

(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2017-527332

(P2017-527332A)

(43) 公表日 平成29年9月21日 (2017.9.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 5	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 3	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 83 頁)

(21) 出願番号	特願2017-502659 (P2017-502659)	(71) 出願人	515308028 エンドチョイス インコーポレイテッド ENDOCHOICE, INC. アメリカ合衆国 ジョージア州 3000 9 アルファレッタ ウィルズ ロード 11810
(86) (22) 出願日	平成27年7月21日 (2015.7.21)	(74) 代理人	100147485 弁理士 杉村 憲司
(85) 翻訳文提出日	平成29年3月10日 (2017.3.10)	(74) 代理人	100132045 弁理士 坪内 伸
(86) 国際出願番号	PCT/US2015/041396	(74) 代理人	100173794 弁理士 色部 暁義
(87) 国際公開番号	W02016/014581	(72) 発明者	ヴィクター レヴィン イスラエル国 35475 ハイファ ヤ イール ステム 29/4
(87) 国際公開日	平成28年1月28日 (2016.1.28)		最終頁に続く
(31) 優先権主張番号	62/027,005		
(32) 優先日	平成26年7月21日 (2014.7.21)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	62/029,764		
(32) 優先日	平成26年7月28日 (2014.7.28)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

(54) 【発明の名称】 多焦点マルチカメラ内視鏡システム

(57) 【要約】

体腔の第1画像を生成する第1光学アセンブリと、体腔の第2画像を生成する第2光学アセンブリと、第1光学アセンブリ及び第2光学アセンブリのそれぞれに関連付けられる少なくとも1つの照明と、第1光学アセンブリにズームさせることで第1画像の代わりに拡大第1画像を生成し、物理的ディスプレイに自動的に第2画像を表示せず拡大第1画像のみを表示させるように構成される、処理システムとを備える先端部分を有する、多焦点マルチカメラ内視鏡を提供する。処理システムは、第2光学アセンブリへの給電を減少させて、第2光学アセンブリに関連付けられる照明の照度を減少させて、又は物理的ディスプレイの電源を切り、暗くし若しくは黒くして、第2画像の表示を停止する。

【選択図】 図1

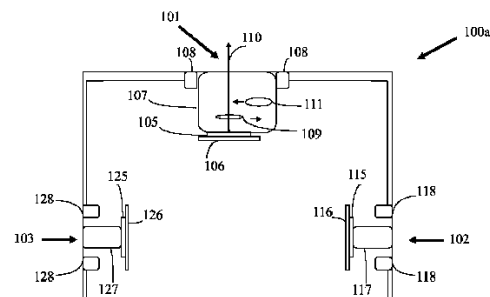


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔の第 1 画像を生成する第 1 光学アセンブリと、
体腔の第 2 画像を生成する第 2 光学アセンブリと、
前記第 1 光学アセンブリ及び前記第 2 光学アセンブリのそれぞれに関連付けられる少なくとも 1 つの照明と、
前記第 1 光学アセンブリにズームさせることで前記第 1 画像の代わりに拡大第 1 画像を生成し、物理的ディスプレイに自動的に前記第 2 画像を表示せず前記拡大第 1 画像のみを表示させるように構成される、処理システムと、を備える内視鏡の先端部分。

【請求項 2】

前記処理システムは前記第 2 光学アセンブリへの給電を減少させて、前記第 2 画像の表示を停止する、請求項 1 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 3】

前記処理システムは、前記第 2 光学アセンブリに関連付けられる前記少なくとも 1 つの照明の照度を減少させて、前記第 2 画像の表示を停止する、請求項 1 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 4】

前記処理システムは、前記物理的ディスプレイの電源を切り、暗くし又は黒くして、前記第 2 画像の表示を停止する、請求項 1 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 5】

前記第 1 光学アセンブリは前方向き光学アセンブリであり、前記第 2 光学アセンブリは第 1 側方向き光学アセンブリである、請求項 1 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 6】

前記先端部分は前記体腔の第 3 画像を生成するとともに前記第 3 画像を対応する第 3 スクリーン上に表示する第 3 光学アセンブリを更に備え、前記第 3 光学アセンブリは第 2 側方向き光学アセンブリである、請求項 5 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 7】

前記第 1 光学アセンブリ及び前記第 2 光学アセンブリの少なくとも 1 つは、第 1 作動距離及び第 2 作動距離で作動するように構成される、請求項 1 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つの光学アセンブリの作動距離が前記第 1 作動距離から前記第 2 作動距離に切り替えられたときに、前記拡大第 1 画像が生成される、請求項 7 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 9】

前記第 1 作動距離は、100x から 6x の間の範囲の倍率を提供する、請求項 8 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 10】

前記第 2 作動距離は、250x から 100x の間の範囲の倍率を提供する、請求項 8 に記載の内視鏡の先端部分。

【請求項 11】

少なくとも 2 つの光学アセンブリと、前記少なくとも 2 つの光学アセンブリのそれぞれに関連付けられる少なくとも 1 つの照明とを備える先端部分を有する内視鏡の使用方法であり、

前記少なくとも 2 つの光学アセンブリのそれぞれから体腔の少なくとも 2 つの画像を生成する生成ステップと、

前記少なくとも 2 つの画像である第 1 画像及び第 2 画像をそれぞれ、第 1 スクリーン及び第 2 スクリーンに表示する表示ステップと、

前記少なくとも 2 つの光学アセンブリの 1 つをズームさせて、前記少なくとも 2 つの画像の前記第 1 画像の代わりに拡大画像を生成し表示するズームステップと、

前記少なくとも 2 つの画像のうちの前記第 2 画像を前記第 2 スクリーンに自動的に表示

10

20

30

40

50

させなくする表示停止ステップと、
を含む、内視鏡の使用方法。

【請求項 1 2】

前記表示停止ステップは、前記少なくとも 2 つの画像のうちの前記第 2 画像を生成する前記光学アセンブリへの給電を減少させることにより行われる、請求項 1 1 に記載の内視鏡の使用方法。

【請求項 1 3】

前記表示停止ステップは、前記少なくとも 2 つの画像のうちの前記第 2 画像を生成する前記光学アセンブリに関連付けられる前記少なくとも 1 つの照明の照度を減少させることによって可能になる、請求項 1 1 に記載の内視鏡の使用方法。

10

【請求項 1 4】

前記表示停止ステップは、前記少なくとも 2 つの画像のうち前記第 2 画像の表示に対応する、前記少なくとも 2 つのスクリーンの 1 つの電源を切る、暗くする又は黒くすることによって可能になる、請求項 1 1 に記載の内視鏡の使用方法。

【請求項 1 5】

前記少なくとも 2 つの光学アセンブリのうち第 1 光学アセンブリは前方向き光学アセンブリであり、前記少なくとも 2 つの光学アセンブリのうち第 2 光学アセンブリは第 1 側方向き光学アセンブリである、請求項 1 1 に記載の内視鏡の使用方法。

【請求項 1 6】

前記体腔の第 3 画像を生成するとともに前記第 3 画像に対応する第 3 スクリーン上に表示する第 3 光学アセンブリを更に備え、前記第 3 光学アセンブリは第 2 側方向き光学アセンブリである、請求項 1 5 に記載の内視鏡の使用方法。

20

【請求項 1 7】

前記少なくとも 2 つの光学アセンブリの少なくとも 1 つは、第 1 作動距離及び第 2 作動距離で作動するように構成される、請求項 1 1 に記載の内視鏡の使用方法。

【請求項 1 8】

前記光学アセンブリの作動距離が前記第 1 作動距離から前記第 2 作動距離に切り替えられたときに、前記拡大画像が生成される、請求項 1 7 に記載の内視鏡の使用方法。

【請求項 1 9】

前記第 1 作動距離は、100x から 6x の間の範囲の倍率を提供する、請求項 1 8 に記載の内視鏡の使用方法。

30

【請求項 2 0】

前記第 2 作動距離は、250x から 100x の間の範囲の倍率を提供する、請求項 1 8 に記載の内視鏡の使用方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

< 関連出願の相互参照 >

本願は、米国特許仮出願第 62/027,005 号 (2014 年 7 月 21 日出願)、発明の名称「Multi-Focal, Multi-Camera Endoscope Systems」と、米国特許仮出願第 62/029,764 号 (2014 年 7 月 28 日出願)、発明の名称「Multi-Focal, Multi-Camera Endoscope Systems」とに依存し、優先権を主張する。これらの仮出願の全内容を参照により本明細書に援用する。

40

【0002】

本明細書は一般に、マルチカメラ内視鏡システムに関するものであり、特に、少なくとも 1 つの多焦点光学アセンブリ及び / 又は少なくとも 1 種類の光調整要素を備える内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0003】

高解像度内視鏡を含むある内視鏡は、内視鏡の先端部にモータ駆動の可動レンズを含む

50

レンズアセンブリを備える。焦点距離を制御しながら、内視鏡を興味対象物（病害、粘膜、ポリープ及び腺腫等）の至近距離に移動させて、興味対象物の拡大画像を取得することができる。

【0004】

マルチカメラ内視鏡システムは、複数のカメラが撮像した複数の画像を同時に表示するように構成される複数のスクリーンディスプレイを備えることができる。マルチスクリーンディスプレイは、内視鏡手技中に、興味対象物の特定、検査及び処理を簡便に可能とする、拡大された330°の視野をオペレータに提供する。米国特許出願第14/263,896号（2014年4月28日出願）、発明の名称「Video Processing In a Compact Multi-Viewing Element Endoscope System」の全内容を参照により本明細書に援用する。また、米国特許出願第14/273,923号（2014年5月9日出願）、発明の名称「Operational Interface In A Multi-Viewing Elements Endoscope」の全内容も参照により本明細書に援用する。さらに、本明細書は米国特許出願第13/882,004号（2013年4月26日出願）、発明の名称「Optical Systems for Multi-Sensor Endoscopes」に関連し、当該出願と当該出願の優先権主張の基礎とされる出願との全内容を参照により本明細書に援用する。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、ある対象物の画像にズームインして所定の割合（例えば約30%超とすることができる）だけ拡大しながら、他の対象物を低倍率でマルチスクリーンディスプレイに表示することは、オペレータにとって、視線方向を見失うおそれ、眼精疲労のおそれ及び一般に不快に感じるおそれがある。

20

【0006】

さらに、それぞれモータ駆動の可動レンズを備える1つ以上のレンズアセンブリを内蔵するためには大きな空間が必要となるが、マルチカメラ内視鏡の先端部分の空間は極めて限られたリソースである。

【0007】

したがって、内視鏡先端部の限られた容積内に十分に適合するほど小さくコンパクトでありながら、内視鏡手技に使用している間、興味対象物を快く特定し拡大することができる、多焦点マルチカメラ内視鏡システムを提供することが非常に有益である。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

いくつかの実施形態では、本明細書は、体腔の第1画像を生成する第1光学アセンブリと、体腔の第2画像を生成する第2光学アセンブリと、前記第1光学アセンブリ及び前記第2光学アセンブリのそれぞれに関連付けられる少なくとも1つの照明と、前記第1光学アセンブリにズームさせることで前記第1画像の代わりに拡大第1画像を生成し、物理的ディスプレイに自動的に前記第2画像を表示せず前記拡大第1画像のみを表示させるように構成される、処理システムと、を備える内視鏡の先端部分を開示する。

【0009】

任意に、先端部分は、内視鏡システムの部品であり、それぞれ第1画像及び第2画像を表示する少なくとも2つのスクリーンを更に備える。

40

【0010】

いくつかの実施形態では、少なくとも1つの照明は、関連光学アセンブリの視野の主要な照明となるように、十分に近接している。

【0011】

任意に、第1画像を第2画像と重複させることができる。更に任意に、第1画像は第2画像と重複しなくてもよい。任意に、「重複させる」とは、同一の物理的実体の眺めを撮像することと定義することができる。

【0012】

任意に、前記処理システムは前記第2光学アセンブリへの給電を減少させて、前記第2

50

画像の表示を停止する。

【0013】

任意に、処理システムは、前記第2光学アセンブリに関連付けられる前記少なくとも1つの照明の照度を減少させて、前記第2画像の表示を停止する。

【0014】

任意に、前記処理システムは、前記物理的ディスプレイの電源を切り、暗くし又は黒くして、前記第2画像の表示を停止する。

【0015】

いくつかの実施形態では、前記第1光学アセンブリを前方向き光学アセンブリとすることができ、前記第2光学アセンブリを第1側方向き光学アセンブリとすることができる。

10

【0016】

任意に、前記先端部分は前記体腔の第3画像を生成するとともに前記第3画像を対応する第3スクリーン上に表示する第3光学アセンブリを更に備え、前記第3光学アセンブリは第2側方向き光学アセンブリである。

【0017】

任意に、前記第1光学アセンブリ及び前記第2光学アセンブリの少なくとも1つは、第1作動距離及び第2作動距離で作動するように構成される。更に任意に、前記少なくとも1つの光学アセンブリの作動距離が前記第1作動距離から前記第2作動距離に切り替えられたときに、前記拡大第1画像が生成される。さらに任意に、前記第1作動距離は、100xから6xの間の範囲の倍率を提供する。さらに任意に、前記第2作動距離は、250xから100xの間の範囲の倍率を提供する。

20

【0018】

いくつかの実施形態では、本明細書は、少なくとも2つの光学アセンブリと、前記少なくとも2つの光学アセンブリのそれぞれと関連付けられる少なくとも1つの照明とを備える先端部分を有する内視鏡の使用法であり、前記少なくとも2つの光学アセンブリのそれぞれから体腔の少なくとも2つの画像を生成する生成ステップと、前記少なくとも2つの画像である第1画像及び第2画像をそれぞれ、第1スクリーン及び第2スクリーンに表示する表示ステップと、前記少なくとも2つの光学アセンブリの1つをズームさせて、前記少なくとも2つの画像の前記第1画像の代わりに拡大画像を生成し表示するズームステップと、前記少なくとも2つの画像のうちの前記第2画像を前記第2スクリーンに自動的に表示させなくする表示停止ステップと、を含む、内視鏡の使用法を開示する。

30

【0019】

任意に、表示停止ステップは、前記少なくとも2つの画像のうちの前記第2画像を生成する光学アセンブリへの給電を減少させることにより行われる。

【0020】

任意に、表示停止ステップは、前記少なくとも2つの画像のうちの前記第2画像を生成する前記光学アセンブリに関連付けられる前記少なくとも1つの照明の照度を減少させることによって可能になる。

【0021】

任意に、前記表示停止ステップは、前記少なくとも2つの画像のうちの前記第2画像の表示に対応する、前記少なくとも2つのスクリーンの1つの電源を切る、暗くする又は黒くすることによって可能になる。

40

【0022】

任意に、前記少なくとも2つの光学アセンブリのうち第1光学アセンブリは前方向き光学アセンブリであり、前記少なくとも2つの光学アセンブリのうち第2光学アセンブリは第1側方向き光学アセンブリである。

【0023】

いくつかの実施形態では、内視鏡は、前記体腔の第3画像を生成するとともに前記第3画像を対応する第3スクリーン上に表示する第3光学アセンブリを更に備えることができ、第3光学アセンブリは第2側方向き光学アセンブリである。

50

【 0 0 2 4 】

任意に、前記少なくとも2つの光学アセンブリの少なくとも1つは、第1作動距離及び第2作動距離で作動するように構成される。さらに任意に、前記光学アセンブリの作動距離が前記第1作動距離から前記第2作動距離に切り替えられたときに、前記拡大画像が生成される。更に任意に、前記第1作動距離は、100xから6xの間の範囲の倍率を提供する。更に任意に、第2作動距離は、250xから100xの間の範囲の倍率を提供する。

【 0 0 2 5 】

いくつかの実施形態では、本明細書は、先端部を有する内視鏡システムであり、先端部は、第1作動距離において体腔の第1画像を生成するとともに、第2作動距離において第2画像を生成し、前方撮像センサに装着される第1レンズアセンブリを備える前方向き光学アセンブリであり、前方レンズアセンブリは前記第1作動距離に関連付けられた第1レンズ及び前記第2作動距離に関連付けられた第2レンズを備える、前方向き光学アセンブリと、前記体腔の少なくとも1つの側方画像を生成する少なくとも1つの側方向き光学アセンブリと、前記前方向き光学アセンブリ及び前記少なくとも1つの側方向き光学アセンブリのそれぞれに関連付けられる少なくとも1つの照明と、前記前方向き光学アセンブリ内に配置される少なくとも1つの作動素子と、前記少なくとも1つの作動素子が、前記第1レンズを、前記前方撮像センサから前記体腔内の興味対象物まで視線を接続する光路の外に移動させるとともに、前記第2レンズを、前記光路に移動させて前記第2画像を生成させることができるように構成される、処理システムと、を備える、内視鏡システムを開示する。

10

20

【 0 0 2 6 】

任意に、前記第1作動距離において生成された前記第1画像の倍率は、100x～6xの範囲である。任意に、前記第2作動距離において生成された前記第2画像の倍率は、250x～100xの範囲である。

【 0 0 2 7 】

任意に、前記少なくとも1つの作動素子は、少なくとも1つの圧縮空気機関を備える。任意に、前記少なくとも1つの作動素子は、圧電素子、電気エンジン、ソレノイド、ニチノールエンジン、圧縮空気機関又はこれらの組み合わせを備える。

30

【 0 0 2 8 】

任意に、前記内視鏡システムは、前方スクリーン及び少なくとも1つの側方スクリーンを備え、前記前方スクリーンは、前記第1画像又は前記第2画像を表示するように構成され、前記少なくとも1つの側方スクリーンは、前記少なくとも1つの側方画像を表示するように構成される。

【 0 0 2 9 】

いくつかの実施形態では、前記第2レンズを前記光路に移動させるときに、前記処理システムは、前記少なくとも1つの側方画像の表示を自動的に停止するように更に構成され得る。

【 0 0 3 0 】

任意に、前記処理システムは、前記少なくとも1つの側方向き光学アセンブリへの給電を断ち又は減少させることによって、前記少なくとも1つの側方画像の表示を停止する。

40

【 0 0 3 1 】

任意に、前記処理システムは、前記少なくとも1つの側方向き光学アセンブリと関連付けられる前記少なくとも1つの照明の電源をオフにし又は照度を減少させることによって、前記少なくとも1つの側方画像の表示を停止する。

【 0 0 3 2 】

任意に、前記処理システムは、前記少なくとも1つの側方スクリーンの電源をオフにし、暗くし又は黒くすることによって、前記少なくとも1つの側方画像の表示を停止する。

【 0 0 3 3 】

いくつかの実施形態では、本明細書は、内視鏡の先端部分であり、前記先端部分は、体

50

腔の前方画像を生成する前方向き光学アセンブリと、第 1 作動距離において前記体腔の第 1 画像を生成するとともに、第 2 作動距離において第 2 画像を生成し、第 1 側方撮像センサに装着される第 1 側方レンズアセンブリを備え、前記第 1 側方撮像センサに装着されるとともに、前記第 1 作動距離に関連付けられた第 1 レンズ及び前記第 2 作動距離に関連付けられた第 2 レンズを備える、第 1 側方レンズアセンブリを含む、第 1 側方向き光学アセンブリと、前記前方向き光学アセンブリ及び前記第 1 側方向き光学アセンブリのそれぞれに関連付けられる 1 つ以上の照明と、前記第 1 側方レンズアセンブリ内に配置される 1 つ以上の作動素子と、前記 1 つ以上の作動素子が、前記第 1 レンズを、前記第 1 側方撮像センサから前記体腔内の興味対象物まで視線を接続する光路の外に移動させるとともに、前記第 2 レンズを、前記光路に移動させて前記第 2 画像を生成させることができるように構成される、プロセッサと、を備える、内視鏡の先端部分を開示する。

10

【 0 0 3 4 】

任意に、前記第 1 作動距離において生成される前記第 1 画像の倍率は、 $100\times\sim6\times$ に及ぶ。更に任意に、前記第 2 作動距離において生成される前記第 2 画像の倍率は、 $250\times\sim100\times$ に及ぶ。

【 0 0 3 5 】

任意に、前記 1 つ以上の作動素子は、少なくとも 1 つの圧縮空気機関を備える。更に任意に、前記 1 つ以上の作動素子は、圧電素子、電気エンジン、ソレノイド、ニチノールエンジン、少なくとも 1 つの圧縮空気機関のいずれか 1 つまたは又はこれらの組み合わせを備えることができる。

20

【 0 0 3 6 】

任意に、前記プロセッサは、前記前方画像を前方スクリーン上に表示するとともに、前記第 1 又は第 2 画像を第 1 側方スクリーン上に表示するように構成される。

【 0 0 3 7 】

いくつかの実施形態では、前記第 2 レンズを前記光路に移動させるときに、前記プロセッサは、前記前方画像の表示を自動的に停止するように更に構成され得る。

【 0 0 3 8 】

任意に、前記プロセッサは、前記前方向き光学アセンブリの電源をオフにし又は給電を減少させることによって、前記前方画像の表示を停止するように構成される。

【 0 0 3 9 】

任意に、前記プロセッサは、前記前方向き光学アセンブリと関連付けられる前記 1 つ以上の照明の電源をオフにし又は照度を減少させることによって、前記前方画像の表示を停止するように構成される。任意に、前記プロセッサは、前記前方スクリーンの電源をオフにし、暗くし又は黒くすることによって、前記前方画像の表示を停止するように構成される。

30

【 0 0 4 0 】

いくつかの実施形態では、本明細書は、内視鏡の先端部分であり、前記先端部分は、第 1 作動距離において体腔の第 1 画像を生成するとともに、第 2 作動距離において第 2 画像を生成する前方向き光学アセンブリと、前記体腔の少なくとも 1 つの側方画像を生成する少なくとも 1 つの側方向き光学アセンブリと、前記前方向き光学アセンブリ及び前記少なくとも 1 つの側方向き光学アセンブリのそれぞれに関連付けられる 1 つ以上の照明と、前記先端部分の先端側端部に伸縮自在に配置される 1 つ以上のスぺーサと、前記 1 つ以上のスぺーサが、伸長位置に展開されて、前記前方向き光学アセンブリと前記体腔の壁との間の距離を維持するとともに、前記先端部分の前記先端側端部内に再び格納されることができるよう構成される、処理システムと、を備える、内視鏡の先端部分を開示する。

40

【 0 0 4 1 】

任意に、前記距離は前記第 2 作動距離に概ね合致する。

【 0 0 4 2 】

任意に、前記 1 つ以上のスぺーサの突出長さはそれぞれ 1.5 ミリメートルから 7 ミリメートルまでの範囲である。

50

【 0 0 4 3 】

任意に、前記スペーサのいずれか 2 つの間の距離が 8 ミリメートルから 1 0 ミリメートルの範囲であるように、1 つ以上のスペーサを位置付ける。

【 0 0 4 4 】

任意に、前記第 1 作動距離において生成される前記第 1 画像の倍率は、 $100\times\sim6\times$ の範囲であり、前記第 2 作動距離において生成される前記第 2 画像の倍率は、 $250\times\sim100\times$ の範囲である。

【 0 0 4 5 】

いくつかの実施形態では、本明細書は、内視鏡の先端部分であり、前記先端部分は、前方画像を生成する前方向き光学アセンブリと、第 1 作動距離において第 1 画像を生成するとともに、第 2 作動距離において第 2 画像を生成する第 1 側方向き光学アセンブリと、前記前方向き光学アセンブリ及び側方向き光学アセンブリのそれぞれに関連付けられる 1 つ以上の照明と、前記先端部分の先端側端部に伸縮自在に装着されるとともに前記第 1 側方向き光学アセンブリに関連付けられる、3 つ以上のスペーサと、前記 3 つ以上のスペーサが、伸長位置に展開されて、前記第 2 画像を生成して前記 3 つ以上のスペーサを前記先端部分の前記先端側端部内に再び格納するために、前記第 1 側方向き光学アセンブリと体腔の壁との間の距離を維持することができるように構成される、プロセッサと、を備える、内視鏡の先端部分を開示する。

10

【 0 0 4 6 】

任意に、前記距離は前記第 2 作動距離に概ね合致する。

20

【 0 0 4 7 】

任意に、前記 3 つ以上のスペーサの半径方向突出高さは、1 . 5 ミリメートル～7 ミリメートルの範囲である。

【 0 0 4 8 】

任意に、前記スペーサの連続するいずれか 2 つの間の距離が 8 ミリメートルから 1 0 ミリメートルの範囲であるように、3 つ以上のスペーサを位置付ける。

【 0 0 4 9 】

任意に、前記第 1 作動距離において生成される前記第 1 画像の倍率は、 $100\times\sim6\times$ の範囲であり、前記第 2 作動距離において生成される前記第 2 画像の倍率は、 $250\times\sim100\times$ の範囲である。

30

【 0 0 5 0 】

いくつかの実施形態では、本明細書は、内視鏡の先端部分であり、前記先端部分は、第 1 作動距離において体腔の第 1 画像を生成するとともに、前記第 1 作動距離よりも短い第 2 作動距離において第 2 画像を生成する少なくとも 1 つの光学アセンブリと、前記少なくとも 1 つの光学アセンブリに関連付けられるとともに、前記第 1 作動距離に関連付けられる第 1 照射モード及び前記第 2 作動距離に関連付けられる第 2 照射モードを提供するように構成される 1 つ以上の照明と、第 1 光調整要素及び第 2 光調整要素であり、前記光学アセンブリ及び前記 1 つ以上の照明が前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素の間に存在するように、前記少なくとも 1 つの光学アセンブリのいずれか側に伸縮自在に配置される第 1 光調整要素及び第 2 光調整要素と、前記 1 つ以上の照明に装着されるとともに、前記第 1 照射モードの間は光を通過させ、前記第 2 照射モードの間は光を拡散させる、第 3 光調整要素及び第 4 光調整要素と、(1) 前記少なくとも 1 つの光学アセンブリが前記第 2 作動距離において前記第 2 画像を生成するように構成されている場合に、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素を展開でき、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素の展開により、前記第 1 照射モードを前記第 2 照射モードに変えさせること、(2) 前記少なくとも 1 つの光学アセンブリが前記第 2 作動距離において前記第 2 画像を生成するように構成されている場合に、前記第 3 及び第 4 光調整要素が光を拡散できること、のいずれか 1 つ又は両方を実施するように構成される、プロセッサと、を備える、内視鏡の先端部分を開示する。

40

【 0 0 5 1 】

50

任意に、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素は、ランバート反射の表面を有する。

【0052】

任意に、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素は、展開用に膨張するバルーンである。

【0053】

任意に、前記第 3 光調整要素及び前記第 4 光調整要素は、液晶透過型スクリーンである。

【0054】

任意に、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素の展開時の寸法は、前記第 2 作動距離に概ね合致する。

【0055】

任意に、前記第 1 作動距離において生成される前記第 1 画像の倍率は、 $100 \times \sim 6 \times$ の範囲である。更に任意に、前記第 2 作動距離において生成される前記第 2 画像の倍率は、 $250 \times \sim 100 \times$ の範囲である。

【0056】

任意に、前記第 1 照射モードは、前記 1 つ以上の照明の照射範囲が $150^\circ \sim 170^\circ$ であり、照射光が前記体腔内の異常に直接当たることを特徴とする。任意に、前記第 2 照射モードは、前記 1 つ以上の照明の照射範囲が $140^\circ \sim 180^\circ$ であり、照明の斜光線が前記体腔内の異常に当たることを特徴とする。

【0057】

任意に、前記第 1 作動距離は 4 ミリメートルから 100 ミリメートルまでの範囲であり、前記第 2 作動距離は 1 ミリメートルから 4 ミリメートルまでの範囲である。

【0058】

いくつかの実施形態では、本明細書は、少なくとも 1 つの光学アセンブリと、少なくとも 1 つの関連照明と、第 1、第 2、第 3 及び第 4 の光調整要素とを有する内視鏡の先端部分の使用法であり、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素は、前記光学アセンブリ及び前記 1 つ以上の照明が前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素の間に存在するように、前記少なくとも 1 つの光学アセンブリのいずれか側に伸縮自在に配置され、前記第 3 光調整要素及び第 4 光調整要素が、前記 1 つ以上の照明に装着され、前記使用法は、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素が格納構成であり、前記第 3 光調整要素及び前記第 4 光調整要素が第 1 照射モードであり前記 1 つ以上の照明からの光を通過させる間に、前記少なくとも 1 つの光学アセンブリを使用して、体腔の第 1 作動距離における第 1 画像を生成するステップと、前記少なくとも 1 つの光学アセンブリを使用して、第 2 作動距離における第 2 画像を生成するステップと、(1) 前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素を展開することによって、前記 1 つ以上の照明の前記第 1 照射モードを前記第 2 照射モードに変えること、(2) 前記第 3 及び第 4 光調整要素が光を拡散できることによって、前記 1 つ以上の照明の前記第 1 照射モードを前記第 2 照射モードに変えること、のいずれか 1 つ又は両方を実施するステップと、を含む内視鏡の先端部分の使用法を開示する。

【0059】

任意に、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素は、ランバート反射の表面を有する。任意に、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素は、展開用に膨張するバルーンである。

【0060】

任意に、前記第 3 光調整要素及び前記第 4 光調整要素は、液晶透過型スクリーンである。

【0061】

任意に、前記第 1 光調整要素及び前記第 2 光調整要素の展開時の寸法は、前記第 2 作動距離に概ね合致する。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

任意に、前記第 1 作動距離において生成される前記第 1 画像の倍率は、 $100\times\sim 6\times$ の範囲である。任意に、前記第 2 作動距離において生成される前記第 2 画像の倍率は、 $250\times\sim 100\times$ の範囲である。

【 0 0 6 3 】

任意に、前記第 1 照射モードは、前記 1 つ以上の照明の照射範囲が $150^{\circ}\sim 170^{\circ}$ であり、照射光が前記体腔内の異常に直接当たることを特徴とする。

【 0 0 6 4 】

任意に、前記第 2 照射モードは、前記 1 つ以上の照明の照射範囲が $140^{\circ}\sim 180^{\circ}$ であり、照明の斜光線が前記体腔内の異常に当たることを特徴とする。

10

【 0 0 6 5 】

任意に、前記第 1 作動距離は 4 ミリメートルから 100 ミリメートルまでの範囲であり、前記第 2 作動距離は 1 ミリメートルから 4 ミリメートルまでの範囲である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 6 】

【図 1】ある実施形態に従い、多焦点前方向き光学アセンブリを有する、マルチカメラ内視鏡の先端部分の断面図である。

【図 2】ある実施形態に従い、多焦点前方向き複合光学アセンブリを有する、マルチカメラ内視鏡の先端部分の断面図である。

【図 3 A】3 つのスクリーンを備え、マルチカメラ内視鏡の先端部分が取得した画像及び / 又はビデオを表示する、マルチカメラディスプレイシステムを示す図である。

20

【図 3 B】前方ビュースクリーンが多焦点前方向き光学アセンブリによって特定された異常の拡大画像を表示している、図 3 A のマルチカメラディスプレイシステムを示す図である。

【図 3 C】第 1 及び第 2 側方ビュースクリーンの表示が無効になり又は暗くなっている、図 3 B のマルチカメラディスプレイシステムを示す図である。

【図 4】複数の距離決定部材が展開構成である、図 1 A , 1 B の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 5】多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分の多焦点前方向き光学アセンブリを用いて、体腔（大腸等）内の領域又は興味対象物の拡大された眺めを取得する方法の例示的な複数ステップを示すフローチャートである。

30

【図 6 A】ある実施形態に従い、多焦点第 1 側方向き光学アセンブリを有する、マルチカメラ内視鏡の先端部分の断面図である。

【図 6 B】ある実施形態に従い、多焦点第 1 側方向き複合光学アセンブリを有する、マルチカメラ内視鏡の先端部分の断面図である。

【図 7 A】3 つのスクリーンを備え、マルチカメラ内視鏡の先端部分が取得した画像及び / 又はビデオを表示する、マルチカメラディスプレイシステムを示す図である。

【図 7 B】第 1 側方ビュースクリーンが多焦点第 1 側方向き光学アセンブリによって特定された異常の拡大画像を表示している、図 7 A のマルチカメラディスプレイシステムを示す図である。

40

【図 7 C】前方及び第 2 側方ビュースクリーンの表示が無効になり又は暗くなっている、図 7 B のマルチカメラディスプレイシステムを示す図である。

【図 8 A】体腔内に存在し、興味対象物からある距離だけ離れ、当該距離は、興味対象物の拡大画像を取得するために使用される多焦点側方向き光学アセンブリの作動距離とは合致していない、多焦点側方向き光学アセンブリを示す図である。

【図 8 B】膨張した体腔内に存在し、興味対象物から多焦点光学アセンブリの距離が、多焦点側方向き光学アセンブリの作動距離と概ね合致している、図 8 A の多焦点側方向き光学アセンブリを示す図である。

【図 8 C】第 1 及び第 2 距離決定部材を展開して、多焦点側方向き光学アセンブリの興味対象物からの距離を、多焦点側方向き光学アセンブリの作動距離と概ね合致させた、図 8

50

A の多焦点側方向き光学アセンブリを示す図である。

【図 9】多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分の多焦点側方向き光学アセンブリを用いて、体腔（大腸等）内の領域又は興味対象物の拡大された眺めを取得する方法の例示的な複数ステップを示すフローチャートである。

【図 10 A】第 1 作動距離で体腔内の異常を照射する内視鏡先端部分を示す図である。

【図 10 B】第 2 作動距離に存在するが異常を照射できていない、図 10 A の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 A】多焦点光学アセンブリが第 1 動作モードであり、第 1 種類の光調整要素が格納され第 1 照射モードである、ある実施形態の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 B】多焦点光学アセンブリが第 2 動作モードであり、第 1 種類の光調整要素が展開され第 2 照射モードである、図 11 A の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 C】多焦点光学アセンブリが第 1 動作モードであり、第 1 及び第 2 種類の光調整要素が第 1 照射モードである、内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 D】多焦点光学アセンブリが第 2 動作モードであり、第 1 及び第 2 種類の光調整要素のうち少なくとも 1 つが第 2 照射モードである、図 11 C の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 E】多焦点光学アセンブリが第 1 動作モードであり、第 1 種類の光調整要素が格納され第 1 照射モードである、別の実施形態の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 F】多焦点光学アセンブリが第 2 動作モードであり、第 1 種類の光調整要素が展開され第 2 照射モードである、図 11 E の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 G】多焦点光学アセンブリが第 1 動作モードであり、第 1 及び第 2 種類の光調整要素が第 1 照射モードである、内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 H】複合多焦点光学アセンブリが第 1 動作モードであり、第 1 種類の光調整要素が格納され第 1 照射モードである、ある実施形態の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 I】複合多焦点光学アセンブリが第 2 動作モードであり、第 1 種類の光調整要素が展開され第 2 照射モードである、図 11 H の内視鏡先端部分を示す図である。

【図 11 J】多焦点複合光学アセンブリが第 1 動作モードであり、第 1 及び第 2 種類の光調整要素が第 1 照射モードである、内視鏡先端部分を示す図である。

【図 12】第 1 及び第 2 種類の光調整要素のうち少なくとも 1 つを備える、多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分を用いて、体腔（大腸等）内の領域又は興味対象物の拡大された眺めを取得する方法の例示的な複数ステップを示すフローチャートである。

【図 13 A】電界が光ディフューザに印加されていないときの、光ディフューザにおける相対照度の放射角度に対する変化を示す図である。

【図 13 B】電界が光ディフューザに印加されているときの、光ディフューザにおける相対照度の放射角度に対する変化を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0067】

本発明の上述した実施形態及び他の実施形態を、図面及び下記の詳細な説明で更に深く説明するものとする。

【0068】

添付の図面に関連して考慮するときに、以下の詳細な説明を参照することでより良く理解しながら、本発明のこれらの構成、他の構成及び利点を更に認識するであろう。

【0069】

本明細書は、複数の実施形態に向けたものである。以下の開示を、当業者が本発明を実施できるようにするために提供する。この明細書で使用される文言は、任意の具体的な実施形態の一般的な否定として解釈されるべきではなく、当該専門用語を用いて、特許請求の範囲で使用される用語の意味を超えて特許請求の範囲を限定するべきでない。本明細書で特徴付ける一般的な原理を本明細書の精神及び範囲から離れることなく、他の実施形態及び応用に適用することができる。また、専門用語及び表現は、例示的な実施形態を説明するために使用され、限定するものと見なすべきではない。したがって、本明細書は、開

10

20

30

40

50

示された原理及び構成と調和する多数の代替手段、変更、及び均等物を包含する最も広い範囲と合致する。明瞭さのため、本発明に関連する技術分野で知られる技術項目に関する詳細を、本発明をいたずらに不明瞭としないように、詳細には説明しない。

【0070】

本願の明細書及び特許請求の範囲において、単語「備える」、「含む」及び「有する」のそれぞれ、並びにこれらの形態は、必ずしも当該用語に関連付けることができるリストの要素に限定するとは限らない。

【0071】

本発明の態様及び実施形態に従って、多焦点（例えば2焦点）マルチカメラ内視鏡システムを開示する。いくつかの実施形態によれば、内視鏡システムは、少なくとも1つの撮像センサと少なくとも1つのレンズアセンブリとを備える、少なくとも1つの多焦点光学アセンブリを含む。レンズアセンブリは、内視鏡システムと関連付けられるプロセッサによって起動された場合に第1作動距離から第2作動距離に変わり、それによって興味対象物に対する倍率を上げるように構成される、光学素子を更に備える。

10

【0072】

いくつかの実施形態によれば、少なくともレンズアセンブリは、本明細書で使用されるように、「カメラ」又は「ビュー素子」の部品である。いくつかの実施形態では、用語「カメラ」を使用して、レンズアセンブリ及びレンズアセンブリに関連する撮像センサを説明する。関連撮像センサを備える「カメラ」又は「ビュー素子」と関連回路基板とは、「光学アセンブリ」を構成する。さらに、光学アセンブリは一般に、視野を照射する少なくとも1つの照明と関連付けられる。したがって、多焦点光学アセンブリは、関連センサを有する多焦点ビュー素子と関連回路基板とを含み、様々な他の実施形態において少なくとも1つの照明と関連付けられる。様々な実施形態において、多焦点光学アセンブリは、第1照射モード又は第2照射モードで動作するように構成された、第1種類及び第2種類の光調整要素の少なくとも一方とも関連付けられる。本明細書を通して、用語「カメラ」及び「ビュー素子」を区別しないで使用する。

20

【0073】

いくつかの実施形態では、ローカルメモリ又はリモートメモリ及び当業者が既知の他の電子部品とともに動作するプロセッサを備える処理システムを用いる。

【0074】

いくつかの実施形態では、本発明の一部を、例えば汎用又は特別注文のコンピュータの部品である、データ処理装置が実行する複数のソフトウェア命令として実装することができる。いくつかの実施形態では、データ処理装置又はコンピュータは、命令及び/若しくはデータを記憶するための揮発性メモリを備え、並びに/又は、命令及び/若しくはデータを記憶するための不揮発性ストレージ（例えば磁気ハードディスク及び/又はリムーバブルメディア）を備える。いくつかの実施形態では、実装にはネットワーク接続が含まれる。いくつかの実施形態では、実装には、（例えば、コマンド及び/又はパラメータの入力を可能とする）1つ以上の入力デバイス、並びに（例えば、動作のパラメータ及び結果の報告を可能とする）出力デバイスを一般に備える、ユーザインタフェースが含まれる。

30

【0075】

マルチカメラ内視鏡システムは、複数の光学アセンブリが撮像した複数の画像を同時に表示するように構成されるマルチディスプレイも備える。しかしながら、ある対象物の画像にズームインして所定の割合（例えば約30%超とすることができる）だけ拡大しながら、他の画像を低倍率でかかるマルチ画像ディスプレイに表示することはオペレータにとって視線方向を見失うおそれ、一般に眼精疲労のおそれ及び違和感を感じるおそれがある。したがって、本明細書の態様及び実施形態によれば、オペレータが着目した1つの（多焦点光学アセンブリである）光学アセンブリから取得する拡大画像のみに焦点を合わせることを可能とするように、プロセッサを構成する。この焦点合わせは、他の光学アセンブリ、関連照明及び/若しくは他の光学アセンブリから取得した画像表示、又はこれらの組み合わせを無効にすることによって行う。

40

50

【0076】

ゆえに、オペレータが着目した多焦点光学アセンブリから取得する拡大画像のみに焦点を合わせることが可能とするために、プロセッサは、以下の働きのいずれか1つ又はこれらの組み合わせができるように構成される。この働きとは、a)より低い倍率の画像を撮像する他の光学アセンブリのスイッチを切る一方、他の光学アセンブリと関連付けられた1つ以上の照明のスイッチを入れたままとし、より低い倍率の画像を表示するスクリーンのスイッチも入れたままとする、b)他の光学アセンブリと関連付けられた1つ以上の照明のスイッチを切る一方、他の光学アセンブリは撮像しライブ画像及び/若しくはビデオを生成し続け、より低い倍率の画像を表示するスクリーンのスイッチも入れたままとする、並びに/又はc)より低い倍率の画像を表示するスクリーンのスイッチを切る、暗くする若しくは黒くする一方、他の光学アセンブリは撮像しライブ画像及び/若しくはビデオを生成し続け、他の光学アセンブリと関連付けられた1つ以上の照明のスイッチを入れたままとする、ことである。

10

【0077】

これから、ある実施形態に従う多焦点カルチカメラ内視鏡の先端部の断面図を表す図1を参照する。内視鏡先端部100aは、内視鏡(例えば大腸内視鏡)の先端側端部に位置付けられた多焦点前方向き光学アセンブリ101を備える。前方向き光学アセンブリ101は一般に、170度の広い視野角を持つ。内視鏡先端部100aは、第1側方向き光学アセンブリ102と第2側方向き光学アセンブリ103とを備える。2つの側方向き光学アセンブリ102、103及び多焦点前方向き光学アセンブリ101は、約330度の拡大された視野を提供するように構成される。様々な実施形態において、第1側方向き光学アセンブリ102と第2側方向き光学アセンブリ103とは、これらの光軸が内視鏡先端側端部から6mm~10mmの範囲の距離に存在するように位置付けられる。様々な実施形態において、前方向き光学アセンブリ101、第1側方向き光学アセンブリ102及び第2側方向き光学アセンブリ103はそれぞれ、150°~170°の範囲の視野角(FOV)を有する。

20

【0078】

多焦点前方向き光学アセンブリ101が、前方の視野において見える興味対象物(ポリープ等)を検出することができる一方、側方向き光学アセンブリ102及び103は、前方向き光学アセンブリ101から隠れることがある(例えば大腸のひだの内側に存在する)興味対象物を更に検出することができる。いくつかの実施形態によれば、前方向き光学アセンブリ101の焦点距離は約1.1mmであるのに対し、第1及び第2側方向き光学アセンブリ102、103の焦点距離は約1.0mmである。

30

【0079】

多焦点前方向き光学アセンブリ101は、前方向き撮像センサ105(電荷結合素子(CCD)撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体(CMOS)撮像センサ等)を有する前方向きビュー素子又はカメラを備える。前方向き撮像センサ105は、その最上部に取り付けられて、画像を受け取るために必要な光学系を提供する、レンズアセンブリ107を有する。レンズアセンブリ107は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも90°であり基本的には最大180°の視野角を提供する。

40

【0080】

前方向き撮像センサ105を集積回路基板106に実装する。集積回路基板106を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板106は、前方向き撮像センサ105に必要な電力を供給し、撮像センサ105が撮像した静止画像及び/又はビデオフィードを得る。集積回路基板106を、内視鏡の長尺シャフトを通る電気チャンネルを経由して装着された電気ケーブルのセットに接続する。

【0081】

1つ以上の別個の照明108を、レンズアセンブリ107の視野を照射するために、レンズアセンブリ107に隣接させて配置する。任意に、別個の前方照明108を、前方向き撮像センサ105が実装される、同一の集積回路基板106に取付けることができる。

50

したがって、いくつかの実施形態では、多焦点前方向き光学アセンブリ 101 は少なくとも、レンズアセンブリ 107 と集積回路基板 106 に実装された前方向き撮像センサ 105 とを含むとともに少なくとも 1 つの照明 108 と関連付けられる前方向きビュー素子を備える。

【0082】

一実施形態では、照明は、任意に別個の照明であり、発光ダイオード (LED) を含む。したがって、視野を照射する発光ダイオード (LED) によって、光が供給される。いくつかの実施形態によれば、白色光 LED を使用する。他の実施形態によれば、他の色の LED 又は任意の LED の組み合わせを使用することができる。これらの LED には、赤、緑、青、赤外線、近赤外線、紫外線又は他の任意の LED を含むが、これらに限定されるものではない。

10

【0083】

別個の照明に関連して、用語「個別の」は、光を内部的に生み出す照明光源を指す。この光源は、例えば遠隔で生み出された光を単に伝達する光ファイバーとすることができる、個別でない照明とは対照的である。

【0084】

いくつかの実施形態では、光を内視鏡先端部 100a 内で内部的に生み出すことができ、又は光を遠隔で生み出して例えば光ファイバーによって伝達することができる。いくつかの実施形態では、2 つ以上の照明を用いることができ、少なくとも 1 つの照明は光を内部的に生み出すことができるとともに、少なくとも 1 つの照明は遠隔で生み出された光を提供することができる。

20

【0085】

本明細書のいくつかの実施形態によれば、レンズアセンブリ 107 は、内視鏡と関連付けられて、(第 1 レンズ 109 と関連付けられる) 第 1 作動距離から、(第 2 レンズ 111 と関連付けられる) 第 2 作動距離に変えて、異常 (例えばポリープ) の画像を拡大させるために、プロセッサによって動的に切り替わる 2 つのレンズ 109 及び 111 を含む。当該異常は、多焦点前方向き光学アセンブリ 101 及びその関連要素によって撮像される。

【0086】

本明細書の態様及び実施形態によれば、第 1 作動距離から第 2 作動距離への変更によって、画像センサ 105 が生成できる画像を拡大し改善することができる。第 2 作動距離に変更することによって、変調伝達関数 (MTF) が改善するとともに、第 1 通常レンズ 109 のより長い被写界深度 (DOF) と比較してより短い被写界深度に適合した収差の質を持った、レンズ 111 を使用できる。例えば、第 1 レンズ 109 の第 1 作動距離及び被写界深度は約 3 mm (ミリメートル) から 100 mm である一方、第 2 レンズ 111 の第 2 作動距離及び被写界深度は約 2 mm から 5 mm 又は約 2 mm から 7 mm である。より短い距離に適合した第 2 レンズ 111 が提供する結像性能は、このより短い距離において、被写界深度が一般に 3 mm から 100 mm である第 1 通常レンズ 109 の結像性能と比較してより優れている。第 1 通常レンズ 109 では、この短い距離ではカメラのシャッタを使用して視野を制限することによって、低い解像度を小さくし光強度を減少させている。

30

40

【0087】

様々な代替的实施形態において、第 1 作業距離は約 6 mm から 70 mm である一方、第 2 作業距離は約 2 mm から 4 mm である。

【0088】

本明細書の態様に従って、レンズアセンブリ 107 は、レンズアセンブリ 107 に含まれる光学素子を制御するように構成される 1 つ以上の駆動素子を含む。この 1 つ以上の駆動素子は、圧縮空気機関、圧電素子、電気エンジン、ソレノイド、ニチノールエンジン又はこれらの組み合わせを備える。好ましい実施形態では、駆動素子は少なくとも 1 つの圧縮空気機関を備える。光学素子は、レンズ (レンズ 109, 111 等)、ミラー、回折素子又はこれらの任意の組み合わせを備える。

50

【0089】

様々な実施形態において、駆動素子はプロセッサによって駆動されて、レンズ109を光路110の外へ押し、移動させ又は引き、そしてレンズ111を光路110上へ押し、移動させ又は引き、撮像センサ105から目標まで視線を接続する光路110は第1レンズ109又は第2レンズ111を通過する。

【0090】

様々な実施形態にしたがって、内視鏡先端部分100aは、第1側方向き撮像センサ115（電荷結合素子（CCD）撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体（CMOS）撮像センサ等）を備える。第1側方向き撮像センサ115を、集積回路基板116に実装する。集積回路基板116を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板116は、第1側方向き撮像センサ115に必要な電力を供給し、撮像センサ115が撮像した静止画像及び/又はビデオフィードを得る。集積回路基板116を、内視鏡の長尺シャフトを通る電気チャンネルを経由して装着された電気ケーブルのセットに接続する。

10

【0091】

第1側方向き撮像センサ115は、第1側方向き撮像センサ115の最上部に実装されて、画像を受け取るために必要な光学系を提供する、レンズアセンブリ117を有する。レンズアセンブリ117は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも90°であり基本的には最大180°の視野角を提供する。一実施形態において、レンズアセンブリ117は、約5ミリメートルから100ミリメートルの作動距離を提供する。他の実施形態において、レンズアセンブリ117は、2ミリメートルから5ミリメートルの作動距離を提供する。第1側方向き撮像センサ115及びレンズアセンブリ117を共同で「第1側方向きビュー素子」と呼ぶ。

20

【0092】

レンズアセンブリ117の視野を照射するために、1つ以上の別個の側方照明118をレンズアセンブリ117に隣接させて配置する。任意に、別個の前方照明118を、第1側方向き撮像センサ115が実装される、同一の集積回路基板116に取付けることができる。

【0093】

したがって、いくつかの実施形態では、側方向きビュー素子は、レンズアセンブリ117と集積回路基板116に実装された側方向き撮像センサ115とを備え、少なくとも1つの照明118と関連付けられて、第1側方向き光学アセンブリを構成する。

30

【0094】

別の構成では、集積回路基板106及び116を、前方向き撮像センサ105と第1側方向き撮像センサ115との両方が実装される、単一の集積回路基板として構成する。このために、集積回路基板を基本的にL字型とする。

【0095】

いくつかの実施形態において、内視鏡先端部分100aは、第2側方向き撮像センサ125（電荷結合素子（CCD）撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体（CMOS）撮像センサ等）を備える。側方向き撮像センサ125を、集積回路基板126に実装する。集積回路基板126を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板126は、側方向き撮像センサ125に必要な電力を供給し、撮像センサ125が撮像した静止画像及び/又はビデオフィードを得る。集積回路基板126を、内視鏡の長尺シャフトを通る電気チャンネルを経由して装着された電気ケーブルのセットに接続する。

40

【0096】

側方向き撮像センサ125は、側方向き撮像センサ125の最上部に実装されて、画像を受け取るために必要な光学系を提供する、レンズアセンブリ127を有する。レンズアセンブリ127は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも90°であり基本的には最大180°の視野角を提供する。一実施形態において、レンズアセンブリ127は、約2ミリメートルから5ミリメートルの作動距離を提供する。他の実施形態において、レンズアセンブリ117は、3ミリメートルから40ミリメートルの作

50

動距離を提供する。側方向き撮像センサ 1 2 5 及びレンズアセンブリ 1 2 7 を共同で「第 2 側方向きビュー素子」と呼ぶ。

【0097】

レンズアセンブリ 1 2 7 の視野を照射するために、1 つ以上の別個の側方照明 1 2 8 をレンズアセンブリ 1 2 7 に隣接させて配置する。任意に、別個の前方照明 1 2 8 を、側方向き撮像センサ 1 2 5 が実装される、同一の集積回路基板 1 2 6 に取付けることができる。

【0098】

したがって、いくつかの実施形態では、第 2 側方向きビュー素子は、レンズアセンブリ 1 2 7 と集積回路基板 1 2 6 に実装された側方向き撮像センサ 1 2 5 とを備え、少なくとも 1 つの照明 1 2 8 と関連付けられて、側方向き光学アセンブリを構成する。

10

【0099】

別の構成では、集積回路基板 1 0 6 , 1 1 6 及び 1 2 6 を、前方向き撮像センサ 1 0 5 と側方向き撮像センサ 1 1 5 及び 1 2 5 との両方が実装される、単一の集積回路基板として構成する。このために、集積回路基板を基本的に上下が反転した U 字型とする。

【0100】

わかりやすく説明するために、図 1 は、多焦点複数ビュー素子内視鏡先端部分 1 0 0 a のビュー素子、関連要素及び照明（光学アセンブリ）のみを表す。内視鏡先端部分 1 0 0 a は、1 つ以上の作業チャンネルを備えて、複数の処置具を同時に挿入することができることが理解される。同様に、内視鏡先端部分 1 0 0 a は、1 つ以上の流体チャンネルを含むことができる。当該流体チャンネルは例えば、前方流体インジェクタ、側方流体インジェクタ及び / 又は経路流体インジェクタの少なくとも 1 つに別個に供給するために、並びに経路流体インジェクタを通じて別個に吸引を行うためのものである。内視鏡先端部分 1 0 0 a は、内視鏡のカメラ及び照明を制御するために、長尺シャフト及び / 又は屈曲部を通して装着される 1 つ以上の電気ケーブルを備えることができる。

20

【0101】

これから図 2 を参照する。図 2 は、ある実施形態に従い、2 つの前方向きビュー素子を有し、ひいては 2 つの光学アセンブリを有する、多焦点マルチカメラ内視鏡の先端部分 1 0 0 b の断面図を示す。内視鏡先端部分 1 0 0 b は、第 1 前方向き光学アセンブリ 1 0 1 A 及び第 2 前方向き光学アセンブリ 1 0 1 B を備える。これら光学アセンブリは、共同で「複合多焦点光学アセンブリ」とも呼ばれ、内視鏡（大腸内視鏡等）の先端側端部に位置付けられる。内視鏡先端部分 1 0 0 b は、第 1 側方向き光学アセンブリ 1 0 2 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 1 0 3 を備える。様々な実施形態において、第 1 側方向き光学アセンブリ 1 0 2 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 1 0 3 の光軸が、内視鏡の先端側端部から 6 mm ~ 10 mm の範囲の距離に存在するように、これらの光学アセンブリは位置付けられる。様々な実施形態において、前方向き光学アセンブリ 1 0 1 A 及び 1 0 1 B 並びに第 1 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 1 0 2 , 1 0 3 はそれぞれ、150° ~ 170° の範囲の視野角（FOV）を有する。

30

【0102】

前方向き光学アセンブリ 1 0 1 A は、前方向き撮像センサ 1 0 5 を有する第 1 前方向きビュー素子を備える。前方向き撮像センサ 1 0 5 は、その上に実装されて画像を受け取るために必要な光学系を提供する、レンズアセンブリ 1 0 7 を有する。レンズアセンブリ 1 0 7 は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも 90° であり基本的には最大 180° の視野角を提供する。レンズアセンブリ 1 0 7 は、約 5 ミリメートルから 100 ミリメートルの第 1 作動距離を提供する。

40

【0103】

前方向き撮像センサ 1 0 5 を第 1 集積回路基板 1 0 6 に実装する。

【0104】

前方向き撮像センサ 1 0 5 及びレンズアセンブリ 1 0 7 が集積回路基板 1 0 6 に連結しているときに、前方向き撮像センサ 1 0 5 及びレンズアセンブリ 1 0 7 を共同で「第 1 前

50

方向き光学アセンブリ」と呼ぶ。

【0105】

前方向き光学アセンブリ101Bは、前方向き撮像センサ135を有する第2前方向きビュー素子を備える。前方向き撮像センサ135は、その上に装着されて画像を受け取るために必要な光学系を提供する、レンズアセンブリ137を有する。レンズアセンブリ137は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも90°であり基本的には最大180°の視野角を提供する。レンズアセンブリ137は、約2ミリメートルから5ミリメートルの第2作動距離を提供する。

【0106】

前方向き撮像センサ135を第2集積回路基板136に実装する。

10

【0107】

前方向き撮像センサ135及びレンズアセンブリ137が集積回路基板136に連結しているときに、前方向き撮像センサ135及びレンズアセンブリ137を共同で「第2前方向き光学アセンブリ」と呼ぶ。

【0108】

ある実施形態によれば、第1前方向き光学アセンブリ101Aは、通常使用する内視鏡の前方向きビュー素子であり、当該前方向きビュー素子は、撮像センサ105と、5ミリメートルから100ミリメートルの第1作動距離を提供するレンズ109を有するレンズアセンブリ107とを備える。例えば患者の大腸内で内視鏡先端部分100bを移動させるために、レンズ109を内視鏡手技中に使用する。レンズ109は、比較的長い距離から比較的低い倍率で、異常又は興味対象物（ポリープ等）を特定するように構成される。レンズアセンブリ107の視野を照射するために、1つ以上の別個の照明108Aをレンズアセンブリ107に隣接させて配置する。任意に、別個の前方照明108Aを、前方向き撮像センサ105が実装される、同一の集積回路基板106に取付ける。

20

【0109】

第2前方向き光学アセンブリ101Bは、より大きな倍率のカメラであり、当該カメラは、撮像センサ135と、3ミリメートルから6ミリメートルの第2作動距離を提供するレンズ131を有するレンズアセンブリ137とを備える。レンズ131は、特定した興味対象物の倍率を拡大させるように構成される。レンズアセンブリ137の視野を照射するために、1つ以上の別個の照明108Bをレンズアセンブリ137に隣接させて配置する。任意に、別個の前方照明108Bを、前方向き撮像センサ135が実装される、同一の集積回路基板136に取付ける。

30

【0110】

特定の実施形態によれば、内視鏡先端部分100bは、撮像センサ115に装着されたレンズアセンブリ117を有する第1側方向き光学アセンブリ102を備え、次に撮像センサ115は集積回路基板116に実装される。第1側方向き光学アセンブリ102は、1つ以上の別個の関連照明118も有する。様々な実施形態において、内視鏡先端部分100は、撮像センサ125に装着されたレンズアセンブリ127を有する第2側方向き光学アセンブリ103を備え、次に撮像センサ125は集積回路基板126に実装される。第2側方向き光学アセンブリ103は、1つ以上の別個の関連照明128を有する。いくつかの実施形態に従って、前方向き光学アセンブリ101A、101Bの焦点距離は、1.1mmであるか又は約1.1mmのオーダーである一方、第1及び第2側方向き光学アセンブリ102、103の焦点距離は、1.0mmであるか又は約1.0mmのオーダーである。

40

【0111】

これから、図3Aから3Cと共に図1、2を参照する。図3Aから3Cは、特定の実施形態に従い、多焦点マルチカメラ内視鏡ディスプレイにおけるシステム300に表示可能なコンテンツの例を示す。内視鏡ディスプレイシステム300は、前方ビュースクリーン301と、第1側方向きスクリーン303と、第2側方向きスクリーン305とを備える。前方向きビュースクリーン301は図1の前方向き光学アセンブリ101又は図2の光

50

学アセンブリ 101A (内視鏡先端部分 100a と 100b のどちらが使用されたかによる) が撮像した画像を表示するために使用され、第 1 側方向きスクリーン 303 は図 1, 2 に示す第 1 側方向き光学アセンブリ 102 が撮像した画像を表示するために使用され、第 2 側方向きスクリーン 305 は図 1, 2 に示す第 2 側方向き光学アセンブリ 103 が撮像した画像を表示するために使用される。したがって、図 1 の内視鏡先端部分 100a を使用する場合に、前方ビュースクリーン 301 は前方向き光学アセンブリ 101 が撮像した画像を表示する一方、側方向きスクリーン 303 及び 305 はそれぞれ図 1 に示す第 1 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 102, 103 が撮像した画像を表示することを理解するはずである。あるいは、図 2 の内視鏡先端部分 100b を使用する場合に、前方ビュースクリーン 301 はデフォルトでは前方向き光学アセンブリ 101A が撮像した画像を表示する一方、側方向きスクリーン 303 及び 305 はそれぞれ図 2 に示す第 1 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 102, 103 が撮像した画像を表示する。

10

【0112】

したがって、スクリーン 301, 303 及び 305 は、図 1, 2 に示すマルチカメラ内視鏡先端部分 100a 又は 100b が撮像した複数視野を同時に表示するように構成される。当該マルチカメラ内視鏡先端部分は、330°の拡大された視野を提供し、臨床医が、興味対象物又は異常を特定し処置するために、内視鏡先端部分を調査領域を通して都合良く移動できるようにする。

【0113】

図 3A は、前方ビュースクリーン 301 に表示される、大腸 307 と、大腸のひだ 309 とポリープ 311 とすることができる興味対象物との前方及び側方ビューの典型的な画像を表す。側方向きビュー素子 102 によってポリープ 311 を側方視野角から撮像することもでき、ポリープ 311 は、符号 311' が付されたポリープとして側方ビュースクリーン 305 に表示される。手術時に、オペレータは、図 1 の光学アセンブリ 101, 102 及び 103 (又は図 2 の光学アセンブリ 101A, 102 及び 103) が伝達する画像 (一般にビデオフィード) を見ながら、内視鏡先端部分 100a (又は図 2 の 100b) を体腔 (大腸等) 内で前進させる。例えば大腸 307 の壁に興味対象物 (ポリープ 311 等) を発見した時に、オペレータはマルチカメラ内視鏡の先端部分 100a (又は図 2 の 100b) をポリープ 311 の付近へ更に前進させる。内視鏡先端部分 100a (又は図 2 の 100b) を大腸 (又は任意の体腔) の壁 / ポリープ / 他の任意の興味位置からの「最適距離」まで前進させた後に、オペレータは、第 2 作動距離の図 1 のレンズ 111 を用いて (図 1 の内視鏡先端部分 100a を使用する場合)、又は第 2 作動距離の第 2 前方向き光学アセンブリ 101B を用いて (図 2 の内視鏡先端部分 100b を使用する場合)、対象物の拡大画像を 320 を取得することができる。

20

30

【0114】

いくつかの実施形態によればオペレータが「最適距離」を決定し、又は様々な実施形態において、スペーサ / 距離決定部材が「最適距離」を決定する。いくつかの実施形態によれば、「最適距離」は例えば、大腸 (又は任意の体腔) の壁 / ポリープ / 他の任意の興味位置から 2 - 4 ミリメートルである。ポリープ 311 の拡大された画像 311' に従って、オペレータは、内視鏡の作業チャンネルを通じて処置具を挿入して、ポリープ 311 の試料又は当該ポリープ全体を、生検のために、除去、処置及び / 又は抽出するかを決定することができる。

40

【0115】

これから、前方ビュースクリーン 301 上の拡大画像 311' を表す図 3B を参照する。ポリープ 311 を大きく拡大させて表示しており、ポリープ 311 は前方ビュースクリーン 301 のより広いスクリーン領域を占める。側方ビュースクリーン 303, 305 の倍率は変わらず、ポリープ 311' は側方ビュースクリーン 305 上に依然としてデフォルトの倍率で表示されている。しかしながら、側方ビュースクリーンで画像 303 及び 305 をデフォルトの倍率で表示しながら、前方ビュースクリーン 301 で、ポリープ 311 に例えば約 30% 以上だけズームインし拡大することは、オペレータにとって視線方

50

向を見失うおそれ、一般に眼精疲労のおそれ及び違和感を感じるおそれがある。

【0116】

これから、前方ビュースクリーン301上の拡大画像311' 'と、無効にし、暗くし及び/又は黒くした側方ビュースクリーン303及び305とを表す図3Cを参照する。ポリプ311を画像311' 'として大きく拡大させて表示しており、画像311' 'は前方ビュースクリーン301のより広いスクリーン領域を占める一方、2つの側方ビュースクリーン303及び305を無効にし、暗くし及び/又は黒くしている。側方ビュースクリーン303及び305を無効にし、暗くし/又は黒くすることによって、オペレータは、視覚的に妨害され又は混乱することなく、拡大されたポリプ画像311' 'を調査できる。

10

【0117】

本明細書の態様及び実施形態によれば、図1のより大きな倍率のレンズ111を使用して(図1の内視鏡先端部分100aを使用している場合)又は第2前方向き光学アセンブリ101Bを使用して(図2の内視鏡先端部分100bを使用している場合)、興味対象物の画像(ポリプ311の画像等)にズームインし拡大している間、以下のいずれか1つまたは組み合わせが可能であるようにプロセッサを構成する。すなわち、a)側方向き照明(118, 128、図1, 2の側方向き光学アセンブリ102及び103と関連付けられる)のスイッチを入れたまま、かつ2つの側方向きスクリーン又はモニタ(303及び305)のスイッチも入れたまま、例えば側方向き光学アセンブリへの給電を断つ又は減少させることによって、側方向き光学アセンブリ(図1, 2の102及び103)を無効にする、b)側方向き光学アセンブリはライブ画像及び/若しくはビデオストリームを撮像し続けたまま、かつ2つの側方向きスクリーン(303及び305)のスイッチも入れたまま、側方向き光学アセンブリと関連付けられる側方向き照明(図1, 2の118, 128)のスイッチを切る又は照度を減少させる、並びに/又はc)側方向き光学アセンブリ(図1, 2の102及び103)はライブ画像及び/若しくはビデオストリームを撮像し続けたまま、かつ側方向き光学アセンブリと関連付けられる照明(図1, 2の118, 128)のスイッチも入れたまま、2つの側方向きスクリーンのスイッチを切る、暗くする若しくは黒くすることによって、側方向き光学アセンブリから得られる2つの側方向きスクリーン又はモニタ(303及び305)の表示を終わらせる、ことが可能であるようにプロセッサを構成する。

20

30

【0118】

また一実施形態において、興味対象物を拡大して見るために、図1のより大きな倍率のレンズ111が有効であるとき(図1の内視鏡先端部分100aを使用している場合)、又は第2前方向き光学アセンブリ101Bが有効であるときに(図2の内視鏡先端部分100bを使用している場合)、側方向き光学アセンブリや関連照明を無効にすること、及び/又は2つの側方向きスクリーンのスイッチを切る、暗くする若しくは黒くすることを、プロセッサによって自動化することができる。他の実施形態において、興味対象物を拡大して見るために、図1のより大きな倍率のレンズ111が有効であるとき(図1の内視鏡先端部分100aを使用している場合)、又は第2前方向き光学アセンブリ101Bが有効であるときに(図2の内視鏡先端部分100bを使用している場合)、側方向き光学アセンブリや関連照明を無効にすること、及び/又は2つの側方向きスクリーンのスイッチを切る、暗くする若しくは黒くすることのいずれか1つ又はこれらの組み合わせを、オペレータが、例えば内視鏡のハンドルの1つ以上のスイッチを操作することによって、手動で行うことができる。

40

【0119】

図2を参照して、本明細書の態様及び実施形態によれば、プロセッサは、ズームインするために前方向き光学アセンブリ101Bをオンにするように構成され、前方向き光学アセンブリ101Aをオフにするように構成され、前方向き光学アセンブリ101Aと関連付けられる照明をオフにする(すなわち例えば1つ以上の照明108Aをオフにする)ように構成され、前方向き光学アセンブリ101Aが撮像した画像を前方向き光学アセンブリ

50

リ 1 0 1 B が撮像した拡大画像に置き換えて前方ビュースクリーン 3 0 1 に表示するように構成される。プロセッサは、以下のいずれか 1 つ又は組み合わせが可能であるように更に構成される。すなわち、a) 関連照明 1 1 8 , 1 2 8 のスイッチを入れたまま、かつ側方向きスクリーン 3 0 3 , 3 0 5 のスイッチも入れたまま、ズームインするために側方向き光学アセンブリ 1 0 2 及び 1 0 3 をオフにする、b) 側方向き光学アセンブリ 1 0 2 , 1 0 3 はライブ画像及び / 若しくはビデオストリームを撮像し続けたまま、かつ側方向きスクリーン又はモニタ 3 0 3 , 3 0 5 のスイッチも入れたまま、側方向き光学アセンブリ 1 0 2 , 1 0 3 と関連付けられる側方向き照明 1 1 8 及び 1 2 8 のスイッチを切る、並びに / 又は c) 側方向き光学アセンブリ 1 0 2 , 1 0 3 はライブ画像及び / 若しくはビデオストリームを撮像し続けたまま、かつ側方向き照明 1 1 8 , 1 2 8 のスイッチも入れたまま、側方向きスクリーン又はモニタ 3 0 3 及び 3 0 5 の表示のスイッチを切る、暗くする又は黒くする、ことが可能であるようにプロセッサを更に構成する。

10

【 0 1 2 0 】

また一実施形態において、興味対象物を拡大して見るために、第 2 前方向き光学アセンブリ 1 0 1 B が使用され有効であるときに、側方向き光学アセンブリや関連照明を無効にすること、及び / 又は 2 つの側方向きスクリーンのスイッチを切る、暗くする若しくは黒くすることを、プロセッサによって自動化することができる。他の実施形態において、興味対象物を拡大して見るために、第 2 前方向き光学アセンブリ 1 0 1 B が有効であるときに、側方向き光学アセンブリや関連照明を無効にすること、及び / 又は 2 つの側方向きスクリーンのスイッチを切る、暗くする若しくは黒くすることのいずれか 1 つ又はこれらの組み合わせを、オペレータが、例えば内視鏡のハンドルの 1 つ以上のスイッチを操作することによって、手動で行うことができる。

20

【 0 1 2 1 】

1 つ以上の距離決定部材又はスペーサを備える、多焦点マルチカメラ内視鏡の先端部分 4 0 0 の斜視図を示す図 4 をこれから参照する。内視鏡先端部分 4 0 0 は、前方向き光学アセンブリ 4 0 1 と、前方向き光学アセンブリ 4 0 1 に関連付けられる 1 つ以上の前方向き照明 4 0 2 と、作業チャンネル 4 0 3 と、光学アセンブリ 4 0 1 及び照明 4 0 2 を洗浄するための流体インジェクションチャンネル 4 0 4 及び流体インジェクションチャンネル 4 0 5 と、1 つ以上の側方向き照明 4 1 2 に関連付けられる側方向き光学アセンブリ 4 1 1 と、を備える。

30

【 0 1 2 2 】

ある実施形態によれば、内視鏡先端部分 4 0 0 は、体腔の内壁 (例えば大腸の内壁) に接触し、光学アセンブリ 4 0 1 と大腸の内壁との間の距離を固定又は維持するように構成される、1 つ以上の好ましくは 3 つ以上の、距離決定部材又はスペーサ 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 を備える。様々な実施形態において、3 つ以上の距離決定部材 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 は、先端部分 4 0 0 の先端側端部 4 2 0 に固定的に装着された又は必要なときに先端部分 4 0 0 から伸縮自在に引き出すことが可能な、1 つ以上のスペーサ、隆起、突出部又は突起である。

【 0 1 2 3 】

様々な実施形態において、3 つ以上の距離決定部材 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 の先端側端部 4 2 0 を越える突出長さは、図 1 の拡大第 2 レンズ 1 1 1 の第 2 作動距離又は図 2 の第 2 前方向き光学アセンブリ 1 0 1 B のレンズの第 2 作動距離と概ね合致する。したがって様々な実施形態において、3 つ以上の距離決定部材又はスペーサ 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 の突出長さは、3 mm から 7 mm の範囲である。いくつかの実施形態において、3 つ以上の距離決定部材又はスペーサ 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 の突出長さは、1 . 5 mm から 7 mm の範囲である。一実施形態では、3 つ以上の距離決定部材又はスペーサ 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 の突出長さを 2 mm に制限して、光学アセンブリ 4 0 1 の視界がスペーサ 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 によってひずまないことを確保する。3 つ以上の距離決定部材 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 が先端側端部 4 2 0 から伸縮自在に引き出し可能である特定の実施形態では、3 つ以上の距離決定部材 4 1 5 , 4 1 6 及び 4 1 7 の突出長さを、第 2

40

50

作動距離と合致させるために動的に変えることができる。様々な実施形態において、3つ以上の距離決定部材415, 416及び417は互いに間隔を空けて配置され、任意の2つの距離決定部材間の距離は、8mmから10mmの範囲である。

【0124】

いくつかの実施形態によれば、距離決定部材はおよそ4mmの距離の決定又はスペーシングを提供するように構成される。いくつかの実施形態によれば、距離決定部材は5mm超の距離の決定又はスペーシングを提供するように構成される。他の実施形態によれば、距離決定部材は3mm~12mmに及び複数距離の決定又はスペーシングを制御可能に提供するように構成される。更に他の実施形態によれば、距離決定部材は4mm~6mmに及び複数距離の決定又はスペーシングを制御可能に提供するように構成される。いくつかの実施形態によれば、距離決定部材は、作動距離に従って、動的な距離の決定を提供するように構成される。

10

【0125】

図5は、内視鏡（大腸内視鏡等）の多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分を用いて、体腔（大腸等）内の領域又は興味対象物の拡大された眺めを取得する方法500の例示的な複数ステップを示すフローチャートである。内視鏡と関連付けられたプロセッサは、方法500を実施するように構成される。これから図1, 2及び5を参照して、ステップ510では、多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分（例えば先端部分100a又は100b）を、少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリ（すなわち先端部分100aの前方向き光学アセンブリ101又は先端部分100bの第1前方向き光学アセンブリ101A）を第1動作モードとして、患者の大腸内で移動させて、異常、領域又は興味対象物（ポリープ等）を特定する。第1動作モードの間、少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリは、第1作動距離で大腸の画像及び/又はビデオを取得する。少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリは、内視鏡先端部分100a又は100bのどちらが使用されているかによって、第1レンズ109又は（第2前方向き光学アセンブリ101Bが無効となっている間）第1前方向き光学アセンブリ101Aを使用して、第1作業距離で作動できる。ある実施形態では、内視鏡先端部分をデフォルトでは第1モードで動作させる。

20

【0126】

少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリから取得した第1動作モードの画像及び/又はビデオを特定された異常と一緒に、前方ビュースクリーンに表示するとともに、第1及び第2側方向き光学アセンブリからそれぞれ取得した画像及び/又はビデオを、対応する第1及び第2側方向きスクリーンに表示する。少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリが撮像した時に、前方ビュースクリーン上に見える特定された異常は、第1又は第2側方向き光学アセンブリの少なくとも1つが重複視野において撮像した時に、第1又は第2側方向きスクリーンの少なくとも1つにも同時に表示されることを認識するはずである。様々な実施形態において、第1動作モードの間、異常を撮像した第1作動距離に対する画像では、100x - 6xの倍率が可能である。

30

【0127】

ステップ520では、プロセッサは、特定された異常を含む拡大画像を取得して前方ビュースクリーンに表示するために、少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリが第2動作モードで作動できるようにする。第2動作モードの間、少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリは、第2作動距離で拡大画像を取得する。少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリは、内視鏡先端部分100a又は100bのどちらが使用されているかによって、第2レンズ111を使用するように切り替えることによって、又は（第1前方向き光学アセンブリ101Aを同時に無効にしながら）第2前方向き光学アセンブリ101Bを作動させることによって、第2作業距離で作動できる。様々な実施形態において、第2動作モードの間、異常を撮像した第2作動距離に対する画像では、250x - 100xに及び倍率が可能である。

40

【0128】

ある実施形態によれば、少なくとも1つの多焦点前方向き光学アセンブリと特定された

50

異常又は興味対象物との間の距離は、１つ以上の距離決定部材（例えば図４の部材４１５、４１６）を内視鏡先端部の先端側端部から引き出し又は展開するとともに、１つ以上の距離決定部材が大腸の異常又は内壁に接触し、それによって概ね第２作動距離を維持するまで先端部分を前進させることによって維持される。この実施形態では、距離決定部材を、部分的に又は完全に、格納又は展開することによって、距離決定部材の長さを変えることができる。他の実施形態では、距離決定部材を先端側端部に付着させて、距離決定部材の長さを第２作動距離に概ね合致する固定長とする。動作上この構造は、内視鏡のカメラと観察される組織との間で最小限の距離を維持し確保する利点を有する。

【０１２９】

ステップ５３０では、前方ビュースクリーン上の拡大画像の倍率が所定の割合を超える場合に、プロセッサは以下のいずれか１つ又はこれらの組み合わせを可能にする。すなわち、a) 第１及び第２側方向き光学アセンブリと関連付けられた照明のスイッチを入れたまま、かつ第１及び第２側方向きスクリーンのスイッチも入れたまま、第１及び第２側方向き光学アセンブリのスイッチを切る又は無効にする、b) 第１及び第２側方向き光学アセンブリはライブ画像及び／若しくはビデオストリームを撮像し生成し続けたまま、かつ第１及び第２側方向きスクリーンのスイッチも入れたまま、第１及び第２側方向き光学アセンブリと関連付けられる側方照明のスイッチを切る、並びに／又はc) 第１及び第２側方向き光学アセンブリはライブ画像及び／若しくはビデオストリームを撮像し生成し続けたまま、かつ第１及び第２側方向き光学アセンブリと関連付けられる照明のスイッチも入れたまま、第１及び第２側方向きスクリーンの画像及び／若しくはビデオの表示のスイッチを切る、黒くする又は暗くする、ことをプロセッサは可能にする。いくつかの実施形態では、所定の倍率の割合は、約３０％以上である。

【０１３０】

必要ならば、拡大画像を見ながら、異常又は興味対象物の試料又は全体を、生検のために、除去、処置及び／又は抽出するために、内視鏡の作業チャンネルを通じて処置具を挿入することができる。

【０１３１】

ある実施形態によれば、内視鏡のハンドルのボタン又はスイッチを作動させることで、プロセッサに内視鏡先端部分の動作モードを第１動作モードから第２動作モードに切り替えさせる。

【０１３２】

これから、ある実施形態に従う多焦点カルチカメラ内視鏡の先端部の断面図を表す図６Ａを参照する。内視鏡先端部６００aは、内視鏡（例えば大腸内視鏡）の先端側端部に位置付けられた前方向き光学アセンブリ６０１を備える。前方向き光学アセンブリ６０１は一般に、１７０度の広い視野角を持つ。内視鏡先端部６００aは、第１多焦点側方向き光学アセンブリ６０２と第２側方向き光学アセンブリ６０３とを備える。２つの側方向き光学アセンブリ６０２、６０３及び前方向き光学アセンブリ６０１は、約３３０度の拡大された視野を提供するように構成される。様々な実施形態において、第１側方向き光学アセンブリ６０２と第２側方向き光学アセンブリ６０３とは、これらの光軸が内視鏡先端側端部から６mm～１０mmの範囲の距離に存在するように位置付けられる。様々な実施形態において、前方向き光学アセンブリ６０１、第１側方向き光学アセンブリ６０２及び第２側方向き光学アセンブリ６０３はそれぞれ、１５０°～１７０°の範囲の視野角（FOV）を有する。

【０１３３】

前方向き光学アセンブリ６０１が、前方の視野において見える興味対象物（ポリープ等）を検出することができる一方、側方向き光学アセンブリ６０２及び６０３は、前方向き光学アセンブリ６０１から隠れることがある（例えば大腸のひだの内側に存在する）興味対象物を更に検出することができる。いくつかの実施形態によれば、前方向き光学アセンブリ６０１の焦点距離は約１．１mmであるのに対し、第１及び第２側方向き光学アセンブリ６０２、６０３の焦点距離は約１．０mmである。

【0134】

前方向き光学アセンブリ601は、前方向き撮像センサ605（電荷結合素子（CCD）撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体（CMOS）撮像センサ等）を有する前方向きビュー素子又はカメラを備える。前方向き撮像センサ605は、その最上部に取り付けられて、画像を受け取るために必要な光学系を提供する、レンズアセンブリ607を有する。レンズアセンブリ607は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも90°であり基本的には最大180°の視野角を提供する。

【0135】

前方向き撮像センサ605を集積回路基板106に実装する。集積回路基板を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板606は、前方向き撮像センサ605に必要な電力を供給し、撮像センサ605が撮像した静止画像及び/又はビデオフィードを得る。集積回路基板606を、内視鏡の長尺シャフトを通る電気チャンネルを経由して装着された電気ケーブルのセットに接続する。

10

【0136】

1つ以上の別個の照明608を、レンズアセンブリ607の視野を照射するために、レンズアセンブリ607に隣接させて配置する。任意に、別個の前方向照明608を、前方向き撮像センサ605が実装される、同一の集積回路基板606に取付けることができる。したがって、いくつかの実施形態では、多焦点前方向き光学アセンブリ601は少なくとも、レンズアセンブリ107と集積回路基板106に実装された前方向き撮像センサ105とを含むとともに少なくとも1つの照明608と関連付けられる前方向きビュー素子を備える。

20

【0137】

一実施形態では、照明は、任意に別個の照明であり、発光ダイオード（LED）を含む。したがって、視野を照射する発光ダイオード（LED）によって、光が供給される。いくつかの実施形態によれば、白色光LEDを使用する。他の実施形態によれば、他の色のLED又は任意のLEDの組み合わせを使用することができる。これらのLEDには、赤、緑、青、赤外線、近赤外線、紫外線又は他の任意のLEDを含むが、これらに限定されるものではない。

【0138】

いくつかの実施形態では、光を内視鏡先端部600a内で内部的に生み出すことができ、又は光を遠隔で生み出して例えば光ファイバーによって伝達することができる。いくつかの実施形態では、2つ以上の照明を用いることができ、少なくとも1つの照明は光を内部的に生み出すことができるとともに、少なくとも1つの照明は遠隔で生み出された光を提供することができる。

30

【0139】

様々な実施形態において、内視鏡先端部分600aは、電荷結合素子（CCD）撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体（CMOS）撮像センサ等の、第1側方向き撮像センサ615を備える。第1側方向き撮像センサ615を集積回路基板616に実装する。集積回路基板616を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板616は、第1側方向き撮像センサ615に必要な電力を供給し、撮像センサ615が撮像した静止画像及び/又はビデオフィードを得る。集積回路616を、内視鏡の長尺シャフトを通る電気チャンネルを経由して装着される電気ケーブルのセットに接続する。

40

【0140】

第1側方向き撮像センサ615は、その最上部に取り付けられて、画像を受け取るために必要な光学系を提供する、レンズアセンブリ617を有する。レンズアセンブリ617は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも90°であり基本的には最大180°の視野角を提供する。一実施形態では、レンズアセンブリ617は、約2ミリメートルから40ミリメートルの作動距離を提供する。別の実施形態では、レンズアセンブリ617は、2ミリメートルから6ミリメートルの作動距離を提供する。第1側方向き撮像センサ615及びレンズアセンブリ617を共同で「第1側方向きビュー素子

50

」と呼ぶ。

【0141】

1つ以上の別個の側方照明618を、レンズアセンブリ617の視野を照射するために、レンズアセンブリ617に隣接させて配置する。任意に、別個の前方照明618を、第1側方向き撮像センサ615が装着される、同一の集積回路基板616に取付けることができる。

【0142】

したがって、いくつかの実施形態では、側方向きビュー素子は、レンズアセンブリ617と集積回路基板616に実装された第1側方向き撮像センサ615とを備え、少なくとも1つの照明618と関連付けられて、第1側方向き光学アセンブリを構成する。

10

【0143】

別の構成では、集積回路基板606及び616を、前方向き撮像センサ605と第1側方向き撮像センサ615との両方が実装される、単一の集積回路基板として構成することができる。このために、集積回路基板を基本的にL字型とすることができる。

【0144】

本明細書のいくつかの実施形態によれば、レンズアセンブリ617は、(第1レンズ609と関連付けられる)第1作動距離から、(第2レンズ111と関連付けられる)第2作動距離に変えて、異常又は興味対象物(例えばポリープ)の画像の倍率を上げるために、プロセッサによって動的に切り替わる2つのレンズ609及び611を含む。当該異常は、第1多焦点側方向き光学アセンブリ602及び関連要素によって撮像される。

20

【0145】

本明細書の態様及び実施形態によれば、第1作動距離から第2作動距離への変更によって、画像センサ615が生成できる画像の倍率を上げて画像を改善することができる。第2作動距離に変更することによって、変調伝達関数(MTF)が改善するとともに、第1通常レンズ609のより長い被写界深度(DOF)と比較してより短い被写界深度に適合した収差の質を持った、レンズ611を使用できる。例えば一実施形態では、レンズアセンブリ617は、レンズ609がもたらす約20ミリメートルの第1作動距離と、レンズ611がもたらす約5ミリメートルの第2作動距離とを提供する。あるいは別の実施形態では、レンズアセンブリ617は、レンズ609がもたらす約10ミリメートルの第1作動距離と、レンズ611がもたらす約2ミリメートルの第2作動距離とを提供する。レンズアセンブリ617は他の作動距離(例示的には2ミリメートルから40ミリメートルの範囲)を有する他のレンズを備えることができることを理解するはずであり、かかるレンズは本明細書の範囲内である。

30

【0146】

本明細書の態様に従って、レンズアセンブリ617は、レンズアセンブリ617に含まれる光学素子を制御するように構成される1つ以上の駆動素子を含む。この1つ以上の駆動素子は、圧電素子、電気エンジン、ソレノイド、ニチノールエンジン又はこれらの組み合わせを備える。好ましい実施形態では、駆動素子は少なくとも1つの圧縮空気機関を備える。光学素子は、レンズ(レンズ609, 611等)、ミラー、回折素子又はこれらの組み合わせを備える。

40

【0147】

様々な実施形態において、駆動素子はプロセッサによって駆動されて、レンズ609を光路610の外へ押し、移動させ又は引き、そしてレンズ611を光路610上へ押し、移動させ又は引き、撮像センサ615から異常又は興味対象物まで視線を接続する光路は第1レンズ609又は第2レンズ611を通過する。いくつかの実施形態において、内視鏡先端部分600aは、第2側方向き撮像センサ625(電荷結合素子(CCD)撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体(CMOS)撮像センサ等)を備える。第2側方向き撮像センサ625を、集積回路基板626に実装する。集積回路基板626を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板626は、第2側方向き撮像センサ625に必要な電力を供給し、撮像センサ625が撮像した静止画像及び/又はビデオフィードを得る。集

50

積回路基板 6 2 6 を、内視鏡の長尺シャフトを通る電気チャンネルを経由して装着された電気ケーブルのセットに接続する。

【 0 1 4 8 】

第 2 側方向き撮像センサ 6 2 5 は、側方向き撮像センサ 6 2 5 の最上部に実装され、画像を受け取るために必要な光学系を提供するためのレンズアセンブリ 6 2 7 を有する。レンズアセンブリ 6 2 7 は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも 90°であり基本的には最大 180°の視野角を提供する。一実施形態において、レンズアセンブリ 6 2 7 は、約 2 ミリメートル～6 ミリメートルの作動距離を提供する。他の実施形態において、レンズアセンブリ 6 2 7 は、2 ミリメートルから 40 ミリメートルの作動距離を提供する。第 2 側方向き撮像センサ 6 2 5 及びレンズアセンブリ 6 2 7 を共同で「第 2 側方向きビュー素子」と呼ぶ。

10

【 0 1 4 9 】

レンズアセンブリ 6 2 7 の視野を照射するために、1 つ以上の別個の側方照明 6 2 8 をレンズアセンブリ 6 2 7 に隣接させて配置する。任意に、別個の前方照明 6 2 8 を、側方向き撮像センサ 6 2 5 が実装される、同一の集積回路基板 6 2 6 に取付けることができる。

【 0 1 5 0 】

したがって、いくつかの実施形態では、第 2 側方向きビュー素子は、レンズアセンブリ 6 2 7 と集積回路基板 6 2 6 に実装された側方向き撮像センサ 6 2 5 とを備え、少なくとも 1 つの照明 6 2 8 と関連付けられて、第 2 側方向き光学アセンブリを構成する。

20

【 0 1 5 1 】

別の構成では、集積回路基板 6 0 6 , 6 1 6 及び 6 2 6 を、前方向き撮像センサ 6 0 5 と側方向き撮像センサ 6 1 5 及び 6 2 5 との両方が実装される、単一の集積回路基板として構成する。このために、集積回路基板を基本的に上下が反転した U 字型とする。

【 0 1 5 2 】

特定の実施形態において、レンズアセンブリ 6 2 7 を、上述した 2 つのレンズ（例えば第 1 レンズ 6 0 9 及び第 2 レンズ 6 1 1）を備えるレンズアセンブリ 6 1 7 に類似する、多焦点（例えば 2 焦点）レンズアセンブリとすることもできる。プロセッサは、第 2 側方向き光学アセンブリ 6 0 3 が撮像した興味対象物の画像の倍率を上げるために、当該 2 つのレンズを動的に切り替えて、第 1 作動距離から第 2 作動距離に変えることができる。

30

【 0 1 5 3 】

任意かつ付加的に、本明細書で上述した 1 つ以上のレンズアセンブリは、オートフォーカスズームシステム、光学ズームシステム及び / 又はデジタルズームシステムを更に備えることができる。

【 0 1 5 4 】

わかりやすく説明するために、図 6 A は、多焦点マルチビュー素子内視鏡先端部分 6 0 0 a のビュー素子、関連要素及び照明（これらをまとめて光学アセンブリという）のみを表す。内視鏡先端部分 6 0 0 a は、複数の処置具を同時に挿入することを可能にする 1 つ以上の作業チャンネルを備え得ることが理解される。同様に、内視鏡先端部分 6 0 0 a は、1 つ以上の流体チャンネルを含むことができる。当該流体チャンネルは例えば、前方流体インジェクタ、側方流体インジェクタ及び / 又は経路流体インジェクタの少なくとも 1 つに別個に供給するために、並びに経路流体インジェクタを通じて別個に吸引を行うためのものである。内視鏡先端部分 6 0 0 a は、内視鏡のカメラ及び照明を制御するために、長尺シャフト及び / 又は屈曲部を通して装着される 1 つ以上の電気ケーブルも備えることができる。

40

【 0 1 5 5 】

これから図 6 B を参照する。図 6 B は、ある実施形態に従い、2 つの第 1 側方向きビュー素子を備え、ひいては 2 つの光学アセンブリを備える、多焦点マルチカメラ内視鏡の先端部分 6 0 0 b の断面図を示す。内視鏡先端部分 6 0 0 b は、2 つの第 1 側方向き光学アセンブリ 6 0 2 A 及び 6 0 2 B を備える。これら光学アセンブリは、共同で「複合多焦点

50

光学アセンブリ」とも呼ばれ、内視鏡（大腸内視鏡等）の先端側端部の第１側面について向いた視野を有する。いくつかの実施形態において、内視鏡先端部分６００ｂは、第１の側に対して反対側の第２の側を向く、付加的な側方向き光学アセンブリ６０３を備えることもできる。

【０１５６】

第１側方向き第１ビュー素子６０２Ａは、その最上部に取付けられて画像を受け取るために必要な光学系を提供するレンズアセンブリ６１７を有する、側方向き撮像センサ６１５を備える。側方向き撮像センサ６１５は、集積回路基板６１６に実装される。レンズアセンブリ６１７は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも９０°であり基本的には最大１８０°の視野角を提供する。一実施形態では、レンズアセンブリ６１７は、約４ミリメートルから４０ミリメートルの作動距離を提供する。別の実施形態では、レンズアセンブリ６１７は、２ミリメートルから５ミリメートルの作動距離を提供する。側方向き撮像センサ６１５及びレンズアセンブリ６１７は、集積回路基板６１６に連結されるとともに少なくとも１つの照明６１８Ａに関連付けられた場合に、共同で、「第１側方向き第１光学アセンブリ」と呼ばれる。

10

【０１５７】

第１側方向き第２ビュー素子６０２Ｂは、その最上部に取付けられて画像を受け取るために必要な光学系を提供するレンズアセンブリ６３７を有する、側方向き撮像センサ６３５を備える。側方向き撮像センサ６３５は、集積回路基板６３６に実装される。レンズアセンブリ６３７は、複数の固定式又は可動式のレンズを備える。レンズは、少なくとも９０°であり基本的には最大１８０°の視野角を提供する。一実施形態では、レンズアセンブリ６３７は、約２ミリメートルから５ミリメートルの作動距離を提供する。別の実施形態では、レンズアセンブリ６３７は、３ミリメートルから６ミリメートルの作動距離を提供する。側方向き撮像センサ６３５及びレンズアセンブリ６３７は、集積回路基板６３６に連結されるとともに少なくとも１つの照明６１８Ｂに関連付けられた場合に、共同で、「第１側方向き第２光学アセンブリ」と呼ばれる。

20

【０１５８】

ある実施形態によれば、第１側方向き第１ビュー素子６０２Ａは、第１側面に対する通常使用するビュー素子であり、当該ビュー素子は、撮像センサ６１５と、２ミリメートルから４０ミリメートルの第１作動距離を提供するレンズ６１９を有するレンズアセンブリ６１７とを備える。例えば患者の大腸内で内視鏡先端部分６００ｂを移動させるために、レンズ６１９を内視鏡手技中に使用する。レンズ１０９は、比較的長い距離から比較的低い倍率で、興味対象物を特定するように構成される。レンズアセンブリ６１７の視野を照射するために、１つ以上の別個の照明６１８Ａをレンズアセンブリ６１７に隣接させて配置する。任意に、別個の側方照明６１８Ａを、側方向き撮像センサ６１５が実装される、同一の集積回路基板６１６に取付ける。

30

【０１５９】

第１側方向き第２ビュー素子６０２Ｂは、より大きな倍率のカメラであり、当該カメラは、撮像センサ６３５と、２ミリメートルから６ミリメートルの第２作動距離を提供するレンズ６３１を有するレンズアセンブリ６３７とを備える。レンズ６３１は、特定した興味対象物の倍率を拡大させるように構成される。レンズアセンブリ６３７の視野を照射するために、１つ以上の別個の照明６１８Ｂをレンズアセンブリ６３７に隣接させて配置する。任意に、別個の側方照明６１８Ｂを、側方向き撮像センサ６３５が実装される、同一の集積回路基板６３６に取付ける。

40

【０１６０】

特定の実施形態によれば、内視鏡先端部分６００ｂは、撮像センサ６０５に装着されたレンズアセンブリ６０７を有する前方向き光学アセンブリ６０１を備え、次に撮像センサ６０５は集積回路基板６０６に実装される。前方向き光学アセンブリ６０１は、１つ以上の別個の関連照明６０８も有する。様々な実施形態において、内視鏡先端部分６００ｂは、撮像センサ６２５に装着されたレンズアセンブリ６２７を有する第２側方向き光学アセ

50

ンブリ 603 も備え、次に撮像センサ 625 は集積回路基板 626 に実装される。第 2 側方向き光学アセンブリ 603 は、1 つ以上の別個の関連照明 628 を有する。さまざまな実施形態において、第 1 側方向き光学アセンブリ 602 A 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 603 の光軸が、内視鏡の先端側端部から 6 mm ~ 10 mm の範囲の距離に存在するように、これらの光学アセンブリは位置付けられる。様々な実施形態において、第 1 側方向き光学アセンブリ 602 A 及び 602 B 並びに前方向き光学アセンブリ 601 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 603 はそれぞれ、150° ~ 170° の範囲の視野角 (FOV) を有する。

【0161】

任意に、さらなる実施形態において、光学アセンブリ 603 は、本明細書で上述した第 1 側方向き第 1 光学アセンブリ 602 A 及び第 1 側方向き第 2 光学アセンブリ 602 B に類似する、2 つの第 2 側方向き光学アセンブリを備えることもできる。いくつかの実施形態に従って、前方向き光学アセンブリ 601 の焦点距離は、約 1.1 mm のオーダーである一方、第 1 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 602 (602 A, 602 B), 603 の焦点距離は、約 1.0 mm のオーダーである。

【0162】

これから、図 7 A から 7 C と共に図 6 A、6 B を参照する。図 7 A から 7 C は、特定の実施形態に従い、多焦点マルチカメラ内視鏡ディスプレイにおけるシステム 700 に表示可能なコンテンツの例を示す。内視鏡ディスプレイシステム 700 は、前方ビュースクリーン 701 と、第 1 側方ビュースクリーン 703 と、第 2 側方ビュースクリーン 705 とを備える。前方向きビュースクリーン 701 は図 6 A, 6 B に表す前方向き光学アセンブリ 601 が撮像した画像を表示するために使用され、第 1 側方ビュースクリーン 703 は図 6 A に示す第 1 側方向き光学アセンブリ 602 が撮像した画像又は図 6 B に示す第 1 側方向き第 1 光学アセンブリ 602 A が撮像した画像を表示するために使用され (内視鏡先端部分 600 a と 600 b のどちらが使用されたかによる)、第 2 側方ビュースクリーン 705 は図 6 A, 6 B に示す第 2 側方向き光学アセンブリ 703 が撮像した画像を表示するために使用される。したがって、図 6 A の内視鏡先端部分 600 a を使用する場合に、前方ビュースクリーン 701 は前方向き光学アセンブリ 601 が撮像した画像を表示する一方、側方向きスクリーン 703 及び 705 はそれぞれ図 6 A に示す第 1 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 602, 603 が撮像した画像を表示することを理解するはずである。あるいは、図 6 B の内視鏡先端部分 600 b を使用する場合に、前方ビュースクリーン 701 は前方向き光学アセンブリ 601 が撮像した画像を表示する一方、側方向きスクリーン 703 及び 705 はそれぞれ、デフォルトでは図 6 B に示す第 1 側方向き第 1 光学アセンブリ 602 A 及び第 2 側方向き光学アセンブリ 603 が撮像した画像を表示する。

【0163】

したがって、スクリーン 701, 703 及び 705 は、図 6 A, 6 B に示すマルチカメラ内視鏡先端部分 600 a 又は 600 b が撮像した複数視野を同時に表示するように構成される。マルチカメラ内視鏡先端部分 600 a 又は 600 b は、330° の拡大された視野を提供し、臨床医が、興味対象物又は異常を特定し処置するために、調査領域を通して内視鏡先端部分を都合良く移動できるようにする。

【0164】

図 7 A は、第 1 側方ビュースクリーン 703 に表示される、大腸 707 と、大腸のひだ 709 と興味対象物 (ポリープ 711 等) との前方及び側方ビューの典型的な画像を表す。当該画像は、第 1 側方向き光学アセンブリ 602 又は第 1 側方向き第 1 光学アセンブリ 602 A (内視鏡先端部分 600 a と 600 b のどちらが使用されたかによる) によって撮像される。符号 711' が付されたポリープ 311 の拡大画像を含む拡大画像 720 を表す、第 1 側方ビュースクリーン 703 の分解図を示す。

【0165】

内視鏡手技中、臨床医又はオペレータは、体腔 (大腸等) 内で内視鏡先端部分 600 a 及び 600 b を使用するとき、図 6 A に表す光学アセンブリ 601, 602 及び 603

(又は図6Bに表す光学アセンブリ601, 602A及び603)によって伝達された画像(一般にビデオフィールド)を観察しながら、内視鏡先端部分600a(又は600b)を前進させる。ある実施形態によれば、オペレータは、大腸の壁にポリープ711を特定し又は発見した時に、内視鏡先端部分600a(又は内視鏡先端部分600b)をポリープ711の付近に移動させ又は前進させることができ、図6に表す第2作業距離のレンズ611を有する第1側方向き光学アセンブリ602を使用して、ポリープの画像を拡大することができる。他の実施形態では、オペレータは、図6Bに表す第2作業距離のレンズ631を備える第1側方向き第2光学アセンブリ602Bを使用して、ポリープの画像を拡大することができる。拡大画像711'が表すポリープ711の状態に従って、オペレータは、内視鏡の作業チャンネルを通じて処置具を挿入して、ポリープ711の試料又は当該ポリープ全体を、生検のために、除去、処置及び/又は抽出するかを決めることができる。

10

【0166】

これから、側方ビュースクリーン703上の拡大画像311'を表す図7Bを参照する。ポリープ311を大きく拡大させて表示しており、ポリープ311は側方ビュースクリーン703の広い部分を占める。一方、例えば大腸707及び大腸のひだ709の画像は、デフォルトの倍率で前方スクリーン701上に表示される。しかしながら、前方ビュースクリーン701及び第2側方ビュースクリーン705で画像をデフォルトの倍率で表示しながら、第1側方ビュースクリーン703で、ポリープ311に例えば約30%以上だけズームインし拡大することは、オペレータにとって視線方向を見失うおそれ、一般に眼精疲労のおそれ及び違和感を感じるおそれがあり、これによりオペレータがポリープを首尾良く調査、処置及び/又は除去することに支障をきたすおそれがある。

20

【0167】

これから、第1側方ビュースクリーン703上の拡大画像と、暗くし、黒くし又は無効にした前方ビュースクリーン701及び第2側方ビュースクリーン705とを表す図7Cを参照する。ポリープ311を大きく拡大させて表示しており、ポリープ311は第1側方ビュースクリーン703の大きな部分を占める一方、他の2つのスクリーン701及び705を無効にし、黒くし及び/又は暗くしている。前方ビュースクリーン701及び第2側方ビュースクリーン705を無効にし、黒くし及び/又は暗くすることによって、オペレータは、視覚的に妨害され又は混乱することなく、拡大されたポリープ画像311'を調査できる。

30

【0168】

本明細書の態様及び実施形態によれば、プロセッサは、以下のふるまいを任意の順序で実施するように構成される。

- ・前方向き光学アセンブリ601のスイッチを切り、関連照明608のスイッチを切り、及び/又は前方ビュースクリーン701の表示のスイッチを切り、黒くし若しくは暗くする、

- ・第2側方向き光学アセンブリ603のスイッチを切り、関連照明628のスイッチを切り、及び/又は第2側方ビュースクリーン705の表示のスイッチを切り、黒くし若しくは暗くする、

40

- ・ズームインするために、第1側方向き光学アセンブリ602の作動距離を、第1レンズ609を外に移動させその代わりに第2レンズ611を光路610内に移動させることによって、第1作動距離から第2作動距離に切り替える(内視鏡先端部分600aが使用されている場合)あるいは、ズームインするために、例えば給電を断つことによって、第1側方向き第1光学アセンブリ602A(第1作動距離を有する)のスイッチを切り、非アクティブ化し又は無効にするとともに、例えば給電をすることによって、第1側方向き第2光学アセンブリ602B(第2作動距離を有する)のスイッチを入れ、アクティブ化し又は有効にする(内視鏡先端部分600bが使用されている場合)

【0169】

このことによって、第1側方ビュースクリーン703は、それ以前の拡大されていない

50

ポリープ画像 3 1 1 の代わりに拡大されたポリープ画像 7 1 1 ' ' を表示しながら、前方ビュースクリーン 7 0 1 及び第 2 側方ビュースクリーン 7 0 5 を無効にでき、黒くでき又は暗くできる。

【0 1 7 0】

これから、特定の実施形態に従い、多焦点マルチカメラ内視鏡の先端部分、体腔の内壁及び興味対象物の斜視図を表す図 8 A を参照する。内視鏡先端部分 8 0 0 (図 6 A , 6 B の内視鏡先端部分 6 0 0 a 又は 6 0 0 b とすることができる) は、前方向きビュー素子又はカメラ 8 0 1 と、1 つ以上の前方向き照明 8 0 2 と、作業チャンネル 8 0 3 と、カメラ 8 0 1 及び照明 8 0 2 を洗浄する流体インジェクションチャンネル 8 0 4 及び 8 0 5 と、多焦点側方向きビュー素子 8 1 1 と、1 つ以上の側方向き照明 8 1 2 とを備える。また様々な代替的实施形態において、内視鏡先端部分 8 0 0 は任意に、多焦点ビュー素子 8 1 1 とは反対側に位置付けられた、他の側方向きビュー素子と 1 つ以上の関連側方向き照明とを備える。

10

【0 1 7 1】

いくつかの実施形態によれば、用語「体腔の内壁」は例えば、大腸又は腸の内壁を含む。例えば大腸の壁とすることができる体腔 8 5 0 の内壁付近に存在する、マルチカメラ内視鏡の先端部分 8 0 0 を示す。当該内壁は、更なる調査を必要とすることがある異常又は興味対象物 8 6 0 を有する。この更なる調査のために、多焦点側方向きビュー素子 8 1 1 の動作作動距離を、第 1 作動距離 (例えば図 6 A のレンズ 6 0 9 が提供し又は図 6 B の第 1 側方向き第 1 光学アセンブリ 6 0 2 B が提供する) から、より大きな倍率すなわち第 2 作動距離 (例えば図 6 A のレンズ 6 1 1 が提供し又は図 6 B の第 1 側方向き第 2 光学アセンブリ 6 0 2 B が提供する) に変える。ある態様によれば、より大きな倍率すなわち第 2 作動距離を示す矢印 8 1 0 で表すように、興味対象物 8 6 0 が多焦点側方向き光学アセンブリ 8 1 1 に近すぎることがある。図 8 A に示すように、対象物 8 6 0 に対する距離は、より大きな倍率のレンズ 6 1 1 の作動距離又は第 1 側方向き第 2 光学アセンブリ 6 0 2 B が提供する作動距離と合致しないため、より大きな倍率の作動距離にズームインし又は移ると、図 7 に示す側方ビュースクリーン 7 0 3 上に、不鮮明な対象物 8 6 0 の画像が生成されるおそれがある。

20

【0 1 7 2】

これから、特定の実施形態に従う、多焦点マルチカメラ内視鏡の先端部分 8 0 0 及び膨張した大腸の斜視図を示す、図 8 B を参照する。様々な実施形態において、体腔 8 5 0 の内壁は、内視鏡先端部分 8 0 0 から押しやられ、それによって多焦点側方向きビュー素子 8 1 1 の内壁に対する距離が大きくなり、矢印 8 1 0 で示す作動距離が、側方向きビュー素子 8 1 1 から興味対象物 8 6 0 までの距離と概ね合致する。一実施形態では、例えば流体インジェクションチャンネル 8 0 4 を通じてガスを大腸へ噴射することによって、多焦点側方向きビュー素子 8 1 1 から体腔 8 5 0 の内壁までの距離を大きくし又は調整する。

30

【0 1 7 3】

これから、特定の実施形態に従い、体腔の内壁と接触するように構成される、1 つ以上好ましくは 3 つ以上の距離決定部材を備える、多焦点マルチカメラ内視鏡の先端部分 8 0 0 の斜視図を表す図 8 C を参照する。本明細書の態様によれば、距離決定部材又はスペーサ (スペーサ 8 0 7 A 及び 8 0 7 B 等) を、先端部分 8 0 0 から半径方向外側へ引き出し、延在させ又は展開させる。距離決定部材又はスペーサは、多焦点側方向きビュー素子 8 1 1 と体腔 8 5 0 の内壁との間の距離を維持するように構成される。本実施形態では図 8 C に示す 2 つの距離決定部材 8 0 7 A , 8 0 7 B を設ける一方、より好ましい実施形態では 3 つ以上のかかる距離決定部材が設けられる。代替的な実施形態では、1 つ以上の距離決定部材又はスペーサを利用する。第 1 距離決定部材 8 0 7 A 及び第 2 距離決定部材 8 0 7 B は、多焦点側方向きビュー素子 8 1 1 から対象物 8 6 0 まで、(例えば図 6 A に表されるレンズ 6 1 1 が提供する又は図 6 B の第 1 側方向き第 2 光学アセンブリ 6 0 2 B が提供する) より大きな倍率すなわち第 2 作動距離と合致する一定の距離を維持するために、体腔 4 5 0 の内壁と接触するように構成される。したがって、第 1 距離決定部材 8 0 7 A

40

50

及び第2距離決定部材807Bは、先端部分800の半径方向外側に及ぶ寸法及び/又は先端部分800の半径方向外側の位置に配置され、多焦点側方向きビュー素子811が撮像する、側方ビュースクリーン703(図7Cに表される)上に表示される拡大画像を安定して取得できるように構成される。

【0174】

様々な実施形態において、1つ以上の距離決定部材807A及び807Bは、先端部分800の先端側端部に装着される、又は起動若しくは作動されたときに先端部分800から半径方向外側に引き出される、展開可能なリングである。リングの起動又は展開は、例えば一実施形態では内視鏡先端部分800を含む内視鏡のハンドルのボタン又はスイッチを押下することによって行う。あるいは多焦点側方向きビュー素子811が(例えば図6Aに表されるレンズ611が提供する又は図6Bの第1側方向き第2光学アセンブリ602Bが提供する)第2作動距離で拡大画像を取得できるときに、リングを自動的に展開させるように、内視鏡と関連付けられるプロセッサを構成することによって行う。代替的な実施形態では、1つ以上の距離決定部材807A、807Bを、図4の突起415, 415, 417に類似する突起又はスペーサとして設計する。

10

【0175】

様々な実施形態において、距離決定部材又はスペーサ807A, 807Bの半径方向突出高さ'H'を、1.5mmから7mmの範囲にする。一実施形態では、1つ以上の距離決定部材又はスペーサ807A, 807Bの半径方向突出高さ'H'を2mmに制限して、ビュー素子811の視界がスペーサ807A, 807Bによってひずまないことを確保する。様々な実施形態において、1つ以上の距離決定部材807A, 807Bは互いに、任意の2つの連続する距離決定手段間の距離'D'が8mmから10mmの範囲又は10mmから15mmの範囲になるように、間隔を空けて配置される。

20

【0176】

図9は、内視鏡(大腸内視鏡等)の多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分を用いて、体腔(大腸等)内の領域又は興味対象物の拡大された眺めを取得する方法900の例示的な複数ステップを示すフローチャートである。内視鏡と関連付けられたプロセッサは、方法900を実施するように構成される。これから図6A, 6B及び9を参照して、ステップ910では、多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分(例えば先端部分600a又は600b)を、少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリ(すなわち先端部分600aの第1側方向き光学アセンブリ602又は先端部分600bの第1側方向き第1光学アセンブリ602A)を第1動作モードとして、患者の大腸内で移動させて、異常、領域又は興味対象物(ポリープ等)を特定する。第1動作モードの間、少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリは、第1作動距離で大腸の画像及び/又はビデオを取得する。少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリは、内視鏡先端部分600a又は600bのどちらが使用されているかによって、第1レンズ609又は(第1側方向き第2光学アセンブリ602Bが無効となっている間)第1側方向き第1光学アセンブリ602Aを使用して、第1作業距離で作動できる。ある実施形態では、内視鏡先端部分をデフォルトでは第1モードで動作させる。

30

【0177】

少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリから取得した第1動作モードの画像及び/又はビデオを特定された異常と一緒に、対応する第1側方ビュースクリーンに表示するとともに、前方及び第2側方向き光学アセンブリからそれぞれ取得した画像及び/又はビデオを、対応する前方及び第2側方向きスクリーンに表示する。少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリが撮像した時に、第1側方ビュースクリーン上に見える特定された異常は、また前方方向き光学アセンブリが重複視野において撮像した時に、前方ビュースクリーンにも同時に表示されることを認識するはずである。様々な実施形態において、第1動作モードの間、異常を撮像した第1作動距離に対する画像では、100xから6xまでの倍率が可能である。

40

【0178】

50

ステップ520では、プロセッサは、特定された異常を含む拡大画像を取得して第1側方ビュースクリーンに表示するために、少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリが第2動作モードで作動できるようにする。第2動作モードの間、少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリは、第2作動距離で拡大画像を取得する。少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリは、内視鏡先端部分600a又は600bのどちらが使用されているかによって、第2レンズ611を使用するように切り替えることによって、又は(第1側方向き第1光学アセンブリ602Aを同時に無効にしながら)第1側方向き第2光学アセンブリ602Bを作動させることによって、第2作業距離で作動できる。様々な実施形態において、第2動作モードの間、異常を撮像した第2作動距離に対する画像では、250xから100xまでに及ぶ倍率が可能である。

10

【0179】

ある実施形態によれば、少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリと特定された異常又は興味対象物との間の距離は、1つ以上の距離決定部材(例えば図8Cの部材807A, 807)を内視鏡先端部の先端側端部から半径方向外側へ展開するとともに、1つ以上の距離決定部材が大腸の異常又は内壁に接触し、それによって概ね第2作動距離を維持するまで先端部分を前進させることによって維持される。この実施形態では、距離決定部材を、部分的に又は完全に、格納又は展開することによって、一実施形態ではリングである距離決定部材の半径方向外側に展開される広がり又は範囲を変えることができる。他の実施形態では、距離決定部材を先端側端部に付着させることによって、第2作動距離に概ね合致する半径方向における固定の広がり又は範囲をもたらす。

20

【0180】

他の実施形態によれば、内視鏡先端部分から大腸の内壁に位置する興味対象物を押しやるために体腔(大腸等)を膨張させ、それによって少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリから内壁までの距離を大きくして、作動距離を多焦点側方向き光学アセンブリから興味対象物まで距離に概ね合致させる。一実施形態では、例えば先端部分の先端側端部に配置された流体インジェクションチャンネルを通じてガスを大腸に噴出することによって、少なくとも1つの多焦点側方向き光学アセンブリから体腔の内壁までの距離を大きくし又は調整する。

【0181】

ステップ530では、第1側方ビュースクリーン上の拡大画像の倍率が所定の割合を超える場合に、プロセッサは以下のふるまいのいずれか1つ又はこれらの組み合わせを実施する。すなわち、第1側方ビュースクリーン上の拡大画像の倍率が所定の割合を超える場合に、a)前方及び第2側方向き光学アセンブリと関連付けられた照明のスイッチを入れたまま、かつ前方及び第2側方向きスクリーンのスイッチも入れ続けたまま、前方及び第2側方向き光学アセンブリのスイッチを切る又は無効にする、b)前方及び第2側方向き光学アセンブリはライブ画像及び/若しくはビデオストリームを生成し続けたまま、かつ前方及び第2側方向きスクリーンのスイッチも入れ続けたまま、前方及び第2側方向き光学アセンブリと関連付けられる前方及び第2側方照明のスイッチを切る、並びに/又はc)前方及び第2側方向き光学アセンブリはライブ画像及び/若しくはビデオストリームを生成し続けたまま、かつ前方及び第2側方向き光学アセンブリと関連付けられる照明のスイッチも入れたまま、前方及び第2側方向きスクリーンの画像及び/若しくはビデオの表示のスイッチを切る、暗くする又は黒くする、ことをプロセッサは可能にする。いくつかの実施形態では、所定の倍率の割合は、約30%以上である。

30

40

【0182】

必要ならば、拡大画像を見ながら、異常又は興味対象物の試料又は全体を、生検のために、除去、処置及び/又は抽出するために、内視鏡の側方サービス又は作業チャンネルを通じて処置具を挿入することができる。ある実施形態によれば、内視鏡のハンドルのボタン又はスイッチを作動させることで、プロセッサに内視鏡先端部分の動作モードを第1動作モードから第2動作モードに切り替えさせる。

【0183】

50

図 1, 2 の内視鏡先端部分 1 0 0 a, 1 0 0 b では前方向き光学アセンブリ 1 0 1 (又は 1 0 1 A, 1 0 1 B) として構成される単一の多焦点光学アセンブリを図示し、図 6 A, 6 B の内視鏡先端部分 6 0 0 a, 6 0 0 b では第 1 側方向き光学アセンブリ 6 0 2 (又は 6 0 2 A, 6 0 2 B) として構成される単一の多焦点光学アセンブリを図示しているが、様々な代替的实施形態において、多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分は複数の多焦点光学アセンブリを備えることができることを理解するはずである。例えば、様々な実施形態の内視鏡先端部分は、前方向き光学アセンブリ並びに第 1 及び / 又は第 2 側方向き光学アセンブリとして構成される、少なくとも 2 つそして 3 つまでの多焦点光学アセンブリを備えることができる。複数の多焦点光学アセンブリを備える当該内視鏡先端部分では、拡大された又は微視的な眺めにおける異常を観察するために最も良く適合し、位置付けられ又は方向付けられた多焦点光学アセンブリは、第 2 動作モードで作動して、対応するスクリーン上に拡大された眺めを表示することができる一方、残りの光学センブリ及び / 又は対応するスクリーンを無効にし及び / 又は暗くする。

10

20

30

40

50

【0184】

図 1 0 A 及び 1 0 B は、異常又は興味対象物 1 0 2 2 (ポリープ等) を有する、体腔 (大腸等) の内壁 1 0 2 0 の画像及び / 又はビデオを眺め取得するために使用される内視鏡先端部分 1 0 0 0 を示す。先端部分 1 0 0 0 は、集積回路基板に装着された撮像センサ 1 0 0 5 と、撮像センサ 1 0 0 5 に装着されて画像を撮像するレンズアセンブリ 1 0 0 7 と、1 つ以上の関連照明 (照明 1 0 0 8 及び 1 0 0 9 等) とを備える光学アセンブリ 1 0 0 1 を有する。第 1 照明 1 0 0 8 は第 1 範囲の照明 1 0 3 0 を生成し、第 2 照明 1 0 0 9 は第 2 範囲の照明 1 0 3 2 を生成する。

【0185】

図 1 0 A に表すように、先端部分 1 0 0 0 が体腔を通して移動している間、光学アセンブリ 1 0 0 1 はポリープ 1 0 2 2 から第 1 作動距離の位置に配置され、当該位置で第 1 及び第 2 範囲の照明はポリープ 1 0 2 2 を十分に照射して、撮像センサ 1 0 0 5 及びレンズアセンブリ 1 0 0 7 によってポリープ 1 0 2 2 の画像を撮像することができる。いったんポリープ 1 0 2 2 が特定されると、(例えばポリープ 1 0 2 2 を細かに分析するため) ポリープ 1 0 2 2 の拡大された画像又は眺めを取得するために、図 1 0 B に表すように内視鏡先端部分 1 0 0 0 は直ちにポリープ 1 0 2 2 により近い第 2 作動距離まで接近する。第 2 作動距離は第 1 作動距離よりも短く、図 1 0 B に表すように、(より短い) 第 2 作動距離では、第 1 範囲の照明 1 0 3 0 及び第 2 範囲の照明 1 0 3 2 はポリープ 1 0 2 2 を部分的に又は完全に照射できない。したがって、仮にレンズアセンブリ 1 0 0 7 が、第 2 作動距離においてポリープ 1 0 2 2 の画像を撮像するのに十分な作動距離又は視野を提供する光学素子 (レンズ等) を備えたとしても、適切な照明が無いために、ポリープ 1 0 2 2 の画像を観察又は取得する能力が少なくなる。

【0186】

ゆえに、ある態様に従って、本明細書は、照明又は 1 つ以上の照明の視野を調整し、向け直し又は再分配して、光学アセンブリを使用して興味対象物の拡大画像及び / 又はビデオを観察又は取得するために、興味対象物への十分な照射を促進するシステム及び方法を開示する。

【0187】

図 1 1 A から 1 1 J は、少なくとも 1 つの光学アセンブリと、1 つ以上の関連照明と、関連光調整要素とを有する、様々な実施形態の内視鏡の内視鏡先端部分 1 1 0 0 a から 1 1 0 0 g の断面図を示す。(関連照明及び光調整要素と共に提供される) 少なくとも 1 つの光学アセンブリを、前方向き光学アセンブリ、第 1 側方向き光学アセンブリ及び / 又は第 2 側方向き光学アセンブリとして構成できることが理解されるはずである。したがって様々な実施形態において、内視鏡先端部分は、種々の実施形態では 1 5 0 ° ~ 1 7 0 ° の範囲の視野角 (F O V) をそれぞれ有する、前方向き光学アセンブリ、第 1 側方向き光学アセンブリ及び / 又は第 2 側方向き光学アセンブリとして構成される、1 つ、2 つ及び最大 3 つの光学アセンブリを備える、多焦点マルチカメラ先端部分である。また、前方向き

光学アセンブリ、第1側方向き光学アセンブリ及び/又は第2側方向き光学アセンブリとして構成される最大3つの光学アセンブリを備えるマルチカメラ先端部分の様々な実施形態では、前方向き光学アセンブリの焦点距離は1.1mmのオーダーである一方、第1及び/又は第2側方向き光学アセンブリの焦点距離は1.0mmのオーダーである。またいくつかの実施形態では、第1及び/又は第2側方向き光学アセンブリは、これらの光軸が内視鏡の先端側端部から6mm~10mmの範囲の距離に存在するように位置付けられる。

【0188】

図11A及び11Bは、第1実施形態に従い、集積回路基板に装着された撮像センサ1105と、撮像センサ1105に装着され、第1レンズ1107a及び第2レンズ1107bを含むレンズアセンブリ1107と、1つ以上の照明（例えば第1照明1108及び第2照明1109）とを備える、少なくとも1つの多焦点光学アセンブリ1101を有する内視鏡先端部分1100aを示す。

10

【0189】

第1レンズ1107aと第2レンズ1107bとの間の距離を調整可能として、光学アセンブリ1101（又はレンズアセンブリ1107）の作動距離又は焦点距離を、第1作動距離又は第1焦点距離から第2作動距離又は第2焦点距離に変えることを可能とする。この実施形態では、レンズ1107a及び1107bの両方が、共通又は同一の光路又は光軸を持つように配置されることが理解されるはずである。第1作動距離は、内視鏡先端部分1100aが体腔（大腸等）を通過して移動するときの、典型的又は標準的な作動距離と関連付けられる。第2作動距離は、内視鏡先端部分1100aが異常（ポリープ等）の拡大画像を取得するために特定された（分析対象の）異常又は興味対象物のより近くに移動したときの、標準的な作動距離又は第1作動距離よりも短い微視的な作動距離と関連付けられる。

20

【0190】

第1実施形態によれば、内視鏡先端部分1100aは、図11Aに格納構成で表すとともに図11Bに展開構成で表す、第1及び第2光調整要素1118aも備える。ある実施形態では、光調整要素1118aは、光学アセンブリ1101の両側に位置付けられて、光学アセンブリ1101が関連照明1108, 1109と共に、第1及び第2光調整要素1118aの間に存在する。ある実施形態では、光調整要素1118aは、光を散乱又は拡散反射するように構成されるランバート反射の表面を有する。当業者は、ランバート反射とは、理想的に「マットな」又は拡散反射する表面を定める特性であることを理解するはずである。ランバート面の観測者に対する見かけ上の輝度は、観測者の観測角にかかわらず同じである。ある実施形態では、光調整要素1118aにランバートコーティングを持たせるエッチングを施す。ランバートコーティングのコーティング材料の範囲には、例えば、ラブスフェア社製スペクトラロン（登録商標）又はスペクトラフレクト（登録商標）が含まれるが、これらに限定されるものではない。

30

【0191】

一実施形態では、光調整要素1118aは、展開又は突出するために膨張可能であり、電氣的及び/又は機械的に作動可能なバルーンである。別の実施形態では、光調整要素1118aは、最初は格納構成で渦巻状に巻き付けられ、その後は展開構成で展開されるスクリーンである。

40

【0192】

臨床医は内視鏡手技中の間、光学アセンブリ1101に第1作動距離又は焦点距離を提供させながら、また光調整要素1118aは格納構成をとりながら、内視鏡先端部分1100aを体腔を通過して移動させ、第1照明1108及び第2照明1109から放射される光が第1照射モードで（図10に表されるように）異常を直接明るくし又は照射する。いったん異常が特定されると、内視鏡先端部分1100aを異常に接近させて、第1レンズ1107aと第2レンズ1107bとの間の距離を調整して、光学アセンブリ1107が微視的又は第2作動距離を提供できるようにし、（一実施形態ではバルーンである）光調

50

整要素 1 1 1 8 a を（例えばバルーンを膨張させることにより）突出又は展開させて、照明 1 1 0 8 , 1 1 0 9 から放射される光線を反射又は向け直して複数の斜光線とし、当該斜光線が第 2 照射モードで異常に向けられる。したがって、第 2 照射モードにおいて、斜光線は、第 2 作動距離で異常の拡大画像を観察及び / 又は撮像するために、異常を十分に明るくする。

【 0 1 9 3 】

一実施形態では、バルーンが膨張して展開されるときに、バルーンが多焦点光学アセンブリ 1 1 0 1 の異常からの距離を第 2 作動距離又は第 2 焦点距離に概ね合致させることができるように、バルーンの寸法及び / 又はバルーンの膨張量を定める。

【 0 1 9 4 】

図 1 1 C は、第 2 実施形態に従う内視鏡先端部分 1 1 0 0 b を示す。第 2 実施形態では、多焦点光学アセンブリ 1 1 0 1 及び関連照明 1 1 0 8 , 1 1 0 9 は、光調整要素 1 1 1 8 a が含まれる点で、図 1 1 A 及び 1 1 B の第 1 実施形態に類似する。さらに、第 2 実施形態では、照明 1 1 0 8 , 1 1 0 9 が放射する光が第 1 及び第 2 光調整要素 1 1 1 8 b に当たって通過する必要があるように、第 1 及び第 2 光調整要素 1 1 1 8 b を第 1 及び第 2 照明の光放射面の上に位置付ける。

【 0 1 9 5 】

様々な実施形態において、光調整要素 1 1 1 8 b は光ディフューザを含み、光ディフューザは例えば、液晶透過型スクリーン、可動かつ半透明のディフューザーフィルム又は量子ウェルディフューザーであるが、これらに限定されるものではない。液晶透過型スクリーン又は可動かつ半透明のディフューザーフィルムの例には、透明なポリマーマトリックス内で分散された液晶材料の微小液滴を有する、P D L C フィルムとも呼ばれる、高分子分散型分散型液晶フィルムを含む。透明な電極をフィルムの両側の表面に適用する。電界が無いときには、液晶の微小液滴は光を拡散し、フィルムは半透明となる。しかしながら、電極間に印加される電界によって液晶分子は方向付けられて、フィルムは光を拡散せずに透過させて、フィルムは透明になる。あるいは、P D L C フィルムを、電界が無いときには液晶の微小液滴が光を拡散せずに透過させて、フィルムが透明になるように構成することができる。しかしながら、電極間に印加される電界は、液晶分子を方向付けて、光を拡散又は散乱させて、フィルムが半透明になる。

【 0 1 9 6 】

第 1 照射モードの間、臨床医が、光学アセンブリ 1 1 0 1 に第 1 作動距離又は第 1 焦点距離を提供させながら、体腔を通して内視鏡先端部分 1 1 0 0 b を移動させるときに、光調整要素 1 1 1 8 a は格納されており、要素 1 1 1 8 b は、光を、少し拡散させ又は拡散させずに通過させる。しかしながら、第 2 照射モードの間、臨床医が、第 2 作動距離を提供する光学アセンブリ 1 1 0 1 によって拡大された眺め又は画像を撮像するために、内視鏡先端部分 1 1 0 0 b を異常に接近させるときに、光調整要素 1 1 1 8 b は光を大きく散乱若しくは拡散させながら通過させ、及び / 又は光調整要素 1 1 1 8 a は展開構成となって光を乱反射する。有利には、光を散乱又は拡散させることで、第 2 作動距離における微視的像にとって望ましい、複数の斜光線による照射が得られる。

【 0 1 9 7 】

有利には、拡散光は大きな照射角度を有する。いくつかの実施形態によれば、拡散光の照射角度をほぼ 1 8 0 ° とする。いくつかの実施形態によれば、拡散光の照射角度を 1 2 0 ° ~ 1 8 0 ° の範囲とする。図 1 3 A は、電界が光ディフューザに印加されていないときの、光ディフューザ（例えば光調整要素 1 1 1 8 a ）における相対照度 1 3 0 5 の放射角度 1 3 0 8 に対する変化を極座標で示す図を表す。一実施形態では、光ディフューザは、電界が印加された場合には光を拡散又は散乱させるが、その他の場合は光を透過させる、P D L C フィルムである。本明細書で議論したように、P D L C フィルムは、透明なポリマーマトリックス内で分散された液晶材料の微小液滴を有する。液晶の各微小液滴は、典型的には光の波長に近い 5 - 1 0 μ m の寸法の別個の液晶分子を有する。電界を発生させることによって、偏光及び光の拡散の状態も変える。したがって、図 1 3 B に表すように

10

20

30

40

50

、電界をPDLフィルムに印加すると、光の相対照度1305'が、前述の照度の広がり1305と比較して、より広い放射角度1308にわたって広がり又は散乱する。

【0198】

図11Dは、先端部分1100cが2種類の光調整要素1118a, 1118bを備える点で第2実施形態(1100b)に類似する、第3実施形態に従う内視鏡先端部分1100cを示す。図11Dは具体的には、第2作動距離を提供するように調整された多焦点光学アセンブリ1101を有する内視鏡先端部分1100cが、体腔の内壁1120に存在する異常1122に接近したときにおける、第2照射モードを示す。図に表すように、第2照射モードにおいて、展開構成の光調整要素1118aは、照明1108, 1109の光を乱反射し、また、光調整要素1118bは、照明1108, 1109からの光を大きく散乱又は拡散させて通過させ、異常1122を照射する複数の斜光線1130, 1132を形成する。様々な代替的实施形態において、2種類の光調整要素1118a, 1118bを内視鏡先端部分に設け、微視的視覚化及び微視的像を得るために、2種類の光調整要素1118a, 1118bのいずれか1種類又は2種類を作動させて異常を照射するのに使用することができることを理解するはずである。したがって、様々な実施形態によれば、光調整要素1118a, 1118bは、微視的像を取得するための暗視野照明を提供するために、光を調整し、向け直し、乱反射させ又は反射するように構成される。異常に対して鋭角であることを特徴とする斜光線としての光を提供することによって、暗視野照明を達成して、異常から多焦点光学アセンブリに直接反射される光を最小限にする。

10

20

【0199】

図11E及び11Fは、第1実施形態(1100b)に類似するがレンズアセンブリ1107が交替可能な第1及び第2レンズ1107a, 1107bを備える点で異なる、第4実施形態に従う内視鏡先端部分1100dを示す。したがって、第1照射モードの間、図11Eに示す多焦点光学アセンブリ1101は、レンズアセンブリ1107の光路又は光軸に位置付けられた第1レンズ1107aにより、第1作動距離又は第1焦点距離を提供することができ、その間光調整要素1118a(バルーン等)は格納構成である。しかしながら、第2照射モードの間、図11Fに示す光学アセンブリ1101は、第1レンズ1107aを光路外に移動させるとともに、第2レンズ1107bを光路又は光軸に挿入することによって、第2作動距離又は第2焦点距離を提供することができ、その間光調整要素1118aは(例えばバルーンを膨張させることにより)展開構成である。

30

40

【0200】

図11Gは、第3実施形態(1100c)に類似するが、図11E, 11Fの実施形態のようにレンズアセンブリ1107が交替可能な第1及び第2レンズ1107a, 1107bを備える点で異なる、第5実施形態に従う内視鏡先端部分1100eを示す。これから図11Gを参照して、第1照射モードの間、多焦点光学アセンブリ1101は、レンズアセンブリ1107の光路又は光軸に位置付けられた第1レンズ1107aにより、第1作動距離又は第1焦点距離を提供することができ、その間光調整要素1118a(バルーン等)は格納構成であり、光調整要素1118b(液晶透過型スクリーン等)は、それを通る光を、少し拡散若しくは散乱させて又は拡散若しくは散乱させずに通過させることができる。しかしながら、第2照射モードの間、光学アセンブリ1101は、第1レンズ1107aを光路外に移動させるとともに、第2レンズ1107bを光路又は光軸に挿入することによって、第2作動距離又は第2焦点距離を提供することができ、その間、光調整要素1118aは展開構成であり、及び/又は光調整要素1118bはそれを通る光を大きく拡散又は散乱させて通過させることができる。

40

【0201】

図11H及び11Iは、第3実施形態(1100c)に類似するが、先端部分1100fが第1及び第2多焦点光学アセンブリ1101, 1101'(まとめて「複合多焦点光学アセンブリ」と呼ぶ)を備える点で異なる、第6実施形態に従う内視鏡先端部分1100fを示す。第1及び第2多焦点光学アセンブリ1101, 1101'は、集積回路基板にそれぞれ実装される対応撮像センサ1105, 1105'と、撮像センサ1105, 1

50

1 0 5' にそれぞれ装着される対応レンズアセンブリ 1 1 0 7, 1 1 0 7' と、1 つ以上の関連照明（照明 1 1 0 8, 1 1 0 9 等）とを備える。第 1 レンズアセンブリ 1 1 0 7 によって、光学アセンブリ 1 1 0 1 は第 1 作動距離又は第 1 焦点距離を提供することができる。第 2 レンズアセンブリ 1 1 0 7' によって、光学アセンブリ 1 1 0 1' は第 2 作動距離又は第 2 焦点距離を提供することができる。これから図 1 1 H を参照して、第 1 照射モードの間、第 1 光学アセンブリ 1 1 0 1 は第 1 作動距離又は第 1 焦点距離を提供することができ、第 2 光学アセンブリ 1 1 0 1' は無効になっており、この間、光調整要素 1 1 1 8 a（バルーン等）は格納構成である。しかしながら、第 2 照射モードの間、図 1 1 I に示すように、第 2 光学アセンブリ 1 1 0 1' は有効になっており第 2 作動距離又は第 2 焦点距離を提供することができ、第 1 光学アセンブリ 1 1 0 1 は無効になっており、この間、光調整要素 1 1 1 8 a は展開構成である。

10

【0 2 0 2】

図 1 1 J は、第 3 実施形態（1 1 0 0）に類似するが、図 1 1 H, 1 1 I の実施形態と同様に、先端部分 1 1 0 0 g が第 1 及び第 2 光学アセンブリ 1 1 0 1, 1 1 0 1'（「複合多焦点光学アセンブリ」）を備える点で異なる、第 7 実施形態に従う内視鏡先端部分 1 1 0 0 g を示す。図 1 1 J に表すように、第 1 照射モードの間、第 1 光学アセンブリ 1 1 0 1 は第 1 作動距離又は第 1 焦点距離を提供することができ、第 2 光学アセンブリ 1 1 0 1' は無効になっており、この間、光調整要素 1 1 1 8 a（バルーン等）は格納構成であり、光調整要素 1 1 1 8 b（液晶透過型スクリーン等）は、それを通る光を、少し拡散若しくは散乱させて又は拡散若しくは散乱させずに通過させることができる。しかしながら、第 2 照射モードの間、第 2 光学アセンブリ 1 1 0 1' は有効になっており、第 1 光学アセンブリ 1 1 0 1 は無効になっており、この間、光調整要素 1 1 1 8 a は展開構成であり、及び / 又は光調整要素 1 1 1 8 b はそれを通る光を大きく拡散又は散乱させて通過させることができる。

20

【0 2 0 3】

様々な実施形態において、第 2 照射モードの間、医師は、内視鏡のハンドルの少なくとも 1 つのボタン又はスイッチを作動させることによって、光調整要素 1 1 1 8 a 及び / 又は 1 1 1 8 b を手動でアクティブ化し、関連プロセッサを起動させて、内視鏡先端部分（1 1 0 0 e, 1 1 0 0 g）が第 1 照射モードで作動できるようにする。他の実施形態では、内視鏡先端部分が第 2 照射モードで自動的に作動できるように、プロセッサを構成する。

30

【0 2 0 4】

いくつかの代替的实施形態では、照明の照度を調整することができる。幾つかの実施形態によれば、少なくとも 1 つの照明のスイッチを切る一方、他の照明のスイッチを入れる。更なる実施形態によれば、内視鏡先端部分は、多焦点光学アセンブリから異なる距離に配置される、複数の照明を備える。有利には、第 2 照射モードにおいて、多焦点光学アセンブリに近接して配置された照明のスイッチを切る一方、多焦点光学アセンブリから比較的より遠くに配置された照明のスイッチを入れ、これらによって異常から多焦点光学アセンブリまで直接反射される光を低減させる。

【0 2 0 5】

図 1 2 は、様々な実施形態に従い、内視鏡（大腸内視鏡等）の多焦点マルチカメラ内視鏡先端部分を用いて、体腔（大腸等）内の領域又は興味対象物の拡大された眺めを取得する方法 1 2 0 0 の例示的な複数ステップを示すフローチャートである。内視鏡に関連付けられるプロセッサは、方法 1 2 0 0 を実施するように構成される。

40

【0 2 0 6】

これから図 1 1 A から 1 1 J 及び 1 2 を参照して、ステップ 1 2 1 0 では、多焦点マルチカメラ内視鏡の先端部分（例えば先端部分 1 1 0 0 a から 1 1 0 0 g のいずれか 1 つ）に患者の大腸内を移動させる。様々な実施形態において、内視鏡先端部分は、少なくとも 1 つそして 3 つまでの多焦点光学アセンブリを備える。様々な実施形態において、1 つ以上の多焦点光学アセンブリを、前方向き光学アセンブリ並びに第 1 及び / 又は第 2 側方向

50

き光学アセンブリとして構成する。図 1 1 から 1 1 J に示すように、少なくとも 1 つの多焦点光学アセンブリは、a) 少なくとも 2 つのレンズを有するように構成され、両レンズは少なくとも 1 つの光学アセンブリの同じ光路若しくは光軸に位置付けられて、2 つのレンズ間の距離を調整することによって、第 1 作動距離若しくは第 1 焦点距離若しくは第 2 作動距離若しくは第 2 焦点距離を提供し、b) 少なくとも 1 つの光学アセンブリの光路若しくは光軸に交替可能に移動する、少なくとも 2 つのレンズを有するように構成され、第 1 作動距離若しくは第 1 焦点距離及び第 2 作動距離若しくは第 2 焦点距離を提供し、又は、c) 第 1 光学アセンブリ及び第 2 光学アセンブリを備える「複合光学アセンブリ」として構成されて、第 1 光学アセンブリは第 1 レンズ（若しくは複数のレンズ）を有して、第 1 作動距離若しくは第 1 焦点距離を提供するとともに、第 2 光学アセンブリは第 2 レンズ（若しくは複数のレンズ）を有して、第 2 作動距離若しくは第 2 焦点距離を提供する。本明細書で前に議論したように、第 1 作動距離又は第 1 焦点距離は、異常、範囲又は興味対象物の初期特定のために、大腸を通して内視鏡先端部分を移動させる間の、少なくとも 1 つの多焦点光学アセンブリの第 1 動作モードと関連付けられる。第 2 作動距離又は第 2 焦点距離は、特定された異常、範囲又は興味対象物の拡大画像を観測、分析、観察及び / 又は取得する間の、少なくとも 1 つの多焦点光学アセンブリの第 2 動作モードと関連付けられる。

10

20

30

40

50

【0207】

また、図 1 1 A から 1 1 J に示すように、少なくとも 1 つの多焦点光学アセンブリは、1 つ以上の照明に関連付けられる。少なくとも 1 つの多焦点光学アセンブリは、a) 例えば、ランバート反射の表面を有する膨張可能なバルーンを備える、第 1 種類の光調整要素（要素 1 1 1 8 a 等）にも関連付けられ、光調整要素は、第 1 照射モードにおいて格納構成であり、第 2 照射モードにおいて展開されたときに、1 つ以上の照明の光を拡散的に散乱し、そのため 1 つ以上の照明から放射される光が乱反射されて複数の斜光線になり特定された異常、領域若しくは興味対象物に向かう、及び / 又は b) 例えば可動かつ半透明の液晶透過型スクリーン、ディフューザーフィルム又は量子ウェルディフューザー等（ただしこれらに限定されるものではない）の光ディフューザを備える、第 2 種類の光調整要素（要素 1 1 1 8 b 等）にも関連付けられる。第 1 照射モードにおいて、光調整要素は、それを通る光を、拡散させず若しくは散乱させず又は比較的少し拡散させて若しくは比較的少し散乱させて通過させることができる一方、第 2 照射モードにおいて、光調整要素は、それを通る光を、比較的大きく拡散又は散乱させて通過させ、そのため 1 つ以上の照明から放射される光が散乱して複数の斜光線になり特定された異常、領域若しくは興味対象物に向かう。

【0208】

いくつかの実施形態では、第 1 動作モードは、多焦点光学アセンブリの視野角（FOV）が 330°であり、第 1 作動距離が 4 mm から 100 mm であることを特徴とする一方、第 2 動作モードは、FOV が 30°から 80°、特に 40°であり、第 2 作動距離が 1 mm から 4 mm 又は 3 mm から 6 mm であることを特徴とする。様々な実施形態において、第 1 動作モードの間、異常を撮像した第 1 作動距離に対する画像では、100x から 6x の範囲の倍率が可能であり、第 2 動作モードの間、第 2 作動距離に対して 250x から 100x の範囲の倍率が可能である。

【0209】

また、いくつかの実施形態では、第 1 照射モードは、照射範囲（FOI）が 120°超であり、照射光が異常に直接当たること（明視野照明とも呼ばれる）を特徴とする。別の様々な実施形態では、第 1 照射モードにおいて、FOI は 150°～170°の範囲である。いくつかの実施形態において、第 2 照射モードは、FOI が 140°～180°の範囲であり、照明の斜光線が異常に当たること（暗視野照明とも呼ばれる）を特徴とする。特定の実施形態では、第 2 照射モードは、FOI が 110°～170°の範囲であることを特徴とする。

【0210】

ステップ 1 2 1 0 では、少なくとも 1 つの光学アセンブリは、患者の大腸内を移動している間、第 1 動作モードであり、関連する少なくとも 1 種類の光調整要素は、第 1 照射モードであり、異常、領域又は興味対象物（ポリープ等）を特定する。一実施形態では、デフォルトで第 1 動作モード及び第 1 照射モードが有効である一方、他の実施形態では、医師が内視鏡のハンドルの少なくとも 1 つのボタン又はスイッチを作動させて、プロセッサを起動させて、内視鏡先端部分が第 1 動作モード及び第 1 照射モードで作動できるようにする。移動中、少なくとも 1 つの多焦点光学アセンブリが取得する大腸の画像及び / 又はビデオが、少なくとも 1 つの関連スクリーン上に表示される。

【 0 2 1 1 】

ステップ 1 2 2 0 では、（拡大された表示及び画像を用いてより精密な微視的検査を行うために）内視鏡先端部分を特定された異常に接近させ、少なくとも 1 つの光学アセンブリを第 2 動作モードへ切り替え又は動かし、関連する少なくとも 1 種類の光調整要素を第 2 照射モードへ切り替え又は動かして、異常の拡大画像を取得する。一実施形態では、医師が少なくとも 1 つのボタン又はスイッチを作動させて、プロセッサを起動させて、内視鏡先端部分が第 2 動作モード及び第 2 照射モードで作動できるようにする。別の実施形態では、内視鏡先端部分が第 2 動作モード及び照射モードで自動的に作動できるように、プロセッサを構成する。更に別の実施形態では、いったん医師が内視鏡のハンドルの少なくとも 1 つのボタン又はスイッチを作動させることで、先端部分が第 2 動作で作動できるようになると、内視鏡先端部分が第 2 照射モードで自動的に作動できるように、プロセッサを構成する。

【 0 2 1 2 】

ステップ 1 2 3 0 では、拡大画像の倍率が所定の割合を超えた場合に、（ステップ 1 2 1 0 において最適に異常を特定するために使用される）少なくとも 1 つの多焦点光学アセンブリと、それに関連する少なくとも 1 種類の光調整要素とをそれぞれ、第 2 動作モード及び第 2 照射モードで作動できるようにし、プロセッサは、他の光学アセンブリ及び / 又は他の光学アセンブリの関連スクリーン上の表示を無効にするとともに、他の光学アセンブリに関連付けられた 1 つ以上の照明及び少なくとも 1 種類の光調整要素も無効にする。当該他の光学アセンブリを多焦点としてもしなくてもよく、それゆえに関連光調整要素を持っても持っていなくてもよい。いくつかの実施形態では、所定の割合の倍率とは、約 3 0 % 以上である。

【 0 2 1 3 】

必要ならば、拡大画像を見ながら、異常又は興味対象物の試料又は全体を、生検のために、除去、処置及び / 又は抽出するために、内視鏡の作業チャンネルを通じて処置具を挿入することができる。

【 0 2 1 4 】

上記の例は、本明細書の方法及びシステムの多数の応用の単なる例示である。本発明の少数の実施形態のみを本明細書で説明したが、本発明の精神又は範囲から離れることなく、本発明を多数の他の特定の形態で具体化できることを理解できるはずである。したがって、これらの例及び実施形態を例示であると考え限定的であるとは考えず、本発明を添付の特許請求の範囲の範囲内で変更することができる。

【図 1】

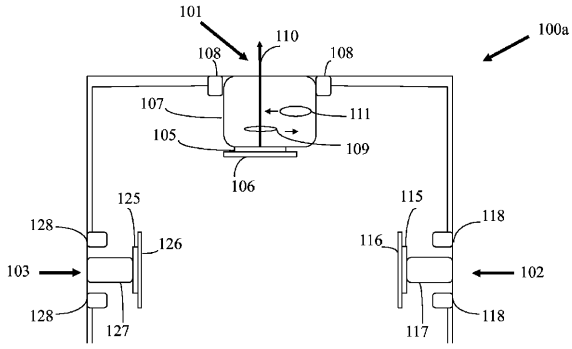


FIG. 1

【図 2】

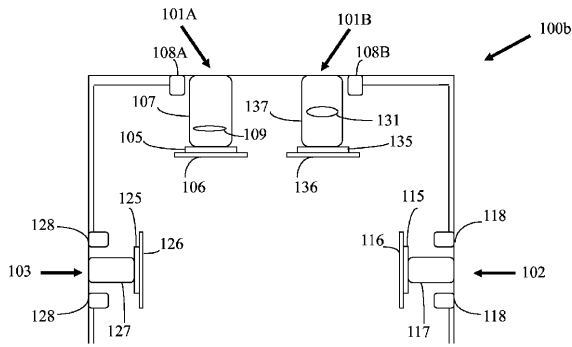
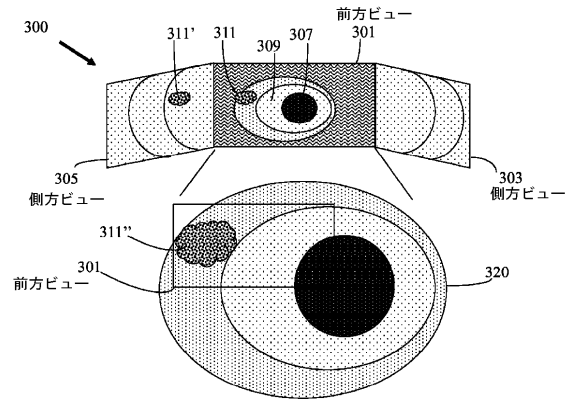
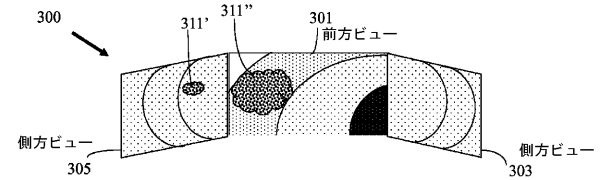


FIG. 2

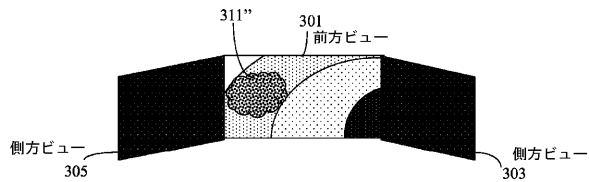
【図 3 A】



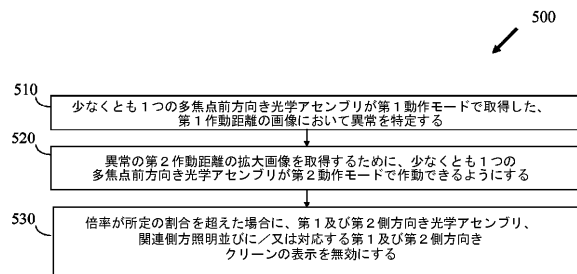
【図 3 B】



【図 3 C】



【図 5】



【図 4】

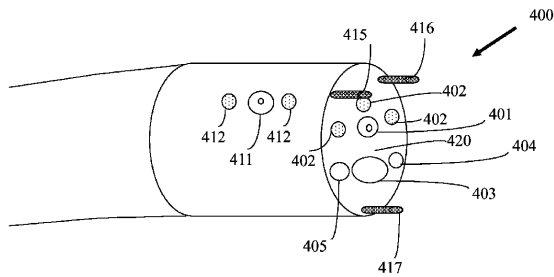


FIG. 4

【図 6 A】

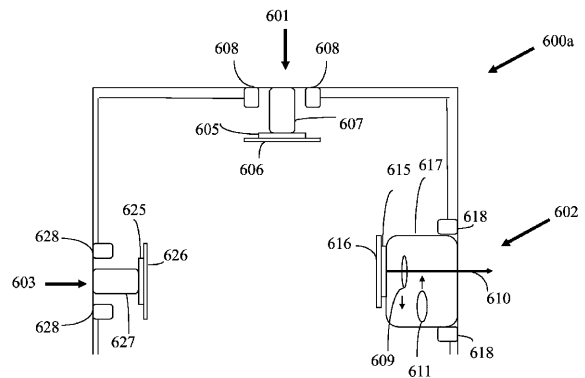
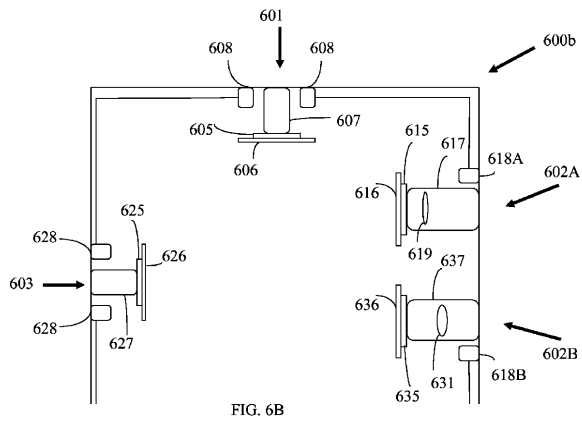
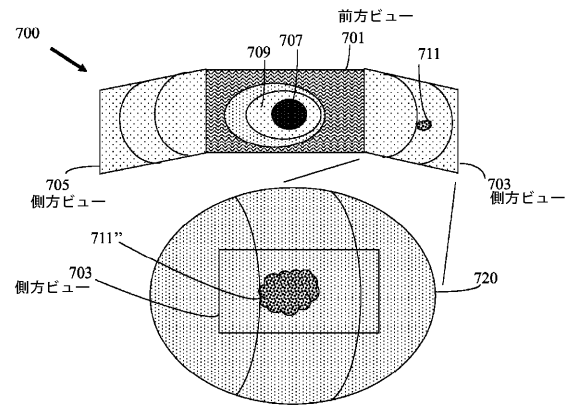


FIG. 6A

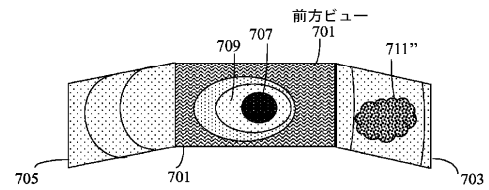
【図 6 B】



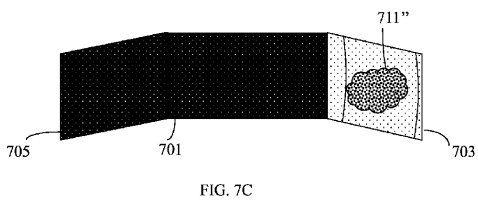
【図 7 A】



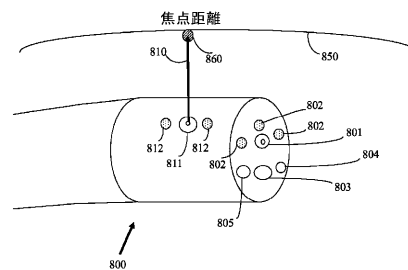
【図 7 B】



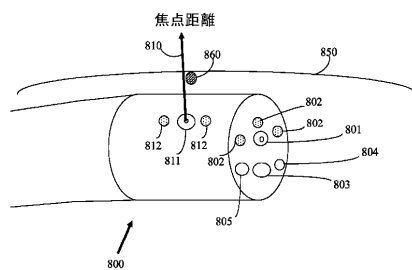
【図 7 C】



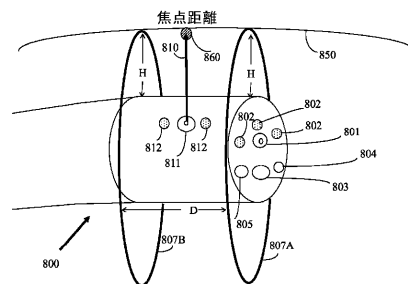
【図 8 B】



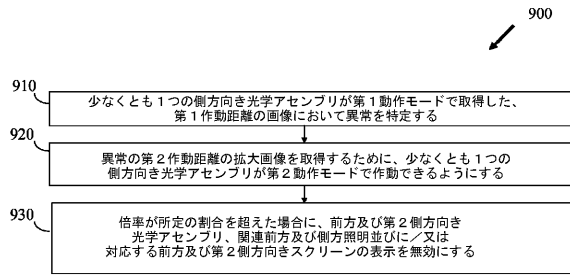
【図 8 A】



【図 8 C】



【 図 9 】



【 図 1 0 A 】

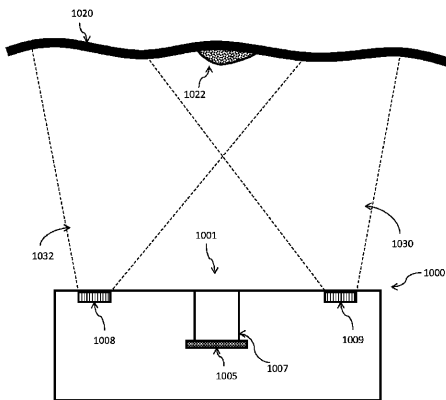


FIG. 10A

【 ㊦ 1 1 C 】

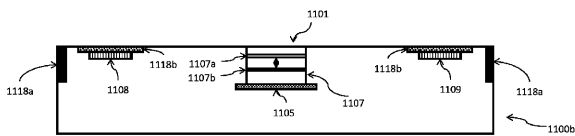


FIG. 11C

【 図 1 1 D 】

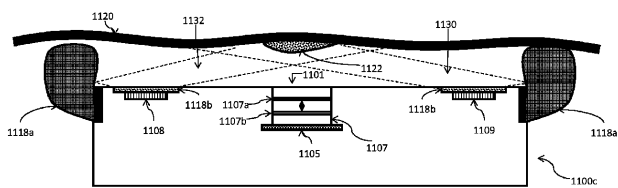


FIG. 11D

【 図 1 1 E 】

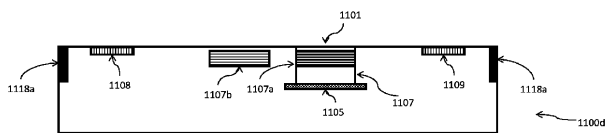


FIG. 11E

【 図 1 0 B 】

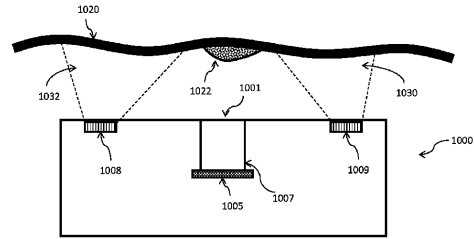


FIG. 10B

【 図 1 1 A 】

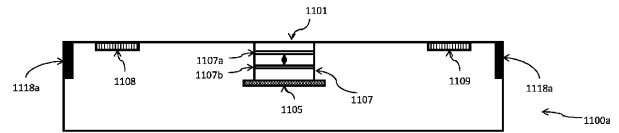


FIG. 11A

【 図 1 1 B 】

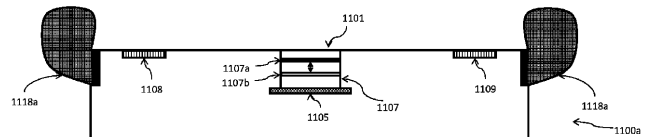


FIG. 11B

【 図 1 1 F 】

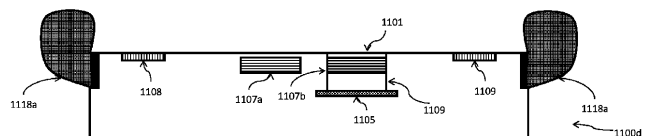


FIG. 11F

【 図 1 1 G 】

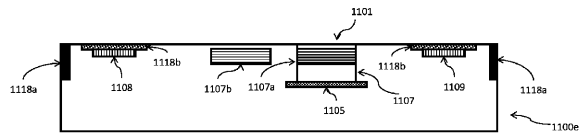


FIG. 11G

【 図 1 1 H 】

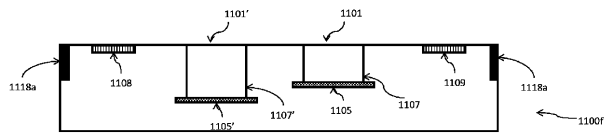


FIG. 11H

【 図 1 1 I 】

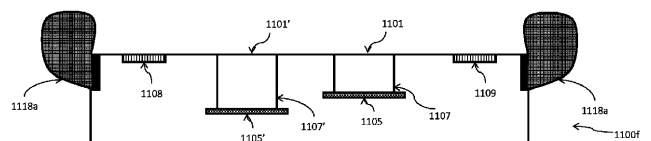


FIG. 11I

【図 1 1 J】

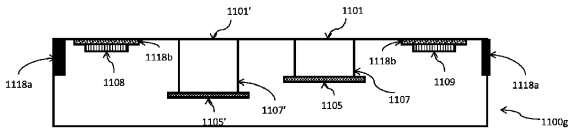
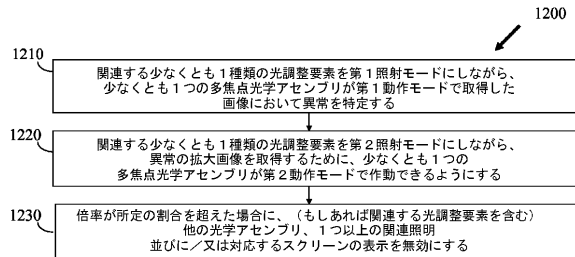
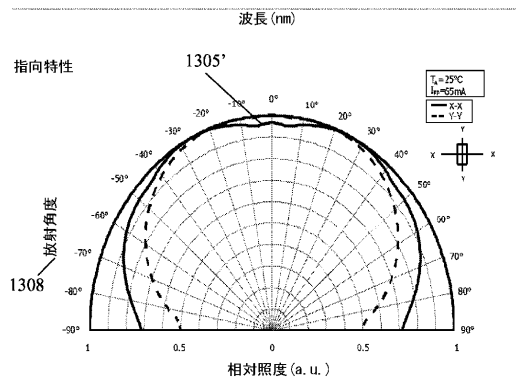


FIG. 11J

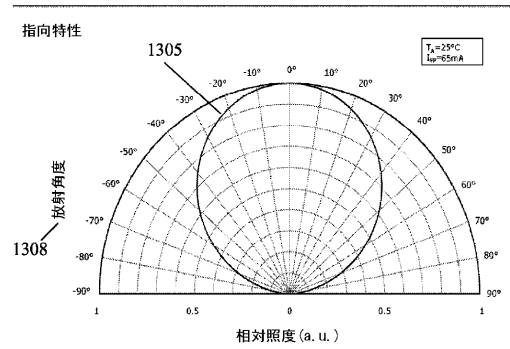
【図 1 2】



【図 1 3 B】



【図 1 3 A】



【手続補正書】

【提出日】平成29年6月22日(2017.6.22)

【手続補正 1】

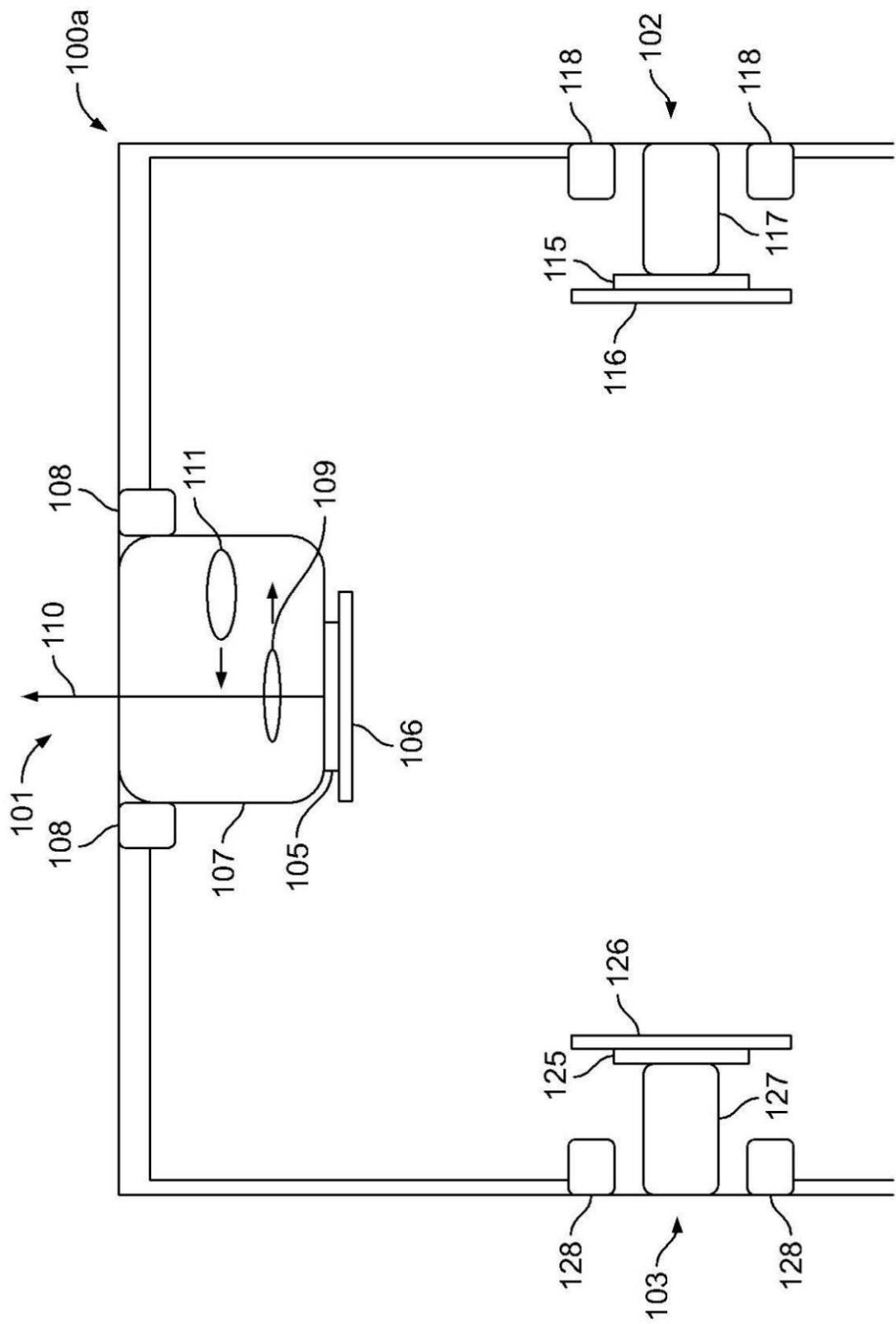
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1

【補正方法】変更

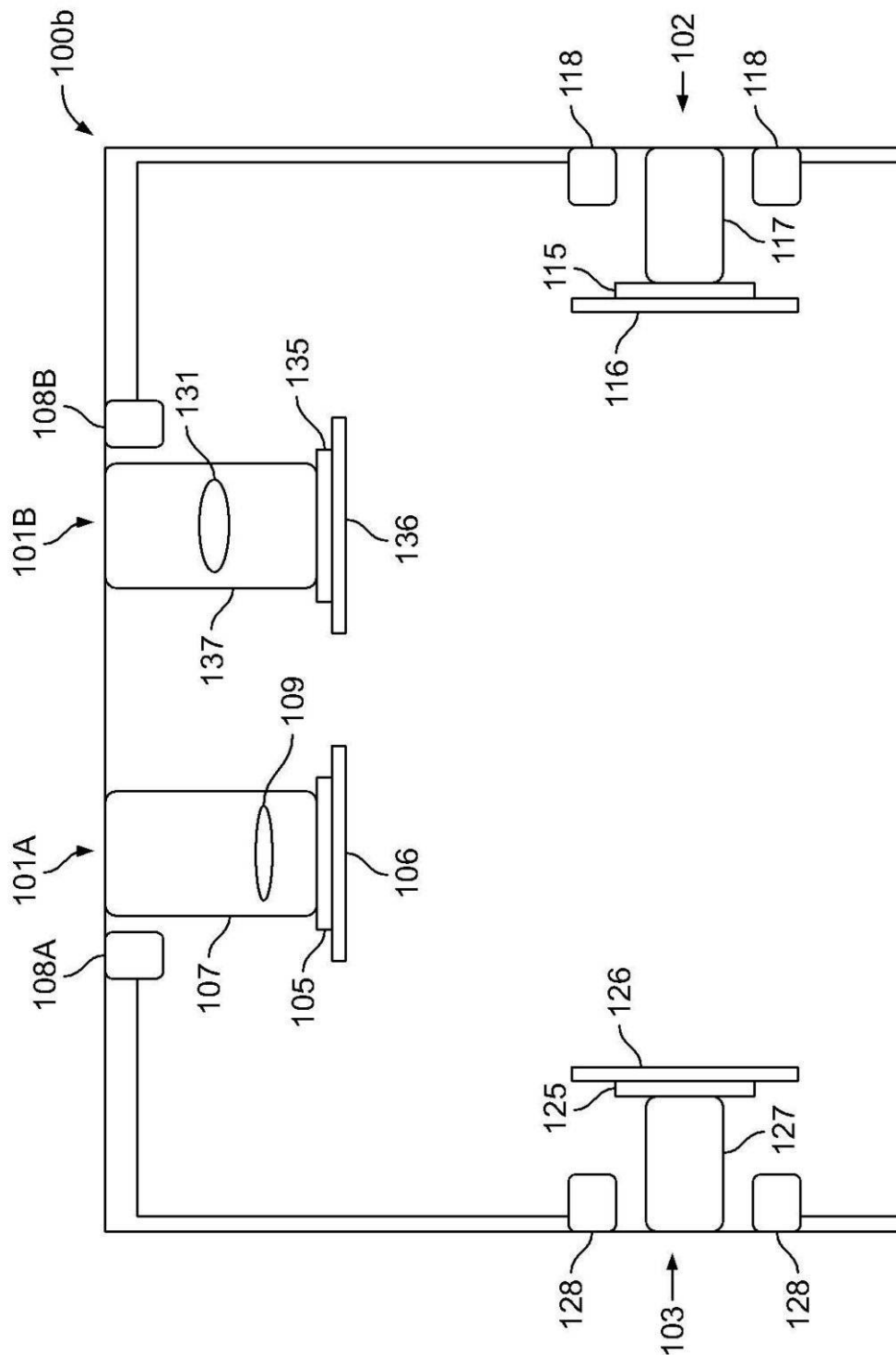
【補正の内容】

【 図 1 】



【 手続補正 2 】

【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図2
【補正方法】変更
【補正の内容】
【図2】



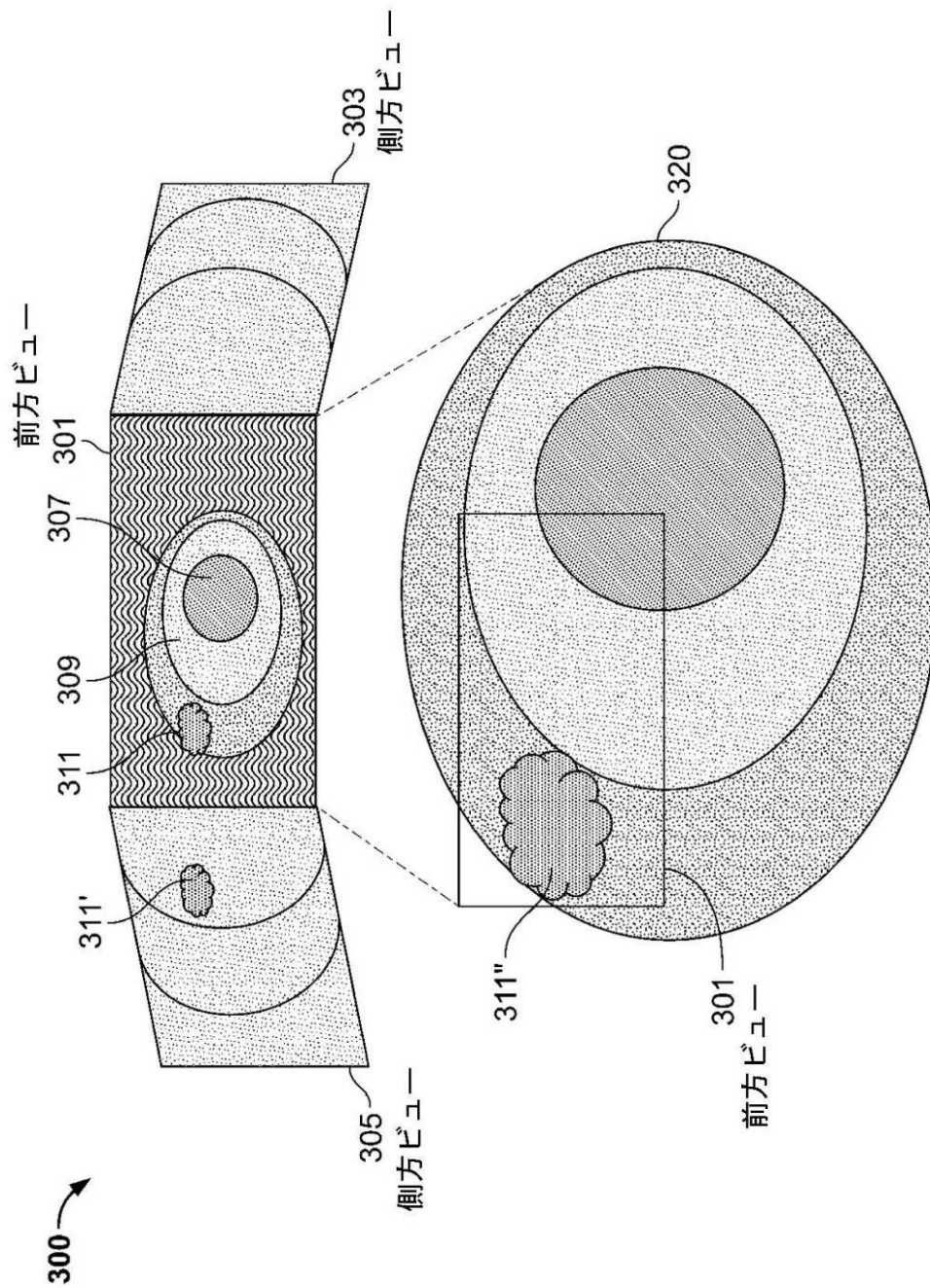
【手続補正3】
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 3 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 3 A】



【手続補正 4】

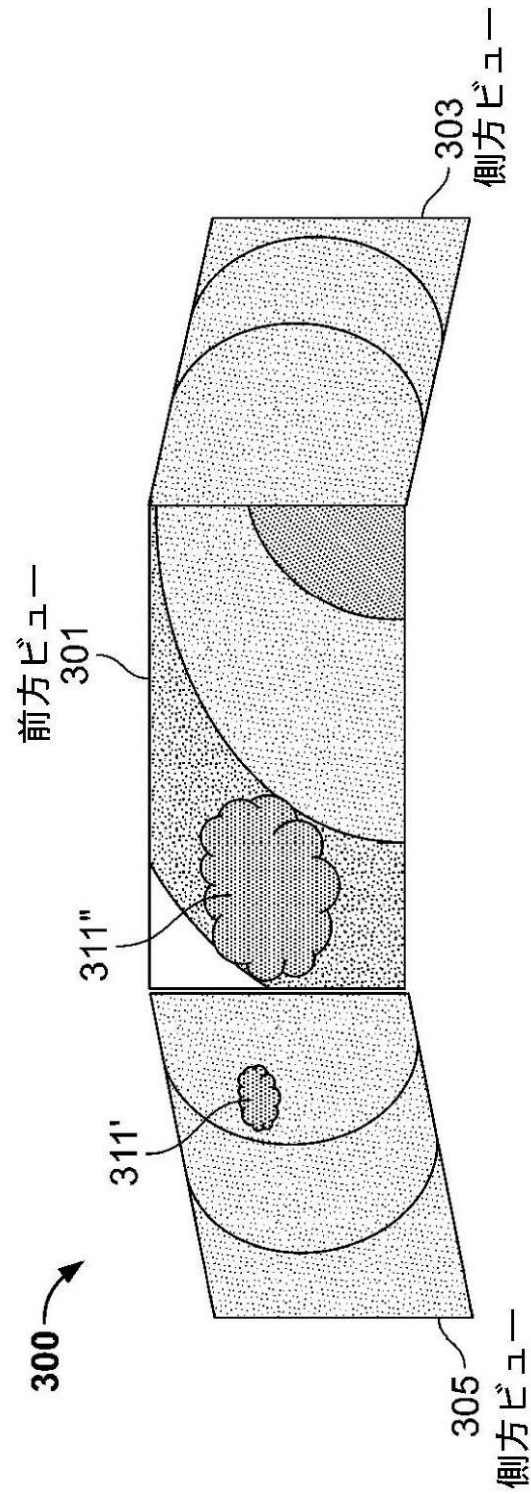
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 3 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 3 B】



【手続補正 5】

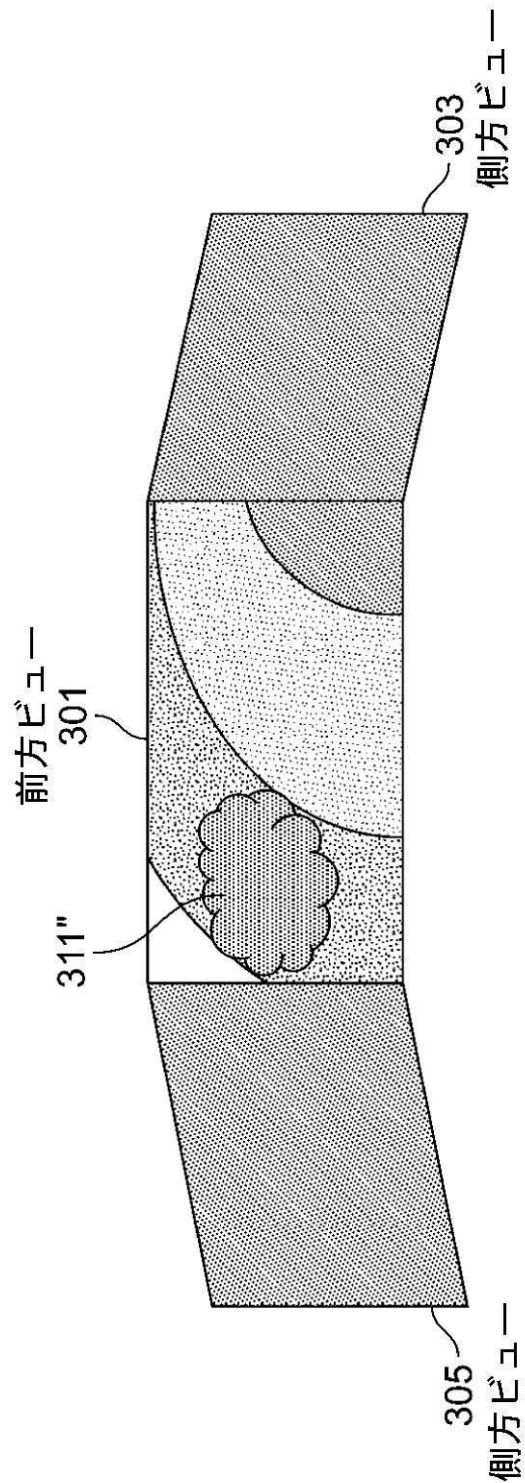
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 3 C

【補正方法】変更

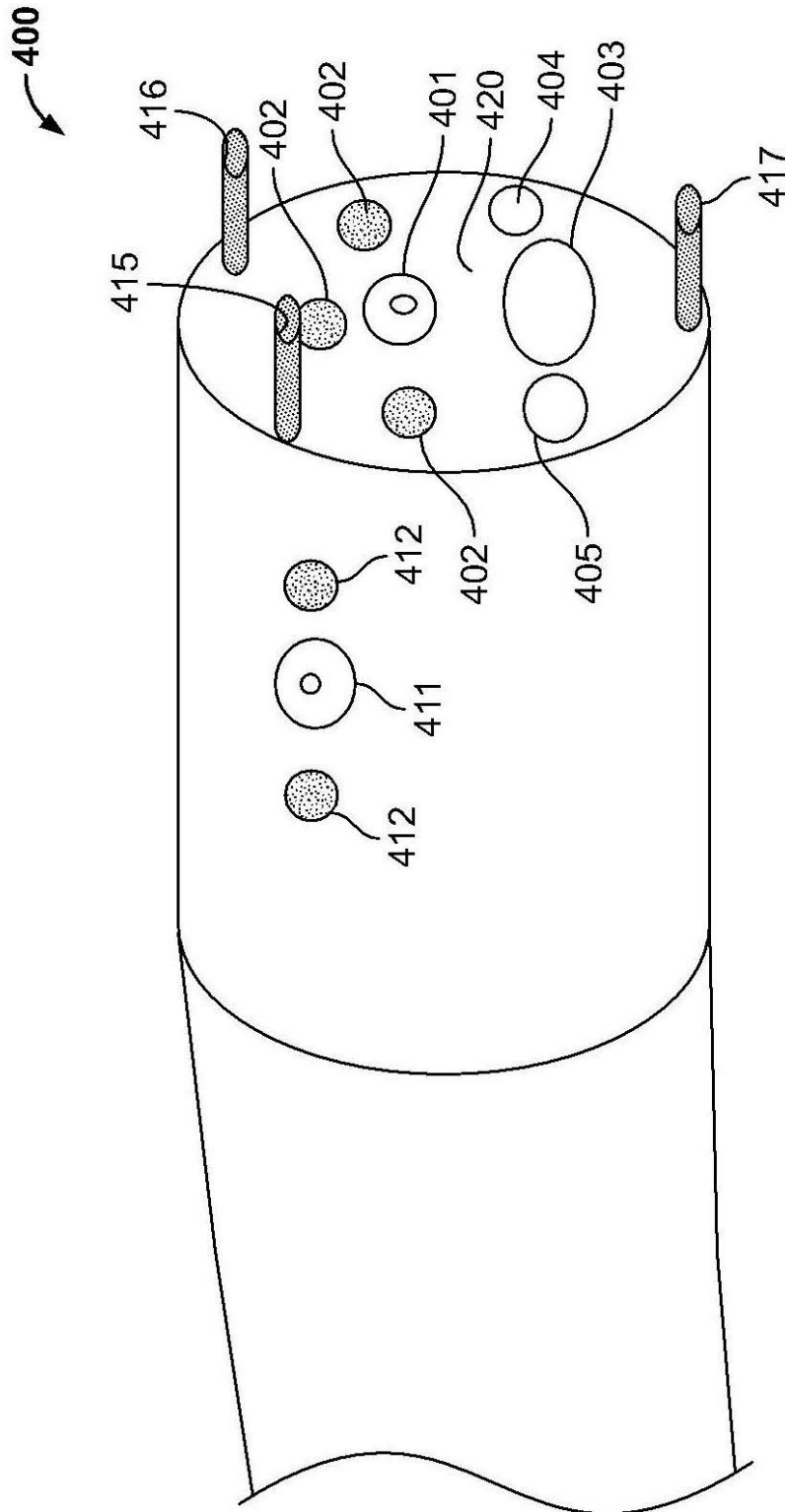
【補正の内容】

【図 3 C】

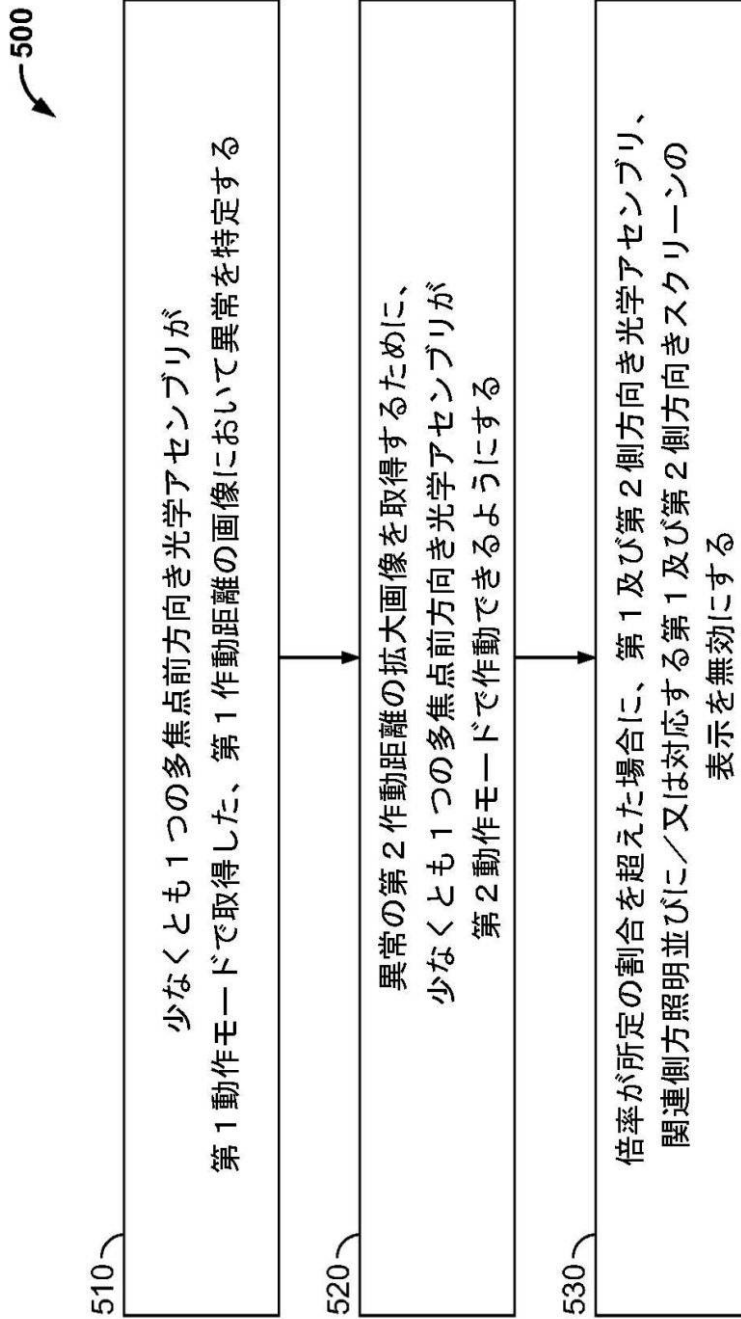


【手続補正 6】

【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図 4
【補正方法】変更
【補正の内容】
【図 4】

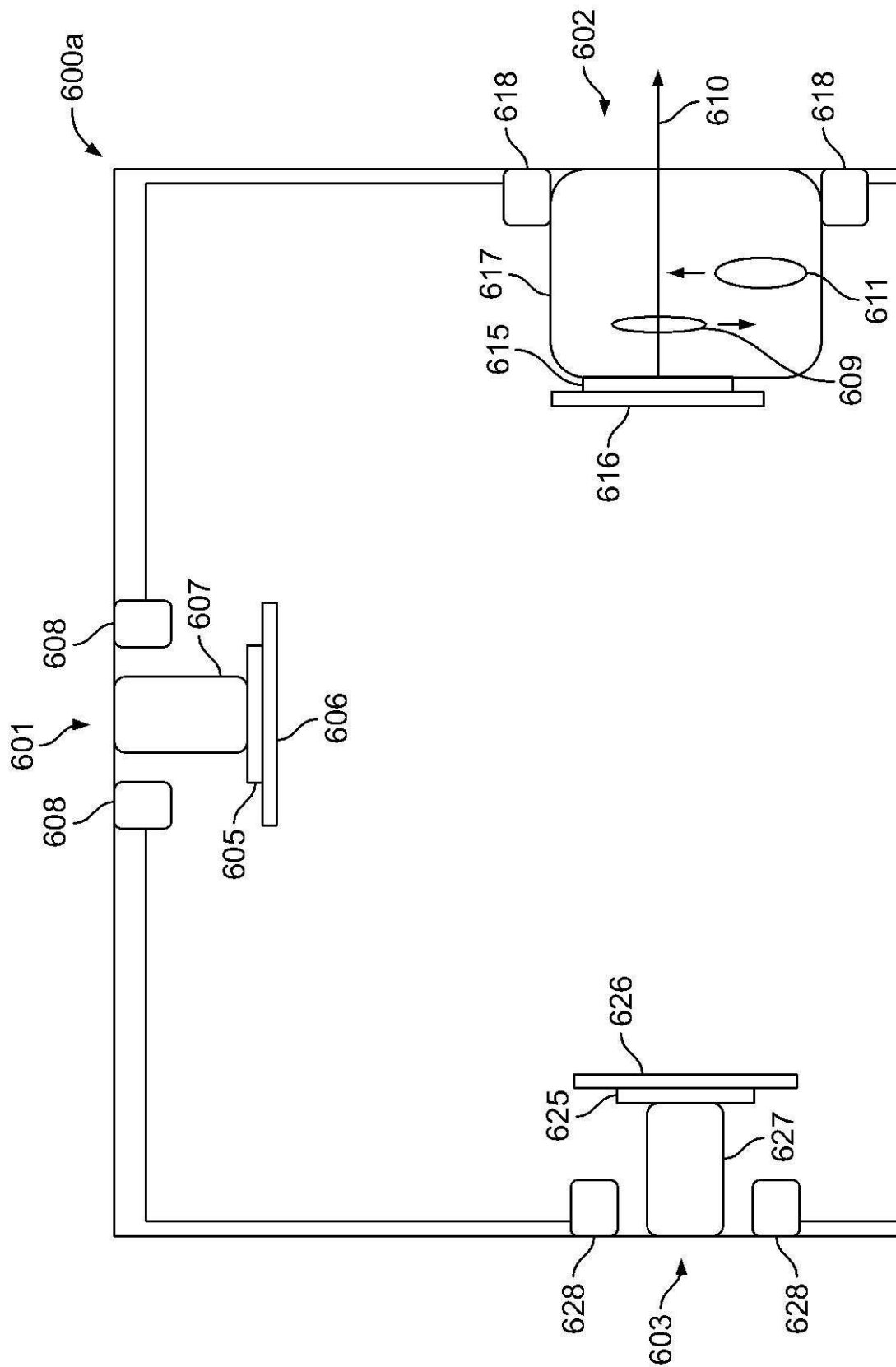


【手続補正 7】
 【補正対象書類名】図面
 【補正対象項目名】図 5
 【補正方法】変更
 【補正の内容】
 【図 5】



【手続補正 8】
 【補正対象書類名】図面
 【補正対象項目名】図 6 A
 【補正方法】変更
 【補正の内容】

【図 6 A】



【手続補正 9】

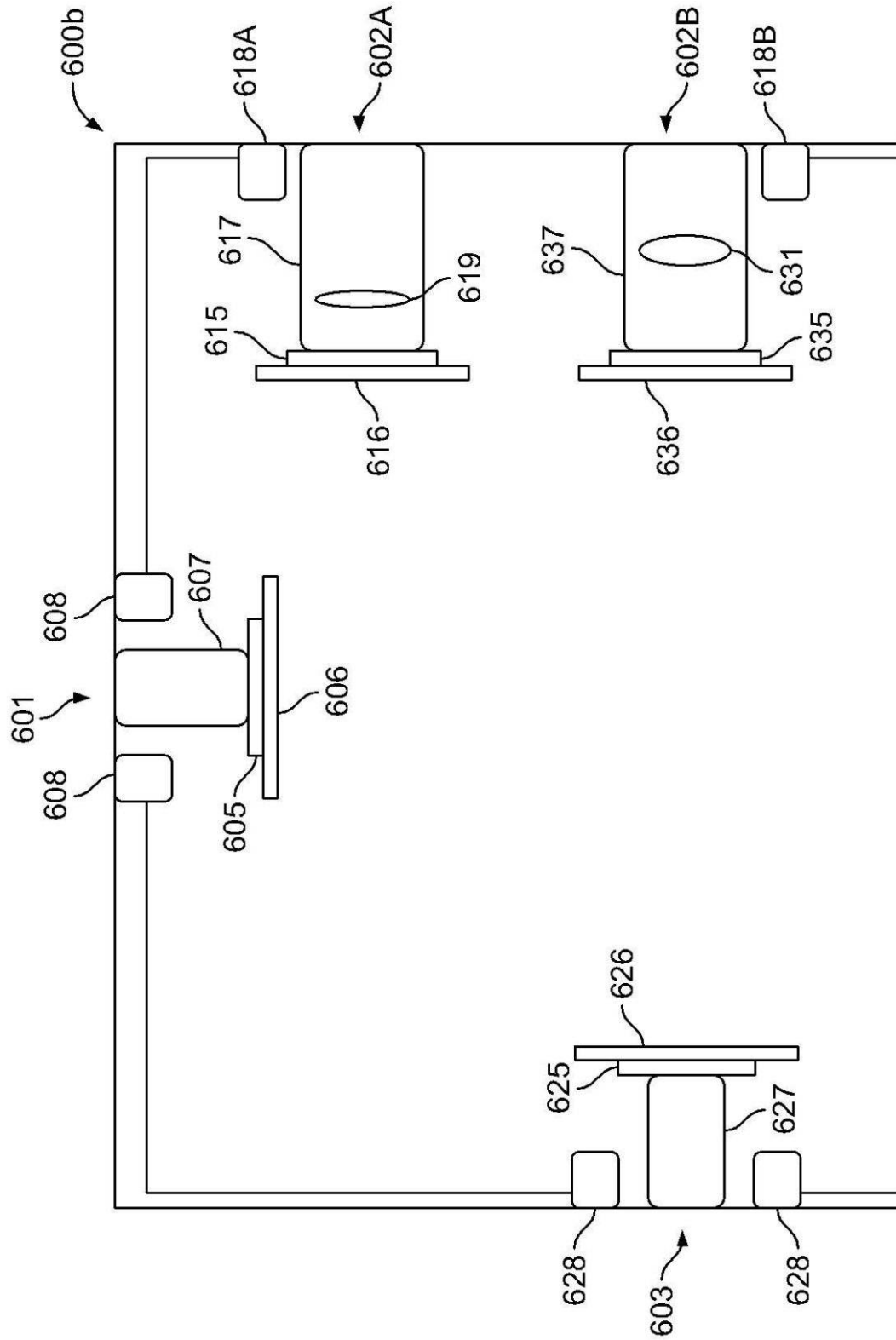
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 6 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 6 B】



【手続補正 1 0】

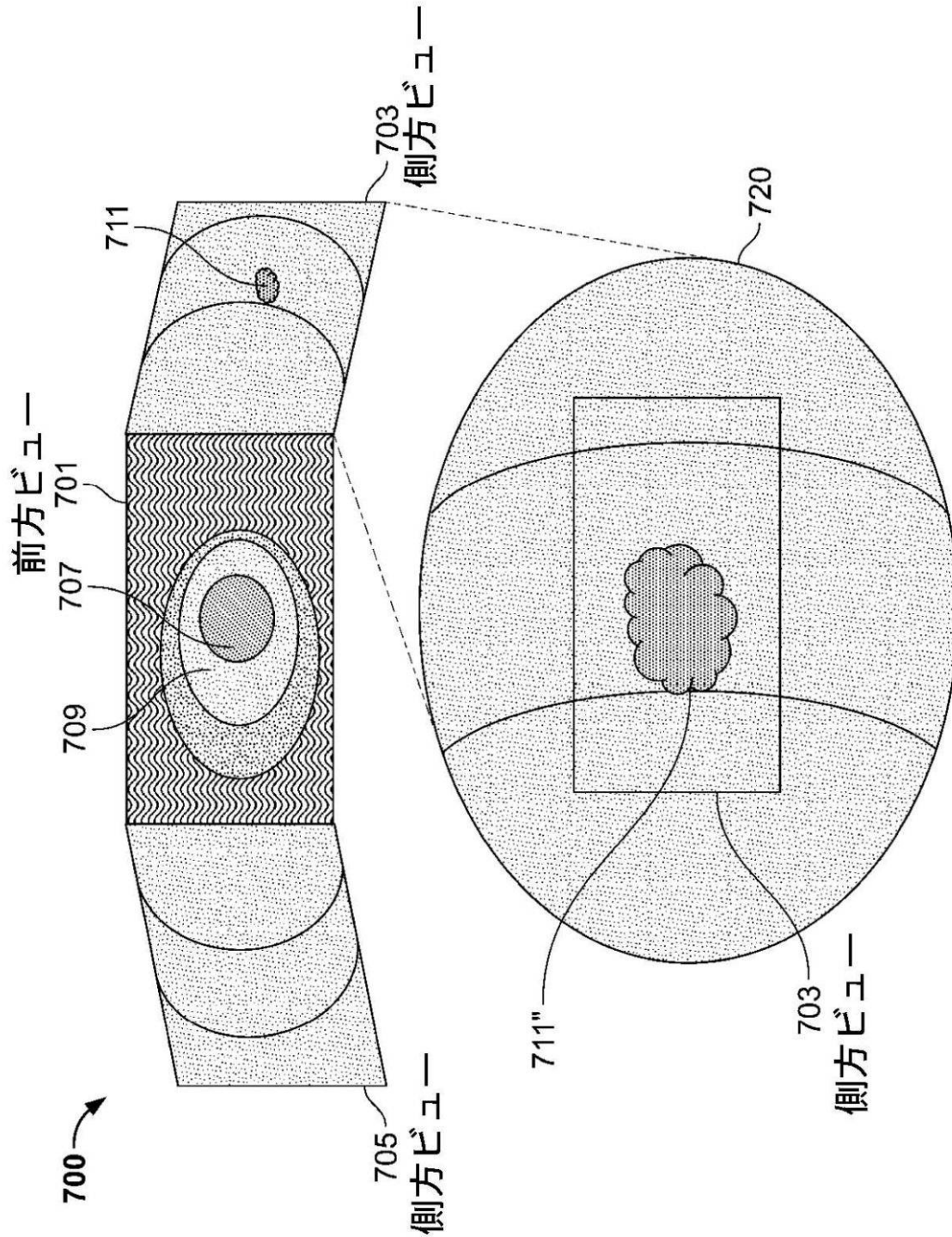
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 7 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 7 A】



【手続補正 1 1】

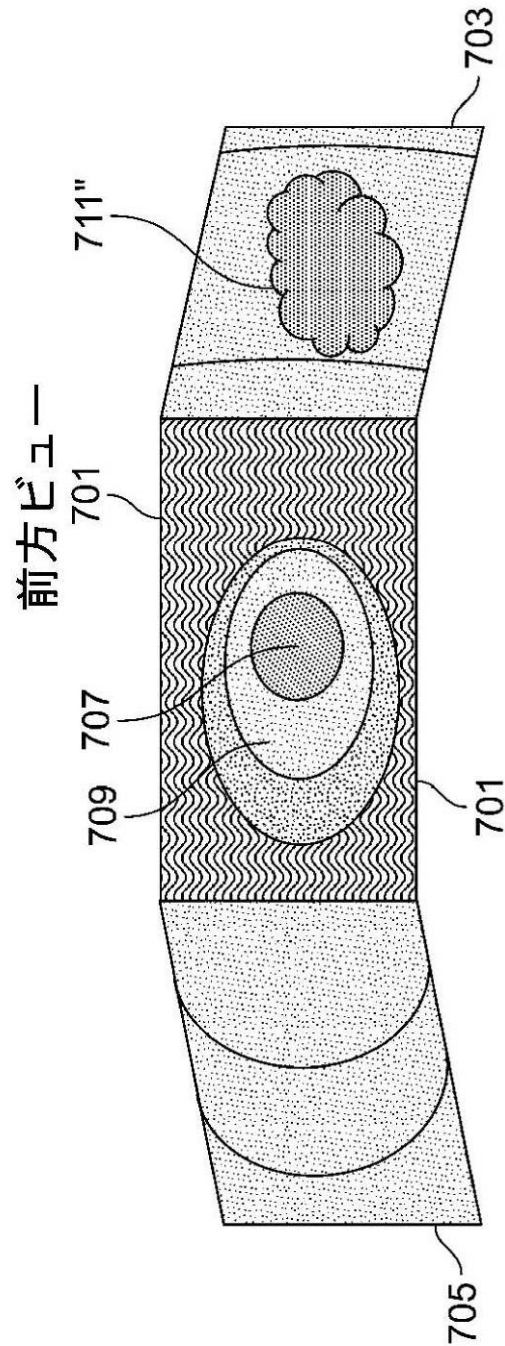
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 7 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 7 B】



【手続補正 1 2】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 7 C

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 7 C】

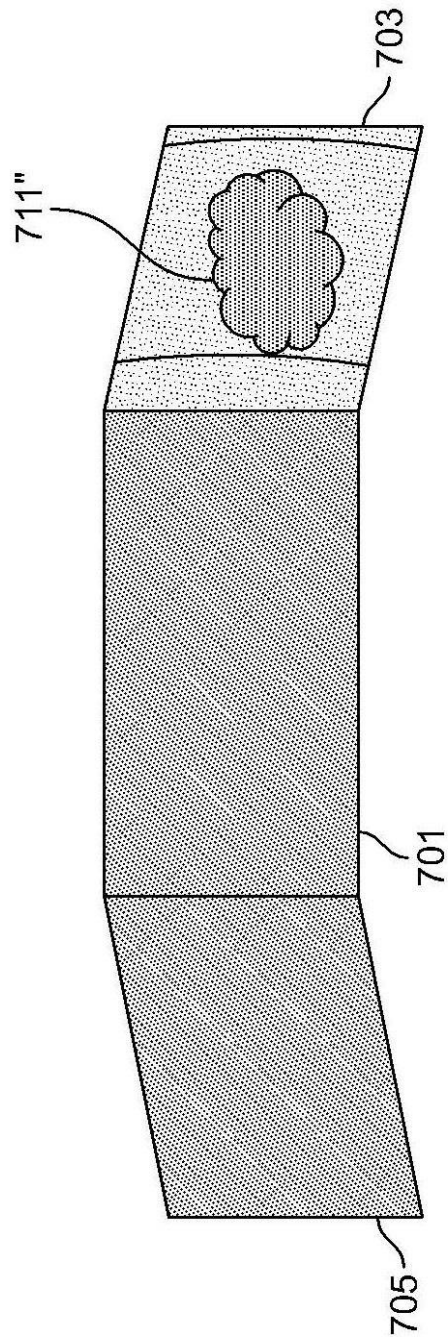


FIG. 7C

【手続補正 1 3】

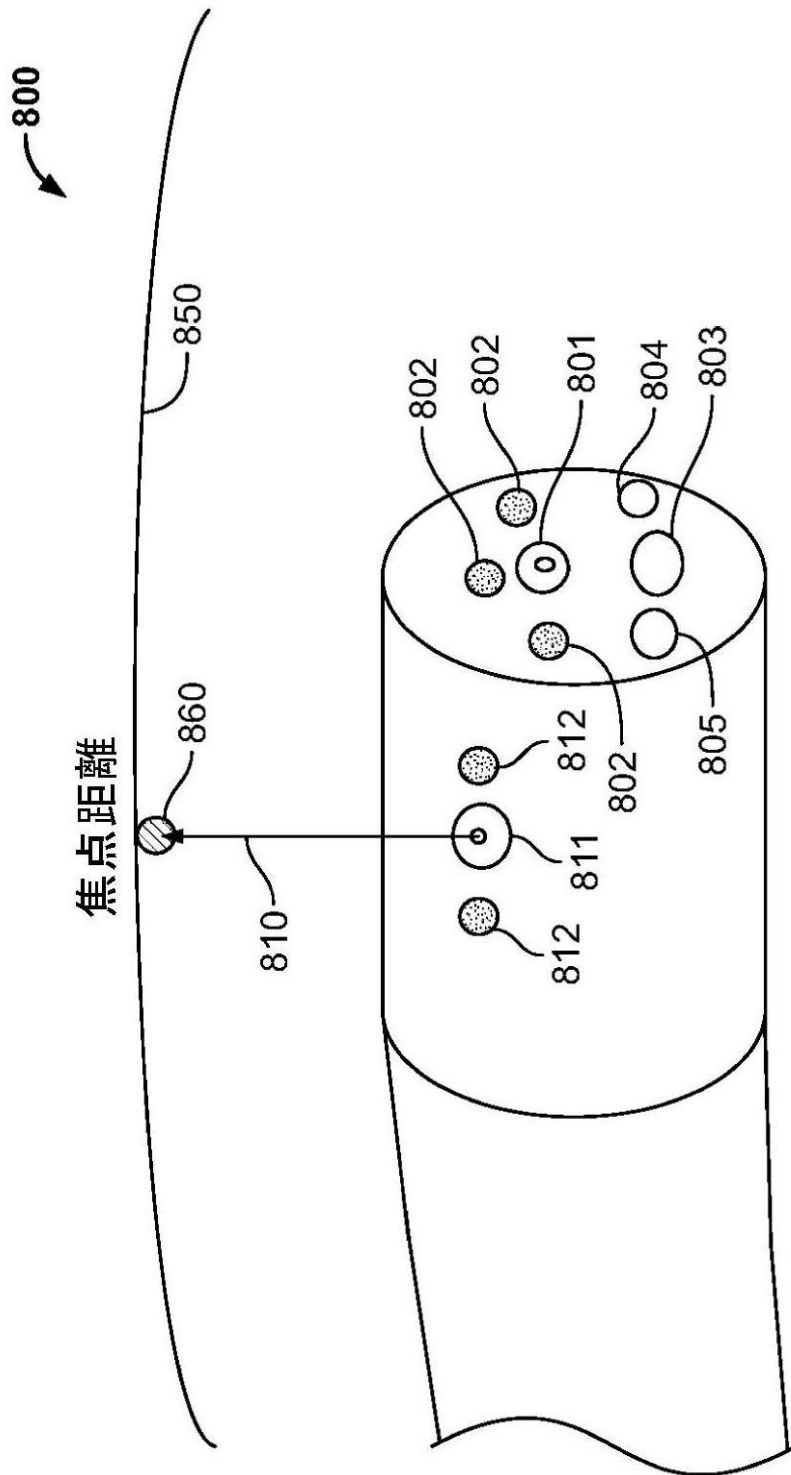
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 8 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 8 B】



【手続補正 1 5】

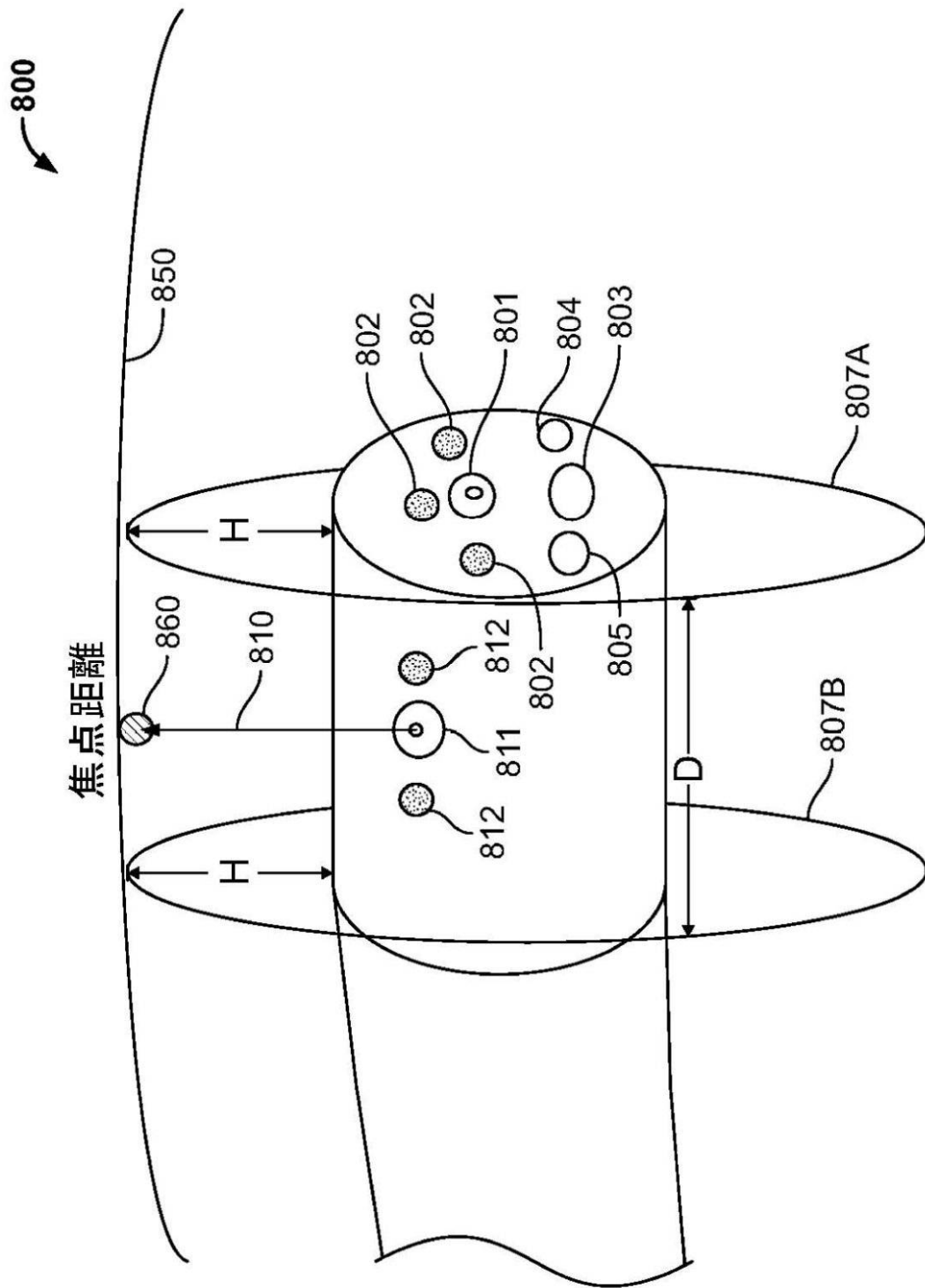
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 8 C

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 8 C】



【手続補正 16】

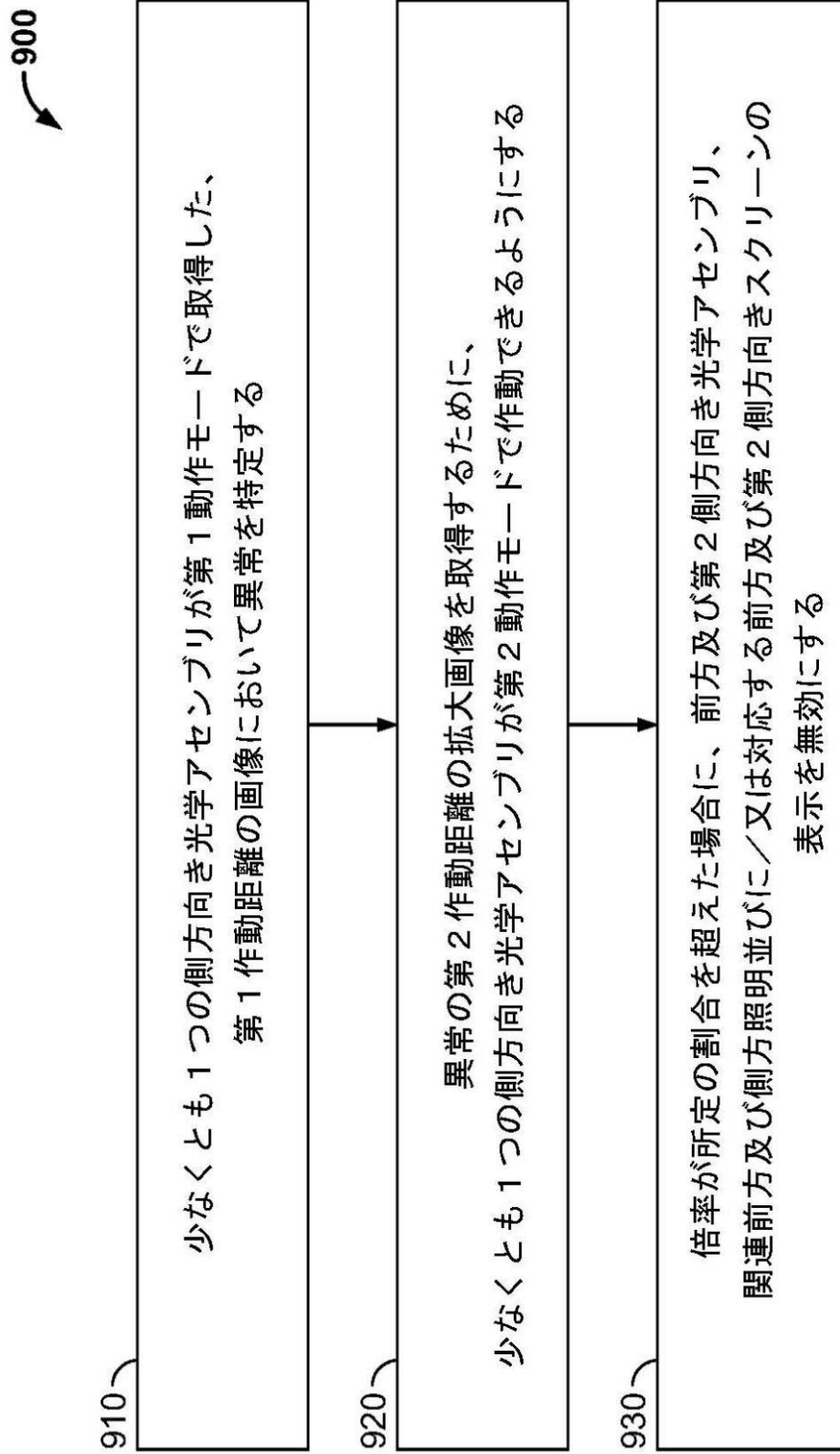
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 9

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 9】



【手続補正17】

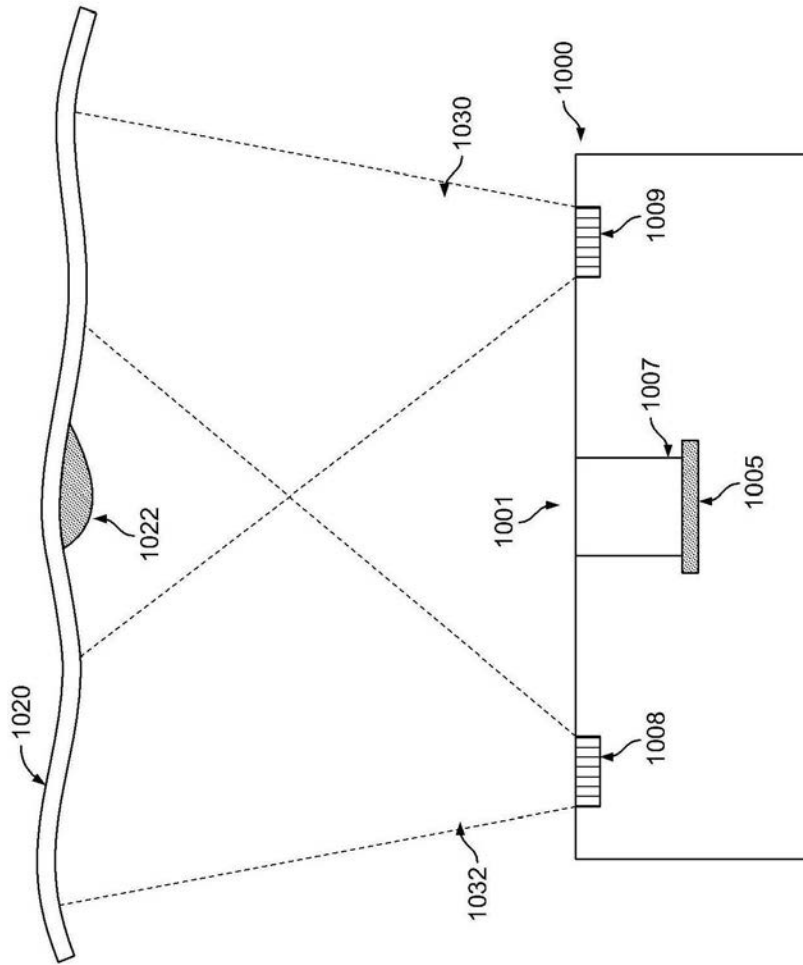
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図10A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 0 A】



【手続補正 1 8】

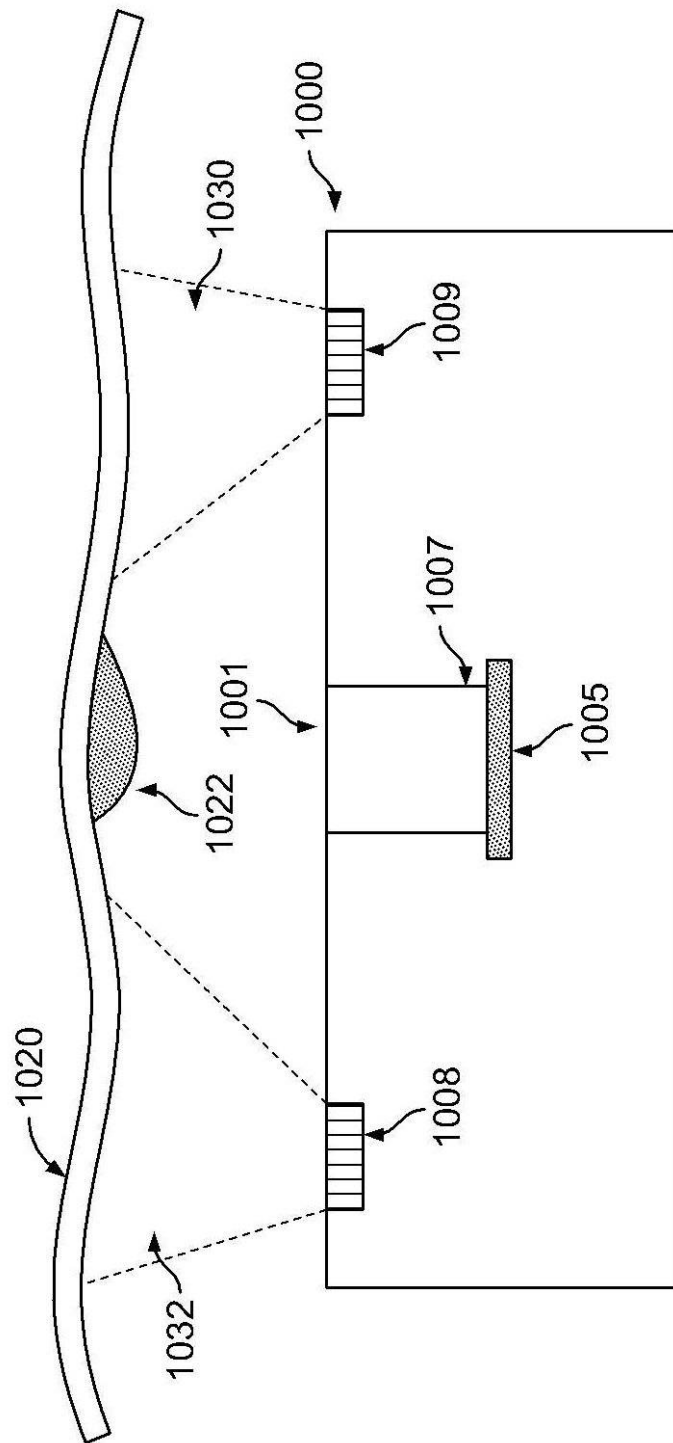
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 0 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 10 B】



【手続補正 19】

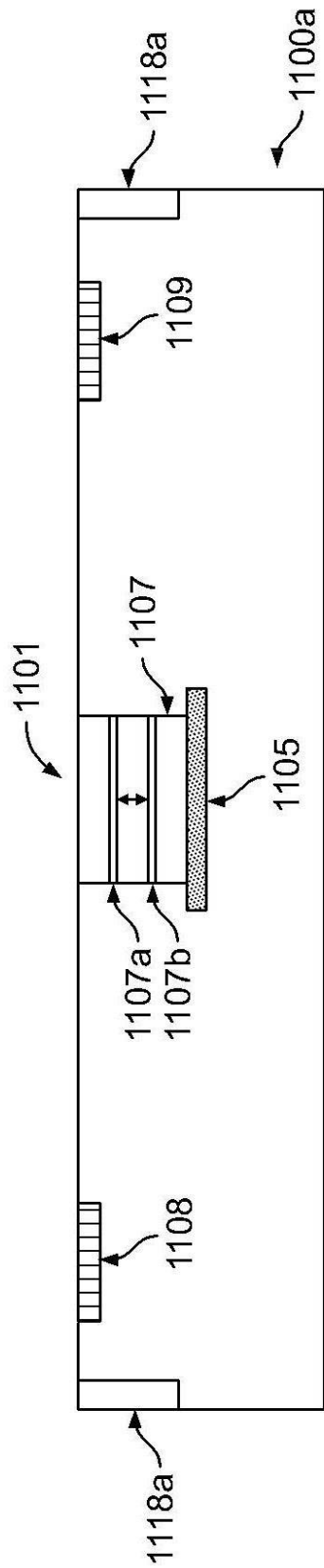
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 11 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 1 A】



【手続補正 2 0】

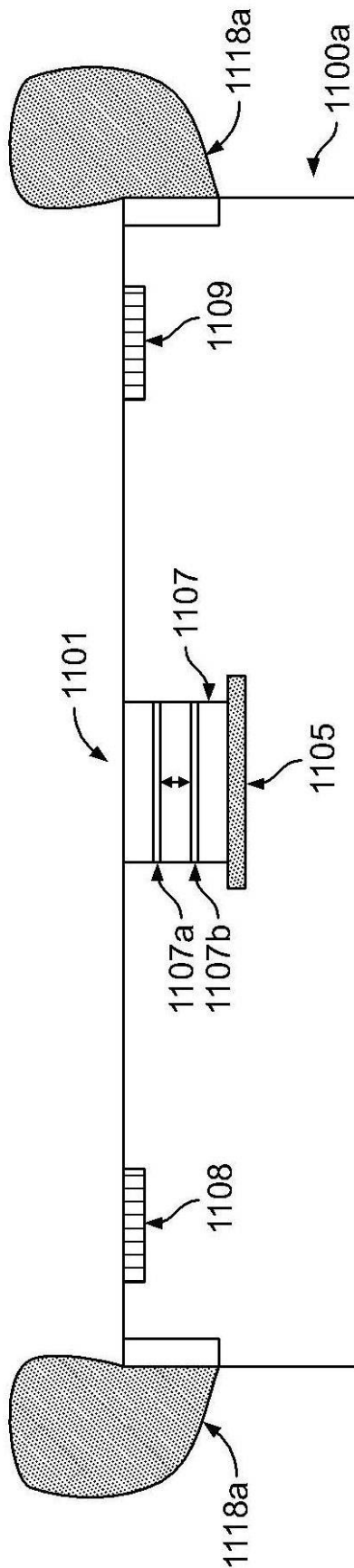
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 1 B

【補正方法】変更

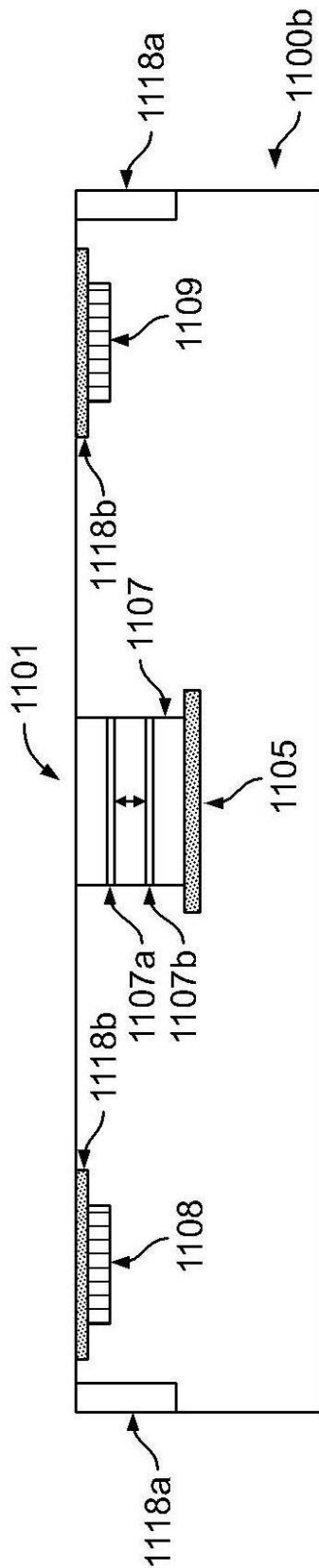
【補正の内容】

【図 1 1 B】



【手続補正 2 1】

【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図 1 1 C
【補正方法】変更
【補正の内容】
【図 1 1 C】



【手続補正 2 2】

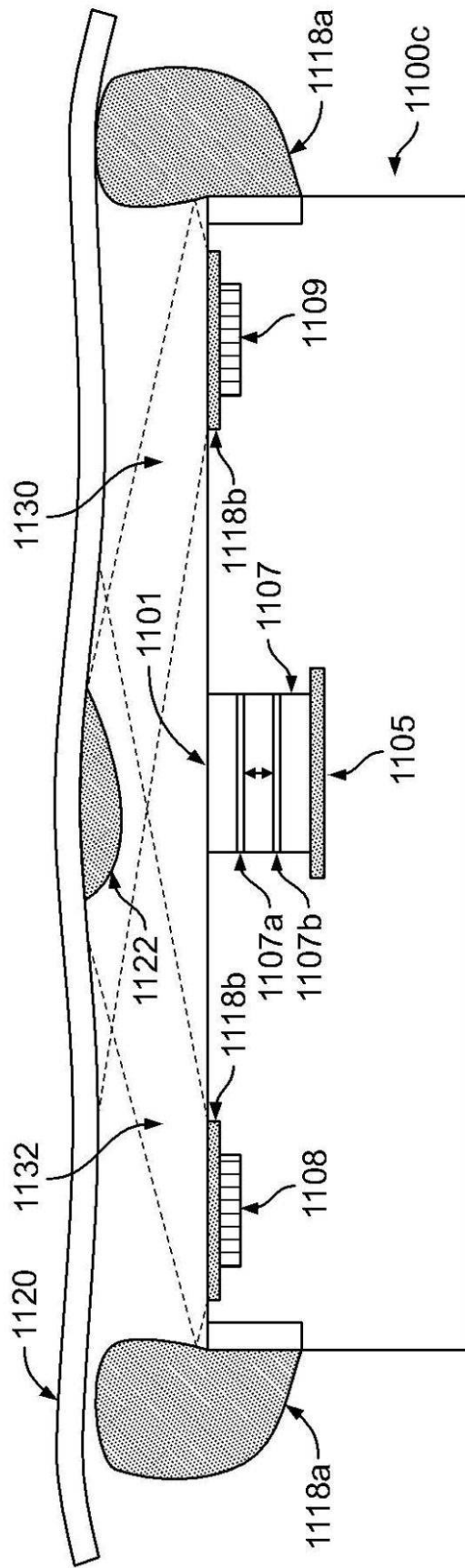
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 1 D

【補正方法】変更

【補正の内容】

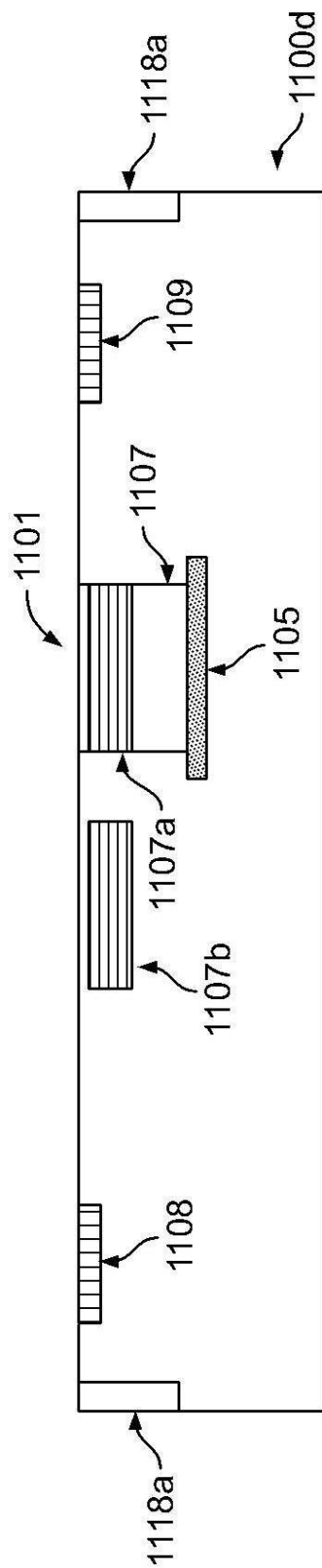
【図 11D】



【手続補正 2 3】

【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図 1 1 E
【補正方法】変更
【補正の内容】

【図 11 E】

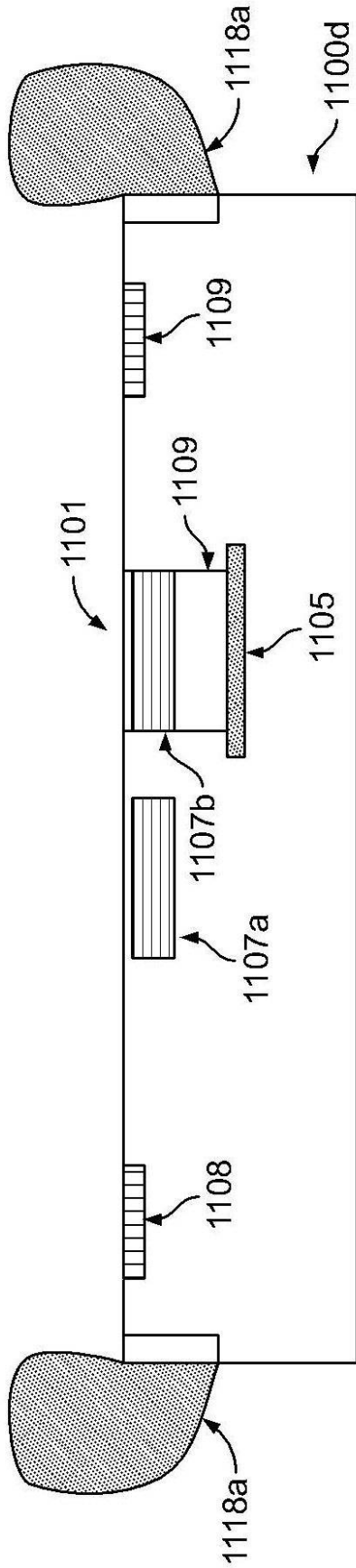


【手続補正 2 4】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 1 F
【補正方法】変更
【補正の内容】

【図 11 F】



【手続補正 2 5】

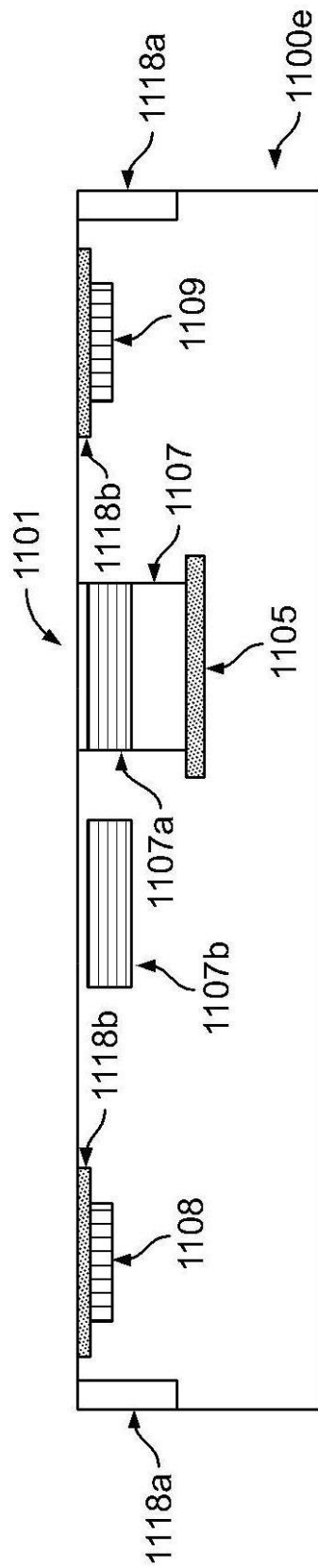
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 1 G

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 1 G】



【手続補正 2 6】

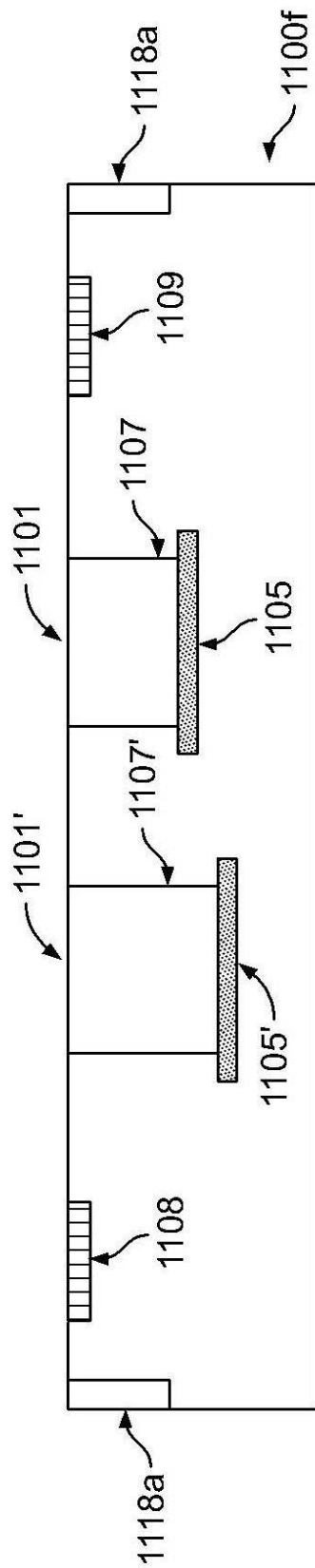
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 1 H

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 1 H】



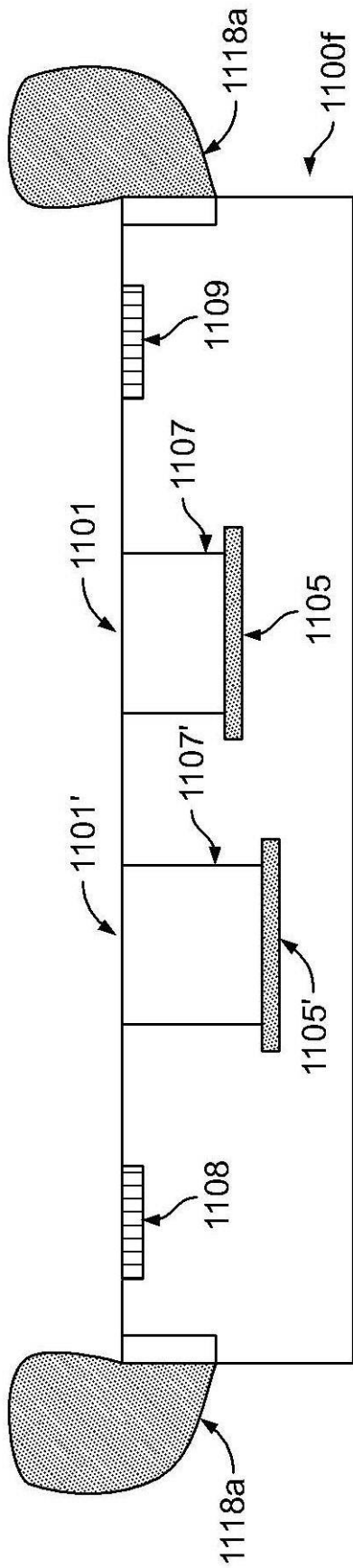
【手続補正 2 7】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 1 I

【補正方法】変更
【補正の内容】

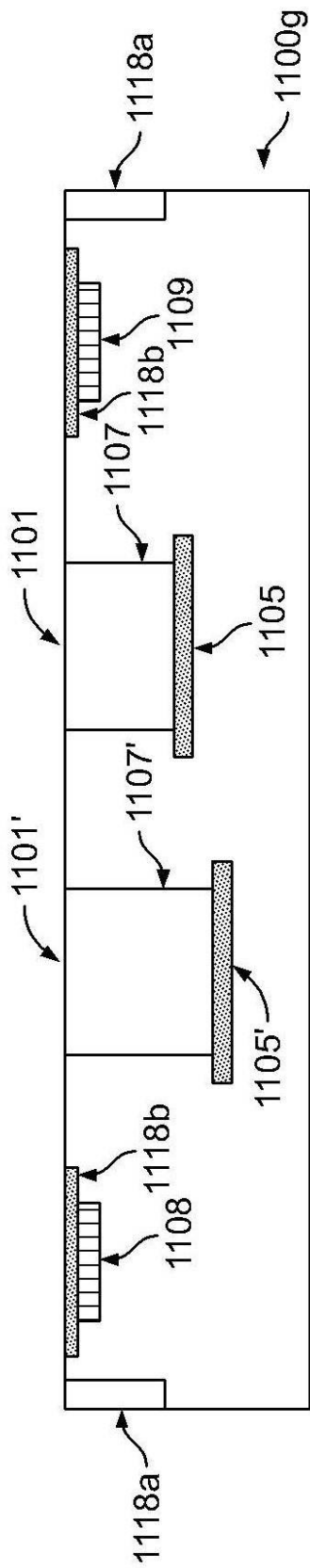
【図 11 I】



【手続補正 28】

【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図 1 1 J
【補正方法】変更
【補正の内容】

【図 1 1 J】

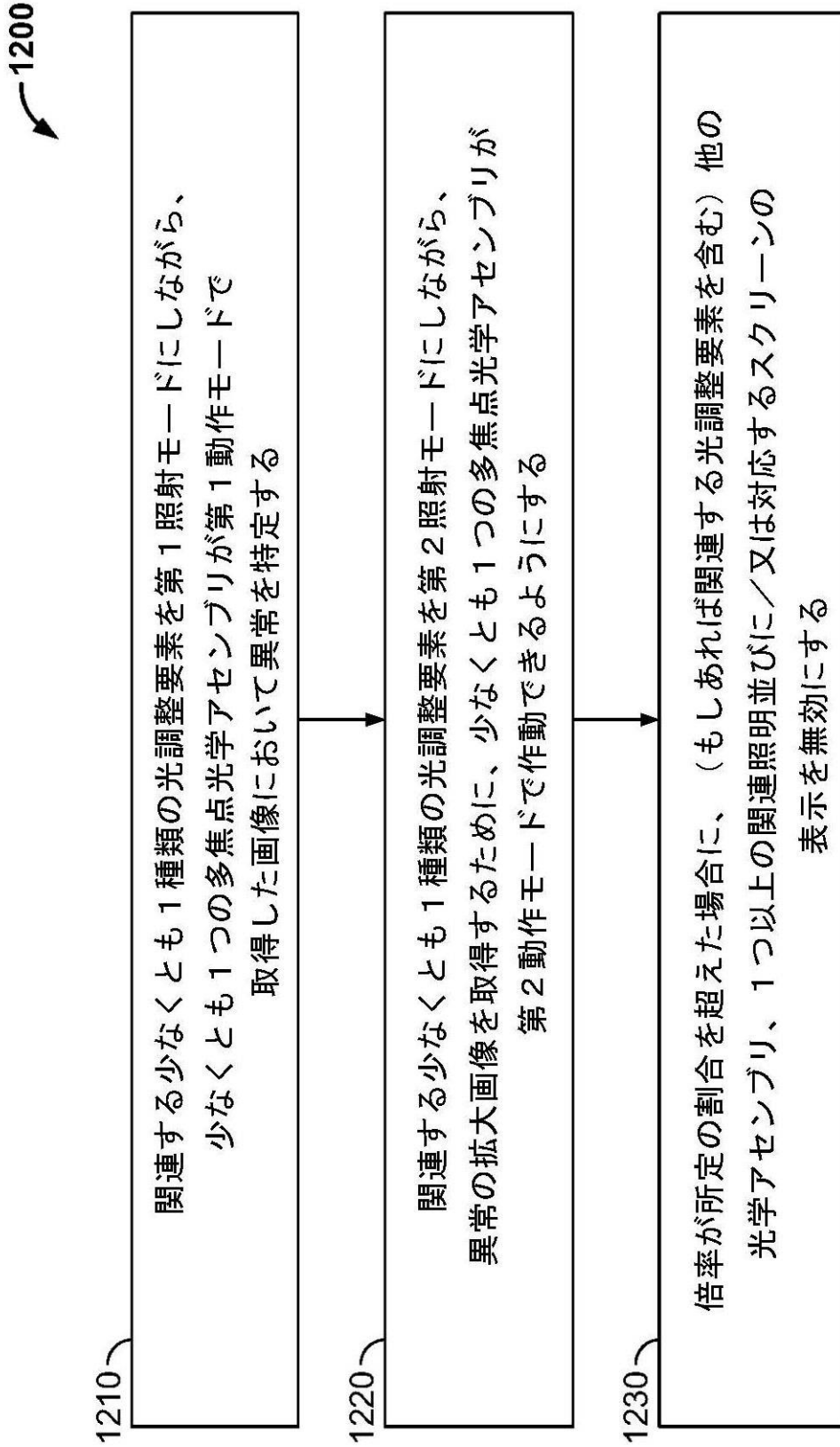


【手続補正 2 9】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 2

【補正方法】変更
【補正の内容】
【図 1 2】



【手続補正 3 0】

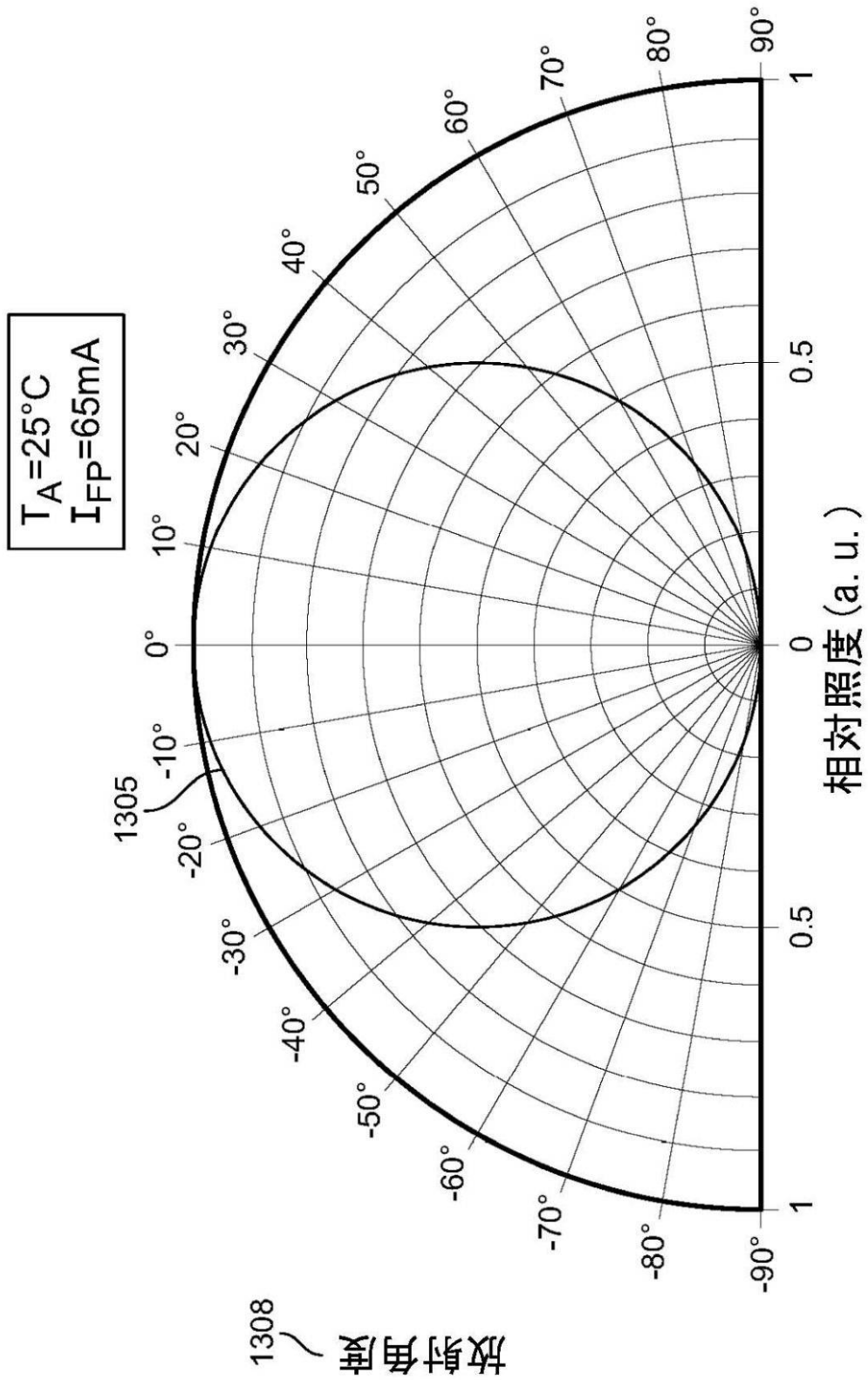
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 3 A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 3 A】



【手続補正 3 1】

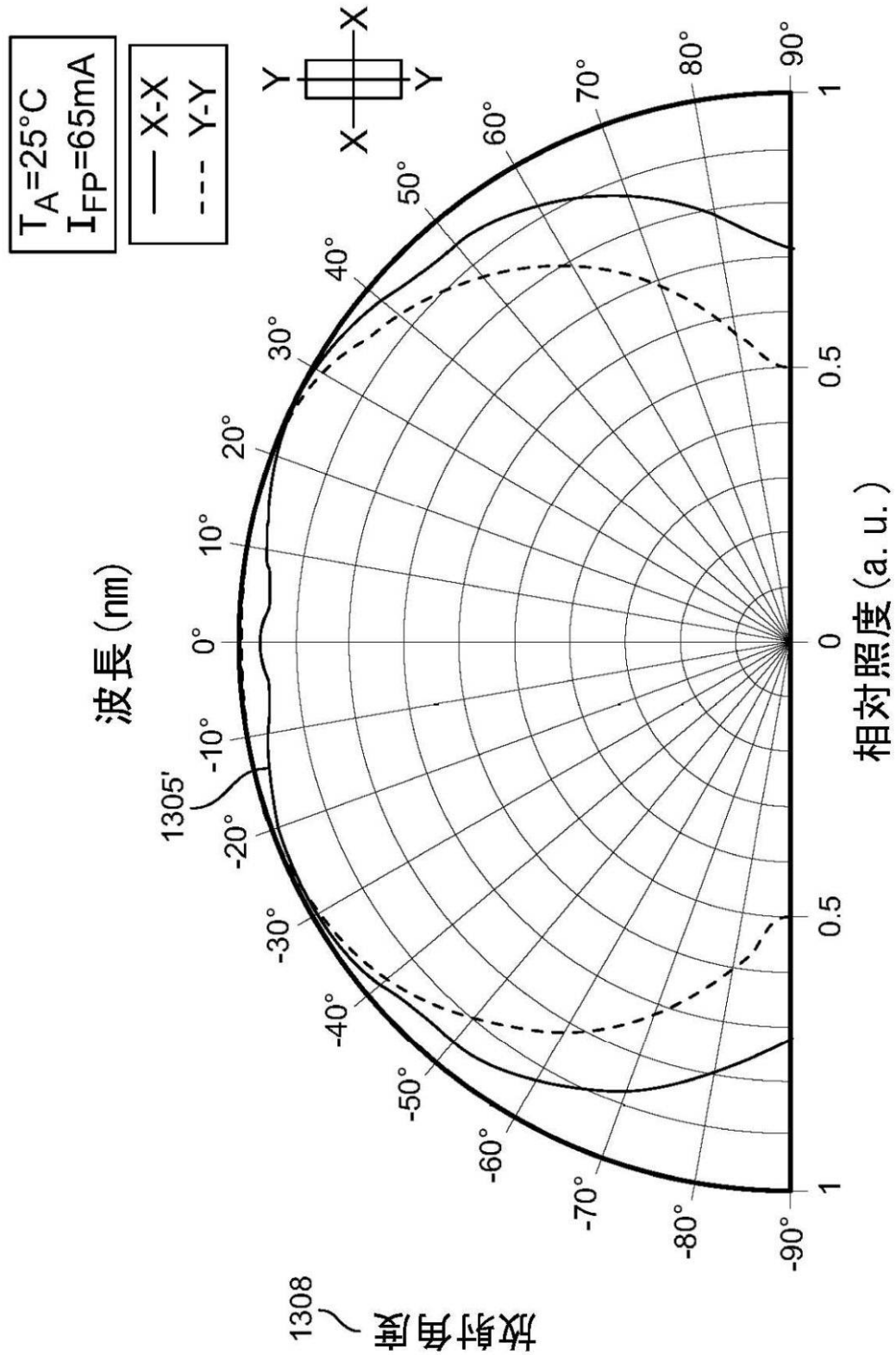
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 3 B

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 3 B】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 15/41396																		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 1/002, G02B 3/10 (2015.01) CPC - A61B1/00045, H04N5/2628, A61B1/045, A61B1/00009 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(8)-A61B1/002, G02B3/10 (2015.01); CPC-A61B1/00045, H04N5/2628, A61B1/045, A61B1/00009 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched CPC-H04N5/23296, G06T3/00, H04N2005/2255; A61B1/00188, G02B21/0028, G02B23/2423 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PatBase, Google Patents/Scholars: terms- Endoscope colonoscope gastroscope microscope tip distal end multiple optical assembly camera image body cavity illuminator light zoom magnify first image display automatically cause display eliminate disable darken power off reduce illumination intensity second image display/screen																				
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>US 2014/0148644 A1 (Levi et al.) 29 May 2014 (29.05.2014), para [0050]-[0056]; fig. 1.</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2012/0232343 A1 (Levy et al.) 13 September 2012 (13.09.2012), para [0040]-[0049]; fig. 1.</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2012/0053407 A1 (Levy) 01 March 2012 (01.03.2012), para [0062]-[0066]; figs. 1-2.</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2012/0232340 A1 (Levy et al.) 13 September 2012 (13.09.2012), entire document.</td> <td>1-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2011/0263938 A1 (Levy) 27 October 2011 (27.10.2011), entire document.</td> <td>1-20</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	US 2014/0148644 A1 (Levi et al.) 29 May 2014 (29.05.2014), para [0050]-[0056]; fig. 1.	1-20	A	US 2012/0232343 A1 (Levy et al.) 13 September 2012 (13.09.2012), para [0040]-[0049]; fig. 1.	1-20	A	US 2012/0053407 A1 (Levy) 01 March 2012 (01.03.2012), para [0062]-[0066]; figs. 1-2.	1-20	A	US 2012/0232340 A1 (Levy et al.) 13 September 2012 (13.09.2012), entire document.	1-20	A	US 2011/0263938 A1 (Levy) 27 October 2011 (27.10.2011), entire document.	1-20
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																		
A	US 2014/0148644 A1 (Levi et al.) 29 May 2014 (29.05.2014), para [0050]-[0056]; fig. 1.	1-20																		
A	US 2012/0232343 A1 (Levy et al.) 13 September 2012 (13.09.2012), para [0040]-[0049]; fig. 1.	1-20																		
A	US 2012/0053407 A1 (Levy) 01 March 2012 (01.03.2012), para [0062]-[0066]; figs. 1-2.	1-20																		
A	US 2012/0232340 A1 (Levy et al.) 13 September 2012 (13.09.2012), entire document.	1-20																		
A	US 2011/0263938 A1 (Levy) 27 October 2011 (27.10.2011), entire document.	1-20																		
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>																				
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family																				
Date of the actual completion of the international search 30 August 2015 (30.08.2015)		Date of mailing of the international search report 29 SEP 2015																		
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-8300		Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774																		

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 ゴラン サルマン

イスラエル国 3 0 3 0 0 0 0 アトリト ハロチャミム 1 0 8

(72)発明者 イダン レヴィー

イスラエル国 3 8 2 4 3 9 7 ハデラ ハシタ 5 9

(72)発明者 ウリ ダビデ

イスラエル国 7 4 0 8 7 2 1 ネス ジオナ ハ シャケドゥ ストリート 1 2

Fターム(参考) 2H040 BA04 BA09 CA02 CA22 DA12 GA02 GA11

4C161 BB02 BB04 BB05 CC06 FF40 LL02 LL08 NN01 PP12 QQ02

QQ06 QQ07 RR06 VV04

专利名称(译)	多焦点多相机内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2017527332A	公开(公告)日	2017-09-21
申请号	JP2017502659	申请日	2015-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	最终选择公司 恩多巧爱思股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	最终公司选择		
[标]发明人	ヴィクターレヴィン ゴランサルマン イダンレヴィー ウリダビデ		
发明人	ヴィクター レヴィン ゴラン サルマン イダン レヴィー ウリ ダビデ		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/07 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00177 A61B1/00181 A61B1/00188 A61B1/05 G02B23/2423 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/07.733 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR06 4C161/VV04		
代理人(译)	杉村健二		
优先权	62/027005 2014-07-21 US 62/029764 2014-07-28 US		
其他公开文献	JP2017527332A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于产生体腔的第一图像的第一光学组件，用于产生体腔的第二图像的第二光学组件，与第一光学组件和第二光学组件中的每一个相关联的至少一个照明，放大到光学组件会生成放大的第一个图像而不是第一个图像，并且不会自动在物理显示器上显示第二个图像，而只能放大第一个图像以及处理系统，被配置为在所述显示屏幕上显示所述多焦点内窥镜图像。处理系统减少对第二光学组件的电力供应，以减少与第二光学组件相关联的照明的照明，或者关闭物理显示器的功率，使第二图像变暗或变黑，停止显示。 背景技术

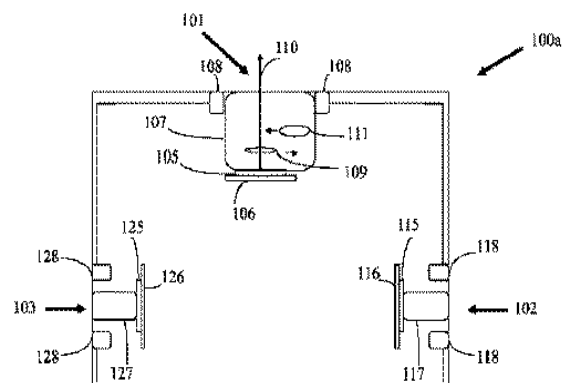


FIG. 1