

(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2017-113087

(P2017-113087A)

(43) 公開日 平成29年6月29日(2017.6.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 0 9 6
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	5 B 0 5 7
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2015-248983 (P2015-248983)	(71) 出願人	390002761
(22) 出願日	平成27年12月21日 (2015.12.21)		キヤノンマーケティングジャパン株式会社
			東京都港区港南2丁目16番6号
		(71) 出願人	503313373
			株式会社 A Z E
			東京都港区港南2丁目13番29号
		(74) 代理人	100076428
			弁理士 大塚 康德
		(74) 代理人	100115071
			弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100112508
			弁理士 高柳 司郎
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二

最終頁に続く

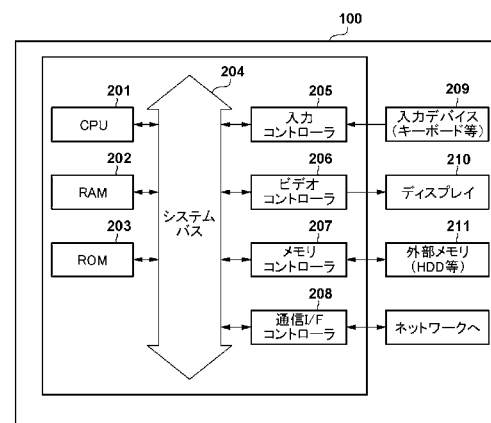
(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 管状構造物とターゲットとの間における血管の有無に係る情報を通知するための技術を提供すること。

【解決手段】 医用画像診断装置により取得された医用画像から生成されるボリュームデータに基づく管状構造物の内壁のモデルに対する視点を設定する。視点を投影中心とした投影によってモデル上に形成される、管状構造物外の血管の投影領域を特定する。視点から見たモデルの2次元画像を、投影領域の内外で表示状態が異なるように生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医用画像診断装置により取得された医用画像から生成されるボリュームデータに基づく管状構造物の内壁のモデルに対する視点を設定する設定手段と、

前記視点を投影中心とした投影によって前記モデル上に形成される、前記管状構造物外の血管の投影領域を特定する特定手段と、

前記視点から見た前記モデルの 2 次元画像を、前記投影領域の内外で表示様態が異なるように生成する生成手段と

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記特定手段は、前記視点から放射状に延長するそれぞれのベクトルについて、該ベクトル上の各位置に対応する信号値のグラフを作成し、該グラフにおいて閾値を超える信号値の区間に基づいて該ベクトルの始点と終点との間に血管が存在するか否かを判断し、前記モデルにおいて始点と終点との間に血管が存在すると判断されたベクトル群との交点群により形成される領域を前記投影領域として特定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記特定手段は、前記視点から放射状に延長するそれぞれのベクトルについて、該ベクトル上の各位置に対応する信号値のグラフを作成し、該グラフの尖度に基づいて該ベクトルの始点と終点との間に血管が存在するか否かを判断し、前記モデルにおいて始点と終点との間に血管が存在すると判断されたベクトル群との交点群により形成される領域を前記投影領域として特定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記視点から放射状に延長するそれぞれのベクトルは、前記視点の位置から該視点の視線方向に伸びるベクトルとの内積値が 0 以上且つ 1 以下となるベクトルであることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記視点から放射状に延長するそれぞれのベクトルは、前記視点の位置から視野範囲内の各方向に伸びるベクトルであることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記特定手段は、前記視点の規定の位置である場合に、前記特定を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記特定手段は、前記ボリュームデータにおいて設定された部分と前記視点との間の距離が閾値以下となった場合に、前記特定を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記生成手段は、

前記投影領域の内外で色が異なる前記 2 次元画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 7 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

更に表示手段を備え、

前記表示手段は、前記生成手段が生成した前記 2 次元画像を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 8 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記表示手段は更に、前記ボリュームデータにおいて設定された部分に対応する前記 2 次元画像上の位置にマーカを表示することを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記表示手段は更に、管状構造物内に挿入された内視鏡による撮像画像を表示すること

10

20

30

40

50

を特徴とする請求項 9 又は 10 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

更に、

前記視点の位置を移動させる手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 11 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記管状構造物は、気管支、胃を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 12 の何れか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

画像処理装置が行う画像処理方法であって、

10

前記画像処理装置の設定手段が、医用画像診断装置により取得された医用画像から生成されるボリュームデータに基づく管状構造物の内壁のモデルに対する視点を設定する設定工程と、

前記画像処理装置の特定手段が、前記視点を投影中心とした投影によって前記モデル上に形成される、前記管状構造物外の血管の投影領域を特定する特定工程と、

前記画像処理装置の生成手段が、前記視点から見た前記モデルの 2 次元画像を、前記投影領域の内外で表示様態が異なるように生成する生成工程と

を備えることを特徴とする画像処理方法。

【請求項 15】

コンピュータを、請求項 1 乃至 13 の何れか 1 項に記載の画像処理装置の各手段として機能させるためのコンピュータプログラム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用画像の表示技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

仮想内視鏡による画像の表示技術が従来から存在する（特許文献 1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0003】

【特許文献 1】特開 2011 - 135937 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

医師は、管状構造物内の所定の位置から腫瘍などのターゲットに対して針を刺す、という操作を行うことがあるが、該所定の位置とターゲットとの間に血管が通っているようなケースもあり、そのまま針を刺したのでは、針が血管に刺さってしまう。この場合、医師は管状構造物の内側から血管を押し上げるなどして血管の位置をずらしてから針を刺す、という作業を行うことになるが、その際、医師はどの位置に針を刺せばよいのか（どの位置に針を刺してはいけないのか）、を把握する必要がある。

40

【0005】

本発明はこのような問題に鑑みてなされたものであり、管状構造物とターゲットとの間における血管の有無に係る情報を通知するための技術を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の目的を達成するために、例えば、本発明の画像処理装置は、医用画像診断装置により取得された医用画像から生成されるボリュームデータに基づく管状構造物の内壁のモデルに対する視点を設定する設定手段と、前記視点を投影中心とした投影によって前記モデル上に形成される、前記管状構造物外の血管の投影領域を特定する特定手段と、前記

50

視点から見た前記モデルの２次元画像を、前記投影領域の内外で表示様態が異なるように生成する生成手段とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【０００７】

本発明の構成によれば、管状構造物とターゲットとの間における血管の有無に係る情報を通知することができる。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】画像処理装置１００のハードウェア構成例を示すブロック図。

【図２】画像処理装置１００が行う処理のフローチャート。

【図３】ステップＳ４０７における処理の詳細を示すフローチャート。

【図４】血管有無判断を説明する図。

【図５】ディスプレイ２１０における２次元画像の表示例を示す図。

【図６】ディスプレイ２１０における撮像画像及び２次元画像の表示例を示す図。

【図７】ステップＳ４０７における処理の詳細を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【０００９】

以下、添付図面を参照し、本発明の好適な実施形態について説明する。なお、以下説明する実施形態は、本発明を具体的に実施した場合の一例を示すもので、特許請求の範囲に記載した構成の具体的な実施例の１つである。

【００１０】

〔第１の実施形態〕

本実施形態では、Ｘ線CT(Computed Tomography)装置（医用画像診断装置）で取得されたＸ線ＣＴ画像（医用画像）から生成されたボリウムデータに基づく管状構造物の内壁のモデルに対する視点を設定し、該視点を投影中心とした投影によってモデル上に形成される「管状構造物外の血管の投影領域」を特定し、該視点から見たモデルの２次元画像を、投影領域の内外で表示様態が異なるように生成する画像処理装置の一例について説明する。なお、Ｘ線ＣＴ画像に限定されず、臓器の態様を表示可能であればMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置などの他のモダリティによって撮影されたものであっても良い。

【００１１】

先ず、本実施形態に係る画像処理装置１００のハードウェア構成例について、図１のブロック図を用いて説明する。

【００１２】

CPU 201は、RAM 202やROM 203に格納されているコンピュータプログラムやデータを用いて処理を実行することで、画像処理装置１００全体の動作制御を行うと共に、画像処理装置１００が行うものとして後述する各処理を実行若しくは制御する。

【００１３】

RAM 202は、外部メモリ 211からロードされたコンピュータプログラムやデータ、通信I/Fコントローラ 208を介して外部から受信したデータなどを格納するためのエリアを有する。更にRAM 202は、CPU 201が各種の処理を実行する際に用いるワークエリアを有する。このようにRAM 202は、各種のエリアを適宜提供することができる。

【００１４】

ROM 203には、画像処理装置１００の書き換え不要の設定データや、画像処理装置１００の書き換え不要のコンピュータプログラムなどが格納されている。

【００１５】

入力コントローラ 205は、入力デバイス 209からの入力をCPU 201に通知するものである。入力デバイス 209は、キーボードやマウスなどのユーザインターフェースにより構成されており、ユーザが操作することで各種の指示をCPU 201に対して入力することができる。

【0016】

ビデオコントローラ206は、ディスプレイ210の表示制御を行う。ディスプレイ210は、表示機器の一例であり、CPU201による処理結果を画像や文字などでもって表示することができる。なお、入力デバイス209とディスプレイ210とを一体化させてタッチパネル画面を構成しても良い。

【0017】

メモリコントローラ207は、外部メモリ211に対するコンピュータプログラムやデータの読み書きを制御するものである。外部メモリ211は、ハードディスクドライブ装置(HDD)などの大容量情報記憶装置である。外部メモリ211には、OS(オペレーティングシステム)や、画像処理装置100が行うものとして後述する各処理をCPU201に実行若しくは制御させるためのコンピュータプログラムやデータが保存されている。このデータには、以下の説明において既知の情報として説明するものも含まれている。外部メモリ211に保存されているコンピュータプログラムやデータは、CPU201による制御に従って適宜RAM202にロードされ、CPU201による処理対象となる。

10

【0018】

通信I/Fコントローラ208は、外部機器との間のデータ通信を制御するものである。

【0019】

CPU201、RAM202、ROM203、入力コントローラ205、ビデオコントローラ206、メモリコントローラ207、通信I/Fコントローラ208は何れも、システムバス204に接続されている。

20

【0020】

次に、画像処理装置100の動作(機能)について説明する。一般に、X線CT(Computed Tomography)装置によって撮像された「被検体(患者)の全身若しくは一部に対する複数枚のX線CT画像」から、該被検体のボリュームデータを生成することができる。このボリュームデータは周知の通り、ボクセル群から構成されるものであり、各ボクセルには対応するCT値(信号値)が対応付けられている。本実施形態では、このようなボリュームデータに基づく管状構造物の内壁のモデル(内壁モデル)を指定された視点から見た2次元画像を生成して表示する際に、『該視点を投影中心とした投影によって内壁モデル上に形成される「管状構造物外の血管の投影領域」』をその他の領域と識別可能に表示するものである。画像処理装置100による管状構造物の内壁モデルの2次元画像の生成処理について、図2のフローチャートに従って説明する。図2のフローチャートでは、管状構造物が気管支であるケースについて述べているが、管状構造物が気管支以外のもの、例えば、胃であったとしても、図2のフローチャートは同様に適用することができる。

30

【0021】

<ステップS401>

ユーザは入力コントローラ205を操作して、気管支の内壁モデルを観察するための視点を設定する。例えば、CPU201は気管支の内壁モデルの画像や体軸断面画像をディスプレイ210に表示し、ユーザはこの表示された画像を観察しながら入力コントローラ205を操作してディスプレイ210の画面上で所望の位置を指定し、その指定位置を視点の位置として指定しても良い。もちろん、視点の設定方法として他の設定方法を採用しても良く、視点の3次元位置を指定しても良い。何れにせよ、視点の位置は、上記のボリュームデータの座標系(若しくは該座標系に変換可能な他座標系)におけるものである必要がある。

40

【0022】

CPU201は、ユーザによって設定された視点の位置をRAM202や外部メモリ211に格納する。なお、視点の設定はユーザ操作を介さずに行っても良く、予め設定されている視点位置を以降で用いる視点位置として設定してもよい。

【0023】

<ステップS403>

50

CPU 201は、ボリュームデータ（医用画像データ）を外部メモリ211若しくはRAM 202に取得する。ボリュームデータの取得元については特定の取得元に限らない。例えば、外部のサーバ装置やストレージ装置からボリュームデータを取得する。

【0024】

<ステップS404>

CPU 201は、現在の視点の位置から見た気管支の内壁モデルの2次元画像（仮想内視鏡画像）を生成するために必要なパラメータ（設定）を外部メモリ211からRAM 202に読み出す。このパラメータは、光源に係る情報、ボクセル値に対応する色等を含む。

【0025】

<ステップS405>

CPU 201は、ボリュームデータに対して予め設定された患部などの部分（ターゲット）の位置と、現在の視点の位置と、の間の距離Dを求める。この患部は、例えば、気管支内の所望の位置から針を伸ばして刺す対象となるものであり、予めユーザがボリュームデータに対して設定しておくものである。なお、ボリュームデータにおける患部の位置（ボリュームデータの座標系における位置）は、外部メモリ211に保存されており、本ステップ以前にRAM 202に読み出される。

【0026】

<ステップS406>

CPU 201は、ステップS405で求めた距離Dが閾値（所定の距離）以下であるかを判断する。この判断の結果、ステップS405で求めた距離Dが閾値以下であれば、処理はステップS407に進み、閾値よりも大きい場合には、処理はステップS408に進む。なお、ステップS406の構成は必須の構成ではなく、距離Dが閾値（所定の距離）以下であるかを判断せずともステップS407に示す処理を必ず行うようにしてもよい。

【0027】

<ステップS407>

CPU 201は、現在の視点の位置から針を刺してはいけない内壁モデル上の領域、すなわち血管がある領域（危険領域）を特定するための処理を行う。ステップS407における処理の詳細について、図3のフローチャートに従って説明する。

【0028】

<ステップS502>

CPU 201は先ず、現在の視点の位置から該視点の視線方向（ユーザによる入力コントローラ205の操作により変更可能）に伸びるベクトルとの内積値が0以上且つ1以下となる長さDの対象ベクトル群（始点は上記の視点の位置）のうち未選択の対象ベクトルを選択対象ベクトルとして選択する。そしてCPU 201は、選択対象ベクトルの始点から終点までの各ボクセルに対応するCT値を順に並べたものをプロファイルカーブとして作成する。なお、対象ベクトル群は、現在の視点の位置から視野範囲内の各方向に伸びるベクトルの集合であっても良い。

【0029】

<ステップS503>

CPU 201は、ステップS502において作成したプロファイルカーブについて、以下のような血管有無判断を行う。この血管有無判断について、図4を用いて説明する。対象ベクトル460は、視点450を始点とし且つ点461を終点とするベクトルである。このような対象ベクトル460については、視点450から点461までの各ボクセルに対応するCT値を順に並べたグラフ465をプロファイルカーブとして作成する。そして、このプロファイルカーブにおいてCT値が閾値（例えば-800HU）を超えている区間を特定する。血管と気管支壁のCT値はいずれも、-800HUよりも高い値となるため、ここでCT値が閾値（例えば-800HU）を超えている区間を特定することにより、ベクトルの始点と終点との間に気管支の内壁若しくは血管が存在していると判断す

10

20

30

40

50

ることができる。グラフ 4 6 5 において閾値 を超えている区間は存在しないので、対象ベクトル 4 6 0 の始点から終点までの間の区間には血管及び気管支の壁は存在しないと判断する。

【 0 0 3 0 】

一方、対象ベクトル 4 7 0 は、視点 4 5 0 を始点とし且つ点 4 7 1 を終点とするベクトルである。このような対象ベクトル 4 7 0 については、視点 4 5 0 から点 4 7 1 までの各ボクセルに対応する C T 値を順に並べたグラフ 4 7 5 をプロファイルカーブとして作成する。そして、このプロファイルカーブにおいて C T 値が閾値 (例えば - 8 0 0 H U) を超えている区間を特定する。グラフ 4 7 5 においては、位置 P 1 (始点の位置を 0 としたときの位置) から位置 P 2 (始点の位置を 0 としたときの位置) までの間の区間で閾値

10

【 0 0 3 1 】

ここで、気管支の内壁のみが存在しているのか、気管支の壁に近接するように血管が存在するのかが閾値 (- 8 0 0 H U) を超えている領域の距離に応じて判断することができる。具体的には、以下の関係をみたすかどうかで判断することができる。始点から位置 P 1 までの間の距離を A、始点から位置 P 2 までの間の距離を B とする。このとき、 $B > k \times A$ が満たされれば、対象ベクトル 4 7 0 の始点から終点までの間の区間に気管支の壁に近接した血管が存在すると判断し、 $B \leq k \times A$ が満たされれば、対象ベクトル 4 7 0 の始点から終点までの間の区間に気管支の壁に近接した血管は存在しないと判断する。ここで

20

【 0 0 3 2 】

なお、気管支の壁だけなのか、気管支の壁に近接するように血管が存在するのかをプロファイルカーブの形状によって判断することができれば上記方法に限定されないことは言うまでもない。

【 0 0 3 3 】

選択対象ベクトルに対する上記の血管有無判断の結果、気管支の壁に近接した血管は存在しないと判断した場合には、処理はステップ S 5 0 4 に進み、気管支の壁に近接した血管は存在すると判断した場合には、処理はステップ S 5 0 5 に進む。

30

【 0 0 3 4 】

< ステップ S 5 0 4 >

C P U 2 0 1 は、内壁モデルにおいて選択対象ベクトルとの交点 (気管支の壁に近接した血管は存在しないと判断した対象ベクトル群と内壁モデルとの交点群により形成される領域に属する点) の座標位置を R A M 2 0 2 若しくは外部メモリ 2 1 1 に格納する。なお、本ステップは必須ではない。

【 0 0 3 5 】

< ステップ S 5 0 5 >

C P U 2 0 1 は、内壁モデルにおいて選択対象ベクトルとの交点 (気管支の壁に近接した血管は存在すると判断した対象ベクトル群と内壁モデルとの交点群により形成される領域、即ち上記の危険領域に属する点) の座標位置を R A M 2 0 2 若しくは外部メモリ 2 1 1 に格納する。

40

【 0 0 3 6 】

< ステップ S 5 0 6 >

C P U 2 0 1 は、上記の対象ベクトル群の全てをステップ S 5 0 2 において選択したか否かを判断する。この判断の結果、全てを選択したのであれば、処理はステップ S 4 0 8 に進み、未選択の対象ベクトルが残っているのであれば、処理はステップ S 5 0 2 に戻る。

【 0 0 3 7 】

< ステップ S 4 0 8 >

50

CPU201は、ステップS404で読み出したパラメータを用いて、現在の視点の位置から見た内壁モデルの2次元画像を、例えばレイキャスティングを行うことで生成する。ある視点から見た仮想物体の画像を生成するための技術は周知であるので、これに係る説明は省略する。なお、内壁モデルの色については、例えば、気管支の内壁に対応するボクセルのCT値に対して上記のパラメータでもって規定されている色が割り当てられる。しかし、内壁モデルにおける危険領域、即ち、上記のステップS505においてRAM202若しくは外部メモリ211に格納したそれぞれの座標位置には、内壁モデルの色とは異なる色を（該座標位置に対応するCT値とは無関係に）割り当てる。なお、本ステップでは、視点を投影中心とした投影によって内壁モデル上に形成される血管の投影領域をその他の領域と視認可能に表示できればよいため、投影領域とそれ以外の領域とで色以外に透明度など、他のパラメータを変えても良い。

10

【0038】

<ステップS409>

CPU201はビデオコントローラ206を制御して、ステップS408で生成した2次元画像をディスプレイ210に表示させる。ディスプレイ210における該2次元画像の表示例を図5に示す。領域501、領域502は危険領域であり、内壁モデルの色とは異なる色を割り当てた領域である。マーカ503は、上記のターゲットの位置を2次元画像上に投影させた投影位置に表示されるもので、医師はこのマーカ503が示す位置に向けて針を刺すことになる。図5の場合、マーカ503が示す位置は領域502に含まれているため、マーカ503の位置に向けて針を刺すと領域502に対応する血管をも刺すことになる。本実施形態によれば、領域502を明示的に表示しているため、医師は針を刺す方向に血管が存在することが分かるため、内壁を押し上げて血管を移動させてから針を刺すなど、しかるべき対処を行うことができる。

20

【0039】

<ステップS410>

CPU201は、ユーザが入力コントローラ205を操作して視点の位置を移動させる指示を入力したか否かを判断する。この判断の結果、視点の位置を移動させる指示が入力された場合には、処理はステップS411に進み、入力されていない場合には、処理はステップS410で待機する。

30

【0040】

<ステップS411>

CPU201は、ユーザ操作に応じて視点の位置を変更する。視点の位置は、例えば、内壁モデルにおいて気管支の芯線に対応する曲線上を、ユーザ操作に応じて一方の方向、他方の方向に移動させる。なお、視点を変更させるための操作方法や移動方法については様々な形態が考えられ、特定の形態に限るものではない。

【0041】

<変形例1>

上記の実施形態では、ディスプレイ210には図5に示す如く、設定された視点位置から見える内壁モデル（危険領域には非危険領域とは異なる色が割り当てられている内壁モデル）の2次元画像を表示していた。しかし、画像処理装置100が、気管支内（管状構造物内）に挿入された内視鏡からの撮像画像を直接的若しくは間接的に取得できるのであれば、例えば図6に示す如く、設定された視点位置から見える内壁モデルの2次元画像601と、内視鏡からの撮像画像600と、を並べて表示しても良い。これにより医師は、気管支の内壁の撮像画像を観察しながら、針を刺そうとする位置や方向を確認することができると共に、その位置や方向に血管が存在するの否かを、内壁モデルの2次元画像を観察することで確認することができる。なお、内壁モデルの2次元画像と内視鏡からの撮像画像とを選択的に表示するようにしても良い。表示する画像の選択は、例えば、ユーザが入力コントローラ205を操作することで行っても良い。

40

【0042】

<変形例2>

50

上記の実施形態では、ステップ S 4 0 7 の処理は、現在の視点の位置がターゲットの位置から閾値以内の距離に近づいたときに行っていた。しかし、ステップ S 4 0 7 の処理を行うための条件はこれに限るものではない。例えば、「位置 P から針を刺す」というように、針を刺す作業を行う内視鏡の位置 P が予め決まっているような場合には、現在の視点の位置が位置 P から閾値以内の距離に近づいたときにステップ S 4 0 7 の処理を行う、としても良い。

【 0 0 4 3 】

[第 2 の実施形態]

第 1 の実施形態では、視点から放射状に延長するそれぞれのベクトルについて、該ベクトル上の各位置に対応する C T 値のグラフを作成し、該グラフにおいて閾値を超える C T 値の区間に基づいて該ベクトルの始点と終点との間に気管支壁に近接して血管が存在するか否かを判断し、モデルにおいて始点と終点との間に気管支壁に近接して血管が存在すると判断されたベクトル群との交点群により形成される領域を危険領域として特定していた。

10

【 0 0 4 4 】

本実施形態では、視点から放射状に延長するそれぞれのベクトルについて、該ベクトル上の各位置に対応する C T 値のグラフを作成し、該グラフの尖度に基づいて該ベクトルの始点と終点との間に気管支壁に近接して血管が存在するか否かを判断し、モデルにおいて始点と終点との間に気管支壁に近接して血管が存在すると判断されたベクトル群との交点群により形成される領域を危険領域とする。即ち、第 1 の実施形態では、ステップ S 4 0 7 において図 3 のフローチャートに従った処理を行ったが、本実施形態では、図 7 のフローチャートに従った処理を行う。

20

【 0 0 4 5 】

< ステップ S 6 0 2 >

C P U 2 0 1 はまず、現在の視点の位置から該視点の視線方向（ユーザによる入力コントローラ 2 0 5 の操作により変更可能）に伸びるベクトルとの内積が 0 以上且つ 1 以下となる長さ D の対象ベクトル群（始点は上記の視点の位置）のうち未選択の対象ベクトルを選択対象ベクトルとして選択する。そして C P U 2 0 1 は、選択対象ベクトルの始点から終点までの各ボクセルに対応する C T 値を順に並べたものをプロファイルカーブとして作成する。なお、対象ベクトル群は、現在の視点の位置から視野範囲内の各方向に伸びるベクトルの集合であっても良い。

30

【 0 0 4 6 】

< ステップ S 6 0 3 >

C P U 2 0 1 は、ステップ S 6 0 2 で作成したプロファイルカーブが気管支壁を通過するベクトルのプロファイルカーブか否かを判定する。気管支壁を通過するベクトルのプロファイルカーブであると判定された場合には処理はステップ S 6 0 4 に進み、そうでない場合には処理はステップ S 6 0 8 に進む。

【 0 0 4 7 】

より具体的には、プロファイルカーブにおいて閾値（ - 8 0 0 H U ）を超える区間が 1 箇所以上あると判定される場合には、該プロファイルカーブは、気管支壁を通過するベクトルのプロファイルカーブであると判定する。本処理は、気管支壁を通過しないベクトルのプロファイルカーブは尖度が低くなってしまい、のちのステップ S 6 0 5 での血管の有無判断で誤って血管があると判断されてしまうため、あらかじめ除外するために行われる処理である。

40

【 0 0 4 8 】

< ステップ S 6 0 4 >

C P U 2 0 1 は、ステップ S 6 0 2 で作成したプロファイルカーブの尖度を求める。プロファイルカーブの尖度計算では、該プロファイルカーブに含まれているそれぞれの C T 値を用いる。データの尖度を求めるための処理については周知であるので、これに係る説明は省略する。

50

【 0 0 4 9 】

< ステップ S 6 0 5 >

C P U 2 0 1 は、ステップ S 6 0 4 において求めた尖度が閾値以上であるか否かを判断する。この判断の結果、尖度が閾値以上であれば、選択対象ベクトルの始点と終点の間には気管支壁に近接した血管は存在しないと判断し、処理はステップ S 6 0 6 に進む。一方、尖度が閾値未満であれば、選択対象ベクトルの始点と終点の間に気管支壁に近接した血管は存在すると判断し、処理はステップ S 6 0 7 に進む。

【 0 0 5 0 】

選択対象ベクトルの始点と終点の間に気管支の内壁は存在するものの血管は存在しない場合、プロファイルカーブには気管支の内壁に対応するピークしか現れないため、尖度は閾値以上となる。一方、選択対象ベクトルの始点と終点の間に気管支の内壁及び血管が隣り合わせで存在する場合、プロファイルカーブには気管支の内壁に対応するピーク及び血管に対応するピークが隣り合わせで現れるため、全体としてピークが間延びしてしまい、これにより、尖度は閾値未満となる。このように、本実施形態では、プロファイルカーブの尖度に基づいて血管有無判断を行う。なお、閾値については、予め定められた任意の値であっても良いし、ユーザが入力コントローラ 2 0 5 を操作することで設定した値であっても良い。

10

【 0 0 5 1 】

< ステップ S 6 0 6 >

C P U 2 0 1 は、内壁モデルにおいて選択対象ベクトルとの交点（気管支壁に近接した血管は存在しないと判断した対象ベクトル群と内壁モデルとの交点群により形成される領域に属する点）の座標位置を R A M 2 0 2 若しくは外部メモリ 2 1 1 に格納する。なお、本ステップは必須ではない。

20

【 0 0 5 2 】

< ステップ S 6 0 7 >

C P U 2 0 1 は、内壁モデルにおいて選択対象ベクトルとの交点（気管支壁に近接した血管は存在すると判断した対象ベクトル群と内壁モデルとの交点群により形成される領域、即ち上記の危険領域に属する点）の座標位置を R A M 2 0 2 若しくは外部メモリ 2 1 1 に格納する。

【 0 0 5 3 】

< ステップ S 6 0 8 >

C P U 2 0 1 は、上記の対象ベクトル群の全てをステップ S 6 0 2 において選択したか否かを判断する。この判断の結果、全てを選択したのであれば、処理はステップ S 4 0 8 に進み、未選択の対象ベクトルが残っているのであれば、処理はステップ S 6 0 2 に戻る。

30

【 0 0 5 4 】

なお、以上説明した実施形態や変形例は、その一部若しくは全部を適宜組み合わせで使用しても良い。本実施形態においては、C T 値のプロファイルカーブを例として説明を行ったが、直線上に血管があるか否かを判定することができるのであれば、直線上の C T 値の分布状態が分かれば何でもよく、例えば C T 値の度数分布を示すヒストグラムを用いて、気管支壁に近接した血管があるか否かを判断してもよい。

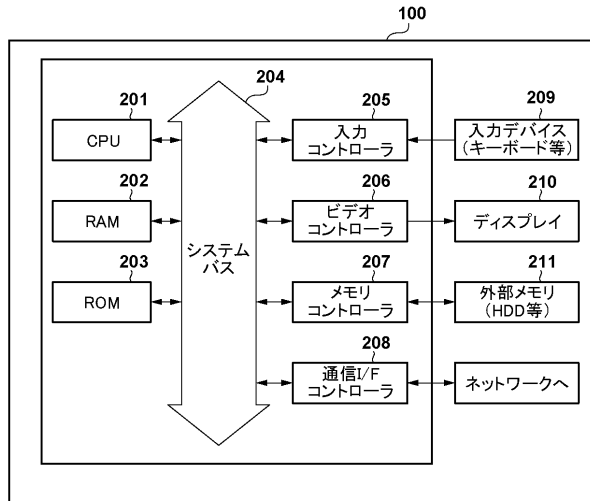
40

【 符号の説明 】

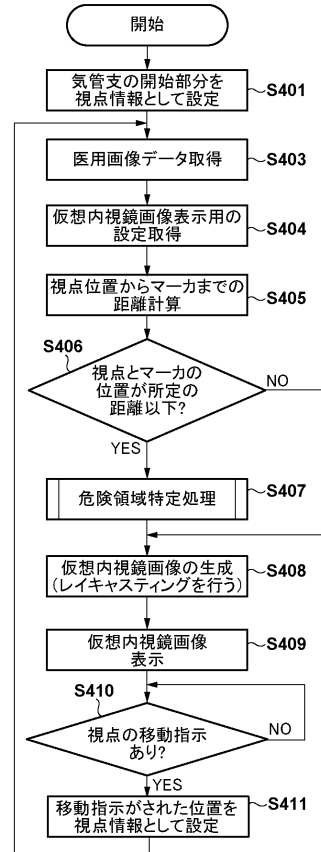
【 0 0 5 5 】

2 0 1 : C P U 2 0 2 : R A M 2 1 1 : 外部メモリ

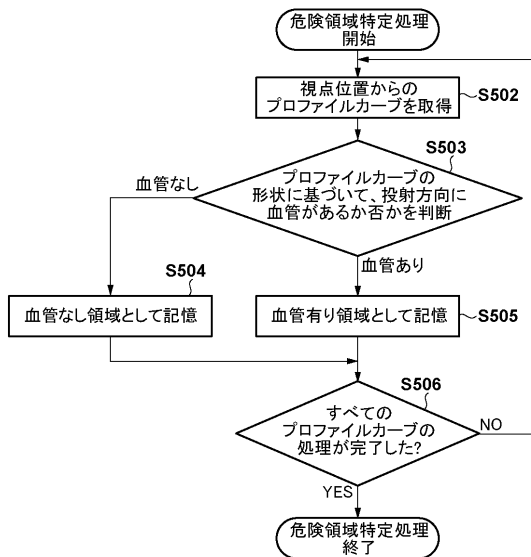
【図 1】



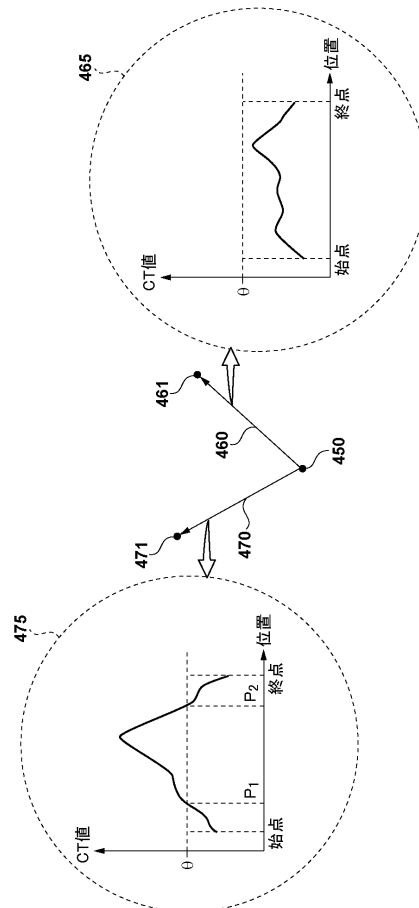
【図 2】



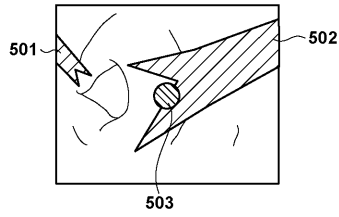
【図 3】



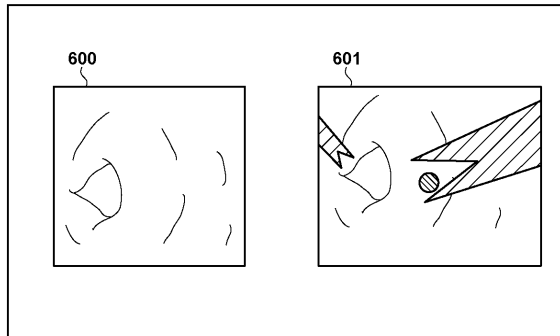
【図 4】



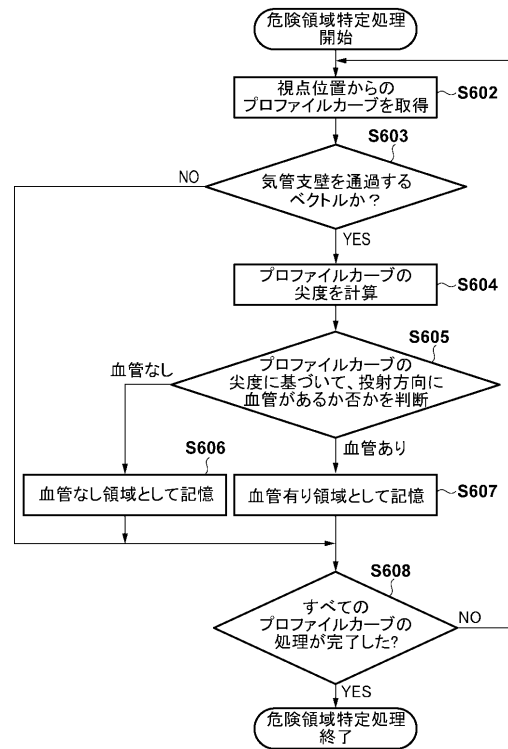
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(74)代理人 100130409

弁理士 下山 治

(74)代理人 100134175

弁理士 永川 行光

(72)発明者 三宅 徳朗

東京都千代田区丸の内 1 丁目 8 番 1 号 丸の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内

(72)発明者 阪本 剛

東京都千代田区丸の内 1 丁目 8 番 1 号 丸の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA25 CA35 FD09 FF27 FF37 FF42 FG05 FG13

4C096 AB38 AB41 AD14 AD24 DC18 DC23 DC28 DC35 DD01 DD07

DD13 DE07

5B057 AA07 AA08 AA09 BA03 BA07 DA07 DA08 DA16

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理方法		
公开(公告)号	JP2017113087A	公开(公告)日	2017-06-29
申请号	JP2015248983	申请日	2015-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社AZE		
申请(专利权)人(译)	佳能日本营销公司 株式会社AZE		
[标]发明人	三宅徳朗 阪本剛		
发明人	三宅 徳朗 阪本 剛		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055 G06T1/00		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.377 A61B5/05.380 G06T1/00.290.B A61B5/055.380 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/CA35 4C093/FD09 4C093/FF27 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FG05 4C093/FG13 4C096/AB38 4C096/AB41 4C096/AD14 4C096/AD24 4C096/DC18 4C096/DC23 4C096/DC28 4C096/DC35 4C096/DD01 4C096/DD07 4C096/DD13 4C096/DE07 5B057/AA07 5B057/AA08 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA07 5B057/DA07 5B057/DA08 5B057/DA16		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题提供一种技术，用于通知管状结构和目标之间血管存在与否的信息。基于由医学图像诊断设备获取的医学图像生成的体数据，设定管状结构的内壁模型的视点。通过以视点作为投影中心的投影，指定在模型上形成的管状结构外部的血管的投影区域。生成从视点观看的模型的二维图像，使得显示方式在投影区域的内部和外部不同。点域1

