

(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 - 38492

(P2003 - 38492A)

(43)公開日 平成15年2月12日(2003.2.12)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マコード^{*} (参考)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 8/12

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 11数)

(21)出願番号 特願2001 - 229075(P2001 - 229075)

(22)出願日 平成13年7月30日(2001.7.30)

(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

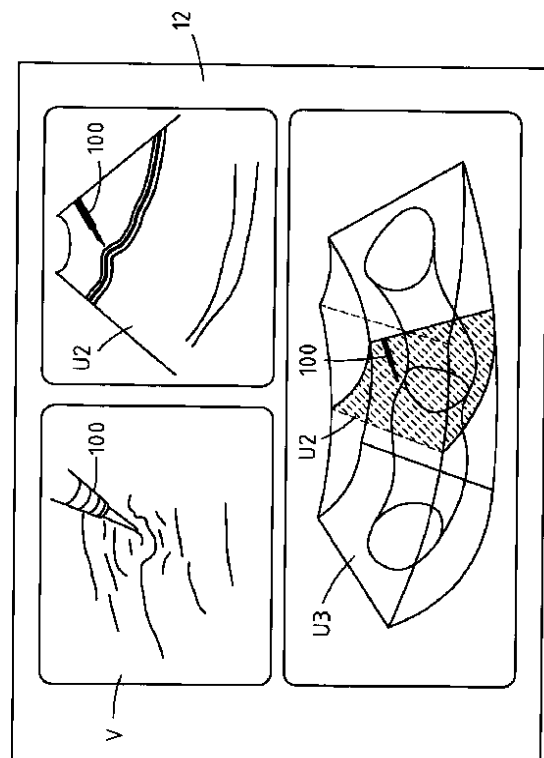
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】二次元の超音波断層像が臓器のどの部分の断層を観察しているのかを正確に把握することができて、より正確な診断をすることができる超音波内視鏡装置を提供すること。

【解決手段】超音波断層像を得るための超音波信号を発受信する超音波プローブ6と光学観察像を得るための観察窓5とがフレキシブルな挿入部の先端部分に併設されると共に、超音波プローブ6の位置と姿勢を検出するプローブ位置・姿勢検出手段21, 40と、超音波プローブ6から得られる二次元の超音波断層像U2データをプローブ位置・姿勢検出手段21, 40から得られる超音波プローブ6の位置と姿勢のデータと組み合わせることにより三次元化して超音波断層像の三次元像U3を構築する三次元像構築手段90とが設けられた超音波内視鏡装置において、三次元像U3中に、同時に表示される二次元の超音波断層像U2の断層位置を表示した。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】超音波断層像を得るための超音波信号を発受信する超音波プローブと光学観察像を得るための観察窓とがフレキシブルな挿入部の先端部分に併設されると共に、

上記超音波プローブの位置と姿勢を検出するプローブ位置・姿勢検出手段と、上記超音波プローブから得られる二次元の超音波断層像データを上記プローブ位置・姿勢検出手段から得られる上記超音波プローブの位置と姿勢のデータと組み合わせることにより三次元化して上記超音波断層像の三次元像を構築する三次元像構築手段とが設けられた超音波内視鏡装置において、
上記三次元像中に、同時に表示される上記二次元の超音波断層像の断層位置を表示したことを特徴とする超音波内視鏡装置。

【請求項 2】上記三次元像中において、上記二次元の超音波断層像として示される断層の輪郭又は面が視覚的に周囲と異なるように表示される請求項 1 記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 3】上記二次元の超音波断層像と上記三次元像とが同じ表示装置に表示される請求項 1 又は 2 記載の超音波内視鏡装置。

【請求項 4】上記プローブ位置・姿勢検出手段が、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が上記挿入部に分散配置されて、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超音波プローブの位置と姿勢を検出するものである請求項 1、2 又は 3 記載の超音波内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、体内に挿入されて超音波断層像と光学観察像とを得ることができる超音波内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波内視鏡は一般に、超音波断層像を得るための超音波信号を発受信する超音波プローブと光学観察像を得るための観察窓とがフレキシブルな挿入部の先端部分に併設されたものである。

【0003】そして、さらに超音波プローブの位置と姿勢を検出するプローブ位置・姿勢検出手段を設け、超音波プローブから得られる二次元の超音波断層像データをプローブ位置・姿勢検出手段から得られる超音波プローブの位置と姿勢のデータと組み合わせることにより三次元化して超音波断層像の三次元像を構築することができるようにしたものがある（例えば、特開平 6 - 261900 号公報）。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】超音波断層像の三次元

像は立体的なものであるが故に各部分の精密な断層の像を把握するには不向きであり、各部の精密な像は二次元の超音波断層像によって表示される。

【0005】しかし、そのような二次元の超音波断層像は断層面の状態を得ることができるものの、それが臓器のどの部分にあたるものなのかを把握することができないので、病変等がみつかったてもその位置を正確に確定することができない。

【0006】そこで本発明は、二次元の超音波断層像が臓器のどの部分の断層を観察しているのかを正確に把握することができて、より正確な診断をすることができる超音波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、本発明の超音波内視鏡装置は、超音波断層像を得るための超音波信号を発受信する超音波プローブと光学観察像を得るための観察窓とがフレキシブルな挿入部の先端部分に併設されると共に、超音波プローブの位置と姿勢を検出するプローブ位置・姿勢検出手段と、超音波プローブから得られる二次元の超音波断層像データをプローブ位置・姿勢検出手段から得られる超音波プローブの位置と姿勢のデータと組み合わせることにより三次元化して超音波断層像の三次元像を構築する三次元像構築手段とが設けられた超音波内視鏡装置において、三次元像中に、同時に表示される二次元の超音波断層像の断層位置を表示したものである。

【0008】なお、三次元像中において、二次元の超音波断層像として示される断層の輪郭又は面が視覚的に周囲と異なるように表示するとよく、二次元の超音波断層像と三次元像とが同じ表示装置に表示されるようにしてもよい。

【0009】また、プローブ位置・姿勢検出手段が、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が挿入部に分散配置されて、複数の曲がり検出部から得られる検出値に基づいて超音波プローブの位置と姿勢を検出するものであってもよい。

【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 2 は超音波内視鏡装置の全体構成を示しており、操作部 2 の一端に挿入部可撓管 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 の先端に連結された先端部本体 4 には、光学観察像を得るための観察窓 5 と超音波断層像を得るための超音波信号を発受信する超音波プローブ 6 とが配置されている。Va は観察窓 5 から外方に向かう観察光軸、U は超音波走査範囲である。

【0012】図3は、先端部本体4部分を示しており、超音波プローブ6の直後に配置された観察窓5と並んで、処置具100が突出される処置具突出口7（処置具挿通チャンネルの出口）が配置されており、例えば穿刺針等のような処置具100の先端部分が、斜め前方に向かって突出される。

【0013】超音波プローブ6は、先端部本体4の軸線4xを含む平面上で扇状に走査するように超音波信号を側方に向けて発受信するコンベックスタイプのものである。Uがその超音波走査範囲である。

【0014】そして、超音波信号の走査面上に処置具100が突出されるように処置具突出口7の位置と向きが設定され、観察窓5も前述の観察光軸Vaが超音波信号の走査面にほぼ沿うように位置と向きが設定されている。

【0015】このような超音波プローブ6により、目標とする臓器の超音波走査範囲Uに位置する部分の二次元の超音波断層像U2が得られ、先端部本体4をその軸線4x周りに回転させることにより、その臓器の異なる位置の二次元の超音波断層像U2が順に得られるので、それらを合成することにより超音波断層像の三次元像U3を得ることができる。

【0016】この実施例の超音波内視鏡装置は、そのような超音波断層像の三次元像U3を、二次元の超音波断層像U2及び光学観察像と同時に観察できるようにしたものであり、以下にそのための構成等について詳述する。

【0017】図2に戻って、観察窓5内に配置された図示されていない対物光学系によって固体撮像素子の撮像面に投影された観察像の撮像信号が、外部のビデオプロセッサ70に送られる。

【0018】そして撮像信号が、ビデオプロセッサ70において、撮像信号処理部71、ビデオ信号処理部72及び観察像表示回路73等で信号処理されて画像合成ユニット11を経由して表示装置12に送られ、観察窓5を通して得られる光学観察像が表示装置12に表示される。

【0019】75は、ビデオプロセッサ70に設けられたシステム制御部であり、ビデオプロセッサ70内の各部の動作の連携等を制御すると共に、操作部2に配置された画像切替ボタン10a、10bからの入力信号にしたがって、画像合成ユニット11に画像切替信号を出力する。

【0020】超音波プローブ6への入出力信号は、外部の超音波信号処理装置80の超音波信号入出力部81に入出力されて、超音波信号処理部82及び断層像表示回路83等で信号処理されて画像合成ユニット11を経由して表示装置12に送られ、超音波プローブ6によって得られる二次元の超音波断層像U2が図4に示されるように表示装置12に表示される。

【0021】挿入部可撓管1には、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、例えば操作部2の後面の延長方向（即ち、観察画面における下方向）の位置に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。

【0022】図6に示されるように、帯状部材20に取り付けられた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の曲げ戻し部の近傍に曲がり検出部22が形成されている。

【0023】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個程度が分散配置されている。

【0024】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。

【0025】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。

【0026】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。

【0027】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。

【0028】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。

【0029】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 全体の上方向の屈曲状態を検出することができる。

【0030】そして、図 10 の (A) に略示されるように、可撓性のある帯状部材 20 に、上述のような曲がり検出部 22 に対して左右に位置をずらして第 2 の曲がり検出部 22' を配置して、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。

【0031】その結果、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。

【0032】したがって、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帯状部材 20 全体の三次元の屈曲状態 (即ち、挿入部可撓管 1 の屈曲状態) 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。

【0033】また、図 10 の (B) に示されるように、各々に複数の曲がり検出部 22 が一列に配置された二つの帯状部材 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。

【0034】本発明の実施例においては、図 10 の (A) に示されるような帯状部材 20 が挿入部可撓管 1 に取り付けられており、曲がり検出用光ファイバー 21 を挿入部可撓管 1 に直接取り付けてもよいし、挿入部可撓管 1 内の内蔵物等に曲がり検出用光ファイバー 21 を取り付けても差し支えない。

【0035】図 11 は帯状部材 20 に対する曲がり検出用光ファイバー 21, 21' の取り付け状態を示しており、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。

【0036】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。

【0037】図 12 は、帯状部材 20 の基端が接続された光信号入出力装置 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 3

1 の駆動回路である。

【0038】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 90 に送られる。

【0039】図 2 に戻って、挿入部可撓管 1 が挿入される患者の体内の入口部分 (例えば口又は肛門) には、いわゆるマウスピース等に挿入量/回転角度検出部 40 が取り付けられ、挿入部可撓管 1 はその挿入量/回転角度検出部 40 内を通される。

【0040】挿入量/回転角度検出部 40 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 の表面に形成された反射マークからの反射光の変化等から、挿入部可撓管 1 の挿入長さと軸線周りの回転角度を検出するものであり、そのデジタルの検出信号がエンコーダ出力装置 41 から出力される。

【0041】そして、光信号入出力装置 30 から出力される挿入部可撓管 1 の三次元の屈曲状態の検出信号と、エンコーダ出力装置 41 から出力される挿入部可撓管 1 の挿入長と回転角度の検出信号が、コンピュータ 90 に入力されて、超音波プローブ 6 の位置と姿勢が算出され、そのデータと超音波信号処理部 82 から出力される二次元の超音波断層像 U2 とが合成されて三次元像 U3 が構築される。

【0042】そして、その映像信号が画像合成ユニット 11 を経由して表示装置 12 に送られ、図 5 に示されるように、三次元像 U3 が二次元の超音波断層像 U2 と共に表示装置 12 に表示される。

【0043】そのような超音波プローブ 6 の位置と姿勢の算出は、例えば次のようにして行われる。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。

【0044】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
 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 13 に定義したねじれ角度を T

図 14 に定義した曲げ角度を B

とすると、以下の式が成り立つ。

【0045】

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

$$-- (1)$$

8

式(1)(2)において a_n 、 b_n 、 c_n 、 d_n （ n は0以上の整数）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。

【0046】図13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14における (X_2, Y_2, Z_2) はB回転後の回転座標系である。

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

【0049】また、図15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の

$$D = 360 \times L \times \sin(B/2) / (\pi \times B) \quad -- (4)$$

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（即ち、超音波プローブ6）の位置座標を算出することができる。

【0051】図16は超音波プローブ6によって得られる二次元の超音波断層像である。P1、P2は超音波プローブ6による走査の始点と終点位置に対応し、P3、P4は深さに対応しており、画面倍率を設定すると一義的に距離が決まる。即ち、二次元の超音波断層像を表示するグラフィックメモリアドレスと被検体の位置関係は相関性を持って決まる。

【0052】内視鏡の挿入基準位置である挿入量/回転角度検出部40から先端部の座標位置は曲がり検出部22からの検出値によって知ることができ、超音波プローブ6が走査する画像は二次元座標系で全てのピクセル位置が分かっているので、これを合成することによって一つの平面上の全ての画像は、挿入基準座標系で表現することができる。

【0053】それを三次元画像にするためには、挿入量/回転角度検出部40において挿入部可撓管1の回転角Rを検出する。その軸線方向をZ軸とすると、Z軸を中心としたR回転座標系に変換することができる。

【0054】仮に手で回転させた成分が先端部まで正しく伝わらない場合でも、曲がり検出用光ファイバー21は途中でねじれ角度成分として検出するので先端部の位置座標をほぼ正しく検出することができる。

【0055】このようにして、帯状部材20及び挿入量/回転角度検出部40からの検出値を二次元の超音波断層像と組み合わせて処理して三次元像U3を構築し、そ

して、図13及び図14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。

【0048】

【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。

【0050】二点間の空間直線距離Dは

れを表示装置12に表示、観察することができる。

【0056】そして、この実施例においては、さらに、表示装置12に表示される三次元像U3中に、その時に表示されている二次元の超音波断層像U2の断層の輪郭又は面が視覚的に周囲と異なるように表示される。

【0057】図17は、そのような超音波断層の三次元像U3を構築するためにコンピュータ90で実行されるソフトウェアの内容を示すフロー図であり、Sは処理ステップを示す。

【0058】ここでは、まず三次元画像を表示するときの傾斜角度係数を入力する(S1)。そして、基準座標に対する超音波プローブ6の位置座標を取得し(S2)、その位置座標における超音波断層画像を斜視係数をかけて演算して、三次元像U3の一枚Upを演算し(S3)、それをメモリ変数として一時格納する(S4)。

【0059】次いで、超音波プローブ6が動いたかどうかを検出し(S5)、動いた場合には、前回の超音波断層画像をVRAMの前の位置に書き込んで(S6)、今回取得した超音波断層画像をバッファメモリUqにコピーし(S7)、そのUqの超音波断層画像にハイライト処理を施して、その断層画像だけを周囲より明るい像にする(S8)。

【0060】そして、今回のハイライト処理された超音波断層画像をVRAMに書き込んで表示させ(S9)、次回の超音波断層画像との位置比較のためにその位置座標Pを座標変数Qに格納して(S10)、S2から繰り返す。

【0061】また、S5において超音波プローブ6が動いていなかった場合には、その超音波断層画像にハイライト処理を施して周囲より明るい像にして(S11)、

VRAMに書き込んで表示させ(S12)、S2から繰り返す。

【0062】このようにして、図1に示されるように、表示装置12に二次元の超音波断層像U2と同時に表示される三次元像U3中に、同時に表示されている二次元の超音波断層像U2の断層面が周囲より明るく表示される。

【0063】なお、図1に示されるように、表示装置12には光学観察像Vも同時表示され、表示装置12への画像の表示状態の切替は、操作部2に配置された第1の画像切替ボタン10aをプッシュ操作することにより、例えば、光学観察像V→二次元の超音波断層像U2→三次元像U3→光学観察像Vのようにトグル式に変えられ、第2の画像切替ボタン10bをプッシュすることにより、一画面表示→二画面表示→三画面表示→一画面表示のように変えることができる。

【0064】このようにして、二次元の超音波断層像U2が臓器のどの部分の断層を観察しているのかを三次元像U3上で正確に把握して、患部の正確な診断をすることができる。

【0065】なお、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、例えばビデオプロセッサ70の処理回路と、超音波信号処理装置80の処理回路と、コンピュータ90の処理回路とは、その一部又は全部を一体化してもよい。

【0066】

【発明の効果】本発明によれば、超音波断層像の三次元像中に、同時に表示される二次元像の断層位置を表示したことにより、二次元の超音波断層像が臓器のどの部分の断層を観察しているのかを正確に把握することができるので、超音波断層像によってより正確な診断をすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例の表示装置に示された画像(三画面表示)の略示図である。

【図2】本発明の実施例の超音波内視鏡装置の全体構成図である。

【図3】本発明の実施例の超音波内視鏡装置の挿入部先端部分の斜視図である。

【図4】本発明の実施例の表示装置に示された画像(二画面表示)の略示図である。

【図5】本発明の実施例の表示装置に示された画像(二画面表示)の略示図である。

【図6】本発明の実施例の超音波内視鏡装置の挿入部可

撓管の部分斜視図である。

【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】本発明の実施例のコンピュータにおいて行われる演算の内容を説明する座標図である。

【図14】本発明の実施例のコンピュータにおいて行われる演算の内容を説明する座標図である。

【図15】本発明の実施例のコンピュータにおいて行われる演算の内容を説明する座標図である。

【図16】本発明の実施例の二次元の超音波断層像を例示する略示図である。

【図17】本発明の実施例のコンピュータにおいて実行されるソフトウェアの内容を示すフロー図である。

【符号の説明】

1 挿入部可撓管

5 観察窓

6 超音波プローブ

10a, 10b 画像切替ボタン

12 表示装置

20 帯状部材

21, 21' 曲がり検出用光ファイバー(プローブ位置・姿勢検出手段)

22, 22' 曲がり検出部

30 光信号入出力装置

40 挿入量/回転角度検出部(プローブ位置・姿勢検出手段)

80 超音波信号処理装置

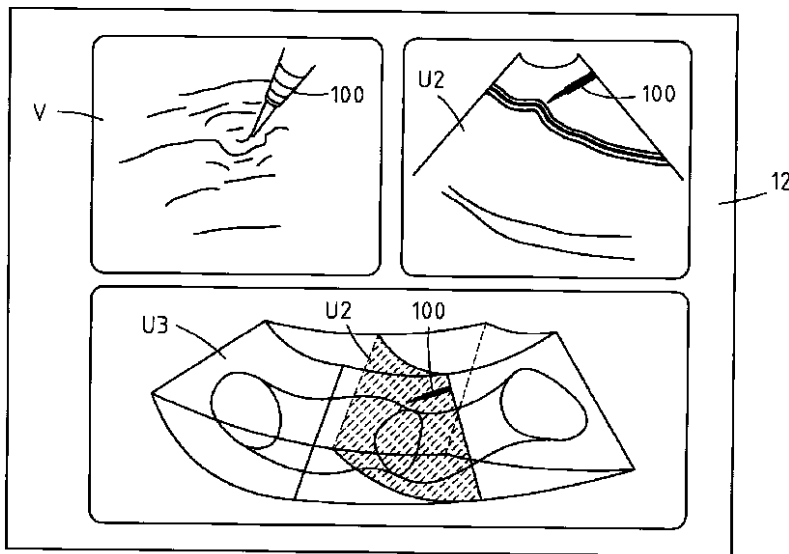
90 コンピュータ(三次元像構築手段)

U2 二次元の超音波断層像

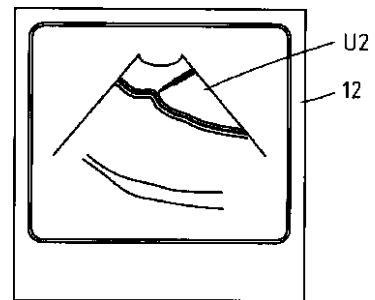
U3 三次元像

V 光学観察像

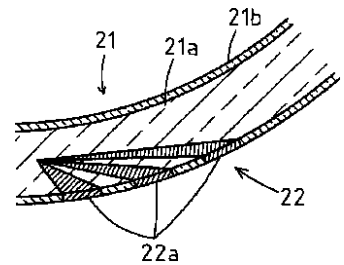
【図1】



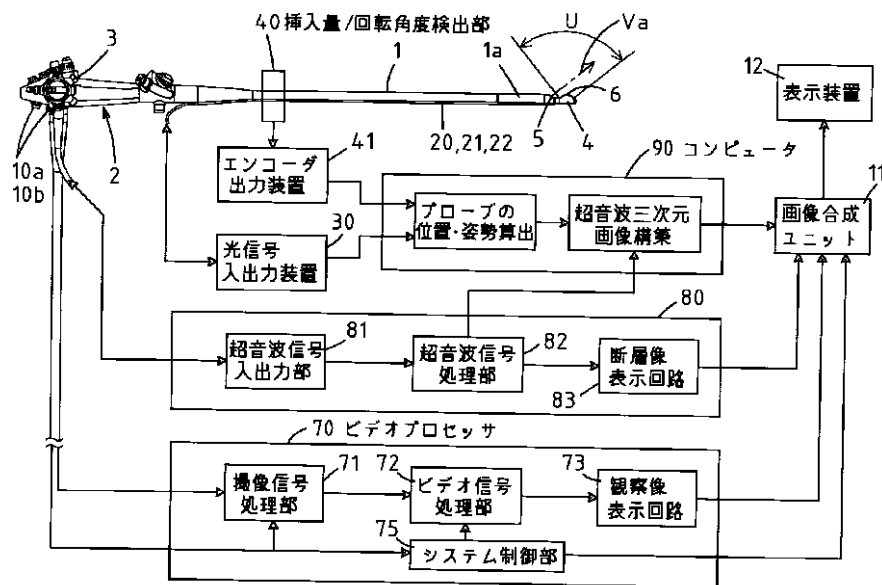
【図4】



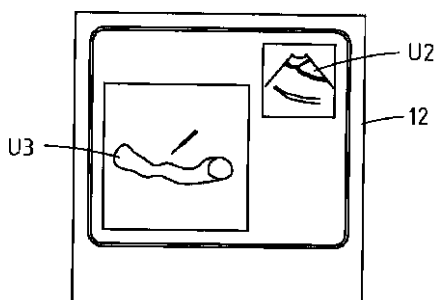
【図8】



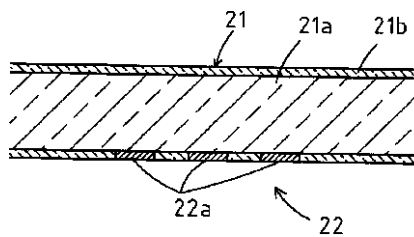
【図2】



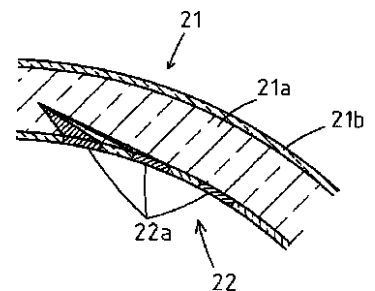
【図5】



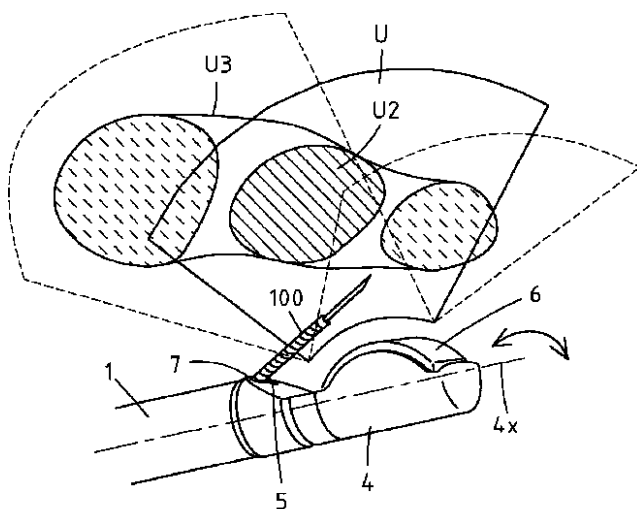
【図7】



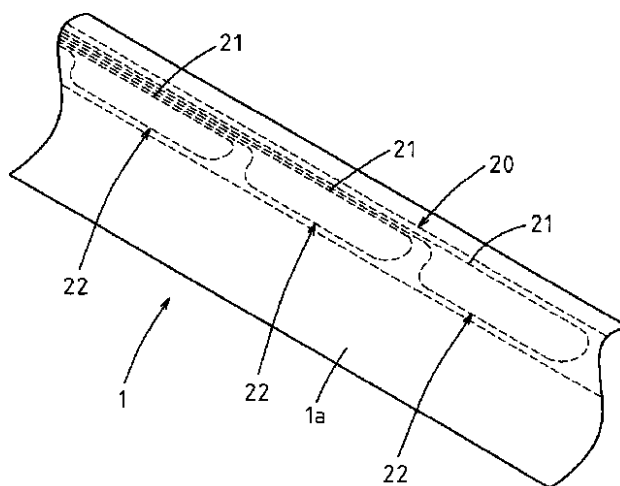
【図9】



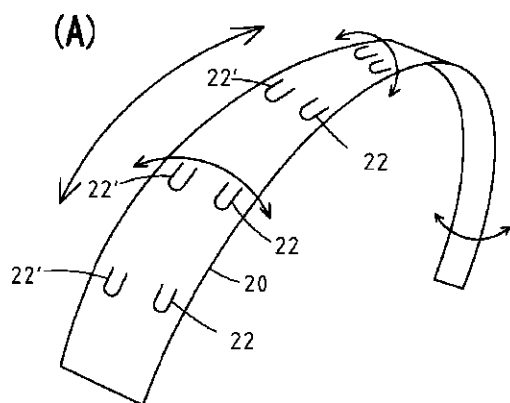
【図 3】



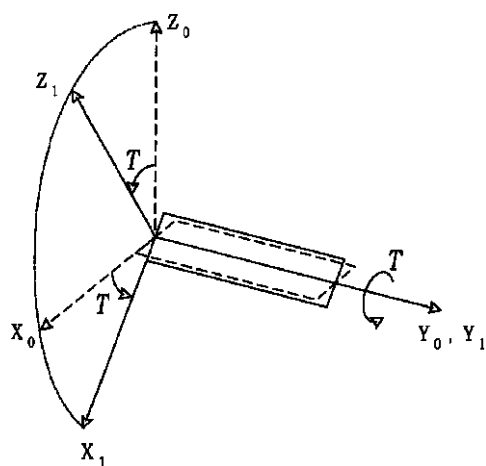
【図 6】



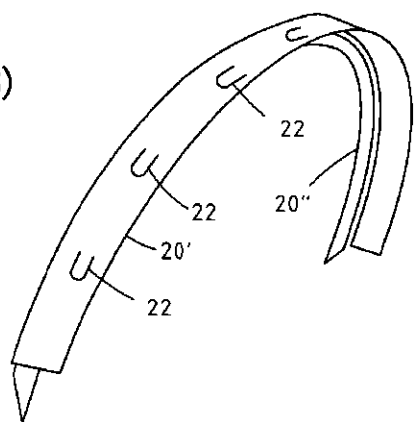
【図 10】



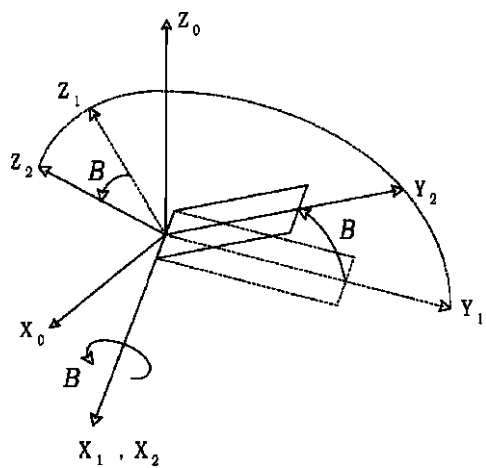
【図 13】



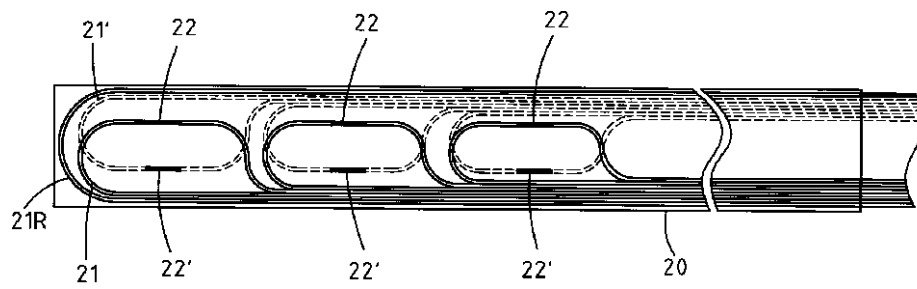
(B)



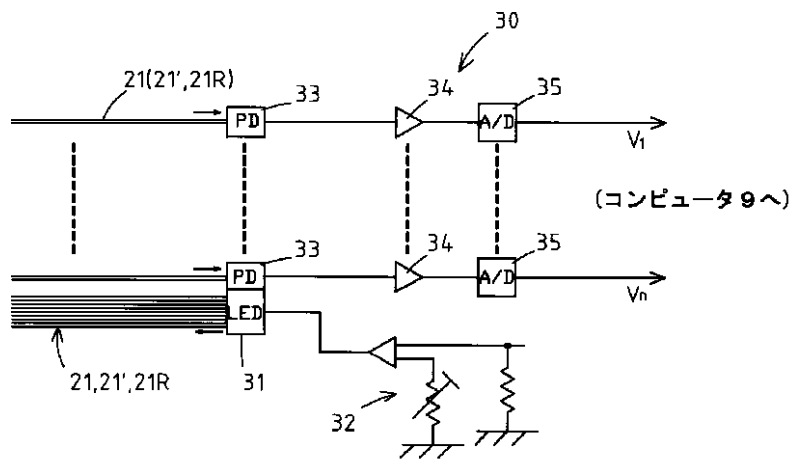
【図 14】



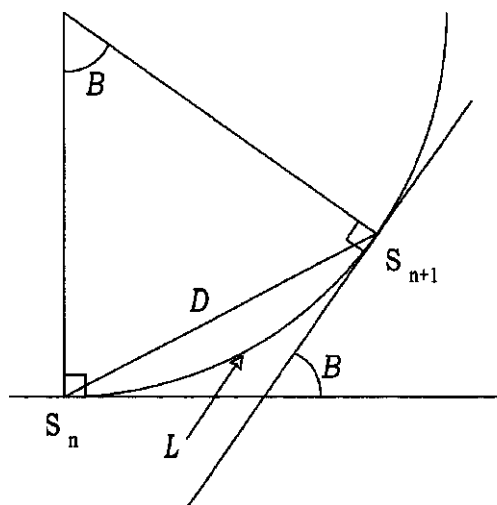
【図 11】



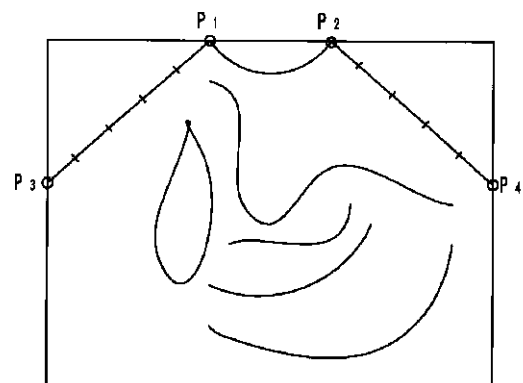
【図 12】



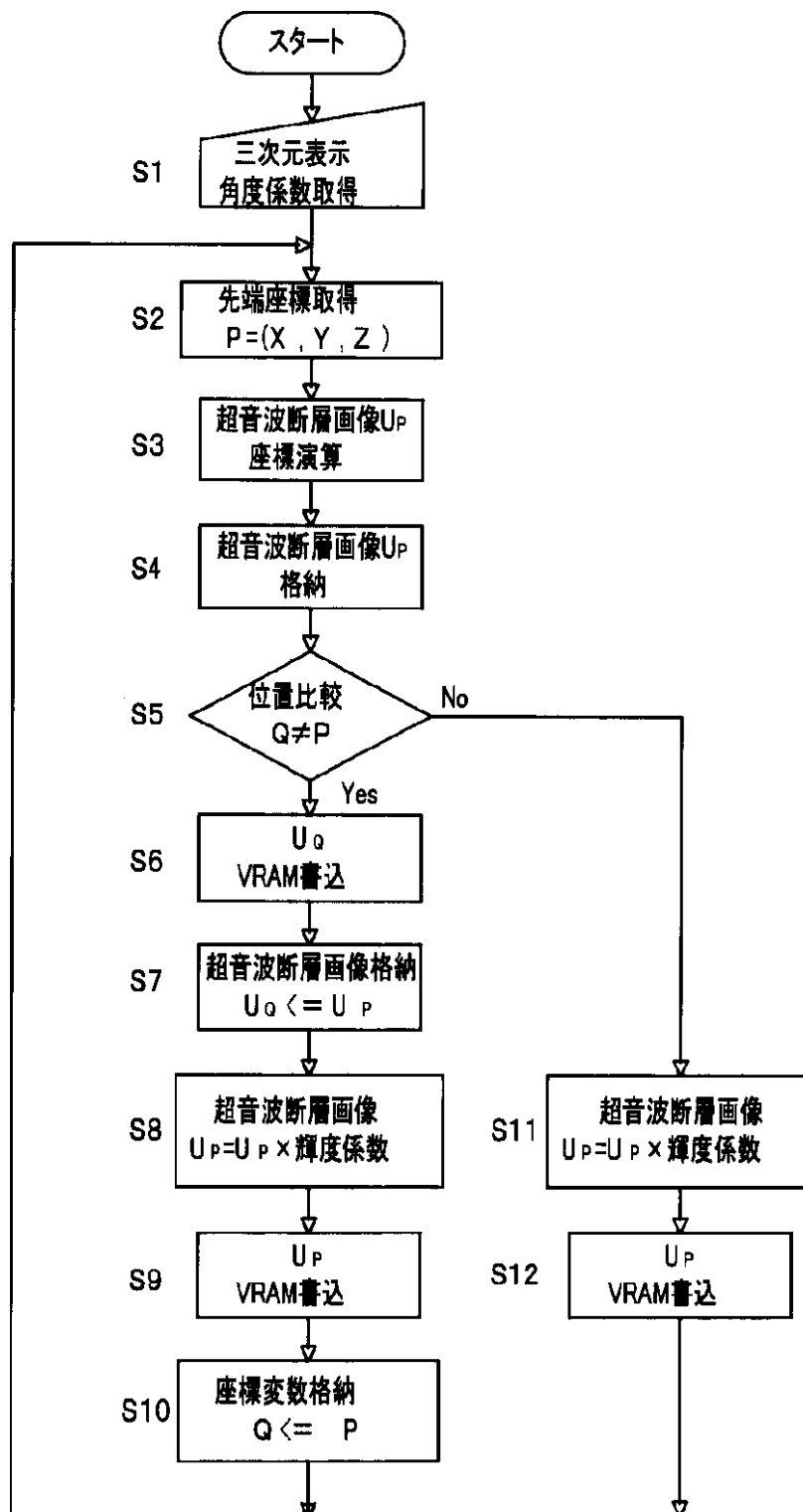
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【手続補正書】
【提出日】平成 1 3 年 8 月 1 7 日 (2 0 0 1 . 8 . 1 7)
【手続補正 1】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】0 0 4 8
【補正方法】変更
【補正内容】
【 0 0 4 8】
【数 1】

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

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 橋山 俊之
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 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 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 | F ターム(参考) 4C301 AA01 BB13 BB22 BB26 EE11
EE13 FF05 FF17 GA20 GB06
GD04 GD06 GD10 JA03 JC08
KK13 KK17 KK18 |

专利名称(译)	超音波内视镜装置		
公开(公告)号	JP2003038492A	公开(公告)日	2003-02-12
申请号	JP2001229075	申请日	2001-07-30
[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 橋山俊之 樽本哲也 高見敏 榎本貴之		
发明人	鈴木 直樹 炭山 和毅 橋山 俊之 樽本 哲也 高見 敏 榎本 貴之		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/0005		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/BB13 4C301/BB22 4C301/BB26 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/FF05 4C301/FF17 4C301/GA20 4C301/GB06 4C301/GD04 4C301/GD06 4C301/GD10 4C301/JA03 4C301/JC08 4C301/KK13 4C301/KK17 4C301/KK18 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB09 4C601/BB16 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/FF03 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GD01 4C601/GD02 4C601/GD03 4C601/JC09 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/KK23 4C601/KK25		
代理人(译)	三井和彦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过允许人精确地掌握二维超声波断层图像对应于器官的哪个部分的断层图像来执行进一步精确诊断的超声波内窥镜装置。解决方案：该装置具有：超声波探头6，用于发送和接收超声波信号，用于获得超声波断层图像;以及观察窗口5，用于获得在柔性插入部分的尖端部分处一起提供的光学观察图像;用于检测超声波探头6的位置和姿态的探头位置和姿态检测装置21和40;三维图像构建装置90，用于通过将超声波探头6获得的二维超声波断层图像U2数据与从以下获得的超声波探头6的位置和姿态数据组合，来构建超声波图像的三维图像U3。探头位置和姿态检测装置21和40使其成为三维的。在三维图像U3中，显示同时显示的二维超声波断层图像U2的断层摄影位置。

