(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년09월27일
(11) 등록번호 10-1902032
(24) 등록일자 2018년09월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/14 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-7019190
(22) 출원일자(국제) 2011년12월21일
심사청구일자 2016년12월21일
(85) 번역문제출일자 2013년07월19일
(65) 공개번호 10-2013-0136512
(43) 공개일자 2013년12월12일
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/066432
(87) 국제공개번호 WO 2012/088243
국제공개일자 2012년06월28일
(30) 우선권주장
61/425,867 2010년12월22일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
JP2011085479 A
KR1020050026352 A
US20030235265 A1*
US20080317200 A1*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
트로피
프랑스 에프-77437 마른느 라 발레 세덱스 2 크루아씨-보부르 뤼 에프. 뻴루띠에 4
(72) 발명자
잉글레세 장마르끄
미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150 페이턴트 리갈 스탭
보소렐 실비에
미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150 페이턴트 리갈 스탭
랜킨-파로벡 도나 케이
미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150 페이턴트 리갈 스탭
(74) 대리인
제일특허법인(유)

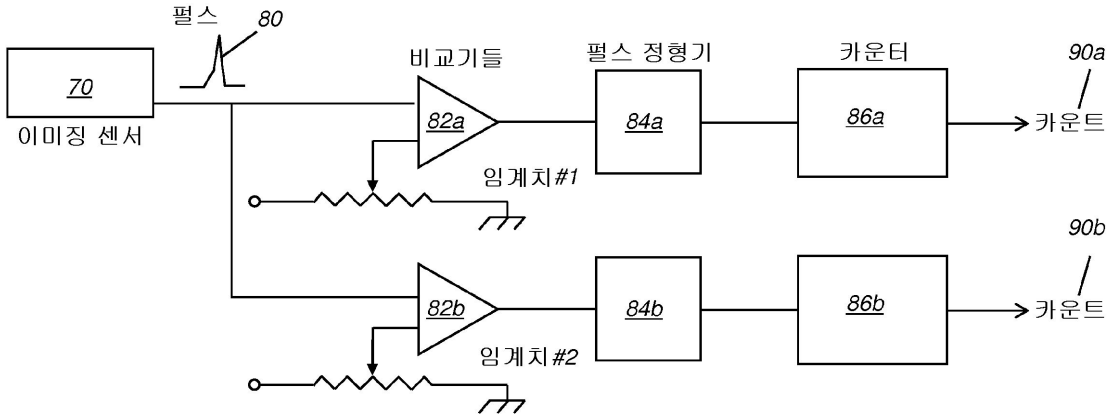
전체 청구항 수 : 총 6 항 심사관 : 도민환

(54) 발명의 명칭 **디지털 검출기**

(57) 요 약

환자로부터 이미지를 획득하기 위한 구강외 치아 이미징 장치는 복수의 이미지 픽셀들의 각각에 대해, 적어도 제 1 에너지 임계치를 초과하는 수신된 광자들의 카운팅에 따라 적어도 제 1 디지털 값을 제공하는 디지털 이미징 센서 및 방사선 소스를 가진다. 마운트는 환자의 머리의 맞은 편들에서 방사선 소스 및 디지털 이미징 센서를 지지한다. 하나 이상의 2차원 이미지들을 획득하기 위해 디지털 이미징 센서와 신호 통신하는 컴퓨터가 있을 수 있다.

대 표 도



명 세 서

청구범위

청구항 1

환자로부터 이미지를 획득하기 위한 구강외 치아 이미징 장치(extra-oral dental imaging apparatus)로서,

방사선 소스와,

복수의 이미지 픽셀들의 각각에 대해, 적어도 제 1 에너지 임계치를 만족시키는 수신된 광자들의 카운팅에 따라 적어도 제 1 디지털 값을 제공하는 디지털 이미징 센서와,

상기 환자의 머리에 대한 이미징 영역의 대향하는 측면들(opposing sides) 상에서 상기 방사선 소스 및 상기 디지털 이미징 센서를 지지하는 마운트(a mount)와,

하나 이상의 2차원 이미지들을 획득하기 위해 상기 디지털 이미징 센서와 신호 통신하는 컴퓨터를 포함하고,

상기 디지털 이미징 센서는, 상기 복수의 이미지 픽셀들의 각각에 대해, 제 2 에너지 임계치를 초과하는 전리 방사선 에너지(ionizing radiation energy)의 광자들의 카운팅으로부터 획득되는 제 2 디지털 값을 더 제공하며,

상기 제 1 에너지 임계치 및 상기 제 2 에너지 임계치는 조정가능하며, 상기 제 1 에너지 임계치 및 상기 제 2 에너지 임계치의 세트는 입력되는 상기 환자의 특정의 관심 조직의 유형(the type of tissue)에 따라 선택되는

구강외 치아 이미징 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 환자의 머리에 대한 상기 디지털 이미징 센서 및 상기 방사선 소스의 상대적인 수직 위치를 변경하도록 작동 가능한 하나 이상의 수직 액추에이터들을 더 포함하고,

상기 컴퓨터는 컴퓨터 단층촬영 체적 이미지(a computed tomography volume image)를 형성하기 위해 나선형 스캔 패턴으로부터의 둘 이상의 이미지들을 결합하며,

상기 마운트는 상기 디지털 이미징 센서 및 상기 방사선 소스를 상기 환자의 머리 주위로 상기 나선형 스캔 패턴으로 회전시키도록 작동 가능한 회전 액추에이터에 결합되고,

상기 환자의 머리의 적어도 일부의 체적 이미지는 상기 복수의 이미지 픽셀들에 기초하여 재구성되는

구강외 치아 이미징 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 디지털 이미징 센서 및 상기 방사선 소스를 상기 환자의 머리 주위로 스캔 패턴으로 회전시키도록 작동 가능한 회전 액추에이터를 더 포함하고,

상기 환자의 머리의 적어도 일부분의 2차원 이미지는 상기 복수의 이미지 픽셀들에 기초하여 재구성되고,

상기 2차원 이미지는 상기 환자의 머리의 일부의 파노라마 이미지이거나 상기 2차원 이미지는 단층영상합성(tomosynthesis) 이미징 기술들을 이용하여 생성되는

구강외 치아 이미징 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 컴퓨터와 통신하는 적어도 하나의 높이 센서를 더 포함하고,

상기 디지털 이미징 센서는 직접 이미징 센서인

구강외 치아 이미징 장치.

청구항 5

삭제

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 디지털 이미징 센서는 상위 임계치를 제공하도록 더 구성되고,

상기 제 1 디지털 값은, 상기 제 1 에너지 임계치를 초과하며 또한 상기 상위 임계치 미만인 수신된 광자들의 카운팅에 따르며,

상기 제 2 디지털 값은 상기 제 2 에너지 임계치를 초과하며 또한 상기 상위 임계치 미만인 수신된 광자들의 카운팅에 따르는

구강외 치아 이미징 장치.

청구항 7

환자의 머리의 적어도 일부분의 체적 이미지를 획득하는 이미징 장치로서,

방사선 소스 및 디지털 이미징 센서를 포함하고, 상기 디지털 이미징 센서 및 상기 방사선 소스를 상기 환자의 머리에 대한 이미징 영역 주위로 회전시키도록 작동 가능한 회전 액추에이터에 결합되는 회전 가능 마운트와,

상기 디지털 이미징 센서 및 상기 방사선 소스의 상대적인 수직 위치를 변경시키기 위해 작동 가능한 하나 이상의 수직 액추에이터들과,

상기 환자의 머리에 대한 상기 이미징 영역 주위로의 상기 디지털 이미징 센서 및 상기 방사선 소스의 스캔 패턴을 수행하기 위한 상기 회전 액추에이터 및 상기 수직 액추에이터들과 신호 통신하고, 또한 상기 스캔 패턴을 따른 연속하는 위치들에서 복수의 2차원 이미지들을 획득하기 위한 상기 디지털 이미징 센서와 신호 통신하는 컴퓨터를 포함하고,

상기 디지털 이미징 센서는, 복수의 이미지 픽셀들의 각각에 대해, 수신되는 전리 방사선 에너지에 따른 디지털 값을 제공하되, 상기 디지털 이미징 센서는, 상기 복수의 이미지 픽셀들의 각각에 대해, 제 1 에너지 임계치를 초과하는 전리 방사선 에너지의 광자들의 카운팅으로부터 획득되는 제 1 디지털 값 및 제 2 에너지 임계치를 초과하는 전리 방사선 에너지의 광자들의 카운팅으로부터 획득되는 제 2 디지털 값을 제공하며,

상기 제 1 에너지 임계치 및 상기 제 2 에너지 임계치는 조정가능하며, 상기 제 1 에너지 임계치 및 상기 제 2 에너지 임계치의 세트는 입력되는 상기 환자의 특정의 관심 조직의 유형에 따라 선택되는

이미징 장치.

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 치아 이미징(dental imaging)의 분야에 관한 것으로 특히 환자의 머리로부터 이미지들을 획득하는 장치 및 방법들에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 컴퓨터 단층촬영(computerized tomography; CT) 이미징 장치는 X-선원 및 X-선원 맞은 편에 환자에 대한 고정 축 주위로 회전하는 이미징 센서(imaging sensor)를 가지는 회전 이미징 앙상블(ensemble) 또는 갠트리(gantry)에 의해 다수의 2D 이미지들을 획득함으로써 동작된다. CT 이미지는 환자의 해부학적 구조의 3D 또는 체적 이미지의 재구성(reconstruction)을 가능하게 하고 진단 및 치료를 보조하는 유용한 정보를 획득하기 위해 특정한 값을 가진 것으로 인정된다.

[0003] 치과 및 이비인(ear-nose-throat; ENT) 적용 시뿐만 아니라 환자의 머리의 다른 이미징에 대해 CT 이미징을 이용하는데 상당한 관심이 있다. 이 목적을 위해 다수의 체적 이미징 시스템 설계들이 제안되어 왔다. 제안된 솔루션들 중에는 파노라마 이미징 및 CT 이미징을 결합한 하이브리드 시스템들이 있다. 예를 들어 Arai 등에 의한 “X-RAY IMAGING APPARATUS” 라는 명칭의 미국 특허번호 6,118,842는 양 이미징 모드들 모두를 지원하는 X-선 이미징 장치를 개시한다. 상기 장치는 X-선원, 대상물을 통과한 X-선들을 검출하는 X-선 검출기, 및 X-선원 및 X-선 검출기가 피실험자에 걸쳐 서로 공간적으로 마주하도록 상기 X-선원 및 X-선 검출기를 지지하는 지지

수단; 및 CT 모드 및 파노라마 모드 사이에서의 스위칭을 위한 모드 스위칭 수단을 포함한다. X-선들을 검출하기 위해, 한 하나의 대면적 X-선 검출이 이용된다. X-선 이미징 장치는 이미징 세션 동안 모드들을 스위칭함으로써 이미지의 양 유형들을 획득할 수 있다. 그러나, 제안된 이미징 장치들은 이 둘 모두의 이미징 기능들을 안전한 방식으로 수행할 수 있는 고가의 검출기를 요구한다.

[0004] 추가적으로, 이 유형의 시스템들은, 심지어 상이한 거리들이 더 유용함에도, 전형적으로 X-선원 및 검출기 사이의 일정한 거리를 이용함으로써 이미지 품질을 손상시킨다.

[0005] 예로서, 도 1은 종래의 CT 이미징 장치(40)의 하나의 실시예를 도시한다. 기둥(18)은 피실험체의 키에 대해 조정 가능하다. 점선의 윤곽으로 도시되는 환자(12) 또는 다른 피실험체는 X-선원(10) 및 이미징 검출기로도 칭해지는 X-선 이미징 센서 패널(20) 사이에 위치된다. X-선 이미징 센서 패널(20)은 노출을 얻도록 CT 센서(21)을 위치시키기 위해 회전 가능 마운트(mount)(30)에서 회전된다. CT 센서(21)는 X-선원(10)에 대하여 피실험체 뒤에 위치된다. 조작자는 이미징 셋업의 일부로서 CT 센서(21)를 이 위치 내로 회전시킨다. 마운트(30)의 회전으로, 센서(21) 및 소스(10)는 환자의 머리를 중심으로, 전형적으로 전체 회전의 일부분에 대해 회전한다. 더 다른 치아 이미징 솔루션들은 단일 장치로부터 CT, 파노라마, 및 두부계측(cephalometric) 이미징을 결합한다. 그와 같은 결합된 시스템들에 있어서, 요구되는 방사선 노출의 양은 특히 각각 개별 노출로부터, 많은 이미지들을 필요로 할 수 있는 CT 이미징들에 대해 하나의 관심사일 수 있다.

[0006] 종래의 디지털 방사선 검출기는 단일 노출에서 방사 에너지의 감쇠를 해석하는 방법과 관련하여 어느 정도의 제한들을 가진다. 예를 들어, 단일 노출로부터, 이미지의 대상물이 소정의 두께를 갖는지 또는 소정의 감쇠 계수를 가지는지를 구별하는 것이 매우 어려울 수 있다. 이 불 명확성을 해소하기 위해, 일부 시스템들은 개별의, 순차적인 저 에너지 또는 보다 높은 에너지 노출들을 제공하고 이미지 정보에서의 이 결과적인 차를 이용하여 재료들의 유형을 구분한다. 그러나, 이 정보를 제공하기 위해, 이 유형의 이미징은 환자가 2차 노출 동안 추가 방사선의 대상이 될 것을 요구한다. 다수의 이미지들, 즉 환자를 중심으로 하는 다수의 회전 각도들 각각으로부터 이미지가 획득되는 CT 이미징의 경우 이 문제는 악화될 수 있다.

[0007] 종래의 CT 이미징은 진단 및 치료를 보조하는 유용한 정보를 제공하지만, 이미징 센서 장치 자체의 한계들에 의해 그리고 원하는 이미지 품질을 획득하는데 필요한 노출 레벨에 대한 우려들에 의해 제한된다. 그러므로, 감소된 노출로 그리고 치과, ENT, 및 머리의 다른 이미징에 대한 더 좋은 비용으로 고 레벨들의 이미지 품질을 획득할 수 있는 이미징의 개선된 방법들에 대한 필요성을 오랫동안 느껴왔다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명의 실시예들은 이미징 기술을 발전시키는, 특히 머리의 이미징에 대한 요구를 해결하고 있다. 본 발명의 실시예들은 치과, ENT 및 관련된 애플리케이션들의 이미징에 대한 문제에 대해 광자-카운팅(photon-counting) 및 관련 이미징 솔루션들을 적응시킨다. 본 발명의 실시예들을 이용하여, 의료 행위자는 감소된 노출 레벨들을 이용하고 광자-카운팅 솔루션들이 제공하는 다른 장점들을 이용하여, 환자 치료를 위한 유용한 이미지들을 획득할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 이 목적들은 설명 예를 통해서만 제공되고, 그와 같은 목적들은 본 발명의 하나 이상의 실시예들을 예시할 수 있다. 개시된 발명에 의해 본질적으로 달성되는 다른 바람직한 목적들 및 장점들은 발생할 수 있고 당업자에게 명백해질 수 있다. 본 발명은 첨부된 청구항들에 의해 규정된다.

[0010] 본 발명의 하나의 양태에 따르면, 환자로부터 이미지를 획득하는 구강-외 치아 이미징 장치가 제공되고, 상기 장치는 방사선 소스; 복수의 이미지 픽셀들 각각에 대해, 적어도 제 1 에너지 임계치를 초과하는 수신된 광자들의 카운팅에 따라 적어도 제 1 디지털 값을 제공하는 디지털 이미징 센서; 환자의 머리의 반대측들 상에 방사선 소스 및 디지털 이미징 센서를 지지하는 마운트; 및 하나 이상의 2차원 이미지들을 획득하기 위하여 디지털 이미징 센서와 신호 통신하는 컴퓨터를 포함한다.

도면의 간단한 설명

[0011] 본 발명의 상기 및 다른 목적들, 특징들 및 장점들은 첨부 도면들에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시예들에

대한 다음의 더 특정한 기술로부터 명백할 것이다.

도면들의 요소들은 반드시 서로에 대한 비율대로는 아니다.

도 1은 치과 또는 이비인(ENT) 이미징을 위한 CT 이미징 장치를 도시한 도면.

도 2a는 종래의 디지털 방사선 이미징에서 신틸레이터(scintillator)를 이용하는 디지털 검출기를 도시하는 개략도.

도 2b는 종래의 디지털 방사선 이미징에서 광섬유 어레이(fiber optic array)를 가지는 신틸레이터를 이용하는 디지털 검출기를 도시하는 개략도.

도 2c는 종래의 디지털 방사선 이미징에서 광섬유 어레이를 가지는 더 두꺼운 신틸레이터를 이용하는 디지털 검출기를 도시하는 개략도.

도 2d는 종래의 디지털 방사선 이미징에서 광섬유 어레이를 가지는 구조화된 신틸레이터를 이용하는 디지털 검출기를 도시하는 개략도.

도 3은 디지털 방사선 이미징을 위해 광자 카운트를 이용하는 디지털 검출기를 도시하는 개략도.

도 4는 광자 카운트를 이용할 때 디지털 검출기의 각각의 픽셀에 대한 이미징 프로세싱 체인(chain)을 도시하는 개략도.

도 5는 광자 카운트를 이용할 때 다수의 임계치들을 이용하는 디지털 검출기의 각각의 픽셀에 대한 이미징 프로세싱 체인을 도시하는 개략도.

도 6a는 2개의 예시적인 금속 재료들에 대한 상이한 에너지 레벨들에서의 선형 감쇠 특징들을 도시하는 그래프.

도 6b는 상이한 유형들의 골 조직들에 대한 선형 흡수 계수를 도시하는 그래프.

도 7은 광자 카운트를 이용하여 환자의 머리의 부분들을 이미징하는 이미징 장치를 도시하는 개략도.

도 8은 디지털 센서 및 방사선 소스에 대한 나선형 스캔의 일부를 도시하는 개략도.

도 9a 및 도 9b는 환자 주위에서의 회전 동안 지지 암의 높이를 변경함으로써 나선형 스캔을 제공하는 이미징 장치를 도시하는 도면.

도 10a 및 도 10b는 환자 주위에서의 회전 동안 디지털 센서 및 방사선 소스의 높이를 변경함으로써 나선형 스캔을 제공하는 이미징 장치를 도시하는 도면.

도 11a 및 도 11b는 환자 주위에서의 회전 동안 디지털 센서 및 방사선 소스에 대한 환자의 머리의 높이를 변경함으로써 나선형 스캔을 제공하는 이미징 장치를 도시하는 도면.

도 12는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 이미지 획득을 위한 단계들을 도시하는 논리 흐름도.

도 13은 본 발명의 하나의 실시예에 따라 단층영상합성(tomosynthesis)을 위한 프로세싱 및 이미지 획득의 피처(feature)들을 도시하는 개략도.

도 14는 환자에 대한 치열궁(dental arch) 내의 예시 파노라마 층들을 도시하는 상부도.

도 15는 실리콘에 범프 본딩(bump-bonded)되는 단결정들을 도시하는 도면.

도 16은 PbI_2 또는 HgI_2의 다결정을 도시하는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 다음은 본 발명의 예시적인 실시예들의 설명이며, 도면들에 대한 참조가 행해지며, 도면들에서 동일한 참조 번호들은 여러 도면들 각각에서 동일한 구조 요소들을 식별한다.

[0013] 본 발명의 상황에서, 용어들 “픽셀” 및 “복셀(voxel)”은 개별 디지털 이미지 데이터 요소, 즉 측정된 이미지 신호 강도를 나타내는 단일 값을 기술하기 위해 상호 교환 가능하게 이용될 수 있다. 종래의 개별 디지털 이미지 데이터 요소는 3차원 체적 이미지들에 대해서는 복셀로, 그리고 2차원 이미지들에 대해서는 픽셀로 칭해진다. CT 또는 CBCT 장치의 이미지들과 같은 체적 이미지들은 상이한 상대 각도들에서 촬영된 픽셀들의 다수의 2D 이미지들을 획득하고 나서, 이미지 데이터를 결합하여 대응하는 3-D 복셀들을 형성함으로써 형성될 수 있다. 본

원에서 설명을 위해, 용어들 폭셀 및 픽셀은 전반적으로 등가적인 것으로 간주되어, 수치 값들의 범위를 가질 수 있는 이미지 요소 데이터를 기술할 수 있다. 복셀들 및 픽셀들은 공간 위치 및 이미지 데이터 코드 값 이 둘 모두의 속성들을 가진다.

[0014] 본 발명의 상황에서, 용어 "코드 값"은 재구성된 3-D 체적 이미지 내의 각각의 체적 이미지 데이터 요소 또는 복셀과 연관되는 값을 칭한다. CT 이미지들에 대한 코드 값들은 흔히 하운스필드 단위(Hounsfield unit)들로 표현되지만, 항상은 아니다.

[0015] 본 발명의 상황에서, 용어들 "디지털 센서" 및 "디지털 검출기"는 등가인 것으로 간주된다. 이것들은 디지털 방사선 시스템에서 이미지 데이터를 획득하는 패널을 기술한다. 용어 "회전하다"는 중심점을 주위의 곡선 경로 또는 궤도로 움직이는 자체의 종래의 의미를 가진다.

[0016] 본 발명의 양태들을 더 완전하게 이해하기 위해서, 종래의 실행 시에 이미징에 이용되는 상이한 방법들을 고려하고 이것들을 본 발명의 실시예들에 따른 이미징의 양태들과 비교하는 것이 유익하다. 도 2a 내지 도 2e는 방사선 이미징에 대한 여러 방법들을 개략적으로 도시한다. 도 2a는 환자 또는 다른 피실험체를 통하는 방사선에 응답하여 이미지 데이터를 생성하는 간접 이미징 방법을 이용하는 X-선 이미징 센서(50)의 요소들을 도시한다. 이 모델에서, X-선 광자들은 X-선 변환 요소(52)로 입사되고, X선 변환 요소는 전리 X-선 방사선으로부터의 에너지를 가시광선 또는 다른 광 에너지로 변환한다. X-선 변환 요소(52)는 통상적으로 신틸레이터로서 지칭된다. 에너지 검출 요소(54)는 지지 구조(56) 상에 장착되고 나서, 광전지들의 어레이를 이용하는 것과 같이, 변환된 에너지를 검출한다. 광전지들은 어레이 내에 반도체 칩으로서 형성되고 각각의 검출된 이미지 픽셀에 대응하는 신호를 제공하는 감광성 CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 구성요소들일 수 있다. 미변환 X-선 광자들은 광섬유 플레이트에서 포획된다.

[0017] 픽셀들 간의 크로스-토크(cross-talk) 및 결과적인 어느 정도의 양의 해상도의 손실을 야기하는 스캐터(scatter)는 도 2a에 도시된 기본 방법에서 인정된 하나의 문제이다. 도 2b의 수정은 이 문제를 처리하고 신틸레이터 또는 X-선 변환 요소(52) 및 에너지 검출 요소들(54) 사이에 광섬유 어레이(60)를 추가함으로써 미변환 X-선 광자들을 수를 줄인다. 도 2c는 방사선에 대한 감도를 개선하여, 신틸레이터 또는 X-선 변환 요소(52)의 폭을 확대시키는데 도움을 줄 수 있는 다른 수정예를 도시한다; 그러나, 이 솔루션은 획득된 이미지 내의 선명도가 어느 정도 손실되는 결과를 발생시킬 수 있다.

[0018] 도 2d는 X-선 변환 요소(52)로서 이용되는 구조화된 신틸레이터의 이용을 도시한다. 세슘 아이오다이드(cesium iodide; CsI)와 같은 재료는 비록 구조적으로 약하고 고가이며 이미지 품질에 대해 일부 한계들을 가지고 있을지라도, 구조화된 신틸레이터는 상기 재료를 이용할 수 있다. 일부는 더 두꺼운 CsI의 층들이 광을 더 빨리 감쇠시켜서 상기 층들이 추가 가시광선 광자들을 발생시킨다고 생각한다. 이 수정된 신틸레이터 유형은 도 2d에 도시된 바와 같은 광섬유 어레이(60) 외에도 어느 정도의 성능 개선을 위해 이용될 수 있다.

[0019] 도 2a에 도시된 종래의 모델 및 도 2b, 도 2c 및 도 2d에 관하여 약술된 개선들은 치아 이미징 애플리케이션들에 대한 합리적인 레벨의 이미징 성능을 제공한다. 그러나, 심지어 추가 비용 및 추가 구성요소들 및 이용되는 피처(feature)들의 복잡성들에도 불구하고, 이미지 품질 및 전반적인 성능에 있어서 단지 점진적인 개선들만이 달성된다.

[0020] 직접 이미징 방법을 이용한 이미지 캡처에 대한 대안의 방법이 도 3에 도시된다. 직접적인 검출을 이용하는 이미징 센서(70)는 반도체 또는 다른 감응 재료와 같이, 입사하는 X-선 광자들을 전자 플로우로 변환하는 직접 검출 요소(72)를 가진다. 여자된 전자들은 그 후에 전계(F)에 의해 가속되고 에너지 검출 요소(54) 역할을 하는 전자-감응 CMOS 어레이에 의해 감지된다. 전자들의 구름의 총 에너지는 입사하는 X-선 광자의 에너지를 나타낸다.

[0021] 유리하게도, 직접 검출 이미징 센서(70)에 있어서, 각각의 인입하는 X-선 광자는 간접 이미징 디바이스에 있어서보다 검출될 가능성이 훨씬 더 크다. 이는 이미징 검출기에 대한 성능 메트릭(metric)인, DQE(detective quantum efficiency)를 증가시킨다. 전계가 전자 전하를 CMOS 어레이 요소들로 인도한 결과인 감소된 스캐터는 이 방법을 더 효율적이게 만들고, 해상도를 개선시키며, 더 유리한 신호-대-잡음(signal-to-noise; S/N)비를 제공한다. 결과적으로, 직접 검출 이미징 센서(70)에 의해 이미지를 획득하기 위해서, 도 2a 내지 도 2d를 참조하여 기술된 더 종래의 간접 디바이스들에서 필요한 것보다 더 낮은 레벨들의 전리 방사선이 이용될 수 있다.

[0022] 직접 검출 요소(72)에 대해 이용되는 직접-검출 반도체들은 다결정 또는 단결정 재료들을 포함할 수 있다. 단결정 재료들은 제조 및 핸들링의 용이성에 있어서 다결정보다 유리하다; 그러나 단결정 재료들로부터 형성되는 검

출기들에 대해서는 크기 제한들이 있다. 조직화된 단결정들의 구조는 전계에 영향을 받는 전자들의 전파를 인도한다. 단결정들은 전자-감응 CMOS 구조에 범프 본드들에 의해 연결된다. 도 15는 전자-감응 CMOS에 범프 본드(bump bond)되는 직접-검출 반도체를 도시하는 도면이다. 다결정 재료들은 제조 및 처리에 더 어렵지만, 더 큰 검출기들을 제공할 수 있다. 이 목적을 위한 후보 재료들은 카드뮴 텔루라이드(cadmium telluride; CdTe 또는 CadTel), 요오드화 납(lead iodide; PbI_2), 산화 납(lead oxide; PbO) 및 요오드화 제 2 수은(mercuric iodide; HgI_2) 및 다결정, 무정질 셀레늄(aSe) 및 다른 재료들의 유형들을 포함한다. 도 16을 참조하면, 임의 구조의 다결정들은 전계에 영향을 받는 전자들의 스캐터링을 일으켜서, 그 결과적인 이미지의 선명도가 없어지는 결과를 초래한다. 다결정의 PbI_2 또는 HgI_2는 임의로 배치되는 6각형의 편평한 구조들의 형태이며 전자들을 하나의 6각형에서 다른 육각형으로 진행된다. 다결정들은 범프-본드들이 필요하지 않고 CMOS의 실리콘 상에 직접적으로 코팅될 수 있다.

[0023] X-선 검출기들이 수신되는 에너지를 어떻게 기록하고 보고하는 것 사이에 다른 구분이 행해진다. 집적 X-선 센서들은 공간적으로 디지털화되고 노출 동안 각각의 픽셀에 각 픽셀 별로 수신된 축적된 전하를 나타내는 아날로그 출력을 제공한다. 고 잡음 레벨들은 집적 센서들에 있어서는 문제일 수 있다. 다른 방법은 통상적으로 "광자-카운팅"으로 칭해진다. 이 대안의 방법에서, 각각의 인입하는 광자는 전하를 발생시키고 이 이벤트들 각각이 보고되거나 카운트된다. 광자들의 실제 카운트, 또는 이 카운트에 따라 계산되는 값은 각각의 픽셀에 대한 이미지 데이터로서 제공된다. 유용하게도, 광자 카운트는 펄스 강도가 배경 잡음 레벨을 초과하는 경우, 잡음에 높은 내성을 가진다. 도 4는 광자-카운팅 시퀀스를 개략적인 형태로 도시한다. 인입하는 광자는 소정의 에너지 레벨에서 펄스(80)를 발생시킨다. 펄스(80) 에너지는 비교기(82)에서 임계치에 대비하여 비교되고 정형 펄스(88)를 형성하기 위해 펄스 정형기(84)에서 정형화된다. 카운터(86)는 그 후에 펄스 이벤트를 기록하고 디지털 출력인 펄스 카운트 값(90)을 제공한다. 이미징 센서(70)에서는 픽셀 요소 별로 개별의 펄스 카운트 값(90)이 획득된다. 임계치 값은 관심 광자 에너지들에 따라, 값들의 범위로부터 조정 가능하거나 선택 가능할 수 있다. 광자 카운트 X-선 검출기들은 저 신호 레벨에서 적절한 성능을 제공하므로 환자에게 주어지는 X-선 선량을 감소시키는 것이 가능하다.

[0024] 출원인들은 이 검출기 기술들이 결합될 수 있음을 인식하였다. 예를 들어: (1) 간접-검출과 통합, (2) 직접-검출과 통합, (3) 간접-검출 및 광자-카운팅, 및 (4) 직접-검출 및 광자-카운팅의 결합. 통합과 함께 하는 간접-검출은 감소된 검출기 비용 및 확장성을 제공한다. 통합과 함께 하는 직접-검출은 감소된 선량 및 대규모의 검출기들을 제공한다. 광자-카운팅과 함께 하는 간접-검출은 감소된 선량을 제공한다. 광자-카운팅과 함께 하는 직접-검출은 감소된 선량 및/또는 컬러 X-선을 제공할 수 있다.

[0025] 펄스 카운팅의 추가 장점은 다수의 임계치들에서 펄스들(80)을 카운트하는 자체의 케이퍼빌리티(capability)와 관련된다. 도 5의 개략도를 참조하면, 펄스 에너지를 측정하기 위해 2개의 비교기들(82a 및 82b)이 도시된다. 이 특정한 구성에서, 비교기(82a), 펄스 정형기(84a) 및 카운터(86a)는 제 1 임계치 위의 모든 펄스들에 대해 카운트(90a) 값을 제공하고; 유사하게, 비교기(82b), 펄스 정형기(84b) 및 카운터(86b)는 더 높은 제 2 임계치 위의 펄스들만을 담당하여 그에 따른 카운트(90b)를 제공한다. 그 후 간단한 감산은 각각의 펄스 별로 달성된 상이한 전력 레벨들을 식별한다. 다수의 임계치 값들 중 임의의 값에서 펄스 카운트를 가능하게 하는 대응하는 비교기 회로소자의 장치를 이용하여 2 초과의 임계치 레벨들이 측정될 수 있음이 이해될 수 있다. 게다가, 임계치들은 선택 가능한 것, 예를 들어 이미징 센서(70)의 응답을 다양한 광자 에너지 레벨들로 조정하기 위해 조정 가능할 수 있다. 그러므로, 예를 들어, 조작자는 최종 생성된 이미지 내에서 더 부드러운 조직 및 더 밀집된 조직을 구분하기 위해 미리 세팅된 임계치들의 세트를 이용할 수 있다.

[0026] 최소 임계치들을 세팅하는 것 외에도, 본 발명의 실시예들은 또한 광자 에너지에 대한 상한 또는 최대 임계치들을 이용하는 선택사양을 제공한다. 이 능력은 예를 들어 금속 아티팩트(artifact)들 또는 직접 검출 재료를 직접적으로 통과하는 X-선들로부터 과도한 잡음 신호들이 발생되는 것을 줄이는 것을 포함하여, 다수의 기능들에 대해 이용될 수 있다.

[0027] 도 5를 참조하여 기술된 바와 같이, 상이한 에너지 임계치들에서 광자들을 카운트하는 능력은 센서가 대상물에 조사함으로써 획득되는 에너지 레벨들을 구분할 수 있게 하고, 각각의 노출의 결과로서 제공되는 이미지 데이터에 대해 추가적인 차원을 제공한다. 다중-스펙트럼 또는 "컬러" X-선 이미징으로 기술되는 이 능력은 대상 픽셀의 재료 조성물에 대한 정보가 획득될 수 있게 한다. 도 6a의 간소화된 그래프에서 전형적인 금속들에 대해 도시된 바와 같이, 2개의 재료들(A 및 B)은 노출(E)로서 도시된 방산 에너지의 레벨에 따라 변하는 상이한 감쇠의 계수들(μ)을 가진다. 주어진 노출에서, 재료(A)는 값(AI)에 도시된 바와 같이, 재료(A)에 대응하는 에너지

를 가지는 광자를 감쇠시킨다. 유사하게, 재료(B)에 대해 충돌하는 방사선은 값(BI)에 도시된 바와 같이, 재료(B)에 대응하는 에너지를 가지는 광자를 감쇠시킨다. 이 상이한 에너지 값들의 광자들이 서로 구분될 수 있는 경우, 획득된 이미지의 동일한 픽셀 또는 복셀 이미지 요소에서 하나 또는 양 재료들을 식별하는 것이 가능하다. 방사선에 응답하는 이 동일한 기본 행위는 또한 조직 유형들을 구분하는 케이퍼빌리티의 일부 측정을 가능하게 한다. 예로서, 도 6b의 그래프는 상이한 골 밀도들에 대한 상대적인 감쇠 계수들을 도시한다. 도 6b가 암시하는 바와 같이, 상이한 선형 흡수 특징들은 골 유형들과 같은 다양한 유형들의 조직의 구분을 가능하게 한다.

[0028] 광자 카운트 검출기들을 이용하는 컬러 X-선은 저 비용 및 저 선량 컬러 X-선 이미징을 제공한다. 다중-스펙트럼 또는 "컬러" X-선 이미징을 이용함으로써 치과, ENT 및 머리 이미징에 대해 가치가 있는 다수의 잠재적인 이점들이 있을 수 있다. 이는 금속 아티팩트들의 최소화, 소프트 및 하드 조직의 별개의 재구성, 치아 및 골 피처들에 대한 더 효과적인 분절 알고리즘들, 암 및 다른 질병에 대한 개선된 병리학적 검출 및 트레이스 재료(trace material)들 및 조영제들의 검출을 포함한다.

[0029] 이미징 프로세잉 체인에서의 개선을 위한 기회들 외에도, 본 발명의 실시예들에서 광자 카운트의 장점들을 제공하는데 필요한 구조, 동작, 스캐닝 시퀀스, 차원들, 및 지원 하드웨어에서 다수의 차이가 있다. 종래의 큰 에어리어의 이미지 검출과의 하나의 현저한 차이로서, 광자-카운팅 아키텍처는 결과적으로 크기가 감소된 이미지 검출기이고, 단지 2-D 이미지만이 획득될지라도 일반적으로 스캐닝 스퀀스를 요구한다. CT에 또는 콘-빔(cone-beam) CT(CBCT) 이미징에 대해 필요한 시퀀스에서와 같이, 체적 측정 이미징의 경우, 동일한 평면 내에서의 스캔뿐만 아니라 3차원 나선 스캔을 제공하는 것이 필요할 수 있다.

[0030] 도 7의 개략도는 연속하는 2 이상의 2D 이미지가 획득되고 인접하는 컨텐츠의 이미지들이 더 큰 이미지를 형성하도록 배열되는 파노라마 이미징과 같은 2-D 이미징을 위한, 또는 치과, ENT 및 관련 머리 이미징 애플리케이션들에서의 단층촬영, 계산된 단층촬영 체적 이미징 또는 콘빔 계산 단층촬영(CBCT) 이미징과 같은 3-D 이미징을 위한 이미징 장치(100)를 도시한다. 기둥(118) 상에 회전 가능한 마운트(130)가 제공되고, 상기 기둥은 환자(12)의 크기에 적합하도록 높이가 조정 가능한 것이 바람직하다. 마운트(130)는 X-선원(110) 및 방사선 센서(121)를 환자(12)의 머리의 맞은편 측들 상에서 유지하고, 선택적으로 소스(110) 및 센서(121)를 머리를 중심으로 하는 스캔 패턴으로 선회하도록 회전한다. 마운트(130)는 자체에 부착된 구성요소들이 머리를 중심으로 선회하도록 환자의 머리의 중심부에 대응하는 축(Q)을 중심으로 회전한다. 본 발명의 하나의 실시예에 따른 광자-카운팅 센서인 센서(121)는 2-D 이미징에, 단층영상합성 이미징에 또는 CT 또는 CBCT 체적 이미징에 적합한 방사선 패턴을 방출하는 X-선원(110)에 맞은 편에서, 마운트(130)에 결합된다. 턱받침 또는 입으로 무는 요소와 같이, 선택적 머리 지지대(136)가 이미지 획득 동안 환자의 머리의 안정을 제공한다. 컴퓨터(106)는 조작자 명령들을 수용하기 위해 그리고 이미징 장치(100)에 의해 획득되는 체적 이미지들의 디스플레이를 위해 조작자 인터페이스(104) 및 디스플레이(108)를 가진다. 컴퓨터(106)는 이미지 데이터를 획득하기 위해 센서(121)과 신호 통신 상태에 있고 소스(110)의 제어를 위해, 그리고 선택적으로 마운트(130) 구성요소들에 대한 회전 액추에이터(112)의 제어를 위해 신호들을 제공한다. 초기 높이 세팅을 획득하기 위해 그리고 나선형 스캔 동안 환자의 머리에 대한 센서(121)의 상대적인 수직 변위를 추적하기 위해 하나 이상의 높이 센서들(134)이 또한 컴퓨터(106)에 의해 감지된다. 컴퓨터(106)는 또한 이미지 데이터를 저장하기 위해 메모리(132)와 신호를 통신한다. 이미징 프로세스를 위해 환자의 머리를 적절하게 정렬하는 것을 보조하기 위해 선택사양의 정렬 장치(140)가 제공된다. 정렬 장치(140)는 본 발명의 하나의 실시예에 따른 헤드 포지셔닝을 위해 하나 이상의 선 기준들을 제공하는 레이저를 포함한다. 대안의 실시예들에서, 정렬 장치(140)는 가시광 빔 또는 다른 표시자, 또는 기계적 또는 다른 포지셔닝 장치를 포함한다. 이미징 장치(100)는 또한 X-선원(110) 및 센서(121) 또는 다른 이미징 센서를 이용하는 파노라마 또는 두부 측정 이미징에 대한 케이퍼빌리티를 가질 수 있다.

[0031] 요구되는 이미징의 유형에 따라 다수의 가변 스캔 패턴들이 있을 수 있다. 단층영상합성은 예를 들어, 전형적으로 환자 주위에서 180도 미만인 스캔을 이용한다. CBCT 스캐닝은 환자의 머리 주위로 한 번 이상을 회전하는 나선형 스캔 패턴을 요구할 수 있다. 상이한 환자들 또는 이미징의 유형들에 대한 스캔 패턴에 적합하도록 X-선원(110) 및 센서(121) 사이의 소스-대-이미지(source-to-image; SID) 거리를 조정하기 위해 선택사양의 조정 메커니즘(142)이 제공된다.

[0032] 전형적인 광자-카운팅 이미지 검출기들의 하나의 결점은 자체의 크기가 상대적으로 작다는 것이다. 높이 및 폭 방향들로 수백의 요소들을 갖춘 어레이를 가지는 종래의 디지털 방사선 이미징 패널과는 달리, 광자-카운팅 센서는 전형적으로 더 작은 크기로 이루어지고, 폭은 크기에 있어서 100 픽셀들 미만일 수 있다. 이 문제는 틸링(tiling)에 의해 처리될 수 있는데, 이 방법은 더 큰 검출 에어리어를 커버하기 위해 다수의 이미지 검출기들이

결합된다. 초기에 언급된 바와 같이 종래의 단결정 검출기 재료와는 대조적으로, 다결정 재료들을 이용하면 더 큰 검출기들을 제공하는데 도움이 된다.

[0033] 광자-카운팅 이미지 검출기들의 크기 제한들에 대한 다른 해법은 뷰(view)의 필드를 효율적으로 증가시키기 위해 검출기의 스캐닝 시퀀스를 적응시킨다. 실제로, 이 크기 제한은 종래의 CBCT 이미징에 대해 이용된 것과 상이한 스캐닝 시퀀스를 요구한다. 나선형 스캔은 체적 이미징에 필요한 이미징 데이터를 획득하는데 이용될 수 있다. 동작 시에, 마운트(130)는 환자(12)의 머리 주위에서 다수 회 회전함으로써, 도 8에 도시된 바와 같이 센서(121)는 환자(12) 주위로 나선형 궤도로 스캐닝한다. 도 8에서, 인접 이미징 위치는 명료성을 위해 각 거리가 과장되어 있는 점선의 윤곽선으로 도시된다.

[0034] 본 발명의 하나의 실시예에 따르면, 또한 나선형 피치 각(P) 및 연속 이미지 획득들 사이의 각 변화(Θ)로 표현될 수 있는 소스 및 검출기의 회전 동안의 나선의 수직 높이(h)의 변화는 조정 가능하다.

[0035] 광자-카운팅 센서(121)를 이용하는 CBCT 이미징에 필요한 나선형 스캔은 다수의 스캐닝 장치 모델 중 어느 하나에 따라 제공될 수 있다. 도 9a 및 도 9b는 센서(121) 및 소스(110)를 포함하는 마운트(130) 자체가 스캔 동안 수직으로 병진 운동하는 이동 가능 트래블 암(travel arm)(128)에 결합되어, 마운트(130)의 회전 동안 액추에이터(122)에 의해 변위되는 이 문제에 대한 제 1 방법을 도시한다. 이 병진운동은 나선형 스캔 동안 이미지 센서 및 방사선 소스의 상대적인 수직 위치를 환자의 머리로 변경시킨다. 나선형 스캔에 대한 하나의 실시예에서, 이미징 센서는 가장 긴 차원이 스캔 동안 나선 축에 수직인 방향으로 확장되도록 구성되는 슬릿 형상의 센서일 수 있다.

[0036] 도 10a 및 도 10b는 마운트(130) 자체가 동일한 높이를 가지지만 반면에 소스(110) 및 센서(121)가 나선형 스캔 동안 수직으로 병진 운동함으로써, 나선형 스캔 동안 이미징 센서 및 방사선 소스의 상대적 수직 위치를 환자의 머리로 변경하는 이 문제에 대한 제 2 방법을 도시한다. 도 11a 및 도 11b는 마운트(130) 자체가 동일한 높이를 가지지만, 반면에 수직으로 조정 가능한 플랫폼(138)이 나선형 스캔 동안 이미징 센서 및 방사선 소스의 상대적인 수직 위치를 환자의 머리로 변경하기 위해 환자의 머리 및 소스(110)와 센서(121) 사이에서의 상대적인 운동을 제공하는 액추에이터로 이용되는 이 문제에 대한 제 3 방법을 도시한다.

[0037] 도 9a 내지 도 11b에 도시된 바와 같이, 마운트(130) 내의 하나 이상의 액추에이터들(124), 또는 다른 높이 조정 디바이스들은 소스(110) 및 센서(121)가 환자의 머리 주위로 회전할 때 수직 병진 운동 기능을 제공한다. 컴퓨터(106)는 수직 및 회전 또는 각 운동 및 나선형 스캔에 필요한 대응하는 액추에이터들을 조정 및 추적한다. 센서(134)는 높이에 대한 피드백 정보에 도 9a/b, 도 10a/b 및 도 11a/b 스캔 구성들을 제공한다.

[0038] 동작 시퀀스

[0039] 도 12의 논리 흐름도는 도 7, 도 9a, 도 9b, 도 10a, 도 10b, 도 11a 및 도 11b에 도시된 이미징 장치의 경우에, 본 발명의 실시예에 따른 헤드의 CBCT 스캐닝에 대한 동작 시퀀스를 도시한다. 명령 수용 단계 S210에서, 이미지 장치는 획득될 이미지의 유형과 관련되는 조작자 명령들을 수용하고, 이 명령들은 특정한 관심이 있는 조직의 유형들에 대한 정보를 포함할 수 있다. 임계치 셋업 단계 S220에서, 적절한 임계치 값들의 세트 및 다른 동작 파라미터들이 센서(121)의 회로소자에 로딩된다. 조작자 셋업 단계 S230는 조작자가 환자의 높이 및 환자의 머리의 크기에 적합하도록 마운트(130) 구성요소들을 조정하도록 한다. 이는 후속 나선형 스캔 실행을 위해 정보를 제공하는 초기 높이 세팅을 등록한다. 조작자는 환자 위치를 조정하기 위해 또한 머리 지지대(136) 및 정렬 장치(140)를 이용할 수 있다. 명령 진입 단계 S240는 스캔 시퀀스를 시작하고 스캔 및 획득 단계 S250를 실행하라는 조작자 명령을 수용한다. 단계 S250 동안, 다수의 2-D 이미지들은 CBCT 스캔 데이터를 획득하기 위해 연속하는 회전 및 높이 위치들에서 획득된다. 이미지 생성 단계 S260는 그 후에 체적 이미징 기술들에서 널리 공지되어 있는 필터링된 백-프로젝션 루틴(back-projection routine)들 중 하나와 같은 이미지 재구성 알고리즘을 이용하여 획득된 2-D 이미지들로부터 3-D 체적 이미지를 형성한다. 그 결과에 따른 이미지는 그 후에 의료 행위자에 의한 뷰잉을 위해 디스플레이되고 이미지 데이터는 메모리(132) 또는 컴퓨터(106)에 액세스 가능한 다른 메모리 회로소자에 저장된다(도 7).

[0040] 본 발명의 하나의 실시예에 따르면, 관심 조직 유형은 특정 환자를 이미징하는데 가장 적합한 동작 파라미터들의 세트를 기술한다. 예로서, 그러나 제한하지 않고, 표 1은 조직 유형 A에 대한 이미지를 생성할 것을 조작자가 선택할 때 로딩되는 파라미터들의 세트를 기재한다. 표 2는 조직 유형 B에 대한 이미지를 생성하기 위해 대안의 예시 파라미터들을 기재한다. 도 8에 관하여 초기에 기술된 바와 같이, 나선형 스캔 패턴의 피치는 수직 병진 운동 또는 나선형 피치 각(P)에 의해 명시될 수 있다. 나선형 피치 각(P)은 0도부터(즉 0의 경사) 40도 이

상까지 변할 수 있고 센서(121)의 상대적인 크기 및 연속하는 이미지들 사이에 필요한 중첩 양에 기초한다.

[0041] 도 12에 관하여 기재되고 기술되는 절차들의 일부 수정은 스캔 패턴 및 획득된 이미지들의 수에 대한 적절한 변경으로 이미징 장치(100)를 이용하는 다른 유형들의 이미징에 유사하게 이용되는 것이 인정될 수 있다. 파노라마 또는 단층영상합성 이미지의 경우, 예를 들어 전체 스캔이 필요하지 않다. CBCT 스캐닝에 대해 기술되는 바와 같은 나선형이라기 보다는 단일 평면 내에서 스캔 궤도가 규정되므로 단지 부분적인 스캔만이 필요하다.

표 1

조직 유형 A에 대한 동작 파라미터들

[0042]

파라미터	세팅
방사선 에너지 레벨	30 kVp
센서에 대한 임계 값들	+1.23V +1.41V
이미지 획득 간격	매 0.8도 마다
이미지들 사이의 수직 병진 운동	0.1 mm

표 2

조직 유형 B에 대한 동작 파라미터들

[0043]

파라미터	세팅
방사선 에너지 레벨	40 kVp
센서에 대한 임계 값들	+1.02V +1.34V
이미지 획득 간격	매 0.9도마다
이미지들 사이의 수직 병진 운동	0.12 mm

[0044] 도 5에 관하여 이전에 언급된 바와 같이, 상이한 유형들의 재료들은 상이한 광자 에너지 "시그너처(signature)들"을 가지므로, 체적 스캔은 이미지화된 피실험체 내의 둘 이상이 상이한 재료들을 검출할 수 있다. 이 특징은 동일한 스캐닝 패턴을 이용하여 상이한 정보를 획득하기 위해 동일한 이미징 장치가 이용되는 것을 가능하게 한다. 본 발명의 하나의 실시예에 따르면, 임계치 세팅들의 상이한 세트들은 원하는 체적 이미지의 성질에 따라 제공된다. 임계치 세팅들의 하나의 세트는 예를 들어 치아에 대한 정보를 획득하는데 최적화되는 반면에 임계치 세팅들의 다른 세트는 이미징 검(gum) 및 기저의 지지 구조들을 이미징하는 데 최상으로 작동한다. 임계치 세팅들의 또 다른 세트는 대응하는 상승 조정들을 통해 목, 귀 또는 비도(nasal passage)들의 이미징에 대한 최상의 조건들을 제공한다. 도 12를 참조하여 기술되는 바와 같이, 적절한 세트의 임계치 값들은 수행되어야 할 이미징의 유형 및 환자에 대해 특정한 관심이 있는 조직의 유형에 따라 선택되어 이미징 센서의 이미지 획득 회로소자에 로딩된다.

[0045] 외부-구강 검출기를 이용하여 환자의 머리 및 상체의 다양한 영역들을 이미징하는 본 발명의 실시예들이 기술되었다. 본 발명의 장치는 예를 들어 치과 실행 시에 전체 구강 시리즈(full-mouth series; FMS)를 획득하기 위해 이용될 수 있다. 센서(121)(도 7)는 광자-카운팅 회로소자를 다른 종래의 이미징 구성요소들과, 예를 들어 이전에 도 2a 내지 도 2d를 참조하여 기술되는 간접 검출 및 통합 이미징 구성요소들과 결합시킬 수 있다. 이미지가 X-선 노출 별로 획득되는 에어리어를 증가시키기 위해 다수의 센서들(121)이 서로 결합될 수 있다. 광자-카운팅 센서(121)는 CT 또는 CBCT, 파노라마 또는 두부 측정 이미징을 포함하는 상이한 이미징 모드들을 지원하는데 이용될 수 있다. CT 및 CBCT 이미징 모드들은 다수의 2-차원(2-D) 이미지들로부터 체적 이미지를 획득한다. 파노라마 및 두부 측정 이미징은 전체 이미징 에어리어를 커버하기 위해 이미징 동안 동일한 이미징 평면 내의 하나의 또는 두 방향들로 센서(121)의 스캐닝을 요구할 수 있는 2차원 이미징 모드들이다.

[0046] 이용되는 스캐닝 패턴들 및 하드웨어에 대한 필요한 적응들로, 이미징 장치(100)(도 7)의 실시예들은 2-D 이미징 및 파노라마 이미징, 단층영상합성 이미징, 및 컴퓨터 단층 촬영(CT) 또는 콘빔 컴퓨터 단층 촬영(CBCT)를 이용하는 체적 이미징을 포함하는 다수의 유형들의 이미징이 가능하다.

[0047] 단층영상합성은 호를 따른 상이한 각도들에서 획득되는 일련의 개별 2-D 이미지들로부터 어느 정도의 양의 깊이 정보를 제공하는 이미지를 제공하기 위해서 상기 호의 일부분에 걸쳐 초점을 국지화하고 그 결과에 따른 이미지 데이터를 프로세싱하는, 이미징 장치(100)와 같은 시스템들의 케이퍼빌리티를 이용하는 이미징 유형이다. 단층영상합성은 따라서 2-차원(2-D) 이미지들의 시퀀스로부터 형성되는 하나의 유형의 체적 이미지를 제공한다. 치과 단층영상합성의 기본 원리들은 예를 들어 미국 특허번호 5,677,940에서 기술된다.

[0048] 도 13의 개략도는 단층영상합성이 상이한 초점 층들에서 이미지들을 획득하기 위해 어떻게 동작하는지를 도시한다. 소스(S)로부터의 방사선은 상이한 초점 평면들에서의 기하학적 형상들의 세트 중 하나로서 도 13에 도시된 물체를 통하여 검출기(148)로 지향된다. 층들은 층(-1), 층(0) 및 층(1)으로 표시된다. 소스(S) 또는 검출기(148)는 이미지 획득 동안 도시되는 바와 같이 호에서 이동된다. 하나의 단층영상합성 평면 또는 층 상의 이미지들은 결합된 체적 이미지를 제공하기 위해서, 다른 단층영상합성 층들로부터의 이미지들 내의 물체들을 지니는 시퀀스 내의 대응하는 이미지들과, 예를 들어 픽셀들의 직접 추가에 의해 결합될 수 있다. 방사선 소스 및 센서가 환자의 머리의 맞은 편들에 위치되므로, 다수의 골 구조들이 획득되는 개별 2-D 이미지들 내에 중첩된다. 예를 들어, 도 14에 도시된 바와 같이 척추로부터의 앞니들 또는 어금니들을 치열 궁을 따른 다른 구조들과 구분하는 것이 어려울 수 있다. 상이한 각도들에서 획득되는 연속하는 이미지들을 가지며 단층영상합성에 이용되는 중첩된 이미지들은 기저의 피처들의 재구성 및 적절한 깊이 정보의 검색 및 표현이 가능하다. 이 기술은 미리 세팅된 위치에서 그리고 미리 세팅된 속도 프로파일 및 시준(collimation) 세팅으로 최상의 초점 층을 획득하는 것이 가능하다. 픽셀들이 결합하여 추가되므로, 최상의 초점의 층의 외부에 있는 골 구조들은 관심 영역 내에 있는 골 구조들의 시각화를 저하시키지 않으면서, 블러링(blurring)되는 경향이 있다. 예로서, 도 14는 치열 궁을 따라 다수의 파노라마 층들(99)을 도시한다.

[0049] 이 기술의 하나의 결점은 초점 층 및 환자의 치아와 같은 실제 관심 영역 사이에서 발생할 수 있는 불일치와 관련된다. 이는 심지어 회전 축의 궤적이 치열 궁 또는 다른 구조에 따른 소정의 영역에 대해 미리 규정될 때조차도 발생할 수 있다. 그러나, 이 단점은 미리 설정된 층과는 상이한 최상의 초점 층의 선택을 허용하고 이 최상의 초점 층의 위치를 환자의 치열 궁의 형상에 관하여 적응시킴으로써 교정될 수 있다. 프로세싱 시에, 각각의 이미지 내의 픽셀들의 시프트(shift)가 수행되고 시프트의 크기는 관심 해부학 구조의 위치가 시프트 후에 각각의 이미지 상에서 같은 위치에서 발견되도록 선택된다. 복수의 획득된 이미지들의 픽셀-대-픽셀 추가 프로세스 이후에, 관심 해부학적 구조가 초점 측에서 발견되고 다른 구조들이 블러링되는(예를 들어 수평 스트라이프(stripe)들을 발생시킨다) 최종 이미지가 획득된다. 다른 시프트 크기 값들로 이 프로세스를 반복함으로써, 복수의 초점 층들이 획득될 수 있고 관심 영역에 대해 최상의 초점 층이 선택될 수 있다. 환자의 포지셔닝에 단지 미세하게 좌우되는 이미지 품질은 이 기술의 장점들에 속할 수 있다.

[0050] 대안의 예시 실시예들에서, 광자-카운팅 센서는 구강내 센서로서 이용된다. 관련된 기술의 광자 카운트 센서들에 대한 다수의 수정들이 이 목적을 위해 요구되는 것이 인정될 수 있다. 하나의 어려움은 구강내 이미징에 대한 해상도 요건들과 관련된다. 구강외 이미징 센서들은 구강내 이미징에 필요한 해상도에 대한 픽셀 크기들에 비해 상대적으로 큰 픽셀 크기들을 가진다. 구강외 이미징 센서들에 대한 전형적인 픽셀 크기들은 대략 100 마이크론 이상이고; 구강내 이미징은 대략 20 마이크론 미만의 해상도를 요구한다. 동시에, 8비트 또는 더 양호한 깊이 해상도가 필요하여, 각각의 픽셀과 연관되는 디지털 카운터들에 대한 상당한 지원 회로소자가 요구된다. 구강내 치아 이미징에 대한 더 높은 해상도 및/또는 충분한 비트 깊이에 대한 필요성을 처리하기 위해, 본원에서의 예시적인 실시예들은 아날로그 광자 카운트 디바이스(예를 들어, 아날로그 전하 저장 디바이스)를 이용하여 각각의 픽셀과 연관되는 디지털 카운터들에 포함되는 지원 회로소자를 감소시킴으로써, 광자 이벤트들을 카운트하는 대안의 방법들/장치를 이용할 수 있다. 하나의 실시예에서, 지원 회로소자(예를 들어 트랜지스터들)는 2x, 5x 또는 10x의 인수만큼 감소될 수 있다. 수신되는 각각의 방사선 광자(예를 들어 X-선)의 경우, 그 결과에 따른 전자 구름은 펄스를 발생시키거나 전하(예를 들어 미리 세팅된 전하)가 커패시터 또는 다른 아날로그 저장 디바이스 내에 저장되도록 할 수 있다. 하나의 실시예에서, 잡음 또는 잘못된 이벤트들(예를 들어 스캐터)에 대비하여 커패시터 내에 전하를 저장하는 것을 줄이거나 제거하기 위해 더 낮은 임계치가 이용될 수 있다. 시간에 따라, 아날로그 저장 디바이스 내에 저장되는 전하량(즉, 전류, 전압)은 대응하는 픽셀에 대해 수신되는 광자들의 수를 나타낸다. 예를 들어, 아날로그-대-디지털 회로소자는 저장된 전하를 감지하고 픽셀에 대한 광자 카운트를 나타내는 출력 디지털 값을 제공한다. 하나의 실시예에서, 복수의 아날로그 광자 카운트 디바이스들은 복수의 임계치들을 지원하기 위해 이미징 픽셀 별로 제공되어 심지어 구강내 디지털 센서의 감소된 이미징 픽셀 크기에 대한 다수의 임계치 값들에 대해 펄스 카운트들을 구현할 수 있다.

[0051] 구강내 이용을 위한 다른 변화들은 직접 검출 요소(72)(도 3)의 시닝(thinning)을 포함한다. 이것은 필요한 방

사선량을 줄이고 전자 구름들을 에너지 검출 요소들(54)로 끌어당기는데 더 낮은 전압 레벨들이 이용되도록 하는데 도움을 준다. 동시에, 직접 검출 요소(72)로부터 상기 결과에 따른 전자 구름을 감지하는 에너지 검출 요소(54)를 보호하는데 도움을 주기 위해서 필요한 방사선-경화가 이용될 수 있다. 게다가, 일부 광자들은 직접 검출 요소(72)와 상호 작용을 하지 않고 달아날 수 있기 때문에, 추가 상위 임계치를 이용함으로써 이 광자들로부터의 잡음 효과들이 줄어들거나 경감될 수 있다. 이 상위 임계치 위의 전압 상태(예를 들어 과도)는 그러므로 고려되지 않는다. 하위 및 상위 임계치 상태들 모두는 광자 카운트를 효과적으로 검증하는데 이용될 수 있다. 하위 임계치는 잡음 효과들을 감소시킬 수 있고; 상위 임계치는 검출기 회로소자 상에서 직접적으로 방사선(예를 들어 광자들)의 효과들을 감소시킬 수 있다. 하나의 실시예에서, 복수의 임계치들은 하위 임계치 및 상위 임계치 사이에서 구현되어 환자의 머리에서의 상이한 특정들을 가지는 재료들의 검출을 제공할 수 있다. 예를 들어, 복수의 임계치들은 부드러운 조직 및 뼈를 구분하고/하거나 환자의 치아 이미징 시스템 진단 이미지에서 금속 아티팩트들을 식별하고 제거하거나 감소시키는데 이용될 수 있다. 검출기를 통과하는 것으로부터 임의의 표유 방사선(stray radiation)을 감소시키기 위해 구강내 검출기 뒤에는 임의의 추가 납차폐가 또한 제공된다.

[0052] 디지털 카운터 내에 포함되는 아날로그 광자 카운트 디바이스에 대한 하나의 예시적인 실시예에서, 구강내 센서 이미징 픽셀에 의해 수신되는 방사선 광자로부터 발생되는 전자들의 각각의 에너지 구름은 결과적으로 구강내 센서 이미징 픽셀에 의해 펄스가 생성되도록 할 수 있다. 펄스는 카운터를 점증하는데 이용될 수 있다. 대안으로, 펄스는 방사 간격에 걸쳐 아날로그 광자 카운트에 이용될 수 있는 미리 세팅된 전하를 구현하기 위해 구강내 센서 이미징 픽셀에 의해 이용될 수 있다. 예를 들어, 미리 세팅된 전하는 방사 간격 동안 각각의 구강내 센서 이미징 픽셀에 대한 각각의 펄스 별로 아날로그 저장 디바이스 내에 저장(예를 들어 통합 또는 카운트)될 수 있다. 그 후에, 광자 카운트는 방사 간격 동안 아날로그 저장 디바이스에 총 저장된 전하를 미리 세팅된 전하로 나눔으로써 결정될 수 있다. 구강내 센서들에 대한 디지털 검출기들에서의 아날로그 광자 카운트에 대한 대안의 실시예들이 이용될 수 있다. 게다가, 복수의 아날로그 광자 카운트 디바이스들은 복수의 임계치들 또는 복수의 범위들(예를 들어, 제 1 임계치, 제 2 임계치, 제 3 임계치, 광자 에너지의 제 1 범위에 응답하고, 광자 에너지의 제 2 범위에 응답하고 등)을 구현하여 치아 진단 이미지 내의 복수의 재료들을 구분하거나 또는 치아 구강내 광자 카운트 직접 센서 이미징 시스템들/방법들에서 저 선력 및/또는 다중-스펙트럼 또는 “컬러” X-선 이미징을 구현하기 위해 각각의 구강내 센서 이미징 픽셀 별로 디지털 카운터 내에 포함될 수 있다.

[0053] 이 광자 카운트 검출기들을 이용하는 구강내 애플리케이션들은 2D 구강내 이미징 및 3D 구강내 이미징일 수 있다. 2D 구강내 이미징은 구강내 검출기를 이용한 환자의 치아/입의 개별 이미지들을 포함할 수 있다. 3D 구강내 이미징은 구강내 검출기를 이용하는 환자의 치아/입의 다수의 이미지들을 포함하고 이 이미지들을 3D 표현으로 결합한다. 이것은 의자 측 콘빔 CT로서 칭해져 왔다. 의자-측 콘빔 CT로 인해 치과 의사가 수술 절차 동안 환자를 완전 3D 이미징 스테이션/장비로 이동/운반하지 않고 3D 이미지를 획득하는 것이 가능하다.

[0054] 본 발명의 구강외 실시예들은 또한 디지털 카운터 장치를 이용하기 보다는 아날로그 카운트를 제공할 수 있음이 주목되어야 한다. 각각의 광자에 대해 하나씩 점증된 누적된 아날로그 전하는 신틸레이터 내의 각각의 픽셀의 상대적 밝기에 따라 디지털 값을 제공하는 종래의 유형들의 집적 방사선 검출과 구분될 수 있다.

[0055] 본 발명의 하나의 실시예에 부합하여, 컴퓨터는 전자 메모리로부터 액세스되는 이미지 데이터 상에서 수행하는 저장된 명령들로 프로그램을 실행한다. 이미징 프로세싱 기술에서의 당업자에 의해 인정될 수 있는 바와 같이, 본 발명의 하나의 실시예의 컴퓨터 프로그램은 개인용 컴퓨터 또는 워크스테이션과 같은 범용 컴퓨터 시스템에 의해서뿐만 아니라 마이크로프로세서 또는 다른 전용 프로세서 또는 프로그래머블 로직 디바이스에 의해 이용될 수 있다. 그러나, 본 발명의 컴퓨터 프로그램을 실행하기 위해 네트워크화된 프로세서들을 포함하는 많은 다른 유형들의 컴퓨터 시스템들이 이용될 수 있다. 본 발명의 방법을 수행하는 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에 저장될 수 있다. 이 매체는 예를 들어; 자기 디스크(하드 드라이브와 같은) 또는 자기 테이프 또는 다른 휴대 유형의 자기 디스크와 같은 자기 저장 매체; 광학 디스크, 광 테이프 또는 기계 판독 가능 바 코드와 같은 광 저장 매체; 랜덤 액세스 메모리(RAM) 또는 판독 전용 메모리(ROM)와 같은 고체 전자 저장 디바이스들; 또는 컴퓨터 프로그램을 저장하는데 이용되는 임의의 다른 물리 디바이스 또는 매체를 포함할 수 있다. 본 발명의 방법을 수행하는 컴퓨터 프로그램은 또한 인터넷 또는 다른 통신 매체에 의해 이미지 프로세서에 접속되는 컴퓨터 판독 가능 저장 매체 상에 저장될 수 있다. 당업자는 그와 같은 컴퓨터 프로그램 제품의 등가물 또한 하드웨어에서 또한 구축될 수 있음을 용이하게 인식할 것이다.

[0056] 본 발명의 컴퓨터 프로그램 제품은 널리 공지되어 있는 다양한 이미지 조작 알고리즘들 및 프로세스들을 이용할 수 있음이 이해될 것이다. 본 발명의 컴퓨터 프로그램 제품 실시예는 본원에 구체적으로 도시되거나 기술되지 않은 구현에 유용한 알고리즘들 및 프로세스들을 구현할 수 있음이 더 이해될 것이다. 그와 같은 알고리즘들 및

프로세스들은 이미지 프로세싱 기술의 일반적인 기술 내에 속하는 종래의 유틸리티들을 포함할 수 있다. 그와 같은 알고리즘들 및 시스템들, 본 발명의 컴퓨터 프로그램 제품과 협력하여 이미지들을 생성하거나 그렇지 않으면 프로세싱하는 하드웨어 및/또는 소프트웨어의 추가 양태들은 본원에 구체적으로 도시되거나 기술되지 않고, 그와 같은 알고리즘들, 시스템들, 하드웨어, 구성요소들 및 당업계에 공지된 요소들로부터 선택될 수 있다.

[0057] 본 명세서의 상황에서 “컴퓨터-액세스 가능 메모리”와 등가인 용어 “메모리”는 이미지 데이터를 저장하거나 이미지 데이터 상에서 동작하는데 이용되고 컴퓨터 시스템에 액세스 가능한 일시적 또는 더 지속적인 임의의 유형의 데이터 저장 워크스페이스(workspace)를 칭할 수 있다. 메모리는 비 휘발성이고, 예를 들어 자기 또는 광 스토리지와 같은 장기간 저장 매체를 이용할 수 있다. 대안으로, 메모리는 보다 더 휘발성으로 이루어져서, 마이크로프로세서 또는 다른 제어 로직 프로세서 디바이스에 의해 임시 버퍼 또는 워크스페이스로서 이용되는 랜덤 액세스 메모리(RAM)와 같은 전자 회로를 이용할 수 있다. 디스플레이 데이터는 예를 들어 전형적으로 디스플레이 디바이스와 직접적으로 연관되고 디스플레이되는 데이터를 제공하기 위해 필요에 따라 주기적으로 리플레쉬되는 임시 저장 버퍼에 저장된다. 이 일시 저장 버퍼는 또한 상기 용어가 본 명세서에서 이용되는 바와 같이 메모리로 고려될 수 있다. 메모리는 또한 프로세스들을 실행하기 위해 그리고 시드 포인트(seed point)들과 같이 입력된 값들을 기록하거나 계산들 및 다른 프로세싱의 중간 및 최종 결과들을 저장하기 위한 데이터 워크스페이스로 이용된다.

[0058] 컴퓨터-액세스 가능 메모리는 휘발성, 비-휘발성, 또는 휘발성 및 비휘발성 유형들의 하이브라드 결합일 수 있다. 다양한 유형들의 컴퓨터-액세스 가능 메모리는 데이터를 저장 또는 기록, 프로세싱, 전달 및 디스플레이하기 위해, 그리고 다른 기능들을 위해 시스템 전체에 걸쳐 여러 구성요소들에 제공된다.

[0059] 제 1 예시 실시예는 환자로부터 이미지를 획득하기 위한 치아 이미징 장치를 제공할 수 있고, 상기 장치는 방사선 소스; 복수의 이미지 픽셀들 각각에 대해, 적어도 하나의 제 1 에너지 임계치를 초과하는 수신되는 광자들의 카운팅에 따라 적어도 제 1 디지털 값을 제공하는 디지털 이미징 센서로서, 이미징 센서는 입사하는 X-선 광자들을 전자 플로우로 변환하는 직접-검출 재료를 포함하는, 디지털 이미징 센서; 적어도 방사선 소스를 지지하는 마운트; 및 하나 이상의 2차원 이미지들을 획득하기 위해 디지털 이미징 센서와 신호 통신하는 컴퓨터를 포함한다. 하나의 예에서, 치아 이미징 장치는 구강외 치아 이미징 장치 또는 구강내 치아 이미징 장치일 수 있다. 하나의 실시예에서, 치아 이미징 장치는 구강외 치아 이미징 장치 또는 구강내 치아 이미징 장치일 수 있다.

[0060] 제 2 예시 실시예는 환자로부터 이미지를 획득하기 위한 치아 이미징 장치를 제공할 수 있고, 상기 장치는 방사선 소스; 복수의 이미지 픽셀들 각각에 대해, 적어도 제 1 에너지 임계치를 초과하는 수신되는 광자들의 카운팅에 따라 적어도 제 1 디지털 값을 제공하는 디지털 이미징 센서로서, 이미징 센서는 입사하는 X-선 광자들을 전자 플로우로 변환하는 요오드화 제 2 수은(HgI_2)를 포함하는, 디지털 이미징 센서; 적어도 방사선 소스를 지지하는 마운트; 및 하나 이상의 2차원 이미지들을 획득하기 위해 디지털 이미징 센서와 신호 통신하는 컴퓨터를 포함한다. 하나의 실시예에서, 치아 이미징 장치는 구강외 치아 이미징 장치 또는 구강내 치아 이미징 장치일 수 있다.

[0061] 제 3 예시 실시예는 환자로부터 이미지를 획득하기 위해 구강내 치아 이미징 장치를 제공할 수 있고, 상기 장치는 적어도 제 1 에너지 임계치를 만족시키는 수신된 광자들의 카운팅에 따라 복수의 이미지 픽셀들 각각에 대해 적어도 제 1 디지털 값을 제공하는 디지털 이미징 센서; 및 하나 이상의 2차원 이미지들을 획득하기 위해 디지털 이미징 센서와 신호 통신하는 컴퓨터를 포함한다. 구강내 치아 이미징 장치는 방사선 소스를 디지털 이미징 센서에 정렬시키는 정렬 시스템을 포함할 수 있고, 여기서 정렬 시스템은 기계식, 전기기계식 또는 광학식일 수 있다. 구강내 치아 이미징 장치는 방사선 소스를 지지하는 마운트를 포함할 수 있다. 구강내 이미징 장치는 복수의 이미지 픽셀들 각각에 대해 제 2 에너지 임계치를 만족시키는 수신된 광자들의 카운팅에 따라 제 2 디지털 값을 포함할 수 있다.

[0062] 제 4 예시 실시예는 환자의 머리의 적어도 일부분의 이미지 데이터를 획득하기 위한 구강내 치아 이미징 시스템을 동작시키는 방법을 제공할 수 있고, 상기 방법은 복수의 이미지 픽셀들 각각에 대해 적어도 제 1 에너지 임계치를 만족시키는 수신된 광자들의 카운팅에 따라 적어도 제 1 디지털 값을 제공하는 디지털 이미징 센서를 제공하는 단계; 노출 에너지 레벨 중 하나 이상과 관련되는 갑들의 세트를 획득하는 단계; 방사선 소스를 디지털 이미징 센서로 지향시키는 단계; 획득된 값들의 세트에 따라 복수의 디지털 이미지들을 획득하는 단계; 및 복수의 획득된 디지털 이미지들로부터 형성되는 진단 이미지를 생성 및 디스플레이하는 단계를 포함한다.

[0063] 제 5 예시 실시예는 환자의 머리의 적어도 일부분의 체적 이미지를 획득하기 위한 이미징 장치를 제공할 수 있고, 상기 장치는 방사선 소스 및 디지털 이미징 센서를 포함하고 이미징 센서 및 방사선 소스를 환자의 머리 주

위에서 스캔 패턴으로 회전시키기 위해 작동되는 회전 액추에이터에 결합되는 회전 가능 마운트; 및 스캔 패턴에 따라 연속하는 위치들에서 복수의 2차원 이미지들을 획득하기 위해 디지털 이미징 센서와 신호 통신하는 컴퓨터를 포함하고; 이미징 센서는 복수의 이미지 픽셀들 각각에 대해 적어도 하나의 에너지 임계치를 초과하는 수신된 광자들의 카운팅에 따라 디지털 값을 제공한다. 이미징 장치는 회전 동안 환자의 머리에 대한 이미징 센서 및 방사선 소스의 상대적 수직 위치를 변경하기 위해 작동 가능한 하나 이상의 수직 액추에이터들을 포함할 수 있다.

[0064] 예시 이미징 장치 실시예들은 다결정 재료들 또는 단결정 재료들을 포함할 수 있고, 여기서 다결정 재료들 또는 단결정 재료들은 디지털 이미징 센서용으로 카드뮴 텔루라이드(CdTe 또는 CadTel), 요오드화 납(PbI), 산화 납(PbO) 및 요오드화 제 2 수은(HgI_2)을 포함한다.

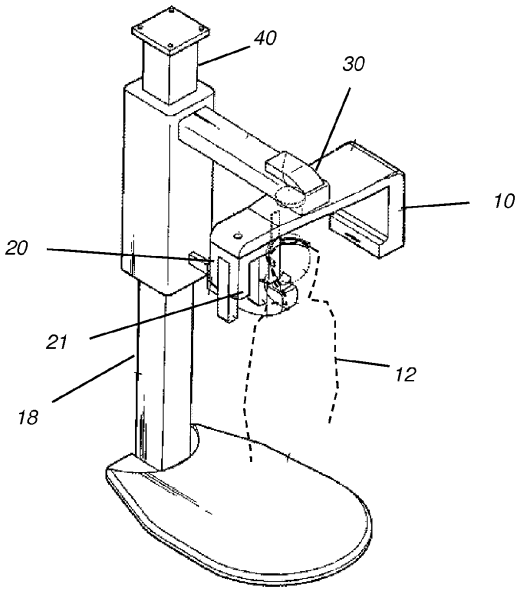
[0065] 예시 이미징 장치 실시예들은 각각 적어도 하나의 에너지 임계치를 초과했던 각각의 수신된 광자들에 대한 펄스를 생성하도록 구성되는 이미징 픽셀을 포함할 수 있고, 여기서 클럭은 펄스들에 의해 점증된다.

[0066] 예시 이미징 장치 실시예들은 상위 임계치를 제공하도록 구성되는 이미징 센서를 포함할 수 있고, 여기서 각각의 이미징 픽셀은 제 1 에너지 임계치 이상이고 상위 임계치 미만인 수신된 광자에 대해 제 1 펄스를 출력하고, 각각의 이미징 픽셀은 제 2 에너지 임계치 이상이고 상위 임계치 미만인 수신된 광자에 대해 제 2 펄스를 출력하고, 사전 설정된 전하는 상기 각각의 제 1 및 제 2 펄스에 대해 생성된다. 대안으로, 제 1 광자 카운트는 제 1 펄스들에 응답하는 제 1 총 전하를 하나의 제 1 펄스에 관하여 미리 규정된 전하로 나눔으로써 결정되고, 제 2 광자 카운트는 제 2 펄스들에 응답하는 제 2 총 전하를 하나의 제 2 펄스에 대해 미리 규정된 전하로 나눔으로써 결정된다. 하나의 실시예에서, 제 1 및 제 2 펄스들은 상호 배타적이다.

[0067] 본 발명은 현재 바람직한 실시예를 특정하게 참조하여 상세하게 기술되었으나, 본 발명의 정신 및 범위 내에서 변형들 및 수정들이 달성될 수 있음이 이해될 것이다. 예를 들어, 센서(121)는 광자-카운팅 센서 또는 통합 이미지 센서일 수 있다. 게다가, 본 발명의 특정한 특징이 여러 구현들/실시예들 중에서 적어도 하나에 대하여 기술되었을지라도, 그와 같은 특징은 임의의 소정의 또는 특정한 기능에 대하여 바람직하고 유용할 수 있는 다른 구현들/실시예들 중 하나 이상의 다른 특징들과 결합될 수 있다. 용어들 “중 적어도 하나”는 기재된 아이템들 중 하나 이상이 선택될 수 있음을 의미하는데 이용된다. “예시적인”은 상기 기술이 이상적이라기 보다는 오히려 예로서 이용되고 있음을 나타낸다. 현재 개시된 실시예들은 따라서 모든 점들에서 설명적인 것으로 간주되며 제한하는 것으로 간주되지 않는다.

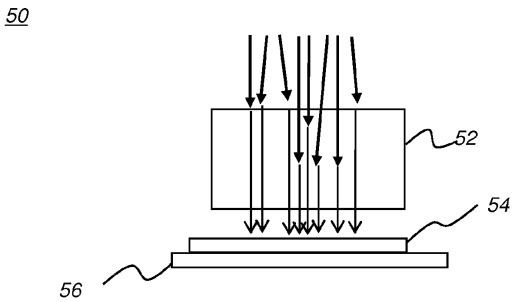
도면

도면1

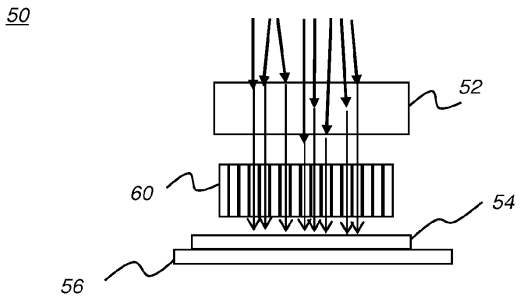


(종래기술)

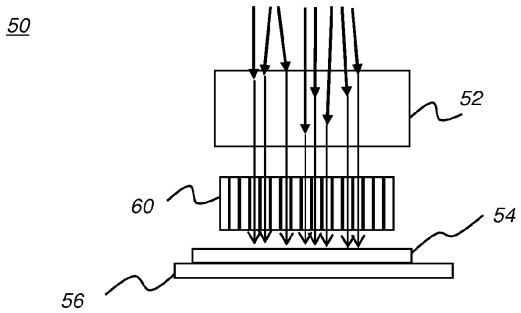
도면2a



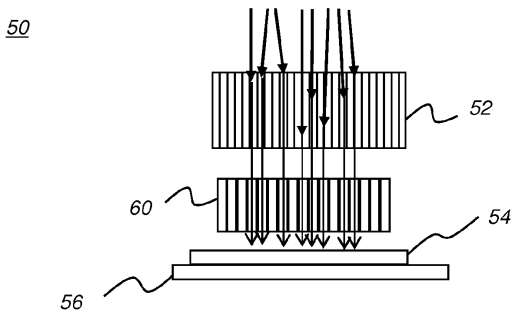
도면2b



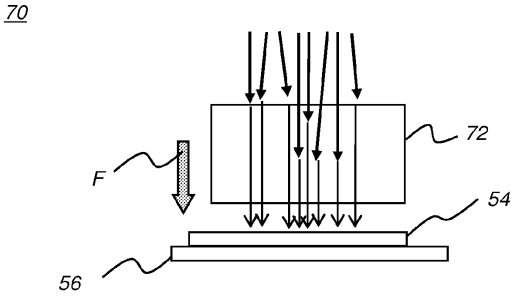
도면2c



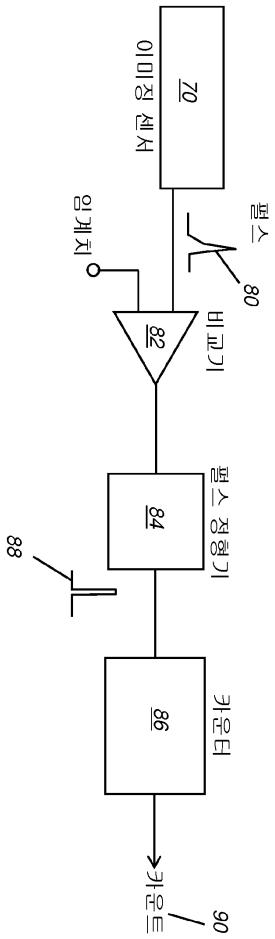
도면2d



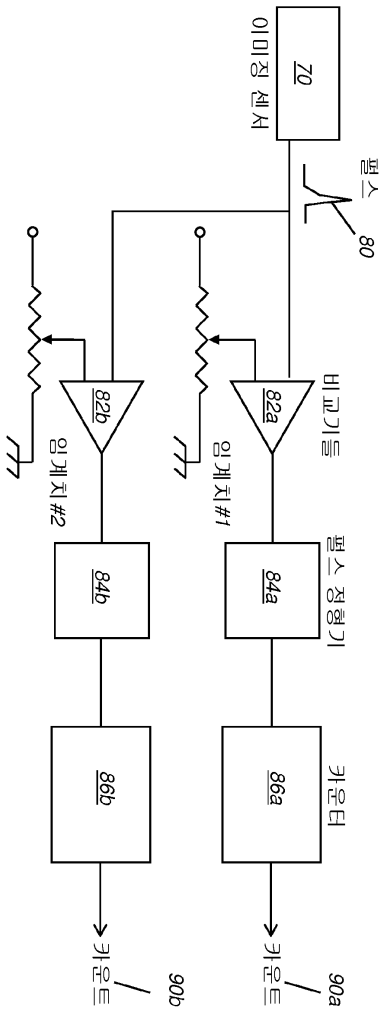
도면3



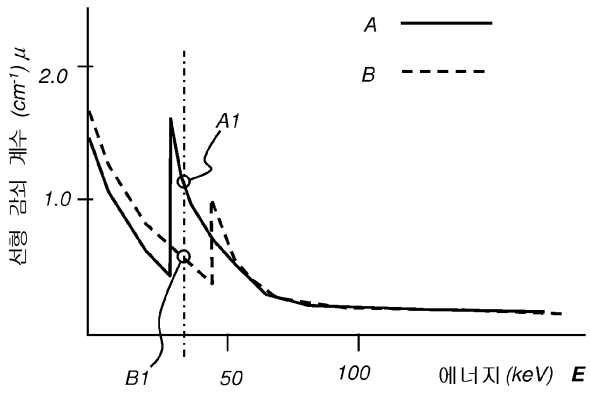
도면4



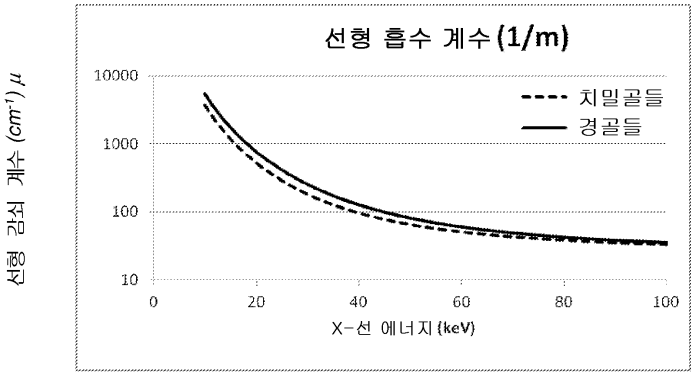
도면5


이미징 센서
70
펄스
80
비교기들
822b
822a
임계치#2
임계치#1
펄스 정형기
844b
844a
카운터
866b
866a
카운트
카운트
90b
90a

도면6a

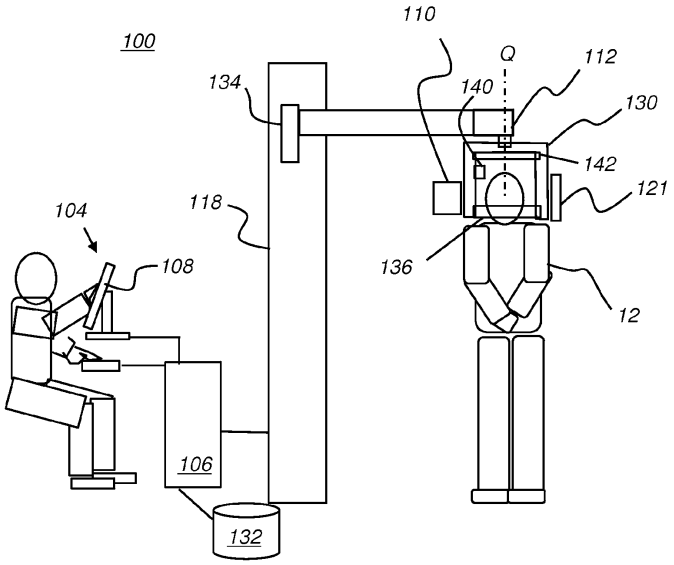

A
B
선형 감쇠 계수 μ (cm-1)
2.0
1.0
A1
B1
50
100
에너지 (keV) E

도면6b

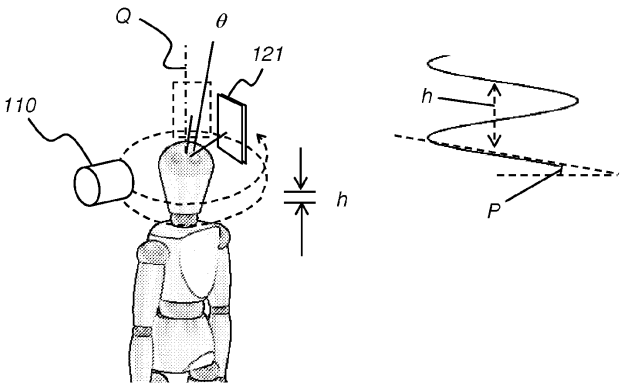


에너지 (keV) **E**

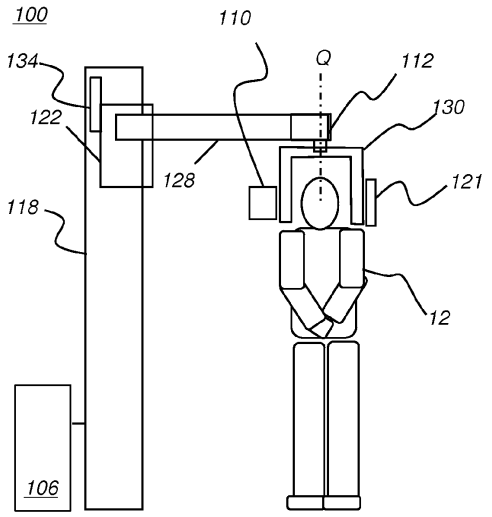
도면7



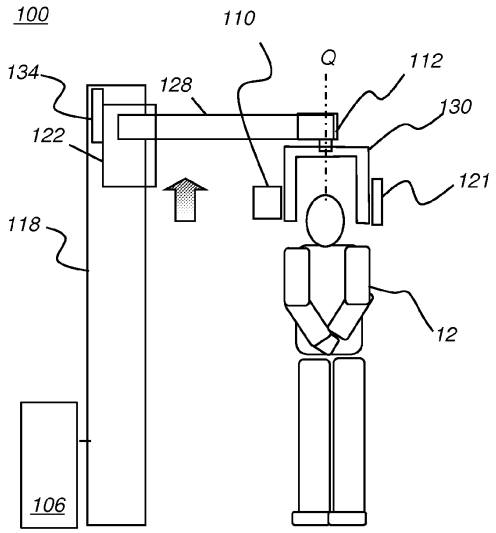
도면8



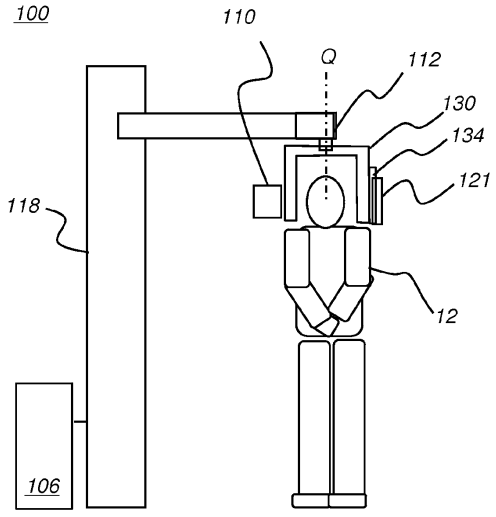
도면9a



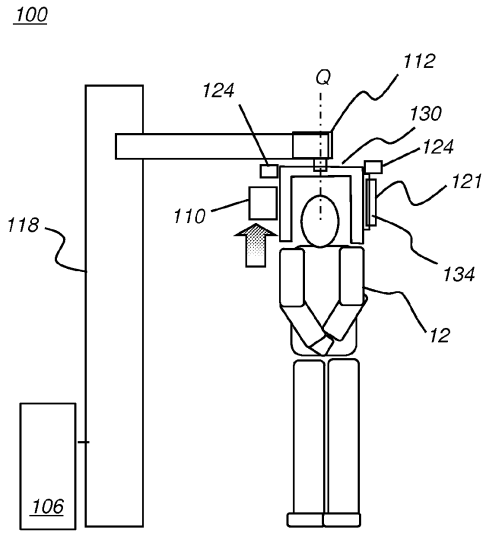
도면9b



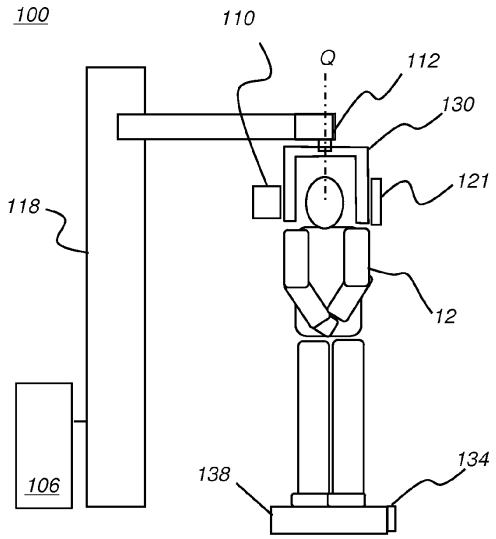
도면10a



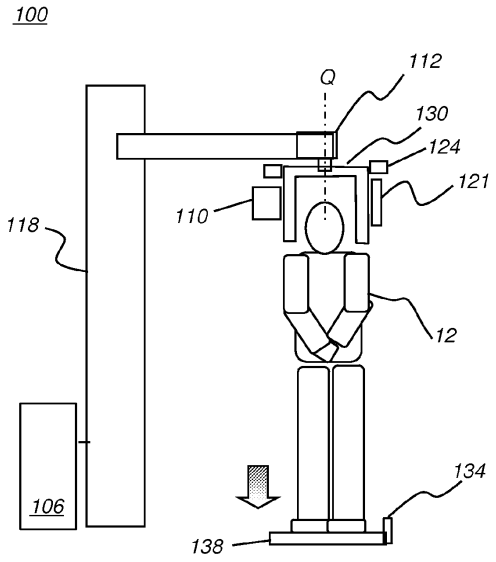
도면10b



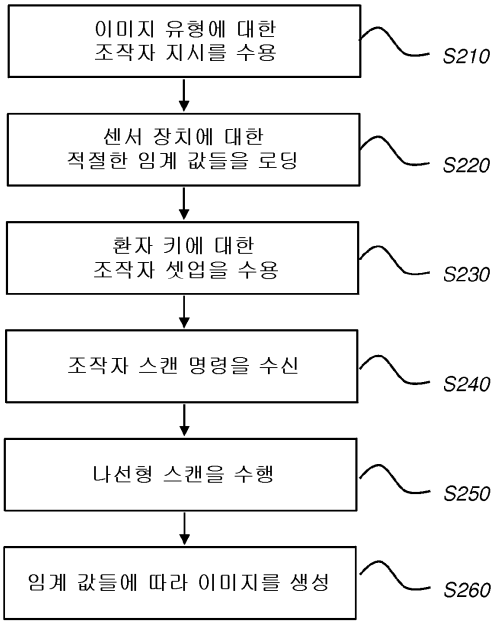
도면11a



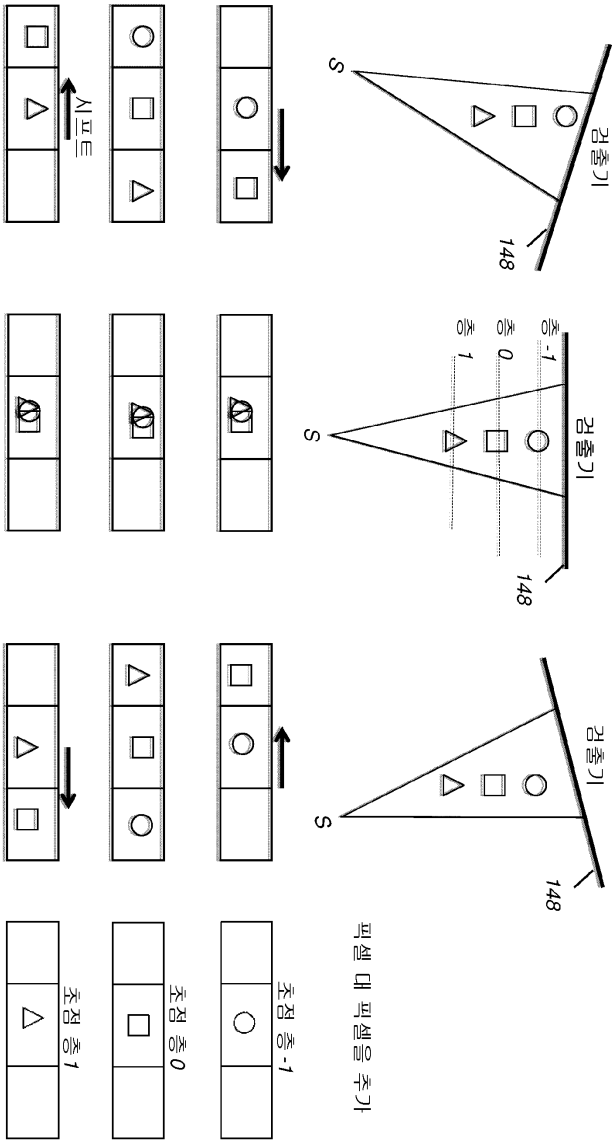
도면11b



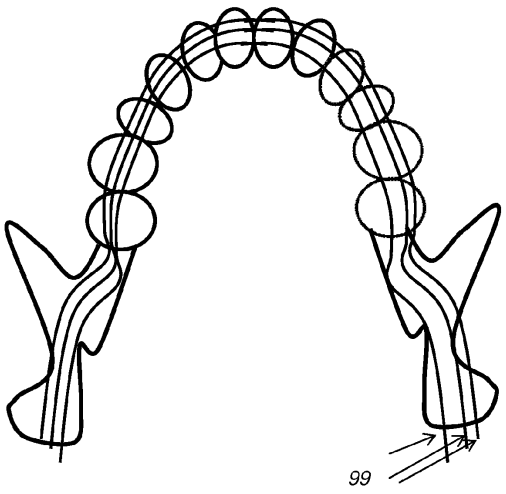
도면12


이미지 유형에 대한
조작자 지시를 수용
S210
센서 장치에 대한
적절한 임계 값들을 로딩
S220
환자 키에 대한
조작자 셋업을 수용
S230
조작자 스캔 명령을 수신
S240
나선형 스캔을 수행
S250
임계 값들에 따라 이미지를 생성
S260

도면13

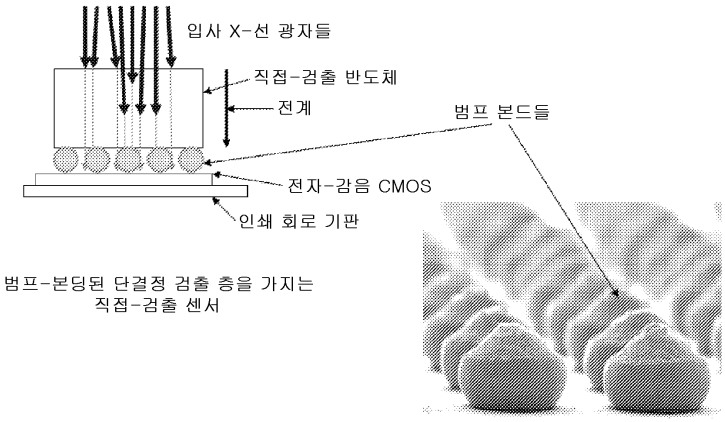


도면14



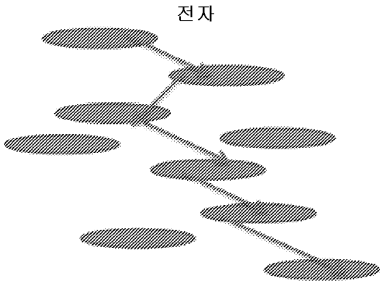
다수의 파노라마 층들

도면15



범프-본딩된 단결정 검출 층을 가지는
직접-검출 센서

도면16



PbI_2 또는 HgI_2 평편 6각형