는 실질적으로 카메라의 방향으로부터
투영된 조명으로 얻어짐.
406
각각의 이미지에 대한
카메라의 위치를 나타내는 위치 데이터를 수신함
408
제1 캘리브레이션을 사용하여 치아의 볼륨에 대응하는
포인트의 그리드의 각각의 포인트를
각각의 이미지 상에 투영함
410
각각의 투영된 포인트에 대해 강도값의 리스트를 생성함
412
강도값 리스트 상의 각각의 강도값을
볼륨 응답에 따라 산란 계수로 변환함
414
최소 산란 계수의 리스트 내에 각 포인트에 대한
최소 산란 계수를 저장함

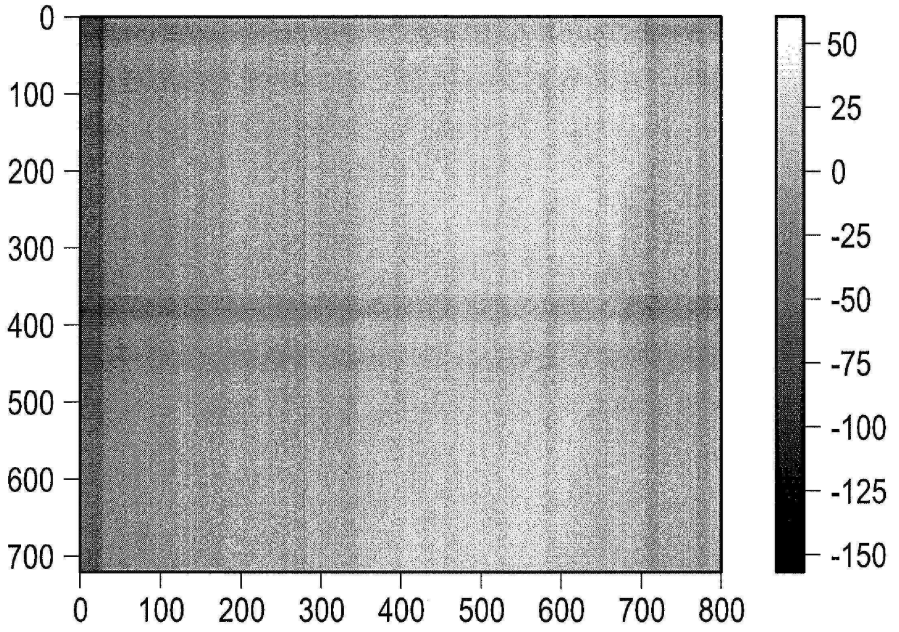
도면15a


0
100
200
1501
300
400
500
1502
600
700
0
100
200
300
400
500
600
700
800
960
880
800
720
640
560
480
400
320

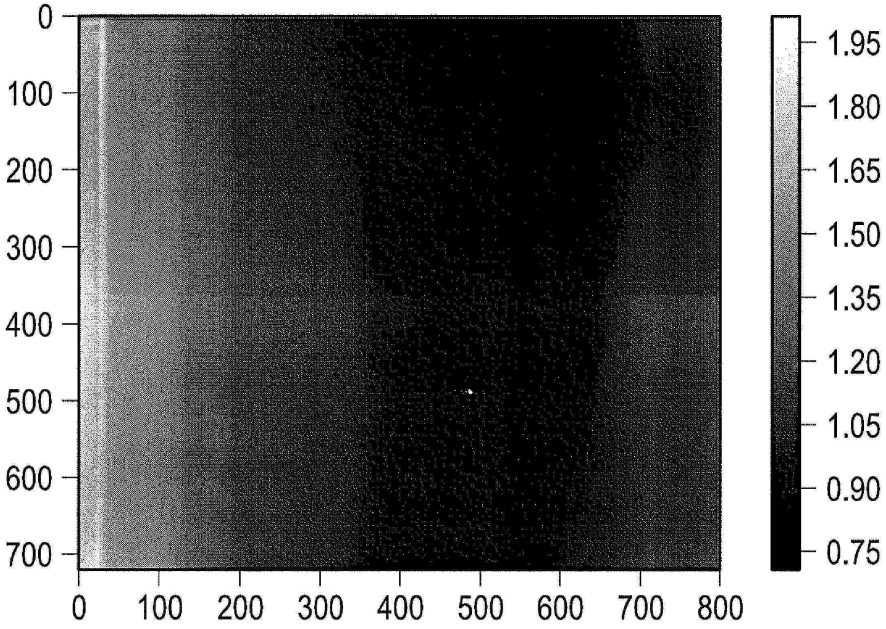
도면15b


0
100
200
300
400
500
600
700
0
100
200
300
400
500
600
700
800
900
840
780
720
660
600
540
480
420

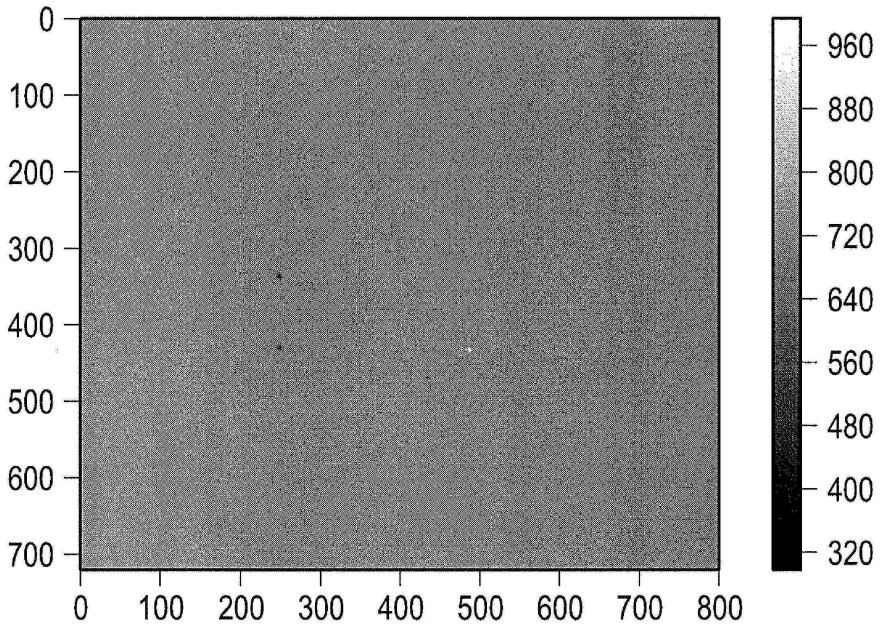
도면15c


0
100
200
300
400
500
600
700
0
100
200
300
400
500
600
700
800
50
25
0
-25
-50
-75
-100
-125
-150

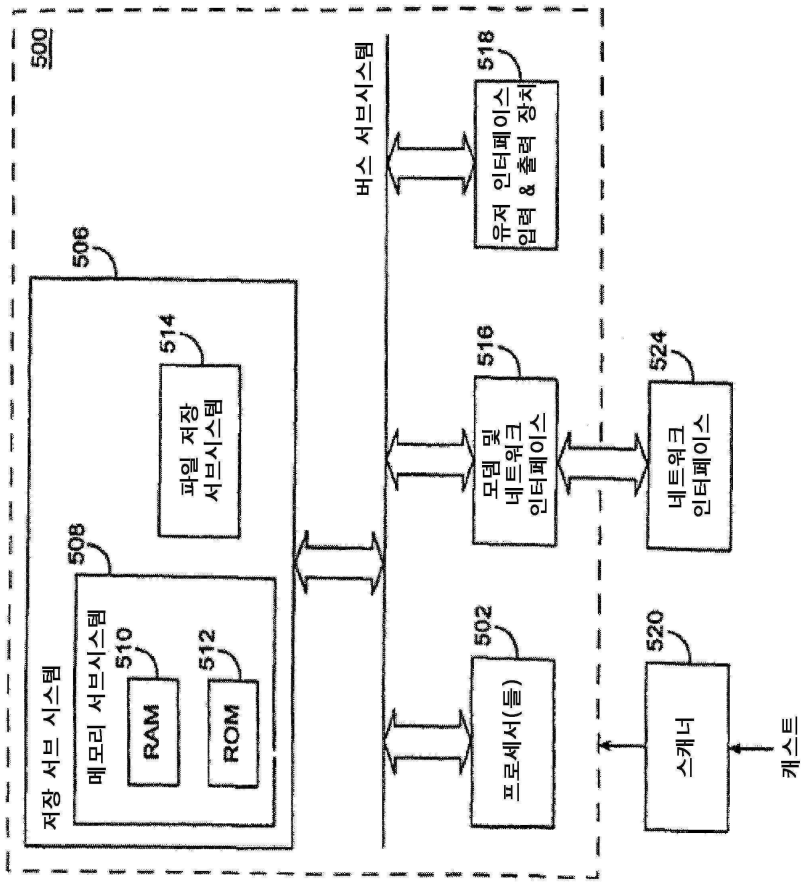
도면15d


0
100
200
300
400
500
600
700
0
100
200
300
400
500
600
700
800
1.95
1.80
1.65
1.50
1.35
1.20
1.05
0.90
0.75

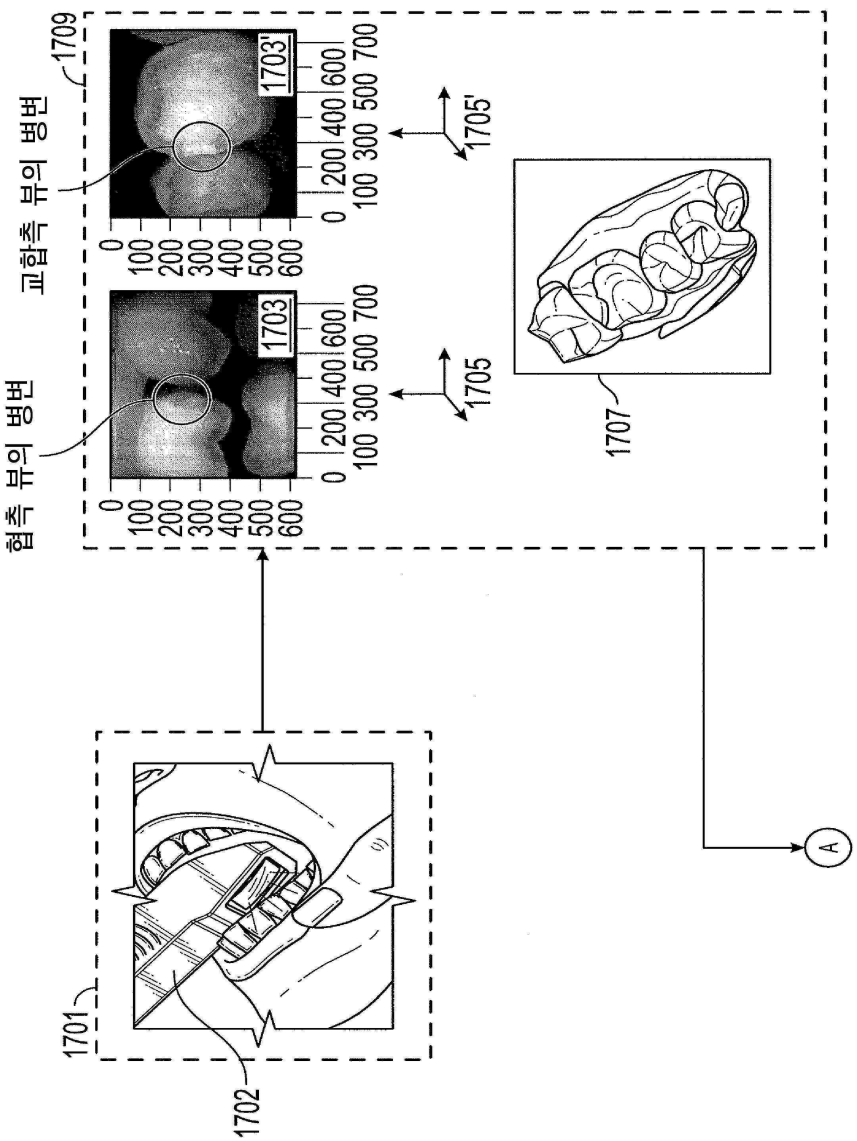
도면15e


0
100
200
300
400
500
600
700
0
100
200
300
400
500
600
700
800
960
880
800
720
640
560
480
400
320

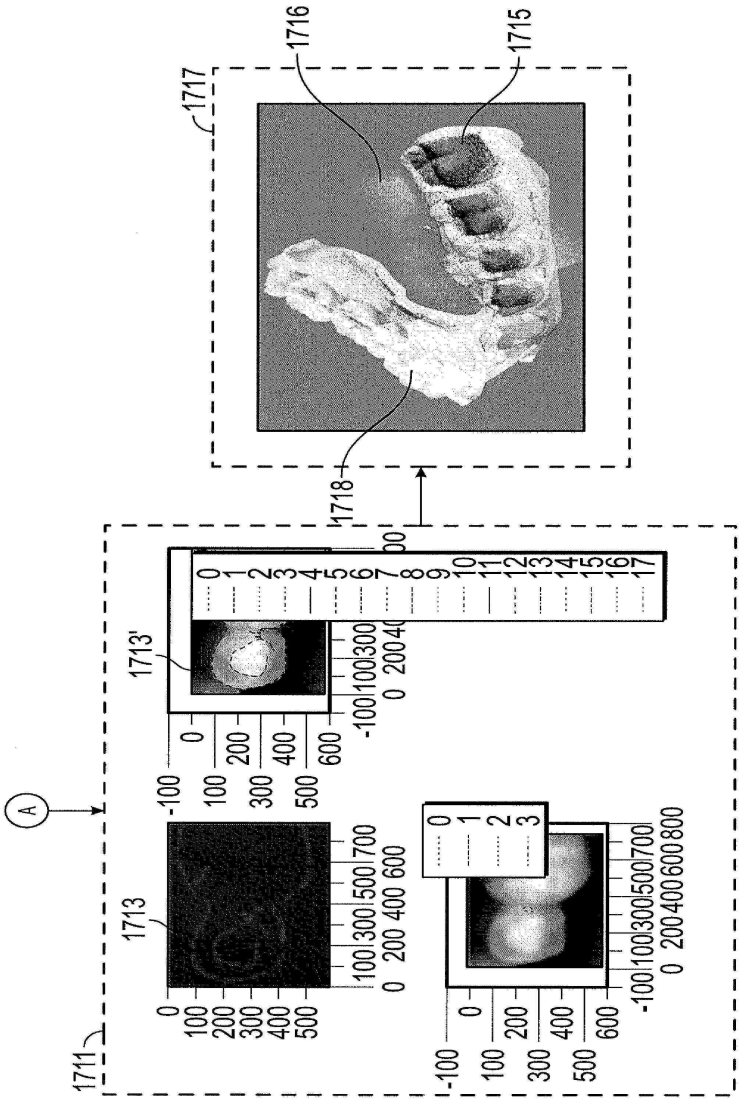
도면16


500
저장 서브 시스템
506
메모리 서브시스템
508
RAM
510
ROM
512
파일 저장 서브시스템
514
버스 서브시스템
502
프로세서(들)
516
모뎀 및 네트워크 인터페이스
518
유저 인터페이스 입력 & 출력 장치
520
스캐너
524
네트워크 인터페이스
캐스트

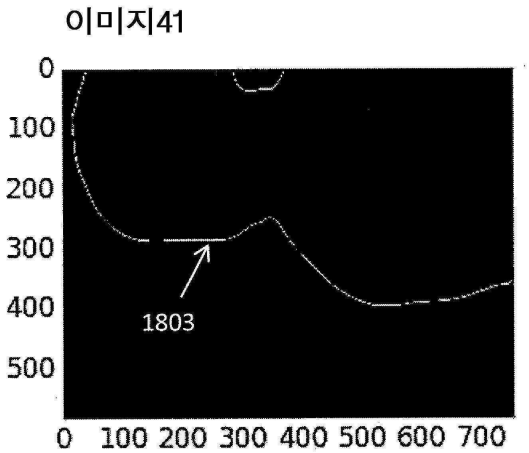
도면17a



도면17b

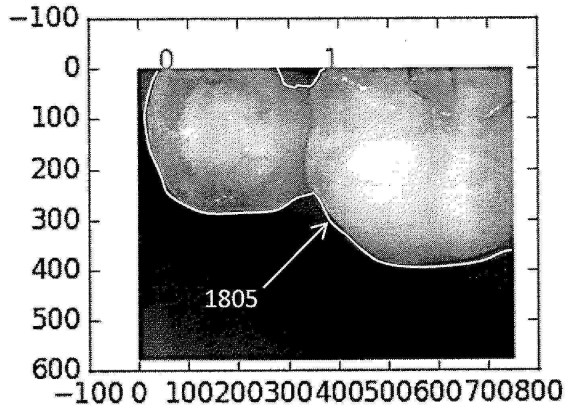

1716
1715
1717
1718
1713'
1713
1711
A

도면18a


이미지41
0
100
200
300
400
500
1803
0 100 200 300 400 500 600 700

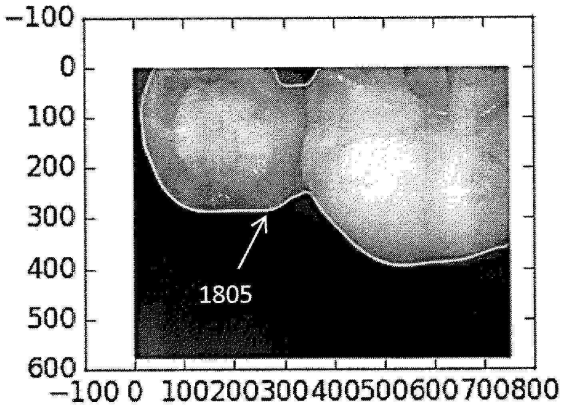
도면18b

이미지41



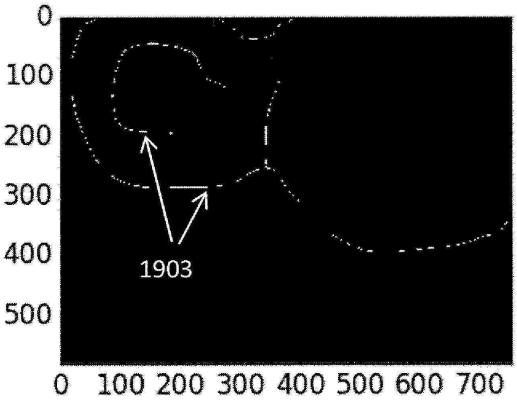
도면18c

이미지41

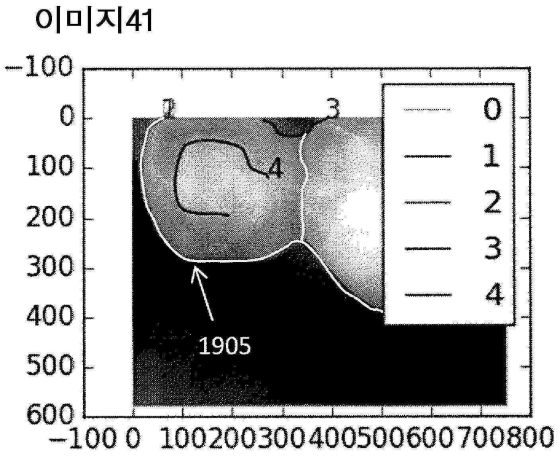


도면19a

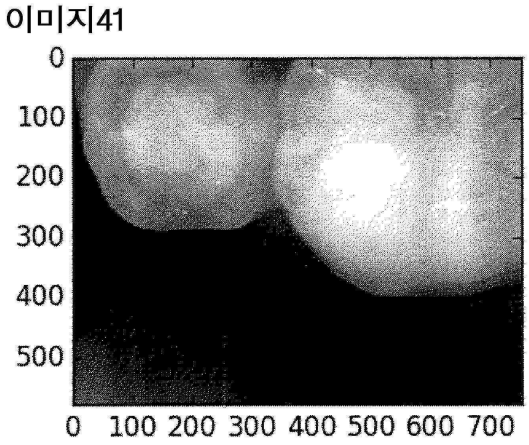
이미지41



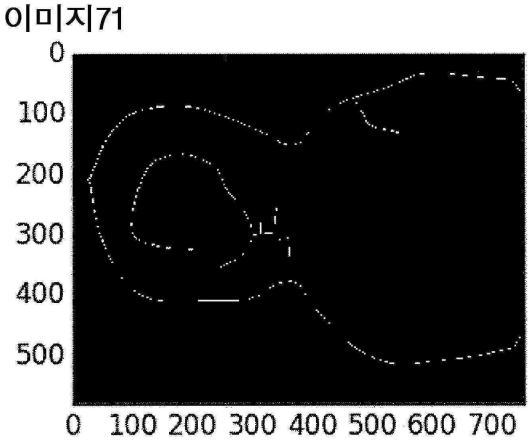
도면19b



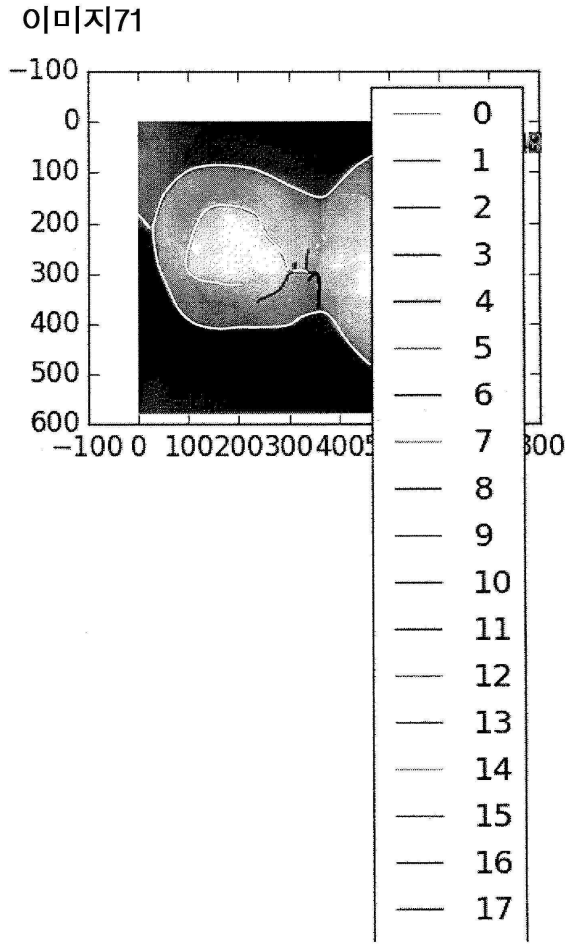
도면19c



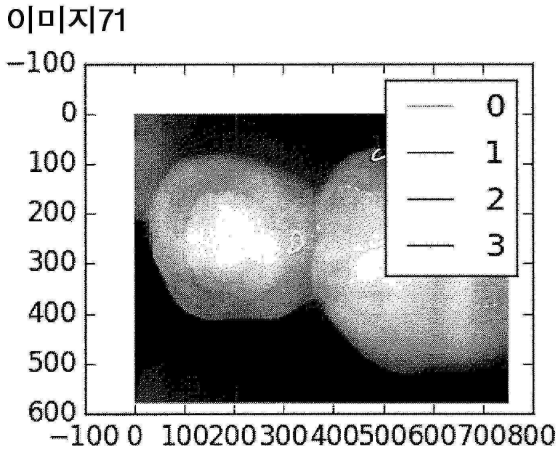
도면20a



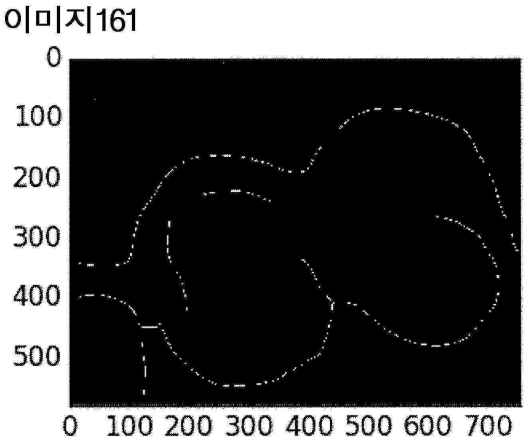
도면20b


이미지71
−100
0
100
200
300
400
500
600
−100 0 100200300400
0
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17

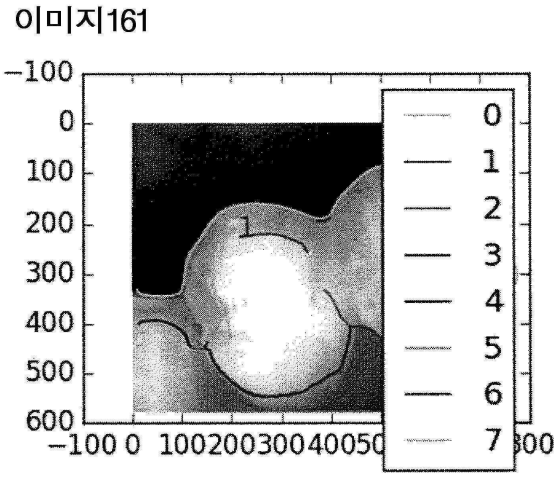
도면20c


이미지71
−100
0
100
200
300
400
500
600
−100 0 100200300400500600700800
0
1
2
3

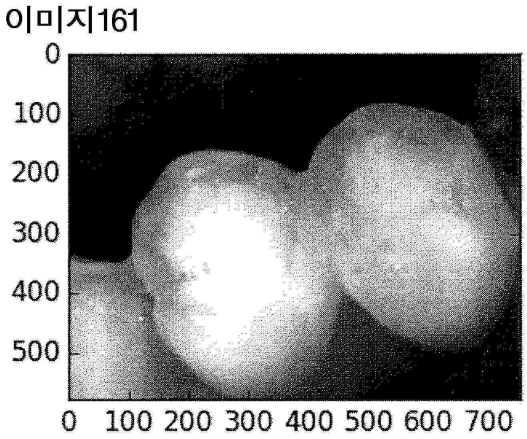
도면21a



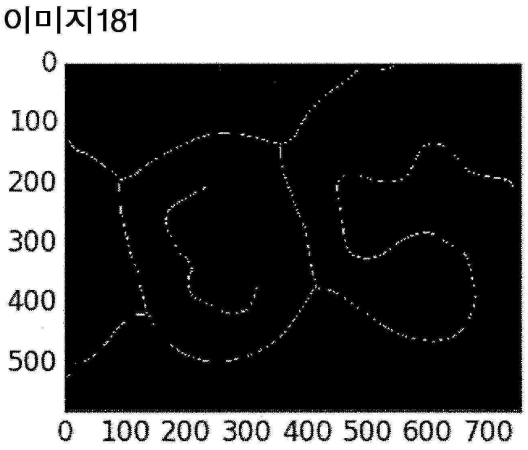
도면21b



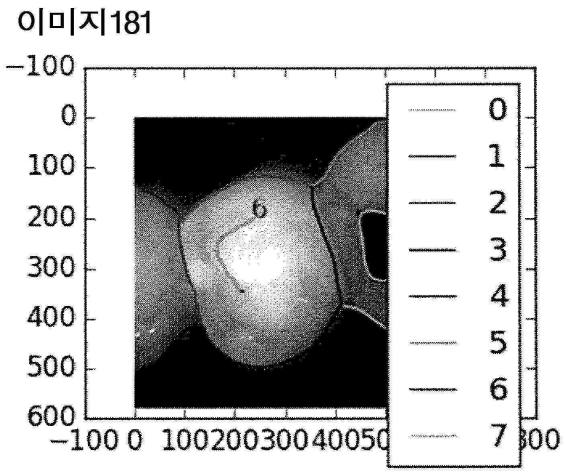
도면21c



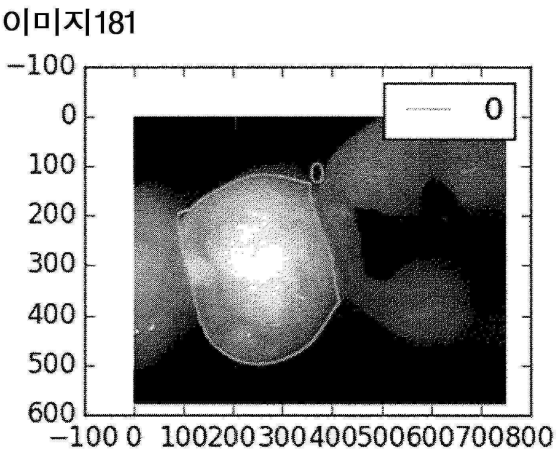
도면22a



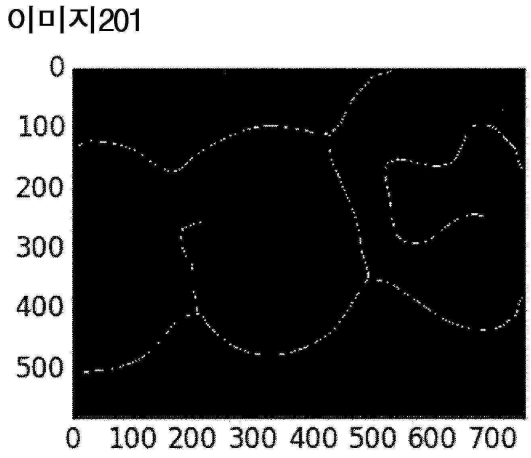
도면22b



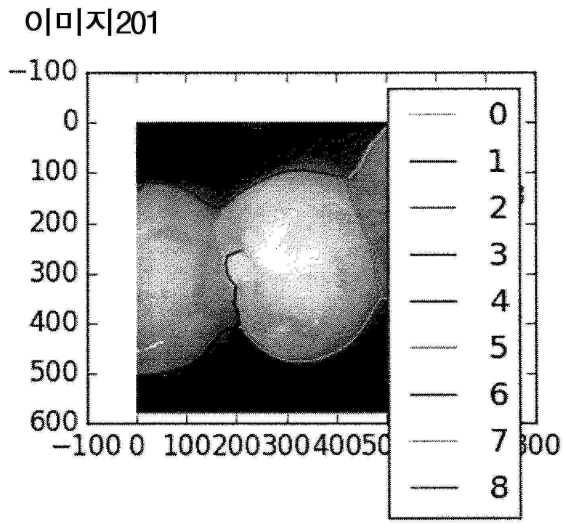
도면22c



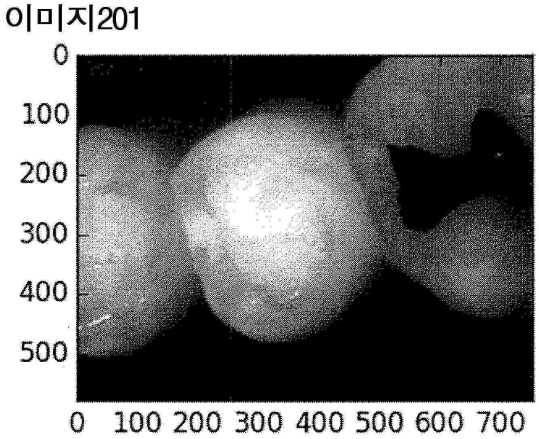
도면23a



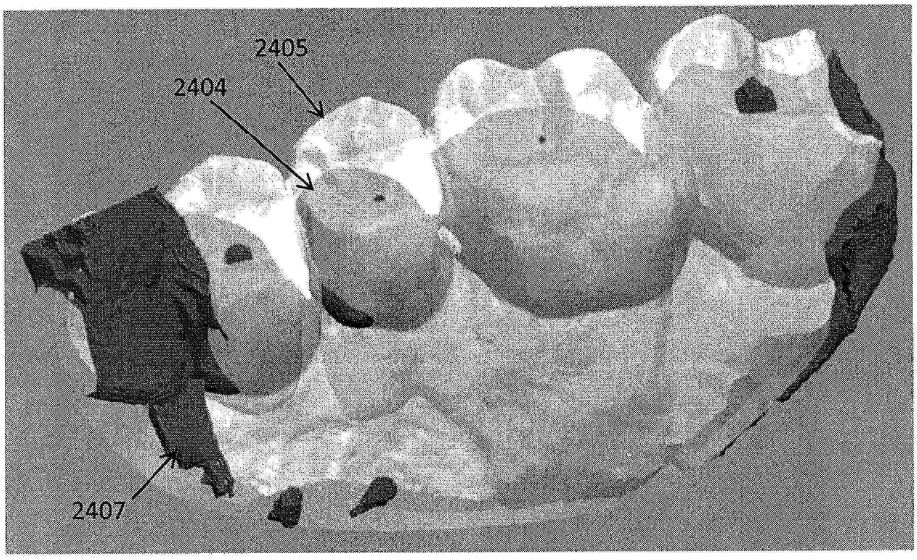
도면23b



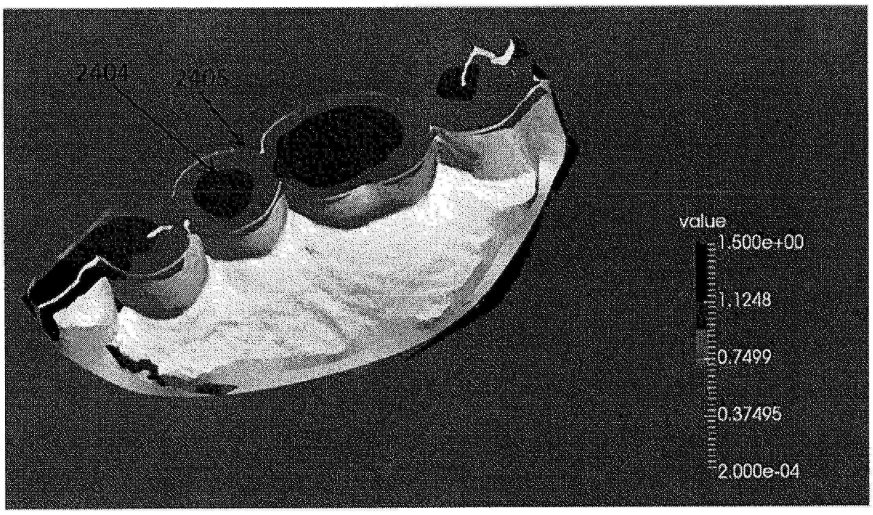
도면23c



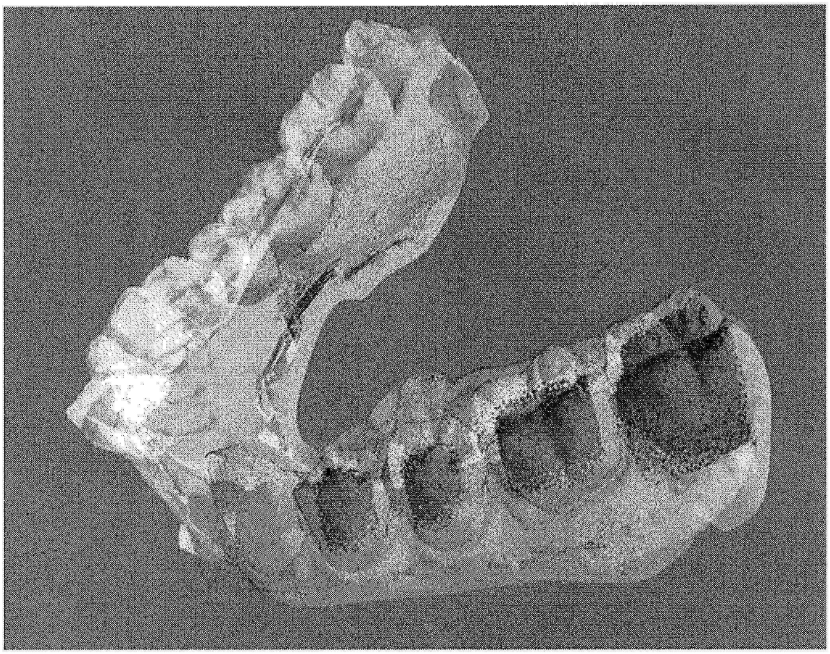
도면24a


2405
2404
2407

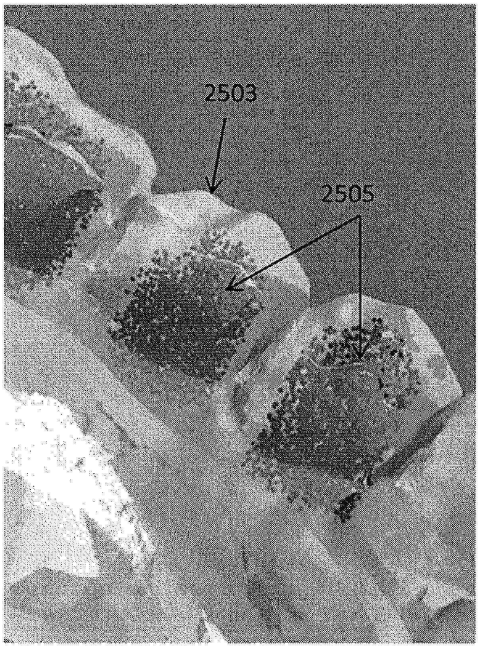
도면24b


2404
2405
value
1.500e+00
1.1248
0.7499
0.37495
2.000e-04

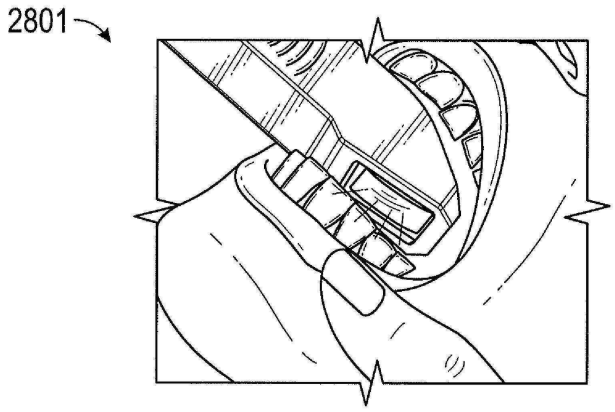
도면25a



도면25b

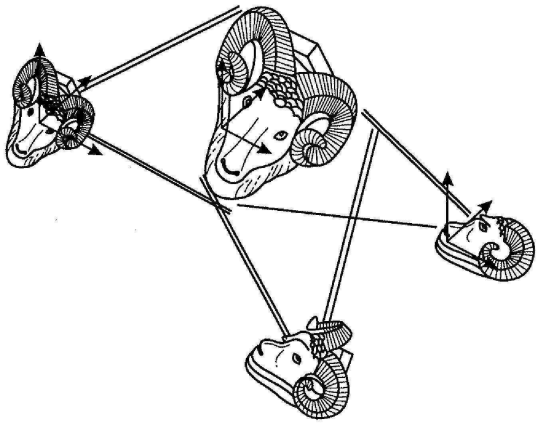


도면26a

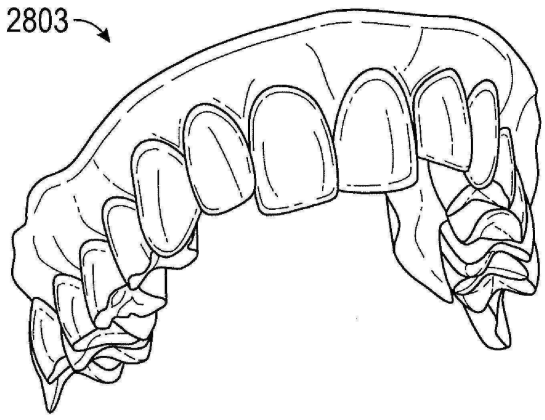


다수의 포인트 클라우드 스캔 병합

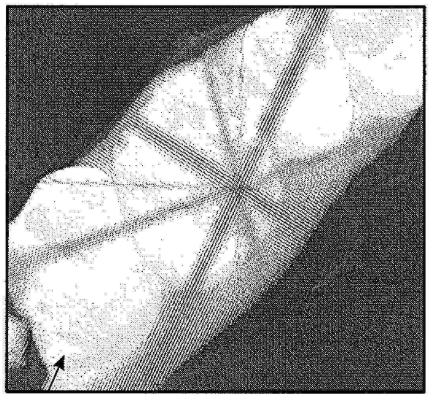
도면26b



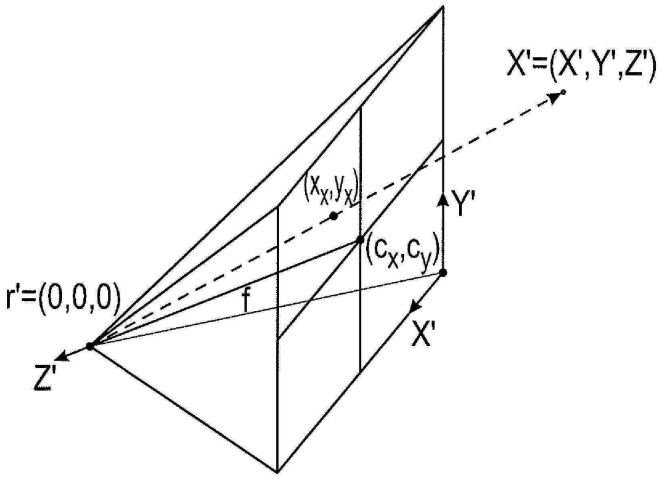
도면26c



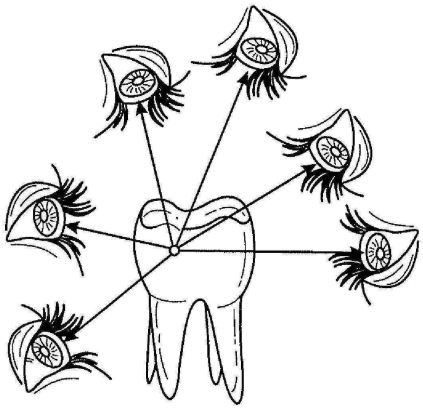
도면27a



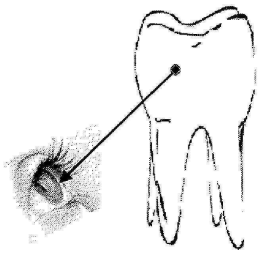
도면27b



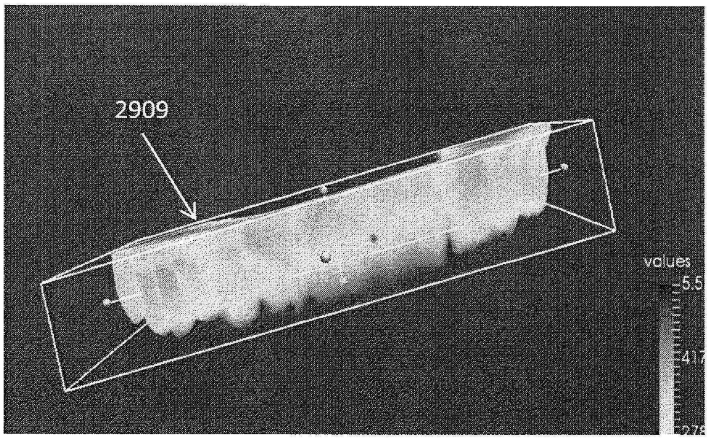
도면27c



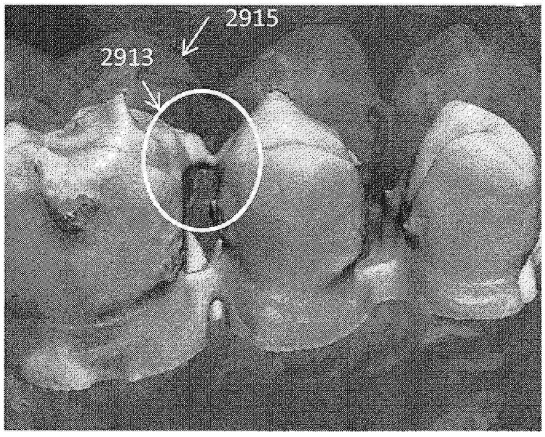
도면27d



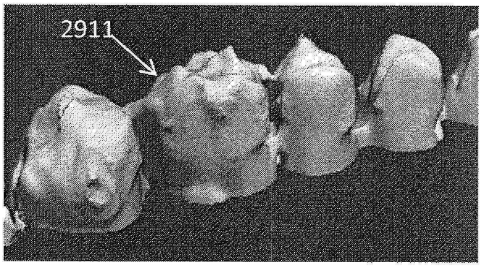
도면27e



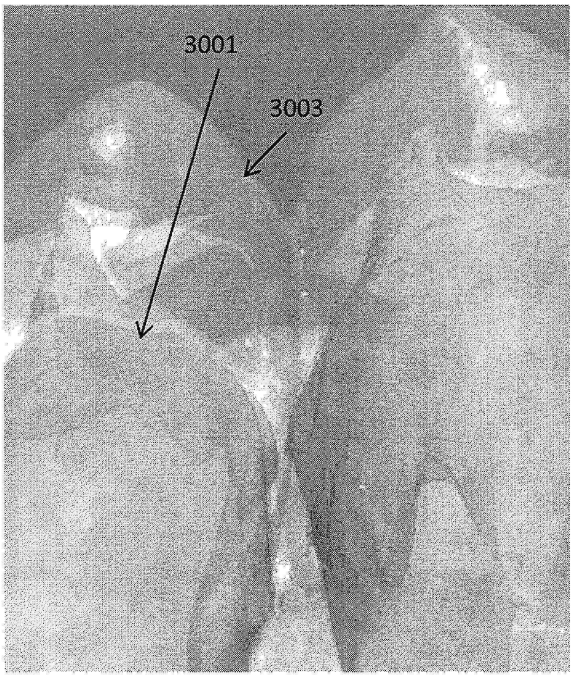
도면27f



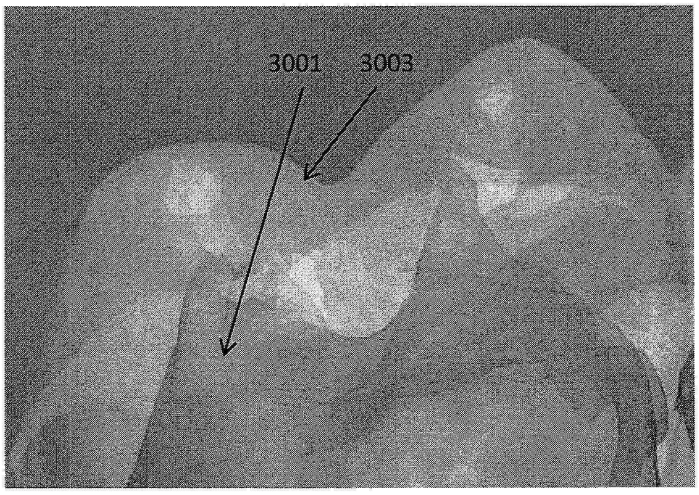
도면27g



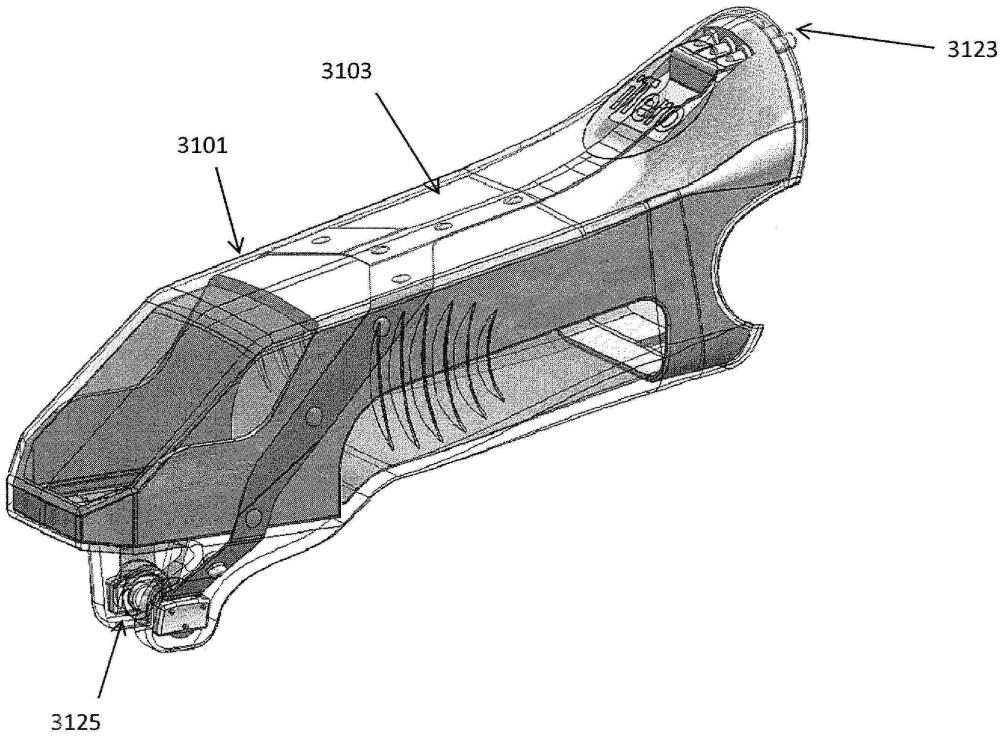
도면28a



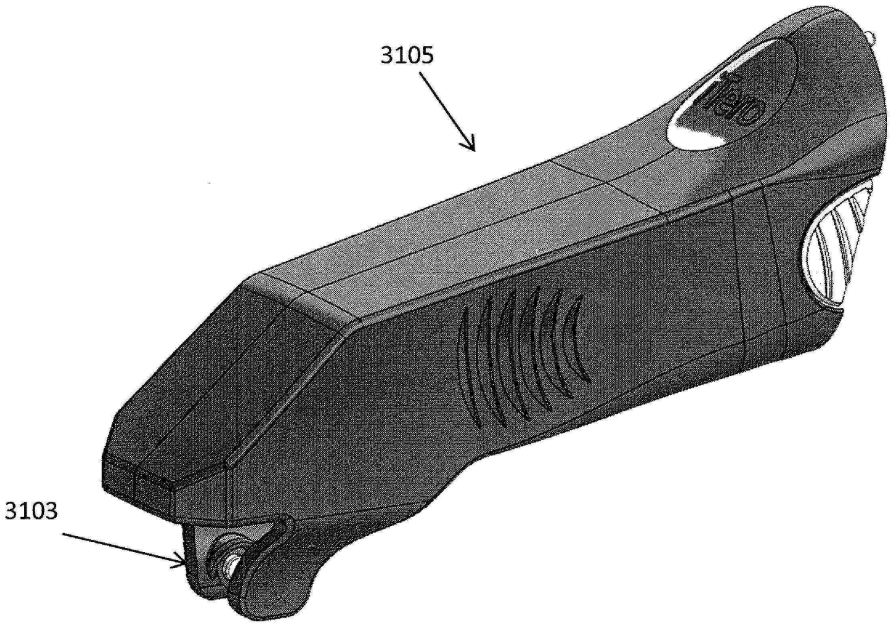
도면28b



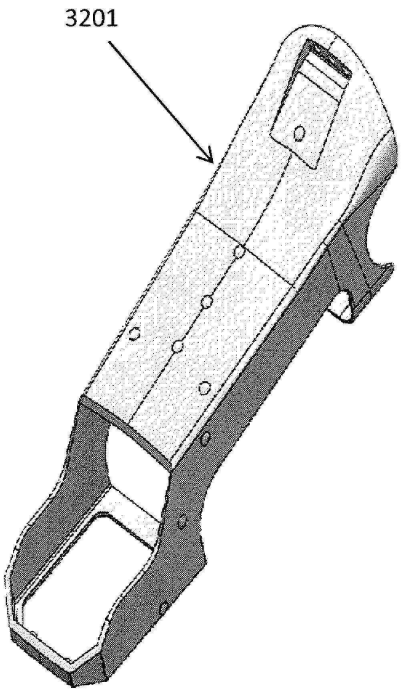
도면29a



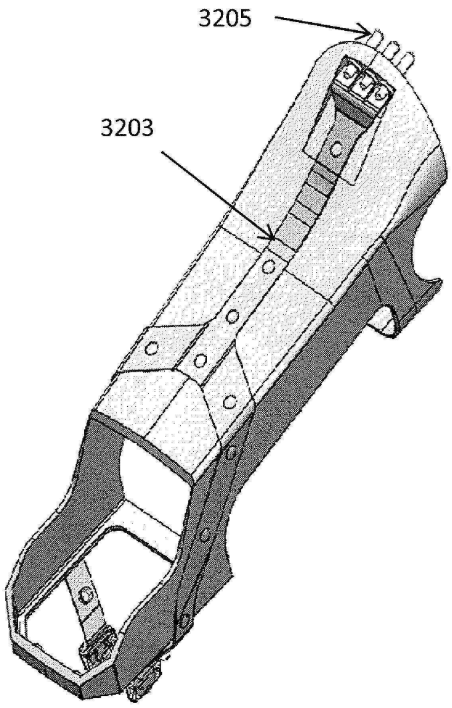
도면29b



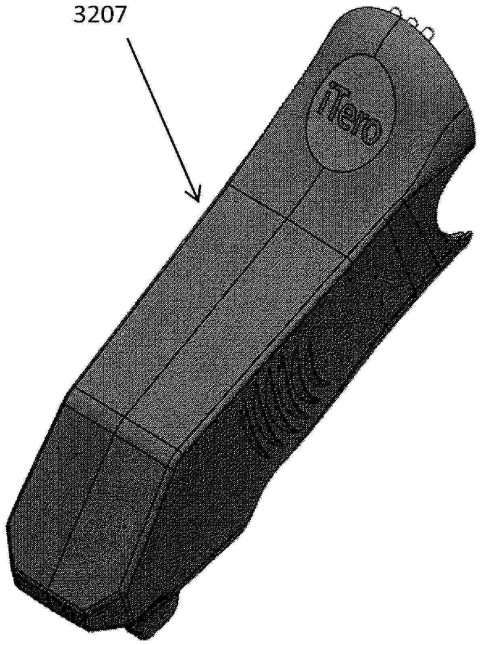
도면30a



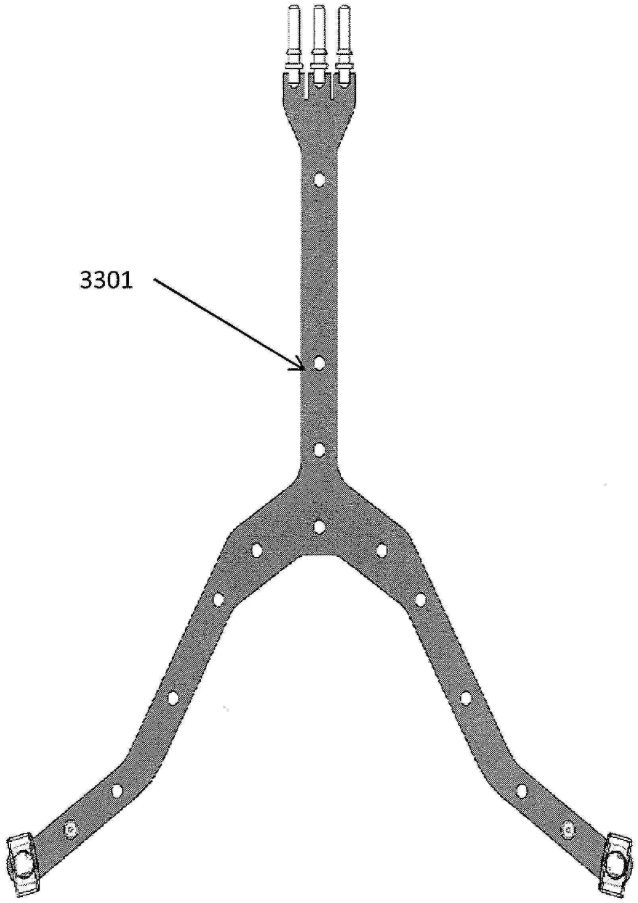
도면30b



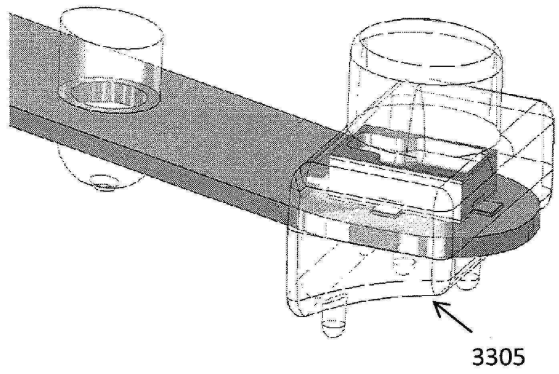
도면30c



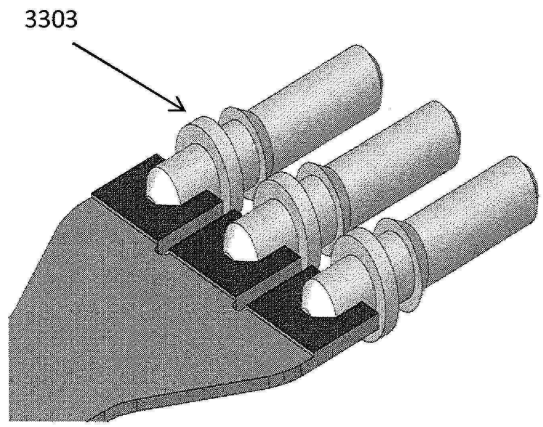
도면31a



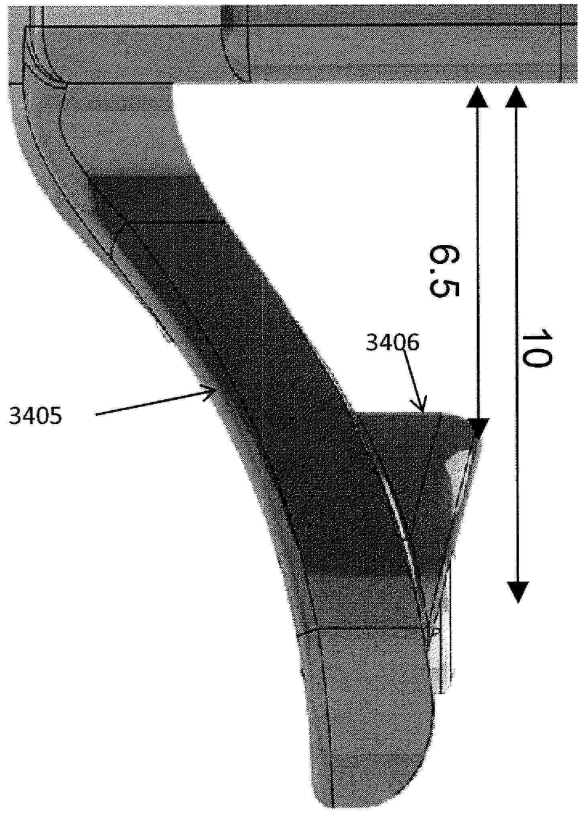
도면31b



도면31c



도면32a



도면32b

