



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。 Int. Cl. A61B 6/04 (2006.01)	(45) 공고일자 (11) 등록번호 (24) 등록일자	2007년03월15일 10-0695377 2007년03월08일
--	-------------------------------------	--

(21) 출원번호	10-2004-0003636	(65) 공개번호	10-2004-0079835
(22) 출원일자	2004년01월19일	(43) 공개일자	2004년09월16일
심사청구일자	2004년01월19일		

(30) 우선권주장 JP-P-2003-00058199 2003년03월05일 일본(JP)

(73) 특허권자 가부시킴이샤 히타치세이사쿠쇼
일본국 도쿄도 치요다구 마루노우치 1초메 6반 6고

(72) 발명자 나가미네요시히코
일본이바라끼켄히다찌시이시나자카쵸1-13-13-205

후지타카신이찌로
일본이바라끼켄히다찌시히가시카네사와쵸5-20-1

혼다다꾸로오
일본이바라끼켄히다찌시미토시신소쵸1-4-12-404

아끼야마히로시
일본이바라끼켄히다찌시오오마시하타쵸1990-5

(74) 대리인 주성민
장수길

심사관 : 김태훈

전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 베드 위치 결정 장치, 베드 위치 결정 방법 및 입자선 치료 장치

(57) 요약

본 발명은 조작자의 기량에 관계없이 항상 충분한 위치 결정 정밀도를 확보하는 것을 과제로 한다.

입자선 조사부(4)로부터 환자(8)의 환부에 이온 빔을 출사하기 위해서 환자 베드(59)의 위치 결정을 행하는 베드 위치 결정 장치에 있어서, 입자선 조사부(4)로부터의 빔 라인(m)을 따라서 X선을 출사하는 X선 방출 장치(26)와, X선을 입사하여 화상 처리하는 X선 투시 화상 촬영 장치(29)와, 그 처리 화상 신호에 기초해서 환부의 현재 화상을 표시하는 디스플레이 장치(39B)와, 환부에 대하여 미리 준비한 기준 X선 화상을 표시하는 디스플레이 장치(39A)와, 기준 X선 화상 중 조사 목표 중심(isocenter)를 포함하는 비교 영역 A와, 현재 화상에 있어서의 비교 영역 B 또는 최종 비교 영역 B와의 사이의 패턴 매칭을 행하여, 조사시에 있어서의 환자 베드(59)의 위치 결정용 데이터를 생성하는 위치 결정 데이터 생성 장치(37)를 갖는다.

대표도

도 6

특허청구의 범위

청구항 1.

입자선 조사 장치로부터의 하전 입자 빔이 조사되는 환자를 지지하는 베드의 위치 결정을 행하는 베드 위치 결정 장치에 있어서,

X선을 방사하는 X선 방출 장치와,

이 X선 방출 장치로부터 출사된 X선을 입사하여 그 X선에 따른 출력 신호를 출력하는 X선 입사 장치와,

상기 X선 입사 장치로부터 출력된 상기 출력 신호를 이용하여 하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 상기 환자의 부위에 대한 제2 화상 정보를 생성하는 화상 정보 생성 장치와,

상기 환자의 환부의 화상 데이터에 기초하여 미리 작성된 조사 목표 중심을 포함하는 기준 화상이 되는 제1 화상 정보에 대하여 상기 조사 목표 중심을 포함하는 제1 설정 영역을 설정하고, 상기 제2 화상 정보에 대해 상기 하전 입자 빔 진로에 대응하는 위치를 포함하는 제2 설정 영역과 상기 제2 화상 정보의 화상 영역보다도 좁고 상기 제2 설정 영역보다 넓은 탐색 영역을 설정하며, 상기 탐색 영역의 범위 내에서 상기 제2 설정 영역을 순차 이동시켜 상기 제2 설정 영역의 각각의 위치에서 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보의 패턴 매칭을 행하고, 상기 제1 설정 영역의 상기 제1 화상 정보와 가장 유사한 제2 화상 정보를 갖는 제2 설정 영역을 추출하며, 이 추출한 제2 설정 영역에 기초하여 상기 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 연산 처리 장치를 구비하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 2.

제1항에 있어서, 상기 위치 결정용 정보에 기초해서 상기 베드의 이동 제어를 행하는 베드 제어 장치를 추가로 구비한 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 3.

제1항에 있어서, 상기 연산 처리 장치는 상기 패턴 매칭을 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보에 있어서의 복수의 화소 정보와, 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보에 있어서의 복수의 화소 정보를 이용하여 행하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 4.

제3항에 있어서, 상기 연산 처리 장치는 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보에 있어서의 복수의 화소 정보와, 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보에 있어서의 복수의 화소 정보의 편차가 가장 적어지도록 최소 제곱법에 의해서 상기 위치 결정용 정보를 생성하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 5.

화상 정보 생성 장치와 연산 처리 장치를 구비한 베드 위치 결정 장치에 의해, 입자선 조사 장치로부터의 하전 입자 빔이 조사되는 환자를 지지하는 베드의 위치 결정을 행하는 베드 위치 결정 방법에 있어서,

상기 화상 정보 생성 장치는 하전입자 빔 진로 내에 위치하는 상기 환자의 부위를 투과한 X선을 기초로 상기 환자의 부위에 대한 제2 화상 정보를 생성하고,

상기 연산 처리 장치는 상기 환자의 환부의 화상 데이터에 기초하여 미리 작성된 조사 목표 중심을 포함하는 기준 화상이 되는 상기 제1 화상 정보와 상기 제2 화상 정보를 도입하고,

상기 제1 화상 정보에 대해 상기 조사 목표 중심을 포함하는 제1 설정 영역을 설정하고, 상기 제2 화상 정보에 대해 상기 하전 입자 빔 진로에 대응하는 위치를 포함하는 제2 설정 영역과 상기 제2 화상 정보의 화상 영역보다도 좁고 상기 제2 설정 영역보다 넓은 탐색 영역을 설정하며, 상기 탐색 영역의 범위 내에서 상기 제2 설정 영역을 순차 이동시켜 상기 제2 설정 영역의 각각의 위치에서 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보의 패턴 매칭을 행하며, 상기 제1 설정 영역의 상기 제1 화상 정보와 가장 유사한 제2 화상 정보를 갖는 제2 설정 영역을 추출하고, 이 추출한 제2 설정 영역에 기초하여 상기 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 방법.

청구항 6.

제1항에 있어서, 상기 X선 방출 장치는 상기 입자선 조사 장치에 장착되고 하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 제1 포지션과, 상기 하전 입자 빔 진로로부터 이격되어 상기 하전 입자 빔의 진행이 방해되지 않는 제2 포지션의 사이를 이동하여 상기 제1 포지션에서 X선을 방출하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 7.

제1항에 있어서, 상기 화상 정보 생성 장치는 상기 제2 화상 정보의 화상의 중심이 상기 하전 입자 빔 진로와 일치하도록 상기 제2 화상을 생성하고,

상기 연산 처리 장치는 상기 제1 설정 영역을 상기 제1 화상 정보에 대해 상기 제1 설정 영역의 중심이 상기 조사 목표 중심과 일치하도록 설정하고, 상기 제2 설정 영역을 상기 제2 화상 정보에 대해 상기 제2 설정 영역의 중심이 상기 제2 화상 정보의 화상의 중심인 상기 하전 입자 빔 진로와 일치하도록 설정하고, 상기 제2 화상 정보의 화상의 중심과 상기 패턴 매칭에 의해 추출한 제2 설정 영역의 중심과의 위치 오차량에 의해 상기 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 8.

입자선 조사 장치로부터의 하전 입자 빔이 조사되는 환자를 지지하는 베드의 위치 결정을 행하는 베드 위치 결정 장치에 있어서,

X선 방출 장치와,

이 X선 방출 장치로부터 출사된 X선에 따른 신호를 이용하여 하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 상기 환자의 부위에 대한 제2 화상 정보를 생성하는 화상 정보 발생 장치와,

상기 환자의 환부의 화상 데이터를 기초로 하여 미리 작성된 조사 목표 중심을 포함하는 기준 화상이 되는 제1 화상 정보 및 상기 제2 화상 정보를 표시하는 표시 장치와,

상기 제1 화상 정보에 대해 상기 조사 목표 중심을 포함하는 제1 설정 영역을 설정하고, 상기 제2 화상 정보에 대해 상기 하전 입자 빔 진로에 대응하는 위치를 포함하는 제2 설정 영역과, 상기 제2 화상 정보의 화상 영역보다도 좁고 상기 제2 설

정 영역보다 넓은 탐색 영역을 설정하는 동시에, 상기 제1 설정 영역을 나타내는 프레임과 상기 제2 설정 영역을 나타내는 프레임을 상기 표시 장치에 표시하고, 상기 탐색 영역의 범위 내에서 상기 제2 설정 영역을 순차 이동시켜 상기 제2 설정 영역의 각각의 위치에서 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보의 패턴 매칭을 행하여 상기 제1 설정 영역의 상기 제1 화상 정보와 가장 유사한 제2 화상 정보를 갖는 제2 설정 영역을 추출하고, 이 추출한 제2 설정 영역을 기초로 하여 상기 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 연산 처리 장치를 구비한 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 9.

입자선 발생 장치와,

상기 입자선 발생 장치로부터 공급된 하전 입자 빔을 환자의 환부에 조사하는 입자선 조사 장치와,

상기 환자를 지지하는 베드와,

X선을 방사하는 X선 방출 장치와, 이 X선 방출 장치로부터 출사된 X선을 입사하여 그 X선에 따른 출력 신호를 출력하는 X선 입사 장치와, 상기 X선 입사 장치로부터 출력된 상기 출력 신호를 이용하여 하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 상기 환자의 부위에 대한 제2 화상 정보를 생성하는 화상 정보 생성 장치와, 상기 환자의 환부의 화상 데이터를 기초로 하여 미리 작성된 조사 목표 중심을 포함하는 기준 화상이 되는 제1 화상 정보에 대해 상기 조사 목표 중심을 포함하는 제1 설정 영역을 설정하고, 상기 제2 화상 정보에 대해 상기 하전 입자 빔 진로에 대응하는 위치를 포함하는 제2 설정 영역과 상기 제2 화상 정보의 화상 영역보다도 좁고 상기 제2 설정 영역보다 넓은 탐색 영역을 설정하고, 상기 탐색 영역의 범위 내에서 상기 제2 설정 영역을 순차 이동시켜 상기 제2 설정 영역의 각각의 위치에서 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보의 패턴 매칭을 행하여 상기 제1 설정 영역의 상기 제1 화상 정보와 가장 유사한 제2 화상 정보를 갖는 제2 설정 영역을 추출하고, 이 추출한 제2 설정 영역을 기초로 하여 상기 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 연산 처리 장치를 구비한 베드 위치 결정 장치와,

상기 위치 결정용 정보를 기초로 상기 베드의 이동 제어를 행하는 베드 제어 장치와,

상기 베드 제어 장치를 기초로 상기 베드를 이동시키는 베드 구동 장치를 구비한 것을 특징으로 하는 입자선 치료 장치.

청구항 10.

입자선 조사 장치로부터의 하전 입자 빔이 조사되는 환자를 지지하는 베드의 위치 결정을 행하는 베드 위치 결정 장치에 있어서,

X선 방출 장치와,

이 X선 방출 장치로부터 출사된 X선에 따른 신호를 이용하여 하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 상기 환자의 부위에 대한 제2 화상 정보를 생성하는 화상 정보 발생 장치와,

상기 환자의 환부의 화상 데이터를 기초로 하여 미리 작성된 조사 목표 중심을 포함하는 기준 화상이 되는 제1 화상 정보에 대해 상기 조사 목표 중심을 포함하는 제1 설정 영역을 설정하고, 상기 제2 화상 정보에 대해 상기 하전 입자 빔 진로에 대응하는 위치를 포함하여 상기 제1 설정 영역과 대략 동일한 크기의 제2 설정 영역을 설정하고, 상기 제2 화상 정보의 영역 내에서 상기 제2 설정 영역을 순차 이동시켜 상기 제2 설정 영역의 각각의 위치에서 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보의 1차 패턴 매칭을 행하여 상기 제1 설정 영역의 상기 제1 화상 정보와 가장 유사한 제2 화상 정보를 갖는 제2 설정 영역을 추출하고, 이 추출한 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보를 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 비교하는 2차 패턴 매칭을 행하고, 상기 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 연산 처리 장치를 구비한 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 11.

제10항에 있어서, 상기 위치 결정용 정보를 기초로 상기 베드의 이동 제어를 행하는 베드 제어 장치를 추가로 구비한 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 12.

제10항에 있어서, 상기 연산 처리 장치는 상기 패턴 매칭을 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보에 있어서의 복수의 화소 정보와, 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보에 있어서의 복수의 화소 정보를 이용하여 행하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 13.

제12항에 있어서, 상기 연산 처리 장치는 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보에 있어서의 복수의 화소 정보와, 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보에 있어서의 복수의 화소 정보와의 편차가 가장 적어지도록 최소제곱법에 의해 상기 위치 결정용 정보를 생성하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 14.

제10항에 있어서, 상기 제1 화상 정보 및 상기 제2 화상 정보를 표시하는 표시 장치를 구비하고,

상기 연산 처리 장치는 상기 제1 설정 영역을 나타내는 프레임과 상기 제2 설정 영역을 나타내는 프레임을 상기 표시 장치에 표시하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 15.

제10항에 있어서, 상기 표시 장치는 상기 제1 화상 정보를 표시하는 제1 표시 장치 및 상기 제1 표시 장치와는 별도의 상기 제2 화상 정보를 표시하는 제2 표시 장치를 포함하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 16.

제10항에 있어서, 상기 X선 방출 장치는 상기 입자선 조사 장치에 장착되고 하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 제1 포지션과, 상기 하전 입자 빔 진로로부터 이격되어 상기 하전 입자 빔의 진행이 방해되지 않는 제2 포지션과의 사이를 이동하여 상기 제1 포지션에서 X선을 방출하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 장치.

청구항 17.

입자선 조사 장치로부터의 하전 입자 빔이 조사되는 환자를 지지하는 베드의 위치 결정을 행하는 베드 위치 결정 방법에 있어서,

하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 상기 환자의 부위를 투과한 X선을 기초로 상기 환자의 그 부위에 대한 제2 화상 정보를 생성하고,

상기 환자의 환부의 화상 데이터를 기초로 하여 미리 작성된 조사 목표 중심을 포함하는 기준 화상이 되는 제1 화상 정보에 대해 조사 목표 중심을 포함하는 제1 설정 영역을 설정하고,

상기 제2 화상 정보에 대해 상기 하전 입자 빔 진로에 대응하는 위치를 포함하여 상기 제1 설정 영역과 대략 같은 크기의 제2 설정 영역을 설정하고,

상기 제2 화상 정보의 영역 내에서 상기 제2 설정 영역을 순차 이동시켜 상기 제2 설정 영역의 각각의 위치에서 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보와의 1차 패턴 매칭을 행하여 상기 제1 설정 영역의 상기 제1 화상 정보와 가장 유사한 제2 화상 정보를 갖는 제2 설정 영역을 추출하고,

이 추출한 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보를 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 비교하는 2차 패턴 매칭을 행하고, 상기 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 것을 특징으로 하는 베드 위치 결정 방법.

청구항 18.

입자선 발생 장치와,

상기 입자선 발생 장치로부터 공급된 하전 입자 빔을 환자의 환부에 조사하는 입자선 조사 장치와,

상기 환자를 지지하는 베드와,

X선을 방사하는 X선 방출 장치와, 이 X선 방출 장치로부터 출사된 X선을 입사하여 그 X선에 따른 출력 신호를 출력하는 X선 입사 장치와, 상기 X선 입사 장치로부터 출력된 상기 출력 신호를 이용하여 하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 상기 환자의 부위에 대한 제2 화상 정보를 생성하는 화상 정보 생성 장치와, 상기 환자의 환부의 화상 데이터를 기초로 하여 미리 작성된 조사 목표 중심을 포함하는 기준화상이 되는 제1 화상 정보에 대해 상기 조사 목표 중심을 포함하는 제1 설정 영역을 설정하고, 상기 제2 화상 정보에 대해 상기 하전 입자 빔 진로에 대응하는 위치를 포함하여 상기 제1 설정 영역과 대략 동일한 크기의 제2 설정 영역을 설정하고, 상기 제2 화상 정보의 영역 내에서 상기 제2 설정 영역을 순차 이동시켜 상기 제2 설정 영역의 각각의 위치에서 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와, 상기 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보와의 1차 패턴 매칭을 행하여 상기 제1 설정 영역의 상기 제1 화상 정보와 가장 유사한 제2 화상 정보를 갖는 제2 설정 영역을 추출하고, 이 추출한 제2 설정 영역 내의 상기 제2 화상 정보를 상기 제1 설정 영역 내의 상기 제1 화상 정보와 비교하는 2차 패턴 매칭을 행하여 상기 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 연산 처리 장치를 구비한 베드 위치 결정 장치와,

상기 위치 결정용 정보를 기초로 상기 베드의 이동하는 것을 제어하는 베드 제어 장치와,

상기 베드 제어 장치를 기초로 상기 베드를 이동시키는 베드 구동 장치를 구비한 것을 특징으로 하는 입자선 치료 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 베드 위치 결정 장치 및 그 위치 결정 방법에 관한 것으로, 특히 양자 및 탄소 이온 등의 하전 입자 빔(이온 빔)을 환부에 조사하여 치료하는 입자선 치료 장치에 적용하는 데 적합한 베드 위치 결정 장치 및 그 위치 결정 방법에 관한 것이다.

암 등의 환자의 환부에 조사 목표 중심(isocenter)을 설정하여 양자 등의 이온 빔을 조사하는 치료 방법이 알려져 있다. 이 치료에 이용하는 장치는 하전 입자 빔 발생 장치, 빔 수송계, 및 회전식 조사 장치를 구비하고 있다. 하전 입자 빔 발생 장치에서 가속된 이온 빔은 제1 빔 수송계를 거쳐서 조사 장치에 도달하고, 조사 장치에 구비된 제2 빔 수송계를 지나서 조사 노즐로부터 환자의 환부에 조사된다.

이 경우, 이온 빔이 조사 목표 중심(isocenter)만으로 방사되어 정상적인 세포를 상처 입히지 않도록 조사 노즐에 대하여 환자가 바른 위치에 배치되어야 한다. 입자선 조사용 환자 베드 위치 결정 장치는 이를 위한 환자 베드의 위치 결정을 행하는 장치이다(예를 들어, 일본 특허문헌1 참조). 특히, 예를 들어 이온 빔인 양자 빔의 조사에서는 양자가 정지함에 이르렀

을 때 양자 에너지의 대부분이 방출(=블랙 피크)된다는 특성을 이용하여, 양자 빔의 기동 에너지를 선택함으로써 양자를 조사 목표 중심(isocenter)에서 정지시켜 에너지의 대부분을 조사 목표 중심(isocenter)에 위치하는 환부의 세포에만 제공한다. 이 때문에, 상기 위치 결정은 매우 중요하다.

여기서, 상기 종래의 환자 베드 위치 결정 장치에 있어서는 조사 노즐에 대한 환자의 정확한 배치를 확실하게 행하기 위해, 미리 환자의 몸에 있어서는 특정한 모뉴먼트(monument; 랜드 마크, 해부학적 기준점; 예를 들어 환자의 골격상의 부분 등)에 대한 조사 목표 중심(isocenter)의 위치가 결정된다. 보통은 예를 들어 중상과 같은 상처입은 조직을 포함하는 조사 목표 중심(isocenter)의 위치가 예를 들어 디지털 재구성 라디오그래프(DRR: digitally reconstructed radiograph) 상에 있어서 마킹되고, 필요에 따라서 다른 방향으로부터 본 표시용의 상이 편집된다.

양자 빔의 조사에 앞서 환자가 환자 베드에 가로로 누우면, 양자 빔의 진로상에 X선원이 배치되는 동시에, 양자 빔의 진로를 따라서 환자와 반대측에 X선 수상기가 배치된다. X선 수상기는 환자의 환부 및 그 주변의 X선 화상을 생성한다. 이 때, 조사 노즐중에 있어서 양자 빔이 지나가는 빔 라인에 있는 조사 목표 중심(isocenter)에 있는 환부를 위치 결정시키기 위해서, X선 화상에 있어서는 상기 특정한 모뉴먼트로부터의 X선 빔 중심까지의 오프셋 거리와, 상기 DRR상에 있어서는 동일한 모뉴먼트로부터의 조사 목표 중심(isocenter)까지의 오프셋 거리를 이용하여 환자 베드의 조사 노즐에 대한 이동 방향 및 이동 거리를 구하여야 한다. 이 위치 결정 방향 및 이동 거리를 이용하여 환자 베드의 위치 결정 제어가 행해진다.

[특허문헌1]

일본특허출원공개 특표 제2000-510023호 공보(제27면 내지 31면, 도1, 도6, 도7A, 도7B)

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

상기 종래 기술에서는 예를 들어 의사 등의 조작자가 표시 장치에 표시된 기준 화상인 DRR상에서 환자의 골격상의 복수의 모뉴먼트 위치를 몇군데 지정하는 동시에, 표시 장치에 표시된 X선 수상기에 의한 상기 X선 화상인 캡처 화상상에서도 동일한 복수의 모뉴먼트의 동일한 위치를 지정한다. 이에 따라, 조작자가 양화면상에서의 동일한 복수의 모뉴먼트의 동일한 위치를 지정한 경우에도 DRR상과 캡처 화상상에 있어서 대응하는 각각의 지정 위치가 일치하지 않고 어긋날 우려가 있다. DRR 및 캡처 화상상에서 일치해야 하는 각 지정 위치가 어긋난 경우에는 이들을 원위치에 위치 결정되는 환자 베드(특히 환부)의 빔 라인에 대한 위치 결정 정밀도가 나빠진다.

본 발명의 목적은 베드의 위치 결정 정밀도를 더욱 향상시킬 수 있는 베드 위치 결정 장치 및 그 위치 결정 방법을 제공하는 데 있다.

발명의 구성

상기한 목적을 달성하는 본 발명의 특징은, 연산 처리 장치에서 조사 목표 중심(isocenter)을 포함하는 기준이 되는 제1 화상 정보 중 조사 목표 중심(isocenter)을 포함하는 제1 설정 영역 내의 제1 화상 정보와, 하전 입자 빔 진로 내에 위치하는 환자의 부위에 대한 제2 화상 정보 중 하전 입자 빔 진로에 대응하는 위치를 포함하는 제2 설정 영역 내의 제2 화상 정보의 패턴 매칭을 행하여 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성하는 데 있다. 제1 설정 영역 내의 제1 화상 정보와 제2 설정 영역 내의 제2 화상 정보의 패턴 매칭에 의해 위치 결정용 정보를 생성함으로써, 조작자가 위치를 지정한 모뉴먼트에 기초해서 위치 결정용 정보를 생성하는 경우와 같이, 모뉴먼트의 위치 지정과 같은 조작자 기량이 위치 결정용 정보의 생성 정밀도에 영향을 미치는 일은 없다. 즉, 조작자의 기량에 관계없이 위치 결정 정밀도를 향상시킬 수 있다.

이하, 본 발명의 일 실시 형태를 도면을 참조하면서 설명한다.

본 실시 형태의 환자 베드 위치 결정 장치의 적용 대상인 의료용 입자선 조사 장치를 도1 및 도2를 이용하여 설명한다.

의료용 입자선 조사 장치(40)는 하전 입자 빔 발생 장치(41) 및 회전 갠트리(1)를 구비한다. 하전 입자 빔 발생 장치(입자선 발생 장치)(41)는 이온원(도시 생략), 전방단 가속기(42) 및 싱크로트론(43)을 갖는다. 이온원에서 발생한 이온[예를 들어, 양자 이온(또는 탄소 이온)]은 전방단 가속기(예를 들어 직선 가속기)(42)에서 가속된다. 전방단 가속기(42)로부터 출사된 이온 빔(양자 빔)은 싱크로트론(43)에 입사된다. 본 실시 형태에서는 이온 빔으로서 양자 빔이 이용된다. 하전 입자 빔(입자선)인 그 이온 빔은 싱크로트론(43)에서 고주파 가속 공동(44)으로부터 인가되는 고주파 전력에 의해서 에너지를 부여받아 가속된다. 싱크로트론(43) 내를 주회하는 이온 빔의 에너지가 설정된 에너지(보통은 100 내지 200 MeV)로까지 높아진 후, 출사용 고주파 인가 장치(45)로부터 고주파가 이온 빔에 인가된다. 안정 한계내에서 주회하고 있는 이온 빔은

이 고주파의 인가에 의해서 안정 한계외로 이행하고, 출사용 디플렉터(50)를 지나서 싱크로트론(43)으로부터 출사된다. 이온 빔의 출사시에는 싱크로트론(43)에 설치된 4극 전자석(46) 및 편향 전자석(47) 등의 전자석에 도입되는 전류가 설정치로 유지되고, 안정 한계도 대략 일정하게 유지되고 있다. 고주파 인가 장치(45)로의 고주파 전력의 인가를 정지시킴으로써, 싱크로트론(43)으로부터의 이온 빔의 출사가 정지된다.

싱크로트론(43)으로부터 출사된 이온 빔은 빔 수송계(49)를 거쳐서 이온 빔을 출사하는 입자선 조사부(입자선 조사 장치)(4)에 도달한다. 이온 빔은 입자선 조사부(4)로부터 치료용 베드(환자 베드)(59)에 실려 있는 환자(8)의 환부(암의 환부)에 조사된다. 입자선 조사부(4)는 입자선 치료에 가장 적합한 선량 분포를 형성하는 이온 빔을 생성한다.

회전 갠트리(1)는 전방 링(2)을 갖는 대략 통형의 회전 동체(회전체)(3) 및 도시되어 있지는 않지만 회전 동체(3)를 회전시키는 모터[회전 장치(도시 생략)]를 구비한다. 회전 동체(3)의 일단부에 설치된 전방 링(2)은 회전 가능한 복수의 지지 롤(6)에 의해서 지지된다. 이들 지지 롤(6)은 도3에 도시된 바와 같이, 회전 갠트리 설치 영역(건옥(建屋) 기초)(9)에 설치된 지지 장치(10)에 회전 가능하게 부착된다. 도시되어 있지는 않지만, 회전 동체(3)의 타단부에 설치된 다른 링[외경은 전방 링(2)의 외경과 동일]도 별도의 지지 장치(10)에 회전 가능하게 부착된 복수의 지지 롤(6)에 의해서 지지된다. 빔 수송계(49)의 일부인 역 U자형의 빔 수송 장치(5) 및 입자선 조사부(4)는 회전 동체(3)에 설치되어 회전 갠트리(1)의 회전에 수반하여 회전한다. 빔 수송 장치(5)는 편향 전자석(51, 52) 등의 전자석을 갖는다. 치료 게이지(치료실)(14)가 회전 동체(3) 내에 형성된다.

도4는 입자선 조사부(4)의 종단면 구조를 표시하는 모식도이다. 이 도4에 있어서, 입자선 조사부(4)는 회전 동체(3)에 부착되어 전술한 역 U자형의 빔 수송 장치(5)에 접속되는 케이싱(20)과 또한 이 케이싱(20)의 노즐 선단측에 설치되는 주둥이부(21)를 갖고 있다. 케이싱(20) 및 주둥이부(21) 내에는 빔 수송 장치(5)로부터 도입되는 이온 빔 진행 방향의 상류측으로부터 예를 들어 산란체 장치(도시 생략), 링 제한기(22), 환자 제한기(23), 보정재(25)를 배치한다. 이들은 이온 빔이 지나가는 빔 라인(m)을 따라서 배치된다. 이들 이외에 예를 들어 텅스텐 필터 타입의 SOBP(Spread-Out Bragg Peak; 확대 브래그 피크) 형성 장치, 및 2장 한 세트의 쉼기형 블록을 구비한 비정(飛程) 조정 장치 등을 빔 라인(m) 상에 배치해도 된다.

링 제한기(22)는 이온 빔의 조사범위를 거칠게 제한하는 것이며, 도시하지 않은 부착 부재를 거쳐서 주둥이부(21)에 부착되어 있다. 환자 제한기(23)는 빔 라인(m)과 직행하는 방향에 있어서의 환부 형상에 맞추어 빔을 정형하는 것이며, 도시하지 않은 부착 부재를 거쳐서 주둥이부(21)에 부착되어 있다.

이상과 같은 구성의 입자선 조사부(4)에 의해 형성된 조사범위를 갖는 이온 빔은 환자(8)의 환부에 있어서 그 에너지를 방출하여 선량(線量)이 많은 영역을 형성한다.

또, X선원인 X선 방출 장치(X선관)(26)에 대해서는 후술한다.

도2 및 도3으로 되돌아가면, 의료용 입자선 조사 장치(40)는 입자선 치료용 조사실(55)을 회전 갠트리(1)의 회전 동체(3) 내에 설치하고 있다. 입자선 치료용 조사실(55)은 고정된 환형 프레임(링 부재)(15)을 구비한다. 이 환형 프레임(15)은 회전 동체(3)의 전방 링(2)측에 배치되고, 회전 갠트리 설치 영역(9)에 설치된 가대(架臺)(18)에 고정되어 있다. 이 때, 환형 프레임(15)과의 사이에 입자선 조사부(4)의 이동 경로를 사이에 두도록 회전 동체(3)의 타단부측에 다른 환형 프레임(도시 생략)이 배치된다. 이 이외의 환형 프레임은 회전 동체(3)의 내면에 고정된 지지 프레임(19)에 회전 가능하게 부착된 복수의 지지 롤(20)로 지지된다. 즉, 이 이외의 환형 프레임은 지지 롤(20)에 의해서 회전 동체(3)와 상대적으로 회전 가능하게 되어 있다. 이들 환형 프레임(15) 등은 대향하는 각각의 측면측에, 하측에 수평부 및 상측에 원호부를 갖는 가이드 홈(도시 생략)을 구비하고 있다. 가이드 홈은 그 수평부 및 원호부에 의해 반원기둥형의 홈으로 되어 있다.

입자선 치료용 조사실(55)은 또한 이동 바닥(17)을 구비한다. 이 이동 바닥(17)은 다수의 판(24)을 갖고, 인접하는 판(24)끼리를 링크(도시 생략)로 연결하여 굴곡 가능한 연설 구조로 되어 있다. 이동 바닥(17)의 일단부는 환형 프레임(15)의 상기 가이드 홈과 결합하고, 이동 바닥(17)의 타단부는 전술한 다른 환형 프레임의 가이드 홈과 결합하고 있다. 또, 이동 바닥(17)은 그 원주 방향 양단부 각각이 입자선 조사부(4)에 접속되어 있다. 회전 갠트리(1)가 모터의 구동에 의해 회전한 경우, 입자선 조사부(4)도 그 회전 방향으로 이동한다. 입자선 조사부(4)에 접속되어 있는 이동 바닥(17)도 인장되어 그 회전 방향으로 이동한다. 이동 바닥(17)의 이동은 상기 환형 프레임(15) 등의 각 가이드 홈을 따라서 원활하게 행해진다. 이동 바닥(17)은 각 가이드 홈의 수평부에 의해서 환형 프레임(15) 등의 하측에 수평 바닥부(57), 각 가이드 홈의 원호부에 의해서 환형 프레임(15) 등의 상측에 원호 벽부(58)를 형성한다. 치료 게이지(14)가 그 이동 바닥(17)의 내측에 형성된다. 치료용 베드(59)가 입자선 조사부(4)로부터 이온 빔을 조사할 때는 치료 게이지(14) 내에 삽입된다.

도5에 도시한 바와 같이, 치료대(7)는 베드 구동 장치(12) 및 베드 구동 장치(12)에 설치된 치료용 베드(59)를 갖는다. 치료대(7)는 회전 แก트리(1)의 외측에서 전방 링(1)에 대하여 설치되고, 회전 แก트리 설치 영역(9)(도3 참조)보다 한층 높아진 치료대 부착 영역(도시 생략)의 상면에 설치된다. 베드 구동 장치(12)는 도5에 개념적으로 도시한 바와 같이, 4개의 관절축(12A, 12B, 12C, 12D)을 구비하고, 치료용 베드(59)를 구동하는 모터(11a, 11b, 11c, 11d)를 구비한다. 치료용 베드(59)는 모터(11a)의 구동에 의해 전방 링(1)과 평행하게 수평 방향으로 연신하는 관절축(12A)(X축)의 방향으로 이동된다. 치료용 베드(59)는 모터(11b)의 구동에 의해 관절축(12A)에 대하여 수직인 관절축(12B)(Z축)의 방향으로 이동된다. 치료용 베드(59)는 모터(11c)의 구동에 의해 관절축(12A)(X축) 및 관절축(12B)(Z축)의 각각에 대하여 직각으로 회전 แก트리(1)의 회전축의 방향으로 연신하는 관절축(12C)(Y축)의 방향으로 이동된다. 즉, 치료용 베드(59)는 모터(11c)의 구동에 의해 치료 게이지(14) 내에 출입된다. 치료용 베드(59)는 모터(11d)의 구동에 의해 관절축(12C)(Y축)에 대하여 수직인 관절축(12D)(W축) 주위로 회전된다.

이상과 같은 기본 구성의 의료용 입자선 조사 장치(40)에 본 실시 형태의 환자 베드 위치 결정 장치가 설치되어 있다. 이하, 그 구성 및 기능을 상세하게 설명한다.

본 실시 형태의 환자 베드 위치 결정 장치(28)는 도6에 도시한 바와 같이 X선 방출 장치(X선원)(26), X선 투시 화상 촬영 장치(화상 정보 발생 장치)(29), X선원 제어 장치(36), 도시하지 않은 입력 수단(키보드, 마우스 등)을 갖는 위치 결정 데이터 생성 장치(위치 결정 정보 생성 장치)(37), 의료 화상 기록 서버(17), 베드 제어 장치(38), 및 디스플레이 장치(39A, 39B)를 구비한다. 위치 결정 데이터 생성 장치(37)는 워크 스테이션(연산 처리 장치)이다.

X선 투시 화상 촬영 장치(29)는 X선 형광 증배관(X선 이미지 증폭 장치)(30), 광학계(33) 및 CCD 카메라(화상 정보 생성 장치)(34)를 갖는다. X선 형광 증배관(30)은 도7에 도시한 바와 같이, 진공의 용기(31) 내에서 형광막 기관(32)을 입력창(64)측에, 출력 형광막(53)을 출력창(63)측에 배치하고 있다. 형광막 기관(32)은 이면[입력창(64)과 반대측 면]에 입력 형광막(X선 입사 장치, X선 변환 장치)(48)을 갖는다. 출력 형광막(53)의 직경은 입력 형광막(48)의 직경보다도 작다. 광전 음극(50)이 입력 형광막(48)에 접촉하여 배치된다. 집속 전극(54)이 광전자 통로(65)를 둘러싸도록 용기(31) 내에 설치된다. 출력 형광막(53)을 둘러싸는 양극(60)이 용기(31) 내에 설치된다. 광전 음극(50)과 집속 전극(54)의 사이에는 집속 전원(56)으로부터 전압이 인가된다. 또한, 광전 음극(50)과 양극(60)의 사이에는 양극 전원(61)으로부터 전압이 인가된다.

X선 투시 화상 촬영 장치(29)는 회전 แก트리(1)의 회전 동체(3)에 부착되어 회전 แก트리(1)의 회전과 함께 회전한다. X선 투시 화상 촬영 장치(29)는 빔 라인(m) 상에 위치하고 있고, 치료용 베드(59)를 기준으로 하여 입자선 조사부(4)의 반대측에 배치된다.

X선 방출 장치(26)는 도4에 도시한 바와 같이, 주둥이부(21)에 부착된 지지 부재(16) 상에 빔 라인(m)과 직교하는 방향으로 이동 가능하게 설치되어 있다. 지지 부재(16)는 이온 빔 및 X선이 지나가는 개구부를 갖는다. X선 방출 장치(26)는 보통 [예를 들어, 이온 빔의 조사중 등의 치료용 베드(59)의 위치 맞춤 이외일 때] 빔 라인(m)으로부터 이격된 위치(P_1 ; 제2 포지션)로 후퇴하고 있다.

이온 빔 조사에 의한 치료를 개시하기 위해서 환자(8)가 치료용 베드(59)에 가로로 누우면, 의사 등의 조작자는 환자(8)의 신체 표면에 그려진 십자 마크(환부의 바로 위에 레이저로 표시)가 빔 라인(m) 상에 위치시키도록 베드 제어 장치(38)의 입력 장치(도시 생략)를 이용하여 베드 제어 장치(38)에 치료용 베드(59)의 이동 지령을 입력한다. 베드 제어 장치(38)는 그 이동 지령에 기초해서 베드 구동 장치(12)를 제어하여 치료용 베드(59)를 이동시켜, 신체 표면의 십자 마크를 빔 라인(m)에 일치시킨다. 이 위치 맞춤에 의해, 환부와 빔 라인(m)의 오차량은 밀리미터 오더의 범위내가 된다.

조작자는 X선 방출 장치(26)의 전진 구동의 개시 지령을 입력 수단(도시 생략)을 거쳐서 예를 들어 퍼스널 컴퓨터인 X선원 제어 장치(36)에 입력한다. 개시 지령을 입력한 X선원 제어 장치(36)는 X선원 이동 신호를 X선 방출 장치(26)의 도시되어 있지 않은 구동 장치(예를 들어, 모터)에 출력한다. 이에 따라, X선 방출 장치(26)가 빔 라인(m) 상의 위치(P_2 ; 제1 포지션)까지 전진 이동된다. 그 후, 조작자가 X선 조사 개시 지령을 X선원 제어 장치(36)에 입력했을 때, X선원 제어 장치(36)로부터 출력된 X선 조사 개시 신호가 X선 방출 장치(26)에 입력되고, 이에 따라서 X선 방출 장치(26)가 X선 빔을 빔 라인(m)을 따라 환자(8)를 향해서 조사한다.

환자(8)를 투과한 X선은 입력창(64)으로부터 용기(31) 내에 입력되고, 형광막 기관(32)을 지나서 입력 형광막(53)에 도달하여 가시광 상으로 변환된다. 가시광 상의 빛은 광전 음극(50)으로 광전자로 변환된다. 이 광전자는 집속 전극(54)에 의해 집속되고, 광전자 통로(65) 및 양극(60) 내를 지나서 출력 형광막(53)에 도달하여 밝은 가시광 상으로 변환된다. 이 가

시광 상은 광학계(33) 내의 렌즈(62)를 거쳐서 CCD 카메라(34)에 의해서 촬영된다. CCD 카메라(34)에 의해서 촬영된 화상은 제1 연산 장치로서의 퍼스널 카메라(화상 처리 장치)(35)에 입력된다. 화상 처리 장치(35)는 그 화상에 대하여 소정의 연산 처리가 행해지고, 화상 처리(예를 들어 색채적인 수정, 회미해짐의 수정 등)가 실시된다. 이와 같은 화상 처리가 실시된, 환부를 포함하는 화상 데이터[현재 화상 데이터(캡처 화상 데이터)]가 화상 처리 장치(35)로부터 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 입력된다.

위치 결정 데이터 생성 장치(37)는 X선 투시 화상 장치(29)로부터 출력된 현재 화상 데이터, 및 의료 화상 기록 서버(17)에 기억되어 있는 화상 데이터를 이용하여 의료용 베드(59)의 위치 결정 데이터를 생성하고, 이 위치 결정 데이터를 베드 위치 결정 제어 장치(38)에 출력한다. 이하, 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에서 실행되는 위치 결정 데이터를 생성하는 처리의 순서를 도8을 참조하면서 이하에 설명한다. 상기의 처리 순서는 프로그램으로서 위치 결정 데이터 생성 장치(37) 내의 메모리(예를 들어, 도시하지 않은 ROM 등의 기록 매체)에 저장되어 있다.

우선, 의료 화상 기록 서버(17)에는 X선 CT에 의해서 얻어진 해당 환자(8)의 단층 화상(DRR 화상, 또는 도6에 도시한 이 장치로 예를 들어 전일까지 미리 촬영한 X선 화상 등이라도 좋고, 또 이들을 공지의 방법으로 급회 이온 빔을 조사하는 방향에 맞추어 편집한 화상이라도 좋다)의 데이터가 위치 결정의 기준이 되는 기준 화상 데이터(참조 화상 데이터)로서 축적, 저장되어 있다. 환자(8)의 환부를 빔 라인(m) 상에 위치 결정할 때, 우선 그 기준 화상 데이터가 의료 화상 기록 서버(17)로부터 위치 결정 데이터 생성 장치(37)의 도시되어 있지 않은 메모리에 도입된다(단계 71). 이하, 「위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 데이터(또는 정보)를 입력」 하는 등의 경우에는 그 데이터(또는 정보)가 위치 결정 데이터 생성 장치(37)의 상기 메모리에 기억되는 것을 의미한다.

전술한 화상 처리가 행하여져 화상 처리 장치(35)로부터 출력된 환부의 현재 화상 데이터가 위치 결정 데이터 생성 장치(35)에 입력된다(단계 72).

그 후, 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 도입된 기준 화상 데이터가 디스플레이 장치(제2 표시 장치)(39A)에 출력되고(단계 73), 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 도입된 현재 화상 데이터가 디스플레이 장치(제1 표시 장치)(39B)에 출력된다(단계 74). 이에 따라, 기준 화상이 디스플레이 장치(39A)에 표시되고, 현재 화상이 디스플레이 장치(39B)에 표시된다. 도9의 (a)는 디스플레이 장치(39A)에 표시되는 기준 화상의 표시 상태예를 도시하고, 도9의 (b)가 디스플레이 장치(39B)에 표시되는 현재 화상의 표시 상태예를 도시하고 있다. 단계 74에 의해서 디스플레이 장치(39A)에 표시되는 기준 화상은 비교 영역 A의 프레임을 표시하고 있지 않다. 단계 74에 의해서 디스플레이 장치(39B)에 표시되는 현재 화상은 비교 영역 B의 프레임을 표시하고 있지 않다. 또한, 이들 기준 화상 및 현재 화상을 각각의 디스플레이 장치(39A, 39B)에 별개로 표시하는 것이 아니라, 하나의 디스플레이 장치에 예를 들어 횡배열, 또는 중합하도록 하여 표시해도 된다. 또한, 기준 화상 및 현재 화상을 화상 처리 장치(35)의 디스플레이에 표시해도 된다.

이 후, 조작자는 디스플레이 장치(39A, 39B)에 표시된 기준 화상 및 현재 화상을 보면서 디스플레이 장치(39A)에 표시된 기준 화상 내에 조사 목표 중심(isocenter)을 중심으로 하는 소정의 비교 영역(클립핑 영역) A를 설정한다. 이 비교 영역 A(구체적으로는 비교 영역 A의 프레임)는 위치 결정 데이터 생성 장치(37)의 입력 수단을 이용하여 설정 입력(클립핑)된다. 비교 영역 A는 빔 라인(m)의 위치와 일치한 현재 화상의 중심을 포함하는 현재 화상과 패턴 매칭으로 비교하는 영역이다. 비교 영역 A의 설정 입력 데이터는 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 도입되고(단계 76), 설정된 비교 영역 A(비교 영역 A의 프레임)의 표시 정보(비교 영역 A의 프레임의 표시 정보)가 디스플레이 장치(39A)에 출력된다(단계 76). 이에 따라, 비교 영역 A의 프레임의 데이터가 조사 목표 중심(isocenter)을 일치시켜 기준 화상과 중합되어 디스플레이 장치(39A)에 표시된다. 도9의 (a)는 구체적인 기준 화상상에 비교 영역 A의 프레임의 데이터를 표시한 예이다. 비교 영역 A의 프레임의 내측 영역이 비교 영역 A이다. 또한, 이 비교 영역 A의 설정을 상기한 바와 같이 조작자의 수동 입력으로 하지 않고 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 의해서 자동적으로 설정[예를 들어, 조사 목표 중심(isocenter)을 중심으로 미리 정한 소정의 크기 범위 또는 의료 화상 기록 서버(17)로부터의 치료 계획 정보 등에 따라서 가변의 크기 범위로 자동 설정하는 등]하도록 해도 된다.

또, 비교 영역 A의 설정에 따라서 위치 결정 데이터 생성 장치(37)는 디스플레이 장치에 표시되어 있는 현재 화상에 대해서도 비교 영역 A에 대응한 크기[예를 들어, 현재 화상의 중심(빔 라인 m)을 원점으로 하는 비교 영역 B(구체적으로는 비교 영역 B의 프레임)]를 설정한다(단계 77). 이 비교 영역 B의 설정은 비교 영역 A의 설정을 위해서 위치 결정 데이터 생성 장치(37)의 입력 수단을 이용하여 입력한 설정 입력 데이터를 이용하여 자동적으로 행해진다. 설정된 비교 영역 B(비교 영역 B의 프레임)의 데이터가 디스플레이 장치(39B)에 출력된다(단계 78). 비교 영역 B의 프레임의 데이터가 현재 화상의 중심을 맞추어 현재 화상과 함께 디스플레이 장치(39B)에 표시된다. 도9의 (b)는 구체적인 현재 화상상에 비교 영역 B의 프레임을 표시한 예이다. 비교 영역 B의 프레임의 내측이 비교 영역 B이다. 또한, 비교 영역 B는 조작자의 수동 입력에 의해 설정해도 된다.

그 후, 위치 결정 데이터 생성 장치(37)가 비교 영역 A와 비교 영역 B에 대해서, 우선 화상간의 상관을 이용한 유사 화상 탐색(예를 들어, 화소 정보를 비교하는 패턴 매칭)에 의한 1차 패턴 매칭을 행한다(단계 79). 비교 영역 A 및 비교 영역 B는 X방향 및 Y방향에 있어서의 화소수가 동일하고, 이들 영역 전체에 있어서의 화소수도 동일하다. 단계 79의 상세한 처리를 도11을 이용하여 설명한다. 우선, 현재 화상보다도 좁고 비교 영역 B보다도 넓은 탐색 영역(70)[도9의 (b) 참조]이 설정된다(단계 79A). 비교 영역 A의 프레임의 내측에 존재하는 기준 화상(비교 영역 A의 기준 화상이라고 함)의 화소 정보와 비교 영역 B의 프레임의 내측에 존재하는 현재 화상(비교 영역 B의 현재 화상)의 화소 정보를 비교하는 패턴 매칭을 행한다(단계 79B). 일반적으로는 화상은 메시상에 이차원 배열된 다수의 화소[도10의 (a), (b) 참조]를 갖고 있고, 각각의 화소에 화소 정보(화소치)가 저장되어 있다고 생각되고 있다. 본 실시 형태는 이들 화소치를 이용하여 현재 화상과 기준 화상의 패턴 매칭을 행한다. 우선, 단계 79B에 있어서는 탐색 영역(70) 내에서 비교 영역 B의 프레임을 X방향 및 Y방향으로 차례로 예를 들어 평행 이동시켜, 비교 영역 B의 프레임 내에 포함된 현재 화상의 전체 화소의 화소치(스칼라량)와 비교 영역 A 내의 기준 화상의 전체 화소의 화소치를 대상으로 한 패턴 매칭이 행해진다. 즉, 처음에 도9의 (b)에 있어서 비교 영역 B의 프레임의 상단부를 탐색 영역(70)의 상단부에 맞추고, 비교 영역 B의 프레임의 좌측 상부의 모서리를 탐색 영역(70)의 좌측 상부의 모서리에 일치시킨다. 이 상태에서 비교 영역 A 내의 기준 화상의 각 화소의 화소치와 비교 영역 B 내의 현재 화상의 각 화소의 화소치를 화소가 1:1이 되도록 관계지어 비교한다. 이 비교는 비교 영역 A의 기준 화상 내에 있는 화소의 화소치와 비교 영역 B 내의 현재 화상 내에 있어서의 그 화소와 대응하는 화소의 화소치의 차의 2승치를 양방향 내의 대응하는 각 화소 전체에 대하여 연산하여 얻어진 전체 2승치를 가산한다. 이 가산에 의해서 얻어진 값은 비교 영역 A 내의 기준 화상과 상기한 위치에 있는 비교 영역 B 내의 현재 화상의 편차를 표시하고 있고, 양화상을 비교하는 상기의 연산은 양화상에 포함되는 비교 대상으로 된 전체 화소의 화소치의 편차를 산출하는 연산이다. 다음에, 비교 영역 B의 프레임을 우측으로 화소 한 개분 만큼 평행 이동시킨 후에 있어서의 비교 영역 B의 현재 화상의 각 화상을 대상으로 비교 영역 A 내의 기준 화상 내의 대응하는 각 화소와의 사이에서 상기의 연산을 행하여 전술한 편차를 산출한다. 이 편차는 비교 영역 B의 프레임을 우측(X측 방향)으로 화소 한 개분마다 평행 이동시키면서 각각의 비교 영역 B의 위치에서 차례로 산출된다. X측 방향으로의 이동에 의해서 비교 영역 B의 프레임의 우측 단부가 탐색 영역(70)의 우측 단부에 도달한 경우에는 비교 영역 B의 프레임의 상단부를 하측(Y측 방향)으로 화소 한개분 평행 이동시킨다. 그 후, 비교 영역 B의 프레임을 우측(X측 방향)으로 화소 1개분마다 평행 이동시키면서, 상기한 바와 같이 각각의 비교 영역 B의 위치에 있어서의 각 편차를 차례로 산출한다. 상기한 비교 영역 B의 프레임의 이동이 반복된다. 비교 영역 B의 프레임의 이동은 비교 영역 B의 프레임의 하측 단부 및 우측 하부의 모서리가 탐색 영역(70)의 하측 단부 및 우측 하부의 모서리에 일치할 때까지 행해지고, 각 비교 영역 B의 프레임의 위치에서 상기의 편차가 각각 산출된다.

다음에, 비교 영역 A 내의 기준 화상과 유사한 화상을 갖는 1차 매칭 영역을 추출한다(단계 79C). 단계 79B에 있어서, 비교 영역 B의 프레임의 각 위치에서의 패턴 매칭으로 얻어진 전체 편차 중, 가장 작은 값을 나타내는 편차의 비교 영역 B를 추출한다. 추출된 비교 영역 B를 이하 최종 비교 영역 B라고 칭한다. 이 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상이 비교 영역 A 내의 기준 화상과 가장 유사하다. 최종 비교 영역 B가 1차 매칭 영역이다. 현재 화상의 중심(빔 라인 m)과 최종 비교 영역 B(1차 매칭 영역)의 중심의 위치 오차를 산출한다(단계 79D). 현재 화상의 중심의 좌표(X_c, Y_c) 및 최종 비교 영역 B의 중심의 좌표(X_{rc}, Y_{rc})를 이용하여 위치 오차량이 산출되고, 현재 화상의 중심과 최종 비교 영역 B의 중심의 X방향에 있어서의 위치 오차량(ΔX_1), 및 현재 화상의 중심과 최종 비교 영역 B의 중심의 Y방향에 있어서의 위치 오차량(ΔY_1)이 구해진다. 위치 오차량($\Delta X_1, \Delta Y_1$)은 위치 결정 데이터 생성 장치(37)의 메모리에 기억된다.

본 실시 형태는 1차 패턴 매칭에 있어서 범위를 한정된 비교 영역 A 내의 기준 화상 및 비교 영역 B 내의 현재 화상을 이용하고 있으므로, 패턴 매칭에 필요한 시간을 단축할 수 있다. 특히, 1차 패턴 매칭에서는 비교 영역 B를 X방향 및 Y방향으로 이동시켜 비교 영역 B를 회전시키지 않고 패턴 매칭을 행하고 있는 것도 패턴 매칭에 필요한 시간을 단축시키는 것에 관계된다.

본 실시 형태에서는 비교 영역 B의 프레임을 X방향 및 Y방향으로 병행하게 이동시켰지만, 비교 영역 B의 프레임을 회전시켜도 된다.

패턴 매칭의 구체적인 방법으로서 본 실시 형태에서 기술한 방법 이외에 이하의 6개가 있다. ① 내지 ⑥ 중 어느 하나를 본 실시 형태에 적용해도 된다.

① 잔차(殘差) 매칭

비교 영역 B(타겟 패턴)와 비교 영역 A(마스터 패턴)에 대하여 전체 메시의 화소 정보의 중합 편차(잔차)를 산출한다. 그리고, 비교 영역 B를 상하 좌우로 이동시키면서 그 잔차가 최소가 되는 비교 영역 B의 위치를 구한다.

② 정규화 상관법

비교 영역 B(타겟 패턴) 및 비교 영역 A(마스터 패턴)에 대하여 각각 개별로 전체 메시의 화소 정보의 정규화 분포를 산출한다. 그리고, 비교 영역 B를 상하 좌우로 이동시키면서 양자의 정규화 상관치가 가장 커지는 비교 영역 B의 위치를 구하는 것이다. 상기 ①의 잔차 매칭에 비교하면 연산 시간이 길어지기는 하지만, 계층화에 의한 고속화를 이용하면 실제상의 연산 처리는 가능하다.

③ 위상 한정 상관

비교 영역 B(타겟 패턴) 및 비교 영역 A(마스터 패턴)에 대하여 각각 개별로 전체 메시의 화소 정보 패턴을 푸리에 변환한다. 그리고, 푸리에 변환면에서 위상 한정 처리를 행하여 양자의 매칭점을 산출하는 것이다.

④ 기하 매칭

최근 제창되고 있는 엡지점 열을 이용한 매칭 방법이며, 이 경우 비교 영역 A(타겟 패턴)의 회전이나 리사이즈의 영향을 받지 않고 매칭을 행하는 것이 가능하다.

⑤ 벡터 상관

상기 ④와 동일한 엡지점 열을 이용한 매칭 방법이며, 중합이나 숨김의 영향을 받지 않고 매칭을 행하는 것이 가능하다.

⑥ 일반화 하프 변환

직선 검출의 하프 변환을 일반적으로 확장한 것이며, 주로 기하학 도형을 대상으로 하는 것이다. 상기 ④, ⑤와 마찬가지로 엡지점 열을 이용한 매칭 방법이며, 중합이나 숨김, 회전, 리사이즈의 영향을 받지 않고 매칭을 행하는 것이 가능하다.

또한, 상기 ① 내지 ⑥의 방법에 한하지 않고 다른 방법, 예를 들어 후술하는 단계 81에서 이용하는 최소 자승법을 이용하여 1차 매칭을 행하여도 된다.

1차 패턴 매칭에 의해서 추출한 최종 비교 영역 B의 프레임의 데이터가 디스플레이 장치(39B)에 출력된다(단계 80). 최종 비교 영역 B의 프레임이 현재 화상의 정보와 함께 디스플레이 장치(39B)에 표시된다[도9의 (c) 참조].

최종 비교 영역 B 내의 현재 화상에 대한 2차 패턴 매칭의 처리를 비교 영역 A 내의 기준 화상과 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상만을 사용하여 실행한다(단계 81). 즉, 기준 화상 및 현재 화상의 전체 영역은 사용하지 않는다. 2차 패턴 매칭에서는 상기의 1차 패턴 매칭으로 얻어진 1차 매칭 영역(최종 비교 영역 B)을 2차 매칭 후보 영역으로 하고, 위치 결정 데이터 생성 장치(37)가 비교 영역 A 내의 기준 화상과 2차 매칭 후보 영역(최종 비교 영역 B) 내의 현재 화상을 대상으로 하여 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상을 좌표 변환하여, 양화상이 가장 일치하는 X방향 및 Y방향의 평행 이동량 및 회전 각도량을 정밀하게 구한다. 구체적으로는, 2차 패턴 매칭은 최소 자승법을 이용하여 패턴 매칭을 행한다.

단계 81의 상세한 처리를 도12에 기초해서 설명한다. 우선, 유사 영역 즉 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상을 이동 및 회전시킨다(단계 81A). 실제로는 좌표 변환 계수를 이용하여 좌표 변환한다. 좌표 변환 계수에는 평행 이동량과 회전 각도량을 지정할 수 있다. 이 최종 비교 영역 B의 이동은 최종 비교 영역 B의 중심(최종 비교 영역 B의 2개의 대각선의 교점의 위치) [도9의 (c) 참조]이 현재 화상의 중심(빔 라인 m)에 일치할 때까지 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상을 X방향 및 Y방향으로의 평행 이동 및 회전시키는 것이다[도10의 (b) 참조]. 다음에, 패턴 매칭을 행한다(단계 81B). 이 패턴 매칭은 최소 자승법을 이용하여 비교 영역 A 내의 기준 화상과 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상의 유사도(일치도)를 평가한다. 즉, 도10의 (b)의 상태에서 단계 81A에 있어서 비교 영역 A 내의 기준 화상을 기준으로 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상을 X방향 및 Y방향으로 평행 이동 및 회전시키고, 이동후에 있어서의 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상과 비교 영역 A 내의 현재 화상의 일치도를 평가한다. 본 실시 형태는 범위를 한정된 비교 영역 A 내의 기준 화상과 비교 영역 B(최종 비교 영역 B) 내의 현재 화상을 패턴 매칭하고 있으므로, 이들을 패턴 매칭하는 데 불필요하지 않은 처리를 실행할 수 있으며, 패턴 매칭에 필요한 처리 시간을 단축할 수 있다. 단계 81A의 패턴 매칭의 처리에 대하여 설명한다. 비교 영역 A 내의 기준 화상의 화소의 위치를 A(X, Y)로 하고, 대응하는 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상의 화소의 위치를 B(X', Y')로 한다. 각 화소의 위치, 예를 들어 비교 영역 A 내의 기준 화상의 좌측 상부의 모서리에 위치하는 화소의 위치는 A(1, 1)의 좌표치로 표시되고, 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상의 좌측 상부의 모서리에 위치하는 화소의 위치는 B(1, 1)의 좌표치로 표시된다. 그런데,

이들 화소의 (X, Y) 및 (X', Y')는 좌표 정보이므로, 비교 영역 A 내의 기준 화상과 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상의 각 화소의 대응 부여는 아핀 변환과 같은 좌표 변환식을 이용함으로써 실행할 수 있고, 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상을 이 좌표 변환식에 기초해서 X방향 및 Y방향으로의 평행 이동 및 회전시킬 수 있다. 다음에, 단계 81B에 대하여 설명한다. 최소 자승법을 이용하여 화소 A(X, Y)의 화소치와 화소 B(X', Y')의 화소치의 차(편차)의 2승의 값을 비교 영역 A 내의 기준 화상 및 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상에 있어서 대응하는 전체 화소마다 산출하고, 얻어진 각 2승의 값의 총합을 구한다. 단계 81A의 순서, 즉 비교 영역 A 내의 기준 화상을 기준으로 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상을 X방향 및 Y방향으로 평행 이동시키고, 또한 회전시키면서 단계 81B에 있어서 상기 총합을 산출한다. 두 개의 단계를 반복하면서 그 총합을 최소로 하는 좌표 변환 계수를 산출한다. 산출된 그 좌표 변환 계수는 비교 영역 A 내의 기준 화상을 기준으로 한 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상의 최종 위치의 위치 오차량, 즉 X방향의 위치 오차량(ΔX_2), Y방향의 위치 오차량(ΔY_1), 및 회전량($\Delta \theta$)을 표시하고 있다. 위치 오차량(ΔX_2 , ΔY_1) 및 회전량($\Delta \theta$)은 위치 결정 데이터 생성 장치(37)의 메모리에 기억된다.

2차 패턴 매칭은 1차 매칭 영역(최종 비교 영역 B) 내의 현재 화상을 X방향 및 Y방향으로의 이동, 또한 회전시켜 제한된 최종 비교 영역 B 내의 현재 화상과 제한된 비교 영역 A 내의 기준 화상의 패턴 매칭을 행하고 있으므로, 상기 회전을 포함하고 있더라도 패턴 매칭에 필요한 시간은 단축된다.

또한, 2차 패턴 매칭은 상기 최소 자승법에 한하지 않고 다른 방법, 예를 들어 상기 ① 내지 ⑥ 중 어느 하나의 방법을 다시 한번 실행하여 행하여도 된다.

2차 패턴 매칭에 의해서 얻어진 최종 비교 영역 B의 현재 화상의 최종 위치에 있어서의 그 현재 화상의 데이터를 디스플레이 장치(39A)에 출력한다(단계 82). 그 최종 위치에서의 현재 화상이 비교 영역 A의 기준 화상에 중첩되어 디스플레이 장치(39A)에 표시된다(표시의 도시 생략). 이와 같이 최종 위치에서의 현재 화상, 및 기준 화상을 중첩하여 디스플레이 장치에 표시함으로써, 의사 등의 조작자가 환부의 위치 결정 상태를 시각으로 확인할 수 있다. 다음에, 베드 위치 결정 데이터가 생성된다(단계 83). 베드 위치 결정 데이터인 베드 이동량(베드 이동 정보)은 위치 결정 데이터 생성 장치(37)의 메모리에 기억되어 있는 위치 오차량(ΔX_1 , ΔY_1 , ΔX_2 , ΔY_2) 및 회전량($\Delta \theta$)을 이용하여 산출된다. 즉, X방향에 있어서의 베드 이동량(ΔX)은 ($\Delta X_1 + \Delta X_2$)로 산출되고, Y방향에 있어서의 베드 이동량(ΔY)은 ($\Delta Y_1 + \Delta Y_2$)로 산출된다. 회전 방향에 있어서의 베드 이동량(베드 회전량)($\Delta \theta$)은 $\Delta \theta$ 이다. 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \theta$)은 베드 위치 결정에 이용되는 베드 위치 결정 정보이다. 이 베드 위치 결정 정보는 베드 이동 정보이기도 하다. 단계 83에서는 각 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \theta$)의 정보가 디스플레이 장치(39A)에 출력되어 표시된다.

의사는 표시된 각 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \theta$)을 보고 다시 의료용 베드(59)를 이동시켜 환부의 위치 결정을 재실행할 필요가 있는지를 판단한다. 의사는 치료용 베드의 이동에 의한 환부의 위치 결정 조작이 필요하다고 판단했을 때는 입력 장치(도시 생략)를 이용하여 「베드 이동 필요」의 정보를 X방향, Y방향 및 회전 방향의 구별을 두어 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 입력한다. 한편, 의사는 치료용 베드의 이동에 의한 환부의 위치 결정 조작이 불필요하다고 판단했을 때는 입력 장치를 이용하여 「베드 이동 불필요」의 정보를 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 입력한다.

위치 결정 데이터 생성 장치(37)는 「베드를 이동할지」를 판정한다(단계 84). 즉, 입력 장치로부터의 입력 정보가 「베드 이동 불필요」인 경우에는 환부가 빔 라인(m) 상에 위치하고 있으므로, 베드 구동 장치(12)에 의한 치료용 베드(59)의 이동, 즉 환자(8)의 환부의 빔 라인(m)에의 위치 맞춤은 행하여지지 않고 그 위치 맞춤이 완료된다. 한편, 입력 장치로부터의 입력 정보가 「베드 이동 불필요」인 경우에는 베드 위치 결정 정보가 베드 제어 장치(38)에 출력된다(단계 85). 구체적으로는 단계 83에서 얻어진 각 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \theta$)이 베드 제어 장치(38)에 전해진다. 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \theta$)은 치료용 베드의 위치 결정에 이용하는 정보이다. 그 후, 후술하는 치료용 베드(59)의 이동에 의한 환부의 위치 결정이 이루어진다.

또한, 본 실시 형태에서는 치료용 베드(59)의 이동 요부(要否)의 판정을 의사에게 맡기고 있지만, 위치 결정 데이터 생성 장치(37)로 그 판정을 행하게 하는 것도 가능하다. 즉, 상기한 단계 84의 판정을 「베드 이동량이 이동 설정치(예를 들어 이동량 0)인지」의 판정으로 변경하여 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 실행시킨다. 구체적으로는, 단계 83에서 얻어진 각 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \theta$)이 각각의 이동 설정치, 예를 들어 이동량 0이 되었을 때(예인 경우), 환부가 빔 라인(m) 상에 위치하고 있으므로, 베드 구동 장치(12)에 의한 치료용 베드(59)의 이동, 즉 환자(8)의 환부의 빔 라인(m)에의 위치 맞춤은 행하여지지 않고 그 위치 맞춤이 완료된다. 한편, 변경후의 단계 84의 판정이 「아니오」인 경우, 즉 각 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \theta$)이 각각의 이동 설정치, 예를 들어 이동량 0이 되고 있지 않을 때는 단계 85의 처리, 즉 베드 위치 결정 정보의 베드 제어 장치(38)로의 출력을 행한다. 이에 따라, 단계 83에서 얻어진 각 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \theta$)이 베드 제어

장치(38)에 전해진다. 또한, 변경후의 단계 84에서는 판정 결과의 정보, 즉 「환자의 위치 결정 완료」 또는 「환자의 위치 결정 재실행」이 예를 들어 디스플레이 장치(39A)에 출력되어 표시된다. 「환자의 위치 결정 재실행」의 경우에는 각 베드 이동(ΔX , ΔY , $\Delta \Theta$)도 함께 디스플레이 장치(39A)에 출력되어 표시된다.

베드 제어 장치(38)는 X선 방출 장치(26)로부터의 전술한 X선 조사전의 상태에 있어서의 치료용 베드(59)의 X방향 및 Y방향의 각 위치(예를 들어 X_0 , Y_0), 및 회전 방향에 있어서의 회전각(예를 들어 Θ_0)의 각각의 검출 데이터를 입력하고 있다. 이들 데이터는 베드 구동 장치(12)에 설치된 해당하는 검출기(도시 생략)에 의해 검출된다. 베드 제어 장치(38)는 베드 이동량(ΔX , ΔY , $\Delta \Theta$)을 입력하여 이동후의 치료용 베드(59)의 위치, 즉($X_0 + \Delta X$), ($Y_0 + \Delta Y$) 및 ($\Theta_0 + \Delta \Theta$)를 산출한다. 그리고, 베드 제어 장치(38)는 치료용 베드(59) 상의 환자(8)의 환부의 위치가 산출한 위치가 되도록 모터(11a, 11c, 11d)를 각각 구동하여 치료용 베드(59)를 이동시킨다.

상기의 치료용 베드(59)의 이동 후, 빔 라인(m)을 따른 X선 조사가 다시 환자(8)에 대하여 행하여지고, X선 투시 화상 촬영 장치(29)로 얻어진 현재 화상을 이용한 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 의한 단계 72 내지 84의 처리가 「베드 이동 불필요」의 입력이 있을 때까지 반복된다.

이상 설명한 바와 같이 본 실시 형태의 환자 베드 위치 결정 장치에 따르면, 설정된 비교 영역 A의 기준 화상과 설정된 비교 영역 B의 현재 화상의 패턴 매칭을 행하여 베드의 위치 결정에 이용하는 정보를 생성한다. 이에 따라, 조작자가 특정한 모뉴먼트, 랜드 마크 또는 해부학적 기준점 등을 설정하고 이에 기초해서 베드 위치 결정용 데이터를 생성하는 경우와 같이, 기준 화상 및 현재 화상의 양화상 내의 모뉴먼트 등의 위치의 지정은 기준 화상과 현재 화상 사이에서 어긋나지 않도록 정밀도 높게 행할 필요가 있다. 그러나, 기준 화상과 현재 화상에서 대응하는 위치가 어긋나지 않도록 지정하는 것은 전술한 바와 같이 곤란하다. 본 실시 형태는 비교 영역 A의 기준 화상과 비교 영역 B의 현재 화상의 패턴 매칭을 행하기 위해 조작자에 의한 모뉴먼트 등의 위치의 지정을 행할 필요가 없으므로, 조작자의 기량이 위치 결정용 데이터의 생성 정밀도에 영향을 미치는 일은 없다. 따라서, 조작자의 기량에 관계없이 베드의 위치 결정 정밀도를 향상시킬 수 있다. 또한, 그 결과 조작자의 숙련도에 의존하지 않는 장치를 구축하는 것이 가능해진다. 그리고, 모뉴먼트의 설정의 시간을 생략하여 위치 결정 작업을 신속하고 또한 원활하게 실시할 수도 있다.

본 실시 형태는 상기한 양화상의 대응하는 복수의 영역(예를 들어, 화소)에 대한 패턴 매칭을 행하여 치료용 베드(59)의 이동량[구체적으로는 치료용 베드(59) 상의 환자(8)의 환부의 이동량]을 구하고 있으므로, 빔 라인(m)에 대한 치료용 베드(59)의 위치 결정 정밀도가 더욱 향상된다. 그리고, 본 실시 형태는 기준 화상 정보 및 현재 화상 정보가 각각 갖고 있는 화상 정보(각 화소의 화소치)를 이용하여 양화상의 패턴 매칭을 행하고 있으므로, 패턴 매칭을 위해서 새롭게 정보를 추가하는 일은 불필요하다.

또한, 상기 실시 형태에 있어서는 X선 형광 증배관(30)을 갖는 X선 투시 화상 촬영 장치(29)를 이용했지만, X선 투시 화상 촬영 장치(29) 대신에 도13에 도시한 X선 투시 화상 촬영 장치(화상 정보 발생 장치)(29A)를 이용해도 된다.

X선 투시 화상 촬영 장치(29A)를 이용한 다른 실시 형태의 환자 베드 위치 결정 장치(28A)를 도13을 이용하여 설명한다. 환자 베드 위치 결정 장치(28A)는 X선 투시 화상 촬영 장치(29A)를 이용하는 점에서 전술한 환자 베드 위치 결정 장치(28)와 다르다. 이로 인해, X선 투시 화상 촬영 장치(29A)는 복수의 반도체 방사선 검출기(X선 입사 장치)(66), 복수의 신호 증폭기(67), 복수의 신호 처리 장치(68) 및 화상 처리 장치(화상 정보 생성 장치)(69)를 갖는다. 복수의 반도체 검출기(66)는 빔 라인(m)의 방향으로부터 보면, X방향으로 복수열 및 Y방향으로 복수열로 배열되어 밀접한 상태로 격자형으로 배치된다. 신호 증폭기(67) 및 신호 처리 장치(68)는 반도체 방사선 검출기(66)마다 한 개씩 설치되고, 직렬로 해당하는 반도체 방사선 검출기(66)에 접속된다. 각 신호 처리 장치(68)로부터 출력된 X선 강도의 정보는 화상 처리 장치(69)에 전해진다.

빔 라인(m) 상으로 이동된 X선 방출 장치(26)로부터 출사되어 환자(8)의 환부를 검출하기 위한 환부 또는 그 주변부를 투과한 X선 빔은 환자 베드(59)를 사이에 두고 환자(8)와 반대측에 설치된 전체 반도체 방사선 검출기(플랫 패널)(66)에 입사되어 전기 신호로 변환된다. 각 반도체 방사선 검출기(66)로부터 출력된 전기 신호는 대응하는 신호 증폭기(67)에서 증폭되고, 신호 처리 장치(68)에서 설정 시간 간격으로 적산된다. 이 적산에 의해 X선 강도 정보가 얻어진다. 화상 처리 장치(69)는 각 신호 처리 장치(68)로부터의 X선 강도 정보를 이용하여 화상 정보(현재 화상의 정보, 캡처 화상)를 생성한다. 이 현재 화상의 정보가 위치 결정 데이터 생성 장치(37)에 도입되고, 위치 결정 데이터 생성 장치(37)는 전술한 실시 형태와 동일한 처리를 실행한다.

본 변형예에 의해서도 상기 실시 형태와 동일한 효과를 얻는다.

발명의 효과

본 발명에 따르면, 조작자의 기량에 관계없이 항상 충분한 위치 결정 정밀도를 확보할 수 있다.

도면의 간단한 설명

도1은 본 발명의 적합한 일 실시 형태의 환자 베드 위치 결정 장치의 적용 대상인 의료용 입자선 조사 장치의 구성도.

도2는 도1의 회전 갠트리의 사시도.

도3은 도1의 회전 갠트리의 정면도.

도4는 도1의 입자선 조사부의 종단면 구조를 도시한 모식도.

도5는 도1의 환자 베드를 구동하는 베드 구동 장치의 상세 기능을 도시한 개념도.

도6은 본 발명의 적합한 일 실시 형태의 환자 베드 위치 결정 장치의 구성도.

도7은 도6의 X선 형광 증배관의 상세 단면 구조도.

도8은 도6의 위치 결정 데이터 생성 장치가 실행하는 처리 순서를 도시한 흐름도.

도9는 도6의 디스플레이 장치에 표시되는 표시 상태의 예를 도시한 도면.

도10은 도6의 디스플레이 장치에 표시되는 표시 장치의 예를 도시한 도면.

도11은 도6의 디스플레이 장치에 표시되는 다른 표시 상태의 예를 도시한 도면.

도12는 도8의 단계 81의 상세한 처리 순서를 도시한 흐름도.

도13은 본 발명의 적합한 일 실시 형태의 환자 베드 위치 결정 장치의 변형예를 도시한 구성도.

<도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

4 : 입자선 조사부

8 : 환자

26 : X선 방출 장치

28, 28A : 환자 베드 위치 결정 장치

29, 29A : X선 투시 화상 촬영 장치

30 : X선 형광 증배관

34 : CCD 카메라

35, 69 : 화상 처리 장치

37 : 위치 결정 데이터 생성 장치

38 : 베드 제어 장치

39A, 39B : 디스플레이 장치

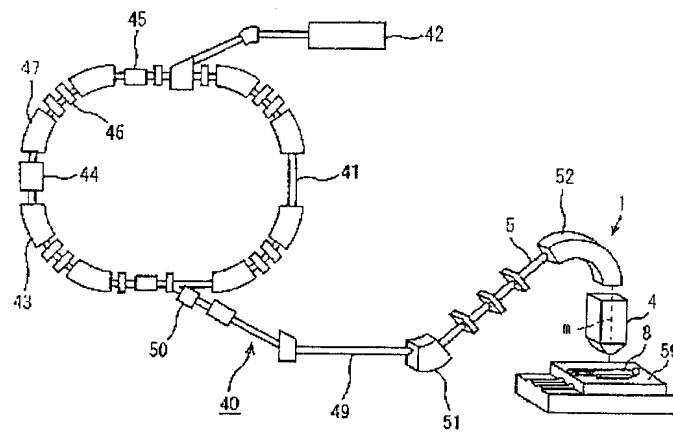
66 : 반도체 방사선 검출기

67 : 신호 증폭기

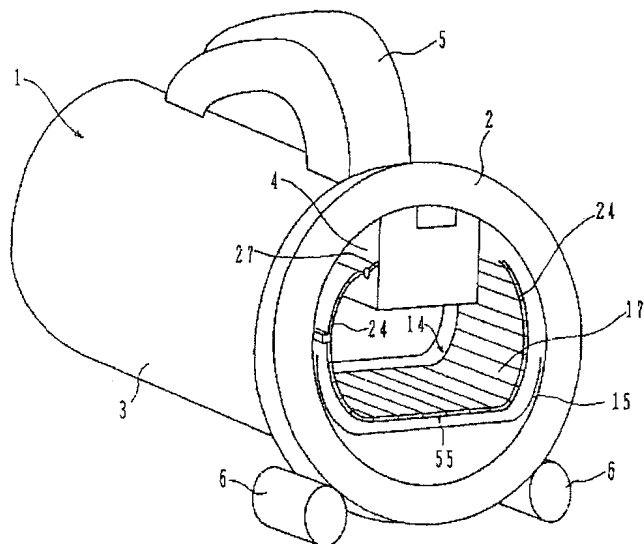
68 : 신호 처리 장치

도면

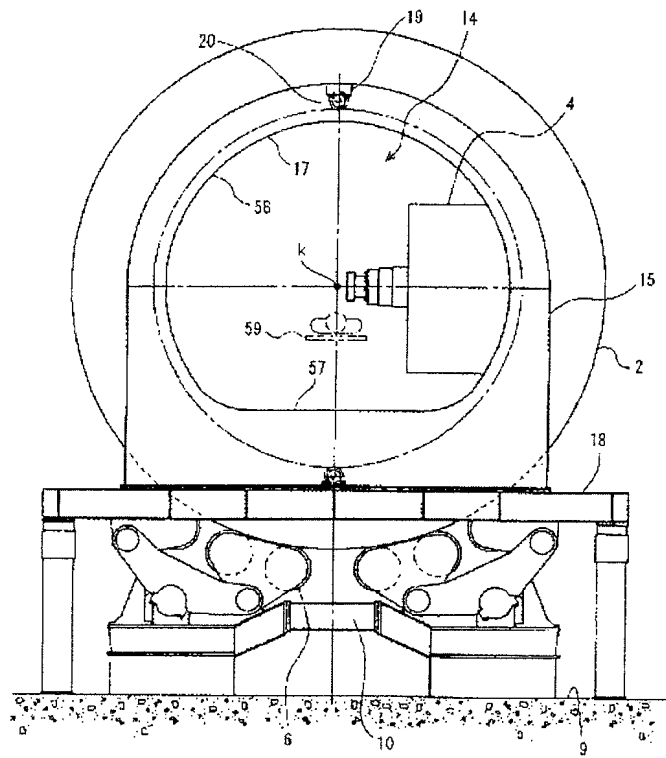
도면1



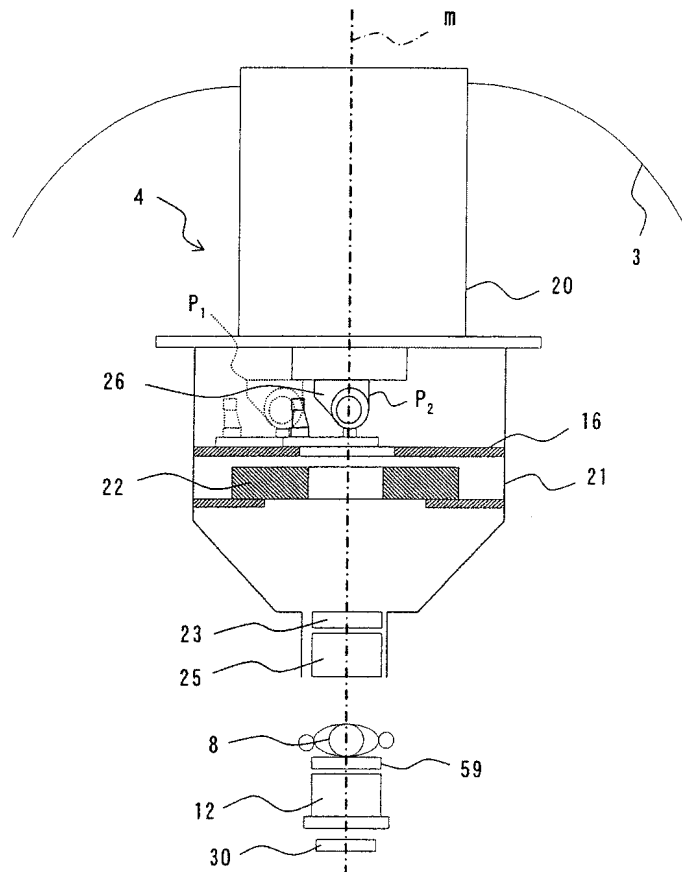
도면2



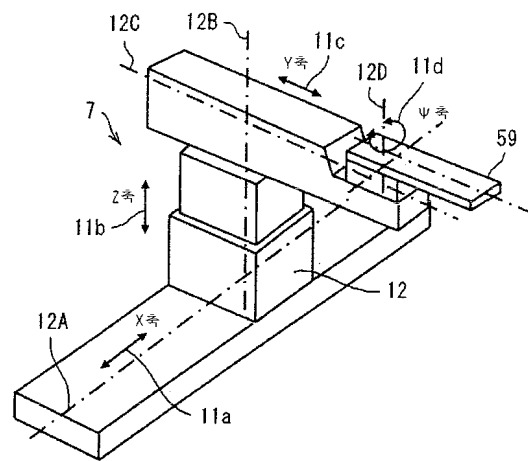
도면3



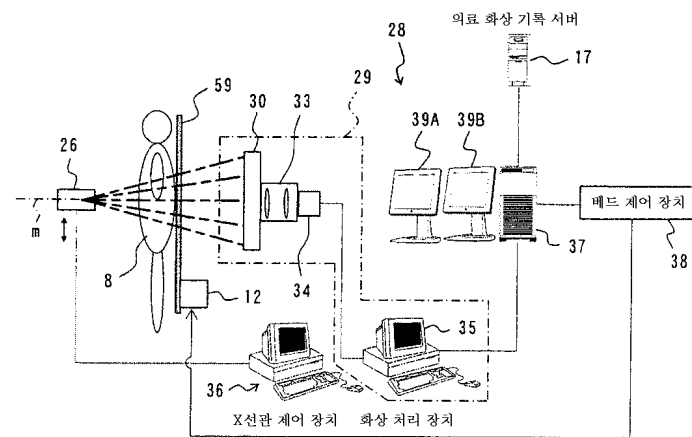
도면4



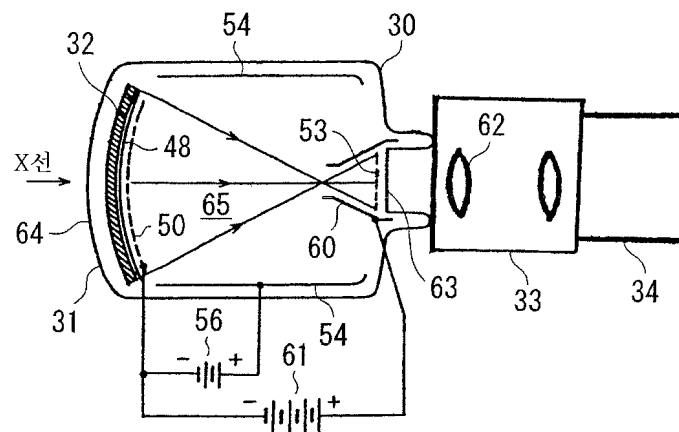
도면5



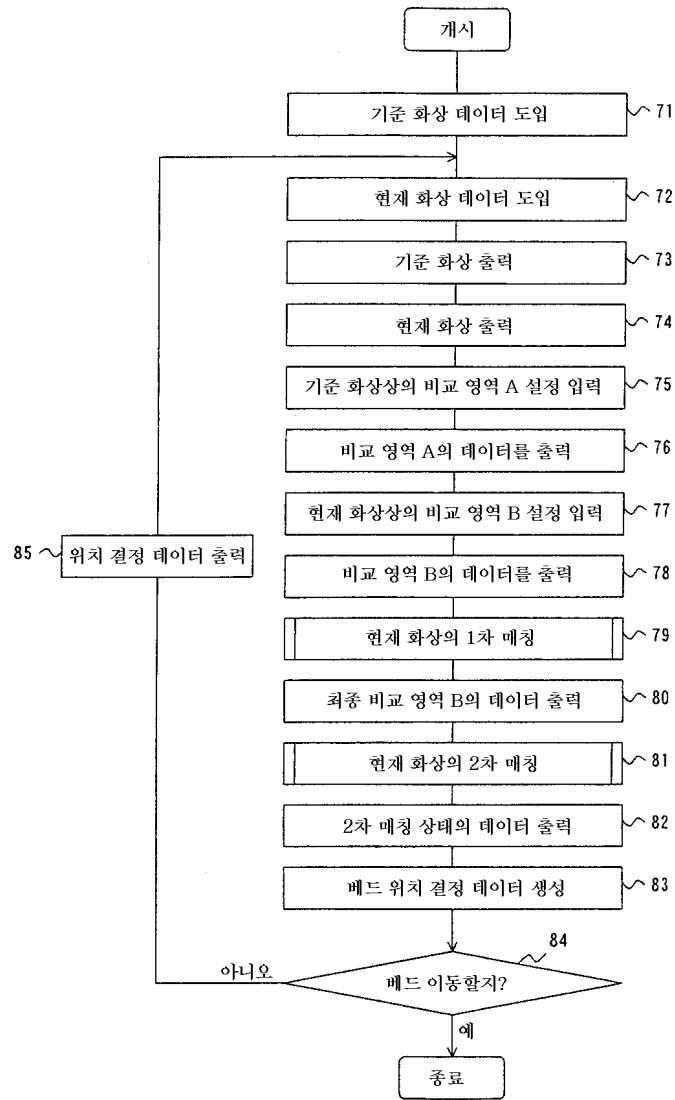
도면6



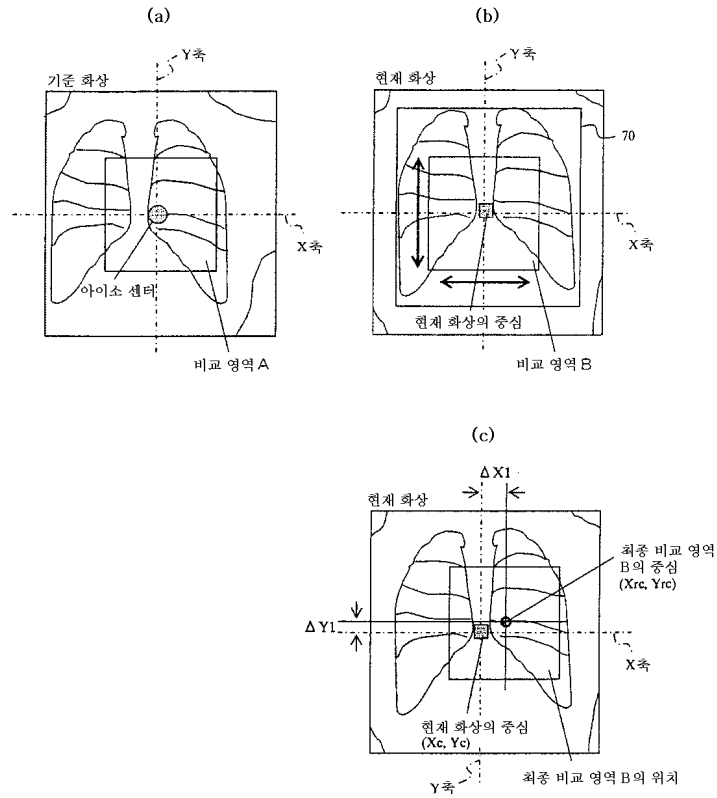
도면7



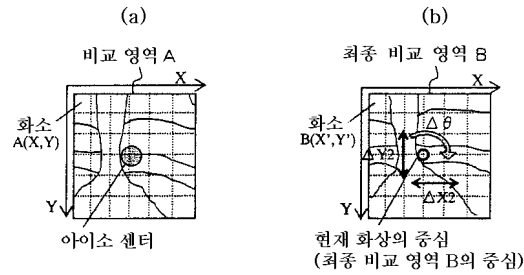
도면8



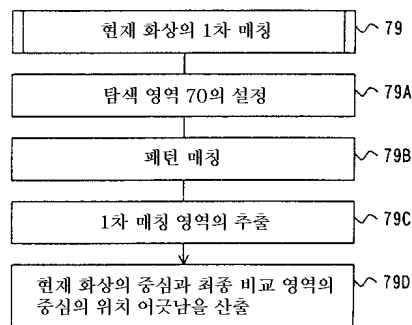
도면9



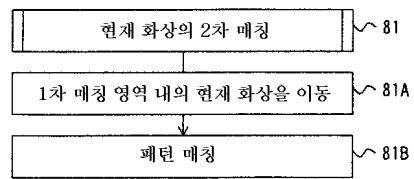
도면10



도면11



도면12



도면13

