

(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 - 225195

(P2003 - 225195A)

(43)公開日 平成15年8月12日(2003.8.12)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	マーク一 (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 D 4 C 0 6 1
1/04	372	1/04	372

審査請求 未請求 請求項の数 6 01 (全 12項)

(21)出願番号 特願2002 - 24885(P2002 - 24885)

(22)出願日 平成14年2月1日(2002.2.1)

(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

(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 尊本 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

(74)代理人 100091317
弁理士 三井 和彦

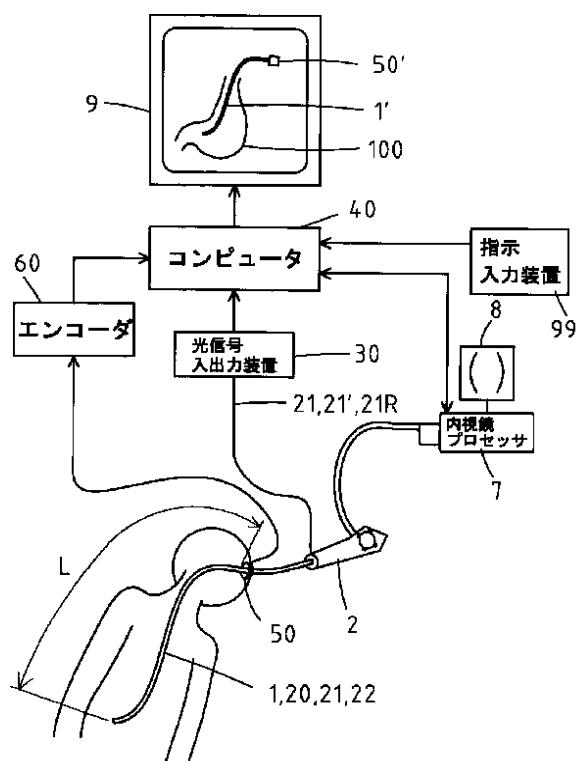
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可撓性内視鏡のモニター装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡が挿入されている臓器の形状とその内部における内視鏡の状態を、X線透視を併用することなく安全に確認することができる可撓性内視鏡のモニター装置を提供すること。

【解決手段】フレキシブルな挿入部1の屈曲状態を検出してそれをモニター画面9に表示させる屈曲状態表示手段21,30が設けられた可撓性内視鏡のモニター装置において、挿入部1の挿入対象である臓器の形状100を挿入部1の屈曲状態1と共にモニター画面9に表示させる臓器形状表示手段40と、モニター画面9に表示されている臓器の形状100を外部入力に応じて補正する臓器形状補正手段99,40とを設けた。



【特許請求の範囲】

【請求項1】フレキシブルな挿入部の屈曲状態を検出してそれをモニター画面に表示させる屈曲状態表示手段が設けられた可撓性内視鏡のモニター装置において、上記挿入部の挿入対象である臓器の形状を上記挿入部の屈曲状態と共に上記モニター画面に表示させる臓器形状表示手段と、上記モニター画面に表示されている臓器の形状を外部入力に応じて補正する臓器形状補正手段とを設けたことを特徴とする可撓性内視鏡のモニター装置。

【請求項2】上記臓器形状補正手段は、上記モニター画面に表示されている臓器形状の表示位置と形状を外部入力に応じて補正する請求項1記載の可撓性内視鏡のモニター装置。

【請求項3】上記臓器形状表示手段が、予め準備されている臓器の離形形状を記憶手段から読み出して上記モニター画面に表示させる請求項1又は2記載の可撓性内視鏡のモニター装置。

【請求項4】上記挿入部の挿入対象である実際の臓器の形状を予め採取する臓器形状採取手段が設けられていて、その臓器形状採取手段によって採取された臓器形状が上記臓器形状表示手段によって上記モニター画面に表示される請求項1又は2記載の可撓性内視鏡のモニター装置。

【請求項5】上記屈曲状態表示手段の屈曲状態検出部として、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が設けられていて、上記各曲がり検出部が上記挿入部に分散配置され、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の屈曲状態が検出される請求項1、2、3又は4記載の可撓性内視鏡のモニター装置。

【請求項6】上記屈曲状態表示手段による上記モニター画面への上記挿入部の屈曲形状の表示が、三次元データを二次元表示することにより行われる請求項5記載の可撓性内視鏡のモニター装置。

【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内視鏡のモニター装置に関する。

【0002】

【従来の技術】内視鏡によって体内臓器内の粘膜面の像を観察することができる。しかし、内視鏡が挿入されている臓器の形状を内視鏡で知ることはできないので、相当の経験を積んだ医者でも、挿入状態の正確な判断や発見した病変の位置特定等が困難な場合が少なくない。

【0003】そこで、内視鏡の挿入状態を確認する必要がある場合には、内視鏡装置一式をレントゲン室に運んで、X線によって透視しながら内視鏡検査を行っていた。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】しかし、内視鏡検査をX線透視下に行うと、内視鏡に用いられている光学纖維束の黄変や、X線を直接浴びる患者の健康への悪影響等があるだけでなく、内視鏡操作を行う医者は繰り返しX線を浴びることになるので、その健康には深刻な悪影響がある。

【0005】そこで本発明は、内視鏡が挿入されている臓器の形状とその内部における内視鏡の状態を、X線透視を併用することなく安全に確認することができる可撓性内視鏡のモニター装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するため、本発明の可撓性内視鏡のモニター装置は、フレキシブルな挿入部の屈曲状態を検出してそれをモニター画面に表示させる屈曲状態表示手段が設けられた可撓性内視鏡のモニター装置において、挿入部の挿入対象である臓器の形状を挿入部の屈曲状態と共にモニター画面に表示させる臓器形状表示手段と、モニター画面に表示されている臓器の形状を外部入力に応じて補正する臓器形状補正手段とを設けたものである。

【0007】なお、臓器形状補正手段は、モニター画面に表示されている臓器形状の表示位置と形状を外部入力に応じて補正するようにしてもよい。また、臓器形状表示手段が、予め準備されている臓器の離形形状を記憶手段から読み出してモニター画面に表示させるようにしてもよく、あるいは、挿入部の挿入対象である実際の臓器の形状を予め採取する臓器形状採取手段が設けられていて、その臓器形状採取手段によって採取された臓器形状が臓器形状表示手段によってモニター画面に表示されるようにしてもよい。

【0008】屈曲状態表示手段の屈曲状態検出部としては、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を設けて、各曲がり検出部を挿入部に分散配置し、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の屈曲状態を検出するようにしてもよく、屈曲状態表示手段によるモニター画面への挿入部の屈曲形状の表示が、三次元データを二次元表示することにより行われるようにもよい。

【0009】

【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3は電子内視鏡の挿入部1の先端部分を示しており、フレキシブルな挿入部1の先端には、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が配置されている。観察窓11内には、内視鏡観察像を撮像するための固体撮像素子等が配置されている。

【0010】挿入部1の上方向の面には、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が全長にわたって取り付けられ

ている。

【0011】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。

【0012】曲がり検出部22は、挿入部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1の全長にわたって例えば10~30個程度配置されている。

【0013】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る。

【0014】そのような曲がり検出部22は、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。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。

【0015】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。

【0016】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。

【0017】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。

【0018】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。

【0019】したがって、挿入部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1全体の上下方向の屈曲状態を検出することができる。

【0020】そして、図7の(A)に略示されるように、フレキシブルな帯状部材20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, 2

2の光伝達量を比較すれば、左右方向に捩れがない場合には双方の光伝達量に差がなく、左右方向の捩れ量に応じて双方の光伝達量の差が大きくなる。

【0021】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。

【0022】また、図7の(B)に示されるように、曲がり検出部22を一列に配置した二つの帯状部材20, 20を直角の位置関係に配置しても、同様にして三次元の屈曲状態を検出することができる。

【0023】そこで、複数の曲がり検出部22を挿入部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1全体の三次元の屈曲状態を検出することができる。

【0024】本実施例の可撓性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。

【0025】また、光吸収部22aが形成されていないシンプルなリ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。

【0026】図1は、上述の電子内視鏡を用いて、内視鏡観察画像と挿入部1の屈曲形状1を表示する装置の全体構成を略示しており、固体撮像素子で撮像された内視鏡観察画像は、内視鏡プロセッサ7において処理されて観察画像表示用モニター8に表示される。

【0027】また、曲がり検出用光ファイバー21の基端側に接続された光信号入出力装置30からの出力信号がコンピュータ40に送られ、そのコンピュータ40から出力される信号によって挿入部1の屈曲形状1が挿入状態表示用モニター9に表示されるようになっている。

【0028】図9は、そこに用いられている光信号入出力装置30の一例を示しており、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。

【0029】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る。

【0030】次いで、複数のアナログ/デジタル変換器35からパラレルに出力される信号が、パラレル/シリアル変換器36においてシリアル信号化されてコネクタ6から送り出される。

【0031】そして、挿入部1が体内に挿入される際には、図1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1はその挿入部案内部材50内を通される。

【0032】挿入部案内部材50には、挿入部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。

【0033】図10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1を周囲から挟み付ける状態に配置されている。

【0034】したがって、各球状部材51は挿入部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。

【0035】ただし、挿入部案内部材50における挿入部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1の表面からの光反射等を利用してもよく、その他の手段によても差し支えない。

【0036】このようにして、図1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(内視鏡プロセッサ7経由)からとエンコーダ60から、挿入部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1の屈曲形状1とが挿入状態表示用モニター9に表示される。

【0037】図11は、そのような画像を挿入状態表示用モニター9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は処理ステップを示す。

【0038】挿入状態表示用モニター9に正確な屈曲状態を表示させるためには、まず挿入部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、後述する挿入部1の屈曲形状座標系(xyz)と臓器形状座標系(XYZ)の両座標が相關関係を持つように予めキャリブレーションを行っておくことが好ましい(S1)。臓器形状座標系(XYZ)は、例50

えば、直立する人体を正面から見た状態で、左右方向をX軸、上下方向をZ軸、奥行きをY軸のように定めればよい。

【0039】そして、挿入部1を体内に挿入したら、エンコーダ60から挿入部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1のどの位置にあるかを算出する(S3)。

【0040】次いで、各曲がり検出用光ファイバー21からの検出信号V₁...を入力して(S4)、その検出信号V₁...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)。

【0041】そして、挿入状態表示用モニター9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1の屈曲状態が表示され(S7)、S2へ戻ってS2~S7を繰り返す。

【0042】このような表示を行う際、挿入状態表示用モニター9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1の屈曲状態を表示させることができる。

【0043】図2は、図1において図示が省略されているコンピュータ40と内視鏡プロセッサ7の各々の内部構成を含む装置の全体構成を示しており、既に説明されている部分については符号のみを付してその説明は省略する。

【0044】コンピュータ40には、中央演算装置(CPU)41の他、外部との信号の入出力をを行う入出力回路42, 43、外部から画像信号を受け取る画像キャプチャ44、ソフトウェア及びその他の各種データを記憶する記憶装置45、映像表示のためのビデオ表示回路46等の回路が配置されていて、座標算出47及び合成画像構築48等はソフトウェアの実行によって行われる。

【0045】このうち、記憶装置45には、内視鏡が挿入される対象となる各種臓器の雛形形状が記憶されており、入出力回路42に接続された指示入力装置99からの指示信号入力によって、適宜の臓器形状100を挿入部1の屈曲形状1と共に挿入状態表示用モニター9に表示させることができる。

【0046】そのような挿入状態表示用モニター9への表示は、図1に示されるように臓器形状100と挿入部1の屈曲形状1とを重ね合わせたものだけでもよいが、図12に示されるように、そのような重ね合わせ画像(二次元像)を、挿入部1の屈曲形状1(三次元像を二次元表示したもの)の横に並べて表示してもよい。

【0047】図2に戻って、内視鏡プロセッサ7には、システム制御回路71と記憶装置72等の他、内視鏡のライトガイドに照明光を供給するための光源部73等が

併設されている。

【0048】また、プリプロセス回路74及び信号処理部75を経て出力される内視鏡観察画像の映像信号が、ビデオ表示回路76から、観察画像表示用モニター8だけでなくコンピュータ40の画像キャプチャ44にも出力されるようになっている。

【0049】その結果、図13に示されるように、挿入状態表示用モニター9に、挿入部1の屈曲形状1の画像と、臓器形状100と挿入部1の屈曲形状1とを重ね合わせた画像と内視鏡観察画像Vとを並べて表示することもできる。

【0050】しかし、一般に生体の臓器の形状と大きさは人さまざまなので、標準的な離形の臓器形状では、実際に内視鏡が挿入されている臓器の形状と一致しない場合が多い。

【0051】そこで、この実施例においては、内視鏡の挿入部1の先端位置が現在どの部位にあるかを内視鏡観察画像から術者が認識し易い複数箇所で、臓器形状100が表示されている画面上に術者がマークをし、その情報に基づいて臓器形状100の位置と形状を補正して、挿入部1の屈曲形状1と臓器形状100との関係が正確に表示されるようにしている。

【0052】図14～図17は、そのような処理を実行するためのコンピュータ40のソフトウェアの内容を示すフロー図であり、そこでは先ず、図18に示されるように、体内への内視鏡挿入に合わせて、内視鏡の挿入部1の屈曲形状1をプロットしていく(S11)。これは前出のS1～S7のサブルーチン処理によって行われる。

【0053】そして、内視鏡の挿入部1の先端位置を内視鏡観察画像から術者が容易に認識し易い第一のポイントA(例えば噴門部)に来たら、指示入力装置99によって、図19に示されるように、その位置に識別マークを入力する。

*

$$[x_a \ y_a \ z_a] = [X_A \ Y_A \ Z_A] \cdot$$

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ t_x & t_y & t_z & 1 \end{bmatrix}$$

【0062】そこで、S144において、第一のポイントAと、それに合致させた挿入部1の屈曲形状1とを挿入状態表示用モニター9に重ね合わせて合成表示する。その結果、この時点では、挿入部1の屈曲形状1と第一のポイントAのマークが挿入状態表示用モニター9に表示される。

【0063】次いで、内視鏡の挿入部1の挿入をさらに進める(S15)。挿入部1の屈曲形状座標と臓器形状座標は第一のポイントA点に於いて一致するので、その近傍では、術者の設定誤差以外に挿入部1の屈曲形状と

*【0054】指示入力装置99は、マウス、キーボード、又は内視鏡操作ボタンにカーソル移動機能を割り当てたもの等でもよく、予め第一のポイントAを決めておけば、内視鏡観察画面でその部位に来たときにリターンキーを押すなどの簡略な操作にすることもできる(S12)。

【0055】第一のポイントAが選択されるまで挿入部1の屈曲形状1のプロットを繰り返す。そして、第一のポイントAが選択されたら、その識別マークの座標位置を記憶する(S13)。

【0056】なお、挿入部1の屈曲形状座標系は(xyz)三次元座標系であり、臓器形状100も三次元要素で作成されているが、モニター表示は処理の簡略化と高速化の都合で二次元画像表示になっている。

【0057】次いで、第一のポイントAに於ける座標取得を行って、座標変換サブルーチン処理(S141～S144)を行い、第一のポイントAに於ける合成画像表示を行う(S14)。

【0058】サブルーチンS141～S143では以下の座標変換処理が行われる。挿入部1の屈曲形状座標系(xyz)と臓器形状座標系(XYZ)は座標系が異なるので、第一のポイントA点で一致するように臓器形状座標系(XYZ)を平行移動座標変換する。

【0059】臓器形状座標系の点A(XA, YA, ZA)、

挿入部1の屈曲形状座標系における挿入部先端位置をa(xa, ya, za)とし、点Aと点aの座標値の偏差をtx, ty, tzとする。

【0060】すると、点A(XA, YA, ZA)をtx, ty, tzだけ平行移動することにより、点a(xa, ya, za)と合致するので、この関係は次式で表すことができる。

【0061】

【数1】

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ t_x & t_y & t_z & 1 \end{bmatrix}$$

臓器形状の誤差はない。

【0064】挿入部1がさらに体内に挿入され、内視鏡の挿入部1の先端位置を内視鏡観察画像から術者が容易に認識し易い例えば幽門部等において、第二のポイントB(挿入部1の屈曲形状座標系上のポイント)を指示入力装置99により設定し(S16)、臓器座標系上の第二のポイントB'(臓器形状座標系上の幽門部)の座標取得を行う(S17)。

【0065】次いで、座標変換サブルーチン処理(S181～S184)を行って、図20に示されるように、

挿入部1の先端位置から指定された第二のポイントBが臓器形成側の点B' と一致するように座標変換を行う (S18)。

【0066】第一のポイントAは確定しているわけであるから、第一のポイントAを基準点として点B' がB点に移動するように生体臓器形状座標 (XYZ) をXYZ座標軸に対してスケール変換を行うことにより、座標変換が成し遂げられる。

【0067】ここで、X軸、Y軸、Z軸に対するスケール変換率をそれぞれd, e, f とし、図20においてY軸を例にとると、基準となる第一のポイントAからB*

$$[x_B \ y_B \ z_B] = [X_{B'} \ Y_{B'} \ Z_{B'}] \cdot$$

【0070】と表すことができる。そこで、図21に示されるように、第二のポイントB' をBに合致させた挿入部1の屈曲形状1 を臓器形状画面に重ね合わせて表示する (S184)。

【0071】そして、前出のS1～S7のサブルーチン処理によって、さらに挿入部1の屈曲形状1 のプロットを続行する (S19)。ただし、挿入部1の屈曲形状座標と臓器形状座標はすでにほとんど座標が一致しているが、元の臓器形状と実際の生体部位は患者の固体差でその形状が異なることがある。そこで、合成画像補正サブルーチン (S201～S204) によって、より実際的な自然な状態に合成画像を修正する (S20)。

【0072】ここでは、まずその位置に於ける挿入部1の屈曲形状の座標を取得し (S201)、XYZ軸上の臓器形状の輪郭座標値を取得して最大値と最小値を求める (S202)。

【0073】そして、挿入部1に配置された曲がり検出部22の座標値が臓器形状輪郭の最大値と最小値以内にあれば、挿入部1の屈曲形状は臓器形状輪郭内と判断してS21に進む (S203)。

【0074】曲がり検出部22の座標値が臓器形状輪郭の最大値又は最小値から外れた場合は、AB点を結ぶ線分を固定軸として臓器形状輪郭から外れた曲がり検出部22の座標の臓器形状輪郭との差分を吸収するようにスケール変換を行う (S204)。

【0075】具体的には、AB点を結ぶ線分が新しい座標軸となるように回転座標変換を行った後に、新しい座標軸に対してスケール変換を行ってセンサ位置が臓器形状輪郭の内側に位置するように画像補正を行ってから、S21に進む。

【0076】このようにして、挿入部1の挿入対象である臓器の形状を挿入部1の屈曲形状1 と共に挿入状態表示用モニター9に表示させ、画面に表示されているそ*

*点までの距離をYA-Bとし、第一のポイントAからB' 点までの距離をYA-B' とすると、Y軸に対するスケール変換率eは、 $e = YA-B / YA-B'$ であり、同様にしてX軸、Z軸に対するスケール変換率d, fも求めることができる。

【0068】挿入部1の屈曲形状座標のB点 (xB, yB, zB) に臓器形状座標の点B' (XB', YB', ZB') を一致させるときの変換マトリックスはスケール変換率d, e, fを用いて、

【0069】

【数2】

$$\begin{bmatrix} d & 0 & 0 & 0 \\ 0 & e & 0 & 0 \\ 0 & 0 & f & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

*の臓器形状を外部入力に応じて実際の臓器形状に近い形状に補正して、X線透視等を併用することなく内視鏡検査を安全に行うことができる。

【0077】なお、患者の観察部位の形状データを予めCTスキャナ等のような臓器形状採取手段を用いて取得しておき、臓器の離形形状に代えて、患者自身の臓器形状図と内視鏡挿入部1の屈曲形状を合成して画像表示してもよい。その場合には、CTスキャナ画像等から画像処理によって輪郭抽出した組織形状画像と合成すると分かり易い。

【0078】また、上記実施例では合成画像表示を一視点方向から表示するものとして説明したが、合成画像表示は正面像と横からの二方向の画像を同時に表示してもよく、また三次元画像表示にしてもよい。

【0079】また、臓器としては胃を例にとったが、予め各種の臓器データを準備しておいてその中から必要な臓器形状を利用すればよい。さらに臓器形状との合成画像を内視鏡画像と同時に印刷することにより、どの部位の画像であるかが後からでも容易に判別できるようになり、検査後の診断や検討の際に有効である。

【0080】

【発明の効果】本発明によれば、内視鏡の挿入部の挿入対象である臓器の形状を挿入部の屈曲状態と共にモニター画面に表示させ、モニター画面に表示されているその臓器の形状を外部入力に応じて実際の臓器形状に近い形状に補正することができるので、内視鏡が挿入されている臓器の形状とその内部における内視鏡の状態を一目で確認することができ、X線透視等を併用することなく内視鏡検査を安全に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例の可撓性内視鏡のモニター装置の使用状態の全体構成略示図である。

【図2】本発明の実施例の可撓性内視鏡のモニター装置

の全体構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施例の電子内視鏡の挿入部の先端付近の斜視図である。

【図4】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5】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6】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】本発明の実施例の挿入部案内部材の正面断面図である。

【図11】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12】本発明の実施例のモニター画面表示の一例を示す略示図である。

【図13】本発明の実施例のモニター画面表示の一例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16】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17】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18】本発明の実施例の動作を説明するための座標図である。

【図19】本発明の実施例の動作を説明するための座標図である。

【図20】本発明の実施例の動作を説明するための座標図である。

【図21】本発明の実施例の動作を説明するための座標図である。

【符号の説明】

1 挿入部

1 挿入部の屈曲形状

9 挿入状態表示用モニター

20 21 曲がり検出用光ファイバー

22 曲がり検出部

30 光信号入出力装置

40 コンピュータ

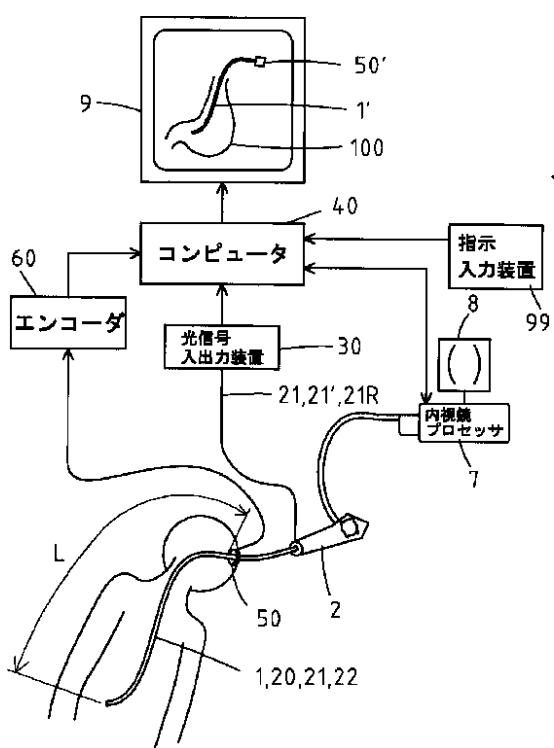
99 指示入力装置

A 第一のポイント

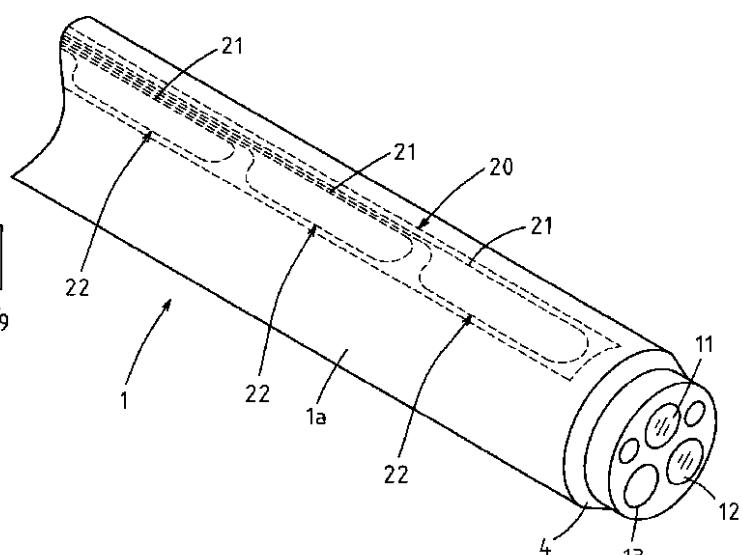
B 第二のポイント

100 臓器形状

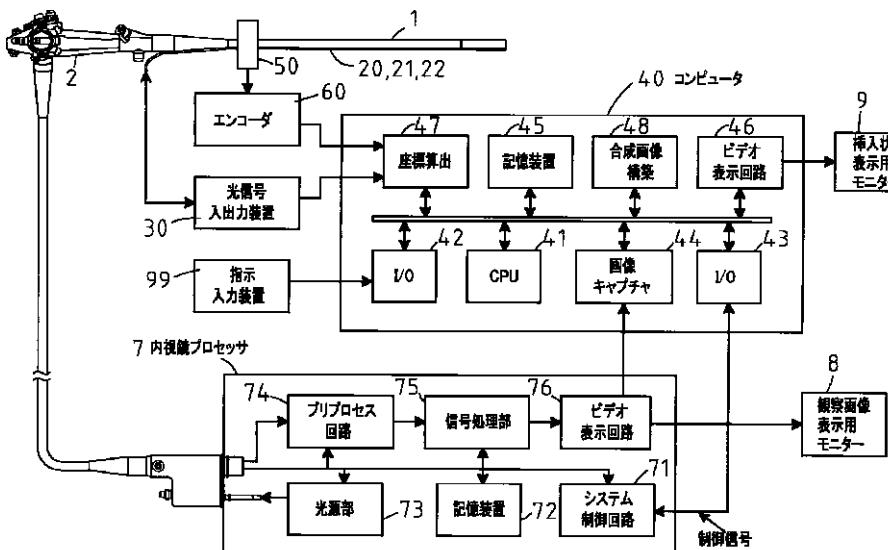
【図1】



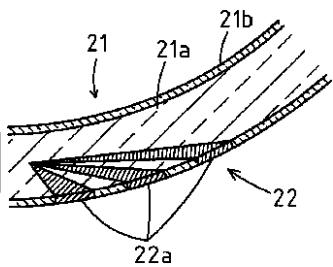
【図3】



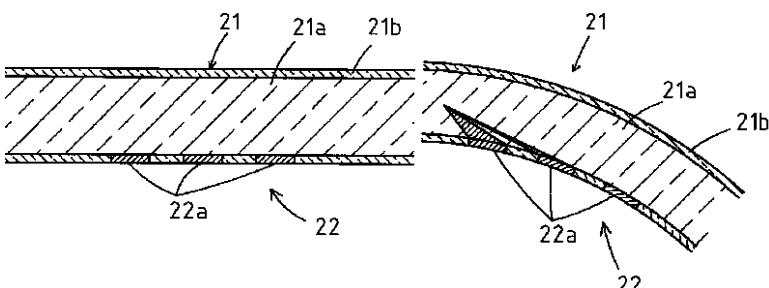
【図2】



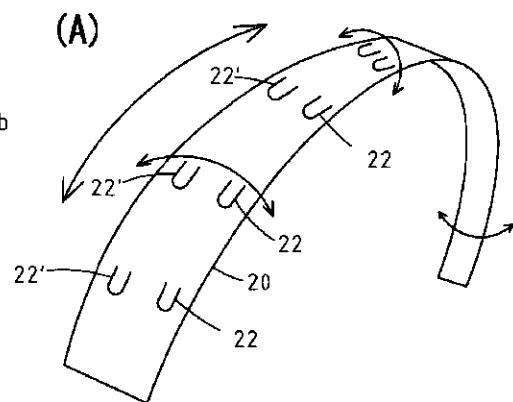
【図5】



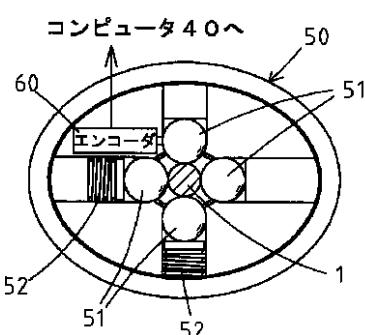
【図4】



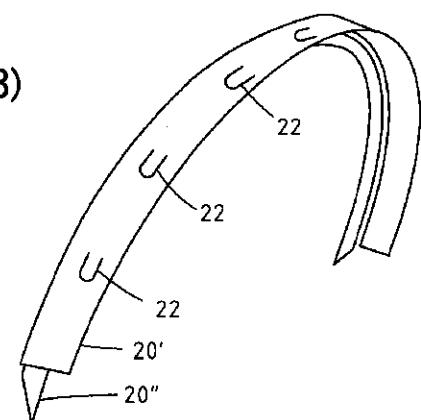
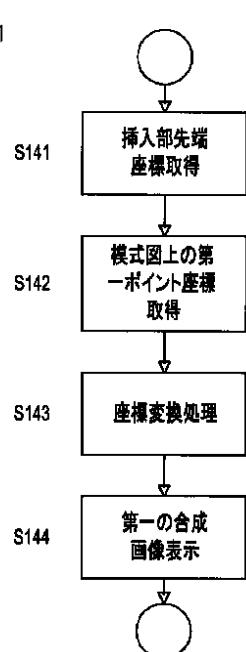
【図6】



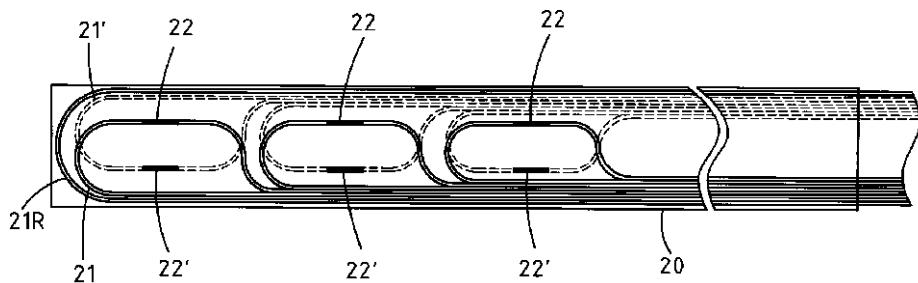
【図10】



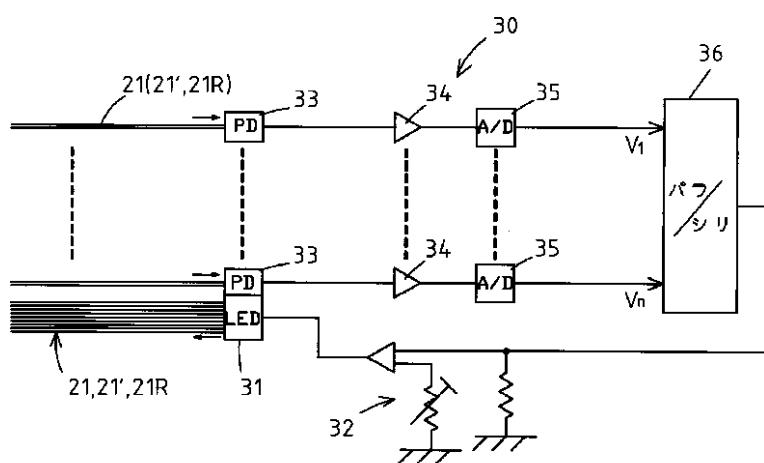
【図15】



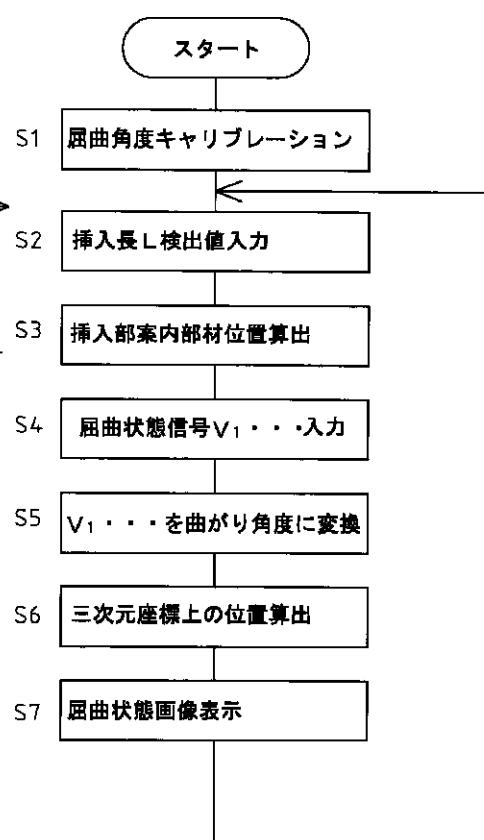
【図8】



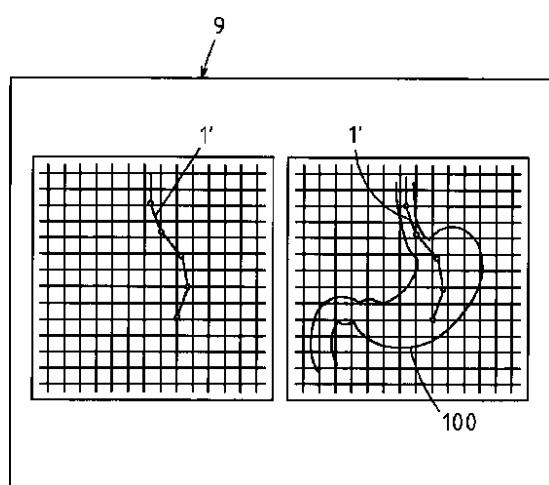
【図9】



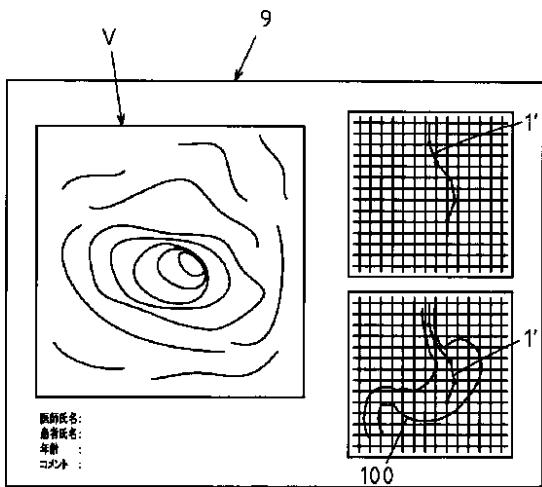
【図11】



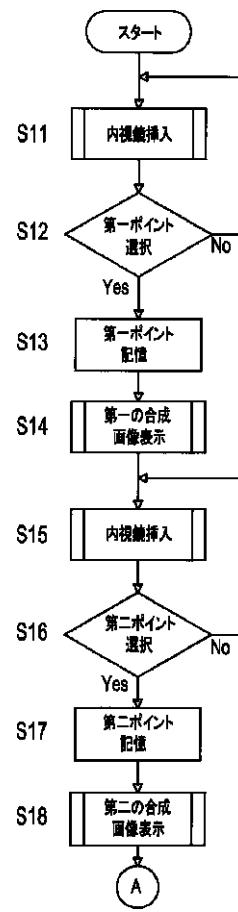
【図12】



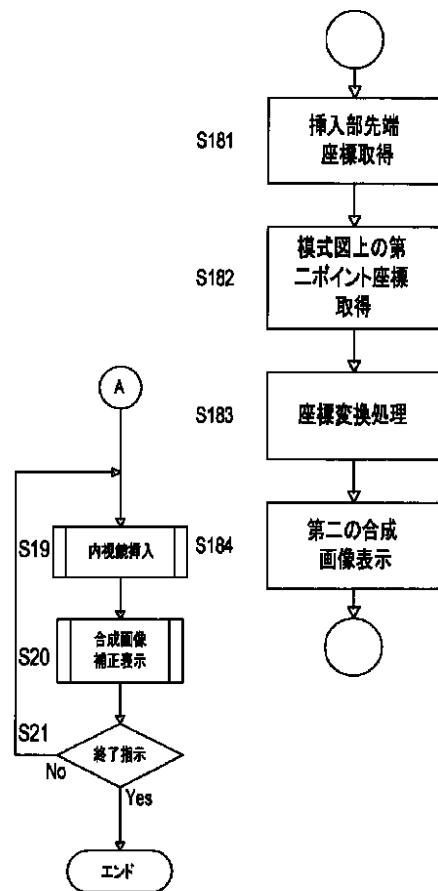
【図13】



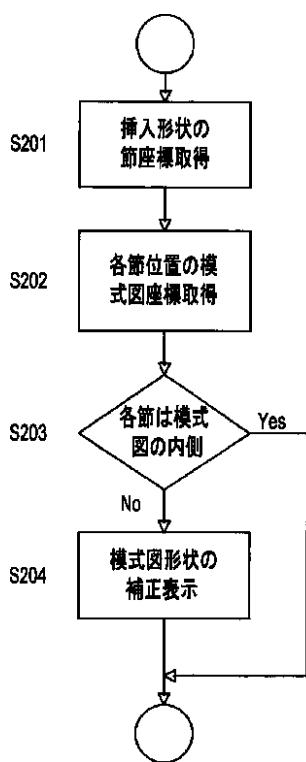
【図14】



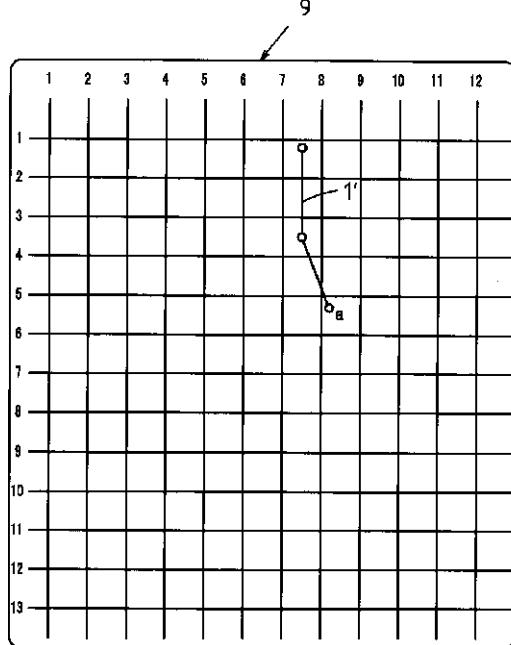
【図16】



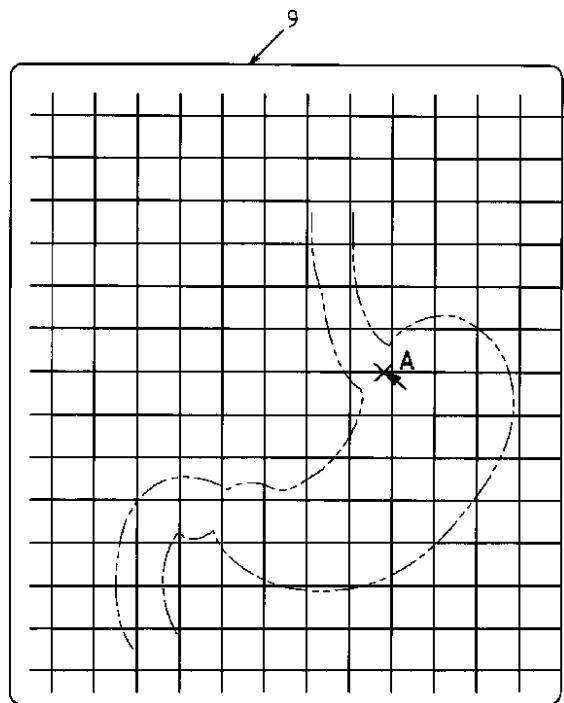
【図17】



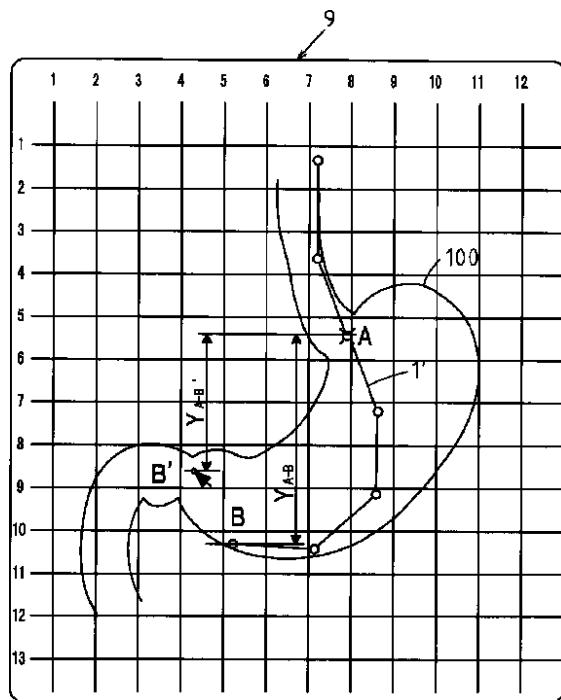
【図18】



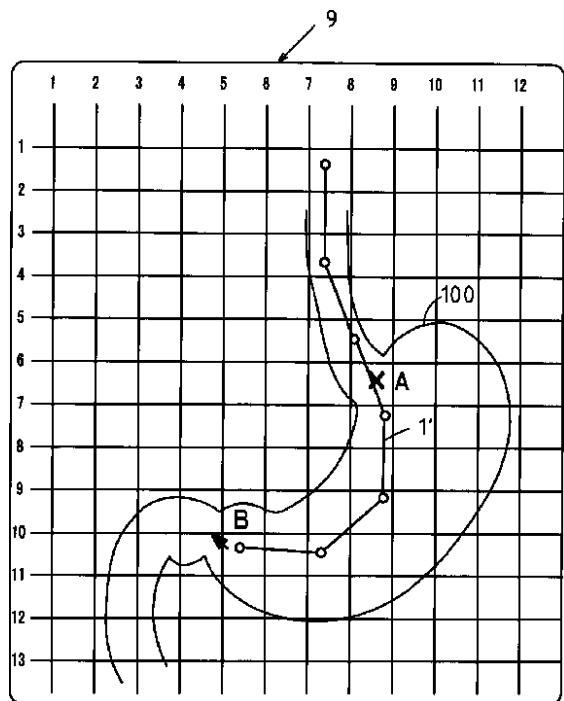
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

(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 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) 4C061 CC06 DD03 FF46 HH51 LL02

NN05 VV04 WW10 WW20

专利名称(译)	用于柔性内窥镜的监测装置		
公开(公告)号	JP2003225195A	公开(公告)日	2003-08-12
申请号	JP2002024885	申请日	2002-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	高見敏 樽本哲也 榎本貴之 松下実		
发明人	高見 敏 樽本 哲也 榎本 貴之 松下 実		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0005		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/045.623 A61B1/05		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF46 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/VV04 4C061/WW10 4C061/WW20 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/VV04 4C161/WW10 4C161/WW20		
代理人(译)	三井和彦		
其他公开文献	JP4017877B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种灵活的内窥镜监视装置，能够安全地确认插入内窥镜的器官的形状和内窥镜内窥镜的状态，而不使用X射线透视提供。解决方案：在具有弯曲状态显示装置21,30的柔性内窥镜监视装置中，用于检测柔性插入部分1的弯曲状态并将其显示在监视器屏幕9上，插入部分1器官形状显示装置40，用于在监视器屏幕9上显示要与插入部分1的弯曲状态一起插入的器官的形状100，以及器官形状显示装置40，用于校正在监视器屏幕9上显示的器官的形状100。和器官形状矫正装置99和40用于矫正器官。

