



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0002592
(43) 공개일자 2017년01월06일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/00 (2006.01) H05G 2/00 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 6/405 (2013.01)
A61B 6/482 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7034404
- (22) 출원일자(국제) 2015년05월07일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2016년12월08일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2015/029737
- (87) 국제공개번호 WO 2015/171923
국제공개일자 2015년11월12일
- (30) 우선권주장
61/990,642 2014년05월08일 미국(US)
(뒷면에 계속)

- (71) 출원인
로렌스 리버모어 내쇼날 시큐리티, 엘엘시
미국 캘리포니아 94550 리버모어 스위트 204 퍼스트 스트리트 2300
- (72) 발명자
바티 크리스토퍼 피.제이.
미국 캘리포니아 94541 헤이워드 리지뷰 플레이스 3316
- (74) 대리인
리엔목특허법인

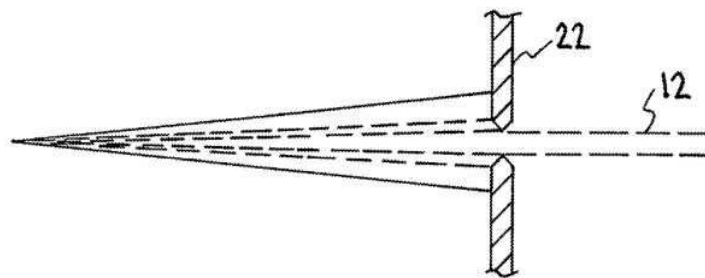
전체 청구항 수 : 총 30 항

(54) 발명의 명칭 **레이저-콤프턴 엑스레이 소스를 이용한 2-컬러 방사선 촬영 방법**

(57) 요약

대상물에 대한 높은 콘트라스트, 차감 엑스레이이미지가 레이저-콤프턴 엑스레이 소스에 의해 조사되어 스캔되어 생성된다. 레이저-콤프턴 산란 처리에 연계된 스펙트럼 각, 특별히 설계된 어퍼처 및/또는 디텍터는 스펙트럼 함량이 약간 낮은 에너지 엑스레이의 영역에 의해 둘러싸인 높은 에너지 엑스레이의 온-축 영역으로 구성되는 엑스레이의 좁은 빔을 생성하고 기록하는데 사용된다. 레이저-콤프턴 소스의 단부 지점은 이미징되는 대상물 내의 특정 물질 또는 특정 대조 작용제의 k-셸 흡수 에지(k-에지)를 초과하는 광자를 고에너지 엑스레이 영역이 가지며, 외측 영역은 동일한 대조 작용제 또는 특정 물질의 k-에지보다 작은 에너지를 가진 광자로 구성되도록 설정된다. 이러한 빔으로 대상물을 조사하여 스캐닝하는 것은 대상물의 초과 및 미만 k- 에지 흡수 응답을 동시에 기록하고 매핑하게 된다.

대표도 - 도2b



(52) CPC특허분류
H05G 2/008 (2013.01)

(30) 우선권주장
61/990,637 2014년05월08일 미국(US)
14/274,348 2014년05월09일 미국(US)

명세서

청구범위

청구항 1

테스트 부재의 k-셀 흡수 에지보다 큰 에너지를 가지는 제 1 빔 영역 및 상기 테스트 부재의 k-셀 흡수 에지보다 낮은 에너지를 가지는 제 2 빔 영역을 포함하는 엑스레이 빔을 제공하는 단계;

대상물 상의 제 1 위치에 상기 엑스레이 빔을 배향하는 단계;

상기 제 1 위치를 통하여 각각의 부분이 투과된 후에 상기 제 1 빔 영역의 제 1 에너지와 상기 제 2 빔 영역의 제 2 에너지를 탐지하는 단계;

상기 제 1 에너지와 상기 제 2 에너지 패턴간의 차이를 계산하는 단계; 및

상기 차이를 표시하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

레이저-콤프턴 엑스레이 소스로써 상기 엑스레이 빔을 생성하는 단계를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 차이를 표시하는 단계는 데이터 또는 이미지로서의 차이를 표시하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

서로 다른 위치에 대하여 복수개의 횡수로 제 1 항의 단계들을 반복하는 단계를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 대상물 및 상기 엑스레이 빔 중 하나와 나머지 하나의 상호 위치를 복수의 회수로 래스토어링(restoring)하여 제 1 항의 단계들을 반복하는 단계를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 엑스레이 빔은 상기 소스와 상기 대상물 사이에서 어퍼처링(apertured)되어, 상기 엑스레이 빔의 상기 제 1 빔 영역과 상기 제 2 빔 영역은 상기 대상물 상으로 전파되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 제 1 빔 영역 또는 제 2 빔 영역 중 오직 하나의 영역만이 한번에 상기 위치로 전파되는 것이 허용되고, 이후에 상기 제 1 빔 영역 또는 상기 제 2 빔 영역 중 나머지 영역이 상기 위치 상으로 전파되도록 허용되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

탐지되는 대상물에 의해 산란되었던 엑스레이의 적어도 일부분을 높은 Z 튜브로써 제거하는 단계를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 탐지하는 단계는 상기 제 1 에너지를 탐지하는 내측 영역과 상기 제 2 에너지를 탐지하는 외측 영역을 가지는 엑스레이 디텍터를 이용하여 수행되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 탐지하는 단계는 2-D 엑스레이 디텍터 배열을 이용하여 수행되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 에너지에 의해 전체가 커버되는 상기 2-D 엑스레이 디텍터 배열의 픽셀만이 상기 제 1 에너지를 계산하는데 사용되고, 상기 제 2 에너지에 의해 전체가 커버되는 상기 2-D 엑스레이 디텍터 배열의 픽셀만이 상기 제 2 에너지를 계산하는데 사용되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 빔 영역과 상기 제 2 빔 영역의 하나의 치수는 서로 동일하게 되도록 상기 엑스레이 빔이 슬릿을 통과하는 단계를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

각각의 영역에 어떠한 광자도 없는 상기 제 1 빔 영역과 제 2 빔 영역 사이의 구별되는 구역이 존재하도록 상기 엑스레이 빔을 어퍼처링하는 단계를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 탐지하는 단계는 충분히 작은 면적을 가지는 엑스레이 디텍터를 이용하여 수행되어, 상기 디텍터는 한번에 상기 제 1 에너지 또는 상기 제 2 에너지 중 하나만을 탐지할 수 있으며,

상기 제 1 빔 영역과 상기 제 2 빔 영역 사이에 상기 디텍터를 디테어링(dithering)하는 단계를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 15

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 영역과 상기 제 2 영역은 동일한 면적을 가지는 어퍼처인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 16

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 영역의 크기는 상기 제 2 빔 영역에 있는 광자의 전체 개수가 상기 제 1 영역에 있는 광자의 전체 개수와 동일하게 되도록 설정되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 17

제 1 항에 있어서,

상기 대상물 이전의 빔이 경로에 어퍼처가 배치되며, 상기 어퍼처는 상기 제 1 빔 영역 또는 상기 제 2 빔 영역 중 하나의 영역에 대해서만 관통을 허용하도록 되며,

우선 하나의 빔 영역을 허용하고 다음으로 다른 빔 영역을 허용하도록 상기 어퍼처를 디테어링하는 단계를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 18

테스트 부재의 k-셀 흡수 에지보다 큰 에너지를 가지는 제 1 빔 영역 및 상기 테스트 부재의 k-셀 흡수 에지보다 낮은 에너지를 가지는 제 2 빔 영역을 포함하는 엑스레이 빔을 제공하는 소스;

대상물 상의 제 1 위치를 통하여 각각의 부분이 투과된 후에 상기 제 1 빔 영역의 제 1 에너지와 상기 제 2 빔 영역의 제 2 에너지를 탐지하도록 된 디텍터;

상기 제 1 에너지와 상기 제 2 에너지 패턴간의 차이를 계산하도록 된 프로세서; 및

상기 차이를 표시하도록 된 디스플레이 장치;를 포함하는 장치.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 소스는 레이저-콤포턴 엑스레이 소스를 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 20

제 18 항에 있어서,

상기 소스와 상기 대상물 사이에 배치된 제 1 어퍼처를 추가로 포함하되,

상기 어퍼처는 상기 제 1 빔 영역과 상기 제 2 빔 영역이 상기 대상물 상으로 전파하도록 허용하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 21

제 20항에 있어서,

상기 제 1 빔 영역 또는 제 2 빔 영역 중 오직 하나의 영역만이 한번에 상기 위치로 전파되는 것이 허용되고, 이후에 상기 제 1 빔 영역 또는 상기 제 2 빔 영역 중 나머지 영역이 상기 위치 상으로 전파되도록 허용되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 22

제 18 항에 있어서,

상기 디텍터와 상기 대상물 사이에 배치되는 높은 Z 튜브를 추가로 포함하되, 상기 높은 Z 튜브는 탐지되는 상기 대상물에 의해 산란되었던 엑스레이의 적어도 일부분을 제거하도록 된 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 23

제 18 항에 있어서,

상기 디텍터는 상기 제 1 에너지를 탐지하는 내부 영역과 상기 제2 에너지를 탐지하는 외측 영역을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 24

제 18 항에 있어서,

상기 디텍터는 2-D 엑스레이 디텍터 배열을 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 25

제 18 항에 있어서,

상기 소스와 상기 대상물 사이에 배치되는 슬릿 어퍼처를 추가로 포함하되, 상기 슬릿은 상기 제 1 빔 영역과 상기 제 2 빔 영역의 하나의 치수가 동일하게 되도록 된 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 26

제 18 항에 있어서,

상기 엑스레이 빔을 어퍼처링하도록 상기 빔 내부에 배치된 환형부를 추가로 포함하여, 어떠한 영역에도 광자가 존재하지 않는 제 1 빔 영역과 제 2 빔 영역 사이의 구별되는 구역이 존재하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 27

제 18 항에 있어서,

상기 디텍터는 상기 제 1 에너지 또는 상기 제 2 에너지 중 하나만을 한번에 탐지할 수 있도록 충분히 작은 면적은 가지며,

상기 장치는,

상기 제 1 에너지 영역과 상기 제 2 에너지 영역 사이에 상기 디텍터를 디테어링하는 수단을 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 28

제18 항에 있어서,

상기 제 1 영역과 상기 제 2 영역이 동일한 면적을 가지도록 설정하는 단계;

상기 제 2 빔 영역의 광자의 전체 개수가 상기 제1 빔 영역의 광자의 전체 개수와 동일하게 되도록 상기 제2 영역의 크기를 설정하는 단계; 및

상기 제 1 빔 영역 또는 상기 제 2 빔 영역 중 하나만을 통과하도록 하는 단계;를 포함하는 그룹에서 선택되는 함수를 수행하도록 상기 빔에 배치되는 어퍼처를 추가로 포함하며,

우선 하나의 빔 영역을 허용하고 다음으로 다른 빔 영역을 허용하도록 상기 어퍼처를 디테어링하는 수단을 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 29

테스트 부재의 k- 셸 흡수 에지보다 큰 에너지를 가지는 제 1 빔 영역 및 상기 테스트 부재의 k-셸 흡수 에지보다 낮은 에너지를 가지는 제 2 빔 영역을 포함하는 엑스레이 빔을 레이저-콤프턴 엑스레이 소스로부터 제공하는 단계;

대상물 상의 제 1 위치에 상기 엑스레이 빔 영역을 배향하는 단계;

상기 제 1 위치에서 상기 대상물을 통하여 전파되는 상기 제 1 빔 영역으로부터 임의의 광자의 일부에 대한 제 1 에너지 측정치를 얻는 단계;

상기 제 1 위치 상에 상기 제 2 빔 영역을 배향하는 단계;

상기 제 1 위치에서 상기 대상물을 통하여 전파되는 상기 제 2 빔 영역으로부터 임의의 광자의 일부에 대한 제 2 에너지 측정치를 얻는 단계;

상기 제 1 에너지 측정치와 상기 제 2 에너지 측정치 간의 차이를 계산하는 단계; 및

상기 차이를 표시하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 30

테스트 부재의 k- 셸 흡수 에지보다 큰 에너지를 가지는 제 1 빔 영역 및 상기 테스트 부재의 k-셸 흡수 에지보

다 낮은 에너지를 가지는 제 2 빔 영역을 포함하는 엑스레이 빔을 제공하기 위한 레이저-콤프턴 엑스레이 소스;
 상기 대상물 상의 제 1 위치에서 상기 대상물을 통하여 전파하는 상기 제 1 빔 영역으로부터의 임의의 광자의 일부분이 되는 제 1 에너지 측정치와 상기 제 1 위치에서 상기 대상물을 통하여 전파되는 상기 제 2 빔 영역으로부터의 임의의 광자의 일부분이 되는 제 2 에너지 측정치를 얻도록 되어 배치된 디텍터;
 상기 제 1 에너지 측정치와 상기 제 2 에너지 측정치간의 차이를 계산하는 계산 수단; 및
 상기 차이를 표시하도록 된 표시 수단;를 포함하는 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 2014년 5월 8일에 출원되어 본원에 참고적으로 편입되는 “이중 칼러 방사선 촬영 시스템 및 레이저-콤프턴 x-레이 소스를 이용한 촬영방법”이라는 명칭의 미국 가출원 61/990,642에 대하여 우선권을 주장한다. 이것은 본원에 참고적으로 편입되며, 2014년 5월 9일에 출원된 “효율적인 협대역폭을 위한 조절된 방법, 레이저 콤프턴 x-레이 및 감마 레이 소스”라는 명칭의 미국 특허출원번호 14/274,348 인 연속 일부 출원(cip)이다. 미국 출원번호 14/274,348 호는 본원에 참고적으로 편입되며 2013년 5월 10일에 출원되고 그 명칭이 “효율적인 협대역폭을 위한 조절된 장펄스 방법, 레이저-콤프턴 X-레이 및 감마 레이 소스”인 미국 가출원 61/821,813 호에 대하여 우선권을 주장한다. 미국 출원 14/274,348 호는 참고적으로 편입되고 2014년 5월 8일에 출원된 “초저-투여량, 피드백 이미지 시스템 및 레이저-콤프턴 X-레이 또는 감마 레이 소스를 사용하는 방법”이라는 명칭의 미국 가출원 61/990,637에 대하여 우선권을 주장한다. 미국 특허출원 14/274,348 호는 참고적으로 편입되며 2014년 5월 8일에 출원된 “2-컬러 방사선 촬영 시스템 및 레이저-콤프턴 X-레이 소스를 이용하는 방법”이라는 명칭의 미국 가출원 61/990,642 호에 대하여 우선권을 주장한다.

[0002] 미국 정부는 로렌스 리버모어 국립 연구소의 작업을 위하여 미국 에너지부와 로렌스 리버모어 국립 안전부 간의 계약번호 DE-AC52-07NA27344호에 따라 이 발명에 대하여 권리를 가진다.

[0003] 본 발명은 레이저 콤프턴 산란을 이용하여 X-레이 및 감마 레이 발생 장치에 대한 것이며, 보다 자세하게는 레이저-콤프턴 X-레이 소스를 사용하는 감쇄된 방사선에 대한 것이다.

배경 기술

[0004] 종래의 2-D 엑스레이/감마레이 이미지 처리에 있어서, 환자 또는 촬영 대상은 엑스레이 또는 감마레이의 플랫폼 드로써 조사되었으며, 전송된 신호는 디텍터의 배열 또는 2D 필름 상에 저장되었다. 촬영 대상 내에서의 물질 밀도의 변화는 투과 방사선을 전송하는 빔 전송에서 변화를 야기하며, 이러한 방사선은 필름 또는 디텍터 배열 체 상에 그림자로서 나타나게 되었다. 이러한 이미징 기술의 동적 범위는 디텍터 시스템이 응답 함수에 의해 결정되며, 촬영 대상의 두께 및 촬영 대상에 의해 산란되는 2차 엑스레이에 의해 결정되었다. 또한, 이러한 촬영 대상의 모든 부분은 동일한 입력 플럭스(단위 면적당 광자)를 나타내며, 촬영 대상에 대한 전체 투여량(dose) 이미지는 촬영 대상의 면적에 의해 설정되며 촬영 대상의 가장 소밀한 영역을 관통하는데 필요한 플럭스, 즉 촬영 대상 내에서의 관심이 있는 구조를 해결하기 위한 플럭스에 의해 정해진다. 이러한 이미징 양상에서, 전체 객체는 높은 투여량(dose)을 보게 된다.

[0005] 의도한 촬영 대상이 작거나 저밀도인 이미징 과정에서, 높은 원자수의 대조 작용제가 주입되거나 섭취되어 대상 구조체에 대한 특정 정보를 제공하게 된다. 예를 들어 관상동맥 혈관 촬영법에서, 그 목적은 혈관의 영상을 얻는 것이며, 특히 혈관이 감소된 부분이나 막힌 부분의 위치를 찾아내는 것이다. 그러나, 혈액 및 혈관은 연결의 조직이며 그 크기가 작으므로, 이들에 의한 전체 엑스레이 감쇠량은 이들이 존재하는 배경 매트릭스에 비교하여 작으며, 따라서 일반적으로 이들을 충분히 분석하여 전체 몸체에 대한 엑스레이 이미지를 얻는 것이 불가능하여 어렵게 된다. 이러한 조직을 이기기 위하여, 생물학적 물질보다 높은 원자수의 소밀한 물질이 혈류에 주입되어 관심 대상이 되는 영역의 엑스레이 감쇠를 증가시키고 대조 작용을 향상시키게 된다. 인체에 대한 이미징 작업에 사용되는 대조 작용제(contrast agent)는 생물학적으로 비활성이거나 적어도 그러한 것인 것으로 확인되어야 한다. 관상동맥 혈관 촬영법의 경우, 요오드 함유 성분이 대조 작용제로서 사용되었다. 이러한 과정이 콘트라스트를 향상시키고 원하는 공간상 정보를 제공할 수 있는 반면에, 환자에 대한 투여량은 비교적 높은 수준이다. 관상동맥 혈관 촬영법은 환자를 연간 최대 허용 투여량에 누출시키게 된다.

[0006] 콘트라스트를 증가시키거나 원하는 콘트라스트 수준에서 이미지를 위하여 필요한 투여량을 감소시키기 위하여,

2-컬러 차감 이미징이 제안되어 검증되었다. 이러한 양상에서, 환자는 튜닝가능하며 준-모노-에너지 엑스레이 소스에 2회 조사된다. 이 경우, 엑스레이 소스는 대조 작용제의 K-셸 흡수 에지를 약간 넘어서는 에너지 설정값을 가지며, 다른 경우에는 약간 작은값을 가진다. 도 1에 도시된 바와 같이, 대조물질에 대한 흡수 단면k-셸 흡수 영역 주변에서 극적으로 변화하게 되며, 주변 물질에 대한 흡수 단면은 비교적 변화가 없게 된다. 두 가지 이미지가 대조 작용제를 함유하지 않은 영역에서의 동일한 신호를 가지도록 정규화된다면, 정규화된 이미지의 차감은 그 내용물이 대조 작용제에 주로 기인하게 되는 이미지가 될 것이다.

[0007] 싱크로트론 엑스레이 소스로부터 필터링된 빛으로써 수행된 초기의 실험을 통하여 이러한 과정은 이미지 콘트라스트를 극적으로 증가시키거나 환자에 대한 투여량을 감소시킬 수 있다는 것이 증명되었으며, 실제 의료계 환경에서 실행되는 것은 비교적 제한적인데, 그 이유는 의료계에서 통용될 수 있는 준-모노-에너지 엑스레이 소스가 부족하기 때문이다. 싱크로트론 소스는 고가이며(\$100M 초과), 대형이며(직경이 100m 초과), 비교적 일반적이지 않다. 또한, 싱크로트론 소스로부터의 출력은 일정하며 대상을 가로질러 쉽게 스캔될 수 없고 신속하게 조정될 수도 없다.

[0008] 애노드의 회전을 유발하게 되는 전자 빔의 단부 지점 에너지를 가변시킴으로써 k-에지 이미징에 대한 일반적인 제동복사(bremsstrahlung)를 사용하고자 하는 시도가 있었고, 이에 따라 최고 수준의 에너지 광자는 원하는 k-에지 흡수를 초과하거나 약간 낮은 수준으로 되었다. 그러나, 실제에 있어서, 이것은 잘 작동하지는 않는데 그 이유는 제동 복사 소스의 전체 엑스레이 양이 전자 빔의 단부 지점 에너지로부터 DC 로 연장되기 때문이며, 이에 따라 k-에지를 초과하는 빔 스펙트럼의 비율은 전체 엑스레이 생성에 비교하여 비교적 작으며, 이미지는 배경 흡수에 지배되게 된다. 환자에 대한 투여량은 이러한 모드에서 높는데, 그 이유는 이것은 소스의 제동복사 스펙트럼의 낮은 에너지 테일로부터 대부분 유래하기 때문이다. 어느 정도, 이러한 이슈는 상기 스펙트럼의 낮은 에너지 비율을 높은 에너지 비율에 비하여 감소시키게 되는 낮은 원자수 물질로써 빔을 감쇄시킴으로써 최소화될 수 있으며, 이는 이미징을 위하여 필요한 전체 엑스레이 플럭스를 감소시키며, 조사되는 엑스레이 빔 내부에서의 산란되고 이미지 품질이 저하되는 비율의 엑스레이 함량을 증가시키며, 대상에서 k-광자 위 아래의 수준으로 유용한 동일한 개수를 생성하는 높은 전류 애노드 장치를 필요로 한다.

[0009] 외측 셸 흡수 에지, 즉 L 및 M 은 아닌 k-셸 에지는 2-컬러 이미징에 일반적으로 사용되는데, 그 이유는 k-셸 전자를 제거하는데 필요한 엑스레이 에너지는 외측 셸 흡수가 낮은 엑스레이 에너지에서 발생하는 동안 의료 방사선 진단으로 관심을 가지는 엑스레이 영역이 하락하기 때문이다. 동일한 2-컬러 이미지 차감 계획은 대상이나 소스가 대응성이 있다면 외측 셸 흡수 에지를 사용하여 낮은 에너지에서 실행될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 레이저-콤프턴 엑스레이 소스에 의해 조사되어 스캔됨으로써 대상에 대한 높은 대조성, 차감성, 엑스레이 이미지를 생성하는 새로운 방법이 설명될 것이다. 본 발명은 레이저-콤프턴 산란 과정의 스펙트럼-각도 관계, 비교적 낮은 에너지 엑스레이 영역에 의해 둘러싸인 높은 에너지 엑스레이의 온-축(on-axis) 영역으로 스펙트럼 성분이 구성되는 엑스레이의 폭이 좁은 빔을 생성하고 저장하는 디텍터 및/또는 특별히 설계된 어퍼처를 이용한다. 레이저-콤프턴 소스의 단부 지점 에너지가 설정됨으로써 높은 에너지의 엑스레이 영역은 이미징 처리되는 대상 내부의 특정 물질이나 특정 대조 작용제의 k-셸흡수 에지(k-에지)를 초과하는 광자를 함유하며, 다른 영역은 동일한 대조 작용제 또는 특정 물질의 k-에지보다 낮은 에너지를 가진 광자로 이루어진다. 이러한 빔으로 대상물을 조사하는 것은 빔의 각 부분에 의해 조사되는 영역에 대한 대상물의 초과하는 k-에지 및 더 작은 수준의 k-에지 흡수 응답을 동시에 저장하게 될 것이다. 빔을 스캐닝하거나 빔에 대하여 대상물을 스캐닝함으로써, 대상물에 대한 초과하거나 작은 수준으로 되는 완전한 k-에지 공간 응답을 생성하게 된다. 이러한 적절하게 정규화되고 상호간에 차감된 경우의 응답은 대상물 내의 특정 대조 작용제 또는 특정 물질의 존재를 감지하게 되는 맵을 생성하게 되어, 이를 통하여 차감 이미지는 대상물 내의 대조 작용제 또는 특정 물질의 존재에 대한 높은 콘트라스트의 방사선 사진을 나타내게 된다.

과제의 해결 수단

[0011] 이러한 기술은 대상물에 대하여 고정된 엑스레이 투여량에서 이미지 콘트라스트를 증가시키거나, 원하는 콘트라스트에서 엑스레이 이미지를 얻는데 필요한 엑스레이 투여량을 감소시키도록 엑스레이 이미지 작업을 수행하는 다양한 분야에 사용될 수 있다. 특히, 이러한 방법은 엑스레이 소스의 단부 지점 에너지의 조정이라 엑스레이

소스의 빔 필터링 없이도 대상물에 대한 높거나 낮은 k-에지 맵을 얻을 수 있으며, 종래의 일반적인 회전 애노드, 엑스레이 소스로부터 나오는 저-에너지, 불-투과성 엑스레이로써 대상물을 조사하지 않고서도 이를 수행할 수 있게 되는 점에 주목하여야 한다. 가능한 적용례는 제한되는 것은 아니지만 대조 작용제로서 혈액이 요오드로서 도핑되고 동맥 폐색에 대한 영상을 제공하는데 사용되는 관상동맥 혈관 촬영법 또는 가돌리늄계 대조 작용제가 흉부에 주입되고 암 발병전의 물질과 관련된 혈관의 영상을 얻는데 사용되는 낮은 투여량의 유방 조영술에 적용될 수 있다. 이 두가지 경우에서, 대조 작용제의 차감 엑스레이 이미지는 생체 정보를 제공할 수 있게 되고 균등하거나 더 낮은 이미지 품질을 나타내게 되며 일반적인 엑스레이 방사선 진단보다 현저하게 낮은 투여량으로도 이를 할 수 있게 된다.

발명의 효과

[0012] 본 발명은 높은 콘트라스트의 엑스레이 이미징 작업, 의료용 엑스레이 이미징 작업, 예를 들어 혈관 촬영 및 유방 조영술, 대상물이나 환자의 특정 원자 종의 차감 엑스레이 이미징 및 컴퓨터 칩 및 부품의 성분 특정 방사선 촬영과 같은 엑스레이를 이용한 다중 부품의 비파괴 검사를 포함하는 분야에서 사용하게 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0013] 본원에 편입되어 일부를 이루는 첨부한 도면은 상세한 본 발명의 사상을 설명하기 위하여 상세한 설명과 함께 본 발명에 대한 예시적인 실시예를 도시한다.

- 도 1은 다양한 부재에 대한 에너지에 있어서의 k-에지 흡수 계수를 나타낸다.
- 도 2a는 어퍼처링된 레이저-콤프턴 엑스레이 소스로부터의 빔에 대하여 루즈하게 어퍼처링되고 폭이 넓은 밴드를 가진 스펙트럼을 도시한다.
- 도 2b는 어퍼처링된 레이저-콤프턴 엑스레이 소스로부터의 빔에 대하여 온-축이며 고-에너지의 폭이 좁은 밴드 스펙트럼을 도시한다.
- 도 2c는 어퍼처링된 레이저-콤프턴 엑스레이 소스로부터의 빔에 대하여 옥-축 스펙트럼을 둘러싸는 폭이 좁은 밴드이며 저에너지 스펙트럼을 도시한다.
- 도 2d는 도 2a-2c 의 어퍼처 빔으로부터의 각도 연계된 스펙트럼을 도시한다.
- 도 3a는 높은 k-에지 레이저 콤프턴 엑스레이 소스를 이미징하는 구조를 도시한다.
- 도 3b는 낮은 k-에지 레이저 콤프턴 엑스레이 소스를 이미징하는 구조를 도시한다.
- 도 4a는 본 발명의 2 픽셀 양상의 실시예를 도시한다.
- 도 4b는 도 4a의 2 픽셀 양상을 사용하는 2 픽셀 디텍터의 실시예를 도시한다.
- 도 5a는 본 발명의 “다수 픽셀” 양상 실시예를 도시한다.
- 도 5b는 빔의 고에너지부와 저에너지부를 동시에 대하는 픽셀의 2D 배열로 디텍터가 구성되는 도 5a의 실시예를 사용하는 디텍터를 도시한다.
- 도 6a는 빔이 슬릿을 통과하여 빔 부분의 수평 치수 및 수직 치수가 동일하게 되는 본 발명의 “동일 공간 치수” 양상 실시예를 도시한다.
- 도 6b는 도 6a의 실시예를 사용하는 디텍터를 도시한다. 도 7a는 본 발명의 “불연속 환형 빔” 양상 실시예를 도시한다.
- 도 7a는 높거나 낮은 에너지 엑스레이 함량을 가진 구별되는 환형 빔을 생성하는 어퍼처/빔 블록 세트에 의해 생성되는 본 발명의 “불연속 환형 빔” 양상 실시예를 도시한다.
- 도 7b는 도 7a의 실시예를 사용하는 디텍터를 도시한다.
- 도 7c는 엑스레이 빔에 있는 환형 빔 블록(90)의 확대도이다.
- 도 8a는 본 발명에 따른 “디테어드 디텍터” (dithered detector) 양상을 도시한다.
- 도 8b-8d는 도 8a의 실시예의 빔의 디텍터의 다양한 위치를 도시한다.

도 9a 및 9b는 본 발명에 따른 “디테어드 디텍터” 양상을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0014] 본 발명에서, 레이저-콤프턴 산란 과정은 축상의 하자의 영역은 높은 에너지 광자를 가지며 다른 영역은 낮은 에너지 광자를 가지며, 2개의 구별되는 엑스레이 스펙트럼의 2개의 구별되는 공간상의 영역으로 구성되는 엑스레이 빔을 생성하는데 사용된다. 이러한 빔은 대상물에 대하여 2-컬러, 차감 엑스레이 이미지를 생성하도록 이미지 양상을 스캐닝하는데 사용된다. 레이저-콤프턴 엑스레이 빔 에너지의 적절한 설정에 있어서, 이러한 차감 이미지는 방사선 촬영되는 대상물 내의 특정 물질의 존재에 대하여만 민감하게 반응하게 된다. 레이저-콤프턴 엑스레이 소스 단부 지점 에너지에 대한 조절없이, 즉 엑스레이 소스를 튜닝할 필요없이 콘트라스트는 높으면서 투여량은 낮은 이미지가 얻어지게 된다.
- [0015] 레이저-콤프턴 산란(때로는 역 콤프턴 산란으로 지칭됨)은 다발의 상대적인 전자의 짧은 주기를 에너지적인 레이저 펄스가 산란시키는 과정이다. 이러한 과정은 눈-모노-에너지 엑스레이 및 감마 레이 방사선의 짧은 버스트 지속시간을 생성하는 일반적인 방법으로서 인식된다. 전자와 상호작용시에, 입사 레이저광은 번치(bunch) 내에서 전자의 횡방향 운동을 도출하게 된다. 연구소의 레스트 프레임(rest frame)에서 관찰시에 이러한 움직임으로부터의 방사는 전방 직진성인 높은 에너지 광자의 도플러 업시프트된 빔 것으로 보인다. 정면충돌시에, 레이저-콤프턴의 전체 스펙트럼은 DC 로부터 입사 레이저의 에너지의 제곱인 4 감마로 팽창되며, 감마는 전자 빔의 정구화된 에너지인데, 여기서, 감마=1, 전자 에너지 = 511keV 이다. 레이저-콤프턴 소스의 단부 지점 에너지는 전자 번치의 에너지를 변화시키거나, 레이저 광자의 에너지를 변화시킴으로써 튜닝된다. 수 keV 로부터 MeV 를 넘는 수준으로 되는 고에너지 방사선의 빔은 이러한 과정에 의해 생성되며, 넓은 범위의 응용례에서 사용된다.
- [0016] 방사된 콤프턴 광의 스펙트럼은 전방 방향으로만 방출되는 최고 에너지의 광자와 함께 전자 빔의 전파 방향에 대하여 높은 수준으로 각도 연계된다. 도 2를 참조하면, 레이저-콤프턴 빔의 경로에 있는 적절하게 설계된 어퍼처로써, 그 대역폭(DE/E)이 10% 미만으로 되는 감마 레이 빔 또는 준-모노-에너지 엑스레이 빔이 쉽게 생성될 수 있게 된다.
- [0017] 레이저-콤프턴 엑스레이 소스는 일반적인 회전 애노드 엑스레이 또는 감마 레이 제동 복사 소스와 비교하여 매우 높은 수준으로 콜리메이팅된다. 레이저-콤프턴 소스의 반-대역폭 스펙트럼의 방출을 위한 원뿔각은 감마 상에서 약 1 라디안 또는 수밀리 라디안 수준이며, 스펙트럼의 온-축 분의 최협폭 대역폭에 대한 원뿔각은 수십 마이크로 라디안으로 된다. 일반적인 회전하는 애노드 소스는 ~0.5 라디안의 빔 발산성을 가진다. 높은 수준의 콜리메이션은 레이저-콤프턴 엑스레이 소스가 픽셀 이미지 양상에 의해 픽셀에 이상적으로 부합하게 한다.
- [0018] 또한, 레이저-콤프턴 엑스레이 소스로부터의 출력은 충돌지점(교차점)에서 전자와 레이저 광자의 동시 존재에 의존하게 된다. 이들 양자를 제거하면 소스의 출력을 완전히 제거하게 되어, 엑스레이 또는 감마레이 출력을 신속하게 온오프 시키는 것이 용이하게 된다.
- [0019] 도 2a-2d에 도시된 바와 같이, 본 발명은 레이저-콤프턴 엑스레이 빔의 각도 연계된 스펙트럼 출력의 2가지 영역을 이용하게 되는데, 빔의 축부분은 최고 에너지 광자를 담게 되며, 빔의 이러한 부분 바로 주변의 영역은 보다 낮은 에너지의 광자를 담게 된다. 주변 영역의 범위, 주변 영역의 스펙트럼 함량, 빔의 온 축 부분에 대한 주변 영역의 광자의 전체 개수는 전체 빔을 적절한 어퍼처 및/또는 고정 크기의 빔 블럭을 통과시키게 함으로써 쉽게 설정된다. 레이저-콤프턴 엑스레이 소스를 고정된 레이저 펄스 에너지 및 고정된 전자 번치 전하로써 작동시킴으로써, 레이저-콤프턴 엑스레이 소스의 전체 출력 및 관심 대상인 2개 영역에서의 전체 엑스레이 광자의 비율은 고정되며 일정하다.
- [0020] 특히, 도 2a는 레이저-콤프턴 엑스레이 소스로부터 분기 출력 빔(10)에 대한 측면을 도시한다. 단면은 빔(10)의 중심을 통하여 지면의 평면에서 취해진다. 아래의 설명에서, “축”이라는 용어는 빔(10)이 전파되는 중심 광학축을 가리킨다. 빔(10)의 에너지는 중심 온-축 영역(12)에서 가장 높으며, 중심 축에 대하여 빔의 방사상 거리만큼 떨어져 있다. 따라서 영역(14)은 영역(12)보다 에너지가 낮으며, 영역(16)은 영역(14)보다 에너지가 낮다. 비록 이러한 영역들은 서로에 대하여 분리된 선을 가지는 것으로 도 2a, 2b, 2c에 도시되고 있지만, 실제로는, 정중앙에서의 최고 에너지의 빔으로부터 외경에서 최저 에너지까지 에너지의 연속적인 변화가 있다. 도면들은 원형 어퍼처(20)의 단면도를 포함한다. 도 2a에서, 어퍼처(20)는 비록 작은 부분만이 관통되도록 되어 있지만, 영역(16)의 대부분을 차단하며 영역(12, 14)를 통과하게 하는 개구 직경을 가진다. 도 2d의

곡선(40) 아래의 면적은 루즈하게 어퍼쳐링된, 빔 영역(12, 14, 16)의 부분의 에너지가 조합된 빛의 광대역폭 스펙트럼(엑스레이 에너지)이다. 도 2b는 작은 직경의 어퍼쳐(22)를 사용하는 것을 도시한다. 도 2d의 곡선(42) 아래의 면적은 오로지 빔 영역(12)의 온-축 상의 고에너지 협대역폭 스펙트럼을 나타낸다. 도 2c는 영역(16)은 제외하고 빔 영역(12, 14)의 통과를 허용하는 직경을 가지는 어퍼쳐(24)를 사용하는 경우를 도시한다. 빔 블록(26)은 블록 빔 영역(12)에 대하여 배치되어서, 오로지 영역(14)만이 타겟을 향하여 전파되게 된다. 상기 빔(14)은 측면도로 도시되고 있고, 따라서 빔은 에너지를 가지지 않는 중심 영역에 대하여 실제로는 원형인데, 그 이유는 빔 영역(12)는 어퍼쳐(26)에 의해 차단되기 때문이다. 따라서, 도 2d의 곡선(44) 아래의 영역은 오로지 빔 영역(14)의 협대역폭 저에너지 스펙트럼을 나타낸다. 본원에서 설명되는 예시적인 실시예들은 원형 어퍼쳐를 사용하지만, 본 발명은 특정 어퍼쳐 형상에 한정되지 않는다. 정확하게 전송된 스펙트럼은 레이저의 편광 및 어퍼쳐 및/또는 빔 블록의 형상과 크기에 영향을 받게 된다.

[0021] 2-컬러 차감 엑스레이 이미지를 생성하기 위하여, 협-발산 레이저 콤프턴 엑스레이 빔은 대상물을 가로질러 스캔되거나, 대상물은 빔과 대상물을 복합적으로 스캐닝하거나 고정된 빔에 대하여 래스터 스캐닝된다. 예시적인 목적의 경우(도 3a, 3b), 상기 빔은 고정되고 z 방향으로 전파되며, 대상물은 x-y 평면에서 래스터 스캐닝된다. 2-컬러 차감 이미지의 목적은 이러한 대상물 내에서 대조 작용체로서 인위적으로 추가되거나 자연적으로 발생하는 특정 원자 물질의 존재를 탐지하는 것이다. 레이저-콤프턴 소스에 대한 빔 에너지는 온-축상의 고에너지 엑스레이 빔 광자가 원자 물질/대조 작용체의 k-셸 흡수 에지보다 크게 되고, 외부에서 주변의 저에너지 엑스레이 빔 광자는 k-셸 흡수 임계값보다 낮게 되도록 선택된다. 스캔시에 각각의 위치에 있어서, 전송된 엑스레이 빔은 엑스레이 빔에 대하여 공간에 고정되고 엑스레이 빔에 정렬된 전자 엑스레이 감지 디텍터를 유발하게 된다. 상기 디텍터는 별도로 저장하게 되며 다수의 탄도 광자는 엑스레이 빔의 내측부와 외측부로부터 그것을 유발하게 된다. 대상물을 충분히 스캐닝한 후에, 빔의 외측 및 내측부는 각각 대상물의 전체 2차원 범위를 노출시킨다. 빔의 내부 부분의 위치에 대한 함수로서 엑스레이 광자의 개수를 디텍터에 의해 저장하는 것은 대조 작용체의 k-에지를 초과하는 광자의 대상물에 의한 감쇠를 나타내며, 빔의 외측부에 대한 엑스레이 광자 개수를 디텍터에 의해 저장하는 것은 대조 작용체의 k-에지 보다 낮은 광자의 대상물에 의해 감쇄되는 것을 나타낸다. 대조 작용체의 흡수 원자와는 다른 원자로 구성되는 대상물 내의 물질에 있어서, 엑스레이 빔의 2개의 영역에 있는 광자의 상대적인 감쇠는 기본적으로 동일하다. 따라서, 적절하게 정규화된 스캔에 의해 얻어지는 2개의 이미지의 수치적 차감은 대조 작용체가 존재하는 경우를 제외한 어디에서나 제1차 0 (first order zero)이 된다. 이러한 기술은 대상물의 전체 ?릭스로부터 원자 중량면에서 현저하게 다른 것으로 된 대상물 내의 특정 원자 물질 또는 대조 작용체의 이미징을 위하여 매우 민감하면서 낮은 투여량을 양상을 제공하게 된다.

[0022] 특히, 도 3a는 도 2b의 시스템에 의해 제공되는 바와 같은 빔 영역(12)을 도시한다. 상기 레이저 콤프턴 엑스레이 소스는, 빔 영역(12)이 대상물(50) 내에서의 관심이 되는 물질의 k-에지를 초과하는 에너지를 가지도록 구성된다. 예시적인 대상물(50)은 인간의 조직일 수 있는데, 이에 한정되는 것은 아니며 다른 대상물이 빔에 놓여질 수도 있다. 빔 영역(12)은 대상물을 관통하여 엑스레이 디텍터(52) 상으로 z 방향으로 전파된다. 이러한 디텍터는 공지된 것이다. 다시, 이러한 도면은 대상물이 인간일 수 있다는 것을 도시한다. 이 경우, 사람은 관심 대상인 되는 물질을 담고 있는 대조 작용체를 섭취하거나 주사 받게 된다. 사람이나 대상물은 대조 작용체에 의해 흡수되지 않은 초과 k-에지 엑스레이 광자의 이미지를 얻고 수집하도록 x-y 평면에서 래스터 스캐닝된다. 도 3b는 도 2c의 시스템에 의해 제공된 바와 같은 빔(14)을 도시한다. 이 경우, 오로지 빔 영역(14)은 대상물(50)을 관통하여 엑스레이 디텍터(52) 상으로 진행하도록 된다. 사람 또는 대상물은 대상물을 통과하는 미만 k-에지 광자의 이미지를 수집하고 얻도록 x-y 평면내에서 래스터 스캐닝될 수 있다. 본원에서 설명되는 바와 같이, 스캔에 의해 얻어지는 2개의 이미지의 적절하게 정규화된 수치 차감은 대조 작용체가 존재하는 곳을 제외한 어디에서도 1차 0 (first order zero) 으로 된다.

[0023] 하나의 특징적인 예는 혈관 촬영인데, 이러한 혈관촬영에서 요오드를 함유한 대조 작용체는 혈관에 주입된다. 요오드는 원자 번호가 53번이며, 33.2keV 의 k-에지 흡수 에너지를 가진다. 주변의 조직은 낮은 원자 질량의 원자, 예를 들어 탄소, 산소, 수소 등으로 구성된다. 이러한 원자는 요오드의 33.2 keV k-에지나 그 주변에서 감쇠시에 현저하게 변화하지는 않는다. 따라서, 요오드 k-에지 로 튜닝된 레이저-콤프턴 엑스레이 빔으로써 2-컬러 차감 이미지는 요오드의 위치에 대한 높은 콘트라스트 맵을 생성하게 되고 따라서 요오드를 함유하는 혈관의 높은 콘트라스트 이미지를 생성하게 된다.

[0024] 아래에서는 레이저-콤프턴 엑스레이 소스으로써 2-컬러 차감 이미징을 하는 예시적인 변형예들이 설명된다. 본 발명은 이러한 예에 한정되는 것은 아니다.

[0025] 1. 도 4a는 본 발명의 2 픽셀 양상의 실시예를 도시한다. 도 4b는 도 4a의 2 픽셀을 사용하는 2 픽셀 디텍터

에 대한 실시예를 도시한다. 이 경우, 상기 디텍터는 2개의 디텍션 영역을 가지게 되는데, 그 중 하나의 영역은 상기 빔(빔 영역(12))의 온-축, 고에너지 영역에 대하여 피며, 다른 하나는 빔(빔 영역(14))의 원하는 주변의 저에너지 영역에 대해게 된다. 이러한 디텍터는 실리콘 엑스레이 다이오드를 생성하는데 사용되는 동일한 마이크로-제조 기술에 의해 만들어진다. 선택적으로, 엑스레이 CCD 와 같은 2-D 디텍터는 디텍터의 픽셀이 2개의 영역과 관련된 2개의 그룹으로 비닝(binned) 되는 경우에 사용된다. 이러한 양상의 장점은 디텍터를 가급적 간단하게 할 수 있다는 점과 데이터를 감소시킬 수 있다는 점이다. 그러나 이미지의 공간 해상도는 2개의 영역에서 빔의 공간 범위에 한정되게 된다. 도 4a는 대상물(50) 및 2개의 픽셀 엑스레이 디텍터(56) 사이에 높은 Z 튜브(70)를 구비한다. 높은 Z 튜브(70)는 산란된 엑스레이가 상기 디텍터(54)에 도달하는 것을 배제하도록 상기 빔의 디텍터에 매칭된다. 도 4b는 2개의 픽셀 엑스레이 디텍터(54)의 일면을 도시한다. 내측의 라운드진 픽셀 영역(64)은 "초과" k-에지 광자를 저장하며, 외측의 환상형 픽셀 영역(66)은 '미만' k-에지 광자를 저장한다.

[0026] 2. 도 5a는 본 발명의 "다수 픽셀" 양상의 실시예를 도시한다. 도 5b는 빔의 고에너지 및 저에너지부에 대한 픽셀의 2-E 배열로 디텍터가 구성되는 도 5a의 실시예를 사용하는 예시적인 디텍터의 일면을 도시한다. 도 5a의 구성요소는 도 4a의 구성요소와 동일하며, 이러한 요소들은 2-D 엑스레이 디텍터 배열(56)을 이러한 실시예가 사용하는 경우를 제외하고 동일한 번호를 부여하였다. 이러한 예에서, 상기 디텍터는 (한정되는 것은 아니지만) 2-D 엑스레이 CCD 디텍터와 같은 고해상도 2-D 디텍터이다. 이미지에 대한 공간 해상도는 CCD 요소에 대한 이격 및 레이저-콤프턴 엑스레이 소스의 소스 크기에 따라 결정될 것이다. 이미지의 수치 등록 및 차감은 위의 변수 1보다 더 계산을 필요로 한다. 디텍터의 배열 형태를 사용하는 실시예에서, 고에너지 영역 내에 완전히 존재하게 되는 픽셀은 그러한 영역의 에너지 수준을 계산하는데 사용된다. 저에너지 영역에도 동일하다. 보다 낮은 에너지 빔 영역을 탐지하는 배열 영역 내에 완전히 존재하게 되는 픽셀만이 보다 낮은 빔 에너지 수준을 계산하는데 사용된다. 각 빔 영역 내에 완전히 있지 않는 픽셀은 계산상 무시된다. 도 5b는 디텍터 배열의 일면을 도시한다. 내부 픽셀 영역(74)은 "초과" k-에지 광자를 기록하며, 외측 픽셀 영역(76)은 "미만" k-에지 광자를 기록한다.

[0027] 3. 균등 면적 양상을 사용하는 실시예에서, 2개의 엑스레이 영역의 면적은 동일한 것으로 설정된다. 이것은 외측 주변 빔의 범위를 제한하도록 빔에 놓이게 되는 어퍼처에 의해 달성되거나 빔의 외측 영역에 의해 대하게 되는 디텍터의 범위를 제한함으로써 달성되어, 빔의 이러한 부분에 의해 조사되는 면적은 빔의 내부 부분에 의해 조사되는 면적과 동일하게 된다. 이러한 모드는 이미지 재구축과 관련된 계산상의 간접비를 감소시키게 되며, 빔의 일부는 다른 것보다 더 대상물을 샘플링하지 않게 된다는 것을 보장하게 된다.

[0028] 4. 균일한 플럭스 양상을 사용하는 실시예에서, 주변 영역의 크기는 이러한 영역에 있는 전체 광자의 수가 온축 영역의 것과 동일하게 되도록 설정된다. 2개의 영역에서 기록된 이미지는 자연스럽게 정규화되어 이미지 재구축을 간편하게 하게 된다.

[0029] 5. 도 6a는 빔이 슬릿을 통과하여 덤 부분의 수평 치수 또는 수직 치수가 서로 동일하게 되는 본 발명의 "균일 공간 치수" 양상 실시예를 도시한다. 도 6b는 도 6a의 실시예를 사용하는 디텍터(56)를 도시한다. 도 5a의 구성요소에 동일한 구성요소는 동일한 도면부호로 표시된다. 이 실시예에서, 전체 빔은 슬릿 어퍼처(80)를 통과하게 되어, 주변 영역은 온-축 고에너지 엑스레이 영역과 동일한 폭으로 되는 수평 치수 또는 수직 치수로 한정된다. 이것은 스캐닝 및 데이터 추출 알고리즘을 간단하게 한다. 도 6b는 디텍터 배열의 일면을 도시한다. 내부 픽셀 영역(84)은 "초과" k-에지 광자를 기록하며, 외측 픽셀 영역(86)은 "미만" k-에지 광자를 기록한다.

[0030] 6. 도 7a는 본 발명의 "불연속 환형 빔" 양상을 도시한다. 도 5a이 구성요소와 동일한 구성요소에는 동일한 도면부호가 부여된다. 환형 어퍼처(90)는 빔 영역(12') 과 빔 영역(14') 사이에 어떠한 광자도 없는 영역(92)을 생성하도록 배치된다. 도 7b는 도 7a의 실시예를 사용하는 디텍터의 일면을 도시한다. 선형으로 편광된 레이저광에 대한 레이저-콤프턴 엑스레이 빔 프로파일은 타원 형상이다. 이러한 양상에서, 라운드진 환형 차폐부는 빔의 2개의 구별되는 스펙트럼 영역을 생성하도록 빔에 배치된다. 이러한 구성은 별도의 빔 영역을 물리적으로 생성하는데 가장 간단한 방법이다.

[0031] 7. 도 8a는 본 발명에 따른 "디테어드 디텍터" (dithered detector) 양상을 도시한다. 도 5a의 구성요소에 동일한 구성요소에는 동일한 도면부호가 부여된다. 도 8b-8d는 도 8a의 실시예의 빔에서의 디텍터의 다양한 위치를 도시한다. 이러한 실시예에서, 엑스레이 다이오드 및 콜리메이팅 어퍼처/튜브로 구성되는 단일 픽셀 디텍터(58)는 엑스레이 빔의 고에너지 부분에 동등한 면적을 대하게 된다. 엑스레이 빔이 고정된 상태에서, 상기 디

텍터는 레이저의 전파 방향에 대하여 횡방향의 평면에서 디테어팅되어, 빔의 고에너지부와 저에너지부를 번갈아 인터셉트하게 된다. 도 8b는 “미만” k-에지 광자(14)만을 인터셉트하도록 “상측” 위치에 있는 디텍터(58)를 도시한다. 도 8c는 “초과” k-에지 광자(12)만을 인터셉트하도록 “중간” 위치에 있는 디텍터를 도시한다. 도 8d는 “미만” k-에지 광자(14)만을 인터셉트하도록 “하측” 위치에 있는 디텍터를 도시한다. 이러한 양상으로 인하여 엑스레이 이미지를 구축하는데 있어서 가장 빠르고 간편하며 저렴한 디텍터를 사용할 수 있게 된다. 그러나, 2의 인자에 의해 대상물에 보여지는 투여량이 증가하게 된다.

[0032] 8. 도 9a 및 도 9b는 본 발명에 따른 “디테어드 어퍼처” 양상을 도시한다. 도 5a의 실시예에 동일한 구성요소는 동일한 도면번호가 부여된다. 이러한 실시예에서, 빔 영역(12) 및 빔 영역(14) 모두의 전체 영역에 대하여 고정된 디텍터(60)가 사용된다. 엑스레이 빔을 생성하는 레이저 전자 상호작용점과 대상물 사이에, 이동식 어퍼처 또는 빔 블록(110)이 빔에 배치된다. 이러한 어퍼처의 역할은 레이저-콤프턴 엑스레이 소스의 펄싱된 출력에 동기화되어 빔의 온측 고에너지부와 빔의 주변 저에너지부를 번갈아 차단하는 것이다. 도 9a는 “중간” 위치에 있는 어퍼처(110)를 도시하는데, 상기 어퍼처는 고에너지 엑스레이를 이루는 빔 영역(12)만을 통과한다. 도 9b는 저에너지 엑스레이를 이루는 빔 영역(14)만을 통과하도록 “상측” 위치에 있는 어퍼처(110)를 도시한다. 이러한 교번하는 빔 블록은 다수의 방식으로 형성될 수 있다. 예를 들어, 낮은 Z-디스크 상에 적절한 형상의 높은 Z-물질을 배치하고 상기 어퍼처를 배치시키는 속력으로 빔에서 디스크를 회전시킴으로써, 전송을 위하여 원하는 빔 위치는 차단되며, 원하는 빔 위치는 통과된다. 이러한 양상은 대상물의 초과 k-에지와 미만 k-에지를 번갈아 기록하게 된다. 이러한 양상으로 인하여 엑스레이 이미지를 구축하는데 가장 빨리, 간편하며 저렴한 디텍터를 사용할 수 있게 되며 이러한 양상은 전술한 1 내지 6의 경우보다 더 높은 투여량으로 대상물을 노출시키지 않게 된다. 그러나, 이러한 양상을 이용하여 이미지를 축적하는데 2배 이상이 걸린다. 디테어드 디텍터와 디테어드 어퍼처 양상은 결합될 수 있으며, 엑스레이 디텍터가 보다 작은 면적으로 사용할 수 있게 할 수 있다. 원칙적으로, 본원에서 개시되는 산란 감소 튜브(70)는 상기 어퍼처 및/또는 디텍터와 동기화되어 디테어팅되며, 이를 통하여 이미징된 대상물의 배면으로부터 나오는 원하지 않은 산란된 엑스레이 광자의 튜브 직경을 보다 작게하고 차이를 크게 할 수 있게 된다.

[0033] 9. 본 발명의 실시예는 이중 환형 양상으로 지칭된다. 이러한 실시예에서, 빔의 온측 부분은 사용되지 않으며, 대신에 빔의 2개의 환형부가 선택된다. 빔의 스펙트럼 함량의 에너지는 각도의 함수로서 감소하므로, 외측 환형부보다는 고에너지인 광자를 가지고 있는 내측 환형부를 선택하는 것이 가능하게 된다. 전술한 바와 같이, 이러한 2개의 환형부는 2-컬러 차감 이미지를 구축하는데 사용될 수 있다. 2개의 빔이 유사한 형상 인자를 가지는 경우를 제외하고 이러한 양상에는 본질적인 장점이 없다. 이러한 실시예에서, 비록 내부 환형부는 엑스레이 빔의 광학축에 중심이 맞추어져 있지 않지만, 소스 전력은 관심 있는 물질의 초과 k-에지인 에너지 수준을 내부 환형부가 가지도록 나타날 수 있다.

[0034] 10. 다른 실시예에서, 레이저-콤프턴 빔의 범위를 한정하는데 어떠한 어퍼처도 사용되지 않으며, 전체 빔은 이미징되는 대상물에 입사하게 된다. 빔 경로로부터 대상물을 제거함으로써, 전체 레이저-콤프턴 빔의 프로파일은 하류 2-D 디텍터 상에서 얻어지게 된다. 이러한 디텍터 상의 픽셀 위치는 엑스레이 광자 에너지의 특정 범위에 연계되며 2-컬러 차감 방사선 사진을 생성하도록 전술한 바와 같이 사용될 수 있다. 이러한 양상은 레이저-콤프턴 소스가 대상물을 가로질러 스캐닝되며, 외측 빔 범위를 제한하는 이동식 어퍼처는 실용적이지 않은 이유가 되는 적용례에 적합하다.

[0035] 11. 다른 양상에서, 시간에 대하여 게이팅되는 디텍터(time-gated detector)가 사용되어 상기 디텍터에 도달하게 되는 k-에지 광자를 초과하거나 그보다 낮은 탄도 광자를 기록하게 되며, 디텍터 위치에 도달하게 되는 의문(interrogation)하에 대상물에 의해 산란되는 임의의 광자에 대하여 차별화를 하게 된다. 디텍터 게이팅 시간은 레이저-콤프턴 엑스레이 펄스의 주기, 즉 수 피코초 내지 수십 피코초의 크기로 되어야 한다. 시간 게이팅은 엑스레이 펄스를 동기화하여야 한다. 이러한 양상은 이미지로부터 배경 산란된 엑스레이 광자를 제거함으로써 고정된 투여량에 대하여 높은 콘트라스트를 가능하게 할 뿐만 아니라 고정된 에너지의 탄도 광자가 각각의 초과 및 미만 k-에지 이미지에 존재하게 되도록 함으로써 차감된 이미지를 향상시킬 수 있게 된다. 이러한 양상은 게이팅되는 2-D 디텍터 또는 게이팅되는 단일 픽셀 디텍터로써 달성된다.

[0036] 본 발명의 전술한 설명은 설명과 예시를 위한 것이며 개시된 정확한 형태로 본 발명을 제한하고자 하는 것이 아니다. 많은 변화와 수정이 전술한 교시 내용에 비추어 가능하다. 설명된 실시예들은 본 발명의 원리를 설명하고자 하는 것뿐만 아니라 그 실용적인 적용례들을 설명하고자 하는 것이며, 통상의 기술자는 본 발명을 사용하여 다양한 실시예를 도출하거나 특정 사용에 고려되는 다양한 변형례를 도출할 수 있다. 본 발명의 범위는 첨부

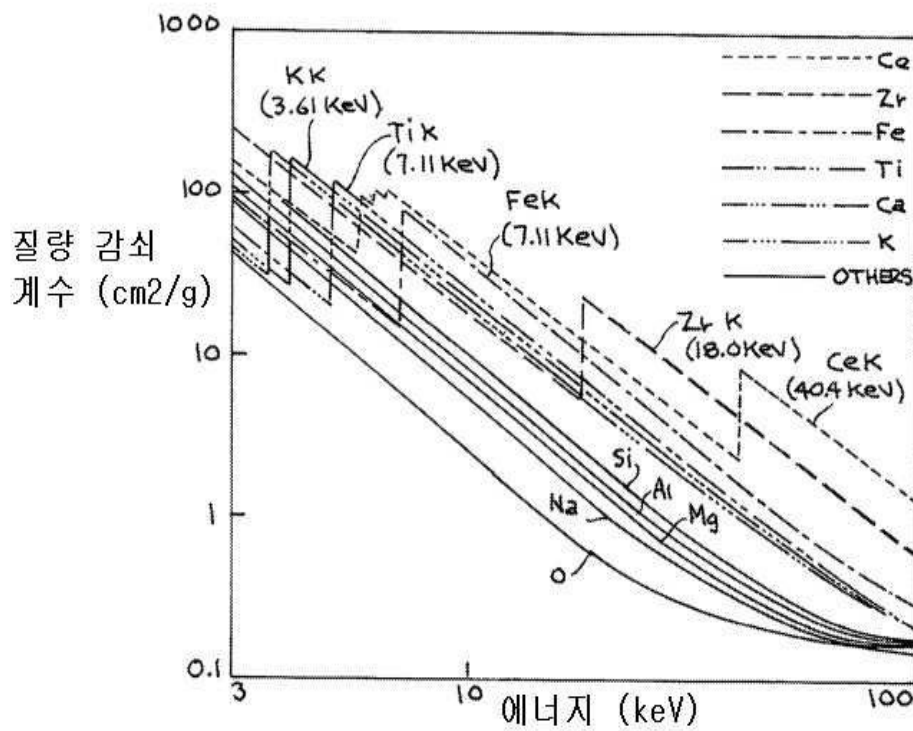
부한 청구범위에 의해 정의된다.

부호의 설명

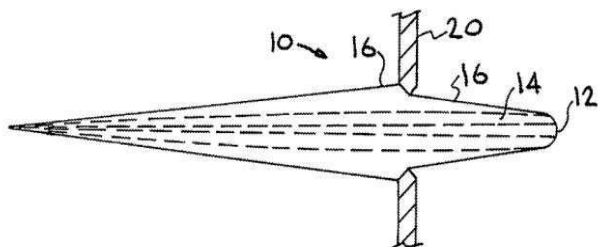
- 10: 빔 12: 영역
- 14: 영역 16: 영역
- 26: 빔 블럭 44: 곡선
- 52: 디텍터

도면

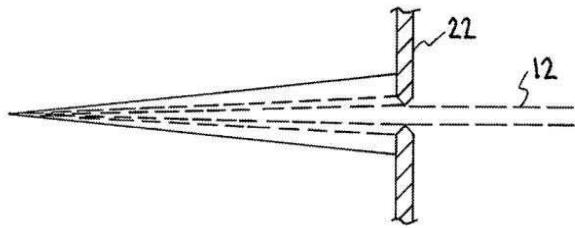
도면1



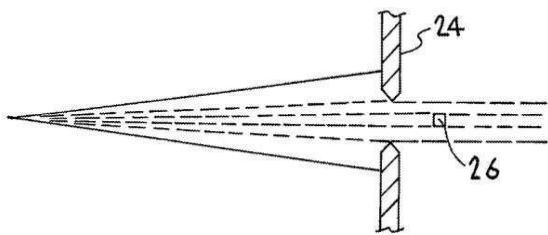
도면2a



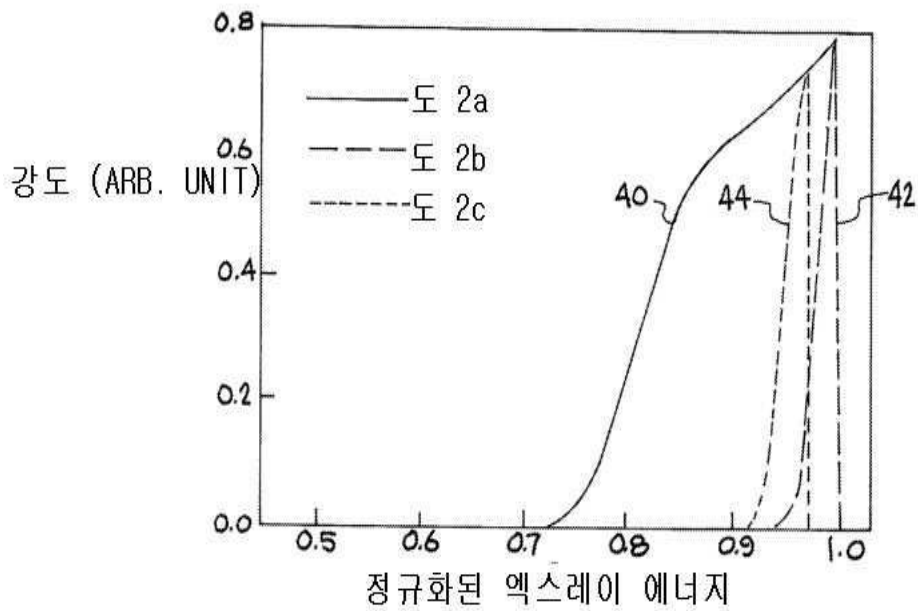
도면2b



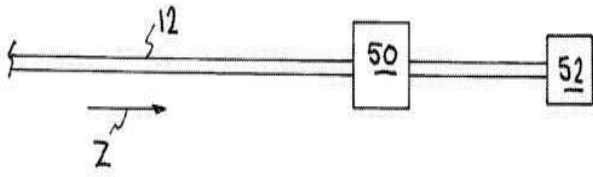
도면2c



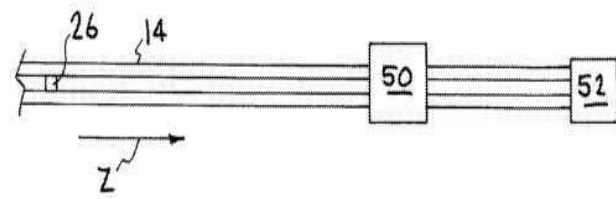
도면2d



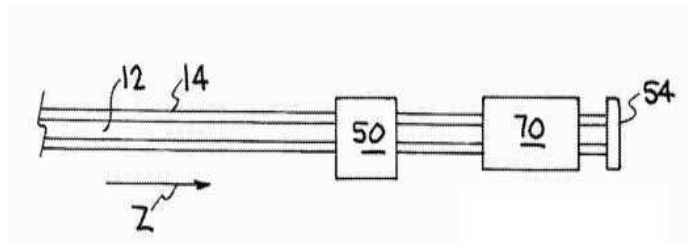
도면3a



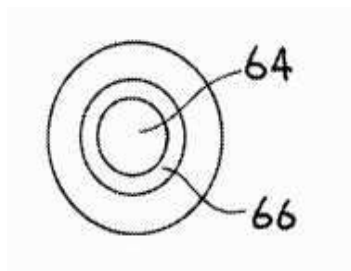
도면3b



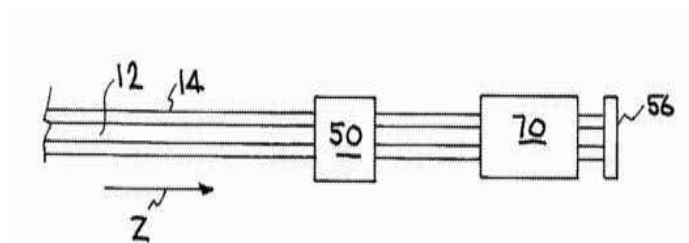
도면4a



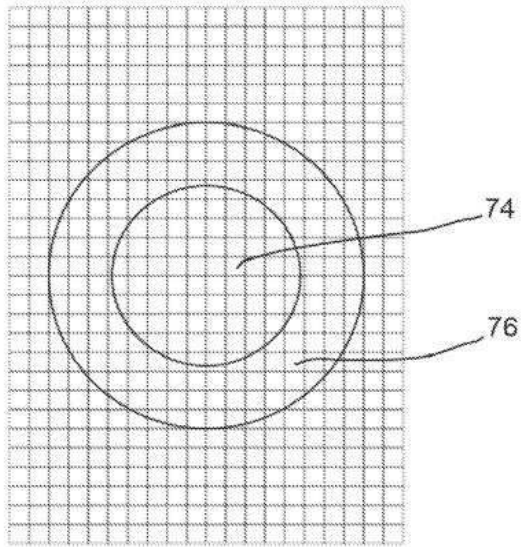
도면4b



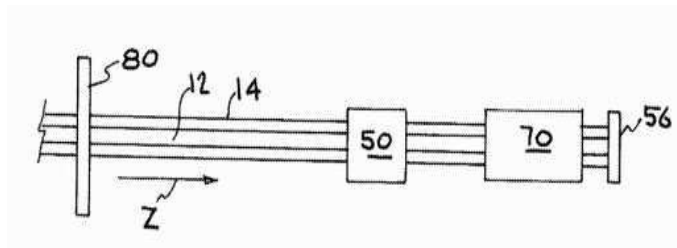
도면5a



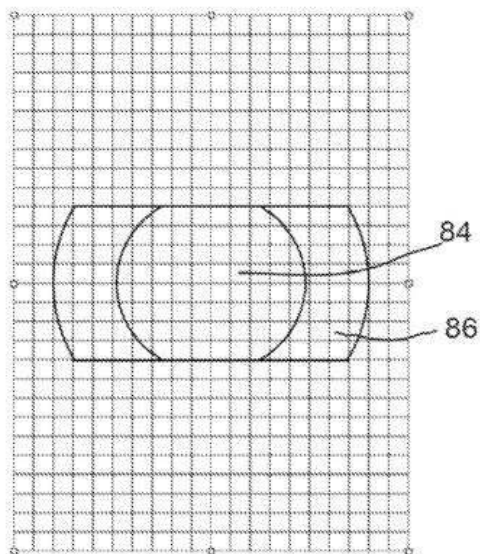
도면5b



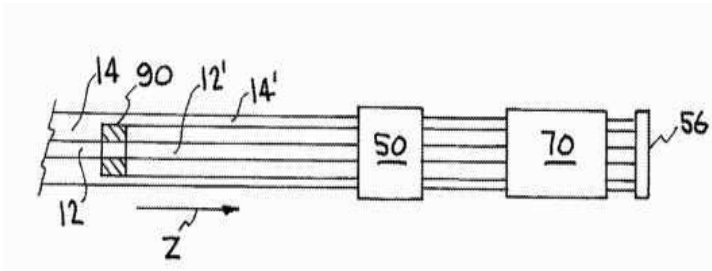
도면6a



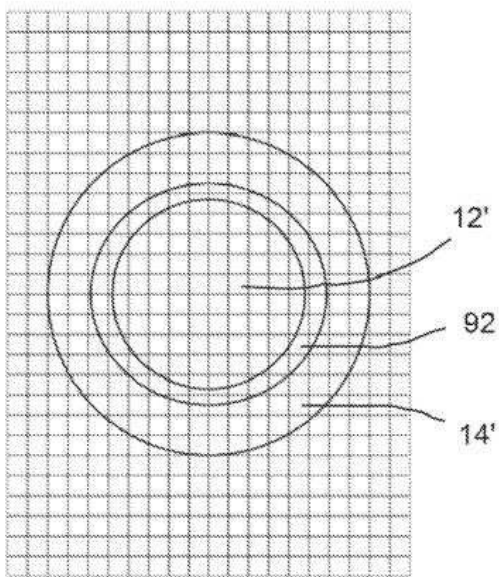
도면6b



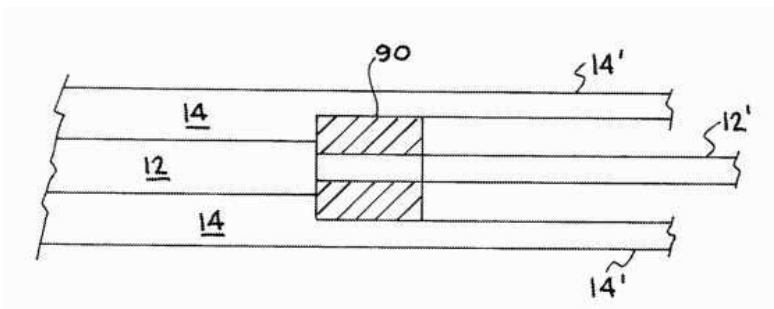
도면7a



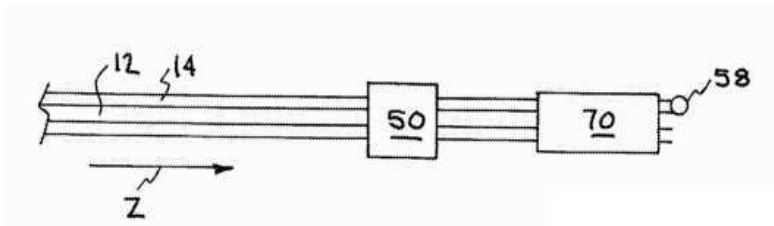
도면7b



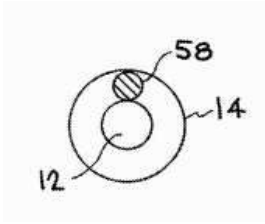
도면7c



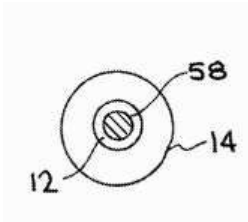
도면8a



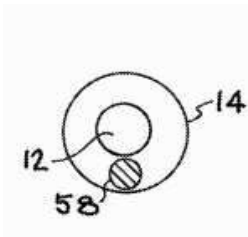
도면8b



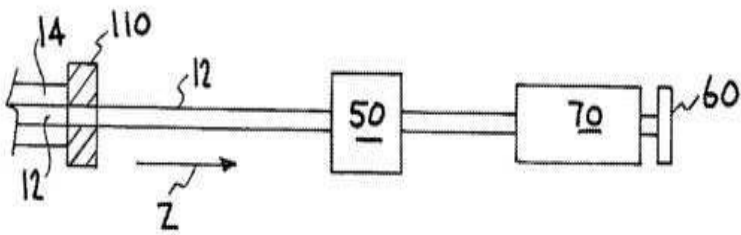
도면8c



도면8d



도면9a



도면9b

