

(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2017-192591

(P2017-192591A)

(43) 公開日 平成29年10月26日(2017.10.26)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B	5/055	(2006.01)	A 6 1 B	5/05	3 8 0	4 C 0 9 6	
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 C	5 B 0 5 7	
G 0 6 T	7/00	(2017.01)	G 0 6 T	7/00	3 0 0 F	5 L 0 9 6	

審査請求 有 請求項の数 10 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2016-85200 (P2016-85200)
 (22) 出願日 平成28年4月21日 (2016.4.21)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
 4 5、スケネクタダイ、リバーロード、1
 番
 (74) 代理人 100137545
 弁理士 荒川 聡志
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 (74) 代理人 100113974
 弁理士 田中 拓人
 (74) 代理人 100115462
 弁理士 小島 猛

最終頁に続く

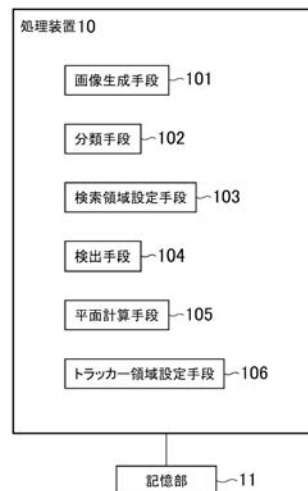
(54) 【発明の名称】 血管検出装置、磁気共鳴イメージング装置、およびプログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 画像の血管の検出精度の向上に有効な技術を提供する。

【解決手段】 M R I 装置は、血管を含む撮影部位に設定された複数のスライスにおける複数のアキシャル画像を生成する画像生成手段 1 0 1 と、複数のアキシャル画像の各々が撮影部位のどの部分の画像であるかに基づいて、複数のアキシャル画像を複数のクラスに分類する分類手段 1 0 2 と、アキシャル画像が、複数のクラスのうちのどのクラスに分類されたかに基づいて、アキシャル画像の中から血管を検索するための検索領域を設定する設定手段とを有する。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管を含む撮影部位に設定された複数のスライスにおける複数の画像を生成する画像生成手段と、

前記複数の画像の各々が前記撮影部位のどの部分の画像であるかに基づいて、前記複数の画像を複数のクラスに分類する分類手段と、

前記画像が、前記複数のクラスのうちのどのクラスに分類されたかに基づいて、前記画像の中から前記血管を検索するための検索領域を設定する設定手段と、
を有する血管検出装置。

【請求項 2】

前記クラスごとに、前記血管の存在確率を表すモデルが対応付けられており、

前記設定手段は、前記モデルに基づいて前記検索領域を設定する、請求項 1 に記載の血管検出装置。

【請求項 3】

前記複数のクラスは、

肺の断面積が大きい画像に対応する第 1 のクラスと、

肺と肝臓の境界の近傍を横切る画像に対応する第 2 のクラスと、

肝臓の断面積が大きい画像に対応する第 3 のクラスと、

肝臓および腎臓を横切る画像に対応する第 4 のクラスと、

を含む、請求項 1 又は 2 に記載の血管検出装置。

【請求項 4】

前記分類手段は、

前記複数の画像の各々が前記撮影部位のどの部分の画像であるかを特定するためのマップに基づいて、前記複数の画像を複数のクラスに分類する、請求項 1 ~ 3 のうちのいずれか一項に記載の血管検出装置。

【請求項 5】

前記分類手段は、

前記画像のピクセルのピクセル値を要素として持つベクトルを求め、前記ベクトルに基づいて前記画像に対応する点を前記マップにマッピングし、前記マップの中の前記点がマッピングされた位置に基づいて、前記画像が、前記複数のクラスのうちのどのクラスに分類されるかを求める、請求項 4 に記載の血管検出装置。

【請求項 6】

前記複数の画像の各々は、被検体の胸部の断面を表す第 1 の領域、前記被検体の左腕の断面を表す第 2 の領域、前記被検体の右腕の断面を表す第 3 の領域を含み、

前記分類手段は、

前記画像の中から、前記第 1 の領域を含むが、前記第 2 の領域および前記第 3 の領域は含まない画像部分を切り取り、前記画像部分を切り取ることにより得られた画像に基づいて、前記ベクトルを求める、請求項 5 に記載の血管検出装置。

【請求項 7】

前記複数の画像の各々は、被検体の胸部の断面を表す第 1 の領域、前記被検体の左腕の断面を表す第 2 の領域、前記被検体の右腕の断面を表す第 3 の領域を含み、

前記分類手段は、

前記画像の中から、前記第 1 の領域の中心部分を含むが、前記第 1 の領域の体表部分、前記第 2 の領域および前記第 3 の領域は含まない画像部分を切り取り、前記画像部分を切り取ることにより得られた画像に基づいて、前記ベクトルを求める、請求項 5 に記載の血管検出装置。

【請求項 8】

前記検索領域から前記血管の位置を検出する検出手段を有する、請求項 1 ~ 7 のうちのいずれか一項に記載の血管検出装置。

【請求項 9】

血管を含む撮影部位のスキャンを行うスキャン手段を有する磁気共鳴イメージング装置であって、

請求項 1 ~ 8 のうちのいずれか一項に記載の血管検出装置を有する磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 10】

血管を含む撮影部位に設定された複数のスライスにおける複数の画像を生成する画像生成処理と、

前記複数の画像の各々が前記撮影部位のどの部分の画像であるかに基づいて、前記複数の画像を複数のクラスに分類する分類処理と、

前記画像が、前記複数のクラスのうちのどのクラスに分類されたかに基づいて、前記画像の中から前記血管を検索するための検索領域を設定する設定処理と、
をコンピュータに実行させるためのプログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管を検出するための血管検出装置、当該血管検出装置を有する磁気共鳴イメージング装置、および血管検出装置に適用されるプログラムに関する。

【背景技術】

20

【0002】

従来より、造影剤を用いて被検体を撮影する磁気共鳴イメージング装置が知られている（特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2009-261904号公報

【特許文献2】特開2015-023944号公報

【非特許文献】

【0004】

30

【非特許文献1】Med Imag Tech Vol.31 No.2 March 2013

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

造影剤を用いて被検体を撮影する方法の一例として、オペレータが、胸部を横切る複数のアキシャル面の各々の画像を生成し、各画像の中から大動脈の位置を見つけて、大動脈の位置に、造影剤を検出するためのトラック領域を設定する方法がある。また、近年では、大動脈の位置を自動的に検出する手法の一例が発表されている（非特許文献1参照）。

【0006】

40

非特許文献1では、スライス勾配磁場のZ dephaserの面積を大きくすることより、アキシャル画像に描出される大動脈内の血液の信号をできるだけ低減させて、大動脈を検出している。しかし、心臓の収縮期では、大動脈の血流速度が低下するため、大動脈内の血液が高信号になることがある。したがって、実際には、高信号の血液の影響を受けて、大動脈内の血液の信号を十分に低減することができない場合がある。この場合、大動脈とは別の組織を大動脈として誤検出したり、あるいは大動脈を検出することができないという問題がある。そこで、大動脈内の血液の信号が十分に低減されない場合でも、大動脈の位置を検出することができる技術が開示されている（特許文献2参照）。

【0007】

特許文献2の方法では、大動脈内の血液の信号が十分に低減されていない場合でも、大

50

動脈の位置を検出することができる。しかし、アキシャル画像の中には、検出対象である大動脈の断面とは別の部位の断面が、大動脈と類似した信号パターンを示すことがある。この場合、大動脈とは別の部位の断面を、大動脈の断面として誤検出することがある。大動脈が誤検出されると、大動脈からずれた位置にトラックが設定されてしまい、造影剤を検出精度が低下するという問題がある。

【0008】

したがって、画像の血管の検出精度の向上に有効な技術を開発することが望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の第1の観点は、血管を含む撮影部位に設定された複数のスライスにおける複数の画像を生成する画像生成手段と、

前記複数の画像の各々が前記撮影部位のどの部分の画像であるかに基づいて、前記複数の画像を複数のクラスに分類する分類手段と、

前記画像が、前記複数のクラスのうちのどのクラスに分類されたかに基づいて、前記画像の中から前記血管を検索するための検索領域を設定する設定手段と、
を有する血管検出装置である。

【0010】

本発明の第2の観点は、血管を含む撮影部位のスキャンを行うスキャン手段を有する磁気共鳴イメージング装置であって、第1の観点の血管検出装置を有する磁気共鳴イメージング装置である。

【0011】

本発明の第3の観点は、血管を含む撮影部位に設定された複数のスライスにおける複数の画像を生成する画像生成処理と、

前記複数の画像の各々が前記撮影部位のどの部分の画像であるかに基づいて、前記複数の画像を複数のクラスに分類する分類処理と、

前記画像が、前記複数のクラスのうちのどのクラスに分類されたかに基づいて、前記画像の中から前記血管を検索するための検索領域を設定する設定処理と、
をコンピュータに実行させるためのプログラムである。

【発明の効果】

【0012】

複数の画像を複数のクラスに分類し、画像が、複数のクラスのうちのどのクラスに分類されたかに応じて、前記画像の中から前記血管を検索するための検索領域を設定するので、画像の中の血管の検出精度を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の一形態の磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

【図2】処理装置10が実現する手段の説明図である。

【図3】本形態で実行されるスキャンを示す図である。

【図4】撮影部位を概略的に示す図である。

【図5】ローカライズスキャンLSおよび本スキャンMSを実行するときのフローの一例を示す図である。

【図6】ローカライズスキャンLSの説明図である。

【図7】 m 人の被検体 $SU_1 \sim SU_m$ のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_n$ 、 $DA_{n+1} \sim DA_{n+a}$ 、 \dots 、 $DA_{j+1} \sim DA_k$ を概略的に示す図である。

【図8】アキシャル画像から胸部領域C1に外接する矩形領域の画像部分を切り取ることにより得られた画像を概略的に示す図である。

【図9】分解能がスケールダウンされた後の画像を概略的に示す図である。

【図10】スケールダウン後の画像 $a_1' \sim a_n'$ ごとに求められたベクトルを示す図である。

10

20

30

40

50

【図 1 1】被検体 $S U_1 \sim S U_m$ のアキシャル画像ごとに得られたベクトル v_i を示す図である。

【図 1 2】隣接行列 $M A$ を概略的に示す図である。

【図 1 3】分類マップ $C M$ を示す図である。

【図 1 4】ステップ $S T 2$ のフローの一例を示す図である。

【図 1 5】スライス $S L_1$ のアキシャル画像 D_1 を概略的に示す図である。

【図 1 6】スライス $S L_1$ のアキシャル画像 D_1 を 2 値化することにより得られた 2 値画像 $D B_1$ を概略的に示す図である。

【図 1 7】腕部が削除された 2 値画像 $D C_1$ を概略的に示す図である。

【図 1 8】アキシャル画像 D_1 から胸部領域 $H B$ に外接する矩形領域の画像部分を切り取ることにより得られた画像を概略的に示す図である。

10

【図 1 9】分解能がスケールダウンされた後の画像 D_1'' を概略的に示す図である。

【図 2 0】スケールダウン後の画像 D_1'' に対して求められたベクトル v_1 を示す図である。

【図 2 1】分類マップ $C M$ に射影された点 E を示す図である。

【図 2 2】 N 個の点を特定する方法の説明図である。

【図 2 3】アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々がどのクラスに分類されたかを示す図である。

【図 2 4】確率分布モデルの説明図である。

【図 2 5】検索領域の設定方法の説明図である。

20

【図 2 6】アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ に対して求められた乗算画像 $M D_1' \sim M D_{10}'$ および検索領域 $R_1 \sim R_{10}$ を概略的に示す図である。

【図 2 7】検出された脳脊髄液 $C S F$ の位置を示す図である。

【図 2 8】ライン L_s および L_e を示す図である。

【図 2 9】ウィンドウ W を示す図である。

【図 3 0】識別器 C を用いて、大動脈 A を検出するときの説明図である。

【図 3 1】アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々について、ステップ $S T 2$ により求められた大動脈の位置 $P A_1 \sim P A_{10}$ を概略的に示す図である。

【図 3 2】平面 $F S$ を概略的に示す図である。

【図 3 3】トラッカー領域の設定方法の一例の説明図である。

30

【図 3 4】胸部領域 C_1 の体表部分が含まれないように画像部分を切り取り、ベクトル $v_1 \sim v_k$ を求める一例を概略的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、発明を実施するための形態について説明するが、本発明は、以下の形態に限定されることはない。

【0015】

図 1 は、本発明の一形態の磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

磁気共鳴イメージング装置（以下、「MRI 装置」と呼ぶ。MRI : Magnetic Resonance Imaging）1 は、マグネット 2、テーブル 3、受信コイル 4、造影剤注入装置 5 などを有している。

40

【0016】

マグネット 2 は、被検体 1 4 が収容される収容空間 2 1 を有している。また、マグネット 2 は、超伝導コイル 2 2 と、勾配コイル 2 3 と、RF コイル 2 4 とを有している。超伝導コイル 2 2 は静磁場を印加し、勾配コイル 2 3 は勾配パルスを印加し、RF コイル 2 4 は RF パルスを印加する。尚、超伝導コイル 2 2 の代わりに、永久磁石を用いてもよい。

【0017】

テーブル 3 は、被検体 1 4 を搬送するためのクレードル 3 a を有している。クレードル 3 a によって、被検体 1 4 は収容空間 2 1 に搬送される。

【0018】

50

受信コイル 4 は、被検体 1 4 に取り付けられている。受信コイル 4 は、被検体 1 4 から
の磁気共鳴信号を受信する。

造影剤注入装置 5 は、被検体 1 4 に造影剤を注入する。

【 0 0 1 9 】

M R I 装置 1 は、更に、制御部 6、送信器 7、勾配磁場電源 8、受信器 9、処理装置 1
0、記憶部 1 1、操作部 1 2、および表示部 1 3などを有している。

【 0 0 2 0 】

制御部 6 は、処理装置 1 0 から、シーケンスで使用される R F パルスおよび勾配パルス
の波形情報や印加タイミングなどを含むデータを受け取る。そして、制御部 6 は、R F パ
ルスのデータに基づいて送信器 7 を制御し、勾配パルスのデータに基づいて勾配磁場電源
8 を制御する。また、制御部 6 は、造影剤注入装置 5 の造影剤の注入開始のタイミングの
制御や、クレードル 3 a の移動の制御なども行う。尚、図 1 では、制御部 6 が、造影剤注
入装置 5、送信器 7、勾配磁場電源 8、クレードル 3 a などの制御を行っているが、造影
剤注入装置 5、送信器 7、勾配磁場電源 8、クレードル 3 a などの制御を複数の制御部で
行ってもよい。例えば、造影剤注入装置 5 を制御する制御部と、送信器 7 および勾配磁場
電源 8 を制御する制御部と、クレードル 3 a を制御する制御部とを別々に設けてもよい。

10

【 0 0 2 1 】

送信器 7 は、制御部 6 から受け取ったデータに基づいて、R F コイル 2 4 に電流を供給
する。

勾配磁場電源 8 は、制御部 6 から受け取ったデータに基づいて、勾配コイル 2 3 に電流
を供給する。

20

【 0 0 2 2 】

受信器 9 は、受信コイル 4 で受信された磁気共鳴信号に対して、検波などの処理を行い
、処理装置 1 0 に出力する。尚、マグネット 2、受信コイル 4、制御部 6、送信器 7、勾
配磁場電源 8、受信器 9 を合わせたものが、スキャン手段に相当する。

【 0 0 2 3 】

記憶部 1 1 には、処理装置 1 0 により実行されるプログラムなどが記憶されている。尚
、記憶部 1 1 は、ハードディスク、C D - R O M などの非一過性の記憶媒体であってもよ
い。処理装置 1 0 は、記憶部 1 1 に記憶されているプログラムを読み出し、プログラムに
記述されている処理を実行するプロセッサとして動作する。処理装置 1 0 は、プログラ
ムに記述されている処理を実行することにより、種々の手段を実現する。図 2 は、処理装置
1 0 が実現する手段の説明図である。

30

【 0 0 2 4 】

画像生成手段 1 0 1 は、被検体 1 4 の撮影部位を横切る複数のスライスの各々の画像を
生成する。

【 0 0 2 5 】

分類手段 1 0 2 は、画像生成手段 1 0 1 により得られた複数の画像の各々が撮影部位の
どの部分の画像であるかに基づいて、複数の画像を複数のクラスに分類する。クラスにつ
いては後述する。

【 0 0 2 6 】

検索領域設定手段 1 0 3 は、複数の画像の各々が複数のクラスのうちのどのクラスに分
類されたかに基づいて、画像ごとに、血管を検索するための検索領域を設定する。

40

【 0 0 2 7 】

検出手段 1 0 4 は、検索領域の中から大動脈の位置を検出する。

平面計算手段 1 0 5 は、検出手段 1 0 4 により検出された大動脈 A の位置 P A 1 ~ P A
1 0 (図 3 1 参照) に基づいて、大動脈を縦断する平面を計算する。

【 0 0 2 8 】

トラッカー領域設定手段 1 0 6 は、造影剤を検出するためのトラッカー領域 R_t (図 3
3 参照) を設定する。

【 0 0 2 9 】

50

MRI装置1は、処理装置10を含むコンピュータを備えている。処理装置10は、記憶部11に記憶されているプログラムを読み出すことにより、画像生成手段101～トラッカー領域設定手段106などを実現する。尚、処理装置10は、一つのプロセッサで画像生成手段101～トラッカー領域設定手段106を実現してもよいし、2つ以上のプロセッサで、画像生成手段101～トラッカー領域設定手段106を実現してもよい。また、処理装置10が実行するプログラムは、一つの記憶部に記憶させておいてもよいし、複数の記憶部に分けて記憶させておいてもよい。処理装置10は血管検出装置に相当する。

【0030】

図1に戻って説明を続ける。

操作部12は、オペレータにより操作され、種々の情報をコンピュータ8に入力する。表示部13は種々の情報を表示する。

MRI装置1は、上記のように構成されている。

【0031】

図3は本形態で実行されるスキャンを示す図、図4は撮影部位を概略的に示す図である。

本形態では、ローカライズスキャンLSと本スキャンMSなどが実行される。

ローカライズスキャンLSは、スライス位置やトラッカー領域 R_t （図3参照）を設定するとき使用される画像を取得するためのスキャンである。トラッカー領域 R_t は、大動脈Aに流れる造影剤を検出するために設定される領域である。

ローカライズスキャンLSの後に本スキャンMSが実行される。

【0032】

本スキャンMSでは、被検体に造影剤が注入され、トラッカー領域 R_t から造影剤を検出するためのシーケンスが繰り返し実行される。そして、トラッカー領域 R_t に所定量の造影剤が注入したときに、肝臓の画像を取得するためのイメージングシーケンスが実行される。以下に、ローカライズスキャンLSおよび本スキャンMSを実行するときのフローの一例について説明する。

【0033】

図5は、ローカライズスキャンLSおよび本スキャンMSを実行するときのフローの一例を示す図である。

ステップST1では、ローカライズスキャンLS（図2参照）を実行する。

【0034】

図6は、ローカライズスキャンLSの説明図である。

ローカライズスキャンLSは、被検体の肝臓および肝臓の周辺の臓器を含む部位の画像を取得するためのスキャンである。図6には、ローカライズスキャンLSを実行するときのスライスが示されている。ローカライズスキャンLSでは、アキシャル、サジタル、および coronal の画像が取得されるが、図6では、説明の便宜上、アキシャルの画像を取得するための複数枚のスライス（ここでは、10枚のスライス $SL_1 \sim SL_{10}$ ）が示されている。

【0035】

ローカライズスキャンLSを実行する場合、制御部6（図1参照）は、ローカライズスキャンLSで使用されるシーケンスのRFパルスのデータを送信器7に送り、ローカライズスキャンLSで使用されるシーケンスの勾配パルスのデータを勾配磁場電源8に送る。送信器7は、制御部6から受け取ったデータに基づいてRFコイル24に電流を供給し、勾配磁場電源8は、制御部6から受け取ったデータに基づいて勾配コイル23に電流を供給する。したがって、RFコイル24はRFパルスを印加し、勾配コイル23は勾配パルスを印加する。ローカライズスキャンLSが実行されることにより、撮影部位からMR信号が発生する。MR信号は受信コイル4（図1参照）で受信される。受信コイル4は、MR信号を受信し、MR信号の情報を含むアナログ信号を出力する。受信器9は、受信コイル4から受け取った信号に対して、検波などの信号処理を行い、信号処理により得られたデータを処理装置10に出力する。

10

20

30

40

50

【0036】

画像生成手段101(図2参照)は、ローライザスキャンLSにより収集されたデータに基づいて、スライス $SL_1 \sim SL_{10}$ の画像 $D_1 \sim D_{10}$ を作成する(以下では、この画像を「アキシャル画像」と呼ぶ)。ここでは、アキシャル画像 D_1 、 D_4 、 D_6 、および D_{10} が概略的に示されている。スライス $SL_1 \sim SL_{10}$ は大動脈Aを横切っているので、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ には、大動脈Aの断面が描出される。

【0037】

アキシャル画像には、3つの領域が含まれている。一つ目は、被検体の胸部の断面を表す領域(以下、「胸部領域」と呼ぶ)HBであり、二つ目は、被検体の左腕の断面を表す領域(以下、「左腕領域」と呼ぶ)HLであり、三つ目は、被検体の右腕の断面を表す領域(以下、「右腕領域」と呼ぶ)HRである。

アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ を作成した後、ステップST2に進む。

【0038】

ステップST2では、分類手段102(図2参照)が、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ を複数のクラスに分類する。以下に、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の分類方法について説明する。尚、以下の例では、ラプラシアン固有マップ法を用いてアキシャル画像を分類する方法について説明する。

【0039】

本形態では、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ を、以下の4つのクラスに分類する。

クラスI: 肺の断面積が大きいアキシャル画像

クラスII: 肺と肝臓の境界の近傍を横切るアキシャル画像

クラスIII: 肝臓の断面積が大きいアキシャル画像

クラスIV: 肝臓および腎臓を横切るアキシャル画像

【0040】

本形態では、被検体を撮影する前に、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々が4つのクラスI~IVのうちどのクラスに属するかを分類するための分類マップを予め用意しておき、この分類マップを用いて、アキシャル画像の分類を行っている。以下に、分類マップの作成方法の一例について説明する。

【0041】

図7~図13は、分類マップの作成方法の説明図である。

まず、分類マップを作成するために使用する腹部のアキシャル画像を複数枚用意する。図7に、 m 人の被検体 $SU_1 \sim SU_m$ から、腹部の複数枚のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_n$ 、 $DA_{n+1} \sim DA_{n+a}$ 、 \dots 、 $DA_{j+1} \sim DA_k$ を用意した例が示されている。各アキシャル画像には、胸部領域C1、左腕領域C2、および右腕領域C3が表示されている。本形態では、 m 人の被検体 $SU_1 \sim SU_m$ から、 k 枚のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ が用意された例が示されている。

【0042】

次に、分類マップを作成するマップ作成者は、アキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ の各々が上記のクラスI~IVのうちどのクラスに属するかを決める。例えば、アキシャル画像 DA_1 および DA_2 などはクラスIに属すると決定され、アキシャル画像 DA_k などはクラスIVに属すると決定される。

【0043】

次に、アキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ の各々から、胸部領域C1に外接する矩形領域の画像部分を切り取る。図8は、アキシャル画像から胸部領域C1に外接する矩形領域の画像部分を切り取ることにより得られた画像を概略的に示す図である。尚、図8では、説明の便宜上、被検体 $SU_1 \sim SU_m$ のうち被検体 SU_1 のみを取り上げて、アキシャル画像から切り取られた画像が示されている。

【0044】

図8では、アキシャル画像 $DA_1 \sim DA_n$ から切り取られた画像は、符号 a_1 、 a_2 、 \dots 、 a_n で示されている。また、切り取られた画像 $a_1 \sim a_n$ のサイズは $v_i \times w_i$ (

10

20

30

40

50

$i = 1 \sim n$) のピクセル数で示されている。矩形領域は胸部領域 C_1 に外接しているので、左腕領域 C_2 および右腕領域 C_3 は、切り取られた画像 $a_1 \sim a_n$ に含まれないようにすることができる。

【0045】

アキシャル画像 $DA_1 \sim DA_n$ から胸部の画像部分を切り取った後、切り取られた画像 $a_1 \sim a_n$ の分解能をスケールダウンする。図9は、分解能がスケールダウンされた後の画像を概略的に示す図である。スケールダウン後の画像は、符号 a_1', a_2', \dots, a_n' で示されている。スケールダウン後の画像 $a_1' \sim a_n'$ は、同じサイズの分解能 ($v_0 \times w_0$) にスケールダウンされている。例えば、 $v_0 = 44$ 、 $w_0 = 22$ である。このようにスケールダウンすることにより、分解能が同じ画像 $a_1' \sim a_n'$ を作成することができる。

10

【0046】

次に、スケールダウン後の画像 $a_1' \sim a_n'$ の各々のベクトルを求める。

図10は、スケールダウン後の画像 $a_1' \sim a_n'$ ごとに求められたベクトルを示す図である。

【0047】

まず、スケールダウン後の画像 $a_1' \sim a_n'$ のうちの i 番目の画像 a_i' のベクトル i について考える。 i は、画像 a_i' の各ピクセルのピクセル値を要素として規定されるベクトルである。画像 a_i' が有するピクセル数を $t (= v_0 \times w_0)$ とすると、ベクトル i は以下の式で表すことができる。

20

$$i = (i_1, i_2, i_3, i_4, i_5, \dots, i_t) \dots (1)$$

$i_1, i_2, i_3, i_4, i_5, \dots, i_t$ は、画像 a_i' の各ピクセルのピクセル値を表しており、ベクトル i は、 t 個の要素を有するベクトルで表される。

【0048】

したがって、例えば、 $i = 1$ 、即ち、画像 a_1' のベクトル 1 は、以下の式で表すことができる。

$$1 = (1_1, 1_2, 1_3, 1_4, 1_5, \dots, 1_t) \dots (2)$$

【0049】

図10では、代表して、 $i = 1, 2, 3, 6$ 、および n のベクトル $1, 2, 3, 6$ 、および n が示されている。

30

【0050】

図8～図10では、被検体 SU_1 のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_n$ のベクトル $1 \sim n$ を求める例について説明したが、他の被検体 $SU_2 \sim SU_m$ のアキシャル画像についても、上記の方法で、ベクトル i が求められる。図11に、被検体 $SU_1 \sim SU_m$ のアキシャル画像ごとに得られたベクトル i を示す。本形態では、被検体 $SU_1 \sim SU_m$ から k 個のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ が用意されているので、 k 個のベクトル $1 \sim k$ が得られる。

【0051】

これらのベクトル $1 \sim k$ を求めた後、隣接行列 MA を求める。図12に隣接行列 MA を概略的に示す。隣接行列 MA の各要素は、2つのベクトル間の距離 d_{ij} を表す。

40

【0052】

隣接行列 MA を求めた後、距離 d_{ij} に応じてHeat Kernelで隣接行列 MA に重みをつけることにより、行列 W を求める。そして、行列 W の各列の和を対角要素とする対角行列 D を求め、行列 W および D に基づいて、ラプラシアン行列を求める。

【0053】

ラプラシアン行列を求めた後、ラプラシアン行列の固有問題を解き、 k 個の固有ベクトルを求める。 k 個の固有ベクトルを求めた後、 k 個の固有ベクトルの中から、固有値が最小となる固有ベクトル F_1 と、固有値が2番目に小さい値となる固有ベクトル F_2 とを特定する。したがって、2つの固有ベクトル F_1 および F_2 を用いて被検体 $SU_1 \sim SU_m$

50

のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ (図7参照) の関係を表すマップを得ることができる。図13に、得られたマップの一例を概略的に示す。マップCMの横軸は固有ベクトルF1の要素を表しており、縦軸は固有ベクトルF2の要素を表す。マップCMにおけるアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ の位置は、座標点 (f_1, f_2) (f_1 : 固有ベクトルF1の要素、 f_2 : 固有ベクトルF2の要素) で決定することができる。図13では、説明の便宜上、アキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ の位置を表す点が、4つの記号 (\times 、 \square 、 \triangle 、 \circ) を用いて示されている。 \times は、クラスI (肺の断面積が大きいアキシャル画像) に属するアキシャル画像の位置を表す点を示している。 \square は、クラスII (肺と肝臓の境界の近傍を横切るアキシャル画像) に属するアキシャル画像の位置を表している。 \triangle は、クラスIII (肝臓の断面積が大きいアキシャル画像) に属するアキシャル画像の位置を表している。 \circ は、クラスIV (肝臓および腎臓を横切るアキシャル画像) に属するアキシャル画像の位置を表している。

10

【0054】

本形態では、図13に示すマップCMが、ローライザスキャンLSで得られたアキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ (図6参照) を分類するための分類マップとして使用される。この分類マップCMは、記憶部11 (図1参照) に記憶されている。

【0055】

ステップST2では、分類手段102は、記憶部11に記憶された分類マップCMに基づいて、ローライザスキャンLSで得られたアキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ を複数のクラスI~IVに分類する。以下に、分類マップCMに基づいてアキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ を複数のクラスI~IVに分類する手順について、図14を参照しながら説明する。

20

【0056】

図14は、ステップST2のフローの一例を示す図である。

ステップST2は、ステップST21~ST29を有している。以下、ステップST21~ST29について順に説明する。

【0057】

ステップST21では、分類手段102は、スライス $SL_1 \sim SL_{10}$ のアキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の中から、1枚のアキシャル画像を選択する。ここでは、肺を横切るスライス SL_1 のアキシャル画像 D_1 が選択されたとする。図15に、選択されたスライス SL_1 のアキシャル画像 D_1 を概略的に示す。アキシャル画像 D_1 には、被検体の胸部領域HBだけでなく、左腕領域HLおよび右腕領域HRも描出されている。スライス SL_1 のアキシャル画像 D_1 を選択した後、ステップST22に進む。

30

【0058】

ステップST22では、分類手段102が、スライス SL_1 のアキシャル画像 D_1 を2値化する。図16に、スライス SL_1 のアキシャル画像 D_1 を2値化することにより得られた2値画像 DB_1 を概略的に示す。分類手段102は、胸部領域HB、左腕領域HL、および右腕領域HRが論理値1で表され、体外領域は論理値0で表されるように、2値化処理を実行する。したがって、体内領域が論理値1で表され、体外領域が論理値0で表された2値画像 DB_1 を得ることができる。2値化の方法としては、例えば、“Med Imag Tech Vol.31 No.2 March 2013” に記載されているような領域拡張法を用いることができる。2値化を行った後、ステップST23に進む。

40

【0059】

ステップST23では、分類手段102が、2値画像 DB_1 から、腕部を削除する処理を実行する。

【0060】

図17は、腕部が削除された2値画像 DC_1 を概略的に示す図である。

ステップST23では、2値画像 DB_1 から、左腕領域と右腕領域とを削除するための画像処理を実行する。これにより、腕部が削除された2値画像 DC_1 を得ることができる。腕部を削除する方法としては、例えば、“Med Imag Tech Vol.31 No.2 March 2013” に記載されているように、縮小処理、領域拡張処理、および拡大処理を実行する方法を用

50

いることができる。腕部が削除された2値画像 DC_1 を得た後、ステップST24に進む。

【0061】

ステップST24では、分類手段102が、ステップST23で得られた2値画像 DC_1 に基づいて、アキシャル画像 D_1 から、胸部領域HBに外接する矩形領域の画像部分を切り取る。図18に、アキシャル画像 D_1 から胸部領域HBに外接する矩形領域の画像部分を切り取るにより得られた画像を概略的に示す。2値画像 DC_1 は、胸部領域が論理値1であり、胸部の外側の領域は論理値0が割り当てられているので、2値画像 DC_1 を用いることにより、アキシャル画像 D_1 の中の胸部領域HBを特定することができる。したがって、アキシャル画像 D_1 から、胸部領域HBに外接する矩形領域を切り取るこ

10

とができる。図18では、アキシャル画像 D_1 から切り取られた画像は、符号 D_1' で示されている。また、切り取られた画像 D_1' のサイズは $p_1 \times q_1$ のピクセル数で示されている。矩形領域は胸部領域HBに外接しているので、左腕領域HLおよび右腕領域HRは、矩形領域に含まれないようにすることができる。

【0062】

ステップST25では、分類手段102が、切り取られた画像 D_1' の分解能をスケールダウンする。図19は、分解能がスケールダウンされた後の画像 D_1'' を概略的に示す図である。スケールダウン後の画像 D_1'' は、分類マップCMの作成に使用された画像 $a_1' \sim a_n'$ (図10参照)と同じサイズの分解能($v_0 \times w_0$)にスケールダウンされている。分解能をスケールダウンした後、ステップST26に進む。

20

【0063】

ステップST26では、分類手段102が、スケールダウン後の画像 D_1'' のベクトルを求める(図20参照)。

【0064】

図20は、スケールダウン後の画像 D_1'' に対して求められたベクトル v_1 を示す図である。

ベクトル v_1 は、スケールダウン後の画像 D_1'' の各ピクセルのピクセル値を要素として規定されるベクトルである。ベクトル v_1 は、以下の式で表すことができる。

30

$$v_1 = (v_{11}, v_{12}, v_{13}, v_{14}, v_{15}, \dots, v_{1t}) \dots (3)$$

ここで、 $v_{11}, v_{12}, v_{13}, v_{14}, v_{15}, \dots, v_{1t}$ は、スケールダウン後の画像 D_1'' の各ピクセルのピクセル値を表している。

ベクトル v_1 を求めた後、ステップST27に進む。

【0065】

ステップST27では、分類手段102が、分類マップCMを作成するために使用された k 個のベクトル $v_1 \sim v_k$ (図11参照)の各々と、アキシャル画像 D_1 のベクトル v_1 との距離を求める。そして、各距離を、距離の値に応じてHeat Kernelで重みをつけ、行列Yを求める。次に、分類マップCMの作成時に特定した2つの固有ベクトルF1およびF2を用いて行列Yを分類マップCM(図13参照)に射影する。図21に、分類マップCMに射影された行列Yを表す点Eを示す。図21では、点Eは座標(f_{11}, f_{21})に位置している。

40

このようにして、アキシャル画像 D_1 に対応する点Eが分類マップCMにマッピングされる。マッピングした後、ステップST28に進む。

【0066】

ステップST28では、分類手段102は、分類マップCM上に規定された複数の点の中から、アキシャル画像 D_1 に対応する点Eに近い順にN個の点を特定する。

【0067】

図22は、N個の点を特定する方法の説明図である。

図22では、分類マップCMにマッピングされた点Eの周辺を拡大して示してある。

50

【 0 0 6 8 】

分類手段 1 0 2 は、分類マップ C M 上に規定された複数の点の各々と点 E との距離を計算し、距離の小さい順に N 個の点を特定する。したがって、点 E に近い順に N 個の点を特定することができる。ここでは、 $N = 7$ とする。したがって、点 E に近い順に 7 個の点 e_1 、 e_2 、 e_3 、 e_4 、 e_5 、 e_6 、および e_7 が特定される。

7 個の点 $e_1 \sim e_7$ を特定した後、ステップ S T 2 9 に進む。

【 0 0 6 9 】

ステップ S T 2 9 では、分類手段 1 0 2 は、まず、7 個の点 $e_1 \sim e_7$ の各々が、4 つのクラス I ~ IV のうちのどのクラスに属しているかを特定する。ここでは、7 個の点 $e_1 \sim e_7$ うち、6 個の点 (e_1 、 e_2 、 e_4 、 e_5 、 e_6 、および e_7) がクラス I に属しており、1 個の点 (e_3) がクラス II に属していると特定される。各点がどのクラスに属しているかを特定した後、分類手段 1 0 2 は、各クラスには、7 個の点のうちの何個の点が属しているかを求め、属している点の個数が最大となるクラスを特定する。ここでは、7 個の点 $e_1 \sim e_7$ のうち、6 個の点がクラス I に属しているため、クラス I が特定される。したがって、アキシャル画像 D_1 は、4 つのクラス I ~ IV のうちのクラス I に属すると判断されるので、アキシャル画像 D_1 はクラス I に分類される。

10

【 0 0 7 0 】

尚、上記の説明では、アキシャル画像 D_1 の分類について説明したが、他のアキシャル画像 $D_2 \sim D_{10}$ についても、ステップ S T 2 1 ~ S T 2 9 のフローにより分類される。分類マップ C M は、クラス I ~ IV の各々の情報を反映しているため、分類マップ C M を用いることにより、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々が撮影部位のどの部分の画像であるかを特定することができる。したがって、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ を 4 つのクラスに分類することができる。

20

【 0 0 7 1 】

図 2 3 は、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々がどのクラスに分類されたかを示す図である。図 2 3 では、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ のうち、代表して、4 つのアキシャル画像 D_1 、 D_4 、 D_6 、および D_{10} がどのクラスに分類されたかを示してある。アキシャル画像 D_1 はクラス I に分類され、アキシャル画像 D_4 はクラス II に分類され、アキシャル画像 D_6 はクラス III に分類され、アキシャル画像 D_{10} はクラス IV に分類されている。

30

アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ を分類した後、ステップ S T 3 に進む。

【 0 0 7 2 】

ステップ S T 3 では、検索領域設定手段 1 0 3 (図 2 参照) が、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々に対して、大動脈の検索領域を設定する。以下、大動脈の検索領域の設定方法について説明する。

【 0 0 7 3 】

本形態では、記憶部 1 1 に、クラス I ~ IV の各々に対して、大動脈の存在確率を表す確率分布モデルが記憶されている。

【 0 0 7 4 】

図 2 4 は、確率分布モデルの説明図である。

40

記憶部 1 1 には、4 つの確率分布モデル $M_1 \sim M_4$ が記憶されている。

【 0 0 7 5 】

確率分布モデル M_1 は、クラス I における大動脈の存在確率を表している。クラス I における大動脈の存在確率は、分類マップ C M を作成するために使用された複数のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ (図 7 参照) のうちの、肺の断面積が大きいアキシャル画像 (例えば、アキシャル画像 DA_1 、 DA_{n+1} 、 DA_{j+1}) に現れる大動脈の位置に基づいて決定することができる。確率分布モデル M_1 の領域 RM_1 は、大動脈の存在確率が高い領域を表している。確率分布モデル M_1 の a - a 断面を参照すると、領域 RM_1 の外縁から領域 RM_1 の内側に向かうにつれて、大動脈の存在確率が高くなることが示されている。

【 0 0 7 6 】

50

確率分布モデルM2は、クラスIIにおける大動脈の存在確率を表している。クラスIIにおける大動脈の存在確率は、分類マップCMを作成するために使用された複数のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ (図7参照)のうちの、肺と肝臓の境界の近傍を横切るアキシャル画像(例えば、アキシャル画像 DA_3 、 DA_{n+3} 、 DA_{j+3})に現れる大動脈の位置に基づいて決定することができる。確率分布モデルM2の領域RM2は、大動脈の存在確率が高い領域を表している。確率分布モデルM2のa-a断面を参照すると、領域RM2の外縁から領域RM2の内側に向かうにつれて、大動脈の存在確率が高くなることが示されている。

【0077】

確率分布モデルM3は、クラスIIIにおける大動脈の存在確率を表している。クラスIIIにおける大動脈の存在確率は、分類マップCMを作成するために使用された複数のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ (図7参照)のうちの、肝臓の断面積が大きいアキシャル画像(例えば、アキシャル画像 DA_6 、 DA_{n+6} 、 DA_{j+6})に現れる大動脈の位置に基づいて決定することができる。確率分布モデルM3の領域RM3は、大動脈の存在確率が高い領域を表している。確率分布モデルM3のa-a断面を参照すると、領域RM3の外縁から領域RM3の内側に向かうにつれて、大動脈の存在確率が高くなることが示されている。

【0078】

確率分布モデルM4は、クラスIVにおける大動脈の存在確率を表している。クラスIVにおける大動脈の存在確率は、分類マップCMを作成するために使用された複数のアキシャル画像 $DA_1 \sim DA_k$ (図7参照)のうちの、肝臓および腎臓を横切るアキシャル画像(例えば、アキシャル画像 DA_n 、 DA_{n+a} 、 DA_k)に現れる大動脈の位置に基づいて決定することができる。確率分布モデルM4の領域RM4は、大動脈の存在確率が高い領域を表している。確率分布モデルM4のa-a断面を参照すると、領域RM4の外縁から領域RM4の内側に向かうにつれて、大動脈の存在確率が高くなることが示されている。

【0079】

検索領域設定手段103は、確率分布モデルM1~M4に基づいて、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の大動脈を検索するための検索領域を設定する。以下に、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の検索領域の設定方法について説明する。尚、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の検索領域の設定方法は、どのアキシャル画像でも同じであるので、以下では、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ のうち、アキシャル画像 D_1 を取り上げて、検索領域の設定方法を説明する。

【0080】

図25は、検索領域の設定方法の説明図である。

検索領域設定手段103は、確率分布モデルM1~M4の中から、アキシャル画像 D_1 の検索領域を決定するために使用される確率分布モデルを選択する。アキシャル画像 D_1 はクラスIに分類されているので(図23参照)、検索領域設定手段103は、確率分布モデルM1~M4の中から、クラスIに対応する確率分布モデルM1を選択する。

【0081】

次に、検索領域設定手段103は、アキシャル画像 D_1 から得られた切り取られた画像 D_1' (図18参照)と確率分布モデルM1とを乗算し、乗算画像 MD_1' を求める。

【0082】

乗算画像 MD_1' を求めた後、検索領域設定手段103は、確率分布モデルM1の領域RM1の位置情報に基づいて、乗算画像 MD_1' の中から、確率分布モデルM1の領域RM1に対応する領域R1を決定する。このようにして決定された領域R1が、アキシャル画像 D_1 における大動脈の検索領域 R_1 として設定される。

【0083】

尚、図25では、アキシャル画像 D_1 における大動脈の検索領域 R_1 の設定方法について説明されているが、他のアキシャル画像 $D_2 \sim D_{10}$ についても、同様の手順で乗算画像を求めることにより、検索領域が決定される。図26に、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$

10

20

30

40

50

に対して求められた乗算画像 $MD_1' \sim MD_{10}'$ および検索領域 $R_1 \sim R_{10}$ を概略的に示す。図 26 では、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ のうち、代表して、4 つのアキシャル画像 D_1 、 D_4 、 D_6 、および D_{10} に対して求められた乗算画像 MD_1' 、 MD_4' 、 MD_6' 、および MD_{10}' と検索領域 R_1 、 R_4 、 R_6 、および R_{10} とが概略的に示されている。

検索領域 $R_1 \sim R_{10}$ を決定した後、ステップ ST4 に進む。

【0084】

ステップ ST4 では、検出手段 104 (図 2 参照) が、検索領域 R_1 の中から大動脈の位置を検出する。以下、大動脈の位置の検出方法を説明する。尚、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ における大動脈の位置の検出方法は、どのアキシャル画像でも同じであるので、以下では、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ のうち、アキシャル画像 D_1 を取り上げて、大動脈の位置の検出方法を説明する。

10

【0085】

ステップ ST4 では、まず、アキシャル画像 D_1 の乗算画像 MD_1' の中から、脳脊髄液 CSF を検出する。脳脊髄液 CSF の検出方法は、例えば、“Med Imag Tech Vol.31 No.2 March 2013” に記載されている方法を用いることができる。図 27 に、検出された脳脊髄液 CSF の位置を示す。

【0086】

脳脊髄液 CSF を検出した後、検出手段 104 は、脳脊髄液 CSF に対して検索領域 R_1 に接するライン L_s および L_e を設定する。図 28 に、ライン L_s および L_e を示す。

20

【0087】

ライン L_s および L_e を設定した後、検出手段 104 は、ライン L_s 上に、大動脈 A を検出するときに使用するウィンドウを設定する (図 29 参照)。

【0088】

図 29 は、設定されたウィンドウ W を示す図である。

ウィンドウ W のサイズは、 $a \times b$ のピクセル数で示されている。検出手段 104 は、脳脊髄液 CSF を基準にして、ライン L_s 上にウィンドウ W を設定する。ウィンドウ W を設定した後、検出手段 104 は、ライン L_s と L_e とで規定される範囲内で、脳脊髄液 CSF を中心としてウィンドウ W を回転させることによりウィンドウ W の回転角 θ を変更し、更にウィンドウ W のサイズ (ピクセル数 a 、ピクセル数 b) も変更する。そして、後述する識別器 C (図 30 参照) を用いて、検索領域 R_1 の中から、大動脈 A を検出する。

30

【0089】

図 30 は、識別器 C を用いて、大動脈 A を検出するときの説明図である。

検出手段 104 は、 θ を $\theta_1 \sim \theta_2$ の間で変化させ、 θ を変化させるたびに、ウィンドウ W の a および b の値を変更する。そして、ウィンドウ W の 3 つのパラメータ (θ , a , b) のうちのいずれかのパラメータを変更するたびに、ウィンドウ W 内のピクセルデータを抽出する。識別器 C は、抽出されたデータに基づいて、アキシャル画像 D_1 の大動脈 A がウィンドウ W の先端部に内接している可能性が高いか低いかを判断するための出力値 Out を出力するものであり、被検体を撮影する前に、予め作成されている。識別器 C は、例えば、大動脈の信号値の情報を含む教師データと、大動脈とは別の組織の信号値の情報を含む教師データとを学習することにより、作成することができる。本形態では、ウィンドウ W の先端部に大動脈 A が内接している可能性が高いほど出力値 Out が大きくなるように、識別器 C が構成されている。したがって、識別器 C の出力値 Out が最大のときに、アキシャル画像 D_1 の大動脈 A がウィンドウ W の先端部に内接している可能性が最も高いと判断することができる。ここでは、回転角 $\theta = \theta_1$ 、ピクセル数 $a = a_1$ 、およびピクセル数 $b = b_1$ のときに、識別器 C の出力値 Out が最大になったとする。したがって、ウィンドウ W のパラメータ (θ , a , b) = (θ_1 , a_1 , b_1) のときに、アキシャル画像 D_1 の大動脈 A がウィンドウ W の先端部に内接していると判断されるので、検索領域 R_1 の中から大動脈 A を検出することができる。

40

【0090】

50

上記の説明では、アキシャル画像 D_1 における大動脈 A を検出する方法について説明したが、他のアキシャル画像 $D_2 \sim D_{10}$ についても、識別器 C を用いて、検索領域の中から大動脈を検出する。したがって、各アキシャル画像について、大動脈の位置を求めることができる。図 3 1 に、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々について、ステップ $ST2$ により求められた大動脈の位置 $PA1 \sim PA10$ を概略的に示す。大動脈の位置 $PA1 \sim PA10$ は、大動脈の中心である必要はなく、大動脈の断面の内側にいちしているを概略的に示す。アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ のアキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々の大動脈の位置を求めた後、ステップ $ST5$ に進む。

【0091】

ステップ $ST5$ では、平面計算手段 105 (図 2 参照) が、検出された大動脈 A の位置 $PA1 \sim PA10$ に基づいて、大動脈を縦断する平面を計算する。以下に、この平面の計算方法について説明する。

【0092】

まず、平面計算手段 105 は、大動脈の位置 $PA1 \sim PA10$ に基づいて、アキシャル画像ごとに、大動脈の断面の領域を特定する。大動脈の断面の領域の特定方法としては、例えば、Level Set などのセグメンテーション法を使用することができる。大動脈の断面の領域を特定した後、大動脈の断面の中心を求める。例えば、大動脈 A の断面の重心を大動脈 A の中心として求めることができる。尚、大動脈の断面の形状を略円形と見なして、大動脈 A の中心を求めてもよい。

【0093】

大動脈 A の中心を求めた後、平面計算手段 105 は、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々に対して求められた大動脈 A の中心の位置情報に基づいて、大動脈 A の走行方向と略平行になるように大動脈 A を縦断する平面 FS を求める。図 3 2 に、求められた平面 FS を概略的に示す。本形態では、平面計算手段 105 は、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々に対して求められた大動脈 A の中心と平面との間の距離の二乗和を計算し、この二乗和が最小になるときの平面を、平面 FS として求めている。平面 FS を求めた後、ステップ $ST4$ に進む。

【0094】

ステップ $ST4$ では、造影剤を検出するためのトラッカー領域を設定する。以下に、トラッカー領域の設定方法について説明する。

【0095】

図 3 3 は、トラッカー領域の設定方法の一例の説明図である。

オペレータは、操作部 12 (図 1 参照) を操作し、ステップ $ST3$ で求められた平面 FS を表示部 13 に表示させるための命令を入力する。この命令が入力されると、表示部 13 に、ステップ $ST3$ で求められた平面 FS が表示される。

【0096】

平面 FS が表示されたら、オペレータは、操作部 12 を操作し、平面 FS に表示されている臓器および大動脈の位置関係を参考にして、トラッカー領域を設定するための情報を入力する。この情報が入力されると、トラッカー領域設定手段 106 (図 2 参照) は、入力された情報に基づいてトラッカー領域を設定する。図 3 2 では、大動脈 A の内側に位置するようにトラッカー領域 R_t が設定された例が示されている。尚、トラッカー領域 R_t は、大動脈 A の位置に基づいて、自動で設定してもよい。トラッカー領域 R_t を設定した後、ステップ $ST5$ に進む。

【0097】

ステップ $ST5$ では、本スキャン MS (図 3 参照) が実行される。本スキャン MS では、被検体に造影剤が注入され、トラッカー領域 R_t から造影剤を検出するためのシーケンスが繰り返し実行される。そして、トラッカー領域 R_t に所定量の造影剤が注入したときに、肝臓の画像を取得するためのスキャンが実行され、フローが終了する。

【0098】

本形態では、アキシャル画像がどのクラスに属するかを求め、当該クラスに対応する確

10

20

30

40

50

率分布モデルを用いて大動脈の検索領域を決定している。したがって、大動脈が存在する確率が高い領域に絞って大動脈の検出を行うことができるので、大動脈の検出精度を高めることができる。

【0099】

また、本形態では、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の各々から、胸部領域 HB に外接するように画像部分を切り取り、アキシャル画像 $D_1 \sim D_{10}$ の分類を行っている。したがって、左腕領域 HL および右腕領域 HR の信号値の影響を受けずに、アキシャル画像の $D_1 \sim D_{10}$ を分類することができるので、アキシャル画像が誤って分類される恐れを十分に低下することができる。

【0100】

本形態では、脳脊髄液 CSF を基準にしてウィンドウ W を設定しているが、脳脊髄液 CSF とは別の部位を基準にしてウィンドウ W を設定してもよい。また、本形態では大動脈 A を検出しているが、本発明は、大動脈 A とは別の血管を検出する場合にも適用することができる。

【0101】

本形態では、アキシャル画像に基づいて、大動脈を検出しているが、アキシャル面とは別の面（例えば、アキシャル面に対して斜めに交差するオブリーク面）の画像に基づいて大動脈を決定してもよい。

【0102】

本形態では、ウィンドウ W は矩形形状であるが、別の形状（例えば、楕円形状）であってもよい。

【0103】

尚、本形態では、分類マップ CM を作成する場合、アキシャル画像の各々から、胸部領域 $C1$ に外接する矩形領域の画像部分を切り取り（図8参照）、ベクトル $v_1 \sim v_k$ （図11参照）を求めている。しかし、胸部領域 $C1$ の中心部分を含むが体表部分は含まれないように画像部分を切り取り、ベクトル $v_1 \sim v_k$ を求めてもよい。図34は、胸部領域 $C1$ の体表部分が含まれないように画像部分を切り取り、ベクトル $v_1 \sim v_k$ を求める一例を概略的に示す図である。図34の方法では、胸部領域 $C1$ の中心部分を含むが体表部分を含まない画像部分（ハッチングで示された部分）に基づいてベクトル $v_1 \sim v_k$ が求められているので、体表部分の脂肪の影響が軽減された分類マップ CM' （図示せず）を作成することができる。分類マップ CM （図13参照）の代わりに、分類マップ CM' が作成された場合も、ステップ $ST2$ を実行することにより、アキシャル画像を分類することができる。尚、分類マップ CM を用いてアキシャル画像を分類する場合は、ステップ $ST24$ において、アキシャル画像 D_1 から、胸部領域 HB に外接するように画像部分が切り取られている。しかし、分類マップ CM の代わりに分類マップ CM' を用いてアキシャル画像を分類する場合は、ステップ $ST24$ において、アキシャル画像 D_1 から、胸部領域 HB の体表部分が含まれないように画像部分を切り取ればよい。

【0104】

また、本形態では、左腕領域および右腕領域が含まれないように画像部分を切り取り、分類マップを作成している。しかし、アキシャル画像を正しく分類できるのであれば、左腕領域および右腕領域が含まれるように画像部分を切り取り、分類マップを作成してもよい。

【0105】

尚、本形態では、ラプラシアン固有マップ法を用いてアキシャル画像を分類する方法について説明したが、本形態における分類方法は一例であり、他の手法を用いてアキシャル画像を分類してもよい。

【符号の説明】

【0106】

- 1 MRI装置
- 2 マグネット

10

20

30

40

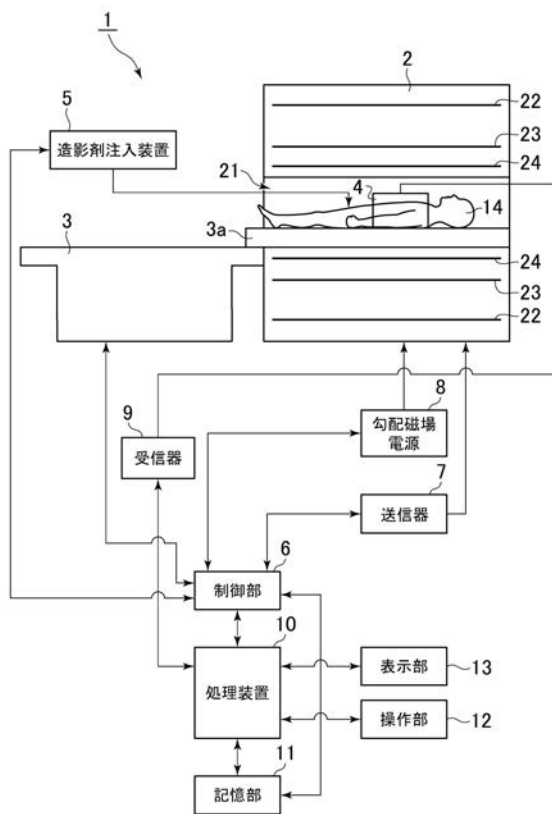
50

- 3 テーブル
- 3 a クレードル
- 4 受信コイル
- 5 造影剤注入装置
- 6 制御部
- 7 送信器
- 8 勾配磁場電源
- 9 受信器
- 10 処理装置
- 11 記憶部
- 12 操作部
- 13 表示部
- 14 被検体
- 21 ポア
- 22 超伝導コイル
- 23 勾配コイル
- 24 RFコイル
- 101 画像生成手段
- 102 分類手段
- 103 検索領域設定手段
- 104 検出手段
- 105 平面計算手段
- 106 トラッカー領域設定手段

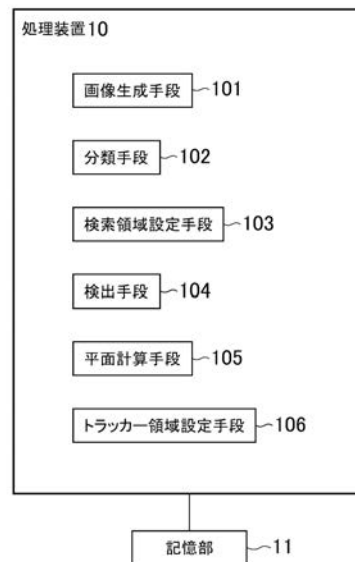
10

20

【 図 1 】



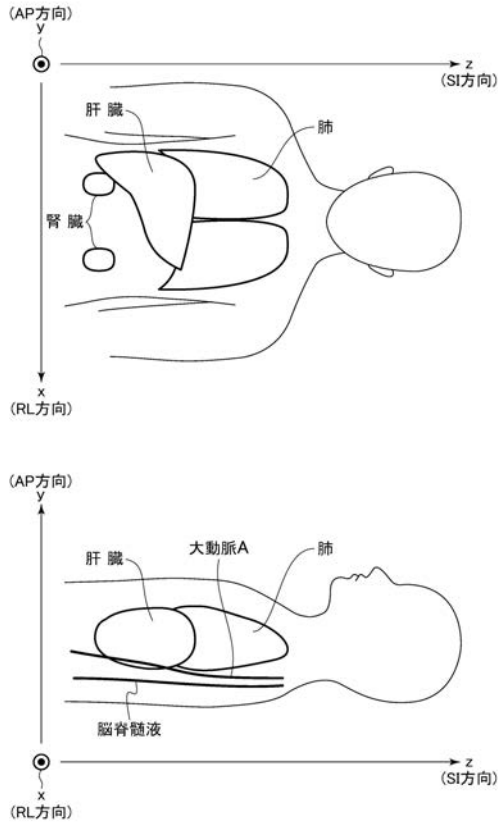
【 図 2 】



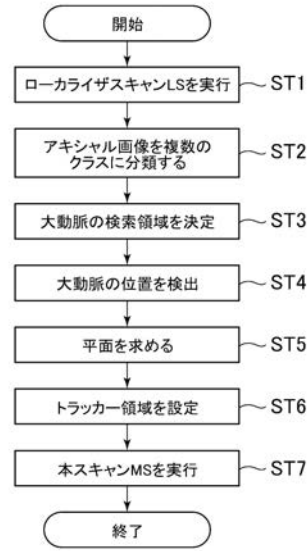
【 図 3 】



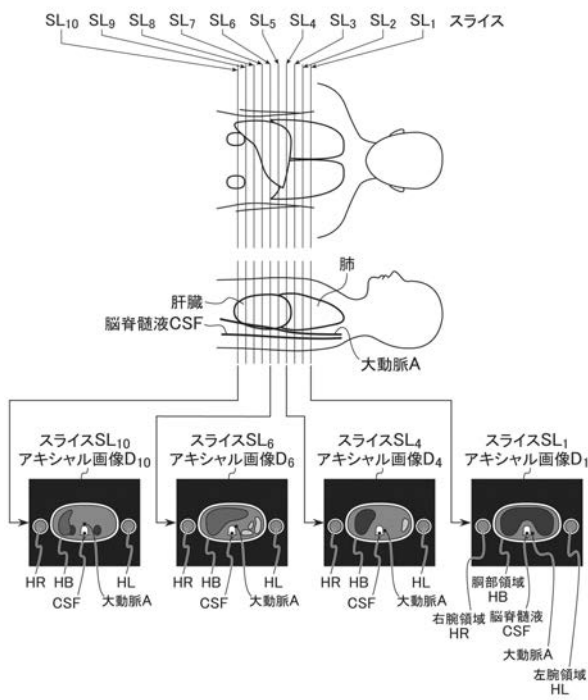
【 図 4 】



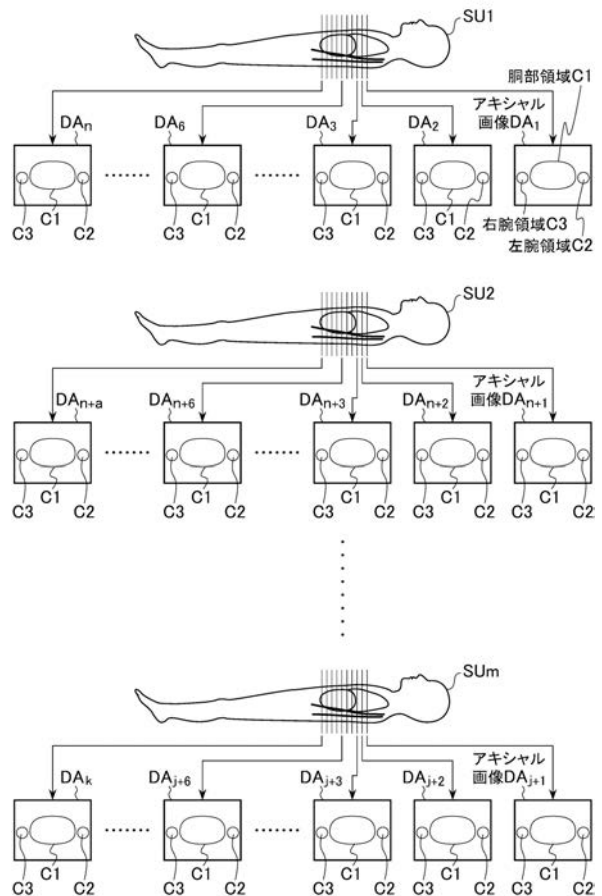
【 図 5 】



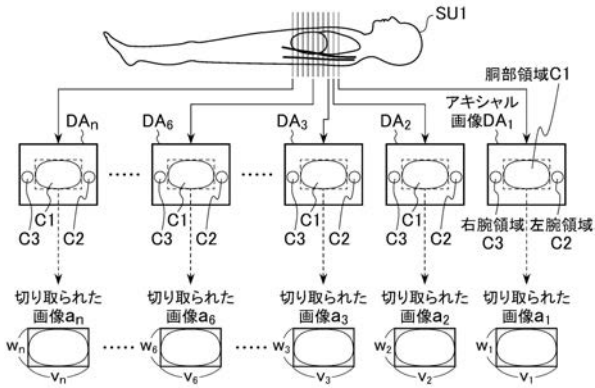
【 図 6 】



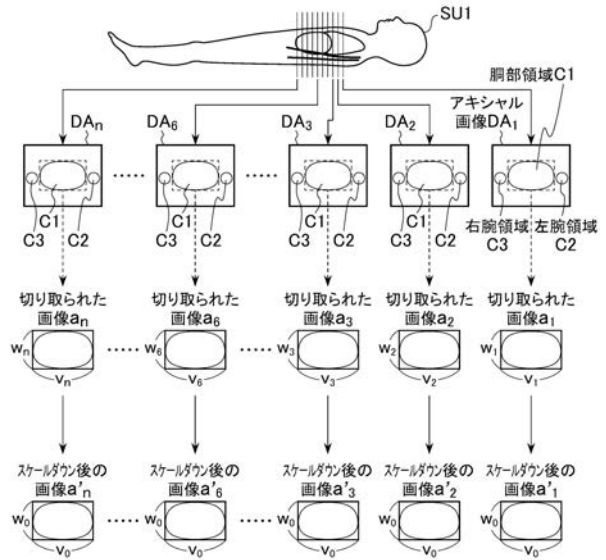
【 図 7 】



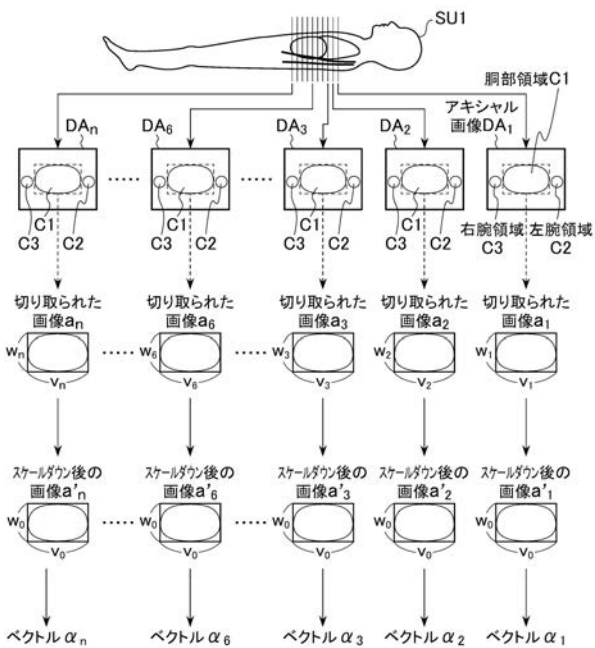
【 図 8 】



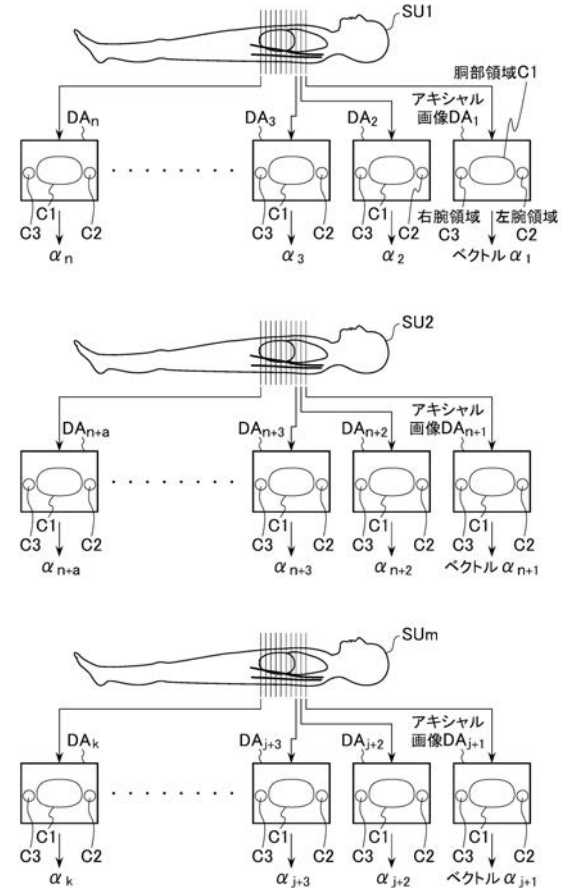
【 図 9 】



【 図 1 0 】



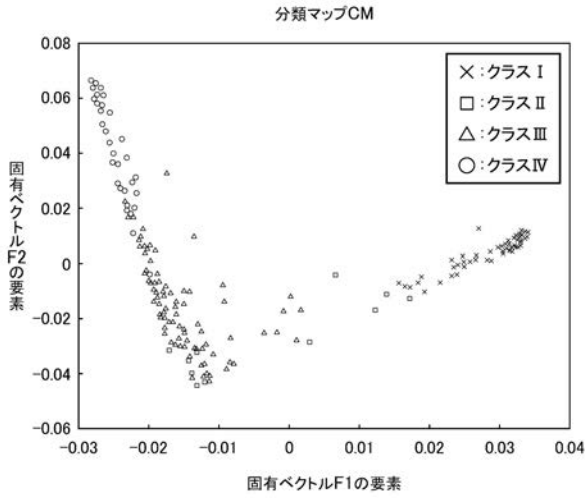
【 図 1 1 】



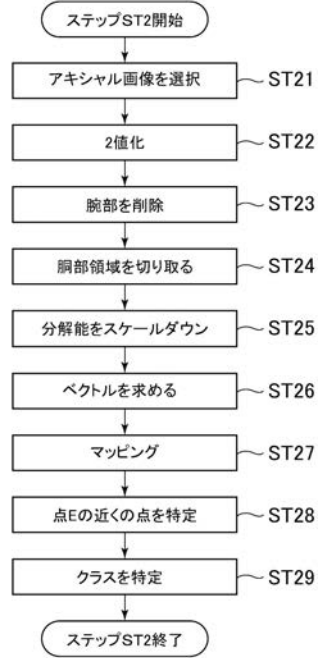
【 図 1 2 】

$$MA = \begin{pmatrix} \alpha_1 & \alpha_2 & \alpha_3 & \dots & \alpha_k \\ \alpha_1 & 0 & d_{12} & d_{13} & \dots & d_{1k} \\ \alpha_2 & d_{21} & 0 & d_{23} & \dots & d_{2k} \\ \alpha_3 & d_{31} & d_{32} & 0 & \dots & d_{3k} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \alpha_k & x_{k1} & x_{k2} & x_{k3} & \dots & 0 \end{pmatrix}$$

【 図 1 3 】



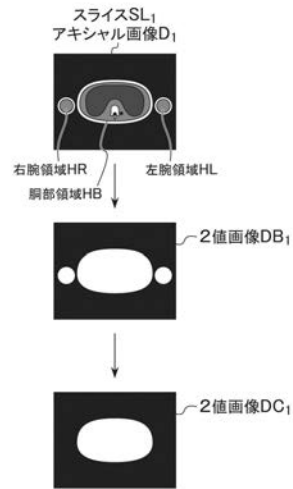
【 図 1 4 】



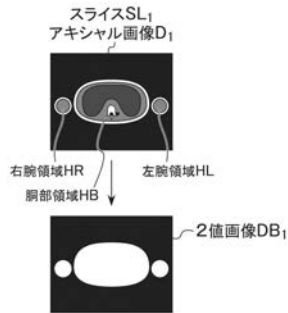
【 図 1 5 】



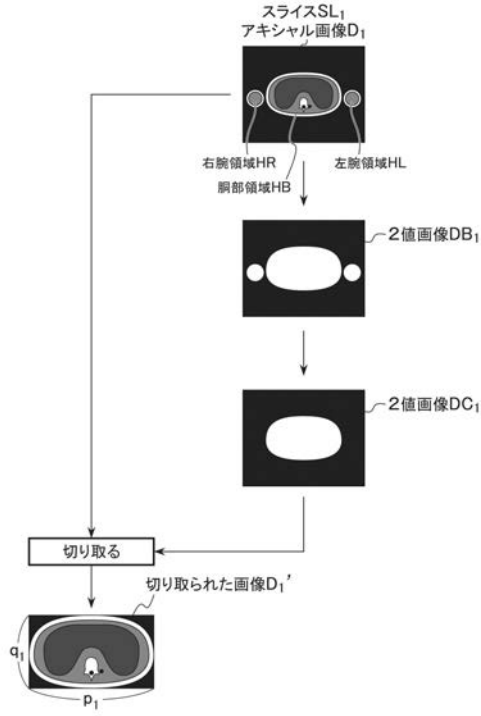
【 図 1 7 】



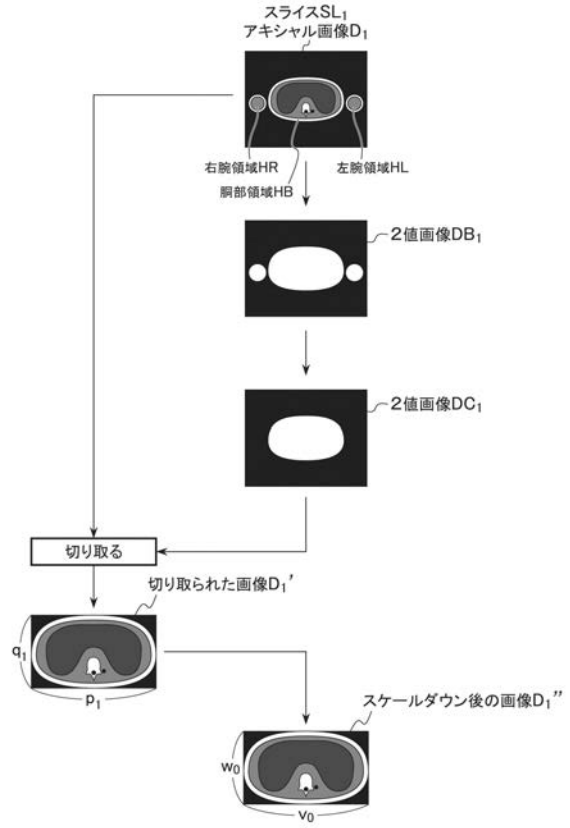
【 図 1 6 】



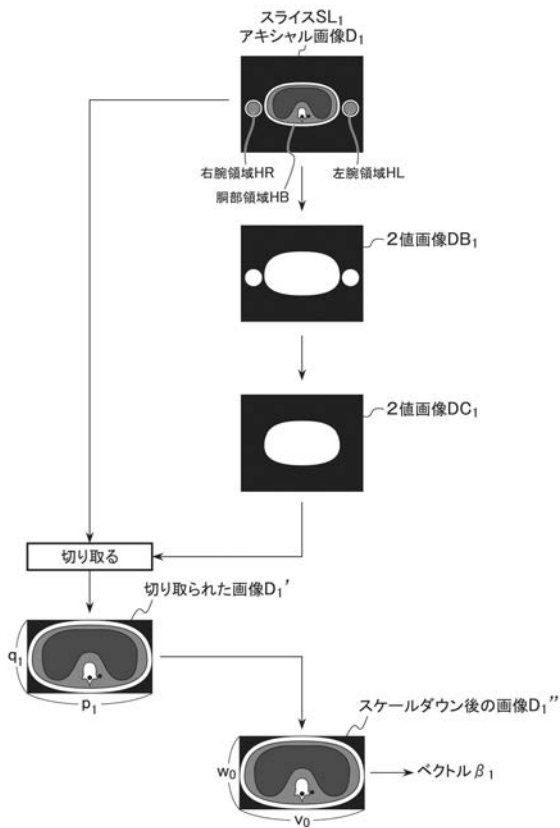
【 図 1 8 】



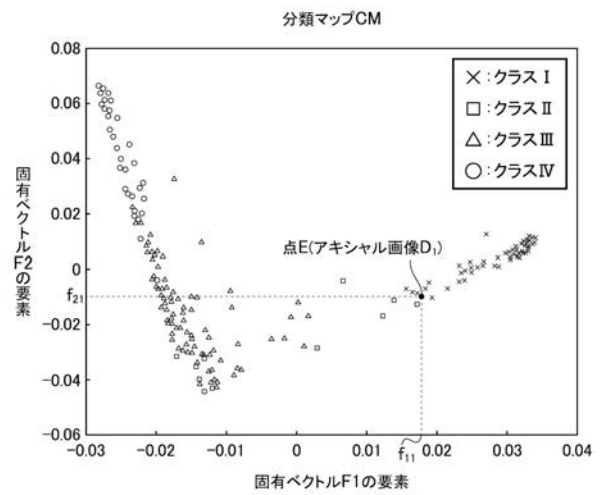
【 図 1 9 】



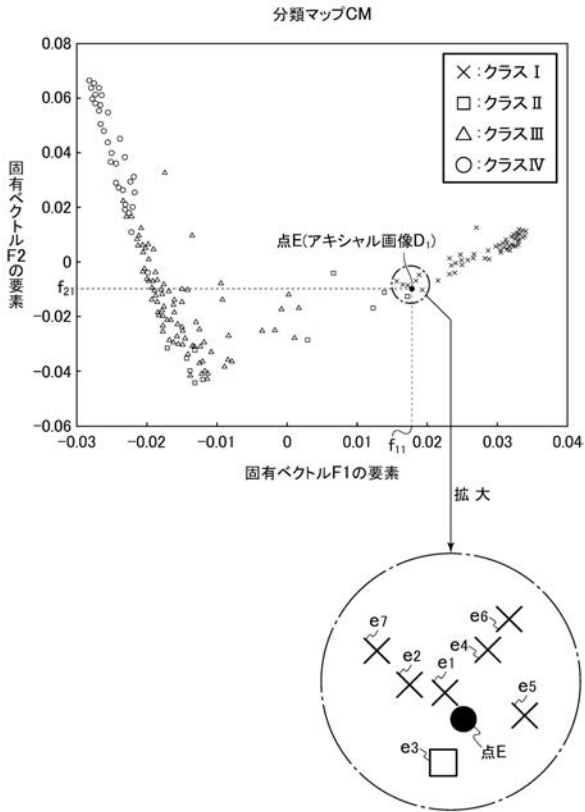
【 図 2 0 】



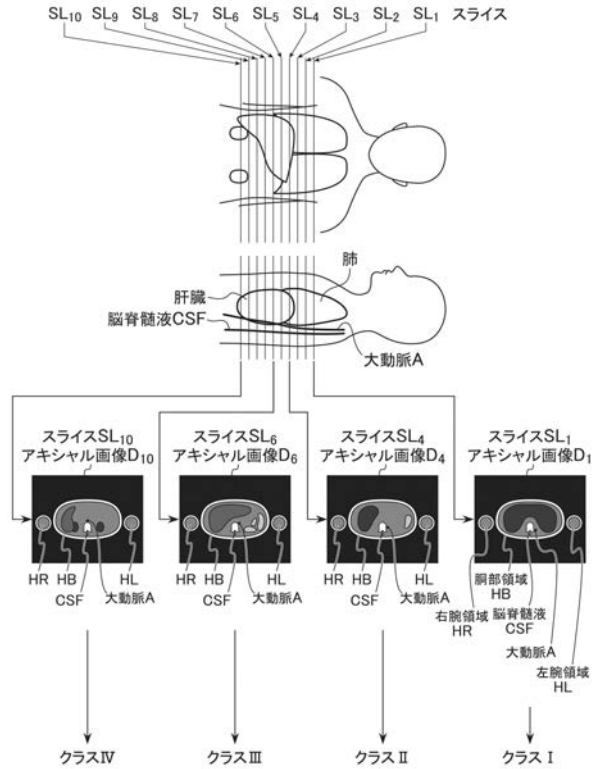
【 図 2 1 】



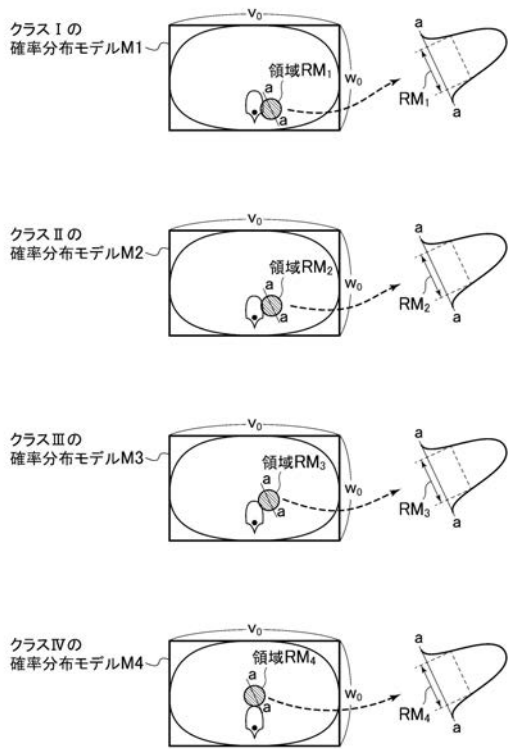
【 図 2 2 】



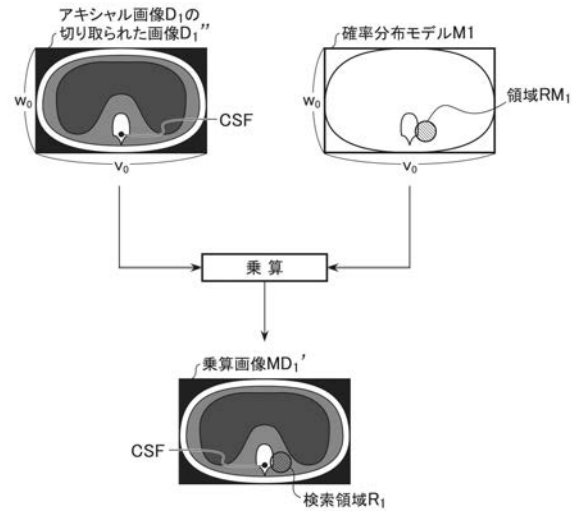
【 図 2 3 】



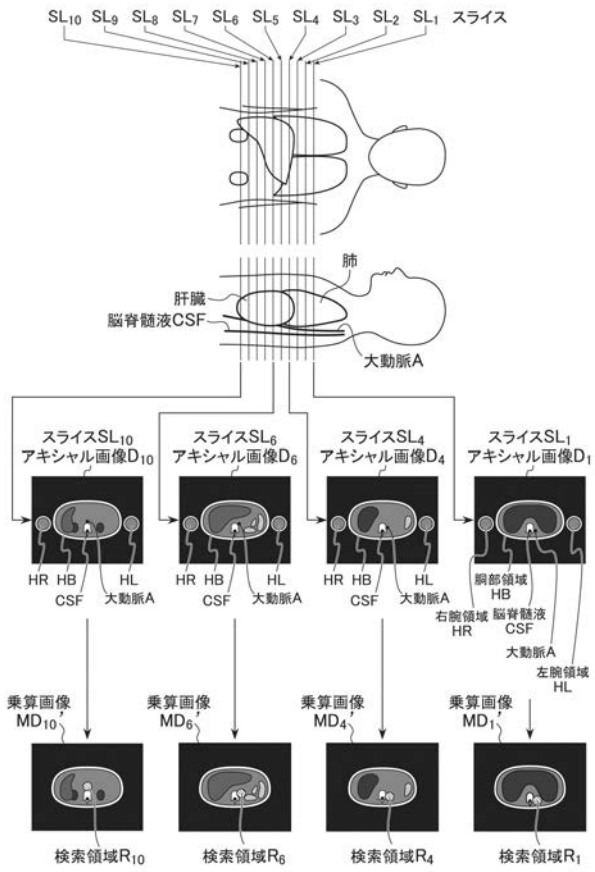
【 図 2 4 】



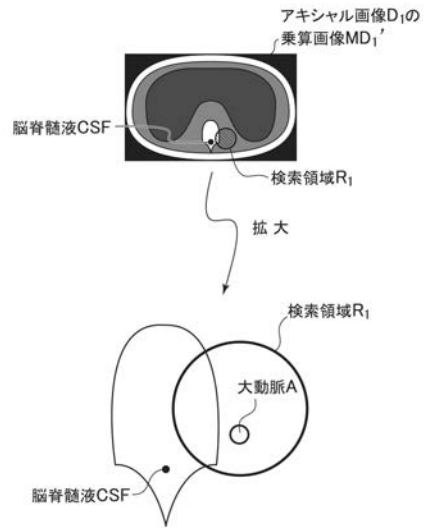
【 図 2 5 】



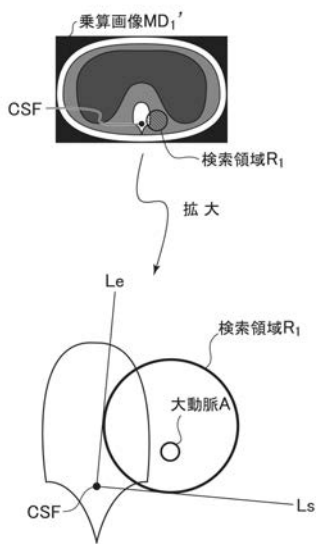
【 図 2 6 】



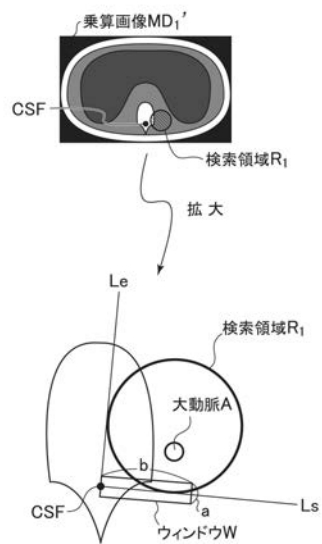
【 図 2 7 】



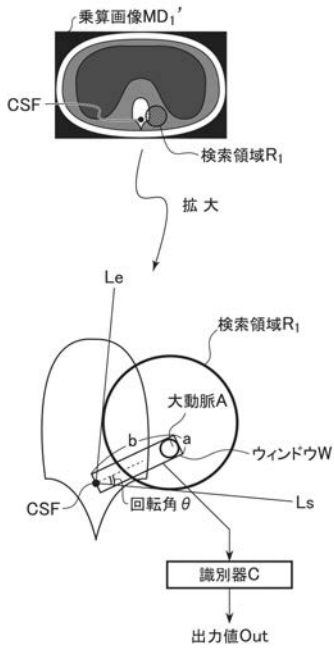
【 図 2 8 】



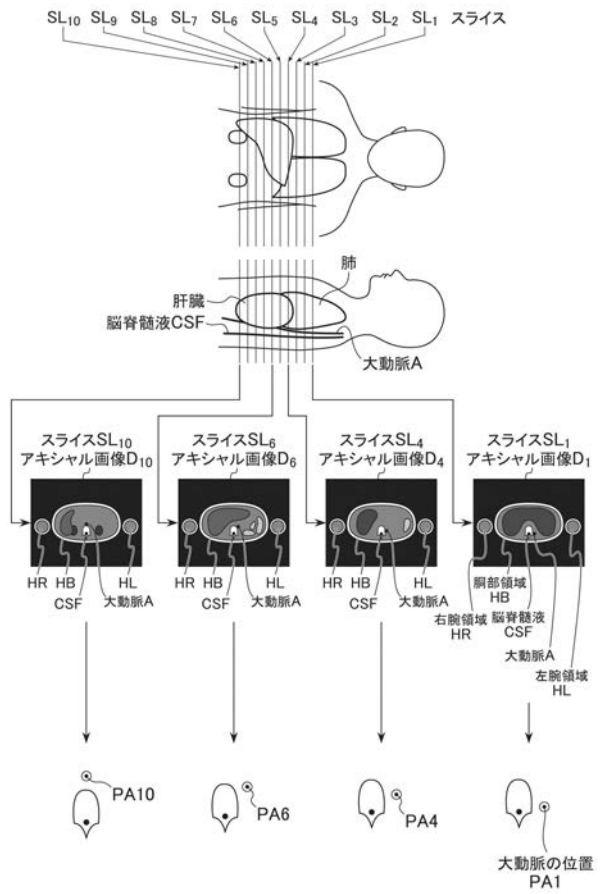
【 図 2 9 】



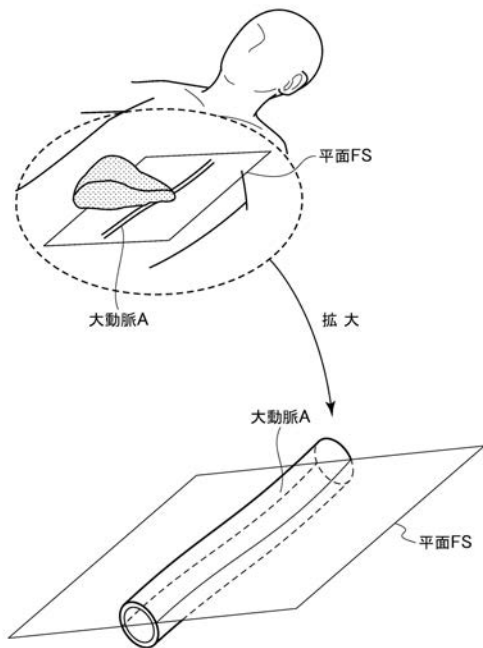
【 図 3 0 】



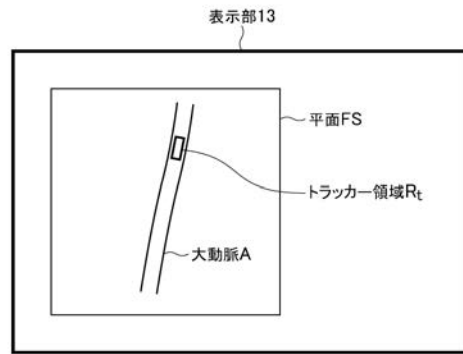
【 図 3 1 】



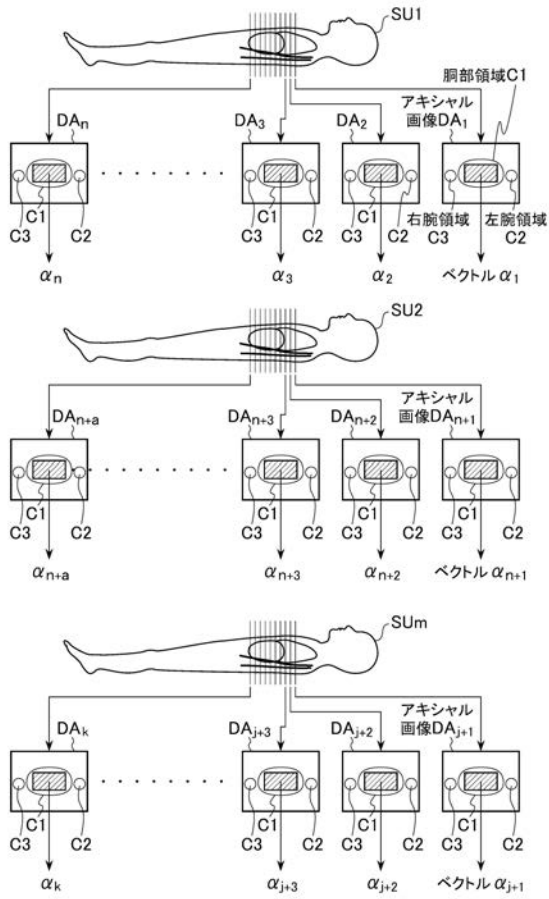
【 図 3 2 】



【 図 3 3 】



【 図 3 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 後藤 隆男

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C096 AA10 AA11 AB44 AC04 AC05 AD07 AD14 AD24 AD25 BB22
BB32 DC18 DC21 DC27 DC31 FC14
5B057 AA07 BA06 CA02 CA08 CA13 CA16 CC01 CD05 CD14 DA08
DA12 DB03 DB05 DB09 DC36
5L096 AA09 BA06 CA18 DA01 EA03 FA28 FA33 FA69 GA30 HA09
JA18 JA22 MA07