

(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2007-506487
(P2007-506487A)

(43) 公表日 平成19年3月22日(2007.3.22)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	3 7 2 2 H 04 O
G02B 23/24 (2006.01)	G 02 B 23/24	B 4 C 06 I
H04N 5/235 (2006.01)	H 04 N 5/235	5 C 12 2
H04N 5/225 (2006.01)	H 04 N 5/225	C

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2006-527250 (P2006-527250)	(71) 出願人	506015074
(86) (22) 出願日	平成16年9月27日 (2004.9.27)	代理人	タイダール フォトニクス, インク.
(85) 翻訳文提出日	平成18年5月10日 (2006.5.10)		カナダ国 ブリティッシュ・コロンビア州
(86) 國際出願番号	PCT/CA2004/001751		ブイ6ジエイ 4エス5, バンクーバー
(87) 國際公開番号	W02005/031436		, ウエスト ブロードウェイ 314-1
(87) 國際公開日	平成17年4月7日 (2005.4.7)		755
(31) 優先権主張番号	60/506,273	(74) 代理人	弁理士 廣江 武典
(32) 優先日	平成15年9月26日 (2003.9.26)	(74) 代理人	100083932
(33) 優先権主張国	米国(US)	(74) 代理人	弁理士 武川 隆宣
		(74) 代理人	100129698
		(74) 代理人	弁理士 ▲高▼荒 新一
		(74) 代理人	100129676
		(74) 代理人	弁理士 中村 繁元

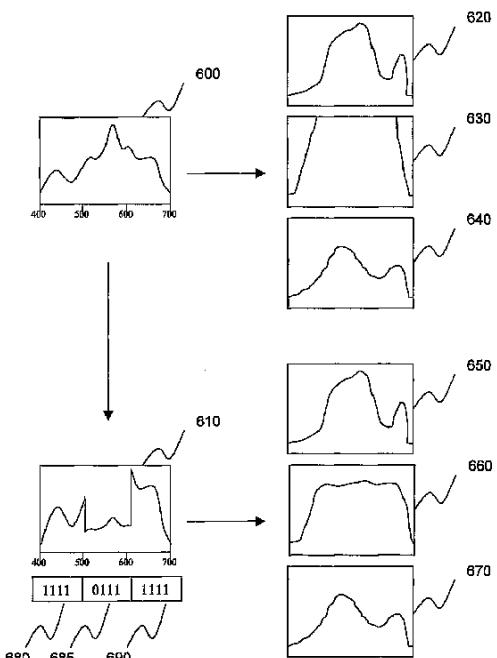
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】拡張ダイナミックレンジ撮像内視鏡システムに関する装置と方法

(57) 【要約】

【課題】 ここにおける装置および方法は、生体組織を検視するときに、画像の品質およびユーザーが所望の特徴を区別する機能を向上することができる光源および内視鏡システムを、内視鏡からの、特に、小さな画像センサおよび小さな画素電子井戸容量、および他の光学システムが理由で限られたダイナミックレンジを有する内視鏡からの画像のダイナミックレンジを向上する方法および装置を提供することにより提供する。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

良好なダイナミックレンジを有する光学撮像システムであって、

a) 可変選択スペクトル出力および可変選択波長依存強度分布を含む照明光を放射するように構成され、所望のように前記可変選択スペクトル出力および前記可変選択波長依存強度分布を独立して増加または減少するように構成された同調可能光源と、

b) 目標物から放射する光を検出し、前記目標物の画像をプロセッサに送信するように構成された画像センサと、

c) 前記光源、前記画像センサ、および前記プロセッサに操作可能なように接続されたコントローラであって、前記コントローラは、コンピュータ実行型プログラミングを含み、前記コンピュータ実行型プログラミングは、前記照明光の前記選択スペクトル出力および波長依存強度分布を変化させて、前記画像における特別な波長分布において、実質的に許容可能な波長分布を変更することなく、過飽和、露光過度、または露光不足の少なくとも一つを補償するように構成された補償照明光を提供するように、前記光源、画像センサ、およびプロセッサを調整するように構成され、また前記コンピュータ実行型プログラミングは、前記光源の変化についてのデータと前記画像におけるデータを組み合わせて、前記画像センサ単独の場合と比較して前記システムに対して強調ダイナミックレンジを提供するように構成された、前記コントローラと、

からなる光学撮像システム。

【請求項 2】

前記システムは、基端部および先端部を含み、前記先端部を目標に近接して配置し、前記先端部から照明光を放射するように構成されている内視鏡本体を更に備える請求項 1 に記載の光学撮像システム。

【請求項 3】

前記同調可能光源は、

a) 光源と、

b) 前記光源から光路に沿って進む光ビームからスペクトルを提供できるスペクトル形成器と、前記スペクトル形成器の下流に位置し、前記スペクトル形成器に光学的に接続された画素化空間光変調器 (S L M) であって、信号の前記特別な波長分布において、実質的に許容可能な波長分布を変更することなく、過飽和または露光不足を補償する前記補償照明光の前記選択スペクトル出力および波長依存強度分布のみを実質的に通過させるように構成され、前記画素化 S L M における画素のオン / オフパターンを制御して、実質的に照明光の所望の波長分布のみを通過させるようにするコンピュータ実行型プログラミングを含むコントローラに操作可能なように接続された前記画素化 S L M とを含む同調可能フィルタと、

を含む請求項 1 または請求項 2 に記載の光学撮像システム。

【請求項 4】

前記画素化 S L M は、反射型画素化 S L M である請求項 3 に記載の光学撮像システム。

【請求項 5】

前記反射型画素化 S L M の反射面は、光阻止バリアをはさんで実質的に隣同士に並べて配置された第 1 および第 2 画素化 S L M 領域を提供するように構成され、前記システムは更に、前記第 1 画素化 S L M 領域からの光を前記第 2 画素化 S L M 領域に送信するように位置し、構成された少なくとも一つの光学素子を含む請求項 4 に記載の光学撮像システム。

【請求項 6】

前記同調可能光源は、

a) 光源と、

b) 信号の前記特別な波長分布において、実質的に許容可能な波長分布を変更することなく、過飽和または露光不足を補償する前記補償照明光の前記選択スペクトル出力および波長依存強度分布のみを実質的に通過させるように操作可能に構成された音響光学同調可

10

20

30

40

50

能フィルタ（AOTF）であって、前記AOTFの送信特性を制御して、実質的に前記補償照明光のみを通過させるようにするコンピュータ実行型プログラミングを含むコントローラに操作可能なように接続される前記AOTFを含む同調可能フィルタと、
からなる請求項1または請求項2に記載の光学撮像システム。

【請求項7】

前記同調可能光源は、事実上すべての望ましくない光を除去するように直列に構成された少なくとも二つの同調可能フィルタを備える請求項2～6のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項8】

前記画像センサは、前記先端部に配置される請求項2～7のいずれか一項に記載の光学撮像システム。10

【請求項9】

前記画像センサは、前記基端部に配置される請求項2～7のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項10】

前記画像センサは、モノクロ画像センサである請求項1から9のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項11】

前記画像センサは、カラー画像センサである請求項1～10のいずれか一項に記載の光学撮像システム。20

【請求項12】

前記システムは更に、前記光源が、それぞれが選択された、実質的に純粋な、可変分布および強度を有する照明光の複数の異なる所望の波長帯域を時間の経過と共に提供し、前記モノクロ画像センサが前記目標物から放射する光の強度を検出して前記所望の波長分布のそれぞれに対して検出光強度を提供し、前記プロセッサが前記帯域のそれぞれに対する前記検出光強度を、表示装置上の表示のための適切な選択されたカラーに関連付けるよう前記光源、画像センサ、およびプロセッサを調整するように構成されたコンピュータ実行型プログラミングを含む請求項11に記載の光学撮像システム。

【請求項13】

前記システムは、前記補償照明光が、前記照明光と比較して実質的に单一波長帯域においてのみ減衰されるように構成されている請求項1～12のいずれか一項に記載の光学撮像システム。30

【請求項14】

前記单一波長帯域は、赤、緑、青、シアン、イエロー、またはマゼンタの一つである請求項13に記載の光学撮像システム。

【請求項15】

前記システムは、前記補償照明光が、前記照明光と比較して複数の波長帯域において減衰されるように構成されている請求項1～12のいずれか一項に記載の光学撮像システム。40

【請求項16】

前記照明光は、蛍光励起照明光の少なくとも一つの帯域を備え、前記システムは更に、前記画像センサに反射して戻す前記蛍光励起照明帯域のすべてを実質的に阻止するように構成された少なくとも一つのロングパスフィルタを含む請求項1～15のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項17】

前記画像センサは、電荷結合素子（CCD）、相補型金属酸化膜半導体（CMOS）、電荷注入素子（CID）、およびフォトダイオードアレイの少なくとも一つを含む請求項1～16のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項18】

前記光学撮像システムは、外科医用顕微鏡または検耳鏡である請求項2～17のいずれ50

か一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 19】

前記システムは更に、前記高ダイナミックレンジ画像を表示するように操作可能に接続された表示装置を更に含む前記請求項 1 ~ 18 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 20】

前記内視鏡の本体は、柔軟性を有さない請求項 2 ~ 19 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 21】

前記内視鏡の本体は、柔軟性を有する請求項 2 ~ 19 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 22】

前記照明光は、基本的に可視光から構成される請求項 1 ~ 21 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 23】

前記照明光は、紫外線 (UV) を含む請求項 1 ~ 21 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 24】

前記照明光は、赤外線 (IR) を含む請求項 1 ~ 21 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 25】

前記システムは、前記異なる所望の波長帯域が前記内視鏡から放射されるその時間量を変えることにより、照明光の少なくとも一つの波長帯域に対して異なる強度を提供するよう構成される請求項 1 ~ 24 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 26】

前記システムは、前記異なる所望の波長帯域に対して放射される光の量を減衰することにより、照明光の少なくとも一つの波長帯域に対して異なる強度を提供するよう構成される請求項 1 ~ 25 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 27】

前記コンピュータ実行型プログラミングは、病気治療のための出力エネルギーのスペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するスペクトル出力および波長依存強度分布も選択的に提供するよう構成される請求項 1 ~ 26 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 28】

前記コンピュータ実行型プログラミングは、フォトダイナミックセラピーのための出力エネルギーのスペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するスペクトル出力および波長依存強度分布も選択的に提供するよう構成される請求項 1 ~ 26 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 29】

前記コンピュータ実行型プログラミングは、病気診断のための出力エネルギーのスペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するスペクトル出力および波長依存強度分布も選択的に提供するよう構成される請求項 1 ~ 26 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 30】

前記コンピュータ実行型プログラミングは、前記目標物中の所望対象の検出または区別のためにコントラストを強調するための出力エネルギーのスペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するスペクトル出力および波長依存強度分布も選択的に提供するよう構成される請求項 1 ~ 26 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 31】

前記プロセッサは、前記コントローラである請求項 1 ~ 30 のいずれか一項に記載の光

10

20

30

40

50

光学撮像システム。

【請求項 3 2】

前記特別な波長分布は、特別な波長帯域である請求項 1 ~ 3 1 のいずれか一項に記載の光学撮像システム。

【請求項 3 3】

良好なダイナミックレンジを有する、目標物の画像を得る方法であって、

a) 可変選択スペクトル出力および可変波長依存強度分布を含む照明光を放射するように構成され、所望するように前記可変選択スペクトル出力および前記可変波長依存強度分布を独立して増加または減少して、目標物を照明するように構成された同調可能光源からの照明光を放射することと、

b) 目標物から放射する光を検出し、前記目標物の画像をプロセッサに送信するように構成された画像センサを介して前記目標物からの放射光を感知することと、

c) 前記放射光が、前記画像センサの感知素子を飽和、露光過度、または露光不足にしているかを決定することと

d) 前記放射光が、前記画像センサの感知素子を飽和、露光過度、または露光不足にしている場合は、信号の特別な波長分布において実質的に許容可能な波長を変更することなく過飽和または露光不足を補償するように構成された補償照明光を提供するために、前記照明光の前記選択スペクトル出力および波長依存強度分布を選択的に調整することと、および

e) 前記光源の前記調整についてのデータと前記画像からのデータを、前記画像センサ単独の場合と比較して強調されたダイナミックレンジを提供するために組み合わせることと、を含む方法。

【請求項 3 4】

前記目標物は、目標生体組織であり、前記方法は内視鏡を介して実行される請求項 3 3 に記載の方法。

【請求項 3 5】

前記同調可能光源は、

a) 光源と、

b) 前記光源から光路に沿って進む光ビームからスペクトルを提供できるスペクトル形成器と、前記スペクトル形成器の下流に位置し、前記スペクトル形成器に光学的に接続された画素化空間光変調器 (SLM) であって、信号の特別な波長分布において、実質的に許容可能な波長分布を変更することなく、過飽和または露光不足を補償する前記補償照明光の前記選択スペクトル出力および波長依存強度分布のみを実質的に通過させるように構成され、前記画素化 SLM における画素のオン / オフパターンを制御して、実質的に照明光の所望の波長分布のみを通過させるようにするコンピュータ実行型プログラミングを含むコントローラに操作可能のように接続された前記画素化 SLM を含む同調可能フィルタと、

を含む請求項 3 3 または請求項 3 4 に記載の方法。

【請求項 3 6】

前記画素化 SLM は、反射型画素化 SLM である請求項 3 5 に記載の方法。

【請求項 3 7】

前記反射型画素化 SLM の反射面は、光阻止バリアをはさんで実質的に隣同士に並べて配置された第 1 および第 2 画素化 SLM 領域を提供するように構成され、前記同調可能光源は更に、前記第 1 画素化 SLM 領域からの光を前記第 2 画素化 SLM 領域に送信するように位置し、構成された少なくとも一つの光学素子を含む請求項 3 6 に記載の方法。

【請求項 3 8】

前記同調可能光源は、

a) 光源と、

b) 信号の特別な波長分布において、実質的に許容可能な波長分布を変更することなく、過飽和または露光不足を補償する前記補償照明光の前記選択スペクトル出力および波長

10

20

30

40

50

依存強度分布のみを実質的に通過させるように操作可能に構成された音響光学同調可能フィルタ（AOTF）であって、前記AOTFの送信特性を制御して、実質的に前記補償照明光のみを通過させるようにするコンピュータ実行型プログラミングを含むコントローラに操作可能なように接続される前記AOTFを備える同調可能フィルタと、
からなる請求項33または請求項34に記載の方法。

【請求項39】

前記同調可能光源は、事実上すべての望ましくない光を除去するように直列に構成された少なくとも二つの同調可能フィルタを含む請求項34～38のいずれか一項に記載の方法。

【請求項40】

前記画像センサは、前記先端部に配置される請求項34～39のいずれか一項に記載の方法。

【請求項41】

前記画像センサは、モノクロ画像センサである請求項33～40のいずれか一項に記載の方法。

【請求項42】

前記方法は更に、前記光源が、それぞれが選択された、実質的に純粋な、可変分布および強度を有する照明光の複数の異なる所望の波長帯域を時間の経過と共に提供し、前記モノクロ画像センサが前記目標物から放射する光の強度を検出して前記所望の波長分布のそれぞれに対して検出光強度を提供し、前記プロセッサが前記帯域のそれぞれに対する前記検出光強度を、表示装置上の表示のための適切な選択されたカラーに関連付けるように、前記光源、画像センサ、およびプロセッサを調整するように構成されたコンピュータ実行型プログラミングを使用することを含む請求項41に記載の方法。

【請求項43】

前記補償照明光が、前記照明光と比較して実質的に单一波長帯域においてのみ減衰される請求項33～42のいずれか一項に記載の方法。

【請求項44】

前記单一波長帯域は、赤、緑、青、シアン、イエロー、またはマゼンタの一つである請求項43に記載の方法。

【請求項45】

前記補償照明光が、前記照明光と比較して複数の波長帯域において減衰される請求項33～44のいずれか一項に記載の方法。

【請求項46】

前記照明光は、蛍光励起照明光の少なくとも一つの帯域を備え、少なくとも一つのラングパスフィルタは、前記画像センサに反射して戻す前記蛍光励起照明帯域のすべてを実質的に阻止する請求項33～45のいずれか一項に記載の方法。

【請求項47】

前記画像センサは、電荷結合素子（CCD）、相補型金属酸化膜半導体（CMOS）、電荷注入素子（CIDS）、およびフォトダイオードアレイの少なくとも一つを含む請求項33～46のいずれか一項に記載の方法。

【請求項48】

前記光学撮像システムは、外科医用顕微鏡または検耳鏡である請求項34～47のいずれか一項に記載の方法。

【請求項49】

前記方法は更に、前記高ダイナミックレンジ画像を表示装置に表示することを含む請求項33～48のいずれか一項に記載の方法。

【請求項50】

前記内視鏡の本体は、柔軟性を有さない請求項34～49のいずれか一項に記載の方法。

【請求項51】

10

20

30

40

50

前記内視鏡の本体は、柔軟性を有する請求項 3 4 ~ 4 9 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 2】

前記照明光は、基本的に可視光から構成される請求項 3 3 ~ 5 1 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 3】

前記照明光は、紫外線 (UV) からなる請求項 3 3 ~ 5 1 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 4】

前記照明光は、赤外線 (IR) からなる請求項 3 3 ~ 5 1 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 5】

前記異なる所望の波長分布が、前記内視鏡から放射されるその時間量を変えることにより、照明光の少なくとも一つの波長分布に対して異なる強度を提供することを更に含む請求項 3 4 ~ 5 4 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 6】

前記異なる所望の波長分布に対して放射される光の量を減衰することにより、照明光の少なくとも一つの波長分布に対して異なる強度を提供することを更に含む請求項 3 4 ~ 5 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 7】

前記コンピュータ実行型プログラミングは、病気治療のための出力エネルギーのスペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するスペクトル出力および波長依存強度分布も選択的に提供する請求項 3 3 ~ 5 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 8】

前記コンピュータ実行型プログラミングは、フォトダイナミックセラピーのための出力エネルギーのスペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するスペクトル出力および波長依存強度分布も選択的に提供する請求項 3 3 ~ 5 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5 9】

前記コンピュータ実行型プログラミングは、病気診断のための出力エネルギーのスペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するスペクトル出力および波長依存強度分布も選択的に提供する請求項 3 3 ~ 5 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6 0】

前記コンピュータ実行型プログラミングは、前記目標物中の所望対象の検出または区別のためにコントラストを強調するための出力エネルギーのスペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するスペクトル出力および波長依存強度分布も選択的に提供する請求項 3 3 ~ 5 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6 1】

前記プロセッサは、前記コントローラである請求項 3 3 ~ 6 0 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6 2】

前記特別な波長分布は、特別な波長帯域である請求項 3 3 ~ 6 1 のいずれか一項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

コンピュータ制御光源および相互的に機能して拡張ダイナミックレンジ、向上した画像コントラスト、および向上した画像品質を有する画像を生成する画像処理システムなどに関わる。

(関連出願への相互参照)

【0 0 0 2】

10

20

30

40

50

本願は、2003年9月26日出願の係属米国仮特許出願番号第60/506,273号の優先権を主張するものである。

【背景技術】

【0003】

病気の診断および治療の際は、外科用器具によりアクセスする必要のある身体または体腔の内部導管を検視するための装置をしばしば必要とする。これを行うための最も普通の方法は、内視鏡システムによる方法である。内視鏡は、内科医または外科医の目に内部組織の画像を中継するための装置としてよく知られている。内視鏡には、気管支鏡、胃鏡、結腸鏡、S状結腸鏡などの柔軟性のある内視鏡が含まれる。また、関節鏡、腹部鏡、膀胱鏡、尿道鏡などの剛性内視鏡も含まれる。内視鏡は、画像をオペレータに中継するために光学的、ファイバー光学的、または電子的装置またはシステムを使用することも可能である。内視鏡は、一般的に撮像システムの一部である。撮像システムは通常、光源、カメラ、画像記録装置、およびビデオモニタまたはプリンタのような、画像表示装置からなる。

【0004】

内視鏡はより小さく、より安価に構築できるようになり、画質が継続的に向上している。電荷結合素子(CCD)または相補型金属酸化膜半導体(CMOS)画像センサのようなより新しく、より小型の撮像センサにより、ビデオ画像を記録および送信するカメラが、内視鏡の先端に統合されることが可能になった。

【0005】

これらの画像センサを内視鏡の先端で利用可能な小さな空間に統合する際の問題は、画像解像度または画像ダイナミックレンジに関して、通常、妥協を強いられることである。解像度とは、画像中の詳細を空間的に分解する能力のことである。ダイナミックレンジは、撮像装置により捕捉できる明暗の陰影のレンジのことである。解像度を制限する要因は、通常は、内視鏡レンズの光学的品質ではなく、CCD上で利用できる画素数である。ダイナミックレンジを制限する要因は、CCDの各画素の、画像を形成する光を捕捉する能力である。画像センサは小さいほど、より小さな画素を必要とし、より小さな画素は、光レベルの広いレンジを捕捉する能力がより低いことを意味する。

【0006】

ほとんどの内視鏡は、生体組織が白光で照明されたときにカラー画像を捕捉することができる画像センサを備えている。これは通常、画像センサ上の隣接する画素に渡って異なる色を送信する光学フィルタを設置することで達成される。通常は、これらのフィルタは、赤、緑、および青フィルタであるが、シアン、イエロー、マゼンタのような他の色であっても、所望する色の組み合わせであってもよい。これらのフィルタは、通常、繰返し空間パターンで配置され、異なる色のフィルタは、隣接する画素に渡って位置づけされる。赤、緑、および青画素の共通パターンは、バイヤー(Bayer)パターンである。隣接するカラーフィルタ処理された画素はそれぞれ、デジタル画像において同じ空間位置に割り当てられるが、実際には同じ位置ではなく、そのため測定する画像の特徴は同一の空間位置にはない。通常、これらの画素は、撮像されている生体組織の光学的特徴を近似するためには十分に近接しているが、血管の網目構造のような詳細の正確な位置を見つける能力が減少することもある。これとは反対に、検出器の画素が画像中の同一場所を実際に測定しているときは、正確な測定をすることが出来る。

【0007】

撮像の正確性を向上するための一つの方法は、内視鏡の基端部において保持される三つの画像センサを使用することである。そのようなセンサは、画像を三つの波長成分に分割し、それぞれは各自の画像経路を有することにより、画像は各画像センサ上に正確に登録される。画像センサのこれらのタイプは、通常、3-CCDカメラと呼ばれ、日本のソニー(Sony Corporation)のような会社から販売されている。内視鏡が電子画像を伝達するのではなく、体腔外に光学画像を中継するとき、これらの装置は実現可能であり、高品質の画像を生成するが、高価であり、内視鏡の先端に簡単に搭載することはできない。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

高品質画像を生成するための他の方法は、単一のモノクロCCDを使用して、試料または目標物の前のフィルタを換えることにより、照明光の異なる波長により照明される画像を連続して捕捉することである。そのようなシステムは、日本のペンタックス(Pentax Corporation)により製造された内視鏡システムと同様に、光学フィルタホイールを使用して製造されており、また、カナダのバンクーバーのキューアイマジング(Q Imaging Corporation)から販売されているような、カメラの前に設置された液晶カラーフィルタまたは音響光学的同調可能フィルタを使用しても製造されてきた。液晶および音響光学的フィルタは、露光時間の制御性が高いが、現状では、いずれも内視鏡の先端に設置して利用されてはいない。

10

〔 0 0 0 9 〕

モノクロCCDを有する内視鏡が製造され、ペンタックス(Pentax Corporation)による回転フィルタホイールと共に使用されてきたが、これらは、回転フィルタホイールにおけるフィルタにより提供される、固定露出時間および固定輝度という欠点がある。

【 0 0 1 0 】

内視鏡画像を生成するより普通な方法は、マトリックスフィルタ処理されたCCDまたはCMOS画像センサを内視鏡の先端に一体化することであった。画像センサを小さな内視鏡の先端に適合するように十分小さくするためには、一般的には、利用できる画素の数およびサイズにおいて妥協を余儀なくされる。画素は、通常、製造可能な最小実用寸法で製造される。画素を小さくすると、光の光子を捕捉する能力が比例して減少され、画素の活動領域の喪失となり、輝度の広いレンジを捕捉する能力もまた減少される。輝度の広いレンジを捕捉する能力は部分的に削減されるが、これは、最も普通の画像センサの場合、素子のシリコンに光子が捕捉されると、読み出され、測定されるまでは格納する必要のある電子を生成するからである。画素が小さいほど、そこに当る電子は少なくなり、格納できる電子が少ないほど、測定できる輝度のレンジがより制限される。内視鏡の対物レンズによりセンサ上に投影された画像の輝度が大きく変化すると、情報の全レンジが捕捉されなくなり、画像のある部分は明る過ぎ、ある部分は暗過ぎるという結果になる。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

[0 0 1 1]

このように、コントラストやダイナミックレンジのような画質を向上することにより、内視鏡の性能を向上できる、内視鏡カメラおよび内視鏡システムに対する必要性がいまだに対処されていなかった。本装置と方法は、これらと他の利点を提供する。

【 0 0 1 2 】

ここにおいて、本装置および方法は、内視鏡の品質および、内視鏡により所望の特徴を区別するユーザーの能力を高めることができる光源および内視鏡システムなどを提供する。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

内視鏡システムは、内視鏡の先端部または一部におけるビデオカメラなどの一体化された画像センサを有する内視鏡を備える。一般的にいえば、内視鏡の先端部は、体内に挿入され、目標の生体組織に向けられる内視鏡の端部のことであり、基端部とは、体外で保持される内視鏡の端部であり、一般的に接眼鏡および一つまたは二つ以上のハンドル、ノブ、および／またはユーザーが内視鏡の先端部、または内視鏡の先端部にある装置を操作できるようにするための他の制御装置を備える。ここで使用されるように、内視鏡の先端部には、内視鏡の最も先端の表面または開口である内視鏡の先端、および内視鏡の先端に隣接する内視鏡の部分が含まれる。内視鏡は一般的によく知られている。米国特許第6,110,106号；米国特許第5,409,000号；米国特許第5,409,009号；米国特許第5,259,837号；米国特許第4,955,385号；米国特許第4,7

40

50

06, 681号；米国特許第4, 582, 061号；米国特許第4, 407, 294号；米国特許第4, 401, 124号；米国特許第4, 204, 528号；米国特許第5, 432, 543号；米国特許第4, 175, 545号；米国特許第4, 885, 634号；米国特許第5, 474, 519号；米国特許第5, 092, 331号；米国特許第4, 858, 001号；米国特許第4, 782, 386号；米国特許第5, 440, 388号。

【0014】

内視鏡は通常、一般的には光ファイバー、ファイバー束、レンズ、またはこれらの組み合わせ、または他の光学中継システムであり、光源からの光を伝達し、撮像されている組織部位を照明するために投光する照明光ガイドを更に備える。

【0015】

ビデオ内視鏡においては、ビデオカメラは相補型金属酸化膜半導体（C M O S）または電荷結合素子（C C D）画像センサ、電荷注入素子（C I D）、またはフォトダイオードアレイ、および画像センサ上に組織部位の画像を形成する対物レンズのような画像センサであってよい。通常、画像センサは、センサ上にスーパーインポーズされたカラーフィルタのマトリックスを有するカラー画像センサであるが、センサ上にスーパーインポーズされたカラーフィルタのマトリックスを有しないモノクロ画像センサであってよい。

【0016】

画像センサはコンピュータまたは他の電子制御のもとで操作でき、光源と同期していくともいなくてもよい。画像出力はデジタルまたはアナログ画像であってよい。

【0017】

ここにおいて、本装置および方法は、コンピュータ制御光源および相互的に機能して拡張ダイナミックレンジ、向上した画像コントラスト、および向上した画像品質を有する画像を生成する画像処理システムを提供する。

【0018】

コンピュータ制御光源の実施形態には、通常は白色光と呼ばれる広帯域可視照明の明るい光源、プリズムまたは回折格子のような波長分散素子、および反射型画素化空間光変調器（R P S L M）より成る照明システムを備える。光源からの光はビームとして、R P S L M上に撮像されるスペクトルにビームを分散する波長分散素子に向けられる。R P S L Mの画素素子は、伝播する光の波長および選択された光の波長の選択された量を選択するために切り替えることができる。その後、伝播する光は望むのであれば光学的に混合され、内視鏡または他の医療、または非医療装置の照明路に向けられる。

【0019】

R P S L Mはコントローラに操作可能なように接続され、コントローラは、R P S L M内における画素のオン／オフパターンを制御するコンピュータ実行型プログラミングを含む。コントローラはシステムの他のいかなる所望する場所にでも位置することができる。

【0020】

一つの態様において、本装置および方法は、可変選択スペクトル出力および可変選択波長依存強度分布を提供する照明システムを提供する。照明システムは、a) 光路に沿って進む光ビームからスペクトルを提供するように構成されるスペクトル形成器と、b) スペクトル形成器の下流に位置し、スペクトル形成器に光学的に接続される反射型画素化空間光変調器（R P S L M）であって、実質的にR P S L M上に入射するすべての光を反射し、少なくともそのうちの一つはスペクトル形成器に反射して戻されない、少なくとも第1および第2反射光路の間の光ビームからの光を反射するように切替え可能なR P S L Mを含む光路からなる。R P S L Mはデジタルマイクロミラー装置であってよい。R P S L Mは操作可能なように、コンピュータ実行型プログラミングを含む少なくとも一つのコントローラに接続され、このコンピュータ実行型プログラミングは、R P S L Mにおける画素のオン／オフパターンを制御して、スペクトル中の光の所望セグメントを第1反射光路に反射し、R P S L Mに入射するスペクトル中の他のすべての光を、実質的に第2反射光路と、一般的にスペクトル形成器に反射して戻さない他の反射光路の少なくとも一つに反射するようにし、光の所望セグメントは実質的に、所望の選択スペクトル出力および所望の

10

20

30

40

50

波長依存強度分布から構成される。

【0021】

いくつかの実施形態においては、システムは更にスペクトル形成器の上流に位置する光源を含み、スペクトル形成器は、プリズムおよび、反射回折格子、透過回折格子、可変波長光学フィルタ、またはモザイク光学フィルタであってよい回折格子の少なくとも一つからなる。システムは、スペクトル形成器とR P S L Mの間に、スペクトル形成器からR P S L Mへのスペクトルの実質的に強調された画像を提供する強調光学素子を含んでもよいし、含まなくてもよい。R P S L Mは第1 R P S L Mであってよく、光の所望セグメントは、コンピュータ実行型プログラミングを含む同じコントローラまたは他のコントローラに操作可能に接続された第2 R P S L Mに向けることができ、このコンピュータ実行型プログラミングは、第2 R P S L Mにおいて画素のオン／オフパターンを制御して、光の所望セグメントまたは他のセグメントを一つの方向に反射し、スペクトル中の他の光を、少なくとも他の一つの方向に反射するようとする。システムは更に、照明システムからの光を、方向付けられた光ビームとして投光するために、第1 R P S L Mの下流に位置する光学投光装置を含むことが可能である。10

【0022】

光の所望セグメントは、例えば、病気治療、フォトダイナミックセラピー、または病気診断のためのエネルギー出力の少なくとも一つの、スペクトル出力および波長依存強度分布を実質的に模倣するために、または試料中の所望対象物の検出または区別のためにコントラストを強調するために選択することができる。20

【0023】

他の態様において、本装置および方法は、生体組織上に投光するために寸法を調節され、可変選択スペクトル出力および波長依存強度分布を有するスタンドアロンの光源を提供する。照明源は、a)高出力光源、b)光源の下流であって、光源に光学的に接続され、光源から放射された光ビームからのスペクトルを提供するスペクトル形成器、c)スペクトル形成器の下流であって、スペクトル形成器に光学的に接続され、スペクトルの強調された画像を提供する強調光学素子、d)スペクトル形成器の下流であって、スペクトル形成器に光学的に接続されたR P S L Mであって、R P S L M上に入射するすべての光を実質的に反射し、少なくとも第1および第2反射光路の間ににおいて切替え可能であり、操作可能なように、コンピュータ実行型プログラミングを含む少なくとも一つのコントローラに接続することが可能で、このコンピュータ実行型プログラミングは、R P S L Mにおいて画素のオン／オフパターンを制御して、スペクトル中の光の所望セグメントを第1反射光路に反射し、スペクトル中の他の光を、第2反射光路と、スペクトル形成器に反射して戻さない他の反射光路の少なくとも一つに反射するようにし、光の所望セグメントは実質的に、所望の選択スペクトル出力および所望の波長依存強度分布から構成されるようなR P S L Mと、e)第1方向においてR P S L Mの下流であって、R P S L Mに光学的に接続され、生体組織を照明するための方向付けられた光ビームとして所望セグメントを投影する投影システムを含むことができる。30

【0024】

照明源は、R P S L Mの下流であって、R P S L Mに光学的に接続され、またコンピュータ実行型プログラミングを含むコントローラにも操作可能に接続された検出器であって、このコンピュータ実行型プログラミングは、所望セグメントが所望の選択スペクトル出力および所望の波長依存強度分布を含むかどうかを検出器から決定し、R P S L Mにおいて画素のオン／オフパターンを調整して、所望セグメントと、所望の選択スペクトル出力と所望の波長依存強度分布間の対応関係を改良するように構成されているような検出器を更に含むことができる。照明源はまた、光源に操作可能に接続され、光源から、R P S L M、強調光学素子、およびスペクトル形成器の少なくとも一つに向けられて放射された望ましくないエネルギーを除去するための熱除去素子を更に含むことができる。ここで検討された種々の態様、実施形態、素子などは所望するように組み合わせたり順番を入れ替えたりできる。例えば、照明源および照明システムは、方法、キット、およびそれらに関連40

する類似物等と同様に、素子が具体的には一方に対してのみ検討されているとしても、お互いに検討された種々の素子を含むことができる（例えば、照明源の検出器は、照明システムとの使用に対しても適する）。

【0025】

熱除去素子は、スペクトル形成器と第1反射型空間光変調器の間、またはランプとスペクトル形成器の間、または所望のいかなる場所にも位置することができる。熱除去素子は、ダイクロイックミラーからなることができる。ダイクロイックミラーは、所望の波長を透過させ、望ましくない波長を反射することができ、その逆も可能である。望ましくないエネルギーを、エネルギー吸収面に向け、熱的にラジエータに導くことができる。熱除去素子は、望ましくない波長を吸収し、所望の波長を透過させる液体を含む光学セルであってよい。液体は、実質的に水であってよく、光学セルと貯水槽の間の再循環路における入口および出口を介して光学セルを流れることができる。再循環路および貯水槽は、冷凍ユニット、熱電気クーラー、または熱交換器であってよい冷却装置を含むことができる。10

【0026】

照明源は、プリズム、ランベルシャン（Lambertian）光学拡散素子、および、ホログラフィック光学拡散素子、レンズレットアレイ、または方形光導体のような指向性光拡散器、より成る、画素化空間光変調器の下流に位置し、光学的に接続されるスペクトル再結合器を更に含むことができる。一つの実施形態において、スペクトル再結合器は、光導体および、レンズレットアレイおよびホログラフィック光学拡散素子の少なくとも一つとの操作可能な組み合わせを含むことができる。検出器は、少なくとも一つの他の方向に位置することができる、CCD、CID、CMOS、およびフォトダイオードアレイの少なくとも一つを含むことができる。高出力光源、スペクトル形成器、強調された画像を提供する強調光学素子、RPSLM、および投影システムはすべて単一の格納部、またはそれより少ないまたは多い素子を単一の格納部に設置することができる。20

【0027】

他の態様において、光源または内視鏡システムは、内視鏡の照明光ガイドを光源の出力に、機構的によび／または光学的に接続するアダプタまたは他の装置からなる。内視鏡の照明光ガイドは、光ファイバー、光ファイバー束、液体光ガイド、中空反射光ガイド、または自由空間光学コネクタまたは所望の他の光ガイドの少なくとも一つであってよい。光ガイドは、内視鏡の他の部分と一体化してもよく、またはモジュラーとして内視鏡から分離してもよい。30

【0028】

他の態様において内視鏡は、体内に挿入され、内視鏡の先端において一般的には洗浄または消毒のために密閉またはカプセル化された対物レンズ、画像センサ、および光出力ポートを備える、ステンレス鋼または適切なポリマーのような生物学的に適合性がある適切な材質からなる、縦型チューブを含む。対物レンズおよび／または照明路は、生体組織の側面またはある角度からの画像を得るためにビーム操縦ミラーまたはプリズムまたは他のビームディレクタを含んでもよい。内視鏡は、ブラシまたは生体組織検査用鉗子のような生体組織サンプリング付属品、または電気外科医術用ループまたは光ファイバーまたは他の付属品のような治療用付属品の挿入を可能にする管腔を更に備えてよい。40

【0029】

ある実施形態においては、内視鏡の画像センサはフィルタ処理されていない画像センサであってよい。フィルタ処理されていない画像センサは、センサに入射する光に対するセンサ材質の自然な光学的反応に依存して画像信号を生成する。

【0030】

他の実施形態においては、画像センサはその前に配置され、センサに到達する光の波長を制限する光学フィルタを有することができる。選択された波長が選択された画素に到達することのみを可能にするマトリックスフィルタと異なり、光学フィルタは、試料からの信号に同じ波長が存在するときは、それがすべての画素に到達することを可能にするように構成される。光学フィルタは、ロングパスフィルタ、ショートパスフィルタ、帯域通過50

フィルタ、帯域阻止フィルタの少なくとも一つであってよい。本装置および方法のある実施形態においては、内視鏡の画像センサは、フィルタ処理されていない画像センサであってよい。フィルタ処理されていない画像センサは、センサに入射する光に対するセンサ材質の自然な光学的反応に依存して画像信号を生成する。

【0031】

本装置および方法の他の実施形態においては、画像センサはその前に配置され、センサに到達する光の波長を制限する光学フィルタを有することができる。また、選択された波長が選択された画素に到達することのみを可能にするマトリックスフィルタも有してもよい。光学フィルタは、ロングパスフィルタ、ショートパスフィルタ、帯域通過フィルタ、または帯域阻止フィルタの少なくとも一つであってよい。マトリックス光学フィルタは、ロングパスフィルタ、ショートパスフィルタ、帯域通過フィルタ、帯域阻止フィルタの少なくとも二つであってよい。ロングパスフィルタは、紫外線または蛍光励起光のような望ましくない波長がセンサに入射することを阻止するために有効である。ショートパスフィルタは、赤外線のような望ましくない波長がセンサに入射することを阻止するために有効である。帯域通過フィルタは、可視光のような選択された波長のみが検出器に入射することを可能にするために有効である。帯域阻止フィルタは、蛍光励起光が画像センサに入射することを阻止するために有効である。

【0032】

光源とセンサは、画像センサにおける画像取得の時間および波長分布および光源における照明持続時間を制御する、コンピュータ実行型プログラミングを含むコントローラに操作可能なように接続される。コントローラは、システムの他の部分に対していかなる所望の場所にも設置することができる。例えば、コントローラは照明源の格納部内または、離れて位置して、ワイヤ、ファイバー光ケーブル、セルラーリンク、または無線リンクによりシステムの他の部分に接続されてもよい。望むのであれば、一般的には単一のコンピュータであるが、リンクされた複数のコンピュータ、リンクされていない複数のコンピュータ、コンピュータ全体から分離したコンピュータチップ、または他の適切なコントローラ装置であってよいコントローラは、画像取得制御および/または特定の照明特性の制御を提供する一つまたは二つ以上のコンピュータ実行型プログラミングも含むことができ、ここにおいて照明特性とは、撮像または病気診断または治療のための特定の光に適切な、または病気の治療を発動するために(例えば、機能していない状態で腫瘍内に注入した薬を活性化することにより)、または他の特別な状況に適切な既知の波長帯域に対応する、特定の所望する選択スペクトル出力または波長依存強度のことである。本装置および方法の他の実施形態においては、コンピュータ制御画像センサ(CCLS)は、コンピュータ制御光源(CCLS)と同期して、光の所望の波長により照明され、デジタル画像として捕捉される一連のカラー画像を得ることができる。そして、これらのデジタル画像は所望するように組み合わせまたは処理することができ、内科医または外科医に有益な情報を提供する。

【0033】

本装置および方法の一つの実施形態においては、内視鏡システムまたはCCLSは、既存の商用ビデオシステムと類似の方法で構築された既存の商用内視鏡ビデオシステム、またはカスタムビデオシステムにより提供されるデジタルまたはアナログビデオ画像信号を許容できる画像捕捉装置またはサブシステムを提供する。画像捕捉装置はCCLSに一体化してもよく、または内視鏡システムのモジュラー構成要素であってもよい。それは、コンピュータ実行型プログラミングを含むコントローラに操作可能なように接続される。

【0034】

内視鏡システムは、画像または一連の画像からの情報を分析し、それをオペレータに意味があるような方法で提供することができるコンピュータ制御画像取得および処理システムを更に含むことができる。

【0035】

本装置および方法の他の実施形態においては、コントローラは、画像センサから取得さ

10

20

30

40

50

れた生体組織の画像を分析し、望むのであれば生体組織の照明強度を調整して、センサの操作レンジに対して強調された画像を提供することができるコンピュータ実行型プログラミングを含む。望むのであれば、システムはこの後、カラー画像チャネルにおける画素の強度間の適切な関係を修復し、画像のダイナミックレンジを拡張しながら、情報を適用して生体組織の照明を調整し、結果画像を適切に提供するような方法で捕捉カラー画像を一定の寸法にすることができる。生体組織の照明は、血管または癌性組織障害のような所望組織の特徴のコントラストを強調することができ、情報を、生体組織の照明を調整して、有効または意味のある方法で結果画像を提供するために適切な方法で捕捉カラー画像を一定の寸法にするために使用することができる。

【0036】

10

CCLS および CCS はコントローラに操作可能なように接続され、コントローラは CCS における画像取得、および CCLS における波長分布と照明持続時間を制御するコンピュータ実行型プログラミングを含む。

【0037】

本方法は、第 1 RPSLM および第 2 RPSLM の少なくとも一つの下流に位置し、光を方向付けられた光ビームとして投影する光学投影装置により、修正光ビームを通過させることを更に含むことができる。本方法は、スペクトル形成器と画素化空間光変調器の間の強調光学素子により、スペクトルを通過させることを含んでも、含まなくてもよい。

【0038】

20

本方法は、光の所望セグメントを、RPSLM に光学的に接続され、その下流にある検出器に反射することを更に含むことができ、検出器は第 2 反射路または所望の場所に位置し、コントローラに光学的に接続されており、コントローラは、所望のセグメントが所望のスペクトル出力および所望の波長依存強度分布を含むかどうかを検出器から決定し、第 1 セグメントが所望の選択スペクトル出力および所望の波長依存強度分布を含むかどうかを検出器から決定するように構成されたコンピュータ実行型プログラミングを含む。本方法は、所望のセグメントと、所望の選択スペクトル出力および所望の波長依存強度分布の間の対応を向上するために、RPSLM において画素のオン / オフパターンを調整することを含むことができる。

【0039】

30

本方法は、光源から、RPSLM、強調光学素子、およびスペクトル形成器の少なくとも一つに向けて放射された望ましくないエネルギーを除去することも含むことができ、この除去は、光源に操作可能なように接続された熱除去素子を介して実行される。本方法は、RPSLM に光学的に接続され、その下流に位置するスペクトル再結合器を更に含むことができる。

【0040】

本方法は、生体組織を、投光ビームを介して直接照明すること、またはビームを内視鏡の光ガイドに導くこと、またはビームを外科医用顕微鏡の光ガイドに、または他の生態組織検視用の撮像システム導くことの少なくとも一つにより生体組織を照明するために出力ビームを方向付けることを更に含むことができる。

【0041】

40

本方法は、CCLS からの光により照明された生体組織により放射された光の画像を捕捉こと、および、それを処理、分析、または表示のために格納することを更に含むことができる。

【0042】

本方法は、一連のデジタルまたはアナログ画像を組み合わせること、および内科医または外科医に情報を提供する生体組織の画像を形成するために、それを処理または組み合わせることを更に含むことができる。

【0043】

本方法は、照明の波長が実質的に、波長スペクトルの赤、緑、および青の部分（または波長スペクトルのシアン、イエロー、およびマゼンタの部分）にあり、画像を組み合わせ

50

て、赤、緑、および青のチャネルでカラー画像を生成するためモノクロ画像センサからの一連の画像を捕捉および表示することを含むことができる。

【0044】

本方法は、バイヤー（Bayer）フィルタを備える画像センサのようなカラー画像センサからの画像を捕捉すること、および画像センサから捕捉された生体組織の画像を分析すること、そして望むのであれば、センサの操作レンジに対して最適化された画像を提供するために、生体組織の照明の強度を調整することを更に含むことができる。

【0045】

本方法は、バイヤー（Bayer）フィルタを備える画像センサのようなカラー画像センサからの画像を捕捉すること、画像センサから捕捉された生体組織の画像を分析すること、そして望むのであれば、センサの操作レンジに対して最適化された画像を提供するために、生体組織の照明の強度を調整すること、そして、生体組織の照明を調整するために使用された情報を適用して、カラー画像チャネルにおける画素の強度間の適切な関係を修復し、画像のダイナミックレンジを拡張しながら、結果画像を提供するための適切な方法で捕捉カラー画像を一定の寸法にすることを更に含むことができる。

10

【0046】

本方法は、バイヤー（Bayer）フィルタを備える画像センサのようなカラー画像センサからの画像を捕捉すること、画像センサから捕捉された生体組織の画像を分析すること、そして望むのであれば、例えば血管または癌性組織障害のような所望組織の特徴のコントラストを強調するために最適化された画像を提供するために、生体組織の照明の強度を調整すること、そして、有効または意味のあるように、結果画像を提供するための適切な方法で捕捉カラー画像を一定の寸法にすることを更に含むことができる。

20

【0047】

他の態様においては、本発明は、入口の上流に位置する光源を更に備えることができる。光源は、レーザー、キセノンアークランプ、水銀アークランプ、タンゲステンフィラメントランプ、メタルハライドランプ、蛍光ランプ、赤外線源、ガス放電管、発光ダイオード、または光ビームに形成可能いかなる種類の光源であってもよい。これらの、および他の態様、特徴および実施形態は、下記の「発明を実施するための最良の形態」および添付図面も含めて、本願において記載される。ここにおける検討は、種々の態様、特徴、および実施形態を提供し、そのような複数の態様、特徴、および実施形態はいかなる所望の方法でも組み合わせ、または順序を入れ替えることができる。更に、ある装置、システム、方法、または他の情報を検討する種々の参照がここにおいては記載され、そのような参照はすべて、本願のどこに出現しようとも、その全部を、およびそれらのすべての教示および開示に対して、ここに参照により組み込んだものとする。そのような組み込まれた参照には、米国特許第6,781,691号；係属米国特許出願第10/893,132号、照明の集中および形成に関連する装置および方法（Apparatus And Methods Relating To Concentration And Shaping Of Illumination）と題し、2004年7月16日出願；係属米国特許出願、カラー撮像内視鏡システムに関連する装置および方法（Apparatus And Methods Relating To Color Imaging Endoscope Systems）と題し、2004年9月27日出願；係属米国特許出願、拡張ダイナミックレンジ撮像内視鏡システムに関連する装置および方法（Apparatus And Methods Relating To Extended Dynamic Range Imaging Endoscope Systems）と題し、2004年9月27日出願；係属米国特許出願、フォトセラピー、フォトダイナミックセラピー、および診断を実行するための装置および方法（Apparatus And Methods For Performing Phototherapy, Photodynamic Therapy And Diagnosis）と題し、2004年9月27日出願；係属米国特許出願、拡張スペクトル測定システムに関連する装置お

30

40

Apparatus And Methods Relating To Color Imaging Endoscope Systems）と題し、2004年9月27日出願；係属米国特許出願、拡張ダイナミックレンジ撮像内視鏡システムに関連する装置および方法（Apparatus And Methods Relating To Extended Dynamic Range Imaging Endoscope Systems）と題し、2004年9月27日出願；係属米国特許出願、フォトセラピー、フォトダイナミックセラピー、および診断を実行するための装置および方法（Apparatus And Methods For Performing Phototherapy, Photodynamic Therapy And Diagnosis）と題し、2004年9月27日出願；係属米国特許出願、拡張スペクトル測定システムに関連する装置お

50

より方法 (Apparatus And Methods Relating To Enhanced Spectral Measurement Systems) と題し、2004年9月27日出願、がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0048】

医療用の撮像における問題の一つは、目標の生体組織に対して、撮像装置が露光過度または露光不足になる場合である。これは、通常のカメラで撮影した写真の露光過度または露光不足と多少類似しており、適切に目標生体組織を見るためには、画像が明る過ぎ、または暗過ぎることを意味する。しかし、医療に関する状況においては、この失敗は、癌または傷害を隠す虞があるために、非常に重大なことになる。以前は、システムにおいてこの問題は、試料を照明する光の総量を増減することで対処していた。この問題を減少するために、本発明は、単一の波長帯域のみであっても、複数の帯域であっても、または全体であっても、パワーを選択的に増減できる同調可能光源を含む。これは、例えば、露光過度は全体の照明パワーではなく、光の単一波長帯域のみが原因であることがよくあり、光の残りの部分は変化させずに（それらの帯域からの全情報が、全体の光の強度を減少することによる、そのような帯域での露光不足により失われないように）、露光過度の帯域が修正される（それによって、その帯域に対して全情報を提供する）ので利点がある。同調可能光源は、どの程度の量だけ光源を増加するかまたは減少するか、およびどの程度の量の光が試料から戻ってくるかを制御および測定する感応式検出器およびコンピュータと組み合わせて使用され、そして、それらを組み合わせて強度のより広い全レンジと価値ある情報をカバーする画像を提供する。これにより、生体組織が露光過度または露光不足になるという可能性が減少される（これは内視鏡のダイナミックレンジの向上として知られている）。ここにおいて、本システム、方法などは、内視鏡、外科医用顕微鏡、または検耳鏡などの他の光学装置、および他の医療用および非医療用装置に対して、非常に改良された撮像システムを提供する。

【0049】

光についてのいくつかの一般的な情報を参考すると、光のエネルギー分布は、対象物、複合物、または有機体との相互作用の性質を決定する。光のエネルギー分布を決定する普遍的な方法は、種々の波長において光の量または強度を測定して、エネルギー分布または光のスペクトルを決定する方法である。特別な目的のために光源からの光を有効にするためには、望ましくない波長または強度を除去し、または光の所望の波長または強度の相対的な量を増やすことを条件とすることができます。

【0050】

高い信号雑音比および高い帯域外拒絶は、異なる光源または照明環境のスペクトル特性を向上し、また蛍光励起、分光学、またはフォトダイナミックセラピーのような臨床治療もまた向上する。

【0051】

システムを含む、またはシステムを構築する、または本方法を実行するキットや類似物を含めて、本システムおよび方法は、選択的にかつ可変的に、光源からのどの色または波長がシステムから投影されるか、および各波長がどの程度の強度であるかを決定する能力を提供する。波長は単一波長、波長の单一帯域、波長／波長帯域の群、または光ビームにおけるすべての波長であってよい。光が波長／波長帯域の群を備えているときは、その群は、連続的か不連続的かのどちらかである。波長は、一つの波長の他の波長に対する相対的なレベルが増加または減少できるように減衰することができる（例えば、波長群の中の一つの波長の強度を減少することで、減少した波長に対して他の波長を効果的に増加する）。これは、スペクトル出力および波長依存強度分布のそのような精細な制御は、単一の照明システムが、病気の診断または治療、または薬の活性化のための光のような、非常に特殊な光を提供することを可能にできるので、非常に利点が多い。

（定義）

【0052】

10

20

30

40

50

下記の段落は、ここで使用される用語のいくつかの定義を与える。この節で下記に特に検討される用語を含めて、ここで使用されるすべての用語は、文脈または定義により他に指示さない限りは、通常の意味に従って使用される。また、請求項の中を除いて、他に指示されない限り、「または」の使用は「および」を含み、またその逆も成り立つ。非制限用語は、明示されない限り制限用語と解釈してはならない（例えば、「含む」および「からなる」は、他に明示されない限り、「制限なしに含む」ことを意味する）。

【0053】

「コントローラ」は、空間光変調器、検出器、またはここにおける装置および方法の他の要素を制御することができる装置である。「コントローラ」は、コンピュータ実行型プログラミングを含むかそれにリンクされる。一般的に、コントローラは一台または二台以上のコンピュータ、または中央処理装置（CPU）を含む他の装置からなり、他の装置に指令を出して、画素化SLMにおける画素のオン／オフパターン、画素化光検出器（電荷結合素子（CCD）または電荷注入素子（CID）のような）の画素のオン／オフ状態、および／または検出器から得られた編集データなど、画像を作成または再構築するために、または上流の空間光変調器を制御するためのフィードバックとしてそのようなデータを使用することを含める、ある機能または動作を実行させる。コンピュータはコード化されたデータを格納できる電子装置からなり、数学的または論理的演算を高速で実行するよう20に設定あるいはプログラムすることができる。コントローラはよく知られており、本装置および方法の特定の態様のための所望コントローラの選択は、ここにおける開示を参照すれば容易に達成され得る。

【0054】

「空間光変調器」（SLM）は、光を選択的に変調するように構成された装置である。本発明は、照明システムの光路に配置された一台または二台以上の空間光変調器を含む。画素化空間光変調器は、個々の画素のアレイからなり、画素は光を光路に沿って透過、反射または送るような、あるいは逆に光を阻止し、光路に沿って進み続けることを回避または妨げるような光通過特性を有する複数のスポットである。そのような画素化アレイは、この技術においてよく知られており、多パターン開口アレイとも称されてきており、強誘電体液晶装置、液晶オンシリコン（LCOS）装置、電気泳動ディスプレイ、または静電マイクロシャッターのアレイにより形成できる。米国特許第5,587,832；米国特許第5,121,239号；R.Vuelleumier、新電気機械式マイクロシャッター表示装置（Novel Electromechanical Microshutter Display Device）、Proc. Eurodisplay '84、Display Research Conference September 1984 参照。
30

【0055】

反射型画素化SLMは、例えば、少なくとも二つの異なる反射角の間で、または存在および存在しないという状態の間でのように、少なくともオン状態とオフ状態の間で切替え可能な高反射鏡のアレイを含む。反射型画素化SLMの例としては、他のマイクロ電気機械式構造（MEMS）と同様、デジタルマイクロミラー装置（DMD）、液晶オンシリコン（LCOS）装置がある。DMDは米国テキサス（Texas）州ダラス（Dallas）のテキサスインスツルメント（Texas Instruments）から得ることができる。本実施形態においては、ミラーは三つの状態を有する。そっとしておくまたは「0」状態では、ミラーはアレイ面と平行になり、直交光をアレイから正反対方向に反射する。エネルギーが与えられた一つの状態、または「-10」状態では、ミラーはアレイ面に対して-10°の位置で固定する。エネルギーが与えられた第2の状態、または「+10」状態では、ミラーはアレイ面に対して+10°の位置で固定する。他の角度での変位も可能であり、本装置の異なるモデルにおいて利用できる。ミラーが「オン」位置にあるときは、ミラーに当る光は投光路に向かわれる。ミラーが「オフ」位置にあるときは、光は投光路から離れるように向けられる。オンとオフは、エネルギーが与えられた、または与えられていない状態に対応するように選択でき、または、オンとオフは異なるエネル
40

ギーが与えられた状態に対応するように選択できる。望むのであれば、投光路から離れるように向けられる光を集めて、いかなる所望の目的のために使用することもできる（つまり、D M Dは同時にまたは連続して二つまたは三つ以上の有効な光路を提供することができる）。

【0056】

R P S L Mにおけるパターンは、二つまたは三つ以上のスペクトルおよび強度分布を同時にまたは連続して生成するように構成することができ、あるR P S L Mの異なる部分は、二つまたは三つ以上の異なる投光路に沿って投光または撮像するために使用することができる。

【0057】

「照明光路」は、光源から目標物への光路であり、一方、「検出光路」は、目標物または試料から検出器へ放射する光のための光路である。光は紫外線（U V）、青い光、可視光、近赤外線（N I R）、および赤外線（I R）を含む。

【0058】

「上流」および「下流」は、それらの慣習的な意味で使用され、上流はある装置がより光源に近いことを示し、一方、下流は、ある対象物が光源からより遠くにあることを示す。

【0059】

ここでの検討は、ミーンズ・プラス・ファンクションとステップ・プラス・ファンクションの両者の概念を含む。しかし、本願において記載される用語は、「ミーンズ」という言葉が請求項において具体的に記載されていない限り、請求項において「ミーンズ・プラス・ファンクション」関係を示していると解釈してはならず、「ミーンズ」という言葉が請求項において具体的に記載されている場合は、請求項において「ミーンズ・プラス・ファンクション」関係を示していると解釈される。同様に、本願において記載される用語は、「ステップ」という言葉が請求項において具体的に記載されていない限り、方法または過程の請求項において「ステップ・プラス・ファンクション」関係を示していると解釈してはならず、「ステップ」という言葉が請求項において具体的に記載されている場合は、請求項において「ステップ・プラス・ファンクション」関係を示していると解釈される。

【0060】

本願における他の用語とフレーズは、上記の定義に従って定義され、本願の他の部分においても同様である。

【0061】

図を参照すると、図1はカラー内視鏡システム2を模式的に示している。コンピュータ制御光源（C C L S）10は、内視鏡30の光ガイド90の基端部に配置された内視鏡システムコンピュータ化コントローラ50により制御される。C C L S 10は、内視鏡20の照明光ガイド90に向けられた光ビームを放射する。その光は、照明光ガイド90を介して内視鏡を通って内視鏡の先端部100に導かれ、そこで内視鏡から出て生体組織110を照明する。生体組織110から放射する光の一部は、内視鏡先端40に位置する対物レンズに捕捉され、生体組織の画像を画像センサ30上に形成するように方向付けられ、ここにおいて画像センサ30は、図示されているように内視鏡20の基端部に位置するが、他の場所であってもよい。対物レンズとしては、いかなる適切な光学素子を採用することも可能で、望むのであれば、光の形成、混合、画像化、コリメーション、または他の調整のためのレンズ、ミラー、光フィルタ、またはフィルタなどが可能である。このように光は、光を透過させるか、光を反射するか、または光に作用することにより、対物レンズにより通過させられる。望むのであれば、光学フィルタおよび他の所望の素子を、主要画像路に設けて、ミラー、レンズ、または他の光学構成要素により接続することも可能である。

【0062】

生体組織の光学画像は、画像センサ30により変換されて、画像を表現する電気信号が作成される。画像センサ30は電荷結合素子（C C D）、相補型金属酸化膜半導体（C M

10

20

30

40

50

O S)、または電荷注入素子(C I D)画像センサであってよく、または別のタイプの画像センサであってもよい。

【 0 0 6 3 】

画像センサ 3 0 は、内視鏡画像出力と画像制御ケーブル 4 0 を介して、内視鏡システムコントローラ 2 0 の画像捕捉システムに操作可能なように接続される。内視鏡 3 0 の画像センサ 4 5 からの画像信号データはシステムコントローラ 5 0 に送信される。画像信号の送信は、導線を通る電気信号、光ファイバーを通る光信号、または他の光送信方法により実行してもよく、または無線、またはワイヤレス装置またはネットワークの他のタイプのようなワイヤレス通信装置、または所望の他の方法によって送信してもよい。

【 0 0 6 4 】

システムコントローラ 5 0 はビデオ画像を処理して、アナログまたはデジタルビデオ画像信号 6 0 として、コンピュータ制御光源の画像捕捉および画像分析サブシステム 2 1 0 (図 2) に送信する。

【 0 0 6 5 】

捕捉されたデジタル画像は格納され、画像が捕捉された相対時間および画像が捕捉されたときの C C L S により提供された照明のタイプを特定するデータと関連付けられる。その後、C C L S 1 0 の画像処理サブシステム 2 1 0 は捕捉された画像を分析して照明光出力特性への調整が有利かどうかを決定し、捕捉画像を処理して画像を照明の相対量に対して調整し、コネクタ 7 0 を介して画像表示ユニット 8 0 に処理画像を送ることができる。

【 0 0 6 6 】

システムコントローラ 2 0 は、スペクトル分布およびコンピュータ制御光源 1 0 による光出力のタイミングを制御するコンピュータ実行型プログラミングを含む。

【 0 0 6 7 】

図 2 を参照すると、C C L S 1 0 はいくつかのサブシステムからなる。画像信号 6 0 は、画像信号を受け取り、望むのであれば、それを例えば、デジタル画像のような分析のための所望の形式に変換する画像処理サブシステム 2 1 0 に送信される。画像はコンピュータ実行型プログラミングを使用して分析され、画像信号が、測定されている画像の各カラーチャンネルに対して、画像センサの最適測定レンジ内にあるかどうかが決定される。画像カラーチャンネルは、撮像されている対象物についての特徴を区別するため、または情報を強調するために有効であり得る波長の特定の分布に対応する。よく知られている画像チャネルのいくつかの例としては、赤、緑、および青の画像チャネル、またはシアン、イエロー、およびマゼンタがある。これらのチャネルに対応する波長レンジはよく知られているが、所望するように調整することができる。

【 0 0 6 8 】

画像チャネルが画像センサの所望レンジ内にない場合は、対応する波長レンジにおいて多かれ少なかれ照明を提供する制御のレンジ内で照明強度を調整することができる。照明に対しての調整を行う必要があると決定されたときは、このことが内部データ通信インターフェース 2 5 0 を介して照明制御モジュール 2 2 0 に伝達される。照明制御モジュール 2 2 0 は、出力照明 2 7 0 の波長依存強度を所望するように調整して、内視鏡光ガイドアダプタ 2 7 0 を介して出力照明 2 7 0 を、内視鏡の照明光ガイド、または外科医用顕微鏡の照明光路、または他の生体組織観察装置へ向ける。

【 0 0 6 9 】

照明に対しての調整を行う必要があると決定されたときは、このことは内部データ通信インターフェース 2 6 0 を介して出力画像処理モジュール 2 4 0 にも伝達される。画像データもまた内部データ通信インターフェース 2 6 0 を介して出力画像処理モジュール 2 4 0 に伝達される。照明制御モジュール 2 2 0 が出力照明 2 7 0 の波長依存強度を調整すると、調整量は、画像チャネル間の量的関係を保存するためにデジタル画像の寸法をどの程度変更する必要があるかという、釣り合いのとれた量を決定するために使用され、一方では、測定がセンサのダイナミックレンジ内であることが保証される。出力画像を釣り合いがとれるように調整することが可能で、これにより画像チャネルの光学的関係を保存し、内科

10

20

30

40

50

医、外科医、または他の臨床スタッフに効率よく生体組織についての情報を伝達することができる。

【0070】

図3は、デジタルカラー内視鏡画像300の例と、その構成要素である赤画像チャネル310、緑画像チャネル320、および青画像チャネル330を示している。赤340、緑350、および青360の画像チャネルに対する画像のそれの中間を横切る直線内の画素の強度を表現しているグラフから分かるように、これらの画像の強度は画像センサのダイナミックレンジ内にある。

【0071】

図4は、デジタルカラー内視鏡画像400の例と、その構成要素である赤画像チャネル410、緑画像チャネル420、および青画像チャネル430を示している。赤440、緑450、および青460の画像チャネルに対する画像のそれの中間を横切る直線内の画素の強度を表現しているグラフから分かるように、緑420および青430画像の強度は画像センサのダイナミックレンジ内にあるが、赤画像410は飽和している。

【0072】

商品として最も入手しやすい内視鏡画像システムは、光源の全体的な照明を減衰する機能を有している。これは、ランプへのパワーを調整するか、システムの出力の前にあるスクリーンまたは他の開口を移動して照明光ガイドへ伝えられる光を減衰することによりなされうる。この調整は、しばしば、コンピュータまたは照明制御システムへフィードバックを提供する画像信号の電子的分析により自動的に行われる。

【0073】

図5は、ビデオ信号に対する、照明強度全体を調整することの効果を示している。内視鏡光ガイドに提供された照明光500の波長依存強度分布は、赤画像チャネルの中心を通る直線に沿う画素の強度のグラフ520に示されるように、赤チャネルの飽和という結果になる。緑チャネルおよび青チャネルは、緑チャネル画像530および青チャネル画像540の中心を通る直線のグラフに示されるように、それぞれのチャネルのダイナミックレンジ内にある。システムまたはオペレーターが一つまたは二つ以上の画像ビデオチャネルの飽和を検出すると、照明強度は、光源の波長依存強度のグラフ510に示されるように、すべての波長チャネルに渡って削減される。この調整の効果は、赤画像チャネルの中心を通る直線に沿う画像の強度のグラフ550に示されるように、赤画像の強度を、赤チャネルに対する画像センサのダイナミックレンジ内のレンジまで削減することである。緑チャネルおよび青チャネルは現在、緑チャネル画像560および青チャネル画像570の中心を通る直線のグラフに示されるように、それぞれのチャネルのダイナミックレンジの下端にあり、画像センサの最適検出レンジにはない。

【0074】

図6は、照明の強度の全体的な調整のみではない、照明の波長依存強度の制御を提供する内視鏡光源の例を示している。図6において、強度600の特別な波長依存分布により特徴付けられた照明分布は、特別な生体組織を照明し、赤チャネル620および青チャネル640の強度分布は画像センサのダイナミックレンジ内にあるが、緑チャネル630は飽和している。すべての波長を減衰せずに結果の画像を分析すると、光源は、コンピュータ制御光源の波長依存強度分布のグラフ610に示されるように、一つの波長領域のみを減衰する。減衰の量は調整可能であり、従ってその減衰の程度は、強調されたダイナミックレンジ画像をデジタル的に再構築するときに使用される画像のそのチャネルに対して測定された強度に要素として含むことができる。赤チャネル680、緑チャネル685、および青チャネル690に対するデジタル減衰係数は、デジタルバイナリ画像データと組み合わせることができるバイナリ強度値として記録することができる。赤650、緑660、および青670の画像チャネルに対する画像のそれの中間を横切る直線に沿う画素の強度を表現しているグラフから分かるように、これらの画像の強度は現在、画像センサのダイナミックレンジ内にある。

【0075】

10

20

30

40

50

図7および図8を参照して、出力画像処理モジュール240は画像を処理して、情報をいろいろな方法で組み合わせることにより、照明強度の制御により提供される付加的ダイナミックレンジ情報を組み込むことができる。図7は、測定可能な画像強度の256レベル(8ビット)の画像と組み合わされている16レベル(4ビット)の照明強度制御の照明光源との組み合わせを示している。これらは、4ビットの数と8ビットの数により二進表示法で表現できる。照明のレンジを検出レンジで乗算すれば、強度の12ビットまたは5096レベルの理論的なダイナミックレンジが得られる。上記の4ビット照明レンジおよび8ビット画像レンジは典型的である。照明レンジに対する実際の値は、使用中の光源および撮像装置に対して可能な制御および測定のいかなるレンジでもあり得る。例えば、光源は調整の6、8、12、または16ビットを提供することができ、検出器も同様に、検出感度の6、8、12、または16ビットを提供することができる。

10

【0076】

図7は、光源710の典型的な4ビットデジタル照明レンジがどのように検出器720の典型的な8ビットデジタル画像レンジと組み合わされて、レンジ730の12ビットのデジタル画像を生成できるかを示している。8ビット画像画素値を4ビット照明レンジで乗算し、その後、実際の照明値で除算することで、12ビットダイナミックレンジ画像内の実際の12ビット値を計算できる。図7において、図6からの赤チャネル画像値は照明レンジと乗算されて、12ビット画像強度値745が生成されている。そして、これらの値は実際の照明値680により除算されて赤デジタル出力画像値750が生成される。緑チャネル765は実際の照明値685により除算されて、緑デジタル出力画像値760が生成される。緑チャネル765は実際の照明値690により除算されて、デジタル出力画像値770が生成される。緑チャネルおよびデジタル出力画像値760に対して、グラフの高さは、緑チャネルにおいて使用される照明強度が半分になることを説明するために2倍に増大されており、それにより緑照明強度が赤および青チャネルの強度と同じ場合の飽和を補填した。

20

【0077】

結果の値は、結果としての出力画像の改良された表示と画像処理を提供するのに十分なダイナミックレンジと正確性を有する。

【0078】

図8は、光源の制御可能な照明レンジ800がどのように撮像装置の測定レンジ802と組み合わされて拡張されたダイナミックレンジの撮像が得られるかを示すフローチャートである。簡単に述べれば、同調可能光源810(CCLS)は選択的にかつ可変的に、光源810からの光の波長と強度を制御する。そのような制御は、同調可能光源810を制御するコンピュータに、試料からの応答が与えられた波長レンジ内か、または帯域が意味のある測定のためには高過ぎるのか、または低過ぎるのかの情報を、ユーザーから、または所望のように与えるフィードバックループであってよい。同調光源810はその後、生体組織からの応答が適切になるまで調整される820。図8において、デジタル減衰値840として示される4ビット値(所望する減衰または増大された照明の他の値も可能である)に従って、光は減衰される。そのような値は、バイナリ形式で表現され、デジタル照明値830を提供する。一般的に照明レンジ800と呼応して作動して、測定レンジ802は、与えられた例においては8ビットレンジ(所望する測定の他のレベルも可能である)で、バイナリ形式で表現されて、デジタル測定値870を提供する測定値860のあるレンジを有する検出システム850を備える。その後、異なる測定値830および870が組み合わされて、これもまた示されるようにバイナリ形式表現できる全画像値880が提供される。この全画像値880は、ここでは12ビット(4ビット×8ビット)である、強調されたダイナミックレンジを有する画像表示890を提供する。

30

【0079】

このように、いくつかの態様においては、良好なダイナミックレンジを有する光学撮像システムは同調可能光源を含み、種々の選択スペクトル出力および種々の波長依存強度分布を含む照明光を放射するように構成された同調可能光源を含む。光源は、所望のよう

40

50

、種々の選択スペクトル出力および種々の波長依存強度分布を独立して増減するように構成することができる。目標の生体組織から放射する光を検出し、放射光の少なくともスペクトル分布および波長依存強度分布を表現する信号をプロセッサに送信するように構成されたセンサと、光源、センサ、およびプロセッサに操作可能なように接続されたコントローラであって、コントローラは、プログラミングが照明光の選択スペクトル出力および波長依存強度分布を変化させて、信号における特別な波長分布において、実質的に許容可能な波長分布を変更することなく、過飽和または露光不足を補償するように構成された補償照明光を提供し、コンピュータ実行型プログラミングが、光源の変化についてのデータと信号についてのデータを組み合わせて、センサ単独の場合と比較してシステムに対して強調されたダイナミックレンジを提供できるように構成することが可能なように光源、センサ、およびプロセッサを調整するように構成可能なコンピュータ実行型プログラミングを含む。システムは、内視鏡、検耳鏡、外科医用顕微鏡、または他の医療用または非医療用システムの一部、またはそこに取り付ける（永久に、または一時的に）、またはそこにおいて具現化することができる。10

【0080】

同調可能光源は、光源および、スペクトル形成器およびスペクトル形成器の下流に位置し、スペクトル形成器に光学的に接続され、所望の光を通過させるように構成された画素化空間光変調器（S L M）を含む同調可能フィルタを含むことができる。S L Mは、反射型または透過型画素化S L Mであってよい。画素化S L Mは、光阻止バリアを両者の間に伴い、実質的に隣同士に並べて配置された第1および第2画素化S L M領域を提供するよう構成することが可能で、システムは更に、第1画素化S L M領域からの光を第2画素化S L M領域に送信するよう位置し、構成された少なくとも一つの光学素子を含むことができる。同調可能光源は、S L Mの代わりに、またはS L Mに追加して音響光学同調可能フィルタ（A O T F）もまた含むことができる。同調可能光源は、事実上、全ての望ましくない光を除去するために、直列に構成された少なくとも二つの同調可能フィルタを備えることができる。20

【0081】

センサは先端部に配置することができ、モノクロまたはカラーセンサであってよい。システムは、光源が、それぞれが選択された、実質的に純粹な、可変の分布および強度を有する照明光の複数の異なる所望の波長帯域を時間の経過と共に提供し、モノクロセンサが目標の生体組織から放射する光の強度を検出して所望の波長分布のそれぞれに対して検出光強度を提供し、プロセッサが帯域のそれぞれに対する検出光強度を、表示装置上の表示のための適切な選択されたカラーに関連付けるように、光源、センサ、およびプロセッサを調整するように構成されたコンピュータ実行型プログラミングを更に含むことができる。システムは、補償照明光が、例えば赤、青、または緑の一つ、またはシアン、イエロー、またはマゼンタの一つ、または所望の他の帯域であってよい照明光と比較して、実質的に单一波長帯域においてのみ減衰可能なように構成することが可能である。補償照明光は複数の波長帯域においても減衰可能である。30

【0082】

照明光は、蛍光励起（または他の励起光）照明光の少なくとも一つの帯域を含むことができる。望むのであれば、システムは、電荷結合素子（C C D）、相補型金属酸化膜半導体（C M O S）、電荷注入素子（C I D）、およびフォトダイオードアレイのいかなる一つであってもよい、または所望の他のセンサであってもよい、センサに反射して戻す、実質的にすべての蛍光励起照明帯域を阻止するように構成された少なくとも一つのロングパスフィルタを含むことができる。システムは、表示装置も備えることができる。内視鏡は柔軟性があってもなくてもよく、照明は実質的に、可視光、紫外線（U V）、および赤外線（I R）を含むか、またはそれらから構成することができる。システムは、時間量を変化することおよび／または異なる所望の波長帯域を減衰することにより、照明光の少なくとも一つの波長帯域に対して異なる強度を提供するように構成することができる。内視鏡から放出され得る。40

【 0 0 8 3 】

スペクトル出力および波長依存強度分布もまた、病気治療、フォトダイナミックセラピー、病気診断のために、目標の生体組織中の所望の対象物の検出または区別、または所望する他の目的のためにコントラストを強調するように構成することができる。プロセッサはコントローラであってよい。

【 0 0 8 4 】

他の態様において、ここでこの方法は、ここで検討されたシステムおよび装置を製作することおよび使用することを含む。例えば、本方法は、良好なダイナミックレンジを有する、目標物の画像を得ることを含むことができ、a) 可変選択スペクトル出力および可変波長依存強度分布を含む照明光を放射するように構成され、所望するように可変選択スペクトル出力および可変波長依存強度分布を独立して増加または減少して、目標物を照明するように構成できる同調可能光源から照明光を放射すること、b) 目標物から放射する光を、その放射光のスペクトル分布および波長依存強度分布を測定するセンサを介して感知すること、c) 放射光が、センサの感知素子を飽和、露光過度、または露光不足にしているかを決定すること、d) 放射光が、センサの感知素子を飽和、露光過度、または露光不足にしている場合は、信号の特別な波長分布において実質的に許容可能な波長を変更することなく過飽和または露光不足を補償するように構成された補償照明光を提供するように、照明光の選択スペクトル出力および波長依存強度分布を選択的に調整すること、およびe) 光源の調整についてのデータと信号からのデータを、センサ単独の場合と比較して強調ダイナミックレンジを提供するために組み合わせることを含む。

10

20

【 0 0 8 5 】

上記より、説明の目的のために特別な実施形態がここでは検討されたが、種々の変形が、ここでの精神および範囲から逸脱することなく可能であることは明らかである。従って、ここにおけるシステム、方法などは、ここに記載された要旨のすべての順序の入替えおよび組み合わせたものと同様に、そのような変形も含み、付随する請求項による以外は、制限されるものではない。

【 図面の簡単な説明 】**【 0 0 8 6 】**

【図1】図1は、照明エネルギーの波長依存分布を変更でき、一体化された画素捕捉装置を備え、内視鏡、カメラ制御ユニット、およびカメラおよび画像表示システムに接続されるコンピュータ制御「同調可能」光源の概略図である。

30

【図2】図2は、一体化された画像捕捉装置またはサブシステムを備える同調可能光源の主要構成要素の概略図である。

【図3】図3は、カラービデオ画像、その赤、緑、および青画像構成要素、および各画像の中心を横切る水平ビデオ線の強度を示すグラフの概略図である。

40

【図4】図4は、緑チャネルが飽和したカラービデオ画像を示す概略図である。

【図5】図5は、画像飽和が照明強度の減少を誘発するときの、ビデオ画像およびカラーチャネルに対する効果を示す概略図である。

【図6】図6は、画像飽和が、飽和チャネルの信号に寄与する光の波長に対してのみ照明強度の減少を誘発するときの、ビデオ画像およびカラーチャネルに対する効果を示す概略図である。

【図7】図7は、照明を減衰した出力画像チャネルが、信号に減衰係数を乗算することによりその信号を修復したときの、ビデオ画像信号に対する効果を示す概略図である。

【図8】図8は、デジタル画像のダイナミックレンジ、光源のダイナミックレンジの相対的寄与、および画像センサからのデジタル化画像のダイナミックレンジを示す概略図である。

【図1】

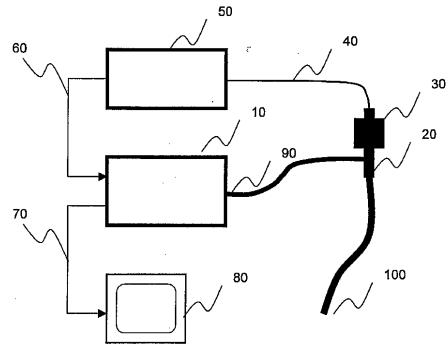


Figure 1

【図2】

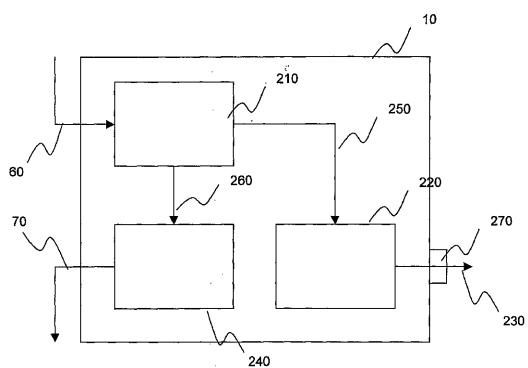


Figure 2

【図3】

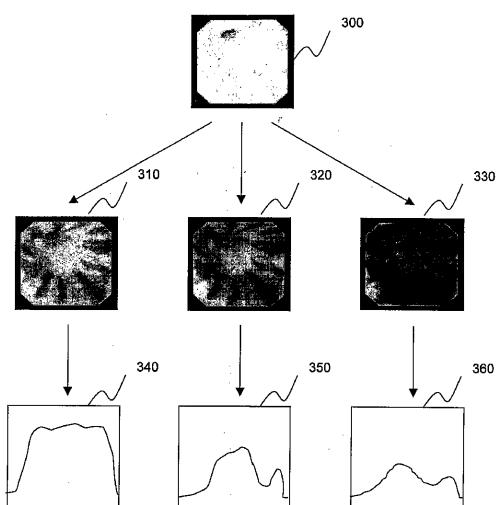


Figure 3

【図4】

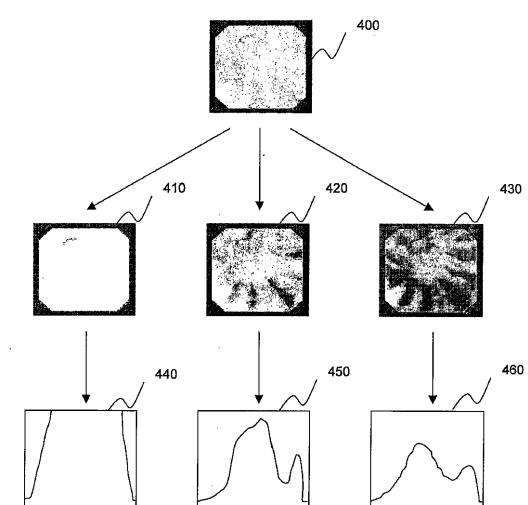


Figure 4

【図5】

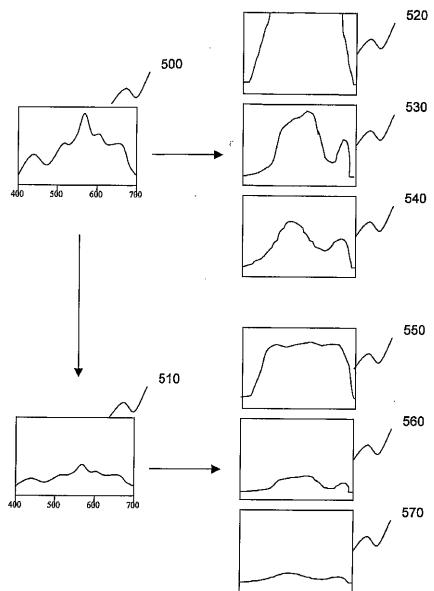


Figure 5

【図6】

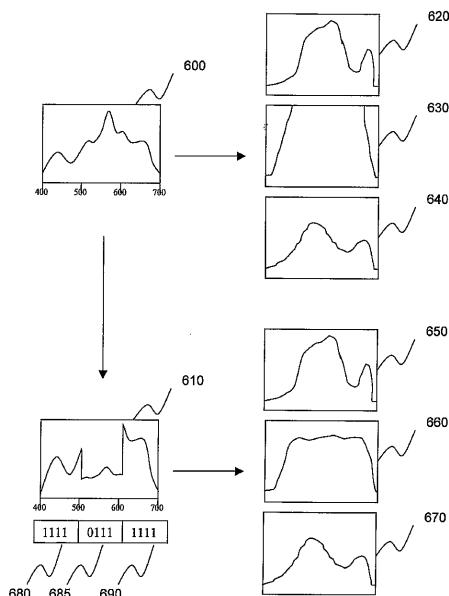


Figure 6

【図7】

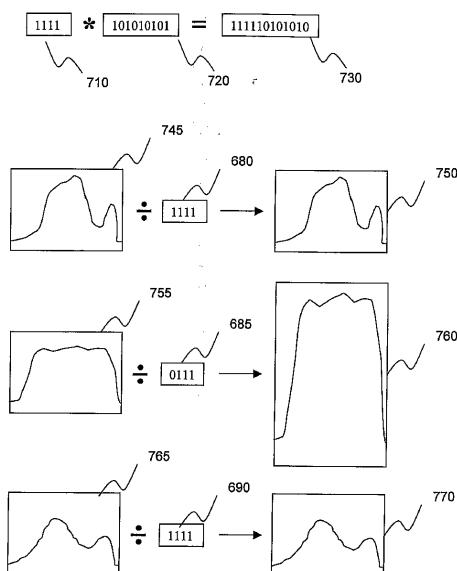
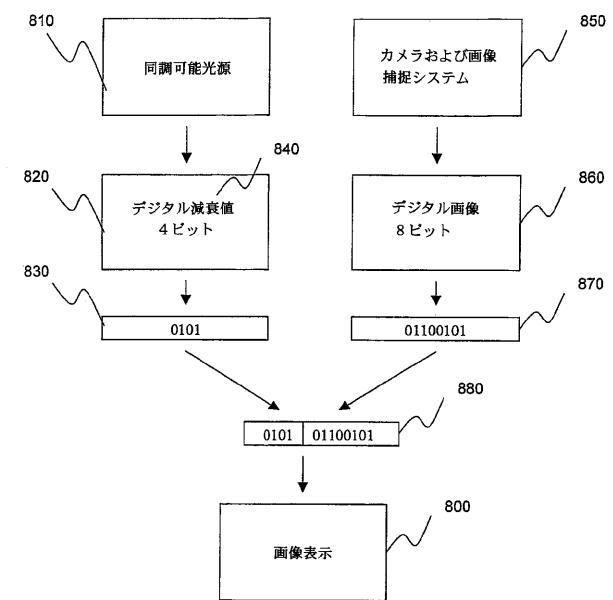


Figure 7

【図8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/CA2004/001751
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
G02B-23/26		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC7 G02B-23,A61B-1,H01L-27,G05B-19,G05B-27 and keywords (Endoscope, microscope, dynamic range, spectrum, halation)		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base, and, where practicable, search terms used) USPTO WEST, DELPHION, CANADIAN PATENT DATABASE (Endoscope, microscope, dynamic range, spectrum, halation)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 464 633 Oct. 15, 2002 A61B-1/66 Hosoda et al. Col. 29 line 22 to col. 31 line 37, col 34 line 34 to col.36 line 14, figures 47 and 55	1-4,13-17,19,25,26,3-36,43-45,47,49,55,56
Y		8-12,18,20-24,27,32,40-42,46,48,50-54,57-62
Y	US 6 204 941 March 20, 2001 G01J-3/06 Beale et al.	3 and 35
Y	US 5 090 807 Feb. 25, 1992 Tai	3, 4, 35 and 36
Y	CA 2 404 600 Oct. 4, 2001 A61B-1/303 Utzinger et al.	6, 38
A	US 5 351 151 Sept. 27, 1994 G02B-27/10 Levy	1-62
A	CA 2 388 696 March 8, 2001 H04N-9/04 Takeyama	1-62
A	JP 2003 010 101 Jan. 14, 2003 A61B-1/00 Sendai	1-62
Further documents are listed in the continuation of Box C.		Patent family members are listed in 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-type search 02 December 2004 (02-12-2004)		Date of mailing of the international-type search report 16 February 2005 (16-02-2005)
Name and mailing address of the ISA/CA Commissioner of Patents Canadian Patent Office - PCT Ottawa/Gatineau K1A 0C9 Facsimile No. 1-819-953-9358		Authorized officer David E. Green (819) 994-8213

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CA2004/001751

Patent Document Cited in Search Report	Publication Date	Patent Family Member(s)	Publication Date
US6464633	15-10-2002	EP1079255 A2 JP2001059942 A JP2001208985 A JP2001211448 A JP2001221956 A JP2001221959 A JP2001224015 A JP2001235686 A JP2001275961 A US6464633 B1	28-02-2001 06-03-2001 03-08-2001 03-08-2001 17-08-2001 17-08-2001 17-08-2001 31-08-2001 09-10-2001 15-10-2002
US6204941	20-03-2001	GB2402227 A GB9214556D D0 US6204941 B1	01-12-2004 04-02-2004 20-03-2001
US5090807	25-02-1992	US5090807 A	25-02-1992
CA2404600	04-10-2001	AU5116401 A CA2404600 A1 EP1267709 A2 JP2003527916T T US6766184 B2 WO0172216 A2	08-10-2001 04-10-2001 02-01-2003 24-09-2003 20-07-2004 04-10-2001
US5351151	27-09-1994	US5351151 A US5541762 A US5708522 A	27-09-1994 30-07-1996 13-01-1998
CA2388696	28-02-2002	CA2388696 A1 EP1312384 A1 WO0215953 A1	28-02-2002 21-05-2003 28-02-2002
JP2003010101	14-01-2003	JP2003010101 A US6796938 B2	14-01-2003 28-09-2004

フロントページの続き

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

(74)代理人 100135585

弁理士 西尾 務

(72)発明者 マッキー・ノン,ニコラス,ビー.

カナダ国 ブリティッシュ コロンビア州 ブイ6ケー 2エイチ8,バンクーバー,マーストランド アベニュー 2267

(72)発明者 スタンジ,ウルリック

カナダ国 ブリティッシュ コロンビア州 ブイ6ケー 1ジェイ1,バンクーバー,ウェストセカンド アベニュー 2310

F ターム(参考) 2H040 GA02 GA11

4C061 CC06 QQ09 RR04 TT01
5C122 DA25 DA26 EA21 FB17 FF16 FF17 HB01 HB07

专利名称(译)	涉及扩展动态范围成像内窥镜系统的装置和方法		
公开(公告)号	JP2007506487A	公开(公告)日	2007-03-22
申请号	JP2006527250	申请日	2004-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	泰国达尔光子墨水		
申请(专利权)人(译)	Taidaru光电子，油墨。		
[标]发明人	マッキーノンニコラスビー スタンジウルリック		
发明人	マッキーノン,ニコラス,ビー。 スタンジ,ウルリック		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/235 H04N5/225 A61B1/05 A61B1/06 G01J1/32 G01J3/10 G01J3/28 G01N21/64 H04N9/04		
CPC分类号	G01N21/6456 A61B1/00186 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/227 G01J1/32 G01J3/0216 G01J3/0229 G01J3/0286 G01J3/10 G01J3/28 G01J3/2803 G01J3/2823 G01N2021/6471 G01N2021/6484 G02B23 /2461 G02B23/2469 H04N5/2354 H04N9/045 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/235 H04N5/225.C		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/TT01 5C122/DA25 5C122 /DA26 5C122/EA21 5C122/FB17 5C122/FF16 5C122/FF17 5C122/HB01 5C122/HB07		
优先权	60/506273 2003-09-26 US		
其他公开文献	JP5089168B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本文中的设备和方法包括光源和内窥镜系统，当从内窥镜观察活体组织时，该光源和内窥镜系统可以提高图像的质量以及由用户区分期望特征的功能。,尤其是通过提供一种方法和设备，以增强由于小图像传感器和小像素电子阱电容以及其他光学系统而具有有限动态范围的内窥镜的图像的动态范围。。[选择图]图6