

(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2016-518167

(P2016-518167A)

(43) 公表日 平成28年6月23日(2016.6.23)

(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	A 2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04	3 7 0 4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	B
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24	B

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2016-503168 (P2016-503168)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月14日 (2014. 3. 14)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年11月12日 (2015. 11. 12)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/029620
 (87) 国際公開番号 WO2014/144986
 (87) 国際公開日 平成26年9月18日 (2014. 9. 18)
 (31) 優先権主張番号 61/791, 685
 (32) 優先日 平成25年3月15日 (2013. 3. 15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 515235953
 オリーブ・メディカル・コーポレイション
 Olive Medical Corporation
 アメリカ合衆国、84120 ユタ州、ソルト・レーク・シティ、サウス・プレジデント・ドライブ 2302、スイート・デ
 イー
 2302 South Presidents Drive, Suite D,
 Salt Lake City, Utah 84120, United States of America

(74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光制御された環境において感知する内視鏡

(57) 【要約】

本開示は、内視鏡の照明源が使用中である（患者の体の内側にある）、又は、使用中ではない（患者の体の外側にある）かどうかを検出する方法、システム及びコンピュータプログラム製品まで及び。

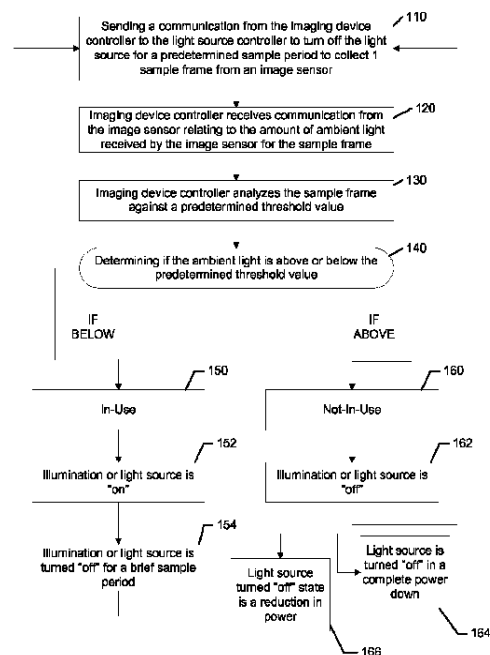


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光制御された環境において内視鏡光源への電力を制御する方法であって、
電気通信信号を指定の間隔にて撮像デバイス制御装置から光源制御装置に送ることと、
前記電気通信信号に基づいて所定のサンプル期間にわたって光源をオフにすることと、
前記所定のサンプル期間中に取得される単一のフレームのためのデータを画像センサから収集することであって、前記データは、前記画像センサによって受光された周囲光の量に関する、ことと、

前記所定のサンプル期間中に取得される前記単一のフレームを指定の所定の閾値に照らして分析することと、

前記画像センサから受信された前記データに基づいて前記光源の動作を制御することと、
を含む、方法。

【請求項 2】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定された場合、前記光源は、使用中であり、かつ、光不足の環境にあると認識される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定されたときに、前記光源は、動作可能な状態のままであって、それによって光を前記光不足の環境に供給する、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回ると測定された場合、前記光源は、使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記光源は、オフにされ、それによって、前記光源への電力を制御する安全機構部を提供する、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記オフにされた状態は、前記光源の完全な電源切断である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記オフにされた状態は、前記光源への電力の低減である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 8】

前記光源は、オンにされ、前記光強度は、安全なレベルに低減される、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 9】

前記方法は、第 2 の単一のフレームに関して前記画像センサから受信されたデータが前記所定の閾値を上回るか又は下回るかを判定するために第 2 の間隔にてサンプリングすることを更に含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオフにされるためのものである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

前記撮像デバイス制御装置は、前記光源制御装置と通信して、前記光源がオフであることがわかる、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

指定の間隔にて、前記撮像デバイスは、前記単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記閾値は、前記画像センサによって受光された全ての光の量である、請求項 12 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

前記閾値は、画素当たりを受光された光の量の平均である、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 15】

前記光源が使用中ではないと判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 16】

前記光源が使用中であると判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 17】

前記光源がオンにされると、新しいパターンが始まり、所定の指定の間隔にて前記光源が所定のサンプル期間にわたってオフにされ、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 16 に記載の方法。

10

【請求項 18】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 17 に記載の方法。

20

【請求項 20】

前記光源は、パルス光システムである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 21】

前記パルス光システム内の前記光は、レーザ光から取得される、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

前記パルス光システム内の前記光は、1つ又は2つ以上の発光ダイオードから取得される、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 23】

前記パルス光システム内の前記光は、様々な特定の色を含む、請求項 20 に記載の方法。

30

【請求項 24】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回ると測定された場合、前記光源は、使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識される、請求項 23 に記載の方法。

【請求項 25】

光出力は、低輝度レベルにてパルス白色光に変えられる、請求項 24 に記載の方法。

【請求項 26】

前記光源は、一定光システムである、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 27】

データがサンプリングされる前記間隔の頻度は、使用中の状態中において、使用中ではない状態中とは異なる、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 28】

前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオンにされるためのものである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 29】

所定の指定の間隔にて、前記撮像デバイス制御装置は、所定のサンプル期間にわたって前記光源をオフにするために前記光源制御装置と通信し、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 28 に記

50

載の方法。

【請求項 3 0】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、デフォルトオンモードに戻るために前記光源制御装置と通信する、請求項 2 9 に記載の方法。

【請求項 3 1】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 2 9 に記載の方法。

10

【請求項 3 2】

前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの現状に関する情報を提供する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3 3】

前記情報は、視覚的に提供される、請求項 3 2 に記載の方法。

【請求項 3 4】

前記情報は、聞き取れるように提供される、請求項 3 2 に記載の方法。

【請求項 3 5】

前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの前記状態の変化に関する情報を提供する、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 3 6】

前記情報は、視覚的に提供される、請求項 3 5 に記載の方法。

【請求項 3 7】

前記情報は、聞き取れるように提供される、請求項 3 5 に記載の方法。

【請求項 3 8】

光制御された環境において内視鏡光源への電力を制御するシステムであって、撮像デバイス制御装置を含む撮像デバイスと、光源制御装置を含む光源と、画像センサと、を備え、

30

前記撮像デバイス制御装置は、前記システムに前記以下のプロセス、即ち、電気通信信号を指定の間隔にて光源制御装置に送ることと、前記電気通信信号に基づいて所定のサンプル期間にわたって前記光源をオフにすることと、

前記所定のサンプル期間中に取得される単一のフレームのためのデータを前記画像センサから収集することであって、前記データは、前記画像センサによって受光された周囲光の量に関する、ことと、

前記所定のサンプル期間中に取得される前記単一のフレームを指定の所定の閾値に照らして分析することと、

前記画像センサから受信された前記データに基づいて前記光源の動作を制御することと、を実行させる、システム。

40

【請求項 3 9】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定された場合、前記光源は、前記撮像デバイス制御装置によって使用中であり、かつ、光不足の環境にあると認識される、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 0】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定されたときに、前記光源は、動作可能な状態のままであって、それによって光を前記光不足の環境に提供する、請求項 3 9 に記載のシステム。

【請求項 4 1】

50

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回ると測定された場合、前記光源は、前記撮像デバイス制御装置によって使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識される、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 2】

前記光源は、オフにされ、それによって、前記光源への電力を制御する安全機構部を提供する、請求項 4 1 に記載のシステム。

【請求項 4 3】

前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオンにされるためのものである、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 4】

所定の指定の間隔にて、前記撮像デバイス制御装置は、所定のサンプル期間にわたって前記光源をオフにするために前記光源制御装置と通信し、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 4 3 に記載のシステム。

【請求項 4 5】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、デフォルトオンモードに戻るために前記光源制御装置と通信する、請求項 4 4 に記載のシステム。

【請求項 4 6】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 4 4 に記載のシステム。

【請求項 4 7】

前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオフにされるためのものである、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 4 8】

前記撮像デバイス制御装置は、前記光源制御装置と通信して、前記光源がオフであることがわかる、請求項 4 7 に記載のシステム。

【請求項 4 9】

指定の間隔にて、前記撮像デバイスは、前記単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 4 8 に記載のシステム。

【請求項 5 0】

前記閾値は、前記画像センサによって受光された全ての光の量である、請求項 4 9 に記載のシステム。

【請求項 5 1】

前記閾値は、画素あたりに受光された光の量の平均である、請求項 4 9 に記載のシステム。

【請求項 5 2】

前記光源が使用中ではないと判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 4 7 に記載のシステム。

【請求項 5 3】

前記光源が使用中であると判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、請求項 4 7 に記載のシステム。

【請求項 5 4】

前記光源がオンにされると、新しいパターンが始まり、所定の指定の間隔にて前記光源が所定のサンプル期間にわたってオフにされ、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 5 3 に記載のシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 5 5】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、請求項 5 4 に記載のシステム。

【請求項 5 6】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 5 4 に記載のシステム。

10

【請求項 5 7】

前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの現状に関する情報を提供する、請求項 3 8 に記載のシステム。

【請求項 5 8】

前記情報は、視覚的に提供される、請求項 5 7 に記載のシステム。

【請求項 5 9】

前記情報は、聞き取れるように提供される、請求項 5 7 に記載のシステム。

【請求項 6 0】

前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの前記状態の変化に関する情報を提供する、請求項 3 8 に記載のシステム。

20

【請求項 6 1】

前記情報は、視覚的に提供される、請求項 6 0 に記載のシステム。

【請求項 6 2】

前記情報は、聞き取れるように提供される、請求項 6 0 に記載のシステム。

【請求項 6 3】

光制御された環境において機械式シャッタを制御する方法であって、システムを提供することであって、前記システムは、撮像デバイス制御装置を含む撮像デバイスと、光源と、画像センサと、光路内に設置された機械式シャッタと、を含む、ことと、電気通信信号を指定の間隔にて前記制御装置から前記機械式シャッタに送ることと、前記機械式シャッタを閉じて、前記電気通信信号に基づいて所定のサンプル期間にわたって光が通過することを防止することと、前記所定のサンプル期間中に取得される単一のフレームのためのデータを前記画像センサから収集することであって、前記データは、前記画像センサによって受光された周囲光の量に関する、ことと、前記所定のサンプル期間中に取得される前記単一のフレームを指定の所定の閾値に照らして分析することと、前記画像センサから受信された前記データに基づいて前記機械式シャッタの動作を制御することと、を含む、方法。

30

40

【請求項 6 4】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定された場合、前記光源は、前記撮像デバイス制御装置によって使用中であり、かつ、光不足の環境にあると認識される、請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 6 5】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定されたときに、前記シャッタは、開き、それによって光を前記光不足の環境に提供する、請求項 6 4 に記載の方法。

【請求項 6 6】

50

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回ると測定された場合、前記光源は、前記撮像デバイス制御装置によって使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識される、請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 6 7】

前記シャッタは、閉鎖状態に保たれ、それによって、光が内視鏡の遠位端に到達するのを制限する安全機構部を提供する、請求項 6 6 に記載の方法。

【請求項 6 8】

前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの現状に関する情報を提供する、請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 6 9】

前記情報は、視覚的に提供される、請求項 6 8 に記載の方法。

【請求項 7 0】

前記情報は、聞き取れるように提供される、請求項 6 8 に記載の方法。

【請求項 7 1】

前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの前記状態の変化に関する情報を提供する、請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 2】

前記情報は、視覚的に提供される、請求項 7 1 に記載の方法。

【請求項 7 3】

前記情報は、聞き取れるように提供される、請求項 7 1 に記載の方法。

【請求項 7 4】

前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオンにされるためのものである、請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 5】

所定の指定の間隔にて、前記撮像デバイス制御装置は、所定のサンプル期間にわたって前記光源をオフにするために前記光源制御装置と通信し、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 7 4 に記載の方法。

【請求項 7 6】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、デフォルトオンモードに戻るために前記光源制御装置と通信する、請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 7 7】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 7 5 に記載の方法。

【請求項 7 8】

前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオフにされるためのものである、請求項 6 3 に記載の方法。

【請求項 7 9】

前記撮像デバイス制御装置は、前記光源制御装置と通信して、前記光源がオフであることがわかる、請求項 7 8 に記載の方法。

【請求項 8 0】

指定の間隔にて、前記撮像デバイスは、前記単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 7 9 に記載の方法。

【請求項 8 1】

前記閾値は、前記画像センサによって受光された全ての光の量である、請求項 8 0 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 8 2】

前記閾値は、画素当たりを受光された光の量の平均である、請求項 8 0 に記載の方法。

【請求項 8 3】

前記光源が使用中ではないと判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 7 8 に記載の方法。

【請求項 8 4】

前記光源が使用中であると判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、請求項 7 8 に記載の方法。

【請求項 8 5】

前記光源がオンにされると、新しいパターンが始まり、所定の指定の間隔にて前記光源が所定のサンプル期間にわたってオフにされ、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、請求項 8 4 に記載の方法。

10

【請求項 8 6】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、請求項 8 5 に記載の方法。

【請求項 8 7】

前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、請求項 8 5 に記載の方法。

20

【発明の詳細な説明】**【背景技術】****【0001】**

現行の低侵襲外科的処置は、手術部位の視覚化のために内視鏡を抛り所とする。関節鏡検査、腹腔鏡検査、泌尿器科、婦人科及び E N T (耳、鼻及び咽喉) の専門領域では、剛性内視鏡が、主として使用される。剛性内視鏡は、視覚化のために複数のガラスのレンズ素子を含む内腔、及び、光源から手術部位まで光を送り込む光ファイバストランドのバンドルを含む外腔で構成される。

【0002】

30

従来の外科用光システムは、非常に非効率である。典型的には金属ハライド球、ハロゲン球、キセノン球、又は、LED (発光ダイオード) であるライトエンジンから手術部位まで光の 9 5 パーセント超が失われる。第 1 の場所は、広い分散角度から光を収集して、光ファイバ光ケーブルに透過するのに十分小さい直径を有するコリメートビームに集束するためにライトエンジンの前に設置された光学部品にある。第 2 の損失地点は、集束光学部品及び上述した光ファイバ光ケーブルの接合部である。光ファイバ光ケーブルは、小さい光ファイバストランドの、典型的には 5 ミリメートルの直径を有するバンドルであり、長さが 1 ~ 3 メートルである。第 3 の損失地点は、バルクファイバストランドの減衰率のためにファイババンドルの長さによってある。光ファイバ光ケーブルは、滅菌野において光を光源から内視鏡まで透過する。第 4 の損失地点は、光ケーブルと内視鏡の近位端との間の接合部である。

40

【0003】

光透過経路内での喪失のため、光源は、有意な量の光を生成しなければならない。これによって、結果的に、特に接合点のそれぞれにて、及び、内視鏡の遠位先端にて、有意な熱量が生成される。生成された熱は、特に内視鏡遠位先端にて、及び、光ケーブルと内視鏡との間の接合部にて安全上のリスクを外科手術患者に発生させる可能性がある。この熱は、内視鏡がうっかりして一定の時間にわたって患者に載置された場合、火傷が発生する可能性があるようなものである。これは、全ての従来の光源に関する問題であり、毎年、数件のそのような出来事が発生して、FDA (食品医薬品局) に報告されている。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 0 4 】

本開示の非制限的及び非網羅的な実行例を以下の図を参照して説明し、同様の参照番号は、特に指定がない限り様々な図を通して同様の部品を指す。本開示の利点は、以下の説明及び添付図面に関してより深く理解されるであろう。

【図 1】1つの実行例による、光制御された環境において内視鏡光源への電力を制御する例示的な方法のフローチャートを例示する。

【図 2】本明細書で説明するシステム及び方法に従う、光源が、存在する周囲光の量のためにオフにされる、患者の体など、光不足の環境の外側に位置する撮像デバイスを例示する。

【図 3】本明細書で説明するシステム及び方法に従う、光源が、存在する周囲光の欠如のためにオンにされる、患者の体など、光不足の環境の外側に位置する撮像デバイスを例示する。

【図 4】一実行例による例示的な方法の光閾値及び比較チャートを例示する。

【図 5】フレームが、本明細書で説明するシステム及び方法にしたがって分析のために捕捉される、一定光システム及びパルス光システムにおける間隔を例示する。

【図 6】一実行例による、光制御された環境において内視鏡光源への電力を制御するシステムを例示する。

【図 7 A】本開示の教示及び原理に従う、3次元画像を生成する複数の画素アレイを有するモノリシックセンサの実行例の、それぞれ、斜視図及び側面図を例示する。

【図 7 B】本開示の教示及び原理に従う、3次元画像を生成する複数の画素アレイを有するモノリシックセンサの実行例の、それぞれ、斜視図及び側面図を例示する。

【図 8 A】1つの画素列と、関連の又は対応する回路列との間の電気的接続及び通信を示す、画素アレイを形成する複数の画素列が第1の基板上に位置し、複数の回路コラムが第2の基板上に位置する、複数の基材上に構築された画像センサの実行例の、それぞれ、斜視図及び側面図を例示する。

【図 8 B】1つの画素列と、関連の又は対応する回路列との間の電気的接続及び通信を示す、画素アレイを形成する複数の画素列が第1の基板上に位置し、複数の回路コラムが第2の基板上に位置する、複数の基材上に構築された画像センサの実行例の、それぞれ、斜視図及び側面図を例示する。

【図 9 A】3次元画像を生成する複数の画素アレイを有する、この複数の画素アレイ及び画像センサが、複数の基板上で構築される、画像センサの実行例の、それぞれ、斜視図及び側面図を例示する。

【図 9 B】3次元画像を生成する複数の画素アレイを有する、この複数の画素アレイ及び画像センサが、複数の基板上で構築される、画像センサの実行例の、それぞれ、斜視図及び側面図を例示する。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 0 5 】

本開示は、内視鏡照明、又は、光源が使用中である（患者の体の内側にある）か、使用中ではない（患者の体の外側にある）のかを検出する方法、システム及びコンピュータプログラム製品にまで及ぶ。方法、システム及びコンピュータプログラム製品は、作業環境が内視鏡及び構成部品によってのみ照明されるという事実を拠り所とする。したがって、照明又は光源制御装置と外科用カメラなど撮像デバイスとの間の通信が必要とされる。本開示以下の説明では、本明細書の一部を成し、かつ、本発明の実施形態が実践され得る特定の実施形態が例示として示される添付図面を参照する。他の実施形態が利用され得、構造上の変更が本発明の範囲から逸脱することなく行われ得ることが理解される。

【 0 0 0 6 】

以下でより完全に説明するように、本開示は、作業環境が内視鏡及び構成部品によってのみ照明される問題に対応する。したがって、照明又は光源制御装置と外科用カメラなど撮像デバイスとの間の通信を提供する。照明又は光源がオフにされ、内視鏡が体の外側にあるとき、センサが、周囲光を検出することになり、照明源制御装置は、内視鏡は体の外

10

20

30

40

50

側にあるとアラートされ、これは、その後、照明源をオフ又は低い強度レベルに保ち得る。逆に、照明源がオフにされ、内視鏡が体の内側にあるとき、センサは、光を検出しない（又は、光の非常に低いレベルのみを検出する）。この論理に基づいて、カメラなどの撮像デバイスが、特定の期間中に光がオフであるとわかった場合、その期間からのフレームを分析することができ、フレーム内で収集された光のレベルは、体の内側又は外側の内視鏡の場所を示すことになる。

【0007】

本明細書及び添付の特許請求の範囲で使用するとき、単数形「a」、「an」、及び、「the」は、前後の文脈によって明確な指定がない限り、複数の参照部分を含むことに注意しなければならない。

10

【0008】

本明細書で使用するとき、用語「含む（comprising）」、「包含する（including）」、「含有する（containing）」、「によって特徴づけられる（characterized by）」及びその文法上の均等物は、更なる、記載されていない要素又は方法のステップを除外しない包括的、つまり、幅広い解釈ができる用語である。

【0009】

更に、適切な場合、本明細書で説明する機能は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、デジタル構成部品、又はアナログ構成部品の1つ又は2つ以上において実行することができる。例えば、1つ又は2つ以上の特定用途向け集積回路（ASIC）は、本明細書で説明するシステム及び手順の1つ又は2つ以上を実行するようにプログラムすることができる。特定の用語が、特定のシステム構成部品を指すために以下の説明及び本開示を通して使用される。当業者が認識することになるように、構成部品は、異なる名前によって指される場合がある。本文書は、名前が異なる構成部品を区別することを意図するのではなく、機能が異なる構成部品を区別することを意図する。

20

【0010】

安全上及び電力消費上の理由から、必要とされるものは、いつ照明又は光源が使用中であるか、及び、いつ使用中ではないかを検出する方法及びシステムである。わかるように、本開示は、効率的にかつ手際よくこれを行うことができる方法及びシステムを提供する。

【0011】

各種の図をここで参照すると、本開示は、内視鏡が使用中である（患者の体の中にある）か、又は、使用中ではない（患者の体の外側にある）ときに、照明源を操作する検出機構部に関することが理解されよう。本開示は、作業環境が内視鏡及び構成部品によってのみ照明されるという事実を拠り所とする。したがって、照明又は光源制御装置と外科用カメラなど撮像デバイスとの間の通信が必要とされる。

30

【0012】

安全上の理由から、内視鏡が使用中ではない間は光源をオフにしておくことが好ましい。これによって、例えば、ユーザが他のタスクを実行中にうっかりして内視鏡を患者に載置したままにした場合に患者をやけどさせるリスクが除去される。毎年、従来の内視鏡映像システムのそのような誤用から生じる患者やけどの事例が報告されている。

40

【0013】

光がオフされて内視鏡が体の外側にあるとき、センサは、周囲光を検出することになる。逆に、光がオフされて内視鏡が体の内側のときに、センサは、光を検出しないことになる（又は、光の非常に低いレベルのみを検出することになる）。この論理に基づいて、カメラが特定の期間中に光がオフであるとわかった場合、その期間からのフレームを分析することができ、フレーム内で収集された光のレベルは、内視鏡の場所を示すことになる。

【0014】

（体の内側又は外側の）内視鏡の場所がわかると、システムは、体の外側にある間に光源をオフに保ち、内視鏡が使用のために体の中に入れられたときに限り光源をオンにすることができる。

50

【 0 0 1 5 】

あるいは、光源出力強度は、内視鏡が体の外側にある間に低い安全なレベルに低減し、その後、体の内側にあり、かつ、使用中であるときに高いレベルに増大することができる。この実行例は、有用性上の理由から好適であり得る。本明細書で説明するシステムに不慣れなユーザは、内視鏡が使用中ではない間に光源が完全にオフである場合にはシステムに関する機能的な問題を疑い得る。

【 0 0 1 6 】

図 1 をここで参照すると、光制御された環境において内視鏡光源への電力を制御する方法が例示されている。図に例示するように、110にて、この方法は、電気通信信号を指定の間隔にて撮像デバイス制御装置から光源制御装置に送ることを含み得る。信号は、所定のサンプル期間にわたって光源をオフにする命令であり得、該期間中に、単一のサンプルフレーム又は複数のサンプルフレームを画像センサから収集され得ることが理解されよう。120にて、撮像デバイス制御装置は、通信又はデータを画像センサから受信し得る。データは、所定のサンプル期間中に取得される単一のフレーム又は複数のフレームのために画像センサから収集され得る。データは、画像センサによって受光された量の周囲光に関係し得る。130にて、撮像デバイス制御装置は、サンプルフレーム又は複数のフレームを所定の又は予め定義された光閾値に照らして分析し得る。所定のサンプル期間中に取得される単一のフレーム又は複数個のフレームを指定の所定の閾値に照らして分析することが、また、図 4 に例示される。光源の動作は、画像センサから受信されたデータに基づいて制御され得る。

10

20

【 0 0 1 7 】

140にて、判定が画像デバイス制御装置によって行われる。周囲光が所定の光閾値を上回るか又は下回る場合、2つのプロセスの1つにしたがってもよい。具体的には、画像センサからの測定された光が所定の光閾値を下回ると判定した場合、150にて、画像センサは光不足の環境にあると判定する。光源が光不足の環境にあると判定したとき、その判定は、撮像デバイスが使用中であることを表す。152にて、光源は動作可能な状態のままであって、それによって光を光不足の環境に提供する。154にて、所定のサンプル期間にわたって光源がオフにされてもよく、プロセスは、再び最初から始まる。

【 0 0 1 8 】

140にて、画像センサからの測定された光が所定の光閾値を上回ると判定した場合、160にて、画像センサは光不足の環境の外側であるので画像センサが使用中ではないと判定する。そのような状況では、162にて、光源がオフにされ、それによって、光源への電力を制御する安全機構部を提供する。一実行例では、164にて、オフにされた状態は光源の完全な電源切断であり得ることが理解されよう。別の実行例では、166にて、オフにされた状態は光源への電力の低減であり得、光源は、少量の光エネルギーのみを放出しているようになっている。先述したように、この方法は、単一のフレームに関して画像センサから受信されたデータが所定の光閾値を上回るか又は下回るか判定するために、秒間隔など複数間隔にてサンプリングすることを含み得る。

30

【 0 0 1 9 】

図 2 及び図 3 をここで参照すると、一実行例では、内視鏡光源システムが立ち上がるときのデフォルトモードは、光源がオフにされる、つまり、オフ状態になるためのものであることが理解されよう。このときに、撮像デバイス制御装置は、光源制御装置と通信して光源がオフにされている、つまり、オフ状態にあることを知る。指定の間隔にて、例えば、30フレーム毎になど、撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、所定の光閾値に照らして光レベルを分析する。指定の間隔は、所望の機能的な結果を生成する任意の頻度にあり得ることを理解されたい。更に、光閾値は、画像センサによって受光された全ての光の量と定義され得るか、又は、閾値は、画像センサ上で画素当たりを受光された光の平均量と定義され得ることを理解されたい。

40

【 0 0 2 0 】

光源が図 2 に例示するように使用中ではないと判定される場合、撮像デバイス制御装置

50

は、オフ又はオフ状態のままであるための情報、命令、又はデータを光源制御装置に伝達する。逆に、光源が図3に例示するように使用中であると判断された場合、撮像デバイス制御装置は、オンになるための情報、命令、又はデータを光源制御装置に伝達する。光源がオンにされると、新しいパターンが始まる。したがって、所定の指定の間隔にて、光源は、所定のサンプル期間にわたってオフにされ、該期間中、撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、所定の閾値に照らして光レベルを分析する。サンプル期間は、撮像デバイスが1つのフレームを捕捉するのに十分に長い、映像品質、又は、ユーザ体験に悪影響を与えないほど短い任意の長さであり得ることが理解される。図4に最も良好に例示するように、画像センサから受信されたデータが所定の閾値を下回る場合、撮像デバイスは、光源が光不足の環境において使用中であると認識し、撮像デバイス制御装置は、オンになるために光源制御装置と通信する。一方、画像センサから受信されたデータが所定の閾値を上回る場合、画像デバイスは、光源が使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識し、撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために光源制御装置と通信する。

10

【0021】

図5をここで参照すると、光源はパルス光システムであり得る。実行例では、パルス光システム内の光は、レーザ光から取得され得る。実行例では、パルス光システム内の光は、1つ又は2つ以上の発光ダイオードから取得され得る。別の実行例では、光源は、一定光システムであり得る。

20

【0022】

サンプリング間隔は先述したように30フレーム毎であり得るか、又は、所望の結果を提供する任意の他の頻度であり得ることが理解されよう。間隔頻度にとって「使用中」状態及び「使用中ではない」状態中に異なり得るのは本開示の範囲内である。

【0023】

実行例では、カメラなど、撮像デバイスは、光源の一定の制御を提供し得る。実行例では、光源は、必要に応じて撮像デバイスによって変えられる規定状態を有し得る。

【0024】

本開示の方法及びシステムは、光源制御装置と撮像デバイス制御装置との間の通信を必要とし得る。本開示は、また、サンプル期間中の「オフ」パルスは、「使用中」状態中には映像品質に悪影響を与えないほど高速である応答時間を有する光源の使用を企図している。LED及びレーザ光源は、使用され得、一方、金属ハライド球、ハロゲン球、又は、キセノン球は、この実行例では使用することができない。

30

【0025】

使用中、光源は、周期的な「オフ」パルスで絶えずオンに保つことができるか、又は、光源は、図5に最も良好に例示する通常の使用中にパルス供給でオンにすることができ、「オン」パルスが、黒フレーム分析のためにスキップされる。

【0026】

実行例では、光強度レベルは、「使用中ではない」状態である間に所定の安全なレベルに低減することができる。この実行例では、立ち上げ時のデフォルトモードは、やけどのリスクが発生しない低い光強度レベルであることもあり得る。その後、先述したように、所定の間隔にて、サンプル期間にわたってオフにされ、このサンプルフレームが分析される。結果が「使用中ではない」場合、光は前回の安全なレベルにて再びオンにされ、パターンを繰り返す。結果が「使用中」である場合、より高い機能レベルにてオンにされる。

40

【0027】

実行例では、光は、白色光よりもむしろ(RBG、又は、YCbCrを含むがこれらに限定されない)特定の色のパルス光であることもあり得る。この実行例では、先に説明した同じ技術を用いて、「使用中」のパルス着色光から「使用中ではない」間のパルス又は一定の白色光に変化することが望ましくあり得る。立ち上げ時のデフォルトモードは、低いレベルのパルス又は一定の白色光であることもあり得る。その後、先述したように、所定の間隔にて、サンプル期間にわたってオフにされ、このサンプルフレームが分析される

50

。結果が「使用中ではない」場合、白色光は前回の安全なレベルにて再びオンにされ、パターンを繰り返す。結果が「使用中」である場合、パルス色パターンが開始される。

【0028】

実行例では、システムは、周期的な黒フレームを提供する機械式シャッタで一定のオン状態に保たれる光源で構成され得る。このシャッタは、必要とされる光源の撮像デバイス制御がないように撮像デバイスによって制御され得る。このシャッタは、内視鏡の光源から遠位先端までの光路内の任意の接続部に設置されることもあり得る。この実行例では、光源が高速応答時間を有する要件がないので光源技術に関する制限がない。その代わりに、この機械式シャッタは、サンプル期間中の「オフ」パルスは、「使用中」状態中には映像品質に悪影響を与えないほど高速である応答時間を必要とする。

10

【0029】

任意の実行例では、視覚信号又は可聴信号が、ユーザにシステムが「使用中」の状態であるか、又は、「使用中ではない」状態であるかを知らせるために与えられることもあり得る。あるいは、信号は、いつ、状態が「使用中」から「使用中ではない」に、又は、「使用中ではない」から「使用中に」変わるか、又はその両方をユーザに知らせることもあり得る。

【0030】

黒のフレームは、ビデオ出力を破壊することになる。画像処理中、黒のフレームは、除去することができ、前フレームをその代わりに表示することができる。逆に、黒のフレームの前及び/又は後の複数のフレームは、代替フレームを構築するために使用することができる。

20

【0031】

図6をここで参照すると、光制御された環境において内視鏡光源への電力を制御する方法が例示されている。システムは、撮像デバイス制御装置220を含む撮像デバイス200と、光源制御装置230を含む光源と、画像センサ240とを含み得る。撮像デバイス制御装置は、システムに、以下のプロセス、即ち、電気通信信号を指定の間隔にて光源制御装置に送ることと、電気通信信号に基づいて所定のサンプル期間にわたって光源をオフにすることと、所定のサンプル期間中に取得される単一のフレームのためのデータを画像センサから収集することと、データは、画像センサによって受光された周囲光の量に関する、ことと、所定のサンプル期間中に取得される単一のフレームを指定の所定の閾値に照らして分析することと、画像センサから受信されたデータに基づいて光源の動作を制御することと、を実行させ得ることが理解されよう。

30

【0032】

本開示は、本開示の範囲から逸脱することなく、CMOS画像センサであるか、電荷結合素子画像センサであるかを問わず、任意の画像センサと共に使用され得ることが理解されよう。更に、画像センサは、本開示の範囲から逸脱することなく、内視鏡の先端、撮像デバイス又はカメラのハンドピース、制御ユニット、又は、システムにおける任意の他の場所を含むがこれらに限定されず、システム全体における任意の場所内に位置し得る。

【0033】

本開示によって利用され得る画像センサの実行例としては、以下が挙げられるがこれらに限定されず、以下は、単に、本開示によって利用され得る様々な形式のセンサの実施例である。

40

【0034】

図7A及び図7Bをここで参照すると、図は、本開示の教示及び原理による、3次元画像を生成する複数の画素アレイを有するモノリシックセンサ700の実行例の、それぞれ、斜視図及び側面図を例示する。そのような実行例は、3次元画像捕捉に望ましくものであり得、2つの画素アレイ702及び704は、使用中に偏位され得る。別の実行例では、第1の画素アレイ702及び第2の画素アレイ704は、電磁放射線の所定の範囲の波長を受信するため専用であり得、第1の画素アレイ702は、第2の画素アレイ704と異なる範囲の波長の電磁放射線専用である。

50

【 0 0 3 5 】

図 8 A 及び 8 B は、複数の基材上に構築された画像センサ 8 0 0 の実行例の斜視図及び側面図を、それぞれ、示す。例示するように、画素アレイを形成する複数の画素列 8 0 4 が、第 1 の基板 8 0 2 上に位置し、複数の回路列 8 0 8 が第 2 の基板 8 0 6 上に位置する。また、1 つの画素列と、関連の又は対応する回路列との間の電気的接続及び通信が、図で例示されている。一実行例では、その他の方法であれば画素アレイ及び支援回路が単一のモノリシック基板 / チップ上にある状態で製造されることがあり得る画像センサが、画素アレイが支援回路の全て又は大部分から分離され得る。本開示は、3 次元スタッキング技術を用いて共にスタッキングされることになる少なくとも 2 つの基板 / チップを使用し得る。2 つの基板 / チップのうち第 1 の基板 / チップ 8 0 2 は、画像 CMOS プロセスを用いて処理され得る。第 1 の基板 / チップ 8 0 2 は、もっぱら画素アレイ、又は、有限の回路によって取り囲まれた画素アレイのどちらかで構成され得る。第 2 の又はその後の基板 / チップ 8 0 6 は、任意のプロセスを用いて処理され得、かつ、画像 CMOS プロセスによるものである必要はない。第 2 の基板 / チップ 8 0 6 は、様々な及びいくつかの機能を基板 / チップ上の非常に限られた空間又は領域内に一体化するために、高密度なプロセス、又は、例えば正確なアナログ機能を一体化するために、混合モード又はアナログプロセス、又は、無線能力を実行するために、RF プロセス、又は、MEMS デバイス置を一体化するために、MEMS (微小電気機械システム) であり得るがこれらに限定されるものではない。画像 CMOS 基板 / チップ 8 0 2 は、任意の 3 次元技術を用いて第 2 又はその後の基板 / チップ 8 0 6 とスタッキングされ得る。第 2 の基板 / チップ 8 0 6 は、(モノリシック基板 / チップ上に実装された場合には) 周辺回路としてその他の方法で第 1 の画像 CMOS チップ 8 0 2 内で実装されたと思われる回路の大半つまり大部分を支持し得、したがって、システム領域全体が増大されると同時に、画素アレイサイズを一定に、かつ、可能な限りの範囲まで最適化された状態に保ち得る。2 つの基板 / チップ間の電気的接続は、ワイヤボンダ、 bumps 及び / 又は TSV (シリコンパイアを介して) であり得るインタコネクタ 8 0 3 及び 8 0 5 を介して行われ得る。

10

20

【 0 0 3 6 】

図 9 A 及び図 9 B は、3 次元画像を生成する複数の画素アレイを有する画像センサ 9 0 0 の実行例の図を例示する。3 次元画像センサは、複数の基材上に構築され得、かつ、複数の画素アレイ及び他の関連の回路を含み得、第 1 の画素アレイを形成する複数の画素列 9 0 4 a 及び第 2 の画素アレイを形成する複数の画素列 9 0 4 b は、それぞれの基板 9 0 2 a 及び 9 0 2 b 上に位置し、複数の回路列 9 0 8 a 及び 9 0 8 b は、別個の基板 9 0 6 上に位置する。画素列と、関連の又は対応する回路列との間の電気的接続及び通信も例示されている。

30

【 0 0 3 7 】

本開示の教示及び原理は、本開示の範囲から逸脱することなく再使用可能装置プラットフォーム、限定的使用装置プラットフォーム、再配置可能使用装置プラットフォーム、又は、1 回使い切り / 使い捨て装置プラットフォームにおいて使用されることが理解されよう。再使用可能装置プラットフォームでは、エンドユーザが、装置の洗浄及び滅菌を担当することが理解されよう。限定的使用装置プラットフォームでは、装置は、操作不能になる前にある程度の指定の時間量にわたって使用することができる。典型的な新しい装置は、エンドユーザが洗浄及び殺菌することを必要とする更なる使用で無菌で供給される。再配置可能使用装置プラットフォームでは、第三者が、装置を新しいユニットよりも低コストでの更なる使用のために 1 回使い切り装置に再処理 (例えば、洗浄、包装、及び殺菌) し得る。1 回使い切り / 使い捨て装置プラットフォームでは、装置は、手術室に無菌で提供されて、処分される前に 1 回のみ使用される。

40

【 0 0 3 8 】

更に、本開示の教示及び原理は、赤外線 (IR)、紫外線 (UV)、及び X 線など、可視及び非可視スペクトルを含む電子エネルギーのありとあらゆる波長を含み得る。

【 0 0 3 9 】

50

先の説明は、例示及び説明を目的として提示したものである。網羅的であること、及び、開示した正確な形態に本開示を制限することを目的とするものではない。上記の教示に照らして多くの改変及び変形が可能である。更に、上述した代替実行例のいずれか又は全ては、本開示の更なるハイブリッド実行例を形成するために望まれる任意の組合せで使用され得ることに注意されたい。

【0040】

更に、本開示の特定の実行例を説明及び例示してきたが、本開示は、そのように説明及び例示した部品の特定の形態及び構成に限定されるべきではない。本開示の範囲は、本明細書に添付した特許請求の範囲、本明細書で提起する任意の今後の特許請求の範囲によって、及び、異なる出願、及び、均等物で定義されるべきである。

10

【0041】

〔実施の態様〕

(1) 光制御された環境において内視鏡光源への電力を制御する方法であって、電気通信信号を指定の間隔にて撮像デバイス制御装置から光源制御装置に送ることと、前記電気通信信号に基づいて所定のサンプル期間にわたって光源をオフにすることと、前記所定のサンプル期間中に取得される単一のフレームのためのデータを画像センサから収集することであって、前記データは、前記画像センサによって受光された周囲光の量に関する、ことと、

20

前記所定のサンプル期間中に取得される前記単一のフレームを指定の所定の閾値に照らして分析することと、

前記画像センサから受信された前記データに基づいて前記光源の動作を制御することと、を含む、方法。

(2) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定された場合、前記光源は、使用中であり、かつ、光不足の環境にあると認識される、実施態様1に記載の方法。

(3) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定されたときに、前記光源は、動作可能な状態のままであって、それによって光を前記光不足の環境に供給する、実施態様2に記載の方法。

(4) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回ると測定された場合、前記光源は、使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識される、実施態様1に記載の方法。

30

(5) 前記光源は、オフにされ、それによって、前記光源への電力を制御する安全機構部を提供する、実施態様4に記載の方法。

【0042】

(6) 前記オフにされた状態は、前記光源の完全な電源切断である、実施態様5に記載の方法。

(7) 前記オフにされた状態は、前記光源への電力の低減である、実施態様5に記載の方法。

(8) 前記光源は、オンにされ、前記光強度は、安全なレベルに低減される、実施態様4に記載の方法。

40

(9) 前記方法は、第2の単一のフレームに関して前記画像センサから受信されたデータが前記所定の閾値を上回るか又は下回るかを判定するために第2の間隔にてサンプリングすることを更に含む、実施態様1に記載の方法。

(10) 前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオフにされるためのものである、実施態様1に記載の方法。

【0043】

(11) 前記撮像デバイス制御装置は、前記光源制御装置と通信して、前記光源がオフであることがわかる、実施態様10に記載の方法。

(12) 指定の間隔にて、前記撮像デバイスは、前記単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様11に記載の方法。

50

(13) 前記閾値は、前記画像センサによって受光された全ての光の量である、実施態様12に記載の方法。

(14) 前記閾値は、画素当たりを受光された光の量の平均である、実施態様12に記載の方法。

(15) 前記光源が使用中ではないと判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様10に記載の方法。

【0044】

(16) 前記光源が使用中であると判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、実施態様10に記載の方法。

(17) 前記光源がオンにされると、新しいパターンが始まり、所定の指定の間隔にて前記光源が所定のサンプル期間にわたってオフにされ、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様16に記載の方法。

(18) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、実施態様17に記載の方法。

(19) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様17に記載の方法。

(20) 前記光源は、パルス光システムである、実施態様1に記載の方法。

【0045】

(21) 前記パルス光システム内の前記光は、レーザ光から取得される、実施態様20に記載の方法。

(22) 前記パルス光システム内の前記光は、1つ又は2つ以上の発光ダイオードから取得される、実施態様20に記載の方法。

(23) 前記パルス光システム内の前記光は、様々な特定の色を含む、実施態様20に記載の方法。

(24) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回ると測定された場合、前記光源は、使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識される、実施態様23に記載の方法。

(25) 光出力は、低輝度レベルにてパルス白色光に変えられる、実施態様24に記載の方法。

【0046】

(26) 前記光源は、一定光システムである、実施態様1に記載の方法。

(27) データがサンプリングされる前記間隔の頻度は、使用中の状態中において、使用中ではない状態中とは異なる、実施態様2に記載の方法。

(28) 前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオンにされるためのものである、実施態様1に記載の方法。

(29) 所定の指定の間隔にて、前記撮像デバイス制御装置は、所定のサンプル期間にわたって前記光源をオフにするために前記光源制御装置と通信し、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様28に記載の方法。

(30) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、デフォルトオンモード(default on mode)に戻るために前記光源制御装置と通信する、実施態様29に記載の方法。

【0047】

(31) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前

10

20

30

40

50

記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様 29 に記載の方法。

(32) 前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの現状に関する情報を提供する、実施態様 1 に記載の方法。

(33) 前記情報は、視覚的に提供される、実施態様 32 に記載の方法。

(34) 前記情報は、聞き取れるように提供される、実施態様 32 に記載の方法。

(35) 前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの前記状態の変化に関する情報を提供する、実施態様 1 に記載の方法。

【0048】

(36) 前記情報は、視覚的に提供される、実施態様 35 に記載の方法。

(37) 前記情報は、聞き取れるように提供される、実施態様 35 に記載の方法。

(38) 光制御された環境において内視鏡光源への電力を制御するシステムであって、撮像デバイス制御装置を含む撮像デバイスと、

光源制御装置を含む光源と、

画像センサと、を備え、

前記撮像デバイス制御装置は、前記システムに前記以下のプロセス、即ち、

電気通信信号を指定の間隔にて光源制御装置に送ることと、

前記電気通信信号に基づいて所定のサンプル期間にわたって前記光源をオフにすることと、

前記所定のサンプル期間中に取得される単一のフレームのためのデータを前記画像センサから収集することであって、前記データは、前記画像センサによって受光された周囲光の量に関する、ことと、

前記所定のサンプル期間中に取得される前記単一のフレームを指定の所定の閾値に照らして分析することと、

前記画像センサから受信された前記データに基づいて前記光源の動作を制御することと、を実行させる、システム。

(39) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定された場合、前記光源は、前記撮像デバイス制御装置によって使用中であり、かつ、光不足の環境にあると認識される、実施態様 38 に記載のシステム。

(40) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定されたときに、前記光源は、動作可能な状態のままであって、それによって光を前記光不足の環境に提供する、実施態様 39 に記載のシステム。

【0049】

(41) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回ると測定された場合、前記光源は、前記撮像デバイス制御装置によって使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識される、実施態様 38 に記載のシステム。

(42) 前記光源は、オフにされ、それによって、前記光源への電力を制御する安全機構部を提供する、実施態様 41 に記載のシステム。

(43) 前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオンにされるためのものである、実施態様 38 に記載のシステム。

(44) 所定の指定の間隔にて、前記撮像デバイス制御装置は、所定のサンプル期間にわたって前記光源をオフにするために前記光源制御装置と通信し、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様 43 に記載のシステム。

(45) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、デフォルトオンモードに戻るために前記光源制御装置と通信する、実施態様 44 に記載のシステム。

【0050】

10

20

30

40

50

(46) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様44に記載のシステム。

(47) 前記内視鏡光源システムが立ち上がる時のデフォルトモードは、前記光源がオフにされるためのものである、実施態様38に記載のシステム。

(48) 前記撮像デバイス制御装置は、前記光源制御装置と通信して、前記光源がオフであることがわかる、実施態様47に記載のシステム。

(49) 指定の間隔にて、前記撮像デバイスは、前記単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様48に記載のシステム。

(50) 前記閾値は、前記画像センサによって受光された全ての光の量である、実施態様49に記載のシステム。

【0051】

(51) 前記閾値は、画素当たりを受光された光の量の平均である、実施態様49に記載のシステム。

(52) 前記光源が使用中ではないと判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様47に記載のシステム。

(53) 前記光源が使用中であると判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、実施態様47に記載のシステム。

(54) 前記光源がオンにされると、新しいパターンが始まり、所定の指定の間隔にて前記光源が所定のサンプル期間にわたってオフにされ、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様53に記載のシステム。

(55) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、実施態様54に記載のシステム。

【0052】

(56) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様54に記載のシステム。

(57) 前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの現状に関する情報を提供する、実施態様38に記載のシステム。

(58) 前記情報は、視覚的に提供される、実施態様57に記載のシステム。

(59) 前記情報は、聞き取れるように提供される、実施態様57に記載のシステム。

(60) 前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの前記状態の変化に関する情報を提供する、実施態様38に記載のシステム。

【0053】

(61) 前記情報は、視覚的に提供される、実施態様60に記載のシステム。

(62) 前記情報は、聞き取れるように提供される、実施態様60に記載のシステム。

(63) 光制御された環境において機械式シャッタを制御する方法であって、

システムを提供することであって、前記システムは、

撮像デバイス制御装置を含む撮像デバイスと、

光源と、

画像センサと、

光路内に設置された機械式シャッタと、を含む、ことと、

電気通信信号を指定の間隔にて前記制御装置から前記機械式シャッタに送ることと、

前記機械式シャッタを閉じて、前記電気通信信号に基づいて所定のサンプル期間にわたって光が通過することを防止することと、

10

20

30

40

50

前記所定のサンプル期間中に取得される単一のフレームのためのデータを前記画像センサから収集することであって、前記データは、前記画像センサによって受光された周囲光の量に関する、ことと、

前記所定のサンプル期間中に取得される前記単一のフレームを指定の所定の閾値に照らして分析することと、

前記画像センサから受信された前記データに基づいて前記機械式シャッタの動作を制御することと、を含む、方法。

(64) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定された場合、前記光源は、前記撮像デバイス制御装置によって使用中であり、かつ、光不足の環境にあると認識される、実施態様63に記載の方法。

(65) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回ると測定されたときに、前記シャッタは、開き、それによって光を前記光不足の環境に提供する、実施態様64に記載の方法。

【0054】

(66) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回ると測定された場合、前記光源は、前記撮像デバイス制御装置によって使用中ではなく、かつ、光不足の環境の外側にあると認識される、実施態様63に記載の方法。

(67) 前記シャッタは、閉鎖状態に保たれ、それによって、光が内視鏡の遠位端に到達するのを制限する安全機構部を提供する、実施態様66に記載の方法。

(68) 前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの現状に関する情報を提供する、実施態様63に記載の方法。

(69) 前記情報は、視覚的に提供される、実施態様68に記載の方法。

(70) 前記情報は、聞き取れるように提供される、実施態様68に記載の方法。

【0055】

(71) 前記システムと通信する前記制御装置は、ユーザに前記システムの前記状態の変化に関する情報を提供する、実施態様63に記載の方法。

(72) 前記情報は、視覚的に提供される、実施態様71に記載の方法。

(73) 前記情報は、聞き取れるように提供される、実施態様71に記載の方法。

(74) 前記内視鏡光源システムが立ち上がるときのデフォルトモードは、前記光源がオンにされるためのものである、実施態様63に記載の方法。

(75) 所定の指定の間隔にて、前記撮像デバイス制御装置は、所定のサンプル期間にわたって前記光源をオフにするために前記光源制御装置と通信し、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様74に記載の方法。

【0056】

(76) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、デフォルトオンモードに戻るために前記光源制御装置と通信する、実施態様75に記載の方法。

(77) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様75に記載の方法。

(78) 前記内視鏡光源システムが立ち上がるときのデフォルトモードは、前記光源がオフにされるためのものである、実施態様63に記載の方法。

(79) 前記撮像デバイス制御装置は、前記光源制御装置と通信して、前記光源がオフであることがわかる、実施態様78に記載の方法。

(80) 指定の間隔にて、前記撮像デバイスは、前記単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様79に記載の方法。

【0057】

10

20

30

40

50

(81) 前記閾値は、前記画像センサによって受光された全ての光の量である、実施態様80に記載の方法。

(82) 前記閾値は、画素当たりを受光された光の量の平均である、実施態様80に記載の方法。

(83) 前記光源が使用中ではないと判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様78に記載の方法。

(84) 前記光源が使用中であると判定される場合、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、実施態様78に記載の方法。

(85) 前記光源がオンにされると、新しいパターンが始まり、所定の指定の間隔にて前記光源が所定のサンプル期間にわたってオフにされ、前記撮像デバイスは、単一のフレームを捕捉して、前記所定の閾値に照らして前記光レベルを分析する、実施態様84に記載の方法。

10

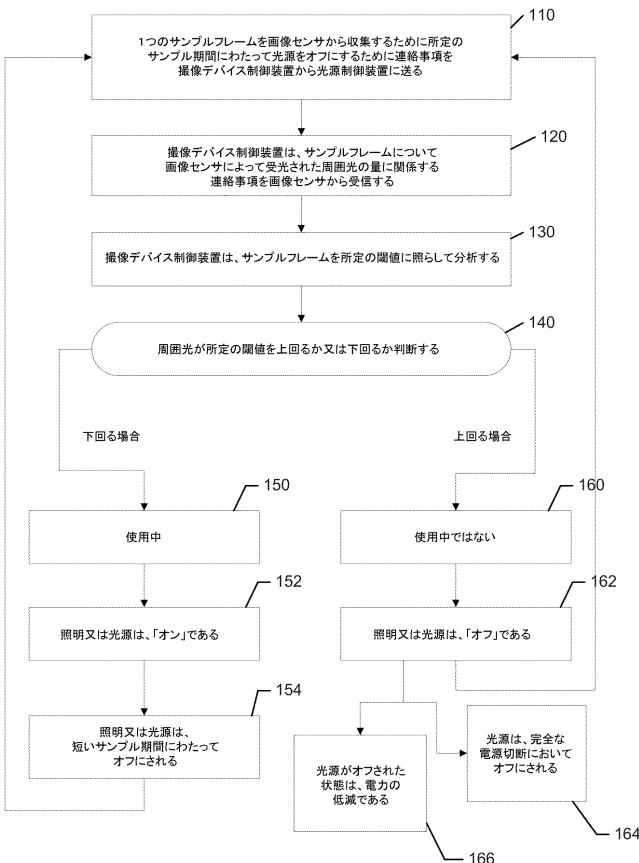
【0058】

(86) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を下回る場合、前記撮像デバイスは、前記光源が光不足の環境において使用中であると認識し、前記撮像デバイス制御装置は、オンになるために前記光源制御装置と通信する、実施態様85に記載の方法。

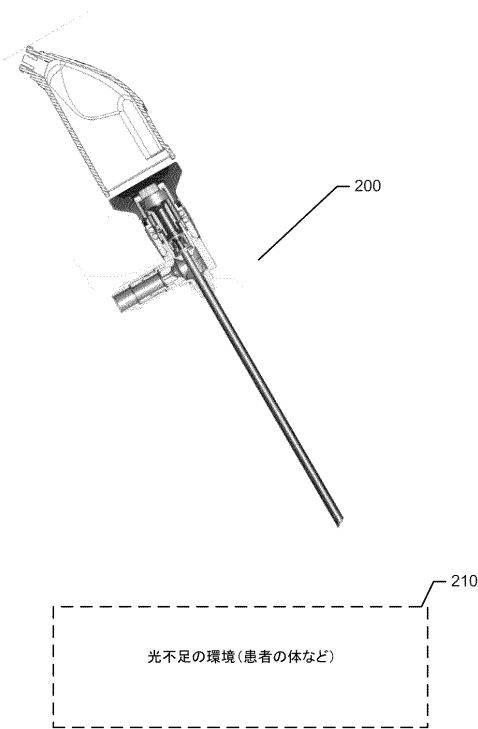
(87) 前記画像センサから受信された前記データが前記所定の閾値を上回る場合、前記画像デバイスは、前記光源が使用中ではなく、かつ、前記光不足の環境の外側にあると認識して、前記撮像デバイス制御装置は、オフのままであるために前記光源制御装置と通信する、実施態様85に記載の方法。

20

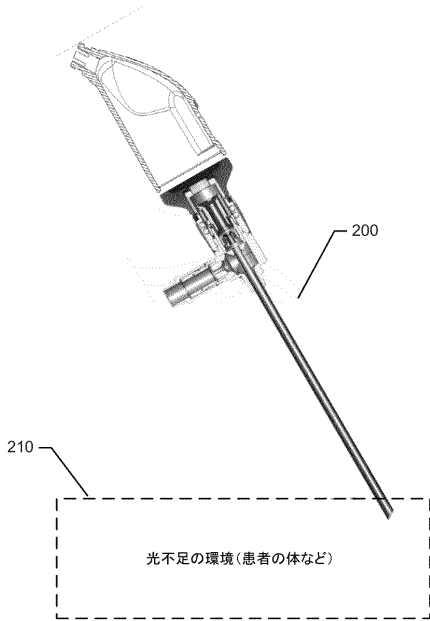
【図1】



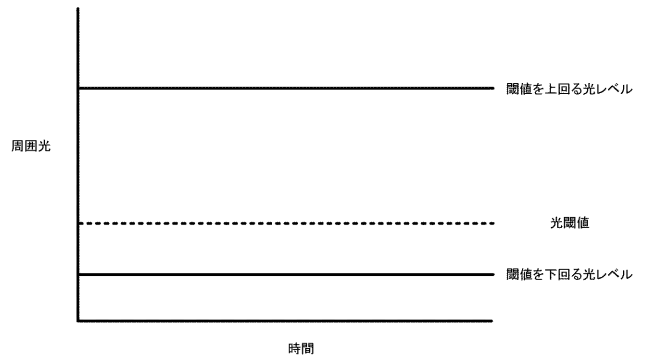
【図2】



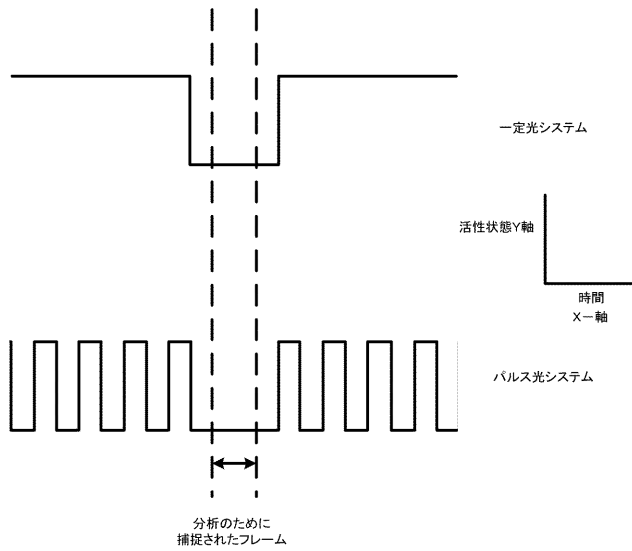
【 図 3 】



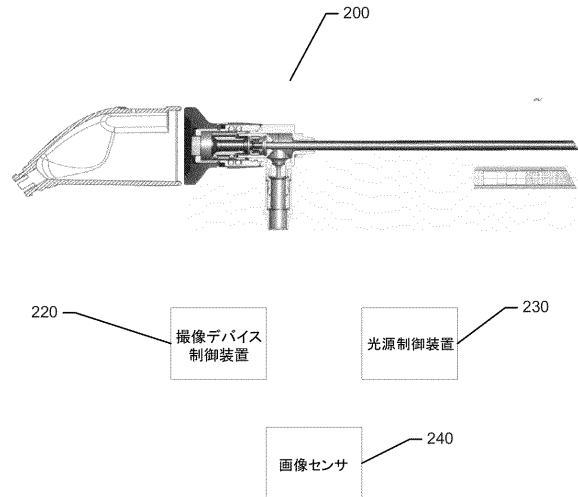
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 A 】

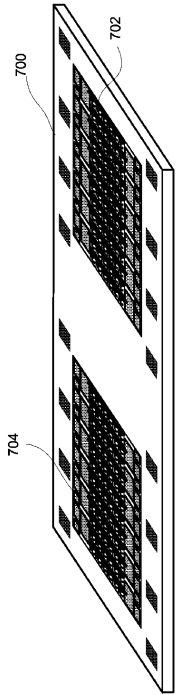


FIG. 7A

【 図 7 B 】

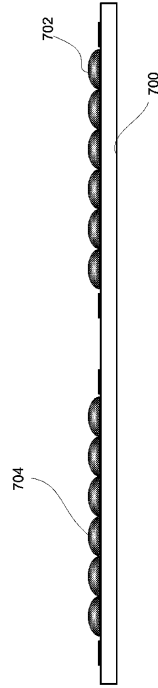


FIG. 7B

【 図 8 A 】

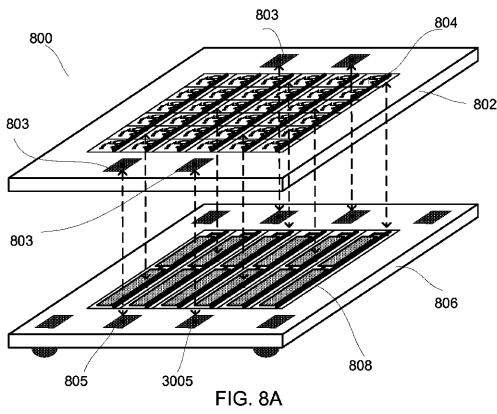


FIG. 8A

【 図 9 A 】

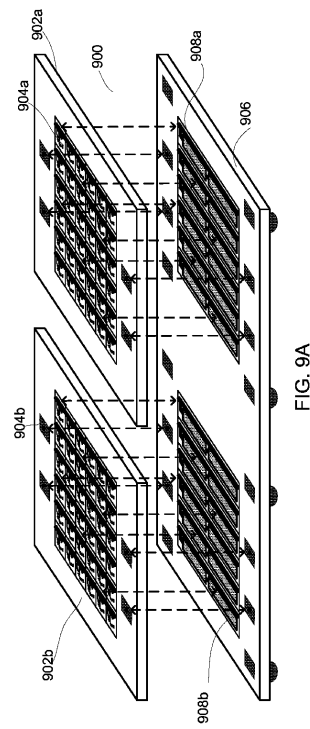
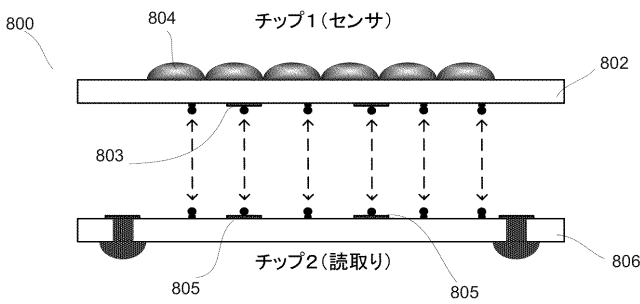
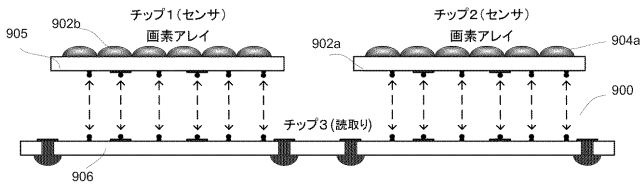


FIG. 9A

【 図 8 B 】



【図9B】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2014/029620
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 1/06 (2014.01) USPC - 348/68 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC(8) - A61B 1/06; H04N 5/235 (2014.01) USPC - 348/65,67,68; 600/300 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched CPC - A61B 1/0661; H04N 5/2354 (2014.02) Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PatBase, Google Patents, Google		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6,389,205 B1 (MUCKNER et al) 14 May 2002 (14.05.2002) entire document	1-87
Y	US 2010/0171429 A1 (GARCIA et al) 08 July 2010 (08.07.2010) entire document	1-87
Y	US 2012/0014563 A1 (BENDALL) 19 January 2012 (19.01.2012) entire document	14,21,51,82
Y	US 2010/0049180 A1 (WELLS et al) 25 February 2010 (25.02.2010) entire document	32-37,57-62,68-73
A	US 2005/0009982 A1 (INAGAKI et al) 13 January 2005 (13.01.2005) entire document	1-87
A	US 2004/0176683 A1 (WHITIN et al) 09 September 2004 (09.09.2004) entire document	1-87
A	US 2007/0010712 A1 (NEGISHI) 11 January 2007 (11.01.2007) entire document	1-87
A	US 2008/0158348 A1 (KARPEN et al) 03 July 2008 (03.07.2008) entire document	1-87
A	US 2011/0208004 A1 (FEINGOLD et al) 25 August 2011 (25.08.2011) entire document	1-87
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* 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 application or patent 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 "F" 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 07 July 2014		Date of mailing of the international search report 30 JUL 2014
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Blaine R. Copenheaver PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74) 代理人 100130384

弁理士 大島 孝文

(72) 発明者 ヘンリー・ジェレミア・ディー

アメリカ合衆国、84047 ユタ州、ミッドベール、サミット・ピーク・ドライブ 7673、
アパートメント・ディー305

(72) 発明者 ウィヘルン・ドナルド・エム

アメリカ合衆国、84405 ユタ州、サウス・オグデン、サウス・1100・イースト 559
1

(72) 発明者 タルバート・ジョシュア・ディー

アメリカ合衆国、84121 ユタ州、コットンウッド・ハイツ、フォート・ユニオン・ブルバ
ード 1763

(72) 発明者 ブランカート・ローラン

アメリカ合衆国、91362 カリフォルニア州、ウェストレイク・ビレッジ、グレート・スモー
キー・コート 2776

(72) 発明者 リチャードソン・ジョン

アメリカ合衆国、91302 カリフォルニア州、カラバサス、レンクレスト・ドライブ 229
07

Fターム(参考) 2H040 BA11 CA04 CA06 GA02 GA10

4C161 CC06 GG01 NN01 RR02 RR05 RR23

专利名称(译)	内窥镜在光控环境中感知		
公开(公告)号	JP2016518167A	公开(公告)日	2016-06-23
申请号	JP2016503168	申请日	2014-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	橄榄医疗公司		
申请(专利权)人(译)	橄榄·医疗·コーポレイション		
[标]发明人	ヘンリージェレミアディー ウィヘルンドナルドエム タルバートジョシュアディー プランカートローラン リチャードソンジョン		
发明人	ヘンリー・ジェレミア・ディー ウィヘルン・ドナルド・エム タルバート・ジョシュア・ディー プランカート・ローラン リチャードソン・ジョン		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00036 A61B1/045 A61B1/06 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.370 G02B23/26.B G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA10 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR23		
优先权	61/791685 2013-03-15 US		
其他公开文献	JP2016518167A5 JP6422937B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本公开提供了用于检测内窥镜照明源是在使用中（在患者体内）还是不在使用中（在患者体外）的方法，系统和计算机。它扩展到程序产品。

