



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2024년12월03일

(11) 등록번호 10-2737647

(24) 등록일자 2024년11월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/51 (2024.01) A61B 6/00 (2024.01)

(52) CPC특허분류
A61B 6/51 (2024.01)
A61B 6/4435 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2021-7006523

(22) 출원일자(국제) 2019년08월01일

심사청구일자 2022년07월14일

(85) 번역문제출일자 2021년03월03일

(65) 공개번호 10-2021-0048502

(43) 공개일자 2021년05월03일

(86) 국제출원번호 PCT/EP2019/070844

(87) 국제공개번호 WO 2020/025779

국제공개일자 2020년02월06일

(30) 우선권주장

102018000007817 2018년08월03일 이탈리아(IT)

19179134.2 2019년06월07일

유럽특허청(EPO)(EP)

(56) 선행기술조사문헌

US20070030950 A1

JP2006034670 A*

WO2009133937 A1*

JP2010259780 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

드 고트젠 에스.알.엘.

이탈리아 아이-21057 올지아테 올로나 (바레세),
비아 로마, 45

(72) 발명자

지아니 클라우디오

이탈리아 21052 부스토 아르시치오 (바레세) 비아
마시모 다젤리오 10/3

로톤도 주세페

이탈리아 20090 세탈라 (밀라노) 비아 텔레 로즈
29

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인태평양

전체 청구항 수 : 총 16 항

심사관 : 최성수

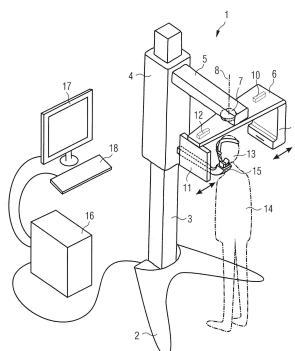
(54) 발명의 명칭 환자 두부의 디지털 촬영 장치

(57) 요약

본 발명에 따른 환자 두부의 디지털 촬영 장치는 X선 방사선을 생성하기 위한 소스(9)와, 상기 소스(9)에 의해 생성되어 환자(14)를 통과하는 X선 방사선을 검출하기 위한 센서(11)와, 상기 소스(9)와 상기 센서(11)를 서로 대향되도록 배치하기 위한 회전 암(6)으로서 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 거리를 변화시키기 위한 조정

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



수단(10, 12)을 구비한 회전 암(6)과, 상기 회전 암(6)을 지지하기 위한 지지 구조(2, 3, 4, 5)를 포함하고, 모터 구동 병진 및 회전 수단(7)이 상기 회전 암(6)과 상기 지지 구조(2, 3, 4, 5) 사이에 개재되어 있다. 상기 장치는 상기 소스(9), 상기 센서(11), 상기 조정 수단(10, 12), 및 상기 병진 및 회전 수단(7)을 제어하고 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 다른 거리를 포함하는 다양한 동작 모드에서 상기 장치를 작동시키기 위해 설치된 제어부(16)를 포함하며, 상기 장치는 상기 제어부(16)와 연결되고 상기 소스(9) 및/또는 상기 센서(11)의 이동 중에 상기 소스(9) 및/또는 상기 센서(11)와 상기 환자(14)와의 충돌 가능성을 감지하기 위해 설치된 충돌 감지 수단(93, 94)을 구비한다.

(52) CPC특허분류

A61B 6/4452 (2013.01)

A61B 6/501 (2024.01)

A61B 6/544 (2013.01)

A61B 6/588 (2013.01)

A61B 6/589 (2013.01)

(72) 발명자

네티스 코스탄티노

이탈리아 20162 밀라노 (엠아이) 비아 몬테 로톤도
21

벤투리노 지안프랑코

이탈리아 20159 밀라노 (엠아이) 비아 야코포 달
베르메 7

리날디 제라르도

이탈리아 20124 밀라노 (엠아이) 비아 세템브리니
35

명세서

청구범위

청구항 1

환자(14)의 두부를 디지털 촬영하기 위한 장치로서,
 X선 방사선을 생성하기 위한 소스(9)와,
 상기 소스(9)에 의해 생성되어 환자(14)를 통과하는 X선 방사선을 검출하기 위한 센서(11)와,
 상기 소스(9)와 상기 센서(11)를 서로 대향되도록 배치하기 위한 회전 암(6)으로서, 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 거리를 변화시키기 위한 조정 수단(10, 12)을 구비한 회전 암(6)과,
 상기 회전 암(6)을 지지하기 위한 지지 구조(2, 3, 4, 5)를 포함하며,
 모터 구동 병진 및 회전 수단(7)이 상기 회전 암(6)과 상기 지지 구조(2, 3, 4, 5) 사이에 개재되어 있고,
 상기 소스(9), 상기 센서(11), 상기 조정 수단(10, 12), 및 상기 병진 및 회전 수단(7)을 제어하고, 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 다른 거리를 포함하는 다양한 동작 모드에서 상기 장치를 작동시키기 위해 설치된 제어부(16)를 포함하고,
 환자 두부의 디지털 촬영 장치에는 상기 제어부(16)와 연결되는 충돌 감지 수단(93, 94)이 구비되고,
 상기 충돌 감지 수단은 거리 센서를 포함하고, 상기 소스(9) 및/또는 상기 센서(11)의 이동 중에 상기 소스(9) 및/또는 상기 센서(11)와 상기 환자(14)와의 충돌 가능성을 감지하기 위해 설치되는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,
 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 거리를 변화시키기 위해 상기 제어부(16)는 상기 소스(9)와 상기 센서(11)를 서로를 향해 이동시키는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,
 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 거리를 변화시키기 위해 상기 제어부(16)가 상기 센서(11)만 상기 회전 암(6)에 고정된 상기 소스(9)를 향해 이동시키는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,
 상기 제어부(16)는 상기 회전 암(6)의 회전축(8)을 상기 센서(11)의 방향으로 부가적으로 쉬프트시키는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,
 컴퓨터 단층 촬영을 위해 상기 회전축(8)이 촬영 대상 오브젝트(26)에 위치한 가상 회전축(29)을 중심으로 하는 궤적(30) 상에서 이동되는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,
 상기 센서(11)는 상기 회전 암(6)에 대하여 고정적인 하우징(25) 내에서 이동되는 것을 특징으로 하는, 환자 두

부의 디지털 촬영 장치.

청구항 7

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 조정 수단(10, 12)은 상기 센서(11)의 포지셔닝을 위한 수단을 포함하며,

상기 센서(11)의 포지셔닝을 위한 수단은,

상기 회전 암(6)의 종축(36)에 대하여 횡 방향 이동을 위한 수단(37 내지 45)을 포함하는 메커니즘(35),

상기 회전 암(6)에 대하여 스윙블(swivelling) 이동을 위한 수단(47 내지 62)을 포함하는 메커니즘(35),

상기 회전 암(6)에 부착된 베이스(64)와 상기 센서(11)의 지지 구조(71) 사이의 거리를 변화시키기 위한 시저 메커니즘(63), 및

상기 센서(11)를 가이드 구조(74)를 따라 상기 소스(9)의 방향으로 이동시키기 위한 선형 메커니즘(76)을 포함하는 그룹으로부터 선택되거나, 상기 메커니즘들의 조합으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 8

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 조정 수단(10, 12)은 모터 구동되는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 9

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 장치는 상기 소스(9)와 상기 환자(14) 사이에 위치하며, 상기 장치가, 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 거리가 감소된 동작 모드에서 동작되는 경우 더 넓게 오픈되는 1차 콜리메이터(21)를 구비하는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 10

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 소스(9)의 방사 강도 및/또는 노출 시간은 선택된 동작 모드에서 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 선택된 거리에 따라 선택되는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 선택된 거리에 따라, 상기 소스(9)의 X선 생성 전류 및/또는 전압을 조정함으로써 상기 소스(9)의 방사 강도가 조정되며,

현재 동작 모드에서의 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 거리와, 이전 동작 모드에서의 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 거리의 비율의 제공에 이전 값을 곱함으로써 상기 소스(9)의 방사 강도가 이전 값에서 현재 값으로 조정되는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 장치가, 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 거리가 감소된 동작 모드에서 작동되는 경우, 상기 센서(11)의 노출 시간이 더 짧아지는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 13

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 장치는, 체격이 큰 환자의 경우 기본 동작 모드로 작동하고, 작은 환자의 경우 대체 동작 모드로 작동하도록 설정되고, 상기 대체 동작 모드에서의 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 거리는 상기 기본 동작 모드에서 사용되는 거리에 비해 감소되며, 상기 기본 동작 모드는 성인 동작 모드이고 상기 대체 동작 모드는 아동 동작 모드이고 및/또는

상기 장치는 상기 환자(14)의 두부의 파노라마 촬영 및 컴퓨터 단층 촬영을 위한 단일 센서(11)를 포함하는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 14

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 거리가 상기 환자(14)의 신체적 파라미터를 결정하는 센서 수단의 출력에 따라 조정되는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 15

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 소스(9)는, 상기 소스(9)의 이동 중 상기 소스(9)와 상기 환자(14) 및/또는 환자 포지셔닝 수단(15)과의 충돌 가능성을 감지하기 위한 충돌 감지 수단(94)을 구비하며, 및/또는

상기 센서(11)는, 상기 센서(11)의 이동 중 상기 센서(11)와 상기 환자(14) 및/또는 환자 포지셔닝 수단(15)과의 충돌 가능성을 감지하기 위한 충돌 감지 수단(93)을 구비하는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 충돌 감지 수단(93, 94)은, 용량성 거리 센서(95), 초음파 거리 센서(99), 광학 거리 센서(102), 및 광학 비행 시간(time-of-flight) 센서(107)를 포함하는 그룹으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는, 환자 두부의 디지털 촬영 장치.

청구항 17

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 환자 두부의 디지털 촬영 장치에 관한 것으로, 상기 장치는, X선 방사선을 생성하기 위한 소스와, 상기 소스에 의해 생성되어 환자를 통과하는 X선 방사선을 검출하기 위한 센서와, 상기 소스와 상기 센서를 서로 대향되도록 배치하기 위한 회전 암으로서 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리를 변화시키기 위한 조정 수단을 구비한 회전 암과, 상기 회전 암을 지지하기 위한 지지 구조를 포함하고, 모터 구동 병진 및 회전 수단이 상기 회전 암과 상기 지지 구조 사이에 개재되어 있다.

배경 기술

[0002] 미국공개특허 2007/0030950호에는 치과 촬영용 파노라마 검용 컴퓨터 단층 촬영 (CT) 장치가 개시되어 있다. 상기 장치는 X선 소스와, 상기 X선 소스로부터 생성되어 환자를 통과하는 X선을 검출하기 위한 파노라마 센서 부품 또는 CT 센서 부품을 구비한 X선 센서부를 포함한다. 상기 장치는 상기 X선 소스와 상기 X선 센서부를 서로 대향되도록 배치하기 위한 회전 암을 더 포함한다. 상기 회전 암은 지지 부재에 의해 지탱된다. 상기 회전 암에 대하여 서로 대향 배치된 상기 X선 소스와 상기 X선 센서부 사이의 거리를 변화시킬 수 있는 구동 수단이 제공된다.

[0003] 공지된 상기 장치는 파노라마 촬영과 CT 촬영을 수행할 수 있으며, 상기 장치가 파노라마 촬영 모드 또는 CT 촬영 모드로 작동하는지에 따라 최적의 확대 비율을 제공한다. 상기 X선 소스와 상기 X선 센서부 사이의 거리를

변화시킴으로써 최적의 확대 비율을 얻을 수 있다.

- [0004] 공지된 상기 장치는 정상 사이즈의 성인 환자에게만 최적화되어 있다. 그러나, 작은 사이즈의 사람, 특히 아동의 촬영에서는 수정이 필요할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0005] 이와 같은 종래 기술을 바탕으로, 본 발명은 작은 사이즈의 환자, 특히 아동에게도 최적화된 두부 디지털 촬영 장치를 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0006] 상기 목적은 독립항의 특징을 가진 장치에 의해 달성된다. 효과적인 실시 형태 및 개선사항들은 독립항에 종속하는 청구항들에 명시되어 있다.

- [0007] 상기 장치는 상기 소스, 상기 센서, 상기 조정 수단, 및 상기 병진 및 회전 수단을 제어하는 제어부를 포함한다. 상기 제어부는 상기 소스와 상기 센서 사이의 다른 거리를 포함하는 다양한 동작 모드에서 상기 장치를 동작시키기 위해 설치된다. 상기 장치는 상기 제어부와 연결되고 상기 소스 및/또는 상기 센서의 이동 중에 상기 소스 및/또는 상기 센서와 상기 환자와의 충돌 가능성을 검출하기 위해 설치된 충돌 검출 수단을 더 구비한다. 상기 소스와 상기 센서 사이의 상대적 거리를 감소시킴으로써, 흡수 선량률 및/또는 노출 시간이 감소될 수 있으며, 이에 따라 검사 대상 환자의 방사선 위험을 줄일 수 있다.

- [0008] 상기 소스와 상기 센서 간의 거리를 변화시키기 위해 상기 제어부는 상기 소스와 상기 센서를 서로를 향해 이동시키며, 이에 따라 상기 확대 비율이 유지될 수 있다.

- [0009] 대체 실시 형태에서, 상기 장치는 소스와 센서 간의 거리를 변화시키기 위해 상기 제어부에 의하여 상기 센서만을 상기 회전 암에 고정된 상기 소스를 향하여 이동시킨다. 따라서, 상기 회전 암은 상기 센서를 상기 소스를 향하여 이동시키는 수단만 구비하면 된다.

- [0010] 변형 실시 형태에서, 상기 거리는 상기 회전축을 쉬프트시킴으로써 감소된다. 상기 소스는 상기 회전 암에 대하여 고정된 상태로 유지되며, 상기 제어부는 상기 회전 암의 회전축을 상기 센서의 방향으로 쉬프트시키고 상기 센서를 상기 소스를 향하여 이동시킴으로써 상기 거리를 감소시킨다. 이에 따라 두 동작 모드에서의 상기 확대 비율이 변경되지 않고 유지될 수 있다.

- [0011] 상기 변형 실시 형태에서, 컴퓨터 단층 촬영을 위해 특별 동작 모드가 이용될 수 있으며, 컴퓨터 단층 촬영을 위해 상기 회전축이 촬영 대상 오브젝트에 위치한 가상 회전축을 중심으로 하는 궤적상에서 이동될 수 있다.

- [0012] 상기 장치의 안정성을 향상시키기 위하여, 상기 센서는 상기 회전 암에 대하여 고정적인 하우징 내에서 이동된다.

- [0013] 상기 조정 수단은 상기 센서의 포지셔닝을 위한 수단을 포함할 수 있으며, 상기 센서의 포지셔닝을 위한 수단은 상기 회전 암의 종축에 대하여 횡 방향 이동을 위한 수단을 포함하는 메커니즘, 상기 회전 암에 대하여 스윙블(swivelling) 이동을 위한 수단을 포함하는 메커니즘, 상기 회전 암에 부착된 베이스와 상기 센서의 지지 구조 사이의 거리를 변화시키기 위한 시저 메커니즘, 및 상기 센서를 가이드 구조를 따라 상기 소스의 방향으로 이동시키기 위한 선형 메커니즘을 포함하는 그룹으로부터 선택되거나, 상기 메커니즘들의 조합으로부터 선택된다.

- [0014] 상기 센서의 횡 방향 이동을 가능하게 하는 메커니즘에 의해 파노라마 촬영 및 CT 촬영 모드에서 상기 센서의 위치를 조정할 수 있다. 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리를 조정하기 위해 스윙블 메커니즘이 이용되는 경우, 스윙블 메커니즘은 상기 센서의 횡 방향 쉬프트를 보상하기 위해서도 이용될 수 있다. 스윙블 이동을 수행하는 메커니즘은 신속한 위치 변경이라는 추가적인 이점을 가지고 있다. 상기 시저 메커니즘에 있어서도 마찬가지이다. 상기 선형 메커니즘은 위치 변경 속도가 낮지만 특히 안정적이고 신뢰성이 높다.

- [0015] 상기 조정 수단은 일반적으로 모터에 의해 구동되므로 조작자가 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리를 조정하는데 주의를 기울일 필요가 없다.

- [0016] 상기 장치는 소스와 센서 사이의 거리가 감소된 동작 모드에 필요한 보다 큰 빔 폭을 고려하기 위해, 소스와 환자 사이에 위치하며 상기 장치가 소스와 센서 간 거리가 감소된 동작 모드에서 작동되는 경우 더 넓게 열리는

1차 콜리메이터를 구비할 수 있다.

- [0017] 어떤 구현형태에서, 소스와 센서 간의 거리가 감소하면 상기 소스의 방사 강도가 감소될 수 있으므로, 상기 소스의 방사 강도와 이에 따른 환자의 흡수 선량률을 가능한 최대로 감소시키기 위해 소스와 센서 간의 선택된 거리에 따라 소스의 방사 강도가 선택된다.
- [0018] 소스와 센서 간의 선택된 거리에 따라 소스의 X선 생성 전류 및/또는 전압을 조정함으로써 상기 소스의 방사 강도를 조정할 수 있다.
- [0019] 현재 동작 모드에서의 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리와, 이전 동작 모드에서의 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리의 비율의 제공에 이전 값을 곱함으로써 상기 소스의 방사 강도가 이전 값에서 현재 값으로 조정될 수 있으며, 상기 노출 시간은 일반적으로 변경되지 않고 유지된다.
- [0020] 선택적 또는 추가적으로, 상기 장치가 소스와 센서 간 거리가 감소된 동작 모드에서 작동되는 경우, 상기 센서의 노출 시간이 더 짧아진다.
- [0021] 상기 확대 비율은 대체로 다양한 작동 모드에서 일정하므로, 의료진에게 항상 일반적인 확대 비율의 이미지가 제공된다.
- [0022] 상기 장치는 체격이 큰 환자의 경우 기본 동작 모드로 작동하고 작은 환자의 경우 대체 동작 모드로 작동하도록 이루어질 수 있으며, 상기 대체 동작 모드에서의 소스와 센서 간 거리는 상기 기본 동작 모드에서 사용되는 거리에 비해 감소된다.
- [0023] 상기 기본 동작 모드는 선으로 성인 동작 모드일 수 있고, 상기 대체 동작 모드는 아동 동작 모드일 수 있으며, 아동을 위한 선량률을 최적화할 수 있다.
- [0024] 상기 장치는 환자의 두부의 파노라마 촬영 및 컴퓨터 단층 촬영을 위한 단일 센서를 포함할 수 있다. 이로써 다양한 탐지기를 위한 별도의 지지 구조가 제공될 필요가 없으므로 상기 장치의 기계적 복잡성을 감소시킬 수 있다.
- [0025] 하나의 특정 실시 형태에서, 상기 소스는 상기 소스의 이동 중 상기 환자 및/또는 환자 포지셔닝 수단과의 충돌 가능성을 검출하기 위한 충돌 검출 수단을 구비하며, 및/또는 상기 센서는 상기 센서의 이동 중 상기 환자 및/또는 환자 포지셔닝 수단과의 충돌 가능성을 검출하기 위한 충돌 검출 수단을 구비한다. 상기 충돌 감지 수단은 상기 장치의 안전성을 향상시킨다. 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리를 최소로 감소시킬 수 있으므로, 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리가 감소되는 이점을 최대로 활용할 수 있다.
- [0026] 상기 충돌 검출 수단은 용량성 거리 센서, 초음파 거리 센서, 광학 거리 센서, 및 광학 비행 시간(time-of-flight) 센서를 포함하는 그룹으로부터 선택되거나 다른 적절한 센서로부터 선택된다.
- [0027] 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리는 상기 환자의 신체적 파라미터를 결정하기 위한 센서 수단의 출력에 따라 조정될 수 있다. 따라서, 상기 소스와 상기 센서 사이의 거리는 특정 환자의 개별 요구에 따라 조정될 수 있다.
- [0028] 본 발명의 추가적인 이점 및 특성은 이하의 설명에서 개시되며, 본 발명의 예시적인 실시 형태가 도면에 기초하여 상세하게 설명된다.

도면의 간단한 설명

- [0029] 도 1은 파노라마 및 CT 겹층 촬영 장치의 사시도를 나타낸다.
- 도 2는 성인 환자의 이미지 촬영시 도 1에 도시된 장치의 동작을 설명하는 측면도이다.
- 도 3은 아동의 이미지 촬영시 도 1에 도시된 장치의 동작을 설명하는 측면도이다.
- 도 4는 아동을 위한 특정 촬영 모드의 이점을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5는 성인 동작 모드에서 동작하는 변형된 장치의 측면도이다.
- 도 6은 아동 동작 모드에서 동작하는 도 5의 변형된 장치의 측면도이다.
- 도 7은 도 5의 장치를 이용하여 아동으로부터 CT 이미지를 생성할 때 회전축의 궤적을 예시한다.
- 도 8은 도 5의 장치를 이용하여 아동으로부터 파노라마 이미지를 생성할 때 회전축의 궤적을 예시한다.

도 9는 센서를 이동시키기 위한 메커니즘의 사시도를 나타낸다.
 도 10은 도 9의 메커니즘의 일부분의 사시도이다.
 도 11은 도 10에 도시된 일부분의 아래에서 보았을 때의 사시도이다.
 도 12는 센서를 이동시키기 위한 다른 메커니즘의 사시도이다.
 도 13은 센서를 이동시키기 위한 또 다른 메커니즘의 아래에서 보았을 때의 사시도이다.
 도 14는 상기 장치의 동작 중에 발생할 수 있는 충돌을 예시한다.
 도 15는 충돌 감지기를 구비한 변형된 장치를 나타낸다.
 도 16은 용량성 충돌 감지기의 동작 원리를 예시한다.
 도 17은 초음파 충돌 감지기의 동작 원리를 예시한다.
 도 18은 광학 거리 센서의 동작 원리를 예시한다.
 도 19는 광학 비행 시간 센서의 원리를 예시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 도 1은 파노라마 및 CT 겹층 촬영 장치(1)의 사시도를 나타낸다. 치과 파노라마 촬영은 일반적으로 치열궁을 따르는 수직 이미지 평면을 촬영하는 것이다. 따라서 전체 치열궁의 이미지가 형성된다. 또한, 파노라마 촬영은 턱관절(temporomandibular joint, TMP), 부비강, 하악, 또는 상악을 포함할 수 있다. 치과용 CT는 일반적으로 선택된 관심 영역(Region of Interest, ROI)의 3차원 이미지를 치열궁을 따라 생성한다. 상기 ROI는 일반적으로 치아들의 그룹 또는 적어도 하나의 치아를 포함한다. CT는 헤드의 모든 부위, 특히 귀, 코, 및 목구멍의 촬영에 이용될 수 있다.
- [0031] 상기 장치(1)는 수직 방향으로 연장되는 기둥(3)이 부착되는 베이스(2)를 포함한다. 상기 폴(3) 상에는 높이 조정 부재(4)가 장착되며, 상기 높이 조정 부재(4)는 상기 장치(1)에 의해 검사 대상 환자의 키에 맞춰 상기 장치(1)를 조정할 수 있도록 상기 폴(3) 상에서 슬라이딩 가능하도록 되어 있다. 상기 높이 조정 부재(4)에는 지지 암(5)이 고정되어 있으며, 상기 지지 암(5)은 수평 방향으로 연장되어 단부에서 회전 암(6)을 지탱한다. 모터 구동 병진 및 회전 수단(7)이 상기 지지 암(5)과 상기 회전 암(6) 사이에 개재되어 있다. 상기 병진 및 회전 수단(7)은 파노라마 및 CT 촬영에 필요한 상기 회전 암(6)의 회전 및/또는 병진을 위해 이용될 수 있다. 상기 회전 암(6)은 특히 회전축(8)을 중심으로 회전할 수 있으며, 상기 회전축(8)의 위치는 상기 회전축(8)에 수직한 평면상에서 연장하는 X 방향 및 Y 방향으로 이동할 수 있다.
- [0032] 상기 회전 암(6)의 한쪽 단부에 X선 소스(9)가 위치한다. 상기 소스(9)는 조정 수단(10)을 이용하여 상기 회전 암(6)을 따라 이동할 수 있다. 상기 회전 암(6)의 다른 단부에는 X선 센서(11)가 더 구비되어 있다. 상기 X선 센서(11)는 일반적으로 평면 패널 검출기인 디지털 영역 센서이다. 상기 센서(11)는 조정 수단(12)을 이용하여 상기 회전 암(6)을 따라 이동할 수 있다.
- [0033] 상기 조정 수단(10, 12)은 바람직하게는 상기 회전 암(6)을 따라 병진 이동을 행하는 수단이지만, 상기 회전 암(6)을 따라 위치를 변화시키는 대체 수단이 될 수도 있다. 예를 들어, 상기 조정 수단(10, 12)은 피봇 이동을 수행하는 수단을 포함하는 것에 의해 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 상대적인 거리를 변화시킬 수 있다.
- [0034] 상기 X선 소스(9)는 X선 검사 중 보통 서 있는 환자(14)의 헤드(13)를 통과하는 X선을 방출한다. X선 이미지를 획득하는 동안, 상기 환자(14)의 헤드(13)는 헤드 지지대(15)에 의해 상기 지지 암(5)에 대하여 고정된 위치로 유지된다. 이를 위해 상기 헤드 지지대(15)는 상기 높이 조정 부재(4)에 부착될 수 있다. 상기 헤드 지지대(15)는 환자가 검사 중 입에 물 수 있는 간단한 바이트일 수 있지만, X선 이미지의 획득 중 소정의 위치에 헤드(13)를 고정하기 위한 수단을 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 상기 헤드 지지대(15)는 환자놀이 영역에서 상기 환자(14)의 헤드(13)를 고정하는 수단을 더 포함할 수 있다. 상기 헤드 지지대(15)의 구성요소들은 고정 및 이동이 가능하다. 따라서 상기 헤드 지지대(15)는 환자(14), 특히 헤드(13)의 치수에 따라 조정될 수 있다.
- [0035] 상기 장치(1)의 동작은 상기 제어부(16)에 의해 제어되며, 상기 제어부(16)는 프로세서 등과 같이 프로그램을 실행하기 위한 일반적인 구성요소, 데이터 전송 및 저장 수단, 및 다양한 인터페이스를 포함하는 종래의 컴퓨터 일 수 있다. 상기 제어부(16)는 상기 장치(1)의 구성요소들에 연결되어 있으며, 이들 구성요소를 제어하기 위한

프로그램을 실행한다. 예를 들면, 상기 제어부(16)는 상기 병진 및 회전 수단(7)과 연관된 모터들을 제어한다. 상기 소스(9)는 일반적으로 X선 튜브이므로, 상기 제어부(16)는 상기 소스(9)의 전류 및 전압 등과 같은 상기 소스(9)의 동작 파라미터를 설정할 수 있다. 종래기술에서 잘 알려진 바와 같이, 전류는 X선 튜브에 의해 방출되는 X선 방사선의 방사 전력에 영향을 미치는 반면, 전압은 방출된 X선 방사선의 스펙트럼에 영향을 미친다. 또한, 상기 제어부(16)는 상기 디지털 영역 센서(11)로부터 획득한 이미지 데이터를 판독하고, 상기 이미지 데이터를 처리하여 얻어진 이미지를 디스플레이(17)에 표시한다. 상기 제어부(16)는 일반적으로 조작자가 상기 제어부(16)에 명령을 입력할 수 있도록 하는 컴퓨터 마우스 또는 키보드 등의 입력 수단(18)을 구비한다. 상기 디스플레이(17)는 명령 입력을 위해 이용될 수도 있다. 예를 들어, 상기 디스플레이(17)는 표시된 명령 메뉴에서 조작자가 명령을 선택할 수 있도록 하는 터치 스크린일 수 있다. 또한, 상기 제어부(16)는 상기 조정 수단(10, 12)을 제어한다.

[0036] 상기 높이 조정 부재(4)는 일반적으로 수동 방식으로 동작된다. 상기 X선 이미지를 획득하기 전에, 상기 조작자는 상기 높이 조정 부재(4)의 높이를 조절하여 환자(14)가 상기 장치(1)에 편안하게 서 있을 수 있도록 한다.

[0037] 상기 장치(1)는 성인 동작 모드와 아동 동작 모드에서 동작할 수 있으며, 이에 대하여는 도 2 및 도 3을 참조하여 자세히 설명한다.

[0038] 도 2는 검사 대상 환자(14)가 성인인 경우에 이용되는 기본 성인 동작 모드를 예시한다. 상기 소스(9)의 애노드(19)에서 방출된 X선 방사선은 빔(20)을 형성한다. 상기 빔(20)의 각도 확장(angular extension)은, 상기 소스(9)의 애노드(19)와 상기 환자(14) 사이에 위치하고 일반적으로 상기 소스(9)의 하우징(22) 내에 배치된 1차 콜리메이터(21)에 의해 제한된다. 파노라마 촬영의 경우 상기 빔(20)은 수직으로 정렬된 팬 형상의 빔인 반면, CT의 경우 소위 원뿔 형상의 빔이 이용된다. 상기 빔(20)은 상기 환자를 통과한다. 또한, 상기 빔(20)은 상기 센서의 X선 감지 픽셀을 포함하는 센서 평면(24) 앞에 위치한 선택적 2차 콜리메이터(23)를 통과한다. 상기 2차 콜리메이터(23)는 상기 센서(11)의 하우징(25) 내에 위치할 수 있다.

[0039] 상기 픽셀은 X선을 가시광선으로 변환하는 구성요소일 수 있으며, 상기 가시광선은 연관된 감광성 구성요소에 의해 검출되어 전기 신호로 변환된다. 또는, 상기 픽셀은 X선을 직접 전기 신호로 변환하는 구성요소일 수 있다. 이러한 전기 신호는 연관된 센서 전자 장치에 의해 이미지 데이터로 변환된다. 상기 이미지 데이터는 상기 제어부(16)에 의해 판독된다.

[0040] 치열궁의 파노라마 이미지를 생성하기 위해 상기 평면 영역 센서(11)의 선택된 영역의 통상 몇 열의 픽셀만 이용되는 반면, CT의 경우 상기 센서(11)의 모든 픽셀 또는 상기 센서(11)의 적어도 광범위한 영역이 이용된다.

[0041] 상기 소스(9)의 애노드(19)와 상기 센서(11)의 센서 평면(24) 사이의 거리는 소위 소스-센서 거리(source-sensor distance, SSD)이다. 상기 애노드(19)와 상기 헤드(13) 내의 촬영 대상 오브젝트(26) 사이의 거리는 소위 소스-오브젝트 거리(source-object distance, SOD)이다. 파노라마 촬영의 경우, 상기 오브젝트(26)는 파노라마 촬영에 의해 촬영될 치열궁의 한 지점을 통과하는 수직선이다. 치과 CT의 경우, 상기 오브젝트(26)는 단일 치아 또는 치아들의 그룹을 중심으로 하는 통상적인 원통형 ROI의 수직 축일 수 있으며, 상기 ROI로부터 CT를 이용하여 3차원 이미지가 생성될 수 있다. CT의 경우, 상기 오브젝트(26)는 상기 회전축(8)과 일치한다. SSD와 SOD의 비율은 확대 비율을 정의한다.

[0042] 도 3은 상기 장치(1)의 대체 아동 동작 모드를 예시한다. 아동 동작 모드에 있어서, 상기 조정 수단(10, 12)을 이용하여 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 상대적인 거리를 감소시킨다. 도 3에서는 SSD와 SOD가 동일한 양만큼 감소되어 확대 비율이 유지되지만, 이는 필수 요구 사항은 아니다. 상기 소스(9) 또는 상기 센서(11)만 비대칭 방식으로 이동시키거나, 상기 소스(9) 및 상기 센서(11) 둘 다 비대칭 방식으로 이동시킬 수 있다. 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 간의 상대적인 거리가 감소됨에 따라 SSDr 및 SODr이 감소된다.

[0043] 대체 아동 동작 모드의 이점은 도 4에 설명되어 있다. 실선은 성인 동작 모드에서의 빔(20)을 나타내며, 파선은 아동 동작 모드에서의 빔(20)을 나타낸다. 설명의 간략화를 위해 SSD와 SOD 모두 도 3에서와 같이 동일한 양만큼 감소되는 것으로 한다.

[0044] 특정 신호 대 잡음비를 얻기 위해 일정량의 방사선 에너지(줄, J)가 상기 센서(11)의 각 픽셀에 인가되어야 한다. SSD가 감소하는 경우, 상기 소스(9)에서 보았을 때 상기 센서(11)의 각도 확장이 더 넓게 나타난다. 상기 소스(9)의 방사 강도(Watt/steradian)가 일정하게 유지되면, 특정 신호 대 잡음비를 얻기 위해 필요한 에너지의 양은 성인 동작 모드에 비해 적은 시간에 얻어진다. 한편, 노출 시간이 일정하게 유지되는 경우 방사 강도가 감소될 수 있다. SOD가 도 4에 도시된 바와 같이 감소되지 않고 일정하게 유지되는 경우, 감소된 방사 강도에 의

해 헤드(13)에 흡수되는 방사선의 흡수 선량률((J/kg)/second, Gray/second)이 감소한다. 낮은 흡수 선량률은 높은 흡수 선량보다 덜 해롭기 때문에 흡수 선량률의 감소가 선호된다. SOD가 일정하게 유지되는 경우, 방사 강도가 감소되고 이에 따라 흡수 선량률의 감소는(SSDr/SSD)²(여기에서, SSDr은 감소된 SSD를 나타냄)에 비례하게 된다. SOD가 SODr로 감소되는 경우, 흡수 선량률의 감소는 감소되고, 상기 소스(9)에서 보았을 때 상기 오브젝트(26)가 더 크게 보이게 된다. 따라서, 흡수 선량률의 감소는 대략 (SOD/SODr)² (SSDr/SSD)²에 비례한다. SOD와 SSD가 동일한 양만큼 감소하고 방사 강도가 그 양의 제곱만큼 감소하는 경우, 흡수 선량률은 동일하게 유지된다.

[0045] 상기 센서(11)를 상기 오브젝트(26)에 가능한 가깝게 이동시킴으로써 흡수 선량률의 상당한 감소를 얻을 수 있는 것에 유의해야 한다. 예를 들어, SSDr/SSD가 15% 감소에 해당하는 0.85인 경우, 흡수 선량률은 약 30% 감소할 수 있다.

[0046] 실제로 상기 소스(9)의 전류를 감소시키면 방사 강도와 흡수 선량률이 감소된다. 또한, 아동 신체의 경질 조직(hard tissue)의 광학 두께가 성인 신체의 경질 조직의 광학 두께보다 낮은 것을 고려하여 상기 소스(9)의 전압을 감소시키면 흡수 선량률이 감소될 수 있다는 점에 유의해야 한다.

[0047] 도 4에 도시된 바와 같이 SOD가 감소하는 경우, 1차 콜리메이터(21)는 아동 동작 모드에 있어서 더 넓게 개방되어야 하고, 환자(14)를 통과하는 빔 광선의 광학 경로가 도 4에서 알 수 있는 바와 같이 성인 동작 모드와 아동 동작 모드에서 다르다는 점에 유의해야 한다. 도 4에서 알 수 있는 바와 같이 점선과 실선의 빔들은 동일한 지점에서 상기 오브젝트(26)의 선과 교차한다. 상기 오브젝트(26)의 교차점들은 결과적으로 상기 센서 평면(24)상의 동일한 픽셀들로 이미징된다. 따라서 상기 오브젝트(26)의 공간 해상도는 기본적으로 동일하게 유지될 수 있다. 또한, 상기 소스(9)와 상기 센서 평면(24)이 모두 회전축(8)에 대해 대칭으로 쉬프트되기 때문에 아동 동작 모드에서의 확대 비율은 성인 동작 모드에서의 확대 비율과 동일하다는 점에 유의해야 한다.

[0048] 상기 2차 콜리메이터(23)는 생략될 수 있다.

[0049] 도 1에 도시된 실시 형태에 있어서, 상기 조정 수단(10, 12)은 모터 구동되고 상기 제어부(16)에 의해 동작된다. 한편, 단순화된 실시 형태에서, 상기 조정 수단(10, 12)은 예를 들어 상기 소스(9) 및/또는 상기 센서(11)를 상기 회전 암(6)을 따라 마크로 이동시키는 등 조작자에 의해 수동으로 동작될 수 있다. 이 경우, 상기 장치는 상기 제어부(16)가 상기 소스(9) 및/또는 상기 센서(11)의 적절한 포지셔닝을 확인할 수 있도록 하는 위치 센서를 구비할 수 있다. 상기 제어부(16)는 상기 소스(9)의 동작 파라미터를 상기 선택된 SSD에 적용할 수 있다. 예를 들어 SSD가 감소하는 경우 방사 강도가 감소될 수 있다.

[0050] 도 5 및 도 6은 또 다른 변형 실시 형태를 나타낸다. 도 5 및 도 6에 도시된 실시 형태는 확대된 하우징(27)을 포함하며, 상기 하우징 내에서 상기 센서(11)는 상기 소스(9) 및 상기 센서(11) 간의 거리를 조정하기 위해 직선 이동을 수행할 수 있다. 상기 변형 실시 형태에서, 상기 소스(9)는 상기 회전 암(6)에 고정되고, 상기 회전 암(6)은 SOD를 감소시키기 위해 상기 소스(9)와 함께 이동된다. 이때, 상기 센서(11)는 상기 하우징(27) 내에서 상기 소스(9)를 향하여 이동하며, 이에 따라 SSD도 감소된다.

[0051] 상기 회전 암(6)의 이동은 상기 병진 및 회전 수단(7), 특히 상기 회전축(8)을 x 방향 및 y 방향으로 쉬프트시킬 수 있는 수단에 의해 수행될 수 있다. 상기 소스(9)가 상기 회전 암(6)과 함께 쉬프트되는 경우, 상기 회전축(8)은 더 이상 오브젝트(26)의 중심에 위치하지 않고 중심에서 벗어난 위치로 이동되어 있다. 이러한 회전축의 이동은 아동 동작 모드에서 상기 회전 암(6)의 이동에 영향을 미칠 수 있다.

[0052] 도 7은 성인 동작 모드 및 아동 동작 모드에서의 CT 촬영 중 상기 회전 암(6)의 이동을 예시한다. 도 7은 특히 아동 동작 모드에서의 상기 오브젝트(26)의 CT 스캔 중 상기 소스(9), 상기 센서(11), 및 상기 빔(20)의 중앙광선(28)의 다양한 위치를 도시한다.

[0053] 도 2 및 도 3에 따른 실시 형태에서, 상기 회전축(8)은 성인 동작 모드 및 아동 동작 모드에서 CT 영상을 생성하기 위해 고정된 상태로 유지되고, 상기 회전 암(6)은 일반적으로 상기 고정 회전축(8)을 중심으로 180° 이상의 회전을 수행하여 상기 소스(9) 및 상기 센서(11)가 상기 회전축(8)을 중심으로 반원 이동을 수행하도록 한다. 도 5 및 도 6에 도시된 변형 실시 형태의 아동 동작 모드에 있어서, 상기 소스(9) 및 상기 센서(11)가 가상 회전축(29)을 중심으로 피벗되도록 상기 회전 암(6)이 이동될 수 있다. 상기 가상 회전축(29)을 중심으로 하는 이동은 원형 궤적(30)을 따라 상기 회전축(8)을 이동시키는 것에 의해 달성된다. 상기 원형 궤적(30)은 상기 가상 회전축(29)을 중심으로 하고, 상기 원형 궤적(30) 상에서의 상기 회전축(8)의 위치를 나타내는 회전 각도(ϕ)는 상기 회전축(8)을 중심으로 상기 회전 암(6)에 의해 수행되는 회전의 피벗 각도(α)와 위상이 같다. 상

기 원형 궤적(30)을 따른 이러한 특정 이동은 확대 비율을 유지한다. 한편, 상기 회전축(8)의 위치를 변경하지 않고 상기 회전축(8)을 중심으로 상기 회전 암(6)을 회전시키는 것에 의해 상기 센서 평면(24)을 상기 회전축(8)을 향하여 이동시킴으로써, 도 5 및 도 6에 도시된 변형 실시 형태에 따른 아동 동작 모드에서의 확대 비율을 변경할 수도 있다.

[0054] 도 8은 파노라마 촬영 중 상기 회전 암(6)의 이동을 예시한다. 도 7에서와 같이 성인의 치열궁(31) 및 아동의 치열궁(32)의 파노라마 촬영 중 상기 소스(9), 상기 센서(11), 및 상기 빔(20)의 중심 광선(28)의 다양한 위치를 도시한다. 파노라마 촬영 중 상기 빔(20)의 중심 광선(28)이 필수적으로 각각의 치열궁(31 또는 32)에 직각이 되도록 상기 회전축(8)이 이동된다. 상기 회전축(8)은 촬영될 수직 정렬면에 대한 확대 비율이 변경되지 않도록 더 이동된다. 도 5와 도 6의 실시 형태가 이용되는 경우, 상기 회전축(8)은 성인의 치열궁(31)을 촬영하기 위한 성인 동작 모드에서 궤적(33)을 따라 이동된다. 아동을 검사해야 할 경우, 상기 회전축(8)을 쉬프트시키고 상기 센서(11)를 상기 회전 암(6)을 따라 상기 소스(9)를 향하여 이동시킴으로써 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 거리를 감소시키며, 이에 따라 수정된 궤적(34)이 얻어진다. 상기 궤적(34)을 따른 이러한 특정 이동은 확대 비율을 유지한다. 한편, 상기 센서 평면(24)을 상기 회전축(8)을 향하여 이동시키고 상기 궤적(33)을 아동 동작 모드를 위해 이용함으로써, 도 5 및 도 6에 도시된 변형 실시 형태에 따른 아동 동작 모드에서의 확대 비율을 변경할 수도 있다. 이 경우, 확대 비율은 10% 또는 20% 내에서 감소시키는 것이 바람직하다.

[0055] 완전성을 기하기 위해 도 2 및 도 3에 따른 실시 형태는 치열궁이 동일하거나 거의 동일하다면 성인 및 아동 동작 모드 모두에 대해 대체로 동일한 궤적을 포함한다는 점에 유의해야 한다.

[0056] 상기 센서(11)의 이동은 다양한 메커니즘에 의해 수행될 수 있다.

[0057] 도 9는 상기 센서(11)의 하우징(27) 내에서 상기 센서(11)와 함께 회전 병진을 수행하기 위한 메커니즘(35)의 사시도이다. 상기 메커니즘(35)은 상기 회전 암(6)의 종축(36)에 대해 직각으로 배향된다. 상기 회전 암(6)의 종축(36)은 일반적으로 상기 빔(20)의 중심 광선(28)에 평행하다. 상기 메커니즘(35)의 베이스 플레이트(37)는 상기 회전 암(6)의 종축(36)에 대해 직각으로 배향된다. 가이드 레일(38)이 상기 베이스 플레이트(37)에 결합되어 있다. 상기 가이드 레일(38) 상에서 가이드 블록(39)이 슬라이딩 가능하며, 이에 따라 이동식 플레이트(40)가 상기 베이스 플레이트(37)를 따라 쉬프트될 수 있다. 상기 이동식 플레이트(40)의 이동을 제어하기 위해 모터 플레이트(41)가 상기 베이스 플레이트(37)의 일단에 결합되어 있다. 상기 모터 플레이트(41)는 상기 레일(38)을 따라 연장되는 리드 스크류(43)를 구동하는 병진 모터(42)를 지탱한다. 상기 리드 스크류(43)가 회전되면, 상기 리드 스크류(43)는 상기 리드 스크류(43)를 따라 이동되는 리드 스크류 카트리리지(44)와 결합한다. 상기 리드 스크류 카트리리지(44)는 상기 이동식 플레이트(40)에 결합되어 있는 리드 스크류 블록(45)에 부착된다. 상기 모터(42)가 상기 리드 스크류(43)를 구동하면, 이에 따라 상기 이동식 플레이트(40)가 상기 가이드 레일(38)을 따라 이동된다.

[0058] 상기 이동식 플레이트(40)는 상기 메커니즘(35)의 부품들을 지지하는 연장 플레이트(46)를 지탱한다. 이들 부품들은 도 10에서 확인될 수 있다. 상기 연장 플레이트(46)의 양단에는 각각 거전(gudgeon)(48)을 지탱하는 베어링(47)이 구비되어 있다. 각 거전(48)의 일단에는 벨트 풀리(49)가 장착된다. 양측의 벨트 풀리(49)가 캠 벨트(cam belt)(50)를 신장시키며, 상기 캠 벨트(50)는 양측의 벨트 풀리(49) 사이에서 상기 캠 벨트(50)의 일측에 배치된 조키 풀리(jockey pulley)(51)에 의해 인장된다. 상기 캠 벨트(50)의 반대편에서는 고정 플레이트(52)와 구동 플레이트(53)가 상기 캠 벨트(50)를 클램프한다. 리드 스크류 블록(54)이 상기 구동 플레이트(53)에 부착되어 있다. 상기 리드 스크류 블록(54)은 리드 스크류(56) 상에 장착되어 있는 리드 스크류 카트리리지(55)를 지지한다. 상기 리드 스크류(56)를 구동하기 위해, 모터 플레이트(57)가 상기 연장 플레이트(46)의 일단에 고정된다. 상기 모터 플레이트(57)는 상기 리드 스크류(56)를 구동하는 스위블 모터(58)를 지탱한다. 상기 모터(58)가 상기 리드 스크류(56)를 회전시키면, 상기 구동 플레이트(53)와 상기 고정 플레이트(52)가 상기 캠 벨트(50)와 함께 이동한다. 상기 캠 벨트(50)의 이동은 상기 거전(48)의 회전을 야기한다.

[0059] 도 11에서 알 수 있는 바와 같이, 상기 거전(48)이 회전하면, 상기 연장 플레이트(46) 하부에 위치하고 상기 거전(48)의 다른 단부에 장착된 스위블 암(59)의 스위블 이동을 초래한다. 상기 스위블 암(59)의 반대쪽 단부는 스위블 플레이트(61)에 의해 지탱되는 베어링(60)에 맞물린다. 상기 스위블 플레이트(61)는 마지막으로 상기 센서(11)를 지탱한다. 상기 스위블 플레이트(61)는 상기 거전(48)의 헤드가 상기 스위블 플레이트(61)를 통과할 수 있도록 하는 채널(62)을 구비한다.

[0060] 상기 메커니즘(35)은 파노라마 촬영 또는 CT 촬영을 위한 상기 센서(11)의 위치를 조정하기 위해 상기 회전 암(6)의 종축(36)에 대해 횡 방향으로 상기 센서(11)를 이동시키는 데 이용될 수 있다. 또한, 상기 메커니즘(35)

은 상기 스위블 플레이트(61)가 상기 회전 암(6)의 종축(36)의 방향으로 이동할 수 있도록 상기 스위블 암(59)을 피벗시켜 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 거리를 조정하는 데 이용될 수 있다. 상기 스위블 암(59)은 바람직하게는 180° 만큼 피벗되며, 더 작은 각도로 피벗될 수도 있다. 이 경우, 횡 방향 쉬프트는 상기 레일(38)을 따른 횡 방향 이동에 의해 보상될 수 있다.

[0061] 상기 메커니즘(35)의 주요 장점은 상기 스위블 암(59)이 180° 회전되고 상기 리드 스크류 카트리지(55)가 짧은 거리만 이동되어 상기 스위블 암(59)의 회전에 의해 커버되는 거리가 상기 스위블 암(59)의 길이의 2배가 되므로, 상기 센서(11)가 상기 소스(9)의 방향으로 상대적으로 빠르게 이동할 수 있다는 것이다. 또 다른 장점은 상기 메커니즘(35)이 파노라마 촬영 및 CT 촬영의 요구 사항에 따라 상기 센서(11)의 위치를 조정하기 위해 상기 센서의 횡 방향 이동을 허용한다는 것이다.

[0062] 도 12는 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 거리가 시저 메커니즘(scissor mechanism)(63)을 이용하여 변화되는 대체 메커니즘을 도시한다. 상기 시저 메커니즘(63)은 상기 회전 암(6)의 종축(36)에 대해 직각으로 배향된 베이스(64)를 포함한다. 2개의 평행 레일(65)이 상기 베이스(64)에 부착된다. 슬라이딩 블록(66)들이 상기 레일(65) 상에 장착되어 스트럿(strut)(68)들을 포함하는 폴딩 지지부(67)를 지탱하며, 상기 스트럿의 일단은 상기 슬라이딩 블록(66)에 이동 가능하게 부착된다. 2개의 스트럿(68)은 각각 중앙 교차 베어링(69)에 의해 연결되어 있으며, 상기 센서(11)가 장착될 수 있는 지지 플레이트(71)를 받치고 있는 블록(70)을 지탱하는 상대방의 단부를 지지한다. 상기 폴딩 지지부(67)는 상기 베이스(64)에 장착된 모터(72)에 의해 구동된다. 상기 모터(72)는 트래버스(75)에 부착된 스크류 너트(74)에 결합되는 리드 스크류(73)를 구동한다. 상기 트래버스(75)는 대향 레일(65)에 각각 장착된 한쌍의 슬라이딩 블록(66)과 연결된다.

[0063] 또한, 상기 시저 메커니즘(63)은 상기 센서(11)의 신속한 이동이 가능하도록 한다. 이는 상기 스크류 너트(74)가 상기 리드 스크류(73)를 따라 소정의 거리만큼, 다시 말해서, 상기 지지 플레이트(71)로부터의 거리의 절반에 해당하는 거리만큼 이동하여 상기 센서(11)가 상기 소스(9)를 향하여 이동하기 때문이다.

[0064] 도 13은 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 거리를 변화시키는데 이용될 수 있는 선형 메커니즘(76)을 나타낸다. 상기 메커니즘(76)은 레일(78)을 구비한 베이스(77)를 포함한다. 상기 베이스(77)는 상기 회전 암(6)의 종축(36)을 따라 연장되는 리드 스크류(81)를 구동하고 트래버스(83)에 의해 지탱되는 스크류 너트(82)와 맞물리는 모터(80)를 지지하는 모터 지지부(79)를 지탱한다. 상기 트래버스(83)는 상기 레일(78)들 사이에서 연장되고, 상기 레일(78)들에 장착된 슬라이딩 블록(84)들에 의해 지탱된다. 상기 센서(11)는 상기 회전 암(6)의 종축(36)이 상기 리드 스크류(81)를 따라 연장되도록 상기 트래버스(83) 상에 장착된다.

[0065] 상기 선형 메커니즘(76)의 특별한 장점은 상기 선형 메커니즘(76)이 특히 안정적이고 신뢰성이 높다는 것이다.

[0066] 상기에서 설명된 메커니즘들을 결합할 수도 있다.

[0067] 또한, 아동 동작 모드는 작은 성인을 위해서도 이용될 수 있다. 검사 대상 환자(14)의 키에 따라 적용될 수 있는 여러 가지 다른 동작 모드를 제공하는 것도 가능하다. 각 동작 모드에서 상기 장치(1)를 환자(14)의 개별 사이즈에 적응시키기 위해 상기 소스(9)와 상기 센서(11) 사이의 다른 거리가 이용된다. 또한, 상기 장치(1)는 환자의 사이즈를 결정하고 센서 수단의 출력에 따라 상기 거리를 조정하기 위한 센서 수단을 다양한 단계로 또는 연속적으로 구비할 수 있다. 이러한 센서 수단은 헤드(13) 또는 환자(14)의 하나 이상의 신체적 파라미터들을 결정하기 위해 설치될 수 있다. 이들 파라미터들은 예를 들어 환자(14)의 체중, 환자(14)의 키, 헤드(13)의 치수, 또는 임의의 다른 적절한 파라미터일 수 있다. 이들 파라미터들은 센서가 제공되지 않거나 센서가 충분하지 않은 경우 상기 장치(1)의 조작자에 의해 수동으로 입력될 수도 있다. 상기 제어부(16)는 상기 소스(9)의 동작 파라미터들을 상기 선택된 SSD에 적응시킬 수 있다. 예를 들어 SSD가 감소되는 경우, 상기 소스의 전류를 감소시켜 방사 강도를 감소시킬 수 있다.

[0068] SSD가 최대로 감소되면, 충돌이 발생할 수 있다. 특히, 상기 센서(11)의 하우징(25)은 도 14에 도시된 바와 같이 상기 헤드(13) 또는 상기 헤드 지지대(15)와 충돌할 수 있는데, 특히 상기 헤드 지지대(15)는 돌출된 관자놀이 지지대(85)를 구비할 수 있기 때문이다. 도 14에서, 상기 관자놀이 지지대(85)가 닫힘 위치에 있으면 상기 관자놀이 지지대(85)가 상기 헤드(13)와 접촉하며, 상기 관자놀이 지지대가 열림 위치에 있으면 상기 관자놀이 지지대가 상기 헤드(13)로부터 떨어지게 된다. 상기 열림 위치는 파선으로 표시되는 반면, 상기 닫힘 위치는 실선으로 표시된다.

[0069] 도 15에서 알 수 있는 바와 같이, 상기 관자놀이 지지대(85)는 귀(87) 위의 헤드(13)의 대향 측면에 접촉하는 2개의 접촉 부분(86)을 포함한다. 상기 접촉 부분(86)들은 각각 브랜치(88)에 의해 지탱되며, 상기 브랜치의 하

부 단부는 베이스(90)에 위치한 피벗 베어링(89)들에 의해 지지된다. 상기 베이스(90)는 턱 지지대(91) 및/또는 바이트(92)를 지탱할 수 있으며, 환자(14)는 스캐닝 프로세스 동안 치열 위치의 고정을 위해 검사 중에는 바이트를 물고 있다.

- [0070] 도 14에 도시된 바와 같이, 상기 관자놀이 지지대(85)의 열림 및 닫힘 위치가 잘 정의되어 있지 않으면 상기 센서(11)의 하우징(25)이 상기 관자놀이 지지대(85)와 충돌할 수 있다. 또한, 상기 센서(11)의 하우징(25)이 헤드(13)의 특이한 형상으로 인해 환자(14)의 헤드(13)와 충돌할 수 있다. 예를 들어, 환자(14)의 헤드(13)가 비정상적으로 긴 뒤통수를 가질 수 있으며, 이는 스캐닝 궤적을 따른 상기 하우징(25)의 이동을 방해한다.
- [0071] 이러한 충돌은 환자의 헤드(13) 또는 상기 관자놀이 지지대(85) 상에서의 직접적인 측정에 의해 회피할 수 있다. 이러한 측정은 눈금자 또는 캘리퍼와 같은 기계적 측정 도구를 이용할 수 있다. 또한, LIDAR와 같은 광학 레이저 스캐닝 기술이 이용될 수 있다. 또 다른 대안은 헤드(13)의 사이즈 및 상기 관자놀이 지지대(85)의 위치를 결정하기 위해 연속 이미지 인식과 함께 카메라를 이용하는 것이다. 이 경우, 이미지 인식에 의해 상기 관자놀이 지지대(85)의 위치를 틀리지 않게 인식할 수 있도록 패시브 광학 마커가 상기 관자놀이 지지대(85) 상에 제공될 수 있다. 상기 관자놀이 지지대(85)의 위치는 무선 주파수 송신기에 의해 방출되어 수신되는 신호에 의해 그 위치가 검출될 수 있는 패시브 무선 마커에 의해 결정될 수 있다. 상기 베이스(90)는 마지막으로 상기 브랜치(88)의 각도 위치를 검출하는 위치 인코더를 구비할 수도 있다. 이들 수단 중 하나 또는 이들 수단의 임의의 조합을 이용함으로써, 헤드(13)의 치수가 파노라마 촬영 전에 또는 CT 스캔이 시작되기 전에 결정될 수 있다.
- [0072] 헤드(13)의 치수를 결정하는 데 있어서 모든 주의에도 불구하고 촬영 프로세스 중 충돌 위험이 남아있다. 상기 센서(11)가 충돌 검출기(93)를 구비하는 경우, 충돌 위험이 감소되거나 충돌을 회피할 수 있다. 헤드(13)의 돌출 부분과 상기 관자놀이 지지대(85)는 일반적으로 치열 위에 위치하고 치열 이미지가 파노라마 촬영 또는 CT 촬영에 의해 생성되므로, 상기 충돌 검출기(93)는 예를 들어 상기 하우징(25) 내에서 상기 센서 평면(24) 위에 위치할 수 있다.
- [0073] 상기 소스(9)와의 충돌을 회피하기 위해, 상기 소스(9)는 충돌 검출기(94)와 연관될 수 있다.
- [0074] 이하의 설명에서, 상기 충돌 검출기(93, 94)의 다양한 가능 실시 형태를 설명한다. 설명을 단순화하기 위해 상기 센서(11) 및 상기 하우징(25)의 주변 영역만을 참조하여 설명하지만, 상기 소스(9) 및 상기 하우징(22) 주변 영역에 대해서도 동일한 설명이 유효하다.
- [0075] 도 16은 충돌을 검출하기 위해 용량성 거리 센서(95)가 이용되는 실시 형태를 나타낸다. 상기 용량성 거리 센서(95)는 2개의 전극(96)을 포함하며, 이들 전극은 상기 제어부(17)에 의해 관독 가능한 센서 전자 장치(97)에 연결되어 있다.
- [0076] 오브젝트, 즉, 헤드(13) 또는 상기 관자놀이 지지대(85)가 상기 전극(96)에 접근하면, 상기 전극(96)은 방해 전기장(98)을 생성한다. 따라서, 상기 전극(96)의 커패시턴스가 변하게 되어 상기 하우징(25)과 헤드(13) 또는 상기 관자놀이 지지대(85)와의 임박한 충돌이 상기 센서 전자 장치(97)에 의해 검출되며, 이러한 임박한 충돌은 상기 제어부(17)에 의해서도 검출된다.
- [0077] 도 17은 충돌을 검출하기 위해 초음파 거리 센서(99)가 이용되는 다른 실시 형태를 나타낸다. 상기 예시적인 초음파 센서(99)의 센서 전자 장치(97)는 초음파 송수신기(100)를 동작시키며, 상기 초음파 송수신기는 초음파 신호(101)를 방출하고 상기 헤드(13) 또는 상기 관자놀이 지지대(85)에 의해 반사되는 초음파 신호(101)를 수신한다. 상기 초음파 송수신기(100)와 상기 헤드(13) 또는 상기 관자놀이 지지대(85) 사이의 거리를 결정하기 위해 상기 초음파 신호(101)의 비행 시간을 측정하고 이용한다. 결과적으로 상기 센서 전자 장치(97)는 임박한 충돌을 검출할 수 있다.
- [0078] 도 18은 충돌을 검출하기 위해 광학 거리 센서(102)가 이용되는 다른 실시 형태를 나타낸다. 상기 광학 거리 센서(102)는 삼각 측량의 원리를 기반으로 한다. 상기 광학 거리 센서는 빔(104)을 방출하는 광원(103), 예를 들어 레이저 또는 LED를 포함한다. 상기 빔(104)은 상기 헤드(13) 또는 상기 관자놀이 지지대(85)에 의해 반사될 수 있다. 반사광(105)은 위치 감지 검출기(106)로 입사한다. 상기 반사광이 상기 위치 감지 검출기(106)로 입사하는 위치에 대한 정보는 상기 광학 거리 센서(102)와 상기 헤드(13) 또는 상기 관자놀이 지지대(85) 사이의 거리를 결정하기 위해 상기 센서 전자 장치(97)에 의해 이용된다. 본 실시 형태에 따른 상기 센서 전자 장치(97)는 결과적으로 임박한 충돌을 검출할 수 있다.
- [0079] 도 19는 충돌을 검출하기 위해 광학 비행 시간(TOF: time-of-flight) 센서(107)가 이용되는 제4 실시 형태를 나

타낸다. 상기 광학 TOF 센서(107)는 광 펄스(109)를 방출하는 광원(108)을 포함한다. 상기 광 펄스(109)는 상기 헤드(13) 또는 상기 관자놀이 지지대(85)에서 반사되어 광 검출기(110)에 의해 수신된다. 상기 비행 시간은 센서 전자 장치(97)에 의해 측정되고, 상기 측정에 기초하여 상기 광 펄스(109)가 상기 광원(108)과 상기 광 검출기(110) 사이를 이동한 거리가 결정될 수 있다.

[0080] 상기 광학 시스템의 장점은 상기 측정 결과가 온도 또는 공기 습도와 같은 환경 조건으로부터 독립적이라는 것이다.

[0081] 도 16 내지 도 19에 도시된 충돌 검출기의 예는 제한적인 것으로 이해되어서는 안된다. 예를 들어, 카메라의 시야 범위 내에 있는 오브젝트와의 충돌 위험을 인식하기 위해 카메라 데이터로부터 이미지를 처리하는 시각 시스템 등 다른 거리 센서도 고려될 수 있다.

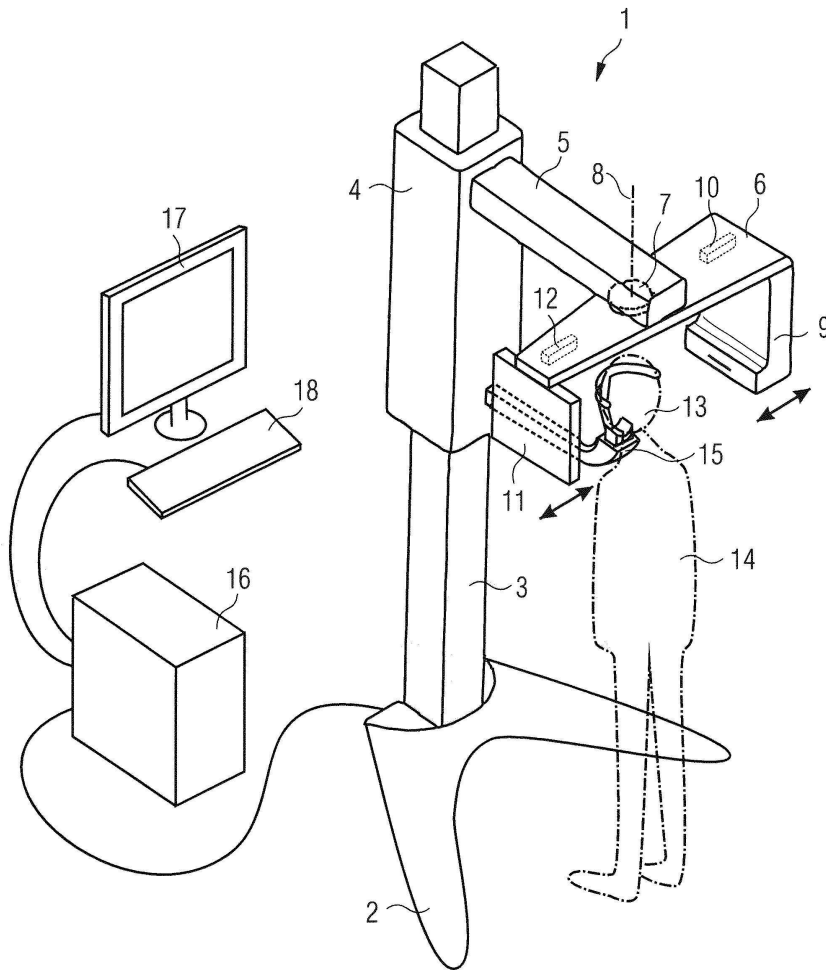
[0082] 마지막으로, 본 발명은 치과용 촬영 장치와 관련하여 설명되었다. 한편, 본 발명은 일반적으로 환자(14)의 헤드(13)의 임의의 영역을 촬영하는데 이용되는 장치, 예를 들어 파노라마 촬영에 의해 하악 또는 상악, 턱관절, 또는 부비강을 촬영하는데 이용되는 장치 및/또는 CT에 의해 헤드(13)의 임의의 다른 영역, 특히 환자(14)의 귀, 코, 및 목 주위 영역을 촬영하는 장치에도 적용할 수 있다.

[0083] 본 명세서의 상세한 설명 및 청구범위 전체에서, 문맥상 다른 기재가 없는 한, 단수는 복수를 포함한다. 특히, 부정 관사가 사용되는 경우, 문맥상 다른 기재가 없는 한, 본 명세서는 단수형뿐만 아니라 복수형도 고려하는 것으로 이해되어야 한다.

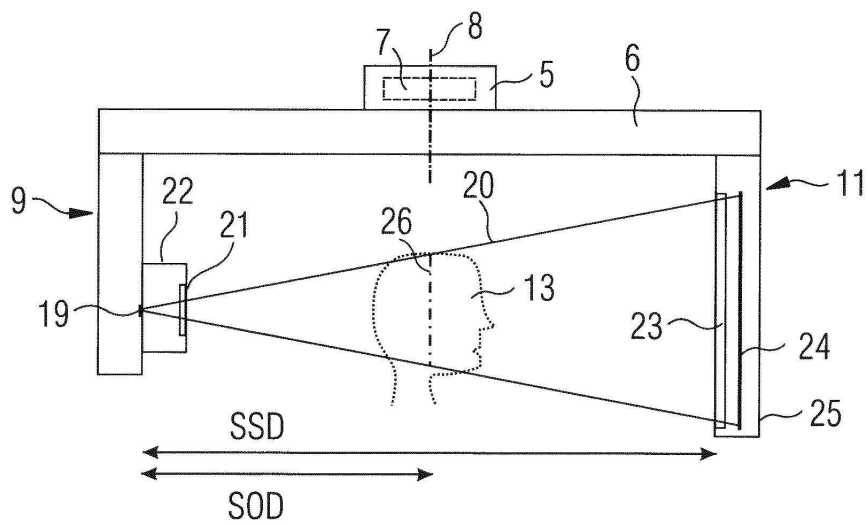
[0084] 본 발명의 특정 측면, 실시 형태, 또는 실시예와 관련하여 설명된 특징들, 정수들, 특성들, 구성요소들, 또는 그룹들은 서로 상충되지 않는 한, 본 명세서에 설명된 임의의 다른 측면, 실시 형태, 또는 실시예에 적용 가능한 것으로 이해되어야 한다.

도면

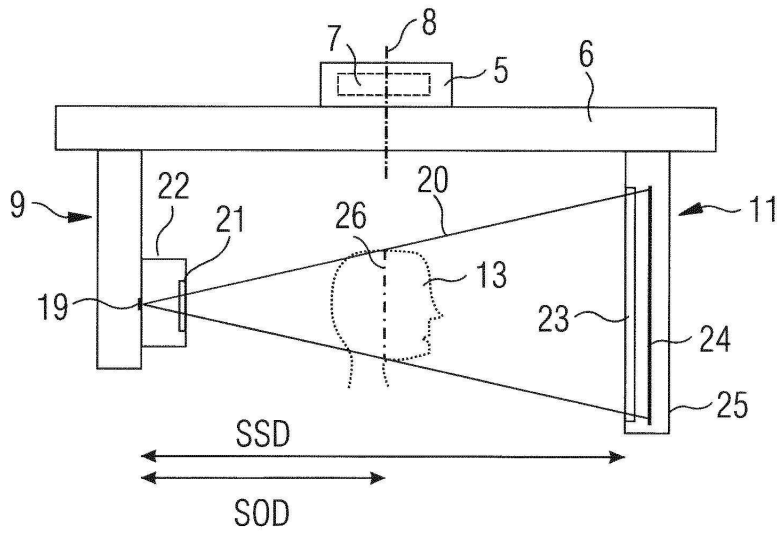
도면1



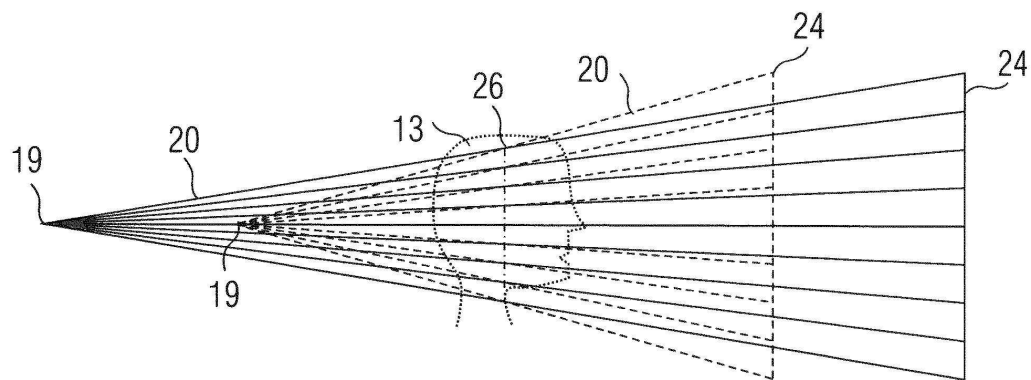
도면2



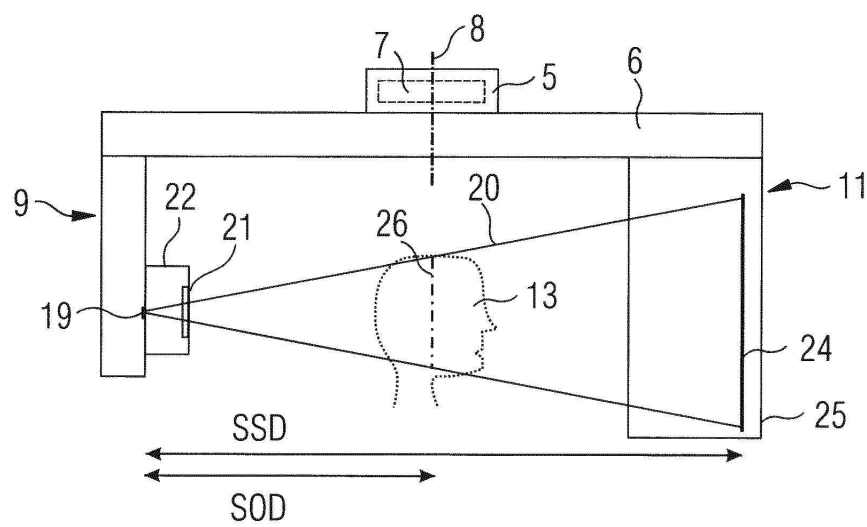
도면3



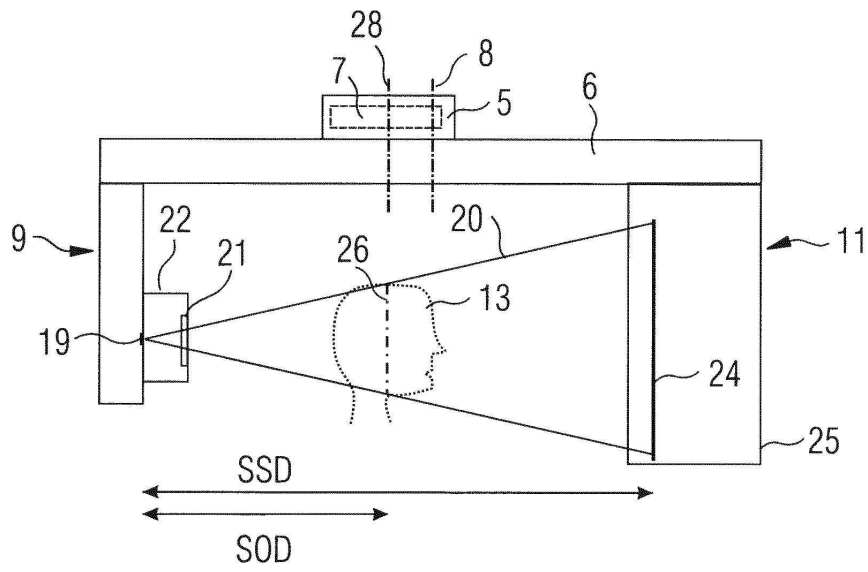
도면4



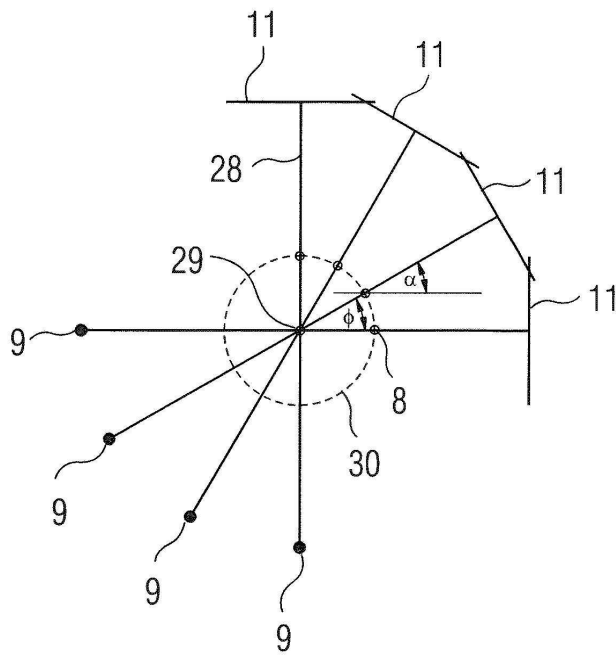
도면5



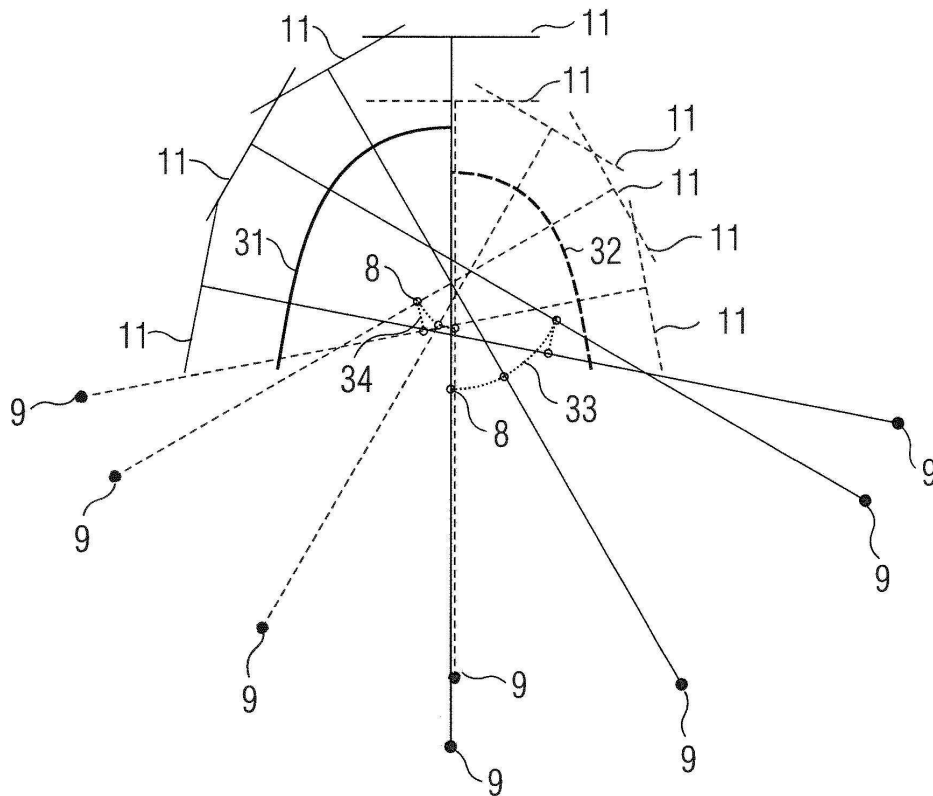
도면6



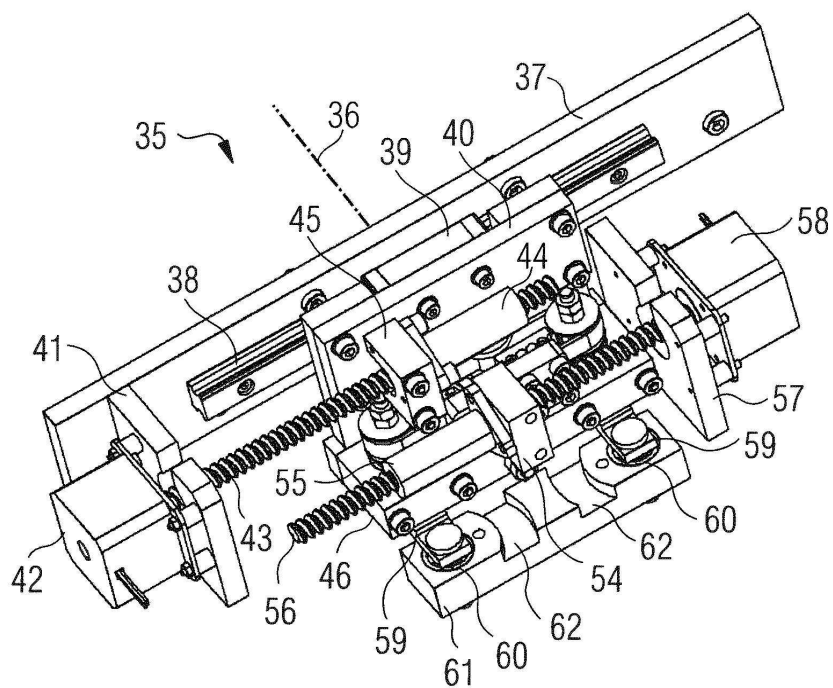
도면7



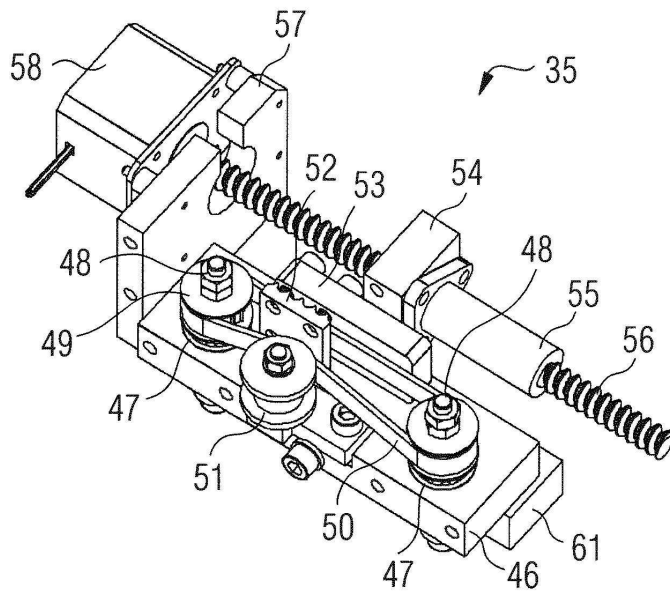
도면8



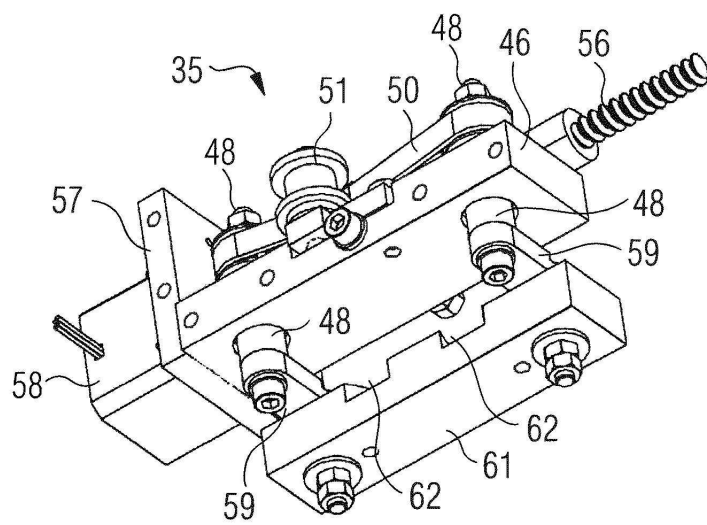
도면9



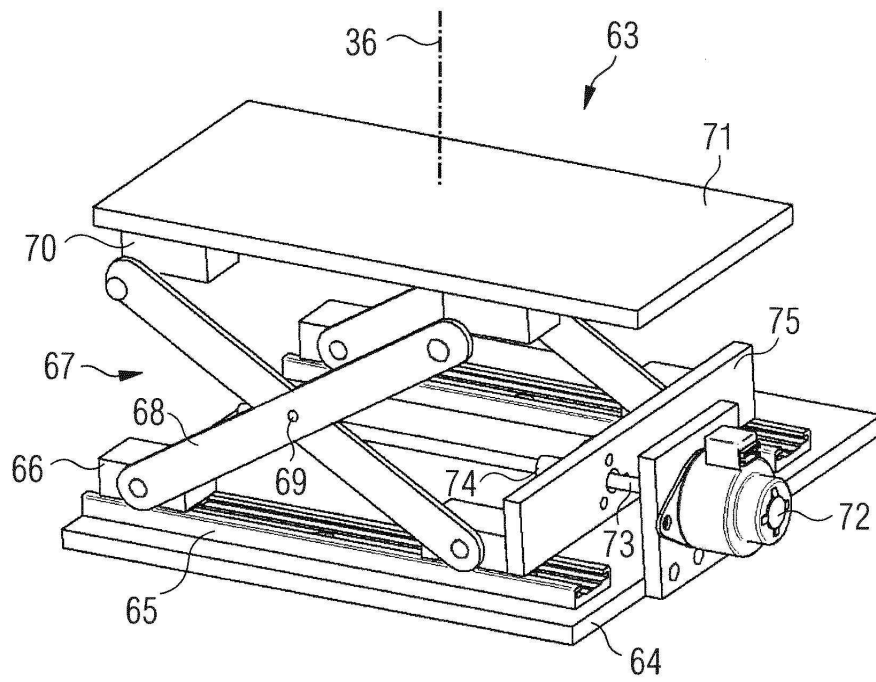
도면10



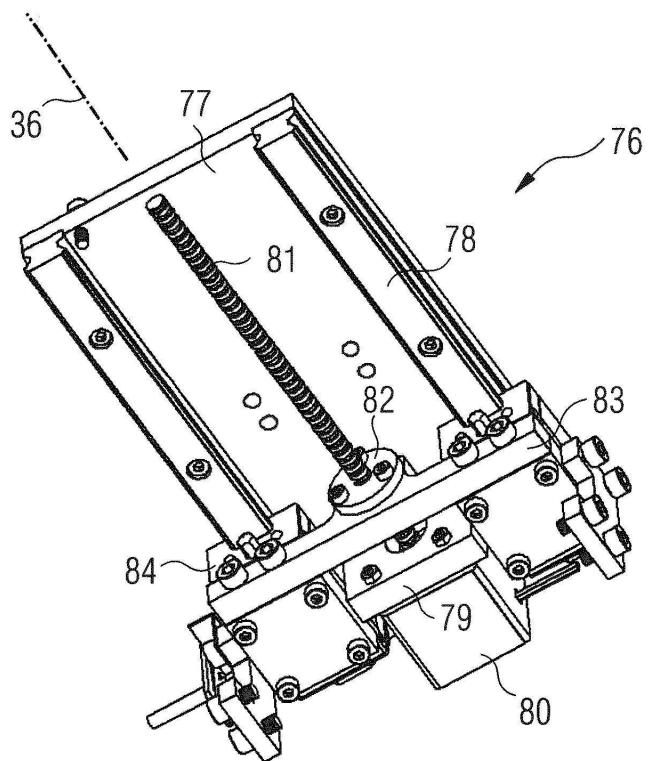
도면11



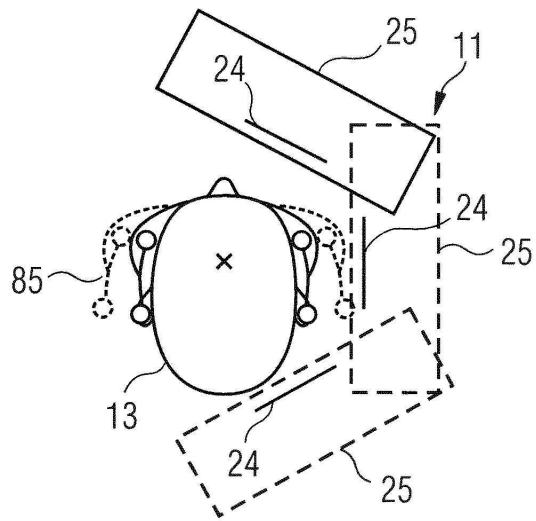
도면12



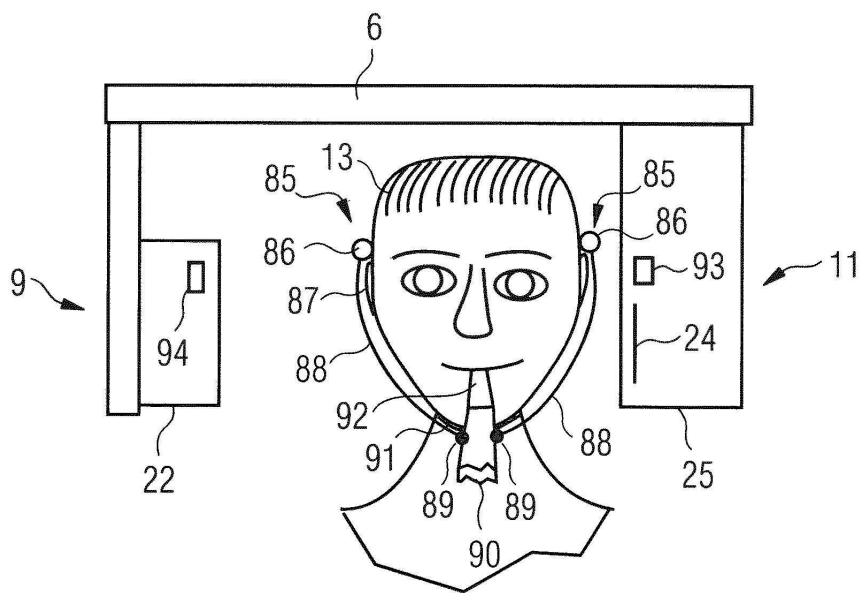
도면13



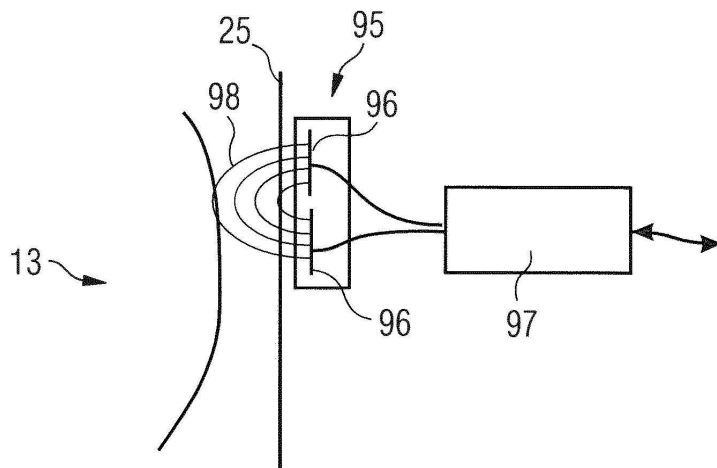
도면14



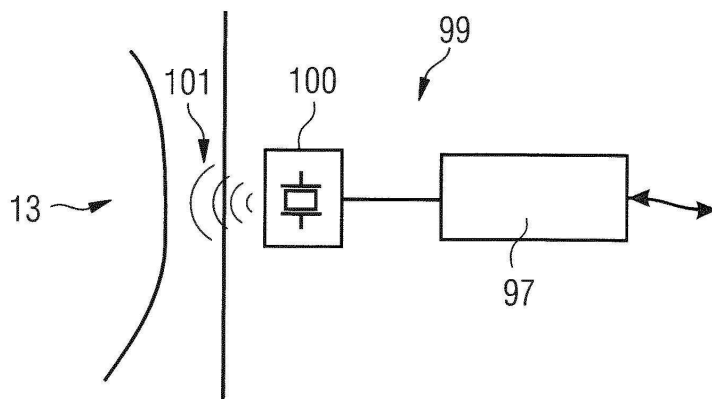
도면15



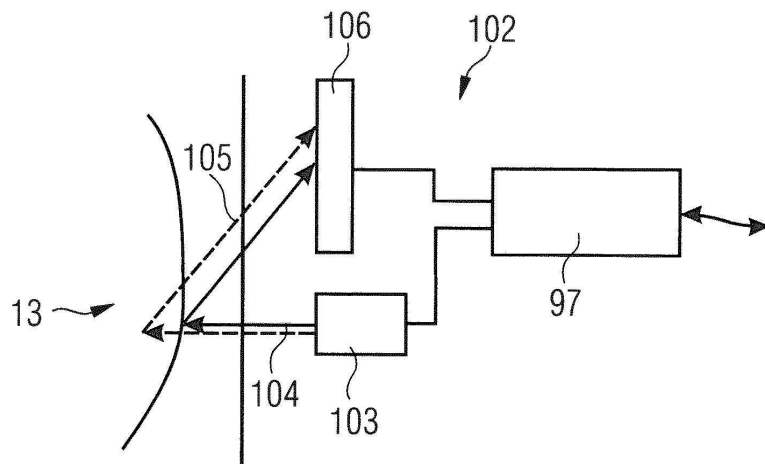
도면16



도면17



도면18



도면19

