



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년03월12일

(11) 등록번호 10-1500522

(24) 등록일자 2015년03월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G01T 1/02 (2006.01) A61N 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0111070

(22) 출원일자 2013년09월16일

심사청구일자 2013년09월16일

(56) 선행기술조사문헌

JP2001346894 A*

JP2003240858 A*

JP2010057810 A

JP08038628 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

김철용

서울특별시 송파구 올림픽로 269번지 롯데캐슬골드 102-2201

이석

서울 성북구 오패산로 46, 104동 702호 (하월곡동, 월곡두산위브아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인충현

전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 박준영

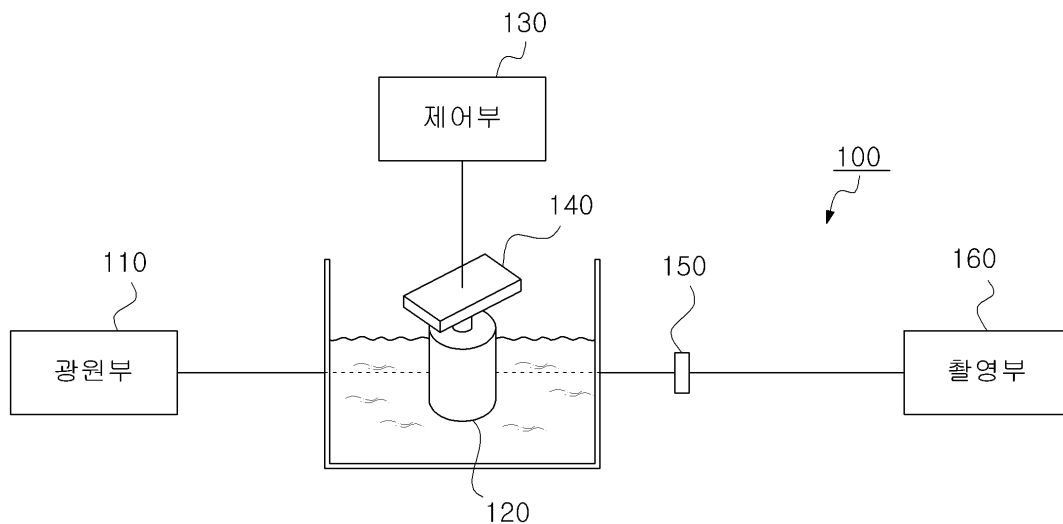
(54) 발명의 명칭 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너 및 스캔 방법

(57) 요약

본 발명은 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 빛을 조사하는 광원부; 상기 광원부로부터 조사된 빛을 수신하며, 수조의 유체 내 형성되어 일정량의 방사선을 흡수하는 겔 디텍터(Gel Detector); 상기 겔 디텍터의 회전 방향 또는 회전각을 제어하는 제어신호를 생성하는 제어부; 상기 제어신호에

(뒷면에 계속)

대표도 - 도1



기초하여 상기 겔 디텍터를 회전시키는 회전부; 상기 겔 디텍터를 투과한 빛의 양을 조절하는 콜리메이터; 및 상기 콜리메이터를 통과한 빛을 연속촬영하여, 상기 겔 디텍터의 방사선흡수량을 나타내는 영상을 생성하는 촬영부;를 포함한다.

이러한 구성에 의해, 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너는 겔 디텍터를 등속원운동을 통해 연속 회전시키고, 이러한 겔 디텍터를 투과한 빛을 연속하여 촬영함으로써, 영상 스캔 시간을 급격히 감소시킬 수 있는 효과가 있다.

(72) 발명자

장경환

서울 성북구 안암로 145, 의학과 (안암동5가, 고려대학교)

정홍

서울 송파구 오금로35길 17, 28동 1101호 (오금동, 현대아파트)

특허청구의 범위

청구항 1

빛을 조사하는 광원부;

상기 광원부로부터 조사된 빛을 수신하며, 수조의 유체 내 형성되어 일정량의 방사선을 흡수하는 겔 디텍터(Gel Detector);

상기 겔 디텍터의 회전 방향 또는 회전각을 제어하는 제어신호를 생성하는 제어부;

상기 제어신호에 기초하여 상기 겔 디텍터를 회전시키는 회전부;

상기 겔 디텍터의 실제 회전 방향, 회전 위치, 회전 각도 중 적어도 하나를 확인함으로써, 수조 내 유체의 움직임에 의해 상기 겔 디텍터가 변화하는 것을 감소시키는 위치확인부;

상기 겔 디텍터를 투과한 빛의 양을 조절하는 콜리메이터; 및

상기 콜리메이터를 통과한 빛을 연속촬영하여, 상기 겔 디텍터의 방사선흡수량을 나타내는 영상을 생성하는 촬영부;

를 포함하는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 회전부는

상기 겔 디텍터를 등속원운동 상태로 연속하여 회전시키는 것을 특징으로 하는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 회전부는

상기 겔 디텍터를 초당 10도, 15도, 30도 중 적어도 하나의 각도로 회전시키는 것을 특징으로 하는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 회전부는

펄스당 1.8도의 회전각을 갖는 스텝모터로 이루어지는 것을 특징으로 하는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 광원부는

과장대역이 590 nm 인 황색 LED 및 과장대역이 630 nm 인 적색 LED 로 이루어지는 것을 특징으로 하는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너.

청구항 6

광원부가 빛을 조사하는 단계;

겔 디텍터가 조사된 빛을 수신하여 투과시키는 단계;

콜리메이터가 상기 겔 디텍터를 투과한 빛의 양을 조절하는 단계; 및

촬영부가 상기 콜리메이터를 통과한 빛을 연속촬영하여, 상기 겔 디텍터의 방사선 흡수량을 나타내는 영상을 생성하는 단계;

를 포함하되,

상기 겔 디텍터가 조사된 빛을 투과시키는 단계를 수행한 후, 콜리메이터가 빛의 양을 조절하는 단계를 수행하기 전,

제어부가 상기 겔 디텍터의 회전 방향 또는 회전각을 제어하는 제어신호를 생성하는 단계;

회전부가 상기 제어신호에 기초하여 상기 겔 디텍터를 회전시키는 단계;

위치확인부가 상기 겔 디텍터의 실제 회전 방향, 회전 위치, 회전 각도 중 적어도 하나를 확인함으로써, 수조 내 유체의 움직임에 의해 상기 겔 디텍터가 변화하는 것을 감소시키는 단계;

를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캔 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 회전부가 상기 겔 디텍터를 회전시키는 단계는

상기 겔 디텍터를 등속원운동 상태로 회전시키는 것을 특징으로 하는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캔 방법.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 회전부가 상기 겔 디텍터를 회전시키는 단계는

상기 겔 디텍터를 멈춤없이 연속하여 회전시키는 것을 특징으로 하는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캔 방법.

명세서

기술분야

[0001]

본 발명은 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너 및 스캔 방법에 관한 것으로, 특히 인체로 조사되는 방사선량에 대하여 방사선의 실제 흡수량을 신속하게 측정할 수 있는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너 및 스캔 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002]

환자의 신체 내 존재하는 악성 또는 양성 종양을 치료하는 방법으로서, 수술, 항암치료 및 방사선 치료가 존재

한다. 이 중에서도 방사선 치료란, 환자의 신체 외부에서 각종 장비를 이용하여 파장이 매우 짧고 높은 에너지를 갖는 방사선을 종양에 조사하여 제거하는 치료 방법을 말한다.

[0003] 이처럼 환자의 종양조직으로 방사선을 조사하기 전에, 환자의 현재 신체 조직 내 존재하는 종양의 크기, 위치 등을 고려하여 방사선의 조사 위치 및 조사량을 결정하는 방사선 치료계획이 요구된다.

[0004] 특히, 이러한 방사선 치료는 일회성으로 종양 조직에 방사선을 조사하여 치료가 완료되는 것이 아니라, 일정한 시간차를 두고 복수 회에 걸쳐 종양조직에 각기 다른 양의 방사선이 조사되어 치료가 이루어진다.

[0005] 이와 같이, 미리 설정한 기간 내 복수 회에 걸쳐 방사선의 조사가 이루어지기 때문에, 시간이 지남에 따라 종양의 크기 또는 위치가 변화하게 된다. 따라서, 방사선 치료 시작 전에 처음 수립한 치료 계획을 치료가 종료될 때까지 동일하게 사용하는 경우, 종양의 위치가 이동하거나, 이전 치료의 효과로 인하여 종양의 크기가 변화함에 따라 악성 또는 양성 종양이 아닌 정상조직으로 방사선이 조사될 수 있으며, 이에 따라 정상조직이 제거되는 등의 심각한 부작용을 초래하는 문제점이 발생했다. 또한, 방사선 치료계획에 따라 미리 설정된 양의 방사선이 종양으로 조사되었으나, 실제 종양의 방사선 흡수량이 조사량과 동일하지 않는 경우가 발생하여 계획한 치료과정이 원활히 이루어지지 않는 문제점이 발생했다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위해, 본 발명은 신체 내 종양 조직으로 조사한 방사선에 대하여 실제 종양조직의 방사선 흡수량을 정확하고 신속하게 측정할 수 있는 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너 및 스캔 방법을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0007] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 한 실시 예에 따른 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너는 빛을 조사하는 광원부; 상기 광원부로부터 조사된 빛을 수신하며, 수조의 유체 내 형성되어 일정량의 방사선을 흡수하는 겔 디텍터(Gel Detector); 상기 겔 디텍터의 회전 방향 또는 회전각을 제어하는 제어신호를 생성하는 제어부; 상기 제어신호에 기초하여 상기 겔 디텍터를 회전시키는 회전부; 상기 겔 디텍터를 투과한 빛의 양을 조절하는 콜리메이터; 및 상기 콜리메이터를 통과한 빛을 연속촬영하여, 상기 겔 디텍터의 방사선흡수량을 나타내는 영상을 생성하는 촬영부;를 포함한다.

[0008] 보다 바람직하게는 상기 겔 디텍터를 등속원운동 상태로 연속하여 회전시키는 회전부를 포함할 수 있다.

[0009] 특히, 상기 겔 디텍터를 초당 10도, 15도, 30도 중 적어도 하나의 각도로 회전시키는 회전부를 포함할 수 있다.

[0010] 특히, 펄스 당 1.8도의 회전각을 갖는 스텝모터로 이루어지는 회전부를 포함할 수 있다.

[0011] 특히, 파장대역이 590 nm 인 황색 LED 및 파장대역이 630 nm 인 적색 LED 로 이루어지는 광원부를 포함할 수 있다.

[0012] 위와 같은 과제를 해결하기 위한 본 발명의 한 실시 예에 따른 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캔방법은 광원부가 빛을 조사하는 단계; 겔 디텍터가 조사된 빛을 수신하여 투과시키는 단계; 콜리메이터가 상기 겔 디텍터를 투과한 빛의 양을 조절하는 단계; 촬영부가 상기 콜리메이터를 통과한 빛을 연속촬영하여, 상기 겔 디텍터의 방사선 흡수량을 나타내는 영상을 생성하는 단계; 를 포함하되, 상기 겔 디텍터가 조사된 빛을 투과시키는 단계를 수행한 후, 콜리메이터가 빛의 양을 조절하는 단계를 수행하기 전, 제어부가 상기 겔 디텍터의 회전 방향 또는 회전각을 제어하는 제어신호를 생성하는 단계; 회전부가 상기 제어신호에 기초하여 상기 겔 디텍터를 회전시키는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[0013] 보다 바람직하게는 상기 겔 디텍터를 등속원운동 상태로 회전시키는 상기 회전부가 상기 겔 디텍터를 회전시키는 단계를 포함할 수 있다.

[0014] 특히, 상기 겔 디텍터를 멈춤없이 연속하여 회전시키는 상기 회전부가 상기 겔 디텍터를 회전시키는 단계를 포

합할 수 있다.

발명의 효과

[0015] 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너 및 스캔방법은 방사선을 흡수한 겔 디텍터를 등속원운동으로 연속 회전시키고, 상기 겔 디텍터를 투과한 빛을 상기 겔 디텍터의 회전 시마다 연속하여 촬영함으로써, 영상 스캔 시간을 현저히 감소시킬 수 있는 효과가 있다.

[0016] 또한 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너 및 스캔방법은 연속하여 회전하는 겔 디텍터를 투과한 빛을 연속촬영하여 2D 영상을 생성한 후, 생성된 2D 영상을 3D 영상으로 변환함으로써, 방사선의 흡수선량을 보다 정확하게 파악할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너의 개략도이다.

도 2는 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너를 실제 구현한 예를 나타낸 도면이다.

도 3은 본 발명의 다른 실시 예에 따른 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캔 방법의 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 이하, 본 발명을 바람직한 실시 예와 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며, 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되는 것은 아니다.

[0019] 이하, 도 1 내지 도 2를 참조하여, 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0020] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너의 개략도이고, 도 2는 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너를 실제 구현한 예를 나타낸 도면이다.

[0021] 도 1 내지 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너(100)는 광원부(110), 겔 디텍터(120), 제어부(130), 회전부(140), 콜리메이터(150), 및 촬영부(160)를 포함한다.

[0022] 광원부(110)는 상기 겔 디텍터(120)를 투과하기 위한 빛을 생성하고, 생성한 빛을 상기 겔 디텍터(120)로 조사하는데, 파장대역이 590 nm 인 황색 LED 와, 파장대역이 630 nm 인 적색 LED 로 이루어질 수 있다. 이때, 상기 황색 LED와 적색 LED가 칩(chip) 형태로 일렬로 각각 형성되는데, 이와 같이 일렬로 형성된 황색 LED 칩과 적색 LED 칩은 서로 맞대어 배치되며, 이러한 황색 LED 칩과 적색 LED 칩이 사각형태로 배치되어 이루어질 수 있다.

[0023] 겔 디텍터(120)는 상기 광원부(110)와 일직선 상태에 배치된 수조의 내부 유체에 위치하여, 상기 광원부(110)로부터 조사된 빛을 수신하여 투과시킨다. 이러한 겔 디텍터(120)는 인체 내 종양조직으로 조사된 방사선의 실제 흡수선량을 파악하기 위해 인체를 대신하는 모형으로서, 방사선의 감쇠, 산란 또는 방사성 물질의 분포 등을 측정하기 위해 사용된다. 따라서, 환자의 종양 조직으로 방사선 치료 계획에 따라 조사되는 방사선량과 동일한 양의 방사선이 상기 겔 디텍터(120)로 미리 조사됨에 따라 상기 겔 디텍터(120)가 조사된 방사선을 흡수한다.

[0024] 제어부(130)는 상기 겔 디텍터(120)의 회전 방향 또는 회전각을 제어하는 제어신호를 생성한다. 이러한 제어부(130)는 펄스를 생성하고, 상기 겔 디텍터를 회전 시키기 위한 회전 방향 및 회전각을 결정한 후, 결정한 회전 방향 및 회전각을 나타내는 제어신호를 생성하여, 생성한 제어신호를 상기 회전부(140)로 전달한다. 특히, 상기 제어부(130)는 GPU(Graphic Processing Unit)로 이루어짐에 따라, 광원 효과 및 질감 표현이 보다 정밀하게 되어 3D 그래픽 성능을 향상시킬 수 있다. 상기 GPU는 수백개, 수천개의 연산 core들이 동시에 parallel하게 연산을 수행함으로 가능하다. GPU의 각 core들은 CPU의 각 core들 보다 기능적으로 떨어지지만, 이를 쉽게 수천개까지 확장이 가능하여, 동시에 연산할 수 있는 양을 늘릴 수 있기 때문에, 다루고 있는 data의 양이 많을 경우 GPU로 parallel programming을 함으로써 많은 이득을 볼 수 있다.

[0025] 또한 GPU의 프로그래밍 형태는 CUDA에서는 아래 수식과 같이 각 스레드를 grid, 그 아래 block, 그 아래 스레드

순서로 직접 접근이 가능하도록 하여,

$$id = blockIdx.x * blockDim.x + threadIdx.x$$

여러 개의 픽셀 또는 복셀에 대해 같은 연산을 지시할 경우, 각 픽셀 또는 복셀을 하나의 스레드에 할당하여 프로그래밍하도록 설계되어 있다.

예를 들어, 블록의 개수를 5개라 하고, 스레드의 개수를 256 개라 할당했다 하면, blockIdx.x 는 0~4 가 되고, blockDim.x 는 256, threadIdx.x 는 0~255 가 된다. 따라서, id 는 0 내지 1279까지 할당할 수 있고, 전체 1280 개의 픽셀이 있으면, 각 id는 0 내지 1279 번째의 각 픽셀을 연산하게 된다.

요약하면, 종래의 CPU에서 같은 연산을 N 개의 복셀(voxel)에 대해 수행할 경우, for 문을 0 내지 N-1까지 돌려서 수행한다면, CUDA 에서는 0 내지 N-1까지의 스레드(thread)를 할당하여 이를 동시에 연산하게 한다.

이에 더하여, GPU에서는 텍스처 메모리를 제공하여, 텍스처 메모리에 할당된 좌표에서의 보간을 쉽고 빠르게 수행할 수 있다. 예를 들어, 2 x 2 매트릭스를 상기 텍스처 메모리에 할당할 경우, (0.5, 0.5)의 좌표에 해당하는 보간값을 얻고 싶다면, $tex2D(f, 0.5, 0.5)$ 로 프로그래밍함으로써 값을 얻을 수 있다.

이러한 장점은 CT 영상 재구성에서 빈번히 사용되며, 따라서 이로 인한 속도 향상도 크다. 본 과제에서는 voxel driven back-projection을 사용하였는데, 이 때 복원하고자 하는 복셀과 초점을 잇는 직선이 디텍터와 부딪치는 좌표가 대부분 integer 값이 아닌 소수점 값이 된다. 2차원 영상 디텍터의 측정값을 텍스처 메모리에 할당할 후, 소수점 좌표를 입력값으로 넣음으로써, 역투사를 쉽고 빠르게 구현할 수 있다.

회전부(140)는 상기 겔 디텍터(120)의 상부 또는 하부에 상기 겔 디텍터(120)와 맞닿도록 위치하며, 상기 제어부(130)로부터 수신한 제어신호에 따라 상기 겔 디텍터(120)를 회전시킨다. 이때, 상기 회전부(140)는 펄스 당 1.8도의 회전각을 갖는 스텝모터로 이루어질 수 있다. 이러한 스텝모터(step motor)는 입력 펄스 수에 대응하여 일정 각도씩 움직이는 모터를 나타내며, 입력 펄스 수와 모터의 회전각도가 완전히 비례하므로 회전각도를 정확하게 제어할 수 있다.

즉, 상기 회전부(140)가 펄스당 1.8도의 회전각을 가지고, 프리스케일(MCU가 발생시키는 클럭에서 분주비의 개수만큼을 묶어 그 묶은 클럭을 다시 하나의 클럭이라고 인지하도록 하는 것)이 32 라고 가정하면, 모터를 360도 회전시키기 위해 200 번의 회전이 이루어지며, 200×32 연산에 따라 총 6400 펄스가 회전에 사용된다. 또한 상기 회전부(150)는 상기 제어신호에 따라 초당 10도, 15도, 30도 중 적어도 하나의 각도로 겔 디텍터(120)를 연속하여 회전시킬 수 있다. 이러한 경우, 상기 회전부(140)가 초당 10도 회전 시 영상 스캔시간은 36초, 15도 회전 시 24초, 30도 회전 시 12초 정도가 소요될 수 있다.

특히, 상기 회전부(140)에 의해 연속 회전하는 상기 겔 디텍터(120)는 수조 내부의 유체에 위치하므로, 연속 회전할 때 마다 발생하는 유체의 움직임에 의해 상기 겔 디텍터(120) 또한 영향을 받게 된다. 즉, 겔 디텍터(120)의 회전 시, 수조 내 유체의 움직임으로 인하여 겔 디텍터가 회전할수록 위치가 미세하게 변화할 수 있다.

이러한 경우, 상기 겔 디텍터(120)의 회전 시 위치 변화 또는 진동 발생여부를 더 확인할 수 있다.

본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너는 위치확인부(미도시)를 더 구비하여, 상기 위치확인부가 상기 수조의 내부 유체에 위치하는 겔 디텍터(120)의 실제 회전 방향, 위치, 각도 중 적어도 하나를 확인한다. 이에 따라, 상기 위치확인부는 상기 겔 디텍터(120)의 매 회전 마다 상기 겔 디텍터(120)의 회전 방향, 위치, 각도를 측정하여 측정값이 회전 이전의 값들과 동일한지 비교한다.

만약 이때, 상기 겔 디텍터(120)의 이전 회전 시 측정값과, 회전 후 측정값이 상이한 경우에는 상기 위치확인부가 상기 제어부(130)로 회전부(140)의 회전에 대한 정지신호를 전송한다.

이에 따라, 상기 제어부(130)가 상기 위치확인부로부터 회전에 대한 정지신호를 수신한 경우에는 회전부(140)의 회전을 일시 정지 시키고, 상기 회전부(140)의 회전 방향, 위치, 각도를 재조정된 제어신호를 재생성한 후, 재생성된 제어신호를 상기 회전부(140)로 전송한다.

상술한 바와 같이, 회전부(140)에 의해 등속원운동을 수행하는 겔 디텍터(120)가 유체의 움직임에 의해 회전 방향, 위치, 각도 등이 변화하는 경우, 상기 겔 디텍터의 이후 회전 시, 변화된 값을 반영하여 원활한 등속원운동이 유지되도록 함으로써, 겔 디텍터의 회전 시 유체의 진동에 의한 겔 디텍터의 변화가 최소화될 수 있다.

콜리메이터(150)는 상기 겔 디텍터(120)와 촬영부(160) 사이에 배치되며, 상기 겔 디텍터(120)를 투과한 빛에

대하여 상기 촬영부(160)로 전달되는 양을 조절한다. 특히, 촬영부(160)가 위치하는 방향으로만 빛이 조사되도록 하고, 그 외의 방향으로 조사되지 않도록 제어할 수 있다.

[0040] 촬영부(160)는 상기 콜리메이터(150)를 통과한 빛을 연속촬영하여, 상기 겔 디텍터(120)의 방사선 흡수량을 나타내는 영상을 생성한다. 이러한 촬영부(160)는 영상 촬영을 위한 CCD 카메라로 이루어질 수 있는데, 이러한 CCD 카메라는 전하 결합 소자(CCD)를 사용하여 영상을 전기 신호로 변환함으로써, 디지털 데이터로 플레시 메모리 등의 기억 매체에 저장하는 장치를 말하며, CMOS형 카메라보다 화질이 우수한 장점을 가지고 있어, 정밀한 영상을 촬영해야 하는 경우 주로 사용되고 있다. 이때, 상기 촬영부(160)가 촬영하여 생성한 영상은 약 540 um의 최대 해상도를 가질 수 있다.

[0041] 이와 같이, 상기 촬영부(160)가 촬영한 영상은 각각 2차원 영상이며, 본 발명은 영상변환부(미도시)를 더 구비하여, 상기 영상변환부가 이러한 복수 개의 2차원 영상을 이용하여 겔 디텍터에 대한 3차원 영상으로 변환할 수 있다.

[0042] 뿐만 아니라, 본 발명은 겔 디텍터(120)를 360도 회전시켜 영상을 스캔하는데 약 12초 정도가 소요됨에 따라, 종래의 영상 스캐너의 소요시간과 비교하면 영상 스캔 시간이 현저히 빠른 것을 알 수 있다. 이러한 특성을 갖는 본 발명의 이용 시, 영상 스캔시간이 급격히 감소함에 따라 획득한 영상의 분석 또한 빠르게 수행할 수 있어, 환자의 검진시간 및 대기시간을 줄이고, 보다 많은 수의 환자에 대한 방사선 흡수선량을 측정할 수 있다.

[0043] 도 3은 본 발명의 다른 실시 예에 따른 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캔 방법의 순서도이다.

[0044] 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캔 방법은 광원부(110)가 빛을 조사한다(S210).

[0045] 겔 디텍터(120)가 조사된 빛을 수신하여 투과시킨다(S220).

[0046] 제어부(130)가 상기 겔 디텍터(120)의 회전 방향 또는 회전각을 제어하는 제어신호를 생성한다(S230).

[0047] 회전부(140)가 상기 제어신호에 기초하여 상기 겔 디텍터(120)를 회전시킨다(S240). 이때, 상기 겔 디텍터(120)가 등속원운동을 수행하도록 상기 회전부(140)가 겔 디텍터(120)를 회전시키며, 특히 상기 겔 디텍터(120)를 멈추지 않고 연속하여 회전시키는 것이 바람직하다.

[0048] 특히, 상기 회전부(140)에 의해 연속 회전하는 상기 겔 디텍터(120)가 수조 내부의 유체에 위치하므로, 상기 겔 디텍터(120)가 연속 회전할 때 마다 발생하는 유체의 움직임에 영향을 받게 된다. 즉, 겔 디텍터(120)의 회전 시, 수조 내 유체의 움직임으로 인하여 겔 디텍터가 회전할수록 위치가 미세하게 변화할 수 있다.

[0049] 이러한 경우, 상기 겔 디텍터(120)의 회전 시 위치 변화 또는 진동 발생여부를 더 확인할 수 있다.

[0050] 이를 위해, 본 발명의 위치확인부가 수조의 내부 유체에 위치하는 겔 디텍터(120)의 실제 회전 방향, 위치, 각도 중 적어도 하나를 확인한 후, 상기 겔 디텍터(120)의 매 회전 마다 상기 겔 디텍터(120)의 회전 방향, 위치, 각도를 측정하여 측정값이 회전 이전의 값들과 동일한지 비교한다.

[0051] 만약 이때, 상기 겔 디텍터(120)의 이전 회전 시 측정값과, 회전 후 측정값이 상이한 경우에는 상기 위치확인부가 상기 제어부(130)로 회전부(140)의 회전에 대한 정지신호를 전송한다.

[0052] 이에 따라, 상기 제어부(130)가 상기 위치확인부로부터 회전에 대한 정지신호를 수신한 경우에는 회전부(140)의 회전을 일시 정지시키고, 상기 회전부(140)의 회전 방향, 위치, 각도를 재조정된 제어신호를 재생성한 후, 재생성된 제어신호를 상기 회전부(140)로 전송한다. 이와 같이, 회전부(140)에 의해 등속원운동을 수행하는 겔 디텍터(120)가 유체의 움직임에 의해 회전 방향, 위치, 각도 등이 변화하는 경우, 상기 겔 디텍터의 이후 회전 시, 변화된 값을 반영하여 원활한 등속원운동이 유지되도록 함으로써, 겔 디텍터의 회전 시 유체의 진동에 의한 겔 디텍터의 변화가 최소화될 수 있다.

[0053] 이와 같이 등속원운동 상태로 회전하는 겔 디텍터(120)에 대하여, 콜리메이터(150)가 상기 겔 디텍터(120)를 통과한 빛의 양을 조절한다(S250).

[0054] 이에 따라, 촬영부(160)가 상기 콜리메이터(150)를 통과한 빛을 연속촬영하여, 상기 겔 디텍터(120)의 방사선 흡수량을 나타내는 영상을 생성한다(S260). 이때, 상기 촬영부(160)가 촬영한 영상은 각각 2차원 영상이며, 영상변환부가 이러한 복수 개의 2차원 영상을 이용하여 겔 디텍터에 대한 3차원 영상으로 변환할 수 있다.

[0055] 이하에서는 2차원 영상을 3차원 영상으로 변환하는 과정에 대하여 자세히 살펴보도록 한다.

[0056] FDK 알고리즘은 cone beam CT를 위한 재구성 알고리즘이다.

[0057] 2D 평면상의 오브젝트 $f(x, y)$ 를 θ 만큼 회전시켜 평행 투사하면 하기의 수학식 1과 같다.

수학식 1

[0058]
$$P_{\theta}(u) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - u) dx dy$$

[0059] 한편, 2차원 푸리에 변환으로부터,
$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) \exp(j2\pi(ux + vy)) du dv$$
 관계가 성립함에 따라 데 카르트 좌표(cartesian coordinate)를 극좌표로 변환하고, $u = x \cos \theta + v \sin \theta$ 라 하면,
$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(w, \theta) \exp(j2\pi w u) |w| dw d\theta$$
 로 나타낼 수 있다. 이때, $F(w, \theta)$ 는 푸리에 슬라이스 정리에 의해, $P_{\theta}(u)$ 의 푸리에 변환과 같게 된다.

[0060] 그러므로, 위 식이 의미하는 것은 0 ~ 180 도 사이에서 얻은 투사를 푸리에 도메인에서 $|w|$ 로 필터링한 후, 공간으로 역 투사하여 요약하는 것이다.

[0061] 팬 빔(Fan beam) CT 와 평행 빔(Parallel beam) CT의 차이점은 빔의 방사형태이다. 따라서, 팬 빔 기하학 구조 관련 파라미터를 평행 빔 기하학 구조 의 파라미터로 변환하면, 쉽게 팬 빔 재구성식이 유도될 수 있다.

[0062] 팬 각을 γ 라 하고, 초점 이동각을 β 라 하면, 평행 빔에서의 $\theta = \beta + \gamma$ 로 유도된다. 한편, $R_{\gamma}(s)$ 를 β 각에서 얻은 s 좌표에서의 팬 빔 투사값이라 하면, $P_{\theta}(u) = P_{\beta+\gamma}(s \cos \gamma) = R_{\gamma}(s)$ 의 관계가 성립된다.

[0063] 평행 빔에서의 여과 후 역투사(filtered back projection)을 극좌표로 나타내면,
$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-s_m}^{s_m} P_{\theta}(t) h(r \cos(\theta - \phi) - t) dt d\theta$$
 와 같다. 이를 팬 빔 파라미터로 나타내면, 하기의 수학식 2와 같다.

수학식 2

[0064]
$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-s_m}^{s_m} R_{\theta}(s) h(r \cos(\beta + \tan^{-1} \frac{s}{ds} - \phi) - \frac{ds \cos \theta + s}{\sqrt{ds^2 + s^2}}) \frac{ds \cos^3 \theta}{(ds^2 + s^2)^{3/2}} ds d\theta$$

[0065] 이때, $U = \frac{D + r \sin(\beta - \phi)}{D}$, $s' = D \frac{r \cos(\beta - \phi)}{D + r \sin(\beta - \phi)}$ 라 하면, 상기 수학식 2는 하기의 수학식 3과 같이 간단하게 여과 후 역투사 형태로 표현된다.

[0066] [수학식 3]

[0067]
$$f(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{2} R_{\theta}(s) h(s' - s) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} ds d\theta$$

[0068] Conebeam CT 가 앞선 평행 빔 또는 팬 빔과의 차이점은 디텍터가 회전방향 차원에 그에 수직한 세로 방향의 차원이 추가된 2차원을 갖고 있다는 점이다. 따라서, 이로부터 복원되는 영상 또한 2차원 영상이 아닌, 3차원 영상이 된다. 영상의 각 슬라이스를 별도로 측정하지 않고, 3차원 오브젝트를 투사한 2차원 측정정보를 이용할 수 있기 때문에, 스캔 소요 시간 및 X-ray 조사량을 크게 줄일 수 있다는 장점이 있다.

[0069] 이러한 Cone Beam CT의 가장 기본적인 알고리즘은 팬 빔 여과 후 역투사 알고리즘을 세로 방향으로 확장한 FDK 알고리즘이다.

[0070] $v = v_0$ 축에 해당하는 슬라이스에 대해서는 팬 빔 알고리즘과 정확히 일치한다. FDK 알고리즘을 근사치 알고리즘이라고 하는 이유는 $v \neq v_0$ 일 경우 $dsod\theta = dso'd\theta'$, $dso'^2 = dso^2 + v^2$ 로 가정하기 때문이다. 따라서, $v_0 = 0$ 일 때, v 가 커질수록, 위의 등호가 큰 에러로 성립하지 않기 때문에, v_0 에서 멀어질수록 복원된 영상이 틀어질 수 있다. 하지만, 본 발명에서는 큰 에러없이 모든 슬라이스에 대해 영상이 정확히 복원된다는 것을 확인하였다.

[0071] 위의 근사치로부터 유도된 FDK 복원식은 하기의 수학식 4와 같다.

[0072] [수학식 4]

$$f(r, \phi, z) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{2} R_g(s, t) h(s' - s) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2 + t^2}} ds d\theta$$

[0073] FDK 알고리즘을 요약하면, 우선 빔 투사를 거리에 대해 정규화하고, 이를 필터링한 후, 역 투사 거리에 따른 가중치를 부여한 후, 역 투사한다.

[0074] 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너는 방사선을 흡수한 겔 디텍터를 등속원운동으로 연속 회전시키고, 상기 겔 디텍터를 투과한 빛을 상기 겔 디텍터의 회전 시마다 연속하여 촬영함으로써, 영상 스캔 시간을 현저히 감소시킬 수 있는 효과가 있다.

[0075] 또한 본 발명의 방사선의 흡수선량 측정용 영상 스캐너는 연속하여 회전하는 겔 디텍터를 투과한 빛을 연속촬영하여 2D 영상을 생성한 후, 생성된 2D 영상을 3D 영상으로 변환함으로써, 방사선의 흡수선량을 보다 정확하게 파악할 수 있는 효과가 있다.

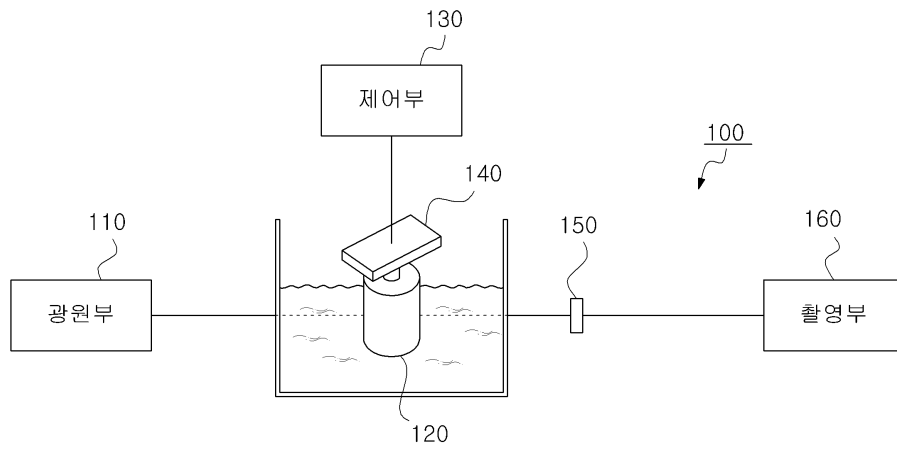
[0076] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되는 것이 아니고 본 발명의 기술 사상 범위 내에서 여러 가지로 변형하여 실시하는 것이 가능하고 이 또한 첨부된 특허청구범위에 속하는 것은 당연하다.

부호의 설명

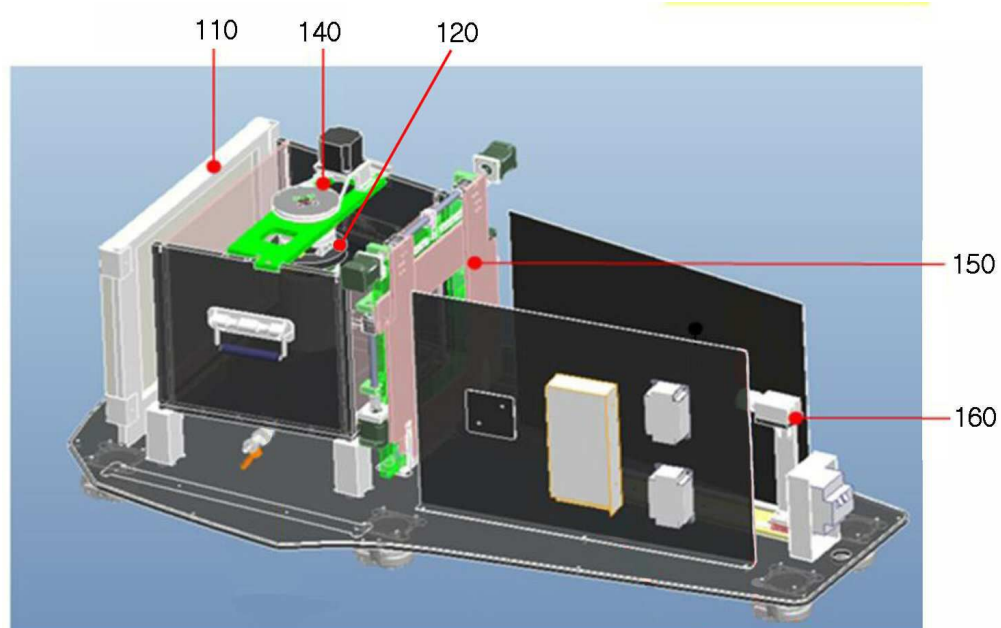
[0077] 110: 광원부
120: 겔 디텍터
130: 제어부
140: 회전부
150: 콜리메이터
160: 촬영부

도면

도면1



도면2



도면3

