



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2019-0037253  
(43) 공개일자 2019년04월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/00 (2006.01) A61B 1/247 (2006.01)  
A61C 9/00 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/0066 (2013.01)  
A61B 1/247 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2019-7003759  
(22) 출원일자(국제) 2016년08월10일  
심사청구일자 없음  
(85) 번역문제출일자 2019년02월08일  
(86) 국제출원번호 PCT/US2016/046224  
(87) 국제공개번호 WO 2018/031003  
국제공개일자 2018년02월15일

(71) 출원인  
케어스트림 덴탈 테크놀로지 톱코 리미티드  
영국 에스더블유1와이6알제이 런던 킹 스트리트  
33 클리브랜드 하우스  
(72) 발명자  
팬 추안마오  
미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 리갈 스태프 케어스트림 헬스 인코포레  
이티드  
왕 빅터 씨  
미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 리갈 스태프 케어스트림 헬스 인코포레  
이티드  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
제일특허법인(유)

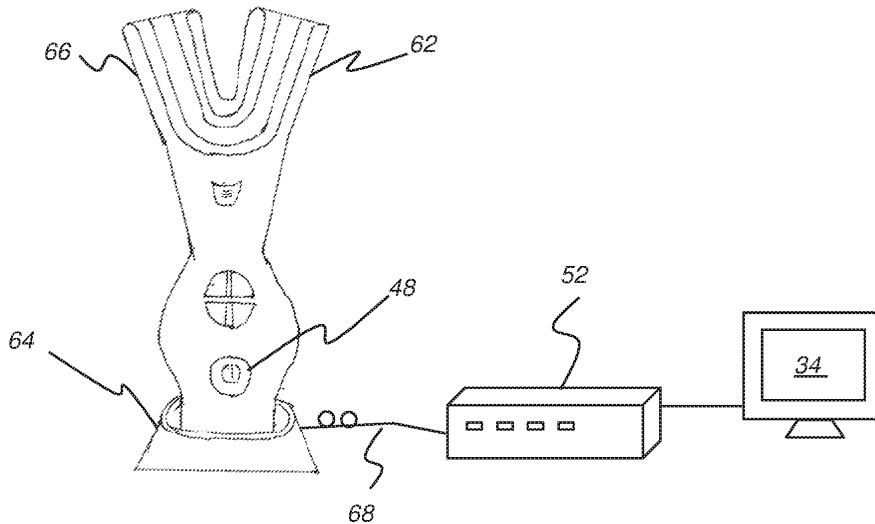
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **저간섭 범위의 자동 구강 내 3D 스캐너**

**(57) 요약**

구강 내 스캐닝 장치는 저간섭 광원을 갖는다. 간섭계는 저간섭 광을 기준 경로 및 샘플 경로로 향하게 하고 기준 경로 및 샘플 경로를 따라 복귀된 조합된 광으로부터의 간섭에 따라 이미지 데이터를 생성한다. 고정구는 샘플 경로에 광학적으로 결합되고, 환자의 턱 사이에서 고정하기 위해 특성화된 치아가 맞물리는 부분과, 스캐닝을 위한 곡선형 스캔 경로를 정의하는 트랙과, 샘플 경로 광을 치아로 및 치아로부터 향하게 하도록 구성된 하나 이상의 스캐너와, 곡선형 스캔 경로를 따라 하나 이상의 스캐너를 작동시키는 액추에이터 및 변환 장치를 포함한다. 제어 로직 프로세서는 고정구로부터 광 스캐닝 및 획득결과를 동기화한다. 디스플레이는 획득된 스캔 데이터를 디스플레이하기 위해 제어 로직 프로세서와 신호 통신한다.

**대표도** - 도7



(52) CPC특허분류

*A61B 5/0073* (2013.01)

*A61B 5/0088* (2013.01)

*A61B 5/682* (2013.01)

*A61C 9/0073* (2013.01)

(72) 발명자

**구안 위위**

미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 리갈 스태프 케어스트림 헬스 인코포레이  
티드

**잉글레세 장-마크**

미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 리갈 스태프 케어스트림 헬스 인코포레이  
티드

---

**셸라드 에드워드 알**

미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 리갈 스태프 케어스트림 헬스 인코포레이  
티드

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

구강 내 스캐닝 장치(intraoral scanning apparatus)로서,

- a) 저간섭 광원과,
- b) 저간섭 광을 기준 경로 및 샘플 경로로 향하게 하고 상기 기준 경로 및 샘플 경로를 따라 복귀된 조합된 광으로부터의 간섭에 따라 이미지 데이터를 생성하는 간섭계와,
- c) 상기 샘플 경로에 광학적으로 결합된 고정구 - 상기 고정구는,
  - (i) 환자의 턱 사이에서 연장하도록 구성된 위치 설정부(positioning portion)와,
  - (ii) 스캐닝을 위한 곡선형 스캔 경로를 정의하는 트랙과,
  - (iii) 상기 샘플 경로의 광을 상기 환자의 치아로 및 치아로부터 향하게 하도록 구성된 하나 이상의 스캐너와,
  - (iv) 상기 곡선형 스캔 경로를 따라 상기 하나 이상의 스캐너를 작동시키는 액추에이터 및 변환 장치를 포함하는
- d) 상기 고정구로부터 광 스캐닝 및 획득 결과를 동기화하는 제어 로직 프로세서와,
- e) 획득된 스캔 데이터를 디스플레이하기 위해 상기 제어 로직 프로세서와 신호 통신하는 디스플레이를 포함하는

구강 내 스캐닝 장치.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 고정구는 광학 섬유를 통해 상기 샘플 경로에 광학적으로 결합되는

구강 내 스캐닝 장치.

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 고정구는 상기 스캔된 영역의 일부를 촬상하는 카메라를 더 포함하는

구강 내 스캐닝 장치.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 고정구는 상기 환자의 치아의 아치 형상에 맞도록 조정 가능한

구강 내 스캐닝 장치.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 저간섭 광원은 초발광 다이오드(super-luminescent diode)인

구강 내 스캐닝 장치.

#### 청구항 6

제 1 항에 있어서,  
상기 간섭계는 마하-젠더 간섭계(Mach-Zehnder interferometer)인  
구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서,  
상기 간섭계는 마이켈슨 간섭계(Michelson interferometer)인  
구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 8**

제 1 항에 있어서,  
상기 고정구는 하나 이상의 치아 또는 전체 치조궁(dental arch)을 스캔하도록 구성되는  
구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 9**

제 1 항에 있어서,  
상기 액추에이터는 모터이고, 상기 변환 장치는 상기 하나 이상의 스캐너를 장력하에 트랙을 따라 끌어 당기는  
구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 10**

제 1 항에 있어서,  
상기 제어 로직 프로세서는 상기 치아의 스캔으로부터 3D 이미지 데이터를 재구성하는  
구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 11**

제 1 항에 있어서,  
상기 변환 장치는 상기 곡선형 스캔 경로를 따라 두 방향으로 스캐너를 작동시키는  
구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 12**

제 1 항에 있어서,  
상기 스캐너는 마이크로-전자 기계 시스템 디바이스(micro-electromechanical systems device)를 포함하는  
구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 13**

제 1 항에 있어서,  
상기 스캐너는 회전 가능한 미러를 구동하는 모터를 포함하는  
구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 14**

제 1 항에 있어서,  
상기 스캐너는 그래디언트 인덱스 렌즈(gradient index lens)를 포함하는

구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 15**

구강 내 스캐닝 장치로서,

- a) 저간섭 광원과,
- b) 저간섭 광을 기준 경로 및 샘플 경로로 향하게 하고 상기 기준 경로 및 샘플 경로를 따라 복귀된 조합된 광으로부터의 간섭에 따라 이미지 데이터를 생성하는 간섭계와,
- c) 상기 샘플 경로에 광학적으로 결합된 고정구 - 상기 고정구는,
  - (i) 환자의 턱 사이에 고정하기 위해 특징지어진 치아가 맞물리는 부분(bite portion)과,
  - (ii) 스캐닝을 위한 곡선형 스캔 경로를 정의하는 트랙과,
  - (iii) 상기 곡선형 스캔 경로에 직교하는 방향으로 스캐닝하는 동안 상기 샘플 경로 광을 상기 치아의 다수의 측면으로 및 측면으로부터 향하게 하도록 구성된 복수의 스캐너를 포함하는 세트와,
  - (iv) 상기 곡선형 스캔 경로를 따라 상기 스캐너의 세트를 작동시키는 액추에이터 및 변환 장치를 포함함 - 와,
- d) 상기 고정구로부터 광 스캐닝 및 획득결과를 동기화하는 제어 로직 프로세서와,
- e) 획득된 스캔 데이터를 디스플레이하기 위해 상기 제어 로직 프로세서와 신호 통신하는 디스플레이를 포함하는

구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서,

상기 고정구는 단일 페이스에서 하나 또는 둘 모두의 치조궁을 스캔하는

구강 내 스캐닝 장치.

**청구항 17**

구강 내 스캐닝을 위한 방법으로서,

상기 방법은, 적어도 부분적으로 컴퓨터에 의해 실행되고,

- a) 저간섭 광원에 전원을 공급하는 단계와,
- b) 저간섭 광을 기준 경로 및 샘플 경로로 향하게 하고 상기 기준 경로 및 샘플 경로를 따라 복귀된 조합된 광으로부터의 간섭에 따라 이미지 데이터를 생성하는 단계와,
- c) 상기 샘플 경로에 고정구를 광학적으로 결합하는 단계 - 상기 고정구는,
  - (i) 환자의 치아 사이에서 고정하기 위해 특징지어진 치아가 맞물리는 부분과,
  - (ii) 스캐닝을 위한 곡선형 스캔 경로를 정의하는 트랙과,
  - (iii) 상기 샘플 경로의 광을 상기 치아로 및 상기 치아로부터 향하게 하도록 구성된 하나 이상의 스캐너와,
  - (iv) 상기 곡선형 스캔 경로를 따라 상기 하나 이상의 스캐너를 작동시키는 액추에이터 및 변환 장치를 포함함 - 와,
- d) 상기 고정구로부터 광 스캐닝 및 획득결과를 동기화하는 단계와,
- e) 상기 획득된 스캔 데이터를 디스플레이, 저장 또는 전송하는 단계를 포함하는

구강 내 스캐닝을 위한 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 개시내용은 일반적으로 구강 내 진단 이미징(intraoral diagnostic imaging)에 관한 것으로서, 특히 구강 내 스캐닝을 위한 장치 및 방법에 관한 것이다. 보다 구체적으로, 본 개시내용은 환자의 치아의 깊이-분해 3D 이미지(depth-resolved 3D image)를 생성하기 위한 스캐닝 장치 및 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 치아의 깊이-분해 이미징에 의해 제공되는 역량에 관한 관심이 증가하면서 광 간섭성 단층촬영(Optical Coherence Tomography)(OCT)을 사용하는 다양한 유형의 휴대용 스캐너가 개발되었다. OCT 스캐너를 사용하여, 치아 시술자는 치아의 표면 구조뿐만 아니라, 치아 구조 내에 있는 치아의 특징을 보여주는 깊이-분해 이미지 데이터를 획득할 수 있어, 질병을 진단하는데 도움을 주고, 치과 수술, 치열 교정(orthodontia) 및 치과 인상(dental impression)에 유용성을 제공할 수 있다. 또한, 깊은 충치와 같은 질병 조건이 검출될 수 있다.

[0003] 기존의 해결책이 갖고 있는 문제점 중에서 OCT 프로브의 정확하고 안정적인 위치 설정이 필요하다. 휴대용 OCT 디바이스를 사용하면, 치아 표면 위에서의 과정 동안 프로브의 제어를 유지하는 것이 매우 어려울 수 있다. 프로브의 움직임이 불충분하게 제어되면 불일치 또는 불완전한 깊이 데이터가 발생할 수 있어, 스캔 프로세스 동안 위치설정 부정확성 및 의도하지 않은 프로브 움직임을 보상하기 위해 상당한 프로세싱 자원을 필요로 한다. 한 번에 하나 또는 두 개를 초과하는 치아의 정확한 이미지를 얻는 것은 매우 어려울 수 있다. 수동 스캐너 방법을 사용할 때 각각의 치아로부터 정확한 이미지를 얻기 위해 환자의 전체 구강을 스캐닝하는 것은 불가능하다. 대신에, 개개의 치아가 개별적으로 스캔되어야 하고, 한 번에 몇 개의 이상의 치아를 특성화하기에 충분한 정보를 짜맞추기 위해 후속 디지털 이미지 프로세싱이 필요하다.

[0004] Berner 등의 WO 2015/144875 및 Pulido 등의 US 특허 제 8,989,567 호가 참조된다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0005] 따라서, 이러한 문제점을 극복하고 적절한 구강 내 표면 특성화를 위해 다수의 치아에 대해 정확한 깊이-분해 이미징 데이터를 제공하는 방법 및 장치가 필요하다.

[0006] 본 개시내용의 목적은 치아 및 다른 구강 내 구조의 정확한 특성화의 필요성을 다루는 것이다. 본 개시내용의 실시예는 스캐닝 및 후속적인 이미지 캡처를 자동화할 수 있는 기술을 사용하여 고도로 정교하고 고정적인 이미징 시스템을 사용하지 않고 전체 구강 이미징이 획득될 수 있다.

[0007] 이러한 목적은 단지 예시적인 예로서만 제시되며, 이러한 목적은 본 발명의 예시적인 하나 이상의 실시예일 수 있다. 본질적으로 달성되는 다른 바람직한 목적 및 이점은 관련 기술분야에서 통상의 기술자에게 생각나게 할 수 있거나 관련 기술분야에서 통상의 기술자에게 명백해질 수 있다. 본 발명은 첨부된 청구범위에 의해 정의된다.

[0008] 본 출원의 하나의 양태에 따르면, 구강 내 스캐닝 장치가 제공되며, 구강 내 스캐닝 장치는, a) 저간섭 광원, b) 저간섭 광을 기준 경로 및 샘플 경로로 향하게 하고 기준 경로 및 샘플 경로를 따라 복귀된 조합된 광으로부터의 간섭에 따라 이미지 데이터를 생성하는 간섭계, c) 샘플 경로에 광학적으로 결합된 고정구 - 고정구는 (i) 환자의 턱 사이에서 연장하도록 구성된 위치 설정부, (ii) 스캐닝을 위한 곡선형 스캔 경로를 정의하는 트랙, (iii) 샘플 경로의 광을 환자의 치아로 및 치아로부터 향하게 하도록 구성된 하나 이상의 스캐너, (iv) 곡선형 스캔 경로를 따라 하나 이상의 스캐너를 작동시키는 액추에이터 및 변환 장치를 포함함 -, d) 고정구로부터 광 스캐닝 및 획득결과를 동기화하는 제어 로직 프로세서, 및 e) 획득된 스캔 데이터를 디스플레이하기 위해 제어 로직 프로세서와 신호 통신하는 디스플레이를 포함할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0009] 본 발명의 전술한 및 다른 목적, 특징 및 이점은 첨부 도면에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시예의 다음과 같은 보다 상세한 설명으로부터 명백해 질 것이다. 도면의 구성요소는 반드시 서로에 대해 반드시 일정한 비율로 작성되지는 않는다.

도 1은 구강 내 이미징을 위한 깊이-분해 이미징 장치의 간략화된 개략도이다.

도 2는 본 개시내용의 실시예에 따른 마하-젠더 간섭계 시스템(Mach-Zehnder interferometer system)을 이용하는 스융 소스 OCT(swept-source OCT)(SS-OCT) 장치를 도시한다.

도 3은 본 개시내용의 실시예에 따른 마이켈슨 간섭계 시스템(Michelson interferometer system)을 이용하는 스융 소스 OCT(SS-OCT) 장치를 도시한다.

도 4는 본 개시내용의 OCT 장치를 사용하여 구강 내 특징의 단층 이미지를 형성할 때 A-스캔, B-스캔 및 C-스캔이 어떻게 관련하는지를 도시하는 개략도이다.

도 5는 광원이 하나의 말단부로부터 단일 모드 광학 섬유에 결합되어 있는, 구강 내 OCT 이미징을 위한 구성요소를 갖는 광대역 광원의 사용을 도시하는 개략도이다.

도 6은 깊이-분해 구강 내 이미징 장치의 구성요소를 도시하는 개략도이다.

도 7은 깊이-분해 이미징 장치의 구성요소를 도시하는 개략도이다.

도 8은 본 개시내용의 실시예에 따라, 환자의 구강을 스캔하도록 위치될 때의 구강 내 고정구를 도시하는 측면도이다.

도 9a 및 도 9b는 각각 구강 내 고정구 내 스캔 구성요소의 단면도 및 횡단면 사시도이다.

도 9c는 본 개시내용의 실시예에 따른 구강 내 고정구용 스캐너의 구성요소를 도시하는 개략적인 측면도이다.

도 9d는 본 개시내용의 대안적인 실시예에 따른 구강 내 고정구용 스캐너의 구성요소를 도시하는 개략적인 측면도이다.

도 10a는 기준을 위한 3D 직교 좌표 맵핑과 함께, 래스터 스캔의 세부 사항을 상면도로 도시하는 개략도이다.

도 10b는 래스터 스캔의 일부의 상면도를 도시하는 개략도이다.

도 10c는 도 10b에 제공된 스캔을 보완하는 래스터 스캔의 다른 부분의 상면도를 도시하는 개략도이다.

도 11은 본 개시내용의 실시예에 따른 스캐닝 시퀀스를 도시하는 로직 흐름도이다.

도 12a는 푸리에 변환에 의해 처리되어 OCT 이미지를 형성하는데 사용되는 깊이-분해 신호를 얻기 위한 연속 A-스캔의 소량 세트를 도시한다.

도 12b는 깊이-분해 스캔 데이터로부터 형성된 재구성된 이미지를 도시한다.

도 13a는 본 개시내용의 구강 내 시스템을 사용하여 획득한 3D 표면 윤곽 이미지를 도시한다.

도 13b는 본 개시내용의 구강 내 시스템을 사용하여 생성된 3D 이미지를 나타낸다.

도 13c는 본 개시내용의 구강 내 시스템을 사용하여 획득될 수 있는 전형적인 인페이스 섹션(enface section)을 도시한다.

도 13d는 구강 내 이미징 장치에 의해 획득된 치아의 깊이 절편(depth sectioning) 이미지를 도시한다.

### **발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0010] 다음은 동일한 참조 부호가 여러 도면 각각에서 구조의 동일한 요소를 식별하는 도면을 참조하는 예시적인 방법 및/또는 장치 실시예의 설명이다.

[0011] 본 개시내용의 맥락에서 "제 1", "제 2" 등의 용어가 사용되는 경우, 이들 용어는 반드시 임의의 서수, 순서 또는 우선순위 관계를 의미하지는 않지만, 달리 명시되지 않는 한, 단순히 하나의 단계, 요소, 또는 요소의 집합을 다른 것들과 보다 명료하게 구별하기 위해 사용된다.

[0012] 본 명세서에 사용된 바와 같이, "전원을 공급할 수 있는(energizable)"이라는 용어는 전력을 수신할 때, 그리고, 임의로, 인에이블링 신호를 수신할 때 지시된 기능을 수행하는 디바이스 또는 구성요소의 세트와 관련이 있다.

[0013] 본 개시내용의 맥락에서, "광학계(optics)"라는 용어는 일반적으로 광 빔을 형상화하고 방향 전환을 위해 사용되는 렌즈 및 그 밖의 굴절, 회절 및 반사 구성요소 또는 조리개(aperture)를 지칭하는 것으로 사용된다. 이러한 유형의 개별 구성 요소를 광학계라 지칭한다.

- [0014] 본 개시내용의 맥락에서, "관찰자", "조작자" 및 "사용자"라는 용어는 동등한 것으로 간주되고, 카메라 또는 스캐너를 조작할 수 있고, 디스플레이 모니터상에서 치과 이미지와 같은 이미지를 관찰 및 조작할 수도 있는 대면 시술자, 기술자 또는 다른 사람을 지칭한다. "조작자 명령어" 또는 "관찰자 명령어"는 카메라 또는 스캐너상의 버튼을 클릭하거나 또는 컴퓨터 마우스를 사용하거나, 또는 터치 스크린 또는 키보드 입력에 의해, 관찰자에 의해 입력된 명시적인 커맨드로부터 얻어진다. "대상"이라는 용어는 관찰되는 환자의 치아 또는 다른 부분을 지칭하며, 광학 용어로는 대응하는 이미징 시스템의 "객체"와 동등한 것으로 간주될 수 있다.
- [0015] 본 개시내용의 맥락에서, "신호 통신"이라는 문구는 두 개 이상의 디바이스 및/또는 구성요소가 어떤 유형의 신호 경로를 통해 이동하는 신호를 통해 서로 통신할 수 있다는 것을 나타낸다. 신호 통신은 유선 또는 무선일 수 있다. 신호는 통신, 전력, 데이터 또는 에너지 신호일 수 있다. 신호 경로는 제 1 디바이스 및/또는 구성요소와 제 2 디바이스 및/또는 구성요소 사이의 물리적, 전기적, 자기적, 전자기적, 광학적, 유선 및/또는 무선 연결을 포함할 수 있다. 신호 경로는 또한 제 1 디바이스 및/또는 구성요소와 제 2 디바이스 및/또는 구성요소 사이의 추가적인 디바이스 및/또는 구성요소를 포함할 수 있다.
- [0016] 본 개시내용의 맥락에서, "카메라"라는 용어는 치아 및 지지 구조의 표면으로부터 반사되는 구조화된 광(structured light)과 같은 반사되는 가시광 또는 근적외선(near-infrared)(NIR) 광으로부터 반사율, 2D 디지털 이미지를 획득할 수 있는 디바이스와 관련이 있다.
- [0017] 본 개시내용의 맥락에서, "기계적으로 결합된(mechanically coupled)"이라는 설명 문구는 하나의 구성요소의 배치가 이 구성요소가 결합된 구성요소의 공간적 배치에 영향을 미치도록, 두 개 이상의 구성요소 간에 기계적 연관, 연결, 관계 또는 링크를 나타내기 위한 것이다. 기계적 결합을 위해, 두 개의 구성요소는 직접 접촉할 필요는 없지만, 하나 이상의 중간 구성요소를 통해 링크될 수 있다. "광학적으로 결합된"이라는 문구는 대응하는 광학 구성요소가 그들 사이에 광학 신호를 통과시키도록 적합하게 배치되는 것을 나타낸다.
- [0018] 본 출원의 특정 예시적인 방법 및/또는 장치 실시예는 치아의 표면, 잇몸 조직 및 다른 구강 내 특징을 특성화하는 신호를 얻기 위한 깊이-분해 볼륨 이미징을 제공할 수 있다.
- [0019] 이미징 장치
- [0020] 도 1은 구강 내 이미징을 위한 깊이-분해 이미징 장치(300)의 간략화된 개략도를 도시한다. 중앙 프로세싱 유닛(central processing unit)(CPU)(70) 및 신호 생성 로직(74) 및 연관된 지지 회로의 제어하에, 프로브(46)는 여기 신호를 도 1 내지 도 3 및 후속 도면에서 샘플(T)로 도시된 치아 또는 다른 구강 내 특징으로 향하게 한다. 프로브(46)는 휴대용일 수 있거나, 구강 내부에 맞물려 있거나, 그렇지 않으면 일시적으로 제자리에 고정될 수 있다. 프로브(46)는 치아로부터 나오는 반사 및 산란된 신호와 같은 깊이-분해 응답 신호를 획득하며, 응답 신호는 샘플링된 조직(예를 들어, 치아, 치은)에 대한 깊이-분해 구조 정보를 인코딩한다. 응답 신호는 인코딩된 정보를 추출 및 사용하기 위한 회로 및 지원 로직을 제공하는 검출기(60)에 전달된다. 그 다음에 CPU(70)는 깊이-분해 응답 신호에 따라 치아 표면 또는 관련된 특징의 표면의 3D 또는 볼륨 이미지의 재구성을 수행한다. CPU(70)는 개선된 3D 표면 계산을 위해 샘플링된 조직의 부분을 식별하기 위한 영역분할 프로세싱(segmentation processing)과 같은 다른 유형의 프로세싱을 수행할 수도 있다. 그런 다음 디스플레이(72)는 재구성된 볼륨 이미지의 개별 슬라이스를 보여주는 것과 같이 3D 표면 이미지 콘텐츠를 렌더링할 수 있게 한다. 계산된 표면 데이터 또는 표면 데이터의 전부 또는 일부만을 보여주는 이미지의 저장 및 전송은 필요에 따라 수행될 수도 있다.
- [0021] 도 2 및 도 3의 간략화된 개략도는 각각 본 개시내용의 실시예에 따른 프로그램 가능 필터(110)를 사용하는 스윙-소스 OCT(SS-OCT) 장치(100)를 도시한다. 각각의 경우에, 프로그램 가능한 필터(110)는 조명원을 제공하는 동조된 레이저(50)의 일부로서 사용된다. 구강 내 OCT의 경우, 예를 들어, 레이저(50)는 약 400 내지 1600 nm 사이의 파장에 대응하는 주파수 범위(파상수(k))에 걸쳐 동조될 수 있다. 본 개시내용의 실시예에 따라, 약 830 nm를 중심으로 35 nm 대역폭의 동조 가능한 범위가 구강 내 OCT에 사용될 수 있다.
- [0022] 도 2 실시예에서, 스윙 소스 OCT(SS-OCT) 스캐닝을 위한 마하-젠더 간섭계 시스템이 도시된다. 도 3은 대안적인 마이켈슨 간섭계 시스템의 구성요소를 도시한다. 이들 실시예에서, 프로그램 가능 필터(110)는 레이저 캐비티의 일부를 제공하여 동조된 레이저(50)의 출력을 생성한다. 가변 레이저(50)의 출력은 커플러(38)를 통해 샘플 아암(40) 및 기준 아암(42)으로 진행한다. 도 2에서, 샘플 아암(40)의 신호(예를 들어, 신호(T))는 샘플 조직(예를 들어, 치아, 치열)의 측정을 위해 서큘레이터(44)를 통해 프로브(46)로 진행된다. 샘플링된 깊이-분해 신호는 반대로 서큘레이터(44)(도 2)를 통해 그리고 커플러(58)를 통해 검출기(60)로 향한다. 도 3에서, 신호

(T)는 샘플 아암(40) 및 기준 아암(42)으로 직접 진행하고; 샘플링된 신호는 반대로 커플러(38)를 통해 검출기(60)로 향한다. 검출기(60)는 공통 모드 노이즈를 제거하도록 구성된 한 쌍의 평형 광검출기(balanced photodetector)를 사용할 수 있다. 제어 로직 프로세서(제어 프로세싱 유닛(CPU))(70)은 동조된 레이저(50) 및 그의 프로그램 가능 필터(110)와 그리고 검출기(60)와 신호 통신하며, 검출기(60)로부터의 출력을 획득하여 처리한다. 도 1에 또한 도시된 바와 같이, CPU(70)는 명령어 입력 및 다양한 각도 및 섹션 또는 슬라이스로부터의 3D 이미지 콘텐츠의 렌더링과 같은 OCT 결과 디스플레이를 위해 디스플레이(72)와 신호 통신한다. 그러나, 통상의 추가적인 조작자/커맨드 입력 디바이스는 예시적인 깊이-분해 이미징 장치(300) 또는 예시적인 장치(100)와 함께 사용될 수 있다.

[0023] 도 4의 개략도는 본 개시내용의 OCT 장치를 사용하여 구강 내 특징의 단층 이미지를 형성하기 위해 사용될 수 있는 스캔 시퀀스를 도시한다. 도 4에 도시된 시퀀스는 단일 B-스캔 이미지가 어떻게 생성되는지를 요약한다. 래스터 스캐너는 샘플 치아 위의 조명으로서 선택된 광 시퀀스를 지점별로(point by point) 스캔한다. 도 4에 도시된 바와 같은 주기적인 구동 신호(92)는 래스터 스캐너 미러를 구동하여 수평 방향으로 연장하는 불연속 지점(82)으로 도시된 샘플의 각각의 로우(row)를 가로 질러 연장하는 측면 스캔 또는 B-스캔을 제어하는데 사용된다. B-스캔의 라인 또는 로우를 따른 복수의 지점(82)의 각각에서, 선택된 파장 대역의 연속 부분을 사용하여 z-축 방향으로 데이터를 획득하는 A-스캔 또는 깊이 스캔이 생성된다. 도 4는 파장 대역 전체에 걸쳐 레이저를 대응적으로 동조시킴으로써, 래스터 스캐너를 사용하여 간단한 오름차 시퀀스(straightforward ascending sequence)를 생성하기 위한 구동 신호(92)를 도시한다. 구동 신호(92)의 일부인 레트로-스캔 신호(retro-scan signal)(93)는 단순히 스캔 미러를 다음 라인을 위한 시작 위치로 다시 복귀시키며; 레트로-스캔 신호(93) 동안 어떠한 데이터도 획득되지 않는다.

[0024] B-스캔 구동 신호(92)는 OCT 프로브(46)(도 2 및 도 3)의 래스터 스캐너를 위한, 갈보 미러(galvo mirror) 또는 마이크로전자 기계 미러(microelectro-mechanical mirror)와 같은 작동 가능한 스캐닝 메커니즘을 구동한다는 것을 알아야 한다. 각각의 증분 스캐너 위치(incremental scanner position)에서, 즉, B-스캔의 로우를 따른 각각의 지점(82)에서, A-스캔은 ID 데이터의 유형으로서 획득되어, 치아 내로 연장되는 단일 라인을 따른 깊이-분해 데이터를 제공한다. A-스캔 데이터를 스펙트럼 OCT로 획득하기 위해, 동조된 레이저 또는 다른 프로그램 가능한 광원은 스펙트럼 시퀀스를 통해 스위프(sweep)한다. 따라서, 프로그램 가능한 필터가 광원으로 하여금 30 nm의 파장 범위의 전체를 스위프하게 하는 실시예에서, 조명을 생성하기 위한 이러한 시퀀스는 B-스캔 경로를 따른 각각의 지점(82)에서 수행된다. 도 4에 도시된 바와 같이, A-스캔 획득 결과의 세트가 각각의 지점(82)에서, 즉, 스캐닝 미러의 각각의 위치에서 획득된다. 예로서, 각각의 위치(82)에서 A-스캔을 생성하기 위한 2048 개의 측정이 있을 수 있다.

[0025] 도 4는 각각의 A-스캔 동안 획득된 정보를 개략적으로 도시한다. 제거된 DC 신호 콘텐츠와 함께 도시된 간섭 신호(88)는 각각의 지점(82) 마다 시간 간격에 걸쳐 획득되며, 여기서 신호는 (스윕된 소스의 파장과 일대일 대응관계를 갖는) 스위프에 필요한 시간 간격의 함수이며, 획득된 신호는 간섭계(도 2 및 도 3)의 기준 아암과 피드백(또는 샘플) 아암으로부터의 광을 조합함으로써 생성된 스펙트럼 간섭 프린지(spectral interference fringe)를 나타낸다. 푸리에 변환에 의해 각각의 A-스캔마다 변환(TF)이 생성된다. A-스캔에 대응하는 하나의 변환 신호는 도 4에 예로서 도시되어 있다.

[0026] 위의 설명으로부터, 상당한 양의 데이터가 단일 B-스캔 시퀀스를 통해 획득된다는 것을 인식할 수 있다. 이러한 데이터를 효율적으로 처리하기 위해, 고속 푸리에 변환(Fast-Fourier Transform)(FFT)이 사용되어, 스펙트럼-기반 신호 데이터를 이미지 콘텐츠가 보다 쉽게 생성될 수 있는 대응하는 공간-기반 데이터로 변환한다.

[0027] 푸리에 도메인 OCT에서, A 스캔은 깊이 분석된 OCT 신호의 (z-축) 라인을 생성하는 하나의 라인의 스펙트럼 획득결과에 대응한다. B-스캔 데이터는 대응하는 스캔된 라인을 따라 로우(R)로서 2D OCT 이미지를 생성한다. 래스터 스캐닝은 래스터 스캐너 획득결과를 C-스캔 방향으로 증분함으로써 다수의 B-스캔 데이터를 획득하는 데 사용된다.

[0028] 본 개시내용의 실시예는 예를 들어, 초발광 다이오드(super-luminescent diode)(SDL)와 같은 저간섭 광원을, 다수의 치아의 제어된 연속 스캐닝에 적합한 구강 내 고정구 및 스캔 패턴과 함께 사용한다. 스캔 패턴은 깊이-분해 OCT 이미징으로 치아 구조를 정확하게 특성화하기 위한 자동화된 이미지 캡처 및 프로세싱을 용이하게 하는데 특히 적합하다.

[0029] 도 5의 개략도는 본 개시내용의 실시예에 따라, 광대역 광원(20)이 구강 내 OCT 이미징을 위해 하나의 말단부로부터 2x2 단일 모드 광학 섬유에 결합되어 사용되는 것을 도시한다. 광대역 광원 도 2 및 도 3을 참조하여 개

요된 기본 패턴에 따라 기준 광 및 샘플 광으로 (예를 들어, 샘플(T)로) 분할된다. 샘플 아암(40)으로부터 출력된 샘플 광은 시준된 다음 MEMS 스캐너, 갈보 스캐너 또는 다른 스캐너 장치와 같은 스캔 미러(24)에 의해 조정된다. 이러한 스캐닝된 광은 샘플(S)의 표면 위 및 아래의 조직에 포커싱되고 그 조직에 의해 산란된다. 샘플(S)로부터 후방 산란된 광은 공통 광학 스캔 경로를 통해 샘플 아암 섬유에 결합된다. 기준 광은 기준 미러(26)로부터 역-반사된다. 기준 아암(42)으로부터의 기준 광은 2x2 섬유 커플러(38)에서 후방 산란된 샘플 광과 간섭한다. 간섭 광은 검출기(30)로서 도시된 맞춤형 분광기로 전달된다. 한 라인의 스펙트럼이 획득되고, 처리되고, 샘플(S)의 각각의 스캔 지점에 대응하는 한 라인의 깊이 분석된 신호로 변환된다.

[0030] 스캔 미러(24)는 래스터 스캔을 비교적 느린 속도, 예를 들어 25 fps(초당 프레임)로 ID 샘플(S)로 향하게 한다. 구강 내 이미징을 위해, 스캔 폭은 각각의 스캔 라인마다 10 mm 내지 15 mm일 수 있다. ID 간섭 스펙트럼은 ID 스캔 라인의 각각의 스캔 지점마다 동기적으로 획득된다. 예를 들어, 25 fps를 유지하기 위한 공칭 25k 라인/초의 획득 속도에서 1000 라인의 스펙트럼이 획득된다. 이것은 10  $\mu$ m 내지 15  $\mu$ m 범위의 스캐닝된 디지털 해상도를 제공한다. 측면 광학 해상도(lateral optical resolution)는 포커싱된 스캔 웨이스트(focused scan waist)에 의해 결정된다. 깊이 해상도는 광원(20)의 대역폭에 반비례한다. 따라서, 광원(20)으로부터의 광 빔이 넓을수록, 깊이 해상도는 높아진다. 예로서, 중심 파장이 800 nm 이고 50 nm 대역폭 광원(20)의 경우, 깊이 해상도는 5.6  $\mu$ m일 수 있다.

[0031] 도 5의 설명을 계속하면, 스캐닝 구성요소의 위치 설정을 개선하기 위해 환자의 구강 내에서 조명을 제공하는데 도움을 주기 위한 안내 광원(138)이 제공될 수 있다.

[0032] 도 6은 깊이-분해 이미징 장치(200)의 구성요소를 도시하는 개략도이다. 이미징 엔진(52)에서, 광원(20)은 2x2 섬유 커플러(38)를 통해 광을 발생하고, 2x2 섬유 커플러(38)는 구강 내 고정구(62)에 광학적으로 결합된 기준 아암(28) 및 샘플 아암(40)으로 광을 향하게 한다. 그런 다음 고정구(62)로부터의 변조된 광은 반대로 커플러(38)에 의해 간섭계 장치인 검출기(60)로 전달된다. 그 다음에 예를 들어 컴퓨터 또는 전용 제어 로직 프로세서와 같은 프로세서(80)는 장치(200)의 기능을 위한 제어 및 동작 로직을 제공한다. 디스플레이(34)는 이미징 결과의 디스플레이를 위해 프로세서(80)와 신호 통신한다.

[0033] 도 7의 개략도는 사용 중이 아닐 때 디바이스의 안착을 위해 사용될 수 있는 홀더(64)를 갖는 구강 내 고정구(62)를 갖춘 깊이 분석 이미징 장치(200)의 구성요소를 도시한다. 홀더(64)는 구강 내 고정 장치(62)가 사용 중이 아닐 때 전력 및/또는 보호를 제공할 수 있다. 조작자 제어 스위치(48)와 같은 제어 스위치는, 후속하여 보다 상세히 설명되는 바와 같이, 스캔 시퀀스의 개시 또는 일시 정지를 위해 제공될 수 있다. 도 7에 도시된 예시적인 실시예에서, 이미징 엔진(52)은 이미징 장치(200)의 기능을 제어하기 위한 통합된 프로세서(도시되지 않음)를 포함한다. 이미징 엔진(52)은 예를 들어, 도 6에 도시된 임의의 또는 모든 구성요소를 포함할 수 있다. 이미징 엔진(52)은 케이블(68)을 통해 구강 내 고정구(62)에 연결되며, 케이블(68)은 전기 신호 및 전력 용 배선 및 샘플 아암 광섬유(40)를 포함할 수 있다.

[0034] 도 8은 본 개시내용의 실시예에 따라, 환자(36)의 구강 내의 치아를 스캐닝하기 위해 배치되는 구강 내 고정구(62)를 도시하는 측면도이다. 환자(36)는 디바이스상에서 치아가 마주 물려 고정구(62)를 제 위치에 맞잡아, 스캔 중에 턱 내에 고정된 채로 고정구(62)를 유지한다. 제어 스위치(48)는 환자가 기술자 또는 시술자의 지원 없이 자체-스캐닝을 위한 스캔 시퀀스를 개시할 수 있게 한다. 임의적인 카메라(94)는 스캔 영역 중의 적어도 일부를 보여주는 프리뷰 이미지를 제공하기 위해 고정구(62) 내에 장착된다. 본 개시내용의 실시예에 따르면, 프리뷰 카메라(94)는 디스플레이(34)(도 6) 상에 고정구(62)의 위치를 나타내는 반사 이미지를 디스플레이한다. 이미지는 예를 들어, 두 개 이상의 색상(다색) 또는 단색일 수 있다. 이러한 디스플레이는 관찰자 또는 다른 기술자 또는 시술자가 고정구(62)의 추가 조정 또는 재위치 설정이 후속 OCT 스캐닝에 유용할 지를 결정할 수 있게 한다. 이러한 특징은 하나 이상의 치아가 스캐닝되는 경우와 같이 치조궁(dental arch)의 부분적인 서브 세트를 스캐닝하기 위해 고정구(62)를 위치시키는 것이 유용한 경우에 특히 유용할 수 있다.

[0035] 본 개시내용의 실시예에 따르면, 고정구(62)는 스캐닝 방향이 있으므로, 스캐닝 장치는 상부 또는 하부의 치조 궁과 마주하도록 위치될 수 있다. 이러한 구성은 환자의 치열의 각각의 절반을 개별적으로 스캐닝하기 위해 고정구(62)가 반전될 수 있게 한다.

[0036] 고정구(62)는 대안적으로 환자에게 적합한 트랙을 따라 스캐너(130)를 작동시키기 위한 외부 모터가 있는 내부 트랙을 가질 수 있다. 서로 다른 아치의 치조궁에 맞게 조정하는 것이 또한 제공될 수 있다.

[0037] 도 9a 및 도 9b는 각각 구강 내 고정구(62)의 다양한 실시예의 스캐너 구성요소의 단면 및 단면 사시도를 도시

한다. 하나 이상의 스캐너(130)는 치아(122, 124) 및 관련된 구강 내 특징에 대한 OCT 광 패턴의 B-스캔 조사(B-scan irradiation)를 수행하기 위하여 고정구(62) 내의 트랙(132)을 따라 각기 안내된다. 트랙(132)은 곡선 경로를 따라 스캐너(들)를 안내하기 위한 임의의 적합한 배열을 가질 수 있다.

[0038] 예를 들면, 도 9a에 도시된 실시예에서는 또는 다섯 개의 스캐너의 무리(bank) 또는 세트가 제공된다. 스캐너는 노출되거나 투명한 덮개 뒤에 있을 수 있다. 스캐너(130)의 전체 세트는 채널(134) 내의 트랙(132)을 따라 촉구되어, x-스캔(C-스캔) 이동을 제공하기 위해 곡선형 트랙(132)에 대해 직각으로 스캔한다. 스캐너(130a 및 130b)는 치아의 설측 표면(lingual surfaces)을 스캔하며, 스캐너(130d 및 130e)는 구강 표면(buccal surface)을 스캔한다. 하나 이상의 스캐너(130c)는 치아의 씹는 표면(chewing surface)의 중앙 부분을 스캔한다. 일반적으로, 인접한 표면의 스캔된 영역은 약간씩 중첩된다. 스캐너(130a, 130b, 130d, 및 130e)가 충분한 시야를 갖는다면, 추가의 스캐너(130c)를 필요로 하지 않고, 스캔된 영역을 조합하여 교합 표면(occlusal surface)을 완전히 커버할 수 있다. 동일한 트랙(132)을 사용하여 또는 다중 트랙을 사용하여, 상악(maxillary) 및 하악(mandibular) 치아 구조를 스캔하기 위해 별도의 스캐너가 제공될 수 있다. 예를 들어, 도 9a의 무리를 이루는 배열을 이용하면, 상악궁 및 하악궁은 둘 모두 단일 패스로 스캔될 수 있다. 스캐너(130)는 스캐닝이 트랙(132)을 따라 진행됨에 따라 스캔 경로 곡률을 따르도록 굽어질 수 있는 광섬유를 통해 샘플 아암(40)(도 5 및 도 6)에 각각 광학적으로 결합된다. 액추에이터와의 기계적 커플링은 트랙(132)을 따라 필요한 이동을 제공한다. 다수의 스캐너(130)로부터의 개개의 신호는 검출기(60)에 의해 시간-다중화 방식으로 검출될 수 있다.

[0039] 도 9b는 트랙(132)의 하나의 섹션을 따라 한 번에 스캔할 수 있는 단일 스캐너(130)를 도시한다. 스캐너(130)의 다중 패스는 상이한 치아 표면의 깊이-분해 특성화에 사용될 수 있다.

[0040] 다양한 유형의 스캐너(130)의 디자인이 사용될 수 있다. 도 9c는 본 개시내용의 실시예에 따른 구강 내 고정구용 스캐너(130)의 구성요소를 도시하는 개략적인 측면도이다. 여기서, 스캐너(130)는 싱글-모드 섬유(22)로부터의 스캐닝 광 에너지를 편향시키기 위한 신속하게 이동 가능한 반사 표면을 제공하는 마이크로-전자 기계 시스템(micro-electromechanical systems)(MEMS) 디바이스(96)를 사용하여, 한 방향으로 치아 또는 기타 대상의 해부학적 구조(anatomy)를 향해 조명하고, 다른 방향으로 분석을 위해 반대로 간섭계 또는 다른 검출기로 피드백하는 B-스캔을 제공한다. 작은 그라디언트 인덱스 렌즈(gradient index lens) 또는 GRIN 렌즈(98) 또는 다른 유형의 광학계가 스캐너 에너지에 맞게 광 경로를 조절하기 위해 사용된다. 섬유(22)로 및 섬유(22)로부터 렌즈(98)로의 광의 광학적 커플링은 예를 들어, 스페이서(160)를 통해 또는 광학 접착제를 사용하여 이루어질 수 있다.

[0041] 도 9d는 본 개시내용의 대안적인 실시예에 따른 구강 내 고정구용 스캐너(130)의 구성요소를 도시한 개략적인 측면도이다. GRIN 렌즈(98) 및 커플링 구성요소는 도 9c의 구성요소와 유사하다. 스캐너 조명은 B-스캔을 수행하기 위해 반사 표면(164)을 구동하는 모터(162)를 사용하여 편향시킴으로써 제공된다.

[0042] 도 10a, 도 10b 및 도 10c를 참조하면, 스캐너(130)의 각각의 배열은 트랙(132)을 따라 하나 이상의 스캔 경로를 제공한다. 트랙(132)은 턱 내의 치아(32)의 곡선형 배열을 따라 가도록 굽어져 있다. 도 9a에 도시된 고정구(62)의 배열은 도 10a에 도시된 바와 같은 단일-패스 스캐닝 배열을 가능하게 하는 다수의 스캐너를 제공하여, 상악궁 및 하악궁 둘 모두에 대해 깊이-분해 이미지를 제공할 수 있다.

[0043] 도 10b 및 도 10c의 스캔 경로는 단일 스캐너(130)가 도 9b에 도시된 바와 같이 고정구(62) 내에 제공되는 경우에 사용될 수 있다. 스캐너는 그의 시야가 매끄러운 표면 및 날카로운 표면을 둘 모두 커버할 수 있도록 방향이 설정될 수 있다. 첫 번째 패스에서, 구강 표면 및 교합 표면이 스캔될 수 있다. 그 다음, 스캐너(130)를 (예를 들어, 수동으로 또는 스텝퍼 모터를 사용하여) 방향을 뒤집은 다음 경로(132)를 따라 반대 방향으로 작동시킴으로써, 설측 표면 및 교합 표면이 스캔될 수 있다.

[0044] 본 개시내용의 대안적인 실시예에 따르면, 고정구(62)는 한 번에 상악궁만 또는 하악궁만을 스캔하도록 구성된다. 도 8을 참조하면, 환자는 고정구(62)를 제 1 방향으로 하여 도 10a 내지 도 10c에 도시된 적당한 스캔을 수행함으로써, 상악궁을 스캔한다. 그런 다음, 환자는 후속 스캔에서 하악궁을 스캔하도록 고정구(62)의 방향을 반전시킨다.

[0045] 도 10a 내지 도 10c의 스캔 배열을 사용하여, 각각의 B 스캔은 도시된 좌표 지정을 사용하여 y-z 평면에서 2D 깊이 섹션을 생성한다. B 스캔 배향은 스캔 경로와, 도 10b 및 도 10c를 사용하는 시퀀스에 대해 리턴 경로를 갖는 축(y)에 관련된다. 도 10a 내지 도 10c의 평면도의 페이지 쪽으로, 그리고 좌측에서 확대된 측면도에서 아래쪽의 축(z)은 깊이 방향이다. 3 차원 x 스캔은 스캐너 장치(120)를 트랙(132)의 곡선형 경로를 따라

작동시킴으로써 구현된다. 액추에이터(140)는 스캐닝 장치(120)를 곡선형 경로를 따라 전방으로 작동시킨다. 치아는 하부의 구강의 통상적인 치아 번호매김과 대응하도록 1에서 16까지 번호가 매겨진다. 치아의 완전한 3D 이미지는 도시된 바와 같이 x 방향으로 곡선 경로를 따라 획득된 2D 이미지를 함께 스티칭함으로써 형성될 수 있다.

[0046] 모터, 전자 기계적 메커니즘 또는 다른 디바이스와 같은 다수의 유형의 통상적인 드라이브 중 임의의 드라이브가 트랙(132)을 따라 미리 규정된 변환(예를 들어, 선형 또는 비선형 변환)을 제공하기 위해 스캐너(130)에 기계적으로 결합되는 액추에이터(140)로서 사용될 수 있다. 본 개시내용의 실시예에 따르면, 액추에이터(140)는 코드 또는 스트링을 사용하여 트랙(132)을 따라 스캐너(들)(130)를 작동시키는 모터일 수 있다. 곡선 트랙(132)을 따라 스캐너(들)(130)의 C-스캔 또는 x-축 이동을 제공하기 위해 폴리 메커니즘이 제공될 수 있다.

[0047] 도 7 내지 도 10c의 예시적인 실시예는 일단 예컨대 환자에 의해 치아가 마주 물려 제 위치에 고정 및 유지되면, 다수의 치아, 전체 상악궁 또는 하악궁을 스캔하거나, 또는 도 10a의 적절한 고정구(62)의 설계가 제공되면, 심지어 환자의 상부 치아 전부 또는 하부 치아 전부를 한 번에 스캔하는데 사용될 수 있는 고정구(62)를 제공한다. 이전에 언급한 바와 같이, 전체 구강을 스캔하기 위해, 환자는 먼저 하부 치아를 스캔하기 위해 치아가 맞물리는 부분(66)을 삽입할 수 있고, 그런 다음, 상부 치아를 스캔하기 위해 고정구(62)의 수직 방향을 반전시킬 수 있다. 대안적으로, 상악궁이 먼저 스캔될 수 있고, 뒤를 이어 하악궁이 스캔될 수 있다. 또한, 디바이스는 프로세서 또는 컴퓨터의 커맨드를 사용하여, 시술자에 의해 요구되는 바와 같이 전체 치조궁의 일부 분만 또는 선택된 부분만을 스캔하도록 제어될 수 있다.

[0048] 본 개시내용의 실시예에 따르면, 안면, 교합 및 설측 스캔을 포함하는 치아 세트에 대해, 각각의 스캔은 30 μm의 x, y 스캔 해상도, 25k 라인/s의 획득 속도의 500 라인/B스캔으로 약 93s 소요되는데, 이는 약 14 cm의 평균 성인 치아 길이를 사용하여 계산된 것이다. y 스캔 길이는 10 내지 15 mm 범위이다. 세 번의 패스가 사용되면, 이들 값을 사용하는 전체 하악궁 스캔은 약 180 초 = 3 분이 소요된다.

[0049] 상이한 크기의 고정구(62)가 상이한 입의 크기의 환자에게 사용될 수 있어, 상이한 체구를 갖는 환자에게 적합한 스캔 배열이 가능하다는 것을 알아야 한다. 대안적으로, 예를 들어 고정구를 특정 환자의 아치 형상에 맞추기 위하여, 힌지형 배열을 사용하여 조정 가능한 고정구가 제공될 수 있다. 제어 소프트웨어는 스캔을 비선형, 곡선형 또는 아치형 스캔 경로의 제한된 부분으로 제한하도록 프로그램될 수 있다. 예시적인 고정구(62)의 부가적인 특징은 고정구(62)를 환자의 치아 또는 아치에 대해 용이하게 위치 설정하는데 사용될 수 있다. 일부 예시적인 실시예에서, 고정구(62)는 깊이 분석 이미지를 스캐닝을 위해 환자의 상부 또는 하부 턱에 제거 가능하게 고정되거나 또는 환자의 상부 또는 하부 턱에 위치될 수 있으므로, 환자는 스캔 중에 고정구(62) 상에서 치아가 마주 물리게 할 필요가 없다. 하나의 예시적인 실시예에서, 고정구(62)는 상부 또는 하부 턱의 내부 또는 외부의 다수의 (예를 들어, 대향하는) 측면에 대고 미는 장력 또는 탄성 특성에 의해 제 위치에 유지될 수 있다. 하나의 예시적인 실시예에서, 고정구(62)는 스캔되지 않는 치아, 턱 또는 치열의 부분에 의해 제 위치에 유지될 수 있다.

[0050] 스캐닝 시퀀스

[0051] 도 11은 본 개시내용의 실시예에 따른 스캐닝 시퀀스를 도시하는 로직 흐름도이다. 셋업 단계(S100)에서, 환자, 기술자 또는 시술자는 환자의 입안으로 구강 내 스캐닝 고정구(62)를 삽입한다. 환자는 고정구(62)를 제 위치에 유지하기 위해 치아를 마주 물 수 있다. 개시 단계(S110)에서, 환자 또는 기술자/시술자는 스캐닝을 위해 고정구(62)에 전원을 공급할 수 있다. 고정구(62)의 스캐너 구성요소는 스캔의 시작 위치로 재설정될 수 있다. 스캐닝 단계(S120)에서, 스캔이 수행되고, 스캐너가 주행함에 따라, 도 10을 참조하여 이전에 도시된 것처럼, B-스캔 패턴 스캐닝은 스캐너 미러를 트랙(132)을 따라 이동시킨다. 데이터 획득 단계(S130)에서, 구강 내 고정구(62)로부터의 스펙트럼 이미지 데이터가 획득되어 프로세서(60)(도 6)에 전송된다. 그 다음 디스플레이 단계(S140)는 최근에 획득된 깊이-분해 치아 이미지로부터 스캔된 표면 데이터가 획득되고 전처리됨에 따라 이를 디스플레이 한다. 결정 단계(S150)에서, 시스템 로직은 고정구에 의한 전체 스캔이 완료되었는지를 결정한다. 스캔이 완료될 때까지, 단계(S120, S130 및 S140)는 연속적으로 실행되어, 스캔된 이미지 데이터를 획득하고 업데이트한다. 그 다음에 볼륨 디스플레이, 저장, 전송 단계(S160)는 디스플레이, 저장 또는 전송을 위한 3D 표면 볼륨을 형성한다.

[0052] 이미지 프로세싱

[0053] 도 12a는 푸리에 변환(Fourier transform)(TF)에 의해 처리되고 OCT 이미지를 형성하기 위해 사용되는 깊이-분

해 신호를 획득하기 위한 연속적인 A-스캔의 소량 세트를 도시한다. 데이터 도 12b는 깊이-분해 스캔 데이터로부터 형성된 재구성된 이미지를 도시한다.

[0054] 도 13a는 본 출원의 특정 예시적인 방법 및/또는 장치 실시예에 따라 획득된 3D 표면 윤곽 이미지(210)를 도시한다. 도 13b는 스캔 데이터로부터 재구성된 3D 이미지(214)를 도시한다. 도 13c는 스캔 데이터로부터 생성될 수 있는 전형적인 인페이스 섹션(en-face section)(212)을 도시한다. 도 13d는 구강 내 이미징 장치에 의해 획득된 치아의 깊이 절편(deep sectioning) B-스캔 이미지(216)를 도시한다.

[0055] 본 명세서의 예시적인 실시예와 관련하여, 컴퓨터 프로그램은 전자 메모리로부터 액세스되는 이미지 데이터에 대해 수행하는 저장된 명령어를 사용할 수 있다. 이미지 프로세싱 기술분야의 통상의 기술자에 의해 인식될 수 있는 바와 같이, 본 출원의 예시적인 실시예의 이미징 시스템 및 프로브를 동작시키고 이미지 데이터를 획득하기 위한 컴퓨터 프로그램은 퍼스널 컴퓨터 또는 워크스테이션과 같은 본 명세서에서 설명된 CPU(70)로서 동작하는 적합한 범용 컴퓨터 시스템에 의해 이용될 수 있다. 그러나, 예를 들어 네트워크화된 프로세서의 배열을 비롯한, 많은 다른 유형의 컴퓨터 시스템이 본 발명의 컴퓨터 프로그램을 실행하는데 사용될 수 있다. 예시적인 방법 실시예를 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 저장될 수 있다. 이러한 매체는 예를 들어, 하드 드라이브 또는 착탈식 디바이스 또는 자기 테이프와 같은 자기 디스크와 같은 자기 저장 매체; 광학 디스크, 광학 테이프 또는 머신 판독 가능한 광학 인코딩과 같은 광학 저장 매체; 랜덤 액세스 메모리(random access memory)(RAM) 또는 판독 전용 메모리(read only memory)(ROM)와 같은 고체 상태 전자 저장 디바이스; 또는 컴퓨터 프로그램을 저장하기 위해 사용되는 임의의 다른 물리적 디바이스 또는 매체를 포함할 수 있다. 예시적인 방법 실시예를 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램은 또한 인터넷 또는 다른 네트워크 또는 통신 매체를 통해 이미지 프로세서에 연결된 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 저장될 수 있다. 관련 기술분야에서 통상의 기술자라면 그러한 컴퓨터 프로그램 제품의 등가물이 또한 하드웨어로도 구성될 수 있다는 것을 또한 쉽게 인식할 것이다.

[0056] 본 출원의 맥락에서 "컴퓨터 액세스 가능한 메모리"와 동일한 "메모리"라는 용어는 이미지 데이터를 저장 및 조작하는데 사용되고, 예를 들어 데이터베이스를 포함하는 컴퓨터 시스템에 액세스하는데 사용되는 임의의 유형의 임시 또는 보다 지속적인 데이터 저장 작업공간을 지칭할 수 있음을 알아야 한다. 메모리는 예를 들어, 자기 또는 광학 저장소와 같은 장기적인 저장 매체를 사용하는 비-휘발성일 수 있다. 대안적으로, 메모리는 마이크로프로세서 또는 다른 제어 로직 프로세서 디바이스에 의해 임시 버퍼 또는 작업공간으로서 사용되는 랜덤 액세스 메모리(RAM)와 같은 전자 회로를 사용하는 보다 많은 휘발성 특성을 가질 수 있다. 예를 들어, 디스플레이 데이터는 전형적으로 디스플레이 디바이스와 직접 연관된 임시 저장 버퍼에 저장되며, 디스플레이된 데이터를 제공하기 위해 필요에 따라 주기적으로 리프레시된다. 이러한 임시 저장 버퍼는 이 용어가 본 출원에서 사용될 때는 메모리의 유형으로 간주되기도 한다. 메모리는 또한 계산 및 다른 프로세싱의 중간 및 최종 결과를 실행 및 저장하기 위한 데이터 저장공간으로서도 또한 사용된다. 컴퓨터 액세스 가능한 메모리는 휘발성, 비휘발성 또는 휘발성과 비휘발성 유형의 하이브리드 조합일 수 있다.

[0057] 본 출원의 컴퓨터 프로그램 제품은 잘 알려진 다양한 이미지 조작 알고리즘 및 프로세스를 사용할 수 있다는 것을 이해할 것이다. 본 출원의 컴퓨터 프로그램 제품의 예시적인 실시예는 본 명세서에 구체적으로 도시되거나 설명되지 않은 알고리즘 및 프로세스가 구현에 유용할 수 있다는 것을 또한 이해할 것이다. 이러한 알고리즘 및 프로세스는 이미지 프로세싱 기술 분야의 통상의 기술 범위 내에 있는 종래의 유틸리티를 포함할 수 있다. 이미지를 생성하고 다른 방식으로 처리하거나 또는 본 출원의 컴퓨터 프로그램 제품의 예시적인 실시예와 협동하는 그러한 알고리즘 및 시스템, 및 하드웨어 및/또는 소프트웨어의 부가적인 양태는 본 명세서에 구체적으로 도시되거나 설명되지 않았으며, 관련 기술분야에 알려진 그러한 알고리즘, 시스템, 하드웨어, 구성요소 및 요소로부터 선택될 수 있다.

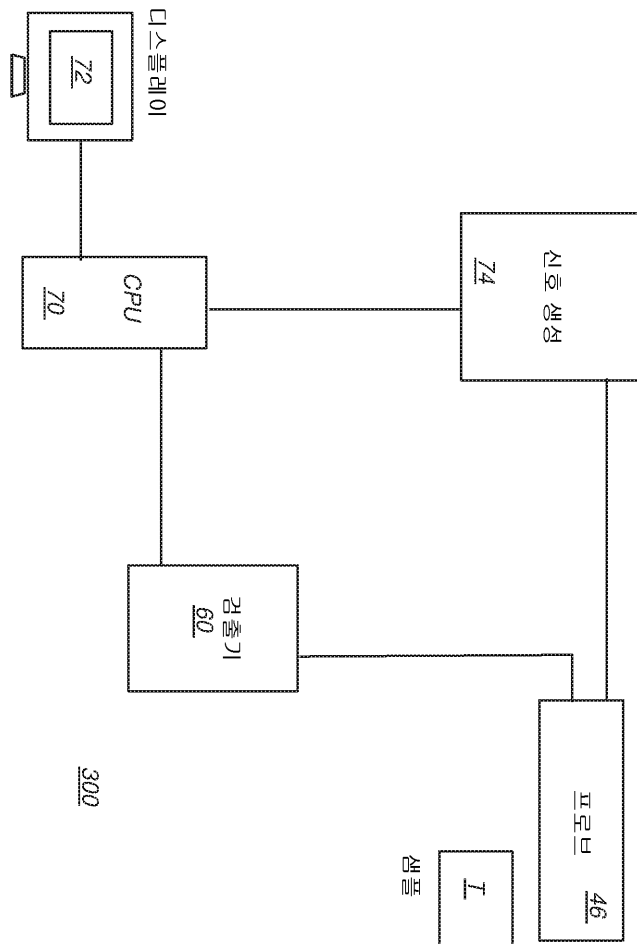
[0058] 본 출원의 특정 예시적인 방법 및/또는 장치 실시예는 치아, 잇몸 조직 및 다른 구강 내 특징의 표면을 특성화하는 깊이-분해 볼륨 이미징을 제공할 수 있다. 본 출원에 따른 예시적인 실시예는 본 명세서에 기재된 다양한 특징을 (개별적으로 또는 조합하여) 포함할 수 있다.

[0059] 본 발명이 하나 이상의 구현과 관련하여 도시되었지만, 첨부된 청구범위의 사상 및 범위를 벗어나지 않고, 도시된 예에 대해 변경 및/또는 수정이 가해질 수 있다. 또한, 본 발명의 특정한 특징이 여러 구현예/실시예 중 단지 하나와 관련하여 개시될 수 있지만, 이러한 특징은 임의의 주어진 또는 특정한 특징에 대해 바람직하고 유리할 수 있는 것처럼, 다른 구현예/실시예의 하나 이상의 다른 특징과 조합될 수 있다. "적어도 하나의"라는 용어는 나열된 항목 중 하나 이상이 선택될 수 있다는 것을 의미하는 것으로 사용된다. "약"이라는 용어는 변경

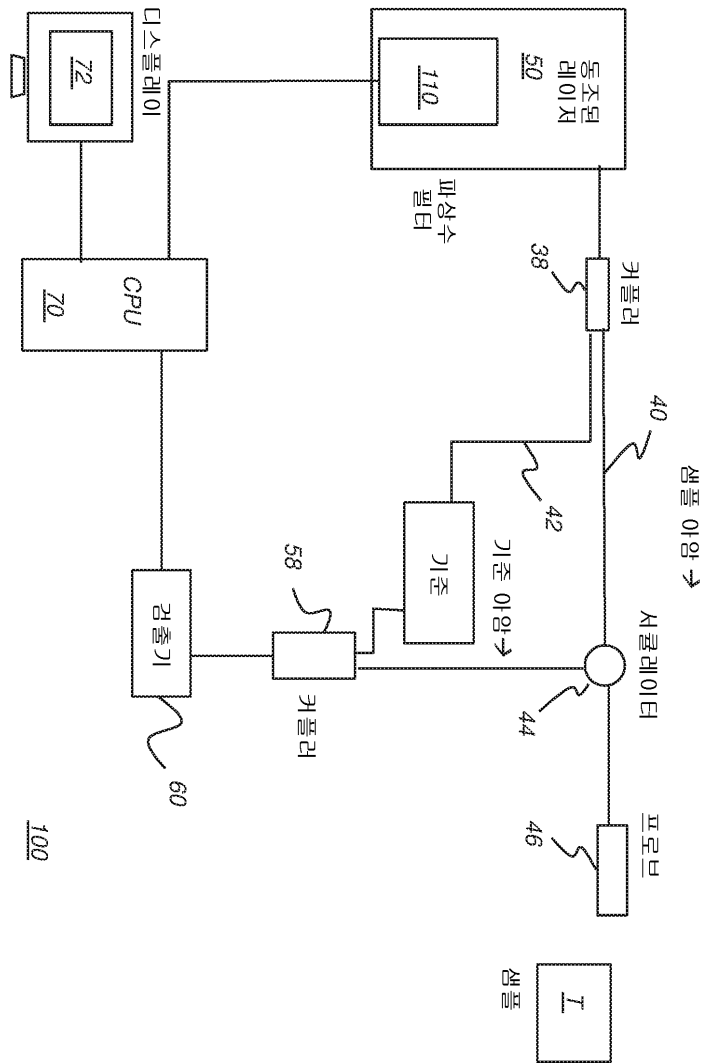
이 도시된 실시예에 대해 프로세스 또는 구조의 부적합을 초래하지 않는 한, 열거된 값이 다소 변경될 수 있는 것을 나타낸다. 마지막으로, "예시적인"은 설명이 이상적인 것을 암시하기보다는 예로서 사용되는 것을 나타낸다. 본 발명의 다른 실시예는 본 명세서에 개시된 본 발명의 명세서 및 실시를 고려해보면 관련 기술분야에서 통상의 기술자에게 명백할 것이다. 본 명세서 및 예는 단지 예시적인 것으로 고려되어야 하며, 본 발명의 진정한 범위 및 사상은 적어도 다음의 청구범위에 의해 제한되는 것으로 의도된다.

도면

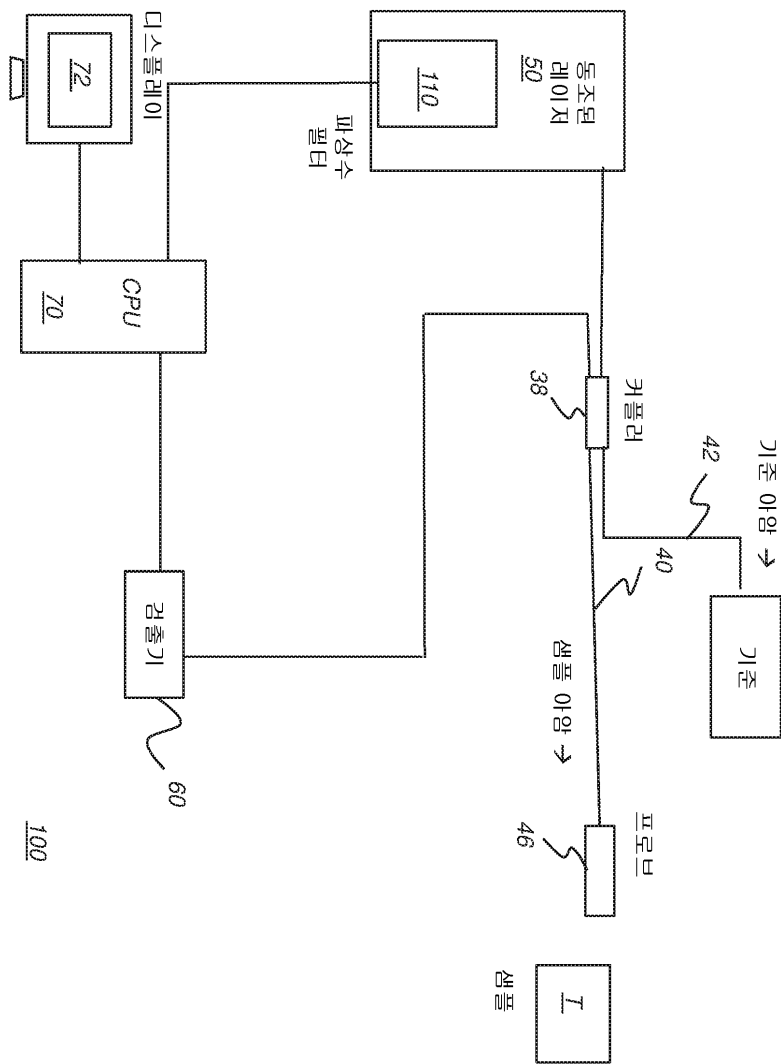
도면1



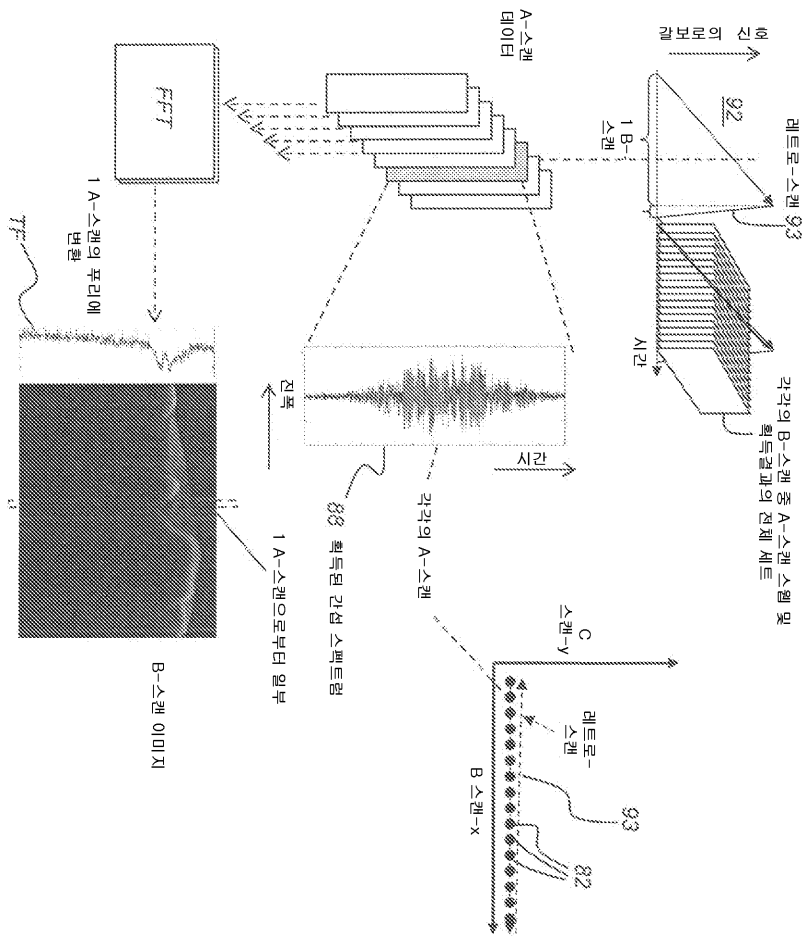
도면2



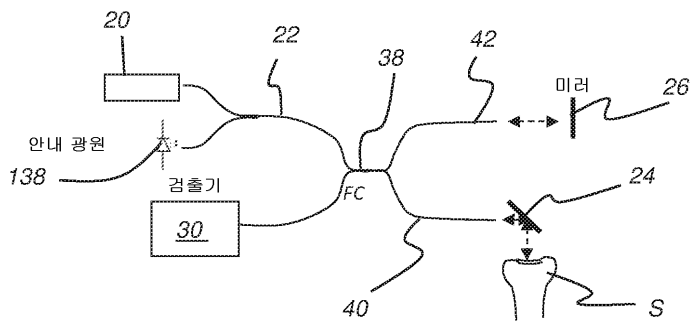
도면3



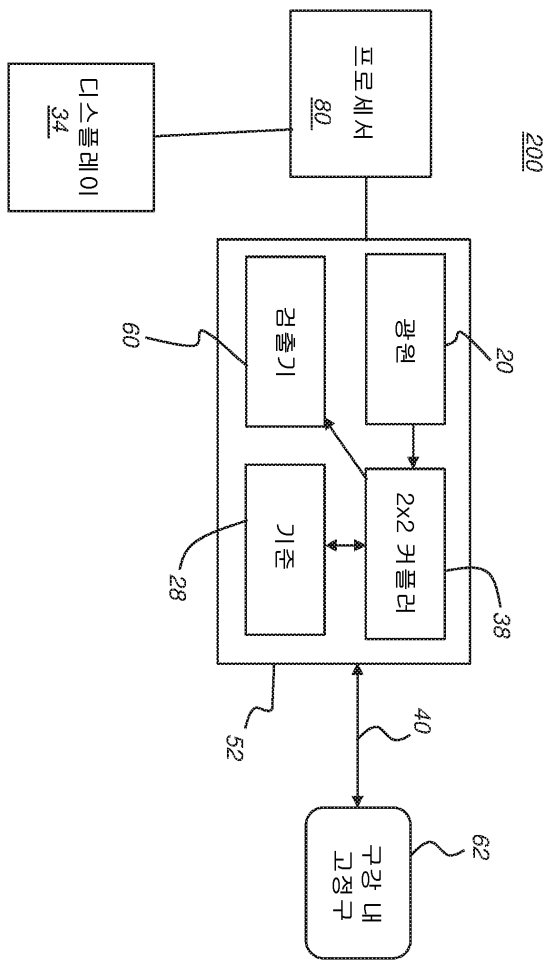
도면4



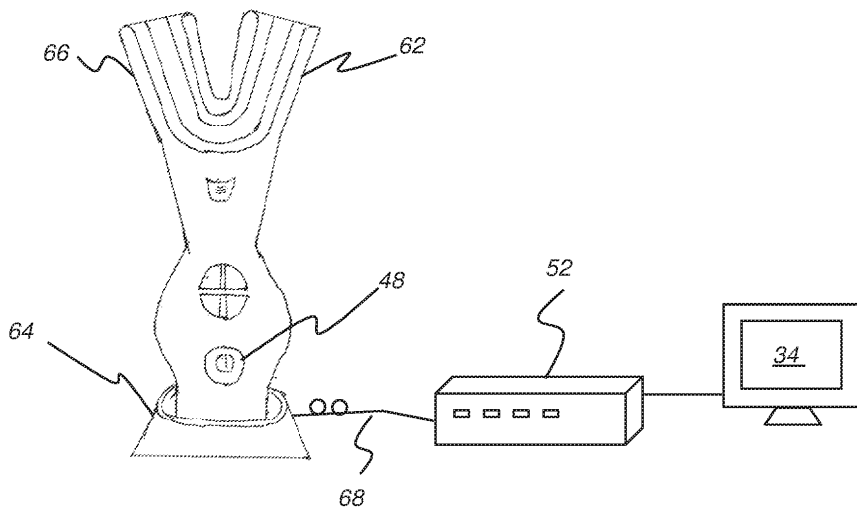
도면5



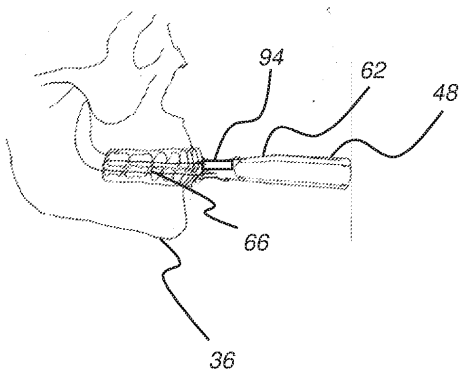
도면6



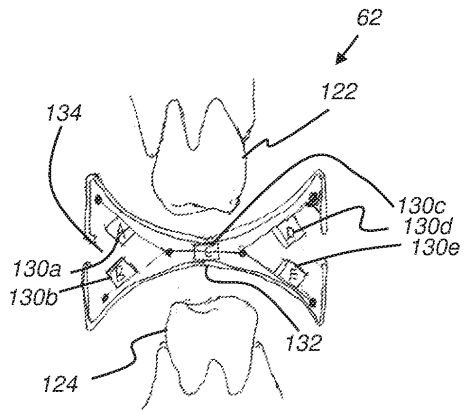
도면7



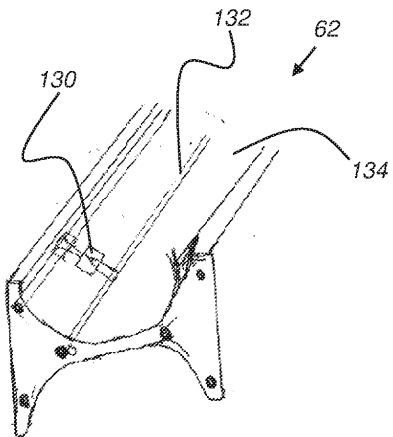
도면8



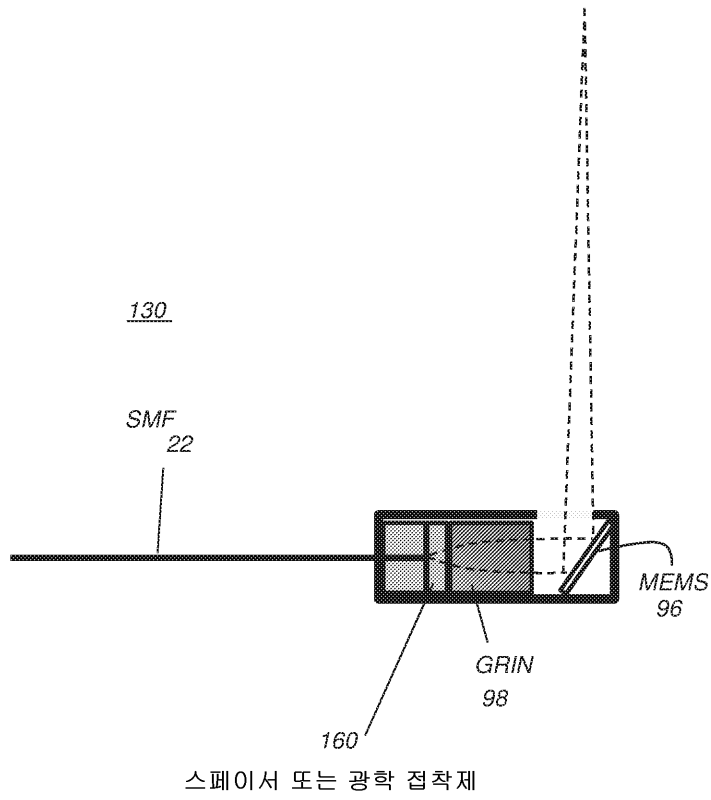
도면9a



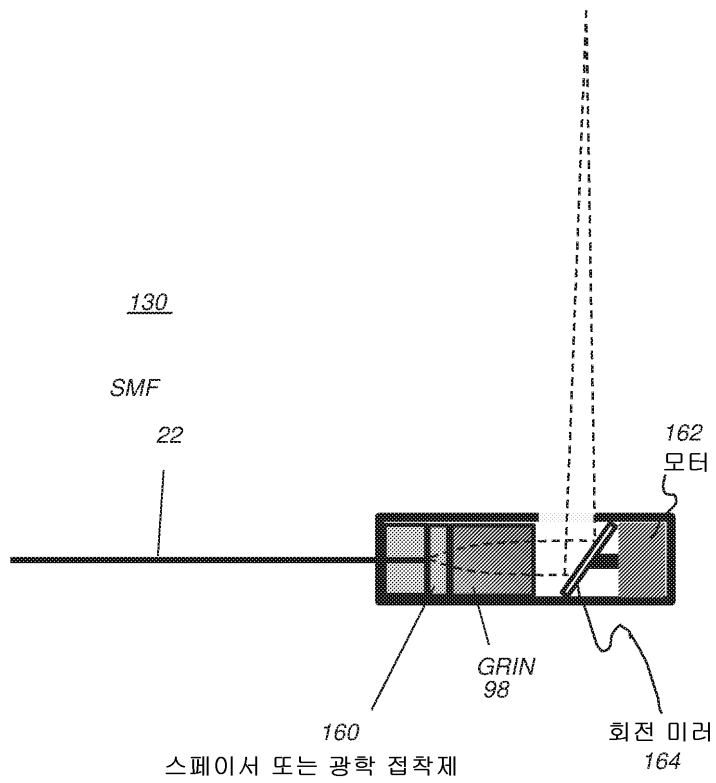
도면9b



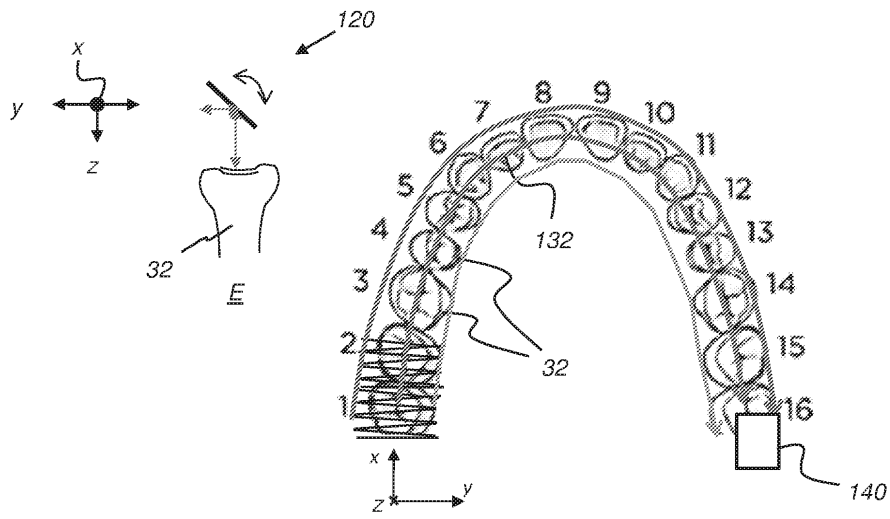
도면9c



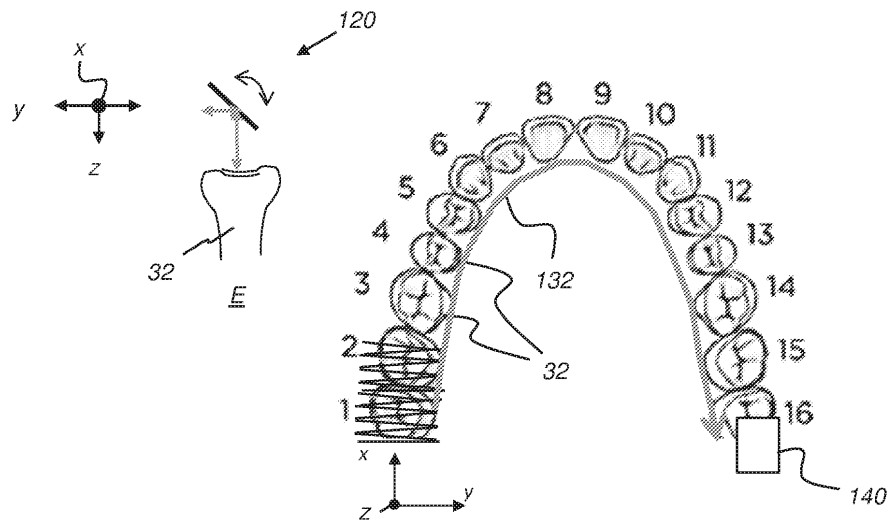
도면9d



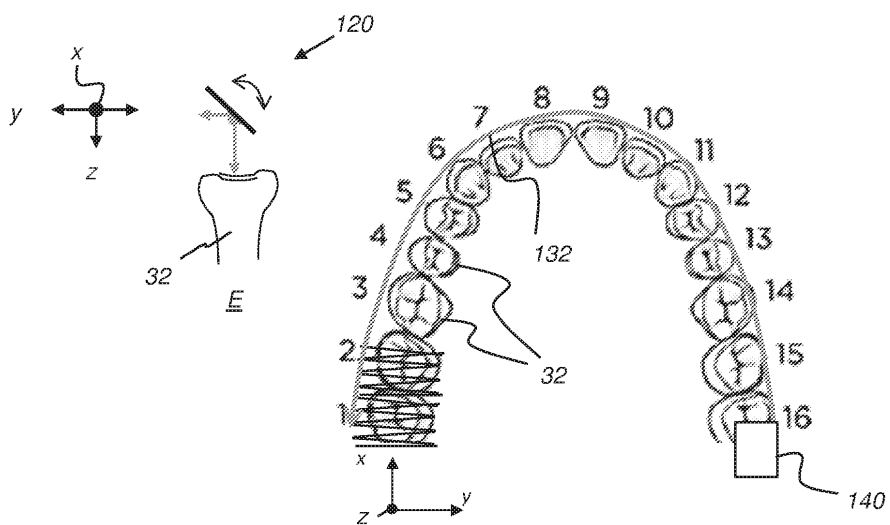
도면10a



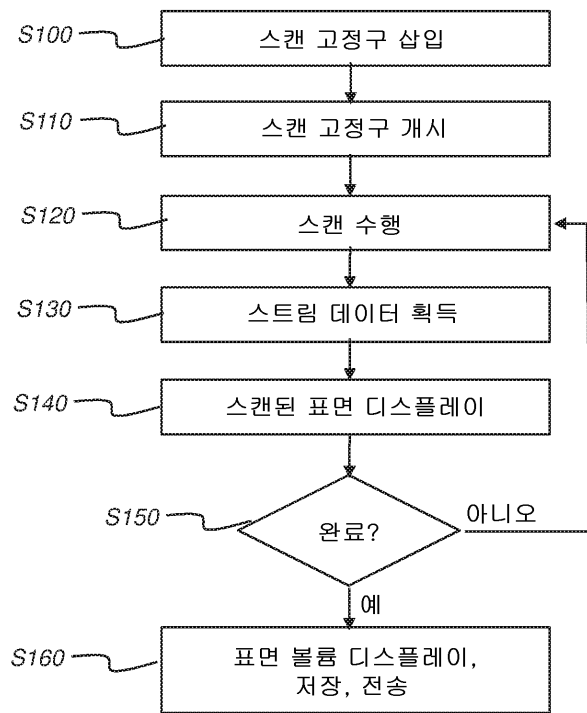
도면10b



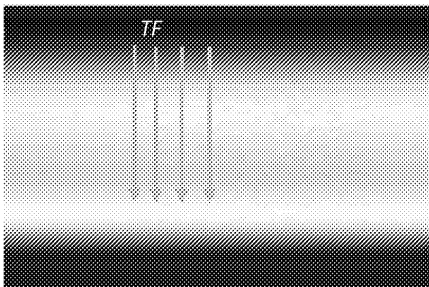
도면10c



도면11



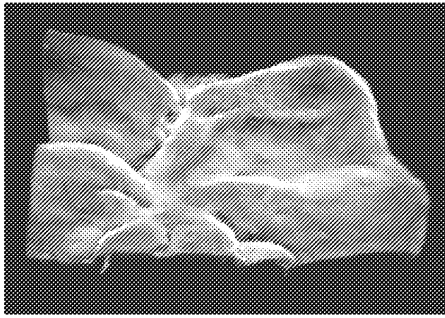
도면12a



도면12b



도면13a



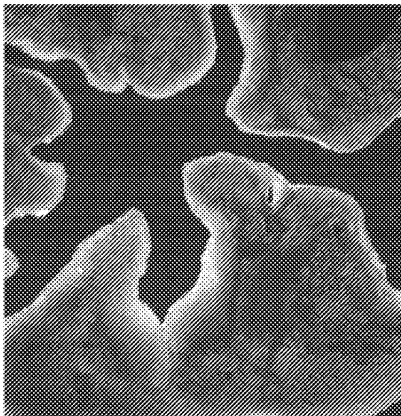
210

도면13b



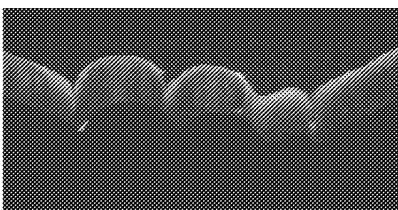
214

도면13c



212

도면13d



216