

(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2016-221100

(P2016-221100A)

(43) 公開日 平成28年12月28日(2016.12.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 5 0 D	4 C 0 8 2
A 6 1 N 5/10 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 0	4 C 0 9 3
	A 6 1 N 5/10 F	
	A 6 1 N 5/10 H	
	A 6 1 N 5/10 M	
審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 25 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2015-112432 (P2015-112432)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成27年6月2日(2015.6.2)	(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	110001634 特許業務法人 志賀国際特許事務所
		(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	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	

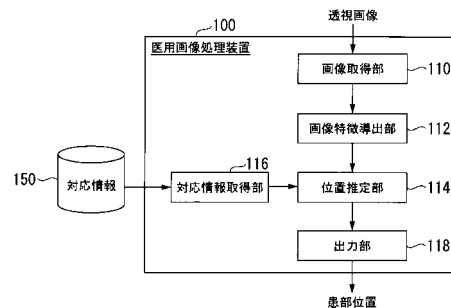
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、および治療システム

(57) 【要約】

【課題】信頼性を向上させることができる医用画像処理装置、および治療システムを提供することである。

【解決手段】実施形態の医用画像処理装置は、画像取得部と、画像特徴導出部と、位置推定部とを持つ。画像取得部は、撮像装置により撮像された被検体の透視画像を取得する。画像特徴導出部は、前記画像取得部により取得された透視画像の一部または全部である対象領域について画像特徴を導出する。位置推定部は、画像特徴と探索部位の位置との対応関係を示す対応情報に基づいて、前記画像特徴導出部により導出された画像特徴から前記透視画像における前記被検体の探索部位の位置を推定する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像装置により撮像された被検体の透視画像を取得する画像取得部と、
前記画像取得部により取得された透視画像の一部または全部である対象領域について画像特徴を導出する画像特徴導出部と、
画像特徴と探索部位の位置との対応関係を示す対応情報に基づいて、前記画像特徴導出部により導出された画像特徴から前記透視画像における前記被検体の探索部位の位置を推定する位置推定部と、
を備える医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記対応情報は、更に、前記対象領域の前記透視画像における位置と前記探索部位の位置との相対位置関係の情報を含み、
前記位置推定部は、前記画像特徴導出部により導出された画像特徴と、前記対象領域の前記透視画像における位置とに基づいて、前記透視画像における前記被検体の探索部位の位置を推定する、
請求項 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記対応情報は、前記対象領域の前記透視画像における位置と、前記画像特徴導出部により導出された画像特徴を入力情報とすることで、前記透視画像上の一つの位置における前記探索部位の位置である確率を導出する導出規則を含み、
前記画像特徴導出部が、前記透視画像において対象領域の位置を変えながら画像特徴を導出し、前記位置推定部が、前記画像特徴導出部により複数の対象領域について導出された画像特徴から前記探索部位の位置である確率をそれぞれ導出することで、前記透視画像における複数の位置に対応した前記探索部位の位置である確率を導出する、
請求項 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記対応情報は、前記対象領域の前記透視画像における位置と、前記画像特徴導出部により導出された画像特徴を入力情報とすることで、前記透視画像上の複数の位置における前記探索部位の位置である確率を導出する導出規則を含み、
前記画像特徴導出部が、前記透視画像において一つの対象領域について画像特徴を導出し、前記位置推定部が、前記画像特徴導出部により一つの対象領域について導出された画像特徴から、前記透視画像上の複数の位置に対応した前記探索部位の位置である確率を導出する、
請求項 1 または 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記位置推定部は、前記導出した、前記透視画像上の複数の位置に対応した前記探索部位の位置である確率が最大値となる位置を、前記被検体における前記被検体の探索部位の位置と推定する、
請求項 3 または 4 記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記位置推定部は、前記導出した、前記透視画像上の複数の位置に対応した前記探索部位の位置である確率の分布の重心を、前記被検体における前記被検体の探索部位の位置と推定する、
請求項 3 または 4 記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記位置推定部は、前記導出した、前記透視画像上の複数の位置に対応した前記探索部位の位置である確率の局所領域内の合計が最大となる当該局所領域の中心を、前記被検体における前記被検体の探索部位の位置と推定する、
請求項 3 または 4 記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記対応情報は、前記対象領域の前記透視画像における位置と、前記画像特徴導出部により導出された画像特徴を入力情報とすることで、前記透視画像上の一つまたは複数の位置における前記探索部位の位置である確率を導出する導出規則を複数含み、

前記位置推定部は、前記複数の導出規則によってそれぞれ導出される確率を重ね合わせることで、前記透視画像上の一つまたは複数の位置に対応した前記探索部位の位置である確率を導出し、前記導出した確率に基づいて、前記透視画像における前記被検体の探索部位の位置を推定する、

請求項 1 または 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

前記位置推定部は、前記複数の導出規則によってそれぞれ導出される確率の和を求めることで、前記複数の導出規則によってそれぞれ導出される確率を重ね合わせる、

10

請求項 8 記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記位置推定部は、前記複数の導出規則によってそれぞれ導出される確率の積を求めることで、前記複数の導出規則によってそれぞれ導出される確率を重ね合わせる、

請求項 8 記載の医用画像処理装置。

【請求項 11】

前記位置推定部は、カーネル密度推定によって、前記複数の導出規則によってそれぞれ導出される確率を重ね合わせる、

請求項 8 記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 12】

前記画像特徴導出部は、前記対象領域内の各画素の輝度勾配に基づく情報を、前記画像特徴として導出する、

請求項 1 から 11 のうちいずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 13】

学習用画像における対象領域の画像特徴と、前記学習用画像において特定された前記探索部位の位置とに基づいて、前記対応情報を学習する学習部を更に備える、

請求項 1 から 12 のうちいずれか 1 項記載の医用画像処理装置。

【請求項 14】

前記学習部は、更に、前記学習用画像における前記対象領域の位置に基づいて、前記対象領域と前記探索部位の位置との相対位置関係を含む前記対応情報を学習する、

30

請求項 13 記載の医用画像処理装置。

【請求項 15】

被検体が撮像された学習用画像において前記被検体の探索部位の位置を特定する特定部と、

前記学習用画像の一部または全部である対象領域について画像特徴を導出し、前記導出した画像特徴に基づいて、画像特徴と探索部位の位置との対応関係を示す対応情報を学習する学習部と、

を備える医用画像処理装置。

【請求項 16】

40

前記学習部は、更に、前記学習用画像における前記対象領域の位置に基づいて、前記対象領域と前記探索部位の位置との相対位置関係を含む前記対応情報を学習する、

請求項 15 記載の医用画像処理装置。

【請求項 17】

請求項 1 から 14 のうちいずれか 1 項記載の医用画像処理装置と、

前記被検体に治療ビームを照射する照射部と、

前記医用画像処理装置の位置推定部により推定された前記被検体の探索部位の位置に対して前記治療ビームを照射するように前記照射部を制御する制御部と、

を備える治療システム。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、医用画像処理装置、および治療システムに関する。

【背景技術】

【0002】

放射線治療では、まず計画段階において患部付近のCT (Computed Tomography) 画像が事前に撮影され、治療計画が立てられる。治療段階では、治療計画に沿って患部に治療ビームを照射することで、患者の治療が行われる。患者の患部は、呼吸や心拍、腸の動きなどによって移動する場合がある。これに対応する治療法として、ゲーテッド照射法や追尾照射法が知られている。これらの照射法により、治療ビームが患部以外の正常部位に照射される量を減らすことができる。

10

【0003】

また、治療の直前に、治療計画用とは別に、様々な呼吸位相のCT画像を撮影する場合がある。この場合、様々な呼吸位相のCT画像から治療計画用CT画像と類似したものが選択される。そして、選択されたCT画像を生成するために利用した透視画像と、治療中に撮影した透視画像とで、横隔膜周辺の画像情報がほぼ一致したときに治療ビームが自動的に照射される。

【0004】

しかしながら、従来の自動化技術では、治療段階あるいはリハーサル段階において、患部そのものの位置を追跡して治療支援を行うものではないため、信頼性が十分でない場合があった。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-154861号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】Ying Cui, Jennifer G Dy, Gregory C Sharp, Brain Alexander and Steve B Jiang, "Multiple template-based fluoroscopic tracking of lung tumor mass without implanted fiducial markers," *Physics in Medicine and Biology*, vol.52, no.20, pp.6229-6242, 2007.

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明が解決しようとする課題は、信頼性を向上させることができる医用画像処理装置、および治療システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の医用画像処理装置は、画像取得部と、画像特徴導出部と、位置推定部とを持つ。画像取得部は、撮像装置により撮像された被検体の透視画像を取得する。画像特徴導出部は、前記画像取得部により取得された透視画像の一部または全部である対象領域について画像特徴を導出する。位置推定部は、画像特徴と探索部位の位置との対応関係を示す対応情報に基づいて、前記画像特徴導出部により導出された画像特徴から前記透視画像における前記被検体の探索部位の位置を推定する。

40

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】第1の実施形態に係る医用画像処理装置100の機能構成例を示す図。

【図2】対象領域の画像特徴から患部確率を導出する関数の内容を模式的に示す図。

【図3】対象領域の画像特徴から患部確率を導出する関数の内容の他の例を模式的に示す図。

50

【図 4】対象領域の画像特徴から患部確率を導出する関数の内容の他の例を模式的に示す図。

【図 5】画像特徴導出部 1 1 2 および位置推定部 1 1 4 による処理の内容の一例を示す図。

【図 6】第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 により実行される処理の内容の一例を示すフローチャート。

【図 7】第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 により実行される処理の内容の他の例を示すフローチャート。

【図 8】画像特徴導出部 1 1 2 および位置推定部 1 1 4 による処理の内容の一例を示す図。

【図 9】第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 A の機能構成例を示す図。

【図 1 0】第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 A により実行される処理の流れの一例を示すフローチャート。

【図 1 1】利用者による入力操作によって患部位置と対象領域が指定される際の表示画面を示す図。

【図 1 2】対応情報 1 5 0 が構築される様子を模式的に示す図。

【図 1 3】治療装置 1 0 および医用画像処理装置 1 0 0 A を含む治療システム 1 の構成例を示す図。

【図 1 4】治療システム 1 を利用して行われる治療の流れの一例を示すフローチャート。

【図 1 5】治療計画の流れの一例を示すフローチャート。

【図 1 6】学習処理の流れの一例を示すフローチャート。

【図 1 7】一つの C T 画像に対して入力された患部位置が他の C T 画像に展開される様子を模式的に示す図。

【図 1 8】リハーサルにおいて行われる処理の流れを示すフローチャート。

【図 1 9】リハーサル段階の表示画面の一例を示す図。

【図 2 0】治療段階において行われる処理の流れの一例を示すフローチャート。

【図 2 1】治療段階の表示画面の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 0】

以下、実施形態の医用画像処理装置、および治療システムを、図面を参照して説明する。

【0 0 1 1】

< < 医用画像処理装置 > >

< 第 1 の実施形態 >

以下、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 の機能構成例を示す図である。医用画像処理装置 1 0 0 は、例えば、画像取得部 1 1 0 と、画像特徴導出部 1 1 2 と、位置推定部 1 1 4 と、対応情報取得部 1 1 6 と、出力部 1 1 8 とを備える。

【0 0 1 2】

これらの機能部のうち画像特徴導出部 1 1 2、位置推定部 1 1 4、その他の機能部は、例えば、C P U (Central Processing Unit) や G P U (Graphics Processing Unit) などのプロセッサが記憶装置に記憶されたプログラムを実行することにより機能するソフトウェア機能部である。すなわち、医用画像処理装置 1 0 0 は、例えば、汎用のコンピュータ装置を基本ハードウェアとして用いることでも実現することが可能である。画像特徴導出部 1 1 2、位置推定部 1 1 4、その他の機能部は、上記のコンピュータ装置に搭載されたプロセッサにプログラムを実行させることにより実現することができる。このとき、医用画像処理装置 1 0 0 は、上記のプログラムをコンピュータ装置にあらかじめインストールすることで実現してもよいし、C D - R O M などの記憶媒体に記憶して、あるいはネットワークを介して上記のプログラムを配布して、このプログラムをコンピュータ装置に適宜インストールすることで実現してもよい。また、これらの機能部のうち一部または全部

10

20

30

40

50

は、FPGA (Field Programmable Gate Array) やLSI (Large Scale Integration) やASIC (Application Specific Integrated Circuit) などのハードウェア機能部であってもよい。

【0013】

画像取得部110は、LAN (Local Area Network) やWAN (Wide Area Network) 、シリアル通信線などのネットワークによって接続された治療装置(後述)から、入力画像としての透視画像を取得する。画像取得部110は、上記ネットワークに接続するための通信インターフェースを含む。透視画像は、例えば、被検体をX線で撮像した動画像である。被検体とは、人や動物などの生命体であり、治療を受ける人、すなわち「患者」と称してもよい。

10

【0014】

画像特徴導出部112は、画像取得部110によって取得された透視画像における対象領域について、対象領域内の画像の特徴を示す画像特徴を導出する。対象領域は、透視画像のうち一部である場合もあるし、透視画像の全部である場合もある。また、対象領域は、透視画像における位置が予め特定されており、その対象領域について画像特徴導出部112が画像特徴を導出するようにしてもよいし、画像特徴導出部112が対象領域を変えながら画像特徴を導出するようにしてもよい。前者の場合、例えば対応情報150に、対象領域の位置を特定する情報が含まれている。

【0015】

画像特徴は、例えば、対象領域内の各画素について輝度勾配を求め、求めた輝度勾配を配列化した情報である。輝度勾配は、SOBELフィルタなどの手法によって求めることができる。また、画像特徴は、対象領域内の各画素の画素値を配列化したものであってもよいし、対象領域内の各画素の輝度勾配や画素値などについて求めたヒストグラムを配列化した情報であってもよい。

20

【0016】

なお、後述するように対応情報は、例えばDRR (Digitally Reconstructed Radiograph) を学習用画像とした学習処理によって生成される。このため、X線による透視画像とDRRの相違によって余り変化しない画像特徴を求めると好適である。前述した輝度勾配の方向は、X線による透視画像とDRRで余り変化しない傾向を有するため、医用画像処理装置100において好適に用いられるものである。

30

【0017】

以下、配列化された画像特徴をベクトル情報として扱い、画像特徴を $x = (x_1, x_2, \dots, x_n)$ のように表す。なお、文字の前の「」は、続く文字がベクトルであることを示すものとする。

【0018】

位置推定部114は、画像特徴導出部112によって導出された画像特徴から、被検体の患部位置を推定する。被検体の患部位置は、被検体の「探索位置」の一例である。位置推定部114は、例えば、対応情報取得部116によって取得された、画像特徴と患部位置との対応関係を示す対応情報150に基づいて、被検体の患部位置を推定する。対応情報150の生成過程(学習過程)については後述する。

40

【0019】

対応情報取得部116は、対応情報150を取得する。対応情報150は、例えば、医用画像処理装置100が備える記憶装置から読み込まれる。この場合、記憶装置は、ROM (Read Only Memory) やRAM (Random Access Memory) 、HDD (Hard Disk Drive) 、フラッシュメモリなどであり、対応情報取得部116は、位置推定部114の一機能とみなしてよい。また、対応情報150は、後述する治療装置、データサーバ、ネットワークストレージなどの外部装置からネットワークを介して取得されてもよい。この場合、対応情報取得部116は、ネットワークに接続するための通信インターフェースを含む。また、対応情報150は、CD (Compact Disc) やDVD (Digital Versatile Disc) などの記憶媒体から取得されてもよい。この場合、対応情報取得部116は、記憶媒体が装

50

着されるドライブ装置を含む。

【 0 0 2 0 】

出力部 1 1 8 は、例えば、LCD (Liquid Crystal Display) や有機 EL (Electroluminescence) などの表示装置を含む。この場合、出力部 1 1 8 は、位置推定部 1 1 4 により推定された被検体の患部位置を透視画像に重畳させて表示する。また、出力部 1 1 8 は、位置推定部 1 1 4 による推定結果を外部装置 (例えば治療装置) に出力するための通信インターフェースを含んでもよい。この場合、出力部 1 1 8 は、画像取得部 1 1 0 と一部または全部において共通する構成となる。

【 0 0 2 1 】

以下、画像特徴に基づく患部位置の推定について、より詳細に説明する。対応情報 1 5 0 は、例えば、式 (1) で表される関数 f を含む。式中、 (u, v) は入力画像上の位置であり、 $l(u, v)$ は、位置 (u, v) が患部である確率を示す出力値である。以下、出力値 $l(u, v)$ を、患部確率 $l(u, v)$ と称する。関数 f は、例えば、予め求められた教師データである配列と、画像特徴導出部 1 1 2 によって導出された配列化された画像特徴との間の相関係数 (負の場合はゼロに置換) やフィッティング率などの指標、あるいはこれらの指標を閾値と比較して離散化した値を出力する関数である。患部確率 $l(u, v)$ は、例えば 0 から 1 までの連続値で確率を表したものであってもよいし、0 (患部でない) または 1 (患部である) の 2 値、或いは、0 (患部でない)、0.5 (患部の可能性がある) または 1 (患部である) といった 3 値以上の離散値または符号などで確率を表したものであってもよい。なお、関数は、対応情報 1 5 0 に含まれる導出規則の一例として例示したものであり、関数は、同等の入出力関係を有するマップやテーブルデータ、あるいはアルゴリズムなどの導出規則で置換されてもよい。以下、このことを前提として説明する。

10

20

【 0 0 2 2 】

$$f(x) = l(u, v) \quad \dots (1)$$

【 0 0 2 3 】

図 2 は、対象領域 OA の画像特徴 x から患部確率 $l(u, v)$ を導出する関数 f の内容を模式的に示す図である。図 2 の左図は、入力画像 IM において設定される対象領域 OA を示している。図 2 の右図は、対象領域 OA から導出される画像特徴 x に関数 f を適用することで、患部確率 $l(u, v)$ が求められる様子を示している。図示するように、対応情報 1 5 0 である関数 f は、入力画像 IM における対象領域 OA の画像特徴 x が入力されると、入力画像 IM 上の特定の位置 (u, v) における患部確率 $l(u, v)$ を導出する。特定の位置 (u, v) は、例えば対象領域 OA の中心 (例えば重心) である。また、関数 f は、一点ではなく広さを持った領域の患部確率を出力するものであってもよい。

30

【 0 0 2 4 】

なお、対象領域 OA が入力画像 IM 全体でない場合、関数 f は、対象領域 OA の位置に依存した患部確率 $l(u, v)$ を導出する。この場合、関数 f は、式 (2) で表されてもよい。式中、 p は、対象領域 OA の入力画像 IM における位置情報である。

【 0 0 2 5 】

$$f(x, p) = l(u, v) \quad \dots (2)$$

40

【 0 0 2 6 】

関数 f は、一つの患部確率 $l(u, v)$ を導出するものであってもよいが、複数の位置に対応した患部確率 $l(u, v)$ を出力するものであってもよい。図 3 は、対象領域 OA の画像特徴 x から患部確率 $l(u, v)$ を導出する関数 f の内容の他の例を模式的に示す図である。図 3 の左図は、入力画像 IM において設定される対象領域 OA を示している。図 3 の右図は、対象領域 OA から導出される画像特徴 x に関数 f を適用することで、複数の位置 $(u_1, v_1) \sim (u_k, v_k)$ に対応した患部確率 $l(u, v)$ が求められる様子を示している。図示するように、対応情報 1 5 0 である関数 f は、入力画像 IM における対象領域 OA の画像特徴 x が入力されると、入力画像 IM 上の複数の (k 個の)

50

位置 $(u_1, v_1) \sim (u_k, v_k)$ に対応した患部確率 $l(u_1, v_1) \sim l(u_k, v_k)$ を導出する。

【0027】

また、関数 f は、入力画像 I_M の全体についての画像特徴 x に基づいて、入力画像 I_M の一つまたは複数の位置における患部確率 $l(u, v)$ を導出するものであってもよい。図4は、対象領域 O_A の画像特徴 x から患部確率 $l(u, v)$ を導出する関数 f の内容の他の例を模式的に示す図である。図4の左図は、入力画像 I_M が対象領域 O_A と一致する様子を示している。図4の右図は、対象領域 O_A すなわち入力画像 I_M から導出される画像特徴 x に関数 f を適用することで、患部確率 $l(u, v)$ が求められる様子を示している。図示するように、対応情報150である関数 f は、入力画像 $I_M (=$ 対象領域 $O_A)$ の画像特徴 x が入力されると、入力画像 I_M 上の特定の位置 (u, v) における患部確率 $l(u, v)$ を導出する。

10

【0028】

位置推定部114は、上記例示した種々の対応情報150を用いて、被検体の患部位置を推定する。

【0029】

[対応情報が一つの関数を含む場合の処理]

画像特徴導出部112および位置推定部114は、対応情報150が一つの関数 f を含む場合、例えば、入力画像 I_M において対象領域 O_A の位置を変えながら、入力画像 I_M における複数の位置における患部確率 $l(u, v)$ を導出する。

20

【0030】

図5は、画像特徴導出部112および位置推定部114による処理の内容の一例を示す図である。ここでは、関数 f は、例えば0から1までの連続値で確率を表した患部確率 $l(u, v)$ を導出するものとする。また、関数 f は、一つの対象領域 O_A に対して一つの患部確率 $l(u, v)$ を導出するものとする。図5の左図は、入力画像 I_M において対象領域 O_A が順次設定される様子を示している。図5の左図に示すように、画像特徴導出部112は、入力画像 I_M における走査領域 S_A 内で対象領域 O_A を移動させながら、各対象領域 O_A について画像特徴 x を導出する。そして、位置推定部114は、各対象領域 O_A についての画像特徴 x に基づいて、複数の位置に対応した患部確率 $l(u, v)$ を導出する。図5の右図は、位置推定部114により導出された患部確率 $l(u, v)$ の分布を例示した図である。このような分布において患部確率 $l(u, v)$ が高くなった位置が、実際に被検体の患部である確率の高い位置であると判断することができる。

30

【0031】

位置推定部114は、更に、各位置について求めた患部確率 $l(u, v)$ に基づいて、患部位置を推定する。以下に例示するような処理によって、被検体の患部位置が推定される。

【0032】

(推定処理 A)

位置推定部114は、例えば、患部確率 $l(u, v)$ が最大値となる位置を、患部位置 (u_t, v_t) と推定する。この場合、位置推定部114により推定される患部位置 (u_t, v_t) は、例えば式(3)で表される。

40

【0033】

【数1】

$$(u_t, v_t) = \arg \max_{u, v} l(u, v) \quad \dots (3)$$

【0034】

(推定処理 B)

50

また、位置推定部 114 は、患部確率 $l(u, v)$ の分布の重心を、患部位置 (u_t, v_t) と推定してもよい。この場合、位置推定部 114 により推定される患部位置 (u_t, v_t) は、例えば式 (4) で表される。

【0035】

【数2】

$$(u_t, v_t) = \frac{\sum_{(u,v) \in R} l(u, v)(u, v)}{\sum_{(u,v) \in R} l(u, v)} \quad \dots (4)$$

10

【0036】

(推定処理 C)

また、位置推定部 114 は、局所領域内における患部確率 $l(u, v)$ の合計が最大となる当該局所領域の中心 (例えば重心、円や楕円の中心など) を、患部位置 (u_t, v_t) と推定してもよい。この場合、位置推定部 114 により推定される患部位置 (u_t, v_t) は、例えば式 (5) で表される。

20

【0037】

【数3】

$$(u_t, v_t) = \arg \max_{u, v} \sum_{-r \leq i, j \leq r} l(u+i, v+j) \quad \dots (5)$$

【0038】

なお、(推定処理 A) から (推定処理 C) として例示した処理の内容は、あくまで一例であり、位置推定部 114 は、同様の性質を有するその他の処理を行ってもよい。以下同様とする。

30

【0039】

図 6 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 100 により実行される処理の内容の一例を示すフローチャートである。本フローチャートは、図 5 に例示した処理が行われる場合の処理の流れを示している。

【0040】

まず、対応情報取得部 116 が、これから患部位置を推定する対象の被検体についての対応情報を取得する (ステップ S200)。

【0041】

次に、画像取得部 110 が、動画像として入力される画像から 1 フレームの画像を取得し (ステップ S202)、画像特徴導出部 112 が、対象領域 OA の位置を初期設定する (ステップ S204)。対象領域 OA は、図 5 で示すように、例えば、走査領域 SA のうち最も左上の領域を初期領域として設定される。

40

【0042】

次に、画像特徴導出部 112 が、対象領域 OA について画像特徴 x を導出し (ステップ S206)、位置推定部 114 が、画像特徴 x に基づいて患部確率 $l(u, v)$ を導出する (ステップ S208)。そして、画像特徴導出部 112 が、走査領域 SA 内で設定可能な全ての対象領域 OA について画像特徴導出部 112 および位置推定部 114 が処理を完了したか否かを判定する (ステップ S210)。全ての対象領域 OA について処理を完了していない場合、画像特徴導出部 112 が、対象領域 OA の位置を変更し (ステップ

50

S 2 1 2)、ステップ S 2 0 6 に処理を戻す。画像特徴導出部 1 1 2 は、図 5 で示すように、画像の横方向に所定幅ずつ順に対象領域 O A の位置を設定し、走査領域 S A の右端に達した場合に、画像の縦方向に所定幅下げた走査領域 S A の左端の位置に対象領域 O A の位置を設定することを繰り返し実行する。対象領域 O A が走査領域 S A の最も右下の位置に到達した場合、ステップ S 2 1 0 において「全ての対象領域 O A について処理を完了した」と判定される。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 2 1 0 において全ての対象領域 O A について処理を完了したと判定された場合、位置推定部 1 1 4 が、複数回に亘ってステップ S 2 0 8 で導出した患部確率 $l(u, v)$ の分布から患部位置を推定する(ステップ S 2 1 4)。具体的には、位置推定部 1 1 4 は、上記例示した(推定処理 A)から(推定処理 C)のいずれかの処理によって被検体の患部位置を推定する。

10

【 0 0 4 4 】

次に、出力部 1 1 8 が、位置推定部 1 1 4 により推定された被検体の患部位置を出力する(ステップ S 2 1 6)。そして、動画像の供給が停止したり、利用者によって終了操作がなされた場合に、本フローチャートの処理が終了する(ステップ S 2 1 8)。利用者とは、医師や診療放射線技師など、医用画像処理装置 1 0 0 を利用する者である。動画像の供給が継続している間、終了操作がなされるまで、ステップ S 2 0 2 ~ S 2 1 6 の処理が繰り返し実行される。

【 0 0 4 5 】

なお、関数 f が、一つの対象領域 O A に対して複数の位置に対応した患部確率 $l(u, v)$ を導出する場合、複数の位置に対応した患部確率 $l(u, v)$ に対して上記例示した(推定処理 A)から(推定処理 C)のうちいずれかの処理を行って、被検体の患部位置を推定してもよい。図 7 は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 により実行される処理の内容の他の例を示すフローチャートである。本フローチャートは、関数 f が、一つの対象領域 O A に対して複数の位置に対応した患部確率 $l(u, v)$ を導出する場合の処理の流れを示している。

20

【 0 0 4 6 】

まず、対応情報取得部 1 1 6 が、これから患部位置を推定する対象の被検体についての対応情報を取得する(ステップ S 3 0 0)。

30

【 0 0 4 7 】

次に、画像取得部 1 1 0 が、動画像として入力される画像から 1 フレームの画像を取得し(ステップ S 3 0 2)、画像特徴導出部 1 1 2 が、対象領域 O A について画像特徴 x を導出し(ステップ S 3 0 4)、位置推定部 1 1 4 が、画像特徴 x に基づいて複数の位置に対応した患部確率 $l(u, v)$ を導出する(ステップ S 3 0 6)。そして、位置推定部 1 1 4 が、ステップ S 3 0 6 で導出した患部確率 $l(u, v)$ の分布から患部位置を推定する(ステップ S 3 0 8)。具体的には、位置推定部 1 1 4 は、上記例示した(推定処理 A)から(推定処理 C)のいずれかの処理によって被検体の患部位置を推定する。

【 0 0 4 8 】

次に、出力部 1 1 8 が、位置推定部 1 1 4 により推定された被検体の患部位置を出力する(ステップ S 3 1 0)。そして、動画像の供給が停止したり、利用者によって終了操作がなされた場合に、本フローチャートの処理が終了する(ステップ S 3 1 2)。動画像の供給が継続している間、終了操作がなされるまで、ステップ S 3 0 2 ~ S 3 1 0 の処理が繰り返し実行される。

40

【 0 0 4 9 】

[対応情報が複数の関数を含む場合の処理]

対応情報取得部 1 1 6 により取得される対応情報 1 5 0 は、関数 f を一つのみ含むのではなく、複数の関数 f を含んでもよい。対応情報 1 5 0 が複数の関数 f を含む場合、画像特徴導出部 1 1 2 および位置推定部 1 1 4 は、例えば以下に示す処理を行う。

【 0 0 5 0 】

50

図8は、画像特徴導出部112および位置推定部114による処理の内容の一例を示す図である。ここでは、二つの関数 f_1 、 f_2 は、それぞれ、例えば0から1までの連続値で確率を表した患部確率 $l_1(u, v)$ 、 $l_2(u, v)$ を導出するものとする。また、関数 f_1 、 f_2 は、それぞれ、一つの対象領域 OA に対して複数の患部確率 $l_1(u, v)$ 、 $l_2(u, v)$ を導出するものとする(図3を参照)。図8の左図は、入力画像 IM において複数の対象領域 OA_1 、 OA_2 が設定される様子を示している。図8の右図は、対象領域 OA_1 から導出される画像特徴 x_1 に関数 f_1 を適用することで求められる患部確率と、対象領域 OA_2 から導出される画像特徴 x_2 に関数 f_2 を適用することで求められる患部確率とが重ね合わされた患部確率 $l(u, v)$ の分布を示している。

【0051】

画像特徴導出部112は、入力画像 IM において予め設定されている関数 f_1 用の対象領域 OA_1 について画像特徴 x_1 を導出すると共に、関数 f_2 用の対象領域 OA_2 について画像特徴 x_2 を導出する。位置推定部114は、対象領域 OA_1 についての画像特徴 x_1 に基づいて患部確率 $l_1(u, v)$ を導出すると共に、対象領域 OA_2 についての画像特徴 x_2 に基づいて患部確率 $l_2(u, v)$ を導出する。そして、位置推定部114は、患部確率 $l_1(u, v)$ と患部確率 $l_2(u, v)$ を重ね合わせて患部確率 $l(u, v)$ を導出する。以下、その重ね合わせ処理について例示する。

【0052】

(重ね合わせ処理D)

位置推定部114は、例えば、患部確率 $l_1(u, v)$ から患部確率 $l_n(u, v)$ の和(n は任意の自然数であり、関数の識別子である)を求めることで、重ね合わされた患部確率 $l(u, v)$ を導出する。この場合の重ね合わされた患部確率 $l(u, v)$ は、例えば式(6)で表される。式中、 δ はクロネッカーのデルタである。

【0053】

【数4】

$$l(u, v) = \sum_n \delta_{uu_n} \delta_{vv_n} l(u_n, v_n) \quad \dots (6)$$

【0054】

(重ね合わせ処理E)

また、位置推定部114は、患部確率 $l_1(u, v)$ から患部確率 $l_n(u, v)$ の積を求めることで、重ね合わされた患部確率 $l(u, v)$ を導出してもよい。この場合の重ね合わされた患部確率 $l(u, v)$ は、例えば式(7)で表される。

【0055】

【数5】

$$l(u, v) = \prod_n \delta_{uu_n} \delta_{vv_n} l(u_n, v_n) \quad \dots (7)$$

【0056】

(重ね合わせ処理F)

また、位置推定部114は、カーネル密度推定によって、患部確率 $l_1(u, v)$ から患部確率 $l_n(u, v)$ を重ね合わせた患部確率 $l(u, v)$ を導出してもよい。この場合の重ね合わされた患部確率 $l(u, v)$ は、例えば式(8)で表される。式中、 K はカーネル関数であり、 h はバンド幅であり、 Z は標本数とバンド幅の積である。

【0057】

10

20

30

40

【数 6】

$$l(u, v) = \frac{1}{Z} \sum_n l(u_n, v_n) K\left(\frac{u-u_n}{h}, \frac{v-v_n}{h}\right), K(u, v) = \exp\left\{-\left(u^2 + v^2\right)\right\}$$

・・・(8)

【0058】

10

更に、位置推定部 114 は、上記例示した（重ね合わせ処理 D）から（重ね合わせ処理 F）のうちいずれかの処理によって重ね合わせた患部確率 $l(u, v)$ に対して、上記例示した（推定処理 A）から（推定処理 C）のうちいずれかの処理を行って、患部位置 (u_t, v_t) を推定する。

【0059】

なお、（重ね合わせ処理 D）から（重ね合わせ処理 F）として例示した処理の内容は、あくまで一例であり、位置推定部 114 は、同様の性質を有するその他の処理を行ってもよい。以下同様とする。

【0060】

また、対応情報取得部 116 により取得される対応情報 150 が複数の関数 f を含む場合においても、画像特徴導出部 112 および位置推定部 114 は、図 5 に示すように、走査領域 SA 内で対象領域 OA を変えながら処理を行ってもよい。この場合も位置推定部 114 は、上記と同様に、複数の関数 f によりそれぞれ導出される患部確率を重ね合わせる処理を行う。

20

【0061】

以上説明した本実施形態の医用画像処理装置 100 によれば、透視画像の一部または全部である対象領域 OA について画像特徴を導出し、画像特徴と探索部位の位置との対応関係を示す対応情報 150 に基づいて、導出された画像特徴から透視画像における被検体の患部の位置を推定することで、より正確に患部の位置を推定することができる。この結果、画像を用いた放射線などによる治療の信頼性を向上させることができる。

30

【0062】

< 第 2 の実施形態 >

以下、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 100A について説明する。図 9 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 100A の機能構成例を示す図である。第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 100A は、第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 100 と比較すると、対応情報学習部 120 と、入力部 122 とを更に備える点で相違する。以下、第 1 の実施形態との共通点については同じ符号を付して説明を省略し、相違点を中心に説明する。

【0063】

対応情報学習部 120 は、医用画像処理装置 100A に入力される学習用画像に基づいて、対応情報 150 を学習する。学習用画像は、例えば、治療計画用の 3DC T 画像から生成される DR R である。DR R の画角は、入力画像 IM である透視画像と一致するように、予め計算されている。詳しくは、治療システムのところで説明する。

40

【0064】

入力部 122 は、例えば、キーボードやマウス、タッチパネル、タッチパッド、ラジオボタンなどの入力デバイスを含む。

【0065】

図 10 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 100A により実行される処理の流れの一例を示すフローチャートである。まず、対応情報学習部 120 は、学習用画像における患部位置を特定する（ステップ S400）。患部位置は、例えば学習用画像を表示装

50

置に表示させながら、利用者による入力部 1 2 2 に対する入力操作を受け付けることで特定される。なお、DRRにおける患部位置は、予め特定されている場合もあるし、対応情報学習部 1 2 0 が学習用画像を解析して患部位置を自動的に特定してもよい。

【0066】

次に、対応情報学習部 1 2 0 は、学習用画像において、画像特徴を導出する対象領域を決定する（ステップ S 4 0 2）。対象領域は、患部位置と同様、例えば学習用画像を表示装置に表示させながら、利用者による入力部 1 2 2 に対する入力操作を受け付けることで特定される。対象領域は、患部を含むように設定されてもよいし、患部を含まないが画像特徴が顕著に現れる位置（例えば骨や筋肉など）を含むように設定されてもよい。また、このような特徴を有する位置を、対応情報学習部 1 2 0 が自動的に選択してもよい。

10

【0067】

図 1 1 は、利用者による入力操作によって患部位置と対象領域が指定される際の表示画面を示す図である。図 1 1 の左図は患部位置の指定画面であり、図 1 1 の右図は対象領域の指定画面である。まず、患部位置の指定画面において、患部位置 T P がマウス操作やタッチ操作などによって指定される。そして、確定ボタン B 1 が操作されると、図 1 1 の右図に示す対象領域の指定画面に遷移する。対象領域の指定画面において、例えばマウス操作やタッチパネルに対するスライド操作などによって、対角にある二つのコーナー C 1 および C 2 が指定されると、指定されたコーナーに基づいて対象領域 O A が重畳表示される。そして、確定ボタン B 1 が操作されると、患部位置 T P と対象領域 O A の指定が終了する。なお、「患部位置は対象領域の中心」というような規則が適用される場合、図 1 1 の右図では一つのコーナーを指定すれば、他のコーナーは指定されたコーナーと患部位置から算出されるため、対象領域 O A の指定が完了する。更に、対象領域 O A のサイズが固定である場合、患部位置 T P が指定されると対象領域 O A は自動的に決定されるため、図 1 1 の右図は表示されない。また、ボタン B 2 が操作されると、学習用画像全体が対象領域として指定される。

20

【0068】

次に、対応情報学習部 1 2 0 は、対象領域における画像特徴を導出する（ステップ S 4 0 4）。係る処理は、対応情報学習部 1 2 0 の処理として実行されてもよいし、画像特徴導出部 1 1 2 をサブルーチンなどとして呼び出すことで実行されてもよい。

【0069】

次に、対応情報学習部 1 2 0 は、患部位置、対象領域の位置、および画像特徴に基づいて、対応情報 1 5 0 を構築する（ステップ S 4 0 6）。図 1 2 は、対応情報 1 5 0 が構築される様子を模式的に示す図である。対応情報 1 5 0 である関数 f は、対象領域の画像特徴、対象領域の位置情報（例えば左上座標と右下座標）、および患部位置に基づいて、対象領域の画像特徴、対象領域と患部位置との相対位置関係、および画像特徴に対する規則を構成要素として基づいて構築される。画像特徴に対する規則とは、前述したように、配列間の相関係数やフィッティング率などの指標、あるいはこれらの指標を閾値と比較して離散化した値を出力するといった規則である。なお、画像特徴に対する規則が一律に決定されるという前提であれば、画像特徴に対する規則は、関数 f の構成要素から省略されてもよい。また、患部位置が対象領域の重心に固定される前提の下では、対象領域の位置と患部位置との相対位置関係の情報は、関数 f の構成要素から省略されてもよい。

30

40

【0070】

以上説明した第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0 A によれば、DRRなどの学習用画像における対象領域 O A の画像特徴と、学習用画像において特定された被検体の患部の位置とに基づいて、対応情報 1 5 0 を学習することにより、一人一人の被検体（患者）に適合した対応情報 1 5 0 を使用することができる。これによって、利便性を向上させると共に、画像を用いた放射線などによる治療の信頼性を更に向上させることができる。

【0071】

なお、上記第 1 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 0、または第 2 の実施形態に係

50

る医用画像処理装置 100A は、呼吸位相を入力パラメータとする関数 f を対応情報 150 として使用してもよい(式(9)参照)。式中、 b は呼吸位相である。また、この前提において第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 100A は、呼吸位相毎に画像特徴と患部位置との対応情報 150 を学習する処理を行ってよい。

【0072】

$$f(x, b) = l_b(u, v) \dots (9)$$

【0073】

<<治療システム>>

以下、上記第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 100A の適用例について説明する。図 13 は、治療装置 10 および医用画像処理装置 100A を含む治療システム 1 の構成例を示す図である。

10

【0074】

[治療装置]

治療装置 10 は、例えば、寝台 11 と、放射線源 12-1、12-2 と、放射線検出器 13-1、13-2 と、照射門(照射部) 14 と、制御部 15 と、入力部 16 と、表示部 17 とを備える。以下、符号におけるハイフンおよびこれに続く数字は、いずれの放射線源および放射線検出器の組による透視用の放射線、或いは透視画像であるかを示すものとする。

【0075】

寝台 11 には、治療を受ける被検体 P が固定される。放射線源 12-1 は、被検体 P に対して透視用の放射線 $r-1$ を照射する。放射線源 12-2 は、放射線源 12-1 とは異なる角度から、被検体 P に対して透視用の放射線 $r-2$ を照射する。透視用の放射線 $r-1$ および $r-2$ は、例えば X 線である。

20

【0076】

透視用の放射線 $r-1$ は放射線検出器 13-1 によって検出され、透視用の放射線 $r-2$ は放射線検出器 13-2 によって検出される。放射線検出器 13-1 および 13-2 は、例えばフラット・パネル・ディテクタ(FPD; Flat Panel Detector)、イメージインテンシファイア、またはカラーイメージインテンシファイアなどである。放射線検出器 13-1 は、放射線 $r-1$ のエネルギーを検出してデジタル変換し、透視画像 $TI-1$ として医用画像処理装置 100 に出力する。放射線検出器 13-2 は、放射線 $r-2$ のエネルギーを検出してデジタル変換し、透視画像 $TI-2$ として医用画像処理装置 100 に出力する。図 13 では、2 組の放射線源および放射線検出器を示したが、治療装置 10 は、3 組以上の放射線源および放射線検出器を備えてもよい。

30

【0077】

照射門 14 は、治療段階において、被検体 P に対して治療ビーム B を照射する。治療ビーム B には、例えば、X 線、 γ 線、電子線、陽子線、中性子線、重粒子線などが含まれる。図 13 では、1 つの照射門 14 のみ示したが、治療装置 10 は複数の照射門を備えてもよい。図 13 では、被検体 P の垂直方向に照射門がある場合を示したが、治療装置 10 は被検体 P の水平方向に照射門を備えてもよい。

40

【0078】

制御部 15 は、例えば、治療装置 10 が設置される治療室内に置かれるコンピュータ装置により実現される。制御部 15 は、治療計画に応じて、透視用の放射線 $r-1$ および $r-2$ の照射を行うように放射線源 12-1 および 12-2 を制御する。入力部 16 は、例えば専用キーやダイヤル、タッチパネル、汎用キーボード、マウスなどの入力デバイスである。また、制御部 15 は、治療段階において、治療計画に基づいて治療ビーム B の照射を行うように照射門 14 を制御する。表示部 17 は、医用画像処理装置 100 から送られる画像などを表示する。

【0079】

[医用画像処理装置]

以下、医用画像処理装置 100A の適用例について説明する。医用画像処理装置 100

50

Aは、例えば、レジストレーション部102と、DRR生成部104と、患部位置計算部106と、画像取得部110-1、110-2と、画像特徴導出部112-1、112-2と、位置推定部114-1、114-2と、出力部118と、対応情報学習部120-1、120-2と、入力部122とを備える。なお、図13では、対応情報取得部116については位置推定部114の一機能であるものとして図示を省略している。

【0080】

画像取得部110-1、110-2、画像特徴導出部112-1、112-2、位置推定部114-1、114-2、および対応情報学習部120-1、120-2は、第1または第2の実施形態において説明した各機能ブロックを、二系統で入力される透視画像TI-1およびTI-2にそれぞれ対応するものとして表現した機能ブロックであり、基本的な機能は第1または第2の実施形態で説明した通りである。従って、これらの機能ブロックの機能について再度の説明は省略する。

10

【0081】

医用画像処理装置100Aは、対応情報150と、計画データ152とを保持している。対応情報150および計画データ152は、RAMやHDD、フラッシュメモリなどの記憶装置により記憶される。

【0082】

以下、医用画像処理装置100Aの各機能部について、治療の流れを参照しつつ説明する。図14は、治療システム1を利用して行われる治療の流れの一例を示すフローチャートである。

20

【0083】

まず、治療が行われる前（例えば1週間程度前）に、治療計画が立てられる（ステップS500）。これについては図15を参照して説明する。図15は、治療計画の流れの一例を示すフローチャートである。

【0084】

治療計画段階において、まず、被検体Pの4DC T撮影が行われる（ステップS502）。次に、4DC T画像を計画データ152として記憶装置に記憶させる（ステップS504）。4DC T画像は、3次元ボリュームデータであるCT画像を時系列にn個並べたものである。このn個および時系列画像の時間間隔を乗算して求められる期間は、例えば、呼吸位相が1周期分変化する期間をカバーするように設定される。例えば、n=10である。なお、治療計画段階において用いられる画像は、4DC T画像に限られず、他の3次元ボリュームデータの動画を用いてもよい。例えば、磁気共鳴画像（MRI：Magnetic Resonance Imaging）の動画でもよい。

30

【0085】

次に、n個のCT画像のうち、例えば1つのCT画像を表示し、そのCT画像に対して、利用者による患部の輪郭の入力を受け付ける（ステップS506）。本ステップにおいて、医用画像処理装置100Aは、被検体Pが息を吐いた状態のCT画像における断面像を表示装置により表示する。利用者は、表示する断面を変化させながら、患部である腫瘍の輪郭や治療ビームBを照射したくない臓器の輪郭などを、入力部122を用いて入力する。

40

【0086】

次に、医用画像処理装置100Aは、輪郭情報を生成し、計画データ152の一部として記憶装置に記憶させる（ステップS508）。本ステップにおいて、医用画像処理装置100Aは、ステップS506で利用者が輪郭を入力したCT画像以外の(n-1)個のCT画像それぞれに対する輪郭をデフォーダブルレジストレーションによって設定する。図13において、デフォーダブルレジストレーションを実行するブロックの図示は省略している。

【0087】

次に、医用画像処理装置100Aにおいて、治療計画が立案される（ステップS510）。具体的には、ステップS506、S508において入力、生成された輪郭情報に基づ

50

いて、患部がどの位置にあるときに、どこに、どの方向から、どれだけの治療ビーム B を照射するかが、ゲートド照射法や追尾照射法などの治療法に基づいて計画される。この計画は、医用画像処理装置 100A に記憶された治療計画プログラムによって立案される。立案された計画は、表示装置により表示され、利用者によって確認される。治療計画の情報は、例えば、治療装置 10 の制御部 15 が有する記憶部などに記憶される。図 13 において、計画を立案するブロックの図示は省略している。

【0088】

なお、図 15 のフローチャートにおいて、医用画像処理装置 100A が実行する処理として説明した各種処理の一部は、外部装置によって実行されてもよい。例えば、CT 画像の断面像を表示する処理や、患部の輪郭に関する利用者の入力を受理する処理、デフォー
マブルレジストレーションを実行する処理、治療計画を立案する処理などは、医用画像処理装置 100A の外部の治療計画装置によって実行されてもよい。

10

【0089】

治療計画が立てられると、医用画像処理装置 100A は、被検体 P の対象領域における画像特徴と、患部位置との対応関係を学習する学習処理を行う（ステップ S600）。学習処理は、例えば、ステップ S500 の治療と同じ日において、ステップ S700 のリハーサル
の直前に行われる。治療が複数日に及ぶ場合、学習は最初の治療日だけ行われてもよい。また、学習は、治療およびリハーサルとは別の日に行われてもよい。

【0090】

学習処理段階において、被検体 P は寝台 11 に寝かされ、シェルなどで固定される。そして、図 16 に示す流れで処理が行われる。図 16 は、学習処理の流れの一例を示すフロー
チャートである。

20

【0091】

まず、寝台位置の粗い調整が行われる（ステップ S602）。この段階において、利用者が、被検体 P の位置と姿勢を目視で確認し、照射門 14 からの治療ビーム B が当たりそ
うな位置へ寝台 11 を動かす。これにより、寝台 11 の位置が粗く調整される。

【0092】

次に、寝台位置を細かく調整するために利用する透視画像 T I - 1、T I - 2 が撮影される（ステップ S604）。透視画像 T I - 1、T I - 2 は、例えば被検体 P が息を吐き切った
タイミングで、放射線源 12 - 1 および放射線検出器 13 - 1 の組と、放射線源 12 - 2 および放射線検出器 13 - 2 の組とによって、それぞれ撮影される。寝台 11 の位置が、ステップ S602 で粗く調整済みであるため、透視画像 T I - 1、T I - 2 には、
被検体 P の患部付近が写る。医用画像処理装置 100A の画像取得部 110 - 1 は透視画像 T I - 1 を、画像取得部 110 - 2 は透視画像 T I - 2 を、それぞれ取得してレジストレーション部 102 に出力する（ステップ S606）。

30

【0093】

そして、レジストレーション部 102 は、計画データ 152 から 4DC T 画像のうち呼吸位相の CT 画像を読み出し、透視画像 T I - 1、T I - 2 と比較し、3D - 2D レジストレーションにより、寝台 11 上の被検体 P の位置と姿勢の情報を算出する（ステップ S608）。呼吸位相とは、被検体 P が息を吐き切った状態の呼吸位相をいう。3D - 2D
レジストレーションとは、寝台 11 上に仮想的に CT 画像データを設置して、仮想的に生成した透視画像である DRR の画角が、透視画像 T I - 1、T I - 2 と一致する CT 画像データの位置と姿勢を計算する処理である。これにより、寝台 11 上の被検体 P の位置と姿勢の情報が算出される。この位置と姿勢の情報に基づいて、寝台 11 の位置が、自動的に
或いは人の操作により精密に調整される。この調整後の位置と姿勢は、DRR 生成部 104 と画像特徴導出部 112 - 1、112 - 2 に出力される。

40

【0094】

次に、DRR 生成部 104 が、ステップ S608 で得られた位置と姿勢の情報に基づいて、4DC T 画像から時系列の（n 個の）DRR を生成する（ステップ S610）。ステップ S608 において、寝台 11 の位置が精密に調整済みであるため、本ステップで生成
10

50

される D R R は、透視画像 T I - 1、T I - 2 と画角が一致する。

【 0 0 9 5 】

次に、患部位置計算部 1 0 6 が、計画データ 1 5 2 として記憶された患部の輪郭情報と、ステップ S 6 0 8 において得られた位置と姿勢の情報とに基づいて、時系列の各 D R R における患部位置を計算する（ステップ S 6 1 2）。患部位置計算部 1 0 6 は、例えば、n 個の C T 画像それぞれについて、患部の質量が均一であると仮定して輪郭情報から患部の 3 次元的重心位置を計算し、計算した重心位置を対応する D R R に射影した位置を患部位置とする。

【 0 0 9 6 】

なお、医用画像処理装置 1 0 0 A は、患部の輪郭ではなく患部位置の入力を直接的に受け付けてもよい。この場合、患部位置計算部 1 0 6 は、利用者が患部位置を入力した C T 画像以外の (n - 1) 個の C T 画像それぞれに対する患部位置をデフォーマブルレジストレーションによって設定し、設定した患部位置を対応する D R R に射影することで患部位置を計算する。図 1 7 は、一つの C T 画像に対して入力された患部位置が他の C T 画像に展開される様子を模式的に示す図である。

【 0 0 9 7 】

患部位置計算部 1 0 6 により患部位置が計算されると、第 2 の実施形態で説明したように、対応情報学習部 1 2 0 - 1、1 2 0 - 2 が、D R R において、画像特徴を導出する対象領域を決定し（ステップ S 6 1 4）、対象領域における画像特徴を導出し（ステップ S 6 1 6）、対応情報 1 5 0 を構築する（ステップ S 6 1 8）。これらの処理についての再度の説明は省略する。

【 0 0 9 8 】

[リハーサル]

学習処理が終了すると、リハーサルが行われる（図 1 4；ステップ S 7 0 0）。リハーサルでは、被検体 P の患部を透視画像 T I の動画で追跡できるか否かを確認する。リハーサルは、ステップ S 8 0 0 の治療と同じ日の、その治療の直前に行われる。治療が複数日に及ぶ場合、リハーサルは最初の治療日だけに行われてもよい。また、リハーサルの直前には、被検体 P の位置決めが行われるが、本実施形態では、既に被検体 P の位置決めが済んでいるため、位置決めを改めて行う必要はない。また、リハーサルを省略することも可能である。

【 0 0 9 9 】

図 1 8 は、リハーサルにおいて行われる処理の流れを示すフローチャートの一例である。リハーサルでは、まず、位置推定部 1 1 4 - 1、1 1 4 - 2 が、学習処理において学習された対応情報 1 5 0 を、読み出ししておく（ステップ S 7 0 2）。

【 0 1 0 0 】

次に、放射線源 1 2 - 1 および放射線検出器 1 3 - 1 の組と、放射線源 1 2 - 2 および放射線検出器 1 3 - 2 の組とによって透視画像 T I - 1、T I - 2 の動画（例えば X 線動画）の撮影が開始される（ステップ S 7 0 4）。動画の各フレームは、画像取得部 1 1 0 - 1、1 1 0 - 2 により順次、透視画像 T I - 1、T I - 2 として取得され、画像特徴導出部 1 1 2 - 1、1 1 2 - 2 に順次出力される。

【 0 1 0 1 】

次に、画像特徴導出部 1 1 2 - 1 および位置推定部 1 1 4 - 1、並びに画像特徴導出部 1 1 2 - 2 および位置推定部 1 1 4 - 2 が、それぞれ患部位置を推定する（ステップ S 7 0 6）。本ステップの処理は、例えば図 6 または図 7 を用いて説明した処理と同様である。

【 0 1 0 2 】

次に、位置推定部 1 1 4 - 1、1 1 4 - 2 は、推定した患部位置を透視画像 T I - 1、T I - 2 に重畳させて、表示装置に表示させる（ステップ S 7 0 8）。図 1 9 は、リハーサル段階の表示画面の一例を示す図である。図示するように、リハーサル段階の表示画面では、例えば、透視画像 T I - 1、T I - 2 が並べて表示される。それぞれの透視画像 T

10

20

30

40

50

Iには、患部位置を示すオブジェクトA - 1、A - 2などが重畳表示される。リハーサル段階の表示画面は、例えば、図18のフローチャートにおけるループ処理（ステップS706～S718）において繰り返し更新されるため、利用者から見ると、患部位置が示された透視画像TI - 1、TI - 2の動画が表示されているように映る。また、リハーサル段階の表示画面には、動画の一時停止を指示するためのGUIスイッチである一時停止スイッチSSが設けられる。

【0103】

利用者は、この表示画面を視認して、2方向からの透視画像TI - 1、TI - 2上で、自ら目視により確認した患部位置と、推定結果として表示される患部位置を示すオブジェクトA - 1、A - 2とが合致しているか否かを確認することができる。これによって、治療の信頼性を向上させることができる。

10

【0104】

次に、医用画像処理装置100Aは、一時停止スイッチSSが操作されたか否かを判定する（ステップS710）。一時停止スイッチSSが操作されると、医用画像処理装置100Aは、修正指示がなされたか否かを判定する（ステップS712）。修正指示は、例えば、利用者が正しい患部位置をマウスでクリックすることにより行われる。修正指示がなされた場合、位置推定部114 - 1または114 - 2は、患部位置を補正する（ステップS714）。修正指示は、透視画像TI - 1、TI - 2の一方または双方に対してなされる。位置推定部114 - 1または114 - 2は、例えば、表示していたオブジェクトA1またはA2と修正指示された位置との差分を補正量（修正量）として求め、以降、患部位置を推定する際に、補正量を加味して推定結果を確定する。この補正量は、治療段階にも引き継がれる。また、位置推定部114 - 1または114 - 2は、差分に基づいて、対応情報150自体を修正してもよい。これによって、表示していたオブジェクトA1またはA2の位置も併せて修正される。

20

【0105】

修正指示は、再度一時停止スイッチSSが操作されることで一時停止が解除されるまで受け付けられる（ステップS716）。また、医用画像処理装置100Aは、利用者によって終了指示がなされるまで、動画の表示を継続する（ステップS718）。

【0106】

係る制御によって、治療段階において治療システム1が照射門14の制御に用いる患部位置を、利用者が確認することができる。透視画像TI上では、患部位置を直接的に求めるのが困難である場合がある。そこで、本実施形態の医用画像処理装置100Aでは、まずDRR上で、対象領域の画像特徴と患部位置との対応情報150を求めておき、透視画像TI上で対象領域の画像特徴から患部位置を再現するようにしている。すなわち、本実施形態の医用画像処理装置100Aは、透視画像TI上でもコンピュータ処理で認識可能な対象領域の画像領域と、上記対応情報150とに基づいて患部位置を推定する。これによって、リハーサル段階や治療段階において患部位置が利用者の意図に沿っているかどうかを確認することができる。

30

【0107】

[治療段階]

リハーサルにおいて、患部位置の確認、修正が行われると、治療が開始される（図14；ステップS800）。治療段階では、被検体Pの患部に治療ビームBが照射される。また、治療の直前には、被検体Pの位置決めが行われるが、本実施形態では、既に被検体Pの位置決めが済んでいるため、位置決めを改めて行う必要はない。

40

【0108】

図20は、治療段階において行われる処理の流れの一例を示すフローチャートである。まず、リハーサル段階と同様に、位置推定部114 - 1、114 - 2が、学習処理において学習された対応情報150を読み出ししておく（ステップS802）。次に、透視画像TI - 1、TI - 2の動画（例えばX線動画）の撮影が開始される（ステップS804）。

【0109】

50

次に、画像特徴導出部 112 - 1 および位置推定部 114 - 1、並びに画像特徴導出部 112 - 2 および位置推定部 114 - 2 が、それぞれ患部位置を推定する（ステップ S 806）。本ステップの処理は、例えば図 6 または図 7 を用いて説明した処理と同様である。そして、出力部 118 が、ステップ S 806 で推定された患部位置を治療装置 10 に出力する（ステップ S 808）。

【0110】

次に、治療装置 10 の制御部 15 が、ステップ S 806 で推定された患部位置が、予め設定された設定範囲内であるか否かを判定する（ステップ S 810）。患部位置が、予め設定された設定範囲内である場合、制御部 15 は、治療ビーム B を照射するように照射門 14 を制御する（ステップ S 812）。患部位置が、予め設定された設定範囲外である場合、制御部 15 は、治療ビーム B を照射門 14 に照射させない。これにより、被検体 P の患部がゲートド照射法で治療される。

10

【0111】

ステップ S 806 ~ S 812 の処理は、患部に照射した治療ビーム B の累計の量が、予め定められた量に至ったときに終了するように制御される（ステップ S 814）。なお、ゲートド照射法での治療の流れを例示したが、動画において患部位置を推定することで追跡し、治療ビーム B をその患部位置に追尾させて照射することで、追尾照射法が実現される。

【0112】

また、治療システム 1 は、治療段階において、患部位置と設定範囲とを対比可能な表示画面を、表示部 17 に表示させてもよい。図 21 は、治療段階の表示画面の一例を示す図である。図示するように、治療段階の表示画面では、透視画像 T I - 1 に対応する設定範囲 T a - 1 と、透視画像 T I - 1 に対応する患部位置を示すオブジェクト A - 1 が対比可能となっている。また、治療段階の表示画面では、透視画像 T I - 2 に対応する設定範囲 T a - 2 と、透視画像 T I - 2 に対応する患部位置を示すオブジェクト A - 2 とが対比可能となっている。

20

【0113】

係る制御によって、本実施形態の医用画像処理装置 100 A は、患部位置の推定の信頼性、ひいては治療の信頼性を向上させることができる。従来は、治療段階で撮影した透視画像における横隔膜周辺の画像情報に基づいて治療ビームを照射するといった制御がなされていた。しかしながら、この従来手法では、患部そのものの位置を追跡して治療支援を行うものではないため、信頼性が十分でない場合があった。これに対し、本実施形態の医用画像処理装置 100 A は、特徴部位の位置と患部位置との対応関係に基づいて、透視画像 T I から患部位置を推定することで、治療の信頼性を向上させることができる。

30

【0114】

また、本実施形態の医用画像処理装置 100 A は、治療の省力化を図ることができる。従来は、治療の直前に治療計画用とは別に、様々な呼吸位相の画像を撮影し、所望の呼吸位相の画像を選択するといった作業が行われており、利用者の負担となっていた。これに対し、本実施形態の医用画像処理装置 100 A は、特徴部位の位置と患部位置との対応関係を学習することにより、上記のような手間を省略し、治療の省力化を図ることができる。

40

【0115】

なお、上記実施形態では、被検体 P の患部の位置は、利用者によって指定された患部の輪郭の情報からデフォーダブルレジストレーションによって生成された輪郭の情報を利用して設定されるものとしたが、利用者が被検体 P の患部の透視画像 T I - 1、T I - 2 における中心位置を直接的に指定するようにしてもよい。利用者は、マウスやキーボードの十字キーなどを使用して、呼吸位相が異なる複数の透視画像 T I 上で被検体 P の患部の中心位置を指定する。この場合、処理の順は、治療計画、透視画像 T I - 1、T I - 2 の動画の撮影、対応関係の学習、リハーサル、治療という順になる。これにより、治療計画時よりも治療に時間が近い画像から学習できるようになるため、治療で腫瘍を追跡する際の

50

誤差が小さくなることが期待できる。

【0116】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、撮像装置により撮像された被検体の透視画像を取得する画像取得部(110)と、画像取得部により取得された透視画像の一部または全部である対象領域(OA)について画像特徴を導出する画像特徴導出部(112)と、画像特徴と探索部位の位置との対応関係を示す対応情報(150)に基づいて、画像特徴導出部により導出された画像特徴から透視画像における被検体の探索部位の位置を推定する位置推定部(114)とを持つことにより、信頼性を向上させることができる。

【0117】

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。

10

【0118】

すなわち、上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

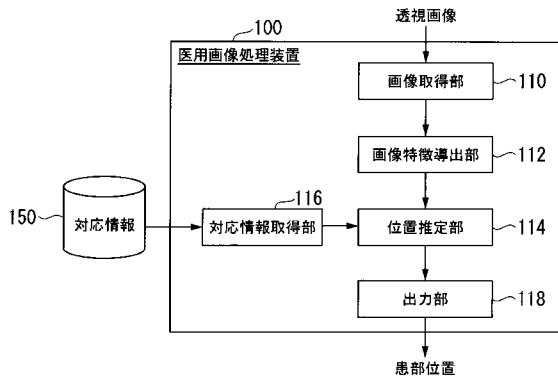
20

【符号の説明】

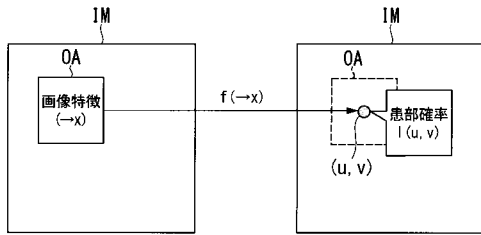
【0119】

1...治療システム、10...治療装置、100、100A...医用画像処理装置、102...レジストレーション部、104...DRR生成部、106...患部位置計算部、110...画像取得部、112...画像特徴導出部、114...位置推定部、116...対応情報取得部、118...出力部、120...対応情報学習部、122...入力部、150...対応情報、152...計画データ

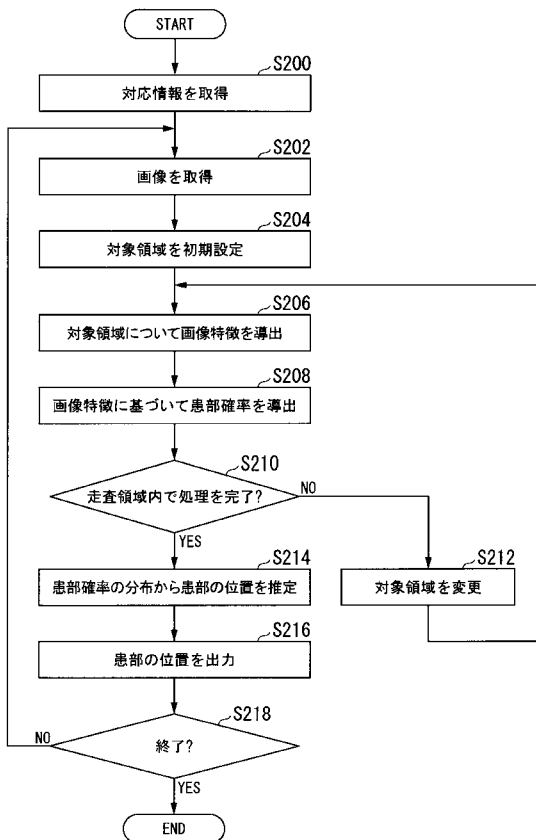
【図1】



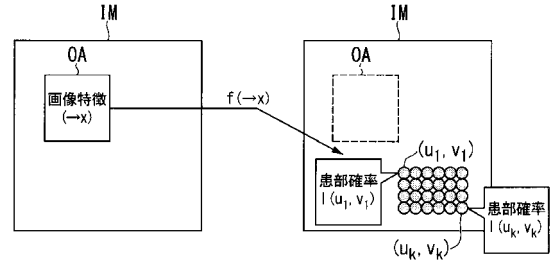
【図2】



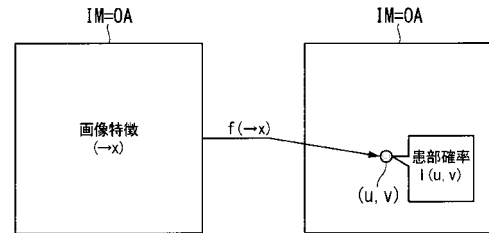
【図6】



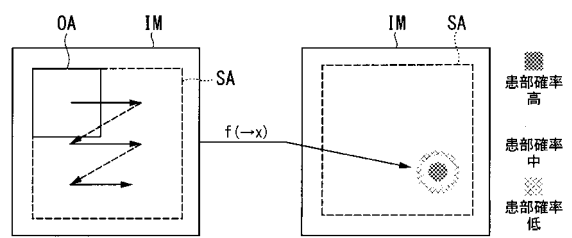
【図3】



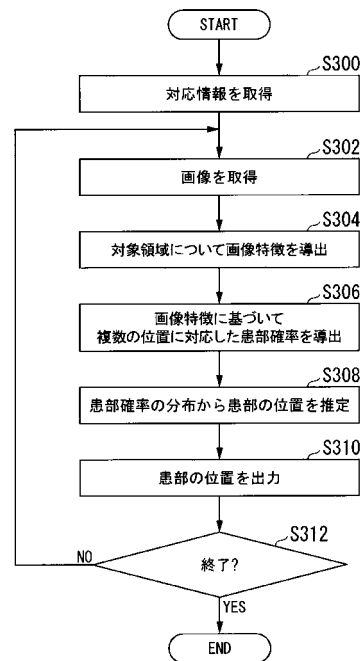
【図4】



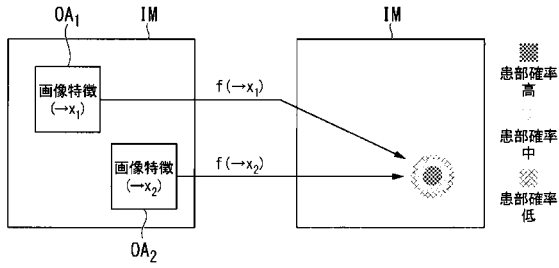
【図5】



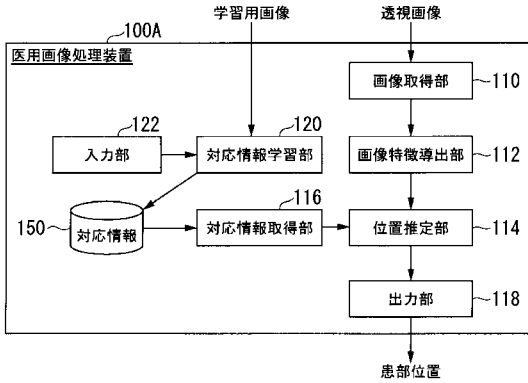
【図7】



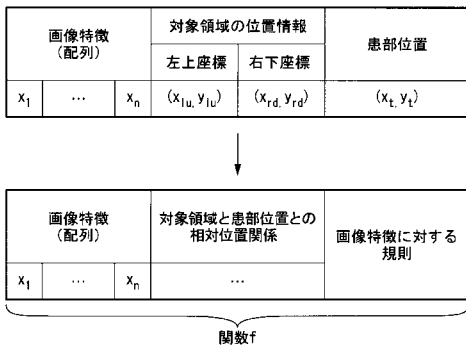
【図 8】



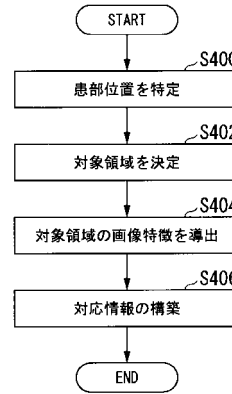
【図 9】



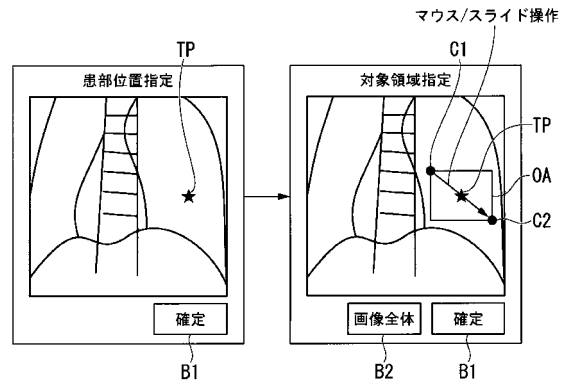
【図 1 2】



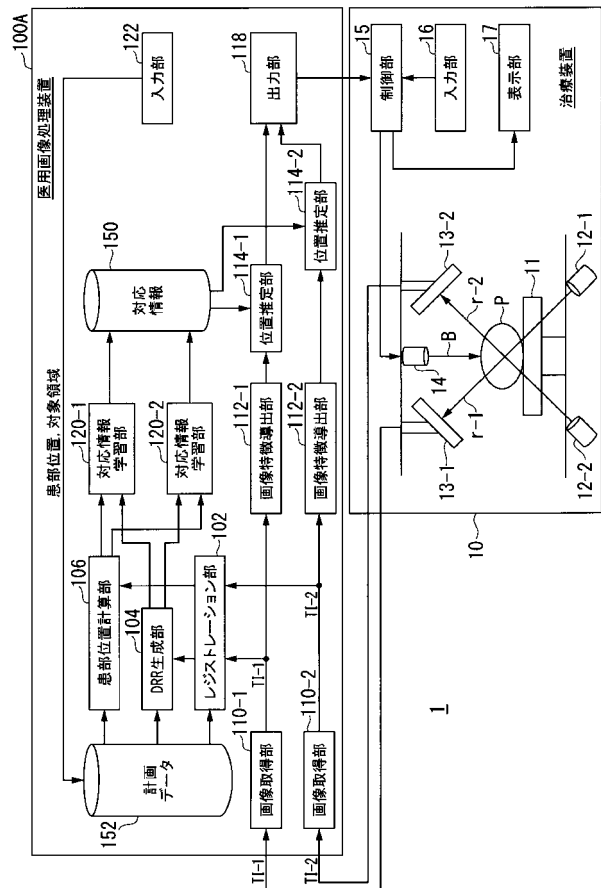
【図 1 0】



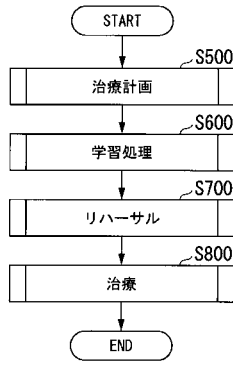
【図 1 1】



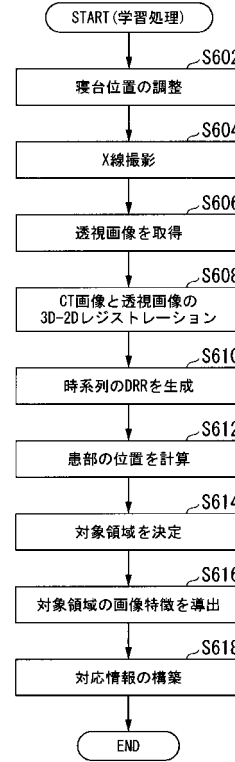
【図 1 3】



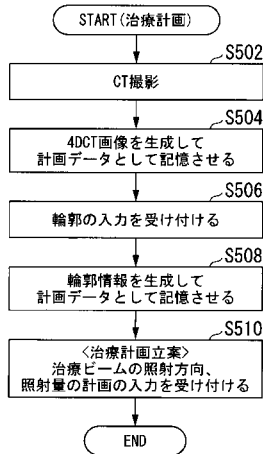
【 図 1 4 】



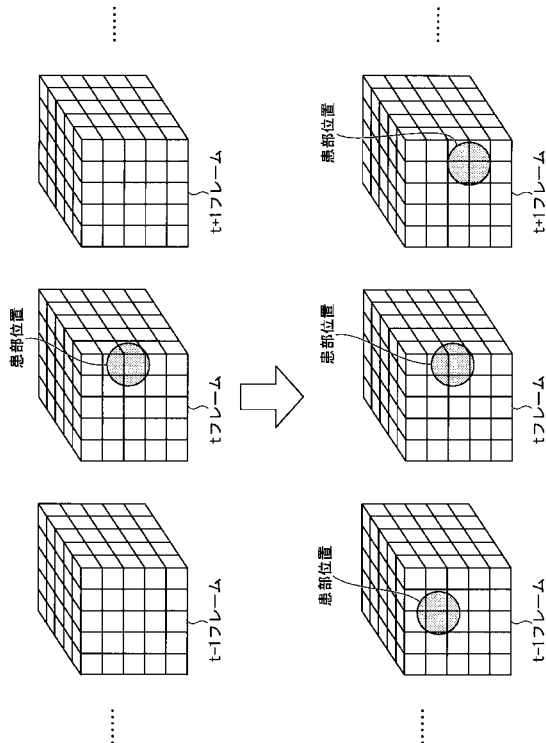
【 図 1 6 】



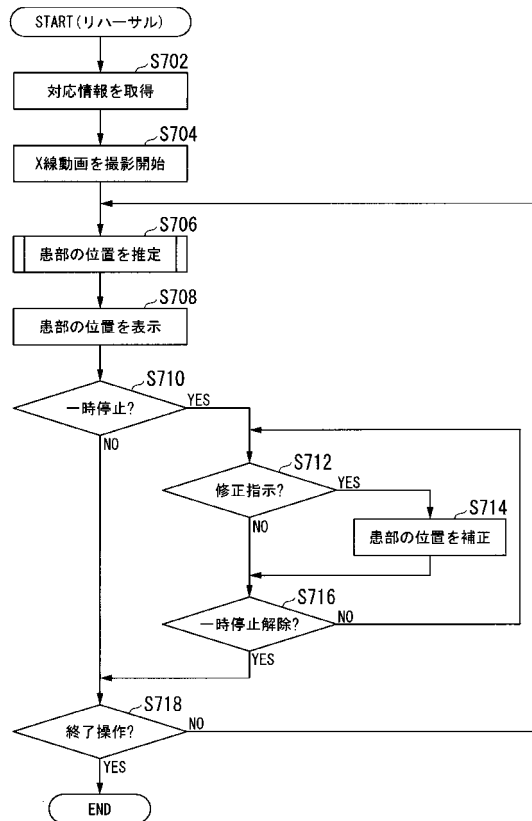
【 図 1 5 】



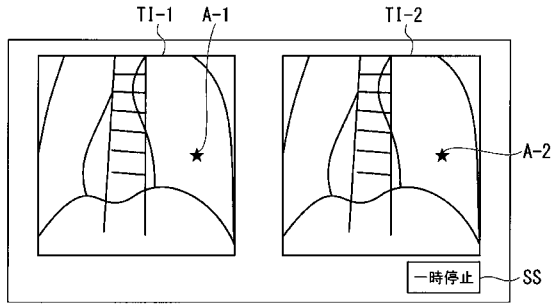
【 図 1 7 】



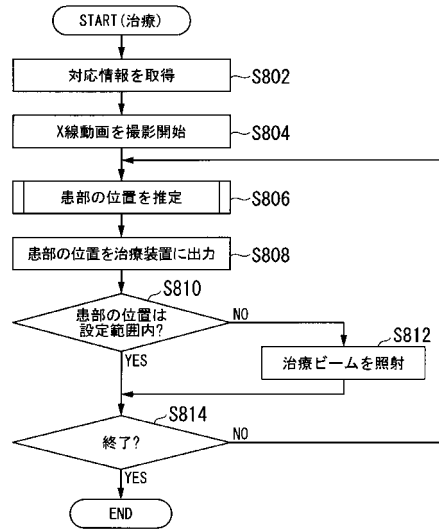
【 図 1 8 】



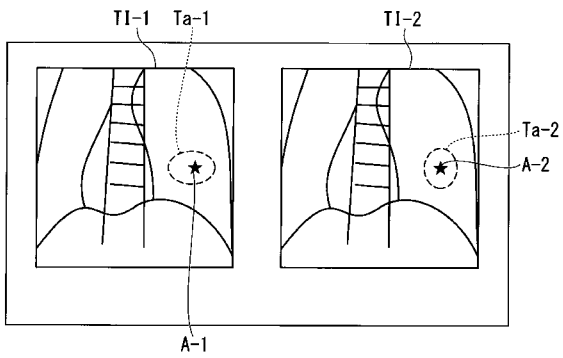
【図19】



【図20】



【図21】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 N 5/10 P

(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 武口 智行

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 矢澤 孝

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 放射線医学総合研究所内

Fターム(参考) 4C082 AA01 AA05 AC02 AC03 AC05 AC06 AC07 AE03 AG02 AG08
AG52 AJ05 AJ08 AL07 AN02 AN04 AN05 AP07 AP12
4C093 AA01 AA22 AA25 AA26 CA35 FD03 FD05 FD08 FD11 FF18
FF21 FF35 FF37