

(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2016-39874
(P2016-39874A)

(43) 公開日 平成28年3月24日(2016.3.24)

(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 7 7	2 H 0 4 0
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 6/12	
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 22 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2014-164640 (P2014-164640)
(22) 出願日 平成26年8月13日 (2014.8.13)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100073184
弁理士 柳田 征史
(74) 代理人 100090468
弁理士 佐久間 剛
(72) 発明者 橋本 剛幸
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 CA22 CA27 DA03 DA11 DA21
DA54 GA02 GA11
4C093 AA22 AA25 AA26 CA23 DA01
DA03 FF07 FF22 FF28 FF35
FF42 FG01 FG02 FG13
最終頁に続く

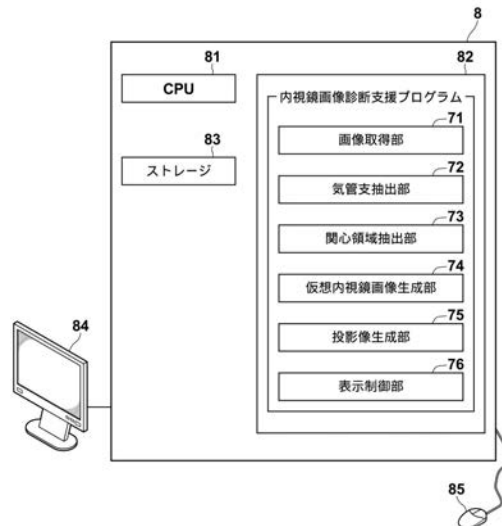
(54) 【発明の名称】 内視鏡画像診断支援装置、システム、方法およびプログラム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡画像診断支援装置、システム、方法およびプログラムにおいて、内視鏡先端と特定点および関心領域との距離を分かりやすくする。

【解決手段】画像取得部71が実内視鏡画像T0を取得し、仮想内視鏡画像生成部74が、実内視鏡画像T0の視点に対応する仮想内視鏡画像K0を生成する。投影像生成部75が、気管支内部に設定された特定点を基準として、気管支内壁に関心領域を投影した第1の投影像R1と、内視鏡の先端3Bの位置を基準として、気管支内壁に関心領域を投影した第2の投影像とを生成する。表示制御部76は、内視鏡に関心領域に導くためのナビゲーション画像を生成し、ナビゲーション画像に第1および第2の投影像R1, R2を重畳してディスプレイ84に表示する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の 3 次元画像に含まれる管腔状臓器を抽出する管腔状臓器抽出手段と、
前記管腔状臓器内に挿入された内視鏡を用いて撮影を行うことにより生成された、該管腔状臓器の内壁を表す実内視鏡画像、および前記 3 次元画像から生成された、前記内視鏡の先端に対応する前記 3 次元画像中の位置から見た前記管腔状臓器の内壁を表す仮想内視鏡画像を取得する画像取得手段と、

前記 3 次元画像を用いて、前記管腔状臓器の内部に設定された特定点を基準として、前記管腔状臓器の内壁に、該管腔状臓器に関連する関心領域を投影した第 1 の投影像を生成し、かつ前記内視鏡の先端を基準として、前記管腔状臓器の内壁に前記関心領域を投影した第 2 の投影像を生成する投影像生成手段と、

前記実内視鏡画像および前記仮想内視鏡画像の少なくとも一方に前記第 1 および前記第 2 の投影像を重畳させて表示手段に表示する表示制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 2】

前記第 1 の投影像は、前記特定点または該第 1 の投影像の投影位置と前記関心領域の表面との距離に応じて強調されてなる請求項 1 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 3】

前記第 1 の投影像は、該第 1 の投影像の輪郭線、不透明度および色の少なくとも 1 つを変更することにより強調されてなる請求項 2 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 4】

前記第 2 の投影像は、前記内視鏡の先端または該第 2 の投影像の投影位置と前記関心領域の表面との距離に応じて強調されてなる請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 5】

前記第 2 の投影像は、該第 2 の投影像の輪郭線、不透明度および色の少なくとも 1 つを変更することにより強調されてなる請求項 4 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 6】

前記第 1 および前記第 2 の投影像の少なくとも一方は、前記内視鏡の先端と前記特定点とが特定の距離以下となった場合に、該特定の距離より大きい場合よりも強調されてなる請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 7】

前記特定の距離は、前記関心領域の穿刺を行うために前記内視鏡の先端に取り付けられた穿刺針による穿刺可能となる距離である請求項 6 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 8】

前記特定点は、前記関心領域の生検を行うための施術前に設定された点である請求項 1 から 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 9】

前記特定点は、前記関心領域の生検を行うための施術中に設定された点である請求項 1 から 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 10】

前記表示制御手段は、前記第 1 の投影像および前記第 2 の投影像の少なくとも一方の表示および非表示を切り替え可能な手段である請求項 1 から 9 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 11】

前記画像取得手段は、前記実内視鏡画像を取得する手段であり、

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手段をさらに備えた請求項 1 から 10 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 12】

前記管腔状臓器内に挿入された前記内視鏡の先端の位置を検出する位置検出手段をさら

10

20

30

40

50

に備えた請求項 1 から 1 1 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 1 3】

前記 3 次元画像から前記関心領域を抽出する関心領域抽出手段をさらに備えた請求項 1 から 1 2 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 1 4】

内視鏡と、

前記内視鏡により被検体の 3 次元画像に含まれる管腔状臓器の内面を撮影することにより、該管腔状臓器の内面を表す実内視鏡画像を生成する実内視鏡画像生成手段と、

請求項 1 から 1 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置とを備えたことを特徴とする内視鏡画像診断支援システム。

【請求項 1 5】

被検体の 3 次元画像に含まれる管腔状臓器を抽出し、

前記管腔状臓器内に挿入された内視鏡を用いて撮影を行うことにより生成された、該管腔状臓器の内壁を表す実内視鏡画像、および前記 3 次元画像から生成された、前記内視鏡の先端に対応する前記 3 次元画像中の位置から見た前記管腔状臓器の内壁を表す仮想内視鏡画像を取得し、

前記 3 次元画像を用いて、前記管腔状臓器の内部に設定された特定点を基準として、前記管腔状臓器の内壁に、該管腔状臓器に関連する関心領域を投影した第 1 の投影像を生成し、かつ前記内視鏡の先端を基準として、前記管腔状臓器の内壁に前記関心領域を投影した第 2 の投影像を生成し、

前記実内視鏡画像および前記仮想内視鏡画像の少なくとも一方に前記第 1 および前記第 2 の投影像を重畳させて表示手段に表示することを特徴とする内視鏡画像診断支援方法。

【請求項 1 6】

被検体の 3 次元画像に含まれる管腔状臓器を抽出する手順と、

前記管腔状臓器内に挿入された内視鏡を用いて撮影を行うことにより生成された、該管腔状臓器の内壁を表す実内視鏡画像、および前記 3 次元画像から生成された、前記内視鏡の先端に対応する前記 3 次元画像中の位置から見た前記管腔状臓器の内壁を表す仮想内視鏡画像を取得する手順と、

前記 3 次元画像を用いて、前記管腔状臓器の内部に設定された特定点を基準として、前記管腔状臓器の内壁に、該管腔状臓器に関連する関心領域を投影した第 1 の投影像を生成し、かつ前記内視鏡の先端を基準として、前記管腔状臓器の内壁に前記関心領域を投影した第 2 の投影像を生成する手順と、

前記実内視鏡画像および前記仮想内視鏡画像の少なくとも一方に前記第 1 および前記第 2 の投影像を重畳させて表示手段に表示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画像診断支援プログラム。

【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腔状臓器への内視鏡の挿入および生検を支援する内視鏡画像診断支援装置、システム、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、患者の大腸や気管支等の管腔状臓器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腔状臓器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、管腔状臓器の内部を 2 次元の画像に表すものである。このため、内視鏡画像が管腔状臓器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。

【0003】

そこで、CT (Computed Tomography) 装置等のモダリティによる断層撮影により取得

10

20

30

40

50

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し、管腔状臓器内において、異常部位である関心領域が存在する目標とする地点までの経路を予め取得する技術が提案されている。この仮想内視鏡画像は、内視鏡を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。

【0004】

一方、関心領域の組織のサンプルを採取して生検を行うために、先端に穿刺針が取り付けられた内視鏡が提案されている。このような内視鏡を用いて生検のために組織のサンプルを採取する場合、内視鏡を操作するオペレータは、ナビゲーション画像を見ながら関心領域の位置まで内視鏡を挿入し、穿刺針を用いて関心領域を穿刺することにより、関心領域の組織のサンプルを採取する。そして採取した組織のサンプルを用いて生検が行われる。

10

【0005】

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管路内を通して、穿刺を行う関心領域の位置まで内視鏡の先端を短時間で到達させるのは困難である。また、関心領域が気管支の外側にあると、内視鏡先端と穿刺を行う位置との距離を把握しにくい。

【0006】

このため、内視鏡先端と穿刺を行う位置との関係を明示して、管腔状臓器における目標とする位置までの内視鏡の経路をナビゲーションする各種手法が提案されている。例えば特許文献1には、気管支の仮想内視鏡画像に、サンプルを採取する関心領域を重畳表示する手法が提案されている。とくに特許文献1の手法においては、内視鏡先端から関心領域までの距離が小さくなるほど、関心領域が大きく表示されるため、内視鏡先端から関心領域までの距離を把握することができる。また、特許文献2には、関心領域への内視鏡先端の接近に応じて、仮想内視鏡画像の色調を変更することにより、内視鏡先端から関心領域までの距離を把握する手法が提案されている。また、特許文献3には、気管支等の管腔状臓器の仮想内視鏡画像において、内視鏡先端から管腔状臓器の壁の外側にある関心領域を、内壁とは異なる画素値により内壁上に表示する手法が提案されている。さらに、特許文献4には、気管支壁の外側にある関心領域を、視点位置からの実内視鏡画像または仮想内視鏡画像に融合させて表示する手法が提案されている。特許文献1～4の手法によれば、仮想内視鏡画像あるいは実内視鏡画像中の気管支の内壁に、内視鏡先端の位置を基準とした関心領域を表示することができるため、内視鏡を関心領域まで容易に導くことができる。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】国際公開2011/102012号

【特許文献2】特開2005-131319号公報

【特許文献3】特開2005-349199号公報

【特許文献4】特表2010-517632号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献1～4に記載された手法においては、内視鏡の先端を基準とした関心領域の位置は分かるものの、内視鏡先端と関心領域との距離が分かりにくい。また、穿刺を行う際には、予め設定された穿刺を行うのに好ましい、内視鏡の先端が到達すべき位置（以下特定点とする）と内視鏡先端とを一致させる必要があるが、特許文献1～4に記載された手法においては、内視鏡先端を特定点と精度よく一致させることは困難である。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑みなされたものであり、内視鏡画像診断支援装置、システム、

50

方法およびプログラムにおいて、内視鏡先端と特定点および関心領域との距離を分かりやすくすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明による内視鏡画像診断支援装置は、被検体の3次元画像に含まれる管腔状臓器を抽出する管腔状臓器抽出手段と、

管腔状臓器内に挿入された内視鏡を用いて撮影を行うことにより生成された、管腔状臓器の内壁を表す実内視鏡画像、および3次元画像から生成された、内視鏡の先端に対応する3次元画像中の位置から見た管腔状臓器の内壁を表す仮想内視鏡画像を取得する画像取得手段と、

3次元画像を用いて、管腔状臓器内部に設定された特定点を基準として、管腔状臓器の内壁に、管腔状臓器に関連する関心領域を投影した第1の投影像を生成し、かつ内視鏡の先端を基準として、管腔状臓器の内壁に関心領域を投影した第2の投影像を生成する投影像生成手段と、

実内視鏡画像および仮想内視鏡画像の少なくとも一方に第1および第2の投影像を重畳させて表示手段に表示する表示制御手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0011】

「管腔状臓器に関連する関心領域」とは、気管支、小腸、大腸等の管腔状臓器に関連する腫瘍、結節およびリンパ節等の構造物の領域を意味する。

【0012】

なお、本発明による内視鏡画像診断支援装置においては、第1の投影像を、特定点または第1の投影像の投影位置と関心領域の表面との距離に応じて強調されてなるものとしてもよい。

【0013】

この場合、第1の投影像を、第1の投影像の輪郭線、不透明度および色の少なくとも1つを変更することにより強調されてなるものとしてもよい。

【0014】

また、本発明による内視鏡画像診断支援装置においては、第2の投影像を、内視鏡の先端または第2の投影像の投影位置と関心領域の表面との距離に応じて強調されてなるものとしてもよい。

【0015】

この場合、第2の投影像を、第2の投影像の輪郭線、不透明度および色の少なくとも1つを変更することにより強調されてなるものとしてもよい。

【0016】

「特定点あるいは内視鏡の先端もしくは第1または第2の投影像の投影位置と関心領域の表面との距離に応じて強調される」とは、距離が変化した際に投影像の強調の程度を変更することをいう。例えば、距離が小さくなるほど、投影像がより強調されるように強調の程度を変更することが好ましい。より具体的には、距離が小さくなるほど、投影像の輪郭線をより濃くあるいは太くしたり、投影像の不透明度をより1に近づけるようにしたり、色の濃度をより大きくしたりすることが考えられる。

【0017】

なお、投影位置と関心領域の表面との距離としては、投影位置の中心から関心領域の表面までの距離としてもよく、関心領域の表面と投影位置における各投影点との距離の平均値としてもよい。

【0018】

また、本発明による内視鏡画像診断支援装置においては、第1および第2の投影像の少なくとも一方を、内視鏡の先端と特定点とが特定の距離以下となった場合に、特定の距離より大きい場合よりも強調されてなるものとしてもよい。

【0019】

この場合、特定の距離を、関心領域の穿刺を行うために内視鏡の先端に取り付けられた

10

20

30

40

50

穿刺針による穿刺可能となる距離としてもよい。

【0020】

「特定の距離」とは、内視鏡に取り付けられた穿刺針により、関心領域の穿刺を行うことが可能となる距離、すなわち穿刺針の稼動範囲となる距離である。具体的には、穿刺針の先端の数ミリ程度が関心領域に穿刺されれば、組織のサンプルを採取することができるため、特定の距離は、穿刺針の長さから数ミリ程度短い距離とすることが考えられる。

【0021】

また、本発明による内視鏡画像診断支援装置においては、特定点を、関心領域の生検を行うための施術前に設定された点としてもよい。

【0022】

また、特定点を、関心領域の生検を行うための施術中に設定された点としてもよい。

【0023】

また、表示制御手段を、第1の投影像および第2の投影像の少なくとも一方の表示および非表示を切り替え可能な手段としてもよい。

【0024】

また、画像取得手段を実内視鏡画像を取得する手段とし、

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手段をさらに備えるものとしてもよい。

【0025】

また、管腔状臓器内に挿入された内視鏡の先端の位置を検出する位置検出手段をさらに備えるものとしてもよい。

【0026】

また、3次元画像から関心領域を抽出する関心領域抽出手段をさらに備えるものとしてもよい。

【0027】

本発明による内視鏡画像診断支援システムは、内視鏡と、

内視鏡により被検体の3次元画像に含まれる管腔状臓器の内面を撮影することにより、管腔状臓器の内面を表す実内視鏡画像を生成する実内視鏡画像生成手段と、

本発明による内視鏡画像診断支援装置とを備えたことを特徴とするものである。

【0028】

本発明による内視鏡画像診断支援方法は、被検体の3次元画像に含まれる管腔状臓器を抽出し、

管腔状臓器内に挿入された内視鏡を用いて撮影を行うことにより生成された、管腔状臓器の内壁を表す実内視鏡画像、および3次元画像から生成された、内視鏡の先端に対応する3次元画像中の位置から見た管腔状臓器の内壁を表す仮想内視鏡画像を取得し、

3次元画像を用いて、管腔状臓器の内部に設定された特定点を基準として、管腔状臓器の内壁に、管腔状臓器に関連する関心領域を投影した第1の投影像を生成し、かつ内視鏡の先端を基準として、管腔状臓器の内壁に関心領域を投影した第2の投影像を生成し、

実内視鏡画像および仮想内視鏡画像の少なくとも一方に第1および第2の投影像を重畳させて表示手段に表示することを特徴とするものである。

【0029】

なお、本発明による内視鏡画像診断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。

【発明の効果】

【0030】

本発明によれば、3次元画像から、管腔状臓器内部に設定された特定点を基準として、管腔状臓器の内壁に関心領域を投影した第1の投影像が生成され、内視鏡の先端を基準として、管腔状臓器の内壁に関心領域を投影した第2の投影像が生成される。そして、実内視鏡画像および仮想内視鏡画像の少なくとも一方に第1および第2の投影像が重畳されて表示手段に表示される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

ここで、第 1 の投影像は特定点を基準として、管腔状臓器の内壁に関心領域を投影することにより生成され、第 2 の投影像は、内視鏡の先端を基準として、管腔状臓器の内壁に関心領域を投影することにより生成される。このため、実内視鏡画像および仮想内視鏡画像の少なくとも一方に重畳される第 1 の投影像と第 2 の投影像との間隔は、特定点と内視鏡の先端との距離を表すものとなる。これにより、内視鏡を管腔状臓器内において特定点へ向けて移動させると、第 1 の投影像と第 2 の投影像との間隔が徐々に小さくなる。したがって、本発明によれば、第 1 の投影像と第 2 の投影像との間隔により、内視鏡の先端と特定点との距離、さらには関心領域との距離を容易に把握することができる。

【 0 0 3 2 】

また、第 1 の投影像と第 2 の投影像とが重なるように内視鏡を移動させることにより、内視鏡の先端を特定点と精度よく一致させることができる。このため、管腔状臓器内のより好ましい位置において、関心領域の穿刺を行って、関心領域の組織のサンプルを採取することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 3 】

【 図 1 】本発明の実施形態による内視鏡画像診断支援装置を適用した、内視鏡画像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 】内視鏡の先端の拡大図

【 図 3 】ワークステーションに内視鏡画像診断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た内視鏡画像診断支援装置の概略構成を示す図

【 図 4 】気管支と関心領域との位置関係を模式的に示す図

【 図 5 】第 1 の投影像の生成を説明するための図

【 図 6 】投影像の強調の例を説明するための図

【 図 7 】投影像の強調の他の例を説明するための図

【 図 8 】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 9 】ナビゲーション画像の例を示す図

【 図 1 0 】ナビゲーション画像の他の例を示す図

【 図 1 1 】ナビゲーション画像のさらに他の例を示す図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 4 】

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画像診断支援装置を適用した、内視鏡画像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 5、画像保管サーバ 6、および内視鏡画像診断支援装置 8 とが、ネットワーク 9 を経由して通信可能な状態で接続されている。

【 0 0 3 5 】

内視鏡装置 3 は、被検体の管腔状臓器の内部を撮影する内視鏡スコープ 3 1、撮影により得られた信号に基づいて管腔状臓器の内部の画像を生成するプロセッサ装置 3 2、並びに内視鏡スコープ 3 1 の先端の位置および向きを検出する位置検出装置 3 4 等を備える。

【 0 0 3 6 】

内視鏡スコープ 3 1 は、操作部 3 A に管腔状臓器内に挿入される挿入部が連続して取り付けられたものであり、プロセッサ装置 3 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 3 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、後述する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 3 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 3 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 3 1 の挿入部の先端 3 B から照射され、内視鏡スコープ 3 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 3 1 の挿入部

10

20

30

40

50

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の先端 3 B と称するものとする。

【 0 0 3 7 】

図 2 は内視鏡の先端 3 B の拡大図である。図 2 に示すように、内視鏡の先端 3 B には、撮像レンズ 3 5 および撮像レンズ 3 5 に入射する気管支内壁の像を、プロセッサ装置 3 2 に案内するための光ファイバ 3 6 が設けられている。また、気管支に関連する関心領域の組織の生検を行うために、関心領域を穿刺して組織のサンプルを採取する穿刺針 3 7 が取り付けられている。穿刺針 3 7 は、操作部 3 A の操作により、矢印 A 方向に往復移動可能に先端 3 B に取り付けられている。オペレータは、気管支内に設定された特定点に向けて内視鏡スコープ 3 1 の挿入部を移動する。そして特定点において操作部 3 A を操作することにより、内視鏡の先端 3 B から、穿刺針 3 7 を関心領域に向けて進出させて関心領域を穿刺する。そしてこれにより、関心領域の組織のサンプルを採取することができる。

10

【 0 0 3 8 】

位置検出装置 3 4 は、被検体の体内における内視鏡の先端 3 B の位置および向きを検出するものである。具体的には、被検体の特定部位の位置を基準点とした 3 次元座標系の検出領域を有するエコー装置により、内視鏡の先端 3 B の特徴的な形状を検出することで、被検体の体内における内視鏡の先端 3 B の相対的な位置および向きを検出し、検出した先端 3 B の位置および向きの情報をプロセッサ装置 3 2 に供給するものである（例えば、特開 2 0 0 6 - 6 1 2 7 4 号公報参照）。検出した先端 3 B の位置および向きは、撮影して得られた内視鏡画像の視点および視線方向に該当する。

20

【 0 0 3 9 】

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。なお、プロセッサ装置 3 2 が実内視鏡画像生成手段に対応する。内視鏡画像 T 0 は、位置検出装置 3 4 により検出されたその撮影時における先端 3 B の位置および向きの情報が付帯情報として付加され、画像保管サーバ 6 あるいは内視鏡画像診断支援装置 8 に送信される。

【 0 0 4 0 】

3 次元画像撮影装置 5 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 (Magnetic Resonance Imaging) 装置、P E T (Positron Emission Tomography)、超音波診断装置等である。この 3 次元画像撮影装置 5 により生成された 3 次元画像 V 0 は画像保管サーバ 6 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 5 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。

30

【 0 0 4 1 】

画像保管サーバ 6 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 6 は、ネットワーク 9 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 T 0 および 3 次元画像撮影装置 5 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 T 0 は、内視鏡の先端 3 B の移動に応じて撮影される動画データとなる。このため、内視鏡画像 T 0 は、画像保管サーバ 6 を経由することなく、内視鏡画像診断支援装置 8 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 9 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。

40

【 0 0 4 2 】

内視鏡画像診断支援装置 8 は、1 台のコンピュータに、本発明の内視鏡画像診断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。内視鏡画像診断支援プログラムは、D V

50

D、CD-ROM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。

【0043】

図3は、ワークステーションに内視鏡画像診断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た内視鏡画像診断支援装置の概略構成を示す図である。図3に示すように、内視鏡画像診断支援装置8は、標準的なワークステーションの構成として、CPU81、メモリ82およびストレージ83を備えている。また、内視鏡画像診断支援装置8には、本発明の表示手段であるディスプレイ84と、マウス等の入力装置85とが接続されている。

10

【0044】

ストレージ83には、ネットワーク9を経由して内視鏡装置3、3次元画像撮影装置5および画像保管サーバ6等から取得した実内視鏡画像T0、3次元画像V0および内視鏡画像診断支援装置8での処理によって生成された画像等が記憶されている。

【0045】

また、メモリ82には、内視鏡画像診断支援プログラムが記憶されている。内視鏡画像診断支援プログラムは、CPU81に実行させる処理として、内視鏡装置3が取得した実内視鏡画像T0および3次元画像撮影装置5が取得した3次元画像V0の画像取得処理、管腔状臓器および関心領域の抽出処理、3次元画像V0からの仮想内視鏡画像生成処理、投影画像生成処理、並びに表示制御処理を規定している。そして、CPU81がプログラムに従いこれらの処理を実行することで、汎用のワークステーションは、画像取得部71、気管支抽出部72、関心領域抽出部73、仮想内視鏡画像生成部74、投影画像生成部75および表示制御部76として機能する。なお、内視鏡画像診断支援装置8は、画像取得処理、管腔状臓器および関心領域の抽出処理、仮想内視鏡画像生成処理、投影画像生成処理、並びに表示制御処理をそれぞれ行うCPUを備えるものであってもよい。また、気管支抽出部72が、本発明の管腔状臓器抽出手段に対応する。

20

【0046】

画像取得部71は、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内視鏡画像T0および3次元画像V0を取得する。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T0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T0と称するものとする。画像取得部71は、実内視鏡画像T0および3次元画像V0が既にストレージ83に記憶されている場合には、ストレージ83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は必要に応じて表示制御部76に出力される。

30

【0047】

気管支抽出部72は、3次元画像V0から気管支を抽出する。具体的には、気管支抽出部72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気管支として抽出するものである。以下、このグラフ構造の抽出方法の一例を説明する。

40

【0048】

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、各画素ごと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。

【0049】

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。気管支抽出部72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次元画像ごと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。

50

【 0 0 5 0 】

まず、各解像度の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、下式のように3×3行列となる。

【 0 0 5 1 】

【数1】

$$\nabla^2 I = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{xy} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{xz} & I_{yz} & I_{zz} \end{bmatrix} \quad I_{xx} = \frac{\delta^2 I}{\delta x^2}, I_{xy} = \frac{\delta^2 I}{\delta x \delta y}, \dots \dots \dots \quad 10$$

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、 $\lambda_3 \gg \lambda_2 \gg \lambda_1 \approx 0$ 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。

【 0 0 5 2 】

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ることは限らない。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、検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。

【 0 0 5 3 】

そして、気管支抽出部72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、気管支を表すグラフ構造を得ることができる。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。

【 0 0 5 4 】

関心領域抽出部73は、3次元画像V0から、気管支に関連する結節、腫瘍およびリンパ節等を関心領域として抽出する。ここで、関心領域抽出部73は、結節、腫瘍およびリンパ節等の関心領域の種類ごとに、3次元画像V0中の各画素がその関心領域を示す画素であるかどうかを識別する識別器を備える。識別器は、各種類の関心領域を含む複数のサンプル画像を、例えばアダプティブスティングアルゴリズム等の手法を用いて機械学習することにより取得される。関心領域抽出部73は、識別器を用いて、3次元画像V0から関心領域を抽出する。なお、関心領域抽出部73を、公知のコンピュータ支援診断CAD（computer-aided diagnosis）システムを備えるものとし、CADシステムを用いて関心領域を抽出するようにしてもよい。また、オペレータがその3次元画像V0を読影して発見した関心領域の位置を、入力装置85を用いて入力したものを受けて、関心領域を抽出するようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

仮想内視鏡画像生成部74は、3次元画像V0から、実内視鏡画像T0の視点に対応する3次元画像V0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K0を生成する。具体的には、仮想内視鏡画像生成部74は、まず実内視鏡画像T0に付帯された先端3Bの位置および向き、すなわち実内視鏡画像T0の視点および視線方向の情報を取得す

10

20

30

40

50

る。また、気管支の内壁の形状が忠実に描写されるよう、気管支の内壁の画素に、一般的なボリュームレンダリングにおいて与えられる不透明度として1に近い値を与える。なお、不透明度は0~1の値により定義されるものとする。そして、位置Pに対応する3次元画像V0中の位置を視点として、その視点から放射状に伸ばした複数の視線上の画像情報を、向きに対応する方向を投影方向の中心とした投影面に投影した投影画像を3次元画像V0から生成する。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。以上の処理により、生成される投影画像は、実内視鏡画像T0と同一の構図を有する仮想内視鏡画像K0となる。仮想内視鏡画像K0は、必要に応じて表示制御部76に出力される。

【0056】

投影画像生成部75は、3次元画像V0を用いて、気管支内部に設定された特定点を基準として、気管支内壁に関心領域を投影した第1の投影画像を生成し、かつ内視鏡の先端3Bの位置を基準として、気管支内壁に関心領域を投影した第2の投影画像を生成する。まず、第1の投影画像の生成について説明する。

【0057】

まず、投影画像生成部75は、操作者による入力装置85を用いての特定点の設定を受け付ける。特定点とは、内視鏡の先端3Bに設けられた穿刺針37により、関心領域の穿刺を行うのに好ましい気管支内部の地点であり、オペレータにより予め設定される。例えば、オペレータは、内視鏡を用いた生検の施術前に、3次元画像V0に含まれる肺野領域をディスプレイ84にボリュームレンダリング表示等して、気管支に関連する関心領域、すなわち腫瘍、結節およびリンパ節等を特定する。

【0058】

図4は気管支と関心領域との位置関係を模式的に示す図である。図4に示すように、関心領域91は気管支90の外側であって、気管支90に隣接して存在する。このため、オペレータは、ディスプレイ84に表示された画像を見ながら、穿刺針37の稼動範囲、内視鏡の先端3Bの湾曲可能な角度範囲等を考慮して、穿刺針37を最も効率よく関心領域に到達させることができる位置を特定点に設定する。例えば、図4に示す点P0を特定点に設定する。なお、特定点P0の位置は、位置検出装置34が用いた、被検体の特定部位の位置を基準点とした3次元座標により表される。このように設定された特定点の情報、すなわち特定点の3次元座標は、ストレージ83に保存される。投影画像生成部75はストレージ83から特定点の位置の情報を取得する。

【0059】

次に投影画像生成部75は、特定点P0を基準として関心領域91を気管支内壁に投影した第1の投影画像を生成する。図5は第1の投影画像の生成を説明するための図である。図5に示すように、投影画像生成部75は、特定点P0から関心領域91の表面を構成する各画素に至る投影線、および投影線と気管支90の内壁面92との交点を求める。そして、関心領域91を交点に投影することにより第1の投影画像R1を取得する。

【0060】

続いて、投影画像生成部75は、第2の投影画像R2を生成する。なお、第2の投影画像R2の生成は、第1の投影画像R1を生成する際の基準位置が特定点P0ではなく、内視鏡の先端3Bの位置、すなわち実内視鏡画像T0の視点である点を除いて、第1の投影画像R1の生成と同一であるため、ここでは詳細な説明は省略する。

【0061】

表示制御部76は、気管支内部のナビゲーション画像に第1および第2の投影画像R1, R2を重畳してディスプレイ84に表示する。ナビゲーション画像は、内視鏡を特定点P0、すなわち穿刺を行う位置まで導くための画像であり、実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K0の少なくとも一方から生成される。なお、本実施形態においては、仮想内視鏡画像K0をナビゲーション画像として用いるものとするが、実内視鏡画像T0をナビゲーション画像として用いてもよい。また、実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K0を並べてナビゲーション画像を生成してもよく、実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K

10

20

30

40

50

0を重畳してナビゲーション画像を生成してもよい。なお、ナビゲーション画像が実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K0を並べたものである場合、第1および第2の投影像R1, R2は、実内視鏡画像T0および仮想内視鏡画像K0のいずれか一方のみに重畳してもよく、双方に重畳してもよい。

【0062】

また、入力装置85からの指示により、ナビゲーション画像G1において、仮想内視鏡画像K0、実内視鏡画像T0、仮想内視鏡画像K0と実内視鏡画像T0とを並べたもの、および仮想内視鏡画像K0と実内視鏡画像T0とを重畳したものを切り替えられるようにしてもよい。

【0063】

なお、第1の投影像R1と第2の投影像R2とを区別するために、表示制御部76は、第1および第2の投影像R1, R2を、それぞれ異なる画素値を有するよう表示することが好ましい。この場合、第1の投影像R1を青色、第2の投影像R2を赤色となるよう表示してもよい。また、画素値のみならず、第1および第2の投影像R1, R2とで輪郭線の種類を、例えば破線と実線というように異なるものとしてもよく、第1および第2の投影像R1, R2のそれぞれに異なる模様を付与して表示するようにしてもよい。

【0064】

また、第1および第2の投影像R1, R2を生成する際の、基準となる位置と関心領域91の表面との距離である投影距離に応じて、第1および第2の投影像R1, R2を強調して表示してもよい。例えば、第1の投影像R1に関して、図6に示すように、投影距離が小さいほど、段階的に第1の投影像R1の色の濃度を大きくするようにしてもよい。逆に、投影距離が小さいほど、段階的に第1の投影像R1の濃度を小さくするようにしてもよい。なお、図6においては投影距離を4段階に分け、投影距離が小さいほど大きい濃度となる4段階の濃度により第1の投影像R1が表されている。

【0065】

また、図7に示すように、投影距離が小さいほど、徐々に第1の投影像R1の濃度を濃くするようにしてもよい。また、投影距離が小さいほど、第1の投影像R1の輪郭線が太くあるいは濃くなるよう第1の投影像R1を生成してもよい。さらに、また、投影距離が小さいほど、第1の投影像R1の不透明度が1に近づくよう第1の投影像R1を表示してもよい。

【0066】

また、表示制御部76は、内視鏡の先端3Bの位置の情報を位置検出装置34から取得し、先端3Bの位置と特定点P0との距離が特定の距離以下となった場合に、特定の距離より大きい場合よりも、第1および第2の投影像R1, R2を強調して表示してもよい。具体的には、不透明度が0から1の間の値で定義される場合、先端3Bと特定点P0との距離が特定の距離より大きい場合には、第1および第2の投影像R1, R2の不透明度を、例えば0.5以下となるよう小さい値とし、特定の距離以下となった場合に、第1および第2の投影像R1, R2の不透明度を1に近い値とすればよい。これにより、先端3Bと特定点P0との距離が特定の距離より大きい場合には、第1および第2の投影像R1, R2は透明に見え、特定の距離以下の場合には、第1および第2の投影像R1, R2は不透明に見えることとなる。

【0067】

この場合、第1および第2の投影像R1, R2の双方を強調して表示してもよいが、第1の投影像R1のみ、あるいは第2の投影像R2のみを強調して表示してもよい。

【0068】

なお、先端3Bの位置と特定点P0との距離が小さくなるほど、不透明度を大きくするようにしてもよい。また、不透明度のみならず、先端3Bの位置と特定点P0との距離が特定の距離以下となった場合に、輪郭線を太くしたり輪郭線の種類を変更したりして第1および第2の投影像R1, R2を強調表示してもよい。また、第1および第2の投影像R1, R2の色をそれまでとは異なるものとなるよう変更したり、色の濃度を大きくした

10

20

30

40

50

りすることにより、第1および第2の投影像R1, R2を強調表示してもよい。本実施形態においては、内視鏡の先端3Bと特定点P0との距離が特定の距離より大きい場合に不透明度を0.5程度の第1の不透明度に設定し、特定の距離以下となった場合に、1に近い第2の不透明度に設定するものとして説明する。

【0069】

ここで、特定の距離としては、穿刺針37により関心領域91の穿刺を行うことが可能となる距離である。具体的には、穿刺針37の先端の数ミリ程度が関心領域に穿刺されれば、組織のサンプルを採取できるため、特定の距離は、穿刺針の長さから数ミリ程度短い距離とすることが考えられる。

【0070】

なお、表示制御部76において、投影距離に応じて第1および第2の投影像R1, R2を強調して表示するのに代えて、投影像生成部75において、投影距離に応じて強調された第1および第2の投影像R1, R2を生成してもよい。この場合、表示制御部76は、強調された第1および第2の投影像R1, R2をナビゲーション画像に重畳して表示すればよいこととなる。

【0071】

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8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、3次元画像V0は画像取得部71により取得されてストレージ83に保存されているものとする。また、気管支抽出部72により3次元画像V0から気管支が抽出され、関心領域抽出部73により3次元画像V0から関心領域が抽出され、その情報がストレージ83に保存されているものとする。また、特定点P0はオペレータにより設定され、特定点P0の情報がストレージ83に保存されているものとする。

【0072】

オペレータによる処理開始の指示が入力装置5からなされると、画像取得部71が実内視鏡画像T0を取得する(ステップST1)。そして、仮想内視鏡画像生成部74が、実内視鏡画像T0の視点に対応する仮想内視鏡画像K0を生成する(ステップST2)。さらに、投影像生成部75が、気管支内部に設定された特定点を基準として、気管支内壁に関心領域を投影した第1の投影像R1を生成し(ステップST3)、内視鏡の先端3Bの位置を基準として、気管支内壁に関心領域を投影した第2の投影像を生成する(ステップST4)。なお、第1の投影像R1は、内視鏡の先端3Bの位置に応じて変化するものではないため、予め生成してストレージ83に保存しておくようにしてもよい。

【0073】

次いで、表示制御部76は、仮想内視鏡画像K0をナビゲーション画像として生成する(ステップST5)。続いて、表示制御部76は、先端3Bの位置と特定点P0との距離を算出し、算出した距離が特定の距離以下となったか否かを判定する(ステップST6)。ステップST6が否定されると、表示制御部76は第1および第2の投影像R1, R2の不透明度を第1の不透明度に設定し(ステップST7)、設定された第1の不透明度により、第1および第2の投影像R1, R2をナビゲーション画像に重畳して、ディスプレイ84に表示し(ステップST8)、ステップST1にリターンする。

【0074】

一方、ステップST6が肯定されると、表示制御部76は第1および第2の投影像R1, R2の不透明度を第2の不透明度に設定し(ステップST9)、設定された第2の不透明度により、第1および第2の投影像R1, R2をナビゲーション画像に重畳して、ディスプレイ84に表示し(ステップST8)、ステップST1にリターンする。

【0075】

以下、本実施形態においてディスプレイ84に表示されるナビゲーション画像について説明する。図9~図11は、ナビゲーション画像の例を示す図である。内視鏡の先端3Bが特定点から離れている場合、内視鏡の先端3Bから特定点P0を臨むことができないため、図9に示すように、ナビゲーション画像G1には、第1の投影像R1は表示されず、

10

20

30

40

50

第2の投影像R2のみが表示されている。また、第2の投影像R2の不透明度は第1の不透明度となっている。なお、図9においては、第2の投影像R2の輪郭を破線とすることにより、第2の投影像R2の不透明度が第1の不透明度であることを示している。

【0076】

さらに、内視鏡を特定点に向けて進め、内視鏡の先端3Bから特定点が臨めるようになると、第1の投影像R1がナビゲーション画像G1に表示され、さらに内視鏡の先端3Bと特定点P0との距離が特定の値以下となると、図10に示すように、ナビゲーション画像G1には、第1および第2の投影像R1, R2がそれぞれ第2の不透明度にて表示される。また、ナビゲーション画像における第1および第2の投影像R1, R2との間隔に基づいて、オペレータは内視鏡の先端3Bと特定点P0との距離を容易に認識することができる。

10

【0077】

さらに、内視鏡の先端3Bが特定点P0に近づくと、図11に示すように、ナビゲーション画像G1において、第1および第2の投影像R1, R2が重なるようになる。そして、第1および第2の投影像R1, R2の位置を一致させることにより、内視鏡の先端3Bを特定点P0に到達させることができる。

【0078】

この状態において、オペレータは内視鏡スコープ31の操作部3Aを操作して、穿刺針37を関心領域91に穿刺して、関心領域91の組織のサンプルを採取することができる。ここで、本実施形態においては、第1および第2の投影層R1, R2は、関心領域91の表面と特定点P0または内視鏡の先端3Bとの距離に応じて強調表示されている。このため、第1および第2の投影像R1, R2における最も強調された部分を狙って穿刺を行うことにより、より少ない移動量により穿刺針76を関心領域91に到達させることができるため、より容易に関心領域91の組織のサンプルを採取することができる。

20

【0079】

なお、穿刺を行う際には、穿刺の状態を確認するために、ナビゲーション画像G1を、仮想内視鏡画像K0から実内視鏡画像T0に切り替えるようにしてもよい。また、穿刺を行うための操作部3Aの操作を受けて、ナビゲーション画像G1を仮想内視鏡画像K0から実内視鏡画像T0に切り替えられるようにすることが好ましい。

【0080】

このように、本実施形態においては、気管支の内部に設定された特定点P0を基準とした第1の投影像R1、および内視鏡の先端3Bを基準とした第2の投影像R2を生成し、ナビゲーション画像G1に第1および第2の投影像R1, R2を重畳して表示するようにしたものである。このため、ナビゲーション画像G1に表示される第1の投影像R1と第2の投影像R2との間隔は、特定点P0と内視鏡の先端3Bとの距離を表すものとなる。これにより、穿刺を行う際に、内視鏡を気管支内において特定点P0へ向けて移動させると、第1の投影像R1と第2の投影像R2との間隔が徐々に小さくなる。したがって、本実施形態によれば、第1の投影像R1と第2の投影像R2との間隔により、内視鏡の先端3Bと特定点P0との距離、さらには関心領域91との距離を容易に把握することができる。

40

【0081】

また、第1の投影像R1と第2の投影像R2とが重なるように内視鏡を移動させることにより、内視鏡の先端3Bを特定点P0と精度よく一致させることができる。このため、気管支内のより好ましい位置において、穿刺を行うことができる。

【0082】

なお、上記実施形態においては、生検を行うための施術前に特定点を設定しているが、施術中に特定点P0を設定してもよい。この場合、設定した特定点P0に対して改めて第1の投影像R1が生成されることとなる。

【0083】

また、上記実施形態においては、第1および第2の投影像R1, R2をナビゲーション

50

画像 G 1 に重畳して表示しているが、入力装置 8 5 からの指示により、第 1 および第 2 の投影像 R 1 , R 2 の表示および非表示を切り替えられるようにしてもよい。これにより、オペレータが所望とするように、ナビゲーション画像に第 1 および第 2 の投影像 R 1 , R 2 を重畳して表示することができる。

【 0 0 8 4 】

なお、上記実施形態においては、内視鏡画像診断支援装置 8 が仮想内視鏡画像生成部 7 4 を備えているが、外部の装置において仮想内視鏡画像 K 0 を生成するようにし、画像取得部 7 1 により実内視鏡画像 T 0 および仮想内視鏡画像 K 0 の双方を取得するようにしてもよい。この場合、内視鏡画像診断支援装置 8 には、仮想内視鏡画像生成部 7 4 は不要となる。

10

【 0 0 8 5 】

また、上記実施形態においては、本発明の内視鏡画像診断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、大腸、小腸、食道および血管等の他の管腔状臓器を内視鏡により観察する場合にも、本発明を適用できる。

【 0 0 8 6 】

また、上記実施形態においては、投影距離に応じて第 1 および第 2 の投影像 R 1 , R 2 を強調して表示しているが、第 1 および第 2 の投影像 R 1 , R 2 の投影位置と関心領域 9 1 の表面との距離に応じて、第 1 および第 2 の投影像 R 1 , R 2 を強調して表示してもよい。この場合、投影位置と関心領域 9 1 の表面との距離としては、例えば投影位置の中心から関心領域 9 1 の表面までの距離としてもよく、関心領域の表面と投影位置における各投影点との距離の平均値としてもよい。

20

【 0 0 8 7 】

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 8 8 】

第 1 の投影像を、特定点または第 1 の投影像の投影位置と関心領域の表面との距離に応じて強調されてなるものとすることにより、特定点から見た関心領域表面までの距離の把握が容易となる。このため、内視鏡先端を特定点と一致させて穿刺を行う際に、特定点からできるだけ近い位置にある関心領域の表面に向けて穿刺を行うことができる。したがって、穿刺針の移動量が小さくなり、これにより穿刺を容易に行うことができる。

【 0 0 8 9 】

また、第 2 の投影像を、内視鏡の先端または第 2 の投影像と関心領域の表面との距離に応じて強調されてなるものとすることにより、内視鏡の先端から見た関心領域表面までの距離の把握が容易となる。このため、内視鏡先端を特定点と一致させて穿刺を行う際に、特定点からできるだけ近い位置にある関心領域の表面に向けて穿刺を行うことができる。したがって、穿刺針の移動量が小さくなり、これにより穿刺を容易に行うことができる。

30

【 0 0 9 0 】

また、第 1 および第 2 の投影像の少なくとも一方を、内視鏡の先端と特定点とが特定の距離以下となった場合に、特定の距離より大きい場合よりも強調されてなるものとすることにより、穿刺を行う際に、内視鏡の先端が特定点に近づいたことを容易に認識することができる。

40

【 0 0 9 1 】

また、第 1 の投影像および第 2 の投影像の少なくとも一方の表示および非表示を切り替え可能とすることにより、オペレータが所望とするように第 1 および第 2 の投影像をナビゲーション画像に重畳して表示することができる。

【 符号の説明 】

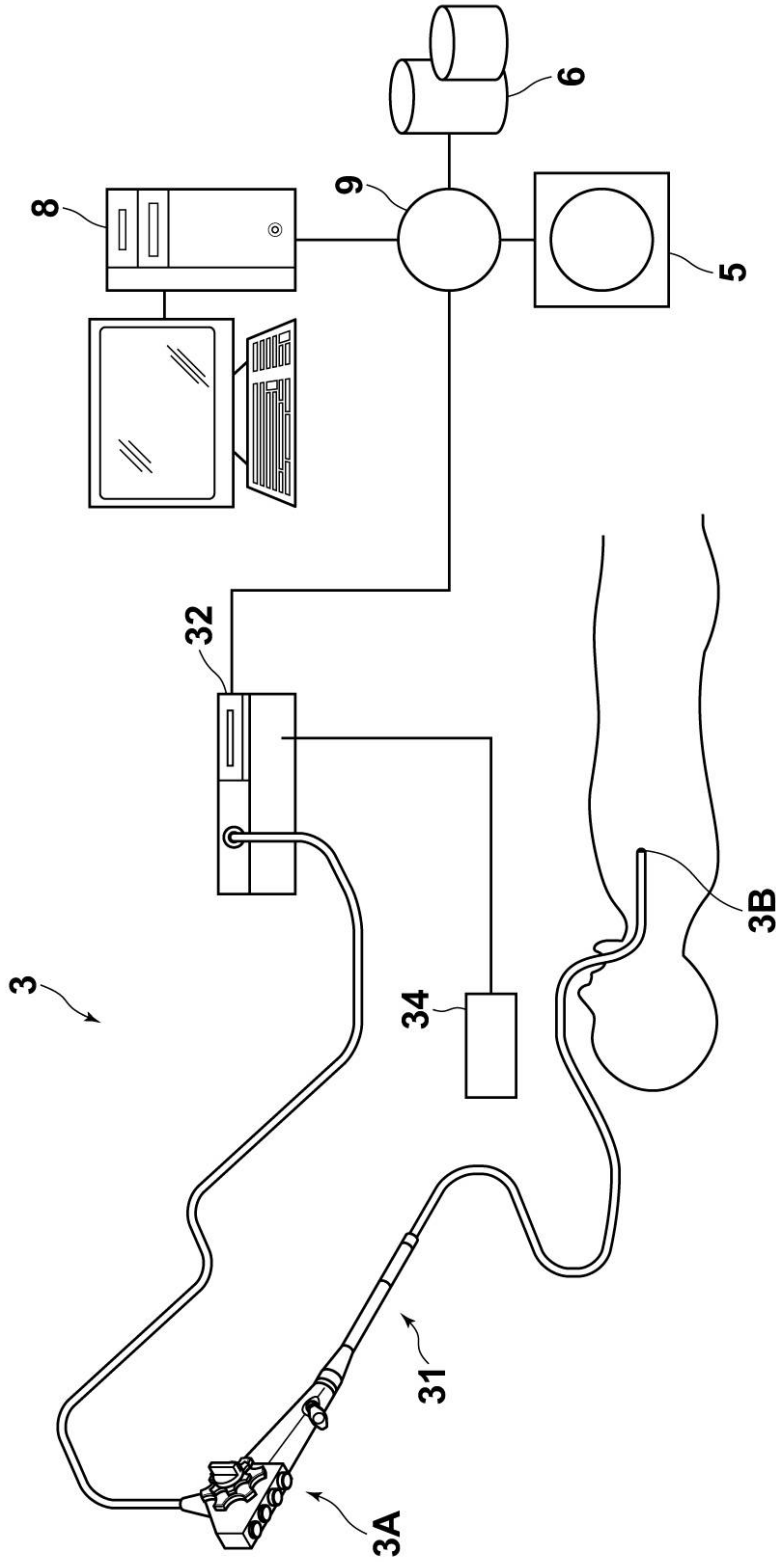
【 0 0 9 2 】

- 3 内視鏡装置
- 5 3次元画像撮影装置
- 6 画像保管サーバ
- 8 内視鏡画像診断支援装置

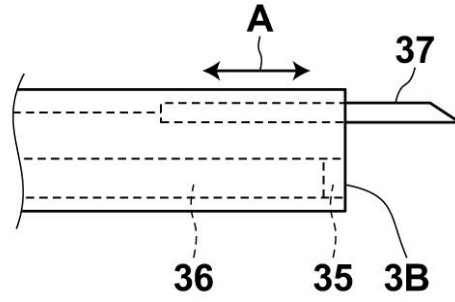
50

- 3 4 位置検出装置
- 7 1 画像取得部
- 7 2 気管支抽出部
- 7 3 関心領域抽出部
- 7 4 仮想内視鏡画像生成部
- 7 5 投影像生成部
- 7 6 表示制御部
- 8 1 CPU
- 8 2 メモリ
- 8 3 ストレージ
- 8 4 ディスプレイ
- 8 5 入力装置

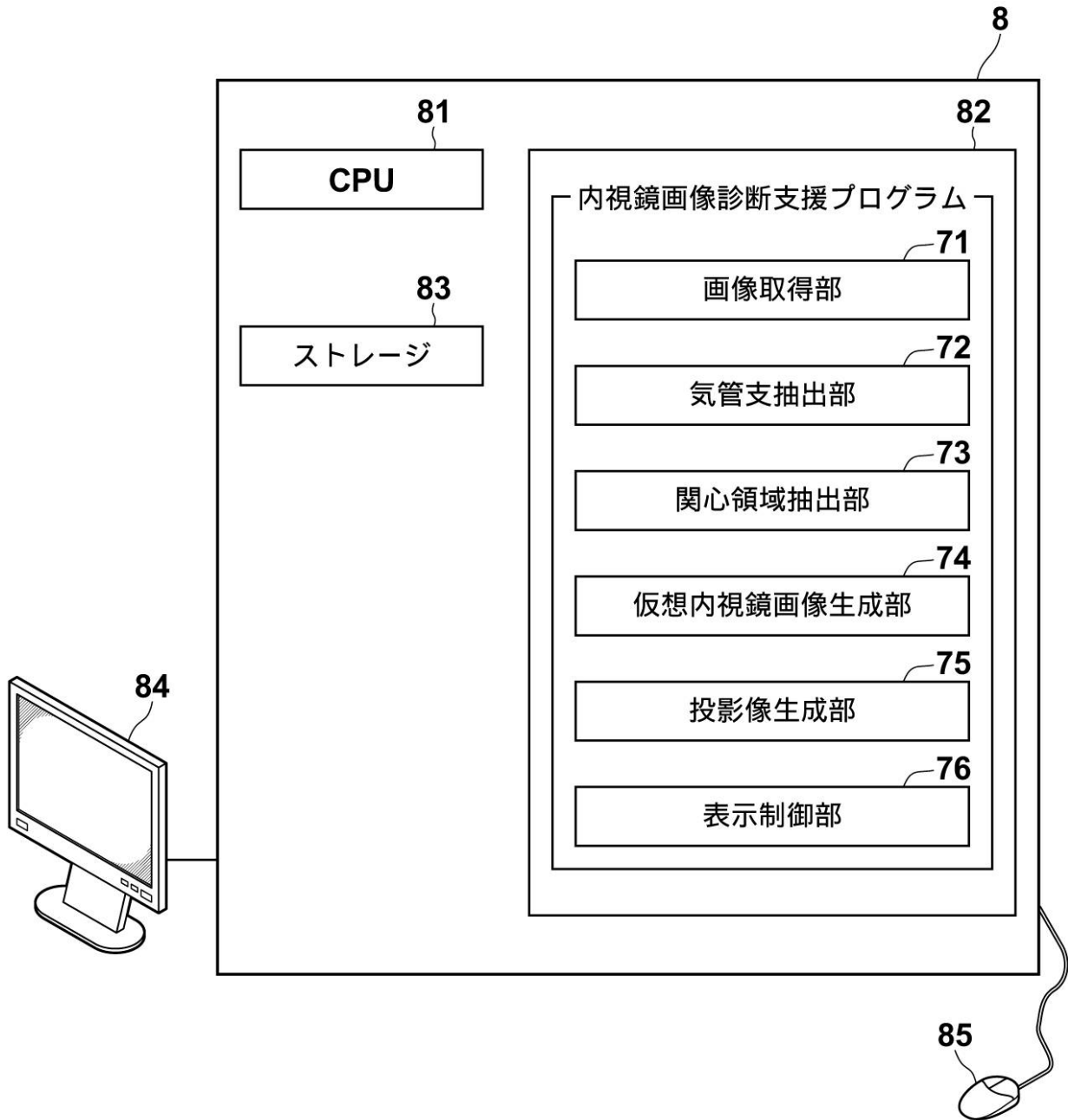
【 図 1 】



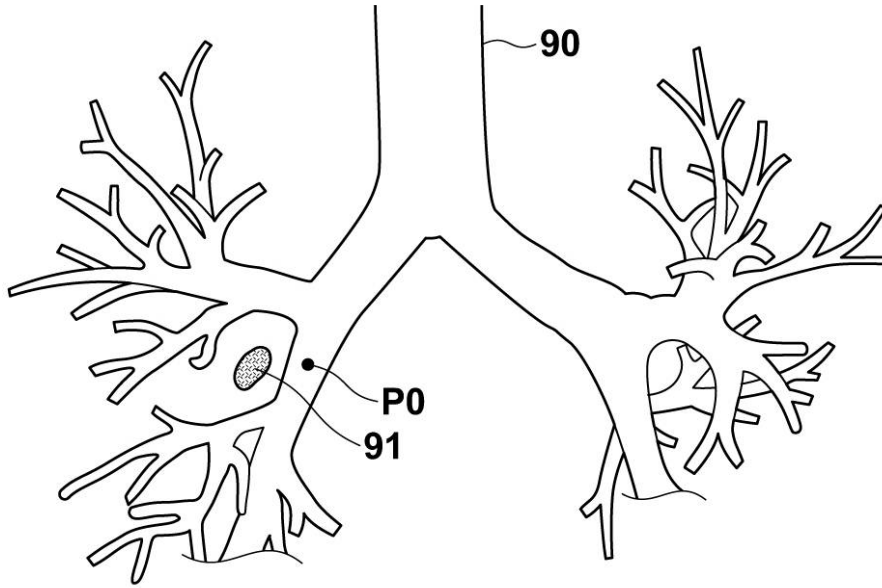
【図 2】



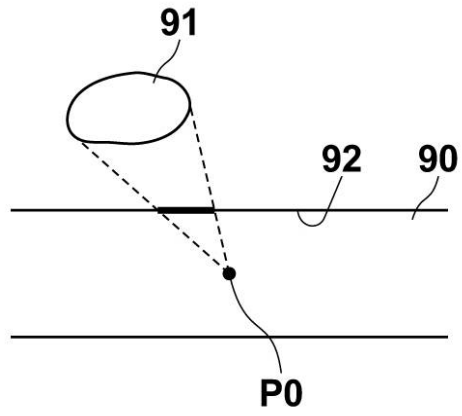
【図 3】



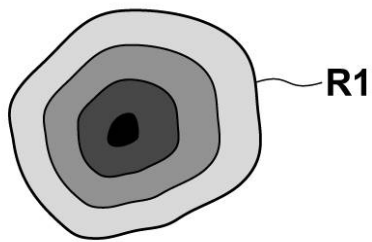
【 図 4 】



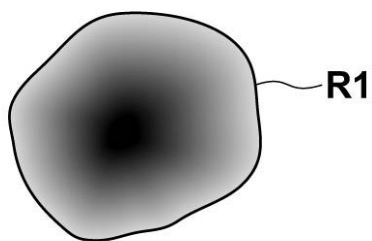
【 図 5 】



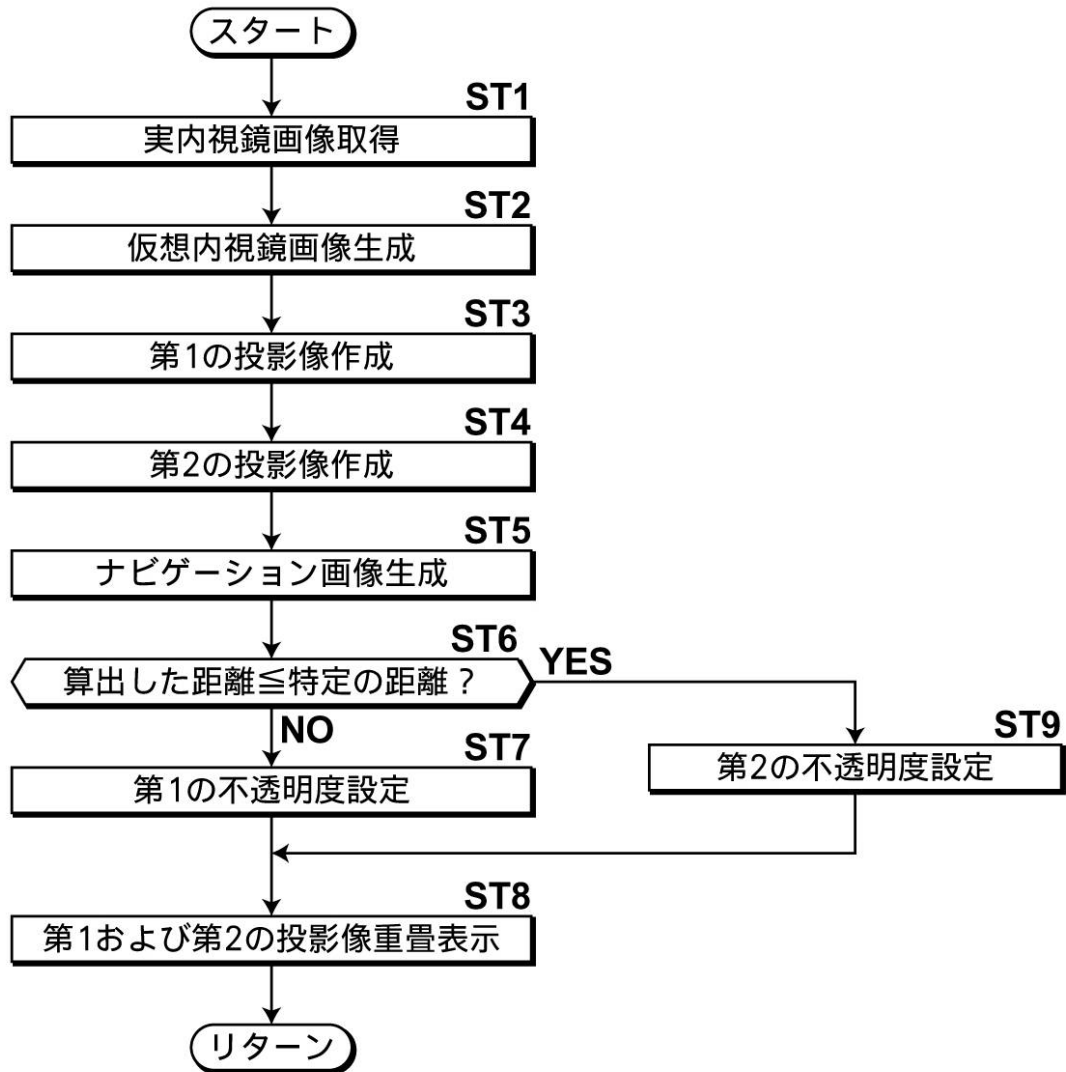
【 図 6 】



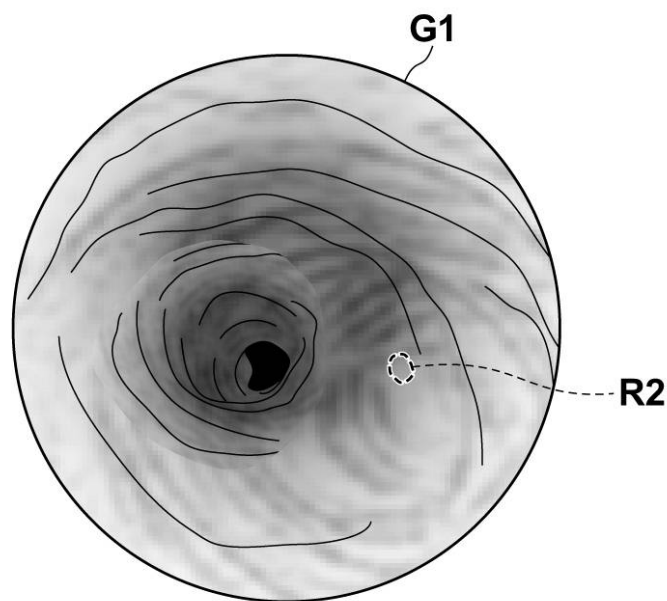
【 図 7 】



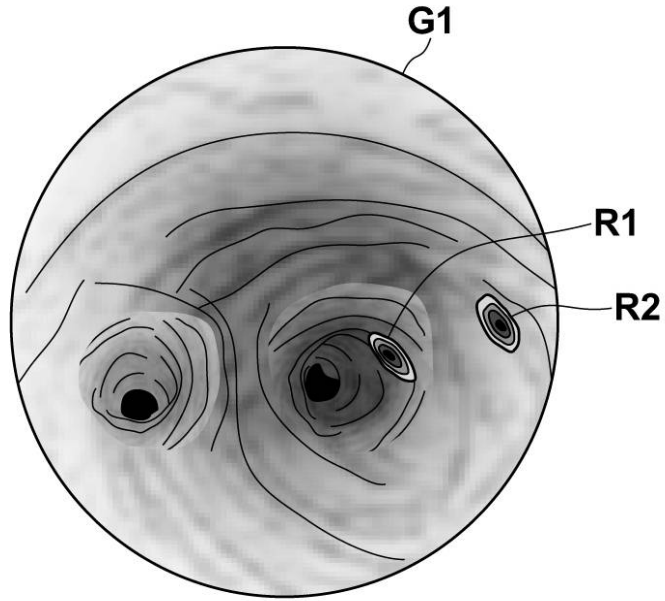
【図8】



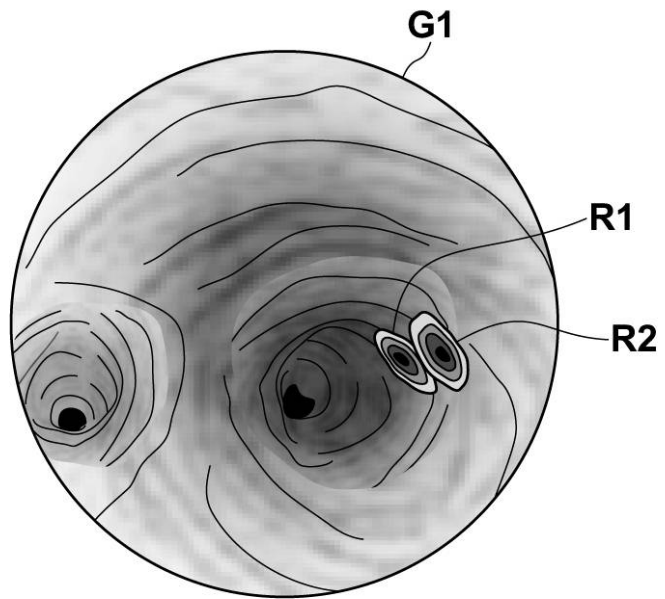
【図9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 23/24

A

Fターム(参考) 4C161 AA07 CC06 HH55 JJ10 LL01 NN05 WW02

专利名称(译)	内窥镜图像诊断支持设备，系统，方法和程序		
公开(公告)号	JP2016039874A	公开(公告)日	2016-03-24
申请号	JP2014164640	申请日	2014-08-13
[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	橋本剛幸		
发明人	橋本 剛幸		
IPC分类号	A61B6/03 A61B6/12 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B6/03.377 A61B6/03.360.G A61B6/03.360.Q A61B6/12 A61B1/00.320.Z G02B23/24.A A61B1/00.V A61B1/00.620 A61B1/01 A61B1/045.618 A61B1/045.623		
F-TERM分类号	2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA54 2H040/GA02 2H040/GA11 4C093/AA22 4C093/AA25 4C093/AA26 4C093/CA23 4C093/DA01 4C093/DA03 4C093/FF07 4C093/FF22 4C093/FF28 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FG01 4C093/FG02 4C093/FG13 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/HH55 4C161/JJ10 4C161/LL01 4C161/NN05 4C161/WW02		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP6254053B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)
 解决的问题：在内窥镜图像诊断支持装置，系统，方法和程序中，容易地理解内窥镜的尖端与特定点之间的距离与关注区域之间的距离。图像获取单元71获取真实内窥镜图像T0，并且虚拟内窥镜图像生成单元74生成与真实内窥镜图像T0的视点相对应的虚拟内窥镜图像K0。投影图像生成单元75以在支气管内部设置的特定点为基准，在支气管的内壁上将关注区域投影在支气管的内壁上的第一投影图像R1，以内窥镜的尖端3B的位置为基准。通过投影感兴趣区域获得第二投影图像。显示控制单元76生成用于将内窥镜引导至关注区域的导航图像，将第一投影图像R1和第二投影图像R2叠加在导航图像上，并将其显示在显示器84上。[选择图]图3

(21) 出願番号	特願2014-164640 (P2014-164640)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成26年8月13日 (2014. 8. 13)	(74) 代理人	100073184 弁理士 柳田 征史
		(74) 代理人	100090468 弁理士 佐久間 剛
		(72) 発明者	橋本 剛幸 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 CA22 CA27 DA03 DA11 DA21 DA54 GA02 GA11 4C093 AA22 AA25 AA26 CA23 DA01 DA03 FF07 FF22 FF28 FF35 FF42 FG01 FG02 FG13 最終頁に続く