

(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2005-501639
(P2005-501639A)

(43) 公表日 平成17年1月20日(2005.1.20)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06	A 6 1 B 1/06	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/26	G 0 2 B 23/26	4 C 0 6 1
H 0 4 N 5/225	H 0 4 N 5/225	5 C 1 2 2

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 49 頁)

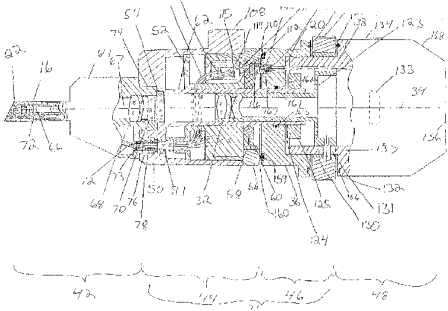
(21) 出願番号	特願2003-526268 (P2003-526268)	(71) 出願人	397071355 スミス アンド ネフュー インコーポレ ーテッド アメリカ合衆国 テネシー 3 8 1 1 6、 メンフィス ブルクス ロード 1 4 5 O
(86) (22) 出願日	平成14年8月29日 (2002. 8. 29)	(74) 代理人	100065248 弁理士 野河 信太郎
(85) 翻訳文提出日	平成16年3月5日 (2004. 3. 5)	(72) 発明者	カザケヴィッチ, ユーリ アメリカ合衆国、マサチューセッツ O 1 8 1 O、アンドバー、ファーウッド ドラ イブ 2 6
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/027940		
(87) 国際公開番号	W02003/022135		
(87) 国際公開日	平成15年3月20日 (2003. 3. 20)		
(31) 優先権主張番号	09/949, 430		
(32) 優先日	平成13年9月7日 (2001. 9. 7)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 固体光源付き内視鏡システム

(57) 【要約】

対象物の内部視察用内視鏡システムは、対象物へ挿入される先端と基端との間を縦軸に沿って延びる内視鏡と、内視鏡の基端に取付けられた照明アセンブリとを備える。照明アセンブリは固体光源を備える。内視鏡システムはまた、固体光源から離れて配置され光を受入れて先端へ搬送する光学システムを備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物へ挿入される先端と基端との間に縦軸に沿って延設された内視鏡と、内視鏡に設置された固体光源を有する照明アセンブリとを備える、対象物の内部視察用内視鏡システム。

【請求項 2】

固体光源が内視鏡の先端に設置された請求項 1 の内視鏡システム。

【請求項 3】

固体光源が内視鏡の基端に設置された請求項 1 の内視鏡システム。

【請求項 4】

固体光源から先端方向へ設置された光学システムを備え、その光学システムは光を受けて先端へ搬送する請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

固体光源は複数の半導体光源を備える請求項 4 の内視鏡システム。

【請求項 6】

複数の半導体光源は発光ダイオード (LED) を備える請求項 5 の内視鏡システム。

【請求項 7】

固体光源は、縦軸を有する中空シャフトと、シャフトの周囲に沿って設置された 1 組のリブとを備え、各リブが第 1 側面と第 2 側面を有する請求項 5 の内視鏡システム。

【請求項 8】

リブがシャフトの縦軸に沿って延び、かつ、シャフトの周囲に対称的に間隔を置いて配置される請求項 7 の内視鏡システム。

【請求項 9】

各リブの第 1 側面が少なくとも 1 つの発光ダイオードを有し、各リブの第 2 側面が少なくとも 1 つの発光ダイオードを有する請求項 8 の内視鏡システム。

【請求項 10】

各リブはシャフトの縦軸に沿って軸方向に間隔を置いて配置される請求項 7 の内視鏡システム。

【請求項 11】

各リブは、各リブの第 1 側面に対称に間隔を置いて配置される少なくとも 2 つの発光ダイオードを有する請求項 10 の内視鏡システム。

【請求項 12】

光学システムは 1 組の光ファイバー素子を備え、各半導体光源は少なくとも 1 つの対応する光ファイバー素子へ光を出射するように形成される請求項 5 の内視鏡システム。

【請求項 13】

発光ダイオードは 3 個ずつに組分けされ、各 3 個ずつの組は、青色光を発光するように形成された第 1 発光ダイオードと、赤色光を発光するように形成された第 2 発光ダイオードと、緑色光を発光するように形成された第 3 発光ダイオードを有する請求項 6 の内視鏡システム。

【請求項 14】

光学システムに基端側に設置されるカメラシステムと、焦点合せシステムとをさらに備える請求項 4 の内視鏡システム。

【請求項 15】

内視鏡が照明アセンブリから取りはずしおよび交換可能である請求項 4 の内視鏡システム。

【請求項 16】

光学システムに基端側に設置された接眼レンズをさらに備える請求項 4 の内視鏡システム。

【請求項 17】

内視鏡は採光柱状部材を備え、一組の光ファイバー素子が固体光源をその採光柱状部材に

10

20

30

40

50

接続する請求項 12 の内視鏡システム。

【請求項 18】

内視鏡は接眼レンズを備える請求項 17 の内視鏡システム。

【請求項 19】

採光柱状部材は縦軸に対して或る角度で光を受け入れるように設置された請求項 18 の内視鏡システム。

【請求項 20】

内視鏡の先端から基端に設置された無線送信機と、内視鏡の基端から先端へ設置されたバッテリーとをさらに備える請求項 4 の内視鏡システム。

【請求項 21】

内視鏡はイメージセンサを備える請求項 4 の内視鏡システム。

【請求項 22】

内視鏡の基端に設置されたイメージセンサをさらに備える請求項 4 の内視鏡システム。

【請求項 23】

内視鏡は、固定イメージセンサに対して、細長い部材の縦軸を中心に回転するように形成される請求項 22 の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、照明源付きの内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

光源が（例えば、医療的、工業的）内視鏡検査に用いられている。

医療用内視鏡は、（腹腔鏡／胸部鏡手術のような）手術中に、小さい孔を介して体内（例えば、腔、関節）の領域を視診するために用いられる。一般的に内視鏡は、基端ハンドルから挿入チューブを介して内視鏡の先端観察チップまで延びる 1 組の光ファイバーを装備した剛性又は可撓性の細長い挿入チューブを備える。外部の光源が、内視鏡のハンドルに取り付けられたケーブル（例えば、ハンドルの側面の柱状部材）を介して光ファイバーに光を与える。

【発明の開示】

【0003】

この発明は、対象物の内部視察用内視鏡システムに関する。

【0004】

この発明によれば、対象物の中へ挿入される先端と基端との間に縦軸に沿って延設された内視鏡と、内視鏡に設置された固体光源を有する照明アセンブリとを備える、対象物の内部視察用内視鏡システムが提供される。

【0005】

また、対象物の中へ挿入される先端と基端との間に縦軸に沿って延設された内視鏡と、固体光源を備えて内視鏡の基端に取り付けられる照明アセンブリと、固体光源から離れて設置された光学システムとを備え、光学システムが光を受けて先端へ搬送する、対象物の内部視察用内視鏡システムが提供される。

【0006】

この発明の一般的な観点では、内視鏡システムは、内視鏡と、内視鏡の基端に取り付けられ固体光源を有する照明アセンブリと、固体光源から離れて設置され光を受入れて先端へ搬送する光学システムとを備える。内視鏡は対象物の中へ挿入される先端と基端との間を縦軸に沿って延びる。

【0007】

この発明の実施態様は、次の特徴の 1 つ以上を備えることができる。

【0008】

固体光源は、半導体光源（例えば、発光ダイオード（LED））を備える。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

固体光源は、縦軸を有する中空シャフトと、シャフトの周囲に沿って設置された一組のリブとを備え、各リブは第 1 側面と第 2 側面を有する。リブはシャフトの縦軸に沿って延び、シャフトの周囲に沿って対象に間隔を置いて配置される。各リブの第 1 側面は少なくとも 1 つの LED を有し、各リブの第 2 側面は少なくとも 1 つの LED を有する。

【 0 0 1 0 】

また、各リブはシャフトの縦軸に沿って軸方向に間隔を置いて配置される。各リブは、各リブの第 1 側面に対称的に間隔を置いて配置される少なくとも 2 つの LED を有する。

【 0 0 1 1 】

LED は 3 個ずつ組分けされ、各組は、青色光を発光するように形成された第 1 LED と、赤色光を発光するように形成された第 2 LED と、緑色光を発光するように形成された第 3 LED を有する。 10

【 0 0 1 2 】

光学システムは 1 組の光ファイバー素子を備え、各半導体光源は対応する少なくとも 1 つの光ファイバー素子に光を出射するように形成される。

【 0 0 1 3 】

内視鏡システムは、光学システムの基端側に設置されるカメラシステムと、焦点合せシステムとを、さらに備えることができる。

【 0 0 1 4 】

内視鏡は、照明アセンブリから離脱可能で交換可能であり、光学システムの基端側に設置される接眼レンズをさらに備えることができる。 20

内視鏡は採光柱状部材を備え、一組の光ファイバー素子は固体光源を採光柱状部材に接続する。採光柱状部材は縦軸に対して或る角度で光を受入れる。

【 0 0 1 5 】

内視鏡システムは、内視鏡の先端から基端へ設置された無線送信機と、内視鏡の基端から先端へ設置されたバッテリーをさらに備える。

内視鏡は、例えば内視鏡の基端に設置されたイメージセンサを備える。

【 0 0 1 6 】

内視鏡は、静止したイメージセンサに対して細長い部材の縦軸を中心に回転するように形成される。 30

【 0 0 1 7 】

この発明の他の観点では、内視鏡システムは、対象物の中へ挿入される先端と基端との間に縦軸に沿って延設された内視鏡と、内視鏡に設置された固体光源を備える。

【 0 0 1 8 】

この発明のこの観点の実施態様は、次の特徴の 1 つ以上を備えることができる。固体光源は内視鏡の先端に設置される。また、固体光源は内視鏡の基端に設置される。例えば、固体光源は内視鏡のハンドル部に内蔵されるか、又は単一のユニットとして内視鏡の基端でハウジングに取付けられることができる。

【 0 0 1 9 】

他の利点としては、固体光源は光を小さい面積に集中し、高輝度発光を提供する。また、半導体光源は、光学素子（例えば、光ファイバー）に光エネルギーを効率よく結合させる。 40

一般的に、固体光源はコンパクトで電力消費が少ない。さらに、固体光源は、印加電圧の変化に、白色電球やアーク灯よりも早く応答する。

【 0 0 2 0 】

分離した光源箱や内視鏡に接続される光ガイドは不要となる。これによって、内視鏡に取付けられる重い光ガイドがなくなるので、使用者の使い勝手が改良され、操作が容易になる。無線カメラと内蔵形固体光源とを組み合わせることによって、完全独立形の無線内視鏡が提供される。

【 0 0 2 1 】

図 1 を参照すると、内視鏡システム 10 は、剛体の挿入部 16 を有する内視鏡 42 と、基端本体 64 とを備える。内視鏡システム 10 はまた、内視鏡 42 の基端本体 64 に接続される照明アセンブリ 26 を備える。

以下に詳述するように、照明アセンブリ 26 は、挿入部 16 を介して作業領域 24 へ搬送される白色光を生成するための固体光源アセンブリ 44 (図 2) を備える。照明アセンブリ 26 はまた、焦点の合った画像を作業領域 24 からビデオカメラアセンブリ 48 へ供給するために用いられる焦点合せアセンブリ 46 (図 2) を内蔵する。

照明アセンブリ 26 は、作業領域 24 において内視鏡 42 を保持して操作するために外科医によって使用される、内視鏡システム 10 の一部として働く。ビデオカメラアセンブリ 48 は、照明アセンブリ 26 に接続され、作業領域 24 の画像を表わすビデオ信号をケーブル 14 を介してビデオモニタ 18 上に表示するために搬送する。 10

【0022】

図 2 を参照すると、固体光源アセンブリ 44 は、照明光を複数の LED 100 から作業領域 24 へ一連の光ファイバー回路 (例えば、光ファイバー束 72、光ファイバーライン 84) を介して供給する。作業領域 24 からの照明された画像は、カメラアセンブリ 48 へ光路を介して搬送される。その光路は、先端 22 から内視鏡 42 内の一連の光学素子 66 と焦点合せアセンブリ 46 内の一組の焦点合わせ光学素子 32 とを介してビデオカメラアセンブリ 48 へ延びる。

焦点合せ光学部品を調整することによって、照明された画像は焦点が合う。

【0023】

内視鏡 42 は、他の形態の内視鏡と交換されうる内視鏡システム 10 の交換可能部品である。この実施態様では、挿入部 16 は剛性を有し、挿入部の縦軸 34 からずれた視界方向を有する。上述したように、内視鏡 42 は、固定された光学素子 68 を備え、その光学素子 68 はフィールドストップ (field stop) の後に位置する単一のレンズ又は一群のレンズからなる。内視鏡 42 はまた、経路 67 にハーメチックシールされて環境からの汚染物質等の導入を防止する基端窓 70 を備え、内視鏡システム 10 の残り部分 (例えば、固体光源アセンブリ 44) を有する。 20

【0024】

光ファイバー束 72 は、内視鏡 42 を通って延び、光を固体光源アセンブリ 44 から内視鏡の先端 22 へ搬送する。固体光源 44 の界面において、光ファイバー束 72 はブッシング 78 の中にエポキシ樹脂で接着され、それによってハーメチックシールを形成する。また、ブッシング 78 は、ハーメチックシールされた基端本体 64 に固定される。 30

【0025】

一連の光学素子 66 は、固定された光学素子 68 と、固体光源アセンブリ 44 の近くに設置された基端窓 70 とを備える。同様に、固体光源アセンブリ 44 は、両方がハウジング 50 にハーメチックシールされた前方窓 47 と光結合素子 81 とを備える。

従って、内視鏡 42 と固体光源アセンブリ 44 とは独立してハーメチックシールされ、他の内視鏡 (例えば、フレキシブル内視鏡) を固体光源アセンブリ 44 に離脱可能に取り付けることができる。

【0026】

固体光源アセンブリ 44 は、縦軸 34 に整合する中空シャフト 62 を有するハウジング 50 内に設置された光源 / 光ファイバーアセンブリ 52 を備える。 40

【0027】

図 3 A と 3 B を参照すると、光源 / 光ファイバーアセンブリ 52 は、金属フレーム 80 と、光源アセンブリ 82 と、光ファイバーライン 84 と、ファイバー出力取付部 86 を備える。フレーム 80 は、軸方向のリブ 90 とフランジ 92 とを有する中空シャフト 88 を備える。この実施態様では、中空シャフト 88 の周囲に沿って対称に配列された 4 つの軸方向のリブ 90 がある。リブ 90 の各々は、中空シャフト 88 の長さ方向に延びている。リブ 90 の各側面は、1 リブ当り 2 つの光源アセンブリが搭載されるように光源アセンブリ 82 を設置するための搭載面を有する。 50

【 0 0 2 8 】

各光源アセンブリ 8 2 内に、発光ダイオード (L E D) 1 0 0 がある。各 L E D 1 0 0 により出射される光は、対応するファイバーライン 8 4 に結合される。各 L E D 1 0 0 から、対応する光ファイバーライン 8 4 が光源 / ファイバー補助アセンブリ 5 2 の先端 1 2 0 にすべて集められて共通の束 9 4 になり、共通の束はファイバー出力取付部 8 6 に受入れられて接着される。

共通の束 9 4 の先端 9 5 は、内視鏡 4 2 内に設置される光ファイバーの束 7 2 へ光を搬送する界面を形成するために、鏡面研磨される。

後述するように、回転継手 1 6 0 を介しての電気回路により、電力が L E D S に供給される。電気回路は、ビデオカメラアセンブリ 4 8 内の電源 (図示しない) に接続される絶縁ワイヤ 2 0 を備える。その電気回路はまた、光源 / ファイバー補助アセンブリ 5 2 に接続されるワイヤリード線 1 1 3 を備える。 10

【 0 0 2 9 】

リブ 9 0 とフランジ 9 2 間の軸方向の空間によって、異なるリブから来る光ファイバーライン 8 4 がシャフト 8 8 の先端の周りに巻きついて端部取付部 8 6 に接続することができる。光結合素子 8 1 が束 9 4 の研磨された先端に設置される。従って、光源 / ファイバー補助アセンブリ 5 2 が内視鏡 4 2 内に設置されると、光結合素子 8 1 は、光ファイバーの束 7 2 の研磨された基端に連結することができる。従って、固体光源アセンブリ 4 4 から出射された光は、挿入部 1 6 を通って作業領域 2 4 へ達することができる。 20

【 0 0 3 0 】

光源 / ファイバー補助アセンブリ 5 2 がハウジング 5 0 に挿入される時、補助アセンブリの中空シャフト 8 0 の内径は中空シャフト 6 2 の外径上を摺動する。光結合素子 8 1 の端部は、光ファイバーの束 7 2 の基端面に接触する。光源 / ファイバー補助アセンブリ 5 2 は、ハウジング 5 0 の開放基端へ後方フランジ 5 6 をねじで取付けることによって、ハウジング 5 0 に固定される。絶縁リング 5 8 は、電気絶縁材料 (例えば、セラミック、プラスチック) で作られ、後方フランジ 5 6 に (例えば、加圧嵌合、接着又は他の固定方法により) 固着される。

接触リング 6 0 は、高導電体 (例えば、銅) で作られ、絶縁リング 5 8 の中へ埋め込まれる。

絶縁ワイヤリード線 1 1 3 は、接触リング 6 0 にはんだ付けされた一端と、光源アセンブリ 8 2 の 1 つの正極バス 1 1 4 に接続された他端とを有する。光源アセンブリ 8 2 の各々は、ワイヤ 9 8 によって全て相互接続された正極バス 1 1 4 を備える。光源アセンブリの各々は、負極バス 1 1 5 を備え、負極バスの各々は共通アースとして働く金属フレーム 8 0 に接続される。 30

【 0 0 3 1 】

この実施態様では、 L E D 1 0 0 は 1 辺が約 1 m m の正方形である。 L E D 1 0 0 は青色光を発光する。

蛍光体層 (図示しない) が、 L E D の発光面と、ファイバーライン 8 4 の入射面との間に設けられる。青色光が蛍光体層を通過すると、青色光は蛍光体を励起して緑色および赤色の蛍光を発光させる。緑色光、赤色光および青色光は合わさって白色光を形成する。 40

他の実施態様では、 L E D 1 0 0 は紫外光を発光する。

さらに、他の実施態様では、蛍光体層は光路に沿った所 (例えば、光結合素子 8 1 とファイバー束 7 2 との界面や内視鏡 4 2 の先端 2 2) であればどこにでも設置できる。固体光源アセンブリ 4 4 のこの実施態様に用いるのに適した L E D 1 0 0 は、カルフォルニア州サンジェゴの Lumileds Lighting から得られる。この実施態様に適した束ねてないファイバーは、ニューヨーク州オーバーンの Schott-Fostec, LLC から得られる。

【 0 0 3 2 】

図 2 を再び参照すると、焦点合せアセンブリ 4 6 は、前方部 3 6 、焦点合せリング 3 8 、接触ピンアセンブリ 4 0 、固定ナット 1 2 5 、ワッシャ 1 2 4 、焦点合せレンズ 3 2 付きレンズセル 1 2 3 、焦点合せスリーブ 1 3 0 、およびレンズ本体 1 3 2 を備える。固 50

定ナット１２５は、ハウジング５０の中空シャフト６２にねじで固定される。低摩擦ワッシャ１２４は、ナット１２５と前方部３６との間に配置される。

前方部３６はシール１５９、例えば低抵抗ゴム状シールを備える。シール１５９はＯ－リング又はＸ形クワドリングの形態であってもよい。ナット１２５がシャフト６２に螺合するとき、ナットは固体光源アセンブリ４４と焦点合せアセンブリ４６の前方部３６とを共に支持する。前方部３６の先端は後方フランジ５６の基端に当接し、それによって、回転継手１６０を形成する。

潤滑油（例えば、Dow Corning Corporationから入手可能な高真空グリス）がシール１５９に塗布され、その適当な機能を保証する。

【００３３】

固体光源のハウジング５０は、回転に便利な隆起部１０８を有する。使用時に、使用者が隆起部１０８に接線方向の力を加えると、固体光源アセンブリ４４の全体が、焦点合せアセンブリ４６の前方部３６に対して回転する。固定ナット１２５とワッシャ１２４はまた、固体光源アセンブリ４６と共に回転する。固体光源アセンブリ４４と焦点合せアセンブリ４６間の軸方向の整合は、前方部３６の内部支持面１６１と中空シャフト６２の外部支持面１６２に公差を厳密に与えることによって維持される。

【００３４】

好ましくは、前方部３６とシャフト６２は、その組合せが低摩擦を生成するような異なる材料から作られる。回転に必要なトルクは、シール１５９と後方フランジ５６との間、内部支持面１６１と外部支持面１６２との間、ワッシャ１２４とナット１２５および前方部３６のワッシャ接触面との間の摩擦力により決定される。その適当なトルク値は、ナット１２５がシャフト６２に螺着されるときに適当な圧力を加えることによって設定される。特定のトルク値に達すると、ナット１２５は、周知の方法（例えば、ねじに塗布されるLoctite Corpから入手できる固定コンパウンドによる方法）を用いて適所にロックされる。追加のＯ－リング（又は複数のＯ－リング）がトルク調整や追加シールのために備えられてもよい。

【００３５】

内視鏡４２が固体光源アセンブリ４４にロックされると、回転継手１６０により内視鏡４２が軸３４を中心に回転できる。焦点合せスリーブ１３０が焦点合せリング３８によって取り囲まれ、例えばねじによってそれに固定される。レンズ本体１３２は、好ましくはねじによって前方部３６に取り付けられる。

レンズ本体１３２の基端部分はビデオカメラアセンブリ４８の前方フランジとして働くことができる。焦点合せリング３８の先端は、前方部３６の基端に当接して密封される。同様に、焦点合せリング３８の基端はレンズ本体１３２の先端に当接して密封される。動的シール１２６と１２７は、シール１５９と同様に構成される。レンズセル１２３は、焦点合せレンズ３２を移動させて画像を撮像装置１３３の表面に投影させる。

【００３６】

カムねじ１３１は、レンズ本体１３２と、焦点合せスリーブ１３０と、レンズセル１２３を共に固定する。焦点合せスリーブ１３０は、らせん状の貫通スロット１６４を備え、そのスロットの軸方向の長さは、適当な焦点合せのためにレンズセルが軸方向に移動するのに必要な範囲に対応する。らせん状スロット１６４はカムねじ１３１の頭の一部を受け入れる。

レンズ本体１３２は、カムねじ１３１の頭の底部を受入れる軸方向のスロット１３７を備える。スロット１３７の長さもまた、レンズセル１２３の焦点合せ範囲に対応する。焦点合せリング３８が回転すると、リングに固定された焦点合せスリーブ１３０も回転する。

カムねじ１３１の頭はらせん状スロット１６４の内側と軸方向のスロット１３７の内側に乗っている。らせんの軸方向成分により、焦点合せリング３８の回転方向に従ってカムねじ１３１が前後に移動する。

軸方向のスロット１３７は、カムねじ１３１の回転を防止して軸方向にのみ移動させる。

10

20

30

40

50

カムねじ 131 がレンズセル 138 に固定されているので、レンズセル 138 もらせん状スロット 64 の軸方向の長さでスロット 137 の長さの限界内で軸方向に移動する。

【0037】

前方部 36 は、電気絶縁材料で作られたスリーブ 165 を有する接触ピンアセンブリ 40 を備える。

接触ピンアセンブリ 40 は前方部 36 に固定され、接触ピンアセンブリは、固体光源アセンブリ 44 の接触リング 60 に対向するように配置される。小形圧縮スプリング 167 がスリーブ 165 の内側に（例えば、内へ広がるように）固定され、その圧縮スプリングは導通ピン 166 を加圧して接触リング 60 にピンをしっかりと接触させる。絶縁ワイヤリード線 20 は、ピン 166 の基端にはんだ付けされ、レンズセル 123 の中に作られたスロット 138 を通ってビデオカメラアセンブリ 148 へ入り、光源 100 へ適当なレベルの電圧を供給するための適当な回路に接続される。

10

【0038】

ビデオカメラアセンブリ 48 は、撮像素子 133（例えば、CCD や CMOS センサ）、ハウジング 168 および電気ケーブル 136 を備える。動作時には、カメラヘッドは、通常は回転せず、撮像素子 133 が右側上の位置に維持されるように、保持される。内視鏡の回転に関係なく右側上の位置を維持することによって、画像の適正な方向付けが常に行われる。

通常、カメラヘッドは突出部 134（例えば、ボタンや隆起など）をその上側に有し、使用者に右側上の位置を触知させる。電気ケーブル 136 はカメラヘッドを、電源、カメラマザーボードおよび撮像用の種々の補助回路を含むカメラ制御ユニット（図示しない）へ接続する。他の実施態様では、ビデオカメラアセンブリ 48 は、バッテリーと、ビデオ画像をビデオモニタ 18 に搬送するために必要なすべての回路とを含む。

20

【0039】

他の実施態様では、光結合素子 81 がすべて省略されるか、又は光結合素子が取付部 78 内に組み込まれて内視鏡 42 の一部となってもよい。他の実施態様では、光結合素子 81 は取付部 86 に固定されてもよい。

光結合素子 81 は、束 94 および光ファイバーの束 72 の開口数（NA）に適合する固体又は光ファイバーコーンであってもよい。他の実施態様では、光源として複数色の LED を用いるときに、四方形又は六角形の断面を有する混合棒が、均一化をはかるために用いられる。

30

【0040】

図 4A と 4B を参照すると、他の実施態様では、光源 / ファイバー補助アセンブリの多くの可能な形態がある。

1 つの実施形態では、リブ 202 が半径方向に配置され、光源 200 がリング状に各半径方向のリブに設けられている。開口 203 が、基端に設置された光源からのファイバーライン 201 を通すために先端のリブに設けられる。

【0041】

好ましい実施態様（図 2）には、正極電極を伝達するための唯一の接触リングと唯一のピンアセンブリが存在する。

40

光源の負極バスが金属フレームに接地されている場合には、これで十分である。それは、固体光源アセンブリとレンズセルのハウジングを介してカメラハウジングの共通アースに、フレームが接続されているからである。しかし、多くの実施態様では、電氣的なデザイン上の都合により、分離したアース又は負極電位が負極バスに必要とされる。これらの実施態様では、接触リングが互いに絶縁された 2 つの同心リングに分割され、2 つのピンが電圧の伝達のために用いられる。

【0042】

また、その好ましい実施態様では、接触リングとピンアセンブリを有する構成が、ばね加圧による電氣的接触における信頼性に限界を有し、シール 159 が作用しなくなると電氣的な短絡の可能性があるという潜在的な欠点を備える。さらに、ばね加圧による電氣的

50

接触には信頼性に限界がある。

【0043】

図5Aと5Bを参照すると、他の実施態様は、絶縁リングと接触リングを除去し、後方フランジ216が1片になっている。この形態では、後方フランジ216は、十分広いギャップ270がレンズ本体と228と光源フレーム209との間に形成されるように構成される。可撓性ケーブル271がレンズ本体228の開口284の端部に固定され、十分なたるみ285が形成される。ケーブル271の先端は光源フレーム209に固定されたコネクタ287に接続される。コネクタ287から、適当なリード線がフレーム209に搭載された光源間に分配される。ケーブル271は必要数のリード線を搬送でき、光源およびカメラの両端ではんだ付けか、又はピンによる接続が可能であり、従って、摺動電気接触は不要である。固体光源アセンブリ244が回転すると、たるみ285が除去される。

後方フランジ216は、レンズ本体228に形成された円周溝269によって受入れられる固定ピン286に取付けられる。

溝269は十分大きい角度範囲、例えば320°～330°を有し、溝269の両端は、ケーブル271の所定長さによって回転継手260の回転を制限するための2つの当り止めを形成する。この実施態様では、継手260は連続的に回転できないが、内視鏡の方向特性を利用して、同時に画像の正しい方位を維持するだけの十分な回転をすることはできる。この実施態様では、必要な数だけのリード線をケーブル271で搬送できる。

これは、白色光を生成するために複数の単色のLEDが用いられる場合に特に重要である。

種々のレベルの電流（従って、種々の電圧）が、得られる白色光の最適な色温度のために、異なる色のLEDに供給される。従って、複数のリード線が、異なる光源に電力を供給するために必要とされる。

【0044】

他の実施態様では、内視鏡は固体光源アセンブリと一体になっている。この構成では、光源に接続される光ファイバラインは、直接内視鏡内へ延びる。この形態では、光結合におけるインターフェイスが除去されるので、光の効率が増大する。

【0045】

さらに他の実施態様では、焦点合せレンズと固定レンズが、カメラのハウジング又はカメラヘッドの他の部分に固定された追加の固定レンズ群を有する種々の形態として設計される。

【0046】

他の実施態様では、ビデオカメラアセンブリは、カメラヘッドのみならず、バッテリーと、テレビ受信機へビデオ信号を送信する無線送信機とを備えた自給式のカメラを備える。この構成では、内視鏡システムは、完全な自給式の無線システムである。

【0047】

図6を参照すると、前述の全ての実施態様は、内視鏡画像のカメラへの投影と、モニタ上における、又は、他の電子手段、例えばヘッド搭載ディスプレイによる観察を含んでいた。

しかしながら、多くの場合、内視鏡を介しての直接の可視化は、作業（例えば、迅速な診断、アナエスセティック（anaesthetic）チューブの挿入、工業的な適用等）にとって、十分である。

システム全体が画像方位を変更することなしに回転するので、回転継手は、も早や不要となる。内視鏡343は、前記実施態様と類似のデザインの固体光源アセンブリ344に離脱可能に取り付けられる。固体光源アセンブリ344は、光源（図示しない）に電力を供給するバッテリーを有するバッテリー室372を備える。固体光源アセンブリ344は、接眼レンズ373に接続される。使用者は接眼レンズ373をのぞいて画像を眼で観察する。光学システム374は、眼で観察するのに適するように、接眼レンズ373から約250mm離れたところに虚像を形成する。

10

20

30

40

50

【0048】

図7を参照すると、さらに他の実施態様では、剛性を有する内視鏡が、内視鏡の縦軸400に対して約90°の方向を向いた採光柱状取付部477を有するハウジング475を備える。内視鏡は本体475の基端に設けられた標準化接眼レンズ476を備える。

この実施態様は、内視鏡を存在する数だけ改装するように、容易に形成できる。

固体光源アセンブリ444は、標準の接眼レンズ476を受入れて固定機構(図示しない)でそれを固定する先端部483を有するように構成される。ファイバー取付部452は固体光源444の本体の外側に作られる。短い一片のケーブル478が、内視鏡の採光柱状取付部477と照明具端部取付部452とを接続する。光ケーブル478は、ファイバー束479と保護ジャケット482を有し、照明具端部取付部452と内視鏡採光柱状取付部477にそれぞれ接続される雌形取付部480、481を備える。

他の実施態様では、固体光源は内視鏡に直接取付けられるほど十分小さい(例えば、採光柱状部材に接続されるか、内視鏡の基端本体に組込まれる)。

【0049】

図8を参照すると、固体光源511(例えば、白色LED)が内視鏡の挿入部505の先端に直接リング状に設置されている。電子内視鏡の形態においては、撮像センサ533が挿入部の先端に設置される。しかしながら、同様のデザインはまた、画像を基端位置に有する内視鏡(例えば、ロッドレンズ内視鏡、ファイバースコープ)に適用される。この実施態様は、比較的大きい直径の内視鏡、例えば、腹腔鏡において標準である10mm径内視鏡に最適である。これらの実施態様は、CCDやCMOS素子のような、1/7インチ型パッケージ(3.6mm)程度の小サイズで利用可能な高解像度カラーイメージセンサを有する。小形の撮像素子および小形のLEDパッケージを用いることによって、10mm内視鏡の先端において対物レンズの周りにリング状にLEDを設置することが可能になる。

内視鏡は、外側チューブ583、先端ハウジング588、およびイメージセンサハウジング589を備える。

先端ハウジング588は対物レンズ584を収容する。

対物レンズは前方レンズ585、中央レンズ586、および後方レンズ587を備える。

前方レンズ585は通常、視野を拡大するための凹レンズの形であり、外部との封止を維持する前方窓としても働く。また、分離した平坦な窓が、その封止を維持するために対物レンズの前に設置されてもよい。ハウジング588はまた、その周囲にリング状のLED511を備える。光学ガラス又は光学グレードのサファイアで作られた透明リング90が、苛酷な外科的又は工業的環境からLEDを保護するためにLEDリングの前に封止材として設置される。リング590と対物レンズ584の前方レンズ585との間の区画壁591によって、リング590の前面から対物レンズ584への有害な逆反射が防止される。

ファイバーガラスのプリント配線板592がハウジング588の基端に取付けられる。

配線板592は、正極と負極のLEDリード線を受入れる開口597を有し、それらのリード線はその開口を通過して配線板592の基端側の正極および負極バス(図示しない)にそれぞれはんだ付けされる。ケーブル593は少なくとも正極リード線594と負極リード線595を含み、内視鏡の基端部から延びてLED511へ電力を供給する。スロット596がケーブル593を通すためにイメージセンサーハウジング589に作られている。

【0050】

図9を参照すると、他の実施態様では、電子内視鏡は、先端の方に設置されたイメージセンサを有し、ハンドル698内に光源/ファイバー補助アセンブリ609を有するように組込まれる。

さらに、ハンドル698は焦点合せ機構と画像方位を修正する回転機構とを収容することができる。この形態では、保持具699が光源/ファイバー補助アセンブリ609を基端側に固定する。ケーブル成形物600は保持具699に取付けられる。ケーブル成形物

10

20

30

40

50

600は電気ケーブル601を受入れ、ケーブル609は光源／ファイバー補助アセンブリ609の開口を先端側へ通過する。端部取付部652から来る光ファイバーの束605は、内視鏡の先端へ延びる。また、ファイバー・ツール・ファイバー又はファイバー・ツール・光結合継手が、取付部652の先端面に形成されてもよい。他の実施態様では、バッテリーと無線送信機がハンドル698内に組込まれ、ケーブル601を除去して、ハンドルから突出する外部光又は電気ケーブルを含まない無線電子内視鏡を形成する。

【0051】

半導体光源（例えば、LED又はレーザ）およびそれらを光ファイバー素子に結合する方法についての詳細は、2001年8月31日付けで、ユリ カザケビッチの名で出願された米国特許出願第09/944495号、固体光源に記述され、引用によりここに組込まれる。

10

【0052】

米国特許第4,969,450号、第5,797,836号、および第5,575,757号もまた、引用によってここに組込まれる。

【0053】

さらに他の実施態様は特許請求の範囲の中に記載されている。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】図1は、内視鏡に取り付けられた固体光源を有する内視鏡システムのブロック図である。

20

【図2】図2は、内視鏡、照明アセンブリ、およびビデオカメラアセンブリの断面側面図である。

【図3A】図3Aは、光源／ファイバー補助アセンブリの斜視図である。

【図3B】図3Bは、線3B-3Bに沿って切り取った固体光源／ファイバー補助アセンブリの端面図である。

【図4A】図4Aは、縦方向に間隔を置いて配置されたリブを有する光源／ファイバー補助アセンブリの他の実施態様の断面図である。

【図4B】図4Bは、図4Aの線4B-4Bに沿って切り取った端面図である。

【図5A】図5Aは、光ファイバーライン用の追加空間を有する固体光源アセンブリの他の実施態様の断面図である。

30

【図5B】図5Bは、図5Aの線5B-5Bに沿って切取った端面図である。

【図6】図6は、接眼レンズ付き内視鏡の断面図である。

【図7】図7は、外部採光柱状取付部を有する内視鏡と固体光源とのアセンブリの他の実施態様の断面図である。

【図8】図8は、内視鏡の先端に配置された固体光源の実施態様の断面図である。

【図9】図9は、先端撮像器を有する電子内視鏡における固体光源の実施態様を示す断面図である。

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
20 March 2003 (20.03.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/022135 A2

- (51) International Patent Classification: A61B 1/00 (81) Designated States (national): AF, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI, 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, MY, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (21) International Application Number: PCT/US02/27940 (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OAPI patent (BJ, CI, CG, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- (22) International Filing Date: 29 August 2002 (29.08.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 09/949,430 7 September 2001 (07.09.2001) US
- (71) Applicant: SMITH & NEPHEW, INC. [US/US]; 1450 Brooks Road, Memphis, TN 38116 (US).
- (72) Inventor: KAZAKEVICH, Yuri; 26 Fairwood Drive, Andover, MA 01810 (US).
- (74) Agents: STACEY, George et al.; Smith & Nephew, Inc., 1450 Brooks Road, Memphis, TN 38116 (US).
- Published:**
without international search report and to be republished upon receipt of that report
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*



WO 03/022135 A2

(54) Title: ENDOSCOPIC SYSTEM WITH A SOLID-STATE LIGHT SOURCE

(57) Abstract: An endoscopic system for internal inspection of an object includes an endoscope extending along a longitudinal axis between a distal end to be inserted into the object and a proximal end and an illumination assembly attached to the proximal end of the endoscope. The illumination assembly includes a solid-state light source. The endoscopic system also includes an optical system positioned distally from the solid-state light source to receive and convey light to the distal end.

WO 03/022135

PCT/US02/27940

ENDOSCOPIC SYSTEM WITH A SOLID-STATE LIGHT SOURCE

This invention relates to endoscopic systems with illumination sources.

5

Light sources are used in endoscopy (e.g., medical, industrial). Medical endoscopes are used to inspect regions within the body (e.g., cavities, joints) during surgery (such as laparoscopic/thoracoscopic surgery) through a small puncture.

10 Typically, the endoscope includes a rigid or flexible elongated insertion tube equipped with a set of optical fibers that extend from a proximal handle through the insertion tube to the distal viewing tip of the endoscope. An external light source provides light to the optical fibers via a cable that attaches to the handle (e.g., at a post on the

15 side of the handle) of the endoscope.

The invention is related to an endoscopic system for internal inspection of an object.

According to the present invention there is provided an
20 endoscopic system for internal inspection of an object comprising:

an endoscope extending along a longitudinal axis between a distal end to be inserted into the object and a proximal end; and an illumination assembly including a solid-state light source positioned
25 at the endoscope.

There is also provided an endoscopic system for internal inspection of an object comprising:

30 an endoscope extending along a longitudinal axis between a distal end to be inserted into the object and a proximal end;

WO 03/022135

PCT/US02/27940

2

an illumination assembly attached to the proximal end of the endoscope the illumination assembly including a solid-state light source; and

- 5 an optical system positioned distally from the solid-state light source, the optical system receiving and conveying light to the distal end.

- 10 In a general aspect of the invention, the endoscopic system includes an endoscope, an illumination assembly attached to the proximal end of the endoscope and having a solid-state light source, and an optical system positioned distally from the solid-state light source to receive and convey light to the distal end. The endoscope extends along a longitudinal axis between a distal end to be inserted
15 into the object and a proximal end.

Embodiments of the invention may include one or more of the following features.

- 20 The solid-state light source includes semiconductor light sources (e.g., light emitting diodes (LEDs)).

- The solid-state light source includes a hollow shaft having a longitudinal axis and a set of ribs positioned along a periphery of the shaft, each rib having a first side and a second side. The ribs extend
25 along the longitudinal axis of the shaft and are symmetrically spaced around the periphery of the shaft. The first side of each rib has at least one LED and the second side of each rib has at least one LED.

- 30 Alternatively, each rib is axially spaced along the longitudinal axis of the shaft. Each rib has at least two LEDs spaced symmetrical on the first side of each rib.

WO 03/022135

PCT/US02/27940

3

The LEDs are grouped in a trio, each trio has a first LED configured to emit a blue light, a second LED configured to emit a red light, and a third LED configured to emit a green light.

5 The optical system includes a set of fiber optic elements, each semiconductor light source is configured to emit light to at least one corresponding fiber optic element.

10 The endoscopic system can further include a camera system proximally positioned to the optical system and a focusing system.

15 The endoscope is removable and replaceable from the illumination assembly and can further include an eyepiece positioned proximally to the optical system. The endoscope includes a light post, the set of fiber optic elements connecting the solid-state light source to the light post. The light post is positioned to receive light at an angle to the longitudinal axis.

20 The endoscopic system further includes a wireless transmitter positioned proximally from the distal end of the endoscope and a battery positioned proximally to the distal end of the endoscope. The endoscope includes an image sensor, for example, positioned proximally to the endoscope.

25 The endoscope is configured to rotate about the longitudinal axis of the elongated member relative to the stationary imaging sensor.

30 In another aspect of the invention, the endoscopic system includes an endoscope extending along a longitudinal axis between a distal end to be inserted into the object and a proximal end and a solid-state light source positioned at the endoscope.

WO 03/022135

PCT/US02/27940

4

Embodiments of this aspect of the invention may include one or more of the following features. The solid-state light source is positioned in the distal end of the endoscope. Alternatively, the solid-state light source is positioned at the proximal end of the endoscope. For example, the solid state light source can be enclosed within a handle portion of the endoscope or as a unit integrally attached to a housing at the proximal end of the endoscope.

10. Among other advantages, the solid-state light source concentrates light in a small area while providing high luminous emittance. Also, the semiconductor light source more efficiently couples light energy into an optical element (e.g., optic fiber). In general, the solid-state light source is compact and consumes less power. In addition, the solid-state light source responds to changes in applied voltage more quickly than an incandescent lamp or an arc lamp.

20 The necessity of having a separate light source box and a light guide connected to the scope is eliminated. This greatly improves the user's comfort and ease in maneuvering the device as there is no longer a heavy light guide attached to the scope. A combination of a wireless camera and an endoscope with a built-in solid-state light source will render a completely self-contained wireless endoscope.

DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

- Fig. 1 is a block diagram of an endoscopic system having a solid-state light source attached to an endoscope.
- 30 Fig. 2 is a cross-sectional side view of the endoscope, an illumination assembly, and a video camera assembly.
- Fig. 3A is a perspective view of a light source/fiber subassembly.

WO 03/022135

PCT/US02/27940

5

Fig. 3B is an end view of the solid-state light source/fiber subassembly taken along the line 3B-3B.

Fig. 4A is a cross-sectional view of another embodiment of the light source/fiber subassembly having ribs axially spaced.

5 Fig. 4B is an end view taken along lines 4B-4B of Fig. 4A.

Fig. 5A is a cross-sectional view of another embodiment of the solid-state light source assembly having additional space for fiber optic lines.

Fig. 5B is an end view taken along lines 5B-5B of Fig. 5A.

10 Fig. 6 is cross-sectional view of the endoscope with an eyepiece.

Fig. 7 is a cross-sectional view of another embodiment of the endoscope and the solid-state light source assembly with an exterior light post fitting.

Fig. 8 is a cross-sectional view of an embodiment of a solid-state

15 light source located in a distal end of the endoscope.

Fig. 9 is a cross-sectional view of an embodiment of a solid-state light source in an electronic endoscope having a distal imager.

Referring to Fig. 1, an endoscopic system 10 includes an
 20 endoscope 42 having a rigid insertion section 16 and a proximal body 64. Endoscopic system 10 also includes an illumination assembly 26 connected to proximal body 64 of endoscope 42. As will be explained in greater detail, illumination assembly 26 includes a solid-state light source assembly 44 (Fig. 2) for generating white
 25 light that is conveyed to a working area 24 via insertion section 16. Illumination assembly 26 also encloses a focusing assembly 46 (Fig. 2) used to provide focused images from working area 24 to a video camera assembly 48. Illumination assembly 26 serves as a portion of the endoscopic system 10 used by a surgeon to hold and
 30 manipulate endoscope 42 at working area 24. Video camera assembly 48 is connected to illumination assembly 26 and transmits video signals representative of images at working area 24 for display on video monitor 18 thru cable 14.

WO 03/022135

PCT/US02/27940

6

Referring to Fig. 2, solid-state light assembly 44 provides illumination to working area 24 from multiple LEDs 100 through a series of fiber optic connections (e.g. fiber optic bundle 72, fiber optic line 84). The illuminated images from working area 24 are conveyed to camera assembly 48 through an optical path. The optical path extends from distal end 22 through an optical train 66 in endoscope 42 through a set of focusing optics 32 in focusing assembly 46 to video camera assembly 48. Adjusting focusing optics 32 focuses the illuminated images.

Endoscope 42 is an interchangeable component of endoscopic system 10 which can be interchanged with endoscopes of other configurations. In this embodiment, insertion section 16 is rigid and has a direction of view offset from a longitudinal axis 34 of the insertion section. As stated above, endoscope 42 contains fixed optics 68 which can include a single lens or a group of lenses situated after a field stop. Endoscope 42 also includes a proximal window 70 hermetically sealed with a channel 67 to prevent the introduction of contaminants from the environment including the remaining portions of endoscopic system 10 (e.g., solid-state light source assembly 44).

A fiber optic bundle 72 conveys light extends through endoscope 42 and conveys light from solid-state light source assembly 44 to distal end 22 of the endoscope. At the interface of solid-state light source 44, fiber optic bundle 72 is epoxied into a bushing 78, thereby creating a hermetic seal. In turn, bushing 78 is fixed to proximal body 64 that is also hermetically sealed.

Optics train 66 includes fixed optics 68 and proximal window 70 positioned near solid-state light source assembly 44. Likewise, solid-state light source assembly 44 includes a front window 47 and

WO 03/022135

PCT/US02/27940

7

a light coupling element 81 both of which are hermetically sealed to a housing 50. Thus, endoscope 42 and solid-state light source assembly 44 are independently hermetically sealed, so that other endoscopes may be removably attached to solid-state light source assembly 44 (e.g., flexible endoscopes).

Solid-state light assembly 44 includes a light source/fiber optic assembly 52 positioned within housing 50 having a hollow shaft 62 aligned with longitudinal axis 34.

10

Referring to Figs. 3A and 3B, light source/fiber optic subassembly 52 includes a metal frame 80, light source assemblies 82, fiber optic lines 84 and a fiber output fitting 86. Frame 80 includes a hollow shaft 88 with axial ribs 90 and a flange 92. In this embodiment, there are four axial ribs 90 symmetrically arranged along the circumference of hollow shaft 88. Each rib 90 extends the length of hollow shaft 88. Each side of rib 90 has a mounting face for placing light source assemblies 82 so that two light assemblies are mounted per rib.

20

Within each light source assembly 82 are light emitting diodes (LEDs) 100. Light emitted by each LED 100 is coupled into a corresponding fiber line 84. From each LED 100, corresponding fiber optic lines 84 are all brought together into a common bundle 94 at a distal end 120 of light source/fiber subassembly 52 where the common bundle is received and bonded into fiber output fitting 86. A distal end 95 of common bundle 94 is fine polished in order to create an interface for conveying light into fiber optic bundle 72 located within endoscope 42. As explained below, electric power is provided to LEDs 100 by an electrical connection through a rotational joint 160. The electrical connection includes an insulated wire 20 connected to a power source (not shown) in video camera assembly

WO 03/022135

PCT/US02/27940

8

48. The electrical connection also includes a wire lead 113 connected to light source/fiber subassembly 52.

5 An axial space 96 between ribs 90 and flange 92 allows for fiber optic lines 84 coming from different ribs to wrap around the distal part of shaft 88 in order to connect with end fitting 86. A light coupling element 81 is placed at polished distal end of bundle 94. Thus, when light source/fiber subassembly 52 is placed within endoscope 42, light coupling element 81 may interface the polished proximal end of fiber optic bundle 72. Therefore, emitted light from solid-state light source assembly 44 can pass through insertion section 16 to working area 24.

15 As light source/fiber subassembly 52 is inserted into housing 50, the inside diameter of the hollow shaft 80 of the subassembly slides over the outer diameter of hollow shaft 62. The end of light coupling element 81 is brought into contact with the proximal face of fiber optic bundle 72. Light source/fiber subassembly 52 is secured to housing 50 by attaching rear flange 56 to the open proximal end of the housing 50 by threads. An insulating ring 58, made of an electrically insulating material (e.g., ceramic, plastic), is securely attached to rear flange 56 (e.g., by press fitting, bonding or other fastening method). A contact ring 60, made of a high electrical conductor (e.g., copper), is embedded into the insulating ring 58.

20 Insulated wire lead 113 has one end soldered to the contact ring 60 at one end and an opposite end connected to a positive bus 114 of one of the light source assemblies 82. Each of the light source assemblies 82 includes positive bus 114 which are all interconnected by wires 98. Each of the light source assemblies includes a negative buses 115, each connected to the metal frame 80 which serves as a common ground.

25

30

WO 03/022135

PCT/US02/27940

9

In this embodiment, LEDs 100 are square, approximately 1 mm per side. LEDs 100 emit a blue light. A phosphor layer (not shown) is applied between the LED emitting surface and the entrance face of fiber lines 84. When the blue light passes through the phosphor layer, the blue light excites the phosphor layer causing it to fluoresce green and red light. The green light, red light and blue light together form white light. In other embodiments, LEDs 100 emit ultraviolet light. In still other embodiments, the phosphor layer can be located anywhere along an illumination path of the light (e.g., at an interface of light coupling element 81 and fiber bundle 72 or at distal end 22 of endoscope 42). LEDs 100 suitable for use in this embodiment of solid-state source assembly 44 can be obtained from Lumileds Lighting of San Jose, California. Loose fibers, suitable for this embodiment, can be obtained by Schott-Fostec, LLC of Auburn, New York.

Referring back to Fig. 2, focusing assembly 46 includes a front portion 36, a focusing ring 38, a contact pin assembly 40, a retainer nut 125, a washer 124, and a lens cell 123 with a focusing lens 32, a focusing sleeve 130, and a lens body 132. Retainer nut 125 is secured to hollow shaft 62 of housing 50 by threads. Low friction washer 124 is placed between nut 125 and front portion 36. Front portion 36 includes a seal 159, e.g., a low drag rubber-like seal. Seal 159 may be in the shape of an O-ring or an X-shaped Quad ring. As nut 125 is threaded onto shaft 62, the nut holds together the solid-state light source assembly 44 and front portion 36 of the focusing assembly 46. The distal end of the front portion 36 abuts the proximal end of rear flange 56 thereby defining rotational joint 160. A lubricant (e.g., high vacuum grease available from Dow Corning Corporation) is applied to seal 159 to ensure its proper functioning.

WO 03/022135

PCT/US02/27940

10

Solid-state light source housing 50 has a ridge 108 for convenient rotation. In operation, when the user applies a tangential force to ridge 108, the entire solid-state light source assembly 44 rotates relative to front portion 36 of focusing assembly 46.

5 Retaining nut 125 and washer 124 also rotate with solid-state light source assembly 46. An axial alignment between solid-state light source assembly 44 and focusing assembly 46 is maintained by closely providing a tolerance to an interior bearing surface 161 of the front portion 36 and an exterior bearing surface 162 of hollow shaft

10 62.

Preferably, front portion 36 and shaft 62 are made from different materials, any combination of which produces low friction. The torque required for rotation is determined by frictional forces

15 between the seal 159 and rear flange 56, between interior bearing surfaces 161 and exterior bearing surface 162, and between washer 124 and contacting it surfaces of the nut 125 and front portion 36. The suitable amount of torque is set by applying a proper pressure when nut 125 is threaded over shaft 62. When a specified amount

20 of torque is reached, nut 125 is locked in place using known methods (e.g., with retaining compounds available from Loktite Corp. applied to the threads). An additional O-ring (or multiple O-rings) 163 may be provided for the torque adjustment and additional seal.

25 With endoscope 42 locked to solid-state light source assembly 44, rotational joint 160 allows for rotation of endoscope 42 around axis 34. Focusing sleeve 130 is surrounded by focusing ring 38 and secured to it by threads, for example. Lens body 132 is attached to front portion 36 preferably by threads. The proximal part of the lens

30 body 132 may act as a front flange of the video camera assembly 48. The distal end of focusing ring 38 abuts the proximal end of the front portion 36 in a sealed relationship. Similarly, the proximal end of focusing ring 38 abuts the distal end of the lens body 132 in a

WO 03/022135

PCT/US02/27940

11

sealed relationship. The dynamic seals 126 and 127 are constructed similarly to the seal 159. Lens cell 123 carries focusing lenses 32 for projecting the image onto the surface of the image pickup device 133.

5

A cam screw 131 secures lens body 132, the focusing sleeve 130, and the lens cell 123 together. Focusing sleeve 130 includes a helical through slot 164 whose axial length corresponds to the required range of lens cell axial movement for proper focusing.

10 Helical slot 164 receives the upper part of the head of cam screw 131. Lens body 132 includes an axial slot 137 that receives the lower part of the head of cam screw 131. The length of slot 137 also corresponds to the focusing range of lens cell 123. As focusing ring 38 rotates, focusing sleeve 130 being securely attached to the ring also rotates. The head of cam screw 131 rides inside helical slot 15 164 and inside axial slot 137. Axial component of the helix causes back-and-forth movements of cam screw 131 depending on the direction of rotation of the focusing ring 38. Axial slot 137 prevents rotation of cam screw 131 ensuring only axial motion. As cam screw 20 131 is securely attached to the lens cell 138, the lens cell 138 will also move axially within limits of the axial length of helical slot 64 and the length of slot 137.

Front portion 36 also includes contact pin assembly 40 which 25 includes a sleeve 165 made out of an electrically insulating material. Contact pin assembly 40 is securely attached to front portion 36 so the contact pin assembly is situated opposite to the contact ring 60 of the solid-state light source assembly 44. A small compression spring 167 is secured inside sleeve 165 (e.g., flared in) so that the 30 compression spring exerts a force onto a conductive pin 166 bringing the pin into a firm contact with contact ring 60. Insulated wire lead 20 is soldered to proximal end of pin 166 and follows through a slot 138 made in lens cell 123 into video camera assembly

WO 03/022135

PCT/US02/27940

12

48 where the wire lead is connected to the appropriate circuitry for providing the proper voltage level to light sources 100.

Video camera assembly 48 includes an image pickup device 5 133 (e.g. CCD or CMOS sensor), a housing 168, and an electric cable 136. In operation, the camera head normally is not rotated and is held so that image pickup 133 is maintained in the right-side-up position. By maintaining the right-side-up position regardless of the rotation of the endoscope, the proper orientation of the image is 10 always attained. Normally, camera heads have a protruding feature 134, (e.g. buttons, ridges, etc.) on their top sides giving the user a tactile feeling of the right side up position. Electric cable 136 connects the camera head to a camera control unit (not shown) containing a power supply, a camera motherboard and various 15 auxiliary circuitry for imaging. In other embodiments, video camera assembly 48 contains a battery and all the circuitry necessary to transmit video images to video monitor 18.

In other embodiments, light coupling element 81 may be either 20 omitted altogether or the coupling element may be a part of endoscope 42 by being built into fitting 78. In other embodiments, light coupling element 81 may be attached securely to fitting 86. Light coupling element 81 may be a solid or fiber-optic cone which matches the Numerical Aperture (NA) of bundle 94 and fiber optic 25 bundle 72. In other embodiments, a mixing rod with a square or hexagonal cross-section is used to provide uniform white when using multiple colored LEDs as a light source.

Referring to Figs. 4A and 4B, in other embodiments, there are a 30 number of configurations of the light source/fiber subassembly that are possible. In one embodiment, ribs 202 can be arranged radially so that light sources 200 are situated in a ring fashion on each radial

WO 03/022135

PCT/US02/27940

13

rib. Openings 203 are provided in the distal ribs for the passage of the fiber lines 201 from the proximally located light sources.

5 In the preferred embodiment (Fig. 2) there is only one contact ring and one pin assembly for the positive voltage transfer. This is sufficient, if the negative buses of the light sources are grounded to the metal frame, because the frame connects to the camera housing common ground through the housing of the solid-state light source assembly and the lens cell. Yet, in many embodiments, a separate
10 ground or negative electric potential would be required for the negative buses because of electrical design considerations. In these embodiments, the contact ring may be split into two concentric mutually insulated rings so that two pins will be used for the voltage transfer.

15

Also, in the preferred embodiment, the arrangement of having the contact ring and the pin assembly has a potential drawback of having limited reliability in the spring-loaded electrical contact and a possibility of electrical shorts if the seal 159 fails. In addition, there
20 is a limited reliability in the spring-loaded electrical contact.

Referring to Figs. 5A and 5B, another embodiment eliminates the insulating ring and the contact ring so that a rear flange 216 becomes one piece. In this configuration, rear flange 216 is
25 constructed so that a gap 270 sufficiently wide is created between the lens body 228 and a light source frame 209. A flexible cable 271 is fixed at the end of opening 284 in lens body 228 and then a sufficient slack 285 is created. A distal end of cable 271 is connected to a connector 287 situated on light source frame 209.
30 From connector 287 the appropriate leads are distributed between the light sources mounted on frame 209. Cable 271 can carry as many leads as needed and may be hardwired (soldered) or connected by pins at both light source and camera ends thus

WO 03/022135

PCT/US02/27940

14

eliminating a sliding electrical contact. As solid-state light assembly 244 rotates, the slack 285 gets taken out. Rear flange 216 is attached to a fixed pin 286 which is received by a circumferential groove 269 made in the lens body 228. Groove 269 subtending a sufficiently large angle, e.g., 320-330°, both ends of groove 269 define two stops to limit the rotation at rotational joint 260 due to finite length of cable 271. In this embodiment, there is no continuous rotation at joint 260, but there is enough rotation to utilize the directional properties of the endoscope and at the same time maintain the correct orientation of the image. This embodiment allows one to use as many leads as necessary to be carried within cable 271. This is especially important if multiple single color LEDs are used for white light generation. Different current levels (and therefore different voltages) may be applied to different color LEDs for optimal color temperature of the resulting white light. Thus, multiple leads will be required to power different light sources.

In other embodiments, the endoscope is integral to the solid-state light source assembly. In this arrangement, fiber optic lines connected to light sources continue directly into the endoscope. This configuration eliminates interfaces at light coupler thereby increasing the light efficiency.

In still other embodiments, the focusing lens and the fixed lens may be designed in various configurations including having additional fixed lens groups securely attached to the camera housing or to any other parts of the camera head.

In another embodiment, the video camera assembly includes not just the camera head, but also rather a self-contained camera which also includes a battery and a wireless transmitter to transmit the video signal to the TV receiver. In this arrangement, the endoscopic system is a completely self-contained wireless system.

Referring to Fig. 6, all embodiments described thus far included a projection of the endoscope image onto the camera and observing the image on the monitor or with other electronic means, e.g. head mounted displays. However, in many cases direct visualization through the endoscope is sufficient for the task (e.g., quick diagnosis, insertion of anaesthetic tube, industrial applications, etc). The rotational joint is no longer required since the entire system may be rotated without changing the image orientation. An endoscope 343 is removably attached to a solid-state light source assembly 344 designed similarly to the previous embodiments. Solid-state light source assembly 344 includes a battery compartment 372 having a battery to power the light sources (not shown). Solid-state light source assembly 344 connects to an eyepiece 373. The user looks into the eyepiece 373 and visually observes the image. An optical system 374 provides for virtual image formation located at about 250 mm distally from eyepiece 373 suitable for visual observation.

Referring to Fig. 7, in still other embodiments, a rigid endoscope has a housing 475 with a light post fitting 477 directed at about 90° angle to a longitudinal axis 400 of the endoscope. The endoscope has a standardized eyepiece 476 situated proximally to the body 475. This embodiment can be easy to configure so as to retrofit the existing population of endoscopes. Solid-state light source assembly 444 is arranged so that it has a distal part 483 which receives a standard eyepiece 476 and locks it into place by a locking mechanism (not shown). Fiber fitting 452 is made external to the main body of the solid-state light source 444. A short piece of light cable 478 connects the endoscope light post 477 and the illuminator end fitting 452. The light cable 478, having a fiber bundle 479 and a protective jacket 482, includes female fittings 480 and 481 connected to illuminator end fitting 452 and endoscope light post 477 respectively. In other embodiments, the solid-state light source is

WO 03/022135

PCT/US02/27940

16

small enough to be attached directly to the endoscope (e.g., connected to the light post or built into the proximal body of the endoscope).

5 Referring to Fig. 8, solid-state light sources 511 (e.g. white LEDs) are placed in a ring-like fashion directly at the distal end of the insertion section 505 of the endoscope. In an electronic endoscope configuration, the image sensor 533 is located at the distal end of the insertion portion. However, similar designs will also apply to the
10 endoscopes with proximal location of the image (e.g., rod-lens endoscopes, fiberscopes). This embodiment is best suited for relatively large diameter endoscopes, for instance, 10 mm diameter endoscopes which are standard in laparoscopy. These
15 embodiments have high-resolution color image sensors such as CCD or CMOS devices are available in small sizes as small as 1/7" format package (3.6 mm). Using small imaging devices and small LED packages makes it possible to situate a ring of LEDs at the distal end of a 10 mm endoscope around an objective lens. The
20 endoscope includes an outer tube 583, a distal housing 588 and an image sensor housing 589. Distal housing 588 houses an objective lens 584. Objective lens includes a front lens 585, a middle lens 586 and a back lens 587. Front lens 585 usually in the shape of a negative lens for the field of view expansion also serves as a front window maintaining the external seal. Alternatively, a separate flat
25 window may be arranged in front of the objective to maintain the seal. The housing 588 at its periphery also contains a ring of LEDs 511. A transparent ring 90 made of optical glass or optical grade sapphire is placed as a seal in front of LED ring to protect the LEDs from harsh surgical or industrial environment. A partition 591
30 between ring 590 and the front lens 585 of objective lens 584 prevents detrimental back reflections from the front surface of the ring 590 back into the objective 584. A fiberglass printed circuit board 592 is attached to the proximal end of the housing 588. Board 592

WO 03/022135

17

PCT/US02/27940

has openings 597 to receive positive and negative LED leads that are passed through the openings and soldered to a positive and to a negative bus (not shown) respectively on the proximal side of the board 592. A cable 593 containing at least a positive lead 594 and a negative lead 595 which extends from the proximal portion of the endoscope and powers the LEDs 511. A slot 596 is made in the image sensor housing 589 for the passage of cable 593.

Referring to Fig. 9, in other embodiments, electronic endoscopes, having an image sensor distally placed, can be incorporated to have a light source/fiber subassembly 609 in a handle 698. In addition, handle 698 can house a focusing mechanism and a rotation mechanism for correct image orientation. In this configuration, a retainer 699 secures light source/fiber subassembly 609 from the proximal side. The cable molding 600 is attached to retainer 699. Cable molding 600 receives the electric cable 601 which is passed through the opening in light source/fiber subassembly 609 to the distal side. The fiber optic bundle 605 coming from the end fitting 652 extends to the distal end of the endoscope. Alternatively, a fiber-to-fiber or a fiber-to-light coupler joint may be created at the distal end face of fitting 652. In other embodiments, a battery and wireless transmitter may be incorporated into the handle 698 eliminating cable 601 making a wireless electronic endoscope containing no external light or electrical cables protruding from the handle.

Details relating to the semiconductor light sources (e.g., both LED or laser) and the manner in which they are coupled to fiber optical elements are described in U.S. Patent Application No. 09/944495, Solid-State Light Source, in the name of Yuri Kazakevich, filed on August 31, 2001 and incorporated herein by reference.

WO 03/022135

18

PCT/US02/27940

U.S. Patent 4,969,450, U.S. Patent 5,797,836, and U.S. Patent 5,575,757 are also incorporated herein by reference.

Still other embodiments are written within the scope of the claims.

WO 03/022135

PCT/US02/27940

19

CLAIMS

1. An endoscopic system for internal inspection of an object
5 comprising:
an endoscope extending along a longitudinal axis between a
distal end to be inserted into the object and a proximal end; and an
illumination assembly including
- 10 a solid-state light source positioned at the endoscope.
2. The endoscopic system of claim 1 wherein the solid-state light
source is positioned in the distal end of the endoscope.
- 15 3. The endoscopic system of claim 1 wherein the solid-state light
source is positioned at the proximal end of the endoscope.
4. An endoscopic system as claimed in claim 3 comprising:
an optical system positioned distally from the solid-state light
20 source, the optical system receiving and conveying light to the distal
end.
5. The endoscopic system of claim 4 wherein the solid-state light
source includes a plurality of semiconductor light sources.
- 25 6. The endoscopic system of claim 5 wherein the plurality of
semiconductor light sources include light emitting diodes (LEDs).
7. The endoscopic system of claim 5 wherein the solid-state light
30 source includes a hollow shaft having a longitudinal axis and a set of
ribs positioned along a periphery of the shaft, each rib having a first
side and a second side.

WO 03/022135

PCT/US02/27940

20

8. The endoscopic system of claim 7 wherein the ribs extend along the longitudinal axis of the shaft and are symmetrically spaced around the periphery of the shaft.
- 5
9. The endoscopic system of claim 8 wherein the first side of each rib has at least one LED and the second side of each rib has at least one LED.
- 10
10. The endoscopic system of claim 7 wherein each rib is axially spaced along the longitudinal axis of the shaft.
11. The endoscopic system of claim 10 wherein each rib has at least two LEDs spaced symmetrical on the first side of each rib.
- 15
12. The endoscopic system of claim 5 wherein the optical system includes a set of fiber optic elements, each semiconductor light source is configured to emit light to at least one corresponding fiber optic element.
- 20
13. The endoscopic system of claim 6 wherein the LEDs are grouped in a trio, each trio has a first LED configured to emit a blue light, a second LED configured to emit a red light, and a third LED configured to emit a green light.
- 25
14. The endoscopic system of claim 4, further comprising:
a camera system proximally positioned to the optical system;
and
a focusing system.
- 30
15. The endoscopic system of claim 4 wherein the endoscope is removable and replaceable from the illumination assembly.

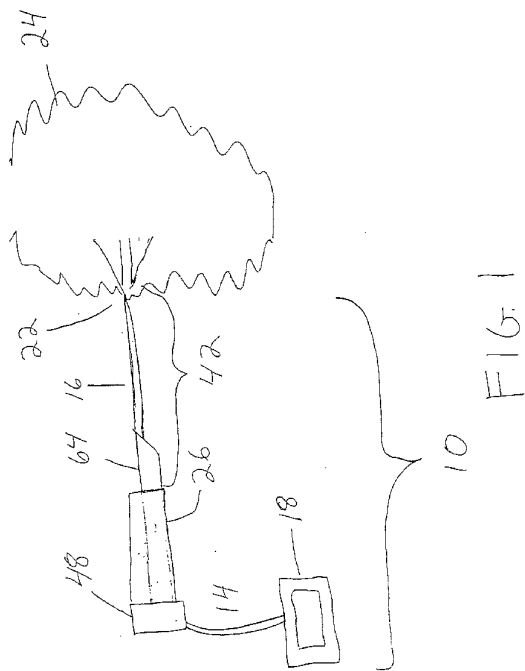
WO 03/022135

PCT/US02/27940

21

16. The endoscopic system of claim 4, further comprising an eyepiece positioned proximally to the optical system.
- 5 17. The endoscopic system of claim 12 wherein the endoscope includes a light post, the set of fiber optic elements connect the solid-state light source to the light post.
18. The endoscopic system of claim 17 wherein the endoscope
10 includes an eyepiece.
19. The endoscopic system of claim 18 wherein the light post is positioned to receive light at an angle to the longitudinal axis.
- 15 20. The endoscopic system of claim 4, further comprising a wireless transmitter positioned proximally from the distal end of the endoscope and a battery positioned proximally to the distal end of the endoscope.
- 20 21. The endoscopic system of claim 4, wherein the endoscope includes an image sensor.
22. The endoscopic system of claim 4 further comprising an imaging sensor positioned proximally to the endoscope.
- 25 23. The endoscopic system of claim 22 wherein the endoscope is configured to rotate about the longitudinal axis of the elongated member relative to the stationary imaging sensor.

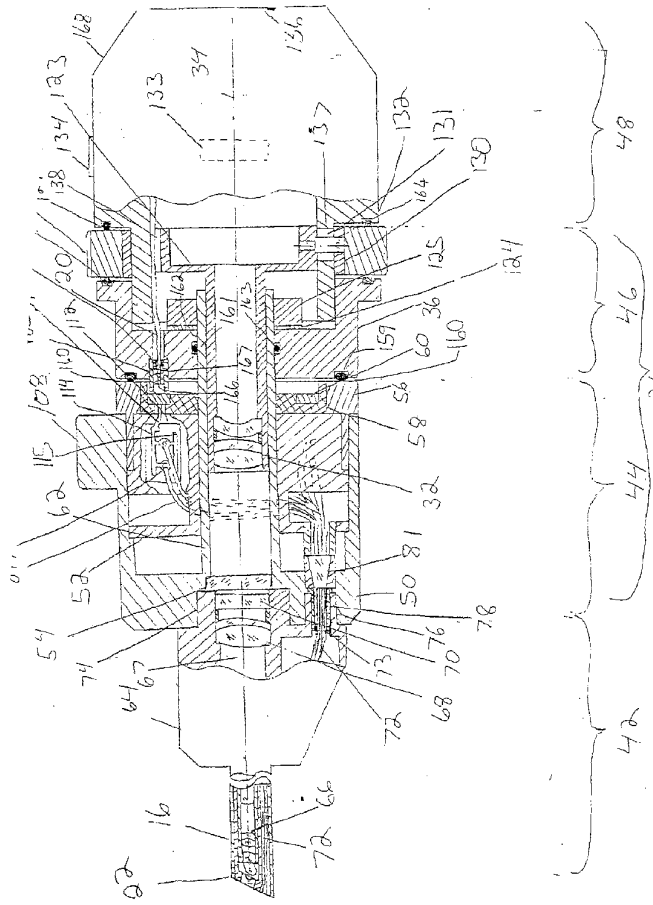
30

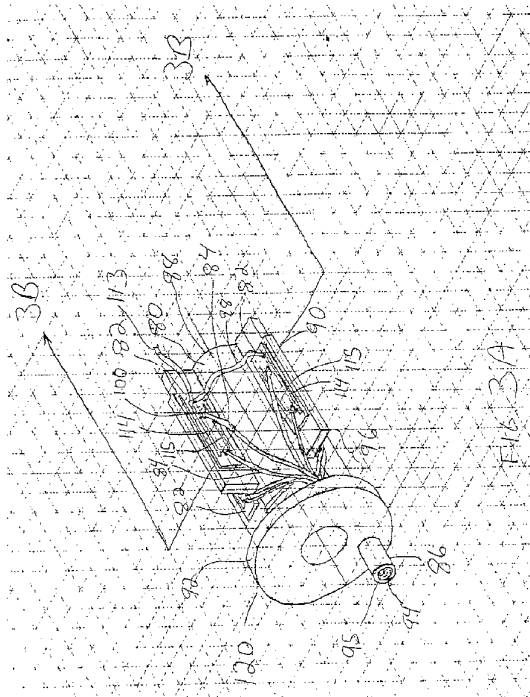


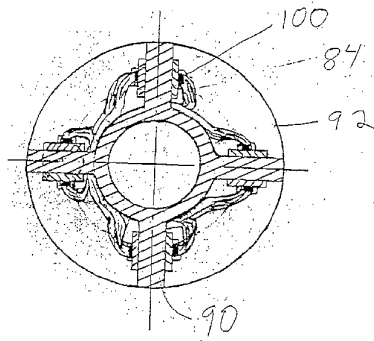
WO 03/022135

2/10

PCT/US02/27940







F03B

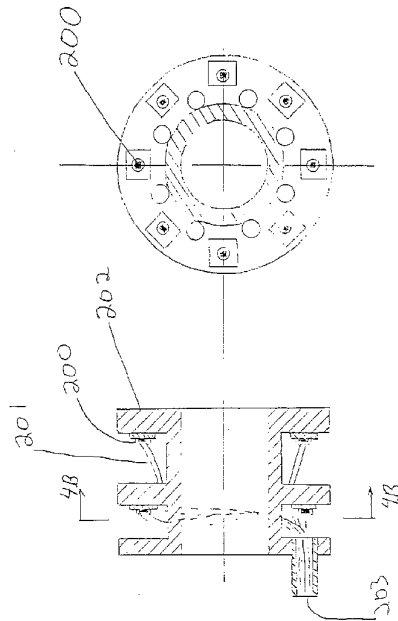
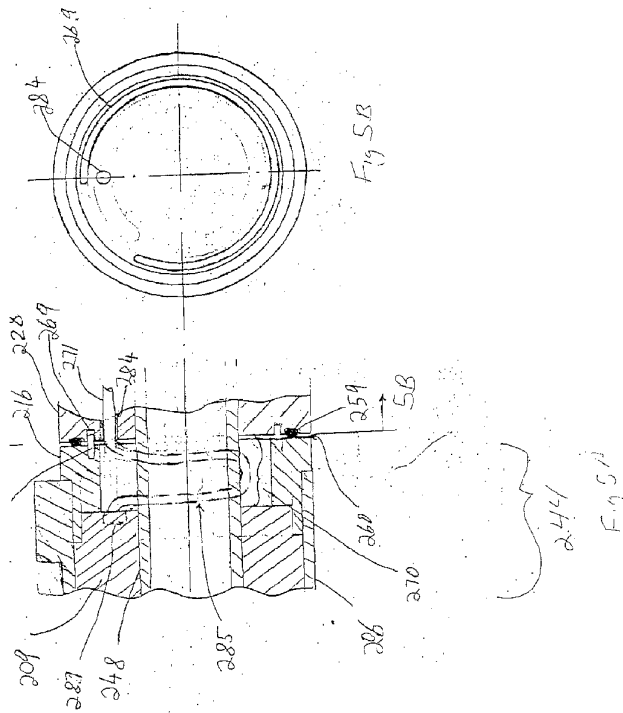


Fig 4B

Fig 4A

Fig 4C



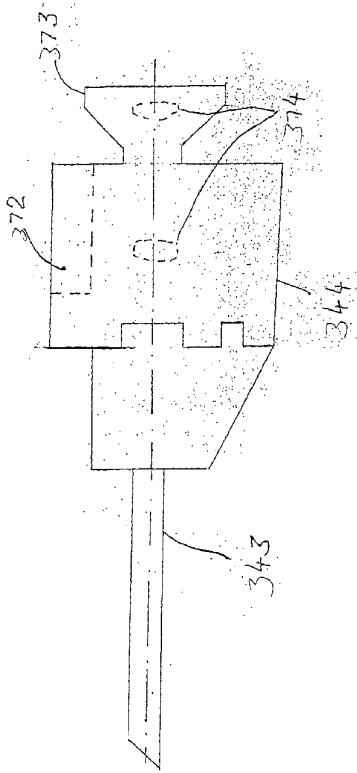
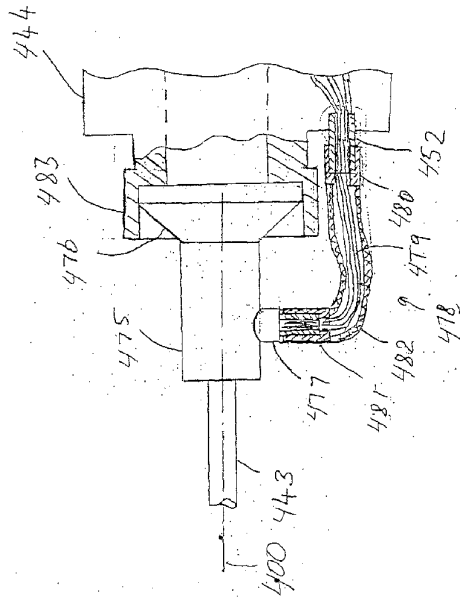


FIG. 6



F16.7

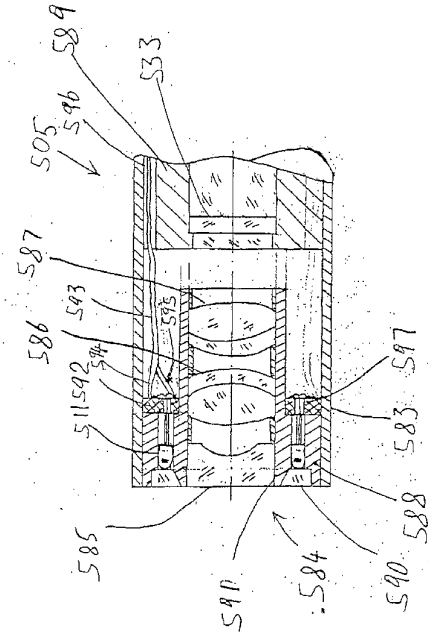


FIG. 8

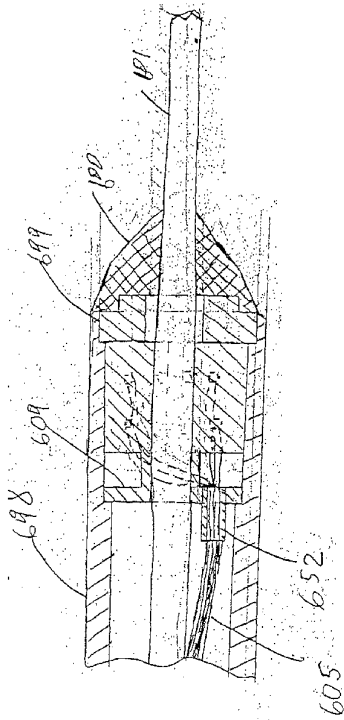


FIG 9

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
20 March 2003 (20.03.2003)

PCT

(10) International Publication Number
WO 03/022135 A3(51) International Patent Classification: A61B 1/00,
G02B 23/24

(21) International Application Number: PCT/US02/27940

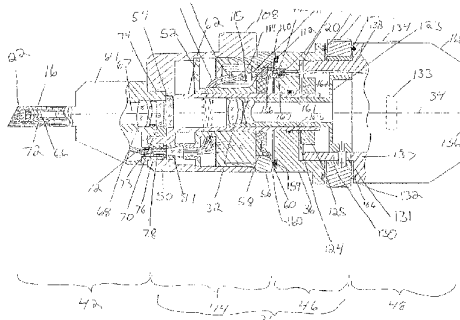
(22) International Filing Date: 29 August 2002 (29.08.2002)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
09/949,430 7 September 2001 (07.09.2001) US(71) Applicant: SMITH & NEPHEW, INC. [US/US]; 1450
Brooks Road, Memphis, TN 38116 (US).(72) Inventor: KAZAKEVICH, Yuri; 26 Fairwood Drive,
Andover, MA 01810 (US).(74) Agents: STACEY, George et al.; Smith & Nephew, Inc.,
1450 Brooks Road, Memphis, TN 38116 (US).(81) Designated States (national): AE, AG, AI, AM, AT, AU,
AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,CZ, DL, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,
GM, GR, GU, HD, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MY, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG,
SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN,
YU, ZA, ZM, ZW.(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,
KI, LS, MW, MY, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZM, ZW),
Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM),
European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK,
TR), OAPI patent (BI, BJ, CI, CG, CL, CM, GA, GN, GQ,
GW, ML, MR, NI, SN, TD, TG).Published:
— with international search report(88) Date of publication of the international search report:
7 August 2003For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guid-
ance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the begin-
ning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: ENDOSCOPIC SYSTEM WITH A SOLID-STATE LIGHT SOURCE



(57) Abstract: An endoscopic system for internal inspection of an object includes an endoscope extending along a longitudinal axis between a distal end to be inserted into the object and a proximal end and an illumination assembly attached to the proximal end of the endoscope. The illumination assembly includes a solid-state light source. The endoscopic system also includes an optical system positioned distally from the solid-state light source to receive and convey light to the distal end.

WO 03/022135 A3

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Intern: Application No PCT/us 02/27940
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/00 G02B23/24		
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 practice, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 96 05693 A (APPLITEC LTD ; MERON GABRIEL DAVID (IL); FRAIER ISRAEL (IL)) 22 February 1996 (1996-02-22) claim 1; figure 1	1, 3-6
X	WO 01 49164 A (KEYMED MEDICALS & IND EQUIP ; ROBINSON CHRISTOPHER PAUL (GB); PARIS) 12 July 2001 (2001-07-12) claim 1; figures 2-6	1, 2
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 relating 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 18 March 2003		Date of mailing of the international search report 09/04/2003
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. 31 651 epo nl, Fax. (+31-70) 340-3010		Authorized officer Bernas, Y

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int. application No.
PCT/US 02/27940**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☒ Claims Nos.: 12-23
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 8.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box I.2

Claims Nos.: 12-23

The initial phase of the search revealed a very large number of documents relevant to the issue of novelty, due to the extreme broadness of claim 1.

So many documents were retrieved that it is impossible to determine which parts of the claim(s) may be said to define subject-matter for which protection might legitimately be sought (Article 6 PCT). For these reasons, a meaningful search over the whole breadth of the claims is impossible. Consequently, the search has been restricted to claim 7 and its dependent claims.

The applicant's attention is drawn to the fact that claims, or parts of claims, relating to inventions in respect of which no international search report has been established need not be the subject of an international preliminary examination (Rule 66.1(e) PCT). The applicant is advised that the EPO policy when acting as an International Preliminary Examining Authority is normally not to carry out a preliminary examination on matter which has not been searched. This is the case irrespective of whether or not the claims are amended following receipt of the search report or during any Chapter II procedure.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT				International Application No. PCT/JP 02/27940	
Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
WO 9605693	A	22-02-1996	AU WO	3258095 A 9605693 A1	07-03-1996 22-02-1996
WO 0149164	A	12-07-2001	GB EP WO US	2357856 A 1241975 A1 0149164 A1 2002193664 A1	04-07-2001 25-09-2002 12-07-2001 19-12-2002

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,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,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,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,N O,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VN,YU,ZA,ZM,ZW

Fターム(参考) 2H040 AA01 CA02 CA03 CA04 CA07 CA08 CA09 CA11 CA12 CA22
CA29 DA02 DA12 DA17 DA18 DA31 FA01 FA02 FA08 FA13
GA02
4C061 FF40 FF46 FF47 JJ11 NN01 PP13 QQ01 QQ06 UU06
5C122 DA26 EA42 EA54 GC05 GC35 GF01 GG06 GG17

专利名称(译)	内窥镜系统采用固态光源		
公开(公告)号	JP2005501639A	公开(公告)日	2005-01-20
申请号	JP2003526268	申请日	2002-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	史密夫和内修有限公司		
申请(专利权)人(译)	施乐辉公司		
[标]发明人	カザケヴィッチユーリ		
发明人	カザケヴィッチ,ユーリ		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/07 G02B23/24 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/0607 A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 G02B23/2469		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B H04N5/225.C		
F-TERM分类号	2H040/AA01 2H040/CA02 2H040/CA03 2H040/CA04 2H040/CA07 2H040/CA08 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/CA29 2H040/DA02 2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/DA18 2H040/DA31 2H040/FA01 2H040/FA02 2H040/FA08 2H040/FA13 2H040/GA02 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/JJ11 4C061/NN01 4C061/PP13 4C061/QQ01 4C061/QQ06 4C061/UU06 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/EA54 5C122/GC05 5C122/GC35 5C122/GF01 5C122/GG06 5C122/GG17		
优先权	09/949430 2001-09-07 US		
其他公开文献	JP4505222B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于对象的内部检查的内窥镜系统包括内窥镜，该内窥镜沿着纵向轴线延伸，该内窥镜在待插入到物体中的远端和近端之间，以及附接到内窥镜的近端的照明组件。照明组件包括固态光源。内窥镜系统还包括位于远离固态光源的光学系统，以接收光并将光传送到远端。

