

(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2012-509098

(P2012-509098A)

(43) 公表日 平成24年4月19日(2012.4.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06	B 2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06	A 4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/26	B

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 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)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年5月20日 (2011.5.20)
 (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)
 (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)

(71) 出願人 507025881
 ストライカー・コーポレーション
 アメリカ合衆国ミシガン州49002, カ
 ラマズー, エアビュー・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 ハイマ
 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及びその内視鏡光源システムの同期方法

(57) 【要約】

【課題】本発明は、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、フィードバック制御を行う内視鏡光源システムの同期方法を提供することを目的としている。

【解決手段】このため、内視鏡光源システムの制御部は、感知明度がカラー光出力と対応するように、LEDの光強度を制御する電源信号を変える。また、内視鏡光源の照明動作とカメラの撮像動作の同期方法であって、照明出力ステップと、シャッター制御結果の供給ステップと、制御ステップを含む。更に、内視鏡光源システムは、測定距離と長さが同じときは、LEDへの電源を切断する制御部を含む。また、内視鏡光源システムは、内視鏡光源とカメラ制御ユニットとカメラ制御ユニットと制御部を含み、内視鏡の光源とカメラ撮像装置が同期するように、シャッターの結果と前回の駆動信号出力に応じて電源制御用駆動信号を出力する配置を含む。

【選択図】 図 1

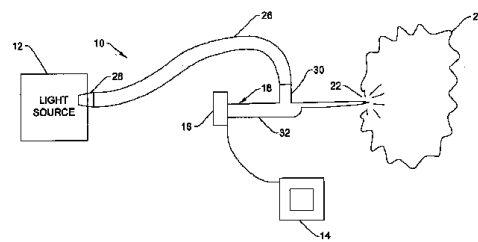


FIG. 1 (PRIOR ART)

【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LEDと、

LED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、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。

【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】

前記光ファイバーケーブルは複数の光ファイバーを含み、前記光ファイバーの1つが前記カラーセンサに光を供給する

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】

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 7】

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。

【請求項 8】

前記カラーセンサは内視鏡カメラのイメージセンサ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 9】

内視鏡光源の照明動作と内視鏡に接続されたカメラの撮像動作を同期させる方法であって、

手術部位を照明するために、内視鏡光源から光ケーブルに沿って内視鏡に照明を出力するステップと、

内視鏡の近位端に固定されたカメラのカメラ撮像装置のところの手術部位のイメージを感知するステップであって、カメラは前記カメラのシャッターオープン時間に対応する出力パルスを供給するカメラ制御ユニットを含み、

カメラ撮像装置により受け取った光の量を測定し、希望する光の特性をもつイメージのためのシャッター制御結果を供給するステップと、

10

20

30

40

50

照明制御部にシャッター制御結果を供給するステップと、
 内視鏡光源とカメラ撮像装置が同期するように、シャッターの結果と前回の調節された
 駆動信号出力によって電源から内視鏡光源への調節された駆動信号出力を制御するステッ
 プと、を含む
 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の同期方法。

【請求項 10】

ビデオモニタ上にイメージを連続的に表示するステップを含む
 ことを特徴とする請求項 9 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の同期
 方法。

【請求項 11】

内視鏡の光源から照明を出力するステップは、
 複数の発光ダイオードを駆動するステップと、
 ダイオードによって発せられた光を二色性フィルターを通過させるステップと、
 ダイオードによって発せられた光を平行にするステップと、
 ダイオードによって発せられた光を光ケーブルの近位端で集光するステップと、を含む
 ことを特徴とする請求項 9 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の同期
 方法。

【請求項 12】

前記イメージセンサで前記内視鏡の光源からの光の強度を測定し、発光ダイオードから
 出力される光の強度を制御するステップを含む
 ことを特徴とする請求項 11 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の同
 期方法。

【請求項 13】

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で光を出力することができ、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 LED と、
 筐体内に配置され、光ファイバケーブルに光の平行ビームを供給する光コリメート・
 混合デバイスと、

筐体内に配置され、光ファイバケーブル内にレーザーパルスを当てるレーザーと、
 内視鏡から光ケーブルが検出されたときに、光ファイバケーブルの距離を測定するた
 めに、光ファイバケーブルの遠位端からのレーザーパルスの反射を検出する光センサで
 あって、内視鏡に取付けられた光ファイバケーブルからのレーザーの反射が、光センサ
 によって検出された長いほうの距離によって測定される、光センサと、

光センサによって検出された距離と光ファイバケーブルの長さに対応する距離とを比
 較する制御部であって、測定された距離と長さが同じときは、複数の LED への電源を切
 断する制御部、を含む

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 14】

光ファイバケーブルの距離は、レーザーパルスが光ファイバケーブルの距離を進み
 光センサまで返ってくる時間によって測定される
 ことを特徴とする請求項 13 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 15】

距離は時間ドメイン反射率測定法により測定される
 ことを特徴とする請求項 13 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 16】

制御部は電源信号を変化させて複数の LED の少なくとも 1 つによって光強度の出力を
 制御することができる

ことを特徴とする請求項 13 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 17】

10

20

30

40

50

内視鏡に接続されたカメラシステムと同期した動作で動作するために内視鏡に接続された内視鏡光源システムであって、

手術部位を照明するために光ケーブルを通じて内視鏡に照明を供給する内視鏡光源と、手術部位のイメージを検出するカメラ撮像装置であって、カメラ撮像装置は内視鏡の近位端に固定され、カメラシステムは、前記カメラのシャッターオープン時間に対応して出力パルスを供給するカメラ制御ユニットを含み、

撮像装置によって受け取られた光の量を測定し、手術部位の明るい光を受け取る場合は速いシャッターオープン時間を提供し、暗い光を受け取る場合は遅いシャッターオープン時間を提供し、シャッターオープン時間により希望の特性を持ったイメージを得る、カメラ制御ユニットと、

シャッターオープン時間の結果と照明制御部からのシャッター速度を受け取る制御部と、

内視鏡の光源とカメラ撮像装置が同期されるように、シャッターの結果と前回の調節された駆動信号の出力に応じて内視鏡光源への電源を制御する、調節された駆動信号の出力する配置、を含む

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。

【発明の詳細な説明】

【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】

【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】

【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。

10

20

30

40

50

白色光は、内視鏡の遠位端 2 2 にある手術域 2 4 を照明する。

内視鏡のハンドル 3 2 に接続されたビデオカメラ 1 6 は、ビデオモニタ 1 4 上に表示するための手術域 2 4 のイメージを表すビデオ信号を生成する。

【 0 0 0 6 】

図 9 は図 8 の既知の手段の特定の光源 1 2 の概略を示す。

図 9 の光源 1 2 は、光学システム 3 4 と、対応する LED アレイ 3 8 からの光を平行にするために使われるレンズアレイ 3 6 を含む。

集束レンズ 4 0 は、光カイド 5 2 上に光を集束する。

【 0 0 0 7 】

LED アレイ 3 8 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 3 6 は、それぞれの半導体光源 4 2 が対応するレンズ 4 6 の光軸 4 4 に沿って位置するように LED アレイ 3 8 の前に置かれる。

レンズ 4 6 は、それぞれの対応する LED 4 2 から発せられた光を平行にする。

レンズ 4 6 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。

【 0 0 0 8 】

レンズ 4 0 の焦点距離およびレンズ 4 6 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 4 6 の視野を決める LED の発光表面 4 8 のサイズに基づいて選択される。

【 0 0 0 9 】

レンズアレイ 3 6 からの平行光は集束レンズ 4 0 に進む。

集束レンズ 4 0 は、LED の発光表面 4 8 にそれぞれのイメージを光ガイド 4 2 の入射面 5 0 に投射する。

イメージは、そのサイズが光ガイド 4 2 の入射面 5 0 のサイズとほぼ同じになるように拡大される。

光ガイド 4 2 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 1 6 は、手術部位のイメージを提供しビデオモニタ 1 4 上に表示する。

【 0 0 1 0 】

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 2 6 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。

【 0 0 1 1 】

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。

また、本発明の 1 つの目的は、フィードバック制御を行う内視鏡光源システムの同期方法を提供することである。

【 0 0 1 2 】

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。

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

10

20

30

40

50

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、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。

また、

内視鏡光源の照明動作と内視鏡に接続されたカメラの撮像動作を同期させる方法であって、

手術部位を照明するために、内視鏡光源から光ケーブルに沿って内視鏡に照明を出力するステップと、

内視鏡の近位端に固定されたカメラのカメラ撮像装置のところの手術部位のイメージを感知するステップであって、カメラは前記カメラのシャッターオープン時間に対応する出力パルスを供給するカメラ制御ユニットを含み、

カメラ撮像装置により受け取った光の量を測定し、希望する光の特性をもつイメージのためのシャッター制御結果を供給するステップと、

照明制御部にシャッター制御結果を供給するステップと、

内視鏡光源とカメラ撮像装置が同期するように、シャッターの結果と前回の調節された駆動信号出力によって電源から内視鏡光源への調節された駆動信号出力を制御するステップと、を含むことを特徴とする。

更に、

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で光を出力することができ、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、

筐体内に配置され、光ファイバーケーブルに光の平行ビームを供給する光コリメート・混合デバイスと、

筐体内に配置され、光ファイバーケーブル内にレーザーパルスを当てるレーザーと、

内視鏡から光ケーブルが検出されたときに、光ファイバーケーブルの距離を測定するために、光ファイバーケーブルの遠位端からのレーザーパルスの反射を検出する光センサであって、内視鏡に取付けられた光ファイバーケーブルからのレーザーの反射が、光センサによって検出された長いほうの距離によって測定される、光センサと、

光センサによって検出された距離と光ファイバーケーブルの長さに対応する距離とを比

10

20

30

40

50

較する制御部であって、測定された距離と長さが同じときは、複数のLEDへの電源を切断する制御部、を含むことを特徴とする。

更にまた、

内視鏡に接続されたカメラシステムと同期した動作で動作するために内視鏡に接続された内視鏡光源システムであって、

手術部位を照明するために光ケーブルを通じて内視鏡に照明を供給する内視鏡光源と、手術部位のイメージを検出するカメラ撮像装置であって、カメラ撮像装置は内視鏡の近位端に固定され、カメラシステムは、前記カメラのシャッターオープン時間に対応して出力パルスを供給するカメラ制御ユニットを含み、

撮像装置によって受け取られた光の量を測定し、手術部位の明るい光を受け取る場合は速いシャッターオープン時間を提供し、暗い光を受け取る場合は遅いシャッターオープン時間を提供し、シャッターオープン時間により希望の特性を持ったイメージを得る、カメラ制御ユニットと、

シャッターオープン時間の結果と照明制御部からのシャッター速度を受け取る制御部と

、
内視鏡の光源とカメラ撮像装置が同期されるように、シャッターの結果と前回の調節された駆動信号の出力に応じて内視鏡光源への電源を制御する、調節された駆動信号の出力する配置、を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

以上詳細に説明した如くこの発明によれば、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。

また、この発明によれば、フィードバック制御を行う内視鏡光源システムの同期方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【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】

【0017】

以下図面に基づいてこの発明の実施例を詳細に説明する。

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】

10

20

30

40

50

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。

【0023】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

光学装置

図 2 は、光源 6 0 に備える光学装置 6 8 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 L E D などの発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c をそれぞれ含む。

光学装置 6 8 は、各発光ダイオード 6 6 a ~ 6 6 c 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 6 8 は、緑色の発光ダイオード 6 6 b の下方に配置され緑色光を反射する反射体すなわち鏡 8 8 を有する。

反射体である鏡 8 8 は、およそ 4 5 ° 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 9 0 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 6 6 a 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 9 2 を通過する。

二色性フィルター 9 0 および 9 2 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 9 2 を通過した後、赤色光は、第 1 の帯域通過フィルター 9 0 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 9 0 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 6 6 c は、赤色の発光ダイオード 6 6 a 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 9 2 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 9 0 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 9 4 を通過し、次に光伝送ロッド 7 2 に入るためにコリメートレンズ 9 6 を通過する。

【 0 0 2 9 】

光伝送ロッド 7 2 は、光ファイバケーブル 1 0 0 の近位端 9 8 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 6 8 は複数の色を複合して光ファイバケーブル 1 0 0 に送る白色光の光出力 7 0 を得る。

幾つかの実施態様において、光ファイバケーブル 1 0 0 はその全長に沿って延びる複数の光ファイバを含む。

【 0 0 3 0 】

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。

10

20

30

40

50

二色性フィルター 104 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 45° の角度で方向付けられる。

【0032】

青色の発光ダイオード 66c も下方向に光を出力し、この光は高域二色性フィルター 106 によって横方向に反射される。

二色性フィルター 106 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。

【0033】

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 94 に進む。

集束レンズ 94 は、複合光を収束しその光をコリメートレンズ 96 に向ける。

コリメートレンズ 96 は、光を直進方向に向け、受け取りロッド 72 に入るようにする

10

。上記のように、受け取るための光伝送ロッド 72 は、光を光ファイバーケーブル 100 の近位端 98 に伝送する。

光ファイバーケーブル 100 の近位端 98 は、光伝送ロッド 72 を内包する光源の筐体に貫入する。

光伝送ロッド 72 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 100 の近位端 98 を受け取るように向けられている。

【0034】

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 60 は、カメラ 110 からのフィードバック信号により制御される。

20

光ファイバーケーブル 100 の近位端 98 は上記の光源 60 に接続し、光ファイバーケーブルの遠位端は内視鏡 112 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 114 から外に向けて投射する。

反射されたイメージは、内視鏡 112 の近位端に配置されたカメラ 110 のイメージセンサー 116 に供給される。

【0035】

以下に詳述するように、カメラ 110 は、カラーバランス信号 118 とシャッタースピード信号 120 のひとつまたは両方を出力する。

30

カラーバランス信号 118 およびシャッタースピード信号 120 は、制御信号として光源 60 に供給される。

図 4 において、カメラ 110 によって受け取られたイメージは、イメージ出力 122 として供給され、ビデオモニタ 124 上に表示される。

【0036】

図 5 に示すカメラ 110 のブロック図は、光源 60 にカラーバランス信号 118 およびシャッタースピード信号 120 を供給するための処理を詳細に示す。

図 5 はカメラ 110 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 122、130、134 および 140 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。

40

【0037】

カメラ 110 は、例えば、毎秒 60 フレームの画像生成速度と、フレーム毎にシャッタースピード調節ができる高画質デジタルカメラを意図する。

【0038】

図 5 に示すイメージセンサー 116 は、手術部位からのイメージを感知し、カメラ 110 のいろいろなユニット 130、132 および 134 に感知されたイメージ信号 128 を供給する。

【0039】

カラー感知ユニット 130 は、イメージ信号 128 を受け取り、イメージの白色バラ

50

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。

カラー感知ユニット 130 は、測定したカラー情報を含むカラーバランス信号 118 を出力する。

【0040】

イメージ処理ユニット 132 もイメージ信号 128 を受け取り、ビデオモニタ 124 に標準的な方法で表示するためにイメージ出力 122 を供給する。

【0041】

また、光度感知ユニット 134 は、イメージ信号 128 を受け取る。

光度感知ユニット 134 は、イメージの明度を測定し、イメージセンサー 116 によって必要なシャッター速度を判断する。

光度感知ユニット 134 は、シャッターパルス生成部 140 に光度フィードバック信号 136 を供給する。

【0042】

シャッターパルス生成部 140 はイメージセンサー 116 にシャッタースピード信号 120 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 116 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。

【0043】

光源

図 6 のブロック図に示す光源 60 は、カメラ 110（図 5 に示す）から受け取ったカラーバランス信号 118 およびシャッタースピード信号 120 と以下のように協調する。

カメラ 110 からのカラーバランス信号 118 は、光源 60 のカラーバランス回路 148 によって受け取られる。

カメラ 110 からのシャッタースピード信号 120 は、光源 60 のパルス幅発生部 150 に受け取られる。

パルス幅発生部 150 は、光源電源ユニット 152 にパルス幅発生出力信号 151 を供給する。

また、光源電源ユニット 152 は、カラーバランス回路 148 から複数のカラーバランス出力 156 a ~ 156 c を受け取る。

【0044】

光源電源ユニット 152 は、カラーバランス出力 156 a ~ 156 c をそれぞれ受け取る個々に独立した電源出力回路 160 a、160 b および 160 c を有し、パルス幅発生部 150 からのパルス幅発生出力信号 151 を含む。

【0045】

電源出力回路 160 a ~ 160 c は、それぞれ発光ダイオード 66 a ~ 66 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 68 に光を供給する。

図 1 に示すように、光学装置 68 は、光ファイバーケーブル 100 に光出力 70 を供給する。

【0046】

動作においては、上記のように、カメラ 110 がカラーバランス信号 118 を判断し、シャッタースピード信号 120 を測定する。

カラーバランス信号 118 およびシャッタースピード信号 120 は、光源 60 に供給される。

【0047】

図 1 に係わって説明したように、カラーバランス信号 118 はカラーバランス回路 148 により処理されて、電源回路 160 a ~ 160 c にカラーバランス出力 156 a ~ 156 c を供給し、所定のカラー光の出力となる。

10

20

30

40

50

色調節は発光ダイオード 66 a ~ 66 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。

【0048】

調節

図 6 に示す光学装置 68 の光出力 70 は、カメラ 110 のイメージセンサー 116 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 66 a ~ 66 c は調節されて、光出力 70 を定期的に供給する。

【0049】

動作において、シャッタースピード信号 120 は光源 60 のパルス幅発生部 150 により受け取られる。

パルス幅発生部 150 は、カメラ 110 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 66 a ~ 66 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 151 を供給する。

【0050】

例えば、カメラ 110 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 152 により長い時間発光ダイオード 66 a ~ 66 c に出力される必要がある。

このように、光源の光出力 70 が、イメージセンサー 116 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 66 a ~ 66 c は、より少ない電力で適当な光出力 70 ができるように、カメラ 110 のシャッター速度と同期してパルスする必要がある。

【0051】

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 60 からの光出力 70 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 110 にとって望ましいイメージ信号 128 を維持しながら、光出力 70 の時間を最小化することによって、光源 60 から内視鏡 112 を通る光によって内視鏡 112 の遠位端 114 で発生する熱を小さくする。

さらに、光出力 70 の強度を最小化することによって、内視鏡 112 の遠位端 114 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 116 は、強度を削減するためおよび / またはイメージセンサー 116 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。

【0052】

幾つかの実施態様においては、光出力 70 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 120 のみが光源 60 に供給される。

【0053】

幾つかの実施態様においては、各発光ダイオード 66 a ~ 66 c からの光出力を制御するためにカラーバランス信号 118 のみが光源 60 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 60 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 136 が供給される。

【0054】

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 116 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 116 から標的の距離が大きいほど、光出力 70 の強度を上げて、最適な映像を提供する。

【0055】

代替手段

図 1 ~ 図 6 の実施態様では、発光ダイオード 66 として赤色の発光ダイオード 66 a、緑色の発光ダイオード 66 b および青色の発光ダイオード 66 c に限定される 3 個の発光

10

20

30

40

50

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。

【 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

10

20

30

40

50

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。

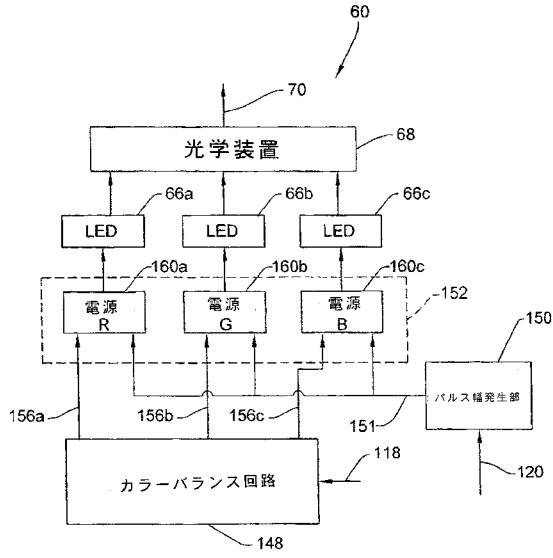
10

【符号の説明】

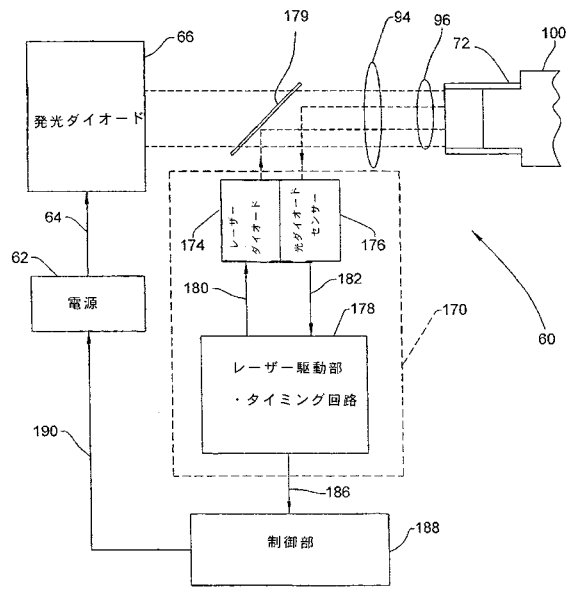
【 0 0 6 3 】

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「LED」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	20
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	30
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	40

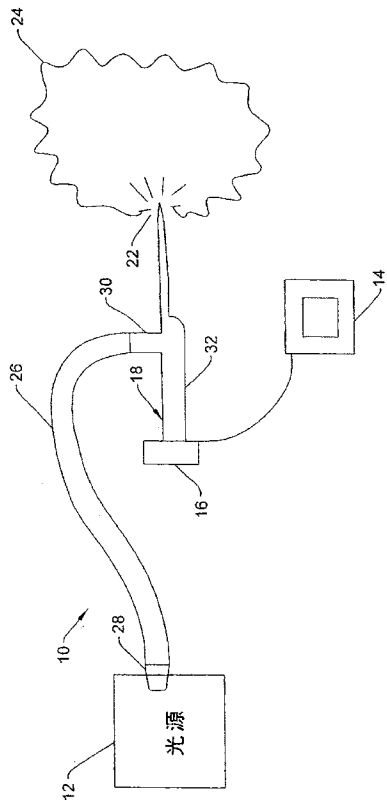
【図6】



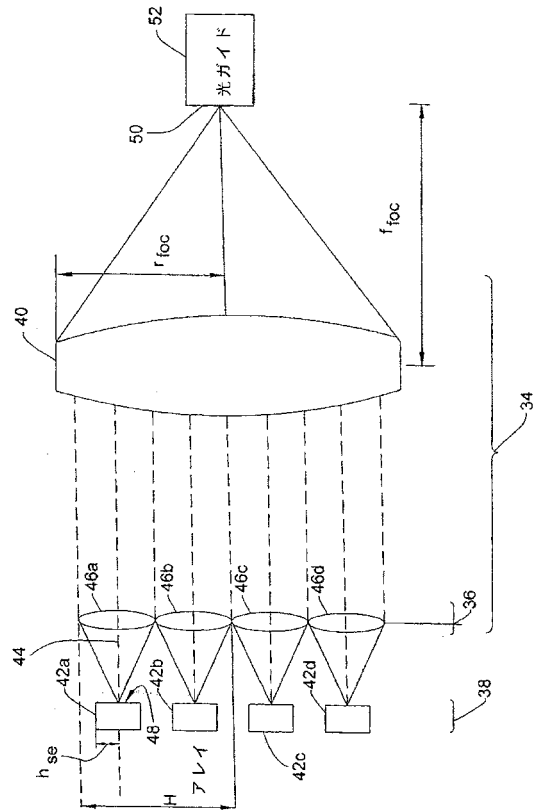
【図7】



【図8】



【図9】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2009/006155

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B1/04 A61B1/05		
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) A61B H05B G02B H04N		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2003/007087 A1 (HAKAMATA KAZUO [JP] ET AL) 9 January 2003 (2003-01-09) figure 1	1-8
Y	WO 2005/000110 A (MICROVISION INC [US]; WIKLOF CHRISTOPHER A [US]; AMJAD MALIK I [US]; L) 6 January 2005 (2005-01-06) page 6, line 16 - line 31	1-8
Y	EP 1 930 751 A (ROHM & HAAS DENMARK FINANCE AS [DK]) 11 June 2008 (2008-06-11) figure 19	6,7
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *&* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 23 March 2010		Date of mailing of the international search report 07/06/2010
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Jones, Julian

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2009/006155**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 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.:
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:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

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

see additional sheet

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 fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

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.:

1-3

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/US2009 /006155

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-8

directed to an endoscope with a light source of variable colour illumination.

2. claims: 9-12

a method of synchronising a pulsed light source and video camera for an endoscope.

3. claims: 13-16

A means for distance detection with an endoscope.

4. claim: 17

A method for providing the correct illumination level for a pulsed light source for an endoscope.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2009/006155

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003007087 A1	09-01-2003	JP 4390096 B2 JP 2003019112 A	24-12-2009 21-01-2003
WO 2005000110 A	06-01-2005	AU 2004251725 A1 BR PI0411756 A CA 2530204 A1 EP 1638450 A2 IS 8243 A JP 2007526014 T KR 20060036059 A MX PA05014139 A US 2005020926 A1	06-01-2005 08-08-2006 06-01-2005 29-03-2006 19-01-2006 13-09-2007 27-04-2006 09-03-2006 27-01-2005
EP 1930751 A	11-06-2008	JP 2008192598 A KR 20080052502 A US 2008137328 A1	21-08-2008 11-06-2008 12-06-2008

フロントページの続き

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

(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

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA06 CA10

4C161 AA00 BB00 CC06 DD00 FF46 HH54 NN01 QQ07 RR02 RR04
RR14 RR23

专利名称(译)	内窥镜光源系统执行内窥镜光源系统的反馈控制和同步方法		
公开(公告)号	JP2012509098A	公开(公告)日	2012-04-19
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		
[标]发明人	フェインゴールドベンジャミンハイマン ナンバカムバステブ 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 ナンバカムバステブ 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		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF46 4C161/HH54 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR23		
优先权	61/199597 2008-11-18 US		
其他公开文献	JP5909091B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

外部内窥镜光源系统包括用于向内窥镜提供光输出的发光二极管。将光提供给光缆以传输到内窥镜。光纤接收光输出的一部分并将输出提供给颜色传感器以检测颜色值。将颜色值提供给控制器，该控制器调节各种LED的功率以提供白光输出。光源不是光源中的颜色传感器，而是可以为内窥镜提供的摄像机接收白平衡信号。白平衡信号改变从每个LED输出的光的强度以获得白光输出。相机还为光源提供相机图像传感器的快门速度。快门速度仅在相机快门打开时用于脉冲或调制光输出。通过调制光源的光输出，光源产生的热量最小化。

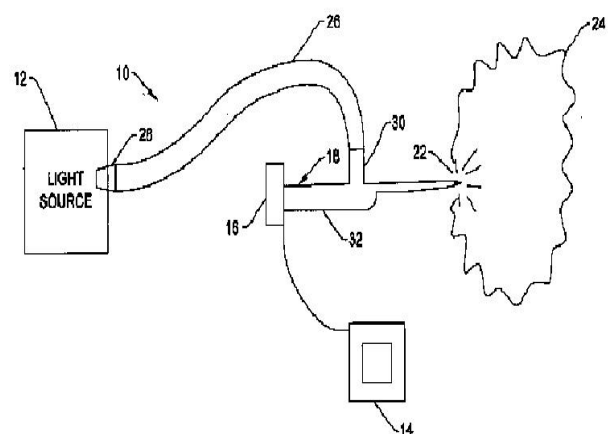


FIG. 1 (PRIOR ART)