

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4017877号  
(P4017877)

(45) 発行日 平成19年12月5日(2007. 12. 5)

(24) 登録日 平成19年9月28日(2007. 9. 28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 3 (全 16 頁)

(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)  
 (65) 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)  
 審査請求日 平成17年1月26日(2005. 1. 26)

(73) 特許権者 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  
 (74) 代理人 100091317  
 弁理士 三井 和彦  
 (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 樽本 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

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) 【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と、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、

上記臓器形状表示手段は、予め準備されている臓器の雛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し、

上記臓器形状補正手段は、外部から手動入力される上記挿入部の複数の先端位置情報に基づいて、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補正する

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に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 記載の可撓性内視鏡のモニター装置。

【請求項 3】

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

10

20

元データを二次元表示することにより行われる請求項 2 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。

10

【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繊維束の黄変や、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】

20

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。

30

【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雛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に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してもよい。

40

【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

50

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 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。

【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, 22 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】

10

20

30

40

50

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 6 1 2 7 6 7 2 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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よく、その他の手段によっても差し支えない。

【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）の両座標が相関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 $V_1 \dots$ 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）。

【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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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のみの画像と、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、標準的な雛形の臓器形状では、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。

30

【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、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、ここでは先ず、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。

40

【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。

【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)。

。

50

## 【 0 0 5 5 】

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 ( S 1 3 ) 。

## 【 0 0 5 6 】

なお、挿入部 1 の屈曲形状座標系は ( x y z ) 三次元座標系であり、臓器形状 1 0 0 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。

## 【 0 0 5 7 】

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 ( S 1 4 1 ~ S 1 4 4 ) を行い、第一のポイント A に於ける合成画像表示を行う ( S 1 4 ) 。

## 【 0 0 5 8 】

サブルーチン S 1 4 1 ~ S 1 4 3 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 ( x y z ) と臓器形状座標系 ( X Y Z ) 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 ( X Y Z ) を平行移動座標変換する。

## 【 0 0 5 9 】

臓器形状座標系の点 A ( X<sub>A</sub> , Y<sub>A</sub> , Z<sub>A</sub> )、

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 ( x<sub>a</sub> , y<sub>a</sub> , z<sub>a</sub> ) とし、点 A と点 a の座標値の偏差を t<sub>x</sub> , t<sub>y</sub> , t<sub>z</sub> とする。

## 【 0 0 6 0 】

すると、点 A ( X<sub>A</sub> , Y<sub>A</sub> , Z<sub>A</sub> ) を t<sub>x</sub> , t<sub>y</sub> , t<sub>z</sub> だけ平行移動することにより、点 a ( x<sub>a</sub> , y<sub>a</sub> , z<sub>a</sub> ) と合致するので、この関係は次式で表すことができる。

## 【 0 0 6 1 】

## 【 数 1 】

$$[x_a \ y_a \ z_a] = [X_A \ Y_A \ Z_A] \cdot \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ t_x & t_y & t_z & 1 \end{bmatrix}$$

## 【 0 0 6 2 】

そこで、S 1 4 4 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。

## 【 0 0 6 3 】

次いで、内視鏡の挿入部 1 の挿入をさらに進める ( S 1 5 ) 。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 の屈曲形状と臓器形状の誤差はない。

## 【 0 0 6 4 】

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 9 9 により設定し ( S 1 6 ) 、臓器座標系上の第二のポイント B ' ( 臓器形状座標上の幽門部 ) の座標取得を行う ( S 1 7 ) 。

## 【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

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】

$$\begin{bmatrix} x_B & y_B & z_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{B'} & Y_{B'} & Z_{B'} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} d & 0 & 0 & 0 \\ 0 & e & 0 & 0 \\ 0 & 0 & f & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【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

10

20

30

40

50



郭との差分を吸収するようにスケール変換を行う ( S 2 0 4 )。

【 0 0 7 5 】

具体的には、 A B 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、 S 2 1 に進む。

【 0 0 7 6 】

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。

10

【 0 0 7 7 】

なお、患者の観察部位の形状データを予め C T 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、臓器の雛形形状に代えて、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、 C T 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。

【 0 0 7 8 】

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。

【 0 0 7 9 】

20

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。

【 0 0 8 0 】

【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。

30

【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。

40

【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

50

る。

【図 1 2】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 1 3】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 1 4】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 1 5】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 1 6】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 1 7】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。 10

【図 1 8】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 1 9】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 2 0】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 2 1】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

2 1 曲がり検出用光ファイバー

2 2 曲がり検出部

3 0 光信号入出力装置

4 0 コンピュータ

9 9 指示入力装置

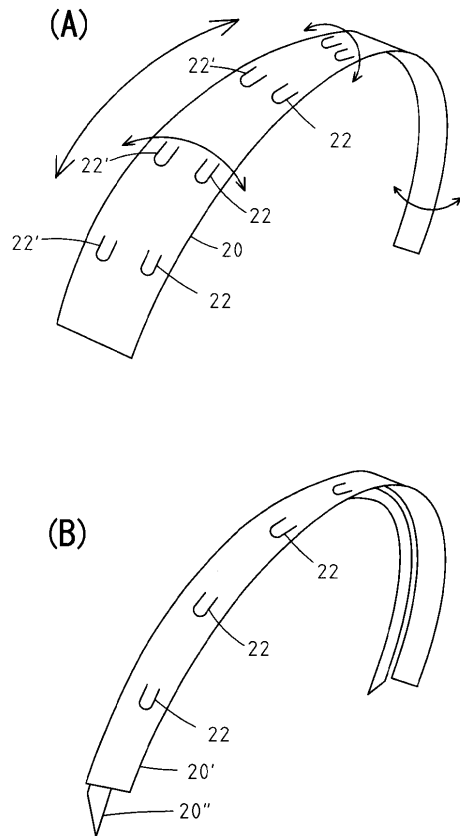
A 第一のポイント

B 第二のポイント

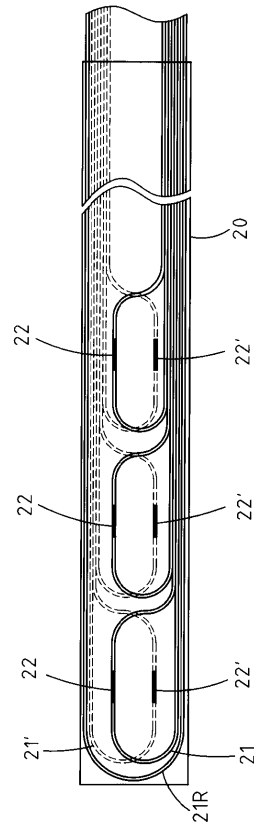
1 0 0 臓器形状



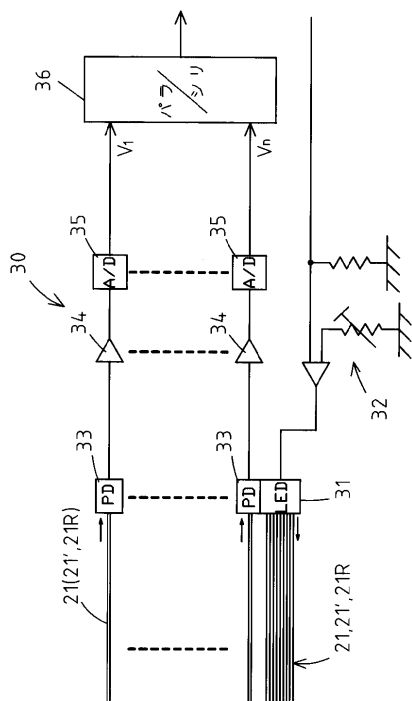
【図 7】



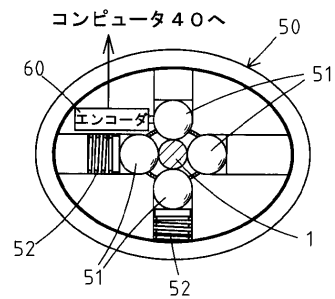
【図 8】



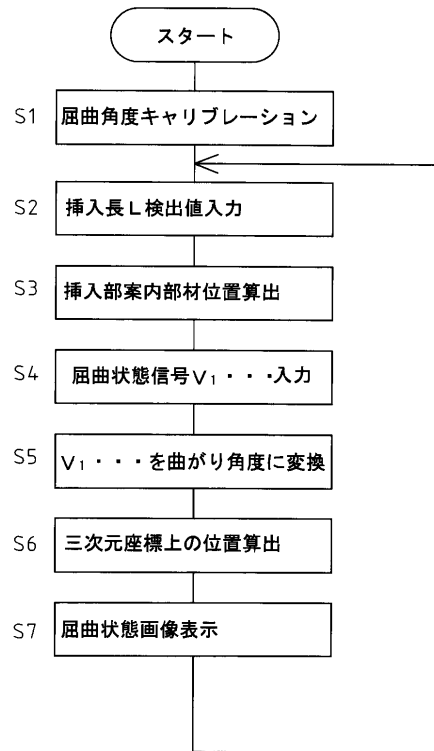
【図 9】



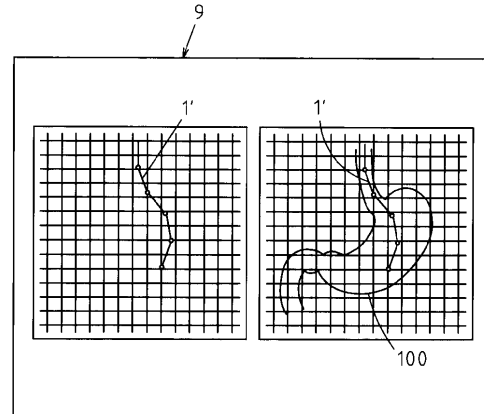
【図 10】



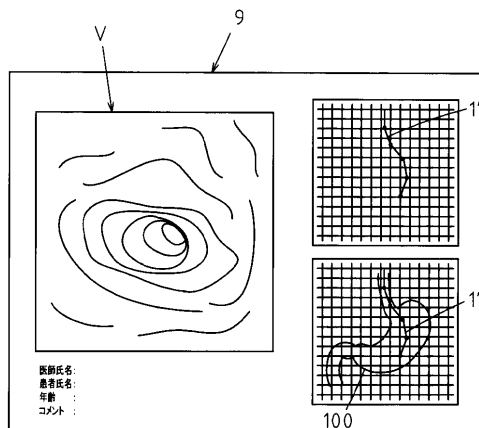
【図 1 1】



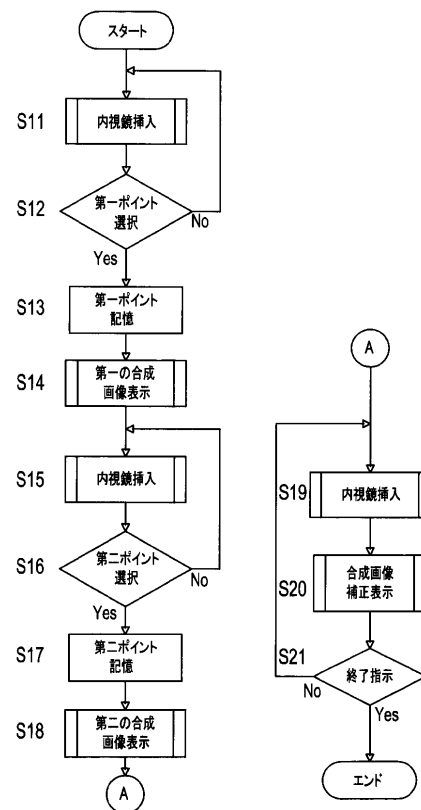
【図 1 2】



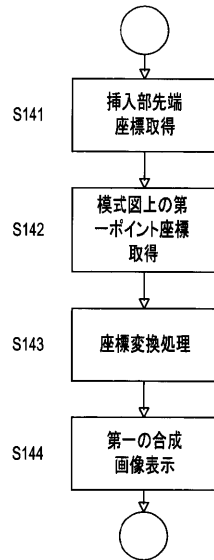
【図 1 3】



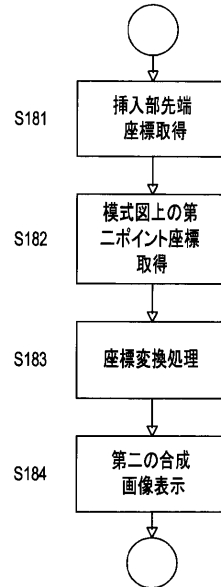
【図 1 4】



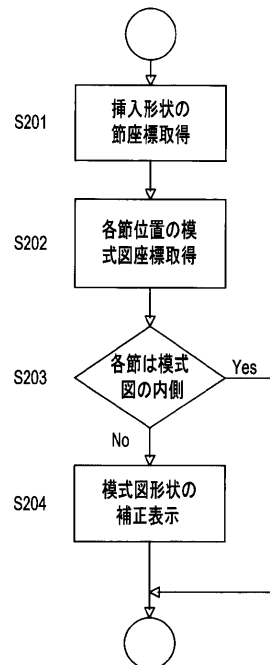
【図 15】



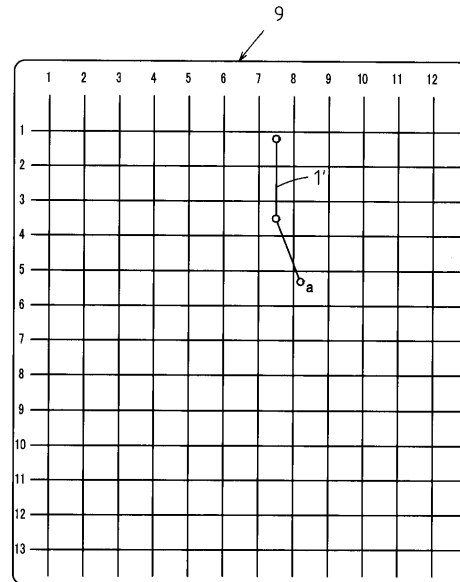
【図 16】



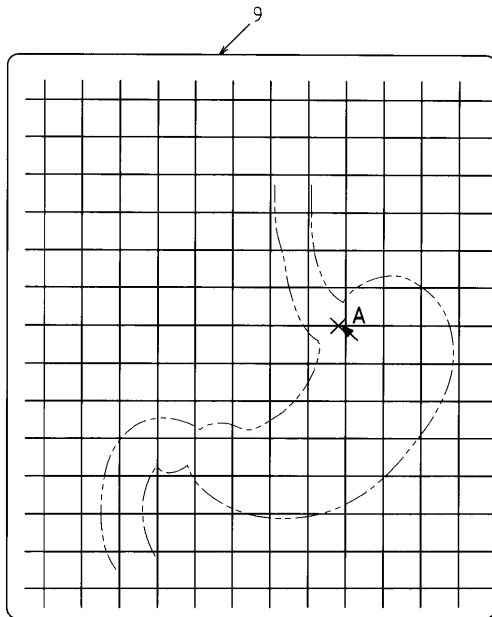
【図 17】



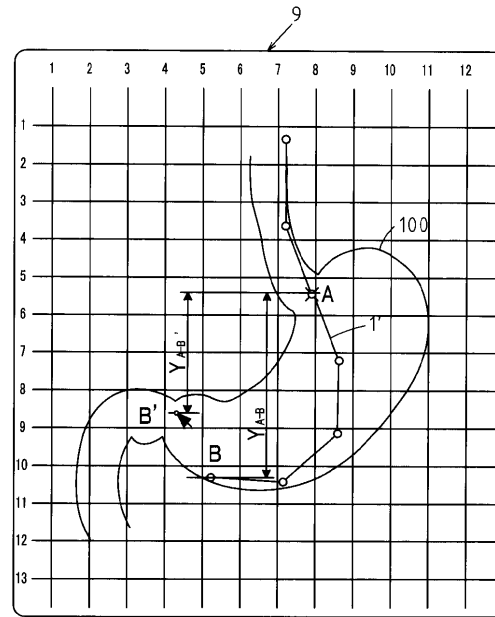
【図 18】



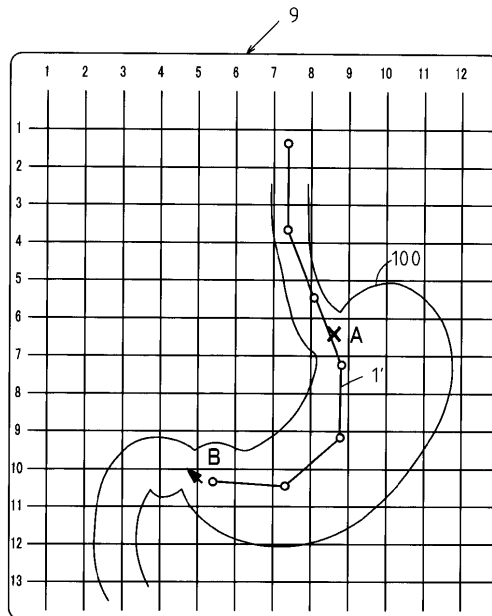
【図 19】



【図 20】



【図 21】



---

フロントページの続き

(72)発明者 松下 実  
東京都板橋区前野町2丁目3番9号 旭光学工業株式会社内

審査官 谷垣 圭二

(56)参考文献 特開平06-304127(JP,A)  
特開2001-169998(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/04



专利名称(译)	用于柔性内窥镜的监测装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4017877B2</a>	公开(公告)日	2007-12-05
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		
当前申请(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	JP2003225195A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种柔性内窥镜的监视器装置，其能够安全地确认插入内窥镜的器官的形状以及器官内部的内窥镜状态而不使用透视。  
ŽSOLUTION：柔性内窥镜的监视器装置具有弯曲状态显示装置21和30，用于检测柔性插入部分1的弯曲状态并在监视器屏幕9上显示弯曲状态。监视器装置还具有器官形状显示装置40。用于在监视器屏幕9上显示插入部分1与插入部分1的弯曲状态1一起插入的目标器官的形状100，以及用于校正形状100的器官形状校正装置99和40。根据外部的输出在监视器屏幕9上显示器官。Ž

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ tx & ty & tz & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_a & y_a & z_a \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_A & Y_A & Z_A \end{bmatrix}.$$