



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2007-0103733
(43) 공개일자 2007년10월24일

(51) Int. Cl.

G06T 11/00(2006.01) A61B 6/06(2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-7011035

(22) 출원일자 2007년05월15일

심사청구일자 없음

번역문제출일자 2007년05월15일

(86) 국제출원번호 PCT/EP2005/013801

국제출원일자 2005년12월21일

(87) 국제공개번호 WO 2006/069708

국제공개일자 2006년07월06일

(30) 우선권주장

04031043.5 2004년12월30일

유럽특허청(EPO)(EP)

60/640,426 2004년12월30일 미국(US)

(71) 출원인

게에스에프-포르숨스젠트롬 뒤르 움벨트 운트 게
준드하이트 게엠베하

독일 85764 노이헤르베르크 인콜슈테터 란트스트
라쎄 1

더 스테이트 오브 오레곤 액팅 바이 앤드 쓰루 더
스테이트 보드 오브 하이어 에듀케이션 온 비해프
오브 더 유니버시티 오브 오레곤

미국 오레곤 97403-1253 유진 더 유니버시티 오브
오레곤 1238

(72) 발명자

슈, 안

미국 오레곤 97405 유진 3450 포터 스트리트

티센코, 올레그

독일 85737 이스마닝 하우스암메르 스트라쎄 23

회첸, 크리스토프

독일 85241 허버츠하우젠 아카치엔링 11

(74) 대리인

김홍균

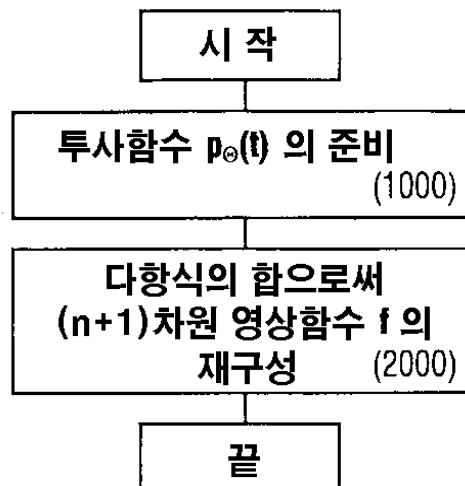
전체 청구항 수 : 총 51 항

(54) 라돈데이터로부터 (n + 1)차원 영상 함수를 재구성하는방법과 장치

(57) 요약

조사영역(1)을 나타내는 (n+1)차원 영상 함수 f 의 재구성 방법은 복수의 미리 결정된 투사 방향(Θ)에 대응하여 측정된 복수의 투사 함수 $P_{\Theta}(t)$ 를 포함하는 n 또는 그 이하 차원의 라돈 데이터로부터 영상 함수 f 를 결정하는 단계를 포함한다. 상기에서 영상 함수 f 는 투사 함수 $P_{\Theta}(t)$ 의 값으로 곱셈 연산된 다항식의 합으로 결정된다. 영상화 방법 및 이러한 재구성 방법을 사용하는 컴퓨터 단층촬영 장치와 같은 영상화 방법과 영상화 장치가 기술되었다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

복수의 미리 결정된 투사 방향(θ)에 대응하여 측정된 복수의 투사 함수 $P_\theta(t)$ 를 포함하는 n 차원 또는 더 낮은 차원의 라돈 데이터로부터 영상 함수(f)를 결정하는 단계를 포함하는 조사 영역(1)을 나타내는 $(n+1)$ 차원 영상 함수(f)의 재구성 방법에 있어서,

상기 영상 함수(f)는 투사 함수 $P_\theta(t)$ 의 값으로 곱셈 연산된 다항식의 합으로 결정되는 것을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서, 상기 영상 함수(f)는 1, 2 또는 3에서 선택된 n 을 가진 2, 3 또는 4차원을 가지는 것을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 3

제 1항 또는 제 2항에 있어서, 상기 다항식은 직교 능형(orthogonal ridge) 다항식의 합인 것을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 4

제 1항 내지 제 3항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 투사 함수 $P_\theta(t)$ 는 이산 투사 형상(profile)을 포함하고, 상기 각각의 이산 투사 형상은 동일한 투사 방향(v)를 가지는 복수의 투사 선(j)에 대응하는 투사 값 $y(v, j)$ 를 포함하는 것을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 5

제 4항에 있어서, 다항식의 정의에 있어서 적분은 구적법 합(I)에 의해 이산되는 것(discretized)을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 6

제 5항에 있어서, 다항식의 정의에 있어서 상기 적분은 가우스(Gaussian) 구적법 합(I)에 의해 이산되는 것을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 7

제 5 또는 6항에 있어서, 상기 영상 함수(f)는 다항식 행렬(T)의 대응하는 원소에 의해 곱셈 연산된 투사 값 $r(v, j)$ 의 합으로 결정되는 것을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 8

제 7항에 있어서, 투사함수를 측정하는 미리 정해진 조건에 따라 조절된 다항식 행렬 T^* 를 제공하기 위한 측정에 다항식 행렬 T 를 중속시키는 단계를 포함하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 9

제 8항에 있어서, 상기 측정은 에너지 발생 장치의 에너지 분포 함수, 탐지 장치의 감지도 분포 함수 및 대상(1)의 산란 함수(scattering function) 중 적어도 하나에 의해 결정되는 측정 행렬 β 에 의해 다항 행렬 T 를 곱셈 연산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 10

제 7 내지 제 9항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 다항 행렬 T 와 조절된 다항 행렬 T^* 중 적어도 하나는 투사 함수 $P_\theta(t)$ 를 측정하기 전에 저장되는 것을 특징으로 하는 $(n+1)$ 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 11

제 10항에 있어서, 상기 다항 행렬 $\mathbf{T}$, $\mathbf{T}^*$ 는 투사 함수를 측정하는 과정 전에 측정 장치(100)에 저장되는 것을 특징으로 하는 (n+1) 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 12

제 11항에 있어서, 상기 투사 함수를 측정하는 과정은,

측정 장치(100)에 대상(1)을 배열하는 단계, 대상(1)을 복수의 미리 결정된 투사 방향(Θ)을 따라서 에너지 투입에 종속시키는 단계 및 투사 함수 $P_\theta(t)$ 를 측정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 (n+1) 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 13

제 12항에 있어서, 대상(1)과 측정 장치(100) 중 적어도 하나가 나선형의 투사 데이터를 얻기 위하여 대상(1)을 에너지 투입에 종속시키는 단계 동안에 미리 결정된 방향으로 이동되는 것을 특징으로 하는 (n+1) 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 14

제 1항 내지 제 13항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 다항식의 합은 승수 함수에 따라 고차 다항식의 분포를 감소시키는 미리 결정된 승수 함수에 종속되는 것을 특징으로 하는 (n+1) 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 15

제 1항 내지 제 14항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 영상 함수(f)는 X-선 컴퓨터 단층촬영(CT) 장치, 초음파 단층촬영 장치, PET 영상화 장치, 감마선 영상화 장치, 스펙(single photon emission computed tomography, SPECT) 영상화 장치, 중성자 기반의 전달 탐지 시스템, 또는 전기적 임피던스 단층촬영 장비에서 측정된 라돈 데이터로부터 결정되는 것을 특징으로 하는 (n+1) 차원 영상함수(f) 재구성 방법.

청구항 16

조사 영역(2)을 통과하여 미리 결정된 투사 방향(Θ)에서 복수의 에너지 투입 광선을 향하게 하는 단계,

복수의 에너지 투입 광선으로 측정된 감쇠 값을 포함하는 투사 함수 $P(t)$ 를 결하정는 단계,

제 1항 내지 제 15항 중 어느 한 항에 따른 재구성 방법에 투사 함수 $P_\theta(t)$ 를 종속시키는 단계를 포함하는 대상(1)에서 조사 영역(2)을 영상화하기 위한 영상화 방법.

청구항 17

제 16항에 있어서, 영상 함수(f)의 근사값을 시각화된 영상으로 나타내는 단계를 더 포함하는 영상화 방법.

청구항 18

제 16항 또는 제 17항에 있어서, 상기 투사 함수 $P_\theta(t)$ 는, 조사 영역(2)을 통과하여 미리 결정된 투사 방향으로 복수의 부채꼴 또는 원뿔 모양의 광선을 향하게 하는 단계, 그리고 각각의 부채꼴 또는 원뿔 광선으로 측정된 감쇠값으로부터 투사 함수 $P_\theta(t)$ 를 결정하는 단계를 포함하는 영상화 방법.

청구항 19

제 18항에 있어서, 이산 투사 형상을 제공하는 단계를 더 포함하고, 상기 각각의 이산 투사 형상의 투사 값 $y(v, j)$ 은 동일 투사 방향(v)과 함께 미리 결정된 부채꼴 광선 요소에 대응하는 감쇠값을 포함하고, 상기 이산 투사 형상은 투사 함수 $P_\theta(t)$ 를 나타내는 것을 특징으로 하는 영상화 방법.

청구항 20

제 17항에 있어서, 상기 투사 형상은 대상(1)의 조사 영역(2)을 통과하여 복수의 연필 모양의 광선을 미리 결정

된 투사 방향(Θ)으로 향하게 하는 단계, 연필 광선의 복수의 감쇠 값을 측정하는 단계, 및 이산 투사 형상을 제공하는 단계에서 결정되고, 상기에서 각각의 이산 투사 형상의 투사 값 $y(v, j)$ 은 동일 투사 방향(v)과 함께 연필 모양의 광선에 대응하는 감쇠값을 포함하고, 상기 이산 투사 형상은 투사 함수 $P_{\theta}(t)$ 를 나타내는 것을 특징으로 하는 영상화 방법.

청구항 21

제 20항에 있어서, 상기 복수의 연필 광선을 투사하는 단계는, 평행한 연필 광선의 복수의 세트(set)를 조사 영역(2)을 통과하여 향하게 하는 단계를 포함하고, 상기에서 각각의 이산 투사 형상은 평행한 연필 광선의 세트 중 하나에 대응하는 감쇠값을 포함하는 것을 특징으로 하는 영상화 방법.

청구항 22

제 20항에 있어서, 복수의 연필 광선을 투사하는 단계는, 부채꼴 또는 원뿔 모양의 광선의 복수의 세트를 조사 영역(2)을 통과하여 향하게 하는 단계를 포함하고, 상기에서 각각의 이산 투사 형상은 동일한 투사 방향(Θ)을 가지지만 이산 부채꼴 또는 원뿔 광선의 각기 다른 세트에 포함되는 부채꼴 또는 원뿔 모양의 광선 요소에 대응하는 감쇠값을 포함하는 것을 특징으로 하는 영상화 방법.

청구항 23

제 16 내지 19항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 투사 방향(Θ)은 대상(1) 주위를 회전하는 이동가능한 방사선원을 사용하여 연속적으로 정해지는 것(set)을 특징으로 하는 영상화 방법.

청구항 24

제 16 내지 23항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 투사 방향(Θ)은 조사 영역(2)을 교차하는 적어도 하나의 공통 면에서 정해지는 것을 특징으로 하는 영상화 방법.

청구항 25

제 16항 내지 제 23항 중 어느 한 항에 있어서, 투사 방향(Θ)은 나선형 투사 데이터를 얻기 위하여 조사영역(2)을 교차하는 경사면을 다양하게 하여 정해지는 것을 특징으로 하는 영상화 방법.

청구항 26

제 16항 내지 제 25항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 대상(1)은 생물학적 유기체 또는 그것의 부분, 중성자 현상, 유체 조성물, 고체 물질, 기계부품, 및/또는 보안상 이유로 조사되는 대상을 포함하는 것을 특징으로 하는 영상화 방법.

청구항 27

복수의 미리 결정된 투사 방향 (Θ)에 대응하는 투사 함수 $P_{\theta}(t)$ 측정을 위한 측정 장치(200, 300)를 포함하는, 대상(1)의 조사 영역(2)을 영상화하기 위한 영상화 장치(100)에 있어서,

측정된 투사 함수 $P_{\theta}(t)$ 값으로 곱셈 연산된 다항식 합으로서 영상함수(f)를 재구성하기 위한 재구성 회로(400)를 더 포함하고, 상기 재구성 회로(400)는 측정 장치(200, 300)와 연결되는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 28

제 27항에 있어서, 재구성 회로(400)는 제 1 내지 26항 중 어느 한 항에 따른 영상화 방법으로 영상화 함수(f)를 재구성하는 것을 적용하는 영상화 장치.

청구항 29

제 27항 또는 제 28항에 있어서, 상기 재구성 회로(400)는 다항 행렬 T , T^* 의 대응 원소에 의해 곱셈 연산된 투사 값 $y_{\theta}(v, j)$ 의 합으로서 영상 함수(f)를 결정하는 덧셈 회로를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 30

제 29항에 있어서, 상기 측정 장치(200, 300) 또는 재구성 회로(400)는 다항 행렬 T , T^* 를 저장하기 위한 저장소를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 31

제 27항 내지 제 30항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 측정 장치(200, 300)는 대상(1)을 통과하여 에너지 투입이 향하게 하는 에너지 발생 장치(200), 및 투사 함수 $P_\theta(t)$ 를 측정하기 위한 탐지 장치(300)를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 32

제 31항에 있어서, 상기 에너지 발생 장치(200)는 적어도 하나의 에너지 투입원(210)과 공급원 운반체(220)를 포함하고, 상기 에너지 투입원(210)은 대상에 관하여 공급원 운반체(220)에서 이동 가능한 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 33

제 32항에 있어서, 상기 공급원 운반체(220)는 고리 모양을 가지고 에너지 투입원(210)은 대상(1) 주위를 회전할 수 있는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 34

제 33항에 있어서, 에너지 투입원(210)은 대상에 관하여 나선형 통로를 따라 이동할 수 있는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 35

제 31항 내지 제 34항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 탐지 장치(300)는 복수의 미리 결정된 투사 방향(θ)에 대응하는 에너지 투입의 감쇠를 나타내는 감쇄값을 탐지하기 위한 센서 배열(310)을 적어도 하나 포함하는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 36

제 31항 내지 제 35항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 투입원(210)은 전자기적 방사선의 방출을 위한 부채꼴 또는 원뿔 광선원인 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 37

제 36항에 있어서, 상기 부채꼴 또는 원뿔 광선원(210)은 부채꼴 또는 원뿔 광선원(210)의 에너지 분포 함수 영상화를 위한 공급원 마스크(211)를 포함하고, 상기 공급원 마스크(211)는 부채꼴 또는 원뿔 광선원(210)과 함께 이동 가능한 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 38

제 31항 내지 제 35항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 투입원(210)은 전자기장 또는 입자 방사선의 방출을 위한 연필 광선원인 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 39

제 38항에 있어서, 상기 연필 광선원(210)은 다수의 연필 광선을 배열시키는 공급원 마스크(221)를 포함하고, 상기 공급원 마스크(221)는 연필 광선원(210)과 함께 이동 가능한 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 40

제 37항 내지 제 39항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 공급원 마스크(211)는 에너지 투입원(210)으로부터 제거할 수 있는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 41

제 37항 내지 제 39항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 공급원 마스크(211)는 관통홀(213)을 가지는 판(212)을 포함하고, 상기 판(212)은 에너지 투입 차단 물질(shielding material)로 이루어지는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 42

제 31항 내지 제 41항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 에너지 발생 장치(200)는 에너지 투입원(210)의 에너지 분포 함수 형상화를 위한 복수의 프레임 마스크(224)를 포함하고, 상기 프레임 마스크(221)는 미리 결정된 위치에서 공급원 운반체(220) 위에 고정되는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 43

제 42항에 있어서, 상기 프레임 마스크(224)의 위치는 동일 호(arc) 길이로 채워지는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 44

제 42항 또는 제 43항에 있어서, 상기 공급원 운반체(220)는 프레임 마스크(224)를 포함하는 고리 모양의 덮개(222)를 포함하고, 고리 모양의 덮개(222)는 프레임 마스크(224)의 위치 이외의 위치에서 에너지 투입원(210)을 차단하는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 45

제 31항 내지 제 44항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 탐지 장치(300)는 복수의 미리 결정된 투사 방향(θ)에 대응하는 투입 에너지 감쇠를 나타내는 감쇠값을 탐지하기 위한 복수의 프레임 센서(320)를 포함하고, 프레임 센서(320)는 미리 결정된 위치에서 공급원 운반체(220) 위에 고정되는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 46

제 45항에 있어서, 상기 프레임 센서(320)는 프레임 마스크(224)에 인접하여 위치하는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 47

제 31항 내지 제 46항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 측정 장치(200, 300)는, X-선 컴퓨터 단층촬영(CT) 장치, 초음파 단층촬영 장치, PET 영상화 장치, 광선 단층촬영, 감마선 영상화 장치, 스펙(single photon emission computed tomography, SPECT) 영상화 장치, 중성자 기반 전달 탐지 시스템, 또는 전기적 임피던스 단층촬영 장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 영상화 장치.

청구항 48

다항식의 합을 포함하는 전기적으로 판독 가능한 데이터를 가진 디지털 저장 매체 혹은 컴퓨터 프로그램 제품으로서, 상기 데이터는 제 1항 내지 제 46항 중 어느 한 항에 따른 방법을 수행하기 위하여 제 31 내지 제 47항 중 어느 한 항에 따른 영상화 장치에서 계산 유닛(unit)과 상호작용 가능한 데이터인 디지털 저장 매체 또는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 49

다항 행렬 T를 포함하는 전기적으로 판독 가능한 데이터를 가진 디지털 저장 매체 혹은 컴퓨터 프로그램 제품으로서, 상기 데이터는 제 1항 내지 제 46항 중 어느 한 항에 따른 방법을 수행하기 위하여 제 31 내지 제 47항 중 어느 한 항에 따른 영상화 장치에서 계산 유닛(unit)과 상호작용 가능한 데이터인 디지털 저장 매체 또는 컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 50

제 1항 내지 제 46항 중 어느 한 항에 따른 방법을 수행하기 위한 프로그램 코드를 가지고, 컴퓨터 판독가능한 매체에 존재하는 컴퓨터 프로그램.

청구항 51

제 1항 내지 제 46항 중 어느 한 항에 따른 방법을 수행하기 위한 프로그램 명령어를 포함하는 컴퓨터 판독가능한 저장 매체를 포함하는 장치.

명세서

기술분야

- <1> 참조 관련 출원
- <2> 본 출원은 2004년 12월 30일에 출원한 미국 가출원 제60/640,426호 및 2004년 12월 30일에 출원한 유럽 특허 출원 제04031043.5호의 우선권의 이익을 주장한다.
- <3> 정부지원 확인
- <4> 본 발명은 미국립과학재단에 의해 수여된 제 DMS-02011669호 정부지원으로 이루어졌다. 미합중국은 본 발명에 일정한 권리를 보유하고 있다.
- <5> 본 발명은 복수의 미리 결정된 투사 방향에 대응하여 측정된 복수의 투사함수(projection function)로 구성된 n 차원 또는 그 이하 차원의 라돈(Radon) 데이터에서 $(n+1)$ 차원 영상 함수를 재구성하는 방법에 관한 것이다. 또한 본 발명은 상기 재구성 방법에 기초하여 조사 영역을 영상화하는 방법과 장치에 관한 것이다.

배경기술

- <6> 비파괴성 표본 조사는 물질과학, 건강 진단, 고고학, 건설 기술, 안전문제와 관련된 기술 등의 다양한 기술 분야의 중요한 목적이다. 표본 영상을 얻기 위한 방법 중의 하나인 컴퓨터 단층촬영(CT)은 표본 면(plane)에 X선을 각기 다른 방향에서 투사한 후, 각기 다른 방향에서 측정된 감쇠데이터에 기초하여 표본 면을 재구성하는 투사 기법을 기본으로 하고 있다. 측정된 전체 감쇠 데이터는 라돈 공간에서의 소위 라돈데이터로서 표시될 수 있다.
- <7> 오늘날 다양한 라돈데이터의 재구성방법이 공지되어 있다. 종래의 영상 재구성에 대한 수학 및 물리학의 원리는 "Computed Tomography - Fundamentals, System Technology, Image Quality, Application"(W.A. Kalender, 1st. edition, ISBN 3-89578-081-2); "Image Reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computerized Tomography"(G. T. Herman, Academic Press, 1980); "Einführung in die Computertomographie"(Thorsten M. Buzug, Springer-Verlag, Berlin, 2004) 등의 문헌에서 공지되었다. 종래의 재구성 방법은 반복적 재구성 또는 소위 역투사 역투사에 기초한 방법으로 요약될 수 있다.
- <8> 반복적 재구성은 복수의 반복 단계에 기초한 근사법(approximation method)이다. 투사된 각 지점은 재구성된 영상의 선에 대응된다. 그러므로 이와 같은 투사는 역투사된다. 이로 인해 첫 번째 단계로서 조 근사값(crude approximation)을 얻게되고, 결과적으로 근사값으로 라돈 데이터를 변형시키는 영상화 과정이 일어나게 되어서, 역투사를 반복하여 실시되어 차이가 계산된다. 재구성된 화면의 최적화를 위해서 이 같은 반복 작업이 수차례 진행된다. 이 같은 반복적 재구성의 최대 단점은 상기의 반복 작업으로 계산 시간이 엄청나게 길어진다는 것이다.
- <9> 여과후 역투사 방법은 이론상으로 라돈데이터의 푸리에 변환과 푸리에 변환을 거친 영상 데이터의 관계를 설명하는 푸리에-슬라이스(Fourier-slice) 이론에 의존하고 있다. 푸리에-슬라이스 이론 사용시 일반적인 단점은 재구성 결과의 내삽법단계에서 공간 주파수가 증가함에 따라 오차 및 인위성은 증가하는 경향이 있다는 점이다. 세부적인 영상 재구성 능력은 제한된다. 이와 같은 단점은 오직 고해상도 탐지기를 사용함으로써 해결할 수 있다. 그러나 이 같은 탐지기를 적용하는 것은 일회분의 적재량과 비용 및 데이터 처리 시간에 의하여 제한된다. 또 다른 단점은 영상 데이터가 재구성되는 라돈 데이터의 이산(descretization)과 관련되어 있다. 최적의 여과후 역투사 재구성을 얻기 위해서는 탐지 장치의 센서 요소와 투사된 광선을 정확히 일치시켜야 한다. 이것은 일반적인 경우가 아니다. 이러한 이유로 여과후 역투사 알고리즘을 사용하는 라돈 데이터 재구성으로부터의 불확실성 또는 스무딩(smoothing)효과가 도입되었다. 이러한 단점은 일반적으로 여과후 역투사에 의해 극복될 수 없다. 상기 언급된 반복적인 재구성을 사용함으로써 방지할 수 있지만 이 작업이 전산 비용이 너무 많이 들기 때문에 실제 컴퓨터 단층촬영에 널리 사용되지 않는다.

- <10> 소위 펠드캠프(Feldkamp) 알고리즘 또는 향상된 싱글 슬라이스 재구성은 여과후 역투사 알고리즘을 부채꼴 또는 원뿔 광선이 투사되는 방식의 나선형 단층촬영으로 데이터가 수집되는 상황에 적응시키도록 하는 방법으로, 그 결과 데이터 지점이 z 축 방향 내에서 골고루 분산되지 않고 투사와 집적이 발생하는 광선은 서로 경사지게 된다. 푸리에-슬라이스 이론에 따르면, 모든 가능한 광선이 평가되어야 하는데, 그렇지 않으면 높은 간격 주파수로 인한 오차가 더 커질 수 있기 때문이다. 이로 인해 불명확함과 불투명성이 심화될 수 있다.
- <11> 일반적으로 종래의 기술에서는 강력한 전산력을 동원하는 알고리즘을 사용하여 구조 재구성의 불명확성을 감소될 수는 있으나 피해갈 수 없는 현상이라 인정해왔다.
- <12> 컴퓨터 단층촬영에 있어서의 현재의 발전으로 인해 소위 멀티 슬라이스 CT와 평면패널 기술을 기초로 한 CT-시스템이 개발되었다. 이와 같은 발전들로 두 가지 훨씬 큰 문제점을 겪고 있다. 우선, 데이터 용량이 매우 크고 그와 같은 용량의 데이터를 재구성하는 시간이 너무 길거나 그러한 데이터를 처리하는 컴퓨터가 너무 비싸다. 두 번째 문제는 분산 방사선(scatter radiation)이다. 분산 방사선은 물체의 방사 영역이 커질 경우에 더 큰 문제가 된다. 격자무늬와 같은 종래의 분산 방사선 방법은 충분한 효과를 내지 못하고, 신호-소리 비율이 매우 작아서 격자 방사 삽입으로 인한 결과로 신호가 더욱더 감소됨으로 인해 인공성을 심화시킬 뿐 아니라 나쁜 영상을 산출하게 된다. 또한 격자선을 피하기 위해 탐지 장치에 비례하여 격자가 진동한다는 것을 가정하면, 탐지 장치와 격자의 회전이 매우 어렵게 되고, 회전시간도 0.5초 이하를 띠게 된다.
- <13> 위의 단점은 종래의 CT 영상화뿐만 아니라 라돈 데이터와 관련한 모든 이용 가능한 재구성 방법과 연관되어 있다. 한 예로써 중성자 전송 영상화를 위한 실질적인 재구성 기술이 현재 실용화되지 않았다. 또 다른 예로 의학계에서의 종래의 초음파 촬영의 적용이 소규모 또는 연조직 대상으로 제한되고 있는데, 이는 종래의 재구성 기술이 조사 대상의 중심으로부터 통합된 투사 데이터를 필요로 하기 때문이다.

발명의 상세한 설명

- <14> 본 발명의 목적은 라돈 데이터로부터 영상 함수를 재구성하는 개선된 방법을 제공하여, 비파괴 조사의 적용 범위를 늘리고 종래의 재구성 기술의 단점을 방지하기 위한 것이다. 특히 본 발명의 목적은 높은 공간 주파수에서도 불투명성과 인위성이 감소된 영상 함수를 생산하는 재구성 방법을 제공하는 것이다. 본 발명의 또 다른 목적은 라돈 데이터의 수집을 기반으로 하는 종래의 영상화 방법의 단점을 보완하여 개선된 영상화 방법을 제공함에 있다. 본 발명의 또 다른 목적은 측정된 라돈 데이터를 재구성하여 조사 영역을 영상화하는 개선된 장치를 제공함에 있다. 특정 관점에서 살펴볼 때, 본 발명의 목적은 에너지 투입량(즉, 방사선 일회분)과 조사 지점 내 분산 효과를 감소시키는 영상화 장치를 제공함에 있다.
- <15> 상기 목적들은 본 특허 출원의 청구항 1, 16, 27항에서 기술한 특징을 포함하는 방법 또는 장치로 실현 가능하다. 본 발명의 적절한 실시형태 및 적용은 종속항에서 명시화된다.
- <16> 본 발명의 첫 번째 일반적 측면에 따르면, 조사영역(Region of investigation, 이하 “ROI”라 한다)을 나타내는 $(n+1)$ 차원 영상 함수 f 는 ROI를 통해 복수의 미리 결정된 투사 방향(θ)에 대응하여 측정된 투사 함수 $P_\theta(t)$ 의 값으로 곱셈 연산된 다항 연산의 합산치로써 n 차원 또는 그 이하 차원의 라돈 데이터로부터 결정된다.
- <17> 복잡한 변환식이나 반복적 계산을 사용하는 종래의 재구성 기술과는 달리, 본 발명에서는 다항식 함수의 근사값으로 영상 함수 f 가 제공된다. 본 발명자들은 이 근사값이 단지 라돈 데이터로부터 나온 투사 함수만으로도 결정된다는 것을 발견하였다. 근사값의 결과(자세한 내용은 section 3을 참조), 영상 함수는 기존의 반복적 재구성 방식 및 여과후 역투사 알고리즘을 사용하였을 때와 비교하여 훨씬 적은 계산 시간을 사용하여 계산될 수 있다.
- <18> 본 발명에서는 신속한 재구성을 비롯하여 인위성이 거의 없으며 해상도 및 소음 성질이 측정 에너지량의 수치 또는 측정 투사 신호의 세기와 직접적으로 결합되어 나타난다. 또한 재구성 시, 부채꼴 광선 데이터로부터 평행한 데이터를 구성하는 내삽법을 사용하지 않는다. 본 발명에 따라 재구성된 $(n+1)$ 차원의 영상은 재구성 방법 자체로 인한 해상도 감소 현상이 일어나지 않으며, 재구성방식의 도입으로 인해 인위성을 보다 적게 갖게 된다.
- <19> 본 발명의 첫 번째 관점에 따르면 본 발명의 명칭은 첫 번째 관점에 따른 영상 함수 f 의 재구성 방법이다. 본 영상 함수 f 는 조사 영역(ROI)의 표현이다. 영상 함수 값은 ROI의 국소매개변수 또는 특징에 의해 결정된다. 영상 함수의 차원은 ROI의 차원, 특히 ROI 내 각 지점을 완벽하게 묘사하기 위해 필요한 매개변수의 개수에 따라 결정된다. 일반적으로, 영상 함수는 $(n+1)$ 차원을 가진다(n :자연수, $n \geq 1$). 따라서 본 발명의 “영상 함수”라는 용어는 반드시 시각화된 그림을 지칭하는 것이 아니라 실제 ROI, 또는 그 일부의 특징을 나타낸다고 할 수 있다.

며, 이 같은 특징 묘사는 즉 수치, 도표 등을 사용하여 나타난다. “영상 함수”는 근사값을 나타내고 그 질(quality)은 내삽법이 아니라 처리되는 데이터 양에 따라 결정된다. 조사 지역 내 원형의 디스크 상에 나타나는 영상 함수의 근사값은 이하에서 설명한다. 타원형의 디스크 상의 근사값은 아래에 개괄적으로 설명한 아날로그 방식으로 실시된다.

- <20> 본 발명에서 사용된 “조사영역”(ROI)이라는 용어는 일반적으로 조사 대상 또는 그 일부를 지칭한다. ROI는 상기의 영상함수에 관련하여 언급한 바와 같이 2차원 또는 고차원을 갖는다. ROI는 단계와 같은 불연속성 없이 매끄럽고(smooth) 연속적인 함수로 나타내어진다. 그러나 이와 같이 매끄러운 ROI를 재구성하는 조건은 본 발명의 모든 실제적 적용에서 충족된다. 심지어 조사 시 물질이 깨짐이 있는 경우 이상적인 불연속성을 나타내지는 않지만 본 발명의 방법을 사용하여 재구성될 수 있는 변질 현상이 있는 단계로 나타난다.
- <21> 본 발명에서 사용된 “투사방향”이라는 용어는 일반적으로 (n+1)차원 공간에 있는 ROI를 통한 에너지 투입의 직선 경로를 지칭한다. 2차원 또는 3차원의 경우 투사방향은 사용된 좌표 시스템에 비례한 각도에 의해 정의될 수 있다. 부채꼴 또는 원뿔 모양의 광선을 고려하면, “주요 투사방향”이란 용어는 부채꼴 또는 원뿔 광선에서의 중심부분의 광선 요소의 방위를 지칭한다.
- <22> ROI에서 측정된 라돈 데이터는 ROI를 통해 투사되는 복수의 미리 결정된 투사방향과 대응하여 결정된 투사 함수의 세트(set)를 포함한다. n차원 데이터는 특정 개수의 “투사”와 함께 수집되는데, 이론상 그 개수는 무한대이다. 이 같은 투사는 1차원 선형에 대한 흥미로운 효과를 통합하는 것을 특징으로 한다. 충분한 개수의 이 같은 통합된 “투사”를 측정하여 조사대상의 중요한 특징이 라돈 데이터로부터 재구성될 수 있다.
- <23> 일반적으로 투사함수 값은 각각의 투사방향을 따라 존재하는 ROI를 통해 이동하는 에너지 투입 광선의 상호작용(특히, 흡수, 분산 또는 반사 등의 감쇠 작용)에 의해 결정된다. 투사함수가 1차원 함수임에 반해, 모든 이용 가능한 투사 방향에 대응하는 전체 투사함수는 고차원의 공간(라돈 공간)에 걸쳐 있다. 일반적으로 (n+1)차원 영상 함수를 재구성하기 위해서 n차원의 라돈 데이터가 요구된다. 그러나 저차원을 가지는 라돈데이터를 사용하여 재구성하는 것 또한 가능하다.
- <24> 본 발명에서 사용된 “에너지 투입 광선”이라는 용어는 모든 종류의 물리량을 지칭한다. 이 같은 물리량은 ROI를 통하여 직선(또는 본질적으로 직선)으로 이동하며, 전달되는 에너지는 ROI와의 상호작용으로 인하여 변화된다. 특히 용어 “에너지 투입 광선”이라는 용어는 전자기 방사, 입자 방사, 음파 또는 전류를 포함한다.
- <25> 본 발명에서 사용된 “라돈 데이터”라는 용어는 ROI를 통한 상기 언급한 투사에 의해 얻어진 데이터뿐 아니라 조사 대상 내에서 반사작용에 의해 얻어진 에너지 투입량을 측정하여 얻어진 데이터를 지칭한다. 이 같은 라돈 데이터(또는 라돈 성질의 데이터)는 예를 들어 초음파를 사용하는 대상의 조사와 같은 방법으로 얻어진다. 라돈 성질의 데이터를 대상으로 영상함수를 재구성할 수 있는 것은 본 발명의 가장 큰 장점이다.
- <26> 본 발명의 적절한 실시형태에 따르면, 영상함수 f 는 1, 2, 또는 3에서 선택된 n 과 함께 2, 3, 혹은 4차원을 갖는다. 2차원 영상함수 f 의 재구성은 약한 전산력으로 행해 질 수 있는 투사함수 값으로 다항식을 곱셈 연산할 수 있다는 특별한 장점을 지닌다. 2차원 영상 함수는 예를 들면 조사 대상 내 디스크 섹션(a disc section)의 영상을 나타낸다. 3차원 영상함수를 재구성하는 것은 단순히 2차원 영상함수를 사용한 경우를 적용함으로써 영상 함수를 재구성하기 위한 계산을 얻을 수 있다는 장점이 있다. 2D 및 3D의 경우에서 본 발명에 기초한 계산은 매우 간단한 방법을 통해 수행될 수 있는 연산 작업에 기초하고 있으며, 수많은 값을 미리 계산하여 컴퓨터 혹은 메모리칩이나 칩과 같은 기타 데이터 운반체에 저장할 수 있다. 이는 행렬(matrix) 요소(section 3의 2.3 식 참조)가 미리 계산되기 때문에 연산 작업의 수가 현저히 감소한다는 것을 의미한다.
- <27> 또한 본 발명은 4차원의 경우에도 이점을 가지고 적용될 수 있는데, ROI는 4차원으로서 3차원의 공간과 시간을 포함한다. 한 예로써, 4차원 영상 함수는 조사대상의 3차원적 표시를 시간 순서대로 나타내는데, 모터 엔진이나 심장과 같은 생체의 조직을 작동시키는 경우를 들 수 있다. 4차원 영상 함수의 재구성과 관련하여, 본 발명은 컴퓨터 단층촬영과 같은 비파괴 영상화에 있어서의 근본적으로 새로운 응용기술을 제공한다. 본 발명에 의한 재구성의 높은 정확도로 인해 전산화 시간을 감소시키는 결과를 가져오는 X선과 같은 에너지 투입량의 감소를 가져올 수 있다. 이와 같이 본 발명에 의해 얻어진 전산화 시간 감소로 인해, 심장 박동 함수와 같은 상대적으로 고주파인 공정이 온라인 영상화 공정(online imaging process)을 이용하여 실시간으로 조사될 수 있다.
- <28> 본 발명의 적절한 실시 형태에 따르면 영상 함수 f 는 직교 다항식의 합산에 기초하여 결정된다. 이러한 실시형태로 영상 함수의 근사값 수렴이 개선되어 감소된 표본 개수를 가지고 투사함수가 측정될 수 있고, 이로 인해 에너지 투입량 일회분을 감소시키는 장점을 갖는다.

<29> 투사 함수의 측정은 언제나 실질적으로 이산화(discretization)와 연관되어 있다. 방사선 센서 요소와 같은 이산화로 인하여, 측정된 투사 함수는 하나의 에너지 선 또는 입자 방사선에 따른 감쇠값으로 구성된다. 한편으로는 이와 같은 이산화는 본 발명에 따른 합산 계산에 있어 장점을 갖는다. 또한 본 발명의 방법은 CT장치와 같은 종래 장치에서 얻어진 미처리 데이터를 재구성하는데 적용될 수 있다. 다른 한편으로는 본 발명의 재구성방법으로 통합된 투사가 발생함에 따라 존재하는 특정한 이산 광선(discrete rays)만으로 상기의 목적을 달성할 수 있게 된다. 이것은 밀집된 세트 위의 영상함수가 다항식에 의하여 근사값으로 계산되기 때문에 가능하다. 재구성된 영상 함수는 만약 ROI가 투사 방향의 개수보다 적은 차수의 다항식에 의해 나타나는 경우에도 정확히 복사할 수 있다. 이와 관련한 기본적인 사상은 연속적 함수가 다항식에 의해 정확하게 근사값으로 될 수 있다는 것이다.

<30> 그러므로 본 발명의 특히 적절한 실시형태에 따르면 투사함수 $P_{\theta}(t)$ 는 이산 투사 형상(profile)을 포함하며, 각각의 이산 투사 형상은 동일한 투사 방향($\mathbf{v}$)과 함께 다수의 투사 선에($\mathbf{j}$) 대응하는 투사 값 $r(\mathbf{v}, \mathbf{j})$ 을 포함한다. 모든 종래의 알고리즘과 비교하였을 때 가장 중요한 장점은 본 발명에 기초한 방법은 여과후 역투사로 작동하는 종래의 시스템을 위해 수집된 정보 모두를 필요로 하지 않는다는 점이다. 이것은 즉각적으로 CT시스템의 일회분 등의 에너지 투입량을 감소하거나 3D 재구성에 유용한 초음파와 같은 영상화 양식을 만드는 가능성으로 이어진다.

<31> 조사 대상의 성질을 재구성하기 위한 통합된 투사의 개수 및 기하학적 특징은 특별한 적용기술에 따라서 선택된다. 특히 투사 선 및 방향의 개수와 거리의 선택은 테스트 측정 등의 방식으로 산출되는 공간 해상도에 의해 수행된다.

<32> 일반적으로 영상 함수 재구성을 위한 다항식은 ROI의 디스크 섹션과 같은 ROI 상에서 적분으로 나타난다. 숫자상으로 계산하는 적분 방법은 해당 기술분야에서 공지되어 있다. 그러나 본 발명의 적절한 특징에 따르면, 다항식의 정의에 의한 적분은 구적법 합산값(quadrature sum) I 에 의해 이산화된다. 구적법 합산값 I 는 수학적인 배경의 논의에서 개요된 바와 같이 적분의 이산 근사값을 나타낸다(섹션 3 참조). 구적법 합산값의 실시로 중간 조정단계 없이 측정 데이터를 직접 처리하는 것을 용이하게 한다. 특히 가우스 구적법 합산값에 의한 적분 이산이 바람직한데, 이것은 이산화에도 불구하고 더 많은 양의 다항식이 보존되기 때문에 적분의 근사값이 보다 더 정확하다는 점에서 중요한 장점을 가진다.

<33> 재구성 방법의 특징은 동일한 투사방향으로 얻어진 이산 투사값이 동일한 호(arc) 길이인 투사선에 의해 나누어진 ROI에서의 단위디스크 영역과 같이 측정된다는 것이다. 이 경우, 다항 행렬 T 를 구성할 수 있고, 구성 요소는 다항식의 합이다(섹션 3 참조). 이 같은 실시예로서 영상함수는 모든 투사 방향에 추가된 다항 행렬 T 의 대응된 요소에 의해 곱셈 연산된 이산 투사 값의 합산치 A 로 근사하게 된다.

$$A_{2m}(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \sum_{j=1}^n \gamma_{v,t} T_{j,v}(x, y)$$

<34> 다항 행렬 T 의 요소는 아래에서 주어진 식 2.1에 의해 계산된다(섹션 3.2).

<35> 이러한 실시 형태의 가장 중요한 장점은 영상함수 재구성이 계산 시간을 단축하는 단순한 두 배 합산 계산으로 간소화된다는 것이다.

<36> 계산의 수와 형태는 상기 언급한 두배 합산의 신속한 계산을 가능하게 하는데, 이는 사용된 행렬이 일반적으로 데이터 수집의 기하학적 조건에 따라 결정되기 때문에 리바이닝(re-binning)이 필요 없고 많은 계산을 미리 행할 수 있다는 사실에 기인한다. 이것은 재구성 컴퓨터 또는 기타 데이터 운반체 내부에서 미리 계산되어 저장될 수 있음을 의미한다.

<37> 상기의 행렬 곱셈연산을 기초로 한 영상 함수 근사값의 또 다른 중요한 장점은 다항 행렬 T 가 투사값을 측정하는 특정 조건에 적용 가능하다는 것이다. 본 발명자들은 투사함수를 측정하는 조건이 다항 행렬 요소에 직접적으로 영향을 끼친다는 것을 발견하였다. 특히, 튜브의 불균일한 방사선 또는 탐지장치 요소의 비선형 반응으로 인한 시스템 측정이 측정 특성으로 사용될 수 있고, 온라인 측정에 의한 영상의 질(quality)를 개선하기 위해 다항 행렬 T 에 투입될 수 있다. 개선사항은 종래의 재구성 계획에서의 다양한 내삽법이 더 이상 필요하지 않다는 사실로부터 도출할 수 있다. 그러므로 본 발명의 바람직한 특징으로 다항 행렬 T 의 측정이 조정된 다항 행렬 T^* 을 제공하는데 적용된다. 측정 조건이 수정되지 않는 한 조정된 다항 행렬 T^* 가 다른 물체의 영상 함수를 재구

성하는 것에 사용될 수 있다.

- <39> 에너지 발생 장치의 에너지 분포 함수, 투사함수 측정을 위해 사용되는 측정 장치의 감지도 분포 함수, 및 물체의 분산함수 중 적어도 하나는 측정 행렬 β 를 구성하여 사용되는 것이 바람직하다. 조정된 다항 행렬 T^* 는 간단히 측정 행렬로 곱셈 연산함으로써 다항 행렬로부터 얻을 수 있다.
- <40> $T^* = \beta * T$
- <41> 에너지와 감지도 분포를 도시하는 상기 함수와 조사대상의 분산 성질은 측정값(calibration measurement)에 의해 얻어지고 이론상 개념에 의해서도 가능하다.
- <42> 측정값은 예를 들면 X-광선원의 에너지 분포(힐(Heel) 효과) 및 센서 요소의 감지도 분포를 측정하기 위해 PMMA로 이루어진 균일한 구를 가지는 CT 장치에서 실시된다. 종래의 기술에서 알려진 산란 함수의 이론적인 예상치가 측정을 위해 사용될 수 있다. 그러나 투사가 직선 연필(straight pencil) 또는 감소된 산란 효과를 갖는 바늘 광선으로 측정된다면, 산란 현상으로 인한 강력한 방해현상은 본 발명에 의해 피할 수 있다.(아래 참조).
- <43> 영상 함수의 근사값을 구하기 위해 사용된 다항 행렬 T 의 가장 중요한 장점은 다항 행렬 요소가 단지 측정 구조(geometry)에 따라서만 결정된다는 점이다. 특히 다항 행렬 T 의 요소는 개수와 투사선의 거리 그리고 투사 방향의 선택에 의해서만 결정된다. 그러므로 다항 행렬은 미리 결정된 기하학적 측정조건 세트(set)의 경우에만 1회 계산되면 된다. 조정된 다항 행렬 T^* 의 경우도 동일한데, 측정 조건, 즉, 에너지 또는 감지도 분포 등에 변화가 없는 한 다수의 측정에서 사용될 수 있다.
- <44> 다항 행렬 T 와 측정된 다항 행렬 T^* 중 적어도 하나는 투사 함수 측정을 위한 측정 장치와 연계된 저장소에 저장되거나 포함되는 것이 바람직하다. 특히 바람직한 것은 다항 행렬 T 및/또는 조정된 다항 행렬 T^* 또는 투사 함수 측정과정 이전에 다른 측정 조건에 대응하는 복수의 행렬의 저장이다.
- <45> 본 발명의 바람직한 실시 형태에 따르면, 재구성 방법은 투사 함수 측정과 연결되어 있고, 투사 함수 측정 과정은 우선 조사대상을 측정의 기하학적 조건을 조정하기 위하여 측정 장치에 조사되도록 준비시키는 단계를 포함한다. 이후 조사대상이 복수의 미리 결정된 투사 방향(θ)을 따라 이것의 방향으로 에너지가 투입되는 단계가 이어진다. 에너지를 투입할 때마다 투사 함수 $P_\theta(t)$ 가 측정된다.
- <46> 종래의 기술과 비교하여 근본적인 발전사항은 본 발명의 실시형태로 제공되는 재구성과 측정의 결합이다. 빠른 재구성 속도로 인해, 영상 함수는 투사 방향의 전체 원을 따라 측정된 후에 즉각적으로 결정될 수 있다. 데이터의 측정과 측정 장비에서의 조사대상의 준비는 더 나은 결과를 얻기 위한 스캐닝(scanning) 과정 동안에 최적화될 수 있다.
- <47> 본 발명의 또 다른 변형에 따르면, 나선형의 투사 데이터는 2차 또는 3차원 영상함수를 얻기 위해 처리될 수 있다. 발명자들은 경사진 디스크 섹션으로 측정에 재구성 방법을 적용시키는 종래의 알고리즘이 본 발명의 재구성 발명에 적용될 수 있음을 발견하였다. 따라서, 본 발명의 추가적인 실시 형태로 조사대상과 측정 장비 중 적어도 하나는 나선형 투사 데이터를 얻기 위하여 조사 대상에 에너지를 투입하는 단계 동안에 예를 들면 투사방향(θ)에 수직을 이루는 것과 같이 미리 결정된 방향에서 이동된다.
- <48> 본 발명의 또 다른 바람직한 실시 형태에 따르면, 다항식의 합은 승수 함수에 따라 고차 다항식 분포를 감소시키는 미리 결정된 승수 함수에 종속된다. 이 같은 승수 함수는 인위성을 감소시키고 영상 함수의 근사값을 개선한다. 승수 함수는 직교 기저에서 고려되는 매끄러운(smooth) 변환 함수의 여과기능의 고차 다항식으로 여과 장치 효과를 낸다. 종래의 기술과 대조적으로, 본 여과 장치는 푸리에 영역의 종래 여과 장치가 아니다.
- <49> 일반적으로, 본 발명은 n차 또는 이하 차원에서 라돈 데이터 혹은 라돈데이터와 유사한 성질을 지니는 데이터로부터 (n+1)차원의 데이터를 재구성할 때 사용될 수 있다. 본 재구성 방법이 CT, PET, SPECT, 감마(gamma)-카메라(camera) 영상화 등의 의료 영상에서 많은 응용기술 같이 다양하게 응용되어 사용될 수 있다는 것은 본 발명의 가장 중요한 장점이다. 그러나 초음파 단층촬영 영상, 광 단층촬영, 산업용 시험을 위한 다차원 영상 혹은 생물학적 연구 등과 같은 더 많은 분야에서 응용 가능하다. 영상 함수 f 는 X-선 컴퓨터 단층촬영(CT) 장치, 초음파 단층촬영장치, PET 영상 장치, 감마(Gamma)-광선 영상화 장치, SPECT 영상화 장치, 중성자 기초의 변환 탐지 시스템 혹은 전기적 임피던스(impedence) 단층촬영장치 등에서 측정된 라돈 데이터로부터 결정되는 것이 바람직하다.

- <50> 본 발명의 두 번째 일반적 측면에 따르면, ROI를 영상화하는 영상화 방법이 제공되는데, 복수의 직선 에너지 투입 광선이 사전에 결정된 투사방향에서 ROI를 통과하여 투사되고 관련 투사 함수 $P_o(t)$ 가 투사 방향을 따라 측정된 감쇠 값을 포함하여 결정된다. 본 발명에 따르면 투사 함수 $P_o(t)$ 는 상기의 본 발명의 첫 번째 측면에 따른 재구성 방법의 실시대상이 된다. 다른 비교가능한 종래의 단층촬영 영상화 방법과 대조적으로 본 발명의 영상화 방법은 리바이닝(re-binning) 없이 측정된 투사 데이터를 직접 처리를 가능케 한다. 영상 함수는 영상화 장치로 얻어진 미처리 데이터로부터 직접적으로 계산될 수 있다.
- <51> 영상화 방법의 응용에 따라 적절한 형태에서 요청된 영상 정보를 제공하기 위한 추가적인 단계는 다음과 같다. 영상 함수의 근사값은 예를 들어 2차 또는 3차원 그림 또는 대응하는 비디오 표현물(영화) 중 적어도 하나의 시각화된 영상으로 나타나는 것이 바람직하다. 또는 영상 함수는 예를 들면 미리 결정된 특징을 자동적으로 탐지하는 등의 추가적 영상 처리 대상이 될 수 있다. 선행기술 영상 처리 방법은 본 발명에 따라 결정된 영상 함수에 유리하게 응용될 수 있다. 시각화된 영상의 제공에는 예를 들면, 영상함수 값을 그레이(gray) 값으로 변환시키는 등의 조사 대상의 시각화를 계산하는 단계를 포함한다.
- <52> 본 발명의 영상화 방법은 조사 대상에 작용하는 에너지 투입 형태로부터 얻어진 라돈 데이터 수집에 적용될 수 있다. 특히, 특별한 에너지 발생기로부터 발생된 에너지 투입의 모양을 기술하는 분포함수에 의존하지 않는다. 예를 들어, 영상화 방법은 특정 분배의 전기장 또는 입자 방사선을 발생하는 많은 형태의 방사선원(radiation source)으로 실시될 수 있다.
- <53> 본 발명의 적절한 실시 형태에 따르면, 에너지 투입 광선은 부채꼴 또는 원뿔 형태의 광선이다. 부채꼴 또는 원뿔 광선 형태의 방사선원으로 ROI의 방사(irradiation)는 특별한 장점을 갖고 있는데, 예를 들면 CT 또는 SPECT(single photon emission computed tomography) 등의 종래 영상화 장치가 본 발명의 영상화 방법의 실시 에 사용될 수 있기 때문이다.
- <54> 본 발명에서 사용된 용어 “연속 부채꼴 광선” 또는 “연속 원뿔 광선”은 방사선원의 분포 특징에 따라 매끄러운(smooth) 방사 영역을 갖는 부채꼴 또는 원뿔 광선을 말한다. 용어 “이산 부채꼴 광선” 또는 “이산 원뿔 광선”은 마스크와 같은 공간 여과장치로 구성된 방사선원의 분포 특징에 따라 이산화된 방사 영역을 갖는 부채꼴 또는 원뿔 광선을 말한다.
- <55> 적절한 변형에 따르면, 단지 미리 결정된 부채꼴 또는 원뿔 광선의 구성요소는 위에서 언급한 이산 투사 형상을 구성하는데 사용된다. 여기에서 하나의 이산 투사 형상에 영향을 미치는 모든 부채꼴 또는 원뿔 광선의 구성요소는 동일한 투사 방향을 가진다. 부채꼴 또는 원뿔 광선의 구성요소의 선택으로 위에 개괄적으로 설명된 신호 처리를 용이하게 한다.
- <56> 영상화 방법의 대안적인 실시 형태에 따르면, 에너지 투입 광선은 연필 광선(또는 바늘 광선)의 형태이다. 중성자원과 같은 이용 가능한 입자 광선원이 본 발명의 영상화 방법을 실시하는데 사용될 수 있다. 연필모양의 광선의 방향에 따른 이산 투사 형상을 직접적으로 측정할 수 있는 것은 본 발명의 또 다른 장점이다.
- <57> 동일한 투사 방향을 갖는 복수의 연필 광선이 이동하는 방사선원에 의한 연속 방식으로 발생된다면, 이산 투사 형상은 상기에 개괄적으로 제시한 특정 광선 구성요소 선택에 의해 구성될 수 있다.
- <58> 복수의 이산 부채꼴 또는 원뿔 광선 세트(set)가 ROI를 직접 통과한다면 이산 투사 형상은 동일한 투사 방향을 가지지만 각기 다른 세트(set)의 이산 원뿔 광선에 포함된 광선 구성요소의 감쇠 값을 포함하여 구성될 수 있다. 이 같은 특징으로 종래의 영상화 장치를 간단히 본 발명의 재구성 방법에 적용시키는 것이 가능하다.
- <59> 부채꼴 광선 구성요소 또는 이산 연필 광선은 방사선원과 요청된 직선 광선 구성요소에 따라 공급원(source)의 최초 방사 특징을 형성하는 공급원(source) 마스크를 결합시켜 제공하는 것이 바람직하다.
- <60> 본 발명의 또 다른 바람직한 실시 형태에 따르면, 투사 방향(θ)는 대상 주위를 회전하는 이동가능한 방사선원을 사용하여 정해진다. 회전가능한 방사선원은 특별한 실제 응용에 따라 투사 방향 조정이 자유롭다. 만약 투사 방향(θ)이 조사 영역을 교차하는 적어도 한 개의 공유 면에서 정해진다면, 투사 형상의 구성은 용이해진다. 그러나 발명자는 투사 방향(θ)이 나선형 투사 데이터를 얻기 위해 ROI를 교차하는 경사면을 변화시켜서 정할 수 있다는 것을 발견했다. 이런 경우에, 3차원 ROI 영상을 얻을 수 있다.
- <61> 본 발명의 영상화 방법의 가장 중요한 장점은 조사되는 대상이나 그 크기와 관련한 제한이 없다는 것이다. 본 발명이 방사선 일회분을 본질적으로 감소시키기 때문에, 생물학적 유기체 또는 일부분과 같은 방사선 감지 대상

이 조사되는 것이 바람직하다. 한편, 물성물리학 또는 기술, 특히 고체 또는 유체의 물질을 영상화하고, 특히 기술적인 장비(건설기술 등 구성요소 등의 엔진 혹은 기계적인 요소)의 모든 분야에서 비파괴 조사가 가능하다. 에너지 투입의 적절한 기하학적 조건을 간단히 선택함으로써, 그리고 특히 하나의 투사 형상에 영향을 미치는 투사 방향 및 투사 거리를 선택함으로써, 영상화 방법이 조사되는 대상에 적용될 수 있다는 점은 본 발명의 특별한 장점이다. 공항에서의 보안검사와 같은 특별한 목적을 위해서는 낮은 해상도가 정해질 수 있다. 한편, 기하학적 또는 심지어 천문학적 차원에서 수집된 라돈데이터는 본 발명의 방법에 의해 재구성되고 추가적으로 처리될 수 있다.

<62> 본 발명에 기초한 방법은 다른 재구성 방법보다 우수한 재구성을 제공한다. 왜냐하면 조사 대상의 화소의 결과적인 해상도가 단지 영상화 처리에서 사용된 광선의 개수에 따라 결정되기 때문이다. 이것은 만약 조사되는 대상이 아이처럼 작거나, 테러리스트 공격을 방지하기 위해 공항에서 CT-스캐너를 사용하는 예와 같이 요구된 해상도가 매우 낮다면, CT에서의 경우에서 X선 양을 현저히 줄일 수 있다는 것을 의미한다. 이와 같은 직접적 관계는 내삽법에 의해 발생하는 문제로 인해 종래장치에서는 유효하지 않다. 왜냐하면 본 발명에 기초한 기술은 단지 인체를 통과하는 특정 X선을 필요로 하는데, 이것은 상업적 여객기에서의 단거리 비행에서 수집된 일회분보다 적은 일회분의 양이고, 이로 인해 인체 내 무기 또는 폭발물이 다량의 X선 노출 없이도 탐지될 수 있게 된다. 이것은 보안 조사에 있어서 새롭고 향상된 질(quality)을 제공한다.

<63> 본 발명의 세 번째 일반적인 측면에 따르면, 조사 영역의 영상화를 위한 영상화 장치는 ROI를 통과하는 복수의 미리 결정된 투사 방향(Θ)에 대응된 투사 함수 $P_{\theta}(t)$ 측정을 위한 측정 장치를 포함하며, 상기에서 측정 장치와 연결된 재구성 회로는 측정된 투사 함수 $P_{\theta}(t)$ 의 값으로 곱셈 연산된 다항식의 합산치로 영상 함수 f 를 재구성하기 위해 적용된다.

<64> 본 발명의 상기 실시 형태에 따른 방법으로 영상함수 f 를 재구성하는데 재구성 회로를 적용하는 것이 바람직하다. 따라서 재구성 회로는 상기의 투사값 합산치로 영상 함수 f 를 결정하는 합계(summation) 회로를 포함한다.

<65> 본 발명에 따른 영상화 장치는 에너지 투입 광선을 조사대상으로 또는 대상을 통과시키는 에너지 발생 장치 및 투사 함수 $P_{\theta}(t)$ 측정을 위한 탐지 장치로 구성되는 것이 바람직하다. 에너지 발생 장치는 적어도 하나의 에너지 투입원과 공급원(source) 운반체로 구성되는데, 상기 에너지 투입원은 조사 대상과 대응하여 공급원 운반체 상에서 이동가능하다.

<66> 만약 공급원 운반체가 고리 모양이고, 에너지 투입원이 물체 주위를 회전할 수 있다면 투사 방향의 세팅(setting)은 용이해진다. 또한 에너지 투입원은 조사대상에 대해 나선형 선로를 따라 이동 가능하도록 만들어질 수 있다.

<67> 탐지 장치는 미리 결정된 복수의 투사방향에 대응하는 에너지 투입의 감쇠를 나타내는 감쇠값을 탐지하기 위한 센서 요소와 함께 적어도 하나의 센서 배열로 구성되는 것이 바람직하다.

<68> 본 발명은 종래의 에너지 혹은 입자 방사선원으로 실시될 수 있다. 한 예로써, 부채꼴 또는 원뿔 광선원은 전자기 방사선 방출을 위한 에너지 투입원으로 사용될 수 있다는 장점이 있다. 전자기장 혹은 입자 방사선 방출을 위한 연필 광선원으로도 사용될 수 있다.

<69> 본 발명에서 보다 바람직한 실시형태에 따르면, 영상화 장치의 방사선원은 방사선원의 에너지 분포 함수의 형상화와 방사선원의 방사선 영역 내부의 복수의 직선 연필 광선을 제공하기 위한 공급원 마스크(mask)를 운반한다. 공급원 마스크는 방사선원과 함께 이동 가능한 것이 바람직하다. 만약 공급원 마스크가 방사선원으로부터 분리가능하다면, 방사의 기하학적 조건은 다양한 응용에의 장점으로 적용될 수 있다.

<70> 본 발명의 보다 바람직한 실시 형태에 따르면, 공급원 마스크는 덮개 물질로 만들어진 판(plate)과 미리 결정된 방위로 광선 요소를 통과시키는 홀(holes)을 포함한다.

<71> 광선 요소의 방위를 정하는 대안적 측정으로서, 에너지 발생 장치는 에너지 투입원의 에너지 분포 함수 구성을 위한 복수의 고정 프레임 마스크를 포함한다. 본 프레임 마스크는 미리 결정된 위치에서 공급원 운반체에 고정되고, 바람직하게는 동일한 호(arc) 길이로 채워진다.

<72> 본 발명의 보다 바람직한 실시 형태에 따르면, 공급원 운반체는 프레임 마스크를 포함하는 고리 모양의 덮개판으로 구성되어있고, 고리 모양의 덮개판은 프레임 마스크 위치와 다른 위치에서 에너지 투입원을 차단한다. 이 같은 실시형태는 조사대상으로의 방사선량과 산란량을 모두 감소시킨다는 점에서 중요한 장점을 지닌다.

- <73> 종래의 장치와 대조적으로, 탐지 장치는 복수의 미리 결정된 투사 방향에 대응된 에너지 투입의 감쇠를 나타내는 감쇠값의 측정을 위한 복수의 고정된 프레임 센서를 포함한다. 프레임 센서는 미리 결정된 위치에서 공급된 운반체 위에 고정되어있고, 바람직하게는 고리 모양의 덮개판에 있는 방사선 창 위의 프레임 마스크에 인접하게 위치한다.
- <74> 본 발명의 또 다른 대상은 디지털 저장 매체 또는 특히 다항 행렬 T 의 다항식의 합을 포함하는 전기적으로 해독 가능한 데이터를 제공하는 컴퓨터 프로그램 생산품이다. 이 같은 데이터는 본 발명의 영상화 장치에 계산 유닛(unit)과 상호작용하고/또는 본 발명에 따른 방법에 의해 수행될 수 있다. 또한 프로그램이 컴퓨터 상에서 작동할 때 본 발명에 따른 방법을 수행하기 위한 프로그램 코드를 지닌 컴퓨터 프로그램의 수행 및 상호작용을 한다.

실시예

- <87> 본 발명은 컴퓨터 단층촬영을 응용하는 것에 대하여 아래에서(섹션 1 및 2.1)에서 설명한다. 본 발명은 상기에 언급한 기타 응용기술과 함께 아날로그 방법으로 실시될 수 있음이 강조된다.(섹션 2.2의 예시 참조) 또한 본 발명의 적절한 실시형태를 하기에 기술하고 주로 데이터 수집 및 데이터 처리에 대하여 설명한다. 본 발명을 실시하는 데 사용되는 CT장치의 세부내용은 종래의 CT 장치로부터 공지된 것만큼 광범위하게 기술하지 않는다.
- <88> ROI를 나타내는 영상 함수를 재구성하는 기본 원리는 도 1 및 도 2를 참조하여 아래에서 설명한다. 본 발명에 의해 사용된 영상화 장치의 세부사항뿐만 아니라 본 발명의 영상화 방법은 도 3 내지 14를 참조하여 설명한다.
- <89> 1. 재구성 및 영상화 기초 원리
- <90> (1.1) 도 1에 따르면 본 발명에 따른 재구성 방법의 기초 단계는 라돈 데이터를 나타내는 투사함수의 제공(단계 1000)과 투사함수의 값으로 곱셈 연산된 다항식의 합산치로서의 영상 함수의 재구성(단계 2000)을 포함한다. 재구성은 직교 다항식에서 함수 확장의 부분 합산치가 라돈 투사 방식으로 표현될 수 있다는 발명자들이 도출한 획기적인 결과를 기반으로 하고 있다. 이 관계를 하기에 세부적으로 설명한다(섹션 3.1 참조).
- <91> 재구성 방법의 실질적인 실시는 특히 응용 분야와 근사값의 목표로 하는 수준에 따라 결정된다. 준(準) 연속 투사함수(센서 요소만으로 이산화됨)를 기반으로 하여 상기의 부분 합산치가 직접 계산될 수 있다. 만약 이산 투사 형상이 영상 함수를 결정하기 위해 사용되었다면, 가우스 구적법(Gaussian quadrature) 또는 특히 다항 행렬 T 를 기반으로 하는 근사값이 적절하다. 하기에 다항 행렬 T 를 사용한 본 발명의 적절한 실시형태에 대해 설명한다. 이 분야의 숙련자라면 아날로그 방식으로 준(準) 연속함수를 기반으로 하여 재구성을 실시할 수 있을 것이다.
- <92> 하기의 내용은 1차원 라돈 데이터(1차원 투사함수)로부터 2차원 영상 함수의 재구성에 관한 것이다. 이는 특별한 슬라이스(slice)가 재구성되어 하나의 슬라이스(slice) 내 광선으로부터의 데이터 결과를 기반으로 한 가장 간단한 케이스에 해당한다. 섹션 3에 소개된 것처럼 고차원의 영상함수의 재구성은 아날로그 방식으로 실시된다.
- <93> 실시예에서 기술한바, ROI는 2차원 면 내부에 위치한다. 직교하는 x 및 y 축 데카르트(Cartesian) 좌표 시스템은 본 2차원 면에서 정의되고, 직교하는 z 축은 x - y 면에 대하여 수직 방향을 이룬다. 에너지 투입 광선을 ROI 방향으로 향하게 하는 것은 각각의 에너지 투입(예, 방사선)이 ROI 평면에서 투사선 $\mathbf{v}$ 를 따라 이동함을 의미한다. 만약 ROI 평면이 z 축에 대해 직교한다면, 동일한 투사 방향(2차원의 경우는 투사 각도)을 갖는 모든 투사 선이 서로에 대해 평행을 이룬다.
- <94> 만약 ROI 평면이 예를 들어 나선형 측정 구조처럼 기울어지게 되면, 투사선이 반드시 서로 평행을 이룰 필요는 없다. 이와 같은 경우 미처리 데이터로부터 선택될 수 있는 각각이 서로 평행을 이루는 미리 결정된 투사선에 따라 측정된 값이다.
- <95> 도 2는 특정한 투사방향 $\mathbf{v}$ 에 대응하는 특별한 투사함수 $P_{\theta}(\mathbf{t})$ 의 수집을 도시한 것이다. 복수의 평행 투사선(1)(점선)은 현재 투사방향에 따라서 유닛 디스크(unit disk) B^2 를 통과하는데, 현재 투사방향은 시작 조건(x' , y')에 대한 투사 각도 θ 에 의한 회전으로 나타나다. 방사선원(200)(개략적으로 도시함)으로부터의 방사선은 유닛 디스크를 포함하는 ROI를 통과하여 투사선(1)을 따라 이동한다. 투사선을 따라 통합된 상호작용으로 인해 방사선 감쇠된다. 감쇠 작용은 센서 요소의 선형 배열을 포함하는 탐지 장치(300)(개략적으로 도시함)로

측정한다. 감지 요소의 신호는 도 2의 오른쪽 부분에 도시한 투사함수 $P_{\theta}(t)$ 로 나타난다.

<96> 도시된 2차원 경우에서 라돈데이터 $R_{\phi v}$ 는 복수의 각기 다른 투사방향에 의해 측정된 복수의 1차원 투사 함수를 포함한다. 투사방향의 개수는 요구된 해상도에 따라 선택된다. 본 발명에 따르면, ROI 내 구조의 특징을 나타내는 매끄러운(smooth) 함수는 다항함수로 근사값을 구할 수 있다. 절차에 기초한 본 발명을 사용하여 이 근사값은 여러 변수의 직교 다항식에 의해 수행된다. 본 계산의 세부사항은 섹션 3에서 설명한다. 섹션3.1의 일반식 1.4와 1.5에 따르면 영상함수는 투사 함수 $P_{\theta}(t)$ 에 기초하여 측정된 라돈 데이터 $R_{\phi v}$ 로부터의 부분 합산치 S_{2m} 로 직접 계산될 수 있다.

$$S_{2m}(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \frac{1}{\pi} \int_{-1}^1 R_{\phi v}(f, t) \Phi_v(t; x, y) dt$$

<97>

<98> 이산 투사 형상(γ)(도 2에서 점선으로 도시함)은 복수의 투사선(1)에 의한 감쇠값을 포함하여 결정된다. 섹션 3.2의 일반식 2.1에 따르면 영상함수의 근사값은 측정된 투사값(γ)으로부터의 두 배 합산치 A_{2m} 로서 직접 계산될 수 있다.

$$A_{2m}(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \sum_{j=1}^n \gamma_{v,t} T_{j,v}(x, y)$$

<99>

<100> 그 결과, 합산치 S_{2m} 또는 A_{2m} 는 도출된 영상함수 f 의 근사값을 직접 제공한다.

<101> (1.2) 본 발명에 따른 영상화 방법의 기본 단계가 도 3, 4에 도시되어있다. 도 3에 따르면, 투사함수, 특히 이산 투사 형상은 에너지 투입 광선을 ROI 방향으로 또는 ROI를 통과시키는 단계(단계 1100)와 투사 형상의 결정 단계(단계 1200)에 의해 결정된다. 그 다음 영상함수 f 는 재구성되고(단계 2000) 그리고 (가능한 경우에) 영상함수 f 는 시각화된 영상으로 나타난다(단계 3000).

<102> 단계(1100)은 에너지 투입 광선을 ROI로 통과시키는 단계를 포함한다. 이것은 예를 들면 ROI면에서 광선을 방출하는데 방향을 맞추거나 초점을 맞춘 이용가능한 방사선 혹은 입자 공급원(source)(아래 참조)으로 실시된다. 단계(1200)에서는 투사 형상이 결정된다. 여기에서 도 12와 같이 동일한 투사방향을 갖고 있는 모든 광선이 동시에 ROI를 통과하도록 방향이 정해지면, 직접 측정을 포함한다. 또는 이산 투사 형상은 도 7에서 도시한 것과 같이 부채꼴 또는 원뿔모양의 광선으로 측정된 것으로부터 구성된다. 이 경우, 각기 다른 위치의 방사선 공급원에서 측정된 감쇠값은 이산 투사 형상에서 배열되고, 여기에서 동일한 투사 방향으로 측정된 모든 감쇠값은 동일한 투사 형상에 기여하게 된다.

<103> 단계(1110)의 세부사항은 도 4에서 도시하고 있다. 측정 초기에, 첫 번째 투사방향 θ 은 준비되고(단계 1110) 실제로 사용된 영상화 장치의 작동 조건에 따라 선택된다. 투사방향을 정하는 것은 에너지 발생 장치(예, 방사선원) 및 탐지 장치가 배열됨을 의미하고, 이 두 장치 사이의 연결선이 ROI를 통과한다. 특히 초음파 측정에 기초한 영상장치에서 초음파 발생기와 탐지 장치 모두 ROI의 동일면 위에 배열된다. 단계(1120)에서, 에너지 발생기는 에너지 투입 광선이 ROI를 통과하거나 적어도 들어가서 이동하도록 작동된다. 따라서 단계(1130)에서 감쇠값의 탐지는 탐지장치를 이용하여 수행된다.

<104> 단계(1130) 이후에는 전체 원의 스캔 여부를 결정하게 된다. 미결정시, 다음 투사 방향이 준비된다(단계 1110). 그렇지 않으면 도 3의 단계(1200)에 따라 투사 형상이 결정된다.

<105> 2. 본 발명의 실제 실시형태

<106> 2.1 컴퓨터 단층촬영

<107> 도 5는 영상화 장치(100)의 실시예를 개략적으로 도시한다. 영상화 장치(100)은 에너지 발생기(200)과 탐지 장치(300)를 포함하는 측정장치 및 측정장치에 연결되는 재구성 장치(400)를 포함한다. 또한 고정 장치(500)이 제공되는데 이 고정장치는 CT시스템, 기타 운반체 또는 기판(substrate) 고정체 등에서 장치 측정시 조사 대상의 배열 및 에너지 발생기(200)과 탐지 장치(300)에 대해 대상의 구조를 조정하기 위한 기능을 가진 것으로 알려진 운반체 테이블이다. 또한 제어 장치, 화면 표시 장치 등과 같은 구성요소(도시되지 않음)는 선행 기술 장치에서 공지된 내용에 의해 제공된다.

- <108> 에너지 발생기(200)은 종래의 CT 장치로부터 알려진 것처럼 공급원 운반체(220)(예, 가이드레일(guide rail))에 배열되는 이동 가능한 X선 튜브(tube)와 같은 에너지 투입원(210)을 포함한다. 탐지 장치는 에너지 투입원(210)과 반대의 위치를 갖고 공급원 운반체(220) 상에 이동가능하게 배열된 센서 배열(sensor array)(310)을 포함한다. 이와 같은 구조로, ROI를 통과하는 투사방향(도면의 평면과 평행함)은 고정장치(500) 주변의 구성요소(210), (310)의 결합을 회전시켜 정해진다.
- <109> 공급원 운반체(220)는 에너지 발생기(200)와 탐지 장치(300)가 조사 대상 주변으로 회전할 수 있게 하는 원형(circle)으로 도시된다. 변형에 따르면, 공급원 운반체는 타원 모양 혹은 다른 모양을 가질 수 있다. 이것은 조사 대상의 구조를 조절가능하다는 면에서 장점이라 할 수 있다.
- <110> 만약 본 발명이 컴퓨터 단층촬영에 적용되면, 영상화 장치(100)은 현재의 의료 CT시스템과 동일한 구조를 가진다. 투사 데이터 수집을 위해 CT시스템에서 ROI(2)를 통과한 부채꼴 모양 또는 원뿔 모양의 연속적 광선(5)는 도 6에서 개략적으로 도시한다. CT시스템 (완전히 도시되지 않음)은 X선 튜브(방사선원(210))와 탐지 장치(310)의 전체 시스템이 0.3~0.5초 내에서 완전히 회전을 끝마칠 수 있는 방식으로 회전하는 고리모양의 공급원 운반체(220)를 포함한다. 탐지 장치(310)은 예를 들면 1~64열의 센서 요소(열의 개수가 1 이상일 경우, 멀티 슬라이스 CT라고 불리운다) 그리고 대략 열 당 700~1000 센서 요소로 구성된다. 각각의 1회 회전으로 데이터를 약 1000번 판독한다. 환자 등의 조사대상은 연속적으로 움직이는 환자 테이블에 누워 CT-고리(ring)를 통해 움직인다. 이 방법에 의해 소위 나선형 CT 데이터 세트가 수집될 수 있는데, 수집된 데이터가 나선형 망 위에 위치하기 때문이다(도 14 참조).
- <111> 탐지 장치(310)는 선형 또는 2차원 배열의 센서 요소로서 CT-고리의 반경에 적용한 구형의 참조 표면상에 배열된다. 구형의 탐지 장치가 반드시 필요하지 않다는 것이 본 발명의 중요한 장점이다. 또는 직선(1차원) 또는 평면(2차원)으로 배열되는 센서요소를 가지고 있는 평면 탐지 장치가 사용될 수 있다. 평면 탐지 장치상의 센서요소가 하기에 기술한 동일 공간상의 호(arc) 길이의 위치에 따라 감쇠값을 감지할 수 없더라도, 이것은 본 발명에 따른 재구성의 질(quality)에 영향을 주지 않는다. 동일 위치에서 구형 탐지 장치상의 배열과 비교하였을 때 평면 탐지 장치 상의 센서 요소 배열 간의 고정된 구조적 관계로 인하여, 상기 영상함수의 근사값이 적용될 수 있다. 이와 같은 간단한 적용은 평면 탐지 장치를 위한 추가적인 내삽 단계를 필요로 하는 종래의 재구성 기술로는 불가능하다.
- <112> 본 발명에 기초한 재구성 방법에서는 튜브의 구조와 탐지장치 구조(현재의 탐지 장치 요소 크기는 0.5~1.0mm 이다)로부터 도출한 모든 가능한 광선이 재구성이 요구되는 것은 아니다. 이는 가능한 많은 탐지 요소를 필요로 하고 판독되어야 하는 종래의 여과후 역투사 알고리즘과의 중요한 차이점이다. 종래 기술에서는 단위 평방 미터 당 더 많은 탐지 요소를 판독할수록, 내삽법을 수행할 필요성이 적어지고, 이로 인해 재구성으로 인해 실시되는 번짐 현상을 감소시킬 수 있기 때문이다. 본 발명에 기초한 재구성 방법에서는 특정한 광선만을 필요로 한다. 이런 광선은 평행한 광선의 정확한 개수는 영상화 조건을 위해 얻어지는 방법으로 조절된다. 광선과 투사의 수를 증가시키으로써 고해상도를 얻을 수 있고, 이것은 인위성이 없이 재구성될 수 있는 화소의 수가 증가함을 의미한다. 여기서 재구성으로 인한 추가 번짐 현상이 일어나지 않는다.
- <113> 평행한 광선 요소의 선택은 하기에 기술한 종래의 CT시스템으로 수행한다. 부채꼴 모양의 광선에 대해서는 설명하였지만, 원뿔 모양의 광선은 아날로그 방식으로 처리된다. 도 6에 도시된 각각의 부채꼴 모양 광선 5는 5.1, 5.2, 5.3 등의 부채꼴 모양 광선을 한데 묶어서 나타낸다. 각각의 부채꼴 모양 광선 요소 5.1, 5.2, 5.3 등은 직선의 연필모양 광선으로 간주 될 수 있다. 이 같은 연필모양 광선은 동일한 투사 방향을 갖지 않지만, 도 3의 단계(1200)에 따른 이산 투사 형상의 결정은 도 7에 도시된 개념을 따른다.
- <114> 도 7은 복수의 부채꼴 모양 광선(부채꼴 모양 광선 5)을 도시하였는데 각각의 광선은 5.1~5.4 광선요소를 포함한다. 실제로 광선 요소의 개수는 도 7에 표시된 것보다 더 많을 수 있다(하기 내용 및 도 8, 9 참조). 또한 부채꼴 모양의 광선의 구조는 ROI(2)의 중심과 교차되는 부채꼴 모양 광선 요소가 제공되기 위하여 변경될 수 있다. 또한 ROI 2와 교차하지 않는 부채꼴 모양 광선 요소는 예를 들면 공급원 구조 혹은 마스킹(masking)에 의해 생략될 수 있다. 방사선원(210)의 도시 위치에 대응하는 첫 번째 주요 투사 방향으로, 부채꼴 모양 광선 요소(5.3)는 탐지 장치(310, 탐지 배열)의 감지 요소(311)에서 탐지되는 연필 모양의 직선 광선으로서 ROI(2)를 통과한다. 부채꼴 모양 광선 요소(5.3)와 평행을 이루는 또 다른 투사선의 감쇠값을 얻기 위하여, 방사선원(210)의 변경된 위치에서 방사된 부채꼴 모양 광선(5')의 부채꼴 모양 광선 요소(5.2')가 센서 요소(312)에서 탐지된다. 센서 요소 위치와 방사선원 위치를 적절히 선택하여, 특히 동일한 호(arc) 길이를 갖는 공간상의 이 같은 위치의 배열을 통해, 동일한 투사를 가지면서 특히 평행을 이루는 부채꼴 모양 광선 요소로 측정된 감쇠값은 이

산 투사 형상 구성에 사용될 수 있다.

- <115> 이러한 개념은 도 6에 따라 종래의 CT장치로 수집한 투사 데이터로부터 영상함수를 재구성하는 데 사용될 수 있다. 방사선원(210)과 탐지 장치(310)의 위치 및 탐지장치(310) 내부의 센서 요소(311) 위치는 각각의 선택된 투사 방향으로부터 알려져 있기 때문에, 이산 투사 형상을 구성하기 위한 감쇠값이 단순히 CT 장치로 얻어진 미처리 데이터를 수집함으로써 선택될 수 있다.
- <116> 미처리 데이터의 선택은 도 6에 도시된 연속 부채꼴 모양 광선을 도 8~10에 도시된 이산 부채꼴 모양 광선으로 대체함으로써 자동화될 수 있다. 일반적으로, 이산 부채꼴 모양 광선은 단지 특정한 연속 부채꼴 모양 광선 요소만 통과시키는 마스크와 결합된 연속 부채꼴 모양(또는 원뿔 모양) 광선을 방출하는 방사선원과 함께 발생될 수 있다. 이러한 요소는 직선의 연필 모양 광선으로 간주될 수 있다. 마스크(mask)의 기능은 방사선원 상에 위치한 이동이 가능한 공급원 마스크 또는 고리모양으로 부착된 덮개 또는 공급원 운반체 상에 배열된 복수의 고정된 프레임 마스크를 통해 충족된다. 공급원 마스크를 사용한 실시예가 바람직하며 이는 공급원 마스크가 분리될 수 있고 방사선원에 위치할 수 있기 때문이다. 조사 대상에 따라, 적절한 수의 공급원 마스크(mask)와 직선 광선 요소의 공간위치는 각기 다른 공급원 마스크 세트(set)로부터 선택되며 방사선원에 부착될 수 있다.
- <117> 도 8에 따르면, 부채꼴 광선 요소 6.1, 6.2 등을 포함하는 이산 부채꼴 광선(6)은 공급원 마스크(211)을 구비한 방사선원(210)과 함께 발생된다. 공급원 마스크(211)는 방사선원(210)의 에너지 분포 함수를 형성하기 위하여 적용된다. 이 때문에 공급원 마스크(211)은 도 9와 10에 개략적으로 도시한 것처럼 관통홀(through hole)을 가지는 텅스텐으로 만들어진 덮개판(212)을 포함한다. 덮개판(212)은 구형(도 9)이나 평면 모양(도 10) 또는 영상화 장비의 구조 조건 적용되는 적절한 모양을 가질 수 있다. 관통홀(213)이 배치되어 방사선원에서 시작하는 투사선이 미리 정해진 지점에서 탐지 요소와 함께 원(circle)을 통과하고 특히, 이들은 동일 호(arc) 길이 공간을 가지고 배열된다.
- <118> 공급원 마스크는 방사선원(예, X-선 튜브)에 고정되는데, 특히 예를 들면 클립(clip) 요소 또는 스냅(snap) 연결과 같은 분리 가능한 고정 요소에 의해 방사선원(210)의 출력 창(window)(215)의 프레임(214)에 고정된다. 이산 부채꼴 광선(6)은 예를 들면 200개의 직선 부채꼴 광선 요소를 포함한다.
- <119> 상기 언급한 마스크에 의해 발생하는 이산 부채꼴 광선으로, 투사선을 따라 이동하는 감쇠현상 탐지 장치의 센서 요소로부터의 신호가 단지 방사선원과 탐지 장치의 특정 위치에서 관측된다. 관측된 위치는 고리 모양의 공급원 운반체 상의 호(arc) 길이 위치로, 도 7에서 도시한 대로 동일한 투사 방향을 가진 부채꼴 광선 요소를 선택하는 조건을 충족시킨다.
- <120> 조사 대상의 방사선 또는 입자 노출 감소를 위해 에너지 투입(예, 방사선)을 조사 대상의 상기 관측 위치에만 투입하는 것이 바람직하다. 즉, 센서 요소 신호는 방사선원과 탐지 장치의 결합이 적절한 위치로 방향을 잡았을 때에만 관측된다. 방사선원이 움직이는 동안 이 같은 조건은 특정 시간 및/또는 방사선원의 특정 호(arc) 길이 위치로 충족된다. 관측 조건이 충족되지 않는 한 방사선원은 폐쇄되거나 차단될 수 있다. 방사선원을 차단하는 것은 방사선 조건을 안정하게 유지하기 위해 바람직하다.
- <121> 차단 기능은 도 8에 도시된바, 복수의 방사선 창(223)과 함께 고리모양의 덮개(222)에 의해 충족될 수 있다. 고리 모양의 덮개(222)는 덮개(222)의 구조적 물성을 실제 응용에 적용하기 위하여 특히 사용된 마스크(mask)에 적용하기 위하여 공급원 운반체(220)에 분리가능하게 고정될 수 있다. 예를 들어, 고리 모양의 덮개(222)는 각각 지름 6mm의 201개의 방사선 창(223)을 포함한다(CT 고리의 지름:80cm).
- <122> 상기에 기술된 공급원 마스크(211)는 만약 각각의 고리 모양 덮개(222)의 방사선 창(223)이 단지 예로써 도 8에 도시된 프레임 마스크(224)와 함께 제공된다면 생략할 수 있다. 사실, 공급원 프레임 마스크(211), (224)는 동시에 제공될 필요는 없다.
- <123> 영상화 장치의 설계에 영향을 미치는 본 발명의 재구성 방법의 가장 중요한 장점은 도 11에 도시되었다. 본 발명은 도 6~10에서 방사선원과 탐지장치의 회전하는 결합체(각각에 고정되거나 서로 분리되어 이동할 수 있다)가 도시된 반면, 본 발명은 영상화 장치에 고정되는 탐지 장치에 데이터가 수집되도록 한다. 본 발명이 연속적으로 투사 방향을 바꿀 필요 없이, 단지 방사선원의 이산 방사선 위치만을 필요로 한다는 사실로 인해, 방사선 창(223) 사이의 공간을 정하는 것(상기 내용 참조)이 탐지 장치의 센서 요소를 위치화하는 데 사용될 수 있다. 이 같은 조건은 방사선 창(223)(비어있는 원)과 방사선 창(223)에 인접하여 배열된 센서 요소(313)(속이찬 원)형태로 나타난다(도 11).
- <124> 튜브와 탐지 장치는 약간 경사지게 설치되어 홀(holes) 또는 슬라이스를 가지는 CT고리 내부에 고리모양으로 설

치될 수도 있다. 이 같은 고리모양은 조사 시에는 고정 상태를 유지하고, 구조에 따라 필요한 광선투입이 없는 지역에 방사선을 차단하는 데 이용될 수 있다. 이는 현재 사용되고 있는 시스템의 튜브가 회전시 전원이 꺼지거나 켜지지 않는다는 사실로 인해 CT-시스템에서의 X선 양이 현격히 감소하게 된다. 이와 같은 구조는 종래의 여과후 역투사 알고리즘으로 작동되는 시스템으로는 가능하지않은 구조로, 재구성 효과를 충분히 내기 위해서는 준(準) 연속적인 데이터가 필요하기 때문이다. 광선 수를 하나로 감소시키면 분산 방사선의 문제점을 감소시킬 수 있는데, 분산 방사선으로부터의 특정 광선만이 조사대상에서 발생할 수 있고 필요로 하는 탐지 장치의 수보다 적은 수로 이 같은 현상이 탐지되어야 하기 때문이다.

<125> 본 발명의 적절한 실시형태에 따르면, 조사 대상은 도 12에서 도시한 방사선원(210)의 각 지점에서 동시에 방출된 직선의 평행한 연필모양 광선으로 방사선을 조사하게 된다. 직선의 평행한 연필모양 광선(7)은 방사선 영역에 분포되고 그 확장은 연장된 방사선원에 의해 결정된다. 평행한 연필모양 광선(7)은 상기에 언급한 방사선원에서 제시한 마스크로 형상화된다. 또는 제 1세대 CT시스템에서 알려진 이동 가능한 방사선원을 방출하는 연필모양 광선을 사용할 수 있다. 도 12의 실시예는 이산 투사형상이 도 7에 도시된 것처럼 구성요소의 선택 없이 탐지 장치(310)로 직접적으로 측정이 가능하다는 특별한 장점을 지니고 있다.

<126> 도 13에서는 인공의 대상 슬라이스와 비교점을 보여준다. (a)부분에서는 본래의 조사대상을 보여주고, (b)부분에서는 투사 당 32개의 광선을 가지는 128개의 투사를 사용하는 종래의 여과후 역투사 재구성을 보여준다. 한편 (c)부분은 본 발명에 따라 31개의 광선 및 31개의 투사로 재구성하는 방법을 보여준다.

<127> 도 2에 도시된 구조가 3D 영상화로 확장된다면, 실질적으로 현재 사용되는 나선형 CT가 본 발명에 의해서 쉽게 채택될 수 있다. 도 14는 나선형 CT-시스템의 구조적 조건과 이것이 본 발명에 기초한 재구성방법으로 어떻게 사용되는지를 도시하고 있다. 평면상의 디스크에 근접해 있는 원기둥(cylinder)을 통과하는 슬라이스(slice)가 있으며, 이것은 2차원의 경우에서와 동일한 방법으로 재구성될 수 있다. 방사선 지점 간의 단계는 도 7에서 도시된바 2차원의 경우처럼, 일정한 거리가 있어야한다. 특히 z축을 따라 환자가 움직이는 CT-스캐너의 구조 때문에 앞에서 언급한 홀(holes)의 내부 고리는 여전히 사용된다.(도 8 참조)

<128> 만약 한 개의 슬라이스 CT 대신 탐지 배열(310)을 가진 다중(multi)-슬라이스-CT를 가정한다면, 2차원 평면 대상을 통과하는 평행 광선의 발견 및 선택이 수월해질 것이다.

<129> 예를 들어 초점에 있는 지점(등근 형태의 지점 대신에)과 같은 슬라이스를 갖는 튜브가 특정 광선이 z-축을 따라 또 다른 홀(hole) 평면 또는 홀이나 상기에 언급한 슬라이스를 갖는 고리로 인하여 선택되어진 것을 사용하면 얻어진다. 이 같은 경우 하나의 슬라이스에 조절될 수 있는 원기둥(cylinder)에 대한 데이터를 얻을 수 있다. z축에서 얻을 수 있는 해상도는 또 단지 기계의 회전당 광선수와 탐지기 요소 크기에만 달려있다.

<130>

<131> 2.2 추가적인 영상화 기술

<132> 조사대상 영상화에 대해 상기 언급한 특징은 X선 컴퓨터 단층촬영에 대한 설명과 함께 기술되었다. 본 발명은 상기 언급한 아날로그 방식의 다른 영상화 기술과 함께 적용될 수 있다.

<133> 어떤 샘플의 초음파 단층촬영의 한 예가 도 15에 도시되어 있다. 영상화 장치(100)는 에너지 발생기와 초음파 진동기(210)(변환기) 및 초음파 탐지기(310)를 포함하는 탐지장치(200) 및 (300)이 결합된 고정된 장치를 포함한다. 도 15는 직각형 장치 구조를 도시하고 있다. 대응되는 고리 모양의 장치 또한 가능하다. 영상화 장치(100) 내부에서, 조사 대상(1)이 고정 장치(500) 위에 배열된다. 이것의 장점으로, 고정 장치(500)의 효과가 상기 언급한 측정에 따라 조정된 행렬에 도입될 수 있다. 대상(1)과 초음파 변환기 사이에 연결 유체(coupling fluid)가 배열된다. 초음파 진동기(210)는 대상을 경유하는 직선의 초음파장을 발생시킨다. 초음파 파동은 대상 내부에서 반사된다. 후역반사는 상기 언급한 원리에 따라서 초음파 탐지장치(310)로 탐지되고 처리된다.

<134> 대상(1)의 임피던스(impedence) 단층촬영의 예가 도 16에 도시되어 있다. 영상화 장치(100)는 임피던스 측정 장치와 전기적으로 연결된 전극(240) 배열을 포함한다. 종래의 임피던스 단층촬영으로 측정된 데이터는 대상의 평행한 전류 방향을 따라 측정된 임피던스 값에 기초한 영상 재구성을 위해 사용된다.

<135> 3. 수학적 설명

<136> 본 발명의 방법은 예를 들어 CT에서 사용되는 라돈데이터로부터 영상을 재구성하기 위한 직접적인 접근방법을 제공한다. 여과후 역투사 방법에서의 푸리에 변환기술을 사용하는 대신에 본 발명의 방법은 하기에 기술된 것처럼 디스크 상의 두 가지 변수의 직교 다항식에 있어서의 직교 확장을 기초로 한다. 섹션 (3.1)에서는 수학적 배

경을 설명하고, 섹션 (3.2)에서는 바람직한 근사값을 제시하고 있다.

<137> 아래의 수학적인 설명은 원으로 둘러싸인 디스크와 관련한 내용이다. 아날로그 방식은 타원으로 둘러싸인 영역에서 수행될 수 있다는 것이 강조된다. 타원 방정식 $(x^2/a^2)+(y^2/b^2)=1$ 에서 $x=au$ 및 $y=bv$ 로 변수를 변경하게 되면 디스크의 $u^2+v^2=1$ 의 경우로 회귀하게 된다. 만약 변수 상에 대응되는 변화가 있게 되면 추가적인 모양의 수정이 가능하다.

<138>여기에 사용된 수학적 도구의 추가적인 세부사항을 위한 참고문헌은 다음과 같다. "J. Math. Anal. Appl." (vol. 45, 1974, p.357-374)에서 R. Marr의 "On the reconstruction of a function on a circular domain from sampling of its line integrals"; 1986년 원판 "Classics in Applied Mathematics 32" (SIAM, Philadelphia, PA, 2001)의 재발행본에서 F. Natterer의 "The mathematics of computerized tomography"; F. Natterer와 Wuebbeling의 "Mathematical Methods in Image Reconstruction" (SIAM, Philadelphia, PA, 2001); C. Dunkl 과 Yuan Xu의 "Orthogonal polynomials of several variables"(Cambridge University Press, 2001); "Bull. London Math. Soc" (vol. 32, 2000, p.447-457)에서 Yuan Xu의 "Funk-Hecke formula for orthogonal polynomials on spheres and balls"; "J. Approximation Theory"(vol. 112, 2001, p.295-310)에서 Yuan Xu의 "Representation of reproducing kernels and the Lebesgue constants on the ball".

<139> 3.1 수학적 배경

<140> $B^2=\{(x,y):x^2+y^2\leq 1\}$ 식은 평면 위의 단위(unit)디스크를 표시한다. 단위디스크는 내부 내에서 0으로 놓아진 경계(bounded)을 이루고, 폐쇄(closed)되어 있고; 0에 관하여 대칭을 이루며(즉, 만약 q가 D에 속한다면 -q도 D에 속한다); 볼록하다.

<141> θ 를 양성의 x축으로부터 시계반대방향으로 측정한 각도로 하고 $l(\theta, t)=\{(x,y):xcos\theta+ysin\theta=t\}$ 가 선이 되고, 여기서 $-1\leq t\leq 1$ 이다. 하기의 수식이 B^2 안의 선 구획을 표시하기 위해 사용된다.

$$(1.1) \quad I(\theta, t)=l(\theta, t)\cap B^2, \quad 0\leq \theta < 2\pi, \quad -1\leq t\leq 1;$$

<143> 매개변수 $t\in[-1,1]$ 을 갖는 $(\cos\theta, \sin\theta)$ 방향에서 함수f의 라돈 투사(X선)는 $R_\theta(f;t)$ 로 표시된다.

$$(1.2) \quad R_\theta(f;t):=\int_{l(\theta,t)} f(x,y)dx dy$$

<145> ($R_\theta(f;t)$ 는 상기 함수 $P_\theta(t)$ 와 대응된다.)

<146> Π_n^2 는 두 가지 변수에서 전체 n차수의 다항식의 공간을 표시한다. 여기서 아래의 차원을 가진다.

$$\dim \Pi_n^2 = (n+1)(N+2)/2$$

<148> $v_n(B^2)$ 는 단위 중량 함수를 반영하는 B^2 상의 n차수의 직교 다항식의 공간을 표시한다. 즉, $P\in v_n(B^2)$ 에서 P가 n차수라면

$$\int_{B^2} P(x,y)Q(x,y)dx dy = 0, \quad \text{모든 } Q \in \Pi_{n-1}^2.$$

<150> 이고 $v_k(B^2)$ 내부의 다항식 $\{P_{j,k}:0\leq j\leq k\}$ 은 하기와 같다면 $v_k(B^2)$ 의 직교기저이다.

$$\frac{1}{\pi} \int_{B^2} P_{i,k}(x,y)P_{j,k}(x,y)dx dy = \delta_{i,j}, \quad 0\leq i, j\leq k.$$

<152> $v_n(B^2)$ 을 위한 알려진 양함수 다수의 직교 또는 직교정규기저가 존재한다(C. F. Dunkl and Yuan Xu in "Orthogonal polynomials of several variables", Cambridge Univ. Press, 2001 참조). 여기에 능형(ridge) 다항식에서 주어진 기저가 사용된다.

<153> U_k 는 두 번째 종류의 체비셰프(Chebyshev) 다항식을 표시하며, 여기서

$$U_k(x) = \frac{\sin(k+1)\theta}{\sin \theta}, \quad x = \cos \theta$$

<154>

<155> $\xi = (\cos \theta, \sin \theta)$ 와 $X = (x, y)$ 를 위하여, 능형 다항식 $U_k(\theta)$ 은 다음으로 정의된다.

$$U_k(\theta; x, y) := U_k(\langle X, \xi \rangle) = U_k(x \cos \theta + y \sin \theta).$$

<156>

<157> U_k 는 분명히 $\prod_{k=0}^{\infty} \frac{2}{k}$ 의 요소이다.

<158> U_k 의 근(zeros)은 $\cos \theta_{j,k}, 1 \leq j \leq k$, ($\theta_{j,k} = j\pi/(k+1)$)이다.

<159> 다음의 결과는 "J. Math. Anal. Appl."(vol. 45, 1974, p. 357-374)에서 R. Marr 의 "On the reconstruction of a function on a circular domain from a sampling of its line integrals"에서 설명하였다(또한 "Bull. London Math. Soc."vol. 32, 2000, p.447-457에서 Yuan Xu의 "FunkHecke formula for orthogonal polynomials on spheres and on balls" 참조).

<160> 정리 1.1.

<161> $v_n(B^2)$ 의 직교 기저는 하기 식으로 제공된다.

$$P_k := \{U_k(\theta_{j,k}; x, y) : 0 \leq j \leq k\}, \quad \theta_{j,k} = \frac{j\pi}{k+1}$$

<162>

<163> 특히, 세트 $P_k: \{0 \leq k \leq n\}$ 는 $\prod_{k=0}^{\infty} \frac{2}{k}$ 의 직교기저이다.

<164> 표준 힐베르트 공간 이론(Hilbert space theory)은 $L^2(B^2)$ 상의 어떤 함수도 직교 기저 $P_k: \{k \geq 0\}$ 에 있어 푸리에 직교 시리즈로 확장될 수 있다. 더 자세하게는, 만약 $f \in L^2(B^2)$ 의 경우에는 다음과 같다.

$$(1.3) \quad f = \sum_{k=0}^{\infty} \sum_{j=0}^k \hat{f}_{j,k} U_k(\theta_{j,k}) \quad , \quad \hat{f}_{j,k} = \frac{1}{\pi} \int_{B^2} f(x, y) U_k(\theta_{j,k}; x, y) dx dy.$$

<165>

<166> n차 부분 합산치의 확장은 $S_n f$ 로 표시된다. 즉,

$$S_n f(x, y) = \sum_{k=0}^n \sum_{j=0}^k \hat{f}_{j,k} U_k(\theta_{j,k}; x, y) \quad \hat{f}_{j,k} = \frac{1}{\pi} \int_{B^2} f(x, y) U_k(\theta_{j,k}; x, y) dx dy$$

<167>

<168> 본 발명에 따른 재구성 방법은 하기의 라돈 투사에 있어 부분 합산치 $S_{2n} f$ 로 표시되는 아래의 주목할 만한 결과에 기초한다.

<169> 정리 1.2

$m \geq 0$ 의 경우, 부분 합산 연산자 $S_m f$ 는 다음과 같이 기술될 수 있다.

$$(1.4) \quad S_{2m}(f; x, y) = \sum_{\nu=0}^{2m} \frac{1}{\pi} \int_{-1}^1 R_{\phi_\nu}(f, t) \Phi_\nu(t; x, y) dt$$

여기서

$$(1.5) \quad \Phi_\nu(t; x, y) = \frac{1}{2m+1} \sum_{k=0}^{2m} (k+1) U_k(t) U_k(\phi_\nu; x, y).$$

$$\phi = 2\nu\pi / (2m+1)$$

유사한 정리가 원통모양의 지역 $B_L = B^2 \times [0, L]$ 에서 적용되고, 여기서 $L > 0$ 이다. $v_n^3(B^2)$ 는 중량 함수 $(z(L-z))^{-1/2} / \pi^2$ 에 대하여 B_L 상의 n 차수의 직교 다항식의 공간이 된다. 즉, 만약 3개 변수의 모든 다항식 Q ($\deg Q \leq n = \deg P$)에 있어서

$$\frac{1}{\pi^2} \int_{B_L} P(x, y, z) Q(x, y, z) dx dy \frac{dz}{\sqrt{z(L-z)}} = 0$$

의 경우 $P \in v_n^3(B_L)$ 이다.

$\tilde{T}_k$ 를 첫 번째 종류의 체비셰프(Chebyshev) 다항식으로 한다.

$\tilde{T}_k$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$T_0(z) = 1, \quad \tilde{T}_k(z) = \sqrt{2} T_k(2z/L - 1), \quad k \geq 1$$

다항식 $\tilde{T}_k$ 는 $[0, L]$ 위의 $(z(L-z))^{-1/2} / \pi^2$ 에 대하여 직교한다. $U_k(\theta_{j,k}; x, y)$ 는 앞의 정의를 따른다.

정리 1.3

$v_n^3(B_L)$ 의 직교정규기저(orthonormal basis)는 하기식에 의해 제공된다.

$$P_n := \{P_{n,k,j} : 0 \leq j \leq k \leq n\}, P_{n,k,j}(x, y, z) = \tilde{T}_{n-k}(z) U_k(\theta_{j,k}; x, y)$$

특히, $\{P_i : 0 \leq i \leq n\}$ 는 Π_n^3 의 직교정규기저이다.

<186> $f \in L^2(B_L)$ 에서 직교 시스템 $\{P_n: n \geq 0\}$ 에 대한 푸리에 계수 f 는 하기식으로 제공된다.

$$\hat{f}_{n,k,j} = \frac{1}{\pi^2} \int_{BL} f(x, y, z) P_{n,k,j}(x, y, z) dx dy \frac{dz}{\sqrt{z(L-z)}}, 0 \leq j \leq k \leq n$$

<187>

<188> $S_n f$ 는 푸리에 부분합 연산자로 표시한다.

$$S_n f(x, y, z) = \sum_{l=0}^n \sum_{k=0}^l \sum_{j=0}^k \hat{f}_{l,k,j} P_{j,k,n}(x, y, z)$$

<189>

<190> $g: B^2 \rightarrow \mathbb{R}$ 함수의 라돈 투사를 위한 표시 $R_\phi(g; t)$ 는 유지된다. $[0, L]$ 에서 고정된 z 의 경우,

$$(1.6) \quad R_\phi(f(.,., z); t) := \int_{I(\phi, t)} f(x; y; z) dx dy$$

<191>

<192> 다음은 원통 모양의 B 의 경우의 아날로그 정리 1.2이다.

<193> 정리 1.4

<194> $m \geq 0$ 의 경우

$$(1.7) \quad S_{2m} f(x, y, z)$$

$$= \frac{1}{2m+1} \sum_{v=0}^{2m} \frac{1}{\pi^2} \int_1^1 \int_0^L R_{\phi_v}(f(.,., w); t) \Phi_v(w; t; x; y; z) \frac{dw dt}{\sqrt{w(L-w)}}$$

<195>

<196> 여기에서

$$\Phi_v(w, t; x, y, z) = \sum_{k=0}^{2m} (k+1) U_k(t) U_k(\phi_v; x, y) \sum_{l=0}^{2m-k} \tilde{T}_l(w) \tilde{T}_l(z).$$

<197>

<198> 라돈 데이터의 평행 구조를 활용하기 위해서, 본 발명에 따라 (1.4)와 (1.7)에서 적분의 이산 근사값을 얻기 위해서 구적법을 사용하는 것이 바람직하다.

<199> 만약 f 가 다항식이면 $R_\phi(f; .)/\sqrt{1-t^2}$ 또한 다항식이다. 그러므로 구적법은 $[-1, 1]$ 에서 $\sqrt{1-x^2}$ 에 대한 적분을 위해 선택된다. 이 같은 구적법은 I_n 로 표기되고, 따라서

$$(1.8) \quad \frac{2}{\pi} \int_1^1 g(t) \sqrt{1-t^2} dt \approx \sum_{j=1}^n \lambda_j g(t_j) := I_n(g),$$

<200>

<201> 여기서 $t_1, \dots, t_n$ 는 $(-1, 1)$ 에서의 별개의 지점이고 λ_j 는 $\sum_{j=1}^n \lambda_j = 1$ 과 같은 실수이다.

<202> 대부분 p 차수의 다항식인 g 을 위해 (1.8)에서 동일성을 지니고 있다면 구적법은 정확히 p 차수를 가진다고 말

한다.

<203> 모든 구적법 공식 가운데, 가우스(Gaussian) 구적법은 가장 높은 정확도를 가진다. 이것은 다음으로 주어진다.

$$\frac{1}{\pi} \int_{-1}^1 g(t) \sqrt{1-t^2} dt = \frac{1}{n+1} \sum_{j=1}^n g\left(\cos \frac{j\pi}{n+1}\right) := I_n^G(g)$$

<204>

<205> 모든 다항식 g 의 차수는 대부분 $2n-1$ 이다. 즉, 정확히 $2n-1$ 차수이다. $j\pi/(n+1)$ 은 체비셰프(Chebyshev) 다항식 U_n 의 근이다.

<206> 3.2 평행 구조를 위한 재구성 알고리즘

<207> 3.2.1 2차원 영상을 위한 재구성 알고리즘

<208> (1.4)의 구적법 공식의 사용으로 하기에 정의된 다항식 $A_{2m}f$ 를 생산하는 재구성 알고리즘을 제공한다.

<209> 알고리즘 2.1

<210> $\gamma_{\nu,j} = R_{\phi_{\nu}}(f; t_j)$ 이면, $m \geq 0$ 이고 $(x, y) \in B^2$ 인 경우

$$(2.1) \quad A_{2m}(f; x, y) = \sum_{\nu=0}^{2m} \sum_{j=1}^n \gamma_{\nu,j} T_{j,\nu}(x, y)$$

<211>

<212> 여기서

$$T_{j,\nu}(x, y) = \frac{\lambda_j}{2(2m+1)\sqrt{1-t_j^2}} \Phi_{\nu}(t_j; x; y)$$

<213>

<214> 그리고 λ_j 와 t_j 는 식 (1.8)에서 주어진다.

<215> 주어진 f 에서 근사값 과정 $A_{2m}f$ 는 f 의 라돈 데이터

$$\left\{ R_{\phi_{\nu}}(f; t_j): 0 \leq \nu \leq 2m, 1 \leq j \leq n \right\}$$

<216>

<217> 를 사용한다. 데이터는 디스크의 주변을 따라 동일하게 채워진 방향 $2m+1$ (ψ_{ν} 로 특정됨)에서의 라돈 투사로 구성되어 있고 각각 방향에서의 n 평행선(t_j 로 특정됨)이 있다. 만약 이 같은 평행 라돈 투사가 영상 f 에서 취해졌다면, 알고리즘은 원본 영상의 어림셈을 제공하는 다항식 $A_{2m}f$ 를 생산한다.

<218> 다항식 $A_{2m}f$ 는 특히 수적 실행을 위해 다루기 편하다. 왜냐하면 측정하기 전에 예를 들면 하드 디스크 드라이브에 $T_{j,\nu}$ 를 저장할 수 있기 때문이다. 이것은 매우 간단한 알고리즘을 제공한다: 라돈 데이터를 고려할 때, 단지 영상 재구성을 얻기 위해 (2.1)에서 $A_{2m}f(x)$ 계산을 위한 덧셈 및 곱셈 연산만을 수행하면 된다.

<219> 가우스 구적법을 선택하는 것은 바람직하다. 만약 특히 $n = 2m$ 으로 선택되면 구적법의 교점(1.9)이 $t_j = \cos \theta_{j,2m} = \cos j\pi/(2m+1)$ 이 된다. 이 경우에 본 발명의 알고리즘은 특별히 간단한 형태를 취한다.

<220> 알고리즘 2.2

<221> $r_{v,j}=R_{\phi v}(f;\cos\Theta_{j,2m})$ 이고, $m\geq 0$ 이고 $(x,y)\in B^2$ 이면

$$(2.2) \quad A_{2m}(f;x,y)=\sum_{v=0}^{2m}\sum_{j=1}^{2m}\gamma_{v,j}T_{j,v}(x,y)$$

<222>

<223> 여기서

(2.3)

$$T_{j,v}(x,y)=\frac{1}{(2m+1)^2}\sum_{k=0}^{2m}(k+1)\sin((k+1)\theta_{j,2m})U_k(\phi_v;x,y).$$

<224>

<225> 정의된 결과로서 하기의 결론이 얻어진다.

<226> 정리 2.3

<227> 알고리즘 2.1에서 연산자 $A_{2m}f$ 는 차수 σ 의 다항식을 가진다. 보다 정확하게는 f 가 대부분 σ 차수의 다항식인 경우에는 $A_{2m}(f)=f$ 이다. 특히 알고리즘 (2.2)에서 연산자 $A_{2m}f$ 는 대부분 $2m-1$ 차수 다항식이다.

<228> 3.2.2 샘플링 함수(승수 함수)로 구성된 2D 영상의 재구성 알고리즘

<229> 근사값의 수렴 개선을 위해, 본 발명의 방법은 $S_{2m}f$ 으로부터 출발하지 않고 더 좋은 수렴 양식을 보이는 푸리에 직교 확장을 위한 몇몇의 소진성(summability) 방법으로부터 시작할 수 있다. 하기의 샘플링 함수(혹은 승수 함수)가 사용된다면 편리하게 어느 특정 차수까지의 다항식이 보존되는 성질이 유지된다. 결국, 다항식의 합산치는 승수 함수에 따라 고차수 다항식의 분포를 감소시키는 사전에 정해진 승수 함수의 영향을 받기 쉽다.

<230> 정의 2.4

<231> $C^1[0,\infty), r>0$.에서 함수 η 은 $\eta(t)=1, 0\leq t\leq 1$, 그리고 $\text{supp } \eta \subset [0, 2\pi]$ 의 경우, 샘플링 함수라고 부른다.

<232> η 이 샘플링 함수이면, 연산자 S_{2m}^η 는 하기식으로 정의된다.

$$S_{2m}^\eta(f;x,y)=\sum_{k=0}^{2m}\eta\left(\frac{k}{m}\right)\hat{f}_{j,k}U_k(\theta_{j,k};x,y)$$

<233>

<234> 이것은 연산자 S_{2m}^η 가 더 나은 근사값 성질을 가진다는 것이 증명될 수 있다.. 사실, 만약 η 이 제3계 도함수 일 경우, 연산자 S_{2m}^η 는 m 차수까지의 다항식을 유지하고 이는 대부분 m 차 다항식, 상수(constant) 배수까지 정확하게 f 의 근사값을 구한다. 본 발명의 알고리즘은 다음의 이 경우를 기초로 하고 있다.

<235> 정리 2.5

<236> $m\geq 0$ 일 경우, 연산자 S_{2m}^η 는 다음과 같이 기술될 수 있다.

$$(2.4) \quad S_{2m}^\eta(f;x,y)=\sum_{v=0}^{2m}\frac{1}{\pi}\int_1^1R_{\phi v}(f;t)\Phi_{2m}^\eta(t;x,y)dt$$

<237>

여기에서

$$(2.5) \quad \Phi_V^\eta(t; x, y) = \frac{1}{2m+1} \sum_{k=0}^{2m} \eta\left(\frac{k}{m}\right) (k+1) U_k(t_j) U_k(\phi_V; x, y).$$

따라서, 구적법은 승수 함수와 함께 재구성 알고리즘을 얻기 위해 (2.4)에서의 적분에 적용될 수 있다. 가우스 구적법(1.9)의 경우는 다음의 알고리즘 결과를 나타낸다.

알고리즘 2.6

$m \geq 0$, $(x, y) \in B^2$ 의 경우

$$(2.6) \quad A_{2m}^\eta(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \sum_{j=1}^{2m} R_{\phi_V}(f; \cos \theta_{j,2m}) T_{j,v}^\eta(x, y)$$

여기에서

$$T_{j,v}^\eta(x, y) = \frac{1}{(2m+1)^2} \sum_{k=0}^{2m} \eta\left(\frac{k}{m}\right) (k+1) \sin((k+1)\theta_{j,2m}) U_k(\phi_V; x, y)$$

주어진 f 의 경우, 근사값 과정 $A_{2m}^\eta f$ 는 $A_{2m}f$ 에서의 같은 라돈 데이터 f 가 사용한다. 이것은 역시 수적 실행을 위한 동일하게 간단한 구조를 가지고 m 차수까지의 다항식을 가진다. 이것은 $A_{2m}f$ 보다 더 향상된 근사값 양식을 보여준다.

본 발명의 또 다른 실시형태에 따르면, 승수 함수에 의해 기술되지 않은 다른 소진성(summability) 방법도 수렴성 개선을 위해 사용될 수 있다.

3.2.3 3D 영상의 재구성 알고리즘

원기둥 영역에서 알고리즘을 얻기 위해, 다시 가우스 구적법이 사용된다. z 에서의 적분을 위해 $(z(L-z))^{-1/2}$ 을 위한 가우스 구적법이 사용된다.

$$\xi_{i,n} = \frac{(2i+1)\pi}{2n} \text{ and } z_i = \frac{1 + \cos \xi_{i,n}}{2}, \quad 0 \leq i \leq n-1$$

여기서 z_i 는 $T_n(z)$ 의 근이다. $[0, L]$ 에서의 가우스 구적법은 다음의 형태를 취한다.

$$(2.7) \quad \frac{1}{\pi} \int_0^L g(z) \frac{dz}{\sqrt{z(L-z)}} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} g(z_i),$$

g 가 대부분 $2n-1$ 차수의 다항식일 경우는 언제나 상기 형태를 유지한다. t 에서의 적분의 경우, B^2 의 경우와 같은 구적법(1.8)이 사용된다. 더욱 간단한 방법으로, 가우스 구적법(1.9)를 사용한 재구성 알고리즘만이 기술되었다. 알고리즘은 세가지 변수의 다항식 B_{2m} 을 제공하고 다음과 같다.

알고리즘 2.7

$$\gamma_{v,k,i} = R_{\phi_V}(f(\dots, z_i); \cos \psi_{j,2m})$$

이라 하자

<256> $m \geq 0$ 의 경우,

$$B_{2m}f(x, y, z) := \sum_{v=0}^{2m} \sum_{k=1}^{2m} \sum_{i=0}^{n-1} \gamma_{v,k,i} T_{v,k,i}(x, y, z)$$

<257>

<258> 여기서

$$T_{v,k,i}(x, y, z) = \frac{1}{n(2m+1)} \Phi_v(z_i, \cos \psi_k; x, y, z).$$

<259>

<260> 주어진 함수 f 의 경우, 근사값 과정 B_m 은 f 의 라돈데이터

$$\{R_{\phi_v}(f(\dots, z_i; \cos \psi_j): 0 \leq v \leq 2m, 1 \leq j \leq 2m, 0 \leq i \leq n-1)\}$$

<261>

<262> 를 사용한다. 데이터는 z -축(z_i 로 구체화됨)에 수직하는 n 디스크에서의 라돈 투사로 구성되고, 각각의 디스크에서의 라돈투사는 디스크의 원주(ψ_j 로 구체화됨)를 따라 $2m+1$ 의 동일하게 채워진 방향과 각각의 방향에서의 $2m+1$ 평행선($\cos \psi_j$ 로 구체화됨)에서 취해진다. 이와 같은 근사값은 평행 라돈 데이터로부터 3D 영상을 재구성하는 데 사용될 수 있다. 실제로, z -방향의 정수 n 이 선택되어야 z 방향에서 해상도가 각각의 디스크에서의 해상도와 비교가능하게 된다.

<263> 알고리즘 2.7의 연산자는 $2m-1$ 차수 다항식을 가진다. 더 정확하게는, f 가 대부분 $2m-1$ 차수 다항식일 때 $B_m(f)=f$ 이다.

<264> z 방향에서, 바람직한 중량 함수 $(z(L-z))^{-1/2}$ 는 상수(constant) 중량 함수 대신에 사용된다. 그 이유는 첫 번째 종류의 체비셰프(Chebyshev) 다항식의 연산이 간단하고 대응되는 가우스 구적법 (2.7)가 양함수(explicit)라는 사실에 있다. 만약 상수 중량 함수가 사용된다면 레젠드랄(Legendral) 다항식으로 계산해야하며, 근(가우스 구적법의 교점)은 단지 수적으로만 제공된다.

<265> 3D 영상의 재구성 알고리즘은 상기 개요처럼(섹션 3.2.2) 아날로그 방식으로 샘플링 함수(승수 함수)로 실시된다.

<266> 3.2.4 알고리즘의 수렴

<267> 상기 알고리즘의 수렴을 위해, 만약 f 가 제2계 연속 도함수(second order continuous derivative)를 가진다면 근사값(예 알고리즘 2.2)은 점별로 그 점만을 바라보고(pointwise) 균일한(uniform) 수렴성을 보여준다. 반대로, 종래의 여과후 역투사 방법으로 수렴성은 매끄러운 유한대역함수(band limited function)의 경우에만 얻을 수 있다.(위의 F. Natterer 참조)

산업상 이용 가능성

<268> 본 발명은 n 차 또는 이하 차원에서 라돈 데이터 혹은 라돈데이터와 유사한 성질을 지니는 데이터로부터 $(n+1)$ 차원의 데이터를 재구성할 때 사용될 수 있다. 본 재구성 방법이 CT, PET, SPECT, 감마(gamma)-카메라(camera) 영상화 등의 의료 영상에서 많은 응용기술 같이 다양하게 응용되어 사용될 수 있다. 그러나 초음파 단층촬영 영상, 광 단층촬영, 산업용 시험을 위한 다차원 영상 혹은 생물학적 연구 등과 같은 더 많은 분야에서 응용 가능하다. 영상 함수 f 는 X-선 컴퓨터 단층촬영(CT) 장치, 초음파 단층촬영장치, PET 영상 장치, 감마(Gamma)-광선 영상화 장치, SPECT 영상화 장치, 중성자 기초의 변환 탐지 시스템 혹은 전기적 임피던스(impedence) 단층촬영장치 등에서 측정된 라돈 데이터로부터 결정되는 것이 바람직하다.

도면의 간단한 설명

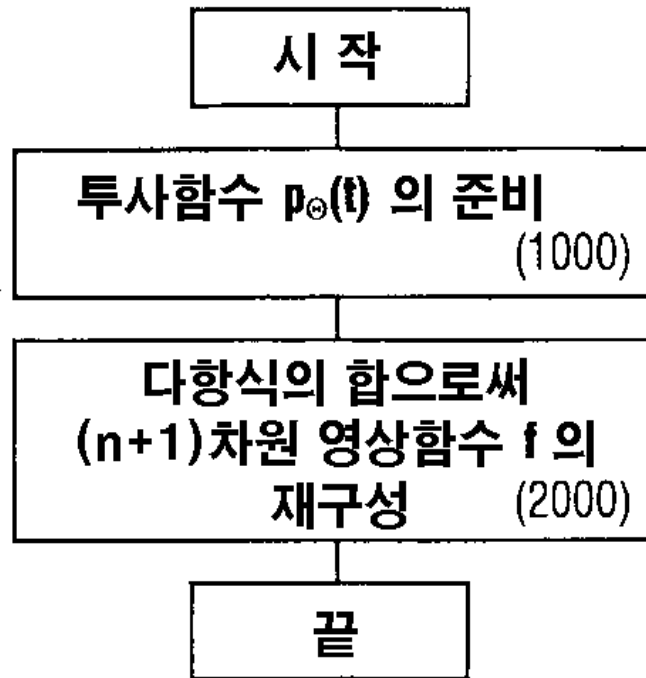
<75> 더 자세한 사항임 본 발명의 이점은 첨부하는 도면을 참조하여 아래에서 설명한다.

<76> 도 1은 본 발명에 따른 재구성방법의 기초적 단계를 나타내는 순서도를 도시한 것이다.

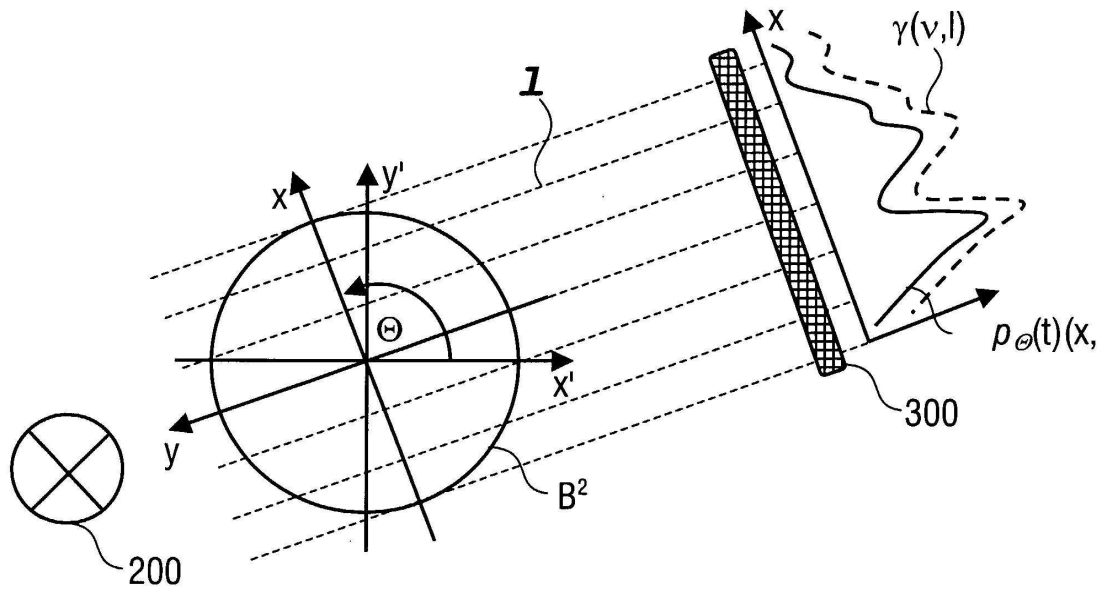
- <77> 도 2는 라돈데이터의 수집을 나타내는 도표를 도시한 것이다.
- <78> 도 3은 본 발명의 재구성 방법의 추가 단계를 나타내는 순서도를 도시한 것이다.
- <79> 도 4는 본 발명의 영상화 방법에서 투사방향을 정하는 것을 나타내는 순서도를 도시한 것이다.
- <80> 도 5는 본 발명에 따른 영상화 장치의 실시형태를 도시한 것이다.
- <81> 도 6 내지 8은 조사 대상을 통과한 부채꼴 또는 원뿔 모양 광선 방향을 추가로 도시한 것이다.
- <82> 도 9 내지 10은 본 발명에서 사용된 광선 형성 마스크(*beam shaping mask*)의 실시 형태를 도시한 것이다.
- <83> 도 11 내지 12는 본 발명에서 사용된 라돈 데이터 수집에 대해 추가로 도시한 것이다.
- <84> 도 13은 재구성 결과의 예를 도시화한 것이다.
- <85> 도 14는 나선형 라돈 데이터의 수집을 개략적으로 도시화한 것이다.
- <86> 도 15 내지 16은 본 발명에 따른 영상화 장치의 추가 실시형태를 개략적으로 도시한 것이다.

도면

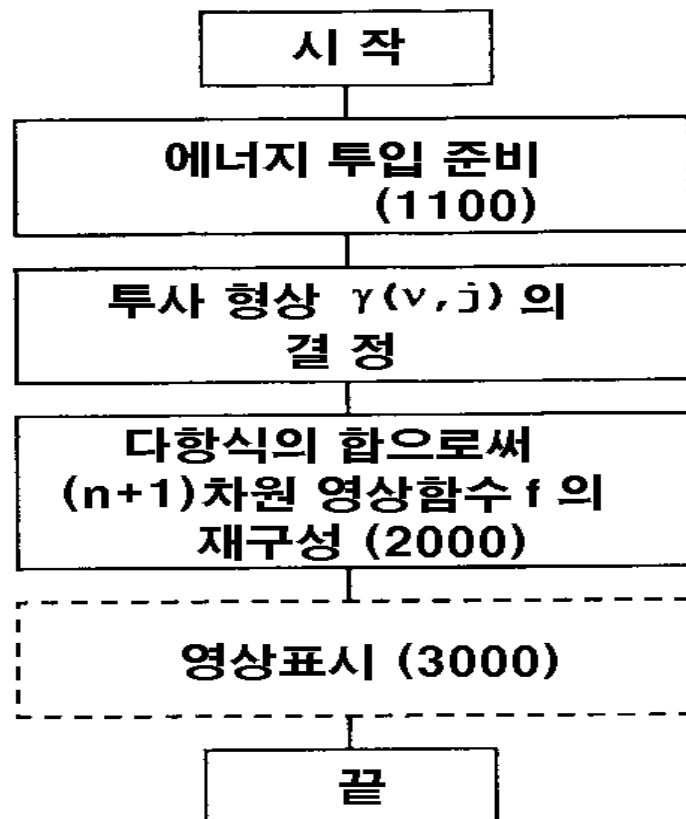
도면1



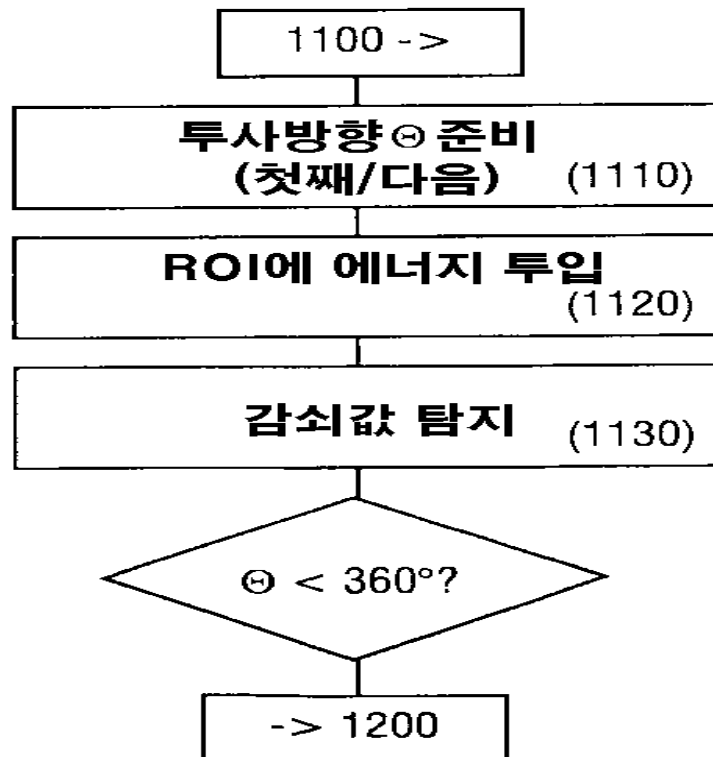
도면2



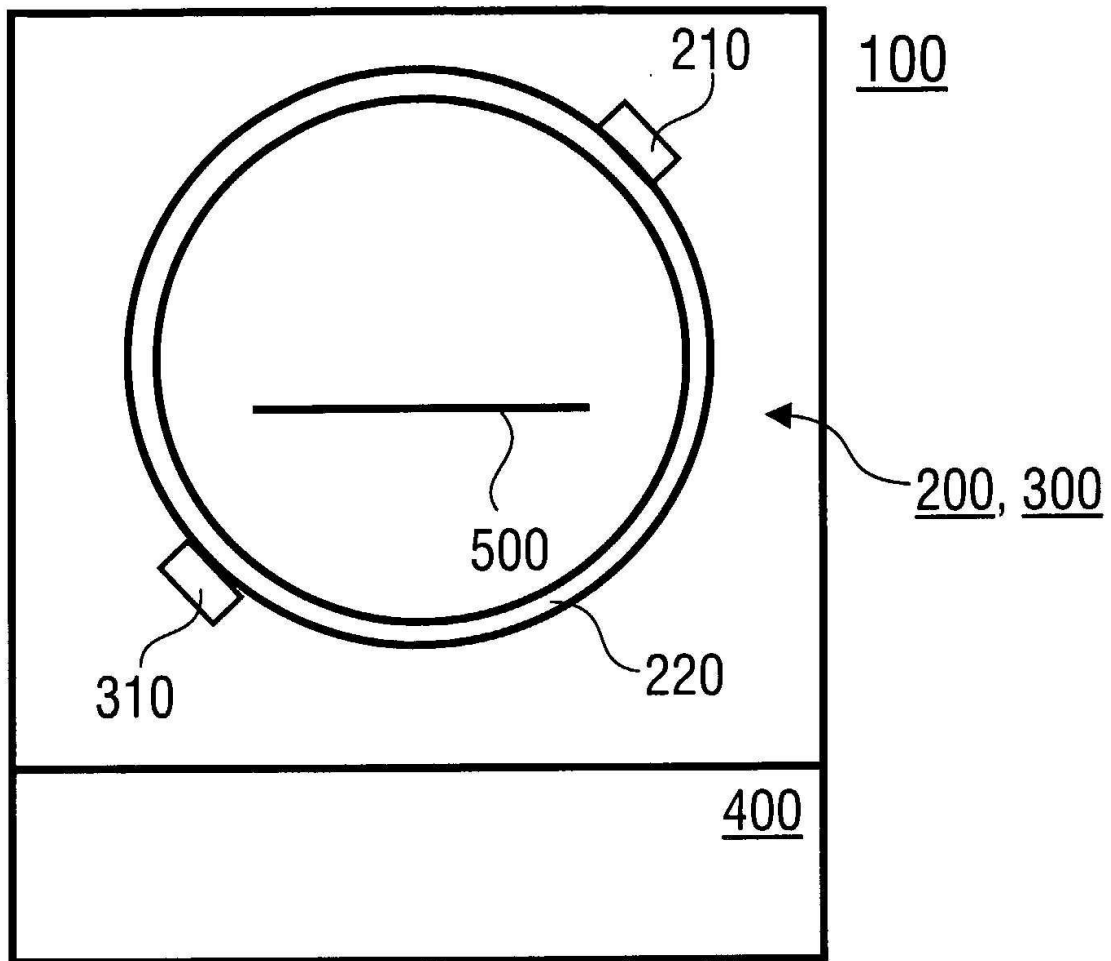
도면3



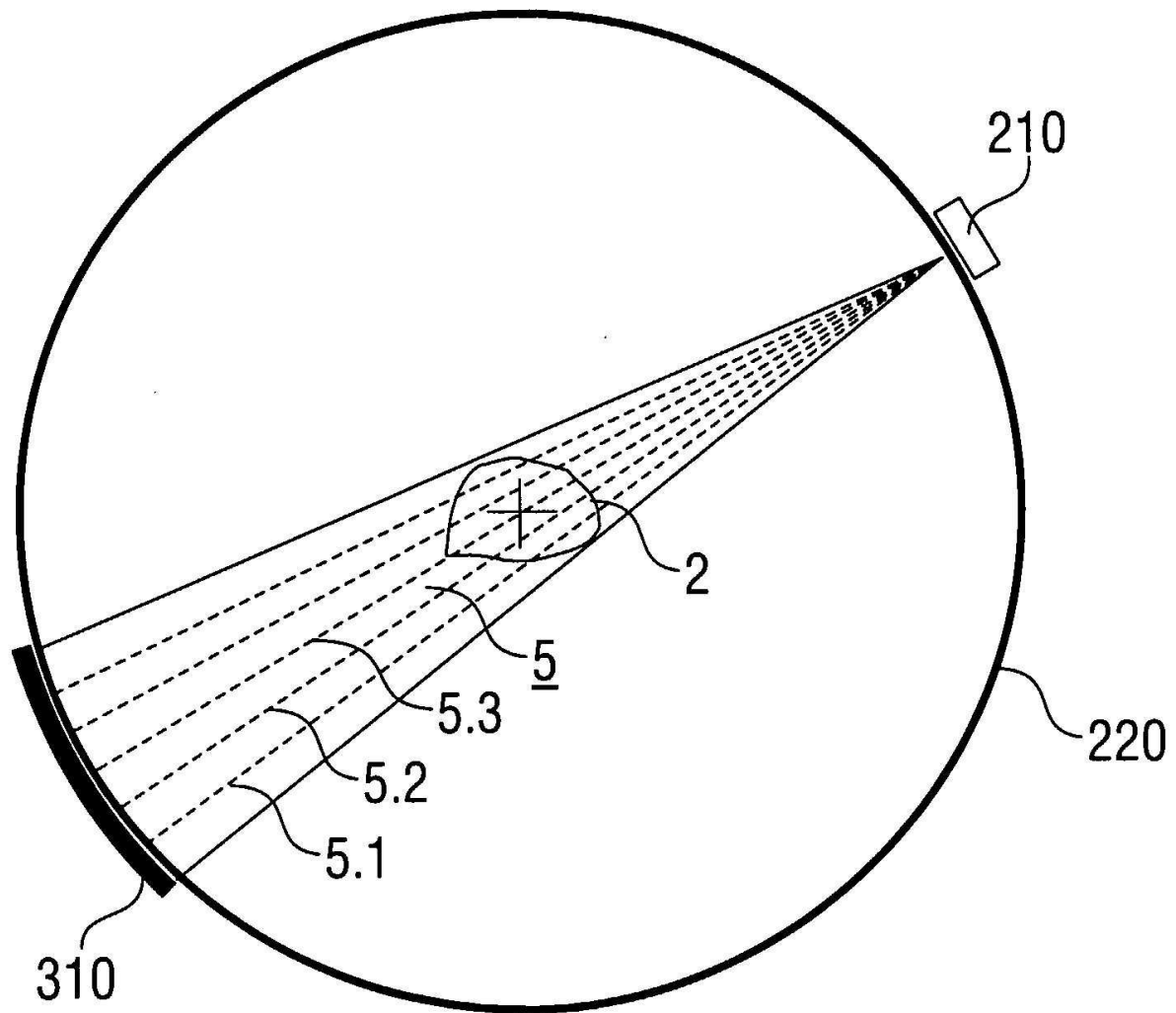
도면4



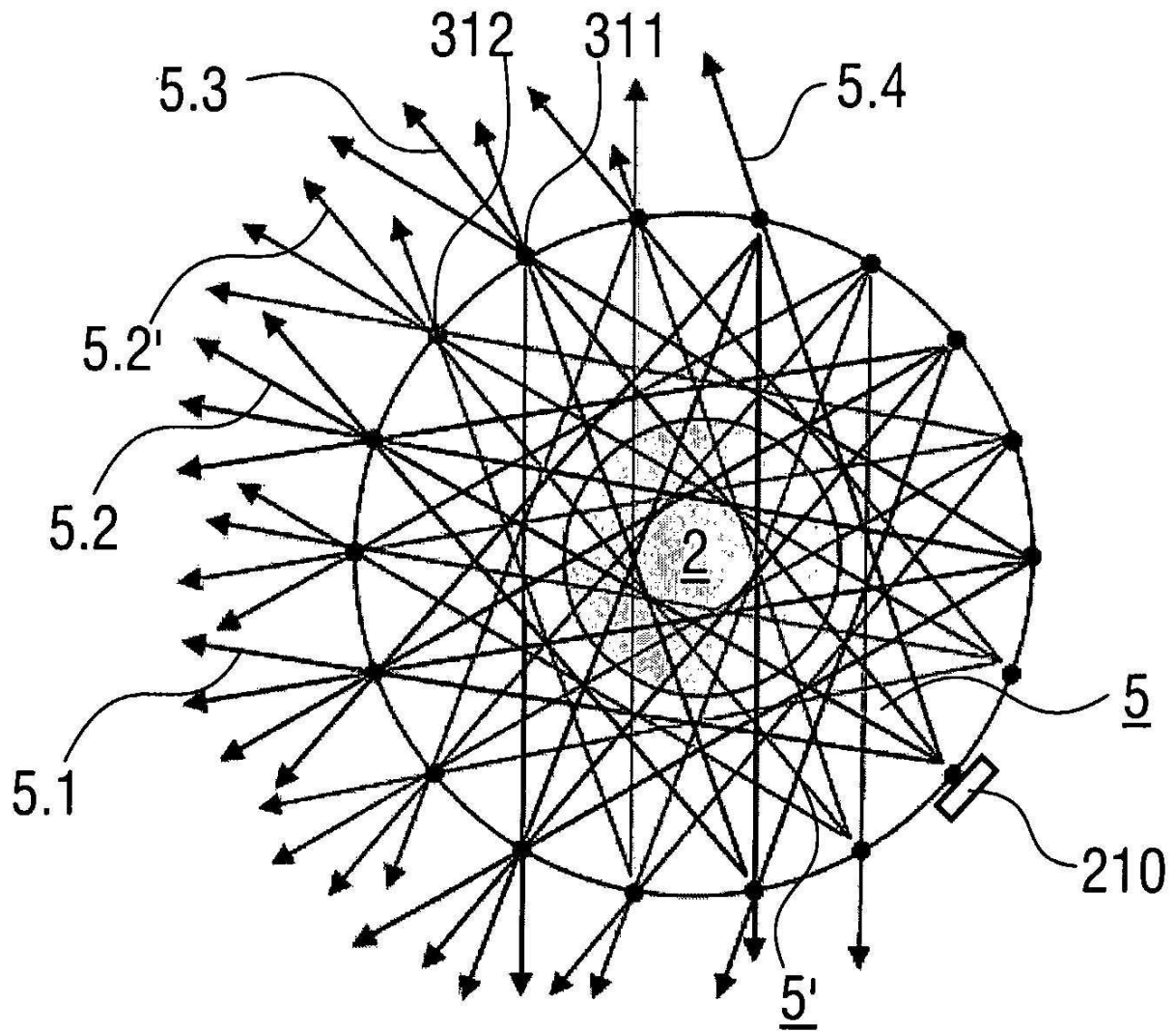
도면5



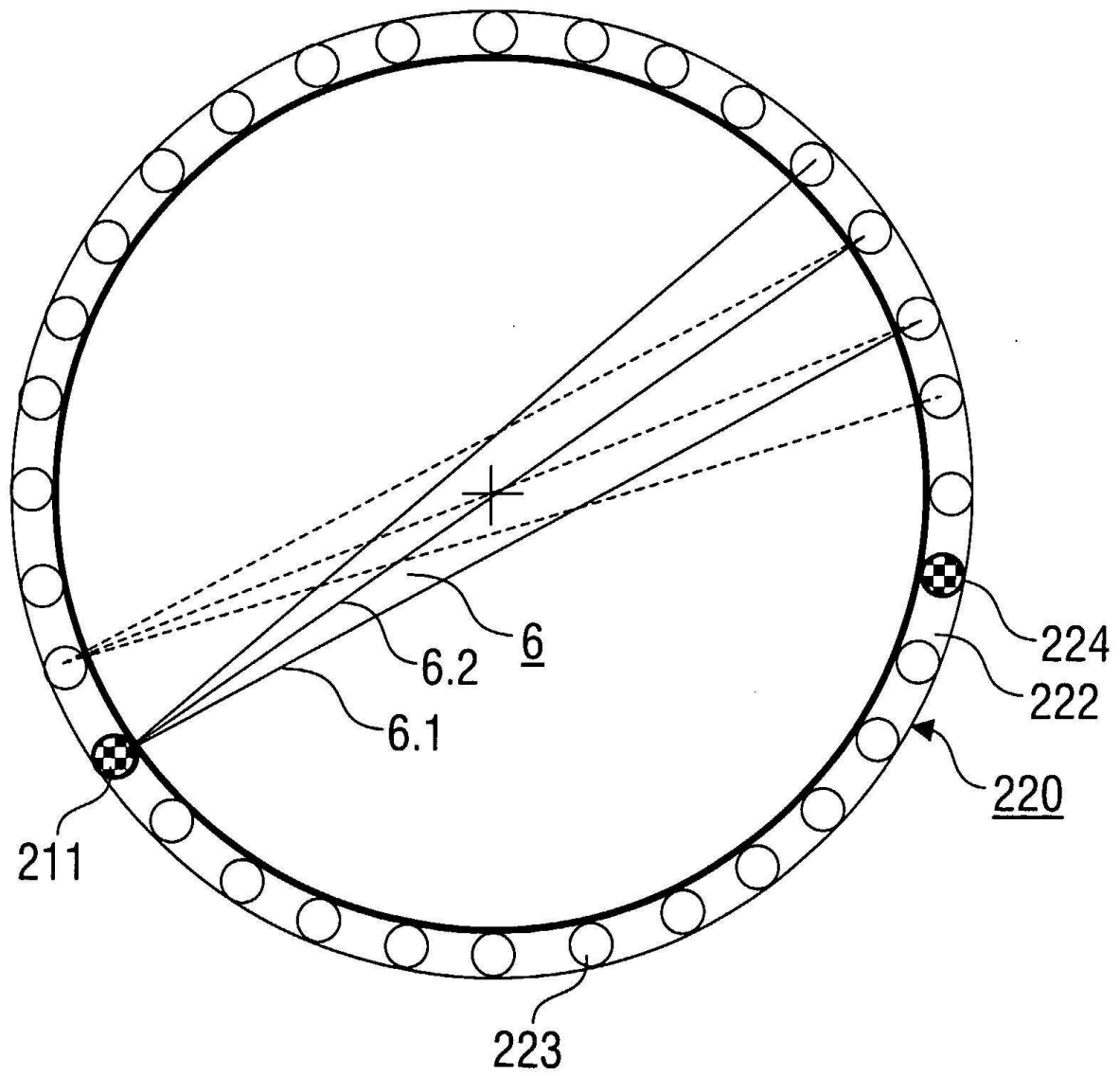
도면6



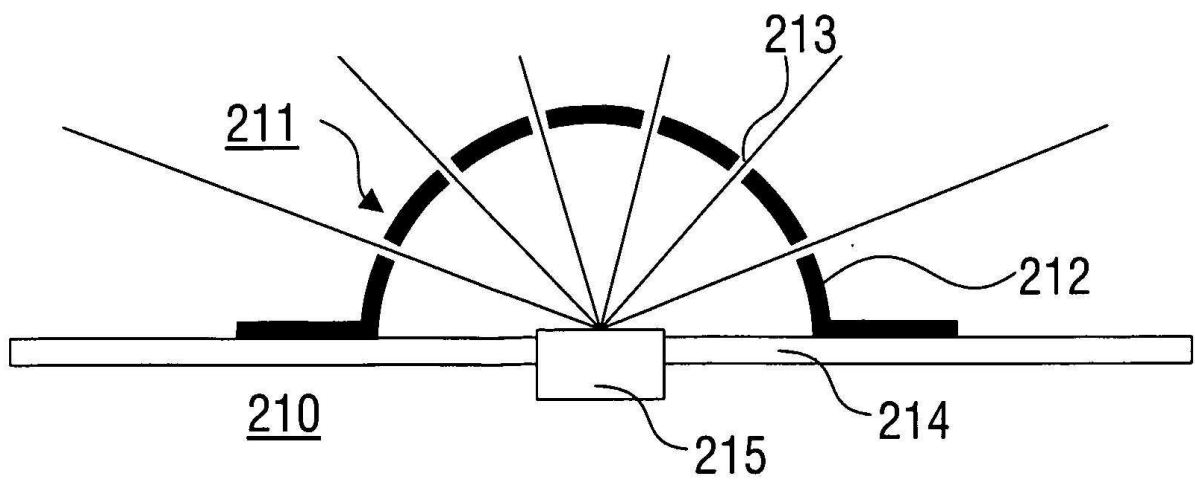
도면7



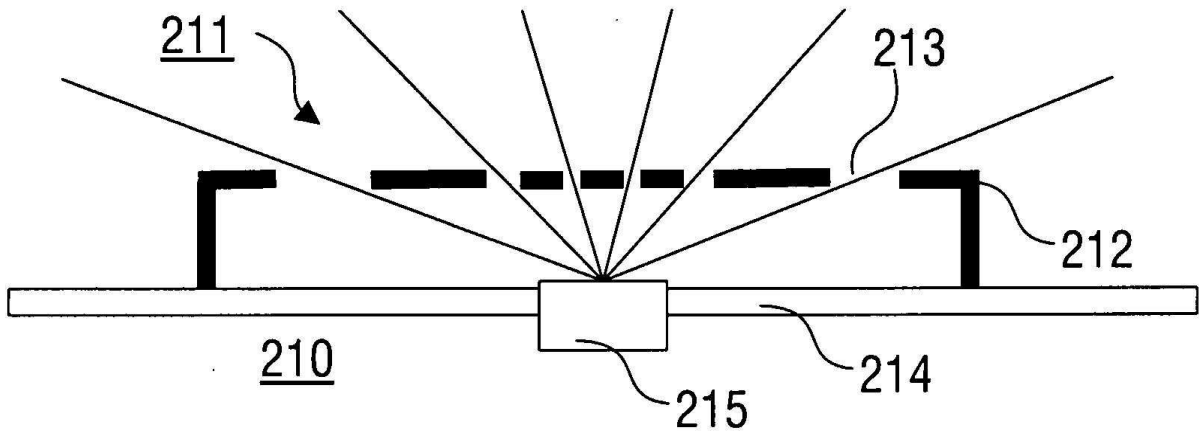
도면8



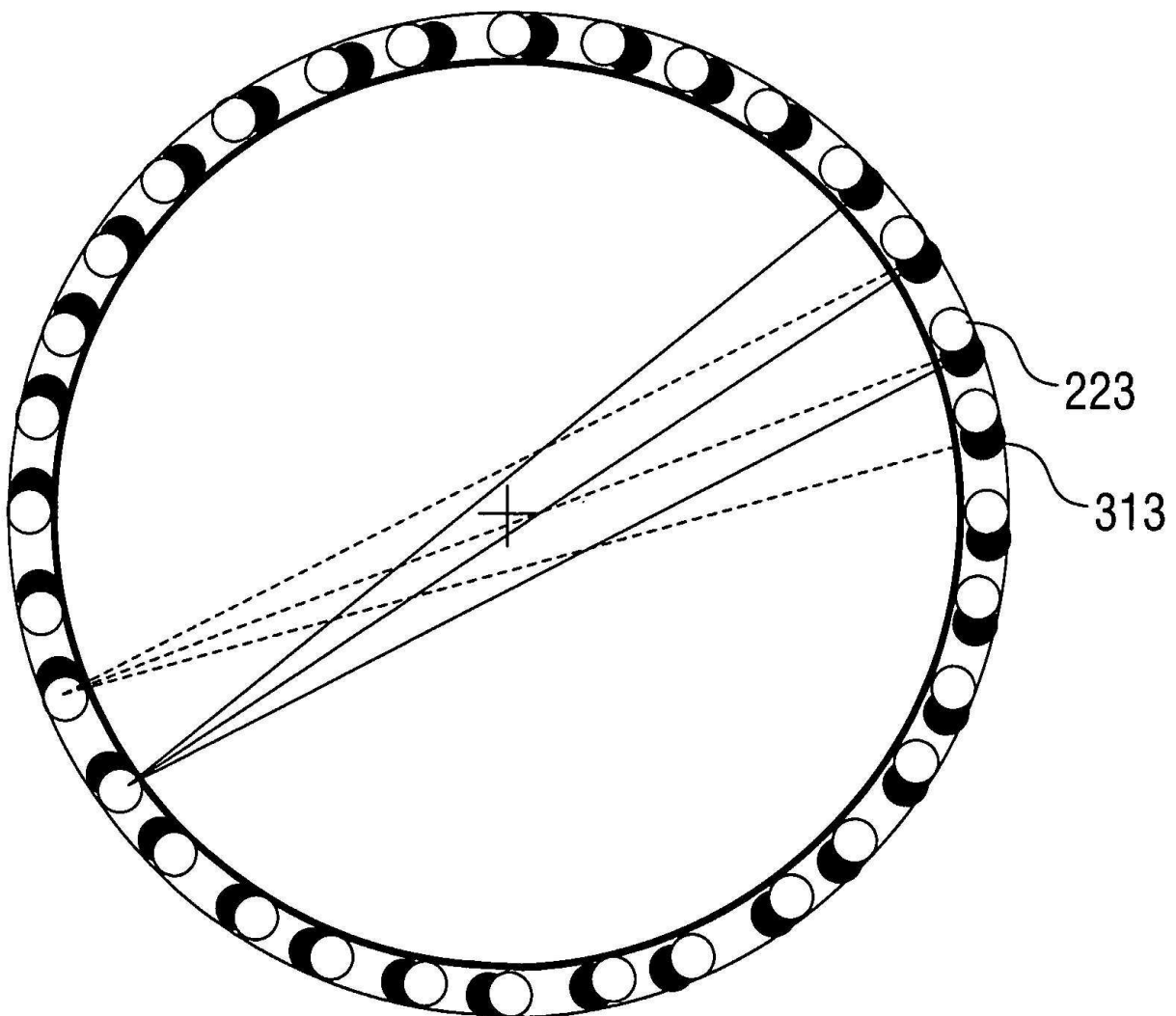
도면9



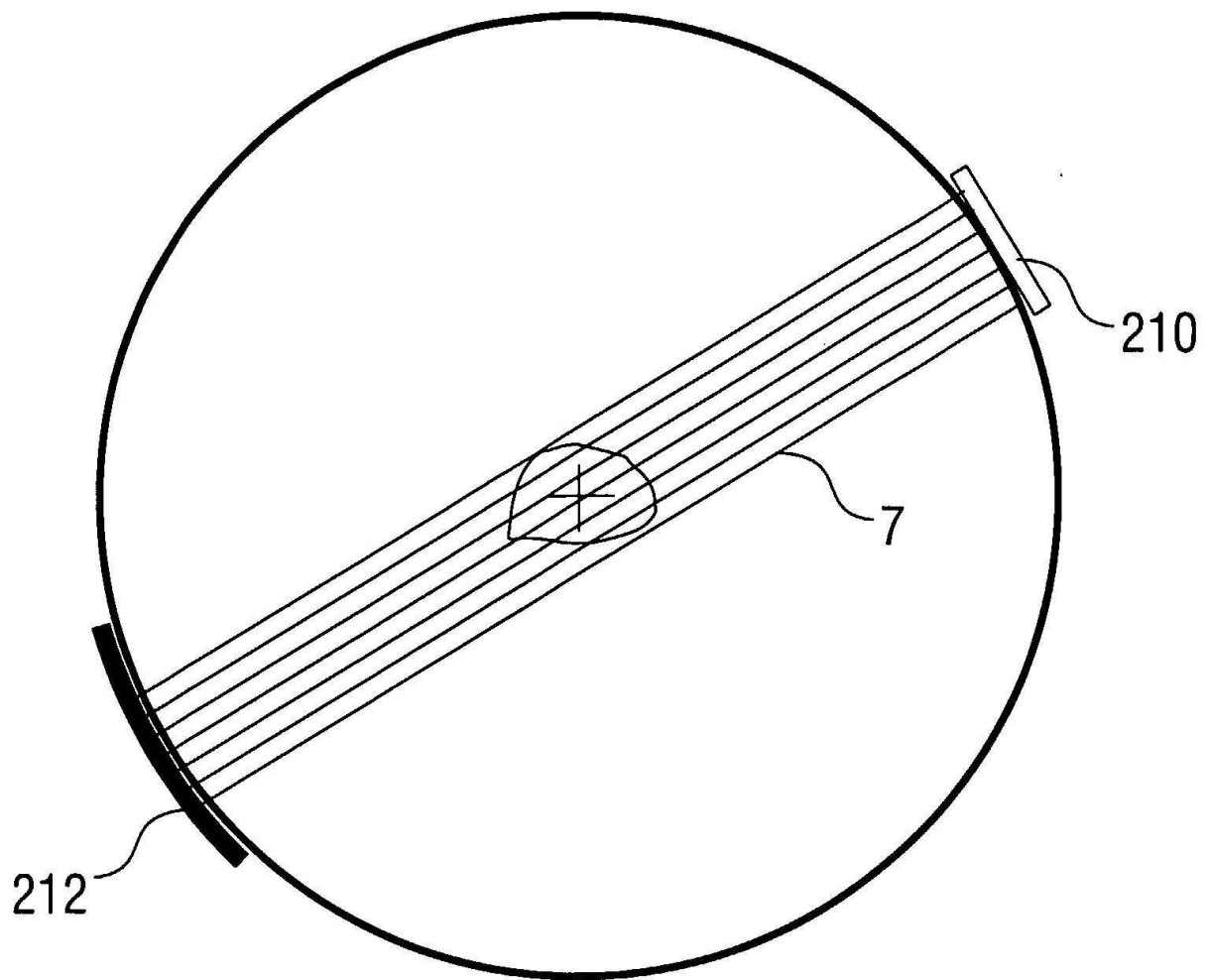
도면10



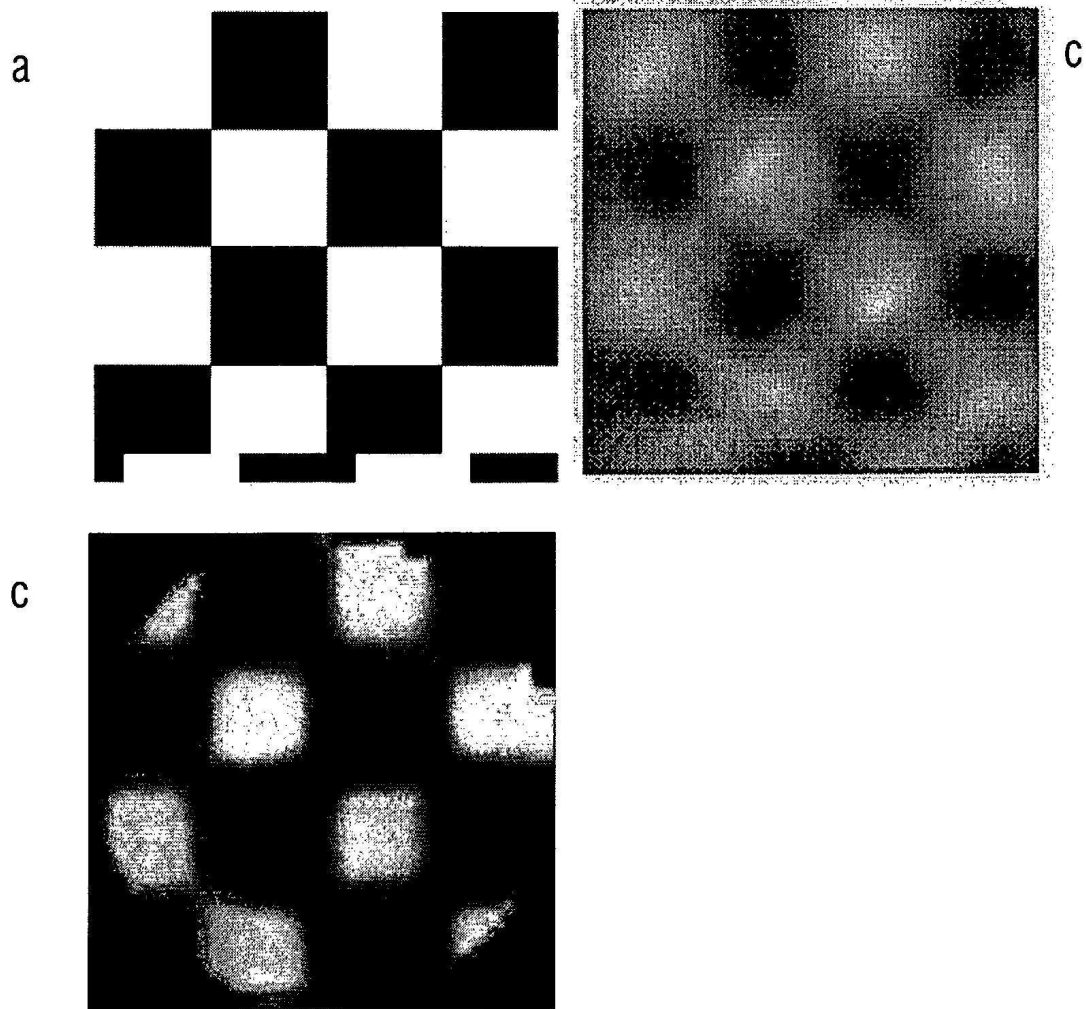
도면11



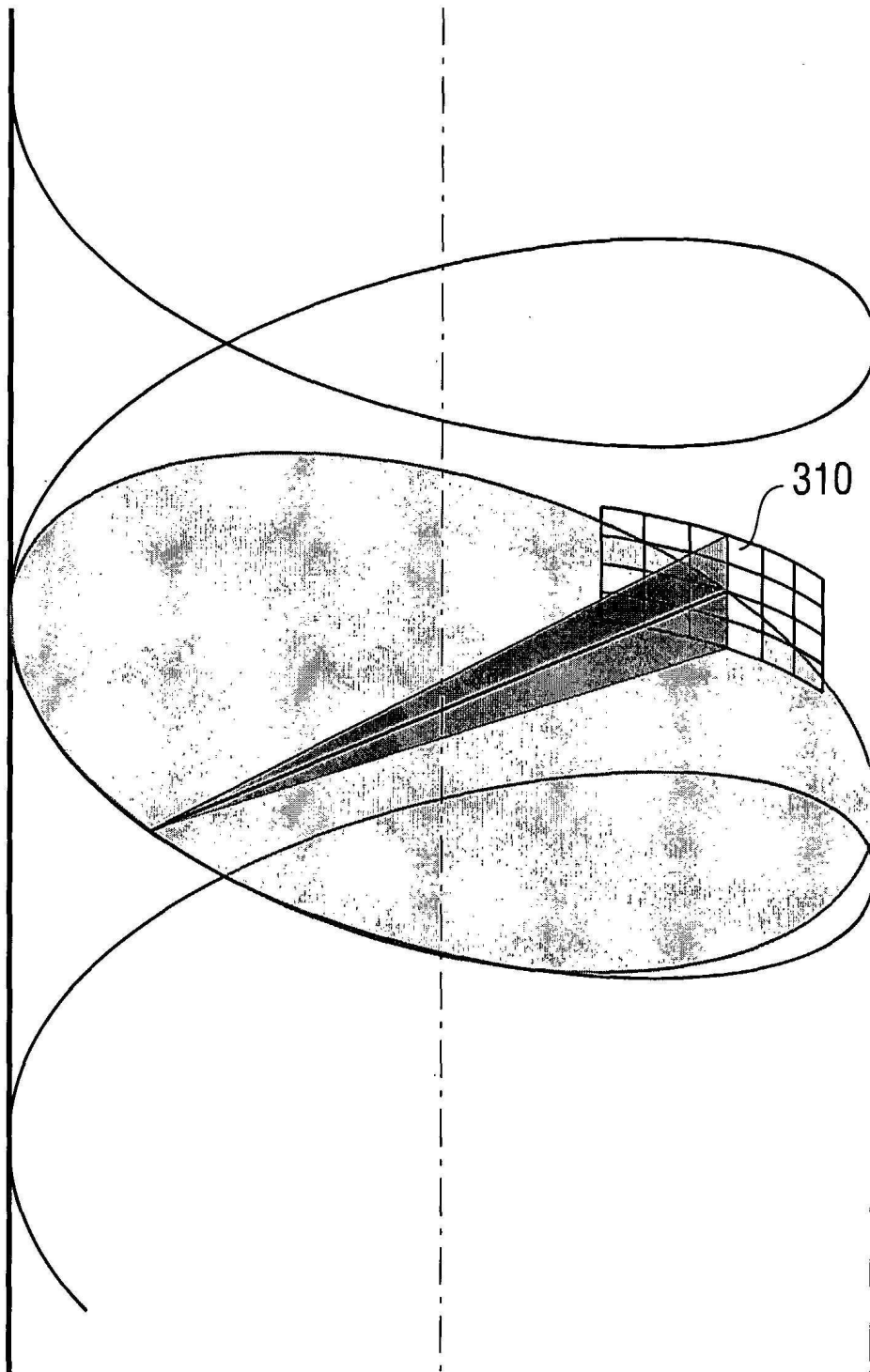
도면12



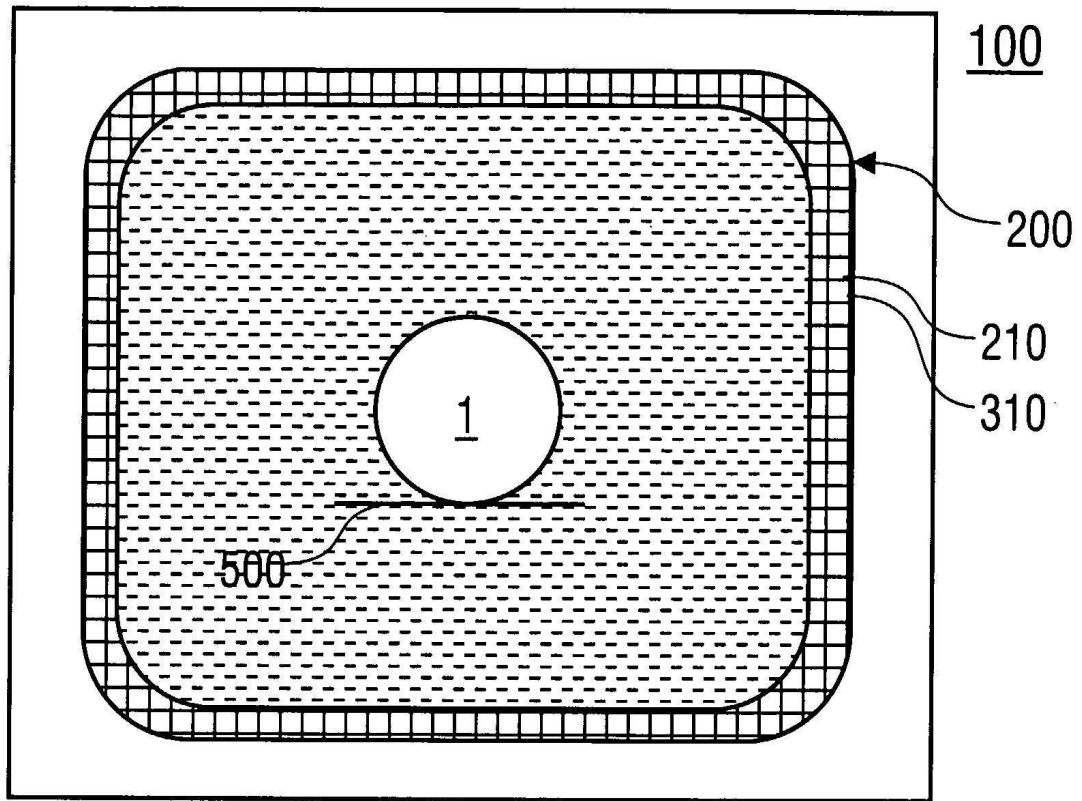
도면13



도면14



도면15



도면16

