

(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2006-525494

(P2006-525494A)

(43) 公表日 平成18年11月9日(2006.11.9)

(51) Int. Cl.		F I			テーマコード (参考)
G01N 21/64	(2006.01)	G01N 21/64		Z	2G043
A61B 1/00	(2006.01)	A61B 1/00	300D		4C061
A61B 1/06	(2006.01)	A61B 1/06		A	
A61B 10/00	(2006.01)	A61B 10/00		E	

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2006-504137 (P2006-504137)
 (86) (22) 出願日 平成16年5月7日(2004.5.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年1月10日(2006.1.10)
 (86) 国際出願番号 PCT/CA2004/000683
 (87) 国際公開番号 W02004/098398
 (87) 国際公開日 平成16年11月18日(2004.11.18)
 (31) 優先権主張番号 10/431,939
 (32) 優先日 平成15年5月8日(2003.5.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

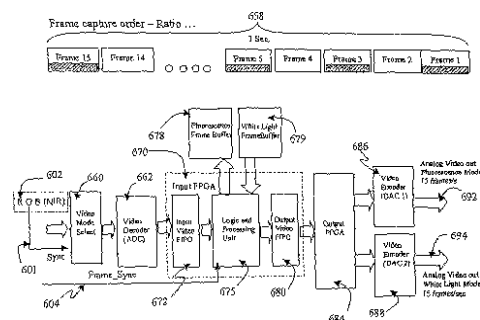
(71) 出願人 505071479
 パーセプトロニクス・メディカル・イン
 コーポレイテッド
 カナダ国、ブイ5ゼット・1シー6、ブリ
 ティッシュ・コロンビア州、バンクーバー
 、ウエスト・エイス・アベニュー 400
 -555
 (71) 出願人 500489613
 ブリティッシュ コロンビア キャンサー
 エージェンシー
 カナダ国 ブイ5ゼット 4イー6 ブリ
 ティッシュ コロンビア、バンクーバー
 , ウェスト 10ティーエイチ アベニ
 ュー 600

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 リアルタイムの同時的マルチモードイメージングとその分光学的用途

(57) 【要約】

本発明は、リアルタイム（ビデオレート）のマルチモードのイメージング（例えば、白色光リフレクタンス、天然組織自己蛍光、および近赤外線イメージの内視鏡による同時測定など）のための、光学装置、方法、および用途を有している。これらの原理は、顕微鏡、内視鏡、望遠鏡、カメラなどのような様々な光学装置に適用し、惑星、植物、岩、動物、細胞、組織、タンパク質、DNA、半導体などの対象物における光相互作用を観察または分析してよい。マルチバンドスペクトルイメージにより、肺組織の表面構造のような形態学的データを提供でき、一方で、化学構造、サブ構造およびその他の性質が、発光または蛍光などの対象物（すなわち、視覚化を拡張するために使用される染料、薬物、治療剤、もしくはその他の剤などの内因性化学物質または外因性物質）から放射（発光）されるリフレクタンスまたは光に関連したスペクトル信号から推測される。したがって、本発明の1つの実施態様は、白色光リフレクタンスと蛍光のイメージングの同時のものについて論じている。別の実施態様は、別の反射イメージング様式（近IRスペクトルに



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のイメージの同時測定のための光学装置であって、
インテロゲーティング広帯域放射線を送る光源を有し、
第一の光変調器を有し、該第一の光変調器は、前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応した複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割するものであり、

ターゲット対象物を有し、該対象物は、前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントと交互作用し、イメージングのためのリターンする放射線を発生させるものであり、

第二の光変調器を有し、該第二の光変調器は、ターゲット対象物からのリターン放射線を複数のイメージング様式に対応した複数のリターン・スペクトルセグメントに分割するものであり、かつ、

少なくとも 1 つの検出器を有し、該検出器は、前記リターン・スペクトルセグメントを受け取り、かつ、該リターン・スペクトルセグメントをイメージへと処理するためのものである、

前記光学装置。

【請求項 2】

さらに、上記第一の光変調器と、上記第二の光変調器とを、同期させるための手段を有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

さらに、上記イメージを表示する手段を有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

上記表示する手段が、上記イメージを整列させる手段を含んでいる、請求項 3 に記載の装置。

【請求項 5】

整列させる上記手段が、 $x - y$ ピクセルをシフトすることを有する、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

さらに、上記第一の光変調器と、上記第二の光変調器と、上記イメージを表示する手段とを、同期させるための手段を有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

上記光源が、内視鏡内に複数の発光ダイオードを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

上記第一の光変調器が、上記複数の発光ダイオードの同期した電子的なスイッチングによって、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割する、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

上記第一の光変調器が、複数のイメージング様式に対応する複数の変調コンポーネントを持ったムービングフィルターを有し、前記各コンポーネントは、上記広帯域放射線に対する前記コンポーネントによって分割された上記広帯域放射線の比率からなるデューティサイクルを持っている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 10】

上記ムービングフィルターが、フィルターホイールを有する、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

上記フィルターホイールが、約 1800 rpm で回転する、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

上記複数の変調コンポーネントが、少なくともカラーバランスフィルターコンポーネントと、蛍光励起フィルターコンポーネントとを有する、請求項 10 に記載の装置。

【請求項 13】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントのためのデューティサイクルが、約 50% 以下である、請求項 12 に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

上記蛍光励起フィルターのデューティサイクルが、50%を越える、請求項12に記載の装置。

【請求項 15】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約400から450nmまでのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項12に記載の装置。

【請求項 16】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約700から750nmまでのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項12に記載の装置。 10

【請求項 17】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約400から450nmまでおよび700から750nmまでのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項12に記載の装置。

【請求項 18】

上記フィルターホイールが、光遮断領域を含んでいる、請求項10に記載の装置。

【請求項 19】

上記ムービングフィルターが、少なくとも、カラーバランスフィルターと、蛍光励起フィルターとを有する、請求項10に記載の装置。 20

【請求項 20】

上記ムービングフィルターが、光遮断領域を有する、請求項9に記載の装置。

【請求項 21】

上記第一の光変調器が、光学スイッチングデバイスを有する、請求項1に記載の装置。

【請求項 22】

上記光学スイッチングデバイスが、空間光変調器を有する、請求項21に記載の装置。

【請求項 23】

上記空間光変調器が、液晶デバイスを有する、請求項22に記載の装置。

【請求項 24】

上記空間光変調器が、デジタル・マイクロミラーデバイスを有する、請求項22に記載の装置。 30

【請求項 25】

さらに、少なくとも、白色光検出器と蛍光検出器とを有する、請求項1に記載の装置。

【請求項 26】

上記第二の光変調器が、上記複数のイメージング様式に対応する複数の変調コンポーネントを持ったムービングフィルターを有しており、該コンポーネントは、上記広帯域放射線に対するコンポーネントによって分割された上記広帯域放射線の比率からなるデューティサイクルを有する、請求項1に記載の装置。

【請求項 27】

上記ムービングフィルターが、フィルターホイールを有する、請求項26に記載の装置 40

【請求項 28】

上記フィルターホイールが、約1800rpmで回転する、請求項27に記載の装置。

【請求項 29】

上記複数の変調コンポーネントが、少なくともカラーバランスフィルターコンポーネントと、蛍光反射フィルターコンポーネントとを有する、請求項26に記載の装置。

【請求項 30】

上記蛍光反射フィルターコンポーネントのデューティサイクルが、約50%以下である、請求項29に記載の装置。

【請求項 31】

上記蛍光反射フィルターのデューティサイクルが、50%を越えている、請求項29に記載の装置。

【請求項32】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約400から450nmまでのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項29に記載の装置。

【請求項33】

上記蛍光反射フィルターコンポーネントが、約300から800nmまでのスペクトル範囲において、略100パーセントの反射を与える、請求項29に記載の装置。

【請求項34】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約400から450nmまで、および、700から750nmまでのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項29に記載の装置。

【請求項35】

上記フィルターホイールが、光遮断領域を有する、請求項27に記載の装置。

【請求項36】

上記ムービングフィルターが、光遮断領域を有する、請求項26に記載の装置。

【請求項37】

上記第二の光変調器が、光学スイッチングデバイスを有する、請求項1に記載の装置。

【請求項38】

上記光学スイッチングデバイスが、空間光変調器を有する、請求項37に記載の装置。

【請求項39】

上記空間光変調器が、液晶デバイスを有する、請求項38に記載の装置。

【請求項40】

上記空間光変調器が、デジタル・マイクロミラーデバイスを有する、請求項38に記載の装置。

【請求項41】

上記少なくとも1つの検出器が、少なくとも分光器を有する、請求項1に記載の装置。

【請求項42】

複数のイメージを同時に測定する方法であって、
インテロゲーティング広帯域放射線を発生させること、
前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応する複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割すること、
前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントを、ターゲット対象物と交互作用させて、リターン放射線を発生させること、
前記リターン放射線を、複数のイメージング様式に対応する複数のリターン・スペクトルセグメントに分割すること、および、
前記リターン・スペクトルセグメントをイメージへと処理すること
を有する前記方法。

【請求項43】

さらに、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割するステップと、上記リターン放射線を分割するステップとを、同期させることを有する、請求項42に記載の方法。

【請求項44】

さらに、上記イメージを表示することを有する、請求項43に記載の方法。

【請求項45】

さらに、上記イメージを表示することを有する、請求項42に記載の方法。

【請求項46】

さらに、上記イメージを整列させることを有する、請求項42に記載の方法。

【請求項47】

さらに、x-yピクセルをシフトすることを有する、請求項46に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 4 8】

当該方法が、血液を通したターゲット対象物の観察のために適用されるものである、請求項 4 2 に記載の方法。

【請求項 4 9】

さらに、発光ダイオードから広帯域放射線が発生させることを有する、請求項 4 2 に記載の方法。

【請求項 5 0】

複数のイメージの同時測定のための光学装置であって、
インテロゲーティング広帯域放射線を送る光源を有し、
光変調器を有し、該光変調器は、前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応した複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割するものであり、
ターゲット対象物を有し、該対象物は、前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントと交互作用し、イメージングのためのリターン放射線が発生させるものであり、
前記リターン放射線を受け取り処理するための検出器を有し、かつ、
前記リターン放射線を、複数のイメージング様式に対応した複数のリターニングスペクトルセグメントに分割するための手段を有する、
前記光学装置。

【請求項 5 1】

さらに、前記光変調器と前記検出器とを同期させるための手段を有する、請求項 5 0 に記載の装置。

【請求項 5 2】

さらに、上記イメージを表示する手段を有する、請求項 5 1 に記載の装置。

【請求項 5 3】

さらに、上記イメージを表示する手段を有する、請求項 5 0 に記載の装置。

【請求項 5 4】

上記表示する手段が、イメージを整列させる手段を含んでいる、請求項 5 3 に記載の装置。

【請求項 5 5】

上記整列させる手段が、 $x - y$ ピクセルをシフトすることを有する、請求項 5 4 に記載の装置。

【請求項 5 6】

上記光源が、内視鏡内に複数の発光ダイオードを有する、請求項 5 0 に記載の装置。

【請求項 5 7】

上記光変調器が、上記発光ダイオードの同期した電子的なスイッチングによって、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割する、請求項 5 6 に記載の装置。

【請求項 5 8】

上記光変調器が、複数のイメージング様式に対応する複数の変調コンポーネントを持ったムービングフィルターを有し、前記複数のコンポーネントは、上記広帯域放射線に対するコンポーネントによって分割された上記広帯域放射線の比率からなるデューティサイクルを持っている、請求項 5 0 に記載の装置。

【請求項 5 9】

上記ムービングフィルターが、フィルターホイールを有する、請求項 5 8 に記載の装置。

【請求項 6 0】

上記フィルターホイールが、約 1 8 0 0 r p m で回転する、請求項 5 9 に記載の装置。

【請求項 6 1】

上記複数の変調コンポーネントが、少なくとも、カラーバランスフィルターコンポーネントと、蛍光励起フィルターコンポーネントとを有する、請求項 5 9 に記載の装置。

【請求項 6 2】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントのためのデューティサイクルが、約 50 % 以下である、請求項 61 に記載の装置。

【請求項 63】

上記蛍光励起フィルターのためのデューティサイクルが、50 % を越える、請求項 61 に記載の装置。

【請求項 64】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約 400 から 450 nm までのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項 61 に記載の装置。

【請求項 65】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約 700 から 750 nm までのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項 61 に記載の装置。

【請求項 66】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約 400 から 450 nm までおよび 700 から 750 nm までのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項 61 に記載の装置。

【請求項 67】

上記フィルターホイールが、光遮断領域を有する、請求項 59 に記載の装置。

【請求項 68】

上記ムービングフィルターが、光遮断領域を含んでいる、請求項 58 に記載の装置。

【請求項 69】

上記光変調器が、光学スイッチングデバイスを有する、請求項 50 に記載の装置。

【請求項 70】

上記光学スイッチングデバイスが、空間光変調器を有する、請求項 60 に記載の装置。

【請求項 71】

上記空間光変調器が、液晶デバイスを有する、請求項 70 に記載の装置。

【請求項 72】

上記空間光変調器が、デジタル・マイクロミラーデバイスを有する、請求項 70 に記載の装置。

【請求項 73】

上記検出器が、少なくとも白色光検出器と蛍光検出器とを有する、請求項 50 に記載の装置。

【請求項 74】

上記分割するための手段が、複数のダイクロイックミラーを有する、請求項 50 に記載の装置。

【請求項 75】

さらに、複数のフィルターを有する、請求項 74 に記載の装置。

【請求項 76】

上記複数のフィルターが、少なくとも 1 つのバンドパスフィルターを有する、請求項 75 に記載の装置。

【請求項 77】

上記複数のフィルターが、少なくとも 1 つのロングパスフィルターを有する、請求項 75 に記載の装置。

【請求項 78】

上記複数のフィルターが、少なくとも 1 つのバンドパスフィルターと、少なくとも 1 つのロングパスフィルターとを有する、請求項 75 に記載の装置。

【請求項 79】

さらに、複数のレンズを有する、請求項 74 に記載の装置。

【請求項 80】

10

20

30

40

50

上記複数のレンズが、対応する複数のセンサー上に、上記複数のリターン・スペクトルセグメントの焦点を合わせるものである、請求項 79 に記載の装置。

【請求項 81】

上記センサーがゲインを有し、かつ該ゲインがイメージング様式に基づいて調節可能である、請求項 80 に記載の装置。

【請求項 82】

上記複数のセンサーが、CCDを有する、請求項 80 に記載の装置。

【請求項 83】

さらに、上記リターン・スペクトルセグメントの強度を調節するための手段を有する、請求項 50 に記載の装置。

【請求項 84】

上記調節するための手段が、光変調器である、請求項 83 に記載の装置。

【請求項 85】

さらに、上記リターン・スペクトルセグメントの強度をデューティサイクルに基づいて調節する手段を有する、請求項 58 に記載の装置。

【請求項 86】

さらに、上記光変調器と上記検出器とを同期させるためのフレームセンサーを有する、請求項 50 に記載の装置。

【請求項 87】

上記処理する手段が、

スイッチを有し、該スイッチは、上記リターン・スペクトルセグメントを複数のアナログからデジタルへの変換機の 1 つに割り当てるためのものであって、該複数のアナログからデジタルへのレコーダーは、前記リターン・スペクトルセグメントをデジタル化するものであり、かつ、

ゲートアレーを有し、該アレーは、前記デジタル化されたリターン・スペクトルセグメントをイメージへと処理するためのものである、請求項 50 に記載の装置。

【請求項 88】

上記ゲートアレーが、イメージを整列させるものである、請求項 87 に記載の装置。

【請求項 89】

上記ゲートアレーが、 $x - y$ ピクセルをシフトさせることによってイメージを整列させるものである、請求項 88 に記載の装置。

【請求項 90】

上記ゲートアレーが、上記複数のリターン・スペクトルセグメントにおける対応するピクセルの比率を測定することによって、上記イメージを整列させるものである、請求項 88 に記載の装置。

【請求項 91】

複数のイメージを同時に測定する方法であって、

インテロゲーティング広帯域放射線を発生させることを有し、

前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応する複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割することを有し、

前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントを、ターゲット対象物と交互作用させて、リターン放射線を発生させることを有し、および、

前記リターン放射線を検出することを有し、

前記検出することが、リターン放射線を複数のイメージング様式に対応する複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割することと、前記リターン・スペクトルセグメントをイメージへと処理することとを有するものである、前記方法。

【請求項 92】

さらに、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割する上記工程と、上記検出する

10

20

30

40

50

工程とを、同期させることを有する、請求項 9 1 に記載の方法。

【請求項 9 3】

さらに、上記イメージを表示することを有する、請求項 9 2 に記載の方法。

【請求項 9 4】

さらに、上記イメージを表示することを有する、請求項 9 1 に記載の方法。

【請求項 9 5】

さらに、上記イメージを整列させることを有する、請求項 9 1 に記載の方法。

【請求項 9 6】

上記整列させるステップが、 $x - y$ ピクセルをシフトさせることを有する、請求項 9 5 に記載の方法。

10

【請求項 9 7】

当該方法が、血液を通したターゲット対象物の観察のために適用されるものである、請求項 9 1 に記載の方法。

【請求項 9 8】

さらに、上記広帯域放射線を発光ダイオードによって発生させることを有する、請求項 9 1 に記載の方法。

【請求項 9 9】

さらに、上記広帯域放射線を内視鏡内で発生させることを有する、請求項 9 8 に記載の方法。

【請求項 1 0 0】

20

発光ダイオードの同期した電子的なスイッチングによって、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割することを、さらに有する、請求項 9 9 に記載の装置。

【請求項 1 0 1】

当該方法が、血液を通したターゲット対象物の観察のために適用されるものである、請求項 1 0 0 に記載の方法。

【請求項 1 0 2】

白色光と蛍光イメージとを同時に測定するための光学装置であって、
所望の照明を提供するための手段と、

リアルタイムイメージングのためのビデオレートにて、前記照明を変調するための手段と、

30

前記照明をターゲット対象物に相互作用させることによって、イメージを発生させるための手段と、

ビデオレートにて、前記イメージを分割するための手段と、

前記分割されたイメージを検出するための手段と、

前記分割され検出されたイメージを、処理するための手段と、

前記分割されたイメージの検出と処理とをコントロールするための手段と、

前記処理されたイメージの少なくとも 1 つを表示するための手段とを

有する、前記光学装置。

【請求項 1 0 3】

同時に発生する複数のイメージを得るための内視鏡であって、

40

プローブを有し、該プローブは、体の内部に位置させられるべき内側の端部と、前記体の外側へ延びている外側の端部とを持っており、

インテロゲーティング広帯域放射線を発生させるための光源を有し、

前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応した複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割する光変調器を有し、

前記体の内部にあるターゲット対象物を有し、該対象物は、前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントと交互作用させて、イメージングのためのリターン放射線を発生させるためのものであり、

前記リターン放射線の焦点を CCD センサー上に合わせるためのレンズを有する、
前記内視鏡。

50

【請求項 104】

上記光源が、外側の端部に接続されており、かつ、さらに、上記光源からの広帯域放射線を導く照明ファイバー束を有する、請求項 103 に記載の装置。

【請求項 105】

上記 CCD センサーが、少なくとも 1 セットのピクセルを有し、前記少なくとも 1 セットの各々の中にある各ピクセルが、

青色光を通すバンドパスフィルター、緑色光を通すバンドパスフィルター、赤色光を通すバンドパスフィルター、および、近赤外線を通すバンドパスフィルター
のうちの 1 つによってコートされている、請求項 103 に記載の装置。

【請求項 106】

上記青色光から青色チャンネルイメージを生成し、上記緑色光から緑色チャンネルイメージを生成し、上記赤色光から赤色チャンネルイメージを生成し、かつ、上記近赤外線から近赤外イメージを生成するための手段を、さらに有する、請求項 105 に記載の装置。

【請求項 107】

さらに、上記チャンネルイメージを表示するための手段を有する、請求項 106 に記載の装置。

【請求項 108】

上記 CCD センサーが、少なくとも 1 セットのピクセルを有し、前記少なくとも 1 セットの中にある各ピクセルが、

青色光を通すバンドパスフィルター、緑色光を通すバンドパスフィルター、および、赤色光を通すバンドパスフィルターのうちの、1 つによってコートされている、請求項 107 に記載の装置。

【請求項 109】

上記青色光から青色チャンネルイメージを生成し、上記緑色光から緑色チャンネルイメージを生成し、上記赤色光から赤色チャンネルイメージを生成するための手段を、さらに有する、請求項 108 に記載の装置。

【請求項 110】

さらに、上記チャンネルイメージを表示するための手段を有する、請求項 109 に記載の装置。

【請求項 111】

上記光変調器が、上記複数のイメージング様式に対応する複数の変調コンポーネントを持ったムービングフィルターを有しており、該複数のコンポーネントは、それぞれ、上記広帯域放射線に対するコンポーネントによって分割された上記広帯域放射線の比率からなるデューティサイクルを持っている、請求項 103 に記載の装置。

【請求項 112】

上記ムービングフィルターが、フィルターホイールを有する、請求項 111 に記載の装置。

【請求項 113】

上記フィルターホイールが、約 1800 rpm で回転する、請求項 112 に記載の装置。

【請求項 114】

上記複数の変調コンポーネントが、少なくとも、カラーバランスフィルターコンポーネントと、蛍光励起フィルターコンポーネントとを有する、請求項 112 に記載の装置。

【請求項 115】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントのデューティサイクルが、約 50 % 以下である、請求項 114 に記載の装置。

【請求項 116】

上記蛍光励起フィルターのデューティサイクルが、50 % を越える、請求項 114 に記載の装置。

【請求項 117】

10

20

30

40

50

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約400から450nmまでのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項114に記載の装置。

【請求項118】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約700から750nmまでのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項114に記載の装置。

【請求項119】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約400から450nmまでおよび700から750nmまでのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項114に記載の装置。

【請求項120】

上記フィルターホイールが、光遮断領域を含んでいる、請求項112に記載の装置。

【請求項121】

上記ムービングフィルターが、少なくとも、カラーバランスフィルターと、蛍光励起フィルターとを有する、請求項111に記載の装置。

【請求項122】

上記ムービングフィルターが、光遮断領域を含んでいる、請求項111に記載の装置。

【請求項123】

上記光変調器が、光学スイッチングデバイスを有する、請求項103に記載の装置。

【請求項124】

上記光学スイッチングデバイスが、空間光変調器を有する、請求項123に記載の装置。

【請求項125】

上記空間光変調器が、液晶デバイスを有する、請求項124に記載の装置。

【請求項126】

上記空間光変調器が、デジタル・マイクロミラーデバイスを有する、請求項124に記載の装置。

【請求項127】

同時に発生する複数のイメージを得るための内視鏡であって、

プローブを有し、該プローブは、体の内部に位置させられるべき内側の端部と、前記体の外側へ延びている外側の端部とを持っており、

光源を有し、該光源は、前記内側の端部にある複数の発光ダイオードを有しかつインテロゲーティング放射線が発生させるものであり、前記発光ダイオードは、エレクトロニクス的にスイッチされて、複数のイメージング様式に対応する複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントを発生させるものであり、

前記体の内部にあるターゲット対象物を有し、該対象物は、前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントと交互作用させて、イメージングのためのリターン放射線が発生させるためのものであり、

前記リターン放射線の焦点をCCDセンサー上に合わせるためのレンズを有し、

前記CCDセンサーが、少なくとも1セットのピクセルを有し、かつ、前記ピクセルのセットが前記イメージの複数のスペクトル帯域をキャプチャーする、前記内視鏡。

【請求項128】

上記ピクセルのセットのそれぞれが、

青色光を通すバンドパスフィルターでコートされたピクセルと、

緑色光を通すバンドパスフィルターでコートされたピクセルと、

赤色光を通すバンドパスフィルターでコートされたピクセルと、

近赤外線を通すバンドパスフィルターでコートされたピクセルとを有する、請求項127に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2 9】

上記青色光から青色チャンネルイメージを生成し、上記緑色光から緑色チャンネルイメージを生成し、上記赤色光から赤色チャンネルイメージを生成し、かつ、上記近赤外線から近赤外イメージを生成するための手段を、さらに有する、請求項 1 2 8 に記載の装置。

【請求項 1 3 0】

さらに、上記チャンネルイメージを表示するための手段を有する、請求項 1 2 9 に記載の装置。

【請求項 1 3 1】

上記ピクセルのセットのそれぞれが、
青色光を通すバンドパスフィルターでコートされたピクセルと、
緑色光を通すバンドパスフィルターでコートされたピクセルと、
赤色光を通すバンドパスフィルターでコートされたピクセルとを有する、請求項 1 2 7 に記載の装置。

10

【請求項 1 3 2】

上記青色光から青色チャンネルイメージを生成し、上記緑色光から緑色チャンネルイメージを生成し、および上記赤色光から赤色チャンネルイメージを生成するための手段を、さらに有する、請求項 1 3 1 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0 0 0 1】

20

発明の分野

顕微鏡、内視鏡、望遠鏡、カメラなど、様々な光学装置が、惑星、植物、岩、動物、細胞、組織、タンパク質、DNA、半導体などの対象物との光の相互作用を観察または分析するのをサポートしている。或るマルチバンド・スペクトル・イメージは、肺組織の表面構造のような形態学的データを提供し、また別のマルチバンド・スペクトル・イメージは、化学構造、サブ構造および/またはその他のターゲット対象物の性質（それらは、反射されたまたは発光した光のマルチバンド・スペクトル・イメージから測定されうる）に関する情報を提供できる。ルミネセンスまたは蛍光(fluorescence)といったこれらの発光イメージは、視覚化を強めるために採用される染料、薬、治療剤、またはその他の薬品(agents)などの外因性物質または内因性化学物質の評価を示し、評価するための手段を与える。

30

【0 0 0 2】

医用描写法（メディカルイメージング）の分野では、より具体的には内視鏡検査の分野では、反射された白色光、天然組織の自己蛍光 autofluorescence)、ルミネセンス、化学発光、近赤外線リフレクタンス、およびその他のスペクトルが、組織を視覚化するための、そして診断情報を集めるための手段を提供する。組織形態の視覚化に加えて、電磁スペクトルの様々な部分における光相互作用が、化学情報を集めるために用いられてきた。内視鏡検査のための3つの一般的なリアルタイム・イメージングの様式（モダリティ）には、その重要なものとして、白色光反射イメージング(white-light reflectance imaging)、蛍光発光(fluorescence emission)、および近赤外反射イメージング(near infrared reflectance imaging)の様式が含まれている。

40

【0 0 0 3】

内視鏡検査においては、表面モルフォロジーを観察し、ランドマークを確立し、そして外観に基いて内部器官を評価するために、従来の白色光イメージングが用いられている。呼吸器および胃腸管を観察することへの適用は十分に確立されている。蛍光イメージングは、より最近に発展したものであり、組織の自己蛍光の性質を用いて、早期癌を検出するために適用されている。同様に、例えば、様々な天然および誘導された化学作用の観察（例えば、組織をタンパク質で標識付け(labeling)すること）が、蛍光イメージングを用いて達成されてきている。近赤外線を用いて、健康な組織および病的な組織における、組織の酸素化(tissue oxygenation)および低酸素状態を測定することができる。あるいは、蛍

50

光標識をつけた (fluorescently-tagged) モノクローナル抗体を用いて、特定の細胞タンパク質を標識付けし、次いで光学的に検出および/または測定することもできる。

【0004】

現在、これらのイメージング様式 (imaging modalities) のそれぞれを用いて、データをリアルタイムにてビデオレートで集める、方法やデバイスの構成が存在する。しかしながら、イメージングのためには、異なる様式からのそのリアルタイムの情報は、順次的にまたは部分的に利用可能なのであって、同時的には利用可能ではなかった。

【0005】

本明細書で用いられる「マルチモードの (multimodal)」とは、少なくとも2つのイメージングモードを意味し、それらモードは、それらの照明 (illumination) のスペクトル帯域において、または、それらの検出のスペクトル帯域において、または、その両方において、異なるものである。

【0006】

本明細書で用いられる「光変調器」とは、波長を変えるための、および/または、強度を変えるための、および/または、電磁放射線の様々なスペクトルを時間ゲート操作するための、光学および/または電気光学デバイスを組み合わせたものであるか、または1つのデバイスを意味する。機械または電気コントロール下の、様々なフィルター、フィルターホイール、レンズ、ミラー、マイクロミラーアレー、液晶、またはその他のデバイスを、単独もしくは組み合わせて使用し、かかる光変調器を構成してもよい。本発明の特定の実施態様では、2つの光変調器を用いており、1つは、対象物とのインテロゲート (interrogate) または相互作用 (interact) をするために用いられる光源スペクトルを変調することに関連している。従って、源照明の変調は、コントロールされた様式で1つ以上の照明源をスイッチングする (ゲート操作する) ような、または、上述のデバイスで光変調を達成するようぐらいに、単純 (simple) になりうる。第二の変調器は、対象物との相互作用の後で、返ってきた光を処理するために用いられる。該第二の光変調器は、イメージング光セグメントを分割 (split) してそれらを様々な検出器に向かわせる働きをし、例えば、ムービングミラー、フィルターホイールの一部としての回転ミラー、またはデジタル・マルチミラーデバイス (DMD) から成るものであってもよい。検出器は、CCDセンサーを伴うカメラなどのイメージングデバイスであってもよく、またはこれらのセンサーは分光器 (spectrometers) を含んでいてもよい。インビボ (in vivo) での内視鏡使用など、場合によっては、源照明の相互作用が肺組織との相互作用であってもよく、返ってきた光が、様々な反射したスペクトルおよび再発光したスペクトルを含んでいてもよい。

【0007】

本明細書で用いられる「コントロール」および「同期化 (synchronization)」とは、光変調器および/または電磁放射線源および/または検出器に対する、例えばリアルタイムのビデオレートでのコントロールを提供すること、および、さらに、所望の期間 (time periods) に対して所望の光源スペクトルを発生させ、様々なスペクトルのイメージ信号を、同時に、処理 (例えば、増幅、希釈、分割、ゲート) および検出する手段を提供するためのそれらのコンポーネントの稼動を同期させることを意味する。ある実施態様では、比較的タイトなコントロールおよび同期化が求められ、別の実施態様では、返ってきた信号自体がコーディネートのために用いられうる。例えば、コントロールおよび同期化のための情報を提供するために、それらの強度または波長を用いてもよい。

【0008】

これと同時に、観察および分析に加え、フォトダイナミック・セラピー (PDT) のような治療が送達およびモニターされるように、光の選択されたスペクトルが、特定の感光性化学物質を刺激するように向けられてもよい。

【0009】

先行技術は、白色光イメージング (代表的なスペクトル範囲 400 nm から 450 nm)、蛍光イメージング (例えば、400 nm から 450 nm までの青色光で誘導され、470 nm から 700 nm の範囲で再発光した、組織の自己蛍光)、および近赤外線イメー

10

20

30

40

50

ジ(700nmから800nmのスペクトル範囲またはそれを超えたもの、および/または、これらの範囲内にある特定のスペクトルを有するもの)、および/または、スペクトル信号と組み合わせられたイメージングの様式を、順番に提供する手段について述べているが、これら様々なイメージングモードを、ビデオレートで、同時に提供する装置および方法に対する必要性が残ったままである。本発明はこの要求を満たすものである。

【0010】

先行技術の要約

米国特許No. 6,364,829、Fulghum、タイトル「内視鏡検査のための自己蛍光イメージングシステム(Autofluorescence imaging system for endoscopy)」は、可視光線(微小な自己蛍光を含む)および紫外線(組織の自己蛍光を誘導できるもの)の両方を提供する広帯域光源を論じている。イメージは、例えば、単一のイメージング検出器によって内視鏡の先端部で検出され、光源照明スペクトル間でのエレクトロニクス的なスイッチングのために設備が作られている。様々な光源、フィルターホイール、シャッター、ミラー、ダイクロイックミラー、スペクトル、光源、強度およびタイミングダイアグラムが提供されており、そのために、この先行技術は参照することにより含まれる。

10

【0011】

米国特許No. 6,148,227、Wagnieres、タイトル「蛍光を放つ生体組織領域の記録を具備する写真のための診断装置(Diagnosis apparatus for the picture providing recording of fluorescing biological tissue regions)」は、蛍光イメージングのための、照明スペクトルおよび成分について論じている。1つの実施態様では、赤色および緑色の成分が、独立した信号処理を伴って、CCDの別個の部位に向けられている。

20

【0012】

米国特許No. 6,061,591、Freitag、タイトル「蛍光観察によって悪性組織を診断するための装置と方法(Arrangement and method for diagnosing malignant tissue by fluorescence observation)」は、ストロブされた白色光照明光源および蛍光を誘導するためのレーザーについて論じている。また、所望の蛍光スペクトルが分離されてもよく、シングルランプ(例えば、水銀-キセノン・アークランプ)から提供されてもよい。フィルターホイール(赤色、緑色および青色フィルター、ならびに蛍光を赤色および緑色成分へ分割するフィルターを有するもの)およびタイミング要件についても論じられている。白色光イメージおよび蛍光の測定は、両方ともモニターにディスプレイされるが、順番に行われる。本発明のために意図される光源と同様のものが、様々の図面に記載されている。

30

【0013】

Fulghumで述べられているシステムは、10Hzまでまたはそれ以上の表示レートにて、白色光と蛍光の視覚化方法を交互に切り替えることができる。その他の先行技術とは異なり(例えば、以下に記載される米国特許No. 5,647,368)、ノーマルな可視光線イメージング(フルカラーにおけるもの)と、蛍光イメージングとの間でのスイッチングは、オペレーターによる物理的な変調(スイッチング)よりはむしろエレクトロニクス的なスイッチによって達成される。この先行技術はまた、内視鏡の端部に配置された、紫外線から深い紫の波長における蛍光励起光、ならびに、窒化ガリウムレーザーダイオードおよびUV用水銀アークランプ(これらも本発明の様々な実施態様の照明源として考えられる)について論じている。さらに興味深いことに、Fulghumは、内視鏡の限界、およびより具体的には光ファイバーのUV伝達性質に関する限界について論じている。これらの限界のいくつかは、2002年8月23日頃に提出された同時係属中の米国出願No. 10/226,406、Ferguson / Zeng、タイトル「非コヒーレント光ファイバー装置およびイメージング方法(Non-coherent fiber optic apparatus and imaging method)」に述べられている。

40

【0014】

米国特許No. 6,019,719、Schulz、タイトル「十分にオートクレーブ処理可能な電子内視鏡(Fully autoclavable electronic endoscope)」は、イメージングのための

50

エンドスコプの末端に配置された、オブジェクトレンズ、結晶フィルター、赤外線フィルターおよびＣＣＤチップについて論じている。

【００１５】

米国特許Ｎｏ．５，９３０，４２４、Heimberger、タイトル「光ファイバーケーブルを内視鏡の光ファイバー接続部に接続するためのデバイス(Device for connecting a fiber optic cable to the fiber optic connection of an endoscope)」は、光源を内視鏡へといったようなカップリングデバイスの様々な態様を論じている。

【００１６】

米国特許Ｎｏ．５，９２６，１２３、Hafele、タイトル「ビデオカメラによって記録されたカラー写真の階調を補正するためのデバイス(Device for correcting the tone of color pictures recorded by a video camera)」では、内視鏡カメラなどが、階調補正を作動させるロータロートランスデューサーとともに論じられている。カラー補正、キャリブレーションまたはノーマライゼーションがイメージデータからの量子化およびイメージの比較のために有効であり、本発明の様々な実施態様で考慮される。

【００１７】

米国特許Ｎｏ．５，８２７，１９０、Palcic、タイトル「一体的なＣＣＤセンサーを有する内視鏡(Endoscope having an integrated CCD sensor)」は、組織および組織疾患に付随する様々な信号を測定するための照明光源およびセンサーについて論じている。

【００１８】

米国特許Ｎｏ．５，６４７，３６８、Zeng、タイトル「胃腸および呼吸器官において固有の蛍光を用い疾患組織を検出するためのイメージングシステム(Imaging system for detecting diseased tissue using native fluorescence in the gastrointestinal and respiratory tract)」は、とりわけ、白色光を提供するための水銀アークランプの使用、ならびに異常または疾患のある組織における効果を検出および識別するための、内視鏡を用いた蛍光イメージングについて論じている。

【００１９】

米国特許Ｎｏ．５，５９０，６６０、MacAulay、タイトル「一体的な自己蛍光を用いて疾患のある組織をイメージングするための装置および方法(Apparatus and method for imaging diseased tissue using integrated autofluorescence)」は、疾患のある組織のイメージングに用いるための、光源要件、光学センサー、およびバックグラウンドイメージを提供し、自己蛍光イメージをノーマライズするための手段について論じている。

【００２０】

米国特許Ｎｏ．５，７６９，７９２、Palcic、タイトル「疾患のある組織のための内視鏡検査イメージングシステム(Endoscopic imaging system for diseased tissue)」はさらに、自己蛍光のスペクトル強度バンド（これは正常組織と疾患のある組織では異なる）からの情報を抽出するための光源および手段について論じている。

【００２１】

また、２０００年１２月１９日頃に提出された、同時係属中の米国特許出願Ｎｏ．０９／７４１，７３１、Zeng、タイトル「蛍光および反射イメージングおよび分光のための、および複数の測定デバイスを用いた電磁放射線の同時測定のための、方法と装置(Method and apparatus for fluorescence and reflectance imaging and spectroscopy and for contemporaneous measurements of electromagnetic radiation with multiple measuring devices)」(米国公報Ｎｏ．２００２／０１０３４３９の一部継続)では、１つのモードのイメージと分光とを同時に提供する同時方法について論じているが、複数のイメージングおよび付随する分光の様式は順次的である。本発明では、マルチモードイメージングを様々な所望の波長で行うことについて方法を記載している。Zengの先行技術とは異なり、Zengの発明は、波長スペクトルのイメージや測定を提供することを目的としておらず、代わりに、同時のマルチモードのイメージングを提供することを目的としている。本発明では、規定のスペクトルにおける全イメージは、ディスプレイおよび分析のために検出され、また用いられる。

【 0 0 2 2 】

米国特許 No. 5, 999, 844、Gombrich、タイトル「自己蛍光を用いて疾患のある組織をイメージングしかつサンプリングするための方法と装置(Method and apparatus for imaging and sampling diseased tissue using autofluorescence)」は、励起光を受け取る複数のイメージ検出器、ならびに別個のコンパートメントまたはキャプティブユニットにバイオプシーを置くことについて論じている。

【 0 0 2 3 】

米国特許 No. 6, 212, 425、Irion、タイトル「フォトダイナミック診断のための装置(Apparatus for photodynamic diagnosis)」は、光誘起反応または内部蛍光を用いて、例えば、治療目的のために疾患のある組織を検出したり光を送達したりするため、あるいは化合物を刺激して治療するための内視鏡イメージングについて論じている。

10

【 0 0 2 4 】

米国特許 No. 4, 884, 133、Kanno、タイトル「内視鏡光源装置(Endoscope light source apparatus)」は、光源、光ガイド、およびこれらのエレメントを内視鏡に使用するためのコントロールについて論じている。

【 0 0 2 5 】

米国特許 No. 5, 749, 830、Kaneko、タイトル「蛍光内視鏡装置(Fluorescent endoscope apparatus)」は、2つの光源について論じている。1つ目(例えば、ランプ)は白色光について、2つ目(例えば、ヘリウム・カドミウムレーザー)は蛍光についてであり、インテロゲーティング(interrogating)スペクトルを提供する。Kanekoの「830」は、さらに、シングル検出器の経路においたフィルターを使用する。マルチモードイメージングのため、フィルターホイールは複数のフィルター(例えば、図4aにおいては3、図4bにおいては5)を有する。これらは2つのイメージング様式(図7の110)のディスプレイを例示するが、同時のリアルタイムマルチモードイメージングについては論じていない。この先行技術は、本発明で用いられる幅広い範囲の事項(例えば、光源を組み合わせること、同期化およびフィルターホイール)について論じているので、「830」は言及することにより本発明に含まれる。

20

【 0 0 2 6 】

内視鏡およびイメージングアプリケーションは、同時係属中の米国出願 No. 10 / 226, 406、Gerguson / Zeng、タイトル「Non-coherent fiber optic apparatus and imaging method」においてさらに論じられている。これは、とりわけ、内視鏡のようなファイバー光学デバイスのいくつかの現存する制限を克服するための装置について論じている。

30

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 2 7 】

発明の要旨および目的

本発明は、ターゲット対象物の同時のマルチモードスペクトルイメージを提供することによって、上記の問題を解決する。ターゲットに向ける放射線または照明は、変調されて、異なる波長の放射線のセグメントを与える、例えば、白色、緑色、青色、赤色、および近赤外の光のセグメントを交互にしたものである。ターゲット対象物は、反射および再放出した(例えば、蛍光を発した)光を返し、該光は、さらに変調されて、その返った光を、異なる波長に対応するセグメントに分割される。その返った放射線は、処理されることができ、表示されることができ、そして分析されることができる。

40

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 8 】

図面および好ましい実施態様の詳細な説明

本発明は、異なる形態における実施態様に対応可能であるが、特定の実施態様が図面に示され、本明細書に詳細に記載されている。この開示が本発明の原理の例示としてみなされ、本発明を本明細書に例示および記載されたものに限定するものではないことは理解さ

50

れるであろう。

【0029】

内視鏡検査および内視鏡の装置は、組織照明(tissue illumination)と、生成された信号(反射した光および/または発光スペクトルを含む)に関して記載されかつ区別される。

【0030】

図1(先行技術)は、白色光および蛍光の判定のために用いられる代表的なスペクトルを示している。スペクトル0 1 0 0は、代表的に用いられる照明の広い範囲(broad range)を示している。かかる照明は、先行技術においてさらに本願において述べられたような、単一光源または複数の組み合わせられた光源によって提供される。

10

【0031】

スペクトル1 1 0 1は、代表的な白色光(広帯域)照明スペクトルを示している。様々な照明光源(ランプなど)が、広帯域照明を発生させるのに利用可能であり、例えば、米国特許No. 6, 364, 829(Fulghum)が所望の照明について論じている。スペクトル1 1 0 1で示されている照明は、ターゲット組織と相互作用し得、該組織は、スペクトル2 1 0 2で示されている代表的な白色光信号(リフレクタンス)のような反射した光を、実質的に光源と同じスペクトル範囲で、しかし、入射照明に比べて減衰させて与える。そのような減衰は、スペクトル2 1 0 2で観察されるように、組織吸収、血液の存在およびその他の要因に基づいて選択的なものとなり得る。

【0032】

スペクトル3 1 0 3は、組織蛍光(tissue fluorescence)を励起するように意図された代表的な短波長(例えば、青色光)を表している。代表的な返された信号スペクトル4 1 0 4は、2つの成分(component)を有し、それは、組織反射(tissue reflectance)成分1 0 4 R(これは通常は用いられない)と、組織蛍光発光信号1 0 4 Eである。反射(リフレクタンス)成分は、多くの場合、ブロックされるかフィルターで除外され、蛍光検出に干渉しないようになっている。

20

【0033】

従って、組織蛍光を励起するためには、狭い照明帯域が好ましい。狭帯域は、広帯域の照明から分離してもよく、または、LEDやレーザーのような狭帯域光源によって提供してもよい。スペクトル5 1 0 5に例示するような代表的なUV照明は、スペクトル6 1 0 6で示されるようなスペクトルを生成する組織自己蛍光を励起する。この場合も同様に、反射(リフレクタンス)成分1 0 6 Rは、通常は用いられない。スペクトル7 1 0 7に例示される赤色/近赤外における代表的な照明は、スペクトル8 1 0 8に示すような反射成分を与える。

30

【0034】

さらに、照明スペクトルは、組み合わせて有利に用いてもよい。例えば、スペクトル9 1 0 9に示される代表的な照明、青色光に赤色/近赤外光を加えたものは、スペクトル1 0 1 1 0に示すような信号スペクトルを生成する。これらのスペクトル(0から1 0)は、様々な図面の説明において参照する。

【0035】

図2aおよび2b(先行技術)は、米国特許No. 5, 413, 108、Alfano、タイトル「組織サンプルをマッピングし、その異なる領域を、癌を示す固有の蛍光体の蛍光測定に基いて区別するための方法と装置(Method and apparatus for mapping a tissue sample for and distinguishing different regions thereof based on luminescence measurement of cancer-indicative native fluorophor)」および、米国特許No. 6, 091, 985、Alfano、タイトル「固有の蛍光の励起分光法を用いた、組織および/または細胞における癌および前癌状態の検出(Detection of cancer and precancerous conditions in tissues and/or cells using native fluorescence excitation spectroscopy)」を包含する内視鏡イメージング原理を記載および表示している。これらの特許は言及することにより本発明に含まれる。すでに述べたように、これらの原理は、顕微鏡、カメラ、

40

50

望遠鏡などのようなその他の光学システムに適用することができ、また米国特許 No. 6,080,584、Alfano、タイトル「固有の蛍光の分光法を用いた、スミアーの癌および全癌状態の細胞の存在を検出するための方法と装置(Method and apparatus for detecting the presence of cancerous and precancerous cells in a smear using native fluorescence spectroscopy)」に記載されている。この Alfano の先行技術は、言及により本発明に含まれる。

【0036】

従って、図 2 a は白色光、反射および発光の内視鏡検査を、入力スペクトル 212 (照明) および出力信号スペクトル 214 の観点から、概要的に例示している。ここで、入力および出力は、インジケータ線 210 によって表されている。第一の照明 201、1-I は、UV 帯域で選択され、組織自己蛍光 (例えば、図 1 に関連して述べたスペクトル 5) を誘導する。結果として生じる組織発光スペクトル 251 は、青色/緑色の帯域に発生し、さらに 1-E (例えば、図 1 におけるスペクトル 6 の 106E) として認識される。インテロゲーティング照明 201 を用いると、正常組織と疾患のある組織の発光信号強度は同様である。これはさらに正常組織 221 および疾患組織 226 の特性曲線によって示されている。組織発光 (自己蛍光) の、第一の代表的な (参照) イメージは、代表的に時間間隔 T1 中に得られる。

10

【0037】

図 2 b は入力スペクトル 216 および信号スペクトル 218 を示す。時間間隔 T2 中、第二のインテロゲーティング照明 202、UV/青色域における 2-I は、組織を照らして自己蛍光を励起する (例えば、図 1 に付随して記載されているスペクトル 3)。結果として生じる組織発光スペクトル 252 (さらに、2-E (発光) として認識される) が、再び青色/緑色域に発生する。これらの状況下で、測定可能な差異が、正常組織 222、疾患組織 227 の、特性曲線同士の間で観察される。組織イメージは、この間隔 T2 中に得られる。T1 中に得られた第一の (参照) イメージと、T2 中に得られた第二のイメージとの間の比率および/または差異は、診断情報を正規化し処理し抽出するための基礎を提供する。かかる構成の 1 つの利点は、イメージが順次得られるため、単一のイメージセンサーを用いて達成できることである。さらに、2 つの組織自己蛍光イメージが同じ全般的なスペクトル範囲 (251、252 は両方青色/緑色) で生み出されるため、それらを光学手段によって空間に分離することができず、そのため、示したようにタイムドメイン (T1 および T2) に分割される。様々な制限のため、例えば、器官やターゲット組織 (例えば、肺) の呼吸や動作のため、シフトするかもしれない 2 つのイメージをレジスター (ピクセル位置合わせ) することは、より難しくなる。

20

30

【0038】

図 3 (先行技術) は、順次的 (sequential) な白色光および蛍光の内視鏡検査のために用いられる蛍光モードを例示しており、それは、米国特許 No. 5,647,368、Zeng、タイトル「胃腸および呼吸器官において固有の蛍光を用い疾患組織を検出するためのイメージングシステム (Imaging system for detecting diseased tissue using native fluorescence in the gastrointestinal and respiratory tract)」、およびさらに、米国特許 No. 6,462,770、Cline、タイトル「内視鏡検査の反射および蛍光のための自動ゲイン制御を有するイメージングシステム (Imaging system with automatic gain control for reflectance and fluorescence endoscopy)」で論じられているものである。これからさらに記載されるように、Zeng の '368 は、代表的には、2 つの照明光源を使用して、図 1 で論じたようなスペクトル 1 およびスペクトル 3 などの、順次的な照明スペクトルを提供する。

40

【0039】

図 3 は、蛍光イメージングモードのための、ライン 310 より上の入力スペクトル 312 と、ライン 310 より下の出力スペクトル 314 とを示している。さらに、1-I とラベルされた入力スペクトル 312 は、図 1 で論じたようなスペクトル 3 などの青色光を提供し、組織蛍光を励起する。さらに、1-E として認識される組織発光 351 は、緑

50

色帯域で生じ、また、正常組織 301、疾患組織 307 の、代表的な組織の特性曲線も示されている。Zeng の '368 では、例えば、広帯域の白色光源をターンオフし、上述のような青色光源をターンオンすることにより、光変調が達成される。また、本発明の図 5 と共に説明するように、白色光反射または蛍光発光のいずれか一方を、所望の検出器に導くようなミラーを挿入あるいは置換することによって、光変調の第二の形態が提供される。従って、本発明の 1 つの目的は、照明スペクトルをビデオレートでスイッチする手段を提供し、そして、イメージのディレクションとキャプチャーとを調整（コーディネート）することである。このようなスイッチングを高速 (high rate) で物理的に達成することは可能かもしれないが、延長された期間にわたってこのスイッチングを再現可能に維持することは、先行技術の範疇を超えており、本明細書にて意図されているようなマルチモード同時イメージングを達成することが必要とされる。これらの原理は、さらに Cline の '770（図 1 に組み合わされた光源（36）が例示されており、スイッチングモード 106 と操作者のコントロールスイッチ 65 とによって変調されている）に記載されている。この先行技術もまたとりわけ所望の照明について論じているので、言及により含まれる。

【0040】

図 4 は、本発明による利用のための、白色光と蛍光との同時の内視鏡検査のための照明を変調し提供する手段を示す。内視鏡 400 は、先端部 410 に 1 つ以上の照明光源を具備している。かかる構成の 1 つの利点は、内視鏡に関連する伝達ロスを取り除くことであり、これは特定の波長にとっては重要となり得る。加えて、これらのデバイスの素早いスイッチングは、所望の照明を変調する簡便な手段を提供する。描写されているように、3 つの LED が、照明を提供し、また電気的な接続を通じて、照明とイメージ検出のために同期化されうる。例えば、LED 451 は、図 1 に関して論じたようなスペクトル 0 などの幅広い (broad) スペクトルを提供しうる。代表的には、この幅広いスペクトルは、図 5 および 6 に関して論じられるように、さらに変調される。LED 451 は、また、図 1 に関して論じたスペクトル 1 のような、より狭いスペクトルも提供しうる。第二の LED 452 は、スペクトル 3 およびスペクトル 5（図 1 参照）のような出力を具備しており、それによって、白色光と蛍光との同時の内視鏡検査をサポートしている。同様に、スペクトル 7（図 1 参照）のような照明を有する第三の LED 453 は、イメージングを赤色および近赤外線領域まで拡張しうる。様々なイメージングモードおよび同期化要件についてさらに記載する。

【0041】

図 5 は、本発明の実施態様を例示しており、白色光と蛍光との同時のイメージングを提供している。光源 580 は、広帯域照明（例えば、図 1 で論じたようなスペクトル 0）を送達する。該光源は、単一ユニットであってもよく、または所望の照明を送達するための光源の組み合わせからなるものであってもよい。新しい、よりハイパワーの LED が、前述したような内視鏡の先端においてまたは光源の一部として（例えば、200 mW を超える青色 LED）、使用に適した強度レベルにて、有用なスペクトルを提供する。従って、これらの光源は、高速（1 μ 秒未満）でエレクトロニクス的にスイッチされて、前述したような変調照明スペクトルを提供できる。

【0042】

発生した光ビーム 581 は、光変調器と相互作用し、本実施例では該光変調器は回転フィルターホイール 550 であり、該フィルターホイールは、白色光イメージングのための出力スペクトル（図 1 に関して論じたスペクトル 1 など）を提供する白色光またはカラーバランスフィルター 552 と、蛍光イメージングのための励起光スペクトル（図 1 に関して論じたスペクトル 3、5 または 9 など）を提供する蛍光励起フィルター 554 とからなる。この 2 つの光フィルター 552 と 554 とは、スペクトルビームを分割するための光ブロッキングストリップ 553 をさらに含んでもよい。よって、光ビーム 581 は、白色光照明セグメント 582 と蛍光励起セグメント 592 へと変調される。これらのセグメントは、照射の無い (unlighted) セグメント 555 によって間隔があげられている。変調された光ビームは、組織 540 のようなターゲット対象物と接触し相互作用する。該組

織は、反射した白色光セグメント 5 8 3 (図 1 に関して論じたスペクトル 2 のようなスペクトル内容を持つもの) と、 5 9 3 (図 1 に関して論じたスペクトル 4、 6、 1 0 のようなスペクトル成分を持つもの) のような蛍光発光セグメントとを、生み出し得る。間隔をおいた交互のセグメントは、次いで光変調器 5 2 0 によってさらに処理される。本実施例では、該変調器は、第二の回転フィルターホイールであって、イメージングセグメントを生成する入射光に対して 4 5 度で位置し、互いに 9 0 度離れて位置している。本実施例における第二の光変調器は、白色光イメージングセグメント 5 8 5 を通過させるための開口またはカラーバランスフィルター 5 2 2 と、フィルター 5 2 4 (これは、蛍光イメージングビームセグメント 5 9 5 を方向付けるための反射ミラー (約 1 0 0 % の反射性) であってもよい) とからなる。白色光イメージングセグメントは、検出器 5 0 0 に到達する。該検出器は、処理および / またはディスプレイのための同期化ビデオ信号 5 0 2 と標準 R G B とを出力する R G B ビデオカラーカメラであってもよい。蛍光イメージングセグメントは、検出器 5 3 0 に到達する。該検出器は、同じくさらに処理および / またはディスプレイのための、同期化ビデオ信号 5 3 2 と標準 R G B とを出力する蛍光イメージングカメラであってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

光学エンコーダー 5 1 0、 5 6 0 は、光変調器 (回転するフィルターホイール) 5 5 0 と 5 2 0 とにそれぞれ関連したフレームセンサーとして機能し、またケーブル 5 7 1 と 5 7 2 とを通じて同期化デバイス 5 7 0 とインターフェースし、 2 つの光変調器を調整 (コーディネート) および同期化する手段を提供し、併せて、ケーブル 5 7 4 と 5 7 3 とを通じて、白色光検出器 5 0 0 と蛍光検出器 5 3 0 とをコントロールし同期化するためのフレームシンク信号を提供する。

【 0 0 4 4 】

検出器 5 0 0 からの白色光イメージと、検出器 5 3 0 からの蛍光イメージとは、別個のモニターまたは同じ観察モニターの異なる区画に表示され、同時に観察される。あるいは、 2 つのイメージを同期化し、要求または所望により、重ねたり、処理したり、擬似着色したりまたは組み合わせてもよい。

【 0 0 4 5 】

別の有用なイメージ表示モードは、蛍光イメージングモード (単独で、またはその他の表示モードと組み合わせたもの) の R (赤色) チャンネルを表示することである。というのは、この R 信号は、近赤外線信号 1 1 0 R 2 (図 1 のスペクトル 1 0) によってつくられるからである。該近赤外線信号は、血液吸収による影響をそれほど受けないため、医師が血液を通して組織構造を観察することができ、例えば、生検 (biopsy) が所望の位置で行われたことを確かめることができる。

【 0 0 4 6 】

液晶、デジタル・マイクロミラーデバイス (D M D)、またはその他の光学 / 電気装置 (グレーティング、プリズムなどを組み込んだもの) を有してなる空間光変調器 (spatial light modulators: S L M s) などの様々なオプションによって、上述したような光変調器と同じ結果を得ることができる。概しては、可動部分のない固定状態のデバイスは、信頼性などの使用ファクターを改善し得、また、エレクトロニクス的なコントロール下では、関連する光学エンコーダーなどのコンポーネントを取り除くことによって、デザインを簡素化することもできる。

【 0 0 4 7 】

例示した実施態様では、白色光と蛍光とは、約 5 0 % のデューティサイクルを有している。白色光に 2 5 % および蛍光に 7 5 % といった、様々な他の比率を、別の形態の光変調器が使用されている場合に、フィルター領域およびタイミングを変えることにより、要求されたようにまたは所望のように実施してもよい。

【 0 0 4 8 】

図 6 a は、本発明の別の実施態様を示しており、同時マルチモードイメージングを理解させるために、必要とされるコンポーネントの数を減らしている。照明源 6 3 0 は、広帯

域照明（図１と関連して論じたスペクトル０など）を提供する。発生した照明６８１は、さらに光変調器６５０によって処理される。該変調器は、本実施例では、回転フィルターホイールであって、これは、白色光のまたはカラーバランスのフィルター６５２（変調された白色照明（図１と関連して論じたスペクトル１など）を通す）と、蛍光イメージングフィルター６５４（図１と関連して論じたスペクトル３、５、９などの照明を提供する）とを有してなる。フィルターホイール６５０は、また、ビーム遮断部（beam blocker）６５３を用いてもよい。従って、６８２と６９２のような交互配置された白色光と蛍光照明セグメントは、所望により、照射の無い間隔取り（spacing）セグメント６５５と共に生成される。照明セグメントは、組織６４０などのターゲット対象物と相互作用する。６８５（図１に関連して論じたスペクトル２のような対応する性質を有するもの）のような反射した白色光イメージングセグメントと、蛍光イメージングセグメント（図１に関連して論じたスペクトル４、６、１０の成分と同じものを有するもの）とは、検出器６００へ導かれる。フレームセンサー（光学エンコーダー）６６０は、連絡ケーブル６６１を通じて検出器６００とインターフェイスされた同期化情報を用いて、フィルターホイール６５０のポジションをインジケートする手段としてのフレーム同期信号（Frame Sync signals）を生成する。例えば、フレーム同期信号上の負パルスは、蛍光検出のタイミングをインジケートし、他方で、正パルスは、白色光同期化情報をインジケートしうる。検出器６００（図６ｂに詳述する）は、イメージングセグメントを受け取り、蛍光イメージング信号と白色光イメージング信号とを、イメージ処理を行なう電子機器（図６ｄに示して論じる）を通して同時に生成する。シンプルな構成では、フィルターホイール６５０は、２つの等しい割合（proportion）のフィルター６５２と６５４とからなり、これらはそれぞれ、白色照明のため、そして蛍光励起のためのものである。該ホイール６５０は、９００ｒｐｍ、即ち、毎秒１５回転にて回転し、白色光のためにおよび同様の光感度での蛍光検出のために、それぞれに１５フレーム／秒を提供する。フィルターエリアは、別の比率（ratio）、例えば、蛍光感度を上げるような比率（これは、典型的には、反射された白色光の強度よりも低い）で提供されうる。米国特許出願Ｎｏ．０９／７４１，７３１、Zeng、タイトル「蛍光および反射イメージングおよび分光のための、および複数の測定デバイスを用いた電磁放射線の同時測定のための、方法と装置（Methods and apparatus for fluorescence and reflectance imaging and spectroscopy and for contemporaneous measurements of electromagnetic radiation with multiple measuring device）」（および、継続出願Ｎｏ．１０／０２８，５６８、公報Ｎｏ．２００２／０１０３４３９）は、これらの原理について論じており、よって、言及により本明細書に含まれる。

10

20

30

40

50

【００４９】

図６ｂは、白色光反射と蛍光発光イメージングとマルチモードで同時に得るための検出器の構成を示しており、複数のセンサー（例えば、ＣＣＤ）を有する検出器を使用して、それによって、（３６８）のような先行技術において用いられたような機械的なスイッチング機構を減らすかまたは排除している。このように、検出器６００は、センサー６１５、センサー６２５、およびセンサー６４５のような、少なくとも３つのセンサーを有してなり、これらのセンサーは、例えば、青色光、緑色光、および赤色光のためのものであってよい。代表的には、例えば、ダイクロイック（２色性：dichroic）ミラー６２１の表面から同程度の経路の長さにて、センサー６４５への距離が実質的にその点からセンサー６１５までの距離と同等であるように、センサーを配置構成するのが有利である。６３５のような付加的なセンサーを、近赤外線イメージングなどの、その他のイメージング・モードのために具備してもよい。

【００５０】

交互のイメージング光セグメント６１０は、矢印６８８で示された方向にて、検出器６００に入る。蛍光イメージングセグメント（図６ａに関連して論じた６９５など）が、検出器に入る場合（代表的な例は、図１に関連して論じたような、スペクトル１０４Ｅ、１０６Ｅ、または１１０Ｅと１１０Ｒ２である）、この光６１０のうちのいくらかはダイクロイックミラー６２１と相互作用（ダイクロイックミラー６２１を通過）する。該ダイク

ロイックミラーは、例えば、約 500 nm のカットオフ波長を有し、500 nm 以下の光 (611) を反射し、かつ、500 nm より上の光 (612) を透過させる。次いで、該イメージングセグメントは、さらに、ダイクロイックミラー 622 と相互作用し、該ダイクロイックミラーは、600 nm 付近のカットオフ波長を有し、500 nm から 600 nm における蛍光成分 613 をセンサー 625 (緑色光のためのもの) の方へ反射する一方で、イメージングスペクトルの成分 614 を透過させる。同様に、ダイクロイックミラー 623 (オプションとして第四のセンサー 645 を有する) は、実質的に赤色のスペクトル成分を、赤色と近赤外とに分割する。この反射された蛍光成分 655 は、さらにバンドパス (帯域通過) フィルター 636 (例えば、帯域外排除 (out of band rejection) > 0. D. 5 を有する) によって光学的に処理され、次いで、レンズ 637 によって焦点を合わせられて、センサー 635 上にイメージを形成する。透過されたリファレンスイメージングスペクトルの成分 656 は、さらにバンドパスフィルター 646 (例えば、帯域外排除 > 0. D. 5 を有する) によってフィルターをかけられ、その後、レンズ 647 によって焦点を合わせられて、センサー 645 上にイメージを形成する。これらのマルチスペクトルイメージおよび信号ならびに同期化信号は、さらなる処理、コントロール、およびディスプレイのため、電子機器 (図 6 d で論じたもの) へと送られる。

10

【0051】

同様に、白色光イメージングセグメント (図 6 a で論じた 685 など) が検出器に入る場合、その 400 nm から 500 nm 域における青色スペクトル成分は、ダイクロイックミラー 621 によって反射され、この光 611 は、次いでバンドパスフィルター 616 によってフィルターをかけられ、その後、レンズ 617 によって焦点を合わせられ、青色 CCD センサー 615 上に青色イメージを形成する。緑色 (500 - 600 nm) および赤色 (600 - 700 nm) のスペクトル成分 612 は、ダイクロイックミラー 621 を透過し、ダイクロイックミラー 622 に入射し、該ミラー 622 は緑色スペクトル成分 613 をバンドパスフィルター 626 上へと反射し、この光はそれからレンズ 627 で焦点を合わせられて、センサー 625 上に緑色イメージを形成する。その一方で、赤色スペクトル成分は、前記ダイクロイックミラー (複数) を通過し、フィルターをかけられ焦点を合わせられて、赤色センサー 645 上に赤色イメージを形成し、そして、具備されるならば、近赤外線成分はセンサー 635 に集められる。これらの多スペクトルイメージ (R、G、B およびおそらく近赤外) ならびに同期化信号は、さらなる処理、そしてディスプレイ および / または分析のための標準ビデオ信号出力をつくるために、図 6 d で論じた電気機器へ搬送される。

20

30

【0052】

あるいは、(赤色イメージに加えて) 近赤外線イメージを所望する場合、近赤外線を通して赤色光を反射するようにダイクロイックミラーを選択し、それによって、これら 2 つのイメージが検知されるポジションを変えてもよい。

【0053】

個々のセンサーのゲインおよび / またはシャトル速度は、異なるイメージング様式同士の間で変えられ、あらゆるイメージング様式 (これは、かなり異なる光信号強度を有する可能性がある) のための最適な信号出力を確保する。これらのゲインおよび / またはシャトル速度がダイナミックに変化するのに対し、異なるセンサー間には固定された増幅関係が常にあり、その関係は異なるイメージング様式によって異なる。

40

【0054】

マルチモードイメージは、あらゆるタイプのビデオイメージ表示デバイス (標準的な CRT モニター、LCD フラットパネルディスプレイ、またはプロジェクターなど) 上で見られる。イメージが同時に利用可能であり、それでいてそれらが複数のバンドにおけるものであるため、ユーザーは、イメージをあらゆる種類のフォーマットで表示することができる。ユーザーは、白色、赤色、緑色、および青色のイメージを、別個にまたは一緒に、蛍光や赤外や近赤外のイメージ (別個または一緒にして) と共に、同じまたは異なるモニター上で、混ぜたり合わせたりできる。

50

【 0 0 5 5 】

図 6 c は、白色光反射、近赤外線反射、および蛍光発光イメージングをマルチモードで同時に得るための別の検出器の構成を示しており、内視鏡の遠位端部に、パターン化されたフィルターコーティングを有する小型の単一 CCD センサーを使用している。マイクロレンズ 6 4 2 がイメージの焦点を CCD センサー 6 4 3 上に合わせ、これらは共に内視鏡 6 4 1 の遠位端部に取り付けられており、該内視鏡は、組織を照射するための外部光源からの照明を伝導する照明ファイバー束か、または、組織照明を提供するために同じ遠位端部に位置する LED のどちらかを有する。CCD センサー 6 4 3 上の隣り合った異なるピクセルは、異なるスペクトル帯域でイメージをキャプチャするようにデザインされ、例えば、ピクセル 6 4 6 (B) は、400 から 500 nm までの光だけを通すための対応高品質バンドパスフィルターコーティングを有し、青色帯域においてイメージをキャプチャし、ピクセル 6 4 7 (G) は、500 から 600 nm までの光だけを通すための対応高品質バンドパスフィルターコーティングを有し、緑色帯域においてイメージをキャプチャし、ピクセル 6 4 8 (R) は、600 から 700 nm までの光だけを通すための対応高品質バンドパスフィルターコーティングを有し、赤色帯域においてイメージをキャプチャし、他方で、ピクセル 6 4 9 (NIR) は、700 から 900 nm までの光だけを通すための対応高品質バンドパスフィルターコーティングを有し、NIR 帯域においてイメージをキャプチャする。この CCD センサー出力の R、G、B、NIR 信号、ならびに同期化信号は、図 6 b に示したようなカメラ 6 0 0 に類似しており、これらの信号は、さらなる処理のために、そして表示および / または分析のための標準的なビデオ信号出力をつくるために、図 6 d で論じた電子機器へ送られる。

【 0 0 5 6 】

図 6 d は、図 6 a および 6 b で述べたような、イメージングの同期化とコントロールのためのブロックダイアグラムを示しており、白色光と蛍光のイメージングを同時に認識するためのものである。検出器 6 0 0 からのイメージング信号 6 0 2 は、蛍光と白色光のイメージ (フレーム) の交互のものを、ビデオモードセレクトスイッチ 6 6 0 へと提供し、該スイッチは、これらの信号をビデオデコーダー 6 6 2 中の独立したアナログからデジタルへの変換器 (ADC) に割り当て、イメージをデジタル化する。ビデオ同期化は、本実施例においては、緑色チャンネル 6 0 1 によって提供される。デジタル化されたイメージは処理のため入力 FPG A (フィールドプログラム可能なゲートアレー) 6 7 0 へ送られる。入力 FPG A 6 7 0 の内部では、デジタル化されたイメージは、入力 FIFO (先入れ先出し) ビデオバッファ 6 7 2 へと向かい、次いでプログラム可能なプロセスユニット 6 7 5 へと向かい、該ユニットは、プロセスユニット 6 7 5 に接続されたフレーム同期信号 6 0 4 によって判定されるとおり、イメージを白色光イメージングフレームと、蛍光フレームとに分割する。2つのメモリバッファが、FPG A 6 7 0 と連絡しており、それらは、一時的な蛍光イメージの記憶 (storage) のためのフレームバッファ 6 7 8 と、一時的な白色光イメージの記憶のためのフレームバッファ 6 7 9 である。様々なイメージング処理機能を、FPG A 6 7 0 内に導入してよい。例えば、整列とレジストレーションのための、R、G、および B のイメージのための x-y ピクセルのシフトである。x-y ピクセルのシフト (x-y pixel shifting) とは、デジタルイメージ (イメージフレーム) を、水平方向 (x) および / または垂直方向 (y) に、1 ピクセル以上シフトすることを意味する。かかる処理によって、より複雑な、または機械的なメカニズムの必要性が排除され、それにより、図 6 d で論じたようなセンサー 6 1 5、6 2 5、6 3 5、および 6 4 5 のアラインメントが簡潔化される。別のプログラマブルなイメージ処理機能が、2以上のイメージにおいて対応するピクセルの比率を取ってもよい。処理されたデジタルイメージは、ビデオ FIFO 6 8 0 によって出力 FPG A 6 8 4 に出力される。該 FPG A は蛍光イメージフレームと白色光イメージフレームとを、それぞれビデオエンコーダー (DAC1) 6 8 6 と、ビデオエンコーダー (DAC2) 6 8 8 とへ分割する。デジタルからアナログへの変換機 (DAC) を有するビデオエンコーダー 6 8 6 と 6 8 8 とは、デジタルイメージ信号を、例えば、標準のアナログビデオモニター上に表示されるような標準のア

ナログビデオ信号 692 と 694 とに変換するものである。光変調の同期化を提供することに加えて、フレーム同期信号 604 は、例えば、異なるイメージング様式によって使用される固定ゲインセッティング間を切り換える手段として、検出器によって用いられてもよい。

【0057】

図 6 a、6 b、6 c および 6 d で記載した実施態様では、デジタル蛍光イメージの 15 フレーム / 秒と、デジタル白色光イメージの 15 フレーム / 秒とが、同じ光感度（蛍光モードに対して）を保つために生成される。これは、あたかも、図 6 b に示したカメラが蛍光イメージと白色光イメージとを順番に獲得するかのようである（イメージング様式が概説されているのは、米国出願 No. 09 / 741, 731、Zeng、タイトル「蛍光および反射イメージングおよび分光のための、および複数の測定デバイスを用いた電磁放射線の同時測定のための、方法と装置 (Method and apparatus for fluorescence and Reflectance imaging and spectroscopy and for contemporaneous measurements of electromagnetic radiation with multiple measuring devices)」と、継続出願 No. 10 / 028, 568、米国公報 No. 2002 / 0103439 である）。ビデオエンコーダー 686 と 688 とは、さらに標準のビデオ信号を出力する。例えば、15 フレームデジタルイメージのそれぞれを 1 秒に一回繰り返す（再現する）ことによる、30 フレーム / 秒である。より高いフレーム速度 (frame rate) の場合、例えば、30 フレーム / 秒のデジタル蛍光イメージと、白色光イメージとが所望される場合（比例的に、光感度は下がる）、これはフィルターホイール 650（図 6 a で論じたもの）を適切な速度（本実施例では、1800 rpm（毎秒 30 回転））で回転させることによって認識されてもよい。

10

20

【0058】

本発明の好ましい実施態様を示しかつ記載してきたが、当業者が、添付の請求の範囲の精神および範疇を超えることなく、本発明の様々な改変がデバイスしうることは理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図 1】図 1（先行技術）は、本発明による、内視鏡イメージングに用いられる一連の代表的な所望のスペクトルを示している。

【図 2 a】図 2 a および b（先行技術）は、代表的な蛍光の内視鏡検査システムからのスペクトルを例示している。

30

【図 2 b】図 2 a および b（先行技術）は、代表的な蛍光の内視鏡検査システムからのスペクトルを例示している。

【図 3】図 3（先行技術）は、順次的な白色光と蛍光の内視鏡検査システムの蛍光モードからの代表的なスペクトルを例示している。

【図 4】図 4 は、例えば、内視鏡の末端に置かれた照明源を示している。

【図 5】図 5 は、本発明の実施態様の透視図である。

【図 6 a】図 6 a は、複数のセンサーを含む単一の検出器を有する、同時白色光および蛍光イメージングの透視図である。

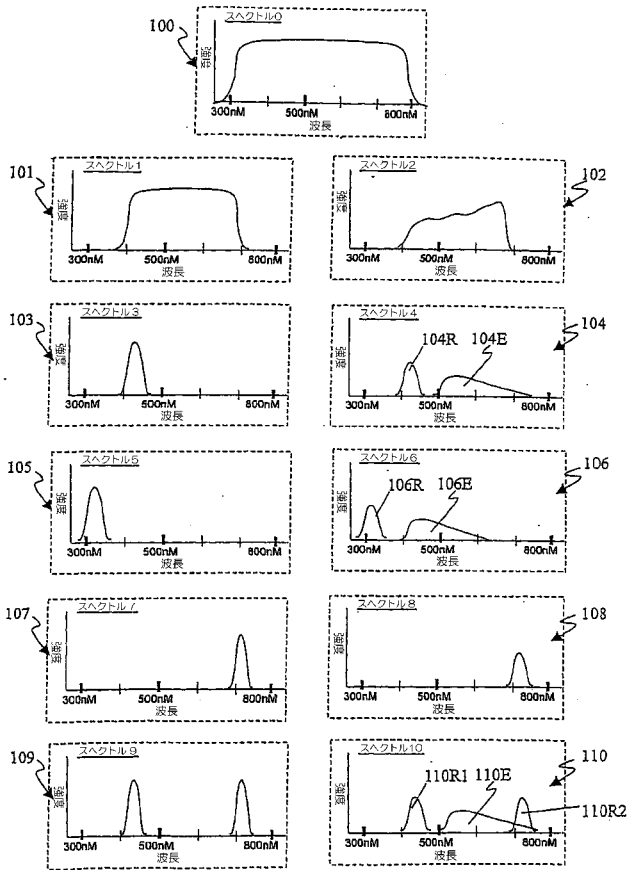
【図 6 b】図 6 b は、図 6 a に関連する検出器の構成の斜視図である。

40

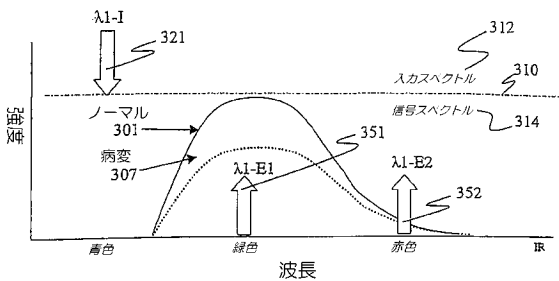
【図 6 c】図 6 c は、図 6 a に関連するもう 1 つの検出器の構成の斜視図である。これは、内視鏡の遠位先端部に置いてよい。

【図 6 d】図 6 d は、図 6 a、6 b および 6 c に記載した同時イメージングモードのためのコントロールおよび同期化のブロックダイアグラムである。

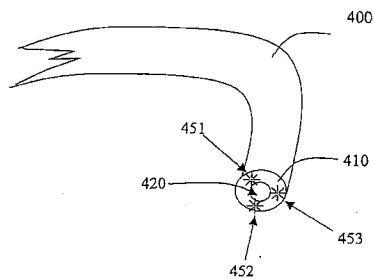
【図 1】



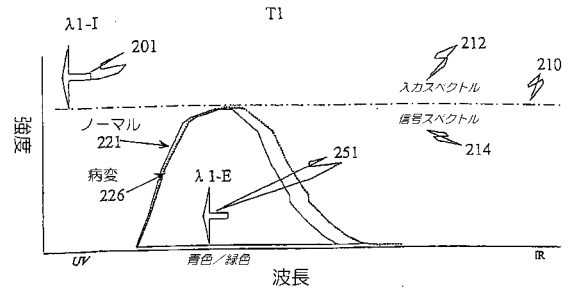
【図 3】



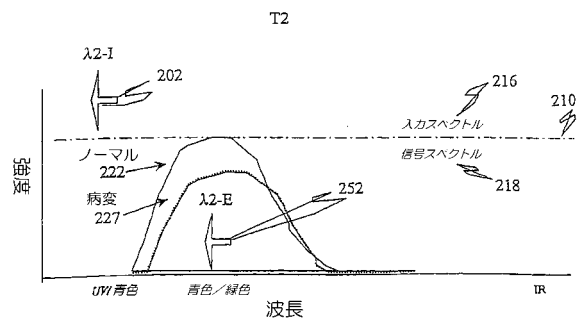
【図 4】



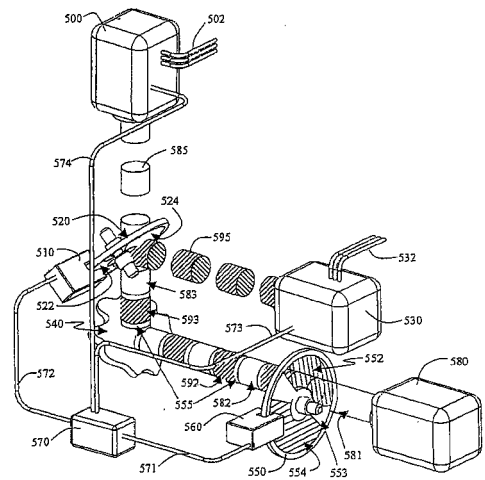
【図 2 a】



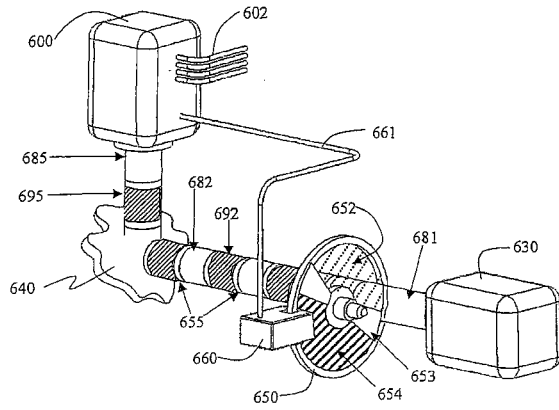
【図 2 b】



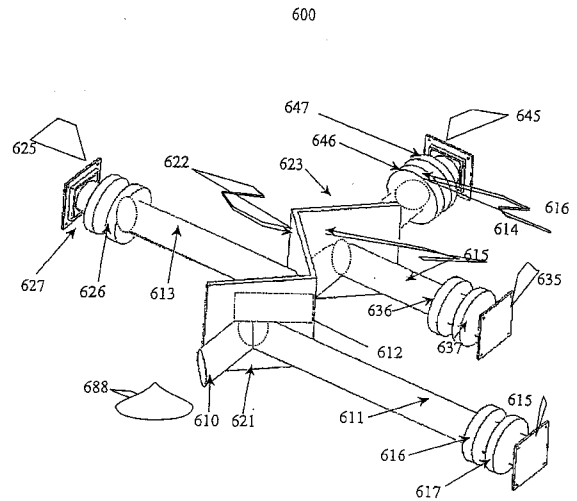
【図 5】



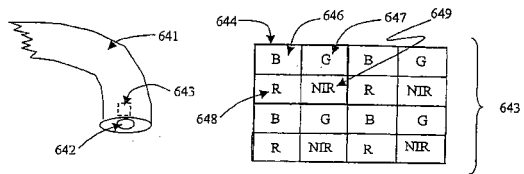
【 図 6 a 】



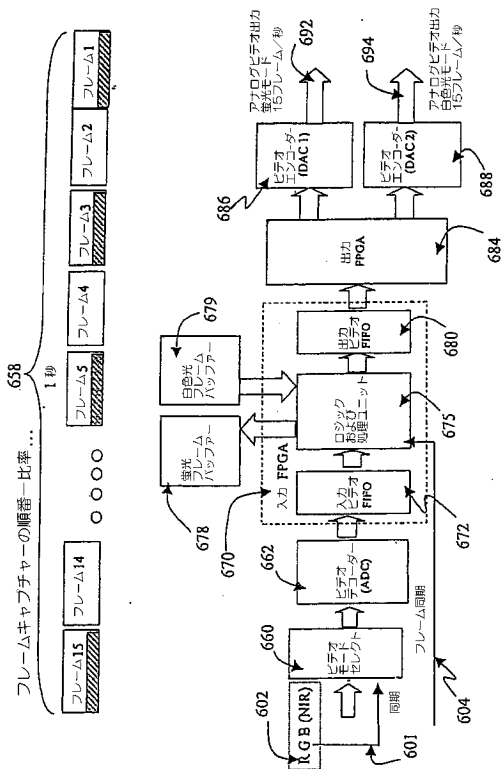
【 図 6 b 】



【 図 6 c 】



【 図 6 d 】



【手続補正書】

【提出日】平成18年1月10日(2006.1.10)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数のイメージの同時測定のための光学装置であって、
インテロゲーティング広帯域放射線を送る光源を有し、
第一の光変調器を有し、該第一の光変調器は、前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応した複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割するものであり、

ターゲット対象物を有し、該対象物は、前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントと交互作用し、イメージングのためのリターンする放射線を発生させるものであり、

第二の光変調器を有し、該第二の光変調器は、ターゲット対象物からのリターン放射線を複数のイメージング様式に対応した複数のリターン・スペクトルセグメントに分割するものであり、かつ、

少なくとも1つの検出器を有し、該検出器は、前記リターン・スペクトルセグメントを受け取り、かつ、該リターン・スペクトルセグメントをイメージへと処理するためのものである、

前記光学装置。

【請求項2】

さらに、上記第一の光変調器と、上記第二の光変調器とを、同期させるための手段を有する、請求項1に記載の装置。

【請求項3】

さらに、上記イメージを表示する手段を有する、請求項1に記載の装置。

【請求項4】

上記表示する手段が、上記イメージを整列させる手段を含んでいる、請求項3に記載の装置。

【請求項5】

さらに、上記第一の光変調器と、上記第二の光変調器と、上記イメージを表示する手段とを、同期させるための手段を有する、請求項1に記載の装置。

【請求項6】

内視鏡に組み込まれている、請求項1に記載の装置。

【請求項7】

上記光源が、1つのLED、複数のLED、キセノンランプ、水銀ランプ、タングステン・ハロゲンランプ、およびメタル・ハライドランプのうちの、少なくとも1つを有している、請求項1に記載の装置。

【請求項8】

上記光源が、内視鏡の遠位端部にマウントされた複数の発光ダイオードを有する、請求項6に記載の装置。

【請求項9】

上記第一の光変調器が、上記複数の発光ダイオードの同期した電子的なスイッチングによって、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割する、請求項8に記載の装置。

【請求項10】

上記第一の光変調器が、複数のイメージング様式に対応する複数の変調コンポーネントを持ったムービングフィルターを有し、前記各コンポーネントは、上記広帯域放射線に対する前記コンポーネントによって分割された上記広帯域放射線の比率からなるデューティ

サイクルを持っている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 1】

上記複数の変調コンポーネントが、少なくともカラーバランスフィルターコンポーネントと、蛍光励起フィルターコンポーネントとを有する、請求項 1 0 に記載の装置。

【請求項 1 2】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約 4 0 0 から 4 5 0 n m までおよび / または 7 0 0 から 7 5 0 n m までのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項 1 1 に記載の装置。

【請求項 1 3】

上記第一の光変調器が、光学スイッチングデバイスを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 4】

さらに、少なくとも、白色光検出器と蛍光検出器とを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 5】

上記第二の光変調器が、上記複数のイメージング様式に対応する複数の変調コンポーネントを持ったムービングフィルターを有しており、該コンポーネントは、上記広帯域放射線に対するコンポーネントによって分割された上記広帯域放射線の比率からなるデュエティサイクルを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 1 6】

上記複数の変調コンポーネントが、少なくともカラーバランスフィルターコンポーネントと、蛍光反射フィルターコンポーネントとを有する、請求項 1 5 に記載の装置。

【請求項 1 7】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約 4 0 0 から 4 5 0 n m までのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項 1 6 に記載の装置。

【請求項 1 8】

上記蛍光反射フィルターコンポーネントが、約 3 0 0 から 8 0 0 n m までのスペクトル範囲において、略 1 0 0 パーセントの反射を与える、請求項 1 6 に記載の装置。

【請求項 1 9】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約 4 0 0 から 4 5 0 n m まで、および、7 0 0 から 7 5 0 n m までのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項 1 6 に記載の装置。

【請求項 2 0】

上記第二の光変調器が、光学スイッチングデバイスを有する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 2 1】

複数のイメージを同時に測定する方法であって、
インテロゲーティング広帯域放射線を発生させること、
前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応する複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割すること、
前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントを、ターゲット対象物と交互作用させて、リターン放射線を発生させること、
前記リターン放射線を、複数のイメージング様式に対応する複数のリターン・スペクトルセグメントに分割すること、および、
前記リターン・スペクトルセグメントをイメージへと処理すること
を有する前記方法。

【請求項 2 2】

さらに、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割するステップと、上記リターン放射線を分割するステップとを、同期させることを有する、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】

さらに、上記イメージを表示することを有する、請求項 2 1 または 2 2 に記載の方法。

【請求項 2 4】

さらに、上記イメージを整列させることを有する、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 5】

複数のイメージの同時測定のための光学装置であって、
インテロゲーティング広帯域放射線を送る光源を有し、
光変調器を有し、該光変調器は、前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応した複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割するものであり、
ターゲット対象物を有し、該対象物は、前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントと交互作用し、イメージングのためのリターン放射線を発生させるものであり、
前記リターン放射線を受け取り処理するための検出器を有し、かつ、
前記リターン放射線を、複数のイメージング様式に対応した複数のリターニングスペクトルセグメントに分割するための手段を有する、
前記光学装置。

【請求項 2 6】

さらに、前記光変調器と前記検出器とを同期させるための手段を有する、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 7】

さらに、上記イメージを表示する手段を有する、請求項 2 5 または 2 6 に記載の装置。

【請求項 2 8】

上記表示する手段が、イメージを整列させる手段を含んでいる、請求項 2 7 に記載の装置。

【請求項 2 9】

内視鏡に組み込まれている、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 0】

上記光源が、1つのLED、複数のLED、キセノンランプ、水銀ランプ、タングステン・ハロゲンランプ、および、メタル・ハライドランプのうちの、少なくとも1つを有している、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 1】

上記光源が、内視鏡の遠位端部にマウントされた複数の発光ダイオードを有する、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 2】

上記光変調器が、上記発光ダイオードの同期した電子的なスイッチングによって、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割する、請求項 3 1 に記載の装置。

【請求項 3 3】

上記光変調器が、複数のイメージング様式に対応する複数の変調コンポーネントを持ったムービングフィルターを有し、前記複数のコンポーネントは、上記広帯域放射線に対するコンポーネントによって分割された上記広帯域放射線の比率からなるデューティサイクルを持っている、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 4】

上記複数の変調コンポーネントが、少なくとも、カラーバランスフィルターコンポーネントと、蛍光励起フィルターコンポーネントとを有する、請求項 3 3 に記載の装置。

【請求項 3 5】

上記蛍光励起フィルターコンポーネントが、約 400 から 450 nm までおよび / または 700 から 750 nm までのスペクトル範囲を持つインテロゲーティング・スペクトルセグメントに対応している、請求項 3 4 に記載の装置。

【請求項 3 6】

上記光変調器が、光学スイッチングデバイスを有する、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 7】

上記検出器が、少なくとも白色光検出器と蛍光検出器とを有する、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 8】

上記分割するための手段が、複数のダイクロイックミラーを有する、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 3 9】

さらに、複数のフィルターを有する、請求項 3 8 に記載の装置。

【請求項 4 0】

上記複数のフィルターが、少なくとも 1 つのバンドパスフィルター、および / または、少なくとも 1 つのロングパスフィルターを有する、請求項 3 9 に記載の装置。

【請求項 4 1】

さらに、複数のレンズを有する、請求項 3 8 に記載の装置。

【請求項 4 2】

上記複数のレンズが、対応する複数のセンサー上に、上記複数のリターン・スペクトルセグメントの焦点を合わせるものである、請求項 4 1 に記載の装置。

【請求項 4 3】

上記複数のセンサーが、CCD を有する、請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 4 4】

上記 CCD センサーが、少なくとも 1 セットのピクセルを有し、前記少なくとも 1 セットの各々の中にある各ピクセルが、
青色光を通すバンドパスフィルター、緑色光を通すバンドパスフィルター、赤色光を通すバンドパスフィルター、および、近赤外線を通すバンドパスフィルターのうちの 1 つによってコートされている、請求項 4 3 に記載の装置。

【請求項 4 5】

上記青色光から青色チャンネルイメージを生成し、上記緑色光から緑色チャンネルイメージを生成し、上記赤色光から赤色チャンネルイメージを生成し、かつ、上記近赤外線から近赤外イメージを生成するための手段を、さらに有する、請求項 4 4 に記載の装置。

【請求項 4 6】

さらに、上記チャンネルイメージを表示するための手段を有する、請求項 4 5 に記載の装置。

【請求項 4 7】

上記 CCD センサーが、少なくとも 1 セットのピクセルを有し、前記少なくとも 1 セットの中にある各ピクセルが、
青色光を通すバンドパスフィルター、緑色光を通すバンドパスフィルター、および、赤色光を通すバンドパスフィルターのうちの、1 つによってコートされている、請求項 4 6 に記載の装置。

【請求項 4 8】

上記青色光から青色チャンネルイメージを生成し、上記緑色光から緑色チャンネルイメージを生成し、上記赤色光から赤色チャンネルイメージを生成するための手段を、さらに有する、請求項 4 7 に記載の装置。

【請求項 4 9】

さらに、上記チャンネルイメージを表示するための手段を有する、請求項 4 8 に記載の装置。

【請求項 5 0】

さらに、上記光変調器と上記検出器とを同期させるためのフレームセンサーを有する、請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 5 1】

上記処理する手段が、
スイッチを有し、該スイッチは、上記リターン・スペクトルセグメントを複数のアナログからデジタルへの変換機の 1 つに割り当てるためのものであって、該複数のアナログからデジタルへのレコーダーは、前記リターン・スペクトルセグメントをデジタル化するものであり、かつ、

ゲートアレーを有し、該アレーは、前記デジタル化されたリターン・スペクトルセグメントをイメージへと処理するためのものである、
請求項 2 5 に記載の装置。

【請求項 5 2】

複数のイメージを同時に測定する方法であって、
インテロゲーティング広帯域放射線を発生させることを有し、
前記インテロゲーティング広帯域放射線を、複数のイメージング様式に対応する複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割することを有し、
前記インテロゲーティング・スペクトルセグメントを、ターゲット対象物と相互作用させて、リターン放射線を発生させることを有し、および、
前記リターン放射線を検出することを有し、
前記検出することが、リターン放射線を複数のイメージング様式に対応する複数のインテロゲーティング・スペクトルセグメントに分割することと、前記リターン・スペクトルセグメントをイメージへと処理することとを有するものである、
前記方法。

【請求項 5 3】

さらに、上記インテロゲーティング広帯域放射線を分割する上記工程と、上記検出する工程とを、同期させることを有する、請求項 5 2 に記載の方法。

【請求項 5 4】

白色光と蛍光イメージとを同時に測定するための光学装置であって、
所望の照明を提供するための手段と、
リアルタイムイメージングのためのビデオレートにて、前記照明を変調するための手段と、
前記照明をターゲット対象物に相互作用させることによって、イメージを発生させるための手段と、
ビデオレートにて、前記イメージを分割するための手段と、
前記分割されたイメージを検出するための手段と、
前記分割され検出されたイメージを、処理するための手段と、
前記分割されたイメージの検出と処理とをコントロールするための手段と、
前記処理されたイメージの少なくとも 1 つを表示するための手段とを
有する、前記光学装置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/CA2004/000683

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00		
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 G01N		
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, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 061 591 A (DANKWART-EDER FRANZ ET AL) 9 May 2000 (2000-05-09)	1-3,6, 9-20, 25-36, 41, 50-53, 58-68, 73,75, 76, 83-86, 102 111-122
A	column 1, line 55 - column 2, line 14 column 6, line 40 - column 7, line 19 column 7, line 57 - line 61 ----- -/--	
<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. "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
26 October 2004		04 NOV 2004
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
		Knüpling, M

Form PCTISA/210 (second sheet) (January 2004)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/CA2004/000683

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 241 672 B1 (HAGLUND MICHAEL M ET AL) 5 June 2001 (2001-06-05) column 12, line 12 - line 14 column 12, line 55 - line 59 column 13, line 19 - line 49 -----	1,3-5, 50-55, 87-90, 102
A	WO 01/72216 A (RICHARDS KORTUM REBECCA R ; FOLLEN MICHELE (US); MACAULAY CALUM (US);) 4 October 2001 (2001-10-04) page 6, line 24 - page 7, line 2 page 7, line 29, paragraph 8 - line 16 -----	1-3,11, 21-24, 28, 37-40, 50,60, 69-72, 74-78, 102, 123-126
X	US 2002/103439 A1 (LAM STEPHEN ET AL) 1 August 2002 (2002-08-01)	103,104
A	paragraphs '0002!', '0048!', '0151!', '0168!', '0187!', '0205!', '0207!; figure 4	1,50,74, 79-82, 102,105, 111 106-110
Y	-----	
Y	EP 0 359 433 A (POLARTECHNICS LTD) 21 March 1990 (1990-03-21)	127
A	column 3, line 31 - line 39 -----	1,7,50, 56,57, 102
Y	US 5 827 190 A (JAGGI BRUNO ET AL) 27 October 1998 (1998-10-27)	127
A	column 8, line 60 - column 9, line 2 -----	1,50, 102,103, 105,128
X	US 2002/035330 A1 (BOEHM JOACHIM W ET AL) 21 March 2002 (2002-03-21)	103,105
Y	paragraphs '0035!', '0037!', '0102!' -----	106-110 1,50, 102, 128-132
A		

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CA2004/000683

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.: 42-49, 91-101
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery
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 Application No. PCT/CA2004/000683

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/SA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 42-49,91-101

Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery

International Application No. PCT/ CA2004/ 000683

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

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

1. claims: 1-41,50-90,102

Optical apparatus having means to align images

2. claims: 103-132

Endoscope having lens for focusing radiation on sensor

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/CA2004/000683

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6061591	A	09-05-2000	DE 19612536 A1	02-10-1997
			DE 59711323 D1	01-04-2004
			EP 0805348 A2	05-11-1997
			JP 10014857 A	20-01-1998
US 6241672	B1	05-06-2001	US 5699798 A	23-12-1997
			US 5465718 A	14-11-1995
			US 5438989 A	08-08-1995
			US 5215095 A	01-06-1993
			US 6671540 B1	30-12-2003
			US 6233480 B1	15-05-2001
			US 5845639 A	08-12-1998
			US 6196226 B1	06-03-2001
			US 6161031 A	12-12-2000
			AT 222725 T	15-09-2002
			AU 666569 B2	15-02-1996
			AU 4532493 A	04-01-1994
			AU 695898 B2	27-08-1998
			AU 5227896 A	11-07-1996
			CA 2136634 A1	23-12-1993
			DE 69332244 D1	02-10-2002
			DE 69332244 T2	04-12-2003
			EP 0644737 A1	29-03-1995
			ES 2184742 T3	16-04-2003
			JP 7507472 T	24-08-1995
WO 0172216	A	04-10-2001	JP 2004255180 A	16-09-2004
			WO 9325141 A1	23-12-1993
			CA 2048697 A1	11-02-1992
US 2002103439	A1	01-08-2002	AU 5116401 A	08-10-2001
			CA 2404600 A1	04-10-2001
			EP 1267709 A2	02-01-2003
			JP 2003527916 T	24-09-2003
			WO 0172216 A2	04-10-2001
			US 2002065468 A1	30-05-2002
US 2002103439	A1	01-08-2002	AU 1579202 A	01-07-2002
			WO 0250518 A2	27-06-2002
			CA 2432447 A1	27-06-2002
			CN 1489446 T	14-04-2004
			EP 1347702 A2	01-10-2003
			JP 2004520105 T	08-07-2004
EP 0359433	A	21-03-1990	AU 614660 B2	05-09-1991
			DE 68927337 D1	21-11-1996
			DE 68927337 T2	13-02-1997
			EP 0359433 A1	21-03-1990
			JP 2167153 A	27-06-1990
			JP 3053190 B2	19-06-2000
			US 5036853 A	06-08-1991
US 5827190	A	27-10-1998	US 5590660 A	07-01-1997
			WO 9526673 A2	12-10-1995
			DE 69518915 D1	26-10-2000
			DE 69518915 T2	19-04-2001
			EP 0752825 A1	15-01-1997
			EP 0920831 A1	09-06-1999
			JP 10500588 T	20-01-1998

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/CA2004/000683

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5827190	A	JP 2002301009 A	15-10-2002
		JP 2004154592 A	03-06-2004
US 2002035330	A1	21-03-2002	
		EP 1301118 A2	16-04-2003
		JP 2004504090 T	12-02-2004
		WO 0207587 A2	31-01-2002

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

(74)代理人 100080791

弁理士 高島 一

(72)発明者 ゼン、ハイシャン

カナダ国、ヴィ５ダブリュー １ジー６ ブリティッシュ コロンビア、ヴァンクーヴァー、イースト サーティセヴンス アヴェニュー １３８９

(72)発明者 ペテック、ミリャン

カナダ国、ヴィ６エックス ４エイ４ ブリティッシュ コロンビア、リッチモンド、キャンベールロード １０２３１

(72)発明者 パルシック、ブランコ

カナダ国、ヴィ６エム ４エイチ２ ブリティッシュ コロンビア、ヴァンクーヴァー、カルティエ ストリート ４６－４９００

(72)発明者 ファーガソン、ゲイリー、ダブリュー．

カナダ国、ヴィ５ジー ３ヴィ７ ブリティッシュ コロンビア、バーナビー、フェングレン ドライヴ ４８０６

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 FA06 HA01 HA02 HA06 JA02 KA01

KA02 KA05 KA09 LA03 NA05 NA06

4C061 AA00 BB02 BB05 CC06 DD00 FF35 FF47 HH51 NN01 NN05

QQ06 QQ07 QQ09 RR04 RR14 WW10 WW17 XX02

【要約の続き】

おけるもの)の付与について述べている。入力(照射)スペクトル、光変調、光学的処理、対象物の交互作用、出力スペクトル、検出器の構成、同期化、イメージ処理、および、表示が様々な用途のために論じられている。

专利名称(译)	实时同步多模成像及其光谱应用		
公开(公告)号	JP2006525494A	公开(公告)日	2006-11-09
申请号	JP2006504137	申请日	2004-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	每概念俄罗斯尼克斯医疗公司 不列颠哥伦比亚省癌症研究所		
申请(专利权)人(译)	每概念俄罗斯尼克斯医疗公司 不列颠哥伦比亚省癌症研究所		
[标]发明人	ゼンハイシャン ペテックミリャン パルシックブランコ ファーガソンゲイリーダブリュー		
发明人	ゼン、ハイシャン ペテック、ミリャン パルシック、ブランコ ファーガソン、ゲイリー、ダブリュー、		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/06 A61B10/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/0676 A61B1/043 A61B1/0646 A61B1/0684 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 G01J3/2803 G01J3/32 G01J3/36 G01J3/4406 G01J2003/1213		
FI分类号	G01N21/64.Z A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B10/00.E		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA06 2G043/JA02 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA05 2G043/NA06 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF35 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/XX02		
代理人(译)	高岛肇		
优先权	10/431939 2003-05-08 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及用于实时（视频速率）多模式成像（诸如白光反射，自然组织自发荧光，近红外图像的同时内窥镜测量等）的光学装置，方法和装置。它有用。这些原则，显微镜，内窥镜，望远镜，和应用于各种光学设备如照相机，交替在行星，植物，岩石，动物，细胞，组织，蛋白质，DNA，和半导体的对物光学可以观察或分析行动。多频带频谱图像，可以提供形态数据，如肺组织的表面结构，而化学结构，子结构和其它性能，排放或对象诸如荧光（即，延伸的可视化从与内源化学物质或外源物质（例如染料，药物，治疗剂或用于制造该物质的其他试剂）发射（发射）的反射或光相关的光谱信号推导出。因此，本发明的一个实施方案讨论了白光反射和荧光的同时成像。另一个实施例描述了另一种反射成像模式的应用（在近红外光谱中）。输入（照射）谱，光调制，光处理，则对象，输出光谱，检测器装置，同步，图像处理和显示的相互作用被用于各种应用的讨论。

