(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) Int. Cl.[6]
G01N 23/00

(45) 공고일자 2001년12월17일
(11) 등록번호 10-0307245
(24) 등록일자 2001년08월20일

(21) 출원번호	10-1998-0703281	(65) 공개번호	특1999-0067300
(22) 출원일자	1998년05월02일	(43) 공개일자	1999년08월16일
번역문제출일자	1998년05월02일		
(86) 국제출원번호	PCT/US1996/17453	(87) 국제공개번호	WO 1997/16721
(86) 국제출원일자	1996년11월01일	(87) 국제공개일자	1997년05월09일
(81) 지정국	국내특허 : 아일랜드 오스트레일리아 바베이도스 불가리아 브라질 캐나다 중국 쿠바 체코 에스토니아 그루지야 헝가리 이스라엘 아이슬란드 일본 북한 대한민국 AP ARIPO특허 : 케냐 레소토 말라위 수단 스와질랜드 케냐 EA 유라시아특허 : 아르메니아 벨라루스 키르기즈 EP 유럽특허 : 오스트리아 벨기에 스위스 독일 덴마크 스페인 프랑스 영국 그리스 이탈리아 룩셈부르크 모나코 네덜란드 포르투칼 스웨덴 오스트리아 스위스 독일 덴마크 스페인 핀랜드 영국		

(30) 우선권주장 08/552064 1995년11월02일 미국(US)
08/739,543 1996년10월30일 미국(US)

(73) 특허권자 아날로직 코포레이션 토비 에취. 쿠스머
미합중국 매사추세츠 01960 피보디 센테니얼 드라이브 8
(72) 발명자 고든 버나드 엠.
미합중국 매사추세츠 01944 맨체스터-바이-더-씨 마스코노모 스트리트32
도브스 존
미합중국 매사추세츠 01982 해밀톤 사가모어 스트리트 218
(74) 대리인 이훈

심사관 : 김형근

(54) 저전력X-선소오스를갖는컴퓨터단층촬영스캐너

명세서

발명의 상세한 설명

<1> 본 발명은 예를 들어 환자의 컴퓨터 단층촬영(CT) 이미지를 발생하기 위하여 의료분야에서 사용되는 컴퓨터 단층촬영 스캐너에 관한 것이다. 특히 본 발명은 저전력 X-선 소오스를 이용하는 개선된 CT 스캐너에 관한 것이다.

<2> 제 3 세대형의 컴퓨터 단층(CT) 스캐너는 환상형 디스크의 직경방향으로 대칭된 위치에 각각 고정된 X-선 소오스와 X-선 검출기 시스템을 포함한다. 디스크는 갠트리 지지체 내에 회전가능하게 착설되어 스캔중에 디스크는 통상 "Z-축선"으로 불리는 회전축선을 중심으로 하여 연속회전 하는 한편 X-선이 소오스로부터 디스크의 개방부 내에 배치된 대상체를 통하여 검출기 시스템으로 향하게 된다. Z-축선과 교차하는 디스크의 중심은 통상적으로 "등중심" 이라 한다.

<3> 전형적으로 검출기 시스템은 "초점"으로 불리는 지점에 곡률중심을 갖는 원호형의 형태로 단일 열이 되게 배치된 검출기 어레이를 포함하며 초점에서 방사선이 X-선 소오스로부터 방사된다. X-선 소오스와 검출기 어레이는 소오스와 각 검출기 사이의 X-선 진로가 모두 디스크의 회전축선에 수직인 동일평면(이후 "슬라이스 평면" 또는 "스캐닝 평면" 이라 함) 내에 놓이도록 배치된다. X-선 진로는 포인트 소오스로부터 나와 상이한 각도에서 검출기에 이르므로 X-선 진로는 마치 부채꼴 모양을 하므로 모든 X-선 진로를 설명할 때에 때로는 이를 "팬 빔(fan beam)" 이라는 용어를 사용하기도 하였다.

<4> 스캔 중 측정수간에 단일 검출기에 입사되는 X-선을 통상 "레이(ray)"라 하였으며, 각 검출기는 그 해당 레이의 강도를 나타내는 출력신호를 발생한다. 각 레이는 그 진로 내에 있는 모든 질량에 의하여 부분적으로 감쇠되므로 각 검출기에 의하여 발생된 출력신호가 검출기와 X-선 소오스 사이에 배치된 모든 질량의 밀도(즉, 검출기의 해당 레이 진로 내에 놓인 질량의 밀도)를 나타낸다. X-선 검출기에 의하여 발생된 출력신호는 무엇보다도 이들의 신호대 잡음비를 개선하기 위하여 데이타 획득 시스템(DAS)에 의하여 여과되며, DAS에 의하여 발생된 출력신호를 "원 데이타 신호"라 한다. 통상적으로 이들 원데이타 신호는 이들 원데이타 신호를 대수적으로 처리하므로서 원데이타 신호를 프로젝션 데이타로 변환시키는 프로젝션 필터에 의하여 여과되며 각 프로젝션 데이타 신호는 해당 레이 진로 내에 놓이는 질량의 밀도를 나타낸다. 측정 순간 모든 프로젝션 데이타 신호의 집합을 통상적으로 "프로젝션" 또는 "뷰우"라 한다. 단일 스캔중에, 디스크가 회전할 때 각 프로젝션이 디스크의 여러각도 위치에서 발생되도록 다수의 프로

젝션이 발생된다. 어느 특정 프로젝션에 해당하는 디스크의 각도방향을 "프로젝션 각도"라 한다.

<5> 라돈 알고리즘(Radon algorithm)과 같이 잘 알려진 알고리즘을 이용하여 CT 이미지가 각 프로젝션 각도에서 수집된 모든 프로젝션 데이타 신호로부터 발생된다. CT 이미지는 스캐닝 평면을 따라 스캔되는 대상체의 2차원 "슬라이스"의 밀도를 나타낸다. CT 이미지는 프로젝션 데이타로부터 재구성되는 것으로 간주되므로 프로젝션 데이타 신호로부터 CT 이미지를 발생하는 방법이 "필터백 프로젝션" 또는 "재구성" 방법으로 불린다.

<6> 일반적으로 CT 스캐너는 X-선 소오스에 의하여 발생된 X-선 빔을 "경화(harden)" 시키도록 "빔경화 필터"의 형태를 이용한다. 빔 경화필터는 X-선 소오스와 환자 사이에 배치되는 구리 또는 알루미늄과 같은 금속 시이트로 구성된다. X-선 소오스에 의하여 발생된 각 X-선 광자는 필터를 통한 통과 확률을 가지며 이러한 확률은 광자 에너지가 증가할 때에 증가한다. 필터는 저에너지(또는 "연성") X-선을 차단하는 경향이 있어 빔을 "경화" 시킨다. CT 스캐너의 분야에 있어서 어떠한 레벨의 경성 X-선과 동일 레벨의 연성 X-선은 경성 X-선 보다 사람의 몸에 흡수되는 확률이 높으며 따라서 환자를 통과하여 검출기에 이르기 쉽지 않다는 것을 믿고 있다. 환언컨데, 일반적으로 연성 X-선의 이용은 CT 이미지의 발생에 현저히 기여함이 없이 환자가 노출되는 방사선 조사량을 증가시키는 것으로 믿어진다. 미국 식품의약품국(FDA)에서는 사람에게 적합한 최소빔 경도표준 CT 스캐너를 설정하였다.

<7> 더욱이, 빔경도를 증가시키면 X-선 검출기의 직선성을 증가시키는 경향을 보인다. 따라서, 대부분 종래기술의 CT 스캐너는 검출기의 직선성을 개선하고 스캐너의 설계를 단순화 하기 위하여 비교적 경성인 빔을 이용한다. 실제로, 대부분 종래기술의 CT 스캐너는 비교적 높은 전력(예를 들어 100~350㎃에서 120㎸)의 X-선 소오스를 이용하고 또한 FDA에서 요구하는 것 보다 현저히 빔을 경화시키는 비교적 두꺼운 두께(예를 들어 0.008인치의 구리)를 갖는 빔경화 필터를 이용한다. 고전력 X-선 소오스와 두꺼운 빔경화 필터의 조합으로 CT 스캐너의 설계를 단순화 할 수는 있으나 이는 X-선 전력을 소모하고 스캐너의 모든 전력조건을 증가시킨다.

<8> 종래기술의 CT 스캐너에 의하여 사용된 X-선 전력을 증가시키는 다른 요인은 초점과 디스크의 등중심 사이의 거리에 관계가 있다. X-선 빔의 강도는 X-선 소오스의 거리의 제공으로 감소되므로 X-선 소오스에 사용된 전력은 초점과 등중심 사이의 거리에 의하여 부분적으로 결정된다(일반적으로 이러한 요인은 스캔중에 환자가 등중심에 또는 이에 가깝게 배치되므로 초점과 검출기 사이의 거리에 관한 것이라기보다는 초점과 등중심 사이의 거리에 관한 것으로 설명되고, 한편으로 검출기의 크기를 증가시키므로서 검출기에 의하여 수신된 X-선 에너지를 증가시키는 것이 가능한 반면에 X-선 소오스의 전력을 증가시키거나 초점과 등중심 사이의 거리를 감소시키므로서 등중심에서(즉, 환자에서) X-선 에너지를 증가시키는 것만이 가능하다).

<9> 따라서 낮은 X-선 전력소모를 위한 CT 스캐너의 설계에 있어서는 가능한 한 등중심을 X-선 소오스에 근접배치 하는 것을 제안하고 있다. 그러나, 달리 필적할 만한 설계기준은 X-선 소오스와 등중심 사이의 간격을 증가시키는 것을 요구한다. 예를 들어, 최소한으로 등중심은 X-선 소오스와 검출기 사이에 환자가 안락하게 놓일 수 있도록 X-선 소오스로부터 충분한 간격을 두어야 한다. "Z-축선 빔변화"로서 알려진 현상은 제약이 큰 조건이라도 X-선 소오스와 등중심 사이의 간격에 놓이도록 한다. 빔 변화는 스캔중에 등중심(또는 검출기)에 대한 초점(즉, X-선이 방사되는 점)의 운동에 관련이 있다. X-선의 발생은 한 곳으로 집중되는 열을 발생하여 X-선 소오스의 구성부품의 열팽창이 이루어지도록 하며, 이러한 열팽창은 초점이 스캔중 등중심에 대하여 이동되도록 한다. 이러한 변화는 대부분의 X-선 소오스가 변화의 대부분이 Z-축선(즉, 스캐너 디스크의 회전 축선)에 평행한 방향에서 이루어지도록 구성되므로 Z-축선 빔변화라 한다. 라돈 알고리즘은 스캔중에 X-선 소오스와 검출기의 상대위치가 일정하게 유지된다는 것을 가정하고 있으므로 Z-축선 빔변화의 효과를 최소화 하는 것이 중요하다. 종래기술의 CT 스캐너에 있어서, 이러한 효과를 최소화 하는 대부분의 공통적인 방법은 X-선 소오스와 빔을 형성하고 정형하는데 사용되는 시준기 사이의 간격을 증가시키는 것이며, 이로써 초점의 Z-축선 이행에 의한 초점과 검출기 사이의 각도변화를 감소시킨다. 환자를 배치하는데 어느 정도의 공간이 요구되므로 초점과 시준기 사이의 거리를 길게 하여 초점과 등중심 사이의 거리를 증가시킬 수 있다. CT 스캐너의 분야에서, 초점이 디스크의 등중심으로부터 적어도 510㎜ 이상 간격을 두지 않는 경우 시준기는 초점에 너무 근접하게 배치되어야 하므로 Z-축선 빔변화에 의한 에러가 너무 심각하게 될 것이다. 그러나, 상기 언급된 바와 같이 이러한 거리의 증가는 X-선 소오스에 인가되는 전력을 그만큼 증가시키는 것이 필요하다. 따라서 이러한 간격을 증가시키는 종래기술의 CT 스캐너는 이들의 X-선 전력조건의 비용에서도 그렇게 증가된다. 이와 같이 이러한 종래기술의 스캐너는 초점과 시준기 사이의 큰 간격을 수용하기 위하여 소오스와 등중심 사이의 간격을 증가시키는 것이 고에너지의 X-선을 발생하는 것을 요구하므로 고레벨의 X-선에 환자가 노출되게 한다.

<10> X-선 소오스와 등중심 사이의 거리를 감소시키는 것에 더불어 X-선 전력소모는 솔리드 스테이트 검출기(예를 들어, 텅스텐 산염 카드뮴 검출기)와 같은 고효율 검출기를 이용하므로서 감소될 수 있다. 그러나, 대부분의 종래기술의 CT 스캐너는 크세논(Xe) 검출기와 같은 저효율의 가스튜우브 검출기를 이용하는 바, 그 이유는 이러한 검출기의 응답이 고효율 검출기의 응답보다 균일한 경향을 보이고 있기 때문이다. 특히, 이러한 저효율 검출기는 고효율 검출기 보다 Z-축선 방향으로 보다 균일하게 광자를 검출한다. 따라서, 고효율 검출기를 이용하는 종래기술의 CT 스캐너는 Z-축선 빔변화의 효과를 최소화 하여 고효율 검출기에 의하여 달성된 많은 전력의 절약을 위하여 초점과 시준기 사이의 큰 간격(따라서 초점과 등중심 사이의 큰 간격)을 이용한다. 마찬가지로 초점과 시준기 사이의 감소된 간격을 이용하며 초점과 등중심 사이의 간격(예를 들어 510㎜ 간격)이 감소된 대부분 종래기술의 CT 스캐너는 Z-축선 빔변화의 효과를 최소화하여 감소된 구조에 의하여 얻는 전력의 절약을 위하여 저효율의 검출기를 이용한다.

<11> 상기 언급된 바와 같이, 종래기술의 CT 스캐너는 또한 무엇보다도 X-선 검출기에 의하여 발생된 출력신호의 신호대 잡음비를 개선하기 위하여 DAS를 이용한다. 그러나, 종래기술의 DAS는 검출기 출력신호의 신호대 잡음비를 현저히 개선시키지 아니하는 적분필터를 이용하도록 되어 있다. 따라서, 종래기술의 스캐너는 전형적으로 검출기 출력신호의 신호대 잡음비가 정확한 CT 이미지의 발생을 보장하기 위하여 충분히 높도록 고강도의 X-선 빔을 이용한다.

<12> 일반적으로, 종래기술의 CT 스캐너는 증가된 X-선 전력레벨을 요구하여 발생된 CT 이미지의 정밀

성을 개선토록 설계되었다. 따라서, 고품질의 CT 이미지를 발생하고 감소된 X-선 전력조건을 갖는 CT 스캐너를 필요로 한다. 또한 고품질의 CT 이미지를 발생하는 반면에 환자가 낮은 레벨의 방사선에 노출되는 CT 스캐너를 필요로 한다.

<13> 본 발명의 목적은 종래기술의 상기 언급된 문제점을 줄이거나 극복하는데 있다.

<14> 본 발명의 다른 목적은 감소된 전력레벨에서 작동하는 X-선 소오스를 갖는 개선된 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<15> 본 발며의 또 다른 목적은 캐소우드와 애노우드를 포함하는 X-선 소오스를 가지며 애노우드와 캐소우드 사이의 정격전위가 120㎸ 정도이고 애노우드와 캐소우드 사이의 정격전류가 12㎸A 이하이거나 현재 사용되고 있는 CT 스캐너에서 요구된 것 보다 높은 6㎸A의 정격전력에 대하여 50㎃의 정도인 개선된 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<16> 본 발명의 다른 목적은 구조가 간단한 개선된 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<17> 본 발명의 또 다른 목적은 등중심과 초점으로부터 방사되는 X-선을 발생하는 X-선 소오스를 한정하는 디스크를 가지며 여기에서 초점이 평균 신체 사이즈의 환자가 편안한 상태가 되게 요구된 거리, 즉 현재 상업적으로 입수가능한 것 보다 작은 475㎜ 정도의 거리 또는 스캐너의 전력조건을 줄이도록 최소 510㎜의 거리 만큼 등중심으로부터 간격을 둔 개선된 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<18> 본 발명의 또 다른 목적은 고효율의 솔리드 스테이트 X-선 검출기를 포함하는 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<19> 본 발명의 또 다른 목적은 감소된 두께의 빔경화 필터를 포함하는 개선된 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<20> 본 발명의 또 다른 목적은 연성 X-선 빔을 이용하는 개선된 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<21> 본 발명의 또 다른 목적은 원데이타 신호를 발생하는데 사용하기 위하여 최상 추정필터를 포함하는 DAS로 구성된 개선형의 저전력 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<22> 본 발명의 또 다른 목적은 방사선 상해, 제로오프셋트 및 온도의 함수로서 이득의 변화와 같은 요인에 의한 검출기의 응답에 있어서 채널 대 채널 변화를 보상하기 위한 회로를 포함하는 개선된 CT 스캐너를 제공하는데 있다.

<23> 이들 목적과 다른 목적들이 등중심을 중심으로 하여 회전토록 지지된 디스크와 간단한 구조의 시스템으로서 구성된 X-선 구성부분을 갖는 개선된 CT 스캐너에 의하여 제공된다. 도면에 관련하여 기술된 우선 형태의 스캐너는 제 3 세대형이나 본 발명의 많은 관점들이 제 4대 기계와 같은 다른 형태의 스캐너에도 적용될 수 있을 것이다. 본문에 기술된 우선형태의 스캐너는 X-선 소오스와 디스크에 고정된 X-선 검출기의 어레이를 포함한다. X-선 소오스는 X-선이 초점으로부터 방사되도록 X-선을 발생하고 X-선 소오스는 디스크에 착설되어 초점이 등중심으로부터 475㎜ 정도 간격을 두고 있다.

<24> 본 발명의 한 관점에 있어서, X-선 소오스는 비교적 낮은 레벨의 전력에서 작동될 수 있게 된 전력우너을 포함하고, 스캐너는 감소된 두께의 빔 경화필터를 포함한다. 본 발명의 이러한 관점에 따라서 스캐너는 비교적 연성의 X-선 빔을 이용한다.

<25> 본 발명의 다른 관점에 따라서, 스캐너는 X-선 검출기와 신호처리 채널에서 비직선성과 변화를 보상하기 위한 회로를 포함한다.

<26> 본 발명이 또 다른 목적들과 잇점들은 본 발명의 최상 모우드로서 간단히 설명한 것에 의하여 여러 실시형태가 도시되고 기술된 다음의 상세한 설명으로부터 당해 기술분야의 전문가에게 명백하게 될 것이다. 본 발명은 다른 실시형태로 실시될 수 있으며 그 세부적인 내용은 본 발명을 벗어남이 없이 여러 고나점에서 수정될 수 있다. 따라서 도면과 상세한 설명은 그대로 설명에 지나지 않고 어떠한 제약이나 제한을 두는 것은 아니며, 본 발명의 범위는 청구범위로 한정된다.

<27> 본 발명을 첨부도면에 의거하여 보다 상세히 설명하면 다음과 같다.

도면의 간단한 설명

<28> 도 1은 본 발명에 따라 구성된 CT 스캐너의 회전 디스크를 보인 정면도.

<29> 도 2는 팬 빔을 부분적으로 보이고 X-선 소오스 조립체와 Z-축선 이동시스템을 보인 도 1의 CT 스캐너의 부분 측단면도.

<30> 도 3은 도 1에서 보인 CT 스캐너에 사용된 X-선 빔의 전형적인 에너지 스펙트럼을 종래기술의 빔경화 필터를 갖는 것과 본 발며으이 한 관점에 따라 구성된 X-선 필터를 갖는 것을 함께 보인 그래프.

<31> 도 4는 도 1에서 보인 CT 스캐너에 사용된 DAS와 컴퓨터의 블럭 다이아그램.

<32> 도 5는 물팬텀(water phantom)이 디스크의 개방부에 삽입된 것을 보인 본 발명에 따라 구성된 CT 스캐너의 정면도.

실시예

<33> 도 1은 본 발명의 원리가 적용된 CT 스캐너(40)의 디스크 조립체를 보인 것이다. 스캐너(40)는 증가된 X-선 전력효율과 감소된 총전력 조건을 위하여 설계되어 있다. 이후 상세히 설명되는 바와 같이, 스캐너(40)는 낮은 레벨의 전력에서 작동도리 수 있게 된 X-선 소오스와 상업적으로 입수가능한 종래기술의 장치에 사용된 것 보다 연성의 X-선 빔을 이용한다. CT 스캐너의 분야에서 통상의 지식은 경성의 X-선

빔을 사용하는 것이 좋은 것으로 인식되어 있으나, 본 발명자들은 연성 X-선 빔을 사용하므로서 주의 깊은 교정과 제어가 이루어지는 경우라면 발생된 CT 이미지의 선명도와 콘트라스트를 개선할 수 있음을 예기치 않게 발견하였다.

<34> 스캐너(40)는 개선된 X-선 전력효율에 기여하는 간단한 구조를 갖는다. 특히 스캐너(40)는 X-선 소오스(42)와 검출기(44)의 어레이를 포함하며, 이들 각각은 개방형 디스크(46)에 착설된다. 빔 경화필터(45)가 X-선 소오스(42)의 외면에 착설된다. 디스크는 CT 스캔중에 디스크의 중앙개방부를 통하여 연장된 대상체(50)의 둘레로 소오스(42)와 검출기(44)를 회전시킬 수 있도록 갠트리(도시하지 않았음)에 의하여 지지되고 Z-축선 또는 회전축선을 중심으로 하여 회전될 수 있게 되어 있다. 회전축선은 도 1에서 보인 도면에 수직이며 디스크의 등중심(48)에 교차한다. 대상체(50)는 머리나 몸통과 같은 환자의 일부분일 수 있다. 작동시 소오스(42)는 초점(43)으로부터 X-선을 방사하고 이들 방사된 X-선의 일부가 빔 경화필터(45)를 통과한다. 도 2에 관련하여 상세히 설명되는 빔정형 및 모니터링 시스템(70)은 대상체(50)(이 대상체가 팬 빔을 갖는 등중심 48에 또는 이에 근접하여 배치되었을 때)를 통과하고 검출기(44)에 입사되는 부채꼴형인 팬빔(52)을 형성하도록 필터(44)에 대하여 배치된다. 팬빔(52)은 회전축선에 수직이고 디스크(46)의 등중심에서 회전축선에 교차하는 주사평면을 형성한다. 산란방지판(54)의 어레이가 감출기에 산란된 X-선이 감지되는 것을 방지하기 위하여 검출기 어레이(44)와 대상체(50) 사이에서 검출기 어레이에 인접하여 배치된다. DAS(47)는 검출기 어레이에 의하여 발생된 데이타를 수집하여 원데이타 신호를 발생하며 이들 신호는 컴퓨터(49)에 보내어진다. 컴퓨터(49)는 디스크로부터 디스크에 근접하여 배치되어 CT 이미지를 디스플레이 하는 모니터(도시하지 않았음), 이후 디스플레이를 위하여 이미지 데이타를 저장하기 위한 메모리, 이후 처리를 위한 프로세서와, 원격한 장소 또는 일부 다른 장치나 장소로 전달될 수 있는 원데이타 신호를 처리한다. 적당한 송수신 시스템이 1993년 12월 28일자 버나드 엠. 고든(Bernard M. Gorden) 등의 명의로 출원되고 본원 출원인에게 양도된 미국 특허출원 제08/174,664호 "Apparatus for Transferring Data to and from a Moving Device" (대리인 서류번호 ANA-29)에 기술되어 있다.

<35> 본 발명의 한 관점에 따라서, 그리고 우선 실시형태에서, 소오스(42)와 디스크(46)는 초점(43)이 종래기술 보다 더 등중심(48)에 근접하여 배치되게 구성된다. 본 발명의 시스템 설계에 있어서, 초점으로부터의 초광각 X-선 방사를 이용하여 이러한 거리를 실제로 작게하고 X-선의 강도가 초점으로부터 몸의 일부까지의 거리의 제곱에 따라 감소한다는 사실의 잇점을 취하는 것이 바람직하다. 이와 같이 몸이 X-선 소오스기 근접하면 할 수록 CT 스캔에서 충분한 X-선을 발생하는데 요구된 전력은 낮아진다. 따라서, 본 발명의 한가지 설계목적은 초점과 등중심 사이의 거리를 최소화 하는 것이다. 그러나, 이러한 거리를 최소화함에 있어서 주요한 제약은 주사될 대상체가 삽입될 수 있는 크기를 갖는 갠트리의 개방부이다. 한가지 우선 실시형태에서 갠트리 개방부는 평균체격의 사람이 들어갈 수 있는 크기인 60㎝ 이고, 시야는 46㎝ 이며, 초점(43)은 475㎜ 정도의 거리만큼 등중심(48)으로부터 간격을 두고 있고, 초점(43)은 845㎜ 정도의 거리만큼 어레이(44)에서 각 검출기로부터 간격을 두고 있다. 다른 실시형태에서 초점(43)과 등중심(48) 사이의 간격은 510㎜ 이하로 450㎜ 정도이며 이 정도라도 평균체격의 환자가 수용된다. 명백한 것은 소형 대상체(팔 또는 다리)에 사용할 수 있게 된 기계는 갠트리 개방부가 더 작을 것이며 초점과 등중심 사이의 거리로 그 만큼 감소된다. 475㎜의 간격은 이러한 간격이 X-선 소오스가 저전력 레벨에서 작동될 수 있도록 하면서도 주사되는 대상체로서 평균체격의 환자가 안락하게 수용될 수 있도록 우선형태의 기계에 제공된다. 또한 우선 실시형태에서, 검출기 어레이(44)는 텅스텐 산염 카드뮴 검출기(이들 각각은 전형적으로 검출기 효율을 개선하기 위하여 실리콘 포토다이오드와 텅스텐 산염 카드뮴 신틸레이터를 수용한다)와 같은 고효율의 솔리드 스테이트 검출기를 이용할 수 있게 되어 있다. 이들 검출기의 고효율은 X-선 소오스가 더 낮은 전력레벨에서도 작동될 수 있도록 한다. 한가지 우선 실시형태에서, 검출기 어레이(44)는 384개의 검출기로 48° 의 원호범위를 커버할 수 있게 되어 있으나 그 수와 각도는 달라질 수 있다.

<36> 우선형태의 빔정형 및 모니터링 시스템(70)이 모두 본원출원인에게 양도된 1994년 11월 22일자 존 도브스(John Dobbs)와 한스 위돈(Hans Weedon)의 명의로 출원된 미국 특허출원 제08/343,340호 "X-ray Focal Spot Movement Compensation System"(대리인 서류번호 ANA-056) 및 1994년 11월 22일자 출원도니 미국 특허 제08/343,248호 "Normalization of Tomognaphic Image Data"(대리인 서류번호 ANA-60)에 상세히 기술되어 있다. 우선 시스템(70)은 Z-축선 방향으로 초점이 이동하는 것을 감지하기 위한 검출기와 검출기 어레이에 대하여 등중심에서 정확한 Z-축선 위치에서 빔을 유지하기 위한 가동 시준기를 포함한다. 이와 같이, 시스템(70)은 Z-축선 방향으로 초점(43)의 운동을 보정토록 작동되어 스캐너가 시스템(70)의 초점(43)과 시준기 사이의 간격에 관계없이 작동될 수 있다. 이로써 초점과 등중심 사이의 간격은 종래기술의 시스템의 510㎜ 보다 작을 수 있도록 하며 또한 Z-축선 방향으로 초점의 이동에 민감한 고효율 검출기의 이용을 가능하게 한다.

<37> 요약컨데, 도 2에서 상세히 보인 바와 같이, 시스템(70)은 팬 빔(52)을 형성토록 정형된 적어도 하나의 통공(72)을 형성하는 전치시준기(69)와 시준기(71)를 포함한다. 만약 초점(43)이 이후 상세히 설명되는 바와 같이 스캔중에 이동하는 경우 시스템(70)은 이러한 이동을 추적하여 시준기(71)를 병진운동시키므로서 팬 빔(52)이 항상 검출기 어레이(44)의 동일부분에 입사하도록 한다.

<38> 도 2에서 보인 바와 같이, 소오스(42)는 애노우드(84)에 입사되는 전자 빔(82)을 방사하는 전자 빔 발생기, 즉 캐소우드(80)를 포함한다. 좋기로는 애노우드(84)가 텅스텐 디스크이고 축(86)에 회전가능하게 착설된다. 전자빔 발생기(80)가 작동될 때에 냉각이 이루어지고 전자빔(82)이 애노우드(84)를 손상시키는 것을 방지하기 위하여 애노우드(84)를 회전시키도록 모우터(88)가 축(86)을 회전시킨다. X-선의 발생으로 열이 발새이하므로 소오스(42)가 작동될 때에 축(86)이 Z-축선에 평행한 축선(90)을 따라 열팽창 되는 경향을 보인다. 그리고 축(86)은 냉각시에 수축된다. 이러한 팽창가 수축은 초점(43)이 Z-축선에 평행한 축선을 따라 이동되게 한다.

<39> 빔이동 및 모니터링 시스템(70)은 빔(52)으로부터 축선을 벗어난 제 2 빔(79)을 형성하기 위한 통공(77)을 갖는 제 2 시준기(76)를 포함한다. 빔(79)의 위치는 모니터링 검출기(78)에 의하여 모니터 된다. 초덤이 Z-축선 방향으로 이동할 때에, 빔(79)이 검출기(78)에 대하여 이동된다. 검출기(78)의 출력은 빔(79)의 위치의 함수이어서 초점(43)의 위치를 나타낸다. 검출기 출력이 제어기(75)에 인가되고 이 제어기는 시준기(71)에 병진운동토록 결합된 스탭핑 모우터(73)를 제어한다. 제어기(75)의 제어하에서 모우터

(73)는 Z-축선에 평행한 축선(74)을 따라 시준기(71)를 선택적으로 병진운동 시키고 시준기(71)를 검출기(78)에 의하여 감지되었을 때 초점의 위치에 따른 위치에 배치시킨다. 검출기(78)가 초점(43)의 이동을 검출하였을 때 제어기(75)가 모우터(73)를 작동시켜 그 이동량 만큼 시준기(71)를 이동시키므로서 팬빔(52)은 검출기 어레이(44)의 동일부분에 입사되는 것이 유지된다. 이와 같이 시스템(70)은 Z-축선 빔 이동에 의한 에러를 줄이고 시준기(71)가 초점(43)에 매우 근접하게 배치될 수 있도록 한다. 따라서 시스템은 초점(43)이 Z-축선 빔이동에 의한 허용할 수 없는 에러의 도입 없이 등중심(48)으로 부터 475㎜ 정도 떨어진 거리에 배치될 수 있도록 한다(이로써 X-선 소오스 42가 낮은 전력레벨로 작동되도록 한다). 다른 실시형태에서 초점(43)은 등중심(48)에 보다 근접하여 배치될 수 있다.

<40> 스캐너(40)는 대칭형 팬빔으로 가능하였던 것 보다 등중심에 보다 더 근접하게 초점(43)을 배치할 수 있도록 하는 "비대칭형" 팬빔(52)을 이용한다. 도 1에서 보인 바와 같이, 팬빔(52)은 등중심(48)에 대하여 대칭으로 배치되지 아니하고 상당부분의 팬빔이 도시된 바와 같이 등중심의 좌측인 검출기에 입사된다. 당해 기술분야에서 알려진 바와 같이, 이러한 비대칭형 팬빔의 사용으로 환자의 주변으로 공급되는 방사선의 양을 감소시킬 수 있으며, 도한 스캐너의 시야를 좁히지 아니하고 대칭형 팬빔으로 가능하였던 것보다 등중심에 더욱 근접되게 초점(43)을 배치시킬 수 있다. 도 1에서 보인 고효율 검출기 어레이(44), 빔추적 및 모니터링 시스템(70)과, 비대칭형 팬빔의 조합으로 종래기술에서 가능하였던 것보다 더 등중심에 근접하게 초점(46)을 배치시킬 수 있으며(등중심으로부터 475㎜ 정도 떨어진 위치에) 소오스(42)가 저전력 레벨로 작동된다.

<41> X-선 소오스(42)는 저전력 소오스이다. 기계의 전력원의 최소 전력정격은 주사시간과 요구된 신호대 잡음비의 함수이다. 즉 잡음은 검출기의 사용과 초점과 등중심 사이의 거리의 감소에 의하여 개선된다. 한가지 우선 실시형태에서, 캐소우드(80)와 애노우드(84) 사이의 정격전위는 120㎸(킬로볼트)(즉, 애노우드 84는 60㎸로 유지되고 캐소우드 80은 -60㎸로 유지된다)이고 전자빔(82)은 애노우드(84)에 약 50㎃(밀리암페어)의 전류를 공급하므로서 6㎾의 정격전력을 제공하는 바, 이는 12㎾ 보다 적고 종래기술의 상업적으로 입수가능한 기계에 의하여 요구된 것보다는 높다. 스캐너(40)는 약 2초 이내에 단일 스캔을 완료하여(즉, 디스크 46가 2초 동안 360° 회전한다) 스캐너가 스캔당 약 100㎃s(밀리암페어-초)를 사용하는 반면에 대부분의 종래기술의 CT 스캐너는 스캔당 약 300-400㎃s를 사용한다. 전력정격은 낮아질 수 있으며 일부의 경우에 있어서 기술된 실시형태는 2초의 스캔 중에 1㎾ 정도로 작동한다.

<42> 빔경화 필터(45)에 관하여, 본 발명 이전에는 통상적으로 X-선 빔의 X-선 스펙트럼을 흑백이 되도록 빔을 경화시키는 것으로 알고 있다. 그러나, 본 발명에 따라서, 빔경화 필터(45)(도 1에서 보임)는 미국 식품의약국(FDA)에 의하여 허용된 최소 필터량을 갖추고 있으나 종래기술의 상업적으로 입수가능한 기계에서 통상적으로 확인된 것보다 연성의 X-선이 빔(52)에 전달될 수 있도록 한다. 우선 실시형태에서, 빔 경화필터(45)는 두께가 0.003 인치 정도인 구리시이트로 구성되나 필터(45)는 비교적 낮은 원자가를 갖는 철, 알루미늄 또는 티타늄 또는 기타 금속과 같은 동일 두께 또는 거의 동일한 두께의 금속을 이용하여 구성될 수도 있다. 일반적으로 부가된 여과량은 사용된 X-선 소오스의 특정형태의 함수이며 애노우드 각도와 인써트 윈도우의 재료두께, X-선 광자가 통과하는 오일 및 외부윈도우와 같은 이러한 설계요인에 의하여 영향을 받는다. 예시된 실시형태에서 FDA 조건을 만족시키는 최소 두께는 0.002 인치의 구리이며, 이리한 최소값은 상기 언급된 바와 같은 X-선 소오스와 설계요인에 의하여 달라질 수 있다. 빔경화 필터(45)의 두께를 선택하는 방법이 이후 상세히 설명될 것이다. 얇은 빔경화 두께와 저전력 소오스의 이러한 조합으로 환자는 CT 이미지의 품질이 저하됨이 없이 허용조사량의 레벨에 노출되며 실제로 예기치 못하게 개선된 CT 이미지를 제공하였다.

<43> 도 3은 각각 상이한 3개의 조건하에서 빔(52)의 스펙트럽 분토를 보인 3개의 곡선, 즉 곡선 A, B 및 C를 보이고 있다. 도 3에서, x축은 KeV(킬로-전자-볼트)의 X-선 광자에너지 레벨을 나타내고 y출은 빔에서 방사된 X-선 광자의 수를 나타낸다. 곡선 A는 빔이 여과되지 않았을 때 X-선의 전형적인 스펙트럼 분포를 보인 것이다. 곡선 B는 두께가 0.008 인치의 구리시이트로 구성된 빔경화 필터를 통과한 X-선 빔 스펙트럼 분포를 보인 것으로, 이는 종래기술의 스캐너에 사용된 여과빔의 전형적인 스펙트럼이다. 이러한 필터의 사용은 이상적인 스펙트럼, 즉 단일라인 스펙트럼 단색 스펙트럼인 것으로 믿어지는 것에 기초하고 있다. 본 발명의 이전에는 광범위 스펙트럼이 정보를 적게 제공하는 것으로 믿었으므로 단색 스펙트럼의 사용은 바람직한 것으로 믿었다. 설명을 위하여 이러한 분포와 종래기술에 알려진 빔경화 필터의 스펙트럼 분포는 집합적으로 "표준" 필터 스펙트럼 분포로서 일컬어진다. 곡선 C는 본 발명에 따라 구성된 우선형태의 필터를 통과한 X-선 빔의 스펙트럼 분포를 보인 것으로, 여기에서 상기 필터는 두께가 0.003 인치인 구리시이트로 구성된다. 본 발명에 따라서, 실제 낮은 여과량이 환자에게 제공되는 요구된 조사레벨과 이니지 해상도 사이의 타협에 의하여 결정된다. 만약 여과가 없다면 환자는 요구된 것 이상의 연성 X-선에 노출될 것이다. 놀라웁게도 주사될 몸을 통하여 보다 연성인 X-선을 통과시키므로서 해상도가 높아졌다. 이는 또한 저전력으로 작동될 수 있도록 한다. 이와 같이 곡선 C는 스캐너(40)에 사용된 팬빔(52)의 양호한 스펙트럼을 보인 것이다. 당해 기술분야의 전문가라면 종래기술의 스캐너에서 곡선 A로 보인 여과되지 않는 빔이 스캐너(40)에 사용된 것보다 높은 전력의 X-선 소오스를 이용하여 발생되고 따라서 곡선 B로 보인 표준여과 스펙트럼 분포화 도 3에서는 보이지 않은 곡선 C로 보인 팬빔(52)의 우선 스펙트럼 사이에 크기에서 차이가 있음을 이해할 것이다. 명백하게 곡선 C는 곡선 B 보다 현저히 "연성"인 스펙트럼을 갖는다. 연성 X-선은 저에너지 레벨에서 방사되는 것으로 간주되며 연성과 경성 X-선 사이의 구별은 40KeV와 60KeV 사이에서 이루어지는 것으로 간주된다. 이와 같이, 연성과 경성 X-선 사이의 구별을 설명하기 위하여 50KeV의 평균값이 본 발명의 필터(45)의 설명을 위하여 사용되었으며, 이로서 50KeV와 같거나 작은 에너지 레벨은 연성 X-선이고, 50KeV 이상의 레벨은 경성 X-선으로 간주된다.

<44> 곡선 A, B 및 C로 보인 바와같이, 종래기술의 필터가 0.008인치 두께의 구리시이트로 만들어진 것에 비하여, 0.003인치의 구리시이트를 포함하는 필터(45)를 이용한 빔(52)의 스펙트럼은 약 20keV 이천의 에너지레벨을 갖는 광자를 거의 포함하고 있지 않는바, 그 이유는 이러한 광자가 환자를 통과하여 X-선 검출기의 하나에 도달하지 못하기 때문이며, 따라서, 이러한 광자를 포함하고 있다는 것은 CT이미지의 선명도에 보탬이 되지 않고 환자에 공급되는 방사선량만 증가하게 되는 것이다. 그러나, 곡선 C로 보이 바와같이 필터(45)로 여과되었을때에 팬빔(52)의 스펙트럼은 곡선 B로 예시된 바와같이 표준여과스펙트럼 분포에서 제공된 것보다 약 20keV ~ 약 50keV범위의 에너지레벨을 갖는 소위 "연성 X-선"에서 다수의 광

자를 포함한다. 이러한 다수의 광자를 포함한다는 것은 이후 상세히 설명되는 바와같이 이들 광자의 흡수 특성이 밀도에 대하여 보다 현저한 변화를 보이므로서 유사한 형태의 조직을 구별할 수 있도록하고(예를 들어 이 에너지범위에서의 흡수특성은 백색 및 회색물질에 대하여 상이하다) 따라서 이들 광자는 재구성된 CT 이미지의 콘트라스트에 크게 기여한다. 필터(45)에 의한 팬 빔(52)의 스펙트럼은 도 3의 곡선 B로 보인 종래기술의 필터로서는 찾아볼수 없는 약 35 - 약 50keV, 특히 약 35 - 약 45keV사이의 피크를 포함한다.

<45> 더욱이 약 50keV이상의 스펙트럼부분은 종래기술의 0.008인치 두께의 구리에 비교하였을때에 0.003인칭두께의 필터에 의한 경성 X-선의 가벼운 증가를 보였다(실제로 변하지 아니하는 도면에서 보인 스파이크부분은 제외). 연성 X-선 광자의 대부분이 빔에 부가되었음이 명백하다.

<46> 연성 X-선 광자의 상당부분을 이용하므로서 스캐너(40)는 선명도가 향상된 CT 이미지를 발생토록 한다. 이는 X-선 빔의 강도와 빔이 통과하는 흡수매체의 양사이의 잘 알려진 관계를 교려한다면 이해될 수 있을 것이다. 이러한 관계를 다음의 등식(1)으로 나타낼 수 있다.

$$I = I_0 \, e^{-\int_0^L \mu dL} \qquad (1)$$

<48> 여기에서 I_0는 흡수매체로 입사되기전 빔의 강도이고, L은 빔이 통과하는 매체의 길이이며, μ는 매체의 흡수율이고, I는 매체통과후의 빔강도이다. 어느 주어진 매체에 대한 흡수율은 일정치 않으며 X-선 에너지에 따라 달라질 수 있고, 여러형태의 신체조직(예를들어, 지방, 근육, 백색 및 회색물질)에 대한 흡수율은 이들이 고에너지에서 보다 저 에너지(예를들어 20keV - 50keV사이)에서 더 차이를 보인다. 따라서 광자가 신체조직의 여러형태사이의 차이에 보다 민감하므로 저에너지 광자에 보다 많은 정보가 있다. 따라서, 저에너지(연성)빔이 여러형태의 신체조직사이를 판별하는데 좋으며 양호한 콘트라스트를 갖는 고품질의 CT이미지의 발생을 허용한다.

<49> 저에너지빔의 사용은 이것이 효율을 개선하고 스캐너(40)의 전력조건을 낮추어주므로 좋고, 연성 X-선 빔의 사용은 이것이 개선된 CT이미지의 발생을 허용하므로 좋은 반면에 이들 요인이 스캐너(40)의 설계에 있어서 복잡성이 도입되게 한다. 예를들어, X-선 빔은 낮은 강도의 빔이므로 검출기어레이(44)의 출력은 그만큼 낮은 신호대 잡음비를 가지며 스캐너(40)가 이들의 신호대 잡음비를 현저히 개선하는 방법으로 이들 출력을 여고한다. 또한 낮은 강도의 빔은 검출기의 이득변화에 대한 스캐너(40)의 감도를 증가시키고, 따라서 스캐너(40)는 이들 변화를 보상하는 것이 좋다. 더욱이, 잘 알려진 바와같이, 일반적으로 X-선 검출기의 응답은 빔의 경도가 증가함에 따라 직선성을 보이는 경향이 있다. 스캐너(40)가 비교적 연성의 빔을 이용하므로 검출기(44)의 응답은 비직선성을 보이며, 스캐너(40)가 이들 비직선성을 보상하는 것이 좋다. 이들 기능은 DAS(47)와 컴퓨터(49)에 의하여 수행되는 것이 좋다.

<50> 도4는 DAS(47)와 컴퓨터(49)사이의 연결을 보인 블럭다이아그램이다. 검출기어레이(44)는 N개의 검출기를 포함하며, 상기 언급된 바와같이 우선실시형태에서 N의 384이나 이 수는 달라질 수 있다. DAS(47)와 컴퓨터(49)는 각 N개의 채널을 가지며 각 채널이 각 하나의 검출기에 일치하나 채널의 수는 잘 알려진 바와같이 멀티플랙서를 사용하므로서 줄일 수 있다. 일반적으로 모든 채널은 유사한 기능을 가미므로 모든 채널에 대하여 하나의 채널만을 설명할 것이다.

<51> N개의 검출기는 DAS(47)의 입력으로 인가되는 N개의 출력신호를 발생한다. 또한 소오스(42)에 근접하여 X-선 빔의 강도를 측정하는데 사용되는 모니터검출기(78)가 DAS(47)에 인가되는 출력신호를 발생한다. X-선 빔이 강도는 검출기어레이(44)에서 보다 모니터검출기(78)에서 더 높으므로(모니터 검출기 78이 소오스 42에 더 가깝기 때문이다)모니터검출기(78)는 검출기어레이(44)와 같은 효능을 가질 필요가 없으며 우선실시형태에서 모니터검출기(78)는 텅스텐산염 카드뮴신틸레이터와 같은 고효율의 신틸레이터를 포함하지 않는다. 그러나 다른 실시형태에서는 모니터검출기(78)가 이러한 신틸레이터를 포함할 수 있다. DAS(47)는 신호대 잡음비를 개선하기 위하여 검출기와 모니터검출기 출력신호를 여과하고 멀티플렉서(112)의 입력에 인가되는 원데이타신호를 발생한다. 멀티플렉서는 이 멀티플렉서(114)에 의하여 제공된 단일멀티플렉스연결을 통하여 N원데이타 신호와 모니터검출기출력신호를 컴퓨터(49)로 전송하므로서 DAS(47)와 컴퓨터(49)사이의 연결수가 감소된다. 그러나, 다른 실시형태에서 멀티플렉서(112)는 사용되지 않고 DAS(47)에서 발생된 원데이타신호가 직접컴퓨터(49)에 인가될 수도 있다. 스캐너(40)는 부가적으로 온도감지기(108)와 선량감지기(110)를 포함하며, 이들 각각은 컴퓨터(49)에 인가되는 출력신호를 발생한다. 그리고 컴퓨터(49)는 N개의 원데이타신호, 모니터검출기(78)의 출력 및 감지기(108)(110)의 출력을 처리하여 채널의 비직선성과 스캐너(40)의 채널대 채널의 변화를 보상하고 처리된 데이타로부터 CT이미지를 발생한다.

<52> DAS(47)는 각각 해당 검출기 어레이(44)의 출력을 여과하기 위하여 버나드 엠. 고든(Bernard M. Gordon)의 명의로 특허되어 본원출원인에게 양도된 미국특허제4,547,893호 "CONTINUOUS WAVE FAN BEAM TOMOGRAPHY SYSTEM HAVING A BEST-ESTIMATING FILTER"에 기술된 형태의 N개의 최상추정필터를 포함한다. 요약컨데, 각 최상추정필터는 스캐너(40)의 기계적인 구조에 부합토록 선택되는 주파수범위를 갖는다. 각 최상추정필터의 출력은 각 프로젝션 값이 판독되는 것에 관계없이 주기적으로 판독될 수 있으며, 각 프로젝션값의 검출된 방사선값이 필터출력으로부터 추정된다. 이와같이 각 검출기 어레이(44)는 DAS(47)의 해당 최상추정필터에 인가되는 출력신호를 발생한다. 전형적으로 각 최상추정필터는 약 15% 정도 검출기출력신호의 신호대 잡음비를 개선한다. 이러허나 신호대 잡음비의 부우스트가 스캐너(40)의 전체효율레벨을 개선하며 X-선 소오스(42)가 낮은 전력레벨에서 작동될 수 있도록 한다. 각 N개의 최상추정필터는 원데이타신호를 발생하고 DAS(47)는 이들 N개의 원데이타신호를 디지탈신호로 변환하고 멀티플렉서(112)를 통하여 N디지탈신호를 컴퓨터(49)에 인가한다. DAS(47)는 또한 모니터검출기(78)의 출력의 신호대 잡음비를 부우스팅하기 위한 최상추정필터를 포함하고 또한 이러한 최상무정필터의 출력을 디지탈신호로 변환시켜 이 신호를 컴퓨터(49)에 인가하기 위한 회로를 포함한다.

<53> 어레이프로세서로서 구성될 수 있는 컴퓨터(49)는 채널변화보상기(114)와 백프로젝션처리기(116)를 포함한다. 당해기술분야에서 전문가라면 잘 아는 바와같이, 보상기(114)와 백프로젝션 프로세서(116)는 특수목적하드웨어로 구성되거나 어레이 프로세서와 같이 디지탈컴퓨터에서 운영되는 소프트웨어 모듈이 구비될 수 있다.

<54> 백프로젝션 프로세서(116)에 대한 입력은 일련의 N신호이며 이들 각각은 해당 레이진로상에서 ∫μdL를 나타내며, 여기에서 이들 양은 등식(1)에서 정의된 바 있고, 여기에서 j번째신호가 어레이(44)에서 j번째 검출기에 의하여 측정된 바와같이 ∫μdL을 나타낸다. 등식(1)을 다시 정리하여 간단히 유도된 등식(2)이 ∫μdL의 계산을 위한 식을 제공한다.

$$\int_0^L \mu dL = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) \qquad (2)$$

<56> 여기에서 I_0는 소오스(42)에서 X-선 빔의 강도이고, I는 어레이(44)의 j번째 검출기에서 X-선 빔의 강도이며, L은 빔이 통과하는 매체의 길이이다. 빔이 통과하는 흡수매체는 소오스와 j번째 검출기사이에 배치된 환자와 공기(이는 무시할 정도의 X-선에너지를 흡수한다)의 일부이다.

<57> 양 I 과 I_0 가 컴퓨터(49)에 직접 이용될 수 없으므로 보상기(114)는 등식(2)의 근사값을 충족시키며 양∫μdL의 각 채널에 대한 추정값을 발생한다. 이러한 근사값은 다음의 등식(3)에서 설명된다. 여기에서 E:j 는 j번재 채널에 대한 양 ∫μdL의 추정값이다.

$$E{:}j = \int_0^L \mu dL = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) \approx -\ln\frac{\left(\frac{d{:}j_p}{m_p}\right)}{\left(\frac{d{:}j_{np}}{m_{np}}\right)} \qquad (3)$$

<59> 여기에서 dijnp는 환자가 없을때(즉, 소오스 j번째 검출기사이에 공기이외에는 아무것도 없을때) j번째 채널의 원데이타신호(즉, j번째 검출기의 출력신호로부터 발생된 원데이타신호)이고, m_{np}는 dijnp가 측정될때(수밀리초이내)의 싯점에서 모니터검출기(78)의 출력에 일치하는 원데이타신호, dijp는 스캔의 주어진 프로젝션중에(즉, 환자가 있을때)측정된 j번째 채널의 원데이타신호이고, m_p는 dijp가 츠정될 때의 싯점에서 모니터검출기(78)의 출력에 일치하는 원데이타신호이다. j번째 검출기의 "이들"이라 할 수 있는 등식(3)의 우변의 분모가(즉 dijmp/m_{np})환자의 유무에 관계없으므로 이 양은 스캔이 수행되지 않는 시간에 계산된다. 예를들어 스캐너(40)가 초기에 작동될때 하루에 한번씩 각 채널의 이득을 계산하고 하루 내내 이용될 수 있도록 이 이득이 저장되는 것이 편리하나 이러한 이득은 다른 시간에도 계산될 수 있다.

<60> 등식(3)에서 사용된 양

$$\frac{\left(\frac{d{:}j_p}{m_p}\right)}{\left(\frac{d{:}j_{np}}{m_{np}}\right)}$$

<62> 은 j번째 채널의 정규화된 강도라하며 j번째 채널에서 측정된 바와같은 양 I/I_0에 대한 근사값을 제공한다. 이와같이 한 실시형태에서 보상기(114)는 등식(3)을 이용하여 N개의 추정값 Eij을 발생한다. 이들 각각은 스캐너(40)의 N채널의 하나에서 측정된 정규화된 강도의 네가티브 알고리즘이다.

<63> 그러나, 우선실시형태에서, 등식(3)의 근사값을 이용하기 보다는 보상기(114)가 추정값을 발생할때 스캐너(40)의 정확도에 영향을 줄 수 있는 여러 요인을 보상한다. 우선실시형태에서, 보상기(114)는 추정값을 발생할때에 각 검출기의 "제로 오프셋트"(즉, X-선이 검출기에 입사되지 않을때의 각 검출기의 출력)를 보상한다. 또한 보상기(114)는 검출기의 이득은 가끔 요도에 따른 채널종속방식으로 변화하므로 후정값을 발생할때 검출기의 온도를 보상하는 것이 좋다. 보상기(114)는 또한 추정값을 발생할때에 "방사선손해"라고 알려진 요인을 보상한다. 잘 알려진 바와같이, X-선 검출기의 이득은 때때로 검출기가 최근에 노출된 방사선량에 따라 변화하고 "방사선손해"라는 용어는 이러한 이긍의 변화를 일컫는다. 방사선손해는 일반적으로 영구적인 것은 아니므로(즉, 방사선소해가 있는 후에 검출기가 일정시간동안 방사선에 노출되니 않는 경우 검출기의 이득은 실제로 분래의 "손해없는"공칭값으로 환원될 것이다. 보상기(114)는 각 검출기가 노출되는 방사선량과 방사선손해를 보상할때 노출되는 시간을 고려한다. 한가지 우선실시형태에서, 보상기(114)는 다음등식(4)에 따라 추정값 E:j를 발생한다.

$$E:j = \int_0^L \mu dL = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) \approx -\ln\left\{\frac{\left(\frac{d:j_p - d:j_{p0}}{m_p - m_{p0}}\right)}{\left(\frac{d:j_{np} - d:j_{np0}}{m_{np} - m_{np0}}\right)(Temp:j)(Rad\,Dam:j)}\right\} \quad (4)$$

<65> 여기에서 dijpo는 dikp가 측정될 때에 측정된(즉, dijp의 수초이내에 측정된)j번째 검출기의 제로오프셋트(X-선 소오스 42가 작동되지 않을때 j번째 채널의 원데이타신호)이고, m_{po}는 mp가 측정될때의 시간에 측정된 모니터검출기(78)의 제로오프셋트이며, m_{npo}는 m_{np}가 측정될때의 시간에 측정된 모니터검출기(78)의 제로오프셋트이고 Tempij는 온도의 함수로서 j번째 검출기의 이득변화를 보정하는 이득보정계수이며, RedDamij는 방사선손해의 함수로서 j번째 검출기의 이득변화를 보정하는 이득보정계수이다.

<66> 좋기로는 N채널에 일치하는 N계수 Tempij는 상이한 온도에서 각 N검출기를 특징화하므로서 경험적으로 결정되며(즉, 각 검출기의 공칭값으로부터의 이득변화가 여러상이한 작동온도에서 측정된다)이 데이타는 알려진 통계기술을 이용하여 상기 작동온도에서 상기 검출기에 의하여 경험된 이득변화에 대한 작동온도에 관련한 각 N검출기의 곡선을 발생토록 조립된다. 이들곡선은 일련의 N온도변화테이블내에 저장되고 하나의 테이블에 N데이타의 하나가 저장되며, 이들 테이블이 검색테이블의 뱅크를 이용하여 보상기(114)에 저장된다. 작동에 있어서, 온도감지기(108)는 검출기어레이(44)의 온도를 나타내는 신호를 보상기(114)에 제공하고 보상기(114)는 이 신호를 온도변화테이블에 인가하여 N온도보정계수 Tempij를 발생한다. 마찬가지로 계수 Rad Damij는 여러 상이한 시간에 공급된 여러 상이한 방사선량에 대하여 각 N검출기를 특정화하므로서 경험적으로 결정된다. 이 데이타는 보상기(114)에 좋기로는 검색테이블의 뱅크에 저장되는 N방사선손해데이블을 발생토록 사용된다. 작동에 있어서, 선량감지기(110)는 N신호를 보상기(114)에 인가하며, 각 신호는 검출기의 하나가 노출되는 방사선의 선량과 노출이 이루어지는 시간을 나타내고, 보상기(114)는 N방사선 보상계수 Rad Damij를 발생토록 이들 신호를 방사선손해테이블에 인가한다. 온도와 방사선보상테이블은 이들의 정확성이 유지하도록 예를들어 한달에 한번정도 업데이트되는 것이 좋다. 그러나 이들 데이블은 한달 이상이 되어도 현저히 변경되지 않는다.

<67> 보상기(114)에 의하여 발생된 추정값 Eij가 모든 N채널에 대한 $\int \mu dL$을 나타내므로 이들 추정값이 백프로젝션 프로세서(116)의 입력에 직접인가될 수 있다. 그러나, 보상기(114)는 검출기어레이(44)의 비직선성을 보상한다. 스캐너(40)는 비교적 연성의 X-선 빔을 이용하므로 검출기 응답은 상대적으로 비직선성이 되기 쉬우며 보상기(114)는 이들 비직선성을 보상한다.

<68> 보상기(114)는 경험적으로 결정되는 일련의 N 비직선성 보상테이블을 포함한다. 우선작동모우드에서, 비직선성 보상테이블에 종속하는 채널이 알려진 형상과 균일한 밀도를 갖는 하나 이상의 대상체의 일련의 프로제션뷰우를 취하므로서 발생된다. 이러한 대상체의 하나로서 "물팬텀"또는 "팬텀"으로 불리는 원통형 또는 원형의 형태이고 물이 채워진 풍선이 있다. 도 5는 디스크(46)의 개방부로 물팬텀(50')이 삽입되어 있는 것을 보이고 있다. 팬텀(50')의 벽은 얇아서 벽에 의하여 흡수되는 X-선의 양은 팬텀내에 채워져 있는 물에 의하여 흡수되는 X-선의 양에 비하며 무시될 정도이므로 스캐너(40)는 팬텀(50')차체를 물로서 인식한다. 팬텀(50')은 알려진 형상이고 디스트(46)내의 알려진 위치에 놓이므로 레이가 각 검출기어레이(44)에 이르러야하는 물속의 길이는 프로젝션 각도만으로 사전에 계산될 수 있다. 스캐너(40)는 하나 이상의 장소에 배치된 하나이 이상의 팬텀에 대하여 여러 상이한 프로젝션각도에서 프로젝션뷰우를 발생하므로 각 채널에서의 추정값 Eij는 물의 여러 상이한 길이에 대하여 측정된다. 그리고 이 데이타는 알려진 통계기술을 이용하여 조립되므로서 실제로 빔이 이러한 추정값을 발생하도록 통과한 물속의 길이에 대하여 추정값 E:j에 관련한 스캐너(40)의 각 채널에 대한 곡선을 발생한다. 그리고 이들 곡선이 비직선성 보상테이블에 저장되어 스캔중의 작동시에 j번째 추정값 E:j가 j번째 비직선성 보상테이블에 인가되며 이 테이블의 출력은 양 $\int \mu dL$이 된다. 여기에서 μ는 물의 흡수율을 나타내고 L은 상기 추정값 Eij를 발생토록 레이가 j번째 채널에 대하여 통과하여야될 물속의 길이이다. 비직선성 보상테이블은 보상기(114)의 탐색테이블의 뱅크에 저장된다.

<69> 스캔중에 μ는 스캐너(40)가 소오스와 특정검출기사이에 환자의 몸일부(즉, 뼈, 지방, 근육 및 이들 각각의 양)가 어떻게 배치되었는가 하는것을 측정치못하므로 미지수이다. 그러나 대부분 신체조직에 대한 μ의값은 물의 μ의 값의 5%이내이므로 μ의 값은 환자의 CT스캔을 발생할때 물의 그 값이라는 것을 가정하여도 무리는 아니다.

<70> 이로써 스캐너(40)은 제로오프셋트, 온도변화, 방사선손해 및 연성 X-선빔에 의한 비직선성에 의한 검출기에서의 에러에 대하여 각 채널에 독립적으로 보상이 이루어지도록 한다. 이들 모든 요인에 대한 보상이 이루어지도록 하므로서 스캐너(40)는 각 채널의 정밀도를 증가시키고 이로써 X-선 소오스(42)는 저전력레벨로 작동된다.

<71> 팬텀은 또한 빔경화필터의 최적한 두께를 측정하는데 스캐너(40)에 관련하여 유리하게 이용될 수 있다. 일반적으로, 빔경화필터의 두께는 X-선 소오스의 특정작동전력레벨에 마추는 것이 좋다. 특정작동전력레벨이 선택되었을때 여러 CT이미지가 다양한 두께의 빔경화필터를 이용하여 사람의 머리의 밀도에 가까운 밀도(즉, 물의 밀도보다 약 3.5%크다)를 갖는 팬텀에서 발생된다. 너무 두꺼운 빔경화필터는 CT이미지의 품질을 떨어뜨리므로 빔경화필터의 두께는 CT이미지의 해상도를 감소시키지아니하는 최대두께의 필터를 선정하므로서 선택될 수 있다. 저전력 X-선 소오스를 이용하고 이러한 방식으로 빔경화필터를 선택하므로서 스캐너(40)는 저전력레벨로 작동될 수 있도록 한다.

<72> 언급된 바와같이, 스캐너(40)는 X-선 전력조건을 최소화하는 여러 기술의 집합을 이용한다. X-선 전력조건의 이러한 감소는 스캐너(40)의 피크전력조건을 감소시키므로서 스캐너(40)의 피크전력조건이 약 1.5kVA(킬로볼트-암페어)가 되게 하는 반면에 대부분 종래기술의 CT스캐너는 30-100kVA범위의 피크전력조

건을 갖는다. 본원출원인에게 양도된 1994년 11월 28일자 미국특허제 08/345,493 호 "METHOD OF AND APPARATUS FOR POWER MANAGEMENT AND DISTRIBUTION IN A MEDLCAL IMAGING SYSTEM(대리인 서류번호 ANA-027)에 기술된 바와같이, 피크전력조건에서 이들 극적인 감소는 스캐너가 정규 110VAC전원을 이용하여 전력이 공급될 수 있도록하고 스캐너(40)가 외부전원(예를들어, 110VAC전원)이 스캐너의 전력수요를 공급하지 못하는 경우 2차에너지저장장치를 포함할 수 있도록한다.

<73> 이상의 본 발명이 제 3 세대형 CT스캐너와 관련하여 설명되었으나 당해 기술의 전문가라면 본 발명의 원리가 제 4 세대 기계와 같은 다른 형태의 CT스캐너에도 적용될 수 있음을 이해할 것이며, 여기에서 검출기는 스캔되는 대상체의 둘레를 디스크와 X-선 소오스가 회전하는 프레임의 주연에 등간격으로 배치된다.

산업상이용가능성

<74> 상기 언급된 장치에서는 본 발명의 범위를 벗어남이 없이 변경이 이루어질 수 있으므로 상기 설명과 도면에 포함된 모든 내용은 설명을 위한 것이지 어떠한 제한을 두고자 하는 것이 아님을 이해하여야 한다.

(57) 청구의 범위

청구항 1

의료용 컴퓨터 단층촬영 스캐닝 시스템에 있어서, 이 시스템이 X-선이 초점으로부터 방사되도록 X-선의 발생을 위한 X-선발생수단과 X-선 발생수단에 의하여 발생되고 단층촬영 스캔중에 X-선 일부를 검출하는 X-선 검출기 수단을 포함하는 X-선 단층촬영 수단, 환자를 지지하는 지지체와 X-선 발생수단이 지지체를 중심으로 하여 회전하고 초점이 스캔중에 등중심으로부터 사전에 결정된 고정 방사상 거리에 놓이도록 시스템의 등중심을 형성하는 회전축선을 중심으로 하여 X-선 발생수단을 회전시키기 위한 수단으로 구성되고, X-선을 발생하기 위한 수단이 상기 회전축선을 중심으로 하여 회전되게 배치되어 초점이 환자를 충분히 수용할 수 있는 약 510mm이하로 사전에 결정된 양만큼 등중심으로부터 고정 방사상 거리를 두고 분리됨을 특징으로 하는 컴퓨터 단층촬영 스캐닝 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서, X-선 발생수단이 스캔을 충분히 수행할 수 있는 약 12kW 이하의 정격전력으로 작동가능한 X-선 소오스를 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 3

제 3 항에 있어서, X-선을 발생하기 위한 X-선발생수단이 애노우드와 캐소우드, 애노우드를 캐소우드와 상이한 전위로 유지하기 위한 수단과 정격전력이 스캔을 충분히 수행할 수 있는 12kW가 되게 캐소우드와 애노우드 사이에 전류를 발생하는 수단을 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 4

제 1 항에 있어서, X-선을 발생하기 위한 X-선 발생수단이, 초점으로부터 방사되고 X-선 검출기 수단에 입사되는 약 20keV와 약 50keV 사이의 연성 X-선이 에너지 레벨이 0.008인치 구리 필터에 의하여 제공되는 것보다는 크고 초점으로부터 방사된 여과되지 않은 X-선 보다는 작도록 연성 X-선을 통과시키는 필터를 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서, X-선을 발생하기 위한 X-선 발생수단이, 초점으로부터 방사되고 검출기수단에 입사되는 X-선이 에너지 레벨의 범위를 갖는 X-선 광자를 포함하도록 작동되고, 에너지 레벨의 범이가 20kV - 50kV사이에 피크값을 가짐을 특징으로 하는 시스템.

청구항 6

제 1 항에 있어서, X-선발생수단과 X-선 검출기 수단 사이에서 X-선 발생수단에 근접하여 배치된 빔경화 필터를 포함하고, 빔경화필터가 0.008인치 두께 이하의 구리시이트와 같은 X-선 광자 여과 특성을 갖는 금속시이트로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 7

제 1 항에 있어서, X-선 검출기수단이 다수의 솔리드 스테이트 검출기로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 8

제 1 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 상기 시스템이 또한 초점에 근접하여 착설되고 X-선의 팬빔을 형성하므로서 이 팬빔의 일부가 다수의 검출기에 입사되도록 하는 빔형성수단과, 회전축선에 평행한 방향으로 상기 초점의 이동에 관계없이 상기 각 검출기에 입사되는 팬빔을 유지하기 위한 모니터링 수단으로 구성됨을 특징을 하는 시스템.

청구항 9

제 8 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 검출기어레이로 구성되고, 모니터링수단이 회전축선에 평행한 방향으로 초점의 이동을 감지하기 위한 수단과, 감지기 어레이의 동일부분에 입사되는 팬빔을 유지하도록 빔 형성수단을 이동시키기 위한 수단을 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 10

제 1 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 다수의 X-선 검출기에 의하여 발생된 출력신호를 여과하기 위한 최상추정필터수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 11

제 1 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 각 검출기의 신호출력의 비직선성을 보상하기 위한 교정수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 12

제 1 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 검출기의 변화를 보상하기 위한 교정수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 13

컴퓨터단층촬영 시스템에 있어서, 이 시스템이 X-선의 발생을 위한 X-선발생수단과 X-선 발생수단에 의하여 발생되고 단층촬영 스캔중에 X-선 검출기수단에 입사되는 X-선의 적어도 일부를 검출하기 위한 X-선 검출기 수단을 포함하는 X-선 단층촬영수단과, 회전축선을 중심으로 하여 X-선 발생수단을 회전시키기 위한 수단으로 구성되고, X-선을 발생하기 위한 수단이 X-선 발생수단이 12kW이하의 정격전력으로 작동가능한 X-선 소오스를 포함함을 특징으로 하는 컴퓨터단층촬영시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서, X-선을 발생하기 위한 X-선 발생수단이 X-선발생수단에 의하여 발생되고 X-선 검출기 수단에 입사되는 연성 X-선광자가 표준여과스펙트럼분포에 의하여 제공되는 것보다 크도록 작동됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 15

제 13 항에 있어서, X-선 발생수단에 의하여 발생되고 검출기수단에 입사되는 X-선이 에너지레벨의 범위를 갖는 X-선 광자를 포함하고, 에너지레벨의 범이가 20kV - 50kV사이에 피크값을 가짐을 특징으로 하는 시스템.

청구항 16

제 13 항에 있어서, X-선발생수단과 X-선 검출기수단사이에서 X-선 발생수단에 근접하여 배치된 빔경화필터를 포함하고, 빔경화필터가 0.008인치 두께 이하의 구리시이트와 같은 X-선 광자여과 특성을 갖는 금속시이트로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 17

제 13 항에 있어서, X-선 검출기수단이 솔리드 스테이트 검출기로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 18

제 13 항에 있어서, X-선을 발생하기 위한 상기 X-선 발생수단이 X-선이 초점으로부터 방사되도록 X-선을 발생하며, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 상기 시스템이 또한 초점에 근접하여 착설되고 X-선의 팬빔을 형성하므로서 이 팬빔의 일부가 다수의 검출기에 입사되도록 하는 빔형성수단과, 회전축선에 평행한 방향으로 상기 초점의 이동에 관계없이 상기 각 검출기에 입사되는 팬빔을 유지하기 위한 모니터링 수단으로 구성됨을 특징을 하는 시스템.

청구항 19

제 18 항에 있어서, 모니터링수단이 회전축선에 평행한 방향으로 초점의 이동을 감지하기 위한 수단과, 감지기 어레이의 동일부분에 입사되는 팬빔을 유지하도록 빔 형성수단을 이동시키기 위한 수단을 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 20

제 13 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 다수의 X-선 검출기에 의하여 발생된 출력신호를 여과하기 위한 최상추정필터수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 21

제 13 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 각 검출기의 신호출력의 비직선성을 보상하기 위한 교정수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 22

제 13 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 검출기의 변화를 보상하기 위한 교정수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 23

컴퓨터단층촬영 시스템에 있어서, 이 시스템이 X-선의 발생을 위한 X-선발생수단과 X-선 발생수단에 의하여 발생되고 단층촬영 스캔중에 X-선 검출기수단에 입사되는 X-선의 적어도 일부를 검출하기 위한 X-선 검출기 수단을 포함하는 X-선 단층촬영수단과, 회전축선을 중심으로 하여 X-선 발생수단을 회전

시키기 위한 수단으로 구성되고, X-선 발생수단에 의하여 발생되고 X-선 검출기 수단에 입사되는 연성 X-선광자가 표준여과스펙트럼분포에 의하여 제공되는 것보다 크도록 작동됨을 특징으로 하는 컴퓨터단층촬영시스템.

청구항 24

제 23 항에 있어서, X-선을 발생하기 위한 X-선 발생수단이 상기 X-선발생수단으로부터발생되고 검출기수단에 입사되는 X-선광자가 에너지레벨의 범위를 갖는 X-선 광자를 포함하도록 작동되고, 에너지레벨의 범이가 20kV - 50kV사이에 피크값을 가짐을 특징으로 하는 시스템.

청구항 25

제 23 항에 있어서, X-선발생수단과 X-선 검출기수단사이에서 X-선 발생수단에 근접하여 배치된 빔경화필터를 포함하고, 빔경화필터가 0.008인치 두께 이하의 구리시이트와 같은 X-선 광자여과 특성을 갖는 금속시이트로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 26

컴퓨터단층촬영시스템에 있어서, 이 시스템이 X-선의 발생을 위한 X-선발생수단과 X-선 발생수단에 의하여 발생되고 단층촬영 스캔중에 X-선 검출기수단에 입사되는 X-선의 적어도 일부를 검출하기 위한 X-선 검출기 수단을 포함하는 X-선 단층촬영수단과, 회전축선을 중심으로 하여 X-선 발생수단을 회전시키기 위한 수단으로 구성되고, X-선을 발생하기 위한 X-선 발생수단이 상기 X-선발생수단으로부터 발생되고 검출기수단에 입사되는 X-선이 에너지레벨의 범위를 갖는 X-선 광자를 포함하도록 작동되고, 에너지레벨의 범이가 20kV - 50kV사이에 피크값을 가짐을 특징으로 하는 컴퓨터단층촬영시스템.

청구항 27

컴퓨터단층촬영시스템에 있어서, 이 시스템이 X-선의 발생을 위한 X-선발생수단과 X-선 발생수단에 의하여 발생되고 단층촬영 스캔중에 X-선 검출기수단에 입사되는 X-선의 적어도 일부를 검출하기 위한 X-선 검출기 수단을 포함하는 X-선 단층촬영수단, 회전축선을 중심으로 하여 X-선 발생수단을 회전시키기 위한 수단과, X-선발생수단과 X-선 검출기수단사이에서 X-선 발생수단에 근접하여 배치된 빔경화필터로 구성되고, 빔경화필터가 0.008인치 두께 이하의 구리시이트와 같은 X-선 광자여과 특성을 갖는 금속시이트로 구성됨을 특징으로 하는 컴퓨터단층촬영시스템.

청구항 28

제 27 항에 있어서, X-선 검출기수단이 다수의 솔리드 스테이트 검출기로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 29

제 27 항에 있어서, X-선을 발생하기 위한 상기 X-선 발생수단이 X-선이 초점으로 방사되도록 X-선을 발생하며, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 상기 시스템이 또한 초점에 근접하여 착설되고 X-선의 팬빔을 형성하므로서 이 팬빔의 일부가 다수의 검출기에 입사되도록 하는 빔형성수단과, 회전축선에 평행한 방향으로 상기 초점의 이동에 관계없이 상기 각 검출기에 입사되는 팬빔을 유지하기 위한 모니터링 수단으로 구성됨을 특징을 하는 시스템.

청구항 30

제 29 항에 있어서, 상기 모니터링수단이 회전축선에 평행한 방향으로 초점의 이동을 감지하기 위한 수단과, 감지기 어레이의 동일부분에 입사되는 팬빔을 유지하도록 빔 형성수단을 이동시키기 위한 수단을 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 31

제 27 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 다수의 X-선 검출기에 의하여 발생된 출력신호를 여과하기 위한 최상추정필터수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 32

제 27 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 각 검출기의 신호출력의 비직선성을 보상하기 위한 교정수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 33

제 27 항에 있어서, 상기 X-선 검출기수단이 다수의 검출기로 구성되고, 또한 검출기의 변화를 보상하기 위한 교정수단으로 구성됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 34

제 1 항에 있어서, X-선 발생수단이 상기 회전축선을 중심으로 하여 회전되게 배치되어 초점이 약 510㎜ 이하이고, 450㎜ 정도의 거리 이하로 등중심으로부터 고정 방사상 거리를 두고 분리됨을 특징으로 하는 시스템.

청구항 35

제 1 항에 있어서, X-선 발생수단이 약 12kW 이하의 정격전력에서 1kW 정도의 전력 레벨 이상으로 작동가능한 X-선 소오스를 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 36

제 1 항에 있어서, X-선 발생수단이 스캔당 100mA 정도에서 상기 소오스를 이용토록 작동가능한 X-선의 소오스를 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 37

의료용 컴퓨터 단층촬영 시스템에 있어서, 이 시스템이 X-선을 발생하는 X-선 발생수단과, X-선 발생수단에 의하여 발생되고 단층촬영 스캔중에 X-선 검출기 수단에 입사되는 X-선의 적어도 일부를 검출하기 위한 X-선 검출기 수단을 포함하는 X-선 단층촬영 수단, 환자를 지지하는 지지체와 상기 X-선 발생수단이 지지체를 중심으로 하여 회전하도록 회전축을 중심으로 하여 X-선 발생수단을 회전시키기 위한 수단으로 구성되고, X-선을 발생하기 위한 수단이 스캔당 100mA 정도에서 작동가능한 X-선의 소오스를 포함함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 38

제 37 항에 있어서, X-선을 발생하는 X-선 발생수단이, X-선 발생수단에 의하여 발생되고 X-선 검출기 수단에 입사되는 약 20keV와 약 50keV 사이의 연성 X-선 광자의 에너지 레벨이 0.008인치 구리필터에 의하여 제공되는 것보다는 크고 X-선 발생수단에 의하여 발생된 여과되지 않은 X-선보다는 작도록 작동함을 특징으로 하는 시스템.

청구항 39

제 37 항에 있어서, X-선 발생수단에 의하여 발생되고 검출기 수단에 입사되는 X-선이 에너지 레벨의 범위를 갖는 X-선 광자를 포함하도록 작동하고, 에너지 레벨의 범위가 20kV-50kV 사이의 피크값을 가짐을 특징으로 하는 시스템.

청구항 40

의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법에 있어서, 이 방법이 환자를 지지하는 단계와 스캔중에 X-선 소오스가 환자를 중심으로 하여 회전되게 회전축을 중심으로 하여 X-선 소오스를 회전시키고 스캔당 100mA 정도의 비율로 X-선 소오스를 작동시키는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법.

청구항 41

제 40 항에 있어서, X-선 소오스를 작동시키는 단계가, X-선 발생수단에 의하여 발생되고 X-선 검출기 어레이에 입사되는 약 20keV와 약 50keV 사이의 연성 X-선 광자의 에너지 레벨이 0.008인치 구리필터에 의하여 제공되는 것보다는 크고, X-선 발생수단에 의하여 발생된 여과되지 않은 X-선 보다는 작도록 X-선을 발생하는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 42

제 40 항에 있어서, X-선 소오스를 작동시키는 단계가 20kV-50kV 사이에 피크값을 갖는 에너지 레벨의 범위가 갖는 X-선 광자를 발생하는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 43

의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법에 있어서, 이 방법이 환자를 지지하는 단계와, 적어도 X-선 소오스가 환자를 중심으로 하여 회전하고 초점이 스캔중에 등중심으로부터 사전에 결정된 고정방사상 거리에 놓이도록 하고, 초점이 환자를 충분히 수용할 수 있는 사전에 결정된 양만큼 그러나 약 510㎜ 이하로 등중심으로부터 고정방사상 거리를 두고 분리되게 등중심을 형성토록 회전축을 중심으로 하여 초점을 갖는 하나 이상의 X-선 소오스를 회전시키는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법.

청구항 44

제 43 항에 있어서, 스캔을 충분히 수행할 수 있는 약 12kW 이하의 정격 전력으로 작동가능한 X-선 소오스를 작동시키는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 45

제 43 항에 있어서, X-선 소오스가 애노우드와 캐소우드를 포함하고, 애노우드를 캐소우드와는 상이한 전위로 유지하는 단계와 정격 전력이 12kW 이하에서 충분히 스캔을 수행토록 캐소우드와 애노우드 사이에 전류를 발생하는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 46

제 43 항에 있어서, X-선 소오스가 초점으로부터 방사되고 X-선 검출기의 어레이에 입사되는 약 20keV와 약 50keV 사이의 연성 X-선 광자의 에너지 레벨이 0.008인치 구리필터에 의하여 제공되는 것보다는 크고 초점으로부터 방사된 여과되지 않은 X-선보다는 작도록 연성 X-선을 통과시키는 필터를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 47

제 43 항에 있어서, 초점으로부터 방사되고 검출기에 입사되는 X-선이 20kV-50kV 사이에 피크값을 갖는 에너지 레벨의 범위를 갖는 X-선 광자를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 48

제 43 항에 있어서, X-선 소오스와 X-선 검출기 사이에서 X-선 소오스에 근접하여 빔경화 필터를 배치하는 단계를 포함하고, 빔경화 필터가 0.008인치 두께 이하의 구리 시이트와 같은 X-선 광자 여과 특성을 갖는 금속 시이트로 구성됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 49

제 43 항에 있어서, 팬빔의 일부가 검출기의 어레이에 입사되도록 X-선 팬빔을 형성하는 단계와, 회전축선에 평행한 방향으로 상기 초점에 이동에 관계 없이 상기 각 검출기에 입사되는 팬빔을 유지하기 위하여 회전축선에 대하여 팬빔의 위치를 모니터 하는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 50

제 49 항에 있어서, 모니터하는 단계가 회전축선에 평행한 방향으로 초점의 이동을 감지하는 단계와, 감지의 어레이의 동일부분에 입사되는 팬빔을 유지하도록 빔 형성 서브시스템을 이동시키는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 51

제 43 항에 있어서, 최상 추정필터로 다수의 X-선 검출기에 의하여 발생된 각 출력신호를 여과하는 단계를 구성됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 52

제 43 항에 있어서, 각 검출기의 신호출력의 비직선상을 보상하는 단계를 구성됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 53

제 43 항에 있어서, X-선 소오스로부터 X-선을 수신하기 위하여 배치된 검출기 어레이의 검출기의 응답의 변화를 보상하는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 54

의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법에 있어서, 이 방법이 환자를 지지하는 단계와, X-선 소오스가 환자를 중심으로 하여 회전하고 X-선 소오스가 12kW 이하의 정격 전력에서 2초 정도의 시간동안에 360° 스캔을 충분히 수행하도록 회전축을 중심으로 하여 X-선 소오스를 회전시키는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법.

청구항 55

제 54 항에 있어서, X-선 소오스가, 이에 의하여 발생되고 X-선 검출기의 어레이에 입사되는 약 20keV와 약 50keV 사이의 연성 X-선 광자의 에너지 레벨이 0.008인치 구리필터에 의하여 제공되는 것보다는 크고, X-선 소오스에 의하여 발생된 여과되지 않은 X-선보다는 작도록 작동됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 56

제 54 항에 있어서, X-선 소오스에 의하여 발생되고 검출기의 어레이에 입사되는 X-선이 20kV-50kV 사이에 피크값을 갖는 에너지 레벨의 범위를 갖는 X-선 광자를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 57

제 54 항에 있어서, X-선 소오스와 X-선 검출기의 어레이 사이에서 X-선 소오스에 근접하여 0.00 인치 두께 이하의 구리 시이트와 같은 X-선 광자 여과 특성을 갖는 금속 시이트로 구성되는 빔경화 필터를 배치하는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 58

제 54 항에 있어서, X-선 소오스가 초점으로부터 X-선을 방사하고, 상기 방법이 팬빔의 일부가 다수의 검출기에 입사되도록 초점으로부터 방사된 X-선의 팬빔을 형성하는 단계와, 회전축선에 평행한 방향으로 상기 초점의 이동에 관계없이 각 검출기에 입사되는 팬빔을 유지하는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 방법.

청구항 59

제 58 항에 있어서, 입사되는 팬빔을 유지하는 단계가 회전축선에 평행한 방향으로 초점의 이동을 감지하는 단계와, 다수의 감지기의 동일부분에 입사되는 팬빔을 유지하도록 이동시키는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 60

제 54 항에 있어서, 다수의 X-선 검출기가 스캔중에 X-선 소오스로부터 방사되는 X-선 수신토록 배치되고, 다수의 최상 추정필터로 X-선 검출기의 각 출력신호를 여과하는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 61

제 60 항에 있어서, 각 검출기의 신호출력의 비직선상의 보상하는 단계를 포함함을 특징으로 하

는 방법.

청구항 62

제 60 항에 있어서, 검출기의 응답의 변화를 보상하는 단계를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 63

의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법에 있어서, 이 방법이 환자를 지지하는 단계와, 상기 X-선 소오스에 의하여 발생되며 X-선 검출기의 어레이에 입사되는 약 20keV와 약 50keV 사이의 연성 X-선 광자의 에너지 레벨이 0.008인치 구리필터에 의하여 제공되는 것보다는 크고 상기 X-선의 소오스에 의하여 발생된 여과되지 않은 X-선 보다는 작게 연성 X-선을 발생토록 회전축을 중심으로 하여 회전시키는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법.

청구항 64

제 63 항에 있어서, X-선 소오스에 의하여 발생되고 X-선 검출기 수단에 입사되는 연성 X-선이 20kV-50kV 사이에 피크값을 갖는 에너지 레벨의 범위를 갖는 X-선 광자를 포함함을 특징으로 하는 방법.

청구항 65

제 63 항에 있어서, 빔경화 필터로 X-선을 여과하는 단계로 포함하고, 빔경화 필터가 0.008인치 두께 이하의 구리 시이트와 같은 X-선 광자 여과 특성을 제공함을 특징으로 하는 방법.

청구항 66

의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법에 있어서, 이 방법이 환자를 지지하는 단계와, 0.008인치 두께 이하의 구리 시이트와 같은 X-선 광자 여과 특성을 제공하는 금속 시이트로 구성되는 빔경화 필터로 X-선 빔을 여과하면서 X-선 빔으로 환자를 스캔하는 단계로 구성됨을 특징으로 하는 의료용 컴퓨터 단층촬영 스캔을 수행하기 위한 방법.

요약

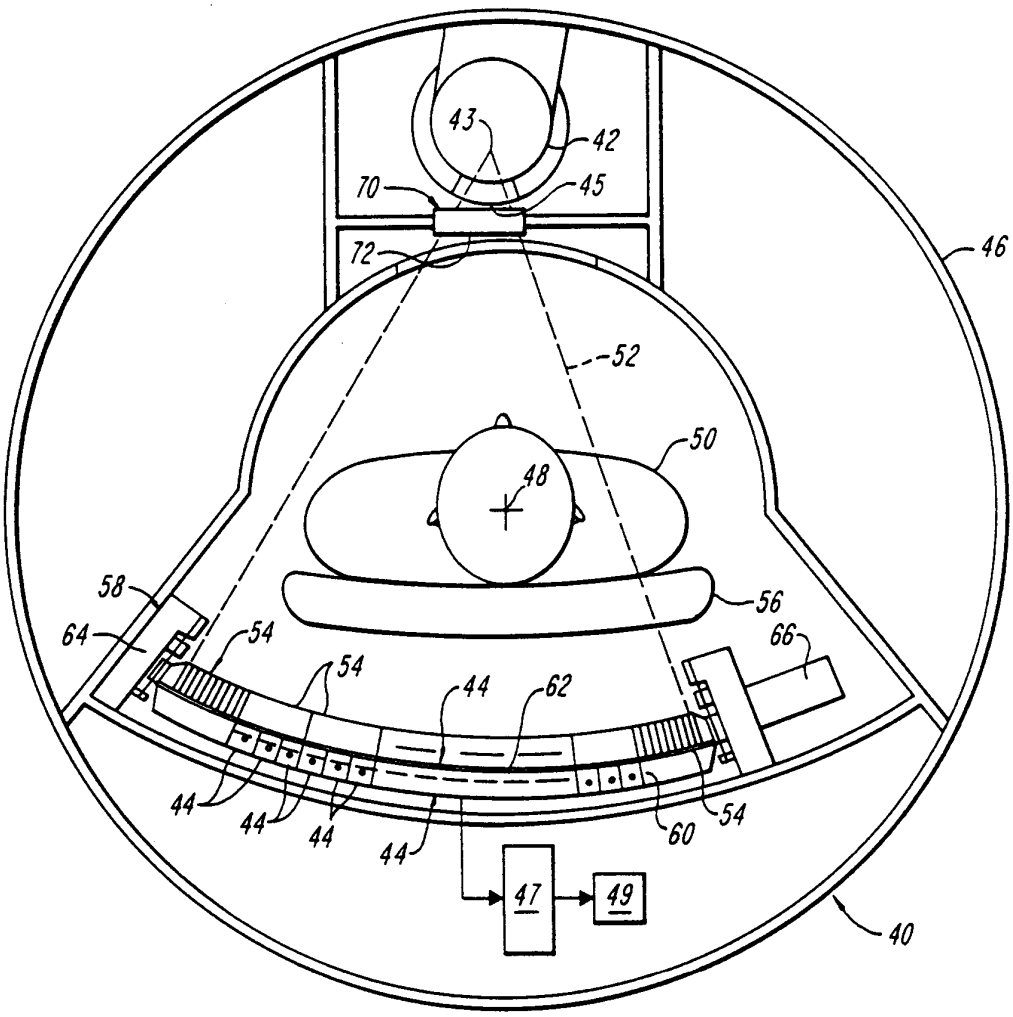
CT스캐너(40)가 X-선소오스(42)와 간단한 구조의 디스크(46)에 고정된 X-선검출기(44)의 어레이를 포함하고 디스크는 이 디스크의 등중심(48)을 중심으로 하여 회전가능하게 지지되어 있다. X-선 소오스는 저전력소오스이고 간단한 크기의 빔경화필터(45)가 X-선 소오스에 근접하여 배치되므로서 스캐너가 비교적 연성의 X-선 빔을 이용한다. 또한 스캐너는 X-선 검출기의 비직선성과 채널대 채널변화를 보상하기 위한 회로를 포함한다.

대표도

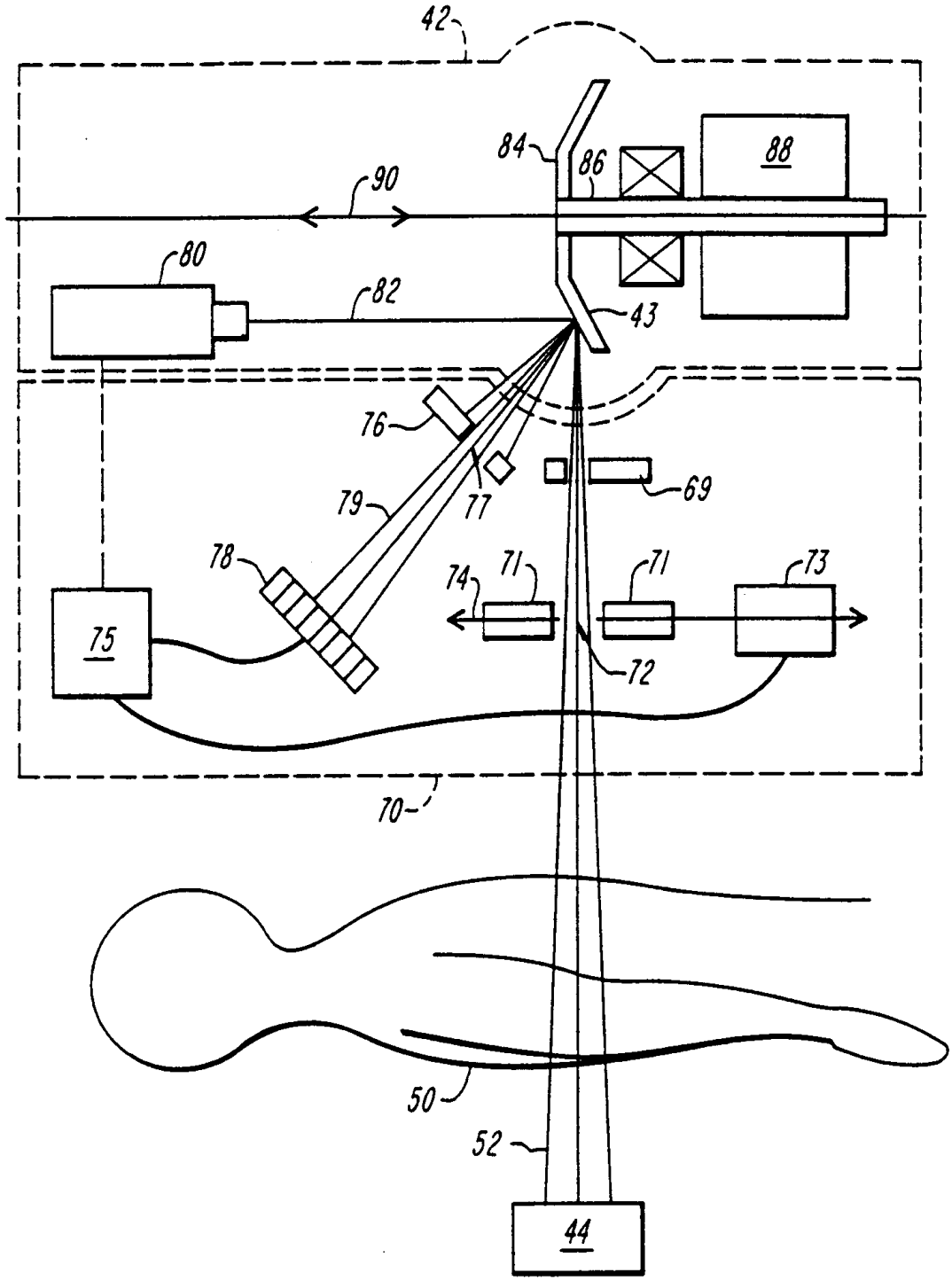
도1

도면

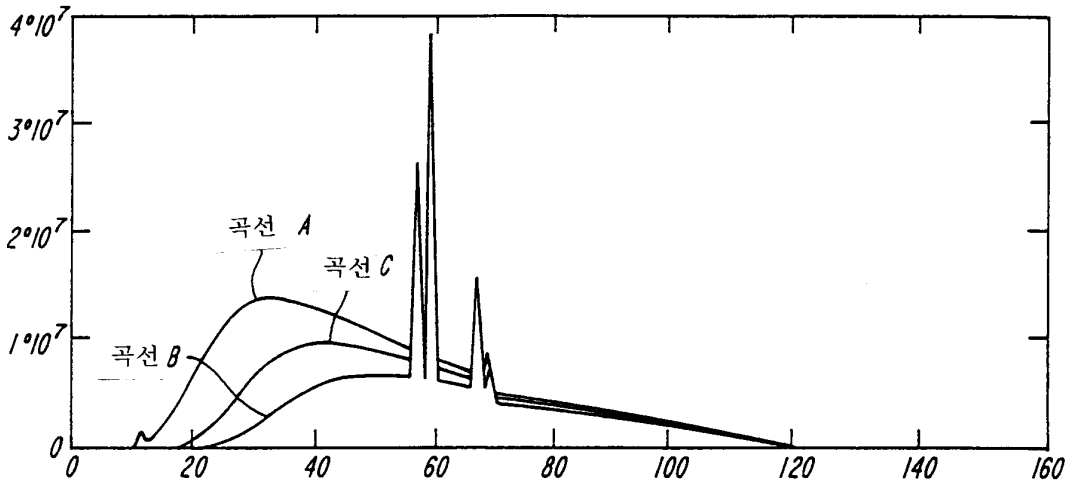
도면1


43
42
70
45
46
72
52
50
48
58
64
54
56
66
54
44
62
44
44
44
44
60
54
47
49
40

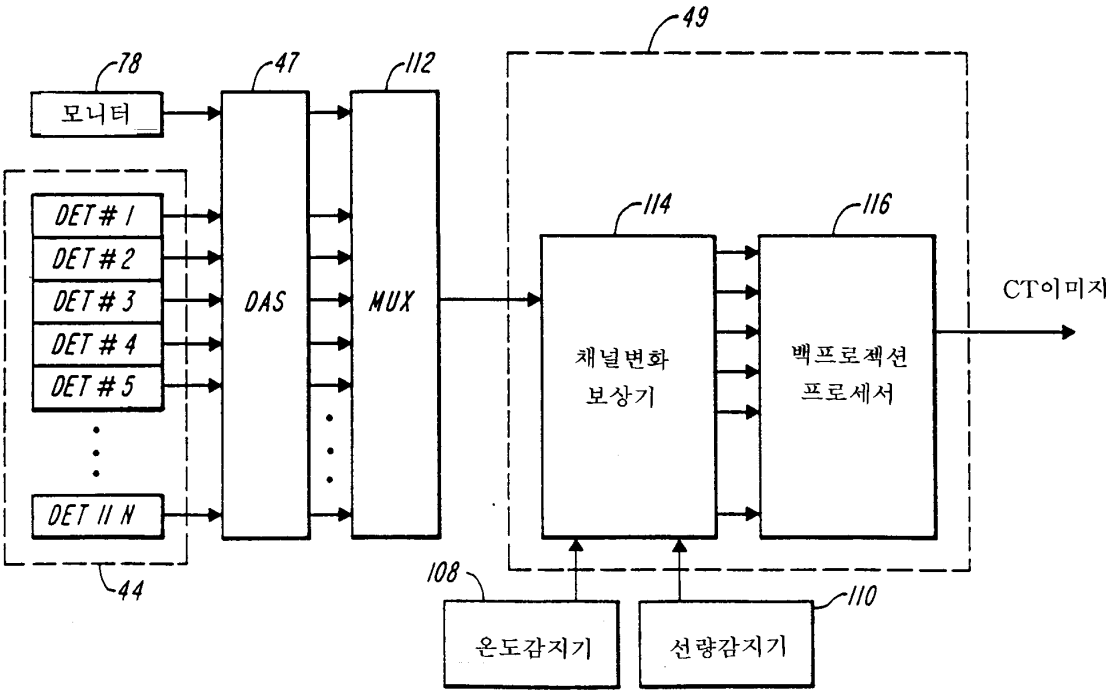
도면2



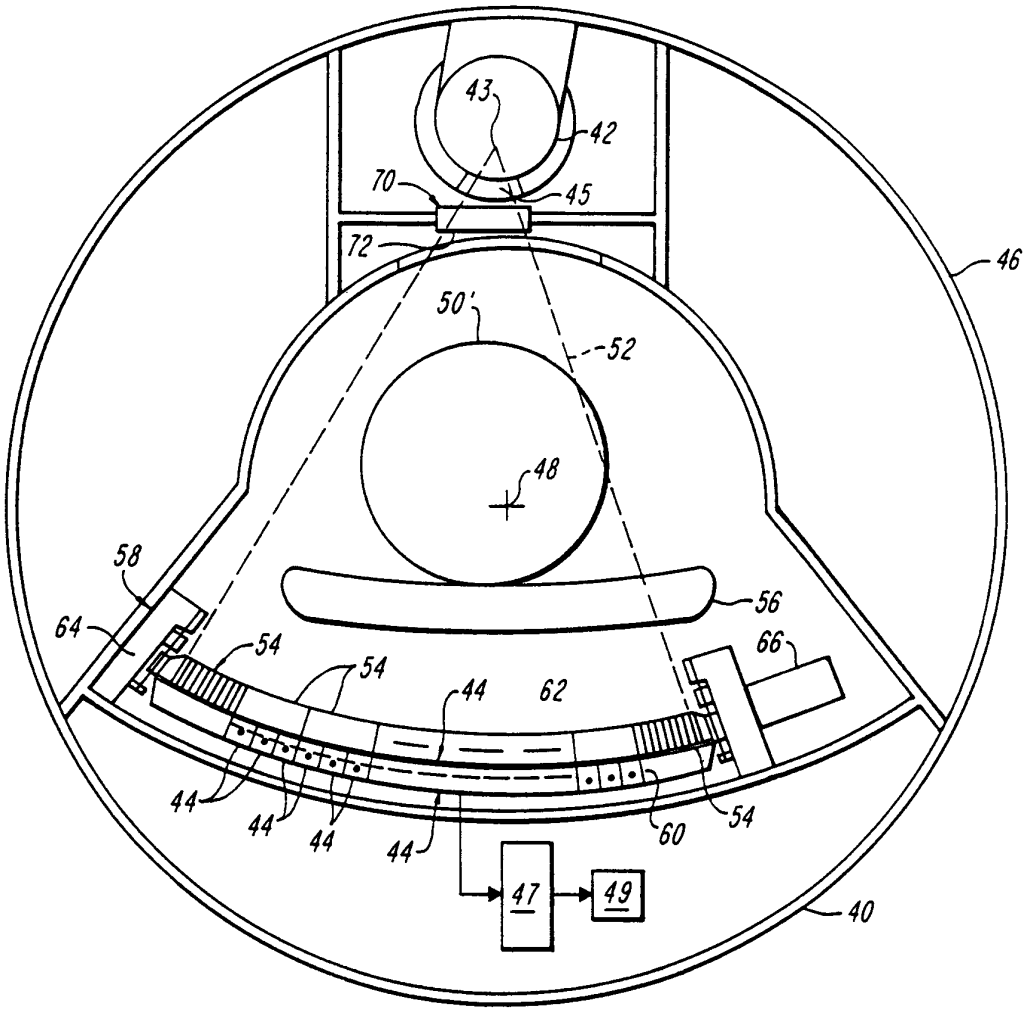
도면3


4*10^7
3*10^7
2*10^7
1*10^7
0
곡선 A
곡선 C
곡선 B
0
20
40
60
80
100
120
140
160

도면4


49
78
47
112
모니터
DET # 1
DET # 2
DET # 3
DET # 4
DET # 5
DET # N
DAS
MUX
114
116
채널변화
보상기
백프로젝션
프로세서
CT이미지
44
108
110
온도감지기
선량감지기

도면5


43
42
70
45
72
46
50'
52
48
58
64
56
66
54
54
44
62
44
44
44
44
60
54
47
49
40