

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テラコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 Z 2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	B 4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18	M 5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 201 (全 10数)

(21)出願番号	特願2001 - 40502(P2001 - 40502)	(71)出願人	000000376 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22)出願日	平成13年2月16日(2001.2.16)	(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	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
		(74)代理人	100076233 弁理士 伊藤 進

最終頁に続く

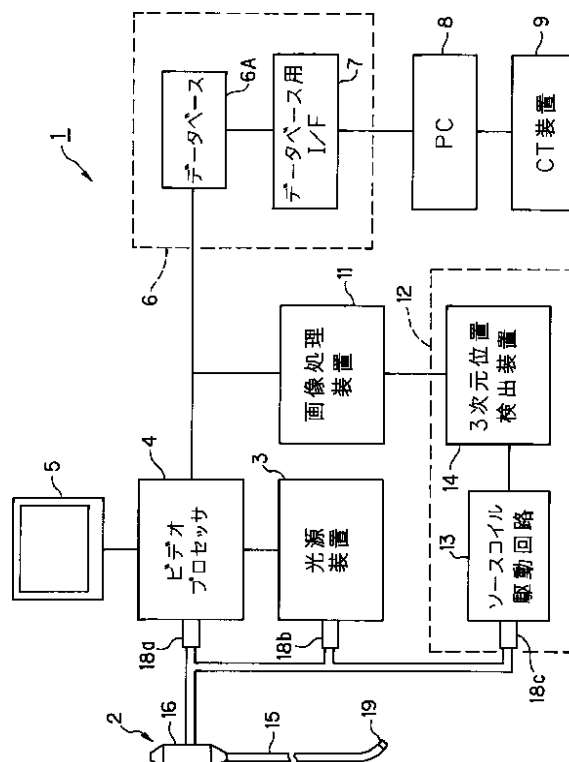
[最終頁に続く](#)

(54)【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 多様な管腔形状に併せて、自動的に観察条件や挿入速度を切り換え可能な内視鏡システムを提供する。

【解決手段】 データベース 6 A には予め内視鏡検査を行う部分の 3 次元臓器モデルとその部分を内視鏡 2 で観察する場合に適した観察条件に設定する設定情報とが格納されており、実際に内視鏡 2 を挿入して内視鏡検査を行うと、内視鏡 2 の先端部 1 9 に設けた位置検出のためのソースコイルで発生した磁界をセンスコイルで検出して、先端部 1 9 の位置を検出し、さらに画像処理装置 1 1 により検出された先端部 1 9 の位置が 3 次元臓器モデルでどの位置かが画像処理で決定され、その位置情報により、データベース 6 A から対応する設定情報が読み出され、ビデオプロセッサ 4 内の CPU に送られ、CPU はビデオプロセッサ 4 内の各回路により色バランスの調整や光源装置 3 の照明光量等をその観察状態に適したものとるように自動的に調整する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 観察対象の内部形状の 3 次元情報に基づいて、前記観察対象に挿入される内視鏡の観察部の位置に対応するこの内視鏡の観察条件を設定するデータを予め保持する記憶手段と、
前記観察対象に挿入された内視鏡の観察部の位置の検出が可能な位置検出手段と、
前記位置検出手段で検出された前記観察部の位置を前記記憶手段に保持された前記 3 次元情報に基づく前記観察部の位置に関連付ける処理手段と、
前記処理手段による関連付けに基づいて前記記憶手段より前記観察部の位置での前記内視鏡の観察条件を設定するデータを読み出し手段と、
前記読み出し手段で読み出された前記観察状態のデータに応じて前記観察部で観察する前記内視鏡の観察状態を変更する観察状態変更手段と、
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】 観察対象内に挿入された前記内視鏡を移動させるとともに、この移動速度の変更の可能な駆動手段を更に有し、
前記読み出し手段が読み出すデータは、前記観察対象に挿入される前記内視鏡の速度を示すデータであり、
前記観察状態変更手段は、前記移動速度を示すデータに基づいて前記駆動手段の駆動速度を変更することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は体腔内に内視鏡の挿入部を挿入して内視鏡検査を行う医療用の内視鏡システムに関する。

【0002】

【従来の技術】 例えば、気管支を医療用の内視鏡で観察する場合、それらの体腔は複雑に分岐しており、通常の内視鏡では挿入が容易ではなく目的部位に到達するのに時間がかかっていた。また観察部位の色調や形状は一定ではなく、全ての部位で適切な観察条件で内視鏡画像を観察することが難しかった。

【0003】 挿入時間の短縮を図るために、医療用挿入具の体腔内における挿入部の位置及び形状を検知する検知手段が提案されている。この検出装置の例としては、特開平 6-285043 号公報や特開 2000-175862 号公報に示されるものがある。また、2 次元断面画像データから 3 次元臓器モデルを作成し、仮想的な内視鏡画像を作成し、内視鏡の挿入ルートをナビゲーションする手段としては、特開 2000-135215 号公報に示されるものがある。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】 内視鏡を複雑に分岐している体腔内に挿入し体腔内部を観察する場合、管腔の分岐形状は多様であり、管腔や分岐の形状によって色調

バランスや照明強度などの最適な観察条件が異なってくる。

【0005】 通常の内視鏡観察では、内視鏡画像を確認して必要に応じて観察条件調整を行っているため、挿入に時間がかかってしまう。特開平 6-285043 号や特開 2000-175862 号では磁界を利用して内視鏡挿入部の形状や位置を検出して挿入性の向上に貢献しているが、挿入時の観察画像や挿入速度については考慮されていなかった。また特開 2000-135215 号でも予め作成した 3 次元臓器モデルを利用して挿入ルートのナビゲーションが行われているが、観察条件や挿入速度の調整は行われていなかった。

【0006】 (発明の目的) 本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、多様な管腔形状に併せて、自動的に観察条件や挿入速度を切り換え可能な内視鏡システムを提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】 予め作成された 3 次元臓器モデルの特定部位に対して最適な観察条件、挿入速度を情報として持たせておくことで、実際に内視鏡を体腔内に挿入するときに、検出した 3 次元位置情報を元に自動的に照明光や色調などの観察条件や挿入速度を設定する。より具体的には、観察対象の内部形状の 3 次元情報に基づいて、前記観察対象に挿入される内視鏡の観察部の位置に対応するこの内視鏡の観察条件を設定するデータを予め保持する記憶手段と、前記観察対象に挿入された内視鏡の観察部の位置の検出が可能な位置検出手段と、前記位置検出手段で検出された前記観察部の位置を前記記憶手段に保持された前記 3 次元情報に基づく前記観察部の位置に関連付ける処理手段と、前記処理手段による関連付けに基づいて前記記憶手段より前記観察部の位置での前記内視鏡の観察条件を設定するデータを読み出し手段と、前記読み出し手段で読み出された前記観察状態のデータに応じて前記観察部で観察する前記内視鏡の観察状態を変更する観察状態変更手段と、を備えたことにより、自動的に観察条件に適した観察状態に変更設定ができるようにしている。

【0008】

【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。

(第 1 の実施の形態) 図 1 ~ 図 7 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、第 1 の実施の形態の内視鏡システム全体構成を示し、図 2 は位置検出システムの構成を示し、図 3 は肺・気管支の 3 次元モデルへの検出位置のデータ重ね合わせのイメージ図を示し、図 4 はビデオプロセッサ及び光源装置による観察条件を可変設定する観察状態変更回路の構成例を示し、図 5 はデータベース構築の動作フローを示し、図 6 は図 5 の説明図を示し、図 7 は内視鏡検査の動作フローを示す。本実施の形態は内視鏡を挿入した位置に対応して自動的に照明光や色調などの観察

条件を調整することを可能としたものである。

【0009】図1に示すように本発明の第1の実施の形態の内視鏡システム1は内視鏡検査（診断）を行うための内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、この内視鏡2に内蔵された撮像素子に対する信号処理を行うビデオプロセッサ4と、このビデオプロセッサ4から出力される映像信号が入力されることによって、その映像信号に対応する内視鏡画像を表示するテレビモニタ5とを有する。

【0010】また、この内視鏡システム1は、ビデオプロセッサ4に接続され、3次元臓器モデルに関連する情報を蓄積したデータベース6Aを構築するハードディスク等の情報記録装置6を有し、この情報記録装置6はデータ入力用インタフェース（I/F）7を介して例えばパーソナルコンピュータ（以下、PCと略記）8と接続されている。なお、このPC8はCT装置9と接続され、後述するようにCT装置9によりCTスキャンして撮影された人体の2次元断層画像がデジタル変換されてこのPC8に入力できるようにしている。

【0011】そして、このPC8により、2次元断層画像間のデータ補間処理が施されて3次元臓器モデルの情報が生成され、データ入力用インタフェース7を介してデータベース6Aに蓄積できるようにしている。また、この内視鏡システム1は、（ビデオプロセッサ4及び）データベース6Aに接続された画像処理装置11と、この画像処理装置11に接続され、内視鏡2（の先端部19）の位置検出を行う3次元位置検出システム12とを有する。なお、この3次元位置検出システム12はソースコイル駆動回路13と、3次元位置検出装置14とから構成される。そして、画像処理装置11は3次元位置検出システム12で検出された位置がデータベース6Aに蓄積された3次元臓器モデルにおけるどの位置に相当するかの推定の画像処理を行う。

【0012】上記内視鏡2は体腔内に挿入される可撓性を有する細長の挿入部15と、この挿入部15の後端に設けられた操作部16とを有し、この操作部16から延出されたユニバーサルケーブルは途中で分岐され、その分岐され光源用コネクタ18aは光源装置3に、信号用コネクタ18bはビデオプロセッサ4に、位置検出用コネクタ18cはソースコイル駆動回路13に、それぞれ接続される。

【0013】そして、光源装置3内の図示しない光源ランプで発生した照明光は、絞りやフィルタを介して光源用コネクタ18aに入射し、ユニバーサルケーブル、操作部16、挿入部15内に挿通された照明光を伝送するライトガイドによって、挿入部15の先端部19の図示しない照明窓から外部に出射され、体腔内の臓器等を照明する。

【0014】先端部19には照明窓に隣接して設けた観察窓には対物レンズが取り付けられてあり、照明された臓器

等の光学像を結像する。その結像位置には図示しない電荷結合素子（CCDと略記）が配置され、光電変換してその撮像した信号をビデオプロセッサ4に出力する。このビデオプロセッサ4に入力された信号は内部の映像処理回路33（図4参照）により標準的な映像信号が生成され、テレビモニタ5に出力される。

【0015】また、内視鏡2の挿入部15内には図2に示すように、磁界を発生する例えば2つのソースコイル21a、21bが先端側に所定の間隔で、例えば挿入部15の長手方向に配置されている。また、最先端のソースコイル21aは先端部19に固定されている。

【0016】これらのソースコイル21a、21bはそれぞれ信号線（図2では簡単化のため、1本で示している）を介してソースコイル駆動回路13と接続され、ソースコイル駆動回路13から順次、交流の駆動信号がパルス状に印加され、印加されたソースコイル21i（ $i = a$ 又は b ）はその周囲に位置検出に利用される交流磁界を発生する。

【0017】また、内視鏡2の挿入部15が挿入される患者が載置されるベッドの付近には前記交流磁界を検出する例えば複数のセンスコイル22a、22b、...、22dが配置され、センスコイル22j（ $j = a \sim d$ ）で検出された信号は、位置検出装置14内の信号検出回路23に入力される。

【0018】信号検出回路23は入力された信号を増幅してA/D変換して位置算出回路24に出力する。位置算出回路24では信号検出回路23は入力されたデータのレベルと（ソースコイル駆動回路13からの駆動信号を参照して検出した）位相とからソースコイル21aの位置（つまり先端部19の位置）と、2つのソースコイル21a、21bの位置の算出による先端部19の方向（より正確には対物レンズの光軸方向）とを算出する処理を行う。

【0019】つまり、先端部19に設けた対物レンズによる観察手段（観察部）の位置、その観察部による観察対象を観察する観察方向が算出される。この位置算出回路24で算出された先端部19の位置（及び方向）の情報は、画像処理装置11に入力される。

【0020】また、この画像処理装置11にはデータベース6Aから3次元臓器モデルが入力され、画像処理装置11はその3次元臓器モデルにおいて、先端部19の検出位置がどの位置であるか（及びその方向であるか）を画像処理で判断する。

【0021】例えば、3次元臓器モデルとして図3に示すように肺・気管支モデルの例のように、3次元位置検出装置14で算出した内視鏡2の先端部19の検出点25の3次元座標A（ x, y, z ）が、右肺26、左肺27、気管28、気管支29などで構成される肺・気管支モデルの構成点の中から一致もしくは近似される点を選び出すと共に、近似される方向を選び出す。

【0022】なお、3次元位置検出システム12は体外の所定位置を基準として、先端部19の位置等を検出するため、必要に応じて挿入部15が挿入される人体の口腔位置等に基準位置検出のソースコイルを設置して、人体の基準となる位置を検出するようにしても良い。そして、その人体の基準位置に対して、画像処理装置11により3次元臓器モデルを重ね合わせる等して先端部19の検出点25の3次元座標A(x, y, z)をより精度良く検出(推定)できるようにしても良い。

【0023】また、画像処理装置11にビデオプロセッサ4からの映像信号を入力して検出点25が3次元臓器モデルにおけるどの位置(及び方向)かの判定(推定)に利用するようにしても良い。そして、検出点25が3次元臓器モデル上でどの位置(及び対物光学系の光軸方向)かの決定(判定)がされると、その位置の情報によりデータベース6Aから対応する観察条件の設定情報が読み出され、ビデオプロセッサ4に入力される。

【0024】ビデオプロセッサ4及び光源装置3は例えば図4に示すように、データベース6Aからの観察条件の設定情報がCPU31に入力されることにより、CPU31は種々の観察条件に設定制御ができるようにしている。

【0025】図4に示すように内視鏡2の図示しない対物レンズを構成するズームレンズを駆動して、観察像の倍率を変更するズーム駆動回路32、内視鏡2の撮像素子出力に対して映像信号生成処理を行う映像処理回路33を構成し、色マトリクス調整を行う色マトリクス調整回路34、表示される画像の輝度(明るさ)レベルを調整する輝度(レベル)調整回路35、画像強調(輪郭強調)を行う画像強調回路36がCPU31と接続され、CPU31はこれらの回路をデータベース6Aからの観察条件情報に応じて制御することができるようにしている。

【0026】また、CPU31は光源装置3における出射光量を調整する光量調整回路37、照明光路上にフィルタの挿脱を調整して波長帯域を調整するフィルタ駆動回路38と接続され、CPU31はこれらの回路をデータベース6Aからの観察条件設定情報に応じて制御することができるようにしている。

【0027】以下、図4における代表的な場合を補足説明する。

【0028】色マトリクス調整回路34では色バランスの調整を行う。データベース6Aから特定の観察条件の設定情報が選択されると、選択された色バランスを再現するためにビデオプロセッサ4に内蔵している色マトリクスのフィルタを切り替えたり、フィルタ特性を変更する。

【0029】また光量調整回路37では調光を行う。CCD等の撮像素子の各画素全体による明るさ信号の平均値を算出する。算出した平均値が予め適当と考えられて

いる明るさになるように、光源装置3の光源ランプの前に設けた絞りによる開閉量で照明光の光量を調整する。データベース6Aには、特定の観察部位において適当と考えられている明るさが記憶されており、その明るさに合わせて照明光を調整する。

【0030】フィルタ駆動回路38は照明光の波長特性を調整する。データベース6Aに記憶されている特定の観察部位に適当な照明光の波長の情報に合わせて、光源装置3の光源ランプの前に設けたターレットを回転的に移動させる。ターレットには透過波長の異なるフィルタが配設されており、光源装置3からの出射光の波長帯域を可変できる。

【0031】本実施の形態では、以下に説明するように内視鏡2の挿入部15を体腔内に挿入したときに、図5に示す動作フローのように、事前にデータベース6Aに入力された3次元臓器モデルにおけるどの位置に観察部があるかの判断を行い、その位置の位置情報に対応した観察条件の設定情報をデータベース6Aからローディングすることにより、自動的に内視鏡2の観察パラメータが自動調整されるようにしている。

【0032】次に本実施の形態の作用を説明する。内視鏡2を体腔内に挿入して内視鏡検査を行う前に、予め図5に示すように、CTスキャンによるデータベース構築を行う。CT装置9の電源を投入して、データベースの構築がスタートすると、CT装置9により、標準的な体格をした人体をステップS1に示すようにCTスキャン撮影する。

【0033】つまり、図6(A)に示すようにその人体を輪切りにした2次元断面画像を得る。そして、ステップS2に示すように、2次元断面画像をデジタル変換してPC8に取り込むようにする。

【0034】PC8では、順次取り込んだ複数の2次元断面画像データのデータ補間処理を行う(ステップS3)。つまり、図6(B)に示すように順次入力される複数の2次元断面画像データに対して点線で示すようにそれらの間の2次元断面画像データを生成して補間処理する。そして、図6(C)に示すように3次元モデルを構築する(ステップS4)。

【0035】また、ステップS5に示すように体腔内を内視鏡で観察した場合を想定し、3次元モデルを使ってPC8上で仮想内視鏡画像を作成する。例えば図6(D)に示すようなシミュレーション画像を作成する。

【0036】作成した仮想内視における適切な観察条件鏡画像(シミュレーション画像)をPC8上で照明光量の照明条件、表示倍率などの観察条件を変更し、適切な観察条件を決定し(ステップS6)、またその際、その適切な観察条件の設定情報(観察条件情報)と内視鏡2の先端部19の3次元位置、対物レンズの光軸方向とを関連付けを行い(ステップS7)、データ入力用インターフェイス7を介して情報記録装置6に記憶(記録)す

る。

【0037】つまり、情報記録装置 6 には 3 次元モデルにおける内視鏡 2 の先端部 19 の 3 次元位置（その方向）による観察部の情報と、その場合における適切な観察条件（観察状態）に設定する観察条件の設定情報とが関連付けて記録される。この処理が複数点に対して行われ、ステップ S 8 のデータベース 6 A が構築される。

【0038】上記のようにデータベース構築が行われた後、図 7 に示すように内視鏡 2 を挿入して内視鏡検査を開始する。実際の内視鏡検査において、体腔内に内視鏡 2 が挿入されると、ステップ S 11 に示すようにソースコイル駆動回路 13 によりソースコイル 21 i が駆動され、その周囲に磁界が発生する。その磁界はステップ S 12 に示すようにセンスコイル 22 j により検出され、センスコイル 22 j に発生したその電流値を信号検出回路 23 で検知する。

【0039】それぞれのセンスコイル 22 j で発生した電流値から位置算出回路 24 により、各ソースコイル 21 i の位置算出（ステップ S 13）、及び内視鏡 2 の先端部 19 の 3 次元位置と対物レンズの光軸方向を算出する（ステップ S 14）。

【0040】算出された位置情報がデータベース 6 A に記憶された 3 次元臓器モデルのどの位置に対応するかの位置情報の照合（推定）が画像処理装置 11 により行われる（ステップ S 15）。この照合により、3 次元臓器モデルのどの位置に対応するかが決定され、その位置情報に適合する適切な観察条件の設定情報がデータベース 6 A から呼び出されて、ビデオプロセッサ 4 内に設けた CPU 31 に送られる（ステップ S 16）。

【0041】CPU 31 は呼び出された観察条件の設定情報に合わせたビデオプロセッサ 4 や光源装置 3 の観察条件を決定する各種の回路を制御する（ステップ S 17）。例えば、ズーム駆動、色マトリクス変更、輝度調整、画像強調、光量変更、フィルタ作動等の観察条件の制御動作を行い、適切な観察条件となるように自動設定する。

【0042】より具体的な 1 例として、呼び出された観察条件が照明光の光量である場合で説明すると、検出点の座標が照合されるとデータベース 6 A に記憶されている検出点 25 の 3 次元座標 A (x, y, z) に適切な照明光量値に設定する数値データ等の情報が呼び出される。その数値データ等の情報により、光量調整回路 37 から図示しない光源ランプの前面に配設された絞りの開閉量をコントロールして、適切な照明光量値に設定することで光源装置 3 からの出射光量を調節する。

【0043】このようにして、内視鏡 2 を挿入し、その挿入された内視鏡 2 の先端部 19（の観察部）での観察対象の観察状態に応じて、その観察状態における適切な観察状態に照明光量等が自動的に設定できる。

【0044】従って、術者は各部の観察状態に応じて、

光源装置 3 による照明光量の調整等を行うことなく、照明光量等を適切な観察状態に設定して内視鏡検査を行うことができるようになる。

【0045】本実施の形態は以下の効果を有する。臓器の特定部位の特性に合わせた最適な観察パラメータが自動的に選出でき、その観察パラメータで観察できる。例えば、ある特定位置に内視鏡 2 が挿入されると臓器の特性上、毛細血管のような微細な構造が多くなり、観察倍率を高倍率にする必要がある場合などに、倍率変更操作をすることなく自動的に倍率変更されることで、スムーズに内視鏡検査を行うことができる。

【0046】（第 2 の実施の形態）次に本発明の第 2 の実施の形態を図 8 を参照して説明する。本実施の形態はデータベースからローディングする情報は動作速度であり、その情報を元に挿入部の動作速度を制御する制御手段を有する内視鏡システムである。なお、第 1 の実施例と同様に部分については説明は省略する。

【0047】図 8 に示す硬性内視鏡システム 41 は、硬性の挿入部を有する硬性内視鏡 42 と、この硬性内視鏡 42 が接続され、照明光を供給する光源装置 43 と、硬性内視鏡 42 の先端部に内蔵された CCD に対する信号処理を行うビデオプロセッサ 44 と、ビデオプロセッサ 44 から出力される映像信号が入力されることにより、内視鏡画像を表示するテレビモニタ 45 とを有する。

【0048】また、この内視鏡システム 41 は、3 次元臓器モデルに関連する情報を蓄積したデータベース 46 A を構築するハードディスク等の情報記録装置 46 を有し、この情報記録装置 46 はデータ入力用インタフェース（I/F）47 を介して PC 48 と接続されている。また、この PC 48 は CT 装置 49 と接続され、この CT 装置 49 により CT スキャンして撮影された人体の 2 次元断層画像がデジタル変換されてこの PC 48 に入力できるようにしている。そして、この PC 48 により、2 次元断層画像間のデータ補間処理が施されて 3 次元臓器モデルの情報が生成され、インタフェース 47 を介してデータベース 46 A に蓄積できるようにしている。

【0049】また、この内視鏡システム 41 は、ビデオプロセッサ 44 に接続された制御装置 51 と、この制御装置 51 に接続された 3 次元位置検出システム 12 とを有する。この 3 次元位置検出システム 12 は第 1 の実施の形態で説明したようにソースコイル駆動回路 13 と、3 次元位置検出装置 14 とを有する。

【0050】また、硬性内視鏡 42 は体腔内に挿入される挿入部 55 とこの挿入部 55 の後端に設けられた把持部 56 とを有し、挿入部 55 の先端側にはソースコイル 57 a、57 b が配置され、これらは通信ケーブル 58 内に挿通された信号線を介してソースコイル駆動回路 13 に接続されている。

【0051】ソースコイル 57 a、57 b はソースコイル駆動回路 13 により、磁界を発生するソースコイル駆

動信号が順次印加されるようになっている。そして、3次元位置検出装置53に接続されたセンスコイル22a、...、22dによりその発生磁界を検出して、ソースコイル57a、57bの3次元位置と挿入部55の先端部60の対物レンズの光軸方向を検出できるようにしている。

【0052】そして、その検出した情報は制御装置51に入力され、この制御装置51は第1の実施の形態における画像処理装置11と同様に、3次元位置検出装置14で検出された検出点がデータベース46Aからの3次元モデルにおけるどの位置かの判断を行う。

【0053】また、この制御装置51は以下に説明するように硬性内視鏡42を保持する保持機構61の挿入部55の挿入速度を制御することも行う。硬性内視鏡42は内視鏡ホルダ62によって保持されており、この内視鏡ホルダ62は関節63を支点に回動可能な電動アーム64と接続されている。電動アーム64と内視鏡ホルダ62は硬性内視鏡42に電気的に接続されており、電動アーム64の動作制御は通信ケーブル58を介して制御装置51で行えるようにしている。

【0054】また通信ケーブル58は光源装置43からの出射光を硬性内視鏡42の先端部60まで伝達可能な光ファイバ束も内蔵している。制御装置51は3次元臓器モデルの構成点の座標情報と、検出点に対応した内視鏡42の適切な挿入速度とが蓄積されたデータベース46Aに接続されている。なお本実施の形態では、硬性内視鏡42は、先端部60にソースコイルを内蔵した鉗子などの処置具類でも良い。

【0055】次に本実施の形態の作用を説明する。本実施の形態においても図5と同様に、CTスキャンにより撮影された2次元断面画像のデータ補間処理を行い3次元モデルを構築する。体腔内に硬性内視鏡42を挿入していく場合を想定し、3次元モデルを使ってPC48上で仮想内視鏡画像を作成する。

【0056】作成した仮想内視鏡画像を元に、管腔形状の複雑さなどに併せた硬性内視鏡42の場合における適切な挿入の動作速度を決定する。その動作速度の設定情報と硬性内視鏡42の先端部60の3次元位置、対物光学系の光軸方向とを関連付けて記憶する。複数点に対して、前述の作業を行いデータベース46Aを構築する。

【0057】実際の内視鏡検査では体腔内に硬性内視鏡42が挿入されると、図7と同様にソースコイル駆動回路54により駆動信号をソースコイル57a、57bに順次印加して、ソースコイル57a、57bの周囲に順次、磁界を発生させ、その磁界によりセンスコイル59a、...59dに発生した電流値を3次元位置検出回路53を構成する図示しない信号検出回路で検出し、それぞれのセンスコイル59a、...59dで発生した電流値から位置算出回路で硬性内視鏡42の先端部60の3次元位置と対物光学系の光軸方向を算出する。

*【0058】算出された位置情報とデータベース46Aに記憶された位置情報の照合を行い、照合された位置情報に適合する動作速度を表す数値データをデータベース46Aから呼び出す。呼び出された数値データにより制御装置51から動作速度に合わせた負荷電圧を図示しないステッピングモータに印加することでステッピングモータが作動する。

【0059】ステッピングモータにより牽引された牽引ワイヤにより電動アーム64が関節63を支点に回動する。複数の電動アーム64の各々の動作を制御装置51で制御することにより、硬性内視鏡42の挿入の動作速度をコントロールする。

【0060】本実施の形態は以下の効果を有する。臓器の特定部位の特性に合わせた最適な電動アームの動作制御が自動的に行うことができる。

【0061】[付記]

1. 体腔内に挿入する挿入部を有する内視鏡と、内視鏡を介して体腔内を照明する光源装置と、内視鏡で撮像された映像信号を信号処理するビデオプロセッサと、ビデオプロセッサで再構築された内視鏡画像を表示するテレビモニタとで構成される内視鏡システムにおいて、挿入部の先端部の3次元位置を検出する手段と、予めCTなどの2次元断面画像から補間処理して構築した3次元臓器モデルに対して、前述の内視鏡先端部の3次元位置を特定する処理を行う画像処理回路と、体腔内の特定位置に適当な観察条件を蓄積したデータベースと、データベースからローディングした観察条件に従って、色調や照明強度などの情報をリアルタイムに変更可能なビデオプロセッサと光源装置とからなる内視鏡システム。

2. データベースからローディングする情報は動作速度であり、その情報を元に挿入部の動作速度を制御する制御手段を有する付記1の内視鏡システム。

【0062】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、観察対象の内部形状の3次元情報に基づいて、前記観察対象に挿入される内視鏡の観察部の位置に対応するこの内視鏡の観察条件を設定するデータを予め保持する記憶手段と、前記観察対象に挿入された内視鏡の観察部の位置の検出が可能な位置検出手段と、前記位置検出手段で検出された前記観察部の位置を前記記憶手段に保持された前記3次元情報に基づく前記観察部の位置に関連付ける処理手段と、前記処理手段による関連付けに基づいて前記記憶手段より前記観察部の位置での前記内視鏡の観察条件を設定するデータを読み出し手段と、前記読み出し手段で読み出された前記観察状態のデータに応じて前記観察部で観察する前記内視鏡の観察状態を変更する観察状態変更手段と、を備えているので、自動的に観察条件に適した観察状態に変更設定ができ、術者は円滑な内視鏡検査等ができる。

*50 【図面の簡単な説明】

11

12

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡システム全体構成を示すブロック図。

【図 2】位置検出システムの構成を示すブロック図。

【図 3】肺・気管支の 3 次元モデルへの検出位置のデータ重ね合わせのイメージ図。

【図 4】ビデオプロセッサ及び光源装置による観察条件を可変設定する観察状態変更回路の構成例を示すブロック図。

【図 5】データベース構築の動作フローを示すフローチャート図。

【図 6】図 5 の説明図。

【図 7】内視鏡検査の動作フローを示すフローチャート図。

【図 8】本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡システム全体構成を示すブロック図。

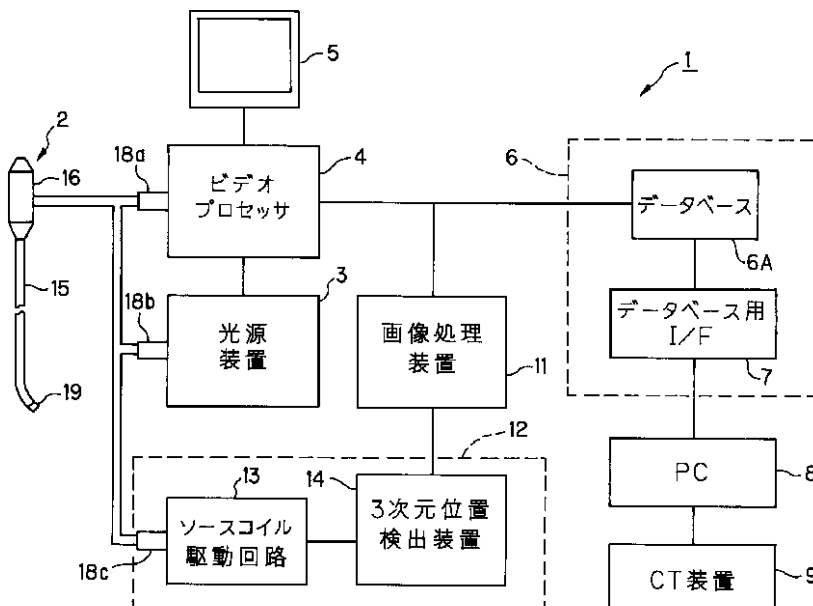
【符号の説明】

- 1 ... 内視鏡システム
- 2 ... 内視鏡
- 3 ... 光源装置
- 4 ... ビデオプロセッサ
- 5 ... テレビモニタ
- 6 ... 情報記憶装置
- 6 A ... データベース

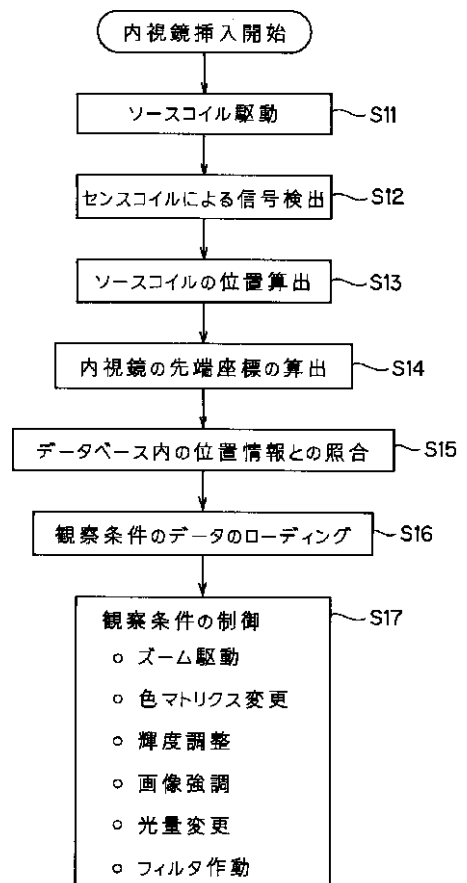
- * 8 ... P C (パーソナルコンピュータ)
- 9 ... C T 装置
- 1 1 ... 画像処理装置
- 1 2 ... 3 次元位置検出システム
- 1 3 ... ソースコイル駆動回路
- 1 4 ... 3 次元位置検出装置
- 1 5 ... 挿入部
- 1 9 ... 先端部
- 2 1 a、2 1 b ... ソースコイル
- 10 2 2 a、...、2 2 d ... センスコイル
- 2 3 ... 信号検出回路
- 2 4 ... 位置算出回路
- 2 5 ... 検出点
- 2 6 ... 右肺
- 3 1 ... C P U 3 1
- 3 2 ... ズーム駆動回路
- 3 3 ... 映像処理回路
- 3 4 ... 色マトリクス調整回路
- 3 5 ... 輝度調整回路
- 20 3 6 ... 画像強調回路
- 3 7 ... 光量調整回路
- 3 8 ... フィルタ駆動回路

*

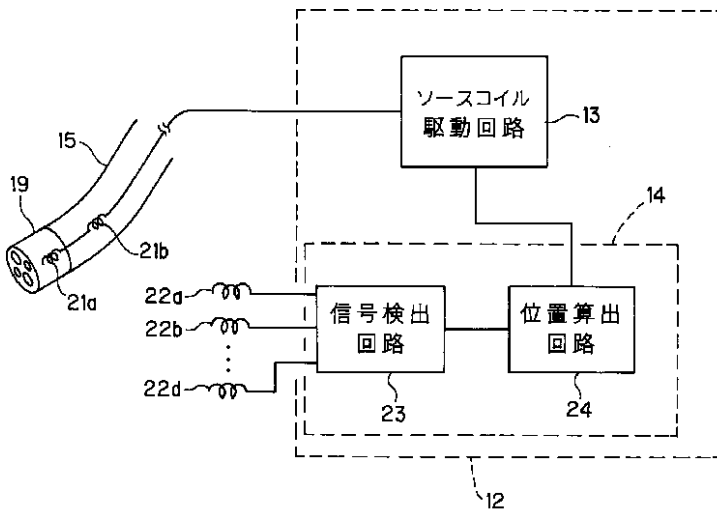
【図 1】



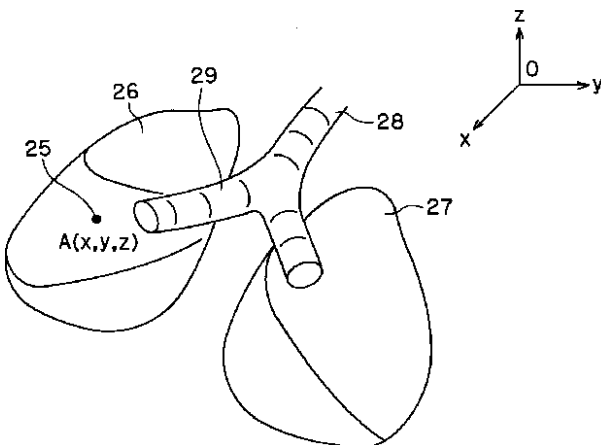
【図 7】



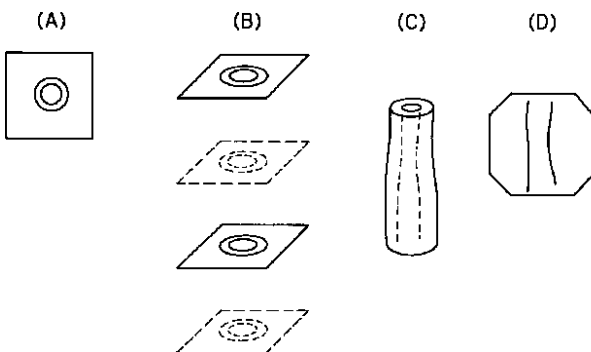
【図2】



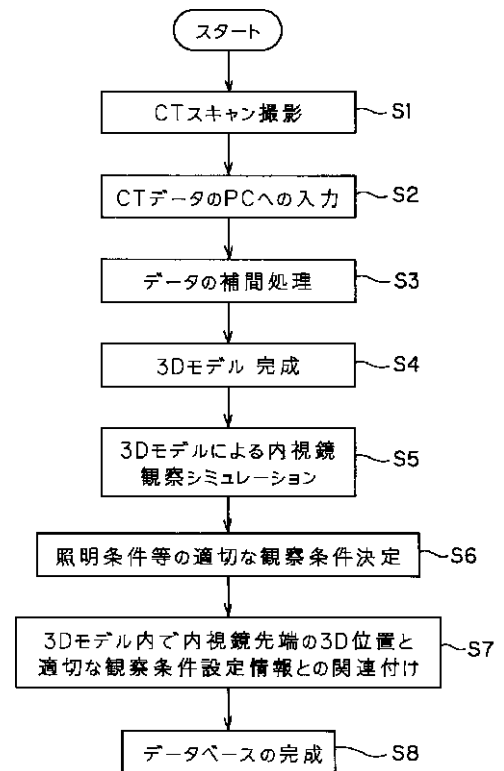
【図3】



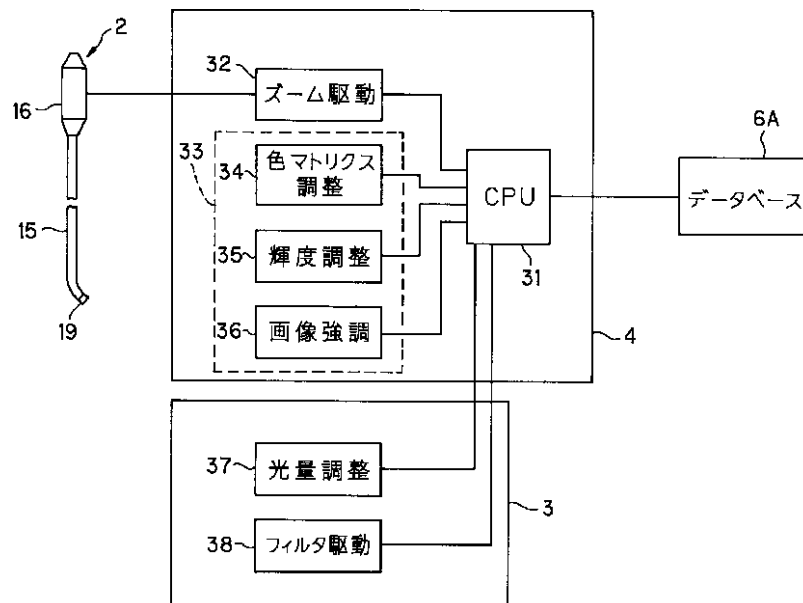
【図6】



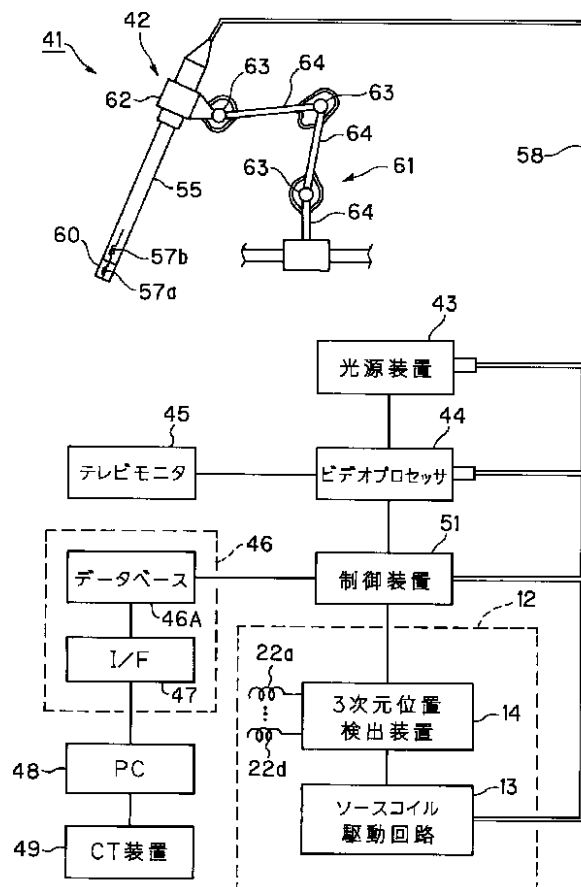
【図5】



【図4】



【図8】



フロントページの続き

(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
(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 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 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 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
(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
F ターム(参考) 2H040 BA09 BA10 CA04 DA51 GA06
GA10 GA11
4C061 HH51 PP12 RR02 TT01 WW07
5C054 AA01 CC07 FD01 FE13 FE14
FE26 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2002238839A	公开(公告)日	2002-08-27
申请号	JP2001040502	申请日	2001-02-16
[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		
[标]发明人	森實祐一 梶国英 加川裕昭 萩原雅博 菊地康彦 木村修一 高橋裕史 斉藤明人 中村剛明 中満竹千代		
发明人	森實 祐一 梶 国英 加川 裕昭 萩原 雅博 菊地 康彦 木村 修一 高橋 裕史 斉藤 明人 中村 剛明 中満 竹千代		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.Z G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00 A61B1/00.552 A61B1/045.610 A61B1/045.640		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/DA51 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061 /HH51 4C061/PP12 4C061/RR02 4C061/TT01 4C061/WW07 5C054/AA01 5C054/CC07 5C054/FD01 5C054/FE13 5C054/FE14 5C054/FE26 5C054/HA12 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ10 4C161 /PP12 4C161/RR02 4C161/TT01 4C161/WW07		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4624575B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够根据各种管腔形状自动切换观察条件和插入速度的内窥镜系统。 解决方案：数据库6A预先存储要进行内窥镜检查的部位的三维器官模型和用于设置适于用内窥镜2观察该部位的观察条件的设定信息。 当实际插入内窥镜2并进行内窥镜检查时，由感测线圈检测由设置在内窥镜2的尖端部分19处的用于位置检测的源线圈产生的磁场，并且检测该尖端部分。 由图像处理装置11检测出的笔尖19的位置通过图像处理在三维器官模型中确定，该位置通过图像处理进一步确定，并且来自数据库6A的对应位置信息由位置信息确定。 将其读出并发送到视频处理器4中的CPU，并且CPU通过视频处理器4中的电路自动调节色彩平衡，并且将光源装置3的照明光量调节为适合于观察状态。 调整为。

