

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6670943号
(P6670943)

(45) 発行日 令和2年3月25日 (2020.3.25)

(24) 登録日 令和2年3月4日 (2020.3.4)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 0
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 2 3
G O 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 2
	A 6 1 B 1/00 7 3 1
	G O 2 B 23/24 A
請求項の数 33 (全 15 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2018-542218 (P2018-542218)	(73) 特許権者	596130705
(86) (22) 出願日	平成29年2月10日 (2017.2.10)		キヤノン ユーエスエイ、インコーポレイ
(65) 公表番号	特表2019-506231 (P2019-506231A)		テッド
(43) 公表日	平成31年3月7日 (2019.3.7)		CANON U. S. A., INC
(86) 国際出願番号	PCT/US2017/017488		アメリカ合衆国 ニューヨーク州 117
(87) 国際公開番号	W02017/139657		47, メルビル, ワン キヤノン パ
(87) 国際公開日	平成29年8月17日 (2017.8.17)		ーク
審査請求日	平成30年11月6日 (2018.11.6)	(73) 特許権者	592017633
(31) 優先権主張番号	62/294,628		ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイ
(32) 優先日	平成28年2月12日 (2016.2.12)		ション
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ボ
(31) 優先権主張番号	62/451,213		ストン フルーツ ストリート 55
(32) 優先日	平成29年1月27日 (2017.1.27)	(74) 代理人	100090273
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		弁理士 國分 孝悦
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 前方ビューのスペクトル符号化内視鏡検査のための簡単なモノリシック光学素子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近位端および遠位端を有し、スペクトル符号化内視鏡 (S E E) 撮像のために構成されたプローブであって、

前記プローブの前記近位端から前記遠位端へのプローブ軸に沿って、導光構成要素、第1の光集束構成要素および第1の分散構成要素をこの順序で備える照明要素と、

複数の光収集構成要素、第2の分散構成要素および第2の光集束構成要素を備える検出要素と

を備え、

前記複数の光収集構成要素の遠位端は、前記照明要素の遠位端の周りに円形に配置されて、前記第1の分散構成要素を少なくとも部分的に囲み、

前記複数の光収集構成要素の近位端が、前記第2の分散構成要素に光学的に接続されるリニアアレイを形成し、

前記照明要素は、回転可能な前記照明要素に対して前記複数の光収集構成要素が静止している一方で、前記プローブ軸の周りを回転するように構成される、プローブ。

【請求項 2】

前記複数の光収集構成要素は、マルチモード (MM) 光ファイバである、請求項 1 に記載のプローブ。

【請求項 3】

前記複数の MM 光ファイバは、少なくとも 6 本の MM 光ファイバを備える、請求項 2 に

10

20

記載のプロープ。

【請求項 4】

前記複数の MM 光ファイバは、少なくとも 10 本の MM 光ファイバを備える、請求項 3 に記載のプロープ。

【請求項 5】

前記複数の MM 光ファイバは、少なくとも 15 本の MM 光ファイバを備える、請求項 4 に記載のプロープ。

【請求項 6】

前記複数の MM 光ファイバの前記遠位端は、前記照明要素の周りにリングを形成する、請求項 2 に記載のプロープ。

10

【請求項 7】

前記複数の MM 光ファイバの開口数は、前記照明要素の全視野をカバーする、請求項 2 に記載のプロープ。

【請求項 8】

前記照明要素および検出要素は、合わせて 1.5 mm 未満の直径を有する、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載のプロープ。

【請求項 9】

前記照明要素を回転させるように構成された回転接合部をさらに備える、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載のプロープ。

【請求項 10】

20

前記検出要素は、前記回転接合部によって回転されない、請求項 9 に記載のプロープ。

【請求項 11】

前記照明要素がその内部に固定されて配置された回転する管と、

前記複数の光収集構成要素がその外面に固定して取り付けられた非回転の管と、
をさらに備え、

前記照明要素と前記複数の光収集構成要素との間に、前記回転する管および前記非回転の管が同軸上に配置されている、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載のプロープ。

【請求項 12】

前記回転する管および前記非回転の管は、ポリイミド材料から成る、請求項 11 に記載のプロープ。

30

【請求項 13】

前記第 2 の分散構成要素は、分光計である、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載のプロープ。

【請求項 14】

前記複数の光収集構成要素の前記近位端は、前記分光計の入口スリットに対応するリニアアレイを形成する、請求項 13 に記載のプロープ。

【請求項 15】

前記検出要素によって収集された光を検出するように構成された検出器、
をさらに備え、

前記検出器は、ライン走査センサである、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載のプロープ。

40

【請求項 16】

前記ライン走査センサは、長方形の画素を備え、前記第 2 の分散構成要素は回折格子を備え、

前記長方形の画素の長辺が、前記第 2 の分散構成要素の格子ベクトルに対して直角に配置される、請求項 15 に記載のプロープ。

【請求項 17】

前記照明要素は、前記第 1 の分散構成要素から前方向に伝播する少なくとも 1 つの回折光が、実質的に前記プロープの光軸に沿って伝播するように構成される、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載のプロープ。

50

【請求項 18】

光源と、
サンプルを照明するように構成された照明要素と、
前記サンプルからの光を収集するように構成された検出要素と、
前記検出要素に対して前記照明要素を回転させるように構成された回転接合部と、
前記検出要素によって収集された光を検出するように構成された検出器と、
前記検出器からのデータを処理し、画像を形成するように構成されたプロセッサと、
を備え、
前記照明要素および前記検出要素は、近位端および遠位端を有するプローブに配置され

10

、
前記照明要素は、前記近位端から前記遠位端へのプローブ軸に沿って、導光構成要素、
第1の光集束構成要素および第1の分散構成要素をこの順序で備え、

前記検出要素は、複数の光収集構成要素、第2の分散構成要素および第2の光集束構成
要素を備え、

前記複数の光収集構成要素の近位端が、前記第2の分散構成要素に光学的に接続される
リニアアレイを形成し、

前記複数の光収集構成要素の遠位端は、前記照明要素の遠位端の周りに円形に配置され
て、前記第1の分散構成要素を少なくとも部分的に囲み、

前記照明要素は、回転可能な前記照明要素に対して前記複数の光収集構成要素が静止し
ている一方で、前記プローブ軸の周りを回転するように構成される、

20

内視鏡撮像システム。

【請求項 19】

前記複数の光収集構成要素は、マルチモード(MM)光ファイバである、請求項18に
記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 20】

前記複数のMM光ファイバは、少なくとも6本のMM光ファイバを備える、請求項19
に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 21】

前記複数のMM光ファイバは、少なくとも10本のMM光ファイバを備える、請求項2
0に記載の内視鏡撮像システム。

30

【請求項 22】

前記複数のMM光ファイバは、少なくとも15本のMM光ファイバを備える、請求項2
1に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 23】

前記複数のMM光ファイバの前記遠位端は、前記照明要素の周りにリングを形成する、
請求項19に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 24】

前記複数のMM光ファイバの開口数は、前記照明要素の全視野をカバーする、請求項1
9に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 25】

前記照明要素および検出要素は、合わせて1.5mm未満の直径を有する、請求項18
に記載の内視鏡撮像システム。

40

【請求項 26】

前記検出要素は、前記回転接合部により回転されない、請求項18に記載の内視鏡撮像
システム。

【請求項 27】

前記照明要素がその内部に固定されて配置された回転する管と、

前記複数の光収集構成要素がその外面に固定して取り付けられた非回転の管と、

をさらに備え、

前記照明要素と前記複数の光収集構成要素との間に、前記回転する管および前記非回転

50

の管が同軸上に配置されている、請求項 18 から 24 のいずれか 1 項に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 28】

前記回転する管は、ハイポチューブ/ポリイミドチューブであり、前記非回転の管は、ポリイミド管である、請求項 27 に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 29】

前記第 2 の分散構成要素は、分光計である、請求項 18 に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 30】

前記複数の光収集構成要素の前記近位端は、前記分光計の入口スリットに対応するリニアアレイを形成する、請求項 29 に記載の内視鏡撮像システム。

10

【請求項 31】

前記検出器は、ライン走査センサである、請求項 18 に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 32】

前記ライン走査センサは、長方形の画素を備え、前記第 2 の分散構成要素は回折格子を備え、

前記長方形の画素の長辺が、前記第 2 の分散構成要素の格子ベクトルに対して直角に配置される、請求項 31 に記載の内視鏡撮像システム。

【請求項 33】

前記照明要素は、前記第 1 の分散構成要素から前方向に伝播する少なくとも 1 つの回折光が、実質的に前記プローブの光軸に沿って伝播するように構成される、請求項 18 に記載の内視鏡撮像システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願への相互参照

本出願は、2016 年 2 月 12 日に出願された米国特許仮出願第 62 / 294,628 号、および 2017 年 1 月 27 日に出願された米国特許仮出願第 62 / 451,213 号に対する優先権を主張するものであり、米国特許仮出願第 62 / 294,628 号および第 62 / 451,213 号は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

30

本開示は、一般に、内視鏡検査のための例示的な装置および方法に関し、より詳細には、前方向の情報を取得するための例示的なスペクトル符号化内視鏡検査プローブと、画像を取得するための例示的な方法と、内視鏡を製造する例示的な方法とに関する。

【背景技術】

【0003】

医用プローブは、患者の体内から画像を提供する能力を有する。異物を挿入することにより生ずるおそれのある人体への損傷を考えると、プローブは可能な限り小さいことが好ましい。さらに小さな脈管、小さな導管、小さな針、割れ目など、小さな経路内で撮像する能力には、小さいプローブサイズが必要とされる。

【0004】

40

有用な 1 つの医用プローブは、スペクトル符号化内視鏡技術（「SEE」）を使用するものであり、それは、mm またはサブ mm 直径のプローブにより高精細撮像を行うことのできる小型の内視鏡検査技術である。SEE を用いると、広帯域光は、ファイバの先端にある回折格子により回折されて、サンプル上に分散スペクトルを生成する。サンプルから戻った光は、分光計を用いて検出され、また各分解可能な波長は、サンプル上の異なる点からの反射率に対応する。SEE 技法、および 0.5 mm、すなわち、500 μm の直径を有する SEE プローブの原理は、D. Yelín 他、Nature、443 巻、765 ~ 765 (2006) で述べられている。SEE は、2 次元および 3 次元で高品質の画像を生成することができる。

【0005】

50

しかし、大部分のSEEプローブは、SEEプローブに隣接する壁面を撮像するが、プローブの前方の領域を撮像しない。これらの側方ビュー (side-view) のSEE構成は、回折格子による画角の限界、プローブの円筒形の側壁に起因する収差の限界、さらに、使用時にプローブの前方に何があるかの知識を有することなく器官の内部をナビゲートするのは困難であることの限界を含むいくつかの限界を有する。

【0006】

前方ビューSEEは多くの用途に対して好ましい。前方ビューSEEは、整形外科、耳、眼、および副鼻腔 (EENT)、腹腔鏡手術、ならびに小児外科などの用途に対して特に有利である。

【0007】

SEEプローブを製作するための技術的課題の1つは、前方ビューSEE撮像 (フロントビュー (front-view) SEE撮像とも呼ばれる) を行うことであった。以前に、ダブルプリズム回折プリズム (DP GRIZM) を利用するSEEプローブ設計が、前方ビュー撮像に対して提案されている (本明細書にそれぞれが参照により組み込まれる米国特許出願公開第2011/0237892号、米国特許第8,145,018号、および米国特許第7,796,270号、ならびに、Zeidan他、およびYun他、Optics Letters, 39(16):4871~4, 2014年; Optics Express, 11(2):120~, 2003年を参照のこと)。この刊行物は、スペクトル符号化共焦点顕微鏡検査 (SECM) およびSEEプローブを示しているが、プローブをSEEプローブで利用できるサイズに小型化するには数多くの課題が存在する。さらにこれらのプローブは、励起光と検出された光との間のクロストーク (例えば、照明および検出のためにコア/クラッド構成を使用する場合)、または視野の喪失 (例えば、検出のために別個のファイバを使用する場合) により、問題を生ずることが多い。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、向上させた信号レベルおよび有効な視野を含む、向上させたSEE光学系 (optics) およびSEEシステムがなお求められている。したがって、本明細書の上記で示した欠点の少なくともいくつかに対処し、および/または克服し、したがって、前方向を見ることのできる新しいSEEプローブを提供し、かつ、例えば小さな光学系で撮像するためになど、このようなプローブを使用する装置を提供することは有益であり得る。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の少なくとも1つの実施形態によれば、照明要素 (illumination element) および検出要素 (detection element) を備えるプローブが提供される。照明要素は、導光構成要素 (light guiding component)、光集束構成要素 (light focusing component)、および第1の分散構成要素 (dispersive component) を備える。検出要素は、マルチモード光ファイバなどの複数の光収集構成要素 (light collecting component) であって、複数の光収集構成要素の遠位端が照明要素を少なくとも部分的に囲む、光収集構成要素と、第2の分散構成要素と、光集束構成要素と、検出器 (detector) とを備える。複数の光収集構成要素の近位端は、第2の分散構成要素に光学的に接続されるリニアアレイ (linear array) を形成する。複数の光収集構成要素は、遠位端において、照明構成要素の周りにリングを形成し、また分光計に対する入口スリット (entrance slit) において線を形成することができる。

【0010】

本発明は、光源、回転接合部 (rotary junction)、上記で述べたような照明要素、検出要素、およびプロセッサを備えるシステムをさらに含む。

【0011】

本開示のこれらの、および他の目的、特徴、ならびに利点は、添付図面、および提供される特許請求の範囲と併せて、本開示の例示的な実施形態の以下の詳細な説明を読むことによって明らかになるであろう。

【 0 0 1 2 】

本開示のさらなる目的、特徴、および利点は、本開示の例示的な実施形態を示す添付図面と併せて、以下の詳細な説明から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】照明光学系を示す実施形態の図である。

【図 2】光プローブの複数の実施形態の端面図である。

10

【図 3】照明光学系および検出光学系を示す実施形態の図である。

【図 4】検出光学系を示す実施形態の図である。

【図 5】前方ビュー S E E システムの概略図である。

【図 6】図 6 (A) および図 6 (B) は、照明光学系を囲むマルチ M M F の横断面を示す図であり、図 6 (A) は、マルチ M M F シースの熱収縮工程前の図であり、図 6 (B) は、熱収縮後の図である。図 6 (C) は、マルチ M M F によって囲まれた照明光学系の横断面を反対の次元 (o p p o s i t e d i m e n s i o n) で示す図である。

【図 7】図 7 (A) は、プローブからの例示的な画像の図である (円形変換)。図 7 (B) は、 $240\mu\text{m}$ の F W H M を有するスペクトル符号化方向における L S F を示す図である。図 7 (C) は、 $167\mu\text{m}$ の F W H M を有する走査方向における L S F を示す図である。

20

【図 8】図 8 (A) は、遠位端を示すプローブ先端の画像の図である。図 8 (B) は、ある角度で撮られたプローブ先端の画像の図である。

【図 9】プローブからの例示的な画像の図である。図 9 (A) は、最初の長方形データを用いた画像を示す図であり、図 9 (B) は、円形変換後の画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

図の全体を通して、同じ参照数字および文字は、別段の指定がない限り、例示された実施形態の同様の特徴、要素、構成要素、または部分を示すために使用される。さらに主題の開示が、次に諸図を参照して詳細に述べられるが、それは、説明のための例示的な実施形態に関してそのように行われる。添付の特許請求の範囲により定義される主題の開示の真の範囲および趣旨から逸脱することなく、述べられた例示的な実施形態に対して、変更および修正を加えることができることを意図する。

30

【 0 0 1 5 】

前方ビュー (f o r w a r d - v i e w) スペクトル符号化内視鏡システムにおける照明は、いくつかの方法の 1 つで行うことができる。例えば、図 1 の実施形態で示されるように、光は、ファイバ回転接合部 1 0 2 を出た後、光ファイバ 1 0 4 を通して送られる。光は、次いで、ファイバ回転接合部 1 0 2 により回転される G R I N レンズ 1 0 6 に入る。光は、次いで、スペーサ要素 1 0 8 を通過するが、それは、光を、スペーサ要素 1 0 8 の鏡面 1 1 2 で反射した後、スタンプされたエポキシ回折格子 1 1 0 へと導く。回折格子 1 1 0 は、サンプル 1 1 4 へと導かれる様々な波長へと光を分離し、様々な励起波長 (λ_1 、 λ_2 、および λ_3) が、位置 X_1 、 X_2 、および X_3 でサンプルに当たる。回転接合部 1 0 2 がプローブを回転させると、サンプル上の光もまた回転し、その場合、位置 X_1 における光は、サンプル 1 1 4 上で小径のリング (r i n g) を作り、また位置 X_3 における光は、より大きな直径を有するリングを作る。サンプル 1 1 4 の正確な中心に小さな領域が存在する可能性があるが、このプローブは、前方ビューを可能にする。他の励起光学系も使用することができる。例えば、参照により本明細書に組み込まれる W O 2 0 1 5 / 1 1 6 9 5 1 で述べられた照明光学系を使用することができる。

40

【 0 0 1 6 】

いくつかの実施形態では、照明要素は、前方ビューの構成においてサンプルに光を提供

50

する。特に、少なくとも1つの回折された光が、実質的にプローブの光軸に沿って、照明要素の回折格子構成要素から伝播するが、ここで、プローブの光軸は、光集束構成要素を介して、導光構成要素から提供され光の伝播方向に沿って延びる軸である。いくつかの実施形態では、照明要素は、近位端から、広帯域ソースからの光が導光構成要素から光集束構成要素を通して任意選択の光反射構成要素で反射され、次いで、第1の分散構成要素を通してまたは通らずに、サンプルへと伝播するように構成される。サンプルは、組織または器官などの生体内 (in vivo) サンプルとすることができる。

【0017】

複数の検出ファイバを有すること、およびファイバがマルチモードファイバであることは、光収集を増加させる利点を有する。検出ファイバが多くなればなるほど、光の収集は大きくなる。マルチモードは、より大きなコアを有し、かつ光結合の検出に有利になる。例えば、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、14、15、16、17、18、19、20、21、22、23、24本の、またはさらに多くの検出ファイバがあり得る。より多くの数の検出ファイバは、スペックルの大幅な低減を提供し、かつ検出器への信号入力を増加できる利点がある。いくつかの実施形態では、検出ファイバは、照明要素の周囲のリングに緊密に詰め込むことができる。いくつかの実施形態では、検出ファイバの遠位端の周りのクラディング (cladding) は、照明要素の周囲の検出ファイバの詰め込み密度 (packing density) を高めるために除去される。したがって、除去されない何らかの保護クラディングを含む、照明要素の外径は、ファイバリング (fiber ring) を形成できる検出ファイバの数を制限する。例えば、照明要素に対する50 μm の管壁厚さ、および145 μm の検出ファイバ直径 (クラディングを含む) の場合、6 μm の許容差を有すると、リングを囲む18本のファイバが存在できる。185 μm の検出ファイバ直径 (クラディングを含む) に対して、20 μm の許容差を有すると、リングを囲む14本のファイバが存在できる。同じ検出ファイバであるが、照明要素に対して100 μm の管壁厚さの場合、20本および15本のファイバがそれぞれあり得る。いくつかの実施形態では、照明要素の周りに2列または3列のリングがあり得る。

【0018】

複数の検出ファイバを有することは、検出ファイバが照明ファイバに対して異なる位置に配置されることになり、したがって、それらは、異なる光路長を用いて、対象物上の同じ点からの光を収集するので、画像からのスペックルを低減するのに助けることになる。可能な限り、複数の検出ファイバを分離することにより (ただし、小径プローブに求められるパラメータ内で)、スペックル低減効果は増加することになる。

【0019】

光ファイバ (検出ファイバ) として例示される光収集構成要素は、照明要素を少なくとも部分的に囲む。複数の検出ファイバを可能な限り分離し、円筒形の外側シースの制約内でなお動作するための1つの方法は、複数の検出ファイバを照明要素の周りにリングの配置で提供することである。一実施形態では、検出ファイバ202は、照明要素100 (図2 (A)) を完全に囲み、ファイバリング200を形成する。他の実施形態では、いくつかのファイバ202が、照明要素100 (図2 (B) および図2 (C)) の周りで等間隔に配置されて、複数の光収集構成要素200を形成することができる。他の実施形態 (図2 (D)) では、複数の検出ファイバ200は、照明要素100を大部分囲んでいるが、スペースまたはチャネル (a) 204を有する。このスペースは、例えば、1つまたは複数の内視鏡ツールに対して使用することができる。他の実施形態では、検出ファイバ200は、照明要素の周りに等間隔に配置されていない、または非対称の分布を有する (図2 (E))。

【0020】

図3は、前方ビューSEE検出光学系を示している。この実施形態では、広帯域光源 (broadband source) 300は、約420 nmから820 nmの光放射を行う。しかし、他の実施形態では、特にUV、可視、およびIRにおけるものなど、他の

10

20

30

40

50

範囲を使用することができる。他の実施形態では、カラーSEEを提供するために、複数の放射帯域を1つまたは複数のファイバで提供することができる。ファイバ302は、広帯域光源300を、ファイバ回転接合部102に接続する。光は、次いで、光ファイバ104、GRINレンズ106を通り、次に、遠位面に回折格子110を有するスペース要素108へと進む。また、収集光学要素を囲むファイバリング200を形成する複数の検出ファイバを含む収集光学系が示されている。この実施形態は、照明光学系の全視野をカバーし、かつ図2(A)で真横から示されている16本のマルチモードファイバ200を示しており、検出ファイバ200は、プローブ100の励起光学系部分の周りでリングを形成する。ファイバリング200は、任意選択で、検出光学系を保護するために、外側シース(図示せず)に入れる、またはそれにより囲まれ得る。これは、例えば、熱収縮チューブを用いることによって形成することができる。

10

【0021】

図4で示すように、ファイバリング200を通るサンプルからの光を収集した後、ファイバリング200は形状を変えて、末端が一行になるマルチモードファイバ402のリニアアレイとなる。マルチモードファイバのリニアアレイは、例えば、単一ファイバの太さとすることができる(例えば、図4の14×1ファイバアレイ402)。他の実施形態では、リニアアレイは、2本以上のファイバ太さとすることができる。マルチモードファイバ402のこのリニアアレイからの光は、コリメートレンズ404によって平行なり、ライン走査カメラ410に当たる前に、回折格子406および集束レンズ(focusing lens)408を通して送られる。

20

【0022】

回折格子406は、回折格子上的矢印で示される格子ベクトル(grating vector)412を有する。コリメートレンズ404、回折格子406、および集束レンズ408は、分光計を備えることができ、マルチモードファイバ402のリニアアレイは分光計入口で終端する。分光計の他の構成も、本発明で 사용할 ことができる。マルチモードファイバ402のリニアアレイは、分光計の入口スリットの大部分または全体をカバーすることができる。これは、収集された光の大部分を利用する分光計のスペクトル分解能を維持するのを助けることになる。スペクトル分解能は、スペクトル符号化内視鏡の画像解像度に相当する。これは、収集された光の大部分を利用する分光計のスペクトル分解能を維持するのを助けることができる。スペクトル分解能は、スペクトル符号化内視鏡の画像解像度に相当する。

30

【0023】

図5は、広帯域光源300と、広帯域光源300をファイバ回転接合部102に接続するファイバ302を含むシステムを示す。光は、次いで、光ファイバ104を通り、照明光学系100へと進む。照明光学系100の回転は、円形の矢印で描かれ、また光のスペクトルは、サンプル(図示せず)上に入射する。検出要素200は、横断面で示され、光は、マルチモードファイバ402を介して送られて、分光計506に対する入口スリットにおいて、リニアアレイに並ぶ。光は、次いで、検出器508上に投影される。

【0024】

いくつかの実施形態では、検出器508は、ライン走査カメラなどのライン走査センサである。ライン走査センサは、分光計の回折格子406の格子ベクトル412と直角をなすセンサ画素の長辺を有する長方形の画素要素とすることができる。それは、また、反対の寸法になっている画素の短辺を用いて、短い波長幅をカバーし、かつより多くの光を収集することにより、スペクトル分解能を維持することもできる。また、画素のより長辺を用いて、ファイバ端部の整列した画像をカバーすることにより信号強度を向上させる。ライン走査センサは、例えば、ライン走査センサが長方形である限り、1画素幅、2画素幅、5画素幅、またはさらに多くの画素幅とすることができる。

40

【0025】

照明光学系は、例えば、溶融シリカ回折格子にPDMSスタンピングをすることにより作製することができる。また、回折格子は、SEEプローブに対して格子パターンのレ

50

プリカモールドを行うことにより作製することもでき、UV硬化エポキシが、スタンプ (s t a m p) およびUV光を用いてスペーサ要素上に回折格子をスタンプするために使用される。例えば、WO 2 0 1 5 / 1 1 6 9 7 4 およびWO 2 0 1 4 / 0 3 1 7 4 8 を参照されたい。

【 0 0 2 6 】

検出要素は、例えば、照明要素を囲む管の周りに検出ファイバを固定することによって作ることができる。照明要素は、例えば、形成中に、検出要素の形状を維持するためにハイポチューブもしくは別のマンドレル (m a n d r e l) を用いることにより、検出要素の形成後に、検出要素の中に挿入することができる。検出ファイバは、管の周囲付近に位置し、また熱収縮チューブは、検出ファイバのこのリングの外径周りに固定されて、検出ファイバを保護し、かつ保持することができる。このプロセスは、図 6 (A) および図 6 (B) で示され、内側の管 (ハイポチューブ) 6 0 2 は、静止した管 (すなわち、ポリイミド管) 6 0 4 内に挿入される。ファイバリング 2 0 0 (複数のマルチモードファイバ) が配置された後、熱収縮チューブ 6 0 6 がプローブの周囲に配置される。周囲の回転する管 (すなわち、ポリイミド管) 6 0 8 を有する照明光学系 1 0 0 は、ハイポチューブ 6 0 2 を除去した後、静止した管 6 0 4 内に挿入される。例示的な $500\text{ }\mu\text{m}$ の照明要素 1 0 0、および $185\text{ }\mu\text{m}$ の検出ファイバの場合、全体の直径は、 $1297\text{ }\mu\text{m}$ である。マルチMMFが、照明光学系 1 0 0、回転する管 6 0 8、および静止した管 6 0 4 を囲むファイバリング 2 0 0 を形成する、回転する管 6 0 8 の内側に挿入された照明光学系 1 0 0 を有する例示的なプローブが、図 6 (C) で示されている。また、この図は、トルクコイル 6 1 0、およびプローブ組立体の遠位部分を囲む管 6 1 2 を示している。

【 0 0 2 7 】

本開示のいくつかの例示的な実施形態によれば、例示的なSEEプローブは、前方向のビュー (v i e w) を容易にすることができ、それにより、様々な内視鏡検査システムにさらなる価値を加えることができる。例えば、本開示の様々な例示的な実施形態によるSEEプローブは、生体内用途において有用であり得る。例示的なプローブは、生体内で使用するように構成され、また小型であるため、画像データを取得するために、より複雑で侵襲性のある処置が必要になり得る他の大型の従来のプローブに対して利点を提供することができる。さらに本明細書で述べられる例示的なSEEプローブは、手、指、足、および装着するのに従来のプローブでは大きすぎる他の体の領域など、従来の内視鏡がアクセスできない場所で撮像するのに有用であり得る。

【 0 0 2 8 】

本記述を参照すると、開示された例の十分な理解を提供するために、具体的な細部が記載されている。他の例では、よく知られた方法、手順、構成要素、およびプロセスは、本開示を不必要に長くしないように、詳細には述べていない。

【 0 0 2 9 】

ある要素または部分が、別の要素もしくは部分「の上にある」、「に接して存在する」、「に接続される」、または「に結合される」と称される場合、それは、直接、他の要素もしくは部分の上に、それに接して存在する、それに接続される、または結合することができるが、あるいはその間に介在する要素もしくは部分が存在し得る。それとは対照的に、ある要素が、別の要素もしくは部分「の上に直接ある」、「それに直接接続される」、または「それに直接結合される」と称される場合、間に介在する要素もしくは部分は存在しない。使用される場合、「および/または」という用語は、そのように提供される場合、関連する列挙された項目の1つまたは複数のものの任意の、かつすべての組合せを含む。

【 0 0 3 0 】

「近位の」、「遠位の」、および同様のものなどの空間的に相対的な用語は、様々な図で示されたような、1つの要素または機能の、別の要素または機能に対する関係を述べるための記述を容易にするために、本明細書で使用するすることができる。しかし、空間的に相対的な用語は、図で示された向きに加えて、使用または動作におけるデバイスの様々な向

きを包含するように意図されていることを理解されたい。

【0031】

本明細書で使用される場合、「約」という用語は、例えば、10%以内、5%以内、またはそれ未満を意味する。いくつかの実施形態では、「約」という用語は、測定誤差内であることを意味することができる。

【0032】

第1、第2、第3などの用語は、様々な要素、構成要素、領域、部分、および/またはセクションを記述するために本明細書で使用するすることができる。これらの要素、構成要素、領域、部分、および/またはセクションは、これらの用語によって限定されるべきではないことを理解されたい。これらの用語は、1つの要素、構成要素、領域、部分、またはセクションを、別の領域、部分、またはセクションから区別するために使用されているに過ぎない。したがって、本明細書の教示から逸脱することなく、以下で論ずる第1の要素、構成要素、領域、部分、またはセクションを、第2の要素、構成要素、領域、部分、またはセクションと呼ぶこともできる。

10

【0033】

本明細書で使用される専門用語は、特定の実施形態を記述するためのものに過ぎず、限定することを意図していない。本明細書で使用される場合、単数形「1つの(a)」、「1つの(an)」、および「その(the)」は、文脈が明確にその他の形を示していない限り、複数形を同様に含むことが意図されている。「含む(include)」および/または「含んでいる(including)」という用語は、本明細書で使用されるとき、述べられた特徴、整数、ステップ、動作、要素、および/または構成要素の存在を指定するが、明示的に述べられていない1つまたは複数の他の特徴、整数、ステップ、動作、要素、構成要素、および/またはそれらのグループの存在もしくは追加を除外するものではないことをさらに理解されたい。

20

【0034】

図面で示された例示的な実施形態の記述において、明確化のために特定の専門用語が使用される。しかし、本特許明細書の開示は、そのように選択された特定の専門用語に限定されることを意図しておらず、各特定の要素は、同様の方法で動作するすべての技術的に均等な形態を含むものと理解すべきである。

【0035】

本開示は、例示的な実施形態を参照して述べられてきたが、本開示は、開示された例示的な実施形態に限定されないことを理解されたい。添付の特許請求の範囲は、すべてのこのような変更、ならびに均等な構造および機能を包含するように最も広い解釈に一致すべきである。

30

【0036】

より具体的な例が、以下の実施形態で説明される。

【実施例1】

【0037】

プローブ

第1のプローブは、0.66NAマルチモードファイバを用いて形成された(FSUA 125145185)。このファイバの外径は、コア/クラッド/被覆のそれぞれについて、125/145/185 μ mである。最大の許容差を含む被覆直径は、205 μ mである。プローブ直径を減少させるために、より小径の0.66NAファイバを使用することも可能である。

40

【0038】

信号を検出する場合、検出ファイバへの高NA入射に対する出力NAは、ファイバに対する低NA入射のものよりも高くなることを見出された。(0.66NA入射における出力NA(13.5%)は、0.32~0.47であるが、0度入射においては0.25~0.30である)また、高NA入射に対する出力パワーは、低NA入射に対するものよりも低い。(0.66NA入射における出力パワーは、0度入射における出力パワーの10

50

%未満である。)したがって、低NA入射よりも高NA入射においては、はるかに小さい検出効率(プローブおよび分光計)となる。

【0039】

分光計

倍率0.35、および高さ500 μ mの浜松センサを備えた、35mmF1.4のレンズからの推定されるレンズデータを用いる分光計モデルである。したがって、分光計に結合され得るファイバレイの高さは、 $500 / 0.35 = 1428 \mu\text{m}$ である。入力として被覆されたファイバを用いると、7~8本のファイバをファイバリングへと結合することができ、ファイバの被覆がない場合、9~10本のファイバをファイバリングへと結合することができる。

10

【0040】

この設計において、450~820nm光に対応するセンサの画素数(画素幅=24 μ m)は734である。単色の前方ビュープローブの分解可能な点の数は、制限された $1/e^2$ パワーのガウシアンビームを用いて、レイリー基準(Rayleigh criteria)では302、またスパロー基準(Sparrow criteria)では357である。したがって、サンプリング定理が満たされる。

【実施例2】

【0041】

本明細書で述べられたようなプローブを製造し、テストを行った。プローブは、1つの鏡面および1つのスタンプされたエポキシ回折格子を備える500 μ mスペーサに取り付けられた350 μ mGRINレンズを使用する。収集光学系は、プローブ先端の縁部の周囲に円形に配置された16本のマルチモードファイバを含む。

20

【0042】

製造されたプローブは、6mmの剛性のある長さ、500 μ mの外径を有していた。この例のライン走査カメラは、24 μ m $\times$ 500 μ mの画素サイズを有する。図7(A)は、このプローブを用いて撮像された画像である。このプローブは、直径当たり148の分解可能な点、および円形画像当たり68800の等価な画素を備えた52°の画角を有することが示された。1つの円形画像に対する撮像速度は、最高で15fpsの撮像速度であった。このファイバによって作られた画像は、図7(A)で見られる。スペクトル符号化方向に対する線広がり関数(LSF)は、240 μ mであると計算され、また走査方向におけるLSFは、167 μ mであると計算された。(図7(B)および図7(C)を参照のこと)。プローブそれ自体は、図8(A)および図8(B)で見ることができる。

30

【実施例3】

【0043】

500 μ mの外径を有し、かつポリイミド管(ID561 μ m、OD635 μ m)により囲まれた照明光学系の周囲に、複数のマルチモード検出ファイバをリングで含むプローブを、以下の工程により作製した。

- ・ハイボチューブ(OD650 μ m)を静的なポリイミド管(ID700 μ m、OD800 μ m)の中に入れる。ハイボチューブは、熱収縮工程中に、静的なポリイミド管の形状を保持するためのマンドレルとして使用される。

40

- ・マルチモードファイバ(OD185 μ m)をシートとして置く。テープを用いて互いに固定する。

- ・ファイバのシートを静的なポリイミド管の周りに巻きつける。

- ・ファイバおよび管を熱収縮チューブ(recovered ID686 μ m)の中に配置し、テープを除去する。

- ・立体顕微鏡によりシース端部を確認する。熱収縮チューブは、ファイバおよびポリイミド管の端部よりもわずかに後方にあるべきである。

- ・ヒートガンにより熱を加えて、管を熱収縮させる。

- ・ファイバおよびポリイミド管だけを研磨する。

- ・ハイボチューブをSEE照明光学系で置き換える。

50

この工程は、図6(A)および図6(B)で示される。15本のファイバを有するプローブが作成され、図8(A)および図8(B)で示されている。この実施形態では、MMFは露出されていない。シースの外径は、約1.3mmであった。

【0044】

分光計入力用に単一の列のファイバを使用するために、プローブにおける16ファイバのうちの8本(円形配置の1つおきのファイバ)を、分光計に接続した。(センサ高さ=500 μ m、分光計拡大率=0.35、したがって、センサに結合され得る対象の高さは1428 μ mであり、それは、8本の露出されないファイバの列の高さに相当している。)分光計入力において、8本のMMFは、1つの垂直な列に整列した。8本のファイバからの光は、500 μ m高さのセンサ(浜松S11490CCDセンサ)に結合された。分光計からのDAQおよびRJモータが、ほとんど同じ速度を有するように設定され、また好ましくは同期化される。

10

【0045】

このシステムを用いて得られる画像は、8つの半径方向の影(radial shadow)を含んでいた。16本の検出ファイバのうちの8本が使用されたため、検出効率は、円周方向に周期的に変化し、影を生ずるものと考えられる。

【実施例4】

【0046】

1mm未満の直径を有する小型化した内視鏡は、内部の撮像および治療処置が行われている間の外傷および合併症を大幅に低減する可能性を有する。広帯域光(460~720nm)は、シングルモードファイバを介して照明光学系に送達された。照明光学系の内部では、光は、小型のGRINレンズ(直径=350 μ m)により焦点が合わされ、鏡面(500 μ m直径のガラスロッドの斜め研磨面(angle-polished surface))により反射され、かつ小型の回折格子(13791 μ m)上に入射した。回折格子に対する入射角は、最も短い波長のスペクトルが、照明光学系の光軸に沿って伝播するように注意深く選択された。

20

【0047】

小型のトルクコイル(直径=560 μ m)を用いて、15rpsの回転速度で照明光学系を回転させることにより、2次元照明が達成された。サンプルからの反射光は、16本のマルチモードファイバ(NA=0.66、直径=185 μ m)の円形アレイにより収集された。遠位側において、円形のファイバアレイは、リニアファイバアレイを照明するために再配置され、リニアアレイからの光は、縦長画素(tall-pixel)のカメラ(1024画素)を有する特注の分光計により検出された。検出ファイバアレイを含めた最終デバイスのサイズは、直径で1.3mmであった。剛性のある長さは6.2mmであった。SEEプローブは、52°の画角を達成し、また有効画素の合計数は71000であった。SEEビデオは、この技術が、生物学的サンプルおよび非生物学的サンプルの内視鏡的な視覚化を可能にすることを示した。したがって、小型の前方ビューSEEデバイスを使用して撮像できる高精細内視鏡が提供される。

30

【実施例5】

【0048】

別の例では、1.3mm未満の直径を有する小型の内視鏡が、撮像のために使用された。広帯域光(415~784nm)が、シングルモードファイバを介して、照明光学系に送達された。照明光学系の内部では、光は、小型のGRINレンズ(直径=250 μ m)により焦点が合わされ、鏡面(500 μ m直径のガラス棒の斜め研磨面)により反射され、小型の回折格子(20001 μ m)上に入射した。回折格子に対する入射角は、最短波長のスペクトルが、照明光学系の光軸に沿って伝播するように注意深く選択された。2次元照明は、小型のトルクコイル(直径=560 μ m)を用いて15rpsの回転速度で、照明光学系を回転させることによって達成された。サンプルからの反射光は、16本のマルチモードファイバ(NA=0.66、直径=185 μ m)の円形アレイにより収集された。前の例のように、円形のファイバアレイは、遠位側で、リニアファイバアレイを照

40

50

明するために再配置され、リニアアレイからの光は、縦長画素のカメラ（１０２４画素）を有する特注の分光計により検出された。検出ファイバアレイを含む最終的なデバイスのサイズは、直径で１．３mmであった。剛性のある長さは４mmであった。

【００４９】

このプローブからの撮像結果は、図９で示され、最初の長方形データが図９（Ａ）で示されており、図９（Ｂ）は、円形変換後の同じ画像を提供する。図９（Ａ）および図９（Ｂ）の画像では、ＦＯＶは８３度であり、ＬＳＦのＦＷＨＭは４３．８μmである。この画像の場合、４０４個の分解可能な点があり、それは、円形画像における５１３０００画素に相当する。スポットサイズの測定は、以下ようになる。

【表１】

WD (mm)	Radial (μm)	Tangential (μm)
5	30.3	71.9
7.5	40.5	60.6
10	67.7	58.3

10

20

【図１】

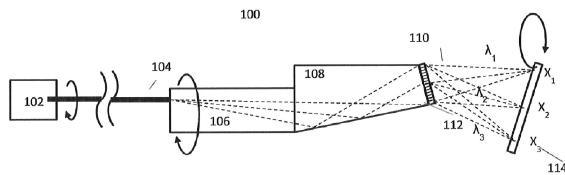


Fig. 1

【図３】

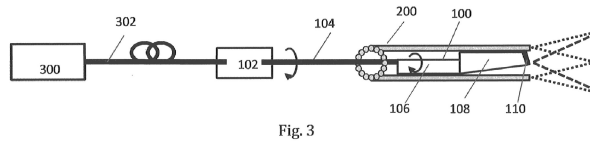


Fig. 3

【図２】

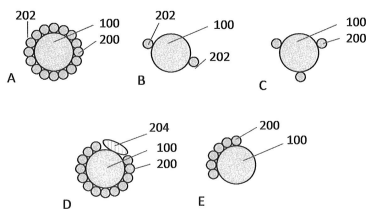


Fig. 2(A) - 2(E)

【図４】

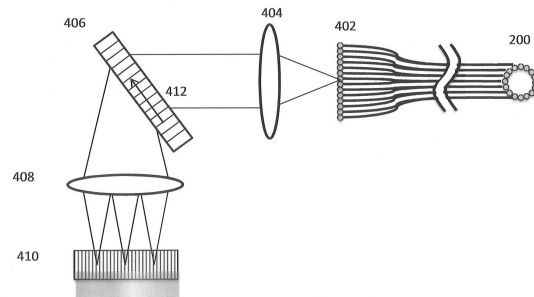


Fig. 4

【図 5】

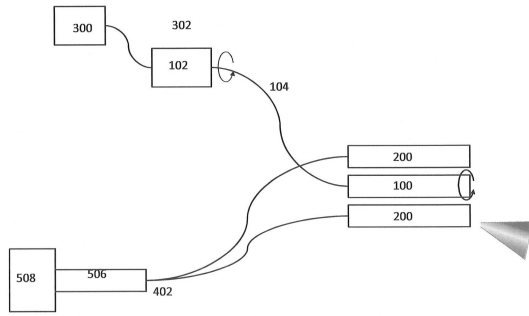


Fig. 5

【図 6】

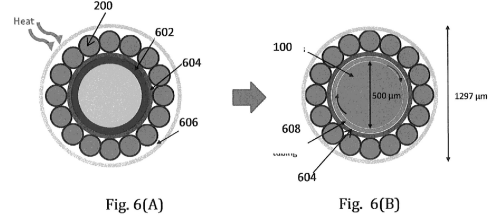


Fig. 6(A)

Fig. 6(B)

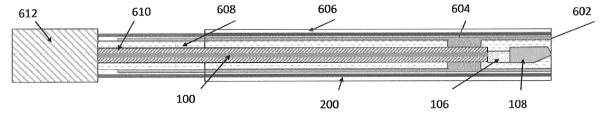


Fig. 6(C)

【図 7】

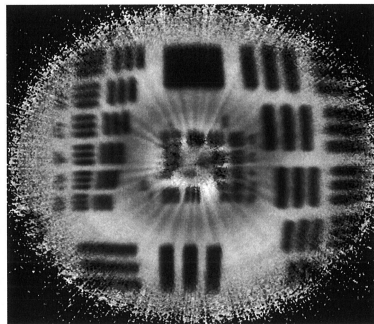


Fig. 7(A)

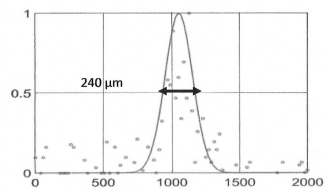


Fig. 7(B)

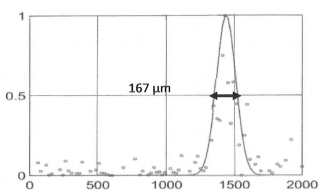


Fig. 7(C)

【図 8】

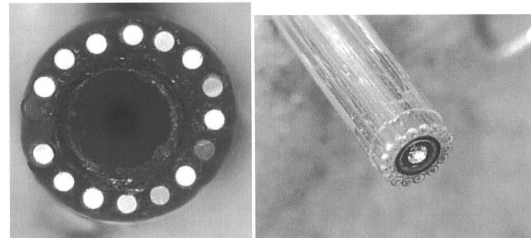


Fig. 8(A)

Fig. 8(B)

【図 9】

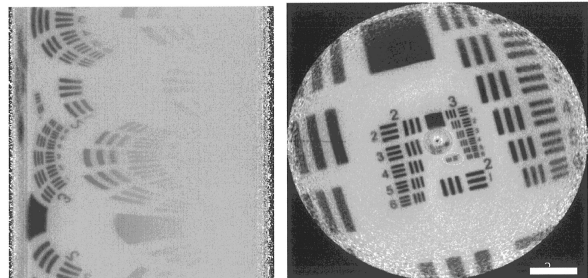


Fig. 9(A)

Fig. 9(B)

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 23/26 B

- (72)発明者 ティアニー ギレルモ ジェイ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 1 1 4 ボストン フルーツ ストリート 5 5 ザ
ジェネラル ホスピタル コーポレーション内
- (72)発明者 ト ドクホ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 1 1 4 ボストン フルーツ ストリート 5 5 ザ
ジェネラル ホスピタル コーポレーション内
- (72)発明者 カン ドンギョン
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 1 1 4 ボストン フルーツ ストリート 5 5 ザ
ジェネラル ホスピタル コーポレーション内
- (72)発明者 井久田 光弘
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 1 8 - 3 7 3 1 , アーバイン , アルトン パーク
ウェイ 1 5 9 7 5 キヤノン ユーエスエイ , インコーポレイテッド内

審査官 清水 裕勝

- (56)参考文献 国際公開第2 0 1 5 / 1 1 6 9 5 1 (W O , A 2)
特表2 0 1 1 - 5 2 7 9 3 0 (J P , A)
米国特許出願公開第2 0 1 4 / 0 3 1 6 2 5 5 (U S , A 1)
特表2 0 0 9 - 5 2 3 5 7 4 (J P , A)
特表2 0 1 5 - 5 2 6 1 3 5 (J P , A)
米国特許出願公開第2 0 1 5 / 0 0 5 5 1 3 7 (U S , A 1)
特表2 0 1 2 - 5 1 5 5 7 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	简单的单片光学器件，用于正视的光谱编码内窥镜检查		
公开(公告)号	JP6670943B2	公开(公告)日	2020-03-25
申请号	JP2018542218	申请日	2017-02-10
[标]申请(专利权)人(译)	佳能美国公司 总医院集团		
申请(专利权)人(译)	佳能Yuesuei公司 总医院集团		
当前申请(专利权)人(译)	佳能Yuesuei公司 总医院集团		
[标]发明人	ティアニーギレルモジェイ トドクホ カンドンギユン 井久田光弘		
发明人	ティアニー ギレルモ ジェイ ト ドクホ カン ドンギユン 井久田 光弘		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00096 A61B1/00165 A61B1/00167 A61B1/005 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/07 A61B1/00009 A61B1/051 A61B1/0669 G01J3/0218 G01J3/18 G01J3/2823 G01N21/27 G01N2201/0866 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.510 A61B1/00.523 A61B1/00.732 A61B1/00.731 G02B23/24.A G02B23/26.B		
优先权	62/294628 2016-02-12 US 62/451213 2017-01-27 US		
其他公开文献	JP2019506231A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供具有前视能力的示例性光谱编码探针。这些探针被配置为使得检测元件包括多个光收集组件，其中，远端至少部分地围绕照明元件，并且近端形成线性阵列，该线性阵列光学地连接至分散组件。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6670943号 (P6670943)
(45) 発行日 令和2年3月25日 (2020. 3. 25)	(24) 登録日 令和2年3月4日 (2020. 3. 4)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) G O 2 B 23/24 (2006.01) G O 2 B 23/26 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/00 5 1 0 A 6 1 B 1/00 5 2 3 A 6 1 B 1/00 7 3 2 A 6 1 B 1/00 7 3 1 G O 2 B 23/24 A 請求項の数 33 (全 15 頁) 最終頁に続く	
(21) 出願番号 特願2018-542218 (P2018-542218) (96) (22) 出願日 平成29年2月10日 (2017. 2. 10) (65) 公表番号 特表2019-506231 (P2019-506231A) (43) 公表日 平成31年3月7日 (2019. 3. 7) (86) 国際出願番号 PCT/US2017/017488 (87) 国際公開番号 W02017/139657 (87) 国際公開日 平成29年8月17日 (2017. 8. 17) 審査請求日 平成30年11月6日 (2018. 11. 6) (31) 優先権主張番号 62/294, 628 (32) 優先日 平成28年2月12日 (2016. 2. 12) (33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US) (31) 優先権主張番号 62/451, 213 (32) 優先日 平成29年1月27日 (2017. 1. 27) (33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)	(73) 特許権者 596130705 キヤノン ユーエスエイ、インコーポレイ テッド CANON U. S. A. , I N C アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 1 7 4 7 , メルビル, ワン キヤノン パ ーク (73) 特許権者 592017633 ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイ ション アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ボ ストン フルーツ ストリート 5 5 (74) 代理人 100090273 弁理士 園分 孝悦	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 前方ビューのスペクトル符号化内視鏡検査のための簡単なモノリシック光学素子		