

(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 - 93326

(P2003 - 93326A)

(43)公開日 平成15年4月2日(2003.4.2)

(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
	370		1/04 370 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A
			B

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 12数)

(21)出願番号 特願2001 - 291452(P2001 - 291452)

(22)出願日 平成13年9月25日(2001.9.25)

(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

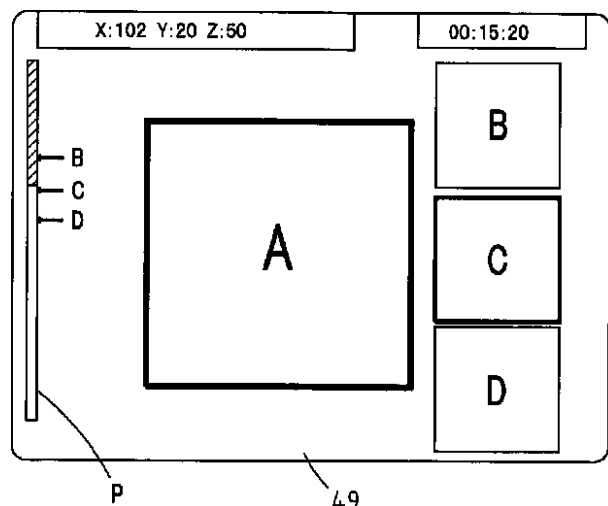
最終頁に続く

(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それを記憶、保存し、後日になって同じ人が再び内視鏡検査を受ける際に、体内の同じ位置の状態が前回と比較してどのように変化しているかを容易に確認して高レベルの診断を行う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に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4の位置を検出し、観察窓11を通して得られる現在の内視鏡観察像Aと共に、その時の挿入部可撓管1の先端位置に最も近い位置において得られた過去の一つ又は複数の内視鏡観察像B, C, Dを表示する。



【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て記憶、保存する組み合わせ記憶保存手段を設け、上記観察窓を通して得られる現在の内視鏡観察像と共に、その時の挿入部可撓管の先端位置に最も近い位置において得られた過去の一つ又は複数の内視鏡観察像を、上記組み合わせ記憶保存手段から読み出して、上記モニター画面又はそれと別のモニター画面に表示するようにし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】上記組み合わせ記憶保存手段から読み出されて表示される過去の内視鏡観察像が、上記観察窓を通して得られる現在の内視鏡観察像の挿入部可撓管の先端位置の移動に連動して変化する請求項 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な室内で行う必要があるだけでなく、連続的なX線透視は放射線被曝の問題があり、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りが無い。

【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それを記憶、保存し、後日になって同じ人が再び内視鏡検査を受ける際に、体内の同じ位置の状態が前回と比較してどのように変化しているかを容易に確認して高レベルの診断を行う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て記憶、保存する組み合わせ記憶保存手段を設け、観察窓を通して得られる現在の内視鏡観察像と共に、その時の挿入部可撓管の先端位置に最も近い位置において得られた過去の一つ又は複数の内視鏡観察像を、組み合わせ記憶保存手段から読み出して、モニター画面又はそれと別のモニター画面に表示するようにしたものである。

【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、組み合わせ記憶保存手段から読み出されて表示される過去の内視鏡観察像が、観察窓を通して得られる現在の内視鏡観察像の挿入部可撓管の先端位置の移動に連動して変化す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 8 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 1 a 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 7 0 に送られ、観察窓を通して得られた内視鏡観察像が観察画像用モニター 8 0 にリアルタイムで表示される。

【0012】5 0 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 5 0 からの挿入長）L を検出するためのエンコーダ 6 0 が併設されている。

【0013】図 9 は、そのような挿入部案内材 5 0 の一例を示しており、圧縮コイルスプリング 5 2 によって付勢された複数の回転自在な球状部材 5 1 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 5 1 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 5 1 のうちの一つに、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 6 0 が連結されている。

【0015】ただし、挿入部案内材 5 0 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 8 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）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 2 0 が取り付けられていて、その基端部が光信号入出力装置 3 0 に接続されている。

【0017】また、光信号入出力装置 3 0 の信号出力線とエンコーダ 6 0 からの出力線がコンピュータ 4 0 に接続され、そのコンピュータ 4 0 には、ブラウン管又は液晶等を用いて画像表示を行うサブモニター 4 9 が接続されている。

【0018】図 10 は、挿入部可撓管 1 の先端付近を示しており、先端部本体 4 の先端面に観察窓 1 1、照明窓 1 2、処置具突出口 1 3 等が配置され、照明窓 1 2 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 1 1 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 2 1 が取り付けられた帯状部材 2 0 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によって包み込まれて押圧固定されている。

【0020】ただし、挿入部可撓管 1 に対する帯状部材 2 0 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 2 0 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 2 0 を省略して曲がり検出用光ファイバー 2 1 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 2 1 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 2 1 の曲げ戻し部の近傍に曲がり検出部 2 2 が形成されている。

【0022】曲がり検出部 2 2 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 2 2 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 2 1 の途中の部分に、光吸収部分が所定の方向（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 2 2 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 2 2 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 11 において、2 1 a と 2 1 b は、一本の曲がり検出用光ファイバー 2 1 のコアとクラッドであり、曲がり検出部 2 2 には、コア 2 1 a 内を通過してきた光をコア 2 1 a 内に全反射せずに吸収してしまう光吸収部 2 2 a が、クラッド 2 1 b 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 12 に示されるように、曲がり検出用光ファイバー 2 1 が上方向に曲げられると、コア 2 1 a 内を通る光のうち光吸収部 2 2 a 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 2 1 の光伝達量が減少する。

【0026】逆に、図 13 に示されるように、曲がり検出用光ファイバー 2 1 が下方向に曲げられると、コア 2 1 a 内を通る光のうち光吸収部 2 2 a 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 2 1 の光伝達量が増加する。

【0027】このような、光吸収部 2 2 a における曲がり検出用光ファイバー 2 1 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 2 1 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14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、左右方向にずれがない場合には双方の光伝達量に差がなく、左右方向のず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ず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15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16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17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がサブモニター49に表示される。

【0038】このとき、挿入部案内部材50の画像50の表示位置をサブモニター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18は、そのような画像をサブモニター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】サブモニター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、サブモニター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、サブモニター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サブモニター49の表示像を回転させれば、サブモニター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向を判別することができる。

$$(a_n \text{ or } b_n) \times T + (c_n \text{ or } d_n) \times B = V1_n \text{ --- (1)}$$

式(1)(2)において a_n 、 b_n 、 c_n 、 d_n 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19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20における (X_2, Y_2, Z_2) はB回転後の回転座標系である。

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

【0053】また、図21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

$$D = 360 \times L \times \sin(B/2) / (\dots) \text{ --- (4)}$$

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4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

*【0048】n番目のセンサ対（即ち、曲がり検出部22、22）の曲げ角度、捻れ角度、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
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19に定義したねじれ角度を T
図20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】

【0052】 (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。

【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

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、青の三色別にあい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にリアルタイムで再生表示される。

【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5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4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の入出力端子の他、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 20からサブモニター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6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 40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6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】このようにして、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の位置情報とが組み合わせられてストレージデバイス47に記憶、保存され、後日になって同じ患者が再び内視鏡検査を受ける際には、例えば図7に示されるように、過去のデータの中で重要な内視鏡観察像E, F, G, Hを選択してストレージデバイス47から読み出し、サムネイル画像としてサブモニター49に表示することができる。

【0070】また、その患者に対する新たな内視鏡検査 10の最中には、例えば図1に示されるように、観察窓11を通してリアルタイムで得られるその患者の現在の内視鏡観察像Aと並んで、ストレージデバイス47に保存されている過去の内視鏡観察像の中から、先端部本体4の位置が現在の内視鏡観察像と最も近い位置の一つ又は複数の内視鏡観察像B, C, Dがストレージデバイス47から読み出されてサブモニター49に表示される。

【0071】また、挿入部可撓管1の挿入深さ(即ち挿入部案内材50に対する先端部本体4の通過長)を示すプログレスバーPがサブモニター49の左端寄りの位置に表示される。

【0072】そのようにして表示される過去の内視鏡観察像は、先端部本体4の位置が新旧の内視鏡観察像の間で相違しないように選択されたものなので、現在の先端部本体4が移動すれば、それに合わせて、サブモニター49に表示される過去の内視鏡観察像B, C, Dが変わっていく。

【0073】図2及び図3は、上述のようにして同じ位置の新旧の内視鏡観察像をサブモニター49に表示するためのコンピュータ40のソフトウェアの内容を略示するフロー図である。なお、処理のスタート時点では、サブモニター49に挿入部可撓管1の挿入状態が表示されたノーマル表示モードになっている。

【0074】ここでは、先ず、エンコーダ60における挿入部可撓管1の挿入長Lと回転角度のカウント値のエンコーダ60からの入力を繰り返し(S21, S22)、挿入長Lが初期値L0と比較して一定の長さLだけ進んだら、L0=Lにして先の処理に進む(S23)。

【0075】そして、先に説明した算出方法によって先端部本体4の位置座標を算出して(S24)、映像データをビデオプロセッサ70側から取り込み(S25)、内視鏡観察像データと先端部本体4の位置データとを対にしてストレージデバイス47に記憶、保存する(S26)。

【0076】そして、図5に示されるように、観察画像用モニター80に内視鏡観察像と共に先端部本体4の位置情報とタイマー情報を表示させ(S27)、ノーマル表示モードの場合はそのままS21に戻る(S28)。

【0077】S28において、新旧の内視鏡観察像を比較表示する比較表示モードの場合は、比較表示処理を行

ってからS21に戻る(S29)。なお、表示モードの切り換えは、コンピュータ40に接続されたキーボード48等によって行う。

【0078】S29の比較表示処理においては、図3に示されるように、現在の内視鏡観察像Aをサブモニター49の中央位置に表示し、同時に、挿入長LをプログレスバーPに表示する(S291)。

【0079】そして、ストレージデバイス47に格納されている履歴データから画像ファイルを読み出し、先端位置(即ち先端部本体4の位置)が現在の先端位置に最も近い例えば三枚の履歴画像B、C、Dを選択して、そのサムネイルを、図1に示されるようにサブモニター49の右寄りの位置に並べて表示し(S292)、それらについての挿入長LをプログレスバーPに矢印で表示して終了する(S293)。

【0080】このようにして、観察窓11を通してリアルタイムで表示される現在の内視鏡観察像と共に、その患者の過去の記録の中から、現在の内視鏡観察像と最も近い位置で得られた過去の内視鏡観察像が表示される。そして、表示される過去の内視鏡観察像は現在の内視鏡観察位置の移動に連動して入れ代わる。

【0081】したがって、同じ人が内視鏡検査を複数回受ける際に、体内の同じ位置の状態が前回と比較してどのように変化しているかを容易に確認して、高レベルの診断を行うことができる。

【0082】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、現在の内視鏡観察像と共に表示される過去の内視鏡観察像は一枚でも複数でもよく、観察画像用モニター80又はその他のモニターに表示しても差し支えない。

【0083】また、履歴データの保存は、コンピュータ40のストレージデバイス47から一旦レセプト用コンピュータ等に移しておき、使用時に再びコンピュータ40に呼び戻して使用するようにしてもよい。

【0084】また、保存データ量は増えるが、履歴データを保存するときに挿入部可撓管1の各曲がり検出部22における位置データ等を全て記憶保存しておいて、履歴データを呼び出すときに内視鏡挿入部の挿入形状を表示するようにしてもよい。

【0085】
【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が検出されるので、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それを記憶、保存することができ、さらに、観察窓を通して表示される現在の内視鏡観察像と共に、その時の挿入部可撓管の先端位置と比較して最も近い位置において

得られた過去の内視鏡観察像が表示されるので、後日になって同じ人が再び内視鏡検査を受ける際に、体内の同じ位置の状態が前回と比較してどのように変化しているかを容易に確認して高レベルの診断を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例のサブモニター画面の表示状態を示す略示図である。

【図2】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3】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4】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5】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6】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7】本発明の実施例のサブモニター画面の略示図である。

【図8】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9】本発明の実施例の挿入部案内内部材の正面断面略示図である。

【図10】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11】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12】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13】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14】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15】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16】本発明の実施例の光信号入出力装置の回路図である。

【図17】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18】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19】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20】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21】本発明の実施例の挿入部可撓管の先端位置を

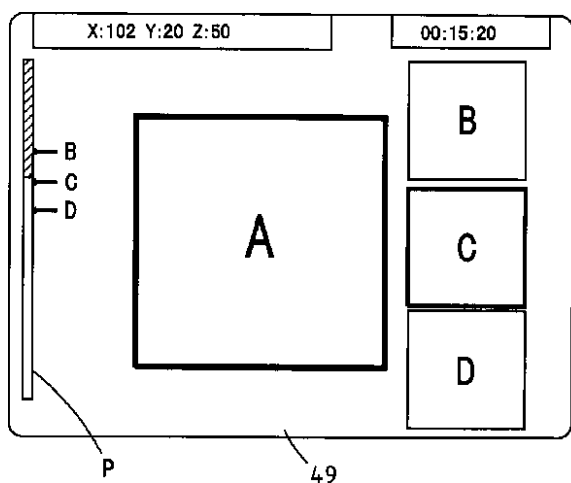
算出するため座標図である。

【符号の説明】

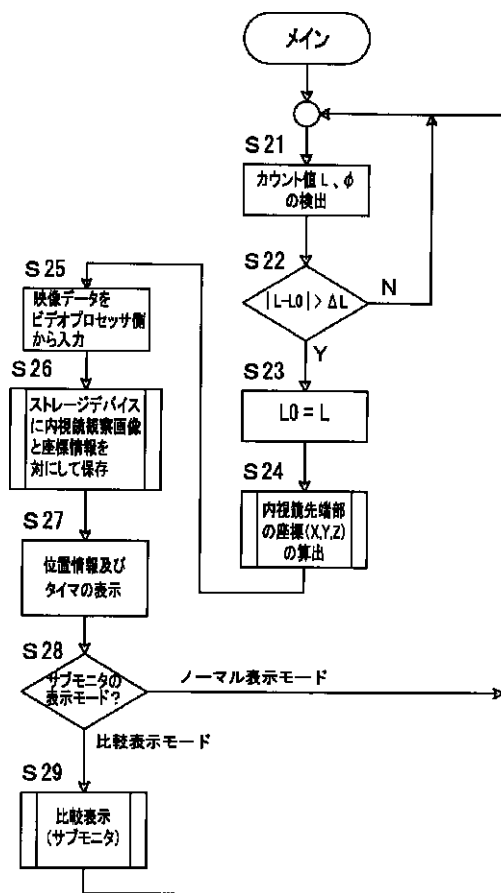
- 1 挿入部可撓管
- 4 先端部本体
- 11 観察窓
- 20 帯状部材
- 21, 21 曲がり検出用光ファイバー
- 22, 22 曲がり検出部
- 40 コンピュータ
- 47 ストレージデバイス(組み合わせ記憶保存手段)
- 49 サブモニター

- * 50 挿入部案内材
- 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
- A 現在の内視鏡観察像
- B, C, D 過去の内視鏡観察像
- E, F, G, H 過去の内視鏡観察像
- 10 P プログレスバー

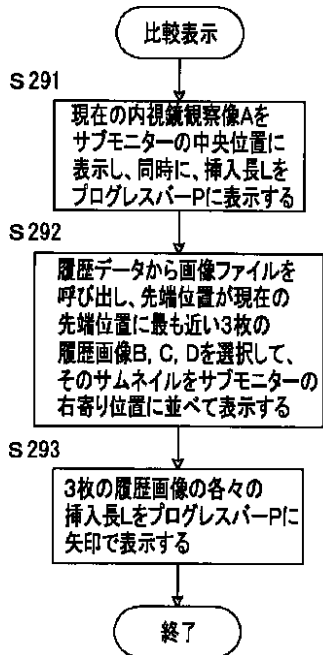
【図1】



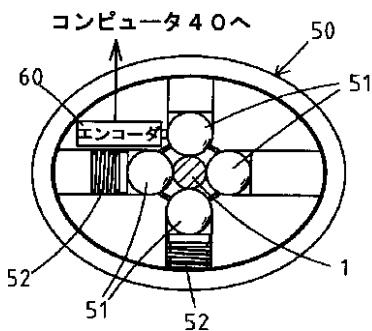
【図2】



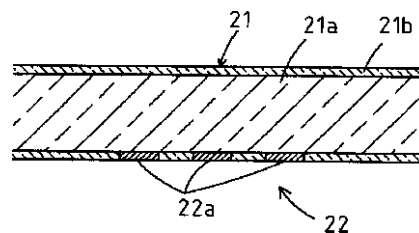
【図3】



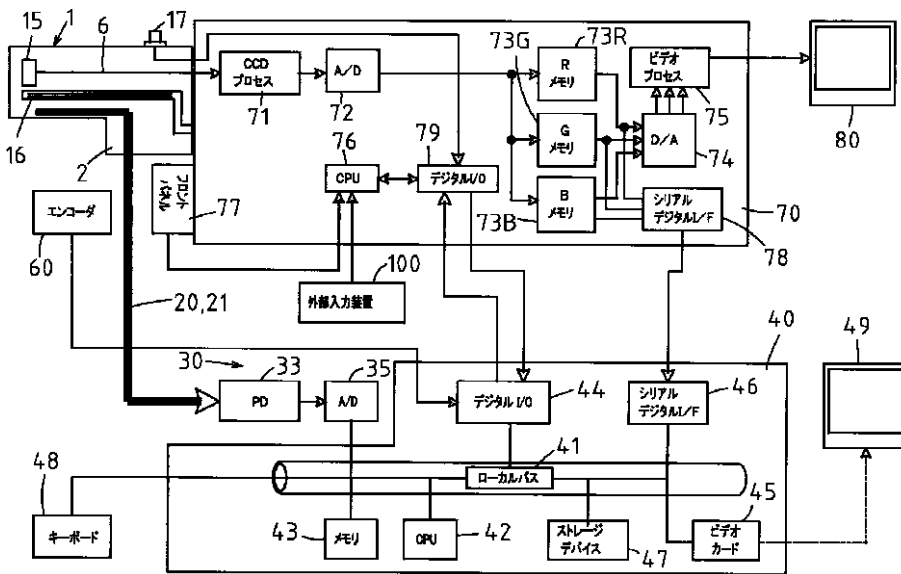
【図9】



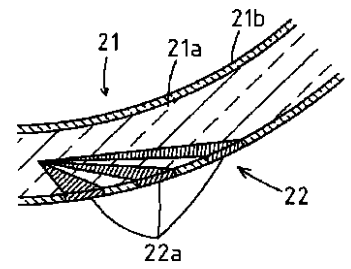
【図11】



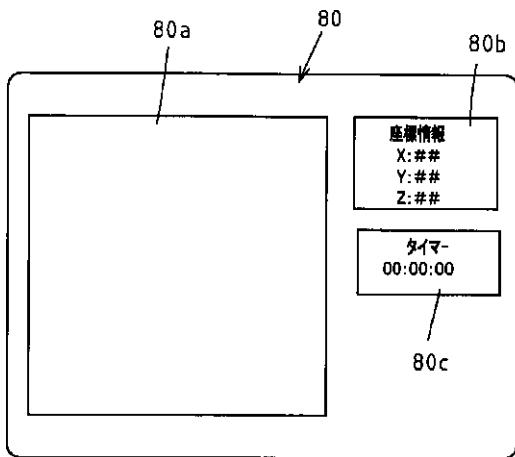
【図4】



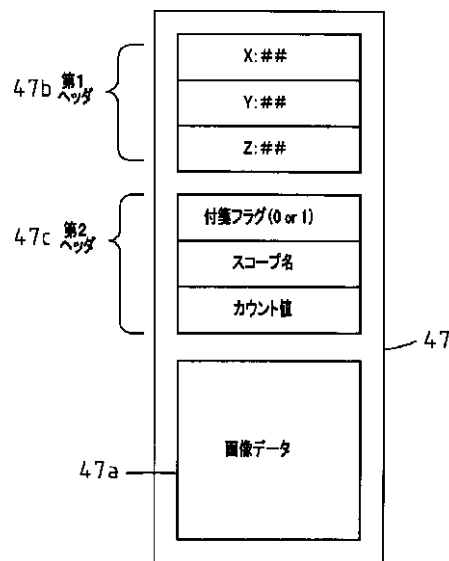
【図12】



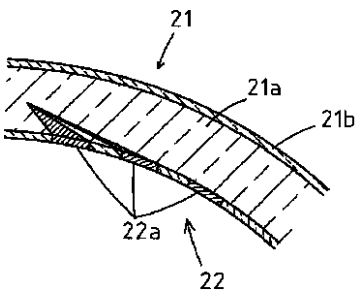
【図5】



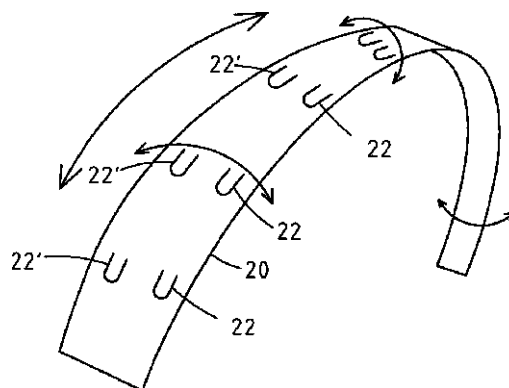
【図6】



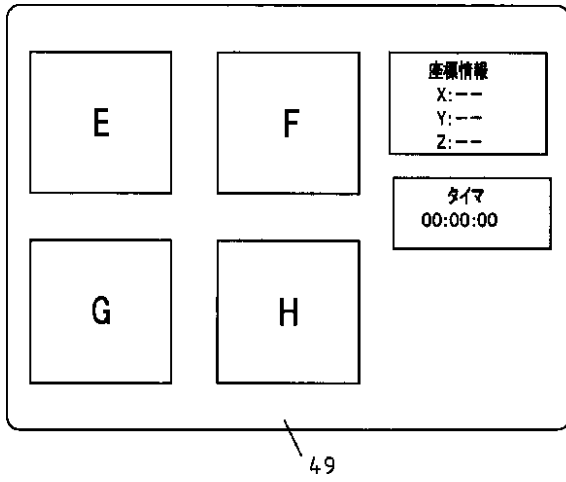
【図13】



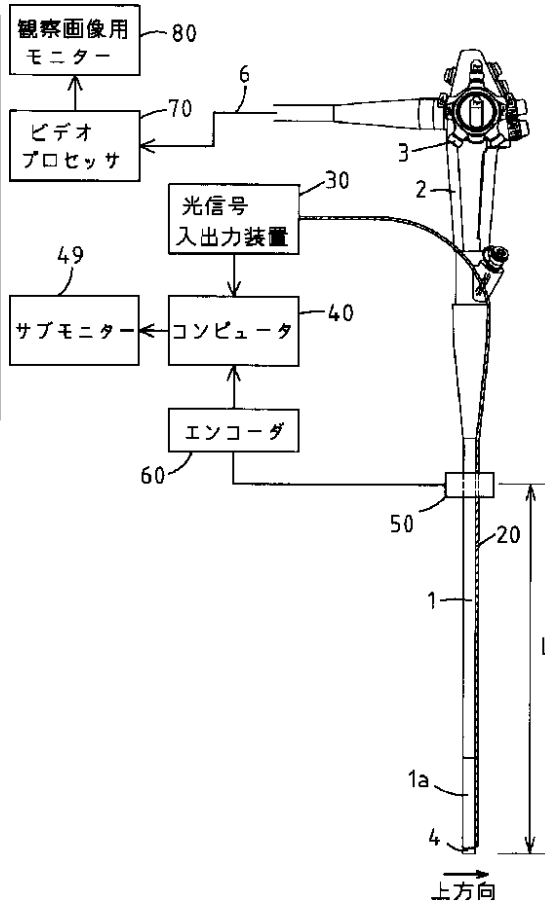
【図14】



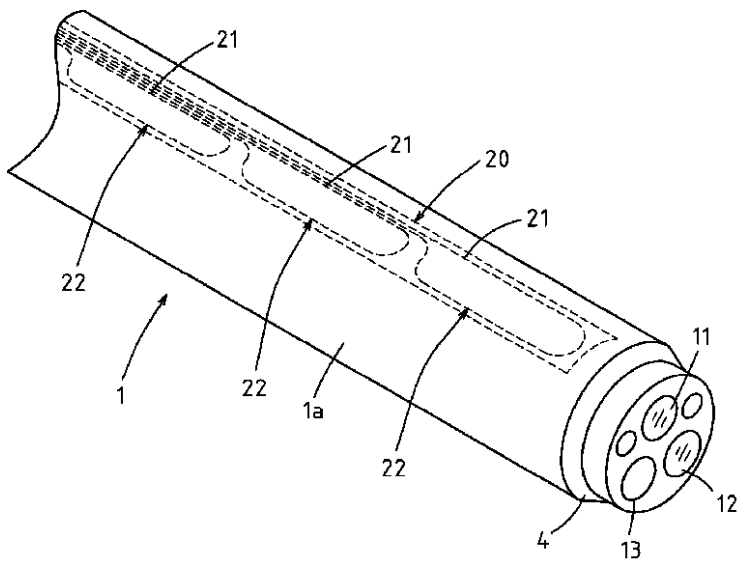
【図7】



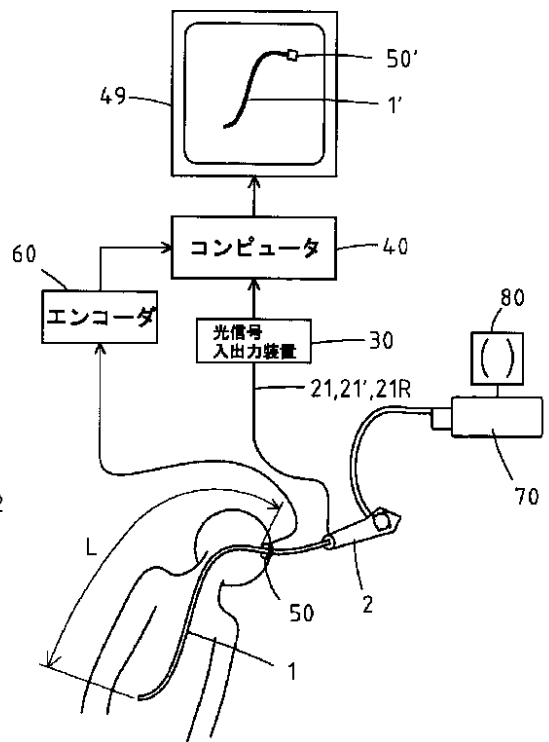
【図8】



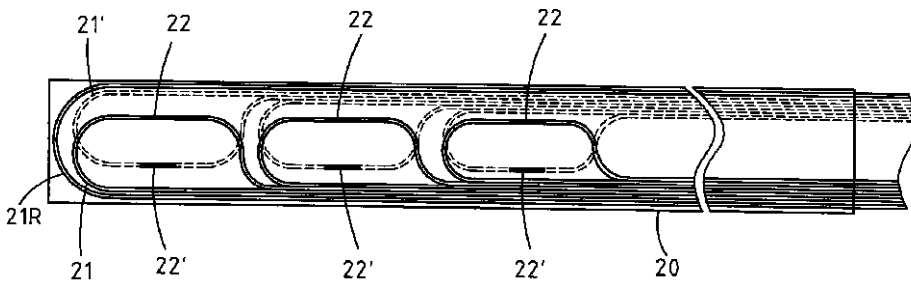
【図10】



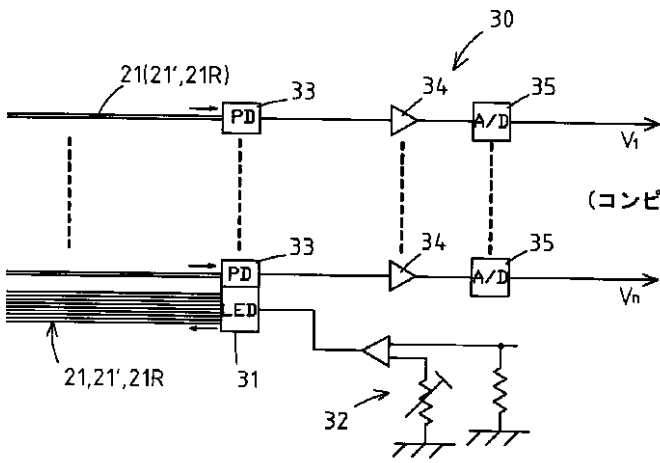
【図17】



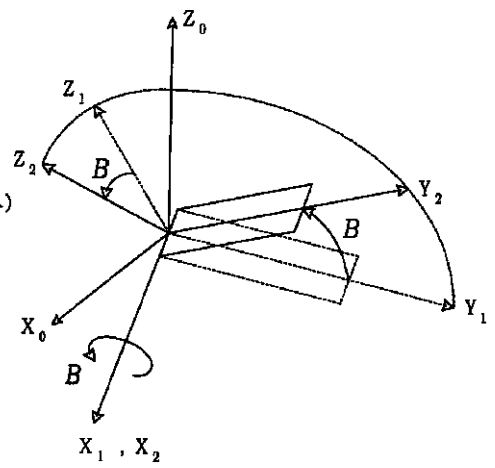
【図15】



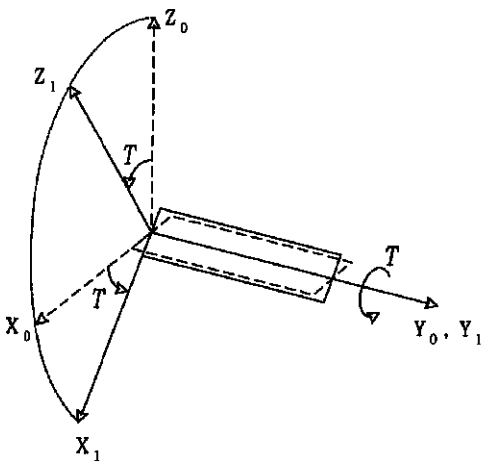
【図16】



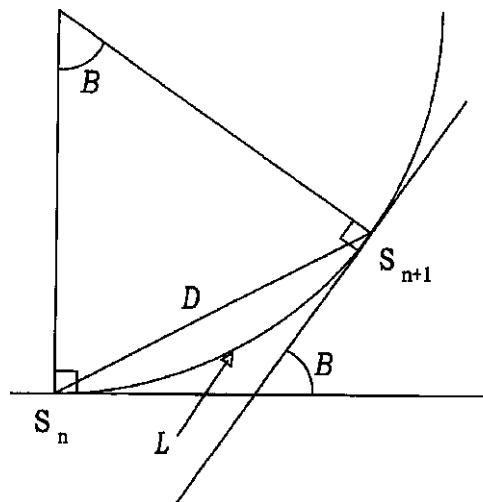
【図20】



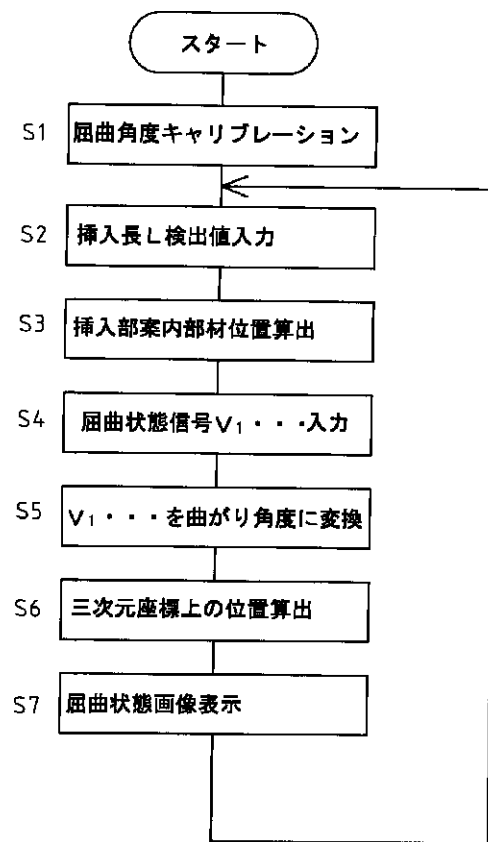
【図19】



【図21】



【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 BA21 BA23 CA11 DA54 GA10 GA12
 4C061 AA01 BB02 CC06 DD03 FF24
 FF46 HH51 JJ17 LL02 NN05
 NN07 VV04 WW10 YY14

专利名称(译)	可挠性电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003093326A	公开(公告)日	2003-04-02
申请号	JP2001291452	申请日	2001-09-25
[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 A61B1/04.370 G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.623		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/DA54 2H040/GA10 2H040/GA12 4C061/AA01 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF24 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/VV04 4C061/WW10 4C061/YY14 4C161/AA01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/VV04 4C161/WW10 4C161/YY13 4C161/YY14		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种灵活的内窥镜设备，可以检测插入部分的柔性管插入身体的商业终端位置，无需辐射暴露，记住并存储它，以便能够轻松确认身体中的相同位置状态当在同一个人在接下来的日子里再次进行内窥镜检查时，与上次相比进行更改以进行高水平诊断。解决方案：通过安排通过观察窗11获得的当前内窥镜观察图像A显示在插入部分柔性管1的商业结束位置的最近位置处获得的过去的一个或多个内窥镜观察图像B、C和D。分配用于弯曲检测的多个柔性光纤的每个弯曲检测部分22形成有弯曲检测部分22，其弯曲检测部分22的光学传输量在插入部分柔性管1中响应弯曲角度尺寸以检测商业端4位置基于从一些弯曲检测部分22获得的检测值，插入部分柔性管1的数量。

