

(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 - 52615

(P2003 - 52615A)

(43)公開日 平成15年2月25日 (2003.2.25)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 D 2 H 0 4 0
	310		310 Z 4 C 0 6 1
1/04	370	1/04	370
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 248716(P2001 - 248716)

(22)出願日 平成13年8月20日 (2001.8.20)

(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

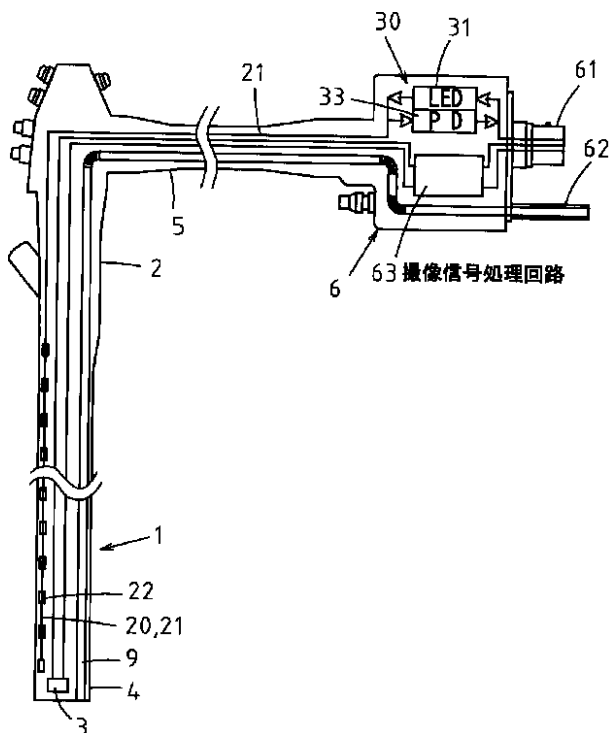
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 可撓性電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】挿入部可撓管の屈曲状態を検出するための信号伝送部の構成が煩雑にならず、取り扱い易くて誤接続等のおそれのない可撓性電子内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】ビデオプロセッサ7に接続されるコネクタ6が設けられた電子内視鏡のフレキシブルな挿入部可撓管1に複数の曲がり検出用光ファイバー21が配置された可撓性電子内視鏡装置において、各曲がり検出用光ファイバー21の光伝達量を電気信号に変換する光電変換手段33を電子内視鏡内に配置して、挿入部可撓管1の屈曲状態検出に係わる電気信号を撮像信号伝送のためのコネクタ61とビデオプロセッサ7との間で授受するようにした。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】ビデオプロセッサに接続されるコネクタが設けられた電子内視鏡のフレキシブルな挿入部可撓管に、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を有する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が配置され、上記各曲がり検出用光ファイバーの光伝達量を電気信号に変換してその大きさから上記各曲がり検出部が位置する部分における上記挿入部可撓管の屈曲状態を検出し、その屈曲状態をモニター画面に表示するようにした可撓性電子内視鏡装置において、

上記各曲がり検出用光ファイバーの光伝達量を電気信号に変換する光電変換手段を上記電子内視鏡内に配置して、上記挿入部可撓管の屈曲状態検出に係わる電気信号を上記コネクタと上記ビデオプロセッサとの間で授受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】上記複数の曲がり検出用光ファイバーから平行に出力される信号をシリアル化するための信号変換手段が上記電子内視鏡に配置されていて、その信号変換手段から出力されるシリアル信号が上記コネクタから上記ビデオプロセッサに送られる請求項 1 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】胃腸内等に挿入される電子内視鏡は、胃腸等の内壁に沿って自由に屈曲するフレキシブルな挿入部可撓管を有しており、挿入部可撓管の屈曲状態を体外から把握するのは困難である。

【0003】そのため、挿入部可撓管が胃腸等に対してどのような挿入状態にあるのか判断がつかなくなったり、次の挿脱操作をどのようにすればよいか判断できなくなってしまう場合がある。

【0004】そこで、X線透視を行えば挿入部可撓管の屈曲状態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。

【0005】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）。

【0006】

【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、挿入部先端の位置が分かるだけで挿入部可撓管の屈曲状態は分からず、しかもそのような装置

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。

【0007】そこで、本発明の発明者等は、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を有する複数のフレキシブルな曲がり検出用光ファイバーを挿入部可撓管に取り付け、各曲がり検出用光ファイバーの光伝達量から各曲がり検出部が位置する部分における挿入部可撓管の屈曲状態を検出して、その屈曲状態をモニター画面に表示するようにした可撓性電子内視鏡装置を發明して先に特許出願してある（特願2001-53715）。

【0008】本発明はその改良發明であり、挿入部可撓管の屈曲状態を検出するための信号伝送部の構成が煩雑にならず、取り扱い易くて誤接続等のおそれのない可撓性電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0009】

【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、ビデオプロセッサに接続されるコネクタが設けられた電子内視鏡のフレキシブルな挿入部可撓管に、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を有する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が配置され、各曲がり検出用光ファイバーの光伝達量を電気信号に変換してその大きさから各曲がり検出部が位置する部分における挿入部可撓管の屈曲状態を検出し、その屈曲状態をモニター画面に表示するようにした可撓性電子内視鏡装置において、各曲がり検出用光ファイバーの光伝達量を電気信号に変換する光電変換手段を電子内視鏡内に配置して、挿入部可撓管の屈曲状態検出に係わる電気信号をコネクタとビデオプロセッサとの間で授受するようにしたものである。

【0010】なお、複数の曲がり検出用光ファイバーから平行に出力される信号をシリアル化するための信号変換手段が電子内視鏡に配置されていて、その信号変換手段から出力されるシリアル信号がコネクタからビデオプロセッサに送られるようにしてもよい。

【0011】

【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1は電子内視鏡の全体構成を示し、図2はその挿入部可撓管1の先端部分を示している。

【0012】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の先端には、図2に示されるように、観察窓11、照明窓12、処置具突出口13等が配置された先端部本体4が連結されている。

【0013】そして、図1に示される照明用ライトガイド9から射出された照明光が照明窓12から被写体に照射され、その像が観察窓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3の撮像面に結像して内視鏡観察像になる。

【0014】挿入部可撓管1には、複数の曲がり検出用

光ファイバー 21 が配置されたフレキシブルな合成樹脂製の帯状部材 20 が取り付けられており、複数の曲がり検出用光ファイバー 21 は図 2 に示されるように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て、各曲がり検出用光ファイバー 21 の曲げ戻し部の近傍に曲がり検出部 22 が形成されている。

【0015】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。

【0016】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。

【0017】操作部 2 から延出する連結可撓管 5 の先端には、信号コネクタ 61 とライトガイドコネクタ 62 とが平行に突設されたコネクタ 6 が取り付けられており、固体撮像素子 3 から出力された撮像信号を処理する撮像信号処理回路 63 がコネクタ 6 に内蔵されている。

【0018】また、曲がり検出用光ファイバー 21 の両端部が接続された光信号入出力装置 30 のうち、少なくとも各曲がり検出用光ファイバー 21 に光を入射させる発光ダイオード 31 と、各曲がり検出用光ファイバー 21 から射出される光を光電変換して電気信号を出力するフォトダイオード 33 等がコネクタ 6 内に配置されている。

【0019】信号コネクタ 61 は、図 3 に示されるビデオプロセッサ 7 のコネクタ受けに接続されるものであって、撮像信号処理回路 63 と光信号入出力装置 30 とに接続された電気信号線の接点が配置されている。また、ライトガイドコネクタ 62 はビデオプロセッサに併設された光源部 71 に接続されるものであって、ライトガイド 9 の入射端部が配置されている。

【0020】図 3 は、電子内視鏡のコネクタ 6 が接続された状態のビデオプロセッサ 7 を示しており、全体の処理動作を制御するシステム制御部 76 の他に、撮像信号処理回路 63 から送られてくる撮像信号を処理して、内視鏡観察像の映像信号を観察画像用モニター 8 に送り出すための、前段信号処理回路 72、画像メモリ 73、映像信号処理回路 74 及びタイミング制御部 75 等が設けられている。77 は前面パネルスイッチ、78 はキーボードである。

【0021】ビデオプロセッサ 7 から出力された内視鏡観察像の映像信号は観察画像用モニター 8 に送られ、前述の観察窓 11 を通して得られる内視鏡観察像の画像が観察画像用モニター 8 に表示される。

【0022】一方、光信号入出力装置 30 から出力された電気信号はシステム制御部 76 を経てコンピュータ 40 に送られる。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 41 が接続されている。

【0023】このような装置を用いることにより、曲がり検出用光ファイバー 21 の曲がり検出部 22 が配置された部分の曲がり角度をコンピュータ 40 において検出することができる。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。

【0024】図 4 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 5 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 6 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 7 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振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】そこで、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】本実施例の可撓性電子内視鏡装置においては、図 8 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 の光伝達量をリ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 9 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ビデオプロセッサ 7 のシステム制御部 76 に送られる。

【0036】前述のように、このうちの少なくとも発光ダイオード 31 とフォトダイオード 33 はコネクタ 6 に内蔵されており、駆動回路 32、アンプ 34 及びアナログデジタル変換器 35 はコネクタ 6 とビデオプロセッサ 7 のどちら側に配置されていてもよい。

【0037】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 10 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。

【0038】そこで、挿入部案内部材 50 に挿入部可撓管 1 の挿入長（即ち、挿入部案内部材 50 に対する通過長）L を検出するためのエンコーダ 60 等が設けられていて、エンコーダ 60 からの出力信号がコンピュータ 40 に送られるようになっている。

【0039】図 11 は、そのような挿入部案内部材 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。

【0040】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。

【0041】ただし、挿入部案内部材 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。

【0042】このようにして、図 10 に示されるように、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 41 に表示される。

【0043】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 41 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。

【0044】図 12 は、そのような画像を挿入状態表示用モニター 41 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。

【0045】挿入状態表示用モニター 41 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）。

【0046】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）。

【0047】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）。

【0048】そして、挿入状態表示用モニター 41 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。

【0049】このような表示を行う際、挿入状態表示用

モニター 41 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、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。

【0050】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 41 の表示像を回転させれば、挿入状態表示用モニター 41 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。

【0051】また、図 3 に示されるように、挿入部可撓管 1 が挿入されている臓器の模式図 42 を挿入状態表示モニター 41 に表示すれば、臓器に対する挿入部可撓管 1 の屈曲状態を表示して確認することができる。

【0052】図 13 と図 14 は、本発明の第 2 の実施例の電子内視鏡とビデオプロセッサ 7 を示しており、複数の曲がり検出用光ファイバー 21 からパラレルに出力されてフォトダイオード 33 で電気信号化された信号をシリアル化するためのパラレルシリアル信号変換回路 36 をコネクタ 6 内に設けたものである。このようにすることにより、信号コネクタ 61 に設ける接点数を大幅に減らすことができる。

【0053】なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、第 1 の実施例においてコンピュータ 40 により行われている演算等をビデオプロセッサ 7 内で行ってもよく、その演算をビデオプロセッサ 7 における映像信号処理タイミングの隙間（垂直ブランキング期間等）を利用して行えば、映像信号処理のためのハードウェアを利用して演算を行うことができる。

【0054】

【発明の効果】本発明によれば、各曲がり検出用光ファイバーの光伝達量を電気信号に変換する光電変換手段を電子内視鏡内に配置して、挿入部可撓管の屈曲状態検出に係わる信号を電子内視鏡のコネクタからビデオプロセッサに送るようにしたことにより、挿入部可撓管の屈曲状態検出に係わる信号伝送部の構成が煩雑にならず、取り扱い易くて誤接続等のおそれもなくなる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施例の電子内視鏡の構成図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施例の電子内視鏡の挿入部可撓管の先端付近の斜視図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施例の可撓性電子内視鏡装置

の全体構成（挿入部案内部材を除く）を示すブロック図である。

【図 4】本発明の第 1 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 5】本発明の第 1 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 6】本発明の第 1 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 7】本発明の第 1 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 8】本発明の第 1 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 9】本発明の第 1 の実施例の光信号入出力装置の回路図である。

【図 10】本発明の第 1 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 11】本発明の第 1 の実施例の挿入部案内部材の正面断面図である。

【図 12】本発明の第 1 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。

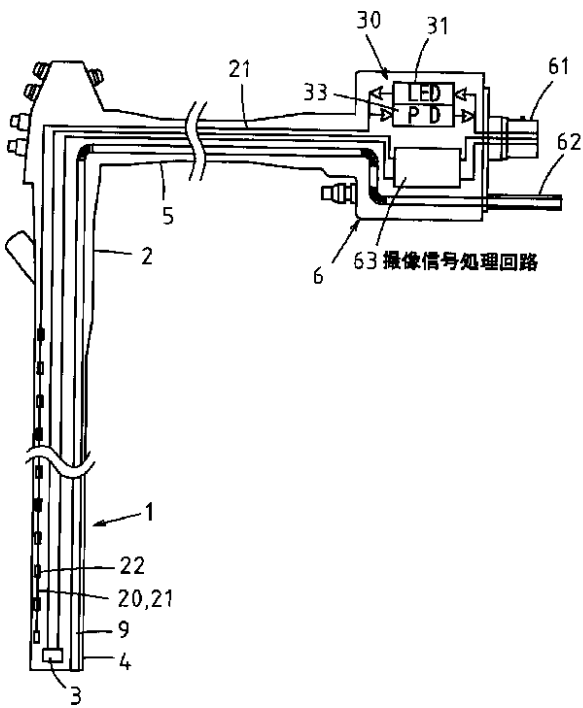
【図 13】本発明の第 2 の実施例の電子内視鏡の構成図である。

【図 14】本発明の第 3 の実施例の可撓性電子内視鏡装置の全体構成（挿入部案内部材を除く）を示すブロック図である。

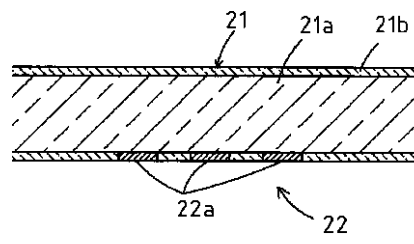
【符号の説明】

- 1 挿入部可撓管
- 6 コネクタ
- 7 ビデオプロセッサ
- 8 観察画像用モニター
- 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
- 31 発光ダイオード
- 32 駆動回路
- 33 フォトダイオード
- 36 パラレルシリアル信号変換回路
- 40 コンピュータ
- 41 挿入状態表示用モニター
- 61 信号コネクタ

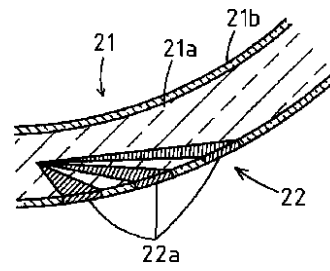
【図 1】



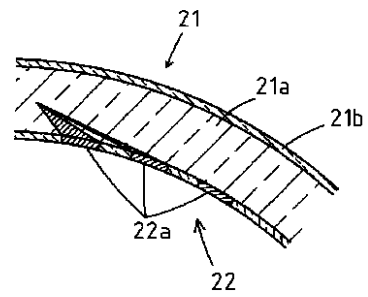
【図 4】



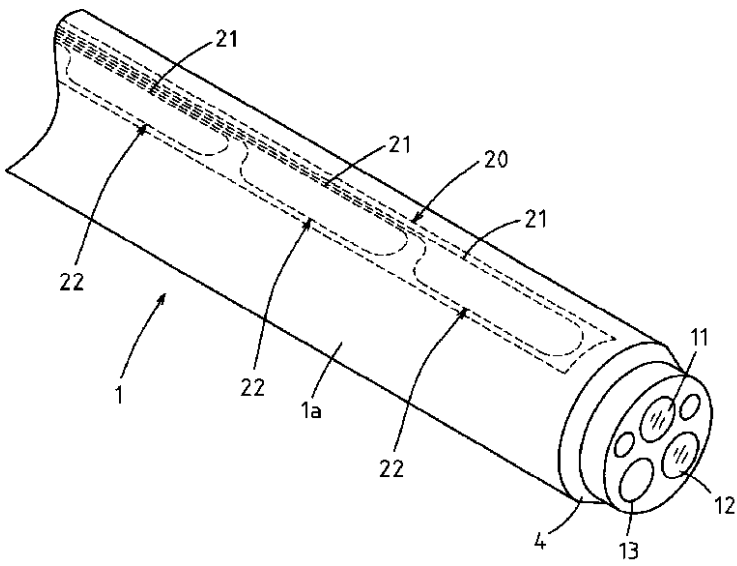
【図 5】



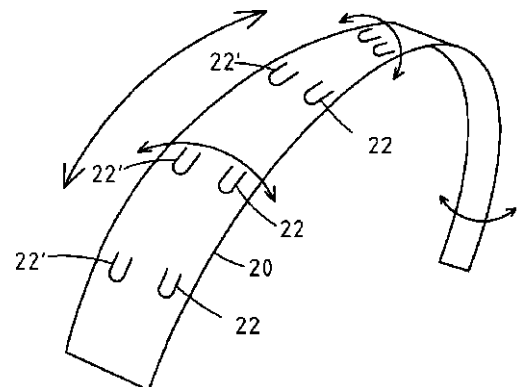
【図 6】



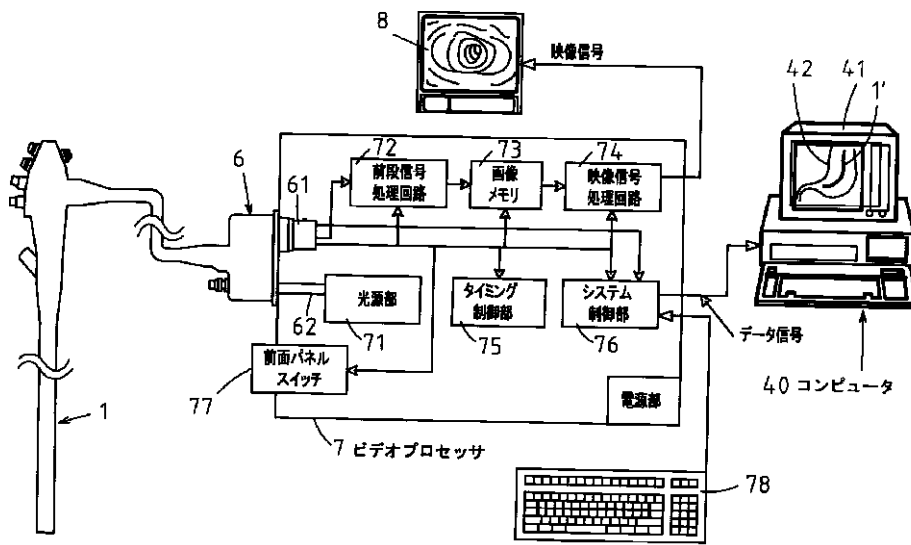
【図 2】



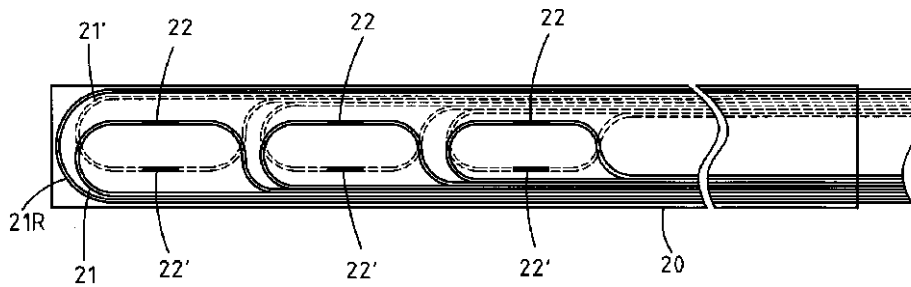
【図 7】



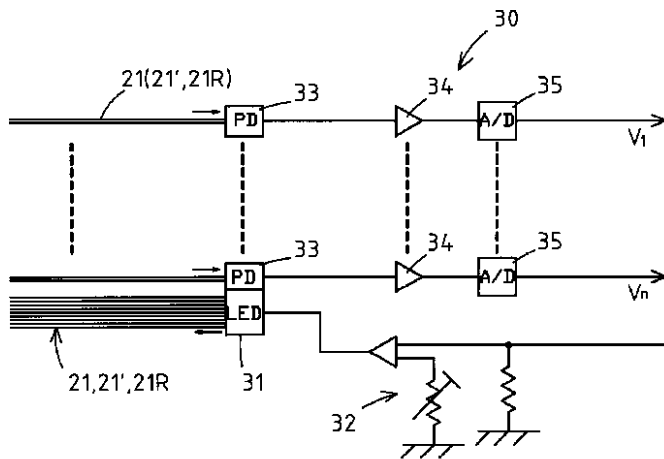
【図 3】



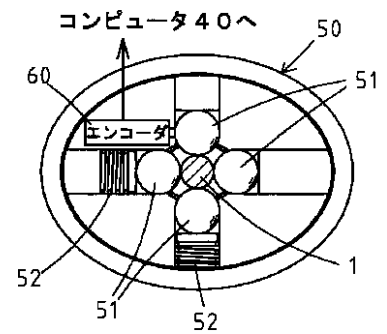
【図 8】



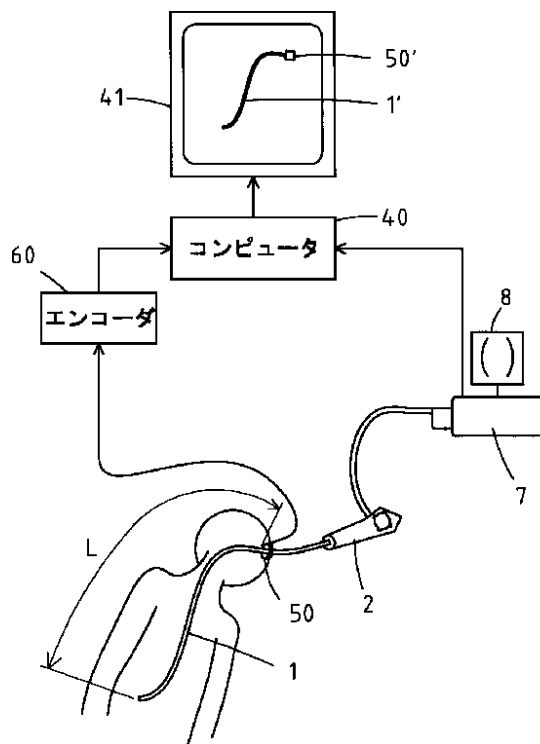
【図 9】



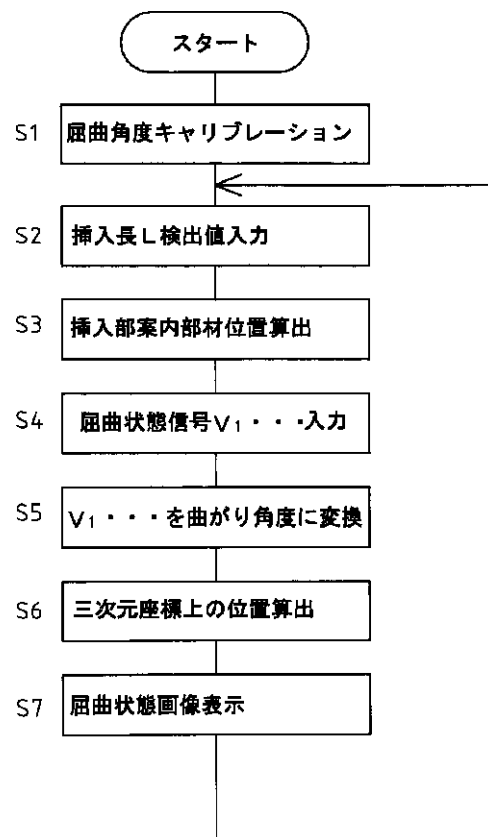
【図 11】



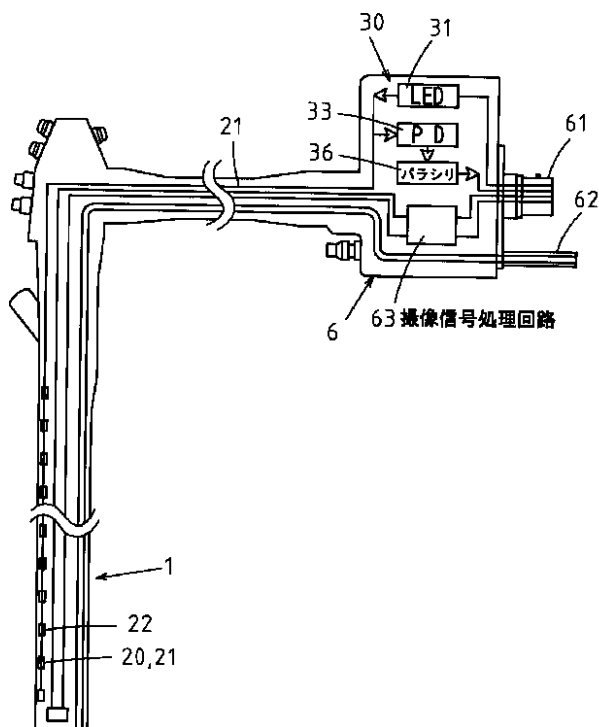
【図10】



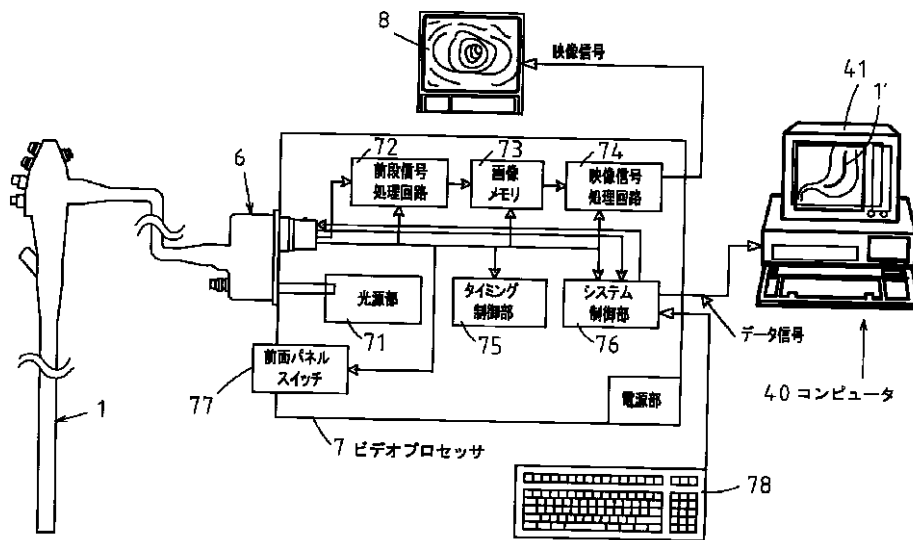
【図12】



【図13】



【図 14】



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 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 樽本 哲也
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 川村 素子
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 中村 哲也
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 BA00 BA23 DA11 DA15 GA02
4C061 AA01 BB02 CC06 DD03 FF07
FF24 FF46 HH51 JJ17 SS30
WW11

专利名称(译)	可挠性电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003052615A	公开(公告)日	2003-02-25
申请号	JP2001248716	申请日	2001-08-20
[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 高見敏 樽本哲也 川村素子 中村哲也		
发明人	鈴木 直樹 炭山 和毅 高見 敏 樽本 哲也 川村 素子 中村 哲也		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0005		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.310.Z A61B1/04.370 G02B23/24.A A61B1/00.320.Z A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.680 A61B1/005 A61B1/01 A61B1/04		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/BA23 2H040/DA11 2H040/DA15 2H040/GA02 4C061/AA01 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF07 4C061/FF24 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/SS30 4C061/WW11 4C161/AA01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF07 4C161/FF24 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ17 4C161/SS30 4C161/WW11		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4694062B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了提供一种柔性电子内窥镜设备，其中用于检测插入部分柔性管的弯曲状态的信号传输部分的配置不复杂，由于易于操作，不可能出现错误连接等。一种柔性电子内窥镜设备，其中多个弯曲检测光纤布置在电子内窥镜的柔性插入部分柔性管上，所述电子内窥镜设置有连接到视频处理器的连接器用于将每个弯曲检测光纤21的光透射量转换成电信号的光电转换装置33设置在电子内窥镜中，并且与插入部分柔性管1的弯曲状态的检测有关的电信号被转换成成像信号并且在用于传输的连接器61和视频处理器7之间交换。

