(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。Int. Cl.[6]
A61N 5/10

(45) 공고일자 2005년11월15일
(11) 등록번호 10-0528101
(24) 등록일자 2005년11월04일

(21) 출원번호 10-1999-7003603
(22) 출원일자 1999년04월24일
번역문 제출일자 1999년04월24일
(86) 국제출원번호 PCT/US1997/019236
국제출원일자 1997년10월27일
(65) 공개번호 10-2000-0052789
(43) 공개일자 2000년08월25일
(87) 국제공개번호 WO 1998/18523
국제공개일자 1998년05월07일

(81) 지정국

국내특허 : 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아 헤르체고비나, 바르바도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 중국, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 에스토니아, 스페인, 핀란드, 영국, 그루지야, 헝가리, 이스라엘, 아이슬랜드, 일본, 케냐, 키르키즈스탐, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 리베이라, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아공화국, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 폴란드, 포르투칼, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 슬로베니아, 슬로바키아, 타지키스탄, 투르크맨, 터어키, 트리니아드토바고, 우크라이나, 우간다, 우즈베키스탄, 베트남,

AP ARIPO특허 : 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 스와질랜드, 우간다,

EA 유라시아특허 : 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르키즈스탐, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크맨,

EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 독일, 덴마크, 스페인, 핀란드, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투칼, 스웨덴,

OA OAPI특허 : 부르키나파소, 베닌, 중앙아프리카, 콩고, 코트디브와르, 카메룬, 가봉, 기니, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고,

(30) 우선권주장 08/739,512 1996년10월28일 미국(US)

(73) 특허권자
로마 린다 유니버시티 메디칼 센터
미국, 캘리포니아 92354, 로마 린다, 앤더슨 스트리트 11234

(72) 발명자
블레어,마크에스.
미국,위스콘신53719,메디슨,놀포크드라이브5742

레시너,데이비드에이.
미국,캘리포니아92373,레드랜드,밀즈애버뉴1310

린,펜규어제임스
미국,캘리포니아92506,리버사이드,아이언우드드라이브6831

서맨터레이,자가디쉬피.
미국,캘리포니아92557,모레노밸리,디킨슨로드21129

엘델,베리비.
미국,캘리포니아92886,욜버린다,체로비스타드라이브17501

(74) 대리인 강명구
강석용

심사관 : 송종민

(54) 양성자 빔 디지털 영상 시스템

요약

환자의 영역을 통하여 X-선 빔(X-ray beam)을 생성시킬 수 있는 처방 빔 라인(treatment beam line)으로 이동 가능한 X-선 원(X-ray source)을 포함하는 양성자 빔 디지털 영상 시스템(proton beam digital imaging system)을 발표한다. X-선의 환자를 가로질러서 통과한 후(後)에 X-선 수신 장치(X-ray receiver)는 X-선 빔을 취(取)하고, X-선 수신 장치(X-ray receiver)는 X-선 영상에 일치하는 광양자(photon)를 생성시킨다. 환자 골격 구조에 있는 선택에 의한 경계(境界)에 관하여 빔의 중심 방향을 표시하는 환자 방향 영상(patient orientation image)을 생성시킬 목적으로, 광양자는 TEC CCD 카메라로 향(向)한다. 본 발명에 따르는 시스템은 환자의 골격 구조의 동일한 선택 경계에 관하여 표적 중심(target isocenter)을 표시하는 매스터 처방 영상(master prescription image)을 또한 취(取)한다. 환자 방향 영상(patient orientation image)의 빔 중심의 상대 위치와, 선택 경계에 관하여 매스터 처방 영상(master prescription image)에 있는 표적 중심 등을 비교하는 것에 의하여, 빔 중심이 표적 중심에 일치하도록 환자 움직임에 대한 크기와 방향을 결정한다.

대표도

도 1

명세서

기술분야

본 발명은 입자 빔 치료 시스템(particle beam therapy system)에 관한 것이고, 보다 더 상세하게 빔 방출 시스템(beam delivery system)에 관하여 환자의 위치를 결정할 목적으로, 그리고 이것에 의하여 환자의 위치를 요구되는 위치로 조정시킬 목적으로, 환자 신체에서 표적 위치(target position)의 상(像)을 만드는 디지털 영상 시스템(digital imaging system)에 관한 것이다.

배경기술

방사(放射) 입자 치료 방법(radiation particle therapy)은 국소형 암을 치료하는데 보통 이용될 뿐 아니라, 다른 형(型)의 아픔에서도 이용된다. 일반적으로, 전자, 양성자, 중성자, 또는 아(亞)-원자 입자, 또는 X-선 등과 같은 원자 입자(atomic particle)는, 표적 중심(target isocenter)이 되는 환자의 특별한 표적 부위로 향하여 노즐에서 방출된다. 그 다음에, 입자는 환자의 표적 부위 내(內)에서 세포와 충돌하고, 이것에 의하여 세포에 손상을 입히다.

특이하게 유용한 형(型)의 방사(放射) 치료 방법(radiation therapy)은 양성자 빔 치료 방법(proton beam therapy)인데, 양성자는 환자의 신체 내(內)에 위치되는 표적 중심으로 향(向)하는 것을 특징으로 한다. 양성자 치료 방법(proton therapy)은 브라그 피크(Bragg peak)로써 공지된 현상을 나타내는 양성자를 이용하는데, 양성자가 멈출 때까지 양성자 에너지에 있는 실질적인 부분을 방출한다. 그러므로, 양성자 빔(proton beam)의 시작 에너지(starting energy)를 선택하는 것에 의하여, 표적 중심에서 멈추는 것에 의하여 표적 중심 내(內)에서 세포로 양성자 에너지의 중요한 부분을 방출하도록, 빔에 있는 양성자의 방향을 잡는다. 양성자 치료 방법은 캘리포니아의 Loma Linda 에 위치된 Loma Linda University Medical Center 에서 현재 이용되고, Loma Linda University Medical Center 에서 이용되는 시스템은 미국 특허 등록번호 4,870,287 에서 아주 상세하게 기술(記述)되어 있다.

양성자 치료 방법(proton therapy)은 특별한 예(例)에서 다른 형(型)의 치료 방법에 대하여 눈에 뜨이는 임상 이점을 가지는데, 양성자 빔이 표적 중심만을 치료하도록, 양성자 빔의 노즐에 대하여 환자가 정확하게 위치되는 것을 또한 필요로 한다. 달리 말하면, 양성자 빔은 환자 신체 내(內)에서 건강한 세포에 손상을 입힐 수 있다. 예를 들면, 표적 중심이 환자의 뇌(腦) 내(內)에 위치되는 것을 특징으로 하는 치료에서 상기의 양성자 치료 방법(proton therapy)은 특히 중요하다. 노즐에 대하여 환자를 정확하게 위치시키는 것은 양성자 치료 방법에서 매우 중요하면서, 물론, 비슷한 이유로 인(因)하여 방사(放射) 치료 방법(radiation therapy)의 다른 많은 형(型)에서 이러한 양성자 치료 방법은 매우 중요하다.

일반적으로, 양성자 치료 방법을 받고 있는 환자는, 연장된 시간 주기 동안에 반복해서 양성자 빔으로 표적 중심을 치료하는 것을 특징으로 하는 주기 치료 방법(periodic therapy)을 받고 있다. 예를 들면, 환자에게 한 달 동안 하루에 한 번씩 적용되는 양성자 방사 치료 방법이 적용될 수 있다. 덧붙여서, 미국 특허 등록 번호 4,917,344 와 미국 특허 등록 번호 5,039,057 등에서 기술(記述)된 받침대가 있는 시스템(gantry system)과 같은 받침대가 있는 시스템(gantry system)을 통하여 양성자 빔을 방출할 때, 표적 중심(target isocenter)은 때때로 다양한 서로 다른 각도에서 양성자 치료 방법으로써 치료된다.

환자가 양성자 치료 방법 빔의 노즐에 대하여 정확하게 위치되게 할 목적으로, 표적 중심의 위치는 환자의 신체 내(內)에서 하나 이상의 경계(境界)에 관하여 처음에 결정된다. 일반적으로, 경계(境界)는 환자의 골격 구조에서 포인트(點)로 이루어지고, 그 다음에 표적 중심의 위치는 이러한 경계(境界)에 관하여 결정된다. 표적 중심의 위치를 결정하는 하나의 기술(技術)은, 디지털 방식으로 다시 구성되는 방사선 사진(digitally reconstructed radiography, DRR)을 이용하는 것이다. 특히, 환자에 대한 CT 스캔(CT scan)은 공지된 기술의 실례(實例)이다. CT 스캔에 의하여 DRR 을 구성하고, 그 다음에 종양과 이와 비슷한 부위와 같은 적용 조직을 포함하는 표적 중심의 위치는 DRR 에서 표시된다. 그 다음에, DRR 파일은 다양하게 서로 다른 시각에서 표적 중심의 상(像)을 나타내도록 구성될 수 있다.

결과적으로, 미국 특허 등록 번호 4,905,267 에서 기술(記述)된 지탱물과 같은 지탱물(support) 내(內)에서 환자가 위치될 때, 그리고 지탱물(support)이 양성자 치료 방법의 이용을 위한 받침대가 있는 구조 내(內)에 있는 치료 플랫포옴에 위치될 때, 그 다음에, X-선의 원(源)은 양성자 빔 경로 내(內)에서 위치되고, X-선의 수신 장치는 환자의 반대쪽에서 양성자 빔 경로를 따라서 위치된다. 그러므로, X-선 원(源)과 X-선 수신 장치 등은 환자 신체의 영역에 대한 사진 X-선 영상을 생성시키는데, 여기서 환자의 신체는 양성자 빔 방출 시스템의 노즐의 바깥쪽에 있는 양성자 빔의 경로 내(內)에 위치된다. 그 다음에, 사진 X-선 영상에 있는 빔의 중심은, 환자 신체에 있는 미리 선택된 경계(境界)에 관하여 결정될 수 있다.

DRR 의 미리 선택된 경계에서 표적 중심의 오프셋(offset)과, 사진 X-선 영상의 동일한 미리 선택된 경계에서 X-선 빔 중심의 오프셋(offset) 사이에서 비교에 의하여, 환자가 노즐에 대하여 움직여야만 하는 방향의 표시를 공급하는데, 이것에 의하여 노즐은 표적 중심에서 중심을 잡는다. 일반적으로, 환자가 양성자 방출 시스템의 노즐에 대하여 올바르게 일직선으로 맞추어질 때까지, 상기 절차는 반복해서 실행된다. 덧붙여서, 일반적으로, 노즐이 받침대에 대하여 회전할 때, 이러한 절차는 환자에 관하여 노즐의 각각의 방향에 대하여 반복되어야만 한다.

환자 신체의 영역에 대한 사진 X-선 영상을 얻는 것은 매우 시간을 낭비하는 절차라는 것을 이해할 터인데, 각각의 사진 영상을 펼쳐야하기 때문이다. 덧붙여서, 일단 영상을 펼칠 때, 치료 의사는 X-선 영상에서 측정해야만 하고, 환자를 이동시키는 방법을 결정하도록 이러한 측정을 DRR 영상과 비교한다. 그러므로, 환자를 올바르게 정렬시키도록 치료 의사를 기다리는 연장된 시간 주기 동안에, 환자는 지탱물에 앉아야만 한다. 결과적으로, 환자를 정렬시키도록 필요한 단계를 실행하는데 요구되는 증가된 시간의 결과로써, 치료 이용은 아주 적은 환자에게만 편의를 제공한다. 그러므로, 노즐에 대하여 환자의 위치를 결정하는데 요구되는 시간과, 환자를 올바르게 정렬시키는데 환자의 필요한 이동을 실행하는데 요구되는 시간 등을 최소화하는 효율적인 방식으로, 노즐에 관하여 환자의 위치에 대한 영상(映像)을 얻는 시스템에 대한 필요가 존재한다.

방사 치료 방법(radiation therapy)의 어떤 응용에 있어서, 필름 처리 시간을 줄이는 X-선의 디지털 영상(digital image)을 갈무리한다. 예를 들면, 미국 특허 등록 번호 5,039,867 에 의하여, 환자 신체의 X-선 텔레비전 영상을 얻는 시스템을 발표하였다. 하지만, 미국 특허 등록 번호 5,039,867 는 이온화된 입자 빔과 커다란 입자 빔과 관련하여 이용되도록 설계되고, 미국 특허 등록 번호 5,039,867 는 X-선의 텔레비전 영상을 확인하는데 영상 식별 장치(image identifier)를 또한 사용한다. 영상 식별 장치의 이용은 영상 왜곡을 삽입시키기 때문에, 그러므로 수용 가능하지 않은 환자 위치를 계산하는 오차를 삽입시키기 때문에, 이러한 시스템은 양성자 치료 방법에 쉽게 적용 가능하지 않다. 양성자 빔은 조직에 대하여 보다 더 손상을 일으키는 효과를 입힐 수 있기 때문에, 노즐의 전방에서 환자를 매우 정확하게 위치시키는 것이 중요하고, 따라서 영상 식별 장치에 의하여 삽입되는 오차는 양성자 치료 방법 시스템에서 이용을 위하여 너무나 많은 부정확을 일으킨다.

그러므로, 양성자 방출 시스템(proton delivery system)의 노즐의 전방에서 환자 신체의 영역에 대한 사진이 아닌 영상(映像)을 갈무리할 수 있는 시스템에 대한 필요가 존재한다. 이러한 시스템에 의하여, 측정에 오차를 삽입하지 않으면서, 노즐의 전방에서 환자 신체의 영역을 정확하게 측정(결정)할 수 있다. 덧붙여서, 이러한 시스템은 받침대가 있는 시스템(gantry system)에 쉽게 적용 가능한데, 노즐에 대하여 환자 신체의 결정(측정)은 환자에 대하여 노즐의 각도 방향에 관계없이 실행될 수 있다.

발명의 상세한 설명

받침대(gantry), 양성자 빔을 방출하는 받침대에 위치되는 노즐(nozzle), 노즐에 양성자 빔을 공급하는 빔 경로(beam path), 빔 경로에 위치될 수 있는 이동 가능한 X-선 원(X-ray source), 그리고 이러한 X-선이 환자를 가로질러서 통과된 후(後)에 X-선 원(源)에 의하여 생성되었던 X-선을 취(取)하도록 위치되는 X-선 수신장치(X-ray receiver) 등을 포함하는 것을 특징으로 하는 본 발명인, 양성자 치료 시스템(proton therapy system)에 의하여, 상기(上記)에서 기술(記述)된 필요를 충족시킬 수 있다. 선호하기는, X-선 원(X-ray source)과 X-선 수신 장치(X-ray receiver) 등이 받침대(gantry)에 설치됨으로써, X-선 원과 X-선 수신 장치 등은 환자에 대하여 노즐의 방향에 관계없이 양성자 빔의 경로에 있는 환자의 영역에 대한 영상을 생성시키는데 이용될 수 있다. 덧붙여서, X-선 수신 장치(X-ray receiver)는 노즐의 전방에 있는 환자의 영역에 대한 디지털 영상(digital image)을 생성시키는 것을 선호한다.

본 발명의 하나의 특징에 따라서, 시스템은 컴퓨터 시스템을 포함하는데, 이러한 컴퓨터 시스템은 표적 중심의 하나 이상의 매스터 처방 영상(master prescription image), 그리고 환자 신체 내(內)에 있는 몇몇의 경계표나 경계 등을 갖춘다. 선호되는 실시예에 있어서, 매스터 처방 영상(master prescription image)은 디지털 방식으로 다시 구성되는 방사선 사진(digitally reconstructed radiography, DRR)을 이용하면서 생성되고, 처방 담당 의사에 의하여 환자 신체 내(內)에서 미리 선택된 하나 이상의 경계에 관하여 표적 중심의 위치를 결정할 수 있다. 영상 수신 장치에 의하여 생성되는 디지털 X-선 영상(digital X-ray image)은, 환자의 골격 구조에 반(反)하여 포개어지는 빔의 중심을 나타내는 것을 선호한다. 매스터 처방 영상에서 선택되었던 경계표나 경계 등은, X-선 영상에서 또한 지각될 수 있는 골격 구조에서 경계표인 것을 선호한다. 시스템에 의하여 치료 담당 의사는 X-선 영상에서 경계표를 식별하는 것을 선호하고, 이러한 시스템에 의하여 그 다음에 경계에 대하여 빔의 중심 사이에서 공간 관계를 결정한다. 그 다음에, 경계에 관하여 빔의 중심에 대한 공간 관계는, 표적 중심과 이와 동일한 처방 매스터 영상에 있는 경계 등의 사이에서 공간 관계에 비교된다. 이러한 비교에 의하여, 빔의 중심은 환자 내(內)에 있는 표적 중심에서 얼마만큼 오프셋(offset)되는 가를 지적하는 오프셋 값(offset value)을 생성시킨다. 그 다음에, 이러한 값은 환자를 이동시키는데 이용됨으로써, 표적 중심은 빔의 중심에서 올바르게 프린트된다.

환자에서 빔의 방향을 잡는, 받침대에 있는 각각의 각도에 대하여 준비되는 매스터 처방 영상(master prescription image)이 존재하는 것을 선호한다. X-선 원과 X-선 수신 장치 등은 받침대에 붙어 있기 때문에, 받침대는 새로운 위치로 이동될 때마다 위치 영상은 얻어질 수 있고, 오프셋은 적합하게 계산될 수 있다.

본 발명의 또 하나의 특징에 따라서, X-선 수신 장치(X-ray receiver)는 스크린에서 상(像)을 만드는 X-선에 응답하여 형광을 방출하는 형광 스크린을 포함하는 장치로 이루어질 수 있는데, 그 다음에 형광 스크린에 의하여 생성되는 광양자의 방향은 접촉 경로를 따라서 냉각된 디지털 갈무리 장치로 향(向)한다. 하나의 실시예에 있어서, 디지털 갈무리 장치(digital capture device)는 부착된 열 전기 냉각 장치를 갖춘 512 x 512 픽셀의 얇은 CCD 센서를 포함하는 CCD 카메라로 이루어진다. 냉각 장치는 열 에너지를 제거하고, 이것에 의하여 카메라에 의하여 생성되는 잡음의 양(量)을 줄임으로써, 30 ㎸ 내지 150 ㎸ 에너지 범위에서 작동되는 진단 X-선(diagnostic quality X-ray)에 의하여 생성되는 X-선에서 빔의 경로에 있는 환자 신체 부분에 대한 X-선 영상을 카메라는 얻을 수 있다.

그러므로, 본 발명의 시스템에 의하여 노즐의 전방에 있는 환자 신체 부분의 정확한 디지털 영상을 얻을 수 있고, 본 발명의 시스템에 의하여 빔의 중심이 환자 신체의 표적 중심에서 얼마만큼 오프셋(offset)되는가를 계산하기 위하여, 디지털 영상을 이용하여 빔 노즐에 대하여 환자가 다시 방향을 잡도록 하는 측정을 공급하는 것을 가능하게 한다.

도면의 간단한 설명

본 발명에 있어서, 상기 목적과 다른 목적 등은 부속된 도면과 관련하여 나타나는 다음 기술(記述)에서 보다 더 완전하게 분명해질 것이다.

도 1 은, 선호되는 실시예의 디지털 영상 시스템(digital imaging system)의 블록 다이어그램을 나타낸다 ;

도 2 는, 도 1 의 시스템이 받침대에 설치되는 것을 나타내는데, 양성자 빔을 환자에 방출하기 위한 받침대(gantry)의 정면도를 나타낸다 ;

도 3 는, 빔 방출 선(beam delivering line)을 따라서 위쪽으로 거슬러 올라가는 것을 보여주는 이동 가능한 X-선 어셈블리(movable X-ray assembly)의 정면도를 나타낸다 ;

도 4 는, 도 2 에 있는 받침대(gantry) 부분에 설치된 도 1 의 디지털 영상 시스템(digital imaging system)의 영상 갈무리 장치(image capture device)의 상세도를 나타낸다 ;

도 5A 내지 도 5E 등은, 도 4 의 영상 갈무리 장치(image capture device)를 보다 더 설명하는 상세도를 나타낸다 ;

도 6 은, 도 1 의 디지털 영상 시스템(digital imaging system)의 작동을 설명하는 순서도를 나타낸다 ;

도 7A 는, 표적 중심(target isocenter)을 갖춘 환자 신체 영역과, 몇몇의 미리 선택된 경계(monument) 등에 대한 실례(實例)에 의한 도면을 나타낸다 ; 그리고

도 7B 는, 도 1 의 시스템에 있는 빔 경로에서 환자 신체 부분에 대한 X-선 영상(X-ray image)에 대한 실례(實例)에 의한 도면을 나타낸다.

*참조 번호 설명

100 : 디지털 영상 시스템(digital imaging system)

102 : 빔 방출 시스템(beam delivery system)

104 : 받침대(gantry)

106 : X-선 튜브(X-ray tube)

108 : 환자(patient)

110 : 스나우트(snout), 노즐(nozzle)

112 : 영상 갈무리 장치(image capture device)

114 : 형광 스크린(fluorescing screen)

116 : 카메라(camera)

126 : 처방 룸 디지털 영상 디스플레이 워크스테이션

(treatment room digital imaging display workstation)

140 : 중심점(center point)

144 : 차단 플레이트(shielding plate), 받침대(gantry)의 링(ring)

146 : 빔 경로(beam path)

160 : 직사각형 외피(rectangular enclosure)

182 : 엔트리 포트(entry port)

192 : 형광 스크린 어셈블리(fluorescing screen assembly)

206 : 제 2 거울

212 : 제 1 거울

500 : 매스터 처방 영상(master prescription image)

504 : 표적 중심(target isocenter)

500' : X-선 영상(X-ray image)

512 : 빔 경로 중심(beam path center)

실시예

전체 도면에 걸쳐서 동일 번호는 동일 부분을 나타내는 것을 특징으로 하는 도면을 이제부터 참조한다. 도 1 은, 선호되는 실시예의 디지털 영상 시스템(100)(digital imaging system)의 블록 다이어그램을 나타낸다. 디지털 영상 시스템(100)은 도 2 에서 나타나는 양성자 빔 방출 시스템(102)(proton beam delivery system)에서 구현될 수 있다. 양성자 빔 방출 시스템(102)은 받침대(gantry)를 포함하고, 그리고 참조에 의하여 여기서 인용된 미국 특허 등록 번호 4,870,287 에서 기술(記述)된 양성자 빔 방출 시스템에 일치한다. 덧붙여서, 받침대 구조는 참조에 의하여 여기서 인용된 미국 특허 등록 번호 4,917,344 와 5,039,057 등에서 기술(記述)된다.

도 1 에 관하여, 빔 방출 시스템(102)의 스나우트(110)(snout)나 노즐(110)(nozzle)의 전방에 위치되는(도 2) 환자의 영역을 통하여 양성자 빔 경로를 따라서 X-선 빔을 투영(投映)시키도록, 디지털 영상 시스템(100)은 빔 경로에 위치될 수 있는 X-선 튜브(106)(X-ray tube)를 포함한다. 영상 갈무리 장치(112)(image capture device)는 환자(108)의 반대쪽에서 양성자 빔의 경로를 따라서 위치된다. 영상 갈무리 장치(112)는 형광 스크린(114)(fluorescing screen)을 포함하는데, 이러한 스크린에 충돌하는 X-선에 응답하여 형광을 방출하도록 구성된다.

그 다음에, 형광 스크린에 의하여 생성되는 광양자는 응집(凝集) 경로를 따라서 방향을 잡는데, 아래에서 기술(記述)되는 도 5A 내지 도 5D 에서 상세하게, 광양자에서 디지털 영상을 생성하는 카메라(116)로 향하도록 요구된다. 초과되는 열(熱)을 제거하기 위하여, 그리고 카메라에 의하여 생성되는 영상에 있는 잡음을 제거하기 위하여, 보다 더 상세하게 아래에서 기술(記述)되는 방식으로, 약 -30℃ 까지 카메라(116)는 냉각된다. 카메라(16)는 제어 전자 장치(120)에 의하여 그리고 제어와 동기 논리(122)에 의하여 제어됨으로써, 카메라(116)의 셔터는 X-선을 전송하는 X-선 튜브(106)에 응답하여 열리고, 그 다음에 카메라(116)에 의하여 처방 룸 디지털 영상 디스플레이 워크스테이션(126)(treatment room digital imaging display workstation)으로 넷(124)을 통하여 공급될 수 있는 영상(映像)을 갈무리한다.

처방 룸 디지털 영상 디스플레이 워크스테이션(126)에 의하여 카메라(116)에 의하여 갈무리되었던 디지털 영상의 모니터(130)에서 디스플레이를 생성시킨다. 덧붙여서, 처방 룸 디지털 영상 디스플레이 워크스테이션(126)에 의하여 처방 룸의 모니터(132)에서 동시에 표시되는 환자(108)의 매스터 처방 영상(master prescription image)을 취(取)한다.

하기(下記)에서 도 6 과 도 7 등에 관하여 보다 더 상세하게 기술(記述)되는 것처럼, 선호되는 실시예의 영상 시스템(100)에 의하여 받침대의 주어진 위치에 대하여 빔의 경로를 따라서 위치되는 환자 신체의 영역에 대한 디지털 영상을 얻고, 그 다음에 모니터(130)에 이러한 영상을 표시한다. 시스템(100)은 또한 환자 신체의 처방 매스터 영상(master prescription image)을 취(取)하는데, 표적 중심(target isocenter)은 환자 신체 내(內)에서 다양한 경계표나 경계에 관하여 정의되었던 것을 특징으로 한다. 이러한 매스트 처방 영상에 의하여 모니터(132)에서 동일한 시각에서 예를 들면, 동일한 받침대 각도에서, 표적 중심을 포함하는 환자 신체의 영역을 표시하는데, 모니터(130)에서 동시에 표시되었던 X-선 영상과 같다. 그 다음에, 처방 담당 의사는 모니터(132)의 매스터 처방 영상에 있는 경계표나 경계에 일치하는 모니터(130)의 X-선 영상에 있는 경계표나 경계를 식별해야만 하고, 그 다음에 처방 룸 디지털 영상 디스플레이 워크스테이션(126)은 모니터(130)의 X-선 영상에 있는 빔의 중심과 모니터(132)에 표시되는 표적 중심 사이에서 공간 관계를 결정한다. 그 다음에, 이러한 공간 관계는 적합한 방식으로 환자를 이동시키는데 이용됨으로써, 빔의 경로가 표적 중심을 가로지르도록 환자가 노즐의 전방에 위치된다.

도 2 는 선호되는 실시예로써 빔 방출 시스템(102)(beam delivery system)을 보다 더 상세하게 나타내는데, 영상 시스템(100)에 합체(合體)된다. 특히, 빔 방출 시스템(102)은 중심점(140)에 관하여 회전하는 위에서 기술(記述)된 받침대(gantry)를 포함한다. 빔 방출 시스템(102)은 양성자 빔을 방출하는 스나우트(110)(snout)을 포함한다. 선호하기는, 스나우트(snout)는 중심점(140)에 관하여 회전하도록 받침대의 링(도면에 없음)에 설치된다. X-선 원(106)(X-ray source)은 중심점(140)에 관하여 회전 가능하도록 빔 방출 시스템(102)에 설치된다. 비슷한 방식으로, 빔 방출 시스템의 모든 각도 방향에 대하여 빔 경로(146)에 관하여 중심을 잡도록, 영상 갈무리 장치(112)는 X-선 원(106)의 반대 위치에서 링에 또한 설치된다. 도 2 에 있어서, x 축(151)에 일치하는 빔 경로(148)를 따라서 스나우트가 빔을 방출하도록 받침대(104)(gantry)는 위치된다. 하지만, 빔 경로(146)가 서로 다른 방향으로 뻗어있도록 스나우트(110)를 움직일 수 있다는 사실은 높이 평가할 만하지만, 중심점(140)을 아직도 가로지르고 있다. 빔 방출 시스템(102)은 z 축(152)과 X-선 원(106) 등을 따라서 이동 가능한 처방 테이블(150)을 또한 포함한다.

환자(108)는 여기서 참조로써 인용되는 미국 특허 등록 번호 4,905,267 에 있는 포드(pod)와 같은 포드(149)(pod)에 위치되고, 그 다음에 포드(149)와 환자(108) 등은 처방 테이블(150)에 위치된다. 도 2 에 있는 그림의 밭쪽으로 뻗는 y 축, x 축(151), 및 z 축 등을 따라서 포드(149)는 처방 테이블(150)에 관하여 이동 가능하고, 회전 방식으로 맞추어질 수 있다. 처방 테이블에 부착된 요람 모양의 받침대(cradle) 내(內)에서 포드를 위치시키면서, 처방 테이블에서 포드의 움직임은 다수의 공지된 방식으로 이루어질 수 있는데, 여기서 요람 모양의 테이블은 포드를 움직이는 작동 장치를 갖는다. 오프셋이 결정된 후(後)에 포드를 움직이는 것이 가능한 하나의 시스템은, 캘리포니아의 Loma Linda 에 있는 Loma Linda University Medical Center 에서 현재 이용되는 시스템을 의미한다.

일반적으로, 환자(108)를 포드(149)에 위치될 때, 환자(108)가 포드(149)에 관하여 실질적으로 고정되는 방향으로 설정되도록, 포드(149)는 구성된다. 결과적으로, 환자가 포드(149)에 위치될 때마다, 포드(149)로 향하는 환자의 방향은 실질적으로 같은 상태로 된다. 그 다음에, 이러한 것에 있어서 포드와 환자 등은 스나우트(110)의 전방에 위치되도록 포드(149)가 테이블(150)에 위치되는 것이 필요한데, 환자 내(內)의 표적 중심이 스나우트(110)에서 방출하는 빔의 중심 내(內)에 위치된다.

도 3 은 디지털 영상 시스템(100)의 X-선 원(106)의 높이에 따른 그림을 나타낸다. 도 3 에서 나타난 것처럼, X-선 원(106)이 빔 경로(146) 내(內)에 위치되도록, 그리고 빔 경로(146)에서 벗어나도록, X-선 원(106)이 빔 방출 시스템(102)에 설치된다. 환자(108)는 테이블(150)에 있는 포드(149)에 위치되는데, 환자(108)를 통하여 영상 갈무리 장치(112)까지 통과되는 빔 경로(146)를 따라서 X-선 원(106)은 X-선을 투영(投映)한다. 두 개의 트랙(135a, 135b)을 따라서 움직임이 가능한 이동 가능 슬래드(134)(movable sled)에 X-선 원(106)은 설치된다. 보다 더 상세하게 아래에서 기술(記述)되는 방식으로 X-선 영상 절차를 초기화하는 처방 의사에 응답하여 처방 룸 제어 장치(도면에 없음)(treatment room control system)에 의하여, 나사 모터 어셈블리(136)(screw motor assembly)는 작동된다. X-선 원(106)이 X-선을 생성시킬 때, X-선을 빔 경로(146)를 따라서 전파하는 방식으로, 나사 모터 어셈블리(136)는 슬래드(134), 그러므로 빔 경로(146)에 있는 X-선 원(106) 등을 위치시키도록 구성된다. 선호되는 실시예에 있어서, X-선 원(106)은 캘리포니아의 Palo Alto 에 있는 Varian Inc. 에 의하여 제조되는 30 내지 150 ㎸ X-선 튜브, 즉, 모델 A192 튜브를 수용하는 모델 B150 로 이루어진다. X-선 생성 장치와 제어 회로(X-ray generator and control circuitry)는 일반적인 목적을 갖춘 X-선 생성 장치로써 Electromed International Modal No. EDEC 30 으로 이루어진다. 생성 장치와 제어 장치(131)(generator and controller)에 의하여 슬래드(134)와 X-선 원(106) 등을 빔 경로(146)로 이동시키도록 나사 모터 어셈블리(136)를 작동시키고, 그 다음에 X-선 영상 빔을 생성시키도록 X-선 원(106)을 작동시킨다. 영상 처리가 일단 완성하면, 표적 중심으로 처방 빔을 이동시키도록 슬래드(134)와 X-선 원(106) 등은 빔 경로(146)에서 제거된다.

도 4 는, 영상 갈무리 장치(112)(image capture device)의 사시도(斜視圖)를 나타내는데, 빔 방출 시스템(102)의 받침대에 설치되는 하나 이상의 차단 플레이트(144)(shielding plate)에 이러한 영상 갈무리 장치(112)(image capture device)는 설치된다. 특히, 영상 갈무리 장치(112)는 직사각형 외피(160)(rectangular enclosure) 내(內)에 수용되는데, 이러한 직사각형 외피(160)는 받침대의 내부 차단 플레이트(144)에 탑재 스터드(162a, 162b)(mounting stud)를 통하여 설치된다. 도 2 에서 나타난 것처럼, 받침대의 회전 위치에 관계없이 빔 경로(146)에 위치되도록, 영상 갈무리 장치는 받침대에 부착된다. 그러므로, X-선 원(106)이 빔 경로 내(內)에 위치될 때, 그리고 X-선을 생성시킬 때, X-선이 빔 경로(146)를 따라서 전파할 때, 그리고 X-선이 환자(108)를 가로질러서 통과한 후(後)에, 영상 갈무리 장치(112)는 X-선을 취(取)한다.

그러므로, 환자는 받침대(104)의 각각의 방향으로 빔 방출 시스템(102)의 노즐의 전방에 위치되는데, X-선 원(106)과 영상 갈무리 장치(112) 등은 환자(108) 영역에 대한 영상을 생성시킬 수 있다. 받침대(104)의 움직임에 대한 전체 범위를 통하여 영상 갈무리 장치(112)가 빔 경로(146)에 위치되는 방식으로, 영상 갈무리 장치(112)는 받침대의 링(144)에 설치

되어야만 한다는 사실은 높이 평가할 만하다. 그러므로, 지탱물(162a, 162b)뿐 아니라 외피(160) 등은 충분하게 튼튼한 물질로 만들어짐으로써, 영상 갈무리 장치(112)는 받침대의 움직임에 대한 전체 범위를 통하여 스나우트(110)에 관하여 움직이지 않는다.

도 5A 내지 도 5E 등은, 영상 갈무리 장치(112)(image capture device)를 보다 더 상세하게 나타낸다. 특히, 도 5A 는 영상 갈무리 장치(112)의 외피(160)를 나타내는데, 외피 내(內)에 위치되는 성분을 나타내도록 부분적으로 잘린 외피의 외부 벽(170)을 갖추고 있다. 선호되는 실시예에 있어서, 외피(160)의 내부가 검(black)도록, 외피는 프레임(172)에 볼트로 고정된 다수의 패널(174)을 갖춘 프레임(172)으로 이루어진다. 환자는 스나우트(110)의 전방, 즉, 빔 경로(146)를 따라서 위치되는데, X-선 원(106)에 의하여 생성되는 X-선에서 환자(108) 신체의 영역의 요구되어지는 정확한 디지털 영상(digital image)을 생성시켜야만 한다는 사실은 다음의 기술(記述)에서 이해될 것이다. 그러므로, 하기(下記)에서 요구되는 방식으로 영상 갈무리 장치(112)에서 충돌하는 X-선으로 인(因)하여 일어나는 광(光)을 제외하고 추가의 광(光)을 외피에 삽입할 목적으로, 외피(160)는 구성되어야만 한다.

도 5B 와 도 5C 등은, 영상 갈무리 외피(160)의 측면도와 정면(176) 등을 나타낸다. 도 2 에 나타난 방식으로 영상 갈무리 장치(112)가 받침대(104)에 설치될 때, 정면(176)은 X-선 원(106)에 접하고 있으면서 빔 경로(146)에 직각인 면(面)을 나타낸다. (도 5C 에서) 직사각형 구멍이나 엔트리 포트(182)는 외피(160)의 정면(176)의 왼쪽 방향으로 형성된다. 선호되는 실시예에 있어서, 보호 커버(184), 방사선 사진 그리드 슬롯(186), 그리고 엔트리 포트(182)의 전방에 위치되는 X-선 카세트 슬롯(190) 등이 존재한다. 덧붙여서, 외피(160)의 엔트리 포트(182)에 아주 근접하게 위치되도록, (도 5A 에서) X-선 카세트 슬롯(190)의 뒤쪽에 아주 가깝게 위치되는 형광 스크린 어셈블리(192)(fluorescing screen assembly)가 존재한다.

도 5C 에서 나타난 것처럼, 엔트리 포트(182)의 중심에 있는 점(點)에서 가로지르도록, 교차 와이어(200a - 200c)는 보호 커버에서 형성된다. 아래에서 기술(記述)된 것처럼, 환자 신체 내(內)에 경계에 대하여 빔 경로(146)를 따라서 전파하는 X-선의 중심 위치에 대하여, 교차 와이어(200a - 200c)는 처방 담당 의사에 시각 표시를 공급한다. 그러므로, 교차 와이어(200a - 200c)의 교차점은 빔 경로(146)의 정확한 위치에서 위치되는 것을 선호한다. 스나우트(110)에 관하여 정확하게 위치되도록, 영상 갈무리 장치(112)의 외피(160)에 대한 필요가 존재한다.

선호되는 실시예에 있어서, (도 5A 에서) 방사선 사진 그리드 슬롯(186)과 X-선 카세트 슬롯(190) 등은 방사선 사진 그리드(187)와 X-선 카세트(191) 등을 취(取)할 수 있다. 그러므로, 환자 위치의 방사선 사진 X-선 영상을 취(取)하는 종래의 기술을 이용하여, 환자 정렬을 또한 실행할 수 있다. 그러므로, 선호되는 실시예에 있어서, 환자 정렬 시스템(patient alignment system)에 의하여 사진 영상을 이용하는 정렬과 디지털 영상 등을 이용하여 정렬을 가능하게 한다.

환자의 디지털 영상을 요구되는 상황에 있어서, X-선 원(106)에서 방출하는 X-선은 형광 스크린 어셈블리(192)에 충돌하도록, (도 5A 에서) X-선 카세트(191)는 그 홀더에서 제거된다. X-선이 형광 스크린 어셈블리(192)에 충돌하는 위치에서 광양자를 생성시키는 형광 스크린 어셈블리(192)가 존재하는 이유다. 일반적으로, (도 5A 에서) 하나 이상의 차폐 장치(214)(baffle)를 통하여, 그리고 제 2 거울(206)을 향하여, 이러한 광양자는 화살표 방향(202)의 방향으로 외피(160)의 안쪽으로 전파한다. 선호되는 실시예에 있어서, 형광 스크린 어셈블리(192)는 프로덕트 번호가 1476175 인 Kodak Lanex Fast Intensifier Screen 으로 이루어진다. 형광 스크린 어셈블리(192)는 Gd_2O_2S:Tb 으로 만들어진 14" x 14" 평면으로 이루어지는데, 형광 스크린(192)의 표면에 충돌하는 X-선에 응답하여 광양자를 생성시킨다.

광양자는 제 2 거울(206)에 충돌하고, 그 다음에 제 1 거울(210)로 화살표(210)의 방향으로 반사된다. 따라서, 그 다음에, 광양자는 제 1 거울(210)에서 카메라(116)의 렌즈(216)로 화살표(214)의 방향으로 반사된다. 도 5A 에서 나타난 것처럼, 형광 스크린 어셈블리(192)에 충돌하는 X-선에 의하여 생성되는 광양자는, 카메라(116)를 향하여 일반적으로 z 모양의 경로(203)로 움직인다. z 모양의 경로(203)에 의하여, 받침대(104)에서 설치가 가능하게 충분히 빽빽한 크기로 외피(160)가 만들어진다. 선호되는 실시예에 있어서, 외피(160)는 32 인치 x 32 인치 x (깊이) 14 인치가 된다.

형광 스크린 어셈블리(192)에 의하여 스크린(192)의 전방 표면에 충돌하는 X-선을 대표하는 광양자를 생성시키고, 그 다음에 광양자는 렌즈(216)에 전송된다. 선호되기는, 제 2 거울은 보호 알루미늄 표면을 갖춘 0.25 파장의 평평한 거울로 이루어지는데, 이러한 알루미늄 표면은 외피(160)의 광양자의 경로에 25.5490°의 각도로 설치된다. 선호되는 실시예에 있어서, 제 2 거울(206)은 받침대(104)의 전체적인 움직임 범위에 걸쳐서 빔 경로에 25.5490°의 각도로 거울을 유지시킬 수 있는 고정된 대(臺)(fixed mount) 내(內)에 위치된다. 제 1 거울(212)은 각각의 축에서 ±4°의 조정을 가능하게 하는 두 개의 축 김블에 설치되는 원 모양의 전방 표면 거울로 이루어진다. 제 2 거울에서 반사되는 광(光)은 카메라(116)의 렌즈(216)로 실질적으로 전체적으로 반사되도록, 제 1 거울(212)의 방향을 잡는다.

형광 스크린(192)의 전방 표면에 충돌하는 X-선으로 인(因)하여, 매우 낮은 레벨의 광(光)은 형광 스크린 어셈블리(192)에 의하여 생성되기 때문에, 외피(160)에서 반사되는 광(光)의 제어는 중요한 설계 목적이 된다. 일반적으로 형광 스크린 어셈블리(192)에 의하여 생성되는 빗나가는 광(光)은 모든 방향으로 흩어진다는 사실은 높이 평가할 만하다. 이러한 광(光)은 두 개의 메커니즘(two mechanism)을 통하여 선호되는 실시예에서 제어된다.

첫 번째 메커니즘(first mechanism)은 외피(160)의 내부 표면은 최소로 반사되도록 구성되는 것이다. 특히, 선호되는 실시예에서, 윤이 있는 마무리를 공급하도록, 그리고 그 다음에 블랙(black)으로 피막을 입히도록, 외피(160)의 내부와 외피(160)에 있는 대부분의 성분 등을 블래스트(blast)한다. 덧붙여서, 카메라 렌즈에 도착하기 전(前)에 빗나가는 광(光)이 몇 번에 걸치는 반사를 일으키는 것에 의하여, 그리고 이러한 반사로 광(光)의 강도를 잃는 것에 의하여, 차폐 장치(214)는 또한 빗나가는 광(光)을 잡는다. 선호되는 실시예에 있어서, 두 개의 차폐 장치(204)가 나타나 있는데, 영상 갈무리 장치(112)에 의하여 생성되는 영상(映像)에서 빗나가는 광(光)의 감소 효과를 또한 제한할 목적으로, 외피(160) 내(內)에서 다중의 차폐 장치는 위치될 수 있다는 사실은 높이 평가할 만하다. 카메라(116)의 렌즈(216)에서 반사되는 실질적인 모든 광(光)은 외피(160)에서 광(光)의 선호되는 경로(203)에 평행인 선을 따라서 움직이도록, 차폐 장치(204)는 위치된다. 그러므로, 경로(203)에 대하여 어떤 각도로 형광 스크린 어셈블리(192)에서 방출하는 광(光)은 흡수되거나 몇 번에 걸쳐서 반사됨으로써, 광(光)은 렌즈(216)에 도착하지 않는 것을 선호한다. 이러한 방식으로, 어떤 결과로써 생기는 디지털 영상의 잡음은 줄어든다.

수평축, 수직축, 및 세로축에 관하여 조정을 고려하는 대(臺)에서 영상 갈무리 장치 외피(160)의 내부에, 카메라(116)를 설치하는 것을 선호한다. 덧붙여서, 대(臺)에 대하여 광(光) 축(214)(optical axis)에 관하여 각도 조정을 또한 고려해야만 하는데, 광(光) 축(214)은 거울에서 렌즈까지의 광양자의 경로로써 정의된다. 이러한 광양자 경로에 의하여, 형광 스크린 어셈블리(192)에 충돌하는 X-선에 의하여 생성되는 영상(映像)을 취(取)하도록, 카메라의 방향을 최적의 위치에서 잡는다. 덧붙여서, 형광 스크린 어셈블리(192)에 충돌하는 X-선에 의하여 생성되는 광(光)의 낮은 레벨에 바탕을 두는 영상(映像)을 생성시키도록, 카메라(116)는 구성된다.

선호되는 실시예의 카메라는, 100 % 의 필 인자(fill factor)를 갖춘 512 x 512 활성 픽셀의 갖춘 CCD 카메라를 의미하고, 카메라에 있는 대물 렌즈 필드 크기는 355.6 mm x 355.6 mm 인데, 픽셀은 0.69 mm 직사각형이다. 선호하기는, 카메라는 전기에 의하여 열이 냉각된(TEC, thermally electric cooled) CCD 형(型)의 카메라를 의미하는데, TEC 에 의하여 생성되는 열을 제거하는 액체 재(再)-순환을 갖춘다. 선호되는 실시예에 있어서, 카메라는 캘리포니아의 Westlake Village 에 있는 Spectral Source, Inc. 에서 입수할 수 있는 과학적 목적을 위한 CCD 카메라로써 모델 MCD 10000s 인 것을 선호한다. 렌즈(216)는 50 mm 초점 길이를 갖춘 F.95 렌즈로 이루어지는 것을 선호한다.

도 5D 내지 도 5E 등에서 나타난 것처럼, 카메라(116)에 물을 공급하는, 그리고 카메라(116)에서 가열된 물을 제거하는 한 쌍(雙)의 냉각 호스를 통하여, 카메라(116)는 물에 의하여 냉각된다. 선호되는 실시예에서, 냉각 호스(230)는 받침대 어셈블리(104)의 성분으로써 물 공급 장치(도면에 없음)에 연결된다. 물 냉각 시스템에 의하여 CCD 카메라를 냉각함으로써, CCD 카메라는 약 -30°온도에서 유지된다. 카메라(116)의 이러한 냉각에 의하여, 빔 방출 시스템(102)의 스나우트(110)의 전방에 위치되는 환자(108) 영역의 X-선 영상(X-ray image)에 일치하는 시각에 의하여 나타나는 디지털 영상(visual digital image)을 카메라(116)는 생성시킬 수 있게 된다.

도 6 은, 빔 방출 시스템(102)의 스나우트(110)에 관하여 환자(108) 위치를 결정하기 위하여, 디지털 영상 시스템(100)의 작동을 설명하는 순서도를 나타낸다. 특히, 출발 단계(400)에서, 그 다음에 환자에 대한 처방은 공지된 기술(技術)을 이용하는 단계(402)에서 생성된다. 일반적으로, 처방을 필요로 하는 환자 신체 부위에 대한 위치, 특징, 및 크기 등을 결정하는 의사에 의하여 처방은 실행된다. 예를 들면, 치료 처방이 종양에 대한 방사 처방으로 이루어진다면, 종양의 크기, 특징, 및 위치 등에 처방은 의존한다. 이러한 치료 처방에 있어서, 종양으로 방출되는 방사 조사량, 방사 처방의 주파수, 그리고 받침대에서 환자에 방사 처방을 방출하는 각도 등과 같은 정보를 포함한다. 이러한 처방은 일반적으로 공지된 방사 조사량 기술을 이용하여 실행된다.

덧붙여서, 디지털 방식으로 다시 구성되는 방사선 사진(DRR)은 공지된 기술을 이용하여 단계(404)에서 환자에 대하여 적용된다. 특히, 선호되는 실시예로써, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 에서 발표된, 여기에서 참조로써 인용되고, Sun Spark 5 워크스테이션에서 North Caroline 대학에 의하여 개발된, George Sherouse 에 의하여 1989년 제 18 호 651 내지 658 페이지의 "방사선 치료 설계에서 이용을 위한 디지털 방식으로 다시 구성되는 방사선 사진의 컴퓨터에 의한 계산(Computation of Digitally reconstructed Radiographs for Use in Radiotherapy Treatment Designs)" 이라는 제목으로 기술(記述)된 기술(技術)을 이용하는 DRR 응용을 이용하여 DRR 파일(digitally reconstructed radiograph file)을 만든다. 처방을 필요로 하는 조직 부위에서 환자에 대한 다수의 CT 검색을 취(取)하는

것에 의하여 DRR 는 얻어지는데, 주어진 각도에서 환자 신체 부위를 표시하는 DRR 파일로 CT 검색은 발전될 수 있다는 것을 특징으로 한다. 환자 신체 내(內)에서 표적 중심(target isocenter)에 위치된 종양과 같은 처방을 필요로 하는 조직을 표시하는 DRR 파일의 개발은, 방사 치료 절차에 대하여 공지된 절차이다. 그러므로, 주어진 받침대 각도의 시각에서 표적 중심(504)(target isocenter)을 에워싸는 환자 신체의 영역(502)을 위한 단계(406)에서, (도 7A 에 있는) 매스터 처방 영상(500)(master prescription image)을 또한 생성시킬 수 있다. 실례(實例)에 의하여 매스터 처방 영상(500)은 도 7A 에서 나타난다. 도 7A 에 있는 영상(500)은 설명을 위한 목적을 위하여 눈에 뜨일 정도로 간단하게 나타나 있다.

도 7A 에 있어서, 영상(500)은 환자(108)의 영역(502)에서 표적 중심(504)을 대표한다는 것을 나타내고 있다. 덧붙여서, 처방 담당 의사에 의하여 선택되었던 근접한 골격 구조(510)에서 경계(境界)(506, 508)나 두 개의 튼튼한 구조는 존재한다. 도 7A 에서 나타난 것처럼, 표적 중심(504)에 관하여 중심을 잡도록, 한 쌍(雙)의 복합 교차 라인(520a, 520b)을 생성시킨다. 복합으로 생성된 교차 라인(520a, 520b)에 관하여 경계(506, 508)의 도면에 나타난 거리는, 하기(下記)에서 기술(記述)되는 방식으로 환자(108)의 앞으로 있을 정렬을 위한 기준을 형성한다. 물론, 당해 기술 종사 업자는 매스터 처방 영상(500)에 있는 영상은 명백성을 위하여 눈에 뜨일 정도로 간단해졌다는 사실을 인정할 것이다. 실질적인 매스터 처방 영상에 있어서, 처방 담당 의사는 환자의 골격 구조에서 다수의 경계를 선택할 수 있고, 때때로 환자가 정확하게 3 차원으로 정렬시키도록 서로 다른 두 개의 시각에서 매스터 처방 영상을 생성시킬 수 있다.

일단 매스터 처방 영상(500)이 DRR 데이터에서 생성되었다면, 처방 담당 의사는 단계(410)에서 매스터 처방 영상에 있는 경계(506, 508)를 선택할 수 있고, 경계(506, 508)에 대하여 표적 중심(504)의 좌표를 결정하도록 이러한 경계를 이용할 수 있다. 선호하기는, 처방 담당 의사는 워크스테이션(126)을 이용하여 이러한 경계를 선택하고, 일반적으로 경계는 결과적으로 생성된 환자의 디지털 X-선 영상에서 보일 수 있는 환자 골격 시스템(510)에 있는 점(點)으로 이루어진다. 표적 중심(504)은 처방을 필요로 하는 조직의 영역에 일치하고, 표적 중심(504)은 매스터 처방 영상(500)에서 식별될 수 있다.

도 7A 에서 나타난 것처럼, 복합 교차 라인(520a, 520b)에 있는 선택 포인트에 대한 경계의 상대적 위치는 결정될 수 있다. 표적 중심(504)에서 교차 라인에 있는 선택 포인트의 거리는 또한 결정될 수 있다. 특히, 교차 라인(520a, 520b)에 직각인 방향으로 각각의 경계와 교차 라인(520a, 520b) 사이의 거리는 먼저 결정될 수 있는데, 예를 들면, 표적 중심에 대하여 경계의 X 와 Y 좌표를 의미한다. 그러므로, 경계(506, 508)와 표적 중심(504) 사이의 공간 관계는 결정될 수 있고, X 와 Y 좌표에 관하여 정의될 수 있는데, 이것에 의하여 경계(506)는 좌표(X_1, Y_1)를 가지고, 경계(508)는 좌표(X_2, Y_2)를 가진다.

환자(108)의 매스터 처방 영상(500)이 경계의 선택과 경계에 대하여 표적 중심의 벡터 좌표의 결정 등으로 마무리된다면, 디지털 영상 시스템(100)에 이와 같은 정보를 공급하고, 환자(108)의 처방을 위하여 이용된다. 특히, 단계(412)에 있어서, 그 다음에 환자는 처방 테이블(150, 도 2)에 위치될 수 있고, 그 다음에 받침대(104)는 요구되어지는 처방 각도로 회전될 수 있다. 위에서 기술(記述)된 것처럼, 환자(108)는 포드(pod) 내(內)에서 실질적으로 고정되는 것을 선호하고, 포드(pod)는 빔 방출 시스템(102)의 스나우트(110)에 관하여 고정된 방향으로 처방 테이블(150)에 위치된다. 일반적으로, 환자는 포드 내(內)에서 위치되고, 포드는 빔 방출 시스템(102)의 스나우트(110)에 보통 일직선으로 맞추어지도록, 포드를 테이블(110)에 위치시킨다. 결과로써, X-선 원(106)은 도 3 에서 기술(記述)된 방식으로 단계(414)에서 빔 경로(146) 내(內)에서 위치되고, 단계(416)에서 스나우트(110)의 전방과 영상 갈무리 장치(112) 등에서 근접하게 위치되는 환자 신체의 부분을 통하여 X-선은 빔 방출 시스템(102)의 스나우트(110)의 밭쪽으로 방출하도록, X-선 원(106)을 초기화한다. 이로 인(因)하여, (도 1 에서) 워크스테이션(126)이나 디스플레이(130) 등에 의하여 생성되고 표시되는 빔 방출 시스템(102)의 스나우트(110)의 전방에 근접하게 위치되는 환자 신체의 부분에 대한 영상(500')이 생긴다.

실례(實例)로써 갈무리되는 X-선 영상(500')(X-ray image)은 도 7B 에 나타나 있다. 영상에 겹쳐지는 교차-와이어(200a - 200c, 도 5C)를 갖춘 스나우트(110)의 전방에 있는 영역에 있어서, X-선 영상(500')은 주로 환자(108)의 골격 구조(510')로 이루어진다. 교차-와이어에 의하여 형광 스크린 어셈블리(192, 도 5A 와 도 5B)로 향(向)하는 X-선에서 인터럽트를 일으키는데, 여기서 형광 스크린 어셈블리(192)에 의하여 교차-와이어의 영역에서 생성되는 아주 적은 광양자를 일으킨다. 선호하기는, 교차-와이어(200a - 200c)는 빔 경로(146)의 기하학적 모양의 직접 중심에서 가로지르도록, 교차-와이어(200a - 200c)는 위치된다. 덧붙여서, 두 세트의 교차-와이어는 정렬 확인을 위하여 이용될 수 있도록, 빔 방출 시스템(102)의 스나우트(110)에 근접하게 위치되는 빔 경로에 위치되는 두 번째 세트의 교차-와이어가 실질적으로 존재할 수 있다. 예를 들면, 두 세트의 교차-와이어 사이에서 비(非)-일치라는 것은, 필요한 정정(訂正) 작동을 실행하기 위하여 영상 갈무리 장치(112)에 의하여 받침대 시스템(102)의 작동 장치에 통지할 수 있는 빔 경로(146)에 관하여 더 이상 중심을 잡지 않는다는 것을 표시한다.

빔 경로(146)에 있는 환자(108)의 X-선 영상(500')이 영상 갈무리 장치(112)에 의하여 갈무리되었다면, 처방 룸 디지털 영상 디스플레이 워크스테이션(126, 도 1)에 영상(500')은 공급되고, 그 다음에 처방 룸 영상 디스플레이 모니터(130)에 표시된다. 덧붙여서, 또한 매스터 처방 영상(500)은 단계(420)에서 모니터(132)에 동시에 또한 표시된다. 상기(上記)에 의하여, 처방 담당 의사는 도 7A 의 매스터 처방 영상(500)과 도 7B 의 X-선 영상(500') 등을 동시에 볼 수 있다. 따라서, 그 다음에, 처방 담당 의사는 단계(422)에서 매스터 처방 영상(500)에 있는 경계(506, 508) 등에 일치하는 X-선 영상(500')에 있는 경계(506', 508') 등을 선택할 수 있다. 마우스를 이용하여 X-선 영상에 있는 경계를 클릭하는 것에 의하여 처방 담당 의사는 이러한 영상을 이용하는 것을 선호한다.

매스터 처방 영상(500)에서 선택되는 경계(506, 508)에 일치하는 X-선 영상(500')에 있는 경계(506', 508')가 선택되었다면, 단계(424)에서 워크스테이션(126)은 빔 중심(512)(beam center)에 관하여 X-선 영상(500')에 있는 경계(506', 508')의 좌표 (X_1', Y_1'), (X_2', Y_2') 등을 결정한다. 상기(上記)에서 기술(記述)된 것처럼, 빔 경로 중심(512)은 교차-와이어(200a - 200c)의 교차점에 의하여 표시된다. 세 번째 교차 와이어(200c)는 비슷한 방식으로 또한 이용될 수 있다. 매스터 처방 영상에 관하여 결정되는 좌표 값 (X_1, Y_1), (X_2, Y_2)과, 좌표 값 (X_1', Y_1'), (X_2', Y_2') 등을 비교하는 것에 의하여, 그 다음에 표적 중심(504)과 빔 경로 중심(512) 사이의 오프셋은 결정될 수 있다.

그러므로, 그 다음에, 워크스테이션(126)에 있는 디스플레이에 의하여, 결정 단계(430)에서 빔 경로 중심(512)이 표적 중심(504)에 일직선으로 맞추어지는지를 결정한다. 빔 경로 중심(512)아 표적 중심(504)에 일직선으로 맞추어지는 상황에 있어서, 그 다음에 디지털 영상 시스템(100)은 단계(432)로 진행되는데, 치료 처방 순서는 초기화되고, 환자(108)는 처방 빔에 노출될 수 있다. 일반적으로, 치료 처방 순서는 빔 경로에서 X-선 원(106)을 제거하는 것, 빔 원에서 양성자 빔을 요구하는 것, 적합한 교정(較正)과 식별을 실행한 후(後)에 환자에 빔을 공급하는 것 등을 포함한다.

X-선 영상(500')에 있는 빔 중심(512)이 매스터 처방 영상(500)에 있는 표적 중심(504)에 일직선으로 맞추어지지 않는 상황에 있어서, 그 다음에, 표적 중심(504)과 빔 경로 중심(512) 등이 일직선으로 맞추어지도록, 디지털 영상 시스템(100)은 환자(108)가 이동해야만 하는 방향을 결정한다. 선호되는 실시예에 있어서, 환자 이동의 방향과 크기 등을 결정하도록, 경계(506, 508)에서 표적 중심(504)의 좌표와 경계(506', 508')에서 X-선 영상의 중심점(512) 좌표 등의 사이에서 최소 제곱 근사(least squares approximation)는 이용된다. 그 다음에, 디지털 영상 시스템(100)은 단계(436)에서 오프셋의 방향으로 환자(108)를 이동시킨다. 선호되는 실시예에 있어서, 처방 담당 의사에 의하여 공급되는 명령어에 응답하여 이동 가능하도록, 테이블(150)은 자동으로 조정된다. 그러므로, 처방 담당 의사는 단계(434)에서 결정된 이동 값으로 단순하게 들어가고, 테이블(150)은 새로운 위치로 포드(149) 내(內)에서 고정되게 위치되는 환자(108)를 이동시킨다. 따라서, X-선 원(106)은 단계(416)에서 다시 초기화되고, 표적 중심(504)과 빔 경로 중심(512) 등은 수용 가능한 정도의 오차 내(內)에서 일치할 때까지, 단계(430)를 통하여 단계(416)로 이루어지는 절차는 반복된다.

선호되는 실시예에 있어서, 처방 담당 의사에 의하여 선택되는 경계에 일치시키는 것에 의하여 일직선으로 맞추는 것은 실행되지만, 일직선으로 맞추도록 X-선 영상에 매스터 처방 영상을 비교하는데 다른 기술은 또한 이용될 수 있다. 특히, X-선 영상에서 경계를 식별하는 모양을 인식하는 소프트웨어(shape recognition software)는 또한 이용함으로써, 처방 담당 의사에 의하여 경계를 특별하게 표시하지 않는다. 덧붙여서, 곡선을 인식하는 소프트웨어(curve recognition software)는 특별한 곡선 윤곽을 갖춘 경계나 뼈의 구조에 관하여 표적 중심을 정의될 수 있는 것을 특징으로 한다. 따라서, 그 다음에, X-선 영상에 있는 컴퓨터에 의하여 동일한 곡선 구조는 식별될 수 있고, 빔 경로 중심에 대한 위치는 특별한 곡선 윤곽을 갖춘 동일한 뼈 구조에 관하여 결정될 수 있다. 그 다음에, 환자의 위치에 대한 결과적인 조정을 위하여 빔의 중심과 표적 중심 등의 사이에서 오프셋(offset)을 결정하는데 상기 정보는 이용될 수 있다. 따라서, 빔의 중심과 표적 중심 사이의 오프셋을 결정하는데 이용되는 경계는, 처방 담당 의사에 의하여 설계될 필요는 없지만, 컴퓨터에 의하여 식별될 수 있다는 사실을 당해 기술 종사 업자는 이해할 터이고, 경계(境界)는 반드시 골격 구조에 있는 특별한 포인트를 포함할 필요는 없지만, 경계(境界)는 곡선 뼈와 같은 전체 뼈 구조로 이루어질 수 있다.

그러므로, 선호되는 실시예에 있어서, 빔 노즐에 환자에 대하여 보다 효율적으로 일직선으로 맞추기 위하여 디지털 영상 시스템(digital image system)을 공급한다. 특히, 처방 담당 의사는 노즐 전방의 포드(pod)에 있는 환자를 단순하게 위치시킬 수 있고, 반복해서 환자 신체 내(內)에 있는 선택 경계에 관하여 빔 경로와 표적 중심 등의 사이에서 상대적인 위치를 결정한다. 이러한 결정에 의하여 노즐의 전방에 있는 환자 신체 영역의 사진에 의한 X-선 영상(phtographic X-ray image)을 생성시키는 필요를 제거하고, 그리고 이러한 결정에 의하여 빔 경로 중심과 표적 중심 등의 사이에서 오프셋(offset)의 자동 계산을 가능하게 한다. 결과적으로, 처방 장치를 더 이용하는 것을 고려하는 환자를 일직선으로 맞추는 것은 단순해지고 보다 더 효율적으로 된다.

산업상 이용 가능성

본 발명의 선호되는 실시예의 상기(上記) 기술(記述)은 나타나고, 기술(記述)되고, 본 발명의 기본적인 새로운 특징을 가리키지만, 실례(實例)로써 설명되는 장치뿐 아니라 그 이용 등에서 상세함을 나타내는 형(型)에서 다양한 방식으로 생략, 대체, 및 변화 등은, 본 발명의 범위에서 벗어나지 않으면서 당해 기술 종사 업자에 의하여 이루어진다. 따라서, 본 발명의 범위는 상기(上記)에 있는 논의에 제한되지 않지만, 다음에 있는 특허청구범위에 의하여 정의되어야만 한다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

양성자 원(proton source)을 가지며, 양성자 빔이 다양한 각도로 환자에게 방출되어질 수 있도록 받침대(gantry) 상에 설치되어지는 노즐(nozzle)을 갖춘 빔 방출 시스템(beam delivery system)을 가지며, 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)은 처방을 필요로 하는 환자의 영역에 대한 매스터 처방 영상(master prescription image)을 수신하는, 양성자 빔 치료 시스템을 위한 영상 시스템(imaging system)에 있어서, 상기 영상 시스템은,

상기 빔 방출 시스템(beam delivery system) 상에 설치되어지는 영상 빔원(imaging beam source, 106)을 포함하는데, 여기서 상기 영상 빔원(106)은 환자의 첫 번째 쪽을 향하여 빔 경로(beam path, 146)를 따라서 상기 영상 빔원이 영상 빔을 투영(投映)할 수 있는 것을 특징으로 하는 첫 번째 위치와 그리고 상기 영상 빔원이 상기 빔 경로로부터 제거됨으로써 상기 빔 경로를 따라서 양성자 빔이 이동하도록 하는 것을 특징으로 하는 두 번째 위치 사이에서 이동가능하게 된, 영상 빔원(imaging beam source, 106)과;

상기 받침대(gantry)에 부착되어지는 영상 빔 수신장치(imaging beam receiver, 114)를 포함하는데, 상기 영상 빔 수신장치는 받침대의 다양한 각도에 걸쳐서 상기 빔 경로에 관하여 중심이 잡혀지도록 하며, 상기 영상 빔 수신장치는 상기 빔 경로 내에 위치되어진 환자의 영역을 가로질러서 영상 빔이 통과한 후에 상기 영상 빔을 수신하는, 영상 빔 수신장치(imaging beam receiver, 114)와;

상기 영상 빔 수신장치에 부착되어지는 카메라(116)를 포함하는데, 상기 카메라는 영상 빔 수신장치로부터 신호를 수신하고 상기 빔 경로 내에 위치되어지는 환자의 신체 영역의 환자 방향 영상(patient orientation image, 500')을 생성시키는, 카메라(116)와; 그리고,

상기 매스터 처방 영상과 환자 방향 영상 모두를 수신하는 컨르롤러(controller)를 포함하는데, 상기 컨트롤러는 하나이상의 고정구조(rigid structure, 506,508)가 상기 매스터 처방 영상 상에서 설계되어질 수 있도록 구성되어짐으로써, 상기 하나이상의 고정구조에 관하여 환자 신체 내에서 치료 처방을 필요로 하는 표적 중심(isocenter, 504)의 상대 위치를 한정하도록 하며, 상기 컨트롤러는 하나이상의 고정구조가 상기 환자 방향 영상(patient orientation image) 상에서 설계되어질 수 있도록 구성되어짐으로써, 상기 컨트롤러가 상기 하나이상의 고정구조에 관하여 빔 경로의 상대위치를 결정할 수 있도록 하며, 상기 하나이상의 고정구조에 대한 상기 표적 중심과 빔 경로의 상대위치를 이용하는 상기 컨트롤러는 환자와 받침대(gantry) 사이에서 요구되는 상대 움직임을 결정함으로써, 하나이상의 고정구조에 관하여 빔 경로는 상기 하나이상의 고정구조에 관한 표적 중심의 위치와 일치하도록 되는, 컨르롤러(controller);

를 포함하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 상기 영상 빔 원(imaging beam source)은 빔 경로의 방향에 대하여 횡단하는 방향으로 이동 가능하도록 설치되어지는 X-선 원(X-ray source)으로 구성되는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 3.

제 2 항에 있어서, 상기 영상 빔 수신 장치(imaging beam receiver)는 상기 빔 경로 내에 위치되는 형광 스크린(fluorescing screen)으로 구성되어지며, 상기 형광 스크린은 이에 충돌하는 X-선에 응답하여 광양자(photon)를 생성시키는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 4.

제 3 항에 있어서, 상기 카메라는 상기 형광 스크린에 의하여 생성되는 상기 광양자를 수신하고, 이러한 작동에 의해서 환자 방향 영상(patient orientation image)을 생성시키는 CCD 카메라로 구성되는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 5.

제 4 항에 있어서, 상기 CCD 카메라는, 상기 환자 방향 영상에서 초과의 잡음(excessive noise)을 제거하도록, 물에 의하여 냉각되어지는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 6.

제 5 항에 있어서, 상기 형광 스크린과 CCD 카메라는 외피(enclosure) 내에 위치되어지고, 상기 형광 스크린은 상기 빔 경로에 관하여 중심을 잡는 상기 외피의 구멍 내(內)에 위치되어지고, 상기 외피(enclosure)는 CCD 카메라로 상기 광양자를 향하게 하는 형광 스크린에 의해서 생성되어지는 상기 광양자를 위한 경로를 한정하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 7.

제 6 항에 있어서, 상기 외피(enclosure)는 두 개의 거울을 포함하며, 상기 형광 스크린에서 방출하는 상기 광양자는 상기 거울들 중 하나로 향하는 첫 번째 방향으로 움직이고, 두 번째 거울을 향하는 두 번째 방향으로 반사되어지고, 그 다음에 상기 CCD 카메라로 향하며 상기 첫 번째 방향에 일반적으로 평행한 세 번째 방향으로 반사되어지는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 8.

제 7 항에 있어서, 상기 외피(enclosure)는 하나 이상의 차폐장치(baffle)를 포함하며, 상기 차폐장치는 상기 경로의 방향에 대하여 횡단하는 성분의 방향으로 움직이는 어떤 광양자의 일부분이 상기 CCD 카메라에 도달하지 않도록 하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 9.

제 8 항에 있어서, X-선 원(X-ray source)은 30 ㎸ 내지 150 ㎸ 에너지 범위에서 작동하는 진단을 위하여 이용되는 X-선 튜브(X-ray tube)로 구성되며, 형광 스크린은 황화 2산화 가돌리늄(gadolinium sulphur dioxide)으로 만들어진 평면으로 구성되며, CCD 카메라는 512 x 512 픽셀인 얇게 만들어진 CCD 센서(CCD sensor)를 포함하고, 상기 CCD 카메라는 50 mm 초점길이(focal length)를 갖춘 F.95 렌즈를 포함하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 10.

제 9 항에 있어서, 환자 방향 영상이 보력(補力, intensification)에 의하여 실질적으로 왜곡되지 않도록, 상기 CCD 카메라는 상기 경로 내에서 상기 형광 스크린으로부터 상기 광양자를 직접적으로 수신하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 11.

제 4 항에 있어서, 빔 경로 내에서 중심이 잡아지도록 상기 형광 스크린에 부착된 한 쌍(雙)의 교차-와이어(cross-wire)를 추가적으로 포함하며, 상기 교차-와이어의 영상이 환자 방향 영상 상에 만들어지는, 상기 교차-와이어의 영역에서 상기 형광 스크린에 의해서 더 적은 광양자가 발생하도록 상기 교차-와이어는 X-선 원으로부터 상기 X-선을 중단시키는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 12.

제 1 항에 있어서,

컨트롤러(controller)로부터 신호를 수신하고, 그리고 상기 매스터 처방 영상(master prescription image)을 표시하는 제 1 모니터(first monitor)와; 그리고,

상기 컨트롤러로부터 신호를 수신하고, 환자 방향 영상(patient orientation image)을 표시하며, 상기 환자 방향 영상 상에 하나이상의 고정구조(rigid structure)를 설계하도록 처방 담당의사가 상기 컨트롤러를 조정할 수 있는, 제 2 모니터(second monitor)를 추가적으로 포함하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 13.

제 1 항에 있어서, 상기 컨트롤러는 빔 경로와 하나 이상의 고정 구조에 대한 표적 중심(isocenter) 사이에서 오프셋(offset)을 결정하도록 최소 제곱 근사(least squares approximation)를 실행하고, 상기 하나 이상의 고정 구조는 환자 골격 구조 상에 경계(monument)를 포함하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 14.

양성자 원(proton source)을 가지며, 양성자 빔이 다양한 각도로 환자에게 방출되어질 수 있도록 받침대(gantry) 상에 설치되어지는 노즐(nozzle)을 갖춘 빔 방출 시스템(beam delivery system)을 가지며, 영상 시스템(imaging system)은 처방을 필요로 하는 환자의 영역에 대한 매스터 처방 영상(master prescription image)을 수신하는, 양성자 빔 치료 시스템을 위한 영상 시스템(imaging system)에 있어서, 상기 영상 시스템은,

상기 빔 방출 시스템(beam delivery system) 상에 설치되어지는 X-선 원(X-ray source)을 포함하는데, 여기서 상기 X-선 원은 환자의 첫 번째 쪽을 향하여 빔 경로를 따라서 X-선 빔을 투영(投映)할 수 있는 것을 특징으로 하는 첫 번째 위치와 그리고 상기 X-선 원이 상기 빔 경로로부터 제거됨으로써 상기 빔 경로를 따라서 양성자 빔이 이동하도록 하는 것을 특징으로 하는 두 번째 위치 사이에서 이동가능하게 된, X-선 원(X-ray source)과;

상기 받침대(gantry)에 부착되어지는 X-선 빔 수신장치(X-ray beam receiver)를 포함하는데, 상기 X-선 수신장치는 받침대의 다양한 각도에 걸쳐서 상기 빔 경로에 관하여 중심이 잡혀지도록 하며, 상기 X-선 수신장치는 상기 빔 경로 내에 위치되어진 환자의 영역을 가로질러서 X-선 빔이 통과한 후에 상기 X-선 빔을 수신하고 빔 경로 내에 있는 환자의 신체의 영역에 일치하는 광양자 영상(photon image)을 생성시키는, X-선 빔 수신장치(X-ray beam receiver)와;

상기 X-선 빔 수신장치로부터 상기 광양자 영상을 직접적으로 수신하고, 상기 빔 경로 내에 위치되어진 환자의 신체 영역의 환자 방향 영상(patient orientation image)을 생성시킴으로써, 상기 환자 방향 영상이 보력(補力)에 의해서 왜곡되어지지 않도록 하는 카메라(camera)와; 그리고,

상기 매스터 처방 영상과 환자 방향 영상 모두를 수신하는 컨르롤러(controller)를 포함하는데, 상기 컨트롤러는 하나이상의 경계(monument)가 상기 매스터 처방 영상 상에서 설계되어질 수 있도록 구성되어짐으로써, 상기 하나이상의 경계에 관하여 환자 신체 내에서 치료 처방을 필요로 하는 표적 중심(isocenter)의 상대 위치를 한정하도록 하며, 상기 컨트롤러는 하나이상의 경계(monument)가 상기 환자 방향 영상(patient orientation image) 상에서 설계되어질 수 있도록 구성되어짐으로써 상기 컨트롤러가 상기 하나이상의 경계에 관하여 빔 경로의 상대위치를 결정할 수 있도록 하며, 상기 하나이상의 경계(monument)에 대한 상기 표적 중심과 빔 경로의 상대위치를 이용하는 상기 컨트롤러는 요구되는 환자의 움직임을 결정함으로써, 하나이상의 경계에 관한 빔 경로가 상기 하나이상의 경계에 관한 표적 중심의 위치와 일치하도록 되는, 컨르롤러(controller);

를 포함하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 15.

제 14 항에 있어서, 상기 빔 경로 내에서 중심이 잡아지도록 상기 X-선 빔 수신장치(X-ray beam receiver)에 부착된 한 쌍(雙)의 교차-와이어(cross-wire)를 추가적으로 포함하며, 상기 교차-와이어의 영상이 환자 방향 영상 상에 만들어지는, 상기 교차-와이어의 영역에서 상기 X-선 빔 수신장치에 의해서 더 적은 광양자가 발생하도록 상기 교차-와이어는 X-선 원으로부터 상기 X-선을 중단시키는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 16.

제 14 항에 있어서, 중심(isocenter)이 빔 경로에 위치되어지도록 빔 경로에 관하여 환자 움직임의 방향과 크기를 결정하는 최소 제곱근사(least squares approximation)를 실행하도록, 상기 컨트롤러는 하나 이상의 경계(monument)에 관하여 빔 경로의 상대위치와 중심(isocenter)의 상대위치를 이용하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 17.

제 14 항에 있어서,

상기 컨트롤러(controller)로부터 신호를 수신하고, 그리고 상기 매스터 처방 영상(master prescription image)을 표시하는 제 1 모니터(first monitor)와; 그리고,

상기 컨트롤러로부터 신호를 수신하고, 환자 방향 영상(patient orientation image)을 표시하며, 상기 환자 방향 영상 상에 하나이상의 경계(monument)를 설계하도록 처방 담당의사가 상기 컨트롤러를 조정할 수 있는, 제 2 모니터(second monitor)를 추가적으로 포함하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(protonbeam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 18.

제 14 항에 있어서, 상기 X-선 빔 수신장치(X-ray beam receiver)는 상기 빔 경로 내에 위치되어지는 형광 스크린(fluorescing screen)을 포함하며, 상기 형광 스크린은 이에 충돌하는 X-선에 응답하여 광양자(photon)를 생성시키는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 19.

제 18 항에 있어서, 카메라는 상기 형광 스크린에 의하여 생성되는 상기 광양자를 수신하고, 이러한 작동에 의해서 환자 방향 영상(patient orientation image)을 생성시키는 CCD 카메라로 구성되는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 20.

제 19 항에 있어서, 상기 CCD 카메라는, 상기 환자 방향 영상으로부터의 초과의 잡음(excessive noise)을 제거하도록, 물에 의하여 냉각되어지는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 21.

제 20 항에 있어서, 상기 형광 스크린과 CCD 카메라 등은 외피(enclosure) 내에 위치되어지고, 상기 형광 스크린은 상기 빔 경로에 관하여 중심을 잡는 상기 외피의 구멍 내(內)에 위치되어지고, 상기 외피(enclosure)는 CCD 카메라로 상기 광양자를 향하게 하는 상기 형광 스크린에 의해서 생성되어지는 상기 광양자를 위한 경로를 한정하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 22.

제 21 항에 있어서, 상기 외피(enclosure)는 두 개의 거울을 포함하며, 상기 형광 스크린에서 방출하는 상기 광양자는 상기 거울들 중 하나로 향하는 첫 번째 방향으로 움직이고, 두 번째 거울을 향하는 두 번째 방향으로 반사되어지고, 그 다음에 상기 CCD 카메라로 향하며 상기 첫 번째 방향에 일반적으로 평행한 세 번째 방향으로 반사되어지는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 23.

제 22 항에 있어서, 상기 외피(enclosure)는 하나 이상의 차폐장치(baffle)를 포함하며, 상기 차폐장치는 상기 경로의 방향에 대하여 횡단하는 성분의 방향으로 움직이는 광양자가 상기 CCD 카메라에 도달하지 않도록 하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 24.

제 23 항에 있어서, X-선 원(X-ray source)은 30 ㎸ 내지 150 ㎸ 에너지 범위에서 작동하는 진단을 위하여 이용되는 X-선 튜브(X-ray tube)로 구성되며, 형광 스크린은 황화 2산화 가돌리늄(gadolinium sulphur dioxide)으로 만들어진 평면으로 구성되며, CCD 카메라는 512 x 512 픽셀인 얇게 만들어진 CCD 센서(CCD sensor)를 포함하고, 상기 CCD 카메라는 50 mm 초점길이(focal length)를 갖춘 F.95 렌즈를 포함하는 것을 특징으로 하는 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)을 위한 영상 시스템(imaging system)

청구항 25.

삭제

청구항 26.

삭제

청구항 27.
삭제

청구항 28.
삭제

청구항 29.
삭제

청구항 30.
삭제

청구항 31.
삭제

청구항 32.
삭제

청구항 33.

처방 빔 원(treatment beam source)을 가지며, 처방 빔이 다양한 각도로 제공되도록 구성된 노즐(nozzle)을 갖춘 빔 방출 시스템(beam delivery system)을 가지는, 처방 빔 치료 시스템(treatment beam therapy system)을 위한 치료 영상 시스템(therapeutic imaging system)에 있어서, 상기 치료 영상 시스템은,

상기 빔 방출 시스템(beam delivery system) 상에 설치되어지는 X-선 빔 원(X-ray beam source)을 포함하는데, 여기서 상기 X-선 빔 원은 환자의 첫 번째 쪽을 향하여 빔 경로를 따라서 X-선 빔을 투영(投映)할 수 있는 것을 특징으로 하는 첫 번째 위치와 그리고 상기 X-선 빔 원이 상기 빔 경로로부터 제거됨으로써 상기 빔 경로를 따라서 처방 빔이 이동하는 것을 특징으로 하는 두 번째 위치 사이에서 이동가능하게 된, X-선 빔 원(X-ray beam source)과;

상기 빔 경로에 관하여 일직선으로 맞추어지도록 위치된 형광 스크린(fluorescing screen)을 포함하는데, 상기 형광 스크린은 상기 빔 경로 내에 위치되어진 환자의 영역을 가로질러서 X-선 빔이 통과한 후에 상기 X-선 빔을 수신하고 그 다음 결과로서 광양자 영상(photon image)을 생성시키는, 형광 스크린(fluorescing screen)과; 그리고,

상기 형광 스크린으로부터 상기 광양자 영상을 직접적으로 수신하고, 상기 빔 경로 내에 위치되어진 환자의 신체 영역의 환자 방향 영상을 생성시킴으로써, 상기 환자 방향 영상이 보력(補力)에 의해서 왜곡되어지지 않도록 하는 디지털 카메라(camera);

를 포함하는 것을 특징으로 하는 처방 빔 치료 시스템(treatment beam therapy system)을 위한 치료 영상 시스템(therapeutic imaging system)

청구항 34.

제 33 항에 있어서, 상기 치료 영상 시스템은 양성자 원(proton source)을 가진 양성자 빔 치료 시스템(proton beam therapy system)으로서 이용되어지도록 구성되며, 빔 방출 시스템(beam delivery system)은 양성자 빔이 다양한 각도에서 환자에게 방출되어질 수 있도록 받침대(gantry) 상에 설치되어지는 노즐을 이용하도록 구성되어지며, 상기 치료 영상 시스템은 상기 받침대의 다양한 방향에서 상기 환자 방향 영상을 생성시킬 수 있는 것을 특징으로 하는 처방 빔 치료 시스템(treatment beam therapy system)을 위한 치료 영상 시스템(therapeutic imaging system)

청구항 35.

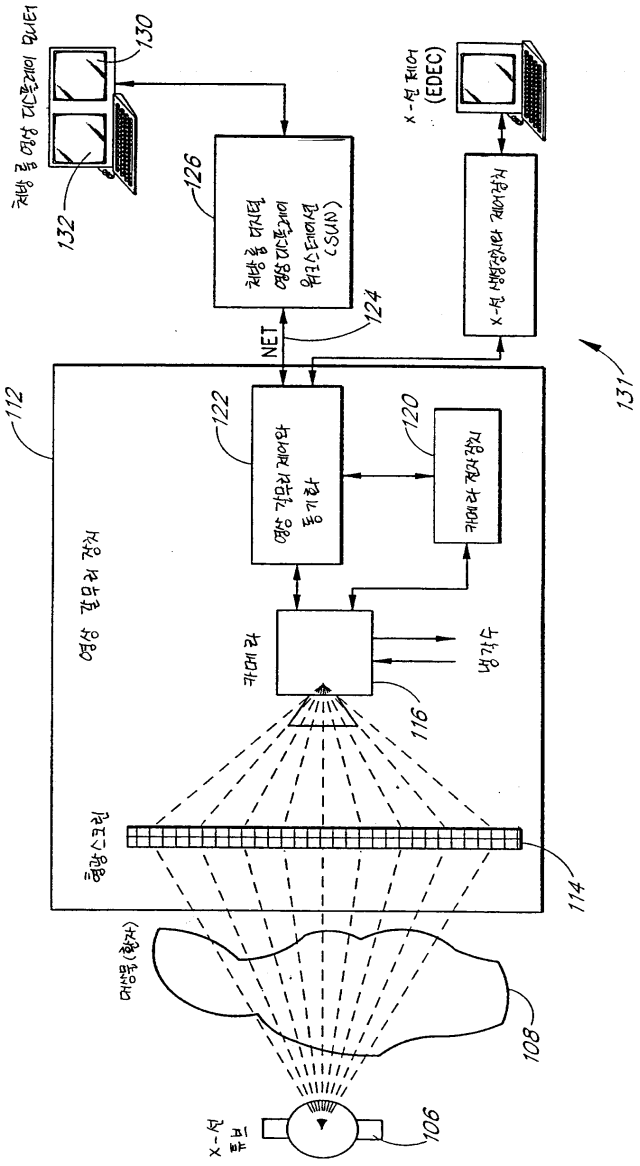
제 34 항에 있어서, 처방을 위한 환자의 영역에 대한 매스터 처방 양상(master prescription image)과 환자 방향 영상을 수신하는 컨트롤러(controller)를 추가적으로 포함하며, 상기 컨트롤러는 하나이상의 경계(monument)가 상기 매스터 처방 영상 상에 설계되어질 수 있도록 구성됨으로써, 상기 하나이상의 경계에 관하여 환자 신체에서 처방을 필요로 하는 표적 중심의 상대위치를 한정하도록 하는 것을 특징으로 하는 처방 빔 치료 시스템(treatment beam therapy system)을 위한 치료 영상 시스템(therapeutic imaging system)

청구항 36.

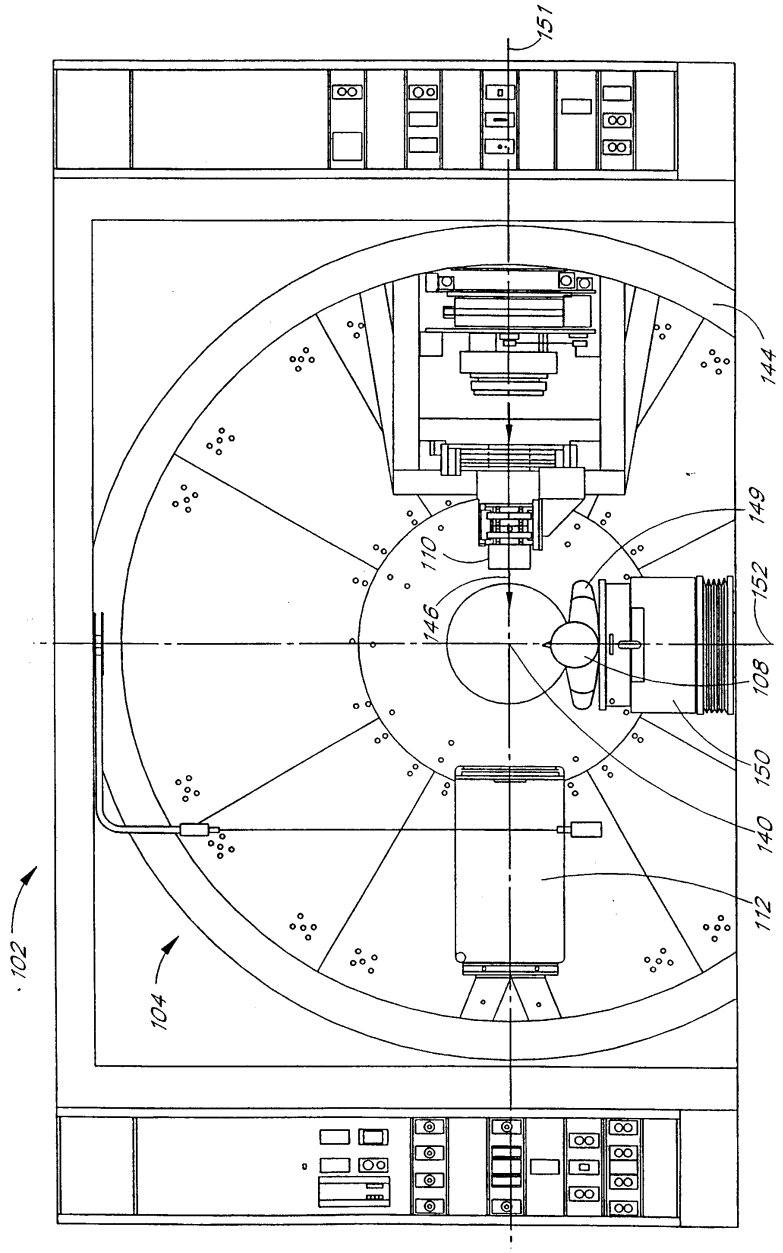
제 35 항에 있어서, 상기 컨트롤러는 하나이상의 경계(monument)가 상기 환자 방향 영상 상에서 설계되어질 수 있도록 구성됨으로써, 상기 하나이상의 경계에 관하여 빔 경로의 상대위치를 결정할 수 있도록 하고, 상기 하나이상의 경계에 관하여 상기 빔 경로와 상기 중심의 상대위치를 이용하는 상기 컨트롤러가, 요구되어지는 노즐과 환사 사이의 상대 움직임을 결정함으로써, 하나이상의 경계에 대한 빔 경로의 위치는 상기 하나이상의 경계에 관한 중심의 위치와 일치하도록 되는 것을 특징으로 하는 처방 빔 치료 시스템(treatment beam therapy system)을 위한 치료 영상 시스템(therapeutic imaging system)

도면

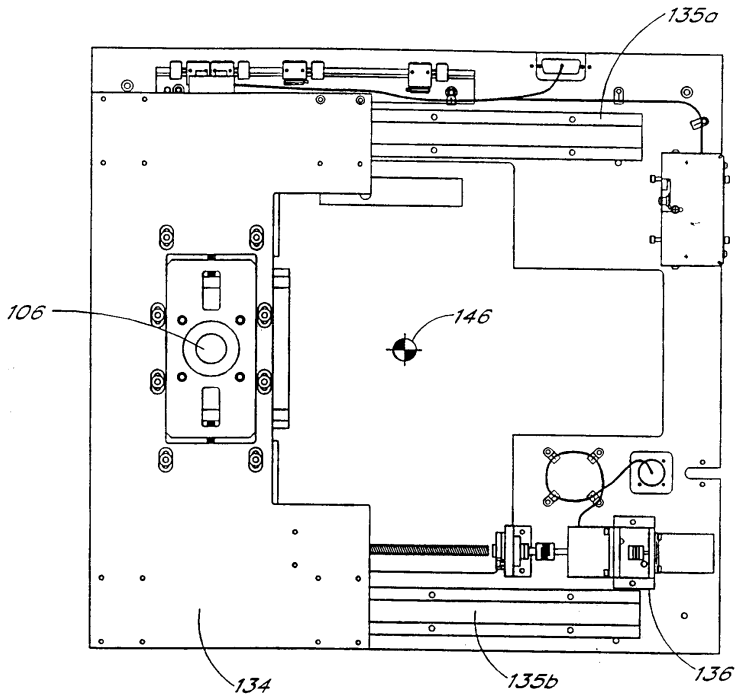
도면1



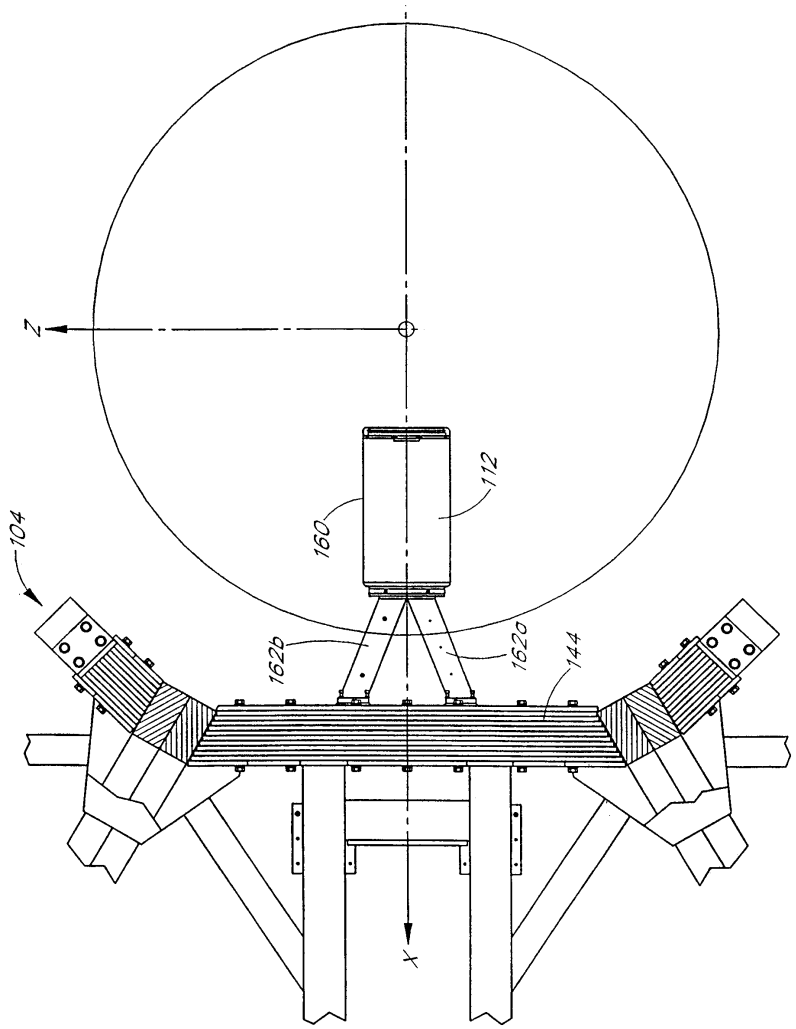
도면2



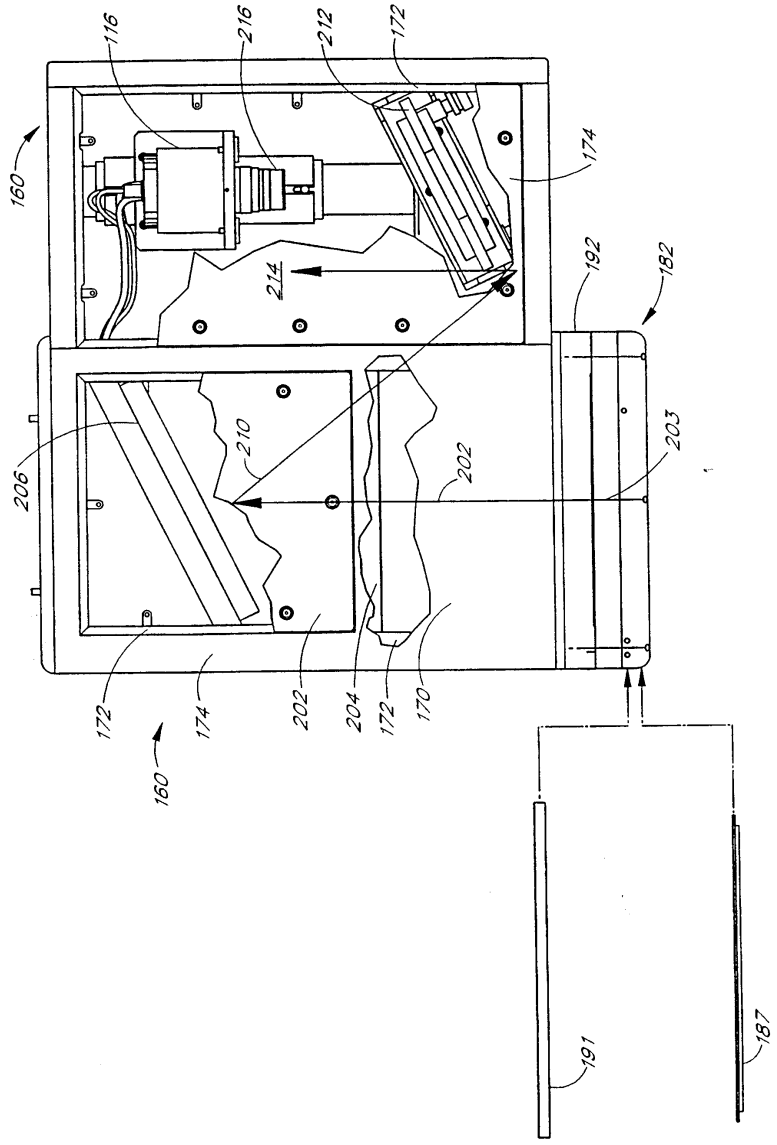
도면3



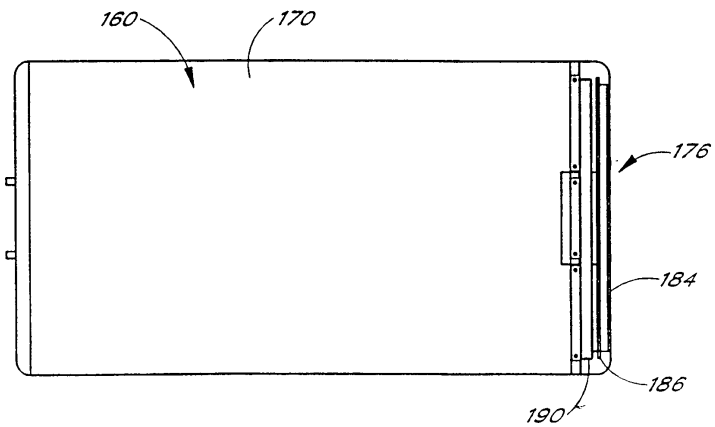
도면4



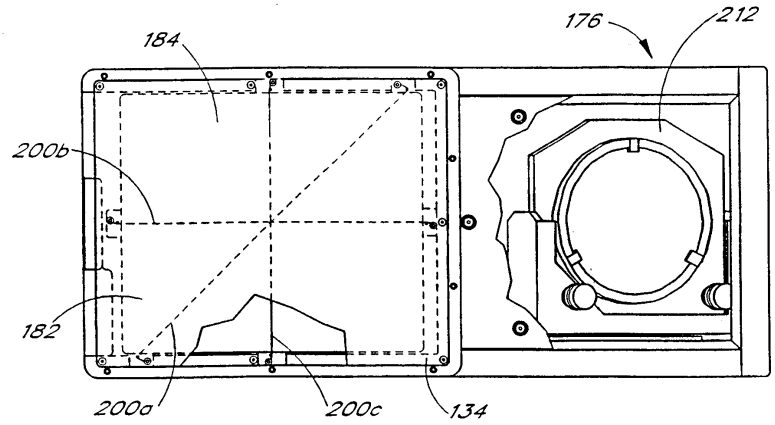
도면5a


116
216
212
172
160
174
214
192
182
206
210
202
203
172
174
202
204
172
170
160
191
187

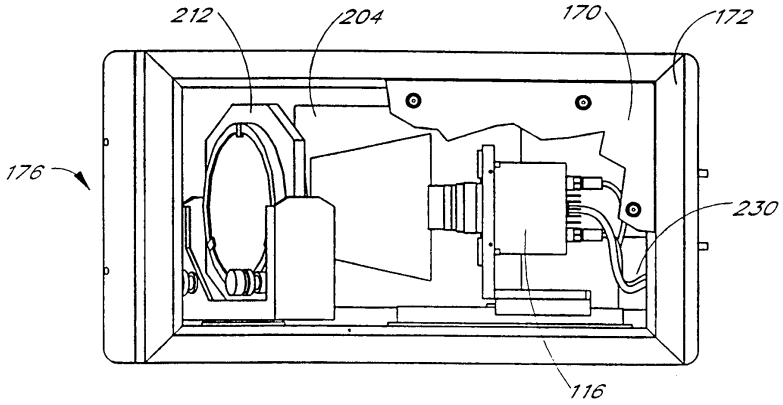
도면5b


160
170
176
184
186
190

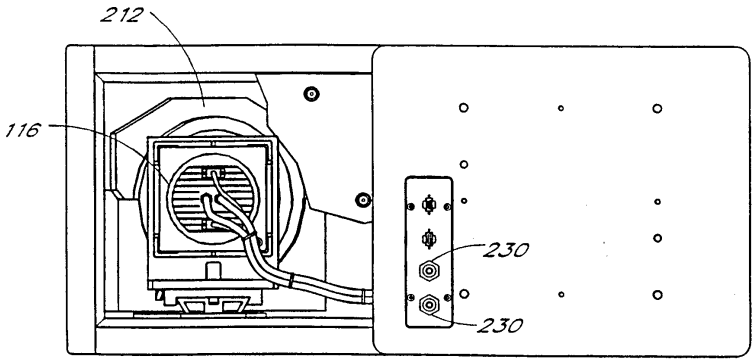
도면5c



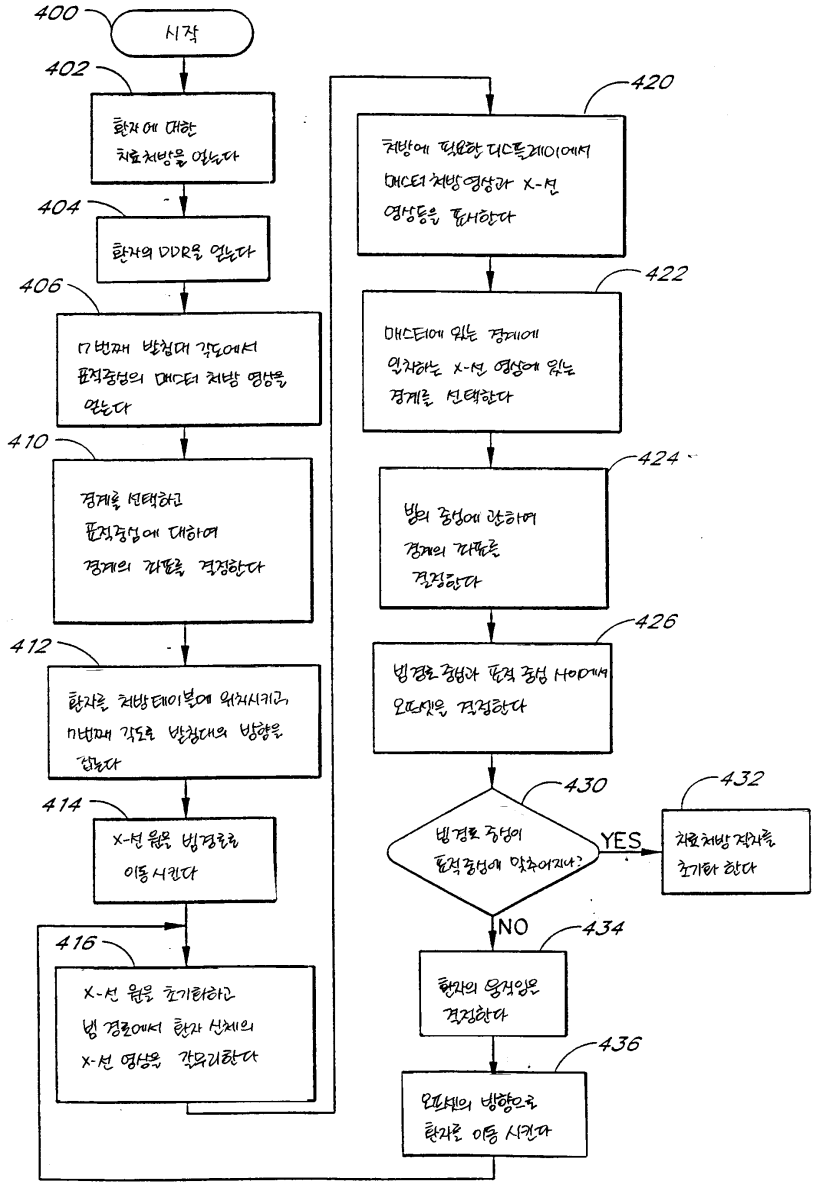
도면5d



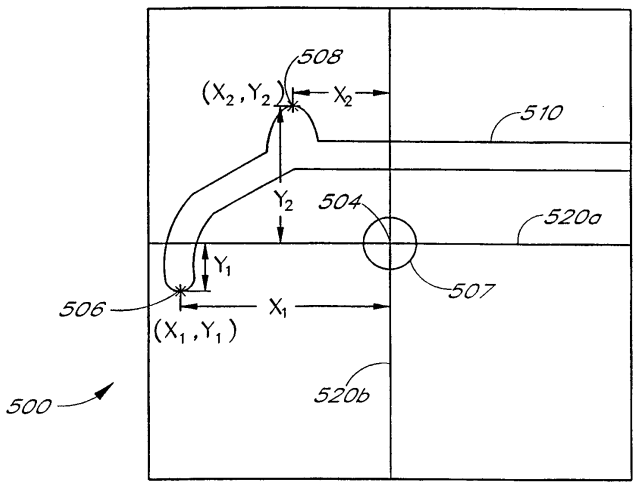
도면5e



도면6


400
시작
402
환자에 대한 치료처방을 얻는다
404
환자의 DDR을 얻는다
406
i번째 방향대 각도에서 표적중심의 메스터 처방 영상을 얻는다
410
경계를 선택하고 표적중심에 대하여 경계의 거리를 결정한다
412
환자를 처방테이블에 위치시키고 i번째 각도로 방향대의 방향을 설정한다
414
X-선 원을 빔경로로 이동시킨다
416
X-선 원을 초기화하고 빔 경로에서 환자 신체의 X-선 영상을 갖추리한다
420
처방에 필요한 디스플레이에서 메스터 처방영상과 X-선 영상등을 표시한다
422
메스터에 있는 경계에 일치하는 X-선 영상에 있는 경계를 선택한다
424
빔의 중심에 관하여 경계의 거리를 결정한다
426
빔경로중심과 표적중심 사이에서 오프셋을 결정한다
430
빔경로 중심이 표적중심에 맞추어지나?
YES
432
치료처방 작업을 초기화 한다
NO
434
환자의 움직임을 결정한다
436
오프셋의 방향으로 환자를 이동시킨다

도면7a


508
(X2, Y2)
X2
510
Y2
504
520a
Y1
507
506
X1
(X1, Y1)
500
520b

도면7b

