

(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2018-153345

(P2018-153345A)

(43) 公開日 平成30年10月4日(2018.10.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 3	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/267 (2006.01)	A 6 1 B 1/267	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2017-51505 (P2017-51505)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成29年3月16日 (2017. 3. 16)		富士フイルム株式会社
		(74) 代理人	110001519
			特許業務法人太陽国際特許事務所
		(72) 発明者	北村 嘉郎
			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)	2H040 GA02 GA11
			4C161 AA07 CC06 DD03 HH55 JJ09
			JJ10 LL01 SS21 WW10

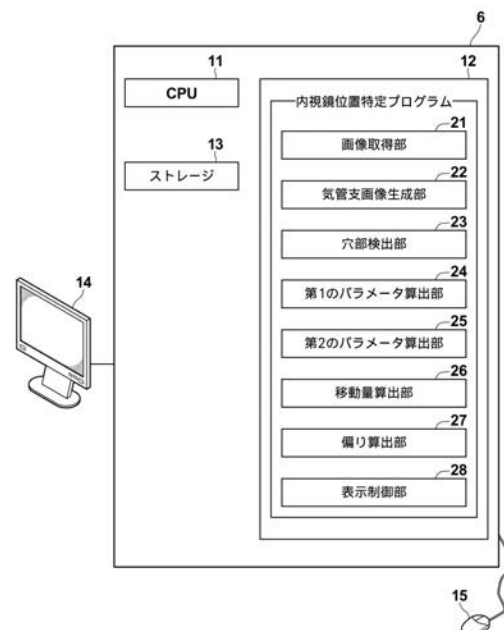
(54) 【発明の名称】 内視鏡位置特定装置、方法およびプログラム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡位置特定装置、方法およびプログラムにおいて、分岐構造を有する管状構造物内に挿入された内視鏡の移動量を、より簡易に算出できるようにする。

【解決手段】穴部検出部23が、第1の内視鏡画像G_tおよび第1の内視鏡画像G_{t-1}の少なくとも一方から、気管支の穴部を検出する。第1のパラメータ算出部24が、2つの内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、平行移動量を表す第1のパラメータを算出する。第2のパラメータ算出部25が、第1のパラメータP₁に基づいて、2つの内視鏡画像の位置合わせを行い、その後拡大縮小量を含む第2のパラメータを算出する。移動量算出部26が、2つのパラメータに基づいて、第2の内視鏡画像G_{t-1}を取得した時点から第1の内視鏡画像G_tを取得した時点までの、内視鏡の移動量を算出する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の分岐構造を有する管状構造物内に挿入された内視鏡により生成された、前記管状構造物の内壁を表す内視鏡画像を順次取得する内視鏡画像取得手段と、

前記順次取得される内視鏡画像のうちの第 1 の内視鏡画像、および該第 1 の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第 2 の内視鏡画像の少なくとも一方から、前記管状構造物の穴部を検出する穴部検出手段と、

前記第 1 の内視鏡画像および前記第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、前記第 2 の内視鏡画像に対する前記第 1 の内視鏡画像の平行移動量を表す第 1 のパラメータを算出する第 1 のパラメータ算出手段と、

前記第 1 のパラメータに基づいて、前記第 1 の内視鏡画像と前記第 2 の内視鏡画像との位置合わせを行い、該位置合わせ後の前記第 1 の内視鏡画像および前記第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、前記第 2 の内視鏡画像に対する前記第 1 の内視鏡画像の拡大縮小量を含む第 2 のパラメータを算出する第 2 のパラメータ算出手段と、

前記第 1 のパラメータおよび前記第 2 のパラメータに基づいて、前記第 2 の内視鏡画像を取得した時点から前記第 1 の内視鏡画像を取得した時点までの、前記内視鏡の移動量を算出する移動量算出手段とを備えたことを特徴とする内視鏡位置特定装置。

【請求項 2】

前記管状構造物を含む 3 次元画像から、前記管状構造物の画像を生成する画像生成手段と、

前記管状構造物の画像を表示し、かつ該管状構造物の画像上において前記移動量に基づいて前記内視鏡の位置を表示する表示制御手段をさらに備えた請求項 1 記載の内視鏡位置特定装置。

【請求項 3】

前記表示制御手段は、前記内視鏡の位置を前記管状構造物の画像における該管状構造物が延在する方向に投影して、前記内視鏡の位置を表示する請求項 2 記載の内視鏡位置特定装置。

【請求項 4】

前記移動量を保存する保存手段と、

前記保存された移動量に基づいて、前記管状構造物内における前記内視鏡の偏りを算出する偏り算出手段とをさらに備え、

前記表示制御手段は、前記内視鏡の偏りにも基づいて前記内視鏡の位置を表示する請求項 3 記載の内視鏡位置特定装置。

【請求項 5】

前記移動量算出手段は、前記管状構造物の径に応じて前記第 1 のパラメータおよび前記第 2 のパラメータの少なくとも一方を補正して、前記移動量を算出する請求項 1 から 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡位置特定装置。

【請求項 6】

前記第 2 のパラメータ算出手段は、前記第 2 の内視鏡画像に対する前記第 1 の内視鏡画像の回転量をさらに含む前記第 2 のパラメータを算出する請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡位置特定装置。

【請求項 7】

複数の分岐構造を有する管状構造物内に挿入された内視鏡により生成された、前記管状構造物の内壁を表す内視鏡画像を順次取得し、

前記順次取得される内視鏡画像のうちの第 1 の内視鏡画像、および該第 1 の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第 2 の内視鏡画像の少なくとも一方から、前記管状構造物の穴部を検出し、

前記第 1 の内視鏡画像および前記第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、前記第 2 の内視鏡画像に対する前記第 1 の内視鏡画像の平行移動量を表す第 1 のパラメータを算出し、

10

20

30

40

50

前記第 1 のパラメータに基づいて、前記第 1 の内視鏡画像と前記第 2 の内視鏡画像との位置合わせを行い、該位置合わせ後の前記第 1 の内視鏡画像および前記第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、前記第 2 の内視鏡画像に対する前記第 1 の内視鏡画像の拡大縮小量を含む第 2 のパラメータを算出し、

前記第 1 のパラメータおよび前記第 2 のパラメータに基づいて、前記第 2 の内視鏡画像を取得した時点から前記第 1 の内視鏡画像を取得した時点までの、前記内視鏡の移動量を算出することを特徴とする内視鏡位置特定方法。

【請求項 8】

複数の分岐構造を有する管状構造物内に挿入された内視鏡により生成された、前記管状構造物の内壁を表す内視鏡画像を順次取得する手順と、

前記順次取得される内視鏡画像のうちの第 1 の内視鏡画像、および該第 1 の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第 2 の内視鏡画像の少なくとも一方から、前記管状構造物の穴部を検出する手順と、

前記第 1 の内視鏡画像および前記第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、前記第 2 の内視鏡画像に対する前記第 1 の内視鏡画像の平行移動量を表す第 1 のパラメータを算出する手順と、

前記第 1 のパラメータに基づいて、前記第 1 の内視鏡画像と前記第 2 の内視鏡画像との位置合わせを行い、該位置合わせ後の前記第 1 の内視鏡画像および前記第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、前記第 2 の内視鏡画像に対する前記第 1 の内視鏡画像の拡大縮小量を含む第 2 のパラメータを算出する手順と、

前記第 1 のパラメータおよび前記第 2 のパラメータに基づいて、前記第 2 の内視鏡画像を取得した時点から前記第 1 の内視鏡画像を取得した時点までの、前記内視鏡の移動量を算出する手順とをコンピュータに実行させることを特徴とする内視鏡位置特定プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、気管支等の分岐構造を有する管状構造物へ内視鏡を挿入して管状構造物の観察を行うに際し、管状構造物内における内視鏡の位置を特定する内視鏡位置特定装置、方法およびプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、患者の気管支および大腸等の管状構造物を内視鏡を用いて観察または処置を行う技術が注目されている。しかしながら、内視鏡画像は、CCD (Charge Coupled Device) 等の撮像素子により管状構造物内部の色や質感が鮮明に表現された画像が得られる一方で、管状構造物の内部を 2 次元の画像に表すものである。このため、内視鏡画像が管状構造物内のどの位置を表しているのかを把握することが困難である。とくに、気管支用の内視鏡は、径が細く視野が狭いため、内視鏡の先端を目的とする位置まで到達させることは困難である。

【0003】

そこで、CT (Computed Tomography) 装置あるいはMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置等のモダリティによる断層撮影により取得された 3 次元画像を用いて、実際に内視鏡によって撮影した画像と類似した仮想内視鏡画像を生成する手法が提案されている。この仮想内視鏡画像は、内視鏡を管状構造物内の目標とする位置まで導くためのナビゲーション画像として用いられる。しかしながら、ナビゲーション画像を用いても、気管支のような多段階に分岐する経路を有する構造物の場合、内視鏡の先端を目標とする位置まで短時間で到達させるのは熟練した技術を要する。このため、3 次元画像から管状構造物である気管支のグラフ構造を示す気管支画像を生成し、気管支画像を表示しつつ、気管支画像上に内視鏡の位置を示す手法が提案されている (特許文献 1 参照)。

【0004】

このように気管支画像上に内視鏡の位置を示す場合、内視鏡の移動量を正確に検出する必要がある。このため、現在の内視鏡画像と過去の内視鏡画像とを用いてオプティカルフローを算出し、オプティカルフローを用いて内視鏡の現在位置を推定する手法が提案されている（特許文献２）。また、カプセル型の内視鏡ではあるが、前後する撮影時間の実内視鏡画像に含まれる、管腔粘膜上の局所的な部位を特徴付ける特徴構造、例えば管腔粘膜のしわおよび表面に透けて見える血管等の位置に基づいて、内視鏡の移動量を算出する手法が提案されている（特許文献３）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

10

【特許文献１】特開２０１６－１７９１２１号公報

【特許文献２】特開２０１６－５０５２７９号公報

【特許文献３】特開２０１４－０００４２１号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

しかしながら、オプティカルフローは求めるべきパラメータが非常に多い。また、特許文献３に記載された手法においても、特徴構造に基づいて内視鏡の移動量を算出するためには、平行移動および回転等のパラメータを算出する必要がある。位置検出および移動量の算出においては、求めるべきパラメータが多いほどマッチングの相違が多くなるため、精度が低下する。また、精度を上げようとすると演算量が多くなるため、処理に時間を要する。

20

【０００７】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、分岐構造を有する管状構造物内に挿入された内視鏡の移動量を、より簡易に算出できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明による内視鏡位置特定装置は、複数の分岐構造を有する管状構造物内に挿入された内視鏡により生成された、管状構造物の内壁を表す内視鏡画像を順次取得する内視鏡画像取得手段と、

30

順次取得される内視鏡画像のうちの第１の内視鏡画像、および第１の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第２の内視鏡画像の少なくとも一方から、管状構造物の穴部を検出する穴部検出手段と、

第１の内視鏡画像および第２の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第２の内視鏡画像に対する第１の内視鏡画像の平行移動量を表す第１のパラメータを算出する第１のパラメータ算出手段と、

第１のパラメータに基づいて、第１の内視鏡画像と第２の内視鏡画像との位置合わせを行い、位置合わせ後の第１の内視鏡画像および第２の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第２の内視鏡画像に対する第１の内視鏡画像の拡大縮小量を含む第２のパラメータを算出する第２のパラメータ算出手段と、

40

第１のパラメータおよび第２のパラメータに基づいて、第２の内視鏡画像を取得した時点から第１の内視鏡画像を取得した時点までの、内視鏡の移動量を算出する移動量算出手段とを備えたことを特徴とするものである。

【０００９】

管状構造物に挿入された内視鏡により取得される内視鏡画像においては、管状構造物の奥の方は、内視鏡の照明が届かないため暗く、深い穴のように見える。「管状構造物の穴部」とは、内視鏡画像において、内視鏡の照明が届かないことにより、他の領域と比較して暗くなっている領域を意味する。

「移動量」は、第１のパラメータに基づいて算出される移動量と、第２のパラメータに基づいて算出される移動量とがある。第１のパラメータに基づいて算出される移動量は平行

50

移動量であり、第 2 のパラメータに基づいて算出される移動量は管状構造物が延在する方向の移動量である。なお、後述するように第 2 のパラメータが回転量を含む場合、移動量には回転の移動量も含む。

【 0 0 1 0 】

なお、本発明による内視鏡位置特定装置においては、管状構造物を含む 3 次元画像から、管状構造物の画像を生成する画像生成手段と、

管状構造物の画像を表示し、かつ管状構造物の画像上において移動量に基づいて内視鏡の位置を表示する表示制御手段をさらに備えるものとしてもよい。

【 0 0 1 1 】

また、本発明による内視鏡位置特定装置においては、表示制御手段は、内視鏡の位置を管状構造物の画像における管状構造物が延在する方向に投影して、内視鏡の位置を表示するものであってもよい。

10

【 0 0 1 2 】

また、本発明による内視鏡位置特定装置においては、移動量を保存する保存手段と、

保存された移動量に基づいて、管状構造物内における内視鏡の偏りを算出する偏り算出手段とをさらに備えるものとし、

表示制御手段は、内視鏡の偏りにも基づいて内視鏡の位置を表示するものであってもよい。

【 0 0 1 3 】

また、本発明による内視鏡位置特定装置においては、移動量算出手段は、管状構造物の径に応じて第 1 のパラメータおよび第 2 のパラメータの少なくとも一方を補正して、移動量を算出するものであってもよい。

20

【 0 0 1 4 】

また、本発明による内視鏡位置特定装置においては、第 2 のパラメータ算出手段は、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の回転量をさらに含む第 2 のパラメータを算出するものであってもよい。

【 0 0 1 5 】

本発明による内視鏡位置特定方法は、複数の分岐構造を有する管状構造物内に挿入された内視鏡により生成された、管状構造物の内壁を表す内視鏡画像を順次取得し、

順次取得される内視鏡画像のうちの第 1 の内視鏡画像、および第 1 の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第 2 の内視鏡画像の少なくとも一方から、管状構造物の穴部を検出し、

30

第 1 の内視鏡画像および第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の平行移動量を表す第 1 のパラメータを算出し、

第 1 のパラメータに基づいて、第 1 の内視鏡画像と第 2 の内視鏡画像との位置合わせを行い、位置合わせ後の第 1 の内視鏡画像および第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の拡大縮小量を含む第 2 のパラメータを算出し、

第 1 のパラメータおよび第 2 のパラメータに基づいて、第 2 の内視鏡画像を取得した時点から第 1 の内視鏡画像を取得した時点までの、内視鏡の移動量を算出することを特徴とするものである。

40

【 0 0 1 6 】

なお、本発明による内視鏡位置特定方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供してもよい。

【 0 0 1 7 】

本発明による他の内視鏡位置特定装置は、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、および

記憶された命令を実行するよう構成されたプロセッサであって、

複数の分岐構造を有する管状構造物内に挿入された内視鏡により生成された、管状構造物の内壁を表す内視鏡画像を順次取得する内視鏡画像取得処理と、

50

順次取得される内視鏡画像のうちの第 1 の内視鏡画像、および第 1 の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第 2 の内視鏡画像の少なくとも一方から、管状構造物の穴部を検出する穴部検出処理と、

第 1 の内視鏡画像および第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の平行移動量を表す第 1 のパラメータを算出する第 1 のパラメータ算出処理と、

第 1 のパラメータに基づいて、第 1 の内視鏡画像と第 2 の内視鏡画像との位置合わせを行い、位置合わせ後の第 1 の内視鏡画像および第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の拡大縮小量を含む第 2 のパラメータを算出する第 2 のパラメータ算出処理と、

第 1 のパラメータおよび第 2 のパラメータに基づいて、第 2 の内視鏡画像を取得した時点から第 1 の内視鏡画像を取得した時点までの、内視鏡の移動量を算出する移動量算出処理とを実行するプロセッサを備えたことを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、分岐構造を有する管状構造物の内壁を表す内視鏡画像が順次取得され、順次取得される内視鏡画像のうちの第 1 の内視鏡画像、および第 1 の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第 2 の内視鏡画像の少なくとも一方から、管状構造物の穴部が検出される。そして、第 1 の内視鏡画像および第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の平行移動量を表す第 1 のパラメータが算出される。さらに、第 1 のパラメータに基づいて、第 1 の内視鏡画像と第 2 の内視鏡画像との位置合わせが行われ、位置合わせ後の第 1 の内視鏡画像および第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の拡大縮小量を含む第 2 のパラメータが算出される。そして、第 1 のパラメータおよび第 2 のパラメータに基づいて、第 2 の内視鏡画像を取得した時点から第 1 の内視鏡画像を取得した時点までの、内視鏡の移動量が算出される。このように、本発明によれば、まず第 1 のパラメータを算出し、第 1 のパラメータに基づいて第 1 および第 2 の内視鏡画像の位置合わせを行った後に第 2 のパラメータを算出しているため、第 1 および第 2 のパラメータを同時に算出する場合と比較して、少ない演算量により第 1 および第 2 のパラメータを算出することができる。また、処理すべきパラメータの数が少ないため、算出された移動量が大きく外れることがなくなり、その結果、算出された移動量のロバスト性を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図 1】本発明の実施形態による内視鏡位置特定装置を適用した、診断支援システムの概要を示すハードウェア構成図

【図 2】コンピュータに内視鏡位置特定プログラムをインストールすることにより実現される本実施形態による内視鏡位置特定装置の概略構成を示す図

【図 3】内視鏡画像を示す図

【図 4】内視鏡先端の偏りの算出を説明するための図

【図 5】内視鏡先端の気管支画像への投影を説明するための図

【図 6】ディスプレイに表示される画像を示す図

【図 7】本実施形態において行われる処理を示すフローチャート

【図 8】気管支内における内視鏡の偏りを説明するための図

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。図 1 は、本発明の実施形態による内視鏡位置特定装置を適用した、診断支援システムの概要を示すハードウェア構成図である。図 1 に示すように、このシステムでは、内視鏡装置 3、3 次元画像撮影装置 4、画像保管サーバ 5 および内視鏡位置特定装置 6 が、ネットワーク 8 を経由して通信可能

10

20

30

40

50

な状態で接続されている。

【 0 0 2 1 】

内視鏡装置 3 は、被検体の管状構造物の内部を撮影する内視鏡スコープ 1、および撮影により得られた信号に基づいて管状構造物の内部の画像を生成するプロセッサ装置 2 等を備える。

【 0 0 2 2 】

内視鏡スコープ 1 は、操作部 3 A に被検体の管状構造物内に挿入される挿入部が取り付けられたものであり、プロセッサ装置 2 に着脱可能に接続されたユニバーサルコードを介してプロセッサ装置 2 に接続されている。操作部 3 A は、挿入部の先端 3 B が所定の角度範囲内で上下方向および左右方向に湾曲するように動作を指令したり、内視鏡スコープ 1 の先端に取り付けられた穿刺針を操作して組織のサンプルの採取を行ったり、薬品を噴霧したりするための各種ボタンを含む。本実施形態では、内視鏡スコープ 1 は気管支用の軟性鏡であり、被検体の気管支内に挿入される。そして、プロセッサ装置 2 に設けられた不図示の光源装置から光ファイバーで導かれた光が内視鏡スコープ 1 の挿入部の先端 3 B から照射され、内視鏡スコープ 1 の撮像光学系により被検体の気管支内の画像が取得される。なお、内視鏡スコープ 1 の挿入部の先端 3 B について、説明を容易なものとするために、以降の説明においては内視鏡先端 3 B と称するものとする。

【 0 0 2 3 】

プロセッサ装置 2 は、内視鏡スコープ 1 で撮影された撮影信号をデジタル画像信号に変換し、ホワイトバランス調整およびシェーディング補正等のデジタル信号処理によって画質の補正を行い、内視鏡画像 G 0 を生成する。なお、生成される画像は、例えば 30 f p s 等の所定のフレームレートにより表される複数の内視鏡画像 G 0 からなる動画画像である。内視鏡画像 G 0 は、画像保管サーバ 5 あるいは内視鏡位置特定装置 6 に送信される。

【 0 0 2 4 】

3 次元画像撮影装置 4 は、被検体の検査対象部位を撮影することにより、その部位を表す 3 次元画像 V 0 を生成する装置であり、具体的には、C T 装置、M R I 装置、P E T (P ositron Emission Tomography)、および超音波診断装置等である。この 3 次元画像撮影装置 4 により生成された 3 次元画像 V 0 は画像保管サーバ 5 に送信され、保存される。本実施形態では、3 次元画像撮影装置 4 は、気管支を含む胸部を撮影した 3 次元画像 V 0 を生成する C T 装置とする。

【 0 0 2 5 】

画像保管サーバ 5 は、各種データを保存して管理するコンピュータであり、大容量外部記憶装置およびデータベース管理用ソフトウェアを備えている。画像保管サーバ 5 は、ネットワーク 8 を介して他の装置と通信を行い、画像データ等を送受信する。具体的には内視鏡装置 3 で取得された内視鏡画像 G 0 および 3 次元画像撮影装置 4 で生成された 3 次元画像 V 0 等の画像データをネットワーク経由で取得し、大容量外部記憶装置等の記録媒体に保存して管理する。なお、内視鏡画像 G 0 は、内視鏡先端 3 B の移動に応じて順次取得される動画データとなる。このため、内視鏡画像 G 0 は、画像保管サーバ 5 を経由することなく、内視鏡位置特定装置 6 に送信されることが好ましい。なお、画像データの格納形式やネットワーク 8 経由での各装置間の通信は、D I C O M (Digital Imaging and Communication in Medicine) 等のプロトコルに基づいている。

【 0 0 2 6 】

内視鏡位置特定装置 6 は、1 台のコンピュータに、本実施形態の内視鏡位置特定プログラムをインストールしたものである。コンピュータは、診断を行う医師が直接操作するワークステーションあるいはパソコンでもよいし、もしくは、それらとネットワークを介して接続されたサーバコンピュータでもよい。内視鏡位置特定プログラムは、D V D (Digital Versatile Disc) あるいは C D - R O M (Compact Disk Read Only Memory) 等の記録媒体に記録されて配布され、その記録媒体からコンピュータにインストールされる。もしくは、ネットワークに接続されたサーバコンピュータの記憶装置、あるいはネットワークストレージに、外部からアクセス可能な状態で記憶され、要求に応じて内視鏡位置特定

装置 6 の使用者である医師が使用するコンピュータにダウンロードされ、インストールされる。

【 0 0 2 7 】

図 2 は、コンピュータに内視鏡位置特定プログラムをインストールすることにより実現される内視鏡位置特定装置の概略構成を示す図である。図 2 に示すように、内視鏡位置特定装置 6 は、標準的なワークステーションの構成として、C P U (Central Processing Unit) 1 1、メモリ 1 2 およびストレージ 1 3 を備えている。また、内視鏡位置特定装置 6 には、ディスプレイ 1 4 と、マウス等の入力部 1 5 とが接続されている。

【 0 0 2 8 】

ストレージ 1 3 には、ネットワーク 8 を経由して内視鏡装置 3、3 次元画像撮影装置 4 および画像保管サーバ 5 等から取得した内視鏡画像 G 0、並びに 3 次元画像 V 0 および内視鏡位置特定装置 6 での処理によって生成された画像等が記憶される。

【 0 0 2 9 】

また、メモリ 1 2 には、内視鏡位置特定プログラムが記憶されている。内視鏡位置特定プログラムは、C P U 1 1 に実行させる処理として、プロセッサ装置 2 が生成した内視鏡画像 G 0 を順次取得し、かつ 3 次元画像撮影装置 4 で生成された 3 次元画像 V 0 等の画像データを取得する画像取得処理、3 次元画像 V 0 から管状構造物の画像である気管支画像を生成する気管支画像生成処理、順次取得される内視鏡画像のうちの第 1 の内視鏡画像および第 1 の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第 2 の内視鏡画像の少なくとも一方から、気管支の穴部を検出する穴部検出処理、第 1 の内視鏡画像および第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の平行移動量を表す第 1 のパラメータを算出する第 1 のパラメータ算出処理、第 1 のパラメータに基づいて、第 1 の内視鏡画像と第 2 の内視鏡画像との位置合わせを行い、位置合わせ後の第 1 の内視鏡画像および第 2 の内視鏡画像のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の拡大縮小量を含む第 2 のパラメータを算出する第 2 のパラメータ算出処理、第 1 のパラメータおよび第 2 のパラメータに基づいて、第 2 の内視鏡画像を取得した時点から第 1 の内視鏡画像を取得した時点までの、内視鏡の移動量を算出する移動量算出処理、後述するように保存された移動量に基づいて、気管支内における内視鏡の偏りを算出する偏り算出処理、並びに気管支画像を表示し、かつ移動量に基づいて気管支画像上において内視鏡の位置を表示する表示制御処理を規定する。

【 0 0 3 0 】

そして、C P U 1 1 がプログラムに従いこれらの処理を実行することで、コンピュータは、画像取得部 2 1、気管支画像生成部 2 2、穴部検出部 2 3、第 1 のパラメータ算出部 2 4、第 2 のパラメータ算出部 2 5、移動量算出部 2 6、偏り算出部 2 7、および表示制御部 2 8 として機能する。なお、画像取得処理、気管支画像生成処理、穴部検出処理、第 1 のパラメータ算出処理、第 2 のパラメータ算出処理、移動量算出処理、偏り算出処理および表示制御処理をそれぞれ行う複数のプロセッサを備えるものであってもよい。ここで、画像取得部 2 1 が内視鏡画像取得手段に、気管支画像生成部 2 2 が画像生成部にそれぞれ対応する。

【 0 0 3 1 】

画像取得部 2 1 は、内視鏡装置 3 により気管支内を撮影した内視鏡画像 G 0 を順次取得し、かつ 3 次元画像 V 0 を取得する。画像取得部 2 1 は、3 次元画像 V 0 が既にストレージ 1 3 に記憶されている場合には、ストレージ 1 3 から取得するようにしてもよい。内視鏡画像 G 0 はディスプレイ 1 4 に表示される。なお、画像取得部 2 1 は、取得した内視鏡画像 G 0 および 3 次元画像 V 0 をストレージ 1 3 に保存する。

【 0 0 3 2 】

気管支画像生成部 2 2 は、3 次元画像 V 0 から気管支画像を生成する。このために、気管支画像生成部 2 2 は、例えば特開 2 0 1 0 - 2 2 0 7 4 2 号公報等に記載された手法を用いて、3 次元画像 V 0 に含まれる気管支領域のグラフ構造を抽出して、3 次元の気管支画像を生成する。以下、このグラフ構造の抽出方法の一例を説明する。

【 0 0 3 3 】

3次元画像V0においては、気管支の内部の画素は空気領域に相当するため低い画素値を示す領域として表されるが、気管支壁は比較的高い画素値を示す円柱あるいは線状の構造物として表される。そこで、各画素毎に画素値の分布に基づく形状の構造解析を行って気管支を抽出する。

【 0 0 3 4 】

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。気管支画像生成部22は、異なるサイズの気管支を検出することができるように、3次元画像V0を多重解像度変換して解像度が異なる複数の3次元画像を生成し、各解像度の3次元画像毎に検出アルゴリズムを適用することにより、異なるサイズの管状構造物を検出する。

10

【 0 0 3 5 】

まず、各解像度において、3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否かを判定する。ヘッセ行列は、各軸（3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、下記の式（1）に示すように3×3行列となる。

【 0 0 3 6 】

【数1】

$$\nabla^2 I = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{xy} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{xz} & I_{yz} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (1) \quad I_{xx} = \frac{\delta^2 I}{\delta x^2}, I_{xy} = \frac{\delta^2 I}{\delta x \delta y}, \dots \dots \dots$$

20

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 、 λ_2 、 λ_1 、 λ_1 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（ λ_1 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。

【 0 0 3 7 】

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、腫瘍等の影響により、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とは限らない。そこで、3次元画像V0全体からの管状構造物の検出が終了した後、抽出された各管状構造物が一定の距離内にあり、かつ抽出された2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な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。

30

【 0 0 3 8 】

そして、気管支画像生成部22は、抽出したグラフ構造を、開始点、端点、分岐点および辺に分類し、開始点、端点および分岐点を辺で連結することによって、気管支を表す3次元のグラフ構造を気管支画像として生成する。なお、気管支画像の生成方法としては、上述した方法に限定されるものではなく、他の方法を採用してもよい。

40

【 0 0 3 9 】

さらに気管支画像生成部22は、気管支のグラフ構造の中心軸を検出する。また、気管支のグラフ構造の中心軸上の各画素位置から、気管支のグラフ構造の内壁までの距離を、その画素位置における気管支の半径として算出する。なお、グラフ構造の中心軸が延在する方向が、気管支が延在する方向となる。

【 0 0 4 0 】

穴部検出部23は、順次取得される内視鏡画像G0のうちの第1の内視鏡画像および第1の内視鏡画像よりも時間的に前に取得された第2の内視鏡画像の少なくとも一方から、

50

気管支の穴部を検出する。本実施形態においては、第1および第2の内視鏡画像のそれぞれから気管支の穴部を検出するものとして説明する。なお、以降の説明においては、第1の内視鏡画像および第2の内視鏡画像の参照符号をそれぞれ G_t 、 G_{t-1} とする。したがって、第2の内視鏡画像 G_{t-1} は、第1の内視鏡画像 G_t の1つ前の時間において取得されたものである。図3は、第1および第2の内視鏡画像を示す図である。第1の内視鏡画像 G_t と第2の内視鏡画像 G_{t-1} とを比較すると、第2の内視鏡画像 G_{t-1} の方が第1の内視鏡画像 G_t よりも時間的に前に取得されている。このため、第2の内視鏡画像 G_{t-1} に含まれる気管支の分岐における2つの穴部 H_{1t} 、 H_{2t} は、第1の内視鏡画像 G_t に含まれる2つの穴部 H_{1t-1} 、 H_{2t-1} よりも小さい。

【0041】

10

穴部検出部23は、MSERの手法を用いて第1の内視鏡画像 G_t および第2の内視鏡画像 G_{t-1} から穴部を検出する。MSERの手法は、内視鏡画像において輝度がしきい値未満となる暗い領域を検出する。そして、しきい値を変更しつつ輝度がしきい値未満となる暗い領域を検出する。そして、しきい値の変化に対して暗い領域の面積が最も大きく変化するしきい値を求め、輝度がそのしきい値未満となる暗い領域を穴部として検出する手法である。

【0042】

第1のパラメータ算出部24は、第1の内視鏡画像 G_t および第2の内視鏡画像 G_{t-1} のそれぞれの穴部を一致させるための、第2の内視鏡画像 G_{t-1} に対する第1の内視鏡画像 G_t の平行移動量を表す第1のパラメータを算出する。具体的には、第1のパラメータ算出部24は、第1の内視鏡画像 G_t の重心と第2の内視鏡画像 G_{t-1} の重心とが一致する状態を初期位置として、第1の内視鏡画像 G_t を第2の内視鏡画像 G_{t-1} に対して2次元的に移動させつつ相関を算出する。そして、相関が最大となった第1の内視鏡画像 G_t の2次元的な移動量を、第1のパラメータ P_1 として算出する。なお、第1のパラメータ P_1 は、図3に示すように紙面の水平方向に x 軸を、垂直方向の y 軸を設定した場合における x 、 y の値となる。

20

【0043】

なお、第1のパラメータ算出部24は、第1の内視鏡画像 G_t および第2の内視鏡画像 G_{t-1} のそれぞれから、穴部を含む局所的な領域を抽出し、抽出した領域のみを用いて第1のパラメータ P_1 を算出してもよい。これにより、第1のパラメータ P_1 の算出のための演算量を低減できる。また、第1の内視鏡画像 G_t および第2の内視鏡画像 G_{t-1} のそれぞれにおいて、穴部を含む局所的な領域の重み付けを大きくして第1のパラメータ P_1 を算出してもよい。

30

【0044】

第2のパラメータ算出部25は、第1のパラメータ P_1 に基づいて、第1の内視鏡画像 G_t と第2の内視鏡画像 G_{t-1} との位置合わせを行い、位置合わせ後の第1の内視鏡画像 G_t および第2の内視鏡画像 G_{t-1} のそれぞれの穴部を一致させるための、第2の内視鏡画像 G_{t-1} に対する第1の内視鏡画像 G_t の拡大縮小量を含む第2のパラメータ P_2 を算出する。本実施形態においては、拡大縮小量に加えて、第2の内視鏡画像 G_{t-1} に対する第1の内視鏡画像 G_t の回転量をさらに含む第2のパラメータ P_2 を算出する。

40

【0045】

このために、第2のパラメータ算出部25は、まず、第1のパラメータ P_1 に基づいて、第1の内視鏡画像 G_t と第2の内視鏡画像 G_{t-1} との位置合わせを行う。具体的には、第1の内視鏡画像 G_t を第1のパラメータ P_1 に基づいて第2の内視鏡画像 G_{t-1} に対して平行移動させることにより、位置合わせを行う。

【0046】

そして、第2のパラメータ算出部25は、位置合わせ後の第1の内視鏡画像 G_t を第2の内視鏡画像 G_{t-1} に対して、段階的に拡大および縮小させつつ相関を算出する。この際、第1の内視鏡画像 G_t に含まれる穴部の大きさと、第2の内視鏡画像 G_{t-1} に含まれる穴部の大きさとが一致すると、相関が最大となる。第2のパラメータ算出部25は、

50

相関が最大となった第 1 の内視鏡画像 G_t の拡大率を、第 2 のパラメータ P_2 に含まれる拡大縮小量として算出する。

【 0 0 4 7 】

また、第 2 のパラメータ算出部 2 5 は、位置合わせ後の第 1 の内視鏡画像 G_t を第 2 の内視鏡画像 G_{t-1} に対して、検出した穴部の中心を基準として段階的に回転させつつ、相関を算出する。この際、検出した穴が複数ある場合には、検出した穴のそれぞれの中心を基準として段階的に回転させつつ、相関を算出する。なお、検出した 1 つの穴の中心のみを基準として相関を算出してもよい。そして、相関が最大となったときの第 1 の内視鏡画像 G_t の回転角度を、第 2 のパラメータ P_2 に含まれる回転量として算出する。なお、第 2 のパラメータ算出部 2 5 は、第 2 のパラメータ P_2 に含まれる拡大縮小量および回転量のいずれを先に算出してもよい。

10

【 0 0 4 8 】

移動量算出部 2 6 は、第 1 のパラメータ P_1 および第 2 のパラメータ P_2 に基づいて、第 2 の内視鏡画像 G_{t-1} を取得した位置から第 1 の内視鏡画像 G_t を取得した位置までの、内視鏡先端 3 B の移動量を算出する。具体的には、内視鏡先端 3 B の平行移動量、内視鏡先端 3 B の気管支の中心軸が延在する方向への移動量、および内視鏡先端 3 B の回転の移動量を算出する。このために、移動量算出部 2 6 は、まず、気管支画像生成部 2 2 が抽出した気管支画像において、内視鏡先端 3 B の初期位置を設定する。本実施形態においては、初期位置はディスプレイ 1 4 に表示された内視鏡画像 G_0 における最初の分岐の位置とする。初期位置の設定のために、表示制御部 2 8 は、気管支画像生成部 2 2 が抽出した気管支画像をディスプレイ 1 4 に表示する。操作者はディスプレイ 1 4 に表示された気管支画像に対して、入力部 1 5 を用いて初期位置を設定する。なお、最初の分岐の位置における内視鏡画像 G_0 と、気管支画像とのマッチングを行って、自動で気管支画像に初期位置を設定してもよい。

20

【 0 0 4 9 】

本実施形態においては、初期位置を開始位置として、内視鏡画像 G_0 が取得される毎に移動量を算出する。ここでは、ある時点における第 1 の内視鏡画像 G_t および第 2 の内視鏡画像 G_{t-1} を用いた移動量の算出について説明する。移動量算出部 2 6 は、第 1 のパラメータ P_1 および第 2 のパラメータ P_2 を、内視鏡先端 3 B の移動量に変換することにより、移動量を算出する。ここで、第 2 の内視鏡画像 G_{t-1} を取得した位置は、この第 2 の内視鏡画像 G_{t-1} を第 1 の内視鏡画像 G_t とした 1 つ前の処理により特定されている。移動量算出部 2 6 は、第 2 の内視鏡画像 G_{t-1} を取得した位置における気管支の半径を気管支画像から取得する。そして、移動量算出部 2 6 は、取得した気管支の半径をスケーリング係数として、平行移動量である第 1 のパラメータ P_1 に乗算して、内視鏡先端 3 B の平行移動量を算出する。また、スケーリング係数を第 2 のパラメータ P_2 に含まれる拡大縮小量に乗算して、内視鏡先端 3 B の気管支の中心軸が延在する方向の移動量を算出する。なお、拡大縮小量が拡大の値（すなわち拡大率が 1 より大きい）であれば、気管支の中心軸に沿った移動方向は内視鏡先端 3 B の向く方向であり、拡大縮小量が縮小の値（すなわち拡大率が 1 より小さい）であれば、気管支の中心軸に沿った移動方向は内視鏡先端 3 B の向く方向とは反対の方向である。なお、第 2 のパラメータ P_2 に含まれる回転量に対しては、スケーリング係数を乗算することなく、回転量をそのまま回転の移動量として算出する。

30

40

【 0 0 5 0 】

なお、内視鏡先端 3 B は実際の検査では気管支内を自由に移動する。しかしながら、移動の自由度が高いと、内視鏡先端 3 B の位置を特定することが困難なものとなる。ここで、内視鏡を用いた検査においては、内視鏡先端 3 B が気管支のどの部分に位置するかを操作者に知らせることが重要である。本実施形態においては、内視鏡先端 3 B は、気管支の中心軸 C_0 に沿って移動するという条件を付加し、その条件の下で、内視鏡先端 3 B の位置を特定する。このために、移動量算出部 2 6 は、移動量、すなわち内視鏡先端 3 B の平行移動量、内視鏡先端 3 B の気管支の中心軸が延在する方向の移動量、および内視鏡先端

50

3 B の回転の移動量をストレージ 1 3 に保存する。なお、本実施形態では、移動量は、初期位置から内視鏡画像 G 0 が取得される毎に蓄積されて保存される。

【0051】

偏り算出部 2 7 は、ストレージ 1 3 に保存された移動量に基づいて、気管支内における内視鏡先端 3 B の偏りを算出する。図 4 は内視鏡先端 3 B の偏りの算出を説明するための図である。なお、図 4 には、気管支 3 0 およびその中心軸 C 0 を示している。ここで、内視鏡先端 3 B は、実際には破線 3 1 に示すように、中心軸 C 0 から隔たりを持って移動する。本実施形態においては、ストレージ 1 3 に保存された移動量のうちの平行移動量に基づいて、内視鏡先端 3 B の中心軸 C 0 からの隔たりを、気管支内における内視鏡先端 3 B の偏りとして算出する。図 4 に示すように、内視鏡先端 3 B が位置 3 2 にある場合、偏りは 3 3 により表される。

10

【0052】

表示制御部 2 8 は、第 2 の内視鏡画像 G t - 1 を取得した位置から第 1 の内視鏡画像 G t を取得した位置までの内視鏡先端 3 B の移動量および偏り算出部 2 7 が算出した内視鏡先端 3 B の偏りに基づいて、内視鏡先端 3 B の位置を気管支画像における中心軸に投影する。図 5 は内視鏡先端 3 B の気管支画像への投影を説明するための図である。なお、図 5 においては気管支画像 4 0 における内視鏡先端 3 B の初期位置を位置 4 1 としている。初期位置 4 1 から内視鏡先端 3 B が気管支の奥に向けて、位置 4 2、位置 4 3 および位置 4 4 と偏りを持って移動するにつれて、位置 4 2、位置 4 3 および位置 4 4 がそれぞれ位置 4 5、位置 4 6 および位置 4 7 に投影される。表示制御部 2 8 は、中心軸 C 0 に投影された内視鏡先端 3 B の位置を繋げて、ディスプレイ 1 4 に表示された気管支画像 4 0 上に表示する。

20

【0053】

図 6 はディスプレイに表示された気管支画像を示す図である。図 6 に示すようにディスプレイ 1 4 には、気管支画像 4 0 および現在位置において撮影されている内視鏡画像 G 0 が表示される。なお、内視鏡画像 G 0 は第 1 の内視鏡画像 G t である。また、気管支画像 4 0 においては、初期位置 4 1、内視鏡先端 3 B の位置 4 9、および初期位置 4 1 と位置 4 9 との間において内視鏡先端 3 B の投影された位置を繋ぐことにより得られる現在位置までの軌跡 5 0 が表示されている。軌跡 5 0 の先端が内視鏡先端 3 B の現在位置となる。なお、内視鏡先端 3 B の現在位置を点滅させるまたはマークを付与する等して、内視鏡先端 3 B の位置が気管支画像 4 0 において視認できるようにしてもよい。

30

【0054】

次いで、本実施形態において行われる処理について説明する。図 7 は本実施形態において行われる処理を示すフローチャートである。なお、ここでは初期位置 4 1 から気管支の奥に向けて内視鏡先端 3 B が挿入されており、ある時点における内視鏡画像 G 0 を第 1 の内視鏡画像 G t とする場合の処理について説明する。また、気管支画像生成部 2 2 により、3 次元画像 V 0 から気管支画像が生成されているものとする。画像取得部 2 1 がある時点における内視鏡画像 G 0 を第 1 の内視鏡画像 G t として取得し（ステップ S T 1）、穴部検出部 2 3 が、第 1 の内視鏡画像 G t、および第 1 の内視鏡画像 G t よりも時間的に前に取得された第 2 の内視鏡画像 G t - 1 のそれぞれから、気管支の穴部を検出する（ステップ S T 2）。

40

【0055】

そして、第 1 のパラメータ算出部 2 4 が、第 1 の内視鏡画像 G t および第 2 の内視鏡画像 G t - 1 のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像 G t - 1 に対する第 1 の内視鏡画像 G t の平行移動量を表す第 1 のパラメータを算出する（ステップ S T 3）。さらに、第 2 のパラメータ算出部 2 5 が、第 1 のパラメータ P 1 に基づいて、第 1 の内視鏡画像 G t と第 2 の内視鏡画像 G t - 1 との位置合わせを行い（ステップ S T 4）、位置合わせ後の第 1 の内視鏡画像 G t および第 2 の内視鏡画像 G t - 1 のそれぞれの穴部を一致させるための、第 2 の内視鏡画像 G t - 1 に対する第 1 の内視鏡画像 G t の拡大縮小量を含む第 2 のパラメータを算出する（ステップ S T 5）。

50

【 0 0 5 6 】

次いで、移動量算出部 2 6 が、第 1 のパラメータ P 1 および第 2 のパラメータ P 2 に基づいて、第 2 の内視鏡画像 G t - 1 を取得した時点から第 1 の内視鏡画像 G t を取得した時点までの、内視鏡の移動量を算出する（ステップ S T 6）。また、偏り算出部 2 7 が、内視鏡先端 3 B の偏りを算出する（ステップ S T 7）。そして、表示制御部 2 8 が、移動量および内視鏡先端 3 B の偏りに基づいて内視鏡先端 3 B の位置を、ディスプレイ 1 4 に表示された気管支画像 4 0 上に表示する（ステップ S T 8）。さらに、移動量算出部 2 6 が移動量をストレージ 1 3 に保存し（ステップ S T 9）、ステップ S T 1 に戻る。

【 0 0 5 7 】

このように、本実施形態においては、まず第 1 のパラメータ P 1 を算出し、第 1 のパラメータ P 1 に基づいて第 1 および第 2 の内視鏡画像 G t , G t - 1 の位置合わせを行った後に第 2 のパラメータ P 2 を算出しているため、第 1 および第 2 のパラメータ P 1 , P 2 を同時に算出する場合と比較して、少ない演算量により第 1 および第 2 のパラメータ P 1 , P 2 を算出することができる。また、処理すべきパラメータの数が少ないため、算出された移動量が大きく外れることがなくなり、その結果、算出された移動量のロバスト性を向上することができる。

10

【 0 0 5 8 】

また、気管支画像 4 0 を表示し、気管支画像 4 0 上において内視鏡の位置を表す情報を表示することにより、気管支内における内視鏡の位置を容易に確認することができる。

【 0 0 5 9 】

また、気管支の径に応じて第 1 および第 2 のパラメータ P 1 , P 2 を補正して移動量を算出することにより、実際の内視鏡の移動量を反映させた移動量を算出することができる。

20

【 0 0 6 0 】

ここで、本実施形態においては、内視鏡先端 3 B は気管支画像の中心軸に投影されているため、表示された気管支画像においては、気管支の中心軸上における内視鏡先端 3 B の位置が表示される。しかしながら、気管支の分岐において中心軸は 2 つに分かれる。図 7 は気管支内における内視鏡の偏りを説明するための図である。図 7 に示すように、気管支 3 0 の中心軸 C 0 はその先の分岐 5 1 において 2 つの中心軸 C 1 , C 2 に分かれる。本実施形態においては、偏り算出部 2 7 が内視鏡先端 3 B の気管支内の偏りを算出している。このように隔たりを算出することにより、気管支内における実際の内視鏡先端 3 B の位置を算出できる。このため、中心軸 C 0 が分岐 5 1 により中心軸 C 1 と中心軸 C 2 とに分かれた場合でも、偏りに基づく内視鏡先端 3 B の位置 5 2 を知ることができる。その結果、内視鏡先端 3 B が位置 5 2 にある場合、位置 5 2 を投影すべき中心軸を中心軸 C 1 に決定することができる。したがって、気管支内における内視鏡の位置の特定を精度よく行うことができる。

30

【 0 0 6 1 】

なお、上記実施形態においては、初期位置 4 1 から内視鏡画像 G 0 が取得される毎に、移動量をストレージ 1 3 に蓄積して保存している。ここで、移動量を蓄積して保存しているのは、気管支の分岐において、いずれの方向に内視鏡先端 3 B が向かっているかを判断するためである。このため、内視鏡先端 3 B が分岐を通過する毎に、蓄積した移動量を 0 にリセットして、通過した分岐から次の分岐までの間においてのみ、移動量を蓄積して保存するようにしてもよい。

40

【 0 0 6 2 】

また、上記実施形態においては、穴部検出部 2 3 が、第 1 および第 2 の内視鏡画像のそれぞれから穴部を検出しているが、第 1 および第 2 の内視鏡画像 G t , G t - 1 の一方から穴部を検出するものであってもよい。例えば、第 1 の内視鏡画像 G t のみから穴部を検出した場合、検出した穴部を切り出した画像、あるいは穴部の重みを大きくした画像を生成し、このような画像と第 2 の内視鏡画像 G t - 1 とを用いることにより、第 1 のパラメータ P 1 および第 2 のパラメータ P 2 を算出することができる。

50

【 0 0 6 3 】

また、上記実施形態においては、第 2 のパラメータ P 2 に回転量を含めているが、拡大縮小量のみを含む第 2 のパラメータ P 2 を算出してもよい。

【 0 0 6 4 】

また、上記実施形態においては、保存された移動量に基づいて内視鏡の偏りを算出し、移動量および偏りに基づいて内視鏡の位置を表示しているが、内視鏡の偏りを算出することなく、移動量にのみ基づいて内視鏡の位置を表示してもよい。

【 0 0 6 5 】

また、上記実施形態においては、本発明の内視鏡位置特定装置を気管支の観察に適用した場合について説明したが、これに限定されるものではなく、血管のような分岐構造を有する管状構造物を内視鏡により観察する場合にも、本発明を適用できる。

10

【 0 0 6 6 】

以下、本発明の実施態様の作用効果について説明する。

【 0 0 6 7 】

被検体の管状構造物を含む 3 次元画像から管状構造物の画像を生成し、管状構造物の画像を表示し、この画像上において内視鏡の位置を表す情報を表示することにより、管状構造物内における内視鏡の位置を容易に確認することができる。

【 0 0 6 8 】

抽出された管状構造物の径に応じて第 1 のパラメータおよび第 2 のパラメータの少なくとも一方を補正して移動量を算出することにより、実際の内視鏡の移動量を反映させた移動量を算出することができる。

20

【 0 0 6 9 】

第 2 の内視鏡画像に対する第 1 の内視鏡画像の回転量を第 2 のパラメータに含めることにより、内視鏡の回転についての移動量も算出することができる。

【 0 0 7 0 】

移動量を保存し、保存された移動量に基づいて、管状構造物内における内視鏡の偏りを算出することにより、管状構造物の分岐を内視鏡が超える際に、内視鏡の偏りを参照すれば、分岐のいずれの方向に内視鏡が進むかを推定することができる。したがって、管状構造物内における内視鏡の位置の特定を精度よく行うことができる。

30

【 符号の説明 】

【 0 0 7 1 】

- 1 内視鏡スコープ
- 2 プロセッサ装置
- 3 内視鏡装置
- 3 A 操作部
- 3 B 内視鏡先端
- 4 3 次元画像撮影装置
- 5 画像保管サーバ
- 6 内視鏡位置特定装置
- 8 ネットワーク
- 1 1 C P U
- 1 2 メモリ
- 1 3 ストレージ
- 1 4 ディスプレイ
- 1 5 入力部
- 2 1 画像取得部
- 2 2 気管支画像生成部
- 2 3 穴部検出部
- 2 4 第 1 のパラメータ算出部
- 2 5 第 2 のパラメータ算出部

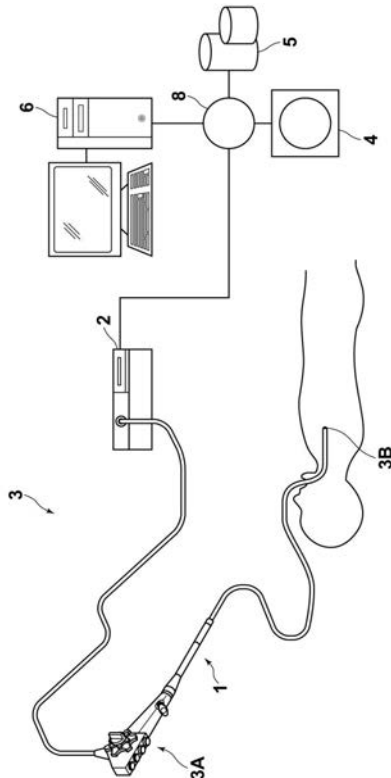
40

50

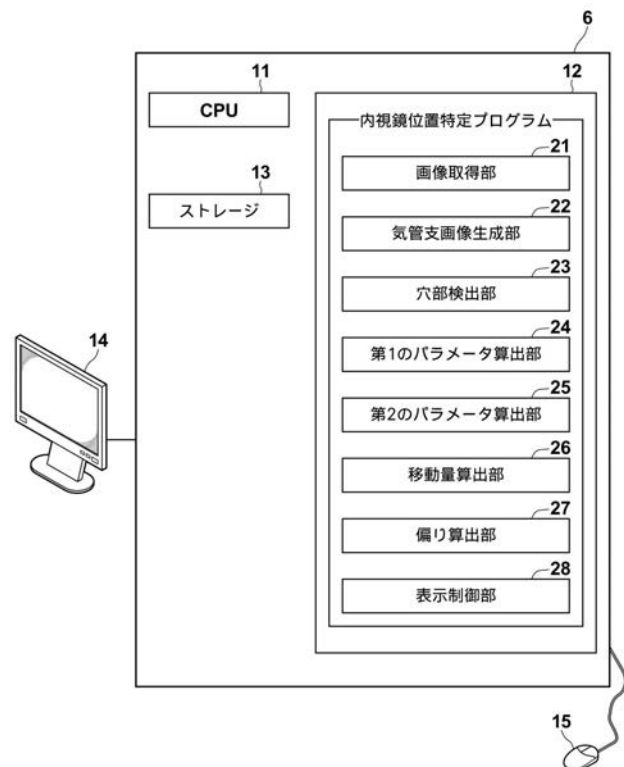
2 6 移動量算出
 2 7 偏り算出
 2 8 表示制御部
 3 0 気管支
 3 2 位置
 3 3 偏り
 4 1 初期位置
 4 2 ~ 4 9 , 5 2 位置
 5 0 軌跡
 5 1 分岐
 C 0 , C 1 , C 2 中心軸
 G 0 内視鏡画像
 G t 第 1 の内視鏡画像
 G t - 1 第 2 の内視鏡画像
 H 1 t , H 2 t , H 1 t - 1 , H 2 t - 1 穴部
 P 1 第 1 のパラメータ
 P 2 第 2 のパラメータ

10

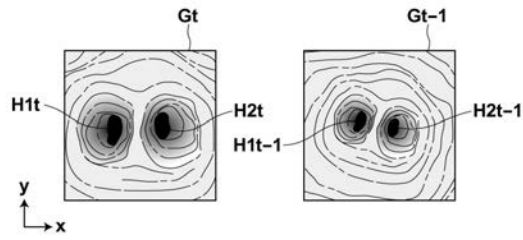
【図 1】



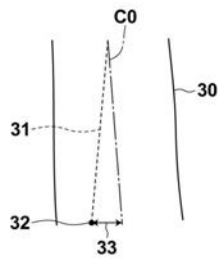
【図 2】



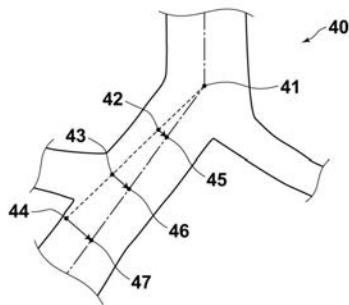
【図 3】



【図 4】



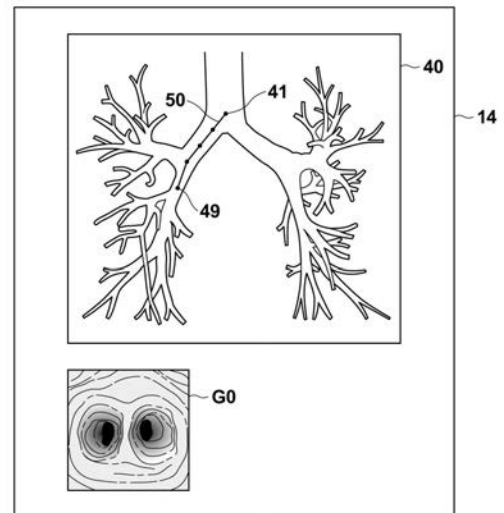
【図 5】



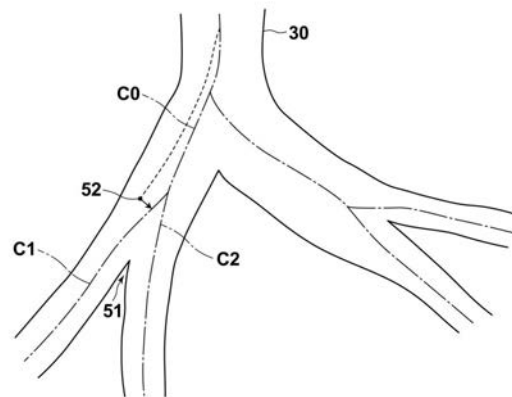
【図 7】



【図 6】



【図 8】



专利名称(译)	内窥镜位置识别装置，方法和程序		
公开(公告)号	JP2018153345A	公开(公告)日	2018-10-04
申请号	JP2017051505	申请日	2017-03-16
[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	北村嘉郎		
发明人	北村 嘉郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B1/267 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/2676 A61B5/065 A61B2034/2065 A61B2576/02 G16H30/40 A61B1/041 A61B34/20 A61B2034/2057		
FI分类号	A61B1/00.552 A61B1/045.623 A61B1/267 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/JJ10 4C161/LL01 4C161/SS21 4C161/WW10		
其他公开文献	JP2018153345A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在内窥镜位置识别装置，方法和程序中容易地计算插入具有分支结构的管状结构的内窥镜的移动量。甲孔检测部23，第二至少从所述内窥镜图像GT-1的一个前也时间上比第一内窥镜图像GT和第一内窥镜图像亿吨，检测支气管孔。第一参数计算单元24计算表示用于匹配两个内窥镜图像的各个孔部分的平行移动量的第一参数。第二参数计算部分25基于第一参数P 1执行两个内窥镜图像的定位，然后计算包括放大和缩小量的第二参数。

