



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년07월03일

(11) 등록번호 10-2549678

(24) 등록일자 2023년06월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 6/14 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01)

A61B 6/02 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 6/14 (2013.01)

A61B 6/025 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-7035434

(22) 출원일자(국제) 2018년05월03일

심사청구일자 2020년01월31일

(85) 번역문제출일자 2019년11월29일

(65) 공개번호 10-2020-0003408

(43) 공개일자 2020년01월09일

(86) 국제출원번호 PCT/US2018/030970

(87) 국제공개번호 WO 2018/204705

국제공개일자 2018년11월08일

(30) 우선권주장

62/500,914 2017년05월03일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌

US06196715 B

(뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 21 항

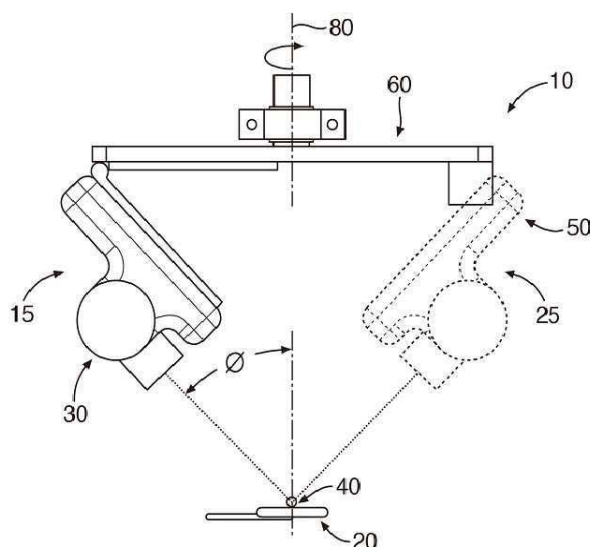
심사관 : 박세영

(54) 발명의 명칭 3 차원 엑스레이 이미지 시스템

(57) 요약

일련의 2D 이미지 투영을 수집하는 3D 치과 구강 내 이미징(3DIO) 시스템을 설명한다. 엑스레이 이미징 시스템은 하우징; 상기 하우징 내의 소스를 다수의 위치로 이동시키도록 구성된 모션 지지대(motion gantry)에 부착된 엑스레이 소스; 상기 엑스레이 소스에 대해 이미지화 될 물체의 반대쪽에 위치한 엑스레이 검출기 어레이 - 상기 검출기 어레이는 엑스레이 소스가 다수의 위치에 있을 때 물체의 2D 이미지를 캡처하기 위해 엑스레이 소스와 동기화되는 -; 및 상기 2D 이미지를 수용하고 3D 이미지를 재구성하도록 구성된 프로세서를 포함한다. 다수의 이미징 위치는 엑스레이 검출기 어레이에 실질적으로 평행한 평면 상에 위치될 수 있다. 다른 실시예가 설명된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 6/032 (2013.01)
A61B 6/035 (2013.01)
A61B 6/145 (2020.08)
A61B 6/4007 (2020.08)
A61B 6/4085 (2013.01)
A61B 6/4233 (2020.08)
A61B 6/4452 (2013.01)
A61B 6/4458 (2013.01)
A61B 6/5211 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

US20150265237 A1
JP소화57203430 A
US20160317107 A1*
US20160220212 A1*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

엑스레이 영상 시스템에 있어서,

엑스레이 소스;

카운터웨이트;

상기 엑스레이 소스에 대해 이미지화될 물체의 반대 측에 위치한, 정지한(stationary) 엑스레이 검출기 어레이;
및

프로세서

를 포함하고,

상기 엑스레이 소스는,

상기 엑스레이 소스를, 상기 이미지화될 물체의 제1 측의 다수의 위치로, 원형 모션으로 이동시키도록 구성된
모션 지지대에 부착되고,

상기 카운터웨이트는,

상기 모션 지지대에 부착되고,

상기 엑스레이 검출기 어레이는,

상기 엑스레이 소스가 상기 다수의 위치에 있을 때, 상기 물체의 2D 이미지를 캡처하기 위해 상기 엑스레이 소
스와 동기화되고,

상기 프로세서는,

상기 2D 이미지를 수용하고 3D 이미지를 재구성하도록 구성되는

엑스레이 영상 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 물체는,

하나의 치아 또는 다수의 치아인

엑스레이 영상 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 카운터웨이트는,

다른 엑스레이 소스를 포함하는

엑스레이 영상 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,
상기 프로세서는,
상기 3D 이미지를 재구성하기 위해 토모신세스 알고리즘을 사용하도록 구성되는
엑스레이 영상 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,
상기 토모신세스 알고리즘은,
반복 프로세스를 포함하는
엑스레이 영상 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,
상기 엑스레이 소스의 움직임은,
부분적으로 또는 완전히 자동화되는
엑스레이 영상 시스템.

청구항 7

제1항에 있어서,
상기 엑스레이 영상 시스템은,
1000개까지의 2D 이미지를 수집하는
엑스레이 영상 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,
상기 엑스레이 영상 시스템은,
6개 내지 32개의 2D 이미지를 수집하는
엑스레이 영상 시스템.

청구항 9

제1항에 있어서,
상기 엑스레이 영상 시스템은,
9개 내지 24개의 2D 이미지를 수집하는

엑스레이 영상 시스템.

청구항 10

제1항에 있어서,
상기 엑스레이 영상 시스템은,
40ms 내지 100ms 내에 상기 다수의 위치 사이에서 상기 엑스레이 소스를 재위치시키는
엑스레이 영상 시스템.

청구항 11

물체의 3차원 이미지를 생성하는 방법에 있어서,
이미지화될 물체의 제1 측의 모션 지지대에 엑스레이 소스를 제공하는 단계;
상기 모션 지지대에 부착된 카운터웨이트를 제공하는 단계;
정지한(stationary) 엑스선 검출기 어레이를 상기 물체의 반대 측에 위치시키는 단계;
상기 엑스레이 소스를 상기 물체의 상기 제1 측의 다수의 위치로, 원형 모션으로 이동시키는 단계;
상기 엑스레이 소스가 상기 다수의 위치에 있을 때, 상기 물체의 다수의 2D 이미지를 수집하는 단계; 및
상기 다수의 2D 이미지를 사용하여 3D 이미지를 재구성하는 단계
를 포함하는 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,
상기 물체는,
하나의 치아 또는 다수의 치아인
방법.

청구항 13

제11항에 있어서,
상기 3D 이미지를 재구성하는 단계는,
상기 3D 이미지를 재구성하기 위해 토모신세스 알고리즘을 사용하는 단계
를 포함하는 방법.

청구항 14

제13항에 있어서,
상기 토모신세스 알고리즘은,
반복 프로세스를 포함하는

방법.

청구항 15

제11항에 있어서,
상기 카운터웨이트는,
다른 엑스레이 소스를 포함하는
방법.

청구항 16

제11항에 있어서,
상기 엑스레이 소스의 움직임은,
부분적으로 또는 완전히 자동화되는
방법.

청구항 17

제11항에 있어서,
상기 물체의 다수의 2D 이미지를 수집하는 단계는,
1000개까지의 2D 이미지를 수집하는 단계
를 포함하는 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,
상기 물체의 다수의 2D 이미지를 수집하는 단계는,
6개 내지 32개의 2D 이미지를 수집하는 단계
를 포함하는 방법.

청구항 19

제11항에 있어서,
40ms 내지 100ms 내에 상기 다수의 위치 사이에서 상기 엑스레이 소스를 재위치시키는 단계
를 더 포함하는 방법.

청구항 20

제12항에 있어서,
하나의 치아에 대한 이미지 캡처 및 3D 재구성을 위한 전체 프로세스는 10 초 이내에 완료될 수 있는

방법.

청구항 21

제12항에 있어서,

하나의 치아에 대한 이미지 캡처 및 3D 재구성을 위한 전체 프로세스는 5 초 이내에 완료될 수 있는 방법.

발명의 설명

기술 분야

본 출원은 일반적으로 엑스레이(X-ray) 장비에 관한 것이다. 보다 구체적으로, 본 출원은 3 차원 이미징에 사용되는 엑스레이 장치 및 시스템에 관한 것이다.

엑스레이 이미징 시스템은 일반적으로 엑스레이 소스 및 엑스레이 검출기를 포함한다. 엑스레이(또는 이미징에 사용되는 다른 유형의 방사선)는 소스에서 방출되고 엑스레이 검출기에 충돌하여 물체 또는 엑스레이 소스와 검출기 사이에 있는 물체의 엑스레이 이미지를 제공한다. 엑스레이 검출기는 종종 이미지 강화기(image intensifier) 또는 평면 디지털 검출기(flat panel digital detector)이다.

배경 기술

엑스레이 이미징 시스템은 일반적으로 엑스레이 소스 및 엑스레이 검출기를 포함한다. 엑스레이(또는 이미징에 사용되는 다른 유형의 방사선)은 소스에서 방출되어 엑스레이 검출기에 충돌하여 물체 또는 엑스레이 소스와 검출기 사이에 있는 물체의 엑스레이 이미지를 제공한다. 엑스레이 검출기는 종종 이미지 강화기 또는 평면 디지털 검출기이다.

구강 내 방사선 촬영은 치과의 표준 이미징 기술이며, 교익(bite-wing)과 치근단 주위(periapical) 엑스레이는 치과 진료의 표준으로 간주된다. 그러나 치아 해부학의 3D 구조의 2D 투영이기 때문에 표준 구강 내 방사선 사진에서는 보이지 않는 치아 구조의 많은 특징이 있다. 또한, 교익 방사선 사진은 인접 치간의 우식(interproximal caries)을 탐지하는 데 매우 우수하지만, 약간의 각도 변화는 인접한 치아 또는 다른 요인과의 중첩으로 인해 적절한 진단을 방해하는 역할을 할 수 있다. 이미지 투사 각도가 균열 방향과 일치하지 않으면 치아의 골절 및/또는 작은 균열이 방사선 사진에서 보이지 않는다. 신경 치료의 경우, 방사선 사진이 루트의 실제 길이나 백터가 아닌 투영만 보여주므로 뿌리의 곡률이 항상 표시되는 것은 아니다. 경우에 따라 2D 이미징에서 엑스트라 또는 액세스리 커널(extra or accessory canals)이 겹치지 않을 수 있다. 방사선 사진은 임플란트 계획에도 사용된다. CBCT(cone-beam computed tomography)는 종종 임플란트 계획에 사용되지만 대부분의 임플란트는 단일 치아(single tooth) 용이다. 따라서 단일 치아에만 3D 이미지 정보가 필요한 경우 환자는 구강 전체의 CBCT 스캔을 수행하여 높은 상대 용량(relative dose)을 받고 있다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

본 출원은 일반적으로 3 차원(3D) 엑스레이 이미징 시스템(x-ray imaging system)에 관한 것이다. 특히, 본 출원은 일련의 2D 이미지 투영을 수집하는 3D 치과 구강 내 이미징(3DIO) 시스템을 설명한다. 엑스레이 이미징 시스템은 하우징(housing), 상기 하우징 내의 소스를 다수의 위치로 이동시키도록 구성된 모션 지지대(motion gantry)에 부착된 엑스레이 소스(X-ray source), 상기 엑스레이 소스에 대해 이미지화 될 물체의 반대쪽에 위치한 엑스레이 검출기 어레이(x-ray detector array) - 상기 검출기 어레이는 엑스레이 소스가 다수의 위치에 있을 때 물체의 2D 이미지를 캡처하기 위해 엑스레이 소스와 동기화(synchronize)된 -, 및 상기 2D 이미지를 수용(accept)하고 3D 이미지를 재구성(reconstruct)하도록 구성된 프로세서를 포함한다. 다수의 이미징 위치는 엑스레이 검출기 어레이에 실질적으로(substantially) 평행한(parallel) 평면(plane) 상에 위치될 수 있다.

이미징 시스템은 이미지화 될 물체의 측면에 위치한 하우스징 내에서 소스를 위치시키도록 구성된 모션 지지대 상에 엑스레이 소스를 제공하는 단계, 엑스선 검출기 어레이를 물체의 반대편에 위치시키는 단계, 상기 엑스레이 소스를 상기 엑스레이 검출기 어레이와 실질적으로 평행한 평면 상에 위치한 상기 하우스징 내의 다수의 위치로 이동시키는 단계, 상기 엑스레이 소스가 다수의 위치에 있을 때 물체의 다수의 2D 이미지를 수집하는 단계, 및 상기 다수의 2D 이미지를 사용하여 3 차원 이미지를 재구성하는 단계에 의하여 물체의 3D 이미지를 만들 수 있다.

이러한 엑스레이 시스템 및 방법은 낮은 방사선량을 사용하면서 동시에 치아와 같은 물체를 이미징 하는 빠른 방법을 제공한다.

도면의 간단한 설명

이하의 설명은 이미징 시스템의 다양한 실시예 및 구성을 나타내는 도면에 비추어 더 잘 이해될 수 있다.

도 1은 3DIO 이미징 시스템의 일부 실시예의 도면을 도시한다;

도 2는 3DIO 이미징 시스템에 의해 생성된 이미지의 일부 실시예의 다른 도면을 도시한다;

도 3 및 4는 3DIO 이미징 시스템에서 일부 구성 요소의 기하학적 구조의 일부 실시예를 도시한다;

도 5 및 6은 3DIO 이미징 시스템에서 엑스레이 소스의 움직임의 일부 실시예를 도시한다;

도 7 및 8은 치과 진료소의 장비에 장착된 3DIO 이미징 시스템의 일부 실시예를 도시한다;

도 9는 3DIO 이미징 시스템의 하우스징에 포함된 하우스징 및 구성 요소의 일부 실시예를 도시한다;

도 10은 3DIO 이미징 시스템을 하우스징에 다수의 엑스레이 소스를 사용하는 일부 실시예를 도시한다; 및

도 11은 3DIO 이미징 시스템의 또 다른 실시예를 도시한다.

이하의 설명과 함께, 도면은 여기에 설명된 구조 및 방법의 원리를 보여주고 설명한다. 도면에서, 구성 요소의 두께 및 크기는 명확성을 위해 과장되거나 달리 변형될 수 있다. 다른 도면에서 동일한 참조 번호들은 동일한 요소를 나타내므로, 그들의 설명은 반복되지 않을 것이다. 또한, 공지된 구조, 재료 또는 작동은 설명된 장치의 양태를 모호하게 하는 것을 피하기 위해 상세하게 도시되거나 설명되지 않는다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

다음 설명은 철저한 이해를 제공하기 위해 특정 세부 사항을 제공한다. 그럼에도 불구하고, 당업자는 설명된 엑스레이 시스템이 이러한 특정 세부 사항을 사용하지 않고 구현되고 사용될 수 있음을 이해할 것이다. 실제로, 설명된 시스템 및 방법은 설명된 시스템 및 방법을 수정함으로써 실시될 수 있고 산업에서 통상적으로 사용되는 임의의 다른 장치 및 기술과 함께 사용될 수 있다. 예를 들어 아래 설명은 치과 용 이미징을 위한 이미징 시스템에 중점을 두고 있지만, 의료 영상, 수의 영상, 산업 검사 응용 분야 및 현재 표준 2D 엑스레이 영상을 생성하기 위해 엑스레이 방사선 장비가 사용되는 모든 장소와 같은 다른 목적으로 사용될 수 있다.

또한, 본 명세서에서 사용, 위에, 배치, 부착, 연결 또는 결합된 용어 등이 사용될 때, 하나의 물체(예를 들어, 재료, 요소, 구조, 부재 등)가 다른 물체 위에 있고, 배치되고, 부착되고, 연결되고, 또는 결합될 수 있다 - 하나의 물체가 다른 물체에 직접 부착, 연결, 연결 또는 결합되는지 또는 하나의 물체와 다른 물체 사이에 하나 이상의 개재 물체가 있는지 여부에 관계없이 -. 또한, 제공되는 경우, 방향(예를 들어, ~의 위, 아래, 위, 꼭대기, 바닥, 측면, 위쪽, 아래, 밑, 위쪽, 높은쪽, 낮은쪽, 측방향, 궤도, 수평 등)은 예를 들어, 설명 및 논의의 용이성을 위해 그리고 제한 없이 상대적이며 단독으로 제공된다. 요소(element)(예를 들어, 요소 a, b, c)의 목록이 참조되는 경우, 그러한 참조는 나열된 요소들 중 임의의 하나를 포함하고, 모든 나열된 요소보다 적은 것의 조합 및/또는 모든 나열된 요소의 조합을 포함하도록 의도된다. 또한, 본원에 사용된 용어 한(a, an) 및 하나는 각각 하나 이상의 용어와 상호 교환 가능할 수 있다.

물체(환자의 치아와 같은)의 현재 2D 방사선 사진은 일반적으로 치아의 골절을 시각화 할 수 없고 평면 투영을 사용하기 때문에 문제나 결함을 탐지하기에 모호하다. 치아 진단 및 치료에 중요한 치아 곡률 및 기타 이상 현상을 놓칠 수 있다. 따라서 CBCT(cone-beam computed tomography)는 2D 방사선 사진 대신 치과에서 널리 사용된다. CBCT에서 환자의 머리는 큰 이미징 검출기와 반대쪽의 엑스레이 소스 사이에 위치한다. 검출기와 소스는 여러 개의 2D 이미지를 촬영하면서 헤드 주위를 회전한다. 이 2D 이미지를 사용하여 환자의 구강 및 상악 안면

해부학의 3D 이미지를 재구성할 수 있다. 이 기술은 구강 전체를 이미징 하고 치아와 환자의 머리에 위치한 다른 뼈 구조 사이의 공간 관계를 표시하는 데 매우 효과적이다. 따라서 CBCT 기술은 이러한 공간 관계가 중요한 치과 임플란트 및 교정 절차에 종종 사용된다.

그러나, CBCT 절차에서 요구되는 바와 같이, 전체 헤드를 통해 엑스레이를 투영하는 것은 비 분해능 해부학(non-resolving anatomy)으로부터 높은 엑스레이 산란 및 감쇠(x-ray scattering and attenuation)를 초래한다. 이로 인해 관심 치아 바로 옆에 위치한 구강 내 센서(intra-oral sensor)가 있는 2D 방사선 사진(2D radiographs)을 사용하는 구강 내 방사선 촬영(intra-oral radiography)보다 CBCT 이미지의 공간 해상도(spatial resolution)가 훨씬 나빠질 수 있다. 또한, CBCT 절차에서의 환자 용량(patient dose)은 2D 방사선 사진을 사용한 구강 내 방사선 촬영보다 상당히 높다. 이 상황은 대부분의 교정 절차가 성인보다 방사선 손상에 취약한 어린이에 대해 수행되기 때문에 특히 중요하다. 그리고 CBCT 절차는 높은 방사선 양으로 인해 단일 치아 또는 몇 개의 치아(several teeth)를 이미징 하는 데 자주 사용되지 않는다. 따라서 CBCT는 단일 치아(single tooth) 또는 소수의 치아(a few teeth)만 포함하는 대부분의 치과 시술에 효과적이고 안전한 이미징 도구가 아니다.

CBCT 절차 및 2D 방사선 사진의 한계를 인식하여, 본원에 기술된 시스템은 고해상도 3D 이미지로 제시될 수 있는 구강 내 이미징 기술을 사용한다. 이 3DIO(3 차원 구강 내)(three dimensional, intra-oral) 시스템은 낮은 방사선 양(radiation dose)으로 촬영한 2D 방사선 사진을 사용하여 3D 고해상도 이미지를 제공하는 간단한 3D 이미징 기술을 제공한다.

3DIO 시스템의 일부 실시예가 도 1 내지 10에 도시되어 있다. 도 1에서, 3DIO 시스템(system)(10)은 입의 내부에 위치하고 환자의 치아(또는 치아들)(tooth(or teeth))(40)에 비교적 정지한(stationary) 이미징 검출기(imaging detector)(20)를 포함한다. 3DIO 시스템(10)은 또한 하우징(housing)(50) 내에 위치한 엑스레이 소스(x-ray source)(30)를 포함한다. 하우징(50)은 지지 암(support arm)(60)에 연결될 수 있다.

3DIO 시스템(10)은 시스템(10)이 다수의 2D 엑스레이 이미지 또는 방사선 사진을 찍을 수 있게 하는 임의의 엑스레이 소스(x-ray source)(30) 및 엑스레이 검출기(X-ray detector)(20)를 포함할 수 있다. 엑스레이 소스(30)는 표준 고정 양극 엑스레이 소스(standard stationary anode X-ray source), 마이크로-포커스 엑스레이 소스(micro-focus x-ray source), 회전 양극 엑스레이 소스(rotating anode x-ray source) 및/또는 형광 투시 엑스레이 소스(fluoroscopic X-ray source)를 포함하여 엑스레이를 생성 및 방출하는 임의의 소스를 포함할 수 있다. 일부 실시예에서, 엑스레이 소스는 약 40 내지 약 90kV 및 약 1 내지 약 10mA로 작동할 수 있다. 다른 실시예에서, 엑스레이 소스는 약 75kV 및 약 2mA로 작동할 수 있다. 일부 실시예에서, 상이한 크기 및 유형의 엑스레이 소스 및 엑스레이 검출기가 사용될 수 있도록 엑스레이 소스 및 엑스레이 검출기가 모듈화 될 수 있다.

엑스레이 검출기(20)는 이미지 강화기(image intensifier), CMOS 카메라 및/또는 디지털 평판 검출기를 포함하여 엑스레이를 검출하는 임의의 검출기를 포함할 수 있다. 일부 구성에서, 검출기는 약 20 cm 내지 약 30 cm 범위의 길이를 갖는 실질적으로 정사각형 형상을 가질 수 있다. 그러나, 다른 구성에서, 엑스레이 검출기(20)는 실질적으로 정사각형 형상을 가질 필요는 없다.

일부 구성에서, 엑스레이 검출기(20)는 엑스레이 소스(30)와 동기화된다. 따라서, 엑스레이 검출기는 엑스레이 소스가 활성화되는 것과 실질적으로 동시에 활성화되어, 환자의 치아/치아들을 통과하여 검출기로 엑스레이 방사선에 의해 생성된 2D- 투영 이미지를 캡처한다.

일부 구성에서, 엑스레이 검출기(X-ray detector)(20)는 빠른 판독 속도를 가질 수 있다. 본 명세서에 기술된 3DIO 시스템에서, 이 판독 속도는 초당 약 5 내지 약 6 프레임의 범위 일 수 있다. 이 빠른 속도를 통해 필요한 시간 동안 필요한 수의 프레임을 촬영할 수 있다. 다른 실시예에서, 검출기 판독 속도는 초당 10 프레임 이상일 수 있다. 또 다른 실시예에서, 검출기 판독 속도는 초당 20 프레임 초과 일 수 있다. 또 다른 실시예에서, 검출기 판독 속도는 초당 약 30 프레임 일 수 있다.

일부 실시예에서, 엑스레이 검출기의 픽셀 수는 100,000 내지 190,000 픽셀 범위와 같은 합리적인 수로 제한될 필요가 있다. 더 많은 픽셀은 약간 더 긴 판독 시간을 요구할 뿐만 아니라 2D 이미지로부터 3D 이미지를 렌더링 하는데 사용되는 재구성 알고리즘에 더 복잡성을 더한다. 그러나 이미지를 재구성하는 데 필요한 수학의 복잡성을 줄이면서 환자의 입에 맞아야 하는 크기 제약 때문에 검출기의 픽셀 수를 이 범위 내에서 유지할 수 있다. 결과적으로, 이들 실시예에서, 검출기의 크기 때문에 2 내지 3 개의 치아 만이 적절하게 이미징 될 수 있다.

도 9에 상세히 도시된 바와 같이, 엑스레이 소스(X-ray source)(30)는 하우징(housing)(50)에 포함될 수 있다.

하우징(50)은 도 9에 도시된 바와 같이 엑스레이 소스(30)를 둘러싸는 제 1 부분으로 구성될 수 있다. 하우징(50)은 또한 소스(30)의 부드러운 진동 없는 회전 모션(smooth vibration-free rotary motion)을 용이하게 하는 엑스레이 소스(30)를 위한 카운터 웨이트(counterweight)(260)를 포함하는 제 2 부분을 둘러싼다. 엑스레이 소스(30) 및 그와 관련된 전력 전자 장치(power electronics)(190) 및 카운터 웨이트(260)는 회전 기계 어셈블리(rotating mechanical assembly)(250)의 실질적으로 반대측에 위치된다. 회전 기계 어셈블리(250)는 베어링 및 전기 모터 어셈블리(electric motor assembly)(230)를 사용하여 회전축(axis of rotation)(240)으로 액슬(axle)(220)에 장착된다.

도 9에 도시된 바와 같이, 하우징(50)은 엑스레이 소스(30)와 이들 구성 요소를 모두 둘러싸는 단일 부분이 되도록 구성될 수 있다. 다른 구성에서, 하우징은 엑스레이 소스(30) 및 다른 구성 요소를 포함하기 위해 다른 부분으로 분리될 수 있다. 도 9에 도시된 바와 같이, 제어 및 전력 조절을 위한 전자 부품(electronic component)(210)은 하우징(50)의 바로 외부에 위치될 수 있다. 다른 실시예에서, 이러한 전자 부품(210)은 지지암 또는 다른 편리한 위치에 위치될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 이러한 전자 부품(210)은 하우징(50) 내부에 위치될 수 있다.

일부 실시예에서, 3DIO 시스템에서 다수의 엑스레이 소스가 사용될 수 있다. 이들 실시예에서, 도 10에 도시된 바와 같이, 다수의 엑스레이 소스(30, 270)는 3D 이미지를 생성하는데 필요한 모든 원하는 소스 위치를 커버하는데 필요한 기계적 회전 속도의 감소를 가능하게 할 것이다. 이들 소스는 교대로 또는 다른 방식으로 헤드 내의 다양한 엑스레이 소스 위치로부터 원하는 모든 2D 이미지를 얻기 위해 발사될 수 있다. 도 10의 나머지 구성 요소는 제 2 엑스레이 소스 및 관련 고전압 전자 장치(270)가 카운터 웨이트(260)를 대체한 것을 제외하고는 도 9에 도시된 것과 유사할 수 있다.

하우징(50) 내에 다수의 소스(30)를 사용하는 것은 또한 엑스레이 소스가 단일 소스에서 요구되는 것보다 낮은 속도로 이동하기 때문에 획득된 엑스레이 이미지에서 감소된 모션 블러(motion blur)의 이점을 제공할 것이다. 다수의 실질적으로 동일한 소스(30)의 사용은 또한 균형 잡힌 회전 시스템을 생성하도록 다수의 소스가 위치될 수 있기 때문에 카운터 웨이트에 대한 요구를 없앨(negate) 것이다. 3DIO 시스템에 2 개 이상의 엑스레이 소스를 통합할 수 있으며, 전체 360 도의 원을 사용된 소스 수로 나누어 여러 소스가 장착된 원형 프레임 주위에 고르게 분포되도록 한다. 물론 여러 소스를 사용하면 시스템 전체의 비용과 복잡성이 증가하므로 특정 3DIO 시스템에 포함할 소스 수를 선택할 때 의도된 용도의 요구와 제약을 고려해야 한다.

일부 구성에서 3DIO 시스템에는 이동식 전원(예를 들어, 배터리) 및 선택적으로 전원 공급 장치가 포함될 수 있다. 이러한 구성에서 전원 및 전원 공급 장치는 하우징 내부에 위치할 수 있다. 전원 및 전력 공급을 위한 지지 전자 장치(supporting electronics), 및 여기에 기술된 이미지 디스플레이 및 무선 데이터 업로드를 위한 지지 전자 장치는 또한 하우징(50)의 내부 또는 외부에 위치될 수 있다. 따라서, 이들 구성에서, 시스템(10)은 외부 전원 코드를 포함하지 않는다. 하우징(50) 내에 전원(즉, 배터리), 전원 공급 장치 및 보조 전자 장치를 모두 통합하면 장치의 크기, 무게 및 외부 복잡성이 감소될 수 있다. 이러한 구성으로, 전원을 쉽게 교체할 수 있고 한 번의 충전으로 60 개 이상의 엑스레이 이미지를 전달할 수 있다. 물론, 필요한 경우, 3DIO 시스템(10)은 벽 콘센트에 연결된 전원 코드로부터의 외부 전력을 사용하여 교대로 또는 추가로 충전되도록 구성될 수 있다. 다른 구성에서, 소스, 검출기 및 제어 전자 기기를 위한 다수의 전원 공급 장치가 제공될 수 있으며, 이들 중 임의의 것(또는 모두)은 하우징의 내부 또는 외부에 위치될 수 있다.

지지 암(support arm)(60)은 하우징 내의 엑스레이 소스(30)가 치아(또는 치아들)를 통해 그리고 검출기(20)를 통해 원하는 각도로 엑스레이 빔을 향하게 하는 임의의 구성을 가질 수 있다. 도 1에 도시된 실시예에서, 지지암(60)은 하우징(50)의 단부에 연결된 실질적으로 직선형 구성(straight configuration)을 갖는다. 다른 구성에서, 지지암은 일직선일 필요가 없고 관절 또는 관절 섹션을 가질 수 있다. 또 다른 구성에서, 하우징(50)은 단부 이외의 임의의 위치에서 지지암(60)에 연결될 수 있다.

다른 실시예에서, 3DIO 시스템(10)은 또한 지지암(60)에 연결될 수 있는 프레임을 포함한다. 프레임은 3DIO 시스템(10)의 작동 동안 사용자에게 다수의 쉬운 그림 옵션을 제공하도록 구성될 수 있다. 프레임은 하나 이상의 크로스 멤버, 하나 이상의 길이 멤버 및 하나 이상의 핸들을 포함할 수 있다. 프레임 내의 다양한 부재의 길이 및 직경은 다양한 오퍼레이터에 대해 필요에 따라 변경될 수 있다. 일부 실시예에서, 프레임은 모듈식 유닛으로서 구성될 수 있어서, 상이한 크로스 부재(또는 길이 부재 또는 핸들)가 기존 크로스 부재(또는 길이 부재 또는 핸들)를 대체하기 위해 사용될 수 있다. 따라서, 프레임은 사용자(또는 오퍼레이터)가 원하는 경우 작동 전에 3DIO 시스템(10)을 그림하고 위치시키는 능력을 제공한다.

프레임은 또한 3DIO 시스템(10)을 작동시키는데 사용될 수 있는 버튼(또는 트리거)을 포함할 수 있다. 일부 구성에서, 3DIO 시스템(10)은 둘 이상의 트리거로 구성될 수 있다. 이러한 구성에서, 트리거는 프레임의 여러 위치에 제공될 수 있어 3DIO 시스템(10)이 오퍼레이터의 손에 어떻게 고정되어 있는지에 관계없이, 오퍼레이터가 사용하기에 편리한 트리거가 항상 편리하다. 예를 들어, 트리거는 크로스 멤버, 길이 멤버 및/또는 핸들에 배치될 수 있다. 다른 예에서, 트리거는 긴 케이블을 통해 나머지 3DIO 시스템에 연결되어 원격 트리거 프로세스가 가능하다. 이러한 여러 트리거는 환자 분석에 사용될 때 사용자의 손을 보다 쉽게 작동하고 잡을 수 있게 한다. 트리거가 장치를 작동시키기 위해 필요한 내부 전자 장치가 프레임 내부로 운반될 수 있다. 다른 구성에서, 이들 트리거 중 하나 이상은 유선 또는 무선 제어에 의해 연결된 원격 트리거 일 수 있다. 선택적인 버튼 덮개 및/또는 강제 푸시 시퀀스를 사용하여 우발적인 엑스레이 방출을 방지할 수 있다.

외부 구조의 다른 예가 도 8에 나와 있다. 이 도면에서, 프레임(frame)(150)을 갖는 3DIO 시스템(10)은 스탠드(stand)(300)에 연결될 수 있다. 스탠드(300)는 베이스(base)(305) 및 연장부(extension)(310)를 향해 위로 연장되는 아암(arm)(315)을 포함한다. 연장부(310)는 3DIO 시스템(10)의 프레임(150)에 연결된 조인트에 연결된다. 다른 구성에서, 3DIO 시스템(10)은 이동 가능한 지지 구조물에 연결될 수 있다. 이러한 구성에서, 이동 가능한 지지 구조물은 3DIO 시스템(10)을 지지하면서 바닥을 가로 질러 이동하도록 구성될 수 있다. 따라서, 이동 가능한 지지 구조물은 하나 이상의 휠, 선반, 핸들, 모니터, 컴퓨터, 안정화 부재, 팔다리, 다리, 스트럿, 케이블 및/또는 무게를 포함할 수 있다(영상 팔 및/또는 다른 무게를 방지하기 위해) 구성 요소를 움직일 수 있다. 따라서, 이동 가능한 지지 구조물은 3DIO 시스템(10)의 프레임(150)에 연결된 조인트를 포함하는 스탠드에 연결된 바퀴 달린 구조물을 포함할 수 있다.

일부 구성에서 3DIO 시스템은 도 7과 같이 벽이나 의자에 장착할 수 있다. 그것이 벽에 장착될 수 있도록, 3DIO 시스템은 40 cm x 40 cm x 60 cm 미만의 직사각형 부피 내에 맞고 무게가 약 5 kg 미만인 것이 바람직하다. 다른 구성에서, 3DIO 시스템은 약 27 cm x 27 cm x 40 cm보다 작고 무게는 약 3 kg 미만일 수 있다. 이 것 보다 크거나 무거우면 벽이나 의자에 장착하기가 어려울 수 있으며, 오퍼레이터를 배치하기가 어려워 환자의 불안감을 증가시킬 수 있다.

크기 및/또는 무게를 줄이기 위해 3DIO 시스템에는 작고 가벼운 구성 요소가 장착될 수 있다. 지난 10 년 동안 엑스레이 튜브의 소형화에 있어 상당한 혁신이 있었다. 휴대용 엑스레이 장치를 활성화한 저전력 엑스레이 소스 어셈블리를 사용할 수 있다. 이러한 경량 소스는 여기에 설명된 3DIO 시스템의 모션 자동화 작업을 크게 단순화할 수 있다. 또한 최신 CMOS 검출기는 훨씬 더 민감하여 기존 CCD 설계에 필요한 것보다 환자에게 더 적은 선량을 제공한다. 새로운 CMOS 검출기는 판독 속도가 매우 빠르기 때문에 여러 2D 이미지를 신속하게 수집하고 전송할 수 있다. 실제로, 저전력 엑스레이 튜브와 새로운 구강 내(intra-oral) CMOS 검출기를 결합하여 일부 기존의 토모신세시스(tomosynthesis) 시스템에서 달성된 동일한 영상 효과를 달성할 수 있다.

일부 구성에서, 3DIO 시스템(10)은 지지 암(60) 또는 하우징(50)의 움직임을 신속하게 잠금 및 잠금 해제할 수 있는 임의의 적절한 잠금 메커니즘을 포함할 수 있다. 예를 들어, 잠금 메커니즘은 전동식 잠금 장치, 전기식 잠금 장치, 무선 제어식 잠금 장치 또는 케이블 작동식 잠금 장치 등을 포함할 수 있다.

3DIO 시스템(10)은 또한 선택적 차폐(shield)를 포함할 수 있다. 차폐는 3DIO 시스템이 작동할 때 후방 산란된 엑스레이로부터 오퍼레이터를 보호하는 데 사용된다. 따라서, 차폐는 임의의 방사선 차폐 물질(납 아크릴 물질 포함)로 만들어지고 오퍼레이터를 보호하도록 성형될 수 있다. 필요한 경우 3DIO 시스템에서 차폐를 제거하도록 구성할 수 있다.

3DIO 시스템(10)은 또한 사용자 입력/출력(I/O) 메커니즘을 포함한다. 일부 실시예에서, I/O 메커니즘은 터치 스크린 모니터 또는 디스플레이에 결합된 사용자 인터페이스 및 디스플레이를 포함한다. 이 모니터는 볼 조인트 또는 여러 자유도의 조인트를 사용하여 프레임에 연결하여 장치의 사용자 또는 오퍼레이터가 원하는 대로 모니터를 배치할 수 있다.

3DIO 시스템(10)은 임상의, 의사, 방사선과 의사, 치과 의사, 기술자 또는 기타 의학적으로 훈련된 전문가 및/또는 I/O 메커니즘을 사용하는 오퍼레이터에 의해 제어될 수 있다. 일부 실시예에서, 오퍼레이터는 장치에 인접한 시스템 제어 콘솔과 같은 중앙 시스템 제어에서 또는 그로부터 3DIO 시스템(10)을 제어할 수 있다. 오퍼레이터는 I/O 메커니즘과 통합되거나 I/O 메커니즘과 분리된 다양한 선택적 사용자 인터페이스를 통해 시스템 제어와 인터페이스 할 수 있다. 제어 콘솔, 사용자 인터페이스 또는 둘 다(410)는 도 11에 도시된 바와 같이 3DIO 시스템(10)에 인접하여 위치될 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 제어 콘솔 및/또는 사용자 인터페이스는 오퍼레이터가 불필요한 엑스레이에 노출되는 것을 방지하기 위해 인접한 방에서와 같이 원격으로 위치될 수 있다.

또 다른 실시예에서, 환자와의 작업의 편의를 위해 디스플레이 패널이 환자 근처에 위치될 수 있지만, 제어 콘솔 및 이미징 시퀀스 트리거는 원격에 위치될 수 있다.

일부 구성에서, 하우징(50) 내의 엑스레이 소스(30)은 비스무트 충전(또는 다른 중금속) 실리콘 재료로 차폐될 수 있다. 비스무트(Bismuth)는 중금속의 독성이 덜한 것으로 간주되므로 환경적으로 더 바람직하고, 납과 비교할 만한 방사선 차폐를 제공하기 때문에 종래의 납 대신에 방사선 차폐에 비스무트가 사용될 수 있다. 또한, 설계 및 제조 모두에서 유연성을 높이고 납 또는 납 기반 재료와 비교할 때 더 넓은 범위의 기능 및 사용을 가능하게 하는 이러한 기능성 비스무트 차폐 재료 소스 및 방법을 제공한다. 따라서, 이 차폐는 누설 방사선을 방지하는데 매우 효과적이므로, 3DIO 시스템(10)을 사용할 때 오퍼레이터(operator)가 방사선 노출로부터 보호된다.

일부 실시예에서 방사선 차폐(adiation shielding)의 효과는 원자 번호, 또는 Z 값 및 차폐 물질의 밀도에 의존한다. Z 값이 더 높은 밀도가 높은 차폐 재료는 고 에너지 엑스레이 및 감마선을 위한 더 나은 차폐 재료이다.

따라서, 방사선 차폐는 요오드(I)(iodine), 바륨(barium), 주석(tin), 탄탈륨(tantalum, cesium, antimony, gold, and tungsten), 세슘(cesium), 안티몬(antimony), 금(gold) 및 텅스텐(tungsten)과 같은 다른 높은 Z 금속을 함유할 수 있다.

3DIO 시스템은 유선 또는 무선 연결을 통해 모든 유형의 전자 장치에 연결할 수도 있다. 이들 실시예에서, 3DIO 시스템은 검출기를 엑스레이 이미지를 분석하는데 사용될 수 있는 컴퓨터와 같은 원하는 전자 장치에 검출기를 연결하는 통신 케이블을 포함할 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 검출기는 원하는 전자 장치와 페어링될 수 있는 임의의 무선 통신 장치와 연결될 수 있다.

3DIO 시스템은 모든 치과 스테이션과 통합되도록 구성할 수도 있다. 따라서, 3DIO 시스템은 제 1 치과 스테이션과 연결되거나 제 1 치과 스테이션으로 이동하도록 구성될 수 있고 제 1 환자의 이미지를 촬영하도록 작동될 수 있다. 그런 다음, 3DIO 시스템을 첫 번째 치과 스테이션에서 제거한 다음 두 번째(또는 세 번째, 네 번째 등) 치과 스테이션과 연결하여 추가 환자의 이미지를 찍을 수 있다.

도 3 및 4에 표시된 것처럼 3DIO 시스템을 기하학적 보정 메커니즘(geometric calibration mechanism)을 포함하도록 수정할 수도 있다. 일부 구성에서, 교정 메커니즘은 치아 특징을 기준 마커(fiducial markers)로 사용한다. 다른 구성에서, 기하 보정(geometric calibration)은 기준 마커(fiducial markers)와 달리 보정을 위해 이미지 데이터를 사용할 수 있다.

일부 실시예에서, 엑스레이 소스의 기계적 모션은 부분적으로 또는 완전히 자동화될 수 있어 오퍼레이터의 개입이 거의 또는 전혀 필요하지 않다. 자동화된 모션은 대부분의 실시예에서 일정한 속도 회전일 것이다. 이것이 가장 간단한 작동 모드이기 때문이다. 그러나, 다른 실시예는 각각의 엑스레이 노출 동안 엑스레이 소스가 정지 상태로 유지되고 이어서 다음 위치로 빠르게 이동 또는 회전되는 정지-시작 접근법(stop-start approach)을 사용할 것이다. 또 다른 실시예는 상이한 회전 속도가 회전의 상이한 지점에서 사용되는 작동 모드(operational mode)를 사용할 수 있다.

회전 속도(rotation velocity) 또는 스톱-스타트 모션(stop-start motion)은 엑스레이 소스 및 검출기 작동과 동기화된다. 엑스레이 소스가 움직임 또는 경로에서 원하는 위치에 있을 때 엑스레이 소스와 패널이 올바르게 트리거 되거나 작동되도록 한다.

이 회전 자동화(rotary automation)는 단일 하우징으로 묶을 수 있는 모션 지지대(motion gantry)에 가벼운 엑스레이 소스를 장착하여 달성할 수 있다. 위에서 언급한 바와 같이, 하우징은 현대 구강 내 엑스레이 소스와 같은 벽-마운트 암(wall-mount arm)에 장착되지만 하우징 자체의 모션은 없다. 부분적으로 또는 완전히 자동화된 시스템은 오퍼레이터가 작동하기 쉬운 기술로 오퍼레이터가 3D 이미지를 수집할 수 있게 하여 오퍼레이터와 환자 경험이 기존의 단일 2D 방사선 사진의 경험과 기법과 비교될 수 있도록 한다. 이상적으로는 전체 이미지 시퀀스가 단일 버튼을 누르거나 단일 명령을 컴퓨터 제어 시스템에 발행하여 활성화된다.

엑스레이 소스의 움직임을 부분적으로 또는 완전히 자동화하면 3DIO 시스템이 실질적으로 연속적으로 작동할 수 있다. 엑스레이 소스는 다시 이동하기 전에 원하는 양의 엑스레이를 제공할 수 있을 정도로 오래 정지하거나 계속 움직일 수 있다. 대부분의 구성에서, 엑스레이 소스는 엑스레이 빔을 치아쪽으로 보내기 위해 약 10ms에서 약 40ms 밀리 초 동안 일시 중지하면 된다. 그 후, 다른 세트의 엑스레이 빔을 보내기 전에 하우징(50) 내에 엑스레이 소스를 재위치(re-position)하는데 약 40ms 내지 약 100ms 밀리 초가 소요된다. 엑스레이 소스는 필요한 만큼 이동 및 재위치할 수 있다. 다시 말해서, 평균 이미징 프로세스는 약 50ms 내지 약 140ms/이미지의 범위일 수 있다.

3D 이미지로 처리될 2D 이미지 데이터를 생성하는 데 필요한 엑스레이 노출의 타이밍 및 순서는 가능한 빨리해야 한다. 전체 과정은 약 5 초 내지 10 초의 기간 내에 완료되는 것이 바람직하고, 환자의 안락함을 위해 짧은 시간이 바람직하고, 짧은 시간은 영상화 과정 동안 환자가 움직이지 않는 상태(motionless)를 유지하기가 더 쉽기 때문에 바람직하다. 예를 들어, 이미징 시퀀스가 6 초 내에 완료되어야 하고 6 초 내에 총 24 개의 이미지가 필요한 경우 3DIO 시스템은 초당 4 개의 이미지를 가져온다. 하우징 내 엑스레이 소스는 6 초 동안 거의 한 번의 완전한 회전을 완료하거나 약 10rpm의 회전 속도를 가져야 한다. 이 예에서 엑스레이 소스는 10ms ~ 20ms 동안 최대 전력으로 펄스 될 수 있으므로, 엑스레이 검출기가 이미지 데이터를 읽고 다음 데이터를 수신할 수 있도록 약 230ms ~ 240ms를 남겨 둔다. 엑스레이 펄스-엑스레이 소스의 다른 위치에서 250ms 마다 발생하여 다음 2D 이미지를 생성한다. 따라서, 환자의 모션이 이미징 프로세스에 영향을 미치지 않거나 간단한 환자 안정화 장치(즉, 턱 받침대)가 치아에 대한 전체 이미징 프로세스를 신속하게(즉, 5-10 초 미만) 완료할 수 있어, 환자의 모션을 제어하기에 충분하다.

다른 치아를 이미징 하기 위해 필요한 경우, 환자의 입 내에 위치한 검출기 및 하우징(50)은 다른 위치로 이동될 수 있다. 하우징 및 검출기가 재위치된 후, 추가 치아의 이미징은 전술한 바와 유사한 방식으로 진행될 수 있다. 이 과정을 반복하여 원하는 만큼의 치아를 이미징 할 수 있다.

본 명세서에 설명된 3DIO 시스템을 사용하면 오퍼레이터는 다수의 2D 이미지를 촬영하고 이를 사용하여 3D 이미지를 렌더링하는데 필요한 시간을 크게 줄일 수 있다. 일반적으로, 다수의 2D 이미지를 사용하여 3D 이미지를 렌더링하는 프로세스는 약 120 초 미만이 소요될 수 있다. 다른 실시예에서, 이 시간은 약 30 초 내지 약 90 초의 범위 일 수 있다. 위에서 설명한 2D 방사선 이미지를 촬영하는 데 필요한 시간이 주어지면, 2D 이미지를 촬영하고 3D 이미지를 생성하는 전체 프로세스는 약 40 초에서 최대 100 초까지 또는 심지어 140 초까지 걸릴 수 있다.

설명된 바와 같이, 3DIO 시스템은 치아의 제 1 2D 방사선 사진을 제 1 각도로 캡처하고, 엑스레이 소스의 위치를 이동시켜 다른 각도에서 다른 이미지를 취한 후 재구성 알고리즘을 사용하여 3D 이미지를 생성할 수 있다. 두 개의 2D 방사선 이미지에서 3D 이미지를 렌더링 한다. 많은 구성에서 3D 이미지를 만드는 데 2 개 이상의 2D 방사선 이미지가 사용된다. 일부 실시예에서, 2D 방사선 이미지의 수는 3 내지 1000 개 이상의 이미지 범위 일 수 있다. 다른 실시예에서, 2D 방사선 이미지의 수는 6 개에서 32 개가 넘는 이미지의 범위 일 수 있다. 또 다른 실시예에서, 2D 방사선 이미지의 수는 9 내지 24 개의 이미지 범위 일 수 있다. 사용되는 실제 이미지 수는 사용 가능한 시간과 3D 이미지에 필요한 해상도에 따라 상황에 따라 다르다. 사용되는 2D 방사선 이미지가 많을수록 3D 이미지의 해상도는 높아지지만 엑스레이 소스가 위치에서 다른 위치로 이동해야 하기 때문에 이미징 절차가 오래 걸리며 방사선 양은 환자에게 더 높으며 3D 이미지 계산에는 더 많은 시간이 필요하다. 반면, 사용되는 2D 방사선 이미지가 적을수록 3D 이미지의 해상도는 낮아 지지만 이미징 프로세스는 더 빨라질 수 있다.

엑스레이 소스는, 도 5 및 6에 도시된 바와 같이, 검출기(20)와 대략 평행한 평면에 위치한 원에서 약 0도 내지 약 360 도의 각도로부터 임의의 증분만큼씩 주위로 이동(또는 회전)될 수 있다. x- 소스가 환자의 머리 주위에서 수평으로 회전하는 CBCT 프로세스와 달리, 엑스레이(30) 소스는 치아(40)의 종축(longitudinal axis)에 실질적으로 평행(parallel)하고 환자의 머리의 한쪽면에만 위치한 평면에서 원으로 회전한다. 검출기(20)는 치아 뒤에 고정(stationary)되고 일부 구성에서는 치아의 종축에 실질적으로 평행하다. 따라서, 엑스레이 소스(30)는 기계적 지지대(mechanical gantry)(70)를 사용하여 검출기의 평면에 대략 평행한 평면에서 회전축(80) 주위에서 회전될 수 있다. 실제로, 엑스레이 소스(30)는 환자의 치아가 수직 방향으로 배향되면 실질적으로 수직인 평면에서 0 내지 약 360도 범위의 원호의 임의의 부분을 통해 회전할 수 있다. 여기에 설명된 3DIO 시스템을 사용하면, 오퍼레이터는 X 및 Y 직교 좌표가 아닌 극좌표, 세타 및 파이의 위치를 변경하여 평행 평면의 임의 위치에서 2D 이미지를 촬영할 수 있다. 대안적으로, 이러한 동일한 위치 세트는 반경(R)과 각도(θ)로 구성된 평면에서 원형 좌표를 사용하여 설명될 수 있다. 따라서, 3DIO 시스템은 소스가 검출기의 면에 수직인 평면을 따라 제한된 원호로 이동하는 유방 촬영(mammography) 또는 흉부 엑스레이에 대한 종래의 토모신세시스와 다르다.

엑스레이 소스가 이러한 방식으로(즉, 실질적으로 원형 모션(circular motion) 및 실질적으로 일정한 회전 속도로) 이동함에 따라, 원형으로 움직이기 때문에, 검출기 어레이(detector array)에 의해 정의된 X 및 Y 방향으로의 움직임의 명백한 순간 속도는 정현파(sinusoidal)일 것이다. X 및 Y 정현파 움직임도 위상차가 90도이므로 X 방향의 속도가 최대일 때 Y 움직임이 0이되고 그 반대도 마찬가지이다. 결과 3D 이미지에서 최대 해상도를 얻으려면, 엑스레이 소스가 모션하는 위치를 추적하고 이미지 재구성 동안 X 및 Y 해상도에 대해 픽셀에 적절히 가중치를 부여하여 엑스레이 소스가 0 또는 소량의 X 변위를 보일 때 촬영된 이미지는 이미지 기능(image

feature)의 X-해상도를 정의할 때 더 큰 가치가 주어지게 되고, 이미지 특징의 Y-해상도에 대한 동일한 접근법은 재구성 알고리즘이 2D 이미지 캡처 프로세스 동안 엑스레이 소스의 연속적인 모션에 의해 야기되는 모션 블러를 감소시키거나 제거하는데 도움을 줄 것이다.

당 업계에 공지된 다수의 3D 재구성 시스템 또는 방법이 존재한다. 오퍼레이터가 표준 구강 내 방사선 사진과 마찬가지로 엑스레이 소스를 수동으로 재위치하고 각 2D 투영을 수행해야 했기 때문에 이러한 시스템 또는 접근 방식의 대부분은 실제로 실패했다. 오퍼레이터가 3D 재구성 과정에 필요한 추가 시간과 함께 그러한 과정에 내재된 환자의 불편 함과 함께, 9 내지 15 개의 구강 내 방사선 사진을 수동으로 촬영하는 데 필요한 상당한 시간은 이러한 시스템 또는 방법을 사용하여 대부분의 치과 시술에 비실용적이다.

3DIO 시스템은 훨씬 빠른 이미지 캡처 프로세스를 사용한다. 이는 주로 검출기와 실질적으로 평행한 평면에서 원형 모션으로 한정하여 엑스레이 소스 모션을 단순화하여 각 이미지에 대해 동일한 위치에 검출기를 남겨 두어 자동화된 이미지 캡처에 의한 것이다. 이 방법을 사용하면 이미지 캡처 프로세스를 자동화할 수 있다.

GPU(Graphics Processing Unit) 하드웨어의 병렬 계산 성능이 향상되어 토모그래피(tomography) 및 토모신세스(tomosynthesis)를 위한 반복적 및 통계적 재구성 기술을 임상적으로 구현할 수 있었다. 이러한 반복 기법은 변형 기반 방법(variational-based)을 사용하여 검출기 측정시 재구성된 이미지의 확률을 설명하는 우도 함수(likelihood function)를 최대화한다. 이러한 발전은 2D 이미지 데이터의 자동 캡처와 결합될 때 표준 2D 치과용 엑스레이와 비교할 수 있는 사용 편의성과 작업 흐름을 제공하는 3DIO 시스템을 고려하는 것이 실용적이다.

3D 이미지 생성에 이러한 반복 기술을 사용하면 몇 가지 장점이 있다. 첫째, 이러한 기술은 누락된 데이터 및 임의의 프로젝션 스캔(예를 들어, 비표준 형상의 스캔)에 강력한다. 둘째, 이러한 기술은 이미징 시스템의 물리 및 노이즈 특성을 직접 모델링한다. 셋째, 이러한 기술은 알고리즘이 올바른 고해상도 이미지에 수렴하는 데 필요한 시간을 줄이기 위해 3D 재구성 이미지의 사전 확률을 사용할 수 있게 한다.

여기에 설명된 3DIO 시스템은 몇 가지 유용한 기능을 보여준다. 3DIO 시스템의 유용한 기능 중 하나는 엑스레이 선량 최소화 체계를 사용하면서 고해상도 3D 이미지를 얻을 수 있는 기능이다. 본원에 기술된 3DIO 시스템 이전에는, 100 미크론 이상의 해상도를 갖는 3D 이미지를 얻기 위해서는 300 μ Sv 내지 1,000 μ Sv 범위의 전형적으로 필요한 엑스레이 선량이 필요하다. 본원에 기술된 3DIO 시스템은 오퍼레이터가 약 10 μ Sv 내지 약 45 μ Sv 범위의 훨씬 더 작은 투여량으로 유사한 해상도를 얻을 수 있게 한다.

또 다른 유용한 기능으로는 향상된 영상 효과가 있다. 이 효과는 시스템 인터페이스와 저전력 엑스레이 튜브를 CMOS 센서와 동기화하고 여러 각도에서 2D 이미지를 수집하기 때문에 달성할 수 있다. 따라서 공간 해상도, 노이즈, 대비 대 잡음비 및 기하학적 정확도를 최적화하여 진단 품질 이미지를 얻는 데 필요한 이미지 수를 줄인다. 이것은 갈라진 틈(crack), 인접 치간의 우식(interproximal caries), 겹친 뿌리(overlapping root)(2D 방사선 사진에서 볼 때) 및 치과의 다른 변칙적 해부학(anomalous anatomy) 및 진단 문제로 치아의 더 나은 진단 이미지를 제공함으로써 실무 치과 의사에게 이점을 제공할 것이다.

본 명세서에 기술된 3DIO 시스템은 TACT(Tuned aperture Computed Tomography) 시스템과 비교하여 보다 신속하고 저렴하게 수행할 수 있다. TACT 시스템은 일부 치아 골절을 감지할 때 CBCT만큼 정확할 수 있는 구강 내 센서와 치과용 토모신세스를 사용한다. 실제로, TACT를 이용한 토모신세스 데이터의 3D 재구성을 위한 상용 소프트웨어가 개발되었다. 불행하게도, 이 접근법은 임상 실무에서 실패했다. 주로 오퍼레이터가 수동으로 엑스레이 소스를 재위치하고 표준 구강 내 방사선 사진과 유사한 2D 이미지를 가져와야 하기 때문이다. 이는 엑스레이 소스를 수동으로 재위치할 필요가 없는 3DIO 이미징 방식의 중요성과 가치를 보여준다.

본 명세서에 기술된 3DIO 시스템의 매력적인 특징은 치과 진료에 대한 적응성이다. 치과 영상은 기존의 CBCT 접근법에 비해 감소된 엑스레이 선량 및 개선된 해상도를 제공하는 것 외에도 치과 진료에 채택되는 많은 제약을 충족시켜야 한다. CBCT 절차와 일부 기존의 3D 치과 영상 시스템 및 접근 방식은 환자와 치과 진료에 허용할 수 없는 부담을 가하기 때문에 표준 치과 진료에 합격하지 못했다. 이러한 부담에는 용납할 수 없는 화폐 비용 이슈; 개인의 불편함, 엑스레이 선량 및 치과에서 치료를 받는 시간과 같이 환자로써 격을 수밖에 없는 받아들일 수 없거나 매력적이지 않은 부담; 및 치과 진료에서 진료 흐름의 중단을 포함한다. 대부분의 치과 진료에 관심이 있는 3D 치과 영상 시스템을 만들려면 이러한 각 문제를 해결하고 해결해야 한다.

설명하자면, 치아의 2D 이미지를 촬영하기 위한 치과 진료에서 일반적인 작업 흐름은 다음과 같다. 치과 의사 또는 치과 의사는 환자의 입에 편안하게 입을 맞출 수 있는 크기의 디지털 이미징 장치를 환자의 입에 삽입한다. 그 후, 엑스레이 소스가 검출기를 향하는 엑스레이 방사선으로 환자의 입 외부에 위치한 다음, 엑스

레이 소스가 트리거 되고 이미지가 획득된다. 단일 엑스레이 이미지를 얻는 전체 프로세스는 일반적으로 30-60 초가 걸리며, 필요한 장비가 이미 대략 정확한 위치에 있기 때문에 추가 이미지가 더 적은 시간이 소요된다.

3D 치과 이미지에 대해 유사한 작업 흐름을 달성하려면 몇 가지 요구 사항이 충족되어야 한다. 첫 번째 요구 사항은 엑스레이 소스가 표준 치과용 엑스레이 장비와 유사한 벽에 장착되고 필요에 따라 쉽고 쉽게 배치될 수 있도록 무게가 작고 상대적으로 작아야 한다는 것이다. 대안적으로, 적절한 위치 결정을 제공하는 다른 방식으로 장착될 수 있다. 두 번째 요구 사항은 구강 내 검출기가 기존 구강 내 검출기와 크기, 느낌, 환자의 안락함 등이 비슷해야 한다는 것이다. 세 번째 요구 사항은 전체 이미징 프로세스를 5 내지 10 초와 같이 비교적 짧은 시간 내에 완료할 수 있어야 한다는 것이다. 네 번째 요구 사항은 환자 및 구강 내 검출기에 대한 엑스레이 소스의 위치 설정이 쉽고 빠르게 달성되어야 한다는 것이다.

또한, 전형적인 2D 치과 이미지는 이미지를 촬영하는 동안 움직이지 말고(motionless) 있으라는 구두 요청(verbal request) 이외의 환자의 움직임 또는 위치에 대한 제약 없이 획득된다. 머리 구속 장치를 사용하거나 환자 머리 옆에 큰 엑스레이 소스 장치를 배치하여 환자에게 상당한 불편을 주는 3D 치과 영상화 과정은 환자의 불편을 초래하고, 결과적으로 표준 실습으로서의 이미징 3D 사용에 대한 환자 저항을 유발한다.

비슷한 수준의 환자 편의에 대한 요구를 충족시키면 3D 치과 영상 시스템에 다음과 같은 제약이 따른다. 첫째, 간단한 턱 받침 또는 이와 유사한 접근 방식보다 불편한 헤드 모션 구속을 피하려면 3D 이미징 프로세스를 5 초 미만, 확실히 10 초 미만으로 신속하게 수행해야 한다. 정확한 3D 렌더링에 필요한 2D 이미지의 수는 일반적으로 약 15 개 이미지와 50 개 이미지 사이이므로, 2D 이미지 캡처 속도는 적어도 초당 5 개 이상의 이미지 수준이어야 한다.

두 번째 제약은 엑스레이 소스가 작아야 하고 환자가 익숙한 기존의 엑스레이 소스와 크기 및 모양이 비슷해 보인다는 것이다.

필요한 2D 이미지를 얻기 위해서는 이미징 프로세스가 신속하게 완료되어야 하고 엑스레이 소스가 호, 원 또는 다른 기하학적 경로로 이동해야 하기 때문에, 필요한 기계적 모션, 카운터 웨이트 및 기타 엔지니어링 문제를 관리하는 이슈를 단순화하기 위하여 엑스레이 소스의 무게가 가벼워야 하고 또한 물리적으로 작아야 한다. 엑스레이 소스 자체의 무게는 1.5 Kg 미만, 그리고 확실히 5 Kg 미만이며, 길이는 약 20 cm, 폭은 약 8 cm, 높이는 8 cm 미만인 것이 바람직하다.

세 번째 제약 조건은 3D 이미지를 재구성하는 데 필요한 수학적으로 복잡한 계산을 수행하는 컴퓨터 프로세서의 속도와 기능에 관한 것이다. 환자의 편안함과 수용에 대한 요구 사항을 충족시키고 일반적인 치과 진료의 작업 흐름에 적합하도록 2D 이미지 데이터를 수집한 후 짧은 시간 내에 3D 계산을 완료하는 것이 도움이 된다. 컴퓨터 기술이 계속 발전함에 따라 이 요구 사항을 보다 쉽게 충족할 수 있을 것으로 예상되지만 3D 데이터를 치과 의사에게 제시하는 데 걸리는 시간은 약 90 초를 넘지 않아야 한다.

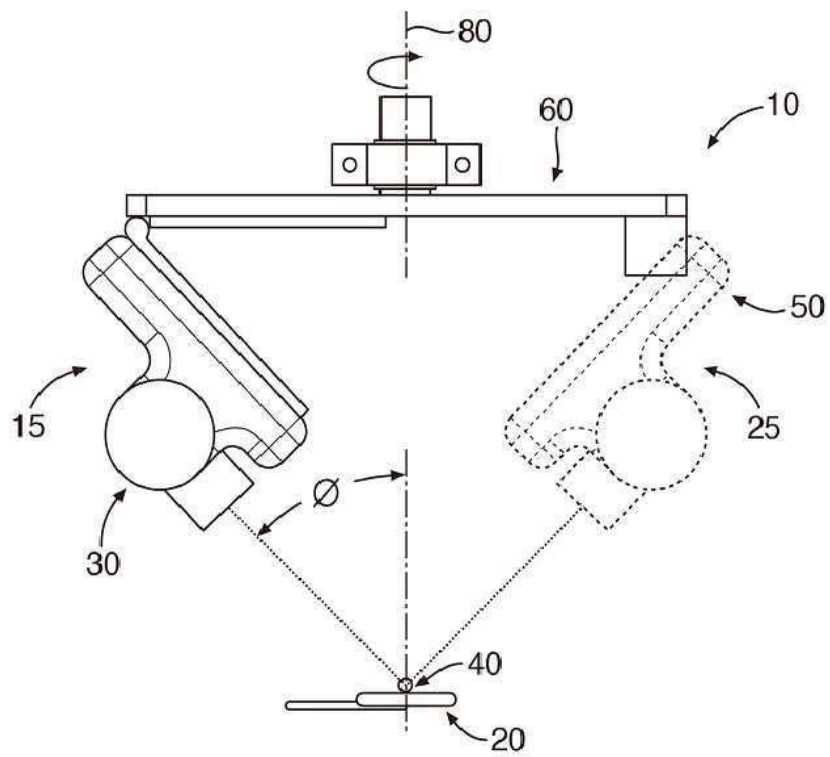
마지막으로, 금전적 비용 문제를 해결하면 3D 이미징 시스템에서 구현할 수 있는 기술에 제약이 따른다.

일부 접근법은 3D 치과 이미징을 위해 엑스레이 소스 어레이를 사용하지만, 기존의 저렴하고 잘 개발된 신뢰할 수 있는 진공 튜브 엑스레이 소스를 이용하지 않기 때문에 상당한 비용이 발생한다. 고급 엑스레이 소스 어레이를 사용하는 것은 기술적으로 매력적이지만, 치과 의사 또는 치과 환자에게 이미지 품질, 엑스레이 선량 또는 원하는 시간 제한 내에서 필요한 2D 엑스레이 이미지를 생성하기 위해 쉽게 이동하고 펄스 처리할 수 있는 기존의 저비용의 엑스레이 소스의 기타 중요한 성능 팩터의 측면에서 별로 잇점이 없다.

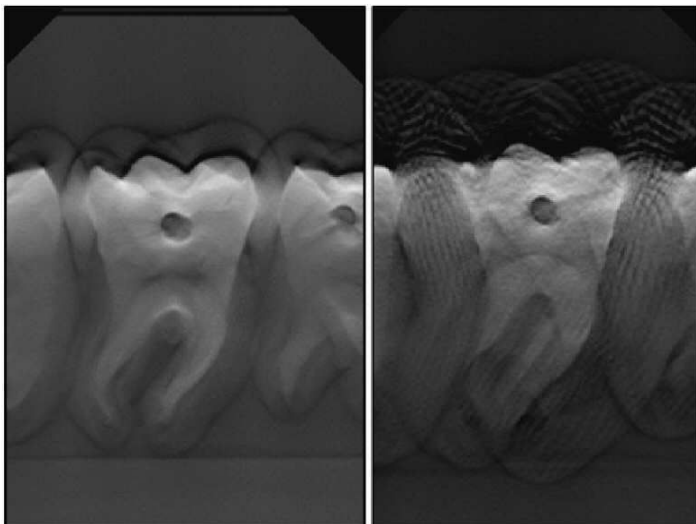
전술한 임의의 변형에 더하여, 본 명세서의 사상 및 범위를 벗어나지 않고 당업자에 의해 수많은 다른 변형 및 대안적인 구성이 고안될 수 있으며, 첨부된 청구 범위는 그러한 변형 및 구성을 포함하도록 의도된다. 따라서, 정보가 현재 가장 실용적이고 바람직한 측면으로 간주되는 것과 관련하여 구체적이고 상세하게 설명되었지만, 형태, 기능, 작동 방식 및 사용을 포함하지만 이에 제한되지 않는 수많은 변형이 본 명세서에 제시된 원리 및 개념으로부터 벗어나지 않고 이루어질 수 있음은 당업자에게 명백할 것이다. 또한, 본 명세서에서 사용된 바와 같이, 실시예 및 실시예는 모든 점에서 단지 예시적인 것으로 의도되며 어떠한 방식으로든 제한하는 것으로 해석되어서는 안된다.

도면

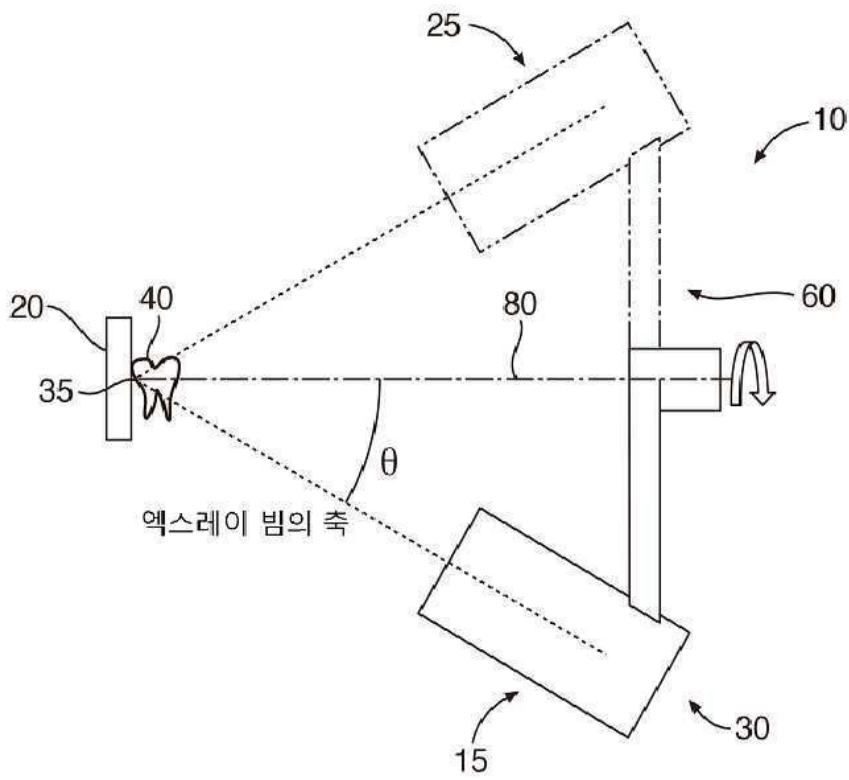
도면1



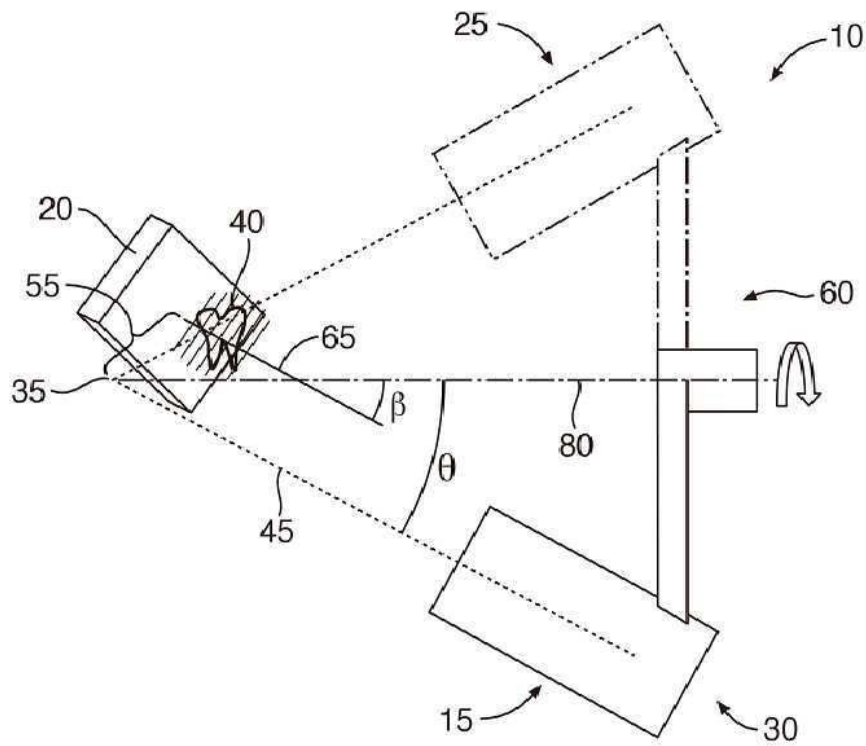
도면2



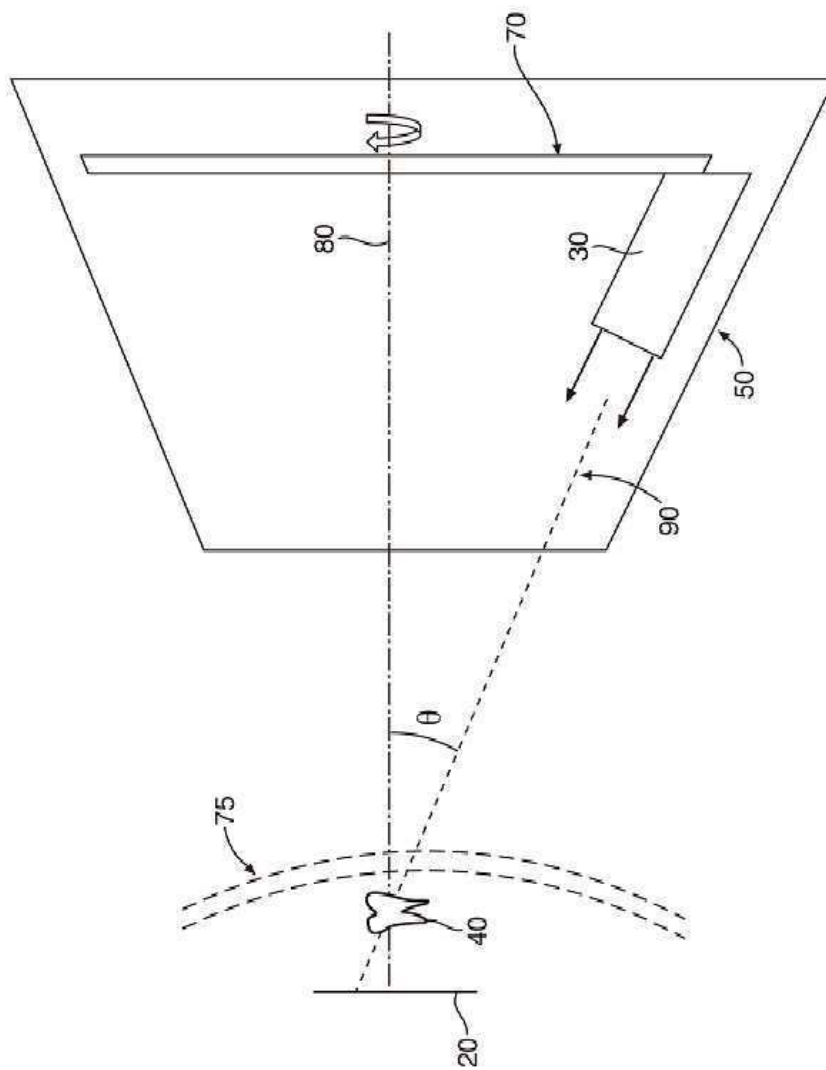
도면3



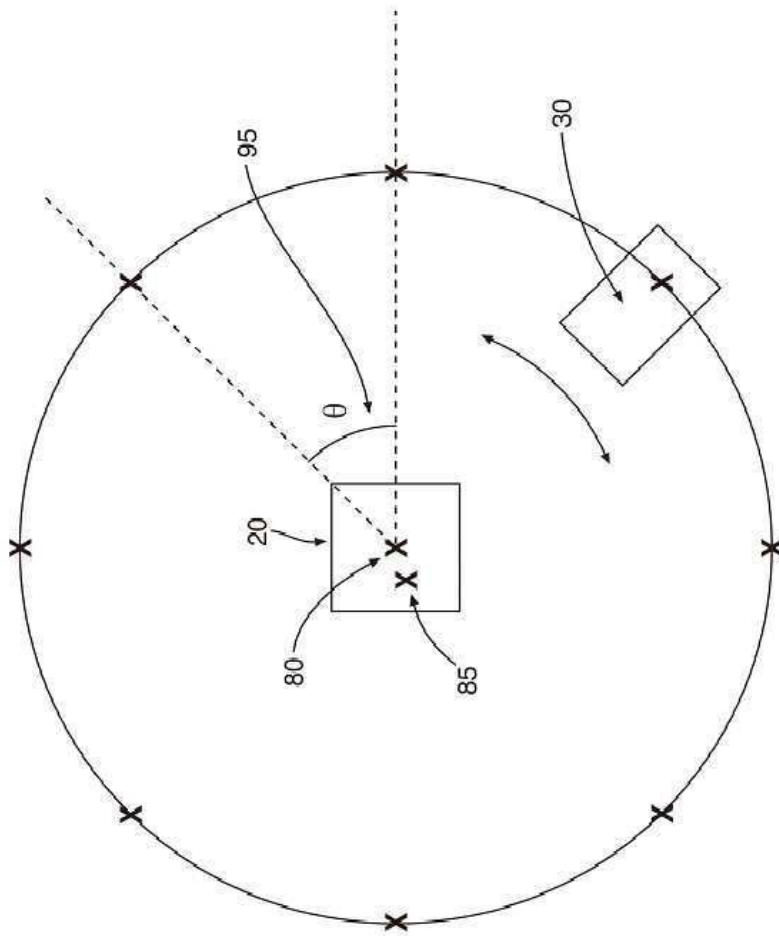
도면4



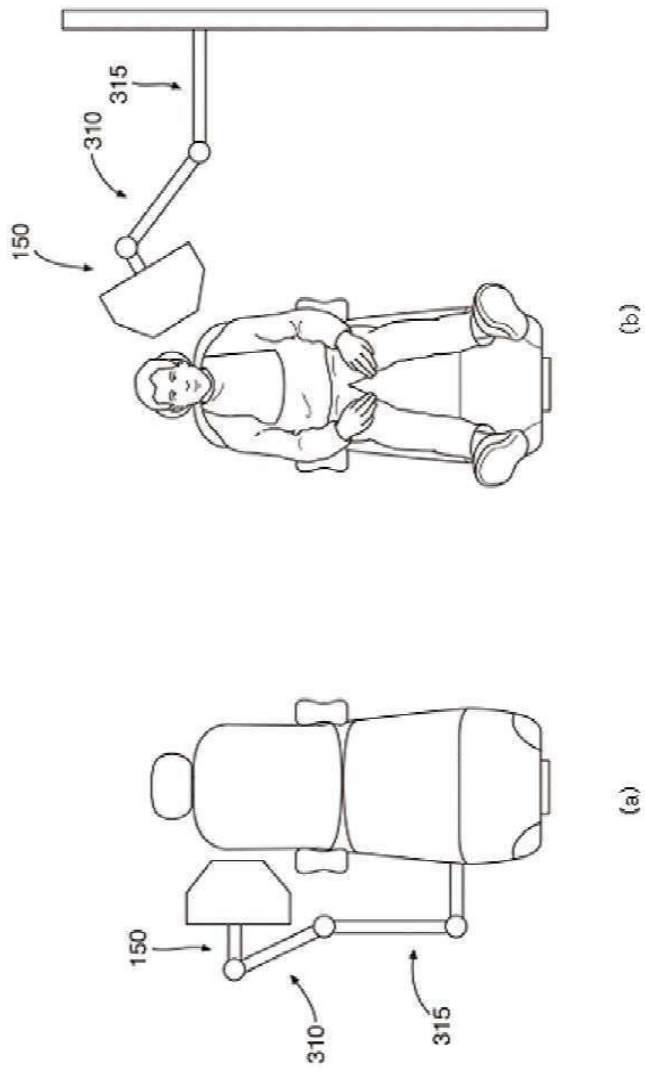
도면5



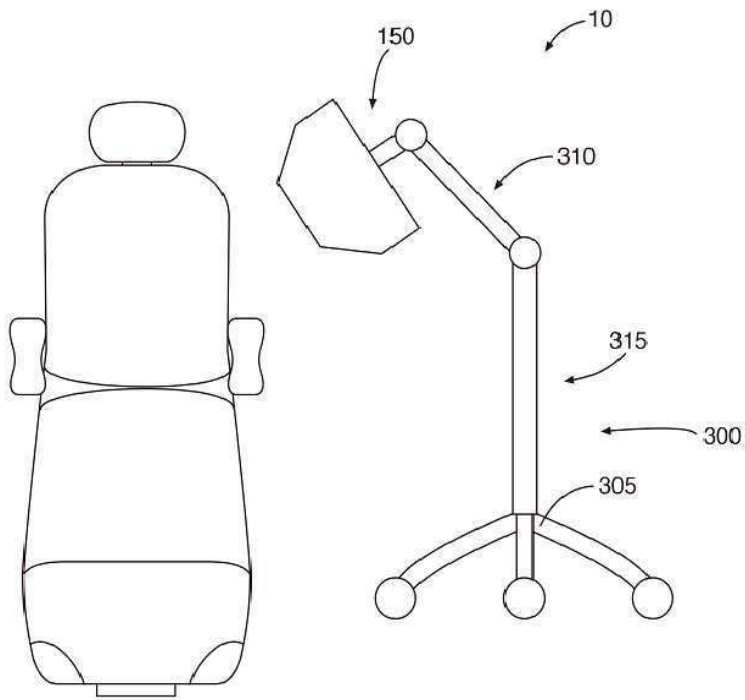
도면6



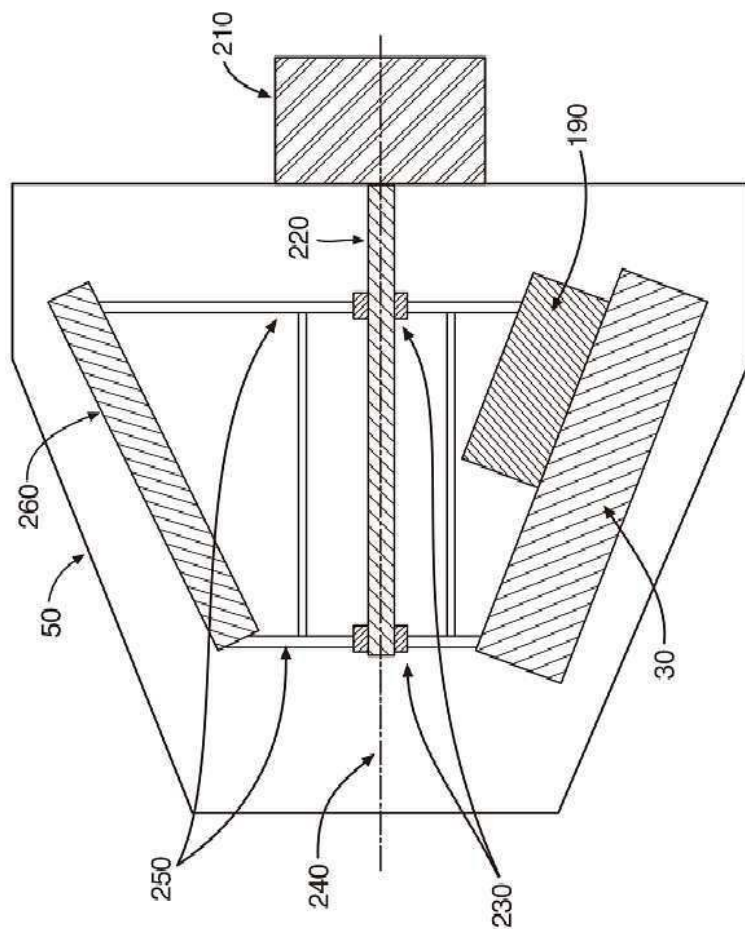
도면7



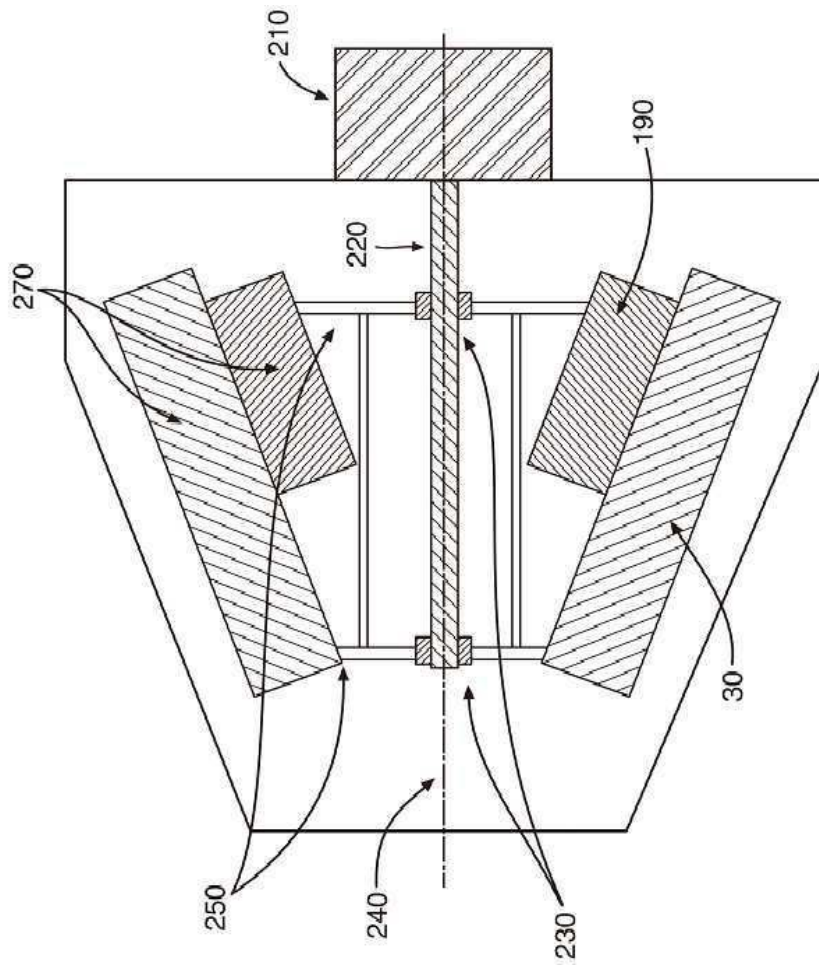
도면8



도면9



도면10



도면11

