

(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2011-251145

(P2011-251145A)

(43) 公開日 平成23年12月15日(2011.12.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 D	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 有 請求項の数 20 O L (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)
 (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)
 (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)

(71) 出願人 507302047
 ビジヨンスコープ・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0174
 2 コンコード・スイート303・メイン
 ストリート2352
 (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0152
 1 ホランド・ボックス3719・アールア
 ール3・プロジェクトロード

最終頁に続く

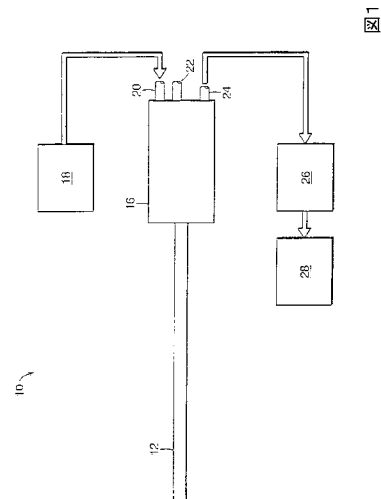
(54) 【発明の名称】 小型内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 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を提供する。

【解決手段】 小直径の撮像プローブもしくは内視鏡 1 0、撮像装置、及び、プローブの遠位末端で光を集束し、光をプローブの長さに沿って撮像装置に誘導する光伝達経路 1 2 を有し、光伝達経路 1 2 は、映像開口部を区画する光吸収層及びスーパークラッド層を伴い、映像が撮像装置の近位末端の撮像センサーにより感知されるようにプローブの光学素子間の映像の光を結合するためにリレー光学素子を使用される。

【選択図】 図 1



【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んでおり、該シースアセンブリーは 2
mm 以下の直径を有し、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ボスコネクタを有する小型内視鏡。

10

【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 2 cm ~ 10 cm 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】

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。

20

【請求項 6】

内視鏡ハンドルがディスプレイに接続され、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。

30

【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 - 1.6 mm 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 0.1 mm から 0.2 mm 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。

40

【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、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 2 mm 以下の直径を有し、環状照明チャンネルを光源に取り外し

50

可能に接続する光学ボスコネクタを有する、小型内視鏡を提供する方法。

【請求項 14】

カニューレを提供する段階、及びカニューレを 2 cm ~ 10 cm 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イに接続する段階を更に具備する請求項 13 記載の方法。

【請求項 17】

環状照明チャンネルを構成するようファイバ光学引抜き手段を使用する段階、及びファイバ光学照明チャンネルを使用する使い捨て内視鏡シースと、環状照明チャンネルの近位端に取り付けられたコネクタとを組み立てる段階、を具備し、使い捨て内視鏡シースが、直径が 2 mm 以下の外面を有する管状ボディを備える、内視鏡のファイバ光学使い捨てシースを形成する方法。

【請求項 18】

環状照明チャンネルを形成するよう第 2 ファイバ光学引抜き手段を使用する段階を更に具備する請求項 17 記載の方法。

【請求項 19】

0.1 mm ~ 0.2 mm の範囲内の厚さを有するよう環状照明チャンネルを形成する段階を更に具備する請求項 17 記載の方法。

【請求項 20】

使い捨てシースが管状空間を囲み、且つ遠位ウインドウを有する請求項 17 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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イ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】

(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】

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】

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イ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。

【0010】

システムは、ハンドル上に滅菌バリア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。バリア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、リユーマチ学、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。

【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

10

20

30

40

50

、本発明の原理を示すことに重点がおかれている。

【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、光源及びノ

10

【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ノもしくはディスプレイ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。

【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。

20

【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。

30

【0018】

高屈折率のガラスコア30はトンネルバリアーもしくは光吸収層もしくはシース32をもつことができる。トンネルバリアーもしくはシース32の目的は望ましくない光を吸収することである。トンネルバリア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、吸収バリア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、トンネルバリア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の外面に材料を付加して、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5~10 μ m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。

40

【0019】

50

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繊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 0.15 mm 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 150 μm 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。

10

【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。

20

【0022】

一態様において、内視鏡 10 の細長いロッド 12 は 2 mm 未満の外径を有する。もう一つの態様において、内視鏡 10 は 1.6 mm 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 ~ 1.2 mm 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。

30

【0024】

映像光チャンネル 58 は透明な材料もしくは高屈折率のガラスコア 52 から製造することができる。好ましい態様において、コア 52 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繊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繊維圧伸成形法後に映像光チャンネル 54 をアニールすることにより達成することができる。コア 52 はまた、第 1 の直径 54 をもつことができる。好ましい態様において、第 1 の直径 54 は 1.20 mm である。

40

【0025】

好ましい態様における映像光チャンネル 58 の光吸収層 56 は光吸収ガラスである。光吸収層 56 はコア 52 よりも高い屈折率をもつことができ、コア 52 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、その光吸収を増加させるために、光吸収着色剤を光吸収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、光吸収層 56 の屈折率はコア 52 の屈折率より僅かに高い。光吸収層 56 は例えば繊維圧伸成形法を使用してコア 52 に適用することができる。

50

【0026】

高い屈折率のガラスコア52及び光吸収層56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58はF2ガラスコア及びBG-4ガラス光吸収層から形成することができる。F2ガラスコアは1.620の屈折率をもつことができる。BG-4ガラス光吸収層は約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58はF7ガラスコア及びBG-2ガラス光吸収層から形成することができる。F7ガラスコアは1.625の屈折率をもつことができる。BG-2ガラス光吸収層は約1.66の屈折率をもつことができる。

【0027】

光吸収層56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、光吸収層56の厚さは10 μm を越えない。コア56及び光吸収層56から形成された映像光チャンネル58は第2の直径60をもつことができる。一つの態様において、第2の直径60は1.24mmである。

10

【0028】

照明チャンネル62はスーパー-クラッド構造物68を形成するために第1の被膜64及び第2の被膜66を有する。第1の被膜64はチャンネル62の内面上に位置している。第2の被膜66はチャンネル62の外面上に位置している。照明チャンネル62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62は約1.82の屈折率をもつことができるLG1ガラスから製造することができる。第1の被膜64及び第2の被膜66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64、66は約1.50の屈折率をもつことができるEG1ガラスから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EG9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62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62は30 μm の厚さをもつことができる。第1の被膜層64及び第2の被膜層66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64及び第2の被膜層66それぞれの厚さは10 μm である。

20

【0029】

スーパー-クラッド構造物68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、繊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。

30

【0030】

スーパー-クラッド構造物68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58はスーパー-クラッド構造物68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。次にパー-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58の周囲にスーパー-クラッド構造物68を融着することができる。

【0031】

スーパー-クラッド構造物68を形成するもう一つの態様において、映像光チャンネル58を低屈折率の高温ポリマーに浸漬して、第1の被膜64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58上に押し出して、照明チャンネル62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66を形成することができる。

40

【0032】

スーパー-クラッド構造物68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62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68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68をパー-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58に融着させることができる。スーパー-クラッド68及び映像光チャンネル58、内視鏡50は第3の直径70をもつことができる。一態様において、第3の直径70

50

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。

【0033】

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。

10

【0034】

概括的に、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。

【0035】

図 5 は、光線を撮像装置 44 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 88 を表す。この態様において、長方形の遠位光学素子 88 からの光線はすべて撮像装置 84 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 84 に移動することができる。長方形の形状の伝達経路 90 は遠位光学素子 88 からの光を撮像装置 44 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 86 もまた、遠位光学素子 88 から撮像装置 44 に光を移動させるために使用することができる。

20

【0036】

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 96 及びスーパー-クラッド層 98 をもつ微細内視鏡 94 を表す。光伝達経路 96 は外面 100 の幾何学構造に適合する光吸収層で被覆することができる外面 100 を有する。スーパー-クラッド層 98 が光伝達経路 96 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 98 の内面 102 は図のように、光伝達経路 96 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 96 に対して、スーパー-クラッド層 98 の内面 102 は伝達経路 96 上に正方形に押し出すことができる。

30

【0037】

図 7 は本発明に従う小型の針の内視鏡の遠近図を示す。繊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 は内側ケーシングアセンブリー 146 に付けられた近位に配置された繊維及び電気結合体 142 及び 144 を含む。繊維結合体 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 CCD 148 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。

40

【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。

50

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、約 1.6 m m の好ましい外径を伴って、0.6 と 2.0 mm の間の外径を有することができる。光学システム 123 は使い捨てにすることができる。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。

10

【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。

20

【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 ~ 20 mm 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 をとおりに、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る。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。

30

【0043】

チューブ 103 はスプレー塗料のような光吸収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。

40

50

【 0 0 4 5 】

チューブ 1 0 3 上の光学素子もしくは遠位光学素子 1 1 7 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 1 1 7 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 1 1 7 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 1 1 2 から近位末端 1 1 1 にチューブ 1 0 3 内に入れることができる。次いで、エポキシをチューブ 1 0 3 の遠位末端 1 1 2 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 1 1 7 は針からのエポキシの射出後、エアチューブ 1 0 3 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 1 1 7 及び近位光学素子 1 0 5 は映像のサイズの制御を許すことができる。

10

【 0 0 4 6 】

チューブの近位末端 1 1 1 を囲む領域はエアチューブ 1 0 3 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 1 0 7 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 1 0 5 はこの過剰充填領域を「監視して (looking at)」おり、映像偏光子 1 0 6 が散乱した非偏光の光を映像センサー 1 0 7 に伝達することができる。

【 0 0 4 7 】

内視鏡 1 3 0 はビームスプリッター 1 0 4 により照明システム 1 1 6 に結合されることができる。照明システム 1 1 6 は Gilway Technical Lamp からの 0 . 2 5 インチの直径をもつ C O T S レンズ末端のハロゲンランプのような照明源 1 1 0 を含むことができる。C O T S 「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 1 1 0 は対物面 1 0 1 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る。光源光学素子 1 0 9 はチューブ 1 0 3 の近位末端 1 1 1 で照明フラックスを集束することができる、チューブ 1 0 3 をとお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 1 0 4 は映像光の軸 1 1 5 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 1 0 8 は軸 1 1 5 に沿って、誘電被覆ビームスプリッター 1 0 4 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 1 1 3 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。

20

30

【 0 0 4 8 】

照明光学素子是对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大伝達のために平行にされたビームを形成する。

【 0 0 4 9 】

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、ロスが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。

40

【 0 0 5 0 】

ビームスプリッターにより伝達される未使用の照明フラックスは、近位光学素子がダンプ領域 1 1 3 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。

【 0 0 5 1 】

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

50

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。

【 0 0 5 2 】

内視鏡 1 3 0 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 1 3 0 の光学システム 1 2 3 を 1 . 6 mm 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 1 2 3 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。

【 0 0 5 3 】

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。

10

【 0 0 5 4 】

図 9 及び 1 0 は、それぞれ側面図及び遠近図の、全体として 2 0 0 で与えられた小型内視鏡を表す。内視鏡 2 0 0 は基礎ユニット 2 0 2 及びシースアセンブリー 1 6 0 を含むことができる。基礎ユニットは基礎ユニット 2 0 2 内の内部光源に電力を提供することができるケーブル 2 2 4 を含むことができる。シースアセンブリーは滅菌バリアー 1 6 4 及びプローブもしくはロッド及びレンズアセンブリー 1 6 2 を含むことができる。ロッド及びレンズアセンブリー 1 6 2 はロッドもしくは導波路 2 0 4 及び対物レンズ 2 0 6 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 2 cm と 1 0 cm の間の長さをもつことができる。滅菌バリアー 1 6 4 並びにロッド及びレンズアセンブリー 1 6 2 は内視鏡 2 0 0 の基礎ユニット 2 0 2 の第 1 の締め付け素子に固定する固定ハブ 2 1 8 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 2 1 8 はシースアセンブリー 1 6 0 を基礎ユニット 2 0 2 に取り付けさせる界面結合体 1 2 2 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 1 2 2 は締め付け機構のような固定機構であることができる。滅菌バリアー 1 6 4 は接着により固定ハブ 2 1 8 に取り付けることができる。接着は例えば、滅菌バリアー 1 6 4 とハブ 2 1 8 との間のセメント接着を含むことができる。固定ハブ 2 1 8 は例えばルエル (luer) ロックのような締め付け機構 2 1 6 を含むことができる。締め付け機構 2 1 6 は、小型内視鏡 2 0 0 と、例えば 1 4 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。

20

【 0 0 5 5 】

ロッド及びレンズアセンブリー 1 6 2 は図 1 1 に示したロッド先端 2 2 6 を含むことができる。ロッド先端 2 2 6 は対物レンズ 2 0 6 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 2 0 8 及び第 2 の対物レンズ 2 1 0 を含むことができる。ロッド及びレンズアセンブリー 1 6 2 のロッド 2 0 4 はチューブ 2 1 4 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 2 0 4 内の光幕もしくは散乱光を減少もしくは除去するために暗い被膜であることができる。

30

【 0 0 5 6 】

シースアセンブリー 1 6 0 の滅菌バリアー 1 6 4 は基礎ユニット 2 0 2 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 2 0 2 の滅菌を提供する。

【 0 0 5 7 】

小型内視鏡 2 0 0 は図 1 2 ~ 1 6 に示すようなカニューレもしくは針 2 4 0 中に挿入することができる。好ましくは針 2 4 0 は刃のない末端を有する。針は 1 4 ゲージの針であることができる。手術処置に針 2 6 を伴う小型内視鏡 2 0 0 を使用するために、シースアセンブリー 1 6 0 を最初に、基礎ユニット 2 0 2 上に配置することができる。シースアセンブリー 1 6 0 のロッド及びレンズアセンブリー 1 6 2 は基礎ユニット 2 0 2 の界面結合体 1 2 2 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 2 0 に見られるようなスタイレット 3 2 0 を有する針もしくはカニューレ 2 4 0 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 2 4 0 が使用される場合には、スタイレット 3 2 0 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 2 4 0 を挿入させることができる。次いで、スタイレット 3 2 0 をカニューレ 2 4 0 から外すこと

40

50

ができる。スタイレットもしくは栓子 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。スタイレットの使用は、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 中にスタイレ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。

【0058】

スタイレットを針 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。

10

【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。

20

【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。

【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。

30

40

【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る。 $1/8$ インチの CCD チップを使用する時には、内視鏡 200 の焦点

50

距離は25と30mmの間であることができる。好ましくは、焦点距離は27mmである。

【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は針もしくはカニユーレ240内に設置されている。カニユーレ240内へのロッド先端260のこのような挿入は、カニユーレ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がカニユーレ240内に配置された後に、カニユーレ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。

10

【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} の間にあることができる。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。

20

【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。

【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る。

30

【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に内視鏡200内に設置することができる。

40

【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

50

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 はスタイレ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、スタイレットもしくは栓子を針 240 中に挿入することができる。スタイレットは切断面 322 及び清浄化縁 324 を含むことができる。スタイレット 320 及び針 240 が手術部位中に挿入される時に、組織はスタイレット 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、スタイレット 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。スタイレット 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。

10

【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 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 404 は滅菌バリアー 410 並びにロッド及びレンズアセンブリ 412 を含む。滅菌バリアー 410 並びにロッド及びレンズアセンブリ 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。

20

【0072】

ハブ 414 はシースアセンブリ 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。滅菌バリアー 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、滅菌バリアー 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)。

30

【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 412 並びに滅菌バリアー 410 を伴うシースアセンブリ 404 が示される。滅菌バリアー 410 並びにロッド及びレンズアセンブリ 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 412 は暗くした外側のチューブ 422 及び一对の対物レンズ 424 を有する。ロッド及びレンズアセンブリ 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。

40

【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、それをとって光映像がロッド及びレンズアセンブリ 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 4

50

4 2 が存在する。

【 0 0 7 7 】

図 2 4 は内視鏡 4 0 0 の基礎ユニット 4 0 2 の後部を示す。電気結合体 4 0 6 が見られ、更に光ファイバーの光源結合体 4 0 8 が示される。

【 0 0 7 8 】

図 2 5 A において、基礎ユニット 4 0 2 の正面図がシースアセンブリー 4 0 4 を外して示される。基礎ユニット 4 0 2 は図 2 5 B に見られるような開口部 4 3 8 を囲む環 4 4 5 を形成する複数の光ファイバーの繊維 4 4 4 を有する。光ファイバーの束 4 3 6 は一態様において、これらの光ファイバーの繊維 4 4 4 から形成されている。あるいはまた、光ファイバーの束 4 3 6 は 1 本の光ファイバー繊維を有する。環 4 4 5 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 4 5 7 から形成される。スロット 4 5 9 は半円部分 4 5 7 を分割することができる。スロット 4 5 9 は図 2 7 B に示す光シース 4 2 2 のハブ 4 4 6 への機械的取り付けを許すことができる。

10

【 0 0 7 9 】

図 2 6 において、内視鏡 4 0 0 の側面図が示される。主要内視鏡本体 4 2 8 は前記のように、電気結合体 4 0 6 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 4 3 0 を有する。CCD カメラ 4 3 0 は、シースアセンブリー 4 0 4 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 4 3 2 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 4 3 2 を通って投影される映像は開口部 4 3 8 を通る。映像を照射するために、光ファイバー 4 4 2 は光ファイバー光源結合体 4 0 8 からの光を光ファイバー束 4 3 6 に向ける。光ファイバーの束 4 3 6 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。

20

【 0 0 8 0 】

図 2 7 A において、光ファイバーの束 4 3 6 はレンズ 4 3 2 をとおるその光を光シース 4 4 8 中に投射する。レンズ 4 3 2 は代替的態様においては窓であることができる。束 4 3 6 とレンズ 4 3 2 との間の結合体は図 2 9 A に示される。

【 0 0 8 1 】

レンズ 4 3 2 を伴う使い捨て可能な光チューブのハブ結合体 4 4 6 は図 2 6 に示されるようなフラッシュ口 4 5 0 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 4 5 0 はキャップ 4 5 2 を含むことができる。フラッシュ口 4 5 0 は、ロッド及びレンズアセンブリー 4 1 2 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 4 5 0 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 4 1 2 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位置した遠位末端をと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 4 1 2 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 4 5 2 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。

30

【 0 0 8 2 】

図 2 7 B において、シースアセンブリー 4 0 4 の遠位末端は光シース 4 4 8 をもち、対物レンズ 4 2 4 を含む使い捨て光学暗色チューブ 4 2 2 を包む。光は光ファイバーの束 4 3 6 から光シースを通して撮像される物体に移動することができる。

40

【 0 0 8 3 】

図 2 8 は図 2 6 の線 2 8 - 2 8 に沿った断面図である。図は光学開口部 4 3 8 を切断し、そこから見上げる主要内視鏡本体 4 2 8 の断面図を示す。結合体 4 0 6 の付いた CCD カメラ 4 3 0 が示される。同様に、それをとって映像が投射するレンズ 4 3 2 も示される。

【 0 0 8 4 】

図 2 6 に示すように、光が光ファイバー 4 4 2 からそこをとって通過する光ファイバーの束 4 3 6 は光学開口部 4 3 8 の一部を囲み、使い捨て光学素子の暗いチューブのハブ

50

結合体 4 4 6 中のレンズ 4 3 2 を通る光をロッド及びレンズアセンブリ 4 1 2 を囲む光シース中に向ける。

【 0 0 8 5 】

図 2 9 A は光ファイバーの束 4 3 6、使い捨て光学素子の暗いチューブのハブ結合体 4 4 6 及び固定するハブ 4 1 4 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ができ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 】

【 0 0 8 6 】

【 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 1 0 】 小型内視鏡の遠近図を示す。

【 図 1 1 】 小型内視鏡のロッド先端を表す。

【 図 1 2 】 小型内視鏡の横断面図を示す。

【 図 1 3 】 図 1 2 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 1 4 】 針内に設置された内視鏡のロッド先端を表す。

【 図 1 5 】 内視鏡の代替的態様の横断面図を示す。

【 図 1 6 】 図 1 5 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 1 7 】 外部光源の付いた微細内視鏡を示す。

【 図 1 8 】 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 1 9 】 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 2 0 】 スタiletを有するカニューレを示す。

【 図 2 1 】 小型内視鏡の代替的態様の遠近図である。

【 図 2 2 】 小型内視鏡の上部断面図である。

【 図 2 3 】 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 2 4 】 小型内視鏡の後面図である。

【 図 2 5 A 】 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 2 5 B 】 図 2 5 A の内視鏡の接合体の一部の拡大図である。

【 図 2 6 】 小型内視鏡の側面断面図である。

【 図 2 7 A 】 図 2 6 の内視鏡の一部分の拡大断面図である。

【 図 2 7 B 】 図 2 6 の内視鏡の遠位末端の拡大断面図である。

【 図 2 8 】 図 2 6 の線 2 8 - 2 8 に沿って採られた小型内視鏡の断面図である。

【 図 2 9 A 】 図 2 8 の内視鏡の一部分の拡大断面図である。

【 図 2 9 B 】 図 2 8 の内視鏡の一部分の拡大断面図である。

10

20

30

40

【 図 1 】

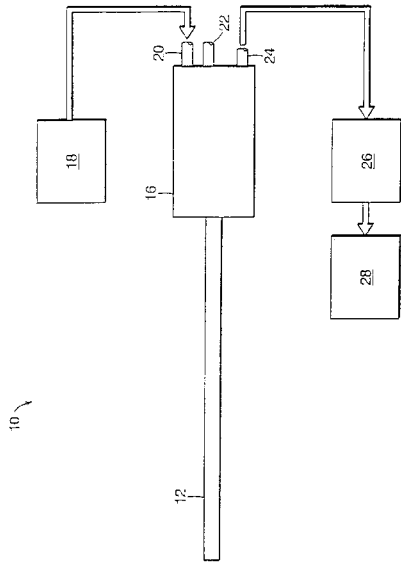


図 1

【 図 2 】

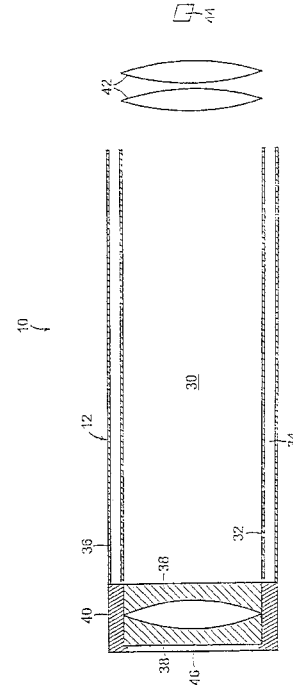


図 2

【 図 3 】

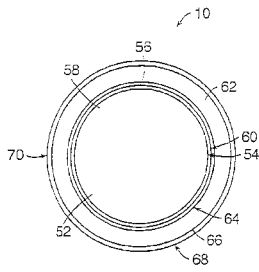


図 3

【 図 4 】

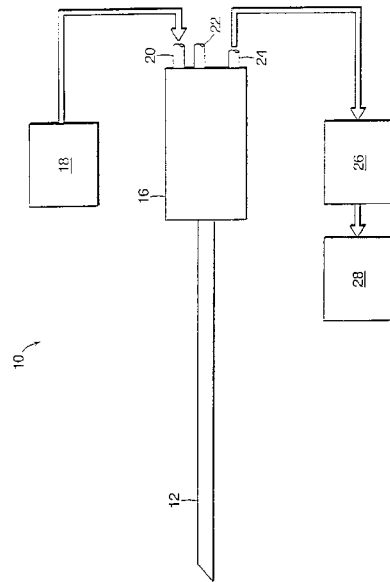


図 4

【 図 5 】

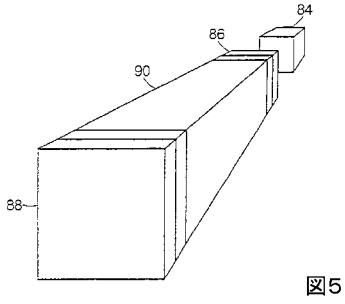


図5

【 図 6 】

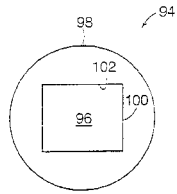


図6

【 図 7 】

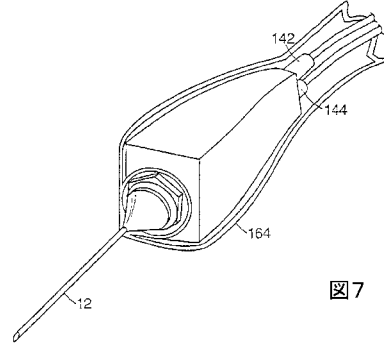


図7

【 図 8 】

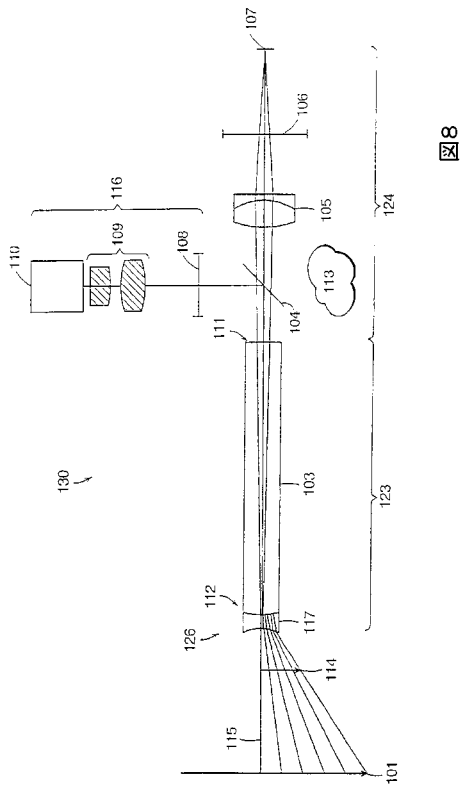


図8

【 図 9 】

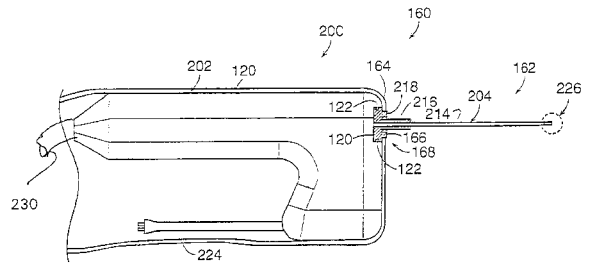


図9

【 図 10 】

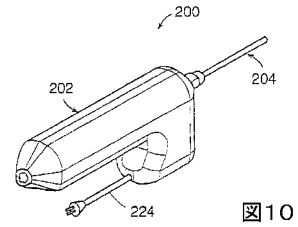


図10

【 図 11 】

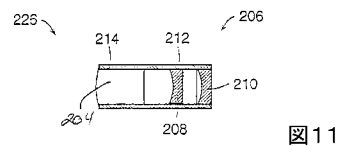


図11

【 図 1 2 】

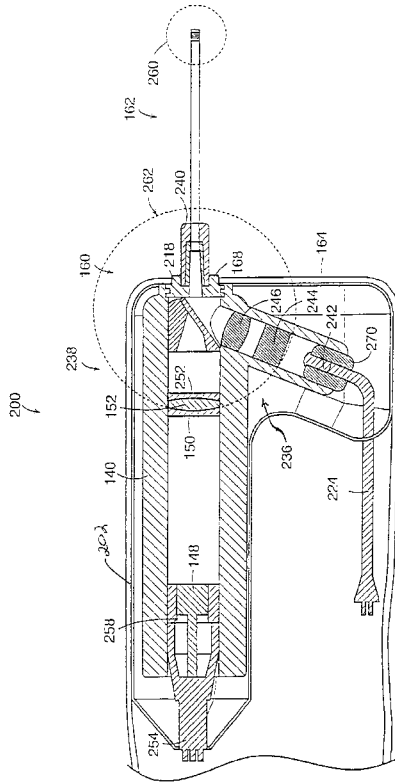


図 12

【 図 1 3 】

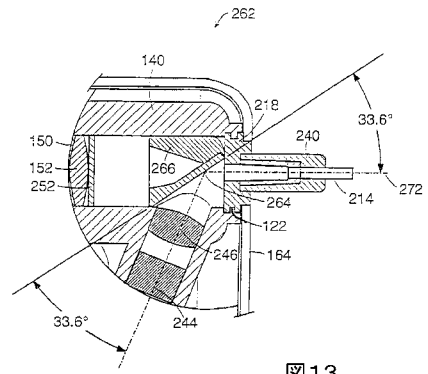


図 13

【 図 1 4 】

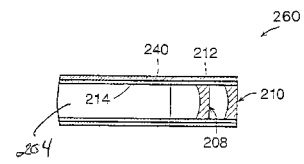


図 14

【 図 1 5 】

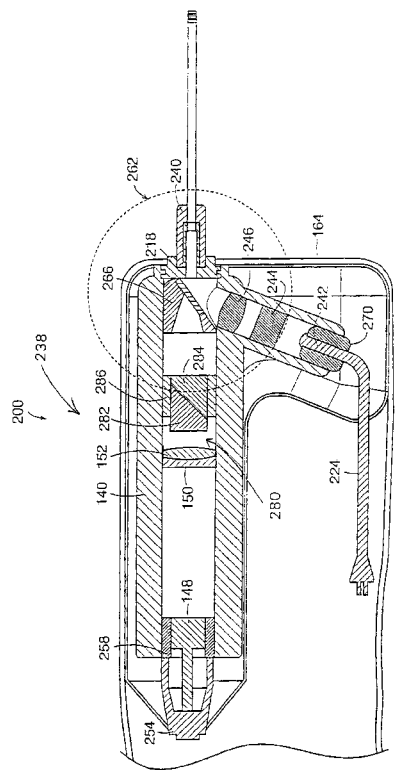


図 15

【 図 1 6 】

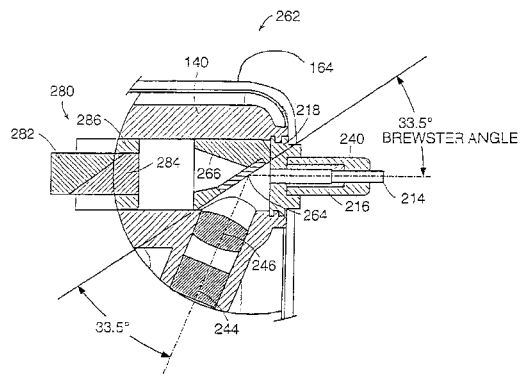


図 16

【 図 17 】

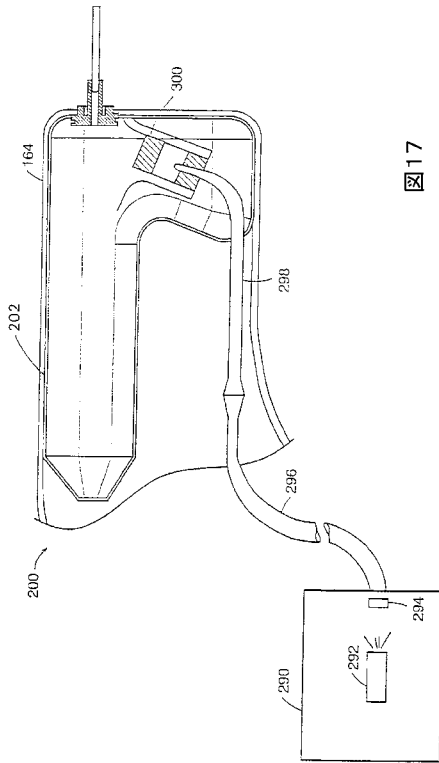


図 17

【 図 18 】

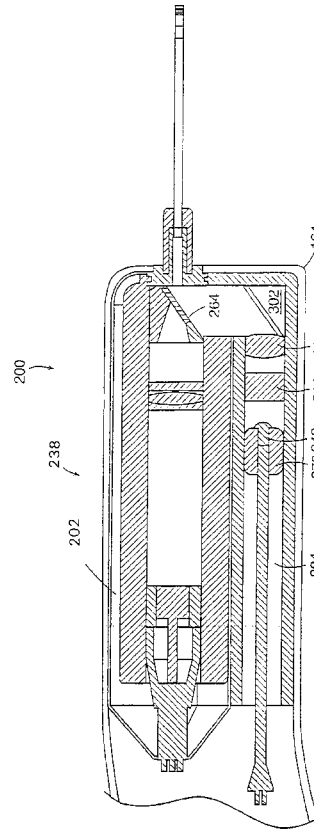


図 18

【 図 19 】

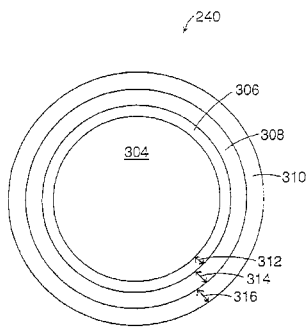


図 19

【 図 21 】

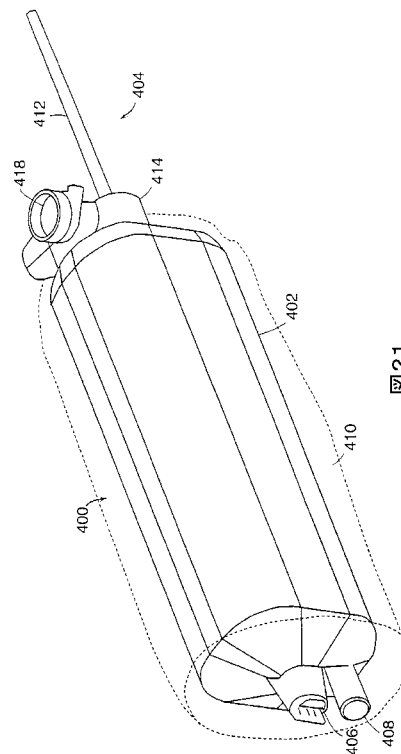


図 21

【 図 20 】

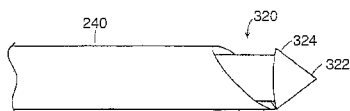


図 20

【 図 2 2 】

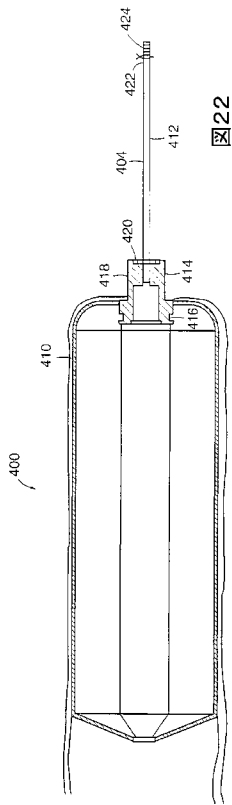


図 22

【 図 2 3 】

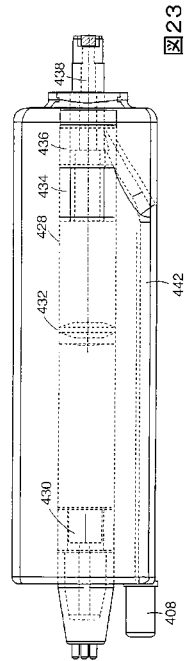


図 23

【 図 2 4 】

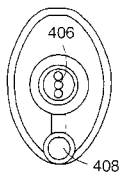


図 24

【 図 2 6 】

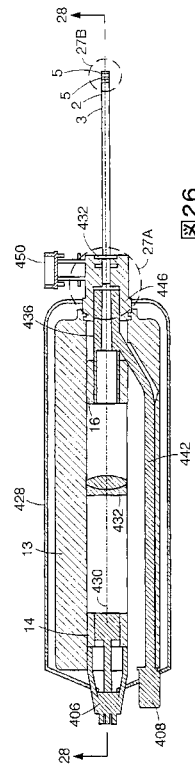


図 26

【 図 2 5 A 】

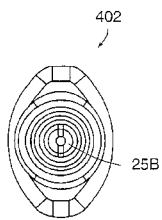


図 25A

【 図 2 5 B 】

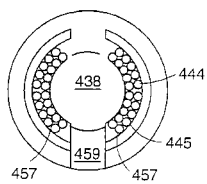


図 25B

【 図 27 A 】

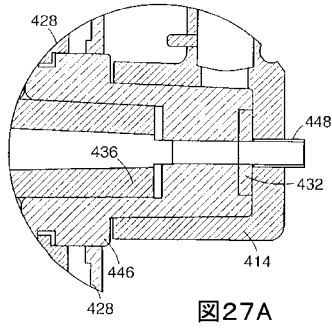


図27A

【 図 27 B 】

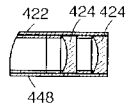


図27B

【 図 28 】

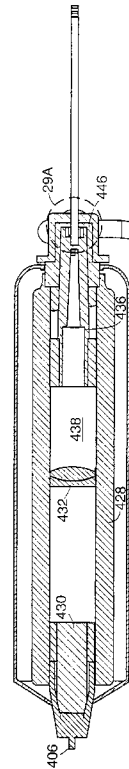
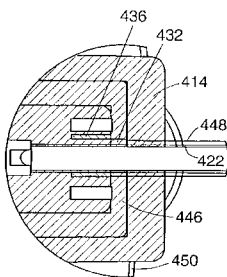


図28

【 図 29 A 】



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・レンズをとって
光-シースに光を伝達する

図29A

【 図 29 B 】

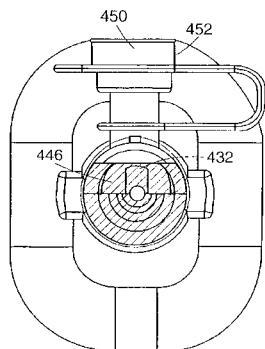


図29B

フロントページの続き

- (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ーセッツ州01833ジョージタウン・ボードマンストリート7

Fターム(参考) 2H040 CA07 CA11 CA27 CA28 GA02

4C161 AA11 AA12 AA13 AA24 CC03 CC06 DD01 FF07 FF11 HH56

LL01 NN01

专利名称(译)	小型内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2011251145A	公开(公告)日	2011-12-15
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		
[标]发明人	ポールレミジャン デニスラボンバード		
发明人	ポール・レミジャン 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	JP5225438B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

具有改进的分辨率和视野的小直径成像探头或内窥镜。小直径成像探头或内窥镜10，成像装置以及将光聚焦在探针的远端并沿着探针的长度将光引导至成像装置的光传输路径12。光传输路径12具有限定图像开口的光吸收层和超覆层，并且探针的光学器件之间的图像使得图像被成像器的近端处的成像传感器感测。中继光学器件用于耦合光。[选型图]图1

