

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-289231

(P2007-289231A)

(43) 公開日 平成19年11月8日(2007.11.8)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 O O R 4 C O 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-117519 (P2006-117519)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成18年4月21日(2006.4.21)		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	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	金井 守康
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 FF43

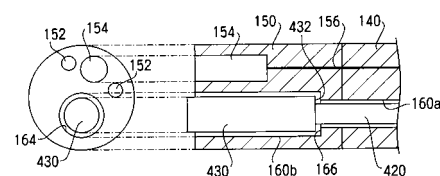
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

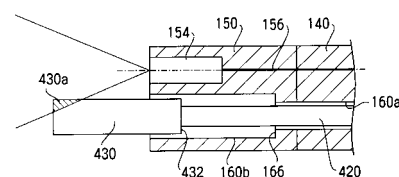
【課題】先端部が比較的大型なプローブを内視鏡の鉗子用チャンネルの屈曲状態に依存することなく当該鉗子用チャンネルにセットすることを可能とする。

【解決手段】体腔内に挿入される可撓性を有した第一の可撓管と、第一の可撓管先端に設けられ、該体腔内を観察するための観察系ユニットを硬性部材により内包して保持した第一の先端部と、第一の先端部前面に第一の開口を有し、第一の可撓管末端側に第二の開口を有した鉗子用チャンネルとを有した内視鏡と、鉗子用チャンネルに挿入される可撓性を有した第二の可撓管と、第二の可撓管先端に設けられ、所定のユニットを硬性部材により内包して保持した第二の先端部とを有したプローブを具備し、第一の開口から鉗子用チャンネルにプローブが挿入されたとき、第二の先端部が鉗子用チャンネルのうちの第一の可撓管で覆われた可撓部分に入り込まないように、当該鉗子用チャンネルにストッパ手段を設けた内視鏡システムを提供する。

【選択図】 図4



(a)



(b)

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される可撓性を有した第一の可撓管と、前記第一の可撓管先端に設けられ、該体腔内を観察するための観察系ユニットを硬性部材により内包して保持した第一の先端部と、前記第一の先端部前面に第一の開口を有し、前記第一の可撓管末端側に第二の開口を有した鉗子用チャンネルと、を有した内視鏡と、

前記鉗子用チャンネルに挿入される可撓性を有した第二の可撓管と、前記第二の可撓管先端に設けられ、所定のユニットを硬性部材により内包して保持した第二の先端部と、を有したプローブと、を具備した内視鏡システムにおいて、

前記第一の開口から前記鉗子用チャンネルに前記プローブが挿入されたとき、前記第二の先端部が前記鉗子用チャンネルのうちの前記第一の可撓管で覆われた可撓部分に入り込まないように、当該鉗子用チャンネルにストッパ手段を設けたこと、を特徴とする内視鏡システム。 10

【請求項 2】

前記第二の先端部が略円筒形状を有し、前記第二の可撓管の外径が前記第二の先端部の外径よりも小さく形成され、

前記鉗子用チャンネルが、前記第二の先端部の外径よりも大きい第一の内径部分と、前記第二の先端部の外径よりも小さく且つ前記第二の可撓管の外径よりも大きい第二の内径部分を含み、

前記ストッパ手段は、前記第一の内径部分と前記第二の内径部分との段差から成ること、を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。 20

【請求項 3】

前記第二の先端部が略円筒形状を有し、前記第二の可撓管の外径が前記第二の先端部の外径よりも小さく形成され、

前記鉗子用チャンネルが、前記第二の先端部の外径よりも大きい第一の内径部分と、前記第二の先端部の外径よりも小さく且つ前記第二の可撓管の外径よりも大きい第二の内径部分を含み、

前記ストッパ手段は、前記第一の内径部分と前記第二の内径部分とを繋ぐスロープ部分から成ること、を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第二の開口の径が前記第二の先端部の外径よりも小さいこと、を特徴とする請求項 1 から請求項 3 の何れかに記載の内視鏡システム。 30

【請求項 5】

前記第二の先端部に保持された所定のユニットは、前記観察系ユニットよりも高倍率の画像を取得するための拡大画像取得ユニットであること、を特徴とする請求項 1 から請求項 4 の何れかに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記拡大画像取得ユニットは共焦点観察を行うためのユニットであること、を特徴とする請求項 1 から請求項 5 の何れかに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】 40

【技術分野】

【0001】

この発明は、体腔内を観察するための内視鏡、及び、該内視鏡に設けられた鉗子用チャンネルに挿通されるプローブを具備した内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、患者の体腔内を高倍率・高解像度で観察するための共焦点プローブが提案されている（例えば下記特許文献 1 参照）。下記特許文献 1 に開示されている共焦点プローブは、内視鏡の鉗子用チャンネルに挿通して使用されることを想定して構成されている。

【特許文献 1】特開 2000 - 258699 号公報

【 0 0 0 3 】

また、この共焦点プローブは可撓性を有するよう構成されている。このように共焦点プローブを構成することにより、鉗子用チャンネルに対する円滑な挿通が実現されるようになる。またこのような構成は、鉗子用チャンネル挿通時において内視鏡の全体的な可撓性を損なわないよう作用する。

【 0 0 0 4 】

一方、共焦点プローブの先端部は硬性部材で形成されている。例えば上記特許文献 1 に開示されているように、共焦点プローブの先端にはビーム走査用ミラー及び対物光学系が備えられている。これらの部材は、例えば外部圧力等の外因からの保護や、互いの相対的な位置関係の維持等を達成するため、樹脂成型品であるハウジングに内包して保持されている。 10

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

上記ハウジングは、一般に、各部材を十分に内包できる程度にそのサイズが抑えられて設計されている。このような観点から、ハウジングのサイズはその内包物各々のサイズや数、互いの配置関係等に依存して決定されると言える。共焦点プローブの先端部は、上記に示されたように比較的複雑な構成を有している。従って、上記ハウジングはこのような複雑な構成を内包して保持できるよう、比較的大きく形成される必要がある。この結果、上記ハウジングは鉗子用チャンネルに挿通される部分の中で最も太い径を有する部分となり得る。共焦点プローブの径は実質的にハウジングの径によって決まると言える。 20

【 0 0 0 6 】

ここで、共焦点プローブを鉗子用チャンネルに挿通させるためには当該プローブの径が鉗子用チャンネルの内径よりも細いことが必須の要件である。しかし、鉗子用チャンネルの内径を大きくすると内視鏡が大径化してしまい望ましくない。このため共焦点プローブ（より詳細には先端部）を細径化させることが一般に要求される。

【 0 0 0 7 】

上述した理由により先端部を細径化させるため、ハウジング内部において各部材は、共焦点プローブの長手方向に並ぶように設置されている。換言すると、ハウジングはこのように設置された各部材を内包して保持するよう形成されている。すなわちハウジングは、共焦点プローブの径方向に幅を有さないよう細く形成されている。そしてそのトレードオフとして、共焦点プローブの長手方向に長く形成されている。 30

【 0 0 0 8 】

しかし上記の如くハウジングを形成した場合、以下に示される問題が起こり得る。図 1 を参照してその問題について説明する。

【 0 0 0 9 】

図 1 (a) は、鉗子用チャンネル c と共焦点プローブ p との関係を示した模式図である。図 1 (a) によると、鉗子用チャンネル c はその内径が $\phi 4$ (mm) であり屈曲した状態にある。ここで、鉗子用チャンネル c の屈曲度合いを曲率半径 r (mm) を用いて便宜的に示す。点 O は曲率半径 r の中心を便宜上示した仮想的な点である。 40

【 0 0 1 0 】

また図 1 (a) によると、共焦点プローブ p はこの鉗子チャンネル c に挿通されている途中の段階である。共焦点プローブ p はその先端にハウジング h を備えている。ハウジング h は、 ϕs (mm) の外径、及び、x (mm) の全長を有するよう形成されている。

【 0 0 1 1 】

ここで、鉗子用チャンネル c が曲げられてその屈曲度合いが高い場合（すなわち曲率半径 r が小さい状態であるとき）、ハウジング h の数箇所が鉗子用チャンネル c の内壁に対して、押し付けるように接する。鉗子用チャンネル c の屈曲度合いによっては、当接部分においてハウジング h の及ぼす作用が当該鉗子用チャンネル c を変形させる程度に強くなってしまうことも想定される。このような状態になると、ハウジング h が鉗子用チャネ 50

ル c 内で引っ掛かり、当該ハウジング h を鉗子用チャンネル c に挿通させることができなくなってしまう。具体的には、図 1 (a) において $r \sin \theta < x / 2$ を満たす状態にあるとき、ハウジング h は鉗子用チャンネル c を挿通できない状態となる。

【 0 0 1 2 】

図 1 (b) は、鉗子用チャンネル c を挿通可能なハウジング h の径 ϕs と、曲率半径 r との関係を示したグラフである。縦軸が径 ϕs を示し、横軸が曲率半径 r を示す。図 1 (b) のグラフの細線 L_1 は、ハウジング h の全長 x を 10 (mm) としたときの上記関係を示したものである。また図 1 (b) のグラフの太線 L_2 は、ハウジング h の全長 x を 30 (mm) としたときの上記関係を示したものである。

【 0 0 1 3 】

先ず、全長 x が 10 (mm) の場合について説明する。この場合、鉗子用チャンネル c を挿通可能なハウジング h の径 ϕs は曲率半径 r に拘わらず略一定である。附言するに、ここでの ϕs は、曲率半径 r に拘わらず常に $\phi 4$ (すなわち鉗子用チャンネル c の内径) に近い値となっている。例えばハウジングの径が $\phi 3.5$ であれば、鉗子用チャンネル c の屈曲度合いが高くて共焦点プローブ p を鉗子用チャンネル c に挿通させることが可能である。

【 0 0 1 4 】

しかし、ハウジング h の全長を 10 (mm) 程度に抑えることは困難である。これは、例えばビームの走査範囲や走査角等を確保する観点から、各走査用ミラーを密に配置することが困難であるからである。

【 0 0 1 5 】

次に、全長 x が 30 (mm) の場合について説明する。この場合、曲率半径 r が 200 (mm) を下回ると、鉗子用チャンネル c を挿通可能なハウジング h の径 ϕs が急激に細くなる。すなわち鉗子用チャンネル c の屈曲度合いが高い場合には、ハウジング h の径を細くしない限り共焦点プローブ p を鉗子用チャンネル c に挿通させることができなくなると言える。しかし、ハウジング h を細径化させるのにも限界がある。この理由として、例えばハウジング h の径を走査用ミラーや対物光学系のサイズよりも小さくできないことが挙げられる。

【 0 0 1 6 】

なお、例えば柔軟性を持つ材料でハウジングを形成することも想定されるが、ハウジング内の各部材を保護するという観点や、各部材の相対的な位置関係を維持するという観点から望ましい解決方法とは言えない。

【 0 0 1 7 】

また、このような問題は、先端部の構成が複雑でありその先端部を小型化することが困難な他のプローブにおいても共通して起こり得る。

【 0 0 1 8 】

そこで、本発明は上記の事情に鑑みて、先端部が比較的大型なプローブを内視鏡の鉗子用チャンネルの屈曲状態に依存することなく当該鉗子用チャンネルにセットすることを可能とする内視鏡システムを提供することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 9 】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡システムは、体腔内に挿入される可撓性を有した第一の可撓管と、第一の可撓管先端に設けられ、該体腔内を観察するための観察系ユニットを硬性部材により内包して保持した第一の先端部と、第一の先端部前面に第一の開口を有し、第一の可撓管末端側に第二の開口を有した鉗子用チャンネルとを有した内視鏡を備える。また、鉗子用チャンネルに挿入される可撓性を有した第二の可撓管と、第二の可撓管先端に設けられ、所定のユニットを硬性部材により内包して保持した第二の先端部とを有したプローブも備える。この内視鏡システムは、第一の開口から鉗子用チャンネルにプローブが挿入されたとき、第二の先端部が鉗子用チャンネルのうちの第一の可撓管で覆われた可撓部分に入り込まないように、当該鉗子用チャンネルにストッパ手段を

10

20

30

40

50

設けたことを特徴としたものである。

【0020】

このように構成された内視鏡システムによれば、プローブを鉗子用チャンネルにセットする際にその先端部を鉗子用チャンネルのうちの第一の可撓管で覆われた可撓部分に挿入する必要がない。従ってその先端部が比較的大型なプローブであっても、鉗子用チャンネルの屈曲状態に依存することなく当該鉗子用チャンネルにセットすることが可能である。

【0021】

なお上記内視鏡システムにおいて、例えば第二の先端部が略円筒形状を有し、第二の可撓管の外径が第二の先端部の外径よりも小さく形成されていても良い。この場合、鉗子用チャンネルが、第二の先端部の外径よりも大きい第一の内径部分と、第二の先端部の外径よりも小さく且つ第二の可撓管の外径よりも大きい第二の内径部分を含むよう構成されている。そしてストッパ手段は、例えば第一の内径部分と第二の内径部分との段差から成る。

10

【0022】

また、このストッパ手段は、例えば第一の内径部分と第二の内径部分とを繋ぐスロープ部分から成るものであっても良い。

【0023】

また上記内視鏡システムにおいて第二の開口の径が第二の先端部の外径よりも小さくても良い。このような構成によれば、術者がプローブの先端部を第二の開口に誤って挿入してしまうことが好適に防止される。

20

【0024】

附言するに第二の先端部に保持された所定のユニットは、例えば観察系ユニットよりも高倍率の画像を取得するための拡大画像取得ユニットであっても良い。このような拡大画像取得ユニットには例えば共焦点観察を行うためのユニットが想定される。

【発明の効果】

【0025】

本発明に係る内視鏡システムによれば、先端部が比較的大型なプローブを、内視鏡の鉗子用チャンネルの屈曲状態に依存することなく当該鉗子用チャンネルにセットすることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【0026】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態の電子内視鏡システムの構成及び作用について説明する。

【0027】

図2は、本発明の実施の形態の電子内視鏡システム10の外観を概略的に示した図である。本実施形態の電子内視鏡システム10は、患者の管腔を観察・診断するためのシステムであり、電子内視鏡100、通常観察用プロセッサ200、通常観察用モニタ300、共焦点プローブ400、共焦点観察用プロセッサ500、及び、共焦点観察用モニタ600を具備する。

【0028】

40

本実施形態の電子内視鏡100の末端部にはコネクタユニット110が設けられている。このコネクタユニット110は二本のピンプラグを有している。一方、通常観察用プロセッサ200のフロント面にはプロセッサ側コネクタ部210が設けられている。プロセッサ側コネクタ部210は二つのジャックを有している。各対のピンプラグ-ジャックはそれぞれ光学的接続と電氣的接続を果たすためのものである。従ってコネクタユニット110とプロセッサ側コネクタ部210とが接続されることにより、電子内視鏡100と通常観察用プロセッサ200とが光学的且つ電氣的に接続される。

【0029】

コネクタユニット110にはユニバーサルコード120の一端が連結している。ユニバーサルコード120は可撓性を有しており、もう一端が操作部130に連結している。

50

【 0 0 3 0 】

操作部 1 3 0 は電子内視鏡 1 0 0 を術者に操作させるための入力インターフェースである。操作部 1 3 0 の操作鉤を操作することにより、例えば体腔内に送気させたり洗浄液を噴射させたりすることができる。操作部 1 3 0 には挿入部可撓管 1 4 0 の一端が連結している。

【 0 0 3 1 】

挿入部可撓管 1 4 0 は患者の体腔内に挿入される管であり、可撓性を有している。挿入部可撓管 1 4 0 の先端には先端部 1 5 0 が設けられている。操作部 1 3 0 のアングルノブの操作によって先端部 1 5 0 根元付近の挿入部可撓管 1 4 0 が屈曲されると先端部 1 5 0 のアングルが変化し、それに伴って観察領域も変更される。

10

【 0 0 3 2 】

また挿入部可撓管 1 4 0 の内部には鉗子用チャンネル 1 6 0 (図 2 の点線) が形成されている。この鉗子用チャンネル 1 6 0 は、手技や診断のために用いられる処置具が挿通されるチャンネルである。ここで、図 3 に、先端部 1 5 0 の概略的な側断面図を示す。鉗子用チャンネル 1 6 0 は、先端部 1 5 0 前面に一方の開口部 1 6 4 を有している (図 3 参照) 。また操作部 1 3 0 近傍にもう一方の開口部 (鉗子用チャンネル口 1 6 2) を有している (図 2 参照) 。

【 0 0 3 3 】

術者は、使用したい処置具の先端を鉗子用チャンネル口 1 6 2 から鉗子用チャンネル 1 6 0 に挿入する。そして開口部 1 6 4 から処置具先端部が僅かに突出する程度まで当該処置具を挿入し続ける。これにより手技や診断中であれば、その観察対象部位に処置具先端部が到達して、当該処置具を使用した手技や診断を実施することが可能となる。

20

【 0 0 3 4 】

一方、本実施形態の共焦点プローブ 4 0 0 を使用する際には、術者は、上述した処置具のセッティングとは別の方法で当該プローブ 4 0 0 を電子内視鏡 1 0 0 にセットする。具体的には、術者は、共焦点プローブ 4 0 0 の末端部 4 1 0 を開口部 1 6 4 から鉗子用チャンネル 1 6 0 に挿入する。そしてこの共焦点プローブ 4 0 0 の末端部 4 1 0 側が鉗子用チャンネル口 1 6 2 から突出するまで当該共焦点プローブ 4 0 0 を挿入し続ける。附言するに術者は、共焦点プローブ 4 0 0 を用いて観察を行いたいときには電子内視鏡 1 0 0 を体腔内に挿入する前に当該プローブ 4 0 0 をセットする必要がある。

30

【 0 0 3 5 】

この共焦点プローブ 4 0 0 は、末端部 4 1 0 、可撓部 4 2 0 、及び、先端部 4 3 0 を具備する。末端部 4 1 0 は、共焦点プローブ 4 0 0 と共焦点観察用プロセッサ 5 0 0 とを光学的に接続するための接続部である。末端部 4 1 0 と、共焦点観察用プロセッサ 5 0 0 前面に設置されたプロセッサ側コネクタ部 5 1 0 とを接続することにより、共焦点プローブ 4 0 0 で得られた光学像が共焦点観察用プロセッサ 5 0 0 に入力されるようになる。

【 0 0 3 6 】

可撓部 4 2 0 は、末端部 4 1 0 と先端部 4 3 0 とを機械的に連結するチューブである。この可撓部 4 2 0 は、末端部 4 1 0 から先端部 4 3 0 に掛けて延在するシングルモードファイバ及び下記アクチュエータ用のケーブル (不図示) を覆っている。なお本実施形態の共焦点プローブ 4 0 0 において末端部 4 1 0 の外径は可撓部 4 2 0 の外径と同程度に抑えられている。

40

【 0 0 3 7 】

先端部 4 3 0 は、略円筒形状を有したハウジングを備えている。そしてこのハウジング内には、共焦点観察を実現するための各要素が内包して保持されている。附言するに各要素とは、シングルモードファイバの先端側部分、ビーム走査用のアクチュエータ、及び、共焦点用対物光学系を少なくとも含む。この上記ハウジングは先端部 4 3 0 の外形状を成すものである。従って本明細書において「先端部 4 3 0 の外径」と「ハウジングの外径」を等価な意味として扱うこととする。なお先端部 4 3 0 の詳細な内部構成については、例えば特開 2 0 0 4 - 3 2 1 7 9 2 号公報において本出願人により提案されている。

50

【 0 0 3 8 】

上記ハウジングは各要素を内包して保持できる程度の大きさに形成されている。従って先端部 4 3 0 の外径は末端部 4 1 0 及び可撓部 4 2 0 の外径に比べて大きい。別の観点では、末端部 4 1 0 及び可撓部 4 2 0 の外径は、先端部 4 3 0 の外径に合わせることなく最小限（すなわちシングルモードファイバ及びアクチュエータ用のケーブルを覆うのに十分な径）に抑えられていると言える。このように可撓部 4 2 0 を細く形成することにより、当該可撓部 4 2 0 はより柔軟に屈曲するようになる。この結果、挿入部可撓管 1 4 0 屈曲時において、その屈曲に抗するように鉗子用チャンネル 1 6 0 の内壁に掛かる、可撓部 4 2 0 による押圧力が低減し得る。これは、電子内視鏡 1 0 0 の耐用年数を延ばし得るといふ副次的な効果を奏する。

10

【 0 0 3 9 】

鉗子用チャンネル 1 6 0 の内径は、鉗子用チャンネル口 1 6 2 から先端部 1 5 0 に掛けては ϕd_1 であり、 ϕd_1 の内径部分（以下、この内径部分に「1 6 0 a」を付す）の終端から開口部 1 6 4 に掛けては ϕd_2 である。この ϕd_2 は ϕd_1 よりも大きい。この内径差に起因して、内径部分 1 6 0 a と ϕd_2 の内径部分（以下、この内径部分に「1 6 0 b」を付す）の境界には段差 1 6 6 が形成されている。この段差 1 6 6 は先端部 1 5 0 内に位置する。すなわち鉗子用チャンネル 1 6 0 は、可撓部 4 2 0 内に限ってはその内径が一定（ ϕd_1 ）である。

【 0 0 4 0 】

なお ϕd_1 は、可撓部 4 2 0 の外径に対して僅かに大きいだけである。このため共焦点プローブ 4 0 0 挿入状態において、可撓部 4 2 0 の外皮と鉗子用チャンネル 1 6 0 の内壁とのクリアランスは僅かである。従って挿入状態において共焦点プローブ 4 0 0 は、鉗子用チャンネル 1 6 0 内においてそのラジアル方向（径方向）に大きくガタつくことがない。

20

【 0 0 4 1 】

また内径部分 1 6 0 b は可撓部 4 2 0 及び先端部 4 3 0 の外径に対して十分に大きい。従って内径部分 1 6 0 b は、共焦点プローブ 4 0 0 を鉗子用チャンネル 1 6 0 に挿入する際のラフガイドとして作用する。

【 0 0 4 2 】

図 4 に、共焦点プローブ 4 0 0 を鉗子用チャンネル 1 6 0 に挿入した状態における、電子内視鏡 1 0 0 の先端部 1 5 0 の概略的な側断面図を示す。

30

【 0 0 4 3 】

ϕd_1 は先端部 4 3 0 の外径より小さく、 ϕd_2 は先端部 4 3 0 の外径に対して僅かに大きい。従って先端部 4 3 0 は、図 4（a）に示されるように鉗子用チャンネル 1 6 0 に挿入されると、ラジアル方向に関しては内径部分 1 6 0 b によってラフに保持される。またスラスト方向に関しては、端面 4 3 2 が段差 1 6 6 に当て付く。これにより、鉗子用チャンネル 1 6 0 内における共焦点プローブ 4 0 0 のスラスト方向の動き（但し、鉗子用チャンネル口 1 6 2 側に向かう動きのみ）は規制される。

【 0 0 4 4 】

上述した段差 1 6 6 の作用により、先端部 4 3 0 が挿入部可撓管 1 4 0 で覆われた部分の鉗子用チャンネル 1 6 0（以下、「鉗子用チャンネル可撓部分」と記す）に入り込むことはない。なおこの段差 1 6 6 の作用は、先端部 4 3 0 を保護する上で極めて重要なものである。

40

【 0 0 4 5 】

例えば段差 1 6 6 が存在せず、先端部 4 3 0 が鉗子用チャンネル可撓部分に入り込んだ状態を想定する。このような状態において挿入部可撓管 1 4 0 が屈曲した場合、先端部 4 3 0 は、鉗子用チャンネル 1 6 0 の内壁によって押圧される。ここで、共焦点プローブ 4 0 0 自体極めて小型な器具であるため先端部 4 3 0 の断面積も極めて小さい。従って先端部 4 3 0 の剛性が挿入部可撓管 1 4 0 屈曲時に掛かり得る押圧力に対して十分な安全率を持つように当該先端部 4 3 0 を形成することは困難であると言える。

50

【 0 0 4 6 】

そこで、本実施形態のように段差 1 6 6 によって先端部 4 3 0 が鉗子用チャンネル可撓部分に入り込むことを防止すれば、挿入部可撓管 1 4 0 の屈曲に起因した押圧力が先端部 4 3 0 に実質的に掛からないようになる。このため上記懸念がなくなり、共焦点プローブ 4 0 0 の保護が図られる。また共焦点プローブ 4 0 0 の耐用年数が向上し得るという効果も期待される。

【 0 0 4 7 】

このように本実施形態の電子内視鏡システム 1 0 では、電子内視鏡 1 0 0 に共焦点プローブ 4 0 0 をセットするために、その先端部 4 3 0 を鉗子用チャンネル可撓部分に挿入する必要がない。これは、鉗子用チャンネル 1 6 0 (及び挿入部可撓管 1 4 0) の屈曲状態に依存することなく共焦点プローブ 4 0 0 を電子内視鏡 1 0 0 にセットできることを意味する。従って、鉗子用チャンネル 1 6 0 の屈曲を懸念して先端部 4 3 0 の全長を最小限に抑える必要がなくなる。例えば先端部 4 3 0 の全長を先端部 1 5 0 の全長と同程度に設計することも可能である。すなわち本実施形態によれば、共焦点プローブ 4 0 0 の設計の自由度を向上させられるという効果も奏する。

【 0 0 4 8 】

次に、電子内視鏡システム 1 0 を用いた観察について説明する。電子内視鏡システム 1 0 は二系統の観察系を有している。一方の系統は広く実用に供されている観察系であり、電子内視鏡 1 0 0 を用いたものである。もう一方の系統は共焦点プローブ 4 0 0 を用いた観察系である。以下、前者の系統を「通常観察系」、後者の系統を「共焦点観察系」と記す。

【 0 0 4 9 】

先ず、通常観察系について概説する。

【 0 0 5 0 】

通常観察用プロセッサ 2 0 0 には周知の光源、及び、信号処理回路が実装されている。コネクタユニット 1 1 0 が通常観察用プロセッサ 2 0 0 に接続されているときに上記光源がオンされると、その光はライトガイド (不図示) に入射する。

【 0 0 5 1 】

ライトガイドは、電子内視鏡 1 0 0 の長手方向に沿って、コネクタユニット 1 1 0 から先端部 1 5 0 に掛けて延在するよう配管された光ファイバ束である。ライトガイドに入射した光はその内部を伝送されて、先端部 1 5 0 前面に設けられた照明窓 1 5 2 から前方に放射される。これにより、外部から光の届かない患者の体腔内が明るく照らされる。

【 0 0 5 2 】

上記照明光は観察対象部位で反射されて、先端部 1 5 0 内に保持された通常観察系ユニット 1 5 4 に入射する。なお、この通常観察系ユニット 1 5 2 には、通常用対物光学系及び撮像素子が含まれる。

【 0 0 5 3 】

上記入射光は、通常観察系ユニット 1 5 2 において通常用対物光学系のパワーにより撮像素子の受光面上で観察対象部位の光学像として結像される。撮像素子は、各画素において結像された光学像をその光量に応じた電荷として蓄積して撮像信号に変換する。変換された撮像信号は、撮像素子用ケーブル 1 5 6 により通常観察用プロセッサ 2 0 0 に向けて伝送される。

【 0 0 5 4 】

撮像素子用ケーブル 1 5 6 は、電子内視鏡 1 0 0 の長手方向に沿ってコネクタユニット 1 1 0 から先端部 1 5 0 に掛けて配線されている。撮像素子が出力した撮像信号は、撮像素子用ケーブル 1 5 6 により伝送されて通常観察用プロセッサ 2 0 0 に入力する。通常観察用プロセッサ 2 0 0 は、この撮像信号を周知の信号処理により所定の形式のビデオ信号 (例えばコンポジットビデオ信号や S ビデオ信号、 R G B ビデオ信号等) に変換して、通常観察用モニタ 3 0 0 に出力する。これにより、体腔内の動画や静止画が通常観察用モニタ 3 0 0 上に表示されるようになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

次に、共焦点観察系について概説する。

【 0 0 5 6 】

共焦点観察用プロセッサ 4 0 0 には周知のレーザ光源、及び、信号処理回路が実装されている。共焦点プローブ 4 0 0 の末端部 4 1 0 が共焦点観察用プロセッサ 4 0 0 に接続されているときに上記レーザ光源がオンされると、そのレーザ光は共焦点プローブ 4 0 0 が具備する上記シングルモードファイバの一端に入射する。

【 0 0 5 7 】

シングルモードファイバの一端に入射したレーザ光はその内部を伝送されて、もう一方の端部から出射する。シングルモードファイバのもう一方の端部は先端部 4 3 0 内部に位置する（以下、この端部を「共焦点用ファイバ先端側端部」と記す）。共焦点用ファイバ先端側端部は、ビーム走査用のアクチュエータの駆動により二次元又は三次元方向に振られている。なお、このアクチュエータを駆動させるためのドライバは例えば共焦点観察用プロセッサ 4 0 0 が具備する。このドライバとアクチュエータは可撓部 4 2 0 内のケーブルにより接続されている。

10

【 0 0 5 8 】

共焦点用ファイバ先端側端部から出射したレーザ光は、その前方に配置された共焦点用対物光学系に入射する。そして共焦点用対物光学系のパワーにより観察対象部位上で集光される。次いで、その反射光が、共焦点用対物光学系を介して先端部 4 3 0 内部に戻る。

【 0 0 5 9 】

共焦点用ファイバ先端側端部は、極めて小さい開口（コア）を有しており、点光源且つ絞りとして機能する。従ってシングルモードファイバ内部には、観察対象部位からの反射光のうち、共焦点用ファイバ先端側端部と共役な集光点から反射した光のみが入射する。この入射光は、シングルモードファイバにより伝送されて共焦点観察用プロセッサ 4 0 0 に入力する。

20

【 0 0 6 0 】

なお共焦点用ファイバ先端側端部にはその位置に応じてそれぞれ異なる反射光が入射する。ビーム走査用のアクチュエータによって共焦点用ファイバ先端側端部が振られることにより、共焦点観察用シングルモードファイバ内部には観察対象部位の各位置に対応する点像が時系列的に入射する。

30

【 0 0 6 1 】

共焦点観察用プロセッサ 4 0 0 は、これらの点像を受け取って電気信号に変換して周知の信号処理を施し、共焦点観察用モニタ 5 0 0 に出力する。これにより、共焦点観察用モニタ 5 0 0 上に二次元又は三次元の高倍率・高解像度の動画や静止画が表示されるようになる。

【 0 0 6 2 】

ここで、図 4（b）に示されるように共焦点プローブ 4 0 0 を前方に繰り出したとき、先端部 4 3 0 の一部 4 3 0 a が通常観察系の観察視野内に入る。すなわち通常観察用モニタ 3 0 0 に先端部 4 3 0 の一部 4 3 0 a が表示されるようになる。このように共焦点プローブ 4 0 0 を前方に繰り出すことにより、術者は、共焦点プローブ 4 0 0 による、おおよその観察位置を視認することができる。なお共焦点プローブ 4 0 0 の繰り出し量は、先端部 4 3 0 の一部 4 3 0 a が通常観察系ユニット 1 5 2（より正確には通常用対物光学系）の被写界深度内に収まる程度が好ましい。これは、先端部 4 3 0 の一部 4 3 0 a がボケた像として通常観察用モニタ 3 0 0 に表示された場合、共焦点プローブ 4 0 0 の位置を術者が特定し難いからである。

40

【 0 0 6 3 】

一方、先端部 4 3 0 の一部 4 3 0 a が通常観察系の観察視野内に入っている場合、先端部 4 3 0 の一部 4 3 0 a が通常観察系による観察対象部位への視界を一部遮ることになる。これを解消するためには、図 4（a）に示されるように共焦点プローブ 4 0 0 を鉗子用チャンネル 1 6 0 内に収納すれば良い。これにより先端部 4 3 0 が通常観察系の観察視野

50

から完全に退避するため、通常観察系の視界が遮られない状態となる。この結果、術者は広く確保された視界で観察対象部位を観察できるようになる。

【 0 0 6 4 】

以上が本発明の実施の形態である。本発明はこれらの実施の形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。

【 0 0 6 5 】

図 5 に、別の実施の形態の電子内視鏡の先端部の概略的な側断面図を示す。例えば本実施形態では、共焦点プローブ 4 0 0 のスラスト方向の動きを規制するため、鉗子用チャンネル 1 6 0 内に段差 1 6 6 を形成している。一方、別の実施形態では、図 5 に示されるように鉗子用チャンネル 1 6 0 内にテーパ 1 6 8 を形成して、このテーパ 1 6 8 により共焦点プローブ 4 0 0 のスラスト方向の動きを規制するようにしている。すなわち別の実施形態によれば、共焦点プローブ 4 0 0 のスラスト方向の動きは、端面 4 3 2 がテーパ 1 6 8 に当て付くことにより規制される。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 6 】

【図 1】従来起こり得た問題を説明するための図である。

【図 2】本発明の実施の形態の電子内視鏡システムの外観を概略的に示した図である。

【図 3】本発明の実施の形態の電子内視鏡の先端部の概略的な側断面図である。

【図 4】共焦点プローブを鉗子用チャンネルに挿入した状態における、電子内視鏡の先端部の概略的な側断面図を示す。

20

【図 5】別の実施の形態の電子内視鏡の先端部の概略的な側断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 6 7 】

1 0 電子内視鏡システム

1 0 0 電子内視鏡

1 5 0、4 3 0 先端部

1 6 0 鉗子用チャンネル

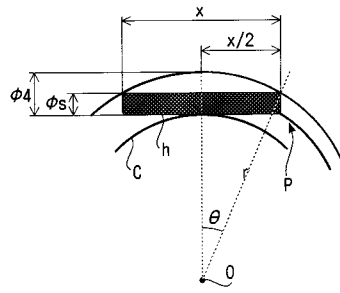
1 6 0 a、b 内径部分

1 6 6 段差

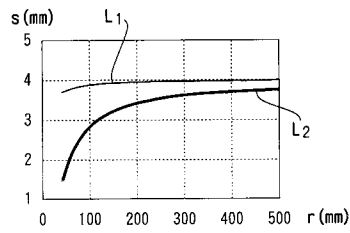
4 0 0 共焦点プローブ

30

【図 1】

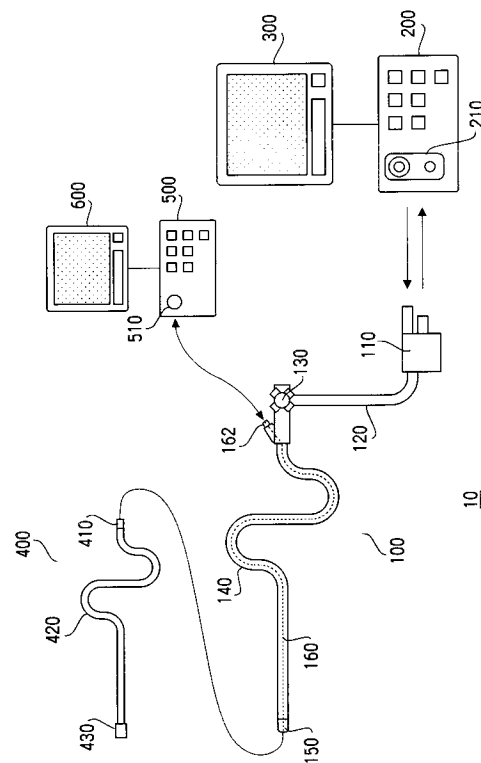


(a)

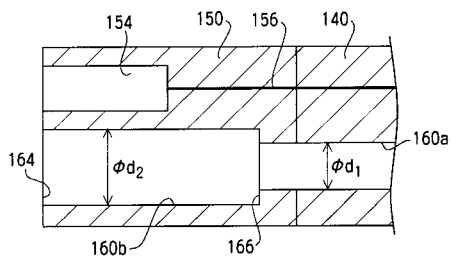


(b)

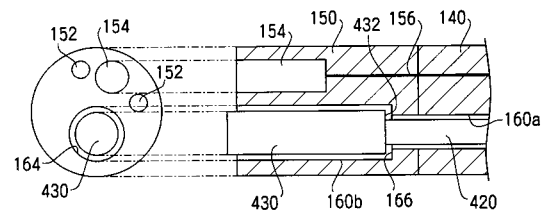
【図 2】



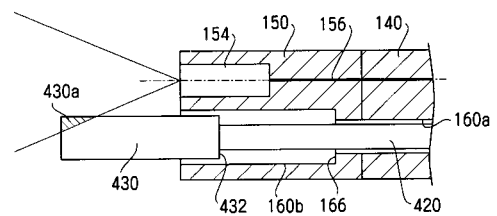
【図 3】



【図 4】

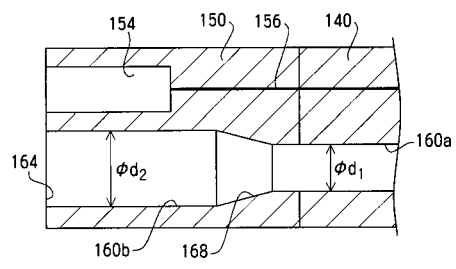


(a)



(b)

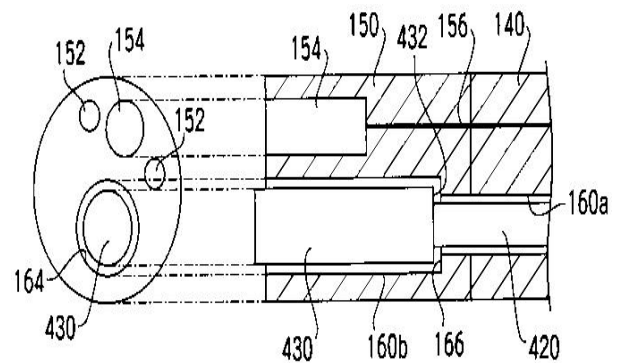
【 図 5 】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007289231A	公开(公告)日	2007-11-08
申请号	JP2006117519	申请日	2006-04-21
[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		
[标]发明人	金井守康		
发明人	金井 守康		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.R A61B1/00.525 A61B1/00.715 A61B1/018.513 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C061/FF43 4C161/FF43		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使得具有相对大的尖端部分的探针能够设置在钳子通道中而不依赖于内窥镜的钳子通道的弯曲状态。插入体腔的柔性软管和设置在第一柔性管的远端以观察体腔内部的观察系统单元由刚性构件制成并且，具有第一远端部分的钳子通道包含并保持在第一远端部分的前表面处的第一开口和第一柔性管的远端侧的第二开口第二柔性管插入钳子通道并具有柔性，第二柔性管设置在第二柔性管的远端并保持由刚性构件包围的预定单元两个探针各自具有远端部分，并且当探针从第一开口插入钳子通道时，第二远端部分被钳子通道的第一柔性管覆盖一种内窥镜系统，其中为钳子通道设置止动装置，以便不进入柔性部分。点域4



(a)