(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0012119
(43) 공개일자 2020년02월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 6/505 (2013.01)
A61B 6/4035 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0086994
(22) 출원일자 2018년07월26일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
김기현
경기도 광주시 오포읍 새말길 153
김정민
서울특별시 종로구 창경궁로 265, 101동 1510호(명륜2가, 아남아파트)
이상경
서울특별시 서대문구 거북골로 154, 104동 1706호(북가좌동, 북가좌삼호아파트)
(74) 대리인
특허법인 다해

전체 청구항 수 : 총 3 항

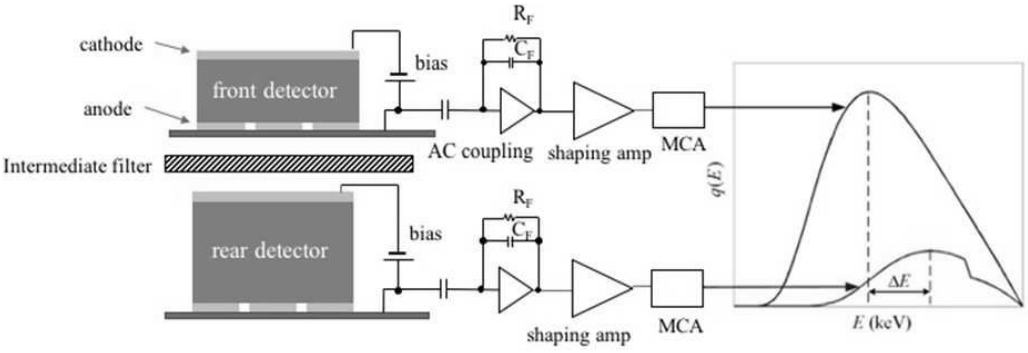
(54) 발명의 명칭 **샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서**

(57) 요 약

본 발명은 검출기 구조를 변경을 통해 단일에너지의 엑스선을 사용하더라도 이중에너지 검출 효과를 제공할 수 있도록 하는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서에 관한 것으로,

이는 단일 엑스선 발생장치; 샌드위치 구조로 구현되는 전단 검출기와 후단 검출기; 상기 전단 검출기와 상기 후단 검출기 사이에 위치되는 중간 필터; 및 상기 전단 검출기와 상기 후단 검출기를 통해 획득된 2개의 영상을 기반으로 뼈와 조직의 경계가 강조된 영상을 획득 및 출력하는 영상 처리부를 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 6/5217 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

단일 엑스선 발생장치;

샌드위치 구조로 구현되는 전단 검출기와 후단 검출기;

상기 전단 검출기와 상기 후단 검출기 사이에 위치되는 중간 필터; 및

상기 전단 검출기와 상기 후단 검출기를 통해 획득된 2개의 영상을 기반으로 뼈와 조직의 경계가 강조된 영상을 획득 및 출력하는 영상 처리부를 포함하는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 전단 검출기와 후단 검출기 각각은

$0.3\times0.3\ cm^2$인 3×3 배열 구조를 가지는 것을 특징으로 하는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 전단 검출기와 상기 후단 검출기를 통해 획득된 2개의 영상 각각의 가중계수를 달리할 수 있는 것을 특징으로 하는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 검출기 구조를 변경하여 단일에너지의 엑스선을 사용하더라도 이중에너지 검출 효과를 제공할 수 있도록 하는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서에 관한 것이다. 또한 뼈와 조직의 경계면 강조영상을 통해, 골밀도 검사의 정밀도를 높이고 환자의 피폭선량을 낮추기 위함이다.

배 경 기 술

[0002] 기존의 DEXA (dual energy X-ray absorptiometry) 방식은 (1) 두 개의 광자 피크를 사용하는 방식으로 70kV와 140kV의 X선 소스에 펄스를 교차하는 방식, (2) K-edge 필터 기법을 사용하는 것이 대표적이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0003] 이에 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명은 단일에너지의 엑스선을 사용하더라도 이중에너지 검출 효과를 제공할 수 있도록 하는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서를 제공하고자 한다.

[0004] 또한 영상 품질도 획기적으로 향상될 수 있도록 다중배열 구조(3x3 배열)의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서를 제공하고자 한다.

[0005] 본 발명의 목적은 이상에서 언급한 목적으로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 목적들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0006] 상기 과제를 해결하기 위한 수단으로서, 본 발명의 일 실시 형태에 따르면, 단일 엑스선 발생장치; 샌드위치 구

조로 구현되는 전단 검출기와 후단 검출기; 상기 전단 검출기와 상기 후단 검출기 사이에 위치되는 중간 필터; 및 상기 전단 검출기와 상기 후단 검출기를 통해 획득된 2개의 영상을 기반으로 뼈와 조직의 경계가 강조된 영상을 획득 및 출력하는 영상 처리부를 포함하는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용한 골밀도 검사 센서를 제공한다.

[0007] 상기 전단 검출기와 후단 검출기 각각은 0.3×0.3 cm^2인 3×3 배열 구조를 가지는 것을 특징으로 한다.

[0008] 상기 영상 처리부는 상기 전단 검출기와 상기 후단 검출기를 통해 획득된 2개의 영상 각각의 가중계수를 달리할 수 있는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0009] 본 발명은 샌드위치 구조를 가지는 두개의 검출기를 통해 이중에너지 검출 효과를 제공할 수 있도록 하며, 영상 품질 또한 획기적으로 향상될 수 있도록 한다. 또한 환자의 피폭 선량을 낮출 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 샌드위치 CZT 검출기 구조와 각각의 검출기가 검출하는 X선 스펙트럼을 나타내는 개략도이다.

도 2는 BMD 모듈에 사용될, preamplifier, shaping amplifier, 및 각각의 board 사진(즉, CR-110과 CR-200 shaping amp의 사진)이다.

도 3은 seedless THM으로 성장한 2인치 CZT ingot과 절단된 CZT wafer, seedless THM전기로 사진이다.

도 4는 60 kVp, 90 kVp의 이중엑스선을 이용해 획득한 영상(a,b)과, 이를 조합한 영상(c) 및 90 kVp의 단일 엑스선을 이용해 샌드위치 구조의 검출기로 획득한 영상 (d)이다.

도 5는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용해 120 kVp의 단일 엑스선 에너지로 골밀도 팬텀을 투과하는 엑스선 신호를 MCNP로 시뮬레이션 결과이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 본 발명의 목적 및 효과, 그리고 그것들을 달성하기 위한 기술적 구성들은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 본 발명을 설명함에 있어서 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이다.

[0012] 그리고 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다.

[0013] 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있다. 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.

[0014] 본 발명은 낮은 에너지 X선에 의한 환자 피폭 선량을 줄이기 위해서, 90-140 kVp의 단일 엑스선 발생장치를 사용하고, 샌드위치 구조의 CZT 검출기 배열을 이용하여, 전단의 검출기는 전체 에너지를 후단의 검출기는 고에너지 X선을 방출하는 방식으로, X선원에 의한 이중 에너지를 효과를 이용하는 것이 아니라, 검출기 구조를 변경하여 동일한 이중에너지 검출 효과를 이용하고자 하는 기술에 관한 것이다.

[0015] 도 1은 샌드위치 CZT 검출기 구조와 각각의 검출기가 검출하는 X선 스펙트럼을 나타내는 개략도이다.

[0016] 전단 (0.5mm)과 후단(3mm)의 CZT 검출기의 두께와 이들 검출기 사이에 삽입하게 될 필터 (Cu 필터, 0.01 mm)의 종류와 두께를 MCNP 시뮬레이션을 통해 최적의 두께를 검출하고자 한다. 선행연구에서 샌드위치 구조를 이용해 이중에너지 효과를 구현할 수 있음을 확인한 바 있다.

[0017] 픽셀크기가 1×1 cm^2의 단일 검출기를 픽셀크기가 0.3×0.3 cm^2인 3×3 배열의 검출기로 변환함으로서 BMD 검사 영역의 공간분해를 능력을 증대, 관심영역 (ROI) 선택 시 오차를 줄이고자 한다.

[0018] 3×3 배열의 검출기는 상용화된 cremat 사의 CR-11X CSP preamp 모듈과 CR-200X shaper 모듈을 사용하고자 한다.

[0019] 도 2는 BMD 모듈에 사용될, preamplifier, shaping amplifier, 및 각각의 board 사진(즉, CR-110과 CR-200 shaping amp의 사진)이고, 도 3은 seedless THM으로 성장한 2인치 CZT ingot과 절단된 CZT wafer, seedless THM전기로 사진이다.

[0020] 검출기로 사용될 CZT 단결정의 기 수행한 연구재단의 과제를 통해 확립한 seedless THM 법으로 성장한 CZT 단결정을 이용하고, 3×3 배열의 CZT 검출기 제작에 사용되는 포토마스크 제작과 aligner 시설은 정읍에 위치한 원자력 연구원의 시설을 사용 예정이다.

[0021] 도 4는 60 kVp, 90 kVp의 이중엑스선을 이용해 획득한 영상(a,b)과, 이를 조합한 영상(c) 및 90 kVp의 단일 엑스선을 이용해 샌드위치 구조의 검출기로 획득한 영상 (d)이다.

[0022] 도 4의 a는 전단 검출기로 획득한 영상이고, 도 4의 b는 후단 검출기로 획득한 영상이고, 도 4의 c는 60 및 90 keV의 듀얼에너지 영상이고, 도 4의 d는 전단 검출기와 후단 검출기로 획득한 영상에 가중계수(weighting factor)를 주어 획득한 영상이다. 이를 참고하면, 뼈와 조직의 경계면이 확실하게 강조됨을 알 수 있다.

[0023] 즉, 동일한 대상에 대해 60 kV와 90kV의 X선 소스에 펄스를 교차하는 방식(도 4에서 dual (60/90))과 단일 X선 에너지로 샌드위치 검출기 구조를 이용한 이중에너지 구현 영상 (도 4에서 single) 을 비교하면, single 에너지로 구현한 영상이 뼈와 조직의 경계 부분이 강조된 영상 구현이 가능함을 볼 수 있다. BMD 측정에서 edge가 강조된 영상을 제공할 경우, 정확한 ROI 영역을 선택하는데 도움을 주어 BMD 측정의 정확도를 높일 수 있을 것으로 사료된다.

[0024] 도 5는 샌드위치 구조의 광계수 검출기를 이용해 120 kVp의 단일 엑스선 에너지로 골밀도 팬텀을 투과하는 엑스선 신호를 MCNP로 시뮬레이션 결과이다.

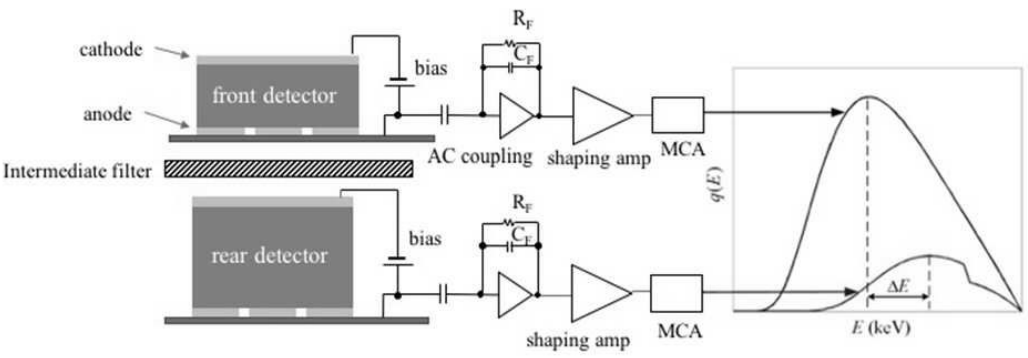
[0025] 이는 120 kVp의 단일 엑스선에 대해서 전단검출기의 두께를 0.5mm, 후단 검출기의 두께를 3mm, 0.1mm의 Cu 필터를 삽입했을 경우, MCNP 시뮬레이션을 통해 얻어진 전단과 후단 검출기의 신호이다.

[0026] 전면 검출기는 전체 에너지를 후면 검출기는 높은 에너지를 검출함을 보여준다. case 1은 엑스선이 조직, 뼈, 조직의 순서로 투과할 때, case 2는 엑스선이 조직, 조직+뼈, 조직의 순서로 투과할 때, case 3는 조직만을 투과할 때의 스펙트럼이다. 각각의 경우에 대해 뚜렷한 차이를 나타내고 있다.

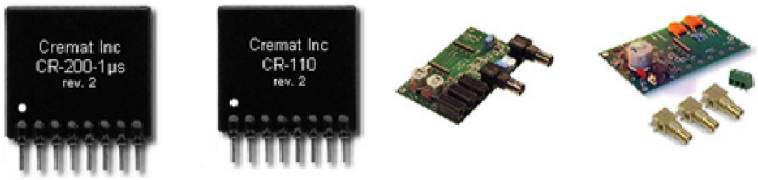
[0027] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

도면1



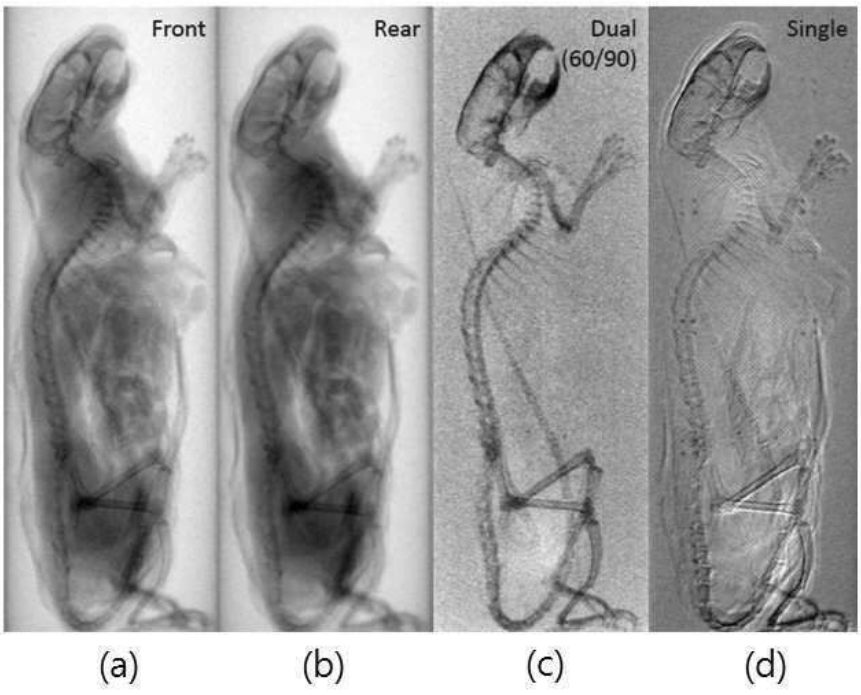
도면2


Cremat Inc
CR-200-1µs
rev. 2
Cremat Inc
CR-110
rev. 2

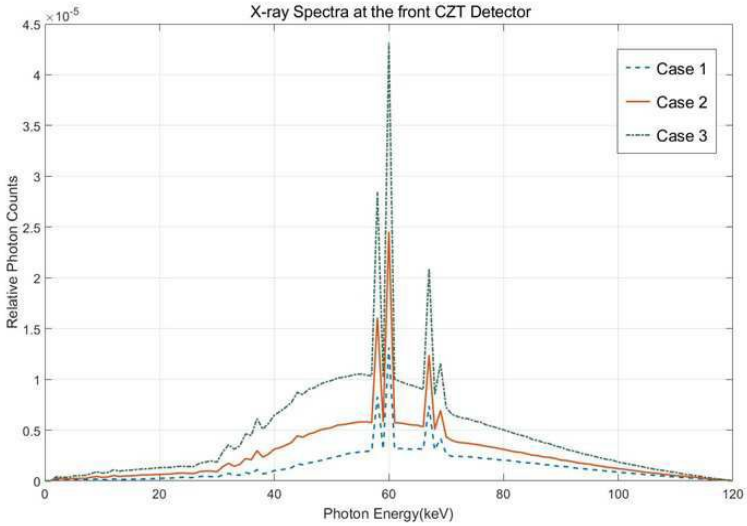
도면3

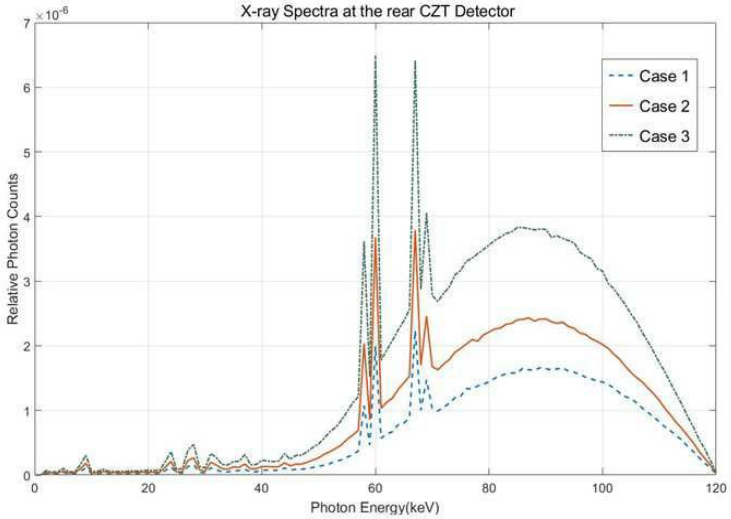


도면4


Front
Rear
Dual
(60/90)
Single
(a)
(b)
(c)
(d)

도면5


X-ray Spectra at the front CZT Detector
×10^-5
Relative Photon Counts
Photon Energy(keV)
Case 1
Case 2
Case 3


X-ray Spectra at the rear CZT Detector
×10^-6
Relative Photon Counts
Photon Energy(keV)
Case 1
Case 2
Case 3