

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-167018

(P2018-167018A)

(43) 公開日 平成30年11月1日 (2018.11.1)

(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 6 0 J	4 C 0 9 6
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7	4 C 1 6 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	5 B 0 5 7
	A 6 1 B 1/00 V	
審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2017-182196 (P2017-182196)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成29年9月22日 (2017. 9. 22)		富士フイルム株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2017-65096 (P2017-65096)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(32) 優先日	平成29年3月29日 (2017. 3. 29)	(74) 代理人	110001519
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		特許業務法人太陽国際特許事務所
		(72) 発明者	平川 真之介
			東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内
		F ターム (参考)	4C093 AA22 AA26 CA15 CA23 FF16
			FF42 FF45
			4C096 AA18 AB27 AC04 DC15 DC18
			DC33 DC36 DD05 DD10
			4C161 AA07 JJ10 WW10
			5B057 AA07 CA08 CA13 CA16 CB08
			CB12 CB16 CD14 DA16 DA17
			DB03 DB09 DC16

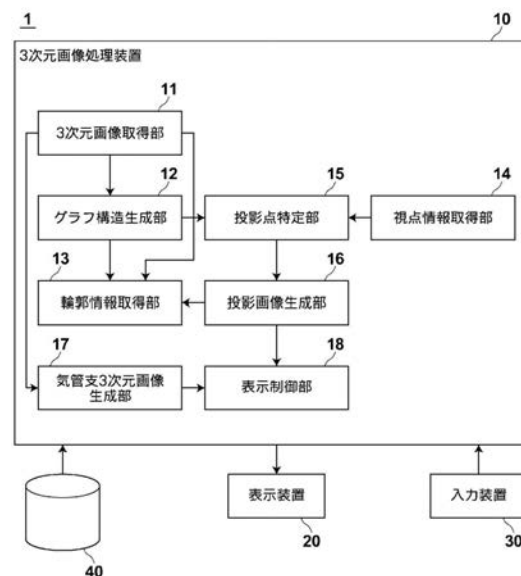
(54) 【発明の名称】 3次元画像処理装置および方法並びにプログラム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡画像との位置合わせ処理が可能なように端的な特徴を残した画像を高速な処理によって生成可能な3次元画像処理装置および方法並びにプログラムを提供する。

【解決手段】被検体を撮影して得られた3次元画像を取得する3次元画像取得部11と、3次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成するグラフ構造生成部12と、グラフ構造上の各点における管状構造物の輪郭情報を取得する輪郭情報取得部13と、管状構造物内における視点情報を取得する視点情報取得部14と、視点情報とグラフ構造とに基づいて、グラフ構造上の各点の中から投影点を特定する投影点特定部15と、投影点の輪郭情報を2次元平面上に投影した投影画像を生成する投影画像生成部16とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を撮影して得られた 3 次元画像を取得する 3 次元画像取得部と、
前記 3 次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成するグラフ構造生成部と、
前記グラフ構造上の各点における前記管状構造物の輪郭情報を取得する輪郭情報取得部と、
前記管状構造物内における視点情報を取得する視点情報取得部と、
前記視点情報と前記グラフ構造とに基づいて、前記グラフ構造上の各点の中から投影点を特定する投影点特定部と、
前記投影点の前記輪郭情報を 2 次元平面上に投影した投影画像を生成する投影画像生成部とを備えた 3 次元画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記投影点特定部が、前記グラフ構造上の 1 つの点を起点として特定し、前記起点から前記グラフ構造をたどり、予め設定された範囲内に含まれる点を投影候補点として特定し、前記投影候補点の中から投影点を特定する請求項 1 記載の 3 次元画像処理装置。

【請求項 3】

前記投影点特定部が、前記輪郭情報の形状情報に基づいて、前記投影点を特定する請求項 1 または 2 記載の 3 次元画像処理装置。

【請求項 4】

前記投影画像生成部が、前記投影点が属する枝の情報を取得し、前記枝の情報を前記投影画像に付加する請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の 3 次元画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記投影画像と、前記投影画像とは異なる画像との間の位置合わせ処理の結果と前記投影画像の視点情報とに基づいて、前記異なる画像の視点情報を推定する視点情報推定部を備えた請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の 3 次元画像処理装置。

【請求項 6】

前記投影画像と、前記投影画像とは異なる画像との間の位置合わせ処理の結果に基づいて、前記投影画像に含まれる前記輪郭情報に対応する前記異なる画像に含まれる輪郭情報を推定する輪郭情報推定部を備えた請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の 3 次元画像処理装置。

30

【請求項 7】

前記投影画像とは異なる画像が、前記被検体を撮影した 2 次元画像である請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載の 3 次元画像処理装置。

【請求項 8】

前記 2 次元画像が、内視鏡によって撮影された画像である請求項 7 記載の 3 次元画像処理装置。

【請求項 9】

前記投影画像を表示装置に表示させる表示制御部を備えた請求項 1 から 8 いずれか 1 項記載の 3 次元画像処理装置。

【請求項 10】

前記管状構造物が気管支である請求項 1 から 9 いずれか 1 項記載の 3 次元画像処理装置。

40

【請求項 11】

被検体を撮影して得られた 3 次元画像を取得し、
前記 3 次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成し、
前記グラフ構造上の各点における前記管状構造物の輪郭情報を取得し、
前記管状構造物内における視点情報を取得し、
前記視点情報と前記グラフ構造とに基づいて、前記グラフ構造上の各点の中から投影点を特定し、
前記投影点の前記輪郭情報を 2 次元平面上に投影した投影画像を生成する 3 次元画像処

50

理方法。

【請求項 12】

コンピュータを、

被検体を撮影して得られた 3 次元画像を取得する 3 次元画像取得部と、

前記 3 次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成するグラフ構造生成部と、

前記グラフ構造上の各点における前記管状構造物の輪郭情報を取得する輪郭情報取得部と、

前記管状構造物内における視点情報を取得する視点情報取得部と、

前記視点情報と前記グラフ構造とに基づいて、前記グラフ構造上の各点の中から投影点を特定する投影点特定部と、

前記投影点の前記輪郭情報を 2 次元平面上に投影した投影画像を生成する投影画像生成部として機能させる 3 次元画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体を撮影して得られた 3 次元画像を用いて気管支のような体内の管路への内視鏡の挿入を支援する 3 次元画像処理装置および方法並びにプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、撮影装置の進歩に伴い、撮影装置で撮影された画像データの分解能が向上しており、画像データに基づいて被検体の詳細な解析が可能になっている。たとえば、マルチスライス CT (Multi Detector-row Computed Tomography) は、一度に複数枚の断層画像を撮影することが可能であり、薄いスライス厚で断層画像を撮影することが可能である。スライス厚が薄くなることで、複数の断層画像を積層した 3 次元画像の体軸方向の分解能が上がり、より詳細な 3 次元画像を得ることができる。このような 3 次元画像を表示し解析することで、これまで見つけることが困難であった病変などを見つけておくことも可能になっている。

【0003】

上述したような 3 次元画像を用いた表示方法の 1 つとして、仮想内視鏡表示がある（たとえば特許文献 1 および特許文献 2 参照）。仮想内視鏡表示とは、管腔の内部に視点位置を設定し、その視点位置に基づいて透視投影画像を生成して表示する方法である。仮想内視鏡表示では、ユーザが逐次的に視点位置を変更することで、あたかも内視鏡のカメラが身体内部を移動しながら撮影したような画像を提供することができる。

【0004】

特に、内視鏡を用いた検査である気管支鏡検査では、気管支の分岐が非常に複雑であるため、上述した仮想内視鏡表示を「地図」として参照しながら、内視鏡を挿入することが行われている。この際、実際の内視鏡の動きに合わせて、仮想内視鏡表示を手動で順次変更するのは煩わしいため、内視鏡の先端が体内のどこになるかを推定して、仮想内視鏡画像を作成することが行われている。

【0005】

たとえば特許文献 1 においては、内視鏡の先端位置を推定するために、仮想内視鏡画像と、内視鏡によって実際に撮影された内視鏡画像との位置合わせ処理を行うことが提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】国際公開第 2014/141968 号

【特許文献 2】特開平 11-120327 号公報

【特許文献 3】特開 2013-192741 号公報

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ここで、ナビゲーションのために内視鏡の先端位置の推定を行うには、複数の視点からの仮想内視鏡画像を生成し、それらを実際に撮影された内視鏡画像と位置合わせ処理をして最も一致するものを選ぶ必要がある。

【0008】

しかしながら、内視鏡の先端位置の推定精度や安定性を上げるには、仮想内視鏡画像を大量に生成する必要があるが、仮想内視鏡画像を生成する処理であるポリウムレンダリング処理は非常に時間がかかる。

【0009】

なお、特許文献3においては、気管支の3次元画像からグラフ構造を生成し、そのグラフ構造に含まれる複数の分岐点のそれぞれについて、その分岐点からの分岐先をその分岐点を含む2次元平面上に投影した投影画像を生成することが提案されているが、その投影画像は、分岐先を示す模式的な画像であり、気管支の穴の形状などを正確に表した画像ではないため、上述したような内視鏡画像との位置合わせ処理には適していない。

【0010】

本発明は、上記事情に鑑み、内視鏡画像との位置合わせ処理が可能のように端的な特徴を残した画像を高速な処理によって生成することができる3次元画像処理装置および方法並びにプログラムを提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の3次元画像処理装置は、被検体を撮影して得られた3次元画像を取得する3次元画像取得部と、3次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成するグラフ構造生成部と、グラフ構造上の各点における管状構造物の輪郭情報を取得する輪郭情報取得部と、管状構造物内における視点情報を取得する視点情報取得部と、視点情報とグラフ構造とに基づいて、グラフ構造上の各点の中から投影点を特定する投影点特定部と、投影点の輪郭情報を2次元平面上に投影した投影画像を生成する投影画像生成部とを備える。

【0012】

また、上記本発明の3次元画像処理装置において、投影点特定部は、グラフ構造上の1つの点を起点として特定し、その起点からグラフ構造をたどり、予め設定された範囲内に含まれる点を投影候補点として特定し、投影候補点の中から投影点を特定することができる。

【0013】

また、上記本発明の3次元画像処理装置において、投影点特定部は、輪郭情報の形状情報に基づいて、投影点を特定することができる。

【0014】

また、上記本発明の3次元画像処理装置において、投影画像生成部は、投影点が属する枝の情報を取得し、枝の情報を投影画像に付加することができる。

【0015】

また、上記本発明の3次元画像処理装置においては、投影画像と、その投影画像とは異なる画像との間の位置合わせ処理の結果と投影画像の視点情報とに基づいて、異なる画像の視点情報を推定する視点情報推定部を備えることができる。

【0016】

また、上記本発明の3次元画像処理装置においては、投影画像と、その投影画像とは異なる画像との間の位置合わせ処理の結果に基づいて、投影画像に含まれる輪郭情報に対応する異なる画像に含まれる輪郭情報を推定する輪郭情報推定部を備えることができる。

【0017】

また、上記本発明の3次元画像処理装置において、投影画像とは異なる画像は、被検体を撮影した2次元画像とすることができる。

10

20

30

40

50

【0018】

また、上記本発明の3次元画像処理装置において、上記2次元画像は、内視鏡によって撮影された画像とすることができる。

【0019】

また、上記本発明の3次元画像処理装置においては、投影画像を表示装置に表示させる表示制御部を備えることができる。

【0020】

また、上記本発明の3次元画像処理装置において、管状構造物は気管支とすることができる。

【0021】

本発明の3次元画像処理方法は、被検体を撮影して得られた3次元画像を取得し、3次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成し、グラフ構造上の各点における管状構造物の輪郭情報を取得し、管状構造物内における視点情報を取得し、視点情報とグラフ構造とに基づいて、グラフ構造上の各点の中から投影点を特定し、投影点の輪郭情報を2次元平面上に投影した投影画像を生成する。

【0022】

本発明の3次元画像処理プログラムは、コンピュータを、被検体を撮影して得られた3次元画像を取得する3次元画像取得部と、3次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成するグラフ構造生成部と、グラフ構造上の各点における管状構造物の輪郭情報を取得する輪郭情報取得部と、管状構造物内における視点情報を取得する視点情報取得部と、視点情報とグラフ構造とに基づいて、グラフ構造上の各点の中から投影点を特定する投影点特定部と、投影点の輪郭情報を2次元平面上に投影した投影画像を生成する投影画像生成部として機能させる。

【0023】

本発明の他の3次元画像処理装置は、コンピュータに実行させるための命令を記憶するメモリと、記憶された命令を実行するよう構成されたプロセッサを備え、プロセッサが、被検体を撮影して得られた3次元画像を取得し、3次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成する処理と、グラフ構造上の各点における管状構造物の輪郭情報を取得する処理と、管状構造物内における視点情報を取得する処理と、視点情報とグラフ構造とに基づいて、グラフ構造上の各点の中から投影点を特定する処理と、投影点の輪郭情報を2次元平面上に投影した投影画像を生成する処理とを実行するように構成されている。

【発明の効果】

【0024】

本発明の3次元画像処理装置および方法並びプログラムによれば、被検体を撮影して得られた3次元画像を取得し、3次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成し、グラフ構造上の各点における管状構造物の輪郭情報を取得する。そして、管状構造物内における視点情報を取得し、視点情報とグラフ構造とに基づいて、グラフ構造上の各点の中から投影点を特定し、投影点の輪郭情報を2次元平面上に投影した投影画像を生成する。

【0025】

したがって、内視鏡画像との位置合わせ処理が可能なように端的な特徴を残した投影画像を、高速な処理によって生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の3次元画像処理装置の一実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムの概略構成を示すブロック図

【図2】グラフ構造の一例を示す図

【図3】グラフ構造上の各点における気管支の輪郭情報の一例を示す図

【図4】投影点の特定方法を説明するためのフローチャート

【図5】投影点の特定方法を説明するための説明図

【図6】グラフ構造上の各点の輪郭情報の一例を示す図

10

20

30

40

50

【図 7】 投影画像の一例を示す図

【図 8】 最初の分岐の気管支の輪郭情報を用いて生成された投影画像の一例を示す図

【図 9】 輪郭情報が重ならないように生成された投影画像の一例を示す図

【図 10】 最終的に特定された投影点の輪郭情報を用いて生成された投影画像の一例を示す図

【図 11】 投影画像に対して枝の情報を付加して表示させた例を示す図

【図 12】 本発明の 3 次元画像処理装置のその他の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムの概略構成を示すブロック図

【図 13】 投影画像と内視鏡画像とのずれ量と、投影画像の視点情報とに基づいて、内視鏡画像の視点情報を推定する方法を説明するための説明図

【図 14】 投影画像に含まれる輪郭情報に対応する内視鏡画像に含まれる穴（輪郭情報）を推定する方法を説明するための説明図

【図 15】 内視鏡画像から穴の輪郭を抽出した輪郭画像の一例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、本発明の 3 次元画像処理装置および方法並びにプログラムの一実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムについて、図面を参照しながら詳細に説明する。図 1 は、本実施形態の内視鏡画像診断支援システムの概略構成を示すブロック図である。

【0028】

本実施形態の内視鏡画像診断支援システム 1 は、図 1 に示すように、3 次元画像処理装置 10 と、表示装置 20 と、入力装置 30 と、3 次元画像保管サーバ 40 とを備えている。

【0029】

3 次元画像処理装置 10 は、コンピュータに本実施形態の 3 次元画像処理プログラムをインストールすることによって構成されたものである。

【0030】

そして、3 次元画像処理装置 10 は、中央処理装置（CPU）および半導体メモリや上述した 3 次元画像処理プログラムがインストールされたハードディスクや SSD (Solid State Drive) 等のストレージデバイスなどを備えており、これらのハードウェアによって

【0031】

、図 1 に示すような 3 次元画像取得部 11、グラフ構造生成部 12、輪郭情報取得部 13、視点情報取得部 14、投影点特定部 15、投影画像生成部 16、気管支 3 次元画像生成部 17 および表示制御部 18 が構成されている。そして、ハードディスクにインストールされた 3 次元画像処理プログラムが中央処理装置によって実行されることによって上記各部がそれぞれ動作する。

【0032】

3 次元画像取得部 11 は、内視鏡装置を用いた手術前または検査前などに予め撮影された被検体の 3 次元画像を取得するものである。3 次元画像としては、たとえば CT 装置および MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置などから出力されたスライスデータから再構成されたボリュームデータ、並びに MS (Multi Slice) CT 装置およびコーンビー

【0033】

ム CT 装置から出力されたボリュームデータなどがある。3 次元画像は、3 次元画像保管サーバ 40 に被検体の識別情報と併せて予め保管されており、3 次元画像取得部 11 は、入力装置 30 において入力された被検体の識別情報に対応する 3 次元画像を 3 次元画像保管サーバ 40 から読み出すものである。

【0034】

グラフ構造生成部 12 は、3 次元画像取得部 11 によって取得された 3 次元画像が入力され、その入力された 3 次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成するものである。本実施形態においては、管状構造物のグラフ構造として気管支のグラフ構造を生成する。以下、このグラフ構造の生成方法の一例を説明する。

【0035】

3次元画像に含まれる気管支は、気管支の内部の画素は空気領域に相当するためCT画像上では低いCT値（画素値）を示す領域として表れるが、気管支壁は比較的高いCT値を示す円柱あるいは管状の構造物であると考えられる。そこで、画素毎にCT値の分布に基づく形状の構造解析を行なって気管支を抽出する。

【0036】

気管支は多段階に分岐し末端に近づくほど気管支の径は小さくなっていく。異なるサイズの気管支を検出することができるように、三次元画像を多重解像度変換したガウシアンピラミッド画像、つまり異なる解像度の複数の三次元画像を予め生成し、その生成したガウシアンピラミッドの画像毎に検出アルゴリズムを走査することで異なるサイズの管状構造物を検出する。

10

【0037】

まず、各解像度の三次元画像の各画素のヘッセ行列を算出し、ヘッセ行列の固有値の大小関係から管状構造物内の画素であるかを判定する。ヘッセ行列は、各軸（三次元画像のx軸、y軸、z軸）方向における濃度値の2階の偏微分係数を要素とする行列であり、下式のように3×3行列となる。

【0038】

【数1】

$$\nabla^2 I = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{xy} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{xz} & I_{yz} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad I_{xx} = \frac{\delta^2 I}{\delta x^2}, I_{xy} = \frac{\delta^2 I}{\delta x \delta y}, \dots$$

20

【0039】

任意の画素におけるヘッセ行列の固有値を λ_1 、 λ_2 、 λ_3 としたとき、固有値のうち2つの固有値が大きく、1つの固有値が0に近い場合、例えば、 λ_3 、 $\lambda_2 \gg \lambda_1$ 、 $\lambda_1 \approx 0$ を満たすとき、その画素は管状構造物であることが知られている。また、ヘッセ行列の最小の固有値（ $\lambda_1 \approx 0$ ）に対応する固有ベクトルが管状構造物の主軸方向に一致する。

30

【0040】

気管支はグラフ構造で表すことができるが、このようにして抽出された管状構造物は、腫瘍などの影響により、全ての管状構造物が繋がった1つのグラフ構造として検出されるとは限らない。そこで、三次元画像全体の判別が終了後、検出された管状構造物が一定の距離内にあり、かつ抽出された二つの管状構造物上の任意の点を結ぶ基本線の向きと各管状構造物の主軸方向とが成す角が一定角度以内であるかについて評価することにより、複数の管状構造物が接続されるものであるか否かを判定して抽出された管状構造物の接続関係を再構築する。この再構築により、気管支のグラフ構造の抽出が完了する。

40

【0041】

そして、抽出したグラフ構造を、開始点、端点、分岐点および枝に分類し、開始点、端点および分岐点を枝で連結することによって、気管支を表すグラフ構造を得ることができる。本実施形態においては、このグラフ構造の各位置における気管支の径や各枝の長さ（気管支の分岐点間の長さ）などの特徴量もグラフ構造と併せて取得する。図2は、グラフ構造の一例を示すものである。図2では、Spが開始点であり、分岐点Bpを白丸、端点Epを黒丸、枝Eを線で表している。

【0042】

なお、グラフ構造の生成方法としては、上述した方法に限らず、その他の公知な方法を用いることができる。

50

【0043】

輪郭情報取得部13は、グラフ構造上の各点における気管支の輪郭情報を取得するものである。本実施形態の輪郭情報取得部13は、上述したように気管支のグラフ構造を生成する際に検出された管状構造物の輪郭情報を取得するものである。輪郭情報は、グラフ構造の各点について取得されるが、各点の間隔は、気管支の分岐点間よりも小さい間隔を任意に設定することができる。たとえば1mm～2mm程度に設定することが好ましい。図3は、グラフ構造上の各点における気管支の輪郭情報の一例を示す図である。なお、図3では、気管支のグラフ構造も含まれている。

【0044】

視点情報取得部14は、気管支内における視点情報を取得するものである。視点情報は、ユーザが入力装置30を用いて任意に設定入力されるものであり、視点情報取得部14は、入力装置30において受け付けられた視点情報を取得するものである。視点情報の設定入力は、たとえば表示装置20に表示された気管支の3次元画像上においてユーザがマウスなどの入力装置30を用いて指定するようにすればよい。

【0045】

なお、本実施形態においては、視点情報をユーザが設定入力するようにしたが、これに限らず、予め設定された条件に基づいて、自動的に視点情報を設定するようにしてもよい。具体的には、たとえば気管支の基端部に視点情報を設定するようにしてもよいし、基端部から最初の分岐に視点情報を設定するようにしてもよい。

【0046】

投影点特定部15は、視点情報に基づいて、グラフ構造上の1つの点を起点として特定し、起点からグラフ構造をたどり、グラフ構造上の各点の中から投影点を特定するものである。以下、投影点特定部15による投影点の特定について、図4に示すフローチャートおよび図5～図10を参照しながら説明する。

【0047】

投影点特定部15は、まず、図5に示すように、ユーザによって設定入力された視点情報Sから最も近いグラフ構造上の点を起点Nsとして特定する(S10)。そして、起点Nsから気管支の下流側(基端側とは反対側)に向けてグラフ構造をたどり、予め設定された範囲NR内に含まれる点を投影候補点として特定する(S12)。範囲NRとしては、たとえば起点Nsからの予め設定された距離の範囲としたり、起点Nsからグラフ構造をたどった際に、通過する分岐点が予め設定された数となる範囲とすることができる。

【0048】

次に、投影点特定部15は、予め設定された範囲NR内に含まれる複数の投影候補点の中から、予め設定された投影点条件に基づいて一部の投影点を特定する(S14)。予め設定された条件としては、たとえば範囲NRにおけるグラフ構造における各枝の中央の点、最初の点または最後の点を投影点として特定することができる。なお、最初の点および最後の点とは、グラフ構造を下流側にたどった際の各辺の最初の点および最後の点である。また、範囲NRにおけるグラフ構造における各枝について、分岐点から予め設定された距離以上離れた最初の点を投影点として特定することができる。図4は、S14において特定された投影点Npの一例を点線丸印で示している。

【0049】

次いで、投影点特定部15は、S14において特定された投影点が、予め設定された投影画像条件を満たすか否かを確認する(S16)。図6は、範囲NR内のグラフ構造上の各点の輪郭情報の一例を示す図である。なお、図6においては、見やすくするために一部の点の輪郭情報を図示省略している。また、図6に示す0～6の数値は、各枝に付加された枝番号であり、各輪郭情報の近傍に示す数値は、グラフ構造上の各点に付加されたノード番号である。ここでは、たとえば上述した起点Nsが図6に示すノード80にある場合の投影点の特定方法について説明する。

【0050】

まず、S14において特定された投影点が、図6に示すノード98とノード99である

場合、この２つのノード点の輪郭情報を２次元平面上に投影して投影画像を生成すると図 7 に示すような投影画像となる。なお、上記２次元平面とは、被検体の体軸方向に直交する平面である。図 7 に示す投影画像では、２つの輪郭情報が重なり合っているため投影画像としてはあまり好ましくない。これは S 1 4 によって特定された投影点が分岐点に対して近すぎるからである。

【0051】

そこで、投影点特定部 1 5 は、図 7 に示す投影画像のように２つの輪郭情報が重なり合う場合には、投影点を変更し、その変更後の投影点の輪郭情報を用いて、再び投影画像を生成し、その投影画像の輪郭情報が重なり合うか否かを確認する。具体的には、ノード 9 8 とノード 9 9 の投影点の少なくとも一方を分岐点から遠い投影点に変更し、変更後の投影点の輪郭情報を用いて、再び投影画像を生成する。たとえばノード 9 8 の投影点をノード 1 0 7 の投影点に変更し、ノード 9 9 の投影点をノード 1 1 0 の投影点に変更する。

【0052】

すなわち、投影点特定部 1 5 は、投影画像の輪郭情報が重なり合わないという投影画像条件を満たすか否かを確認し、投影画像条件を満たさない場合には（S 1 6, NO）、投影点を予め設定された条件に基づいて変更する（S 1 8）。そして、変更後の投影点の輪郭情報を用いて、再び投影画像を生成し、投影画像条件を満たすか否かを確認し、投影画像条件を満たすまで投影点の変更と投影画像の生成とを繰り返す。図 8 は、投影画像条件を満たすノード 1 2 3 とノード 1 1 9 の投影点の輪郭情報を用いて生成された投影画像を示す図である。

【0053】

そして、図 6 に示す枝 1 の先に繋がる枝 3 および枝 4 と、枝 2 に繋がる枝 5 および枝 6 についても、上記と同様に、投影画像の輪郭情報が重なり合わないという投影画像条件を満たすまで、投影点の変更と投影画像の生成とを繰り返す。その結果、図 9 に示すような投影画像が生成されたとすると、親の枝である枝 1 のノード 1 2 3 からはみ出した枝 4 のノード 2 8 9 および枝 3 のノード 2 9 6 と、親の枝である枝 2 のノード 1 1 9 の輪郭情報からはみ出した枝 6 のノード 2 1 4 の輪郭情報については、起点であるノード 8 0 から実際に気管支内を撮影した内視鏡画像上では見えない輪郭情報であるので削除することが好ましい。

【0054】

したがって、投影点特定部 1 5 は、子の枝については、親の枝のノードの輪郭情報内に子の枝の輪郭情報が包含されるという投影画像条件を満たす投影点を特定する。なお、子の枝についての投影画像条件としては、これに限らず、たとえば親の枝のノードの輪郭情報内に子の枝の輪郭情報が包含されていない場合でも、親の枝のノードの輪郭情報と子の枝の輪郭情報との距離が予め設定された閾値以内である場合には、削除することなく、最終的な投影点として残すようにしてもよい。具体的には、図 9 に示す枝 6 のノード 2 1 4 の輪郭情報については、枝 2 のノード 1 1 9 の輪郭情報に近いので残すようにしてもよい。また、子の枝のノードの輪郭情報が、親の枝のノードの輪郭情報内に包含されていたとしても、その輪郭情報の形状が、図 9 に示すノード 2 8 9 の輪郭情報のように、長径に対する短径の比率が予め設定された閾値以下の楕円である場合、または子の枝のノードの輪郭情報が投影できない場合もしくは親の枝のノードの輪郭情報の大きさに対する子の枝のノードの輪郭情報の大きさの比率が閾値以下であって、子の枝のノードの輪郭情報が小さすぎる場合には、その輪郭情報を削除するようにしてもよい。

【0055】

上述したようにして投影画像条件を満たすように投影点の変更および削除を繰り返して行って最終的な投影点を特定する（S 2 0）。図 1 0 は、最終的に特定された投影点の輪郭情報を用いて生成された投影画像を示す図である。

【0056】

なお、上述した投影画像条件を満たしているか否かの確認については、投影点の輪郭情報の形状情報を用いるようにすればよい。具体的には、形状情報として、輪郭情報の径（

半径、直径、短径および長径など）および中心間の距離などを用いるようにすればよい。

【0057】

また、上記説明では、仮に特定した投影点の輪郭情報を用いて投影画像を一旦生成し、その投影画像が、投影画像条件を満たすか否かを確認することによって最終的な投影点を特定するようにしたが、必ずしも投影画像を生成しなくてもよく、仮の特定した投影点の3次元座標空間上における位置関係とその投影点の輪郭情報の大きさに基づいて、投影画像条件を満たすか否かを確認するようにしてもよい。

【0058】

また、上記説明では、仮に特定した投影点の輪郭情報が投影画像条件を満たすか否かを確認することによって最終的な投影点を特定するようにしたが、投影画像条件については必ずしも確認しなくてもよく、S14において投影点条件に基づいて特定された投影点を最終的な投影点とし、その輪郭情報を用いて投影画像を生成するようにしてもよい。

【0059】

図1に戻り、気管支3次元画像生成部17は、3次元画像取得部11において取得された3次元画像に対してボリュームレンダリング処理を施すことによって、気管支の形態を表す気管支3次元画像を生成し、この気管支3次元画像を表示制御部18に出力するものである。

【0060】

表示制御部18は、投影画像生成部16によって生成された投影画像および気管支3次元画像生成部17によって生成された気管支3次元画像を表示装置20に表示させるものである。

【0061】

表示装置20は、たとえば液晶ディスプレイなどを備えたものである。また、表示装置20をタッチパネルによって構成し、入力装置43と兼用するようにしてもよい。

【0062】

入力装置30は、マウスやキーボードなどを備えたものであり、ユーザによる種々の設定入力を受け付けるものである。

【0063】

上記実施形態の内視鏡画像診断支援システムによれば、被検体を撮影して得られた3次元画像を取得し、3次元画像に含まれる管状構造物のグラフ構造を生成し、グラフ構造上の各点における管状構造物の輪郭情報を取得する。そして、管状構造物内における視点情報を取得し、視点情報に基づいて、グラフ構造上の1つの点を起点として特定し、起点からグラフ構造をたどり、グラフ構造上の各点の中から投影点を特定し、投影点の輪郭情報を2次元平面上に投影した投影画像を生成する。

【0064】

したがって、内視鏡画像との位置合わせ処理が可能なように端的な特徴を残した投影画像を、高速な処理によって生成することができる。

【0065】

また、上記実施形態においては、投影画像生成部16が、投影点が属する枝の情報を取得し、その枝の情報を投影画像に付加することによって、投影画像上に枝の情報を表示させるようにしてもよい。図11は、投影画像に対して枝の情報として「A」～「D」を付加して表示させた例を示す図である。

【0066】

また、上記実施形態において、さらに内視鏡装置50によって実際に気管支内を撮影した2次元画像の内視鏡画像を取得し、その内視鏡画像と投影画像との関係に基づいて、内視鏡画像の視点情報（内視鏡の先端位置に相当する）を推定するようにしてもよい。すなわち、図12に示すように、視点情報推定部21を設けるようにしてもよい。視点情報推定部21は、具体的には、投影画像生成部16によって生成された投影画像Aと、内視鏡装置50から出力された内視鏡画像Bとの間で位置合わせ処理を行う。位置合わせ処理としては、たとえば剛体レジストレーションまたは非剛体レジストレーションを用いること

10

20

30

40

50

ができる。

【0067】

そして、視点情報推定部21は、図13に示すように、位置合わせ処理によって得られた投影画像Aと内視鏡画像Bとのずれ量と、投影画像Aの視点情報とに基づいて、内視鏡画像Bの視点情報bを推定する。なお、位置合わせ処理の対象の投影画像Aは、たとえばグラフ構造の分岐点毎に生成されており、その複数の投影画像Aのうち、ずれ量が最も小さい投影画像Aとその視点情報とに基づいて、内視鏡画像の視点情報bが推定されるものとする。内視鏡画像Bの視点情報bの推定方法としては、たとえば投影画像Aに含まれる輪郭情報の大きさと内視鏡画像Bに含まれる気管支の穴の大きさだけが異なる場合には、その大きさの拡張率と投影画像Aの視点情報aと投影面との距離に基づいて、視点情報aを投影面に対して移動させることによって視点情報bを推定することができる。なお、視点情報bの推定方法としては、このような方法に限らず、幾何学的な関係に基づく種々の推定方法を用いることができる。

10

【0068】

視点情報推定部21によって推定された視点情報bは、たとえばその3次元座標を表示装置20に表示させるようにしてもよいし、表示装置20に表示された気管支3次元画像上に表示させるようにしてもよい。

【0069】

また、投影画像に含まれる輪郭情報とその輪郭情報に付加された枝の情報に基づいて、内視鏡装置50から出力された内視鏡画像に含まれる穴に対して、枝の情報を付加するようにしてもよい。すなわち、図12に示すように、輪郭情報推定部22を設けるようにしてもよい。輪郭情報推定部22は、具体的には、投影画像生成部16によって生成された投影画像Aと、内視鏡装置50から出力された内視鏡画像Bとの間で位置合わせ処理を行う。位置合わせ処理としては、たとえば剛体レジストレーションまたは非剛体レジストレーションを用いることができる。そして、輪郭情報推定部22は、位置合わせ処理を行うことによって、図14に示すように、投影画像Aに含まれる輪郭情報に対応する内視鏡画像Bに含まれる穴（輪郭情報）を推定する。そして、輪郭情報推定部22は、投影画像Aの各輪郭情報に付加された枝の情報「A」～「D」を内視鏡画像に含まれる対応する穴に付加する。内視鏡画像の各穴に付加された枝の情報は、たとえば内視鏡画像と併せて表示装置20に表示される。

20

30

【0070】

また、上記説明では、視点情報推定部21および輪郭情報推定部22において、位置合わせ処理を行う際、内視鏡装置50から出力された内視鏡画像そのものを用いるようにしたが、これに限らず、図15に示すように、内視鏡画像から穴の輪郭を抽出した輪郭画像を用いるようにしてもよい。輪郭画像の生成方法としては、たとえば輝度が閾値以下の画素が円状に分布している領域を内視鏡画像から検出し、その領域の輪郭を穴の輪郭として抽出して輪郭画像を生成するようにすればよい。

【符号の説明】

【0071】

- 1 内視鏡画像診断支援システム
- 10 3次元画像処理装置
- 11 3次元画像取得部
- 12 グラフ構造生成部
- 13 輪郭情報取得部
- 14 視点情報取得部
- 15 投影点特定部
- 16 投影画像生成部
- 17 気管支3次元画像生成部
- 18 表示制御部
- 20 表示装置

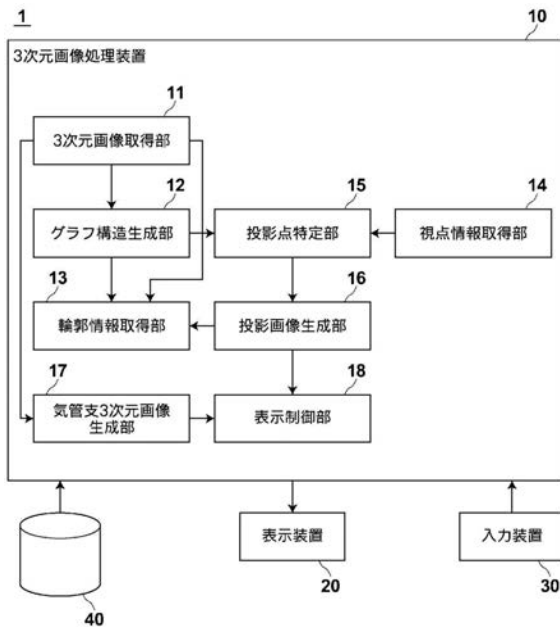
40

50

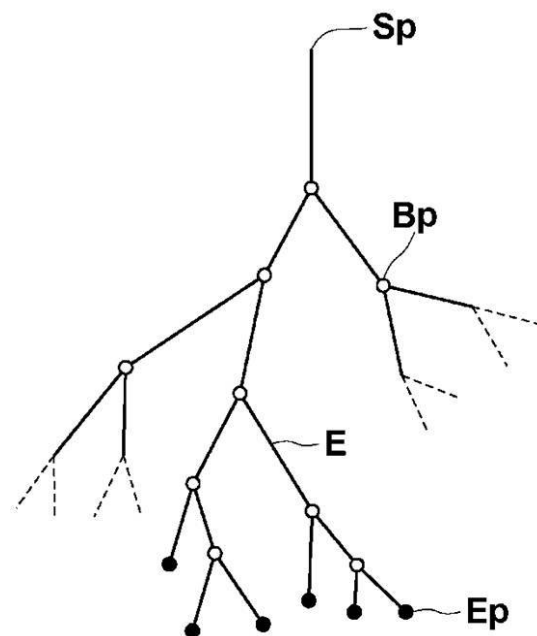
- 2 1 視点情報推定部
 2 2 輪郭情報推定部
 3 0 入力装置
 4 0 3次元画像保管サーバ
 4 3 入力装置
 5 0 内視鏡装置
 B p 分岐点
 E 枝
 E p 端点
 N p 投影点
 N R 予め設定された範囲
 N s 起点
 S 視点情報

10

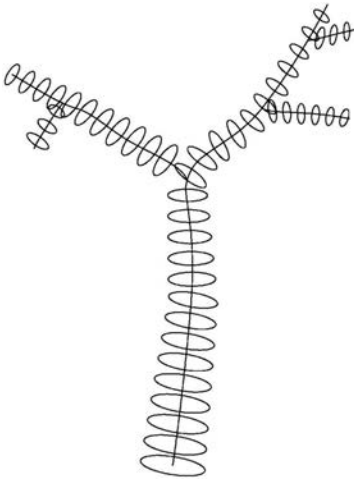
【図 1】



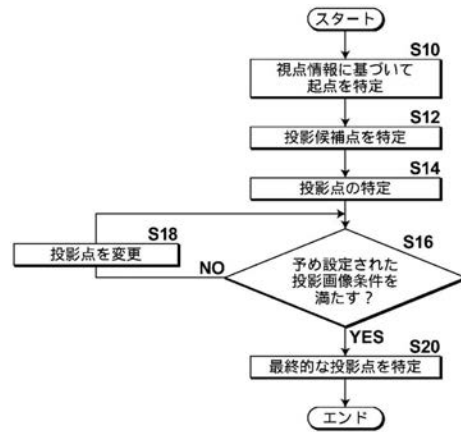
【図 2】



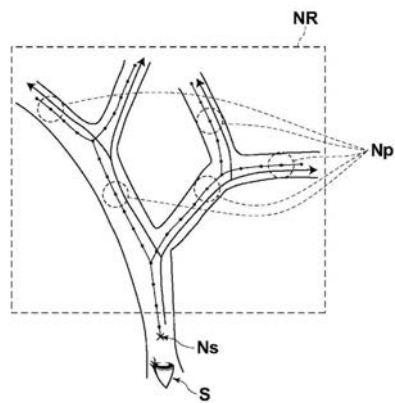
【図 3】



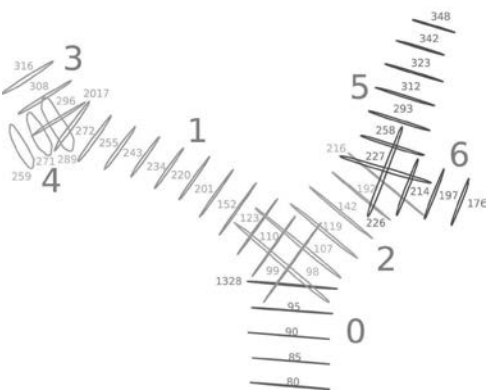
【図 4】



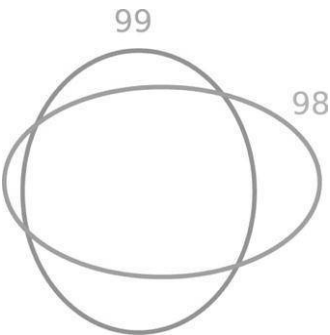
【図 5】



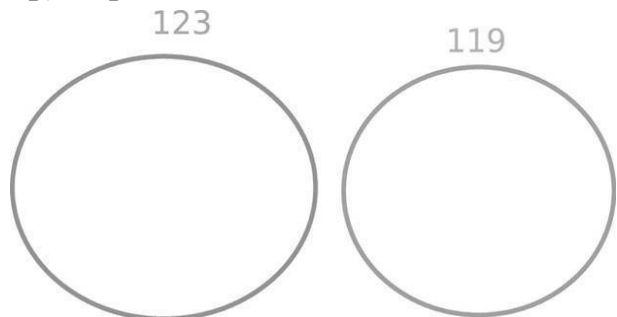
【図 6】



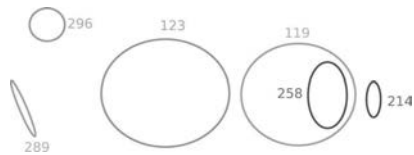
【図 7】



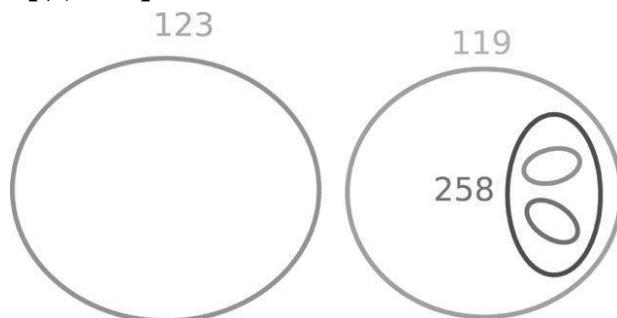
【図 8】



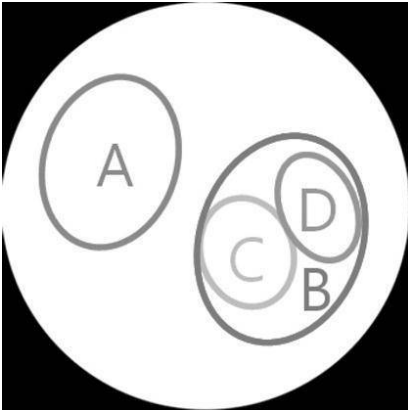
【図 9】



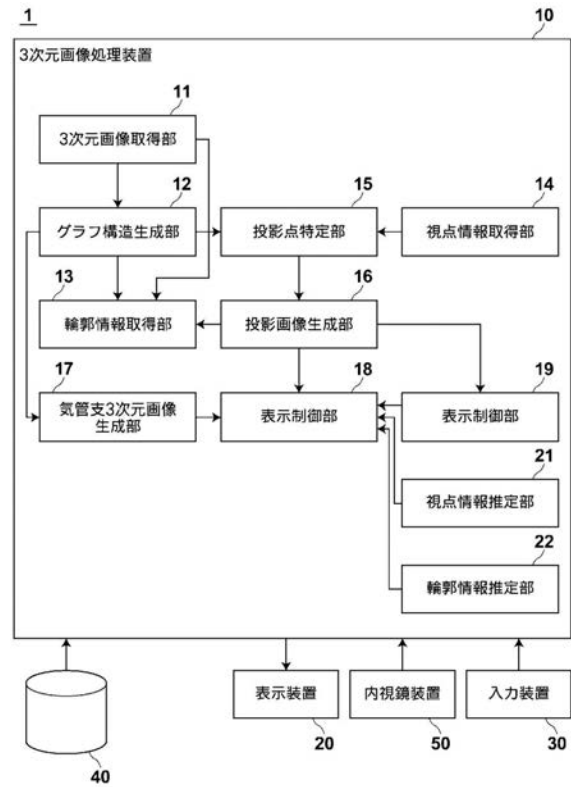
【図 10】



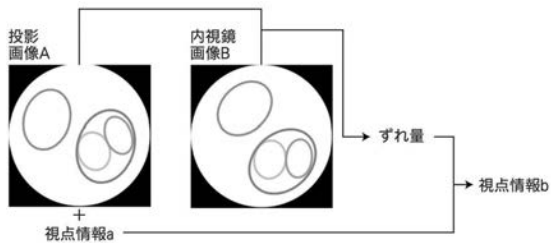
【図 1 1】



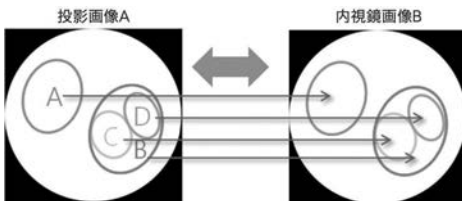
【図 1 2】



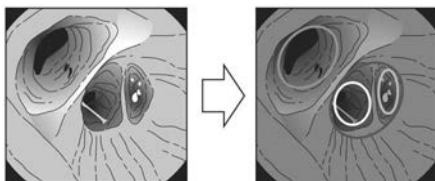
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

G 0 6 T

1/00

2 9 0 B

テーマコード (参考)

专利名称(译)	三维图像处理设备和方法，以及程序		
公开(公告)号	JP2018167018A	公开(公告)日	2018-11-01
申请号	JP2017182196	申请日	2017-09-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	平川真之介		
发明人	平川 真之介		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055 A61B1/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.360.J A61B6/03.377 A61B5/05.380 A61B1/00.V G06T1/00.290.B A61B5/055.380		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA15 4C093/CA23 4C093/FF16 4C093/FF42 4C093/FF45 4C096/AA18 4C096/AB27 4C096/AC04 4C096/DC15 4C096/DC18 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DD05 4C096/DD10 4C161/AA07 4C161/JJ10 4C161/WW10 5B057/AA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC16		
优先权	2017065096 2017-03-29 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种内窥镜图像和三维图像处理装置和方法，以及能够产生定位处理图像左简要特征，以允许在高速处理的程序。一种图形结构生成单元（12），用于生成包括在三维图像中的管状结构的图形结构，图形和轮廓信息获取在该结构中，用于在获取视点信息中的管状结构的观点出发，信息获取单元14，根据该视点信息和图形结构的每个点获得所述管状结构的轮廓信息单元13TE包括投影点确定部15从图上的结构中，用于产生通过投影投影点的在二维平面上的轮廓信息而获得的投影图像的投影图像生成单元16的每个点指定一个投影点。

