

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5611091号
(P5611091)

(45) 発行日 平成26年10月22日 (2014. 10. 22)

(24) 登録日 平成26年9月12日 (2014. 9. 12)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 N 5/10 (2006. 01)

A 6 1 N 5/10 M

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 D

請求項の数 7 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-61021 (P2011-61021)	(73) 特許権者	000006208
(22) 出願日	平成23年3月18日 (2011. 3. 18)		三菱重工業株式会社
(65) 公開番号	特開2012-196259 (P2012-196259A)		東京都港区港南二丁目1 6 番 5 号
(43) 公開日	平成24年10月18日 (2012. 10. 18)	(74) 代理人	100134544
審査請求日	平成25年7月10日 (2013. 7. 10)		弁理士 森 隆一郎
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100108578
			弁理士 高橋 詔男
		(74) 代理人	100126893
			弁理士 山崎 哲男
		(74) 代理人	100149548
			弁理士 松沼 泰史

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線治療装置制御装置、その処理方法、及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

線源とセンサレイとの間に配置された生体に前記線源から放射線を照射して前記生体の患部を治療する放射線治療装置を制御し、前記センサレイで検出された情報に基づいてコンピュータトモグラフィ画像（ＣＴ画像）を生成する放射線治療装置制御装置であって、

体動位相ごとに予め生成されたＣＴ画像データ群の中から、設定された体動位相のＣＴ画像データを更新対象のＣＴ画像データとして選択するＣＴ画像選択部と、

前記線源及び前記センサレイを回転させて複数の回転角度それぞれに応じた放射線投影画像を生成し、当該放射線投影画像とこの放射線投影画像の生成時に前記線源及び前記センサレイを回転させた際の回転角度と前記放射線投影画像の生成時の体動位相とを対応付けて記録する放射線投影画像生成部と、

前記放射線投影画像の生成時の前記回転角度を検出する回転角度検出部と、

前記更新対象のＣＴ画像データを、前記検出した回転角度で前記線源側から前記センサレイ側に投影した場合の再構成画像を生成する再構成画像生成部と、

前記放射線投影画像の各画素と前記生成した再構成画像の各画素とを比較して、それら各画素についての輝度差を示す差分情報を生成する差分情報生成部と、

前記線源と前記センサレイの検出素子とを結ぶ直線上の画素を、前記更新対象のＣＴ画像データにおいて特定し、当該特定した画素の輝度値における変化のしやすさと前記差分情報に基づいて、輝度更新量候補値を当該特定した画素それぞれについて算出すると

10

20

もに、対象とする体動位相に対応する複数の前記回転角度について算出した当該特定した画素それぞれの前記輝度更新量候補値を用いて、当該特定した画素それぞれの輝度更新量を算出する輝度更新量算出部と、

前記特定した画素それぞれの輝度更新量を用いて、前記更新対象のＣＴ画像データの対応する各画素の輝度値を更新する更新部と、

を備えることを特徴とする放射線治療装置制御装置。

【請求項２】

初期設定ＣＴ画像及び前記更新部が更新を行なう範囲は、複数の回転角度の放射線投影画像に基づいて生成されるＣＴ画像の範囲よりも大きい範囲のＣＴ画像である

ことを特徴とする請求項１に記載の放射線治療装置制御装置。

10

【請求項３】

前記輝度更新量算出部は、前記更新対象のＣＴ画像データの体動位相に近い体動位相の初期設定ＣＴ画像と、当該初期設定ＣＴ画像の体動位相に近い他の体動位相の初期設定ＣＴ画像との差に基づいて前記輝度値の変化のしやすさを求める

ことを特徴とする請求項１または請求項２に記載の放射線治療装置制御装置。

【請求項４】

前記輝度更新量算出部は、前記更新対象のＣＴ画像データの体動位相に近い体動位相の初期設定ＣＴ画像と、任意の体動位相に対応する放射線投影画像に基づいて生成された更新対象のＣＴ画像データとの差に基づいて前記輝度値の変化のしやすさを求める

ことを特徴とする請求項１または請求項２に記載の放射線治療装置制御装置。

20

【請求項５】

前記生体の体動位相と前記生体内の患部の位置との相関を示す相関モデル式を用いて、実測した前記生体の体動位相に対応する前記患部の位置を算出し、患部の位置を追尾する患部位置追尾部と、

を備えることを特徴とする請求項４に記載の放射線治療装置制御装置。

【請求項６】

線源とセンサアレイとの間に配置された生体に前記線源から放射線を照射して前記生体の患部を治療する放射線治療装置を制御し、前記センサアレイで検出された情報に基づいてコンピュータトモグラフィ画像（ＣＴ画像）を生成する放射線治療装置制御装置の処理方法であって、

30

体動位相ごとに予め生成されたＣＴ画像データ群の中から、設定された体動位相のＣＴ画像データを更新対象のＣＴ画像データとして選択し、

前記線源及び前記センサアレイを回転させて複数の回転角度それぞれに応じた放射線投影画像を生成し、当該回転角度を別途取得する呼吸位相と対応付け、

前記放射線投影画像の生成時の前記回転角度を検出し、

前記更新対象のＣＴ画像データを、前記検出した回転角度で前記線源側から前記センサアレイ側に投影した場合の再構成画像を生成し、

前記放射線投影画像の各画素と前記生成した再構成画像の各画素とを比較して、それら各画素についての輝度差を示す差分情報を生成し、

前記線源と前記センサアレイとを結ぶ直線上の画素を、前記更新対象のＣＴ画像データにおいて特定し、当該特定した画素の輝度値における変化のしやすさと前記差分情報に基づいて、輝度更新量候補値を当該特定した画素それぞれについて算出するとともに、対象とする体動位相に対応する複数の前記回転角度について算出した当該特定した画素それぞれの前記輝度更新量候補値を用いて、当該特定した画素それぞれの輝度更新量を算出し、

40

前記特定した画素それぞれの輝度更新量を用いて、前記更新対象のＣＴ画像データの対応する各画素の輝度値を更新する

ことを特徴とする処理方法。

【請求項７】

線源とセンサアレイとの間に配置された生体に前記線源から放射線を照射して前記生体の患部を治療する放射線治療装置を制御し、前記センサアレイで検出された情報に基づい

50

てコンピュータトモグラフィ画像（ＣＴ画像）を生成する放射線治療装置制御装置のコンピュータを、

体動位相ごとに予め生成されたＣＴ画像データ群の中から、設定された体動位相のＣＴ画像データを更新対象のＣＴ画像データとして選択するＣＴ画像選択手段、

前記線源及び前記センサアレイを回転させて複数の回転角度それぞれに応じた放射線投影画像を生成し、当該回転角度を別途取得する呼吸位相と対応付ける放射線投影画像生成手段、

前記放射線投影画像の生成時の前記回転角度を検出する回転角度検出手段、

前記更新対象のＣＴ画像データを、前記検出した回転角度で前記線源側から前記センサアレイ側に投影した場合の再構成画像を生成する再構成画像生成手段、

前記放射線投影画像の各画素と前記生成した再構成画像の各画素とを比較して、それら各画素についての輝度差を示す差分情報を生成する差分情報生成手段、

前記線源と前記センサアレイとを結ぶ直線上の画素を、前記更新対象のＣＴ画像データにおいて特定し、当該特定した画素の輝度値における変化のしやすさと前記差分情報に基づいて、輝度更新量候補値を当該特定した画素それぞれについて算出するとともに、対象とする体動位相に対応する複数の前記回転角度について算出した当該特定した画素それぞれの前記輝度更新量候補値を用いて、当該特定した画素それぞれの輝度更新量を算出する輝度更新量算出手段、

前記特定した画素それぞれの輝度更新量を用いて、前記更新対象のＣＴ画像データの対応する各画素の輝度値を更新する更新手段、

として機能させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、生体に照射した放射線に基づいてＣＴ画像を生成するとともに、生体内の患部の位置を追尾する放射線治療装置制御装置及びその処理方法とプログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

放射線治療装置制御装置では、ＣＴ画像（コンピュータトモグラフィ画像）に表示された患部（腫瘍）の位置に基づいて生体内の放射線照射位置を特定し、放射線を照射する。生体内の腫瘍などの患部は、呼吸等の影響により変動する。このため、時間の経過に伴って逐次生成されていくＣＴ画像のそれぞれにおいて、異なる位置に変動する患部を特定し、該患部の位置に基づいて放射線照射位置を特定していく必要がある。

【０００３】

ここで、放射線の照射位置の特定精度を高めるためには、ＣＴ画像を用いた生体内の患部の特定を精度良く行うことが必要である。ＣＴ画像の画質が向上すれば、精度良く患部の位置を特定し、その特定した患部を追尾することで精度の良く放射線の照射位置を特定することが可能となる。ＣＴ画像の生成方法としてＦＢＰ法（Filtered Back Projection法）が存在する。

【０００４】

当該ＦＢＰ法は、一般のＣＴ画像の生成に用いられるアルゴリズムであり、高速フーリエ変換によりＸ線の投影データを逆投影し画像の再構成を行う技術である。しかしながら、ＦＢＰ法によるＣＴ画像の生成は計算時間が短いという利点があるものの、特に、再構成に用いる投影データの数が少ない場合に、画像中にアーチファクトが発生するなど、画質の劣化が問題となっている。ここで、画質の劣化の問題を解消したＣＴ画像の生成技術として逐次近似法（Iterative Reconstruction法）が存在する。逐次近似法の技術を開示したものとして特許文献１および特許文献２が存在する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特許第３７０８４３４号公報

【特許文献２】特開昭６０－１７５６８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

上述した逐次近似法の技術は、放射線投影画像と同じ方向にＣＴ画像を投影した仮想投影画像を生成し、当該仮想投影画像の投影方向と同じ方向に放射線を照射することにより生成した放射線投影画像との誤差を算出する。そして、当該逐次近似法の技術は、この誤差をＣＴ画像に反映して、当該誤差が最小となるように、仮想投影画像の生成と、当該仮想投影画像と放射線投影画像との誤差の算出の繰り返しの計算を行うことにより、当該誤差の小さいＣＴ画像を生成する技術である。しかしながら、逐次近似法の技術で生成されたＣＴ画像の画質は、ＦＢＰ法で生成されたＣＴ画像に比べて改善するものの、全ての画素誤差について放射線投影画像と仮想投影画像との誤差を最小にするよう、誤差をＣＴ画像に反映する処理を繰り返し行うため、逐次近似法によるＣＴ画像の生成には計算時間がかかってしまう問題があった。

10

【０００７】

そこでこの発明は、上述の課題を解決することのできる放射線治療装置制御装置、その処理方法、及びプログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

20

上記目的を達成するために、本発明は、線源とセンサレイとの間に配置された生体に前記線源から放射線を照射して前記生体の患部を治療する放射線治療装置を制御し、前記センサレイで検出された情報に基づいてコンピュータトモグラフィ画像（ＣＴ画像）を生成する放射線治療装置制御装置であって、体動位相ごとに予め生成されたＣＴ画像データ群の中から、設定された体動位相のＣＴ画像データを更新対象のＣＴ画像データとして選択するＣＴ画像選択部と、前記線源及び前記センサレイを回転させて複数の回転角度それぞれに応じた放射線投影画像を生成し、当該放射線投影画像とこの放射線投影画像の生成時に前記線源及び前記センサレイを回転させた際の回転角度と前記放射線投影画像の生成時の体動位相とを対応付けて記録する放射線投影画像生成部と、前記放射線投影画像の生成時の前記回転角度を検出する回転角度検出部と、前記更新対象のＣＴ画像データを、前記検出した回転角度で前記線源側から前記センサレイ側に投影した場合の再構成画像を生成する再構成画像生成部と、前記放射線投影画像の各画素と前記生成した再構成画像の各画素とを比較して、それら各画素についての輝度差を示す差分情報を生成する差分情報生成部と、前記線源と前記センサレイの検出素子とを結ぶ直線上の画素を、前記更新対象のＣＴ画像データにおいて特定し、当該特定した画素の輝度値における変化のしやすさと前記差分情報に基づいて、輝度更新量候補値を当該特定した画素それぞれについて算出するとともに、対象とする体動位相に対応する複数の前記回転角度について算出した当該特定した画素それぞれの前記輝度更新量候補値を用いて、当該特定した画素それぞれの輝度更新量を算出する輝度更新量算出部と、前記特定した画素それぞれの輝度更新量を用いて、前記更新対象のＣＴ画像データの対応する各画素の輝度値を更新する更新部と、を備えることを特徴とする放射線治療装置制御装置である。

30

40

【００１０】

また本発明は、上述の放射線治療装置制御装置において、初期設定ＣＴ画像及び前記更新部が更新を行なう範囲は、複数の回転角度の放射線投影画像に基づいて生成されるＣＴ画像の範囲よりも大きい範囲のＣＴ画像であることを特徴とする。

【００１１】

また本発明は、上述の放射線治療装置制御装置において、前記輝度更新量算出部は、前記更新対象のＣＴ画像データの体動位相に近い体動位相の初期設定ＣＴ画像と、当該初期設定ＣＴ画像の体動位相に近い他の体動位相の初期設定ＣＴ画像との差に基づいて前記輝度値の変化のしやすさを求めることを特徴とする。

50

【 0 0 1 2 】

また本発明は、上述の放射線治療装置制御装置において、前記輝度更新量算出部は、前記更新対象のＣＴ画像データの体動位相に近い体動位相の初期設定ＣＴ画像と、任意の体動位相に対応する放射線投影画像に基づいて生成された更新対象のＣＴ画像データとの差に基づいて前記輝度値の変化のしやすさを求めることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また本発明は、上述の放射線治療装置制御装置において、前記生体の体動位相と前記生体内の患部の位置との相関を示す相関モデル式を用いて、実測した前記生体の体動位相に対応する前記患部の位置を算出し、患部の位置を追尾する患部位置追尾部と、を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 4 】

また本発明は、線源とセンサアレイとの間に配置された生体に前記線源から放射線を照射して前記生体の患部を治療する放射線治療装置を制御し、前記センサアレイで検出された情報に基づいてコンピュータモグラフィ画像（ＣＴ画像）を生成する放射線治療装置制御装置の処理方法であって、体動位相ごとに予め生成されたＣＴ画像データ群の中から、設定された体動位相のＣＴ画像データを更新対象のＣＴ画像データとして選択し、前記線源及び前記センサアレイを回転させて複数の回転角度それぞれに応じた放射線投影画像を生成し、当該回転角度を別途取得する呼吸位相と対応付け、前記放射線投影画像の生成時の前記回転角度を検出し、前記更新対象のＣＴ画像データを、前記検出した回転角度で前記線源側から前記センサアレイ側に投影した場合の再構成画像を生成し、前記放射線投影画像の各画素と前記生成した再構成画像の各画素とを比較して、それら各画素についての輝度差を示す差分情報を生成し、前記線源と前記センサアレイとを結ぶ直線上の画素を、前記更新対象のＣＴ画像データにおいて特定し、当該特定した画素の輝度値における変化のしやすさと前記差分情報に基づいて、輝度更新量候補値を当該特定した画素それぞれについて算出するとともに、対象とする体動位相に対応する複数の前記回転角度について算出した当該特定した画素それぞれの前記輝度更新量候補値を用いて、当該特定した画素それぞれの輝度更新量を算出し、前記特定した画素それぞれの輝度更新量を用いて、前記更新対象のＣＴ画像データの対応する各画素の輝度値を更新することを特徴とする処理方法である。

20

【 0 0 1 5 】

また本発明は、線源とセンサアレイとの間に配置された生体に前記線源から放射線を照射して前記生体の患部を治療する放射線治療装置を制御し、前記センサアレイで検出された情報に基づいてコンピュータモグラフィ画像（ＣＴ画像）を生成する放射線治療装置制御装置のコンピュータを、体動位相ごとに予め生成されたＣＴ画像データ群の中から、設定された体動位相のＣＴ画像データを更新対象のＣＴ画像データとして選択するＣＴ画像選択手段、前記線源及び前記センサアレイを回転させて複数の回転角度それぞれに応じた放射線投影画像を生成し、当該回転角度を別途取得する呼吸位相と対応付ける放射線投影画像生成手段、前記放射線投影画像の生成時の前記回転角度を検出する回転角度検出手段、前記更新対象のＣＴ画像データを、前記検出した回転角度で前記線源側から前記センサアレイ側に投影した場合の再構成画像を生成する再構成画像生成手段、前記放射線投影画像の各画素と前記生成した再構成画像の各画素とを比較して、それら各画素についての輝度差を示す差分情報を生成する差分情報生成手段、前記線源と前記センサアレイとを結ぶ直線上の画素を、前記更新対象のＣＴ画像データにおいて特定し、当該特定した画素の輝度値における変化のしやすさと前記差分情報に基づいて、輝度更新量候補値を当該特定した画素それぞれについて算出するとともに、対象とする体動位相に対応する複数の前記回転角度について算出した当該特定した画素それぞれの前記輝度更新量候補値を用いて、当該特定した画素それぞれの輝度更新量を算出する輝度更新量算出手段、前記特定した画素それぞれの輝度更新量を用いて、前記更新対象のＣＴ画像データの対応する各画素の輝度値を更新する更新手段、として機能させることを特徴とするプログラムである。

30

40

【 発明の効果 】

50

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、事前に作成され、データベースに記録されたＣＴ画像データ群(初期設定ＣＴ画像データ群)を用いてデータを更新する処理を行っているため、新たに生成した放射線投影画像を用いて、更新処理を行うだけで、短時間で画質のよいＣＴ画像を得ることができる。

また、輝度更新量候補値が算出された各画素についてのみ輝度更新量を算出し、当該輝度更新量によりＣＴ画像の更新処理を行っており、輝度更新量候補値が算出されない画素については更新処理を行わないため、その分、更新処理を完了するまでの時間を短縮することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 1 7 】

【図１】放射線治療装置の構成を示す図である。

【図２】放射線治療装置制御装置の構成を示すブロック図である。

【図３】放射線治療装置制御装置の処理フローを示す図である。

【図４】差分情報生成処理の概要を示す図である。

【図５】画素の変化量 $S(t)$ の算出処理の概要を示す図である。

【図６】輝度更新量の算出処理の概要を示す図である。

【図７】従来更新処理を行うことのできるＣＴ画像の範囲との違いを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

20

以下、本発明の一実施形態による放射線治療装置制御装置、及び当該放射線治療装置制御装置によって制御される放射線治療装置について説明する。

本発明では、呼吸、心拍などの周期的な体動運動の体動位相毎にＣＴ画像を作成することを前提としているが、簡易化のため、以下の説明では体動運動として呼吸位相のみを対象とした説明を行う。

本実施形態では、事前に呼吸位相毎に生成された初期設定ＣＴ画像データ群、及び、ＣＴ画像を生成すべき時点で生成された放射線投影画像に基づく呼吸位相毎の再構成ＣＴ画像データ群、を生成する方法を示す。

まず、制御対象である放射線治療装置の概要について説明する。図１は、放射線治療装置を示している。

30

この図で示すように放射線治療装置３は、旋回駆動装置１１とリング１２と走行ガントリ１４と首振り機構１５と治療用放射線照射装置１６とを備えている。旋回駆動装置１１は、回転軸１７を中心に回転可能にリング１２を土台に支持し、放射線治療装置制御装置１により制御されて回転軸１７を中心にリング１２を回転させる。回転軸１７は、鉛直方向に平行である。リング１２は、回転軸１８を中心とするリング状に形成され、回転軸１８を中心に回転可能に走行ガントリ１４を支持している。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を通る。回転軸１８は、さらに、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。走行ガントリ１４は、回転軸１８を中心とするリング状に形成され、リング１２のリングと同心円になるように配置されている。放射線治療装置３は、さらに、図示

40

【 0 0 1 9 】

治療用放射線照射装置１６は、走行ガントリ１４の内側に配置されている。治療用放射線照射装置１６は、放射線治療装置制御装置１により制御されて、治療用放射線２３を照射する。

【 0 0 2 0 】

首振り機構１５は、走行ガントリ１４のリングの内側に固定され、治療用放射線照射装置１６を走行ガントリ１４に支持している。首振り機構１５は、パン軸２１およびチルト軸２２を有している。パン軸２１は、走行ガントリ１４に対して固定され、回転軸１８に

50

交差ししないで回転軸 18 に平行である。チルト軸 22 は、走行ガントリ 14 に対して固定され、パン軸 21 に直交している。首振り機構 15 は、放射線治療装置制御装置 1 により制御されて、パン軸 21 を中心に治療用放射線照射装置 16 を回転させ、チルト軸 22 を中心に治療用放射線照射装置 16 を回転させる。

【0021】

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 に支持されることにより、首振り機構 15 で治療用放射線照射装置 16 がアイソセンタ 19 に向かうように一旦調整されると、旋回駆動装置 11 によりリング 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。なお、治療用放射線照射装置 16 などは重量物であるため走行・旋回に応じてリング自身に機械的変形を生じる場合がある。また、患部がアイソセンタに必ずしも一致しない場合もある。この場合、旋回・走行の設定に引き続き、再度首振り機構 15 により治療用放射線照射装置 16 がアイソセンタ 19 または患部に向かうように調整することも可能である。

【0022】

放射線治療装置 3 は、さらに、複数のイメージャシステムを備えている。すなわち、放射線治療装置 3 は、診断用 X 線源 24、25 とセンサアレイ 32、33 とを備えている。診断用 X 線源 24 は、走行ガントリ 14 に支持されている。診断用 X 線源 24 は、走行ガントリ 14 のリングの内側に配置され、アイソセンタ 19 から診断用 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 を結ぶ線分とがなす角が鋭角になるような位置に配置されている。診断用 X 線源 24 は、放射線治療装置制御装置 1 により制御されてアイソセンタ 19 に向けて診断用 X 線 35 を照射する。診断用 X 線 35 は、診断用 X 線源 24 が有する 1 点から放射され、その 1 点を頂点とする円錐状のコーンビームである。診断用 X 線源 25 は、走行ガントリ 14 に支持されている。診断用 X 線源 25 は、走行ガントリ 14 のリングの内側に配置され、アイソセンタ 19 から診断用 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 を結ぶ線分とがなす角が鋭角になるような位置に配置されている。診断用 X 線源 25 は、放射線治療装置制御装置 1 により制御されてアイソセンタ 19 に向けて診断用 X 線 36 を照射する。診断用 X 線 36 は、診断用 X 線源 25 が有する 1 点から放射され、その 1 点を頂点とする円錐状のコーンビームである。

【0023】

センサアレイ 32 は、走行ガントリ 14 に支持されている。センサアレイ 32 は、診断用 X 線源 24 により放射されてアイソセンタ 19 の周辺の被写体を透過した診断用 X 線 35 を受光して、その被写体の放射線投影画像を生成する。センサアレイ 33 は、走行ガントリ 14 に支持されている。センサアレイ 33 は、診断用 X 線源 25 により放射されてアイソセンタ 19 の周辺の被写体を透過した診断用 X 線 36 を受光して、その被写体の放射線投影画像を生成する。センサアレイ 32、33 としては、FPD (Flat Panel Detector)、X 線 II (Image Intensifier) が例示される。

このようなイメージャシステムによれば、センサアレイ 32、33 により得た画像信号に基づき、アイソセンタ 19 を中心とする放射線投影画像を生成することができる。

【0024】

放射線治療装置 3 は、さらに、センサアレイ 31 を備えている。センサアレイ 31 は、センサアレイ 31 と治療用放射線照射装置 16 とを結ぶ線分がアイソセンタ 19 を通るように配置されて、走行ガントリ 14 のリングの内側に固定されている。センサアレイ 31 は、治療用放射線照射装置 16 により放射されてアイソセンタ 19 の周辺の被写体を透過した治療用放射線 23 を受光して、その被写体の放射線投影画像を生成する。センサアレイ 31 としては、FPD (Flat Panel Detector)、X 線 II (Image Intensifier) が例示される。

診断用X線源24とセンサアレイ32、診断用X線源25とセンサアレイ33、及び治療用放射線照射装置16とセンサアレイ31は、それぞれ、走行ガントリ14をリング12に沿って走行させると、互いの位置関係を保ちつつ、アイソセンタ19を通る回転軸18回りに回転させることができる。以下において、所定の位置を基準とした、走行ガントリ14、並びに、診断用X線源24、25、治療用放射線照射装置16及びセンサアレイ31～33の回転軸18回りの回転角度を、単に回転角度と称する。

【0025】

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、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、その患者が動かないように、その患者をカウチ41に固定する。カウチ駆動装置42は、カウチ41を土台に支持し、放射線治療装置制御装置1により制御されてカウチ41を移動させる。

10

【0026】

また、放射線治療装置3は、図示しない赤外線カメラを備えており、赤外線カメラによって生体に取り付けられた赤外線マーカの動きを検出する。赤外線マーカは、生体における呼吸の周期及び位相と対応する周期及び位相で周期的な動きをする。放射線治療装置3は、放射線治療装置制御装置1の制御によって生体に放射線を照射する際に、検出された赤外線マーカの動きから、当該赤外線マーカの周期的な動きにおける位相を抽出し、抽出した位相のデータを呼吸位相に係る情報として放射線治療装置制御装置1へ通知する。そして、放射線治療装置制御装置1は、初期設定CT画像データ群、異なる呼吸位相、複数の回転角度による放射線投影画像に基づいて、CT画像データを生成する。

20

【0027】

図2は同実施形態による放射線治療装置制御装置の構成を示すブロック図である。

図2において、符号1は、線源と当該線源に対向する位置に配されたセンサアレイとの間に配置された生体へ、線源から照射軸に沿って放射線を照射して生体の患部を治療する放射線治療装置3を制御する放射線治療装置制御装置である。ここで線源とは、診断用X線源または治療用放射線照射装置を意味する。図2に示すように、放射線治療装置制御装置1は、CT画像選択部102、放射線投影画像生成部103、回転角度検出部105、再構成画像生成部106、差分情報生成部107、輝度更新量算出部108、CT画像更新部109、及び患部位置追尾部110の各処理部と、各処理部を制御する制御部101と、各処理部での処理に利用される情報を記憶するデータベース111と、を備えている。

30

【0028】

データベース111には、放射線治療を行う人などの生体に放射線を照射することにより生成した初期設定CT画像データ群が、予め記憶されている。当該初期設定CT画像データ群は、生体の呼吸位相ごとに予め生成された生体の連続する断面の初期設定CT画像データの集合である。なお、当該初期設定CT画像データ群は、他の装置で予め生成されたものであってもよいし、放射線治療装置制御装置1で予め生成したものであってもよい。

【0029】

CT画像選択部102は、初期設定CT画像データ群の中から、設定された呼吸位相の初期設定CT画像データを選択する処理部である。

40

放射線投影画像生成部103は、複数の回転角度それぞれに応じた放射線投影画像を生成し、当該生成した放射線投影画像が示す回転角度を別途取得する呼吸位相と対応付ける処理部である。

【0030】

回転角度検出部105は、特定した放射線投影画像の生成時の回転角度を検出する処理部である。

再構成画像生成部106は、各回転角度において、初期設定CT画像データ、または初期設定CT画像データ内の画素の輝度値を更新した再構成CT画像データに基づいて、線

50

源に対して対向するセンサアレイ側（図 1 参照）から得られると推定される再構成画像を生成する処理部である。

以下においては、放射線投影画像は、診断用 X 線源 24 がセンサアレイ 32 へ向けて照射した放射線により生成された放射線投影画像であるものとする。なお、本発明は、他の対向した線源とセンサアレイを用いた場合、または対向する線源とセンサアレイの組を複数用いる場合でも同様に成立する。

差分情報生成部 107 は、特定した放射線投影画像の各画素と生成した再構成画像の各画素とを比較して、それら各画素についての輝度差を示す差分情報を生成する処理部である。

輝度更新量算出部 108 は、診断用 X 線源 24 とセンサアレイ 32 の検出素子とを結ぶ直線上の画素を、再構成 CT 画像データにおいて特定し、当該特定した画素それぞれの輝度更新量を算出する処理部である。

また CT 画像更新部 109 は、特定した画素それぞれの輝度更新量を用いて、再構成 CT 画像データの対応する各画素の輝度値を更新する処理部である。

【0031】

ここで、放射線治療装置制御装置 1 は、画素それぞれの輝度更新量を用いて、再構成 CT 画像データの対応する各画素の輝度値の更新後の再構成 CT 画像データと、再構成 CT 画像データの対応する各画素の輝度値の更新前の再構成 CT 画像データとを比較する。そして放射線治療装置制御装置 1 は、それら CT 画像間の輝度差が所定の閾値以上である場合には、当該更新後の再構成 CT 画像データを用いて、再構成画像生成部 106、差分情報生成部 107、輝度更新量算出部 108、CT 画像更新部 109 の処理を繰り返す。前記閾値は、輝度値の統計的変動範囲などを考慮して設定される。

また、患部位置追尾部 110 は、生体の呼吸位相と再構成 CT 画像データ中で算出された患部の移動位置との相関を示す相関モデル式を用いて、実測した生体の呼吸位相に対応する患部の移動位置を算出し、患部の位置を追尾する処理部である。相関モデル式としては多項式モデル式やノンパラメトリックモデル式などがある。

【0032】

次に、放射線治療装置 3 を制御する放射線治療装置制御装置 1 の処理フローについて順を追って説明する。

本処理フローの事前に、体動運動で殆ど移動しない脊椎などの位置に基づいて、初期設定 CT 画像データと再構成 CT 画像データの座標を位置合わせしておく。

図 3 は放射線治療装置制御装置の処理フローを示す図である。

制御部 101 は、放射線治療装置 3 に対して患部位置を含む放射線投影画像の撮影を指示する。すると、診断用 X 線源 24 が生体へ放射線を照射し、放射線治療装置制御装置 1 は、センサアレイ 32 で検出した信号や、図示しない赤外線センサで取得した赤外線マーカの位置データを受信する。上記のとおり、赤外線マーカの周期的な動きの周期及び位相は、呼吸の周期及び位相と対応している。

【0033】

そして、放射線投影画像生成部 103 は、回転角度 A_n ($n = 1 \dots n$) のうちの、1 つ目の回転角度に応じた生体の患部位置を含む放射線投影画像を生成する。放射線投影画像生成部 103 は、当該生成した放射線投影画像について、回転角度と、放射線を照射した際に赤外線センサで取得された位相のデータから抽出される呼吸位相に係る情報とに対応付けて、データベース 111 に記録する（ステップ S101）。

【0034】

本処理では、複数の呼吸位相において、再構成 CT 画像データを作成するが、以下においては、1 つの呼吸位相（以下、呼吸位相 p_1 と呼ぶ。）における処理を説明する。

制御部 101 は、CT 画像選択部 102 へ処理の開始を指示する。CT 画像選択部 102 は、設定された呼吸位相 p_1 をメモリより読み取る。そして、CT 画像選択部 102 は、データベース 111 に記録されている初期設定 CT 画像データ群の中から、設定された呼吸位相 p_1 に最も近い呼吸位相 p_1' に対応付けられて記録されている CT 画像データ

10

20

30

40

50

を選択する（ステップ S 1 0 3）。当該選択する C T 画像データとしては、設定された呼吸位相 p 1 に最も近い呼吸位相 p 1' に相当する初期設定 C T 画像データ（C T 画像 D 1）が選択される。その後、データベース 1 1 1 に記録された（放射線投影画像、回転角度、呼吸位相）の組み合わせデータのうち、呼吸位相 p 1 に対応付けられて記録されている放射線投影画像と回転角度（回転角度 A 1）を読み出す（ステップ S 1 0 4）。

【 0 0 3 5 】

図 4 は差分情報生成処理の概要を示す図である。

図 4 において示す初期設定 C T 画像データは、初期設定 C T 画像データ群に含まれる C T 画像データのうち 1 つの呼吸位相 p 1 に対応付けられて記録されている初期設定 C T 画像データ D 1（初期設定 C T 画像データ D 1 が更新された場合には再構成 C T 画像データ D 1）を表す。また、放射線投影画像 E は、呼吸位相 p 1 のときに回転角度 A 1 で生体を撮影した際に生成される放射線投影画像である。以下、放射線投影画像 E を、放射線投影画像（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）と記載する。

【 0 0 3 6 】

次に再構成画像生成部 1 0 6 が、再構成 C T 画像データ（初回の更新処理時には C T 画像選択部 1 0 2 によって選択された初期設定 C T 画像データ）を用いて再構成画像を生成する（ステップ S 1 0 5）。このとき、再構成画像生成部 1 0 6 は、回転角度が A 1 である場合に、C T 画像が示す生体に診断用 X 線源 2 4 から放射線を投影したと仮定した場合の再構成画像を生成する。

【 0 0 3 7 】

当該再構成画像の生成概要を図 4 で示している。再構成画像は、例えば D R R（Digital Reconstructed Radiography）画像を示す。以下、再構成画像を D R R 画像 F と呼ぶ。また、ステップ S 1 0 5 によって生成した D R R 画像 F を、D R R 画像（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）と記載する。D R R 画像 F の生成方法は公知の技術である。そして、D R R 画像（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）が生成されると、差分情報生成部 1 0 7 が、呼吸位相 p 1，回転角度 A 1 の放射線投影画像（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）と、生成された D R R 画像（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）の各画素を比較して、それら各画素についての輝度差を示す差分情報（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1 の場合の差分情報）を生成する（ステップ S 1 0 6）。

【 0 0 3 8 】

より具体的には、差分情報 $I_s(x, y)$ は、放射線投影画像（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）の輝度値を $I_k(x, y)$ とし、D R R 画像の輝度値を $I_d(x, y)$ とすると（ x, y はそれぞれの画像の画素の原点からの x 座標、 y 座標で示される位置を示す）、

$$I_s(x, y) = I_d(x, y) - I_k(x, y)$$

により表すことができる。つまり差分情報は、放射線投影画像（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）と D R R 画像（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）の各画素の輝度値の差分を示す情報である。ここで、 $I_s(x, y) = 0$ の場合には、当該座標（ x, y ）で示される画素に対応するセンサレイ 3 2 の放射線検出素子と、診断用 X 線源 2 4 と、を結ぶ直線 L 上において、放射線投影画像（呼吸位相 p 1、回転角度 A 1）を生成する元となる実際の生体内の情報と、D R R 画像（呼吸位相 p 1、回転角度 A 1）を生成する元となる再構成 C T 画像データとで異なっていることを示している。そして、差分情報生成部 1 0 7 は差分情報を生成するとデータベース 1 1 1 に当該差分情報（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）を登録する。

【 0 0 3 9 】

差分情報（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）が生成されると、制御部 1 0 1 は、輝度更新量算出部 1 0 8 へ処理の開始を指示する。このとき輝度更新量算出部 1 0 8 は、更新対象の再構成 C T 画像データ D 1（C T 画像のうち D R R 画像の作成に利用したもの）を読み込む。また輝度更新量算出部 1 0 8 は、差分情報（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）を読み込んで、当該差分情報（呼吸位相 p 1，回転角度 A 1）において $I_s(x, y) = 0$ である画素 z を特定する。次に、輝度更新量算出部 1 0 8 は、更新対象の再構成 C T 画像デー

10

20

30

40

50

タD1（CT画像のうちDRR画像の作成に利用したもの）において、当該画素zに対応するセンサレイ32上の放射線検出素子と、診断用X線源24と、を結ぶ直線L上に位置すると推定される部分を表す各画素gを特定する（ステップS107）。また、輝度更新量算出部108は、呼吸位相p1'（前述の、初期設定CT画像データ群の中で、呼吸位相p1に最も近い呼吸位相）の初期設定CT画像D1'をデータベース111から読み取る。また輝度更新量算出部108は、当該特定した更新対象の再構成CT画像データD1が示す呼吸位相p1よりも小さい値となる範囲で最も近傍の位相p2'である初期設定CT画像D2'をデータベース111から読み取る。さらに輝度更新量算出部108は、更新対象のCT画像D1が示す呼吸位相p1よりも大きい値となる範囲で最も近傍の位相p3'である初期設定CT画像D3'をデータベース111から読み取る。上記のとおり、位相p2'、p3'は、位相p1'よりも大小それぞれの範囲における最も近傍の位相であるから、CT画像D2'、D1'、D3'は、初期設定CT画像データ群において連続する3つの呼吸位相に対応する初期設定CT画像である。

10

【0040】

図5は画素の変化量S(t)の算出処理の概要を示す図である。

図5で示すように、輝度更新量算出部108は、特定した初期設定CT画像D1'（呼吸位相p1'）の各画素gのうちの1つの画素g1と、初期設定CT画像D2'（呼吸位相p2'）における画素g1に対応する画素g1aとの輝度差の絶対値d1を算出する。また、輝度更新量算出部108は、初期設定CT画像D1'（呼吸位相p1'）の1つの画素g1と、初期設定CT画像D3'（呼吸位相p3'）における画素g1に対応する画素g1bの輝度差の絶対値d2を算出する。そして輝度更新量算出部108は、それら絶対値d1と絶対値d2のうち、大きい値を、当該画素g1の変化量S(t)として特定する（ステップS108）。

20

【0041】

ここで、直線Lを、 $L(t) = (L_x(t), L_y(t), L_z(t))$ とし、tを、 $0 < t < 1$ と定義する。

また、初期設定CT画像D1'（呼吸位相p1'）の画素g1の輝度値を、 $D1'(L_x(t), L_y(t), L_z(t))$ とする。

同様に、初期設定CT画像D2'（呼吸位相p2'）の画素g1aの輝度値を、 $D2'(L_x(t), L_y(t), L_z(t))$ とする。

30

同様に、初期設定CT画像D3'（呼吸位相p3'）の画素g1bの輝度値を、 $D3'(L_x(t), L_y(t), L_z(t))$ とする。

すると、変化量S(t)は、下記式(1)により表すことができる。ここで、maxは引数のうち、最大値をとる関数、absは引数の絶対値をとる関数である。このS(t)が再構成CT画像データ中の画素の輝度値の変化のしやすさであり、ここでは、呼吸位相が変化した際の輝度の変化量を輝度の変化のしやすさとみなしている。

【0042】

【数1】

$$S(t) = \max[\text{abs}\{D2'(L_x(t), L_y(t), L_z(t)) - D1'(L_x(t), L_y(t), L_z(t))\}, \text{abs}\{D3'(L_x(t), L_y(t), L_z(t)) - D1'(L_x(t), L_y(t), L_z(t))\}]$$

40

・・・(1)

【0043】

以上の変化量S(t)の算出処理を第1の変化量S(t)の算出処理とする。そして、輝度更新量算出部108は、当該画素zに対応するセンサレイ32上の放射線検出素子と、診断用X線源24と、を結ぶ直線L上に位置すると推定される部分を表すものとして特定される複数の画素gにおいて同様の算出処理を行う。なお、解像度を向上させるため

50

には、本算出処理は全ての画素に対して行うことが望ましい。以下は全ての画素において同様の算出処理を行う場合を想定して示す。

以上の説明では、呼吸位相 p_2' 及び呼吸位相 p_3' の両方を使用しているが、どちらか一方のみを使用しても良い。

ところで、輝度更新量算出部 108 は、第 1 の変化量 $S(t)$ の算出処理に代えて、以下の第 2 の変化量 $S(t)$ の算出処理、または第 3 の変化量 $S(t)$ の算出処理を用いることによって変化量 $S(t)$ を算出するようにしてもよい。

【0044】

(第 2 の変化量 $S(t)$ の算出処理)

当該第 2 の変化量 $S(t)$ の算出処理においては、輝度更新量算出部 108 は差分情報を読み込んで、当該差分情報において $I_s(x, y) = 0$ である画素を特定する。そして、当該画素に対応するセンサレイ 32 上の放射線検出素子と、診断用 X 線源 24 と、を結ぶ直線 L 上に位置すると推定される部分と対応する各画素 g_1 を、更新対象の再構成 CT 画像データ D_1 (CT 画像のうち DRR 画像の作成に利用したもの) において特定する。ここまでの処理は第 1 の変化量 $S(t)$ の算出処理と同じである。また、輝度更新量算出部 108 は、呼吸位相 p_1' の初期設定 CT 画像 D_1' をデータベース 111 から読み取る。また、輝度更新量算出部 108 は、呼吸位相が p_1 と異なる回転角度で生成された放射線投影画像も含め、複数の放射線投影画像をデータベース 111 から読み取る。そして、それら複数の回転角度の異なる放射線投影画像を利用して、CT 画像 D_4 を生成する。当該複数の回転角度の異なる放射線投影画像を利用した CT 画像の生成処理は公知の技術である。

【0045】

そして、輝度更新量算出部 108 は、当該特定した初期設定 CT 画像 D_1' (呼吸位相 p_1') の画素 g_1 と、複数の回転角度の異なる放射線投影画像を利用して生成した CT 画像 D_4 において画素 g_1 に対応する画素 g_1c との輝度差の絶対値を、当該画素 g_1 の変化量 $S(t)$ として特定する。そして、初期設定 CT 画像 D_1' (呼吸位相 p_1') の画素 g_1 の輝度値を $D_1'(L_x(t), L_y(t), L_z(t))$ 、CT 画像 D_4 の画素 g_1c の輝度値を $D_4(L_x(t), L_y(t), L_z(t))$ とすると、変化量 $S(t)$ を、下記式 (2) により算出することができる。

【0046】

【数 2】

$$S(t) = \text{abs} \{ D_4(L_x(t), L_y(t), L_z(t)) - D_1'(L_x(t), L_y(t), L_z(t)) \} \quad \dots (2)$$

【0047】

(第 3 の変化量 $S(t)$ の算出処理)

当該第 3 の変化量 $S(t)$ の算出処理においては、まず、上記第 1 の変化量 $S(t)$ の算出処理、及び第 2 の変化量 $S(t)$ の算出処理を行う。そして、第 1 の変化量 $S(t)$ の算出処理の結果 $S_a(t)$ と、第 2 の変化量 $S(t)$ の算出処理の結果 $S_b(t)$ とを用いて、

$$S(t) = S_a(t) + S_b(t)$$

の式により画素 g_1 の変化量 $S(t)$ を算出する。および α は係数であり、例えば $\alpha = 0.5$ 、 $\beta = 0.5$ として算出する。

【0048】

図 6 は輝度更新量の算出処理の概要を示す図である。

図 6 (a) に示すように、第 1 ~ 第 3 の何れかの変化量 $S(t)$ の算出処理を終了すると、輝度更新量算出部 108 は、全ての画素 g について算出した変化量 $S(t)$ の総和 ($\sum S(t)$) を算出する。さらに、輝度更新量算出部 108 は、その変化量 $S(t)$ の総和に対して、直線 L 上のある部分と対応する 1 つの画素 g_1 について算出した変化量 $S(t)$

10

20

30

40

50

t) の割合 $(S(t) \div S(t))$ を算出する。そして、輝度更新量算出部 108 は、当該 $S(t)$ の割合に、画素 z について算出された差分情報で示される輝度差 I_s を乗じる。このようにして、当該画素 z について算出された輝度差で示される差分の情報を、CT 画像 D1 の直線 L 上であると推定された部分と対応する 1 つの画素 g_1 に配分した値となる輝度更新量候補値を算出する。この輝度更新量候補値を $R(x, y, z)$ とする。この処理を直線 L 上の全ての画素 g について行なう (ステップ S109)。

【0049】

輝度更新量候補値の処理を終了すると、輝度更新量算出部 108 は、センサアレイ 32 上の全ての放射線検出素子 (画素) について輝度更新量候補値を算出したかを判定し (ステップ S110)、算出していない場合には、上記ステップ S107 ~ ステップ S109

10

【0050】

ステップ S110 において Yes の場合には、制御部 101 が、対象となる呼吸位相 p_1 に対応付けられてデータベース 111 に記録されている全ての回転角度についての処理を行ったかを判定する (ステップ S111)。制御部 101 が、対象となる呼吸位相 p_1 に対応付けられてデータベース 111 に記録されている全ての回転角度についての処理を行っていない場合には、回転角度 A_1 を変更して、次の回転角度 A_2 を設定して、当該回転角度 A_2 の放射線投影画像を用いた上述のステップ S103 ~ ステップ S110 の処理の開始を指示し、回転角度 A_n までこれを繰り返す。以上の処理により、呼吸位相 p_1 、回転角度 $A_1 \sim A_n$ の複数の差分情報と、呼吸位相 p_1 、回転角度 $A_1 \sim A_n$ の組合せごとの再構成 CT 画像データ D1 内の画素の輝度更新量候補値 $R(x, y, z)$ がデータベース 111 に記録されることとなる。

20

【0051】

次に、輝度更新量算出部 108 は、呼吸位相 p_1 について、回転角度 $A_1 \sim A_n$ ごとに算出した、再構成 CT 画像データ D1 内の各画素についての輝度更新量候補値を用いて、再構成 CT 画像データ D1 における、輝度更新量候補値が算出された各画素の輝度更新量を算出する (ステップ S112)。

【0052】

より具体的には、図 6 (b) で示すように、輝度更新量算出部 108 は、呼吸位相 p_1 の再構成 CT 画像データ D1 内の画素について、回転角度 $A_1 \sim A_n$ ごとに算出された輝度更新量候補値 $R(x, y, z)$ の平均を、輝度更新量として算出する。

30

【0053】

または、輝度更新量算出部 108 は、ステップ S111 の判定に基づいて回転角度 $A_1 \sim A_n$ の繰り返しの処理ごとにステップ S101 で生成した放射線投影画像が異なる呼吸位相のタイミングで生成されている場合には、再構成 CT 画像データ D1 が示す呼吸位相に最も近い呼吸位相のタイミングで生成された放射線投影画像を用いてステップ S102 ~ ステップ S109 の処理が行われた場合の輝度更新量候補値 $R(x, y, z)$ の重みが最も重くなるようにして重み付けを行って、輝度更新量を算出するようにしてもよい。例えば、再構成 CT 画像データ D1 が示す呼吸位相を p 、回転角度 A_i 、呼吸位相が p_i の放射線投影画像を利用して算出した輝度更新量候補値を R_i とすると、再構成 CT 画像データ D1 内の輝度更新量候補値が算出された画素 $g(x, y, z)$ の輝度更新量 D を、

40

【0054】

【数 3】

$$D(x, y, z) = \sum \{ (\omega_i \cdot R_i) \div \Omega \} \quad \dots (3)$$

【0055】

により算出する。ここで式 (3) における ω_i は、 $\omega_i = 1/i$ を示しており、たとえば、 i は

50

【 0 0 5 6 】

【 数 4 】

$$\omega_i = 1 \div (\text{abs}(p - p_i) + 1) \quad \dots (4)$$

【 0 0 5 7 】

である。

ＣＴ画像更新部 109 は、再構成ＣＴ画像データ D1 内の輝度更新量候補値が算出された各画素について算出した輝度更新量 D を、対象となる呼吸位相 p1 の再構成ＣＴ画像データ D1 内の対応する画素の値に加算して、当該再構成ＣＴ画像データ D1 の各画素の値を更新する（ステップ S113）。次に、制御部 101 は、更新処理後の再構成ＣＴ画像データ D1 と、更新前の再構成ＣＴ画像データ D1' とを比較する。この比較処理においては、更新処理後の再構成ＣＴ画像データ D1 のある画素と、当該ある画素に対応する更新前の再構成ＣＴ画像データ D1' の画素の輝度差を、全ての対応する画素について算出し、その総和が閾値未満かを判定する（ステップ S114）。そして、閾値未満であれば、当該更新処理後の再構成ＣＴ画像データ D1 により処理終了と判定する。閾値以上である場合には、ステップ S104 からの処理を繰り返す。繰り返しの処理においては、更新処理後のＣＴ画像が利用されることとなる。

10

【 0 0 5 8 】

20

また、ステップ S114 において、閾値未満である場合には、ステップ S102 ～ステップ S114 の処理を再構成ＣＴ画像データ作成対象である全ての呼吸位相 pm (m = 1 ... m) について行ったかを判定し（ステップ S115）、行っていない場合には、他の呼吸位相についてステップ S101 ～ステップ S114 の処理を行う。これにより、全ての呼吸位相 pm についてのＣＴ画像の更新処理が終了する。

【 0 0 5 9 】

ここで、上述のＣＴ画像の更新処理によれば、事前に作成され、データベース 111 に記録されたＣＴ画像データ群（初期設定ＣＴ画像データ群）を用いてデータを更新する処理を行っているため、患部に放射線を照射する直前に既にデータベース 111 に記録されているＣＴ画像データ群を利用すれば、新たに生成した放射線投影画像を用いて、上述の更新処理を行うだけで、短時間で画質のよいＣＴ画像を得ることができる。そして、この画質のよいＣＴ画像を用いて、患部の追尾処理を行うことによって、精度高く患部位置へ放射線を照射することができるようになる。

30

【 0 0 6 0 】

また、上述の処理によれば、輝度更新量候補値が算出された各画素についてのみ輝度更新量を算出し、当該輝度更新量によりＣＴ画像の更新処理を行っているため、輝度更新量候補値が算出されない画素については更新処理を行う必要がない。従って、更新処理を行わない画素分だけ、更新処理を完了するまでの時間を短縮することができる。

【 0 0 6 1 】

図 7 は従来更新処理を行うことのできるＣＴ画像の範囲との違いを示す図である。

40

従来の FBP 法を利用した技術におけるＣＴ画像の作成方法では、複数の放射線投影画像によって生成することのできる円形のＣＴ画像の範囲を対象とするものである。本実施形態による画質のよいＣＴ画像の更新処理においては、予め生成されたＣＴ画像をユーザに選択させ、当該ＣＴ画像全体の更新処理を行うことができるため、従来に比べて範囲の広いＣＴ画像の更新処理（画質のよいＣＴ画像の作成）を行うことができる。

【 0 0 6 2 】

そして、放射線治療装置制御装置 1 は、上述の更新処理後のＣＴ画像を利用して、患部の追尾処理を行い、当該追尾した患部に対して放射線照射制御を行う。ここで、放射線治療装置制御装置 1 の患部位置追尾部 110 は、生体に取付けられた赤外線マーカの動きを赤外線カメラにより検出した放射線治療装置 3 から、当該赤外線マーカが示す生体の時間

50

経過に応じた呼吸位相の情報を入力する。また患部位置追尾部 110 は、ユーザの操作に基づいて更新処理後の呼吸位相ごとの CT 画像を、放射線治療装置制御装置 1 に接続されている表示部（モニタなど）に表示する。そしてユーザが、呼吸位相ごとの更新処理後の CT 画像において患部位置を選択し、制御部 101 が、その情報を受け付ける。例えば患部の情報として呼吸位相ごとの CT 画像中の患部位置の座標の指定を受け付ける。患部位置追尾部 110 は、呼吸位相ごとの CT 画像中の患部位置の座標（移動位相）と、赤外線マーカの動きに基づく時間経過に応じた呼吸位相とに基づいて、呼吸位相と患部の移動位相との相関モデル式を生成する。そして、患部位置追尾部 110 は、生成した相関モデル式をデータベース 111 に登録しておく。

【0063】

10

追尾処理においては、放射線治療装置制御装置 1 の患部位置追尾部 110 は、生体に取付けられた赤外線マーカが示す時間経過に応じた呼吸位相の情報を放射線治療装置 3 から取得し、時間経過に応じた当該呼吸位相に対応する患部位置を、相関モデル式を用いて時間経過ごとに算出する。そして、患部位置追尾部 110 は、時間の経過に従って、順次、算出した患部位置を放射線治療装置 3 へ送信し、当該放射線治療装置 3 が受信した患部位置へ放射線を照射する。

以上の処理により、画質の良い更新処理後の CT 画像を用いた患部位置の追尾を行うことにより、患部位置に精度の高く放射線を照射することができる。

【0064】

20

上記実施例では、放射線投影画像は放射線治療装置に具備した線源及びセンサアレイをもとに作成する場合を例に取り示した。しかし、放射線投影画像は、例えば放射線治療装置とは別に具備した診断装置（CT, MRI）により作成したものでも構わない。

なお、上述の放射線治療装置制御装置や放射線治療装置は内部に、コンピュータシステムを有している。そして、上述した各処理の過程は、プログラムの形式でコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記憶されており、このプログラムをコンピュータが読み出して実行することによって、上記処理が行われる。ここでコンピュータ読み取り可能な記録媒体とは、磁気ディスク、光磁気ディスク、CD-ROM、DVD-ROM、半導体メモリ等をいう。また、このコンピュータプログラムを通信回線によってコンピュータに配信し、この配信を受けたコンピュータが当該プログラムを実行するようにしても良い。

【0065】

30

また、上記プログラムは、前述した機能の一部を実現するためのものであっても良い。さらに、前述した機能をコンピュータシステムにすでに記録されているプログラムとの組み合わせで実現できるもの、いわゆる差分ファイル（差分プログラム）であっても良い。

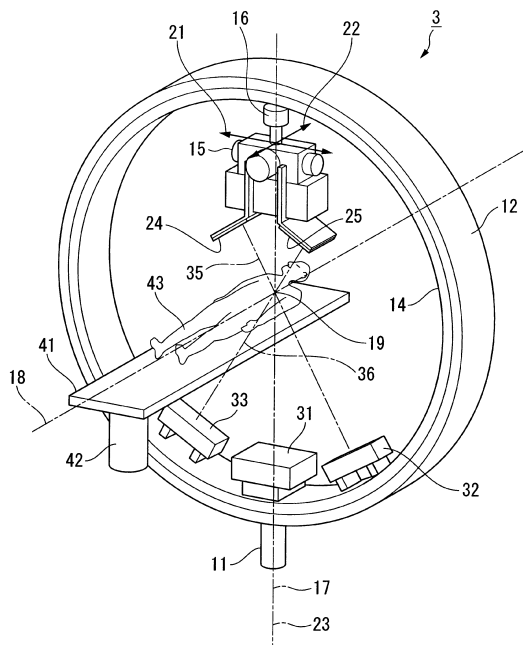
【符号の説明】

【0066】

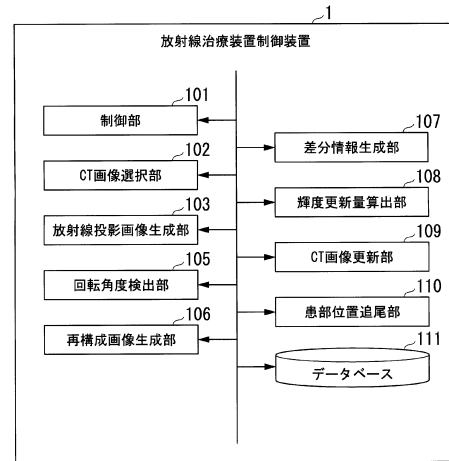
- 1・・・放射線治療装置制御装置
- 3・・・放射線治療装置
- 101・・・制御部
- 102・・・CT画像選択部
- 103・・・放射線投影画像生成部
- 105・・・回転角度検出部
- 106・・・再構成画像生成部
- 107・・・差分情報生成部
- 108・・・輝度更新量算出部
- 109・・・CT画像更新部
- 110・・・患部位置追尾部
- 111・・・データベース

40

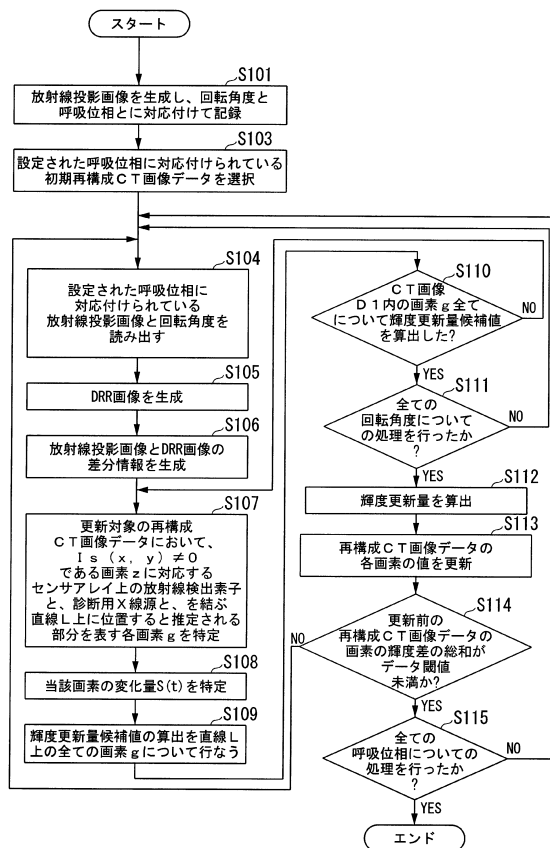
【図 1】



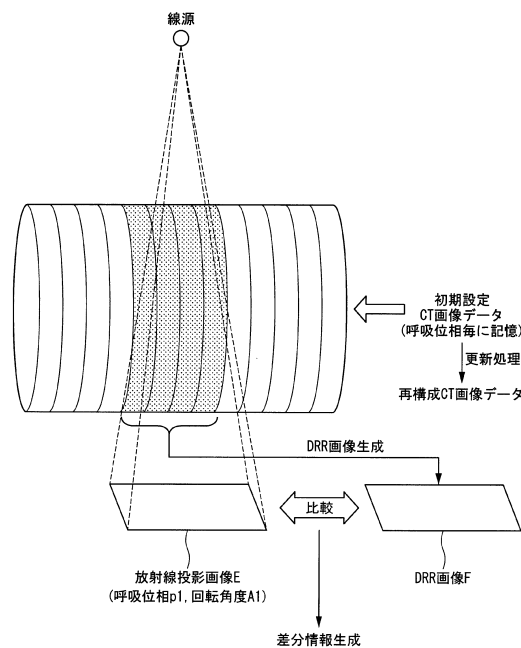
【図 2】



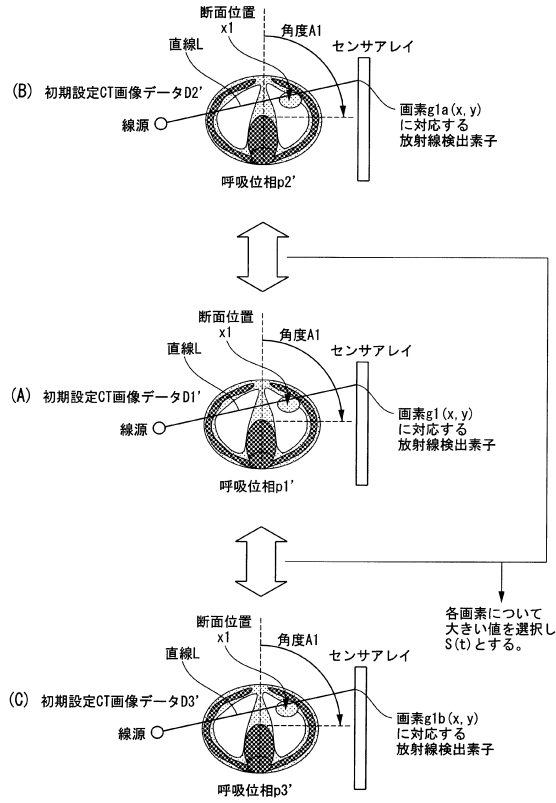
【図 3】



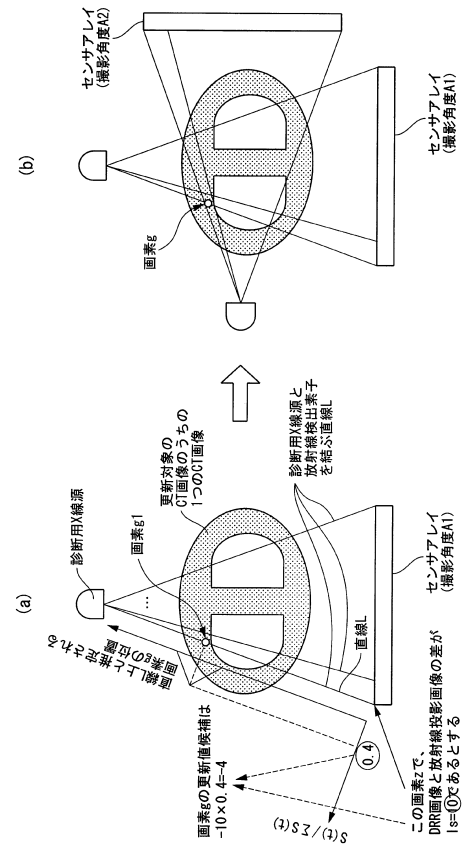
【図 4】



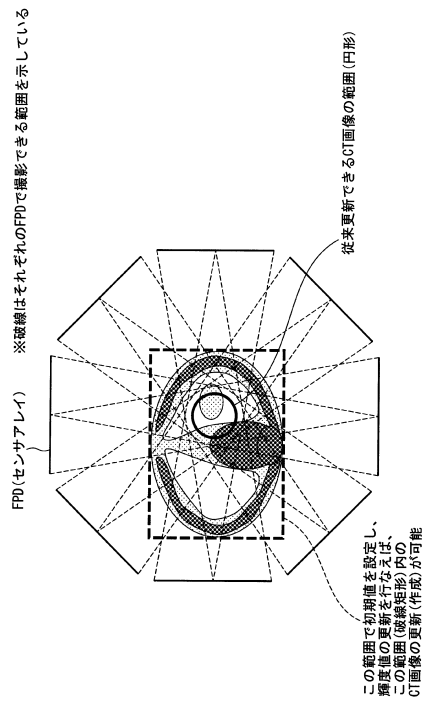
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 山田 昌弘
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 鈴木 保恒
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 高 橋 邦夫
東京都港区港南二丁目１６番５号 三菱重工業株式会社内

審査官 熊谷 健治

- (56)参考文献 特開２０１０－０６９０８６（ＪＰ，Ａ）
特表２０１０－５００１５１（ＪＰ，Ａ）
特表２００７－５０３９２６（ＪＰ，Ａ）
特表２００９－５０７５２４（ＪＰ，Ａ）
特表２００８－５１４３５２（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－０５１１９９（ＪＰ，Ａ）

- (58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
- | | |
|---------|---------|
| A 6 1 N | 5 / 1 0 |
| A 6 1 B | 6 / 0 3 |