

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ビデオ型内視鏡において、

(a) 一定の基端部および一定の先端部を有する一定のチューブを備えており、このチューブの先端部が

(i) 一定のビデオ・カメラ、および

(ii) 一定の光案内装置を有しており、さらに

(b) 前記ビデオ・カメラよりも基端側にあり、前記光案内装置の一定の基端部に光学的に連結している一定の白色光源、および

(c) 前記ビデオ・カメラおよび前記白色光源に接続している一定の電力供給源を備えているビデオ型内視鏡。 10

【請求項 2】

前記白色光源が少なくとも 1 個の LED を含む請求項 1 に記載のビデオ型内視鏡。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 個の LED が単一のパッケージの中に収容されている複数の光ダイオードを含む請求項 2 に記載のビデオ型内視鏡。

【請求項 4】

前記白色光源が結果として発光される光が白色であると知覚されるような一定の比率における赤色、青色および緑色の各 LED の一定の集合体を含む請求項 2 に記載のビデオ型内視鏡。 20

【請求項 5】

前記複数の光ダイオードが結果として発光される光が白色であると知覚されるような一定の比率における赤色、青色および緑色の各 LED の一定の集合体を含む請求項 3 に記載のビデオ型内視鏡。

【請求項 6】

前記白色光源が少なくとも 1 個のタングステン電球を含む請求項 1 に記載のビデオ型内視鏡。

【請求項 7】

前記光案内装置が少なくとも 1 個の接続型のセグメントを含む請求項 1 に記載のビデオ型内視鏡。 30

【請求項 8】

前記光案内装置が単一の成形処理した部材片により構成されている請求項 7 に記載のビデオ型内視鏡。

【請求項 9】

前記 1 個の接続型のセグメントが一定のリン光発光材料である請求項 7 に記載のビデオ型内視鏡。

【請求項 10】

複数の接続型のセグメントが一定の勾配付きの指数の光学材料により構成されている請求項 7 に記載のビデオ型内視鏡。

【請求項 11】

前記接続型のセグメントが光ファイバーにより構成されている請求項 5 に記載のビデオスコープ。 40

【請求項 12】

前記電力供給源が少なくとも 1 個の電池により構成されている請求項 1 に記載のビデオスコープ。

【請求項 13】

ビデオ型内視鏡において、

(a) 一定の基端部および一定の先端部を有する一定のチューブを備えており、この先端部が一定のビデオ・カメラおよび一定の光案内装置を有しており、この光案内装置が

(i) 一定のコリメータ・セグメント、および 30

前記コリメータ・セグメントよりも先端側にあり、このコリメータ・セグメントよりも小さい一定の断面を有して、このコリメータ・セグメントよりも先端側に一定の伝達用セグメントを有しており、さらに
(b) 前記チューブの中に一体化されていて、前記光案内装置のコリメータ・セグメントに光学的に連結している一定の白色光源を備えているビデオ型内視鏡。

【請求項 14】

前記白色光源が少なくとも 1 個の LED を含む請求項 13 に記載のビデオスコープ。

【請求項 15】

前記少なくとも 1 個の LED が単一のパッケージの中に収容されている複数の光ダイオードを含む請求項 14 に記載のビデオスコープ。

【請求項 16】

前記白色光源が少なくとも 1 個のタングステン電球を含む請求項 13 に記載のビデオスコープ。

【請求項 17】

前記コリメータ・セグメントがさらに 60 度よりも小さい一定の視準角度を有している請求項 13 に記載のビデオスコープ。

【請求項 18】

前記光案内装置が単一の成形処理した部材片により構成されている請求項 13 に記載のビデオスコープ。

【発明の詳細な説明】

【発明の内容の開示】

【0001】

関連出願

本発明は 2002 年 3 月 22 日に出願されている米国仮特許出願第 60 / 366,727 号の優先権を主張しており、この仮特許出願の開示の全体は本明細書に参考文献として含まれる。

【0002】

発明の分野

本発明は一定のビデオ・スコープに関連しており、特に、一定の自己収容型のカメラおよび光源を有している医療処置のために有用な一定の内視鏡に関連している。

【0003】

発明の背景

内視鏡は手術室において用いられる頻度が高まりつつある。これらの装置は外科医が種々のトロカールにより形成した内体腔の中に小さな切開部を通して行なうこと、および口および肛門を通して外体腔の中に行なうことを可能にする新規な最少侵襲性の処置の発展を容易にしてきた。このような最少侵襲性の手術を行なうために必要な観察は一定のビデオ・モニター上に完全な動作の画像を表示する種々のビデオ・カメラ（ビデオ型内視鏡）を備えている内視鏡を挿入することにより達成される。これらのモニターは外科医がこれらを見ることのできる手術の場所の近くに置かれる。

【0004】

種々のビデオ型内視鏡およびその付属の装置は上記のような最少侵襲性の処置を容易にするために役立っているが、現在において望ましくないこれらのシステムに関する幾つかの要因が存在している。最も重要なことは、(i) 画像を形成および表示するために必要な装置の大きさおよび手術部位に対する画像の近さ、および(ii) 相互連結用の要素の位置および数である。従来の内視鏡は一定のビデオ・タワーとして一般的に呼ばれている種々の電子部品の一定の集合体の使用を必要としている。この装置のラックはカメラからのビデオ信号の処理、タワー型の装置およびカメラに対して電力を供給すること、内視鏡に対して可視光のエネルギーを供給すること、および外科医にビデオ画像を表示すること等のような種々の機能を実行する幾つかの電子部品を含む。上記のビデオ型内視鏡自体は一定のカメラ・ワイヤおよび一定の光伝達源として作用する光ファイバーの束を介して上

10

20

30

40

50

記のビデオ・タワーに接続される。この光ファイバーの束は上記タワー型の供給源から内視鏡に光を運ぶために必要である。ただし、この光ファイバーの束に固有の光の損失により、これらは一般的に6フィートよりも長くない。一方、これらの内部連結用のケーブルの長さはそのビデオ・タワーが手術部位の一定の範囲内に置かれることを必要とする。現在の技法を用いる場合に、上記のビデオ・タワーは患者およびその手術室の職員の近くに十分な場所を取っている。加えて、上記の光ファイバーの束はその内視鏡の操縦を困難にするのに十分なほど重い。

【0005】

最少侵襲性の種々の器具が進歩するほど、さらに小さな穴を通る種々の器具を形成する要求が生じ、この結果として、その患者においてさらに小さな傷が残るようになる。さらに、ビデオ型内視鏡はその断面における減少を継続する必要がある。 10

【0006】

上記のような従来のビデオ型内視鏡システムにおける欠陥のために、可能な限り多くのそのシステム内における外部設備を除去することを試みる新しい設計が現れている。このことは手術領域の一定の範囲から装置を取り除くことになる。この一例はそのビデオ型内視鏡システムから外部光源を除去する種々の内視鏡の設計を含む。例えば、シック(Schick)他による米国特許第5,908,294号、オオシマ(Ooshima)他による米国特許第6,190,309号において、手術部位を照明するために白色光源、特に、白色光発光ダイオード(LED)がビデオ型内視鏡の先端部に配置されている。このような構成は一定の外部光源または光ファイバー・ケーブルを有する必要性を排除している。このよう 20
な実施形態における各光源はカメラ自体よりも先端側に配置されているが、その器具の断面の中に依然として存在している必要がある。従って、上記のように構成されているビデオ型の内視鏡は、種々の内視鏡の処置において必要とされると考えられるような、軸方向に沿って観察するための能力を有していない。すなわち、上記の実施形態においては、その器具の軸部の軸から離れる方向に観察するビデオ型の内視鏡のみが可能である。例えば、シック(Schick)他による米国特許第5,908,294号およびオオシマ(Ooshima)他による米国特許第6,190,309号を参照されたい。

【0007】

一定の改善されたビデオ型内視鏡システムは種々の光源等のような外部装置およびその付属の接続ケーブルの必要性を排除していると共に、そのビデオ型内視鏡がその器具の軸 30
部に対して軸方向に観察することを可能にしているシステムと考えられる。また、一定の改善されたビデオ型内視鏡の別の利点は電池の電力供給による操作および変調型の電磁エネルギーまたは変調型の可視光または非可視光によるビデオ・データ通信により可能になる一定の完全に無線型の設計を有していることと考えられる。また、このようなシステムは相容型のビデオ・データ受信機および一定の表示モニターを除いてその手術領域の一定範囲内における支援用の装置の必要性を有さないと考えられる。

【0008】

発明の概要

本発明は、一例の実施形態において、内視鏡の先端部に配置されている一定の光案内装置およびカメラとの組み合わせにおける一定の新規な光源の構成を提供することにより上 40
述した従来技術の欠陥を好都合に回避しており、このことにより、種々の医療外科処置において使用するための一定の簡便に包装されたビデオ・スコープを形成している。

【0009】

本発明の一例の態様において、上記光源は一定のほとんど自然な「白色(white)」光の発光を生じるリン光体に連結している狭い帯域の青色光を発光する複数の高効率LEDにより構成されている一定の種類のLED装置である。これらのLEDは内視鏡の先端部に光を伝達するための一定の導波管に連結している。

【0010】

本発明の別の実施形態において、一定のカメラ/ライトのユニットが上記内視鏡の基端部に取り付けられていて、その内視鏡に伝達するための一定のLED光源を備えている。 50

【 0 0 1 1 】

本発明は、限定を伴わずに、従来の内視鏡および開存性の外科器具における適用性ならびにロボット補助型の外科手術における適用性を有している。

【 0 0 1 2 】

本発明の上記およびその他の特徴および利点は、以下の添付図面をと共に考察した場合に、以下のさらに詳細な説明により明らかになり、これらの図面は、例示を目的として、本発明の種々の原理を示している。

【 0 0 1 3 】

発明の詳細な説明

本発明を詳細に説明する前に、本発明がその適用または使用において以下の添付図面および説明において例示されている部分の構成および構造の詳細に限定されないことに注意する必要がある。本発明の例示的な実施形態は別の種々の実施形態、変形例および変更例において実行または組み込むことができ、種々の方法で実施または実行できる。さらに、特別に示さない限り、本明細書において用いられている用語および表現は読者の便宜のために本発明の例示的な各実施形態を説明する目的において選択されており、本発明を限定することを目的としていない。さらに、以下に説明されている種々の実施形態、これらの実施形態、実施例、方法の表現等の内のいずれかの１個以上がその他の以下に説明されている種々の実施形態、これらの実施形態、実施例、方法の表現等の内のいずれかの１個以上と共に組み合わせることができることが理解されることが考える。

【 0 0 1 4 】

図１は一定の剛性の腹腔鏡として構成されている一定のビデオ型内視鏡システム１０の等角図を示している。このシステム１０は一定の内視鏡２０、一定のモニター２２およびこれら２個の間の一定のコネクタ・ケーブル２４を含む。さらに、内視鏡２０はその中に組み込まれている照明用および画像処理用の両方の能力を備えている。このシステムは手術の領域を照明して一定のビデオ画像の流れを発生し、この画像はビデオ型内視鏡２０からコネクタ・ケーブル２４により伝達されて使用者によりモニター２２上において見ることができる。

【 0 0 1 5 】

図２は上記内視鏡２０の側面図を示している。この内視鏡２０は一定のエンド・エフェクタ２６、一定の管状部分２８および一定の本体部分３０を備えている。さらに、コネクタ・ケーブル２４が内視鏡２０の本体部分３０に接続している。一定の剛性の腹腔鏡の場合に、そのエンド・エフェクタ２６および管状部分２８はその腹腔鏡が腹腔鏡手術のための、トロカール等のような、一定の標準的な入口ポートの中に適合するように設計されている。

【 0 0 1 6 】

次に、図３において、上記エンド・エフェクタ２６は一定の光案内装置４０、一定のカメラ４２および一定のカメラ・コネクタ４４を備えている。このカメラ４２は上記光案内装置４０に対して同心状に配置されていて、カメラ・コネクタ４４により上記本体部分３０に接続されている。また、非対称的な構成も可能である。上記のカメラ・コネクタ４４はカメラ４２に対して電力を供給して、このカメラ４２により発生される画像を本体部分３０よりも基端側に伝送する。一定の光源５０が上記管状部分２８の中に一体化されているが、上記ビデオ型内視鏡２０のいずれの場所にも一体化することが可能である。この光源５０は一定の白色光源であり、最適な画像品質に対応して上記カメラ４２に対して相容性を有している。好ましい実施形態において、上記の白色光源は一定のリン被膜により包装されている青色光ＬＥＤ素子により構成されている白色光ＬＥＤである。これらの青色ＬＥＤがそれぞれの青色光を上記のリン被膜上に発光すると、この被膜が完全な白色光のスペクトル内の光を発光する。また、一定の代替的な光源はタングステン様式のガス充填型の電球である。

【 0 0 1 7 】

上記光源５０は一定の光源取付ボード５２に取り付けられており、この取付ボード５２

10

20

30

40

50

は上記管状部分の中に最適に位置決めされていて、この管状部分を上記光案内装置 40 の中に光を伝達するための一定の最適な位置に配置している。さらに、光案内装置 40 は光源 50 により発生される光を集中させるように設計されており、この光を上記カメラの周囲に送り、ビデオ型内視鏡 20 の先端部から外に出すことを可能にしている。また、光源電力ケーブル 54 は光源 50 に対して電力供給源（図示されていない）からの電力を供給し、その光源 50 に対して上記光源取付ボード 52 により接続している。

【0018】

図 4 は光案内装置 40 の断面図を示している。一定の好ましい実施形態において、この光案内装置 40 はポリカーボネート等のような一定の成形処理したプラスチックにより一体（ワン・ピース）型の形態で構成されている。しかしながら、別の実施形態において、上記の光案内装置は硝子等のような種々の半透明の材料により構成することが可能であり、あるいは、光ファイバー等のような装置の軸に沿って延在する複数の放射状のセグメントの中に作成することも可能である。このような光案内装置 40 は一定の集中部分 60 および一定の伝達部分 62 を備えている。また、この集中部分 60 は一定の反射角度を有している。さらに、この反射角度は上記光案内装置 40 の材料の一定の臨界角度に従うように設計されている。すなわち、スネルの法則（Snell's Law）は 2 種類の材料の間における界面に当たるあらゆる光がその臨界角度よりも大きな一定の角度でその界面に当たる場合に完全に内側に反射することを述べている。また、この臨界角度は上記 2 種類の材料の間における屈折率の差に基いて計算される。なお、一定の典型的なプラスチック/空気の界面の場合に、上記の臨界角度は約 46 度乃至 49 度である。また、単一の成形処理されたポリカーボネートの光案内装置を伴う好ましい実施形態の場合には、最適の性能に対応する一定の好ましい角度は約 50 度乃至 60 度であると考えられる。なお、一定のクラッドを上記の光案内装置の表面に供給することにより、上記のプラスチック/空気の界面による場合よりも一定の有意義に小さい臨界角度を有する一定のプラスチック/クラッドの界面を形成することができ、これにより光の伝達効率を大幅に改善できることが当業界において知られている。種々の光ファイバーはプラスチックにドーブ用の種々の化学薬品を添加して上記のクラッド層を形成することにより上記の理論を利用している。従って、上記のような完全な内部反射により、光が徐々に集中して、最少の損失を伴って上記伝達部分 62 を通過する。この伝達部分 62 はこの中を通して伝達される光において損失を生じることなくその外形を最少にするための制限された断面積になるように設計されている。さらに、一定の代替的な光案内装置が全ての位置において上記プラスチック/空気の界面を通る光の損失を減少するために屈折率に一定の勾配を生じる種々の化学的な要素を各外部表面に一定の調整された様式で添加することにより（クラッドを伴って、あるいは、伴わずに）上述したように可能になる。

【0019】

図 5 A および 5 B は上記管状部分 28 の中に一体化されている照明システムの 2 個の代替的な実施例を示している。図 5 A において、光源 64 は多数この光源要素を含む単一のパッケージである。また、図 5 B においては、光源 64 はそれぞれが単一の光源要素を含む複数のパッケージである。この図 5 B における光源は最大の密度で群集している一定の T1 型 LED のパッケージ等のような標準的な LED のパッケージとすることができる。図 5 A は一定の改善されたパッケージの方式を示しており、これにより、多数の青色 LED 要素が一定の回路の中に接続されていて、その上にリン被膜を有する 1 個のハウジングの中に包装されている。この実施形態は既製の設計の利用により達成できるよりも同一の空間内における高い密度の LED 要素を可能にしている。このことは光源 50 の照明の出力を大幅に高めて、ビデオ型内視鏡 20 により一定の比較的に大きな距離において高められた画像品質を伴って種々の画像を観察することを可能にすると考えられる。また、図 5 C において、リン被膜 51 は光源 50 から除去されていて、このリン被膜を外部環境から分離するために最も先端側の位置において一定の付加的なプラスチック製のインターフェイス部材 63 を伴って上記伝達部分 62 の先端部分に配置されている。

【0020】

10

20

30

40

50

図6は本体部分30および管状部分28の基端部の断面図を示している。この管状部分28の基端部は本体部分30の先端部分に接続している。さらに、この本体部分は一定の電源70および当該本体部分の外側に配置されている一定の制御スイッチ72を含み、使用者により接触可能である。電源70は、一定の電池等のような、当該技術分野において知られている一定の無線式電力供給源のあらゆる様式にすることができる。カメラ・コネクタ44および光源コネクタ・ケーブル54が、先端部において、それぞれカメラ42および光源50から延在していて、管状部分28の中を通り本体部分30の中に到達している。このカメラ・コネクタ44が本体部分30の中に入ると、カメラ電源ケーブル44bおよびビデオ信号制御ケーブル44aと言う、2本の異なるリード線に分かれている。さらに、カメラ電源ケーブル44bおよび光源電源ケーブル54は制御スイッチ72に連結しており、信号ケーブル44aは本体部分を通りその基端部から出ている。この信号ケーブル44aが本体部分の基端部から出ると、このケーブルは上記のコネクタ・ケーブルになる。使用者は制御スイッチ72を操作して光源に配給される電力を変化させることにより、その照明の程度を制御することが可能に成る。また、光源50をオフにすると、電力がエンド・エフェクタ内のカメラから除去される。また、信号ケーブル44aはコネクタ・ケーブル24を介してカメラ42からの画像信号をモニター22に運ぶ。

10

【0021】

図7は一定のビデオ型内視鏡システム120の第2の実施形態を示している。この内視鏡システム120は一定の内視鏡121、光ケーブル130、および一定のカメラ/ライト・ユニット140を備えている。このカメラ/ライト・ユニット140は上記内視鏡121の基端部に取り付けられている。また、光ケーブル130はその基端部において上記カメラ/ライト・ユニット140に取り付けられているが、その先端部は内視鏡121の光源ポートに取り付けられている。また、上記カメラ/ライト・ユニット140は内視鏡121における画像処理システム、光システムおよび信号伝達手段を含む。好ましい実施形態において、上記の信号伝達手段は無線式セキュリティ・カメラと共に用いられる1.4GHzトランスミッタ等のような一定のRFトランスミッタとすることができる。あるいは、この伝達手段は、ブルー・トゥース・システム(Bluetooth system)等のような、当業界における熟練者により知られている幾つかの伝達プロトコルの内の一つとすることができる。

20

【0022】

次に、図8において、上記のカメラ/ライト・ユニット140は一定の内視鏡アダプタ142、カメラ144、信号伝達手段146、電源148、制御スイッチ150、白色光源152および集光レンズ154を備えている。これらは全てカメラ/ライト・ユニット140の本体部分の中に収容されている。また、内視鏡アダプタ142は内視鏡121の種々の光学機器をそのカメラの中に連結するために内視鏡121に操作可能に接続される一定の様式で設計されている。上記カメラ144は内視鏡121の光学機器から画像を受け取り、この画像を一定のビデオ信号に変換する。また、信号伝達手段146はカメラ144のビデオ信号を受け取り、この信号を一定の遠隔の受信機に伝送するためにカメラ144に操作可能に接続している。この構成は図8において無線式の接続として示されているが、この構成は一定のハードワイヤ型の接続にすることも可能であることが明らかである。電源148は上記制御スイッチ150の中を通るその接続を介して白色光源152およびカメラ・ユニット144に電力を供給する。また、集光レンズ154は白色光源152により発生される光を集めて、その光を一定の比較的小さな断面積に集中させることにより、その光がそのポートにおいて上記カメラ/ライト・ユニットに接続している光ケーブル130の中に効率良く連結できるようにしている。また、一定の代替的な実施形態が一定のリン被膜により被覆されている複数の青色LEDダイおよび光ケーブル連結装置に接合している複数の集光レンズ要素により構成できると考えられる。

30

40

【0023】

図9は一定のビデオ型内視鏡システム220の第3の実施形態の等角図を示しており、このシステム220は一定の内視鏡221、一定のカメラ・ユニット222、一定のライ

50

ト・ユニット２２４および一定の電力コード２２６を備えている。この電力コード２２６はカメラ・ユニットをライト・ユニット２２４に接続していて、電力をライト・ユニット２２４に供給する。さらに、カメラ・ユニット２２２はその基端部において内視鏡２２１に接続していて、その中の種々の光学機器に連結していると共に、上記のライト・ユニット２２４が内視鏡２２１の光ポートの中に連結している。

【００２４】

図１０は上記カメラ・ユニット２２２の断面図を示している。このカメラ・ユニットはさらに一定の電源２３０、一定の画像処理チップ２３２、一定の送信回路２３４、一定の信号伝達手段２３８および一定の本体部分２３６を備えている。さらに、画像処理チップ２３２は内視鏡２２１の光学機器を通して送られる画像がこの画像処理チップ２３２の上に集中するように配置されている。この画像処理チップ２３２は３種類の主な部品、すなわち、画像アレイ、タイミングおよび制御用の回路、およびビデオ処理回路を含む。さらに、この画像アレイはそれぞれに示される光の強度を種々の電気信号に変換し、一部のモデルにおいては、その電気信号をさらに一定のデジタル信号に変換する個別の画素により構成されている。その後、上記のビデオ処理回路がこれらの信号を読み取り、この信号をフォーマット処理して、一定のＮＴＳＣまたはＰＡＬ信号等のような、一定の表示装置により読取可能な一定の信号に変換する。なお、当該技術分野における熟練者において、上記３種類の機能が異なる場所およびチップに分離できることが知られている。このような画像アレイは一定のＣＭＯＳまたは一定のＣＣＤのアレイのいずれかにより構成できる。この画像アレイが上記のＣＭＯＳ技法に基いている場合に、上記３種類の処理の全てを単一のチップ設計の中に含むことができる。なお、このような単一チップの設計の一例はオムニビジョンＯＶ７９１０（Omnivision OV7910）であると考えられる。このチップは電力入力のための２本のワイヤおよび一定のＮＴＳＣ信号出力のための２本のワイヤを有している。また、上記の電力供給源２３０は上記の画像処理チップ２３２、送信回路２３４および出力コードに接続している。さらに、画像処理チップ２３２は当該画像処理チップ２３２により形成される信号を送信回路２３４に送るようにこの送信回路２３４に接続している。また、この送信回路２３４は信号が一定の遠隔のディスプレイ・システム２２に送信されるように信号伝達手段２３８に操作可能に接続している。なお、図１０におけるこの信号伝達手段は一定の無線接続の様式として示されているが、この接続様式は一定のハードワイヤ型の様式とすることも可能であることが明らかである。

【００２５】

図１１および図１２は上記ライト・ユニット２２４の代替的な実施形態の断面図をそれぞれ示している。各実施形態は一定のライト・ユニット本体部分２４０a、b、一定の白色光源２４４a、b、一定のコリメータ２４６a、b、および一定の回路基板２４８a、bを備えている。上記ライト・ユニット本体部分の上部は内視鏡２２１の光ポートに操作可能に接続する一定の様式で設計されている。また、このライト・ユニット本体部分の内側において、上記白色光源２４４a、bがそれぞれ回路基板２４８a、bに接続している。さらに、これらの回路基板は電力コード２５０に接続しており、電力を上記電力供給源から白色光源２４４a、bに配給する。図１１において、白色光源２４４aは一定の平面状の様式で配列されており、コリメータ２４６aはこの白色光源により発生される光を内視鏡２２１の光ポートの中に集中して視準する（平行に送り込む）ように設計されている。また、図１２においては、白色光源２４４bは一定の弓形に配列されていて、その光が一定のコリメータ・レンズ・システム２４６bに集中するようになっている。このような実施形態においては、上記のコリメータは光を内視鏡２２１の光ポートの中に集中して視準する一定のレンズである。

【００２６】

上記における本発明の種々の実施形態および方法の幾つかの表現の説明が例示の目的のためにそれぞれ記載されている。すなわち、上記の開示されている正確な種々の形態および方法により本発明を網羅または限定することを目的としておらず、明らかに多くの変更例および変形例が上記の教示に鑑みて可能になる。例えば、当該技術分野における熟練者

10

20

30

40

50

において明らかであると考えられるように、種々の超音波システムおよび方法の本明細書における開示は一定のロボット式システム等に対して相容性を有するように本発明の明らかな変更例を考慮することによりロボット補助型の外科手術において同等の適用性を有する。なお、本発明の範囲は添付の特許請求の範囲により定められるものとする。

【図面の簡単な説明】

【0027】

本発明の新規な特徴は特に添付の特許請求の範囲において述べられている。しかしながら、本発明自体は、その動作の機構および方法の両方について、そのさらに別の目的および利点と共に、以下の添付図面に基いて、上記の説明を考察することにより最良に理解できる。

10

【図1】一定の剛性の腹腔鏡として構成されている一定のビデオ型内視鏡システムの等角図である。

【図2】本発明の内視鏡の側面図を示している。

【図3】本発明のエンド・エフェクタおよび管状部分の先端部の破断図を示している。

【図4】光案内装置の一例の実施形態の断面図を示している。

【図5A】ビデオ型内視鏡の管状部分の内側に一体化されている照明システムの2種類の代替的な実施形態の内の一例を示している。

【図5B】ビデオ型内視鏡の管状部分の内側に一体化されている照明システムの2種類の代替的な実施形態の内の一例を示している。

【図5C】本発明のエンド・エフェクタおよび管状部分の中に一体化されている光案内装置および光源の代替的な実施形態である。 20

【図6】本発明の内視鏡の管状部分の本体部分および基端部の破断図を示している。

【図7】本発明のビデオ型内視鏡の第2の実施形態を示している。

【図8】図7において示されている実施形態のカメラ/ライト・ユニットの断面図を示している。

【図9】本発明のビデオ型内視鏡の代替的な実施形態の等角図を示している。

【図10】図9のカメラ・ユニットの断面図である。

【図11】図9において示されているライト・ユニットの代替的な実施形態の断面図を示している。

【図12】図9において示されているライト・ユニットの代替的な実施形態の断面図を示している。 30

【 図 1 】

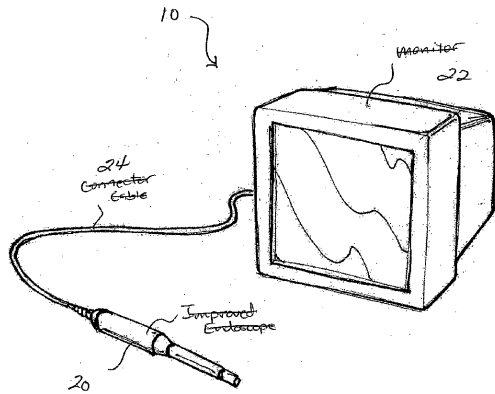


Figure 1

【 図 2 】

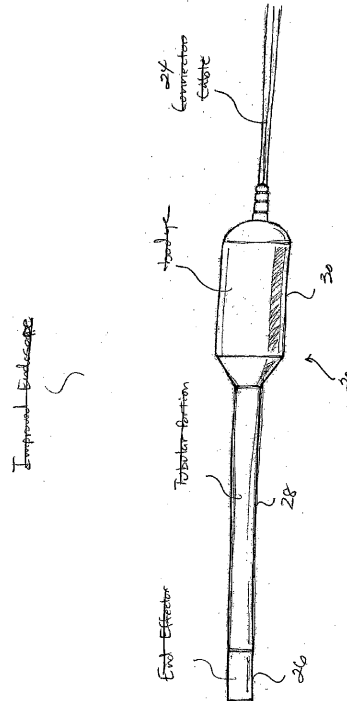
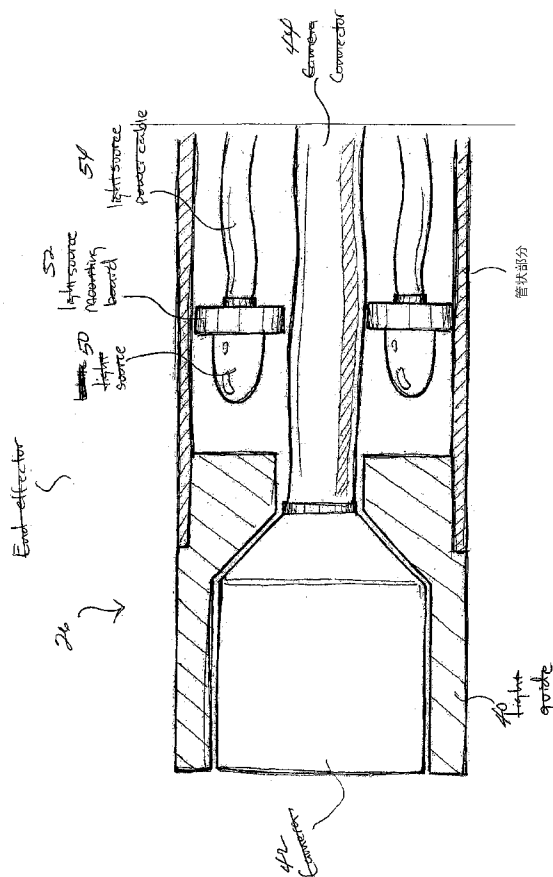


Figure 2

【 図 3 】



【 図 4 】

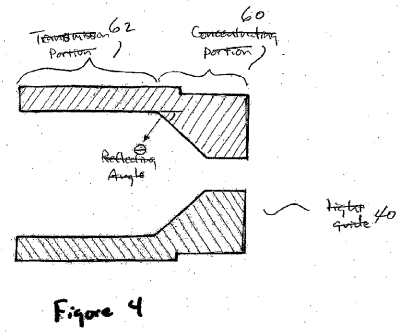


Figure 4

【 図 5 A 】

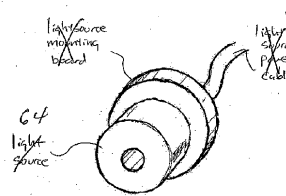


Figure 5A

【図 5 B】

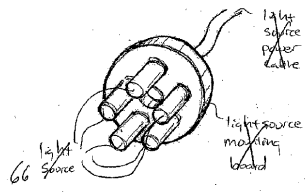
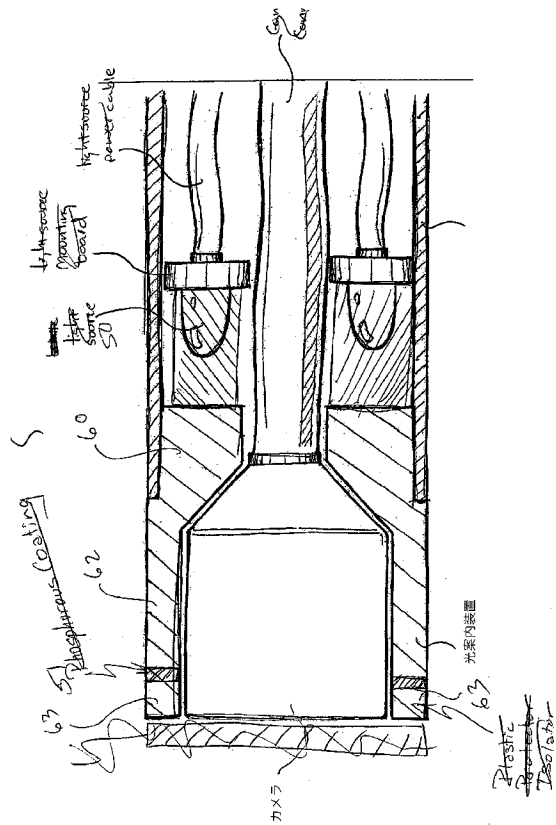
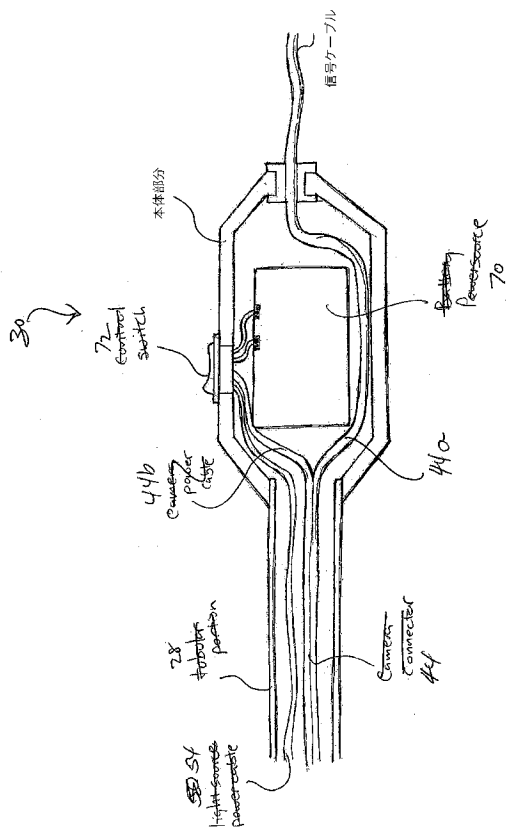


Figure 5B

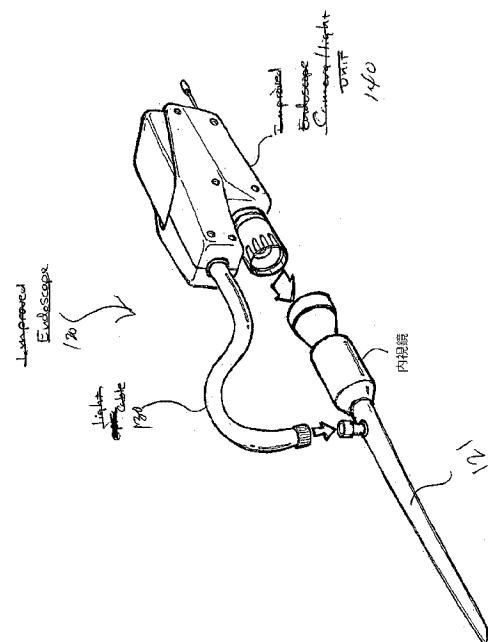
【図 5 C】



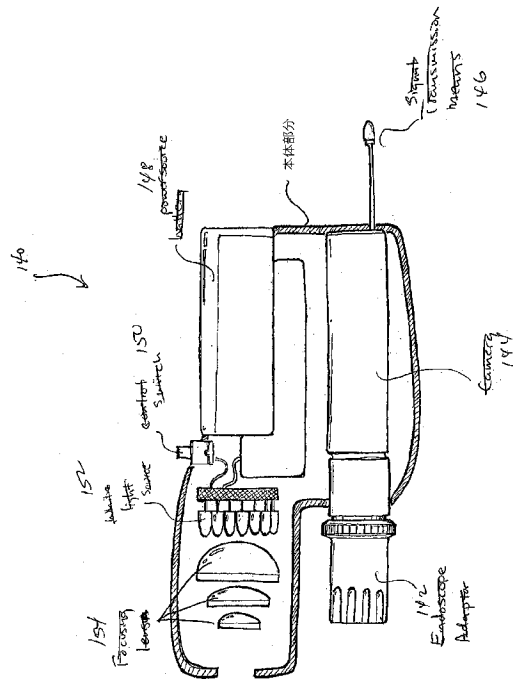
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【図 9】

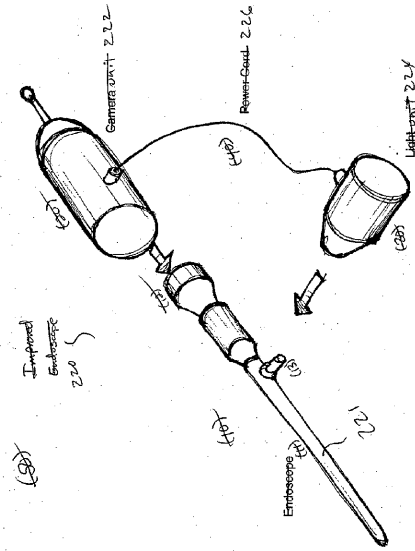
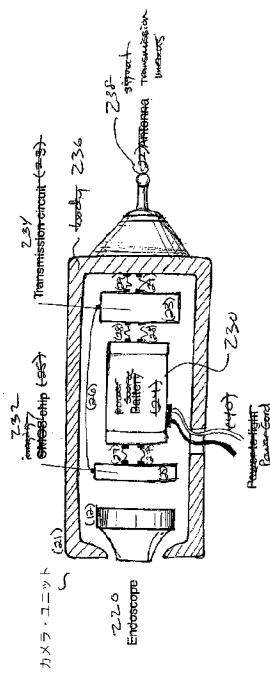


Figure 9

【図 10】



【図 11】

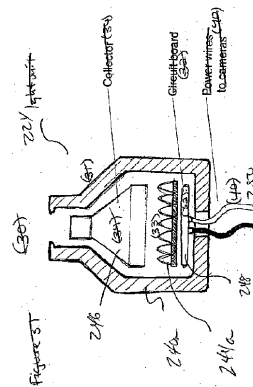
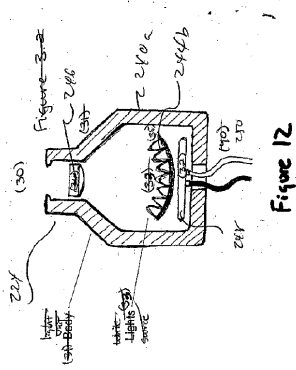


Figure 11

【 図 1 2 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US03/08939
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 1/07 US CL : 600/182 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, 177-179, 182 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) BRS		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P	US 2003/0050534 A1 (KAZAKEVICH) 13 March 2003 (13.03.2003), see paragraph 0042.	9
Y	US 6,260,994 B1 (MATSUMOTO et al) 17 July 2001 (17.07.2001), see column 3, lines 45-46.	12
Y	US 6,124,883 A (SUZUKI et al) 26 September 2000 (26.09.2000), see column 12, lines 1-9, and column 13, lines 30-60.	7, 8, 11, 13-18
Y	US 6,063,024 A (YAMAMOTO) 16 May 2000 (16.05.2000), see column 9, lines 5-65.	10
Y	US 4,414,962 A (CARSON) 15 November 1983 (15.11.1983), see column 1, lines 33-44.	6
Y	WO 95/15060 (APOLLO CAMERA, LLC) 01 June 1995 (01.06.1995), see page 6, line 25, through page 7, line 18.	1-18
<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	"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	
"E" earlier application or patent published on or after the international filing date	"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	
"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)	"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	
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 30 September 2003 (30.09.2003)	Date of mailing of the international search report 30 OCT 2003	
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. (703)305-3230	Authorized officer John M. Mulcahy <i>Deane Ruasele for</i> Telephone No. (703) 308-0873	

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,HU,IE,IT,LU,MC,NL,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,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,M W,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(特許庁注：以下のものは登録商標)

B l u e t o o t h

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 ワンプラー・スコット

アメリカ合衆国、4 5 0 6 9 オハイオ州、ウエスト・チェスター、ドックサイド・ウェイ 9 3
4 9

(72)発明者 スピーグ・トレバー・ダブリュ・フィ

アメリカ合衆国、4 5 1 7 6 オハイオ州、ウィリアムスバーグ、リチェイ・ロード 4 1 0 7

(72)発明者 ダンキ - ジェイコブス・ロバート

アメリカ合衆国、4 5 0 4 0 オハイオ州、メイソン、ウェズリー・コート 4 6 0 0

Fターム(参考) 2H040 CA03 CA11 CA12 GA02

4C061 BB01 GG01 QQ02 QQ10

专利名称(译)	集成式可视化系统		
公开(公告)号	JP2005538753A	公开(公告)日	2005-12-22
申请号	JP2003579624	申请日	2003-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ワンプラスコット スピーグトレバーダブリュビ ダンキジェイコブスロバート		
发明人	ワンプラー・スコット スピーグ・トレバー・ダブリュ・ビ ダンキ・ジェイコブス・ロバート		
IPC分类号	G02B23/24 A61B A61B1/04 A61B1/06 A61B1/07 A61B19/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/07 A61B1/00032 A61B1/042 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/0676 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 A61B19/00.502 G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/GA02 4C061/BB01 4C061/GG01 4C061/QQ02 4C061/QQ10		
优先权	60/366727 2002-03-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜具有集成光源和安装在内窥镜远端的摄像头。光源是由高效LED构成的一类LED器件，其发射与磷光体耦合的窄带蓝光，其导致几乎自然的“白色”光发射。LED耦合到波导，用于将光传输到内窥镜的远端。

