

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3850217号

(P3850217)

(45) 発行日 平成18年11月29日(2006.11.29)

(24) 登録日 平成18年9月8日(2006.9.8)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

F I

A61B 1/00 320Z

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2000-399113 (P2000-399113)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成12年12月27日(2000.12.27)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2002-200030 (P2002-200030A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成14年7月16日(2002.7.16)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成16年4月19日(2004.4.19)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	高橋 裕史
			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	森實 祐一
			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	加川 裕昭
			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】 気管支用内視鏡位置検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁界発生素子と、磁界検出素子とを用いて気管支に挿入された気管支用の内視鏡挿入部の先端位置を検出する挿入部先端位置検出手段と、

少なくとも、予め取得した被検体の気管支における連続するスライス断層像から作成した、未造影末端部を含む基準気管支3次元画像データを格納する基準気管支3次元画像データ記憶手段と、

前記基準気管支3次元画像データ記憶手段に記憶された前記基準気管支3次元画像データを読み出して基準気管支3次元画像として表示手段に表示するよう制御する基準気管支3次元画像表示制御手段と、

前記基準気管支3次元画像表示制御手段の制御下に前記表示手段に表示された前記基準気管支3次元画像に対して、前記挿入部先端位置検出手段により検出された内視鏡挿入部の先端位置の位置補正を行う先端位置補正手段と、

前記先端位置補正手段により先端位置が補正された後、当該内視鏡挿入部の先端位置の軌跡情報を所定のサンプリング周波数に基づいて取得する先端位置軌跡情報取得手段と、

前記先端位置軌跡情報取得手段により取得された内視鏡挿入部の先端位置の軌跡情報に基づいて、前記基準気管支3次元画像データにおける未造影末端部に係る画像データを生成する未造影末端部画像データ生成手段と、

前記未造影末端部画像データ生成手段によって生成された未造影末端部画像データを前記基準気管支3次元画像データに対して追加して合成気管支3次元画像データを生成する

10

20

合成気管支 3 次元画像データ生成手段と、

前記合成気管支 3 次元画像データ生成手段によって生成された合成気管支 3 次元画像データを新たな気管支 3 次元画像データとして記憶する合成気管支 3 次元画像データ記憶手段と、

を具備したことを特徴とする気管支用内視鏡位置検出装置。

【請求項 2】

前記未造影末端部画像データに対応する画像を強調して前記表示手段に表示するように制御する未造影末端部強調表示制御手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の気管支用内視鏡位置検出装置。

【請求項 3】

前記未造影末端部画像データは、前記基準気管支 3 次元画像データにおける未造影末端部に対応する部分に形成された 3 次元画像データであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の気管支用内視鏡位置検出装置。

【請求項 4】

前記未造影末端部画像データは、前記基準気管支 3 次元画像データにおける未造影末端部に対応する部分に形成されたプロット画像データであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の気管支用内視鏡位置検出装置。

【請求項 5】

前記未造影末端部画像データは、前記基準気管支 3 次元画像データにおける未造影末端部を含む部分に形成された、内視鏡挿入部の先端位置の軌跡を示したプロット画像データ

であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の気管支用内視鏡位置検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、少なくとも内視鏡挿入部の位置情報を基に、内視鏡を目的部位までスムーズに案内する気管支用内視鏡位置検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、医療用分野で内視鏡が広く用いられている。この内視鏡のうち、特に挿入部が軟性のものは、体腔内の屈曲した管路に挿入することにより、体表面を切開することなく体腔内深部の臓器を診断したり、必要に応じて内視鏡の有するチャンネル内に処置具を挿通してポリプ等を切除する治療処置を行うことができる。しかし、屈曲した体腔内に挿入部を円滑に挿入するためにはある程度の熟練を必要とする。

【0003】

つまり、挿入部を円滑に挿入するためには、管路の屈曲状態に応じて挿入部に設けた湾曲部を湾曲操作したり、把持部を捻り操作する等の作業が必要になる。そして、そのとき挿入部の先端位置が体腔内のどの位置にあるかとか、体腔内にある挿入部の屈曲形状がどのような形状であるか等がわかると便利である。

【0004】

そのため、例えば特開平 8 - 0542 号公報には必要とされる検出範囲内で精度良く内視鏡の三次元的な位置を検出できる内視鏡位置検出装置が示されている。この内視鏡位置検出装置は、磁界発生素子と磁界検出素子とを用いて内視鏡の位置を検出する。

【0005】

一方、内視鏡を関心部位まで容易に到着させる管路ナビゲーション方法として、例えば、特開平 2000 - 135215 号公報には気管支等のような体内の管路への内視鏡の挿入を支援する管路案内方法および装置、並びに、そのような管路案内装置を備えた放射線断層撮影装置が示されている。この管路案内方法および装置、並びに、そのような管路案内装置を備えた放射線断層撮影装置では、X 線照射・検出装置のヘリカルスキャンで得られたプロジェクションに基づいて、中央処理装置で仮想的な内視鏡像、関心部位の生検を行なうための案内画像を生成していた。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

【 発明が解決しようとする課題 】

しかしながら、例えば末梢肺野で好発する腺癌の診断では、気管支の太さが3ミリ程度の分岐次数で第7又は第8分岐以降が多く、第15ないし第18分岐程度で肺胞に到達する。この第15次気管支における太さは2ミリ程度であるため、現在の観察装置の性能では末端の気管支までの画像を造影できない場合がある。つまり、末端部までの気管支3次元画像を得難いという問題があった。

【 0 0 0 7 】

また、関心部位までの経路が断片的な情報提供、即ち、内視鏡先端の位置情報が常にリアルタイムで気管支3次元画像上に表示されないため、気管支内における道筋がわかり難い

10

【 0 0 0 8 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、観察又は処置を行う場合、管路及び挿入道筋を明らかにして、内視鏡及び処置具の誘導を正確且つ迅速に行える気管支用内視鏡位置検出装置を提供することを目的にしている。

【 0 0 0 9 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明の気管支用内視鏡位置検出装置は、磁界発生素子と、磁界検出素子とを用いて気管支に挿入された気管支用の内視鏡挿入部の先端位置を検出する挿入部先端位置検出手段と、少なくとも、予め取得した被検体の気管支における連続するスライス断層像から作成した、未造影末端部を含む基準気管支3次元画像データを格納する基準気管支3次元画像データ記憶手段と、前記基準気管支3次元画像データ記憶手段に記憶された前記基準気管支3次元画像データを読み出して基準気管支3次元画像として表示手段に表示するよう制御する基準気管支3次元画像表示制御手段と、前記基準気管支3次元画像表示制御手段の制御下に前記表示手段に表示された前記基準気管支3次元画像に対して、前記挿入部先端位置検出手段により検出された内視鏡挿入部の先端位置の位置補正を行う先端位置補正手段と、前記先端位置補正手段により先端位置が補正された後、当該内視鏡挿入部の先端位置の軌跡情報を所定のサンプリング周波数に基づいて取得する先端位置軌跡情報取得手段と、前記先端位置軌跡情報取得手段により取得された内視鏡挿入部の先端位置の軌跡情報に基づいて、前記基準気管支3次元画像データにおける未造影末端部に係る画像データを生成する未造影末端部画像データ生成手段と、前記未造影末端部画像データ生成手段によって生成された未造影末端部画像データを前記基準気管支3次元画像データに対して追加して合成気管支3次元画像データを生成する合成気管支3次元画像データ生成手段と、前記合成気管支3次元画像データ生成手段によって生成された合成気管支3次元画像データを新たな気管支3次元画像データとして記憶する合成気管支3次元画像データ記憶手段と、を具備したことを特徴とする。

20

30

【 0 0 1 0 】

この構成によれば、まず、内視鏡を一度挿抜することによって、予め取得した気管支3次元画像データに軌跡画像を合成した画像が作成される。内視鏡を再び挿入させる際には、前回の挿抜で作成された合成画像を参照することにより関心部位まで内視鏡をスムーズに案内することが可能になる。

40

【 0 0 1 1 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1ないし図11は本発明の一実施形態に係り、図1は内視鏡システムを説明する図、図2は内視鏡を説明する図、図3は内視鏡とビデオプロセッサとを説明する図、図4は内視鏡に挿通されるプローブの先端部を説明する図、図5はブロック図、図6は実際の気管支を示す図、図7はCTスキャンによって得られた気管支3次元画像を説明する図、図8は位置情報を補正するスイッチ入力位置を説明する図、図9は気管支3次元画像に軌跡情報より得られた未造影末端部画像を合成した合成3次元気管支画像説明する図、図10は

50

気管支画像作成処理を説明するフローチャート、図 11 は追加データの表示例を説明する図である。

【0012】

なお、図 9 (a) は軌跡情報より得られた未造影末端部画像を追加した合成 3 次元気管支画像を示す図、図 9 (b) は軌跡情報より得られた未造影末端部画像部分を説明する拡大図、図 11 (a) は追加データをプロット表示した合成 3 次元気管支画像を示す図、図 11 (b) は追加データをドット表示した合成 3 次元気管支画像を示す図である。

【0013】

図 1 に示すように本実施形態の内視鏡システム 1 は、内視鏡 6 を用いて検査等を行う内視鏡装置 2 と、この内視鏡装置 2 とともに使用され、前記内視鏡 6 の挿入部 7 の少なくとも先端位置を検出する機能を備え、さらに挿入部 7 の 3 次元位置を推定してその先端部の対応する位置をモニタ 23 に表示させる内視鏡位置検出装置 3 とで主に構成されている。

10

【0014】

ベッド 4 上に横たわる患者 5 の気管支には例えば図 2 に示す内視鏡 6 の挿入部 7 が挿入される。この内視鏡 6 は細長で、前記挿入部 7 とその後端に配設された操作部 8 と、この操作部 8 の側部から延出するユニバーサルケーブル 9 とを有して構成されている。このユニバーサルケーブル 9 の末端部にはコネクタ 9A が設けてあり、このコネクタ 9A の側部からは信号ケーブル 9B が延出している。この信号ケーブル 9B の末端部には信号用コネクタ 9C が設けてある。

【0015】

そして、図 3 に示すようにコネクタ 9A は、前記ビデオプロセッサ 11 内の光源部 36 に着脱自在に接続され、前記信号用コネクタ 9C は信号処理部 37 に着脱自在に接続されるようになっている。

20

【0016】

前記挿入部 7 内には中空のチャンネル 13 が形成されている。このチャンネル 13 の基端部である挿入口 13a から鉗子等の処置具を挿入して、処置具の先端側が挿入部先端面のチャンネル出口から突出させることによって、患部等に対して治療処置等を行える。また、前記チャンネル 13 には位置検出のためのプローブ 15 が挿入可能であり、このプローブ 15 の先端側をチャンネル 13 内の所定位置（後述する図 4 参照）に設置することができるようになっている。

30

【0017】

前記挿入部 7 内には照明光を伝送するライトガイド 38 が挿通している。このライトガイド 38 は、挿入部 7、操作部 8、ユニバーサルケーブル 9 内を通過してコネクタ 9A に至っている。このコネクタ 9A の端面には前記光源部 36 内のランプ 36A の照明光が集光されるようになっている。このことにより、ランプ 36A の照明光は、コネクタ 9A の端面に集光され、ライトガイド 38 内を伝送されて挿入部 7 の先端部に設けた照明光出射手段を形成する照明窓から前方方向に向かって出射される。

【0018】

前記照明窓から出射された照明光により明らされた気管支内の内壁、あるいは患部等の被写体は、この照明窓に隣接して配置されている観察窓に取り付けた対物レンズ 39 によってその焦点位置に配置された固体撮像素子としての CCD 29 の撮像面に像を結ぶ。

40

【0019】

前記 CCD 29 は、信号処理部 37 内の CCD ドライブ回路 37A から出力される CCD ドライブ信号が印可されることにより、CCD 29 で光電変換された画像信号が読み出され、挿入部 7 内を通る信号線を経て信号処理回路 37B で標準的な映像信号に変換してカラーモニター 12 に出力する。

【0020】

一方、前記操作部 8 には湾曲操作ノブ 8A が設けてある。術者が、この湾曲操作ノブ 8A を回動操作することにより、挿入部 7 の先端付近に形成された湾曲自在な湾曲部 7A を湾曲させることができる。この湾曲部 7A を設けたことによつ、屈曲した気管支内経路にも

50

その屈曲に沿うように先端側を湾曲させながら挿入を行なえる。また、前記操作部 8 には内視鏡装置 2 及び信号接続ケーブル 14 を経由して内視鏡位置検出装置本体 21 に指示信号を出力する、ON/OFF 操作の可能なスイッチ手段としての操作スイッチ 8B が設けてある。

【0021】

図 4 に示すように前記プローブ 15 には、磁界を発生する磁界発生素子としてのソースコイル 16 が絶縁体であって可撓性を有する断面形状が円形のチューブ 19 の先端部内壁に絶縁性の接着剤 20 で固定されている。

【0022】

前記ソースコイル 16 は、例えば絶縁性で硬質な円柱状のコア 10 に、絶縁被膜された導線が巻かれたソレノイド状コイルで構成され、更にこのコイルの外周面に絶縁性の接着剤 20 を塗布してコイルをコア 10 に絶縁被膜した状態で固定するとともにチューブ 19 の内壁にも固定している。

【0023】

硬質のコア 10 に導線が巻かれ前記ソースコイル 16 は、接着剤 20 で固定されているので、たとえチューブ 19 が屈曲されて変形した場合でも、このソースコイル 16 自身はその形状が変形しない構造であり、磁界発生の機能は不変である。そして、前記ソースコイル 16 の位置は、内視鏡 6 の既知の位置であるので、ソースコイル 11 の位置を検出することにより、内視鏡 6 の挿入部 7 の先端位置が検出される。

【0024】

前記ソースコイル 16 に接続されたリード線 17 は、プローブ 15 の後端に設けた、あるいはプローブ 15 の後端から延びるケーブルの後端に設けたコネクタ 18 に接続されている。このコネクタ 18 は、内視鏡位置検出装置本体 21 のコネクタ受けに接続されている。このため、内視鏡位置検出装置本体 21 の後述するソースコイル駆動部（図 5 の符号 24 参照）から出力された駆動信号がソースコイル 16 に印加されることによって、位置検出に利用される磁界が発生する。

【0025】

そして、前記図 1 に示すようにベッド 4 の所定の位置である例えば 3 箇所の隅にはそれぞれ前記ソースコイル 16 からの磁界を検出する磁界検出素子として 3 軸センスコイル 22a、22b、22c（以下、22j で代表する）が取り付けられている。これらの 3 軸センスコイル 22j は、ベッド 4 から延びたケーブルを介して内視鏡位置検出装置本体 21 に接続されている。

【0026】

前記 3 軸センスコイル 22j は、図示はしないがそれぞれのコイル面が直交するように 3 方向にそれぞれ巻かれ、各コイルはそのコイル面に直交する軸方向成分の磁界強度に比例した信号を検出する。そして、前記内視鏡位置検出装置本体 21 は、3 軸センスコイル 22j の出力に基づいてソースコイル 16 の位置を検出して患者 5 内に挿入された内視鏡 6 の挿入部 7 の位置を推定する一方、推定した位置をモニター 23 の画面上にマーキング表示する。

【0027】

前記内視鏡位置検出装置 3 は磁気を利用している。したがって、磁気に対して透明でない金属が存在すると、鉄損などによる影響を受けて、磁界発生用のソースコイル 16 と、検出用 3 軸センスコイル 22j との間の相互インダクタンスに影響を与える。

【0028】

一般に、相互インダクタンスを $R + jX$ で表すと、磁気に対して透明でない金属はこの R 、 X 両者に影響を及ぼすことになる。この場合、微少磁界の検出で、一般に用いられている直交検波で測定される信号の振幅、位相が変化することになる。そのため、精度良く信号を検出には、発生する磁界が影響を受けない環境を設定することが望ましく、これを実現するためには磁氣的に透明な材料、つまり磁界に影響を及ぼさない材料でベッド 4 を作れば良い。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

なお、この磁氣的に透明な材料としては例えば、デルリン等の樹脂、木材、被磁性材金属であれば良く、実際には、ソースコイル 1 6 の位置検出に交流磁界を用いるため、駆動信号の周波数において磁氣的に影響のない材料で形成しても良い。そこで、本内視鏡位置検出装置 3 と共に使用する前記ベッド 4 は、少なくとも発生する磁界の周波数において磁氣的に透明な被磁性材で構成してある。

【 0 0 3 0 】

図 5 に示すように前記内視鏡位置検出装置本体 2 1 のソースコイル駆動部 2 4 から前記内視鏡 6 のチャンネル 1 3 内に設置されるプローブ 1 5 の所定位置に配置されたソースコイル 1 6 に駆動信号が供給されるようになっている。そして、駆動信号をソースコイル 1 6 に印加することにより、このソースコイル 1 6 の周辺に磁界が発生する。

10

【 0 0 3 1 】

前記ソースコイル駆動部 2 4 は、磁界発生用発信部 2 5 から供給される交流信号を増幅して必要な磁界を発生するための駆動信号を出力する。前記磁界発生用発信部 2 5 の交流信号は、ベッド 4 に設けられた 3 軸センスコイル 2 2 j で検出される微小な磁界を検出するための相互インダクタンス検出部 2 6 に参照信号として送出される。

【 0 0 3 2 】

前記 3 軸センスコイル 2 2 j で検出される微小な磁界検出信号は、センスコイル出力増幅器 2 7 で増幅され、その後前記相互インダクタンス検出部 2 6 に入力される。この相互インダクタンス検出部 2 6 では前記参照信号を基準にして、増幅、直交検波（同期検波）を行い、コイル間の相互インダクタンスに関連した信号を取得する。

20

【 0 0 3 3 】

前記相互インダクタンス検出部 2 6 で得られた信号は、ソースコイル位置検出部 3 1 に入力される。このとき入力されたアナログ信号はデジタル信号に変換されて位置検出の計算を行い、ソースコイル 1 6 に対して推定される位置情報を得て、この位置情報をマップ画像生成部 3 2 に送る。そして、このマップ画像生成部 3 2 に送られた位置情報は、モニター信号生成部 3 3 及びシステム制御部 3 4 へ送られる。

【 0 0 3 4 】

前記モニター信号生成部 3 3 では画像をモニタ 2 3 の画面上に表示させることが可能な RGB あるいは NTSC あるいは PAL 方式の映像信号を生成して前記モニター 2 3 に出力する。このことにより、モニター 2 3 の画面上に表示されている後述する合成 3 次元気管支画像上に内視鏡 6 の先端位置が表示される。

30

【 0 0 3 5 】

前記システム制御部 3 4 は、CPU 等で構成された制御部 3 4 a、マップ情報合成手段であるマップ情報合成回路 3 4 b、位置情報記憶手段である位置情報記憶部 3 4 c、位置情報補正手段である位置情報補正回路 3 4 d が設けられ、前記ソースコイル位置検出部 3 1、マップ画像生成部 3 2、モニター信号生成部 3 3 の動作等を制御する。

【 0 0 3 6 】

前記システム制御部 3 4 には、キーボードやスイッチ等を備えた操作パネル 3 5 が接続されている。この操作パネル 3 5 のキーボード等を操作することによって例えば、前記制御部 3 4 a を介して予め画像データ記憶部 3 7 に記憶されている図 7 に示すような患者 5 の気管支 3 次元画像 4 1 を選択的にモニター 2 3 の画面上に表示させられる。

40

【 0 0 3 7 】

なお、患者 5 の気管支 3 次元画像 4 1 のデータは、この内視鏡システム 1 と図示しない LAN 等で接続された記録装置の CT スキャンデータを基にモデル化したものであり、術前等にデータ記憶部 3 7 に事前に登録したものである。

【 0 0 3 8 】

前記システム制御部 3 4 の位置情報補正回路 3 4 d は、内視鏡 6 の操作スイッチ 8 B を操作して出力された指示信号が内視鏡装置 2、信号接続ケーブル 1 4 を経由して SW 入力部 3 6 に入力されると、この信号を基に気管支 3 次元画像 4 1 と操作スイッチ 8 B が投入さ

50

れた時点における内視鏡先端座標とをソースコイル位置検出部 3 1 より取得して所定の補正処理を行う。

【 0 0 3 9 】

前記システム制御部 3 4 のマップ情報合成回路 3 4 b では、前記気管支 3 次元画像 4 1 と、前記位置情報記憶部 3 4 c に記録された座標位置サンプリング値とを基に合成 3 次元気管支画像データを構築し、この合成 3 次元気管支画像データをマップ画像生成部 3 2 へ送る。そして、このマップ画像生成部 3 2 では最終的に合成した、つまり気管支 3 次元画像 4 1 に軌跡情報より得られた未造影末端部画像（図 9（b）の破線部参照）を合成した合成 3 次元気管支画像データを前記モニター信号生成部 3 3 に送る。そして、このモニター信号生成部 3 3 では前記合成 3 次元気管支画像データに、現在の内視鏡先端位置を例えば X 印で示す画像データを重畳する。

10

【 0 0 4 0 】

このことにより、モニター 2 3 の画面上には合成 3 次元気管支画像 4 3 が表示されるとともに、この合成 3 次元気管支画像 4 3 上に現在の内視鏡先端位置を示す X 印 4 3 a がリアルタイムで表示される。

【 0 0 4 1 】

ここで、モニター 2 3 に表示される画像について図 6 ないし図 9 を参照して説明する。なお、処理ステップについては後述する「気管支画像作成処理」で説明する。

【 0 0 4 2 】

図 6 は実際の患者 5 の気管支を示すものであり、気管支の末端部では管路が複雑に入り組み、多数の分岐路が細い管路が存在している。しかし、図 7 に示すように C T スキャンデータを基にモデル化した気管支 3 次元画像 4 1 では患者 5 の気管支末端の管路までを表示することができず、管路途中で切断された状態になってしまう。

20

【 0 0 4 3 】

図 8 は操作スイッチ 8 B を操作する位置を示すものであり、目標と推定される関心部位である腫瘍の位置までの経路中に、前記操作パネル 3 5 を操作して第 1、第 2、第 3 分岐点近傍にカーソルキー等で操作点をマーキングしている。その操作点は、気管支 3 次元画像 4 1 上で例えば A、B、C として表示される。

【 0 0 4 4 】

なお、この段階においては、この画面に表示されている気管支 3 次元画像 4 1 の座標系と内視鏡先端を示すマーク 4 2 の位置との補正は行われていない。このため、内視鏡 6 でとらえた実際の画像である内視鏡装置 2 のモニター 1 2 の画面上に表示される映像を確認しながら、予めマーキングした第 1 分岐点、第 2 分岐点、第 3 分岐点に到達したときに前記操作スイッチ 8 B を操作する。このことにより、3 つの分岐点の座標位置を得て、この時点で補正処理が行われて内視鏡先端の現在位置が所定のマークである X 印等で表示されるようになる。

30

【 0 0 4 5 】

また、内視鏡観察中に、挿入部 7 を末端部位方向に向けて挿入している場合、位置情報記憶部 3 4 c では所定時間間隔で順次サンプリング値を記録している。そして、このサンプリング値を基に、内視鏡先端の挿入軌跡を合成 3 次元気管支画像データとして構築して図 9（a）に示すように、軌跡情報より得られた未造影末端部画像を追加した合成 3 次元気管支画像 4 3 を画面上に表示して

40

【 0 0 4 6 】

このため、2 度目以降の観察及び処置時には、この合成 3 次元気管支画像 4 3 をモニター 2 3 に表示させることにより、この合成 3 次元気管支画像 4 3 に表示される X 印を確認して挿入部 7 を速やかに関心部位に向けて挿入することが可能になる。

【 0 0 4 7 】

ここで、C T スキャンデータによる 3 D ソリッドモデルである気管支 3 次元画像 4 1 では造影できない末端患部に至る合成 3 次元気管支画像を合成するまでの「気管支画像作成処理」を説明する。

50

【 0 0 4 8 】

図 1 0 に示すようにまず、ステップ S 1 の初期化において、位置情報記憶部 3 4 c に記憶されているデータをクリアする一方、画像データ記憶部 3 7 に記憶されているデータの中から対応する患者 5 の気管支 3 次元画像 4 1 を呼び出し、モニター 2 3 の画面上に表示させる。

【 0 0 4 9 】

そして、気管支 3 次元画像 4 1 上に操作点 A、操作点 B、操作点 C を設定して内視鏡 6 の挿入を開始する。このとき、前記モニター 1 2 の画面上に表示される映像を確認しながら、内視鏡 6 の先端がマーキング地点である第 1 分岐点、第 2 分岐点、第 3 分岐点に到達したときステップ S 2、ステップ S 4、ステップ S 6 に示すようにスイッチ 8 B を順次操作する。なお、この内視鏡 6 挿入の際、スイッチ 8 B の操作がされない場合にはステップ S 2、ステップ S 4、ステップ S 6 においてスイッチ投入待機状態になる。

10

【 0 0 5 0 】

そして、各ステップ S 2、ステップ S 4、ステップ S 6 においてスイッチ 8 B が適宜操作されることにより、ステップ S 3、ステップ S 5、ステップ S 7 に示すように気管支モデルの経路中に第 1 分岐における座標の取得、第 2 分岐における座標の取得、第 3 分岐における座標の取得が行われる。

【 0 0 5 1 】

そして、3 箇所分岐における座標の取得が完了したならステップ S 8 に移行する。このステップ S 8 では前記第 1、第 2、第 3 分岐点の座標から現在の内視鏡先端位置と、気管支 3 次元画像 4 1 の座標系とを一致させる補正処理を行う。この補正処理方法は、C T 画像が実物と等倍であるので、A 点、B 点、C 点でそれぞれ得られる法線ベクトルと、取得した第 1、第 2、第 3 分岐点の座標から得られた法線ベクトルとが一致するように気管支 3 次元画像 4 1 を座標変換する方法である。なお、ここでは 3 点の座標を取得して位置情報補正を行うようにしているが、3 点以上を利用して補正を行うようにしてもよい。

20

【 0 0 5 2 】

前記ステップ S 8 に示す位置情報の補正処理が完了したならステップ S 9 に移行して 2 0 0 m s 毎に、移動する内視鏡先端の座標値を順次サンプリングして記録する。このとき、最新の内視鏡先端座標を 3 次元気管支画像 4 3 上に X 印でリアルタイムに表示させる。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 0 ではサンプリングされた座標値が、気管支 3 次元画像 4 1 の 3 D ソリッドモデルから外れた領域の座標値であるか否かを判断し、外れた領域の座標値であった場合には、前記気管支 3 次元画像 4 1 に対して新たに追加する画像データであると判断して画像データの追加を行う一方、画面上に追加して強調表示を行う。

30

【 0 0 5 4 】

なお、気管支の末端部では管路が細径であるので、このとき追加する画像を 3 D ソリッドモデルとして扱わずに、単にプロット座標の軌跡を線画表示したり、プロット画像のままであっても構わない。

【 0 0 5 5 】

つまり、前記ステップ S 9 で 2 0 0 m s 毎にサンプリングしたときの座標値を単純にプロット表示した場合には図 1 1 (a) に示すように追加データである複数のプロット 4 5 , ... , 4 5 が画面上に表示される。したがって、実線に示す管路末端からはみ出たプロットデータを追加データとして扱う。

40

【 0 0 5 6 】

一方、前記ステップ S 1 0 でオーバーレイ処理による画像合成した場合には図 1 1 (b) に示すようにドット 4 6 が画面上に表示される。ここでは、追加データであるプロット座標を点描画の集合画像である例えば赤色のドットにして強調している。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 1 では、関心部位である目的の気管支末端まで内視鏡が到達した段階で操作パネル 3 5 のキー入力操作等で最終的な合成 3 次元気管支画像 4 3 を構築するデータとし

50

て新たに記憶し直す指示を行う。このことによって、関心部位までの合成３次元気管支画像データの記憶を完了して、２度目からの観察及び処置を行う際、関心部位までの必要な全道筋が表示可能になり、関心部位までの誘導を迅速かつ正確に行なえる。

【００５８】

このように、位置情報補正回路と位置情報記憶部とマップ情報合成回路とを有するシステム制御部を設けたことによって、内視鏡挿入時、画像データ記憶部に記憶されているＣＴスキャンデータから得た気管支３次元画像に加えて、位置情報記憶部で所定時間間隔で順次サンプリングする一方、この内視鏡先端位置の座標値が気管支３次元画像の３Ｄソリッドモデルから外れた領域の座標値であるか否かを判断し、外れた領域の座標値であるときには気管支３次元画像に対して新たな画像データとして追加することにより、気管支３次元画像では観察することのできなかつた末端部を追加した必要最小限の合成３次元気管支画像を得ることができる。

10

【００５９】

また、マップ画像生成部を設けて合成３次元気管支画像に内視鏡先端位置を示す目印となる画像データを重畳することによって、合成３次元気管支画像上に内視鏡先端位置を表示させて関心部位と現在位置との把握を容易に行なうことができる。

【００６０】

さらに、一度、挿入された挿入部の先端位置が３Ｄソリッドモデルから外れた領域の座標値である場合、合成３次元気管支画像上に追加データとして表示される一方、この追加データを含む合成３次元気管支画像を再記憶することにより、再び内視鏡の挿入を行なう際に最新の合成３次元気管支画像を表示させて関心部位までの必要な全道筋を確認しながら内視鏡の誘導を行なうことができる。

20

【００６１】

なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【００６２】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、観察又は処置を行う場合、管路及び挿入道筋を明らかにして、内視鏡及び処置具の誘導を正確且つ迅速に行える内視鏡位置検出装置を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図１】内視鏡システムを説明する図

【図２】内視鏡を説明する図

【図３】内視鏡とビデオプロセッサとを説明する図

【図４】内視鏡に挿通されるプローブの先端部を説明する図

【図５】内視鏡位置検出装置本体及びその関係部分を説明するブロック図

【図６】実際の気管支を示す図

【図７】ＣＴスキャンによって得られた気管支３次元画像を説明する図

【図８】位置情報を補正するスイッチ入力位置を説明する図

【図９】気管支３次元画像に軌跡情報より得られた未造影末端部画像を合成した合成３次元気管支画像説明する図

40

【図１０】気管支画像作成処理を説明するフローチャート

【図１１】追加データの表示例を説明する図

【符号の説明】

３ ... 内視鏡位置検出装置

２１ ... 内視鏡位置検出装置本体

３２ ... マップ画像生成部

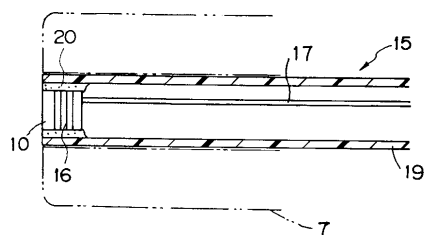
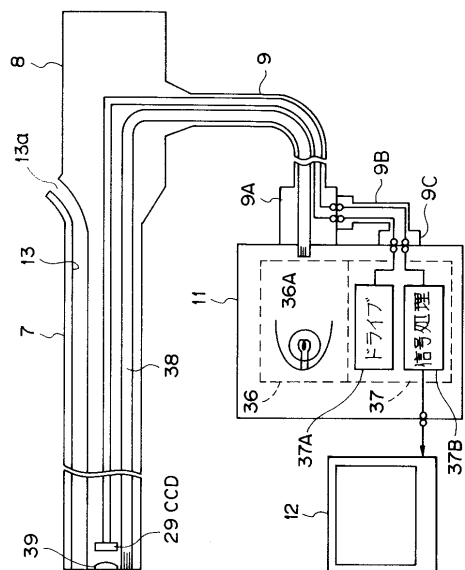
３４ ... システム制御部

３４ｂ ... マップ情報合成回路

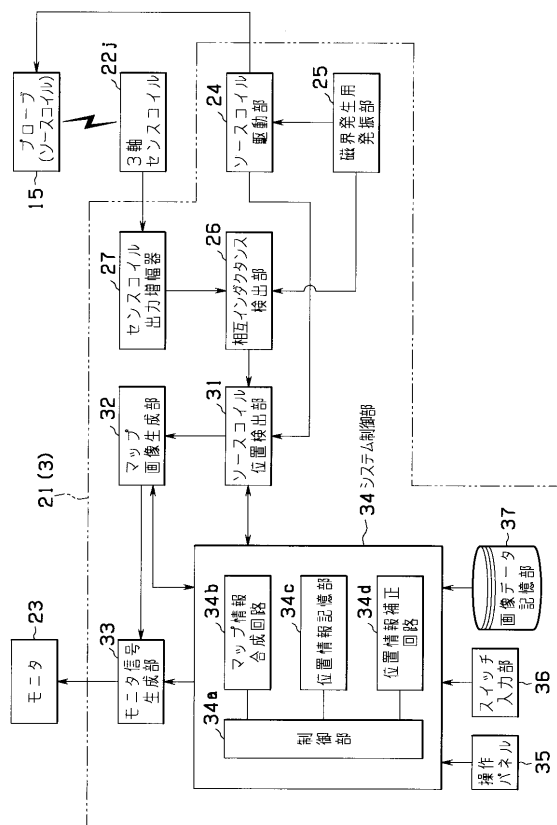
３４ｃ ... 位置情報記憶部

50

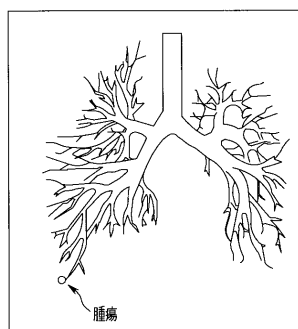
【 図 4 】



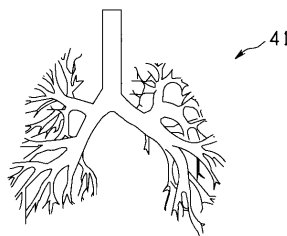
【 図 5 】



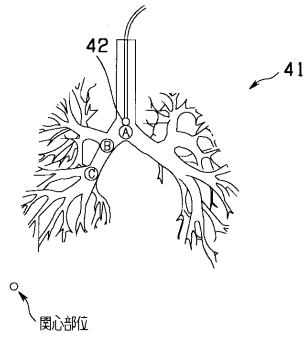
【图 6】



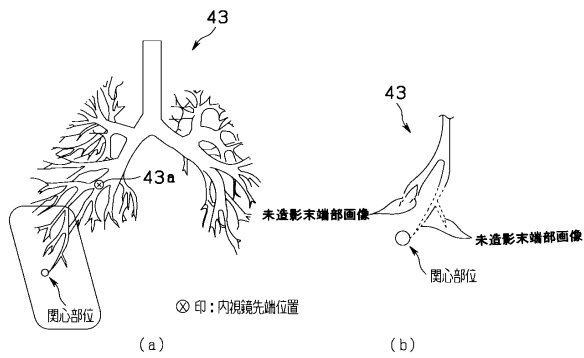
【圖 7】



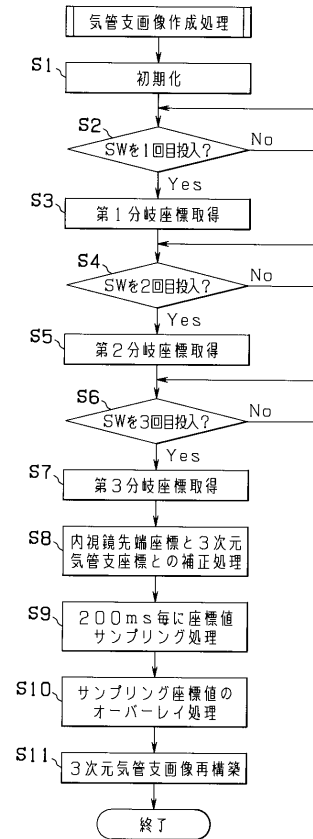
【図 8】



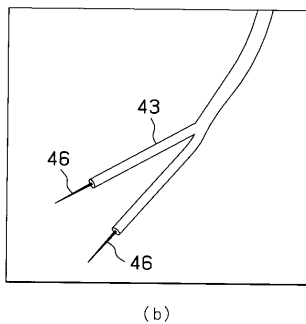
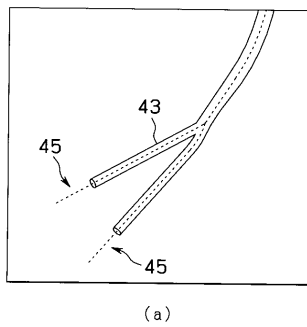
【図 9】



【図 10】



【図 11】



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 萩原 雅博
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 中満 竹千代
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 菊地 康彦
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 木村 修一
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 斉藤 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 中村 剛明
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

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平09-253038(JP,A)
特開平11-225942(JP,A)
特開平06-304127(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	支气管内窥镜位置检测装置		
公开(公告)号	JP3850217B2	公开(公告)日	2006-11-29
申请号	JP2000399113	申请日	2000-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	高橋裕史 森實祐一 加川裕昭 梶国英 萩原雅博 中満竹千代 菊地康彦 木村修一 斉藤明人 中村剛明		
发明人	高橋 裕史 森實 祐一 加川 裕昭 梶 国英 萩原 雅博 中満 竹千代 菊地 康彦 木村 修一 斉藤 明人 中村 剛明		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.B A61B1/00.552 A61B1/00.650 A61B1/01 A61B1/045.620 A61B1/045.623 A61B6/03.360.G		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG13 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/NN05 4C061/NN10 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/WW13 4C061/WW15 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG13 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN05 4C161/NN10 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/WW15		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2002200030A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供位置检测装置，该装置可以清理管道和用于观察或治疗的插入过程，以便能够正确且快速地引导内窥镜和治疗仪器。解决方案：图像存储部分37，用于存储由预先获得的对象体的连续切片CT图像制备的支气管的三维图像数据，支

气管的三维图像数据的坐标系，位置信息校正电路34d以匹配位置支气管的三维图像数据和内窥镜插入部分的尖端位置信息，以及用于基于尖端的轨迹合成具有轨迹图像的支气管的三维图像数据的地图信息合成电路34b是配备在该内窥镜位置检测装置中。

【 図 1 】

