

(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2020-503993
(P2020-503993A)

(43) 公表日 令和2年2月6日 (2020. 2. 6)

(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 6 1 3	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

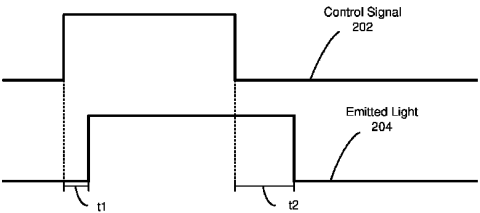
(21) 出願番号 特願2019-555742 (P2019-555742)	(71) 出願人 513069064 デビュイ・シンセス・プロダクツ・インコーポレイテッド アメリカ合衆国、02767-0350 マサチューセッツ州、レイナム、パラマウント・ドライブ 325 325 Paramount Drive , Raynham MA 02767-0350 United States of America
(86) (22) 出願日 平成29年12月27日 (2017. 12. 27)	
(85) 翻訳文提出日 令和1年8月22日 (2019. 8. 22)	
(86) 国際出願番号 PCT/US2017/068582	
(87) 国際公開番号 W02018/125935	
(87) 国際公開日 平成30年7月5日 (2018. 7. 5)	
(31) 優先権主張番号 62/522, 239	(74) 代理人 100088605 弁理士 加藤 公延
(32) 優先日 平成29年6月20日 (2017. 6. 20)	(74) 代理人 100130384 弁理士 大島 孝文
(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)	
(31) 優先権主張番号 62/439, 330	
(32) 優先日 平成28年12月27日 (2016. 12. 27)	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)	

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡撮像環境において照明を提供するためのシステム、方法、及びデバイス

(57) 【要約】

本開示は、画像センサ、エミッタ、及び電磁放射線ドライバを含む内視鏡システムに関する。画像センサは、画素アレイを含み、画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すように構成される。画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含む。画素アレイは、画素アレイ内の画素データの全ての複数のラインを読み出すための時間長である読み出し期間も有する。エミッタは、画像センサによって観察されたシーンの照明のために電磁放射線を放射するように構成される。電磁放射線ドライバは、エミッタによる放射を駆動するように構成される。電磁放射線ドライバは、画像センサの画素アレイの読み出し期間の約 10 % ~ 約 25 % パーセント以下のジッタ仕様を含む。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡システムであって、

画像センサであって、画素アレイを含み、前記画像センサの前記画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すように構成され、前記画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含み、前記画素アレイ内の画素データの全ての前記複数のラインを読み出すための時間長は、読み出し期間を含む、画像センサと、

前記画像センサによって観察されたシーンの照明のために電磁放射線を放射するように構成されたエミッタと、

前記エミッタによる放射を駆動するように構成された電磁放射線ドライバであって、前記画像センサの前記画素アレイの前記読み出し期間の約 10% ~ 約 25% パーセント以下のジッタ仕様を含む、電磁放射線ドライバと、

を備える、内視鏡システム。

【請求項 2】

前記電磁放射線ドライバを制御して前記エミッタを駆動して、前記画像センサの読み出し期間の間に電磁放射線の 1 つ又は 2 つ以上のパルスが発生させるように構成されたコントローラを更に備える、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記コントローラが、前記電磁放射線ドライバへの信号のタイミングを判定して、前記画像センサの前記読み出し期間に重複することなく、内視鏡環境内のシーンを照明するために電磁放射線をパルス化するように更に構成されている、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記読み出し期間が、オブティカルブラック画素の行又は列を読み出した後に始まり、前記読み出し期間が、オブティカルブラック画素の行又は列の前記読み出しで終了する、請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

単一画素の画素データを読み出すための時間長が、画素読み出し長であり、前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、前記画像センサの前記画素読み出し長以下である、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記画像センサが、相補型金属酸化物半導体 (CMOS) 画像センサを含む、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記 CMOS 画像センサが単色である、請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記 CMOS 画像センサがカラーフィルタリングされている、請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記エミッタが、1 つ又は 2 つ以上のパルスレーザを含む、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、約 1 マイクロ秒以下である、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、約 50 ナノ秒以下である、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記画像センサが電荷結合素子 (CCD) 画像センサである、請求項 1 に記載の内視鏡

10

20

30

40

50

システム。

【請求項 1 3】

前記 C C D 画像センサが単色である、請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記 C C D 画像センサがカラーフィルタリングされている、請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記エミッタが複数の電磁放射線のパルスを放射し、各連続パルスが、異なる波長範囲の電磁エネルギーである、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 6】

前記システムが、遠位端部を有する管腔を備える内視鏡を更に備え、前記画像センサが、前記内視鏡の前記管腔の前記遠位端部に位置している、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 7】

画素データの単一ラインを読み出すための時間長が、ライン読み出し長を含み、前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、前記ライン読み出し長以下である、請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 8】

内視鏡撮像のための方法であって、

画像センサの画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すことであって、前記画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含み、前記画素アレイ内の画素データの全ての前記複数のラインを読み出すための時間長は、読み出し期間を含む、ことと、

エミッタを使用して電磁放射線を放射することと、

前記画像センサによって観察されたシーンを、前記エミッタから放射された前記電磁放射線で照明することと、

電磁放射線ドライバを使用して、前記エミッタによる放射を駆動することであって、前記電磁放射線ドライバは、前記画像センサの前記画素アレイの前記読み出し期間の約 1 0 % ~ 約 2 5 % パーセント以下のジッタ仕様を含む、ことと、

を含む、内視鏡撮像のための方法。

【請求項 1 9】

前記方法が、コントローラを使用して、前記電磁放射線ドライバを制御して前記エミッタを駆動して、前記画像センサの読み出し期間の間に電磁放射線の 1 つ又は 2 つ以上のパルスを生成することを更に含む、請求項 1 8 に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項 2 0】

前記コントローラが、前記電磁放射線ドライバへの信号のタイミングを判定して、前記画像センサの前記読み出し期間に重複することなく、内視鏡環境内のシーンを照明するために電磁放射線をパルス化する、請求項 1 9 に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項 2 1】

前記読み出し期間が、オプティカルブラック画素の行又は列を読み出した後に始まり、前記読み出し期間が、オプティカルブラック画素の行又は列の前記読み出しで終了する、請求項 1 9 に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項 2 2】

単一画素の画素データを読み出すための時間長が、画素読み出し長であり、前記ジッタ仕様が、前記画像センサの前記画素読み出し長以下である、請求項 1 8 に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項 2 3】

前記画像センサが、相補型金属酸化物半導体 (C M O S) 画像センサを含む、請求項 1 8 に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項 2 4】

前記ＣＭＯＳ画像センサが単色である、請求項２３に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項２５】

前記ＣＭＯＳ画像センサがカラーフィルタリングされている、請求項２３に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項２６】

前記エミッタが、１つ又は２つ以上のパルスレーザを含む、請求項１８に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項２７】

前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、約１マイクロ秒以下である、請求項１８に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項２８】

前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、約５０ナノ秒以下である、請求項１８に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項２９】

前記画像センサが電荷結合素子（ＣＣＤ）画像センサである、請求項１８に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項３０】

前記ＣＣＤ画像センサが単色である、請求項２９に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項３１】

前記ＣＣＤ画像センサがカラーフィルタリングされている、請求項２９に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項３２】

方法が、前記エミッタで複数の電磁放射線のパルスを放射することを更に含み、各連続パルスが、異なる波長範囲の電磁エネルギーである、請求項１８に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項３３】

前記画像センサが、内視鏡の管腔の遠位端部内に位置している、請求項１８に記載の内視鏡撮像のための方法。

【請求項３４】

画素データの単一ラインを読み出すための時間長が、ライン読み出し長を含み、前記ジッタ仕様が、前記ライン読み出し長以下である、請求項１８に記載の内視鏡撮像のための方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本開示は、概して内視鏡撮像に関し、より具体的には、内視鏡撮像環境において照明を提供するためのシステム、方法、及びデバイスに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来の内視鏡システムは、光ファイバの束を使用して光エネルギーをシーンに伝送して、画像を捕捉するのに十分な光を画像センサに提供する。残念ながら、従来の内視鏡システムは高価であり、したがって、それらの購入のコストを正当化するために複数回使用されなければならない。しかしながら、同時に、従来の内視鏡システムは、滅菌もされなければならない、それにより以前の患者からの残留物が後続の患者に感染しないようにする。したがって、内視鏡システムが完全に滅菌されることを確実にするために、再利用可能な内視鏡システムのためかなりの安全対策を確立しなければならない、従来の内視鏡システムのコストを更に増加させる。

【０００３】

従来の内視鏡システムの別の重大な問題は、内視鏡システムの少なくともいくつかの部分が患者に挿入されるため、より大きな直径部が周囲の組織に損傷を引き起こすか、又は

10

20

30

40

50

患者の不快感を引き起こすことである。例えば、関節鏡下環境では、内視鏡システムの一部が患者の膝に挿入されることがある。より大きな直径部はより大きな創傷をもたらし、それは患者の回復に悪影響を及ぼす。同様に、別の環境では、患者は、患者の体内のオリフィスを通して内視鏡検査を必要とすることがある。より大きな直径部は、患者に対して不快感の増加をもたらし、不十分な品質の検査又は画像を完成させて、検査からの任意の情報を確認することをできなくする可能性がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

したがって、安価な部品及び技術的に実行可能な限り小さな部品の両方を有する内視鏡システムを提供することが望ましい。このようにして、内視鏡システムは、一回の使用後に廃棄することができ、組織損傷及び／又は患者への不快感をより少なくすることができる。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

内視鏡システムが本明細書に開示される。内視鏡システムは、画像センサ、エミッタ、及び電磁放射線ドライバを含むことができる。画像センサは、画素アレイを含み、画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すように構成される。画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含む。画素アレイは、画素アレイ内の画素データの全ての複数のラインを読み出すための時間長である読み出し期間も有する。エミッタは、画像センサによって観察されたシーンの照明のために電磁放射線を放射するように構成される。電磁放射線ドライバは、エミッタによる放射を駆動するように構成される。電磁放射線ドライバは、画像センサの画素アレイの読み出し期間の約10%～約25%パーセント以下のジッタ仕様を含む。

20

【0006】

内視鏡撮像のための方法も、本明細書に開示される。この方法は、画像センサの画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すことを含むことができる。画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含むことができる。画素アレイ内の画素データの全ての複数のラインを読み出すための時間長は、読み出し期間を含む。この方法は、エミッタを使用して電磁放射線を放射することも含むことができる。この方法は、画像センサによって観察されたシーンを、エミッタから放射された電磁放射線で照明することを更に含むことができる。この方法は、電磁放射線ドライバを使用して、エミッタによる放射を駆動することを更に含むことができる。電磁放射線ドライバは、画像センサの画素アレイの読み出し期間の約10%～約25%パーセント以下のジッタ仕様を含む。

30

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】一実施形態に係る、光不足環境に照明を提供するためのシステムを示す概略図である。

【図2】一実施形態に係る、制御信号と放射光との間の遅延及び／又はジッタのグラフ図である。

40

【図3】一実施形態に係る、不均一な光分布を有する7本のファイバを有するファイバ束の断面を示す。

【図4】一実施形態に係る、トップハットプロファイル及びガウスプロファイルのグラフ図である。

【図5】一実施形態に係る、複数のエミッタを有する光源を示す概略ブロック図である。

【図6】別の実施形態に係る、複数のエミッタを有する光源を示す概略ブロック図である。

。

【図7】更に別の実施形態に係る、複数のエミッタを有する光源を示す概略ブロック図である。

50

【図 8】一実施形態に係る、光ファイバからの光出力を示す概略側面図である。

【図 9】一実施形態に係る、出力端部におけるファイバ束のファイバの照準を示す概略図である。

【図 10】一実施形態に係る、ガラスファイバを使用した光の出力を示す概略図である。

【図 11】一実施形態に係る、出力で拡散器を使用した光の出力を示す概略図である。

【図 12】一実施形態に係る、光不足環境における撮像シーンに光を提供するための方法を示す概略フローチャート図である。

【図 13】別の実施形態に係る、光不足環境における撮像シーンに光を提供するための方法を示す概略フローチャート図である。

【図 14】別の実施形態に係る、光不足環境における撮像シーンに光を提供するための方法を示す概略フローチャート図である。

【図 15】更に別の実施形態に係る、光不足環境における撮像シーンに光を提供するための方法を示す概略フローチャート図である。

【図 16】一実施形態に係る、出力で拡散器を介して出力する単一の光ファイバを示す概略図である。

【図 17】は、一実施形態に係る、光不足環境に照明を提供するためのシステムを示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

光学画像センサ（可視光 CMOS 又は CCD 又は他の撮像アレイなど）を用いた光不足環境における撮像は、一般的に人工照明を必要とする。内視鏡撮像に関して、内視鏡は、患者の体内に挿入され得る管状部材を含むことが多い。管腔の先端部は、光を収集し、患者の体内のシーンの画像を捕捉するための撮像センサ又は他の光学構成要素を含むことができる。内視鏡は、体内で又は医療手術中の使用のために、無菌でなければならない。十分に低い価格を有する内視鏡又は内視鏡構成要素を使い捨て又は再利用可能な構成要素として使用することができ、それは、滅菌又は状態又は再利用可能な構成要素を滅菌又は管理する際に病院又は医療従事者が必要とするコスト及び労力を低減することができる。

【0009】

本開示は、光不足環境における撮像のために経費を削減し、かつ／又は画質を改善する、内視鏡撮像環境における照明を提供するシステム、方法、及びデバイスを提示する。本明細書に開示する方法、システム、及びデバイスは、以下のうちの 1 つ以上で説明及び提示されている教示、技術、又は機能のいずれかと組み合わせ、又はそれらの代替として使用することができる。（1）米国特許出願公開第 2014/0163319（A1）号、（2）米国特許第 9,509,917 号、及び（3）米国特許第 9,516,239 号、これらの全ては、それらの全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0010】

本開示の実施形態と一致するシステム及び方法の詳細な説明を、以下に提供する。いくつかの実施形態が記載されているが、本開示はいずれか 1 つの実施形態に限定されず、代わりに多数の代替形態、修正形態、及び均等物を包含することが理解されるべきである。更に、本明細書に開示される実施形態の完全な理解を提供するために、以下の説明において多数の特定の詳細が記載されているが、いくつかの実施形態は、これらの詳細の一部又は全てを伴わずに実施され得る。更に、明確さの目的のために、関連技術において公知の特定の技術資料は、本開示を不必要に曖昧にすることを避けるために詳細には説明されていない。

【0011】

図面に移ると、図 1 は、内視鏡撮像のためなどの、光不足環境に照明を提供するためのシステム 100 を示す概略図である。システム 100 は、光源 102、コントローラ 104、ジャンパ導波管 106、カブラ 108、管腔導波管 110、管腔 112、及び付随する光学構成要素を有する画像センサ 114 を含む。光源 102 は、ジャンパ導波管 106 及び管腔導波管 110 を通って進む光を生成して、管腔 112 の遠位端部においてシーン

を照明する。管腔 112 は、処置又は検査中など、撮像のために患者の体内に挿入されてもよい。光は、破線 116 によって示されるように出力される。光によって照明されるシーンは、画像センサ 114 を使用して捕捉され、医師又は他の医療従事者に対して表示され得る。コントローラ 104 は、照明がシーンに提供されるときを制御するために制御信号を光源 102 に提供することができる。画像センサ 114 が CMOS センサを含む場合、ブランキング期間として知られるものの間、画像センサ 114 の読み出し期間の間に、一連の照明パルスで、光がシーンに周期的に提供されてもよい。したがって、光は、画像センサ 114 の画素アレイ内の画像画素の読み出し期間への重複を回避するように、制御された方法でパルス化されてもよい。

【0012】

一実施形態では、管腔導波管 110 は複数の光ファイバを含む。光ファイバは、管腔導波管 110、及び / 又は内視鏡の他の部分の廃棄を可能にするために、プラスチックなどの低コストの材料で作成することができる。ジャンパ導波管 106 は、光源 102 に恒久的に取り付けることができる。例えば、ジャンパ導波管 106 は、光源 102 内のエミッタから光を受光し、その光をカブラ 108 の位置で管腔導波管 110 に提供することができる。一実施形態では、ジャンパ導波管 106 は、1 つ又は 2 つ以上のガラスファイバを含むことができる。ジャンパ導波管は、光を管腔導波管 110 に案内するための任意の他のタイプの導波管を含むことができる。カブラ 108 は、ジャンパ導波管 106 を管腔導波管 110 に連結し、ジャンパ導波管 106 内の光を管腔導波管 110 に通過させることができる。一実施形態では、管腔導波管 110 は、いずれの介在するジャンパ導波管 106 なしに光源に直接連結されてもよい。

【0013】

図 2 は、制御信号 202 と放射光 204 との間の遅延及び / 又はジッタのグラフ図を示す。制御信号 202 は、コントローラ 104 又は図 1 の光源 102 内のドライバなどのコントローラ又は駆動回路に提供される信号を表すことができる。図示のように、制御信号 202 がハイになる（例えば、オンになる）ことと光が放射されること 204 との間に t_1 の遅延がある。制御信号 202 がローになる（例えば、オフになる）ことと光が放射されること 204 との間には、 t_2 の遅延がある。例えば、遅延 t_1 及び t_2 は、いくつかの一定の遅延、並びにコントローラ及び / 又はドライバにおけるジッタの量から生じるいくつかの非一定の変動を含むことができる。システム又はデバイスにおけるジッタ又は変動の量は、ジッタ仕様（ジッタスペック）によって記載される。例えば、 t_1 が 1 マイクロ秒の値を有する場合、 t_2 は 1 マイクロ秒プラス又はマイナスコントローラ又はドライバのジッタスペックの値を有することができる。

【0014】

ジッタはシステム又はユーザの制御下にないため、ジッタスペックは、存在し得る予測不可能な時間変動の量を表す。光のパルスに対してジッタが大きすぎると、画質又は画像輝度のばらつき的大幅な低減をもたらされ得る。例えば、ビデオ内視鏡システムでは、ビデオ又は一連の画像内の異なるライン又はフレームは、異なる輝度を有することができ、フリッカ及び全体的なビデオ又は画像の質の低下を招く。例えば、コントローラが光パルスの 10 % のジッタスペックを有する場合、光パルスは、その所望の長さの 90 % からその所望の長さの 110 % まで変化し得る。これは、最大 3 分の 1 の、ビデオ内の画像間又は画像のライン間の輝度の変動をもたらす可能性がある。更に、大きなジッタスペックは、読み出し中に光の放射をもたらす可能性がある。読み出し中に光が放射される場合、画素とラインとの間の著しい変動が画質を低下させ得る。例えば、図 2 D を及び米国特許出願公開第 2014 / 0163319 (A1) 号の関連説明を参照されたい。したがって、ジッタスペックが十分に大きい場合、パルスは、画像センサ 114 の読み出し時間期間に重複することを回避するために、サイズが制限され得る。パルスサイズの限界は、フレームレートの低減（捕捉された画像間の時間の増加又はより大きなブランキング期間）を必要とするか、又は輝度の低下をもたらす場合があり、それは、画像センサ 114 が詳細な画像を捕捉する能力を低下させ得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

一実施形態では、図 1 のようなコントローラ 1 0 4 は、輝度又は画質のばらつきを低減するのに十分小さなジッタスペックを有する。一実施形態では、ドライバは、約 1 マイクロ秒以下の許容差又はジッタスペックを有さなければならない。一実施形態では、ドライバの許容差又はジッタスペックは約 5 0 ナノ秒である。低減されたジッタスペックは、コントローラ又はドライバにおけるより高いクロックレート又はより正確なクロックで達成され得る。一実施形態では、ジッタスペックは、画像センサが 1 つのライン（例えば、行又は列）を読み出すのにかかる時間よりも短い。例えば、CMOS アレイは、行又は列毎にアレイラインから画素を読み出すことができる。一実施形態では、ジッタスペックは、画像センサが単一の画素を読み出すのにかかる時間よりも短い。一実施形態では、ジッタスペックは、画像センサの画素アレイの読み出し期間の 1 0 % ~ 2 5 % 以下であるか、又は画素センサが画素アレイ内の全てのラインを読み出すのにかかる時間であり得る。一実施形態では、ジッタスペックは、画像センサの画素アレイの読み出し期間の約 1 0 % ~ 約 2 5 % 以下であるか、又は画素センサが画素アレイ内の全てのラインを読み出すのにかかる時間であり得る。例えば、合計 4 0 0 本のラインを含む画素アレイでは、ジッタスペックは、画素アレイ内の 4 0 0 本のラインのうちの 4 0 ~ 1 0 0 本のラインを読み出すのに必要な時間以下である。したがって、捕捉される光の変動量は、画像のフリッカを低減するために、及び / 又は読み出し期間の間にできるだけ多くの光を提供するために、十分に低くすることができる。例えば、低ジッタスペックでは、発光をオフにするための制御信号を、読み出し期間が始まる時刻に近接して設けることができる。したがって、ドライバのジッタスペック及び許容値の低減は、光パルス方式でアーチファクトを引き起こす許容されない駆動の問題を解決する。

【 0 0 1 6 】

一実施形態では、カメラ制御ユニット（CCU）は、読み出し期間への重複を回避するためにコントローラ又は光源に信号を提供することができる。例えば、CCU は、コントローラ又は光源に信号を送信するタイミングを判定して、画素アレイ内のオプティカルブラック画素ではない画素の読み出しに重複することを回避することができる。一実施形態では、CCU は、読み出し期間に重複せずに光が放射される時間量を最大化することができる。

【 0 0 1 7 】

図 3 は、7 本のファイバを有するファイバ束 3 0 0 の断面を示す。ファイバの数は例示であり、任意の数のファイバを使用することができる。一実施形態では、ファイバの数はファイバ束の断面積を低減するために制限される。内視鏡管腔の断面積は重要であり得るので、ファイバの数は、小さな断面積を可能にするとともに十分な光分散を提供する多数のファイバに基づくことができる。一実施形態では、ファイバ束は 2 ~ 1 5 0 本のファイバを含むことができる。より少数のファイバは、ファイバ束を運ぶために必要とされる費用及び / 又は必要な断面積を低減することができる。しかしながら、ファイバの数が増加すると、冗長性が向上する。一実施形態では、ファイバ束は 5 ~ 1 0 0 本のファイバを含む。一実施形態では、ファイバ束は 5 ~ 5 0 本のファイバを含む。一実施形態では、ファイバ束は 7 ~ 1 5 本のファイバを含む。一実施形態では、ファイバ束は 7 本のファイバを含む。より少数のファイバが使用されるとき、各ファイバが同じ量の光及び / 又は同じ量の特定の色の光を受光することが望ましい場合がある。例えば、ファイバ束に提供された光がほとんど中心にある場合、中心ファイバは電磁エネルギーの大部分を受け取る可能性がある。したがって、撮像シーンは色又は輝度によって不均一に照明される可能性がある。

【 0 0 1 8 】

図 3 は、より多くの又はほとんどの電磁エネルギーを有する中心ファイバ 3 0 2 を示す。更に、1 つのファイバに他のファイバよりも多くの光が入ると、ファイバ内を搬送できる総光量（電力）が減少する。例えば、あるエネルギーレベル又は強度を超える光がファイバに提供される場合、ファイバは、ファイバの融解又は他の形で動作不能になることが

あるバーンアウト限界又は他の限界を有することがある。したがって、光ファイバにわたってより均一に分配される場合、シーンにおける電力及び照明の増加が可能である。

【0019】

一実施形態では、ファイバ束300に光を提供する光源は、ファイバ束に提供する前に1つ又は2つ以上の色の光を混合することができる。例えば、光源102、ジャンパ導波路106、及び/又はカブラ108は、光を管腔導波管110に提供する前に、光を均一に混合することができる。一実施形態では、光源は、第1の波長の光を放射する第1のレーザエミッタ及び第2の波長の光を放射する第2のレーザエミッタを含むことができる。光源は、第1のレーザエミッタ及び第2のレーザエミッタからの光を同じ又は実質的に同じ角度でジャンパ導波管106（又は他の導波管）に入射させることによって、光を混合することができる。光源を互いに同じ角度に配置することによって、同じ又は実質的に同じ角度を達成することができる。一実施形態では、ダイクロイックミラーは、1つの色（又は波長）の光を反射し、別の色（又は波長）の光を透過することによって、同じ又は実質的に同じ角度を可能にし得る。一実施形態では、光源は、図1の管腔導波路110などの光ファイバケーブルに入る前に光を混合するために、拡散器、混合ロッド、レンズ、又は他の光学構成要素を含むことができる。

10

【0020】

一実施形態では、ファイバ束300に光を提供する光源は、均一に分布した光強度を導波管に提供することができる。一実施形態では、導波路に対して光が収集される領域内の光のピーク強度は、領域にわたる光の平均強度と実質的に同じであるか、又はそれに近い場合がある。例えば、収集領域に提供される光は、各ファイバが同じか若しくは類似の強度の光を収集及び/又は受光するように、トップハットプロファイルを有することができる。光源は、収集領域の表面に対してある角度でレーザ光を提供することによってトップハットプロファイルを提供又は近似することができる。例えば、エミッタは、ガウス分布又は他の非一定の強度プロファイルをもつことができる。収集領域に対してエミッタを傾斜させることによって、ガウスプロファイルは、より一定に又はトップハットプロファイルに平坦化され得る。トップハットプロファイルは、レンズ、拡散器、混合ロッドなどを使用して生成することもできる。

20

【0021】

図4は、トップハットプロファイル402及びガウスプロファイル404をグラフで示す。横軸は水平距離を表し、縦軸は光強度を表す。ライン406は、収集領域又はファイバ束の境界又は幅を表す。ライン408は、ファイバ又は他の導波管に対するバーンアウトレベルを表す。例えば、ライン408はプラスチックファイバのバーンアウトレベルを表すことができる。ガウスプロファイル404では、光の大部分が中心ファイバで終端する。光の大部分は中心ファイバにあるため、他のファイバは、バーンアウトレベルよりもはるかに低い場合がある。トップハットプロファイルでは、バーンアウトレベルの近くであるかそれより下であるかにかかわらず、全てのファイバは同じレベルにある。例えば、トップハットプロファイル402では、各束を、任意の単一のファイバのバーンアウトの危険なしにバーンアウトの近くに配置することができるので、ファイバ束によって運ばれるエネルギーの総量を著しく増加させることができる。例えば、ガウスプロファイル404では、総電力量の増加は、エッジファイバがバーンアウトレベルよりもはるかに低い状態で、バーンアウトレベルを著しく超える中心ファイバをもたらし得る。図4は、トップハットプロファイルを使用して、個々のファイバのいずれかがバーンアウトに達する前に、より多くの電力を供給できることを明確に示している。例えば、ガウスプロファイル404及びトップハットプロファイル402は、ファイバ束に同量のワット数を提供することができるが、トップハットプロファイル402は、バーンアウトに達する前に依然としてかなり増加させることができる。したがって、プラスチックファイバを使用して送達される総光量の著しい改善を達成することができる。場合によっては、ファイバ束によって運ばれるワット数の50%以上の増加が達成され得る。一実施形態では、プラスチックファイバは、それを超えるとプラスチックファイバへの損傷が生じる可能性がある、1つ又

30

40

50

は2つ以上のエミッタによって放射される光／電磁エネルギーに対するバーンアウトエネルギーレベルを有することができ、ここで、光エネルギーは、複数のプラスチックファイバにわたって発散され、より多くのエネルギー量が、プラスチックファイバを含むファイバ束によって、プラスチックファイバのいずれにおいてもバーンアウトエネルギーレベルに達することなく、運ばれることを可能にする。

【0022】

一実施形態では、混合及びトップハットプロファイルは、プラスチックファイバ束と共に使用するための光源によって実施されてもよい。例えば、光源102及び／又はジャンパ導波管106はプラスチック導波管を含まなくてもよい。しかしながら、光源102は、管腔導波管110においてプラスチックファイバ束などのファイバ束と共に使用すること

10

【0023】

図5～図7は、複数のエミッタを有する光源500を示す概略ブロック図である。図5に関して、エミッタは、第1のエミッタ502、第2のエミッタ504、及び第3のエミッタ506を含む。エミッタ502、504、及び506は、異なる波長を有する光を放射する1つ又は2つ以上のレーザエミッタを含むことができる。例えば、第1のエミッタ502は、青色レーザと一致する波長を放射し、第2のエミッタ504は、緑色レーザと一致する波長を放射し、第3のエミッタ506は、赤色レーザと一致する波長を放射することができる。エミッタ502、504、506は、導波管、レンズ、又は、図1のジャンパ導波管106若しくは管腔導波管110などの導波管に光を収集及び／若しくは提供するための他の光学構成要素の位置であり得る収集領域508に向けてレーザを放射する。

20

【0024】

図5の実施形態では、エミッタ502、504、506はそれぞれ、異なる角度でレーザ光を収集領域508に送達する。角度の変動は、電磁エネルギーが出力導波管内に配置される場合に変動をもたらし得る。例えば、光が、収集領域508でファイバ束（ガラス又はプラスチック）に直ちに入る場合、角度が変化すると、異なる量の光を異なるファイバに入らせることができる。例えば、この角度は、収集領域508にわたって強度変動をもたらし得る。更に、異なるエミッタからの光は均質に混合されないため、いくつかのファイバは、異なる色の異なる量の光を受光することができる。前述のように、異なるファイバ内の光の色又は強度の変化は、シーンの最適でない照明をもたらし得る。例えば、送達される光又は光強度の変動は、シーン及び捕捉された画像において生じる可能性がある。

30

【0025】

一実施形態では、介在する光学構成要素をファイバ束と発光体502、504、506との間に配置して、ファイバに入る前に、異なる色（波長）の光を混合することができる。例示的な介在光学構成要素は、拡散器、混合ロッド、1つ若しくは2つ以上のレンズ、又は所与のファイバが同量の各色（波長）を受け取るように光を混合する他の光学構成要素を含む。例えば、ファイバ束中の各ファイバは同じ色を有することができる。この混合は、各ファイバに同じ色をもたらし得るが、いくつかの実施形態では、異なるファイバに送達される異なる総輝度が依然としてもたらされる可能性がある。一実施形態では、介在する光学構成要素は、各ファイバが同じ総量の光を運ぶように、収集領域にわたって光を発散させる、又は均一にすることもできる（例えば、図4のトップハットプロファイル402を参照）。

40

50

【0026】

収集領域508は、図5では物理的構成要素として表されているが、収集領域508は単に、エミッタ502、504及び506からの光が送達される領域であってもよい。場合によっては、収集領域508は、拡散器、混合ロッド、レンズ、又はエミッタ502、504、506と出力導波路との間の任意の他の介在する光学構成要素などの光学構成要素を含むことができる。

【0027】

図6は、同じ又は実質的に同じ角度で収集領域508に光を提供するエミッタ502、504、506を有する光源500の一実施形態を示す。光は、収集領域508に対して実質的に垂直な角度で提供される。光源500は、第1のダイクロイックミラー602、第2のダイクロイックミラー604、及び第3のダイクロイックミラー606を含む複数のダイクロイックミラーを含む。ダイクロイックミラー602、604、606は、第1の波長の光を反射するが、第2の波長の光を透過する（又は透過性である）ミラーを含む。例えば、第3のダイクロイックミラー606は、第3のエミッタによって提供される青色レーザ光を反射し、一方、第1のエミッタ502及び第2のエミッタ504それぞれによって提供される赤色及び緑色光に対して透過性であることができる。第2のダイクロイックミラー604は、第1のエミッタ502からの赤色光に対して透過性であってもよいが、第2のエミッタ504からの緑色光に対して反射性であってもよい。

【0028】

ダイクロイックミラーは、他の波長を透過又は通過させることを可能にするため、波長のそれぞれは、同じ角度から、及び/又は同じ中心又は焦点を有する収集領域508に到達することができる。同じ角度及び/又は同じ焦点/中心点からの光を提供することは、収集領域508における受光及び色の混合を著しく改善することができる。例えば、特定のファイバは、エミッタ502、504、506及びミラー602、604、606によって透過/反射された同じ比率で、異なる色を受光することができる。光混合は、図5の実施形態と比較して、収集領域において著しく改善され得る。一実施形態では、本明細書で論じる任意の光学構成要素は、ファイバ束に提供する前に光を収集するために、収集領域508において使用されてもよい。

【0029】

図7は、同じ又は実質的に同じ角度で収集領域508に光を更に提供するエミッタ502、504、506を有する光源500の一実施形態を示す。しかしながら、収集領域508に入射する光は、垂直からオフセットしている。角度702は、垂直からオフセットされた角度（すなわち、非垂直角度）を示す。一実施形態では、レーザエミッタ502、504、506は、ガウス分布である断面強度プロファイルを有することができる。前述のように、ファイバ間の光エネルギーの改善された分布は、より平坦な又はトップハット形状の強度プロファイルを生成することによって達成され得る。一実施形態では、角度702が増加すると、収集領域508にわたる強度は、トップハットプロファイルに近づく。例えば、プロファイルが十分に平坦になるまで角度702を増加させることにより、非平坦な出力ビームでも、トップハットプロファイルを近似することができる。

【0030】

トップハットプロファイルは、1つ若しくは2つ以上のレンズ、拡散器、混合ロッド、又は、エミッタ502、504、506と、出力導波管若しくは光ファイバ束との間の任意の他の介在する光学構成要素を使用して、達成され得る。

【0031】

図8は、カメラ視野と比較した光ファイバ802からの光出力を示す概略側面図である。一実施形態では、プラスチックファイバは、破線806によって示されるように、100度の視野を有する0.63の開口数を有し、ガラスファイバは、実線804によって示されるように、120度の視野を有する0.87の開口数を有する。しかしながら、視野内で放射された光は、視野よりも小さい光円錐内でほぼガウスプロファイルを有する。例えば、点線808によって示されるように、プラスチックファイバに対するほとんど全て

の光は、80度の円錐内にあり得る。したがって、画像の中央領域は明るすぎる可能性があり、縁部は暗すぎる可能性がある。この問題は、プラスチックファイバが使用される場合、例えば、管腔導波管がプラスチックファイバを含む場合、更に悪化する。

【0032】

一実施形態では、光がファイバ束を出るファイバの端部を照準することによって、より均一な光分布を達成することができる。図9は、出力端部におけるファイバ束902の、プラスチックファイバなどのファイバの照準を示す概略図である。ファイバを中心から離れるように照準することにより、出力における光損失なしに、視野内で円錐を広げることができる。各ファイバの端部は、光を分配するために所望の位置に保持されてもよく、ここで、ファイバからの光円錐の組み合わせは、更により均一な照明を提供する。ファイバ束902は、個々のファイバによって出力される円錐の向きを示す複数のファイバ及びライン904を含む。例えば、固定具を使用して、ファイバを所望の向きに保持し得る物理的成型、穴を有するシートなどに、ファイバの端部を保持することができる。ファイバは、シーンの均一な照明のために最適な向きで配向されてもよい。ファイバ束内のファイバの先端はスコープ先端の近くに位置してもよく、焦点又はカメラレンズ軸を中心とする領域の周りに光を広げるように向けられてもよい。

【0033】

図10は、ガラスファイバ1004を使用した光の出力を示す概略図である。具体的には、管腔導波管は、プラスチックファイバ1002を含んでもよく、次いで、出力時又はその付近でガラスファイバ1004に移行することができる。ガラスファイバ1004は、一般に、プラスチックファイバよりも高い開口数及びより広い視野を有する。したがって、より広い、かつより均一な光エネルギーの分布を達成することができる。プラスチックファイバ1002を通して進む光は、コネクタ1006又は接続導波管を介してガラスファイバ1004に案内されてもよい。ガラスファイバ1004からの光出力は、シーンの照明を改善するために、プラスチックファイバの光円錐と比較して広い光円錐1008を有することができる。連結は、ハンドピース又は関節鏡の管腔内で生じ得る。例えば、コネクタ1006は、使用されるガラスファイバ1004の量を制限するためにハンドピース内又は管腔内に配置されてもよい。プラスチックファイバからハンドピース又は管腔のテーパを通して、より高い開口数（例えば、.84～.87のNA）を有するガラスファイバへと移動することは、従来の関節鏡と同じ視野をもたらし得る。しかしながら、光損失は、出力において光損失を経験しない照準実施形態と比較して約25%など、重大であり得る。

【0034】

図11は、出力において拡散器1104を使用した光の出力を示す概略図である。具体的には、管腔導波管は、プラスチックファイバ1102を含んでもよく、次いで、出力時又はその付近で拡散器1104に移行することができる。拡散器1104は、任意のタイプの光学拡散器、混合ロッドなどを含むことができる。例示的な拡散器としては、Edmund（登録商標）、Luminitt（登録商標）、又はRPC Engineered Diffuser（商標）からのホログラフィ拡散器が挙げられる。出力において拡散器は、クラスファイバの使用よりも更に大きな角度を生成することができるが、照準実施形態に対して約40～60%の効率など、効率的ではない。

【0035】

一実施形態では、プラスチックファイバ1002は、ガラスファイバ1004よりも著しく安価である。低減された価格は、著しく安価な照明システム及び内視鏡システムをもたらすことができる。ガラスは、出力付近の短い距離でのみ使用され得るか、又は全く使用されないため、大幅なコスト削減を達成することができる。例えば、ガラスファイバ1004の量（長さ及び数）が著しく低減されるため、プラスチックのこのコスト削減は依然として図10の実施形態で達成され得る。著しい量の光が、プラスチックからガラスへの移行（例えば、25%損失）又は拡散器の使用（例えば、40～60%光損失）において失われ得るが、トップハットプロファイル又は本明細書の他の方法の使用は、他の方法

又はデバイスと比較したときに、より多量の光がファイバ内で運ばれ得るため、依然として十分な照明を撮像領域に送達することを可能にすることができる。例えば、関連して本明細書で説明される他の方法及びデバイスは、高い画質のための十分な照明を維持しながら、全体的なより安価な内視鏡照明システムを提供することができる。一実施形態では、図1の管腔導波管110などの内視鏡システムの一部は、使い捨て又は再使用可能であってもよい。

【0036】

光を出力するための実施形態は、図9～図11の実施形態の組み合わせを含み得ることを理解されたい。例えば、プラスチックファイバをガラスファイバに移行させることができ、ガラスファイバは、より均一で改善された照明を提供することを目的とすることができる。

10

【0037】

図12は、光不足環境内の撮像シーンに光を提供するための例示的な方法1200を示す概略フローチャート図である。方法1200は、図1のシステム100などの照明システムによって実行されてもよい。

【0038】

方法1200を開始し、画像センサによって受光された光に基づく画像に対して、画像センサが画像センサから画素データを生成して1202で読み出し、ここで、1ラインの画素データを読み出すための時間長はライン読み出し長を含む。エミッタは、画像センサによって観察されるシーンの照明のために、1204で光を放射する。ドライバは、1206でエミッタによる放射を駆動し、ここでドライバは、ライン読み出し長以下のジッタ仕様を含む。コントローラは、1208においてドライバを制御してエミッタを駆動して、画像センサの読み出し期間の間に光のパルスを生成する。

20

【0039】

図13は、光不足環境内の撮像シーンに光を提供するための例示的な方法1300を示す概略フローチャート図である。方法1300は、図1のシステム100などの照明システムによって実行されてもよい。

【0040】

方法1300を開始し、第1のエミッタ及び第2のエミッタは、第1の波長及び第2の波長を含む光を1302で放射する。複数の光ファイバは、1304で、第1のエミッタ及び第2のエミッタによって生成された光を内視鏡環境内のシーンに案内する。複数の光ファイバは、1306で、複数の光ファイバの各光ファイバにおいて、第1のエミッタ及び第2のエミッタから実質的に等しい量の光（混合光）を受光する。

30

【0041】

図14は、光不足環境内の撮像シーンに光を提供するための例示的な方法1400を示す概略フローチャート図である。方法1400は、図1のシステム100などの照明システムによって実行されてもよい。

【0042】

方法1400を開始し、1つ又は2つ以上のエミッタが1402で光を放射する。複数の光ファイバは、1404で、1つ又は2つ以上のエミッタから内視鏡環境へ光を案内する。複数の光ファイバの各光ファイバは、1406で、1つ又は2つ以上のエミッタから実質的に等しい量の光を受光する。

40

【0043】

図15は、光不足環境内の撮像シーンに光を提供するための例示的な方法1500を示す概略フローチャート図である。方法1500は、図1のシステム100などの照明システムによって実行されてもよい。

【0044】

方法1500を開始し、複数の光ファイバが、1502で、光を内視鏡シーンに案内する。光発散部材は、導波路を出る光が分配される均一性及び面積の1つ又は2つ以上を増加させるために、1504で光を発散させる。

50

【 0 0 4 5 】

一実施形態では、単一のファイバがファイバ束（図 3、9、10、又は 11 のいずれかにあるようなファイバ束など）を置き換えてもよい。単一のファイバはより大きくてもよく、同じ占有断面積に対してより小さなファイバの束よりも大きな量の電力を処理することが可能であってもよい。単一のファイバは、コンソールから、及び管腔を通して延びて、本体の内部、又は他の光不足環境に光を提供することができる。例えば、単一のファイバは、光源 102 又はジャンパ導波管 106 から管腔 112 を通って延びる管腔導波管として動作することができる（図 1 参照）。光は、光源 102 によってトップハットプロファイルで単一のファイバに直接提供されてもよい。

【 0 0 4 6 】

プラスチックファイバは、63 又は、65 の開口数のみ有するため、ほとんどの光は 70 又は 80 度の角度でのみ出射され得る。単一ファイバの出力において（例えば、管腔の遠位端部において）、拡散器は、出力光を発散させ、画像を捕捉するカメラの視野内でより均一な照明を作り出すように配置することができる。一実施形態では、拡散器のタイプ又は拡散器の存在は、検査中にカメラによって使用される視野に基づいてもよい。例えば、腹腔鏡手術又は検査は、より狭い視野（70 度など）を可能にし得るが、関節鏡手術又は検査は、より広い視野（110 度など）を使用し得る。このように、拡散器は関節鏡検査又は管腔に使用され得るが、一方拡散器は腹腔鏡検査又は管腔には存在しなくてもよい。例えば、光は、腹腔鏡検査又は管腔内の拡散器を通過することなく、ファイバから内部環境に放射され得る。

【 0 0 4 7 】

図 16 は、出力において拡散器 1604 を介して出力する単一の光ファイバ 1602 を示す概略図である。一実施形態では、光ファイバ 1602 は、500 ミクロンの直径を有し、65 の開口数を有することができ、拡散器 1604 なしで約 70 度又は 80 度の光円錐 1606 を放射する。拡散器を用いると、光円錐 1606 は約 110 度又は 120 度の角度を有することができる。

【 0 0 4 8 】

図 17 は、内視鏡撮像のためなどの、光不足環境に照明を提供するためのシステム 1700 の例示的实施形態を示す概略図である。システム 1700 は、光源 102、コントローラ 104、管腔導波管 1702、管腔 112、及び付随する光学部品を有する画像センサ 114 を含む。一実施形態では、光源 102 及び / 又はコントローラ 104 は、管腔 112 を備える内視鏡を取り付けることができるコンソール又はカメラ制御ユニット 1704 内に位置し得る。

【 0 0 4 9 】

光源 102 は、本明細書で論じられる任意の実施形態又は方法を使用して管腔導波管 1702 内に提供される光又は他の電磁エネルギーを生成する。電磁エネルギーは、管腔導波管 1702 を通って移動し、管腔 112 の遠位端部でシーンを照明する。管腔 112 は、手術又は検査中など、撮像のために患者の体内に挿入されてもよい。光は、破線 1706 によって示されるように出力される。光によって照明されたシーンは、画像センサ 114 を使用して捕捉され、医師又は他の何らかの医療関係者のために表示され得る。

【 0 0 5 0 】

一実施形態では、管腔導波管 1702 は、約 500 ミクロンの単一のプラスチック光ファイバを含むことができる。プラスチックファイバは低コストであり得るが、その幅は、連結、拡散器、又は他の損失と共に、ファイバがシーンに十分な量の光を運ぶことを可能にすることができる。管腔導波管 110 は、複数の光ファイバを含む。管腔導波管 1702 は、光源から直接又はジャンパ導波管を介して光を受光することができる（例えば、図 1 のジャンパ導波管 106 を参照）。拡散器を使用して、画像センサ 114 又は他の光学構成要素の所望の視野のための光出力 1706 を広げることができる。

【 実施例 】

【 0 0 5 1 】

以下の実施例は、更なる実施形態に関する。

【0052】

実施例1は、画像センサを含む内視鏡システムである。画像センサは、画素アレイを含み、画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すように構成されている。画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含み、画素アレイ内の画素データの全ての複数のラインを読み出すための時間長は、読み出し期間を含む。内視鏡システムは、画像センサによって観察されたシーンの照明のために電磁放射線を放射するように構成されたエミッタを含む。内視鏡システムは、エミッタによる放射を駆動するように構成された電磁放射線ドライバを含み、電磁放射線ドライバは、画像センサの画素アレイの読み出し期間の約10%～約25%パーセント以下のジッタ仕様を含む。

10

【0053】

実施例2では、実施例1の内視鏡システムは、電磁放射線ドライバを制御してエミッタを駆動して、画像センサの読み出し期間の間に電磁放射線の1つ又は2つ以上のパルスを発生させるように構成されたコントローラを更に含む。

【0054】

実施例3では、実施例2のコントローラは、電磁放射線ドライバへの信号のタイミングを判定して、画像センサの読み出し期間に重複することなく、内視鏡環境内のシーンを照明するために電磁放射線をパルスするように更に構成されている。

【0055】

20

実施例4では、読み出し期間は、実施例2、3のいずれかと同様に、オプティカルブラック画素の行又は列を読み出した後に始まり、読み出し期間は、オプティカルブラック画素の行又は列の読み出しで終了する。

【0056】

実施例5では、実施例1～5のいずれかにおける単一画素の画素データを読み出すための時間長は、画素読み出し長であり、電磁放射線ドライバジッタの仕様は、画像センサの画素読み出し長以下である。

【0057】

実施例6では、画像センサは、実施例1～5のいずれかと同様に、相補型金属酸化膜半導体(CMOS)画像センサを含む。

30

【0058】

実施例7では、CMOS画像センサは、実施例1～6のいずれかと同様に、単色である。

【0059】

実施例8では、CMOS画像センサは、実施例1～6のいずれかと同様に、カラーフィルタリングされている。

【0060】

実施例9では、エミッタは、実施例1～8のいずれかと同様に、1つ又は2つ以上のパルスレーザを含む。

【0061】

40

実施例10では、電磁放射線ドライバジッタ仕様は、実施例1～9のいずれかと同様に、約1マイクロ秒以下である。

【0062】

実施例11では、電磁放射線ドライバジッタ仕様は、実施例1～9のいずれかと同様に、約50ナノ秒以下である。

【0063】

実施例12では、画像センサは、実施例1～5のいずれかと同様に、電荷結合素子(CCD)画像センサを含む。

【0064】

実施例13では、CCD画像センサは、実施例1～5及び12のいずれかと同様に、単

50

色である。

【 0 0 6 5 】

実施例 1 4 では、C C D 画像センサは、実施例 1 ~ 5 及び 1 2 のいずれかと同様に、カラーフィルタリングされている。

【 0 0 6 6 】

実施例 1 5 では、エミッタは、実施例 1 ~ 1 4 のいずれかと同様に、複数の電磁放射線パルスを放射し、各連続パルスは、異なる波長範囲の電磁エネルギーである。

【 0 0 6 7 】

実施例 1 6 では、システムは、実施例 1 ~ 1 5 のいずれかと同様に、遠位端部を有する管腔を備える内視鏡を含み、画像センサは、内視鏡の管腔の遠位端部に位置している。

10

【 0 0 6 8 】

実施例 1 7 では、システムは、実施例 1 ~ 4 及び 6 ~ 1 6 のいずれかと同様であり、画素データの単一ラインを読み出すための時間長は、ライン読み出し長を含み、ジッタ仕様は、ライン読み出し以下である。

【 0 0 6 9 】

実施例 1 8 は、単独で又は実施例 1 ~ 1 7 のいずれかと共に使用され得る内視鏡撮像のための方法である。この方法は、画像センサの画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すことを含む。画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含み、画素アレイ内の画素データの全ての複数のラインを読み出すための時間長は、読み出し期間を含む。この方法は、エミッタを使用して電磁放射線を放射することを含む。この方法は、画像センサによって観察されたシーンを、エミッタから放射された電磁放射線で照明することを更に含む。この方法は、電磁放射線ドライバを使用して、エミッタによる放射を駆動することを更に含み、電磁放射線ドライバは、画像センサの画素アレイの読み出し期間の約 1 0 % ~ 約 2 5 % パーセント以下のジッタ仕様を含む。

20

【 0 0 7 0 】

実施例 1 9 では、方法は、実施例 1 8 と同様に、コントローラを使用して、電磁放射線ドライバを制御してエミッタを駆動して、画像センサの読み出し期間の間に電磁放射線の 1 つ又は 2 つ以上のパルスを生成することを更に含む。

【 0 0 7 1 】

実施例 2 0 では、方法は実施例 1 8 及び 1 9 のいずれかと同様であり、コントローラは、電磁放射線ドライバへの信号のタイミングを判定して、画像センサの読み出し期間に重複することなく、内視鏡環境内のシーンを照明するために電磁放射線をパルス化する。

30

【 0 0 7 2 】

実施例 2 1 では、方法は実施例 1 8 ~ 2 0 のいずれかと同様であり、読み出し期間は、オプティカルブラック画素の行又は列を読み出した後に始まり、読み出し期間は、オプティカルブラック画素の行又は列の読み出しで終了する。

【 0 0 7 3 】

実施例 2 2 では、方法は実施例 1 8 ~ 2 1 のいずれかと同様であり、単一画素の画素データを読み出すための時間長は、画素読み出し長であり、ジッタ仕様は、画像センサの画素読み出し長以下である。

40

【 0 0 7 4 】

実施例 2 3 では、方法は実施例 1 8 ~ 2 2 のいずれかと同様であり、画像センサは、相補的金属酸化物半導体 (C M O S) 画像センサを含む。

【 0 0 7 5 】

実施例 2 4 では、方法は実施例 1 8 ~ 2 3 のいずれかと同様であり、C M O S 画像センサは単色である。

【 0 0 7 6 】

実施例 2 5 では、方法は実施例 1 8 ~ 2 3 のいずれかと同様であり、C M O S 画像センサはカラーフィルタリングされている。

50

【 0 0 7 7 】

実施例 26 では、方法は実施例 18 ~ 25 のいずれかと同様であり、エミッタは、1 つ又は 2 つ以上のパルスレーザを含む。

【 0 0 7 8 】

実施例 27 では、方法は実施例 18 ~ 26 のいずれかと同様であり、電磁放射線ドライバジッタ仕様は、約 1 マイクロ秒以下である。

【 0 0 7 9 】

実施例 28 では、方法は実施例 18 ~ 27 のいずれかと同様であり、電磁放射線ドライバジッタ仕様は、約 50 ナノ秒以下である。

【 0 0 8 0 】

実施例 29 では、方法は実施例 18 ~ 22 及び 26 ~ 28 のいずれかと同様であり、画像センサは電荷結合素子 (CCD) 画像センサである。

【 0 0 8 1 】

実施例 30 では、方法は実施例 18 ~ 22 及び 26 ~ 29 のいずれかと同様であり、CCD 画像センサは単色である。

【 0 0 8 2 】

実施例 31 では、方法は実施例 18 ~ 22 及び 26 ~ 29 のいずれかと同様であり、CCD 画像センサはカラーフィルタリングされている。

【 0 0 8 3 】

実施例 32 では、実施例 18 ~ 31 のいずれかと同様であり、エミッタで複数の電磁放射線のパルスを放射することを更に含み、各連続パルスは、異なる波長範囲の電磁エネルギーである。

【 0 0 8 4 】

実施例 33 では、方法は実施例 18 ~ 32 のいずれかと同様であり、画像センサは、内視鏡の管腔の遠位端部に位置している。

【 0 0 8 5 】

実施例 34 では、方法は実施例 18 ~ 21 及び 23 ~ 33 のいずれかと同様であり、画素データの単一ラインを読み出すための時間長は、ライン読み出し長を含み、ジッタ仕様は、ライン読み出し長以下である。

【 0 0 8 6 】

実施例 35 は、単独で又は実施例 1 ~ 34 のいずれかと共に使用され得る内視鏡光源である。内視鏡光源は、第 1 の波長の光を、第 1 の波長の光を複数の光ファイバに反射する第 1 のダイクロイックミラーにおいて放射する第 1 のエミッタを含む。内視鏡光源は、第 2 の波長の光を、第 2 の波長の光を複数の光ファイバに反射する第 2 のダイクロイックミラーにおいて放射する第 2 のエミッタも含む。第 1 のダイクロイックミラーは、第 2 の波長の光に対して透過性である。

【 0 0 8 7 】

実施例 36 では、第 1 のダイクロイックミラーは、実施例 35 と同様に、第 1 のエミッタに実質的に垂直な角度で、第 1 の波長の光を複数の光ファイバに反射する。

【 0 0 8 8 】

実施例 37 では、第 2 のダイクロイックミラーは、実施例 35 ~ 36 のいずれかと同様に、第 2 のエミッタに実質的に垂直な角度で、第 1 のダイクロイックミラーを通して第 2 の波長の光を複数の光ファイバに反射する。

【 0 0 8 9 】

実施例 38 では、第 1 のダイクロイックミラーは、実施例 35 ~ 37 のいずれかと同様に、垂直からオフセットされている角度で、第 1 の波長の光を複数の光ファイバに反射する。

【 0 0 9 0 】

実施例 39 では、第 2 のダイクロイックミラーは、実施例 35 ~ 38 のいずれかと同様に、垂直からオフセットされている角度で第 1 のダイクロイックミラーを通る角度で、第

10

20

30

40

50

2の波長の光を複数の光ファイバに反射する。

【0091】

実施例40では、内視鏡光源は、実施例35～39のいずれかと同様に、第3の波長の光を、第3の波長の光を複数の光ファイバに反射する第3のダイクロイックミラーにおいて放射する第3のエミッタを更に含む。

【0092】

実施例41では、第1のダイクロイックミラー及び第2のダイクロイックミラーは、実施例35～40のいずれかと同様に、第3の波長の光に対して透過性である。

【0093】

実施例42では、第3のダイクロイックミラーは、実施例35～41のいずれかと同様に、第3のエミッタに実質的に垂直な角度で、第3の波長の光を複数の光ファイバに反射する。

【0094】

実施例43では、第3のダイクロイックミラーは、実施例35～42のいずれかと同様に、垂直からオフセットされている角度で、第3の波長の光を複数の光ファイバに反射する。

【0095】

実施例44では、第3のダイクロイックミラーによって反射された第3の波長の光は、実施例35～43のいずれかと同様に、第1のダイクロイックミラーを通して複数の光ファイバに反射されている。

【0096】

実施例45では、第3のダイクロイックミラーによって反射された第3波長の光は、実施例35～43のいずれかと同様に、第2ダイクロイックミラーを通して複数の光ファイバに反射されている。

【0097】

実施例46では、内視鏡光源は、実施例35～45のいずれかと同様に、介在する光学構成要素を更に含み、第1の波長の光及び第2の波長の光は、複数の光ファイバに入る前に介在する光学構成要素を通過する。

【0098】

実施例47では、介在する光学構成要素は、実施例35～46のいずれかと同様に、拡散器を含む。

【0099】

実施例48では、介在する光学構成要素は、実施例35～46のいずれかと同様に、混合ロッドを含む。

【0100】

実施例49では、複数の光ファイバは、実施例35～48のいずれかと同様に、複数のプラスチック光ファイバを含み、介在する光学構成要素は複数のガラスファイバを含む。

【0101】

実施例50では、内視鏡光源は、実施例35～49のいずれかと同様に、第1のダイクロイックミラー及び第2のダイクロイックミラーを通過して第3のダイクロイックミラーによって反射されている第3の波長の光を放射する第3のエミッタを更に含み、第1の波長の光、第2の波長の光、及び第3の波長の光は、介在する光学構成要素によって混合されて、複数の光ファイバのそれぞれに、実質的に均一に着色された光を提供する。

【0102】

実施例51では、第1のエミッタは、実施例35～50のいずれかと同様に、第1のレーザエミッタを含み、第2のエミッタは第2のレーザエミッタを含む。

【0103】

実施例52では、第3のエミッタは、実施例35～51のいずれかと同様に、第3のレーザエミッタを含む。

【0104】

10

20

30

40

50

実施例 5 3 では、複数の光ファイバは、実施例 3 5 ~ 5 2 のいずれかと同様に、2 ~ 1 5 0 本のファイバを含む。

【0 1 0 5】

実施例 5 4 では、第 1 のエミッタ、第 2 のエミッタ、及び第 3 のエミッタのうちの 1 つは、実施例 3 5 ~ 5 3 のいずれかと同様に、赤色光を放射し、第 1 のエミッタ、第 2 のエミッタ、及び第 3 のエミッタのうちの 1 つは緑色光を放射し、第 1 のエミッタ、第 2 のエミッタ、及び第 3 のエミッタのうちの 1 つは青色光を放射する。

【0 1 0 6】

実施例 5 5 は、単独で又は実施例 1 ~ 5 4 のいずれかと共に使用され得る内視鏡システムである。内視鏡システムは、単一の光ファイバを含むことができる。内視鏡システムは、単一の光ファイバに光を伝送する光源を含むことができる。更に、内視鏡システムは、単一の光ファイバの遠位端部に配置された画像センサを含むことができる。

10

【0 1 0 7】

実施例 5 6 では、システムは、実施例 5 5 と同様に、単一の光ファイバの遠位端部に配置された拡散器を含む。

【0 1 0 8】

実施例 5 7 では、拡散器は、実施例 5 5 ~ 5 6 のいずれかと同様に、1 1 0 度 ~ 1 2 0 度の角度を有する光円錐を提供する。

【0 1 0 9】

実施例 5 8 では、単一の光ファイバは、実施例 5 5 ~ 5 7 のいずれかと同様に、7 0 度 ~ 8 0 度の光円錐を提供する。

20

【0 1 1 0】

実施例 5 9 では、単一の光ファイバは、実施例 5 5 ~ 5 8 のいずれかと同様に、プラスチック光ファイバである。

【0 1 1 1】

実施例 6 0 では、単一の光ファイバは、実施例 5 5 ~ 5 9 のいずれかと同様に、0 . 6 3 の開口数を有する。

【0 1 1 2】

実施例 6 1 では、単一の光ファイバは、実施例 5 5 ~ 5 9 のいずれかと同様に、0 . 6 5 の開口数を有する。

30

【0 1 1 3】

実施例 6 2 では、単一の光ファイバは、実施例 5 5 ~ 6 1 のいずれかと同様に、4 7 5 ~ 5 2 5 マイクロメートルの直径を有する。

【0 1 1 4】

実施例 6 3 では、システムは、実施例 5 5 ~ 6 2 のいずれかと同様に、光源コントローラを更に含む。

【0 1 1 5】

実施例 6 4 では、光源及び光源コントローラは、実施例 5 5 ~ 6 3 のいずれかと同様に、カメラ制御ユニット内に位置している。

【0 1 1 6】

40

実施例 6 5 では、単一の光ファイバは、実施例 5 5 ~ 6 4 のいずれかと同様に、単一の光ファイバの遠位端部と内視鏡との間で複数の光ファイバに取り付けられている。

【0 1 1 7】

実施例 6 6 では、複数の光ファイバは、実施例 5 5 ~ 6 4 のいずれかと同様に、内視鏡を通してカメラ制御ユニットに取り付けられている。

【0 1 1 8】

実施例 6 7 では、光又は他の電磁エネルギーは、実施例 5 5 ~ 6 5 のいずれかと同様に、単一の光ファイバを通して伝送されて、その単一の光ファイバの遠位端部においてシーンを照明する。

【0 1 1 9】

50

実施例 68 では、単一の光ファイバは、実施例 55 ~ 66 のいずれかと同様に、内視鏡に取り付けられている。

【0120】

実施例 69 は、単独で又は実施例 1 ~ 68 のいずれかと共に使用され得る内視鏡である。内視鏡は、単一の光ファイバと、単一の光ファイバの遠位端部に配置された画像センサと、単一の光ファイバの遠位端部に配置された拡散器とを含むことができる。

【0121】

実施例 70 では、拡散器は、実施例 69 と同様に、単一の光ファイバの遠位端部において 110 ~ 120 度の光円錐を提供する。

【0122】

実施例 71 では、内視鏡は、実施例 69 ~ 70 のいずれかと同様に、光源及び光源コントローラを含む。

【0123】

実施例 72 では、光源及び光源コントローラは、実施例 69 ~ 71 のいずれかと同様に、カメラ制御ユニット内に位置している。

【0124】

実施例 73 では、単一の光ファイバは、実施例 69 ~ 72 のいずれかと同様に、単一の光ファイバの遠位端部と光源との間で複数の光ファイバに取り付けられている。

【0125】

実施例 74 では、光又は他の電磁エネルギーは、実施例 69 ~ 73 のいずれかと同様に、単一の光ファイバを通して伝送されて、単一の光ファイバの遠位端部においてシーンを照明する。

【0126】

実施例 75 では、複数の光ファイバは、実施例 73 と同様に、5 ~ 100 本のファイバを含む。

【0127】

実施例 76 は、実施例 1 ~ 75 のいずれかと同様に、方法を実施するか又は装置を実装するための手段を含む装置である。

【0128】

実施例 77 は、実施例 1 ~ 76 の要素、機能、又はデバイスの任意の組み合わせを含む実施形態である。

【0129】

様々な技術、又はその特定の態様若しくは部分は、フロッピーディスク、CD-ROM、ハードドライブ、非一時的コンピュータ可読記憶媒体、又は任意の他の機械可読記憶媒体などの、有形の媒体に組み込まれるプログラムコード（すなわち、命令）の形態を取ることができ、ここで、プログラムコードが、コンピュータなどの機械にロードされ実行されると、その機械は、様々な技術を実行するための装置になる。プログラム可能なコンピュータ上でプログラムコードを実行する場合、コンピューティングデバイスは、プロセッサ、プロセッサによって読み取り可能な記憶媒体（揮発性及び不揮発性メモリ並びに / 又は記憶素子を含む）、少なくとも 1 つの入力デバイス、及び少なくとも 1 つの出力デバイスを含むことができる。揮発性及び不揮発性メモリ並びに / 又は記憶素子は、RAM、EPROM、フラッシュドライブ、光学ドライブ、磁気ハードドライブ、又は電子データを記憶するための別の媒体であってもよい。本明細書に記載される様々な技術を実装又は利用することができる 1 つ又は 2 つ以上のプログラムは、アプリケーションプログラミングインターフェース（API）、再利用可能制御などを使用することができる。そのようなプログラムは、コンピュータシステムと通信するために、高レベル手続き型又はオブジェクト指向プログラミング言語で実装することができる。しかしながら、必要に応じて、プログラムはアセンブリ言語又は機械語で実装することができる。いずれにせよ、言語は、コンパイルされた言語又は解釈された言語であってもよく、ハードウェア実装と組み合わせることができる。

10

20

30

40

50

【0130】

本明細書に記載される機能ユニットの多くは、1つ又は2つ以上の構成要素として実装されてもよく、これは、それらの実装独立性をより具体的に強調するために使用される用語であることを理解されたい。例えば、構成要素は、カスタム超大規模集積(VLSI)回路又はゲートアレイ、論理チップ、トランジスタ、又は他の個別構成要素などの既製の半導体を備えるハードウェア回路として実装することができる。構成要素は、フィールドプログラマブルゲートアレイ、プログラマブルアレイロジック、プログラマブルロジックデバイスなどのプログラマブルハードウェアデバイスにも実装することができる。

【0131】

構成要素は、様々なタイプのプロセッサによる実行のためにソフトウェアで実装することもできる。実行可能コードの識別された構成要素は、例えば、コンピュータ命令の1つ又は2つ以上の物理ブロック又は論理ブロックを含むことができ、これは、例えば、オブジェクト、手順、又は機能として編成することができる。それにもかかわらず、識別された構成要素の実行可能ファイルは、物理的に一緒に配置される必要はなく、論理的に結合されたときに構成要素を構成し、構成要素に対して述べられた目的を達成する異なる場所に記憶された異なる命令を含むことができる。

10

【0132】

実際に、実行可能コードの構成要素は、単一の命令、又は多くの命令であってもよく、異なるプログラムの中で、いくつかのメモリデバイスにわたって、いくつかの異なるコードセグメントにわたって分散されてもよい。同様に、動作データは、本明細書において構成要素内で識別及び例示されてもよく、任意の適切な形態で具現化され、任意の適切なタイプのデータ構造内で編成されてもよい。動作データは、単一のデータセットとして収集されてもよく、又は異なる記憶デバイスを含む異なる場所に分散されてもよく、少なくとも部分的には、単にシステム又はネットワーク上の電子信号として存在してもよい。構成要素は、所望の機能を実行するように動作可能なエージェントを含む、受動的又は能動的なものであってもよい。

20

【0133】

本明細書全体を通して「一実施例」と言及した場合、実施例に関連して説明された特定の特徴、構造、又は特性が、本開示の少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書を通して様々な個所での「一実施例では」という句の出現は、必ずしも全てが同じ実施形態を指すとは限らない。

30

【0134】

本明細書で使用する時、複数の項目、構造要素、組成要素、及び/又は材料を、便宜上、共通のリストで提示することがある。しかしながら、これらのリストは、リストの各メンバーが別個の固有のメンバーとして個別に識別されるかのように解釈されるべきである。したがって、そのようなリストの個々のメンバーは、反対の指示がない限り、単に共通のグループにおけるその提示に基づいて、同じリストの任意の他のメンバーの事実上の等価物として解釈されるべきではない。更に、本開示の様々な実施形態及び実施例は、本明細書では、その様々な構成要素の代替物と共に参照され得る。そのような実施形態、実施例、及び代替物は、互いの事実上の等価物として解釈されるべきではなく、本開示の別々の自律的表現として見なされるべきであることが理解される。

40

【0135】

前述は、明確にするためにある程度詳細に説明してきたが、その原理から逸脱することなく、特定の変更及び修正を行うことができることは明らかであろう。本明細書に記載のプロセス及び装置の両方を実施するための多くの代替的な方法が存在することに留意されたい。したがって、本実施形態は、例示的であり、限定的ではないと見なされるべきである。

【0136】

当業者は、本開示の基本原則から逸脱することなく、上述の実施形態の詳細に多くの変更がなされ得ることを理解するであろう。

50

【 0 1 3 7 】

〔 実施の態様 〕

(1) 内視鏡システムであって、

画像センサであって、画素アレイを含み、前記画像センサの前記画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すように構成され、前記画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含み、前記画素アレイ内の画素データの全ての前記複数のラインを読み出すための時間長は、読み出し期間を含む、画像センサと、

前記画像センサによって観察されたシーンの照明のために電磁放射線を放射するように構成されたエミッタと、

前記エミッタによる放射を駆動するように構成された電磁放射線ドライバであって、前記画像センサの前記画素アレイの前記読み出し期間の約 1 0 % ~ 約 2 5 % パーセント以下のジッタ仕様を含む、電磁放射線ドライバと、

を備える、内視鏡システム。

(2) 前記電磁放射線ドライバを制御して前記エミッタを駆動して、前記画像センサの読み出し期間の間に電磁放射線の 1 つ又は 2 つ以上のパルスが発生させるように構成されたコントローラを更に備える、実施態様 1 に記載の内視鏡システム。

(3) 前記コントローラが、前記電磁放射線ドライバへの信号のタイミングを判定して、前記画像センサの前記読み出し期間に重複することなく、内視鏡環境内のシーンを照明するために電磁放射線をパルス化するように更に構成されている、実施態様 2 に記載の内視鏡システム。

(4) 前記読み出し期間が、オプティカルブラック画素の行又は列を読み出した後に始まり、前記読み出し期間が、オプティカルブラック画素の行又は列の前記読み出しで終了する、実施態様 2 に記載の内視鏡システム。

(5) 単一画素の画素データを読み出すための時間長が、画素読み出し長であり、前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、前記画像センサの前記画素読み出し長以下である、実施態様 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 3 8 】

(6) 前記画像センサが、相補型金属酸化物半導体 (C M O S) 画像センサを含む、実施態様 1 に記載の内視鏡システム。

(7) 前記 C M O S 画像センサが単色である、実施態様 6 に記載の内視鏡システム。

(8) 前記 C M O S 画像センサがカラーフィルタリングされている、実施態様 6 に記載の内視鏡システム。

(9) 前記エミッタが、1 つ又は 2 つ以上のパルスレーザを含む、実施態様 1 に記載の内視鏡システム。

(1 0) 前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、約 1 マイクロ秒以下である、実施態様 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 3 9 】

(1 1) 前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、約 5 0 ナノ秒以下である、実施態様 1 に記載の内視鏡システム。

(1 2) 前記画像センサが電荷結合素子 (C C D) 画像センサである、実施態様 1 に記載の内視鏡システム。

(1 3) 前記 C C D 画像センサが単色である、実施態様 1 2 に記載の内視鏡システム。

(1 4) 前記 C C D 画像センサがカラーフィルタリングされている、実施態様 1 2 に記載の内視鏡システム。

(1 5) 前記エミッタが複数の電磁放射線のパルスを放射し、各連続パルスが、異なる波長範囲の電磁エネルギーである、実施態様 1 に記載の内視鏡システム。

【 0 1 4 0 】

(1 6) 前記システムが、遠位端部を有する管腔を備える内視鏡を更に備え、前記画像センサが、前記内視鏡の前記管腔の前記遠位端部に位置している、実施態様 1 に記載の

10

20

30

40

50

内視鏡システム。

(17) 画素データの単一ラインを読み出すための時間長が、ライン読み出し長を含み、前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、前記ライン読み出し長以下である、実施態様1に記載の内視鏡システム。

(18) 内視鏡撮像のための方法であって、

画像センサの画素アレイによって受信された電磁放射線に基づいて画像の画素データを生成して読み出すことであって、前記画素アレイは、画素データを読み出すための複数のラインを含み、前記画素アレイ内の画素データの全ての前記複数のラインを読み出すための時間長は、読み出し期間を含む、ことと、

エミッタを使用して電磁放射線を放射することと、

前記画像センサによって観察されたシーンを、前記エミッタから放射された前記電磁放射線で照明することと、

電磁放射線ドライバを使用して、前記エミッタによる放射を駆動することであって、前記電磁放射線ドライバは、前記画像センサの前記画素アレイの前記読み出し期間の約10%～約25%パーセント以下のジッタ仕様を含む、ことと、

を含む、内視鏡撮像のための方法。

(19) 前記方法が、コントローラを使用して、前記電磁放射線ドライバを制御して前記エミッタを駆動して、前記画像センサの読み出し期間の間に電磁放射線の1つ又は2つ以上のパルスを生成することを更に含む、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

(20) 前記コントローラが、前記電磁放射線ドライバへの信号のタイミングを判定して、前記画像センサの前記読み出し期間に重複することなく、内視鏡環境内のシーンを照明するために電磁放射線をパルス化する、実施態様19に記載の内視鏡撮像のための方法。

【0141】

(21) 前記読み出し期間が、オプティカルブラック画素の行又は列を読み出した後に始まり、前記読み出し期間が、オプティカルブラック画素の行又は列の前記読み出しで終了する、実施態様19に記載の内視鏡撮像のための方法。

(22) 単一画素の画素データを読み出すための時間長が、画素読み出し長であり、前記ジッタ仕様が、前記画像センサの前記画素読み出し長以下である、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

(23) 前記画像センサが、相補型金属酸化物半導体(CMOS)画像センサを含む、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

(24) 前記CMOS画像センサが単色である、実施態様23に記載の内視鏡撮像のための方法。

(25) 前記CMOS画像センサがカラーフィルタリングされている、実施態様23に記載の内視鏡撮像のための方法。

【0142】

(26) 前記エミッタが、1つ又は2つ以上のパルスレーザを含む、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

(27) 前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、約1マイクロ秒以下である、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

(28) 前記電磁放射線ドライバジッタ仕様が、約50ナノ秒以下である、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

(29) 前記画像センサが電荷結合素子(CCD)画像センサである、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

(30) 前記CCD画像センサが単色である、実施態様29に記載の内視鏡撮像のための方法。

【0143】

(31) 前記CCD画像センサがカラーフィルタリングされている、実施態様29に記載

10

20

30

40

50

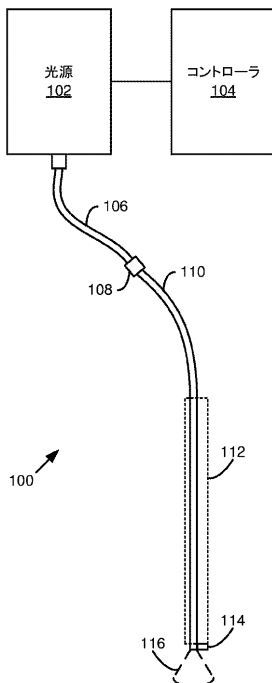
載の内視鏡撮像のための方法。

(32) 方法が、前記エミッタで複数の電磁放射線のパルスを放射することを更に含み、各連続パルスが、異なる波長範囲の電磁エネルギーである、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

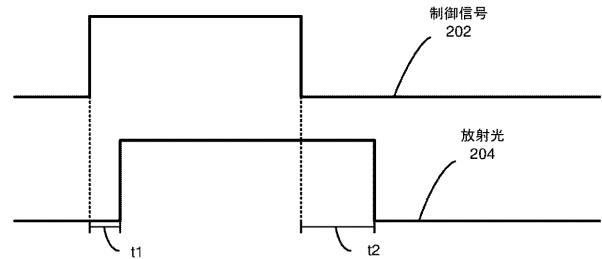
(33) 前記画像センサが、内視鏡の管腔の遠位端部に位置している、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

(34) 画素データの単一ラインを読み出すための時間長が、ライン読み出し長を含み、前記ジッタ仕様が、前記ライン読み出し長以下である、実施態様18に記載の内視鏡撮像のための方法。

【図1】



【図2】



【図3】

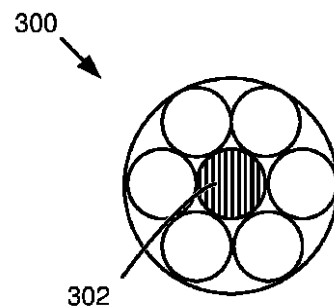


FIG. 3

【 図 4 】

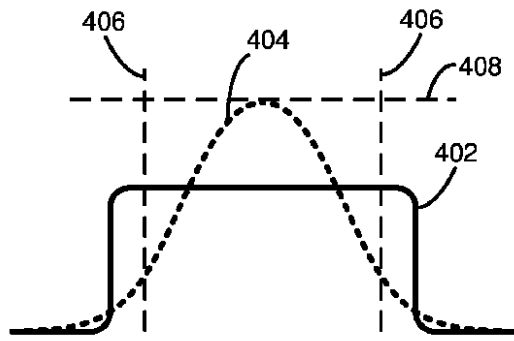


FIG. 4

【 図 5 】

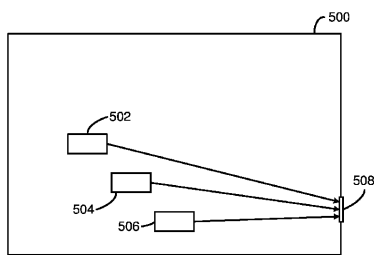


FIG. 5

【 図 8 】

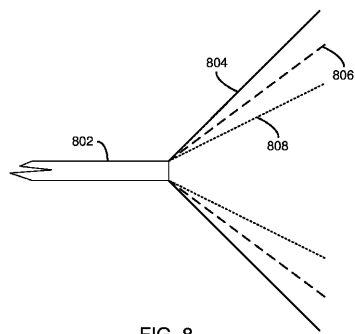


FIG. 8

【 図 9 】

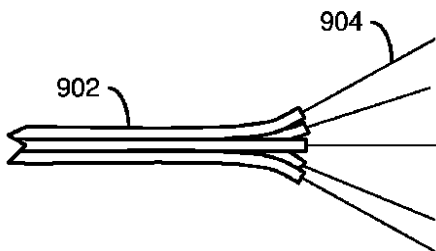


FIG. 9

【 図 6 】

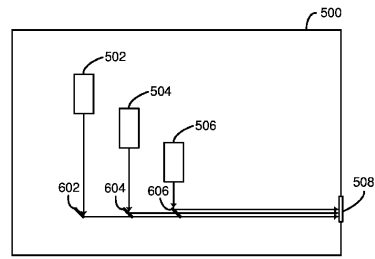


FIG. 6

【 図 7 】

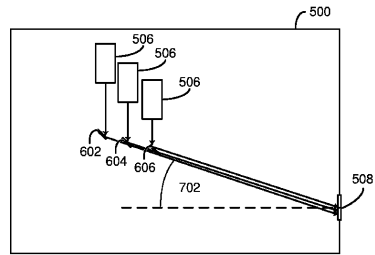


FIG. 7

【 図 1 0 】

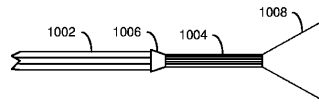


FIG. 10

【 図 1 1 】

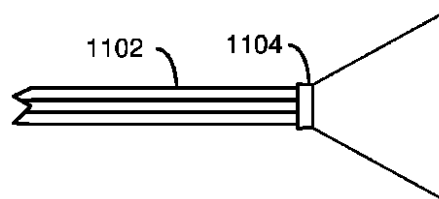
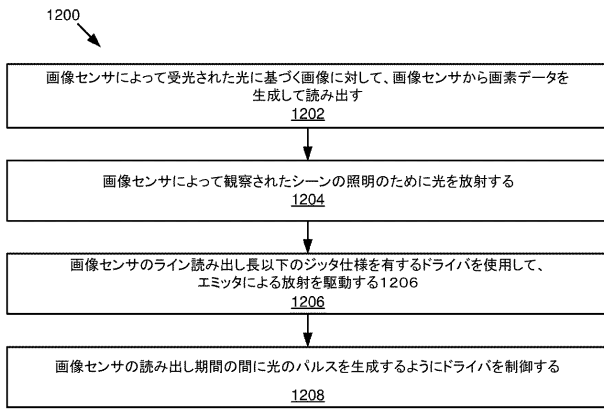
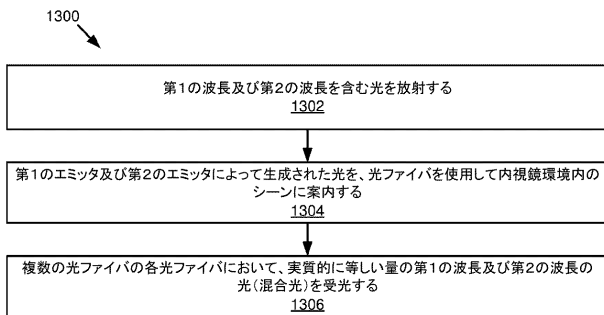


FIG. 11

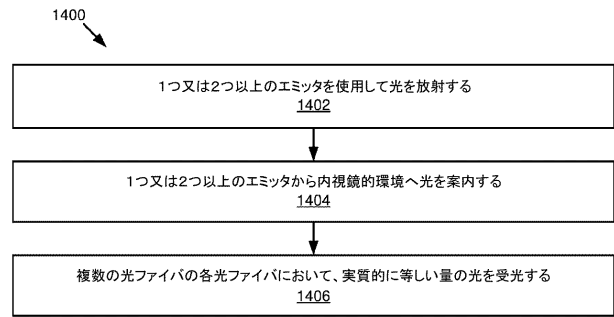
【図 1 2】



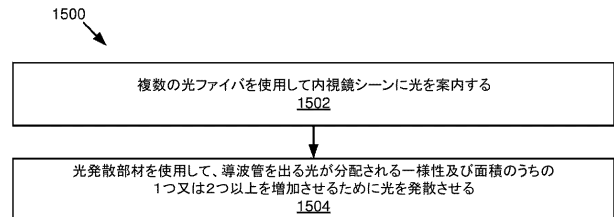
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】

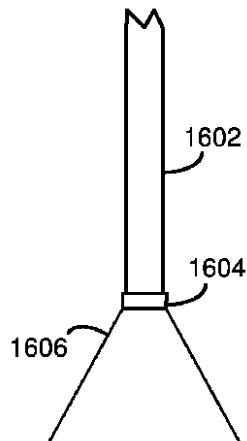
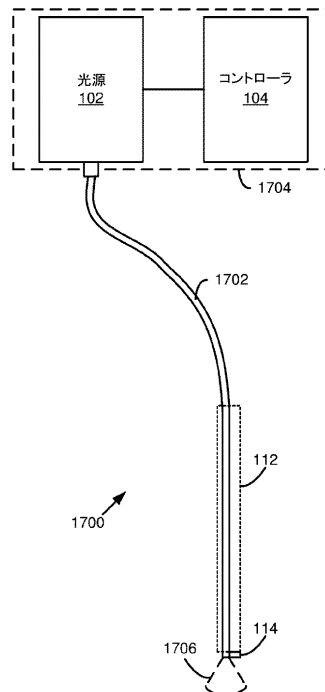


FIG. 16

【図 1 7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US17/68582

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC - A61B 1/05, 1/06, 5/00; H04N 5/341, 5/374 (2018.01)

CPC - A61B 1/05, 1/06, 5/0062, 5/0084; H04N 5/341, 5/374

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)

See Search History document

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

See Search History document

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

See Search History document

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2010/0069713 A1 (ENDO, A. et al.) March 18, 2010; figure 1; paragraphs [0027, 0030, 0034-0035, 0040-0042, 0044, 0048]	1-34
A	US 6,937,331 B1 (NGUYEN, Q.) August 30, 2005; figure 5; column 7, lines 33-37	1-34
A	US 5,681,632 A (KITAURA, H. et al.) October 28, 1997; abstract; column 5, lines 54-57	1-34

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ 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 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

"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

20 February 2018 (20.02.2018)

Date of mailing of the international search report

05 MAR 2018

Name and mailing address of the ISA/

Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents

P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450

Facsimile No. 571-273-8300

Authorized officer

Shane Thomas

PCT Helpdesk: 571-272-4300

PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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

(72)発明者 タルバート・ジョシュア・ディー

アメリカ合衆国、 8 4 1 0 4 ユタ州、ソルト・レイク・シティ、ウエスト・ 1 8 2 0 ・サウス
3 5 9 8

(72)発明者 ウィヘルン・ドナルド・エム

アメリカ合衆国、 8 4 1 0 4 ユタ州、ソルト・レイク・シティ、ウエスト・ 1 8 2 0 ・サウス
3 5 9 8

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA06 GA02 GA05 GA06 GA10

4C161 CC06 LL02 NN01 QQ09 RR03 RR26

专利名称(译)	用于在内窥镜成像环境中提供照明的系统，方法和设备		
公开(公告)号	JP2020503993A	公开(公告)日	2020-02-06
申请号	JP2019555742	申请日	2017-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	斯恩蒂斯有限公司		
申请(专利权)人(译)	Depyui-Synthes公司产品，公司		
[标]发明人	タルバートジョシュアディー ウィヘルンドナルドエム		
发明人	タルバート・ジョシュア・ディー ウィヘルン・ドナルド・エム		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00096 A61B1/00167 A61B1/0017 A61B1/045 A61B1/0615 A61B1/0623 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/07 G02B23/2469 H04N5/2256 H04N5/2354 H04N2005/2255 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/051 H04N5/2253 H04N5/374		
FI分类号	A61B1/06.613 G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA10 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR26		
优先权	62/522239 2017-06-20 US 62/439330 2016-12-27 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本公开涉及一种内窥镜系统，其包括图像传感器，发射器和电磁辐射驱动器。图像传感器包括像素阵列，并且被配置为基于由像素阵列接收的电磁辐射来生成和读出图像的像素数据。像素阵列包括用于读出像素数据的多条线。像素阵列还具有读出周期，该读出周期是用于读出像素阵列中的所有多行像素数据的时间的长度。发射器被配置为发射电磁辐射以照亮由图像传感器观察到的场景。电磁辐射驱动器被配置为驱动发射器的发射。电磁辐射驱动器包括的抖动规格小于或等于图像传感器的像素阵列的读出周期的大约10%至大约25%。

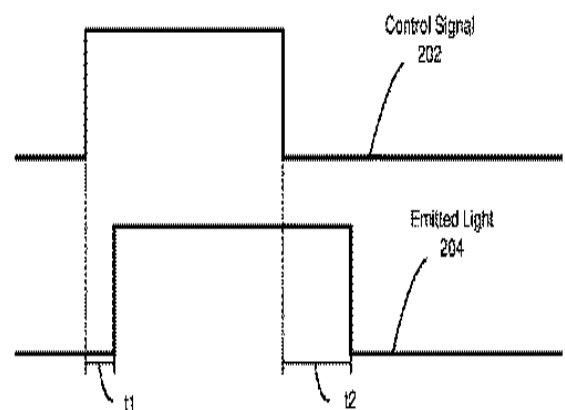


FIG. 2