

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4981966号  
(P4981966)

(45) 発行日 平成24年7月25日(2012.7.25)

(24) 登録日 平成24年4月27日(2012.4.27)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 N 5/10 (2006.01) A 6 1 N 5/10 D

請求項の数 14 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2010-512433 (P2010-512433)	(73) 特許権者	000006208
(86) (22) 出願日	平成21年11月18日 (2009.11.18)		三菱重工業株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/069587		東京都港区港南二丁目16番5号
(87) 国際公開番号	W02011/061827	(74) 代理人	100102864
(87) 国際公開日	平成23年5月26日 (2011.5.26)		弁理士 工藤 実
審査請求日	平成22年3月26日 (2010.3.26)	(72) 発明者	半田 隆信
			東京都港区港南二丁目16番5号 三菱重工業株式会社内
		(72) 発明者	金子 周史
			東京都港区港南二丁目16番5号 三菱重工業株式会社内
		(72) 発明者	▲柳▼井 法貴
			東京都港区港南二丁目16番5号 三菱重工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線治療装置制御方法および放射線治療装置制御装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1部位と第2部位とを有する被検体の透過画像により示される前記第1部位の位置と向きとに基づいて回転補正量と第1並進補正量とを算出するステップと、

前記透過画像により示される前記第2部位の位置と向きと前記回転補正量とに基づいて第2並進補正量とを算出するステップとを具備し、

前記回転補正量と前記第1並進補正量とは、前記被検体が配置されるカウチが前記回転補正量だけ回転移動するときに、かつ、前記カウチが前記第1並進補正量だけ平行移動するときに、前記第1部位が所定の部位に配置されるように、算出され、

前記第2並進補正量は、前記被検体が配置されるカウチが前記回転補正量だけ回転移動するときに、かつ、前記カウチが前記第2並進補正量だけ平行移動するときに、前記第2部位が所定の部位に配置されるように、算出され、

前記第1部位は、前記第2部位より大きい

放射線治療装置制御方法。

【請求項2】

請求の範囲1において、

前記被検体の治療計画用3次元データを収集するステップをさらに具備し、

前記回転補正量と前記第1並進補正量とは、前記透過画像のうちの前記治療計画用3次元データに基づいて算出される第1テンプレートにマッチングする第1検出領域に基づいて算出され、

10

20

前記第 2 並進補正量は、前記透過画像のうちの前記治療計画用 3 次元データに基づいて算出される第 2 テンプレートにマッチングする第 2 検出領域と前記回転補正量とに基づいて算出される

放射線治療装置制御方法。

【請求項 3】

請求の範囲 2 において、

前記第 1 検出領域は、特徴点照合により算出され、

前記第 2 検出領域は、前記特徴点照合と異なるパターン照合により算出される

放射線治療装置制御方法。

【請求項 4】

請求の範囲 2 または請求の範囲 3 のいずれかにおいて、

前記第 1 検出領域は、前記透過画像から変換された第 1 輝度レンジ補正後透過画像に基づいて算出され、

前記第 1 輝度レンジ補正後透過画像が示す複数の輝度が取り得る範囲は、前記透過画像が示す複数の輝度が取り得る範囲より狭く、

前記第 2 検出領域は、前記透過画像から変換された第 2 輝度レンジ補正後透過画像に基づいて算出され、

前記第 2 輝度レンジ補正後透過画像が示す複数の輝度が取り得る範囲は、前記透過画像が示す複数の輝度が取り得る範囲より狭い

放射線治療装置制御方法。

【請求項 5】

請求の範囲 2 ~ 請求の範囲 4 のいずれかにおいて、

前記第 1 検出領域は、前記透過画像から変換された階調粗さ補正後透過画像に基づいて算出され、

前記透過画像の階調は、前記階調粗さ補正後透過画像の階調より細かい

放射線治療装置制御方法。

【請求項 6】

請求の範囲 2 ~ 請求の範囲 5 のいずれかにおいて、

前記第 1 検出領域は、階調補正後透過画像が示す複数の輝度の度数分布が前記治療計画用 3 次元データから算出される DRR 画像が示す複数の輝度の度数分布に概ね一致するように、前記透過画像から変換された前記階調補正後透過画像に基づいて算出され、

前記第 2 検出領域は、前記階調補正後透過画像に基づいて算出される

放射線治療装置制御方法。

【請求項 7】

第 1 部位と第 2 部位とを有する被検体の透過画像を撮影する撮影部と、

前記透過画像により示される前記第 1 部位の位置と向きとに基づいて回転補正量と第 1 並進補正量とを算出する第 1 補正部と、

前記透過画像により示される前記第 2 部位の位置と向きと前記回転補正量とに基づいて第 2 並進補正量とを算出する第 2 補正部と、

前記被検体が配置されるカウチが前記回転補正量だけ回転移動するように、かつ、前記カウチが前記第 2 並進補正量だけ平行移動するように、前記カウチを駆動するカウチ駆動装置を制御するカウチ制御部とを具備し、

前記第 1 部位は、前記第 2 部位より大きい

放射線治療装置制御装置。

【請求項 8】

請求の範囲 7 において、

前記被検体の治療計画用 3 次元データを収集する治療計画収集部をさらに具備し、

前記第 1 補正部は、前記透過画像のうちの前記治療計画用 3 次元データに基づいて算出される第 1 テンプレートにマッチングする第 1 検出領域に基づいて前記回転補正量と前記第 1 並進補正量とを算出し、

10

20

30

40

50

前記第 2 補正部は、前記透過画像のうちの前記治療計画用 3 次元データに基づいて算出される第 2 テンプレートにマッチングする第 2 検出領域と前記回転補正量とに基づいて前記第 2 並進補正量を算出する

放射線治療装置制御装置。

【請求項 9】

請求の範囲 8 において、

前記第 1 補正部は、特徴点照合により前記第 1 検出領域を算出し、

前記第 2 補正部は、前記特徴点照合と異なるパターン照合により前記第 2 検出領域を算出する

放射線治療装置制御装置。

10

【請求項 10】

請求の範囲 8 または請求の範囲 9 のいずれかにおいて、

前記第 1 補正部は、前記透過画像から変換された第 1 輝度レンジ補正後透過画像に基づいて前記第 1 検出領域を算出し、

前記第 1 輝度レンジ補正後透過画像が示す複数の輝度が取り得る範囲は、前記透過画像が示す複数の輝度が取り得る範囲より狭く、

前記第 2 補正部は、前記透過画像から変換された第 2 輝度レンジ補正後透過画像に基づいて前記第 2 検出領域を算出し、

前記第 2 輝度レンジ補正後透過画像が示す複数の輝度が取り得る範囲は、前記透過画像が示す複数の輝度が取り得る範囲より狭い

放射線治療装置制御装置。

20

【請求項 11】

請求の範囲 8 ~ 請求の範囲 10 のいずれかにおいて、

前記第 1 補正部は、前記透過画像から変換された階調粗さ補正後透過画像に基づいて前記第 1 検出領域を算出し、

前記透過画像の階調は、前記階調粗さ補正後透過画像の階調より細かい

放射線治療装置制御装置。

【請求項 12】

請求の範囲 8 ~ 請求の範囲 11 のいずれかにおいて、

前記第 1 補正部は、階調補正後透過画像が示す複数の輝度の度数分布が前記治療計画用 3 次元データから算出される D R R 画像が示す複数の輝度の度数分布に概ね一致するように、前記透過画像から変換された前記階調補正後透過画像に基づいて前記第 1 検出領域を算出し、

前記第 2 補正部は、前記階調補正後透過画像に基づいて前記第 2 検出領域を算出する

放射線治療装置制御装置。

30

【請求項 13】

請求の範囲 7 ~ 請求の範囲 12 のいずれかにおいて、

前記第 2 部位に治療用放射線が曝射されるように、治療用放射線照射装置を制御する照射部

をさらに具備する放射線治療装置制御装置。

40

【請求項 14】

請求の範囲 13 において、

前記照射部は、前記透過画像を撮影したイメージャを用いて前記被検体の他の透過画像を撮影した後に、前記第 2 部位に治療用放射線が曝射されるように、前記治療用放射線照射装置を駆動する首振り装置を前記他の透過画像に基づいて制御する

放射線治療装置制御装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線治療装置制御方法および放射線治療装置制御装置に関し、特に、人体

50

内部の腫瘍患部を放射線治療(粒子線治療を含む)するときに利用される放射線治療装置制御方法および放射線治療装置制御装置に関する。

【背景技術】

【0002】

腫瘍患部に治療用放射線を曝射することにより患者を治療する放射線治療が知られている。その放射線治療を実行する放射線治療装置は、カウチと、そのカウチに横臥する患者のX線画像を撮像するイメージャシステムと、その患者に治療用放射線を曝射する治療用放射線照射装置とを備えている。その放射線治療装置は、事前に撮影された患者のCT画像と直前に撮影されたその患者のX線画像とに基づいてその患者の患部が所定の位置に配置されるようにそのカウチが位置調整された後に、その患部に治療用放射線を曝射する。その放射線治療では、その患者の患部をより高精度に所定の位置に配置することが望まれている。

10

【0003】

特許第4159227号公報には、判別が難しい軟部組織中の照射ターゲットの位置を直接計測することにより、位置決め精度を向上させる患者位置ずれ計測装置が開示されている。その患者位置ずれ計測装置は、患者位置の目標位置からのずれ量を計測するための患者位置ずれ計測装置において、予め計算した患者位置ずれ量の予想範囲内における、画像上の画素の動きをベクトルで表したオプティカルフローを全て保存する保存手段と、実際のオプティカルフローを計測する計測手段と、前記保存手段に保存された保存オプティカルフローと実際に計測された計測オプティカルフローを比較して、患者の位置ずれ量を求めるマッチング手段と、を備えたことを特徴としている。

20

【0004】

特許第3825384号公報には、放射線の照射対象を放射線照射範囲内に容易に位置決めすることのできる放射線治療装置が開示されている。その放射線治療装置は、放射線とレーザ光線とを同軸に出射する放射線発生装置と、前記放射線の中心軸が患者に入射する位置を示し照射対象に対する方位が設定された少なくとも3つの体表面マーキングと、前記放射線と前記レーザ光線が同軸に出射される照射軸が1点で交わるようにアイソセンタを中心に所定の距離の半径の軌道に沿って前記放射線発生装置を円弧移動させるガイドと、前記放射線発生装置の前記ガイドに沿う円弧移動の回転軸と前記アイソセンタにおいて交差する傾倒軸を中心に前記ガイドを回転させる支持部材と、前記放射線発生装置を前記ガイドに沿って移動する可動部材と、同可動部材を用いて設定された各方位から投影されるレーザ光線に対応する前記体表面マーキングが一致するように、患者を移動させるスライドボードと、前記アイソセンタとこの近傍に配置される前記放射線の照射対象とを含む範囲の透視画像の情報を検出する検出器と、前記検出器が複数の方位でそれぞれ検出した複数の前記透視画像の情報と前記アイソセンタに対して前記透視画像を検出した方位の情報とを基に前記アイソセンタの位置と前記照射対象の位置との相対位置関係を演算する解析装置と、前記相対位置関係を基に前記放射線発生装置を移動させる制御装置とを備えることを特徴としている。

30

【0005】

特許第4310319号公報には、被検体の所定位置をより高精度に放射線治療装置の所定位置に合致させる放射線治療装置制御装置が開示されている。その放射線治療装置制御装置は、治療用放射線を放射する治療用放射線照射装置と、被検体を透過する放射線により前記被検体のイメージャ画像を生成するイメージャと、前記被検体が配置されるカウチを前記治療用放射線照射装置に対して移動する駆動装置とを備える放射線治療装置を制御する。その放射線治療装置制御装置は、前記イメージャにより撮像された透過画像に基づいて前記被検体の3次元データを生成する3次元データ作成部と、前記3次元データに基づいて2次元画像を作成する2次元画像作成部と、前記イメージャにより前記被検体の撮像イメージャ画像を撮像する透過画像撮像部と、前記被検体が備える特徴点が前記撮像イメージャ画像に映し出される位置と前記2次元画像に前記特徴点が映し出される位置とに基づいて前記治療用放射線照射装置に対する前記カウチの相対位置が適正かどうかを判

40

50

別する患部位置制御部と、前記撮像イメージャ画像に基づいて参照イメージャ画像を作成する参照画像作成部とを具備し、前記患部位置制御部は、さらに、前記イメージャにより撮像された他の撮像イメージャ画像に前記特徴点が映し出される位置と前記参照イメージャ画像に前記特徴点が映し出される位置とに基づいて前記治療用放射線照射装置に対する前記カウチの相対位置が適正かどうかを判別する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第4159227号公報

【特許文献2】特許第3825384号公報

【特許文献3】特許第4310319号公報

【発明の概要】

【0007】

本発明の課題は、被検体の位置をより高精度に調整する放射線治療装置制御方法および放射線治療装置制御装置を提供することにある。

本発明の他の課題は、被検体の位置をより高速に調整する放射線治療装置制御方法および放射線治療装置制御装置を提供することにある。

【0008】

本発明による放射線治療装置制御方法は、第1部位と第2部位とを有する被検体の透過画像により示されるその第1部位の位置と向きとに基づいて回転補正量と第1並進補正量とを算出するステップと、その透過画像により示されるその第2部位の位置と向きとその回転補正量とに基づいて第2並進補正量とを算出するステップとを備えている。このとき、その回転補正量とその第1並進補正量とは、その被検体が配置されるカウチがその回転補正量だけ回転移動するときに、かつ、そのカウチがその第1並進補正量だけ平行移動するときに、その第1部位が所定の部位に配置されるように、算出される。その第2並進補正量は、その被検体が配置されるそのカウチがその回転補正量だけ回転移動するときに、かつ、そのカウチがその第2並進補正量だけ平行移動するときに、その第2部位が所定の部位に配置されるように、算出される。その第1部位は、その第2部位より大きい。

【0009】

このような放射線治療装置制御方法によれば、その透過画像により示されるその第2部位の位置と向きとだけを用いてそのカウチの位置を調整することに比較して、そのカウチを回転移動させるための補正量をより高精度に算出することができる。このような放射線治療装置制御方法によれば、さらに、その透過画像により示されるその第1部位の位置と向きとだけを用いてそのカウチの位置を調整することに比較して、そのカウチを平行移動させるための補正量をより高精度に算出することができる。この結果、このような放射線治療装置制御方法によれば、第2部位がより高精度に所定の位置に配置するように、そのカウチをより高精度に位置調整することができる。

【0010】

本発明による放射線治療装置制御方法は、その被検体の治療計画用3次元データを収集するステップをさらに備えている。このとき、その回転補正量とその第1並進補正量とは、その透過画像のうちのその治療計画用3次元データに基づいて算出される第1テンプレートにマッチングする第1検出領域に基づいて算出される。その第2並進補正量は、その透過画像のうちのその治療計画用3次元データに基づいて算出される第2テンプレートにマッチングする第2検出領域とその回転補正量とに基づいて算出される。

【0011】

その第1検出領域は、特徴点照合により算出される。その第2検出領域は、その特徴点照合と異なるパターン照合により算出される。このような放射線治療装置制御方法によれば、その第1検出領域とその第2検出領域とをそれぞれ適切な照合方法により算出ことができ、その結果、その回転補正量と第2並進補正量とをより高精度に算出ことができ、第2部位がより高精度に所定の位置に配置するように、そのカウチをより高精度に

10

20

30

40

50

位置調整することができる。

【0012】

その第1検出領域は、その透過画像から変換された第1輝度レンジ補正後透過画像に基づいて算出される。その第1輝度レンジ補正後透過画像が示している複数の輝度が取り得る範囲は、その透過画像が示している複数の輝度が取り得る範囲より狭い。その第2検出領域は、その透過画像から変換された第2輝度レンジ補正後透過画像に基づいて算出される。その第2輝度レンジ補正後透過画像が示している複数の輝度が取り得る範囲は、その透過画像が示している複数の輝度が取り得る範囲より狭い。このような放射線治療装置制御方法によれば、その第1検出領域とその第2検出領域とを算出するときの情報量を小さくすることができ、その第1検出領域とその第2検出領域とをより高速に算出することができ、そのカウチをより高速に位置調整することができる。

10

【0013】

その第1検出領域は、その透過画像から変換された階調粗さ補正後透過画像に基づいて算出される。その透過画像の階調は、その階調粗さ補正後透過画像の階調より細かい。このような放射線治療装置制御方法によれば、その第1検出領域とその第2検出領域とを算出するときの情報量を小さくすることができ、その第1検出領域とその第2検出領域とをより高速に算出することができ、そのカウチをより高速に位置調整することができる。

【0014】

その第1検出領域は、階調補正後透過画像が示している複数の輝度の度数分布がその治療計画用3次元データから算出されるDRR画像が示している複数の輝度の度数分布に概ね一致するように、その透過画像から変換されたその階調補正後透過画像に基づいて算出される。その第2検出領域は、その階調補正後透過画像に基づいて算出される。このような放射線治療装置制御方法によれば、その透過画像を撮影したイメージャと別個のモダリティによりその治療計画用3次元データが作成された場合であっても、第2部位をより高精度に所定の位置に配置させることができる。

20

【0015】

本発明による放射線治療装置制御装置は、第1部位と第2部位とを有する被検体の透過画像を撮影する撮影部と、その透過画像により示されるその第1部位の位置と向きとに基づいて回転補正量と第1並進補正量とを算出する第1補正部と、その透過画像により示されるその第2部位の位置と向きとその回転補正量とに基づいて第2並進補正量とを算出する第2補正部と、その被検体が配置されるカウチがその回転補正量だけ回転移動するように、かつ、そのカウチがその第2並進補正量だけ平行移動するように、そのカウチを駆動するカウチ駆動装置を制御するカウチ制御部とを備えている。その第1部位は、その第2部位より大きい。

30

【0016】

このような放射線治療装置制御装置は、その透過画像により示されるその第2部位の位置と向きとだけを用いてそのカウチの位置を調整することに比較して、そのカウチを回転移動させるための補正量をより高精度に算出することができる。このような放射線治療装置制御装置は、さらに、その透過画像により示されるその第1部位の位置と向きとだけを用いてそのカウチの位置を調整することに比較して、そのカウチを平行移動させるための補正量をより高精度に算出することができる。この結果、このような放射線治療装置制御装置は、第2部位をより高精度に所定の位置に配置させることができる。

40

【0017】

本発明による放射線治療装置制御装置は、その被検体の治療計画用3次元データを収集する治療計画収集部をさらに備えている。その第1補正部は、その透過画像のうちのその治療計画用3次元データに基づいて算出される第1テンプレートにマッチングする第1検出領域に基づいてその回転補正量とその第1並進補正量とを算出する。その第2補正部は、その透過画像のうちのその治療計画用3次元データに基づいて算出される第2テンプレートにマッチングする第2検出領域とその回転補正量とに基づいてその第2並進補正量を算出する。

50

## 【 0 0 1 8 】

その第1補正部は、特徴点照合によりその第1検出領域を算出する。その第2補正部は、その特徴点照合と異なるパターン照合によりその第2検出領域を算出する。このような放射線治療装置制御装置は、その第1検出領域とその第2検出領域とをそれぞれ適切な照合方法により算出することができ、その結果、その回転補正量と第2並進補正量とをより高精度に算出することができ、第2部位がより高精度に所定の位置に配置するように、そのカウチをより高精度に位置調整することができる。

## 【 0 0 1 9 】

その第1補正部は、その透過画像から変換された第1輝度レンジ補正後透過画像に基づいてその第1検出領域を算出する。その第1輝度レンジ補正後透過画像が示している複数の輝度が取り得る範囲は、その透過画像が示している複数の輝度が取り得る範囲より狭く、その第2補正部は、その透過画像から変換された第2輝度レンジ補正後透過画像に基づいてその第2検出領域を算出する。その第2輝度レンジ補正後透過画像が示している複数の輝度が取り得る範囲は、その透過画像が示している複数の輝度が取り得る範囲より狭い。このような放射線治療装置制御装置は、その第1検出領域とその第2検出領域とを算出するときの情報量を小さくすることができ、その第1検出領域とその第2検出領域とをより高速に算出することができ、そのカウチをより高速に位置調整することができる。

## 【 0 0 2 0 】

その第1補正部は、その透過画像から変換された階調粗さ補正後透過画像に基づいてその第1検出領域を算出する。その透過画像の階調は、その階調粗さ補正後透過画像の階調より細かい。このような放射線治療装置制御装置は、その第1検出領域とその第2検出領域とを算出するときの情報量を小さくすることができ、その第1検出領域とその第2検出領域とをより高速に算出することができ、そのカウチをより高速に位置調整することができる。

## 【 0 0 2 1 】

その第1補正部は、階調補正後透過画像が示している複数の輝度の度数分布がその治療計画用3次元データから算出されるDRR画像が示している複数の輝度の度数分布に概ね一致するように、その透過画像から変換されたその階調補正後透過画像に基づいてその第1検出領域を算出する。その第2補正部は、その階調補正後透過画像に基づいてその第2検出領域を算出する。このような放射線治療装置制御装置は、その透過画像を撮影したイメージャと別個のモダリティによりその治療計画用3次元データが作成された場合であっても、第2部位をより高精度に所定の位置に配置させることができる。

## 【 0 0 2 2 】

本発明による放射線治療装置制御装置は、その第2部位に治療用放射線が曝射されるように、治療用放射線照射装置を制御する照射部をさらに備えている。このような放射線治療装置制御装置は、第2部位をより高精度に所定の位置に配置させることにより、第2部位に治療用放射線をより高精度に曝射させることができる。

## 【 0 0 2 3 】

その照射部は、その透過画像を撮影したイメージャを用いてその被検体の他の透過画像を撮影した後に、その第2部位にその治療用放射線が曝射されるように、治療用放射線照射装置を駆動する首振り装置をその他の透過画像に基づいて制御する。このような放射線治療装置制御装置は、その治療用放射線を動体追尾照射することに好適である。

## 【 0 0 2 4 】

本発明による放射線治療装置制御方法および放射線治療装置制御装置は、被検体の位置をより高精度に調整することができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 5 】

【 図 1 】 図 1 は、放射線治療システムを示すブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、放射線治療装置を示す斜視図である。

【 図 3 】 図 3 は、放射線治療装置制御装置を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図4】図4は、DRR画像を示す図である。

【図5】図5は、X線画像を示す図である。

【図6】図6は、患者の位置を調整する動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0026】

図面を参照して、本発明による放射線治療装置制御装置の実施の形態を記載する。その放射線治療装置制御装置2は、図1に示されているように、放射線治療システム1に適用されている。放射線治療システム1は、放射線治療装置制御装置2と放射線治療装置3とを備えている。放射線治療装置制御装置2は、パーソナルコンピュータに例示されるコンピュータである。放射線治療装置制御装置2と放射線治療装置3とは、双方向に情報を伝送することができるように、互いに接続されている。

10

【0027】

図2は、放射線治療装置3を示している。放射線治療装置3は、リング12と走行ガントリ14と治療用放射線照射装置16とを備えている。リング12は、リング状に形成され、回転軸17を中心に回転可能に基礎に支持されている。回転軸17は、鉛直方向に平行である。走行ガントリ14は、リング状に形成され、リング12のリングの内側に配置され、回転軸18を中心に回転可能にリング12に支持されている。回転軸18は、鉛直方向に垂直であり、回転軸17に含まれるアイソセンタ19を通っている。回転軸18は、リング12に対して固定され、すなわち、リング12とともに回転軸17を中心に回転する。

20

【0028】

治療用放射線照射装置16は、走行ガントリ14のリングの内側に配置されている。治療用放射線照射装置16は、チルト軸21に回転可能に、かつ、パン軸22に回転可能に、走行ガントリ14に支持されている。パン軸22は、走行ガントリ14に対して固定され、回転軸18に交差しないで回転軸18に平行である。チルト軸21は、パン軸22に直交している。チルト軸21とパン軸22との交点は、アイソセンタ19から1mだけ離れている。

【0029】

放射線治療装置3は、さらに、旋回駆動装置11と首振り装置15とを備え、図示されていない走行駆動装置を備えている。旋回駆動装置11は、放射線治療装置制御装置2により制御されることにより、回転軸17を中心にリング12を回転させる。旋回駆動装置11は、さらに、基礎に対してリング12が配置される旋回角度を測定し、その旋回角度を放射線治療装置制御装置2に出力する。その走行駆動装置は、放射線治療装置制御装置2により制御されることにより、回転軸18を中心に走行ガントリ14を回転させる。その走行駆動装置は、さらに、リング12に対して走行ガントリ14が配置されるガントリ角度を測定し、そのガントリ角度を放射線治療装置制御装置2に出力する。首振り装置15は、放射線治療装置制御装置2により制御されることにより、パン軸22を中心に治療用放射線照射装置16を回転させ、チルト軸21を中心に治療用放射線照射装置16を回転させる。

30

【0030】

治療用放射線照射装置16は、放射線治療装置制御装置2により制御されることにより、治療用放射線23を照射する。治療用放射線23は、パン軸22とチルト軸21とが交差する交点を頂点とするコーンビームである。治療用放射線23は、一様強度分布を持つように形成されている。治療用放射線照射装置16は、マルチリーフコリメータ20を備えている。マルチリーフコリメータ20は、治療用放射線23が進行する領域に配置されるように、治療用放射線照射装置16に固定されている。マルチリーフコリメータ20は、放射線治療装置制御装置2により制御されることにより、治療用放射線23の一部を遮蔽し、治療用放射線23が患者に照射されるときに照射野の形状を変更する。

40

【0031】

治療用放射線23は、このように治療用放射線照射装置16が走行ガントリ14に支持

50

されることにより、治療用放射線照射装置 16 がアイソセンタ 19 に向かうように走行ガントリ 14 に固定されると、旋回駆動装置 11 により Oリング 12 が回転し、または、その走行駆動装置により走行ガントリ 14 が回転しても、常に概ねアイソセンタ 19 を通る。即ち、走行・旋回を行うことで任意方向からアイソセンタ 19 に向けて治療用放射線 23 の照射が可能になる。

#### 【0032】

放射線治療装置 3 は、さらに、複数のイメージシステムを備えている。すなわち、放射線治療装置 3 は、第 1 診断用 X 線源 24 と第 2 診断用 X 線源 25 と第 1 センサアレイ 32 と第 2 センサアレイ 33 とを備えている。第 1 診断用 X 線源 24 は、走行ガントリ 14 に支持され、アイソセンタ 19 から第 1 診断用 X 線源 24 を結ぶ線分とアイソセンタ 19 から治療用放射線照射装置 16 を結ぶ線分とのなす角が鋭角になるように、走行ガントリ 14 のリングの内側に配置されている。第 2 診断用 X 線源 25 は、走行ガントリ 14 に支持され、アイソセンタ 19 から第 2 診断用 X 線源 25 を結ぶ線分とアイソセンタ 19 から治療用放射線照射装置 16 を結ぶ線分とのなす角が鋭角になるように、走行ガントリ 14 のリングの内側に配置されている。第 2 診断用 X 線源 25 は、さらに、アイソセンタ 19 から第 1 診断用 X 線源 24 を結ぶ線分とアイソセンタ 19 から第 2 診断用 X 線源 25 を結ぶ線分とのなす角が直角 (90 度) になるように、配置されている。第 1 センサアレイ 32 は、走行ガントリ 14 に支持され、アイソセンタ 19 を介して第 1 診断用 X 線源 24 に対向するように、配置されている。第 2 センサアレイ 33 は、走行ガントリ 14 に支持され、アイソセンタ 19 を介して第 2 診断用 X 線源 25 に対向するように、配置されている。

#### 【0033】

第 1 診断用 X 線源 24 は、放射線治療装置制御装置 2 により制御されることにより、所定のタイミングで第 1 診断用 X 線 35 をアイソセンタ 19 に向けて曝射する。第 1 診断用 X 線 35 は、第 1 診断用 X 線源 24 が有する 1 点から曝射され、その 1 点を頂点とする円錐状のコーンビームである。第 2 診断用 X 線源 25 は、放射線治療装置制御装置 2 により制御されることにより、所定のタイミングで第 2 診断用 X 線 36 をアイソセンタ 19 に向けて曝射する。第 2 診断用 X 線 36 は、第 2 診断用 X 線源 25 が有する 1 点から曝射され、その 1 点を頂点とする円錐状のコーンビームである。

#### 【0034】

第 1 センサアレイ 32 は、受光部を備えている。第 1 センサアレイ 32 は、放射線治療装置制御装置 2 により制御されることにより、その受光部に受光される X 線に基づいて第 1 X 線画像を生成する。第 2 センサアレイ 33 は、受光部を備えている。第 2 センサアレイ 33 は、放射線治療装置制御装置 2 により制御されることにより、その受光部に受光される X 線に基づいて第 2 X 線画像を生成する。その X 線画像は、複数の画素から形成されている。その複数の画素は、その X 線画像上にマトリクス状に配置され、それぞれ輝度に対応付けられている。その X 線画像は、その複数の画素の各々に対応する輝度がその複数の画素の各々に着色されることにより、被写体を映し出している。第 1 センサアレイ 32 と第 2 センサアレイ 33 としては、FPD (Flat Panel Detector)、X 線 II (Image Intensifier) が例示される。

#### 【0035】

このようなイメージシステムによれば、第 1 センサアレイ 32 と第 2 センサアレイ 33 とにより得た画像信号に基づき、アイソセンタ 19 を中心とする X 線画像を生成することができる。

#### 【0036】

放射線治療装置 3 は、さらに、カウチ 41 とカウチ駆動装置 42 とを備えている。カウチ 41 は、x 軸と y 軸と z 軸とを中心に回転移動可能に、かつ、その x 軸と y 軸と z 軸とに平行に平行移動可能に基礎に支持されている。その x 軸と y 軸と z 軸とは、互いに直交している。カウチ 41 は、放射線治療システム 1 により治療される患者 43 が横臥することに利用される。カウチ 41 は、図示されていない固定具を備えている。その固定具は、

患者 4 3 が動かないように、患者 4 3 をカウチ 4 1 に固定する。カウチ駆動装置 4 2 は、放射線治療装置制御装置 2 により制御されることにより、カウチ 4 1 を回転移動させ、カウチ 4 1 を平行移動させる。

【 0 0 3 7 】

図 3 は、放射線治療装置制御装置 2 を示している。その放射線治療装置制御装置 2 は、コンピュータであり、図示されていない CPU と記憶装置とリムーバルメモリドライブと通信装置と入力装置と出力装置とインターフェースとを備えている。その CPU は、放射線治療装置制御装置 2 にインストールされるコンピュータプログラムを実行して、その記憶装置と入力装置と出力装置とを制御する。その記憶装置は、そのコンピュータプログラムを記録し、その CPU に利用される情報を記録し、その CPU により生成される情報を記録する。そのリムーバルメモリドライブは、記録媒体が挿入されたときに、その記録媒体に記録されているデータを読み出すことに利用される。そのリムーバルメモリドライブは、特に、コンピュータプログラムが記録されている記録媒体が挿入されたときに、そのコンピュータプログラムを放射線治療装置制御装置 2 にインストールするときに利用される。その通信装置は、通信回線網を介して接続される他のコンピュータから配信される情報を放射線治療装置制御装置 2 にダウンロードする。その通信装置は、特に、他のコンピュータからコンピュータプログラムを放射線治療装置制御装置 2 にダウンロードし、そのコンピュータプログラムを放射線治療装置制御装置 2 にインストールするときに利用される。その入力装置は、ユーザに操作されることにより生成される情報をその CPU に出力する。その入力装置としては、キーボード、マウスが例示される。その出力装置は、その CPU により生成された情報をユーザに認識可能に出力する。その出力装置としては、その CPU により生成された画像を表示するディスプレイが例示される。

【 0 0 3 8 】

そのインターフェースは、放射線治療装置制御装置 2 に接続される外部機器により生成される情報をその CPU に出力し、その CPU により生成された情報をその外部機器に出力する。その外部機器は、放射線治療装置 3 の旋回駆動装置 1 1 と走行駆動装置と首振り装置 1 5 と治療用放射線照射装置 1 6 とマルチリーフコリメータ 2 0 と第 1 診断用 X 線源 2 4 と第 2 診断用 X 線源 2 5 と第 1 センサアレイ 3 2 と第 2 センサアレイ 3 3 とカウチ駆動装置 4 2 とを含んでいる。

【 0 0 3 9 】

放射線治療装置制御装置 2 にインストールされるコンピュータプログラムは、放射線治療装置制御装置 2 に複数の機能をそれぞれ実現させるための複数のコンピュータプログラムから形成されている。その複数の機能は、治療計画収集部 5 1 と撮影部 5 2 と照合データ作成部 5 3 と照合方法選択部 5 4 と第 1 補正部 5 5 と第 2 補正部 5 6 とカウチ制御部 5 7 と照射部 5 8 とを含んでいる。

【 0 0 4 0 】

治療計画収集部 5 1 は、入力装置から治療計画を収集する。その治療計画は、3次元データを示し、照射角度と線量との組み合わせを示している。その3次元データは、複数のボクセルに複数の透過率を対応付けている。その複数のボクセルは、それぞれ、患者 4 3 が配置される空間を隙間なく充填する複数の直方体に対応している。その直方体としては、一辺の長さが 0 . 4 mm である立方体が例示される。その各ボクセルに対応する透過率は、その各ボクセルに対応する位置の立方体の X 線の透過率を示している。その3次元データは、寝台に横臥した患者 4 3 の複数の臓器の立体的な形状とその複数の臓器がそれぞれ配置される複数の位置とを示している。その照射角度は、患者 4 3 の患部に治療用放射線 2 3 を照射する方向を示し、カウチ位置とリング回転角とガントリ回転角とを示している。そのカウチ位置は、基礎に対するカウチ 4 1 の位置を示している。そのリング回転角は、基礎に対するリング 1 2 の位置を示している。そのガントリ回転角は、リング 1 2 に対する走行ガントリ 1 4 の位置を示している。その線量は、その各照射角度から患者 4 3 に照射される治療用放射線 2 3 の線量を示している。

【 0 0 4 1 】

撮影部 5 2 は、カウチ 4 1 に横臥した患者 4 3 を映し出す 2 枚の X 線画像が撮影されるように、放射線治療装置 3 を制御する。すなわち、撮影部 5 2 は、基礎に対してカウチ 4 1 が所定の位置に配置されるように、カウチ駆動装置 4 2 を制御する。撮影部 5 2 は、基礎に対して O リング 1 2 が所定の旋回角度に配置されるように、旋回駆動装置 1 1 を制御する。撮影部 5 2 は、さらに、走行ガントリ 1 4 が所定の走行角度に配置されるように、放射線治療装置 3 の走行駆動装置を制御する。撮影部 5 2 は、さらに、第 1 診断用 X 線 3 5 が曝射されるように、第 1 診断用 X 線源 2 4 を制御する。撮影部 5 2 は、さらに、第 1 診断用 X 線 3 5 が曝射されたときに、第 1 X 線画像が生成されるように、第 1 センサアレイ 3 2 を制御する。撮影部 5 2 は、さらに、第 2 診断用 X 線 3 6 が曝射されるように、第 2 診断用 X 線源 2 5 を制御する。撮影部 5 2 は、さらに、第 2 診断用 X 線 3 6 が曝射されたときに、第 2 X 線画像が生成されるように、第 2 センサアレイ 3 3 を制御する。

10

**【 0 0 4 2 】**

照合データ作成部 5 3 は、治療計画収集部 5 1 により収集された治療計画の 3 次元データに基づいて第 1 D R R 画像と第 2 D R R 画像とを作成する。その第 1 D R R 画像は、その 3 次元データにより示される患者 4 3 がカウチ 4 1 に横臥したときに、第 1 センサアレイ 3 2 により生成されると推測される画像を示している。その第 2 D R R 画像は、その 3 次元データにより示される患者 4 3 がカウチ 4 1 に横臥したときに、第 2 センサアレイ 3 3 により生成される第 2 X 線画像を示している。

**【 0 0 4 3 】**

照合方法選択部 5 4 は、入力装置を介して入力された情報に基づいて、第 1 照合方法と第 2 照合方法とを算出する。その第 1 照合方法は、第 1 X 線画像または第 2 X 線画像に所定の像が映し出される位置と向きとを算出する方法の 1 つを示し、たとえば、「パターン照合」と「特徴点照合」とのうちのいずれかである。その第 2 照合方法は、第 1 X 線画像または第 2 X 線画像に所定の像が映し出される位置と向きとを算出する方法の 1 つを示し、たとえば、「パターン照合」と「特徴点照合」とのうちのいずれかである。

20

**【 0 0 4 4 】**

第 1 補正部 5 5 は、撮影部 5 2 により生成された第 1 X 線画像をガンマ補正後第 1 X 線画像に補正する。そのガンマ補正後第 1 X 線画像は、そのガンマ補正後第 1 X 線画像が示す複数の輝度の度数分布が照合データ作成部 5 3 により算出される第 1 D R R 画像が示す複数の輝度の度数分布に概ね一致するように、算出される。すなわち、そのガンマ補正後第 1 X 線画像は、そのガンマ補正後第 1 X 線画像のガンマ特性がその第 1 D R R 画像のガンマ特性に一致するように、ガンマ変換される。

30

**【 0 0 4 5 】**

第 1 補正部 5 5 は、さらに、そのガンマ補正後第 1 X 線画像を輝度レンジ補正後第 1 X 線画像に補正する。その輝度レンジ補正後第 1 X 線画像は、そのガンマ補正後第 1 X 線画像を構成する複数の画素のうちの所定の輝度レンジに含まれる画素から形成される。その輝度レンジは、その第 1 D R R 画像に第 1 部位（骨）が映し出されている像を構成する複数の画素がそれぞれ示す複数の輝度が取り得る値の範囲を示している。

**【 0 0 4 6 】**

第 1 補正部 5 5 は、さらに、その輝度レンジ補正後第 1 X 線画像を階調粗さ補正後第 1 X 線画像に補正する。その階調粗さ補正後第 1 X 線画像は、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像を構成する複数の画素が示す複数の輝度が取り得る値の個数（階調数）がその輝度レンジ補正後第 1 X 線画像を構成する複数の画素が示す複数の輝度が取り得る値の個数（階調数）より少なくなるように、算出される。その階調粗さ補正後第 1 X 線画像の階調数は、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像からその第 1 部位（骨）が映し出されている像を抽出することに十分であるように、算出される。

40

**【 0 0 4 7 】**

第 1 補正部 5 5 は、さらに、照合方法選択部 5 4 により選択された第 1 照合方法を用いて、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像に映し出された第 1 部位の像の位置と向きとを算出する。

50

## 【 0 0 4 8 】

第1補正部55は、さらに、撮影部52により生成された第2 X線画像に関しても、その第1 X線画像と同様にして、ガンマ補正後第2 X線画像と輝度レンジ補正後第2 X線画像と階調粗さ補正後第2 X線画像とを算出する。第1補正部55は、さらに、照合方法選択部54により選択された第1照合方法を用いて、その階調粗さ補正後第2 X線画像に映し出された第1部位の像の位置と向きとを算出する。

## 【 0 0 4 9 】

第1補正部55は、さらに、その階調粗さ補正後第1 X線画像に映し出された第1部位の像の位置と向きとその階調粗さ補正後第2 X線画像に映し出された第1部位の像の位置と向きとに基づいて、回転補正量と並進補正量とを算出する。その回転補正量は、x軸回転補正量とy軸回転補正量とz軸回転補正量とから形成されている。そのx軸回転補正量は、x軸を中心にカウチ41を回転する回転角度を示している。そのy軸回転補正量は、y軸を中心にカウチ41を回転する回転角度を示している。そのz軸回転補正量は、z軸を中心にカウチ41を回転する回転角度を示している。その並進補正量は、カウチ41を平行移動する距離と向きとを示し、x軸並進補正量とy軸並進補正量とz軸並進補正量とから形成されている。そのx軸並進補正量は、x軸に平行にカウチ41を平行移動する距離を示している。そのy軸並進補正量は、y軸に平行にカウチ41を平行移動する距離を示している。そのz軸並進補正量は、z軸に平行にカウチ41を平行移動する距離を示している。その回転補正量と並進補正量とは、x軸を中心にそのx軸回転補正量だけカウチ41を回転し、x軸を中心にカウチ41が回転した後にy軸を中心にそのy軸回転補正量だけカウチ41を回転し、y軸を中心にカウチ41が回転した後にz軸を中心にそのz軸回転補正量だけカウチ41を回転し、z軸を中心にカウチ41が回転した後にその並進補正量だけ平行移動したときに、カウチ41に配置された患者43の第1部位が所定の位置に配置されるように、算出される。その所定の位置は、治療計画収集部51により収集された治療計画の3次元データが示す第1部位の位置を示している。

## 【 0 0 5 0 】

第2補正部56は、撮影部52により生成された第1 X線画像をガンマ補正後第1 X線画像に補正する。そのガンマ補正後第1 X線画像は、そのガンマ補正後第1 X線画像が示す複数の輝度の度数分布が照合データ作成部53により算出される第1 DRR画像が示す複数の輝度の度数分布に概ね一致するように、算出される。すなわち、そのガンマ補正後第1 X線画像は、そのガンマ補正後第1 X線画像のガンマ特性がその第1 DRR画像のガンマ特性に一致するように、ガンマ変換される。すなわち、そのガンマ補正後第1 X線画像は、第1補正部55により算出されたガンマ補正後第1 X線画像に一致し、第1補正部55により算出されたガンマ補正後第1 X線画像を流用することもできる。

## 【 0 0 5 1 】

第2補正部56は、さらに、そのガンマ補正後第1 X線画像を輝度レンジ補正後第1 X線画像に補正する。その輝度レンジ補正後第1 X線画像は、そのガンマ補正後第1 X線画像を構成する複数の画素のうち所定の輝度レンジに含まれる画素から形成される。その輝度レンジは、その第1 DRR画像に第2部位(患部)が映し出されている像を構成する複数の画素がそれぞれ示す複数の輝度が取り得る値の範囲を示している。その輝度レンジは、第1補正部55で輝度レンジ補正後第1 X線画像を算出するときに適用された輝度レンジより小さい。

## 【 0 0 5 2 】

第2補正部56は、さらに、その輝度レンジ補正後第1 X線画像を階調粗さ補正後第1 X線画像に補正する。その階調粗さ補正後第1 X線画像は、その階調粗さ補正後第1 X線画像を構成する複数の画素が示す複数の輝度が取り得る値の個数(階調数)がその輝度レンジ補正後第1 X線画像を構成する複数の画素が示す複数の輝度が取り得る値の個数(階調数)より少なくなるように、算出される。その階調粗さ補正後第1 X線画像の階調数は、その階調粗さ補正後第1 X線画像からその第2部位(患部)が映し出されている像を抽出することに十分であるように、かつ、第1補正部55で階調粗さ補正後第1 X線画像を

10

20

30

40

50

算出するときに適用された階調数より大きくなるように、算出される。

【 0 0 5 3 】

第 2 補正部 5 6 は、さらに、照合方法選択部 5 4 により選択された第 2 照合方法を用いて、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像に映し出された第 2 部位の像の位置と向きとを算出する。

【 0 0 5 4 】

第 2 補正部 5 6 は、さらに、撮影部 5 2 により生成された第 2 X 線画像に関しても、その第 1 X 線画像と同様にして、そのガンマ補正後第 2 X 線画像と輝度レンジ補正後第 2 X 線画像と階調粗さ補正後第 2 X 線画像とを算出する。第 2 補正部 5 6 は、さらに、照合方法選択部 5 4 により選択された第 2 照合方法を用いて、その階調粗さ補正後第 2 X 線画像に映し出された第 2 部位の像の位置と向きとを算出する。

10

【 0 0 5 5 】

なお、第 2 補正部 5 6 は、第 1 補正部 5 5 により算出された並進補正量に基づいて算出された初期値を用いて、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像または階調粗さ補正後第 2 X 線画像に映し出された第 2 部位の像の位置と向きとをより高速に算出することもできる。このとき、第 2 補正部 5 6 は、その初期値を用いなくて第 2 部位の像の位置と向きとを算出することに比較して、第 2 部位の像の位置と向きとをより高速に算出することができる。

【 0 0 5 6 】

第 2 補正部 5 6 は、さらに、第 1 補正部 5 5 により算出された回転補正量に基づいて、さらに、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像に映し出された第 2 部位の像の位置と向きとその階調粗さ補正後第 2 X 線画像に映し出された第 2 部位の像の位置と向きとに基づいて、並進補正量を算出する。その並進補正量は、カウチ 4 1 を平行移動する距離と向きとを示し、x 軸並進補正量と y 軸並進補正量と z 軸並進補正量とから形成されている。その x 軸並進補正量は、x 軸に平行にカウチ 4 1 を平行移動する距離を示している。その y 軸並進補正量は、y 軸に平行にカウチ 4 1 を平行移動する距離を示している。その z 軸並進補正量は、z 軸に平行にカウチ 4 1 を平行移動する距離を示している。その並進補正量は、その回転補正量が示すようにカウチ 4 1 が回転した後にその並進補正量だけ平行移動したときに、カウチ 4 1 に配置された患者 4 3 の第 2 部位が所定の位置に配置されるように、算出される。その所定の位置は、治療計画収集部 5 1 により収集された治療計画の 3 次元データが示す第 2 部位の位置を示している。

20

30

【 0 0 5 7 】

カウチ制御部 5 7 は、第 1 補正部 5 5 により算出された回転補正量と第 2 補正部 5 6 により算出された並進補正量とに基づいて、カウチ駆動装置 4 2 を制御する。すなわち、カウチ制御部 5 7 は、x 軸を中心にその x 軸回転補正量だけカウチ 4 1 が回転し、x 軸を中心にカウチ 4 1 が回転した後に y 軸を中心にその y 軸回転補正量だけカウチ 4 1 が回転し、y 軸を中心にカウチ 4 1 が回転した後に z 軸を中心にその z 軸回転補正量だけカウチ 4 1 が回転し、z 軸を中心にカウチ 4 1 が回転した後にその並進補正量だけカウチ 4 1 が平行移動するように、カウチ駆動装置 4 2 を制御する。

【 0 0 5 8 】

照射部 5 8 は、治療計画収集部 5 1 により収集された治療計画に示される放射線治療が実行されるように、放射線治療装置 3 を制御する。すなわち、照射部 5 8 は、その治療計画が示す照射角度に治療用放射線照射装置 1 6 が患者 4 3 に対して配置されるように、カウチ駆動装置 4 2 を制御し、旋回駆動装置 1 1 を制御し、放射線治療装置 3 の走行駆動装置を制御する。照射部 5 8 は、さらに、2 枚の患者 4 3 の X 線画像が撮影されるように、第 1 診断用 X 線源 2 4 と第 2 診断用 X 線源 2 5 と第 1 センサアレイ 3 2 と第 2 センサアレイ 3 3 とを制御する。照射部 5 8 は、さらに、その 2 枚の X 線画像に基づいて、患者 4 3 の患部の位置を算出し、その患部の形状を算出する。照射部 5 8 は、さらに、その算出された患部の位置に治療用放射線照射装置 1 6 が向くように、首振り装置 1 5 を制御する。照射部 5 8 は、さらに、その患部の形状に治療用放射線 2 3 の照射野が一致するように、マルチリーフコリメータ 2 0 を制御する。照射部 5 8 は、さらに、その患部に治療用放射

40

50

線 2 3 が照射されるように、治療用放射線照射装置 1 6 を制御する。照射部 5 8 は、さらに、その治療計画が示す線量の治療用放射線 2 3 が患者 4 3 の患部に照射されるまで、その X 線画像の撮影から治療用放射線 2 3 の照射までの動作を繰り返して実行する。

【 0 0 5 9 】

図 4 は、照合データ作成部 5 3 により作成される第 1 D R R 画像を示している。その第 1 D R R 画像 6 1 は、第 1 部位像 6 3 と第 2 部位像 6 2 と第 3 部位像 6 4 とを含んでいる。第 2 部位像 6 2 は、患者 4 3 の患部を映し出している。第 1 部位像 6 3 は、患者 4 3 の骨を映し出している。なお、骨は、患者 4 3 の患部より大きく、かつ、患者 4 3 の患部より X 線画像に鮮明に映し出される他の部位に置換されることもできる。このような部位としては、肺、患者 4 3 の体内に埋め込まれるマーカが例示される。第 3 部位像 6 4 は、患者 4 3 のリスク臓器を映し出している。そのリスク臓器としては、脊髄が例示される。

10

【 0 0 6 0 】

第 1 D R R 画像 6 1 は、さらに、第 1 テンプレート領域 6 6 と第 2 テンプレート領域 6 7 とを示している。第 2 テンプレート領域 6 7 は、第 2 部位像 6 2 を含んでいる。第 1 テンプレート領域 6 6 は、第 1 部位像 6 3 を含み、第 2 テンプレート領域 6 7 より大きい。

【 0 0 6 1 】

図 5 は、撮影部 5 2 により撮影された第 1 X 線画像を示している。その第 1 X 線画像 7 1 は、第 1 部位像 7 3 と第 2 部位像 7 2 と第 3 部位像 7 4 とが映し出されている。第 1 部位像 7 3 は、患者 4 3 の骨を映し出している。第 2 部位像 7 2 は、患者 4 3 の患部を映し出している。第 3 部位像 7 4 は、患者 4 3 のリスク臓器を映し出している。

20

【 0 0 6 2 】

このとき、第 1 補正部 5 5 は、第 1 X 線画像 7 1 から第 1 テンプレート領域 6 6 に最も類似する領域を抽出し、ずれ量を算出する。そのずれ量は、x 方向ずれ量と y 方向ずれ量と回転ずれ量とを示している。その x 方向ずれ量は、第 1 D R R 画像 6 1 のうちの第 1 テンプレート領域 6 6 が配置される位置の x 座標と第 1 X 線画像 7 1 のうちのその抽出された領域が配置される位置の x 座標との差を示している。その y 方向ずれ量は、第 1 D R R 画像 6 1 のうちの第 1 テンプレート領域 6 6 が配置される位置の y 座標と第 1 X 線画像 7 1 のうちのその抽出された領域が配置される位置の y 座標との差を示している。その回転ずれ量は、第 1 D R R 画像 6 1 のうちの第 1 テンプレート領域 6 6 が配置される向きと第 1 X 線画像 7 1 のうちのその検索された領域が配置される向きとの差を示している。第 1 補正部 5 5 は、そのずれ量に基づいて回転補正量と並進補正量とを算出する。

30

【 0 0 6 3 】

このとき、第 2 補正部 5 6 は、第 1 X 線画像 7 1 から第 2 テンプレート領域 6 7 に最も類似する領域を抽出し、ずれ量を算出する。そのずれ量は、x 方向ずれ量と y 方向ずれ量と回転ずれ量とを示している。その x 方向ずれ量は、第 1 D R R 画像 6 1 のうちの第 2 テンプレート領域 6 7 が配置される位置の x 座標と第 1 X 線画像 7 1 のうちのその抽出された領域が配置される位置の x 座標との差を示している。その y 方向ずれ量は、第 1 D R R 画像 6 1 のうちの第 2 テンプレート領域 6 7 が配置される位置の y 座標と第 1 X 線画像 7 1 のうちのその抽出された領域が配置される位置の y 座標との差を示している。その回転ずれ量は、第 1 D R R 画像 6 1 のうちの第 2 テンプレート領域 6 7 が配置される向きと第 1 X 線画像 7 1 のうちのその検索された領域が配置される向きとの差を示している。第 2 補正部 5 6 は、そのずれ量に基づいて並進補正量を算出する。

40

【 0 0 6 4 】

このとき、第 1 X 線画像 7 1 のうちの第 2 テンプレート領域 6 7 に基づいて抽出された領域の向きは、第 2 テンプレート領域 6 7 が第 1 テンプレート領域 6 6 に比較して小さいために、第 1 X 線画像 7 1 のうちの第 2 テンプレート領域 6 7 に基づいて抽出された領域の向きに比較して誤差が大きい。このため、第 1 補正部 5 5 により算出される回転補正量は、第 1 X 線画像 7 1 のうちの第 2 テンプレート領域 6 7 に基づいて抽出された領域の向きに基づいて算出される回転補正量に比較して、より高精度である。

【 0 0 6 5 】

50

患者 4 3 の骨と患者 4 3 の患部との位置関係は、時間とともに変化することが知られ、常に一定であるとは限らない。このため、第 2 補正部 5 6 により算出される並進補正量は、第 1 補正部 5 5 により算出される並進補正量に比較して、より高精度である。

【 0 0 6 6 】

このため、カウチ制御部 5 7 は、患者 4 3 の患部がより高精度に所定の位置と向きとに配置されるように、カウチ駆動装置 4 2 を制御することができる。この結果、照射部 5 8 は、治療用放射線 2 3 がより高精度に患者 4 3 の患部に照射されるように、首振り装置 1 5 と放射線照射装置 1 6 とを制御することができる。

【 0 0 6 7 】

本発明による放射線治療装置制御方法の実施の形態は、放射線治療装置制御装置 2 により実行され、患者の位置を調整する動作と放射線治療する動作とを備えている。

10

【 0 0 6 8 】

図 6 は、その患者の位置を調整する動作を示している。ユーザは、まず、過去に作成された治療計画を放射線治療装置制御装置 2 に入力する。その治療計画は、3次元データを示し、照射角度と線量との組み合わせを示している。その3次元データは、複数のボクセルに複数の透過率を対応付けている。その複数のボクセルは、それぞれ、患者 4 3 が配置される空間を隙間なく充填する複数の直方体に対応している。その各ボクセルに対応する透過率は、その各ボクセルに対応する位置の立方体の X 線の透過率を示している。その3次元データは、寝台に横臥した患者 4 3 の複数の臓器の立体的な形状とその複数の臓器がそれぞれ配置される複数の位置とを示している。その3次元データは、さらに、寝台に横臥した患者 4 3 の骨の立体的な形状とその骨の位置とを示し、患者 4 3 の患部の立体的な形状とその患部の位置とを示している。その照射角度は、患者 4 3 の患部に治療用放射線 2 3 を照射する方向を示し、カウチ位置とリング回転角とガントリ回転角とを示している。そのカウチ位置は、基礎に対するカウチ 4 1 の位置と向きとを示している。そのリング回転角は、基礎に対するリング 1 2 の位置を示している。そのガントリ回転角は、リング 1 2 に対する走行ガントリ 1 4 の位置を示している。その線量は、その各照射角度から患者 4 3 に照射される治療用放射線 2 3 の線量を示している。

20

【 0 0 6 9 】

放射線治療装置制御装置 2 は、その3次元データに基づいて第 1 D R R 画像と第 2 D R R 画像とを作成する。その第 1 D R R 画像は、カウチ 4 1 がそのカウチ位置に配置されたときに、かつ、リング 1 2 がそのリング回転角に配置されたときに、かつ、走行ガントリ 1 4 がそのガントリ回転角に配置されたときに、第 1 センサアレイ 3 2 により生成されると推測される画像を示している。その第 2 D R R 画像は、その第 1 D R R 画像は、カウチ 4 1 がそのカウチ位置に配置されたときに、かつ、リング 1 2 がそのリング回転角に配置されたときに、かつ、走行ガントリ 1 4 がそのガントリ回転角に配置されたときに、第 2 センサアレイ 3 3 により生成されると推測される画像を示している。

30

【 0 0 7 0 】

放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、その3次元データとその第 1 D R R 画像とに基づいてその第 1 D R R 画像に映し出される第 1 テンプレート領域 6 6 と第 2 テンプレート領域 6 7 とを算出する。放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、その3次元データとその第 2 D R R 画像とに基づいてその第 2 D R R 画像に映し出される第 1 テンプレート領域 6 6 と第 2 テンプレート領域 6 7 とを算出する。

40

【 0 0 7 1 】

ユーザは、放射線治療装置 3 のカウチ 4 1 に患者 4 3 を固定する。放射線治療装置制御装置 2 は、基礎に対してカウチ 4 1 がそのカウチ位置に配置されるようにカウチ駆動装置 4 2 を制御する。放射線治療装置制御装置 2 は、基礎に対してリング 1 2 がそのリング回転角に配置されるように旋回駆動装置 1 1 を制御する。放射線治療装置制御装置 2 は、リング 1 2 に対して走行ガントリ 1 4 がそのガントリ回転角に配置されるように、放射線治療装置 3 の走行駆動装置を制御する。放射線治療装置制御装置 2 は、患者 4 3 の第 1 X 線画像が撮影されるように、第 1 診断用 X 線源 2 4 を制御し、第 1 センサアレイ 3 2

50

を制御する。放射線治療装置制御装置 2 は、患者 4 3 の第 2 X 線画像が撮影されるように、第 2 診断用 X 線源 2 5 を制御し、第 2 センサレイ 3 3 を制御する（ステップ S 1）。

【 0 0 7 2 】

ユーザは、入力装置を操作することにより、放射線治療装置制御装置 2 により示される複数の照合方法から第 1 照合方法を選択し、その複数の照合方法から第 2 照合方法を選択する（ステップ S 2）。

【 0 0 7 3 】

放射線治療装置制御装置 2 は、その第 1 X 線画像をガンマ補正後第 1 X 線画像に補正する（ステップ S 3）。そのガンマ補正後第 1 X 線画像は、そのガンマ補正後第 1 X 線画像が示す複数の輝度の度数分布がその第 1 D R R 画像が示す複数の輝度の度数分布に概ね一致するように、算出される。すなわち、その第 1 X 線画像は、そのガンマ補正後第 1 X 線画像のガンマ特性がその第 1 D R R 画像のガンマ特性に一致するように、ガンマ変換される。放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、その第 2 X 線画像をガンマ補正後第 2 X 線画像に補正する。そのガンマ補正後第 2 X 線画像は、そのガンマ補正後第 2 X 線画像が示す複数の輝度の度数分布がその第 2 D R R 画像が示す複数の輝度の度数分布に概ね一致するように、算出される。すなわち、その第 2 X 線画像は、そのガンマ補正後第 2 X 線画像のガンマ特性がその第 2 D R R 画像のガンマ特性に一致するように、ガンマ変換される。

【 0 0 7 4 】

放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、そのガンマ補正後第 1 X 線画像を輝度レンジ補正後第 1 X 線画像に補正する（ステップ S 4）。その輝度レンジ補正後第 1 X 線画像は、そのガンマ補正後第 1 X 線画像を構成する複数の画素のうちの所定の輝度レンジに含まれる画素から形成される。その輝度レンジは、その第 1 D R R 画像に第 1 部位（骨）が映し出されている像を構成する複数の画素がそれぞれ示す複数の輝度が取り得る値の範囲を示している。放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、そのガンマ補正後第 2 X 線画像を輝度レンジ補正後第 2 X 線画像に補正する。その輝度レンジ補正後第 2 X 線画像は、そのガンマ補正後第 2 X 線画像を構成する複数の画素のうちのその輝度レンジに含まれる画素から形成される。

【 0 0 7 5 】

放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、その輝度レンジ補正後第 1 X 線画像を階調粗さ補正後第 1 X 線画像に補正する（ステップ S 5）。その階調粗さ補正後第 1 X 線画像は、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像を構成する複数の画素が示す複数の輝度が取り得る値の個数（すなわち、階調数）がその輝度レンジ補正後第 1 X 線画像を構成する複数の画素が示す複数の輝度が取り得る値の個数（すなわち、階調数）より少なくなるように、算出される。その階調粗さ補正後第 1 X 線画像の階調数は、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像からその第 1 部位（骨）が映し出されている像を抽出することに十分であるように、算出される。放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像と同様に、その輝度レンジ補正後第 2 X 線画像を階調粗さ補正後第 2 X 線画像に補正する。

【 0 0 7 6 】

放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、その第 1 照合方法を用いて、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像から第 1 テンプレート領域 6 6 に最も類似する領域を抽出し、その階調粗さ補正後第 2 X 線画像から第 1 テンプレート領域 6 6 に最も類似する領域を抽出する。放射線治療装置制御装置 2 は、その階調粗さ補正後第 1 X 線画像に映し出された第 1 部位の像の位置と向きとに基づいて、さらに、その階調粗さ補正後第 2 X 線画像に映し出された第 1 部位の像の位置と向きとに基づいて、回転補正量と並進補正量とを算出する（ステップ S 6）。

【 0 0 7 7 】

放射線治療装置制御装置 2 は、さらに、そのガンマ補正後第 1 X 線画像を輝度レンジ補正後第 1 X 線画像に補正する（ステップ S 7）。その輝度レンジ補正後第 1 X 線画像は、そのガンマ補正後第 1 X 線画像を構成する複数の画素のうちの所定の輝度レンジに含まれる画素から形成される。その輝度レンジは、その第 1 D R R 画像に第 2 部位（患部）が映

10

20

30

40

50

し出されている像を構成する複数の画素がそれぞれ示す複数の輝度が取り得る値の範囲を示し、第1補正部55で輝度レンジ補正後第1X線画像を算出するときに適用された輝度レンジより小さい。放射線治療装置制御装置2は、さらに、そのガンマ補正後第2X線画像を輝度レンジ補正後第2X線画像に補正する。その輝度レンジ補正後第2X線画像は、そのガンマ補正後第2X線画像を構成する複数の画素のうちの所定の輝度レンジに含まれる画素から形成される。

【0078】

放射線治療装置制御装置2は、さらに、その輝度レンジ補正後第1X線画像を階調粗さ補正後第1X線画像に補正する(ステップS8)。その階調粗さ補正後第1X線画像は、その階調粗さ補正後第1X線画像を構成する複数の画素が示す複数の輝度が取り得る値の個数(すなわち、階調数)がその輝度レンジ補正後第1X線画像を構成する複数の画素が示す複数の輝度が取り得る値の個数(すなわち、階調数)より少なくなるように、算出される。その階調粗さ補正後第1X線画像の階調数は、その階調粗さ補正後第1X線画像からその第2部位(患部)が映し出されている像を抽出することに十分であるように、算出される。放射線治療装置制御装置2は、さらに、その階調粗さ補正後第1X線画像と同様に、その輝度レンジ補正後第2X線画像を階調粗さ補正後第2X線画像に補正する。

10

【0079】

放射線治療装置制御装置2は、さらに、その第2照合方法を用いて、その階調粗さ補正後第1X線画像から第2テンプレート領域67に最も類似する領域を抽出し、その階調粗さ補正後第2X線画像から第2テンプレート領域67に最も類似する領域を抽出する。放射線治療装置制御装置2は、ステップS6で算出された回転補正量に基づいて、さらに、その階調粗さ補正後第1X線画像に映し出された第2部位の像の位置と向きとに基づいて、さらに、その階調粗さ補正後第2X線画像に映し出された第2部位の像の位置と向きとに基づいて、並進補正量を算出する(ステップS9)。

20

【0080】

放射線治療装置制御装置2は、ステップS6で算出された回転補正量とステップS9で算出された並進補正量とに基づいて、カウチ駆動装置42を制御する。すなわち、放射線治療装置制御装置2は、ステップS6で算出された回転補正量が示すようにカウチ41が回転した後に、ステップS9で算出された並進補正量が示すようにカウチ41が平行移動するように、カウチ駆動装置42を制御する(ステップS10)。

30

【0081】

その放射線治療する動作は、その患者の位置を調整する動作が終了した後に実行される。すなわち、放射線治療装置制御装置2は、カウチ41とリング12と走行ガントリ14とが所定の位置に配置された後に、患者43の第1追尾用X線画像が撮影されるように第1診断用X線源24と第1センサアレイ32とを制御し、患者43の第2追尾用X線画像が撮影されるように第2診断用X線源25と第2センサアレイ33とを制御する。

【0082】

放射線治療装置制御装置2は、その第1追尾用X線画像と第2追尾用X線画像とに基づいて患者43の患部の位置と形状とを算出する。放射線治療装置制御装置2は、その算出された位置に治療用放射線照射装置16が向くように、首振り装置15を制御する。放射線治療装置制御装置2は、その患部の形状に治療用放射線23の照射野が一致するように、マルチリーフコリメータ20を制御する。放射線治療装置制御装置2は、さらに、その患部に治療用放射線23が所定の線量だけ照射されるように、治療用放射線照射装置16を制御する。放射線治療装置制御装置2は、さらに、その治療計画が示す線量の治療用放射線23が患者43の患部に照射されるまで、その追尾用X線画像の撮影から治療用放射線23の照射までの動作を周期的に繰り返して実行する。その周期としては、0.2秒が例示される。

40

【0083】

その階調粗さ補正後第1X線画像のうちの第1テンプレート領域66に基づいて抽出された領域の向きは、第1テンプレート領域66が第2テンプレート領域67に比較して大

50

きいために、その階調粗さ補正後第1 X線画像のうちの第2テンプレート領域67に基づいて抽出された領域の向きに比較して、誤差が小さい。このため、このような放射線治療装置制御方法によれば、ステップS6で算出される回転補正量は、その階調粗さ補正後第1 X線画像のうちの第2テンプレート領域67に基づいて抽出された領域の向きに基づいて算出される回転補正量に比較して、より高精度である。

【0084】

患者43の骨と患者43の患部との位置関係は、時間とともに変化することが知られ、常に一定であるとは限らない。このため、このような放射線治療装置制御方法によれば、ステップS9で算出される並進補正量は、ステップS6で算出される並進補正量に比較して、より高精度である。

10

【0085】

このため、このような放射線治療装置制御方法によれば、放射線治療装置制御装置2は、患者43の患部がより高精度に所定の位置と向きとに配置されるように、カウチ駆動装置42を制御することができる。この結果、放射線治療装置制御装置2は、治療用放射線23がより高精度に患者43の患部に照射されるように、首振り装置15と放射線照射装置16とを制御することができる。このような放射線治療装置制御方法によれば、さらに、治療計画時のセットアップマージンを小さくすることができる。

【0086】

さらに、ステップS3のガンマ変換によれば、その治療計画が示す3次元データを作成するときに利用された機器のガンマ特性と放射線治療装置3のイメージャのガンマ特性とが大きく異なる場合であっても、より適切に第1テンプレート領域66と第2テンプレート領域67とがX線画像から適切に抽出されることができる。

20

【0087】

さらに、ステップS4の輝度レンジの設定によれば、第1テンプレート領域66をX線画像から抽出するときの情報量を低減することができる。さらに、ステップS7の輝度レンジの設定によれば、第2テンプレート領域67をX線画像から抽出するときの情報量を低減することができる。この結果、放射線治療装置制御装置2は、患者43の位置をより高速に調整することができる。

【0088】

さらに、ステップS5の階調数の設定によれば、第1テンプレート領域66をX線画像から抽出するときの情報量を低減することができる。さらに、ステップS8の階調数の設定によれば、第2テンプレート領域67をX線画像から抽出するときの情報量を低減することができる。この結果、放射線治療装置制御装置2は、患者43の位置をより高速に調整することができる。

30

【0089】

なお、治療計画が示す3次元データは、放射線治療装置3を用いて作成されることもできる。このとき、放射線治療装置制御装置2は、既述の実施の形態と同様にして、患者43の位置をより高精度に調整することができる。このとき、放射線治療装置制御装置2は、さらに、ステップS3のガンマ変換を省略することができる。すなわち、そのガンマ補正後第*i* X線画像( $i = 1, 2$ )は、その第*i* X線画像に一致させることもできる。

40

【0090】

なお、放射線治療装置制御装置2は、計算処理能力を十分に有しているときに、ステップS4、S7の輝度レンジの設定またはステップS5、S8の輝度数の設定を省略することもできる。すなわち、その輝度レンジ補正後第*i* X線画像は、そのガンマ補正後第*i* X線画像に一致させることもでき、階調粗さ補正後第*i* X線画像は、その輝度レンジ補正後第*i* X線画像に一致させることもできる。

【0091】

本発明による放射線治療装置制御装置の実施の他の形態は、既述の実施の形態における照合方法選択部54が他の照合方法選択部に置換されている。その照合方法選択部は、第1照合方法として特徴点照合を採用し、第2照合方法としてパターン照合を採用する。そ

50

の特徴点照合は、コントラストが大きい像のマッチングに適している照合方法である。そのパターン照合は、コントラストが小さい像のマッチングに適している照合方法である。このような放射線治療装置制御装置は、その第1照合方法と第2照合方法とを固定した場合であっても、既述の実施の形態における放射線治療装置制御装置2と同様にして、患者43の位置をより高精度に調整することができる。さらに、その第1照合方法と第2照合方法とは、第1部位の像と第2部位の像との両方のマッチングに適した照合方法がある場合に、その照合方法に一致させることもできる。

【0092】

本発明による放射線治療装置制御装置の実施のさらに他の形態は、既述の実施の形態における撮影部52と第1補正部55と第2補正部56とが他の撮影部と第1補正部と第2補正部とにそれぞれ置換されている。

10

【0093】

その撮影部は、さらに、走行ガントリ14が回転軸18を中心に回転するように、放射線治療装置3の走行駆動装置を制御する。その撮影部は、さらに、走行ガントリ14が回転しているときに、リング12に対して第1診断用X線源24が所定の複数の撮影角度に配置されるタイミングで第1診断用X線35がそれぞれ曝射されるように、第1診断用X線源24を制御し、リング12に対して第2診断用X線源25が所定の複数の撮影角度に配置されるタイミングで第2診断用X線36がそれぞれ曝射されるように、第2診断用X線源25を制御する。その撮影部は、さらに、第1診断用X線35が曝射されたときに、第1X線画像が生成されるように、第1センサレイ32を制御し、第2診断用X線36が曝射されたときに、第2X線画像が生成されるように、第2センサレイ33を制御する。その撮影部は、さらに、その複数の第1X線画像と複数の第2X線画像とに基づいて3次元データを作成する。その3次元データは、治療計画が示す3次元データと同様にして、複数のボクセルに複数の透過率を対応付けている。

20

【0094】

その第1補正部は、既述の実施の形態における第1補正部55と同様にして、その撮影部により作成された3次元データをガンマ補正後3次元データに補正し、そのガンマ補正後3次元データを輝度レンジ補正後3次元データに補正し、その輝度レンジ補正後3次元データを階調粗さ補正後3次元データに補正する。その第1補正部は、治療計画が示す3次元データのうちの患者43の骨を映し出す第1テンプレート3次元領域に最も類似する3次元領域をその階調粗さ補正後3次元データから抽出し、その抽出された3次元領域の位置と向きとに基づいて、回転補正量と並進補正量とを算出する。

30

【0095】

その第2補正部は、既述の実施の形態における第2補正部56と同様にして、その撮影部により作成された3次元データをガンマ補正後3次元データに補正し、そのガンマ補正後3次元データを輝度レンジ補正後3次元データに補正し、その輝度レンジ補正後3次元データを階調粗さ補正後3次元データに補正する。その第2補正部は、治療計画が示す3次元データのうちの患者43の患部を映し出す第2テンプレート3次元領域に最も類似する3次元領域をその階調粗さ補正後3次元データから抽出し、その抽出された3次元領域の位置と向きとその第1補正部により算出された回転補正量とに基づいて、並進補正量を算出する。

40

【0096】

このような放射線治療装置制御装置は、既述の実施の形態における放射線治療装置制御装置2と同様にして、患者43の位置をより高精度に調整することができる。

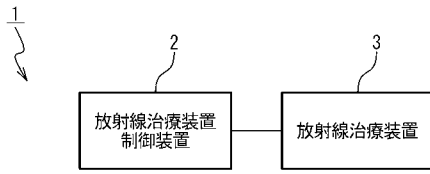
【0097】

- 1 : 放射線治療システム
- 2 : 放射線治療装置制御装置
- 3 : 放射線治療装置
- 11 : 旋回駆動装置
- 12 : リング

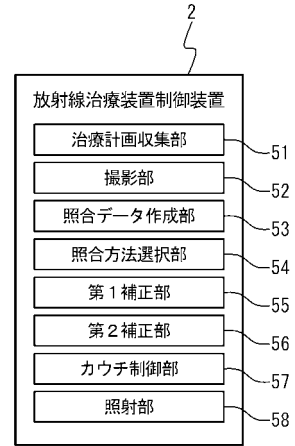
50

1 4	: 走行ガントリ	
1 5	: 首振り装置	
1 6	: 放射線照射装置	
1 7	: 回転軸	
1 8	: 回転軸	
1 9	: アイソセンタ	
2 0	: マルチリーフコリメータ	
2 1	: チルト軸	
2 2	: パン軸	
2 3	: 治療用放射線	10
2 4	: 第 1 診断用 X 線源	
2 5	: 第 2 診断用 X 線源	
3 2	: 第 1 センサアレイ	
3 3	: 第 2 センサアレイ	
3 5	: 第 1 診断用 X 線	
3 6	: 第 2 診断用 X 線	
4 1	: カウチ	
4 2	: カウチ駆動装置	
4 3	: 患者	
5 1	: 治療計画収集部	20
5 2	: 撮影部	
5 3	: 照合データ作成部	
5 4	: 照合方法選択部	
5 5	: 第 1 補正部	
5 6	: 第 2 補正部	
5 7	: カウチ制御部	
5 8	: 照射部	
6 1	: 第 1 D R R 画像	
6 3	: 第 1 部位像	
6 2	: 第 2 部位像	30
6 4	: 第 3 部位像	
6 6	: 第 1 テンプレート領域	
6 7	: 第 2 テンプレート領域	
7 1	: 第 1 X 線画像	
7 3	: 第 1 部位像	
7 2	: 第 2 部位像	
7 4	: 第 3 部位像	

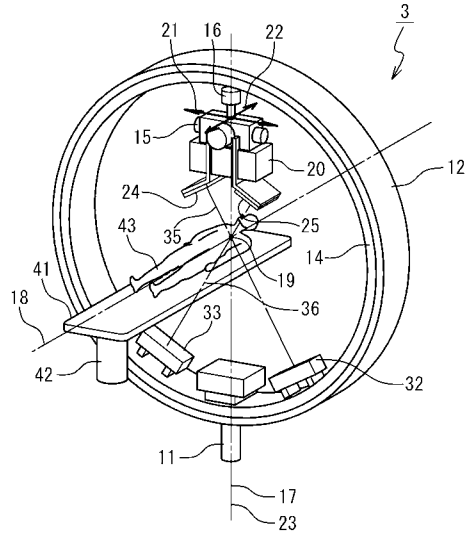
【図1】



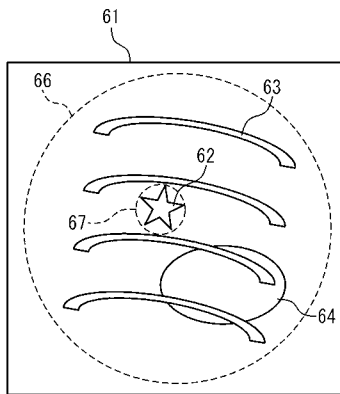
【図3】



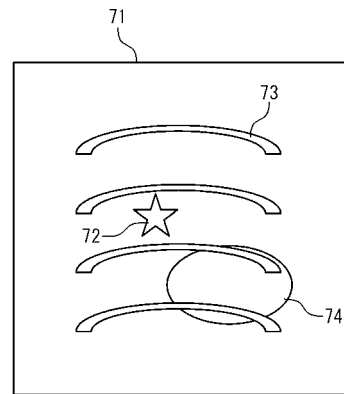
【図2】



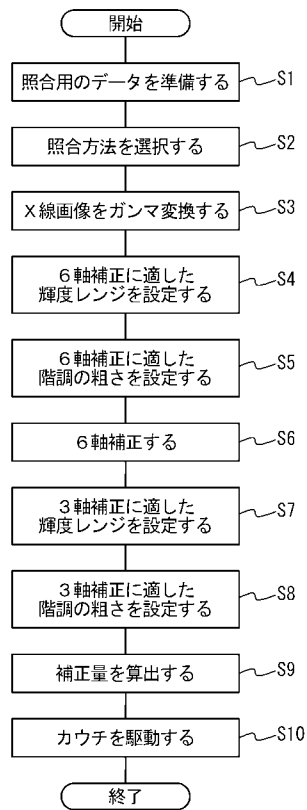
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

審査官 小宮 寛之

(56)参考文献 特開2001-259060(JP,A)  
国際公開第2007/029520(WO,A1)  
特開2006-198119(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61N 5/10