

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4022068号
(P4022068)

(45) 発行日 平成19年12月12日(2007.12.12)

(24) 登録日 平成19年10月5日(2007.10.5)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 D
H O 4 N 7/18 (2006.01)	H O 4 N 7/18 M
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2001-401834 (P2001-401834)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年12月28日(2001.12.28)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2003-199707 (P2003-199707A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成15年7月15日(2003.7.15)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成16年10月12日(2004.10.12)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	大野 涉
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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4番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	中村 元一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内の被写体の光学像を得る光学系と、焦点面に応じた像面湾曲情報が記憶されたメモリと、を具備する内視鏡と、

前記光学系によって得られた前記光学像を撮像する撮像部と、

前記内視鏡の先端の位置、及び、前記光学系の光軸方向に存在する前記被写体の位置を検出する位置検出部と、

前記位置検出部の検出結果に基づき、前記被写体の位置における前記被写体の断層像を断層画像信号として取得する断層像取得部と、

前記メモリに記憶された前記像面湾曲情報に基づき、前記断層像取得部が取得した前記断層像に対し、前記光学像の湾曲状態と同等の湾曲状態を与えるための歪み処理を施す画像変形部と、

前記光学像、及び、前記歪み処理が施された断層像を合成して出力する画像合成部と、を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記撮像部は、ズーム倍率を変更しつつ前記被写体の光学像を撮像可能であるとともに、該ズーム倍率をズーム倍率信号として出力し、

前記画像変形部は、前記メモリに記憶された前記像面湾曲情報と、前記撮像部から出力される前記ズーム倍率情報とに基づき、前記断層像取得部が取得した前記断層像に対し、前記ズーム倍率に応じた前記光学像の湾曲状態と同等の湾曲状態を与えるための歪み処理

10

20

を施すことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、体腔内の被写体の光学像を得るための内視鏡を具備した内視鏡システムに関する。

【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うが、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システムを提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

前記目的を達成するため、本発明の内視鏡システムは、体腔内の被写体の光学像を得る光学系と、焦点面に応じた像面湾曲情報が像面湾曲情報として記憶されたメモリと、を具備する内視鏡と、前記光学系によって得られた前記光学像を撮像する撮像部と、前記内視鏡の先端の位置、及び、前記光学系の光軸方向に存在する前記被写体の位置を検出する位置検出部と、前記位置検出部の検出結果に基づき、前記被写体の位置における前記被写体の断層像を断層画像信号として取得する断層像取得部と、前記メモリに記憶された前記像面湾曲情報に基づき、前記断層像取得部が取得した前記断層像に対し、前記光学像の湾曲状態と同等の湾曲状態を与えるための歪み処理を施す画像変形部と、前記光学像、及び、前記歪み処理が施された断層像を合成して出力する画像合成部と、を具備することを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

【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。

【 0 0 1 2 】

(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。

20

【 0 0 1 3 】

この内視鏡装置1は、内視鏡11と、テレビカメラヘッド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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

30

【 0 0 1 6 】

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。

40

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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

50

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 a 1 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と電氣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 a 1 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。

10

【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CCD 39 が配置されている。CCD 39 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。

20

【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 a 1）を入力するようになっている。

30

【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。

40

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 CCD 39 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】

50

ナビゲーション装置 17 では、マーカ 19 a およびデジタイザ 19 b 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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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、マーカー19aとデジタイザ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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

10

【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。

20

【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)

30

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。

40

【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

50

。

【 0 0 7 6 】

一方、図 9 に示す距離設定手段 1 0 4 によって図 1 0 に示す先端部 1 2 1 からの距離 1 3 1 が設定される。ナビゲーション装置 9 7 は、先端部 1 2 1 からの距離 1 3 1 で、該距離 1 3 1 の奥行き方向に垂直な組織 1 2 9 内の断層面 1 3 2 を設定し、この断層面 1 3 2 にある断層画像を断層画像入力手段 9 8 からの術前診断画像 a 1 から選択して、図 1 1 に示すモニタ画面 1 4 1 に断層画像 1 4 4 として表示する。また、距離設定手段 1 0 4 によって設定された距離 1 3 1 はモニタ画面 1 4 1 に距離情報（断層画像からの距離の表示 1 4 6）として表示する。断層画像 1 4 4 は内視鏡 1 1 が移動された場合も、内視鏡 1 1 の移動に合わせて設定された距離 1 3 1 を保ちながら更新される。

10

【 0 0 7 7 】

（効果）

第 3 の実施の形態によれば、モニタ画面 1 4 1 に内視鏡画像 1 4 2 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 1 4 4 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 1 4 2 に対して見たい深さの断層画像 1 4 4 の選択が可能となるとともに、先端部 1 2 1 から組織 1 2 9 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 1 4 4 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。

【 0 0 7 8 】

また、内視鏡画像 1 4 2 に断層画像 1 4 4 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。

20

【 0 0 7 9 】

（第 4 の実施の形態）

図 1 2 及び図 1 3 は本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 1 2 は内視鏡の先端部を示す断面図、図 1 3 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。

【 0 0 8 0 】

（構成）

第 4 の実施の形態は、図 1 2 に示す組織 1 2 9 からの深さを図 9 に示す距離設定手段 1 0 4 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 9 8 からの術前診断画像 a 1 から選択して、図 1 3 に示すモニタ画面 1 6 1 に表示する。

30

【 0 0 8 1 】

モニタ画面 1 6 1 は、内視鏡画像 1 6 2、断層画像 1 6 3、先端からの距離 1 6 5、表面からの深さ 1 6 6 が表示される。

【 0 0 8 2 】

（作用）

まず、術者は、図 9 に示す距離設定手段 1 0 4 によって図 1 2 に示す組織 1 2 9 からの深さ（図 1 3 に示す深さ 1 6 6 の数値）を設定する。これにより、ナビゲーション装置 9 7 は、断層画像を表示する内視鏡 9 1 の先端部 1 2 1 からの距離 1 3 1 を、先端部 1 2 1 からの距離 1 3 0 と組織 1 2 9 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 9 8 からの術前診断画像 a 1 から選択して、図 1 3 に示すモニタ画面 1 6 1 に断層画像 1 6 3 として表示する。これにより、内視鏡の先端からの距離 1 3 0 が変化しても、常に一定の深さの断層画像 1 1 5 1、断層画像 2 1 5 2、断層画像 3 1 5 3、断層画像 4 1 5 4 が得られる。

40

【 0 0 8 3 】

（効果）

このような第 4 の実施の形態によれば、モニタ画面 1 6 1 に内視鏡画像 1 6 2 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 9 1 の先端部 1 2 1 が変化した場合にも組織 1 2 9 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。

50

【 0 0 8 4 】

また、内視鏡画像 1 6 2 に断層画像 1 6 4 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。

【 0 0 8 5 】

[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。

【 0 0 8 6 】

(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。

10

【 0 0 8 7 】

(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。

20

【 0 0 8 8 】

(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。

【 0 0 8 9 】

(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。

30

【 0 0 9 0 】

(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。

【 0 0 9 1 】

(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。

【 0 0 9 2 】

(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。

40

【 0 0 9 3 】

(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。

【 0 0 9 4 】

(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。

【 0 0 9 5 】

50

(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、本発明の内視鏡システムによれば、内視鏡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全体構成を示す説明図。

10

【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。

20

【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

1 1 ...内視鏡

1 2 ...テレビカメラヘッド

30

1 4 ...カメラコントロールユニット

1 7 ...ナビゲーション装置

1 8 ...断層画像信号入力手段

1 9 a ...マーカ

1 9 b ...デジタイザ

2 1 ...ミキサ

2 3 ...モニタ

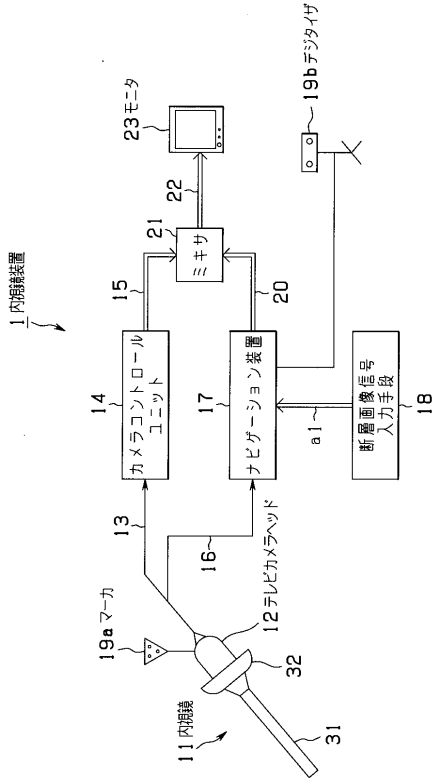
3 4 ...メモリチップ

3 8 ...データ線

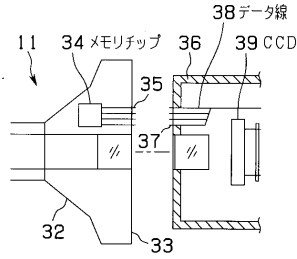
3 9 ...CCD

40

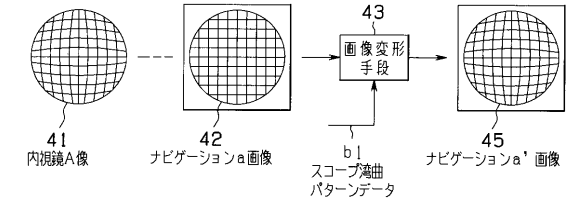
【図1】



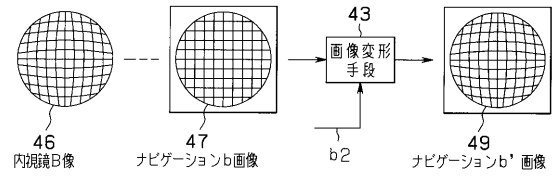
【図2】



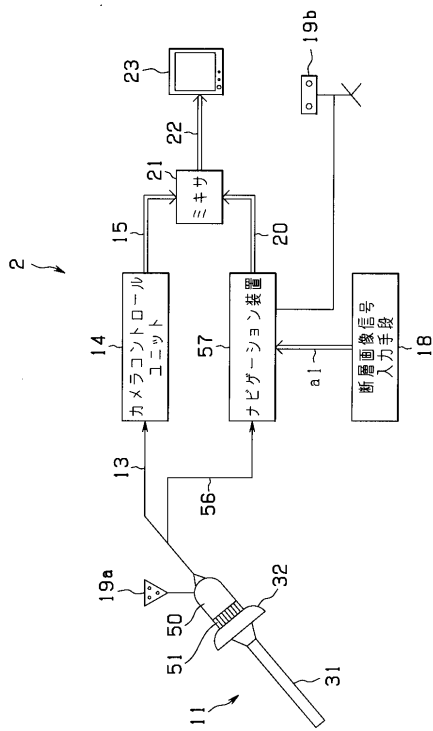
【図3】



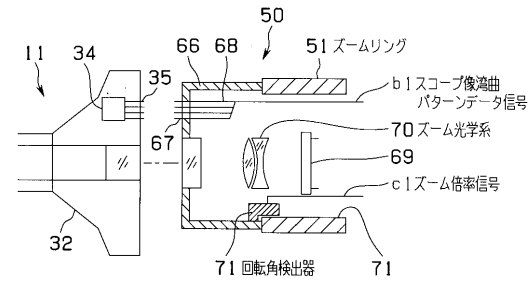
【図4】



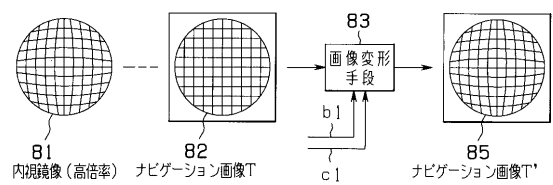
【図5】



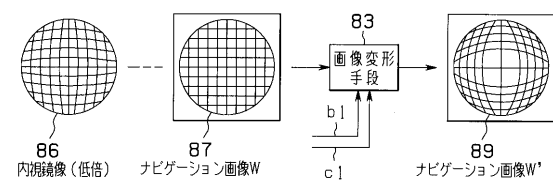
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (72)発明者 植田 昌章
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 中西 一仁
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 溝口 正和
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 絹川 正彦
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

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平06-315110(JP,A)
特表2002-504385(JP,A)
特開2001-204738(JP,A)
特開平06-285017(JP,A)
特開平05-305073(JP,A)
特開昭61-244323(JP,A)
特公平07-062737(JP,B2)
特公平08-022272(JP,B2)
特開平08-238216(JP,A)
特許第2543855(JP,B2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26
H04N 7/18
A61B 8/12
A61B 6/03

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4022068B2	公开(公告)日	2007-12-12
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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[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	A61B1/04 G02B23/26 H04N7/18 A61B8/12		
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 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 4C301/AA03 4C301/DD21 4C301/EE11 4C301/FF05 4C601/DD01 4C601/DD05 4C601/EE09 4C601/FE01 4C601/FE02 4C601/LL27 5C054/AA01 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/FC11 5C054/FD05 5C054/FD07 5C054/FE12 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003199707A5 JP2003199707A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确地定位由内窥镜装置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：在导航装置17中，标记器19a和数字转换器19b检测内窥镜11的远端相对于被操作部分在光轴方向上距远端的固定距离处的位置。接下来，在导航装置17中，基于位置的检测结果，将术前诊断图像a 1转换为由摄像机控制单元14获得的内窥镜图像，使得术前诊断图像a 1的位置关系与由摄像机控制单元14获得的内窥镜图像匹配。放大或缩小并旋转。此外，导航装置17通过基于从内窥镜11的存储芯片提供的场曲率信息的映射转换使术前诊断图像a 1变形，并通过线缆20将其输入到混合器21。

1 図 概観図

