

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7071240号

(P7071240)

(45)発行日 令和4年5月18日(2022.5.18)

(24)登録日 令和4年5月10日(2022.5.10)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 1/045(2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 2 3

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 V

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 B

A 6 1 B 5/055(2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

G 0 6 T 7/00 (2017.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 J

請求項の数 7 (全18頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2018-140044(P2018-140044)

(22)出願日 平成30年7月26日(2018.7.26)

(65)公開番号 特開2020-14711(P2020-14711A)

(43)公開日 令和2年1月30日(2020.1.30)

審査請求日 令和2年8月12日(2020.8.12)

(73)特許権者 306037311

富士フイルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目2番30号

(74)代理人 110001519

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

審査官 高松 大

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 検査支援装置、方法およびプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体におけ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実写風の表現形式を有する実内視鏡画像、および前記被検体の前記管状構造物を含む3次元画像から生成された、前記管状構造物の内壁を擬似的に表すCG風の表現形式を有する仮想内視鏡画像を取得する画像取得部と、

学習されたニューラルネットワークを用いて、前記実内視鏡画像の前記実写風の表現形式を深度画像風の表現形式に変換することにより前記実内視鏡画像の視点からの前記管状構造物の内壁までの距離を表す第1の深度画像を取得し、前記仮想内視鏡画像の前記CG風の表現形式を前記深度画像風の表現形式に変換することにより前記仮想内視鏡画像の視点からの前記管状構造物の内壁までの距離を表す第2の深度画像を取得する変換部と、前記第1の深度画像と前記第2の深度画像との類似度を算出する類似度算出部とを備えた検査支援装置。

【請求項2】

前記算出された類似度が予め定められたしきい値以上となる仮想内視鏡画像を用いて、前記管状構造物内における前記内視鏡の位置を推定する位置推定部をさらに備えた請求項1に記載の検査支援装置。

【請求項3】

前記位置推定部は、前記第1の深度画像と前記第2の深度画像との画素値の相違にも基づいて、前記管状構造物内における前記内視鏡の位置を推定する請求項2に記載の検査支援

装置。

【請求項 4】

前記推定された内視鏡の位置に対応する前記第 2 の深度画像と前記第 1 の深度画像とを表示部に表示する表示制御部をさらに備えた請求項 2 または 3 に記載の検査支援装置。

【請求項 5】

前記 3 次元画像から前記仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部をさらに備えた請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の検査支援装置。

【請求項 6】

コンピュータが、被検体におけ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実写風の表現形式を有する実内視鏡画像、および前記被検体の前記管状構造物を含む 3 次元画像から生成された、前記管状構造物の内壁を擬似的に表す C G 風の表現形式を有する仮想内視鏡画像を取得し、

学習されたニューラルネットワークを用いて、前記実内視鏡画像の前記実写風の表現形式を深度画像風の表現形式に変換することにより前記実内視鏡画像の視点からの前記管状構造物の内壁までの距離を表す第 1 の深度画像を取得し、前記仮想内視鏡画像の前記 C G 風の表現形式を前記深度画像風の表現形式に変換することにより前記仮想内視鏡画像の視点からの前記管状構造物の内壁までの距離を表す第 2 の深度画像を取得し、

前記第 1 の深度画像と前記第 2 の深度画像との類似度を算出する検査支援方法。

【請求項 7】

被検体におけ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実写風の表現形式を有する実内視鏡画像、および前記被検体の前記管状構造物を含む 3 次元画像から生成された、前記管状構造物の内壁を擬似的に表す C G 風の表現形式を有する仮想内視鏡画像を取得する手順と、

学習されたニューラルネットワークを用いて、前記実内視鏡画像の前記実写風の表現形式を深度画像風の表現形式に変換することにより前記実内視鏡画像の視点からの前記管状構造物の内壁までの距離を表す第 1 の深度画像を取得し、前記仮想内視鏡画像の前記 C G 風の表現形式を前記深度画像風の表現形式に変換することにより前記仮想内視鏡画像の視点からの前記管状構造物の内壁までの距離を表す第 2 の深度画像を取得する手順と、

前記第 1 の深度画像と前記第 2 の深度画像との類似度を算出する手順とをコンピュータに実行させる検査支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、気管支等の管状構造物に対する内視鏡等を用いた検査を支援する検査支援装置、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、患者の大腸および気管支等の管状構造物を内視鏡を用いて観察したり、処置したりする技術が注目されている。しかしながら、内視鏡画像は、C C D (Charge Coupled Device) 等の撮像素子により管状構造物内部の色および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、C T (Computed Tomography) 装置または M R I (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、管状構造物内の目標とする地点までの経路を予め取得し、3 次元画像から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し、仮想内視鏡画像を用いて目標とする地点までの内視鏡の経路をナビゲーションする手法が提案されている。例えば、特許文

10

20

30

40

50

献 1 には、3 次元画像から管状構造物の経路を表す経路情報を取得し、経路に沿って仮想内視鏡画像を多数生成し、仮想内視鏡画像と内視鏡により撮影を行うことにより取得した実際の内視鏡画像である実内視鏡画像とのマッチングを行い、内視鏡の現在位置における仮想内視鏡画像を特定することにより、内視鏡の先端位置を特定する手法が提案されている。

【0004】

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。

【0005】

このため、仮想内視鏡画像の画像強度をグレースケールに変換し、実内視鏡画像とグレースケールに変換した仮想内視鏡画像とのマッチングを行うことにより、内視鏡の先端位置を特定する手法が提案されている（特許文献 2 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【文献】特許第 5 7 1 8 5 3 7 号公報

特開 2 0 0 3 - 2 6 5 4 0 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

一方、内視鏡は管状構造物内に挿入されるものであるため、体内の粘液等の影響により、内視鏡先端のレンズに体液が付着したり、レンズが曇ったりする場合がある。また、断層撮影によっては捉えることができない物体が実内視鏡画像に含まれる場合もある。このように、レンズの曇りおよび断層撮影によっては捉えることができない物体等がノイズとして実内視鏡画像に含まれる場合、仮想内視鏡画像をグレースケールに変換したとしても、実内視鏡画像と仮想内視鏡画像とのマッチングを精度よく行うことができない。その結果、内視鏡の先端位置を精度よく特定することができなくなる。

【0008】

本開示は上記事情に鑑みなされたものであり、実内視鏡画像と仮想内視鏡画像とのマッチングを精度よく行うことが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】

【0009】

本開示による検査支援装置は、第 1 の表現形式の第 1 の医用画像、および第 1 の表現形式とは異なる第 2 の表現形式の第 2 の医用画像を取得する画像取得部と、第 1 の医用画像の第 1 の表現形式および第 2 の医用画像の第 2 の表現形式を、それぞれ第 3 の表現形式に変換することにより、変換済み第 1 の医用画像および変換済み第 2 の医用画像を取得する変換部と、変換済み第 1 の医用画像と変換済み第 2 の医用画像との類似度を算出する類似度算出部とを備える。

【0010】

「表現形式」とは、画像を表示した際に、見た者に対する画像の印象に影響を与える、いわば画像の画風を意味する。例えば、医用画像が実際に撮影をすることにより取得されたものであれば、その医用画像の表現形式は実写風となる。また、医用画像が C G (computer graphics) により生成されたものであれば、その医用画像の表現形式は C G 風となる。また、医用画像が、ポリウムレンダリング等の投影法を用いて 3 次元画像を投影することにより生成されたものであれば、その医用画像の表現形式は C G 風であってポリウムレンダリング画像風となる。さらに、医用画像が実内視鏡画像であれば、その医用画像は実写風であって実内視鏡画像風となる。実内視鏡画像においても、狭帯域光観察によって撮影された医用画像は狭帯域光風となり、白色光観察によって撮影された医用画像は白

10

20

30

40

50

色光風となる。医用画像が仮想内視鏡画像であれば、その医用画像はCG風であって仮想内視鏡画像風となる。なお、各表現形式は、画像の階調および色彩表現に関するパラメータの範囲、テクスチャ表現（画像の粗さ、細かさ、ノイズ量およびノイズ特徴）、表面反射率、並びに透明度等の特徴によって決定されるものであるが、これらに限定されない。

【0011】

なお、本開示による検査支援装置においては、第1の医用画像は被検体を撮影することにより取得された実画像であり、第2の医用画像は実画像とは異なる方式により被検体を撮影することにより取得された画像から生成された画像であってもよい。

【0012】

また、本開示による検査支援装置においては、第1の医用画像は、被検体におけ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実内視鏡画像であり、

第2の医用画像は、被検体の管状構造物を含む3次元画像から生成された、管状構造物の内壁を擬似的に表す仮想内視鏡画像であり、

変換済み第1の医用画像は、第1の医用画像の視点からの管状構造物の内壁までの距離を表す第1の深度画像であり、

変換済み第2の医用画像は、第2の医用画像の視点からの管状構造物の内壁までの距離を表す第2の深度画像であってもよい。

【0013】

また、本開示による検査支援装置においては、算出された類似度が予め定められたしきい値以上となる仮想内視鏡画像を用いて、管状構造物内における内視鏡の位置を推定する位置推定部をさらに備えるものであってもよい。

【0014】

また、本開示による検査支援装置においては、位置推定部は、第1の深度画像と第2の深度画像との画素値の相違にも基づいて、管状構造物内における内視鏡の位置を推定するものであってもよい。

【0015】

また、本開示による検査支援装置においては、推定された内視鏡の位置に対応する第2の深度画像と第1の深度画像とを表示部に表示する表示制御部をさらに備えるものであってもよい。

【0016】

また、本開示による検査支援装置においては、3次元画像から仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成部をさらに備えるものであってもよい。

【0017】

本開示による検査支援方法は、第1の表現形式の第1の医用画像、および第1の表現形式とは異なる第2の表現形式の第2の医用画像を取得し、

第1の医用画像の第1の表現形式および第2の医用画像の第2の表現形式を、それぞれ第3の表現形式に変換することにより、変換済み第1の医用画像および変換済み第2の医用画像を取得し、

変換済み第1の医用画像と変換済み第2の医用画像との類似度を算出する。

【0018】

なお、本開示による検査支援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。

【0019】

本開示による他の検査支援装置は、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とを備え、プロセッサは、

第1の表現形式の第1の医用画像、および第1の表現形式とは異なる第2の表現形式の第2の医用画像を取得し、

第1の医用画像の第1の表現形式および第2の医用画像の第2の表現形式を、それぞれ第

10

20

30

40

50

3の表現形式に変換することにより、変換済み第1の医用画像および変換済み第2の医用画像を取得し、

変換済み第1の医用画像と変換済み第2の医用画像との類似度を算出する。

【発明の効果】

【0020】

本開示によれば、第1の表現形式の第1の医用画像、および第1の表現形式とは異なる第2の表現形式の第2の医用画像が取得される。そして、第1の医用画像および第2の医用画像の表現形式が第3の表現形式に変換されて、変換済み第1の医用画像および変換済み第2の医用画像が取得される。さらに、変換済み第1の医用画像と変換済み第2の医用画像との類似度が算出される。このため、第1の医用画像および第2の医用画像にノイズが含まれていても、表現形式を第3の表現形式に変換する際に、ノイズをキャンセルすることができる。したがって、本開示によれば、第1の医用画像と第2の医用画像との類似度を精度よく算出することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本開示の実施形態による検査支援装置を適用した、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】コンピュータに検査支援プログラムをインストールすることにより実現される検査支援装置の概略構成を示す図

【図3】気管支画像を示す図

20

【図4】内視鏡の経路が設定された気管支画像を示す図

【図5】仮想内視鏡画像の変換を説明するための図

【図6】類似度を算出する仮想内視鏡画像の範囲を説明するための図

【図7】内視鏡先端の位置の推定を説明するための図

【図8】視点の位置の修正を説明するための図

【図9】表示画像を示す図

【図10】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11】本開示の他の実施形態による検査支援装置を適用した、診断支援システムの概要を示すハードウェア構成図

【発明を実施するための形態】

30

【0022】

以下、図面を参照して本開示の実施形態について説明する。図1は、本実施形態による検査支援装置を適用した、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、本実施形態のシステムでは、内視鏡装置3、3次元画像撮影装置4、画像保管サーバ5および検査支援装置6が、ネットワーク8を経由して通信可能な状態で接続されている。

【0023】

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31、並びに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32等を備える。

40

【0024】

内視鏡スコープ31は、被検体の管状構造物内に挿入される挿入部が操作部3Aに連続して取り付けられたものである。内視鏡スコープ31は、プロセッサ装置32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32に接続されている。操作部3Aは、挿入部の先端3Bが予め定められた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31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31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32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31の挿入部の先端3Bから照射され、内視鏡スコープ31の撮像光学系により

50

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 3 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 5 】

プロセッサ装置 3 2 は、内視鏡スコープ 3 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 T 0 を生成する。生成される画像は、例えば 3 0 f p s 等の所定のサンプリングレートにより表されるカラーの動画画であり、動画画の 1 フレームが内視鏡画像 T 0 となる。内視鏡画像 T 0 は、画像保管サーバ 5 または検査支援装置 6 に順次送信される。ここで、以降の説明において、内視鏡装置 3 により撮影した内視鏡画像 T 0 を、後述する仮想内視鏡画像と区別するために実内視鏡画像 T 0 と称するものとする。

10

【 0 0 2 6 】

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、内視鏡スコープ 3 1 を管状構造物に挿入して管状構造物を撮影する方式以外の方式で撮影する C T 装置、M R I 装置、P E T (Positron 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。なお、本実施形態においては、3 次元画像撮影装置 4 は C T 装置であるものとするが、これに限定されるものではない。

20

【 0 0 2 7 】

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 で取得された実内視鏡画像 T 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、実内視鏡画像 T 0 は動画画である。このため、実内視鏡画像 T 0 は、画像保管サーバ 5 を経由することなく、検査支援装置 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。

30

【 0 0 2 8 】

検査支援装置 6 は、1 台のコンピュータに、本開示の検査支援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またはパーソナルコンピュータでもよく、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。検査支援プログラムは、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。または、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、もしく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、要求に応じて検査支援装置 6 の操作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。

40

【 0 0 2 9 】

図 2 は、コンピュータに検査支援プログラムをインストールすることにより実現される検査支援装置の概略構成を示す図である。図 2 に示すように、検査支援装置 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、検査支援装置 6 には、表示部 1 4 と、マウス等の入力部 1 5 とが接続されている。表示部 1 4 は、液晶ディスプレイ等からなる。

【 0 0 3 0 】

ストレージ 1 3 は、ハードディスクドライブ等からなり、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 等から取得した実内視鏡画像 T

50

0、3次元画像V0および検査支援装置6での処理によって生成された画像（例えば後述する仮想内視鏡画像）および処理に必要な各種情報等が記憶されている。

【0031】

また、メモリ12には、検査支援プログラムが記憶されている。検査支援プログラムは、CPU11に実行させる処理として、プロセッサ装置32が生成した実内視鏡画像T0、3次元画像撮影装置4で生成された3次元画像V0、および後述するように生成された仮想内視鏡画像等の画像データを取得する画像取得処理、3次元画像V0から気管支のグラフ構造を表す3次元の気管支画像B0を生成する気管支画像生成処理、3次元画像V0から仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成処理、実内視鏡画像の表現形式および仮想内視鏡画像の表現形式をそれぞれ深度画像の表現形式に変換することにより、実内視鏡画像に対応する第1の深度画像および仮想内視鏡画像に対応する第2の深度画像を取得する変換処理、第1の深度画像と第2の深度画像との類似度を算出する類似度算出処理、算出された類似度が予め定められたしきい値以上となる仮想内視鏡画像を用いて、気管支内における内視鏡先端3Bの位置を推定する位置推定処理、並びに実内視鏡画像T0、仮想内視鏡画像、気管支画像B0および特定された内視鏡先端3Bの位置等を表示部14に表示する表示制御処理を規定する。

10

【0032】

そして、CPU11がプログラムに従いこれらの処理を実行することで、検査支援装置6であるコンピュータは、画像取得部21、気管支画像生成部22、仮想内視鏡画像生成部23、変換部24、類似度算出部25、位置推定部26、および表示制御部27として機能する。

20

【0033】

画像取得部21は、3次元画像V0および内視鏡装置3により気管支内を所定の視点位置において撮影した実内視鏡画像T0を取得する。画像取得部21は、3次元画像V0および実内視鏡画像T0が既にストレージ13に記憶されている場合には、3次元画像V0および実内視鏡画像T0をストレージ13から取得するようにしてもよい。実内視鏡画像T0は、気管支の内側の表面、すなわち気管支内壁を表す画像である。実内視鏡画像T0は表示制御部27に出力されて表示部14に表示される。また、画像取得部21は、後述するように仮想内視鏡画像生成部23によって生成され、ストレージ13に保存された仮想内視鏡画像K0をストレージ13から取得する。

30

【0034】

気管支画像生成部22は、3次元画像V0から気管支の構造を抽出することにより、3次元の気管支画像B0を生成する。具体的には、気管支画像生成部22は、例えば特開2010-220742号公報等に記載された手法を用いて、入力された3次元画像V0に含まれる気管支領域のグラフ構造を、3次元の気管支画像B0として抽出する。以下、このグラフ構造の抽出方法の一例を説明する。

【0035】

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または線状の構造物として表される。そこで、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。

40

【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。気管支画像生成部22は、異なるサイズの気管支を検出できるように、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。

【0037】

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

50

であり、下式のように 3 × 3 行列となる。

【 0 0 3 8 】

【 数 1 】

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

10

【 0 0 3 9 】

任意の画素におけるヘッセ行列の固有値を 1、2、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、3、2、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 (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 4 0 】

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 V 0 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。

20

【 0 0 4 1 】

そして、気管支画像生成部 2 2 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 B 0 として得ることができる。図 3 は気管支画像 B 0 を示す図である。なお、グラフ構造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、他の方法を採用するようにしてもよい。

30

【 0 0 4 2 】

仮想内視鏡画像生成部 2 3 は、気管支内の目標とする経路において、実内視鏡画像 T 0 の視点に対応する 3 次元画像 V 0 中の視点から見た、気管支内壁を描写した仮想内視鏡画像 K 0 を生成する。以下、仮想内視鏡画像 K 0 の生成について説明する。

【 0 0 4 3 】

まず、仮想内視鏡画像生成部 2 3 は、気管支において予め設定された、内視鏡先端 3 B を挿入する経路の情報を取得する。経路の情報は、例えば気管支画像 B 0 を表示部 1 4 に表示し、表示された気管支画像 B 0 において、操作者が入力部 1 5 を用いて指定されたものを用いるが、これに限定されるものではない。図 4 に気管支画像 B 0 に設定された内視鏡の経路 4 0 を示す。

40

【 0 0 4 4 】

仮想内視鏡画像生成部 2 3 は、取得した経路の情報により表される気管支内の経路 4 0 に沿った予め定められた間隔により、気管支の内壁を表す仮想内視鏡画像 K 0 を生成する。なお、予め定められた間隔は、経路 4 0 上の例えば 1 0 画素間隔とすればよいが、これに限定されるものではない。

【 0 0 4 5 】

仮想内視鏡画像生成部 2 3 は、経路 4 0 上の各位置を視点に設定する。そして、設定した各視点から内視鏡先端 3 B の挿入方向 (すなわち気管支の末端に向かう方向) に放射線状に伸ばした複数の視線上の 3 次元画像 V 0 を、予め定められた投影面に投影する中心投影

50

を行うことにより、投影画像を生成する。この投影画像が、内視鏡の先端位置において撮影を行ったものとして仮想的に生成された仮想内視鏡画像K0となる。なお、中心投影の具体的な方法としては、例えば公知のボリュームレンダリング手法等を用いることができる。また、仮想内視鏡画像K0の画角（視線の範囲）および視野の中心（投影方向の中心）は、操作者による入力等によってあらかじめ設定されているものとする。生成された複数の仮想内視鏡画像K0はストレージ13に保存される。なお、本実施形態においては3次元画像V0はCT画像であるため、仮想内視鏡画像K0はCT値により表されるモノクロの画像である。

【0046】

変換部24は、実内視鏡画像T0の表現形式を深度画像の表現形式に変換する。また、仮想内視鏡画像生成部23が生成した仮想内視鏡画像K0の表現形式を深度画像の表現形式に変換する。このために、変換部24は、例えば「Atapour-Abarghouei, A. and Breckon, T.P. (2018) 'Real-time monocular depth estimation using synthetic data with domain adaptation.', 2018 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR). Salt Lake City, Utah, USA, 18-22 June 2018.」（以下、非特許文献1とする）に記載されている手法を用いる。非特許文献1に記載された手法は、画像が入力されるとその深度画像を出力するニューラルネットワーク等のモデルを用いて、画像を深度画像に変換する手法である。モデルは各種画像およびその画像の奥行き（すなわち深さ）を表す情報を教師データとして機械学習を行うことにより生成される。深度画像はその画素値が視点位置からの距離を表す。具体的には、深度画像の画素値は、視点位置からの距離が大きいほど低い値となり、その結果、視点位置からの距離が大きいほど画像は暗くなる。そして、深度画像の画素値と距離との関係を予め設定しておくことにより、深度画像の画素値に基づいて視点位置からの距離を算出することができる。

【0047】

本実施形態における変換部24は、非特許文献1に記載された、画像の表現形式を深度画像の表現形式に変換するように機械学習がなされたニューラルネットワーク等からなるモデルを変換器として備える。機械学習の手法としては、公知の手法を用いることができる。例えば、サポートベクタマシン、ディープニューラルネットワーク、畳み込みニューラルネットワーク、およびリカレントニューラルネットワーク等を用いることができる。なお、本実施形態においては、実内視鏡画像T0にレンズの曇りおよび断層撮影によっては捉えることができない物体等がノイズとして含まれる場合には、ノイズを除去して実内視鏡画像T0を深度画像に変換するように機械学習が行われる。また、論理演算により実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K0の表現形式を深度画像の表現形式に変換する変換器を用いてもよい。このような変換器により、図5に示すように、実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K0の表現形式は深度画像の表現形式に変換され、その結果、実内視鏡画像T0に対応する第1の深度画像D1および仮想内視鏡画像に対応する第2の深度画像D2が取得される。また、レンズの曇りおよび断層撮影によっては捉えることができない物体等の実内視鏡画像T0に含まれるノイズは、変換によりキャンセルされる。なお、第1の深度画像D1が第1の変換済み医用画像に、第2の深度画像D2が変換済み第2の医用画像にそれぞれ対応する。

【0048】

なお、実内視鏡画像T0は動画の1フレームを構成する。このため、変換部24は順次取得される実内視鏡画像T0の表現形式を深度画像の表現形式に変換する。また、変換部24は、仮想内視鏡画像生成部23が生成したすべての仮想内視鏡画像K0を予め深度画像に変換しておくものであってもよい。また、後述するように、推定された内視鏡先端3Bの位置の周囲の仮想内視鏡画像K0を、位置推定の処理を行う毎に深度画像に変換するものであってもよい。本実施形態においては、仮想内視鏡画像生成部23が生成したすべての仮想内視鏡画像K0を予め深度画像に変換しておくものとする。これにより取得される第2の深度画像D2は、ストレージ13に保存される。

【0049】

10

20

30

40

50

類似度算出部 25 は、後述する内視鏡先端 3 B の位置を推定するために、順次取得される実内視鏡画像 T 0 についての第 1 の深度画像 D 1 と第 2 の深度画像 D 2 との類似度を算出する。なお、類似度としては、第 1 の深度画像 D 1 と第 2 の深度画像 D 2 との対応する画素間の画素値の差分の絶対値の和の逆数、または差分の二乗和の逆数等を用いることができる。

【 0 0 5 0 】

位置推定部 26 は、類似度算出部 25 が算出した類似度が予め定められたしきい値 $T h 1$ 以上となる仮想内視鏡画像を用いて、気管支内における内視鏡先端 3 B の位置を推定する。

【 0 0 5 1 】

上述したように、実内視鏡画像 T 0 は動画像の 1 フレームを構成する。このため、類似度算出部 25 は、動画像において順次取得される実内視鏡画像 T 0 のうちの最新の实内視鏡画像 T 0 についての第 1 の深度画像 D 1 と第 2 の深度画像 D 2 との類似度を算出する。ここで、内視鏡先端 3 B の位置を推定するために、類似度算出部 25 は、第 1 の深度画像 D 1 とストレージ 13 に保存されたすべての仮想内視鏡画像 K 0 から生成されたすべての第 2 の深度画像 D 2 との類似度を算出してもよいが、演算量が多くなる。このため、本実施形態においては、以下のように類似度を算出する。

【 0 0 5 2 】

まず、類似度算出部 25 は、気管支内の基準位置において生成された基準となる第 2 の深度画像 D 2 を基準深度画像 D B に特定する。そして、順次取得される第 1 の深度画像 D 1 のうちの最新の第 1 の深度画像 D 1 と基準深度画像 D B との類似度を算出する。基準深度画像 D B としては、気管支の経路 40 における気管支の入り口に最も近い位置を視点位置とする仮想内視鏡画像から生成された第 2 の深度画像 D 2 を用いればよい。位置推定部 26 は、基準深度画像 D B との類似度がしきい値 $T h 2$ 以上となる第 1 の深度画像 D 1 が取得されると、内視鏡先端 3 B の位置が基準位置にあると推定する。なお、しきい値 $T h 2$ はしきい値 $T h 1$ と同一値であっても異なる値であってもよい。

【 0 0 5 3 】

このようにして、内視鏡先端 3 B の位置が基準位置にあると位置推定部 26 が推定すると、類似度算出部 25 は、図 6 に示すように、基準位置 P b から予め定められた範囲 A 0 内にある 1 以上の第 2 の深度画像 D 2 と最新の第 1 の深度画像 D 1 との類似度を算出する。なお、内視鏡先端 3 B が気管支の内部に移動し、ある実内視鏡画像 T 0 が取得された時点において、図 6 に示すように内視鏡先端 3 B が位置 P 1 にあると推定された場合、類似度算出部 25 は、次に取得された実内視鏡画像 T 0 についての第 1 の深度画像 D 1 に関して、位置 P 1 を含む予め定められた範囲 A 0 内にある 1 以上の第 2 の深度画像 D 2 と実内視鏡画像 T 0 との類似度を算出する。すなわち、実内視鏡画像 T 0 は動画像の 1 つのフレームを構成するため、実内視鏡画像 T 0 が取得される毎に、類似度算出部 25 は最新の第 1 の深度画像 D 1 と第 2 の深度画像 D 2 との類似度を算出する。

【 0 0 5 4 】

位置推定部 26 は、範囲 A 0 内におけるすべての第 2 の深度画像 D 2 と最新の第 1 の深度画像 D 1 との類似度のうち、しきい値 $T h 1$ 以上となり、かつ最も類似度が大きい第 2 の深度画像 D 2 に対応する仮想内視鏡画像 K 0 を生成した視点の位置を、内視鏡先端 3 B の位置であると推定する。

【 0 0 5 5 】

なお、本実施形態においては、第 1 の深度画像 D 1 および第 2 の深度画像 D 2 を用いているため、気管支内における内視鏡先端 3 B の進行方向における位置をより正確であると推定することができる。図 7 は内視鏡先端 3 B の位置の推定を説明するための図である。上述したように深度画像においては画素値が奥行き方向の距離を表すものとなる。このため、位置推定部 26 は、第 1 の深度画像 D 1 および第 1 の深度画像 D 1 との類似度が最も大きい第 2 の深度画像 D 2 $m a x$ に対して、それぞれ対応する領域 R 1、R 2 を設定する。そして、領域 R 1 内の画素値の代表値（例えば平均値、中間値および最大値等）を算出し、代表値を視点位置からの距離 L 1 に換算する。同様に、領域 R 2 内の画素値の代表値（

10

20

30

40

50

例えば平均値、中間値および最大値等)を算出し、代表値を視点位置からの距離 L_2 に換算する。

【0056】

このようにして算出した距離 L_1 と距離 L_2 との差 L が、類似度が最大となる第2の深度画像 D_{2max} に対応する仮想内視鏡画像 K_0 を生成した視点の位置と、内視鏡先端3Bの位置との位置ずれ量を表すものとなる。以下、位置ずれ量についても参照符号として L を用いる。例えば、算出した距離 $L_1 = 11\text{ mm}$ 、距離 $L_2 = 20\text{ mm}$ である場合、位置ずれ量 L は $L_2 - L_1 = 9\text{ mm}$ となる。位置推定部26はこのように算出した位置ずれ量 L に基づいて、類似度が最も大きい第2の深度画像 D_2 に対応する仮想内視鏡画像 K_0 を生成した視点の位置を修正し、修正した位置を内視鏡先端3Bの位置として推定する。例えば、位置ずれ量 L が 9 mm であった場合、視点の位置を 9 mm 前方(すなわち内視鏡先端3Bの挿入方向)に修正する。なお、位置ずれ量が負の値となった場合には、位置推定部26は、視点の位置を後方(すなわち内視鏡先端3Bが戻る方向)に修正する。

10

【0057】

図8は視点の位置の修正を説明するための図である。図8に示すように、類似度が最も大きい第2の深度画像 D_2 に対応する仮想内視鏡画像 K_0 を生成した視点の位置が位置 P_{10} であったとする。また、位置ずれ量 L は正の値であったとする。位置推定部26は、位置 P_{10} を内視鏡先端3Bの進行方向に位置ずれ量 L 分ずらし、内視鏡先端3Bの位置を位置 P_{11} として推定する。

20

【0058】

表示制御部27は、第1の深度画像 D_1 および内視鏡先端3Bの位置における仮想内視鏡画像 K_0 に対応する第2の深度画像 D_2 を表示部14に表示する。なお、表示制御部27は、気管支画像 B_0 を表示部14に表示し、表示した気管支画像 B_0 における内視鏡先端3Bを特定する表示を行うようにしてもよい。また、第1の深度画像 D_1 に代えて、またはこれに加えて実内視鏡画像 T_0 を表示してもよい。また、第2の深度画像 D_2 に代えて、またはこれに加えて仮想内視鏡画像 K_0 を表示してもよい。

【0059】

図9は表示部14の表示画像を示す図である。図9に示すように、表示画像50には、第1の深度画像 D_1 、内視鏡先端3Bの位置における第2の深度画像 D_2 および気管支画像 B_0 が表示されている。なお、気管支画像 B_0 には、内視鏡の移動軌跡51および内視鏡先端3Bの位置 P_t が表示されている。

30

【0060】

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10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、気管支画像 B_0 は気管支画像生成部22により生成され、かつ仮想内視鏡画像 K_0 は仮想内視鏡画像生成部23により生成され、さらに仮想内視鏡画像 K_0 についての第2の深度画像 D_2 は変換部24により生成されて、それぞれストレージ13に保存されているものとする。内視鏡先端3Bが被検体に挿入され、操作開始の指示が入力部15から入力されると、画像取得部21が実内視鏡画像 T_0 を取得し(ステップST1)、変換部24が、実内視鏡画像 T_0 の表現形式を深度画像の表現形式に変換して、第1の深度画像 D_1 を取得する(ステップST2)。そして、類似度算出部25が第1の深度画像 D_1 と基準深度画像 D_B との類似度を算出する(ステップST3)。さらに、位置推定部26が、類似度算出部25が算出した類似度がしきい値 Th_2 以上であるか否かを判定する(ステップST4)。ステップST4が否定されると、ステップST1に戻り、ステップST1~ST4の処理が繰り返される。

40

【0061】

ステップST4が肯定されると、位置推定部26は、内視鏡先端3Bが基準位置 P_b にあると推定する(ステップST5)。引き続き画像取得部21が実内視鏡画像 T_0 を取得し(ステップST6)、変換部24が、実内視鏡画像 T_0 の表現形式を深度画像の表現形式に変換して、第1の深度画像 D_1 を取得する(ステップST7)。続いて類似度算出部2

50

5 が、ステップ S T 7 において取得した第 1 の深度画像 D 1 と、内視鏡先端 3 B の現在位置から予め定められた範囲内にある仮想内視鏡画像 K 0 に対応する第 2 の深度画像 D 2 との類似度を算出する（ステップ S T 8）。そして、位置推定部 2 6 が、類似度がしきい値 $T_h 1$ 以上となり、かつ類似度が最も大きい第 2 の深度画像 D 2 に対応する仮想内視鏡画像 K 0 を取得した位置を、内視鏡先端 3 B の位置であると推定する（ステップ S T 9）。続いて、表示制御部 2 7 が、第 1 の深度画像 D 1 および第 2 の深度画像 D 2 を表示する（ステップ S T 10）。そして、終了の指示がなされるまで（ステップ S T 11: 肯定）ステップ S T 6 ~ ステップ S T 10 の処理が繰り返される。

【0062】

なお、上記実施形態の処理においては、類似度がしきい値 $T_h 1$ 以上となる第 2 の深度画像 D 2 が存在しない場合があり得る。このような場合には、類似度を算出する第 2 の深度画像 D 2 を取得した範囲を広げる等して、内視鏡先端 3 B の位置を推定すればよい。

【0063】

このように、本実施形態においては、実内視鏡画像 T 0 および仮想内視鏡画像 K 0 の表現形式を深度画像の表現形式に変換して第 1 の深度画像 D 1 および第 2 の深度画像 D 2 を取得し、第 1 の深度画像 D 1 と第 2 の深度画像 D 2 との類似度を算出するようにした。このため、レンズの曇りおよび断層撮影によっては捉えることができない物体等がノイズとして実内視鏡画像 T 0 に含まれていても、実内視鏡画像 T 0 を深度画像の表現形式に変換する際に、ノイズをキャンセルすることができる。したがって、本実施形態によれば、実内視鏡画像 T 0 と仮想内視鏡画像 K 0 との類似度を精度よく算出することができる。また、このように算出された類似度を用いることにより、内視鏡先端 3 B の位置を精度よく推定することができる。

【0064】

なお、上記実施形態においては、位置推定部 2 6 が内視鏡先端 3 B の基準位置を推定しているが、これに限定されるものではない。例えば、図 11 に示すように、内視鏡装置 3 を位置検出装置 3 4 を有するものとし、位置検出装置 3 4 により内視鏡先端 3 B の位置を検出しつつ、第 1 の深度画像 D 1 と第 2 の深度画像 D 2 との類似度を算出して、内視鏡先端 3 B の位置を推定するようにしてもよい。

【0065】

この場合、位置検出装置 3 4 は、被検体の体内における内視鏡先端 3 B の位置および向きを検出する。具体的には、位置検出装置 3 4 は、被検体の特定部位の位置を基準とした 3 次元座標系の検出領域を有するエコー装置を有し、エコー装置により、内視鏡先端 3 B の特徴的な形状を検出することによって、被検体の体内における内視鏡先端 3 B の相対的な位置および向きを検出する。そして、検出した内視鏡先端 3 B の位置および向きの情報を位置情報 Q 0 として検査支援装置 6 に出力する（例えば、特開 2006 - 61274 号公報参照）。検出した内視鏡先端 3 B の位置および向きは、撮影して得られた実内視鏡画像 T 0 の視点および視線方向にそれぞれ該当する。ここで、内視鏡先端 3 B の位置は、上述した被検体の特定部位の位置を基準とした 3 次元座標により表される。また、位置情報 Q 0 は、実内視鏡画像 T 0 と同様のサンプリングレートにより検査支援装置 6 に出力される。

【0066】

このように、位置検出装置 3 4 を用いた場合、類似度算出部 2 5 は、位置情報 Q 0 により表される気管支内の位置から予め定められた範囲 A 0 内にある 1 以上の第 2 の深度画像 D 2 と第 1 の深度画像 D 1 との類似度を算出する。位置推定部 2 6 は、上記実施形態と同様に、範囲 A 0 内におけるすべての第 2 の深度画像 D 2 と第 1 の深度画像 D 1 との類似度のうち、しきい値 $T_h 1$ 以上となり、かつ最も類似度が大きい第 2 の深度画像 D 2 に対応する仮想内視鏡画像 K 0 を生成した位置を内視鏡先端 3 B の位置であると推定する。この場合においても、上記実施形態と同様に第 1 の深度画像 D 1 と第 2 の深度画像 D 2 との画素値に基づいて位置ずれ量を求めて、推定した位置を修正するようにしてもよい。

【0067】

また、上記実施形態においては、類似度算出部 2 5 は、実内視鏡画像 T 0 が取得される毎

10

20

30

40

50

に、第1の深度画像D1と第2の深度画像D2との類似度を算出しているが、これに限定されるものではない。例えば、特開2016-163609号公報に記載された手法を用いて、実内視鏡画像T0に気管支の分岐構造が含まれるか否かを判定し、実内視鏡画像T0に気管支の分岐構造が含まれる場合にのみ、第1の深度画像D1を取得して、第1の深度画像D1と第2の深度画像D2との類似度を算出するようにしてもよい。

【0068】

また、上記実施形態においては、本開示の検査支援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、胃、大腸および血管等の管状構造物を内視鏡により観察する場合にも、本開示を適用できる。

【0069】

また、上記実施形態においては、第1の深度画像D1および第2の深度画像D2の画素値から位置ずれ量を算出して、内視鏡先端3Bの位置を修正しているが、これに限定されるものではない。位置推定部26は、類似度に基づいて推定した仮想内視鏡画像K0の視点位置を、そのまま内視鏡先端3Bの位置として推定してよい。

【0070】

また、上記実施形態においては、検査支援装置6が気管支画像生成部22および仮想内視鏡画像生成部23を備えているが、これに限定されるものではない。気管支画像生成部22および仮想内視鏡画像生成部23を検査支援装置6とは別個の装置として設けるようにしてもよい。この場合、気管支画像B0および仮想内視鏡画像K0は別個の装置から検査支援装置6に入力され、画像取得部21により取得される。

【0071】

また、上記実施形態においては、実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K0の表現形式を深度画像の表現形式に変換しているが、これに限定されるものではない。例えばCG風の表現形式等、深度画像の表現形式以外の表現形式に、実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K0を変換するようにしてもよい。

【0072】

また、上記実施形態においては、第1の医用画像として実内視鏡画像を、第2の医用画像として仮想内視鏡画像を用いているが、これに限定されるものではない。第1の医用画像をCT画像とし、第2の医用画像をMRI画像とする等、第1の医用画像と第2の医用画像との表現形式が異なれば、任意の医用画像を用いることができる。

【0073】

また、上記実施形態においては、本開示による検査支援装置を、内視鏡検査を支援する装置に適用しているが、これに限定されるものではない。第1の表現形式の第1の医用画像、および第1の表現形式とは異なる第2の表現形式の第2の医用画像を取得する検査を支援する任意の装置に本開示を適用することができる。

【0074】

また、上記実施形態において、例えば、画像取得部21、気管支画像生成部22、仮想内視鏡画像生成部23、変換部24、類似度算出部25、位置推定部26、および表示制御部27といった各種の処理を実行する処理部（processing unit）のハードウェア的な構造としては、次に示す各種のプロセッサ（processor）を用いることができる。上記各種のプロセッサには、上述したように、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるCPUに加えて、FPGA（Field Programmable Gate Array）等の製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device :PLD）、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）等の特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路等が含まれる。

【0075】

1つの処理部は、これらの各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種または異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のFPGAの組み合わせまたはCPUとFPGAとの組み合わせ）で構成されてもよい。また、複数の処理部を1つ

10

20

30

40

50

のプロセッサで構成してもよい。

【 0 0 7 6 】

複数の処理部を 1 つのプロセッサで構成する例としては、第 1 に、クライアントおよびサーバ等のコンピュータに代表されるように、1 つ以上の CPU とソフトウェアとの組み合わせで 1 つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第 2 に、システムオンチップ (System On Chip: SoC) 等に代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を 1 つの IC (Integrated Circuit) チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサの 1 つ以上を用いて構成される。

【 0 0 7 7 】

さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造としては、より具体的には、半導体素子等の回路素子を組み合わせた電気回路 (circuitry) を用いることができる。

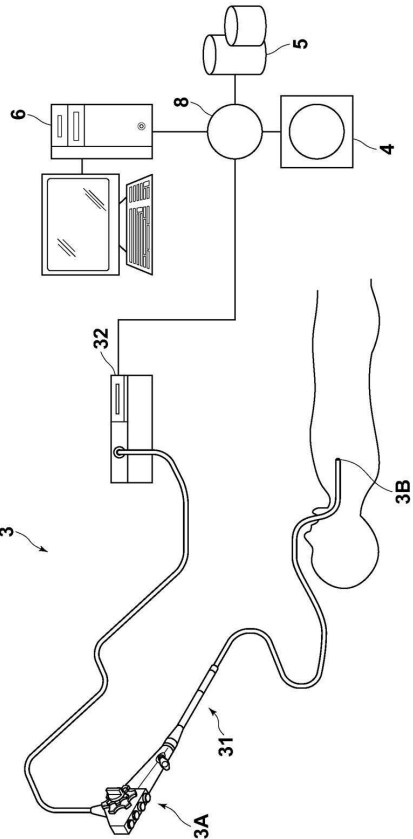
【符号の説明】

【 0 0 7 8 】

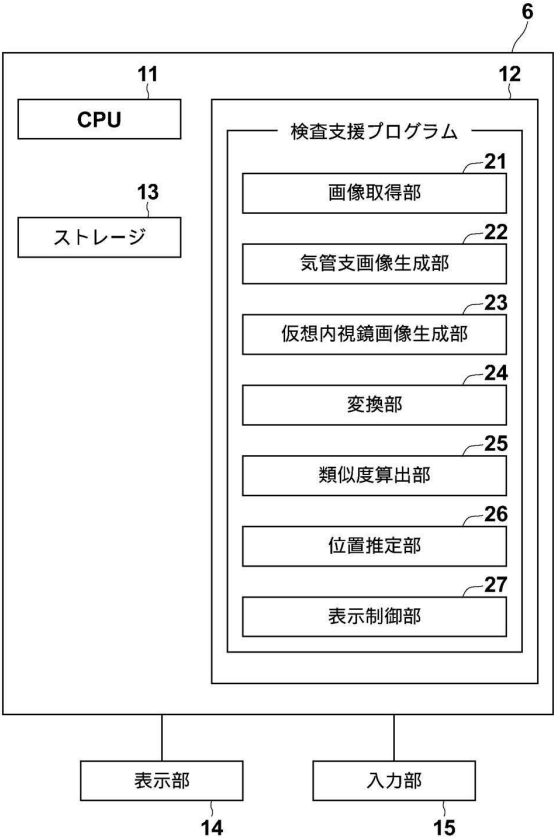
3	内視鏡装置	
3 A	操作部	
3 B	内視鏡先端	
4	3 次元画像撮影装置	
5	画像保管サーバ	
6	検査支援装置	20
8	ネットワーク	
1 1	C P U	
1 2	メモリ	
1 3	ストレージ	
1 4	表示部	
1 5	入力部	
2 1	画像取得部	
2 2	気管支画像生成部	
2 3	仮想内視鏡画像生成部	
2 4	変換部	30
2 5	類似度算出部	
2 6	位置推定部	
2 7	表示制御部	
3 1	内視鏡スコープ	
3 2	プロセッサ装置	
4 0	経路	
5 0	表示画像	
5 1	移動軌跡	
A 0	範囲	
B 0	気管支画像	40
D 1	第 1 の深度画像	
D 2	第 2 の深度画像	
K 0	仮想内視鏡画像	
L	位置ずれ量	
P 1	位置	
P b	基準位置	
P t	位置	
R 1 , R 2	領域	
T 0	実内視鏡画像	50

【図面】

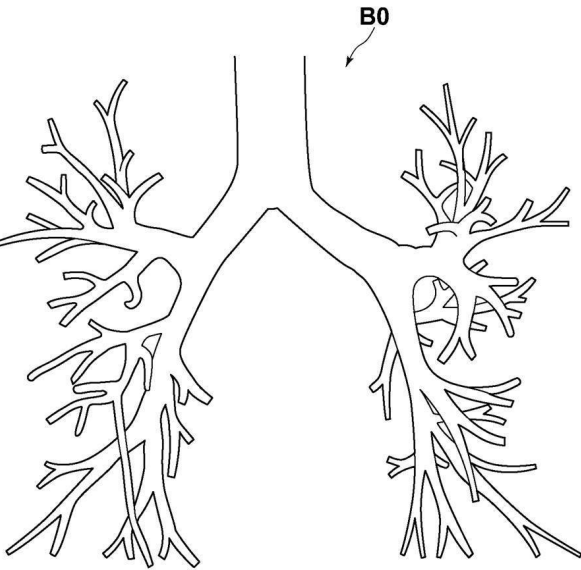
【図 1】



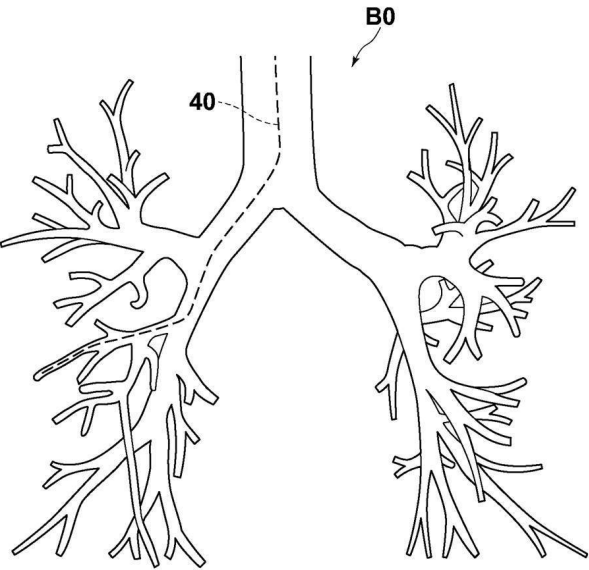
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

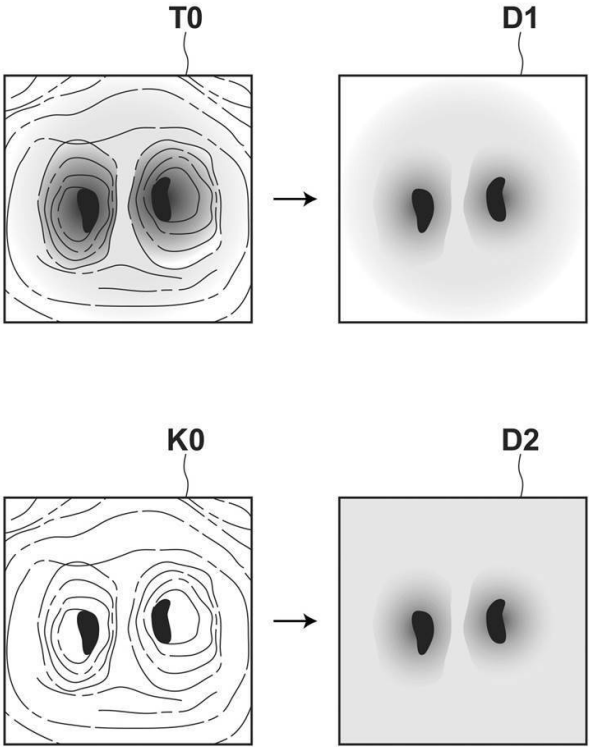
20

30

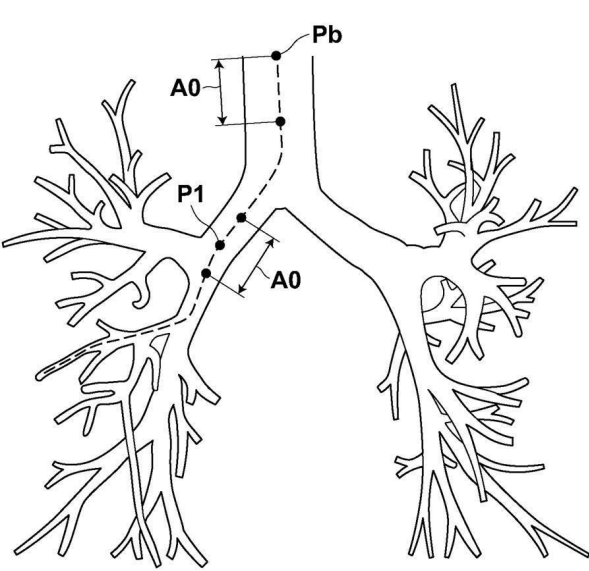
40

50

【図 5】



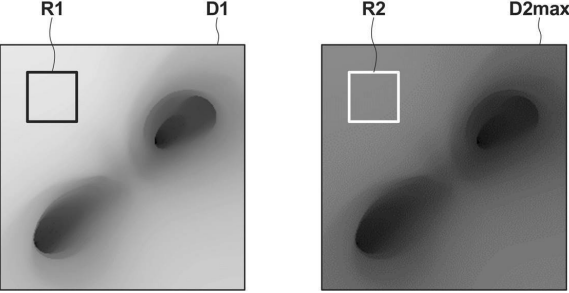
【図 6】



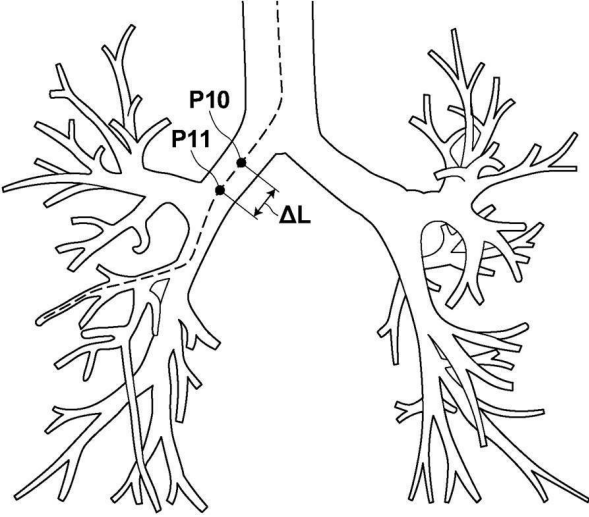
10

20

【図 7】



【図 8】

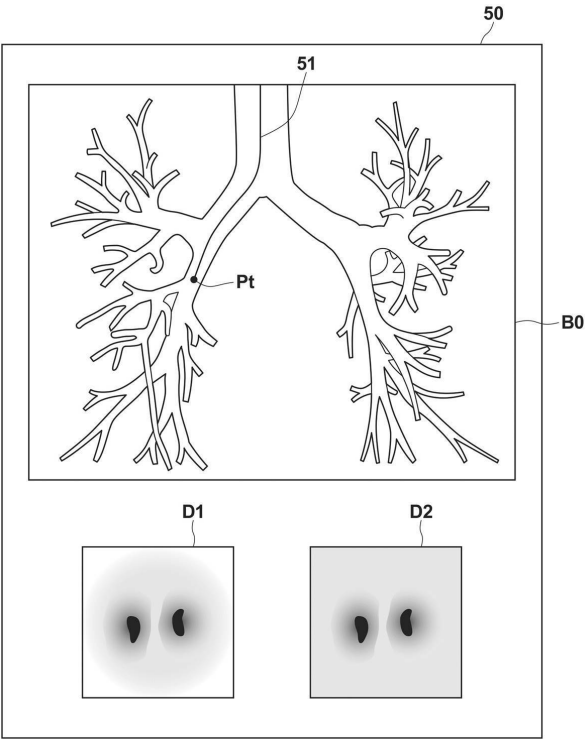


30

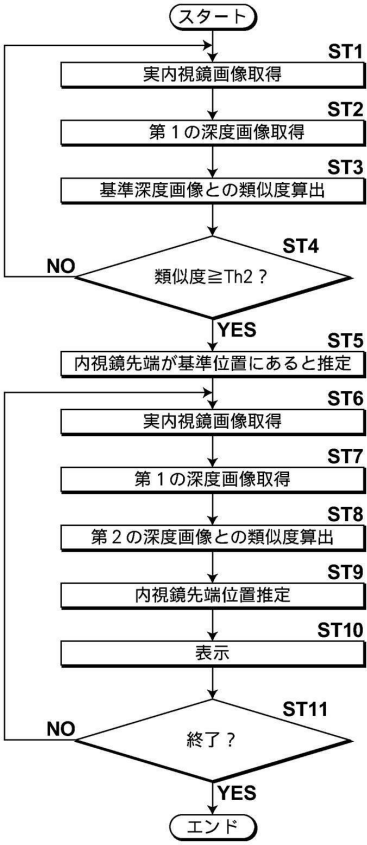
40

50

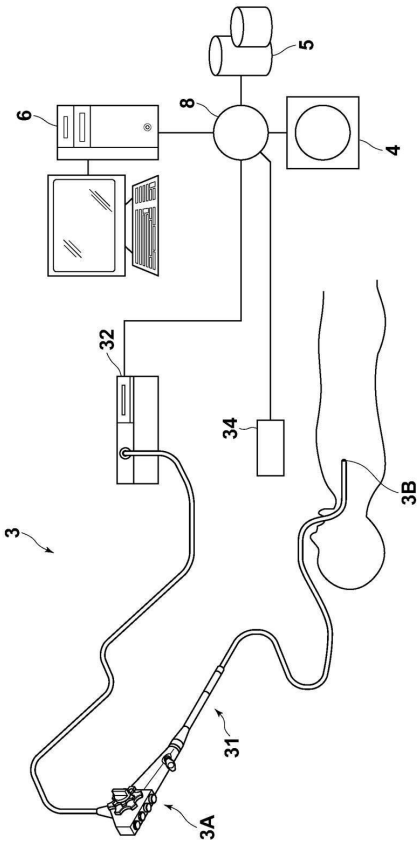
【図 9】



【図 10】



【図 11】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

(51)国際特許分類

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

F I

A 6 1 B	5/055	3 8 0
G 0 6 T	7/00	6 1 4
G 0 2 B	23/24	B
A 6 1 B	6/03	3 7 7

(56)参考文献

米国特許出願公開第 2 0 0 8 / 0 0 7 1 1 4 3 (U S , A 1)

特開 2 0 1 1 - 0 0 0 1 7 3 (J P , A)

国際公開第 2 0 1 2 / 1 0 8 0 8 5 (W O , A 1)

特開 2 0 0 3 - 2 6 5 4 0 8 (J P , A)

特開 2 0 1 2 - 0 5 0 6 0 6 (J P , A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 4 5

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 B 6 / 0 3

A 6 1 B 5 / 0 5 5

G 0 6 T 7 / 0 0

G 0 2 B 2 3 / 2 4