

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6599317号
(P6599317)

(45) 発行日 令和1年10月30日(2019. 10. 30)

(24) 登録日 令和1年10月11日(2019. 10. 11)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1
A 6 1 B 1/05 (2006.01)	A 6 1 B 1/05
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 B

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-518345 (P2016-518345)	(73) 特許権者 514158822 ザ アリゾナ ボード オブ リージェン ツ オン ビハーフ オブ ザ ユニバー シティー オブ アリゾナ アメリカ合衆国 アリゾナ 8 5 7 2 1 - 0 3 0 0, ツーソン, ダブリュー, シックスティーエイチ ストリート 2 2 0, ピー. オー. ボックス 2 1 0 3 0 0
(86) (22) 出願日 平成26年5月27日 (2014. 5. 27)	
(65) 公表番号 特表2016-521607 (P2016-521607A)	
(43) 公表日 平成28年7月25日 (2016. 7. 25)	
(86) 国際出願番号 PCT/US2014/039619	
(87) 国際公開番号 W02014/197241	
(87) 国際公開日 平成26年12月11日 (2014. 12. 11)	
審査請求日 平成29年5月26日 (2017. 5. 26)	
(31) 優先権主張番号 61/831, 438	(74) 代理人 100078282 弁理士 山本 秀策
(32) 優先日 平成25年6月5日 (2013. 6. 5)	(74) 代理人 100113413 弁理士 森下 夏樹
(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)	(74) 代理人 100181674 弁理士 飯田 貴敏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像化プローブ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像化プローブであって、
光学ドーム（22）であって、前記光学ドーム（22）は、
円筒型導光部（16）と、
前側レンズ群（62）と、
前記画像化プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向照明経路内に電
磁放射を供給するための第1のリングアレイ（12）であって、前記第1のリングアレイ
（12）は、前記前方向照明経路内に電磁放射を供給する前記円筒型導光部（16）によ
って前記画像化プローブの前端に案内され、前記第1のリングアレイ（12）、前記円筒
型導光部（16）、及び前記前側レンズ群（62）は、前記光学ドーム（22）内に包含
される、第1のリングアレイ（12）と
を備える、光学ドーム（22）と、
前記画像化プローブと並行する空間の後方視野を照明するために、後方向照明経路内に
電磁放射を供給するための第2のリングアレイ（14）と、
画像センサ（66）と、
画像センサ上に前記前方及び後方視野を画像化する、画像化経路内の画像化装置であっ
て、前記前方向照明経路（18、50）、前記後方向照明経路（46、57）、及び前記
画像化経路が、前記画像化プローブのいかなるコンポーネントによっても妨げられず、前
記照明経路及び前記画像化経路は、迷光を最小限にするように分離され、複数の対物レン

10

20

ズは、第 1 及び第 2 の対物レンズ群 (6 2 、 6 4 、 6 8) を含み、前記第 1 の対物レンズ群は、前記前側レンズ群 (6 2) と、後側レンズ群 (6 4) とを含み、前記第 2 の対物レンズ群は、反射器 (6 8) と、前記後側レンズ群 (6 4) とを含み、前記前方視野は、前記第 1 の対物レンズ群によって、前記画像センサ上に画像化され、前記後方視野は、前記第 2 の対物レンズ群によって、前記画像センサ上に画像化される、画像化装置と、

を含み、随意に、

前記前方及び後方視野は、互いに対して固定された空間的關係で前記画像センサ上に登録される、画像化プロープ。

【請求項 2】

リング反射器 (4 2) が、前記後方向照明経路の方向に前記第 2 のリングアレイ (1 4) からの電磁放射を反射する、請求項 1 に記載の画像化プロープ。

10

【請求項 3】

前記リング反射器 (4 2) は、前記円筒型導光部 (1 6) 上に取り付けられる、請求項 2 に記載の画像化プロープ。

【請求項 4】

前記後側レンズ群 (6 4) は、前記円筒型導光部 (1 6) に包含され、前記円筒型導光部 (1 6) 上に取り付けられる、請求項 1 に記載の画像化プロープ。

【請求項 5】

前記登録された前方及び後方視野を構成して、ディスプレイ (8 6) 上に表示するプロセッサ (8 4) をさらに含む、請求項 1 に記載の画像化プロープ。

20

【請求項 6】

前記画像化装置が、画像化装置の倍率が調節可能になるズームレンズを含み、かつ / または

前記第 1 のリングアレイ (1 2) 及び第 2 のリングアレイ (1 4) が、各々、導光部 (1 6) を含み、前記画像化プロープが、前記第 1 のリングアレイ (1 2) 及び第 2 のリングアレイ (1 4) の前記導光部の近傍に位置する LED をさらに含み、かつ / または

前記第 1 のリングアレイ (1 2) 及び第 2 のリングアレイ (1 4) が、各々少なくとも 1 つの LED を含み、かつ / または

前記後方視野が、全方向性であり、かつ / または

前記画像化プロープと並行する空間を照明するために前記第 2 のリングアレイ (1 4) によって供給された前記電磁放射が、全方向性であり、かつ / または

30

前記前方向照明経路または前記後方向照明経路に供給された前記電磁放射が、偏光される、請求項 1 に記載の画像化プロープ。

【請求項 7】

前記第 1 のリングアレイ (1 2) または第 2 のリングアレイ (1 4) が、照明フィルタまたは励起フィルタ (9 9) を含み、かつ / または

前記画像化装置が、エミッションフィルタ (7 4) を含む、請求項 1 に記載の画像化プロープ。

【請求項 8】

内部に複数の通路を画定する筐体をさらに含み、前記画像化プロープは、医療機器を提供するように、前記複数の通路のうちの 1 つの中にあるかまたは前記筐体に取り付けられる、請求項 1 に記載の画像化プロープ。

40

【請求項 9】

前記医療機器が、内視鏡、腹腔鏡、または関節鏡である、請求項 8 に記載の画像化プロープ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、前方視及び後方視照明及び画像化を含む新規なデュアルビュープロープ、及

50

びプローブを用いるための方法のための設計である。いくつかの実施形態では、プローブは、全方向後方視及びマルチモデル性能を提供し、病変または前方視から隠されているかまたは見ることが困難である他の構造体の検出を助けることができる。

【背景技術】

【0002】

大腸がんは、米国におけるがんによる死因の第2の主要原因であり、結腸鏡検査法は、年間約1200万件の処置が行われる、好ましいスクリーニング法である。Peery AF, Dellon ES, Lund J, et al. Burden of gastrointestinal disease in the United States: 2012 update. *Gastroenterology*. Nov 2012; 143(5): 1179-1187を参照のこと。しかし、一般的な結腸鏡検査法は、一般的な前方向視の内視鏡が、図1に図示されるように、隆起したひだや結腸の湾曲によって隠されたポリープを視覚化することが可能ではないため、完全からは程遠く、この場合(a)前方視は、ポリープを全く示さないが、スコープの端が後方向を見るように急角度で曲がる場合(可能でない場合が多い)(b)ひだに隠されたポリープが容易に見られる。20%をはるかに上回るポリープが、結腸鏡検査法中に見逃される可能性があり、これらのうちいくつかは、予想外のがんにつながる。

【0003】

病変が見逃されるのは、これらがi)前方視から隠されるため、及びii)これらのカラーコントラストが弱いためである。可視化を改善するための新しい方法、たとえば高角結腸鏡検査法、キャップアシスト結腸鏡検査法、Aer-O-Scope、及びThird Eye Retroscope (TER)は、ばらつきがないようにポリープ検出を改善しておらず、臨床的に受け入れられていない。たとえば、Arber N, Grinshpon R, Pfeffer J, Maor L, Bar-Meir S, Rex D. Proof-of-concept study of the Aer-O-ScopeTM omnidirectional colonoscopic viewing system in ex vivo and in vivo porcine models. *Endoscopy*. May 2007; 39(5): 412-417; Rex DK. Third Eye Retroscope: Rationale, Efficacy, Challenges. *Rev Gastroenterol Disord*. Winter 2009; 9(1): 1-6; Waye JD, Heigh RI, Fleischer DE, et al.

を参照のこと。逆行視装置は、結腸内の腺腫の検出を改善する(a prospective efficacy evaluation (with videos). *Gastrointestinal Endoscopy*. Mar 2010; 71(3): 551-556)。現行の内視鏡に容易に組み込んで、病変検出を改善し、がんをさらに防止し、スクリーニング間隔を長くすることができる、内視鏡または内視鏡用プローブの使用を容易にするために、満たされていない要求がある。さらに、腹腔鏡手術、ロボットによる手術、関節鏡検査、及び副鼻腔等の体腔の画像を含む医療的処置中に、後方向及び/または横方向の視野を提供するための要求がある。

【0004】

上述の問題を解決するための従来技術の設計は、照明を部分的に妨げる医師の光学部品か、あるいは医師を部分的に妨げる照明光学部品による妨害を被る。Waye JD, Heigh RI, Fleischer DE, et al. A retrograde-viewing device improves detection of adenomas in the colon: a prospective efficacy evaluation (with videos). *Gastrointestinal Endoscopy*. Mar 2010; 71(3): 551-556; Wang RCC, Deen MJ, Armstrong D, Fan

g QY. Development of a catadioptric endoscope objective with forward and side views. Journal of Biomedical Optics. Jun 2011; 16(6); Ma J, Simkulet M, Smith J. C-view omnidirectional endoscope for minimally invasive surgery/diagnostics. SPIE Proceedings. 2007; 6509: 65090C; Ryusuke S, Takarou E, Tomio Y. Omnidirectional vision attachment for medical endoscopes. OMNIVIS08. 2008: 1-14. を参照のこと。

10

【0005】

デュアルビュー対物レンズ(「対物レンズ」とも称する)は、いくつかのリサーチグループによって研究されてきた。しかし、報告されたデュアルビュー対物レンズは、内蔵型の照明システムを有していない。Waye JD, Heigh RI, Fleischer DE, et al. A retrograde-viewing device improves detection of adenomas in the colon: a prospective efficacy evaluation (with videos). Gastrointestinal Endoscopy. Mar 2010; 71(3): 551-556; Wang RCC, Deen MJ, Armstrong D, Fang QY. Development of a catadioptric endoscope objective with forward and side views. Journal of Biomedical Optics. Jun 2011; 16(6); Ma J, Simkulet M, Smith J. C-view omnidirectional endoscope for minimally invasive surgery/diagnostics. SPIE Proceedings. 2007; 6509: 65090C; Ryusuke S, Takarou E, Tomio Y. Omnidirectional vision attachment for medical endoscopes. OMNIVIS08. 2008: 1-14 を参照のこと。代替的に、これらは、一般的な結腸鏡検査法の外部照明にのみ依存する。結果として、逆行視は、結腸鏡自体によって部分的に遮られ、結腸鏡検査法の前方視は、後方視レトロスコープによって部分的に遮られる。

20

30

【0006】

いくつかの内視鏡設計は、2つの異なるモニタを用い、一方は前方視用でもう一方は後方視用であり、医師が2つの画面を同時に見ることを必要とし、医師が画像を登録して位置を特定することを困難にするものである。DeMarco DC, Odstrcil E, Lara LF, et al. Impact of experience with a retrograde viewing device on adenoma detection rates and withdrawal times during colonoscopy: the Third Eye Retroscope study group. Gastrointestinal endoscopy. Mar 2010; 71(3): 542-550 を参照のこと。

40

【0007】

また、デュアルビュー画像化プローブは、前方視のみの機器では可視化できない人体の他の部位の病変または他の構造体、たとえば鼻腔、十二指腸、消化管、胸郭を、ロボットによる手術において、及び経管腔的内視鏡手術(natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES))において検出するために有用である。たとえば、前方視機器を用いて、急カーブした消化管部分を検査する場合、当該部分のカーブによって、機器が管内で急速にスリップして、前方視が可能であるときのみ、当該部分の内側のカーブ面を検査することが妨害される場合が

50

ある。

【0008】

したがって、上記の困難を克服することができるデュアルビュー画像化プローブを提供することが望まれる。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】Peery AF, Dellon ES, Lund J, et al. "Burden of gastrointestinal disease in the United States: 2012 update." Gastroenterology. Nov 2012; 143(5): 1179-1187 10

【非特許文献2】Arber N, Grinshpon R, Pfeffer J, Maor L, Bar-Meir S, Rex D. "Proof-of-concept study of the Aer-O-Scope(TM) omnidirectional colonoscopic viewing system in ex vivo and in vivo porcine models." Endoscopy. May 2007; 39(5): 412-417

【非特許文献3】Rex DK. "Third Eye Retroscope: Rationale, Efficacy, Challenges." Rev Gastroenterol Disord. Winter 2009; 9(1): 1-6 20

【非特許文献4】Waye JD, Heigh RI, Fleischer DE, et al. "A retrograde-viewing device improves detection of adenomas in the colon: a prospective efficacy evaluation (with videos)." Gastrointestinal Endoscopy. Mar 2010; 71(3): 551-556

【非特許文献5】Wang RCC, Deen MJ, Armstrong D, Fang QY. "Development of a catadioptric endoscope objective with forward and side views." Journal of Biomedical Optics. Jun 2011; 16(6) 30

【非特許文献6】Ma J, Simkulet M, Smith J. "C-view omnidirectional endoscope for minimally invasive surgery/diagnostics. SPIE Proceedings." 2007; 6509: 65090C

【非特許文献7】Ryusuke S, Takarou E, Tomio Y. "Omnidirectional vision attachment for medical endoscopes." OMNIVIS08. 2008: 1-14.

【非特許文献8】DeMarco DC, Odstrcil E, Lara LF, et al. "Impact of experience with a retrograde viewing device on adenoma detection rates and withdrawal times during colonoscopy: the Third Eye Retroscope study group." Gastrointestinal endoscopy. Mar 2010; 71(3): 542-550 40

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0010】

本明細書に記載された本発明は、体の部分を同時に、たとえば結腸の前方向視と後方視とを、好ましくは360度全方向の後方視野とともに画像化することによって、上述の問 50

題に対処する。好ましくは、これらの視野は、高コントラスト画像化技術によって補足されて、大腸がん及び他のタイプの疾病に対する変革的な効果を与えるために、ポリープ検出、または他の病変もしくは構造体の検出を最大限に高める。

【0011】

本発明の1つの実施形態は、プローブの前の前方視野空間を照明するために、前方向経路に電磁放射を供給する円筒型導光部と、円筒型導光部を取り囲む光ファイバのアレイと、後方向経路内で、プローブと並行する後方視野空間を照明するためのアレイからの電磁放射を反射するリング反射器とを含む、画像化プローブに向けられる。本プローブは、画像センサと、画像センサ上に前方及び後方視野を画像化して、前方及び後方視野が、画像センサ上に、互いに対して固定された空間的關係で登録されるようにする、画像化経路内の対物レンズとをさらに含み、前方向経路、後方向経路、及び画像化経路は、プローブのいかなるコンポーネントによっても妨げられない。本明細書において、用語「後方」「後方向」「後」及び「後方」は、同義で用いられる場合があり、「正面」、「前」及び「前方向」も同様である。

10

【0012】

本発明の別の実施形態は、プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向経路内に電磁放射を供給する第1の要素と、プローブと画像センサーに並行する空間の後方視野を照明するために、後方向経路内に電磁放射を供給する第2の要素とを含む、画像化プローブに向けられる。本プローブは、画像センサ上に前方及び後方視野を画像化する、画像化経路内の画像化装置をさらに含み、前方向経路、後方向経路、及び画像化経路は、プローブのいかなるコンポーネントによっても妨げられない。

20

【0013】

本発明のさらに別の実施形態は、プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向経路に電磁放射を供給する第1の要素と、プローブと並行した空間の後方視野を照明するために、後方向経路に電磁放射を供給する第2の要素とを含む画像化プローブに向けられる。該プローブは、画像センサと、画像センサ上に前方及び後方視野を画像化して、前方及び後方視野が、互いに対して固定された空間的關係で画像センサ上に登録されるようにする、画像化経路内の画像化装置とをさらに含む。

【0014】

本発明のさらなる実施形態は、内部に複数の通路を画定する筐体と、該通路のうち1つの中にあるか、または筐体に取り付けられた画像化プローブとを含む医療機器に向けられる。該画像化プローブは、プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向経路内に電磁放射を供給する第1の要素と、プローブと並行する空間の後方視野を照明するために、後方向経路内に電磁放射を供給する第2の要素とを含む。該画像化プローブは、画像センサと、画像センサ上に前方及び後方視野を画像化する、画像化経路内の画像化システムとをさらに含み、前方向経路、後方向経路、及び画像化経路は、プローブのいかなるコンポーネントによっても妨げられない。

30

【0015】

本発明のさらに別の実施形態は、プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向経路内に電磁放射を供給することと、プローブと並行した空間の後方視野を照明するために、後方向経路に電磁放射を供給することと、画像化経路に沿って、前方及び後方視野を画像センサ上に画像化することとを含む方法に向けられ、前方向経路、後方向経路、及び画像化経路は妨げられない。

40

【0016】

ここにおいて、本明細書で引用されたすべての特許、特許出願、条項、書籍、仕様、規格、他の公報、文献、及びものは、あらゆる目的のために、本引用によってその全体が本明細書に組み入れられる。組み入れられた公報、文献またはもののいずれかと、本明細書の文章との間で、用語の定義または使用において矛盾または不一致がある限りにおいて、本明細書における用語の定義または使用が優先されるものとする。

本発明は、例えば、以下を提供する。

50

(項目 1)

画像化プローブであって、

プローブの前の前方視野空間を照明するために、前方向経路に電磁放射を供給する円筒型導光部と、

前記円筒型導光部を取り囲む光ファイバのアレイと、

後方向経路内で、前記プローブの傍らの後方視野空間を照明するための前記アレイからの電磁放射を反射するリング反射器と、

画像センサと、

前記画像センサ上に前方及び後方視野を画像化して、前記前方及び後方視野が、前記画像センサ上に、互いに対して固定された空間的關係で登録されるようにする、画像化経路内の対物レンズであって、前記前方向経路、前記後方向経路、及び前記画像化経路が、プローブのいかなるコンポーネントによっても妨げられない、対物レンズと、

を含む、画像化プローブ。

10

(項目 2)

画像化プローブであって、

前記プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向経路内に電磁放射を供給する第 1 の要素と、

前記プローブと並行する空間の後方視野を照明するために、後方向経路内に電磁放射を供給する第 2 の要素と、

画像センサと、

画像センサ上に前方及び後方視野を画像化する、画像化経路内の画像化装置であって、前記前方向経路、前記後方向経路、及び前記画像化経路が、前記プローブのいかなるコンポーネントによっても妨げられない、画像化装置と、

を含む、画像化プローブ。

20

(項目 3)

前記画像化装置が、複数の対物レンズを含み、前記前方及び後方視野が、前記画像化装置の同じ対物レンズによって、前記画像センサ上に画像化される、項目 2 記載のプローブ。

(項目 4)

前記画像化装置が、透過型の中央部と、反射型の周縁部とを有する要素を含む、項目 3 記載のプローブ。

30

(項目 5)

前記透過部が、プローブの前の前方視野に、電磁放射を透過させ、前記周縁部が、前記プローブと並行する空間の後方視野に、電磁放射を反射する、項目 4 記載のプローブ。

(項目 6)

前記画像化装置が、完全には同じではない第 1 及び第 2 の対物レンズ群を含み、前記前方及び後方視野が、それぞれ第 1 及び第 2 の対物レンズ群によって、画像センサ上に画像化される、項目 2 記載のプローブ。

(項目 7)

前記第 2 の対物レンズ群が、リング反射器を含む、項目 6 記載のプローブ。

40

(項目 8)

前記画像化装置が、前方及び後方視野を画像化して、前記前方及び後方視野が、互いに対して固定された空間的關係で画像センサ上に登録されるようにする、項目 2 記載のプローブ。

(項目 9)

前記登録された前方及び後方視野を構成して、ディスプレイ上に表示するプロセッサをさらに含む、項目 8 記載のプローブ。

(項目 10)

前記画像化装置が、画像化装置の倍率が調節可能になるズームレンズを含む、項目 2 記載のプローブ。

50

(項目 1 1)

前記第 1 の及び第 2 の要素が、導光部を各々含み、前記プローブが、第 1 及び第 2 の要素の導光部の近傍に位置する L E D をさらに含む、項目 2 記載のプローブ。

(項目 1 2)

前記第 1 の及び第 2 の要素が、各々少なくとも 1 つの L E D を含む、項目 2 記載のプローブ。

(項目 1 3)

前記後方視野が、全方向性である、項目 2 記載のプローブ。

(項目 1 4)

前記プローブと並行する空間を照明するために、前記第 2 の要素によって供給された前記電磁放射が、全方向性である、項目 2 記載のプローブ。

10

(項目 1 5)

前記第 1 または第 2 の要素が、照明または励起フィルタを含む、項目 2 記載のプローブ。

(項目 1 6)

前記画像化装が、エミッションフィルタを含む、項目 2 記載のプローブ。

(項目 1 7)

前方向または後方向経路に供給された前記電磁放射が、偏光される、項目 2 記載のプローブ。

(項目 1 8)

20

画像化プローブであって、
前記プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向経路に電磁放射を供給する第 1 の要素と、
前記プローブと並行した空間の後方視野を照明するために、後方向経路に電磁放射を供給する第 2 の要素と、
画像センサと、
画像センサ上に前方及び後方視野を画像化して、前記前方及び後方視野が、互いに対して固定された空間的關係で画像センサ上に登録されるようにする画像化装置と、
を含む、プローブ。

(項目 1 9)

30

前記前方向経路、前記後方向経路、及び画像化経路が、前記プローブのいかなるコンポーネントによっても妨げられない、項目 1 8 記載のプローブ。

(項目 2 0)

医療機器であって、
(a) 内部に複数の通路を画定する筐体と、
(b) 前記通路のうち 1 つの中にあるか、または前記筐体に取り付けられた画像化プローブであって、
前記プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向経路内に電磁放射を供給する第 1 の要素と、
前記プローブと並行する空間の後方視野を照明するために、後方向経路内に電磁放射を供給する第 2 の要素と、
画像センサと、
画像センサ上に前方及び後方視野を画像化する、画像化経路内の画像化装置であって、前記前方向経路、前記後方向経路、及び前記画像化経路が、前記プローブのいかなるコンポーネントによっても妨げられない、画像化装置と、
を含む、画像化プローブと、
を含む、医療機器。

40

(項目 2 1)

前記機器が、内視鏡、腹腔鏡、または関節鏡である、項目 2 0 記載の医療機器。

(項目 2 2)

50

前記プローブの前の空間の前方視野を照明するために、前方向経路内に電磁放射を供給することと、

前記プローブと並行した空間の後方視野を照明するために、後方向経路に電磁放射を供給することと、

画像センサ上に前方及び後方視野を画像化経路に沿って画像化して、前記前方及び後方視野及び画像化経路が妨げられていない、

を含む、画像化方法。

(項目 2 3)

前方向及び後方向経路に供給される前記電磁放射が、白色光、偏光電磁放射、狭帯域電磁放射、蛍光、又は多光子画像化のために選択された電磁放射である、項目 2 2 記載の方法。

10

(項目 2 4)

前記画像化の倍率を調節することをさらに含む、項目 2 2 記載の方法。

(項目 2 5)

前記調節することが、ズームレンズを調節することによる、項目 2 4 記載の方法。

(項目 2 6)

前記プローブの前の空間の前方視野か、または前記プローブと並行した空間の後方視野か、もしくは両方を調節することをさらに含む、項目 2 2 記載の方法。

(項目 2 7)

前記調節することが、前方向、後方向、及び画像化経路で 1 以上の対物レンズを動かすことによる、項目 2 6 記載の方法。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図 1】 本発明の 1 つの実施形態を図示するための画像化プローブ 10 の断面図であり、前方向及び後方向照明経路が図示される。

【図 2】 図 1 の画像化プローブのいくつかの構成要素の断面図であり、前方向及び後方向画像化経路が図示される。

【図 3 A】 画像化プローブを収納するための通路を有する内視鏡の断面図であり、発明の別の実施形態を図示する。

【図 3 B】 図 3 A の内視鏡の遠位端の斜視図である。

30

【図 4 A】 結腸または小腸を検査するために結腸または小腸内にある図 3 A の内視鏡の遠位端の断面図であり、どのようにして内視鏡が検査に用いられるかを図示する。

【図 4 B】 図 4 A の結腸または小腸を検査するために、図 3 A の内視鏡を用いて取得された前方及び後方視野の表示を図示する。

【図 5 A】 画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図であり、前方向画像化経路が図示され、前方向及び後方向画像化経路の両方が同じ光学要素を使用して、図 1 のものとは異なる本発明の別の実施形態を図示している

【図 5 B】 画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図であり、後方向画像化経路が図示され、前方向及び後方向画像化経路の両方が同じ光学要素を使用して、図 5 A の実施形態を図示している。

40

【図 6 A】 検査エリアを照明するための、図 1 の画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図である。

【図 6 B】 画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図であり、検査エリアの照明を提供するための別の方式を図示する。

【図 6 C】 画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図であり、検査エリアの照明を提供するための、さらに別の方式を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本発明において、同一の構成要素には、同じ参照番号が付されている。

【0019】

50

本明細書に記載された本発明の実施形態は、従来の設計にある欠点に、医師、第三者支払者、及び内視鏡及び内視鏡補助器具製造業者に歓迎され、もっとも一般的ながんのうち1つに対して、全世界的に大きな影響を与える新規な方法で対応かつ対処する。

【0020】

1つの実施形態では、ファイバアレイからの電磁放射は、リング反射器によって前方視野に方向変換され、膨らみ及び結腸の湾曲によって前方視の内視鏡から隠された領域を、全方向に照明する。前方向照明のための電磁放射は、中空の円筒型導光部によって、全反射 (total internal reflection (TIR)) の原理を用いて、別のファイバアレイから内視鏡先端に案内される。中空の円筒型導光部は、光学プラスチックまたはガラスで作られることができる。反射屈折型対物レンズは、センサの中央フィールド上で前方画像が画像化され、及び360度の全方向後方画像が、センサの外側フィールド上で画像化されるように設計される。この設計は、妨げのない照明及び前方向及び後方向の両方における結腸の画像化を提供し、単一のディスプレイ上で、高コントラストのマルチモデル画像を生成する。

10

【0021】

マルチモデル偏光 (たとえば白色光) 及び自動蛍光画像化モダリティは、特有かつ相補的なコントラスト機構を利用し、見るのが困難である無茎性で平坦な病変を含む、ポリープの検出を改善する。自動蛍光は、新生物の構造及び代謝の変化を用いて、高コントラストで画像を生成する。偏光画像化は、組織表面、水分、及び粘液からの鏡面反射を除去し、画像のコントラストを向上させる。偏光電磁放射及び自動蛍光画像化を付加することによって、そのようなデュアルビュー内視鏡またはプローブにおける病変の検出が、さらに強化される。

20

【0022】

この革新的なプローブは、異なる製造業者の現行の機器に容易に組み込んで既存の内視鏡とともに用いることができ、内視鏡使用者は、全く新しい内視鏡のプラットフォームに費用をかけることなく、この製品をより簡易かつ安価に用いるようにすることができる。この新規な設計は、鼻腔、肺、及び関節窩を含む他の器官を画像化するための、また腹腔鏡及びロボットによる手術中のための、さらにNOTESのための内視鏡を開発することに適用して、外科医が、通常は前方向目視用機器では見られない構造体を見ることを可能にすることができる。本プローブは、一般的な内視鏡の生検チャンネルを通過することができるか、または本技術は、専用の内視鏡に内蔵されることができる。

30

【0023】

本発明のいくつかの実施形態におけるマルチモデルデュアルビュー内視鏡用プローブは、前方向及び後方向同時の照明と、マルチモデル画像化とを、視界を妨げることなく提供する、特有の照明及び対物レンズ設計を有する。上述のように、従来技術の設計は、照明を部分的に妨げる医師の光学部品によるか、あるいは医師を部分的に妨げる照明光学部品による妨害を受ける。

【0024】

図1は、本発明の1つの実施形態を図示するための画像化プローブ10の断面図であり、ここでは前方向及び後方向照明経路が図示される。2つのリングまたは光ファイバのアレイ12及び14を用いて、前方向及び後方向照明経路それぞれに電磁放射を供給する。リング12からの電磁放射は、中空の導光部16によって、プローブ10の前端に (図1の右手に向かって) 案内され、光線18として現れて、プローブの前の空間20を照明する。このように、プローブ10の前方視野が照明される。リング12、中空の導光部16、及び前側及び後側レンズ群は、光学ドーム22内部に包含され、それによって支持される。前方視野照明のための電磁放射は、リング12から案内されて、中空の円筒型導光部16によって、全反射 (TIR) の原理を用いて、プローブ10の前端で光線18として現れる。中空の円筒型導光部は、光学プラスチックまたはガラスで作られることができる。照明光線18の角度範囲は、特定の用途向けに調整されることができる。

40

【0025】

50

導光部及び光学ドームの両方が、光学的に透過性であり、照明及び画像化フィールドを遮らない。照明及び画像化経路は、ドーム内側の光学要素からの迷光を最小限にするように分離される。医師に対して単一のビデオ画像が提供され、本実施形態の特有の態様が提供される。図 1 に示されるように、前方向照明経路 18 は、ポリープ 24、26 及び 28 を照明するが、結腸 34 内のひだ 32 の後ろに隠されたポリープ 30 に光を当てることはできない。ひだの後ろに隠されたポリープを照明するために、ファイバリングまたはアレイ 14 からの電磁放射は、経路 46 に沿ったリング反射器 42 によって後側または後方視野に方向変換され、それによって、プローブと並行する空間 44、及びひだ、たとえばひだ 32 によって前方視内視鏡から隠された領域を、全方向に照明する。リング反射器 42 は、当業者において周知の方法で、円筒形管 16 に取り付けられてもよい。前方向照明と同様に、後方向照明の角度は、特定の用途向けに調整されることができる。

【0026】

図 2 は、図 1 の画像化プローブのいくつかの構成要素の断面図であり、ここでは、前方向画像化経路 50（実線の楕円形内の経路）及び後方向画像化経路 52（破線の楕円形内の経路）が図示される。前側レンズ群 62 は、空間 20 を画像化して、後側レンズ群 64 を通して、画像センサ 66 の中央部 66a 上に前方視野を伝達する。プローブと並行する照明空間 44 は、まず非球面リング反射器 68 によって、その後後側レンズ群 64 によって画像化され、空間 44 の後方視野が、画像センサ 66 の外側または周縁部 66b 上に画像されるようにする。後側レンズ群 64 の中の反射屈折型対物レンズは、センサ 66 の中央フィールドが前方向の画像化用であり、センサ 66 の外側リング状フィールドが、360 度全方向後方画像化用であるように設計される。

【0027】

光学ドーム 22 は、440 nm で励起されたときに低い複屈折及び非常に低い自動蛍光を有するポリメチルメタクリレート（PMMA）から作られることができる。ドームは、ドーム内の光学要素及び医師を保護するだけでなく、前側レンズ群 62 用のレンズショルダ、及び前方向照明用の中空の円筒型導光部 16 として機能する。後側レンズ群 64 は、群 64 のレンズショルダとして機能する中空の円筒型導光部 16 に包含され、その上に取り付けられてもよい。導光部及び光学ドームの両方が光学的に透過性であるため、これらは照明または画像化フィールドを遮らない。このように、図 1 及び 2 から容易に知見することができるように、プローブ 10 の構成要素のいずれもが、照明または画像化フィールドを遮らない。言い換えると、前方向照明経路、後方向照明経路、及び前方向及び後方画像化経路 50 及び 52 は、プローブ 10 のいかなる構成要素によっても妨げられない。

【0028】

前方向及び後方画像化視野 66a 及び 66b の相対位置が、空間的にセンサ 66 上に固定されているため、2つのビデオ画像は、ともに並べられて表示されることができ、それによって、腹腔鏡使用者は、前方視画像に対する後方視画像にみられる病変の場所を関係づけて、容易に判断することができる。

【0029】

デュアルビュー対物レンズは、少数の研究グループによって検討されてきた。しかし、報告されたデュアルビュー対物レンズは、内蔵型の照明システムを有していない。代わりに、これらは、一般的な結腸鏡の外部の照明のみに依存する。「Waye JD, High RI, Fleischer DE, et al. A retrograde-viewing device improves detection of adenomas in the colon: a prospective efficacy evaluation (with videos). Gastrointestinal Endoscopy. Mar 2010;71(3):551-556」、「Wang RCC, Deen MJ, Armstrong D, Fang QY. Development of a catadioptric endoscope objective with forward and side views. Journal of Biomedical Optics. Jun 20

10

20

30

40

50

11; 16(6); Ma J, Simkulet M, Smith J. C-view omnidirectional endoscope for minimally invasive surgery/diagnostics. SPIE Proceedings. 2007;6509:65090C; Ryusuke S, Takarou E, Tomio Y. Omnidirectional vision attachment for medical endoscopes. OMNIVIS08. 2008:1-14」を参照のこと。したがって、これらの従来のシステムでは、正面照明及び後方照明の両方が、妨害物によって部分的に遮られる。加えて、後方視は、先に説明したように、前方向を画像化するための前側レンズ群用の機械的レンズシールドによって部分的に遮られる。本システムの実施形態のいくつかのうち1つの画像は、競合する技術、たとえば2つの異なるモニタを用いて、医師が2つの画面を同時に見ることを必要とし、医師が画像を登録して場所を突き止めることを困難にする Third Eye Retroscope では不可能である。

【0030】

本明細書に記載された本発明の実施形態において、偏光照明及び検出を用いて、粘膜、水分及び粘液からの鏡面反射を除去し、り患した組織の可視性を向上させることができる。このことは、放射源（図示せず）とファイバリング12及び14との間に偏光器（図示せず）を置くことによって、または画像化光学部品と画像化センサ66との間に分析器（たとえば偏光器）72を置くことによって達成され得る。また、本設計は、組織内部からの拡散電磁放射をキャプチャして、不要な鏡面反射を除去することによって、病変を高コントラストでより容易に見ることを可能にする。

【0031】

偏光白色光画像化に加えて、またはそれに代えて、本システムはさらに、たとえば280nm、340nm、または440nmの励起波長範囲での自動蛍光画像化を組み入れて、病変のコントラストを高めることができる。この目的のために、図2においてエミッションフィルタ74を用いて、前方及び後方視野を照明する放射の反射を遮るが、自動蛍光によって発された放射を、前方及び後方視野からセンサ66に伝達してもよい。センサ66は、CMOS装置またはCCDを含んでもよい。図2における検光器72及びエミッションフィルタ74の位置は、入れ替えられてもよく、またエミッションフィルタ74は、画像化経路内の任意の場所に位置してよい。

【0032】

また、照明または励起フィルタ99（たとえば、図1に点線で示されたもの）は、前方向経路18及び後方向経路46の照明経路内の任意の場所に置かれて、前方向及び後方視野画像化のための狭帯域波長を通過させてもよい。プローブ10の画像化モードは、照明スペクトルを変えることによって、たとえば適切な照明または励起フィルタ、もしくはエミッションフィルタ74を選択することによって、切り替えられる。

【0033】

このように、プローブ10は、マルチモデル動作が可能であり、この場合、任意の特定の用途のために、たとえば白色光、偏光、蛍光、及び狭帯域画像化等の適切な動作モードを選択することができる。

【0034】

センサ側の対物レンズの開口数が0.2である場合、対応するF/#は2.5である可能性がある。この実施例では、前方視野は、+/-45°であることがあり、360°全方向前方視野は、好ましくは、後方向に100°~140°である。2つの画像化フィールドは、センサに近接した後側レンズ群64を共有しているが、前方視野を画像化するためのみに用いられる前側のレンズ群62は共有していない。後方視野は、さらに反射器68によって、そして後側レンズ群64によって、センサ66上に画像化される。画像化視野は、後側レンズ群64及び前側レンズ群62の異なる光学処方によって、特定の用途向けに調整されることができる。

【0035】

病変コントラストを増加させる現行の技術

内視鏡用画像化、たとえば狭帯域撮像 (narrow band imaging (NBI)) 及びフレキシブルイメージングカラーエンハンスメント (FICE) の近年の進化は、高解像度白色光内視鏡によって達成されたもの以上にはポリープ検出率を改善していない。リスクの高い鋸歯状病変は、無茎性または平坦である傾向があり、カラーコントラストが弱いために発見されにくい。色素内視鏡検査は、そのような腫瘍の検出を向上させることができるが、時間がかかり、習得が困難であり、また手順に限られた時間を有する腹腔鏡使用者による臨床実務において受け入れられていない。コントラストの弱いポリープ及び腫瘍検出を支援するために、自動蛍光画像化を具備する内視鏡が開発されてきた。小規模な試験によって、自動蛍光内視鏡がポリープ検出を改善することができることが示されてきたが、その結果は、デュアルビュー能力によってさらに改善されることができ

10

【0036】

画像のオーバーレイ

図2に示しかつ上述したように、CMOSセンサ66の中央部66aは、前側レンズ群62を通して画像をキャプチャし、外側部分66bは、好ましくは非球面である反射器68を通して前方視野から画像を取得する。前方及び後方視野を表す、中央及び外側部分からの出力信号80、82は、その後プロセッサ84によって処理されることができ、プロセッサは、前方及び後方視野を共に同じ画像88で表示するために、ディスプレイ86に信号を送る。ここでは、前方向(F)及び後方(B)視野を、前方視野のための中央領域と、360度全方向後方視野のための外側リングとを有するモニタ(図2)上に同時に表示する。FR画像88は、カラー画像と交互に、同じモニタ84上に表示される。後方視野が大きい範囲では、側方視野の多くをカバーする。前方及び後方群62、64の1以上の対物レンズは、ズームレンズであってもよく、そのため、照明及び画像化のためのプローブの前方向及び後方向視野の倍率及び角度は、所望のように調整されてもよい。照明及び画像化のためのプローブの前方向及び後方向視野の倍率及び角度は、図1及び2の前方向及び/または後方レンズ群62及び64の1以上のレンズ、及び図5A、5Bのレンズ152を動かすことによって、調整されてもよい。

20

【0037】

プローブ10は、単一の独立した画像化プローブまたは内視鏡として用いられることができる一方で、任意の内視鏡用、及び図3Aに図示されるような手術用のチャンネルを有する手術機器とともに用いられるように適合されている。図3Aは、画像化プローブを収納するための通路を有する内視鏡の断面図であり、発明の別の実施形態を図示する。図3Bは、図3Aの内視鏡の遠位端の斜視図である。図3Aに図示されるように、プローブ10は、内視鏡または手術(腹腔鏡またはロボットによる手術)の間に用いられるための、内視鏡または腹腔鏡100の内部機器チャンネル102内を通すことができる。これに代えて、内視鏡または腹腔鏡100の外部機器チャンネル104で運ばれることができる。

30

【0038】

図4Aは、結腸または小腸を検査するために結腸34または小腸内にある図3Aの内視鏡100の遠位端の断面図であり、どのようにして内視鏡が検査に用いられるかを図示する。図4Bは、図4Aの結腸または小腸を検査するために、図3Aの内視鏡を用いて取得された前方及び後方視野の表示を図示する。このように、プローブ10が独立した検査プローブとして用いられる上述のケースと同様の方法で、内視鏡100内で運ばれたプローブ10を用いて、病変、たとえば前方視野内の病変28、及び後方視野内の病変30を検出することができる。病変28の前方視野(画像)28'及び病変30の後方視野(画像)30'は、登録画像としてモニタ86上に表示される。各々の視野の相対的なサイズは、特定の用途向けに調整されることができ

40

【0039】

多光子検鏡法

2及び3光子(多光子)検鏡法については、細胞または組織は、2つ/3つの長波長の

50

ほぼ同時吸収によって励起される。たとえば、2光子検鏡では、2つの光子は、2倍のエネルギーで半分の波長の単一の光子と同じ効果を有する。多光子画像化でより長い波長を用いることによって、焦平面における細胞に対してより少ない損傷で、組織により深く貫入することが可能になる。外生的な蛍光タグ及び先天的な蛍光をターゲットにして、高解像度、高コントラストな組織画像を作り出すことができる。このことは、画像化に対して急速に開発されており、光ファイバ生体顕微鏡が含まれる。このように、前方及び後方視野照明のための適切な波長を選択して、本発明の任意の1以上の実施形態における多光子検鏡法を可能にし得る。

【0040】

応用

10

プローブ10は、親機または接続機器にくりかえし挿脱されて、生検及び手術が内視鏡の同じ(単一の)操作チャンネルを通して行われることを可能にすることができる。これによって、内視鏡の単一のチャンネルが、デュアルビュー画像化のために、及び1つの手順中の生検または摘除の間に共有されることが可能になる。

【0041】

プローブ10は、親機/接続機器(腹腔鏡または内視鏡)を取り外す必要なく、一手順中に容易に取り外されることができ、また必要であれば粘液または細片を洗浄することができる。

【0042】

プローブ10を内視鏡または手術中に用いて、マルチモデル性能によって、結腸のひだの後ろのポリープ、及び小腸のひだの後ろに隠された血管拡張及び腫瘍の検出等、従来の内視鏡または手術中には見られなかった病変の位置を突き止めることができる。

20

【0043】

プローブ10を、ロボットによる胸郭等の体腔手術に用いて、たとえば肺門、または主要な血管、神経、または限定された前方向視の画像化を提供する既存の機器では見ることができなかった体内の重要構造体のデュアルビューマルチモデル画像化を提供することができる。

【0044】

プローブ10を、管腔内内視鏡手術及び自然開口部越経管腔的内視鏡手術(Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery (NOTES))中に用いて、現状では利用可能ではない前方及び後方向全方向視を提供することができる。

30

【0045】

プローブ10を、たとえば骨盤外科手術、関節鏡検査、及び体腔検査中に体の複数の側で用いて、現状では見えないエリアの視界を提供することができる。

【0046】

プローブ10を用いて、機器の体腔内への安全かつ正確な挿入、たとえば胸郭及び肺手術中の二重管式気管内挿入管の位置決めを容易にすることができる。

【0047】

前方向及び後方視野画像化がいくつかの異なる要素を用いる光学設計に代えて、別の実施形態では、前方向及び後方視野画像化の両方で同じ光学要素が用いられ、これは図5A及び5Bに図示される。図5Aは、画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図であり、前方向画像化経路が図示され、前方向及び後方向画像化経路の両方が同じ光学要素を使用して、図1のものとは異なる本発明の別の実施形態を図示している。図5Bは、画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図であり、後方向画像化経路が図示され、前方向及び後方向画像化経路の両方が同じ光学要素を使用して、図5Aの実施形態を図示している。

40

【0048】

図5A、5Bの実施形態では、光学要素150は、電磁放射を伝達する中央部150aと、電磁放射を反射する周縁部150bとで構成される。このように、図5Aに示され

50

るように、中央部 150a は、プローブの前の空間 20 からの電磁放射を、レンズ 152 を通して、センサ 66 (図示せず) に向かって伝達する。図 5B に示されるように、周縁部 150b は、プローブと並行する空間 44 からの電磁放射を、後方及びレンズ 152 を通してセンサ 66 (図示せず) に向かって反射する。図 5A、5B の実施形態は、前方向及び後方視野画像化経路のために、同じ光学要素を用いる点において有利である。上述の相違点を除いて、図 5A、5B の実施形態のプローブは、図 1 及び 2 のものと類似している。

【0049】

図 6A は、検査エリアを照明するための、図 1 の画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図である。図 6A では、アレイ状またはリング状の光ファイバ束 12 及び 14 が、電磁放射を供給するために用いられる。図 6B は、画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図であり、検査エリアの照明を提供するための別の方式を図示する。図 6A のアレイ状またはリング状の光ファイバ束 12 及び 14 を用いる代わりに、LED が中空の導光部 16 または反射器 42 (図示せず) に直接取り付けられるかまたはその付近に置かれて、電磁放射を供給する。本実施形態では、LED によって供給された電磁放射は、導光部 16 によって伝達され、図 1 における光線 18 として現れる。図 6C は、画像化プローブのいくつかの構成要素の部分断面図及び部分斜視図であり、検査エリアの照明を提供するための、さらに別の方式を図示する。本実施形態では、LED によって供給された電磁放射は、導光部 16 をバイパスして、プローブの前の空間 20 を直接照明する。

【0050】

図 5A、5B、6B 及び 6C に図示された実施形態は、本明細書に記載された任意の 1 以上の用途にも散られてもよい。

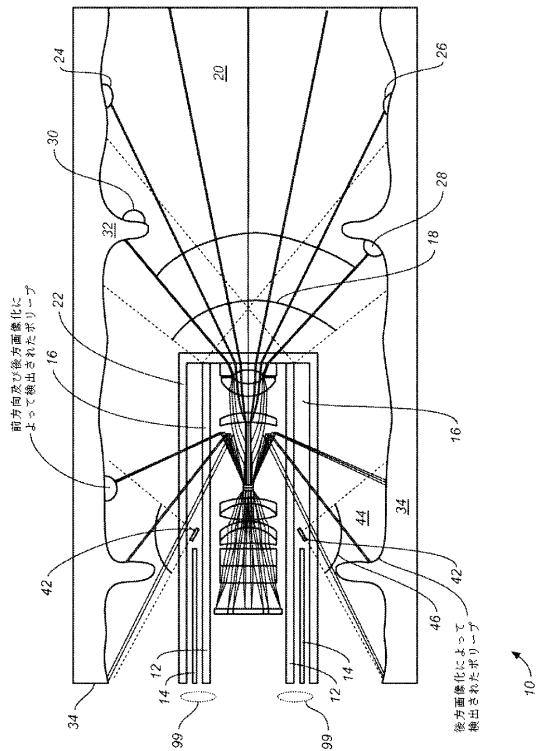
【0051】

さまざまな実施形態を参照して本発明を説明してきたが、添付の特許請求の範囲及びその等価物によってのみ画定される本発明の範囲から逸脱することなく、変更及び改変がなされてもよいことが理解されよう。

10

20

【図 1】



【図 2】

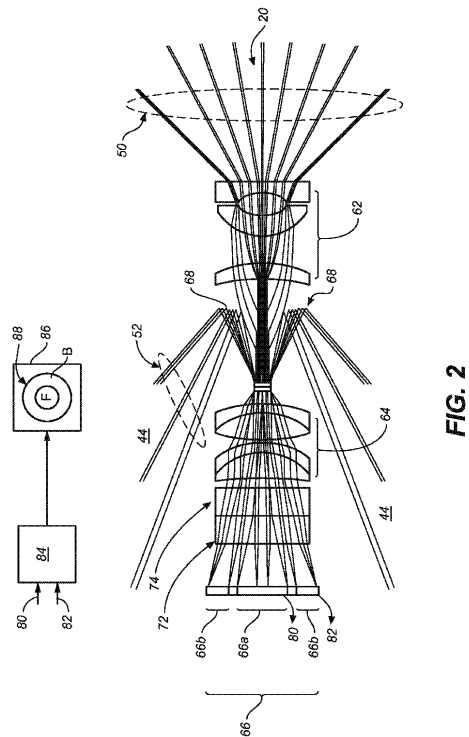
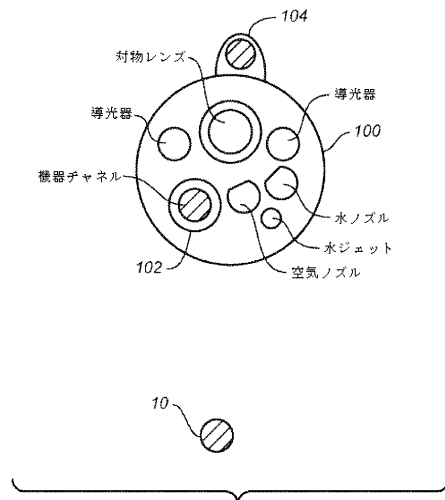


FIG. 2

【図 3 A】



【図 3 B】

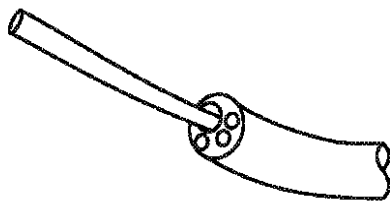
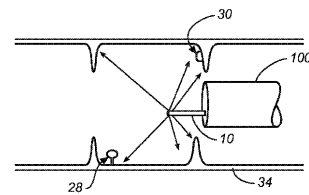


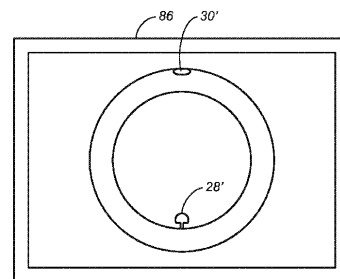
FIG. 3B

【図 4 A】

FIG. 4A

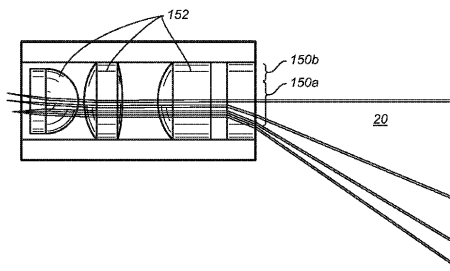


【図 4 B】

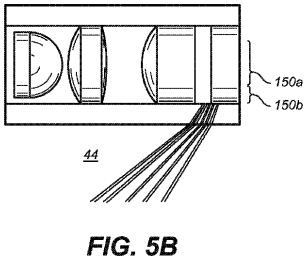


【図 5 A】

FIG. 5A

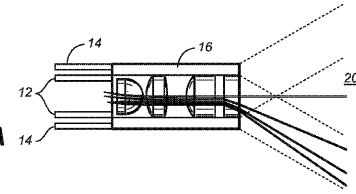


【図 5 B】



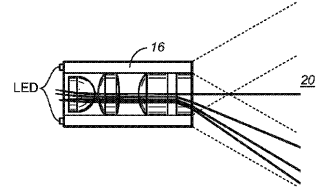
【図 6 A】

FIG. 6A



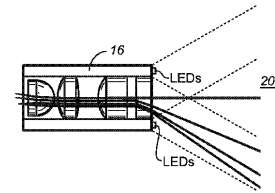
【図 6 B】

FIG. 6B



【図 6 C】

FIG. 6C



フロントページの続き

(74)代理人 100181641

弁理士 石川 大輔

(74)代理人 230113332

弁護士 山本 健策

(72)発明者 リアン, ロングアン

アメリカ合衆国 アリゾナ 85721-0300, ツーソン, ダブリュー. シックスティ
ーエイチ ストリート 220, ピー.オー. ボックス 210300

(72)発明者 バネルジー, バスカル

アメリカ合衆国 アリゾナ 85721-0300, ツーソン, ダブリュー. シックスティ
ーエイチ ストリート 220, ピー.オー. ボックス 210300

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2012-055561(JP, A)

特開2006-235346(JP, A)

特開2012-163619(JP, A)

特開2012-090974(JP, A)

特開2012-090723(JP, A)

国際公開第2006/004083(WO, A1)

国際公開第2013/033811(WO, A1)

国際公開第2010/055800(WO, A1)

特開2011-072552(JP, A)

特許第4509559(JP, B2)

米国特許出願公開第2011/0196200(US, A1)

特開2011-152202(JP, A)

特開2008-257123(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26