(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0010221
(43) 공개일자 2016년01월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/03 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0091320
(22) 출원일자 2014년07월18일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
장성호
경기도 화성시병점2로 103, 502동 303호 (병점동, 안화동마을주공5단지)
(74) 대리인
리앤목특허법인

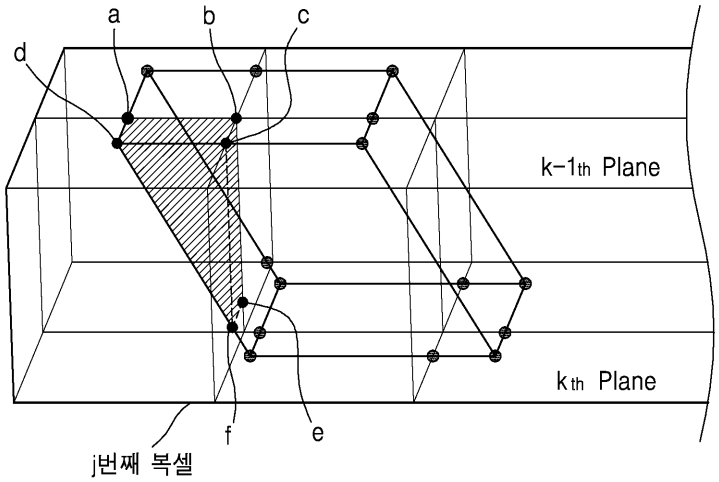
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 발명의 명칭 **의료 영상 촬영 장치 및 그에 따른 영상 처리 방법**

(57) 요 약

가상의 복수개의 복셀들로 구성된 3차원 격자 공간 내에 위치하는 대상체로 엑스선을 조사하는 X-ray 생성부, 복수개의 검출 소자들을 통하여 상기 대상체를 투과한 엑스선을 감지하는 X-ray 검출부; 및 상기 복수개의 복셀들 내에서 상기 엑스선이 투과하는 제1 영역의 부피에 근거하여, 상기 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리하는 영상 처리부를 포함하는 의료 영상 촬영 장치를 개시한다.

대 표 도 - 도12c



명 세 서

청구범위

청구항 1

가상의 복수개의 복셀들로 구성된 3차원 격자 공간 내에 위치하는 대상체로 엑스선을 조사하는 X-ray 생성부;

복수개의 검출 소자들을 통하여 상기 대상체를 투과한 엑스선을 감지하는 X-ray 검출부; 및

상기 복수개의 복셀들 내에서 상기 엑스선이 투과하는 제1 영역의 부피에 근거하여, 상기 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리하는 영상 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 제1 영역의 부피, 상기 제1 영역과 하나 이상의 복셀 간의 중첩되는 부분의 부피, 및 1 개의 복셀의 부피 중 적어도 하나에 근거한 가중치를 이용하여, 상기 투과 영상 데이터를 처리하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 가중치를 복셀 데이터에 적용하여 상기 투과 영상 데이터를 획득하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 4

제2항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 가중치를 상기 투과 영상 데이터에 적용하여 복셀 데이터를 획득하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 5

제2항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 3차원 격자 공간 내에 슬라이스를 설정하고, 상기 제1 영역과 상기 슬라이스 내의 적어도 하나의 복셀이 중첩되는 부분의 부피와 상기 적어도 하나의 복셀 부피 간의 비를 상기 가중치 값으로 획득하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 X-ray 생성부는

콘 빔(cone beam) 또는 팬 빔 (Fan-beam) 의 형태를 갖는 엑스선을 방출하며,

상기 영상 처리부는

상기 복수개의 검출 소자 중 어느 하나의 검출 소자에서 상기 X-ray 생성부를 향하는 면에 존재하는 복수개의 꼭지점들 각각과 상기 X-ray 생성부가 상기 엑스선을 방출하는 지점을 연결하여 형성된 다면체와 상기 슬라이스가 중첩되어 형성되는 영역을 상기 제1 영역으로 획득하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 슬라이스를 이루는 두 평면과 상기 다면체의 모서리가 만나는 복수의 점들을 획득하고, 상기 복수의 점들

을 꼭지점으로 하여 이루어지는 다면체를 상기 제1 영역으로 획득하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 X-ray 검출부는

상기 X-ray 생성부로부터 등각 또는 등거리를 가지는 상기 복수의 검출소자들을 포함하는 디텍터인 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 X-ray 검출부는

상기 복수의 검출소자들의 1차원 또는 2차원 배열을 갖는 평판형 디텍터인 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 10

제1항 내지 제9항의 의료 영상 촬영 장치는 컴퓨터 단층 촬영 장치인 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 11

제1항 내지 제9항의 의료 영상 촬영 장치는 C-arm 형태를 갖는 의료 영상 촬영 장치인 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 12

제1항 내지 제9항의 의료 영상 촬영 장치는 PET/CT인 것을 특징으로 하는 의료 영상 촬영 장치.

청구항 13

X-ray 생성부로부터 가상의 복수개의 복셀들로 구성된 3차원 격자 공간 내에 위치하는 대상체로 엑스선을 조사하는 단계;

복수개의 검출 소자를 통하여 상기 대상체를 투과한 엑스선을 감지하는 단계; 및

상기 복수개의 복셀들 내에서 상기 엑스선이 투과하는 제1 영역의 부피에 근거하여, 상기 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 투과 영상 데이터를 처리하는 단계는

상기 제1 영역의 부피, 상기 제1 영역과 하나 이상의 복셀 간의 중첩되는 부분의 부피, 및 1 개의 복셀의 부피 중 적어도 하나에 근거하여 가중치를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 투과 영상 데이터를 처리하는 단계는

상기 가중치를 복셀 데이터에 적용하여 상기 투과 영상 데이터를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 16

제14항에 있어서, 상기 투과 영상 데이터를 처리하는 단계는

상기 가중치를 상기 투과 영상 데이터에 적용하여 복셀 데이터를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 17

제14항에 있어서,

상기 가중치는, 상기 제1 영역과 상기 3차원 격자 공간 내에 설정된 슬라이스 내의 적어도 하나의 복셀이 중첩되는 부분의 부피와 상기 적어도 하나의 복셀 부피 간의 비인 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 X-ray 생성부는

콘 빔(cone beam) 또는 팬 빔 (Fan-beam) 의 형태를 갖는 엑스선을 방출하며,

상기 제1 영역은, 상기 복수개의 검출 소자 중 어느 하나의 검출 소자에서 상기 X-ray 생성부를 향하는 면에 존재하는 복수개의 꼭지점들 각각과 상기 X-ray 생성부가 상기 엑스선을 방출하는 지점을 연결하여 형성된 다면체와 상기 슬라이스가 중첩되어 형성되는 영역인 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 제1 영역은, 상기 슬라이스를 이루는 두 평면과 상기 다면체의 모서리가 만나는 복수의 점들을 꼭지점으로 하여 이루어지는 다면체인 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 20

제13항에 있어서,

상기 복수의 검출소자들은 상기 X-ray 생성부로부터 등각 또는 등거리를 갖는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 21

제13항에 있어서,

상기 복수의 검출소자들은 1차원 또는 2차원 배열을 갖는 평판형 디텍터를 이루는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 22

제13항 내지 제21항의 의료 영상 촬영 방법은 컴퓨터 단층 촬영 장치에서 사용되는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 23

제13항 내지 제21항의 의료 영상 촬영 방법은 C-arm 형태를 갖는 의료 영상 촬영 장치에서 사용되는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 24

제13항 내지 제21항의 의료 영상 촬영 방법은 PET/CT에서 사용되는 것을 특징으로 하는 의료 영상 처리 방법.

청구항 25

제13항 내지 제21항 중 어느 한 항에 기재된 방법을 실행하기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 의료 영상 촬영 장치 및 그에 따른 영상 처리 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는, 재구성된 CT 영상에 발생할 수 있는 아티팩트를 감소시킬 수 있는 의료 영상 촬영 장치 및 그에 따른 의료 영상 처리 방법을

위한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 의료 영상 장치는 대상체의 내부 구조를 영상으로 획득하기 위한 장비이다. 의료 영상 촬영 장치는 비침습 검사 장치로서, 신체 내의 구조적 세부사항, 내부 조직 및 유체의 흐름 등을 촬영 및 처리하여 사용자에게 보여준다. 의사 등의 사용자는 의료 영상 촬영 장치에서 출력되는 의료 영상을 이용하여 환자의 건강 상태 및 질병을 진단할 수 있다.

[0003] 의료 영상 장치에서는 X-선을 대상체에 투과시켜 투과 영상 데이터를 획득하고, 이러한 투과 영상 데이터로부터 대상체의 단면을 나타내는 영상을 복원(reconstruction)할 수 있다.

[0004] 이러한 대상체의 영상 복원 과정에서는 사용되는 영상 재구성 방법에는 여러 가지가 존재하며, 크게 두 가지로 분류할 수 있다. 첫째는 비반복적 재구성 방법이고, 두번째는 반복적 재구성 방법이다.

[0005] 비반복적 재구성 방법은 Direct Fourier reconstruction과 Back-Projection 으로 나눌 수 있고, Back Projection은 Filtered Back Projection과 Back-projection Filtering으로 나눌 수 있다. Direct Fourier reconstruction을 제외한 나머지 비반복적 재구성 방법에는 X선이 물체를 투과한 후 X선 디텍터로 투사되어 획득한 영상을 다시 재구성 영상 공간으로 역으로 투사해주는 Back-Projection이 사용된다.

[0006] 반복적 재구성 방법은 크게 산술적 재구성 방식과 통계적 재구성 방식으로 나눌 수 있고, 두 방식 모두 가상의 모델을 projection 한 영상과 측정된 영상을 비교한 후 back-projection을 통해 가상의 모델을 수정하고 다시 projection 한 영상과 측정된 영상을 비교하는 행위를 원하는 영상이 얻어질 때까지 반복하여 수행한다.

[0007] 이와 같은 X선 단층 영상 재구성에 있어 projection/back-projection (투사/역투사) 방법은 필수 불가결하게 쓰이고 있다.

[0008] 한편 projection 또는 backprojection 시에는 검출기 픽셀 또는 격자구조 복셀의 X선 신호크기에 대한 기여도를 계산해야 하고, 이를 계산하는 종래의 방법으로는 pixel-driven, lay-driven, distance-driven 등의 방식이 있다. 이들은 각각 격자구조 복셀 중점을 지나는 가상의 직선과 검출기 표면과의 교점으로부터 떨어진 거리의 비를 가중치로 사용하거나, 검출기 픽셀 중점을 지나는 가상의 직선이 인접한 복셀의 중점들과의 거리의 비를 가중치로 사용하거나, 픽셀과 복셀을 가상의 평면에 투사하고 중첩되는 면적의 비를 가중치로 사용한다. 이러한 가중치를 계산할 때, 픽셀 또는 복셀의 이산적인 성질에 의해 재구성된 영상 내에 아티팩트가 발생한다.

[0009] 또한, 의료 영상 촬영 장치로서 C-arm을 이용하는 경우, C-arm의 위치나 각도에 따라 디텍터와 X선 선원의 위치가 미세하게 달라질 경우에 아티팩트가 발생하게 된다.

[0010] 따라서, 재구성 영상의 화질 향상을 위해서 투사 및 역투사 과정에서 재구성 영상에 발생할 수 있는 아티팩트를 줄이는 것이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 본원 발명은 재구성된 영상에 발생할 수 있는 아티팩트를 감소시킬 수 있는 의료 영상 촬영 장치 및 그에 따른 의료 영상 처리 방법의 제공을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치는, 가상의 복수개의 복셀들로 구성된 3차원 격자 공간 내에 위치하는 대상체로 엑스선을 조사하는 X-ray 생성부, 복수개의 검출 소자들을 통하여 상기 대상체를 투과한 엑스선을 감지하는 X-ray 검출부 및 상기 복수개의 복셀들 내에서 상기 엑스선이 투과하는 제1 영역의 부피에 근거하여, 상기 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리하는 영상 처리부를 포함한다.

[0013] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 제1 영역의 부피, 상기 제1 영역과 하나 이상의 복셀 간의 중첩되는 부분의 부피, 및 1 개의 복셀의 부피 중 적어도 하나에 근거한 가중치를 이용하여, 상기 투과 영상 데이터를 처리할 수 있다.

[0014] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 가중치를 복셀 데이터에 적용하여 상기 투과 영상 데이터를 획득할 수 있다.

[0015] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 가중치를 상기 투과 영상 데이터에 적용하여 복셀 데이터를 획득할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 3차원 격자 공간 내에 슬라이스를 설정하고, 상기 제1 영역과 상기 슬라이스 내의 적어도 하나의 복셀이 중첩되는 부분의 부피와 상기 적어도 하나의 복셀 부피 간의 비를 상기 가중치 값으로 획득할 수 있다.

[0017] 또한, 상기 X-ray 생성부는 콘 빔(cone beam) 또는 팬 빔 (Fan-beam) 의 형태를 갖는 엑스선을 방출할 수 있다. 그리고, 상기 영상 처리부는 상기 복수개의 검출 소자 중 어느 하나의 검출 소자에서 상기 X-ray 생성부를 향하는 면에 존재하는 복수개의 꼭지점들 각각과 상기 X-ray 생성부가 상기 엑스선을 방출하는 지점을 연결하여 형성된 다면체와 상기 슬라이스가 중첩되어 형성되는 영역을 상기 제1 영역으로 획득할 수 있다.

[0018] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 슬라이스를 이루는 두 평면과 상기 다면체의 모서리가 만나는 복수의 점들을 획득하고, 상기 복수의 점들을 꼭지점으로 하여 이루어지는 다면체를 상기 제1 영역으로 획득할 수 있다.

[0019] 또한, 상기 X-ray 검출부는 상기 X-ray 생성부로부터 등각 또는 등거리를 가지는 상기 복수의 검출소자들을 포함하는 디텍터가 될 수 있다.

[0020] 또한, 상기 X-ray 검출부는 상기 복수의 검출소자들의 1차원 또는 2차원 배열을 갖는 평판형 디텍터가 될 수 있다.

[0021] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치는 컴퓨터 단층 촬영 장치일 수 있다.

[0022] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치는 C-arm 형태를 갖는 의료 영상 촬영 장치일 수 있다.

[0023] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 촬영 장치는 PET/CT가 될 수 있다.

[0024] 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 처리 방법은 X-ray 생성부로부터 가상의 복수개의 복셀들로 구성된 3차원 격자 공간 내에 위치하는 대상체로 엑스선을 조사하는 단계, 복수개의 검출 소자를 통하여 상기 대상체를 투과한 엑스선을 감지하는 단계, 및 상기 복수개의 복셀들 내에서 상기 엑스선이 투과하는 제1 영역의 부피에 근거하여, 상기 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리하는 단계를 포함한다.

[0025] 또한, 상기 투과 영상 데이터를 처리하는 단계는 상기 제1 영역의 부피, 상기 제1 영역과 하나 이상의 복셀 간의 중첩되는 부분의 부피, 및 1 개의 복셀의 부피 중 적어도 하나에 근거하여 가중치를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0026] 또한, 상기 투과 영상 데이터를 처리하는 단계는 상기 가중치를 복셀 데이터에 적용하여 상기 투과 영상 데이터를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0027] 또한, 상기 투과 영상 데이터를 처리하는 단계는 상기 가중치를 상기 투과 영상 데이터에 적용하여 복셀 데이터를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0028] 또한, 상기 가중치는, 상기 제1 영역과 상기 3차원 격자 공간 내에 설정된 슬라이스 내의 적어도 하나의 복셀이 중첩되는 부분의 부피와 상기 적어도 하나의 복셀 부피 간의 비일 수 있다.

[0029] 또한, 콘 빔(cone beam) 또는 팬 빔 (Fan-beam) 의 형태를 갖는 엑스선을 방출하며, 상기 제1 영역은, 상기 복수개의 검출 소자 중 어느 하나의 검출 소자에서 상기 X-ray 생성부를 향하는 면에 존재하는 복수개의 꼭지점들 각각과 상기 X-ray 생성부가 상기 엑스선을 방출하는 지점을 연결하여 형성된 다면체와 상기 슬라이스가 중첩되어 형성되는 영역일 수 있다.

[0030] 또한, 상기 제1 영역은, 상기 슬라이스를 이루는 두 평면과 상기 다면체의 모서리가 만나는 복수의 점들을 꼭지점으로 하여 이루어지는 다면체일 수 있다.

[0031] 또한, 상기 복수의 검출소자들은 상기 X-ray 생성부로부터 등각 또는 등거리를 가질 수 있다.

[0032] 또한, 상기 복수의 검출소자들은 1차원 또는 2차원 배열을 갖는 평판형 디텍터를 이룰 수 있다.

[0033] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 방법은 컴퓨터 단층 촬영 장치에서 사용될 수 있다.

[0034] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 처리 방법은 의료 영상 촬영 방법은 C-arm 형태를 갖는 의료 영상 촬영 장치에서 사용될 수 있다.

[0035] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 처리 방법은 PET/CT에서 사용될 수 있다.

발명의 효과

[0036] 투사 및 역투사 과정에서 X-선이 투과한 부분의 부피를 기반으로 가중치를 계산하면 종래의 방법보다 가중치 계산에 있어서 정확성을 높이고, 디텍터와 X선 선원간의 위치가 중력이나 회전에 의해 미세하게 틀어지는 경우에도 가중치 계산의 정확성을 향상시킬 수가 있다.

[0037] 이에 따라, 본 발명의 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치 및 그에 따른 의료 영상 처리 방법에 의하는 경우, 아티팩트를 최소화시킨 의료 영상을 재구성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0038] 도 1은 일반적인 CT 시스템(100)의 개략도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 CT 시스템(100)의 구조를 나타내는 도면이다.

도 3은 통신부의 구성을 도시하는 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 처리를 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치의 구성을 나타내는 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 처리를 설명하기 위한 다른 도면이다.

도 8은 대상체를 투과하는 투과 영상 데이터의 처리를 설명하기 위한 도면이다.

도 9a는 의료 영상 촬영 및 영상 재구성을 설명하기 위한 도면이다.

도 9b는 반복적 재구성에 의한 영상 재구성을 나타내는 플로우차트이다.

도 10a는 본 발명의 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치의 일 예를 도시한 도면이다.

도 10b는 본 발명의 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치의 다른 예를 도시한 도면이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 투과 영상 데이터의 처리를 설명하기 위한 도면이다.

도 12a는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 격자 공간 내의 슬라이스들을 나타내는 도면이다.

도 12b는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 격자 공간 내의 슬라이스의 단면들을 나타내는 도면이다.

도 12c는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 격자 공간 내의 일 슬라이스에서 엑스선이 투과하는 영역을 나타내는 도면이다.

도 13a는 본 발명의 일 실시예에 따른 X-ray 검출부의 검출소자의 일 형태를 나타내는 도면이다.

도 13b는 본 발명의 일 실시예에 따른 X-ray 검출부의 검출소자의 다른 형태를 나타내는 도면이다.

도 13c는 본 발명의 일 실시예에 따른 X-ray 검출부의 검출소자의 다른 형태를 나타내는 도면이다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법을 나타내는 플로우차트이다.

도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따른 영상 처리 방법을 나타내는 플로우차트이다.

도 16은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치의 다른 예를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0039] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 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. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.

[0040] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.

[0041] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 판례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있

다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[0042] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에서 사용되는 "부"라는 용어는 소프트웨어, FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, "부"는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 '부'는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. '부'는 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서, 일 예로서 "부"는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 "부"들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 "부"들로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 "부"들로 더 분리될 수 있다.

[0043] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 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 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략한다.

[0044] 본 명세서에서 "영상"는 이산적인 영상 요소들(예를 들어, 2차원 영상에 있어서의 픽셀들 및 3차원 영상에 있어서의 복셀들)로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 예를 들어, 영상은 CT 촬영 장치에 의해 획득된 대상체의 의료 영상 등을 포함할 수 있다.

[0045] 본 명세서에서 "CT(Computed Tomography) 영상"란 대상체에 대한 적어도 하나의 축을 중심으로 회전하며 대상체를 촬영함으로써 획득된 복수개의 엑스레이 영상들의 합성 영상을 의미할 수 있다.

[0046] 본 명세서에서 "대상체(object)"는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, "대상체"는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있다. 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미하는 것으로, 신체와 유사한 성질을 갖는 구형(sphere)의 팬텀을 포함할 수 있다.

[0047] 본 명세서에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0048] CT 시스템은 대상체에 대하여 단면 영상을 제공할 수 있으므로, 일반적인 X-ray 촬영 기기에 비하여 대상체의 내부 구조(예컨대, 신장, 폐 등의 장기 등)가 겹치지 않게 표현할 수 있다는 장점이 있다.

[0049] CT 시스템은, 예를 들어, 2mm 두께 이하의 영상데이터를 초당 수십, 수백 회 획득하여 가공함으로써 대상체에 대하여 비교적 정확한 단면 영상을 제공할 수 있다. 종래에는 대상체의 가로 단면만으로 표현된다는 문제점이 있었지만, 다음과 같은 여러 가지 영상 재구성 기법의 등장에 의하여 극복되었다. 3차원 재구성 영상기법들로는 다음과 같은 기법들이 있다.

[0050] - SSD(Shade surface display): 초기 3차원 영상기법으로 일정 HU값을 가지는 복셀들만 나타내도록 하는 기법.

[0051] - MIP(maximum intensity projection)/MinIP(minimum intensity projection): 영상을 구성하는 복셀 중에서 가장 높은 또는 낮은 HU값을 가지는 것들만 나타내는 3D 기법.

[0052] - VR(volume rendering): 영상을 구성하는 복셀들을 관심영역별로 색 및 투과도를 조절할 수 있는 기법.

[0053] - 가상내시경(Virtual endoscopy): VR 또는 SSD 기법으로 재구성한 3차원 영상에서 내시경적 관찰이 가능한 기법.

[0054] - MPR(multi planar reformation): 다른 단면 영상으로 재구성하는 영상 기법. 사용자가 원하는 방향으로의 자유자제의 재구성이 가능하다.

[0055] - Editing: VR에서 관심부위를 보다 쉽게 관찰하도록 주변 복셀들을 정리하는 여러 가지 기법.

[0056] - VOI(voxel of interest): 선택 영역만을 VR로 표현하는 기법.

[0057] 본 발명의 일 실시예에 따른 컴퓨터 단층촬영(CT) 시스템(100)은 첨부된 도 1을 참조하여 설명될 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 CT 시스템(100)은 다양한 형태의 장치들을 포함할 수 있다.

[0058] 도 1은 일반적인 CT 시스템(100)의 개략도이다. 도 1을 참조하면, CT 시스템(100)은 갠트리(102), 테이블(105), X-ray 생성부(106) 및 X-ray 검출부(108)를 포함할 수 있다.

[0059] 갠트리(102)는 X-ray 생성부(106) 및 X-ray 검출부(108)를 포함할 수 있다.

[0060] 대상체(10)는 테이블(105) 상에 위치될 수 있다.

[0061] 테이블(105)은 CT 촬영 과정에서 소정의 방향(예컨대, 상, 하, 좌, 우 중 적어도 한 방향)으로 이동할 수 있다. 또한, 테이블(105)은 소정의 방향으로 소정의 각도만큼 기울어질 수 있거나(tilting) 또는 회전(rotating)될 수 있다.

[0062] 또한, 갠트리(102)도 소정의 방향으로 소정의 각도만큼 기울어질 수 있다.

[0063] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 CT 시스템(100)의 구조를 나타낸 도면이다.

[0064] 본 발명의 일 실시예에 따른 CT 시스템(100)은 갠트리(102), 테이블(105), 제어부(118), 저장부(124), 영상 처리부(126), 입력부(128), 디스플레이부(130), 통신부(132)를 포함할 수 있다.

[0065] 전술한 바와 같이, 대상체(10)는 테이블(105) 상에 위치할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 테이블(105)은 소정의 방향(예컨대, 상, 하, 좌, 우 중 적어도 한 방향)으로 이동 가능하고, 제어부(118)에 의하여 움직임이 제어될 수 있다.

[0066] 본 발명의 일 실시예에 따른 갠트리(102)는 회전 프레임(104), X-ray 생성부(106), X-ray 검출부(108), 회전 구동부(110), 데이터 획득 회로(116), 데이터 송신부(120)을 포함할 수 있다.

[0067] 본 발명의 일 실시예에 따른 갠트리(102)는 소정의 회전축(RA; Rotation Axis)에 기초하여 회전 가능한 고리 형태의 회전 프레임(104)을 포함할 수 있다. 또한, 회전 프레임(104)는 디스크의 형태일 수도 있다.

[0068] 회전 프레임(104)은 소정의 시야 범위(FOV; Field Of View)를 갖도록 각각 대향하여 배치된 X-ray 생성부(106) 및 X-ray 검출부(108)를 포함할 수 있다. 또한, 회전 프레임(104)은 산란 방지 그리드(anti-scatter grid, 114)를 포함할 수 있다. 산란 방지 그리드(114)는 X-ray 생성부(106)와 X-ray 검출부(108)의 사이에서 위치할 수 있다.

[0069] 의료용 영상 시스템에 있어서, 검출기(또는 감광성 필름)에 도달하는 X-선 방사선에는, 유용한 영상을 형성하는 감쇠된 주 방사선 (attenuated primary radiation) 뿐만 아니라 영상의 품질을 떨어뜨리는 산란 방사선 (scattered radiation) 등이 포함되어 있다. 주 방사선은 대부분 투과시키고 산란 방사선은 감쇠시키기 위해, 환자와 검출기(또는 감광성 필름)와의 사이에 산란 방지 그리드를 위치시킬 수 있다.

[0070] 예를 들어, 산란 방지 그리드는, 납 박편의 스트립(strips of lead foil)과, 중공이 없는 폴리머 물질(solid polymer material)이나 중공이 없는 폴리머(solid polymer) 및 섬유 합성 물질(fiber composite material) 등의 공간 충전 물질(interspace material)을 교대로 적층한 형태로 구성될 수 있다. 그러나, 산란 방지 그리드의 형태는 반드시 이에 제한되는 것은 아니다.

[0071] 회전 프레임(104)은 회전 구동부(110)로부터 구동 신호를 수신하고, X-ray 생성부(106)와 X-ray 검출부(108)를 소정의 회전 속도로 회전시킬 수 있다. 회전 프레임(104)은 슬립 링(미도시)을 통하여 접촉 방식으로 회전 구동부(110)로부터 구동 신호, 파워를 수신할 수 있다. 또한, 회전 프레임(104)은 무선 통신을 통하여 회전 구동부(110)로부터 구동 신호, 파워를 수신할 수 있다.

[0072] X-ray 생성부(106)는 파워 분배부(PDU; Power Distribution Unit, 미도시)에서 슬립 링(미도시)을 거쳐 고전압 생성부(미도시)를 통하여 전압, 전류를 인가 받아 X선을 생성하여 방출할 수 있다. 고전압 생성부가 소정의 전압(이하에서 튜브 전압으로 지칭함)을 인가할 때, X-ray 생성부(106)는 이러한 소정의 튜브 전압에 상응하게 복수의 에너지 스펙트럼을 갖는 X-ray들을 생성할 수 있다.

[0073] X-ray 생성부(106)에 의하여 생성되는 X-ray는, 콜리메이터(collimator, 112)에 의하여 소정의 형태로 방출될 수 있다.

[0074] X-ray 검출부(108)는 X-ray 생성부(106)와 마주하여 위치할 수 있다. X-ray 검출부(108)는 복수의 X-ray 검출

소자들을 포함할 수 있다. 단일 엑스선 검출소자는 단일 채널을 형성할 수 있지만, 반드시 이에 제한되는 것은 아니다.

[0075] X-ray 검출부(108)는 X-ray 생성부(106)로부터 생성되고 대상체(10)를 통하여 전송된 X 선을 감지하고, 감지된 X선의 강도에 상응하게 전기 신호를 생성할 수 있다.

[0076] X-ray 검출부(108)는 방사선을 광으로 전환하여 검출하는 간접방식과 방사선을 직접 전하로 변환하여 검출하는 직접방식 검출기를 포함할 수 있다. 간접방식의 X-ray 검출부는 Scintillator를 사용할 수 있다. 또한, 직접방식의 X-ray 검출부는 photon counting detector를 사용할 수 있다. 데이터 획득 회로(DAS; Data Acquisitino System)(116)는 X-ray 검출부(108)와 연결될 수 있다. X-ray 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 DAS(116)에서 수집될 수 있다. X-ray 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 유선 또는 무선으로 DAS(116)에서 수집될 수 있다. 또한, X-ray 검출부(108)에 의하여 생성된 전기 신호는 증폭기(미도시)를 거쳐 아날로그/디지털 컨버터(미도시)로 제공될 수 있다.

[0077] 슬라이스 두께(slice thickness)나 슬라이스 개수에 따라 X-ray 검출부(108)로부터 수집된 일부 데이터만이 영상 처리부(126)에 제공될 수 있고, 또는 영상 처리부(126)에서 일부 데이터만을 선택할 수 있다.

[0078] 이러한 디지털 신호는 데이터 송신부(120)를 통하여 영상 처리부(126)로 제공될 수 있다. 이러한 디지털 신호는 데이터 송신부(120)를 통하여 유선 또는 무선으로 영상 처리부(126)로 송신될 수 있다.

[0079] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(118)는 CT 시스템(100)의 각각의 모듈의 동작을 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부(118)는 테이블(105), 회전 구동부(110), 콜리메이터(112), DAS(116), 저장부(124), 영상 처리부(126), 입력부(128), 디스플레이부(130), 통신부(132) 등의 동작들을 제어할 수 있다.

[0080] 영상 처리부(126)는 DAS(116)로부터 획득된 데이터(예컨대, 가공 전 순수(pure) 데이터)를 데이터 송신부(120)을 통하여 수신하여, 전처리(pre-processing)하는 과정을 수행할 수 있다.

[0081] 전처리는, 예를 들면, 채널들 사이의 감도 불균일 정정 프로세스, 신호 세기의 급격한 감소 또는 금속 같은 X선 흡수재로 인한 신호의 유실 정정 프로세스 등을 포함할 수 있다.

[0082] 영상 처리부(126)의 출력 데이터는 로(raw) 데이터 또는 프로젝션(projection) 데이터로 지칭될 수 있다. 이러한 프로젝션 데이터는 데이터 획득시의 촬영 조건(예컨대, 튜브 전압, 촬영 각도 등)등과 함께 저장부(124)에 저장될 수 있다.

[0083] 프로젝션 데이터는 대상체를 통과한 X선의 세기에 상응하는 데이터 값의 집합일 수 있다. 설명의 편의를 위해, 모든 채널들에 대하여 동일한 촬영 각도로 동시에 획득된 프로젝션 데이터의 집합을 프로젝션 데이터 세트로 지칭한다.

[0084] 저장부(124)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(SD, XD 메모리 등), 램(RAM; Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM; Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory) 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다.

[0085] 또한, 영상 처리부(126)는 획득된 프로젝션 데이터 세트를 이용하여 대상체에 대한 단면 영상을 재구성할 수 있다. 이러한 단면 영상은 3차원 영상일 수 있다. 다시 말해서, 영상 처리부(126)는 획득된 프로젝션 데이터 세트에 기초하여 콘 빔 재구성(cone beam reconstruction) 방법 등을 이용하여 대상체에 대한 3차원 영상을 생성할 수 있다.

[0086] 입력부(128)를 통하여 X선 단층 촬영 조건, 영상 처리 조건 등에 대한 외부 입력이 수신될 수 있다. 예를 들면, X선 단층 촬영 조건은, 복수의 튜브 전압, 복수의 X선들의 에너지 값 설정, 촬영 프로토콜 선택, 영상재구성 방법 선택, FOV 영역 설정, 슬라이스 개수, 슬라이스 두께(slice thickness), 영상 후처리 파라미터 설정 등을 포함할 수 있다. 또한 영상 처리 조건은 영상의 해상도, 영상에 대한 감쇠 계수 설정, 영상의 조합비율 설정 등을 포함할 수 있다.

[0087] 입력부(128)는 외부로부터 소정의 입력을 인가 받기 위한 디바이스 등을 포함할 수 있다. 예컨대, 입력부(128)는 마이크로폰, 키보드, 마우스, 조이스틱, 터치 패드, 터치펜, 음성, 제스처 인식장치 등을 포함할 수 있다.

[0088] 디스플레이부(130)는 영상 처리부(126)에 의해 재구성된 X선 촬영 영상을 디스플레이할 수 있다.

[0089] 전술한 엘리먼트들 사이의 데이터, 파워 등의 송수신은 유선, 무선 및 광통신 중 적어도 하나를 이용하여 수행될 수 있다.

[0090] 통신부(132)는 서버(134) 등을 통하여 외부 디바이스, 외부 의료 장치 등과의 통신을 수행할 수 있다. 이와 관련하여서는 도 3을 참조하여 후술한다.

[0091] 도 3은 통신부의 구성을 도시하는 도면이다.

[0092] 통신부(132)는, 유선 또는 무선으로 네트워크(301)와 연결되어 서버(134), 외부 의료 장치(136) 또는 외부 디바이스(138)와의 통신을 수행할 수 있다. 통신부(132)는 의료 영상 정보 시스템(PACS, Picture Archiving and Communication System)을 통해 연결된 병원 서버나 병원 내의 다른 의료 장치와 데이터를 주고 받을 수 있다.

[0093] 또한, 통신부(132)는 의료용 디지털 영상 및 통신(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준에 따라 외부 기기(138) 등과 데이터 통신을 수행할 수 있다.

[0094] 통신부(132)는 네트워크(301)를 통해 대상체의 진단과 관련된 데이터를 송수신할 수 있다. 또한 통신부(132)는 MRI 장치, X-ray 장치 등 다른 의료 기기(136)에서 획득된 의료 영상 등을 송수신할 수 있다.

[0095] 나아가, 통신부(132)는 서버(134)로부터 환자의 진단 이력이나 치료 일정 등을 수신하여 환자의 임상적 진단 등에 활용할 수도 있다. 또한, 통신부(132)는 병원 내의 서버(134)나 의료 장치(136)뿐만 아니라, 사용자나 환자의 휴대용 단말(138) 등과 데이터 통신을 수행할 수도 있다.

[0096] 또한 장비의 이상유무 및 품질 관리현황 정보를 네트워크를 통해 시스템 관리자나 서비스 담당자에게 송신하고 그에 대한 feedback을 수신할 수 있다.

[0097] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 처리를 설명하기 위한 도면이다.

[0098] 도 4에 도시된 바와 같이, 대상체(400)를 향하여 조사된 엑스선은 대상체(400)를 투과하여 X-ray 검출부(108)에 도달하게 된다. 이하, 도 4를 참조하여 X-ray 검출부(108)가 대상체(400)를 투과한 엑스선을 검출함으로써 프로젝션 데이터를 얻는 과정을 설명한다.

[0099] X-ray 생성부(106)에서 대상체(400)를 향하여 엑스선이 조사된다. 조사되는 엑스선은 콘빔(cone-beam) 또는 팬빔(fan-beam) 등의 형태가 될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 대상체(400)를 투과한 엑스선은 X-ray 검출부(108)에 도달하는데, X-ray 검출부(108)는 도 4에 표시된 바와 같이 단위 픽셀로 나누어질 수 있다. X-ray 검출부(108)와 X-ray 생성부(106) 사이의 엑스선이 조사되는 경로(410)상에 대상체(400)가 위치하며, 엑스선은 이와 같은 대상체(400)를 투과하면서 감쇠되는 성질이 있다. 따라서 X-ray 검출부(108) 내의 임의의 픽셀에 도달하는 엑스선을 측정함으로써, 그 엑스선이 대상체(400) 내에서 감쇠되는 정도를 파악할 수 있으며, 이로부터 엑스선이 투과한 대상체(400) 내의 정보를 획득할 수 있다.

[0100] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치의 구성을 나타내는 도면이다.

[0101] 도 5에 도시된 의료 영상 촬영 장치(500)는 X-ray 생성부(510), X-ray 검출부(520) 및 영상 처리부(530)로 구성된다.

[0102] X-ray 생성부(510)에서는 가상의 복수개의 복셀들로 구성된 3차원 격자 공간 내에 위치하는 대상체로 엑스선을 조사한다. X-ray 검출부(520)에서는 복수개의 검출소자(픽셀)에 도달하는 엑스선을 감지하고, 영상 처리부(530)에서는 복수개의 복셀들 내에서 엑스선이 투과하는 부피에 근거하여, X-ray 검출부(520)에서 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리한다.

[0103] 본 발명의 실시예에 따른 의료 영상 장치는 CT 촬영을 진행하여 CT 영상을 복원하기 위한 컴퓨터 단층 촬영 장치가 될 수 있으며, 도 1 내지 도 3을 참조하여 설명한 CT 시스템(100)에 포함되거나 CT 시스템(100)과 연결되어 동작할 수 있다. 구체적으로, 의료 영상 촬영 장치(500)가 CT 시스템(100)에 포함되는 경우, 의료 영상 촬영 장치(500)에 포함되는 X-ray 생성부(510), X-ray 검출부(520) 및 영상 처리부(530)은 CT 시스템(100)에 포함되는 X-ray 생성부(106), X-ray 검출부(108) 및 영상 처리부(126)가 될 수 있다. 또한, 의료 영상 촬영 장치(500)는 도 3에서 설명한 의료 장치(136) 또는 휴대용 장치(138) 내에 포함되어, CT 시스템(100)으로부터 감지된 엑스선에 대응되는 감지 신호를 수신하여 동작할 수도 있다. 또한, 의료 영상 촬영 장치(500)의 영상 처리부(530)는 의료 장치(136) 또는 휴대용 장치(138)에 포함되고, X-ray 생성부(510), X-ray 검출부(520)는 도 1의

CT 시스템(100)에 포함되어 형성될 수도 있을 것이다.

[0104] 또한, 의료 영상 촬영 장치(500)는 VR(volume rendering) 기법을 적용하여 3차원 CT 영상을 재구성하는 의료 영상 장치가 될 수 있다.

[0105] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치의 구성을 나타내는 다른 도면이다.

[0106] 도 6에 도시된 의료 영상 촬영 장치(600)는 생성부(610), X-ray 검출부(620), 저장부(630), 영상 처리부(640) 및 디스플레이부(650)로 구성된다.

[0107] 도 5에 대해 설명한 것과 마찬가지로 도 6에 도시된 영상 촬영 장치(600)는, 도 1 내지 도 3을 참조하여 설명한 CT 시스템(100)에 포함되거나 CT 시스템(100)과 연결되어 동작할 수 있다.

[0108] 즉, 도시된 영상 촬영 장치(600)가 CT 시스템(100)에 포함되는 경우 X-ray 생성부(610), X-ray 검출부(620), 저장부(630), 영상 처리부(640) 및 디스플레이부(650)는 각각 CT 시스템(100)의 X-ray 생성부(106), X-ray 검출부(108), 저장부(124), 영상 처리부(126) 및 디스플레이부(130)에 대응될 수 있다.

[0109] 또한, 의료 영상 촬영 장치(600)는 도 3에서 설명한 의료 장치(136) 또는 휴대용 장치(138) 내에 포함되어, CT 시스템(100)으로부터 감지된 엑스선에 대응되는 감지 신호를 수신하여 동작할 수도 있다. 또한, 의료 영상 촬영 장치(600)의 저장부(630), 영상 처리부(640) 및 디스플레이부(650)는 의료 장치(136) 또는 휴대용 장치(138)에 포함되고, X-ray 생성부(610), X-ray 검출부(620)는 도 1의 CT 시스템(100)에 포함되어 형성될 수 도 있을 것이다.

[0110] 또한, 마찬가지로 의료 영상 촬영 장치(600)는 VR(volume rendering) 기법을 적용하여 3차원 CT 영상을 재구성하는 의료 영상 장치가 될 수 있다.

[0111] 이하에서는, 의료 영상 촬영 장치(600)가 CT 영상을 생성하기 위한 장치이며 VR 기법을 적용하여 3차원 CT 영상을 재구성하는 경우를 예로 들어 설명한다.

[0112] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 처리를 설명하기 위한 다른 도면이다.

[0113] 구체적으로, 도 7은 도 4의 모습을 측면에서 보았을 때 단면을 도시한 것으로서, 대상체(600)는 가상의 복수개의 복셀들로 구성되는 3차원 격자 공간(605)내에 위치한다. 대상체(600)는 CT 촬영의 대상에 되는 신체 부위가 될 수 있다.

[0114] 도 7을 참조하여 보면, 3차원 격자 공간(605)을 측면에서 보는 경우 사각형 형태가 될 수 있다. 3차원 격자 공간(605) 내에 3차원 형상의 대상체(미도시)가 위치하는 경우, 대상체의 단면 역시 일정 크기의 사각형 형태의 복셀의 단면으로 나타낼 수 있다. 대상체에 포함되는 서로 다른 복셀은 서로 다른 물질로 구성되어 있을 수 있다.

[0115] 도 7은, X-ray 생성부(106)에서 조사된 엑스선이 대상체를 투과하여 X-ray 검출부(108)의 i번째 픽셀(601)에 도달하는 엑스선의 경로(603)와, 엑스선이 조사된 경로(603) 내에 위치하는 k 번째 슬라이스(602)에 투과되는 엑스선 투과 영역(604)을 도시한다.

[0116] 도 8은, 대상체(700)를 투과하는 투과 영상 데이터의 처리를 설명하기 위한 도면이다. 도 8에는 설명의 편의상 육각형의 대상체(700)의 단면에 육각형의 복셀들의 단면들이 표시된다.

[0117] 엑스선(710)이 대상체(700)를 투과하고, X-ray 검출부(108)에서 대상체를 투과한 엑스선을 감지함으로써 투과 영상 데이터(프로젝션 데이터)가 획득될 수 있다. X-ray 조사부(미도시)는 도 8에 도시된 바와 같이 화살표 방향(720)으로 회전할 수 있고, 이와 동시에 X-ray 검출부(108) 또한 도시된 바와 같이 화살표 방향(730)으로 회전할 수 있다.

[0118] P를 디텍터의 각각의 검출소자(픽셀)에 검출된 데이터 값(픽셀 값)을 나타내는 행렬이라 하고, A를 하나의 디텍터 검출소자로 입사한 X선이 투과한 3차원 격자 공간 내의 복셀들의 가중치를 나타내는 행렬이라 하고, X는 격자 공간 내 각 복셀의 밀도값 또는 감쇠계수를 나타내는 행렬이라고 하자. 하기의 수학식 1은 복셀 값을 나타내는 행렬 X 에 가중치를 적용하여 디텍터의 픽셀 값을 나타내는 행렬 P를 구하는 것을 나타낸다. 투사 각도별로 얻은 모든 값을 벡터화 해서 미리 A행렬을 구한 후 하기의 수학식 2에서와 같이 역행렬을 구하는 것에 의해 선형대수식을 풀면 3차원 공간 격자 내의 대상체(700)의 밀도값 또는 감쇠계수를 나타내는 X를 구할 수 있다.

[0119] [수학식 1] $$AX = P$$

[0120] [수학식 2] $$A^{-1}AX = A^{-1}P = X$$

[0121] 이러한 과정에 의해 역행렬을 얻어 대상체(700)의 밀도값 또는 감쇠계수를 구할 수 있지만, 모든 투사각과 모든 검출소자(픽셀)에 대한 행렬 A를 구해두는 것과 그 역행렬을 계산하는 것은 매우 많은 데이터를 소모하게 되어 현실적으로 불가능하다. 따라서, 단층 영상을 재구성할 때 계산에 필요한 부분만을 계산하여 사용하여야 하는데, 이 때 projection/back-projection 이 사용된다.

[0122] 도 9a는 의료 영상 촬영 및 단층 영상 재구성을 설명하기 위한 도면이다.

[0123] 이러한 단층 영상 재구성 방법은 크게 비반복적 재구성 방법, 반복적 재구성 방법으로 분류될 수 있다.

[0124] 비반복적 재구성 방법의 하나로 Back-projection 방법은 Filtered Back-projection과 Back-projection Filtering으로 나눌 수 있으며, 이 두 가지 방법 모두 X선 검출부에서 획득한 프로젝션 데이터를 3차원 공간으로 재구성하기 위해 back-projection 방법을 사용한다.

[0125] back-projection 방법은 복수개의 방향에서 획득한 프로젝션 데이터를 화소면에 거꾸로 되돌려 합산하여 영상을 복원하는 방법이다. back-projection 은 복수개의 방향에서의 프로젝션 데이터들을 이용해 실제와 비슷한 영상을 획득할 수 있다.

[0126] 구체적으로, 도 9a에는 대상체(미도시)를 중심으로 회전하며 의료 영상 촬영을 수행하고, 그에 대응되는 데이터를 획득하는 것을 도시한다. 예를 들어, 컴퓨터 단층 촬영 장치는 엑스레이(X-ray)를 생성하여 대상체로 조사하고, 대상체를 통과한 엑스레이를 엑스레이 검출부(미도시)에서 감지한다. 그리고 엑스레이 검출부(미도시)는 감지된 엑스레이에 대응되는 데이터를 생성한다.

[0127] 복수개의 X 선 조사 방향 각각에서 획득한 복수개의 프로젝션 데이터를 필터링한 복수개의 필터링된 프로젝션 데이터, 예를 들어, 도 9a의 필터링된 프로젝션 데이터(810), 필터링된 프로젝션 데이터(820) 및 필터링된 프로젝션 데이터(830)을 거꾸로 되돌려 합산하여 영상(840)을 획득할 수 있다. 또한, 예시된 3개의 프로젝션 데이터보다 더 많은 개수의 프로젝션 데이터를 합산한 영상(850)을 획득할 수도 있다.

[0128] 도 9b는 반복적 재구성에 의한 영상 재구성을 나타내는 플로우차트이다.

[0129] 반복적 재구성 방법은 크게 산술적 재구성 방식과 통계적 재구성 방식으로 분류할 수 있고, 두 방식 모두에서는, 가상 세계(860)의 복셀화된 대상체(862)를 projection 한 데이터(또는 영상)(864)와 실제(870)의 대상체(872)에 X선을 투과하여 얻은 프로젝션 데이터(또는 영상)(874)를 비교(880)한 후 back-projection을 통해 가상의 모델을 수정(890)한다. 그 후, 수정된 모델을 projection 한 데이터(또는 영상)와 실제 모델에 X선을 투과하여 얻은 프로젝션 데이터(또는 영상)를 비교하는 것을 원하는 영상이 얻어질 때까지 반복하여 수행한다. 예를 들어, 프로젝션 데이터(864)와 프로젝션 데이터(874) 간의 차이가 사용자 등이 설정한 오차 범위 내에 들어오면, 반복적 재구성을 중단하고, 최종 영상을 획득할 수 있다.

[0130] 도 10a 및 도 10b는 의료 영상 촬영 장치의 예를 도시한 도면이다.

[0131] 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치는 도 10a에 도시된 바와 같이 컴퓨터 단층 촬영 장치(CT)가 될 수 있으며, 본 발명의 실시예에 의한 다른 의료 영상 촬영 장치는 도 10b에 도시된 바와 같이 C-arm이 될 수 있다. 도 10b의 C-arm은 예를 들어 PET/CT가 될 수 있다. 그러나 이는 단순히 예시일 뿐이고 본 발명에 의한 의료 영상 촬영 장치는 이러한 형태에 제한되지 않는다.

[0132] 도 10a에 도시된 컴퓨터 단층 촬영 장치(CT)는 X-ray 생성부(106), X-ray 검출부(910) 및 영상 처리부(126)를 포함할 수 있다. 도 10a 도시된 바와 같이, X-ray 검출부(910)는 X-ray 생성부(106)로부터 등각 또는 등거리를 가지는 복수의 검출소자들을 포함하는 곡선형 디텍터(901)일 수 있고, X-ray 검출부(910)는 복수의 검출소자들의 1차원 또는 2차원 배열을 갖는 평판형 디텍터(902)일 수 있지만, 디텍터의 형태는 이에 제한되지 않는다.

[0133] X-ray 검출부(910)에서는 X-ray 생성부(106)로부터 조사되어 복셀화된 대상체(900)를 투과한 엑스선을 감지할 수 있다. 영상 처리부(126)에서는 복수개의 복셀들 내에서 X-ray 생성부(106)로부터 조사되는 엑스선이 투과하는 영역의 부피에 근거하여, X-ray 검출부(910)에서 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리할 수 있다. 한편, 이하 도 13을 통하여 설명할 바와 같이 X-ray 검출부(910)에 포함된 복수의 검출소자들의 형태는

사각형이 될 수 있지만, 이에 제한되지 않는다.

[0134] 도 10b는 본 발명에 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치의 다른 예를 도시한 도면이다.

[0135] 도 10b에 도시된 의료 영상 촬영 장치인 C-arm은 X-ray 생성부(106), X-ray 검출부(108) 및 영상 처리부(126)를 포함할 수 있다. 검출부(108)에서는 X-ray 생성부(106)로부터 조사되어 복셀화된 대상체(900)를 투과한 엑스선을 감지할 수 있다. 도 10a와 관련하여 상술한 바와 같이 X-ray 검출부(108)에 포함된 복수의 검출소자들의 형태는 사각형이 될 수 있지만, 이에 제한되지 않는다.

[0136] 도 10b에 도시된 바와 같이, C-arm은 Y축을 중심으로 회전(903)할 수도 있고, x축을 중심으로 회전(904)할 수도 있으나, 회전 방향은 이에 제한되지 않는다. 도 10b의 C-arm의 영상 처리부(126)에서는 복수개의 복셀들 내에서 X-ray 생성부(106)로부터 조사되는 엑스선이 투과하는 영역의 부피에 근거하여, X-ray 검출부(108)에서 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리할 수 있다.

[0137] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 투과 영상 데이터의 처리를 설명하기 위한 도면이다.

[0138] 구체적으로, 도 11은 도 4에 도시된 바와 같은 대상체(400)에 엑스선을 투과시킴으로써 생성되는 프로젝션 데이터를 이용하여 투과 영상을 처리하는 방법에 대해 설명하기 위한 도면이다. 투과 영상의 처리는 영상 처리부(126)에서 수행될 수 있다.

[0139] 도 11의 슬라이스(1001)는 복셀들로 구성된 3차원 격자 공간 내에서 k-1번째 평면 및 k번째 평면을 포함하는 하나의 슬라이스(1001)를 도시한 것이다. X-ray 조사부(미도시)로부터 조사된 엑스선(1000)이 하나의 슬라이스(1001)를 투과한다고 하면, X-ray 검출부(미도시)에 포함된 검출소자인 픽셀(1090)에서 하나의 슬라이스(1001)를 투과하는 엑스선을 감지할 수 있다. 그리고, 픽셀(1090)에서 감지되는 엑스선이 슬라이스(1001)로 투과되는 경로를 계산하는 것에 의해, 슬라이스(1001)내에서 엑스선이 투과하는 영역의 부피를 구할 수 있다. 이와 같이 엑스선이 투과하는 영역의 부피를 구하는 것에 의해 가중치를 계산하여 의료 영상을 처리할 수 있다. 이하에서는, 엑스선 투과 영역의 부피를 구하는 과정에 대해 보다 상세히 설명한다.

[0140] 도 11을 참조하여 보면, X-ray 검출부(미도시)의 하나의 픽셀(1090)에서 X-ray 생성부(미도시)를 향하는 면에 존재하는 네 개의 꼭지점들과 X-ray 생성부(미도시)가 상기 엑스선을 방출하는 지점(1000)을 연결한 선분들(1091, 1092, 1093 및 1094)과 하나의 픽셀(1090)에 포함된 각 변들을 모서리로 포함하는 다면체를 생성할 수 있다.

[0141] 도 11에 도시된 바와 같이, 다면체는 사각뿔이 될 수 있지만 이는 픽셀(1090)의 형태에 따라 달라질 수 있고, 사각뿔에 한정되지 않는다. 이하에서는, 설명의 편의상 전술한 다면체는 '제1 영역'이라 칭한다.

[0142] 이렇게 생성된 다면체(제1 영역)와 하나의 슬라이스(1001)가 중첩되어 형성되는 영역을 여기에서는 '중첩 영역'이라고 칭한다. 도 11에 도시된 바와 같이, 중첩 영역은 k-1 번째 평면에 포함된 점들(1010, 1020, 1030 및 1040)과 k 번째 평면에 포함된 점들(1050, 1060, 1070 및 1080)을 꼭지점으로 하여 형성되는 육면체일 수 있다. 마찬가지로, 중첩 영역의 형태는 픽셀(1090)의 형태에 따라 달라질 수 있고, 육면체에 한정되지 않는다.

[0143] k-1 번째 평면상의 점들(1010, 1020, 1030 및 1040)은, 픽셀(1090)에서 X-ray 생성부(미도시)를 향하는 면에 존재하는 네 개의 꼭지점들과 X-ray 생성부(미도시)가 상기 엑스선을 방출하는 지점(1000)을 연결한 선분들(1091, 1092, 1093 및 1094)이 k-1 번째 평면과 만나는 점들을 나타낸다.

[0144] 마찬가지로, k 번째 평면상의 점들(1050, 1060, 1070 및 1080)은, 픽셀(1090)에서 X-ray 생성부(미도시)를 향하는 면에 존재하는 네 개의 꼭지점들과 X-ray 생성부(미도시)가 상기 엑스선을 방출하는 지점(1000)을 연결한 선분들(1091, 1092, 1093 및 1094)이 k 번째 평면과 만나는 점들을 나타낸다.

[0145] 영상 처리부(126)는 계산된 중첩 영역의 부피, 중첩 영역과 하나 이상의 복셀 간의 중첩되는 부분의 부피, 및 1개의 복셀의 부피 이 세가지 중 적어도 하나에 근거하여 가중치를 계산하고, 이러한 가중치에 근거하여 투과 영상 데이터를 처리할 수 있다. 도 12의 c에 있어서, 중첩 영역은 도시된 기울어진 육면체(1210)를 나타내고, '중첩 영역과 하나 이상의 복셀 간의 중첩되는 부분의 부피'는 빗금친 영역(1220)의 부피를 나타낸다.

[0146] 가중치를 각각의 복셀에 대해서 계산할 수도 있으며, 도 8에서 설명한 바와 같이 각각의 복셀에 대해 계산된 가중치를 A행렬로 나타내는 경우, 상술한 수학식 1 또는 수학식 2를 통하여 복셀 데이터 또는 픽셀 데이터를 구할 수 있다.

[0147] 다시 말하면, 수학식 1을 이용하여 가중치를 복셀 데이터에 적용하는 경우 투과 영상 데이터(픽셀 데이터)를 획

득할 수 있으며, 수학식 2를 이용하여 가중치를 상기 투과 영상 데이터(픽셀 데이터)에 적용하는 경우 복셀 데이터를 획득할 수 있다.

[0148] 이하, 도 12를 통하여 투과 영상 데이터를 처리하는 방법에 대해 보다 상세하게 설명한다.

[0149] 도 12a는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 격자 공간 내의 슬라이스들을 나타내는 도면이다. 가상의 3차원 격자 공간 내의 여러 평면들 중 k-1 번째 평면(1100) 및 k 번째 평면(1200)에 의해 하나의 슬라이스(1001)를 형성할 수 있다.

[0150] 도 12b는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 격자 공간 내의 슬라이스의 단면들을 나타내는 도면이다.

[0151] 구체적으로, 도 12b에는 도 11에서 상술한 하나의 슬라이스(1001)의 k-1 번째 평면에 포함된 점들(1010, 1020, 1030 및 1040) 및 k 번째 평면에 포함된 점들(1050, 1060, 1070 및 1080)이 도시되어 있다.

[0152] 도 12c는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 격자 공간 내의 일 슬라이스에서 엑스선이 투과하는 영역을 나타내는 도면이다.

[0153] 도 12c에는, k-1 번째 평면에 포함된 점들(1010, 1020, 1030 및 1040) 및 k 번째 평면에 포함된 점들(1050, 1060, 1070 및 1080)을 꼭지점으로 하는 중첩 영역과 j 번째 복셀이 중첩되는 영역의 부피가 빗금친 부분으로 나타내어질 수 있다.

[0154] 구체적으로, 중첩 영역과 j 번째 복셀이 중첩되는 부분의 부피는 점들(a, b, c, d, e, f)을 꼭지점으로 하는 다면체의 부피가 될 수 있다. 마찬가지로, j 번째 복셀 외에 일 슬라이스에 포함된 나머지 다른 복셀들에 대해서도, 중첩 영역과 그 복셀이 중첩되는 영역의 부피를 구할 수 있다.

[0155] 한편, 도 12c에는 본 발명의 일 실시예에 따라 중첩 영역이 하나의 j 번째 복셀과 중첩되는 부분의 부피를 구하는 것에 대해 설명하였지만, 중첩 영역이 하나의 복셀과 중첩되는 부분의 부피를 구하는 것에 한정되지 않으며, 가중치의 계산 방법에 따라, 중첩 영역이 두 개 이상의 복셀과 중첩되는 부피를 구함으로써 가중치를 구할 수도 있다.

[0156] 한편, 중첩 영역의 부피는 중첩 영역을 사면체로 나누어 각각의 사면체의 부피를 구하고 모두 합하여 계산될 수 있다.

[0157] 하나의 복셀과의 중첩 영역은 다면체로 형성될 수 있고, 중첩 영역을 이루는 다면체는 복수개의 사면체들로 나눌 수 있다. 복수개의 사면체들 중 하나의 사면체에서, 네 개의 꼭지점의 좌표를 각각 a, b, c 및 d 라고 할 때, 상기 사면체의 부피는 하기 수학식 3에 의해 획득된다.

$$V = \frac{\left|(\vec{a}-\vec{d})\cdot((\vec{b}-\vec{d})\times(\vec{c}-\vec{d}))\right|}{6}$$

[0158] [수학식 3]

[0159] 여기에서 $\vec{a}$ $\vec{b}$ $\vec{c}$ 및 $\vec{d}$ 는 네 개의 꼭지점 각각의 좌표 a, b, c 및 d 에 대응되는 벡터이다.

[0160] 한편, 중첩 영역의 부피는 중첩 영역을 둘러싼 면들의 면적을 구하고, 이 면적을 이용하는 것에 의해 구할 수 있다. 영역을 이루는 다각형 면들을 S_j(j=0,1,...,n)라 하고, S_j 위의 임의의 점을 Q_j, S_j의 바깥방향의 단위법선벡터를 N_j, S_j 의 꼭지점들을 P_{0j}, P_{1j}, ... , P_{mj}라 할 때, 다면체의 부피를 하기의 수학식 4에 의해 구해진 다각형의 면적을 이용하여 하기의 수학식 5에 의해 구할 수 있다.

[0161] [수학식 4]

$$Area(S_j) = \frac{1}{2}\left| N_j \cdot \left\{ \sum_k P_{kj} \times P_{k+1,j} \right\} \right|$$

[0162]

[0163] [수학식 5]

$$Volume(Polyhedron) = \frac{1}{3}\left|\sum_j (Q_j \cdot N_j) Area(S_j)\right|$$

[0164]

[0165] 여기에서, $Q_j = P_{0j}$ 이면,

[0166] $N_j = \{(P_{1j} - P_{0j}) \times (P_{2j} - P_{0j})\} / |(P_{1j} - P_{0j}) \times (P_{2j} - P_{0j})|$ 이 되고, 다면체의 부피는 하기의 수학식 6에 의해 구해질 수 있다.

[0167] [수학식 6]

$$Volume(Polyhedron) = \frac{1}{6}\left|\left[\sum_j (P_{0j} \cdot N_j) \left| N_j \cdot \left\{\sum_k P_{kj} \times P_{k-1,j}\right\}\right|\right]\right|$$

[0168]

[0169] 마찬가지로, 중첩 영역과 적어도 하나의 복셀이 중첩되는 부분의 부피 또한 상기 수학식 4 내지 6을 이용하여 구할 수 있다.

[0170] 도 13a, 13b 및 13c는 본 발명의 일 실시예에 따른 X-ray 검출부(108, 901 또는 902)의 검출소자의 형태를 나타내는 도면이다.

[0171] 구체적으로, 도 13a는 X-ray 검출부(108, 901 또는 902)의 검출소자(픽셀)의 형태가 사각형인 것을 나타내고, 도 13b는 X-ray 검출부(108, 901 또는 902)의 검출소자의 형태가 육면체인 것을 나타낸다. 또한, 도 13c는 X-ray 검출부(108, 901 또는 902)의 검출소자에 TFT(박막 트랜지스터)가 포함된 것을 나타낸다. X-ray 검출부(108, 901 또는 902)의 검출소자의 형태는 도 13a, 13b 및 13c에 도시된 형태에 제한되는 것이 아니며, 다양한 형태가 될 수 있다.

[0172] 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법을 나타내는 플로우차트이다.

[0173] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 방법의 동작 구성은, 도 1 내지 도 13를 참조하여 설명한 본 발명의 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치(500)의 동작 구성과 동일하다. 따라서, 영상 처리 방법을 설명함에 있어, 도 1 내지 도 13와 중복되는 설명은 생략한다.

[0174] 도 14를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상처리 방법에서는 가상의 복수개의 복셀들로 구성된 3차원 격자 공간 내에 위치하는 대상체로 엑스선을 조사한다(S1310 단계). S1310 단계의 동작은 의료 영상 촬영 장치(500)의 X-ray 생성부(106)에서 수행될 수 있다.

[0175] S1310 단계에서 조사되어 대상체를 투과한 엑스선을 감지한다(S1320 단계). S1320 단계의 동작은 의료 영상 촬영 장치(500)의 X-ray 검출부(108)에서 수행될 수 있다.

[0176] 복수개의 복셀들 내에서 S1310 단계에서 조사된 엑스선이 투과하는 제1 영역의 부피에 근거하여, S1320 단계에서 감지된 엑스선에 대응되는 투과 영상 데이터를 처리한다(S1330 단계). S1330 단계는 의료 영상 촬영 장치(500)의 영상 처리부(126)에서 수행될 수 있다.

[0177] 또한, 투과 영상 데이터를 처리하는 단계(S1330)는 제1 영역의 부피, 제1 영역과 하나 이상의 복셀 간의 중첩되는 부분의 부피, 및 1 개의 복셀의 부피 중 적어도 하나에 근거하여 가중치를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0178] 또한, 투과 영상 데이터를 처리하는 단계(S1330)는 가중치를 복셀 데이터에 적용하여 투과 영상 데이터를 획득하는 단계를 포함할 수 있고, 가중치를 투과 영상 데이터에 적용하여 복셀 데이터를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.

[0179] 도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따른 영상 처리 방법을 나타내는 플로우차트이다. 본 발명의 다른 실시예에 따른 영상 처리 방법의 동작 구성은 본 발명의 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치(500)의 동작 구성과 동일하다. 따라서, 영상 처리 방법을 설명함에 있어, 도 1 내지 도 13와 중복되는 설명은 생략한다

[0180] 도 15를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 처리 방법에서는 가상의 복수개의 복셀들로 구성된 3

차원 격자 공간 내에 위치하는 대상체로 엑스선을 조사한다(S1410 단계). S1410 단계의 동작은 의료 영상 촬영 장치(500)의 X-ray 생성부(106)에서 수행될 수 있다.

[0181] S1410 단계에서 조사되어 대상체를 투과한 엑스선을 감지한다(S1420 단계). S1420 단계의 동작은 의료 영상 촬영 장치(500)의 X-ray 검출부(108)에서 수행될 수 있다.

[0182] S1410 단계에서 엑스선이 조사되는 3차원 격자 공간내의 k 번째 슬라이스를 설정한다(S1430 단계).

[0183] S1430 단계에서 설정된 k 번째 슬라이스 내의 제1 영역을 획득한다(S1440 단계).

[0184] 제1 영역은, X-ray 검출부(108)의 복수개의 검출소자 중 어느 하나의 검출소자에서 X-ray 생성부(106)를 향하는 면에 존재하는 복수개의 꼭지점들 각각과 X-ray 생성부가 엑스선을 방출하는 지점을 연결하여 형성된 다면체와 k번째 슬라이스가 중첩되어 형성되는 영역이 될 수 있다.

[0185] 또한, 제1 영역은, k번째 슬라이스를 이루는 두 평면과 상기 다면체의 모서리가 만나는 복수의 점들을 꼭지점으로 하여 이루어지는 다면체일 수 있다.

[0186] S1440 단계에서 획득된 중첩 영역과 k번째 슬라이스 내의 1개의 복셀이 중첩되는 부분의 부피와 1개의 복셀 부피간의 비를 이용하여 복셀의 가중치를 획득한다(S1450 단계). S1430 내지 S1450 단계의 동작은 의료 영상 촬영 장치(500)의 영상 처리부(126)에서 수행될 수 있다.

[0187] 모든 슬라이스에 대해 가중치가 계산되지 않았다면(S1450 단계), S1430 단계로 돌아가 3차원 격자 공간 내의 다른 슬라이스를 설정한다. 만약 모든 슬라이스에 대해 가중치가 계산되었다면, 동작을 종료한다.

[0188] 한편, X-ray 검출부(108)의 복수개의 검출소자들은 X-ray 생성부(106)로부터 등각 또는 등거리를 가질 수 있다.

[0189] 또한, X-ray 검출부(108)의 복수개의 검출소자들은 동일한 면적을 갖고, 1차원 또는 2차원 배열을 갖는 평판형 디텍터를 이룰 수도 있지만, 복수의 검출소자들의 형태는 이에 제한되지 않는다.

[0190] 도 14 및 도 15에 따른 의료 영상 처리 방법은 컴퓨터 단층 촬영 장치(CT)에서 사용될 수 있다. 또한 도 14 및 도 15에 따른 의료 영상 처리 방법은 C-arm에서도 사용될 수 있으며, C-arm은 예를 들어 PET/CT 가 될 수 있으나 이에 제한되지 않는다.

[0191] 도 16은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 영상 촬영 장치의 다른 예를 도시한 도면이다. 구체적으로, C-arm을 사용하여 의료 영상 처리를 하는 본 발명의 일 실시예를 도시한 것이다. 도 10b에서 상술한 바와 같이 의료 영상 촬영 장치인 C-arm 또한 마찬가지로 X-ray 생성부(106), X-ray 검출부(108) 및 영상 처리부(미도시)를 포함할 수 있다. 또한, 검출부(108)에서는 X-ray 생성부(106)로부터 조사되어 대상체(1530)를 투과한 엑스선을 감지할 수 있다.

[0192] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다.

[0193] 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등) 및 캐리어 웨이브(예를 들면, 인터넷을 통한 전송)와 같은 저장매체를 포함한다.

[0194] 이상과 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

[0195] 100: 시스템

102: 갠트리

104: 회전 프레임

105: 테이블

106: X-ray 생성부

108: X-ray 검출부

110: 회전 구동부

112: 콜리메이터

114: 산란 방지 그리드

118: 제어부

120: 데이터 송신부

124: 저장부

126: 영상 처리부

128: 입력부

130: 디스플레이부

132: 통신부

134: 서버

136: 의료 장치

301: 네트워크

500: 의료 영상 촬영 장치

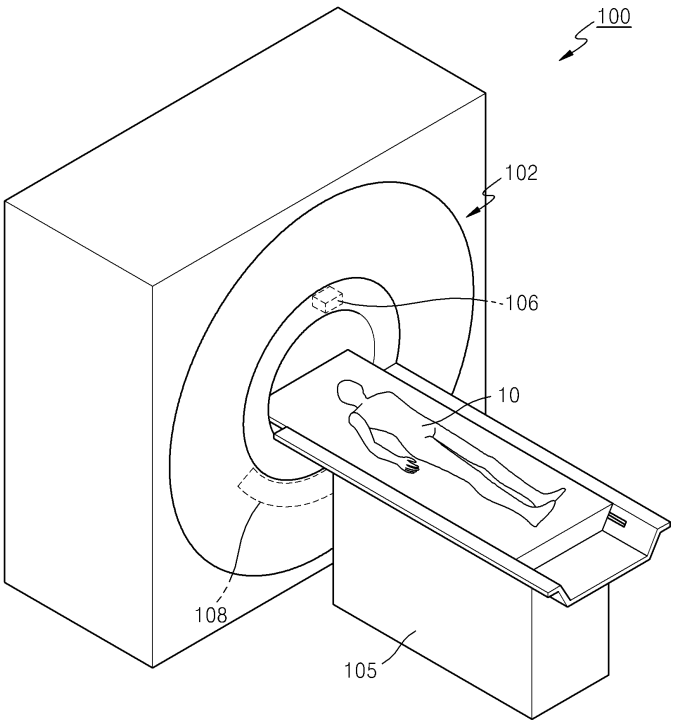
900: 대상체

901: X-ray 검출부

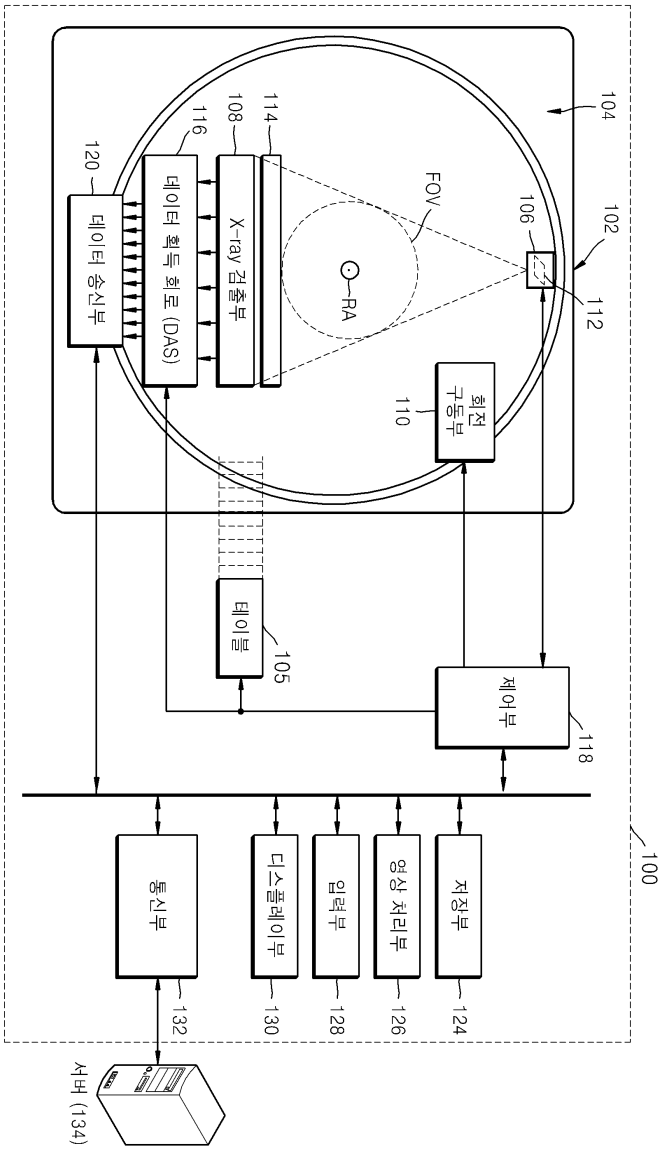
902: X-ray 검출부

도면

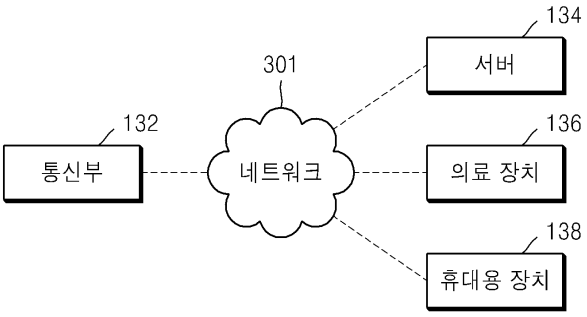
도면1



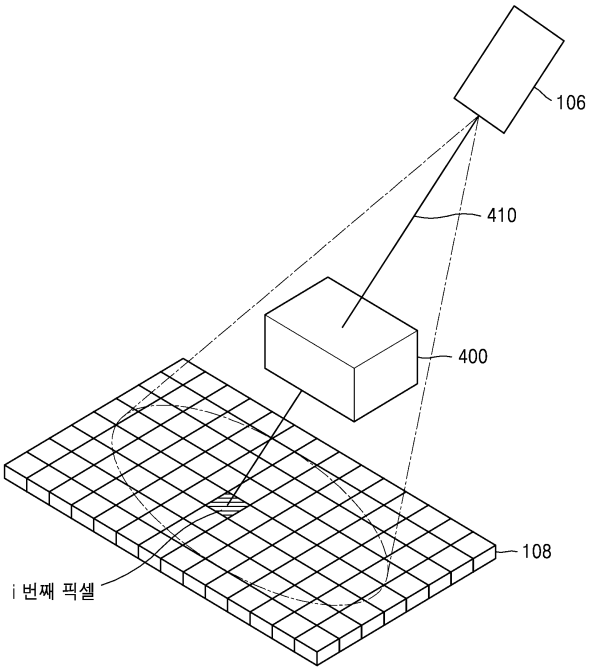
도면2


104
102
112
106
FOV
RA
120
데이터 송신부
116
데이터 획득 회로 (DAS)
108
X-ray 검출부
114
회전 구동부
110
테이블
105
제어부
118
100
통신부
디스플레이부
입력부
영상 처리부
저장부
132
130
128
126
124
서버 (134)

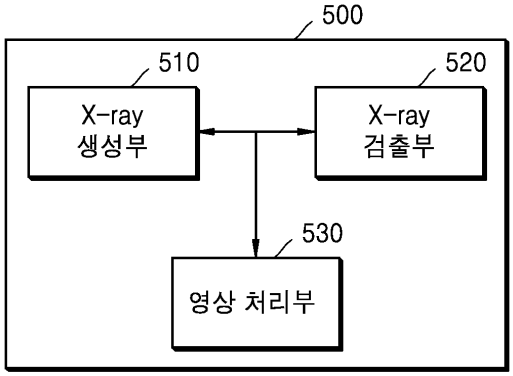
도면3


134
서버
301
132
통신부
네트워크
136
의료 장치
138
휴대용 장치

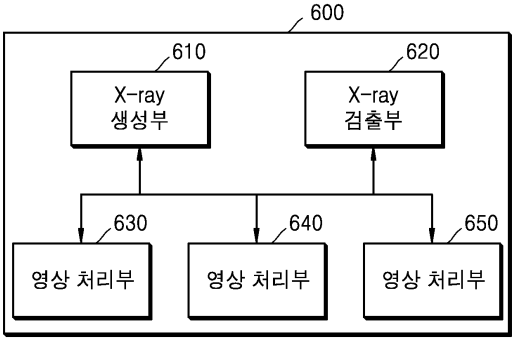
도면4


106
410
400
108
i 번째 픽셀

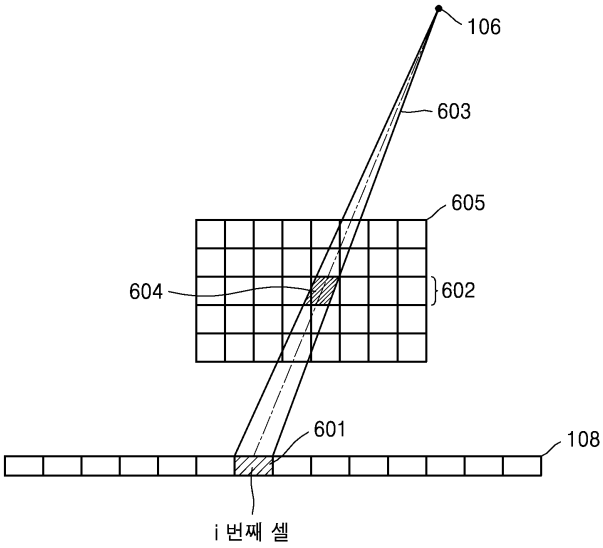
도면5


500
510
X-ray
생성부
520
X-ray
검출부
530
영상 처리부

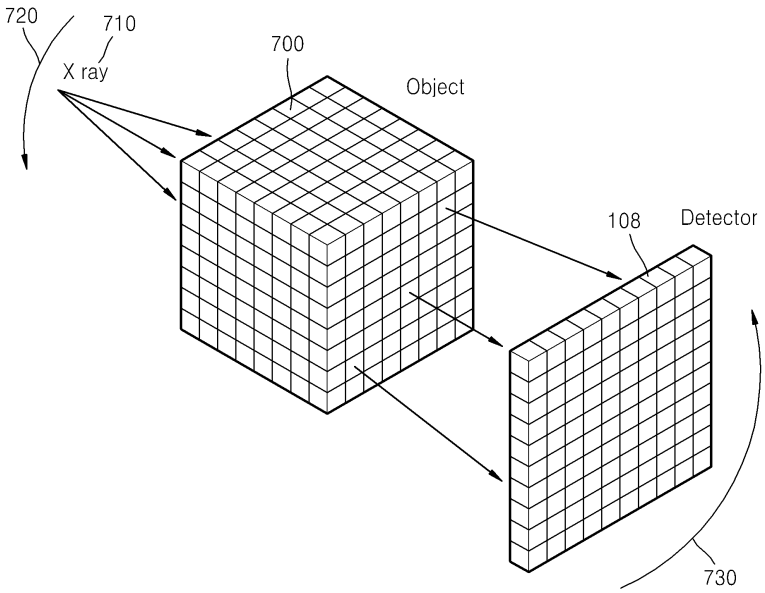
도면6


600
610
X-ray
생성부
620
X-ray
검출부
630
영상 처리부
640
영상 처리부
650
영상 처리부

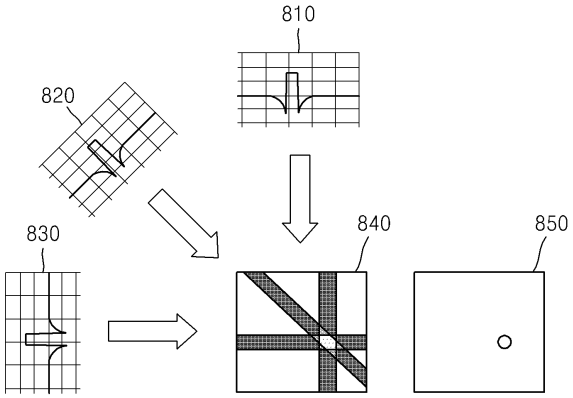
도면7


106
603
605
604
602
601
108
i 번째 셀

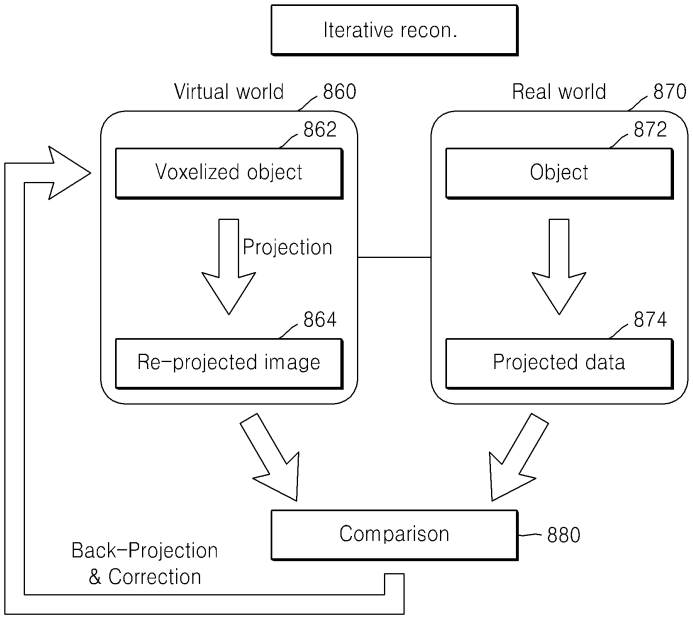
도면8


720
710
X ray
700
Object
108
Detector
730

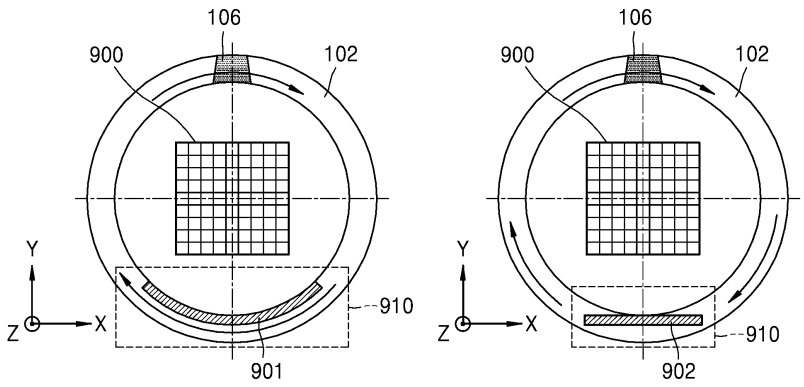
도면9a



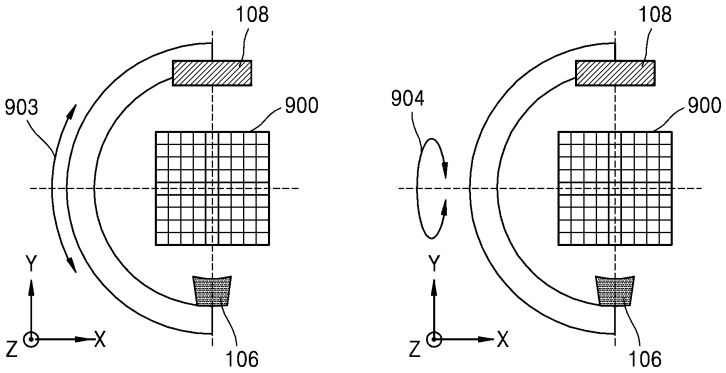
도면9b



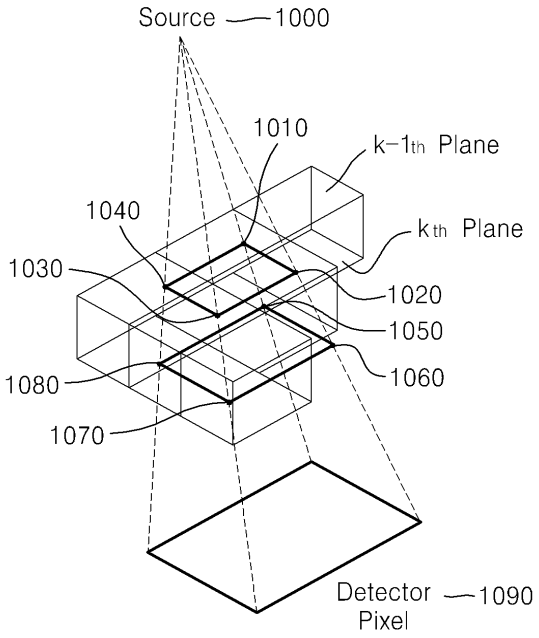
도면10a



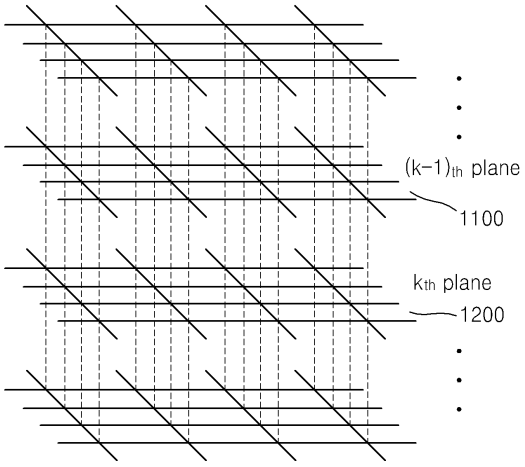
도면10b



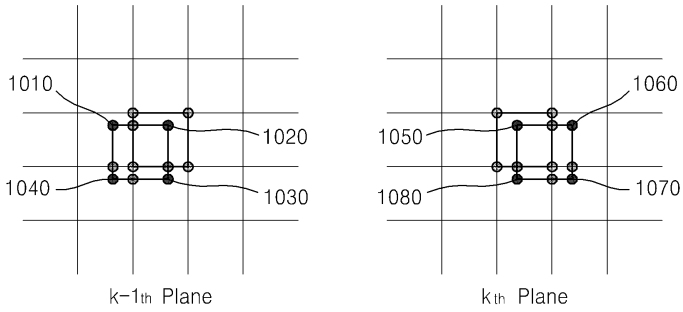
도면11



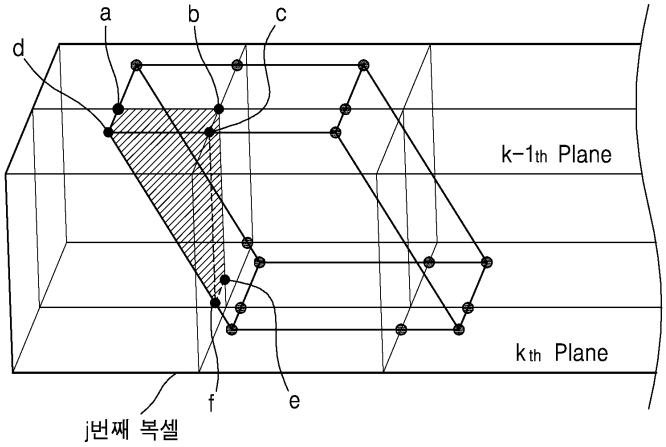
도면12a



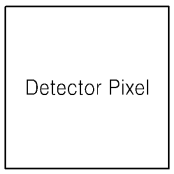
도면12b



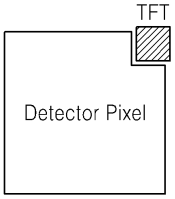
도면12c



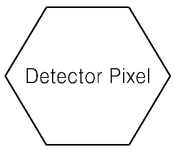
도면13a



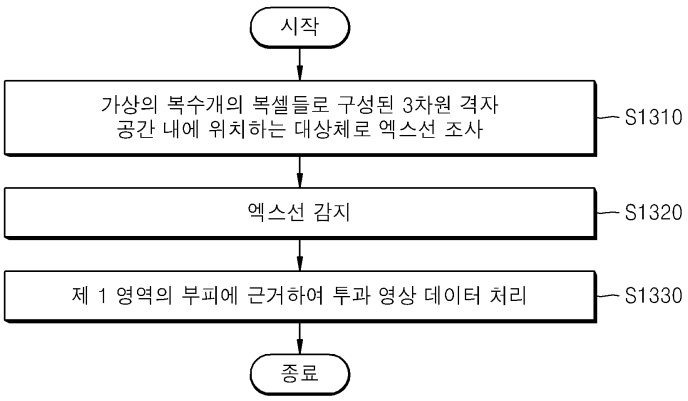
도면13b



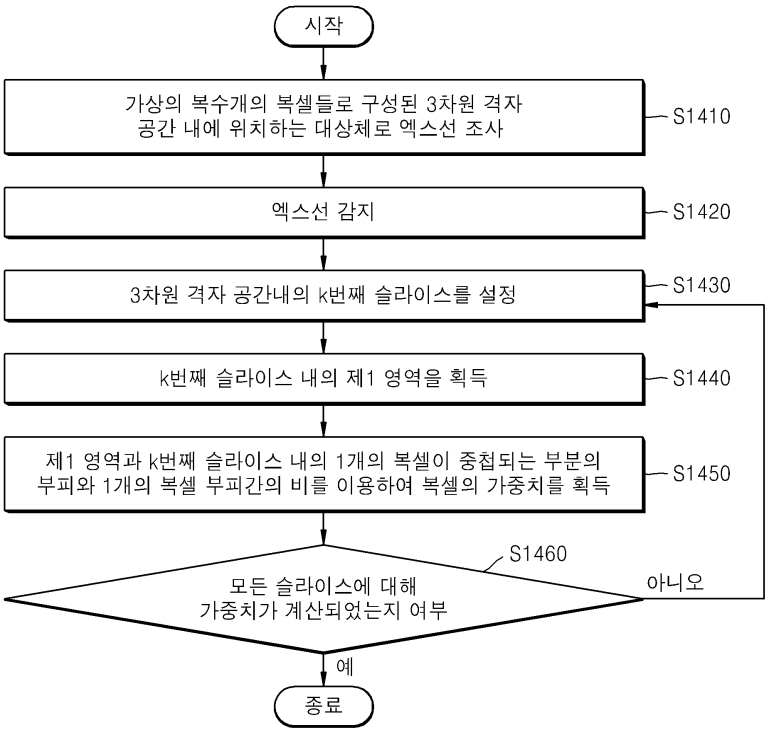
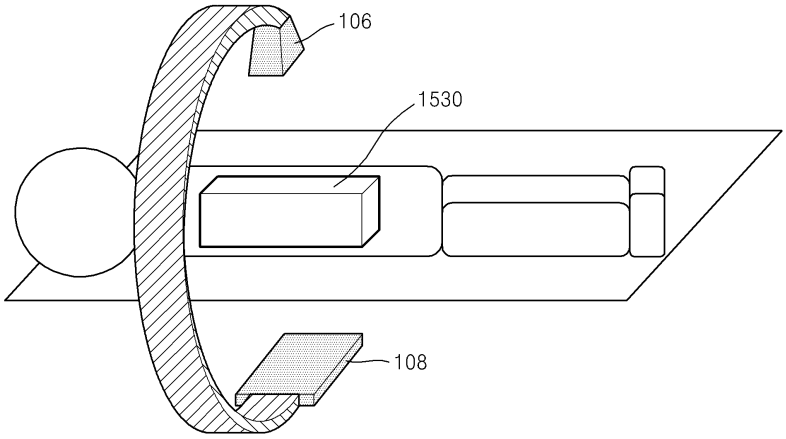
도면13c



도면14



도면15



도면16