

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2008-514304

(P2008-514304A)

(43) 公表日 平成20年5月8日 (2008.5.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O Y	4 C O 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 A	
	G O 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

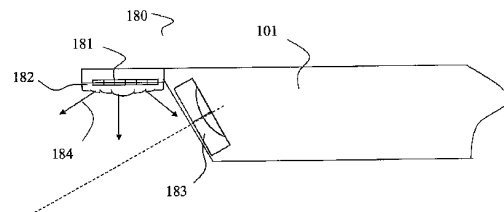
(21) 出願番号	特願2007-533756 (P2007-533756)	(71) 出願人	507081005 ファー、ミナ FARR, Mina アメリカ合衆国 94301 カリフォル ニア州 パロ アルト ウェブスター ス トリート 1119
(86) (22) 出願日	平成17年9月26日 (2005.9.26)	(74) 代理人	100068755 弁理士 恩田 博宣
(85) 翻訳文提出日	平成19年3月13日 (2007.3.13)	(74) 代理人	100105957 弁理士 恩田 誠
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/034793	(72) 発明者	ファー、ミナ アメリカ合衆国 94301 カリフォル ニア州 パロ アルト ウェブスター ス トリート 1119
(87) 国際公開番号	W02006/037034		
(87) 国際公開日	平成18年4月6日 (2006.4.6)		
(31) 優先権主張番号	60/612,889		
(32) 優先日	平成16年9月24日 (2004.9.24)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	11/233,684		
(32) 優先日	平成17年9月23日 (2005.9.23)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡検査用の固体照明

(57) 【要約】

内視鏡検査またはボアスコープに固体照明を供給するための種々の実施形態が提供される。一般に、種々の医療または産業用装置には、1または複数の固体のまたは他のコンパクトな電気光学照明および検出装置が配置されている。固体のまたはコンパクトな電気光学照明装置には、発光ダイオード (LED)、レーザダイオード (LD) もしくは他の赤外線 (IR) または紫外線 (UV) 光源が含まれるが、それらに限定されるわけではない。種々の波長の固体光源が、イメージングまたは検出目的、もしくは他の調整の目的で、物体を照射するために使用され得る。固体照明装置は装置の外表面に配置されてもよいし、装置の内部に配置されてもよいし、装置の先端部に展開配置可能に結合されてもよいし、別の方法で装置に配置されてもよい。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔挿入用の装置であって、
基端部および先端部を有し、該先端部が体腔に少なくとも部分的に挿入されるように構成されている管状部分と、
前記管状部分に配置された固体電気光学素子と、
前記固体電気光学素子に電気接続された電源と、
を備えた装置。

【請求項 2】

内視鏡ツール、カニキュレ、外科手術ツールまたはボアスコープツールのうちの任意の 1 つである請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 3】

前記固体電気光学素子が固体光源であり、発光素子（LED）、レーザダイオード（LD）、紫外線（UV）光源、赤外線（IR）光源、検出素子、光学検出器またはそれらの組み合わせの少なくとも 1 つである請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記固体電気光学素子が固体光源であり、物体に影響を及ぼさずに照明下で体腔内の物体により変更された反射光を検出するために該物体を照射するために受動的に使用される請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記固体電気光学素子が固体光源であり、前記体腔内の物体を特定の様式で変更する目的で該物体を能動的に照射する請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 6】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の基端部またはその付近に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記管状部分は少なくとも 1 つの光導波路を有し、前記固体光源は該少なくとも 1 つの光導波路に光を放射する請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の基端部と先端部との間に位置する請求項 1 に記載の装置。

30

【請求項 9】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の先端部またはその付近に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 10】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の先端部から延びる延長部分に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の外表面に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

前記固体電気光学素子が、可視波長、UV 波長、IR 波長または異なる色温度、白色、またはそれらの組み合わせのうちの少なくとも 1 つである波長を放射する請求項 1 に記載の装置。

40

【請求項 13】

前記固体電気光学素子が、レンズ素子、ビーム分割器、管状部分の先端部の周囲に配置された反射カバー、管状部分内の全内反射、鏡、偏光子、または波長板のうちの少なくとも 1 つにより方向転換されるかまたは修正される光を放射する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 14】

前記管状部分は長手方向軸を有し、前記固体電気光学素子は、固体電気光学素子を体腔内に挿入することができる少なくとも第 1 の位置と、固体電気光学素子が前記管状部分の

50

長手方向軸とは非同心の検出軸または光放射軸を有する第 2 の位置との間で走査可能である請求項 1 に記載の装置。

【請求項 15】

前記固体光源は原色照明を放射し、

前記管状部分内に配置され、非原色照明を放射するように構成された第 2 の固体光源と

、

管状部分内に配置されたイメージング素子と、

イメージング素子に光学的に結合されたカメラと、をさらに備え、

原色および非原色照明が使用され、色同期され、イメージング素子およびカメラは、原色色捕捉システムよりも広い色域で真の色イメージを捕捉する請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 16】

体腔挿入用の装置であって、

基端部および先端部を有し、該先端部が体腔に少なくとも部分的に挿入されるように構成されている管状部分；

前記管状部分に配置された固体電気光学素子と、

前記固体電気光学素子に電気接続された電源と、を備えた装置。

【請求項 17】

前記管状部分に配置された検出素子、イメージング素子、またはマニピュレーション素子、もしくはそれらの組み合わせのうちの少なくとも一つをさらに備える請求項 16 に記載の装置。

20

【請求項 18】

前記管状部分の先端部に配置されたイメージングウィンドウをさらに備え、前記固体電気光学素子は IR 放射装置であり、IR 放射装置からの放射熱は、イメージングウィンドウ上での凝結を防止するためにイメージングウィンドウに結合される請求項 16 に記載の装置。

【請求項 19】

前記管状部分の先端部に配置されたイメージングウィンドウをさらに備え、前記固体電気光学素子は光源であり、固体光源から生成された伝導熱は、イメージングウィンドウ上での凝結を防止するためにイメージングウィンドウに結合される請求項 16 に記載の装置。

30

【請求項 20】

前記固体光源が、前記固体光源から熱を放出するために、前記管状部分に少なくとも部分的に熱を伝導するように結合されている請求項 19 に記載の装置。

【請求項 21】

前記管状部分は、前記固体光源から身体の外側の前記管状部分の基端部まで熱を移動させる冷却流体を運ぶためのマイクロチャネルをさらに備える請求項 19 に記載の装置。

【請求項 22】

前記固体電気光学素子は、固体電気光学素子から放射された光が前記検出素子、イメージング素子、またはマニピュレーション素子のうちの少なくとも一部分を通過するように前記管状部分に対して配置されている請求項 17 に記載の装置。

40

【請求項 23】

前記固体電気光学素子は、挿入位置では固体電気光学素子が前記管状部分に収容され、展開位置では光学イメージがイメージング素子を通して固体電気光学素子は管状部分の外部に配置される請求項 16 に記載の装置。

【請求項 24】

体腔挿入用の装置であって、

基端部および先端部を有し、該先端部が体腔に少なくとも部分的に挿入されるように構成されている管状部分と、

前記管状部分の先端部に対して展開配置可能に配置されている固体電気光学素子と、

50

前記固体電気光学素子に電気接続された電源と、
を備えた素子。

【請求項 2 5】

表面および外側エッジを有する可撓性膜をさらに備え、前記可撓性膜の外側エッジの少なくとも一部はばねを有し、前記固体電気光学素子は膜の表面に配置されており、前記膜は、挿入位置では膜が管状の形状をとり、展開位置では膜が実質的に平面の形状をとるように、前記管状部分の先端部に対して展開配置可能に配置されている請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 2 6】

前記可撓性膜は、体腔から管状部分および可撓性膜を引き戻すために可撓性膜を展開させた後、さらに折り畳める請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 7】

前記管状部分は、前記固体電気光学素子から前記管状部分の基端部まで熱を移動させる冷却流体を運ぶためのチャンネルをさらに備える請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 8】

前記管状部分は、長手方向軸および輪郭を有すると共に、展開配置可能部分をさらに備え、前記固体電気光学素子は前記展開配置可能部分に配置され、前記展開配置可能部分は、挿入位置では展開配置可能部分が管状部分の先端部または本体により形成された輪郭内に配置され、展開位置では固体電気光学素子が前記管状部分の長手方向軸とは非同心の放射軸または検出軸を有するように展開配置可能部分が配置されるように、前記管状部分の本体の先端部に対して展開配置可能に配置されている請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 2 9】

前記固体電気光学素子を含む展開部分は、管状部分から選択的に除去できるように管状部分内に選択的に配置される請求項 2 8 に記載の装置。

【請求項 3 0】

前記展開配置可能部分は、回転軸を形成する回転ヒンジを介して管状部分の本体の先端部に対して配置される請求項 2 8 に記載の装置。

【請求項 3 1】

回転ヒンジの回転軸は管状部分の長手方向軸と平衡に形成される請求項 3 0 に記載の装置。

【請求項 3 2】

回転ヒンジの回転軸は管状部分の長手方向軸に直角に形成される請求項 3 0 に記載の装置。

【請求項 3 3】

管状部分は長手方向軸を有し、前記固体電気光学素子は、複合回転軸により管状部分の本体の先端部に関して展開配置可能に配置され、前記複合回転軸は前記管状部分の長手方向軸に対して平衡、直角、または角度をなしており、前記複合回転軸は多数のロボットの動作を前記固体電気光学素子に結合するように構成されており、前記固体電気光学素子は固体光源であり、前記複合回転軸の少なくとも一つの動きを使用して体腔内の固体光源の出力の位置を決定するかまたは走査する請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 3 4】

前記管状部分は長手方向軸および長手方向の輪郭を有すると共に、作動部分に結合されたヒンジ部分をさらに備え、前記固体電気光学素子は前記ヒンジ部分上に配置され、前記ヒンジ部分は、挿入位置ではヒンジ部分が管状部分の先端部および本体により形成された長手方向の輪郭内に配置され、展開位置では固体電気光学素子が前記管状部分の長手方向軸とは非同心の放射軸または検出軸を有するようにヒンジ部分が配置されるように、前記管状部分の先端部および本体に対して展開配置可能に配置されている請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 3 5】

前記回転ヒンジの周囲に配置され、挿入位置と展開位置との間で展開配置可能部分を展

10

20

30

40

50

開させるよう展開配置可能部分を作動させるために使用される駆動ケーブルをさらに備える請求項 3 1 に記載の装置。

【請求項 3 6】

前記展開配置可能部分は前記固体電気光学素子から前記管状部分の基端部へ熱を伝える請求項 3 1 に記載の装置。

【請求項 3 7】

前記固体電気光学素子を含む展開部分が、管状部分から選択的に除去できるように管状部分内に選択的に配置される請求項 3 1 に記載の装置。

【請求項 3 8】

前記管状部分に配置された検出素子、イメージング素子、またはマニピュレーション素子、もしくはそれらの組み合わせのうちの少なくとも一つをさらに備える請求項 2 4 に記載の装置。

10

【請求項 3 9】

前記管状部分は、前記固体電気光学素子から前記管状部分の基端部まで熱を移動させる冷却流体を運ぶための少なくとも一つのチャネルをさらに備える請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 4 0】

体腔挿入用の装置であって、

基端部および先端部を有し、該先端部が体腔に少なくとも部分的に挿入されるように構成されている管状部分と、

20

前記管状部分に選択的に接続されるように構成された展開配置可能部分と、

展開配置可能部分に配置された固体電気光学素子と、

展開配置可能部分によって前記固体電気光学素子に電気接続された電源と、を備えた装置。

【請求項 4 1】

前記管状部分は、該管状部分に形成された受承部分をさらに有し、該受承部分は前記展開配置可能部分の少なくとも一部分を受承するように構成されている請求項 4 0 に記載の装置。

【請求項 4 2】

前記管状部分に配置された検出素子、イメージング素子、またはマニピュレーション素子、もしくはそれらの組み合わせのうちの少なくとも一つをさらに備える請求項 4 0 に記載の装置。

30

【請求項 4 3】

前記固体電気光学素子は固体光源であり、発光素子 (LED)、レーザダイオード (LD)、紫外線 (UV) 光源、赤外線 (IR) 光源、検出素子、光学検出器またはそれらの組み合わせの少なくとも一つである請求項 4 0 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、内視鏡またはポアスコープを使用する最小侵襲性外科 (MIS) 処置、一般用のまたは診断用の医療処置もしくは産業上の処置における、内視鏡またはポアスコープの視野を照明するための装置に関する。詳細には、本発明の実施形態は、内視鏡またはポアスコープ処置における照明手段としての発光フォトダイオードおよび他の固体光源の使用に関する。

40

【背景技術】

【0002】

腹腔鏡検査は診断処置と外科手術の両方で使用される。現在では、MIS 処置は、開腹外科手術に対立するものとして、ほとんどすべての病院で慣例的に行われている。この最小侵襲性手技は、大きな切開を行なう必要をなくすことにより患者の外傷を最小限にする。これは感染の危険性を減らすと共に、患者の病院滞在期間を短縮する。MIS における

50

腹腔鏡および内視鏡検査法の処置は、外科医に外科部位の身体内部から見た光景を与える結像手段として種々のタイプの内視鏡を使用する。調べる目的部位に応じて、専門の内視鏡が命名されている。その例として、膀胱鏡（膀胱）、腎盂尿管鏡（腎臓）、気管支鏡（気管支）、喉頭鏡（喉頭＋、喉頭）、耳鏡（耳）、関節鏡（関節）、腹腔鏡（腹）、胃腸内視鏡、ならびに腹腔鏡としてまたは内視鏡心臓外科手術に使用される専門の立体内視鏡が含まれる。

【 0 0 0 3 】

関節や胸腔や腹腔内の器官を見るために、内視鏡は小さな外科的切開部を通して挿入され得る。内視鏡が鼻、口、肛門、膀胱または膣のような本来の身体の開口部に挿入される機会はずっと多い。内視鏡には3つの基本型がある：剛性、半剛性、または可撓性である。剛性内視鏡は、処置の要求に応じて種々の直径および長さをとる。典型的な内視鏡処置は多くの機器を必要とする。内視鏡的外科手術の視覚的部分と併せて使用される主な機器は、内視鏡本体、光ファイバ照明束、照明光源、光源制御装置、結像カメラ、カメラ制御モジュールおよび映像表示装置である。

10

【 0 0 0 4 】

腹腔鏡は図1に例証されるような剛性内視鏡である。この腹腔鏡は、診断または外科手術のための腹骨盤腔の可視化を可能にする。腹腔鏡は、腹壁を通して延びるカニューレにより腹膜腔に挿入される。サイズおよび視野を始めとする、機器の効率を決定する腹腔鏡の特徴が、種々存在する。

20

【 0 0 0 5 】

図1に示すように、基本的な腹腔鏡は、長くて細いチューブ101から構成され、その一端には患者の中を見るための接眼部103を備えている。光ファイバの光は、ファイバポート102の位置にて内視鏡に導入され、光ファイバ123（図3）内に撃ち込まれるものであるが、内視鏡本体101を貫通し、図3に放射パターン125で示されるように、観察領域124を照射する。腹腔鏡は直径および視野方向により特徴づけられる。図1に示されるように、視野方向は、腹腔鏡105の軸と中心視野106との間の角度107である。典型的な内視鏡の長さは約30cmで、直径は4～10mmの範囲である。図3で、腹腔鏡は2つの重要なレンズ、つまり接眼部の位置の接眼レンズと内視鏡101の先端部の対物レンズ122とから成る。図3においてリレーレンズ121として機能する他のレンズセットが、対物レンズと、接眼部またはCCDカメラすなわち結像位置127との間で使用される。結像放射線126はすべての結像光学機器を通過して、内視鏡の全長を横断する。

30

【 0 0 0 6 】

このような剛性内視鏡は種々の視角をとる：後方視で120度またはその逆方向；横方向視で90度および70度；前斜め方向視で30度（図1の符号104に示されている）および45度；および前方視で0度。使用される対物レンズ122の角度は、見られる構造の位置により決定される。

【 0 0 0 7 】

外科医による手術および特定の外科操作のために、他の外科用器具およびツールも身体に挿入される。挿入は、胃腸内視鏡のような器具の挿入のために内視鏡本体の内部に設けられた開管により行われるか、またはカニューレ110（図2に示すような皮膚の小さな開口部または切開部に挿入される直線または曲線のステンレス鋼チューブまたはプラスチックチューブ）を使用して腹壁または胸壁113の個別の切開部を通じて行われる。身体外部の基端部112におけるカニューレ開口部は、種々の器具を身体内部に案内するために使用され、そのような種々の器具はカニューレの先端部111で身体内部に暴露される（図2）。カニューレは切開部位114で封止部を形成してもよい。

40

【 0 0 0 8 】

通常の胃腸内視鏡では、器具の開口部が内視鏡の先端部に設けられ、挿入された医療器具は内視鏡本体に続いて身体へのアクセスを獲得する。

内視鏡は、外科的処置が計画される場合に、診断用であってもよいし、単なる観察用で

50

あってもよいし、または手術用であってもよく、洗浄（irrigation）、吸引および付属器具の挿入のためのチャンネルを有する。従って、内視鏡本体は、機械または電気制御部、吸引弁等の弁用のボタン、CO₂弁、ウォーターボトルコネクタ、水供給装置、吸引口などをさらに提供し得る。すべての内視鏡が具備していなければならない共通の構成要素は、照明用の導光部である。

【0009】

典型的な内視鏡の光学的構成を示す説明が図3に示される。内視鏡の共通の結像部は接眼レンズまたは接眼部、リレーレンズ（剛性内視鏡の場合）、可撓性の結像光ファイバ束（可撓性内視鏡の場合）および対物レンズシステムである。内視鏡は、外科医が内視鏡の接眼レンズまたは接眼部から内視鏡の中を覗き込む、スタンドアロン型の装置として使用されてもよいし、デジタルカメラと共に使用されてもよく、後者の場合、外科部位のイメージがカメラのイメージ捕捉素子（電荷結合素子すなわちCCD）上に入射される。表示装置を使用して、外科医はビデオモニターでイメージを見る操作を行なう。

10

【0010】

イメージ捕捉素子（CCD）のサイズを縮小する電子結像分野における最近の技術の進歩により、MISおよび診断処置に使用されるいくつかの内視鏡は、チップ・オン・ア・スティック（Chip on a Stick）と一般に呼ばれる高解像度の先端部カメラシステムを具備している。その1つの例が図4に示される。このような可撓性の内視鏡は、内視鏡の先端部に、対物レンズ131によって直接イメージを捕捉するCCDチップ137を使用し、この場合、内視鏡本体の可撓性部分（132）はその先端部の先にCCDカメラ用の電力および通信ワイヤのみを収容し、内視鏡の剛性部分131に位置する結像光学系133を収容しない。光導波路138は、イメージングの目的で外科部位136を適切に照明（134）するために、この種の電子内視鏡でも依然として提供する必要がある。

20

【0011】

他のより複雑なMISシステムは、ロボットの外科ツールおよび器具を利用し、および/または外科医のための外科部位の立体鏡イメージを供給し、外科医の器用さや、操作の精度および速度を改善する。このようなより精巧なMISイメージングの用途では、より特殊な種類の照明システムまたは多数の照明装置が使用される。

【0012】

内視鏡は、直径、管長、および視角にわたり、種々の形式を有することができる。しかしながら、すべての種類の内視鏡は、外科部位を照射するために通常光ファイバを使用する。身体の内には光源がないため、照明は腹腔鏡検査の非常に重要な部分である。外部光源から腹腔鏡を下って光を投射するために、光ファイバの冷光が使用される。照明光導波路に光を結合するために、広帯域出力を備えた大きなランプが使用され、光導波路は光源からの照明光を内視鏡本体内部の照明ファイバ束まで移動させる。照明光導波路に取り付けられた典型的な内視鏡が図1に示される。1または複数の導光束が内視鏡の照明ファイバ束に光を結合するために使用される。

30

【0013】

内視鏡本体またはチューブの内部でのファイバ束の使用は、結像光学系によって使用できるはずのスペースを占める。これは、内視鏡本体を結像光学系と共有する光ファイバ照明装置を示す図3に見ることができる。光学レンズ領域直径と、結像ファイバ束厚さとに関する制限は、イメージング解像度対イメージサイズに直接相関する。レンズ直径またはイメージング束厚さが大きいほど、ある視野（FOV）に対する内視鏡の解像度またはイメージサイズは良好となる。直径がより大きい内視鏡ほど幅が狭い内視鏡よりも光学品質が良いと考えられることがこの主な理由である。しかしながら、手術部位のスペースが限られた特定の手術には、大きな内視鏡の直径は望ましくない。

40

【0014】

内視鏡本体の内部のスペースの制約を低減するために、種々の照明ファイバ形状が使用されている。このため、また、より均質な照明を有するために、いくつかの場合では結像ファイバ束が内視鏡の先端部で2箇所以上の照明を有するように分割される。他の種類の

50

内視鏡では、顕微鏡法のリング照明と同様に、照明が少なくとも内視鏡の先端部で円形リングのパターンに構成される。

【 0 0 1 5 】

内視鏡の光源は、より小さな直径の内視鏡に適した高強度の白色光を生成するキセノン電球、通常の内視鏡法の作業に適した黄色様の光を作成するハロゲン電球、またはメタルハライドランプのいずれかである。ほとんどの広帯域の光源は大量の赤外線も生成するため、I R放射線の身体への移動を防止するために、照明光源にI Rカットフィルタおよびランプ二色性反射器（熱生成に通常伴う放射線を低減する熱遮断フィルタおよび反射器）が使用される。したがって、組織に熱による損傷の低減を提供するために、腹腔鏡処置では広帯域の可視冷光が非常に望ましい。また、ほとんどのCCDカメラはI R放射線に対する感度が高い（シリコン吸収スペクトルによる）ため、カメラでI R放射線により引き起こされる閃光を防止するためにカメラの前面に特別なI Rカットフィルタが使用される。

10

【 0 0 1 6 】

I R放射線を低減させるために払われる予防措置にもかかわらず、実際には、可視光線に加えていくらかの量の赤外線も光ファイバケーブルに入り、ケーブルおよび内視鏡を通過して体内に送られる。光が内視鏡の先端を離れると、赤外線のレベルは、内視鏡中の光ファイバによる吸収を通じて安全なレベルまで低減され、ケーブル接続部では本質的に喪失する。しかしながら、ケーブルが内視鏡に接続されない場合、赤外線の出力は十分には低減されず、ケーブルが吸収性の燃焼性材料に近接した状態で置かれた場合にはいくつかの材料に点火する可能性すらある。この危険性は、高強度光源を備えたファイバ照明ケーブルに存在する。

20

【 0 0 1 7 】

さらに、高出力は発火の危険性を増大させるだけでなく、内視鏡による組織の近距離検査の間の火傷の危険性も招き得る。可視光線波長での高強度放射線の吸収は組織の加熱をも引き起こす可能性があり、赤外線波長の追加のフィルタリングではこの危険を除去できない可能性がある。さらに、内視鏡に接続される、ビデオカメラを備えたテレビシステムの使用の増加により、多くの内科医は最大強度で光源を操作し、現行の標準的な照明ファイバ導体を使用すると非常に急速に照明強度が低下するイメージの周辺領域では不適当な照明を補うために、さらにより大きな光の強度が必要であると考えている。

30

【 0 0 1 8 】

また、通常的光源は、それらのスペクトル出力のフラックスおよび色管理が不足している。通常ランプのスペクトル出力は、ルーメン出力および色品質と、色域の白色点のとの両方に関して、ウォームアップ処置の間に許容レベルに達するまでに時間を要する。ランプに基づく照明装置の色温度は、通常の内視鏡法の手順に望ましい色温度（5600ケルビンの昼光色温度）を通常生成しない。ランプ出力の色内容も、通常ランプの寿命の間に変化する。したがって、ウォームアップ処置の後で実際の色イメージを得るために内視鏡が使用されるたびに、カメラの制御装置では白色バランスの調整を行なうことが通常必要とされる。ランプ強度が大きな範囲で調整される場合には、この白色バランスの調整を繰り返すことも必要とされ得る。

40

【 0 0 1 9 】

通常の高出力ランプはさらに、数時間という非常に限られた寿命を有し（通常、ランプに依存してハロゲン、キセノンまたは金属ハロゲン化物で50、500または1000時間）、ランプの光出力はその元の光出力の約半分に低下する。通常ランプ製造業者は、通常、ランプの寿命に関する色品質に基づく故障基準を指定してもいないし、有してもいない。

【 0 0 2 0 】

複雑でかさばる光学方式が、光を照明ファイバ束に有効に結合するために導光光源内に組み込まれる。ガラス棒のような特定の非結像光学系やレンズ素子が、照明ファイバ束の内部のすべてのファイバに光を均質に結合するためにやはり使用される。これらはすべて

50

、コストを増大させると共に、高輝度を有するサイズ、および均質な光ファイバ照明光源を増大させる。通常の高輝度光源は光源パッケージの内部で生成された大量の熱を放散するための強力なファンを組み込んでいる。実際、通常の内視鏡法の処置では、光源は熱発生の主な発生源の1つであり、光源上の付属のファンは、外科環境における雑音の主な発生源の1つである。高出力ランプの大きなパッケージサイズは、診断および外科環境における貴重なスペースに対する余計な負担を増大させる。

【0021】

光源は通常は電磁干渉（EMI）を発し、ランプから発せられるパルスは現行の外科環境における他のデジタル電子工学装置をリセットするか、別の方法で干渉し得る。

動作環境では、光源は、患者と内視鏡から離れて設けられたテーブルトップまたはラックの上に距離を開けて配置される。光源から内視鏡まで光を移動させる光ファイバ光束は、光源と内視鏡との間の光リンクとして使用される。これらのファイバ束はかさばっていて高価であるだけでなく、その価格はファイバ束の長さによって増大するが、送られる光の量はファイバ束の長さが増大するにつれて減少する。光源とファイバ束を好都合に動作部位から離れて配置するためには、より長いファイバ束が必要であるが、使用されるファイバの長さとともに送られる光のフラックスは減衰または低下し、より強力な光源が必要となる。

【0022】

照明光を内視鏡の基端部から先端部に移動させる手段として光ファイバ光導波路を使用すると、相対的な光損失の機会が増大する。相対的な光学的な光損失の測定により、光源から内視鏡の先端側の先の部分までの光損失の程度が定量化される。相対的な光損失は光ファイバの損傷によって増大するだろう。内視鏡の内部の故障したファイバの両端では、余分な熱が生成されるだろう。実際、内視鏡に光を送る光ファイバ束および内視鏡の内部の光学システムの主な故障態様は、ファイバの破損である。

【0023】

図1に示すように、照明ファイバ束102は、一般に、内視鏡の基端側の接眼部（103）付近にて、ある角度で内視鏡本体に接合する。ファイバガイド本体およびメインの内視鏡本体は、図1に示されているように接合部108で溶接プロセスで一般に接合される。この溶接接合の構造および設計は多くの場合内視鏡の製造および使用における弱点であり、多くの手術、高温および高湿殺菌、ならびに連続した取り扱いの後で、この溶接接合は損傷および破損される可能性があり、これにより封止部が破損すると内視鏡の内部部品が環境に露出される。

【0024】

色CCDカメラは、色イメージを捕捉するために、個々のCCDピクセルに対して交互の色を使用する。緑および赤、緑および青のピクセルが列に並んで交互に配置される。各ピクセルが色イメージ中の一つの色を捕捉することに特化されるため、この間隔を開けた色サンプリングは色CCDカメラの色解像度を制限する。

【0025】

高解像度の用途で、3つのチップからなるCCDカメラ（赤色CCDチップ、青色CCDチップおよび緑色CCDチップ）も使用され、この場合、各CCDにおけるすべてのピクセルはイメージの一つの色内容の検出に特化される。その後、多色イメージが視聴ディスプレイ上で再生され、3CCDからの各々の色の捕捉イメージは電子的に統合される。3つのチップからなるCCDカメラは高価でかさばる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

上記および本発明の特徴をさらに明確にするために、添付図面に示された本発明の特定の実施形態を参照しながら、本発明をより詳細に説明する。図面は本発明の典型的な実施形態を描いているにすぎず、したがって本発明の範囲を制限するものと考えべきではない。本発明を、添付図面を使用してさらに詳しく明確かつ詳細に説明する。

【0027】

本発明の例証的实施形態は、診断用または外科用の内視鏡法処置もしくは機能的ポアスコープシステムにおける照明手段としての、高出力発光素子（ＬＥＤ）およびレーザダイオードを始めとする単色または多色の固体光源に関する。詳細には、これらの固体光源は、内視鏡、ポアスコープ、外科ツールまたは産業用ツール、ならびにカニューレおよび他の機能デバイスの先端に組込まれる。また、それらの固体光源は、照明されたかまたは暗い内視鏡と別々にまたは共に身体に挿入される照明本体に組み込まれ得る。身体（身体とは、本明細書では、人間、動物、または容易にアクセス可能でない物理的物体の少なくとも一部分として定義する）の内部での物体の照明は、修正された光を検出するか、物体を結像するか、または物体の変化を操作するために行なわれる。本発明の固体照明方式は、従来の光ファイバ照明システムや、内視鏡検査およびポアスコープに使用されている超音波イメージングのような他の診断装置と置き換えることが可能であり、あるいは追加して使用することができる。

10

【００２８】

身体の体腔内部でのそのような固体源の使用は、外部光源、ファイバ光導波路、および所望の物体に光を送る手段のような同じ目的に必要なとされる種々の機器と置き換えられる。

【００２９】

例として、ＬＥＤ源の使用は、従来の外部白色光源に比べていくつかの利点を有する。ＬＥＤに基づく照明によれば、ＩＲ含有のない真の可視光源が内視鏡検査法の用途に利用可能である。したがって、光源の複雑なＩＲ管理が不要となる。光導波路に関連する火災の危険が残されることはもはやないため、内視鏡内部の熱管理が不要である。

20

【００３０】

ＬＥＤは可視スペクトルのどの領域の光も提供することができる。原色の赤、緑および青色ＬＥＤを共に使用して、白色照明を形成することができる。リン光変換ＬＥＤは、色の混合なしで直接白色の出力を提供でき、赤外線（ＩＲ）または紫外線（ＵＶ）のＬＥＤは、それらの挿入媒体における光透過の特性またはそれらが対象物に対して及ぼす影響のために使用することができる。

【００３１】

ＬＥＤの寿命は電球タイプの光源（駆動条件によるが５０ｋ時間）よりも桁違いに長い。固体照明に関連する高い信頼性と長寿命が、ＭＩＳ処置における停電ランプを実際に照明するが、この場合依存可能な照明はシステムの最も重要な部分の１つである。実際、ＬＥＤ寿命はほとんどのＭＩＳの外科ツールの使用寿命と、より一致している。

30

【００３２】

ＬＥＤの消費電力も、高出力光源よりはるかに低い。i) 光を光源から光ファイバ光導波路まで移動させたり、ii) 光を内視鏡の光導波路へ結合させたり、またはiii) ファイバの屈曲部を通して光ファイバ光導波路の中を送ったりする必要がないため、ＬＥＤ照明システムはとても効率的である。少数の高出力ＬＥＤの使用で、１０００ルーメン程度の光の出力が実際に可能である。

【００３３】

さらに、ＬＥＤは丈夫で、光ファイバ光導波路と異なり破損しない。適切に封止されたＬＥＤは、厳しい環境条件およびクリーニング手順に耐えることができる。

40

ＬＥＤは電磁干渉を生じないため、ファラデーケージのような複雑なＥＭＩ管理システムが不要となる。ＬＥＤのサイズ、信頼度および安全性のため、それらの光源は身体内部における物体の「特定位置」照明にとっての理想的な選択肢である。ここでは、電力だけが、可能な電気制御信号と共に身体内部の光源に送信される。

【００３４】

内視鏡本体の内部の従来の光ファイバ照明導波路をなくすことにより、結像光学系または結像ファイバのためのスペースがより大きくなる。このサイズはシステムの画像情報転送能力に直接関連する。結像光学系に対してより大きなスペースが利用可能となるため、より大きな直径の光学的構成および結像ファイバ直径を使用することができ、より大きな

50

イメージ F O V が可能となると共に、高解像度が可能となる。

【 0 0 3 5 】

L E D はウォームアップ手順を要しない。L E D は開始時に正確なカラーポイントによる即時の照明を提供することができる。L E D の寿命にわたる光学出力および色管理も、固体光源の重大な特徴である。

【 0 0 3 6 】

3 つの色の L E D (赤、緑および青) を使用して、白黒カメラシステムを同期させて 3 つの同期された色成分イメージを取得することにより、色カメラチップまたは高分解能 3 C C D チップカメラの使用が不要となる。単一 C C D カメラが時間を同期させて 3 つのイメージを捕捉するために使用されるため、各色イメージ成分にすべてのピクセルを組み入れることにより、各色成分のイメージは十分な C C D イメージ解像度を利用する。L E D 照明器と C C D イメージカメラとを有する内視鏡の例証的实施形態の 2 つの例が、図 4 に示される。特に 3 つのチップからなる C C D カメラと比較すると、単純白黒 C C D または C M O S カメラチップは使用するのも安く、実際、L E D により提供される同期化色照明を使用した同期化白黒結像 C C D の解像度は、同じピクセル 3 C C D チップカメラと等しい。

10

【 0 0 3 7 】

色同期化イメージ捕捉素子を使用すると、イメージ捕捉 C C D 用のスペースが内視鏡の先端部分に限られたスティックカメラ上のチップにおける、はるかに高解像度のイメージ捕捉素子が許容される。L E D チップを使用すると種々の照明形状が可能であり、照明の均質性、角度および範囲は L E D の位置および設計により自由に制御される。

20

【 0 0 3 8 】

他のオプトエレクトロニクス装置も、本明細書に開示したイメージング装置、検出装置、またはマニピュレーション装置と共に使用するのに適している。例えば、本明細書に示したいずれの実施形態に対して、フォトダイオードを固体光源の代わりに、または固体光源と共に使用してもよい。したがって、本明細書に使用する場合、用語「固体オプトエレクトロニクス素子」とは、光を放射する固体装置のみならず光を検出する固体装置をも指す。

【 0 0 3 9 】

図 5 a ~ 5 d は、L E D 出力の種々の形状を示している。図 5 a は、ベース 1 4 1 の上に配置された L E D 1 4 0 を示している。L E D 1 4 0 は封入 (encapsulate) されておらず、ランベルト光源の形をした出力となる。この態様は、それらの固体光源を、広い視野角が適切に照射される必要がある内視鏡照明用途にとって理想的なものにする。

30

【 0 0 4 0 】

さらに、レンズ表面および L E D 表面からのレンズの距離に依存して、L E D 封入材料の形で、簡単なレンズ素子を使用されてもよく、異なる角度の照明または光の収束が容易に達成される。図 5 b は、封入されていない L E D と同じランベルト光出力を保管しているが、L E D チップからはるかに高い光が抽出される、単体のレンズ封入体 1 4 3 を示している。

【 0 0 4 1 】

図 5 c は、フレネルレンズプロフィール 1 4 4 のような L E D 封入体の別の表面構造を示す。回折光学的構成または他の屈折プロフィールが種々の角度範囲の封入 L E D 放射パターン 1 4 4 を生じさせることができる。

40

【 0 0 4 2 】

図 5 d は、レンズ半径または曲率から離れてレンズ表面を位置決めすると共に、より高屈折率の封入材料が使用され、放射パターン 1 4 6 の角度範囲が本質的に減少された、単体レンズ封入体を示す。

【 0 0 4 3 】

3 色からなる L E D に制御可能な照明色が利用可能であるため、照明の色域は個別の色 L E D のための駆動条件を使用して、用途に応じて変更することができる。外科部位の情

50

報量が主としてある色にある場合、および照明色を変えると外科シーンの診断評価に必要とされる見やすさおよび識別性を増大する可能性がある場合、これは非常に望ましい。

【0044】

3つの主要な照明色以外の波長を備えたより多くの照明源を使用し、かつイメージ検出フレーム捕捉シーケンスを同期化色照明源のそれと一致させることにより、より現実的な色の点から、より高品質のイメージが可能となる。単に主要なRGB色のみを使用すると、検出されるイメージの色内容はCIEカラーダイアグラム中の色の三角形の内にある。アンバー、シアンおよびマゼンタのような他の色をLEDに加えると、イメージの検出色域が実質的に増加する。単なる原色照明器よりも多く（例えば6つのLEDバックライト照明器）を用いたフラットパネルLCDディスプレイのような最近のカラーディスプレイでは、3色LED CCDカメラでは以前は不可能だった「真の色」のイメージをオペレータに提示することが現実的に可能となる。色の再現の完全性が外科医のシーンの知覚や物体の診断に重要な役割を果たす特定の外科的適用では、このことは重要であり得る。

【0045】

LED照明システムはモジュール式であり、1または複数の照明システムが、個別の照明本体により、内視鏡の先端部で互いに独立して身体に挿入され得るか、あるいは外科のツールの先端またはカニユーレ上の便利かつ効率的な位置で身体に組み込まれる。

【0046】

身体に対して診断、外科手術、または他の機能を行うために、種々の固体光源またはこれらの固体光源の組み合わせを使用することができる。種々の照明が、互いに共に、または物体をイメージング、検出、または修正する他の装置と共に、作動することができる。

【0047】

カニユーレにおいて使用される本発明によるLED照明器150の実施形態の1例が、図6aおよび6bに示される。この例証的实施形態では、可視スペクトル光に対して透明なカニユーレの本体が、カニユーレの基端部112に設けられた白色または有色LED151により完全に照明されている。LEDへの電力は電源152により提供される。図6bに示すように、カニユーレ本体に供給されたLED光は、カニユーレの全長を先端部111まで移動する際に、全内反射で通過し、先端部111でLED光はカニユーレから離れ、放射パターン154によって示されるように外科部位およびツールを照射する。

【0048】

図7に示されたカニユーレ160の代替実施形態では、カニユーレ本体はその先端部111の付近に表面に装着された白色または有色LED161を備えている。これらのLED161のための円錐型の反射カバー（図示しない）もカニユーレ160と共に身体の内側に挿入することができ、カニユーレ本体からのLED光はカニユーレの先端部の方へより多く向けられる。

【0049】

図8は、カニユーレ170の先端部111に白色LEDまたは有色LED171が直接装着されたカニユーレ170の別の単純な実施形態を示している。

図9aおよび9bに示されるように、LEDに照射される内視鏡180の例証的实施形態では、角度をなした内視鏡チューブ101の先端側の先端から延びる延長部分181aに、白色または有色LED照明器181の配列が組み込まれている。LED181の配列は所望の照明フィールドおよび均質さ184を確立するために、レンズ素子182により封入されてもよい。図9aは内視鏡101のこの例証的实施形態の側面図であり、図9bはかかる実施形態の端面図である。これらの図面では、透明な結像ポートが符号183として示され、LED181はフレネルタイプレンズ構造182を使用して封入される。他のツール挿入ポート、立体イメージングのための多数のイメージングポート、または種々の視界（FOV）を備えたイメージングポートを、内視鏡の先端部の空き領域に使用することができる。レーザダイオードまたは種々の波長LEDのような他の固体光源を、本実施形態で示したLED源の付近に装着し、同じ装置を使用して他の機能を行なうようにしてもよい。他の形式の光学的構成またはレンズ、偏光子および波長板のような光学素子

10

20

30

40

50

も、照明の程度を修正したり、光を適切に検出したりするために、照明器や検出ポートの正面に使用することができる。

【0050】

内視鏡190内の固体照明の別の実施形態において、図10は、対物レンズの第1の発散レンズ193の後部に白色、有色のLEDまたはレーザ、IRもしくはUV固体光源191を組み込むことを示している。物体の第1の発散レンズの凹部は内視鏡の先端側のウィンドウよりも通常遙かに小さいため、対物レンズのこの部分は、実際、照明源191用のウィンドウとして作用する。この形状の固体照明源は、レンズの凹部領域の周囲でこのガラス窓に対して直接装着することができる。照明光が先端部でガラスから離れると、照明がガラスの外部に放射されるとともに、光の角度をなした放射パターン192が広がる。照明特性を修正するために、凹部を超えて発散レンズの領域に屈折板、偏光板、または波長板をさらに実装することもできる。

10

【0051】

内視鏡200内のLED照明のさらに別の実施形態では、白色またはRGB LEDの組み合わせを、対物レンズ内に使用することができる。図11aに示すように、ビーム分割器の光学的構成202を使用してLEDからの照明光を結像経路に組み合わせる場合、照明が内視鏡の軸と交差するようにLED201を装着することができる。

【0052】

図11bは、ビーム分割器を使用しない、LED照射内視鏡200における対物レンズ内のLED203の別の配置を示している。この形状でLEDにより放射された光は対物レンズの先端部を通過し、内視鏡の結像光学的構成と同じ窓を通過して外科部位を照射する。

20

【0053】

LEDは、高価な光源、光源から内視鏡へ光を移動させる長い光ファイバ光導波路および内視鏡内部の照明光導波路と置き換わるので、LEDは従来のランプおよびファイバガイドシステムに対して望ましいコスト面での利点を提供する。LED光源には低レベルの出力しか要求されず、LEDの電気接続ははるかに容易である。

【0054】

内視鏡には電力およびOED制御信号のみが提供されればよいので、内視鏡に対する重くてかさばる光ファイバのケーブル接続は不要となり、内視鏡の操縦性が増大する。また、LED照明系は光ファイバ照明システムよりも衝撃および振動または極端な環境条件に対して丈夫である。

30

【0055】

LEDから生成する熱は、いかなるものであってもランプの場合のような放射熱の形ではないため、そのような熱は伝導層か、内視鏡や器具の本体自体を使用して、内視鏡、すなわち器具の先端から外に容易に伝達することができる。この熱の一部は実際、内視鏡190を示す図10の実施形態におけるように内視鏡の光学ウィンドウに向かって伝達され、そこでLED191が内視鏡ウィンドウおよびそのホルダと密に接触し、これが動作中の光学ウィンドウの凝結も回避する適切な温度設定を提供し、さらには内視鏡が温かくて湿度のある体腔に挿入された場合に冷たい内視鏡の端部を温める。順に、別体の低消費電力赤外線LEDも、内視鏡の先端を加熱する目的で使用することができる。

40

【0056】

別の実施形態では、装置の先端部から身体外部にある基端部まで熱を伝えるために、内視鏡または器具の本体内部であって、かつ発光固体光源の付近に、冷却流体を含むチャネルを形成することができる。

【0057】

上記の例証的实施形態180、190および200に加えて、LED照明器が内視鏡本体内の固定位置で使用される場合、外科部位の効率的な照明のための他の展開配置可能な実施形態が考えられる。これらの展開配置可能な実施形態では、LED照明器は、挿入体の内部または挿入体の閉じた輪郭の中に保持された挿入位置から、それらが対象物に好都

50

合に向けられた動作位置へと展開配置可能である。動作位置では、照明光は、内視鏡本体を越えて外科部位に向けることができ、LEDホルダ構造の展開により照明器が結像軸からずらした軸に配置され、結像光学系の収束効率が増大する。

【0058】

いくつかの例証的实施形態では、この展開は、オペレータにより開閉可能な傘型の展開配置構造を用いて実現されるが、これは例示であって制限的なものではない。この傘構造の種々の変化を、所望の用途、照明量および光配置条件に応じて使用することができる。図12aは、LED支持構造がカニューレによって展開配置される傘型展開配置構造の一例を示す。円形の可撓性膜181が白色LED182または有色LEDに設けられている。この膜181は、膜本体の周辺部（円形エッジ）にばねを備えている。膜181はカニューレの先端部に展開配置可能に結合されている。挿入位置では、膜はチューブの形状181aに折り畳まれている。一旦折り畳まれた膜181aが所望の位置へ操作進行されると、膜181はカニューレの先端部111の外部に来るまでに完全に展開配置される。膜のエッジにおけるばね作用は、膜を平面181bへと開くように膜に力を加える。LED182は外科部位または身体に挿入された他のツールおよび器具を照明する。

10

【0059】

図13aおよび13bは、LED照明器の動的な展開配置の別の実施形態を示す。図13aで、LED照明器210aは、内視鏡の上の回転ヒンジを介して配置され、ヒンジの軸（展開配置ヒンジ軸213, 214を形成）は内視鏡の長手方向軸に直角である。LED照明器210aが「オフ」すなわち挿入位置にあるとき、展開配置ケーブル211および212は展開配置ヒンジ軸213および214の周囲に中立位置で配置されている。LED210aを展開配置させるために、照明器210は、展開配置ヒンジ軸213および214の周囲を延びる配置ケーブル211および212の一侧を引っ張ることにより内視鏡の先端の上に反転される。一旦照明器210bが展開配置されると（「オン」位置）、LED210bは図13bに示されるような内視鏡の先端側の先端周囲の位置に反転される。

20

【0060】

展開配置可能LED照明の別の実施形態において、図14aは、LED照明器220aが内視鏡の対物レンズの自由空間に格納された、LED照明器220aの「オフ」位置を示している。「オン」位置では、LED220bが円を描いて展開配置可能であり、内視鏡の対物レンズの空間の外で回転する。

30

【0061】

図15aおよび15bは、LED231aを内視鏡の先端部230の対物レンズの隣接位置で、それらの「オフ」位置で格納する際の別の方式を表わしている。LED231aはヒンジ部分232の上に配置される。ヒンジ部分232は順に、作動部分233に接続される。作動部分233が内視鏡の先端側の先端に向かって矢印の方向に先端側に押されると、LED231aは定位置へと展開配置される。このような動作はヒンジ部分232を展開配置させ、これが結像光学系からのずれた軸の光を放射するようにLED231bを配置する。

【0062】

40

図16aおよび16bに表わされた別の構成では、別のタイプの展開配置機構が使用される。LED241aはヒンジ部分242の上に配置される。ヒンジ部分242は順に、作動部分243に接続される。作動部分243が内視鏡の基端部に向かって矢印の方向に基端側に引かれることにより、LED241aは定位置へと展開配置され、LED241bを「オン」位置へ展開配置される。

【0063】

図17a～17cは、LED照明の例証的实施形態を外科ツールと共に示している。図17aおよび17bは、展開配置に使用されるケーブル253および254がそれらの中立位置にある照明「オフ」位置にある外科ツールの側面図である。図17bは各LED252aが回転軸255, 256を介して外科ツール上に配置されているのを示している

50

。回転軸 2 5 5 上にはケーブル 2 5 3 が配置され、回転軸 2 5 6 上にはケーブル 2 5 4 が配置されている。図 1 7 a に示されているように、ケーブル 2 5 3 は回転軸 2 5 5 の周囲で引くことにより同時に延長可能な第 1 側 2 5 3 a および第 2 側 2 5 3 b を有する。図 1 7 c は、回転軸 2 5 5 および 2 5 6 の周囲に配置されたケーブル 2 5 3 および 2 5 4 の両側のうちの一方を引くことにより、LED 照明器 2 5 2 b および 2 5 3 b が外科作業領域を照射する格納位置から照明中のまたは展開配置された「オン」位置へ開かれる外科ツールを示す。

【 0 0 6 4 】

図 1 8 a および 1 8 b は、ポート 2 6 2 a および 2 6 2 b が立体イメージング用のものであり、ポート 2 6 3 が広角レンズを使用してより大きな視界にアクセスするためのものである、3 つのポートからなる内視鏡上の LED 照明の別の例証的实施形態を示している。照明体 2 6 1 a および 2 6 1 b は、LED、レーザダイオード、または光源および検出器の組み合わせのような固体デバイスの配列を示す。これらの装置は内視鏡の端部で機能的に回転して展開配置可能であり、回転の展開配置軸 (2 6 4 a および 2 6 4 b) は内視鏡の長手方向軸と平行である。図 1 8 a および 1 8 b に示された可能な展開配置方式では、ケーブル 2 6 5 a および 2 6 5 b が装置を基端部まで延び、照明器本体 2 6 1 a および 2 6 1 b の後部に取り付けられている。展開配置のため、ケーブル 2 6 5 a および 2 6 5 b は、基端部の方に向かって引っばられ、照明本体が中立位置から展開配置位置へと作動させられる。固体電気光学素子が展開配置可能であるこの実施形態や任意の実施形態では、よりロボットの形式の動作および操作を提供するために 2 以上の回転軸が実装されてもよい。これらの光源または検出器は、必要に応じて、診断を実行、支援するか、外科機能を実行する為に使用される。光をコリメート、収束、または捕捉する、単一または複数の屈折または回折性の光学素子が、偏光子、ピンホール、スリットまたは波長板のような他の光学素子と共に、適宜、配列の前方に使用されてもよい。照明器本体 2 6 1 a および 2 6 1 b の回転展開配置は、閉鎖位置にある身体内部への内視鏡の挿入と、展開配置位置にある装置の能動的な使用とを可能にするように行うことができる。

【 0 0 6 5 】

すべての展開配置可能な実施形態で、LED 照明は単一用途のためのプラスチック材料で封止され、展開配置可能な本体は装置に差し込まれ、使用後に展開配置される。

図 1 9 a および 1 9 b は、展開配置の方向および回転軸 2 7 4 が内視鏡本体の長手方向軸の方向と直角の方向にある、装置 2 7 1 a および 2 7 1 b の別の展開配置可能な配列をさらに示している。この例証的实施形態では、展開配置可能な照明器本体 2 7 5 は別体として作られ、カニユーレに挿入される前に内視鏡本体 1 0 1 の孔 2 7 6 に挿入される。展開配置可能な照明器は、再使用可能としても、使い捨てのユニットとしても作成することができる。固体照明器 2 7 1 a , 2 7 1 b は本明細書で説明した他の実施形態に類似の作動部材を使用して展開配置することができる。

【 0 0 6 6 】

LED を照明用に使用するすべての内視鏡、カニユーレおよび上述の他の装置の代替実施形態で、固体レーザダイオード (LD) も、ツール、挿入チューブ、カテーテル、イメージング内視鏡、カニユーレなどの先端部に使用することができる。赤外線イメージングは、診断および外科処置で静脈内または付近の組織を照射するために、IR 固体光源を使用し得る。IR 検出器、可視検出器、およびカメラは、ヒト組織、血液、または尿などの他の体液にかなりの侵入深さを有する外部赤外線光源に加えて、徹底的な組織および血液のイメージングのために使用される。強度、放射パターン、および照射方向を制御した手術部位または検査部位での高強度の IR 源の使用は、静脈、心臓および他の身体の器官の内部の最も重大な外科処置を支援する。

【 0 0 6 7 】

固体光源 (レーザダイオードおよび LED) の照射方向を調節し、該固体光源を制御するために、身体内部の種々の外科器具と共に、走査または他の指向機械要素を使用することができ、この場合、他の走査または非走査のイメージ捕捉要素が光を検出する。さらに

、プローブまたは内視鏡の先端部で固体光源に電力が供給されるので、電気信号の一部からの抵抗熱もプローブまたは内視鏡のウィンドウにおける凝結を低減するために使用することができる。

【 0 0 6 8 】

本明細書で説明したすべての実施形態で、支持構造を通じて電力と制御信号が装置に供給され、必要な場合、セラミックスやシリコン基板のような装置が装着される基板材料は装置の本体に密接に接触して、動作中の装置から生じた熱は体外に導かれる。さらに、冷却機能をさらに支援するために、冷却流体を通過させるマイクロチャネルを装置本体に構成することができる。

【 0 0 6 9 】

診断または外科処置において身体内部の物体に隣接して照明光源を配置することにより、外部光源から外科部位まで光を伝送することに関連する損失がなくなる。したがって、電力を有用な光に変換する際に等しい効率を有する光源を、はるかに低い入力電力で作動させることができ、複雑な電力と熱の管理が不要となる。適切なワイヤおよびフレックス回路を通して送られる出力および制御信号を、ツールまたは内視鏡本体に沿って光源まで容易にルーティングすることができる。

【 0 0 7 0 】

レンズ、鏡、ビーム分割器、偏光子、波長板等のような小型の光学素子をさらに固体光源（レーザダイオードおよびLED）と共に使用して、光の照明特性を操作することができる。例えば、レンズは、光景のより大きいまたはより小さい領域に光を向けるために使用することができる、あるいは用途に応じて物体の小さな領域にビームを収束させるために使用することができる。

【 0 0 7 1 】

固体レーザまたは偏光LED光出力の偏光特性は、特定の検出方式にも使用することができ、この場合、偏光顕微鏡法と同様に、光の偏光に応じた深さの知覚または他の生物学的イメージング特性を一層よく知覚することができる。

【 0 0 7 2 】

本発明は、その趣旨または本質的な特性から逸脱せずに、他の特定の形式に具現化することが可能である。説明した実施形態は、あらゆる面で、単なる例にすぎず、限定的ではないものとする。従って、本発明の範囲は上記の説明によってではなく添付の特許請求の範囲によって示される。請求項の均等の意味および範囲にある変更はすべて、請求項の範囲内に包含されるものとする。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 3 】

【 図 1 】 照明用の光ファイバ光ポートと、見るための接眼部とを備えた、通常の、角度をなした内視鏡。

【 図 2 】 体腔に挿入されたカニューレ。

【 図 3 】 内視鏡の全長を通じてイメージを中継するための関連領域を備えた 0 度の通常の剛性内視鏡の断面図。

【 図 4 】 光ファイバ照明を備えた 0 度の通常の可撓性内視鏡の本体（チップ・オン・ザ・スティック）の断面図。

【 図 5 a 】 種々の封入光学的構成を備えない単一LED源。

【 図 5 b 】 種々の封入光学的構成を備える単一LED源。

【 図 5 c 】 種々の封入光学的構成を備える単一LED源。

【 図 5 d 】 種々の封入光学的構成を備える単一LED源。

【 図 6 a 】 カニューレの基端部に設けられた多数のLED源を使用した自己照明カニューレ。

【 図 6 b 】 カニューレの基端部に設けられた多数のLED源を使用した自己照明カニューレ。

【 図 7 】 体腔内部の照明器として使用されるカニューレ本体。

10

20

30

40

50

【図 8】カニューレの先端部に内蔵 L E D 照明器を備えたカニューレ。

【図 9 a】外科部位の照明用の L E D 配列を組み込んだ、修正された先端側の先端を有する角度をなした内視鏡。

【図 9 b】外科部位の照明用の L E D 配列を組み込んだ、修正された先端側の先端を有する角度をなした内視鏡。

【図 10】可撓性内視鏡の先端部にウィンドウとして使用された、内視鏡の第 1 の発散レンズの後部に組み立てられた固定固体照明器。

【図 11 a】ビーム分割器を使用した、内視鏡の対物レンズ内への L E D 源の包含。

【図 11 b】ビーム分割器を使用した、内視鏡の対物レンズ内への L E D 源の包含。

【図 12 a】身体内部の外科領域を照明するための、内蔵 L E D 照明器を備えた可撓性膜の挿入および展開。

【図 12 b】身体内部の外科領域を照明するための、内蔵 L E D 照明器を備えた可撓性膜の挿入および展開。

【図 13 a】可撓性内視鏡の先端部における L E D 照明器の可能な配置。

【図 13 b】可撓性内視鏡の先端部における L E D 照明器の可能な配置。

【図 14 a】可撓性内視鏡の対物レンズ内に格納された L E D 照明器の可能な配置。

【図 14 b】可撓性内視鏡の対物レンズ内に格納された L E D 照明器の可能な配置。

【図 15 a】剛体内視鏡の対物レンズの隣りに格納された L E D 照明器の可能な配置。

【図 15 b】剛体内視鏡の対物レンズの隣りに格納された L E D 照明器の可能な配置。

【図 16 a】剛体内視鏡の先端側の先端に沿って格納された L E D 照明器の可能な配置。

【図 16 b】剛体内視鏡の先端側の先端に沿って格納された L E D 照明器の可能な配置。

【図 17 a】外科部位を照明する動作中の可能な配置をした、外科器具またはツールの本体に組み込まれた L E D 照明器。

【図 17 b】外科部位を照明する動作中の可能な配置をした、外科器具またはツールの本体に組み込まれた L E D 照明器。

【図 17 c】外科部位を照明する動作中の可能な配置をした、外科器具またはツールの本体に組み込まれた L E D 照明器。

【図 18 a】展開配置が結像光学系の部位のラインから離れている、内視鏡の先端部を越えて配置された L E D 照明器。

【図 18 b】展開配置が結像光学系の部位のラインから離れている、内視鏡の先端部を越えて配置された L E D 照明器。

【図 19 a】物理的に別体として構成され、内視鏡本体の内部で挿入可能であると共に展開配置可能な L E D 配列照明器。

【図 19 b】物理的に別体として構成され、内視鏡本体の内部で挿入可能であると共に展開配置可能な L E D 配列照明器。

10

20

30

【図 1】

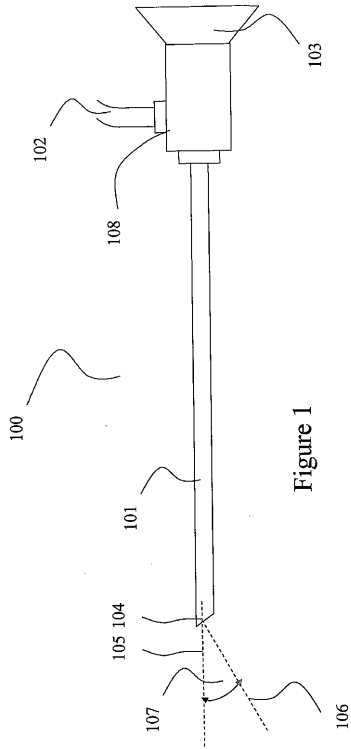


Figure 1

【図 2】

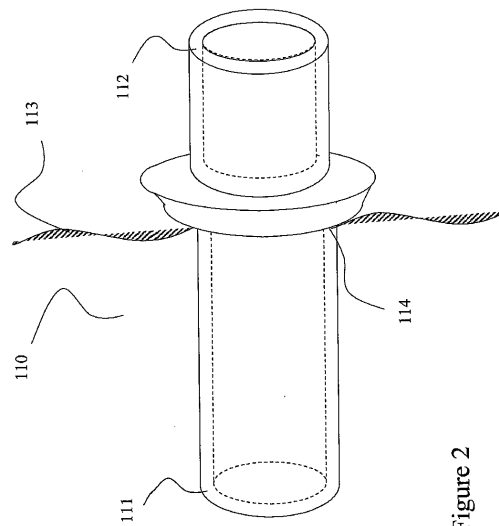


Figure 2

【図 3】

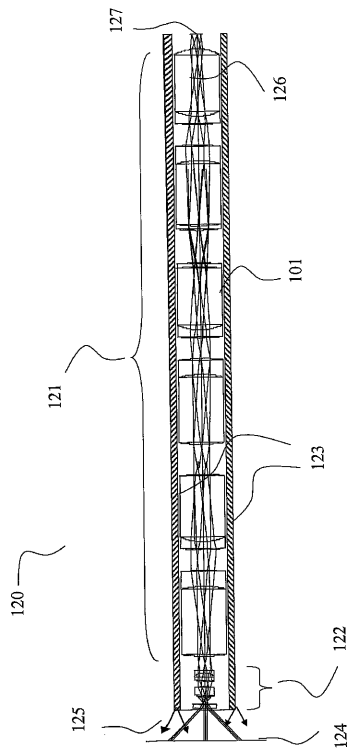


Figure 3

【図 4】

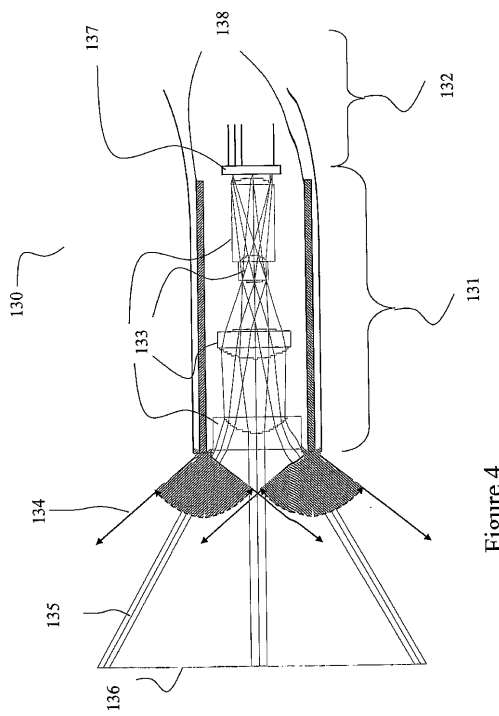


Figure 4

【図 5 a】

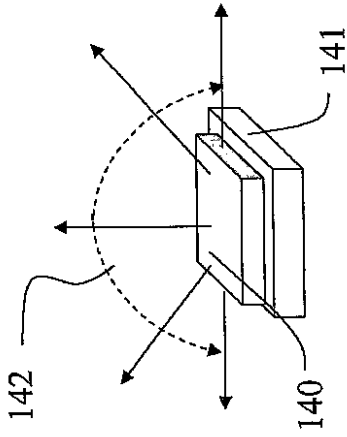


Figure 5a

【図 5 b】

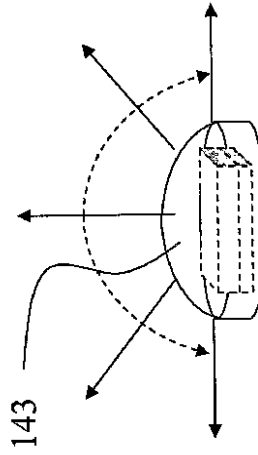


Figure 5b

【図 5 c】

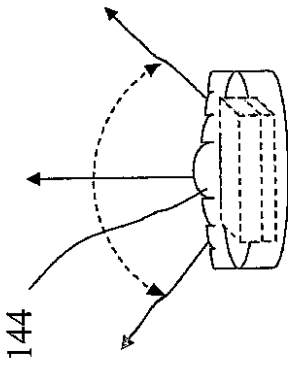


Figure 5c

【図 5 d】

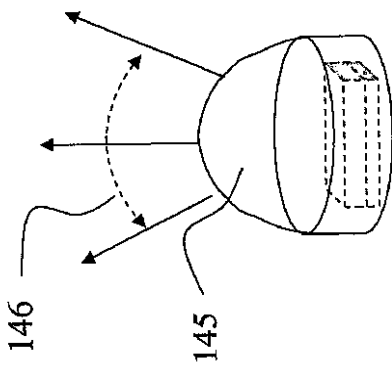


Figure 5d

【図 6 a】

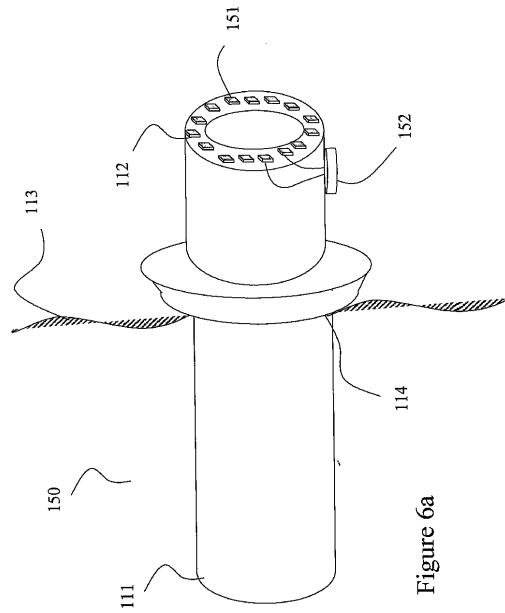


Figure 6a

【図 6 b】

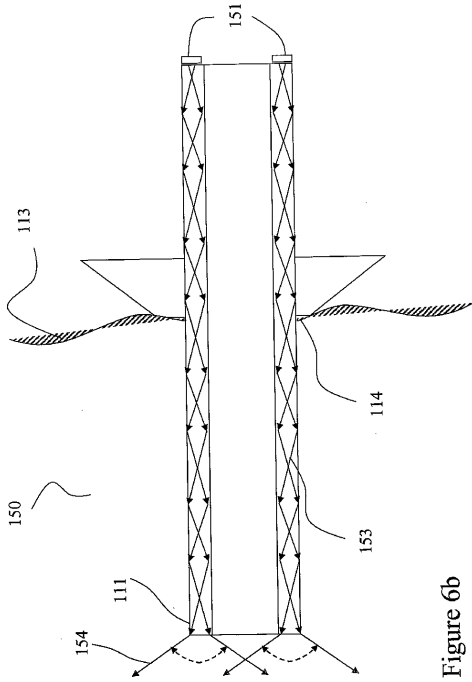


Figure 6b

【図 7】

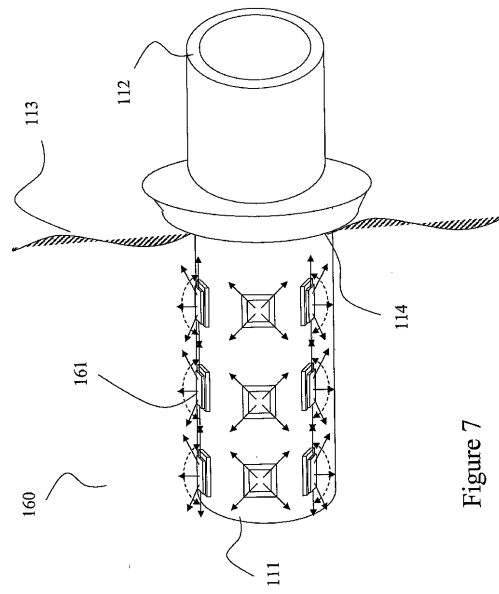


Figure 7

【図 8】

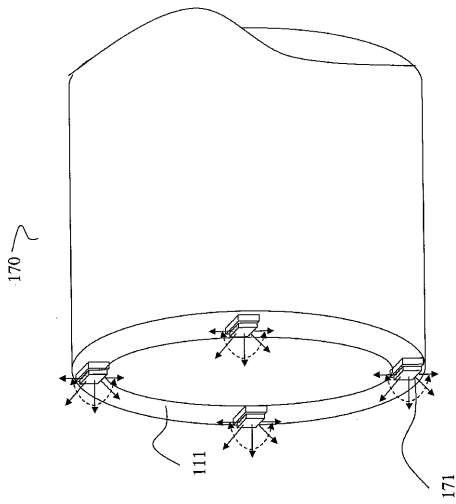


Figure 8

【図 9 a】

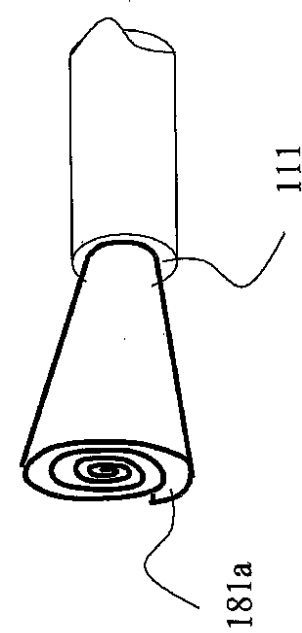


Figure 9a

【図 9 b】

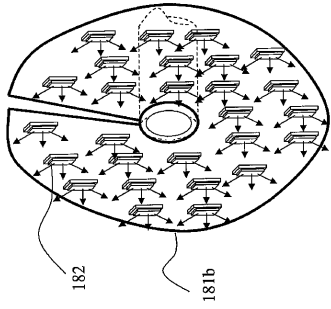


Figure 9b

【図 10 a】

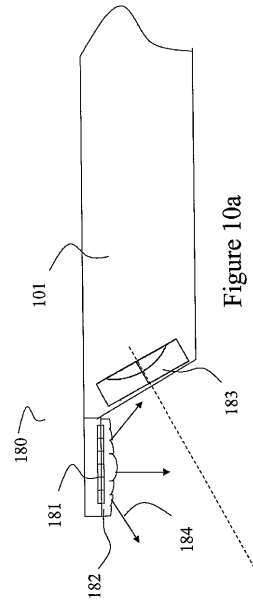


Figure 10a

【図 10 b】

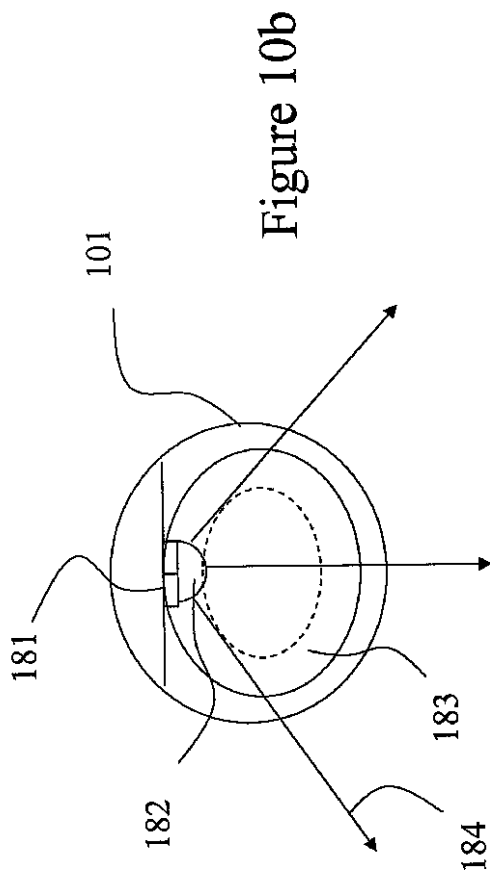


Figure 10b

【図 11】

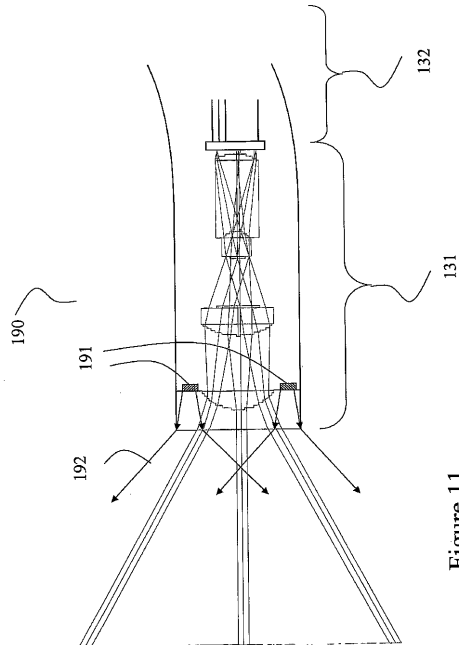


Figure 11

【図 12 a】

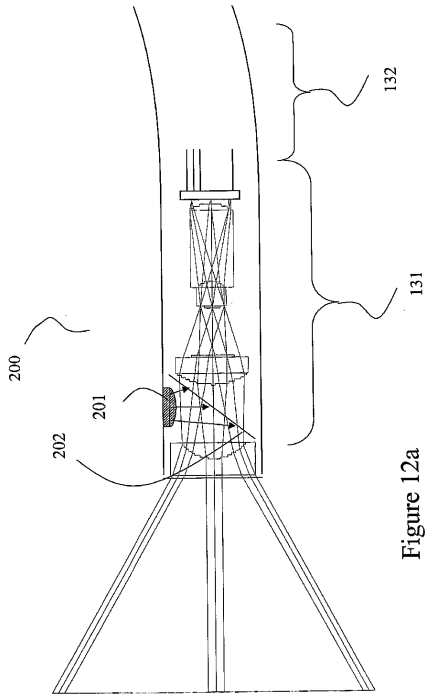


Figure 12a

【図 12 b】

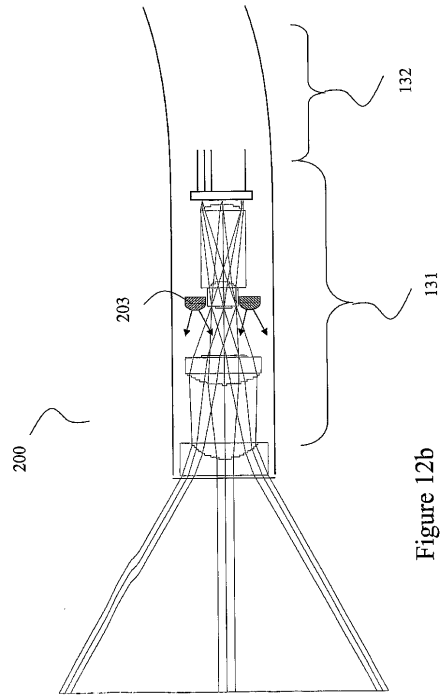


Figure 12b

【図 13 a】

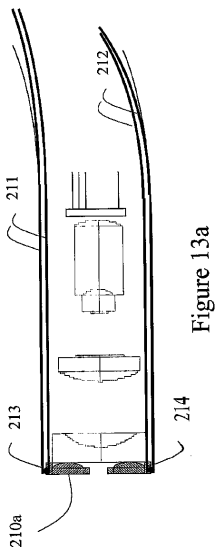


Figure 13a

【図 13 b】

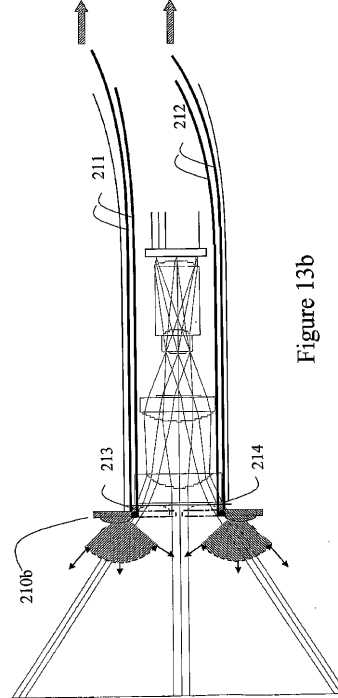


Figure 13b

【図 14 a】

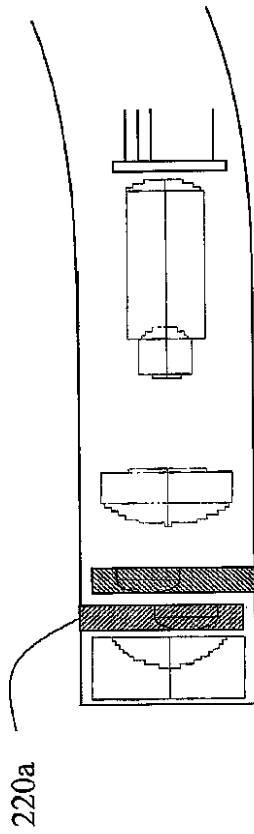


Figure 14a

【図 14 b】

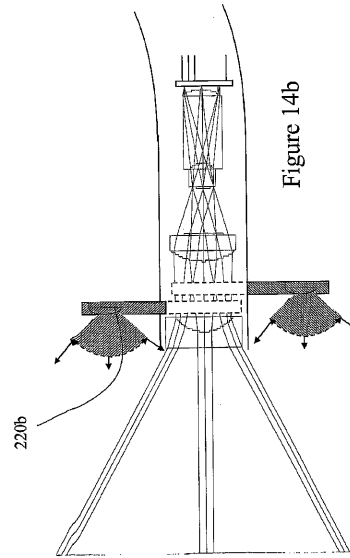


Figure 14b

【図 15 a】

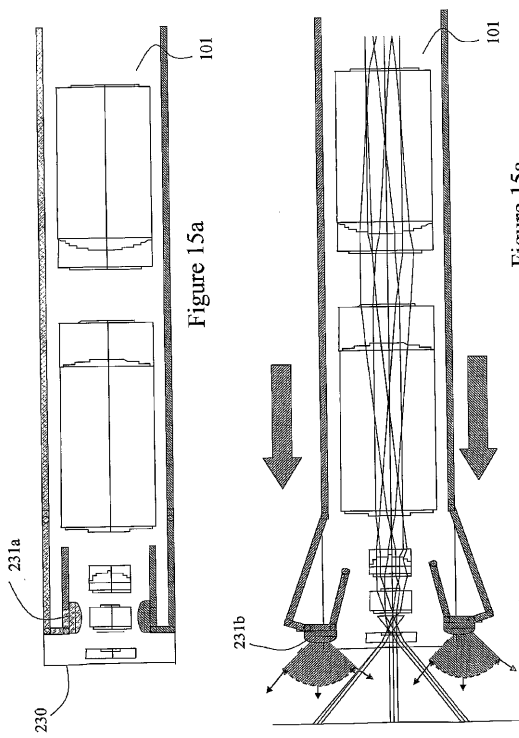


Figure 15a

Figure 15a

【図 16 a】

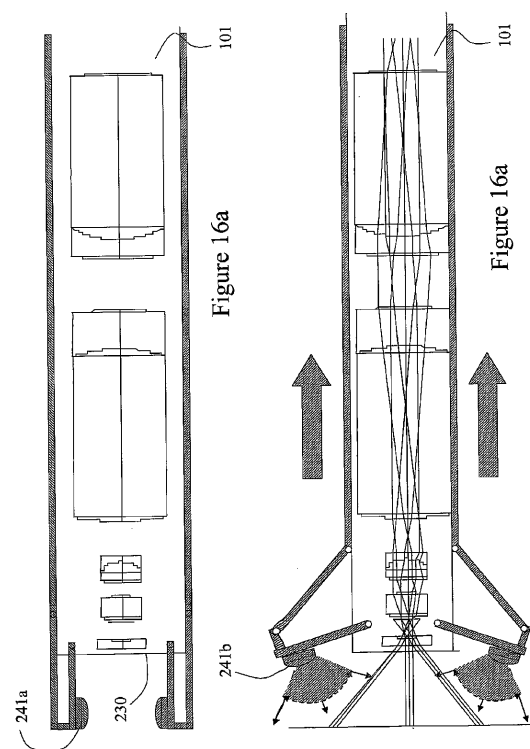


Figure 16a

Figure 16a

【図 17 a】

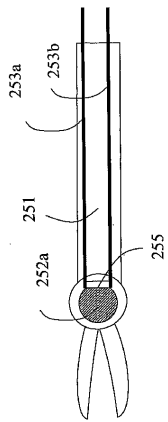


Figure 17a

【図 17 b】

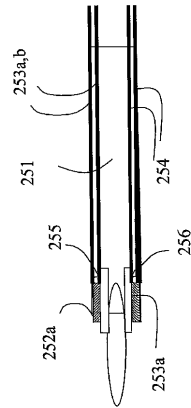


Figure 17b

【図 17 c】

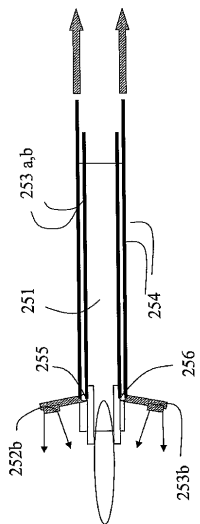


Figure 17c

【図 18 a】

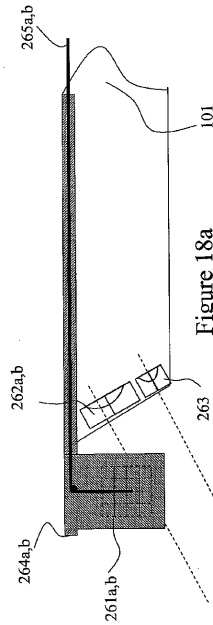
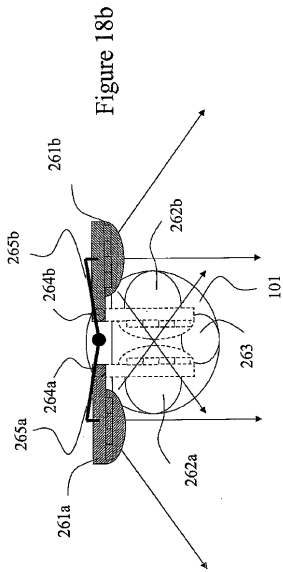
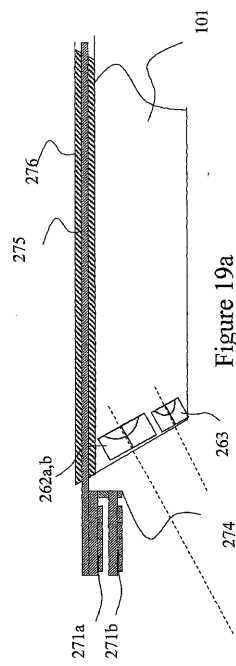


Figure 18a

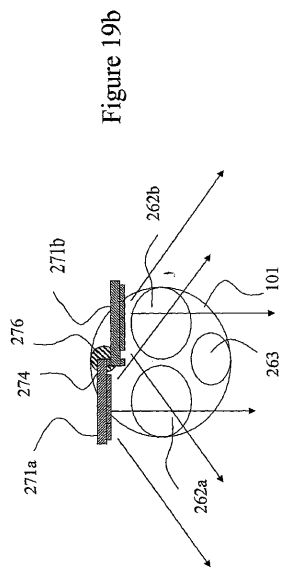
【図 18b】



【図 19a】



【図 19b】



【手続補正書】

【提出日】平成19年7月4日(2007.7.4)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔挿入用の装置であって、
基端部および先端部を有し、該先端部が体腔に少なくとも部分的に挿入されるように構成されている管状部分と、
前記管状部分に配置された固体電気光学素子と、
前記固体電気光学素子に電気接続された電源と、
を備えた装置。

【請求項 2】

内視鏡ツール、カニューレ、外科手術ツールまたはポアスコープツールのうちの任意の 1 つである請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記固体電気光学素子が、発光素子 (LED)、レーザダイオード (LD)、紫外線 (UV) 光源、赤外線 (IR) 光源、またはそれらの組み合わせの少なくとも 1 つである請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記固体電気光学素子が、物体に影響を及ぼさずに照明下で体腔内の物体により変更された反射光を検出するために該物体を受動的に照射するように構成されている請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記固体電気光学素子が、前記体腔内の物体を特定の様式で変更する目的で該物体を能動的に照射するように構成されている請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の基端部またはその付近に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記管状部分は少なくとも 1 つの光導波路を有し、前記固体光源は該少なくとも 1 つの光導波路に光を放射する請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記管状部分が冷光を行い、照明光の波長を別の波長に変換する請求項 7 に記載の装置
。

【請求項 9】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の基端部と先端部との間に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 10】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の先端部またはその付近に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の先端部から延びる延長部分に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の外表面に位置する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 13】

前記固体電気光学素子が前記管状部分の外表面に可撓性の光導波路として装着されている請求項 1 2 に記載の装置。

【請求項 1 4】

前記固体電気光学素子が前記管状部分から取り外し可能である請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 5】

前記固体電気光学素子を備えた照明システムをさらに備える請求項 1 4 に記載の装置。

【請求項 1 6】

前記照明システムは前記固体電気光学素子に電力を供給するために前記管状部分と電気接続されている請求項 1 5 に記載の装置。

【請求項 1 7】

前記照明システムは前記管状部分の中に挿入されるように構成されている請求項 1 5 に記載の装置。

【請求項 1 8】

前記照明システムは前記固体電気光学素子から前記管状部分まで熱を伝達するようにさらに構成されている請求項 1 5 に記載の装置。

【請求項 1 9】

前記照明システムは、各々が異なる固体電気光学素子または固体電気光学素子の組み合わせを有する 1 または複数の追加の照明システムと置き換え可能である請求項 1 5 に記載の装置。

【請求項 2 0】

前記固体電気光学素子が、赤色、緑色、青色、可視波長、UV 波長、IR 波長または、白色、またはそれらの組み合わせのうちの少なくとも 1 つである波長を放射する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 2 1】

前記固体電気光学素子が、レンズ素子、ビーム分割器、管状部分の先端部の周囲に配置された反射カバー、管状部分内の全内反射、鏡、偏光子、または波長板のうちの少なくとも 1 つにより方向転換されるかまたは修正される光を放射する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 2 2】

前記レンズ素子、ビーム分割器、管状部分の先端部の周囲に配置された反射カバー、管状部分内の全内反射、鏡、偏光子、または波長板のうちの少なくとも 1 つが、前記管状部分の一部であるか、前記管状部分に配置された別のシステムの一部である請求項 2 1 に記載の装置。

【請求項 2 3】

前記管状部分は長手方向軸を有し、前記固体電気光学素子は、固体電気光学素子を体腔内に挿入することができる少なくとも第 1 の位置と、固体電気光学素子が前記管状部分の長手方向軸とは非同心の光を発する第 2 の位置との間で走査可能である請求項 1 に記載の装置。

【請求項 2 4】

体腔挿入用の装置であって、

基端部および先端部を有し、該先端部が体腔に少なくとも部分的に挿入されるように構成されている管状部分；

前記管状部分に配置された固体電気光学素子と、

前記固体電気光学素子に電気接続された電源と、
を備えた装置。

【請求項 2 5】

前記管状部分に配置された検出素子、イメージング素子、またはマニピュレーション素子、もしくはそれらの組み合わせのうちの少なくとも一つをさらに備える請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 2 6】

種々の波長を有する複数の固体電気光学素子をさらに備え、前記複数の固体電気光学素

子は前記管状部分に配置されたイメージ捕捉素子と結合され、前記複数の固体電気光学素子はカラーイメージを与えるよう前記イメージ捕捉素子と時間的に同期される請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 7】

前記固体電気光学素子、イメージング素子、およびマニピュレーション素子のうちの少なくとも一つが前記管状部分から取り外し可能である請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 8】

前記固体電気光学素子が照明およびイメージングの組み合わせシステムの一部であり、前記照明およびイメージングの組み合わせシステムは前記固体電気光学素子に電力を供給するために前記管状部分と電気接続されている請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 9】

前記照明およびイメージングの組み合わせシステムは前記固体電気光学素子から前記管状部分まで熱を伝達するようにさらに構成されている請求項 2 8 に記載の装置。

【請求項 3 0】

前記固体電気光学素子は、固体電気光学素子から放射された光が前記検出素子、イメージング素子、またはマニピュレーション素子のうちの少なくとも一部分を通過するように前記管状部分に対して配置されている請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 1】

前記管状部分の先端部に配置されたイメージングウィンドウをさらに備え、前記固体電気光学素子は I R 放射装置であり、I R 放射装置からの放射熱は、イメージングウィンドウ上での凝結を防止するためにイメージングウィンドウに結合される請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 3 2】

前記管状部分の先端部に配置されたイメージングウィンドウをさらに備え、前記固体電気光学素子は光源であり、固体光源から生成された伝導熱は、イメージングウィンドウ上での凝結を防止するためにイメージングウィンドウに結合される請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 3 3】

前記固体光源が、前記固体光源から熱を放出するために、前記管状部分に少なくとも部分的に熱を伝導するように結合されている請求項 3 2 に記載の装置。

【請求項 3 4】

前記管状部分は、前記固体光源から身体の外側の前記管状部分の基端部まで熱を移動させる冷却流体を運ぶためのマイクロチャネルをさらに備える請求項 3 3 に記載の装置。

【請求項 3 5】

前記固体電気光学素子は、挿入位置では固体電気光学素子が前記管状部分に收容され、展開位置では光学イメージがイメージング素子を通過できるように固体電気光学素子は管状部分の外部に配置される請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 6】

体腔挿入用の装置であって、
基端部および先端部を有し、該先端部が体腔に少なくとも部分的に挿入されるように構成されている管状部分と、
前記管状部分の先端部に対して展開配置可能に配置されている固体電気光学素子と、
前記固体電気光学素子に電気接続された電源と、
を備えた素子。

【請求項 3 7】

表面および外側エッジを有する可撓性膜をさらに備え、前記可撓性膜の外側エッジの少なくとも一部はばねを有し、前記固体電気光学素子は膜の表面に配置されており、前記膜は、挿入位置では膜が管状の形状をとり、展開位置では膜が実質的に平面の形状をとるように、前記管状部分の先端部に対して展開配置可能に配置されている請求項 3 6 に記載の装置。

【請求項 3 8】

前記可撓性膜は、体腔から管状部分および可撓性膜を引き戻すために可撓性膜を展開させた後、さらに折り畳める請求項 3 7 に記載の装置。

【請求項 3 9】

前記管状部分は、前記固体電気光学素子から前記管状部分の基端部まで熱を移動させる冷却流体を運ぶためのチャネルをさらに備える請求項 3 6 に記載の装置。

【請求項 4 0】

前記管状部分は、長手方向軸および輪郭を有すると共に、展開配置可能部分をさらに備え、前記固体電気光学素子は前記展開配置可能部分に配置され、前記展開配置可能部分は、挿入位置では展開配置可能部分が管状部分の先端部または本体により形成された輪郭内に配置され、展開位置では固体電気光学素子が前記管状部分の長手方向軸とは非同心の放射軸または検出軸を有するように展開配置可能部分が配置されるように、前記管状部分の本体の先端部に対して展開配置可能に配置されている請求項 3 6 に記載の装置。

【請求項 4 1】

前記固体電気光学素子を含む展開部分は、管状部分から選択的に除去できるように管状部分内に選択的に配置される請求項 4 0 に記載の装置。

【請求項 4 2】

前記展開配置可能部分は、回転軸を形成する回転ヒンジを介して管状部分の本体の先端部に対して配置される請求項 4 0 に記載の装置。

【請求項 4 3】

回転ヒンジの回転軸は管状部分の長手方向軸と平衡に形成される請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 4 4】

回転ヒンジの回転軸は管状部分の長手方向軸に直角に形成される請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 4 5】

前記回転ヒンジの周囲に配置され、挿入位置と展開位置との間で展開配置可能部分を展開させるよう展開配置可能部分を作動させるために使用される駆動ケーブルをさらに備える請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 4 6】

前記展開配置可能部分は前記固体電気光学素子から前記管状部分の基端部へ熱を伝える請求項 4 0 に記載の装置。

【請求項 4 7】

前記固体電気光学素子を含む展開部分が、管状部分から選択的に除去できるように管状部分内に選択的に配置される請求項 4 0 に記載の装置。

【請求項 4 8】

管状部分は長手方向軸を有し、前記固体電気光学素子は、複合回転軸により管状部分の本体の先端部に関して展開配置可能に配置され、前記複合回転軸は前記管状部分の長手方向軸に対して平衡、直角、または角度をなしており、前記複合回転軸は多数のロボットの動作を前記固体電気光学素子に結合するように構成されており、前記固体電気光学素子は固体光源であり、前記複合回転軸の少なくとも一つの動きを使用して体腔内の固体光源の出力の位置を決定するかまたは走査する請求項 3 6 に記載の装置。

【請求項 4 9】

前記管状部分は長手方向軸および長手方向の輪郭を有すると共に、作動部分に結合されたヒンジ部分をさらに備え、前記固体電気光学素子は前記ヒンジ部分上に配置され、前記ヒンジ部分は、挿入位置ではヒンジ部分が管状部分の先端部および本体により形成された長手方向の輪郭内に配置され、展開位置では固体電気光学素子が前記管状部分の長手方向軸とは非同心の放射軸または検出軸を有するようにヒンジ部分が配置されるように、前記管状部分の先端部および本体に対して展開配置可能に配置されている請求項 3 6 に記載の装置。

【請求項 5 0】

前記管状部分に配置された検出素子、イメージング素子、またはマニピュレーション素子、もしくはそれらの組み合わせのうちの少なくとも一つをさらに備える請求項3 6に記載の装置。

【請求項 5 1】

前記管状部分は、前記固体電気光学素子から前記管状部分の基端部まで熱を移動させる冷却流体を運ぶための少なくとも一つのチャネルをさらに備える請求項3 6に記載の装置。

【請求項 5 2】

体腔挿入用の装置であって、

基端部および先端部を有し、該先端部が体腔に少なくとも部分的に挿入されるように構成されている管状部分と、

前記管状部分に選択的に接続されるように構成された展開配置可能部分と、

展開配置可能部分に配置された固体電気光学素子と、

展開配置可能部分によって前記固体電気光学素子に電気接続された電源と、を備えた装置。

【請求項 5 3】

前記管状部分は、該管状部分に形成された受承部分をさらに有し、該受承部分は前記展開配置可能部分の少なくとも一部分を受承するように構成されている請求項5 2に記載の装置。

【請求項 5 4】

前記管状部分に配置された検出素子、イメージング素子、またはマニピュレーション素子、もしくはそれらの組み合わせのうちの少なくとも一つをさらに備える請求項5 2に記載の装置。

【請求項 5 5】

前記固体電気光学素子は固体光源であり、発光素子（LED）、レーザダイオード（LD）、紫外線（UV）光源、赤外線（IR）光源、検出素子、光学検出器またはそれらの組み合わせの少なくとも一つである請求項5 2に記載の装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US05/34793																					
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8): A61B 1/06(2006.01) USPC: 600/160,177,178 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) U.S. : 600/160,169,173,175,176,177,178,179,180 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 practicable, search terms used)																							
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category *</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 6,277,064 B1 (YOON) 21 August 2001 (21.08.2001), columns 4-5, lines 54-9</td> <td>1-4,6-14,16-18,22-24,38,40-43</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td></td> <td>5,15,19,20</td> </tr> <tr> <td>X</td> <td>US 5,494,483 (ADAIR) 27 February 1996 (27.02.1996), column 5, lines 37-60.</td> <td>24,28-31,34-37</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 2002/0161283 A1 (SENDAI) 31 October 2002 (31.10.2002), paragraphs [0085-0086]</td> <td>5,15</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>US 5,647,840 (D'AMELIO et al) 15 July 1997 (15.07.1997), column 15, lines 10-25.</td> <td>19-20</td> </tr> <tr> <td>T</td> <td>US 2005/0234296 A1 (SAADAT et al) 20 October 2005 (20.10.2005), paragraphs [0009-0012]</td> <td>1-43</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 6,277,064 B1 (YOON) 21 August 2001 (21.08.2001), columns 4-5, lines 54-9	1-4,6-14,16-18,22-24,38,40-43	Y		5,15,19,20	X	US 5,494,483 (ADAIR) 27 February 1996 (27.02.1996), column 5, lines 37-60.	24,28-31,34-37	Y	US 2002/0161283 A1 (SENDAI) 31 October 2002 (31.10.2002), paragraphs [0085-0086]	5,15	Y	US 5,647,840 (D'AMELIO et al) 15 July 1997 (15.07.1997), column 15, lines 10-25.	19-20	T	US 2005/0234296 A1 (SAADAT et al) 20 October 2005 (20.10.2005), paragraphs [0009-0012]	1-43
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																					
X	US 6,277,064 B1 (YOON) 21 August 2001 (21.08.2001), columns 4-5, lines 54-9	1-4,6-14,16-18,22-24,38,40-43																					
Y		5,15,19,20																					
X	US 5,494,483 (ADAIR) 27 February 1996 (27.02.1996), column 5, lines 37-60.	24,28-31,34-37																					
Y	US 2002/0161283 A1 (SENDAI) 31 October 2002 (31.10.2002), paragraphs [0085-0086]	5,15																					
Y	US 5,647,840 (D'AMELIO et al) 15 July 1997 (15.07.1997), column 15, lines 10-25.	19-20																					
T	US 2005/0234296 A1 (SAADAT et al) 20 October 2005 (20.10.2005), paragraphs [0009-0012]	1-43																					
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input type="checkbox"/> See patent family 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 application or patent 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 17 March 2006 (17.03.2006)		Date of mailing of the international search report 10 APR 2006																					
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer For Linda Dvorak <i>Jugica Leby</i> Telephone No. 571 272 6087																					

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

F ターム(参考) 2H040 BA09 CA03 CA22 CA27 DA17 GA02
4C061 AA00 AA24 AA29 BB02 BB03 CC06 DD01 FF23 FF42 FF47
HH56 JJ17 LL02 NN01 QQ02 QQ03 QQ04 QQ06 QQ07

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2008514304A5	公开(公告)日	2011-08-04
申请号	JP2007533756	申请日	2005-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	Famina FARR MINA		
申请(专利权)人(译)	毛皮，米娜		
[标]发明人	ファーミナ		
发明人	ファー、ミナ		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0676 A61B1/00096 A61B1/00179 A61B1/0051 A61B1/04 A61B1/042 A61B1/0607 A61B1/0615 A61B1/0623 A61B1/063 A61B1/0653 A61B1/0684 A61B1/07 A61B1/126 A61B2090/306 A61B2090 /309		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.Y A61B1/00.A G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA03 2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA17 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061 /AA24 4C061/AA29 4C061/BB02 4C061/BB03 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/FF23 4C061/FF42 4C061/FF47 4C061/HH56 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061 /QQ04 4C061/QQ06 4C061/QQ07		
代理人(译)	昂达诚		
优先权	60/612889 2004-09-24 US 11/233684 2005-09-23 US		
其他公开文献	JP2008514304A		

摘要(译)

提供了用于为内窥镜检查或内窥镜检查提供固态照明的各种实施例。通常，各种医疗或工业设备可包括位于其上的一个或多个固态或其他紧凑的电光照明设备。固态或紧凑型电光照明装置可包括但不限于发光二极管 (LED)，激光二极管 (LD) 或其他红外 (TR) 或紫外 (UV) 光源。各种波长的固态源可用于照射物体以用于成像或检测目的或以其他方式调节目的。固态照明装置可以放置在装置的外表面上，装置内部，可展开地连接到装置的远端，或以其他方式设置在装置上。