



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0056482
(43) 공개일자 2018년05월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 6/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 6/4266 (2013.01)

A61B 6/4208 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2016-0154335

(22) 출원일자 2016년11월18일

심사청구일자 2016년11월18일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

이원호

서울특별시 성북구 동소문로 248 105동 307호 (길음동,삼부아파트)

(74) 대리인

홍동우

전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 발명의 명칭 3차원 산란 방사선 영상장치와 이를 갖는 방사선 의료장비 및 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법

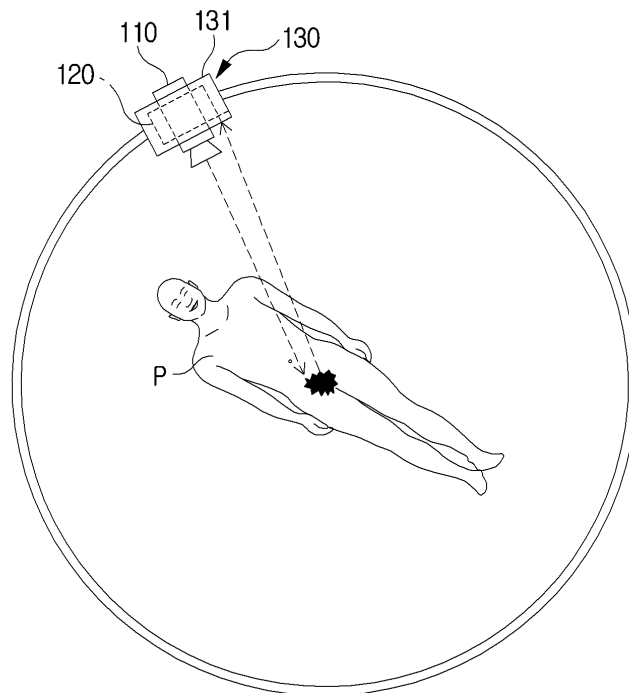
(57) 요약

본 발명은 방사선 치료 시 인체에서 산란되어 잡음으로 취급하는 방사선 정보를 재구성하고, 재구성된 영상을 이용하여 방사선 조사 위치와 선량 분포를 판별할 수 있는 3차원 산란 방사선 영상장치 및 이를 갖는 방사선 의료장비에 관한 것이다. 본 발명의 3차원 산란 방사선 영상장치는, 방사선원에서 조사되어 대상체로부터 산란되는

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1

100



방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 1 검출기와 제 1 검출기를 통과한 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 2 검출기 및 제 2 검출기를 통과한 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 3 검출기를 구비하는 검출부와, 제 1 검출기와 제 2 검출기 및 제 3 검출기가 검출한 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 방사선원의 위치를 구하는 신호처리부와, 신호처리부로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타내는 영상처리부를 포함한다. 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치는 방사선 치료 중에 다중 산란 기법을 이용한 검출 방법으로 방사선의 조사 위치와 선량 분포를 실시간으로 측정할 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 6/5205 (2013.01)

A61B 6/54 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

방사선원에서 조사되어 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 1 검출기와, 상기 제 1 검출기에서 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 2 검출기와, 상기 제 2 검출기에서 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 3 검출기를 구비하는 검출부;

상기 검출부의 제 1 검출기, 제 2 검출기 및 제 3 검출기가 검출한 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 상기 방사선원의 위치를 구하는 신호처리부; 및

상기 신호처리부로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타내는 영상처리부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 검출부는 상기 제 1 검출기, 제 2 검출기 및 제 3 검출기가 각각 섬광체와 광센서를 구비하는 컴프턴 카메라 구조로 이루어지는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 검출부는 상기 제 1 검출기, 제 2 검출기 및 제 3 검출기가 각각 CdTe, CZT, TlBr 중에서 선택되는 반도체 물질을 구비하는 컴프턴 카메라 구조로 이루어지는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 신호처리부는 상기 방사선원에서 상기 대상체에 조사되는 방사선의 방향을 알 때, 아래의 수학식1 및 수학식2를 통해 수학식3으로 표현되고 상기 대상체에 흡수되는 에너지(E)를 산출하는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치.

[수학식 1]

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)}$$

(hv'는 대상체로부터 산란되는 광자의 에너지, hv는 방사선원의 광자 에너지, θ 는 대상체로부터의 산란 각도, m_0c^2 는 전자의 정지 질량)

[수학식 2]

$$E = hv - hv'$$

[수학식 3]

$$E = hv - hv' = hv' \frac{\frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}{1 - \frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}$$

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 신호처리부는 상기 방사선원에서 상기 대상체에 조사되는 방사선의 방향을 모를 때, 상기 대상체에서 산란되어 상기 제 1 검출기와 상기 제 2 검출기 및 상기 제 3 검출기로 입사되는 산란 방사선의 에너지와 방향을 검출하고, 이론과 전산 모사값 및 실측값을 비교함으로써 상기 대상체에 조사되는 방사선 선량을 산출하는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 신호처리부는 상기 제 1 검출기, 상기 제 2 검출기 및 상기 제 3 검출기로부터 방사선이 산란된 위치를 3차원적으로 나타내고, 상기 대상체에 흡수된 에너지까지 포함하여 총 4차원의 행렬로 만들어 상기 대상체에 흡수된 에너지를 산출하는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 신호처리부는 방사선의 상기 대상체에 입사되는 각도를 모를 때, 방사선 조사 이전에 이루어지는 모의 실험을 통해 상기 대상체에 흡수된 에너지에 대한 절대값을 보정하는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치.

청구항 8

대상체에 방사선을 조사하는 방사선 조사유닛;

상기 방사선 조사유닛에서 조사되어 상기 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 검출부와, 상기 검출부가 검출한 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 상기 방사선 조사유닛의 위치를 구하는 신호처리부와, 상기 신호처리부로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타내는 영상처리부를 구비하는 방사선 검출유닛; 및

상기 방사선 조사유닛 및 상기 방사선 검출유닛을 제어하는 제어기;를 포함하는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 방사선 조사유닛을 이동시키는 구동기;를 더 포함하고,

상기 방사선 검출유닛은 상기 방사선 조사유닛과 결합되어 상기 구동기에 의해 상기 방사선 조사유닛과 함께 움직이면서 방사선을 검출하는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 방사선 조사유닛을 이동시키는 조사유닛 구동기; 및

상기 방사선 검출유닛을 이동시키는 검출유닛 구동기;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 11

제 8 항에 있어서,

상기 방사선 검출유닛이 상호 이격되도록 복수로 구비되는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 12

제 8 항에 있어서,

상기 방사선 검출유닛의 검출부는,

상기 방사선 조사유닛에서 조사되어 상기 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 1 검출기와,

상기 제 1 검출기에서 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 2 검출기와,

상기 제 2 검출기에서 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 3 검출기를 포함하는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 13

제 8 항에 있어서,

상기 방사선 검출유닛은 그 검출부가 섬광체와 광센서를 구비하는 컴프턴 카메라 구조를 갖는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 14

제 8 항에 있어서,

상기 방사선 검출유닛은 그 검출부가 CdTe, CZT, TlBr 중에서 선택되는 반도체 물질을 구비하는 컴프턴 카메라 구조를 갖는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 15

제 8 항에 있어서,

상기 방사선 검출유닛은 상기 대상체에서 산란되는 방사선을 집속하여 상기 검출기로 보내는 집속기를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 16

제 8 항에 있어서,

상기 방사선 검출유닛과 결합되어 3차원 영상을 재구성하는 CT 검출기;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방사선 의료장비.

청구항 17

(a) 방사선원에서 조사되어 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 컴프턴 카메라 구조의 검출부와, 상기 검출부가 검출한 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 상기 방사선 조사유닛의 위치를 구하는 신호처리부와, 상기 신호처리부로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타내는 영상처리부를 구비하는 3차원 산란 방사선 영상장치를 가배치하는 단계;

(b) 상기 3차원 산란 방사선 영상장치의 검출부를 이용하여 아래의 수학식1 및 수학식2를 통해 수학식3으로 표현되고 상기 대상체에 흡수되는 에너지(E)를 산출하는 단계;

[수학식 1]

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}$$

(hv' 는 대상체로부터 산란되는 광자의 에너지, hv 는 방사선원의 광자 에너지, θ 는 대상체로부터의 산란 각도, $m_0 c^2$ 는 전자의 정지 질량)

[수학식 2]

$$E = hv - hv'$$

[수학식 3]

$$E = hv - hv' = hv' \frac{\frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}{1 - \frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}$$

(c) 방사선의 총 감쇄계수(단위길이당 방사선이 반응하여 감쇄되는 확률)와 산란계수(단위 길이당 방사선이 콤프턴 산란하는 확률)의 에너지별 비를 그 에너지에서의 입사 방사선 양을 기준으로 평균하여 구하고, 이 평균화된 비를 통해 상기 (b) 단계에서 산출한 상기 대상체에 흡수되는 에너지(E)와 산란 에너지를 보정하는 단계; 및

(d) 상기 (c) 단계에서 보정한 상기 대상체에 흡수되는 에너지(E)와 산란 에너지에 따라 Klein-Nishina 공식에 따른 방사선의 입사 에너지별 산란분포에 맞춰 검출 불확실도를 낮추는 방향으로 상기 3차원 산란 방사선 영상 장치의 위치를 조정하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 (b) 단계 내지 상기 (d) 단계를 반복 수행하는 것을 특징으로 하는 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 방사선 영상장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 방사선 치료 시 인체에서 산란되어 잡음으로 취급하는 방사선 정보를 재구성하고, 재구성된 영상을 이용하여 방사선 조사 위치와 선량 분포를 판별할 수 있는 3차원 산란 방사선 영상장치와 이를 갖는 방사선 의료장비 및 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 들어 삶의 질이 향상되면서 고급 의료기 산업의 중요성이 증대되고 있다. 그 중 영상진단기기는 전체 의료기 시장의 70% 이상을 차지하는 대표적인 첨단 고부가가치 산업이라 할 수 있다.

[0003] 영상진단기기 기술은 인체의 기관, 조직, 세포 및 분자의 구조, 기능, 대사 및 성분 등에 대한 정보를 정량적으로 영상화하여 질병의 진단 및 치료에 필수적인 자료를 추출, 가공, 해석, 관리 및 출력하는 기술의 총칭이다. 최근의 기술 발전에 따른 고해상도 생체영상기술은 IT, BT 및 NT 등 융합형 기술로써, 기존의 기술로는 정확히 진단하기 힘든 질병들의 진단 및 질병이 완전히 발현되기 이전의 조기 진단을 가능하게 하는 차세대 핵심기술 중의 하나이다.

[0004] 영상진단기기로는 X-선 촬영기기, 전산화 단층촬영기(Computed Tomography: CT), 자기공명영상진단기(Magnetic

Resonance Imaging: MRI), 초음파 영상진단기(Diagnostic Ultrasound Scanner), 양전자 방사 단층촬영기(Positron Emission Tomography: PET) 등이 있으며, 이중 방사성 영상진단기로는 X-선 촬영기기, 전산화 단층촬영기, 양전자 방사 단층촬영기를 들 수 있다.

[0005] 이러한 진단 영상기기는 비침습적으로 종양을 보여줄 수도 있고, 주위 조직 침범 여부와 크기에 대한 의사의 접근을 도와주는 것을 가능하게 한다. 이러한 영상에 의한 검사는 현대 진단의학에서 없어서는 안 되는 매우 중요한 위치를 차지하고 있다. 또한 빠른 속도의 연산이 가능한 컴퓨터 하드웨어와 소프트웨어 기술의 발달은 단순 2차원 영상보다는 3차원 영상을 이용하여 진단하는 것을 가능하게 하였고, 최근 영상 진단기기는 영상진단기기 전 분야에 걸쳐서 촬영시간의 단축, 고해상도, 입체화되어 가는 추세로 다양한 진단 분석 방법이 개발되고 있다.

[0006] 한편, 방사선 치료시 일반적으로 조사되는 방사선의 조사 위치와 선량 분포는 방사선 조사 계획 단계에서 전산 예측 하거나, 물 또는 인체와 유사한 팬텀을 놓고 그 안에 유리 선량계나 이온 챔버를 넣고서 실험값을 측정하는 방식을 사용한다.

[0007] 그런데 이러한 예측 전산 모사나 예비 실험은 실제 방사선 조사시의 환경과 다를 수 있으며 이로 인한 불확실성이 존재한다. 또한 비슷한 환경이라 할지라도 실제 조사에 따른 실측치의 변화로 인해 예측 정확도의 한계가 존재한다. 조사 중의 측정 방식으로 필름 또는 EPID를 환자를 기준으로 치료 방사선 입사 방향의 반대쪽에 위치하고 사용하지만, 영상의 분해능이 떨어지며 방사선 조사 방향 선상에 위치 해야 하므로, 2차원 영상에 한정되어 3차원 영상획득 시 전산적으로만 예측할 수 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0008] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허공보 제2001-0097505호 (2001. 11. 08)
(특허문헌 0002) 대한민국 공개특허공보 제2015-0091812호 (2015. 08. 12)
(특허문헌 0003) 대한민국 등록특허공보 제1527939호 (2015. 06. 10)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 상술한 것과 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로, 방사선 검출을 위한 검출기를 3차원 배치 또는 방사선 의료장비와 융합하여 인체에 조사된 후 산란되는 방사선 정보를 영상으로 재구성함으로써 실시간으로 방사선의 조사 위치와 선량 분포를 3D 측정 할 수 있는 3차원 산란 방사선 영상장치와 이를 갖는 방사선 의료장비 및 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0010] 상술한 바와 같은 목적을 해결하기 위하여 본 발명의 3차원 산란 방사선 영상장치는, 방사선원에서 조사되어 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 1 검출기와, 상기 제 1 검출기에서 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 2 검출기와, 상기 제 2 검출기에서 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 3 검출기를 구비하는 검출부; 상기 검출부의 제 1 검출기, 제 2 검출기 및 제 3 검출기가 검출한 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 상기 방사선원의 위치를 구하는 신호처리부; 및 상기 신호처리부로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타내는 영상처리부;를 포함한다.

[0011] 상기 검출부는 상기 제 1 검출기, 제 2 검출기 및 제 3 검출기가 각각 섬광체와 광센서를 구비하는 컴프턴 카메라 구조로 이루어질 수 있다.

[0012] 상기 검출부는 상기 제 1 검출기, 제 2 검출기 및 제 3 검출기가 각각 CdTe, CZT, TlBr 중에서 선택되는 반도체 물질을 구비하는 컴프턴 카메라 구조로 이루어질 수 있다.

[0013] 상기 신호처리부는 상기 방사선원에서 상기 대상체에 조사되는 방사선의 방향을 알 때, 아래의 수학식1 및 수학식2를 통해 수학식3으로 표현되고 상기 대상체에 흡수되는 에너지(E)를 산출할 수 있다.

[0014] [수학식 1]

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}$$

[0015]

[0016] (hv' 는 대상체로부터 산란되는 광자의 에너지, hv 는 방사선원의 광자 에너지, θ 는 대상체로부터의 산란 각도, $m_0 c^2$ 는 전자의 정지 질량)

[0017] [수학식 2]

$$E = hv - hv'$$

[0018]

[0019] [수학식 3]

$$E = hv - hv' = hv' \frac{\frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}{1 - \frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos \theta)}$$

[0020]

[0021] 상기 신호처리부는 상기 방사선원에서 상기 대상체에 조사되는 방사선의 방향을 모를 때, 상기 대상체에서 산란되어 상기 제 1 검출기와 상기 제 2 검출기 및 상기 제 3 검출기로 입사되는 산란 방사선의 에너지와 방향을 검출하고, 이론과 전산 모사값 및 실측값을 비교함으로써 상기 대상체에 조사되는 방사선 선량을 산출할 수 있다.

[0022] 상기 신호처리부는 상기 제 1 검출기, 상기 제 2 검출기 및 상기 제 3 검출기로부터 방사선이 산란된 위치를 3차원적으로 나타내고, 상기 대상체에 흡수된 에너지까지 포함하여 총 4차원의 행렬로 만들어 상기 대상체에 흡수된 에너지를 산출할 수 있다.

[0023] 상기 신호처리부는 방사선의 상기 대상체에 입사되는 각도를 모를 때, 방사선 조사 이전에 이루어지는 모의 실험을 통해 상기 대상체에 흡수된 에너지에 대한 절대값을 보정할 수 있다.

[0024] 한편, 상술한 바와 같은 목적을 해결하기 위하여 본 발명의 방사선 의료장비는, 대상체에 방사선을 조사하는 방사선 조사유닛; 상기 방사선 조사유닛에서 조사되어 상기 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 검출부와, 상기 검출부가 검출한 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 상기 방사선 조사유닛의 위치를 구하는 신호처리부와, 상기 신호처리부로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타내는 영상처리부를 구비하는 방사선 검출유닛; 및 상기 방사선 조사유닛 및 상기 방사선 검출유닛을 제어하는 제어기;를 포함한다.

[0025] 본 발명의 방사선 의료장비는, 상기 방사선 조사유닛을 이동시키는 구동기;를 더 포함하고, 상기 방사선 검출유닛은 상기 방사선 조사유닛과 결합되어 상기 구동기에 의해 상기 방사선 조사유닛과 함께 움직이면서 방사선을 검출할 수 있다.

[0026] 본 발명의 방사선 의료장비는, 상기 방사선 조사유닛을 이동시키는 조사유닛 구동기; 및 상기 방사선 검출유닛을 이동시키는 검출유닛 구동기;를 더 포함할 수 있다.

[0027] 상기 방사선 검출유닛은 상호 이격되도록 복수로 구비될 수 있다.

[0028] 상기 방사선 검출유닛의 검출부는, 상기 방사선 조사유닛에서 조사되어 상기 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 1 검출기와, 상기 제 1 검출기에서 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 2 검출기와, 상기 제 2 검출기에서 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 제 3 검출기를 포함할 수 있다.

[0029] 상기 방사선 검출유닛은 그 검출부가 섬광체와 광센서를 구비하는 컴프턴 카메라 구조를 가질 수 있다.

[0030] 상기 방사선 검출유닛은 그 검출부가 CdTe, CZT, TlBr 중에서 선택되는 반도체 물질을 구비하는 컴프턴 카메라 구조를 가질 수 있다.

[0031] 상기 방사선 검출유닛은 상기 대상체에서 산란되는 방사선을 집속하여 상기 검출기로 보내는 집속기를 더 구비할 수 있다.

[0032] 본 발명의 방사선 의료장비는, 상기 방사선 검출유닛과 결합되어 3차원 영상을 재구성하는 CT 검출기;를 더 포함할 수 있다.

[0033] 한편, 상술한 바와 같은 목적을 해결하기 위하여 본 발명의 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법은, (a) 방사선원에서 조사되어 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출하는 컴프턴 카메라 구조의 검출부와, 상기 검출부가 검출한 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 상기 방사선 조사유닛의 위치를 구하는 신호처리부와, 상기 신호처리부로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타내는 영상처리부를 구비하는 3차원 산란 방사선 영상장치를 가배치하는 단계; (b) 상기 3차원 산란 방사선 영상장치의 검출부를 이용하여 아래의 수학식1 및 수학식2를 통해 수학식3으로 표현되고 상기 대상체에 흡수되는 에너지(E)를 산출하는 단계;

[0034] [수학식 1]

$$hv' = \frac{hv}{1 + \frac{hv}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)}$$

[0035]

[0036] (hv'는 대상체로부터 산란되는 광자의 에너지, hv는 방사선원의 광자 에너지, θ 는 대상체로부터의 산란 각도, $m_0 c^2$ 는 전자의 정지 질량)

[0037] [수학식 2]

$$E = hv - hv'$$

[0038]

[0039] [수학식 3]

$$E = hv - hv' = hv' \frac{\frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)}{1 - \frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)}$$

[0040]

[0041] (c) 방사선의 총 감쇄계수(단위길이당 방사선이 반응하여 감쇄되는 확률)와 산란계수(단위 길이당 방사선이 컴프턴 산란하는 확률)의 에너지별 비를 그 에너지에서의 입사 방사선 양을 기준으로 평균하여 구하고, 이 평균화된 비를 통해 상기 (b) 단계에서 산출한 상기 대상체에 흡수되는 에너지(E)와 산란 에너지를 보정하는 단계; 및 (d) 상기 (c) 단계에서 보정한 상기 대상체에 흡수되는 에너지(E)와 산란 에너지에 따라 Klein-Nishina 공식에 따른 방사선의 입사 에너지별 산란분포에 맞춰 검출 불확실도를 낮추는 방향으로 상기 3차원 산란 방사선 영상장치의 위치를 조정하는 단계;를 포함한다.

[0042] 위하여 본 발명의 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법은, 상기 (b) 단계 내지 상기 (d) 단계를 반복 수행할 수 있다.

발명의 효과

[0043] 상기한 바와 같은 구성을 갖는 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 구비하는 방사선 의료장비는 종래의 실험체나 전산모사를 사용한 예측을 넘어서 치료 중 실시간으로 방사선을 실측할 수 있고, 종래의 평면 분포를 넘어서서 조사되는 방사선의 3D 분포를 구할 수 있다. 더욱이, 추가적인 선량 조사를 동반하지 않고 결과를 얻을 수 있으므로, 기존 방사선 의료장비에 적용되어 보다 나은 치료 관측이 가능하다.

[0044] 또한 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치는 방사선 의료장비와 융합된 형태로 설치됨으로써, 방사선 의료장비를 이용한 방사선 치료 중에 다중 산란 기법을 이용한 검출 방법으로 방사선의 조사 위치와 선량 분포를 실시간으로 측정할 수 있다.

[0045] 또한 본 발명의 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법을 이용하면, 3차원 산란 방사선 영상장치의 검출부를 최대 검출효율 및 가장 유효한 검출정보를 얻을 수 있도록 배치할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0046] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 갖는 방사선 의료장비를 개략적으로 나타낸 것이다.

도 2는 도 1에 나타난 방사선 의료장비의 주요 구성을 나타낸 블록도이다.

도 3은 도 1에 나타난 3차원 산란 방사선 영상장치의 구성을 개략적으로 나타낸 것이다.

도 4는 방사선의 콤프턴 산란의 개요도와 공식을 나타낸 것이다.

도 5는 도 1에 나타난 3차원 산란 방사선 영상장치를 이용하여 방사선원의 위치를 검출하는 방법을 설명하기 위한 것이다.

도 6은 도 1에 나타난 3차원 산란 방사선 영상장치를 배치하는 방법을 나타낸 순서도이다.

도 7은 방사선의 콤프턴 산란에 있어서 Klein-Nishina 공식에 의거한 입사 에너지별 산란 분포를 나타낸 것이다.

도 8 내지 도 10은 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치의 다양한 변형예를 나타낸 것이다.

도 11 및 도 12는 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 갖는 방사선 의료장비의 다양한 변형예를 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0047] 이하에서는 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치 및 이를 갖는 방사선 의료장비에 대하여 도면을 참조하여 설명하기로 한다.

[0048] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 갖는 방사선 의료장비를 개략적으로 나타낸 것이고, 도 2는 도 1에 나타난 방사선 의료장비의 주요 구성을 나타낸 블록도이며, 도 3은 도 1에 나타난 3차원 산란 방사선 영상장치의 구성을 개략적으로 나타낸 것이다.

[0049] 도 1 내지 도 3에 나타난 것과 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 갖는 방사선 의료장비(100)는, 방사선을 조사하는 방사선 조사유닛(110)과, 방사선 조사 위치와 선량 분포를 검출하는 3차원 산란 방사선 영상장치(130)와, 방사선 조사유닛(110)과 3차원 산란 방사선 영상장치(130)를 제어하는 제어기(140)를 포함한다. 이러한 본 발명에 따른 방사선 의료장비(100)는 실시간으로 보다 정확한 방사선 조사 위치와 선량 분포를 검출할 수 있는 3차원 산란 방사선 영상장치(130)를 구비함으로써, 기존 예측 방식의 실시간 조사 위치 및 선량 분포를 측정이 불가능하다는 점, 실측 방식에서 방사선 조사 방향과 검출기의 방향이 일치해야만 하는 문제점을 해결하여 실제 치료 환경에서의 불확실성으로부터 오는 오차를 해소할 수 있다. 본 발명에 따른 방사선 의료장비(100)는 LINAC나 Tomotherapy 장비 등 다양한 방사선 의료장비에 적용될 수 있다.

[0050] 방사선 조사유닛(110)은 구동기(120)에 의해 움직여 환자(P)의 주위를 360도 회전하면서 환자(P)에 방사선을 조사한다. 방사선 조사유닛(110)과 구동기(120)는 제어기(140)에 의해 제어된다.

[0051] 3차원 산란 방사선 영상장치(130)는 방사선 조사유닛(110)과 일체형으로 결합된다. 3차원 산란 방사선 영상장치(130)는 구동기(120)에 의해 방사선 조사유닛(110)과 함께 움직여 환자(P)의 주위를 360도 회전하면서 환자(P)로부터 산란되는 방사선을 실시간으로 측정한다.

[0052] 3차원 산란 방사선 영상장치(130)는 방사선 검출유닛(131)을 구비한다. 방사선 검출유닛(131)은 복수의 검출기(132)(133)(134)와, 신호처리부(138)와, 영상처리부(139)를 포함한다. 복수의 검출기(132)(133)(134)는 전자적 집속 방법으로 방사선을 검출하는 콤프턴 카메라 구조의 검출부(131a)를 구성한다.

[0053] 알려진 것과 같이, 콤프턴 카메라는 콤프턴 산란 원리를 이용하여 방사선원의 3차원 분포를 영상화하는 방사선 영상장치이다. 콤프턴 카메라는 산란부(scatterer)와 흡수부(absorber)의 검출기를 포함하며, 산란부와 흡수부로부터 측정된 에너지와 검출 위치 정보를 이용하여 입사된 광자의 방향 정보를 얻는다. 즉, 산란부와 흡수부의 검출 위치로부터 광자가 산란부에서 콤프턴 산란 후 흡수부로 진행한 궤적으로 알 수 있고, 이 궤적을 잇는 측

을 생성할 수 있다. 또한 산란부에서 측정된 에너지로부터 산란각을 계산할 수 있으므로, 광자는 생성된 축을 중심으로 산란각의 각도로 입사했음을 알 수 있다. 그러나 입사각은 알 수 없으므로, 산란각의 반각을 갖는 타원주 표면 위의 어느 한 지점에서 광자가 방출되었다는 것을 추정할 수 있다. 원리적으로 이러한 타원주 3개만 있으면 이 타원주들의 교점을 구하여 3차원 공간 상에서 광자가 방출된 원위치를 유추할 수 있게 된다. 이러한 컴프턴 카메라는 기계적 집속 장비 없이 검출기에서 측정된 검출 위치와 에너지 정보만을 이용하여 방사 선원의 위치를 추정하는 전기적 집속(electronic collection) 방식을 사용함으로써, 기계적 집속 장비를 사용하여 단일 광자를 검출하는 기존의 핵의학 영상, 비파괴 검사 및 우주방사선 측정용 방사선 영상 장치들의 여러 가지 한계점들을 극복할 수 있다.

[0054] 도 3 및 도 5를 참조하면, 컴프턴 카메라 구조의 검출부(131a)를 구성하는 복수의 검출기(132)(133)(134)는 상호 이격되도록 설치된다. 이들 검출기(132)(133)(134)는 동일한 구조로 이루어지며, 환자(P) 등 방사선 조사 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출한다. 복수의 검출기(132)(133)(134)는 각각 섬광체(135)와, 광센서(136)와, 전자회로(137)를 구비한다. 여기에서, 광센서(136)로는 PSPMT, SiPM 등이 이용될 수 있다. 제 1 검출기(132)는 방사선원인 방사선 조사유닛(110)에서 조사되어 환자(P)로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출한다. 제 2 검출기(133)는 제 1 검출기(132)를 통과한 방사선의 위치와 에너지를 검출하고, 제 3 검출기(134)는 제 2 검출기(133)를 통과한 방사선의 위치와 에너지를 검출한다. 신호처리부(138)는 복수의 검출기(132)(133)(134)로부터 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 방사선원의 위치를 산출한다. 영상처리부(139)는 신호처리부(138)로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타낸다.

[0055] 이러한 컴프턴 카메라 구조의 방사선 검출유닛(131)을 갖는 3차원 산란 방사선 영상장치(130)는 방사선 검출유닛(131)의 제 1 검출기(132) 및 제 2 검출기(133)에서 연속하여 유효한 컴프턴 산란이 발생하여 진행하게 되고 방사선이 제 3 검출기(134)에서 광전흡수되거나 컴프턴 반응이 일어나게 된다. 이때, 제 1 내지 제 3 검출기(132)(133)(134)에서 입사된 방사선의 위치 정보와 에너지 정보를 취득하게 되고, 이렇게 취득된 정보가 신호처리부(138)에 전송된다. 신호처리부(138)는 검출기들(132)(133)(134)로부터 받은 정보들로부터 방사선원의 위치 및 종류에 대한 정보를 취득하고, 영상처리부(139)가 신호처리부(138)로부터 정보를 전송받아 영상으로 구현하게 된다.

[0056] 본 실시예에 따른 방사선 의료장비의 3차원 산란 방사선 영상장치(130)는 방사선 조사유닛(110)으로부터 조사되는 방사선의 방향을 아는 경우와 모르는 경우에 대해 각각 다른 방법으로 방사선원의 위치를 구할 수 있다.

[0057] 먼저, 방사선 조사유닛(110)으로부터 조사되는 방사선의 방향을 아는 경우에 대해 도 1 내지 도 4를 참조하여 설명한다. 도 4는 방사선의 컴프턴 산란의 개요도이다. 방사선 조사유닛(110)으로부터 환자(P)에 입사되는 방사선의 방향을 알고, 방사선 검출유닛(131)의 검출기들(132)(133)(134)의 배치 각도를 알면, 방사선의 산란된 각도(θ)를 알 수 있고, 방사선 검출유닛(131)에 흡수된 에너지 $h\nu'$ 를 알 수 있으므로 원래 방사선의 에너지 $h\nu$ 를 아래의 수학식을 이용하여 구할 수 있다.

수학식 1

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)}$$

[0058]

[0059] 여기에서, e^- 는 물질 내 전자를 나타내고, $h\nu$ 는 입사 광자의 에너지이고, $h\nu'$ 는 산란 광자의 에너지이고, θ 는 산란 각도이며, $m_0 c^2$ 는 전자의 정지 질량을 나타낸다. 따라서 방사선 검출유닛(131)에 흡수된 에너지 $h\nu'$ 와 원래의 에너지 $h\nu$ 를 알 수 있다면 환자(P)에 흡수된 에너지(E)를 아래의 수학식으로부터 도출해 낼 수 있다.

수학식 2

$$E = hv - hv'$$

[0060]

[0061] 상기 수학식 1에서 산란각을 입사광자의 에너지와 산란광자의 에너지로 나타낸 식을 재정리하면 다음과 같이 표현 가능하다.

$$\cos\theta = 1 - \left(\frac{m_0 c^2}{hv} \cdot \frac{hv'}{hv - hv'} \right)$$

[0062]

[0063] 이를 수학식 2에 대입하면, 다음과 같은 최종적인 에너지 관련 식이 도출 가능하다.

수학식 3

$$E = hv - hv' = hv' \frac{\frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)}{1 - \frac{hv'}{m_0 c^2} (1 - \cos\theta)}$$

[0064]

[0065] 수학식 3은 수학식 1과 수학식 2를 합쳐서 환자에 흡수된 에너지를 산란광자의 에너지와 산란각으로 나타내어진 수학식이다.

[0066] 방사선 조사유닛(110)으로부터 조사되는 방사선의 방향을 모르는 경우, 환자(P)에서 산란되어 방사선 검출유닛(131)으로 입사되는 산란 방사선의 에너지와 방향을 검출하고, 이론과 전산 모사값 및 실측값을 비교함으로써 환자(P)에 조사되는 방사선 선량을 측정할 수 있다.

[0067] 한편, 본 실시예에 따른 방사선 의료장비의 3차원 산란 방사선 영상장치(130)는 환자(P)로부터 산란된 방사선의 전체 흡수 없이도 방사선 검출유닛(131)에 입사된 방사선의 에너지를 구할 수 있으며, 그 구체적인 방법을 도 5를 참조하여 설명하면 다음과 같다.

[0068] 도 5에 나타난 것과 같은 방사선 검출유닛(131)의 검출기들(132)(133)(134)의 배치에서, 다음과 같은 수학식들을 구할 수 있다.

수학식 4

$$\cos\theta_1 = 1 - m_0 c^2 \left(\frac{1}{E_2} - \frac{1}{E_1} \right)$$

[0069]

수학식 5

$$\cos\theta_2 = 1 - m_0 c^2 \left(\frac{1}{E_3} - \frac{1}{E_2} \right)$$

[0070]

수학식 6

$$E_2 = \frac{DE_2}{2} + \frac{1}{2} \left(DE_2^2 + \frac{4m_0 C^2 DE_2}{1 - \cos\theta_2} \right)^2$$

[0071]

수학식 7

$$E_1 = DE_1 + E_2 = DE_1 + \frac{DE_2}{2} + \frac{1}{2} \left(DE_2^2 + \frac{4m_0 C^2 DE_2}{1 - \cos\theta_2} \right)^2$$

[0072]

[0073] 여기에서, r1, r2, r3는 각각의 검출기(132)(133)(134)에서의 방사선 검출 위치, E1, E2, E3는 각각의 검출기(132)(133)(134)에 입사되는 방사선 에너지 정보, DE1, DE2는 제 1 검출기(132) 및 제 2 검출기(133)에서 흡수된 에너지, θ_1 , θ_2 는 산란 각도, $m_0 c^2$ 는 전자의 정지 질량이다.

[0074] 위의 수학식들을 통해 환자로부터 산란되어 제 1 검출기(132)로 입사된 에너지 E1을 전체 에너지의 흡수 없이도 구할 수 있다.

[0075] 이러한 방사선원의 위치 검출에 있어서, 실제 방사선의 산란 각도는 한번 산란된 방사선의 검출로 알 수 있는 것이 아니라, 다수의 산란선들을 검출할 때 공통적으로 추정되는 산란 위치를 통해 확인하게 되는 것이다. 즉, 컴프턴 영상의 경우 한 개의 콘(링)이 형성되어 실제 방사선이 들어온 곳은 그러한 콘 중 하나이다. 따라서 여러 개의 반응이 중첩되어 공통적으로 지정되는 곳에서 방사선이 들어온 것으로 판단하게 된다.

[0076] 또한 환자(P)에서 방사선이 산란된 위치가 3차원적으로 기록될 수 있고 흡수된 에너지까지 포함하여 총 4차원의 행렬로 만들어질 수 있다. 이에 앞서 말한 공통적으로 추정되는 산란 위치가 정해지면 방사선이 환자에 입사되는 각도를 알 경우에는 환자에 흡수된 에너지를 계산하고 입사되는 각도를 알 수 없다면 환자에 흡수된 에너지에 대한 절대값 보정은 치료 이전의 모의 실험을 통하여 이루어질 수 있다.

[0077] 앞선 설명으로부터 알 수 있듯이, 방사선의 조사 방향과 검출기들(132)(133)(134)의 각도와 위치가 매우 중요하다. 따라서 제어기(140)는 방사선 조사유닛(110)과 방사선 검출유닛(131)의 검출기들(132)(133)(134)의 위치 정보를 주기적으로 연계하여 이들 간의 위치를 전달 및 통제하면서 구동기(120)를 동작시킨다. 즉, 방사선의 조사는 방사선 조사유닛(110)과 방사선 검출유닛(131)이 모두 계획된 위치에 고정되어 있을 때 제어기(140)로부터의 제어 신호에 의해 개시되며, 이때 획득되는 신호들이 방사선 검출유닛(131)으로부터 제어기(140)로 전달될 수 있다.

[0078] 보다 구체적으로, 방사선 의료장비는 다음과 같은 방법으로 제어된다. 먼저, 제어기(140)에 입력된 위치와 각도에 따라 구동기(120)가 동작하여 방사선 조사유닛(110)과 방사선 검출유닛(131)을 위치시킨다. 방사선 조사유닛(110)과 방사선 검출유닛(131)의 배치 위치가 확인된 후, 제어기(140)로부터 방사선 검출유닛(131) 및 방사선 조사유닛(110)에 동작 신호가 전달된다. 제어기(140)는 예정된 시간이 지나면 방사선 조사유닛(110)에 방사선 조사 중지 신호를 보내고, 방사선 검출유닛(131)에 신호 획득 중지 신호를 보낸다. 방사선 검출유닛(131)으로부터 획득된 신호 처리를 제어기(140)가 수행한 후, 다음 방사선 조사를 위해 구동기(120)가 작동하여 방사선 조사유닛(110)과 방사선 검출유닛(131)을 설정된 위치로 이동시킨다.

[0079] 상술한 것과 같이, 본 실시예에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 구비하는 방사선 의료장비(100)는 환자(P)로부터 산란되는 방사선이 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 제 1 검출기(132)와 반응하고 산란되어 제 2 검출기(133)에서 다시 검출되면, 제 1 검출기(132)와 제 2 검출기(133)의 방사선 검출 위치와 에너지 정보를 이용하여 방사선의 입사 방향을 역추적해 낼 수 있다. 또한 방사선이 제 2 검출기(133)에서 산란되고 제 3 검출기(134)에서 산란 혹은 흡수될 경우, 제 1 내지 제 3 검출기(132)(133)(134)에서의 위치 정보와 에너지 정보를 이용하여 방사선의 입사 방향을 역추적해 낼 수 있으며, 이때 산란 방사선의 에너지 정보 없이도 영상 획득이 가능하다. 또한 환자(P)로부터 산란되어 방사선 검출유닛(131)으로 입사되는 산란 방사선의 에너지와 방향을 알면, 입사 방사선 각각의 에너지 정보를 알 수 있고, 이로부터 환자(P)에 조사되는 방사선 선량에 대한 정밀

측정이 가능하다.

- [0080] 또한 본 실시예에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 구비하는 방사선 의료장비(100)는 3차원 산란 방사선 영상장치(130)가 구동기(120)에 의해 움직이는 방사선 조사유닛(110)에 결합되어 방사선 조사유닛(110)과 함께 환자(P)의 주위를 360도 회전하면서 환자(P)에 대한 치료가 진행되는 동안 환자(P)로부터 산란되는 방사선을 실시간으로 측정할 수 있다.
- [0081] 또한 본 실시예에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 구비하는 방사선 의료장비(100)는 종래의 실험체나 전산모사를 사용한 예측을 넘어서 치료 중 실시간으로 방사선을 실측할 수 있고, 종래의 평면 분포를 넘어서서 조사되는 방사선의 3D 분포를 구할 수 있다. 더욱이, 추가적인 선량 조사를 동반하지 않고 결과를 얻을 수 있으므로, 기존 방사선 의료장비에 적용되어 보다 나은 치료 관측이 가능하다.
- [0082] 한편, 3차원 산란 방사선 영상장치(130)를 구성하는 방사선 검출유닛(131)의 효율은 검출기들(132)(133)(134)을 구성하는 물질의 종류(원자번호, 밀도) 및 검출기들(132)(133)(134) 사이의 거리와 밀접하게 관계한다. 공간 분해능은 검출기들(132)(133)(134) 자체의 위치 분해능과 검출기들(132)(133)(134) 사이의 거리와의 비율, 검출기들(132)(133)(134) 자체의 에너지 분해능에 크게 좌우 된다. 이에 불확실성이 최소화되는 기하학적 구조로 검출기들(132)(133)(134)을 배치하고, 에너지 분해능이 우수한 섬광체(135) 또는 반도체 물질을 사용함으로써, 조사 방사선의 정확한 위치 및 에너지 분포를 측정할 수 있다.
- [0083] 불확실성이 최소화되는 기하학적 구조로 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 검출기들(132)(133)(134)을 배치하는 방법은 다음과 같다.
- [0084] 도 6은 도 1에 나타낸 3차원 산란 방사선 영상장치를 배치하는 방법을 나타낸 순서도이다.
- [0085] 먼저, 앞서 설명한 것과 같이 컴프턴 카메라 구조의 검출부(131a)와, 신호처리부(138)와, 영상처리부(139)를 갖는 3차원 산란 방사선 영상장치(130)를 적절한 위치에 가배치한다(S10).
- [0086] 다음으로, 방사선 조사유닛(110)으로 대상체(실험체, 팬텀 등)에 방사선을 조사하고 3차원 산란 방사선 영상장치(130)를 이용하여 대상체에 흡수되는 에너지(E)를 산출한다(S20). 대상체에 흡수되는 에너지(E)는 위에서 설명한 수학적식1, 수학적식2 및 수학적식3을 통해 산출할 수 있다.
- [0087] 다음으로, 3차원 산란 방사선 영상장치(130)가 산출한 대상체 흡수 에너지(E)와 대상체에서 산란되는 에너지를 보정하는 단계(S30)를 수행한다.
- [0088] 방사선 치료 시 인체에서 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 검출부(131a)로 산란되어 들어오는 방사선은 인체에 조사된 방사선의 일부만이 산란되는 것으로, 실제 인체 내 방사선의 반응 대 산란 방사선의 비율은 인체의 구성 물질에 따라서 달라지게 된다. 따라서 인체의 구성 물질에 대한 정보를 통해 입사선/산란선의 비율을 알 수 있다면 보다 정확하게 인체에 조사된 방사선량을 구할 수 있다.
- [0089] 인체의 구성 물질은 해석적인 계산이나 몬테카를로 전산모사를 통해서 예측이 가능한데, 전산모사에서 사용되는 팬텀 등은 기존에 나와 있는 KTMAN2나 ORNL에서 제시한 팬텀을 사용할 수 있다. 이렇게 상용화된 팬텀들을 MCNP나 GEANT와 같은 몬테카를로 방법을 이용한 프로그램을 사용하여 전산모사 하게 되는데, 이를 통해 산란되는 방사선과 조사되는 방사선의 비율을 구할 수 있다. 이 비율을 구하는 방법은 방사선의 총 감쇄계수(단위길이당 방사선이 반응하여 감쇄되는 확률)와 산란계수(단위 길이당 방사선이 컴프턴 산란하는 확률)의 에너지별 비를 역시 그 에너지에서의 입사방사선 양을 기준으로 평균하는 방법을 이용할 수 있다. 평균화된 비를 통해 실제 환자에서 반응한 양과 산란된 양을 보정함으로써 보다 우수한 결과를 얻을 수 있다. 이때, 입사방사선의 에너지와 양은 실험 전 전산모사나 문헌 상의 이론 값 혹은 기기 제작자의 설명도에서 구할 수 있으나, 실제 실험 시 측정된 값을 역 추산하여 입사 방사선의 에너지를 구하고, 이를 변수로 넣어서 보정을 할 수 있다.
- [0090] 이와 같은 방법으로 대상체에 대한 흡수 에너지(E)와 산란 에너지를 보정할 수 있다.
- [0091] 다음으로, 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 위치를 조정하는 단계를 수행한다(S40). 대상체로부터 산란된 방사선을 검출하는데 있어서 최대 검출효율 및 가장 유효한 검출정보를 얻기 위해서는 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 검출부(131a)의 기하학적 배치를 최적화할 필요가 있다. 즉, 검출 효율이 높으면서 검출 정보의 불확실도가 낮은 산란선 방향에 검출부(131a)를 위치시킬 필요가 있다.
- [0092] 검출부(131a)의 위치를 검출 효율이 높으면서 불확실도를 낮추는 위치로 조정하기 위해 Klein-Nishina 공식을 이용할 수 있다. 일반적으로, 컴프턴 산란은 Klein-Nishina 공식에 의거하여 도 7에 나타낸 그림과 같이 입사

에너지별로 다른 산란분포를 가지게 된다(각도는 degree가 아닌 cosine 값임). 이에 따르면 입사되는 에너지에 따라 최적화 효율 지점이 존재한다. 따라서 앞서 보정한 대상체에 대한 흡수 에너지와 산란 에너지에 따라 Klein-Nishina 공식에 따른 방사선의 입사 에너지별 산란분포에 맞춰 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 검출부 위치를 조절할 수 있다.

[0093] 이와 같은 방법을 이용하면 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 검출부(131a)를 검출 불확실도를 낮추는 방향으로 배치하는 것이 가능하다.

[0094] 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치의 배치 방법에서 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 검출부(131a) 배치를 더욱 최적화하기 위해 앞서 설명한 단계를 반복 수행할 수 있다. 즉, 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 위치를 조정하고, 조정된 위치에서 대상체에 흡수되는 에너지를 산출하는 단계(S20)와, 대상체에 대한 흡수 에너지와 산란 에너지를 보정하는 단계(S30)와, 3차원 산란 방사선 영상장치의 위치 조정 단계(S40)를 반복하는 회귀 기법을 이용함으로써, 3차원 산란 방사선 영상장치(130)의 검출부(131a)를 최대 검출효율 및 가장 유효한 검출정보를 얻을 수 있도록 배치할 수 있다.

[0095] 한편, 도 8 내지 도 10은 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치의 다양한 변형예를 나타낸 것이다.

[0096] 도 8에 나타난 3차원 산란 방사선 영상장치(150)는 전자적 집속 방법으로 방사선을 검출하는 컴프턴 카메라 구조의 검출부(151a)를 갖는 방사선 검출유닛(151)을 구비한다. 검출부(151a)는 복수의 검출기(152)(153)(154)를 포함한다. 방사선 검출유닛(151)은 검출부(151a)와, 신호처리부(157)와, 영상처리부(158)를 포함한다. 복수의 검출기(152)(153)(154)는 상호 이격되도록 설치된다. 이들 검출기(152)(153)(154)는 동일한 구조로 이루어지며, 환자(P) 등 방사선 조사 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출한다. 복수의 검출기(152)(153)(154)는 각각 반도체 물질(155)과, 전자회로(156)를 구비한다. 제 1 검출기(152)는 방사선원인 방사선 조사유닛(110;도 1 참조)에서 조사되어 환자(P)로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출한다. 제 2 검출기(153)는 제 1 검출기(152)를 통과한 방사선의 위치와 에너지를 검출하고, 제 3 검출기(154)는 제 2 검출기(153)를 통과한 방사선의 위치와 에너지를 검출한다. 신호처리부(157)는 복수의 검출기(152)(153)(154)로부터 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 방사선원의 위치를 산출한다. 영상처리부(158)는 신호처리부(157)로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타낸다.

[0097] 여기에서, 반도체 물질(155)로는 CdTe, CZT, TlBr 등이 이용될 수 있다. 이러한 반도체 물질(155)을 이용하는 검출기들(152)(153)(154)은 광센서가 필요 없이 출력 펄스를 이용하여 방사선 검출이 가능하다. 검출기들(152)(153)(154) 각각의 출력 펄스는 신호처리부(157)에 제공되어 가공되며, 가공된 신호는 다시 영상처리부(158)에 제공되어 영상으로 변환된다.

[0098] 도 9에 나타난 3차원 산란 방사선 영상장치(160)는 기계식 집속 방법으로 방사선을 검출하는 방사선 검출유닛(161)을 구비한다. 방사선 검출유닛(161)은 집속기(162)와, 검출기(163)와, 신호처리부(167)와, 영상처리부(168)를 포함한다. 집속기(162)는 원하는 방향성을 가진 방사선을 기하학적으로 제한하여 검출할 수 있도록 하는 수단으로, 검출 부위와 목적에 따라 여러 종류를 사용 할 수 있다. 집속기(162)로는 평형 구멍형(parallel hole) 집속기, 핀홀 집속기(pinhole), URA, MURA, HURA 등이 이용될 수 있다. 검출기(163)는 환자(P) 등 방사선 조사 대상체로부터 산란되는 방사선의 위치와 에너지를 검출한다. 검출기(163)는 섬광체(164)와, 광센서(165)와, 전자회로(166)를 구비한다. 광센서(165)로는 PSPMT, SiPM 등이 이용될 수 있다. 신호처리부(167)는 검출기(163)로부터 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 방사선원의 위치를 산출한다. 영상처리부(168)는 신호처리부(167)로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타낸다.

[0099] 도 10에 나타난 3차원 산란 방사선 영상장치(170)는 기계식 집속 방법으로 방사선을 검출하는 또 다른 방사선 검출유닛(171)을 구비하는 것이다. 방사선 검출유닛(171)은 집속기(172)와, 검출기(173)와, 신호처리부(176)와, 영상처리부(177)를 포함한다. 집속기(172)는 원하는 방향성을 가진 방사선을 기하학적으로 제한하여 검출할 수 있도록 하는 수단으로, 평형 구멍형(parallel hole) 집속기, 핀홀 집속기(pinhole), URA, MURA, HURA 등이 이용될 수 있다. 검출기(173)는 반도체 물질(174)과, 전자회로(175)를 구비한다. 신호처리부(176)는 검출기(173)로부터 방사선의 위치와 에너지에 대한 정보를 수신하여 방사선의 입사 방향을 역추적하는 방식으로 방사선원의 위치를 산출한다. 영상처리부(177)는 신호처리부(176)로부터 정보를 수신하여 영상으로 나타낸다.

[0100] 여기에서, 반도체 물질(174)로는 CdTe, CZT, TlBr 등이 이용될 수 있다. 이러한 반도체 물질(174)을 이용하는 검출기(173)는 광센서가 필요 없이 출력 펄스를 이용하여 방사선 검출이 가능하다. 검출기(173)의 출력 펄스는 신호처리부(176)에 제공되어 가공되며, 가공된 신호는 다시 영상처리부(177)에 제공되어 영상으로 변환된다.

- [0101] 한편, 도 11 및 도 12는 3차원 산란 방사선 영상장치를 갖는 방사선 의료장비의 다양한 변형예를 나타낸 것이다.
- [0102] 도 11에 나타낸 3차원 산란 방사선 영상장치를 구비하는 방사선 의료장비(200)는 방사선을 조사하는 방사선 조사유닛(210)과, 방사선 조사 위치와 선량 분포를 검출하는 3차원 산란 방사선 영상장치(220)와, 방사선 조사유닛(210)과 3차원 산란 방사선 영상장치(220)를 제어하는 제어기(미도시)를 포함한다.
- [0103] 3차원 산란 방사선 영상장치(220)는 복수의 방사선 검출유닛(221)을 구비한다. 복수의 방사선 검출유닛(221) 중에서 하나는 방사선 조사유닛(210)에 결합되고, 나머지 두 개의 방사선 검출유닛(221)은 상호 이격되도록 다른 위치에 설치된다. 방사선 검출유닛(221)로는 앞서 설명한 것과 같은 전자식 집속 방법을 이용하는 컴프턴 카메라 구조나, 집속기를 이용하는 기계식 집속 구조의 것이 이용될 수 있다. 복수의 방사선 검출유닛(221)은 고정 설치되거나, 별도의 구동기에 의해 각각 움직일 수 있게 설치될 수 있다.
- [0104] 본 실시예에 따른 방사선 의료장비(200)의 3차원 산란 방사선 영상장치(220)는 방사선을 검출할 수 있는 복수의 방사선 검출유닛(221)을 환자(P) 주위에 다양한 방향으로 배치함으로써, 다양한 방향의 영상 정보 획득할 수 있다.
- [0105] 도 12에 나타낸 3차원 산란 방사선 영상장치를 구비하는 방사선 의료장비(300)는 방사선을 조사하는 방사선 조사유닛(310)과, 방사선 조사유닛(310)을 움직이는 조사유닛 구동기(320)와, 복수의 CT 검출기(330)와, 방사선 조사 위치와 선량 분포를 검출하는 3차원 산란 방사선 영상장치(340)와, 제어기(미도시)를 포함한다.
- [0106] 방사선 조사유닛(310)은 조사유닛 구동기(320)에 의해 움직여 환자(P)의 주위를 360도 회전하면서 환자(P)에 방사선을 조사한다. 방사선 조사유닛(310)과 조사유닛 구동기(320)는 제어기에 의해 제어된다.
- [0107] 3차원 산란 방사선 영상장치(340)는 복수의 방사선 검출유닛(341)을 구비한다. 방사선 검출유닛(341)으로는 앞서 설명한 것과 같은 전자식 집속 방법을 이용하는 컴프턴 카메라 구조나, 집속기를 이용하는 기계식 집속 구조의 것이 이용될 수 있다.
- [0108] 복수의 방사선 검출유닛(341)은 복수의 CT 검출기(330)와 각각 결합되어 검출유닛 구동기(350)에 의해 움직인다. 복수의 방사선 검출유닛(341)과 복수의 CT 검출기(330)는 검출유닛 구동기(350)에 의해 환자(P)의 주위를 360도 회전하면서 환자(P)로부터 산란되는 방사선을 실시간으로 측정한다. 상호 결합된 방사선 검출유닛(341)과 CT 검출기(330)는 함께 작용하여 3차원 영상을 재구성할 수 있다.
- [0109] 본 실시예의 3차원 산란 방사선 영상장치(340)는 Tomotherapy 장비의 CT 검출기(330)와 결합됨으로써, 산란된 방사선의 검출 효율을 높이고, 해부학적 정보가 뛰어난 CT 영상과 융합하여 방사선의 조사 위치 및 선량 분포를 실시간으로 보다 정확하게 획득할 수 있다.
- [0110] 상기한 바와 같이, 본 발명에 따른 3차원 산란 방사선 영상장치를 구비하는 방사선 의료장비는 추가적인 선량 조사를 동반하지 않고 치료 중 실시간으로 방사선을 실측할 수 있는 구조를 이루는 범위에서 다양한 구성이 가능하다.
- [0111] 예를 들어, 3차원 산란 방사선 영상장치를 구성하는 방사선 검출유닛의 개수나, 방사선 검출유닛에 구비되는 검출기의 개수는 도식된 것으로 한정되지 않고 다양하게 변경될 수 있다.
- [0112] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 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.

부호의 설명

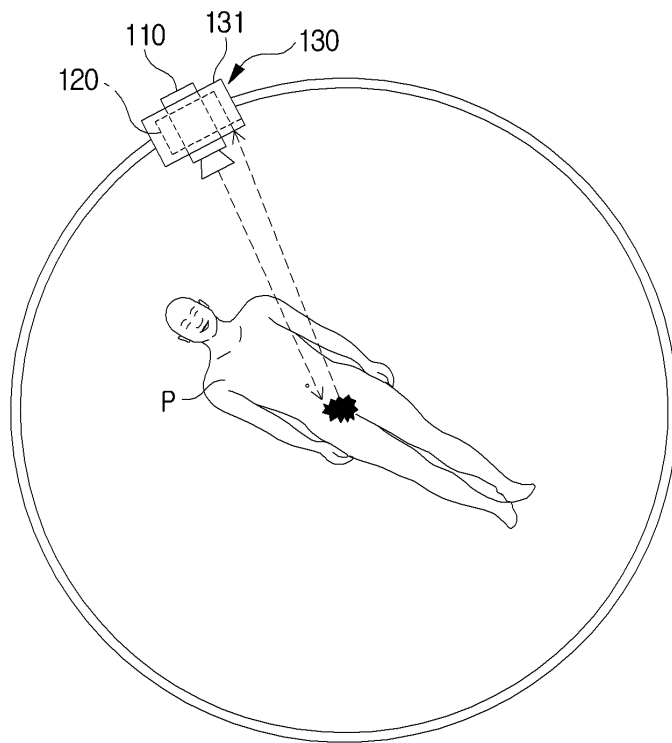
- [0113] 100, 200, 300...방사선 의료장비 110, 210, 310...방사선 조사유닛
120...구동기
130, 150, 160, 170, 220, 340...3차원 산란 방사선 영상장치

131, 151, 161, 171, 221, 341...방사선 검출유닛
 132, 152...제 1 검출기 133, 153...제 2 검출기
 134, 154...제 3 검출기 135, 164...섬광체
 136, 165...광센서 137, 156, 166, 175...전자회로
 138, 157, 167, 176...신호처리부 139, 158, 168, 177...영상처리부
 140...제어기 155, 174...반도체 물질
 163, 173...검출기 320...조사유닛 구동기
 330...CT 검출기 350...검출유닛 구동기

도면

도면1

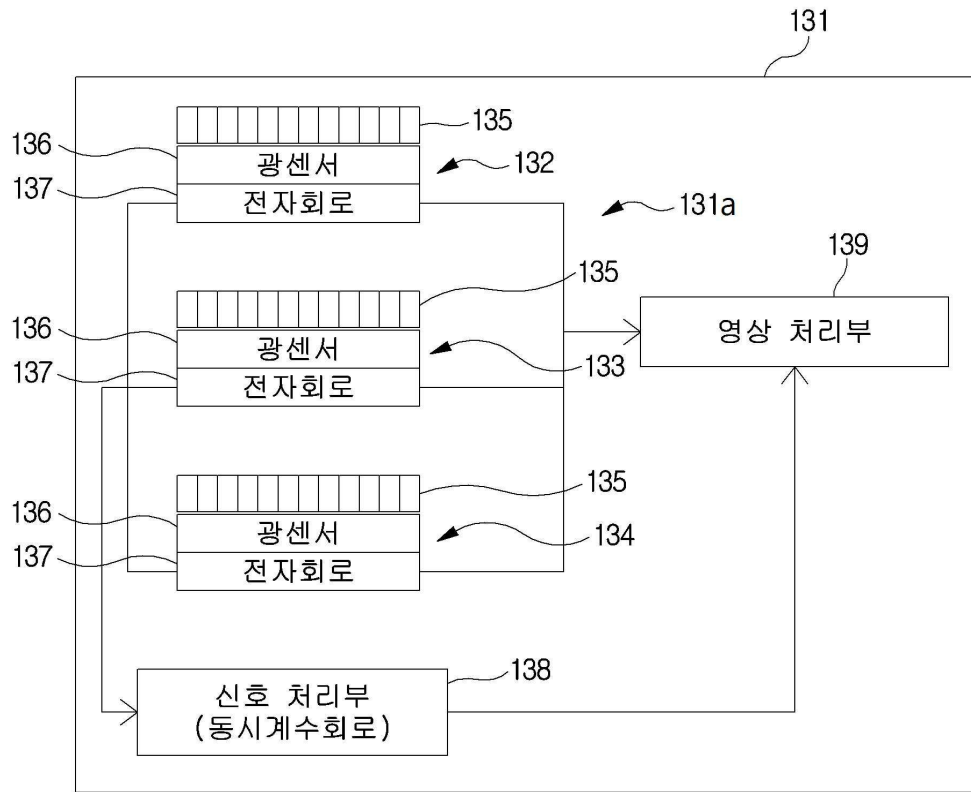
100



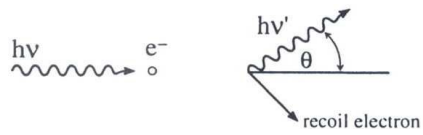
도면2



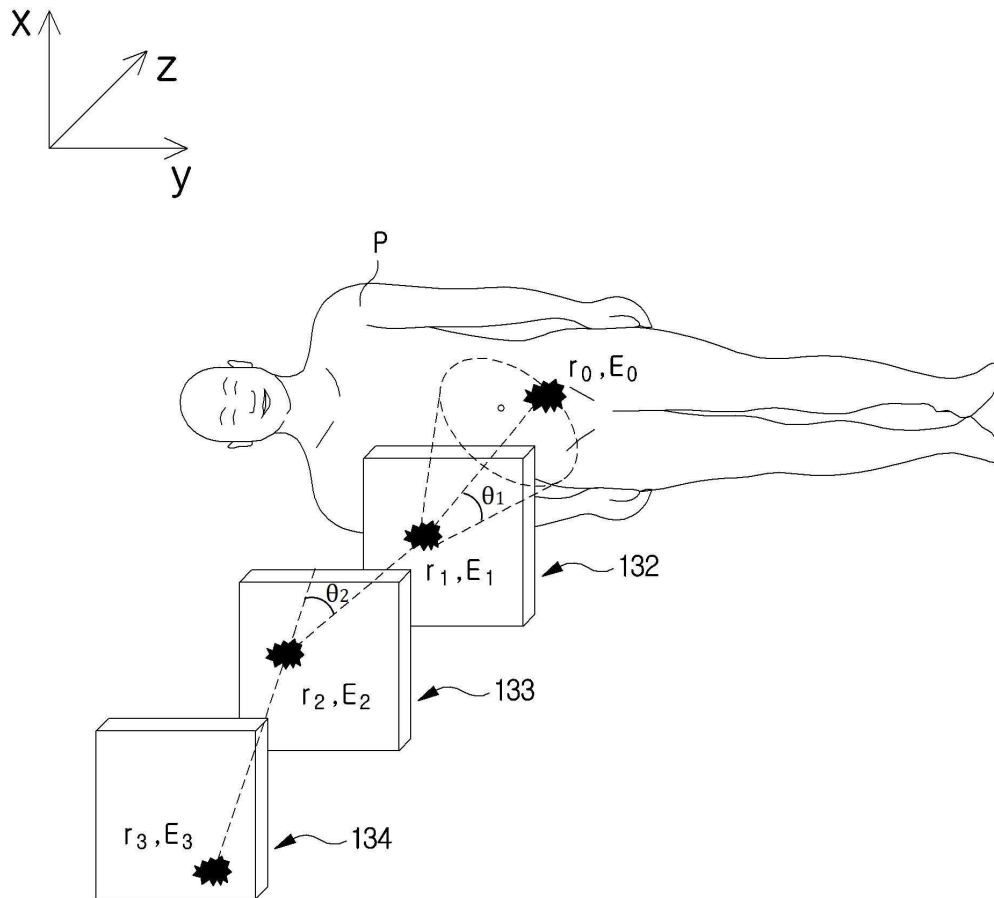
도면3



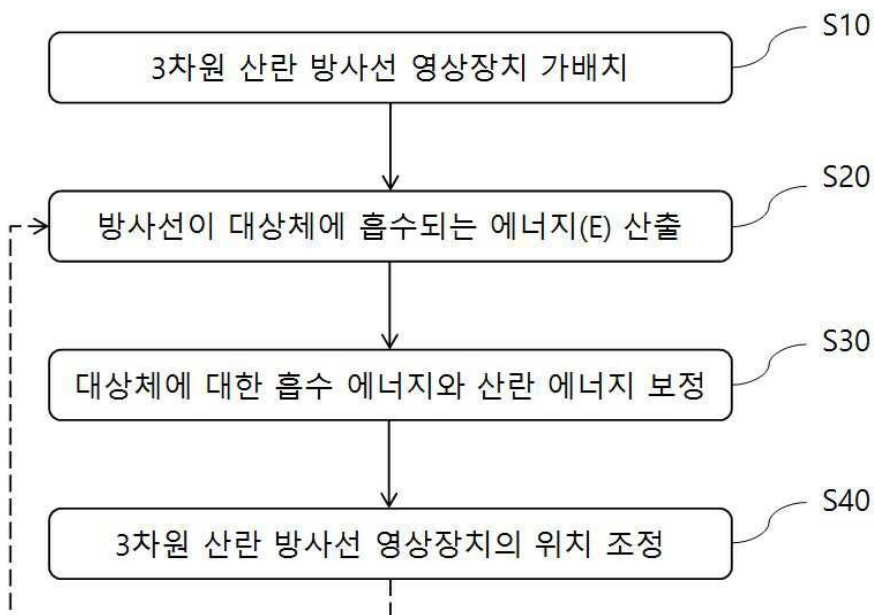
도면4



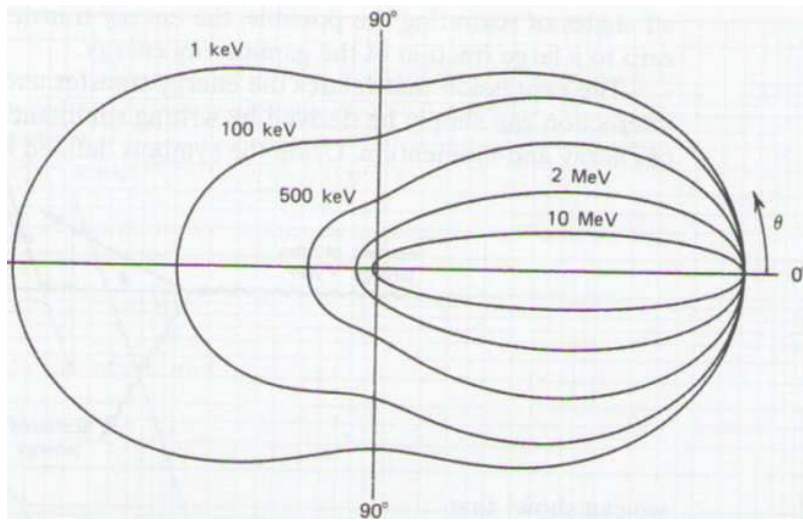
도면5



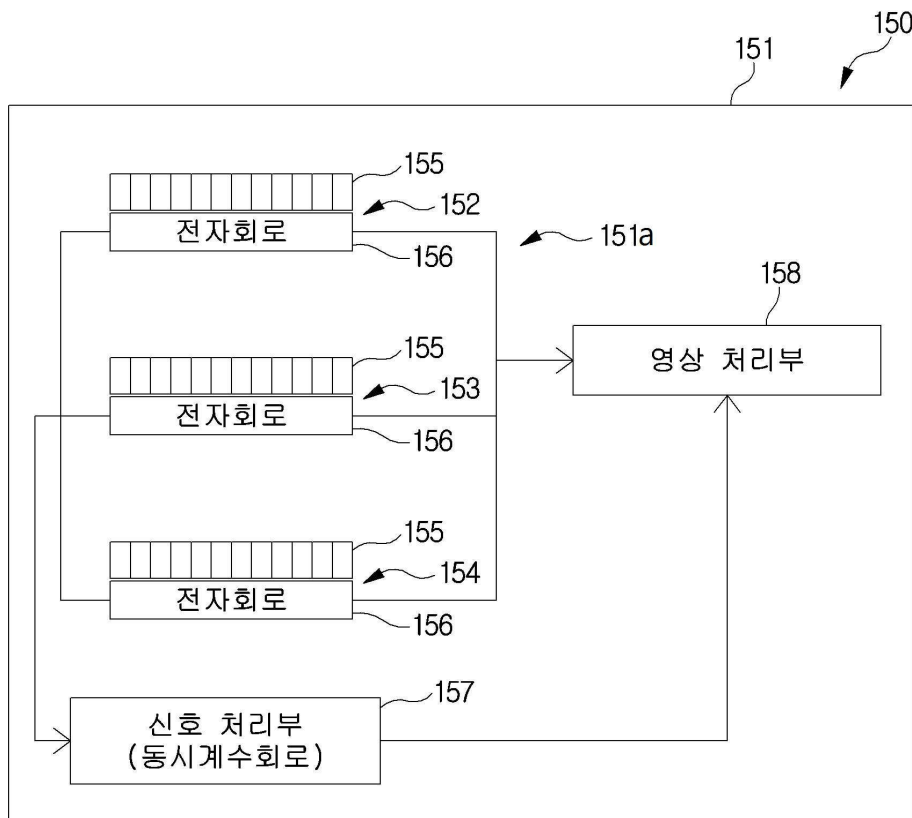
도면6



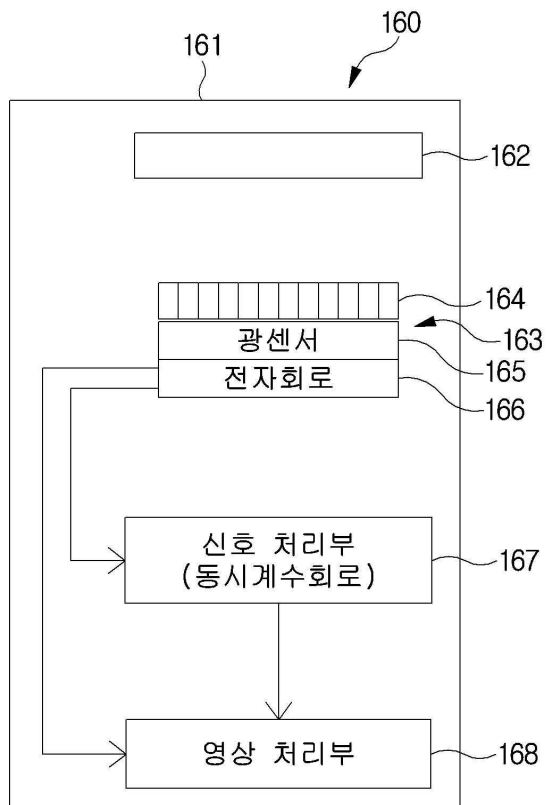
도면7



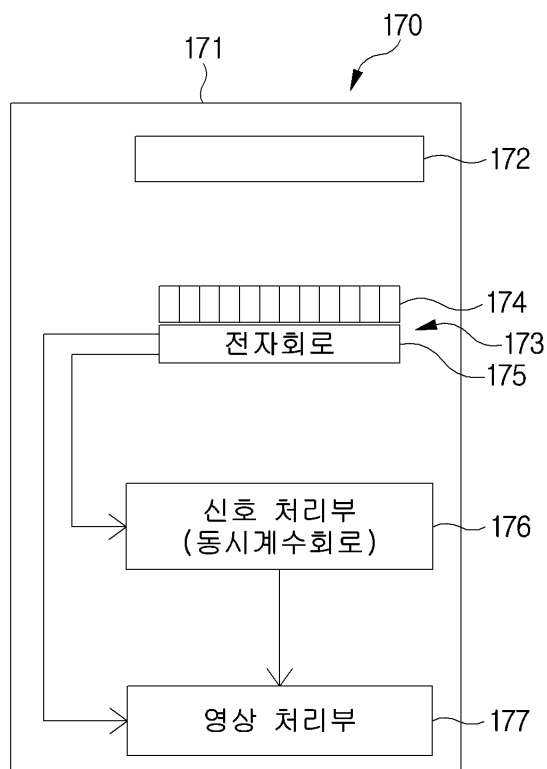
도면8



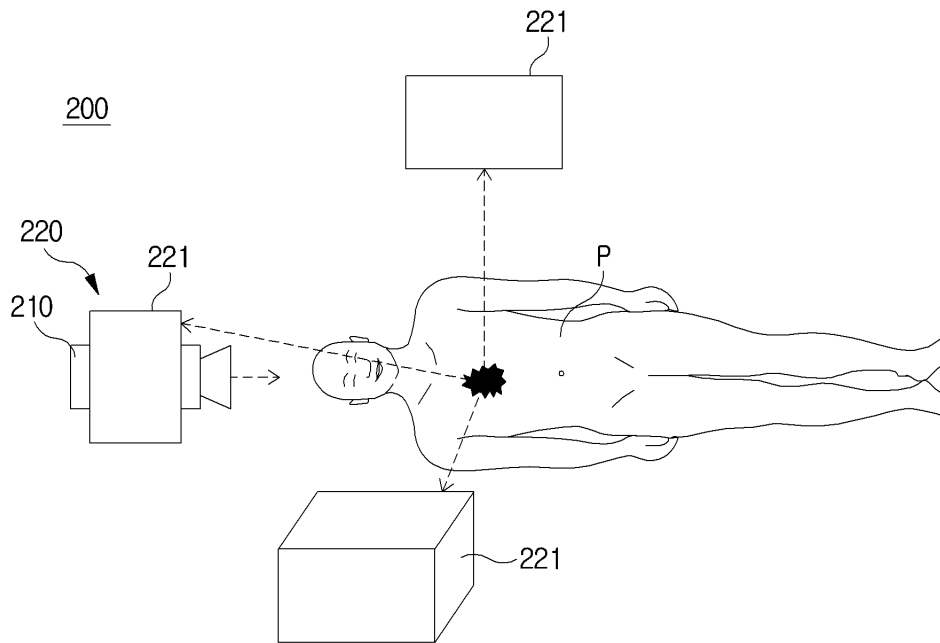
도면9



도면10



도면11



도면12

