

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-82767
(P2018-82767A)

(43) 公開日 平成30年5月31日(2018.5.31)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	4 C 0 8 2
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 F	4 C 0 9 3
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 1	5 L 0 9 6
G 0 6 T 7/20 (2017.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	
	A 6 1 N 5/10 M	
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 29 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2016-226133 (P2016-226133)
(22) 出願日 平成28年11月21日 (2016.11.21)

(71) 出願人 317015294
東芝エネルギーシステムズ株式会社
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地34

(71) 出願人 301032942
国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号

(74) 代理人 110001380
特許業務法人東京国際特許事務所

(72) 発明者 田口 安則
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72) 発明者 平井 隆介
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

最終頁に続く

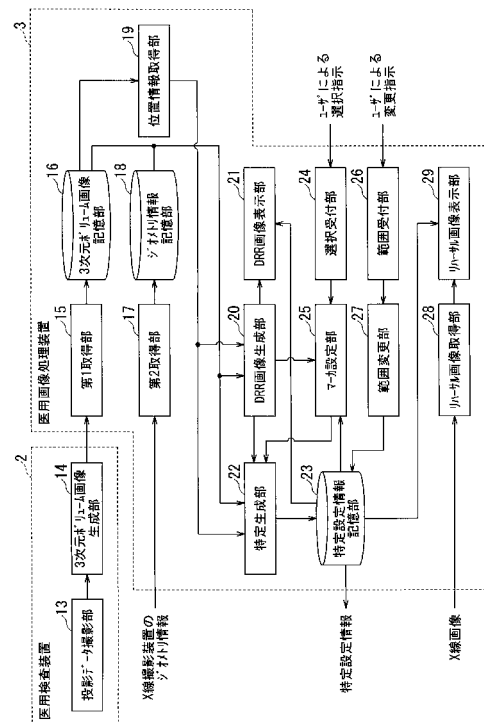
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、医用画像処理方法、医用画像処理プログラム、動体追跡装置および放射線治療システム

(57) 【要約】

【課題】 マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に関するユーザの手間を省力化することができる医用画像処理技術を提供する。

【解決手段】 マーカが設けられた被検体を医用検査装置2で検査することで生成された被検体の3次元ボリューム画像を取得する第1取得部15と、被検体の透視画像40の撮影に用いる撮影装置7のジオメトリ情報を取得する第2取得部17と、3次元ボリューム画像およびジオメトリ情報に基づいて、マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に用いる特定設定情報を生成する特定生成部22とを備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

マーカが設けられた被検体を医用検査装置で検査することで生成された前記被検体の 3 次元ボリューム画像を取得する第 1 取得部と、

前記被検体の透視画像の撮影に用いる撮影装置のジオメトリ情報を取得する第 2 取得部と、

前記 3 次元ボリューム画像および前記ジオメトリ情報に基づいて、前記マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に用いる特定設定情報を生成する特定生成部と、

を備えることを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記特定設定情報は、前記 3 次元ボリューム画像に基づいて生成したデジタル再構成画像と、前記透視画像と、の少なくともいずれか一方の画像に、前記マーカが写る範囲を示す特定範囲を設定する情報を含む請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記 3 次元ボリューム画像および前記ジオメトリ情報に基づいて、前記デジタル再構成画像を生成する画像生成部と、

前記特定範囲を示す範囲表示を前記デジタル再構成画像に重ねて表示する再構成画像表示部と、

を備える請求項 2 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記特定範囲を示す範囲表示を前記透視画像に重ねて表示する透視画像表示部を備える請求項 2 または請求項 3 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記特定範囲を修正する指示を受け付ける範囲受付部と、

前記範囲受付部で受け付けた指示に基づいて、前記特定設定情報を変更する範囲変更部と、

を備える請求項 2 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記特定設定情報は、前記被検体の呼吸を監視する呼吸監視装置を用いて取得される前記被検体の呼吸の状態に応じて異なる請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記特定設定情報は、前記被検体に設けられた複数個の前記マーカのうちの少なくとも 1 個のマーカを画像処理の対象として設定する情報を含む請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記被検体に設けられた複数個の前記マーカのうちの少なくとも 1 個のマーカを画像処理の対象として選択する指示を受け付ける選択受付部と、

前記選択受付部で受け付けた指示に基づいて、前記特定設定情報を設定するマーカ設定部と、

を備える請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

前記 3 次元ボリューム画像に基づいて、前記マーカの位置情報を取得する第 3 取得部を備え、

前記特定生成部は、前記位置情報を用いて前記特定設定情報を生成する請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記特定設定情報は、放射線照射装置が前記被検体に放射線を照射する条件を定める特定位置を設定する情報を含み、

前記条件は、前記マーカが前記特定位置に存在するときに前記放射線照射装置が前記放

10

20

30

40

50

射線を照射することである請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 1】

マーカが設けられた被検体を医用検査装置で検査することで生成された前記被検体の 3 次元ボリューム画像を取得する第 1 取得ステップと、

前記被検体の透視画像の撮影に用いる撮影装置のジオメトリ情報を取得する第 2 取得ステップと、

前記 3 次元ボリューム画像および前記ジオメトリ情報に基づいて、前記マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に用いる特定設定情報を生成する特定生成ステップと、

を含むことを特徴とする医用画像処理方法。

10

【請求項 1 2】

マーカが設けられた被検体を医用検査装置で検査することで生成された前記被検体の 3 次元ボリューム画像を取得する第 1 取得ステップと、

前記被検体の透視画像の撮影に用いる撮影装置のジオメトリ情報を取得する第 2 取得ステップと、

前記 3 次元ボリューム画像および前記ジオメトリ情報に基づいて、前記マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に用いる特定設定情報を生成する特定生成ステップと、

をコンピュータに実行させることを特徴とする医用画像処理プログラム。

【請求項 1 3】

請求項 1 から請求項 1 0 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置から前記特定設定情報を取得する設定情報取得部と、

前記透視画像を取得する画像取得部と、

前記マーカが前記被検体における放射線照射の対象となるターゲット部の近傍に設けられ、前記撮影装置を用いて連続して撮影される複数の前記透視画像に写る前記マーカの位置を、前記特定設定情報を用いて追跡する画像処理を行う追跡部と、

を備えることを特徴とする動体追跡装置。

20

【請求項 1 4】

前記マーカの追跡が失敗した可能性がある場合に警告信号を出力する警告出力部を備える請求項 1 3 に記載の動体追跡装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 から請求項 1 0 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置と、

前記被検体の前記透視画像を撮影する前記撮影装置と、

前記撮影装置を用いて連続して撮影される複数の前記透視画像に写る前記マーカの位置を追跡する画像処理を行う追跡部を備える動体追跡装置と、

前記動体追跡装置を用いて追跡される前記マーカが特定位置に存在するときに前記被検体における放射線照射の対象となるターゲット部に放射線を照射する放射線照射装置と、

を備え、

前記医用画像処理装置が生成した前記特定設定情報を用いて、前記撮影装置と前記動体追跡装置のうちの少なくとも一方を制御することを特徴とする放射線治療システム。

30

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、放射線治療システムに用いる医用画像を処理する医用画像処理技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、患部に放射線を照射する治療を行う際に、呼吸や心拍や腸などの動きによって患者の患部が動いてしまう場合がある。そこで、待ち伏せ照射法や追跡照射法を用いて患部に放射線を照射するようにしている。例えば、治療中に患者を X 線で撮影することで、患部近傍に留置したマーカが写る透視画像を得る。そして、透視画像をテンプレートとマッ

50

チングすることで、マーカの動きを追跡して適切なタイミングで放射線を照射するようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2000-167072号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

前述の技術にあっては、治療計画時に予めX線撮影した患者の透視画像を参照しながら、医師や放射線技師などのユーザがテンプレートの設定を行わなければならない、その手間がかかる。さらに、治療中に透視画像の画像処理を行ってマーカの位置を追跡する場合に、透視画像の全範囲をリアルタイムで処理しようとする、CPUの処理負荷が生じてしまう。そこで、画像処理の負荷を低減するために、透視画像中のマーカが写る範囲をユーザが予め設定しなければならない、その手間がかかるという課題がある。

10

【0005】

本発明の実施形態はこのような事情を考慮してなされたもので、マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に関するユーザの手間を省力化することができる医用画像処理技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

20

【0006】

本発明の実施形態に係る医用画像処理装置は、マーカが設けられた被検体を医用検査装置で検査することで生成された前記被検体の3次元ボリューム画像を取得する第1取得部と、前記被検体の透視画像の撮影に用いる撮影装置のジオメトリ情報を取得する第2取得部と、前記3次元ボリューム画像および前記ジオメトリ情報に基づいて、前記マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に用いる特定設定情報を生成する特定生成部と、を備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【0007】

本発明の実施形態により、マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に関するユーザの手間を省力化することができる医用画像処理技術が提供される。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】第1実施形態の放射線治療システムを示すシステム構成図。

【図2】第1実施形態の医用画像処理装置を示すブロック図。

【図3】第1実施形態の動体追跡装置を示すブロック図。

【図4】X線照射部とX線検出部と被検体との関係を示す概略図。

【図5】マーカの追跡に用いるX線画像(DRR画像)を示す画像図。

【図6】マーカを選択に用いるX線画像(DRR画像)を示す画像図。

【図7】範囲表示が変更されときのX線画像(DRR画像)を示す画像図。

40

【図8】範囲表示が変更されときのX線画像(DRR画像)を示す画像図。

【図9】医用画像処理装置の特定設定情報生成処理を示すフローチャート。

【図10】医用画像処理装置の特定設定情報生成処理を示すフローチャート。

【図11】第1実施形態の動体追跡装置のマーカ追跡処理を示すフローチャート。

【図12】第1実施形態の動体追跡装置のマーカ追跡処理を示すフローチャート。

【図13】第2実施形態の動体追跡装置を示すブロック図。

【図14】動体追跡装置のインターロック処理を示すフローチャート。

【図15】動体追跡装置のインターロック処理を示すフローチャート。

【図16】第3実施形態の動体追跡装置を示すブロック図。

【図17】マーカ画像と非マーカ画像を示す画像図。

50

【図 1 8】第 3 実施形態の動体追跡装置のマーカ追跡処理を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(第 1 実施形態)

以下、本実施形態を添付図面に基づいて説明する。まず、第 1 実施形態の医用画像処理装置について図 1 から図 1 2 を用いて説明する。図 1 の符号 1 は、患者 P の体内に発生した腫瘍などの患部 T に放射線 R を照射して治療を行うために用いる放射線治療システムである。なお、治療に用いる放射線 R には、X 線、 γ 線、電子線、陽子線、中性子線、重粒子線などが用いられる。

【0010】

なお、放射線治療を行うときには、十分な出力の放射線 R を患者 P (被検体) の患部 T (ターゲット部) の位置に正確に照射しなければならない。さらに、患部 T の近傍の正常な組織 (非ターゲット部) の被ばく量を抑える必要がある。ここで、肺がんや肝臓がんや膵臓がんなどの治療において、患部 T は、呼吸や心拍や腸などの動きと一緒に常に動いている。複数ある照射法のうち、ゲーティング照射法では、放射線 R の照射位置や照射範囲は、予め固定される。そのため、患部 T の動きを把握し、患部 T が特定の位置になったときに放射線 R を照射する必要がある。追尾照射法では、患部 T の位置を追尾し、その位置に放射線 R を照射する。以降はゲーティング照射法の場合を例にとって説明するが、本発明は追尾照射法にも適用できる。患部 T の位置の特定には、例えば、X 線画像が利用される。しかし、患部 T が X 線画像に明瞭に写るとは限らない。

【0011】

そこで、本実施形態では、患部 T の近傍にマーカ M (図 4 参照) を留置する。このマーカ M は、患部 T より明瞭に写る。このマーカ M が患部 T の動きと同調して動くので、マーカ M の動きを X 線で撮影して監視することで、患部 T の動きを把握する。そして、所定の照射条件を満たすタイミングで放射線 R を照射する。例えば、患者 P が息を吐き切ったときでかつ、マーカ M が特定の位置にきたときを照射条件とし、患者 P の呼吸に同期させて繰り返し放射線 R を患部 T に照射する。なお、以下の説明では、呼吸に同期させて放射線 R を照射することを例示するが、心拍や腸の動きなどに同期させて放射線 R を照射しても良い。

【0012】

本実施形態のマーカ M は、例えば、直径が 1 ~ 2 mm 程度の微小な金属球で構成される。なお、マーカ M の材質には、体内に留置しても害が少ないものが用いられ、具体的には例えば金である。また、金属は、人体を構成する組織よりも X 線を透過させ難いため、X 線画像 4 0 (図 5 から図 8 参照) に比較的明瞭に写る。また、マーカ M は、イントロデューサ (ニードルガイド) などの専用の穿刺器具を用いて体内に挿入される。例えば、複数個のマーカ M 1 ~ M 3 が体内の患部 T 近傍に留置される (図 4 参照)。

【0013】

図 1 に示すように、放射線治療システム 1 を用いた治療計画を立てる際に、まず、マーカ M を留置した患者 P (被検体) のコンピュータ断層撮影を行う。本実施形態では、コンピュータ断層撮影により患者 P の各種検査を行うための医用検査装置 2 が設けられている。この医用検査装置 2 は、X 線 CT 装置で構成される。そして、医用検査装置 2 を用いて患者 P の 3 次元ボリューム画像を生成する。なお、3 次元ボリューム画像は例えば、ボクセルデータからなる。

【0014】

なお、本実施形態では、X 線 CT 装置を例示しているが、この医用検査装置 2 (診断装置) は、患者 P の 3 次元ボリューム画像を取得できるものであれば他の装置であっても良い。例えば、MRI 装置 (Magnetic Resonance Imaging) であっても良いし、超音波画像診断装置であっても良い。

【0015】

本実施形態の放射線治療システム 1 は、マーカ M が写る画像の撮影または画像処理の設

10

20

30

40

50

定に用いる特定設定情報を生成する医用画像処理装置 3 と、患者 P の患部 T およびマーカ M が写る X 線画像 4 0 (透視画像) を撮影する X 線撮影装置 7 (透視装置) と、患者 P の呼吸を監視するための呼吸監視装置 8 と、特定設定情報と X 線画像 4 0 を用いて時々刻々と動くマーカ M の位置を追跡する動体追跡装置 4 と、動体追跡装置 4 を用いて追跡されるマーカ M が特定位置 4 1 (ゲーティングウインドウ) に存在するときに患部 T に放射線を照射する放射線照射装置 5 と、患者 P が配置されるベッド 6 と、を備える。

【 0 0 1 6 】

なお、医用画像処理装置 3 および動体追跡装置 4 は、CPU、ROM、RAM、HDD などのハードウェア資源を有し、CPU が各種プログラムを実行することで、ソフトウェアによる情報処理がハードウェア資源を用いて実現されるコンピュータで構成される。さらに、後述の医用画像処理方法は、プログラムをコンピュータに実行させることで実現される。

10

【 0 0 1 7 】

また、動体追跡装置 4 には、X 線撮影装置 7 と呼吸監視装置 8 とが接続される。なお、X 線画像 4 0 には、マーカ M の像が写る。さらに、動体追跡装置 4 は、放射線治療中に X 線撮影装置 7 を用いて撮影した X 線画像 4 0 のマーカ M の位置を追跡し、かつ呼吸監視装置 8 を用いて患者 P の呼吸の状態 (例えば、呼吸波形) を監視する。そして、動体追跡装置 4 は、放射線 R の照射タイミングを特定し、照射タイミング信号を出力する。

【 0 0 1 8 】

また、X 線撮影装置 7 は、X 線を患者 P に照射する X 線照射部 9 と、患者 P を透過した X 線を検出する X 線検出部 1 0 とを備える。なお、X 線検出部 1 0 は、フラットパネルディテクタ (FPD) やイメージインテンシファイアなどで構成される。

20

【 0 0 1 9 】

本実施形態では、1 の X 線照射部 9 および 1 の X 線検出部 1 0 で 1 組の機器が合計 2 組設けられている。2 組の X 線照射部 9 および X 線検出部 1 0 で異なる 2 方向から同時に X 線撮影を行うことで、マーカ M の 3 次元位置を取得することができる。また、2 方向から同時に撮影したそれぞれの X 線画像 4 0 に写る同一のマーカ M は、画像処理により互に対応付けることができる。

【 0 0 2 0 】

なお、実際の X 線撮影では、2 組の X 線照射部 9 および X 線検出部 1 0 を用いて、2 方向 (例えば、患者 P の右手側および左手側の 2 方向) から撮影した一对の X 線画像 4 0 (医用画像) が得られる。さらに、後述の DRR 画像 4 6 (Digitally Reconstructed Radiograph、デジタル再構成画像、医用画像) についても、一对の画像が得られる。しかしながら以下の説明では、理解を助けるために、1 方向から撮影した X 線画像 4 0 および DRR 画像 4 6 を例示して説明する (図 5 から図 8 参照)。

30

【 0 0 2 1 】

図 5 に示すように、X 線画像 4 0 には、患部 T や複数個のマーカ M が写る。患部 T やマーカ M の写り方は、X 線照射部 9 および X 線検出部 1 0 の配置や向きなどにより決定される。なお、X 線画像 4 0 は、時系列に沿って連続して撮影されるので、この複数の X 線画像 4 0 (フレーム) により動画像を生成することができる。そして、X 線画像 4 0 を画像処理することによりマーカ M の動き、つまり、患部 T の動きを把握することができる。

40

【 0 0 2 2 】

例えば、複数の X 線画像 4 0 のそれぞれのマーカ M の位置を繋ぐことで、マーカ M の移動の軌跡 4 2 を取得することができる。このマーカ M の軌跡 4 2 において、息を吐いたときの終点位置 4 3 と息を吸ったときの終点位置 4 4 とが明確になる。そして、息を吐いたときの終点位置 4 3 を特定位置 4 1 とし、この特定位置 4 1 にマーカ M が在るときに放射線 R を患部 T に照射する。このようにすれば、マーカ M の追跡に基づいて、正確性の高い呼吸同期照射を実現できる。なお、特定位置 4 1 は、図 5 に示すように、X 線画像 4 0 に含まれる特定の領域 (例えば、矩形の領域) となっている。

【 0 0 2 3 】

50

なお、X線画像40の全範囲をリアルタイムで処理しようとする、CPUの処理負荷が高くなってしまふ。そこで、画像処理の負荷を低減するために、X線画像40のマーカMが写る可能性がある特定範囲45（探索範囲）が設定され、この特定範囲45のみを探索する画像処理が行われる。また、X線画像40（DRR画像46）として、2方向から撮影した一对の画像を取得し、この一对の画像について特定範囲45や特定位置41を特定することで、マーカMの位置やその軌跡42の3次元的位置を取得することができる。

【0024】

図1に示すように、呼吸監視装置8は、患者Pに取り付けられた呼吸センサ11に接続されている。この呼吸センサ11を用いて患者Pの呼吸の状態を監視する。そして、呼吸監視装置8は、患者Pの呼吸の状態を示す呼吸情報を動体追跡装置4に出力する。なお、本実施形態では、呼吸監視装置8が取得した患者Pの呼吸状態が息を吐いたことを表しているとき、かつ、前述の特定位置41にマーカMが在るときの両方の条件が揃ったときに、放射線Rを患部Tに照射するようにしている。なお、患者Pの呼吸状態に関わらず、前述の特定位置41にマーカMが在るときに放射線Rを患部Tに照射しても良い。

【0025】

また、放射線照射装置5は、照射制御部12に接続されている。この照射制御部12より放射線Rの照射タイミングが制御される。さらに、この照射制御部12が動体追跡装置4に接続されている。なお、照射制御部12は、動体追跡装置4から出力される照射タイミング信号を受信したときに、放射線照射装置5から放射線Rを照射するよう放射線照射装置5を制御する。

【0026】

図2に示すように、医用検査装置2は、患者Pのコンピュータ断層撮影を行う装置であり、患者Pの複数の方向からの投影データを撮影する投影データ撮影部13と、この投影データ撮影部13により得られる2次元の複数の投影データに基づいて患者Pの立体的な3次元ボリューム画像を生成する3次元ボリューム画像生成部14とを備える。3次元ボリューム画像は、例えば、複数のボクセルの情報を含む。そして、3次元ボリューム画像生成部14は、3次元ボリューム画像を医用画像処理装置3に向けて出力する。なお、コンピュータ断層撮影を時系列に沿って連続して行うことで、患者Pの立体的な動画像を生成することができる。これにより患部TやマーカMの3次元的位置を取得することができる。

【0027】

また、医用画像処理装置3は、患者Pの3次元ボリューム画像を医用検査装置2から取得する第1取得部15と、第1取得部15により取得した3次元ボリューム画像を記憶する3次元ボリューム画像記憶部16と、患者PのX線画像40の撮影に用いるX線撮影装置7のX線照射部9およびX線検出部10のジオメトリ情報を取得する第2取得部17と、第2取得部17により取得したジオメトリ情報を記憶するジオメトリ情報記憶部18と、3次元ボリューム画像記憶部16に記憶された3次元ボリューム画像に基づいて、マーカMの位置情報（座標）を取得する位置情報取得部19（第3取得部）と、を備える。

【0028】

なお、ジオメトリ情報には、X線照射部9の位置、X線検出部10の位置、およびX線検出部10においてX線を検出する面の向きを表すパラメータが含まれる。このジオメトリ情報は、X線撮影装置7の設計図データ（CADデータ）などに基づいて予め構成される。さらに、ジオメトリ情報を外部機器から取得するのみならず、第2取得部17がジオメトリ情報を予め記憶していても良い。X線撮影装置7が可動式であれば、第2取得部17は、各状態でのジオメトリ情報を外部から取得したり、記憶しておいたりする。

【0029】

また、患者Pの3次元ボリューム画像には、マーカMを構成する金属（例えば金）のCT値が含まれる。そして、位置情報取得部19は、その金属のCT値を特定することで、患者Pの体内に留置されたマーカMの3次元的位置情報を取得することができる。なお

10

20

30

40

50

、医用検査装置 2 では、時系列に沿って連続してコンピュータ断層撮影が行われる。そして、各撮影のタイミングに対応（同期）して患者 P の呼吸の状態も監視される。この呼吸の状態を表す呼吸情報は、医用検査装置 2 から得られる 3 次元ボリューム画像と対応付けられて 3 次元ボリューム画像記憶部 16 に記憶されている。

【0030】

また、患者 P の 3 次元ボリューム画像には、患部 T の位置情報が含まれる。なお、3 次元ボリューム画像における患部 T の位置情報は、治療計画時にユーザ（例えば医師）により入力される。ユーザを補助するために、自動的に特定されても良い。なお、特定の時刻の患部 T の位置情報がユーザにより入力される場合に、他の時刻の患部 T およびマーカ M の位置情報は、イメージレジストレーションによって計算可能であるので、自動的に取得

10

【0031】

さらに、医用画像処理装置 3 は、患者 P の 3 次元ボリューム画像と X 線撮影装置 7 のジオメトリ情報とに基づいて、DRR 画像 46 を生成する DRR 画像生成部 20 と、この DRR 画像 46 を表示する DRR 画像表示部 21（再構成画像表示部）とを備える。なお、DRR 画像 46 は、X 線撮影装置 7 を用いて 3 次元ボリューム画像を仮想的に撮影した仮想的な X 線画像 40 である。なお、X 線画像 40 および DRR 画像 46 は、ほぼ同じ構図の画像となるので、図 5 から図 8 に例示する画像図を、X 線画像 40 および DRR 画像 46 であるとして以下に説明する。

20

【0032】

図 2 に示すように、医用画像処理装置 3 は、患者 P の 3 次元ボリューム画像と X 線撮影装置 7 のジオメトリ情報とマーカ M の位置情報と DRR 画像 46 とに基づいて、マーカ M が写る画像の撮影または画像処理の設定に用いる特定設定情報を生成する特定生成部 22 と、この特定設定情報を記憶する特定設定情報記憶部 23 とを備える。なお、マーカ M が写る画像とは、X 線撮影装置 7 が撮影した X 線画像 40 および DRR 画像生成部 20 が生成した DRR 画像 46 のことである。

【0033】

本実施形態の特定設定情報（追跡条件）は、X 線撮影装置 7 で X 線画像 40 を撮影するとき、および動体追跡装置 4 でマーカ M の動きを追跡するとき用いる設定に関する。例えば、特定設定情報は、マーカ M の軌跡 42 を予測して X 線画像 40 における特定範囲 45 および特定位置 41 を設定するための情報を含む（図 5 参照）。また、特定設定情報は、患者 P に設けられた複数個のマーカ M のうちのいずれかを画像処理の対象として設定するかについての情報を含む。

30

【0034】

このように、特定設定情報を生成することで、動体追跡装置 4 の画像処理に用いる特定範囲 45 および特定位置 41 の設定を自動化することができる。そのため、医師または放射線技師などのユーザの手間を省力化することができる。さらに、マーカ M の位置情報を用いて特定設定情報を生成することで、マーカ M の位置に応じて、マーカ M が写る画像の撮影または画像処理を行うことができる。

40

【0035】

なお、X 線画像 40 を撮影する前に予め特定設定情報を生成できる。マーカ M の追跡に関して手動で設定するために、事前に X 線画像 40 を撮影する場合と比較して、短時間で設定を完了することができる。また、事前の撮影がないので、患者の被曝量が少なくて済む。

【0036】

また、特定設定情報が特定範囲 45 を設定する情報を含むことで、マーカ M が写る特定範囲 45 を主な対象として、画像処理を行うことができるので、処理負荷を低減することができる。さらに、特定設定情報が特定位置 41（ゲーティングウィンドウ）を設定する情報を含むことで、特定設定情報を用いて放射線照射装置 5 の放射線照射のタイミングを

50

設定することができる。なお、特定位置 4 1 は、ピンポイントであっても良いし、所定のマージンを有する領域であっても良い。

【 0 0 3 7 】

なお、特定設定情報は、マーカ M が存在する可能性が高い範囲に照射される X 線の出力を向上させるための設定に用いても良い。このように、マーカ M が存在する可能性が高い範囲に限定して X 線の照射出力を向上させることで、マーカ M 以外の組織の被ばく量を低減させつつ、マーカ M を X 線画像 4 0 に明瞭に撮影できる。そして、X 線画像 4 0 に写るマーカ M を特定する画像処理を行い易くなる。

【 0 0 3 8 】

図 4 に示すように、患者 P の体内の骨 4 7 および内臓 4 8、或いはベッド 6 の金属部材などの X 線を通り難い部分がある。このような部分の像 4 9 にマーカ M の像が重なると(図 6 参照)、画像処理でマーカ M の位置を特定し難くなる。そこで、特定生成部 2 2 は、患者 P の体内に留置された複数個のマーカ M のうち、X 線画像 4 0 に明瞭に写るマーカ M を特定するために用いられる特定設定情報を生成することが好ましい。

10

【 0 0 3 9 】

例えば、3 個のマーカ M 1 ~ M 3 が体内に留置される。この場合に特定生成部 2 2 は、患者 P の体内に留置された 3 個のマーカ M 1 ~ M 3 のうち、それぞれのマーカ M 1 ~ M 3 の位置を通り難い直線 L 1 ~ L 3 を特定する。これらの直線 L 1 ~ L 3 はそれぞれ、X 線照射部 9 からマーカ M 1 ~ M 3 を通って X 線検出部 1 0 まで延びる直線である。

【 0 0 4 0 】

さらに、特定生成部 2 2 は、X 線照射部 9 と X 線検出部 1 0 の間に仮想的に 3 次元ボリューム画像を配置する。なお、3 次元ボリューム画像が CT 画像であれば、CT 画像を構成する各ボクセルには、X 線を通り難さを示す CT 値が付与される。そして、骨 4 7 などの X 線を通り難い部分のボクセルに付与された CT 値は、他のボクセルの CT 値と比較して大きな値になっている。そこで、直線 L 1 ~ L 3 の中から、X 線照射部 9 から X 線検出部 1 0 までの間に存在する 3 次元ボリューム画像中のボクセルの CT 値の合計が最も小さい直線を特定する。図 4 では、直線 L 1 に特定する。そして、特定した直線 L 1 に対応するマーカ M 1 を画像処理の対象として設定する。このようにすれば、画像処理に適切なマーカ M 1 を複数個のマーカ M 1 ~ M 3 から選択することができる。

20

【 0 0 4 1 】

3 次元ボリューム画像が CT 画像であれば、本発明の特定生成部 2 2 は、マーカ M 1 ~ M 3 の位置を通り難い直線 L 1 ~ L 3 のうち、X 線撮影装置 7 の X 線照射部 9 から X 線検出部 1 0 までの直線上に存在する全てのボクセルの CT 値の総和が最も小さい直線 L 1 に対応するマーカ M 1 を画像処理の対象として設定する。このようにすれば、患者 P の X 線画像 4 0 を撮影したときに、最も明瞭に X 線画像 4 0 に写るマーカ M 1 を複数個のマーカ M 1 ~ M 3 から選択することができる。なお、複数個のマーカ M 1 ~ M 3 のうちのいずれか 1 個のマーカ M 1 を画像処理の対象としても良いし、2 個以上のマーカ M 1 ~ M 3 を画像処理の対象としても良い。2 個以上のマーカを対象とする場合、ボクセル値の合計が小さい順に 2 本の直線を特定し、それに対応するマーカを対象とすれば良い。

30

【 0 0 4 2 】

なお、このマーカ M の特定は、前述の通りに 3 次元ボリューム画像のボクセルの値に基づいて行っても良いし、DRR 画像 4 6 のコントラストの評価に基づいて行っても良い。さらに、これらの評価を組み合わせ用いても良い。

40

【 0 0 4 3 】

特定生成部 2 2 が DRR 画像 4 6 のコントラストの評価を行う場合は、DRR 画像 4 6 に写るマーカ M 1 ~ M 3 の像のうち、周囲とのコントラストが最も高いものを特定する。周囲とのコントラストさえ評価できれば良いので、DRR 画像 4 6 の全体を生成する必要はない。マーカ M 1 ~ M 3 の周辺の部分画像のみを生成すれば、周囲とのコントラストを計算できる。

【 0 0 4 4 】

50

また、特定設定情報は、患者Pの呼吸を監視する呼吸監視装置8を用いて取得される患者Pの呼吸の状態に応じて特定範囲45を変更する情報を含むようにしても良い。例えば、図7に示すように、患者Pが横隔膜を下げることで肺の容積を広げて息を吸ったときには、マーカMがX線画像40の下方側に移動し、患者Pが横隔膜を上げることで肺の容積を狭めて息を吐いたときには、マーカMがX線画像40の上方側に移動する。この場合、息を吐くときの後半期間から息を吸うときの前半期間までは、マーカMの軌跡42の上部側のみを特定範囲45aとし、息を吸うときの後半期間から息を吐くときの前半期間までは、マーカMの軌跡42の下部側のみを特定範囲45bとなるよう、特定範囲45を変更しても良い。

【0045】

このようにすれば、患者Pの呼吸の状態に応じて特定範囲45a、45bを設定し、マーカMが写るX線画像40の撮影を適切に行うことができる。また、必要最小限度の面積の特定範囲45a、45bにすることができるので、特定範囲45a、45bを狭めて画像処理の負荷を低減させることができる。さらに、呼吸監視装置8の呼吸情報に応じた特定範囲45a、45bを利用した方が、ノイズをマーカMとして誤って追跡するリスクを軽減できる。なお、患者Pの呼吸の状態に応じて特定範囲を2つ設定する例を説明したが、3以上設定しても構わない。その方が追跡画像処理の負荷が小さく済む。

【0046】

また、X線画像40を用いて複数個のマーカM1～M3を複合的に追跡しても良い。例えば、図8に示すように、複数個のマーカM1～M3の各軌跡42の一部が、骨47などの像49に隠れてしまう場合がある。このような場合は、息を吐くときの後半期間から息を吸うときの前半期間までは、所定のマーカM1の軌跡42の上部側のみを特定範囲45cとし、息を吸うときの後半期間から息を吐くときの前半期間までは、他のマーカM2の軌跡42の下部側のみを特定範囲45dとする。なお、マーカM2における息を吐いたときの終点位置43を特定位置41aとする。このようにすれば、呼吸周期のいずれの時点でも、いずれかのマーカMを追跡することができる。

【0047】

なお、医師または放射線技師などのユーザは、DRR画像46または治療前のリハーサル時にX線撮影装置7を用いて撮影した患者PのX線画像40を参照しながら、特定設定情報の変更を行うことができる。例えば、ユーザは、動体追跡装置4において追跡の対象となるマーカMの選択、特定範囲45c、45dの変更、または特定位置41aの変更を行うことができる。

【0048】

図2に示すように、医用画像処理装置3は、ユーザによるマーカMの選択指示を受け付ける選択受付部24と、選択指示を受け付けたマーカMを追跡対象として設定するマーカ設定部25と、ユーザによる特定範囲45または特定位置41の変更指示を受け付ける範囲受付部26と、変更指示を受け付けた特定範囲45または特定位置41に基づいて特定設定情報を変更する範囲変更部27と、治療前のリハーサル時にX線撮影装置7（動体追跡装置4）を用いて撮影した患者PのX線画像40を取得するリハーサル画像取得部28（透視画像取得部）と、このX線画像40を表示するリハーサル画像表示部29（透視画像表示部）と、を備える。

【0049】

なお、前述のDRR画像表示部21またはリハーサル画像表示部29は、一体的なモニタとして構成され、DRR画像46またはX線画像40を切り換えて表示するものであっても良いし、DRR画像46とX線画像40を上下、左右などに並べて表示するものであっても良い。また、それぞれが別体のモニタとして構成されても良い。

【0050】

さらに、DRR画像表示部21またはリハーサル画像表示部29は、特定設定情報記憶部23に記憶された特定設定情報に基づいて、DRR画像46またはX線画像40に特定範囲45を設定する。そして、DRR画像表示部21またはリハーサル画像表示部29は

10

20

30

40

50

、 D R R 画像 4 6 または X 線画像 4 0 を表示するときに、特定範囲 4 5 を示す範囲表示 5 2 を画像に重ねて表示する（図 5 から図 8 参照）。

【 0 0 5 1 】

この範囲表示 5 2 は、例えば、画像中のマーカ M の軌跡 4 2 を囲むように表示される。このようにすれば、 D R R 画像 4 6 または X 線画像 4 0 にマーカ M が写る範囲を範囲表示 5 2 によってユーザが把握することができる。また、特定範囲 4 5 a , 4 5 b , 4 5 c , 4 5 d など範囲表示 5 2 によってユーザが把握するようにしても良い。

【 0 0 5 2 】

そして、ユーザによるマーカ M の選択指示を選択受付部 2 4 が受け付ける。また、マーカ設定部 2 5 は、受け付けた選択指示を特定生成部 2 2 に送り、特定設定情報の生成に反映させる。さらに、ユーザによる特定範囲 4 5 または特定位置 4 1 の変更指示を範囲受付部 2 6 が受け付ける。また、範囲変更部 2 7 は、受け付けた変更指示に基づいて、特定設定情報記憶部 2 3 の特定設定情報を変更する。なお、選択受付部 2 4 および範囲受付部 2 6 は、キーボードやマウスやタッチパネルなどのユーザが操作可能なユーザインターフェース（入力部）を備える。なお、範囲受付部 2 6 は、ユーザからの修正指示を受け付けるものでなくても良く、例えば、特定範囲 4 5 が正しいか否かを判断する外部プログラムにより修正指示が入力されるものであっても良い。

10

【 0 0 5 3 】

さらに、マーカ設定部 2 5 は、 D R R 画像生成部 2 0 が生成した D R R 画像 4 6 に基づいて、複数個のマーカ M から自動的に適切なマーカ M を選択しても良い。例えば、患部 T に最も近い位置にあるマーカ M を選択しても良いし、周囲とのコントラストが高いマーカ M を選択しても良い。ここで、マーカ設定部 2 5 は、特定設定情報記憶部 2 3 に記憶された特定設定情報に基づいて、適切なマーカ M を選択しても良いし、新規に適切なマーカ M を選択し、その情報を特定生成部 2 2 に送るようにしても良い。

20

【 0 0 5 4 】

なお、マーカ設定部 2 5 が自動的に選択したマーカ M をユーザが変更するものでも良い。例えば、複数個のマーカ M がある場合に、マーカ設定部 2 5 が候補となるマーカ M を範囲表示 5 2 で囲み（図 6 参照）、これらの範囲表示 5 2 のうちからユーザが適切と判断した範囲表示 5 2 を選択するようにしても良い。

【 0 0 5 5 】

このようにすれば、ユーザの判断でマーカ M が写る特定範囲 4 5 を適宜修正することができる。さらに、リハーサル時に X 線撮影装置 7 を用いて撮影した実際の X 線画像 4 0 をユーザが見ながら、 X 線画像 4 0 の撮影または画像処理に適切なマーカ M を複数個のマーカ M から選択することができる。

30

【 0 0 5 6 】

図 3 に示すように、第 1 実施形態の動体追跡装置 4 は、医用画像処理装置 3 から特定設定情報を取得する設定情報取得部 3 0 と、患者 P の X 線画像 4 0 を撮影する X 線撮影装置 7 と、 X 線撮影装置 7 で撮影した X 線画像 4 0 を取得する X 線画像取得部 3 1 と、特定設置情報に基づいて X 線画像 4 0 にマーカ M が写る範囲を示す特定範囲 4 5 を設定する範囲設定部 3 2 と、 X 線画像 4 0 を表示する X 線画像表示部 3 3 とを備える。

40

【 0 0 5 7 】

ここで、設定情報取得部 3 0 が取得した特定設定情報が X 線撮影装置 7 に入力される。この X 線撮影装置 7 は、特定設定情報を用いてマーカ M が写る X 線画像 4 0 を撮影する。例えば、 X 線撮影装置 7 は、特定設定情報に基づいて、 X 線照射部 9 および X 線検出部 1 0 の配置などを設定する。この設定に応じて、 X 線照射部 9 および X 線検出部 1 0 が動作する。そして、リハーサル時の撮影および治療時の X 線撮影を行う。さらに、 X 線撮影装置 7 は、特定設定情報に基づいて、マーカ M が存在する可能性が高い範囲に照射される X 線の出力を増加させても良い。あるいは、マーカ M が存在しない可能性が高い範囲に照射される X 線の出力を低下させても良い。

【 0 0 5 8 】

50

なお、治療前のリハーサル時に X 線撮影装置 7 が撮影した X 線画像 40 は、医用画像処理装置 3 に出力される。また、治療中に X 線撮影装置 7 が撮影した X 線画像 40 は、X 線画像表示部 33 (モニタ) に表示される。この X 線画像表示部 33 は、X 線画像 40 を表示するときに、特定範囲 45 を示す範囲表示 52 を画像に重ねて表示する (図 5 から図 8 参照)。

【 0059 】

さらに、動体追跡装置 4 は、X 線画像 40 に写るマーカ M の位置を、特定設定情報を用いて追跡する画像処理を行う追跡部 35 と、マーカ M の位置に基づいて放射線 R の照射タイミングであるか否かを判定する照射判定部 36 と、照射タイミングであると判定された場合に照射タイミング信号を出力する照射信号出力部 37 とを備える。

10

【 0060 】

ここで、動体追跡装置 4 は、追跡部 35 を用いて X 線画像 40 に写るマーカ M を追跡する。そして、このマーカ M が特定位置 41 に存在するとき、つまり、放射線 R の照射タイミングであると照射判定部 36 が判定したときに、照射信号出力部 37 が照射タイミング信号を照射制御部 12 に出力する。そして、照射制御部 12 は、動体追跡装置 4 から出力される照射タイミング信号を受信したときに、放射線照射装置 5 から放射線 R を照射する。

【 0061 】

さらに、動体追跡装置 4 は、X 線画像 40 において位置を検出したマーカ M の濃淡値と予め定められた閾値との大小関係を評価する評価部 38 と、追跡部 35 を用いたマーカ M の検出が失敗した可能性がある場合に警告信号を出力する警告出力部 39 とを備える。

20

【 0062 】

なお、追跡部 35 は、X 線画像 40 の特定範囲 45 の画像処理を行うことで、マーカ M を検出する。この画像処理には、様々な技術が適用可能である。本実施形態では、画像処理の一部において、X 線画像 40 に写るマーカ M を特定範囲 45 の各画素の濃淡値に基づいて検出する処理を行っている。例えば、特定範囲 45 において円形の像があり、その像が周囲より暗い部分には、球状のマーカ M が写っていると推定される。

【 0063 】

なお、本実施形態では、マーカ M などの X 線を透過し難い部分が X 線画像 40 上で暗く写るものとして説明する。さらに、X 線画像において、明るい部分の画素の濃淡値が大きく、暗い部分の画素の濃淡値が小さくなる。また、X 線画像 40 は、白黒反転させることが可能である。白黒反転した場合には、X 線を透過し難い部分が X 線画像 40 上で明るく写る場合もあり、以下の説明で述べる「明るい」と「暗い」の文言、および濃淡値の大小は、X 線画像 40 の白黒反転に応じて任意に変更可能である。

30

【 0064 】

また、X 線画像 40 には、患者 P の内臓などの様々な像が写るのでマーカ M を誤検出してしまう場合がある。このような追跡の失敗が発生した状態で、放射線照射を行ってしまうと、患者 P の適切な位置に放射線照射を行うことができないおそれがある。

【 0065 】

そこで、本実施形態の評価部 38 は、特定範囲 45 の各画素の濃淡値の評価を、予め設定された閾値に基づいて行う。マーカ M は、体組織よりも X 線を通し難いので、マーカ M の像の濃淡値は、周辺の生体組織の像またはノイズにより生じる像と比較して大きく異なる値となる。そこで閾値としては、例えば、マーカ M としてあり得る濃淡値の中で比較的明るいことを表す値が事前に設定される。そして、評価部 38 は、X 線画像 40 においてマーカ M として検出した位置の濃淡値が閾値に対して大きいか小さいかを評価する。閾値に対して大きかった場合は、マーカ M としては明る過ぎるため、マーカ M が写っていない位置を誤ってマーカ M として検出した可能性が高い。

40

【 0066 】

そして、評価部 38 が評価した大小関係に応じて、警告出力部 39 が、警告信号を照射制御部 12 に出力する。警告信号は、検出位置の濃淡値が閾値に対して大きかった場合に

50

のみ出力すれば良い。なお、動体追跡装置 4 は、警告信号の出力とともに、表示または音声により警告の報知を行っても良い。報知を行うことで、ユーザがその危険に気づき、治療を素早く中断できるようになる。さらに、警告の履歴を記憶しても良い。

【0067】

このようにすれば、マーカ M の検出が失敗した可能性がある場合、つまり、患者 P の適切な位置に放射線照射を行うことができない可能性がある場合に、その警告を行うことができる。なお、照射制御部 12 は、前述の照射タイミング信号が入力されたときに、警告信号が入力されると、放射線照射装置 5 を用いた放射線 R の照射を行わないように制御する。

【0068】

つまり、本発明の動体追跡装置 4 は、X 線画像 40 にマーカ M が写る範囲を示す特定範囲 45 を、特定設定情報を用いて設定する範囲設定部 32 と、特定範囲 45 においてマーカ M として検出された位置の濃淡値が予め定められた閾値に対する大小関係を評価する評価部 38 と、を備え、警告出力部 39 は、閾値に対して検出位置の濃淡値が大きい場合に警告信号を出力する。このようにすれば、マーカ M の検出が失敗した可能性の有無を予め定められた閾値に基づいて定量的に評価することができる。

【0069】

なお、本実施形態では、警告信号を照射制御部 12 に出力するが、この警告信号を動体追跡装置 4 の外部に出力しなくても良い。例えば、警告信号が照射信号出力部 37 に入力されるようにしても良い。そして、警告信号の入力がある場合は、照射信号出力部 37 から照射タイミング信号を出力しないようにしても良い。

【0070】

本実施形態の放射線照射装置 5 は、動体追跡装置 4 を用いて追跡されるマーカ M が特定位置 41 に存在するときに患部 T に放射線 R を照射する。このようにマーカ M を追跡することで、患部 T の動きを把握することができ、患部 T が適切な位置にあるときに放射線 R を照射することができる。

【0071】

次に、医用画像処理装置 3 が実行する特定設定情報生成処理（医用画像処理方法）について図 9 から図 10 を用いて説明する。なお、フローチャートの各ステップの説明にて、例えば「ステップ S11」と記載する箇所を「S11」と略記する。また、以下に説明する画像処理は、動画の処理を含むが、理解を助けるために、静止画の処理を例示して説明する。

【0072】

まず、治療計画を立てる際に、マーカ M が留置された患者 P を医用検査装置 2 で検査することで 3 次元ボリューム画像が生成される。そして、医用画像処理装置 3 において、第 1 取得部 15 は、医用検査装置 2 から 3 次元ボリューム画像を取得する（S11：第 1 取得ステップ）。次に、第 2 取得部 17 は、X 線撮影装置 7 の X 線照射部 9 および X 線検出部 10 のジオメトリ情報を取得する（S12：第 2 取得ステップ）。

【0073】

次に、位置情報取得部 19 は、3 次元ボリューム画像を構成する各ボクセルの値に基づいて、患者 P の体内に留置されたマーカ M の 3 次元的位置情報を取得する（S13）。次に、DRR 画像生成部 20 は、患者 P の 3 次元ボリューム画像と X 線撮影装置 7 のジオメトリ情報とに基づいて、DRR 画像 46 を生成する（S14）。

【0074】

次に、特定生成部 22 は、3 次元ボリューム画像を構成する各ボクセルの値、および / または、DRR 画像 46 のマーカ M の像のコントラストの評価を行う（S15）。

【0075】

次に、特定生成部 22 は、その評価結果に応じて、マーカ M1 ~ M3 のうち、X 線画像 40 において高いコントラストで写るものを動体追跡装置 4 で行われる画像処理の対象として設定する（S16）。次に、特定生成部 22 は、X 線画像 40 および DRR 画像 46

10

20

30

40

50

の特定範囲 4 5 (図 5 参照) の設定を行う (S 1 7) 。次に、特定生成部 2 2 は、患者 P の呼吸に応じて特定範囲 4 5 が変更される場合 (図 7 および図 8 参照) に、その特定範囲 4 5 の変更の設定を行う (S 1 8) 。

【 0 0 7 6 】

次に、特定生成部 2 2 は、X 線画像 4 0 および D R R 画像 4 6 の特定位置 4 1 の設定を行う (S 1 9) 。次に、特定生成部 2 2 は、各種設定を含む特定設定情報を生成する (S 2 0 : 特定生成ステップ) 。次に、D R R 画像表示部 2 1 は、D R R 画像 4 6 と特定範囲 4 5 の範囲表示 5 2 とを表示する (S 2 1) 。なお、追跡の対象となるマーカ M の候補が複数個ある場合は、それぞれのマーカ M に対応する範囲表示 5 2 を表示する。

【 0 0 7 7 】

次に、選択受付部 2 4 は、治療計画時に、ユーザによるマーカ M の選択指示を受け付ける (S 2 2) 。次に、範囲受付部 2 6 は、ユーザによる特定範囲 4 5 または特定位置 4 1 の変更指示を受け付ける (S 2 3) 。次に、マーカ設定部 2 5 は、受け付けた選択指示を特定生成部 2 2 に送り、特定設定情報の生成に反映させる。さらに、範囲変更部 2 7 は、受け付けた変更指示に基づいて、特定設定情報記憶部 2 3 の特定設定情報を変更する (S 2 4) 。

【 0 0 7 8 】

次に、リハーサル画像取得部 2 8 は、治療前のリハーサル時に X 線撮影装置 7 (動体追跡装置 4) を用いて撮影した患者 P の X 線画像 4 0 を取得する (S 2 5) 。次に、リハーサル画像表示部 2 9 は、X 線画像 4 0 と特定範囲 4 5 の範囲表示 5 2 とを表示する (S 2 6) 。なお、追跡の対象となるマーカ M の候補が複数個ある場合は、それぞれのマーカ M に対応する範囲表示 5 2 を表示する。

【 0 0 7 9 】

次に、選択受付部 2 4 は、治療前のリハーサル時に、ユーザによるマーカ M の選択指示を受け付ける (S 2 7) 。次に、範囲受付部 2 6 は、ユーザによる特定範囲 4 5 または特定位置 4 1 の変更指示を受け付ける (S 2 8) 。次に、マーカ設定部 2 5 は、受け付けた選択指示を特定生成部 2 2 に送り、特定設定情報の生成に反映させる。さらに、範囲変更部 2 7 は、受け付けた変更指示に基づいて、特定設定情報記憶部 2 3 の特定設定情報を変更する (S 2 9) 。

【 0 0 8 0 】

次に、医用画像処理装置 3 は、生成した特定設定情報を動体追跡装置 4 に出力する (S 3 0) 。なお、特定設定情報の出力は、ネットワークを介して動体追跡装置 4 に出力するものでも良いし、特定設定情報を記憶媒体に出力した後に、動体追跡装置 4 に入力するものでも良い。医用画像処理装置 3 と動体追跡装置 4 が一体となって同一のパソコンなどで構成されていることもあり得る。そして、医用画像処理装置 3 は、特定設定情報生成処理を終了する。

【 0 0 8 1 】

次に、動体追跡装置 4 が実行するマーカ追跡処理 (医用画像処理方法) について図 1 1 から図 1 2 を用いて説明する。

【 0 0 8 2 】

まず、動体追跡装置 4 において、設定情報取得部 3 0 は、特定設定情報を医用画像処理装置 3 から取得する (S 3 1) 。次に、放射線治療が開始され、X 線撮影装置 7 は、患者 P の X 線画像 4 0 を撮影する。そして、X 線画像取得部 3 1 が X 線撮影装置 7 から X 線画像 4 0 を取得する (S 3 2) 。次に、追跡部 3 5 および範囲設定部 3 2 は、患者 P の X 線画像 4 0 の撮影時刻に対応する呼吸情報を呼吸監視装置 8 から取得する (S 3 3) 。

【 0 0 8 3 】

次に、範囲設定部 3 2 は、特定設定情報に基づいて、X 線画像 4 0 における特定範囲 4 5 の設定を行う。ここで、患者 P の呼吸に応じて特定範囲 4 5 が変更される場合 (図 7 および図 8 参照) に、呼吸監視装置 8 から入力される呼吸情報に基づいて、患者 P の呼吸に対応する特定範囲 4 5 を設定する (S 3 4) 。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

次に、X線画像表示部33は、X線画像40と特定範囲45の範囲表示52とを表示する(S35)。次に、追跡部35は、X線画像40内の特定範囲45の中から、マーカMの位置を検出する(S36)。次に、評価部38は、マーカMが検出された位置の濃淡値と閾値との大小関係の評価処理を開始する(S37)。つまり、評価部38は、特定範囲45の各画素の濃淡値を検出する処理を開始する。

【 0 0 8 5 】

次に、評価部38は、マーカMが検出された位置の濃淡値が閾値より大きいかなんかを判定する(S38)。ここで、マーカMが検出された位置の濃淡値が閾値より大きい場合(マーカMが検出された位置が明るかった場合)、警告出力部39が、警告信号を照射制御部12に出力し(S39)、S40に進む。一方、マーカMが検出された位置の濃淡値が閾値より小さい場合(マーカMが検出された位置が暗かった場合)、警告信号を出力せずに、S40に進む。

10

【 0 0 8 6 】

S40にて照射判定部36は、マーカMが検出された位置が特定位置41(図5参照)に含まれるかなんかを判定する。ここで、マーカMが検出された位置が特定位置41に含まれる場合、照射信号出力部37が、照射タイミング信号を照射制御部12に出力し(S41)、S42に進む。一方、マーカMが検出された位置が特定位置41に含まれない場合、照射タイミング信号を出力せずに、S42に進む。

【 0 0 8 7 】

S42にて照射制御部12は、照射タイミング信号が入力され、かつ、警告信号が入力されていない場合、放射線照射装置5を用いた放射線Rの照射を行うように制御する。それ以外の場合、放射線Rの照射を行わないように制御する。その後、S43に進む。

20

【 0 0 8 8 】

S43にて動体追跡装置4は、放射線治療が終了したかなんかを判定する。なお、放射線治療の終了条件は、治療計画で予め決められている。ここで、放射線治療が終了していない場合は、前述のS32に戻る。一方、放射線治療が終了した場合は、マーカ追跡処理を終了する。

【 0 0 8 9 】

なお、本発明のマーカが写る画像の撮影または画像処理の設定には、透視画像の撮影の設定と、デジタル再構成画像の生成(仮想空間内における撮影)の設定と、透視画像の画像処理の設定と、デジタル再構成画像の画像処理の設定とが含まれる。

30

【 0 0 9 0 】

(第2実施形態)

次に、第2実施形態の動体追跡装置(医用画像処理装置)について図13から図15を用いて説明する。なお、前述した実施形態に示される構成部分と同一構成部分については同一符号を付して重複する説明を省略する。なお、第2実施形態では、動体追跡装置と医用画像処理装置とが一体的に構成されている。

【 0 0 9 1 】

図13に示すように、第2実施形態の動体追跡装置4Aは、特定設定情報を生成する特定設定情報生成装置53と、インターロック装置54とを備える。本実施形態におけるインターロックとは、正常状態を特定し、それ以外の異常状態での放射線照射を禁止することである。なお、第2実施形態では、特定設定情報生成装置53で生成された特定設定情報に基づいて、X線画像40(図5参照)の撮影およびマーカMの追跡が行われる。また、その他の構成は、第1実施形態の動体追跡装置4(図3参照)とほぼ同一構成である。なお、図13では、評価部38および警告出力部39を省略して図示しているが、これらの構成が設けられていても良い。さらに、第2実施形態における特定設定情報生成装置53の構成は、第1実施形態における医用画像処理装置3と同様の構成とすることができる。

40

【 0 0 9 2 】

50

第2実施形態の動体追跡装置4Aが備えるインターロック装置54は、状態が正常でないときに、放射線照射装置5が放射線Rの照射を行ってしまうことを防止するための安全装置である。

【0093】

例えば、放射線照射に適したタイミングが、患者Pが息を吐き切ったタイミングであるとする。この場合に状態が正常でないとは、例えば、患者が咳またはくしゃみなどしている正常でない状態、すなわち、異常な状態がある。あるいは、マーカMの追跡に失敗した正常でない状態（異常状態）である。このような異常状態で放射線照射をしてしまうと、放射線Rが患部Tから外れた位置に当たってしまうおそれがある。

【0094】

そこで、インターロック装置54は、X線画像40を用いて正常な状態かを判定する。そして、正常だと判断した場合には、放射線の照射を禁止しない。正常でないと判定した場合には、放射線照射を禁止する制御を行う。なお、判定には、X線画像40の全体を利用しても良いし、特定位置41（図5参照）の部分画像、その周辺の部分画像、患部Tの近傍の部分画像などを利用しても良い。

【0095】

このインターロック装置54は、治療前のリハーサル時に撮影された患者P（被検体）のX線画像40（透視画像）である第1画像を取得する第1画像取得部55と、リハーサル時に呼吸監視装置8を用いて取得された患者Pの呼吸情報（動作情報）を取得する動作情報取得部56と、放射線照射に適したタイミングを呼吸情報に基づいて特定し、この特定されたタイミング（時刻）に撮影された第1画像を取得する特定部57と、この第1画像の特徴量を取得し、正常な状態を表す特徴量の範囲である正常範囲を計算する特徴量取得部58と、計算された正常範囲を表すパラメータを記憶する正常範囲記憶部59と、第1画像取得時とは別の時刻（例えば放射線治療中）に撮影される患者PのX線画像40である第2画像を取得する第2画像取得部60と、第2画像から特徴量を取得して、その特徴量が正常範囲に含まれるか否かを正常範囲記憶部59から読み出したパラメータが表す正常範囲を用いて判定する画像判定部61と、判定の結果から、正常な状態であるか否かを表す判定信号を出力する判定信号出力部62とを備える。

【0096】

ここで、正常範囲を表すパラメータは、例えば、識別器のパラメータである。識別器としては、例えば、1クラスサポートベクターマシン、2クラスサポートベクターマシン、ニューラルネットワーク、ディープニューラルネットワーク、決定木などを利用できる。他の識別器を利用しても構わない。判定は識別器でなされる。識別器のパラメータは、正常な状態を表す特徴量を用いて、機械学習によって学習できる。

【0097】

なお、リハーサル時に時系列に沿って連続して撮影された複数のX線画像40（第1画像）は、時系列に沿って連続して撮影されるので、この複数のX線画像40により動画を生成することができる。また、動作情報取得部56が取得する呼吸情報（動作情報）は、放射線照射の対象となる患部T（ターゲット部）の動きと相関のある情報となっている。さらに、呼吸情報は、X線画像40の撮影時刻に対応付けて取得される。

【0098】

本実施形態では、呼吸監視装置8が取得した患者Pの呼吸状態が息を吐いたことを表しているとき、前述の特定位置41にマーカMが在るとき、および、インターロック装置54の画像判定部61が、X線画像40が正常な状態のものだと判定したとき、の全てを満たす場合に、放射線Rを照射するようにしている。

【0099】

また、インターロック装置54の特徴量取得部58は、治療前のリハーサル時に撮影されたX線画像40（第1画像）の特徴量を取得する。特徴量としては、例えば画素値を並べたベクトルが利用される。なお、学習に用いられるX線画像40は、例えば、数呼吸分の画像である。患者が咳またはくしゃみをしていない状態を正常な状態と定義しているた

10

20

30

40

50

め、これらの画像のうちから患者Pが咳またはくしゃみをしていないときの画像を選択して学習に用いる。正常な状態の画像を正常画像（特定画像）と呼ぶ。さらに、X線画像40は、1方向から撮影した画像であっても、複数方向から撮影した画像であっても良い。特徴量は、複数方向のX線画像40（第1画像）の画素値を並べたベクトルであっても良い。なお、画像の選択は、ユーザが行っても良いし、インターロック装置54が呼吸情報に応じて自動的に行うものであっても良い。

【0100】

なお、正常な状態の定義を変更する場合、学習に用いる正常画像も変える。例えば、特定位置41にマーカMが写っている状態を正常と定義する場合、その状態のX線画像40（第1画像）を学習に用いる正常画像とすれば良い。この正常状態の定義において、インターロック装置54に動作情報取得部56は必要ない。正常範囲は、例えば、特徴空間において正常状態の特徴量を包含する超球である。超球のサイズが大きいほど、異常状態の検知感度が下がる。正常状態の特徴量であるベクトルをすべて含むという条件の下に、できるだけ半径を小さくする最適化方法として1クラスサポートベクターマシーンが知られている。この1クラスサポートベクターマシーンを用いて超球を自動で設定できる。ベクトルの次元は、主成分分析で圧縮しても良い。X線画像40（第1画像）のうち、正常でない状態のものを異常画像（非特定画像）とし、正常画像と異常画像から、任意の教師付き学習で識別器を学習しても良い。教師付き学習の識別器としては、例えば、2クラスサポートベクターマシーン、ニューラルネットワーク、ディープニューラルネットワーク、決定木などを利用できる。

10

20

【0101】

そして、インターロック装置54は、放射線治療中に撮影されるX線画像40（第2画像）から、正常な状態か否かを判定する。具体的には、X線画像40（第2画像）から特徴量を取得して、その特徴量が正常範囲に含まれるか否かを正常範囲記憶部59から読み出したパラメータが表す識別器を用いて判定する。

【0102】

動体追跡装置4A（インターロック装置54）は、機械学習に基づく人工知能を含む。なお、正常画像のみから設定した正常範囲と、正常画像と異常画像の組から設定した正常範囲のAND領域を正常範囲として設定しても良い。

【0103】

次に、第2実施形態の動体追跡装置4Aが実行するインターロック処理（医用画像処理方法）について図14から図15を用いて説明する。このインターロック処理は、前述の第1実施形態のマーカ追跡処理（図11および図12参照）と並列に実行される。

30

【0104】

まず、動体追跡装置4AのX線撮影装置7を用いて患者PのX線撮影のリハーサルを開始する（S51）。次に、第1画像取得部55は、X線画像40である第1画像を取得する（S52：第1画像取得ステップ）。次に、動作情報取得部56は、患者Pの呼吸情報（動作情報）を取得する（S53：動作情報取得ステップ）。次に、特定部57は、第1画像の撮影タイミング（時刻）であって、放射線照射に適したタイミングを呼吸情報に基づいて特定する（S54：特定ステップ）。

40

【0105】

次に、特定部57は、特定されたタイミングに撮影された第1画像に含まれる特定位置41（図5参照）の画像に基づいて、正常画像（特定画像）を決定する（S55）。次に、特徴量取得部58は、正常画像の特徴量を取得し、正常な状態を表す特徴量の範囲である正常範囲を表すパラメータを計算する（S56：特徴量取得ステップ）。次に、正常範囲記憶部59は、計算された正常範囲を表すパラメータを記憶する（S57）。ここで、リハーサルを終了する。

【0106】

次に、放射線照射装置5を用いた放射線治療を開始する（S58）。次に、第2画像取得部60は、X線画像40である第2画像を取得する（S59：第2画像取得ステップ）

50

。次に、画像判定部 6 1 は、正常範囲記憶部 5 9 に記憶されたパラメータが表す正常範囲に基づいて、第 2 画像の判定を行う (S 6 0)。この判定では、第 2 画像から特徴量を取得して、正常範囲記憶部 5 9 から読み出したパラメータが表す正常範囲に特徴量が含まれるか否かが判定される (S 6 1 : 画像判定ステップ)。

【 0 1 0 7 】

ここで、第 2 画像の特徴量が正常範囲に含まれた場合 (正常だと判定された場合) には、判定信号出力部 6 2 が照射非禁止信号 (判定信号) を照射制御部 1 2 に出力する (S 6 2 : 信号出力ステップ)。一方、第 2 画像の特徴量が正常範囲に含まれなかった場合 (正常でないと判定された場合) には、判定信号出力部 6 2 が照射禁止信号 (判定信号) を照射制御部 1 2 に出力する (S 6 3 : 信号出力ステップ)。

10

【 0 1 0 8 】

なお、照射制御部 1 2 は、照射タイミング信号と照射非禁止信号との両方が入力されたことを条件として、放射線照射装置 5 を用いた放射線 R の照射を行う。また、照射制御部 1 2 は、照射タイミング信号が入力されても、照射禁止信号が入力された場合は、放射線照射装置 5 を用いた放射線 R の照射を行わないように制御する。

【 0 1 0 9 】

次に、動体追跡装置 4 A は、放射線治療が終了したか否かを判定する (S 6 4)。ここで、放射線治療が終了していない場合は、前述の S 5 9 に戻る。一方、放射線治療が終了した場合は、インターロック処理を終了する。

20

【 0 1 1 0 】

なお、第 2 実施形態では、照射非禁止信号および照射禁止信号を照射制御部 1 2 に出力する場合を例として説明したが、照射非禁止信号および照射禁止信号を動体追跡装置 4 A の外部に出力しなくても良い。例えば、照射非禁止信号および照射禁止信号が照射信号出力部 3 7 に入力されるようにしても良い。そして、照射非禁止信号の入力がある場合 (照射禁止信号の入力信号がない場合) は、照射信号出力部 3 7 から照射タイミング信号を出力し、照射禁止信号の入力がある場合 (照射非禁止信号の入力がない場合) は、照射信号出力部 3 7 から照射タイミング信号を出力しないようにしても良い。このように、動体追跡装置 4 A として照射非禁止信号および照射禁止信号を照射信号出力部 3 7 に入力する形態のものを採用する場合、照射制御部 1 2 は、照射信号出力部 3 7 から照射タイミング信号が入力されたことを条件として、放射線照射装置 5 を用いた放射線 R の照射を行う。

30

【 0 1 1 1 】

なお、第 2 実施形態では、インターロック装置 5 4 が動体追跡装置 4 A と一体的に構成されているが、インターロック装置 5 4 と動体追跡装置 4 A とが個別に設けられても良い。

【 0 1 1 2 】

以上、第 2 実施形態の動体追跡装置 (医用画像処理装置) では、撮影装置を用いて撮影された被検体の透視画像である第 1 画像を取得する第 1 画像取得部と、前記被検体における放射線照射の対象となるターゲット部の動きと相関のある動作情報を取得する動作情報取得部と、前記放射線照射に適したタイミングを前記動作情報に基づいて特定する特定部と、前記特定されたタイミングに撮影された前記第 1 画像の特徴量を取得して前記特徴量から前記放射線照射を禁止しない正常な状態の前記特徴量の範囲を表す正常範囲を計算する特徴量取得部と、前記撮影装置を用いて撮影された前記被検体の透視画像であって判定対象の第 2 画像を取得する第 2 画像取得部と、前記第 2 画像の前記特徴量が前記正常範囲に含まれるか否かを判定する画像判定部と、前記判定の結果を識別可能な判定信号を出力する信号出力部と、を備えることを特徴とする。

40

【 0 1 1 3 】

また、第 2 実施形態の動体追跡方法 (医用画像処理方法) では、撮影装置を用いて撮影された被検体の透視画像である第 1 画像を取得する第 1 画像取得ステップと、前記被検体における放射線照射の対象となるターゲット部の動きと相関のある動作情報を取得する動作情報取得ステップと、前記放射線照射に適したタイミングを前記動作情報に基づいて特

50

定する特定ステップと、前記特定されたタイミングに撮影された前記第 1 画像の特徴量を取得して前記特徴量から前記放射線照射を禁止しない正常な状態の前記特徴量の範囲を表す正常範囲を計算する特徴量取得ステップと、前記撮影装置を用いて撮影された前記被検体の透視画像であって判定対象の第 2 画像を取得する第 2 画像取得ステップと、前記第 2 画像の前記特徴量が前記正常範囲に含まれるか否かを判定する画像判定ステップと、前記判定の結果を識別可能な判定信号を出力する信号出力ステップと、を含むことを特徴とする。

【0114】

このようにすれば、放射線治療中に撮影装置で撮影される第 2 画像に含まれる特定領域に対応する領域の画像を、特徴量を用いて判定することで、正常でない状態（異常状態）での放射線照射を回避できる。また、治療計画時に撮影装置で撮影された第 1 画像の特徴量を機械学習させることで、治療計画時の正常範囲の設定の手間を省力化することができる。

【0115】

（第 3 実施形態）

次に、第 3 実施形態の動体追跡装置（医用画像処理装置）について図 16 から図 18 を用いて説明する。なお、前述した実施形態に示される構成部分と同一構成部分については同一符号を付して重複する説明を省略する。なお、第 3 実施形態では、動体追跡装置と医用画像処理装置とが一体的に構成されている。

【0116】

図 16 に示すように、第 3 実施形態の動体追跡装置 4 B は、特定設定情報を生成する特定設定情報生成装置 5 3 と、マーカ学習装置 6 3 とを備える。なお、第 3 実施形態では、特定設定情報生成装置 5 3 で生成された特定設定情報に基づいて、X 線画像 4 0（図 5 参照）の撮影およびマーカ M の追跡が行われる。また、その他の構成は、第 1 実施形態の動体追跡装置 4（図 3 参照）とほぼ同一構成である。

【0117】

なお、前述の実施形態では、球状のマーカ M を例示しているが、実際の治療では、留置される体内の部位に応じて様々な形状のマーカ M が用いられる。また、サイズも様々なものがある。例えば、直径 0.5 mm、長さ 5 mm の棒形状（コイル形状）のマーカ M、クリップ形状のマーカ M、または楔形状のマーカ M などがある。

【0118】

そして、これらの形状のマーカ M を X 線撮影すると、マーカ M の向きまたは患者 P の姿勢などに応じて X 線画像 4 0 に写るマーカ M の像が異なる（図 17 参照）。例えば、棒状のマーカ M は、画像面に対する法線方向に平行になるように留置された場合に円形の像となり、その位置から傾くに連れて徐々に長い棒状となる。このように、追跡部 3 5 で X 線画像 4 0 に写るマーカ M の位置を検出するためには、予めマーカ M の像を学習させておくが良い。

【0119】

マーカ学習装置 6 3 は、マーカ M（学習対象物）が写っているマーカ画像 6 4（対象物画像、図 17（A）参照）を取得するマーカ画像取得部 6 6（対象物画像取得部）と、マーカ M の像が写っていない非マーカ画像 6 5（非対象物画像、図 17（B）参照）を取得する非マーカ画像取得部 6 7（非対象物画像取得部）と、画像においてマーカ M が写っている位置を特定するために利用する識別器のパラメータを機械学習に基づいて算出するパラメータ算出部 6 8 と、算出したパラメータを記憶するパラメータ記憶部 6 9 とを備える。

【0120】

なお、動体追跡装置 4 B では、放射線治療中に X 線撮影装置 7 を用いて撮影した患者 P（被検体）の X 線画像 4 0（透視画像）を、X 線画像取得部 3 1（透視画像取得部）が取得する。そして、この X 線画像 4 0 に写るマーカ M の位置を、追跡部 3 5（位置検出部）がパラメータ記憶部 6 9 に記憶されたパラメータが表す識別器を用いて検出する。

【 0 1 2 1 】

図 1 7 に示すように、機械学習を行うために多量のマーカ画像 6 4 および非マーカ画像 6 5 を予め用意する。ここで、マーカ画像 6 4 には、様々な向きのマーカ M と、生体組織 7 0 が写っている。一方、非マーカ画像 6 5 には、マーカ M が写っておらず、生体組織 7 0 のみが写っている。マーカ学習装置 6 3 は、これらのマーカ画像 6 4 と非マーカ画像 6 5 から、両者を識別する識別器を機械学習で生成する。識別器は、画像中にマーカ M が写っているか否かを表す 0 と 1 の 2 値の尤度を出力するものでも、0 から 1 の尤度を出力するものでも良い。

【 0 1 2 2 】

なお、マーカ画像 6 4 は、実際に患者 P の X 線撮影を行って取得した画像であっても良い。また、マーカ画像 6 4 は、マーカ M の仮想像を C G (Computer Graphics) により作成した画像であっても良い。さらに、マーカ画像 6 4 は、マーカ M が留置された患者 P の 3 次元ボリューム画像と X 線撮影装置 7 のジオメトリ情報に基づいて生成した D R R 画像 4 6 であっても良い。また、マーカ画像 6 4 は、治療前のリハーサル時に撮影した患者 P の X 線画像 4 0 であっても良いし、それ以外に撮影された第 3 者の X 線画像 4 0 であっても良い。第 3 者の 3 次元ボリューム画像から生成した D R R 画像 4 6 であっても良い。

10

【 0 1 2 3 】

また、パラメータ算出部 6 8 は、機械学習によってマーカ画像 6 4 と非マーカ画像 6 5 とを識別する識別器を作成する。そして、作成した識別器を表すパラメータ群をマーカ検出用のパラメータとしてパラメータ記憶部 6 9 に記憶させる。

20

【 0 1 2 4 】

ここで、識別器は、任意の教師付き学習の識別器を利用できる。例えば、識別器として、サポートベクターマシン、ニューラルネットワーク、決定木などを利用できる。ニューラルネットワークとしては、ディープニューラルネットワークを利用しても良い。ディープニューラルネットワークとしては、畳み込みニューラルネットワークを利用しても良い。つまり、動体追跡装置 4 B は、機械学習に基づく人工知能を含む。

【 0 1 2 5 】

なお、追跡部 3 5 は、パラメータ記憶部 6 9 に記憶されたパラメータを取得し、かつ X 線画像取得部 3 1 から X 線画像 4 0 を取得する。そして、パラメータによって定まる識別器に X 線画像 4 0 を入力し、識別器から得られる尤度に基づいて、X 線画像 4 0 に写るマーカ M の位置を特定する。

30

【 0 1 2 6 】

次に、第 3 実施形態の動体追跡装置 4 B が実行するマーカ追跡処理 (医用画像処理方法) について図 1 8 を用いて説明する。なお、第 1 実施形態のマーカ追跡処理と重複するステップを一部省略する。

【 0 1 2 7 】

まず、放射線治療開始前において、マーカ画像取得部 6 6 は、マーカ M の像が写っているマーカ画像 6 4 (図 1 7 (A) 参照) を取得する (S 7 1 : マーカ画像取得ステップ) 。次に、非マーカ画像取得部 6 7 は、マーカ M の像が写っていない非マーカ画像 6 5 (図 1 7 (B) 参照) を取得する (S 7 2 : 非マーカ画像取得ステップ) 。

40

【 0 1 2 8 】

次に、パラメータ算出部 6 8 は、画像におけるマーカ M の位置を特定するのに利用する識別器のパラメータを機械学習で算出する (S 7 3 : パラメータ算出ステップ) 。次に、パラメータ記憶部 6 9 は、算出されたパラメータを記憶する (S 7 4) 。

【 0 1 2 9 】

次に、放射線照射装置 5 を用いた放射線治療を開始する (S 7 5) 。次に、X 線撮影装置 7 は、患者 P の X 線画像 4 0 を撮影する。そして、X 線画像取得部 3 1 が X 線撮影装置 7 から X 線画像 4 0 を取得する (S 7 6 : 透視画像取得ステップ) 。次に、追跡部 3 5 は、X 線画像 4 0 に写るマーカ M の位置をパラメータ記憶部 6 9 に記憶されたパラメータから定まる識別器を用いて検出する (S 7 7 : 位置検出ステップ) 。

50

【0130】

次に、追跡部35は、検出されたマーカMが特定位置41（図5参照）にあるか否かを判定する（S78）。ここで、マーカMが特定位置41にない場合は、後述のS80に進む。一方、マーカMが特定位置41にある場合は、照射信号出力部37が照射タイミング信号を照射制御部12に出力し（S79）、その後、S80に進む。

【0131】

S80にて動体追跡装置4Bは、放射線治療が終了したか否かを判定する。ここで、放射線治療が終了していない場合は、前述のS76に戻る。一方、放射線治療が終了した場合は、マーカ追跡処理を終了する。

【0132】

なお、第3実施形態では、マーカ学習装置63が動体追跡装置4Bと一体的に構成されているが、マーカ学習装置63と動体追跡装置4Bとが個別に設けられても良い。第3実施形態では、画像中にマーカMが写っているか否かを表す尤度を出力する識別器を学習するために、マーカMが写っている画像（マーカ画像64）と写っていない画像（非マーカ画像65）を学習時の教師データとして利用する例を示したが、識別器で何を識別するかに応じて教師データを変更して構わない。例えば、画像の中心付近にマーカMが写っているか否かを表す尤度を出力する識別器を生成する場合、マーカMが画像の中心付近に写っている画像をマーカ画像64として準備し、それ以外の画像を非マーカ画像65として準備しても良い。この場合の非マーカ画像65には、マーカMが写っていないものもあれば、マーカMが画像の端に写っているものもある。

【0133】

なお、第3実施形態では、放射線治療向けのマーカM（学習対象物）を追跡するために、マーカMが写っている画像を学習するようにしているが、その他の実施態様に適用しても良い。例えば、カテーテル治療におけるガイドワイヤ（学習対象物）を追跡するために、ガイドワイヤが写っている画像を学習することにも応用できる。

【0134】

なお、カテーテルは、医療用に用いられる器具で、中空の管である。また、カテーテル治療では、カテーテルを患者の体内（血管内、臓器内など）に挿入し、体液を排出したり、血管拡張用のステントバルーンを送り込んだりする。また、カテーテルの操作では、ガイドワイヤが利用される。

【0135】

例えば、ガイドワイヤを先行して体内に挿入し、このガイドワイヤに導かれてカテーテルが進行される。ここで、患者のX線画像を撮影し、そのガイドワイヤの位置を医師が確認しながら、カテーテルを進行させる。なお、ガイドワイヤは、金属で構成されるので、第3実施形態のマーカMと同様に、X線画像において体組織よりも明瞭に写る。そして、ワイヤ形状であるため、その先端部分の像は、棒形状のマーカMの像と類似する。そのため、第3実施形態と同様に、ガイドワイヤの像を識別器に機械学習させることで、X線画像中のガイドワイヤの先端の位置を自動で追跡できる。

【0136】

以上、第3実施形態の動体追跡装置（医用画像処理装置）では、対象物の像または仮想像が写っている対象物画像を取得する対象物画像取得部と、前記対象物画像を用いて、画像に前記対象物が写っている位置を特定するために利用するパラメータを機械学習に基づいて算出するパラメータ算出部と、前記対象物が設けられた被検体を撮影装置で撮影した透視画像を取得する透視画像取得部と、前記透視画像に写る前記対象物の位置を前記パラメータに基づいて検出する位置検出部と、を備えることを特徴とする。

【0137】

また、第3実施形態の動体追跡方法（医用画像処理方法）では、対象物の像または仮想像が写っている対象物画像を取得する対象物画像取得ステップと、前記対象物画像を用いて、画像に前記対象物が写っている位置を特定するために利用するパラメータを機械学習に基づいて算出するパラメータ算出ステップと、前記対象物が設けられた被検体を撮影装

10

20

30

40

50

置で撮影した透視画像を取得する透視画像取得ステップと、前記透視画像に写る前記対象物の位置を前記パラメータに基づいて検出する位置検出ステップと、を含むことを特徴とする。

【0138】

例えば、従来技術の医用画像処理装置にあっては、マーカを様々な角度から見たときのテンプレート画像を大量に登録しておき、これらのテンプレート画像と放射線治療中に撮影される透視画像とを比較しなければならず、その画像処理の負荷が増大してしまうという課題があるが、第3実施形態ではこのような課題を解決することができる。また、機械学習を利用することで、放射線治療前の設定の手間を省力化される。

【0139】

本実施形態に係る医用画像処理装置を第1実施形態から第3実施形態に基づいて説明したが、いずれか1の実施形態において適用された構成を他の実施形態に適用しても良いし、各実施形態において適用された構成を組み合わせても良い。例えば、第2実施形態のインターロック処理または第3実施形態のマーカ追跡処理の少なくとも一部を、第1実施形態の医用画像処理装置または動体追跡装置で実行しても良い。

【0140】

なお、医用画像処理装置3および動体追跡装置4は、専用のチップ、FPGA (Field Programmable Gate Array)、GPU (Graphics Processing Unit)、またはCPU (Central Processing Unit)などのプロセッサを高集積化させた制御装置と、ROM (Read Only Memory)やRAM (Random Access Memory)などの記憶装置と、HDD (Hard Disk Drive)やSSD (Solid State Drive)などの外部記憶装置と、ディスプレイなどの表示装置と、マウスやキーボードなどの入力装置と、通信I/Fとを、備えており、通常のコンピュータを利用したハードウェア構成で実現できる。

【0141】

なお、医用画像処理装置3および動体追跡装置4で実行されるプログラムは、ROMなどに予め組み込んで提供される。もしくは、このプログラムは、インストール可能な形式または実行可能な形式のファイルでCD-ROM、CD-R、メモ리카ード、DVD、フレキシブルディスク(FD)などのコンピュータで読み取り可能な記憶媒体に記憶されて提供するようにしても良い。

【0142】

また、医用画像処理装置3および動体追跡装置4で実行されるプログラムは、インターネットなどのネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせて提供するようにしても良い。また、医用画像処理装置3および動体追跡装置4は、構成要素の各機能を独立して発揮する別々のモジュールを、ネットワークまたは専用線で相互に接続し、組み合わせることもできる。

【0143】

なお、本実施形態では、被検体として人間である患者Pを例示しているが、犬、猫などの動物を被検体とし、これらの動物に放射線治療を行う際に、医用画像処理装置3を用いても良い。

【0144】

なお、本実施形態では、呼吸センサ11を用いて患者Pの呼吸を監視しているが、その他の態様で患者Pの呼吸を監視しても良い。例えば、患者Pの体表面に赤外線を反射する反射マーカを取り付け、この反射マーカに赤外線レーザを照射し、その反射波を取得することにより、患者Pの呼吸を監視しても良い。

【0145】

なお、本実施形態では、リハーサル時に撮影した患者PのX線画像40を医用画像処理装置3で表示し、マーカMの選択、特定範囲45の変更、または特定位置41の変更をユーザが行うようにしているが、リハーサル時に動体追跡装置4において、マーカMの選択、特定範囲45の変更、または特定位置41の変更をユーザが行うようにしても良い。

【0146】

10

20

30

40

50

なお、本実施形態では、複数個のマーカMを患者Pの体内に留置し、これらのマーカMをX線撮影により追跡しているが、1個のマーカMを患者Pの体内に留置し、このマーカMをX線撮影により追跡するものでも良い。

【0147】

なお、本実施形態では、2組のX線照射部9およびX線検出部10が設けられているが、1組のX線照射部9およびX線検出部10によりマーカMを追跡しても良い。さらに、3組以上のX線照射部9およびX線検出部10を用いて3方向以上からX線画像を取得し、この画像を用いてマーカMを追跡しても良い。

【0148】

なお、本実施形態では、DRR画像46を生成してマーカMが写る位置を特定することで、特定設定情報を生成しているが、DRR画像46を生成せずに特定設定情報を生成しても良い。特定設定情報の生成に必要な情報は、マーカMの位置であるので、3次元ボリューム画像とジオメトリ情報とが取得できれば、特定設定情報を生成することができる。

【0149】

なお、本実施形態の医用画像処理装置3または動体追跡装置4では、X線画像40またはDRR画像46などを表示する表示部(モニタ)を備えているが、表示部の構成を省略しても良く、特定設定情報を生成してその出力を行う医用画像処理装置3として構成しても良い。

【0150】

なお、本実施形態の各フローチャートにおいて、各ステップが直列に実行される形態を例示しているが、必ずしも各ステップの前後関係が固定されるものでなくても良い。例えば、一部のステップが他のステップと並列に実行されても良い。

【0151】

以上説明した実施形態によれば、3次元ボリューム画像およびジオメトリ情報に基づいて、マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に用いる特定設定情報を生成する特定生成部を備えることにより、マーカが写る画像の撮影または画像処理の設定に関するユーザの手間を省力化することができる。

【0152】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更、組み合わせを行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0153】

1...放射線治療システム、2...医用検査装置、3...医用画像処理装置、4(4A, 4B)...動体追跡装置、5...放射線照射装置、6...ベッド、7...X線撮影装置、8...呼吸監視装置、9...X線照射部、10...X線検出部、11...呼吸センサ、12...照射制御部、13...投影データ撮影部、14...3次元ボリューム画像生成部、15...第1取得部、16...3次元ボリューム画像記憶部、17...第2取得部、18...ジオメトリ情報記憶部、19...位置情報取得部、20...DRR画像生成部、21...DRR画像表示部、22...特定生成部、23...特定設定情報記憶部、24...選択受付部、25...マーカ設定部、26...範囲受付部、27...範囲変更部、28...リハーサル画像取得部、29...リハーサル画像表示部、30...設定情報取得部、31...X線画像取得部、32...範囲設定部、33...X線画像表示部、35...追跡部、36...照射判定部、37...照射信号出力部、38...評価部、39...警告出力部、40...X線画像、41...特定位置、42...軌跡、43...息を吐いたときの終点位置、44...息を吸ったときの終点位置、45...特定範囲、46...DRR画像、47...骨、48...内臓、49...像、52...範囲表示、53...特定設定情報生成装置、54...インターロッキング装置、55...第1画像取得部、56...動作情報取得部、57...特定部、58...特徴量

10

20

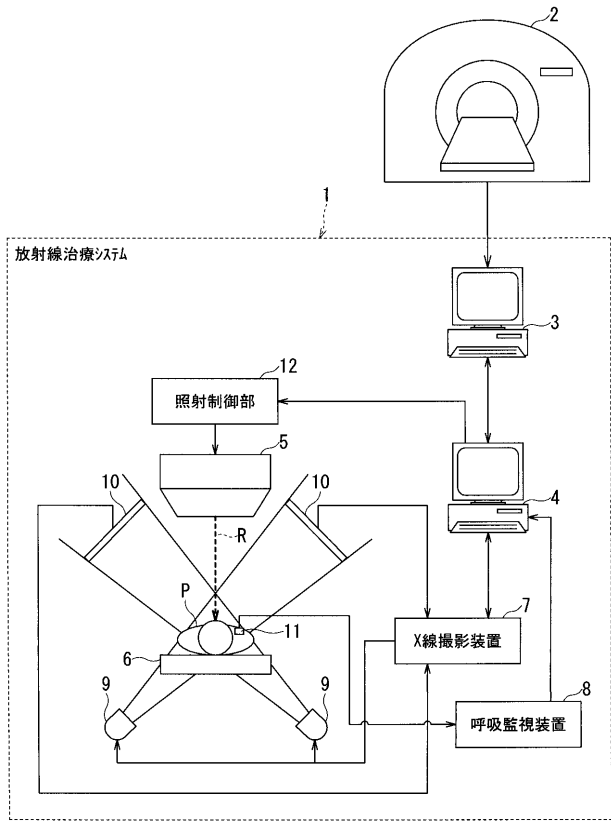
30

40

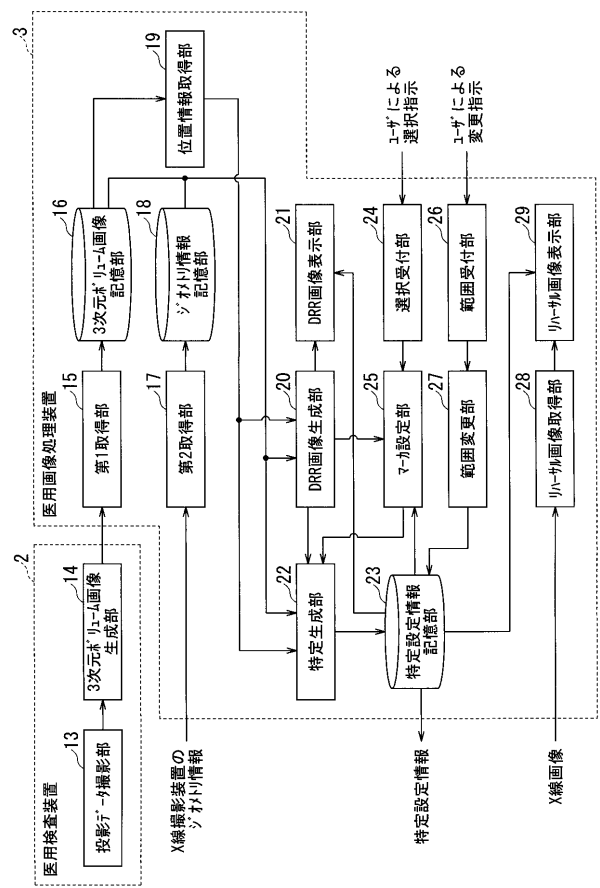
50

取得部、59...正常範囲記憶部、60...第2画像取得部、61...画像判定部、62...判定信号出力部、63...マーカ学習装置、64...マーカ画像、65...非マーカ画像、66...マーカ画像取得部、67...非マーカ画像取得部、68...パラメータ算出部、69...パラメータ記憶部、70...生体組織。

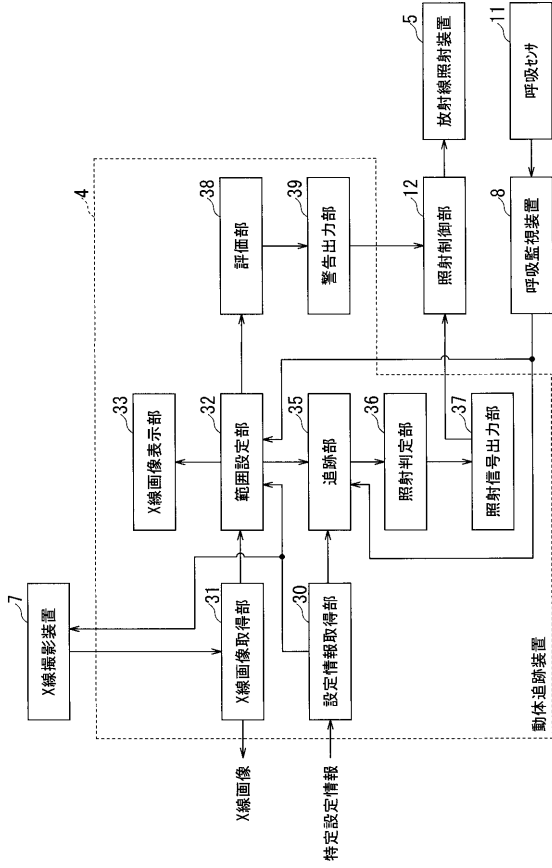
【図1】



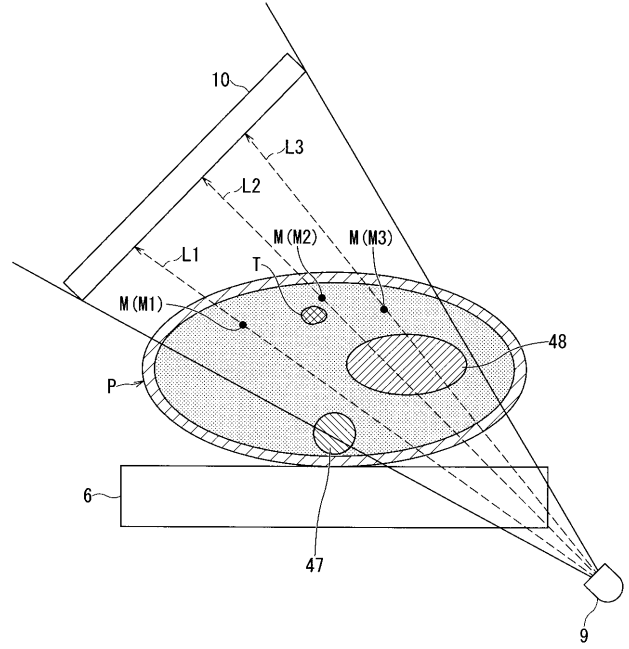
【図2】



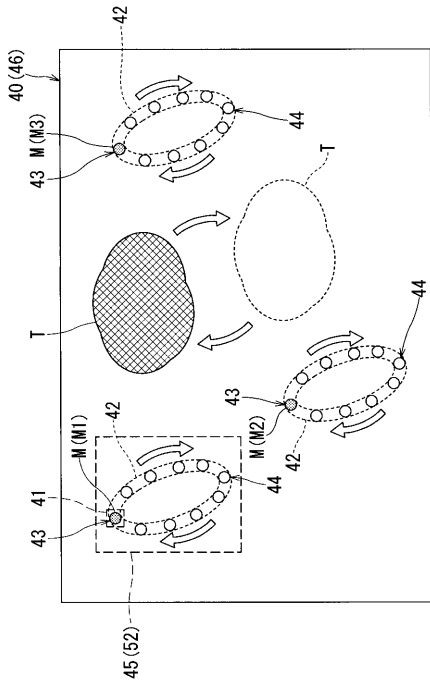
【 図 3 】



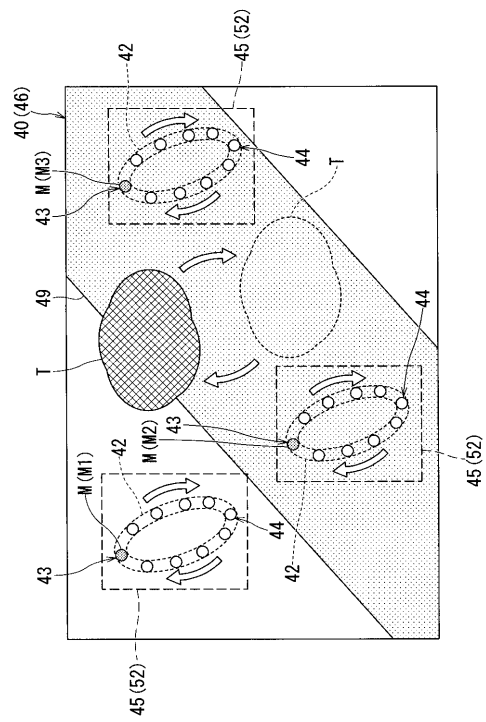
【 図 4 】



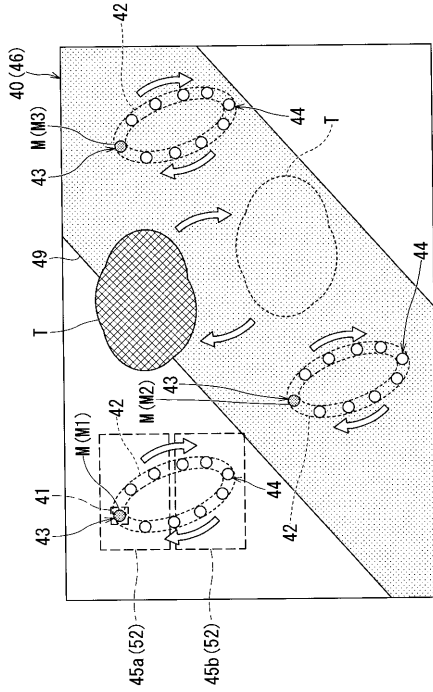
【 図 5 】



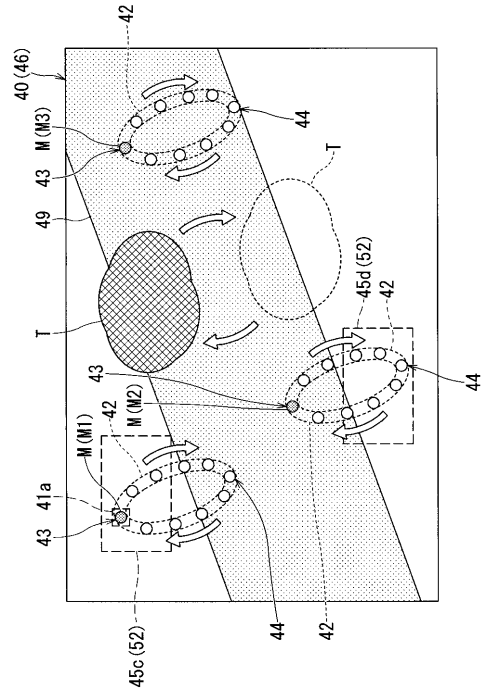
【 図 6 】



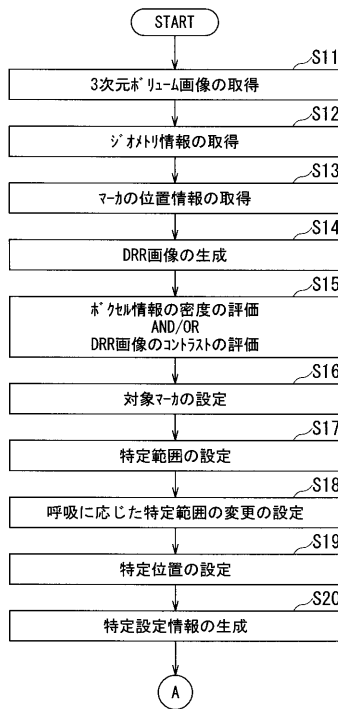
【 図 7 】



【 図 8 】



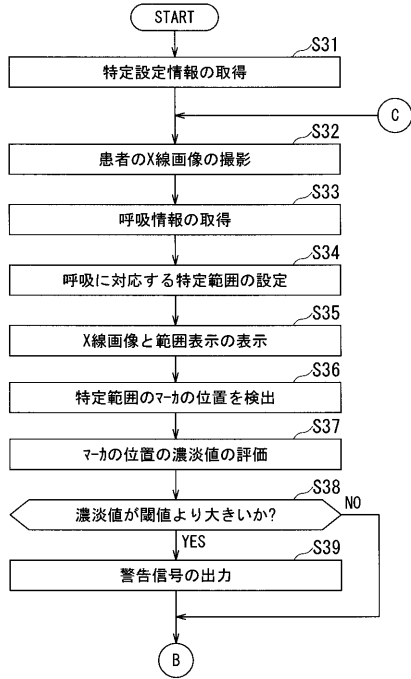
【 図 9 】



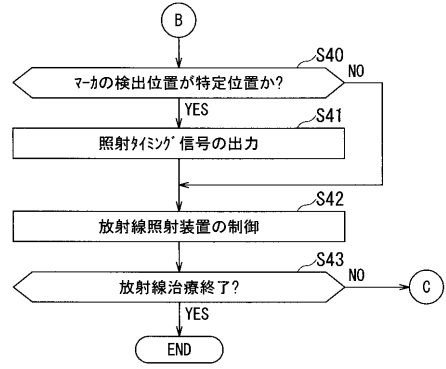
【 図 10 】



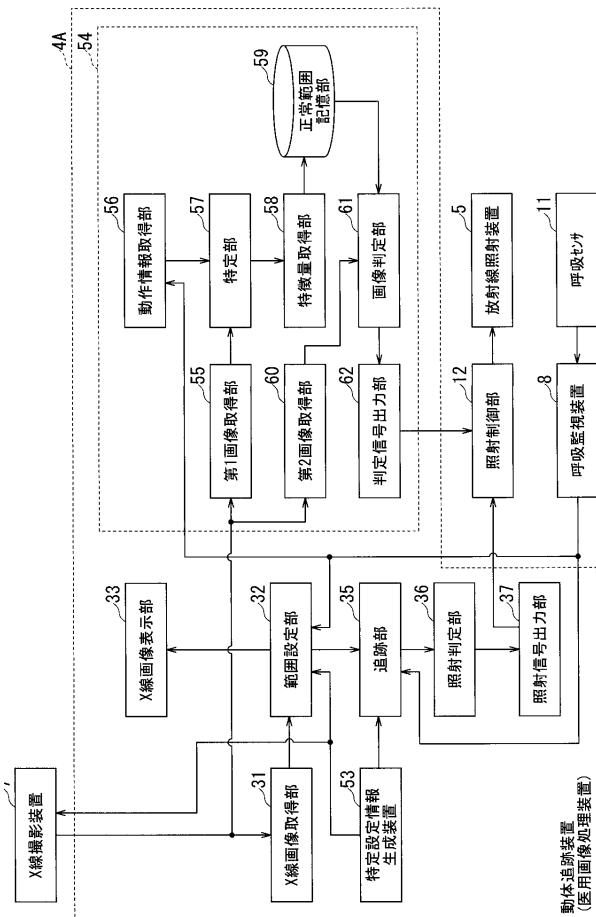
【図11】



【図12】



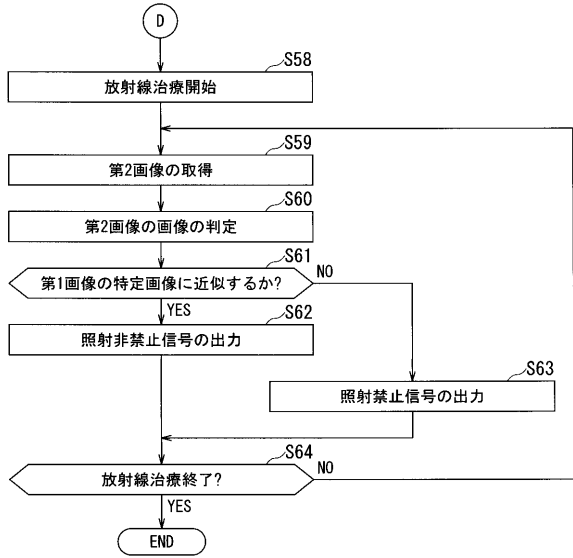
【図13】



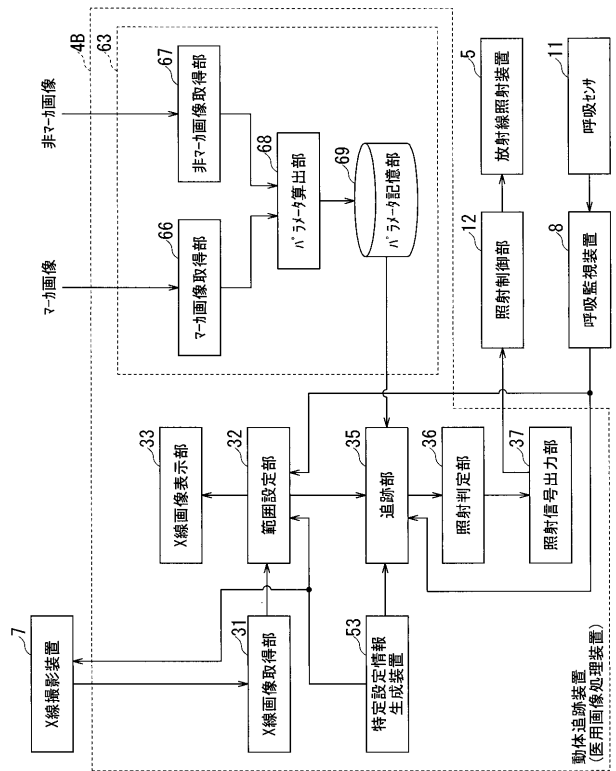
【図14】



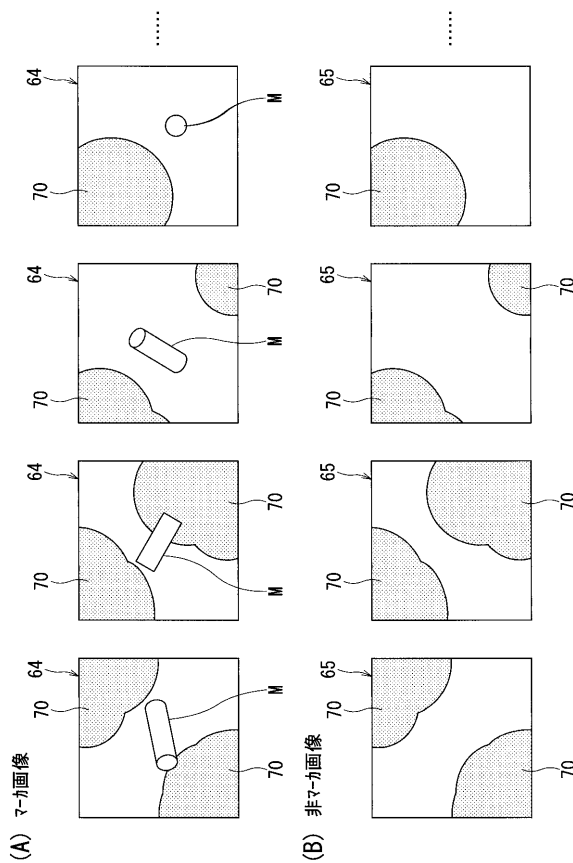
【図15】



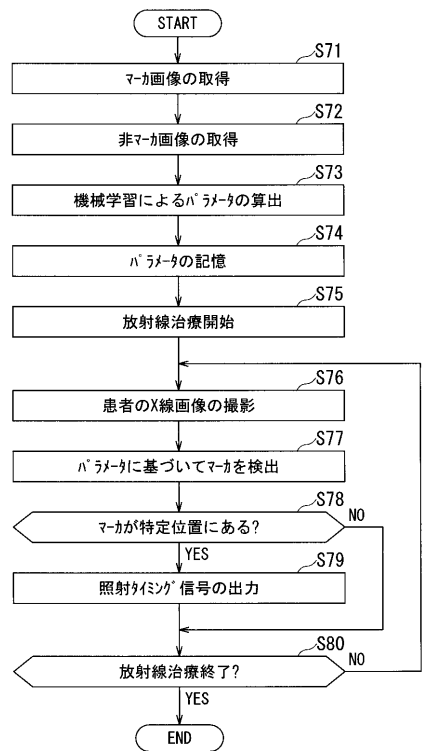
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
G 0 6 T 7/20 A

(72)発明者 坂田 幸辰
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 岡屋 慶子
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 森 慎一郎
千葉県千葉市稲毛区穴川四丁目9番1号 国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構内

Fターム(参考) 4C082 AA01 AA03 AC02 AC03 AC04 AC05 AC06 AC07 AE02 AG05
AG08 AJ13 AP08
4C093 AA01 AA25 AA26 CA17 CA35 EA18 FF16 FF19 FF20 FF22
FF24 FF28 FF32 FF35 FF37 FF42 GA01
5L096 AA09 BA06 DA03 FA69 HA05 KA04