

(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 - 199707

### (P2003 - 199707A)

(43)公開日 平成15年7月15日(2003.7.15)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* ( 参考 )
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	D 4 C 0 6 1
H 0 4 N 7/18		H 0 4 N 7/18	M 4 C 3 0 1
// A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
			5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 10 L ( 全 10数 )

(21)出願番号 特願2001 - 401834(P2001 - 401834)  
 (22)出願日 平成13年12月28日(2001.12.28)

(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 大野 涉  
 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 塩田 敬司  
 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

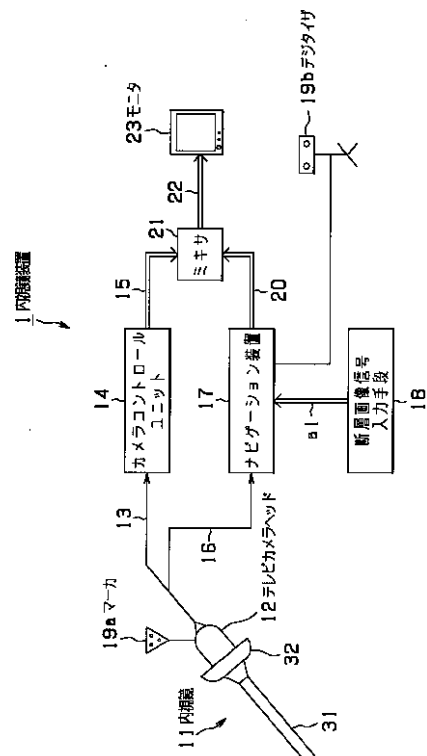
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】内視鏡装置の光学系で得られる観察画像と、この観察画像に対応した断層画像信号とを正確に位置合わせする。

【解決手段】ナビゲーション装置17では、マーカ19aおよびデジタイザ19bとにより、内視鏡11の先端、および先端から光軸方向に一定距離の術部に対する位置を検知する。次に、ナビゲーション装置17では、前記位置の検知結果に基づいて、術前診断画像a1を、カメラコントロールユニット14で得られた内視鏡画像に位置関係が一致するように術前診断画像a1を拡大あるいは縮小および回転処理する。さらに、ナビゲーション装置17は内視鏡11のメモリチップから供給される像面湾曲情報に基づいて術前診断画像a1を写像変換による変形処理をしてケーブル20によってミキサ21に入力する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内に挿入されるとともに所定の光学系を介して前記体腔内を撮像する内視鏡装置において、前記内視鏡装置の前記光学系に関する光学情報を入力する光学情報入力手段と、前記体腔内の断層画像を表示可能な所定の医療観察装置で得られた断層画像信号を入力する断層画像信号入力手段と、前記光学情報入力手段からの前記光学情報に基づいて前記断層画像信号入力手段からの前記断層画像信号を処理し、前記内視鏡装置の前記光学系で得られる観察画像に対応した断層画像信号を得る断層画像信号処理手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、体腔内を挿入されるとともに所定の光学系を介して前記体腔内を撮像する内視鏡装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、微細な患部の手術であるマイクロサージャリーの発達及び普及に伴い、眼科、脳神経外科、耳鼻科等は勿論のこと、さまざまな分野で手術用顕微鏡下で行うマイクロサージャリーが盛んになってきている。これに伴い、当然のことながら、手術用顕微鏡も術者の手術手技等に応じてさまざまな要求がなされ、改良が加えられている。

【0003】さらに、最近の手術は、手術後の患者の早期社会復帰を考慮して、より低侵襲な手術へと変化してきており、より細孔内での術部等の観察が望まれている。さらに、体腔内深部の観察においては、顕微鏡観察では影になって観察できない部位についても手術における正確性をより向上させるために観察可能にすることが望まれている。

【0004】このような問題点を改善する手段として、事前に X 線 CT (コンピュータ断層撮影装置)、MRI (磁気共鳴断層撮影装置)等の画像診断より得られた断層画像データをモニタに映し出し、その画像を基に、目的の治療部位や手術器具が何処にあるか、どのように移動しているかを表示して手術を進める方法があった。

【0005】さらに、近年では、細孔内部に対して内視鏡を併用して手術を行う方法も取られ、特開平 5 - 305073 号公報に開示されるように内視鏡や処置器具の位置を術前診断画像に投影して手術を写す方法があった。

【0006】また、内視鏡を使用する場合、特開昭 61 - 244323 号公報、特公平 7 - 62737 号公報、特公平 8 - 22272 号公報、特開平 8 - 238216 号公報、及び特公平 2543855 号公報で開示されているように、内視鏡固有の情報を内視鏡自体が持ち、それに基づいて内視鏡の画像を補正し、適切な内視鏡画像

を提供する方法があった。

## 【0007】

【発明が解決しようとする課題】前記した従来の技術では、細孔内観察用の補助光学系を用いて、術者が顕微鏡観察では死角になる観察できない部位、例えば動脈瘤の裏側、腫瘍剥離後の神経または周囲組織等の観察を行うときは、内視鏡などの補助光学系によって撮像された映像を視野内に表示して行いが、その場合、内視鏡によって撮像された像がどの部位にあたるかを把握する必要がある。

【0008】そのために、この内視鏡の映像に MRI や X 線 CT などの術前診断画像を表示させる場合があるが、内視鏡の光学系による像面の歪みによって実際の観察組織と術前診断画像との位置の対応がずれる可能性があった。これにより、目的の腫瘍や血管の位置を正確に把握できず処置が難しくなることがあった。この問題に対して従来技術で挙げた内視鏡像の補正手段があるが、X 線 CT などの平面画像との位置合わせを行う場合、X 線 CT などの平面画像に対し、内視鏡画像は立体面を撮像した画像であり、その歪みを除去するのは容易ではなく正確さに欠けていた。

【0009】本発明は、上記事情を鑑みてなされたものであり、内視鏡装置の光学系で得られる観察画像と、この観察画像に対応した断層画像信号とを正確に位置合わせすることができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

## 【0010】

【課題を解決するための手段】前記目的を達成するため請求項 1 に記載の内視鏡装置は、体腔内に挿入されるとともに所定の光学系を介して前記体腔内を撮像する内視鏡装置において、前記内視鏡装置の前記光学系に関する光学情報を入力する光学情報入力手段と、前記体腔内の断層画像を表示可能な所定の医療観察装置で得られた断層画像信号を入力する断層画像信号入力手段と、前記光学情報入力手段からの前記光学情報に基づいて前記断層画像信号入力手段からの前記断層画像信号を処理し、前記内視鏡装置の前記光学系で得られる観察画像に対応した断層画像信号を得る断層画像信号処理手段と、を具備したことを特徴とする。

## 【0011】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

(第 1 の実施の形態) 図 1 及び図 2 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は内視鏡装置の全体構成を示す説明図、図 2 は内視鏡とカメラヘッドの接続部を示す断面図である。

【0012】(構成) まず、図 1 を用いて内視鏡装置の全体構成を説明する。図 1 に示すように、内視鏡装置 1 は、内視鏡テレビ観察装置に適用したものである。

【0013】この内視鏡装置 1 は、内視鏡 11 と、テレ

ピカメラヘッド12と、カメラコントロールユニット14と、ナビゲーション装置17と、断層画像信号入力手段18と、マーカ19aと、デジタイザ19bと、ミキサ21と、モニタ23とから構成されている。

【0014】前記内視鏡11は、細長な挿入部31と、この挿入部31の後端に連設された接眼部32とを有して構成されている。

【0015】被写体の光学像は、挿入部31の先端部に設けられた図示しない対物レンズによって内視鏡11の図示しないリレー光学系に結像され、この結像された像はそのリレー光学系により接眼部32側に伝送される。そして、接眼部32の図示しない接眼レンズを介して肉眼で観察出来るようになっている。

【0016】前記接眼部32には、前記テレビカメラヘッド12が着脱自在で装着される。テレビカメラヘッド12は、固体撮像素子としての、図2に示すCCD39を内蔵している。このテレビカメラヘッド12は、CCD39で内視鏡像を光電変換により電気信号に変換する。変換された電気信号はテレビカメラヘッド12から延出されたケーブル13によってカメラコントロールユニット14に伝送される。カメラコントロールユニット14はケーブル13から伝送される電気信号を映像信号に変換して映像ケーブル15に出力する。

【0017】カメラコントロールユニット14は映像ケーブル15によってミキサ21に接続されている。

【0018】また、テレビカメラヘッド12はケーブル16によってナビゲーション装置17に接続されている。

【0019】テレビカメラヘッド12にはマーカ19aが取り付けられている。デジタイザ19bはマーカ19aの位置の検出を行い、この検出結果のデータ信号をナビゲーション装置17に供給する。また、ナビゲーション装置17にはMRIやCTによって得られた断層画像信号であるところの術前診断画像a1が断層画像信号入力手段18によって供給されるようになっている。ナビゲーション装置17の出力側はケーブル20を介して前記ミキサ21に接続されている。

【0020】前記ミキサ21の出力側は映像ケーブル22を介してモニタ23に接続されている。

【0021】ここで、断層画像信号入力手段18には、MRIやCTと電気的に接続するインターフェイス、MRIやCTによって得られた術前診断画像a1を記録した記録媒体の読み出しを行う記録媒体読み出し手段等を用いている。

【0022】次に、図2を用いて内視鏡11とテレビカメラヘッド12の接続部を詳細に説明する。

【0023】図2に示すように、内視鏡11の接眼部32のアイピース33内部にはメモリチップ34が配置されている。前記メモリチップ34の制御線及びデータ線は端子35によってアイピース33の外部に接続されて

いる。

【0024】一方、テレビカメラヘッド12の接続部36には、前記端子35に着脱可能な端子37が設けられている。端子37はデータ線38に接続されされている。データ線38は、図1に示した前記ケーブル16としてテレビカメラヘッド12の外部に引き出されている。また、テレビカメラヘッド12の接続部36には光学像を光電変換するCCD39が配置されている。CCD39の出力は図1に示したケーブル13によってカメラコントロールユニット14に供給される。

【0025】このような構成により、内視鏡装置1は、内視鏡11の挿入部31が体腔内に挿入されるとともに挿入部31の所定の光学系を介して前記体腔内を撮像するようになっている。

【0026】メモリチップ34、端子35、37及びデータ線38は、前記内視鏡装置1の内視鏡11の前記光学系に関する光学情報を入力する光学情報入力手段となっている。

【0027】断層画像信号入力手段18は、前記体腔内の断層画像を表示可能な所定の医療観察装置で得られた断層画像信号(術前診断画像a1)を入力するようになっている。

【0028】ナビゲーション装置17は、前記光学情報入力手段からの前記光学情報に基づいて前記断層画像信号入力手段18からの前記断層画像信号を処理し、前記内視鏡装置1の前記光学系で得られる観察画像に対応した断層画像信号を得る断層画像信号処理手段となっている。

【0029】(作用)次に、上記構成よりなる本実施の形態の作用について説明する。図1において、内視鏡11によって捕らえられた図示しない光学像は、図2のCCD39によって光電変換され、ケーブル13を介してカメラコントロールユニット14によって映像信号に変換され、映像ケーブル15によってミキサ21に入力される。

【0030】次に、図2において、メモリチップ32には、内視鏡11あるいは図示しないほかの種類の内視鏡の、図示しない焦点面および焦点面より遠点の少なくとも2つの光学収差による像面湾曲情報が記憶されている。前記像面湾曲情報は内視鏡の種類によって異なった値を持つ。メモリチップ32の像面湾曲情報は、端子35に出力され、端子37、データ線38及び図1のケーブル16によってナビゲーション装置17に送られる。

【0031】ナビゲーション装置17では、マーカ19aおよびデジタイザ19bにより、内視鏡11の先端、および先端から光軸方向に一定距離の術部に対する位置を検知する。

【0032】次に、ナビゲーション装置17では、前記位置の検知結果に基づいて、MRIやCTによって得られた術前診断画像a1を、カメラコントロールユニット

14で得られた内視鏡画像に位置関係が一致するように拡大あるいは縮小および回転処理する。

【0033】さらに、ナビゲーション装置17は、メモリチップ32からの像面湾曲情報に基づいて、術前診断画像a1を写像変換による変形処理を行ってケーブル20によってミキサ21に入力する。

【0034】ミキサ21では、ケーブル20からの映像とケーブル15からの映像を合成処理し、モニタ23に出力する。

【0035】図3及び図4はナビゲーション装置17の内部での処理を示す説明図であり、図3は内視鏡11として第1の種類となる内視鏡Aを用いた場合を示し、図4は内視鏡11として第2の種類となる内視鏡Bの場合を示している。

【0036】図3において、内視鏡A像41は第1の種類となる内視鏡Aの像面湾曲を示すものである。

【0037】前記術前診断画像a1として供給されるナビゲーションa画像42は、歪みのない画像である。前記ナビゲーション装置17内部の画像変形手段43は、ナビゲーションa画像42に対して、内視鏡Aの前記メモリチップ34に記憶された像面湾曲情報であるスコープ湾曲パターンデータb1により、内視鏡A像41と同等のパターンの画像変形を加えてナビゲーションa'画像45として出力する。

【0038】一方、図4において、内視鏡A像41と異なる内視鏡B像46は第2の種類となる内視鏡Bの像面湾曲を示すものである。

【0039】内視鏡A像41と異なる内視鏡B像46は図示しない内視鏡Bの像面湾曲を示すものである。前記術前診断画像a1として供給される腫瘍の位置・形状等を示すナビゲーションb画像47は歪みのない画像である。前記画像変形手段43は、ナビゲーションb画像47に対して、内視鏡Bの前記メモリチップ34に記憶された像面湾曲情報である内視鏡湾曲パターンデータb2により、内視鏡B像46と同等のパターンの画像変形を加えてナビゲーションb'画像49として出力する。

【0040】(効果)第1の本実施の形態によれば、内視鏡装置1の光学系で得られる観察画像であるところの内視鏡画像に、術前診断画像である光軸方向に垂直な断層画像を投影する場合、断層画像に対して内視鏡画像と同様の画像変形を加えるので、内視鏡装置の光学系で得られる観察画像と、この観察画像に対応した断層画像とを正確に位置合わせして精度良く重畳でき、さらに内視鏡を付け替えても内視鏡の種類に応じて補正された術前診断画像が重畳される。これにより、内視鏡を用いて手術を行う場合において術者に必要な術前診断情報を正確に提供することができ、手術の作業効率を向上できる。

【0041】(第2の実施の形態)図5及び図6は本発明の第2の実施の形態に係り、図5は内視鏡装置の全体構成を示す説明図、図6は内視鏡とカメラヘッド接続部

を示す断面図である。図5及び図6の説明においては、図1及び図2に示した実施の形態と同様の構成要素に同じ符号を付して説明を省略している。

【0042】(構成)図5に示すように、内視鏡装置2の前記内視鏡11で得られた光学像は、ズーム付きテレビカメラヘッド50によって光電変換され電気信号に変換される。このテレビカメラヘッド50にはズームリング51が設けられている。

【0043】テレビカメラヘッド50により変換された信号は、ケーブル13を介してカメラコントロールユニット14によって映像信号に変換され、映像ケーブル15によってミキサ21に供給される。

【0044】一方、テレビカメラヘッド50は、ケーブル56によってナビゲーション装置57に接続されている。ナビゲーション装置57は、ケーブル20を介して前記ミキサ21に接続されている。前記ミキサ21の出力はモニタ23に供給される。

【0045】次に、図6を用いてテレビカメラヘッド50の接続部を詳細に説明する。図6に示すように、テレビカメラヘッド50に接続される前記内視鏡11は第1の実施の形態と同じ構造である。一方カメラヘッド接続部66にはスコープ接続端子67がある。スコープ接続端子67は、データ線68に接続されている。データ線68はカメラヘッド50の外部に引き出されている。

【0046】また、カメラヘッド接続部66には光学像を光電変換するCCD69が配置される。CCD69の出力端子は図5に示すカメラコントロールユニット14に接続されている。CCD69の前方には、内視鏡11の光学像の変倍を行うズーム光学系70が設けられている。ズーム光学系70は、ズームリング51の回転により各レンズの位置が前後することで、光学像の変倍を行う。

【0047】ズームリング51の内部構造71の近傍には、ズームリング51の回転角の検出を行う回転角検出器72が配置されている。回転角検出器72の出力はズーム倍率信号c1として図5のケーブル56によってナビゲーション装置57に出力されている。

【0048】(作用)次に、上記構成よりなる第2の実施の形態の作用について説明する。図5において内視鏡11によって捕らえられた図示しない光学像は図6のズーム光学系70を介してCCD69によって光電変換される。CCD69によって光電変換された信号は、カメラコントロールユニット14によって映像信号に変換され、ミキサ21に入力される。

【0049】一方、図6に示すように、メモリチップ32からの前記像面湾曲情報は図6の端子67及びデータ線68を介して内視鏡像湾曲パターンデータ信号b1としてナビゲーション装置57に送られる。

【0050】ナビゲーション装置57では、MRIやCTによって得られた術前診断画像a1を、マーカ19a

とデジタルイザ19bによる内視鏡11の先端および、先端から一定距離の位置情報、さらに前記像面湾曲情報およびズーム倍率信号c1に基づいて変形処理してケーブル20によってミキサ21に入力する。ミキサ21では2つの映像を合成処理し、モニタ23に出力する。

【0051】図7及び図8はナビゲーション装置57の内部での処理を示す説明図であり、図7はズームリング51を高倍率側にセットした場合を示し、図4はズームリング51を低倍率側にセットした場合を示している。

【0052】図7に示すように、ズームリング51を高倍率側にセットした場合はCCD69には内視鏡像(高倍率)81が撮像される。

【0053】内視鏡像(高倍率)81はテレビカメラヘッド50が高倍率で撮像した場合の内視鏡11の光学像の像面湾曲を示すものである。

【0054】前記術前診断画像であるナビゲーション画像T82は歪みのない画像であるが、前記ナビゲーション装置57の内部の画像変形手段83は、ナビゲーション画像T82に対して、前記メモリチップ34に記憶された像面湾曲情報である内視鏡湾曲パターンデータb1とズーム倍率信号c1により、内視鏡像(高倍率)81と同等のパターンの画像変形を加えてナビゲーション画像T'85として出力する。

【0055】一方、ズームリング51を低倍率側にセットした場合は、CCD69には図7に示すように、内視鏡像(低倍率)86が撮像される。

【0056】内視鏡像(低倍率)86はテレビカメラヘッド50が低倍率で撮像した場合の内視鏡11の光学像の像面湾曲を示すものである。

【0057】前記術前診断画像であるナビゲーション画像W87は歪みのない画像であるが、前記ナビゲーション装置内部の画像変形手段83は、ナビゲーション画像W87に対して、前記内視鏡湾曲パターンデータb1とズーム倍率信号c1により、内視鏡像(低倍率)86と同等のパターンの画像変形を加えてナビゲーション画像W'89として出力する。

【0058】(効果)第2の実施の形態によれば、第1の本実施の形態と同様に内視鏡画像に術前診断画像である深さ方向に垂直な断層画像を投影する場合、内視鏡画像に対して精度良く重畳できることに加えて、さらにズーム倍率を変えても補正された断層画像を精度良く重畳できる。

【0059】(第3の実施の形態)ところで、内視鏡により処置を行う場合、表示させている診断画像が内視鏡の先端からどれだけの距離にあるか、または組織表面からどれだけの深さの像であるかを判断しながら進めなければならない。従来は頭骸の座標に対して術前診断画像を表示するため、内視鏡像に対しての診断画像の位置関係の把握が難しかった。

【0060】第3の実施の形態は、このような事情に鑑

みて成されたものであり、術中簡便な操作により目的の術前診断画像を表示することができる内視鏡装置を提供することを目的にしている。

【0061】図9乃至図11は本発明の第3の実施の形態に係り、図9は内視鏡装置の全体構成を示す説明図、図10は内視鏡の先端部を示す断面図、図11はモニタに表示される画像を示す平面図である。

【0062】(構成)図9に示すように、内視鏡装置3は、内視鏡91と、テレビカメラヘッド92と、カメラコントロールユニット94と、ナビゲーション装置97と、断層画像信号入力手段98と、マーカ99aと、デジタルイザ99bと、ミキサ101と、モニタ103と、距離設定手段104とから構成されている。

【0063】カメラコントロールユニット94、断層画像信号入力手段98、マーカ99a、デジタルイザ99b、ミキサ101、モニタ103は、図1の第1の実施の形態と同様の構成になっている。

【0064】内視鏡91はテレビカメラヘッド92に接続され光学像を光電変換する。テレビカメラヘッド92はカメラコントロールユニット94に接続される。カメラコントロールユニット94の出力はミキサ101に接続されている。また、テレビカメラヘッド92にはマーカ99aが取り付けられている。

【0065】一方、図10に示すように、内視鏡91の先端部121は、観察光学系122と照明光学系123を有している。また、先端部121の径両端には超音波振動子124および超音波受信子125が配置されている。

【0066】超音波受信子125の出力は図9に示すテレビカメラヘッド92を介して超音波測距手段105に接続される。

【0067】図9に示すように、超音波測距手段105は、前記超音波受信子125の出力に基づいて距離データを作成してナビゲーション装置97に入力する。

【0068】ナビゲーション装置97は、ミキサ101、デジタルイザ99b及び距離設定手段104に接続されている。ミキサ101の出力側はモニタ103に接続される。モニタ103には図11に示すモニタ画面141が表示される。

【0069】図11に示すように、モニタ画面141は、内視鏡画像142およびその画像中心143、断層画像144、内視鏡先端からの距離145、そして、内視鏡先端から断層画像までの距離146で構成される。

【0070】なお、断層画像144は内視鏡画像142に重畳されても良い。

【0071】(作用)次に、第3の形態の作用について説明する。

【0072】図10に示すように、内視鏡91は、先端部121の照明光学系123によって図示しない光源装置による照明光を伝送し、組織129を照明する。組織

129の画像は観察光学系122によって伝送されテレビカメラヘッド92内のCCDおよびカメラコントロールユニット94によって映像信号に変換される。

【0073】内視鏡91およびテレビカメラヘッド92によって撮像された内視鏡像、およびナビゲーション装置97からの術前診断画像a1による断層画像は、ミキサ101によって合成されモニタ103に表示される。

【0074】尚、図10に示す画像中心128は図11に示す内視鏡像142が画像中心143の位置に表示される。

【0075】一方、図10に示すように、超音波振動子124からの超音波信号の出力波126は、組織129により反射され、この反射信号の反射波127は超音波受信子125によって電気信号に変換され、その反射波形より図9に示す超音波測距手段105は先端部121から組織129までの距離130を計算する。超音波測距手段105による距離情報はナビゲーション装置97に入力され、断層画像入力手段98からの術前診断画像a1による断層画像144と共に、先端からの距離の表示145としてモニタ画面141に表示される。

【0076】一方、図9に示す距離設定手段104によって図10に示す先端部121からの距離131が設定される。ナビゲーション装置97は、先端部121からの距離131で、該距離131の奥行き方向に垂直な組織129内の断層面132を設定し、この断層面132にある断層画像を断層画像入力手段98からの術前診断画像a1から選択して、図11に示すモニタ画面141に断層画像144として表示する。また、距離設定手段104によって設定された距離131はモニタ画面141に距離情報(断層画像からの距離の表示146)として表示する。断層画像144は内視鏡11が移動された場合も、内視鏡11の移動に合わせて設定された距離131を保ちながら更新される。

【0077】(効果)第3の実施の形態によれば、モニタ画面141に内視鏡画像142とともに術前診断画像である組織の深さ方向に垂直な断層画像144を表示する場合、その表示距離を任意の深さに設定ができ、内視鏡画像142に対して見たい深さの断層画像144の選択が可能となるとともに、先端部121から組織129までの距離をリアルタイムに表示することにより断層画像144の組織表面からの深さを知ることができ、断層画像を設定する内視鏡からの距離を判断しやすくなる。

【0078】また、内視鏡画像142に断層画像144を重ねて投影する場合についても同様の効果が得られる。

【0079】(第4の実施の形態)図12及び図13は本発明の第4の実施の形態に係り、図12は内視鏡の先端部を示す断面図、図13はモニタに表示される画像を示す平面図である。第4の実施の形態の全体構成については図9を代用して説明する。

【0080】(構成)第4の実施の形態は、図12に示す組織129からの深さを図9に示す距離設定手段104により設定し、この深さにある断層画像を図9に示す断層画像入力手段98からの術前診断画像a1から選択して、図13に示すモニタ画面161に表示する。

【0081】モニタ画面161は、内視鏡画像162、断層画像163、先端からの距離165、表面からの深さ166が表示される。

【0082】(作用)まず、術者は、図9に示す距離設定手段104によって図12に示す組織129からの深さ(図13に示す深さ166の数値)を設定する。これにより、ナビゲーション装置97は、断層画像を表示する内視鏡91の先端部121からの距離131を、先端部121からの距離130と組織129の表面からの深さとして計算し、計算した距離にある断層画像を断層画像入力手段98からの術前診断画像a1から選択して、図13に示すモニタ画面161に断層画像163として表示する。これにより、内視鏡の先端からの距離130が変化しても、常に一定の深さの断層画像151、断層画像152、断層画像153、断層画像154が得られる。

【0083】(効果)このような第4の実施の形態によれば、モニタ画面161に内視鏡画像162とともに術前診断画像である組織の深さ方向に垂直な断層画像を表示する場合において、内視鏡91の先端部121が変化した場合にも組織129の表面からの任意の深さの断層画像を常に表示することが出来る。

【0084】また、内視鏡画像162に断層画像164を重ねて投影する場合についても同様の効果が得られる。

【0085】[付記]以上詳述したような本発明の上記実施の形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【0086】(付記項1) 体腔内に挿入されるとともに所定の光学系を介して前記体腔内を撮像する内視鏡装置において、前記内視鏡装置の前記光学系に関する光学情報を入力する光学情報入力手段と、前記体腔内の断層画像を表示可能な所定の医療観察装置で得られた断層画像信号を入力する断層画像信号入力手段と、前記光学情報入力手段からの前記光学情報に基づいて前記断層画像信号入力手段からの前記断層画像信号を処理し、前記内視鏡装置の前記光学系で得られる観察画像に対応した断層画像信号を得る断層画像信号処理手段と、を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【0087】(付記項2) 内部に固有の情報を保持する手段を具備する内視鏡において、前記固有情報が前記内視鏡の光学系の像面湾曲情報であり、前記固有情報により処理を行う術前診断画像表示装置と、前記内視鏡の画像内に術前診断画像を表示する手段と、を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【0088】(付記項3) 前記光学系の倍率を変更する手段と、倍率変更情報を出力する手段と、を具備し、前記術前診断画像表示装置が前記倍率変更情報と前記固有情報により処理を行うことを特徴とする付記項2に記載の内視鏡装置。

【0089】(付記項4) 前記内視鏡の先端からの距離を指定する距離設定手段と、前記内視鏡の組織からの距離測定手段と、前記距離設定手段により指定距離の術前診断画像を表示する術前診断画像表示装置と、を具備することを特徴とする付記項3に記載の内視鏡装置。

【0090】(付記項5) 前記距離測定手段が超音波振動子および受信子であることを特徴とする付記項4に記載の内視鏡装置。

【0091】(付記項6) 前記距離測定手段が可干渉光を用いることを特徴とする付記項4に記載の内視鏡装置。

【0092】(付記項7) 前記術前診断画像表示装置が前記像面湾曲情報により、湾曲画像を平面に戻す処理を行うことを特徴とする付記項3に記載の内視鏡装置。

【0093】(付記項8) 前記像面湾曲情報が、焦点位置、およびその前後の情報であることを特徴とする付記項3に記載の内視鏡装置。

【0094】(付記項9) 前記術前診断画像表示装置が、組織の深さを指定する手段と、前記組織の深さと前記距離測定手段による結果の和によって前記術前診断画像を表示することを特徴とする付記項4に記載の内視鏡装置。

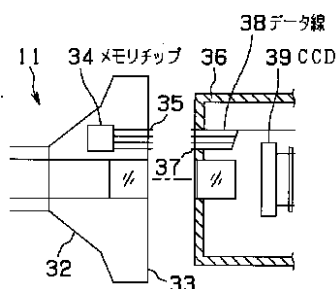
【0095】(付記項10) 前記距離手段による距離情報を表示する表示手段を有することを特徴とする付記項4に記載の内視鏡装置。

【0096】

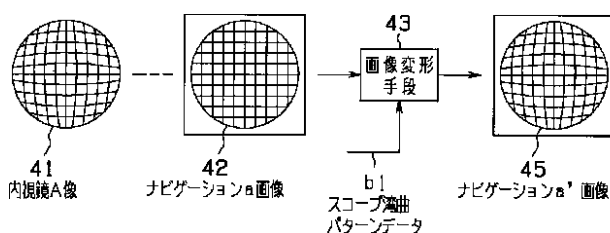
【発明の効果】以上述べた様に請求項1に記載の内視鏡装置によれば、内視鏡装置の光学系で得られる観察画像と、この観察画像に対応した断層画像信号とを正確に位置合わせできるので、内視鏡装置を用いて手術を行う場合において術者に必要な術前診断情報を正確に提供でき、手術の作業効率を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡装置の



【図2】



【図3】

全体構成を示す説明図。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係る内視鏡とカメラヘッドの接続部を示す断面図。

【図3】本発明の第1の実施の形態に係るナビゲーション装置の内部での処理を示す第1の説明図。

【図4】本発明の第1の実施の形態に係るナビゲーション装置の内部での処理を示す第2の説明図。

【図5】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す説明図。

【図6】本発明の第2の実施の形態に係る内視鏡とカメラヘッドの接続部を示す断面図。

【図7】本発明の第2の実施の形態に係るナビゲーション装置の内部での処理を示す第1の説明図。

【図8】本発明の第2の実施の形態に係るナビゲーション装置の内部での処理を示す第2の説明図。

【図9】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す説明図。

【図10】本発明の第3の実施の形態に係る内視鏡の先端部を示す断面図。

【図11】本発明の第3の実施の形態に係るモニタに表示される画像を示す平面図。

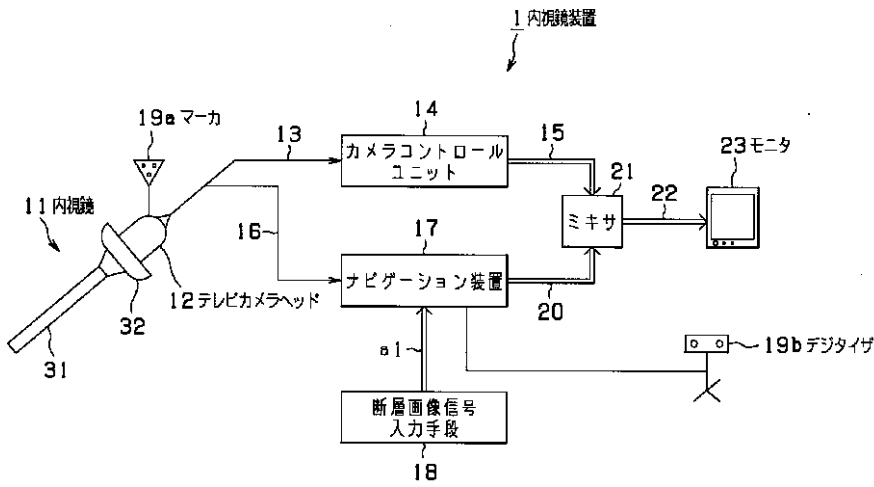
【図12】本発明の第4の実施の形態に係る内視鏡の先端部を示す断面図。

【図13】本発明の第4の実施の形態に係るモニタに表示される画像を示す平面図。

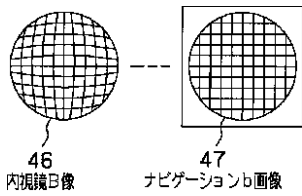
【符号の説明】

- 1 ...内視鏡装置
- 11 ...内視鏡
- 12 ...テレビカメラヘッド
- 14 ...カメラコントロールユニット
- 17 ...ナビゲーション装置
- 18 ...断層画像信号入力手段
- 19 a ...マーカ
- 19 b ...デジタイザ
- 21 ...ミキサ
- 23 ...モニタ
- 34 ...メモリチップ
- 38 ...データ線
- 39 ...CCD

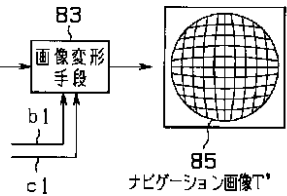
【図1】



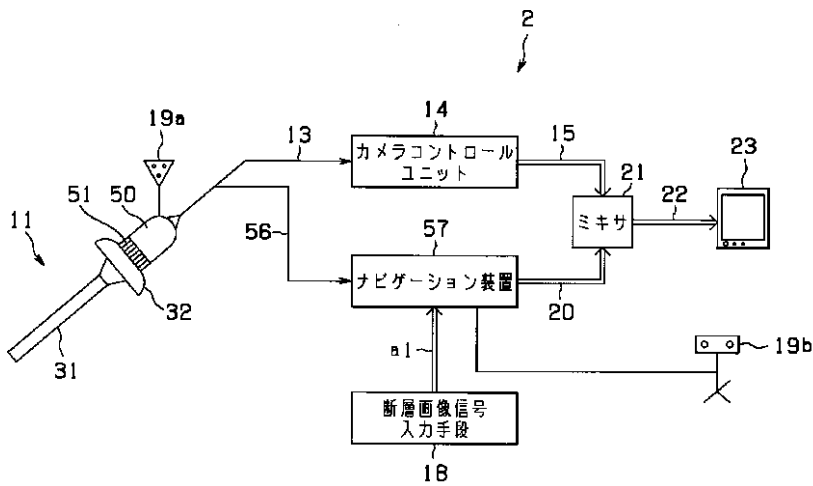
【図4】



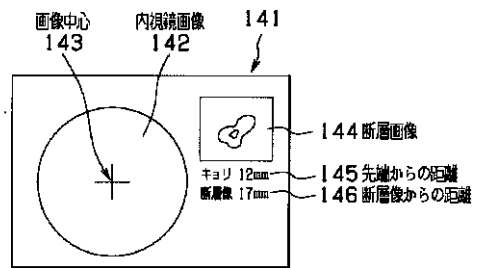
【図7】



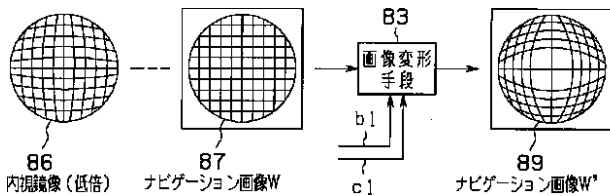
【図5】



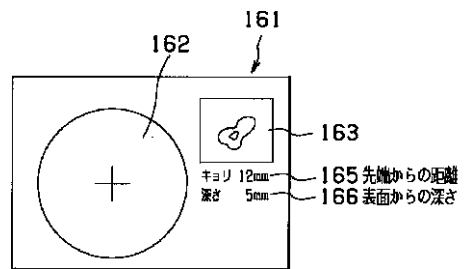
【図11】



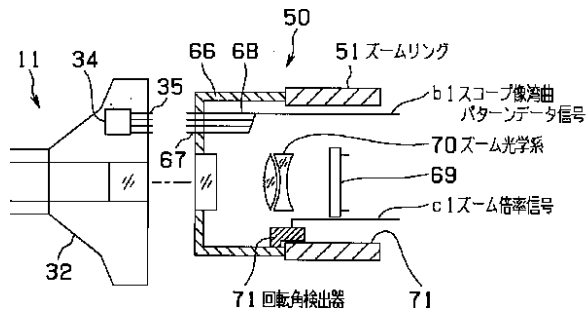
【図8】



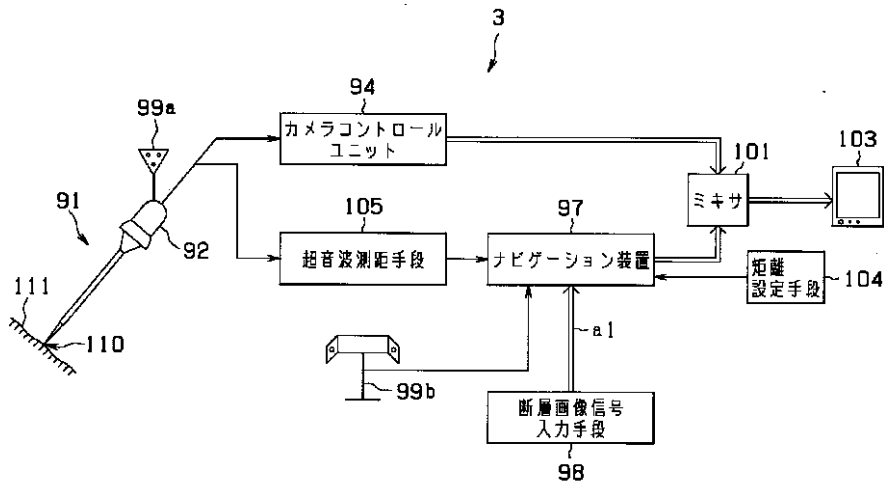
【図13】



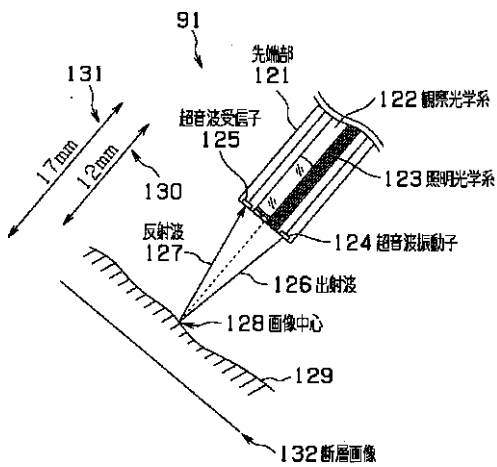
【図6】



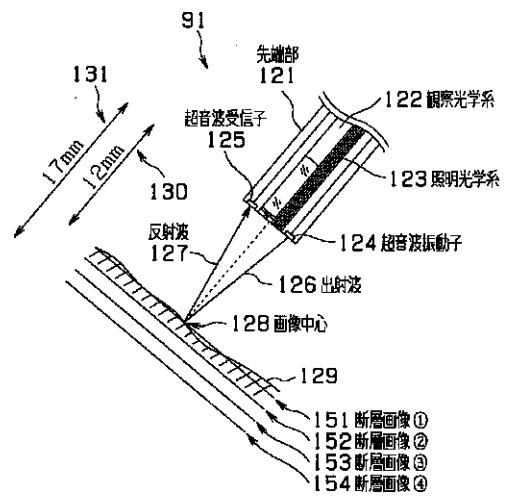
【図9】



【図10】



【図12】



## フロントページの続き

- |   |  |
|---|--|
| (72)発明者 中村 元一<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ<br>ンパス光学工業株式会社内 | (72)発明者 絹川 正彦<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ<br>ンパス光学工業株式会社内  |
| (72)発明者 植田 昌章<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ<br>ンパス光学工業株式会社内 | Fターム(参考) 2H040 BA22 DA01 DA32 GA02 GA11<br>4C061 CC06 FF02 HH52 JJ17 JJ18<br>JJ19 LL03 NN01 NN05 SS11<br>SS21 TT12 WW10 WW18 |
| (72)発明者 中西 一仁<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ<br>ンパス光学工業株式会社内 | 4C301 AA03 DD21 EE11 FF05<br>4C601 DD01 EE09 FE01 FE02   |
| (72)発明者 溝口 正和<br>東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ<br>ンパス光学工業株式会社内 | 5C054 AA01 CC07 EA01 FC11 FD05<br>FD07 FE12 HA12   |

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003199707A</a>	公开(公告)日	2003-07-15
申请号	JP2001401834	申请日	2001-12-28
[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	大野 涉 塩田 敬司 中村 元一 植田 昌章 中西 一仁 溝口 正和 絹川 正彦		
发明人	大野 涉 塩田 敬司 中村 元一 植田 昌章 中西 一仁 溝口 正和 絹川 正彦		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/04 A61B8/12 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/26.D H04N7/18.M A61B8/12 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.620 A61B1/045.623		
F-TERM分类号	2H040/BA22 2H040/DA01 2H040/DA32 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF02 4C061/HH52 4C061/JJ17 4C061/JJ18 4C061/JJ19 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/SS11 4C061/SS21 4C061/TT12 4C061/WW10 4C061/WW18 4C301/AA03 4C301/DD21 4C301/EE11 4C301/FF05 4C601/DD01 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/FE02 5C054/AA01 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/FC11 5C054/FD05 5C054/FD07 5C054/FE12 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/FF02 4C161/HH52 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/JJ19 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/SS11 4C161/SS21 4C161/TT12 4C161/WW10 4C161/WW18 4C601/DD05 4C601/LL27		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003199707A5 JP4022068B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：正确地对准由内窥镜设备的光学系统获得的观察图像和与观察图像对应的断层图像信号。解决方案：导航装置17利用标记器19a和数字转换器19b检测内窥镜11的尖端和远离内窥镜的尖端的操作部分在光轴方向上的预定距离的位置。接下来，导航装置17放大或缩小并旋转操作前诊断图像（a1），使得图像的位置叠加在由摄像机控制单元14获得的内窥镜图像上。然后，导航装置17使预先变形。 - 通过基于从内窥镜11中的存储器芯片提供的图像表面弯曲信息的映射转换的操作诊断图像a1，并且经由电缆20将变形图像输入到混合器21中。

