

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 88493

(P2003 - 88493A)

(43)公開日 平成15年3月25日(2003.3.25)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 D 2 H 0 4 0
1/04	372	1/04	372 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10数)

(21)出願番号 特願2001 - 282595(P2001 - 282595)

(22)出願日 平成13年9月18日(2001.9.18)

(71)出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(71)出願人 501083643

学校法人慈恵大学

東京都港区西新橋三丁目25番8号

(72)発明者 鈴木 直樹

東京都港区西新橋三丁目25番8号 学校法人
慈恵大学内

(74)代理人 100091317

弁理士 三井 和彦

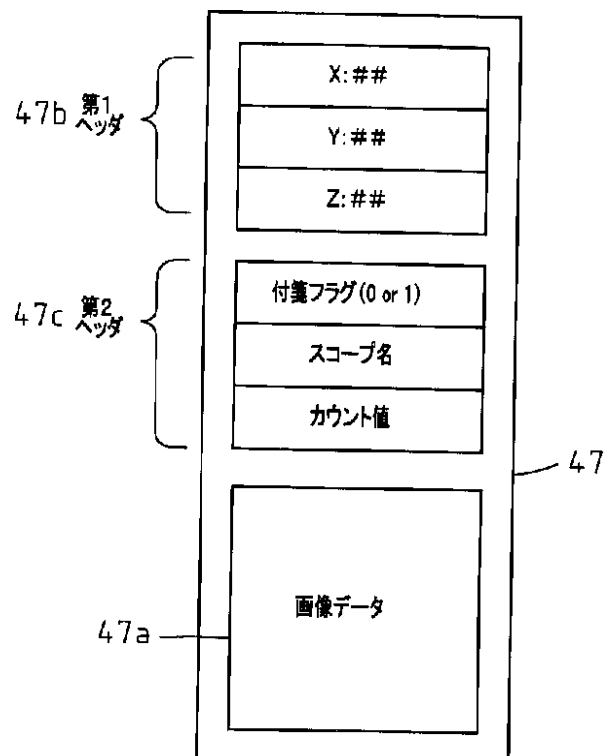
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 可撓性電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】体内に挿入された挿入部可撓管の先端の位置を放射線被爆なしに検出して、後で内視鏡観察像を検討する際に、その観察対象位置を容易に特定することができる可撓性電子内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】曲げられた角度の大きさに対応して光の伝達量が変化する曲がり検出部22が形成された複数のフレキシブルな曲がり検出用光ファイバー21の各曲がり検出部22を挿入部可撓管1に分散配置して、複数の曲がり検出部22から得られる検出値に基づいて挿入部可撓管1の先端の位置を検出する先端位置検出手段40を設けると共に、内視鏡観察像の映像信号と、その映像信号が得られた時の挿入部可撓管1の先端の位置情報とを組み合わせ記憶、保存する組み合わせ記憶保存手段47を設けた。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】フレキシブルな挿入部可撓管の先端に配置された観察窓を通して得られる内視鏡観察像が、固体撮像素子により撮像されて映像信号化された後、モニター画面に再生表示される可撓性電子内視鏡装置において、曲げられた角度の大きさに対応して光の伝達量が変化する曲がり検出部が形成された複数のフレキシブルな曲がり検出用光ファイバーの上記各曲がり検出部を上記挿入部可撓管に分散配置して、上記複数の曲がり検出部から得られる検出値に基づいて上記挿入部可撓管の先端の位置を検出する先端位置検出手段を設けると共に、上記内視鏡観察像の映像信号と、その映像信号が得られた時の上記挿入部可撓管の先端の位置情報とを組み合わせ、記憶、保存する組み合わせ記憶保存手段を設けたことを特徴とする可撓性電子内視鏡装置。

【請求項 2】上記挿入部可撓管が通過する挿入部案内部材が設けられると共に、上記挿入部案内部材に対する上記挿入部可撓管の通過長さを検出するための挿入長検出手段が設けられていて、そこで検出された上記挿入部可撓管の通過長が、上記先端位置検出手段における上記挿入部可撓管の先端の位置検出に用いられる請求項 1 記載の可撓性電子内視鏡装置。

【請求項 3】上記モニター画面に、上記内視鏡観察像と上記挿入部可撓管の先端の位置情報とが同時に表示される請求項 1 又は 2 記載の可撓性電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、胃腸内等を観察するための可撓性電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】可撓性電子内視鏡装置は一般に、フレキシブルな挿入部可撓管の先端に配置された観察窓を通して得られる内視鏡観察像が、固体撮像素子により撮像されて映像信号化された後、モニター画面に再生表示されるようになっているが、その内視鏡観察像が体内のどの位置のものであるかは内視鏡観察像から推測するのが普通であり、そのために誤診が発生する可能性がある。

【0003】そこで、X線透視を行えば挿入部可撓管の先端位置を透視することができるが、X線照射は厚い鉛壁等で囲まれた特別の室内で行う必要があるだけでなく、連続的なX線透視は放射線被爆の問題があり、人体に非常に悪い影響を与える恐れがある。

【0004】そこで、内視鏡の挿入部の先端に磁界発生部材を取り付け、その磁界発生部材の位置を人体外に配置された磁気センサーにより検出して、体内にある挿入部の先端の位置をモニター画面に表示するようにしたものがある（特許第 2959723 号）。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上述のように挿入部の先端に取り付けられた磁界発生部材の位置を検

出する装置では、外来ノイズの影響を受け易く、良好な状態で位置検出を継続できない場合が少なくない。また、記録された内視鏡観察像を後で検討する際に、その観察対象位置の特定が困難な場合がある点では従前のものと変わらない。

【0006】そこで本発明は、体内に挿入された挿入部可撓管の先端の位置を放射線被爆なしに検出して、後で内視鏡観察像を検討する際に、その観察対象位置を容易に特定することができる可撓性電子内視鏡装置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】上記の目的を達成するため、本発明の可撓性電子内視鏡装置は、フレキシブルな挿入部可撓管の先端に配置された観察窓を通して得られる内視鏡観察像が、固体撮像素子により撮像されて映像信号化された後、モニター画面に再生表示される可撓性電子内視鏡装置において、曲げられた角度の大きさに対応して光の伝達量が変化する曲がり検出部が形成された複数のフレキシブルな曲がり検出用光ファイバーの各曲がり検出部を挿入部可撓管に分散配置して、複数の曲がり検出部から得られる検出値に基づいて挿入部可撓管の先端の位置を検出する先端位置検出手段を設けると共に、内視鏡観察像の映像信号と、その映像信号が得られた時の挿入部可撓管の先端の位置情報とを組み合わせ、記憶、保存する組み合わせ記憶保存手段を設けたものである。

【0008】なお、挿入部可撓管が通過する挿入部案内部材が設けられると共に、挿入部案内部材に対する挿入部可撓管の通過長さを検出するための挿入長検出手段が設けられていて、そこで検出された挿入部可撓管の通過長が、先端位置検出手段における挿入部可撓管の先端の位置検出に用いられるようにしてもよい。

【0009】また、モニター画面に、内視鏡観察像と挿入部可撓管の先端の位置情報とが同時に表示されるようにしてもよい。

【0010】

【発明の実施の形態】図面を参照して本発明の実施例を説明する。図 4 は可撓性電子内視鏡装置の全体構成を示しており、操作部 2 の下端に挿入部可撓管 1 の基端が連結され、挿入部可撓管 1 の先端付近の部分は、操作部 2 に配置された操作ノブ 3 を回転操作することによって任意の方向に屈曲する湾曲部 1a になっている。

【0011】挿入部可撓管 1 の先端には、観察窓等が配置された先端部本体 4 が連結されており、先端部本体 4 に内蔵された固体撮像素子で撮像された内視鏡観察像の映像信号が、操作部 2 から延出する映像信号線 6 により外部のビデオプロセッサ 70 に送られ、内視鏡観察像が観察画像用モニター 80 に表示される。

【0012】50 は、内視鏡検査を受ける人の体内への入口部分（例えば口又は肛門）に取り付けられて、挿入

部可撓管 1 が通される挿入部案内材であり、挿入部可撓管 1 の挿入長（即ち、先端部本体 4 までの挿入部案内材 50 からの挿入長）L を検出するためのエンコーダ 60 が併設されている。

【0013】図 5 は、そのような挿入部案内材 50 の一例を示しており、圧縮コイルスプリング 52 によって付勢された複数の回転自在な球状部材 51 が、挿入部可撓管 1 を周囲から挟み付ける状態に配置されている。

【0014】したがって、各球状部材 51 は挿入部可撓管 1 の挿入長 L に比例して回転し、球状部材 51 のうち 10 の一つに、挿入部可撓管 1 の挿入長 L に比例する数のパルスを出力するエンコーダ 60 が連結されている。

【0015】ただし、挿入部案内材 50 における挿入部可撓管 1 の挿入長 L の検出は、例えば特開昭 56 - 97429 号や特開昭 60 - 217326 号等に記載されているように、挿入部可撓管 1 の表面からの光反射等を利用してよく、その他の手段によっても差し支えない。

【0016】図 4 に戻って、挿入部可撓管 1 には、操作部 2 の前面の延長方向（即ち、観察画面における上方 20 方向）の位置に、後述する複数の曲がり検出用光ファイバーが配置されたフレキシブルな合成樹脂製の帯状部材 20 が取り付けられていて、その基端部が光信号入出力装置 30 に接続されている。

【0017】また、光信号入出力装置 30 の信号出力線とエンコーダ 60 からの出力線がコンピュータ 40 に接続され、そのコンピュータ 40 には、ブラウン管又は液晶等を用いて画像表示を行う挿入状態表示用モニター 49 が接続されている。

【0018】図 6 は、挿入部可撓管 1 の先端付近を示し 30 ており、先端部本体 4 の先端面に観察窓 11、照明窓 12、処置具突出口 13 等が配置され、照明窓 12 から放射された照明光により照明された被写体が、観察窓 11 内に配置された対物光学系（図示せず）により固体撮像素子の撮像面に結像する。

【0019】曲がり検出用光ファイバー 21 が取り付けられた帯状部材 20 は、挿入部可撓管 1 の「上方向」の外表面に密着して挿入部可撓管 1 の軸線と平行方向に配置されていて、例えばその外側から挿入部可撓管 1 と共に熱収縮チューブ 14 によって包み込まれて押圧固定さ 40 れている。

【0020】ただし、挿入部可撓管 1 に対する帯状部材 20 の固定は、接着その他どのような手段を用いてもよく、帯状部材 20 を挿入部可撓管 1 内に配置しても差し支えない。また、帯状部材 20 を省略して曲がり検出用光ファイバー 21 を直接挿入部可撓管 1 に取り付けてもよい。

【0021】複数の曲がり検出用光ファイバー 21 は順に位置を変えて滑らかな U 字状に後方に曲げ戻されている。そして、各曲がり検出用光ファイバー 21 の曲げ戻 50

し部の近傍に曲がり検出部 22 が形成されている。

【0022】曲がり検出部 22 は、挿入部可撓管 1 の軸線方向に例えば数センチメートル程度の間隔をあけて、挿入部可撓管 1 の全長にわたって例えば 5 ~ 30 個程度配置されている。

【0023】曲がり検出部 22 は、プラスチック製のコアにクラッドが被覆された曲がり検出用光ファイバー 21 の途中の部分に、光吸収部分が所定方向（例えば上方向又は下方向）にだけ形成されたものであり、曲がり検出部 22 が曲げられた程度に対応して光の伝達量が変化するので、それを検出することによって曲がり検出部 22 が配置された部分の曲がり角度を検出することができる。

【0024】その原理については米国特許第 5633494 号等に記載されている通りであるが、以下に簡単に説明をする。図 7 において、21a と 21b は、一本の曲がり検出用光ファイバー 21 のコアとクラッドであり、曲がり検出部 22 には、コア 21a 内を通過してきた光をコア 21a 内に全反射せずに吸収してしまう光吸収部 22a が、クラッド 21b の特定方向（ここでは「下方向」）の部分に形成されている。

【0025】すると、図 8 に示されるように、曲がり検出用光ファイバー 21 が上方向に曲げられると、コア 21a 内を通る光のうち光吸収部 22a にあたる光の量（面積）が増えるので、曲がり検出用光ファイバー 21 の光伝達量が減少する。

【0026】逆に、図 9 に示されるように、曲がり検出用光ファイバー 21 が下方向に曲げられると、コア 21a 内を通る光のうち光吸収部 22a にあたる光の量（面積）が減少するので、曲がり検出用光ファイバー 21 の光伝達量が増加する。

【0027】このような、光吸収部 22a における曲がり検出用光ファイバー 21 の曲がり量と光伝達量とは一定の関係（例えば一次関数的関係）になるので、曲がり検出用光ファイバー 21 の光伝達量を検出することにより、光吸収部 22a が形成されている曲がり検出部 22 部分の曲がり角度を検出することができる。

【0028】したがって、挿入部可撓管 1 の軸線方向に間隔をあけて複数の曲がり検出部 22 が配列されている場合には、各曲がり検出部 22 間の間隔と検出された各曲がり検出部 22 の曲がり角度から、挿入部可撓管 1 全体の上下方向の屈曲状態を検出することができる。

【0029】そして、図 10 に略示されるように、上述のような曲がり検出部 22 と並列にさらに第 2 の曲がり検出部 22' を配置して、横に並んだ二つの曲がり検出部 22, 22' の光伝達量を比較すれば、左右方向に振れがない場合には双方の光伝達量に差がなく、左右方向の振れ量に応じて双方の光伝達量の差が大きくなる。

【0030】したがって、各曲がり検出部 22, 22' の光伝達量を計測してその計測値を比較することによ

り、曲がり検出部 22, 22' が配置された部分の左右方向の捩れ量を検出することができる。この原理は、米国特許第 6127672 号等に記載されている通りである。

【0031】したがって、複数の曲がり検出部 22 を挿入部可撓管 1 の軸線方向に所定の間隔で配置すると共に、それと並列に第 2 の複数の曲がり検出部 22' を配置して、各曲がり検出部 22, 22' における光伝達量を検出、比較することにより挿入部可撓管 1 全体の三次元の屈曲状態を検出することができる。

【0032】そこで本実施例の可撓性電子内視鏡装置においては、図 11 に示されるように、帯状部材 20 の長手方向に一定の間隔で曲がり検出部 22 が位置するように、複数の曲がり検出用光ファイバー 21 を帯状部材 20 の表面側に取り付けると共に、表側の各曲がり検出部 22 の横に第 2 の曲がり検出部 22' が並ぶように、帯状部材 20 の裏面側に第 2 の複数の曲がり検出用光ファイバー 21' が取り付けられている。

【0033】また、光吸収部 22a が形成されていないシンプルなりファレンス用光ファイバー 21R を少なくとも一本配置して、各曲がり検出用光ファイバー 21 の光伝達量をなりファレンス用光ファイバー 21R の光伝達量と比較することにより、曲がり検出用光ファイバー 21 の光伝達量に対する温度や経時劣化等の影響を除くことができる。

【0034】図 12 は、光信号入出力装置 30 を示しており、一つの発光ダイオード 31 からの射出光が全部の光ファイバー 21, 21', 21R に入射される。32 は、発光ダイオード 31 の駆動回路である。

【0035】そして、各光ファイバー 21, 21', 21R の射出端毎に、光の強度レベルを電圧レベルに変換して出力するフォトダイオード 33 が配置されていて、各フォトダイオード 33 からの出力が、アンプ 34 で増幅されてからアナログ/デジタル変換器 35 によりデジタル信号化されてコンピュータ 40 に送られる。

【0036】このように構成された可撓性電子内視鏡装置の挿入部可撓管 1 が体内に挿入される際には、図 13 に示されるように、挿入部案内部材 50 が体内への入口部分（例えば口又は肛門）に取り付けられて、挿入部可撓管 1 はその挿入部案内部材 50 内を通される。

【0037】その結果、コンピュータ 40 には光信号入出力装置 30 とエンコーダ 60 から挿入部可撓管 1 の屈曲状態検出信号と挿入長 L の検出信号が入力し、挿入部案内部材 50 の画像 50' と、挿入部可撓管 1 の屈曲状態を示す画像 1' が挿入状態表示用モニター 49 に表示される。

【0038】このとき、挿入部案内部材 50 の画像 50' の表示位置を挿入状態表示用モニター 49 上において固定し、それより前方に挿入された部分の挿入部可撓管 1 の屈曲状態を示す画像 1' を、挿入部可撓管 1 の変

化に合わせてリアルタイムで変化させることにより、体内における挿入部可撓管 1 の状態を容易に把握することができる。

【0039】図 14 は、そのような画像を挿入状態表示用モニター 49 に表示させるためのコンピュータ 40 のソフトウェアの内容の概略を示すフロー図であり、図中の S はステップを示す。

【0040】挿入状態表示用モニター 49 に正確な屈曲状態を表示させるためには、まず挿入部可撓管 1 を体内に挿入する前に、実際に用いられる内視鏡の挿入部可撓管 1 の屈曲角度と曲がり検出用光ファイバー 21 から得られる検出信号とを対比させるキャリブレーションを行っておくことが好ましい (S1)。

【0041】そして、挿入部可撓管 1 を体内に挿入したら、エンコーダ 60 から挿入部可撓管 1 の挿入長 L の検出信号を入力して (S2)、挿入部案内部材 50 が挿入部可撓管 1 のどの位置にあるかを算出する (S3)。

【0042】次いで、各曲がり検出用光ファイバー 21 からの検出信号 $V_1 \dots$ を入力して (S4)、その検出信号 $V_1 \dots$ をキャリブレーションデータに基づいて曲がり角度に変換し (S5)、各曲がり検出部 22 部分の曲がり角度から、三次元座標上における各曲がり検出部 22 の位置を算出する (S6)。

【0043】そして、挿入状態表示用モニター 49 において挿入部案内部材 50 の像 50' の位置を動かさないようにして、各曲がり検出部 22 の位置を滑らかに結んで表示することにより挿入部可撓管 1 の屈曲状態が表示され (S7)、S2 へ戻って S2 ~ S7 を繰り返す。

【0044】このような表示を行う際、挿入状態表示用モニター 49 における表示は二次元画像であるが、各曲がり検出部 22 の位置についての三次元データが得られているので、「上方向」だけでなく任意の回転方向における挿入部可撓管 1 の屈曲状態を表示させることができる。

【0045】なお、挿入部案内部材 50 の球状部材 51 から挿入部可撓管 1 の軸線周りの回転方向を検出して、挿入部可撓管 1 の軸線周りの回転量に対応して挿入状態表示用モニター 49 の表示像を回転させれば、挿入状態表示用モニター 49 に患者の身体の向きが固定されたかのごとく画像表示させることができる。

【0046】また、上述の挿入部可撓管 1 の屈曲状態を表示するための処置の中において、挿入部可撓管 1 の先端の位置（即ち、先端部本体 4 の位置）を算出することができる。そのような先端部本体 4 の位置の算出は、例えば次のようにして行われる。

【0047】一枚の帯状部材 20 の表面と裏面に配置された曲がり検出部 22, 22' は、曲がる方向によって出力電圧の変化が相反するように曲がり検出部 22, 22' の位置が設定されている。曲げのない状態をゼロ電圧として規格化すると出力電圧の正負符号で曲がった方

7

向を判別することができる。

【0048】 n 番目のセンサ対（即ち、曲がり検出部 22, 22'）の曲げ角度、捩れ角度、出力電圧の関係は、

右にねじったときの比例定数を a_n

左にねじったときの比例定数を b_n

上に曲げたときの比例定数を c_n

$$(a_n \text{ or } b_n) \times T + (c_n \text{ or } d_n) \times B = V1_n$$

-- (1)

式 (1) (2) において a_n or b_n , c_n or d_n (のどれ) の値を使うかは電圧 $V1_n$, $V2_n$ の符号および電圧値の変化により一意に決まる。

【0050】図 15 における (X_0, Y_0, Z_0) は元の座標系であり、 (X_1, Y_1, Z_1) は T 回転後の回転座標系である。また、図 16 における (X_2, Y_2, Z_2) は B 回転後の回転座標系である。

$$\begin{bmatrix} X_0 \\ Y_0 \\ Z_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos T & 0 & \sin T \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin T & 0 & \cos T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos B & -\sin B \\ 0 & \sin B & \cos B \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_2 \\ Y_2 \\ Z_2 \end{bmatrix} \quad \text{--- (3)}$$

【0053】また、図 17 において、二点間のセンサ距離は角度 B を用いて算出することができる。二点間の帯状部材 20 は円弧 L を描いていると見ることができる。

$$D = 360 \times L \times \sin(B/2) / (\pi \times B)$$

-- (

であるから、各センサ対におけるねじりと曲がりの値を内視鏡挿入部基準位置から先端部にかけて積算し、センサ間隔を (4) 式を用いて算出し、(3) 式の座標変換を連続することによって基準座標系に対する先端部本体 4 の位置座標を算出することができる。

【0055】本実施例においては、そのようにして得られる先端部本体 4 の位置座標を、内視鏡観察像と共に観察画像用モニター 80 に表示すると共に、内視鏡観察像の映像信号と、その映像信号が得られた時の先端部本体 4 の位置情報とを組み合わせて記憶するようにしている。以下に、そのための構成を図 2 に基づいて説明する。

【0056】ビデオプロセッサ 70 には、先端部本体 4 に配置された固体撮像素子 15 で撮像された内視鏡観察像の撮像信号を処理して映像信号を生成する CCD プロセッサ回路 71 等が配置されている。

【0057】ビデオプロセッサ 70 には、照明用ライトガイド 16 に照明光を供給するための光源装置等も併設されているが、その図示は省略されている。固体撮像素子 15 から出力された映像信号は、アナログ/デジタル変換回路 72 でデジタル化されて、赤、緑、青の三色別に異なるタイミングで映像信号メモリ 73R, 73G, 73B に一旦格納される。

【0058】そして、三色の映像信号が各々デジタル/アナログ変換回路 74 でアナログ信号に変換されてか

8

*下に曲げたときの比例定数を d_n

センサ対の出力電圧を $V1_n, V2_n$

図 15 に定義したねじれ角度を T

図 16 に定義した曲げ角度を B

とすると、以下の式が成り立つ。

【0049】

【0051】図 15 及び図 16 において、 (X_0, Y_0, Z_0) 座標を Y 軸を中心に T 回転した後、X 軸を中心に B 回転した後の回転座標系 (X_2, Y_2, Z_2) は、次の関係式で表すことができる。

【0052】

【数 1】

で、角度 B はセンサ S_n と S_{n+1} の接線がなす角度に他ならない。

【0054】二点間の空間直線距離 D は

ら、ビデオプロセッサ回路 75 でエンコードされて観察画像用モニター 80 に出力され、内視鏡観察像が観察画像用モニター 80 に再生表示される。

【0059】また、デジタル入出力ポート 79 を経由してコンピュータ 40 側から送られてくる先端部本体 4 の位置情報も、デジタル/アナログ変換回路 74 からビデオプロセッサ回路 75 を経由して観察画像用モニター 80 に表示されるようになっている。

【0060】図 3 は、そのような画面の一例を示しており、内視鏡観察像 80a と先端部本体 4 の位置情報 $(X, Y, Z$ 座標) 80b とが同時に観察画像用モニター 80 に表示される。また、タイマーカウント値 80c も同時に表示される。

【0061】図 2 に戻って、ビデオプロセッサ 70 には、ビデオプロセッサ 70 内の動作全般の制御を司る中央演算装置 76 (CPU) が配置されていて、その入力端子には、フロントパネル 77 や外部入力装置 (例えばキーボード等) 100 の出力端等が接続されている。

【0062】また、コンピュータ 40 との間で信号をやりとりするようにビデオプロセッサ 70 に配置されたデジタル入出力ポート 79 には、中央演算装置 76 の入力端子の他、電子内視鏡の操作部 2 に配置された手動スイッチ 17 の出力端等が接続されている。

【0063】コンピュータ 40 は、内蔵されたローカルバス 41 によって中央演算装置 42 (CPU) やメモリ

43の間が接続されていて、光信号入出力装置30の信号出力端や、ビデオプロセッサ70のデジタル入出力ポート79と接続されたデジタル入出力ポート44等もローカルバス41に接続されている。

【0064】なお、エンコーダ60の出力端はコンピュータ40のデジタル入出力ポート44に接続されており、挿入部可撓管1の屈曲状態を表示するための表示信号が、ローカルバス41に接続されたビデオカード45から挿入状態表示用モニター49に出力される。

【0065】また、ビデオプロセッサ70の映像信号メモリ73R, 73G, 73Bの出力をシリアルデジタルデータとしてコンピュータ40側に伝送するように、ビデオプロセッサ70とコンピュータ40にはそれぞれシリアルデジタルインターフェース78, 46が配置されていて、伝送ロスの少ない高品位なデジタル映像信号の伝送が行われ、コンピュータ40側に取り込まれた映像信号が、例えばハードディスクデバイス等からなるストレージデバイス47に格納、保存される。

【0066】図1は、そのようなストレージデバイス47の画像ファイル構成を例示しており、ビデオプロセッサ70側から取り込まれた内視鏡観察像の映像信号等の画像データが画像データ格納部47aに格納され、その第1ヘッダ部47bに、先端部本体4の位置情報(即ち、X, Y, Zの各座標)が格納される。

【0067】このような位置情報の格納は、内視鏡観察像の各フレーム毎に行ってもよく、或いは適宜の周期を指定して複数の内視鏡観察像のうちの一つに対して行ってもよい。その結果、内視鏡検査が終わった後で内視鏡観察像を検討する際に、ストレージデバイス47から内視鏡観察像と共に先端部本体4の位置情報を読み出すことができるので、その内視鏡観察像が得られた位置を容易に特定することができる。

【0068】また、図1に示されるように、ストレージデバイス47の第2ヘッダ部47cには、使用されている電子内視鏡の種類(スコープ名)とタイマーカウント値等が付箋情報として格納される。そのような付箋情報の格納は、例えば操作部2に設けられた手動スイッチ17を押すことにより行われるようにすればよい。

【0069】なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えば図18に示されるように、ビデオプロセッサ70のビデオプロセス回路75から出力されているアナログ映像信号を受けるビデオキャプチャ46をコンピュータ40側に配置して、アナログデジタル変換してコンピュータ40側に取り込まれた映像信号をストレージデバイス47に格納、保存してもよい。

【0070】

【発明の効果】本発明によれば、曲げられた角度の大きさに対応して光の伝達量が変化する曲がり検出部が形成された複数のフレキシブルな曲がり検出用光ファイバーの各曲がり検出部を挿入部可撓管に分散配置して、複数

の曲がり検出部から得られる検出値に基づいて挿入部可撓管の先端の位置を検出する先端位置検出手段を設け、内視鏡観察像の映像信号と、その映像信号が得られた時の挿入部可撓管の先端の位置情報とを組み合わせ記憶保存手段に組み合わせ記憶、保存するようにしたので、体内に挿入された挿入部可撓管の先端の位置を放射線被爆なしに検出して、後で内視鏡観察像を検討する際に、その内視鏡観察像が得られた位置を容易に特定することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例のストレージデバイスの画像ファイルの構成を示す略示図である。

【図2】本発明の実施例の可撓性電子内視鏡装置の回路構成を略示するブロック図である。

【図3】本発明の実施例の観察画像用モニターの表示状態を示す略示図である。

【図4】本発明の実施例の可撓性電子内視鏡装置の全体構成の略示図である。

【図5】本発明の実施例の挿入部案内部材の正面断面略示図である。

【図6】本発明の実施例の可撓性電子内視鏡装置の挿入部可撓管の先端付近の斜視図である。

【図7】本発明の実施例に用いられる曲がり検出用光ファイバーの曲がり検出部の略示断面図である。

【図8】本発明の実施例に用いられる曲がり検出用光ファイバーの曲がり検出部が屈曲した状態の略示断面図である。

【図9】本発明の実施例に用いられる曲がり検出用光ファイバーの曲がり検出部が逆方向に屈曲した状態の略示断面図である。

【図10】本発明の実施例に用いられる曲がり検出用光ファイバーによる三次元の屈曲状態検出の原理を説明するための略示図である。

【図11】本発明の実施例の曲がり検出用光ファイバーが取り付けられた帯状部材の平面図である。

【図12】本発明の実施例の光信号入出力装置の回路図である。

【図13】本発明の実施例の可撓性電子内視鏡装置の使用状態の全体構成を示す略示図である。

【図14】本発明の実施例のコンピュータのソフトウェアの内容を略示するフロー図である。

【図15】本発明の実施例の挿入部可撓管の先端位置を算出するため座標図である。

【図16】本発明の実施例の挿入部可撓管の先端位置を算出するため座標図である。

【図17】本発明の実施例の挿入部可撓管の先端位置を算出するため座標図である。

【図18】本発明の第2の実施例の可撓性電子内視鏡装置の回路構成を略示するブロック図である。

【符号の説明】

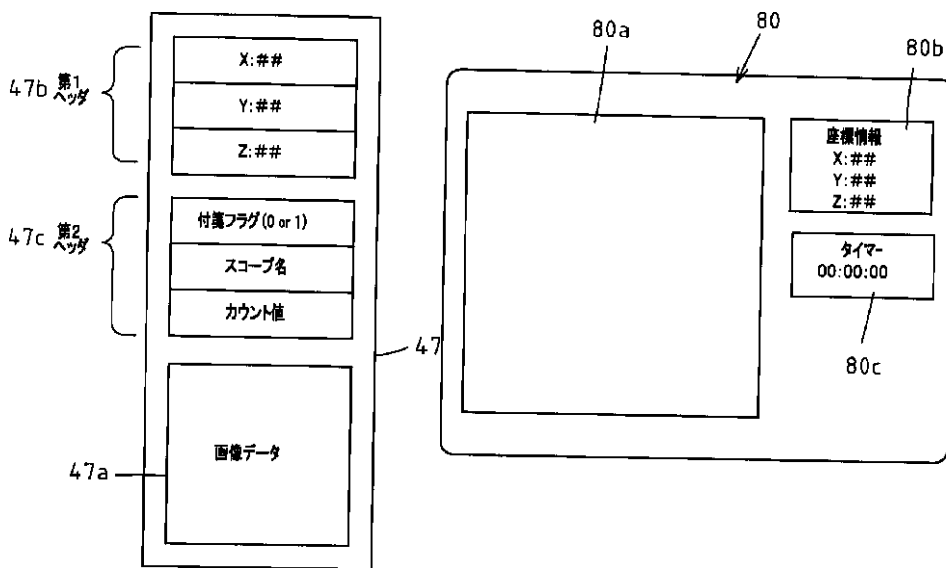
- 1 挿入部可撓管
 1' 挿入部可撓管の屈曲状態の画像
 4 先端部本体
 20 帯状部材
 21, 21' 曲がり検出用光ファイバー
 22, 22' 曲がり検出部
 30 光信号入出力装置
 40 コンピュータ
 47 ストレージデバイス(組み合わせ記憶保存手段)
)
 47a 画像データ格納部

【図1】

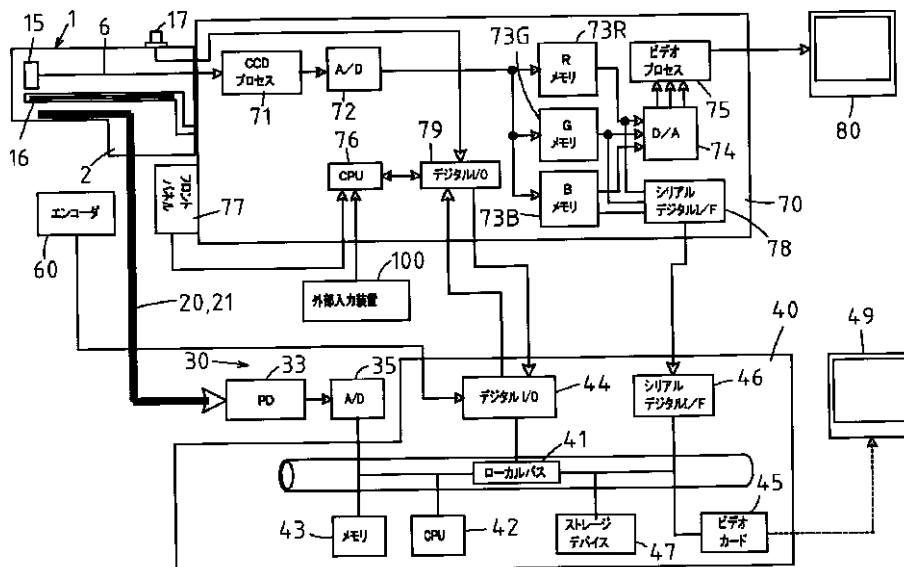
- *47b 第1ヘッダ
 47c 第2ヘッダ
 49 挿入状態表示用モニター
 50 挿入部案内内部材
 50' 挿入部案内内部材の画像
 60 エンコーダ
 70 ビデオプロセッサ
 80 観察画像用モニター
 80a 内視鏡観察像
 80b 先端位置情報

*

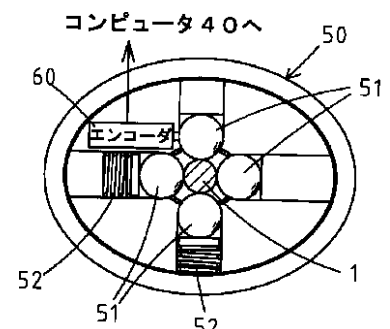
【図3】



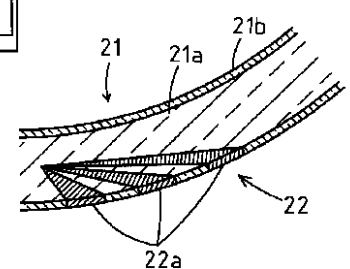
【図2】



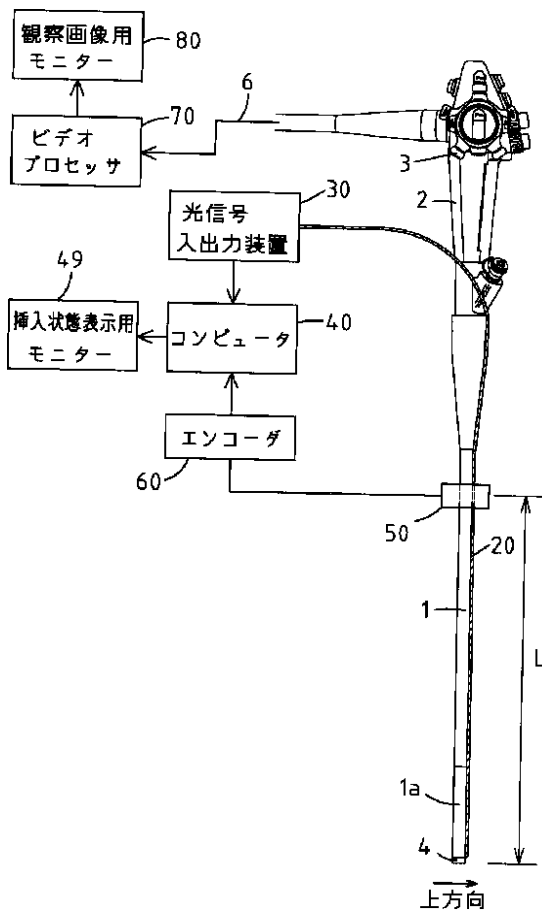
【図5】



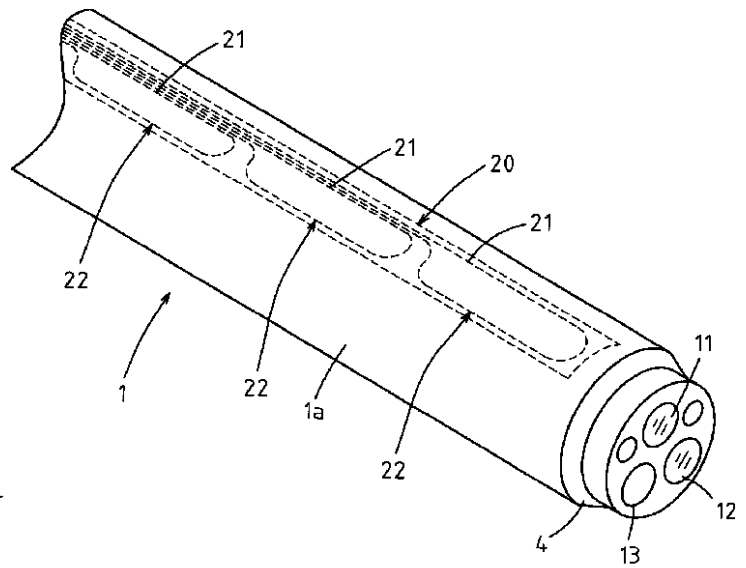
【図8】



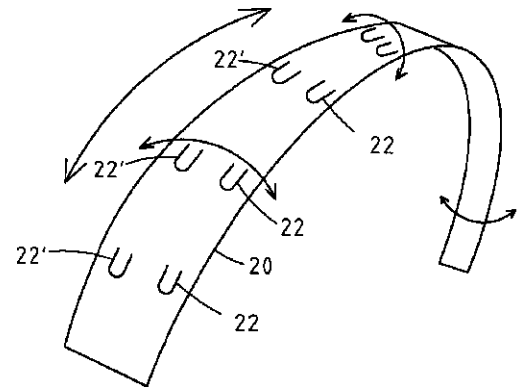
【図 4】



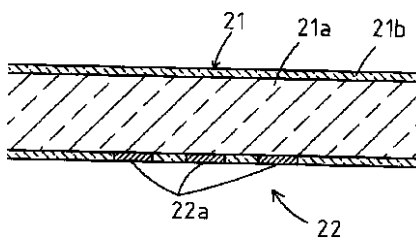
【図 6】



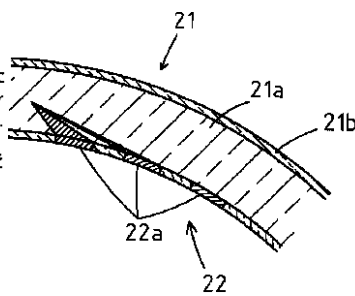
【図 10】



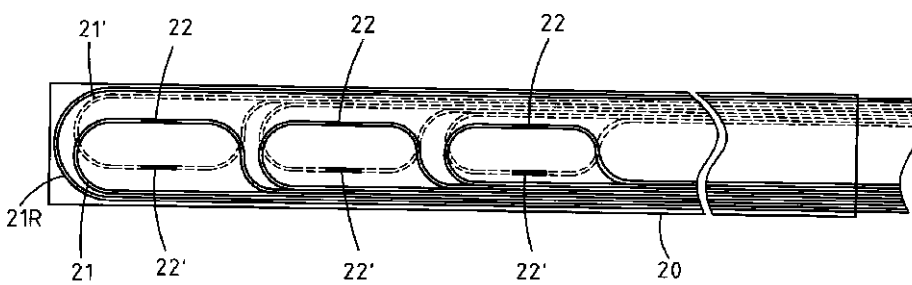
【図 7】



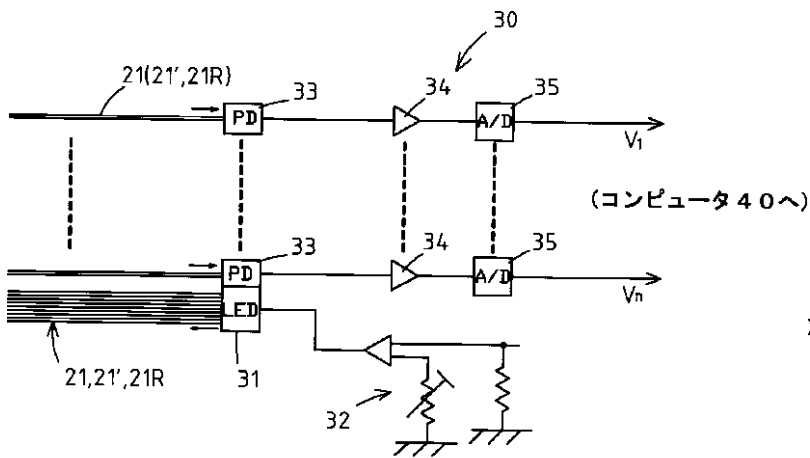
【図 9】



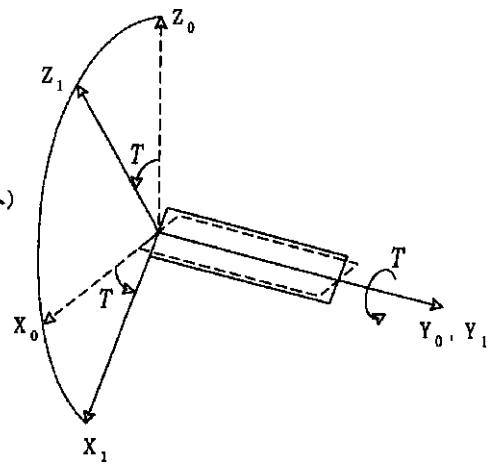
【図 11】



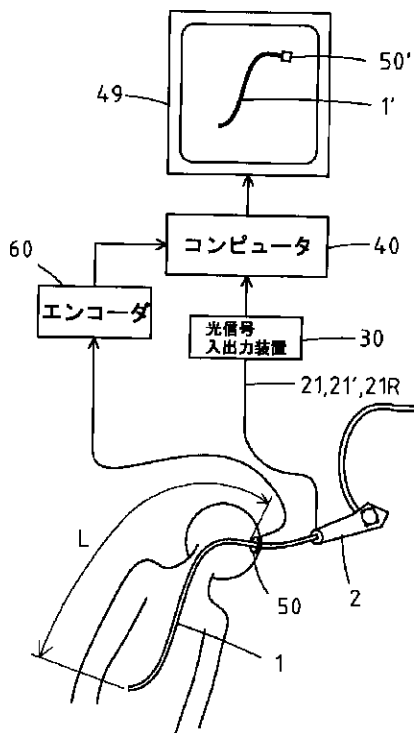
【図12】



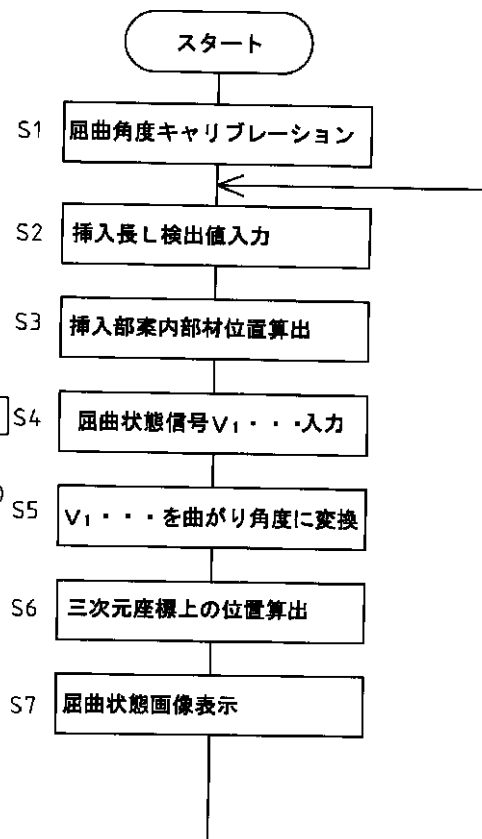
【図15】



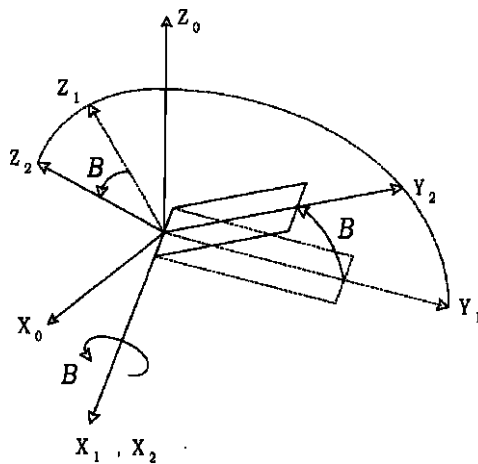
【図13】



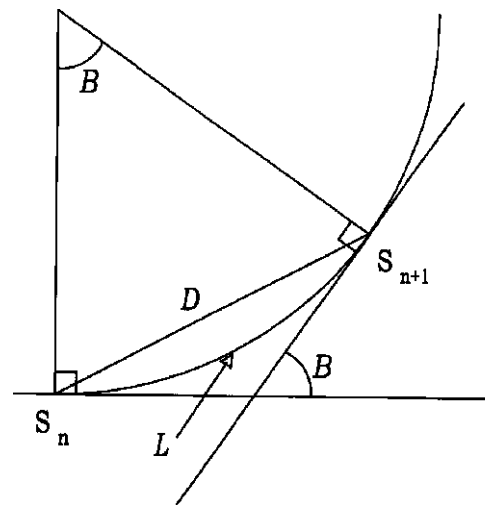
【図14】



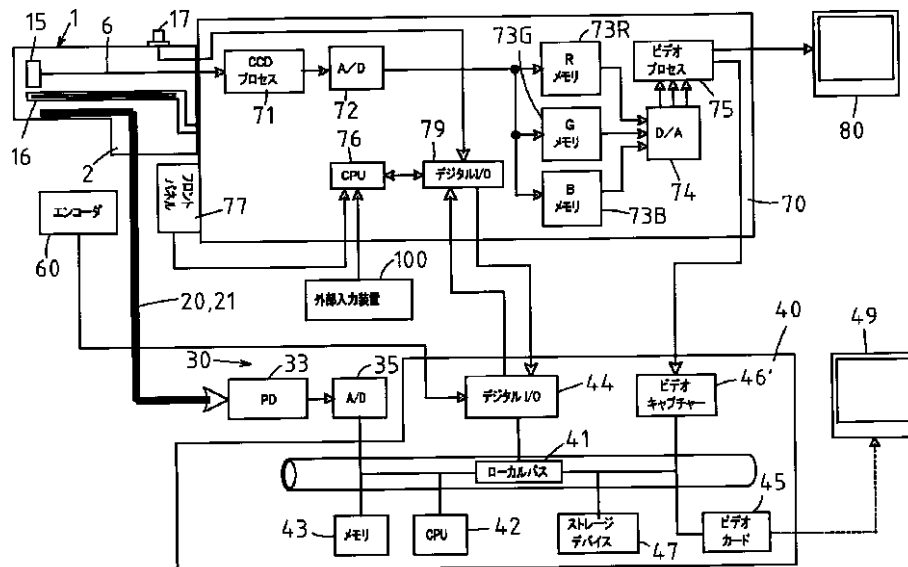
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

(72)発明者 炭山 和毅
東京都港区西新橋三丁目25番8号 学校法人慈恵大学内

(72)発明者 榎本 貴之
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(72)発明者 杉山 章
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(72)発明者 高見 敏
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

(72)発明者 松下 実
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H040 GA02 GA11
4C061 FF46 GG22 HH51 JJ17

专利名称(译)	可挠性电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003088493A	公开(公告)日	2003-03-25
申请号	JP2001282595	申请日	2001-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社 学校法人慈惠大学		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社 学校法人慈惠大学		
[标]发明人	鈴木直樹 炭山和毅 榎本貴之 杉山章 高見敏 松下実		
发明人	鈴木 直樹 炭山 和毅 榎本 貴之 杉山 章 高見 敏 松下 実		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.713 A61B1/045.622 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/FF46 4C061/GG22 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C161/FF46 4C161/GG22 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/YY07 4C161/YY12 4C161/YY13		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种柔性电子内窥镜仪器，通过检测由柔性管制成的插入部分的尖端的位置，在稍后检查内窥镜观察图像时，容易地指定内窥镜观察图像中的观察对象位置。插入人体而不受辐射照射。解决方案：用于检测光传输量对应于弯曲角度变化的曲线的光纤21的每个曲线检测部分22分散地布置在由柔性管1制成的插入部分处。尖端位置检测装置40用于基于从多个弯道检测部分22获得的检测值，检测由柔性管1制成的插入部分的尖端的位置，以及用于组合内窥镜观察图像的视频信号的组合的存储保存装置47。当获得视频信号时，提供由柔性管1制成的插入部分的尖端的位置信息，并且存储和保存它们。

