



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2021-0146384  
(43) 공개일자 2021년12월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.) A61N 5/10 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01) G06T 11/00 (2006.01) (52) CPC특허분류 A61N 5/1049 (2013.01) A61B 6/5235 (2020.08) (21) 출원번호 10-2021-7035553 (22) 출원일자(국제) 2020년04월30일 심사청구일자 2021년11월01일 (85) 번역문제출일자 2021년11월01일 (86) 국제출원번호 PCT/JP2020/018234 (87) 국제공개번호 WO 2020/230642 국제공개일자 2020년11월19일 (30) 우선권주장 JP-P-2019-091410 2019년05월14일 일본(JP)	(71) 출원인 도시바 에너지시스템즈 가부시키키가이샤 일본국 가나가와켄 가와사키시 사이와이쿠 호리카와초 72-34 (72) 발명자 히라이 류스케 일본국 도쿄도 미나토쿠 시바우라 1-1-1 가부시키키가이샤 도시바 내 사카타 유키노부 일본국 도쿄도 미나토쿠 시바우라 1-1-1 가부시키키가이샤 도시바 내 (뒷면에 계속) (74) 대리인 문두현
--	---

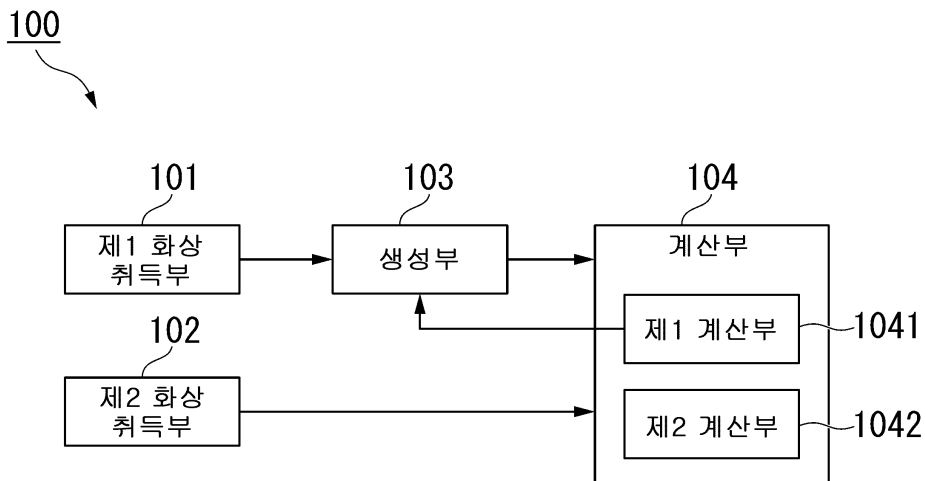
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 **의용 화상 처리 장치, 기억 매체, 의용 장치, 및 치료 시스템**

**(57) 요약**

실시형태의 의용(醫用) 화상 처리 장치는, 제1 화상 취득부와, 제2 화상 취득부와, 생성부와, 계산부를 갖는다. 제1 화상 취득부는, 환자의 제1 투시 화상을 취득한다. 제2 화상 취득부는, 방사선을 검출기에 의해서 검출해서 화상화하는 촬영 장치로부터, 제1 투시 화상과는 다른 시각에 환자에게 조사한 방사선에 따른 제2 투시 화상을 취득한다. 생성부는, 검출기의 설치 위치에 의거해서, 가상적으로 3차원 공간에 배치한 제1 투시 화상으로부터 제2 투시 화상을 재현한 재구성 화상을 생성한다. 계산부는, 제2 투시 화상과 재구성 화상의 유사도에 의거해서, 3차원 공간에 있어서의 제1 투시 화상의 바람직한 위치를 구한다. 생성부는, 계산부에 의해서 이용되는 재구성 화상을, 제2 투시 화상에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성한다.

**대표도** - 도2



(52) CPC특허분류

*A61N 5/1067* (2013.01)

*A61N 5/107* (2013.01)

*G06T 11/003* (2013.01)

*A61N 2005/1062* (2013.01)

(72) 발명자

**다니자와 아키유키**

일본국 도쿄도 미나토쿠 시바우라 1-1-1 가부시끼  
가이샤 도시바 내

**오카야 게이코**

일본국 가나가와켄 가와사키시 사이와이쿠 호리카  
와초 72-34 도시바 에너지시스템즈 가부시끼가이샤  
내

**모리 신이치로**

일본국 지바켄 지바시 이나케쿠 아나가와 4-9-1 국  
립연구개발법인 양자과학기술연구개발기구 내

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

환자의 제1 투시 화상을 취득하는 제1 화상 취득부와,

조사한 방사선을 검출기에 의해서 검출해서 화상화하는 촬영 장치로부터, 상기 제1 투시 화상의 취득 시와는 다른 시각(時刻)에 상기 환자에게 조사한 상기 방사선에 따른 제2 투시 화상을 취득하는 제2 화상 취득부와,

상기 검출기의 3차원 공간에 있어서의 설치 위치에 의거해서, 가상적으로 상기 3차원 공간에 배치한 상기 제1 투시 화상으로부터 상기 제2 투시 화상을 재현한 재구성 화상을 생성하는 생성부와,

상기 제2 투시 화상과 상기 재구성 화상의 유사도에 의거해서, 상기 3차원 공간에 있어서의 상기 제1 투시 화상의 바람직한 위치를 구하는 계산부

를 구비하고,

상기 생성부는, 상기 계산부에 의해서 이용되는 재구성 화상을, 상기 제2 투시 화상에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성하는,

의용(醫用) 화상 처리 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 재구성 화상 중 상기 제2 투시 화상에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성된 재구성 화상은, 상기 환자의 대상 부위를 포함하도록 생성되는,

의용 화상 처리 장치.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 생성부는, 상기 재구성 화상 중 상기 제2 투시 화상에 대응하는 범위보다도 넓은 범위의 제1 재구성 화상과,

상기 재구성 화상 중 상기 제1 재구성 화상 이외의 제2 재구성 화상을 생성하고,

상기 계산부는, 상기 제1 재구성 화상을 상기 제2 투시 화상에 대해서 가상적으로 평행 이동시킴으로써, 상기 제1 재구성 화상에 포함되는 상기 대상 부위와 상기 제2 투시 화상에 포함되는 상기 대상 부위의 유사도가 높은 제1 위치를 구하는 제1 계산부와,

상기 제1 계산부에 의해 구해진 상기 제1 위치를 기준으로 하여, 상기 제2 재구성 화상을 상기 제2 투시 화상에 대해서 가상적으로 평행 및 회전 이동시킴으로써, 상기 제2 재구성 화상에 포함되는 상기 대상 부위와 상기 제2 투시 화상에 포함되는 상기 대상 부위의 유사도가 높은 제2 위치를 구하는 제2 계산부를 포함하고,

상기 제2 위치를 최종적인 상기 바람직한 위치로서 출력하는,

의용 화상 처리 장치.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 계산부는, 상기 제1 위치를 구할 때에 상기 제1 재구성 화상을 상기 제2 투시 화상에 대해서 가상적으로 평행 이동시키는 이동량에 의거해서, 다음으로 생성하는 상기 제1 재구성 화상의 범위를 결정하는 화상 범위 결정부

를 더 구비하는,  
의용 화상 처리 장치.

#### 청구항 5

제3항 또는 제4항에 있어서,  
상기 생성부는, 상기 환자에 대해서, 적어도 제1 방향으로부터 조사된 상기 방사선을 검출하는 상기 검출기에 대응하는 상기 제1 재구성 화상과, 상기 제1 방향과는 다른 제2 방향으로부터 조사된 상기 방사선을 검출하는 상기 검출기에 대응하는 상기 제1 재구성 화상을 생성하고, 각각의 상기 검출기가 상기 방사선을 검출하는 상기 방향이 나타내는 정보를 포함하는 상기 제2 재구성 화상을 생성하는,  
의용 화상 처리 장치.

#### 청구항 6

제5항에 있어서,  
상기 제1 계산부는, 적어도, 상기 제1 방향 또는 상기 제2 방향의 어느 한쪽의 방향으로부터 조사된 상기 방사선을 검출하는 하나의 상기 검출기에 대응하는 상기 제1 재구성 화상을 이용해서 상기 제1 위치를 구하는,  
의용 화상 처리 장치.

#### 청구항 7

제6항에 있어서,  
상기 제1 계산부는, 상기 제1 방향 또는 상기 제2 방향의 어느 한쪽의 방향으로부터 조사된 상기 방사선을 검출하는 상기 검출기에 대응하는 상기 제1 재구성 화상을 이용해서 상기 제1 위치를 구하는 처리와, 상기 제1 위치를 기준으로 해서, 다른 쪽의 방향으로부터 조사된 상기 방사선을 검출하는 상기 검출기에 대응하는 상기 제1 재구성 화상을 이용해서, 상기 제1 재구성 화상에 포함되는 상기 대상 부위와 상기 제2 투시 화상에 포함되는 상기 대상 부위의 유사도가 보다 높은 상기 제1 위치를 구하는 처리를, 상기 제1 재구성 화상에 포함되는 상기 대상 부위와 상기 제2 투시 화상에 포함되는 상기 대상 부위의 유사도가 소정의 범위 내로 될 때까지 반복하고,  
상기 제2 계산부는, 상기 소정의 범위 내로 된 상기 제1 위치를 기준으로 해서, 상기 제2 위치를 구하는,  
의용 화상 처리 장치.

#### 청구항 8

제7항에 있어서,  
상기 생성부는, 상기 제1 계산부가 어느 한쪽의 상기 검출기에 대응하는 상기 제1 위치를 구한 후에, 다른 쪽의 상기 검출기에 대응하는 상기 제1 재구성 화상을 생성하는,  
의용 화상 처리 장치.

#### 청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서,  
상기 제1 투시 화상 및 상기 제2 투시 화상을 표시 장치에 표시시키고, 또한 상기 바람직한 위치의 정보를 상기 표시 장치에 표시시키는 표시 제어부와,  
상기 제1 투시 화상의 상기 3차원 공간 내에서의 상기 바람직한 위치의 이동의 지시를 접수하는 접수부  
를 더 구비하는,  
의용 화상 처리 장치.

#### 청구항 10

컴퓨터를,

환자의 제1 투시 화상을 취득하는 제1 화상 취득부와,

조사한 방사선을 검출기에 의해서 검출해서 화상화하는 촬영 장치로부터, 상기 제1 투시 화상의 취득 시와는 다른 시각에 상기 환자에게 조사한 상기 방사선에 따른 제2 투시 화상을 취득하는 제2 화상 취득부와,

상기 검출기의 3차원 공간에 있어서의 설치 위치에 의거해서, 가상적으로 상기 3차원 공간에 배치한 상기 제1 투시 화상으로부터 상기 제2 투시 화상을 재현한 재구성 화상을 생성하는 생성부와,

상기 제2 투시 화상과 상기 재구성 화상의 유사도에 의거해서, 상기 3차원 공간에 있어서의 상기 제1 투시 화상의 바람직한 위치를 구하는 계산부

를 구비하고,

상기 생성부가, 상기 계산부에 의해서 이용되는 재구성 화상을, 상기 제2 투시 화상에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성하는,

의용 화상 처리 장치로서 기능시키기 위한 의용 화상 처리 프로그램.

### 청구항 11

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 기재된 의용 화상 처리 장치와,

상기 환자에 대해서 서로 다른 방향으로부터 조사된 상기 방사선을 검출하는 2개의 검출기를 구비하는 촬영 장치

를 구비하는 의용 장치.

### 청구항 12

제11항에 기재된 의용 장치와,

상기 환자의 치료할 대상의 부위에 치료빔을 조사하는 조사부와,

상기 치료빔의 조사를 제어하는 조사 제어부와,

상기 의용 장치에 있어서 구해진 상기 바람직한 위치에 맞도록 상기 환자가 고정된 침대의 위치를 이동시키는 침대 제어부

를 구비하는 치료 시스템.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 발명의 실시형태는, 의용(醫用) 화상 처리 장치, 의용 화상 처리 프로그램, 의용 장치, 및 치료 시스템에 관한 것이다.

[0002] 본원은, 2019년 05월 14일에, 일본에 출원된 특원2019-091410호에 의거해서 우선권을 주장하며, 그 내용을 여기에 인용한다.

### 배경 기술

[0003] 방사선 치료는, 방사선을 환자의 체내에 있는 병소에 대해서 조사함에 의해서, 그 병소를 파괴하는 치료 방법이다. 이때, 방사선은, 병소의 위치에 정확히 조사될 필요가 있다. 이것은, 환자의 체내의 정상인 조직에 방사선을 조사해 버리면, 그 정상인 조직에까지 영향을 주는 경우가 있기 때문이다. 그 때문에, 방사선 치료를 행할 때에는, 우선, 치료 계획의 단계에 있어서, 미리 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography : CT)이 행해져서, 환자의 체내에 있는 병소의 위치가 3차원적으로 파악된다. 그리고, 파악한 병소의 위치에 의거해서, 정상인 조직에의 조사를 적게 하도록, 방사선을 조사하는 방향이나 조사하는 방사선의 강도가 계획된다. 그 후, 치료의 단계에 있어서, 환자의 위치를 치료 계획의 단계의 환자의 위치에 맞춰서, 치료 계획의 단계에서 계획한 조사 방향이나 조사 강도에 따라서 방사선이 병소에 조사된다.

[0004] 치료 단계에 있어서의 환자의 위치 맞춤에서는, 3차원의 CT 데이터를 치료실 내에 가상적으로 배치하고, 이 3차

원의 CT 데이터의 위치에, 실제로 치료실 내의 이동식 침대에 놓힌 환자의 위치가 일치하도록 침대의 위치를 조정한다. 보다 구체적으로는, 침대에 놓힌 상태에서 촬영한 환자의 체내의 X선 투시 화상과, 치료 계획 시에 촬영한 3차원의 CT 화상으로부터 가상적으로 X선 투시 화상을 재구성한 디지털 재구성 X선 사진(Digitally Reconstructed Radiograph : DRR) 화상의 2개의 화상을 대조함에 의해서, 각각의 화상 사이에서의 환자의 위치의 어긋남을 구한다. 이때, 환자의 X선 투시 화상은, 3차원 공간에서의 환자의 위치를 구하기 위해서, 적어도 2개의 서로 다른 방향으로부터 촬영되고, 각각의 X선 투시 화상과 DRR 화상의 대조를 행함에 의해서, 3차원 공간 내에서의 환자의 위치의 어긋남이 구해진다. 그리고, 최종적으로, 화상 대조에 의해서 구한 환자의 위치의 어긋남에 의거해서 침대를 이동시켜서, 환자의 체내의 병소나 뼈 등의 위치를, 치료 계획 시와 맞춘다.

[0005] 그런데, 방사선 치료에서는, 환자의 체내의 병소에 대한 방사선의 조사가, 복수회로 나누어서 행해진다. 이 때문에, 방사선을 병소에 조사할 때마다, 환자의 위치 맞춤, 즉, X선 투시 화상과 DRR 화상의 대조를 행할 필요가 있다. 여기에서, 3차원의 CT 화상으로부터의 DRR 화상의 재구성은, CT 화상의 데이터에 대해서 레이 트레이싱 방법을 적용해서 행하기 때문에 계산 비용이 높다. 즉, DRR 화상을 작성하기 위한 많은 시간을 요한다. 또한, 환자는, 방사선을 병소에 조사할 때마다, 위치가 어긋나지 않도록 침대에 구속되기 때문에, 방사선 치료 시의 환자의 부담이 크다. 이 때문에, 종래부터, X선 투시 화상과 DRR 화상의 화상 대조를 계산기에 의해서 자동 계산함에 의해서, 방사선 치료에 있어서의 환자의 위치 맞춤에 요하는 시간을 단축하는 방법이 제안되고 있다.

[0006] 종래의 환자의 위치 맞춤의 방법에서는, 2방향으로부터 촬영된 X선 투시 화상의 각각에 대해서 위치 맞춤을 행할 때에, 한쪽의 촬영 방향을 따라 X선 투시 화상과 DRR 화상을 대조하는 탐색과, 다른 쪽의 촬영 방향을 따라 X선 투시 화상과 DRR 화상을 대조하는 탐색을 번갈아 행하고 있다. 이것에 의해, 종래의 환자의 위치 맞춤의 방법에서는, 탐색을 하고 있는 촬영 방향을 따른 DRR 화상에 있어서의 변화가 적어지기 때문에, 같은 촬영 방향에 대응하는 DRR 화상의 재작성이 불요해져서, 각각의 촬영 방향에 있어서의 바람직한 위치의 탐색의 고속화를 도모하는 것이 가능해진다.

[0007] 그리고, 종래의 환자의 위치 맞춤의 방법에서는, X선 투시 화상과 같은 촬영 범위를 DRR 화상으로 재현함에 의해서, DRR 화상을 작성할 때의 계산 비용을 저감하고 있다. 그러나, 최근에는, X선 촬영 장치의 저비용화나 설치 장소의 제한 등의 이유 때문에, X선 투시 화상의 촬영 범위가 좁아지는 경우가 있다. 그러면, CT 화상으로부터 재구성한 DRR 화상에 있어서의 환자의 위치와, 침대에 놓힌 상태의 현재의 환자의 위치의 차이가 큰 경우에는, X선 투시 화상에 찍혀 있는 환자의 부위가, DRR 화상에 충분히 포함되어 있지 않은 경우도 생각할 수 있다. 이 경우, X선 투시 화상과 DRR 화상의 화상 대조에 의해서 환자의 위치의 어긋남을 구하는 것이 곤란해져 버리는 경우도 생각할 수 있다.

## 선행기술문헌

### 특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) 일본국 특개2017-189285호 공보

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0009] 본 발명이 해결하려고 하는 과제는, 환자의 위치 맞춤을 높은 정밀도로 행할 수 있는 의용 화상 처리 장치, 의용 화상 처리 프로그램, 의용 장치, 및 치료 시스템을 제공하는 것이다.

### 과제의 해결 수단

[0010] 본 실시형태의 일 태양의 의용 화상 처리 장치는, 제1 화상 취득부와, 제2 화상 취득부와, 생성부와, 계산부를 갖는다. 제1 화상 취득부는, 환자의 제1 투시 화상을 취득한다. 제2 화상 취득부는, 조사한 방사선을 검출기에 의해서 검출해서 화상화하는 촬영 장치로부터, 상기 제1 투시 화상의 취득 시와는 다른 시각에 상기 환자에게 조사한 상기 방사선에 따른 제2 투시 화상을 취득한다. 생성부는, 상기 검출기의 3차원 공간에 있어서의 설치 위치에 의거해서, 가상적으로 상기 3차원 공간에 배치한 상기 제1 투시 화상으로부터 상기 제2 투시 화상을 재현한 재구성 화상을 생성한다. 계산부는, 상기 제2 투시 화상과 상기 재구성 화상의 유사도에 의거해서, 상기 3차원 공간에 있어서의 상기 제1 투시 화상의 바람직한 위치를 구한다. 상기 생성부는, 상기 계산부에 의해

서 이용되는 재구성 화상을, 상기 제2 투시 화상에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성한다.

**발명의 효과**

[0011] 상기 태양에 따르면, 환자의 위치 맞춤을 높은 정밀도로 행할 수 있는 의용 화상 처리 장치, 의용 화상 처리 프로그램, 의용 장치, 및 치료 시스템을 제공할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0012] 도 1은, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치를 포함하는 의용 장치를 구비한 치료 시스템의 개략 구성을 나타내는 블록도.

도 2는, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치의 개략 구성을 나타내는 블록도.

도 3은, 제1 실시형태의 치료 시스템에 있어서의 동작의 흐름을 나타내는 플로차트.

도 4는, 제1 실시형태의 치료 시스템에 있어서의 방사선의 조사 경로와, 컴퓨터 단층 촬영 화상 및 의용 화상 처리 장치가 생성하는 디지털 재구성 X선 사진 화상의 관계를 설명하기 위한 도면.

도 5의 (a)는 제1 실시형태의 치료 시스템에 있어서의 X선 투시 화상과 의용 화상 처리 장치가 생성하는 재구성 화상의 관계를 설명하기 위한 도면.

도 5의 (b1)은 제1 실시형태의 치료 시스템에 있어서의 X선 투시 화상과 의용 화상 처리 장치가 생성하는 재구성 화상의 관계를 설명하기 위한 도면.

도 5의 (b2)는 제1 실시형태의 치료 시스템에 있어서의 X선 투시 화상과 의용 화상 처리 장치가 생성하는 재구성 화상의 관계를 설명하기 위한 도면.

도 5의 (b3)은 제1 실시형태의 치료 시스템에 있어서의 X선 투시 화상과 의용 화상 처리 장치가 생성하는 재구성 화상의 관계를 설명하기 위한 도면.

도 6은 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치가 생성한 재구성 화상을 이용해서 바람직한 위치를 구하는 동작을 설명하기 위한 도면.

도 7은 제2 실시형태의 의용 화상 처리 장치의 개략 구성을 나타내는 블록도.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0013] 이하, 실시형태의 의용 화상 처리 장치, 의용 화상 처리 프로그램, 의용 장치, 및 치료 시스템을, 도면을 참조해서 설명한다.

[0014] (제1 실시형태)

[0015] 도 1은, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치를 포함하는 의용 장치를 구비한 치료 시스템의 개략 구성을 나타내는 블록도이다. 치료 시스템(1)은, 예를 들면, 치료대(10)와, 침대 제어부(11)와, 2개의 방사선원(20)(방사선원(20-1) 및 방사선원(20-2))과, 2개의 방사선 검출기(30)(방사선 검출기(30-1) 및 방사선 검출기(30-2))와, 치료빔 조사문(40)과, 치료빔 조사 제어부(41)와, 화상 해석부(50)와, 표시 제어부(60)와, 표시 장치(61)와, 지시 접수부(80)와, 의용 화상 처리 장치(100)를 구비한다.

[0016] 또, 도 1에 나타난 각각의 부호에 이어서 부여한 「-」 과 그것에 이어지는 숫자는, 대응 관계를 식별하기 위한 것이다. 보다 구체적으로는, 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 대응 관계에서는, 방사선원(20-1)과 방사선 검출기(30-1)가 대응해서 하나의 세트로 되어 있는 것을 나타내고, 방사선원(20-2)과 방사선 검출기(30-2)가 대응해서 또 하나의 세트로 되어 있는 것을 나타내고 있다. 또, 이하의 설명에 있어서 복수 있는 같은 구성 요소를 구별하지 않고 표시하는 경우에는, 「-」 과 그것에 이어지는 숫자를 나타내지 않고 표시한다.

[0017] 치료대(10)는, 방사선에 의한 치료를 받는 피검체(환자)(P)를 고정하는 침대이다. 침대 제어부(11)는, 치료대(10)에 고정된 환자(P)에게 치료빔을 조사하는 방향을 바꾸기 위해서, 치료대(10)에 설치된 병진 기구 및 회전 기구를 제어하는 제어부이다. 침대 제어부(11)는, 예를 들면, 치료대(10)의 병진 기구 및 회전 기구의 각각을 3축 방향, 즉, 6축 방향으로 제어한다.

[0018] 방사선원(20-1)은, 환자(P)의 체내를 투시하기 위한 방사선(r-1)을 미리 정해진 각도로부터 조사한다. 방사선

원(20-2)은, 환자(P)의 체내를 투시하기 위한 방사선(r-2)을, 방사선원(20-1)과 다른 미리 정해진 각도로부터 조사한다. 방사선(r-1) 및 방사선(r-2)은, 예를 들면, X선이다. 도 1은, 치료대(10) 상에 고정된 환자(P)에 대해서, 2방향으로부터 X선 촬영을 행하는 경우를 나타내고 있다. 또, 도 1에 있어서는, 방사선원(20)에 의한 방사선(r)의 조사를 제어하는 제어부의 도시를 생략하고 있다.

[0019] 방사선 검출기(30-1)는, 방사선원(20-1)으로부터 조사되어 환자(P)의 체내를 통과해서 도달한 방사선(r-1)을 검출하고, 검출한 방사선(r-1)의 에너지의 크기에 따른 환자(P)의 체내의 X선 투시 화상(PI)을 생성한다. 방사선 검출기(30-2)는, 방사선원(20-2)으로부터 조사되어 환자(P)의 체내를 통과해서 도달한 방사선(r-2)을 검출하고, 검출한 방사선(r-2)의 에너지의 크기에 따른 환자(P)의 체내의 X선 투시 화상(PI)을 생성한다. 방사선 검출기(30)는, 2차원의 어레이 형상으로 X선 검출기가 배치되고, 각각의 X선 검출기에 도달한 방사선(r)의 에너지의 크기를 디지털값으로 표시한 디지털 화상을, X선 투시 화상(PI)으로서 생성한다. 방사선 검출기(30)는, 예를 들면, 플랫·패널·디텍터(Flat Panel Detector : FPD)나, 이미지 인텐시파이어나, 컬러 이미지 인텐시파이어이다. 이하의 설명에 있어서는, 각각의 방사선 검출기(30)가, FPD인 것으로 한다. 방사선 검출기(30)(FPD)는, 생성한 각각의 X선 투시 화상(PI)을 의용 화상 처리 장치(100)에 출력한다. 또, 도 1에 있어서는, 방사선 검출기(30)에 의한 X선 투시 화상(PI)의 생성을 제어하는 제어부의 도시를 생략하고 있다.

[0020] 치료 시스템(1)에서는, 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 세트가, 특허청구의 범위에 있어서의 「촬영 장치」의 일례이다. 도 1에는, 서로 다른 두 방향으로부터 환자(P)의 X선 투시 화상(PI)을 촬영하는 촬영 장치를 나타내고 있다. 촬영 장치와 의용 화상 처리 장치(100)를 합친 것이, 특허청구의 범위에 있어서의 「의용 장치」의 일례이다.

[0021] 치료 시스템(1)에서는, 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 위치가 고정되어 있기 때문에, 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 세트에 의해서 구성되는 촬영 장치가 촬영하는 방향(치료실의 고정 좌표계에 대한 상대 방향)이 고정되어 있다. 이 때문에, 치료 시스템(1)이 설치된 3차원 공간 내에 있어서 3차원 좌표를 정의한 경우, 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 위치를, 3축의 좌표값으로 표시할 수 있다. 이하의 설명에 있어서는, 3축의 좌표값의 정보를, 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 세트에 의해서 구성되는 촬영 장치의 지오메트리 정보라 한다. 지오메트리 정보를 이용하면, 소정의 3차원 좌표 내의 임의의 위치에 위치하는 환자(P)의 위치를, 방사선원(20)으로부터 조사된 방사선이 환자(P)의 체내를 통과해서 방사선 검출기(30)에 도달했을 때의 위치로부터 구할 수 있다. 즉, 소정의 3차원 좌표에 있어서의 환자(P)의 위치를, 사영(射影) 행렬로 해서 구할 수 있다.

[0022] 지오메트리 정보는, 치료 시스템(1)을 설치할 때에 설계된 방사선원(20) 및 방사선 검출기(30)의 설치 위치로부터 얻을 수 있다. 지오메트리 정보는, 3차원 계측기 등에 의해서 계측한 방사선원(20) 및 방사선 검출기(30)의 설치 위치로부터 얻을 수도 있다. 사영 행렬을 지오메트리 정보로부터 구해됨에 의해서, 의용 화상 처리 장치(100)는, 3차원 공간 내에 있는 환자(P)가, 촬영된 X선 투시 화상(PI)의 어느 위치에 촬영될지를 계산할 수 있다.

[0023] 또한, 도 1에 나타낸 바와 같은 환자(P)의 X선 투시 화상(PI)을 2개 동시에 촬영하는 것이 촬영 장치에서는, 각각의 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 세트마다, 사영 행렬을 구해둔다. 이것에 의해, 2개의 X선 투시 화상(PI)에 촬영된 환자(P)의 체내의 병소나 뼈, 혹은 환자(P)의 체내에 미리 유치되어 있는 마커의 상(像)의 위치(2차원 좌표의 위치)로부터, 삼각측량의 원리와 마찬가지로 해서, 병소나 뼈, 혹은 마커의 위치를 나타내는 소정의 3차원 좌표에서의 좌표값을 계산할 수 있다.

[0024] 또, 도 1에서는, 2세트의 방사선원(20)과 방사선 검출기(30), 즉, 2개의 촬영 장치를 구비하는 치료 시스템(1)의 구성을 나타냈다. 그러나, 치료 시스템(1)이 구비하는 촬영 장치의 수는, 2개로 한정되지 않는다. 예를 들면, 치료 시스템(1)은, 3개 이상의 촬영 장치(3세트 이상의 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 세트)를 구비해도 된다. 또한, 치료 시스템(1)은, 하나의 촬영 장치(1세트의 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 세트)만을 구비해도 된다.

[0025] 치료빔 조사문(40)은, 환자(P)의 체내의 치료할 대상의 부위인 병소를 파괴하기 위한 방사선을 치료빔(B)으로서 조사하는 조사부이다. 치료빔(B)은, 예를 들면, X선, γ선, 전자선, 양자선, 중성자선, 중입자선 등이다. 치료빔(B)은, 치료빔 조사문(40)으로부터 직선적으로 환자(P)(보다 구체적으로는, 환자(P)의 체내의 병소)에게 조사된다. 치료빔 조사 제어부(41)는, 치료빔 조사문(40)에 의한 치료빔(B)의 조사를 제어한다. 치료빔 조사 제어부(41)는, 화상 해석부(50)에 의해 출력된 치료빔(B)의 조사 타이밍을 지시하는 신호에 따라서, 치료빔 조사문(40)에 치료빔(B)을 조사시킨다.



- [0026] 도 1에서는, 고정된 하나의 치료빔 조사문(40)을 구비하는 치료 시스템(1)의 구성을 나타냈지만, 이것으로 한정되지 않으며, 치료 시스템(1)은, 복수의 치료빔 조사문을 구비해도 된다. 예를 들면, 치료 시스템(1)은, 환자(P)에게 수평 방향으로부터 치료빔을 조사하는 치료빔 조사문을 더 구비해도 된다. 또한, 치료 시스템(1)은, 하나의 치료빔 조사문이 환자(P)의 주변을 회전함에 의해서, 다양한 방향으로부터 치료빔을 환자(P)에게 조사하는 구성이어도 된다. 보다 구체적으로는, 도 1에 나타난 치료빔 조사문(40)이, 도 1에 나타난 수평 방향 Y의 회전축에 대해서 360도 회전할 수 있는 구성이어도 된다. 이와 같은 구성의 치료 시스템(1)은, 회전 갠트리형 치료 시스템이라 한다. 또, 회전 갠트리형 치료 시스템에서는, 치료빔 조사문(40)의 회전축과 같은 축에 대해서, 방사선원(20) 및 방사선 검출기(30)도, 동시에 360도 회전한다.
- [0027] 화상 해석부(50)는, 폐나 간장 등, 환자(P)의 호흡이나 심박의 움직임에 의해서 이동해 버리는 기관의 위치를 추적하여, 환자(P)의 병소에 치료빔(B)을 조사하는 조사 타이밍을 결정한다. 즉, 화상 해석부(50)는, 호흡 동기 조사 방법에 의해서 방사선 치료를 행하기 위한 치료빔(B)의 조사 타이밍을 결정한다. 화상 해석부(50)는, 각각의 방사선 검출기(30)에 의해서 실시간으로 촬영된 환자(P)의 X선 투시 화상(PI)에 찍혀 있는 환자(P)의 체내의 병소나 뼈의 상을 추적함에 의해서, 방사선 치료에 있어서 병소에 조사하는 치료빔(B)의 조사 타이밍을 자동으로 결정한다. 이때, 화상 해석부(50)는, 추적하고 있는 환자(P)의 체내의 병소나 뼈의 상의 위치가 방사선 치료를 행할 소정의 범위(영역)(이하, 「게이트 윈도우」라 한다) 내에 있는지의 여부를 판정하고, 환자(P)의 체내의 병소나 뼈의 상의 위치가 게이트 윈도우 내에 있는 타이밍을, 치료빔(B)을 조사하는 조사 타이밍으로 하고, 이 조사 타이밍을 지시하는 신호를, 치료빔 조사 제어부(41)에 출력한다. 이것에 의해, 치료빔 조사 제어부(41)는, 화상 해석부(50)에 의해 출력된 조사 타이밍을 지시하는 신호에 따라서, 치료빔 조사문(40)에 치료빔(B)을 조사시킨다. 즉, 치료빔 조사 제어부(41)는, 추적하고 있는 환자(P)의 체내의 병소나 뼈의 상의 위치가 게이트 윈도우 내에 있는 경우에만, 치료빔(B)을 조사시키도록 치료빔 조사문(40)을 제어하고, 환자(P)의 체내의 병소나 뼈의 상의 위치가 게이트 윈도우 내에 없는 경우에는, 치료빔(B)의 조사를 정지시키도록 치료빔 조사문(40)을 제어한다.
- [0028] 또, 게이트 윈도우는, 방사선 치료를 행하기 전에 촬영한 3차원의 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography : CT) 화상(CI)에 찍혀 있는 환자(P)의 체내의 병소나 뼈의 위치를 중심으로 해서, 그 중심의 위치에 마진을 부가한 3차원의 영역이 설정된다. 또한, 게이트 윈도우는, CT 화상(CI)에 대해서 설정한 범위(영역)를, CT 화상(CI)으로부터 가상적으로 X선 투시 화상(PI)을 재구성한 디지털 재구성 X선 사진(Digitally Reconstructed Radiograph : DRR) 화상(DI)이나 X선 투시 화상(PI)에 사영시킨 범위(영역)로서 설정해도 된다. 또한, 게이트 윈도우는, 방사선 치료를 개시하기 직전의 환자(P)의 상태를 고려해서 설정된 마진을 부가해서 설정해도 된다. 상기와 같은 것을 고려해서 게이트 윈도우를 설정함에 의해, 환자(P)에 대해서 부적절한 치료빔(B)이나 불요한 방사선(r)의 조사를 행해 버리는 사태, 소위, 피폭을 회피할 수 있다.
- [0029] 또, 화상 해석부(50)는, 각각의 방사선 검출기(30)에 의해서 실시간으로 촬영된 X선 투시 화상(PI)에 의거해서, 방사선 치료에 있어서 치료를 행할 환자(P)의 체내에 미리 유치되어 있는 마커의 상을 추적함에 의해서, 마커와 병소의 상대적인 위치의 관계 등으로부터, 방사선 치료에 있어서 병소에 조사하는 치료빔(B)의 조사 타이밍을 자동으로 결정해도 된다. 이 경우, 화상 해석부(50)는, 추적하고 있는 마커의 상의 위치가 게이트 윈도우 내에 있는 타이밍을, 치료빔(B)을 조사하는 조사 타이밍으로서 지시하는 신호를, 치료빔 조사 제어부(41)에 출력한다.
- [0030] 의용 화상 처리 장치(100)는, 현재의 환자(P)의 위치를, 치료 계획의 단계 등, 방사선 치료를 행하기 전의 계획 단계에 있어서 사전에 정해진 위치에 맞추는 위치 결정을 위한 화상 처리를 하는 처리부이다. 의용 화상 처리 장치(100)는, 방사선 치료를 행하기 전에 사전에 촬영한 3차원의 CT 화상(CI) 등으로부터 가상적으로 X선 투시 화상(PI)을 재구성한 DRR 화상(DI)과, 각각의 방사선 검출기(30)에 의해 출력된 현재의 X선 투시 화상(PI)을 대조함에 의해서, 방사선 치료를 행하는데 있어서 바람직한 환자(P)의 위치를 자동으로 탐색한다. 그리고, 의용 화상 처리 장치(100)는, 치료대(10)에 고정되어 있는 환자(P)의 현재의 위치를, 방사선 치료를 행하기 위해서 사전에 정해진 바람직한 위치(이하, 「바람직한 위치」라 한다)로 이동시키기 위한 치료대(10)의 이동량을 구한다. 의용 화상 처리 장치(100)의 구성 및 처리에 관한 상세에 대해서는 후술한다.
- [0031] 또, 의용 화상 처리 장치(100)와 방사선 검출기(30)의 각각은, LAN(Local Area Network)이나 WAN(Wide Area Network)에 의해서 접속되는 구성이어도 된다.
- [0032] 표시 제어부(60)는, 의용 화상 처리 장치(100)에 있어서 바람직한 위치를 탐색하고 있는 도중을 포함해서, CT 화상(CI)이나, DRR 화상(DI), X선 투시 화상(PI), 또한, 현재의 바람직한 위치의 정보를 표시 장치(61)에 표시

시킨다. 이것에 의해, 예를 들면, 액정 디스플레이(LCD : Liquid Crystal Display) 등의 표시 장치(61)에, CT 화상(CI)이나, DRR 화상(DI), X선 투시 화상(PI), 현재의 바람직한 위치의 정보가 표시되고, 치료 시스템(1)을 이용하는 방사선 치료의 실시자(의사 등)가, 현재의 위치 결정의 상황을 눈으로 보고 확인할 수 있다.

[0033] 지시 접수부(80)는, 의용 화상 처리 장치(100)에 있어서 탐색한 바람직한 위치를, 치료 시스템(1)을 이용하는 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 수동으로 조정하기 위한 유저 인터페이스이다. 지시 접수부(80)는, 방사선 치료의 실시자(의사 등)에 의해서 조작되는 조작부(도시하지 않음)를 구비하고 있다.

[0034] 또, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치는, 의용 화상 처리 장치(100)와, 표시 제어부(60)와, 지시 접수부(80)를 포함한 구성이어도 된다. 또한, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치는, 화상 해석부(50)를 더 포함한 구성이어도 된다. 또한, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치는, 또, 표시 장치(61)와 일체로 된 구성이어도 된다.

[0035] 다음으로, 치료 시스템(1)을 구성하는 의용 화상 처리 장치(100)의 구성에 대하여 설명한다. 도 2는, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)의 개략 구성을 나타내는 블록도이다. 도 2에 나타낸 의용 화상 처리 장치(100)는, 제1 화상 취득부(101)와, 제2 화상 취득부(102)와, 생성부(103)와, 계산부(104)를 구비한다. 또한, 계산부(104)는, 제1 계산부(1041)와, 제2 계산부(1042)를 구비한다.

[0036] 제1 화상 취득부(101)는, 치료 대상의 환자(P)의 체내를 투시 가능한 3차원 볼륨 데이터상을 취득한다. 제1 화상 취득부(101)는, 취득한 3차원 볼륨 데이터를, 생성부(103)에 출력한다. 3차원 볼륨 데이터는, CT 장치나, 콘빔(Cone-Beam : CB) CT 장치, 자기 공명 화상(Magnetic Resonance Imaging : MRI) 장치 등의 촬영 장치로 환자(P)를 촬영함에 의해서 취득한 3차원의 데이터이다. 이하의 설명에 있어서는, 3차원 볼륨 데이터가, CT 장치에 의해서 환자(P)를 촬영해서 취득한 CT 화상(CI)의 데이터(이하, 「CT 데이터」라 한다)인 것으로 한다.

[0037] 제2 화상 취득부(102)는, 치료 시스템(1)이 설치된 치료실에 있어서 치료대(10)에 고정된 현재의 환자(P)의 체내의 X선 투시 화상(PI)을 취득한다. 즉, 제2 화상 취득부(102)는, 각각의 방사선 검출기(30)에 의해서 실시간으로 촬영된 환자(P)의 체내의 X선 투시 화상(PI)을 취득한다. 제2 화상 취득부(102)는, 취득한 X선 투시 화상(PI)을, 계산부(104)에 출력한다.

[0038] 생성부(103)는, 제1 화상 취득부(101)에 의해 출력된 CT 데이터에 의거해서, DRR 화상(DI)을 생성한다. 이때, 생성부(103)는, 치료 시스템(1)에 있어서 촬영 장치를 구성하는 2개의 방사선 검출기(30)(FPD)의 각각이 방사선을 검출하는 면에 평행한 2차원의 평면을 따라 FPD의 크기, 즉, FPD의 촬영 범위를 가상적으로 확대한 DRR 화상(DI)(이하, 「제1 DRR 화상(DI1)」이라 한다)과, 2개의 FPD의 촬영 범위와 같은 촬영 범위의 DRR 화상(DI)(이하, 「제2 DRR 화상(DI2)」이라 한다)을 생성한다. 생성부(103)는, 생성한 제1 DRR 화상(DI1)과 제2 DRR 화상(DI2)의 각각을, 계산부(104)에 출력한다.

[0039] 계산부(104)는, 생성부(103)가 생성한 제1 DRR 화상(DI1) 또는 제2 DRR 화상(DI2)과, 제2 화상 취득부(102)가 취득한 X선 투시 화상(PI)에 의거해서, 치료 시스템(1)이 설치된 치료실의 3차원 공간 내에 가상적으로 배치된 CT 데이터의 위치(이하, 「CT 위치」라 한다)와, 치료대(10)에 고정된 현재의 환자(P)의 위치 사이의 위치의 어긋남(이하, 「환자(P)의 위치 어긋남량」이라 한다)을 계산한다. 그리고, 계산부(104)는, 계산한 환자(P)의 위치 어긋남량에 의거해서, 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치를, 바람직한 위치로서 탐색한다. 계산부(104)는, 탐색한 바람직한 위치의 CT 위치에 의거해서, 치료실 내의 3차원 좌표에 준거한 회전 및 병진을 치료대(10)에 시키기 위한 6개의 제어 파라미터를 계산하고, 계산한 6개의 제어 파라미터를 침대 제어부(11)에 출력한다. 여기에서, 계산부(104)가 침대 제어부(11)에 출력하는 6개의 제어 파라미터는, 치료대(10)에 설치된 병진 기구 및 회전 기구의 각각을 3축 방향으로 제어하기 위한 파라미터이다.

[0040] 제1 계산부(1041)는, 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)에 의거해서, 방사선 검출기(30)(FPD)가 방사선을 검출하는 면에 평행한 2차원의 평면을 따라 환자(P)의 위치 어긋남량을 계산하는 CT 위치를 이동시키면서, 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치를 탐색한다. 예를 들면, 제1 계산부(1041)는, 치료실 내의 3차원 좌표에 준거한 병진량을 표시하는 하나의 파라미터에 따라서 CT 위치를 이동시키고, 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)의 유사도가 가장 높은 CT 위치를 탐색한다. 그리고, 제1 계산부(1041)는, 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 될 때까지, CT 위치의 탐색을 행한다. 이때, 제1 계산부(1041)는, 방사선 검출기(30-1) 또는 방사선 검출기(30-2)의 어느 한쪽에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)에 의거한 CT 위치의 탐색과, 방사선 검출기(30-1) 또는 방사선 검출기(30-2)의 어느 다른 쪽에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)에 의거한 CT 위치의 탐색을 번갈아 행한다. 따라서, 제1 계산부(1041)에 있어서의 CT 위치의 탐

색은, 어느 한쪽의 방사선 검출기(30)에 대응하는 CT 위치의 탐색만, 즉, 1회만으로 종료하는 경우도 있지만, 한쪽의 방사선 검출기(30)에 대응하는 CT 위치의 탐색과, 다른 쪽의 방사선 검출기(30)에 대응하는 CT 위치의 탐색을 번갈아 복수회 반복하고 나서 종료하는 경우도 있다. 또, 제1 계산부(1041)에 있어서의 CT 위치의 탐색은, 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 될 때까지, 즉, 치료대(10)에 고정된 환자(P)의 위치를 어느 정도 맞출 수 있게 될 때까지 행하는 간이적인 CT 위치의 탐색이다. 이하의 설명에 있어서는, 제1 계산부(1041)에 있어서의 CT 위치의 탐색을, 「러프 탐색」이라 한다.

[0041] 또, 제1 계산부(1041)에 있어서의 CT 위치의 러프 탐색에서는, 전술한 바와 같이, 한쪽의 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)에 의거한 CT 위치의 탐색과, 다른 쪽의 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)에 의거한 CT 위치의 탐색을 번갈아 행한다. 이 때문에, 제1 계산부(1041)는, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)을 이용한 CT 위치의 러프 탐색이 완료될 때마다, 러프 탐색한 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치의 정보를, 생성부(103)에 출력한다. 이것에 의해, 생성부(103)는, 제1 계산부(1041)에 의해 출력된 현재의 제1 DRR 화상(DI1)에 있어서의 CT 위치를 기준으로 해서, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)에 대응하는 방사선 검출기(30)와는 다른 방사선 검출기(30)에 대응하는 새로운 제1 DRR 화상(DI1)을 생성하고, 생성한 새로운 제1 DRR 화상(DI1)을 제1 계산부(1041)에 출력한다. 이와 같이, 생성부(103)와 제1 계산부(1041)는 서로 연계해서, 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 될 때까지, 제1 DRR 화상(DI1)의 생성과 CT 위치의 러프 탐색을 행한다.

[0042] 제2 계산부(1042)는, 제1 계산부(1041)에 이어서, 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치를 보다 상세히 탐색한다. 제2 계산부(1042)는, 제1 계산부(1041)가 탐색한 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치를 기준으로 한 제2 DRR 화상(DI2)과 X선 투시 화상(PI)에 의거해서, 치료실 내의 3차원 좌표에 준거한 회전 및 병진 방향을 따라 환자(P)의 위치 어긋남량을 계산하는 CT 위치를 이동시키면서, 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치를 탐색한다. 환언하면, 제2 계산부(1042)는, 치료실 내의 3차원 좌표에 준거한 회전량 및 병진량을 표시하는 6개의 파라미터에 따라서 CT 위치를 이동시키고, 제2 DRR 화상(DI2)과 X선 투시 화상(PI)의 유사도가 가장 높은 CT 위치를, 최종적인 바람직한 위치로서 탐색한다. 또, 제2 계산부(1042)에 있어서의 CT 위치의 탐색은, 제2 DRR 화상(DI2)과 X선 투시 화상(PI)에 의거해서 최종적인 CT 위치(바람직한 위치), 즉, 치료대(10)에 고정된 환자(P)에게 치료빔(B)을 조사하는 방향을 자동으로 결정하기 위한 상세한 CT 위치의 탐색이다. 이하의 설명에 있어서는, 제2 계산부(1042)에 있어서의 CT 위치의 탐색을, 「상세 탐색」이라 한다. 제2 계산부(1042)는, 탐색한 최종적인 바람직한 위치(CT 위치)에 의거해서, 치료대(10)를 치료실 내의 3차원 좌표에 준거해서 회전 및 병진시키기 위한 6개의 제어 파라미터를 계산하고, 계산한 6개의 제어 파라미터를 침대 제어부(11)에 출력한다.

[0043] 이것에 의해, 침대 제어부(11)는, 제2 계산부(1042)에 의해 출력된 6개의 제어 파라미터에 따라서 치료대(10)에 설치된 병진 기구 및 회전 기구를 제어하여, 치료대(10)에 고정된 환자(P)의 방향을, 치료빔(B)을 조사해서 방사선 치료를 행하는데 있어서 바람직한 방향을 향하게 한다.

[0044] 이와 같은 구성에 의해서, 의용 화상 처리 장치(100)는, 제1 계산부(1041)에 있어서의 러프 탐색과, 제2 계산부(1042)에 있어서의 상세 탐색에 의해서, 치료대(10)에 고정된 환자(P)의 방향을 바람직한 방향을 향하게 하기 위한 6개의 제어 파라미터를 계산한다. 이것에 의해, 의용 화상 처리 장치(100)를 구비한 치료 시스템(1)에서는, 의용 화상 처리 장치(100)가 계산한 6개의 제어 파라미터에 따라서, 방사선 치료에 있어서 치료를 행할 환자(P)의 방향을, 치료빔(B)을 조사하기 위하여 바람직한 방향을 향하게 할 수 있다. 그리고, 의용 화상 처리 장치(100)를 구비한 치료 시스템(1)에서는, 화상 해석부(50)가 결정한 적절한 타이밍에, 환자(P)의 체내의 병소에 치료빔(B)을 조사할 수 있다.

[0045] 또, 전술한 의용 화상 처리 장치(100)에 구비한 구성 요소의 기능 중 일부 또는 전부는, 예를 들면, CPU(Central Processing Unit) 등의 하드웨어 프로세서와, 프로그램(소프트웨어)을 기억한 기억 장치(비일과성의 기억 매체를 구비하는 기억 장치)를 구비하고, 프로세서가 프로그램을 실행함에 의해 각종 기능이 실현되어도 된다. 또한, 전술한 의용 화상 처리 장치(100)에 구비한 구성 요소의 기능 중 일부 또는 전부는, LSI(Large Scale Integration)나 ASIC(Application Specific Integrated Circuit), FPGA(Field-Programmable Gate Array), GPU(Graphics Processing Unit) 등의 하드웨어(회로부; circuitry를 포함한다) 등에 의해서 실현되어도 되고, 소프트웨어와 하드웨어의 협동에 의해서 각종 기능이 실현되어도 된다. 또한, 전술한 의용 화상 처리 장치(100)에 구비한 구성 요소의 기능 중 일부 또는 전부는, 전용의 LSI에 의해서 각종 기능이 실현되어도 된다. 여기에서, 프로그램(소프트웨어)은, 미리 ROM(Read Only Memory)이나 RAM(Random Access Memory), HDD(Hard Disk Drive), 플래시 메모리 등의 치료 시스템(1)에 구비한 기억 장치(비일과성의 기억 매체를 구비하

는 기억 장치)에 저장되어 있어도 되고, DVD나 CD-ROM 등의 착탈 가능한 기억 매체(비일과성의 기억 매체)에 저장되어 있고, 기억 매체가 치료 시스템(1)에 구비한 드라이브 장치에 장착됨으로써, 치료 시스템(1)에 구비한 기억 장치에 인스톨되어도 된다. 또한, 프로그램(소프트웨어)은, 다른 컴퓨터 장치로부터 네트워크를 통해서 미리 다운로드되어, 치료 시스템(1)에 구비한 기억 장치에 인스톨되어도 된다.

- [0046] 다음으로, 치료 시스템(1)의 동작의 개략에 대하여 설명한다. 도 3은, 제1 실시형태의 치료 시스템(1)에 있어서의 동작의 흐름을 나타내는 플로차트이다. 또, 이하의 설명에 있어서는, 사전에 CT 장치에 의해서 환자(P)가 촬영되어 있고, CT 화상(CI)의 CT 데이터(3차원 볼륨 데이터)가 준비되어 있는 것으로 한다. 또한, 제1 계산부(1041) 및 제2 계산부(1042)는, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)의 유사도에 의거해서, CT 위치의 탐색을 행하는 것으로 한다.
- [0047] 치료 시스템(1)이 동작을 개시하여, 의용 화상 처리 장치(100)가 기동하면, 제1 화상 취득부(101)는, CT 데이터를 취득한다(스텝S100). 그리고, 제1 화상 취득부(101)는, 취득한 CT 데이터를, 생성부(103)에 출력한다.
- [0048] 계속해서, 제2 화상 취득부(102)는, 각각의 방사선 검출기(30)에 의해 출력된 현재의 환자(P)의 체내의 X선 투시 화상(PI)을 취득한다(스텝S101). 그리고, 제2 화상 취득부(102)는, 취득한 X선 투시 화상(PI)을, 계산부(104)에 출력한다.
- [0049] 계속해서, 의용 화상 처리 장치(100)는, CT 위치의 러프 탐색 SS의 처리를 개시한다. CT 위치의 러프 탐색 SS의 처리에 있어서, 생성부(103)는, 제1 화상 취득부(101)에 의해 출력된 CT 데이터에 의거해서, 제1 DRR 화상(DI1)을 생성한다(스텝S102). 그리고, 생성부(103)는, 생성한 제1 DRR 화상(DI1)을 계산부(104)에 출력한다.
- [0050] 계속해서, 계산부(104) 내의 제1 계산부(1041)는, 생성부(103)에 의해 출력된 제1 DRR 화상(DI1)과, 제2 화상 취득부(102)에 의해 출력된 X선 투시 화상(PI)에 의거해서, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)의 유사도가 가장 높은 CT 위치를 탐색한다(스텝S103).
- [0051] 계속해서, 제1 계산부(1041)는, 탐색한 CT 위치에 있어서의 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내인지의 여부를 판정한다(스텝S104). 스텝S104에 있어서, 탐색한 CT 위치에 있어서의 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내가 아닌 경우, 제1 계산부(1041)는, 탐색한 CT 위치의 정보를 생성부(103)에 출력해서, 처리를 스텝S102로 되돌린다. 이것에 의해, 생성부(103)는, 스텝S102에 있어서, 제1 계산부(1041)에 의해 출력된 CT 위치의 정보에 의거해서 새로운 제1 DRR 화상(DI1)을 생성하고, 제1 계산부(1041)는, 스텝S103에 있어서, 생성부(103)가 생성한 새로운 제1 DRR 화상(DI1)과, 제2 화상 취득부(102)에 의해 출력된 X선 투시 화상(PI)에 의거해서, 새로운 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)의 유사도가 가장 높은 CT 위치를 탐색한다. 이와 같이, 의용 화상 처리 장치(100)에서는, 생성부(103)와 제1 계산부(1041)는 서로 연계해서, 탐색한 CT 위치에 있어서의 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 될 때까지, 즉, 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)의 유사도가 소정의 유사도의 문턱값보다도 높아질 때까지, CT 위치의 러프 탐색 SS의 처리를 반복한다.
- [0052] 한편, 스텝S104에 있어서, 탐색한 CT 위치에 있어서의 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내인 경우, 즉, 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)의 유사도가 소정의 유사도의 문턱값보다도 높은 CT 위치를 탐색한 경우, 제1 계산부(1041)는, 탐색한 CT 위치의 정보를 제2 계산부(1042)에 출력하고, 처리를 스텝S105로 진행한다.
- [0053] 이것에 의해, 의용 화상 처리 장치(100)는, CT 위치의 상세 탐색 SD의 처리를 개시한다. CT 위치의 상세 탐색 SD의 처리에 있어서, 생성부(103)는, 제1 화상 취득부(101)에 의해 출력된 CT 데이터에 의거해서, 제2 DRR 화상(DI2)을 생성한다(스텝S105). 그리고, 생성부(103)는, 생성한 제2 DRR 화상(DI2)을 계산부(104)에 출력한다.
- [0054] 계속해서, 제2 계산부(1042)는, 제1 계산부(1041)가 탐색한 CT 위치를 기준으로 하여, 생성부(103)에 의해 출력된 제2 DRR 화상(DI2)과, 제2 화상 취득부(102)에 의해 출력된 X선 투시 화상(PI)에 의거해서, 최종적인 CT 위치를 탐색한다(스텝S106). 이와 같이, 의용 화상 처리 장치(100)에서는, 제2 계산부(1042)에 의해서, CT 위치의 상세 탐색 SD의 처리 1회만 행한다.
- [0055] 계속해서, 표시 제어부(60)는, 생성부(103)에 의해 출력된 제2 DRR 화상(DI2)과, 제2 화상 취득부(102)에 의해 출력된 X선 투시 화상(PI)을 표시 장치(61)에 표시시킨다. 또한, 표시 제어부(60)는, 제2 계산부(1042)가 탐색한 최종적인 CT 위치를 표시 장치(61)에 표시시킨다. 그리고, 지시 접수부(80)는, 치료 시스템(1)을 이용하는 방사선 치료의 실시자(의사 등)에 의한 최종적인 CT 위치의 조정을 접수하고, 접수한 최종적인 CT 위치의 조정 정보를, 제2 계산부(1042)에 출력한다(스텝S107).

[0056] 계속해서, 제2 계산부(1042)는, 탐색한 CT 위치에, 지시 접수부(80)에 의해 출력된 최종적인 CT 위치의 조정 정보를 반영하여, 최종적인 CT 위치(바람직한 위치)로 한다. 그리고, 제2 계산부(1042)는, 치료대(10)를 치료실 내의 3차원 좌표에 준거해서 회전 및 병진시키기 위한 6개의 제어 파라미터를 계산한다(스텝S108). 제2 계산부(1042)는, 계산한 6개의 제어 파라미터를 침대 제어부(11)에 출력한다.

[0057] 계속해서, 침대 제어부(11)는, 제2 계산부(1042)에 의해 출력된 6개의 제어 파라미터에 따라서 치료대(10)를 이 동시킨다(스텝S109).

[0058] 다음으로, 치료 시스템(1)을 구성하는 의용 화상 처리 장치(100)의 동작의 상세에 대하여 설명한다. 우선, 의 용 화상 처리 장치(100)를 구성하는 생성부(103)에 있어서의 DRR 화상(DI)의 생성 방법에 대하여 설명한다. DRR 화상(DI)은, 가상적으로 X선 투시 화상(PI)을 시뮬레이션하기 위하여 생성하는 화상이다. 이 때문에, 최 초로, X선 투시 화상(PI)의 촬영 모델에 대하여 설명하고, 계속해서, DRR 화상(DI)의 생성 방법에 대하여 설명한 다.

[0059] (X선 투시 화상의 촬영 모델)

[0060] X선 촬영에서는, X선원인 방사선원(20)에 의해 조사된 X선이 피사체인 환자(P)의 체내를 통과해서, X선 검출기 를 2차원의 어레이 형상으로 배치한 FPD인 방사선 검출기(30)에 도달했을 때의 에너지의 크기를 화상화함에 의 해서, 환자(P)의 체내를 투시한 X선 투시 화상(PI)을 얻을 수 있다. 이 X선 투시 화상(PI)에 있어서의 각각의 화소 위치, 즉, X선 검출기의 위치에 있어서의 X선의 에너지  $P_i$ 는, 하기 식(1)에 의해서 나타낼 수 있다.

[0061] [식 1]

$$P_i = P_0 \exp \left\{ - \int \mu(l, P) dl \right\} \quad \dots (1)$$

[0062]

[0063] 상기 식(1)에 있어서,  $P_0$ 은, 피사체(환자(P))에 입사했을 때의 X선의 에너지이다. 또한, 상기 식(1)에 있어서,  $\mu(l, P)$ 는, 위치  $l$ 에 있어서의 물체의 선 감약 계수이고, 이 물질을 통과하는 X선의 에너지  $P$ 에 의해서 변화하 는 값이다. X선원으로부터 화소 위치  $i$ 에 도달할 때까지의 X선의 경로 상에 있는 물질의 선 감약 계수를 선적 분한 것이, X선 검출기에 도달하는 X선의 에너지로 된다. 여기에서, X선 검출기에 있어서의 검출 특성은, X선 의 에너지  $P_i$ 의 대수(對數)를 취한 것에 대해서 선형으로 되도록 설계되어 있고, X선 검출기가 출력하는 신호값 을 픽셀값으로 선형으로 변환함에 의해서 화상을 얻을 수 있다. 즉, X선 투시 화상(PI)의 화소값  $T_i$ 는, 하기 식(2)로 표시할 수 있다.

[0064] [식 2]

$$T_i(P_0) = \log(P_i) = \log(P_0) - \int \mu(l, P) dl \quad \dots (2)$$

[0065]

[0066] 상기 식(2)에 있어서,  $\log(P_0)$ 는, 상수이다. 이 때문에, X선 촬영에 의해서 얻어지는 X선 투시 화상(PI)에 있 어서의 각 화소는, X선원으로부터 조사되는 X선이 FPD를 구성하는 각각의 X선 검출기에 도달하는 경로 상의 물 질(즉, 환자(P))의 선 감약 계수의 곱의 합에 따라서 화소화되게 된다.

[0067] (DRR 화상의 생성 방법)

[0068] 계속해서, DRR 화상(DI)의 생성 방법에 대하여 설명한다. DRR 화상(DI)은, 3차원 공간 내에 가상적으로 배치한 CT 화상(CI)을 임의의 방향으로 투시 투영함에 의해서 생성한다. 여기에서, 도 4에, DRR 화상(DI)의 생성 처리의 일례를 나타낸다. 도 4는, 제1 실시형태의 치료 시스템(1)에 있어서의 방사선(X선)의 조사 경로와, 컴 퓨터 단층 촬영 화상(CT 화상(CI)) 및 의용 화상 처리 장치(100)가 생성하는 디지털 재구성 X선 사진 화상(DRR 화상(DI))의 관계를 설명하기 위한 도면이다. 도 4에서는, 치료 시스템(1)에 있어서의 촬영 장치의 좌표계 상 의 화소 위치를  $(x, y, z)$ , DRR 화상(DI)의 좌표계 상의 화소 위치를  $(u, v)$ 로 하고 있다. 화소 위치  $(u, v)$ 에 있어 서의 DRR 화상(DI)의 휘도값  $I(u, v)$ 는, 하기 식(3)으로 표시되는 레이 트레이싱의 식에 의해서 계산된다.

[0069] [식 3]

$$I(u,v) = \oint W(V) V(x,y,z) dl \quad \dots (3)$$

[0070]

[0071]

상기 식(3)에 있어서,  $V(x,y,z)$ 는, 치료 시스템(1)에 있어서 가상적으로 배치된 CT 화상(CI)의 화소 위치  $(x,y,z)$ 에 있어서의 CT값이다. 그리고, 상기 식(3)에서는, DRR 화상(DI)의 휘도값  $I(u,v)$ 는, X선원(XS)으로부터 조사되는 X선의 조사 경로 1 상의 CT값의 적분에 의해서 얻어지는 것을 나타내고 있다. 여기에서, 상기 식(3)에 있어서의  $W(V)$ 는, CT값에 곱하는 가중 계수이다. 이 가중 계수  $W(V)$ 를 제어함에 의해서, 특정의 CT값을 강조한 DRR 화상(DI)을 생성할 수 있다. 이것은, X선 투시 화상(PI)과 DRR 화상(DI)을 대조할 때에, 중시하고 싶은 환자(P)의 병소의 조직을 강조하거나, 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 주목하고 싶은 조직을 강조해서 시인성을 높이고 싶을 때 등에 유효하다.

[0072]

여기에서, DRR 화상(DI)의 휘도값  $I(u,v)$ 에 포함되는 CT값  $V(x,y,z)$ 는, 화소 위치  $(x,y,z)$ 에 있는 물질의 선 감약 계수에 의거하는 값이다. 이 때문에, X선의 조사 경로 1에 있는 물질의 선 감약 계수의 합에 의해서 DRR 화상(DI)을 생성하면, X선 투시 화상(PI)도, 상기 식(3)으로 나타내는 바와 같이 X선의 조사 경로 1 상의 선 감약 계수의 합으로 화소값이 결정되고, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)은 유사하게 된다. 또, DRR 화상(DI)과 같이 CT값으로부터 X선 투시 화상(PI)을 재구성하기 위해서는, X선의 조사 경로 1과 CT값  $V(x,y,z)$ 의 위치를 정할 필요가 있다.

[0073]

다음으로, 의용 화상 처리 장치(100)를 구성하는 계산부(104), 즉, 제1 계산부(1041) 및 제2 계산부(1042)에 있어서의 CT 위치(바람직한 위치)의 탐색에 대하여 설명한다. 우선, 제1 계산부(1041)와 제2 계산부(1042)에 공통되는 CT 위치(바람직한 위치)의 탐색의 고려 방법에 대하여, 계산부(104)가 CT 위치(바람직한 위치)의 탐색을 하는 것으로서 설명한다.

[0074]

계산부(104)는, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)의 각각을 구성하는 화소의 값(화소값)에 의거한 유사도를 계산하기 위한 평가 함수를 정의하고, 가장 평가값이 좋아지는(가장 유사도가 높아지는) 화상이 촬영된 화소 위치를 구함에 의해서, CT 위치(바람직한 위치)를 탐색한다. 보다 구체적으로는, 3차원 공간 내에서 CT 데이터의 위치 및 자세를 정하는 6개의 파라미터에 의해서 정해지는 CT 위치를 이동시키면서, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)의 각각의 화소값으로부터 구해지는 평가 함수의 출력(유사도)이 최선으로 되는 위치를 탐색한다. 이 때, 계산부(104)는, 평가 함수로서, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)의 2개의 화상의 각각의 화소값의 정규화 상호 상관을 이용한다. 또, 계산부(104)는, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)의 2개의 화상의 각각의 화소값의 상호 정보량을, 평가 함수로서 이용해도 된다. 또한, 계산부(104)는, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)의 2개의 화상을, 가우시안 필터, 소벨 필터 등을 이용하는 화상 처리를 실시한 화상으로 일단 변환하고, 변환한 화상 간에서의 차분이나, 정규화 상호 상관, 상호 정보량을, 평가 함수로서 이용해도 된다. 또한, 계산부(104)는, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)의 2개의 화상을 구성하는 각 화소의 구배 방향을 계산한 화상으로 변환하고, 변환한 각 화소의 구배 방향의 일치도를, 평가 함수로 해도 된다.

[0075]

이와 같은 고려 방법에 의거해서, 계산부(104)(제1 계산부(1041) 및 제2 계산부(1042))는, DRR 화상(DI)과 X선 투시 화상(PI)을 이용해서 CT 위치(바람직한 위치)를 탐색한다. 또, 종래의 일반적인 치료 시스템에서는, CT 위치(바람직한 위치)의 탐색에 있어서 전술한 바와 같은 유사도를 계산하기 위한 평가 함수를 이용하는 경우, 2개의 화상의 촬영 범위 내에, 환자(P)의 체내에 있어서의 같은 부위가 찍혀 있는 것이 전제로 되어 있다. 그러나, 계산부(104)에서는, 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색과, 제2 계산부(1042)에 의한 상세 탐색, 즉, 2단계의 탐색 처리로, CT 위치(바람직한 위치)를 탐색하고 있다. 이것에 의해, 계산부(104)는, 치료 시스템(1)을 구성하는 촬영 장치의 저비용화나 설치 장소의 제한 등의 이유 때문에 방사선 검출기(30)(FPD)의 촬영 범위가 좁아져서, DRR 화상(DI)에 찍히는 환자(P)의 체내의 부위와, X선 투시 화상(PI)에 찍히는 환자(P)의 체내의 부위에 큰 차이가 있는 경우에도, CT 위치(바람직한 위치)를 고정밀도로 탐색할 수 있다. 즉, 계산부(104)는, 환자(P)의 위치 결정의 처리를 높은 정밀도로 행할 수 있다.

[0076]

계속해서, 제1 계산부(1041)에 있어서의 CT 위치(바람직한 위치)의 러프 탐색에 대하여 설명한다. 제1 계산부(1041)는, 전술한 바와 같이, 생성부(103)가 방사선 검출기(30)(FPD)가 방사선을 검출하는 면에 평행한 2차원의 평면을 따라 FPD의 크기를 가상적으로 확대한 제1 DRR 화상(DI1)과, X선 투시 화상(PI)에 의거해서, 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치를 탐색한다. 이 때문에, 최초로, 생성부(103)가 생성하는 제1 DRR 화상(DI1)의 일례에 대하여 설명하고, 계속해서, 제1 계산부(1041)에 의한 CT 위치(바람직한 위치)의 러프 탐색의

방법에 대하여 설명한다.

[0077] (제1 DRR 화상)

[0078] 도 5의 (a), 도 5의 (b1), 도 5의 (b2), 및 도 5의 (b3)은, 제1 실시형태의 치료 시스템(1)에 있어서의 X선 투시 화상(PI)과 의용 화상 처리 장치(100)에 구비한 생성부(103)가 생성하는 재구성 화상(제1 DRR 화상(DI1))의 관계를 설명하기 위한 도면이다. 도 5의 (a)에는, 제2 화상 취득부(102)가 취득한 어느 한쪽의 방사선 검출기(30)에 의해 출력된 X선 투시 화상(PI)의 일례를 나타내고, 도 5의 (b1), 도 5의 (b2), 및 도 5의 (b3)에는, 도 5의 (a)에 나타난 X선 투시 화상(PI)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 생성부(103)가 생성할 때의 처리의 일례를 나타내고 있다. 도 5의 (b1)에는, 생성부(103)가 생성한 DRR 화상(DI)의 일례를 나타내고, 도 5의 (b2)에는, 생성부(103)가 제1 DRR 화상(DI1)을 생성할 때에 행하는 처리의 일례를 설명하기 위한 도면을 나타내고, 도 5의 (b3)에는, 생성부(103)가 생성한 제1 DRR 화상(DI1)의 일례를 나타내고 있다. 이하의 설명에 있어서는, 도 5의 (a)에 나타난 X선 투시 화상(PI)과 도 5의 (b3)에 나타난 제1 DRR 화상(DI1)의 각각이, 방사선 검출기(30-1)에 대응하는 화상인 것으로 한다.

[0079] 제2 화상 취득부(102)는, 종래의 일반적인 치료 시스템과 마찬가지로, 치료 시스템(1)이 설치된 치료실에 있어서 치료대(10)에 고정된 현재의 환자(P)의 체내를 방사선 검출기(30-1)가 촬영한 X선 투시 화상(PI)을 취득한다. 여기에서, 가령, 생성부(103)가, 종래의 일반적인 치료 시스템과 마찬가지로, 방사선 검출기(30-1)의 촬영 범위와 같은 범위의 DRR 화상(DI)을 생성하면, 예를 들면, 도 5의 (b1)에 나타난 바와 같은 DRR 화상(DI)을 생성하는 경우가 있다. 이 경우, 도 5의 (a)와 도 5의 (b1)을 비교해서 알 수 있는 바와 같이, 도 5의 (a)에 나타난 X선 투시 화상(PI)에 찍혀 있는 환자(P)의 부위와, 도 5의 (b1)에 나타난 DRR 화상(DI)에 찍혀 있는 환자(P)의 부위가 크게 어긋나 버리는 경우도 생각할 수 있다. 도 5의 (b1)에 나타난 DRR 화상(DI)에서는, 치료빔(B)을 조사하는 대상의 병소의 위치가 거의 중심으로 되도록 촬영된 도 5의 (a)에 나타난 X선 투시 화상(PI)에 대해서, 중심 위치가 좌측 상단의 쪽으로 크게 어긋나서, 환자(P)의 두부의 상부가 찍혀 있지 않다. 그러면, 도 5의 (a)에 나타난 X선 투시 화상(PI)과 도 5의 (b1)에 나타난 DRR 화상(DI)의 각각에 공통적으로 포함되는 환자(P)의 부위의 영역이 적어져서, 환자(P)의 위치 어긋남량의 계산이 곤란해져 버린다. 즉, 도 5의 (a)에 나타난 X선 투시 화상(PI)과 도 5의 (b1)에 나타난 DRR 화상(DI)의 각각의 화소값으로부터 구해지는 평가 함수에 의한 평가값(유사도)을 계산할 수 없고, 최종적으로 침대 제어부(11)에 출력하는 6개의 제어 파라미터에 많은 오차가 포함되어 버리게 된다.

[0080] 이 때문에, 생성부(103)는, 도 5의 (b2)에 나타난 바와 같이, DRR 화상(DI)에 찍히는 환자(P)의 부위의 범위를 가상적으로 확대해서, 즉, DRR 화상(DI)에 대응하는 방사선 검출기(30-1)(FPD)에 있어서의 촬영 범위를 가상적으로 넓혀서, 생성하는 제1 DRR 화상(DI1)이 환자(P)의 부위를 포함하도록 한다. 보다 구체적으로는, 생성부(103)는, 방사선 검출기(30-1)가 방사선원(20-1)으로부터 조사되어 환자(P)의 체내를 통과해서 도달한 방사선(X선)을 검출하는 평면의 방향, 즉, 방사선 검출기(30-1)가 X선 투시 화상(PI)을 촬영하는 방향(각도)으로부터 보았을 때에, 제1 화상 취득부(101)가 취득해서 출력한 환자(P)의 CT 데이터(3차원 볼륨 데이터)가 모두 포함되는 범위까지 촬영 범위를 넓혀서, 제1 DRR 화상(DI1)을 생성하도록 한다. 도 5의 (b2)에는, 도 5의 (b1)에 나타난 DRR 화상(DI)에 있어서의 촬영 범위를, 좌측 및 상측으로 넓히고 있는 상태를 나타내고 있다. 이것에 의해, 생성부(103)는, 도 5의 (b3)에 나타난 바와 같이, 도 5의 (b1)에 나타난 DRR 화상(DI)에 있어서의 촬영 범위가 좌측 및 상측으로 넓혀져서, 환자(P)의 두부의 전체가 찍힌 제1 DRR 화상(DI1)을 생성한다. 이것에 의해, 도 5의 (a)에 나타난 X선 투시 화상(PI)에 포함되는 환자(P)의 부위의 영역이, 도 5의 (b3)에 나타난 제1 DRR 화상(DI1)에 포함되게 되어, 도 5의 (a)에 나타난 X선 투시 화상(PI)과 도 5의 (b3)에 나타난 제1 DRR 화상(DI1)의 각각의 화소값으로부터, 보다 높은 정밀도로, 평가 함수에 의한 평가값(유사도), 즉, 환자(P)의 위치 어긋남량을 계산할 수 있다.

[0081] (CT 위치의 러프 탐색 방법)

[0082] 계속해서, 제1 계산부(1041)에 의한 CT 위치(바람직한 위치)의 러프 탐색의 방법에 대하여 설명한다. 도 6은, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)에 구비한 생성부(103)가 생성한 재구성 화상(제1 DRR 화상(DI1))을 이용해서 바람직한 위치(CT 위치)를 구하는 동작을 설명하기 위한 도면이다. 도 6에는, CT 위치의 초기 위치로부터 러프 탐색을 3회 행해서, 환자(P)의 위치 어긋남량, 즉, 러프 탐색한 CT 위치가 종료 위치로부터 소정의 범위 내로 될 때까지의 모습의 일례를 나타내고 있다.

[0083] 우선, 현재의 위치가, 초기 위치(IP)였던 경우, 생성부(103)는, 방사선 검출기(30-2)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 생성해서 제1 계산부(1041)에 출력한다. 보다 구체적으로는, 생성부(103)는, 치료 시스템(1)이 설치된

치료실의 3차원 공간 내에서 초기 위치(IP)에 가상적으로 배치된 CT 데이터를 포함하고, 방사선 검출기(30-2)가 방사선(X선)을 검출하는 면에 평행한 2차원의 평면을 나타내는 제1 DRR 화상(DI1)(예를 들면, 도 5의 (b3)에 나타낸 제1 DRR 화상(DI1))을 생성해서 제1 계산부(1041)에 출력한다.

[0084] 이것에 의해, 제1 계산부(1041)는, 생성부(103)에 의해 출력된 제1 DRR 화상(DI1)에 포함되는 CT 위치를 제1 DRR 화상(DI1)이 표시하는 2차원의 평면을 따라 순차 이동시키면서, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)에 있어서의 바람직한 위치(CT 위치)를 탐색한다. 보다 구체적으로는, 제1 계산부(1041)는, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)에 포함되는 CT 위치를 1화소분씩 순차 이동시키면서, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)과 방사선 검출기(30-2)에 대응하는 X선 투시 화상(PI)의 각각의 화소값으로부터 구해지는 평가 함수의 출력(유사도)이 최선으로 되는 CT 위치를 탐색한다. 여기에서, 제1 DRR 화상(DI1)에 포함되는 각각의 화소의 3차원 공간에 있어서의 종방향 및 횡방향의 길이는, 치료 시스템(1)에 있어서의 촬영 장치의 지오메트리 정보에 의거한 간단한 기하(幾何) 계산에 의해서 구할 수 있다. 이 때문에, 제1 계산부(1041)는, 구한 각각의 화소에 있어서의 3차원 공간의 종방향 및 횡방향의 길이를, 제1 DRR 화상(DI1)에 있어서 각각의 화소가 배치된 2차원의 평면 내에서의 종방향 및 횡방향의 길이로 변환한다. 그리고, 제1 계산부(1041)는, 변환한 종방향 및 횡방향의 길이에 의거해서, CT 위치를 1화소분씩 이동시키면서, 평가 함수의 출력(유사도)이 최선으로 되는 CT 위치를 탐색한다. 도 6에는, 방사선 검출기(30-2)에 대응하는 현재의 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내의 탐색 경로(R1)를 따라 CT 위치를 이동시켜서, 현시점에서 최선의 CT 위치를 중간 위치(MP-1)로서 탐색한 모습을 나타내고 있다. 또, 도 6에서는, 탐색 경로(R1)를 하나의 직선으로 표시하고 있지만, 전술한 바와 같이, 제1 계산부(1041)는, CT 위치를 제1 DRR 화상(DI1)이 표시하는 2차원의 평면을 따라 이동시킨다. 이 때문에, 탐색 경로(R1)는, 제1 DRR 화상(DI1) 내의 종방향 및 횡방향으로 직선적으로 CT 위치를 이동시키는 경로이다. 제1 계산부(1041)는, 탐색한 중간 위치(MP-1)를 표시하는 정보를, 생성부(103)에 출력한다.

[0085] 계속해서, 생성부(103)는, 제1 계산부(1041)에 의해 출력된 중간 위치(MP-1)를 표시하는 정보에 의거해서, 방사선 검출기(30-1)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 생성해서 제1 계산부(1041)에 출력한다. 보다 구체적으로는, 생성부(103)는, 방사선 검출기(30-2)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 생성할 때와 마찬가지로, 치료 시스템(1)이 설치된 치료실의 3차원 공간 내에서 중간 위치(MP-1)에 가상적으로 배치된 CT 데이터를 포함하고, 방사선 검출기(30-1)가 방사선(X선)을 검출하는 면에 평행한 2차원의 평면을 나타내는 제1 DRR 화상(DI1)을 생성해서 제1 계산부(1041)에 출력한다.

[0086] 이것에 의해, 제1 계산부(1041)는, 중간 위치(MP-1)를 탐색할 때와 마찬가지로, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)에 포함되는 CT 위치를 1화소분씩 순차 이동시키면서, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)에 있어서의 바람직한 위치(CT 위치)를 탐색한다. 단, 여기에서는, 제1 계산부(1041)는, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)과 방사선 검출기(30-1)에 대응하는 X선 투시 화상(PI)의 각각의 화소값으로부터 구해지는 평가 함수의 출력(유사도)이 최선으로 되는 CT 위치를 탐색한다. 도 6에는, 방사선 검출기(30-1)에 대응하는 현재의 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내의 탐색 경로(R2)를 따라 CT 위치를 이동시켜서, 현시점에서 최선의 CT 위치를 중간 위치(MP-2)로서 탐색한 모습을 나타내고 있다. 또, 도 6에 있어서 하나의 직선으로 표시한 탐색 경로(R2)도, 탐색 경로(R1)와 마찬가지로, 현재의 제1 DRR 화상(DI1) 내의 종방향 및 횡방향으로 직선적으로 CT 위치를 이동시키는 경로이다. 제1 계산부(1041)는, 탐색한 중간 위치(MP-2)를 표시하는 정보를, 생성부(103)에 출력한다.

[0087] 그 후, 마찬가지로, 생성부(103)는, 제1 계산부(1041)에 의해 출력된 중간 위치(MP-2)를 표시하는 정보에 의거해서, 중간 위치(MP-2)에 가상적으로 배치된 CT 데이터를 포함하는 방사선 검출기(30-2)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 생성하고, 제1 계산부(1041)에 출력한다. 그리고, 제1 계산부(1041)도 마찬가지로, 현재의 제1 DRR 화상(DI1)과 방사선 검출기(30-2)에 대응하는 X선 투시 화상(PI)의 각각의 화소값으로부터 구해지는 평가 함수의 출력(유사도)이 최선으로 되는 CT 위치를 탐색한다. 도 6에는, 방사선 검출기(30-2)에 대응하는 현재의 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내의 탐색 경로(R3)를 따라 CT 위치를 이동시켜서, 현시점에서 최선의 CT 위치를 중간 위치(MP-3)로서 탐색한 모습을 나타내고 있다. 또, 도 6에 나타낸 탐색 경로(R3)도, 탐색 경로(R1)와 마찬가지로, 방사선 검출기(30-2)에 대응하는 현재의 제1 DRR 화상(DI1) 내의 종방향 및 횡방향으로 직선적으로 CT 위치를 이동시키는 경로이다.

[0088] 이후, 마찬가지로, 생성부(103)에 의한 어느 한쪽의 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)의 생성과, 제1 계산부(1041)에 의한 현시점에서 최선의 CT 위치의 탐색을 반복한다. 이것에 의해, 제1 계산부(1041)가 러프 탐색한 CT 위치가, 종료 위치(EP), 즉, 최종적인 CT 위치에 가까워져 간다.

[0089] 또, 제1 계산부(1041)에 있어서의 러프 탐색은, 전술한 바와 같이, 치료대(10)에 고정된 환자(P)의 위치를 어느



정도 맞출 수 있게 될 때까지 행하는 간이적인 CT 위치의 탐색이다. 따라서, 제1 계산부(1041)는, 러프 탐색한 CT 위치가 종료 위치(EP)로부터 소정의 범위 내로 되면, 즉, 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 되면, 러프 탐색을 종료한다. 도 6에서는, 제1 계산부(1041)가, 중간 위치(MP-3)의 CT 위치를 탐색한 시점에서 러프 탐색을 종료하고 있다. 그 후, 계산부(104)에 있어서의 환자(P)의 위치 어긋남량의 계산은, 제2 계산부(1042)로 인계된다. 이 경우, 제1 계산부(1041)는, 탐색한 중간 위치(MP-3)를 표시하는 정보를 제2 계산부(1042)에 출력하고, 러프 탐색을 종료한다.

[0090] 여기에서, 제1 계산부(1041)가 러프 탐색을 반복하는 횟수, 즉, 제1 계산부(1041)가 러프 탐색을 종료한다고 판정하는 환자(P)의 위치 어긋남량의 소정의 범위는, 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)의 각각의 화소값으로부터 구해지는 평가 함수의 출력(유사도)에 대해서 미리 정해진 유사도의 문턱값에 의해서 정한다. 또, 제1 계산부(1041)가 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 되었다고 판정하는 조건은, 미리 정해진 다른 조건이어도 된다. 예를 들면, 제1 계산부(1041)는, 러프 탐색을 미리 정해진 횟수만큼 행했을 때에, 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 되었다고 판정해도 된다. 또한, 예를 들면, 제1 계산부(1041)는, 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)의 각각의 찍혀 있는 환자(P)의 체내와 같은 병소나 뼈, 혹은 마커의 상의 거리가, 방사선 검출기(30)(FPD)에 배치되어 있는 각각의 X선 검출기에 의해서 X선 투시 화상(PI)에 표시할 수 있는 실제의 거리, 소위, X선 투시 화상(PI)을 구성하는 각각의 화소의 화소 피치 이하로 되었을 때에, 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 되었다고 판정해도 된다. 또한, 예를 들면, 제1 계산부(1041)는, 환자(P)의 위치 어긋남량을 계산할 때의 CT 위치의 이동량이, 소정의 이동량 이하로 되었을 때, 환언하면, 전회의 러프 탐색에 있어서 탐색한 CT 위치와 금회의 러프 탐색에 있어서 탐색한 CT 위치 사이의 거리가, 소정의 거리 이하로 되었을 때에, 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 되었다고 판정해도 된다. 또한, 예를 들면, 제1 계산부(1041)는, 제1 DRR 화상(DI1)과 X선 투시 화상(PI)의 각각의 찍혀 있는 환자(P)의 체내의 같은 병소나 뼈, 혹은 마커의 상의 거리가, 제2 계산부(1042)가 이어서 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치를 탐색할 수 있는 탐색 가능 범위 내의 거리(예를 들면, 0.5[mm]) 이하로 되었을 때, 환언하면, 제2 계산부(1042)에 환자(P)의 위치 어긋남량의 계산을 인계할 수 있는 상태로 되었을 때에, 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 되었다고 판정해도 된다.

[0091] (CT 위치의 상세 탐색 방법)

[0092] 계속해서, 제2 계산부(1042)에 있어서의 CT 위치(바람직한 위치)의 상세 탐색에 대하여 설명한다. 제2 계산부(1042)는, 전술한 바와 같이, 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색에 이어서, 제2 DRR 화상(DI2)과 X선 투시 화상(PI)에 의거한 상세 탐색을 행한다. 또, 제2 계산부(1042)에 있어서의 상세 탐색은, 종래의 일반적인 치료 시스템에 있어서의 CT 위치의 탐색과 마찬가지로이다. 즉, 제2 계산부(1042)에 있어서의 상세 탐색에서는, 제1 계산부(1041)에 있어서의 러프 탐색과 같이 CT 위치의 이동을 2차원의 평면 내로 한정하지 않고, 최종적인 바람직한 위치(CT 위치)를 탐색한다. 보다 구체적으로는, 제2 계산부(1042)는, 치료실 내의 3차원 좌표에 준거한 회전량 및 병진량을 표시하는 6개의 파라미터에 따라서 CT 위치를 랜덤으로 이동시키면서, 각각의 CT 위치에서 제2 DRR 화상(DI2)과 각각의 방사선 검출기(30)에 대응하는 X선 투시 화상(PI)의 각각의 화소값으로부터 평가 함수의 출력(유사도)을 구하고, 평가 함수의 출력(유사도)이 최선으로 되는 CT 위치를 상세 탐색한다. 또, 제2 계산부(1042)는, 치료실 내의 3차원 좌표에 준거한 회전량 및 병진량을 표시하는 6개의 파라미터에 따라서 CT 위치를 순차 이동시키면서 평가 함수의 출력(유사도)이 최선으로 되는 CT 위치를 상세 탐색해도 된다.

[0093] 단, 제2 계산부(1042)가 상세 탐색을 행할 때에는, 제1 계산부(1041)에 의해서 환자(P)의 위치 어긋남량이 소정의 범위 내로 되어 있다. 즉, 치료대(10)에 고정된 환자(P)의 위치가 어느 정도 맞춰진 상태로 되어 있다. 이 때문에, 제2 계산부(1042)는, 제1 계산부(1041)가 러프 탐색을 종료한 CT 위치를 기준으로 해서, 제2 DRR 화상(DI2)에 포함되는 CT 위치를 이동시키는 범위를 좁힌 상태에서 최종적인 바람직한 위치(CT 위치)를 상세 탐색할 수 있다. 예를 들면, 제2 계산부(1042)는, CT 위치를 이동시키는 범위를, 제1 계산부(1041)가 러프 탐색한 CT 위치를 중심으로 한 소정의 범위로 해서, CT 위치를 상세 탐색할 수 있다.

[0094] 그리고, 제2 계산부(1042)는, 상세 탐색에 의해서 탐색한 최종적인 CT 위치에 의거해서, 치료대(10)를 이동시키기 위한 6개의 제어 파라미터를 계산하고, 계산한 6개의 제어 파라미터를 침대 제어부(11)에 출력한다. 이것에 의해, 침대 제어부(11)는, 제2 계산부(1042)에 의해 출력된 6개의 제어 파라미터에 따라서 치료대(10)를 이동시킨다.

[0095] 또, 제2 계산부(1042)는, 전술한 바와 같이, 탐색한 최종적인 CT 위치에 의거해서 치료대(10)를 이동시키기 위한 6개의 제어 파라미터를 계산하기 전에, 최종적인 CT 위치의 정보를 표시 제어부(60)에 출력해서, 치료 시스

템(1)을 이용하는 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 확인하도록 해도 된다. 이 경우, 표시 제어부(60)는, 생성부(103)가 생성한 제2 DRR 화상(DI2)에 의거해서, 각각의 방사선 검출기(30)에 대응하는 표시용의 DRR 화상(DI1)을 생성하고, 생성한 각각의 방사선 검출기(30)에 대응하는 표시용의 DRR 화상(DI)과, 제2 화상 취득부(102)가 취득한 대응하는 방사선 검출기(30)의 X선 투시 화상(PI)을 중첩한 확인용의 표시 화상을, 표시 장치(61)에 표시시킨다. 또한, 표시 제어부(60)는, 표시용의 DRR 화상(DI)과 대응하는 X선 투시 화상(PI)을 중첩한 확인용의 표시 화상에, 제2 계산부(1042)가 탐색한 최종적인 CT 위치를 중첩해서, 표시 장치(61)에 표시시킨다. 또, 표시용의 DRR 화상(DI)은, 표시 제어부(60)가 생성하는 것이 아니라, 제2 계산부(1042)가 탐색한 최종적인 CT 위치에 의거해서 생성부(103)가 생성해서 표시 제어부(60)에 출력해도 된다. 이 경우, 표시 제어부(60)는, 생성부(103)가 생성한 표시용의 DRR 화상(DI)과 대응하는 X선 투시 화상(PI)을 중첩하고, 최종적인 CT 위치를 더 중첩해서, 표시 장치(61)에 표시시키는 구성으로 된다.

[0096] 또한, 제2 계산부(1042)는, 지시 접수부(80)에 의해 출력된, 표시 장치(61)에 표시된 표시용의 DRR 화상(DI) 및 X선 투시 화상(PI)과 최종적인 CT 위치에 의거해서 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 조정할, 최종적인 CT 위치를 조정하는 정보를 취득해도 된다. 이 경우, 제2 계산부(1042)는, 지시 접수부(80)에 의해 출력된 최종적인 CT 위치를 조정하는 정보를 탐색한 CT 위치에 반영하고 나서 치료대(10)를 이동시키기 위한 6개의 제어 파라미터를 계산하고, 계산한 6개의 제어 파라미터를 침대 제어부(11)에 출력한다. 이것에 의해, 침대 제어부(11)는, 제2 계산부(1042)에 의해 출력된, 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 조정할 CT 위치가 반영된 6개의 제어 파라미터에 따라서 치료대(10)를 이동시킨다.

[0097] 전술한 바와 같이, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)에서는, 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색과, 제2 계산부(1042)에 의한 상세 탐색의 2단계의 탐색 처리로 최종적인 CT 위치(바람직한 위치)를 탐색함에 의해서, 치료대(10)에 고정되어 있는 환자(P)를 방사선 치료에 바람직한 위치로 이동시키기 위한 위치 결정의 처리를 한다. 여기에서, 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색에 있어서 이용하는 제1 DRR 화상(DI1)은, 평면으로 생각하면 방사선 검출기(30)(FPD)에 있어서의 촬영 범위보다도 넓어지지만, CT 위치를 이동시키는 범위는 2차원의 평면의 범위이다. 또한, 제2 계산부(1042)에 의한 상세 탐색은, 제2 DRR 화상(DI2)에 있어서 CT 위치를 이동시키는 범위를 좁힌 상태에서, 1회만 행한다. 이 때문에, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)를 포함하는 의용 장치를 구비한 치료 시스템(1)에서는, DRR 화상(DI)에 찍히는 환자(P)의 체내의 부위와, 촬영 장치가 촬영한 X선 투시 화상(PI)에 찍히는 환자(P)의 체내의 부위에 큰 차이가 있는 경우에도, CT 위치를 탐색하기 위하여 행하는 계산의 부하인 계산 비용을 억제할 상태에서, 고정밀도로 환자(P)의 위치 결정의 처리를 행할 수 있다.

[0098] 또, 전술한 바와 같이, 환자(P)의 위치 결정의 처리를 할 때, 의용 화상 처리 장치(100)에서는, 계산부(104)에 구비한 제1 계산부(1041)와 제2 계산부(1042) 각각이, DRR 화상(DI) 1에 포함되는 CT 위치를 이동시킴에 의해서, 방사선원(20)과 방사선 검출기(30)의 세트에 의해서 구성되는 촬영 장치가 설치된 치료실 내의 3차원 좌표에 CT 위치를 맞추는 것으로서 설명했다. 그러나, 실제의 방사선 치료에서는, 치료 계획의 단계 등에 있어서 사전에 정해진 방향으로부터, 환자(P)에 대해서 치료빔(B)을 조사한다. 따라서, 의용 화상 처리 장치(100)가 침대 제어부(11)에 출력하는 최종적인 6개의 제어 파라미터는, 치료대(10)에 고정되어 있는 환자(P)를, 치료빔(B)을 조사해서 방사선 치료를 행하기 위해서 사전에 정해진 바람직한 방향을 향하게 하기 위해서, 탐색한 최종적인 CT 위치로부터 역산해서 구한 제어 파라미터이다. 환언하면, 각각의 방사선 검출기(30)가, 사전에 계획된 DRR 화상(DI)과 같은 X선 투시 화상(PI)을 촬영할 수 있도록, 치료대(10)에 고정되어 있는 환자(P)의 방향을 바꾸기 위한 제어 파라미터이다.

[0099] 이 때문에, 치료 시스템(1)에서는, 의용 화상 처리 장치(100)에 의한 위치 결정의 처리가 종료되어 치료대(10)를 이동시킨 후에, 촬영 장치에 의해서 다시 X선 투시 화상(PI)을 촬영해서 환자(P)의 방향을 재확인해도 된다. 이 경우에 촬영되는 X선 투시 화상(PI)은, 사전에 정해진 바람직한 방향으로부터 환자(P)를 촬영한 화상으로 된다. 그리고, 치료 시스템(1)에서는, 표시용의 DRR 화상(DI)과, 다시 촬영한 X선 투시 화상(PI)과, 최종적인 CT 위치를 중첩해서 표시 장치(61)에 표시시키고, 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 최종적으로 확인(판단)한 후에, 치료빔(B)을 환자(P)의 체내의 병소에 조사하도록 해도 된다.

[0100] 또, 여기에서 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 최종적으로 확인(판단)한 결과, 치료빔(B)을 조사하지 않는 경우에는, 의용 화상 처리 장치(100)가 다시 환자(P)의 위치 결정의 처리를 자동으로 행해도 되고, 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 수동으로 환자(P)의 위치를 조정해도 된다. 여기에서, 의용 화상 처리 장치(100)가 다시 환자(P)의 위치 결정의 처리를 자동으로 행하는 경우에는, 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색을 행하지 않고, 제2 계산부(1042)에 의한 상세 탐색만을 행하도록 해도 된다. 또한, 방사선 치료의 실시자(의사 등)가 수동으로 환자(P)의 위치를 조정하는 경우에는, 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색에 있어서 CT 위치를 이동시키기 위해

서, 3차원 공간에 있어서의 중방향 및 횡방향의 길이를 2차원의 평면 내에서의 중방향 및 횡방향의 길이로 변환했을 때의 정보를 이용해서, 환자(P)의 위치를 2차원의 평면 내에서 조정시키도록 해도 된다.

- [0101] 상기 설명한 바와 같이, 의용 화상 처리 장치(100)는, 환자(P)의 3차원 볼륨 데이터상(CT 화상(CI))을 취득하는 제1 화상 취득부(101)와, 조사한 방사선(X선)을 방사선 검출기(30)에 의해서 검출해서 화상(X선 투시 화상(PI))화하는 촬영 장치로부터, CT 화상(CI)의 취득 시와는 다른 시각에 환자(P)에게 조사한 방사선(X선)에 따른 X선 투시 화상(PI)을 취득하는 제2 화상 취득부(102)와, 방사선 검출기(30)의 3차원 공간에 있어서의 설치 위치에 의거해서, 가상적으로 3차원 공간에 배치한 CT 화상(CI)으로부터 X선 투시 화상(PI)을 재현한 재구성 화상(DRR 화상(DI))을 생성하는 생성부(103)와, X선 투시 화상(PI)과 DRR 화상(DI)의 유사도(평가값)에 의거해서, 3차원 공간에 있어서의 CT 화상(CI)의 바람직한 위치를 구하는 계산부(104)를 구비하고, 생성부(103)는, 계산부(104)에 의해서 이용되는 DRR 화상(DI)을, X선 투시 화상(PI)에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성한다.
- [0102] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 의용 화상 처리 장치(100)에 있어서, DRR 화상(DI) 중 X선 투시 화상(PI)에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성된 DRR 화상(DI)은, 환자(P)의 대상 부위를 포함하도록 생성되어도 된다.
- [0103] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 생성부(103)는, DRR 화상(DI) 중 X선 투시 화상(PI)에 대응하는 범위보다도 넓은 범위의 제1 재구성 화상(제1 DRR 화상(DI1))과, DRR 화상(DI) 중 제1 DRR 화상(DI1) 이외의 제2 재구성 화상(제2 DRR 화상(DI2))을 생성하고, 계산부(104)는, 제1 DRR 화상(DI1)을 X선 투시 화상(PI)에 대해서 가상적으로 평행 이동시킴으로써, 당해 제1 재구성 화상에 포함되는 대상 부위와 제2 투시 화상에 포함되는 대상 부위의 유사도가 높은 제1 위치를 구하는 제1 계산부(1041)와, 제1 계산부(1041)에 의해 구해진 제1 위치를 기준으로 하여, 제2 DRR 화상(DI2)을 X선 투시 화상(PI)에 대해서 가상적으로 평행 및 회전 이동시킴으로써, 당해 제2 DRR 화상(DI2)에 포함되는 대상 부위와 X선 투시 화상(PI)에 포함되는 대상 부위의 유사도가 높은 제2 위치를 구하는 제2 계산부(1042)를 포함하고, 제2 위치를 최종적인 바람직한 위치로서 출력해도 된다.
- [0104] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 생성부(103)는, 환자에 대해서, 적어도 제1 방향으로부터 조사된 방사선을 검출하는 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)과, 제1 방향과는 다른 제2 방향으로부터 조사된 방사선을 검출하는 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 생성하고, 각각의 방사선 검출기(30)가 방사선을 검출하는 방향이 나타내는 정보를 포함하는 제2 DRR 화상(DI2)을 생성해도 된다.
- [0105] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 제1 계산부(1041)는, 적어도, 제1 방향 또는 제2 방향의 어느 한쪽의 방향으로부터 조사된 방사선을 검출하는 하나의 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 이용해서 제1 위치를 구해도 된다.
- [0106] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 제1 계산부(1041)는, 제1 방향 또는 제2 방향의 어느 한쪽의 방향으로부터 조사된 방사선을 검출하는 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 이용해서 제1 위치를 구하는 처리와, 당해 제1 위치를 기준으로 해서, 다른 쪽의 방향으로부터 조사된 방사선을 검출하는 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 DRR 화상(DI1)을 이용해서, 당해 제1 DRR 화상(DI1)에 포함되는 대상 부위와 X선 투시 화상(PI)에 포함되는 대상 부위의 유사도가 보다 높은 제1 위치를 구하는 처리를, 제1 DRR 화상(DI1)에 포함되는 대상 부위와 X선 투시 화상(PI)에 포함되는 대상 부위의 유사도가 소정의 범위 내로 될 때까지 반복하고, 제2 계산부(1042)는, 소정의 범위 내로 된 제1 위치를 기준으로 해서, 제2 위치를 구해도 된다.
- [0107] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 생성부(103)는, 제1 계산부(1041)가 어느 한쪽의 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 위치를 구한 후에, 다른 쪽의 방사선 검출기(30)에 대응하는 제1 재구성 화상을 생성해도 된다.
- [0108] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 의용 화상 처리 장치(100)는, CT 화상(CI) 및 X선 투시 화상(PI)을 표시 장치(61)에 표시시키고, 또한 바람직한 위치의 정보를 표시 장치(61)에 표시시키는 표시 제어부(60)와, CT 화상(CI)의 3차원 공간 내에서의 바람직한 위치의 이동의 지시를 접수하는 지시 접수부(80)를 더 구비해도 된다.
- [0109] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 의용 장치는, 의용 화상 처리 장치(100)와, 환자(P)에 대해서 서로 다른 방향으로부터 조사된 방사선(X선)을 검출하는 2개의 방사선 검출기(30)를 구비하는 촬영 장치를 구비해도 된다.
- [0110] 또한, 상기 설명한 바와 같이, 치료 시스템(1)은, 의용 장치와, 환자(P)의 치료할 대상의 부위에 치료빔(B)을 조사하는 치료빔 조사문(40)과, 치료빔(B)의 조사를 제어하는 치료빔 조사 제어부(41)와, 의용 장치에 있어서 구해진 바람직한 위치에 맞도록 환자(P)가 고정된 치료대(10)의 위치를 이동시키는 침대 제어부(11)를 구비해도

된다.

- [0111] 또한, 의용 화상 처리 장치(100)는, CPU나 GPU 등의 프로세서와, ROM이나 RAM, HDD, 플래시 메모리 등의 기억 장치를 구비하고, 기억 장치에는, 프로세서를, 환자(P)의 3차원 볼륨 데이터상(CT 화상(CI))을 취득하는 제1 화상 취득부(101)와, 조사한 방사선(X선)을 방사선 검출기(30)에 의해서 검출해서 화상(X선 투시 화상(PI))화하는 촬영 장치로부터, CT 화상(CI)의 취득 시와는 다른 시각에 환자(P)에게 조사한 방사선(X선)에 따른 X선 투시 화상(PI)을 취득하는 제2 화상 취득부(102)와, 방사선 검출기(30)의 3차원 공간에 있어서의 설치 위치에 의거해서, 가상적으로 3차원 공간에 배치한 CT 화상(CI)으로부터 X선 투시 화상(PI)을 재현한 재구성 화상(DRR 화상(DI))을 생성하는 생성부(103)와, X선 투시 화상(PI)과 DRR 화상(DI)의 유사도(평가값)에 의거해서, 3차원 공간에 있어서의 CT 화상(CI)의 바람직한 위치를 구하는 계산부(104)를 구비하고, 생성부(103)가, 계산부(104)에 의해서 이용되는 DRR 화상(DI)을, X선 투시 화상(PI)에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성하도록 기능시키기 위한 프로그램이 기억된 장치여도 된다.
- [0112] (제2 실시형태)
- [0113] 이하, 제2 실시형태에 대하여 설명한다. 또, 제2 실시형태의 의용 화상 처리 장치를 구비한 치료 시스템의 구성은, 도 1에 나타난 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)를 구비한 치료 시스템(1)의 구성에 있어서, 의용 화상 처리 장치(100)가 제2 실시형태의 의용 화상 처리 장치(이하, 「의용 화상 처리 장치(200)」라 한다)를 대신한 구성이다. 이하의 설명에 있어서는, 의용 화상 처리 장치(200)를 구비한 치료 시스템을, 「치료 시스템(2)」이라 한다.
- [0114] 또, 이하의 설명에 있어서는, 의용 화상 처리 장치(200)를 구비한 치료 시스템(2)의 구성 요소에 있어서, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)를 구비한 치료 시스템(1)의 구성 요소와 마찬가지로의 구성 요소에는, 동일한 부호를 부여하고, 각각의 구성 요소에 관한 상세한 설명을 생략한다. 그리고, 이하의 설명에 있어서는, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)와 다른 구성 요소인 의용 화상 처리 장치(200)의 구성, 동작, 및 처리에 대해서만 설명한다.
- [0115] 의용 화상 처리 장치(200)는, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)와 마찬가지로, 현재의 환자(P)의 위치를 사전에 정해진 위치에 맞추는 위치 결정의 처리를 한다. 즉, 의용 화상 처리 장치(200)도, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)와 마찬가지로, 러프 탐색과 상세 탐색의 2단계의 탐색 처리에 의해서, 치료대(10)에 고정되어 있는 환자(P)의 현재의 위치를 사전에 정해진 바람직한 위치로 이동시키기 위한 치료대(10)의 이동량을 구한다.
- [0116] 이하, 치료 시스템(2)을 구성하는 의용 화상 처리 장치(200)의 구성에 대하여 설명한다. 도 7은, 제2 실시형태의 의용 화상 처리 장치(200)의 개략 구성을 나타내는 블록도이다. 도 7에 나타난 의용 화상 처리 장치(200)는, 제1 화상 취득부(101)와, 제2 화상 취득부(102)와, 생성부(103)와, 계산부(204)를 구비한다. 또한, 계산부(204)는, 제1 계산부(1041)와, 제2 계산부(1042)와, 화상 범위 결정부(2043)를 구비한다.
- [0117] 의용 화상 처리 장치(200)는, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)를 구성하는 계산부(104)가, 계산부(204)로 대신한 구성이다. 계산부(204)는, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)를 구성하는 계산부(104)에, 화상 범위 결정부(2043)가 추가된 구성이다. 또, 의용 화상 처리 장치(200)에 구비한 그 밖의 구성 요소는, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)에 구비한 구성 요소와 같은 구성 요소이다. 따라서, 이하의 설명에 있어서는, 의용 화상 처리 장치(200)의 구성 요소에 있어서, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)에 구비한 구성 요소와 마찬가지로의 구성 요소에는, 동일한 부호를 부여하고, 각각의 구성 요소에 관한 상세한 설명을 생략한다. 그리고, 이하의 설명에 있어서는, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)와 다른 구성 요소에 대해서만 설명한다.
- [0118] 의용 화상 처리 장치(200)에서는, 계산부(204)에 구비한 제1 계산부(1041)가, 현재의 제1 DRR 화상(DI)을 이용해서 러프 탐색한 CT 위치의 정보를, 생성부(103)에 출력하는 대신에, 화상 범위 결정부(2043)에 출력한다.
- [0119] 화상 범위 결정부(2043)는, 제1 계산부(1041)에 의해 출력된 CT 위치의 정보에 의거해서, 제1 계산부(1041)가 다음의 러프 탐색에 있어서 이용하는 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위를 결정한다. 화상 범위 결정부(2043)는, 결정한 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위의 정보와, 제1 계산부(1041)에 의해 출력된 CT 위치의 정보를, 생성부(103)에 출력한다.
- [0120] 이것에 의해, 생성부(103)는, 화상 범위 결정부(2043)에 의해 출력된 현재의 제1 DRR 화상(DI1)에 있어서의 CT 위치를 기준으로 해서, 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위의 정보에 따른 크기로, 제1 계산부(1041)가 다음의 러프

탐색에 있어서 이용하는 새로운 제1 DRR 화상(DI1)을 생성하고, 생성한 새로운 제1 DRR 화상(DI1)을 제1 계산부(1041)에 출력한다.

- [0121] 이와 같은 구성에 의해서, 의용 화상 처리 장치(200)에서는, 제1 계산부(1041)가 CT 위치를 러프 탐색할 때의 계산 비용을, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)보다도 더 억제한 상태에서, 고정밀도로 환자(P)의 위치 결정의 처리를 행할 수 있다.
- [0122] 여기에서, 화상 범위 결정부(2043)에 있어서의 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위의 결정 방법에 대하여 설명한다. 또, 이하의 설명에 있어서는, 도 6에 나타낸 제1 DRR 화상(DI1)을 이용해서 CT 위치를 구하는 동작의 일례를 참조해서, 화상 범위 결정부(2043)에 있어서의 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위의 결정 방법을 설명한다.
- [0123] 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색에 있어서 이용하는 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위는, 평면으로 생각하면, 방사선 검출기(30)(FPD)에 있어서의 촬영 범위보다도 넓게 되어 있다. 그러나, 제1 계산부(1041)가 러프 탐색한 CT 위치가, 종료 위치, 즉, 러프 탐색에 있어서의 최종적인 CT 위치에 가까운 경우에는, 제1 계산부(1041)가 러프 탐색에 있어서 이동시키는 CT 위치의 범위는 좁게 해도 문제없어진다고 생각할 수 있다. 예를 들면, 제1 계산부(1041)에 있어서의 러프 탐색이 종반에 접어들어, 러프 탐색한 CT 위치와 러프 탐색에 있어서의 최종적인 CT 위치의 거리가 방사선 검출기(30)(FPD)의 촬영 범위 이내의 거리인 경우에는, 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위는, 방사선 검출기(30)(FPD)의 촬영 범위나 그 이하의 범위로 할 수 있다. 이 때문에, 화상 범위 결정부(2043)는, 제1 계산부(1041)에 의해 출력된 CT 위치의 정보에 의거해서, 다음의 러프 탐색에 있어서 제1 계산부(1041)가 이용하는 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위를 좁게 한다.
- [0124] 보다 구체적으로는, 예를 들면, 도 6에 나타낸 제1 DRR 화상(DI1)을 이용해서 CT 위치를 구하는 동작의 일례에서는, 1회째의 러프 탐색에 있어서 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내에서 CT 위치를 이동시키는 범위는, 탐색 경로(R1)를 따른, 방사선 검출기(30-2)(FPD)의 촬영 범위보다도 넓은 범위이다. 이것에 대해서, 예를 들면, 도 6에 나타낸 동작의 일례에서는, 2회째의 러프 탐색에 있어서 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내에서 CT 위치를 이동시키는 범위는, 탐색 경로(R2)를 따른 범위이며, 방사선 검출기(30-1)(FPD)의 촬영 범위보다도 좁다. 또한, 예를 들면, 도 6에 나타낸 동작의 일례에서는, 3회째의 러프 탐색에 있어서 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내에서 CT 위치를 이동시키는 범위는, 탐색 경로(R3)를 따른 범위이며, 방사선 검출기(30-2)(FPD)의 촬영 범위보다도 좁다.
- [0125] 그래서, 화상 범위 결정부(2043)는, 제1 계산부(1041)가 현재의 러프 탐색에 있어서 CT 위치를 이동시킨 거리에 의거해서, 다음의 러프 탐색에 있어서 CT 위치를 이동시킨 거리를 예측하여, 다음의 러프 탐색에 있어서 제1 계산부(1041)가 이용하는 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위를 결정한다. 예를 들면, 도 6에 나타낸 동작의 일례에서는, 3회째의 러프 탐색에 있어서 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내에서 CT 위치를 이동시키는 범위는, 1회째 및 2회째의 러프 탐색에 의해서, 보다 높은 확률로 방사선 검출기(30-2)(FPD)의 촬영 범위보다도 좁다고 생각할 수 있다. 이 때문에, 화상 범위 결정부(2043)는, 3회째의 러프 탐색에 이용하는 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위를, 예를 들면, 방사선 검출기(30-2)(FPD)의 촬영 범위와 같은 범위로 결정한다. 이것에 의해, 3회째의 러프 탐색에 있어서 제1 계산부(1041)가 CT 위치를 이동시키는 범위가, 방사선 검출기(30-2)(FPD)의 촬영 범위로 되어, 필요 이상으로 제1 DRR 화상(DI1)을 생성할 때의 생성부(103)에 있어서의 계산 비용이나, 제1 계산부(1041)에 있어서의 러프 탐색의 계산 비용이 증가해 버리는 것을 회피할 수 있다.
- [0126] 또, 전술한 바와 같이, 예를 들면, 도 6에 나타낸 동작의 일례에서는, 2회째의 러프 탐색에 있어서 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내에서 CT 위치를 이동시키는 범위도, 방사선 검출기(30-1)(FPD)의 촬영 범위보다도 좁다고 생각할 수 있다. 단, 2회째의 러프 탐색을 행하는 단계에서는, 1회째의 러프 탐색만이 종료되어 있는 단계이고, 제1 DRR 화상(DI1)의 평면 내에서 CT 위치를 이동시키는 범위가 방사선 검출기(30-1)(FPD)의 촬영 범위보다도 좁다고 생각할 수 있는 확률이 3회째의 러프 탐색 시보다는 낮게 되어 있다고 생각할 수 있다. 가령, 환자(P)의 위치 어긋남량이 가장 적은 CT 위치가 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위를 넘은 CT 위치에 있는 경우에는, 2회째의 러프 탐색에 있어서의 CT 위치가 제1 DRR 화상(DI1)의 단부(端部)의 CT 위치로 되어, 이후에 제1 계산부(1041)가 러프 탐색을 반복하는 횟수가 증가해 버리는 경우도 생각할 수 있다. 이 때문에, 화상 범위 결정부(2043)는, 보다 높은 확률로 CT 위치를 이동시키는 범위가 방사선 검출기(30)(FPD)의 촬영 범위보다도 좁아지는 경우에, 다음의 러프 탐색에 있어서 제1 계산부(1041)가 이용하는 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위를 좁게 하도록 한다.
- [0127] 전술한 바와 같이, 제2 실시형태의 의용 화상 처리 장치(200)에서도, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)와 마찬가지로, 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색과, 제2 계산부(1042)에 의한 상세 탐색의 2단계의 탐색 처리로 최종적인 CT 위치(바람직한 위치)를 탐색함에 의해서, 치료대(10)에 고정되어 있는 환자(P)를 방사선 치

료에 바람직한 위치로 이동시키기 위한 위치 결정의 처리를 한다. 또한, 제2 실시형태의 의용 화상 처리 장치(200)에서는, 화상 범위 결정부(2043)가, 제1 계산부(1041)에 의한 러프 탐색에 있어서 이용하는 제1 DRR 화상(DI1)의 촬영 범위를 좁은 범위로 만든다. 이것에 의해, 제2 실시형태의 의용 화상 처리 장치(200)에서는, 제1 계산부(1041)가 러프 탐색할 때의 계산 비용을, 제1 실시형태의 의용 화상 처리 장치(100)보다도 억제한 상태에서, 고정밀도로 환자(P)의 위치 결정의 처리를 행할 수 있다.

[0128] 상기 설명한 바와 같이, 의용 화상 처리 장치(200)에 있어서, 계산부(204)는, 제1 위치를 구할 때에 제1 재구성 화상(제1 DRR 화상(DI1))을 제2 투시 화상(X선 투시 화상)에 대해서 가상적으로 평행 이동시키는 이동량에 의거해서, 다음으로 생성하는 제1 DRR 화상(DI1)의 범위를 결정하는 화상 범위 결정부(2043)를 더 구비해도 된다.

[0129] 상기에 기술한 바와 같이, 각 실시형태의 의용 화상 처리 장치에서는, 제1 계산부에 의한 러프 탐색과, 제2 계산부에 의한 상세 탐색의 2단계의 탐색 처리로 바람직한 위치를 탐색함에 의해서, 방사선 치료에 있어서 치료빔을 병소에 조사시키기 위해서 사전에 정해진 위치로 치료대에 고정되어 있는 환자를 이동시키기 위한 위치 결정의 처리를 한다. 이것에 의해, 각 실시형태의 의용 화상 처리 장치를 포함하는 의용 장치를 구비한 치료 시스템에서는, 바람직한 위치를 탐색하는 계산 비용을 억제한 상태에서, 고정밀도로 환자의 위치 결정의 처리를 행할 수 있다. 그리고, 각 실시형태의 의용 화상 처리 장치를 포함하는 의용 장치를 구비한 치료 시스템에서는, 적절한 타이밍에 치료빔을 병소에 조사하는 방사선 치료를 안전하게 행할 수 있다.

[0130] 상기 실시형태에서 설명한 의용 화상 처리 장치에 있어서 이용되는 의용 화상 처리 프로그램은, 컴퓨터를, 환자의 제1 투시 화상을 취득하는 제1 화상 취득부와, 조사한 방사선을 검출기에 의해서 검출해서 화상화하는 촬영 장치로부터, 제1 투시 화상의 취득 시와는 다른 시각에 환자에게 조사한 방사선에 따른 제2 투시 화상을 취득하는 제2 화상 취득부와, 검출기의 3차원 공간에 있어서의 설치 위치에 의거해서, 가상적으로 3차원 공간에 배치한 제1 투시 화상으로부터 제2 투시 화상을 재현한 재구성 화상을 생성하는 생성부와, 제2 투시 화상과 재구성 화상의 유사도에 의거해서, 3차원 공간에 있어서의 제1 투시 화상의 바람직한 위치를 구하는 계산부를 구비하고, 생성부가, 계산부에 의해서 이용되는 재구성 화상을, 제2 투시 화상에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성하는, 의용 화상 처리 장치로서 기능시키기 위한 의용 화상 처리 프로그램이다.

[0131] 이상 설명한 적어도 하나의 실시형태에 따르면, 환자(P)의 3차원 볼륨 데이터상(CT 화상)을 취득하는 제1 화상 취득부(101)와, 조사한 방사선(X선)을 방사선 검출기(30)에 의해서 검출해서 화상(X선 투시 화상)화하는 촬영 장치로부터, CT 화상의 취득 시와는 다른 시각에 환자(P)에게 조사한 방사선(X선)에 따른 X선 투시 화상을 취득하는 제2 화상 취득부(102)와, 방사선 검출기(30)의 3차원 공간에 있어서의 설치 위치에 의거해서, 가상적으로 3차원 공간에 배치한 CT 화상으로부터 X선 투시 화상을 재현한 재구성 화상(DRR 화상)을 생성하는 생성부(103)와, X선 투시 화상과 DRR 화상의 유사도(평가값)에 의거해서, 3차원 공간에 있어서의 CT 화상의 바람직한 위치를 구하는 계산부(104)를 가짐에 의해, 생성부(103)는, 계산부(104)에 의해서 이용되는 DRR 화상 중 적어도 일부를, X선 투시 화상에 대응하는 범위보다도 넓은 범위로 되도록 생성함으로써, 환자의 위치 맞춤을 높은 정밀도로 행할 수 있다.

[0132] 본 발명의 몇 가지 실시형태를 설명했지만, 이들 실시형태는, 예로서 제시한 것이며, 발명의 범위를 한정하는 것은 의도하고 있지 않다. 이들 실시형태는, 그 밖의 다양한 형태로 실시되는 것이 가능하고, 발명의 요지를 일탈하지 않는 범위에서, 각종 생략, 치환, 변경을 행할 수 있다. 이들 실시형태나 그 변형은, 발명의 범위나 요지에 포함되는 것과 마찬가지로, 특허청구의 범위에 기재된 발명과 그 균등한 범위에 포함되는 것이다.

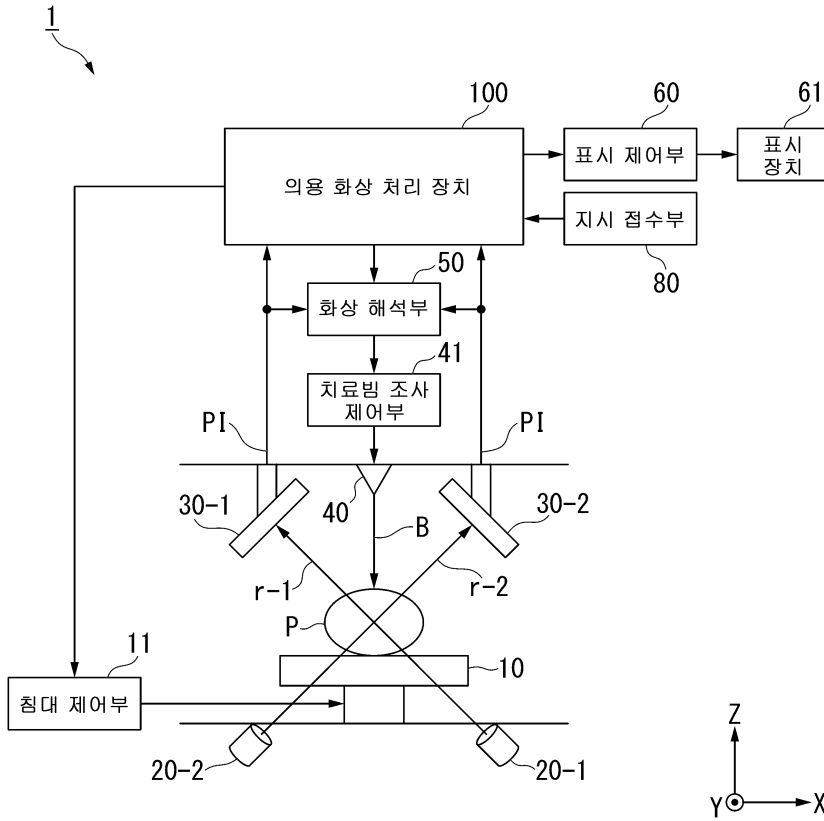
**부호의 설명**

- [0133] 1, 2 : 치료 시스템 10 : 치료대
- 11 : 침대 제어부 20, 20-1, 20-2 : 방사선원
- 30, 30-1, 30-2 : 방사선 검출기 40 : 치료빔 조사문
- 41 : 치료빔 조사 제어부 50 : 화상 해석부
- 60 : 표시 제어부 61 : 표시 장치
- 80 : 지시 접수부 100, 200 : 의용 화상 처리 장치
- 101 : 제1 화상 취득부 102 : 제2 화상 취득부

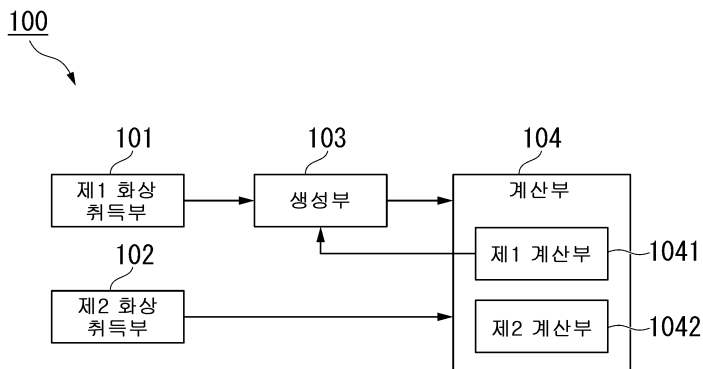
103 : 생성부    104, 204 : 계산부  
 1041 : 제1 계산부    1042 : 제2 계산부  
 2043 : 화상 범위 결정부

도면

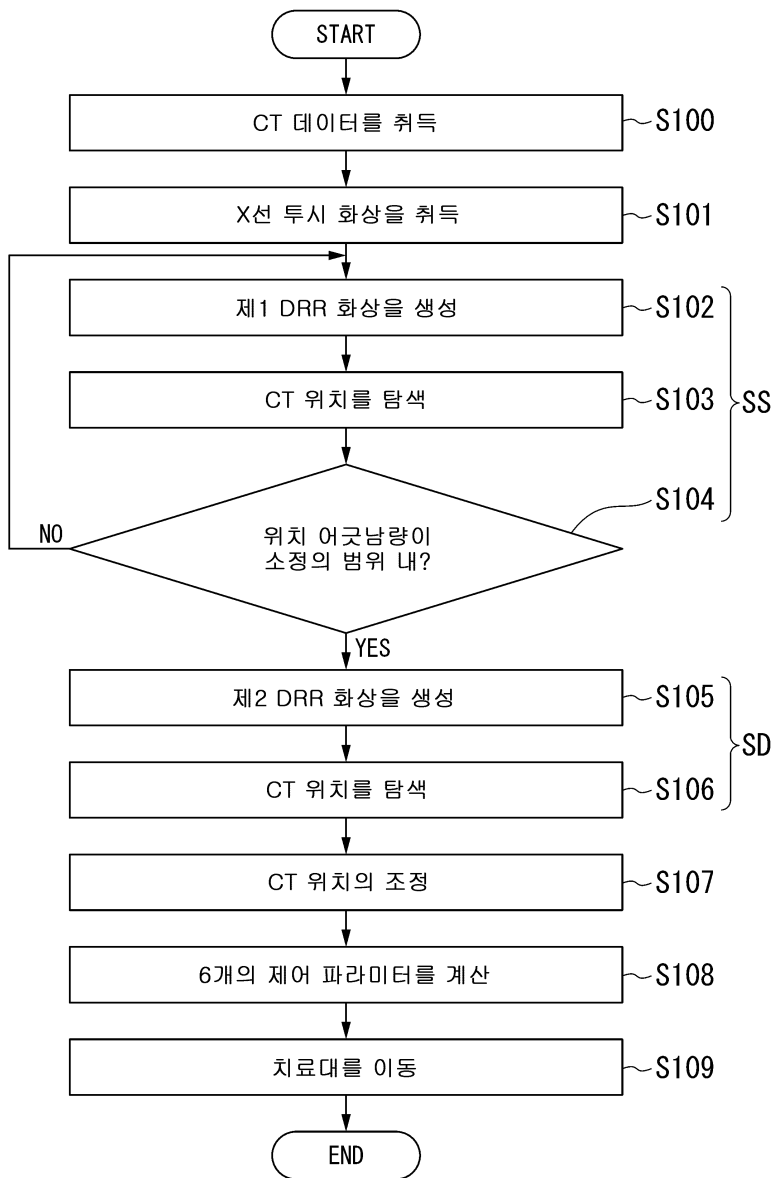
도면1



도면2

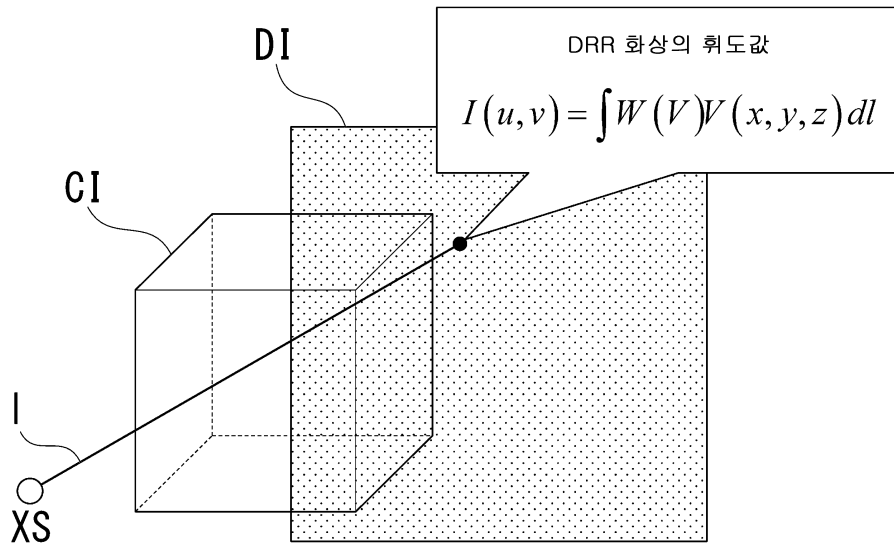


도면3

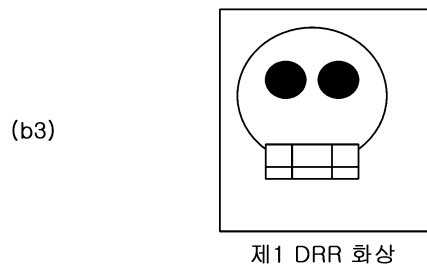
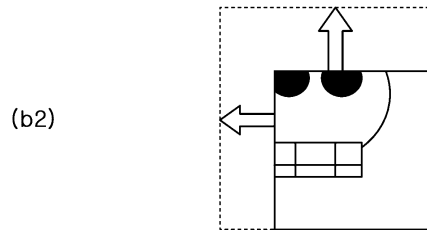
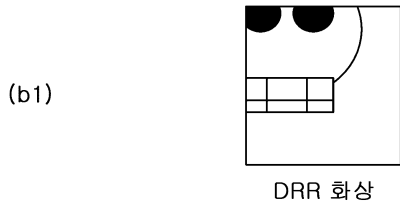
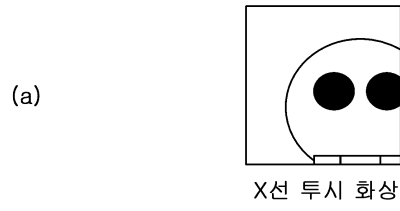




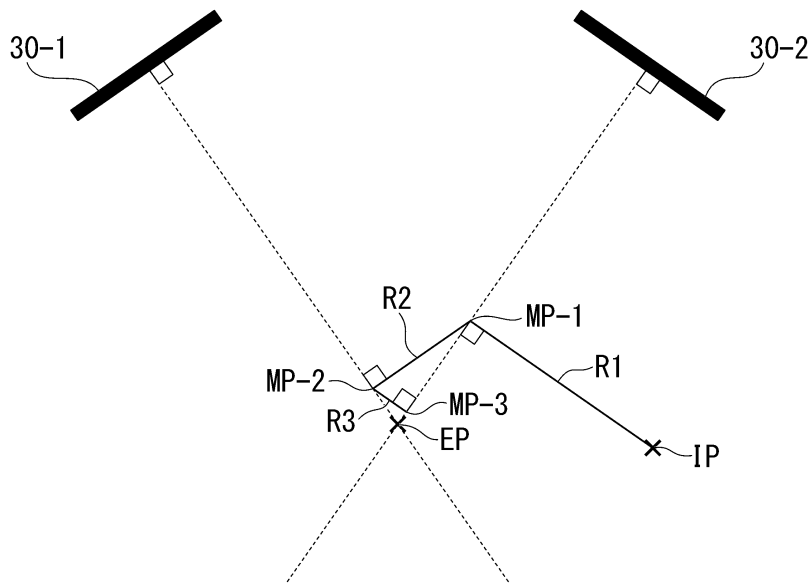
도면4



도면5



도면6



도면7

