

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5225438号
(P5225438)

(45) 発行日 平成25年7月3日(2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日(2013.3.22)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/04	(2006.01)
A 6 1 B 1/06	(2006.01)
G 0 2 B 23/26	(2006.01)
G 0 2 B 23/24	(2006.01)
	A 6 1 B 1/04
	A 6 1 B 1/06
	G 0 2 B 23/26
	G 0 2 B 23/24
	G 0 2 B 23/24

請求項の数 16 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2011-168593 (P2011-168593)
(22) 出願日	平成23年8月1日(2011.8.1)
(62) 分割の表示	特願2001-522879 (P2001-522879) の分割 原出願日 平成12年9月13日(2000.9.13)
(65) 公開番号	特開2011-251145 (P2011-251145A)
(43) 公開日	平成23年12月15日(2011.12.15)
審査請求日	平成23年8月1日(2011.8.1)
(31) 優先権主張番号	60/153,568
(32) 優先日	平成11年9月13日(1999.9.13)
(33) 優先権主張国	米国(US)
(31) 優先権主張番号	60/156,478
(32) 優先日	平成11年9月28日(1999.9.28)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	507302047 ビジョンスコープ・テクノロジーズ・エル エルシー アメリカ合衆国マサチューセッツ州 O 1 7 4 2 コンコード・スイート 3 0 3 · メイン ストリート 2 3 5 2
(74) 代理人	110000741 特許業務法人小田島特許事務所
(72) 発明者	ポール・レミジヤン アメリカ合衆国マサチューセッツ州 O 1 5 2 1 ホランド・ボックス 3 7 1 9 · アールア ール 3 · プロジェクトロード

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】小型内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡ハンドル、
該内視鏡ハンドル内の撮像装置、
撮像装置に光学的に結合されている映像伝達導波路、及び
環状照明チャンネルを有し、該内視鏡ハンドルの取付ハブに着脱可能に取り付けられているロック機構が設けられたシースアセンブリー、を具備し、
前記環状照明チャンネルは該映像伝達導波路を囲む内層を有し、該シースアセンブリーは2mm未満の外管径を有し、且つ光源に環状照明チャンネルを内視鏡ハンドルによって取外し可能に接続する光学ハブコネクタを有する小型内視鏡。

【請求項 2】

シースアセンブリーに取り付け可能なカニューレが設けられる請求項1記載の小型内視鏡

【請求項 3】

ロック機構は、シースアセンブリーの近位端部にロック部材を有し、シースアセンブリーが2cm~10cmの間の長さを有する請求項1記載の小型内視鏡。

【請求項 4】

環状照明チャンネルが光吸収チャンネル壁を有し、映像伝達導波路がガラスロッドを有する請求項1記載の小型内視鏡。

【請求項 5】

10

20

映像伝達導波路からの映像を撮像装置に結合させるためのリレー光学システムを備え、映像伝達導波路が第1の遠位端レンズと第2の遠位端レンズとを有する請求項1記載の小型内視鏡。

【請求項6】

内視鏡ハンドルがディスプレーに接続され、照明チャンネルが光源に結合されている請求項1記載の小型内視鏡。

【請求項7】

撮像装置が電荷結合装置を有し、キセノンランプのような外部光源が照明チャンネルと結合されている請求項1記載の小型内視鏡。

【請求項8】

組織を貫く遠位針を有する請求項1記載の小型内視鏡。

10

【請求項9】

環状照明チャンネルがファイバ光学装置を有する請求項1記載の小型内視鏡。

【請求項10】

映像伝達導波路が0.6-1.6mmの範囲内の直径を有する請求項1記載の小型内視鏡。

【請求項11】

環状照明チャンネルが0.1mmから0.2mmの厚さを有する請求項1記載の小型内視鏡。

【請求項12】

環状照明チャンネルがポリマーまたはプラスチック材料から成る請求項1記載の小型内視鏡。

20

【請求項13】

内視鏡ハンドル及び該内視鏡ハンドル内の撮像装置、映像伝達導波路、内層を備えた環状照明チャンネルを有するシースアセンブリーを提供する段階、

映像伝達導波路が該内層と撮像装置に光学的に結合されて、環状照明チャンネルが映像伝達導波路を囲むようにコネクタにより内視鏡ハンドルにシースアセンブリーを取り付ける段階、及び

シースアセンブリーをカニューレに挿入する段階、を具備し、

シースアセンブリーは2mm未満の外管径を有し、環状照明チャンネルを光源に取り外し可能に接続する光学ハブコネクタを有する、小型内視鏡を提供する方法。

30

【請求項14】

カニューレを提供する段階、及びカニューレを2cm~10cmの間の長さを有するシースアセンブリーに固定する段階を更に具備する請求項13記載の方法。

【請求項15】

シースアセンブリー上に嵌合した締付け機構を提供する段階を更に具備する請求項13記載の方法。

【請求項16】

内視鏡ハンドルをディスプレーに接続する段階を更に具備する請求項13記載の方法。

【発明の詳細な説明】

40

【関連出願】

【0001】

本出願は2000年、6月20日出願の米国暫定出願第60/212,935号、2000年3月6日出願の同第60/187,305号、1999年、9月28日出願の同第60/156,478号及び1999年9月13日出願の同第60/153,568号の優先権を請求し、それらの説がそれら全体を引用により本明細書に取り込まれている、2000年3月6日出願の同第09/518,954号の部分継続出願(CIP)である。本出願は、以下の出願の内容がそれら全体を引用により本明細書中に取り込まれている、2000年3月6日出願の米国特許出願第09/520,648号及び2000年3月6日出願の同第09/521,044号に関する。

50

【背景技術】**【0002】****(発明の背景)**

内視鏡は中空の内腔内の視覚検査を可能にする装置である。医学の分野において、内視鏡の使用は診断の目的のための器官の観察、手術部位の観察、組織試料採取、もしくは他の手術器具の安全な取り扱いを容易にすることを可能にする。腹腔鏡は特に腹部領域の器官を検査するために使用される。腹腔鏡は具体的には、観察される領域を照らすための光管、照射された物体の映像の焦点を合わせ、リレーするための少なくとも1個のレンズアセンブリー及び、手術処置期間の組織損傷を最少にするように構成されているアセンブリー全体のためのハウジング、を含む。光管は部位を照射するための光ファイバー素子を含むことができる。腹腔鏡のハウジングは体腔内に挿入することができる遠位部分及び、使用者が遠位末端を手術部位の近傍に配置するために握るハンドルを含むことができる近位部分、を含む。

10

【0003】

既存の腹腔鏡は電荷結合装置（CCD）のような撮像装置を含むことができる。この装置は観察される物体の映像を捕捉し、それをモニターのようなディスプレー装置に運搬することができる。撮像能を改善し、患者への危険を減少させる内視鏡システムの操作特徴物及び製造性の改善の需要が存続している。

【0004】

20

(発明の要約)

本発明は、改善された解像能及び視野を有する、小さい直径の撮像プローブもしくは内視鏡に関する。検査下の組織中に挿入されるプローブの遠位末端は好ましくは、挿入地点の外傷を減少し、それにより、他の場合には内視鏡検査に対して達成できない部位へのアクセスを提供するために、直径が2mm未満である。

【0005】

好ましい態様においては、内視鏡は、高屈折率のガラスのような透明な材料から製造することができる光導波路もしくは細長いロッド、照明チャンネル、光学システム及び撮像センサーを有する。細長いロッドの外径は好ましくは、0.6~1.6mmの範囲内にある。撮像装置は1枚以上のレンズを使用して、ロッドに光学的に結合される。

【0006】

30

導波路は光を装置の遠位末端から近位末端に伝達するために使用することができる。ロッドは、光の内部反射及び散乱を防止するために吸収材もしくは光吸収層で被覆されている外面をもつことができる。ロッドの遠位末端の1枚以上のレンズはロッドの遠位開口部中への光の増強された結合を提供することができる。

【0007】

照明チャンネルはロッドを取り囲むことができ、光を光源から検査物体に伝達する。照明チャンネルは光吸収層の外面を伴って、もしくはその上に形成される。分散素子は興味深い領域の照明を増強するために照明チャンネルの遠位末端に配置することができる。

【0008】

40

撮像装置は電荷結合装置（CCD）、CMOS撮像装置もしくは、ピクセル素子の2次元配列を有するその他の固体状態撮像センサーであることができる。センサーは観察される物体のような映像を捕捉し、それを貯蔵、処理及び／もしくはディスプレーのためにコンピューターに送信することができる。

【0009】

もう一つの好ましい態様において、内視鏡は遠位の光学素子及び／もしくは映像リレーもしくはチューブを含む光学システムを有する。チューブは光の内部反射及び散乱を防止するために光吸収材で被覆された中空のシリンダーのような内部チャンネルをもつことができる。内視鏡は、検査される物体からの映像の光の移動のために使用される同一の光学経路もしくはエアチューブに沿って照明光を誘導するためにビームスプリッターを使用する二重構造を有する。

50

【0010】

システムは、ハンドル上に滅菌バリヤーを提供するために、シースアセンブリーを使用することができる。バリヤーは針プローブと一緒に使い捨て可能にすることができる。

【0011】

光源は高電力光源にすることができる。光はチューブをとおって進行する前に光源光学素子により偏光子及びビームスプリッターに集束させることができる。照明光は配達及び集束効率を改善するために偏光させることができる。

【0012】

小型内視鏡システムは例えば、歯科、リューマチ学、一般的腹腔学、婦人科学のもしくは耳、鼻及び喉の処置に使用することができる。多数の適用は、外傷を縮小するために小さい直径を必要とするが、ある適用は比較的大きい直径を収納することができる。

10

【0013】

本発明の前記のそしてその他の目的、特徴物及び利点は、異なる図面をとおして同一部品に対しては類似の参照文字が表される、付記の図面に示されるように、本発明の好ましい態様の、以下の、より具体的な説明から明白であろう。図面は実測性であるとは限らず、本発明の原理を示すことに重点があかれている。

【0014】

(詳細な説明)

本発明の好ましい態様は小型内視鏡10を示す図1に示される。内視鏡10は、検査される物体を観察するために使用される光導波路もしくは細長いロッド12のような映像伝達経路を有する。細長いロッド12はハンドル16に付けることができる。ハンドル16は光源18に接続することができる光源入力体20を収納することができる。好ましい態様において、光ファイバーケーブルのような光源入力体20は、光源18を内視鏡10内の照明チャンネルに光学的に結合する。ハンドル16はまた、内視鏡10に電力を供給するために使用される電力入力体22を収納することができる。あるいはまた、光源及び/もしくは電源はハンドル内に設置することができる。

20

【0015】

ハンドル16はまた、映像出力体24を収納することができる。映像出力体24は内視鏡内の撮像装置と電気的貯蔵及び/もしくはディスプレー装置との間の接続を提供する。一態様において、貯蔵装置はモニター28に接続されているコンピューター26である。撮像装置は電荷結合装置もしくはその他のピクセルをもつフラットパネルセンサーにすることができる。

30

【0016】

図2は微細内視鏡10の一態様の横断面図を示す。細長いロッド12は、1より大きい屈折率をもつ高屈折率のガラスロッド30のような透明な材料、照明チャンネル34、光学素子もしくは遠位光学素子38及び近位光学素子42をもつことができる。

【0017】

遠位光学素子38は検査される物体の仮想映像を形成することができる。好ましい態様において、遠位光学素子38は1枚以上のプラスチックレンズであることができる。高屈折率のガラスロッドもしくはコア30は遠位光学素子38を内視鏡10の近位末端に位置するリレー光学素子42に接続する。一態様において、遠位光学素子は2枚のレンズを含んで成る。高屈折率のガラスコア30は1.85の屈折率をもつことができ、遠位光学素子38とリレー光学素子42により作成された仮想映像の間の光学経路を縮小することができる。高屈折率のガラスのロッド30は好ましくは、映像センサー44の収差を伴わない映像を作成するために複屈折をもたない。機械的強度のためには、ガラスコア30内の応力が必要である。好ましい態様において、ガラスコア30は、応力の複屈折を導入せずに機械的に応力をかけることができるガラスであるポッケルス(pochels)ガラス、SF57で製造される。

40

【0018】

高屈折率のガラスコア30はトンネルバリヤーもしくは光吸収層もしくはシース32を

50

もつことができる。トンネルバリヤーもしくはシース32の目的は望ましくない光を吸収することである。トンネルバリヤーの一つの選択枝はその全体が引用により本明細書に取り込まれている、米国特許第5,423,312号明細書に記載されている。この選択枝は、吸収バリヤーを提供するために粗く暗くした外面をもつガラスロッドを使用している。それに比し、本発明はガラスロッドをそのまま残し、ロッドの外面を交叉する光を吸収するために、より低い屈折率をもつ外面被膜を提供する。好ましい態様において、トンネルバリヤーもしくは吸収シース32はEMAもしくは壁外吸収ガラス(Shott Fiber Optics, Southbridge, MAから入手可能)である。EMAガラスは光ファイバー圧伸成形処理期間に押し出すことができる。押し出し法は高屈折率のガラスロッドの外面を元のまま残す。その代わりに、押し出し法は高屈折率のガラスロッド30の外面に材料を附加して、反射性の境界を作成する。押し出し法はチューブ中バー圧伸成形法を使用して実施することができる。同様に、押し出し法は異なるチューブ中バー圧伸成形法を使用して実施することもできる。好ましい態様において、EMAガラスは約5~10μmの厚さをもつ。EMAガラスは例えば1.6の屈折率をもつことができる。

【0019】

照明チャンネル34は光源から照射される物体に光を提供するために使用することができる。一態様において、照明チャンネルは光源に結合されているガラス纖維に結合されている。好ましい態様において、照明チャンネル34は光ファイバー圧伸成形処理時に押し出すことができる。もう一つの態様において、この光ファイバー圧伸成形法は第2の圧伸成形法時に実施することができる。照明チャンネルは0.15mmの壁の厚さをもつことができ、例えば1.5の屈折率をもつことができる。

【0020】

映像チャンネルもしくは照明チャンネル34は外部のシース36をもつことができる。好ましい態様において、外部のシース36はポリアミドの被膜である。被膜は100と150μmの間の厚さをもつことができる。ポリアミドの被膜は最後の光ファイバー圧伸成形法で適用することができる。あるいはまた、ロッド上の1枚以上の層を被覆、浸漬もしくはメッキ法により適用することができる。ポリアミド被膜はガラスコア30に強度を提供することができる。ガラスの破碎事象が発生する場合、ポリアミドの被膜は、患者に対する傷害を防止するためにコア30からのガラスを封じ込めることができる。外側の金属もしくはプラスチックチューブはまた、装置の遠位末端を包囲するために使用することができる。

【0021】

細長いロッド12はまた、その遠位末端に二相リング40を配置させることができる。リング40は照明チャンネル40に隣接するように細長いロッド12上に配置される。二相リングは一つの態様において照明チャンネルに結合されている。二相リング40は視野の均一な照明を提供するために、照明チャンネル34中を進行する光を分散する。好ましい態様において、二相リング40はプラスチック材料から製造される。二相リング40はまた、遠位の窓46をもつことができる。窓は遠位光学素子38に対して平らに設置することができる。

【0022】

一態様において、内視鏡10の細長いロッド12は2mm未満の外径を有する。もう1つの態様において、内視鏡10は1.6mm以下の外径を有する。小さい侵入部位を要する好ましい態様において、内視鏡10は1~1.2mmの外径を有する。

【0023】

図3は内視鏡10の態様の正面図を表す。内視鏡10は映像光チャンネル58及びスーパークラッド構造物68をもつことができる。映像光チャンネル58は光吸収層56を含むことができる。スーパークラッド構造物68は第1の被膜もしくは層64、第2の被膜もしくは層66及び照明チャンネル62を含むことができる。スーパークラッド構造物68は内視鏡10中を光を誘導する。

【0024】

10

20

30

40

50

映像光チャンネル 5 8 は透明な材料もしくは高屈折率のガラスコア 5 2 から製造することができる。好ましい態様において、コア 5 2 は物質を通過する光の偏光を排除するために一定の屈折率をもつ材料から製造される。一定の屈折率は例えば、ポッケルスガラスコアを使用することにより纖維圧伸成形法の応力適用後に達成することができる。ポッケルスガラスは圧縮もしくは張力下に置かれる時にゼロの複屈折を示す。一定の屈折率はまた纖維圧伸成形法後に映像光チャンネル 5 4 をアニールすることにより達成することができる。コア 5 2 はまた、第 1 の直径 5 4 をもつことができる。好ましい態様において、第 1 の直径 5 4 は 1.20 mm である。

【 0 0 2 5 】

好ましい態様における映像光チャンネル 5 8 の光吸收層 5 6 は光吸收ガラスである。光吸收層 5 6 はコア 5 2 よりも高い屈折率をもつことができ、コア 5 2 と同様な材料から製造することができる。その屈折率を上昇させ、その光吸收を増加させるために、光吸收着色剤を光吸收ガラス材料に添加することができる。好ましい態様において、光吸收層 5 6 の屈折率はコア 5 2 の屈折率より僅かに高い。光吸收層 5 6 は例えば纖維圧伸成形法を使用してコア 5 2 に適用することができる。

【 0 0 2 6 】

高い屈折率のガラスコア 5 2 及び光吸收層 5 6 は様々な型のガラス材料から形成することができる。一態様において、映像光チャンネル 5 8 は F 2 ガラスコア及び B G - 4 ガラス光吸收層から形成することができる。F 2 ガラスコアは 1.620 の屈折率をもつことができる。B G - 4 ガラス光吸收層は約 1.65 の屈折率をもつことができる。もう一つの態様において、映像光チャンネル 5 8 は F 7 ガラスコア及び B G - 2 ガラス光吸收層から形成することができる。F 7 ガラスコアは 1.625 の屈折率をもつことができる。B G - 2 ガラス光吸收層は約 1.66 の屈折率をもつことができる。

【 0 0 2 7 】

光吸收層 5 6 は 5 μm のような低い厚さをもつことができる。好ましくは、光吸收層 5 6 の厚さは 10 μm を越えない。コア 5 6 及び光吸收層 5 6 から形成された映像光チャンネル 5 8 は第 2 の直径 6 0 をもつことができる。一つの態様において、第 2 の直径 6 0 は 1.24 mm である。

【 0 0 2 8 】

照明チャンネル 6 2 はスーパー - クラッド構造物 6 8 を形成するために第 1 の被膜 6 4 及び第 2 の被膜 6 6 を有する。第 1 の被膜 6 4 はチャンネル 6 2 の内面上に位置している。第 2 の被膜 6 6 はチャンネル 6 2 の外面上に位置している。照明チャンネル 6 2 は高屈折率の材料から製造することができる。一態様において、照明チャンネル 6 2 は約 1.82 の屈折率をもつことができる L G 1 ガラスから製造することができる。第 1 の被膜 6 4 及び第 2 の被膜 6 6 は双方とも低屈折率の材料から製造することができる。一態様において、被膜 6 4、6 6 は約 1.50 の屈折率をもつことができる E G 1 ガラスか製造することができる。もう一つの態様において、被膜は約 1.56 の屈折率をもつことができる E G 9 ガラスから製造することができる。低屈折率の材料は照明チャンネル 6 2 の照明封じ込め (containment) を提供することができる。照明チャンネル 6 2 は 30 μm の厚さをもつことができる。第 1 の被膜層 6 4 及び第 2 の被膜層 6 6 はそれぞれ 5 μm のような低い厚さをもつことができる。好ましくは、第 1 の被膜層 6 4 及び第 2 の被膜層 6 6 それぞれの厚さは 10 μm である。

【 0 0 2 9 】

スーパー - クラッド構造物 6 8 は例えば、三重ガラスのチューブ - 押し出し法、浸漬被覆法もしくは、纖維圧伸成形法と組み合わせた化学メッキ法のような異なる方法により製造することができる。

【 0 0 3 0 】

スーパー - クラッド構造物 6 8 を成形加工するための方法の一態様において、映像光チャンネル 5 8 はスーパー - クラッド構造物 6 8 を形成することができる三重 - ガラスのチューブ - 押し出し法にかけることができる。次にバー - イン - チューブ纖維圧伸成形法を

10

20

30

40

50

使用して、映像光チャンネル 5 8 の周囲にスーパー - クラッド構造物 6 8 を融着することができる。

【 0 0 3 1 】

スーパー - クラッド構造物 6 8 を形成するもう一つの態様において、映像光チャンネル 5 8 を低屈折率の高温ポリマーに浸漬して、第 1 の被膜 6 4 を形成することができる。次いで、高屈折率のプラスチックをポリマーのクラッド映像光チャンネル 5 8 上に押し出して、照明チャンネル 6 2 を形成することができる。次いで、構造物全体を低屈折率のポリマーに浸漬して、第 2 の被膜 6 6 を形成することができる。

【 0 0 3 2 】

スーパー - クラッド構造物 6 8 を成形加工する方法のもう一つの態様において、照明チャンネル 6 2 の両側上に金属層を化学メッキさせて、スーパー - クラッド構造物 6 8 を形成することができる。好ましい態様において、金属はアルミニウムである。次いで、スーパー - クラッド構造物 6 8 をバー - イン - チューブ繊維圧伸成形法を使用して、映像光チャンネル 5 8 に融着させることができる。スーパー - クラッド 6 8 及び映像光チャンネル 5 8 、内視鏡 5 0 は第 3 の直径 7 0 をもつことができる。一態様において、第 3 の直径 7 0 は 1.65 mm である。代替の態様において、内視鏡は図 4 に示す針の形状の、尖った遠位先端をもつことができる。この先端は検査部位における挿入の容易性を提供する。

10

【 0 0 3 3 】

内視鏡はまた、検査される物体の仮想映像を形成することができる正方形もしくは長方形の形状の遠位光学素子をもつことができる。内視鏡はまた、正方形もしくは長方形の形状の横断面をもつことができる、細長いロッドのような映像伝達経路もしくは映像チャンネルをもつことができる。同様に、内視鏡は正方形もしくは長方形の形状のリレー光学素子をもつことができる。長方形の光学素子もしくは長方形の伝達経路を使用することにより、観察される物体から正方形もしくは長方形の撮像領域をもつ撮像装置に、光のより効率のよい移動をもたらすことができる。撮像される物体からのすべての光は移動中ほとんどもしくは全く光を浪費せずに、撮像領域に直接移動させることができる。

20

【 0 0 3 4 】

概略的に、内視鏡は光線を長方形の形状の撮像装置に伝達することができる円形の光学素子を有する。撮像装置の横断面積より大きい円形の横断面をもつ光学素子を有する内視鏡に対しては、円形の光学素子のアーチ形の領域中を進行する光線の一部は撮像装置に伝達されないであろう。これらの光線は、光線が撮像装置を交差せず、従って使用されないために、「浪費された」と考えることができる。

30

【 0 0 3 5 】

図 5 は、光線を撮像装置 4 4 に伝達することができる内視鏡のための長方形の遠位光学素子もしくは光学素子 8 8 を表す。この態様において、長方形の遠位光学素子 8 8 からの光線はすべて撮像装置 8 4 に送ることができる。従って、撮像される物体からより多くの光を、ほとんど浪費されずに撮像装置 8 4 に移動することができる。長方形の形状の伝達経路 9 0 は遠位光学素子 8 8 からの光を撮像装置 4 4 に移動させるために使用することができる。長方形の形状のリレー光学素子 8 6 もまた、遠位光学素子 8 8 から撮像装置 4 4 に光を移動させるために使用することができる。

40

【 0 0 3 6 】

正方形もしくは長方形の伝達経路が微細内視鏡に使用される時に、微細内視鏡のスーパー - クラッド層の内面は伝達経路の外面に適合するような形状にすることができる。図 6 は長方形の光伝達経路 9 6 及びスーパー - クラッド層 9 8 をもつ微細内視鏡 9 4 を表す。光伝達経路 9 6 は外面 1 0 0 の幾何学構造に適合する光吸收層で被覆することができる外面 1 0 0 を有する。スーパー - クラッド層 9 8 が光伝達経路 9 6 に適用されもしくはその上に押し出されると、スーパー - クラッド層 9 8 の内面 1 0 2 は図のように、光伝達経路 9 6 の幾何学構造に適合することができる。正方形の光伝達経路 9 6 に対して、スーパー - クラッド層 9 8 の内面 1 0 2 は伝達経路 9 6 上に正方形に押し出すことができる。

【 0 0 3 7 】

50

図7は本発明に従う小型の針の内視鏡の遠近図を示す。纖維及び電気ケーブルがハンドル16の近位末端もしくは、ハンドル16の遠位末端に取り付けられた、患者の身体中への挿入のための針12に連結されている。

【0038】

本発明の好ましい態様は3種のサブアセンブリーとして考えることができる。図9に示す第1のサブアセンブリーは遠位のロッド結合体122を有する外側のハンドルのハウジング120である。第2のサブアセンブリーは図12に示す内側ハンドル140である。内側ハンドル140は内側ケージアセンブリー146に付けられた近位に配置された纖維及び電気結合体142及び144を含む。纖維結合体142は外部光源からの光を照明環154に接続し、それが図19に示すように、光を針240中の照明チャンネル308に結合する。針240をとおして集束された光はCCD148のような撮像センサー上のレンズ150及び152に結合される。

【0039】

図9及び12~14は、滅菌スリーブアセンブリー160に付けられた遠位レンズアセンブリー162を伴うロッド及び針を有する使い捨て可能な第3のアセンブリーを表す。スリーブアセンブリー160はハンドルもしくは基礎ユニット202上に伸長するスリーブ164を含む。スリーブ164の遠位末端は固定ハブ218を形成することができるプラスチックのフレーム166、170間に固定されている。フレーム166はロッド及びレンズアセンブリー162に接続する孔168を有する。フレーム170はロッド結合体もしくは界面結合体122に接続する。

【0040】

図8は全体的に130と認識される内視鏡を表す。内視鏡130は光学システム123及びハンドル124をもつことができる。光学システム123は遠位末端112、近位末端111及び遠位光学素子117を有するチューブ103を含むことができる、約1.6mの好ましい外径を伴って、0.6と2.0mmの間の外径を有することができる。光学システム123は使い捨てにことができる。ハンドル部分124は近位の光学素子105、映像偏光子106、映像センサー107及びビームスプリッター104を含むことができる。近位光学素子105は色消しレンズを含むことができる。ビームスプリッター104は誘電被膜で被覆することができる。ビームスプリッターの被膜は「s偏光」照明フラックスの最大反射及び「p偏光」映像の光の最大伝達を提供するようにさせることができる。遠位光学素子117の曲率は映像中に現れる照明フラックスの再帰反射を最小にするように選択することができる。

【0041】

内視鏡130は、二重の形態が照明光学素子を統合して、照明エネルギーを、映像の光移動のために使用される同一の光経路に沿って誘導するためにビームスプリッター104を使用する二重の形態をもつことができる。「二重の」は照明フラックス及び映像の光により使用される光学部品及び光学経路を意味する。

【0042】

内視鏡130中で映像の光及び照明フラックスの双方のために使用される基礎的光学部品は図8に示す。内視鏡130の撮像部品の一部として、対物面101を内視鏡130の遠位先端126の2~20mm前方に配置することができる。遠位光学素子117は遠位先端126のすぐ外側に位置する縮小された仮想映像114を形成する。仮想映像114からの映像の光の狭いビームはチューブ103を通過し、誘電被覆ビームスプリッター104をとおり、近位光学素子105の方向に、そして最終的に映像センサー107に通過することができ、そこで、実映像が形成される。映像偏光子106は遠位光学素子の表面から発生する再帰反射された照明フラックスを遮断するために照明偏光子108により「交差」される線状偏光子であることができる。

【0043】

チューブ103はスプレー塗料のような光吸收塗膜で被覆することができる、粗い内面をもつステンレス鋼の押し出し物であることができる。例えば、Krylon#1602、鈍い黒色

10

20

30

40

50

塗料を使用することができる。チューブ 103 は映像センサー 107 における光幕もしくは散乱光を減少もしくは除去するための光吸収内壁を伴って 1.5 mm の内径をもつことができる。チューブ 103 は空気もしくは何かその他の不活性ガスを充填するかまたは真空にすることができる。

【0044】

映像チャンネルもしくは映像リレー 103 は光幕グレアを防止するために望ましくない光及び撮像の困難な光を最小にするかもしくは吸収する働きをする。映像リレー 103 は撮像装置の面で光学映像の高い解像能 114 を提供し、中間の映像面を除去し、そして光の整列及び光の加工に必要な許容度を減少する。映像リレー 103 は光学素子 117 から発散する光を吸収することができるトンネルの内壁を有する。粗い壁面は望ましくない光の約 95 % 以上を分散させることができる。映像リレー 103 は 40 : 1 と 60 : 1 の間の長さ対直径 (L 対 D) 比をもつことができる。トンネルの長さは約 60 mm であることができる。映像リレー 103 の長さは撮像装置の適切な照明に影響し、視野の深度制御の補助をし、視野の適切な深度に対する F 数を増加させる。映像リレー 103 もまた使い捨てにすることができる。

【0045】

チューブ 103 上の光学素子もしくは遠位光学素子 117 はポリマーレンズもしくはエポキシレンズであることができる。遠位光学素子は 1.5 mm の直径をもつことができる。遠位光学素子 117 は再帰反射を減少させるために 1 枚の遠位レンズであることができる。遠位光学素子 117 は射出法を使用してエポキシから形成することができる。この方法では、最初にマンドレルを遠位末端 112 から近位末端 111 にチューブ 103 内に入れることができる。次いで、エポキシをチューブ 103 の遠位末端 112 の 1 mm 以内に針から射出することができる。次いで、エポキシを硬化させるために紫外線 (UV) に当てることができる。遠位光学素子 117 は針からのエポキシの射出後、エアチューブ 103 により誘起された毛細管作用のために凹の / 負のレンズとして形成することができる。遠位光学素子 117 及び近位光学素子 105 は映像のサイズの制御を許すことができる。

【0046】

チューブの近位末端 111 を囲む領域はエアチューブ 103 の照明フラックスの過剰充填から発生する、映像センサー 107 における再帰反射エネルギーを減少させるために、注意して加工し、暗くすることができる。近位光学素子 105 はこの過剰充填領域を「監視して (looking at) 」おり、映像偏光子 106 が散乱した非偏光の光を映像センサー 107 に伝達することができる。

【0047】

内視鏡 130 はビームスプリッター 104 により照明システム 116 に結合することができます。照明システム 116 は Gilway Technical Lamp からの 0.25 インチの直径をもつ COTS レンズ末端のハロゲンランプのような照明源 110 を含むことができる。COTS 「レンズ末端」ランプは細いフィラメントから高度のフラックス出力をもつことができる。照明源 110 は対物面 101 の照明のための高い色温度の可視光を提供することができます。光源光学素子 109 はチューブ 103 の近位末端 111 で照明フラックスを集束することができ、チューブ 103 をとある照明フラックスの伝達を最大にするために低い発散ビームを提供することができる。ビームスプリッター 104 は映像光の軸 115 に沿って照明フラックスを再誘導することができる。照明偏光子 108 は軸 115 に沿って、誘電被覆ビームスプリッター 104 からの照明フラックスの反射を最大にするためにビームスプリッターにおいて「 s 偏光」を提供するように配向された線状偏光子である。光吸収機構もしくはビームダンプ 113 は、映像センサー上にその方向を見いだすことができる光幕背景光を減少するために、システムから照明フラックスの未使用部分を除去することができる。

【0048】

照明光学素子は対物面で照明を最大にするように注意して設計しなければならない。照明光学素子はエアチューブの近位末端に光線の小さいスポット及び、エアチューブ中の最

10

20

30

40

50

大伝達のために平行にされたビームを形成する。

【0049】

照明及び映像偏光子は最小の吸収を伴う高い偏光純度を提供しなければならない。例えば、2色性シート偏光子は安価であるが、ロスの多いものであることができる。カルサイト偏光子はより有効であるが、高価であり、単一の光学デザインに収納することがより困難である。

【0050】

ビームスプリッターにより伝達される未使用的照明フラックスは、近位光学素子がダンプ領域113を「監視して」いるために、システムから完全に除去しなければならない。映像偏光子は散乱した非偏光の光を映像センサーに伝達するであろう。

10

【0051】

再帰反射はすべて、それらを完全に除去はされないが、周知の「光絶縁」形態を使用して最小にすることができる。従って、許容できる映像を作成するために、電子的映像処理が必要であるかも知れない。映像センサーにおける再帰反射パターンは各内視鏡に対して独特であるので、この望ましくない光分散は各内視鏡につき記録し、映像バッファー中に保存し、実地時間でビデオ映像から差し引くことができる。

【0052】

内視鏡130はカニューレを使用して体内に挿入することができる。挿入処置期間に、最初にカニューレを体内のある部位に挿入することができる。次いで、内視鏡130の光学システム123を1.6mmの外径をもつことができるカニューレ内に挿入することができる。光学システム123はカニューレを通過し、体内に通過して、使用者にその部位の映像を提供することができる。

20

【0053】

システムは滅菌環境を維持する補助をし、再使用の前の滅菌の必要性を減少するために使い捨てスリーブもしくはシースとともに使用することができる。

【0054】

図9及び10は、それぞれ側面図及び遠近図の、全体として200で与えられた小型内視鏡を表す。内視鏡200は基礎ユニット202及びシースアセンブリー160を含むことができる。基礎ユニットは基礎ユニット202内の内部光源に電力を提供することができるケーブル224を含むことができる。シースアセンブリーは滅菌バリヤー164及びプローブもしくはロッド及びレンズアセンブリー162を含むことができる。ロッド及びレンズアセンブリー162はロッドもしくは導波路204及び対物レンズ206から形成することができる。導波路は中空チャンネルであることができる。プローブは導波路の周囲に環状の照明チャンネルをもつことができる。プローブは2cmと10cmの間の長さをもつことができる。滅菌バリヤー164並びにロッド及びレンズアセンブリー162は内視鏡200の基礎ユニット202の第1の締め付け素子に固定する固定ハブ218もしくは第2の締め付け素子に取り付けることができる。ハブ218はシースアセンブリー160を基礎ユニット202に取り付けさせる界面結合体122もしくは第1の締め付け素子を含むことができる。界面結合体122は締め付け機構のような固定機構であることができる。滅菌バリヤー164は接着により固定ハブ218に取り付けることができる。接着は例えば、滅菌バリヤー164とハブ218との間のセメント接着を含むことができる。固定ハブ218は例えばルエル(Loer)ロックのような締め付け機構216を含むことができる。締め付け機構216は、小型内視鏡200と、例えば14ゲージのカニューレ(Popperにより製造)のような針との間の結合を可能にすることができる。

30

【0055】

ロッド及びレンズアセンブリー162は図11に示したロッド先端226を含むことができる。ロッド先端226は対物レンズ206をもつことができる。これらの対物レンズは第1の対物レンズ208及び第2の対物レンズ210を含むことができる。ロッド及びレンズアセンブリー162のロッド204はチューブ214もしくは光吸収境界により覆うことができる。チューブは、ロッド204内の光幕もしくは散乱光を減少もしくは除去

40

50

するために暗い被膜であることができる。

【0056】

シースアセンブリー160の滅菌バリヤー164は基礎ユニット202全体を覆うことができる。この覆いが手術処置期間中の基礎ユニット202の滅菌を提供する。

【0057】

小型内視鏡200は図12～16に示すようなカニューレもしくは針240中に挿入することができる。好ましくは針240は刃のない末端を有する。針は14ゲージの針であることができる。手術処置に針26を伴う小型内視鏡200を使用するために、シースアセンブリー160を最初に、基礎ユニット202上に配置することができる。シースアセンブリー160のロッド及びレンズアセンブリー162は基礎ユニット202の界面結合体122中に締め付けることができる。カニューレ内に滑動性に設置された、図20に見られるようなスタイルット320を有する針もしくはカニューレ240を手術部位中に挿入することができる。刃のない針もしくはカニューレ240が使用される場合には、スタイルット320が手術部位の組織中に切り込んで、それにより、手術部位中に針240を挿入させることができる。次いで、スタイルット320をカニューレ240から外すことができる。スタイルットもしくは栓子320は手術部位中への挿入中にカニューレの中心部分を充填する。スタイルットの使用は、組織の円筒状部分が針もしくはカニューレ240中に侵入して、針の内腔を詰まらせることができる組織の芯抜きを防止する。針240中にスタイルットをもつことにより、そのような組織がカニューレ240中に侵入して針の内腔を詰まらせることができない。

10

20

【0058】

スタイルットを針240から取り出した後に、使用者は生理食塩水で手術部位をフラッシュすることができる。次いで、小型内視鏡200のロッド及びレンズアセンブリー162を針240中に導入することができる。ロッド部分204を、使用者が手術部位の視界を得ることができるように針240内に挿入することができる。針は、例えばルエルロックのようなその近位末端上に締め付け機構を含むことができる。ルエルロックは固定ハブ218の締め付け機構216に取り付けることができ、それにより内視鏡200と針240との間の堅い取り付けを提供することができる。

【0059】

図12、13及び14は小型内視鏡200の断面図を示す。内視鏡200は照明システムもしくは光源236及び撮像システム238を含むことができる。照明システム236はランプ242、偏光子244及びレンズ拡大子246を含むことができる。ランプ242は光源ハウジング270により基礎ユニット202内に設置することができ、高出力光源であることができる。偏光子244は光源からの光を偏光することができ、光を拡大子246の方向に向けることができる。レンズ拡大子246は光をプリズム264の方向に向けることができる。

30

【0060】

内視鏡200の撮像システム238は第1の映像経路レンズ150、第2の映像経路レンズ152及びシート偏光子252を含むことができる。撮像システムはハウジング140内に設置することができる。シート偏光子252はロッド及びレンズアセンブリー162からの後方反射を回避する補助をすることができる。偏光子252は 10^{-3} の偏光純度をもつことができる。

40

【0061】

図13は図12の内視鏡200の光移動及び撮像システム262を表す。光の移動及び撮像システム262は内視鏡200内のハウジング266内に設置することができるビームスプリッター264を含むことができる。ビームスプリッター264は例えばプリズムであることができる。ビームスプリッター266はレンズ拡大子246からの光をロッド及びレンズアセンブリー162のロッド204中に向けることができる。この光は撮像される物体に向けることができる。ビームスプリッター264はまた、撮像される物体のロッドもしくはチャンネル204をとおる映像光を受け、その光を撮像システム238の偏

50

光子 252 に移動することができる。ビームスプリッター 264 はこのような設置を伴うブルースター角度 (Brewster's angle) において内視鏡 200 内に設置することができる。この例におけるビームスプリッター 264 はロッドの長軸 272 に対して 33.5° の角度を形成することができる。ビームスプリッター 264 はまた、撮像システム 238 の中心軸に対して 33.5° の角度を形成することができる。

【0062】

図 12 はまた、内視鏡 200 の基礎ユニット 202 内に設置された映像センサー 148 を表す。映像センサー 148 は内視鏡 200 内の映像センサーハウジング 258 内に設置することができる。映像センサー 148 は、撮像される物体からの映像信号データを外部のユニットに提供するために、それによりケーブル接続体 254 をケーブル 230 に取り付けることができる電気ケーブル接続体 254 に取り付けることができる。外部ユニットは例えばテレビジョンの画面であることができる。映像センサー 148 は電荷結合装置 (CCD) であることができる。CCD は 1/8 インチの CCD であることができる。1/8 インチの CCD を使用することにより、使用者は彼が映像から受信する光線量を 4 倍にすることができます。1/8 インチの CCD チップを使用する時には、内視鏡 200 の焦点距離は 25 と 30 mm の間であることができる。好ましくは、焦点距離は 27 mm である。

10

【0063】

図 14 はロッド先端 260 が第 1 の対物レンズ 208、第 2 の対物レンズ 210 及びロッド 204 の周囲の暗い被膜もしくはチューブ 214 を含む小型内視鏡 200 のロッド先端 260 を表す。図のように、ロッド先端 260 は針もしくはカニューレ 240 内に設置されている。カニューレ 240 内へのロッド先端 260 のこのような挿入は、カニューレ 240 が問題の手術部位中に挿入された後に実施することができる。ロッド先端 260 がカニューレ 240 内に配置された後に、カニューレ 240 は締め付け機構により基礎ユニット 202 に締め付けることができる。

20

【0064】

図 15 及び 16 は図 12、13 及び 14 に示した撮像システム 238 の代替案を表す。撮像システム 238 は第 1 の映像経路レンズ 150、第 2 の映像経路レンズ 152 及び偏光子 280 を含むことができる。交差偏光子 280 はカルサイトから製造することができる、ロッド及びレンズアセンブリー 162 により作成された後方反射を除去することができる。交差偏光子の偏光純度は 10^{-5} と 10^{-6} の間にすることができます。交差偏光子 280 は 15% ~ 20% だけ光の処理量 (throughout) を増加することができる。偏光子 280 は第 1 のプリズム 282 及び第 2 のプリズム 284 を含むことができる。偏光子 280 は偏光子ハウジング 286 により内視鏡 200 のハウジング 140 に取り付けることができる。

30

【0065】

図 16 は図 15 の光移動及び撮像システム 262 を表す。レンズ拡大子 246 から向けられた光はビームスプリッター 264 を通りロッド 240 中に、撮像される物体の方向に送信することができる。撮像される物体からの光はロッド 204 を通り、プリズム 264 をとおり、ビームスプリッター 280 中に移動させることができる。ビームスプリッター 264 は対物レンズ 206 により形成される後方反射を除去することができる偏光子 280 に映像光を移動することができる。

40

【0066】

図 17 は、内視鏡 200 の光源が外部光源 290 である小型内視鏡 200 を表す。外部光源はランプ 292 及び光源光学素子 294 を含むことができる。ランプ 292 は例えば、300 ワットであることができるキセノンランプであることができる。外部光源 290 の光学素子 294 及びランプ 292 はシリカのケーブル 296 により小型内視鏡 200 に結合することができる。内視鏡 200 は基礎ユニット 202 内に設置した低減子 (reducer) 298 を含むことができる。低減子 298 は 2 ~ 5 倍のファクターまで、光源の横断面積を縮小することができる。好ましくは低減子は 3.5 のファクターまで縮小する。キ

50

セノン光源により使用する時には、低減子 298 はプローブの導波路中への有効な結合のために光源の開口部サイズを縮小することができる。内視鏡 200 内の低減子 298 の使用は照明システム 236 内の光学素子を簡単にすることができます。

【0067】

図 18 は照明システム 236 が撮像システム 238 に平行に基礎ユニット 202 内に設置されている内視鏡 200 の形態を示す。このような形態により、照明システム 236 は鏡 302 を含むことができる。鏡 302 は例えば折れた鏡であることができる。鏡 302 は、偏光子 244 及び拡大子 246 中を進行する光源 242 からの光が鏡から反射してプリズム 264 に進行することができるよう内視鏡 200 内に設置することができる。

【0068】

図 19 は、針が低減子として作用して撮像される物体に光を提供する、針 240 の断面を表す。針 240 は開口部 304 を含むことができる。開口部は第 1 のクラッド層 306 、照明チャンネル 308 及び第 2 のクラッド層 310 により囲むことができる。第 1 のクラッド層は第 1 のクラッド層の厚さ 312 をもつことができる。照明チャンネル 308 は 10 ミクロンであることができるチャンネルの厚さ 314 を含むことができる。第 2 のクラッド層 310 はその厚さが 3 ミクロンであることができる第 2 のクラッドの厚さ 316 を含むことができる。

【0069】

図 20 はスタイルットをもつカニューレ 240 を表す。針 240 を手術部位中に挿入する前に、スタイルットもしくは栓子を針 240 中に挿入することができる。スタイルットは切断面 322 及び清浄化縁 324 を含むことができる。スタイルット 320 及び針 240 が手術部位中に挿入される時に、組織はスタイルット 320 と針 240 との間の領域に蓄積することができる。その領域からこの物質を除去するために、スタイルット 320 は、清浄化用の縁が切断縁 322 より硬さの弱い材料から形成されている清浄化用の縁 324 を含むことができる。スタイルット 320 を、手術部位への針 240 の挿入後に使用者の方向に引っ張ると、より弱い縁もしくは清浄化用の縁 324 が針の周囲で曲がって、それにより針の領域からのあらゆる組織のかけらを清浄化もしくは払拭するであろう。このような清浄化の機能がカニューレ内への微細内視鏡の適切な挿入及び手術部位の適切な観察を可能にする。

【0070】

図 21 は小型内視鏡 400 の側面遠近図を示す。内視鏡 400 は基礎ユニット 402 及びシースアセンブリー 404 を含む。基礎ユニット 402 は CCD のような撮像装置のための電気接続体 406 及び光ファイバーの光源接続体 408 を含む。

【0071】

シースアセンブリー 404 は滅菌バリヤー 410 並びにロッド及びレンズアセンブリー 412 を含む。滅菌バリヤー 410 並びにロッド及びレンズアセンブリー 412 は内視鏡 400 の基礎ユニット 402 に固定されている固定ハブ 414 に取り付けられている。固定ハブ 414 はルエル締め付け部入り口をもつ光シースハブである。

【0072】

ハブ 414 はシースアセンブリー 404 を基礎ユニット 402 に取り付けさせる界面結合体 416 を含むことができる。界面結合体 416 は締め付け機構のような固定機構であることができる。滅菌バリヤー 410 は図 22 から見られるように、接着により固定ハブ 414 に取り付けられている。接着は例えば、滅菌バリヤー 410 とハブ 414 との間のセメント接着を含むことができる。

【0073】

固定ハブ 414 は例えば、ルエルロックもしくは嵌合のような締め付け機構 418 を含むことができる。締め付け機構 418 は例えば、小型内視鏡 400 と 14 ゲージのカニューレのような針との間の結合を許すことができる (Popper により製造)。

【0074】

図 22 において、内視鏡 400 の断面図が示される。ロッド及びレンズアセンブリー 4

10

20

30

40

50

12並びに滅菌バリヤー410を伴うシースアセンブリー404が示される。滅菌バリヤー410並びにロッド及びレンズアセンブリー412は固定ハブ414に取り付けられている。固定ハブ414は光源からの光を栓子中の光シースに伝達する光ファイバーの窓420を有する。窓420はレンズであることができる。

【0075】

更に図22において、ロッド及びレンズアセンブリー412は暗くした外側のチューブ422及び一対の対物レンズ424を有する。ロッド及びレンズアセンブリー412の遠位末端は図27Bにおいて更に詳細に考察されるであろう。

【0076】

図23において、内視鏡400の基礎ユニット402はCCDカメラ430、1組のレンズ432及び、それをとおって光映像がロッド及びレンズアセンブリー412からCCDカメラ430の方向に通過する開口部438を区画する光ファイバーの先端固定物434及び光ファイバーの束436を伴う主要内視鏡本体428を有する。開口部438は窓もしくはレンズで覆うことができる。更に図23において、主要内視鏡428の下方に、光ファイバーの光源結合体408から光ファイバーの束436に伸長する光ファイバー442が存在する。

10

【0077】

図24は内視鏡400の基礎ユニット402の後部を示す。電気結合体406が見られ、更に光ファイバーの光源結合体408が示される。

【0078】

20

図25Aにおいて、基礎ユニット402の正面図がシースアセンブリー404を外して示される。基礎ユニット402は図25Bに見られるような開口部438を囲む環445を形成する複数の光ファイバーの纖維444を有する。光ファイバーの束436は一様において、これらの光ファイバーの纖維444から形成されている。あるいはまた、光ファイバーの束436は1本の光ファイバー纖維を有する。環445は連続的な円形のパターンであることができる。あるいはまた、環は2個の半円部分457から形成される。スロット459は半円部分457を分割することができる。スロット459は図27Bに示す光シース422のハブ446への機械的取り付けを許すことができる。

【0079】

30

図26において、内視鏡400の側面図が示される。主要内視鏡本体428は前記のように、電気結合体406を通って図1に示したようなモニターに接続されているCCDカメラ430を有する。CCDカメラ430は、シースアセンブリー404の高屈折率のガラスロッドから投影されるレンズの組み合わせ432を通って投影される映像を捕捉する。シースアセンブリーは固体であるが、主要内視鏡本体のレンズ432を通って投影される映像は開口部438を通る。映像を照射するために、光ファイバー442は光ファイバー光源結合体408からの光を光ファイバー束436に向ける。光ファイバーの束436は複数の光ファイバーもしくは1本の光ファイバーから形成することができる。

【0080】

図27Aにおいて、光ファイバーの束436はレンズ432をとおるその光を光シース448中に投射する。レンズ432は代替的態様においては窓であることができる。束436とレンズ432との間の結合体は図29Aに示される。

40

【0081】

レンズ432を伴う使い捨て可能な光チューブのハブ結合体446は図26に示されるようなフラッシュ口450をもつ栓子もしくは針に取り付けることができる。フラッシュ口450はキャップ452を含むことができる。フラッシュ口450は、ロッド及びレンズアセンブリー412が針内に位置する時もしくは針から取り外された時のいずれかに、手術部位中に挿入後に、使用者に針をフラッシュする能力を許す。例えば生理食塩水で充填されたシリンジのような流体源を口450に取り付けることができる。ロッド及びレンズアセンブリー412が針内に位置する間に使用者が生理食塩水で針をフラッシュする時には、内視鏡は針の近位末端から流体が流出することを妨げて、それにより手術部位内に

50

位置した遠位末端をとおる流れを集中させることができる。あるいはまた、使用者が針内にロッドアセンブリー412を伴わずに針をフラッシュするために、針の遠位末端に流体の流れを向けるために針の近位末端を覆うためにキャップ452を使用することができる。これらのフラッシュは手術部位の明瞭な観察を可能にすることができる。

【0082】

図27Bにおいて、シースアセンブリー404の遠位末端は光シース448をもち、対物レンズ424を含む使い捨て光学暗色チューブ422を包む。光は光ファイバーの束436から光シースを通って撮像される物体に移動することができる。

【0083】

図28は図26の線28-28に沿った断面図である。図は光学開口部438を切断し、そこから見上げる主要内視鏡本体428の断面図を示す。結合体406の付いたCCD430が示される。同様に、それをとおって映像が投射するレンズ432も示される。

【0084】

図26に示すように、光が光ファイバー442からそこをとおって通過する光ファイバーの束436は光学開口部438の一部を囲み、使い捨て光学素子の暗いチューブのハブ結合体446中のレンズ432を通る光をロッド及びレンズアセンブリー412を囲む光シース中に向ける。

【0085】

図29Aは光ファイバーの束436、使い捨て光学素子の暗いチューブのハブ結合体446及び固定するハブ414の界面の拡大断面図である。本発明はその好ましい態様に関して特に示し、説明したが、付記の請求の範囲により包含された本発明の範囲から逸脱せずに、形態及び詳細の様々な変更を実施することは当業者に理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0086】

【図1】内視鏡の好ましい態様のスキーム図を表す。

【図2】内視鏡の光学システムの横断面図を示す。

【図3】内視鏡の光学システムの一態様の正面図を表す。

【図4】図1に示した内視鏡の代替的態様のスキーム図を示す。

【図5】撮像装置に光を伝達する内視鏡の長方形の光学素子及び長方形の映像伝達ロッドを表す。

【図6】内視鏡の正方形もしくは長方形の伝達経路上に統合されたスーパー・クラッド構造物を表す。

【図7】本発明の好ましい態様の遠近図を表す。

【図8】エアチューブ及び二重形態を有する内視鏡を表す。

【図9】小型内視鏡の側面図を示す。

【図10】小型内視鏡の遠近図を示す。

【図11】小型内視鏡のロッド先端を表す。

【図12】小型内視鏡の横断面図を示す。

【図13】図12の内視鏡の光移動及び撮像システムの詳細な図を示す。

【図14】針内に設置された内視鏡のロッド先端を表す。

【図15】内視鏡の代替的態様の横断面図を示す。

【図16】図15の内視鏡の光移動及び撮像システムの詳細な図を示す。

【図17】外部光源の付いた微細内視鏡を示す。

【図18】小型内視鏡のための照明システムの代替的形態を表す。

【図19】小型内視鏡のためのカニューレ(当該カニューレが照明カニューレを有する)を表す。

【図20】スタイルットを有するカニューレを示す。

【図21】小型内視鏡の代替的態様の遠近図である。

【図22】小型内視鏡の上部断面図である。

10

20

30

40

50

【図23】小型内視鏡のヘムラインで示した一部分の側面図である。

【図24】小型内視鏡の後面図である。

【図25A】針を取り付けていない小型内視鏡の土台の正面図である。

【図25B】図25Aの内視鏡の接合体の一部の拡大図である。

【図26】小型内視鏡の側面断面図である。

【図27A】図26の内視鏡の一部分の拡大断面図である。

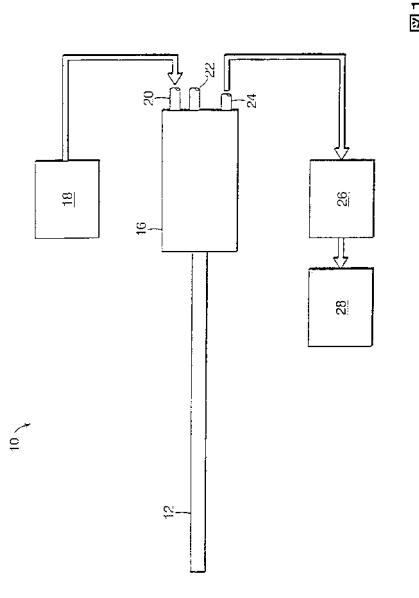
【図27B】図26の内視鏡の遠位末端の拡大断面図である。

【図28】図26の線28-28に沿って採られた小型内視鏡の断面図である。

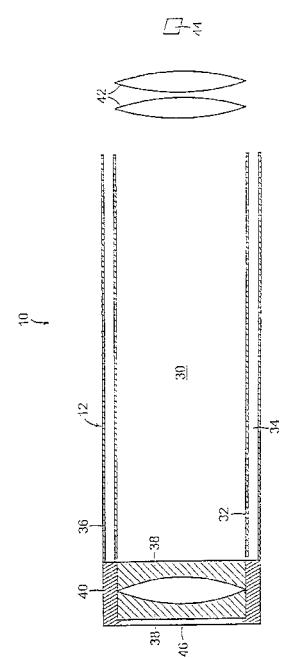
【図29A】図28の内視鏡の一部分の拡大断面図である。

【図29B】図28の内視鏡の一部分の拡大断面図である。

【図1】



【図2】



【図3】

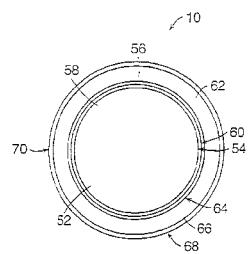


図3

【図4】

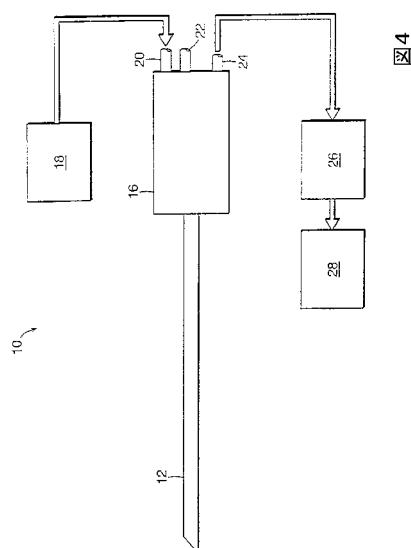


図4

【図5】

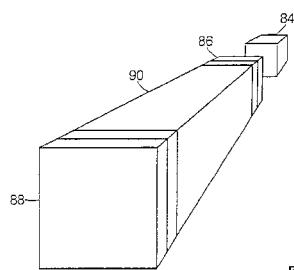


図5

【図7】

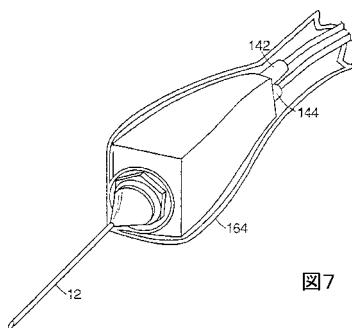


図7

【図6】

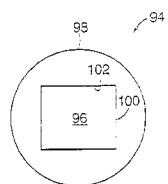
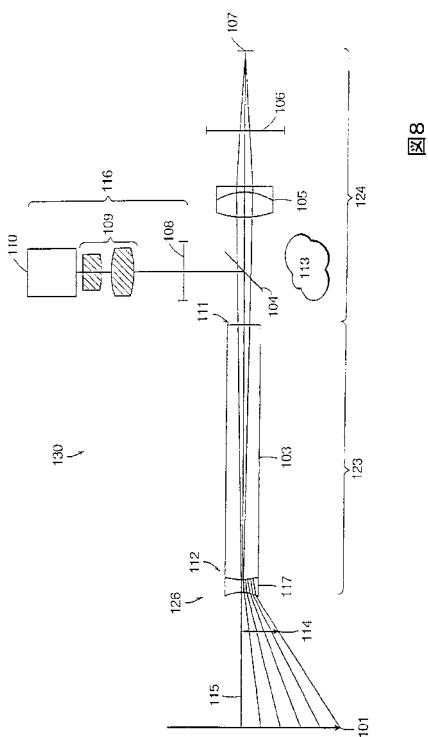
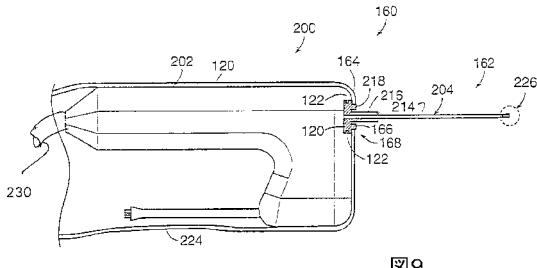


図6

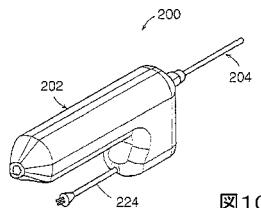
【 四 8 】



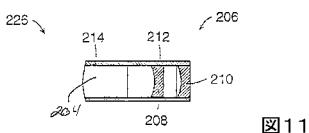
【 四 9 】



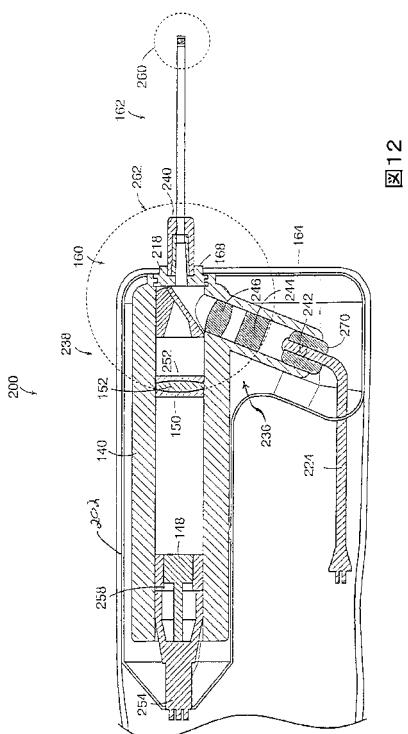
【 図 1 0 】



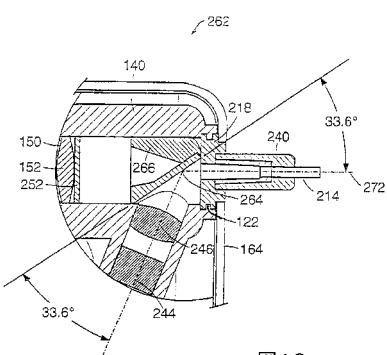
【図 1 1】



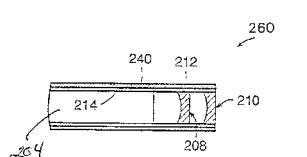
【図12】



【図13】



【 14 】



14

【図15】

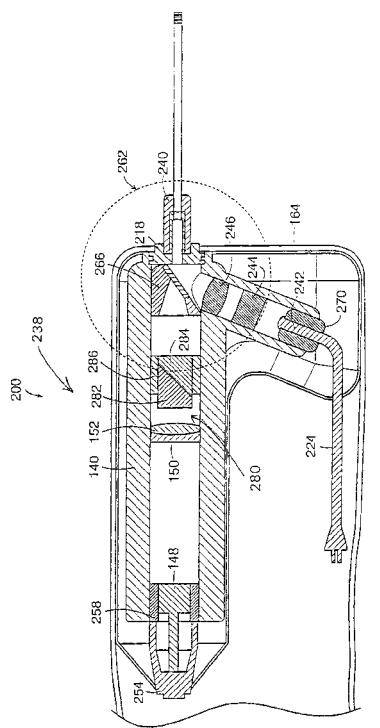


図15

【図16】

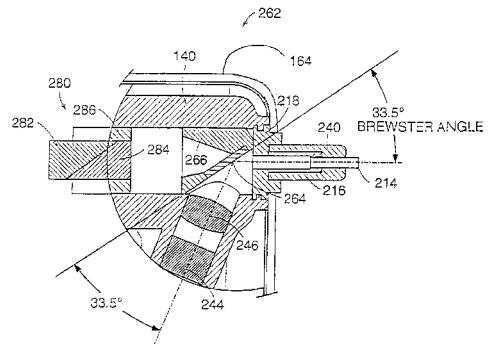


図16

【図17】

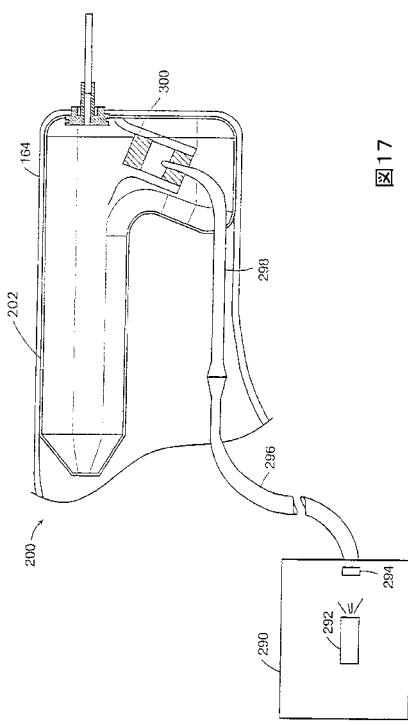


図17

【図18】

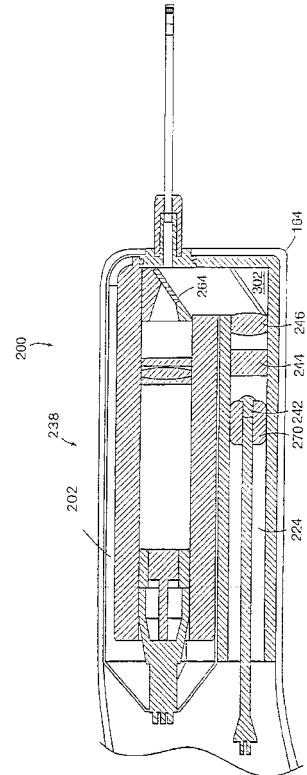


図18

【図19】

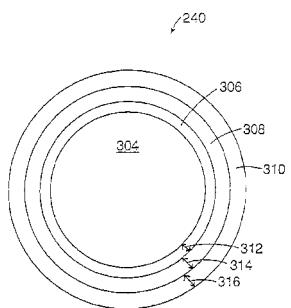


図19

【図20】

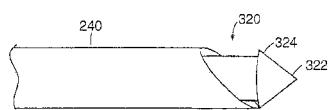


図20

【図21】

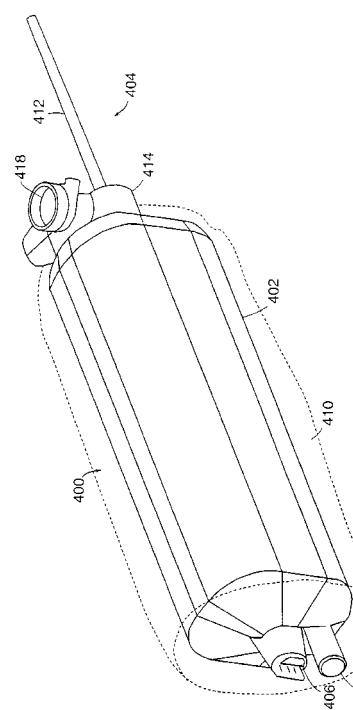


図21

【図22】

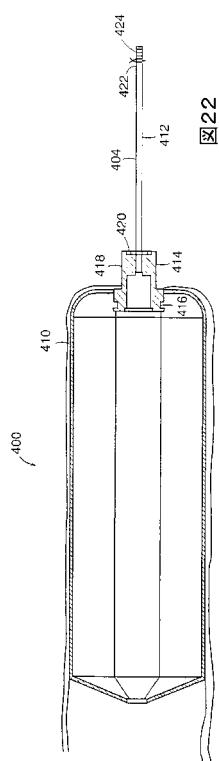


図22

【図23】

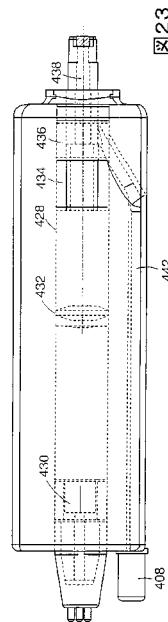


図23

【図24】

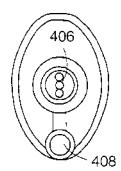


図24

【図25A】

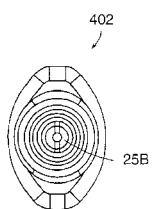


図25A

【図25B】

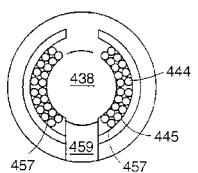


図25B

【図27A】

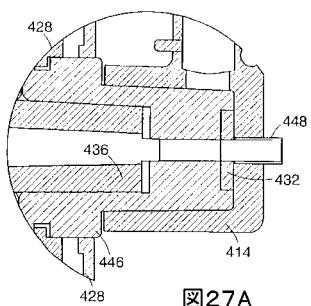


図27A

【図27B】

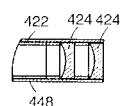


図27B

【図26】

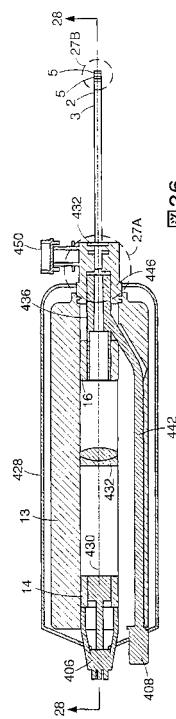


図26

【図28】

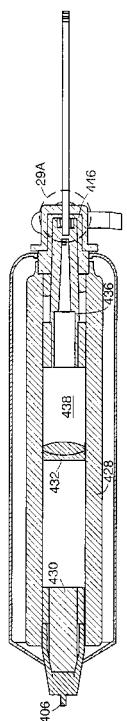
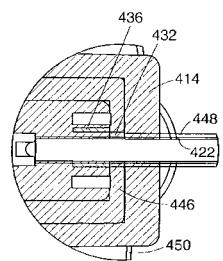


図28

【図29A】



光ファイバー接合部は、使い捨て可能な光学素子先端
アセンブリー中の光学素子のハブの窓・レンズをとおって
光 - シースに光を伝達する

図29A

【図29B】

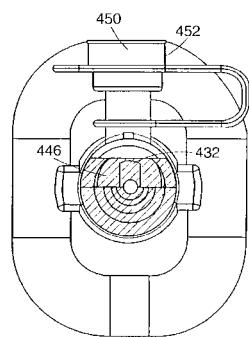


図29B

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/187,305
(32)優先日 平成12年3月6日(2000.3.6)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 09/518,954
(32)優先日 平成12年3月6日(2000.3.6)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 60/212,935
(32)優先日 平成12年6月20日(2000.6.20)
(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 デニス・ラボンバード
アメリカ合衆国マサチュセッツ州 01833 ジョージタウン・ボードマンストリート7

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平01-158826(JP, A)
特開平11-047080(JP, A)
特開平06-250104(JP, A)
特開昭59-002005(JP, A)
特開平07-248454(JP, A)
特開平04-276231(JP, A)
特開平04-229816(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 00 - 1 / 32
G 02 B 23 / 24 - 23 / 26

专利名称(译)	小型内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5225438B2	公开(公告)日	2013-07-03
申请号	JP2011168593	申请日	2011-08-01
申请(专利权)人(译)	商务勇范围技术有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	商务勇范围技术有限责任公司		
[标]发明人	ポールレミジヤン デニスラボンバード		
发明人	ポール・レミジヤン デニス・ラボンバード		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 G02B23/24 A61B1/00 A61B1/002 A61B1/07 A61B1/227 A61B1/233 A61B1/313 G02B3/00		
CPC分类号	A61B1/07 A61B1/00135 A61B1/00142 A61B1/00188 A61B1/042 A61B1/055 A61B1/227 A61B1/233 A61B1/3132		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.D G02B23/26.B G02B23/24.B G02B23/24.A A61B1/00.R A61B1/00.632 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/06.520 A61B1/07		
F-TERM分类号	2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/CA28 2H040/GA02 4C161/AA11 4C161/AA12 4C161 /AA13 4C161/AA24 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF07 4C161/FF11 4C161/HH56 4C161/LL01 4C161/NN01		
优先权	60/153568 1999-09-13 US 60/156478 1999-09-28 US 60/187305 2000-03-06 US 09/518954 2000-03-06 US 60/212935 2000-06-20 US		
其他公开文献	JP2011251145A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有改进的分辨率和视角的小直径成像探头或内窥镜。
ŽSOLUTION：微型内窥镜系统包括：小直径成像探头或内窥镜10；
 固态成像装置；光传输路径12，其在探头的远端收集光并将光沿着探头的
 长度引导到成像装置。光传输路径12具有光吸收层和限定图像孔径的超
 包层。图像中继元件用于在探头的光学元件之间耦合图像光，使得图像
 由装置近端的成像传感器检测。
 Ž

