

(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2002 - 253480

(P2002 - 253480A)

(43)公開日 平成14年9月10日(2002.9.10)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド <sup>*</sup> ( 参考 )
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 B 4 C 0 6 1
19/00	502	19/00	502

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 - 58909(P2001 - 58909)

(22)出願日 平成13年3月2日(2001.3.2)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 菊地 康彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(72)発明者 森實 祐一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリン

パス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

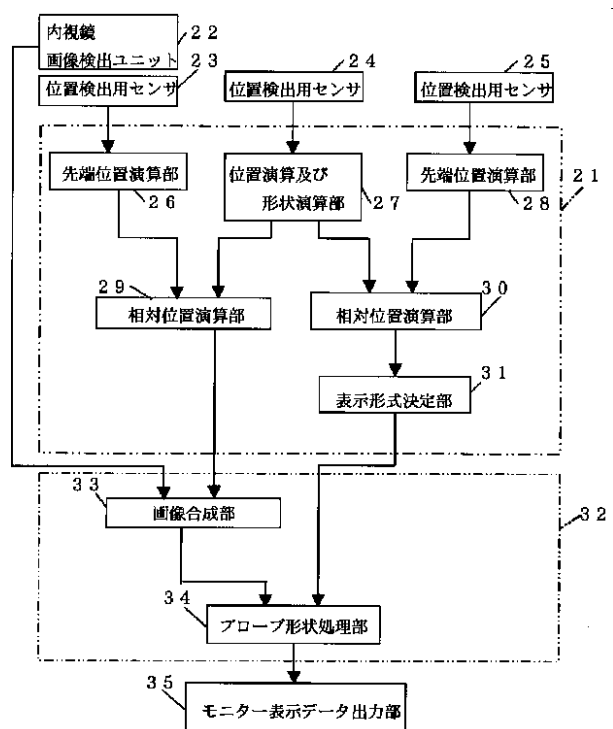
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医療処置補助装置

(57)【要約】

【課題】医療処置において、処置対象の位置が容易に把握でき、医療処置を円滑に行うことができる医療処置補助装置を提供する。

【解決手段】医療処置補助装置は、被検体の観察画像信号を得るための観察部（22）と少なくとも先端の位置を検出するための第1の位置検出用手段（23）とを備えた第1の挿入部を有する内視鏡と、第2の挿入部を有し、第2の挿入部の挿入位置の検出するための第2の位置検出用手段（24）を備えた第1の挿入具と、第1および第2の位置検出用手段からの位置情報に基づいて、内視鏡の先端と第1の挿入部の位置関係を求める第1の演算手段（29）と、観察画像信号に基いて得られる内視鏡画像に、第1の演算手段の演算結果に基いて第2の挿入部の挿入位置を画像として合成して表示出力する合成手段（33）とを備える。



**【特許請求の範囲】**

【請求項 1】被検体の観察画像信号を得るための観察部と少なくとも先端の位置を検出するための第 1 の位置検出用手段とを備えた第 1 の挿入部を有する内視鏡と、第 2 の挿入部を有し、該第 2 の挿入部の挿入位置の検出をするための第 2 の位置検出用手段を備えた第 1 の挿入具と、

前記第 1 および第 2 の位置検出用手段からの位置情報に基づいて、前記内視鏡の先端と前記第 2 の挿入部の位置関係を求める第 1 の演算手段と、

前記観察画像信号に基いて得られる内視鏡画像に、前記第 1 の演算手段の演算結果に基いて前記第 2 の挿入部の挿入位置を画像として合成して表示出力する合成手段と、

を備えたことを特徴とする医療処置補助装置。

【請求項 2】第 3 の挿入部を有し、該第 3 の挿入部の挿入位置の検出をするための第 3 の位置検出用手段を備えた第 2 の挿入具と、

前記第 2 および第 3 の位置検出用手段からの位置情報に基づいて、前記第 2 の挿入部と前記第 3 の挿入部の位置関係を求める第 2 の演算手段と、  
を更に有し、

前記合成手段は、前記第 2 の演算手段の演算結果に基いて、前記第 2 の挿入部の表示状態を変更する、ことを特徴とする請求項 1 記載の医療処置補助装置。

【請求項 3】エネルギー処置具を有する挿入部を有し、該挿入部の挿入位置の検出をするための位置検出用手段を備えた挿入具と、

予め設定された三次元データと、前記位置検出用手段からの位置情報に基いて、前記エネルギー処置具へのエネルギー供給を制御する制御手段と有することを特徴とする医療処置補助装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、医療処置補助装置に関し、特に、被検体の画像データを基に医療処置を補助する医療処置補助装置に関する。

**【0002】**

【従来の技術】従来、手術用の医療器具の位置と、手術前に撮像した被検体である患者の画像を、同一画面に表示する技術として、特開平 11-318937 号公報に記載のものがあ

る。これは、外科手術等を補助するためのものであり、外科医等により操作される医療器具の動きに応じて、予め記録された関連画像を表示するものである。特に、特開平 11-318937 号公報に記載の装置は、位置を特定するための基準ユニットを患者に固定することによって、患者が動いても医療器具の位置にずれを生じることなく、正確な医療器具の位置表示を可能とすることを目的としている。

【0003】その装置は、その位置検出のために、多方

向、例えば 3 次元方向に磁場等を発生するフィールド発生器と、その磁場を検出するセンサを含む。そして、センサで検出された多方向の磁場データに基づいて所定の演算処理を行なうことで、その装置は、医療器具の三次元の座標位置 (X, Y, Z) を算出し、医療器具の正確な位置表示を可能とする。

**【0004】**

【発明が解決しようとする課題】しかし、その装置では、医者に対して、医療器具と被検者である患者との立体的な位置関係を示すために、モニタ上に多方向からの画像を表示する。具体的には、算出された医療器具の座標位置に応じて、予め記録された患者の正面方向、横方向および軸方向の画像データが、それぞれモニタ上に表示される。ところが、外科医等の手術者が、このような多方向からの画像データを見て、目的位置に対する医療器具の位置を立体的に理解することは容易ではない。さらに言えば、手術における処置の可否は手術者の経験、勘に委ねられている面が多く、手術者には熟練した技術が要求されていた。

**【0005】**

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上記の課題を解決するものであり、医療処置において、処置対象の位置が容易に把握でき、医療処置を円滑に行うことができる医療処置補助装置を提供することを目的とする。

【0006】さらに、本発明の他の目的として、エネルギー処置具による医療処置を適切に行えるように制御する医療処置補助装置を提供することにある。

**【0007】**

【課題を解決するための手段】そこで、本発明の医療処置補助装置は、被検体の観察画像信号を得るための観察部と少なくとも先端の位置を検出するための第 1 の位置検出用手段とを備えた第 1 の挿入部を有する内視鏡と、第 2 の挿入部を有し、第 2 の挿入部の挿入位置の検出をするための第 2 の位置検出用手段を備えた第 1 の挿入具と、第 1 および第 2 の位置検出用手段からの位置情報に基づいて、内視鏡の先端と第 2 の挿入部の位置関係を求める第 1 の演算手段と、観察画像信号に基いて得られる内視鏡画像に、第 1 の演算手段の演算結果に基いて第 2 の挿入部の挿入位置を画像として合成して表示出力する合成手段とを備えている。

【0008】さらに、本発明の医療処置補助装置は、エネルギー処置具を有する挿入部を有し、挿入部の挿入位置の検出をするための位置検出用手段を備えた挿入具と、予め設定された三次元データと、位置検出用手段からの位置情報に基いて、エネルギー処置具へのエネルギー供給を制御する制御手段と有する。

**【0009】**

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0010】図 1 から図 4 は、本発明の第一の実施の形

態を示す図である。

【0011】図1は、本発明に係る医療処置補助装置を用いて行われる手術の例を説明するための説明図である。図2は、本発明に係る医療処置補助装置の一例を示すブロック構成図である。図3及び図4は、上記の医療処置補助装置のモニタに表示される画面表示例を示す図である。

【0012】まず図1に基づき、医療処置補助装置を用いて行われる医療処置である手術の例を説明する。

【0013】図1は、被検体である患者が子宮摘出手術を受けている例を示す図である。子宮摘出手術では、周辺臓器を傷つけないように、臓器の位置を確認しながら切除作業を行なう必要がある。

【0014】この手術では、先端部が体腔内に挿入される内視鏡2と、内視鏡2と同一の内腔に挿入される2本の鉗子3、4と、尿管に挿入される先端が二股に形成されているプローブ5が用いられる。

【0015】手術者は、手術中、内視鏡2の観察部からの手術部位の観察画像を見ながら、手術を行なう。内視鏡2は、挿入部6の先端に固体撮像装置であるCCD (Charge Coupled Device) 素子が設けられ、挿入部6の先端の観察部からの画像を撮像する。内視鏡2は、ケーブル9により内視鏡画像処理装置7に接続され、内視鏡画像処理装置7は、モニタ装置8に接続されている。内視鏡2の撮像装置からの観察画像信号のデータと後述するプローブ画像データが、中央処理装置(以下、CPUという)を有する内視鏡画像処理装置7により処理されてモニタ装置8上に画像が表示される。なお、内視鏡は、先端にCCD素子を設けないファイバースコープ形式のもでもよい。

【0016】切除作業には、処置具として鉗子3が用いられる。ここでは、二つの鉗子3、4が示されている。

【0017】そして、内視鏡2、一つの鉗子3及びプローブ5には、それぞれの挿入部の先端位置もしくは挿入部の形状を検出するための位置検出用センサ(図示せず)がそれぞれに少なくとも1つ内蔵されている。なお、鉗子4にも位置検出用センサを設けてもよいが、鉗子3により切除作業を行なうので、鉗子3にのみ位置検出用センサが設けられている。

【0018】特に、プローブ5の挿入部10、11の位置と形状をより正確に検出するには、その形状が把握できるように複数のセンサを、挿入部10、11の長さ方向に沿って設けるのが好ましい。また、挿入部10、11のそれぞれの先端部に一つの位置検出用センサしか設けなくても、挿入時の先端部の軌跡から、尿管の形状であるプローブの挿入部の形状を特定することもできる。

【0019】内視鏡2の位置検出用センサの出力信号は、ケーブル12を介して、CPUを含む演算装置13に接続されている。プローブ5の位置検出用センサの出力信号は、プローブ5の線により演算装置13に接続さ

れる。鉗子3の位置検出用センサの出力信号は、ケーブル14を介して、演算装置13に接続されている。

【0020】内視鏡2、鉗子3およびプローブ5の挿入部10、11の各位置検出用センサの出力信号は、それぞれの位置と互いの位置関係を算出する演算装置13に接続されている。さらに、演算装置13は、プローブ5の挿入部10、11の各位置検出用センサの出力信号に基づいて、挿入部10、11の形状を算出する。

【0021】演算装置13は、ケーブル15により、内視鏡2により撮像された画像データを処理する内視鏡画像処理装置7に接続され、算出された位置および形状データを内視鏡画像処理装置7へ供給する。

【0022】各位置検出用センサは、図示しない場所に設けられた磁場発生器により発生された磁場を検出する。演算装置13は、位置検出用センサで検出された多方向の磁場信号に基づいて所定の演算処理を行なうことで、各位置検出用センサの3次元の座標位置(X, Y, Z)を算出する。

【0023】なお、各位置を検出する手段の一例として、磁場を利用した例で説明するが、その他の手段を利用してもよい。

【0024】また、外部に磁場発生器等を設けるのではなく、例えば内視鏡、鉗子、プローブ等の先端部に磁場発生器等を設け、外部に設けられた検出用コイル等のセンサで磁場を検出して、各先端部の位置を算出するようにしてもよい。第二および第三の実施の形態においても同様である。従って、位置を検出したい対象に、磁場検出器を設けてもよいし、磁場発生器を設けてもよい。

【0025】従って、以下、位置検出用センサあるいは位置検出用のエネルギー発生器を、位置検出用手段と言うが、以下の説明では、位置検出用センサの例で説明する。第二および第三の実施の形態においても同様である。

【0026】図2は、医療処置補助装置の構成例を示すブロック構成図である。

【0027】2点鎖線で示した21は、図1に示した演算装置である。22は、内視鏡の撮像装置の画像検出ユニットである。23は、内視鏡の先端部に設けられた位置検出用センサである。24は、プローブに設けられた位置検出用センサであり、ここでは、一つのセンサしか示していないが、上述したように形状をより正確に検出するために複数設けてもよい。25は、鉗子の先端部に設けられた位置検出用のセンサである。なお、これらの位置検出用センサの出力信号は、図示しないアナログデジタル変換器によってデジタルデータに変換されて後述する各演算部へ与えられる。

【0028】演算装置21には、先端位置演算部26、先端位置及び形状演算部27、先端位置演算部28、相対位置演算部29、相対位置演算部30、そして表示形式決定部31が含まれる。先端位置演算部26は、内視

鏡の先端部に設けられた位置検出用センサ 23 からの信号を受けて先端位置を算出する。先端位置及び形状演算部 27 は、プローブに設けられた位置検出用センサ 24 からの信号を受けてプローブの先端位置の算出とプローブの形状データを作成する。この形状データは、三次元データである。先端位置演算部 28 は、鉗子の先端部に設けられた位置検出用のセンサ 25 の信号を受けて先端位置を算出する。

【0029】相対位置演算部 29 は、先端位置演算部 26 と先端位置及び形状演算部 27 からの位置データと形状データを受けて、内視鏡とプローブとの距離を算出する。相対位置演算部 30 は、先端位置及び形状演算部 27 と先端位置演算部 28 からの位置データと形状データを受けて、プローブと鉗子との距離を算出する。表示形式決定部 31 は、相対位置演算部 30 からの距離データを受けて、算出されたプローブ 10、11 と鉗子 3 の相対位置関係、すなわち距離に応じて、プローブ 10、11 の形状の表示形式を決定する。

【0030】各演算部において、位置を算出する方法は、上述したように、図示しない場所に設けられた磁場発生器により発生された磁場を、各位置検出用センサで検出し、検出された多方向の磁場信号に基づいて所定の演算処理を行なうことで、各位置検出用センサの三次元の座標位置 (X, Y, Z) が算出される。

【0031】なお、プローブの形状を算出するには、プローブを傷を付けないようにしたい器官に挿入したときのプローブ先端位置の軌跡データと、予めストアしたプローブの形態 (太さ等) のデータに基づいて、座標補完演算および合成演算をしてプローブの形状データを構築することができる。あるいは、プローブの先端だけでなく、その途中にも位置検出用センサを複数個も設け、座標補完演算により形状を算出して、形状データを構築してもよい。

【0032】相対位置演算部 29 および相対位置演算部 30 は、各先端位置演算部の演算結果である先端の座標位置データと、先端位置及び形状演算部 27 からの位置データと形状データを受けて、相対位置関係、すなわち相互間の距離を演算して求める。距離は、三次元の座標データに基づき演算される。

【0033】表示形式決定部 31 は、演算されたプローブ 5 の挿入部 10、11 と鉗子 3 の相対位置関係の演算結果に応じて、プローブ 10、11 の形状の表示形式を決定する。相対位置演算部 30 は、挿入部 10、11 の形状データの中で、鉗子 3 に最も近い点の座標データを用いて、距離を演算し、その距離データを表示形式決定部 31 へ供給する。また、表示形式とは、例えば、実線、点線等の線種、線の色、太さ等をいい、後述するように算出された相対位置関係によって、表示用モニタ 8 に表示されるプローブをどのように表示するかを決定するものである。表示形式決定部 31 には、表示形式を

更するか否かを決定するための、距離の閾値が予め設定されている。そして、相対位置演算部 30 からの距離データとその閾値を比較し、その比較結果に基づいて表示形式データを出力する。

【0034】32 は、図 1 における内視鏡画像処理装置である。内視鏡画像処理装置 32 は、画像合成部 33 とプローブ形状処理部 34 を含む。画像合成部 33 は、内視鏡からの画像データに相対位置演算部 29 からのプローブの形状データを、モニタ上で重畳させた合成画像を生成するための演算処理部である。画面合成部 33 は、相対位置演算部 29 で演算された撮像装置である CCD カメラのある内視鏡の先端部の位置データと、プローブの形状データとに基づいて、CCD カメラの画像データにおけるプローブの存在する位置を算出し、CCD カメラの画像に、その算出されたデータ中の位置に形状データに基づくプローブ像を重畳して合成する。画像合成部 33 で生成された画像データは、内視鏡の画像データと、生成されたプローブの画像データを含み、プローブ形状処理部 34 へ供給される。

【0035】画像合成部 33 では、三次元データであるプローブ形状を、内視鏡画像平面 (二次元) 上に投影した位置に表示する。そのため、画像合成部 33 では、内視鏡先端部に位置検出用センサを複数設け、内視鏡画像の視点位置と、方向すなわち視線方向からの内視鏡画像平面を仮定する。そして、その仮定した画像平面上に、プローブ形状を投影することによって、画像合成を行う。なお、内視鏡の先端部に設けた位置検出用センサが一つであっても、予め内視鏡の挿入方向と位置が決められていれば、画像合成をすることはできる。

【0036】プローブ形状処理部 34 は、表示形式決定部 31 で決定された表示形式データに基づいて、画像合成部 33 からのプローブの画像データを処理し、内視鏡の画像データと合成して、モニタへの表示データを出力する。

【0037】次に、手術を行う際の画像の表示例で、上記医療処理補助装置の動作を説明する。図 3 及び図 4 は、上記の医療処置補助装置のモニタに表示される画面表示例を示す図である。

【0038】図 3 は、モニタ 8 の画面 41 上の内視鏡画像 42 は、子宮摘出手術の際、尿管に挿入されたプローブ 10、11 の形状が点線 43、44 で表示されている。45 と 46 は、鉗子である。47 は、子宮であり、48 と 49 は卵巣である。

【0039】手術者は、モニタ 8 の画面 41 に映し出される内視鏡画像 42 上の、手術の対象である子宮 47 と、手術者が操作する鉗子 45、46 を見ながら手術を行う。手術者は、手術対象以外の尿管を傷つけたり、誤って切断しないように注意しなければならない。画像 42 には、演算装置 21 で演算され、内視鏡画像処理装置 32 で算出されたプローブ形状画像が点線 43、44 で

表示される。

【0040】このように、プローブ10、11の形状が、内視鏡画像に重畳して表示されるので、尿管の位置を改めて確認する必要がない。従って、手術もスムーズに行われる。

【0041】次に、図4は、図3の状態から手術者が鉗子46を動かした結果、変化した画像を示すものである。鉗子46が動かされて、位置検出センサが設けられた鉗子46がプローブの挿入された尿管44に予め設定された距離以上接近すると、上述した表示形式決定部31が表示形式を変更する。その結果、プローブ形状処理部34で、画像合成部33で生成された画像の内、プローブが挿入された尿管44の形状を点線表示から実線表示に変更された。例えば、表示形式決定部31では、切除等の処理を行なう鉗子46の先端から傷を付けたくない尿管44までの距離が、5mm[ミリメートル]以内に接近したら、表示形式を実線に変更するように予め設定しておく。すると、相対位置演算部30で距離が演算されて、鉗子とプローブの距離が、その設定された5[mm]以内になると、表示形式決定部31は、尿管44の表示を、それまで図3に示すように点線で表示されていたのを、図4に示すように実線に変更するような表示形式データを出力する。

【0042】よって、手術者は、鉗子46が尿管に近いことがわかり、注意して鉗子46を扱わなければならないことがわかる。また、鉗子46が予め定めた距離以上離れると、尿管の形状は、実線から点線に変更される。

【0043】このように、位置検出用手段を用いて求めた位置情報に基づいて、プローブが挿入された手術対象の器官と、手術器具である鉗子との距離を求め、その距離データに応じて、画面上の表示が変更されるので、手術者は、手術器具が注意すべき距離にあるのか否かが極めて容易に把握できる。

【0044】なお、以上の例では、表示形式を相対関係に応じて線種を変更するものであるが、これに限られるものではなく、相対関係に応じて、線の色もしくは太さを変更させても良い。

【0045】また、他の変形例として、画像上の表示はなく、相対関係に応じて別途設けたスピーカー（図示せず）からの音を変化（音程の高低、音量の大小等）させて、視聴覚的に、手術者に通知、告知、注意喚起をするようにしても良い。

【0046】以上のように、単なる内視鏡画像には表れない、腹膜に隠れている臓器等の位置が内視鏡画像と合成されて表示され、さらに接近したことも容易に確認できるため、従来のように他の臓器等を損傷させないように改めてその位置を確認する必要がなく、手術者は、手術を短時間で円滑に行うことができる。

【0047】さらに言えば、対象臓器等と手術器具の位置関係が3次元的に捉えられるため、相互の位置関係が

より正確に認識され得るので、手術者は、一層手術を円滑に行うことができる。

【0048】次に第二の実施の形態について説明する。

【0049】第二の実施の形態は、内視鏡と経腔プローブを用いて、被検体の子宮を経腔的に摘出する場合に、本発明に係る医療処置補助装置を適用した場合の例である。図5と図6により、第二の実施の形態を説明する。

【0050】図5は、本発明に係る医療処置補助装置を用いて行われる子宮摘出手術の例を説明するための説明図である。図5において、51は内視鏡の挿入部である。52と53は鉗子である。54は手術器具である経腔プローブである。55は子宮で、56は腔で、57は腔断端である。手術者は、内視鏡51の先端の観察部に設けられた撮像装置による画像を、図1に示すモニタ8で見ながら手術を行なう。

【0051】第一の実施の形態との相違は、図2におけるセンサ24が、経腔プローブ54の先端部に設けられ、かつその経腔プローブ54の断端部に円周上に複数の位置検出センサが設けられている点である。そして、位置演算及び形状演算部27において、複数の位置検出用センサからの信号に基づいて、経腔プローブ54の断端の位置と形状を演算して求める点が異なる。その他の点は同じであり、内視鏡の位置と、鉗子の位置の算出されて、相対位置関係から所定の距離以上に接近すると、表示形式が変更される。ここでは、表示形式が変更されるのは、経腔プローブの断端形状の表示形式である。なお、第一の実施の形態と同様に、視聴覚的に、手術者に通知、告知、注意喚起をするようにしてもよい。

【0052】図6は、モニタ8に表示された内視鏡画像である。

【0053】モニタ8の画面61上の内視鏡画像62には、子宮摘出手術の際、腔断端に当てられた経腔プローブ54の断端の形状が点線63で重畳表示されている。64と65は、鉗子である。66は、子宮であり、67と68は卵巣である。

【0054】手術者は、手術中、モニタ8の画面61に映し出される内視鏡画像62上の、手術の対象である子宮66と、手術者が操作する鉗子64、65を見ながら手術を行う。子宮を経腔的に摘出する際には、内視鏡画像上に表示される経腔プローブ54の断端像に沿って、円状切開を行い子宮が摘出される。このとき、手術者は、内視鏡ではみることができない経腔プローブ54の断端像が、演算装置21で断端プローブ54の位置と形状が演算され、内視鏡画像処理装置32で合成されたプローブ形状画像が点線63で表示される。従って、手術者は、腹腔側から腔断端の位置と形状を特定することができる。

【0055】演算装置21において、位置演算及び形状演算部27は、図2におけるセンサ24の出力データに基づいて、経腔プローブ54の断端の位置と形状を演算

して求める。さらに、相対位置演算部 30 によって、鉗子 64、65 と断端ブロープ 54 の距離が演算され、表示形式決定部 31 において、その距離が予め設定された所定の値よりも小さいときは、腔断端の表示形式を点線から実線にする等して表示形式を変更する。よって、鉗子から腔断端部までの距離が、所定の距離以内になると、表示形式が変更されるので、手術者は、腔断端と鉗子との位置関係が把握でき、手術を容易に行うことができる。

【0056】従って、子宮を摘出するための腔断端部の切開部を容易に特定できるため、手術が円滑かつ短時間で進めることができる。

【0057】以上のように、位置検出用手段を用いて求めた位置情報に基いて、単なる内視鏡画像には表れない器具の位置と形状が内視鏡画像と合成されて表示され、さらに接近したことも容易に確認できるため、従来のように改めてその器具の位置を確認する必要がなく、手術者は、手術を短時間で円滑に行うことができる。

【0058】次に、第三の実施の形態について説明する。

【0059】図 7 を用いて、第三の実施の形態を説明する。ここでは、被検体の患者体内の組織を剥離あるいは切除する手術の例である。

【0060】図 7 は、本発明に係る医療処置補助装置を用いて行われる手術の例を説明するための説明図である。図 7 において、71 は、本発明に係る医療処置補助装置である。72 は、患者体内に挿入される内視鏡であり、その挿入部 73 の先端には位置検出用センサが設けられている。74 は、切除を行なう処置具としての鉗子であり、その先端にも同様に位置検出用センサが設けられている。さらに、この鉗子の先端には、エネルギー処置具が設けられ、エネルギー供給源である電源部 75 からエネルギー供給ケーブル 76 により電気エネルギーが供給される。鉗子 74 を患者体内に挿入することによって、患者体内の組織の剥離、切除が行なわれる。77 は、電源部 75 に接続されて電気エネルギーの出力の要否を設定するためのスイッチである。このスイッチ 77 は、手術者によってオン、オフされる。

【0061】78 は、演算装置である。演算装置 78 には、手術前に事前に患者の手術部位である病変部の三次元画像データがストアされている。三次元画像データとしては、超音波、磁気共鳴、CT 等の断層撮影技術を用いて得られる三次元画像データである。

【0062】また、演算装置 78 は、鉗子 74 の先端に設けられた位置検出用センサの出力信号が信号線 79 を介して入力されて、鉗子 74 の先端部の位置を演算する。さらに、演算装置 78 は、さらに、電源部 75 へ電気エネルギーの出力を制御する制御信号を、信号線 80 を介して供給する。81 は、内視鏡表示装置であり、内視鏡 72 からの画像信号を信号線 82 を介して受け、モ

ニタ装置 83 の画面上に画像を表示する。

【0063】次に、患者体内の組織の剥離、切除が行なわれる際、本発明の医療処置補助装置がどのように利用されるかを、乳腺部分の切除の例で説明する。

【0064】早期ガンの発見により、乳腺部分の切除が行われる場合、いわゆるサージカルマージンに相当する部分を含めて切除が行なわれる。一般に、悪性腫瘍を切除する際、取り残しがないように、悪性部分の周りの正常部分まで余裕をもって切除が行なわれる。サージカルマージンは、このような余裕範囲を指す。従来、このサージカルマージンの境界部分に、色素を注入してマーキングし、手術者は、そのマーキングに沿って切除を行っていた。しかし、色素の拡散等により、サージカルマージンに沿ってきれいに切除が行なわれない場合があった。そこで、本実施の形態では、サージカルマージンに沿って切除が適切に行なえる方法を説明する。

【0065】上述したように、演算装置 78 には、手術前に例えば CT スキャナで撮影された、患者の病変部の三次元画像データがストアされている。

【0066】三次元画像データは、演算装置 78 に記憶され、病変部の位置の算出と三次元モデルが構築される。具体的には、病変部の位置の三次元データ (X, Y, Z) の算出と、その算出データに基づいて三次元モデルが求められる。この構築された三次元モデルにサージカルマージンを加えた切除範囲の三次元モデルが、さらに構築される。

【0067】図 8 は、サージカルマージンと切除の関係を説明するための説明図である。図 8 は、病変部 91 の切除の際に、図において YZ 平面においては、病変部 91 から D [mm] の余裕を持って、X 方向には、上下に L [mm] の余裕を持ってサージカルマージンとして切除する場合を示す。よって、点線 92 で示した範囲が、サージカルマージンである。鉗子の先端のエネルギー処置部 93 は、サージカルマージンの内側で切除してしまうと、適切な切除がされないことになる。

【0068】図 9 と図 10 は、処置具とサージカルマージンの位置関係を説明するための説明図である。

【0069】図 9 は、処置具 93 が、サージカルマージンの範囲の外側にある場合を示す。図 10 は、処置具 93 が、サージカルマージンの範囲の内側に入った場合を示す。手術者は、モニタ装置 83 の画像を見ながら、処置具 93 により、切除手術を行なうが、図 9 の状態で、処置具のスイッチを入れると、サージカルマージンを含めて切除をすることができる。しかし、図 10 の状態で、処置具のスイッチを入れて切除しようとする、サージカルマージンの範囲内で切除されるため、予定していたサージカルマージンを含めた範囲を完全に切除できないことになってしまう。

【0070】そこで、演算装置 78 において、手術具へのエネルギー出力の制御処理を行なう。図 11 は、その

エネルギー出力制御の処理の流れを示すフローチャートである。

【0071】まず、ステップ(以下、Sと略す。)101において、手術者により手術具93へのエネルギー出力をすべき旨の指示があるかどうかを、スイッチ(SW)77の状態により判定する。S101でNOであれば、スイッチ77はオフ状態なので、何もしない。スイッチ77が手術者によりオンされると、S101でYESとなり、次に、手術具93がサージカルマージン内にあるかどうかを判定する(S102)。サージカルマージン内に手術具があれば、S102でYESとなって、エネルギー出力を停止する(S103)。S102でNOの場合は、サージカルマージン内にないので手術者の指示に従って、エネルギー出力を出す(S104)。

【0072】以上のように、演算装置78は、エネルギー処置具93の先端位置と、予めストアされた画像データに基づいて構築された3次元モデルデータとから、切除してはいけない範囲では切除手術をしようとしても、エネルギーが出力されない。

【0073】なお、以上の説明では、処置具のスイッチのオン状態になったとき、切除範囲内か否かの判断の下で、エネルギーの出力制御を行なうものであったが、処置具の先端位置が切除範囲内(図10)と切除範囲外(図9)である場合は出力SW25の状態に関わらずエネルギーの出力を停止し、サージカルマージンの境界付近でのみ、エネルギーを処置具へ供給するようにしてもよい。

【0074】従って、手術者が、内視鏡の観察部からの画像をみながら手術を行う際、処置具が切除範囲に到達したことを確実に術者が認識することによって、サージカルマージンが確保され、取り残しを確実に避けることができる。

【0075】また、図7において、演算装置78から内視鏡画像処理装置81へ三次元位置データを信号線83により供給し、モニタ81上にサージカルマージンと処置具の位置関係がわかるような表示を合わせて行うようにしてもよい。

【0076】例えば、図12は、医療処置補助装置のモニタに表示される画面表示例を示す。図12に示すように、モニタ装置83の画面111上に映し出される内視鏡画像112には、鉗子113の画像が表示される。また、画面111の右側上下には、小さな表示画像114、115が表れている。その表示画像114と115には、演算装置78からの、病変部、サージカルマージンおよび鉗子の位置関係が表示されている。右上の画像には、水平方向(上述の例では、Z軸方向)からみたときの、これら3つの位置関係が示されている。118は病変部、120はサージカルマージン、そして116は鉗子の位置を示している。右下の画像には、垂直方向(上述の例では、X軸方向)からみたときの、これら3

つの位置関係が示されている。119は病変部、121はサージカルマージン、そして117は鉗子の位置を示している。

【0077】なお、114、115の表示画面に、単に鉗子とサージカルマージンまでの距離を合わせてあるいは単独で表示するようにしてもよい。さらに、距離に応じて、表示画面の特定箇所の色を変更したり、音の高低や音量を変化させるなど、視聴覚的な出力して、手術者に通知、告知、注意喚起をするようにしてもよい。

【0078】従って、手術者は、内視鏡画像112と、位置検出手段によって求められた位置情報に基づいて、サージカルマージンおよび病変部の位置と、処置具との位置関係をこれらの2つの表示画像を見て確認しながら、切除作業をすることができ、手術をスムーズに行うことができる。

【0079】次に、第四の実施の形態につき説明する。

【0080】第四の実施の形態は、一部が欠損した骨の欠損部を、人口骨で補充するための人口骨の加工に関するものである。

【0081】従来、患者の骨が一部欠損した場合、その欠損部に人口骨を補充することが行なわれている。補充する人口骨は、欠損部の形状に応じた加工がされるが、その加工には精度が要求されるため、手で加工していた。しかし、このような方法では、精度を高めるためには長い加工時間が必要であった。

【0082】そこで、図13に示すように、欠損部の骨の加工処理の大まかな処置の流れを示すフローチャートである。図13に示すように、例えばCTスキャナのような画像診断装置131の断層撮影機能で得られた患者の骨の欠損部に関する画像データに基づき、画像処理装置132は、3次元モデルデータの構築と、欠損部に補充する人工骨の形状決定をする。決定された形状データは画像処理装置132から加工装置133に転送される。その画像処理装置132からの欠損部の形状データに基づいて、例えばマシニングセンタのような加工装置133は、人口骨の製造、すなわち加工を行う。

【0083】すなわち、画像診断装置で得られた患者のデータを基に、画像処理手段132で骨の欠損部近傍の三次元データを構築する。さらに画像処理装置132で、この構築された三次元データに基づいて、欠損部に補充する人工骨の形状データを構築する。構築された人工骨の形状データに基づいて人工骨の製造が行われる。

【0084】図14は、その欠損した骨について、欠損部に対応した人口骨の加工を説明するための説明図である。図14の(A)において、141は、もともとの欠損した骨を示す。142は、欠損した部分を示す。

(B)において、143の点線は、欠損した骨141に対して、欠損のない状態の骨を示す。(C)においては、144の点線は、欠損のない骨143の対向する骨をで示す。なお、図14(A)、(B)、(C)に示す



画像は、図示しないコンピュータの表示装置上に表示することができる。

【0085】欠損のある骨をＣＴスキャンし、スキャンした画像データに基づいて、立体画像データ、すなわち三次元データを得る。その三次元データにより、図１４（Ａ）に示すように、欠損のある骨が画面上に表示される。

【0086】コンピュータの操作者は、表示された画像に、欠損のない骨、すなわち元の状態の骨の形状データをコンピュータ上に生成する。その生成の方法は、画面上でマウス等のポインティングデバイスを用いて複数の点の位置を指定しながら、形状を特定していくことで形状データが生成される。生成された形状は、図１３（Ｂ）に示すように、１４３の点線で表示される。

【0087】次に、欠損部の当たる骨、すなわち対向する骨の形状データを生成して画面上に重畳表示する。図１４（Ｃ）では、１４４の点線で表示されている。なお、対向する骨の形状データは、欠損のある骨の三次元データを生成したように、ＣＴスキャン等によって得るようにしてもよい。

【0088】従って、患者の欠損部に補充する人工骨の形状を高い精度で、迅速に加工することが可能となる。

【0089】以上の処理を、図１５により説明する。図１５は、欠損のある骨の欠損部の人工骨を製造するための加工データを出力するまでの処理の流れを示すフローチャートである。

【0090】まず、Ｓ１５１において、画像診断装置により、欠損した骨の三次元データを生成し、画面上に表示する（図１４（Ａ））。続いて、Ｓ１５２で、コンピュータの操作者は、欠損前の理想とする骨の画像データを生成し、画面上に重畳表示する（図１４（Ｂ））。さらに、続いて、Ｓ１５３において、欠損した骨に対向する、すなわち繋がる骨の画像データを生成し、画面上に重畳表示する（図１４（Ｃ））。

【0091】操作者は、対向した骨と、欠損部を補充した骨の繋がり具合を確認、すなわち、欠損部の良否を判断する。繋がり具合が悪ければ、Ｓ１５４でＮＯとなり、Ｓ１５３に戻り、再度欠損前の骨の画像データの生成の処理をして、欠損部の形状の最適化を行う。Ｓ１５４でＹＥＳとなると、欠損部の画像データを生成する（Ｓ１５５）。これは、欠損前の画像データと欠損した骨の画像データの差分を取ることによって生成することができる。そして、生成された欠損部の画像データを、加工装置への加工用データとして、各種メモリにストアしたり、通信回線により送信等するために出力する（Ｓ１５６）。

【0092】以上のように、患者から得られた三次元画像データを基に、人工骨を容易に加工できるという面で、医療処置を補助することができる。

【0093】以上説明したように、本発明の医療処置補

助装置によれば、処置対象の位置が容易に把握できるので、種々の医療処置において適用することができる。特に、手術等において、処置対象の位置等を明確に示すので、手術をナビゲートする装置としても利用することもできる。

【0094】なお、以上説明した実施の形態に係る構成から、次の付記に示す構成に特徴がある。

【0095】〔付記項〕

（１）被検体の観察画像信号を得るための観察部と少なくとも先端の位置を検出するための第１の位置検出手段とを備えた第１の挿入部を有する内視鏡と、第２の挿入部を有し、該第２の挿入部の挿入位置の検出をするための第２の位置検出手段を備えた第１の挿入具と、前記第１および第２の位置検出手段からの位置情報に基づいて、前記内視鏡の先端と前記第２の挿入部の位置関係を求める第１の演算手段と、前記観察画像信号に基いて得られる内視鏡画像に、前記第１の演算手段の演算結果に基いて前記第２の挿入部の挿入位置を画像として合成して表示出力する合成手段と、を備えたことを特徴とする医療処置補助装置。

【0096】（２）第３の挿入部を有し、該第３の挿入部の挿入位置の検出をするための第３の位置検出手段を備えた第２の挿入具と、前記第２および第３の位置検出手段からの位置情報に基づいて、前記第２の挿入部と前記第３の挿入部の位置関係を求める第２の演算手段と、を更に有し、前記合成手段は、前記第２の演算手段の演算結果に基いて、前記第２の挿入部の表示状態を変更する、ことを特徴とする付記項（１）記載の医療処置補助装置。

【0097】（３）エネルギー処置具を有する挿入部を有し、該挿入部の挿入位置の検出をするための位置検出手段を備えた挿入具と、予め設定された三次元データと、前記位置検出手段からの位置情報に基いて、前記エネルギー処置具へのエネルギー供給を制御する制御手段とを有することを特徴とする医療処置補助装置。

【0098】（４）少なくとも１つの第１位置検出手段を有する体内に挿入される内視鏡と、少なくとも１つの第２位置検出手段を有する体内に挿入されるプローブと、少なくとも１つの第３位置検出手段を有し、内視鏡視野内に挿入される器具と、第１、第２位置検出手段より互いの位置関係を演算する第１の演算手段と、第１の演算結果よりプローブの位置を内視鏡画像に合成、表示する手段と、第２、第３位置検出手段より互いの位置関係を演算する第２の演算手段と、第２の演算結果に応じて、内視鏡画像上のプローブ画像の表示内容を変化させる手段からなるナビゲーションシステム。

【0099】（５）先端位置を検出する手段を有する器具と、器具の先端位置を第１の座標に構築する手段と、予め行われる画像診断より被検体の処置範囲を第２の座標に構築し、記憶する手段と、第２の座標を呼び出し、



第1の座標との相対位置を演算する手段と、演算結果を術者に告知する手段とからなる、ナビゲーションシステム。

【0100】(6)前記器具に接続されたエネルギー供給手段と、該エネルギー供給手段は前述の演算結果を取り込む手段と、取り込まれた演算結果に応じてエネルギーの供給を制御する手段とを有するエネルギー供給手段を含む、付記項(5)に記載のナビゲーションシステム。

【0101】(7)一部が欠損した骨の欠損部分を3次元データで構築する工程と、欠損部位に対向する骨部の3次元データを構築する工程と、前述した2つの3次元データを重畳し、欠損部分のデータを最適化する工程と、最適化されたデータを基に人工骨を加工する工程と、からなる人工骨加工方法。

【0102】

【発明の効果】以上説明したように、本発明の医療処置補助装置によれば、医療処置において、処置対象の位置が容易に把握でき、医療処置を円滑に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る医療処置補助装置を用いて行われる手術の例を説明するための説明図である。

【図2】本発明に係る医療処置補助装置の一例を示すブロック構成図である。

【図3】医療処置補助装置のモニタに表示される画面表示例を示す図である。

【図4】医療処置補助装置のモニタに表示される画面表示例を示す図である。

【図5】本発明に係る医療処置補助装置を用いて行われる手術の例を説明するための説明図である。

【図6】医療処置補助装置のモニタに表示される画面表

示例を示す図である。

【図7】本発明に係る医療処置補助装置を用いて行われる手術の例を説明するための説明図である。

【図8】サージカルマージンと切除の関係を説明するための説明図である。

【図9】処置具とサージカルマージンの位置関係を説明するための説明図である。

【図10】処置具とサージカルマージンの位置関係を説明するための説明図である。

【図11】処置具へのエネルギー出力の制御処理の流れを示すフローチャートである。

【図12】医療処置補助装置のモニタに表示される画面表示例を示す。

【図13】欠損部の骨の加工処理の大まかな処置の流れを示すフローチャートである。

【図14】欠損部に対応した人口骨の加工を説明するための説明図である。

【図15】欠損部の骨の加工処理の具体的な処置の流れを示すフローチャートである。

20 【符号の説明】

1、71・・・医療処置補助装置

2、72・・・内視鏡

3、4、45、46、52、53、74、93、113  
・・・鉗子

5・・・プローブ

10、11、43、44・・・プローブ挿入部

7、32、81・・・内視鏡画像処理装置

13、21、78・・・演算装置

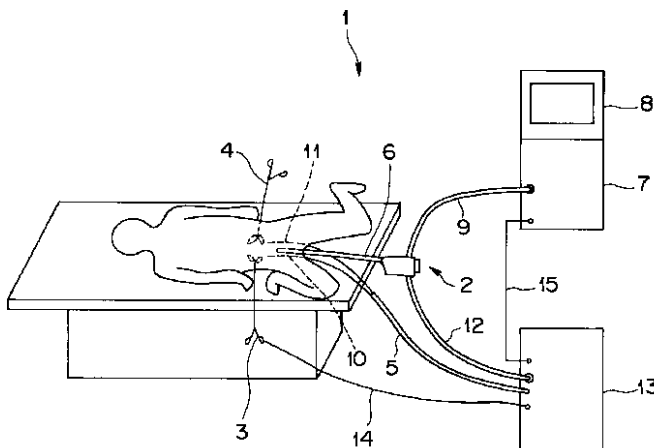
51・・・内視鏡挿入部

54・・・経膈プローブ

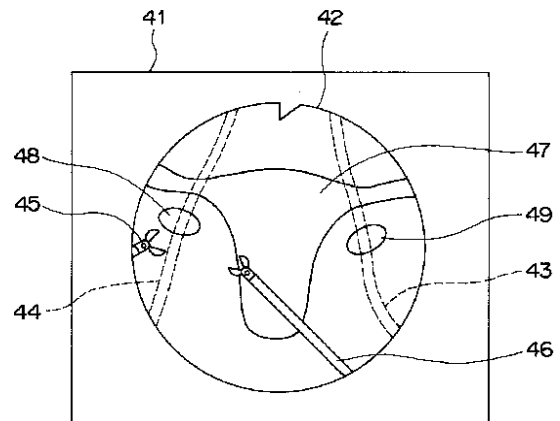
75・・・電源

77・・・スイッチ

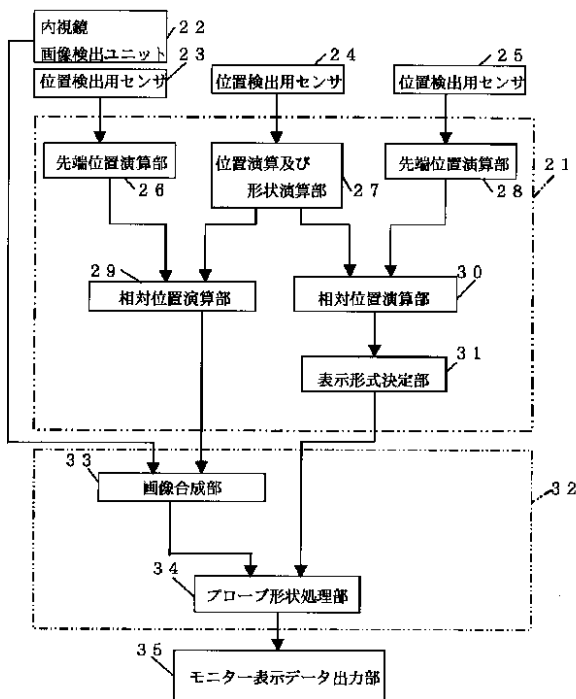
【図1】



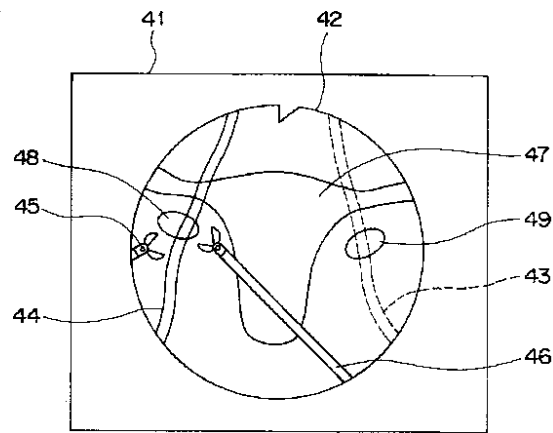
【図3】



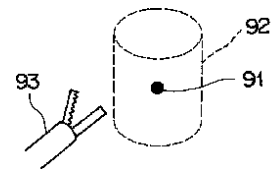
【図2】



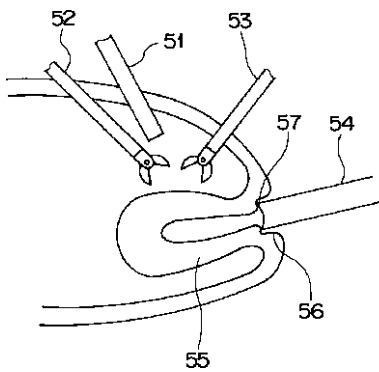
【図4】



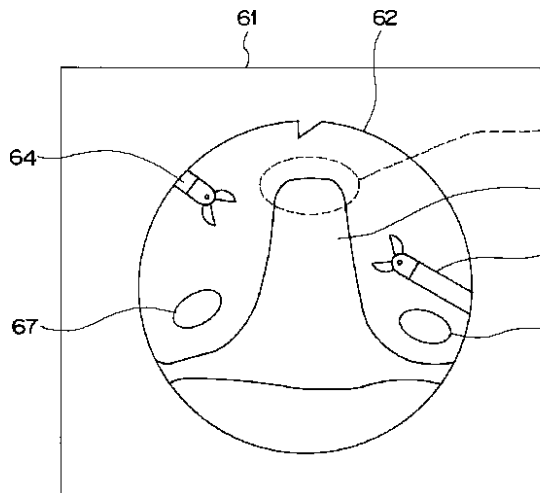
【図9】



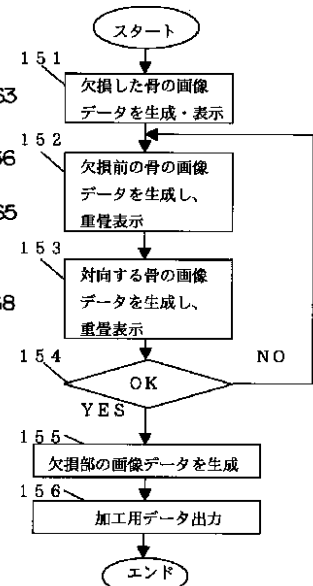
【図5】



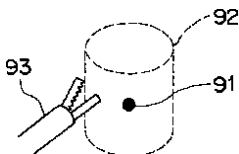
【図6】



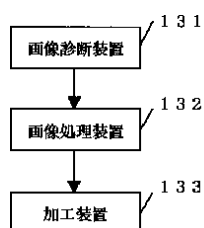
【図15】



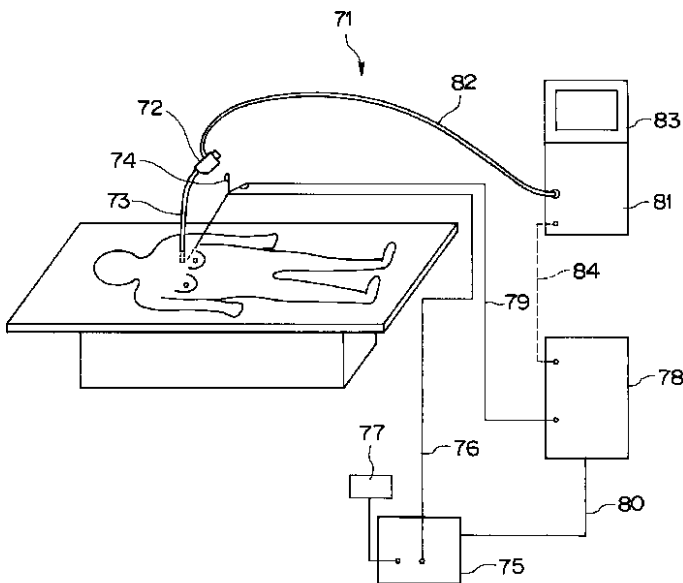
【図10】



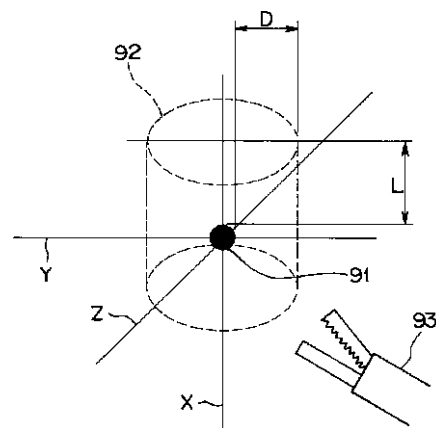
【図13】



【図7】

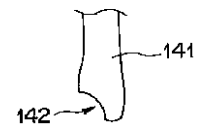


【図8】



【図14】

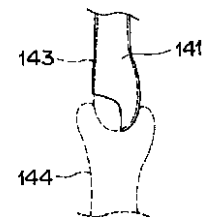
(A)



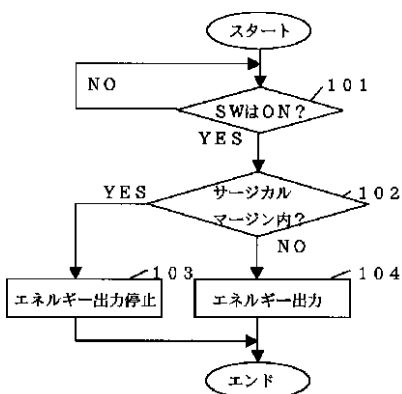
(B)



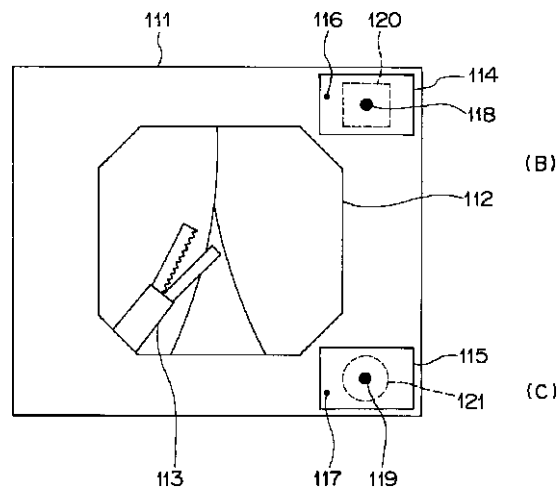
(C)



【図11】



【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 梶 国英  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 加川 裕昭  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 木村 修一  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高橋 裕史  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中満 竹千代  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中村 剛明  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC00 DD00 FF50  
GG11 HH51 LL02

专利名称(译)	医疗辅助装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002253480A</a>	公开(公告)日	2002-09-10
申请号	JP2001058909	申请日	2001-03-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
[标]发明人	菊地康彦 森實祐一 梶国英 加川裕昭 木村修一 高橋裕史 中満竹千代 中村剛明		
发明人	菊地 康彦 森實 祐一 梶 国英 加川 裕昭 木村 修一 高橋 裕史 中満 竹千代 中村 剛明		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B19/00.502 A61B1/00.552 A61B1/00.620 A61B1/00.650 A61B1/045.610 A61B34/20		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/FF50 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/LL02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/FF50 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：提供一种医疗辅助装置，其能够容易地掌握医疗中的治疗目标的位置并且顺利地进行医疗。 解决方案：医疗辅助设备包括：第一观察部分（22），用于获得对象的观察图像信号;以及第一位置检测部分（23），用于检测至少远端的位置具有第一插入位置的插入部分的内窥镜，具有用于检测第二插入部分的插入位置的第二插入部分的第二位置检测装置（24），第一计算装置（29），用于根据来自第一和第二位置检测装置的位置信息获得内窥镜远端和第一插入部分之间的位置关系，观察图像并且组合装置（33）用于基于第一计算装置的计算结果将第二插入部分的插入位置组合为图像，并显示和输出基于该信号获得的内窥镜图像。

