

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-105468  
(P2007-105468A)

(43) 公開日 平成19年4月26日(2007.4.26)

| (51) Int.CI.                                | F 1                                  | テーマコード (参考)  |
|---|--------------------------------------|--|
| <b>A 6 1 B 1/06</b><br><b>G 0 2 B 23/26</b> | <b>(2006.01)</b><br><b>(2006.01)</b> | <b>A 6 1 B 1/06</b><br><b>A 6 1 B 1/06</b><br><b>G 0 2 B 23/26</b> |
|   |                                      | <b>A 2 H 0 4 0</b><br><b>B 4 C 0 6 1</b><br><b>B</b>               |

審査請求 有 請求項の数 34 O L 外国語出願 (全 34 頁)

|              |                              |          |   |
|--------------|------------------------------|----------|---|
| (21) 出願番号    | 特願2006-275676 (P2006-275676) | (71) 出願人 | 505289661<br>カール・ストーツ・エンドヴィジョン<br>アメリカ合衆国・O 1 5 0 7 · マサチュー<br>セツツ・チャールトン・カーペンター・ヒ<br>ル・ロード・9 1 |
| (22) 出願日     | 平成18年10月6日 (2006.10.6)       | (74) 代理人 | 100064908<br>弁理士 志賀 正武  |
| (31) 優先権主張番号 | 11/245,512                   | (74) 代理人 | 100089037<br>弁理士 渡邊 隆   |
| (32) 優先日     | 平成17年10月7日 (2005.10.7)       | (74) 代理人 | 100108453<br>弁理士 村山 靖彦  |
| (33) 優先権主張国  | 米国(US)                       | (74) 代理人 | 100110364<br>弁理士 実広 信哉  |

最終頁に続く

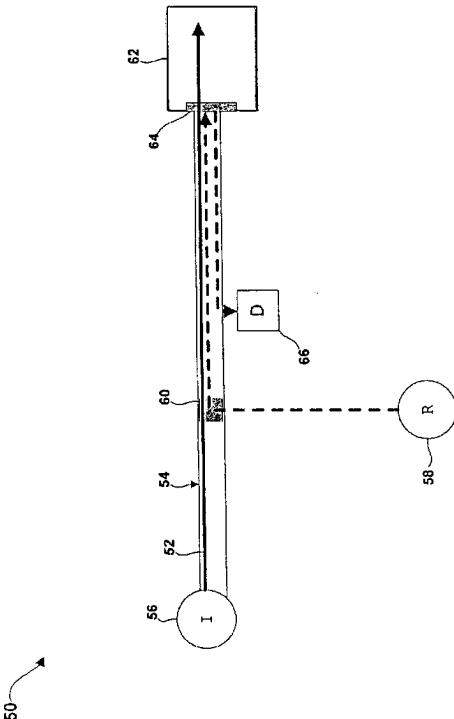
(54) 【発明の名称】光センサを具備する内視鏡光源安全制御システム

## (57) 【要約】

【課題】内視鏡又は他の何れかの照明減衰器の存在を判断するために光検出手段を具備する内視鏡システムを提供すること。

【解決手段】内視鏡光源安全制御システムであつて、照明経路に沿って送信される可視光線と、前記照明経路の少なくとも一部に沿って放射線を供する光源と、前記光源からの前記放射線を前記照明経路内に組み込むためのコンバイナーと、前記可視光線及び前記放射線を受信するために前記照明経路に接続可能な照明減衰器と、前記照明減衰器によって受信された前記放射線の少なくとも一部を反射するために、前記照明減衰器に接続された第1のリフレクタと、前記第1のリフレクタから反射された前記放射線の少なくとも一部を受信し、かつ前記証明減衰器によって可視光線の受信を表す信号を生成するための検出器と、を備える内視鏡光源安全制御システムが開示される。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡光源安全制御システムであって、  
照明経路に沿って送信される可視光線と、  
前記照明経路の少なくとも一部に沿って放射線を供する光源と、  
前記光源からの前記放射線を前記照明経路内に組み込むためのコンバイナーと、  
前記可視光線及び前記放射線を受信するために前記照明経路に接続可能な照明減衰器と  
、  
前記照明減衰器によって受信された前記放射線の少なくとも一部を反射するために、前記照明減衰器に接続された第1のリフレクタと、

前記第1のリフレクタから反射された前記放射線の少なくとも一部を受信し、かつ前記證明減衰器によって可視光線の受信を表す信号を生成するための検出器と、を備える内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 2】**

前記可視光線を送信する照明器具を更に備え、  
前記信号は前記照明器具を制御するために供される、請求項1に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 3】**

前記放射線はパルス繰返し周波数で供される、請求項1に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 4】**

前記検出器が前記パルス繰返し周波数を有する放射線を受信するのに応じて前記信号を生成する、請求項3に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 5】**

前記可視光線の少なくとも一部を阻止するために、前記照明経路に位置づけられた絞りを更に備える、請求項3に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 6】**

前記検出器が前記繰り返し周波数の放射線を受信しないときに、前記絞りは、前記可視光線の少なくとの一部を阻止する、請求項5に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 7】**

前記光源及び前記検出器はセンサハウジングに取り付けられる、請求項1に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 8】**

前記第1のリフレクタは前記照明減衰器に外部で接続される、請求項1に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 9】**

前記第1のリフレクタは前記照明減衰器に内部で接続される、請求項1に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 10】**

前記照明経路は導波路を含む、請求項1に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 11】**

前記照明減衰器は内視鏡である、請求項1に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 12】**

前記放射線によって前記照明減衰器のパラメータを供するために、前記第1のリフレクタに接続されるインジケータを更に備え、

前記検出器は前記パラメータを検出する、請求項1に記載の内視鏡光源安全制御システム。

**【請求項 13】**

内視鏡光源安全制御システムであって、  
照明経路に沿って送信される可視光線と、

10

20

30

40

50

前記照明経路の少なくとも一部に沿って放射線を供する光源と、  
前記可視光線及び前記放射線を受信するために前記照明経路に接続可能な照明減衰器と、

前記照明減衰器に接続されて前記放射線の少なくとも一部を反射するために前記照明経路内にあり、かつ前記照明減衰器によって受信された前記可視光線の少なくとも一部を送信する第1のリフレクタと、

前記第1のリフレクタから反射された前記放射線の少なくとも一部を受信し、かつ前記照明減衰器による可視光線の受信を表す信号を生成するための検出器と、を備える内視鏡光源安全制御システム。

【請求項14】

前記可視光線を送信する照明器具を更に備え、  
前記信号は前記照明器具を制御するために供される、請求項13に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項15】

前記放射線がパルス繰返し周波数で供される、請求項13に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項16】

前記検出器が前記パルス繰り返し周波数で放射線を受信するのに応じて信号を生成する、請求項15に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項17】

前記光源及び前記検出器はセンサハウジングに取り付けられる、請求項13に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項18】

内視鏡光源安全制御システムであって、  
照明経路に沿って送信される可視光線と、  
前記照明経路の少なくとも一部に沿って放射線を供する光源と、  
前記可視光線及び前記放射線を受信するために前記照明経路に接続可能な照明減衰器と、

前記照明減衰器によって受信された前記放射線の少なくとも一部を反射するために、前記照明減衰器に接続される第1のリフレクタと、

前記光源からの前記放射線を前記照明経路内に組み込み、かつ反射された前記放射線を前記照明経路から離れるように方向を変える光学要素と、

前記光学要素から反射された前記放射線の少なくとも一部を受信し、かつ前記照明減衰器によって可視光線の受信を表す信号を生成するための検出器と、を備える内視鏡光源安全制御システム。

【請求項19】

前記光学要素が第2のリフレクタである、請求項18に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項20】

前記光学要素が前記照明経路にあり、かつ該照明経路に沿って前記可視光の少なくとも一部を送信する、請求項18に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項21】

前記可視光が第1の周波数範囲で送信され、  
前記放射線が第2の周波数範囲に設定されている、請求項18に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項22】

前記検出器が前記第2の周波数範囲で放射線を受信するのに応じて信号を生成する、請求項21に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項23】

前記第1の周波数範囲は前記第2の周波数範囲より広い、請求項21に記載の内視鏡光

10

20

30

40

50

源安全制御システム。

【請求項 2 4】

前記第1の周波数範囲が少なくとも部分的に前記可視スペクトル内に入り、  
前記第2の周波数範囲が少なくとも部分的に前記赤外スペクトル内に入る、請求項21  
に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項 2 5】

前記第2の周波数範囲が前記第1の周波数範囲より広い、請求項21に記載の内視鏡光  
源安全制御システム。

【請求項 2 6】

前記可視光線の少なくとも一部を阻止するために前記照明経路内に位置づけられた絞り  
を更に備える、請求項21に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項 2 7】

前記検出器が前記第2周波数範囲内の放射線を受信しないときに、前記絞りは、前記可  
視光線の少なくとも一部を阻止する、請求項26に記載の内視鏡光源安全制御システム。

【請求項 2 8】

前記放射線がパルス繰返し周波数で供される、請求項18に記載の内視鏡光源安全制御  
システム。

【請求項 2 9】

前記検出器が前記パルス繰返し周波数を有する放射線を受信するのに応じて信号を生成  
する、請求項28に記載の内視鏡光源制御システム。

【請求項 3 0】

照明減衰器の存在を検出する光センサであって、

照明経路に放射線を供する光源と、

前記照明経路から反射された放射線を受信するための検出器であって、前記検出器は検  
出経路を介して反射された放射線を受信する、前記検出器と、

センサ・リフレクタであって、

前記光源からの前記放射線を受信し、前記照明経路に沿って前記放射線の少なくとも  
一部を照明減衰器に送信し、

前記照明減衰器から反射された前記放射線を受信し、

反射された前記放射線の少なくとも一部を前記検出経路に沿って前記検出器まで送信  
する、前記センサ・リフレクタと、を備え、

前記検出器が反射された放射線を受信するときに、前記照明減衰器の存在を表す信号が  
生成される、光センサ。

【請求項 3 1】

前記放射線がパルス繰返し周波数で供される、請求項30に記載の光センサ。

【請求項 3 2】

前記光源が発光ダイオード(“LED”)を含む、請求項30に記載の光センサ。

【請求項 3 3】

内視鏡光源を制御する方法であって、

照明経路に沿って放射線を送信する段階と、

前記照明経路からの反射された前記放射線の受信を検出する段階と、

反射された放射線を受信するときに、照明減衰器が前記照明経路に沿って接続され  
ることを表す信号を生成する段階と、を備える内視鏡光源を制御する方法。

【請求項 3 4】

可視光線が前記照明経路に沿って送信されることを可能にする一方で反射された前記放  
射線を受信する段階を更に備える、請求項33に記載の内視鏡光源を制御する方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システム、及びより詳しくは内視鏡の存在を判断するための光検出手

10

20

30

40

50

段を具備する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来の内視鏡は外部光源から照明を供給されるのがしばしばであった。こうした光源は、例えば、キセノンランプのような、一般に高出力なランプを含む。光源は、一般的に、着脱可能な導波路又は光ファイバケーブルによって内視鏡に連結される。

【0003】

内視鏡は導波路から分離し得る一方で光源によって依然として励磁される。導波路が取り付けられる医療機器なしで下ろされる場合、導波路から出る光は、従って、損害を与える。例えば、光は、操作ドレープ、患者の皮膚または衣類に損害を与えることができる。従って、内視鏡が導波路から分離されるべきであること判断されたときに、導波路を出る光が減衰されることが望ましい。

【0004】

光ケーブル又は光源の存在を判断するための幾つかのデバイスが存在する。例えば、従来技術文献(Hattori)は、ソレノイドによって作動するリレースイッチを使用する、ケーブルのコネクターと、光供給ソケットと、の間の連結を検出する手段を具備する光供給デバイスを開示する。別の従来技術文献(Konoshima)は、光源のハウジングに取り付けたコネクター及びソケット間の連結の状態を検出する検出部を具備する、内視鏡用光供給装置を開示する(例えば、特許文献1及び2参照)。

【特許文献1】米国特許出願第4,356,534号明細書

【特許文献2】米国特許出願第4,433,675号明細書

【0005】

Bellahsene等のまた別の従来技術文献は、内視鏡端部に光を供給するため及び内視鏡の存在を検出するための光ファイバーケーブルを開示する。しかしながら、Bellahseneの文献に開示された専用ケーブルはケーブルの長さに亘って延びる導電体及び内視鏡の付近を感知するように形状構成されたセンサを具備するケーブルの端部上のスイッチを必要とする。従って、Bellahseneの教示事項は、専用ケーブルを使用せずに既存の内視鏡システム内の内視鏡の存在を検出するために使用し得ない(例えば、特許文献3参照)。

【特許文献3】米国特許出願第6,110,107号明細書

【0006】

従って、照明経路に沿って、内視鏡のような照明減衰器の存在を検出するための改良されたシステムを提供することが望まれる。特別に説いたケーブル又は導波路に適合可能なこうしたシステムを提供することが更に望まれる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

従って、内視鏡又は他の何れかの照明減衰器の存在を判断するために光検出手段を具備する内視鏡システムを提供することが本発明の目的である。前記システムが照明減衰器に照明を供する光源を制御する、内視鏡システムを提供することが更なる目的である。

【0008】

内視鏡システム内の内視鏡の存在を検出するための光センサを提供することが本発明の更なる目的である。現存の内視鏡システムに適合可能な光センサを提供することは更なる目的である。

【課題を解決するための手段】

【0009】

これらの、そしてまた他の、目的は内視鏡光源安全制御システムであって、照明経路に沿って送信される可視光線と、前記照明経路の少なくとも一部に沿って放射線を供する光源と、前記可視光線及び前記放射線を受信するために前記照明経路に接続可能な照明減衰器と、前記照明減衰器によって受信された前記放射線の少なくとも一部を反射するために、前記照明減衰器に接続される第1のリフレクタと、前記光源からの前記放射線を前記照

10

20

30

40

50

明経路内に組み込み、かつ反射された前記放射線を前記照明経路から離れるように方向を変える光学要素と、前記光学要素から反射された前記放射線の少なくとも一部を受信し、かつ前記照明減衰器によって可視光線の受信を表す信号を生成するための検出器と、を備える内視鏡光源安全制御システムを提供することによって達成される。

【0010】

内視鏡光源安全制御システムであって、照明経路に沿って送信される可視光線と、前記照明経路の少なくとも一部に沿って放射線を供する光源と、前記可視光線及び前記放射線を受信するために前記照明経路に接続可能な照明減衰器と、前記照明減衰器によって受信された前記放射線の少なくとも一部を反射するために、前記照明減衰器に接続される第1のリフレクタと、前記光源からの前記放射線を前記照明経路内に組み込み、かつ反射された前記放射線を前記照明経路から離れるように方向を変える光学要素と、前記光学要素から反射された前記放射線の少なくとも一部を受信し、かつ前記照明減衰器によって可視光線の受信を表す信号を生成するための検出器と、を備える内視鏡光源安全制御システムが更に提供される。

【0011】

照明減衰器の存在を検出する光センサであって、照明経路に放射線を供する光源と、前記照明経路から反射された放射線を受信するための検出器と、センサ・リフレクタであって、前記光源からの前記放射線を受信し、前記照明経路に沿って前記放射線の少なくとも一部を照明減衰器に送信し、前記照明減衰器から反射された前記放射線を受信し、反射された前記放射線の少なくとも一部を前記検出経路に沿って前記検出器まで送信する、前記センサ・リフレクタと、を備え、前記検出器が反射された放射線を受信するときに、前記照明減衰器の存在を表す信号が生成される光センサが更に提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

図1は、本発明による内視鏡システム50の概略図を示す。システム50は、照明経路54に沿って送信される可視光線52を含む。幾つかの実施形態では、可視光線52は、照明器56から生じ得る。システム50は照明経路54の少なくとも一部に沿って放射線を供するための光源58を含む。放射線は、コンバイナー60によって照明経路54に組み込み得る。

【0013】

照明減衰器62はシステム50に更に含まれる。照明減衰器62は、可視光線を受信するための何れかのデバイスとし得る。好ましくは、照明減衰器62は、可視光線の一部を送信するか又は投影し得るデバイスである。例えば、照明減衰器62は、内視鏡又は類似の外科用器具とし得る。

【0014】

システム50は、照明減衰器62によって受信される放射線の少なくとも一部を反射するための照明減衰器62に接続されたリフレクタ（例えば、第1のリフレクタ64）を含む。第1のリフレクタ64は、照明減衰器62内に又は該照明減衰器62の外部に取り付け得る。幾つかの実施形態では、第1のリフレクタ64は、照明経路54内にあって、該照明減衰器62によって受信される可視光線の少なくとも一部を送信する。

【0015】

検出器66はシステム50に含まれる。検出器66は、第1のリフレクタ64から反射された放射線の一部を受信し得る。検出器66は、照明減衰器62によって可視光線52の受信を表す信号（図示せず）を更に生成し得る。幾つかの実施形態では、信号は、照明器（例えば、照明器56）に供された可視光線の量を制御するように設けられている。

【0016】

図2は、本発明による内視鏡システム100の例示的実施形態の概略図を示す。システム100は照明供給デバイス110を含む。照明供給デバイス110は、可視光線（例えば、可視光線52）を供するための照明器具112を含む。可視光線は、第1の周波数又は第1の周波数範囲（例えば、電磁スペクトルの可視範囲内で）で設け得る。照明器11

10

20

30

40

50

2は、例えば、キセノンランプのような何れか周知の照明器具とし得る。

【0017】

照明供給デバイス110は、第2の周波数又は第2の周波数範囲で放射線（例えば、検出放射線）を供するための光源114を更に含む。好ましい実施形態では、第2の周波数範囲は、第1の周波数範囲（例えば、赤外線周波数及び可視光線周波数のそれぞれ）未満である。例えば、ソース114は、赤外“IR”放射線を供するIR発光ダイオード（“LED”）とし得る。他の実施態様では、第2の周波数範囲は、第1の周波数範囲（例えば、紫外線放射周波数及び可視光線周波数のそれぞれ）より大きくなっている。光源114は、一定の放射線を供し得るか又は変調光を特定のパルス繰り返し周波数(pulse rate)で供し得る。例えば、光源114は4.2kHzのエンベロープの状態で455kHzでパルス出力される放射線を供し得る。

【0018】

内視鏡システム100の照明供給デバイス110は、検出器116（例えば、IR受信モジュール）を更に含む。検出器116は、特定の放射線又は放射光の受信又は検出に応じて信号を生成し得る。例えば、検出器116は、特定の放射線の受信又はリフレクタ及び/又は照明器減衰器から反射される放射線のレベルに応じて信号を生成し得る。

【0019】

幾つかの実施形態では、特定のパルス繰返し周波数でパルス出力される放射線を受信するときに、検出器116は信号を生成し得る。例えば、検出器116は、1-22.5kHzのエンベロープ範囲内で455kHzのレートでパルス出力される放射線のみを検出する。こうした検出及び信号生成に関するこうしたリミットは、例えば、蛍光、白熱光、太陽光線又は可視光線（例えば、52）のような混信又は干渉が検出されるのを防止するためには望ましい。検出器116は、内蔵型電子装置（例えば復調器及び/又はゲイン制御（図示せず））のような内蔵型電子装置を更に含み得る。

【0020】

図2に示すように、内視鏡システム100は、照明供給デバイス110（例えば、導波路ソケット（図示せず）を介して）に着脱可能に接続可能な導波路130を含み得る。導波路130は、近位端部132及び遠位端部134を含む。導波路130は、例えば、光ファイバーケーブルのような、照明経路を供するための何れかの導波路又は軽量ケーブルとし得る。内視鏡システム100は、導波路130を介して照明供給デバイス110に接続可能な照明減衰器140（例えば、エンドスコープ）を更に含む。例えば、照明器減衰器140は、導波路130の遠位端部134に着脱可能に接続された（例えば、光ポストコネクタのような）導波路取付具150を含み得る。

【0021】

導波路取付具150の横断面図を図3に示す。導波路取付具150は、第1端部220及び第2端部230を具備するハウジング210を含む。第1端部220は、導波路取付具150を導波路130に着脱自在に接続する手段を含む。第2端部230は、照明器減衰器140に着脱自在に接続する手段を含む。幾つかの実施形態では、第1端部220が導波路130から分離された後のみ、第2端部230は照明器減衰器140から分離し得る。導波路取付路150の幾つかの実施形態は、幾つかの周知の照明減衰器（例えば、エンドスコープ）及び導波路に適合し得る。従って、本発明は、（例えば、両者間に交換可能な）既存の内視鏡器具、導波路及び照明供給デバイス（例えば、これらの間で交換可能に）容易に実施し得る。

【0022】

導波路取付具150は第1のリフレクタ250を含む。一実施形態では、第1のリフレクタ250は、例えば、可視光線を送信し、かつ他の光線又は放射線（例えば、放射線260）を反射するための“ホットミラー”とし得る。第1のリフレクタ250は、導波路130を介して照明供給デバイス110から、可視光線260及び放射線262の両方を受信し得る。第1のリフレクタ250は、照明器減衰器140を介して可視光線260の大部分を送信する。第1のリフレクタ250は、導波路130を介して検出器116に放

10

20

30

40

50

射線 262 の大部分を反射する。後に詳細に述べるように、照明減衰器 140 の存在は、従って、放射線が反射されるか（すなわち、照明減衰器 140 が取り付けられる）又は放射線が反射されないか（すなわち、照明減衰器 140 が分離される）否かを（検出器 116 によって）検出することによって決定し得る。

#### 【0023】

他の実施態様では、第 1 のリフレクタ 250 は、例えば、コールドフィルタを含み得る。当業者が理解するように、コールドフィルタは光又は放射線のより短い波長を反射して、より長い波長を送信するために使用し得る。例えば、放射線が可視光線より高い周波数を有するときに、コールドフィルタを使用し得る。幾つかの実施形態では、第 1 のリフレクタ 250 は、放射線又は光の 1 つ以上の狭帯域を反射して、拒絶された複数の帯域周辺でより幅広領域の放射線を送信するためにノッチフィルタを含み得る。10

#### 【0024】

第 1 のリフレクタ 250 は、特有なインジケータ（図示せず）を更に含み得る。こうしたインジケータは、反射された放射線 264 を経て、照明器減衰器 140 から照明供給デバイス 110 まで（例えば、パラメータのような）情報を供し得る。パラメータは、インジケータ内に格納し得るか又は照明器減衰器 140 上の遠隔制御（図示せず）を介して使用者によってインジケータに供し得る。パラメータは、例えば、照明減衰器又はエンドスコープタイプ、シリアル番号、最高温度、最大光量レベル入力、及び／又は存在する遠隔制御装置を含み得る。例えば、インジケータは、リアルタイムで照明器具 112 の照度を調整するためのように、照明供給デバイス 110 に対する（例えば、命令のような）パラメータを供する集積回路を含み得る。20

#### 【0025】

図 2 に示すように、照明供給デバイス 110 は、（例えば“ホットミラー”及び／又は第 2 リフレクタのような）光学要素 118 を更に含み得る。光学要素 118 は、第 1 表面 120 及び第 2 表面 122 を含む。光学要素 118 は、第 1 表面 120 を経て照明器具 112 から可視光線を受信し、かつ第 2 表面 122 を経て光源 114 から（例えば、該光源 114 に）放射線を反射するように位置づけられる。例えば、光学要素 118 は（照明器具 112 から）第 1 部分 124 に対して約 45° の角度で及び（光源 114）から半径方向の経路 128 に対して約 45° の角度で位置づけ得る。例示の実施形態では、第 1 部分 124 は、放射線経路 128 に対して 90° に配向される。30

#### 【0026】

当業者が理解するように、光学要素 118 は、現在の零度のミラーを取り外し、かつ該ミラーを上述した 45° のホットミラーと置き換えることによって、部分的に、慣用の照明供給デバイスで実施し得る。本発明の光学要素 118 の配向は（例えば、照明器具 112 のような）ランプからの放射線を排除することを可能にするが、検出器 116 に及び該検出器 116 から更に放射線を伝えるための放射線経路を更に作り出す。

#### 【0027】

図 2 に示すように、光学要素 118 は、照明経路の第 1 位置 124 を介して照明器具 112 から可視光線を受信し、かつ（例えば、レンズ 136 を介してのよう）第 2 部分 126 を介して、可視光線を導波路 130 に（すなわち、照明経路内に組み込まれるように）送信し得る。光学要素 118 は、放射線経路 128 を介して（光源 114 からの）放射線を更に受信して、第 2 部分 126 を経て導波路 130 に放射線を反射し得る。照明器減衰器 140 が存在する（すなわち、導波路 130 に接続される）場合、放射線、あるいはその大部分は第 1 のリフレクタ 250 から反射されて、導波路 130 及び第 2 の部分 126 を経て戻される。光学要素 118 は、第 2 光経路 126 を介して反射された放射線を受信し、かつ放射線経路 128（すなわち、照明経路から方向をそらされる）を介して検出器 116 に放射線を反射し得る。40

#### 【0028】

照明器減衰器 140 がない場合、導波路 130 を介して戻るか又は検出器によって受信される放射線はほとんど無いか全く無い。

照明器 112 は、受信される放射線に応じて（例えば、電力降下するか又は電力遮断するように）制御し得る。例えば、検出器 116 が少なくとも予め定められた量又は（例えば、第 2 の周波数を有する放射線及び／又は特定のパルス繰返し周波数で変調される放射線のような）放射線のレベルを受信するときのみ、照明器具 112 は可視光線を供し得る。検出器 116 が放射線の予め定められた量より少ない量を受信する場合、照明器具 112 は可視光線を更に供し得ない。

【0029】

図 2 に示すように、照明供給デバイス 110 は、照明器 112 を制御するための絞り 160 を含み得る。例えば、絞り 160 は照明装置 112 によって供される、可視光線又は該可視光線の何れの部分も阻止し得る。絞り 160 は、第 1 部分 124 に沿って配置し得る。当業者が理解するように、絞り 160 のこうした配置は放射線の送信及び／又は反射を中断することなく可視光線の制御を可能にし得る。絞り 160 は、検出器 116 が特定の周波数範囲（例えば、検出周波数範囲）及び／又は特定のパルス繰返し周波数（例えば、繰り返し回数）内で（例えば、検出器 116 から情報を受信するのに基づいて）放射線を受信しない可視光線の大部分を阻止し得る。

【0030】

本発明の一実施形態では、上述した、光源 114 及び検出器 116 は、光センサ 300 内に集積し得る。図 4 は、本発明による内視鏡の存在を検出するための光センサ 300 の回路図である。

【0031】

光センサ 300 は、ハウジング 310 及び（例えば、赤外線光源のような）光源 114 を含む。光源 114 は、光源経路 320 に沿って放射線を供する。光源 114 は、（例えば、0.25 mm ピンホールのような）視野絞り 322 を含み得る。光源経路 320 に沿って位置づけられるコリメータレンズ 324 を更に含み得る。光センサ 300 は、検出経路 330 を介して反射された放射線を受信するための検出器 116 を更に含む。集束レンズ 334 は、検出経路 330 に沿って含み得る。

【0032】

図 4 に示すように、光センサ 300 はセンサ・リフレクタ 340 を含む。センサ・リフレクタ 340 は、受信された放射線の一部を通過可能にする一方で、該放射線の他の部分を反射する、何れかのリフレクタ及び／又はフィルタとし得る。例えば、センサ・リフレクタ 340 は、50/50 赤外線ビームスプリッタとし得る。センサ・リフレクタ 340 は、光源経路 320 を介して（例えば、特定の検出周波数又は検出周波数範囲に設定した）放射線を受信して、出力／戻りポート 350 及び放射線経路 328 を介して放射線を照明減衰器 140 に送信する。センサ・リフレクタ 340 は、反射される放射線、すなわち、放射線経路 328 を介して、照明減衰器 140 の第 1 リフレクタ 250 から反射される、放射線を更に受信し得る。センサ・リフレクタ 340 は、それから、検出経路 330 を介して検出器 116 に反射した放射線の一部を送信する。

【0033】

検出器 116 が検出周波数範囲（及び／又は特定のパルス繰返し周波数）内で反射された放射線を受信するときに、光センサ 300 は内視鏡デバイス 140（すなわち、導波路 140 に取り付けられる）の存在を確実に検出し得る。検出器 116 は、それから、必要に応じて、照明器具 112 を調整するか又は制御するシステム 100 に情報を供し得る。光センサ 300 は、所与の時間間隔で、連続的に、及び／又はシステム 100 の命令に基づいて内視鏡デバイス 140 の存在を検出し得る。

光センサ 300 は好ましくは既存の照明供給デバイスにぴったりと嵌めるために十分小さいことが好ましい。例えば、光センサ 300 の一実施形態は、以下の近似寸法を含み得る：26 mm の高さ、24 mm の幅、及び 14 mm の厚さ。

【0034】

図 5 は、本発明による内視鏡光源を制御する方法を示す。この方法を、図 1～図 4 に示すシステム 100 に関して記載する。しかしながら、当業者は、この方法は他のシステム

10

20

30

40

50

及びデバイスで実施し得ることを理解する。この方法は、照明経路に沿って（例えば、赤外線のような）放射線を送信する段階 401 を含む。放射線は、例えば、導波路を介して内視鏡に検出周波数（及び／又はパルス繰返し周波数）で送信し得る。段階 403 は、例えば、導波路 130 を介して第 1 のリフレクタ 250 から反映されるような、照明経路から反射された放射線の受信を（例えば、検出器 116 によって）検出する段階を含む。反射された放射線が（検出器 116 によって）受信される場合、照明経路に沿って存在するか及び／又は接続される照明減衰器を表す信号が生成される（段階 405）。絞り 160 は、それから、照明器具 112 が可視光線を送信することを可能にするように、開放し得る（あるいは、開いたままにし得る）（段階 407）。放射線が受信されない場合、照明減衰器が存在しないか及び／又は導波路から分離されていることを表す信号が生成される（段階 409）。絞り 160 は、それから、照明器具 112 が可視光線を送信するのを防止して閉鎖し得る（あるいは閉じたままにし得る）（段階 411）。

10

#### 【0035】

本発明の利点は、放射線を使用する照明器減衰器の存在を正確に検出するためのシステム及び方法を供することを含む。さらにまた、本発明は、内視鏡の存在を検出するために導電体を連結する必要がないシステム及び方法を供する。検知システムの電子装置は照明供給デバイスの範囲内に含み得るものであり、従って、特別に逃えた導波路は必要ない。

#### 【0036】

本発明の更なる利点は、内視鏡のパラメータである情報が放射線を経て照明供給デバイスに供し得る光学検出システムの提供である。

20

#### 【0037】

本発明の更なる利点は、既存の内視鏡システム及び構成要素に適合可能なシステム及び方法の提供である。本発明は多くの既存の照明供給デバイスで実施し得ると考えられる。

#### 【0038】

本発明を特定の部品配置、特徴などに関して記載してきたが、これらは全てのあり得る配置構成又は機構をあますところなく述べることを目的とせず、そして、実際、多くの変更修正及び変形は当業者には確認可能である。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0039】

【図 1】本発明による内視鏡システムの概略線図である。

30

【図 2】本発明による他の内視鏡システムの概略線図である。

【図 3】図 2 に示す内視鏡システムの導波路取付部分の横断面図である。

【図 4】図 2 に示す内視鏡システムの光センサ部分の概略線図である。

【図 5】図 1 及び図 2 に示すシステムによって採用可能な内視鏡光源を制御する方法である。

#### 【符号の説明】

#### 【0040】

50 内視鏡システム

52 可視光線

54 照明経路

56 照明器具

58 光源

40

60 コンバイナー

62 照明減衰器

64 第 1 のリフレクタ

66 検出器

100 内視鏡システム

110 照明供給デバイス

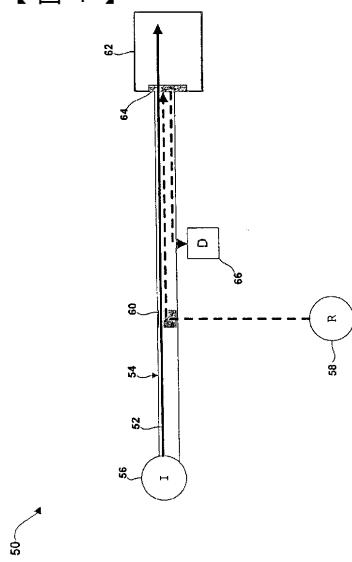
112 照明器具

114 光源

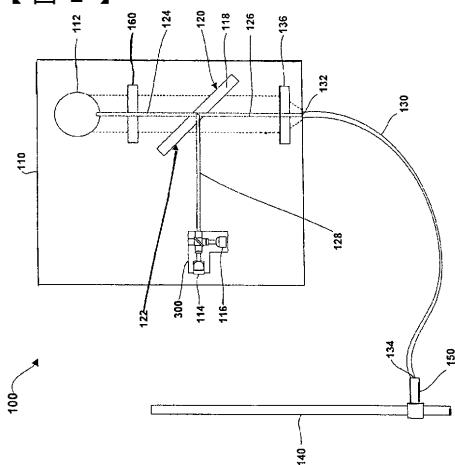
50

|       |            |    |
|-------|------------|----|
| 1 1 6 | 検出器        |    |
| 1 1 8 | 光学要素       |    |
| 1 2 0 | 第1表面       |    |
| 1 2 2 | 第2表面       |    |
| 1 2 4 | 第1部分       |    |
| 1 2 6 | 第2部分       |    |
| 1 2 8 | 半径方向の経路    |    |
| 1 3 0 | 導波路        |    |
| 1 3 2 | 近位端部       |    |
| 1 3 4 | 遠位端部       | 10 |
| 1 3 6 | レンズ        |    |
| 1 4 0 | 照明減衰器      |    |
| 1 5 0 | 導波路取付具     |    |
| 1 6 0 | 絞り         |    |
| 2 1 0 | ハウジング      |    |
| 2 2 0 | 第1端部       |    |
| 2 3 0 | 第2端部       |    |
| 2 5 0 | 第1のリフレクタ   |    |
| 2 6 0 | 可視光線       |    |
| 2 6 2 | 放射線        | 20 |
| 3 0 0 | 光センサ       |    |
| 3 1 0 | ハウジング      |    |
| 3 2 0 | 光源経路       |    |
| 3 2 2 | 視野絞り       |    |
| 3 2 4 | コリメータレンズ   |    |
| 3 2 8 | 放射線経路      |    |
| 3 3 0 | 検出経路       |    |
| 3 3 4 | 集束レンズ      |    |
| 3 4 0 | センサ・リフレクタ  |    |
| 3 5 0 | 出力 / 戻りポート | 30 |

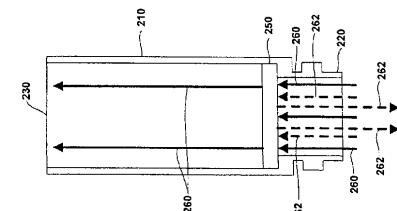
【図1】



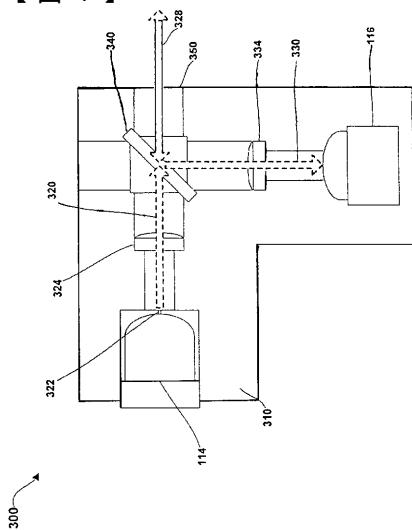
【図2】



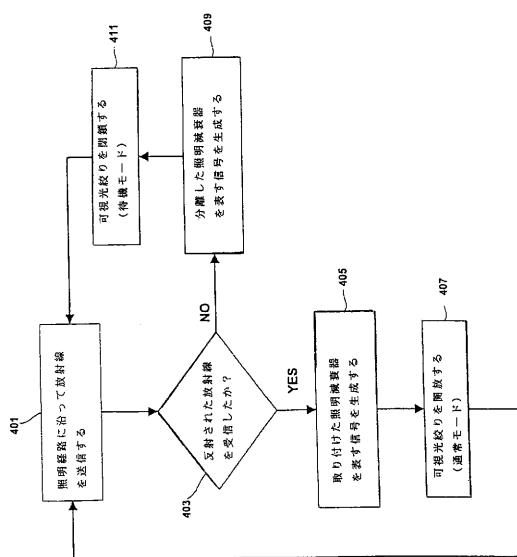
【図3】



【図4】



【図5】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ダシール・バーンクラント

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01605・ウォーセスター・プランテーション・ストリート・505・アパートメント・519

(72)発明者 ヴァーノン・ホプキンス

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01604・ウォーセスター・アイダ・ロード・22

(72)発明者 ダナ・ランドリー

アメリカ合衆国・マサチューセッツ・01566・スターブリッジ・ベントウッド・ドライブ・30

F ターム(参考) 2H040 CA04 CA07 GA02

4C061 AA00 BB01 BB08 CC00 DD00 GG01 JJ11 JJ17 NN01 QQ02

QQ03 QQ07 QQ09 RR02 RR15 RR23

【外國語明細書】

Title Of InventionENDOSCOPIC LIGHT SOURCE SAFETY AND CONTROL SYSTEM WITH OPTICAL SENSORField Of The Invention

[0001] The invention relates to endoscopic systems, and more specifically to an endoscopic system having an optical detection means for determining the presence of an endoscope.

Background Of The Invention

[0002] Conventional endoscopes are often supplied with illumination from an external light source. Such light sources generally include high powered lamps, such as xenon lamps. The light sources are generally coupled to the endoscope by means of a detachable waveguide or fiber optic light cable.

[0003] An endoscope may be disconnected from the waveguide while still energized by the light source. Light exiting from the waveguide may therefore cause damage if the waveguide is set down without the medical instrument attached. For example, the light may damage operating drapes, a patient's skin, or clothing. Therefore, it is desirable that the light exiting the waveguide be attenuated when the endoscope is determined to be disconnected from the waveguide.

[0004] Some devices exist to determine the presence of a light cable on a light source. For example, U.S. Patent 4,356,534 to Hattori discloses a light supply device having a means for detecting a connection between a connector of a cable and a light supply socket using a relay switch operated by a solenoid. U.S. Patent No. 4,433,675 to Konoshima discloses a light

supply apparatus for an endoscope having a detecting section to detect the state of a coupling between a connector and a socket mounted on a housing of the light supply. However, Both Hattori and Konoshima disclose only means for detecting the presence of a connection between a connector and a socket of a light supply. Neither patent discloses a system for detecting the presence of an endoscope on a waveguide.

[0005] U.S. Patent No. 6,110,107 to Bellahsene et al. discloses a fiber optic cable for supplying light to an endoscope and for detecting the presence of the endoscope. However, the specialized cable disclosed in Bellahsene requires electrical conductors running the length of the cable and a switch on the cable's end with a sensor configured to sense the proximity of the endoscope. Therefore, the teachings of Bellahsene may not be used to detect the presence of an endoscope in existing endoscopic systems without using the specialized cable.

[0006] It is therefore desired to provide an improved system and method for detecting the presence of an illumination attenuator, such as an endoscope, along an illumination path. It is a further desired to provide such a system that is adaptable to existing illumination attenuator systems without the necessity for a specialized cable or waveguide.

#### Summary Of The Invention

[0007] According, it is an object of the present invention to provide an endoscopic system having an optical detection means for determining the presence of an endoscope or any other illumination attenuator. It is a further object to provide the endoscopic system in which the system controls a light source providing illumination to the illumination attenuator.

[0008] It is a further object of the present invention to provide an optical sensor for detecting the presence of an endoscope in an endoscopic system. It is a further object to provide the optical sensor is adaptable to existing endoscopic systems.

[0009] These and other objectives are achieved by providing an endoscope light source safety system, comprising visible light transmitted along an illumination path; a source for providing radiation along at least a portion of the illumination path; an illumination attenuator connectable to the illumination path for receiving said visible light and the radiation; a first reflector connected to said illumination attenuator for reflecting at least a portion of the radiation received by said illumination attenuator; a combiner for combining the radiation from said source into the illumination path; and a detector for receiving at least a portion of the radiation reflected from said first reflector and for generating a signal indicative of the receipt of visible light by said illumination attenuator.

[00010] Further provided is an endoscope light source safety system, comprising visible light transmitted along an illumination path; a source for providing radiation along at least a portion of the illumination path; an illumination attenuator connectable to the illumination path for receiving said visible light and the radiation; a first reflector connected to said illumination attenuator for reflecting at least a portion of the radiation received by said illumination attenuator; an optical element for combining the radiation from said source into the illumination path and diverting the reflected radiation away from the illumination path; and a detector for receiving at least a portion of the radiation reflected from said optical element and for generating a signal indicative of the receipt of visible light by said illumination attenuator.

[00011] Further provided is an optical sensor for detecting the presence of an illumination attenuator comprising a source for providing radiation to an

illumination path; a detector for receiving reflected radiation from the illumination path, said detector receiving the reflected radiation via a detection path; a sensor reflector for receiving the radiation from the source and transmitting at least a portion of the radiation along the illumination path to an illumination attenuator, receiving the reflected radiation, wherein the reflected radiation is reflected from the illumination attenuator, and transmitting at least a portion of the reflected radiation along the detection path to the detector, wherein a signal indicative of the presence of the illumination attenuator is generated when the detector receives reflected radiation.

#### Brief Description Of The Drawings

[00012] FIG. 1 is a schematic diagram of an endoscopic system according to the present invention.

[00013] FIG. 2 is a schematic diagram of another endoscopic system according to the present invention.

[00014] FIG. 3 is a cross sectional view of a waveguide fitting portion of the endoscopic system shown in FIG. 2.

[00015] FIG. 4 is a schematic diagram of an optical sensor portion of the endoscopic system shown in FIG. 2.

[00016] FIG. 5 is a method for controlling an endoscope light source employable by the systems shown in FIG. 1 and FIG. 2.

#### Detailed Description Of The Invention

[00017] FIG. 1 shows a schematic of an endoscopic system 50 according to the present invention. The system 50 includes visible light 52 being transmitted along an illumination path 54. In some embodiments, the

visible light 52 may originate from an illuminator 56. The system 50 also includes a source 58 for providing radiation along at least a portion of the illumination path 54. The radiation may be combined into the illumination path 54 via a combiner 60.

[00018] Further included in the system 50 is an illumination attenuator 62. The illumination attenuator 62 may be any device for receiving visible light. Preferably, the illumination attenuator 62 is a device being capable of also transmitting or projecting a portion of the visible light. For example, the illumination attenuator 62 may be an endoscope or a similar surgical instrument.

[00019] The system 50 includes a reflector (e.g., first reflector 64) connected to the illumination attenuator 62 for reflecting at least a portion of the radiation received by the illumination attenuator 62. The first reflector 64 may be mounted within the illumination attenuator 62 or external to the illumination attenuator 62. In some embodiments, the first reflector 64 is in the illumination path 54 and transmits at least a portion of visible light received by the illumination attenuator 62.

[00020] A detector 66 is included in the system 50. The detector 66 may receive a portion of radiation reflected from the first reflector 64. The detector 66 may further generate a signal (not shown) indicative of the receipt of visible light 52 by the illumination attenuator 62. In some embodiments, the signal is provided to control the amount of visible light provided by an illuminator (e.g., illuminator 56).

[00021] FIG. 2 shows a schematic of an exemplary embodiment of an endoscopic system 100 according to the present invention. The system 100 includes an illumination supply device 110. The illumination supply device 110 includes an illuminator 112 for providing visible light (e.g., visible light 52).

The visible light may be provided at a first frequency or a first frequency range (e.g., within the visible range of the electromagnetic spectrum). The illuminator 112 may be any known illuminator, such as a xenon lamp.

[00022] The illumination supply device 110 further includes a source 114 for providing radiation (e.g., detection radiation) at a second frequency or second frequency range. In a preferred embodiment, the second frequency range is less than the first frequency range (e.g., infrared radiation frequencies and visible light frequencies, respectively). For example, the source 114 may be an IR light emitting diode ("LED") providing infrared ("IR") radiation. In other embodiments, the second frequency range may be greater than the first frequency range (e.g., ultraviolet radiation frequencies and visible light frequencies, respectively). The source 114 may provide constant radiation or modulated radiation, i.e., at a particular pulse rate. For example, the source 114 may provide radiation pulsed at 455 kHz with a 4.2 kHz envelope.

[00023] The illumination supply device 110 of the endoscopic system 100 further includes a detector 116 (e.g., IR receiving module). The detector 116 may generate a signal upon the receipt or detection of particular radiation or light. For example, the detector 116 may generate a signal upon the receipt of a specific frequencies or levels of radiation being reflected from a reflector and/or illuminator attenuator.

[00024] In some embodiments, the detector 116 may generate a signal when radiation pulsed at a particular pulse rate is received. For example, the detector 116 may only detect radiation being pulsed at a rate of 455 kHz within a 1-22.5 kHz envelope. Such limits on detection and signal generation are desirable to prevent interferants from being detected, such as fluorescent light, incandescent lights, sun light or the visible light (e.g., 52). The detector

116 may further include built-in electronics such as a demodulator and/or gain control (not shown).

[00025] As shown in FIG. 2, the endoscopic system 100 may include a waveguide 130 detachably connectable to the illumination supply device 110 (e.g., via a waveguide socket (not shown)). The waveguide 130 includes a proximal end 132 and a distal end 134. The waveguide 130 may be any waveguide or light cable for providing an illumination path, such as a fiber optic cable. The endoscopic system 100 further includes an illumination attenuator 140 (e.g., an endoscope) being connectable to the illumination supply device 110 via the waveguide 130. For example, the illuminator attenuator 140 may include a waveguide fitting 150 (e.g., a light post connector) detachably connected to the distal end 134 of the waveguide 130.

[00026] A cross sectional view of the waveguide fitting 150 is shown in FIG. 3. The waveguide fitting 150 includes a housing 210 having a first end 220 and a second end 230. The first end 220 includes a means to detachably connect the waveguide fitting 150 to the waveguide 130. The second end 230 includes a means to detachably connect to the illuminator attenuator 140. In some embodiments, the second end 230 may be disconnected from the illuminator attenuator 140 only after the first end 220 is disconnected from the waveguide 130. Some embodiments of the waveguide fitting 150 may be adaptable to several known illumination attenuators (e.g., endoscopes) and waveguides. Therefore, the present invention may be readily implemented with (e.g., interchangeable between) existing endoscopic instruments, waveguides, and illumination supply devices.

[00027] The waveguide fitting 150 includes a first reflector 250. In one embodiment, the first reflector 250 may be, e.g., a "hot mirror" for transmitting the visible light and reflecting other light or radiation (e.g., radiation 260). The first reflector 250 may receive both visible light 260 and radiation 262 from the

illumination supply device 110 via the waveguide 130. The first reflector 250 transmits a substantial portion of visible light 260 via the illuminator attenuator 140. The first reflector 250 reflects a substantial portion of radiation 262 to the detector 116 via the waveguide 130. As explained in more detail below, the presence of the illumination attenuator 140 may therefore be determined by detecting (via detector 116) whether radiation is reflected (i.e., an illumination attenuator 140 is attached) or not reflected (i.e., the illumination attenuator 140 is detached).

[00028] In other embodiments, the first reflector 250 may include, e.g., a cold filter. As one of ordinary skill in the art will understand, a cold filter may be employed to reflect shorter wavelengths of light or radiation and transmit longer wavelengths. For example, a cold filter may be used when the radiation has a higher frequency than the visible light. In some other embodiments, the first reflector 250 may include a notch filter to reflect one or more narrow bands of radiation or light and transmit wider regions of radiation around the rejected band(s).

[00029] The first reflector 250 may further include a unique indicator (not shown). Such indicator may provide information (e.g., parameters) from the illuminator attenuator 140 to the illumination supply device 110 via the reflected radiation 264. The parameters may be stored in the indicator or provided to the indicator by a user via a remote control (not shown) on the illuminator attenuator 140. The parameters may include, for example, an illumination attenuator or endoscope type, serial number, maximum temperature, a maximum light level input, and/or the remote controls present. For example, the indicator may include an integrated circuit providing parameters (e.g., instructions) to the illumination supply device 110, such as to adjust the intensity of the illuminator 112 in real time.

[00030] As shown in FIG. 2, the illumination supply device 110 may further include an optical element 118 (e.g., a “hot mirror” and/or a second reflector). The optical element 118 includes a first surface 120 and a second surface 122. The optical element 118 is positioned to receive visible light from the illuminator 112 via the first surface 120, and reflect radiation from (e.g., and to) the source 114 via the second surface 122. For example, the optical element 118 may be positioned at approximately a forty-five degree angle relative to a first portion 124 (from the illuminator 112) and approximately a forty-five degree angle relative to a radiation path 128 (from the source 114). In the exemplary embodiment, the first portion 124 is oriented ninety degrees relative to the radiation path 128.

[00031] As one of ordinary skill in the art will understand, the optical element 118 may be implemented in conventional illumination supply devices, in part, by removing a current zero degree mirror and replacing it with the above described forty-five degree hot mirror. The orientation of the optical element 118 in the present invention allows for the rejection of radiation from the lamp (e.g., illuminator 112), but further creates a radiation path for the transmission of radiation to and from the detector 116.

[00032] As shown in FIG. 2, the optical element 118 may receive visible light from the illuminator 112 via a first portion 124 of an illumination path and transmit the visible light to the waveguide 130 (i.e., combined into the illumination path) via a second portion 126 (e.g., via a lens 136). The optical element 118 may further receive radiation (from the source 114) via a radiation path 128 and reflect the radiation to the waveguide 130 via the second portion 126. If the illuminator attenuator 140 is present (i.e., connected to the waveguide 130), the radiation, or a substantial portion thereof, will be reflected from the first reflector 250 and returned via the waveguide 130 and second portion 126. The optical element 118 may receive the reflected radiation via the second light 126 path and reflect the

radiation to the detector 116 via the radiation path 128 (i.e., diverted from the illumination path).

[00033] If the illuminator attenuator 140 is not present, little or no radiation will be returned via the waveguide 130 or received by the detector 116. The illuminator 112 may be controlled (e.g., powered down or turned off) depending on the radiation received. For example, the illuminator 113 may provide visible light only while the detector 116 receives at least a predetermined amount or level of the radiation (e.g., radiation having the second frequency and/or radiation modulated at the particular pulse rate). The illuminator 112 may further not provide visible light when the detector 116 receives less than the predetermined amount of radiation.

[00034] Shown in FIG. 2, the illumination supply device 110 may include an iris 160 for controlling the illuminator 112. For example, the iris 160 may block visible light, or any portion thereof, being provided by the illuminator 112. The iris 160 may be positioned along the first portion 124. As one of ordinary skill in the art will understand, such placement of the iris 160 will allow for the control of visible light without interrupting the transmission and/or reflection of the radiation. The iris 160 may (e.g., upon receiving information from the detector 116) block a substantial portion of the visible light when the detector 116 does not receive radiation within a specific frequency range (e.g., a detection frequency range) and/or particular pulse rate (e.g., repetition rate).

[00035] In one embodiment of the present invention, the source 114 and the detector 116, described above, may be integrated in an optical sensor 300. FIG. 4 shows a schematic diagram of the optical sensor 300 for detecting the presence of an endoscope according to the present invention.

[00036] The optical sensor 300 includes a housing 310 and the source 114 (e.g., an infrared radiation source). The source 114 provides radiation

along a source path 320. The source 114 may include a field stop 322 (e.g., 0.25mm pinhole). Further included may be a collimating lens 324 positioned along the source path 320. The optical sensor 300 further includes the detector 116 for receiving reflected radiation via a detection path 330. A focusing lens 334 may be included along the detection path 330.

[00037] Shown in FIG. 4, the optical sensor 300 includes a sensor reflector 340. The sensor reflector 340 may be any reflector and/or filter for allowing a portion of received radiation to pass through while reflecting another portion. For example, the sensor reflector 340 may be a 50/50 infrared beam splitter. The sensor reflector 340 receives the radiation (e.g., provided at a specific detection frequency or range of detection frequencies) via the source path 320 and transmits the radiation to the illumination attenuator 140 via an output/return port 350 and the radiation path 328. The sensor reflector 340 may further receive reflected radiation, i.e., reflected from the first reflector 250 of the illumination attenuator 140, via the radiation path 328. The sensor reflector 340 then transmits a portion of reflected radiation to the detector 116 via the detection path 330.

[00038] The optical sensor 300 may positively detect the presence of the endoscopic device 140 (i.e., attached to the waveguide 140) when the detector 116 receives reflected radiation within the detection frequency range (and/or a particular pulse rate). The detector 116 may then provide information to the system 100 to adjust or control the illuminator 112 as needed. The optic sensor 300 may detect the presence of the endoscopic device 140 at given time intervals, continuously, and/or upon command by the system 100. The optical sensor 300 is preferably small enough to fit in existing illumination supply devices. For example, one embodiment of the optical sensor 300 may include the following approximate dimensions: 26mm height, 24mm width, and 14mm thickness.

[00039] FIG. 5 shows a method for controlling an endoscope light source according to the present invention. The method is described with respect to the system 100 shown in FIGS. 1-4. However, one of ordinary skill in the art will understand that the method may be implemented in other systems and devices. The method includes a step 401 of transmitting radiation (e.g., a infrared radiation) along an illumination path. The radiation may, e.g., be transmitted at a detection frequency (and/or a pulse rate) to an endoscope via a waveguide. Step 403 includes detecting (e.g., via detector 116) the receipt of reflected radiation from the illumination path, e.g., being reflected from the first reflector 250 via the waveguide 130. If reflected radiation is received (by detector 116), a signal is generated that is indicative of an illumination attenuator being present and/or connected along the illumination path (step 405). The iris 160 may then be opened (or may remain open) allowing the illuminator 112 to transmit visible light (step 407). If the radiation is not received, a signal is generated that is indicative of an illumination attenuator not being present and/or being detached from the waveguide (step 409). The iris 160 may then be closed (or may remain closed) preventing the illuminator 112 from transmitting visible light (step 411).

[00040] Advantages of the present invention include the provision of a system and method for accurately detecting the presence of an illuminator attenuator using radiation. Furthermore, the present invention provides a system and method to in which no electrical conductors need be connected to the endoscope to detect its presence. The electronics of the detection system may be contained within the illumination supply device and therefore no custom waveguide is required.

[00041] A further advantage of the present invention is the provision of an optical detection system by which parameters of an endoscope or information may be provided to the illumination supply device via radiation.

[00042] A further advantage of the present invention is the provision of the system and method being adaptable to existing endoscopic systems and components. It is contemplated that the present invention may be implemented in many existing illumination supply devices.

[00043] Although the invention has been described with reference to a particular arrangement of parts, features and the like, these are not intended to exhaust all possible arrangements or features, and indeed many modifications and variations will be ascertainable to those of skill in the art.

What is claimed is:

1. An endoscope light source safety system, comprising:
  - visible light transmitted along an illumination path;
  - a source for providing radiation along at least a portion of the illumination path;
  - a combiner for combining the radiation from said source into the illumination path;
  - an illumination attenuator connectable to the illumination path for receiving said visible light and the radiation;
  - a first reflector connected to said illumination attenuator for reflecting at least a portion of the radiation received by said illumination attenuator; and
  - a detector for receiving at least a portion of the radiation reflected from said first reflector and for generating a signal indicative of the receipt of visible light by said illumination attenuator.
2. The endoscope light source safety system according to claim 1, further comprising:
  - an illuminator for transmitting said visible light, wherein the signal is provided for controlling said illuminator.
3. The endoscope light source safety system according to claim 1, wherein the radiation is provided at a pulse rate.
4. The endoscope light source safety system according to claim 3, wherein said detector generates the signal upon receipt of radiation having the pulse rate.
5. The endoscopic system according to claim 3, further comprising:
  - an iris positioned in the illumination path for blocking at least a portion of the visible light.
6. The endoscopic system according to claim 5, wherein said iris blocks at least a portion of the visible light when the detector does not receive radiation having the pulse rate.

7. The endoscope light source safety system according to claim 1, wherein said source and said detector are mounted in a sensor housing.
8. The endoscope light source safety system according to claim 1, wherein said first reflector is connected externally to said illumination attenuator.
9. The endoscope light source safety system according to claim 1, wherein said first reflector is connected internally to said illumination attenuator.
10. The endoscope light source safety system according to claim 1, wherein the illumination path includes a waveguide.
11. The endoscope light source safety system according to claim 1, wherein said illumination attenuator is an endoscope.
12. The endoscopic system according to claim 1, further comprising:  
an indicator connected to said first reflector for providing parameters of the illuminator attenuator via the radiation,  
wherein said detector receives the parameters.
13. An endoscope light source safety system, comprising:  
visible light transmitted along an illumination path;  
a source for providing radiation along at least a portion of the illumination path;  
an illumination attenuator connectable to the illumination path for receiving said visible light and the radiation;  
a first reflector connected to said illumination attenuator and in the illumination path for reflecting at least a portion of the radiation and

transmitting at least a portion of said visible light received by said illumination attenuator; and

    a detector for receiving at least a portion of the radiation reflected from said first reflector and for generating a signal indicative of the receipt of visible light by said illumination attenuator.

14. The endoscope light source safety system according to claim 13, further comprising:

    an illuminator for transmitting said visible light, wherein the signal is provided for controlling said illuminator.

15. The endoscope light source safety system according to claim 13, wherein the radiation is provided at a pulse rate.

16. The endoscope light source safety system according to claim 15, wherein said detector generates the signal upon receipt of radiation having the pulse rate.

17. The endoscope light source safety system according to claim 13, wherein said source and said detector are mounted in a sensor housing.

18. An endoscope light source safety system, comprising:

    visible light transmitted along an illumination path;

    a source for providing radiation along at least a portion of the illumination path;

    an illumination attenuator connectable to the illumination path for receiving said visible light and the radiation;

    a first reflector connected to said illumination attenuator for reflecting at least a portion of the radiation received by said illumination attenuator;

an optical element for combining the radiation from said source into the illumination path and diverting the reflected radiation away from the illumination path; and

a detector for receiving at least a portion of the radiation reflected from said optical element and for generating a signal indicative of the receipt of visible light by said illumination attenuator.

19. The endoscope light source safety system according to claim 18, wherein said optical element is a second reflector.

20. The endoscope light source safety system according to claim 18, wherein said optical element is in the illumination path and transmits at least a portion of said visible light along the illumination path.

21. The endoscope light source safety system according to claim 18, wherein said visible light is transmitted at a first frequency range and the radiation is provided at a second frequency range.

22. The endoscope light source safety system according to claim 21, wherein said detector generates the signal upon receipt of radiation at the second frequency range.

23. The endoscopic system according to claim 21, wherein the first frequency range is greater than the second frequency range.

24. The endoscopic system according to claim 21, wherein the first frequency range at least partially falls within the visible spectrum and the second frequency range at least partially falls within the infrared spectrum.

25. The endoscopic system according to claim 21, wherein the second frequency range is greater than the first frequency range.

26. The endoscopic system according to claim 21, further comprising:  
an iris positioned in the illumination path for blocking at least a portion  
of the visible light.

27. The endoscopic system according to claim 26, wherein said iris blocks  
at least a portion of the visible light when the detector does not receive  
radiation within the second frequency range.

28. The endoscope light source safety system according to claim 18,  
wherein the radiation is provided at a pulse rate.

29. The endoscope light source safety system according to claim 28,  
wherein said detector generates the signal upon receipt of radiation having  
the pulse rate.

30. An optical sensor for detecting the presence of an illumination  
attenuator comprising:

    a source for providing radiation to an illumination path;

    a detector for receiving reflected radiation from the illumination path,  
said detector receiving the reflected radiation via a detection path;

    a sensor reflector for:

        receiving the radiation from the source and transmitting at least  
a portion of the radiation along the illumination path to an illumination  
attenuator,

        receiving the reflected radiation, wherein the reflected radiation  
is reflected from the illumination attenuator, and

        transmitting at least a portion of the reflected radiation along the  
detection path to the detector,

    wherein a signal indicative of the presence of the illumination  
attenuator is generated when the detector receives reflected radiation.

31. The optical sensor according to claim 30, wherein the radiation is provided at a pulse rate.

32. The optical sensor according to claim 30, wherein the source includes a light emitting diode ("LED").

33. A method for controlling an endoscope light source, comprising the steps of:

- transmitting radiation along an illumination path;
- detecting the receipt of the reflected radiation from the illumination path; and
- generating a signal indicative of an illumination attenuator being connected along the illumination path if reflected radiation is received.

34. The method for controlling an endoscope light source according to claim 33, further comprising the step of:

- allowing visible light to be transmitted along the illumination path while the reflected radiation is received.

## 1 Abstract

### Abstract

Disclosed is an endoscope light source safety system including visible light transmitted along an illumination path; a source for providing radiation along at least a portion of the illumination path; an illumination attenuator connectable to the illumination path for receiving said visible light and the radiation; a first reflector connected to said illumination attenuator for reflecting at least a portion of the radiation received by said illumination attenuator; a combiner for combining the radiation from said source into the illumination path; and a detector for receiving at least a portion of the radiation reflected from said first reflector and for generating a signal indicative of the receipt of visible light by said illumination attenuator.

## 2 Representative Drawing

Fig. 1

FIG. 1

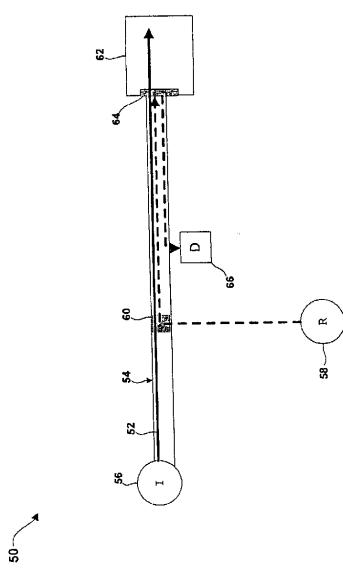


FIG. 2

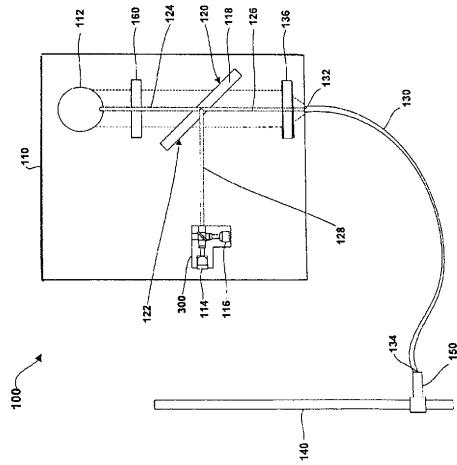


FIG. 3

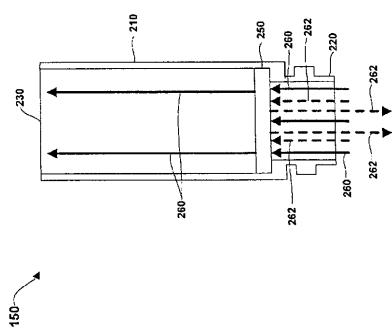
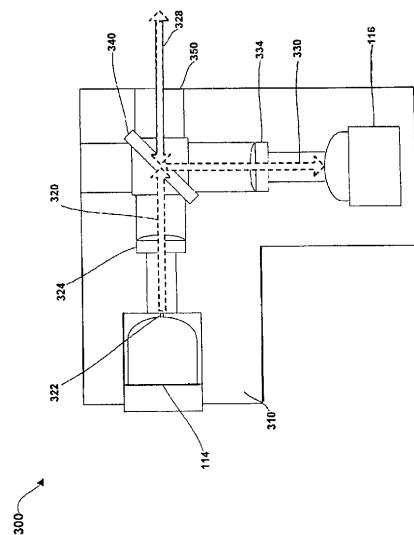
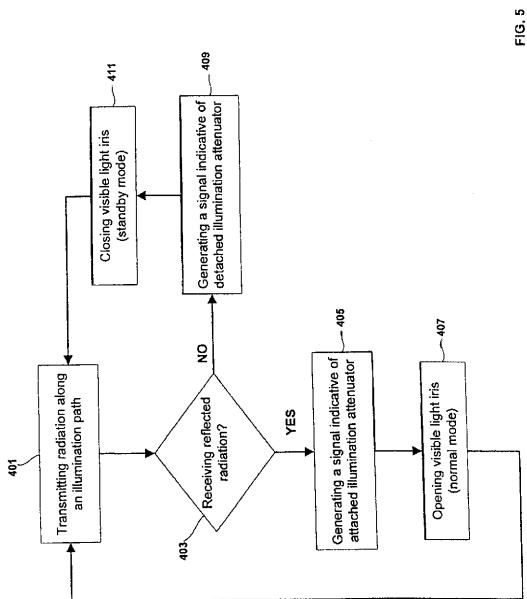


FIG. 4





|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜光源安全控制系统配备光学传感器   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2007105468A</a>  | 公开(公告)日 | 2007-04-26 |
| 申请号            | JP2006275676   | 申请日     | 2006-10-06 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 卡尔斯巴德东通最终愿景  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 卡尔Sutotsu高端视觉  |         |            |
| [标]发明人         | ダシールバーンクラント<br>ヴァーノンホブキンス<br>ダナランドリー   |         |            |
| 发明人            | ダシール・バーンクラント<br>ヴァーノン・ホブキンス<br>ダナ・ランドリー  |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/06 G02B23/26   |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/07 A61B1/00059 A61B1/00117 A61B1/00126 A61B2562/228 G02B6/4298 G02B23/2461<br>Y10S362/804  |         |            |
| FI分类号          | A61B1/06.A A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730<br>A61B1/07.731  |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/CA04 2H040/CA07 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC00 4C061<br>/DD00 4C061/GG01 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07<br>4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR23 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161<br>/CC00 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ03<br>4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR23 |         |            |
| 代理人(译)         | 渡边 隆<br>村山彥  |         |            |
| 优先权            | 11/245512 2005-10-07 US  |         |            |
| 其他公开文献         | <a href="#">JP4459208B2</a>  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种包括光检测装置的内窥镜系统，用于确定内窥镜或任何其他光衰减器的存在。一种内窥镜，包括光源安全控制系统，和可见光沿着照明路径传输，光源沿着照明路径的至少一部分，从所述光源辐射提供辐射反射掺入照明路径的组合器，该照明衰减器连接到所述照明路径，用于接收所述可见光和辐射，所述至少所接收的辐射的一部分照明衰减器到连接到所述照明衰减器的第一反射器，所述第一接收至少辐射的一部分从反射器反射，并表示所接收的可见光的信号由认证衰减器以及用于产生内窥镜光源安全控制系统的检测器。点域1

