

(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2007-526014

(P2007-526014A)

(43) 公表日 平成19年9月13日(2007.9.13)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300T	2H040
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 A	2H045
G02B 26/10 (2006.01)	G02B 26/10 104Z	2H199
G02B 27/28 (2006.01)	G02B 27/28 Z	4C061

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 45 頁)

(21) 出願番号	特願2006-517544 (P2006-517544)	(71) 出願人	505472816 マイクロビジョン, インク. アメリカ合衆国 ワシントン州 9805 2-5034, レッドモンド, 185番 アベニュー エヌイー 6222
(86) (22) 出願日	平成16年6月22日 (2004.6.22)	(74) 代理人	100083932 弁理士 廣江 武典
(85) 翻訳文提出日	平成18年2月3日 (2006.2.3)	(74) 代理人	100129698 弁理士 武川 隆宣
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/019996	(74) 代理人	100129676 弁理士 ▲高▼荒 新一
(87) 国際公開番号	W02005/000110	(74) 代理人	100130074 弁理士 中村 繁元
(87) 国際公開日	平成17年1月6日 (2005.1.6)	(74) 代理人	100135585 弁理士 西尾 務
(31) 優先権主張番号	60/482, 376		
(32) 優先日	平成15年6月23日 (2003.6.23)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	10/873, 540		
(32) 優先日	平成16年6月21日 (2004.6.21)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

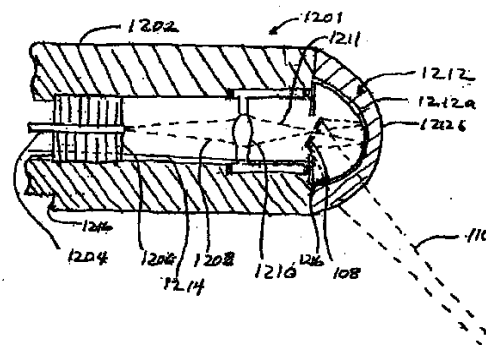
(54) 【発明の名称】 走査内視鏡

(57) 【要約】

【解決課題】 硬質又は可撓性の形態に適合し易い走査内視鏡であり、走査ビームイメージングを使用した内視鏡および腹腔鏡に関する。

【解決手段】 内視鏡は、制御装置、光源、検出器を収納した1つまたはそれ以上の本体；走査機構を収容した分離可能な先端部を備え、光源は、出力を全色感光型ビーム内に結合するレーザエミッタを含む。画像を生成する紫外線または赤外線波長の光が発光される。検出器は、末端または基端部に収納され、集光された光が光ファイバを介して伝播される。複数の走査要素を組み合わせ、立体画像や他の画像形式が生成可能である。内視鏡は体腔内の通過を容易にし、患者のトラウマを低減する滑剤送達システムを含む。イメージング構成要素は小型で、別の形態はMEMSスキャナおよび光ファイバ内に設けられ、作業チャンネル、灌液部分、その他の隙間内に配置することができる。

【選択図】 なし



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

走査ビームイメージャであり；

偏光した光を生成するべく動作可能な照明器を備え；

基端部と末端部を有する照明光ファイバを備え、上記基端部が前記照明器からの光を受光するよう整列されており、前記照明光ファイバが、その基端部から末端部へと光を伝播するべく動作可能であり；

前記照明光ファイバの末端部から視野にかけて光を誘導するべく動作するスキャナを備え；

前記照明器からの光に対して相互偏光された偏光器を備え；

10

前記照明光ファイバとは別の少なくとも 1 本の検出光ファイバを備え、前記少なくとも 1 本の検出ファイバが末端部と基端部を有しており、前記少なくとも 1 本の検出ファイバの末端部が、前記偏光器を介して視野から誘導された光の少なくとも一部分を受光するよう位置決めされており；さらに、

前記少なくとも 1 本の検出光ファイバの基端部からの光を受光するよう位置決めされた少なくとも 1 つの光検出器を備える走査ビームイメージャ。

【請求項 2】

前記照明光ファイバの末端部と前記ビーム誘導器の間に動作可能に介在されたビーム成形光学要素をさらに備える、請求項 1 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 3】

20

走査された光ビームの形状を変更するために、前記ビーム成形光学要素の特徴が調整可能である、請求項 2 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 4】

調整可能な前記ビーム成形光学要素の特徴が、前記ビーム成形光学要素の可変位置を含んでいる、請求項 3 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 5】

調整可能である前記ビーム成形光学要素の特徴が、前記ビーム成形光学要素の可変形状を含んでいる、請求項 3 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 6】

視野から光を集め、上記集めた光を前記少なくとも 1 本の検出光ファイバ内に結合するべく位置決めされた少なくとも 1 つの集光光学部材をさらに備える、請求項 1 に記載の走査ビームイメージャ。

30

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つの集光光学部材が、実質的に透明なプラスチック材料を備えている、請求項 6 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 本の検出光ファイバが、複数の検出光ファイバを備えており；さらに、

前記少なくとも 1 つの光検出器が複数の光検出器を備えている、請求項 1 に記載の走査ビームイメージャ。

40

【請求項 9】

前記複数の検出光ファイバに結合した複数のフィルタをさらに備えており、前記複数のフィルタの各々が、実質的に光の特定の波長が前記複数の光検出器の各々へ伝播されることを妨害する、請求項 8 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つの光検出器が、複数の光検出器を備えており、前記走査ビームイメージャがさらに；

前記少なくとも 1 本の検出器光ファイバにより伝播される光の一部分を除去し、除去された光の部分を前記複数の光検出器の 1 つへと誘導する少なくとも 1 つの波長分離器を備えている、請求項 1 に記載の走査ビームイメージャ。

50

【請求項 1 1】

前記波長分離器が誘電鏡を備えている、請求項 1 0 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 1 2】

前記少なくとも 1 つの波長分離器が、前記少なくとも 1 本の検出器光ファイバと前記複数の光検出器の 1 つとの間に介在されている、請求項 1 0 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 1 3】

前記ビーム誘導器が、前記照明光ファイバの末端部を移動するべく動作可能な機構を含んでいる、請求項 1 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 1 4】

前記ビーム誘導器が、前記照明光ファイバの末端部からの光を受光し、この光を偏光するべく動作するよう整列した可動鏡を含んでいる、請求項 1 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 1 5】

前記ビーム誘導器が M E M S スキャナを含んでいる、請求項 1 4 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 1 6】

走査ビーム内視鏡であり；

偏光を生成するべく動作可能な発光器を備え；

基端の位置から末端の位置へ光を伝播するために、前記発光器と動作可能に結合した光ファイバをさらに備え；

前記光ファイバの末端部からの光ビームを受光するよう位置決めされたスキャナを備え、前記スキャナが、視野にかけて光ビームを走査するべく動作可能に結合しており；

前記発光器からの光に対して相互偏光され、前記視野からの光を受光するべく位置決めされた偏光器を備え；

前記偏光器を介して視野から光を受光するよう位置決めされた少なくとも 1 つの光検出器を備えている、走査ビーム内視鏡。

【請求項 1 7】

前記少なくとも 1 つの光検出器が複数の光検出器を備えている、請求項 1 6 に記載の走査ビーム内視鏡。

【請求項 1 8】

複数の光ファイバをさらに備えており、前記光ファイバの各々が、視野からの光の 1 つまたはそれ以上の波長の伝播を実質的に妨害するために、前記複数の光検出器の 1 つと光学結合している、請求項 1 7 に記載の走査ビーム内視鏡。

【請求項 1 9】

前記少なくとも 1 つの光検出器が、前記光ファイバの末端付近に搭載されたフォトダイオードを備えており、前記フォトダイオードが、これへの視野入射からの光に反応する電気信号を変調する、請求項 1 6 に記載の走査ビーム内視鏡。

【請求項 2 0】

前記フォトダイオード付近に搭載されたアナログ/デジタル変換器をさらに備え、前記アナログ/デジタル変換器が、前記フォトダイオードによって生成されたアナログ電気信号を、伝播されるデジタル電気信号に変換するべく、前記光ファイバの基端部付近に動作可能に結合している、請求項 1 9 に記載の走査ビーム内視鏡。

【請求項 2 1】

画像を捕獲する方法であり；

光のビームを生成し；

上記光のビームを 2 次元視野にかけて、両軸において一定でない値にて走査し；

散乱した光を 1 本またはそれ以上の光ファイバで収集し；さらに、

視野からの光を検出する、画像を捕獲する方法。

【請求項 2 2】

10

20

30

40

50

さらに、実質的に一定の値においてデータのサンプリングを行う、請求項 2 1 に記載の画像を捕獲する方法。

【請求項 2 3】

さらに、画素間の間隔が実質的に等しい画像を生成するために、上記サンプリングしたデータポイント間を補間する、請求項 2 2 に記載の画像を捕獲する方法。

【請求項 2 4】

前記光のビームを走査するステップがさらに、
第 1 走査周波数で走査された第 1 走査軸に沿って走査を行い；
第 2 走査周波数で走査された第 2 走査軸に沿って走査を行い；
上記第 2 走査周波数が第 1 走査周波数よりも低く；さらに
前記軸の少なくとも一方が正弦的に変化する走査速度にて走査される、請求項 2 1 に記載の画像を捕獲する方法。

10

【請求項 2 5】

データが、正弦的に変化する走査速度で走査された瞬間走査速度軸と実質的に反比例する瞬間値においてサンプリングされる、請求項 2 4 に記載の画像を捕獲する方法。

【請求項 2 6】

瞬間走査速度が両方の走査軸において正弦的に変化する、請求項 2 4 に記載の画像を捕獲する方法。

【請求項 2 7】

前記第 1、第 2 走査軸が、フレームレートよりも高い周波数にて走査される、請求項 2 5 に記載の画像を捕獲する方法。

20

【請求項 2 8】

ビームがリサージュ走査パターンにおいて走査される、請求項 2 7 に記載の方法。

【請求項 2 9】

走査ビーム内視鏡であり；
複数の波長を出力する照明器を備え；
前記照明器と結合し、基端部と末端部を有する照明光ファイバを備え；
前記照明光ファイバの末端部から光を受光し、これを視野にかけて走査する 2 本の軸における走査共鳴を備え；さらに、
視野によって散乱した光を受光する検出器を備える、走査ビーム内視鏡。

30

【請求項 3 0】

複数の波長を有する前記光が広帯域光である、請求項 2 9 に記載の走査ビーム内視鏡。

【請求項 3 1】

複数の波長を有する前記光がさらに、複数の別個のナローバンドカラーを備えている、請求項 2 9 に記載の走査ビーム内視鏡。

【請求項 3 2】

赤色、緑色、青色に関連した 3 色の別個のナローバンドカラーがある、請求項 3 1 に記載の走査ビーム内視鏡。

【請求項 3 3】

別個のナローバンドカラーの少なくとも 1 つが、人間の眼では容易に区別できない電磁スペクトルの領域内にある、請求項 3 1 に記載の走査ビーム内視鏡。

40

【請求項 3 4】

走査内視鏡先端部であり；
分離可能な基端部本体からの照明光を受光し、上記照明光を末端先端部へ伝播するための照明光ファイバを備え；
前記末端先端部内の少なくとも 2 本の軸において共鳴的に駆動され、前記照明ファイバの末端部からの照明光を受光し、上記照明光を視野にかけて走査するよう位置決めされたスキャナを備え；

視野からの光を受光し、前記受光した光を分離可能な基端部本体へ伝播するよう基端部へ伝播する、前記末端先端部内に位置決めされている 1 本またはそれ以上の検出光ファイ

50

バをさらに備える、走査内視鏡先端部。

【請求項 35】

基端部から末端部へと延びており、前記光ファイバを内包している外部シースをさらに備える、請求項 34 に記載の走査内視鏡先端部。

【請求項 36】

前記外部シース内に内包されている、分離可能な基端部本体から電気信号を受信し、上記電気信号を前記スキャナへ送信するための基端部を備えた複数の電気リード線をさらに備えている、請求項 35 に記載の走査内視鏡先端部。

【請求項 37】

前記電気リード線の 1 本またはそれ以上がさらに、信号を前記末端部から前記基端部へ、送信し、次にこの信号がさらに、分離可能な基端部本体へ送信される、請求項 36 に記載の走査内視鏡先端部。 10

【請求項 38】

前記光ファイバの前記基端部に取り付けられた先端コネクタをさらに備え、前記先端コネクタが、分離可能な本体上に配置した本体コネクタに取り外し可能に結合できる、請求項 34 に記載の走査内視鏡先端部。

【請求項 39】

走査ビームイメージャであり；

視野にかけて光のビームを走査するための複数のビームスキャナを備えており；

視野からの光を受光するべく位置決めされた 1 つまたはそれ以上の非イメージング検出器要素を備えている走査ビームイメージャ。 20

【請求項 40】

前記複数のビームスキャナの各々に結合した別個の照明源をさらに備え；

複数のビームスキャナの各々に関連している前記受光した光に関連した信号を区別するために、前記 1 つまたはそれ以上の非イメージング検出器要素と結合している、1 つまたはそれ以上のデマルチプレクサをさらに備えている、請求項 39 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 41】

前記各々の別個の照明源が、或る特徴的周波数にて変調された光を出力し；さらに、

前記 1 つまたはそれ以上のデマルチプレクサが、周波数変調に基づいて信号を分離する、請求項 40 に記載の走査ビームイメージャ。 30

【請求項 42】

前記各々の別個の照明源が、1 つまたはそれ以上の特徴的波長にて光を出力し、さらに、

前記 1 つまたはそれ以上のデマルチプレクサが、波長に基づいて信号を分離する、請求項 40 に記載の走査ビームイメージャ。

【請求項 43】

2 つのビームスキャナが存在し；さらに、

各ビームスキャナの視野が実質的に同一であり；

これにより、前記走査ビームイメージャが立体画像を生成する、請求項 40 に記載の走査ビームイメージャ。 40

【請求項 44】

末端先端部を有する内視鏡であり；

末端先端部付近に位置決めされた 1 つまたはそれ以上の滑剤分配口を備えているため、体腔内の内視鏡の通過を補助するべく滑剤を分配することができる、末端先端部を有する内視鏡。

【請求項 45】

上記滑剤を臨床医が手動で分配できる、請求項 44 に記載の内視鏡。

【請求項 46】

上記滑剤を自動的に分配できる、請求項 45 に記載の内視鏡。 50

【請求項 47】

上記滑剤自動分配が画像データによって誘発される、請求項 46 に記載の内視鏡。

【請求項 48】

上記滑剤自動分配が先端角度によって誘発される、請求項 46 に記載の内視鏡。

【請求項 49】

滑剤を放出する末端先端部の少なくとも一部分上にコーティングをさらに備え、これにより、明瞭なビューを維持し、画像品質を最大化する、請求項 44 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、走査ビームシステムに関連し、より詳細には、走査ビームイメージングを使用した内視鏡および腹腔鏡に関する。

【0002】

(関連明細書への参照)

本願明細書は、Wiklof 等によって発明され、2003 年 6 月 23 日付けで提出された仮特許明細書出願番号 60/482、376 号、タイトル SCANNING ENDOSCOPY に従属し、ここから優先権を請求するものである。

【背景技術】

【0003】

1980 年代から、ビデオ内視鏡および腹腔鏡が一般的に使用されてきた。腹腔鏡は、最低侵襲性の手術に使用できる硬質な装置である。一般に、腹腔鏡は、基端部に外部的に取り付けられ、デジタルカメラを搭載したハンドピースを使用する。デジタルカメラは、患者の体腔内に延びた管内にエンド・トゥ・エンド配置された一連のロッドレンズを介してビデオ画像を収集する。カメラはその信号を、配線を介して、多くの場合ディスプレイモニタを装備しているコンソールへ戻す。さらに、一般にコンソールの上には、多くの場合キセノンランプに基づいた光源が取り付けられている。光源は、光ファイバを介して光をハンドピースへ送り、ここで結合が行われる。次に、この光が、腹腔鏡管内を走行している光ファイバを介して体腔内へ送られる。光ファイバは多くの場合同軸リング内の管の末端部、または管外縁周囲の部分アークにて終端している。使用時に、照明パワーは、適切な明るさの画像をビデオモニタ上に提供するように調整される。

【0004】

一般に、内視鏡は、診断処置または他の処置に使用できる可撓性の装置である。最新型の内視鏡（および数種類の腹腔鏡）は、光を集光し、これを電気信号に変換し、電気信号を可撓性管を介してハンドピースにまで送信する末端先端部デジタルカメラを使用している。その後、この信号が、腹腔鏡の動作方法と類似の方法で表示されるべくコンソールへ送信される。一般にカメラレンズの各側部上の 1 対のアパーチャとして終端している照明ファイバを除いて、照明が腹腔鏡のものと類似の方法で体腔へ送られる。多くの場合、内視鏡は、内視鏡の先端を臨床医が見たい方向、または管を前進させたい方向へ向ける操縦装置に加えて、灌液チャンネルと機器用の作業チャンネルを含んでいる。

【0005】

内視鏡と腹腔鏡はエンドルック型またはサイドルック型であってよい。エンドルック型装置では、視野が装置端部の真正面に向いて位置決めされる。サイドルック型装置は、その視野を管端部から 70° または他の角度のオフアクシスで配置することができる。視野は、アプリケーションに従って変化する。例えば、結腸鏡（結腸検査に使用される内視鏡）は、多くの場合、140° の直交視野を有し、腹腔鏡は 70° の直交により近い視野を有する。

【0006】

機器は、多くの内視鏡の作業チャンネルを降下できるようになっている。作業チャンネルの直径内を通して体腔内へ入り、その場所において臨床医が組織サンプル採取などに使用することができる鉗子および他の装置が開発された。腹腔鏡の分野では、一般に、機器は別

10

20

30

40

50

の小さな切開部分を介して処置に導入される。多くの場合、機器および腹腔鏡はトロカールまたはリングを通るが、このリングは、不適切な締め付けまたは損傷を防止するべく切開部を寄せるため、さらに密封を維持するためのものである。

【 0 0 0 7 】

腹腔鏡と内視鏡の両方は、電荷結合素子 (C C D) または相補型金属酸化膜半導体 (C M O S) 素子のような画素化したセンサアレイを使用できる。画素化された画像では、各画素が 1 アレイの要素に関連しており、また、サンプリング間隔を選択するべく、各要素が接合地点から視野内へ進む光エネルギーを受光する。各要素は、光を、その接合地点の明るさと比例する電気信号に変換する。

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

今日のデジタル内視鏡および腹腔鏡では、画像品質とダイナミックレンジが制限され、また多くの場合、その他の望ましくない産物を生じ得る。とりわけ末端イメージングシステムの場合には、一般に、直径制限がより高い解像度への妨害となっている。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明はその多様な形態において、走査ビームイメージングシステム、特に走査ビーム内視鏡、腹腔鏡、これ以外の、比較的届き難い場所から画像を収集するイメージング装置に関する。さらに、小型バーコード・イメージャ、ボロスコープ、マシンビジョンカメラ、その他を含む、これ以外のスキャニングまたは走査ビームイメージング装置に、多くの形態を適用することができる。

【 0 0 1 0 】

本発明の多くの形態は、医療および非医療分野の両方において、硬質および可撓性のアプリケーションに使用することが可能である。多くの場合、内視鏡および腹腔鏡という用語は、相互交換可能に使用され、また、胃鏡、腸鏡、S 状結腸鏡、結腸鏡、喉頭鏡、鼻咽喉頭鏡、気管支鏡、十二指腸鏡、総胆管鏡、腎臓鏡、膀胱鏡、子宮鏡、腹腔鏡、関節鏡、その他を含む分野範囲における広範囲の特定的実現を参照するべく理解することができる。

【 0 0 1 1 】

本発明による或る例証的实施形態では、例えばナロースペクトル源のような複数のカラー光源を組み合わせて実質的に白色の光を形成している。この白色光は、1 本またはそれ以上の光ファイバを介して末端先端部へ送られてビーム形成され、このビームが視野 (F O V) にかけて走査される。F O V によって反射、分散、屈折、または摂動された光の少なくとも一部分が集光され、電気信号に変換される。ビーム位置および集光した光の量に関する情報を組み合わせて、デジタル画像を形成することができる。別の実施形態によれば、ビーム位置に関する情報は画像自体から決定され得る。

【 0 0 1 2 】

或る例証的な実施形態によれば、カラー光源は赤色レーザ、緑色レーザ、青色レーザ、発光ダイオード、その他の装置であってよい。これ以外の例証的实施形態によれば、異なる性質を持った異なる数の光源を組み合わせて走査ビームを形成することができる。例えば、互いに数ナノメートルの波長で異なった 1 対の赤色源を使用して、赤色物体の識別を向上させることができる。別の例では、赤色源、緑色源、青色源の中間の波長を有する光源を使用して、向上した色域を有する 4 本、5 本、6 本、さらにそれ以上のチャンネルを装備したシステムを作成できる。さらに別の例では、赤外線、紫外線、その他における光源を組み合わせて、拡張型のスペクトルシステムを形成できる。

【 0 0 1 3 】

その他の例証的实施形態によれば、治療的性質を有する光源を治療に用いることができる。例えば、強力な赤外線光を焼灼に使用する、紫外線光を屈光性薬剤に使用する、その他が可能である。狭波長源を組み合わせて使用することで、例えば、屈光性薬剤または光学診断化学物質が存在するが、これを特定の場所においてのみ有効化したい場合に、望ま

10

20

30

40

50

しくない波長に対して露出されることを防止できる。治療的ビームは、医師またはリモートエキスパートによって選択的に作動させる、あるいは、画像性質に基づいて自動的に作動させることができる。治療ビームは、視野全体について、視野の一部分について、または視野内の特定の小さなスポットについて作動させることが可能である。

【0014】

他の例証的实施形態によれば、複数の光源を、本質的にカラーバランスがとれていない1本のビームに結合してもよい。このような場合、画像は電子的にカラーバランスがとれた状態であってもよい。さらに別の例証的实施形態によれば、複数のカラー光源を使用する必要はないが、むしろ1つまたはそれ以上の比較的広帯域の光源を使用できる。

【0015】

いくつかの実施形態によれば、光ビームは走査鏡の中心を同軸的に通過し、第1反射体に衝突して跳ね返り、視野にかけてビームを走査する走査鏡へと戻る。この同軸ビーム経路は、例えば、イメージング先端部のサイズを最小化するために有利である。ビームと第1反射体の偏光性質を操作または選択することで、信号の強度を最大化し視野に許容されている迷光を最小化できる。別の実施形態では、偏光は合わないが、半透明鏡が光の一部分を鏡へ戻す。

【0016】

ビームからの光は、視野の面によって分散され、この面を通過して伝播され、この面によって吸収され、および/またはこの面で反射され、さらに、体腔にわたって複数の伝播経路と遭遇し得る。このように伝播された光の一部分が、1つまたはそれ以上の集光ポイントにて集光される。1つまたはそれ以上の集光ポイントは、非イメージング収集と検出手段、例えば先端部に遠心に搭載されたフォトダイオードを備えていてよい。あるいは、集光手段は光ファイバを備えていてよく、光ファイバは光を集め、これを離れた場所も在る検出ユニットへ伝播し、ここで光がさらなる処理のために電気信号に変換される。このような集光ファイバは、例えば走査モジュール周囲に円周状に配置することができる。あるいは、光を走査鏡によって分離走査し、再收集的または共焦点的に収集することもできる。別の形態では、灌液チャネル、作業チャネル、その他の間の隙間空間内の先端にかけて収集ファイバを配置できる。さらに別の形態では、例えば器具、トロカール、またはこれ以外の、イメージング先端部から離れた位置で分散した光を集光する装置のような別個の収集ファイバを体腔内に挿入することができる。別の形態では、先端部を少なくとも部分的に半透明に作成して、集光が実行される範囲を拡大してもよい。

【0017】

いくつかの例証的实施形態によれば、内視鏡または腹腔鏡は、ハンドピース内に搭載した光源および/または検出器を使用できる。別の例証的实施形態によれば、内視鏡または腹腔鏡は、光源および/または検出器を内蔵したコンソールを含んでいてよい。光は、スキャナを起動および監視するため、ディスプレイ情報をハンドピースに供給するため、システムの動作を制御するため、またはその他のために、電気接続部をさらに設けていてよいコネクタを介して、光ファイバおよびコンソールへ、またはこれらから伝播され得る。

【0018】

例証的实施形態によれば、スキャナは、例えば、進行的な走査パターンまたは2重正弦的な走査パターンにおいて動作するMEMSスキャナであってよい。いくつかの実施形態では、スキャナは磁気ドライブによって動作される。別の実施形態では、スキャナは静電ドライブ、磁気ドライブと静電ドライブの組み合わせ、またはこれ以外の例えば圧電またはバイモルフドライブのような従来の手段によって動作される。MEMSスキャナは、バルクマイクロマシン加工されたMEMSスキャナ、表面マイクロマシン加工された装置、またはこれ以外の技術上知られているタイプのものであってよい。鏡の表面は平坦であるか、またはビームの成形を補助するために光学パワーを含んだものであってよい。

【0019】

いくつかの例証的实施形態によれば、視野は駆動信号の振幅によって制御され、低振幅信号はいくらか小さい角度動作と、したがってより狭い視野を生成し、高い振幅信号はよ

10

20

30

40

50

り大きな角度動作、したがってより広い視野を作成する。

【0020】

或る例証的实施形態によれば、レンズ、鏡、アパーチャ、研磨処理したファイバ端部の1つまたはそれ以上のようなビーム照準または焦点装置をビーム成形に使用することができる。1つまたはそれ以上の照準装置を、ビームの形状を制御するよう位置を変更または成形できる。スポット間隔に関連したスポットサイズの比較的一定の充填要素を維持するために、ビーム形状を視野と同時に変更することができる。あるいは、またはこれに加えて、使用者が、または自動的な手段によって、ビーム形状を最良の焦点を維持するべく制御できる。

【0021】

或る例証的实施形態によれば、作業チャネルを、例えば画像分析に基づいて自動化してもよい。先端部の外部カバーまたはシースに、他の薬剤の必要性を低減し、患者の不快感、鬱状態および/または死亡率を低下させるための補助として、滑剤および/または薬剤ポートを設けることができる。

【0022】

或る例証的实施形態によれば、集光手段は、鏡面反射性を低減または排除するべく、ビームに対して相互偏光させることができる。

【0023】

或る例証的实施形態によれば、本装置は、ヘモグロビン酸素注入監視または二酸化炭素監視のような監視手段を備えていてよい。ドップラー測定を使用して血流を決定することができる。

【0024】

別の例証的实施形態によれば、FOVを可変強度源で照明できる。可変強度源は、例えば1つまたはそれ以上の光のビームを視野の少なくとも一部分にかけて走査し、その一方で、単数または複数のビームの強度を変調することで形成される。こうすることで、より暗いおよび/または離れた領域をより多く照明し、その一方で、より明るいおよび/またはより近い領域の照明を低減することができる。

【0025】

別の例証的实施形態によれば、シーンを異なる色の照明器で特異的に照明することで、視野または視野の一部分のカラーバランスを変更できる。最大で実質的に全てのシーン情報の一部が、可変照明の駆動に使用されるデータの反転として提示されるように、照明器を駆動することが可能である。検出器にて実質的に均一な光散乱を生じるために、或る限度において、視野は異なった形で照明される。この場合、差動照明器を駆動するべく使用されるフレームバッファによって、画像情報全体またはその大部分を取り出すことができる。このモードは、PINフォトダイオードのような非イメージング検出器、アバランシェ・フォトダイオード、フォトマルチプレクサ管、その他に適用する場合に特に有利である。

【0026】

別の例証的实施形態によれば、走査ビーム照明器は、画素化したイメージャのようなイメージング検出器と組み合わせられる。より高速かつより小型の、あるいは改良型センサを可能にするべく、システムのダイナミックレンジを効果的に拡張するために、可変照明を適用できる。同様に、より遠くの、またはより暗い領域に追加の照明エネルギーを付加することによって装置の被写界深度を拡張するために、可変照明を使用できる。

【0027】

別の例証的实施形態によれば、画像データを得るべく視野をプロービングすることができる。この場合、1つまたはいくつかの暗いまたは離れたスポットの光特徴を決定するために、特に明るい照明のスイッチを瞬間的にオンにし、次に、スイッチを安全性または他の必要性を満たすのに十分な時間だけオフにする。後続フレームの最中、他のスポットも同様にプロービングすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

図 1 は、走査ビームイメージャ 1 0 2 のブロック線図を示す。照明器 1 0 4 は、第 1 光のビーム 1 0 6 を生成する。2 つの位置 1 1 0 a、1 1 0 b に示すように、スキャナ 1 0 8 は、視野 (F O V) にかけて第 1 光のビームを偏向させて第 2 の走査光線 1 1 0 を生成する。位置 1 1 2 a、1 1 2 b に示すように、走査光線 1 1 0 は、ビーム位置 1 1 0 a、1 1 0 b の各々に関連して F O V 内のスポット 1 1 2 を連続的に照明する。ビーム 1 1 0 がスポット 1 1 2 を照明する一方で、照明光線 1 1 0 が反射、吸収、散乱、屈折されるか、あるいは、生成された散乱光エネルギーに対する物体または材料の性質の影響を受ける。それぞれ散乱したエネルギー光線 1 1 4 a、1 1 4 b として示されている、スポット位置 1 1 2 a、1 1 2 b から発せられ散乱した光エネルギー 1 1 4 の一部分が 1 つまたはそれ以上の検出器 1 1 6 へと移動し、この検出器 1 1 6 は、光を受光し、受け取った光エネルギーの量に関連して電気信号を生成する。電気信号は制御装置 1 1 8 を駆動し、制御装置 1 1 8 は、デジタル画像を形成し、その後この画像を、さらなる処理、復号化、記録、印刷、表示、またはこれ以外の処置あるいは使用のために、インターフェース 1 2 0 を介して送信する。

10

【 0 0 2 9 】

光源 1 0 4 は、例えば発光ダイオード (L E D)、レーザ、熱源、アーク源、蛍光源、ガス放出源、またはこれ以外のタイプの照明器のような複数のエミッタを含むことができる。いくつかの実施形態では、照明器 1 0 4 は、約 6 3 5 ~ 6 7 0 ナノメートル (n m) の波長を有する赤色レーザダイオードを備えている。別の実施形態では、照明器 1 0 4 は 3 個のレーザ、すなわち赤色ダイオードレーザ、緑色ダイオード励起固体 (D P S S) レーザ、および青色 D P S S レーザを備えており、これらレーザの波長はそれぞれ約 6 3 5 n m、5 3 2 n m、4 7 3 n m である。レーザダイオードは直接変調することができるが、D P S S レーザは、一般に、例えば音響光学変調器 (A O M) のような外部からの変調を要する。外部変調器を使用する場合、この変調器は光源 1 0 4 の一部分と考慮される。複数のエミッタを使用する場合には、光源 1 0 4 は、いくつかのまたは全てのエミッタを結合して 1 本の光線にするためのビーム結合光学を含むことができる。さらに光源 1 0 4 は、1 つまたはそれ以上の照準レンズおよび / または装置のようなビーム成形光学を設けていてよい。さらに、前出の実施形態において記述した波長は光学可視範囲内にあり、他の波長は本発明の範囲内に包括することができる。

20

30

【 0 0 3 0 】

光ビーム 1 0 6 は、単一ビームとして示されているが、シングルスキャナ 1 0 8 または別個のスキャナ 1 0 8 上に集束する複数のビームを備えていてよい。

【 0 0 3 1 】

いくつかの実施形態では M E M S スキャナを使用する。M E M S スキャナは、例えば以下の明細書に記載されているタイプのものであってよい；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、1 4 0、9 7 9 号、S C A N N E D D I S P L A Y W I T H P I N C H、T I M I N G, A N D D I S T O R T I O N C O R R E C T I O N；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、2 4 5、5 9 0 号、F R E Q U E N C Y T U N A B L E R E S O N A N T S C A N N E R A N D M E T H O D O F M A K I N G；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、2 8 5、4 8 9 号、F R E Q U E N C Y T U N A B L E R E S O N A N T S C A N N E R W I T H A U X I L I A R Y A R M S；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、3 3 1、9 0 9 号、F R E Q U E N C Y T U N A B L E R E S O N A N T S C A N N E R；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、3 6 2、9 1 2 号、S C A N N E D I M A G I N G A P P A R A T U S W I T H S W I T C H E D F E E D S；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、3 8 4、4 0 6 号、A C T I V E T U N I N G O F A T O R S I O N A L R E S O N A N T S T R U C T U R E；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、4 3 3、9 0 7 号、S C A N N E D D I S P L A Y W I T H P L U R A L I T Y O F S C A N N I N G A S S E M B L I E S；本発明の譲渡人に譲渡された米国

40

50

特許第 6、512、622 号、ACTIVE TUNING OF A TORSIONAL RESONANT STRUCTURE；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、515、278 号、FREQUENCY TUNABLE RESONANT SCANNER AND METHOD OF MAKING；本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、515、781 号、SCANNED IMAGING APPARATUS WITH SWITCHED FEEDS；および/または、本発明の譲渡人に譲渡された米国特許第 6、525、310 号、FREQUENCY TUNABLE RESONANT SCANNER；これらの米国特許は全て本願明細書中で参照により援用している。

【0032】

2次元MEMSスキャナ108は、1つまたはそれ以上の光ビームを、フレーム期間中に、2次元FOV全体、または2次元FOVの選択された範囲を網羅するパターンで高速走査する。典型的なフレームレートは、例えば60Hzであってよい。多くの場合、一方または両方の走査軸を共鳴的に実行することが有利である。或る実施形態では、一方の軸を約19KHzで共鳴的に実行し、他方の軸をのこぎり波パターンにおいて非共鳴的に実行することで、或る伝播走査パターンを作成している。約19KHzの走査周波数にて水平方向に走査し、また、60Hzにてのこぎり波パターンで垂直方向に走査する単一ビームで段階的に走査した双方向アプローチは、SVG A解像と類似している。或るこのようなシステムにおいて、水平走査動作は静電的に駆動され、垂直走査動作は磁氣的に駆動される。あるいは、水平および垂直走査の両方を磁気または静電容量的に駆動することもできる。静電的駆動は、静電プレート、コームドライバ、または類似のアプローチを含んでいてよい。様々な実施形態において、両軸を正弦曲線的または共鳴的に駆動することができる。

10

20

【0033】

アプリケーションまたは配置により、数タイプの検出器が適切であると言える。例えば、或る実施形態では、検出器は、増幅器およびデジタイザと接続したシンプルなPINフォトダイオードを設けることができる。この配置では、スキャナから、またあるいは光学機構からビーム位置情報が取り出され、走査スポット112のサイズおよび形状によって画像解像度が決定される。マルチカラーイメージングの場合、検出器116は、より精密なスプリッティングおよびフィルタリングを設けることで、散乱した光を検出前にその成分部分に分離できるようにすることができる。特定のアプリケーション、特に低い光アプリケーションでは、PINフォトダイオードの別形態として、アバランシェ・フォトダイオード(APD)またはフォトマルチプレクサ管(PMT)が好ましい。

30

【0034】

様々なアプローチでは、アプリケーションに応じて、PINフォトダイオード、APD、PMTのような単純な光検出器を、全FOVにて凝視するべく、FOVの一部にて凝視するべく、光を再收集的に収集するべく、または光を共焦点的に収集するべく配置することができる。いくつかの実施形態では、光検出器116は、フィルタを介して光を収集することで、周囲光の多くを除去する。

【0035】

本装置は、モノクローム、フルカラー、さらにはハイパースペクトルとして具現化することができる。いくつかの実施形態では、多くのカラーカメラに使用されている従来型のRGBチャネルの間にカラーチャネルを追加することも望ましい。ここでは、グレースケールという用語と、関連する説明は、これらの実施形態の各々を参照するためのものとして理解されるが、これは、本発明の範囲内に包括される他の方法またはアプリケーションについても同様である。以降で説明する制御装置および方法において、画素グレーレベルは、モノクロームシステムの場合にはシングル値を、カラーまたはハイパースペクトルシステムの場合にはRGBトライアドまたはこれよりも大きなもの有することができる。特定のチャネル(例えば赤色、緑色、青色チャネル)の出力パワーの各々に、全チャネル全般に、またはチャネルのサブセットに制御を適用することが可能である。

40

50

【 0 0 3 6 】

いくつかの実施形態では、照明器が偏光された光のビームを発するか、または別個の偏光器（図示せず）を使用してビームを偏光させることができる。このような場合、検出器 1 1 6 は、走査ビーム 1 1 0 に対して相互偏光された偏光器を設けることができる。このような配置は、画像への鏡面反射の衝撃を減少させることにより、画像品質の改善を補助する。

【 0 0 3 7 】

図 2 は、照明強度を調整するための或る制御図式を示すブロック線図である。まず、駆動回路が、フレームバッファ 2 0 2 においてデジタルデータ値として実現化されるパターンに基づいて光源を駆動する。フレームバッファ 2 0 2 は、例えば図 1 に示したものと同様の照明器とスキャナを設けた可変照明器 1 0 9 を駆動する。各々のスポットまたは領域について、検出器 1 1 6 が拡散した光の量を検出し、これを電気信号に変換する。検出器 1 1 6 は、電気信号を例えば 2 進値として出力する直流 / 交流変換器を備えていてよい。この検出された値を残余として参照することができる。この残余がインバータ 2 0 8 によって反転され、またオブションのイントラフレーム画像プロセッサ 2 1 0 によって任意で処理される。次に、反転された残余または処理された値が、加算器 2 1 2 により、フレームバッファ 2 0 2 内の関連する値に追加される。これは、すべてのスポットの走査が終了し、関連するフレームバッファ値が変更されるまで、フレームまたは F O B 全体にかけて続行する。次に、全てのスポット残余が集束するまで、この処理が第 2 フレーム、第 3 フレーム、等について繰り返される。いくつかの実施形態では、また特に図 4 a で示す実施形態では、フレームバッファ内のパターンが、この時点での F O V における実世界画像の反転を表すのと類似した方法で、写真ネガがその関連する実世界画像の反転を表す。

10

20

【 0 0 3 8 】

インバータ 2 0 8、任意のイントラフレームプロセッサ 2 1 0、加算器 2 1 2 はれ水平回路 2 1 3 を備えている。

【 0 0 3 9 】

フレームバッファ 2 0 2 内のパターンが読み出され、インバータ 2 1 4 によって反転される。反転されたパターンに、任意のインターフレーム画像プロセッサ 2 1 6 によって任意のインターフレーム画像処理を施し、次に、これを、入力部 / 出力部 1 2 0 によって、表示するべくディスプレイへ出力したり、記憶するため、さらなる処理を施すため、その他のために出力することができる。

30

【 0 0 4 0 】

オブションのイントラフレーム画像プロセッサ 2 1 0 は、イメージャ制御を操作および解除するためのラインおよびフレームベースの処理機能を含む。例えば、プロセッサ 2 1 0 は、数値的に異類である照明器制御および検出器出力を適合させるために、フィードバック利得とオフセットを設定でき、また、システムの逸脱傾向を排除または制限するために利得を設定でき、さらに、集束を加速させ、システム感度を拡張するために動作することができる。これらの特徴については本願明細書中の他所においてより詳細に説明する。理解し易いように、検出器および照明器の制御値は数値的に類似している、つまり、検出器の 1 レベルのグレースケール差が照明器の 1 レベルの出力差と等しいと仮定する。

40

【 0 0 4 1 】

図 2 の装置の集束の結果、検出器へ戻る信号の内の少量が散乱するスポットが、比較的高いビームパワーにより照明され、その一方で、検出器へ戻る信号の多くが散乱するスポットが比較的低いビームパワーで照明される。集束後、各スポットで受け取られた全体の光エネルギーは実質的に等しくなる。

【 0 0 4 2 】

明瞭な明るさに差が生じる 1 つの原因は、照明されている材料の光吸収性質である。このような差が生じる別の原因は、検出器からの距離の違いである。本システムにおける照明の性質の固有的な適合のために、より大きな被写界深度が自然な副次的結果を招くことが多い。さらに、このような増加した被写界深度は、可能な場合よりも照明器出力パワー

50

と電力消費がより低いシステムを使用することで実現できる。どのスポットにも実質的またはおおよそ正確な量の光学パワーが出力されるため、実質的にスポットが過剰照明されることはない。F O V内の関心の的である最も暗いスポットから確固とした量のエネルギーが得られるよう全てのスポットを十分に照明する必要がある他のシステムと比較して、本システムでは、関心の的であるこれら特定の最も暗いスポットだけに比較的大きな照明エネルギーを出力し、明瞭度の高い明るさを有するその他のスポットはこれよりも低い照明エネルギーを受け取るようにする。さらに、照明出力エネルギーは、快適性および/または安全性の必要性によって頻繁に制御される。一般にこのような安全規制は、人間の目の瞳のサイズに関連した比較的大きなスポット上に、比較的長い時間にわたって統合された入射エネルギーの測定に依存するため、空間的および一時的の両方において照明エネルギーを制限するシステムは、数値的により低く、公称的により安全な等級を達成する利点を得るべく機能する。したがって、いくつかのアプリケーションでは、本システムは規制的な安全性等級における高い走査範囲を達成することができる。

10

【0043】

オプションのイントラフレーム画像プロセッサ210および/またはオプションのインターフレーム画像プロセッサ216が協働することで、所望の安全性等級またはこれ以外の明るさ限度を確実に遵守できる。これは、任意の局所化されたスポットグループについて総エネルギー値を、例えば、フレームバッファ内の画素照明値の範囲に関連して制限するシステム論理またはハードウェアによって実現できる。さらなる論理によって、先にパワー制御された画素に、後続のフレームではより高い照明パワーを達成することができる。事実、本システムにより、装置の安全性等級を付与したと仮定すると、可能な場合よりもより高いエネルギーで（制限された時間だけ）特定画素を照明することが選択的に可能になる。こうすることで本システムは、複数のフレームにわたって、F O Vの離れた場所に在るおよび/または暗い領域に対してブローピングを施し、所望のパワー限度を超えていないこのようなスポットについてグレースケール値を取得することができる。

20

【0044】

図2の装置の効果は、図3、図4a、図4bを参照することでより効率的に視覚化することができる。図3は、フレームバッファ202の例証的な初期状態に関連した状態を示している。可変照明器109によって生成された光のビーム110を3つの関連するスポット112a、112b、112cが照明される3つの位置110a、110b、110cでそれぞれ示す。暗いグレー、中程度のグレー、明るいグレーの陰影でそれぞれ表しているように、スポット112aは、比較的弱い明瞭な明るさを有するよう示され、スポット112bは中程度の明瞭な明るさを有するよう示され、スポット112cは比較的強い明瞭な明るさを有するよう示されている。

30

【0045】

図3に関連した初期状態では、照明ビーム110は、全ての場所における中程度のエネルギーの部分において強化され、スポット112a、112b、112cにて衝突する中程度の破線で例証されている。この場合、暗いスポット112a、中程度のスポット112b、および明るいスポット112cは、散乱が小さい信号114a、散乱度が中程度の信号114b、散乱が大きい信号114cをそれぞれ検出器116へ戻す。散乱が小さい信号114aは小さい破線で、散乱が中程度の信号114bは中程度の破線で、散乱が大きい信号114cは実線で示されている。

40

【0046】

図4aは、フレームバッファ202がフラットフィールド応答に集束している場合を示す。このような集束の後に、可変照明器109によって生成された光ビーム110が、衝突する各スポット112の明瞭な明るさとは反対のレベルで強化される。特に、暗いスポット112aは比較的強力な照明ビーム110aで照明され、その結果、検出器116へ戻される中程度の強度を有する散乱した信号114aとなる。中程度のスポット112bは中程度のパワーの照明ビーム110bで照明され、その結果、検出器116へ戻される中程度の強度を有する散乱した信号114bとなる。明るいスポット112cは比較的低

50

いパワーの照明ビーム 1 1 0 c で照明され、その結果、検出器 1 1 6 へ戻される中程度の強度の散乱した信号 1 1 4 c となる。図 4 a の場合では、この時点で、画像情報は検出器へと戻される信号の強度によってではなく、F O V を照明するために使用されるビームのパワーによって完全に決定されるようになっている。

【 0 0 4 7 】

当然ながら、全てのスポットが実質的に同一のエネルギーを検出器へ戻すようにするために、F O V を照明しないことが可能であり、いくつかの場合においては照明しないことが好ましい。例えば、散乱した信号の相対強度を保存するために、戻された信号を或る程度圧縮するが、これらが検出器 1 1 6 のダイナミックレンジ内に入るようにするための必要性に応じてこれらを上方または下方へ移動させることが好ましい場合がある。図 4 b はこの動作の応用を示す。この場合、照明ビーム 1 1 0 の強度が可変照明器 1 0 9 によって変調される。検出器 1 1 6 の検出床より上に在るようにするが、しかし散乱した信号 1 1 4 a は、より明瞭な明るさが強いスポット 1 1 2 b によって分散された他の信号 1 1 4 b の強度未満に留まるようにするべく、散乱した信号 1 1 4 a のパワーを強化するために、ビーム 1 1 0 a のパワーがいくらか強化される。検出床は、例えば量子効率性の限度、光子ショットノイズ限度、電気ノイズ限度、または他の限度に関連している。これとは反対に、明瞭な明るさを有するスポット 1 1 2 c はビーム 1 1 0 c によって照明され、さらに、散乱した信号 1 1 4 c のパワーが検出器 1 1 6 の検出天井よりも下に在るようにするが、しかし強度は、明瞭な明るさがより弱い他のスポット 1 1 2 から戻った他の散乱した信号 1 1 4 b よりも高い状態を維持するようにするために、パワーがある程度減少する。検出器 1 1 6 の検出天井は、例えば、C C D または C M O S アレイのような検出器を統合するためのフルウェル容量、P I N ダイオードのような非ピクセレート検出器に関連した直流 / 交流変換器の非直線部分、または設計者が設定した他の実際の限度または任意限度に関連してよい。当然ながら、検出器限度内に入る散乱した信号を有する他のスポットに関連した照明ビームパワーも、アプリケーションの必要性に応じて、直線または非直線方法で同様に変更されてよい。例えば、グレースケール情報が望ましいアプリケーションでは、明瞭な明るさが連続的に増加するスポットのグループを、エネルギーが連続的に低下するビームで照明し、その結果、検出器のダイナミックレンジにかけて反射値が分散するようにしてもよい。これとは反対に、ガンマを最小化しコントラストを最大化することが望ましいアプリケーションでは、散乱した信号強度を検出器の低限度または高限度へ何らかの方法で強制する傾向にあるグローバルまたはローカル閾値アルゴリズムに基づいて照明エネルギーを選択することが望ましい。

【 0 0 4 8 】

図 5 は、直線走査経路に沿った数個のスポットについて反射値が、グレースケール値を該走査経路についての照明ビームパワープロファイルの反対として保持しながら、実質的に均一な反射値へ集中する様子を示す一例である。F O V 1 1 1 は、反射値または明瞭な明るさのレベルによって分類できる複数のスポットを設けた走査経路 1 1 2 を備えている。反射性の分類には、白色スポット 5 0 2、明るいグレースポット 5 0 4、中程度のグレースポット 5 0 6、および黒色スポット 5 0 8 が含まれる。F O V 1 1 1 の下には、いくつかの垂直方向に整列した波形を示している。波形 5 1 0 は、走査経路 1 1 2 に関連した照明器パワーを表す。この例では、第 1 走査では、照明器パワーは、- 1 1 から + 1 1 の間の 7 種の 2 進値から 0 0 のレベルに一定に維持される。

【 0 0 4 9 】

波形 5 1 1 は、3つの状態、つまり 0 0 (公称)、 $\geq + 0 1$ 、 $\leq - 0 1$ に限られたダイナミックレンジを有する検出器からの理想的な反応である。これは、ガウス歪みのような光学的効果を見逃し、照明器利得に利得等化、つまり $\pm 0 1$ 照明器ユニットに関連した $\pm 0 1$ 検出器ユニットを仮定する。波形 5 1 1 では、白色スポット 5 0 2 から散乱した場合、0 0 強度ビームが検出器を無効にする。これは、白色スポット 5 0 2 に関連した高レベル ($\geq + 0 1$) における検出器値 5 1 2 からわかる。反対に、中程度のグレースポット 5 0 6 から、および黒色スポット 5 0 8 から反射された 0 0 強度ビームが、スポット 5 0 6

、508に関連した波形場所516における ≤ -01 の検出不能な反応となる。明るいグレースポット504は、00検出器反応レベル514に関連した中程度のエネルギー信号を分散させる。

【0050】

図2の工程によれば、検出器波形511が反転され、照明器波形509に追加されて、新規の照明器波形521を生成する。初期照明器波形509は均等であったため、照明器波形521は単純に検出器波形511を反転したものであり、この場合、低い -01 パワー領域522は検出された高いエネルギー領域512に関連し、中程度の00パワー領域524は検出された中程度のエネルギー領域514に関連し、さらに高い $+01$ パワー領域526は検出された低いエネルギー領域516に関連している。

10

【0051】

次に、例えばフレームバッファの形式で実現可能な照明器パワー波形521を使用して、ビーム112がFOV111にわたって再び走査される。検出器波形531は第2ビームパス112から生じる。今回は、中程度のグレースポット506は、検出器のダイナミックレンジ内に入る明るいグレースポット504と結合するが、検出器の範囲内に含まれないこれ以外のスポットも存在する。検出器波形531は反転され、前出の照明器波形521に追加されて、第3パス照明器波形541を生じるが、この第3パス照明器波形541は、白色スポット112に関連した -10 のパワーレベル542、明るいグレースポット504に関連した00のパワーレベル544、中程度のグレースポット506に関連した $+01$ のパワーレベル546、黒色スポット508に関連した $+11$ のパワーレベル548を有する。最後に、照明器パワー波形541を使用して、ビーム112がFOV111にわたって走査される。その結果得られる検出器パワー波形551は均等であり、検出器のダイナミックレンジ513内に含まれ、完全な集束を示す。これにより、照明器パワー波形541の反転が、FOV111にわたる直線走査パス112の画像となった。その結果、スポットをスケール510に対して比較することで、白色スポット502が $+10$ のグレースケール値を有し、明るいグレースポット504が00のグレースケール値を有し、中程度のグレースポット506が -01 のグレースケール値を有し、黒色スポット508が -10 のグレースケール値を有することがわかる。

20

【0052】

図面からわかるように、システムは、検出器のものよりも大きなダイナミックレンジを有する画像を記録することができる。図5の例では、画像は、5レベル($-10 \sim +10$)のグレースケール領域を有すると決定された一方で、検出器が有する確定されたグレースケールレベルは1つだけであった。

30

【0053】

図6は、照明器パワー調整の実施形態の論理を示すフローチャートである。ステップ602では、フレームバッファが初期化される。いくつかの実施形態では、フレームバッファをその領域の中間、下方端部、上方端部付近の固定初期値に設定することができる。あるいは、値の領域を検査するために設計された擬似ランダムパターンに設定することができる。さらに別の実施形態では、その値は、カレントフレーム内の先行の画素によって通知されることが可能であり、いくつかのアプローチが図8、図9に示されている。さらに別の実施形態では、その値は先行のフレームまたは先行の画像によって通知される。

40

【0054】

ステップ604、606の各々では、初期フレームバッファ値を使用してスポットが照明され、これにより散乱した光が検出される。決定ステップ608において、検出された信号が強過ぎると決定された場合には、ステップ610において照明パワーが低減され、ステップ604、606から開始するこのプロセスが繰り返される。検出された信号が強過ぎるものでない場合には、次にステップ612にてこれが弱過ぎないかの検査を行う。弱過ぎる場合には、ステップ614にて照明器パワーが上方へ調整され、ステップ604、606から開始するこのプロセスが繰り返される。

【0055】

50

ステップ 608、612 のための閾値は多くの方法で設定できる。例えば CCD 検出器を統合した検出器の場合には、(例えば光子ショットノイズまたは電子ショットノイズに関連して)より低い閾値をノイズ等化パワー (NEP) に設定することができ、上方閾値をフルウェル容量に設定することができる。フォトダイオードのような瞬時検出器は、その範囲の上方端部にて一般に非直線反応により規制され、その範囲の下方端部にて NEP により規制されている。したがって、グレースケール解像を最大化するべく、上方閾値と下方閾値をこれらの規制によって設定することができる。あるいは、画像の属性、アプリケーション、ユーザ嗜好、照明パワー範囲、節電モード、その他に応じて、上方および下方閾値はプログラム可能であってよい。

【0056】

さらに、ステップ 608、612 で使用している上方閾値と下方閾値は、FOV に渡って可変であってよい。例えば、図 4b に示すように、装置をダイナミックレンジコンプレッサとして使用する場合、所与のスポットへの照明器エネルギーは、照明エネルギー、および/または、FOV にわたる関連するスポットの範囲から検出された散乱の範囲に従って選択することができる。例えば、中程度のグレースポット 112b がその散乱または反射を、追加のより暗いスポットが無い場合において検出に必要な最小レベルよりも上に高めるために要する照明パワーは低い、追加のより暗いスポット 112a の存在により、検出器ダイナミックレンジ内でその明瞭な明るさを十分高め、このダイナミックレンジ内に全て含まれる追加のより暗いスポットのための空間を作るために、いくらか高い最小閾値をこのスポットに指定することが可能になる。

【0057】

許容可能な検出器範囲内に入る、散乱した信号が受信されると、ステップ 616 にて検出器値が反転され、任意のステップ 618 において、さらなる処理、記録、表示のために送信される。ステップ 616、618 は、アプリケーションによっては該して任意であると識別される。

【0058】

走査されたビーム画像が関与し、照明器パワー自体が画素情報の大きな部分を含んでいる場合には、画素照明パワーを反転し、これを伝送することが必要なこともある。その一方で、上方閾値と下方閾値の間の範囲が大きい場合には(それぞれステップ 608、ステップ 612)、本質的に照明器パワーを使用し、多くの画素情報が検出器値内に保持されている状態で、FOV にかけて比較的大規模な差分の補正を行う。これは例えば、照明器パワー変調を使用して総 FOV 反射性、範囲、伝播性、またはこれ以外の、信号を総合的意味において変更する効果を補正する場合に使用できる。いくつかのアプリケーションについて、検出器によって有利な画像情報の多くまたは全てを決定し、これ以降の処理において照明器パワーを省略することができる。

【0059】

上述に加え、または上述のとおり、さらなる工程へ照明パワーを伝播させる代わりに、任意のステップ 620 に示すように検出器値を送信することが可能である。いくつかのアプリケーションでは、また特に、検出器ダイナミックレンジが厳しく制限されているアプリケーションでは、選択された照明器パワーから生じた検出器値内には有効な画像情報はほとんど無いため、検出器値の送信は省略できる。

【0060】

さらに別のアプリケーションでは、画像データの大きな有益部分が、照明器パワーと検出器値の両方に表れていてよい。このタイプのアプリケーションの一例は、装置の作業範囲を拡大するために照明器パワーを使用し、画像情報の多くが検出器値内に現れているが、しかし照明器パワーが保持している数ビットの明瞭な画素の明るさ情報が画素値の最も顕著なビットとして機能するというものである。

【0061】

上述した方法のためのフィードバックまたはフィードフォワード制御図式は、例えば、実施形態の必要性および制約に従って決定されたとおりのアルゴリズム調整またはテーブ

10

20

30

40

50

ルルックアップとして実現することができる。

【0062】

ここで記述したシステムでは、2つの副作用、すなわち一時的解像または空間的解像における損失が起こり得る。つまり、画像の集束に費やした時間、スキャナに関連して生じた画像内での動作は、再集束の必要性（待ち時間が増加する）を生み、および／または、その結果、検出器ダイナミックレンジに対してコントラストが高いエッジ部分に関連して中間スポット値を生じる（空間的解像を効率的に低減する）可能性がある。この問題を解決する1つのアプローチは、フレームレートおよび／または空間的解像を十分に増加させて、任意の不確定のスポットを非重要にするべく、非常にはかなく／または小さくするというものである。再び図2を参照することで、任意のイントラフレーム画像プロセッサ210と任意のインターフレーム画像プロセッサ216が協働して集束を加速化できるという別の技術が理解される。

10

【0063】

上述したように、任意のイントラフレーム画像プロセッサ210は、画像制御を操作および解除するためのラインおよびフレームベースの処理機能を含み、また、集束を加速し、システム感度を拡張することができる。詳細には、ソースパワーレベルを制御するために、任意のイントラフレーム・イメージャプロセッサ210は、グレースケール値をフレームバッファに書き込み、通常は反転された残余追加によって書き込まれる値を解除することができる。さらにイントラフレーム画像プロセッサ210は、最も新しい処理済み画素を超えて、他の画素への値をフレームバッファ内に書き込むことができる。

20

【0064】

図7、図8、図9は、図5の処理の1フレームに関連した動作を示す図7の場合の集束速度を増加する、または集束時間を低減ために、任意のイントラフレーム画像プロセッサ210および任意のインターフレーム画像プロセッサ216によって使用される方法を示す。図7は、2次元FOV111にわたる2本の隣接した走査ライン112a、112bを示している。この例では、走査ライン112aは左から右方向への走査ラインであり、走査ライン112bは右から左方向への走査ラインである。FOV111は3つの領域を備えており、中程度のグレー領域506が、走査ライン112a、112bが通過する明るいグレー領域504a、504bと各エッジ上で接している。走査ライン上には、個々の画素702、704が重ねられている。図面には、明瞭性の理由から画素の内のいくつかのみを示している。この説明で関与する範囲は、明るいグレーから中程度のグレーへ、さらにまた明るいグレーへ戻る遷移に関連した、各走査ライン内のいくつかの画素の範囲である。画素の陰影は、走査ビームイメージャによって決定された、計算された、あるいは不確定のグレー値を含む。これを説明するために、走査ライン112a、112bのための照明器パワーは最初に一定値509に設定されると仮定する。

30

【0065】

図7～図5を比較すると、明るいグレー領域504に関連した画素702a、702b、702c、702dは、図5中のグレーレベル00領域と同様に、第1パス上に限定されている。そのため、画素702は、関連するFOVスポットの実グレーレベルと等しい明るいグレーとして示されている。走査ライン112aは、領域504aから領域506への遷移にかけて左から右方向へ前進するため、エッジの右側に関連した画素704aは黒い炉として示されている。これは、その中間となる値を示す。つまり、検出器が、その最小感度または床よりも低い信号を受信した際、検出器領域506の実グレーレベルが検出器のダイナミックレンジが検出するものよりも少々暗い場合、または、これが相当に暗い場合、これが中間となる。走査ラインに沿ってさらに処理を進めると、カレントフレームの最中、領域506内のスポットに関連した全ての画素は中間である（しかし、図5に関すれば、後続のフレーム上のこれらのスポットについては照明パワーが低減され、そのため画素704aが確定される）。走査ライン112aは、領域506から領域504bにわたるエッジを横切るため、再び、検出器の領域内に含まれる信号に十分な光学エネルギーを受け取り、これにより画素702bが確定され、領域504b内のスポットの陰影

40

50

に関連した明るいグレーで陰影付けされて示される。後続の右から左への走査ライン 1 1 2 b でこの状況が繰り返されるが、この場合、領域 5 0 4 a、5 0 4 b に関連した画素は、確定されており、領域 5 0 6 に関連した画素は不確定である（暗い）。

【 0 0 6 6 】

図 8 は、いくつかのスポットについてより高速な集束を達成する技術を示す。図 8 の技術により、後続のフレームの前に、いくつかの中間（暗い）画素が確定される。しかし、これ以外のいくつかの中間（明るい）画素を作成してしまうという副作用が生じる。追加の中間画素の特定の印、光、明対暗は顕著でなく、これらは図 8 の特定例の関数である。図 7 に示すように、走査ライン 1 1 2 a は、領域 5 0 4 a 内のスポットに関連した確定的な明るいグレー画素 7 0 2 a を生成する。先行のものと同様に、画素値は、領域 5 0 4 a から領域 5 0 6 にわたるエッジを横切った後に中間 7 0 4 a 画素となる。しかしながら今回は、適合的な照明器パワーを使用して、ビームが未だ領域 5 0 6 内にある間に確定性を回復する。1 つまたはそれ以上の画素値が中間（暗い）となった後に、照明器パワーが、検出されるエネルギーが再度検出器の下限を超えて上昇し、確定的な中間グレー画素 8 0 2 a を生成するまで増加する。走査ラインが領域 5 0 6 から 5 0 6 b にわたるエッジと交差すると、後続の画素 8 0 4 a が確定する（明るくなる）。これは、照明器パワーがより暗い領域 5 0 6 に適したレベルに設定されており、そのため、より明るい領域 5 0 4 b からの信号が検出器を無効にするために起こる。走査パスが領域 5 0 4 a から 5 0 6 にわたるエッジを交差した後に生じる方法と類似の方法で、反射したエネルギーが再び検出器のダイナミックレンジ内に入るまで照明器パワーが低減され、その結果、果明いグレーの画素 7 0 2 b が確定する。この処理が、後続の走査 1 1 2 b の最中に繰り返される。

【 0 0 6 7 】

図 8 を精査すると、余分なダイナミックレンジのエッジを交差した後に、3 つの中間画素が生成されたことがわかる。そのためこの例では、任意のイントラフレーム画像プロセッサ 2 1 0 の論理は、照明パワーをそれぞれより高くまたはより低く再設定する以前に、3 つの連続した中間（暗い）画素または中間（明るい）画素を取得することを要する。照明器パワー調整の前に、同じ印を有する比較的多数の中間画素の取得を設定することは、検出器ダイナミックレンジが F O V ダイナミックレンジに関連して小さい場合、および / または、イメージャのアドレサビリティに関連して比較的高い周波数、小さい特徴が F O V 内に存在する場合に有益である。これにより、不安定性を誘発する加速処理の任意の傾向を減少させることができる。特徴が大きい、または検出器のダイナミックレンジがより大きい場合には、これよりも少ない中間画素を取得することがより適切である。さらなる仕上げ、および好ましい実施形態は、観測された、および / または過去の F O V 属性、例えば明瞭な特徴サイズの配布や明瞭なダイナミックレンジに基づき、集束加速器の利得を自動的に設定する。

【 0 0 6 8 】

一般に、照明器パワー調整ステップサイズは、検出器ダイナミックレンジおよび集束アルゴリズムの関数である。例えば、小型のダイナミックレンジ検出器の場合には、初期照明器調整が検出器のダイナミックレンジを越えないようにすることが好ましい。大きな特徴および / または大きなダイナミックレンジを有する画像（検出器ダイナミックレンジに対して）、イントラフレーム集束を加速するためにより大きなステップを採用している可変照明器制御ステップサイズを設けることが有利である。多数の検索アルゴリズムが知られており、使用することができる。

【 0 0 6 9 】

検出器ダイナミックレンジが、F O V の明瞭なダイナミックレンジと比較して比較的大きい場合には、照明器パワーをダイナミックに調整して、散乱した信号を検出器のダイナミックレンジ内の中心に維持することが有利である。これにより、エッジを交差する際の集束の損失へのシステムの免疫性が増加する。

【 0 0 7 0 】

初期照明器パワーに一定値を選択する代替形として、例えば、フレームバッファ内のビ

10

20

30

40

50

ットマップとして具現化され、可変出力を有する初期パワーパターンを採用することができる。特に検出器ダイナミックレンジが非常に制限されている場合には、これによって、概して大きな特徴を有するシーンでの集束の加速が促進される。これは、照明器パワーの多様化を有する、事前に書き込まれた検索アルゴリズムとして機能する。

【0071】

図9は、図8の追加の中間(明るい)画素804a、804bの副作用を克服するための、集束を加速する方法を示す。図9の技術は、所与範囲内で隣接したスポットが類似のグレースケール値を有する傾向にあるという、多くの画像の特徴を利用する。特に、或るエッジの一侧に沿ったスポットは、同エッジの同側に沿った隣接するスポットと類似したグレースケール値を有する。同エッジの反対側に沿っては、この反対が適用される。したがって、画素702aの確定した明るいグレー値を、画素804bの中間値の妥当な推測として用いることが妥当である。同様に、画素704aの不確定値の代わりに画素802bのグレースケール値を、中間画素704bの代わりに画素802aの確定値を、中間画素804aの代わりに画素702cの確定値を用いることができる。図9は、このアプローチ、確定画素からその関連する不確定画素を指す矢印を示す。この手順は、未知の値を入力して、後続のフレームの最中に検証される疑似集束した画像を生成するために、走査112a、112bの後に実行できる。さらに、1本の走査ラインの照明マップを皇族のラインの照明マップの開始地点として使用することで、これと類似の手順をアプリアリに実行することもできる。ライン期間にわたりエッジが出現し始め、画像プロセッサ(単数または複数)に、フレーム内の未走査の画素に見込みのある値が通知される。エッジ探索および他の適用可能なアルゴリズムは画像処理分野の当業者に知られており、またアプリケーションに適切であるように適用することが可能である。

10

20

【0072】

照明器パワーのフィードバックまたはフィードフォワード制御の代替形として、また上述したように、あるいはこのような制御の代替的实现として、システムは、1つまたはそれ以上の照明器パワーマスクに従って照明器パワーを選択することができる。例えば進歩的な結腸鏡の場合、FOVの中心は、FOVの周辺よりもより離れた場所にある特徴と整列することが多い。このような場合には、FOVの中央付近の範囲について、1つまたはそれ以上のチャネルにより高い照明器パワーを選択するために、「センターブースト」マスクを使用することが有利である。同様に、検出器(単数または複数)あるいは検出器ファイバの感角度応用、検出器または検出器ファイバの分布、そしてこれ以外の効果は、FOVの特定部分においては効果の薄い明るい集合体を作ることができる。「集合ブースト」マスクを使用して、FOVの集合効率が低い場所により高い照明器パワーを選択することができる。

30

【0073】

照明器パワーマスクは、例えば集合効率の変化を克服するべく使用されている場合、または反復可能な画像性質を有する特定のアプリケーションにおいて使用されている場合に適合するよう、固定されたものであってよい。あるいは、照明器パワーマスクは、外科医が暫し離れた領域を照明したい場合に適合するよう、ユーザが選択できるのもであってよい。さらに、アプリケーションまたは画像特徴に従って、照明器パワーマスクを自動的に選択することも可能である。このような照明器パワーマスクの自動選択は、画像処理馬力の必要性を省く、または、フィードバック(あるいはフィードフォワード)アルゴリズムまたはルックアップを画素ベースで処理する必要性を排除する上での補助となる。

40

【0074】

再び図2に戻ると、先行の図9の説明と連携した、暗いおよび/または離れたスポットのプロローピングの説明、このような離れたスポットの集束を改善する方法を見ることが出来る。周囲の画素は類似のグレー値の妥当な確率を有するため、本システムは、或る領域にかけてプロローバースト試験をまばらに適用し、また、確定値間を補間することにより介在する画素値を選択することで高速集束に妥当な画素値の最初のセットを決定することができる。いくつかのフレームの期間にわたって、本システムは、最終的には暗い領域内

50

の全ての画素にブローピングを施して、この検査無しでは取得できない完全なF O Vグレースケール情報を提供することが可能である。レーザ光への過剰露出を防止するために、規則セットおよびバーストアプローチが注意深く定義される。

【0075】

任意のインターフレーム画像プロセッサ216は、フレームベースの画像処理を実行し、エッジトラッキングおよびブローピング機能についてシステムに通知するべく、さらに、フレームバッファ値を表示またはさらなる処理に適した値に集束させるべく使用できる。任意のインターフレーム画像プロセッサ216は、移動するF O Vを補正するための画像デスキューイング、白色バランス補正、ガンマ修正（グレースケール拡張、圧縮、またはシフティング）、全域修正（全域拡張、圧縮、またはシフティング）、画素補間、無効画素値の抑圧、ノイズ除去、およびフレームバッファと検出器データの組み合わせを含んでいてよい。

10

【0076】

多くの任意のインターフレーム画像プロセッサ216機能は、エッジ探索のための階調またはソベル・オペレータ、トラッキングのための局所最大/最小特徴抽出のようなエッジ探索およびトラッキング技術に基づいているこれらの、およびこれ以外の技術が画像処理分野の当業者に知られている。さらに、任意のイントラフレーム画像プロセッサ210はその動作時に、フレームバッファ内で中間値から離れることができる。任意のインターフレーム画像プロセッサ216は、これらを、どの画素が中間であることをトラッキングし、任意でこのデータを他のF O V情報と組み合わせることで、出力から「スクラブ」すること

20

【0077】

いくつかのエッジが同一の移動ベクトルを有する場合には、任意の中間フレーム画像プロセッサ216が、システムに対するF O V全体に移動を推測し、結果のスキューを計算し、デスキューイング・アルゴリズムを計算する。

【0078】

白色バランス処理は、ソース効率またはパワーにおける差分、および検出器効率における差分を補正できる。保存されているキャリブレーション値によりこの処理が相当確実に行われる。周囲照明効果を模倣するために、任意のインターフレーム画像プロセッサ216は、値を効果的な照明カラー温度へシフトすることができる。

30

【0079】

任意のインターフレーム画像プロセッサ216は、シーンおよびノイズ・アーティファクト内の構造に関連したフレームバッファデータにおける変化間を区別するためのノイズ相関原理を用いてノイズを低減することができ、また、画像を「クリーンアップ」するスムージング機能を適用できる。これを実行するための技術が技術上知られている。

【0080】

図10は、内視鏡システムの等角投影図である。制御モジュール1002、モニタ1004、任意のポンプ1006をカート1008上に搭載できる。これらのモジュールを組み合わせてコンソール1010として参照することができる。1010を備えた商品を任意で別個に搭載するか、またはアプリケーションに適する形で組み合わせることができる。コンソール1010は、コネクタ1016によりコンソール1010と接続している外部ケーブル1014を介して、ハンドピース1012と通信する。コネクタ1016は、結合および結合解除できる2つの部分1016a、1016b（明瞭性の目的から図示していない）を備えている。ハンドピース1012は、可撓性タイプまたは硬質タイプのものであってよい内視鏡先端部1018に接続している（一般に腹腔鏡と呼ばれる）。例えば操縦可能な先端であってよい末端先端部1019は、視野にわたってビームを走査する手段、散乱した光エネルギーを収集する手段、散乱した光エネルギーを表す信号を内視鏡1018、ハンドピース1012、外部ケーブル1014を通してコンソール1010へ送り戻す手段を含んでいる。

40

【0081】

50

ハンドピース 1012 は、例えば明るさ、ズーム、静止写真、F O V 角度、先端洗浄部、灌液、滑剤排出、およびこれ以外の、ユーザが迅速に接触できるようにするために有利な入力を含む任意の制御部 1020 を備えることができる。さらに、内視鏡 1018 が可撓性タイプの場合には、ハンドピース 1012 は、末端先端部 1019 の角度を、内視鏡 1018 の他の部分に関連して制御する操縦制御部 1022 を含んでいてよい。ハンドピース 1012 はさらに、作業チャンネル取り付け具 1012 を含んでいてよく、この作業チャンネル取り付け具内に、内視鏡 1018 の作業チャンネルに通せる様々な器具を挿入することができ、挿入した器具が末端先端部 1019 の端部にて実質的に出現し、これを使用して様々な手術、診断、その他の任務を実行できる。

【0082】

任意のポンプ 1006 は、ハンドピース 1012 と接続した別個の灌液ホース 1026 を含んでいてよい。灌液ホース 1026 は、コネクタ 1028 を介して任意のポンプ 1006 と接続してよい。灌液ホース 1026 で汲み上げられた溶液が、そこから内視鏡 1018 の任意の灌液チャンネル内へ強制流入される。あるいは、任意のポンプ 1006 は、制御モジュール 1002 と接続するシャントホース 1030 を含んでいてよく、このシャントホース 1030 により搬送されている液体が、その後、制御モジュール 1002 内の他の信号ラインと組み合わせられて、コネクタ 1016 および外部ケーブル 1014 を介してハンドピース 1012 へ、さらに内視鏡 1018 へと送られる。この任意の配置により、外部ホースとケーブルの本数を減少でき、その結果、使用者が操作し易いようになる。

【0083】

ポンプ 1006 の応用形として、またはポンプ 1006 に加えて、望ましくない液体および浮遊物を作業空間から排除するために吸引を付加することができる。

【0084】

コンソール 1010 はさらに、ここでは制御モジュール 1002 上に配置された状態で示されている、追加の制御部 1032 および / またはインジケータ 1034 を備えることができる。これらの制御部およびインジケータは、例えば図 10 の装置を設定またはトラブルシューティングする際に便利なタイプのものであってよい。

【0085】

図 11 は、内視鏡システムの様々な構成要素間の関係を強調したブロック線図である。制御モジュール 1002 は、モニタ上に画像を協働生成するいくつかの論理および / または物理要素を備えている。マイクロコンピュータメインボードの形態であってよいビデオプロセッサおよび制御部 1102 が制御入力を受信し、制御モジュール 1002 内の他の要素のオペレーションモードを制御する。これに加え、ビデオプロセッサおよび制御装置 1102 は画像処理機能を含んでいてよい。

【0086】

あるいは、例えばビデオプロセッサおよび制御部 1102 上に搭載された P C I ボードとして具現化できるリアルタイムプロセッサ 1104 を、ビデオプロセッサおよび制御部 1102 と共に物理的に設けられる論理装置とすることも可能である。リアルタイムプロセッサ 1104 は光源モジュール 1106、スキャナ制御モジュール 1110、検出器モジュール 1116 と協働する。あるいは別個に収容できる光源モジュール 1106 は、イメージング先端部によるビーム走査に使用する光エネルギーを生成するための 1 つまたはそれ以上の照明器を備えることができる。光源モジュール 1106 は、ここでは 2 つの部分 1016 a、1016 b を有するように図示されているコネクタ 1016 によって外部ケーブル 1014 と接続している光ファイバ 1108 を介して、光エネルギーを出力する。光は、内視鏡 1018 までの途中にハンドピース 1012 を通過した後、および F O V にわたり走査された後に、内視鏡先端部にて収集され、代表的な信号が、コネクタ 1016 を介し、内視鏡 1018、ハンドピース 1012、外部ケーブル 1014 を通って送り戻され、さらに制御装置モジュール 1002 内へ戻る。

【0087】

10

20

30

40

50

いくつかの実施形態では、外部装置を通して送り戻される代表的な信号は光学信号として送られる。そのため、戻り信号ライン 1114 は、検出器モジュール 1116 へと配線された光ファイバケーブルまたは光ファイバケーブルの束であってよい。検出器モジュール 1116 にて、FOV 特徴に関連した光学信号が電気信号に変換され、リアルタイム処理のためにリアルタイムプロセッサ 1104 へ戻され、構文解析のためにビデオプロセッサおよび制御装置 1102 へ戻される。光信号を表す電気信号を、リアルタイムプロセッサ 1104 へ送信する前に、検出器モジュール 1116 によって増幅および任意でデジタル化することができる。あるいは、アナログ信号をリアルタイムプロセッサ 1104 へ送り、そこでアナログ/デジタル変換を実行してもよい。検出器モジュール 1116 とリアルタイムプロセッサ 1104 を組み合わせて単一の物理要素にすることができる。

10

【0088】

別の実施形態では、FOV を表す光を、例えばフォトダイオードのような 1 つまたはそれ以上の光検出器によって、先端部において電気信号に変換することができる。この場合には、戻りライン 1114 を電線として具現化し、検出器モジュール 1116 を省略できる。末端光学機器に電気変換を実行する場合には、イメージング先端部内で検出された信号を増幅する、さらに、インピーダンスを減少させる、電気ノイズを減少させる、1 つまたは複数の検出器の反応能力を向上させることが有利である。さらに、末端イメージング先端部 1019 にて、あるいはハンドピース 1012 内でアナログ/デジタル変換を実行することで、外部ケーブル 1014、ハンドピース 1012 を通る、また末端先端部直流/交流変換の場合には内視鏡 1018 を通る比較的長い信号ラインのインピーダンスを低減することが望ましい。

20

【0089】

リアルタイムプロセッサ 104 は、FOV 内の各スポットの明瞭な明るさに反応して光源モジュール出力を変調しながら、信号レベリングを任意で実行することができる。

【0090】

スキャナ制御モジュール 1110 は、イメージング先端部内のビームスキャナを制御する。位置感知部を統合したスキャナの場合には、スキャナ位置を示す感知ラインの処理を行うことも可能である。そのため、スキャナ制御ライン 1112 は、双方向制御ラインを含んでいてよい。スキャナ制御モジュール 1110 は、スキャナ駆動電流を直接供給できる。あるいは、望ましいスキャナ駆動を表す信号を、ハンドピース 1012 またはイメージング先端部 1019 のようなより末端領域において駆動電流に変換してから供給してもよい。他の応用形においても、直流または交流電力を、コンソール 1010 からコネクタ 1016 を通り末端アセンブリへ供給することが望ましい場合がある。

30

【0091】

スキャナ制御ライン 1112 からスキャナの位置を判断する代わりに、またはその補助として、戻り信号ライン 1114 を通る信号を表す FOV からスキャナ位置を判断すること有利である。この場合、時間プロセッサ 1104 は、スキャナ制御モジュール 1110 を受信した光学信号に反応する方法で駆動することができる。

【0092】

スキャナは、制御モジュール 1002 から駆動でき、またあるいは、システムは、口語的に「テール・ワグ・ドッグ（尻尾を噛む犬）」と呼ばれる実スキャナ周波数を使用してシステムを駆動することが可能である。

40

【0093】

さらに、制御ライン 1117 をハンドピース 1012 へ延ばし、使用者が制御部 1020 と任意の操縦制御装置 1022 を操縦することで、ハンドピース 1012 に制御信号を入力することができる。厳密に操縦制御装置 1022 と制御装置配線の間の物理的接続から操縦するのではなく、コンソール制御の下で操縦を実施する場合、制御ライン 1117 はさらに、制御操縦手段へ向かう制御信号を搬送することができる。制御ライン 1117 はさらに、使用者に送信する、ハンドピース 1012 へ向かうインジケータまたはディスプレイ情報を搬送することもできる。

50

【0094】

ビデオプロセッサおよび制御装置1102は、数本の別個の入力/出力ラインを装備したインターフェース1118を備えている。ビデオ出力をモニタ1004へ送ることができる。記憶装置1102を接続して、手順を記録するビデオ情報を捕獲することができる。さらに、内視鏡イメージングシステム1001をネットワークまたはインターネット1122に接続し、リモートエキスパート入力、リモートビューイング、アーカイビング、ライブラリ検索、その他を実行することも可能である。ビデオプロセッサおよび制御装置1102は、I/O1118を介して取り出したデータを画像データを任意で組み合わせ、イメージング先端部1019を装備した複数のソースから取り出した情報でモニタ1004を駆動することができる。

10

【0095】

モニタ1004に加え、またはその代わりに、例えばヘッド搭載型ディスプレイのような1つまたはそれ以上の遠隔装置上にディスプレイを出力することができる。その場合、ビデオプロセッサおよび制御装置1102内で、遠近ビューイングのようなコンテキスト情報をFovおよび/または他の情報と組み合わせて、コンテキスト感知型情報ディスプレイを作成することができる。

【0096】

ポンプ1006は、ハンドピース1012から制御モジュール1002を通して供給された制御ラインを設けていてよい。図11は、灌液シャント1030を介して制御モジュール内に灌液を流し、コネクタ1016から排出させる場合を示す。

20

【0097】

これ以外の追加的な、滑剤、生理食塩水、および/または麻酔剤ポンプのような任意の特長は図示されていない。

【0098】

図12は、走査モジュール1201の側断面図である。走査モジュールは、スキャナ108および関連するメカニズムを包囲および支持するハウジング1202を備えている。例えばシングルモードの光ファイバのような光ファイバ1204が、走査モジュールに光を供給し、フェルール1206によってハウジング1202に固定されている。光ファイバ1204の端部を、従来のロウビーム1208の発散角度を作成するべく研磨してもよい。ロウビーム1208は、システムの他の部分を通して伝送するのに適したビーム成形を作成するためのビーム成形光学1210によって成形される。図示にあるように、ビーム発散、中心くびれ位置、および中心くびれ角度を制御するために、ビーム成形光学1210の全てまたは一部分を可動または変形可能にできる。成形後に、成形されたビーム1211が、アパーチャを介してMEMSスキャナ108の中心に供給され、第1反射面にて反射されてスキャナの前面へ戻され、次に、走査されたビーム110としてモジュールから放出される。

30

【0099】

ビーム成形光学1210の応用形として、またはこれに加えて、任意で走査鏡108と組み合わせられる反射ビーム成形光学要素を使用できる。このような装置は、2000年9月11日付けで提出された、Clarence T. TeggrenおよびDavid Dickensheetsによる米国特許出願番号09/400、350号、OPTICAL SCANNING SYSTEM WITH CORRECTIONに示唆されており、本願明細書ではこの特許を参照により援用している。

40

【0100】

図12のいくつかの実施形態では、ドーム1212がハウジング1202の端部に固定されている。ドーム1212は多数の機能を提供する。ドーム1212の内部には第1反射面が設けられているが、ここではドーム内面全体に一体に設けられた状態で示している。あるいは、第1反射面をドームとスキャナの間に取り付けたり、第1反射面をドームの特定の特徴、例えば反射端部を備えた突起柱として形成することができる。図に示すように、ドームの内面は第1反射面を提供する。さらに、ドームの内部および/または外部に

50

光学パワーを設けていてよく、これによって、ビームの通過時にビームをさらに成形し、走査ビーム 1 1 0 にすることができる。これに加え、ドーム 1 2 1 2 は、ハウジング 1 2 0 2 と共に密閉密封を提供し、内部の光学要素を周囲環境との接触から保護することが可能である。

【 0 1 0 1 】

制御および / またはパワーリード 1 2 1 4 はフェルールを通過する。リード 1 2 1 4 はスキャナと接続しており、駆動信号と、任意でポジションフィードバックを提供する。本願明細書中で参照により援用している MEMS スキャナ特許の 1 つまたはそれ以上に記載されているように、ドープした piezo 抵抗要素を使用して鏡位置を決定することができる。電線 1 2 1 4 も、ビーム成形光学 1 2 1 0 の焦点特徴を制御するための制御およびフィードバック接続を含んでいてよい。

10

【 0 1 0 2 】

あるいは、鏡位置を光学的に決定することもできる。感知要素 1 2 1 6 を、例えば、走査の 1 つまたはそれ以上の終了を検出し、これにより同期情報を提供するために使用できる。感知要素 1 2 1 6 は、例えば、走査ビーム 1 1 0 に衝突された際に、コンソール 1 0 1 0 へ、また特にスキャナ制御モジュール 1 1 1 0 へ信号を送信するフォトダイオードであってよい。あるいは、感知要素 1 2 1 6 は、後方へ収集された光学信号をビームパスへ、さらに光ファイバ 1 2 0 4 内へ送り戻す周知の反射性を有する光学要素であってよい。この場合、ビームスプリッタ、エバネッセントカップラ、または同等の要素を光源モジュール 1 1 0 6 内に採用して、戻された信号をピックアップすることで、この信号を検出し、リアルタイムプロセッサ 1 1 0 4 のような他の制御要素へ送信することができる。

20

【 0 1 0 3 】

走査モジュール 1 2 0 1 の位置を走査先端部 1 0 1 9 の位置と正確に合わせるよう補助するために、ハウジング 1 2 0 2 内にレジストレーションノッチ 1 2 1 6 を形成してもよい。

【 0 1 0 4 】

図 1 3 は、走査内視鏡末端イメージング先端部 1 0 1 9 の断面図を示す。走査モジュール 1 2 0 1 は、検出器要素 1 3 0 2 で包囲されており、次にこれが外部シース 1 3 0 4 で包囲されている。検出器要素 1 3 0 2 は、例えば反射された信号を末端先端部 1 0 1 8 へ、さらに制御装置 1 0 0 2 内の検出器モジュール 1 1 1 6 へ送り戻すマルチモード光ファイバであってよい。検出器要素 1 3 0 2 どちらの間には隙間空間 1 3 0 6 が在ってよい。

30

【 0 1 0 5 】

検出器要素 1 3 0 2 は、光ファイバの応用形として、フォトダイオードのような光学 / 電気変換器を備えることができる。可撓性内視鏡の場合、外部シース 1 3 0 4 は可撓性であってよく、また、硬質の腹腔鏡または同等の硬質装置の場合には硬質のものであってよい。あるいは、外部シース 1 3 0 4 を、装置の実際の外部カバーとして作用する別の本体内に挿入することもできる。

【 0 1 0 6 】

図 1 4 は、2 つの光の極性の差分反射を有する、走査先端モジュールのドーム内面の実施形態の側断面図である。内面 1 2 1 2 a は 2 つの層、つまり四分の一波回転子 1 4 0 2 、反射偏光子を備えている。多くの場合、反射偏光子は、その方向に対して垂直方向に偏光成分を反射しながら、その方向と平行した偏光の通過可能にする、副波長離間した平行導体を含んでいる。このような偏光子の一例が、本願明細書中で参照により援用している米国特許第 6、449、092 号、REFLECTIVE POLARIZERS HAVING EXTENDED RED BAND EDGE FOR REDUCED OFF AXIS COLOR に開示されている。

40

【 0 1 0 7 】

特定の偏光 1 4 0 6 を有する入射成形ビーム 1 2 1 1 が四分の一波プレート 1 4 0 2 を貫通すると、その偏光が 45° の角度で回転される。或る好ましい実施形態では、これが反射偏光器 1 4 0 4 の伝播軸に対して垂直を成すよう回転される。これにより、この入射

50

偏光 1 4 0 6 が、これに対して垂直な偏光 1 4 1 0 に対しさらに 4 5 ° 回転され、四分の一波プレート 1 4 0 2 を通り、反射されてビーム 1 4 0 8 として戻される。次に、反射されたビーム 1 4 0 8 がスキャナ 1 0 8 (図示せず) にて反射され、走査ビーム 1 1 0 となる。

【 0 1 0 8 】

反射偏光子 1 4 0 4 は、ドーム 1 2 1 2 内部の、ビーム 1 2 1 1 からの入射光に関連した一部分のみしか被服できない。あるいは、反射偏光器 1 4 0 4 でドームの内面全体を被覆することも可能である。走査ビーム 1 1 0 が反射偏光子 1 4 0 4 と再び遭遇する場合には、走査ビーム 1 1 0 はまず、四分の一波プレート 1 4 0 2 を 3 回目に通過する際に、4 5 ° で回転した偏光を行う。この時には、走査ビーム 1 1 0 の偏光は、反射偏光子 1 4 0 4 の伝播軸と平行するよう回転され、その後ドーム 1 2 1 2 を貫通する。

10

【 0 1 0 9 】

上述したように、反射偏光子および他の偏光関連構造の代わりに半透明鏡を用いることもできる。

【 0 1 1 0 】

図 1 5 は、その末端にドーム 1 2 1 2 が固定された管状ハウジング 1 2 0 2 を示す走査モジュール 1 2 0 1 の等角投影図である。走査モジュール 1 2 0 1 はさらに、基端部ハウジング 1 2 0 2 内に形成されたレジストレーションノッチ 1 2 1 6 と、さらに、走査モジュール 1 2 0 1 の基端部から進入する光ファイバ 1 2 0 4、電線 1 2 1 4 とを備えている。走査モジュール 1 2 0 1 は、例えば約 2 . 5 m m またはこれ未満の外径と、約 2 0 m m またはこれ未満の長さを有することができる。

20

【 0 1 1 1 】

図 1 6 は、図 1 2 に示した走査モジュール特徴と、光ファイバとして具現化される光検出要素 1 3 0 2 との相対配置のより優れた遠近感を読者に提供する、末端イメージング先端部 1 9 0 9 の光学要素の等角投影図である。検出器ファイバのメカニズムの頑丈性を向上させるため、および / または、光ファイバ 1 3 0 2 の効果的な開口数を増加させ、分散または反射された光をより効率的に集光できるようにするために結合要素 1 6 0 2 を使用することができる。検出器ファイバの高い指数コアが比較的柔軟である実施形態では、プラスチックまたはガラスのような透明な材料を、コアを適所に保持するための要素 1 6 0 2 に使用することができる。別の実施形態では、検出ファイバ 1 3 0 2 の開口数を改善する材料の使用が有利である場合もある。このような開口数拡張要素は、複数の広い F O V、例えば 1 2 0 ° ~ 1 4 0 ° の F O V から光を集光することが有利である。この用途のために、技術上知られている様々な材料、例えば四フッ化エチレン樹脂 (P T F E)、またはこれ以外の、類似の光学性質を有する材料を使用できる。

30

【 0 1 1 2 】

いくつかの実施形態では、結合要素 1 6 0 2 は、走査ビーム 1 1 0 (図示せず) に対して相互偏光した偏光子を含んでいてよい。このような偏光子は、視野内において鏡面反射を拒絶する補助となることで、画像品質を妨害する閃光を低減するべく機能する。

【 0 1 1 3 】

この実施形態では、アセンブリ全体が外部シース 1 3 0 4 によって包囲されている。

40

【 0 1 1 4 】

図 1 7 は、図 1 2 ~ 図 1 6 に示したものと類似した末端先端部光学設計の光線トレースである。ボールレンズ 1 2 1 0 によって、入力ビーム 1 2 0 8 が、MEMS スキャナ 1 0 8 のアパーチャ (ここでは、いくつかの離散位置にて示す) を貫通し、その後、ドーム 1 2 1 2 の内面 1 2 1 2 a により反射され、鏡 1 0 8 へ戻るよう成形される。走査ビーム 1 1 0 のいくつかの部分のビーム 1 1 0 a ~ 1 1 0 g として示している。走査ビーム位置 1 1 0 a ~ 1 1 0 g の光線で示すビーム成形を作成するべく内面 1 2 1 2 a と外面 1 2 1 2 b の両方によって成形される部分にて、走査ビームがドーム 1 2 1 2 を貫通する。

【 0 1 1 5 】

図 1 8 は、走査モジュールと作業チャネルの周囲の隙間空間内に配置された作業チャネ

50

ルおよび検出ファイバを含んだ先端部レイアウトである。作業チャンネル 1802 は、手術器具、診断危機、または膨張用の空気、灌注用の流体、除去および廃棄用の *in vivo* 流体を通過させるために配置されている。別の実施形態では、チャンネル 1802、あるいは 1 本またはそれ以上の検出ファイバ 1302 の代わりに、滑剤送達または薬剤送達チャンネルを使用することができる。図 18 の先端部レイアウトは、硬質の腹腔鏡および可撓性の内視鏡の両方に容易に適用できる。

【0116】

注目すべきは、イメージャに対する特定の方向の維持に関係なく、検出要素を先端部周囲に可能な間隔を置いて分布することができるという本発明の機能である。

【0117】

図 19 は、滑剤送達を備えた末端先端部の等角投影図である。外部シース 1304 には、集積光学結合プレート 1602 および走査モジュールドーム 1212 を含んだ端部キャップ 1902 が被されている。戻りファイバ 1306 は、端部キャップ 1902 の集積光学結合プレート部分の後ろに配置された状態で図示されている。端部キャップ 1902 のコネクタ 1903 は、損傷を最小限に留めながら、内視鏡が身体組織を容易に通過できるようにするべく、放射状部分によって形成されている。エンドキャップ 1902 はさらに、身体組織および/または体腔内の通過を容易化するべく内部において滑剤を搬送できる少なくとも 1 つの滑剤送達口 1906 を備えている。滑剤は、滑剤送達口から断続的または連続的に分配される。内視鏡処置で生じる患者のトラウマの大部分は、GI システム内の曲がった箇所周囲で内視鏡を強制的に前進させることに関連しているため、この滑剤送達システムによって患者のトラウマおよび不快感を低減することができる。或る実施形態では、臨床医がハンドピースのプランジャを押すことで、滑剤を滑剤管を通して送り滑剤送達口 1906 から排出することで、要求に応じた滑剤の分配を行うことが可能である。この実施形態では、滑剤は注射器内に収容できる。別の実施形態では、臨床医は、滑剤を滑剤送達口から押し出すポンプを使用することができる。さらに別の実施形態では、滑剤は自動的に分配される。

【0118】

多種類の滑剤の使用が可能である。いくつかの用途では、K - Y ゼリーのような水溶性滑剤の使用が有利である。

【0119】

図 20 は、立体または双眼的イメージング機能を有する内視鏡先端部レイアウトを示す。走査モジュール 1201 a、1201 b は、各々の視野どうしの間に視差を作るべく先端内の遠近的場所に配置されている。図 20 の実施形態では、これらは、ビューイングのための「水平線」を画定する水平弦上で離間している。所望であれば、このビューイング角度を任意で反転することができる。作業チャンネル 1802 は、走査モジュールの間および下から出ている状態において示されている。検出ファイバ 1302 は、他の特徴の周囲に空間があればそこに配置されている。いくつかの実施形態では、可能な限り多数の検出ファイバを、末端先端部にわたっている隙間空間内に詰め込み、戻り信号強度を最大化することが好ましい。滑剤用開口部 1906 が、イメージング先端部 1019 の周囲の周りに配置された状態で示されている。

【0120】

動作時に、走査モジュール 1201 a、1201 b からのビームが、実質的に重なっていてよいそれぞれの対応する視野にかけて同時または交互に走査される。同時に走査が行われた場合、ビームを暗号化して、戻り信号の多重化を促進することができる。例えば、2 つのモジュール間の波形は、相互に対して、および、信号分離のために使用されている光学から手段若干ずれていてよい。別の実施形態では、ビームを、電気ドメインにおける逆多重化を促進するべく周波数暗号化することができる。

【0121】

例えば、とりわけ複合視野の拡張、ズーム機能の提供、より高い解像度の提供、または光の異なる波長の走査を行うために、複数の走査モジュールを備えた先端部分を使用

10

20

30

40

50

ことも可能である。拡張した複合視野を作成する場合には、各々の走査モジュールの視野を傾斜または若干重ね合わせることで、任意の単独の走査モジュールで生成したものよりも大きな全体画像サイズを生成することができる。画像の傾斜については、本願明細書中で参照により援用している、本発明の譲渡人に譲渡された米国特許の1つまたはそれ以上においてより詳細に説明されている。

【0122】

複数の走査モジュールがズーム機能を提供する場合、このようなシステムは連続的、自動的、または選択的に動作することができる。このようなシステム一例では、第1走査モジュールを、 140° のFOVにわたり適切な解像度にて、つまり、或る作業範囲、または作業範囲の内の1つの範囲においてその間隔と実質的に合致する算出され設定されたスポットサイズにて、SVGAアドレスビリティを提供するよう構成できる。第2走査モジュールは、1つまたはそれ以上の作業範囲において、 70° のFOVにわたり、適切な解像度にてSVGAアドレスビリティを提供するよう構成できる。この場合は、第2走査モジュールは、同等の作業範囲において、第1スポットサイズの直径の $1/2$ の大きさのスポットサイズを走査するよう設定しておくことができる。あるいは、第2走査モジュールを、第1走査モジュールの作業範囲の2倍の広さの作業範囲において、同等のスポットサイズを走査するよう構成することができる。

10

【0123】

等業者にはこれ以外の実施形態も明白となるだろう。

【0124】

より高い解像度を提供すべく複数の走査モジュールを使用する実施形態では、いくつかのモードを設けている。第1モードでは、複数の走査モジュールが実質的に同面積の視野を走査できるが、しかしこの場合の走査は、1本の走査モジュールが、他の走査モジュールによって走査されたスポットに関連して交互配置された、または点在している複数のスポットを走査する方法では行われない。別のモードでは、複数の走査モジュールを、散在的なサンプリングが可能な別の走査モジュールのFOVの或る範囲を1本の走査モジュールで走査するよう構成することができる。例えば共鳴MEMSスキャナを使用することで、スキャナはFOVの中心において最高の角度速度を有し、また、FOVの中心付近で相互に関連して分散する結果を生む状況を有する。特定の用途では、別の走査モジュールのFOVの中心を走査する走査モジュールを設けることで、その領域内により大きなサンプリングを提供することが望ましい。双軸共鳴またはリサージュ操作では、FOV内に特定の場所を設け、この場所では他の場所よりもサンプリング頻度を減らすことが一般的である。このような場合には、特定の走査モジュールによるサンプリングが頻繁に行われない範囲により頻繁なサンプリングを提供すべく、複数の走査モジュールを使用することが有利である。

20

30

【0125】

別の実施形態では、1本またはそれ以上の走査モジュールを、任意で、可視波長におけるイメージングで使用されるモジュールとは異なるフレームレートにて、または異なるFOVを設けたハイパースペクトル・イメージングを提供するよう構成できる。例えば、赤外線波長は、類似の解像度を達成するためにより大型の鏡を要するが、しかし、可視波長よりもいくらか高い鏡変形に耐えることができる。赤外線走査モジュールは、可視走査モジュールよりも大きなダイナミック変形がいくらか大きなより大型の鏡を装備できる。同様に紫外線走査モジュールは、可視走査モジュールよりもダイナミック変形がいくらか小さいより小型の鏡を装備することができる。別の側面では、特定の反射性または透過性材料は、ハイパースペクトル波長に適した性質を備えていなくてよい。ハイパースペクトル波長により正確に適した材料を使用した走査モジュールを追加で採用することができる。例えば、紫外線走査モジュールは、蛍石レンズおよび紫外線最適化した反射体および/または偏光子を装備することができる。赤外線走査モジュールは、より長い波長に最適化したレンズ、反射体、およびまたは偏光子を装備できる。

40

【0126】

50

図 2 1 は、同時に走査を行う 2 本の走査ビームを多重化および逆多重化する場合の制御装置のブロック線図である。これらのビームは、例えば、図 2 0 の先端部レイアウトのとおりに配置された走査モジュールによって走査されてよい。図 2 1 の実施形態は、同期照明および検出を用いて、ここでは 2 本の特定のスキャナモジュール 1 2 0 1 a、1 2 0 1 b として図示されている複数のスキャナモジュール 1 2 0 1 から信号を分離する。タイマー / 制御装置 2 1 0 2 は、光源モジュール 1 1 0 6 上の照明器チャンネルと、検出器モジュール 1 1 1 6 上のチャンネルの同期を制御する。このおよび別の同期的な実施形態の機能上の意味を図 2 2 に示す。

【 0 1 2 7 】

図 2 1 に関連した実施形態は、照明器と検出器の対を同時にパルスできる。検出回路が適切な照明器のパルスレートに「調整」され、これにより対になっていない照明器により生成された光を拒絶する。

【 0 1 2 8 】

タイマー / 制御装置 2 1 0 2 は、複数の RF ソース 2 1 0 6 a、2 1 0 6 b、その他を備えることができる。あるいは、個々の RF 信号 2 1 0 6 a、2 1 0 6 b、その他を合成するために使用される RF 信号を生成できる。

【 0 1 2 9 】

光源モジュール 1 1 0 6 は、照明器駆動信号 2 1 0 3 a、2 1 0 3 b、その他の各々によって駆動される複数の照明器 1 0 4 a、1 0 4 b、その他を含む。証明気 1 0 4 a、1 0 4 b、その他は、外部変調器 2 1 0 4 a、2 1 0 4 b、その他によって変調されるか、あるいは内部変調される。多くのアプリケーションにおいて、照明器 1 0 4 は、レーザ複合照明、例えば RGB 光を組み合わせることで実質的に白色の光を形成している赤色、青色、緑色 (RGB) を形成するために多重化された複数の独立した光源を備えていてよい。

【 0 1 3 0 】

RF ソース 2 1 0 6 a、2 1 0 6 b は、照明器 1 0 4 a、1 0 4 b によって、各々チャンネル A、B としそれぞれ生成された光を変調するために、外部モジュレータ 2 1 0 4 a、2 1 0 4 b をそれぞれ制御する。変調された照明チャンネル A、B は、それぞれ光ファイバ 1 2 0 4 a、1 2 0 4 b を通ってイメージング先端部へと送られ、それぞれ走査モジュール A 1 2 0 1 a、走査モジュール B 1 2 0 1 b 内へ入る。走査モジュール 1 2 0 1 a、1 2 0 1 b は、記述の図式に従って変調された走査ビーム 1 1 0 a、1 1 0 b をそれぞれ生成する。

【 0 1 3 1 】

分散した光信号 1 1 4 は集光器 1 3 0 2 によって収集される。集光器 1 3 0 2 がイメージング的でない場合は、チャンネル A、B のどちらによって生成された走査済みスポットからの散乱かを空間的に区別することはできない。しかし、散乱した光信号 1 1 4 は、各々が多数の波長 (この例では 3 つ) を潜在的に有する複数の (この例では 2 つ) の変調された信号を含んでいる。変調された信号は、その変調特徴に従って分離することができ、一方で、波長は誘電鏡、フィルタ、屈折、その他に対するその異なる反応に従って分離することができる。集光器 1 3 0 2 は、図 1 0、図 1 1 によるコンソール内のイメージング先端部から離れた場所に設置されていてよい検出器モジュール 1 1 1 6 へ、複合分散された光信号を送信する。

【 0 1 3 2 】

検出器モジュール 1 1 1 6 内では、散乱した光信号がその波長成分、例えば RGB に分離される。複合信号 2 1 2 1 は、誘電鏡 2 1 2 2 によって、例えば青色光を有する第 1 波長信号 2 1 2 4 a と、これ以外の複合信号 2 1 2 6 とに分割されるが、この複合信号 2 1 2 6 は、実質的に第 1 波長信号 2 1 2 4 a に分割されたものを除いた全ての波長を有する。同様に、例えば緑色の第 2 波長を、誘電鏡 2 1 2 8 によって、第 2 波長信号 2 1 2 4 b とこれ以外の複合信号 2 1 2 4 c に分割することができる。この例では、分散した信号 1 1 4 と複合信号 2 1 2 1 内に 3 つの波長のみが含まれているので、これ以外の複合信号 2 1 2 4 c は実質的に赤色光のみを含んでいることになる。

10

20

30

40

50

【0133】

R G B 光信号 2 1 2 4 c、2 1 2 4 b、2 1 2 4 a の各々は、関連する光検出器および増幅器回路 1 1 6 c、1 1 6 b、1 1 6 a の各々に供給される。検出器 / 増幅器（ここでは各々を検出器 / プリアンプと呼ぶ）内、光信号が、さらなる処理に適した特徴を有する関連する電気信号に変換される。

【0134】

チャンネル A、B 復調器は、検出（波長）チャンネルの各々に関連している。チャンネル A 復調器 2 1 3 6、2 1 4 2、2 1 4 8 は、R F ソース A 2 1 0 6 a および変調器 A 2 1 0 4 a によるチャンネル A 照明を満たしている周波数またはスペクトルで特長付けられた信号を復調するよう調整される。チャンネル B 復調器 2 1 3 8、2 1 4 4、2 1 5 0 は、R F ソース B 2 1 0 6 b および変調器 B 2 1 0 4 b によるチャンネル B 照明を満たしている周波数またはスペクトルで特長付けられた信号を復調するよう調整される。したがって、復調された信号 2 1 3 7、2 1 4 3、2 1 4 9 は、走査モジュール A 1 2 0 1 a と関係している R G B ビデオ信号に関連し、復調された信号 2 1 3 9、2 1 4 5、2 1 5 1 は走査モジュール B と関係しているビデオ信号に関連する。

【0135】

検出器をパルス変調周波数に調整する 1 つの方法は、信号を 1 つまたはそれ以上の特定の周波数にて増幅するロックイン増幅器を使用するものである。ロックイン増幅器は、検出した変調された信号をベースバンドに変換するための回路要素を含んでいてよく、あるいは、変調された信号を制御装置へ送ることができる。この制御装置は、信号を画像に変換し、アプリケーションに適したこれ以外の必要な機能を実行する。

【0136】

いくつかの実施形態では、チャンネル A は F O V 上の「左目」視覚、チャンネル B は F O V 上の「右目」視覚を表している。このような実施形態の 1 つは、走査モジュール 1 2 0 1 a、1 2 0 1 b を図 2 0 の先端部レイアウトに従って配置したものである。

【0137】

図 2 1 の装置は、アプリケーションに適するよう再配置、組み合わせ、分割したり、他で代用、その他を行うことが可能である。

【0138】

S V G A 解像度と類似した走査ビームイメージャは、約 2 0 M H z のデータレートを有してよい。走査ビームイメージャを装備した同期検出器を操作する 1 つの方法は、ビームを、データレートよりも高い周波数にてパルスするというものである。例えば、ビームをデータレートの 2 0 ~ 2 0 0 倍のレートにて変調することで、4 0 0 M G z ~ 4 G H z のパルスレート得られる。このような高いパルスレートは検出器にとって困難であり、著しい光子ショットノイズおよび事実上の設計問題を引き起こしかねない。いくつかの実施形態では、このパルスレートを、低い倍数のデータレート、例えばデータレートの 1 ~ 1 0 倍で実行することができ、その結果、より管理し易い 2 0 ~ 2 0 0 M H z のパルスレートを得ることができる。

【0139】

図 2 1 の装置は、所定のパルス周波数にて動作できる。低周波数における複数の実施形態では、等数の位相変調サイクルを確実に得るために、画素クロッキングと同期位相変調の間に一定の位相関係を維持することが望ましい。しかし、共鳴走査技術では一致の回転速度を用いない。

【0140】

共鳴走査システムでは、一定の周波数パルス変調を、一定の画素クロック値および可変画素間隔と共に使用する。このモードでは、実サンプル位置どうしの間を補間することで一定のピッチ出力を生成するべく、画像処理を適用することが望ましい。この場合、ビームが F O V の中央を横切る際に、最高走査速度点にアドレサビリティ限度が設定される。走査の各終了時に、走査ビームの動作が遅速化する、中央よりもその周辺の範囲に対してオーバーサンプリングが実行される。一般に、適所にて 2 次元的に付加された直線的な補

10

20

30

40

50

間は、優れた画像品質を生じ、必要な処理も比較的妥当である。本願明細書中で参照により援用している、本発明の譲渡人に譲渡された、2002年5月17日付けで提出された米国特許出願番号60/381、569号、IMAGE QUALITY CONSIDERATIONS IN BI-SINUSOIDALLY SCANNED RETINAL SCANNING DISPLAY SYSTEMSは、画素値を、特に2重正弦走査に関連して補間する方法を示唆している。

【0141】

あるいは、画素クロッキングと同期パルス変調周波数の両方を変更することで、一定の画素間隔を維持することができる。FOBにわたり画素クロッキングを変更する方法および装置は、本願明細書中で参照により援用しており、本発明の譲渡人に譲渡されている、

10

【0142】

図22は、多重化されたビームの対の波形を示す理想化された線図である。直線視野111a、111bは、走査チャンネルA、Bの各々の走査経路をそれぞれ示す。FOV111aは、図示のとおり整列した明るい領域502aとグレー領域506aを示す。FOV111bは、図示のとおり整列したグレー領域506bを包囲する、2つの明るい領域502b、502b'を備えている。FOV111a、111bは、この例では、少なくとも特徴整列に関しては互いに異なっていてよい。

【0143】

波形2202aは、図示のとおりチャンネルA FOVと整列しているチャンネルA照明器の変調パターンを示す。波形の高い部分は照明器の「オン」状態を示し、低い部分はオフ状態を示す。図2～図6の照明器パワー変調と組み合わせれば、照明変調波形を図22に示すものよりも複雑化することが可能である点に留意すること。しかし、チャンネルの多重化、逆多重化に関する原理は不変である。

20

【0144】

同様に、波形2202bは、図示のとおりチャンネルB FOVと整列させたチャンネルB照明器の変調パターンを示す。チャンネルA、B照明器は、区別および分離を可能にするために、異なる瞬間周波数にて変調される点に留意すること。図示のとおり、チャンネルA、Bの両方は、図示の間隔にかけて一定の周波数で変調された状態で示されている。或るアプリケーションでは、チャンネルが、相互の非整数倍数で確実に変調されることが望ましい。

30

【0145】

波形2204は、検出器が受信した理想的な組み合わせられた反応を示す。波形2206a、波形2206bは、波形2204の特定チャンネル成分を表す、すなわち、これらは波形2204から決定することができ、またこれらを足し合わせることで波形2204を生成することができる。波形2206aはチャンネルAの変調された反応を示し、波形2206bはチャンネルBの変調された反応を示す。明るい範囲502は2ユニットの高さの反応を生成し、グレー範囲506は1ユニットの高さの範囲の反応を生成し、また、波形2202aおよび2202bの「オフ」サイクルによりヌル反応が得られる。

40

【0146】

波形2208a、2208bは、チャンネルA、Bの逆多重化した各々のベースバンド反応を示す。明るい範囲502は高い状態を作り、グレー範囲は低い状態を作ることがわかる。これらのベースバンド波形を生成するために、便宜性の目的から、従来の、後続の「オン」部分と等しい変調サイクルの「オフ」部分の設定を設けた。次に、波形2208a、2208bを直線画像2209a、2209bとしてそれぞれ変換または表示することができる。チャンネル画像2209aは、明るい範囲2210aと暗い範囲2212aを備え、一方、チャンネル画像2209bは2つの明るい範囲2210b、2210b'と、これを包囲するくらい範囲2212bとを備えている。そのため、図22の多重化/逆多重化図式により、複数の画像が同時に捕獲および正確に復号されることがわかる。

50

【 0 1 4 7 】

図 2 3 は検出器モジュール 1 1 1 6 の等角投影図である。検出器モジュール 1 1 1 6 内で、散乱した光信号がその波長成分毎、たとえば R G B 毎に分離される。例えば蛍光性または他のカラーシフトイメージング技術を使用するいくつかのアプリケーションでは、照明器から発せられた光から追加または別の波長を検出することが望ましい。

【 0 1 4 8 】

光学ベース 2 3 0 2 は、光学構成要素が搭載され、整列される機械的構成要素である。ベース 2 3 0 2 はさらに、機械的頑丈性と、任意でヒートシンクを提供する。図 2 3 に示すように、入来する 1 本またはそれ以上の検出ファイバはファイバマウント 2 3 0 4 において終端し、さらに、自由空間光学を介して光が伝播される。ファイバマウントから現れている照準レンズ 2 3 0 6 がビームを成形する。誘電鏡であってよい鏡 2 1 2 2 が、青色光ビーム 2 1 2 4 a を分割し、これを青色検出器アセンブリへ向ける。これ以外の、緑色光および赤色光を有する復号信号 2 1 2 6 が誘電鏡 2 1 2 8 によって分割される。誘電鏡 2 1 2 8 は、赤色光 2 1 2 4 c を赤色検出器アセンブリを通過させるために残しながら、緑色光 2 1 2 4 b を緑色検出器アセンブリへ向ける。

【 0 1 4 9 】

青色、緑色、赤色検出器アセンブリは、それぞれ青色フィルタ 2 3 0 8、緑色フィルタ 2 3 1 0、赤色フィルタ 3 2 1 2 と、さらに光マルチプレクサ (P M T) 1 1 6 を備えている。フィルタは、さらに、望ましくない波長の光の形態で現れる任意の漏話から検出器を隔離するべく機能する。或る実施形態では、H A M M A M A T S U モデル R 1 5 2 7 P M T で満足な結果が得られることがわかった。この管は、約 1 0、0 0 0、0 0 0 の内部利得、2 . 2 ナノ秒の反応時間、8 × 2 8 ミリメートルのサイドビューイング有効範囲、0 . 1 の量子効率を有する。これ以外の市販されている P M T でも満足な結果が得られる可能性がある。

【 0 1 5 0 】

装置の P M T 実施形態では、各々が約 1 5 d B、総合で 3 0 d B の利得を提供する 2 段階の増幅が、信号をアナログ / デジタル変換に適したレベルにまでブーストした。利得の量は、チャンネル毎に若干変化したが (赤色チャンネルで 3 0 . 6 d B の利得、青色チャンネルで 3 1 . 2 d B の利得)、しかしこれは、後続の処理によって白色バランスが維持されるため特に重要ではない。

【 0 1 5 1 】

別の実施形態では、アバランシェ・フォトダイオード (A P D) を P M T の代わりに使用した。使用した A P D、熱電気 (T E) 冷却器、T E 冷却器制御装置、トランスインピーダンス増幅器を備えるものであった。標準の定ノイズ増幅器を使用して、別の 5 X 利得を介して出力信号を供給した。

【 0 1 5 2 】

P M T および A P D に加えて、別の光検出器を使用することも可能である。

【 0 1 5 3 】

図 2 4 は、R G B 照明を提供する 3 つのレーザエミッタを装備した光源モジュールまたは照明器 1 0 4 の等角投影図である。青色レーザ 2 4 0 4 a、緑色レーザ 2 4 0 4 b、赤色レーザ 2 4 0 4 c の各々は、相互に組み合わせるまで、実質的に同一な光学構成要素を介して照明を行う。或る実施形態では、青色レーザ 2 4 0 4 a は、4 7 3 ナノメートル (n m) で発光する、B & W T E K 社製の 1 0 m W のダイオード励起固体 (D P S S) レーザであり、赤色レーザ 2 4 0 4 c は、6 3 5 n m にて発光する、H I T A C H I 社製の 3 5 m W の円形レーザダイオードであった。ソフトウェアにおいて白色バランスを行うわれたアプリケーションでは、チャンネル間で出力パワー (または、検出器が非均一を呈する場合には、明瞭な出力パワー) を等化する必要はない。

【 0 1 5 4 】

青色レーザ 2 4 0 4 a、緑色レーザ 2 4 0 4 b、赤色レーザ 2 4 0 4 c からのビームは、音響光学変調器 (A M O) 2 4 0 8 a、2 4 0 8 b、2 4 0 8 c をそれぞれ通過する前

10

20

30

40

50

に、照準レンズ 2406 a、2406 b、2406 c を通過する。照準レンズは、AMO 結晶の中心にてビームを照準するよう設定されている。AMO 2408 a、2408 b、2408 c を通過した後、青色ビーム、緑色ビーム、赤色ビームがビームブロック 2410 a、2410 b、2410 c を通過し、次にコリメートレンズ 2412 a、2412 b、2412 c をそれぞれ通過する。ビームブロックは、AMO から発せられる一次回折調波を除き、全て垂直スリットである。平行プレート光学 (PPO) 装置 2414 a、2414 b、2414 c を使用して、垂直および側方変位に関連してビームを整列させた。誘電鏡 2416 a、2416 c が、青色ビームと赤色ビーム各々を方向転換させ、緑色ビームが直接導入されているビームコンバイナ 2418 へ向かわせる。或る実施形態では、ビームコンバイナ 2418 は X - cube であった。誘電鏡 2420 は、結合されて白色が 10
かった色となったビームの方向を変更させ、ビームを CF 光ファイバマウント 2424 内に保持された照明ファイバのコア上に照準する対物顕微鏡 2422 へと向かわせる。3 軸マイクロメータ 2426 を使用して、ファイバコアをビームと整列させた。或る実施形態では、対物顕微鏡 2422 は色分散制御された 20X 対物レンズであった。照明ファイバ (図示せず) は、3.5 ミクロンのコアと 125 ミクロンのクラディングを有する角度付けしたシングルモード・ガラスファイバであった。

【0155】

図 24 の照明器モジュール 104 は市販の構成要素で構成したものであるが、オーダーメイドまたは市販の構成要素を用いた同等の設計も適している。いくつかの実施形態では、完全にファイバ結合したシステムを構築することが望ましい。この場合、または別の場 20
合、例えばエバネッセント結合を使用してビーム結合を効果的に行うことができる。

【0156】

図 25 に、これとは別の、直接変調した照明器 104 の一例を示す。図 25 は、3 つのエミッタを備えた小型照明器または発光モジュール 104 である。図 25 のエミッタは、レーザダイオードまたは発光ダイオードであってよく、必要に応じて直接変調することができる。これは、例えば、照明器および検出器をハンドピース 1012 内部に配置する実施形態の場合に特に有利である。例えば RGB レーザまたは端面発光 LED であってよいエミッタ 2404 a、2404 b、2404 c が、マウント 2502 a、2502 b、2502 c の各々によって保持されている。マウント 2502 は、エミッタを整列することができる。エミッタ 2404 a、2404 b、2404 c によって出力された光ビームが 30
、X - cube 2504 によって結合され、結合ビーム 106 として共軸に沿って出力される。X - cube 2504 は、市販の複屈折装置であってよい。出力ビーム 106 は取り付けバレル 2506 に向かって下方へ前進し、ここでは複レンズとして示す出力光学 1106 によって平行化あるいは照準される。あるいは、出力光学 1106 は単レンズおよび / またはアパーチャ (図示せず) 含んでいてよい。スペーサ 2508 a、2508 b は、3 つの照明器 2404 a、2404 b、2404 c、出力光学 1106 の間の光路長を変化させることで色収差を補正する。

【0157】

図 26 a、26 b は、走査内視鏡または腹腔鏡の別の実施形態のブロック線図を含む。ハンドピースおよび / または別個のコンソールを備えていてよい基端部本体 1012 が先端部 1018 に取り付けられている。基端部本体 1012 と先端部 1018 の間の結合部は取り外し可能であるため、先端部の相互交換と、任意で先端部の使い捨てが可能になる。基端部本体 1012 と組み合わせる、または基端部本体 1012 から分離することができる制御装置 1002 は、基端部本体 1012 内の 1 つまたはそれ以上の照明器および検出器と動作的に結合することができる。インターフェース 1118 は、外部データソースと、ディスプレイ、作動装置、リモートエキスパートのようなシンクを通信に対し供給する。 40

【0158】

いくつかの実施形態では、照明器は、別個の青色レーザ 2404 a、緑色レーザ 2404 b、赤色レーザ 2404 c を各々備えていてよい。レーザエミッタからの出力が、ビー 50

ムコンバイナ 2 4 1 8 内でシングル光信号に結合される。次に、ビームコンバイナ 2 4 1 8 が照明器ファイバ 1 2 0 4 と結合され、照明エネルギーが先端部へ送られる。

【 0 1 5 9 】

先端部 1 0 1 8 の末端部 1 0 1 9 において、光が、視野 1 1 1 にわたり走査されるべく照明ファイバ 1 2 0 4 から発せられる。ここで線図的に示す特定の実施形態では、出力ビーム 1 0 6 a が、例えば金属または誘電鏡であってよい回転鏡 1 2 1 2 a によって方向転換され、走査鏡 1 0 8 へ向けられる。走査ビーム 1 1 0 が、保護用透明カバー 1 2 1 2 から視野 1 1 1 へ発せられる。

【 0 1 6 0 】

反射または散乱した光 1 1 4 の一部分が再び透明な保護カバー 1 2 1 2 を通過し、戻りファイバ 1 3 0 2 によって集光される。図示にある特定の実施形態では、別個の検出器ファイバ 1 3 0 2 a、1 3 0 2 b、1 3 0 2 c を使用して、戻り青色信号、戻り緑色信号、戻り赤色信号をそれぞれ集光した。青色ファイバ 1 3 0 2 a、緑色ファイバ 1 3 0 2 b、赤色ファイバ 1 3 0 2 c の各々の上にフィルタ 2 3 0 8、2 3 1 0、2 3 1 2 を配置することで、光信号を分離することができる。任意の光結合要素 1 6 0 2 a、1 6 0 2 b、1 6 0 2 c を使用して、検出器ファイバの集光効率を高め、これにより光信号強度をブーストするか、この強度を視野全体にかけてより均一にすることができる。

【 0 1 6 1 】

青色検出器ファイバ 1 3 0 2 a、緑色検出器ファイバ 1 3 0 2 b、赤色検出器ファイバ 1 3 0 2 c は、受け取った光エネルギーを先端部へ伝播させ、これを基端部本体 1 0 1 2 内の青色検出器 1 1 6 a、緑色検出器 1 1 6 b、赤色検出器 1 1 6 c へそれぞれ伝送する。検出器 1 1 6 は受け取った光エネルギーを、制御装置 1 0 0 2 による処理および画像への復号に適した電気信号に変換する。

【 0 1 6 2 】

先端に取り付けたフィルタの応用として、全ての検出器ファイバが受け取った光エネルギーの波長を搬送している状態で、フィルタを検出器とより直接的に結合することができる。この配置は、光学サイズの増加または信号強度の低減を要するレーザとなる可能性もあるが、その一方で、検出器チャンネルの隔離、光学漏話の低減を補助することができる。

【 0 1 6 3 】

高速 MEMS 鏡および他の共鳴偏光器は、一定回転速度スキャナと比較して、正弦走査レートによって特徴付けすることができる。イメージング先端部におけるパワーの必要性とサイズ制約を低減するために、いくつかの実施形態では、両方の走査軸が共鳴的走査を行えるようになっている。その結果の、理想化された 2 重共鳴または 2 重正弦操作パターンを図 2 7 に示す。特定の場合において、走査パターンは、リサージュパターンによって特徴付けられた経路を追従する。直線マトリックス 2 7 0 2 は、2 重共鳴器走査経路 2 7 0 4 で覆われた状態で示されている。この場合、直線マトリックスの垂直線と水平線の間の交差点は理想化された画素位置を示し、その一方で、2 重共鳴走査経路 2 7 0 4 は走査されたスポットが辿った実経路を示す。図にあるように、実走査経路は全ての直線画素位置と完全に整列していない。そのため、これらの値は補間によって決定することができる。

【 0 1 6 4 】

2 重共鳴周波数を選択する方法と、画像品質を最大化する方法が、本願明細書中で参照により援用している、本発明の譲渡人に譲渡された、2003 年 5 月 19 日付けで提出された Margaret Brown、Marc Freeman、John R. Lewis による米国特許出願、第 10 / 441、916 号、IMAGE QUALITY CONSIDERATIONS IN BI-SINUSOIDALLY SCANNED RETINAL SCANNING DISPLAY SYSTEMS に類似的に説明されている。この特許出願はとりわけ、画素値を、特に 2 重正弦走査に関連して補間する方法を示唆している。

【 0 1 6 5 】

10

20

30

40

50

共鳴走査システムでは、一定の周波数パルス変調を、一定の画素クロック値および可変画素間隔と共に使用できる。このようなモードでは、実サンプル位置間の補間に画像処理を適用して、一定のピッチ出力を生成することができる。この場合、ビームがF O Vの中心を横断する際に、アドレスビリティ限度が走査の最高速度点に設定される。走査ビームが遅速化する各々の走査終了時に、より周辺の範囲にオーバーサンプリングが実行される。一般に、2次元的に適用された直線補間では優れた画像品質が得られ、また、必要となる処理も比較的妥当であることがわかった。

【0166】

あるいは、画素クロッキングと同期パルス変調周波数の両方を変更することで、一定の画素間隔を維持することも可能である。F O Vにかけて画素クロッキングを変更する方法および装置が、本願明細書中で参照により援用している、本発明の譲渡人に譲渡された、2002年4月9日付けで提出された、Gregory Scott Bright; Scott W. Straka; Philip C. Black; James G. Moore; John R. Lewis; Hakan Urey; Clarence T. Tegreeneによる米国特許出願第10/118、861号、ELECTRONICALLY SCANNED BEAM DISPLAYに記載されている。

【0167】

クロックドライバ(周波数比率が1:1よりも大きい場合)またはセカンドクロックを使用することで、上記特許に開示されている装置を、パルス変調周波数を画素クロッキングと同期的に制御するためにも使用できるようになる。これを図21の装置と共に用いれば、照明器A 104a、照明器B 104bの各々にて使用される分離可能な光変調を生成することができる。

【0168】

先の本発明の概観、図面の簡単な説明、および詳細な説明は、本発明の例証的な実施形態を、読者に理解し易くすることを目的とした方法で記述されている。これ以外の構造、方法、同等物も本発明の範囲内に包括される。そのため、ここで記述した本発明の範囲は特許請求の範囲によってのみ限定される。

【図面の簡単な説明】

【0169】

【図1】単純な走査ビームイメージャのブロック線図である。

30

【図2】照明器パワーを変更するための装置および方法のブロック線図

【図3】F O Vを照明する実施形態と、ダイナミックに調整された照明器の初期状態とを示す概念線図である。照明エネルギーは一定に保たれ、検出器において受け取られた散乱したエネルギーの量はスポットの明瞭な明るさに比例して変化する。

【図4a】平坦領域でのまたは水平的な散乱を提供するべくプログラムされている照明器の集束状態を示す概念線図である。照明エネルギーは、実質的に同量のエネルギーが検出器においても受け取られるように、各スポットの明瞭な明るさに反比例する方法で変更される。

【図4b】F O Vダイナミックレンジをいくらか圧縮しながら、明瞭な明るさの差を維持できるようプログラムされた照明器の集束した状態を示す概念線図である。

40

【図5】例証的な1次元F O Vのいくつかのフレームにかけて、図4aの方法により照明器パワーを集束するのに理想的な波形を示す線図である。

【図6】画素値を集束する様子を示すフローチャートである。

【図7】理想的な2次元F O Vにかけての2つの例証的ビーム走査の非集束状態を示す線図である。

【図8】画像処理を用いて達成した図7の2つのビーム走査の、部分的なイントラフレーム集束を示す線図である。

【図9】イントラフレームでさらなる画像処理を使用して達成した図7、図8の2つのビーム走査の擬似集束状態を示す線図である。

【図10】内視鏡システムの等角投影図である。

50

【図 1 1】内視鏡システムの様々な構成要素間の関係を強調したブロック線図である。

【図 1 2】走査先端モジュールの側断面図である。

【図 1 3】走査内視鏡イメージング先端部の断面図である。

【図 1 4】光の 2 つの偏光の異なる反射を有する走査先端モジュールのドーム内面の実施形態の側断面図である。

【図 1 5】走査モジュールの等角投影図である。

【図 1 6】イメージング先端部の光学要素の等角投影図である。

【図 1 7】図 1 2 ~ 図 1 6 に示したものと類似の末端先端部光学設計を有する光線トレースである。

【図 1 8】走査モジュールと作業チャンネルの間の隙間空間内に配置された検出ファイバを含む先端部レイアウトである。 10

【図 1 9】滑剤送達を設けた末端先端部の等角投影図である。

【図 2 0】立体または双眼的イメージング機能を有する内視鏡先端部レイアウトを示す。

【図 2 1】2 本の同時走査ビームを逆多重化するための制御装置のブロック線図である。

【図 2 2】周波数多重化した 1 対のビームの波形を示す線図である。

【図 2 3】検出器モジュールの等角投影図である。

【図 2 4】光源モジュールの等角投影図である。

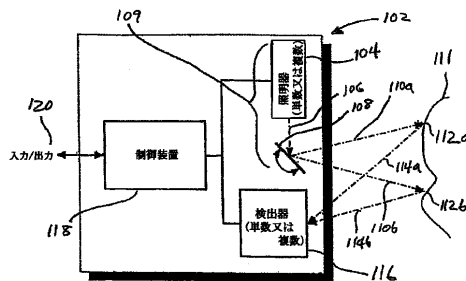
【図 2 5】出力ビームが X - c u b e によって結合された小型 3 色光源の側面図である。

【図 2 6 a】内視鏡の基端部のブロック線図である。

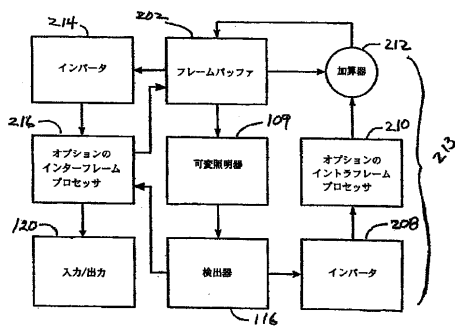
【図 2 6 b】内視鏡の末端部のブロック線図である。 20

【図 2 7】2 重正弦走査パターンを示す理想的な画像である。

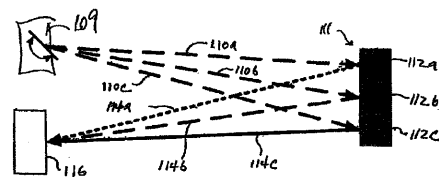
【図 1】



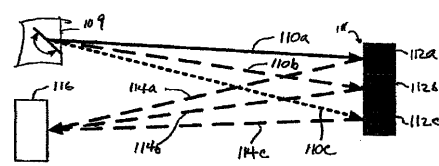
【図 2】



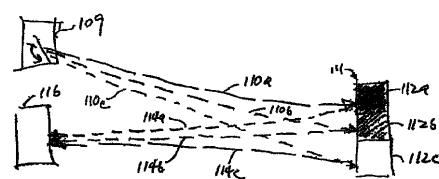
【図 3】



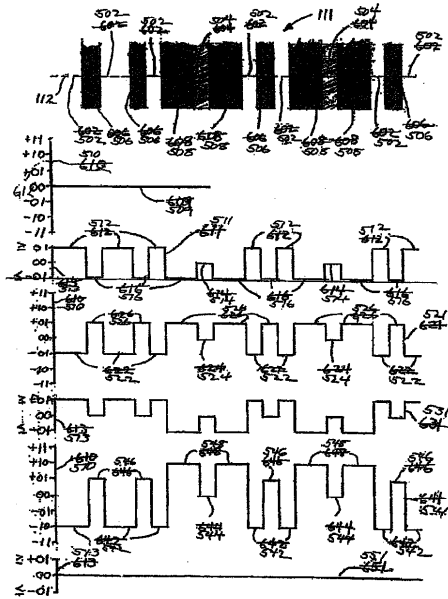
【図 4 a】



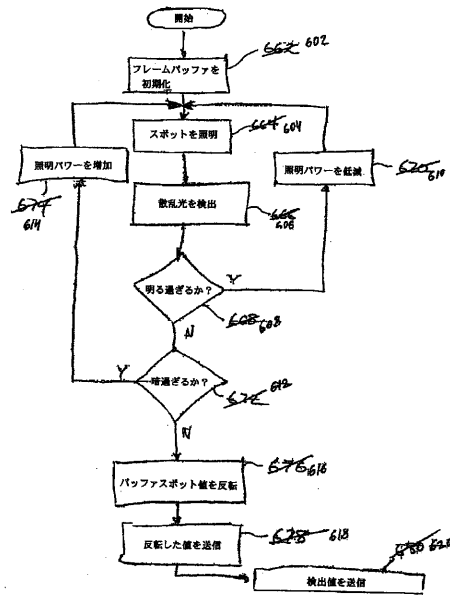
【図 4 b】



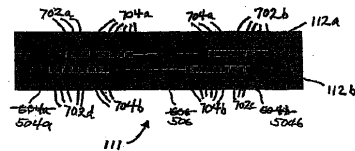
【図 5】



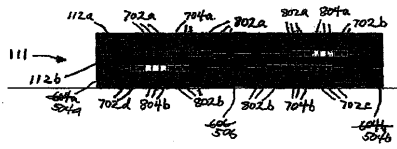
【図 6】



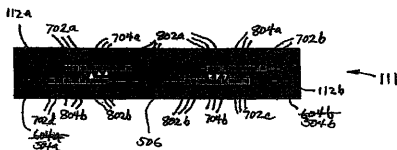
【図 7】



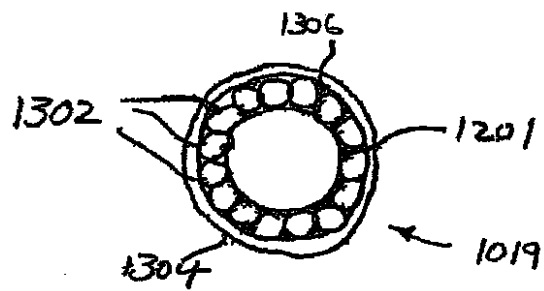
【図 8】



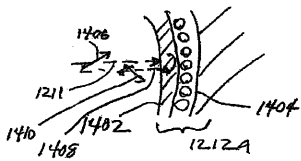
【図 9】



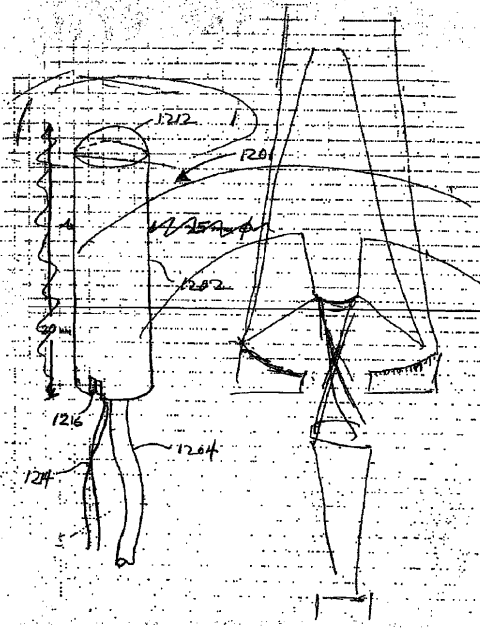
【図 13】



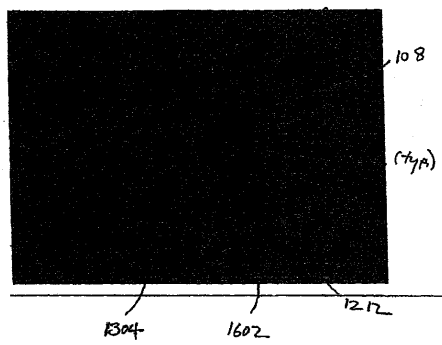
【図 14】



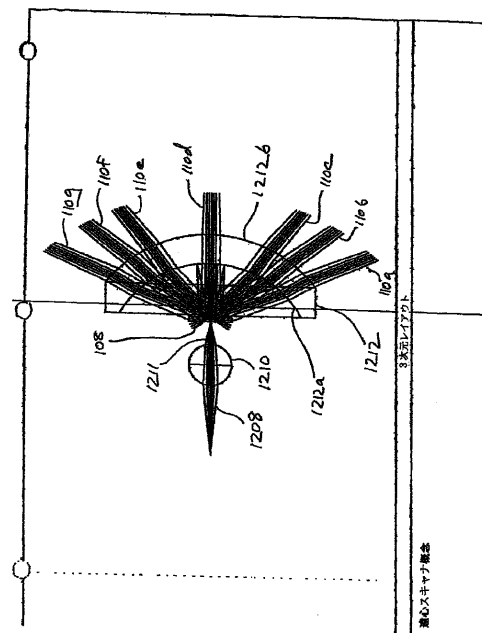
【図 15】



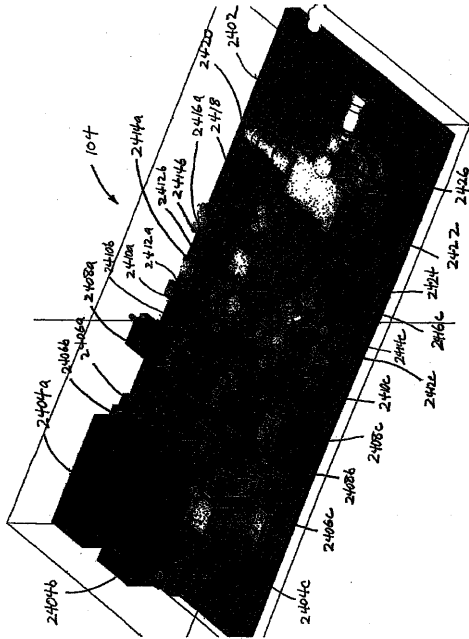
【図 16】



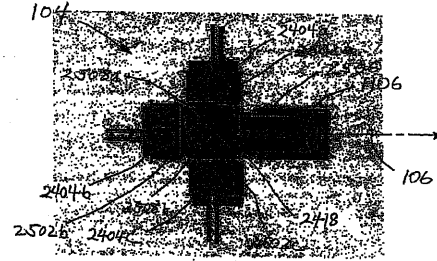
【図 17】



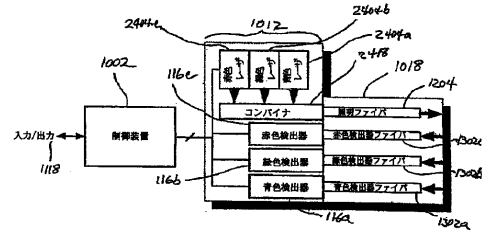
【図 24】



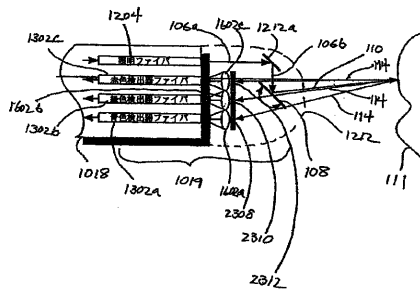
【図 25】



【図 26 a】



【図 26 b】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US2004/019996		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/07 A61B1/00 G02B23/26 G02B26/08 A61B1/012		
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 7 A61B G02B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2002/139920 A1 (SMITHWICK QUINN Y J ET AL) 3 October 2002 (2002-10-03)	1,6-8, 13-17, 19,20, 29-38
Y	paragraphs '0014!', '0015!', '0017!', '0018!', '0048!' - '0058!' paragraphs '0067!', '0072!', '0081!', '0089!', '0090!', '0095!', '0099!', '0126!', '0164!', '0166!' - '0168!'; claims 19-21,23-29,36,37; figures 1-8,12-15	9-12,18
Y	US 6 470 124 B1 (LAMARQUE FREDERIC ET AL) 22 October 2002 (2002-10-22) column 3, line 21 - column 4, line 18 column 4, line 66 - column 8, line 27 column 9, line 1 - line 12; figures 1,2 ----- -/-	9-12,18
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 17 March 2005		Date of mailing of the international search report 18. 04. 2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Rick, K

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US2004/019996

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>US 5 103 497 A (HICKS JOHN W) 7 April 1992 (1992-04-07)</p> <p>column 2, line 24 - line 34 column 3, line 6 - line 41 column 4, line 47 - line 50 column 5, line 8 - line 22 column 7, line 44 - column 8, line 5 column 8, line 62 - column 9, line 13; figures 1,28</p>	<p>21,22, 24,26, 27, 29-32,39</p>
A	<p>US 5 200 838 A (OUIMETTE DONALD R ET AL) 6 April 1993 (1993-04-06) column 3, line 60 - column 4, line 49 column 6, line 27 - column 7, line 55 column 9, line 1 - line 43 column 10, line 37 - line 66 column 12, line 51 - line 58 column 14, line 37 - column 15, line 19; figures 1-4</p>	1-43
X	<p>DE 29 29 562 A1 (OLYMPUS OPTICAL CO.,LTD; OLYMPUS OPTICAL CO., LTD., TOKYO, JP) 31 January 1980 (1980-01-31) page 8, line 1 - page 10, line 15; claims 1-4; figures 1-5</p>	44,45
X	<p>DE 29 15 271 A1 (STORZ,KARL; STORZ, KARL, 7200 TUTTLINGEN, DE) 16 October 1980 (1980-10-16) page 4, line 21 - page 6, line 9 page 8, line 11 - page 10, line 7; figures 1,2</p>	44-46
X	<p>DE 101 11 354 A1 (OLYMPUS WINTER & IBE GMBH) 19 September 2002 (2002-09-19) paragraphs '0010!', '0021!', '0043!' - '0045!; claim 1; figures 1,2</p>	44,46
A	<p>US 3 726 281 A (NORTON W,US ET AL) 10 April 1973 (1973-04-10) column 2, line 21 - line 49 column 3, line 6 - line 26; figures 1,2</p>	44-49

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2004/019996

Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

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

see additional sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US2004 /019996

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

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

1. claims: 1-43

A scanned beam imager and an according imaging method.

2. claims: 44-49

An endoscope having a tip with one or more lubricant dispensing orifices.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US2004/019996

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002139920 A1	03-10-2002	US 6294775 B1 CA 2457506 A1 EP 1430534 A1 JP 2005501279 T WO 03019661 A1	25-09-2001 06-03-2003 23-06-2004 13-01-2005 06-03-2003
US 6470124 B1	22-10-2002	FR 2783330 A1 AT 228665 T AU 764675 B2 AU 5628399 A BR 9913730 A CA 2344165 A1 CN 1326557 A DE 69904214 D1 DE 69904214 T2 DK 1114348 T3 EP 1114348 A1 ES 2188228 T3 WO 0016151 A1 JP 2002525133 T ZA 200102882 A	17-03-2000 15-12-2002 28-08-2003 03-04-2000 22-05-2001 23-03-2000 12-12-2001 09-01-2003 28-08-2003 24-03-2003 11-07-2001 16-06-2003 23-03-2000 13-08-2002 08-07-2002
US 5103497 A	07-04-1992	US 5074642 A AU 637234 B2 AU 7787691 A BR 9007840 A CA 2068729 A1 EP 0571369 A1 JP 5504845 T WO 9107675 A1 US 5133035 A	24-12-1991 20-05-1993 13-06-1991 08-09-1992 15-05-1991 01-12-1993 22-07-1993 30-05-1991 21-07-1992
US 5200838 A	06-04-1993	US 4938205 A CA 1316252 C EP 0416025 A1 JP 4500321 T WO 8911252 A1 US 5109276 A US 5172685 A US 5200819 A	03-07-1990 13-04-1993 13-03-1991 23-01-1992 30-11-1989 28-04-1992 22-12-1992 06-04-1993
DE 2929562 A1	31-01-1980	JP 55016159 U JP 59031203 Y2 JP 55016160 U JP 1282171 C JP 55029372 A JP 60006653 B	01-02-1980 05-09-1984 01-02-1980 27-09-1985 01-03-1980 19-02-1985
DE 2915271 A1	16-10-1980	NONE	
DE 10111354 A1	19-09-2002	NONE	
US 3726281 A	10-04-1973	CA 999204 A1 GB 1403799 A	02-11-1976 28-08-1975

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, MA, 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, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ウィクロフ, クリストファー, エー.

アメリカ合衆国 ワシントン州 98208-3123, エバーレット, 99番 ストリート エスイー 3531

(72)発明者 アムジャッド, マリク, アイ.

アメリカ合衆国 ワシントン州 98604-9263, バトル グランド, 157番 アベニュー 19415 エヌイー

(72)発明者 ルイス, ジョン, アール.

アメリカ合衆国 ワシントン州 98008-5344, ベルビュー, 19番 ストリート 16552 エスイー

(72)発明者 メッティング, フランク, ビー.

アメリカ合衆国 ワシントン州 98011-1793, ボセル, アパートメント エフ302, 185番 ストリート 10914 エヌイー

(72)発明者 レイヤーソン, クリスチャン, エス.エル.

アメリカ合衆国 ワシントン州 98019-7725, デュバル, 171番 ストリート 31783 エヌイー

(72)発明者 シュ, ヤンファ

アメリカ合衆国 ワシントン州 98012-7940, ボセル, アパートメント ピー-1, 192番 ストリート エスイー 2201

(72)発明者 テグリーン, クラレンス, ティー.

アメリカ合衆国 ワシントン州 98004-2834, ベルビュー, 17番 ストリート 10629 エヌイー

Fターム(参考) 2H040 BA01 BA09 CA11 CA22 CA27 DA18 DA41

2H045 AB01

2H199 AB29 AB61

4C061 AA00 BB00 CC06 DD00 HH54 LL01 MM02 NN01 NN05 QQ02

QQ03 QQ04 QQ07 RR13 TT04

专利名称(译)	扫描内窥镜		
公开(公告)号	JP2007526014A	公开(公告)日	2007-09-13
申请号	JP2006517544	申请日	2004-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	微视公司		
申请(专利权)人(译)	Microvision公司，油墨。		
[标]发明人	ウイクロフクリストファーエー アムジャッドマリクアイ ルイスジョンアール メッティングフランクビー レイヤーソンクリスチャンエスエル シュヤンファ テグリーンクラレンスティー		
发明人	ウイクロフ,クリストファー,エー. アムジャッド,マリク,アイ. ルイス,ジョン,アール. メッティング,フランク,ビー. レイヤーソン,クリスチャン,エス.エル. シュ,ヤンファ テグリーン,クラレンス,ティー.		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/26 G02B26/10 G02B27/28 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/07 G02B23/24 G02B26/08 G02B27/09		
CPC分类号	H04N9/10 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/00193 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/07 G02B23/24 G02B23/2469 G02B23/26 G02B26/0833 G02B26/101 G02B27/0994 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.T G02B23/26.A G02B26/10.104.Z G02B27/28.Z		
F-TERM分类号	2H040/BA01 2H040/BA09 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA18 2H040/DA41 2H045 /AB01 2H199/AB29 2H199/AB61 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/HH54 4C061/LL01 4C061/MM02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061 /QQ07 4C061/RR13 4C061/TT04		
优先权	60/482376 2003-06-23 US 10/873540 2004-06-21 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

扫描内窥镜，适用于刚性和柔性形式，扫描视场上的光束，收集从扫描光束散射的光，检测散射光，并产生图像。内窥镜可包括容纳控制器，光源和检测器的一个或多个主体；以及容纳扫描机构的可分离尖端。光源可以包括将它们的输出组合成多色光束的激光发射器。可以以紫外或红外波长发射光以产生高光谱图像。检测器可以被容纳在远侧或近端位置，其中聚集的光通过光纤传输到其上。可以组合多个扫描元件以产生立体图像或其他成像模态。内窥镜可以包括润滑剂输送系统，以便于通过体腔并减少对患者的创伤。成像部件特别紧凑，包括在MEMS扫描仪和光纤的一些实施例中，使得它们自身能够在诸如工作通道，灌溉端口等的其他尖端特征之间进行间隙放置。

