

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5909091号
(P5909091)

(45) 発行日 平成28年4月26日 (2016. 4. 26)

(24) 登録日 平成28年4月1日 (2016. 4. 1)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 B
A 6 1 B 1/06 A
G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-536337 (P2011-536337)
(86) (22) 出願日 平成21年11月17日 (2009. 11. 17)
(65) 公表番号 特表2012-509098 (P2012-509098A)
(43) 公表日 平成24年4月19日 (2012. 4. 19)
(86) 国際出願番号 PCT/US2009/006155
(87) 国際公開番号 W02010/059197
(87) 国際公開日 平成22年5月27日 (2010. 5. 27)
審査請求日 平成24年10月18日 (2012. 10. 18)
審判番号 不服2015-4129 (P2015-4129/J1)
審判請求日 平成27年3月3日 (2015. 3. 3)
(31) 優先権主張番号 61/199, 597
(32) 優先日 平成20年11月18日 (2008. 11. 18)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 595148888
ストライカー コーポレーション
STRYKER CORPORATION
アメリカ合衆国ミシガン州49002, カ
ラマズー, エアヴェー・ブルヴァード
2825
(74) 代理人 100080056
弁理士 西郷 義美
(72) 発明者 フェインゴールド ベンジャミン ヘイマ
ン
アメリカ合衆国 94040 カリフォル
ニア州 マウンテン ビュー ミラモンテ
アベニュー 1424

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フィードバック制御を行う内視鏡光源システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡に光を供給するための外部内視鏡光源システムであって、内視鏡は手術部位を照
明するために遠位端に光を出力することができ、該内視鏡光源システムは、

筐体と、

筐体内に配置された複数の L E D と、

L E D からの光を受け取るために筐体内に配置された複数の二色性フィルター素子と、
二色性フィルター素子からの光を受け取る筐体内に配置された光コリメート・混合デバ
イスと、

光ファイバケーブルを光コリメート・混合デバイスに接続する接合部と、

光を光コリメート・混合デバイスから受け取り、光ファイバケーブルと共に光路を生
成する光伝送ロッドと、

光路内の照明から明度を感知するカラーセンサと、

カラーセンサから明度を受け取り、所定の明度と当該明度とを比較する筐体内に配置さ
れた制御部とからなり、

制御部は、

カラーセンサにより感知された明度が所定のカラー光の出力と対応するように、

前記光ファイバケーブルは複数の光ファイバーを含み、当該光ファイバーの1つの遠位
端は、カラーセンサに光を供給し、残りのもう1つの光ファイバーは、内視鏡に光を供給
し、

10

20

複数のＬＥＤのうち少なくとも１個により出力される光の強度を制御するために電源信号を変えることができる

ことを特徴とするフィードバック制御を行う内視鏡光源システム。

【請求項２】

前記ＬＥＤは赤色、緑色および青色ＬＥＤのうちの少なくとも１個を含むことを特徴とする請求項１に記載のフィードバック制御を行う内視鏡光源システム。

【請求項３】

前記ＬＥＤは、赤色、緑色、青色、シアン、マゼンタおよび琥珀色のＬＥＤのうちの少なくとも２つのカラーからなる

ことを特徴とする請求項１に記載のフィードバック制御を行う内視鏡光源システム。

10

【請求項４】

前記ＬＥＤは、白色と赤色ＬＥＤの組み合わせからなることを特徴とする請求項１に記載のフィードバック制御を行う内視鏡光源システム。

【請求項５】

前記カラーセンサは、接合部内に位置することを特徴とする請求項１に記載のフィードバック制御を行う内視鏡光源システム。

【請求項６】

ＬＥＤからの光を接合部の近位端に向けて反射するための二色性コーティングを含むことを特徴とする請求項１に記載のフィードバック制御を行う内視鏡光源システム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【０００１】

本発明は、２００８年１１月１８日に出願された米国仮出願第６１／１９９、５９７号を参照することにより、その全体を本発明に組み込みその利益を主張するものである。

【０００２】

本発明は、外部光源から内視鏡を通じて手術部位に照明を供給するための固体システムに関する。

外部光源は、外部光源から内視鏡の入力部に光を供給する光ファイバーケーブルを含む。

【背景技術】

30

【０００３】

外科手術中に内視鏡検査において、体内の部位を検査するための光源が使われる。

通常、内視鏡は手元のハンドルから内視鏡のボディを通してその先端の検視端まで延びる１組の光ファイバーを備えた、剛性または柔軟な長い挿入チューブを有する。

外部光源は、内視鏡側のポストに取付けたケーブルを介して光ファイバーに光を供給する。

幾つかの実施態様において、内視鏡は外科医による観察のためにモニタにイメージを供給する撮像装置を含む。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【０００４】

【特許文献１】米国特許第６９２１９２０号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

図８及び図９の従来技術は、固体光源を開示する上記の特許文献１である米国特許第６９２１９２０号公報から得たものである。

図８に示すように、照明を供給するための内視鏡システム１０は、固体の光源１２、ビデオモニタ１４、カメラ１６および内視鏡１８を含む。

光源１２は、光ガイド２６を介して内視鏡１８の遠位端２２に運ばれる白色光を発生す

50

る。

光ガイド 26 は、複数のファイバーを有し、光源 12 の出力コネクタ 28 と内視鏡 18 の光ポスト 30 の間に接続される。

白色光は、内視鏡の遠位端 22 にある手術域 24 を照明する。

内視鏡のハンドル 32 に接続されたビデオカメラ 16 は、ビデオモニタ 14 上に表示するための手術域 24 のイメージを表すビデオ信号を生成する。

【0006】

図 9 は図 8 の既知の手段の特定の光源 12 の概略を示す。

図 9 の光源 12 は、光学システム 34 と、対応する LED アレイ 38 からの光を平行にするために使われるレンズアレイ 36 を含む。

集束レンズ 40 は、光カイド 52 上に光を集束する。

【0007】

LED アレイ 38 は円形の 2 次元のアレイに配列される。

対応するレンズアレイ 36 は、それぞれの半導体光源 42 が対応するレンズ 46 の光軸 44 に沿って位置するように LED アレイ 38 の前に置かれる。

レンズ 46 は、それぞれの対応する LED 42 から発せられた光を平行にする。

レンズ 46 は、単体またはダブルの非球面、複合レンズ、放射インデックスタイプのレンズの単体のレンズ、またはそれぞれの組み合わせを表す。

他の配置では、接着 / 融合その他によって LED アレイの一部として実現されるレンズアレイを有する。

幾つかの配置では、四角形の LED およびレンズアレイを有する。

【0008】

レンズ 40 の焦点距離およびレンズ 46 の直径は数ミリメートルオーダーで選択される。

。

実際の値は、レンズ 46 の視野を決める LED の発光表面 48 のサイズに基づいて選択される。

【0009】

レンズアレイ 36 からの平行光は集束レンズ 40 に進む。

集束レンズ 40 は、LED の発光表面 48 にそれぞれのイメージを光ガイド 42 の入射面 50 に投射する。

イメージは、そのサイズが光ガイド 42 の入射面 50 のサイズとほぼ同じになるように拡大される。

光ガイド 42 は、光を内視鏡に運ぶ。

光は内視鏡を通過し手術部位を照明する。

カメラ 16 は、手術部位のイメージを提供しビデオモニタ 14 上に表示する。

【0010】

上記の内視鏡システムおよびその他の内視鏡照明システムにおける問題点は、内視鏡の遠位端にある金属の継ぎ手に光ガイド 26 を通じて光源から熱が伝わることである。

幾つかの例において、内視鏡の遠位端の温度は、70℃ まで上がる可能性がある。

もし外科医が患者の体内から内視鏡を取り出し、内視鏡を患者の体の上に置いた場合、患者の皮膚に火傷を生じることもある。

さらに、ユーザーの体内に内視鏡が配置された場合、金属の先端が患者の組織を傷つける可能性がある。

【0011】

本発明の 1 つの目的は、必要な光量を提供しながら、最小限の電圧すなわち電源レベルで動作する複数の固体の光源を有するフィードバック制御を行う内視鏡光源システムを提供することである。

【0012】

本発明の一実施態様は、内視鏡を通じて手術部位に当てられる光の色を感知することである。

10

20

30

40

50

感知した明度によって、個々の発光ダイオードまたはダイオードアレイへの電源を制御し光の色のバランスを取り、白色光になるようにする。

このように、色のバランスが取られていないフィードバックを有する光源とは異なり、光源からの反射光を受け取るカメラにおける白色バランスを取る必要がない。

【 0 0 1 3 】

本発明の他の実施態様は、光ファイバーケーブルの遠位端が内視鏡から外れた場合に、光源への電源供給を自動的に停止する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

そこで、この発明は、上述不都合を除去するために、

内視鏡に光を供給するための外部内視鏡光源システムであって、内視鏡は手術部位を照明するために遠位端に光を出力することができ、該内視鏡光源システムは、

筐体と、

筐体内に配置された複数の L E D と、

L E D からの光を受け取るために筐体内に配置された複数の二色性フィルター素子と、二色性フィルター素子からの光を受け取る筐体内に配置された光コリメート・混合デバイスと、

光ファイバーケーブルを光コリメート・混合デバイスに接続する接合部と、

光を光コリメート・混合デバイスから受け取り、光ファイバケーブルと共に光路を生成する光伝送ロッドと、

光路内の照明から明度を感知するカラーセンサと、

カラーセンサから明度を受け取り、所定の明度と当該明度とを比較する筐体内に配置された制御部とからなり、

制御部は、

カラーセンサにより感知された明度が所定のカラー光の出力と対応するように、前記光ファイバーケーブルは複数の光ファイバーを含み、当該光ファイバーの 1 つの遠位端は、カラーセンサに光を供給し、残りのもう 1 つの光ファイバーは、内視鏡に光を供給し、複数の L E D のうち少なくとも 1 個により出力される光の強度を制御するために電源信号を変えることができることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

この発明によれば、必要な光量を提供しながら、最小限の電圧すなわち電源レベルで動作する複数の固体の光源を有するフィードバック制御を行う内視鏡光源システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【図 1】図 1 は本発明の実施態様における第 1 の光源のブロック図である。（実施例）

【図 2】図 2 は光源の一実施態様の光学装置の図である。（実施例）

【図 3】図 3 は光源の他の実施態様の光学装置の図である。（実施例）

【図 4】図 4 は内視鏡カメラとの組み合わせで光源を含む他の実施態様のブロック図である。（実施例）

【図 5】図 5 は図 4 の光源のブロック図である。（実施例）

【図 6】図 6 は図 4 の内視鏡カメラのブロック図である。（実施例）

【図 7】図 7 はケーブルが内視鏡に接続されているかどうか判断するための光ファイバケーブル存否センサーの光源のブロック図である。（実施例）

【図 8】図 8 は既知の内視鏡システムの図である。

【図 9】図 9 は図 8 の内視鏡システムのための光学システム図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

以下図面に基いてこの発明の実施例を詳細に説明する。

10

20

30

40

50

以下の説明で使われる特定の用語は、便宜的かつ参照のためのものであって、限定することを意図するものではない。

例えば、用語「上方」、「下方」、「右方向」および「左方向」は、参照する図面における方向を示すものである。

用語「内方向」および「外方向」は、それぞれ配置および指定する部品の幾何学的中心に向かう方向、およびそこから離れる方向を指す。

前記の用語は、特別の言い回し、その派生および同意の語を含む。

【実施例】

【0018】

図1は、発光ダイオード（「発光素子」または「LED」ともいう。）66a、66b および66cのような固体の発光装置に複数の出力64a、64bおよび64cを供給する電源ユニット62を含む光源60のブロック図である。

発光ダイオード66a～66cは、以下に詳しく説明する光学装置68に光を供給する。

光学装置68は、中空の光伝送ロッド72の中にコリメート光である光出力70を供給する。

光出力70は白色光であることを意図する。

【0019】

光伝送ロッド72の遠位端に、光ファイバー74が光出力70のほんの1部を受け取るように向けられている。

光ファイバー74は、受け取った光を光源の筐体に配置されたカラーセンサー76に供給する。

カラーセンサー76は、カラーバランス回路80にカラー出力信号78を供給する。

カラーバランス回路80は、電源ユニット62にカラーバランス出力信号82a、82bおよび82cを供給する。

電源ユニット62は、複数の発光ダイオードアレイ、すなわちLEDアレイ66a～66cに電力を供給する個々に独立した電力出力回路63a～63cを有する。

【0020】

動作時において、図1に示す実施態様の光源は、光ファイバーケーブルで受け取った光出力70を光伝送ロッド72に供給し、内視鏡に光出力を供給する。

【0021】

内視鏡への光出力70に加えて、光伝送ロッド72の遠位端の端部に配置された光ファイバー74が光出力70のごく一部を受け取り、この光をカラーセンサー76に供給する。

カラーセンサー76は、光の特性を感知し、複数のカラーがある場合は、光出力70の中のどのカラーが優勢か判断する。

例えば、光出力70の中に赤色光が豊富に供給されている場合は、その条件により光出力が反射している対象物のイメージの様子、すなわち色を変える。

このように、カラーセンサー76は光ファイバー74から光を受取り、光ファイバー74の中の色の濃さを測定する。

次に、カラーセンサー76はLEDすなわち固体の発光ダイオード66からの複合光に応じてカラー出力信号78を供給する。

【0022】

カラーバランス回路80は、カラーセンサー76からカラー出力信号78を受け取り、必要があれば、どのカラーの発光ダイオード66a～66cが光学装置68に、より多くまたは少なく光を出力する必要があるか判断する。

次に、カラーバランス回路80は、電源ユニット62にカラーバランス出力信号82a、82bおよび82cを供給する。

電力出力回路63a～63cは、カラーバランス出力信号82に基づいて個々に発光ダイオード66a～66cを制御し、一実施の態様によれば、バランスの取れた白色の光出

10

20

30

40

50

力 70 を得る。

しかし、場合によっては、白色光の出力は、手術部位を見るのに最も理想的な光の色でない場合もある。

かかる場合は、カラーバランス回路 80 が動作して発光素子を制御し、所定の望ましい色を供給する。

【 0 0 2 3 】

要するに、光源の筐体の中に収納された図 1 に示す光源の配置により、発光ダイオード 66a ~ 66c の個々の条件や特性に係わりなく、加工された光を供給し光伝送ロッド 72 を通じて出力し、所定の色の光出力 70 を供給するように動作する。

【 0 0 2 4 】

光学装置

図 2 は、光源 60 に備える光学装置 68 の一実施態様を示す。

図 2 の実施態様は、赤色、緑色および青色 LED などの発光ダイオード 66a ~ 66c をそれぞれ含む。

光学装置 68 は、各発光ダイオード 66a ~ 66c から供給された光を包含する複数の壁を有する。

【 0 0 2 5 】

光学装置 68 は、緑色の発光ダイオード 66b の下方に配置され緑色光を反射する反射体すなわち鏡 88 を有する。

反射体である鏡 88 は、およそ 45° の角度で方向付けされ、図 2 に示すようにほぼ水平に横断する方向に緑色光を反射する。

緑色光は緑色光を通過させる第 1 の二色性帯域通過フィルター 90 に向けて反射される。

【 0 0 2 6 】

図 2 において、赤色の発光ダイオード 66a は、下向きに赤色光を供給し、第 2 の角度を持たせた高域二色性フィルター 92 を通過する。

二色性フィルター 90 および 92 は二色性コーティングを有するガラスフィルターである。

二色性フィルター 92 を通過した後、赤色光は、第 1 の帯域通過フィルター 90 に進み、そこから横方向に反射され、第 1 の帯域通過フィルター 90 を通過しながら緑色光とほぼ整列される。

このようにして、赤色光と緑色光は同じ光路に沿って進む。

【 0 0 2 7 】

青色の発光ダイオード 66c は、赤色の発光ダイオード 66a からの光の方向に横断する経路に沿って光を供給する。

青色光は第 2 の高域二色性フィルター 92 の表面から赤色光と同じ方向に同じ経路に沿って下向きに反射する。

青色光は、赤色光とともに第 1 の帯域二色性フィルター 90 の表面から横方向に緑色光とほぼ同じ方向に反射する。

【 0 0 2 8 】

赤色、青色および緑色の複合光は、複合光の光路を狭める集束レンズ 94 を通過し、次に光伝送ロッド 72 に入るためにコリメートレンズ 96 を通過する。

【 0 0 2 9 】

光伝送ロッド 72 は、光ファイバーケーブル 100 の近位端 98 に接続するように調製したガラスロッドでもよい。

このように、光学装置 68 は複数の色を複合して光ファイバーケーブル 100 に送る白色光の光出力 70 を得る。

幾つかの実施態様において、光ファイバーケーブル 100 はその全長に沿って延びる複数の光ファイバーを含む。

【 0 0 3 0 】

10

20

30

40

50

図 3 は、図 2 に示す実施態様とは異なる光学装置 6 8 の他の実施態様である。

図 3 において、発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c は全て、光学装置 6 8 の光の出力経路に対して横方向して置かれる。

【 0 0 3 1 】

赤色の発光ダイオード 6 6 a は、光を供給し、この光は角度を持たせた反射体すなわち鏡 8 8 によって横方向に反射される。

赤色光は光路に沿って進行し、角度を持たせた高域フィルター 1 0 4 を通過する。

緑色の発光ダイオード 6 6 b は平行な下向きの経路に光を供給し、この光は高域二色性フィルター 1 0 4 によって横方向に反射される。

二色性フィルター 1 0 4 は、赤色光と緑色光が複合しほぼ同じ光路に沿って進むように、約 4 5 ° の角度で方向付けられる。

【 0 0 3 2 】

青色の発光ダイオード 6 6 c も下方方向に光を出力し、この光は高域二色性フィルター 1 0 6 によって横方向に反射される。

二色性フィルター 1 0 6 は、赤色光と緑色光は青色光と同じ光路に沿って通過させる。

【 0 0 3 3 】

赤色、青色および緑色光は単一の光路に沿って複合され、集束レンズ 9 4 に進む。

集束レンズ 9 4 は、複合光を収束しその光をコリメートレンズ 9 6 に向ける。

コリメートレンズ 9 6 は、光を直進方向に向け、受け取りロッド 7 2 に入るようにする。

上記のように、受け取るための光伝送ロッド 7 2 は、光を光ファイバーケーブル 1 0 0 の近位端 9 8 に伝送する。

光ファイバーケーブル 1 0 0 の近位端 9 8 は、光伝送ロッド 7 2 を内包する光源の筐体に貫入する。

光伝送ロッド 7 2 は、その遠位端が筐体の壁を貫通して光ファイバーケーブル 1 0 0 の近位端 9 8 を受け取るように向けられている。

【 0 0 3 4 】

カメラからの入力により制御される光源

図 4 のブロック図は、本発明の他の実施態様を示し、光源 6 0 は、カメラ 1 1 0 からのフィードバック信号により制御される。

光ファイバーケーブル 1 0 0 の近位端 9 8 は上記の光源 6 0 に接続し、光ファイバーケーブルの遠位端は内視鏡 1 1 2 の受光ポートに接続する。

内視鏡は、その内部に光路を有し、ポートで受け取った白色光の出力をその遠位端 1 1 4 から外に向けて投射する。

反射されたイメージは、内視鏡 1 1 2 の近位端に配置されたカメラ 1 1 0 のイメージセンサー 1 1 6 に供給される。

【 0 0 3 5 】

以下に詳述するように、カメラ 1 1 0 は、カラーバランス信号 1 1 8 とシャッタースピード信号 1 2 0 のひとつまたは両方を出力する。

カラーバランス信号 1 1 8 およびシャッタースピード信号 1 2 0 は、制御信号として光源 6 0 に供給される。

図 4 において、カメラ 1 1 0 によって受け取られたイメージは、イメージ出力 1 2 2 として供給され、ビデオモニタ 1 2 4 上に表示される。

【 0 0 3 6 】

図 5 に示すカメラ 1 1 0 のブロック図は、光源 6 0 にカラーバランス信号 1 1 8 およびシャッタースピード信号 1 2 0 を供給するための処理を詳細に示す。

図 5 はカメラ 1 1 0 の動作あるいはカメラの構成要素の詳細を示すことを意図するものではない。

図 5 のブロック図に示すいろいろなユニット 1 2 2、1 3 0、1 3 4 および 1 4 0 は、単一のプロセッサによって行われる動作として例示されるものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

カメラ 1 1 0 は、例えば、毎秒 6 0 フレームの画像生成速度と、フレーム毎にシャッター速度調節ができる高画質デジタルカメラを意図する。

【 0 0 3 8 】

図 5 に示すイメージセンサー 1 1 6 は、手術部位からのイメージを感知し、カメラ 1 1 0 のいろいろなユニット 1 3 0、1 3 2 および 1 3 4 に感知されたイメージ信号 1 2 8 を供給する。

【 0 0 3 9 】

カラー感知ユニット 1 3 0 は、イメージ信号 1 2 8 を受け取り、イメージの白色バランスを判断し、もしあれば通常、どの色が白色光の希望する所定のカラー光出力を損なっているか判断する。

10

カラー感知ユニット 1 3 0 は、測定したカラー情報を含むカラーバランス信号 1 1 8 を出力する。

【 0 0 4 0 】

イメージ処理ユニット 1 3 2 もイメージ信号 1 2 8 を受け取り、ビデオモニタ 1 2 4 に標準的な方法で表示するためにイメージ出力 1 2 2 を供給する。

【 0 0 4 1 】

また、光度感知ユニット 1 3 4 は、イメージ信号 1 2 8 を受け取る。

光度感知ユニット 1 3 4 は、イメージの明度を測定し、イメージセンサー 1 1 6 にとって必要なシャッター速度を判断する。

20

光度感知ユニット 1 3 4 は、シャッターパルス生成部 1 4 0 に光度フィードバック信号 1 3 6 を供給する。

【 0 0 4 2 】

シャッターパルス生成部 1 4 0 はイメージセンサー 1 1 6 にシャッタースピード信号 1 2 0 を供給し、シャッター速度を制御する。

光の感知がさらに必要な場合は、シャッター速度の時間（オープン時間の長さ）を増やし、明るい光イメージがイメージセンサー 1 1 6 に入力された場合は、シャッター速度の時間を減らす。

この明度制御動作は通常のデジタルビデオカメラに備えられている。

【 0 0 4 3 】

30

光源

図 6 のブロック図に示す光源 6 0 は、カメラ 1 1 0（図 5 に示す）から受け取ったカラーバランス信号 1 1 8 およびシャッタースピード信号 1 2 0 と以下のように協調する。

カメラ 1 1 0 からのカラーバランス信号 1 1 8 は、光源 6 0 のカラーバランス回路 1 4 8 によって受け取られる。

カメラ 1 1 0 からのシャッタースピード信号 1 2 0 は、光源 6 0 のパルス幅発生部 1 5 0 に受け取られる。

パルス幅発生部 1 5 0 は、光源電源ユニット 1 5 2 にパルス幅発生出力信号 1 5 1 を供給する。

また、光源電源ユニット 1 5 2 は、カラーバランス回路 1 4 8 から複数のカラーバランス出力 1 5 6 a ~ 1 5 6 c を受け取る。

40

【 0 0 4 4 】

光源電源ユニット 1 5 2 は、カラーバランス出力 1 5 6 a ~ 1 5 6 c をそれぞれ受け取る個々に独立した電源出力回路 1 6 0 a、1 6 0 b および 1 6 0 c を有し、パルス幅発生部 1 5 0 からのパルス幅発生出力信号 1 5 1 を含む。

【 0 0 4 5 】

電源出力回路 1 6 0 a ~ 1 6 0 c は、それぞれ発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c に接続し、図 1 ~ 図 3 に係わって上に説明した方法で光学装置 6 8 に光を供給する。

図 1 に示すように、光学装置 6 8 は、光ファイバーケーブル 1 0 0 に光出力 7 0 を供給する。

50

【 0 0 4 6 】

動作においては、上記のように、カメラ 1 1 0 がカラーバランス信号 1 1 8 を判断し、シャッタースピード信号 1 2 0 を測定する。

カラーバランス信号 1 1 8 およびシャッタースピード信号 1 2 0 は、光源 6 0 に供給される。

【 0 0 4 7 】

図 1 に係わって説明したように、カラーバランス信号 1 1 8 はカラーバランス回路 1 4 8 により処理されて、電源回路 1 6 0 a ~ 1 6 0 c にカラーバランス出力 1 5 6 a ~ 1 5 6 c を供給し、所定のカラー光の出力となる。

色調節は発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c によって供給される光の個々のカラーの強度における必要な変化によって行われる。

【 0 0 4 8 】

調節

図 6 に示す光学装置 6 8 の光出力 7 0 は、カメラ 1 1 0 のイメージセンサー 1 1 6 のシャッター速度にしたがって調節される。

このように発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c は調節されて、光出力 7 0 を定期的に供給する。

【 0 0 4 9 】

動作において、シャッタースピード信号 1 2 0 は光源 6 0 のパルス幅発生部 1 5 0 により受け取られる。

パルス幅発生部 1 5 0 は、カメラ 1 1 0 のイメージセンサーが動作する各フレームの間、発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c が光を出力する時間の量を制御する幅を有するパルス幅発生出力信号 1 5 1 を供給する。

【 0 0 5 0 】

例えば、カメラ 1 1 0 が遅いシャッター速度が必要な場合、光は光源電源ユニット 1 5 2 により長い時間発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c に出力される必要がある。

このように、光源の光出力 7 0 が、イメージセンサー 1 1 6 が所定のシャッター速度または所定の希望するシャッター速度の範囲内で動作することができるようにフィードバックの配置によりバランスされる。

発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c は、より少ない電力で適当な光出力 7 0 ができるように、カメラ 1 1 0 のシャッター速度と同期してパルスする必要がある。

【 0 0 5 1 】

幾つかの実施態様において、シャッター速度の所定の範囲は、光源 6 0 からの光出力 7 0 の強度または時間を最小限にするように選択される。

カメラ 1 1 0 にとって望ましいイメージ信号 1 2 8 を維持しながら、光出力 7 0 の時間を最小化することによって、光源 6 0 から内視鏡 1 1 2 を通る光によって内視鏡 1 1 2 の遠位端 1 1 4 で発生する熱を小さくする。

さらに、光出力 7 0 の強度を最小化することによって、内視鏡 1 1 2 の遠位端 1 1 4 で光によって生じる熱の量を小さくする。

したがって、フィードバック制御を有するこの配置において、イメージセンサー 1 1 6 は、強度を削減するためおよび/またはイメージセンサー 1 1 6 に供給される光の期間を調節するために、許容される最も早いシャッター速度で動作することが望ましい。

【 0 0 5 2 】

幾つかの実施態様においては、光出力 7 0 を調節するために、所定のパルス幅をもったシャッタースピード信号 1 2 0 のみが光源 6 0 に供給される。

【 0 0 5 3 】

幾つかの実施態様においては、各発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c からの光出力を制御するためにカラーバランス信号 1 1 8 のみが光源 6 0 に供給される。

最後に、他の実施態様（図示せず）においては、光源 6 0 から発せられる光の強度のみを制御するために、光強度のフィードバック信号 1 3 6 が供給される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

幾つかの実施態様において、システムにより、手術部位にあるイメージセンサー 1 1 6 から臓器または組織の標的までの距離の釣り合いを取る。

例えば、イメージセンサー 1 1 6 から標的の距離が大きいほど、光出力 7 0 の強度を上げて、最適な映像を提供する。

【 0 0 5 5 】

代替手段

図 1 ~ 図 6 の実施態様では、発光ダイオード 6 6 として赤色の発光ダイオード 6 6 a、緑色の発光ダイオード 6 6 b および青色の発光ダイオード 6 6 c に限定される 3 個の発光ダイオードを示したが、他の実施態様も考えられる。

第 1 に、個々の発光ダイオードに代わって、各発光ダイオードが 1 個の発光ダイオードのアレイまたは他の固体のデバイスによって区切られてもよい。

【 0 0 5 6 】

他の実施態様において、シアン、マゼンタおよび琥珀色の発光ダイオードを有してもよい。

さらに、赤色、緑色、青色、シアン、マゼンタおよび琥珀色の発光ダイオードのいずれの組み合わせも考えられる。

幾つかの実施態様において、光出力は白色の発光ダイオードまたは白色と赤色の発光ダイオードの組み合わせによって生成されてもよい。

最後に、さらに他の実施態様において、白色光の出力 7 0 は、黄色のリン化合物でコーティングした青色の発光ダイオードにより生成されてもよい。

【 0 0 5 7 】

幾つかの実施態様において、光源 6 0 の光伝送ロッド 7 2 は、四角形状を有する光ファイバーケーブル 1 0 0 の近位端 9 8 連結するために四角形状を有する。

これにより、光源 6 0 の発光ダイオードの形状が四角形なので、光伝送ロッド 7 2 と光ファイバーケーブル 1 0 0 の間により効率的な光の伝送経路を提供する。

【 0 0 5 8 】

自動光源遮断

図 7 の本発明の実施態様は、光ファイバーケーブル 1 0 0 の遠位端が内視鏡 1 1 2 のポートから外れた場合に、これを検出する手段を含む。

光ファイバーケーブル 1 0 0 の遠位端が外れた場合、光源 6 0 は自動的にシャットダウンし、光源 6 0 から出力される光および熱エネルギーの量、したがって光ファイバーケーブル 1 0 0 沿い内視鏡 1 1 2 を通ってその遠位端 1 1 4 まで供給される光 / 熱の量を最小限にする。

内視鏡 1 1 2 の遠位端 1 1 4 は、過熱する恐れのある金属製の構造または要素であってもよい。

【 0 0 5 9 】

図 7 に示す光源 6 0 は、光ファイバーケーブル 1 0 0 の遠位端が内視鏡 1 1 2 から外れた場合に、これを検出するための光ファイバーケーブル分離検出ユニット 1 7 0 を含む。

ケーブル分離検出ユニット 1 7 0 は、レーザーダイオード 1 7 4 および光ダイオードセンサー 1 7 6 を含む。

レーザー駆動部・タイミング回路 1 7 8 は周期的にレーザーダイオード 1 7 4 にレーザーダイオード駆動出力 1 8 0 を供給する。

レーザーダイオード 1 7 4 によってレーザーパルスまたは信号が出力されると、レーザーパルスは、二色性フィルター 1 7 9 により反射されて、集束レンズ 9 4 およびコリメートレンズ 9 6 を通過し光ファイバーケーブル 1 0 0 に達する。

レーザー光は光ファイバーケーブル 1 0 0 に沿ってその遠位端まで達する。

もし、光ファイバーケーブル 1 0 0 の遠位端に内視鏡 1 1 2 が接続されていない場合、レーザーパルスはオープンな遠位端で反射し、光ファイバーケーブル 1 0 0、集束レンズ 9 4、コリメートレンズ 9 6 を通過して進み、二色性フィルター 1 7 9 で反射する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

レーザーパルスは、光ダイオードセンサー 1 7 6 に検出され、光ダイオードセンサー 1 7 6 はレーザー駆動部・タイミング回路 1 7 8 にレーザーパルス反射信号 1 8 2 を供給する。

レーザー駆動部・タイミング回路 1 7 8 はレーザーパルスが検出ユニット 1 7 0 まで返る時間の長さを測定し、次いで制御部 1 8 8 にタイミング出力値 1 8 6 を供給する。

【 0 0 6 1 】

制御部 1 8 8 は、光ファイバーケーブル 1 0 0 の物理的長さがプログラムされており、タイミング出力値 1 8 6 の時間の長さを光ファイバーケーブル 1 0 0 の既知の長さに対応する時間の値の範囲と比較する。

もし、時間の長さ信号の値が期待される反射時間の所定の範囲内であれば、制御部 1 8 8 は、電源 6 2 に分離または電力遮断信号 1 9 0 を出力し、電源 6 2 は、電源を切断し、出力 6 4 は発光ダイオード 6 6 に供給されない。

したがって、光ファイバーケーブル 1 0 0 が内視鏡 1 1 2 から外れると、光および熱は光源 6 0 から出力されず、内視鏡に伝達されることもない。

【 0 0 6 2 】

本発明の特定の好適な実施態様を例示を目的として詳しく開示したが、開示した装置の変形または改良は、部品の配置変更を含め本発明の範囲に含まれると解されるものとする。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 3 】

- 6 0 光源
- 6 2 電源ユニット
- 6 3 a ~ 6 3 c 電力出力回路
- 6 6、6 6 a ~ 6 6 c 発光ダイオード（「発光素子」または「L E D」ともいう。）
- 6 8 光学装置
- 7 0 コリメート光である光出力
- 7 2 光伝送ロッド
- 7 4 光ファイバー
- 7 6 カラーセンサー
- 8 0 カラーバランス回路
- 8 8 反射体である鏡
- 9 0 第 1 の二色性帯域通過フィルター
- 9 2 第 2 の高域二色性フィルター
- 1 0 0 光ファイバーケーブル
- 1 1 0 カメラ
- 1 2 4 ビデオモニタ
- 1 3 0 カラー感知ユニット
- 1 3 2 イメージ処理ユニット
- 1 3 4 光度感知ユニット
- 1 4 0 シャッターパルス生成部
- 1 5 0 パルス幅発生部
- 1 5 2 光源電源ユニット
- 1 7 0 光ファイバーケーブル分離検出ユニット
- 1 7 4 レーザーダイオード
- 1 7 6 光ダイオードセンサー
- 1 7 8 レーザー駆動部・タイミング回路
- 1 7 9 二色性フィルター
- 1 8 8 制御部

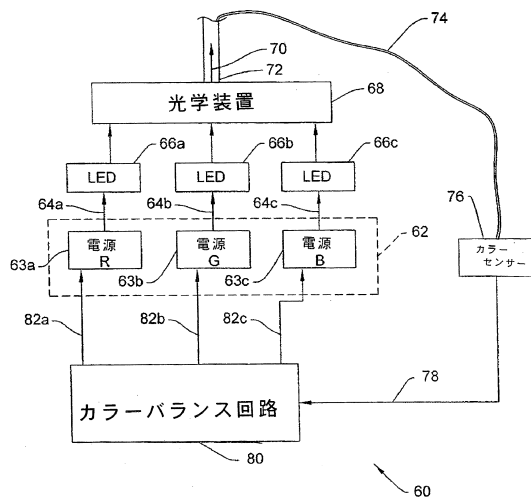
10

20

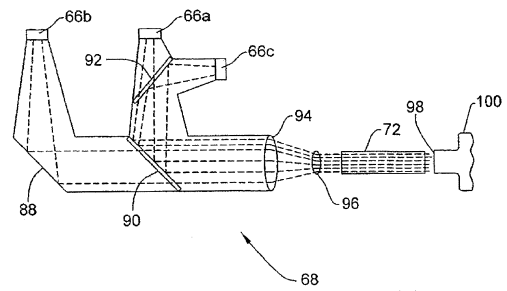
30

40

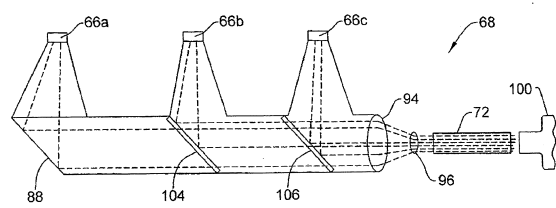
【図 1】



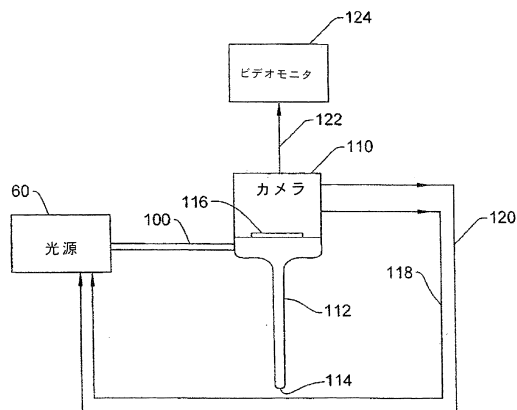
【図 2】



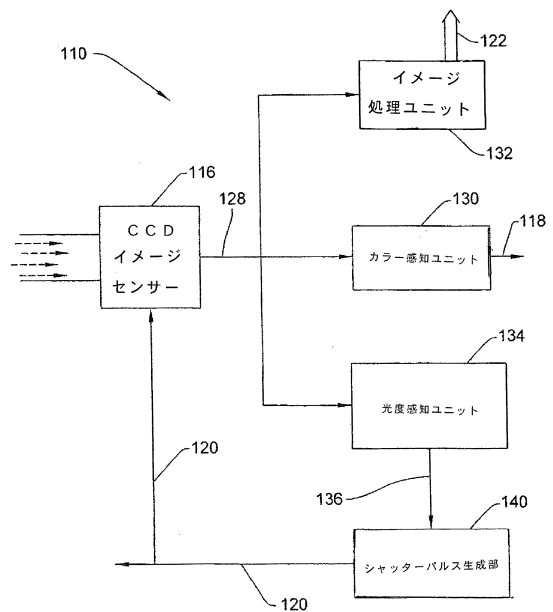
【図 3】



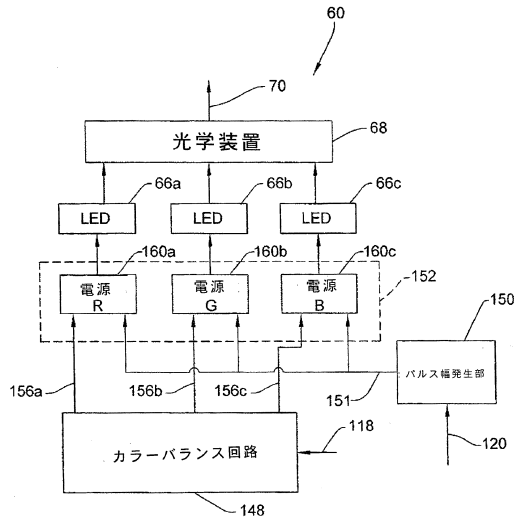
【図 4】



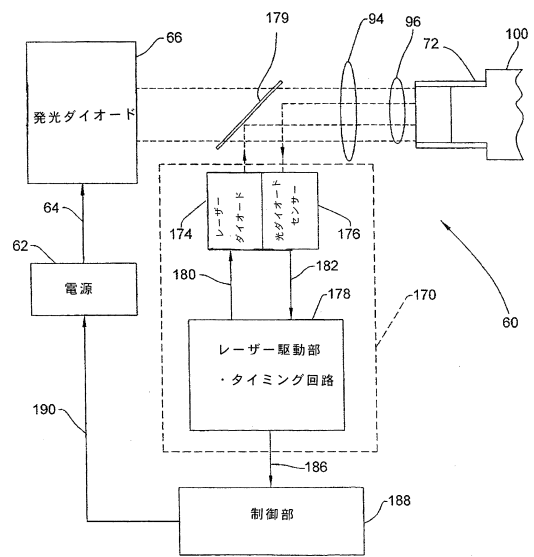
【図 5】



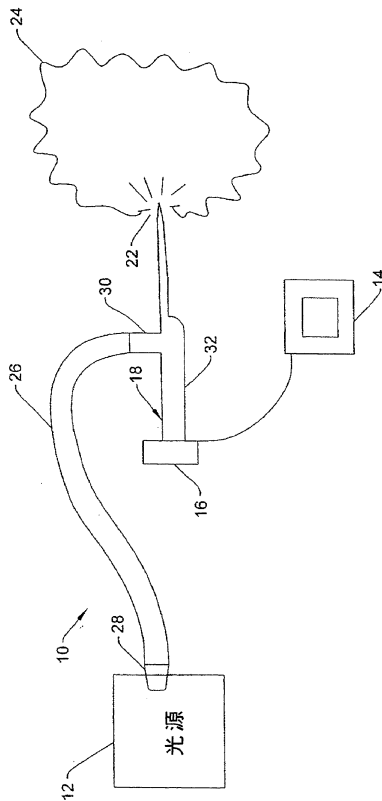
【図 6】



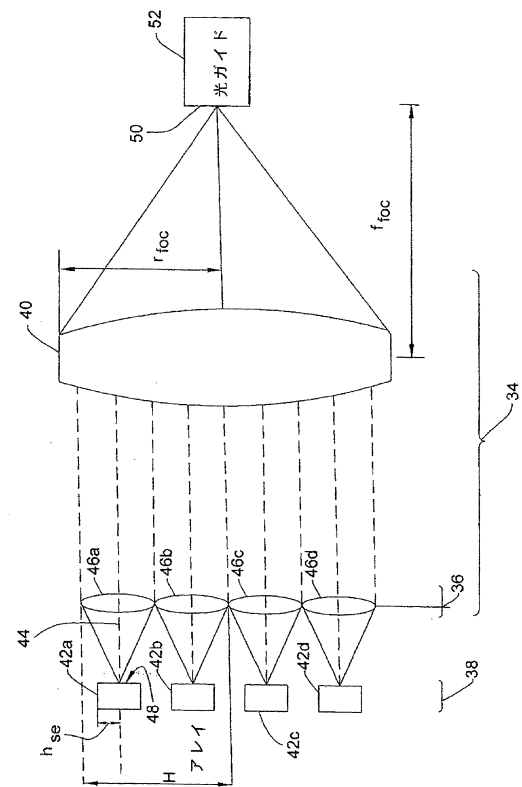
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(72)発明者 ナンバカム バスデブ

アメリカ合衆国 9 5 1 2 3 カリフォルニア州 サン ホセ フーシル グレン ドライブ 6
0 7 4

(72)発明者 ファイ シモン エス

アメリカ合衆国 9 5 1 3 6 カリフォルニア州 サン ホセ ビューパーク サークル 3 9 1

合議体

審判長 三崎 仁

審判官 尾崎 淳史

審判官 麻生 哲朗

(56)参考文献 特開 2 0 0 1 - 2 2 4 0 1 5 (J P , A)

特開 2 0 0 6 - 8 7 7 6 4 (J P , A)

実公昭 5 4 - 1 0 2 3 7 (J P , Y 2)

特開 2 0 0 8 - 1 9 2 5 9 8 (J P , A)

特開平 0 7 - 2 7 5 1 9 2 (J P , A)

特開平 0 7 - 0 6 7 8 3 2 (J P , A)

特開平 1 1 - 2 5 3 3 8 4 (J P , A)

特開 2 0 0 6 - 2 2 7 3 6 1 (J P , A)

特開 2 0 0 0 - 1 4 7 6 5 8 (J P , A)

特開平 0 5 - 7 2 4 1 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

IPC A61B 1/00- 1/32 G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	内窥镜光源系统执行反馈控制		
公开(公告)号	JP5909091B2	公开(公告)日	2016-04-26
申请号	JP2011536337	申请日	2009-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	史赛克公司		
申请(专利权)人(译)	史赛克公司		
当前申请(专利权)人(译)	史赛克公司		
[标]发明人	フェインゴールドベンジャミンハイマン ナンバカムバスデブ フィシモンエス		
发明人	フェインゴールド ベンジャミン ハイマン ナンバカム バスデブ フィ シモン エス		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00126 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B1/07 A61B1/128 G02B6/0006 G02B6/29362 G02B6/4206 G02B6/4215 G02B6/4246 G02B6/4298 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/06 G01J3/46 A61B1/00045 A61B1/042 A61B1/0661 G02B6/4214		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/06.A G02B23/26.B		
优先权	61/199597 2008-11-18 US		
其他公开文献	JP2012509098A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供执行反馈控制的内窥镜光源系统和执行反馈控制的内窥镜光源系统的同步方法。为此目的，内窥镜光源系统的控制单元改变用于控制LED的光强度的电源信号，使得感测的亮度对应于彩色光输出。内窥镜光源的照明操作和照相机的成像操作的同步方法包括照明输出步骤，快门控制结果的提供步骤和控制步骤。此外，内窥镜光源系统包括控制单元，当测量距离和长度相同时，该控制单元切断LED的电源。此外，内窥镜光源系统包括内窥镜光源和所述照相机控制单元和摄像机控制单元的控制部，使得在所述光源和所述内窥镜的照相机成像装置是同步的，其结果和快门的之前的驱动信号并根据输出输出功率控制驱动信号。点域1

(21) 出願番号	特願2011-536337 (P2011-536337)	(73) 特許権者	595148888
(86) (22) 出願日	平成21年11月17日 (2009.11.17)		ストライカー コーポレーション
(65) 公表番号	特表2012-509098 (P2012-509098A)		STRYKER CORPORATION
(43) 公表日	平成24年4月19日 (2012.4.19)		アメリカ合衆国ミシガン州49002, カ
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/006155		ラマズー, エアヴェー・ブルヴァード
(87) 国際公開番号	W02010/059197		2825
(87) 国際公開日	平成22年5月27日 (2010.5.27)	(74) 代理人	100080056
審査請求日	平成24年10月18日 (2012.10.18)		弁理士 西郷 義美
審査番号	不服2015-4129 (P2015-4129/J1)	(72) 発明者	フェインゴールド ベンジャミン ハイマ
審査請求日	平成27年3月3日 (2015.3.3)		ン
(31) 優先権主張番号	61/199,597		アメリカ合衆国 94040 カリフォル
(32) 優先日	平成20年11月18日 (2008.11.18)		ニア州 マウンテン ビュー ミラモンテ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アベニュー 1424

最終頁に続く