

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5872323号
(P5872323)

(45) 発行日 平成28年3月1日(2016.3.1)

(24) 登録日 平成28年1月22日(2016.1.22)

(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 D
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 J
			G 0 6 T	1/00	2 9 0 B

請求項の数 11 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2012-40107 (P2012-40107)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成24年2月27日 (2012.2.27)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2012-213604 (P2012-213604A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成24年11月8日 (2012.11.8)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成27年2月4日 (2015.2.4)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2011-72805 (P2011-72805)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成23年3月29日 (2011.3.29)	(74) 代理人	110002147
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		特許業務法人酒井国際特許事務所
		(72) 発明者	藤澤 恭子
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	塚越 伸介
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線CT装置及び画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を透過したX線に基づいて、時相の異なる被検体内の画像データを生成する生成部と、

前記生成部によって生成された時相の異なる被検体内の画像データから、病変部の位置と該病変部の周辺に位置する周辺部位の位置とを特定する特定部と、

前記特定部によって特定された病変部及び周辺部位の位置に基づいて、病変部及び周辺部位の移動に関する移動情報を算出する移動情報算出部と、

前記移動情報算出部によって算出された前記病変部の移動情報と前記周辺部位の移動情報との相対関係を算出する相対関係算出部と、

を有する、X線CT装置。

【請求項2】

前記特定部は、前記病変部である腫瘍の位置と該腫瘍の周辺に位置する周辺部位の位置とを特定し、

前記移動情報算出部は、前記腫瘍及び前記周辺部位の位置に基づいて、腫瘍及び周辺部位の移動に関する移動情報を算出し、

前記相対関係算出部は、前記腫瘍の移動情報と前記周辺部位の移動情報との相対関係に基づいて、前記腫瘍が前記周辺部位に浸潤している度合いを示す浸潤度を算出する、

請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項3】

前記移動情報算出部は、前記周辺部位内の各領域について、該領域の移動情報を算出し

、
前記相対関係算出部は、前記移動情報算出部によって算出された移動情報と前記腫瘍の移動情報との関係に基づいて、前記領域毎に、該領域に腫瘍が浸潤している浸潤度を算出する、

請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 4】

前記移動情報算出部は、前記移動情報として、前記腫瘍の周期的な位置変動と、前記周辺部位の周期的な位置変動とを算出し、

前記相対関係算出部は、前記移動情報算出部によって算出された前記腫瘍の周期的な位置変動と前記周辺部位の周期的な位置変動との類似度に基づいて、前記浸潤度を算出する

10

、
請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 5】

前記相対関係算出部は、前記移動情報算出部によって算出された前記腫瘍の周期的な位置変動と、前記周辺部位の周期的な位置変動との振幅差、周期の差又は位相差の少なくとも一つに基づいて、双方の位置変動の類似度を判定する、

請求項 4 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 6】

前記移動情報算出部は、前記移動情報として、前記腫瘍の重心と該腫瘍が付着している周辺部位との距離を算出し、

20

前記相対関係算出部は、前記移動情報算出部によって算出された前記腫瘍の重心と前記周辺部位との距離の時間変動に基づいて、前記浸潤度を算出する、

請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

【請求項 7】

前記移動情報算出部は、前記周辺部位が人体内に略左右対称に存在する対称部位である場合に、該周辺部位に対向する対側部位の移動情報を算出し、

前記相対関係算出部は、前記移動情報算出部によって算出された対側部位の移動情報を用いて、前記周辺部位の移動情報を正規化した後に、前記浸潤度を算出する、

請求項 2 に記載の X 線 CT 装置。

30

【請求項 8】

複数の時相に対応する被検体内の画像データから、病変部の位置と該病変部の周辺に位置する周辺部位の位置とを特定し、

前記病変部及び周辺部位の位置に基づいて、病変部及び周辺部位の移動に関する移動情報を算出し、

前記病変部の移動情報と前記周辺部位の移動情報との相対関係を算出する、

ことを含む、画像処理方法。

【請求項 9】

被検体を透過した X 線に基づいて、時相の異なる被検体内の画像データを生成する生成部と、

40

前記生成部によって生成された時相の異なる被検体内の画像データから、病変部の位置と該病変部が付着していると想定される周辺部位の位置とを特定する特定部と、

前記特定部によって特定された病変部が前記周辺部位に接着している面の接着面積を時相毎に算出する接着面積算出部と、

を有する、X 線 CT 装置。

【請求項 10】

前記接着面積算出部によって算出された前記病変部である腫瘍が前記周辺部位に接着している接着面積の変動量が小さいほど、前記腫瘍が前記周辺部位に浸潤している度合いを示す浸潤度を高く算出する相対関係算出部をさらに有する、

請求項 9 に記載の X 線 CT 装置。

50

【請求項 1 1】

複数の時相に対応する被検体内の画像データから、病変部の位置と該病変部が付着している想定される周辺部位の位置とを特定し、

前記病変部が前記周辺部位に接着している面の接着面積を時相毎に算出する、
ことを含む、画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、X線CT装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

10

【0002】

従来、X線CT(Computed Tomography)装置を用いた被検体内の撮像手法がいくつか知られている。例えば、息止め状態、呼期状態や吸期状態の被検体内を撮像する手法が知られている。また、被検体の呼吸状態を特定することなく、複数の時相で被検体内を撮像する手法も知られている。また、近年では、被検体内を広範囲かつ3次元に画像化できるX線CT装置が知られており、かかるX線CT装置を用いて被検体内を撮像される場合もある。このようなX線CT装置は、例えば、被検体内の腫瘍を撮像する際に用いられたりする。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0003】

【特許文献1】特開2007-315号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、病変部と周辺部位との関係性を示す情報を提示することができるX線CT装置及び画像処理方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態のX線CT装置は、生成部と、特定部と、移動情報算出部と、相対関係算出部とを有する。生成部は、被検体を透過したX線に基づいて、時相の異なる被検体内の画像データを生成する。特定部は、前記生成部によって生成された時相の異なる被検体内の画像データから、病変部の位置と該病変部の周辺に位置する周辺部位の位置とを特定する。移動情報算出部は、前記特定部によって特定された病変部及び周辺部位の位置に基づいて、病変部及び周辺部位の移動に関する移動情報を算出する。相対関係算出部は、前記移動情報算出部によって算出された前記病変部の移動情報と前記周辺部位の移動情報との相対関係を算出する。

30

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、第1の実施形態に係るX線CT装置の構成例を示す図である。

40

【図2】図2は、第1の実施形態における画像処理部の構成例を示す図である。

【図3】図3は、肺野周辺の画像例を示す図である。

【図4】図4は、移動情報算出部によって算出された移動情報の一例を示す図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係るX線CT装置による浸潤度算出処理手順を示すフローチャートである。

【図6】図6は、第1の実施形態に係るX線CT装置による浸潤度算出処理手順を示すフローチャートである。

【図7】図7は、第2の実施形態における画像処理部の構成例を示す図である。

【図8】図8は、腫瘍と肺野との接着面積の一例を示す図である。

【図9】図9は、接着面積の変動量の一例を示す図である。

50

【図10】図10は、第2の実施形態に係るX線CT装置による浸潤度算出処理手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0007】

(第1の実施形態)

X線CT装置は、X線管から被検体にX線を照射し、被検体を透過したX線を検出器により検出することで、被検体内における組織形態情報を示すX線CT画像の再構成を行う装置である。第1の実施形態に係るX線CT装置は、X線CT画像の再構成を行うとともに、腫瘍が肺野等の所定の周辺部位に浸潤している度合いを示す「浸潤度」を算出する。なお、以下の実施形態において、周辺部位とは、腫瘍周辺に位置する臓器等を示し、例えば、肺野、胸膜、気管支、食道、胸壁、縦隔、横隔膜等を示す。

10

【0008】

図1を用いて、第1の実施形態に係るX線CT装置の構成について説明する。図1は、第1の実施形態に係るX線CT装置1の構成例を示す図である。図1に例示するように、第1の実施形態に係るX線CT装置1は、架台装置10と、寝台装置20と、コンソール装置100とを有する。

【0009】

架台装置10は、被検体PにX線を照射し、被検体Pを透過したX線を検出してコンソール装置100に出力する。かかる架台装置10は、高電圧発生部11と、X線管12と、X線検出器13と、データ収集部14と、回転フレーム15と、架台駆動部16と、架台寝台制御部17とを有する。

20

【0010】

高電圧発生部11は、架台寝台制御部17による制御に従って、X線管12に対して高電圧を供給する。X線管12は、高電圧発生部11から供給される高電圧によってX線を発生する真空管であり、回転フレーム15の回転に伴って、被検体Pに対してX線を照射する。すなわち、高電圧発生部11は、X線管12に供給する管電圧や管電流を調整することで、被検体Pに対して照射されるX線量を調整する。

【0011】

X線検出器13は、被検体Pを透過したX線を検出する2次元アレイ型検出器(面検出器)であり、複数チャンネル分のX線検出素子を配してなる検出素子列が被検体Pの体軸方向(図1に示すZ軸方向)に沿って複数列配列されている。具体的には、第1の実施形態におけるX線検出器13は、被検体Pの体軸方向に沿って320列など多列に配列されたX線検出素子を有し、例えば、被検体Pの肺や心臓を含む範囲など、広範囲に被検体Pを透過したX線を検出することが可能である。

30

【0012】

データ収集部14は、X線検出器13によって検出されたX線を用いて投影データを生成し、生成した投影データをコンソール装置100の画像処理部140に送信する。回転フレーム15は、被検体Pを中心にして、高速でかつ連続的に回転する円環状のフレームであり、X線管12及びX線検出器13が対向して配置される。

【0013】

架台駆動部16は、架台寝台制御部17による制御に従って、架台を駆動する。具体的には、架台駆動部16は、モータの駆動によって回転フレーム15を高速に連続回転させ、被検体Pを中心とした円軌道上でX線管12及びX線検出器13を連続回転させる。架台寝台制御部17は、後述するスキャン制御部160による制御に従って、高電圧発生部11、架台駆動部16及び寝台駆動部21を制御する。

40

【0014】

なお、第1の実施形態では、2次元アレイ型検出器(面検出器)であるX線検出器13を用いることにより、被検体Pの位置を固定したままで回転フレーム15を回転させて被検体Pを円軌道にてスキャンするコンベンショナルスキャンを複数の時相において実行する。すなわち、上記のデータ収集部14は、X線検出器13によって検出されたX線を用

50

いて、スキャンされた時相の異なる複数の3次元投影データを収集し、収集した3次元投影データを画像処理部140に送信する。

【0015】

寝台装置20は、撮影対象の被検体Pを載置する台であり、寝台駆動部21と、天板22とを有する。寝台駆動部21は、架台寝台制御部17による制御に従って、モータの駆動によって、天板22を被検体Pの体軸方向に連続して往復移動する。天板22は、被検体Pを載置する板である。

【0016】

コンソール装置100は、操作者によるX線CT装置1の操作を受け付けるとともに、架台装置10によって収集された投影データからX線CT画像を再構成する。具体的には、コンソール装置100は、入力部110と、表示部120と、システム制御部130と、画像処理部140と、画像データ記憶部150と、スキャン制御部160とを有する。

10

【0017】

入力部110は、X線CT装置1の操作者が各種指示や各種設定の入力に用いるマウスやキーボードなどを有し、操作者から受け付けた指示や設定の情報を、システム制御部130に転送する。例えば、入力部110は、操作者から腫瘍の浸潤度を算出する旨の操作や、X線CT画像を再構成する際の再構成条件の入力操作等を受け付ける。表示部120は、LCD(Liquid Crystal Display)などのディスプレイであり、各種情報を表示する。例えば、表示部120は、画像データ記憶部150によって記憶されているX線CT画像や、操作者から各種指示を受け付けるためのGUI(Graphical User Interface)などを表示する。

20

【0018】

システム制御部130は、架台装置10、寝台装置20及びコンソール装置100を制御することによって、X線CT装置1全体の制御を行う。例えば、システム制御部130は、スキャン制御部160を制御して3次元投影データを収集させる。また、例えば、システム制御部130は、画像処理部140を制御して3次元投影データからX線CT画像を再構成させる。

【0019】

画像処理部140は、データ収集部14から受信した3次元投影データに対して各種処理を行う。具体的には、画像処理部140は、データ収集部14から受信した3次元投影データに対して感度補正などの前処理を行い、前処理後の3次元投影データを逆投影処理することで、3次元X線CT画像(以下、「ボリュームデータ」と表記する場合がある)を再構成する。そして、画像処理部140は、再構成後のボリュームデータを画像データ記憶部150に格納する。また、画像処理部140は、例えば、SVR(Shaded Volume Rendering)法等により立体感のあるX線CT画像を生成したり、任意面の断面画像を生成して、生成したX線CT画像を画像データ記憶部150に格納する。

30

【0020】

なお、第1の実施形態における架台装置10は、複数の時相においてコンベンショナルスキャンを実行するので、画像処理部140は、各時相における3次元投影データに対して、上記の画像再構成処理を行う。また、第1の実施形態に係る画像処理部140は、X線CT画像を生成するだけでなく、腫瘍の浸潤度を算出する処理についても行う。画像処理部140による浸潤度算出処理については、後に詳述する。

40

【0021】

画像データ記憶部150は、画像処理部140によって再構成されたボリュームデータやX線CT画像等を記憶する。スキャン制御部160は、システム制御部130から指示されたスキャン条件に基づき架台寝台制御部17を制御する。

【0022】

上記の通り、第1の実施形態に係るX線CT装置1は、腫瘍の浸潤度を算出する処理を行う。この点について簡単に説明すると、「正常な部位(臓器等)」と「腫瘍等の異常な部位」とは、基本的には動きが異なると考えられる。例えば、腫瘍は、悪性化して所定の

50

周辺部位に浸潤するほど固くなり所定の周辺部位から剥がれにくくなる。その結果、かかる腫瘍は、呼吸動や蠕動による正常な他の周辺部位の動きと同調しにくくなる。一方、所定の周辺部位への浸潤度が低い腫瘍は、かかる所定の周辺部位から剥がれやすく、正常な他の周辺部位の動きと同調しやすい。すなわち、腫瘍及び周辺部位の動きにより、腫瘍が所定の周辺部位に浸潤している度合いである浸潤度を推定することができる。

【0023】

第1の実施形態に係るX線CT装置1は、複数の時相で生成されたボリュームデータを解析することにより、腫瘍の移動に関する移動情報と、かかる腫瘍の周辺に位置する周辺部位の移動に関する移動情報とを算出し、双方の移動情報の関係に基づいて、腫瘍の浸潤度を算出する。以下に、図2～図5を用いて、X線CT装置1による浸潤度算出処理について詳細に説明する。

10

【0024】

図2は、第1の実施形態における画像処理部140の構成例を示す図である。図2に例示するように、第1の実施形態における画像処理部140は、特定部141と、移動情報算出部142と、相対関係算出部143とを有する。なお、図2には、ボリュームデータを生成する処理部や、表示用のX線CT画像を生成する処理部については図示することを省略する。

【0025】

特定部141は、画像処理部140において再構成されたボリュームデータ内の腫瘍の位置と、かかる腫瘍の周辺部位の位置とを特定する。第1の実施形態における画像処理部140は、時相の異なる複数のボリュームデータを再構成するので、特定部141は、各時相に対応するボリュームデータ毎に、腫瘍及び周辺部位の位置を特定する処理を行う。

20

【0026】

具体的には、特定部141は、画像処理部140において再構成された各ボリュームデータに対して、CT値が空間的に連続する領域を抽出する領域拡張(region growing)法や形状テンプレートをを用いたパターンマッチング法などを用いてセグメンテーション処理を行うことにより、各領域を抽出する。続いて、特定部141は、抽出した各領域に対して、腫瘍及び周辺部位の形状テンプレートをを用いたパターンマッチング法や、腫瘍及び周辺部位の輝度値のプロファイルを用いた手法等により、ボリュームデータに含まれる腫瘍及び周辺部位の位置を特定する。

30

【0027】

移動情報算出部142は、特定部141によって特定された腫瘍及び周辺部位の位置に基づいて、腫瘍及び周辺部位の移動に関する移動情報を算出する。「移動情報」とは、腫瘍や臓器の位置の時間変動および位置変動を示す。なお、第1の実施形態では、「移動情報」は、所定の基準点から腫瘍や臓器等の部位までの相対距離の時間変動を示すものとする。なお、所定の基準点は、例えば、ボリュームデータ内の任意の点や、横隔膜や肺尖部等の部位等である。

【0028】

移動情報算出部142による処理について具体的に説明すると、移動情報算出部142は、まず、画像処理部140において再構成された時相が連続する2個のボリュームデータの位置合わせを行う。このとき、移動情報算出部142は、2個のボリュームデータ全体の位置合わせを行ってもよいし、所定の基準点に対して2個のボリュームデータの位置を合わせてもよい。

40

【0029】

続いて、移動情報算出部142は、位置合わせ後の2個のボリュームデータを比較することにより、腫瘍及び各周辺部位の移動方向及び移動量を示す動きベクトルを算出する。このとき、移動情報算出部142は、ボリュームデータのボクセル(voxel)毎に、かかるボクセルの動きベクトルを算出する。例えば、移動情報算出部142は、腫瘍の移動方向及び移動量を算出する場合には、2個のボリュームデータを比較することにより、ボリュームデータのうち腫瘍を示す領域内のボクセル毎に、かかるボクセルの動きベクトルを

50

算出する。また、移動情報算出部 1 4 2 は、周辺部位（例えば、肺野）の移動方向及び移動量を算出する場合には、2 個のボリュームデータを比較することにより、ボリュームデータのうち周辺部位（例えば、肺野）を示す領域内のボクセル毎に、かかるボクセルの動きベクトルを算出する。なお、移動情報算出部 1 4 2 は、例えば、トラッキング等の位置合わせ時の情報をもとにボクセルの動きベクトルを算出することができる。

【 0 0 3 0 】

続いて、移動情報算出部 1 4 2 は、各ボクセルの動きベクトルを、ボリュームデータの $x y z$ 座標系における x 軸方向、 y 軸方向、 z 軸方向の動きベクトルに分解する。これにより、移動情報算出部 1 4 2 は、腫瘍及び各周辺部位の x 軸方向、 y 軸方向、 z 軸方向の移動量をボクセル毎に得ることができる。例えば、 x 軸方向の動きベクトルに注目すると、かかる動きベクトルの始点から終点までボクセルが x 軸方向に移動した移動量を得ることができる。

10

【 0 0 3 1 】

移動情報算出部 1 4 2 は、画像処理部 1 4 0 において時相が連続する複数のボリュームデータのうちの 2 つのボリュームデータを用いて、その複数のボリュームデータすべてについて、 x 軸方向、 y 軸方向、 z 軸方向の動きベクトルを算出する処理を行う。そして、移動情報算出部 1 4 2 は、 x 軸方向、 y 軸方向、 z 軸方向毎に、基準点からボクセルまでの相対距離の時間変動を算出する。このような相対距離の時間変動は、周期関数とみなすことができる。これは、人体内の各部位の動きは、呼吸動や蠕動によって発生するからである。なお、以下では、「基準点から X までの相対距離の時間変動」を単に「 X の距離変動」と表記する場合がある。

20

【 0 0 3 2 】

図 3 及び図 4 を用いて、移動情報算出部 1 4 2 による処理について説明する。図 3 は、肺野周辺の画像例を示す図であり、図 4 は、移動情報算出部 1 4 2 によって算出された移動情報の一例を示す図である。

【 0 0 3 3 】

図 3 に示した例では、X 線 CT 画像 G 1 1、G 1 2、G 1 3、G 1 4 の順に撮像されたものとする。なお、図 3 では、説明を簡単にするために、断面画像を示している。また、図 3 に示した例において、腫瘍 A 1 は所定の周辺部位 A 2 に浸潤しており、腫瘍 A 1 の周辺に位置する他の周辺部位 B 1 は肺野である。

30

【 0 0 3 4 】

図 3 に例示するように、X 線 CT 画像 G 1 1、G 1 2、G 1 3、G 1 4 の順に、腫瘍 A 1 及び周辺部位 B 1 の位置が変化していることが分かる。移動情報算出部 1 4 2 は、図 4 に例示するように、このような腫瘍 A 1 や周辺部位 B 1 の距離変動をボクセル毎に算出する。なお、図 4 は、 x 軸方向における各部位を示す所定のボクセルの距離変動を示すものとするが、移動情報算出部 1 4 2 は、 y 軸方向及び z 軸方向についても各部位の距離変動を算出する。また、移動情報算出部 1 4 2 は、1 個のボクセルのみだけでなく、各部位に含まれる各ボクセルについても距離変動を算出する。

【 0 0 3 5 】

図 4 に示した例では、移動情報算出部 1 4 2 は、腫瘍（図 3 中の A 1）を示すボクセル、周辺部位である肺野（図 3 中の B 1）を示すボクセル、対側部位を示すボクセル、胸壁を示すボクセルについて、基準点（図 4 中に示す「基線」）からの相対距離を算出している。ここで、「対側部位」について説明すると、人体には、肺野のように略左右対称に存在する部位（以下、「対称部位」と表記する場合がある）がある。図 4 に示した「対側部位」とは、腫瘍の周辺部位が対称部位である場合に、かかる周辺部位の反対側に存在する部位を示す。例えば、図 4 に示した周辺部位が右肺野である場合には、「対側部位」は、左肺野を示す。かかる「対側部位」は、浸潤度を算出する際にも用いられるが、この点については後述する。

40

【 0 0 3 6 】

このように、移動情報算出部 1 4 2 は、時相が異なる複数のボリュームデータを用いて

50

、腫瘍、周辺部位、対側部位等の距離変動をボクセル毎、かつ、 x y z 軸方向毎に算出する。

【 0 0 3 7 】

なお、上記例では、移動情報算出部 1 4 2 がボクセル毎に距離変動を算出する例を示したが、かかるボクセルは、任意のサイズでよい。例えば、移動情報算出部 1 4 2 は、「 $1 \times 1 \times 1$ ボクセル」毎に距離変動を算出してもよいし、「 $4 \times 4 \times 4$ ボクセル」毎に距離変動を算出してもよい。そして、このようなボクセルのサイズは、操作者等によって決定されてもよい。また、移動情報算出部 1 4 2 は、各部位の全てのボクセルについて距離変動を算出しなくてもよい。例えば、移動情報算出部 1 4 2 は、各部位から所定数のボクセル領域を抽出し、抽出したボクセル領域について距離変動を算出してもよい。

10

【 0 0 3 8 】

図 2 の説明に戻って、相対関係算出部 1 4 3 は、移動情報算出部 1 4 2 によって算出された腫瘍の移動情報と周辺部位の移動情報との相対関係を算出する。さらに、相対関係算出部 1 4 3 は、かかる相対関係に基づいて、腫瘍が周辺部位に浸潤している浸潤度を算出する。

【 0 0 3 9 】

具体的には、相対関係算出部 1 4 3 は、腫瘍を示すボクセルの周期的な距離変動と、腫瘍の周辺部位（図 3 の例では、周辺部位 B 1）を示すボクセルの周期的な距離変動とが類似していないほど、腫瘍がかかる所定の周辺部位（図 3 の例では、周辺部位 A 2）に浸潤している浸潤度を高く算出する。言い換えれば、相対関係算出部 1 4 3 は、腫瘍を示すボクセルの周期的な距離変動と、腫瘍の周辺部位（図 3 の例では、周辺部位 B 1）を示すボクセルの周期的な距離変動とが類似しているほど、腫瘍がかかる所定の周辺部位（図 3 の例では、周辺部位 A 2）に浸潤している浸潤度を低く算出する。これは、上記の通り、「正常な部位」と「腫瘍等の異常な部位」とは、基本的には動きが異なると考えられ、腫瘍が所定の周辺部位（図 3 の例では、周辺部位 A 2）に浸潤しているほど、腫瘍と正常な周辺部位（図 3 の例では、周辺部位 B 1）との周期的な距離変動は類似しなくなるからである。

20

【 0 0 4 0 】

相対関係算出部 1 4 3 による処理の一例について、図 4 を用いて説明する。相対関係算出部 1 4 3 は、移動情報算出部 1 4 2 によって図 4 に例示した距離変動が算出された場合に、比較対象とする腫瘍及び周辺部位の周期的な距離変動について、振幅や周期等を算出する。例えば、相対関係算出部 1 4 3 は、図 4 に例示するように、腫瘍の周期的な距離変動の振幅「 d_A 」及び周期「 T_A 」と、周辺部位の周期的な距離変動の振幅「 d_B 」及び周期「 T_B 」とを算出する。このようにして、相対関係算出部 1 4 3 は、腫瘍を示す各ボクセル及び周辺部位を示す各ボクセルについて、振幅及び周期を算出する。

30

【 0 0 4 1 】

そして、相対関係算出部 1 4 3 は、例えば、腫瘍を示す各ボクセルの振幅の平均値と周期の平均値を算出するとともに、周辺部位を示す各ボクセルの振幅の平均値と周期の平均値を算出する。そして、相対関係算出部 1 4 3 は、腫瘍の平均振幅及び平均周期と、周辺部位の平均振幅及び平均周期とを比較し、双方が異なるほど、腫瘍が所定の周辺部位に浸潤していると判定する。すなわち、かかる腫瘍の浸潤度を高く算出する。一方で、腫瘍の平均振幅及び平均周期と、周辺部位の平均振幅及び平均周期が近似であるほど、かかる腫瘍が所定の周辺部位に浸潤していないと判定し、かかる腫瘍の浸潤度を低く算出する。

40

【 0 0 4 2 】

そして、相対関係算出部 1 4 3 は、 x 軸方向、 y 軸方向、 z 軸方向の各方向について同様の処理を行い、全方向で算出した浸潤度に基づいて、各ボクセルの浸潤度を算出する。例えば、相対関係算出部 1 4 3 は、全方向で算出した浸潤度の平均値または最大値をボクセルの浸潤度とする。

【 0 0 4 3 】

ただし、相対関係算出部 1 4 3 による処理は上記例に限られない。以下に、相対関係算

50

出部 1 4 3 による処理の他の例をいくつか説明する。例えば、相対関係算出部 1 4 3 は、腫瘍を示す各ボクセルの振幅の平均値と周期の平均値を算出する。そして、相対関係算出部 1 4 3 は、腫瘍の平均振幅及び平均周期と、周辺部位を示すボクセルの振幅及び周期とをボクセル毎に比較する。ここで、相対関係算出部 1 4 3 は、周辺部位のボクセルの振幅及び周期が腫瘍の平均振幅及び平均周期と近似であるほど、かかるボクセルが示す周辺部位の領域に腫瘍が浸潤していると判定する。すなわち、かかるボクセルの浸潤度を高く算出する。一方で、ボクセルの振幅及び周期が腫瘍の平均振幅及び平均周期と異なるほど、かかるボクセルが示す周辺部位の領域に腫瘍が浸潤していないと判定し、かかるボクセルの浸潤度を低く算出する。

【 0 0 4 4 】

10

例えば、図 3 に示した例において、相対関係算出部 1 4 3 は、周辺部位 B 1 に対する腫瘍 A 1 の浸潤度を算出する場合、周辺部位 B 1 のうち、腫瘍 A 1 の近傍に位置する領域ほど高い浸潤度を算出し、腫瘍 A 1 から離れた領域ほど低い浸潤度を算出することが考えられる。

【 0 0 4 5 】

また、相対関係算出部 1 4 3 は、周辺部位 B 1 を示すボクセルのみを用いて、かかる周辺部位 B 1 への腫瘍の浸潤度を算出してもよい。例えば、同一の周辺部位 B 1 のうち、腫瘍近傍の領域の動きと、腫瘍から離れている領域の動きとは異なる。これは、腫瘍が浸潤し始めた領域は、固くなり始めるので、腫瘍が浸潤していない領域と異なる動きをし始める。したがって、相対関係算出部 1 4 3 は、同一の周辺部位 B 1 内で、各ボクセルの距離変動を比較することで浸潤度を算出することができる。例えば、相対関係算出部 1 4 3 は、周辺部位 B 1 を示す複数のボクセルの平均振幅と平均周期を算出するとともに、周辺部位 B 1 を示すボクセル毎に振幅及び周期の標準偏差を算出し、算出した標準偏差が所定の閾値の範囲外である場合には、かかるボクセルの浸潤度を高く算出する。

20

【 0 0 4 6 】

また、相対関係算出部 1 4 3 は、周辺部位 A 2 に対する腫瘍 A 1 の浸潤度を算出する場合、腫瘍の周期的な距離変動と周辺部位 B 1 の周期的な距離変動との位相差（図 4 中に示す「 t 」）を用いて、浸潤度を算出してもよい。具体的には、相対関係算出部 1 4 3 は、周辺部位 B 1 との位相差が大きい腫瘍ほど、周辺部位 A 2 への浸潤度を高く算出し、周辺部位 B 1 との位相差が小さい腫瘍ほど、周辺部位 A 2 への浸潤度を低く算出する。

30

【 0 0 4 7 】

また、浸潤度の算出に用いる周辺部位が対称部位である場合には、相対関係算出部 1 4 3 は、対側部位を示す各ボクセルの動きベクトルを用いて、周辺部位を示す各ボクセルの動きベクトルを正規化してもよい。この点については、対称部位である肺野を例に挙げて説明する。肺野は、横隔膜近傍の方が肺尖部よりも移動量が大きい。したがって、本来は腫瘍が浸潤していない肺野であっても、移動量（振幅）が異なるので、横隔膜近傍と肺尖部とで異なる浸潤度が算出される可能性がある。

【 0 0 4 8 】

そこで、相対関係算出部 1 4 3 は、例えば、浸潤度の算出時に周辺部位として右肺野を用いる場合に、左肺野を示す各ボクセルの動きベクトルを算出し、かかる動きベクトルを用いて、横隔膜近傍と肺尖部との振幅が同一になるような補正係数を求める。例えば、相対関係算出部 1 4 3 は、移動量の大きい横隔膜近傍に対しては、移動量を小さくする補正係数を算出し、移動量の小さい肺尖部に対しては、移動量を大きくする補正係数を算出する。

40

【 0 0 4 9 】

そして、相対関係算出部 1 4 3 は、算出した補正係数を用いて、右肺野を示す各ボクセルの移動量を正規化する。これにより、相対関係算出部 1 4 3 は、正確な浸潤度を算出することが可能になる。なお、相対関係算出部 1 4 3 は、横隔膜近傍から肺尖部への動きの伝播から各部位（横隔膜近傍や肺尖部）での移動量を推定した上で正規化処理を行ってもよい。

50

【 0 0 5 0 】

ここで、対側部位である左肺野を用いて補正係数を算出する理由を説明する。一般的に、右肺野と左肺野とは、同様の動きをすることが考えられる。また、一般的に、右肺野と左肺野の双方の同じ位置に腫瘍が同時に付着するケースはほとんどないといってよい。このため、相対関係算出部 1 4 3 は、健常であると考えられる左肺野の動きベクトルを用いて補正係数を算出する。かかる補正係数により右肺野の動きベクトルを正規化した場合、右肺野が健常であれば、右肺野の各領域の動きベクトルの大きさは略同一になると考えられる。しかし、腫瘍が浸潤し始めている領域は、健常である領域と異なる動きをする。このため、右肺野の各領域における正規化後の動きベクトルを比較すると、腫瘍が浸潤し始めている領域を正確に算出することが可能になる。

10

【 0 0 5 1 】

また、相対関係算出部 1 4 3 は、算出した浸潤度の高低が表された X 線 C T 画像を生成し、表示部 1 2 0 に表示制御する。例えば、相対関係算出部 1 4 3 は、各ボクセルの振幅、周期からファンクショナルマップを作成し、各振幅及び各周期に対応したグレースケールやカラスケールを適用した X 線 C T 画像を生成する。

【 0 0 5 2 】

次に、図 5 を用いて、第 1 の実施形態に係る X 線 C T 装置 1 による浸潤度算出処理の手順について説明する。図 5 は、第 1 の実施形態に係る X 線 C T 装置 1 による浸潤度算出処理手順を示すフローチャートである。

【 0 0 5 3 】

図 5 に示すように、X 線 C T 装置 1 の画像処理部 1 4 0 は、浸潤度を算出するか否かを判定する（ステップ S 1 0 1）。例えば、画像処理部 1 4 0 は、入力部 1 1 0 を介して操作者から浸潤度を算出する旨の操作が行われたか否かを判定する。ここで、浸潤度を算出しない場合には（ステップ S 1 0 1 否定）、画像処理部 1 4 0 は、待機状態となる。なお、浸潤度を算出することが予め決められている場合には、画像処理部 1 4 0 は、ステップ S 1 0 1 の処理を行わなくてもよい。

20

【 0 0 5 4 】

一方、浸潤度を算出する場合には（ステップ S 1 0 1 肯定）、画像処理部 1 4 0 の特定部 1 4 1 は、ボリュームデータ内の腫瘍の位置と、かかる腫瘍の周辺部位の位置とを特定する（ステップ S 1 0 2）。

30

【 0 0 5 5 】

続いて、移動情報算出部 1 4 2 は、ボリュームデータが再構成されるたびに、基準点から腫瘍までの相対距離、及び、基準部位から周辺部位までの相対距離をボクセル毎に算出し（ステップ S 1 0 3）、異なる時相のボリュームデータを比較することにより、各ボクセルの周期的な距離変動を算出する（ステップ S 1 0 4）。

【 0 0 5 6 】

続いて、相対関係算出部 1 4 3 は、比較対象とする腫瘍及び周辺部位の周期的な距離変動について、振幅や周期等を算出する（ステップ S 1 0 5）。このとき、相対関係算出部 1 4 3 は、周辺部位が対称部位である場合には（ステップ S 1 0 6 肯定）、対側部位を示す各ボクセルの動きベクトルを用いて、周辺部位の振幅及び周期を正規化する（ステップ S 1 0 7）。

40

【 0 0 5 7 】

そして、相対関係算出部 1 4 3 は、ステップ S 1 0 7 において算出した振幅及び位相を用いて、腫瘍を示すボクセルの周期的な距離変動と、腫瘍の周辺部位を示すボクセルの周期的な距離変動との類似度を比較することで浸潤度を算出する（ステップ S 1 0 8）。

【 0 0 5 8 】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、特定部 1 4 1 が、時相の異なる被検体内のボリュームデータから、腫瘍の位置と腫瘍の周辺に位置する周辺部位の位置とを特定し、移動情報算出部 1 4 2 が、特定部 1 4 1 によって特定された腫瘍及び周辺部位の位置に基づいて、腫瘍及び周辺部位の移動に関する移動情報を算出し、相対関係算出部 1 4 3 が、

50

移動情報算出部 1 4 2 によって算出された腫瘍の移動情報と周辺部位の移動情報との関係に基づいて、病変部である腫瘍と腫瘍の周辺部位との関係性を示す情報として、腫瘍が周辺部位に浸潤している度合いを示す浸潤度を算出するので、客観的な腫瘍の浸潤度を提示することができる。

【 0 0 5 9 】

例えば、図 3 に示した例において、操作者等の人、X 線 C T 画像 G 1 1 ~ G 1 4 を見比べることにより、腫瘍 A 1 の浸潤度を判断できるとも考えられる。しかし、人が X 線 C T 画像 G 1 1 ~ G 1 4 を見ただけでは、動きの異なる領域を詳細に把握することが困難であり、主観的な浸潤度の判断しかできない。一方、上記の X 線 C T 装置 1 では、腫瘍及び周辺部位の動きを比較することにより、客観的な腫瘍の浸潤度を算出することが可能になる。

10

【 0 0 6 0 】

なお、上記第 1 の実施形態では、周期的な距離変動の振幅や周期等を用いて、腫瘍の浸潤度を算出する例を示したが、腫瘍と周辺部位との距離の時間変動に基づいて、腫瘍の浸潤度を算出してもよい。この点について具体的に説明すると、腫瘍が周辺部位に浸潤しているほど、腫瘍がかかる周辺部位に一体化するので、腫瘍と周辺部位との距離は変動しないと考えられる。一方で、腫瘍が周辺部位に浸潤していないほど、腫瘍は周辺部位から剥がれやすいので、周辺部位の動きに伴って、腫瘍と周辺部位との距離は変動すると考えられる。

【 0 0 6 1 】

20

そこで、例えば、移動情報算出部 1 4 2 は、移動情報として、腫瘍の重心と周辺部位との距離の時間変動を算出する。そして、相対関係算出部 1 4 3 は、移動情報算出部 1 4 2 によって算出された腫瘍の重心と周辺部位との距離が所定の時間内（例えば、呼吸周期内）に変動しないほど、かかる周辺部位への腫瘍の浸潤度を高く算定し、腫瘍の重心と周辺部位との距離が所定の時間内に変動するほど、かかる周辺部位への腫瘍の浸潤度を低く算定する。

【 0 0 6 2 】

図 6 に、上記例の浸潤度算出処理の手順を示す。図 6 に示すように、特定部 1 4 1 は、浸潤度を算出する場合に（ステップ S 2 0 1 肯定）、ボリュームデータ内の腫瘍の位置と、かかる腫瘍の周辺部位の位置とを特定する（ステップ S 2 0 2）。続いて、移動情報算出部 1 4 2 は、ボリュームデータが再構成されるたびに、腫瘍の重心と周辺部位との距離を算出し（ステップ S 2 0 3）、異なる時相のボリュームデータを比較することにより、腫瘍の重心と周辺部位との距離の周期的な時間変動を算出する（ステップ S 2 0 4）。そして、相対関係算出部 1 4 3 は、腫瘍の重心と周辺部位との距離が変動量に基づいて、周辺部位への腫瘍の浸潤度を算出する（ステップ S 2 0 5）。

30

【 0 0 6 3 】

なお、上記例において、移動情報算出部 1 4 2 は、腫瘍の重心と周辺部位との距離の最大変動量を、所定の時間内（例えば、呼吸周期内）の周辺部位の最大移動量により正規化してもよい。具体的には、腫瘍の接着面のサイズは、周辺部位の移動に伴って変化する場合がある。例えば、周辺部位の移動量が大きいほど、かかる周辺部位に付着している腫瘍の接着面のサイズの変化量が大きくなる場合がある。このような場合、腫瘍の浸潤度と関係なく、周辺部位の移動に伴って、腫瘍の重心と周辺部位との距離が変動する場合がある。そこで、移動情報算出部 1 4 2 は、周辺部位の最大移動量を算出し、かかる最大移動量が大きいほど、腫瘍の重心と周辺部位との距離の最大変動量が小さくなるように正規化し、最大移動量が小さいほど、腫瘍の重心と周辺部位との距離の最大変動量が大きくなるように正規化してもよい。

40

【 0 0 6 4 】

また、上記例において、移動情報算出部 1 4 2 は、腫瘍の重心と周辺部位の表面との最大距離と、腫瘍の最大半径とを比較することにより、腫瘍の浸潤度を算出してもよい。例えば、腫瘍の最大半径が、腫瘍の重心と周辺部位の表面との最大距離よりも大きい場合に

50

は、腫瘍が周辺部位内に入り込んでいることになる。この場合には、腫瘍の浸潤度が高いことが考えられる。したがって、移動情報算出部 1 4 2 は、腫瘍の重心と周辺部位の表面との最大距離と、腫瘍の最大半径との比に基づいて、腫瘍の浸潤度を算出してもよい。

【 0 0 6 5 】

また、上記第 1 の実施形態において、相対関係算出部 1 4 3 は、腫瘍の移動情報と周辺部位の移動情報との相対関係を算出する処理を行った後に、かかる相対関係から腫瘍の浸潤度を算出する処理を行わなくてもよい。そして、相対関係算出部 1 4 3 は、例えば、腫瘍の移動情報と周辺部位の移動情報との相対関係を示す情報を表示部 1 2 0 に表示制御してもよい。この例の場合であっても、操作者は、表示部 1 2 0 に表示された相対関係を確認することにより、客観的な腫瘍の浸潤度を判断することができる。

10

【 0 0 6 6 】

また、上記第 1 の実施形態では、病変部として腫瘍を例に挙げて説明したが、上記の X 線 CT 装置 1 は、腫瘍以外の病変部と周辺部位との関係を示す情報を算出してもよい。以下に、血栓が血管に密着している密着度を算出する例について説明する。

【 0 0 6 7 】

まず、特定部 1 4 1 は、画像処理部 1 4 0 において再構成された各ボリュームデータに対して、領域拡張法や形状テンプレートをを用いたパターンマッチング法などを用いてセグメンテーション処理を行うことにより各領域を抽出し、抽出した各領域に対して血管及び血栓の形状テンプレートをを用いたパターンマッチング法や、血管及び血栓の輝度値のプロファイルを用いた手法等により、ボリュームデータに含まれる血管及び血栓の位置を特定する。また、移動情報算出部 1 4 2 は、特定部 1 4 1 によって特定された血管及び血栓の位置に基づいて、血管及び血栓の移動情報を算出する。

20

【 0 0 6 8 】

そして、相対関係算出部 1 4 3 は、移動情報算出部 1 4 2 によって算出された血管の移動情報と血栓の移動情報との相対関係を算出し、算出した相対関係から血栓が血管に密着している密着度を算出する。例えば、相対関係算出部 1 4 3 は、血管の移動情報と血栓の移動情報とが類似しているほど、血栓の密着度を高く算出し、血管の移動情報と血栓の移動情報とが類似していないほど、血栓の密着度を低く算出する。これにより、第 1 の実施形態に係る X 線 CT 装置 1 は、血管及び血栓の移動情報に基づいて、血管に対する血栓の密着度、言い換えれば、血栓が血管から剥がれやすいか否かを示す指標値を提示することができる。

30

【 0 0 6 9 】

(第 2 の実施形態)

上記第 1 の実施形態では、腫瘍や周辺部位の移動情報に基づいて、腫瘍の浸潤度を算出する例を示した。第 2 の実施形態では、腫瘍と周辺部位との接着面積に基づいて、腫瘍の浸潤度を算出する例について説明する。

【 0 0 7 0 】

図 7 は、第 2 の実施形態における画像処理部 2 4 0 の構成例を示す図である。なお、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置の構成は、図 1 に示した X 線 CT 装置 1 の構成と同様であるので、ここでは説明を省略する。図 7 に示すように画像処理部 2 4 0 は、特定部 2 4 1 と、接着面積算出部 2 4 2 と、相対関係算出部 2 4 3 とを有する。

40

【 0 0 7 1 】

特定部 2 4 1 は、画像処理部 2 4 0 において再構成されたボリュームデータ内の腫瘍と、かかる腫瘍が付着していると想定される周辺部位とを特定する。特定部 2 4 1 は、各時相に対応するボリュームデータ毎に、同様の処理を行う。なお、特定部 2 4 1 は、特定部 1 4 1 と同様に、セグメンテーション処理等を行うことにより各領域を抽出し、パターンマッチング法等により、ボリュームデータに含まれる腫瘍及び周辺部位の位置を特定する。

【 0 0 7 2 】

接着面積算出部 2 4 2 は、特定部 2 4 1 によって特定された腫瘍が周辺部位に接着して

50

いる面の接着面積を時相毎に算出する。例えば、接着面積算出部 2 4 2 は、特定部 2 4 1 によるセグメンテーション処理の結果から、腫瘍の表面像と、かかる腫瘍が付着している周辺部位の表面像とを得ることができる。そして、接着面積算出部 2 4 2 は、腫瘍の表面像と周辺部位の表面像との共有領域を、腫瘍が周辺部位に接着している面の接着面積として算出できる。

【 0 0 7 3 】

また、例えば、接着面積算出部 2 4 2 は、腫瘍が肺野に付着している場合等には、特定部 2 4 1 によるセグメンテーション処理等の結果、腫瘍が抜けた状態の肺野のボリュームデータを得ることができる。したがって、接着面積算出部 2 4 2 は、かかるボリュームデータの空洞化している領域を腫瘍が接着している接着面積として算出することができる。かかる手法は、例えば、胸壁、縦隔や横隔膜等と腫瘍との接着面積を算出する場合に用いることができる。

10

【 0 0 7 4 】

相対関係算出部 2 4 3 は、接着面積算出部 2 4 2 によって算出された接着面積の変動量が小さいほど、周辺部位への腫瘍の浸潤度を高く算出し、接着面積の変動量が大きいほど、周辺部位への腫瘍の浸潤度を低く算出する。

【 0 0 7 5 】

図 8 及び図 9 を用いて、相対関係算出部 2 4 3 による処理の一例を説明する。図 8 は、腫瘍と肺野との接着面積の一例を示す図であり、図 9 は、接着面積の変動量の一例を示す図である。

20

【 0 0 7 6 】

図 8 に示した例では、X 線 CT 画像 G 2 1、G 2 2、G 2 3、G 2 4、G 2 5、G 2 6、G 2 7 の順に撮像されたものとする。なお、図 8 では、説明を簡単にするために、断面画像を示している。

【 0 0 7 7 】

接着面積算出部 2 4 2 は、図 8 に例示した X 線 CT 画像 G 2 1 ~ G 2 7 が撮像された場合に、腫瘍の表面像と周辺部位の表面像との共有領域を、腫瘍が周辺部位に接着している面の接着面積として算出する。ここでは、接着面積算出部 2 4 2 は、図 8 に例示するように、接着面積 C 1 1 ~ C 1 7 を算出する。

【 0 0 7 8 】

そして、相対関係算出部 2 4 3 は、図 9 に例示するように、接着面積算出部 2 4 2 によって算出された接着面積を時系列に沿ってプロットすることにより、接着面積の時間変動を得る。そして、相対関係算出部 2 4 3 は、所定の時間内（例えば、呼吸周期内）における接着面積の最大変動量 A を算出し、算出した最大変動量 A が小さいほど周辺部位への腫瘍の浸潤度を高く算出し、最大変動量 A が大きいほど周辺部位への腫瘍の浸潤度を低く算出する。

30

【 0 0 7 9 】

次に、図 10 を用いて、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置による浸潤度算出処理の手順について説明する。図 10 は、第 2 の実施形態に係る X 線 CT 装置による浸潤度算出処理手順を示すフローチャートである。

40

【 0 0 8 0 】

図 10 に示すように、画像処理部 2 4 0 は、浸潤度を算出するか否かを判定する（ステップ S 3 0 1）。ここで、浸潤度を算出しない場合には（ステップ S 3 0 1 否定）、画像処理部 2 4 0 は、待機状態となる。

【 0 0 8 1 】

一方、浸潤度を算出する場合には（ステップ S 3 0 1 肯定）、画像処理部 2 4 0 の特定部 2 4 1 は、ボリュームデータ内の腫瘍と腫瘍が付着していると想定される周辺部位とを特定する（ステップ S 3 0 2）。

【 0 0 8 2 】

続いて、接着面積算出部 2 4 2 は、特定部 2 4 1 によるセグメンテーション処理の結果

50

から、腫瘍及び周辺部位の表面像を取得する（ステップS303）。そして、接着面積算出部242は、腫瘍の表面像と周辺部位の表面像との共有領域を取得する（ステップS304）。これにより、接着面積算出部242は、共有領域の面積を算出することにより、腫瘍が周辺部位に接着している面の接着面積を算出する。

【0083】

続いて、相対関係算出部243は、接着面積算出部242によって算出された接着面積の所定時間内における変動量を算出する（ステップS305）。そして、相対関係算出部243は、接着面積の変動量に基づいて、周辺部位への腫瘍の浸潤度を算出する（ステップS306）。

【0084】

上述したように、第2の実施形態によれば、特定部241が、時相の異なる被検体内の画像データから、腫瘍の位置と腫瘍が付着していると想定される周辺部位の位置とを特定し、接着面積算出部242が、特定部241によって特定された腫瘍が周辺部位に接着している面の接着面積を時相毎に算出し、相対関係算出部243が、接着面積算出部242によって算出された接着面積の変動量が小さいほど、腫瘍が周辺部位に浸潤している度合いを示す浸潤度を高く算出するので、接着面積を算出するだけで、客観的な腫瘍の浸潤度を提示することができる。

【0085】

なお、上記第2の実施形態では、病変部として腫瘍を例に挙げて説明したが、第2の実施形態に係るX線CT装置は、腫瘍以外の病変部と周辺部位との関係を示す情報を算出してもよい。以下に、血栓が血管に密着している密着度を算出する例について説明する。

【0086】

まず、特定部241は、特定部141と同様にセグメンテーション処理等を行うことにより、ボリュームデータに含まれる血管及び血栓の位置を特定する。また、接着面積算出部242は、例えば、特定部241によるセグメンテーション処理の結果から、血管の表面像と血栓の表面像との共有領域を、血栓が血管に接着している面の接着面積として算出する。そして、相対関係算出部243は、接着面積算出部242によって算出された接着面積の変動量が小さいほど、血管に対する血栓の密着度を高く算出し、接着面積の変動量が大きいほど、血管に対する血栓の密着度を低く算出する。これにより、第2の実施形態に係るX線CT装置は、血管と血栓との接着面積の変動量に基づいて、血管に対する血栓の密着度、言い換えれば、血栓が血管から剥がれやすいか否かを示す指標値を提示することができる。

【0087】

また、上記の実施形態では、X線CT装置が、浸潤度の高低が表されたX線CT画像を表示部120に表示する例を示した。しかし、X線CT装置は、X線CT画像だけでなく、移動情報算出部142によって算出された移動情報（図4等）、接着面積算出部242によって算出された接着面積に関する情報、浸潤度等を表示部120に表示制御してもよい。また、X線CT装置は、これらの各種情報を所定の記憶部に記憶してもよい。

【0088】

また、上記の実施形態では、X線CT装置がパターンマッチング法等の情報処理を行うことにより腫瘍及び周辺部位の位置を特定する例を示した。X線CT装置は、X線CT画像を表示部120に表示した後、入力部110を介して操作者から腫瘍及び周辺部位の位置を指定する操作を受け付けてもよい。かかる場合には、X線CT装置は、操作者による指定操作に従って、腫瘍及び周辺部位の位置に特定する。

【0089】

また、上記の実施形態では、X線CT装置が連続する2個のボリュームデータを随時比較することにより移動情報を算出する例を示した。しかし、X線CT装置は、全てのボリュームデータについて処理を行う必要はなく、処理対象のボリュームデータを間引きした上で移動情報を算出してもよい。

【0090】

10

20

30

40

50

また、上記の実施形態では、X線CT装置がボリュームデータを用いて移動情報を算出する例を示した。しかし、2次元の画像データを用いて移動情報を算出することで、腫瘍の浸潤度を算出してもよい。

【0091】

また、上記の実施形態では、X線CT装置がコンベンショナルスキャンを行う場合を例に挙げて説明した。しかし、上記の実施形態は、多時相においてボリュームデータを再構成することができるヘリカルスキャンを行うX線CT装置にも適用することができる。

【0092】

また、上記の実施形態は、距離変動等の周期的な情報を得るほど多時相で撮像処理を行えないX線CT装置にも適用することができる。例えば、腫瘍や周辺部位の移動量の最大値を、第1の実施形態で説明した振幅「 d 」として用いることにより、腫瘍の浸潤度を算出することもできる。

10

【0093】

以上説明したとおり、第1及び第2の実施形態によれば、病変部と周辺部位との関係性を示す情報を提示することができる。

【0094】

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。

20

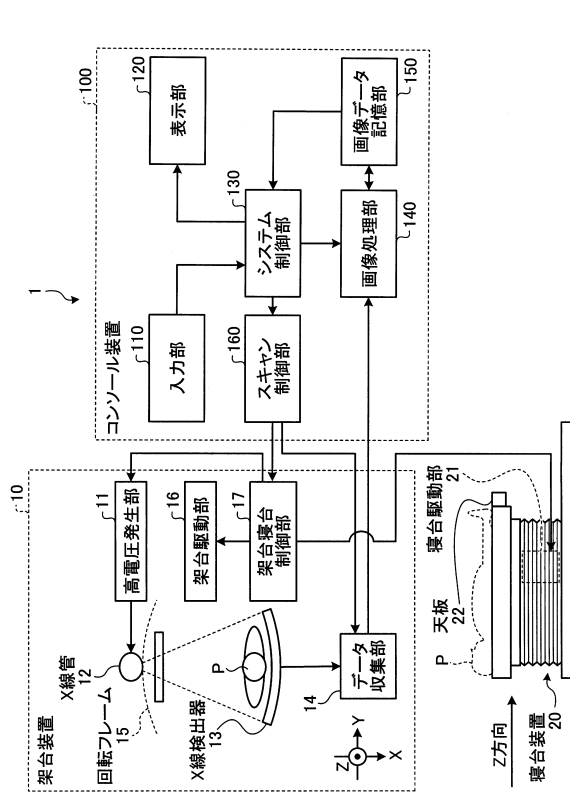
【符号の説明】

【0095】

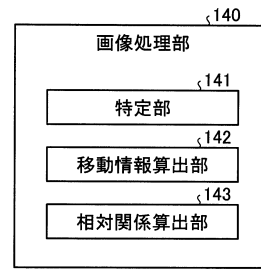
- 1 X線CT装置
- 140 画像処理部
- 141 特定部
- 142 移動情報算出部
- 143 相対関係算出部
- 240 画像処理部
- 241 特定部
- 242 接着面積算出部
- 243 相対関係算出部

30

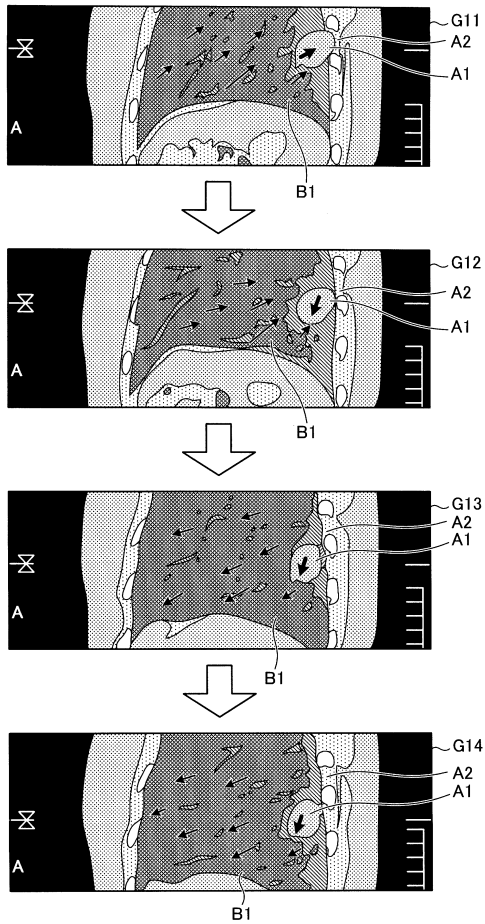
【図1】



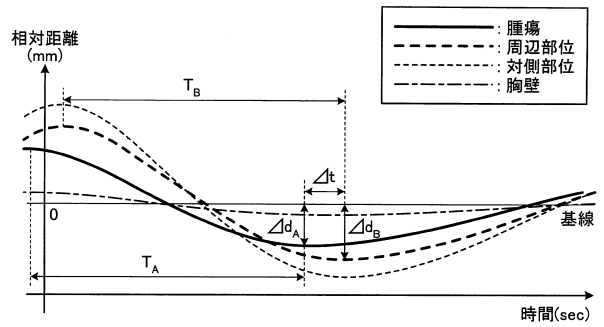
【図2】



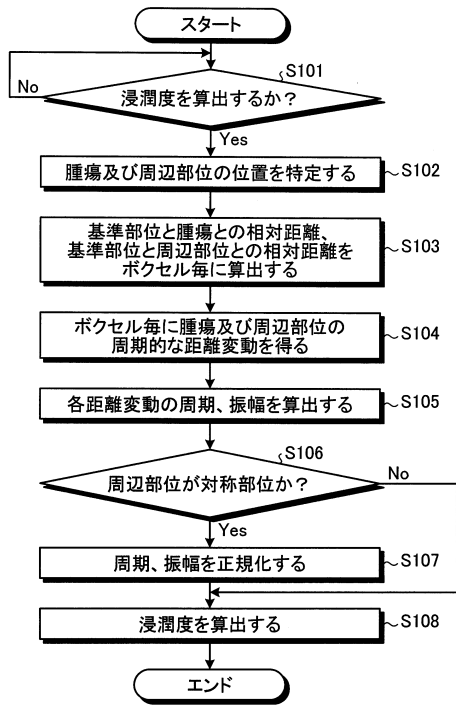
【図3】



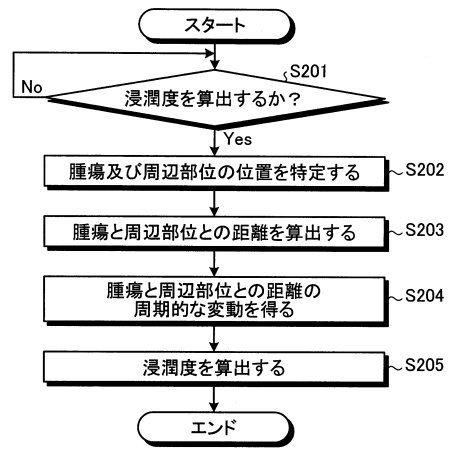
【図4】



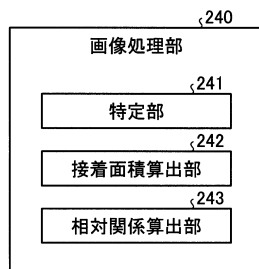
【 図 5 】



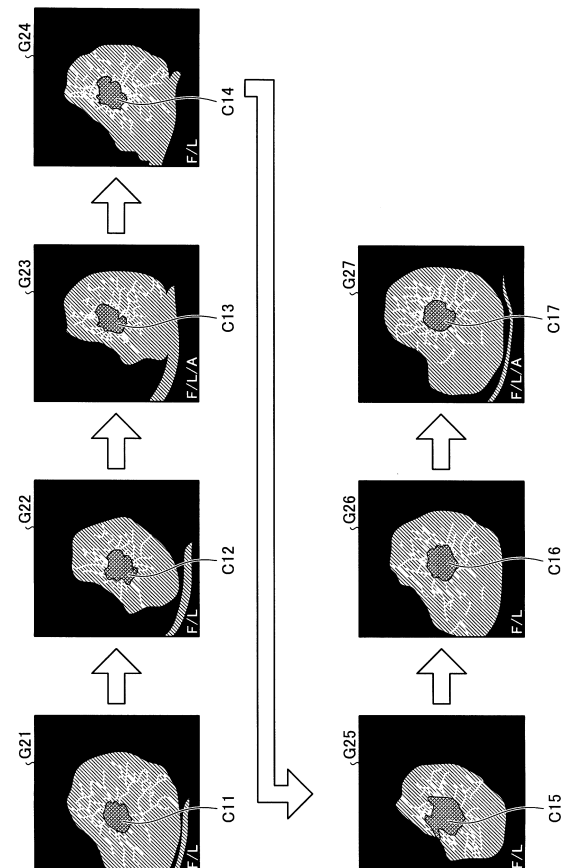
【 図 6 】



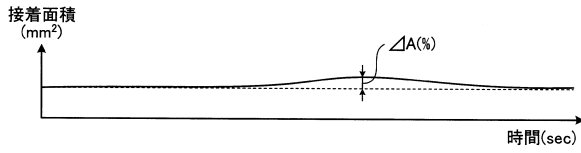
【 図 7 】



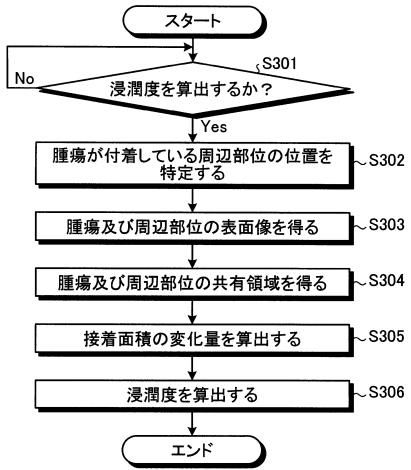
【 図 8 】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 村松 真次

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 石坂 卓己

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特表2008-514352(JP, A)

米国特許出願公開第2006/0074292(US, A1)

特開2009-022369(JP, A)

特開2009-165615(JP, A)

特開2010-279721(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14

A61B 8/00 - 8/15

A61B 5/055

G06T 1/00