

(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2004-89483

(P2004-89483A)

(43) 公開日 平成16年3月25日(2004.3.25)

(51) Int.Cl.⁷**A61B 1/00****A61B 6/03**

F 1

A 6 1 B	1/00	3 2 O A
A 6 1 B	1/00	3 0 O D
A 6 1 B	6/03	3 6 O G

テーマコード(参考)

4 C 0 6 1

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号

特願2002-255698 (P2002-255698)

(22) 出願日

平成14年8月30日 (2002.8.30)

(71) 出願人

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人

100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者

秋本 俊也

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者

大西 順一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者

小林 英一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

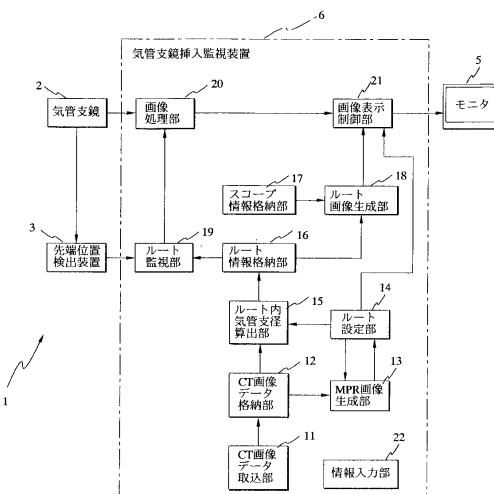
(54) 【発明の名称】内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】患部に至る体腔内経路の径に応じた内視鏡を簡単且つ適切に検索する。

【解決手段】ルート設定部14によりルート設定がなされると、次にルート内気管支径算出部15がCT画像データ格納部12に格納されている3次元画像データに基づきルートの各分岐段階での気管支管路の径等の気管支情報からなるルート情報を算出する。そして、ルート画像生成部18によりルートの各分岐段階に挿入可能な気管支鏡名を重畳した気管支画像が生成される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の3次元領域の画像データに基づき前記被検体内の体腔路の3次元画像を生成する3次元画像生成手段と、

前記被検体内の体腔路を撮像する内視鏡の外径データを含むスコープ情報を格納するスコープ情報格納手段と、

前記内視鏡の前記被検体内の体腔路への挿入ルートを設定するルート設定手段と、

前記ルート設定手段が設定した前記挿入ルート上の所定位置での前記被検体内の体腔路の内径データを含む管路情報を前記3次元画像生成手段が生成した3次元画像に基づき算出する管路情報算出手段と、

前記管路情報算出手段が算出した前記管路情報を格納する管路情報格納手段と、

前記管路情報格納手段に格納された前記管路情報及び前記スコープ情報を格納された前記スコープ情報に基づき、前記挿入ルート上の前記被検体内の体腔路での前記内視鏡の挿入限界位置を算出する挿入限界位置算出手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記挿入限界位置算出手段が算出した前記挿入限界位置を示す前記被検体内の体腔路の画像を生成する体腔路画像手段

を備えたことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記挿入ルートへの前記内視鏡の挿入状態を監視する挿入監視手段
を備えたことを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、内視鏡装置に関し、特に例えば気管支等のような体内の管路への内視鏡挿入を支援する内視鏡装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

近年、画像による診断が広く行われるようになっており、例えばX線CT(C o m p u t e d T o m o g r a p h y)装置等により被検体の断層像を撮像することにより被検体内に3次元画像データを得て、該3次元画像データを用いて患部の診断が行われるようになってきた。

【0003】

CT装置では、X線照射・検出を連続的に回転させつつ被検体を体軸方向に連続送りすることにより、被検体の3次元領域について螺旋状の連続スキャン(ヘリカルスキャン: helical scan)を行い、3次元領域の連続するスライスの断層像から、3次元画像を作成することが行われる。

【0004】

そのような3次元画像の1つに、肺の気管支の3次元像がある。気管支の3次元像は、例えば肺癌等が疑われる異常部の位置を3次元的に把握するのに利用される。そして、異常部を生検によって確認するために、気管支内視鏡を挿入して先端部から生検針や生検鉗子等を出して組織のサンプル(sample)を採取することが行われる。

【0005】

気管支のように、多段階の分岐を有する体内の管路では、異常部の所在が分岐の末梢に近いとき、内視鏡の先端を短時間で正しく目的部位に到達させることが難しいために、例えば特開2000-135215号公報等では、被検体の3次元領域の画像データに基づいて前記被検体の管路の3次元像を作成し、前記3次元像上で前記管路に沿って目的点までの経路を求め、前記経路に沿った前記管路の仮想的な内視像を前記画像データに基づいて作成し、前記仮想的な内視像を表示することで、気管支内視鏡を目的部位にナビゲーション

10

20

30

40

50

ヨンする装置が提案されている。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述したように気管支は多段階の分岐を有し、基端から末端に至る気管支管の経路は、分岐を経るたびにその径が細くなるため、患部位置により挿入可能な径の内視鏡を選択しなければならないが、患部に至る気管支の経路の径が予め分からぬために最適な内視鏡を選択することが難しいといった問題がある。

【0007】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、患部に至る体腔内経路の径に応じた内視鏡を簡単且つ適切に検索することのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明の内視鏡装置は、被検体の3次元領域の画像データに基づき前記被検体内の体腔路の3次元画像を生成する3次元画像生成手段と、前記被検体内の体腔路を撮像する内視鏡の外径データを含むスコープ情報を格納するスコープ情報格納手段と、前記内視鏡の前記被検体内の体腔路への挿入ルートを設定するルート設定手段と、前記ルート設定手段が設定した前記挿入ルート上の所定位置での前記被検体内の体腔路の内径データを含む管路情報を前記3次元画像生成手段が生成した3次元画像に基づき算出する管路情報算出手段と、前記管路情報算出手段が算出した前記管路情報を格納する管路情報格納手段と、前記管路情報格納手段に格納された前記管路情報及び前記スコープ情報格納手段に格納された前記スコープ情報に基づき前記挿入ルート上の前記被検体内の体腔路での前記内視鏡の挿入限界位置を算出する挿入限界位置算出手段とを備えて構成される。

【0009】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

【0010】

(第1の実施の形態)

図1ないし図19は本発明の第1の実施の形態に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の気管支鏡挿入監視装置による挿入監視ルート設定処理の流れを示すフローチャート、図3は図2の処理で展開されるルート設定画面を示す第1の図、図4は図2の処理で展開されるルート設定画面を示す第2の図、図5は図2の処理で展開されるルート設定画面を示す第3の図、図6は図2の処理で設定されたルートを模式的に示した図、図7は図2の処理で検索された他のルートを模式的に示した図、図8は図1のルート内気管支径算出部の作用を説明する第1の図、図9は図1のルート内気管支径算出部の作用を説明する第2の図、図10は図1のルート情報格納部に格納される気管支情報テーブルを示す図、図11は図1のスコープ情報格納部17に格納されるスコープ情報テーブルを示す図、図12は図1のルート画像生成部の第1のルート画像生成処理の流れを示すフローチャート、図13は図12の処理で生成されたルート画像である気管支画像を示す図、図14は図1のルート画像生成部の第2のルート画像生成処理の流れを示すフローチャート、図15は図14の処理で生成されたルート画像である気管支画像を示す図、図16は図1のルート監視部による挿入監視の処理の流れを示すフローチャート、図17は図16の処理での気管支鏡の挿入部の先端位置がルートの許容範囲内あるかどうかの判断を説明する図、図18は図16の処理により表示される内視鏡画面を示す第1の図、図19は図16の処理により表示される内視鏡画面を示す第2の図である。

【0011】

図1に示すように、本実施の形態の内視鏡装置1は、患者体内の気管支に挿入し気管支内を撮像し気管支末端の患部組織を生検する気管支鏡2と、気管支鏡2の挿入部の先端位置を検出する、例えば公知の磁気センサ等から構成される先端位置検出装置3と、気管支鏡2により得られる内視鏡画像(以下、ライブ画像と記す)を生成すると共にCT画像デー

タに基づき気管支鏡 2 の挿入状態を監視する気管支鏡挿入監視装置 6 とを備えて構成される。

【 0 0 1 2 】

気管支鏡挿入監視装置 6 は、患者の X 線断層像を撮像する図示しない公知の CT 装置で生成された 3 次元画像データを、例えば MO (M a g n e t o - O p t i c a l d i s k) 装置や D V D (D i g i t a l V e r s a t i l e D i s c) 装置等、可搬型の記憶媒体を介して取り込む CT 画像データ取り込み部 11 と、 CT 画像データ取り込み部 11 によって取り込まれた 3 次元画像データを格納する CT 画像データ格納部 12 と、 CT 画像データ格納部 12 に格納されている 3 次元画像データに基づき M P R (M u l t i P l a n a r R e c o n s t r u c t i o n) 画像を生成する M P R 画像生成部 13 と、 M P R 画像生成部 13 が生成した M P R 画像を有する後述するルート設定画面を生成し気管支鏡 2 の気管支への挿入時の監視ルート（以下、単にルートと記す）を設定するルート設定部 14 と、 CT 画像データ格納部 12 に格納されている 3 次元画像データに基づきルート設定部 14 によって設定されたルートの各分岐段階での気管支管路の径等の気管支情報からなるルート情報を算出するルート内気管支径算出部 15 と、ルート内気管支径算出部 15 が算出したルート情報を格納するルート情報格納部 16 と、複数種類の気管支鏡 2 の外径及びチャンネル径等のスコープ情報を格納したスコープ情報格納部 17 と、ルート設定部 14 が設定したルートを表示した気管支画像を生成すると共にルート情報格納部 16 に格納されているルート情報及びスコープ情報格納部 17 に格納されているスコープ情報に基づきルートの各段階に挿入可能な気管支鏡名を前記気管支画像に重畠させるルート画像生成部 18 と、ルート情報格納部 16 に格納されているルート情報及び先端位置検出装置 3 が検出した気管支鏡 2 の挿入部の先端位置情報に基づき気管支鏡 2 の挿入状態を監視するルート監視部 19 と、気管支鏡 2 からの撮像信号を信号処理しルート監視部 19 の監視情報を重畠させた内視鏡画像を生成する画像処理部 20 と、ルート設定部 14 が生成したルート設定画面、ルート画像生成部 18 が生成した気管支画像及び画像処理部 20 が生成した内視鏡画像をモニタ 5 に表示させる画像表示制御部 21 と、ルート設定部 14 に対して設定情報を入力するキーボード及びポインティングデバイスからなる設定情報入力部 22 とから構成される。10
20

【 0 0 1 3 】

なお、 CT 画像データ格納部 12 、ルート情報格納部 16 及びスコープ情報格納部 17 は、1つのハードディスクによって構成してもよく、また、 M P R 画像生成部 13 、ルート設定部 14 、ルート内気管支径算出部 15 、ルート画像生成部 18 及び画像処理部 20 は1つの演算処理回路で構成することができる。また、 CT 画像データ取り込み部 11 は M O あるいは D V D 等の可搬型の記憶媒体を介して CT 画像データを取り込みとしたが、 CT 装置あるいは CT 画像データを保存している院内サーバが院内 L A N に接続されている場合には、 CT 画像データ取り込み部 11 を該院内 L A N に接続可能なインターフェイス回路により構成し、院内 L A N を介して CT 画像データを取り込むようにしてもよい。30

【 0 0 1 4 】

このように構成された本実施の形態の作用について説明する。まず、気管支での気管支鏡 2 の挿入監視のルートを設定する。なお、挿入監視のルートの設定は、モニタ 5 に表示される例えばアキシャル、コロナル、サジタルの3つの異なる断面像からなる M P R 画像を有するルート設定画面を用いて行われる。40

【 0 0 1 5 】

図 2 に示すように、設定情報入力部 22 を操作することで、ステップ S 11 で図 3 に示すようなルートの始点の入力を促す始点入力指示ウインドウ 31 がルート設定画面 27 上に表示され、ルート設定画面 27 上にカーソル 30 を用いて M P R 画像 28 の3つの断層像を参照しながら、 M P R 画像 28 のうちの1つの断層像上で始点を設定する。始点を設定すると他の M P R 画像 28 の2つの断層像上にも対応する位置に始点が設定されると共に、図 4 に示すようなルートの終点となる患部位置の入力を促す終点入力指示ウインドウ 32 がルート設定画面 27 上に表示される。50

【0016】

そこで、ステップS12で始点の設定と同様に、ルート設定画面27上にカーソル30を用いてMPR画像28の3つの断層像を参照しながら、MPR画像28のうちの1つの断層像上で終点を設定する。終点を設定すると他のMPR画像28の2つの断層像上にも対応する位置に終点が設定される。

【0017】

始点と終点が設定されると、ステップS13でルート設定部14は始点から終点に至る気管支内のルートを探索する。気管支は複雑な経路を有しているので、終点となる患部位置によっては、始点から終点に至る気管支内のルートが一意的に決まるとは限らないので、ルート設定部14ではステップS13では、始点から終点に至る気管支内のルートの第1候補を探索する。

【0018】

そして、ルート設定部14はルート設定画面27上において、図5に示すように、ステップS14で探索されたルートをMPR画像28に重畳して表示すると共に、ルートの確定等の入力を促すルート確定ウインドウ33を表示する。

【0019】

ルート確定ウインドウ33には、探索したルートの確定を指示するルート確定ボタン41と、次候補のルートの探索を指示する次候補探索ボタン42と、始点及び終点を再設定し直すルート再設定ボタン43と、ルート探索処理をキャンセルするキャンセルボタン44とを備えている。

【0020】

ステップS15で次候補探索ボタン42がクリックされたかどうか判断し、クリックされたならばステップS16で次候補のルートを自動探索してステップS17に進み、クリックされない場合にはステップS18に進む。ステップS17では次候補を探索した結果、次候補が存在するかどうかを判断し、存在しない場合には図示はしないが次候補ルートが存在しない旨の警告を表示しステップS13に戻り、存在する場合にはステップS14に戻る。

【0021】

ステップS18では、ルート再設定ボタン43がクリックされたかどうか判断し、クリックされたならばステップS11に戻り、クリックされない場合にはステップS19に進む。

【0022】

ステップS19では、ルート確定ボタン41がクリックされたかどうか判断し、クリックされない場合にはステップS15に戻り、クリックされたならばステップS20に進み、ステップS20で、図6に示すような気管支画像上にルートを決定して処理を終了する。

【0023】

なお、患部位置によっては上述したようにルートが一意的には決まらず、例えば図6に示す第1のルート51のほかに、図7に示すような異なる第2のルート52も存在する（患部位置によっては3つ以上のルートも存在する）。本実施の形態においては、ステップS15によりいずれかのルートを選択することになるが、患部にアプローチ可能な全てのルートの情報はルート設定部14に保持されている。

【0024】

このようにしてルート設定がなされると、次にルート内気管支径算出部15がCT画像データ格納部12に格納されている3次元画像データに基づきルートの各分岐段階での気管支管路の径等の気管支情報を算出する。

【0025】

具体的には、図8に示すように、分岐点Bi-1、Bi、Bi+1において、

(1) 分岐点Bi-1、Biの3次元座標から分岐点Bi-1、Biの中点Mi-1の座標を求める。

(2) 中点Mi-1を含む気管支管の断面積を求める。

10

20

30

40

50

(3) 中点 $M_i - 1$ で断面積が最小となる面を求める。

(4) 断面積最小時の楕円の短軸(図9のa)を求め、その長さを分岐NO.i-1での気管支管の径 $i - 1$ とする。

(5) i をインクリメントして上記(1)~(4)を繰り返す。

【0026】

このような(1)~(5)の処理を行うことで、設定されたルートの各分岐段階の気管支管の径 i が算出されるが、ルート内気管支径算出部15はルート設定部14に保持されている全てのルートに対して気管支管の径 i を算出し、算出した気管支管の径 i をルート別に、図10に示すように、分岐番号、算出点座標(X、Y、Z)及び径 i からなる気管支情報テーブル61を作成し、ルート情報格納部16に格納する。

10

【0027】

一方、スコープ情報格納部17には、図11に示すように、ユーザが所有する全ての気管支鏡2に関する情報として、スコープ名、外径 $i - 1$ 、チャンネル径からなるスコープ情報テーブル62が予め格納されている。

【0028】

ルート内気管支径算出部15によりルート情報格納部16に気管支情報テーブル61が格納されると、次にルート画像生成部18によりルートの各分岐段階に挿入可能な気管支鏡名を重畳した気管支画像が生成される。

【0029】

すなわち、ルート画像生成部18は、図12に示すように、ステップS31で $i = 1$ とし、ステップS32でスコープ情報テーブル62より外径 $i - 1$ が最も細い気管支鏡のスコープ情報をロードし、ステップS33で気管支情報テーブル61より分岐NO.iの気管支情報をロードする。

20

【0030】

そして、ステップS34で気管支径 i と気管支鏡の外径 $i - 1$ を比較し、 $i > i - 1$ ならばステップS36に進み、 $i < i - 1$ でないならばステップS35で i をインクリメントしてステップS33に戻る。

【0031】

ステップS36では気管支画像上の気管支径 i を与えた位置にスコープ名を表示し、ステップS37で現在比較している気管支鏡は最も太い外径の気管支鏡かどうか判断し、最も太い外径の気管支鏡ならば処理を終了し、最も太い外径の気管支鏡でないならば、ステップS38で i をインクリメントし、ステップS39で現在比較している気管支鏡の次に太い外径の気管支鏡のスコープ情報をスコープ情報テーブル62よりロードしステップS33に戻る。

30

【0032】

上記のステップS31~S39の処理を行うことで、ルート画像生成部18は、図13に示すように、各分岐段階で挿入可能な気管支鏡の名称(スコープ名)を該当する位置に貼り付けた気管支画像を生成しモニタ5に表示させ、術者(ユーザ)が最適な気管支鏡の選択を行うことを可能とする。

40

【0033】

次に、術者(ユーザ)が使用する気管支鏡を予め指定した場合のルート画像生成部18による気管支画像の生成について説明する。

【0034】

図14に示すように、ステップS41で $i = 1$ とし、ステップS42で使用する気管支鏡を設定し、ステップS43でスコープ情報テーブル62より設定した気管支鏡のスコープ情報をロードし、ステップS44で気管支情報テーブル61より分岐NO.iの気管支情報をロードする。

【0035】

そして、ステップS45で気管支径 i と気管支鏡の外径 $i - 1$ を比較し、 $i > i - 1$ ならばステップS47で気管支画像上の気管支径 i を与えた位置にスコープ名を表示し処理を終

50

了し、>でないならばステップS46でiをインクリメントしてステップS44に戻る。

【0036】

上記のステップS41～S47の処理を行うことで、ルート画像生成部18は、図15に示すように、気管支画像上で使用する気管支鏡がルートのどの段階の分岐点まで挿入可能かを術者に認識させることができ、使用する気管支鏡が最適なものかどうかが判断可能となる。

【0037】

次にルート画像生成部18が生成した気管支画像を用い、気管支鏡2を選択した後に、実際に術者が気管支鏡2を気管支内に挿入する際のルート監視部19による挿入監視の処理について説明する。

【0038】

なお、患部へのアプローチ可能なルートは1つとは限らないが、以下、説明の簡略化のために患部へのアプローチ可能なルートが2つの場合について説明する。3つ以上でも同様なアルゴリズムで処理が可能なのはいうまでもない。

【0039】

気管支鏡2の気管支内挿入が開始されると、図16に示すように、ルート監視部19は、ステップS51でルート監視を終了するかどうか判断し、ユーザが図示しない監視終了ボタンを押下したならば処理を終了し、ルート監視を続行する場合はステップS52に進む。

【0040】

そして、ステップS52で先端位置検出装置3より気管支鏡2の挿入部の先端位置情報を読み込み、ステップS53で気管支鏡2の挿入部の先端位置が第1ルートの許容範囲内にあるかどうかを判断する。

【0041】

このステップS53における判断は以下のように行われる。すなわち、CT画像データ格納部12に格納されている3次元画像データから、図17に示すようなボリューム座標系上に抽出した各ルートの気管支のボリュームデータを作成する。そして、気管支鏡2の挿入部の先端位置をボリューム座標系に変換し、その位置でのボリュームデータの値を検出しボリュームデータが存在するならば気管支鏡2の挿入部の先端位置がルートの許容範囲内にあると判断する。

【0042】

気管支鏡2の挿入部の先端位置が第1ルートの許容範囲内にあると判断すると、ステップS54で警告ステータスフラグをオフ(=0)してステップS51に戻り、気管支鏡2の挿入部の先端位置が第1ルートの許容範囲内にないと判断すると、ステップS55で気管支鏡2の挿入部の先端位置が第2ルートの許容範囲内にあるかどうかを判断する。

【0043】

そして、気管支鏡2の挿入部の先端位置が第2ルートの許容範囲内にあると判断すると、ステップS54で警告ステータスフラグをオフ(=0)してステップS51に戻り、気管支鏡2の挿入部の先端位置が第2ルートの許容範囲内にないと判断すると、ステップS56で警告ステータスフラグをオン(=1)してステップS51に戻る。

【0044】

このようにして設定された警告ステータスフラグの状態に基づく制御信号が、ルート監視部19より画像処理部20に出力されると、画像処理部20は、警告ステータスフラグのオフ(=0)状態では、図18に示すように内視鏡画面101のフレーム102を例えば青色枠で表示し、警告ステータスフラグのオン状態では、図19に示すように内視鏡画面101のフレーム102を例えば赤色枠で表示した画面を生成する。

【0045】

このようなフレーム102を有する内視鏡画面101をモニタ5に表示させることで、術者が気管支鏡2を気管支内に挿入する際の、患部へのアプローチ可能なルートへの気管支

鏡 2 の挿入監視が行われ、術者は内視鏡画面 101 のフレーム 102 の色を見ることで、容易に患部へのアプローチ可能なルートに気管支鏡 2 を挿入しているかどうか判断できる。

【 0 0 4 6 】

(第 2 の実施の形態)

図 20 ないし図 23 は本発明の第 2 の実施の形態に係わり、図 20 はルート監視部による挿入監視の処理の流れを示すフローチャート、図 21 は図 20 の処理により表示される内視鏡画面を示す第 1 の図、図 22 は図 20 の処理により表示される内視鏡画面を示す第 2 の図、図 23 は図 20 の処理により表示される内視鏡画面を示す第 3 の図である。

【 0 0 4 7 】

第 2 の実施の形態は、気管支鏡 2 を気管支内に挿入する際のルート監視部 19 による挿入監視の処理が第 1 の実施の形態と異なるのみであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【 0 0 4 8 】

気管支鏡 2 の気管支内挿入が開始されると、図 20 に示すように、ルート監視部 19 は、ステップ S 6 1 でルート監視を終了するかどうか判断し、ユーザが図示しない監視終了ボタンを押下したならば処理を終了し、ルート監視を続行する場合はステップ S 6 2 に進む。

【 0 0 4 9 】

そして、ステップ S 6 2 で先端位置検出装置 3 より気管支鏡 2 の挿入部の先端位置情報を読み込み、ステップ S 6 3 で気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 1 ルートの許容範囲内にあるかどうかを判断する。

【 0 0 5 0 】

気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 1 ルートの許容範囲内にあると判断すると、ステップ S 6 4 で第 1 ルート上であって第 2 ルート外に気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が存在する旨の表示をさせるルート表示制御信号を画像処理部 20 に出力してステップ S 6 1 に戻り、気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 1 ルートの許容範囲内にないと判断すると、ステップ S 6 5 で第 1 ルート外に気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が存在する旨の表示をさせるルート表示制御信号を画像処理部 20 に出力して、ステップ S 6 6 で気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 2 ルートの許容範囲内にあるかどうかを判断する。

【 0 0 5 1 】

そして、気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 2 ルートの許容範囲内にあると判断すると、ステップ S 6 7 で第 1 ルート上に気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が存在する旨の表示をさせるルート表示制御信号を画像処理部 20 に出力してステップ S 6 1 に戻り、気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 2 ルートの許容範囲内にないと判断すると、ステップ S 6 8 で第 2 ルート外に気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が存在する旨の表示をさせるルート表示制御信号を画像処理部 20 に出力してステップ S 6 1 に戻る。

【 0 0 5 2 】

本実施の形態の画像処理部 20 は、図 21 に示すように、内視鏡画像 201 の近傍に患部へのアプローチ可能なルート名を表示した複数のルート表示エリア 202 を重畠した内視鏡画面を生成している。なお、図 21 では説明の簡略化のために患部へのアプローチ可能なルートを 2 つとし、「第 1 ルート」表示部 203 及び「第 2 ルート」表示部 204 がルート表示エリア 202 に表示されている例を示す。ここで、「第 1 ルート」は術者がルート設定で選択したルートである。

【 0 0 5 3 】

そして、上述したルート表示制御信号が、ルート監視部 19 より画像処理部 20 に出力されると、画像処理部 20 は、気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 1 ルートにある場合には、図 21 に示すように「第 1 ルート」表示部 203 を例えば青色で、「第 2 ルート」表示部 204 を例えば赤色で表示する。同様に気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 2 ルートにある場合には、図 22 に示すように「第 1 ルート」表示部 203 を例えば赤色で、「第 2

10

20

30

40

50

ルート」表示部 204 を例えれば青色で表示する。また、気管支鏡 2 の挿入部の先端位置が第 1 ルート及び第 2 ルートに存在しない場合は、図 23 に示すように「第 1 ルート」表示部 203 及び「第 2 ルート」表示部 204 を例えれば赤色で表示する。なお、第 1 ルートと第 2 ルートとに共通する同じ経路部分に気管支鏡 2 の挿入部の先端位置する場合は、図 21 に示すように表示される。

【0054】

このように、本実施の形態においても、患部へのアプローチ可能なルートへの気管支鏡 2 の挿入監視が行われ、容易に患部へのアプローチ可能なルートに気管支鏡 2 を挿入しているかどうか判断できると共に、アプローチ可能なルートのうちどのルート経て患部に到達したかが分かるので、気管支末端での気管支鏡 2 の先端位置と患部との相対位置が容易に把握でき、生検等を簡単に行なうことが可能となる。

【0055】

(第 3 の実施の形態)

図 24 ないし図 28 は本発明の第 3 の実施の形態に係わり、図 24 は内視鏡装置の構成を示す構成図、図 25 は図 24 の光学特性格納部に格納されるデータを説明する第 1 の図、図 26 は図 24 の光学特性格納部に格納されるデータを説明する第 2 の図、図 27 は図 24 のルート監視部の構成を示すブロック図、図 28 は図 27 のルート監視部の処理の流れを示すフローチャートである。

【0056】

第 3 の実施の形態は、第 1 の実施の形態とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し 20
同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0057】

図 24 に示すように、本実施の形態の内視鏡装置 1a は、気管支鏡 2、気管支鏡挿入監視装置 6a 及びモニタ 5 とから構成され、本実施の形態の気管支鏡挿入監視装置 6a は、CT 画像データ格納部 12 に格納されている 3 次元画像データに基づきルート設定部 14 によって設定されたルートの連続した気管支内部の仮想の内視鏡画像（以下、VBS 画像と記す）を生成する VBS 画像生成部 301 と、VBS 画像生成部 15 が生成した VBS 画像を格納する VBS 画像格納部 302 と、VBS 画像生成部 15 に対して気管支鏡 2 の光学特性を反映させるための光学特性格納部 303 とが設けられている。

【0058】

ここで、光学特性格納部 303 は、例えば図 25 に示すように VBS 画像生成部 301 が生成する VBS 画像は光学歪みを有しないのに対して、気管支鏡 2 が撮像した撮像信号は図 26 に示すような光学歪みを有しているために、VBS 画像生成部 301 では光学特性格納部 303 に格納されているデータに基づき VBS 画像に光学歪みを与えて VBS 画像を補正して生成するようになっている。気管支鏡 2 の光学歪み等の光学特性は、写真計測やロボットビジョン等の分野で様々な方式が提案されているカメラキャリブレーション手法により得ることができる。

【0059】

本実施の形態の気管支鏡挿入監視装置 6a のルート監視部 19 は、図 27 に示すように、画像処理部 20 から内視鏡画像（以下、ライブ画像とも記す）を入力するライブ画像入力部 401 と、VBS 画像格納部 302 に格納された VBS 画像を入力する VBS 画像入力部 402 と、ライブ画像入力部 401 が入力した内視鏡画像の特徴量を公知の画像処理により抽出する第 1 の特徴量抽出部 403 と、VBS 画像入力部 402 が入力した VBS 画像の特徴量を公知の画像処理により抽出する第 2 の特徴量抽出部 404 と、第 1 の特徴量抽出部 403 が抽出した内視鏡画像の特徴量と第 2 の特徴量抽出部 404 が抽出した VBS 画像の特徴量を比較する特徴量比較部 405 とから構成され、比較結果を画像処理部 20 に出力するようになっている。

その他の構成は第 1 の実施の形態と同じである。

【0060】

このように構成された本実施の形態の作用について説明する。本実施の形態は、気管支鏡

10

30

40

50

2を気管支内に挿入する際のルート監視部19による挿入監視の処理のみが第1の実施の形態と異なる。なお、本実施の形態では、術者は気管支挿入時に、気管支の分岐点毎に図示しないフリーズスイッチを押下することでルート確認を行う。その際、フリーズスイッチが押下される毎にルート監視部19は分岐点位置情報を更新する。

【0061】

本実施の形態のルート監視部19は、例えば術者がルート確認のために分岐点で図示しないフリーズスイッチを押下すると、図28に示すように、ステップS71でライブ画像入力部401により該分岐点でのライブ画像を入力し、ステップS72でVBS画像入力部401により該分岐点でのVBS画像を入力する。

【0062】

そして、ステップS73で第1の特徴量抽出部403によりライブ画像の特徴量を抽出し、ステップS74で第2の特徴量抽出部404によりVBS画像の特徴量を抽出する。

【0063】

ステップS75において、特徴量比較部405によりライブ画像の特徴量とVBS画像の特徴量とにより両者の画像の類似度を算出し、算出した類似度が所定の第1設定値を超えているかどうかを判断し、類似度が所定の第1設定値を超えている（所定レベル以上で類似している）と判断すると、ステップS76で注意ステータスカウンタをリセットすると共に警告ステータスフラグに0をセットし処理を終了する。

【0064】

また、類似度が所定の第1設定値以下と判断すると、ステップS77で類似度が所定の第2設定値未満かどうかを判断し、類似度が所定の第2設定値未満（所定レベル未満で類似していない）と判断すると、ステップS78で注意ステータスカウンタをリセットすると共に警告ステータスフラグに1をセットし処理を終了する。

【0065】

類似度が所定の第2設定以上と判断すると、ステップS79で注意ステータスカウンタを+1すると共に警告ステータスフラグに0をセットし、ステップS80で注意ステータスカウンタの値が2になったか判断し、注意ステータスカウンタの値が2ならばステップS78に進み、注意ステータスカウンタの値が2でないならば処理を終了する。

【0066】

そして、第1の実施の形態と同様に、このようにして設定された警告ステータスフラグの状態に基づく制御信号が、ルート監視部19より画像処理部20に出力され、画像処理部20では第1の実施の形態で説明したような内視鏡画面101（図18及び図19参照）を生成する。

【0067】

なお、ライブ画像と比較するVBS画像はアプローチ可能な全てのルートでの該当する分岐点VBS画像が対象であって直前比較して最も類似度が高い分岐点VBS画像を有するルートを現在挿入中のルートと認識する。

【0068】

その他の作用は第1の実施の形態と同じである。

【0069】

このように本実施の形態においても第1の実施の形態と同様に、アプローチ可能なルートに気管支鏡2が挿入されているか否かを、VBS画像との類似度によって判断しているので、術者が気管支鏡2を気管支内に挿入する際の、患部へのアプローチ可能なルートへの気管支鏡2の挿入監視が行われ、術者は内視鏡画面101のフレーム102の色を見ることで、容易に患部へのアプローチ可能なルートに気管支鏡2を挿入しているかどうか判断できる。

【0070】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0071】

10

20

30

40

50

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、患部に至る体腔内経路の径に応じた内視鏡を簡単且つ適切に検索することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図2】図1の気管支鏡挿入監視装置による挿入監視ルート設定処理の流れを示すフローチャート

【図3】図2の処理で展開されるルート設定画面を示す第1の図

【図4】図2の処理で展開されるルート設定画面を示す第2の図

10

【図5】図2の処理で展開されるルート設定画面を示す第3の図

【図6】図2の処理で設定されたルートを模式的に示した図

【図7】図2の処理で検索された他のルートを模式的に示した図

【図8】図1のルート内気管支径算出部の作用を説明する第1の図

【図9】図1のルート内気管支径算出部の作用を説明する第2の図

【図10】図1のルート情報格納部に格納される気管支情報テーブルを示す図

【図11】図1のスコープ情報格納部17に格納されるスコープ情報テーブルを示す図

【図12】図1のルート画像生成部の第1のルート画像生成処理の流れを示すフローチャート

【図13】図12の処理で生成されたルート画像である気管支画像を示す図

【図14】図1のルート画像生成部の第2のルート画像生成処理の流れを示すフローチャート

20

【図15】図14の処理で生成されたルート画像である気管支画像を示す図

【図16】図1のルート監視部による挿入監視の処理の流れを示すフローチャート

【図17】図16の処理での気管支鏡の挿入部の先端位置がルートの許容範囲内あるかどうかの判断を説明する図

【図18】図16の処理により表示される内視鏡画面を示す第1の図

【図19】図16の処理により表示される内視鏡画面を示す第2の図

【図20】本発明の第2の実施の形態に係るルート監視部による挿入監視の処理の流れを示すフローチャート

30

【図21】図20の処理により表示される内視鏡画面を示す第1の図

【図22】図20の処理により表示される内視鏡画面を示す第2の図

【図23】図20の処理により表示される内視鏡画面を示す第3の図

【図24】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図25】図24の光学特性格納部に格納されるデータを説明する第1の図

【図26】図24の光学特性格納部に格納されるデータを説明する第2の図

【図27】図24のルート監視部の構成を示すブロック図

【図28】図27のルート監視部の処理の流れを示すフローチャート

【符号の説明】

1 … 内視鏡装置

40

2 … 気管支鏡

3 … 先端位置検出装置

5 … モニタ

6 … 気管支鏡挿入監視装置

1 1 … C T 画像データ取り込み部

1 2 … C T 画像データ格納部

1 3 … M P R 画像生成部

1 4 … ルート設定部

1 5 … ルート内気管支径算出部

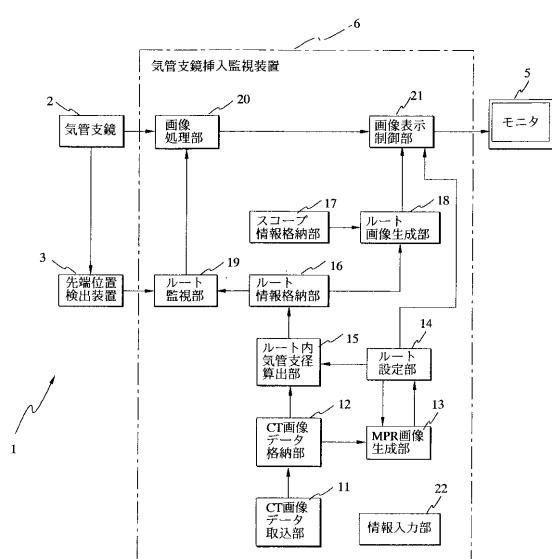
1 6 … ルート情報格納部

1 7 … スコープ情報格納部

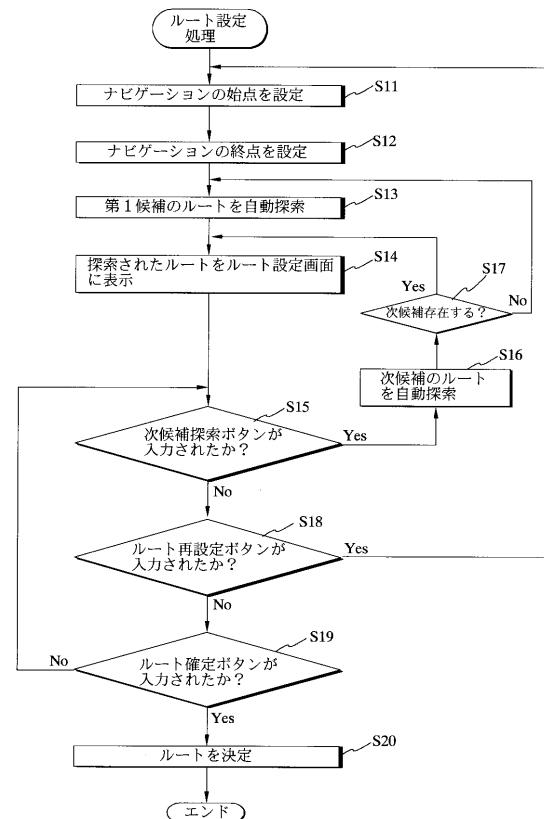
50

- 1 8 ... ルート画像生成部
 1 9 ... ルート監視部
 2 0 ... 画像処理部
 2 1 ... 画像表示制御部
 2 2 ... 設定情報入力部

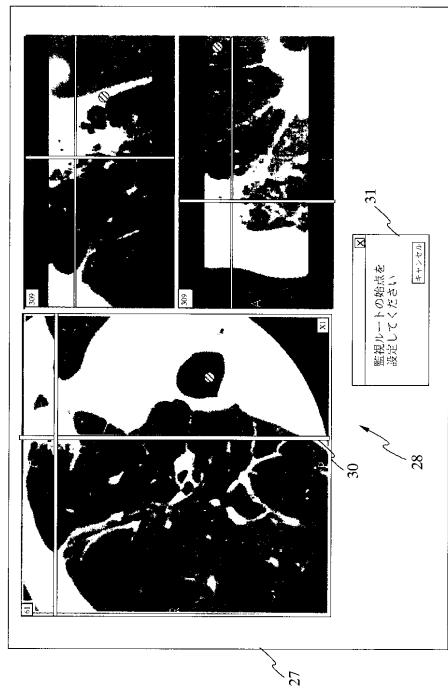
【図1】



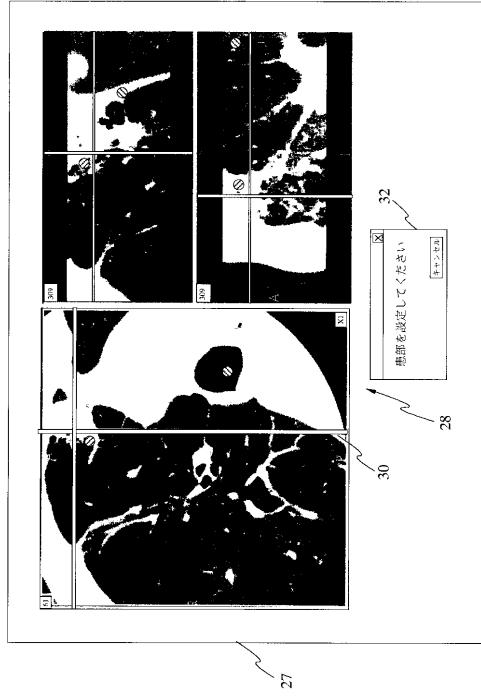
【図2】



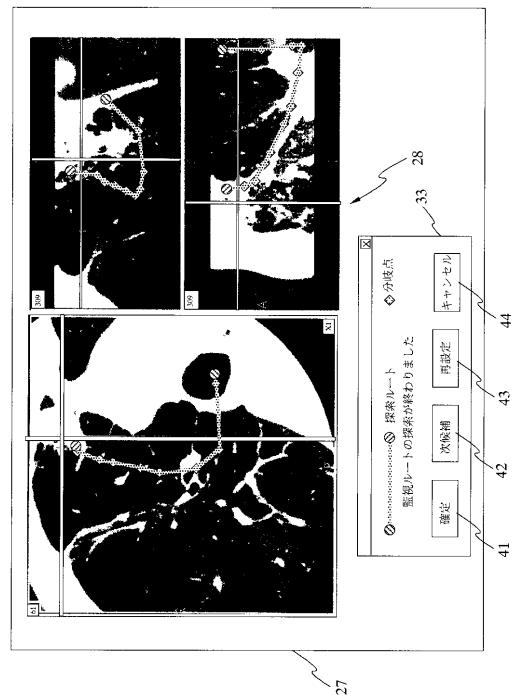
【図3】



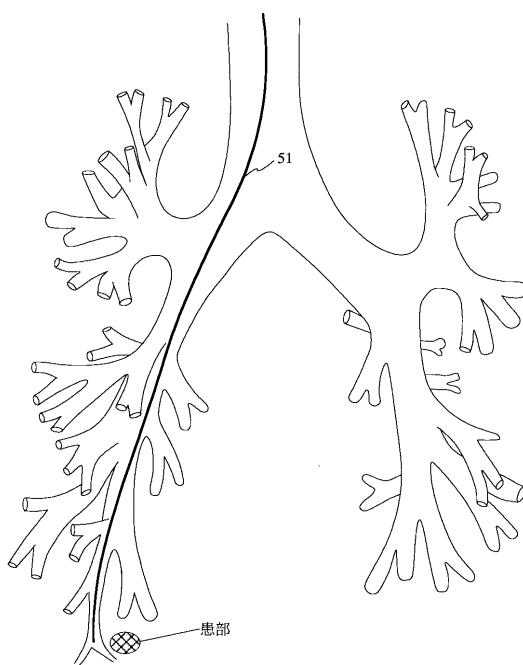
【図4】



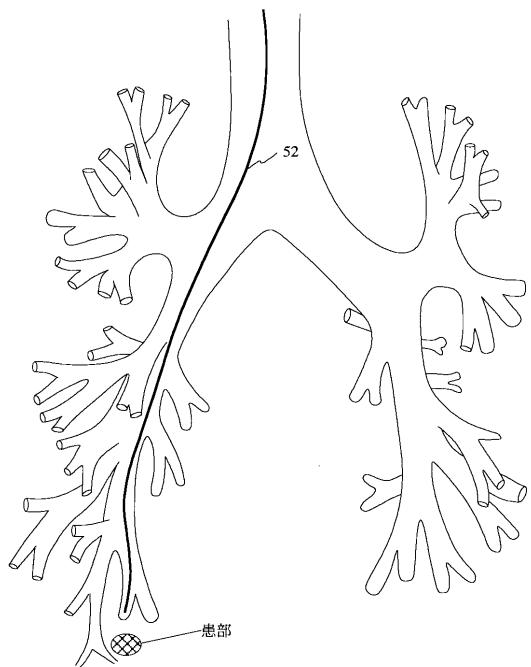
【図5】



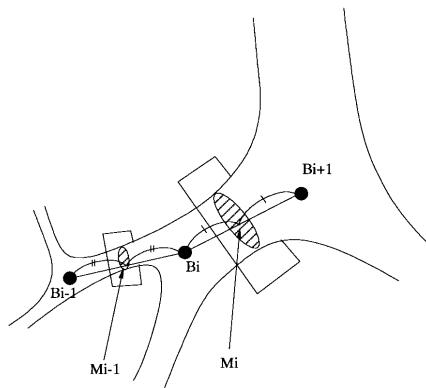
【図6】



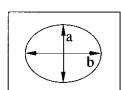
【図7】



【図8】



【図9】



【図10】

ルート情報格納部

(X,Y,Z) : 算出点座標
φ : 気管支径

第2ルート

第1ルート				
分岐NO	X	Y	Z	φ
1	387	351	5	2.0
2	390	351	37	2.5
3	364	358	54	3.0
4	347	359	63	3.4
5	322	359	69	3.9
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
10	315	148	32	20.5

16

61

【図11】

スコープ情報格納部

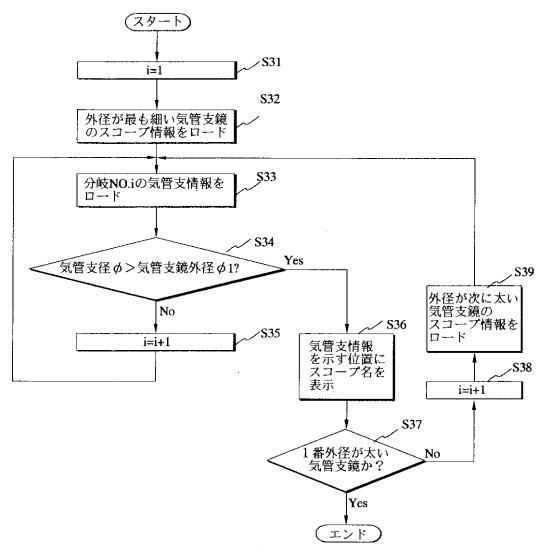
φ1 : 気管支鏡外径

スコープ名	φ1	チャンネル径
XP40	2.8	1.2
P40	4.9	2.2
P240	5.3	2.0
240	5.9	2.0
IT240	6.0	2.6
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮

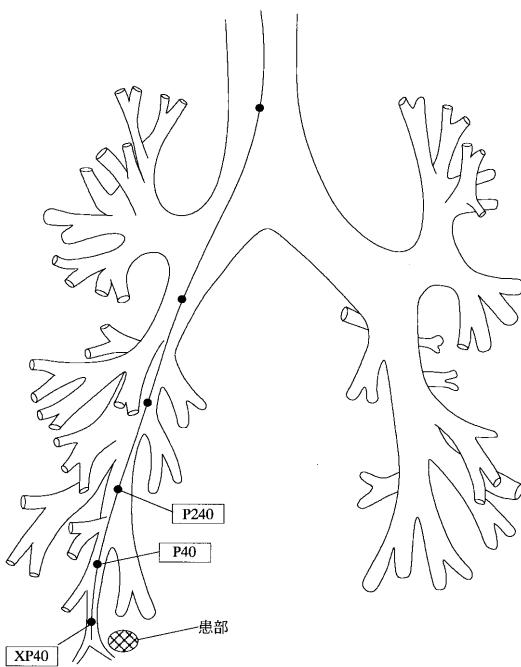
17

62

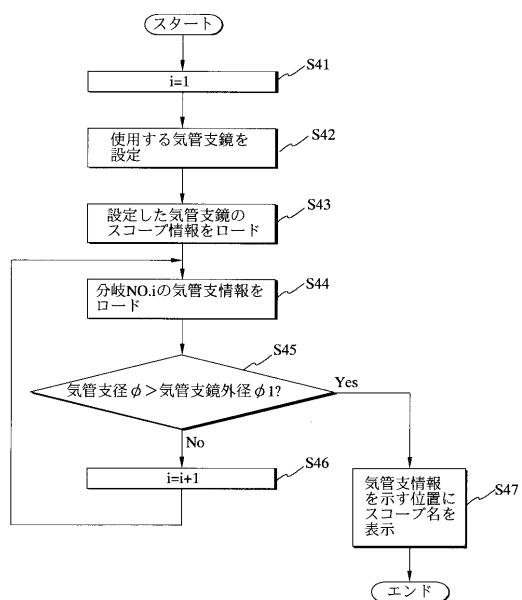
【図12】



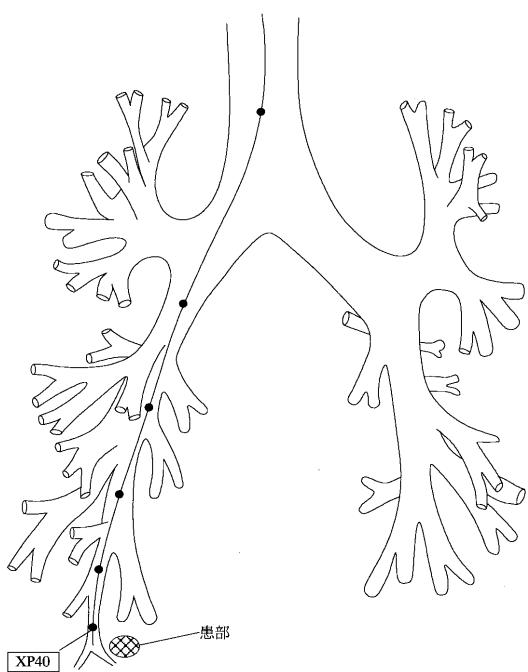
【図13】



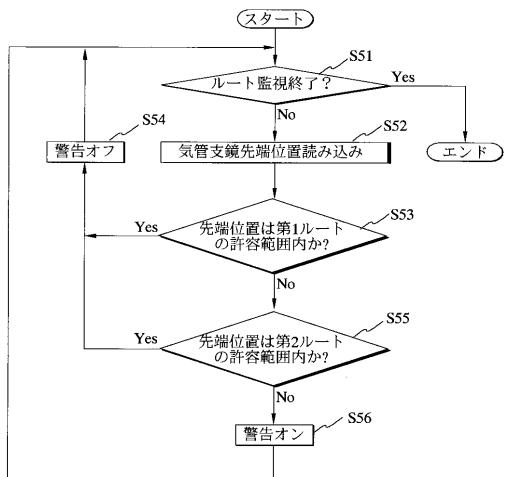
【図14】



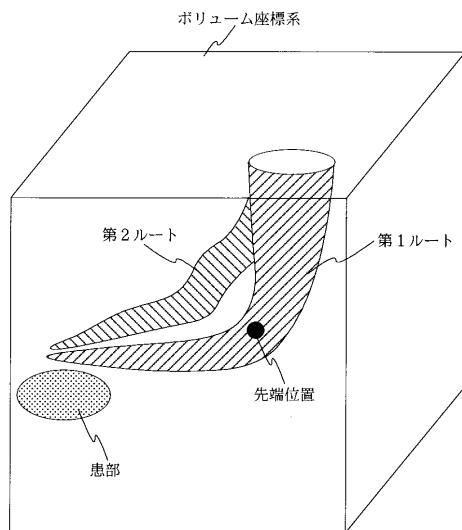
【図15】



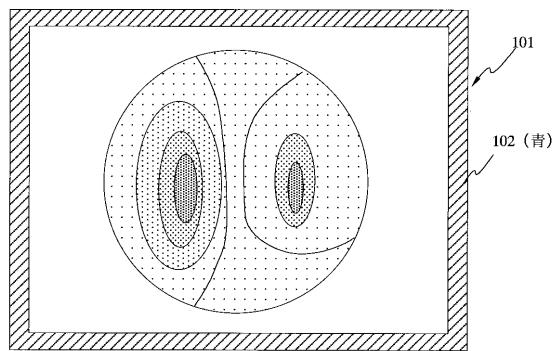
【図16】



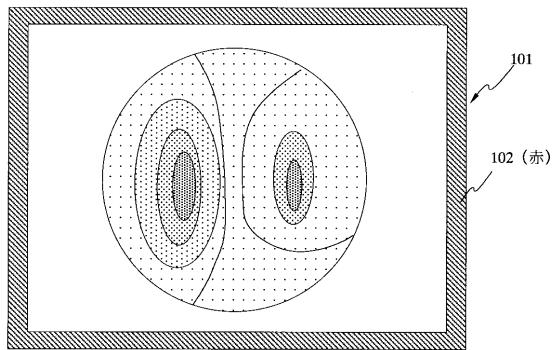
【図17】



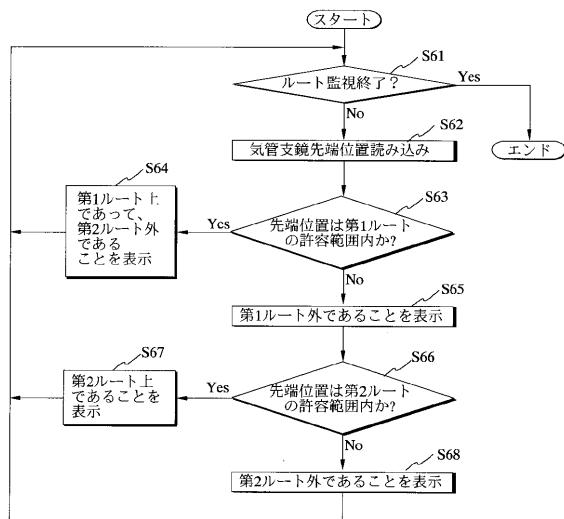
【図18】



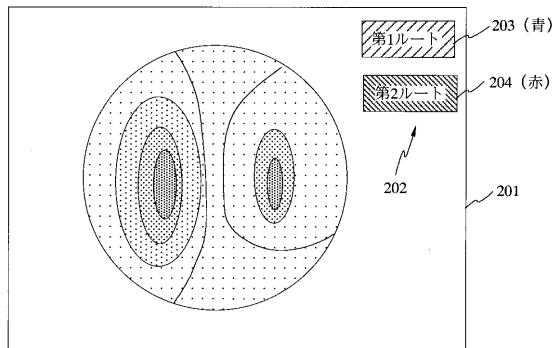
【図19】



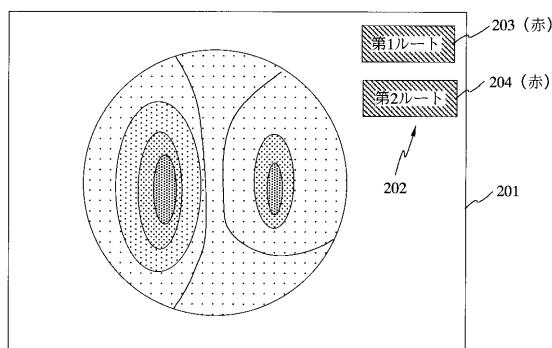
【図20】



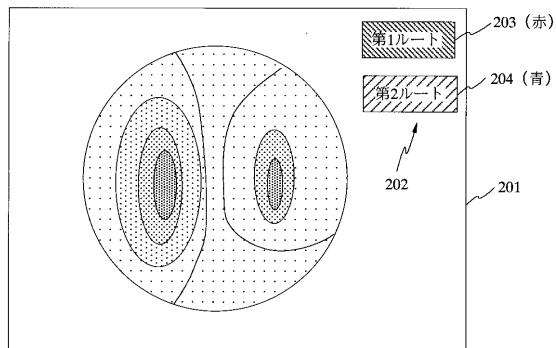
【図21】



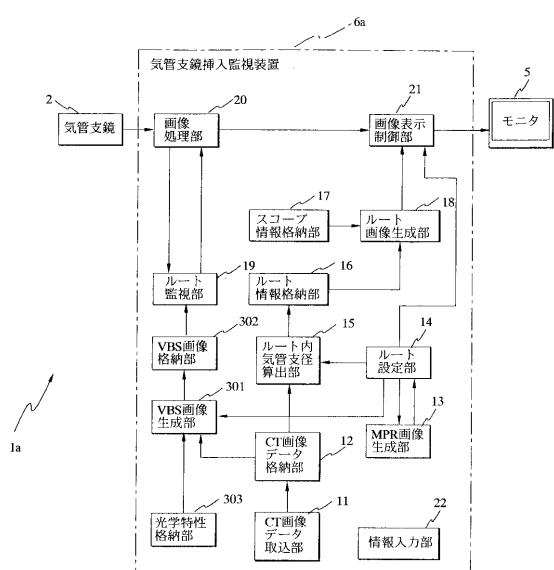
【図23】



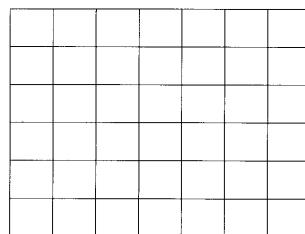
【図22】



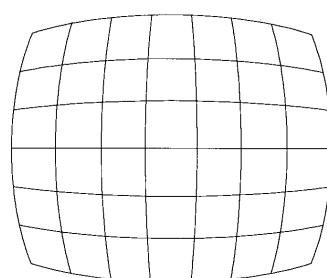
【図24】



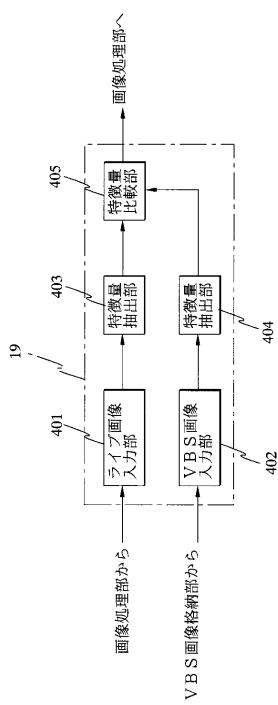
【図25】



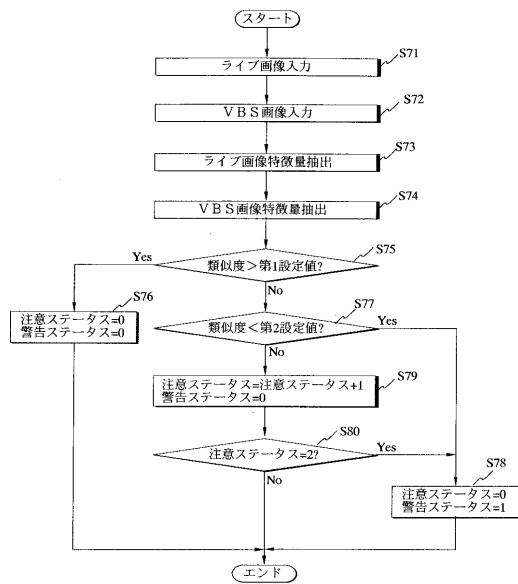
【図26】



【図27】



【図28】



フロントページの続き

(72)発明者 梶 国英

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 斎藤 明人

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 柴崎 隆男

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 峯 泰治

東京都渋谷区初台1丁目53番地6号 オリンパスシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA07 BB02 CC06 DD03 GG11 HH51 JJ17 JJ18 NN05 NN07

WW02 WW04 WW10 WW13 WW20 YY03 YY12

4C093 AA22 BA10 DA03 FB12 FF02 FF12 FF18 FF35 FF42 FF45

FG01 FG05 FG13 FG16 FH04 FH06

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2004089483A5	公开(公告)日	2005-10-27
申请号	JP2002255698	申请日	2002-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋本俊也 大西順一 小林英一 梶国英 斎藤明人 柴崎隆男 峯泰治		
发明人	秋本 俊也 大西 順一 小林 英一 梶 国英 斎藤 明人 柴崎 隆男 峯 泰治		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/00.300.D A61B6/03.360.G		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ18 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/WW13 4C061/WW20 4C061/YY03 4C061/YY12 4C093/AA22 4C093/BA10 4C093/DA03 4C093/FB12 4C093/FF02 4C093/FF12 4C093/FF18 4C093/FF35 4C093/FF42 4C093/FF45 4C093/FG01 4C093/FG05 4C093/FG13 4C093/FG16 4C093/FH04 4C093/FH06 4C161/AA07 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/JJ10 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/WW20 4C161/YY03 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2004089483A JP4245880B2		

摘要(译)

解决的问题：根据导致患处的体腔路径的直径轻松，适当地搜索内窥镜。解决方案：当通过路线设置单元14设置路线时，支气管内支气管直径计算单元15然后基于存储在CT图像数据存储单元12中的三维图像数据计算该路线的每个分支阶段的路线。计算包括支气管信息的路径信息，例如支气管的直径。然后，路径图像生成单元18生成支气管图像，在该支气管图像中叠加可以在路径的每个分支阶段插入的支气管镜的名称。[选型图]图1

