

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] （参考）
A 6 1 B 1/04	370	A 6 1 B 1/04	2 H 0 4 0
1/00		1/00	A 4 C 0 6 1
	300	300	T
G 0 2 B 3/00		G 0 2 B 3/00	Z
23/24		23/24	B
審査請求 未請求 予備審査請求（全 59数）			

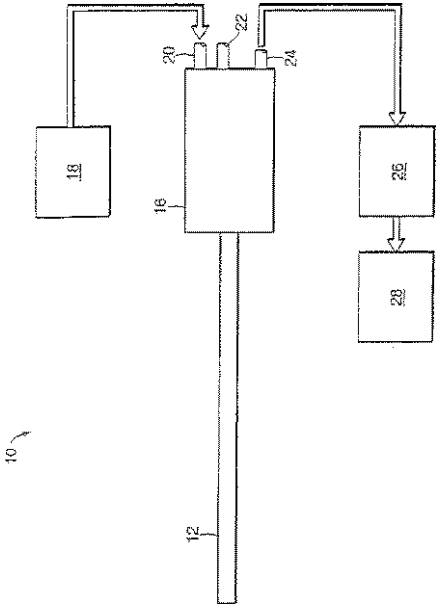
(21)出願番号	特願2001－522879(P2001－522879)	(71)出願人	ビジョンスコープ・インコーポレーテッド アメリカ合衆国マサチューセッツ州01721アシ ユランド・ファティマドライブ15
(86)(22)出願日	平成12年9月13日(2000.9.13)	(72)発明者	レミジャン，ポール アメリカ合衆国マサチューセッツ州01521ホラ ンド・ボックス3719・アールアール3・プロ ジェットロード
(85)翻訳文提出日	平成14年3月12日(2002.3.12)	(72)発明者	ラボンバード，デニス アメリカ合衆国マサチューセッツ州01833ジョ ーリタウン・ボードマンストリート7
(86)国際出願番号	PCT/US00/25107	(74)代理人	弁理士 小田島 平吉
(87)国際公開番号	W001/019235		
(87)国際公開日	平成13年3月22日(2001.3.22)		
(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)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 小型内視鏡システム

(57)【要約】

本発明は小直径の撮像プローブもしくは内視鏡（1 0）、固体状態の撮像装置（4 4）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（4 0、3 0、4 2）に関する。本発明は更に、映像開口部を区画する光吸収層（3 2）及びスーパークラッド層（6 8）を伴う光伝達経路を有する小直径の内視鏡に関する。本発明は体内の物体もしくは組織を撮像するための小直径の内視鏡システムに関する。映像が装置の近位末端の撮像センサー（4 4）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映像リレー（4 2）が使用される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 2mm未満の直径をもち、光吸収層をもつ、映像を伝達する光導波路

導波路の遠位末端に結合された光学素子、

導波路の近位末端に光学的に結合された光リレー、及び

光導波路から映像を受信する光リレーの近位末端に設置された撮像装置、
を含んで成る小型内視鏡。

【請求項2】 内視鏡が1.6mm以下の外径を有する、請求項1の小型内視鏡。

【請求項3】 導波路が0.6と1.6mmの間の外径を有する、請求項1の小型内視鏡。

【請求項4】 内視鏡が更に、照明チャンネル及び、照明チャンネルからの光を分散する二相リングを含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項5】 導波路が1.6と1.9の間の範囲の屈折率を有するガラスを含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項6】 導波路がガラスのロッドを含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項7】 光吸収シースが5と10 μ mの間の厚さを含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項8】 光吸収シースが壁外吸収ガラスを含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項9】 光吸収シースが1.6以下の屈折率を含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項10】 照明チャンネルが0.1mmと0.2mmの範囲の壁厚さを有する、請求項1の小型内視鏡。

【請求項11】 照明チャンネルが1.4と1.6との間の範囲内の屈折率を有する、請求項1の小型内視鏡。

【請求項12】 照明チャンネルが更に外側のシースを含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項13】 外側のシースがポリアミドの被膜を含んで成る、請求項12の小型内視鏡。

【請求項14】 ポリアミドの被膜が100と150 μm の間の厚さを有する、請求項13の小型内視鏡。

【請求項15】 光学素子が1枚以上のレンズを含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項16】 光学素子がプラスチックのレンズを含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項17】 撮像装置が電荷結合装置を含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項18】 内視鏡が更に組織を貫通する遠位の針を含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項19】 光学素子が長方形の横断面領域を有する、請求項1の小型内視鏡。

【請求項20】 導波路が長方形の横断面領域を有する、請求項1の小型内視鏡。

【請求項21】 光リレーが長方形の横断面領域を有する、請求項1の小型内視鏡。

【請求項22】 光リレー及び撮像装置がその中に配置されているハンドルを更に含んで成る、請求項1の小型内視鏡。

【請求項23】 ハンドル中の光源に光学的に結合されている照明チャンネルを更に含んで成る、請求項22の小型内視鏡。

【請求項24】 ハンドルを光導波路に接続するカップラーを更に含んで成る、請求項22の小型内視鏡。

【請求項25】 ハンドル上に伸長する使い捨て可能なシースを更に含んで成る、請求項22の小型内視鏡。

【請求項26】 シースが、ハンドルに結合されている硬い導波路のハウジングに付いている、請求項25の小型内視鏡。

【請求項27】 光導波路に光学的に結合されている光源を更に含んで成る

、請求項1の小型内視鏡。

【請求項28】 2mm未満の直径及び、チャンネルの境界を区画する光吸収層を有する撮像チャンネル、

照明チャンネルの内面上に第1層そして、照明チャンネルの外面上に第2の層を有する照明チャンネル、

撮像チャンネルの遠位末端に結合された光学素子、

撮像チャンネルの近位末端に結合された光リレー、及び

光リレーの近位末端に結合された撮像装置、

を含んで成る小型内視鏡。

【請求項29】 撮像装置が電荷結合装置を含んで成る、請求項28の小型内視鏡。

【請求項30】 撮像チャンネルが少なくとも1.6の屈折率を有する透明な物質を含んで成る、請求項28の小型内視鏡。

【請求項31】 撮像光チャンネルがガラスのロッドを含んで成る、請求項30の小型内視鏡。

【請求項32】 ガラスのロッドがF2もしくはF7ガラスを含んで成る、請求項31の小型内視鏡。

【請求項33】 光吸収層が光吸収ガラスを含んで成る、請求項28の小型内視鏡。

【請求項34】 光吸収層がB6-2ガラスもしくはBG-4ガラスを含んで成る、請求項33の小型内視鏡。

【請求項35】 照明チャンネルが光源に結合されている、請求項28の小型内視鏡。

【請求項36】 照明チャンネルが第1層及び第2層より高い屈折率を有する材料を含んで成る、請求項28の小型内視鏡。

【請求項37】 照明チャンネルが少なくとも1.6の屈折率を有する透明な材料を含んで成る、請求項28の小型内視鏡。

【請求項38】 第1層及び第2層がそれぞれ1.6未満の屈折率を有する、請求項28の小型内視鏡。

【請求項39】 内視鏡がハンドル及び、カップラーでハンドルに接続した硬いチャンネルを有する、請求項28の小型内視鏡。

【請求項40】 光学素子が長方形の横断面領域を有する、請求項28の小型内視鏡。

【請求項41】 撮像チャンネルが長方形の横断面領域を有する、請求項28の小型内視鏡。

【請求項42】 光リレーが長方形の横断面領域を有する、請求項28の小型内視鏡。

【請求項43】 微細内視鏡にガラスチャンネルを提供すること、
光吸収材料を提供すること、
ガラスチャンネル上に反射境界を形成するためにガラスチャンネル上に光吸収材料を押し出すこと、
の段階を含んで成る、微細内視鏡のガラスチャンネル上に反射境界を形成する方法。

【請求項44】 ガラスチャンネル上に光吸収材料を押し出すために光ファイバー圧伸成形法を使用する段階を更に含んで成る、請求項43の方法。

【請求項45】 ガラスチャンネル上に光吸収材料を押し出すためにバーインチューブ圧伸成形法を使用する段階を更に含んで成る、請求項43の方法。

【請求項46】 屈折率を有する照明チャンネルを提供すること、
照明チャンネルの屈折率より低い屈折率を有する材料で、照明チャンネルの内面及び外面を被覆すること、
微細内視鏡に映像光チャンネルを提供すること、並びに
映像光チャンネルに照明チャンネルを取り付けること、
の段階を含んで成る、微細内視鏡のための映像光チャンネルを形成する方法。

【請求項47】 照明チャンネル上に被膜を形成するためのチューブ押し出し法を使用する段階を更に含んで成る、請求項46の方法。

【請求項48】 照明チャンネルの外面及び内面上にガラスをメッキする段階を更に含んで成る、請求項46の方法。

【請求項49】 映像光チャンネルに照明チャンネルを融着するためのバーインーチューブ繊維圧伸成形法を使用する段階を更に含んで成る、請求項46の方法。

【請求項50】 映像光チャンネルを提供すること、

第1のクラッドを形成するために、映像光チャンネル上に、映像光チャンネルの屈折率より低い屈折率を有する材料を形成すること、

映像光チャンネル上の第1のクラッド上に照明チャンネルを押し出すこと、並びに

照明チャンネル上に第2のクラッドを形成すること、
の段階を含んで成る、微細内視鏡のための、映像光チャンネル上にクラッド構造物を形成する方法。

【請求項51】 撮像装置、光源及び第1の結合素子を有するハンドル、

導波路及び、第1の結合素子にプローブを結合する第2の結合素子を有する硬いプローブ、ここで導波路が光吸収境界を有する、
を含んで成る、小型内視鏡。

【請求項52】 ビームスプリッターがある物体からロッド及びレンズアセンブリーをとおして光を受信し、その光を撮像装置に配向するように、ビームスプリッターが光を、光源からロッド及びレンズアセンブリーをとおしてある物体に配向するハウジング内に設置されたビームスプリッター、
を更に含んで成る、請求項51の内視鏡。

【請求項53】 導波路が中空のチャンネルを含んで成る、請求項51の内視鏡。

【請求項54】 撮像装置が複数のレンズ及び1個の偏光子を含んで成る、請求項51の小型内視鏡。

【請求項55】 偏光子がシート偏光子を含んで成る、請求項54の小型内視鏡。

【請求項56】 偏光子が交叉偏光子を含んで成る、請求項54の小型内視鏡。

【請求項57】 交叉偏光子が第1のプリズム及び第2のプリズムを含んで

成る、請求項56の小型内視鏡。

【請求項58】 光源が偏光子及びレンズに結合されている、請求項51の小型内視鏡。

【請求項59】 光源が光ファイバー素子により照明チャンネルに結合されている、請求項51の小型内視鏡。

【請求項60】 プローブが導波路の周囲の環状の照明チャンネルを含んで成る、請求項51の小型内視鏡。

【請求項61】 光源が外部のランプを含んで成る、請求項51の小型内視鏡。

【請求項62】 外部ランプがキセノン光源を含んで成る、請求項61の小型内視鏡。

【請求項63】 内視鏡が更に、プローブに取り付けられ、ハンドル上に伸長しているシースを含んで成る、請求項51の小型内視鏡。

【請求項64】 シースが滅菌バリヤーを含んで成る、請求項53の小型内視鏡。

【請求項65】 プローブが遠位の光学システムを伴う針を含んで成る、請求項51の小型内視鏡。

【請求項66】 プローブがカニューレ内に嵌合するカニューレを更に含んで成る、請求項51の小型内視鏡。

【請求項67】 導波路が、カニューレがロッド及びレンズアセンブリー上に締まる型締め機構を有するロッド及びレンズアセンブリーを含んで成る、請求項51の小型内視鏡。

【請求項68】 カニューレが照明チャンネルを含んで成る、請求項66の小型内視鏡。

【請求項69】 カニューレが更にスタイレットを含んで成る、請求項66の小型内視鏡。

【請求項70】 基礎ユニット並びに、プローブの導波路及び滅菌バリヤーを有するシースアセンブリーを提供すること、並びに

滅菌バリヤーが基礎ユニット上に伸長するように基礎ユニットにシースアセン

ブリーを取り付けること、
を含んで成る、小型内視鏡を使用する方法。

【請求項71】 カニューレを提供し、そしてシースアセンブリーにカニューレを固定することを更に含んで成る、請求項70の方法。

【請求項72】 シースアセンブリー上に嵌合するルエル（luer）を提供することを更に含んで成る、請求項70の方法。

【請求項73】 使用後にシースアセンブリーを処分し、更なる使用のために基礎ユニットに第2のシースアセンブリーを取り付けることを更に含んで成る、請求項70の方法。

【請求項74】 中空のチャンネル及び光吸収チャンネル壁を有するプローブの導波路を提供することを更に含んで成る、請求項70の方法。

【請求項75】 ハンドル、ハンドル内の撮像装置及び、導波路からの映像を撮像装置に結合するリレー光学システムを含む基礎ユニットを提供することを更に含んで成る、請求項70の方法

【請求項76】 2mm以下の直径を有するプローブの導波路を提供することを更に含んで成る、請求項70の方法。

【請求項77】 土台ユニットをディスプレイに接続することを更に含んで成る、請求項70の方法。

【請求項78】 プローブ内に環状照明チャンネルを提供することを更に含んで成る、請求項70の方法。

【請求項79】 2cmと10cmの間の長さを有するプローブの導波路を提供することを更に含んで成る、請求項70の方法。

【請求項80】 偏光を導波路をとって配向することを更に含んで成る、請求項70の方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【関連出願】**

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。

【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ヤーを提供するために、シースアセンブリ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、リウマチ学、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、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／もしくは電源はハンドル内に設置することができる。

【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氣的貯蔵及び／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。

【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 (pockels) ガラ

ス、SF57で製造される。

【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5～10 μm 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0.15mm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。

【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。もう一つの態様において、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】

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1.20mmである。

【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。

【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 μ m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 μ m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

において、第2の直径60は1.24mmである。

【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 μ m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 μ m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 μ mである。

【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。

【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。

【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、金属はアルミナムである。次いで、スーパークラッド構造物68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は1.65mm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。

【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。

【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。

【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、約1.6mm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。

【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1.5mm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60mm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1.5mm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1mm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に結合されることができる。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る。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。

【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。

【0050】

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。

【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。

【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（luer）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。

【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の滅菌バリアー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レット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、スタイレット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、スタイレット320をカニューレ240から外すことができる。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。

【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。

【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をとおり映像光を受け、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。

【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、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。

【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。

【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。

【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。

【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412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。

【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】

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繊維444を有する。光ファイバーの束436は一態様において、これらの光ファイバーの繊維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本の光ファイバー繊維を有する。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】

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を通して図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を通し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を通し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をとおりその光を光シース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。

【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位置した遠位末端をとおり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から光シースを通し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】

【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及び10】

小型内視鏡の側面図及び遠近図それぞれを示す。

【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】

スタイレ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。

【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】

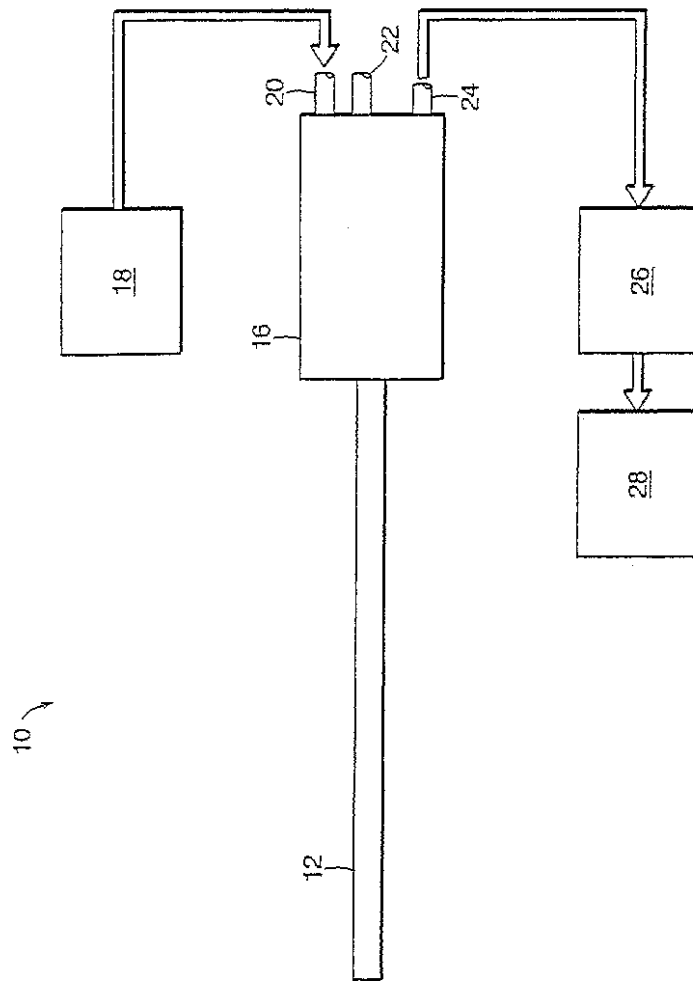
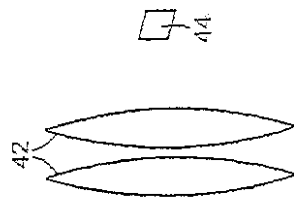
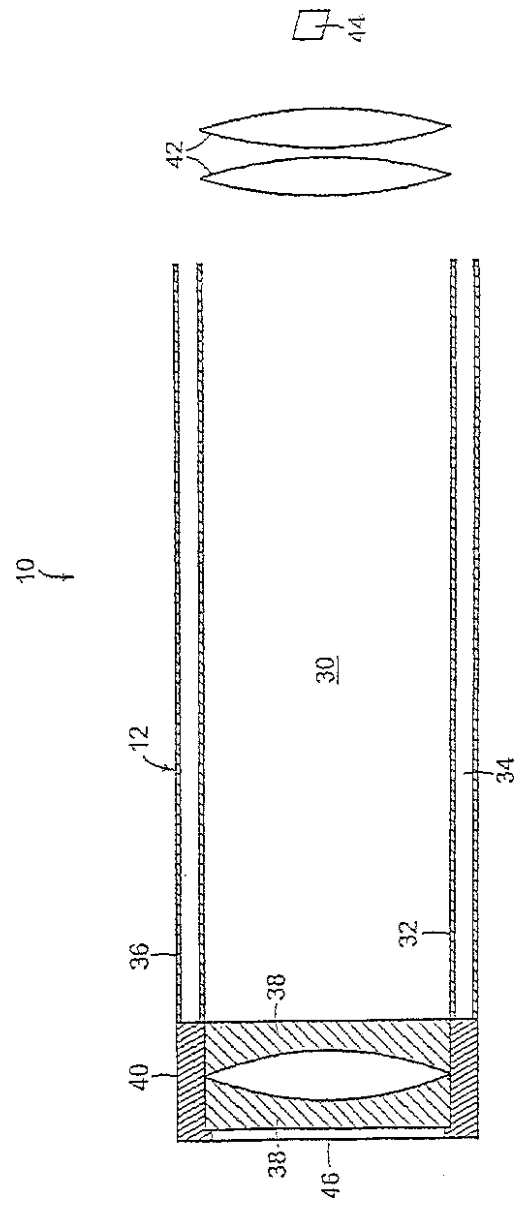


FIG. 1

【図 2】



【図3】

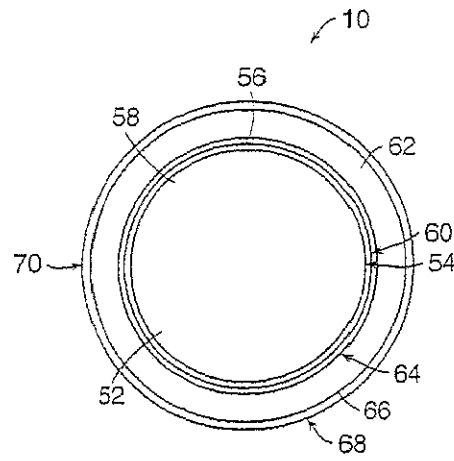


FIG. 3

【図4】

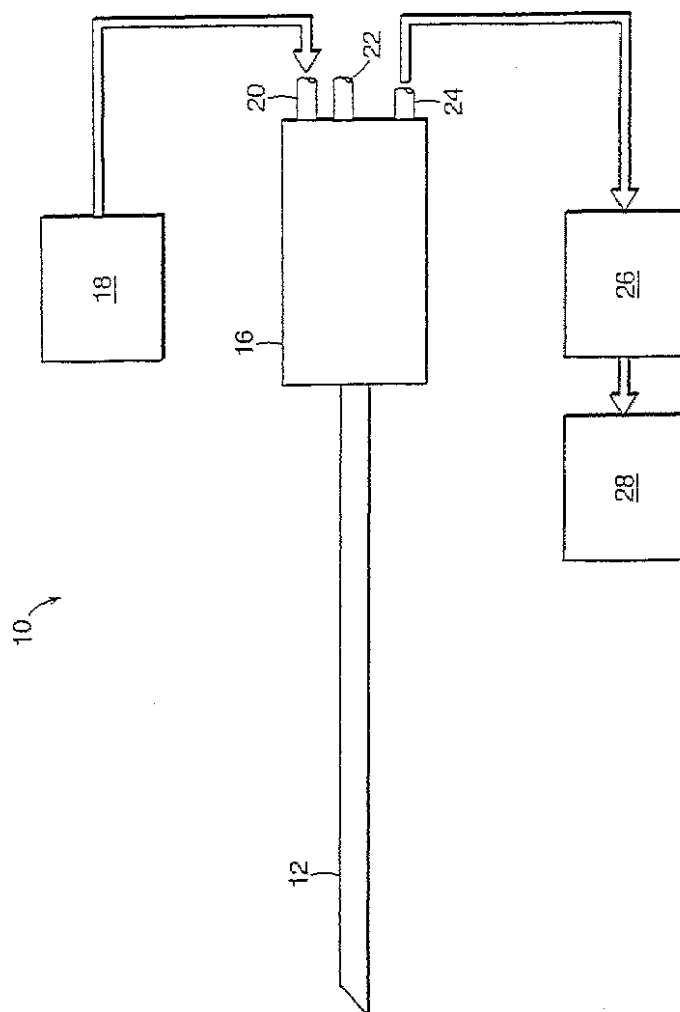


FIG. 4

【図5】

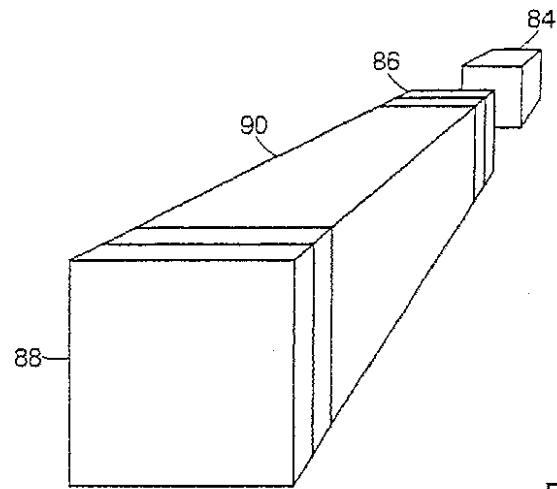


FIG. 5

【図6】

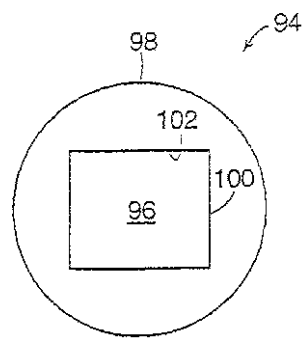


FIG. 6

【図7】

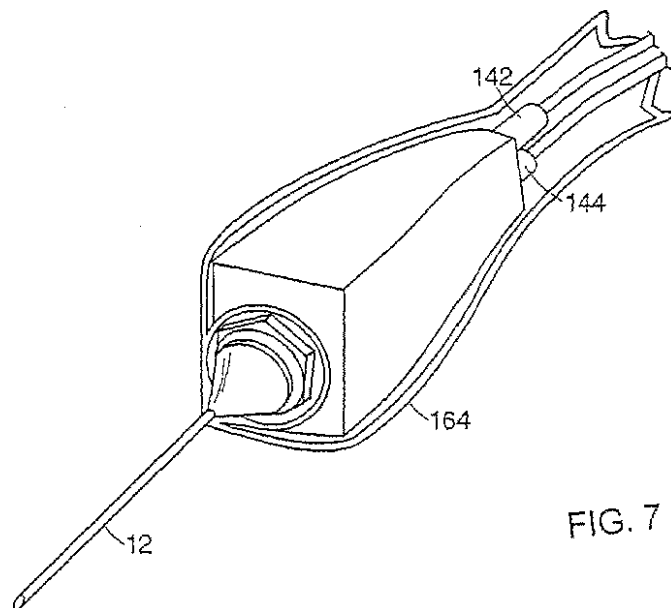


FIG. 7

【図8】

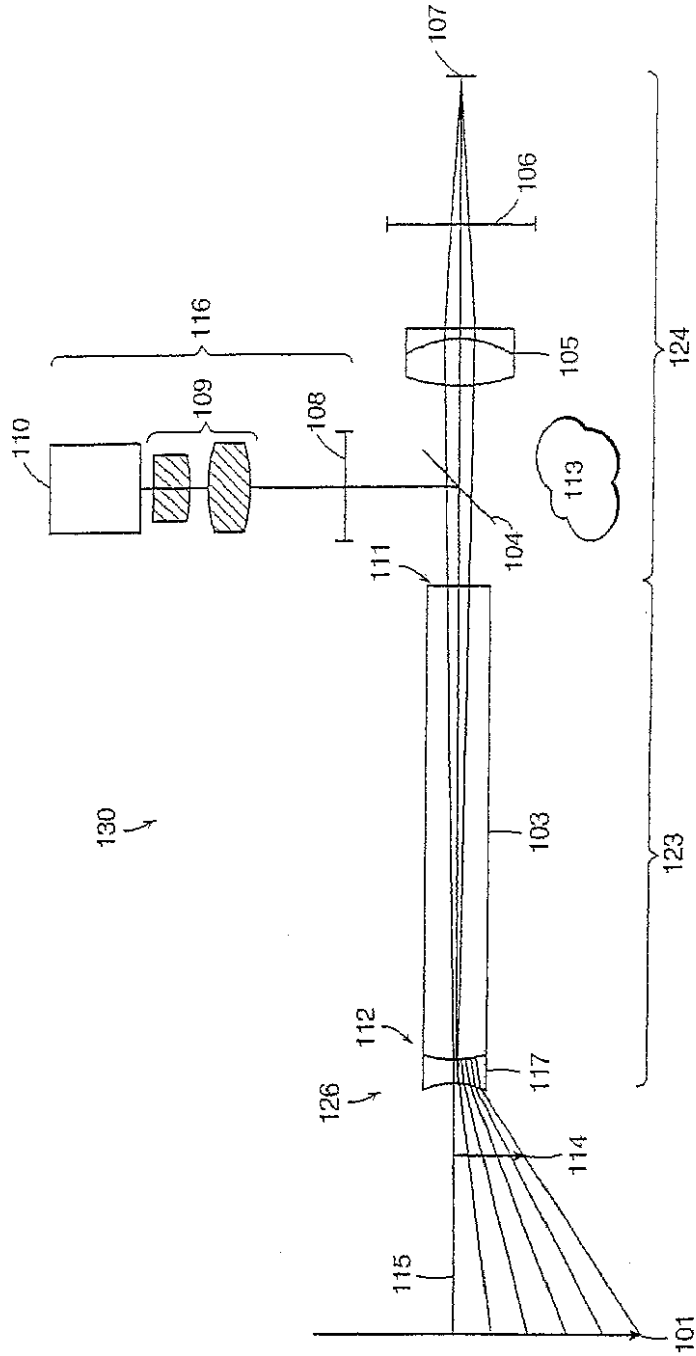


FIG. 8

【図9】

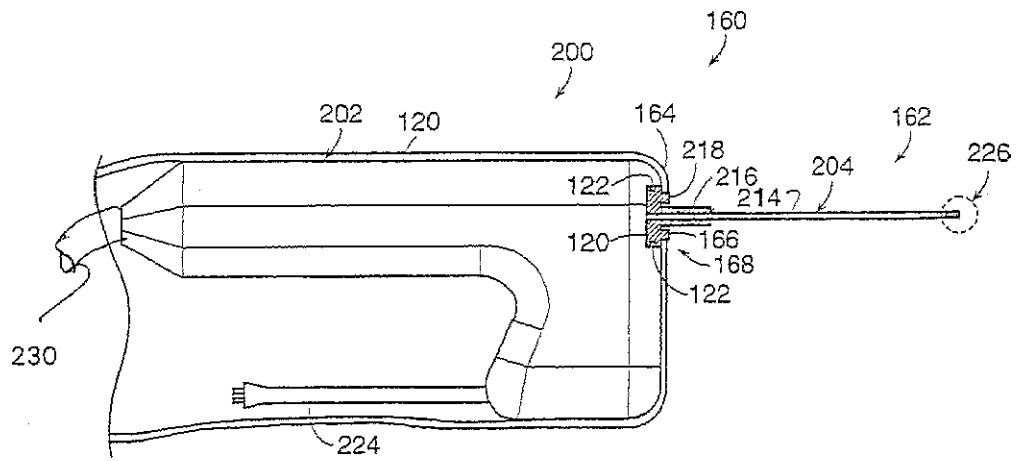


FIG. 9

【図10】

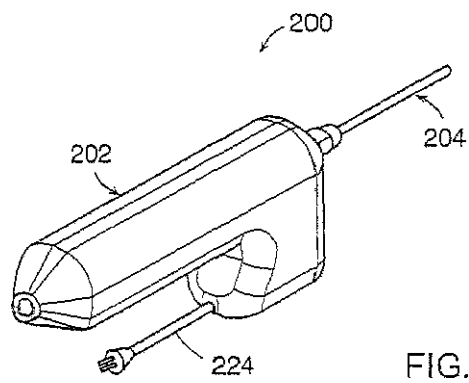


FIG. 10

【図11】

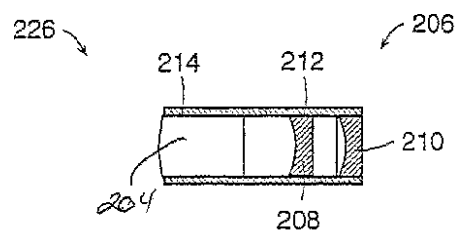


FIG. 11

【図 1 2】

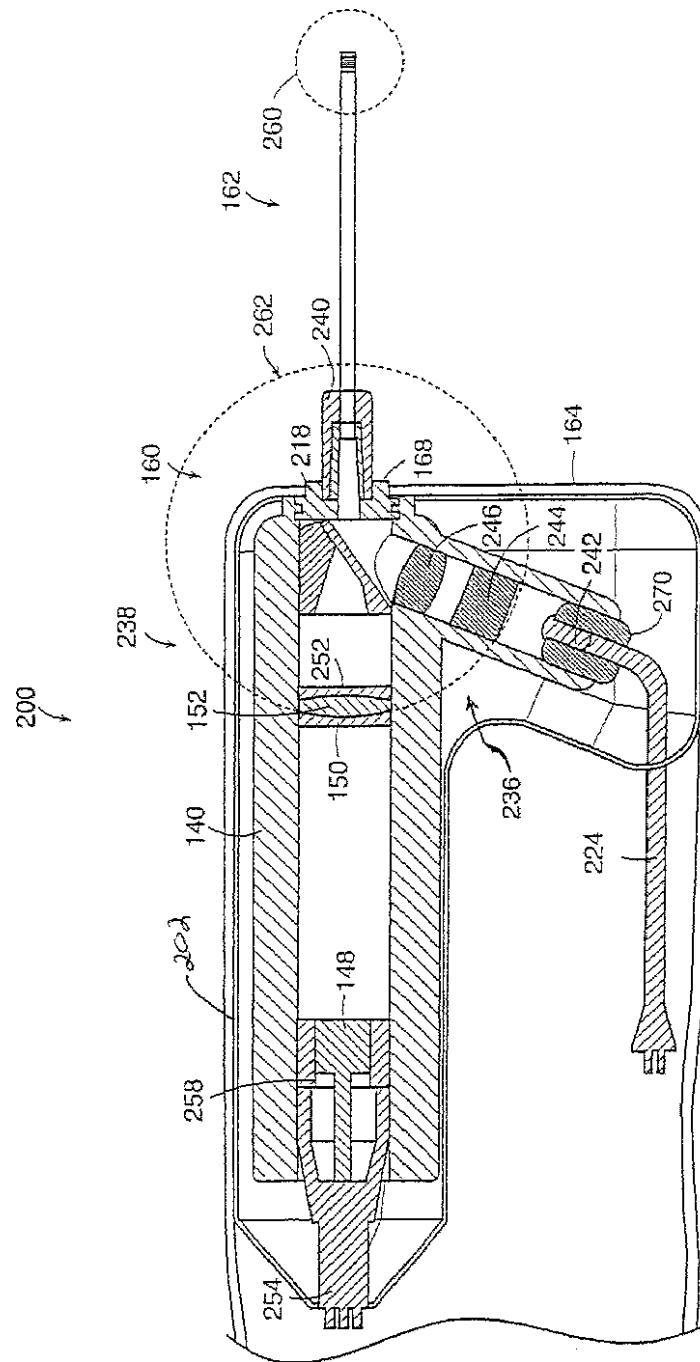


FIG. 12

【図13】

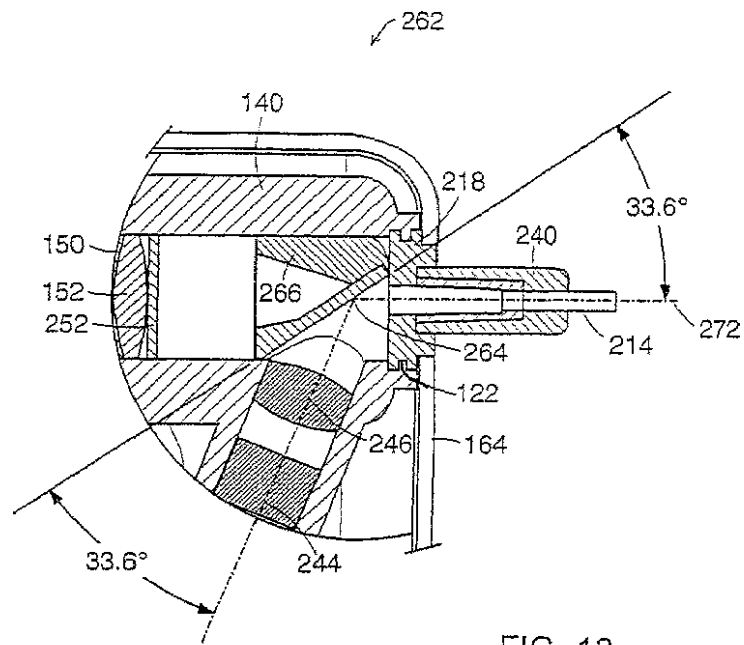


FIG. 13

【図14】

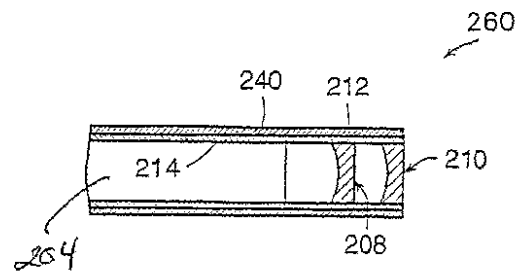


FIG. 14

【図15】

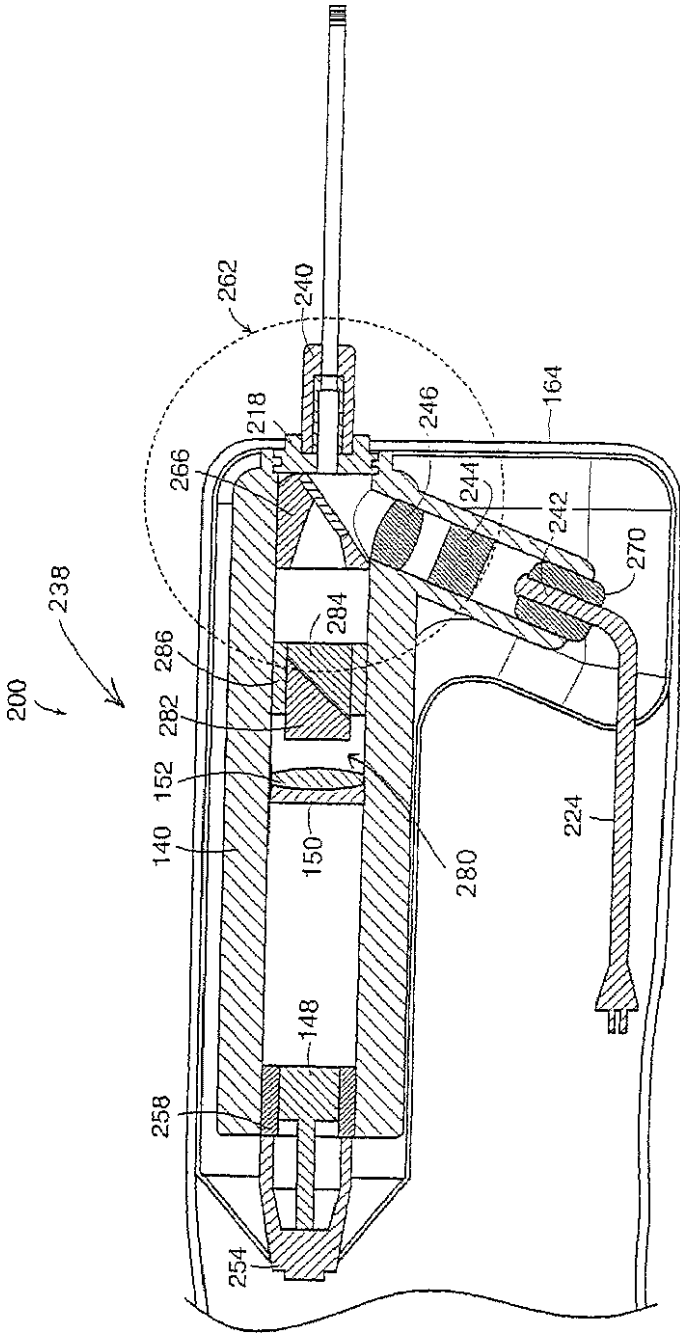


FIG. 15

【図16】

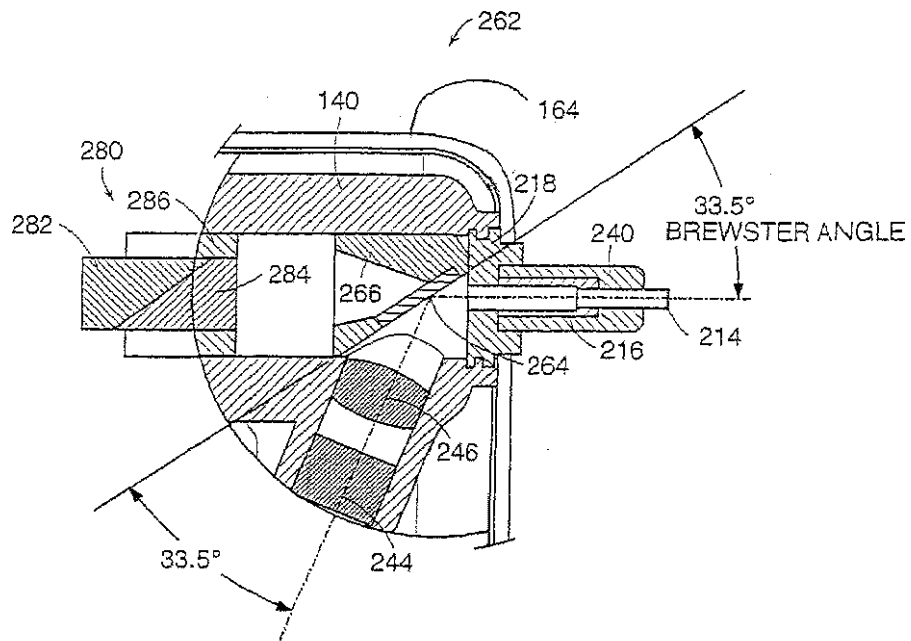
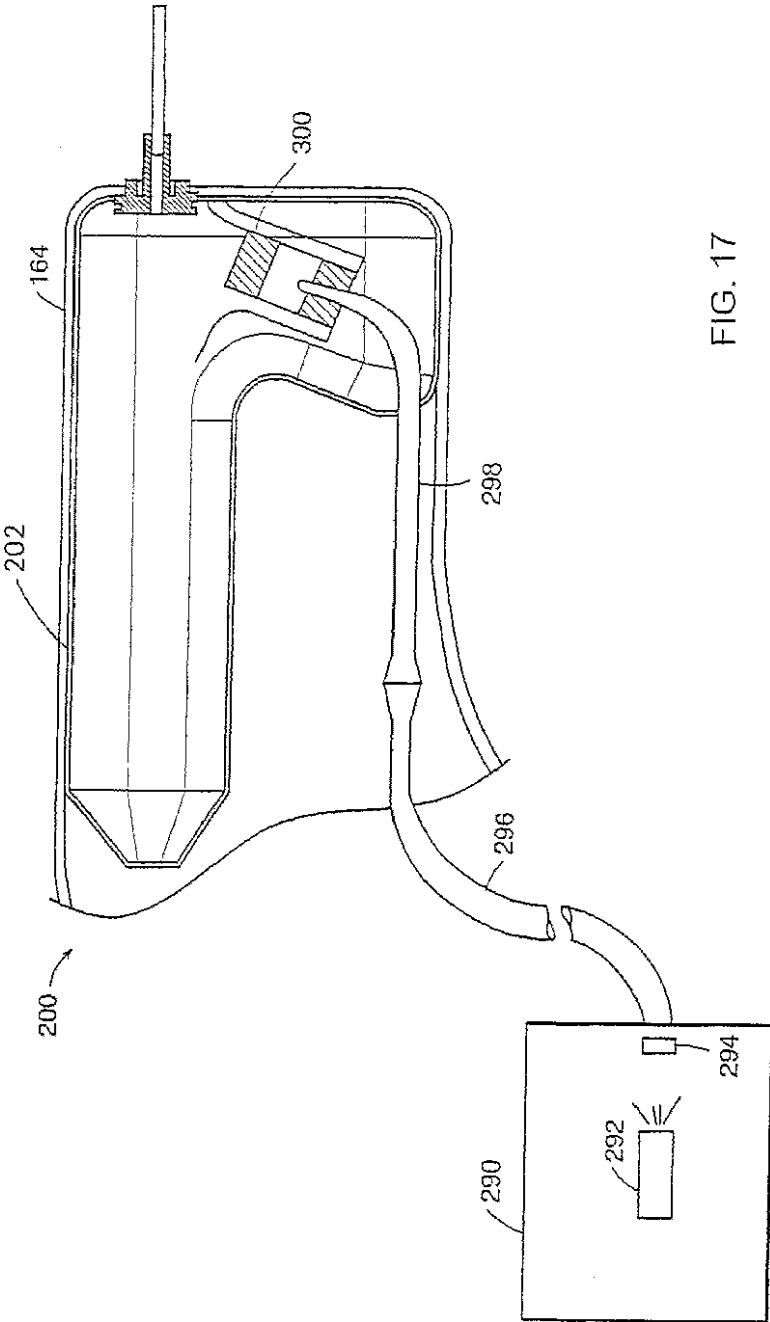


FIG. 16

【図17】



【図18】

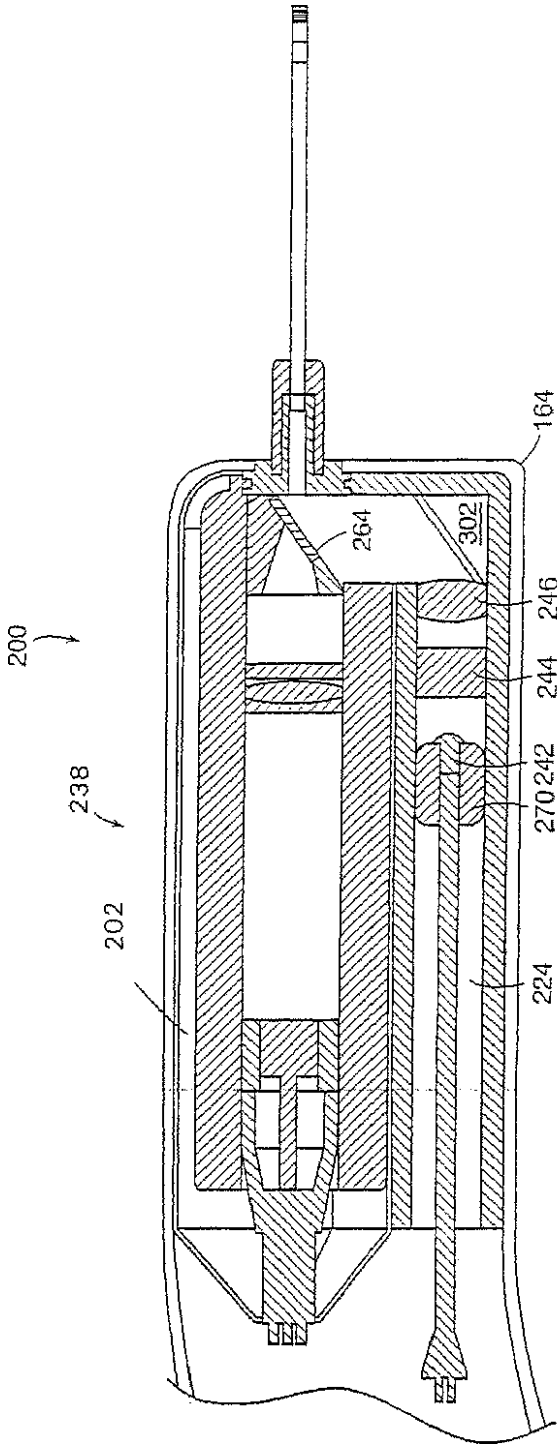


FIG. 18

【図19】

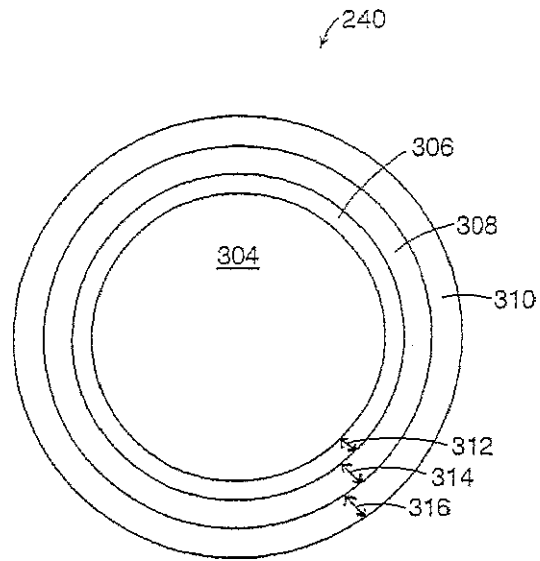


FIG. 19

【図20】

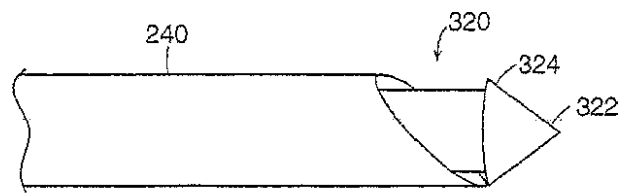
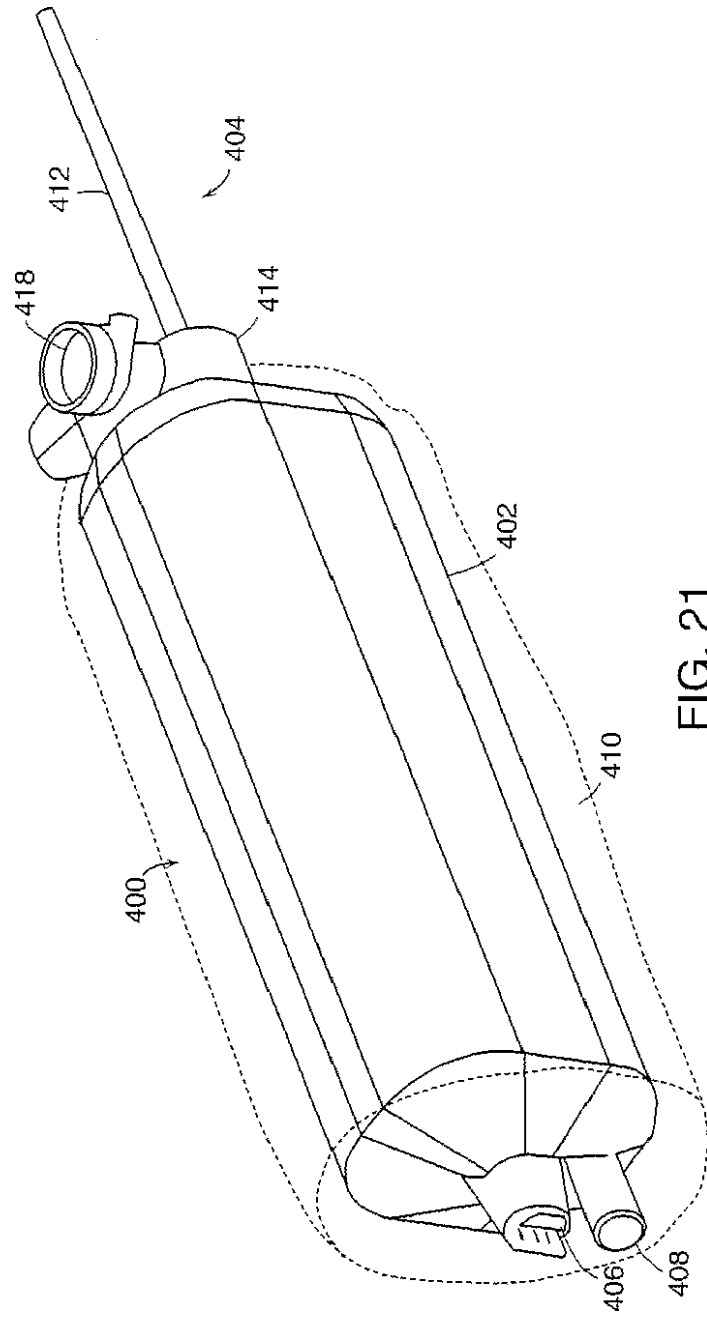
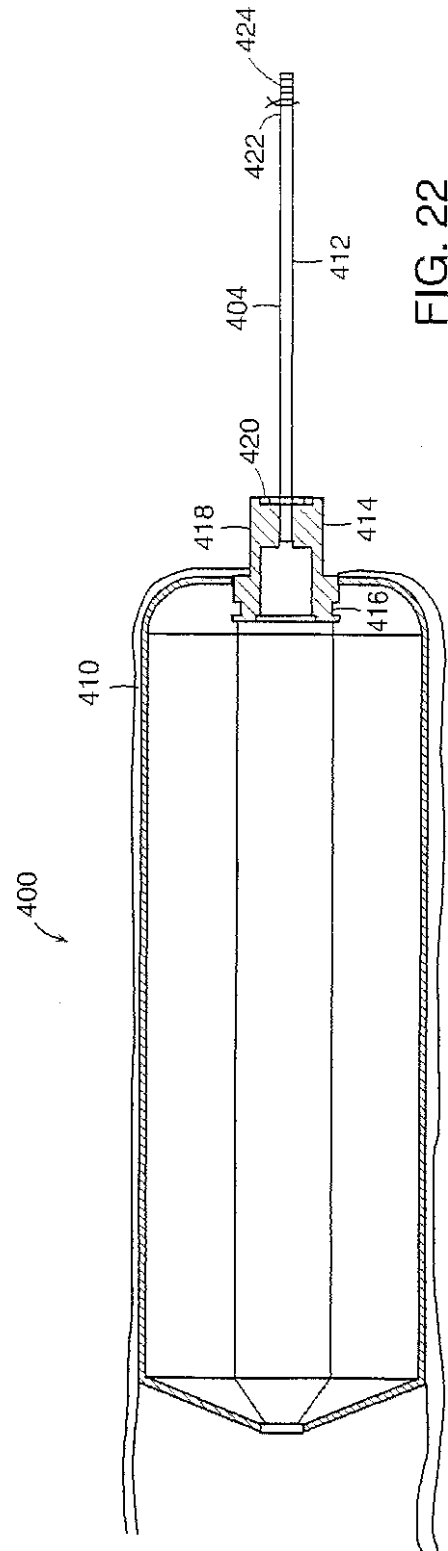


FIG. 20

【図21】



【図22】



【図23】

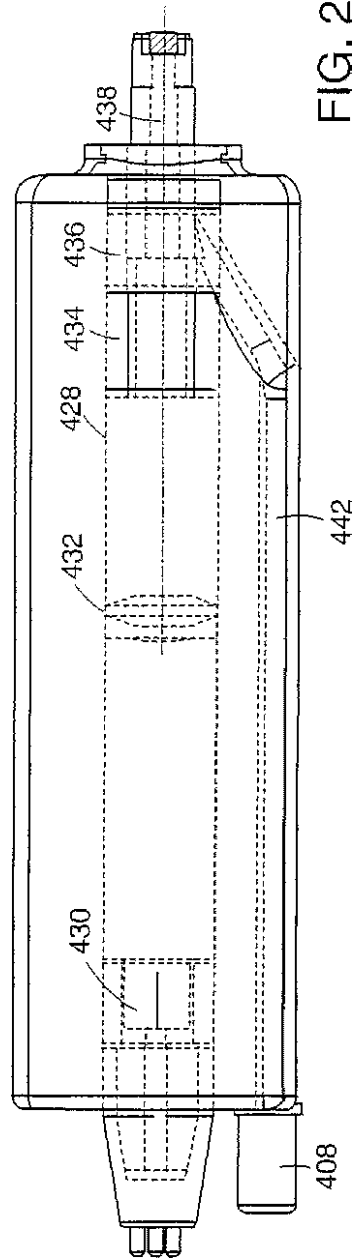


FIG. 23

【図24】

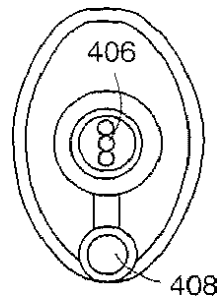


FIG. 24

【図25A】

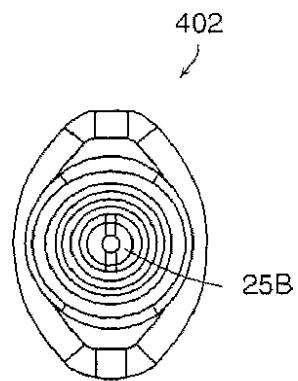


FIG. 25A

【図25B】

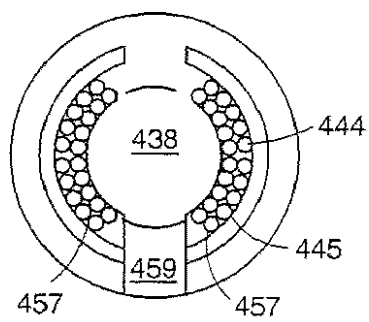


FIG. 25B

【図 26】

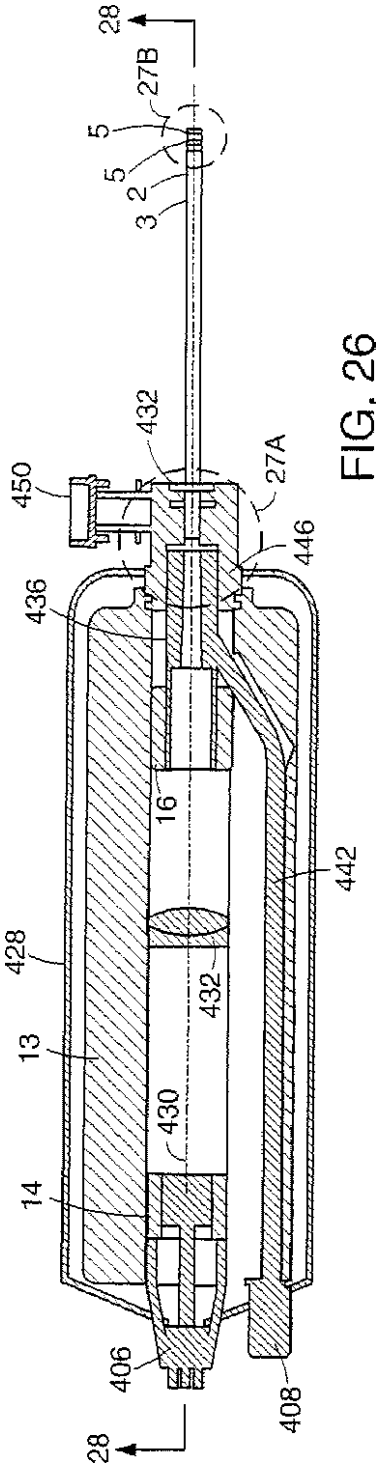


FIG. 26

【図27A】

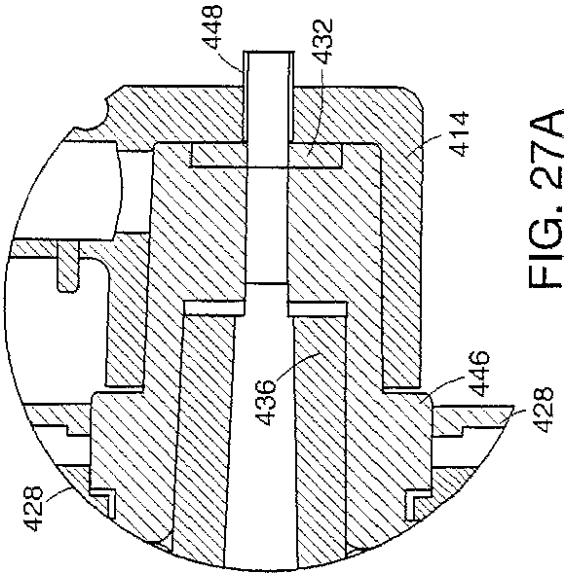


FIG. 27A

【図27B】

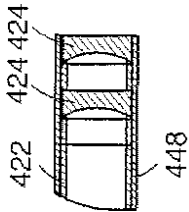


FIG. 27B

【図28】

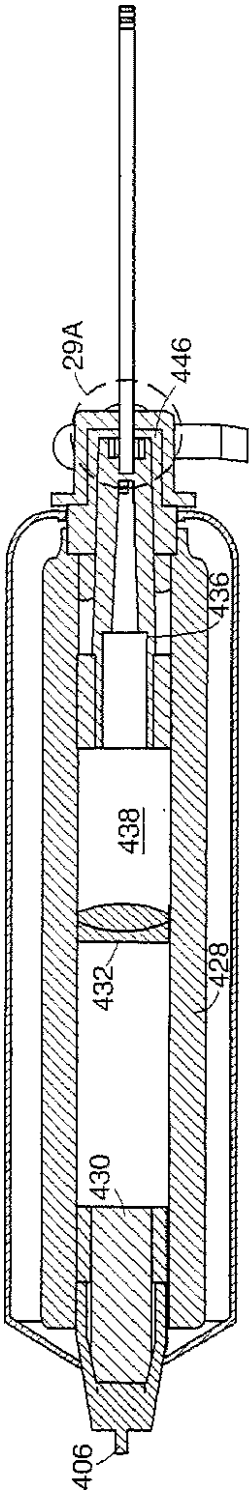
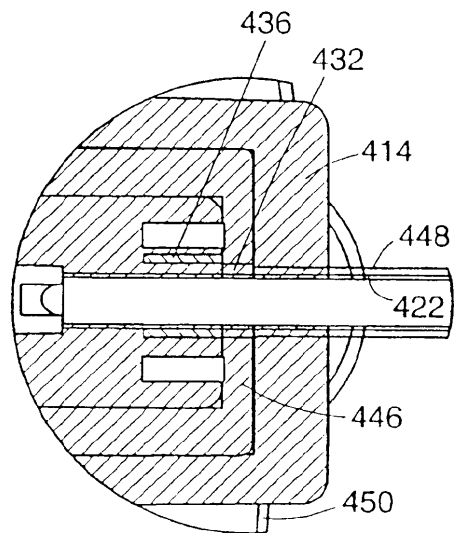


FIG. 28

【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

FIG. 29A

【図29B】

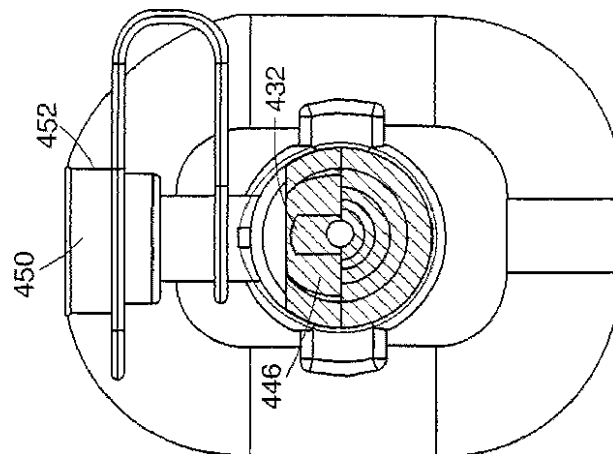


FIG. 29B

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		Int. l. Application No. PCT/US 00/25107
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/04 A61B1/313 A61B1/002		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B G02B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, PAJ, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 316 244 A (WELCH ALLYN INC) 17 May 1989 (1989-05-17)	1-3, 6, 15, 17, 22, 23, 28, 29, 31, 59-61, 76-78
A	column 2, line 11 - line 60 column 3, line 12 - column 5, line 9; tables 1-3 --- -/--	5, 8, 27, 35, 36, 46, 51, 53
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : 'A' document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance 'E' earlier document but published on or after the international filing date 'L' document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) 'O' document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means 'P' document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed 'T' later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention 'X' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone 'Y' document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. '&' document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 January 2001		Date of mailing of the international search report 23/01/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Weiths, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int'l Application No
PCT/US 00/25107

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	ROL P ET AL: "OPTICAL PROPERTIES OF MINIATURIZED ENDOSCOPES FOR OPHTHALMIC USE" OPTICAL ENGINEERING, US, SOC. OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS. BELLINGHAM, vol. 34, no. 7, 1 July 1995 (1995-07-01), pages 2070-2076, XP000517073 ISSN: 0091-3286	1-3, 6, 12, 15, 17, 22, 29, 31, 76, 77
A	page 2071, left-hand column, line 3 -page 2076, left-hand column, line 30; tables 1-9	5, 8, 23, 28, 30
A	WO 94 14367 A (SCHOTT FIBER OPTICS INC ;SIEGMUND WALTER P (US); REMIJAN PAUL W (U) 7 July 1994 (1994-07-07)	1, 4-6, 8, 12, 15, 17, 19-24, 27-31, 33, 35, 39-46, 48, 49, 51, 53, 54, 59-62, 64, 67, 68, 70, 74, 75, 77
	page 7, line 5 -page 14, line 25; tables 1-9	
A	US 5 630 784 A (SIEGMUND WALTER P ET AL) 20 May 1997 (1997-05-20)	1, 4-6, 8, 12, 15, 17, 19-24, 27-31, 33, 35, 39-46, 48, 49, 51, 53, 54, 59, 60, 64, 67, 68, 74, 75, 77, 78
	column 3, line 39 -column 6, line 24; tables 1-9	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

 Int. Application No
 PCT/US 00/25107

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0316244 A	17-05-1989	US 4854302 A DE 3868233 A JP 1155826 A	08-08-1989 12-03-1992 19-06-1989
WO 9414367 A	07-07-1994	US 5423312 A AU 5985494 A EP 0673220 A JP 8507871 T US 5630784 A	13-06-1995 19-07-1994 27-09-1995 20-08-1996 20-05-1997
US 5630784 A	20-05-1997	US 5423312 A AU 5985494 A EP 0673220 A JP 8507871 T WO 9414367 A	13-06-1995 19-07-1994 27-09-1995 20-08-1996 07-07-1994

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)
(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW
Fターム(参考) 2H040 FA02 GA02
4C061 AA08 AA11 AA12 AA13 AA16
AA24 CC06 DD01 FF40 FF47
GG24 JJ06 LL03

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2003509096A5	公开(公告)日	2007-11-08
申请号	JP2001522879	申请日	2000-09-13
[标]申请(专利权)人(译)	每一次商务勇范围Incorporated的忘川		
申请(专利权)人(译)	每一次商务勇范围股份有限公司的Rete		
当前申请(专利权)人(译)	每一次商务勇范围股份有限公司的Rete		
[标]发明人	レミジャンポール ラボンバードデニス		
发明人	レミジャン,ポール ラボンバード,デニス		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B3/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/227 A61B1/3132 A61B1/055 A61B1/00142 A61B1/07 A61B1/00188 A61B1/00135 A61B1/233 A61B1/042		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.A A61B1/00.300.T G02B3/00.Z G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/FA02 2H040/GA02 4C061/AA08 4C061/AA11 4C061/AA12 4C061/AA13 4C061/AA16 4C061 /AA24 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/GG24 4C061/JJ06 4C061/LL03		
优先权	60/156478 1999-09-28 US 60/187305 2000-03-06 US 09/518954 2000-03-06 US 60/153568 1999-09-13 US 60/212935 2000-06-20 US		
其他公开文献	JP2003509096A		

摘要(译)

本发明集中在小直径成像探针或内窥镜 (10) , 固态成像装置 (44) 以及在探针的远端处的光以沿着探针的长度将光引导至成像装置。 光学传输路径 (40、30、42) 。 本发明还涉及一种具有光传输路径的小直径内窥镜, 该光传输路径具有有限图像开口的光吸收层 (32) 和超覆层 (68) 。 小直径内窥镜系统技术领域本发明涉及一种小直径内窥镜系统, 用于对体内的物体或组织进行成像。 视频中继器 (42) 用于将图像的光耦合在探针的光学器件之间, 使得图像在设备的近端由成像传感器 (44) 感测。