

(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2016-519967

(P2016-519967A)

(43) 公表日 平成28年7月11日(2016.7.11)

(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 3 0 0 B	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	
	A 6 1 B 1/00 3 3 2	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 50 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2016-514148 (P2016-514148)
 (86) (22) 出願日 平成26年5月16日 (2014.5.16)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年12月16日 (2015.12.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/038506
 (87) 国際公開番号 W02014/186775
 (87) 国際公開日 平成26年11月20日 (2014.11.20)
 (31) 優先権主張番号 61/824, 933
 (32) 優先日 平成25年5月17日 (2013.5.17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 61/902, 079
 (32) 優先日 平成25年11月8日 (2013.11.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 61/988, 074
 (32) 優先日 平成26年5月2日 (2014.5.2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

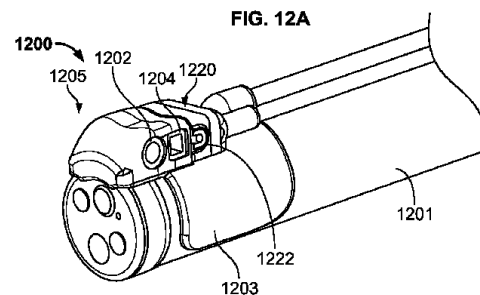
(71) 出願人 515316366
 アヴァンティス メディカル システムズ
 , インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 1
 3 1, サン ホセ, ビアリング ドラ
 イブ 2 3 6 7
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹
 (74) 代理人 100181674
 弁理士 飯田 貴敏
 (74) 代理人 100181641
 弁理士 石川 大輔

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 二次撮像内視鏡デバイス

(57) 【要約】

本明細書では、体腔の複数の領域が同時に撮像され得るように、付加的な視野を提供するために内視鏡と併せて使用することができる、種々の着脱式二次撮像内視鏡デバイスが説明される。一変形例では、二次撮像内視鏡デバイスは、内視鏡を覆って配置されるように構成される内視鏡取付部材と、内視鏡取付部材上の第1の場所における第1の撮像要素および対応する第1の光源と、第1の場所に隣接する第2の場所における第2の撮像要素および第2の光源とを備える。いくつかの変形例では、二次撮像デバイスは、流体送達のための1つまたはそれを上回るポートを有する、流体送達モジュールを備える。二次撮像内視鏡デバイス撮像要素および主要内視鏡撮像要素によって取得される複数の同時画像は、体腔の連続視野を形成するように、ともに組み合わせるか、または配列することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

前向きの撮像要素を有する内視鏡とともに使用するための着脱式撮像デバイスであって、内視鏡の遠位部分上に解放可能に配置されるように構成されるクリップであって、近位縁と、遠位縁と、内側領域と、外側領域とを備える、クリップと、

前記クリップの前記外側領域に取り付けられた撮像モジュールであって、第 1 の視軸を有する第 1 の側方向きの撮像要素と、第 1 の光源が前記第 1 の撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように前記第 1 の撮像要素に隣接する第 1 の側面光源と、前記第 1 の側面撮像要素の視軸と同一線上にある第 2 の視軸を有する第 2 の側方向きの撮像要素と、第 2 の光源が前記第 2 の撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、

前記第 2 の撮像要素に隣接して位置する第 2 の側面光源とを備える、撮像モジュールと、

前記内視鏡とは別個に前記撮像モジュールに電力供給し、かつ制御するための前記撮像モジュールに取り付けられる、制御ケーブルと、

第 1 の出口ポートと、第 2 の出口ポートと、前記第 1 および第 2 の出口ポートを接続する内部チャンネルとを備える、前記クリップに取り付けられる流体送達モジュールであって、前記第 1 のポートは、前記第 1 の側方向きの撮像要素の近位に位置し、そして前記第 2 のポートは、前記第 2 の側方向きの撮像要素の近位に位置し、そして前記第 1 および第 2 の出口ポートは、内部チャンネルを介して接続される、流体送達モジュールと、

前記流体送達モジュールの前記内部チャンネルに接続される流体導管であって、前記流体導管は、外面に沿って、かつ前記内視鏡の長さに沿って位置し、前記流体導管は、前記内視鏡とは別個に流体を前記流体送達モジュールに輸送するように構成される、流体導管と、

を備える、着脱式撮像デバイス。

【請求項 2】

前記制御ケーブルは、前記外面に沿って、かつ前記内視鏡の長さに沿って位置する、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 3】

前記第 1 および第 2 の出口ポートはそれぞれ、前記流体送達モジュールの第 1 および第 2 の凹状領域内に位置する、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 4】

前記第 1 および第 2 の凹状領域の凹面は、前記第 1 および第 2 の出口ポートからの流体が前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素に向かって方向付けられるように選択される、請求項 3 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 5】

前記流体送達モジュールはさらに、前記内部チャンネルと連通している入口ポートを備え、前記流体導管は、前記入口ポートに接続される、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 6】

前記流体導管は、前記入口ポートから着脱可能である、請求項 5 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 7】

前記クリップは、内視鏡接触表面に沿って位置する接着剤を備える、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 8】

前記クリップの内視鏡接触表面は、エラストマー材料を含む、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 9】

前記撮像モジュールの前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素のそれぞれは、画像センサ上に配置されるレンズアセンブリを備える、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 10】

前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素のそれぞれは、前記レンズアセンブリのそれぞ

10

20

30

40

50

れの前にプリズムを備える、請求項 9 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 1 1】

前記撮像モジュールの前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素のそれぞれは、画像センサ上に配置されるプリズムを備える、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 1 2】

前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素のそれぞれのための視野角は、少なくとも 1 3 5 度である、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 1 3】

前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素のそれぞれの視野は、前記前向きの撮像要素の視野と重複または隣接している、請求項 1 2 に記載の着脱式撮像デバイス。

10

【請求項 1 4】

前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素ならびに前記内視鏡の撮像要素によって取得される画像を組み合わせ、連続視野をシミュレートするように構成される、コントローラをさらに備える、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 1 5】

前記コントローラは、前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素ならびに前記内視鏡の撮像要素によって取得される前記画像を、連続視野を有する単一の画像に繋ぎ合わせるように構成される、請求項 1 4 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 1 6】

前記コントローラは、前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素ならびに前記内視鏡の撮像要素によって取得される前記画像を、1 つ以上の表示デバイスに出力するように構成される、請求項 1 4 に記載の着脱式撮像デバイス。

20

【請求項 1 7】

前記第 1 の側方向きの撮像要素および前記第 2 の側方向きの撮像要素は、反対方向に向く、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 1 8】

前記流体送達モジュールは筐体を備え、前記筐体の 1 つ以上の部分が光学的に半透明である、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 1 9】

前記流体送達モジュールの前記筐体は、前記第 1 および第 2 の出口ポートから出る流体のために、前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素に向かって流体の動的経路を形成する、前記第 1 および第 2 の出口ポートの周囲の 1 つ以上の湾曲部を備える、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

30

【請求項 2 0】

前記第 1 の出口ポートは、前記流体送達モジュールの第 1 の側面上にあり、前記第 2 の出口ポートは、前記第 1 の側面の反対側の前記流体送達モジュールの第 2 の側面上にあり、前記内部チャネルは、前記流体送達モジュールを横切って広がる、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 2 1】

前記内部チャネルは、前記第 1 および第 2 の出口ポートの間に広がる U 字形空洞である、請求項 2 0 に記載の着脱式撮像デバイス。

40

【請求項 2 2】

前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素は、前記着脱式撮像デバイスが前記内視鏡に取り付けられるとき、前記内視鏡の前向きの撮像要素と同一線上にある、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 2 3】

前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素は、画像センサと、プリズムとを備える、請求項 1 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 2 4】

前記第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素はさらに、レンズアセンブリを備える、請求項

50

2 3 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 2 5】

前向きの撮像要素を有する内視鏡とともに使用するための着脱式撮像デバイスであって、内視鏡の遠位部分上に解放可能に配置されるように構成される、クリップと、

前記クリップに取り付けられた撮像モジュールであって、前記クリップの円周および前記内視鏡の前記前向きの撮像要素の視軸と垂直である視軸を有する上向きの撮像要素と、光源が前記撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、前記第 1 の撮像要素に隣接して位置する上向きの光源とを備える、撮像モジュールと、

前記内視鏡から分離している前記撮像モジュールに電力供給し、かつ制御するための前記撮像モジュールに取り付けられた制御ケーブルであって、前記制御ケーブルは、外面に沿って、かつ前記内視鏡の長さに沿って位置する、制御ケーブルと、を備え、

前記上向きの撮像要素および前記内視鏡の前向きの撮像要素は、異なる視野の画像を同時に取得するように構成され、そして前記上向きの撮像要素の視野は、前記内視鏡の前向きの撮像要素の視野と重複する、着脱式撮像デバイス。

【請求項 2 6】

前記クリップは、前記クリップの内視鏡接触表面に沿って位置する接着剤を備える、請求項 2 5 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 2 7】

前記クリップの内視鏡接触表面は、エラストマー材料を含む、請求項 2 5 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 2 8】

前記上向きの撮像要素は、画像センサ上に配置されるレンズアセンブリを備える、請求項 2 5 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 2 9】

前記上向きの撮像要素は、前記レンズアセンブリの前にプリズムを備える、請求項 2 8 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 3 0】

前記上向きの撮像要素は、画像センサ上に配置されるプリズムを備える、請求項 2 5 に記載の着脱式撮像デバイス。

【請求項 3 1】

前記上向きの撮像要素のための視野角は、少なくとも 1 3 5 度である、請求項 2 5 に記載の着脱式撮像デバイス。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0 0 0 1】

(関連出願への相互参照)

本出願は、2 0 1 4 年 5 月 2 日に提出された米国仮特許出願第 6 1 / 9 8 8 , 0 7 4 号、2 0 1 3 年 1 1 月 8 日に提出された米国仮特許出願第 6 1 / 9 0 2 , 0 7 9 号、および 2 0 1 3 年 5 月 1 7 日に提出された米国仮特許出願第 6 1 / 8 2 4 , 9 3 3 号に基づく優先権を主張しており、これら出願の各々は、その全体が参考として本明細書中に援用される。

【0 0 0 2】

(背景)

内視鏡が、内部体腔にアクセスし、それを撮像するために、診断および / または治療手技で使用される。内視鏡によって取得される画像は、身体 of 別様にアクセス不可能な領域中の異常を識別するために使用されてもよく、また、それを通して治療薬または手技がその領域に適用され得る、導管を提供してもよい。

【0 0 0 3】

例えば、結腸鏡は、下部消化管の内面を検査するために使用される内視鏡である。結腸鏡によって取得される画像は、腸内のポリープを識別するために使用されてもよい。いっ

10

20

30

40

50

たんポリープが結腸鏡によって視覚化されると、そのように所望される場合、検査のためにポリープに生検を行う、および／またはポリープを除去するために、手術道具が結腸鏡の作業管腔を通して挿入されてもよい。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

(簡単な要約)

内部体腔は、多くの場合、目的とする組織を撮像すること、およびそれにアクセスすることを妨げ得る、不規則な幾何学形状および表面性質を有する。例えば、消化管が蛇行性であり、多くの襞およびポケットを含む複雑な表面を有するため、施術者がポリープを識別すること、および検出されたポリープを手術道具と接触させることは困難であり得る。したがって、付加的な視野を提供する、および／または手術道具の挿入を促進する、改良型内視鏡デバイスが、診断および／または治療目的で望ましくあり得る。

10

【0005】

本明細書では、体腔の複数の領域が同時に撮像され得るように、付加的な視野を提供するために内視鏡と併せて使用され得る、二次撮像デバイスが開示される。二次撮像デバイスは、内視鏡の遠位部分に取り付けられてもよく、かつそれぞれ異なる視野を有する1つまたはそれを上回る撮像要素を備えてもよい。いくつかの変形例では、1つまたはそれを上回る撮像要素によって取得される視野が、相互と、および／または主要内視鏡撮像要素によって取得される視野と重複してもよい一方で、他の変形例では、視野は、相互と、および／または主要内視鏡によって取得される視野と重複しなくてもよい。二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡によって取得される画像は、施術者が体腔の領域の連続視野を取得することができるように、配列され、および／または組み合わせられてもよい。取得された画像は、1つまたはそれを上回るディスプレイ上で表示されてもよく、および／または体腔の連続視野を作成するようにデジタルで組み合わせられて(例えば、ともに繋ぎ合わされて)もよい。いくつかの変形例では、手術道具(スネア、カッター、および同等物等)が、目的とする組織に接触する、および／またはそれを操作するように、内視鏡または二次撮像内視鏡デバイスの作業管腔を通して挿入されてもよい。二次撮像内視鏡デバイスは、各手技後に処分されるか、または付加的な手技のために再利用されてもよい。いくつかの変形例では、二次撮像内視鏡デバイスは、ある数の手技が行われた後に処分されてもよい。本明細書で説明される実施形態は、結腸鏡とともに使用するための二次撮像内視鏡デバイスを例証し得るが、そのようなデバイスは、S状結腸鏡、消化管内視鏡、または内視鏡的逆行性胆道膵管造影法(ERCP)とともに使用される内視鏡、ならびに非消化管内視鏡、例えば、尿道鏡、膀胱鏡、および子宮内視鏡を含むが、それらに限定されない、他の種類の内視鏡とともに使用され得ることを理解されたい。

20

30

【0006】

前向き撮像要素を有する内視鏡とともに使用するための撮像デバイスの一変形例は、内視鏡の遠位部分を覆って解放可能に配置されるように構成される、スリーブと、スリーブの外面上の第1の円周場所にあり、スリーブの円周に接線方向である視軸を有する、第1の側面撮像要素と、第1の光源が第1の撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、第1の撮像要素に隣接して位置する第1の側面光源と、スリーブの外面上の第2の円周場所にあり、スリーブの円周に接線方向であり、かつ第1の側面撮像要素の視軸と同一線上にある視軸を有する、第2の側方向きの撮像要素と、スリーブの外面上に位置し、第2の光源が第2の撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、第2の撮像要素に隣接する第2の側面光源と、スリーブに解放可能に搭載される流体送達モジュールとを備えてもよい。流体送達モジュールは、第1の出口ポートと、第2の出口ポートとを備えてもよく、第1のポートは、第1の側面撮像要素に隣接して位置し、第2のポートは、第2の側面撮像要素に隣接して位置する。第1および第2の側面撮像要素ならびに内視鏡撮像要素は、異なる視野を伴う画像を同時に取得するように構成されてもよく、第1および第2の側面撮像要素からの画像の視野は、内視鏡撮像要素の視野と重複して

40

50

もよい。いくつかの変形例では、第 1 および第 2 の円周場所は、相互に隣接する。随意に、スリーブは、第 1 および第 2 の凹状陥凹を備えてもよく、第 1 および第 2 の側面撮像要素はそれぞれ、第 1 および第 2 の凹状陥凹の中にそれぞれ位置してもよい。第 1 および第 2 の凹状陥凹のそれぞれの湾曲は、第 1 および第 2 の側面撮像要素のそれぞれのための少なくとも 135 度の視野角を許容してもよく、随意に、第 1 および第 2 の光源はそれぞれ、スリーブ内の第 3 および第 4 の陥凹の中に位置してもよい。いくつかの変形例では、第 1 の側面撮像要素および第 2 の側面撮像要素は、反対方向に向いてもよい。流体送達モジュールは、筐体の 1 つまたはそれを上回る部分が光学的に半透明である、筐体を備えてもよい。流体送達モジュールは、第 1 の入口ポートと、筐体内の導管とを備えてもよく、導管は、第 1 の入口ポートを第 1 および第 2 の出口ポートと接続してもよい。流体送達モジュールの筐体は、第 1 および第 2 の出口ポートから退出する流体のために第 1 および第 2 の側面撮像要素に向かって流体動的経路を形成し得る、第 1 および第 2 の出口ポートの周囲の 1 つまたはそれを上回る湾曲部を備えてもよい。随意に、スリーブは、陥凹が、流体送達モジュールの第 1 および第 2 の出口ポートの周囲の 1 つまたはそれを上回る湾曲部によって形成される流体動的経路と連続的であるように、第 1 および第 2 の側面撮像デバイスに隣接する第 1 および第 2 の凹状陥凹を備えてもよい。

10

【0007】

撮像デバイスはさらに、第 1 および第 2 の側面撮像要素ならびに内視鏡撮像要素によって取得される画像を組み合わせ、連続視野をシミュレートするように構成される、コントローラを備えてもよい。例えば、コントローラは、第 1 および第 2 の側面撮像要素ならびに内視鏡撮像要素によって取得される画像を、連続視野を有する単一の画像に繋ぎ合わせるように構成されてもよい。随意に、コントローラは、第 1 および第 2 の側面撮像要素ならびに内視鏡撮像要素によって取得される画像を、1 つまたはそれを上回る表示デバイスに出力するように構成されてもよい。

20

【0008】

前向き撮像要素を有する内視鏡とともに使用するための撮像デバイスの別の変形例は、内視鏡の遠位部分を覆って解放可能に配置されるように構成される、スリーブと、スリーブの外面上の第 1 の円周場所にあり、スリーブの円周に接線方向である視軸を有する、第 1 の側面撮像要素と、第 1 の光源が第 1 の撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、第 1 の撮像要素に直接隣接する第 1 の側面光源と、スリーブの外面上の第 2 の円周場所にあり、スリーブの円周に接線方向であり、かつ第 1 の側面撮像要素の視軸と同一線上にある視軸を有する、第 2 の側面撮像要素と、スリーブの外面上に位置し、第 2 の光源が第 2 の撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、第 2 の撮像要素に直接隣接する第 2 の側面光源と、スリーブに解放可能に搭載される流体送達モジュールとを備えてもよい。流体送達モジュールは、第 1 の出口ポートと、第 2 の出口ポートとを備えてもよく、第 1 のポートは、第 1 の側面光源の近位に位置し、第 2 のポートは、第 2 の光源の近位に位置する。第 1 および第 2 の側面撮像要素ならびに内視鏡撮像要素は、異なる視野を伴う画像を同時に取得するように構成されてもよく、第 1 および第 2 の側面撮像要素からの画像の視野は、内視鏡撮像要素の視野と重複してもよい。いくつかの変形例では、第 1 および第 2 の円周場所は、相互に隣接する。いくつかの変形例では、第 1 の側面撮像要素および第 2 の側面撮像要素は、反対方向に向いてもよい。流体送達モジュールは、筐体の 1 つまたはそれを上回る部分が光学的に半透明である、筐体を備えてもよい。流体送達モジュールは、第 1 の入口ポートと、筐体内の導管とを備えてもよく、導管は、第 1 の入口ポートを第 1 および第 2 の出口ポートと接続してもよい。流体送達モジュールの筐体は、第 1 および第 2 の出口ポートから退出する流体のために第 1 および第 2 の側面撮像要素に向かって流体動的経路を形成し得る、第 1 および第 2 の出口ポートの周囲の 1 つまたはそれを上回る湾曲部を備えてもよい。

30

40

【0009】

前向き撮像要素を有する内視鏡とともに使用するための撮像デバイスの別の変形例は、内視鏡の遠位部分を覆って解放可能に配置されるように構成される、スリーブと、スリ

50

ープの外面上の第 1 の円周場所にあり、スリーブの円周および前向き of 撮像要素の視軸と垂直である視軸を有する、上向きの撮像要素と、光源が撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、第 1 の撮像要素に直接隣接して位置する上向きの光源とを備えてもよい。上向きの撮像要素および内視鏡の前向きの撮像要素は、異なる視野を伴う画像を同時に取得するように構成されてもよく、上向きの撮像要素からの画像の視野は、内視鏡の前向きの撮像要素の視野と重複してもよい。

【 0 0 1 0 】

二次内視鏡撮像デバイス（すなわち、前向きの撮像要素を有する内視鏡とともに使用するための着脱式撮像デバイス）の別の変形例は、内視鏡の遠位部分を覆って解放可能に配置されるように構成される、クリップであって、近位縁と、遠位縁と、内側領域と、外側領域とを備える、クリップと、クリップの外側領域に取り付けられた撮像モジュールと、内視鏡とは別々に撮像モジュールに電力供給して制御するための撮像モジュールに取り付けられた制御ケーブルと、第 1 の出口ポートと、第 2 の出口ポートと、第 1 および第 2 の出口ポートを接続する内部チャンネルとを備える、クリップに取り付けられた流体送達モジュールと、流体送達モジュールの内部チャンネルに接続される流体導管とを備えてもよい。撮像モジュールは、第 1 の視軸を有する、第 1 の側方向きの撮像要素と、第 1 の光源が第 1 の撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、第 1 の撮像要素に隣接する第 1 の側面光源と、第 1 の側面撮像要素の視軸と同一線上にある第 2 の視軸を有する、第 2 の側方向きの撮像要素と、第 2 の光源が第 2 の撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、第 2 の撮像要素に隣接して位置する第 2 の側面光源とを備えてもよい。流体送達モジュールの第 1 のポートは、第 1 の側方向きの撮像要素の近位に位置してもよく、第 2 のポートは、第 2 の側方向きの撮像要素の近位に位置してもよい。流体送達モジュールの第 1 および第 2 の出口ポートはそれぞれ、流体送達モジュールの第 1 および第 2 の凹状領域内に位置してもよい。第 1 および第 2 の凹状領域の凹面は、第 1 および第 2 の出口ポートからの流体が第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素に向かって指向されるように選択されてもよい。流体送達モジュールはさらに、内部チャンネルと連通している入口ポートを備えてもよく、流体導管は、入口ポートに接続される。いくつかの変形例では、流体導管は、入口ポートから着脱可能であり得る。流体導管は、外面に沿って、かつ内視鏡の長さに沿って位置してもよく、内視鏡とは別々に流体を流体送達モジュールに輸送するように構成されてもよい。制御ケーブルは、外面に沿って、かつ内視鏡の長さに沿って位置してもよい。クリップは、内視鏡接触表面に沿って位置する接着剤を備えてもよい。代替として、または加えて、クリップの内視鏡接触表面は、エラストマー材料を含んでもよい。

【 0 0 1 1 】

撮像モジュールの第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素はそれぞれ、画像センサを覆って配置されるレンズアセンブリと、随意に、レンズアセンブリのそれぞれの前のプリズムとを備えてもよい。代替として、または加えて、第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素のそれぞれは、画像センサのそれぞれを覆って配置されるプリズムを備えてもよい。第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素のそれぞれのための視野角は、少なくとも 135 度であってもよく、および / または第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素のそれぞれの視野は、着脱式撮像デバイスが取り付けられる内視鏡の前向きの撮像要素の視野と重複または隣接してもよい。いくつかの変形例では、第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素は、着脱式撮像デバイスが内視鏡に取り付けられるときに内視鏡の前向きの撮像要素と同一線上に位置する。そのような変形例では、第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素はそれぞれ、画像センサと、プリズムとを備えてもよい（例えば、プリズムは、画像センサを覆って配置されてもよい）。随意に、第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素はまた、レンズアセンブリを備えてもよい。いくつかの変形例では、第 1 の側方向きの撮像要素および第 2 の側方向きの撮像要素は、反対方向に向いてもよい。

【 0 0 1 2 】

着脱式撮像デバイスの流体送達モジュールは、筐体の 1 つまたはそれを上回る部分が光

10

20

30

40

50

学的に半透明である、筐体を備えてもよい。流体送達モジュールの筐体は、第 1 および第 2 の出口ポートから退出する流体のために第 1 および第 2 の側面撮像要素に向かって流体動的経路を形成する、第 1 および第 2 の出口ポートの周囲の 1 つまたはそれを上回る湾曲部を備えてもよい。いくつかの変形例では、第 1 の出口ポートは、流体送達モジュールの第 1 の側面上にあり、第 2 の出口ポートは、第 1 の側面の反対側の流体送達モジュールの第 2 の側面上にあり、内部チャネルは、流体送達モジュールを横断して及んでもよい。例えば、内部チャネルは、第 1 および第 2 の出口ポートの間に及ぶ U 字形空洞であってもよい。

【0013】

着脱式撮像デバイスのいくつかの変形例はさらに、第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素ならびに内視鏡撮像要素によって取得される画像を組み合わせ、連続視野をシミュレートするように構成される、コントローラを備えてもよい。コントローラは、第 1 および第 2 の側面撮像要素ならびに内視鏡撮像要素によって取得される画像を、連続視野を有する単一の画像に繋ぎ合わせるように構成されてもよい。随意に、コントローラは、第 1 および第 2 の側方向きの撮像要素ならびに内視鏡撮像要素によって取得される画像を、1 つまたはそれを上回る表示デバイスに出力するように構成されてもよい。

【0014】

前向き撮像要素を有する内視鏡とともに使用するための着脱式撮像デバイスの別の変形例は、内視鏡の遠位部分を覆って解放可能に配置されるように構成されるクリップと、クリップに取り付けられた撮像モジュールと、内視鏡から分離している撮像モジュールに電力供給して制御するための撮像モジュールに取り付けられた制御ケーブルとを備えてもよい。撮像モジュールは、クリップの円周および内視鏡の前向き撮像要素の視軸と垂直である視軸を有する、上向き撮像要素と、光源が撮像要素による画像の取得のための照明を提供するように、第 1 の撮像要素に隣接して位置する上向きの光源とを備えてもよい。上向き撮像要素および内視鏡の前向き撮像要素は、異なる視野を伴う画像を同時に取得するように構成されてもよく、上向き撮像要素からの画像の視野は、内視鏡の前向き撮像要素の視野と重複してもよい。制御ケーブルは、外面に沿って、かつ内視鏡の長さに沿って位置してもよい。いくつかの変形例では、クリップは、クリップの内視鏡接触表面に沿って位置する接着剤を備えてもよい。代替として、または加えて、クリップの内視鏡接触表面は、エラストマー材料を含んでもよい。いくつかの変形例では、撮像モジュールの上向き撮像要素は、画像センサを覆って配置されるレンズアセンブリを備えてもよい。代替として、または加えて、上向き撮像要素は、レンズアセンブリの前にプリズムを備えてもよい。なおも他の変形例では、撮像モジュールの上向き撮像要素は、画像センサを覆って配置されるプリズムを備えてもよい。いくつかの変形例では、上向き撮像要素のための視野角は、少なくとも 135 度であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図 1 A】図 1 A は、内視鏡を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイスの一変形例の斜視図である。

【図 1 B】図 1 B および 1 C は、図 1 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 1 C】図 1 B および 1 C は、図 1 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 1 D】図 1 D は、図 1 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の上面図である。

【図 1 E】図 1 E は、図 1 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の正面図である。

【図 1 F】図 1 F は、図 1 A の二次撮像内視鏡デバイスの分解図である。

【図 2 A】図 2 A は、内視鏡を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイスの別の変形例の斜視図である。

【図 2 B】図 2 B および 2 C は、図 2 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 2 C】図 2 B および 2 C は、図 2 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 2 D】図 2 D は、図 2 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の上面図である。

【図 2 E】図 2 E は、図 2 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の正面図である。

【図 2 F】図 2 F は、図 2 A の二次撮像内視鏡デバイスの分解図である。

【図 3 A】図 3 A は、枢動機構を有する内視鏡を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイスの別の變形例の斜視図である。

【図 3 B】図 3 B は、図 3 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の上面図である。

【図 3 C】図 3 C は、図 3 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の正面図である。

【図 3 D】図 3 D は、図 3 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

10

【図 4 A】図 4 A は、二次撮像内視鏡デバイスとともに使用され得る、撮像要素操縦およびスネア拡張 / 後退機構の一變形例の斜視図である。

【図 4 B】図 4 B は、図 4 A の機構の分解構成要素図である。

【図 4 C】図 4 C は、図 4 A の機構の側面図である。

【図 4 D】図 4 D は、図 4 A の機構の上面図である。

【図 4 E】図 4 E は、図 4 D で識別される丸く囲まれた領域の接写である。

【図 4 F】図 4 F は、図 4 A の機構の底面図である。

【図 5 A】図 5 A は、内視鏡を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイスの別の變形例の斜視図である。

【図 5 B】図 5 B および 5 C は、図 5 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

20

【図 5 C】図 5 B および 5 C は、図 5 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 5 D】図 5 D は、図 5 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の上面図である。

【図 5 E】図 5 E は、図 5 A の二次撮像内視鏡デバイスの分解図である。

【図 5 F】図 5 F は、内視鏡の遠位端を覆って配置される図 5 A の（流体送達モジュールを伴う）二次撮像内視鏡デバイスの拡大斜視図である。

【図 6】図 6 A および 6 B は、二次撮像内視鏡デバイスのための流体送達モジュールの一變形例の基礎部分の種々の斜視図である。図 6 C および 6 D は、図 6 A および 6 B の流体送達モジュールの基礎部分に対応する、エンドプレート部分の種々の斜視図である。

30

【図 7】図 7 は、主要内視鏡および二次撮像内視鏡デバイスの一變形例の撮像要素の視野および視軸の概略表現である。

【図 8】図 8 は、二次撮像内視鏡デバイスとともに使用され得る管類の一變形例の断面図である。

【図 9 A】図 9 A は、多重撮像要素内視鏡検査システムの一變形例の概略表現である。

【図 9 B】図 9 B は、多重撮像要素内視鏡検査システムの別の變形例の概略表現である。

【図 10】図 10 は、多重撮像要素内視鏡検査システムのディスプレイのレイアウトの一變形例の概略表現である。

【図 11 A】図 11 A は、内視鏡を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイスの一變形例の斜視図である。

40

【図 11 B】図 11 B および 11 C は、図 11 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 11 C】図 11 B および 11 C は、図 11 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 11 D】図 11 D は、図 11 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の上面図である。

【図 11 E】図 11 E は、図 11 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の正面図である。

【図 11 F】図 11 F は、図 11 A の二次撮像内視鏡デバイスの分解図である。

【図 12 A】図 12 A は、内視鏡を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイスの別の變形

50

例の斜視図である。

【図 1 2 B】図 1 2 B および 1 2 C は、図 1 2 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 1 2 C】図 1 2 B および 1 2 C は、図 1 2 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 1 2 D】図 1 2 D は、図 1 2 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の上面図である。

【図 1 2 E】図 1 2 E は、図 1 2 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の正面図である。

【図 1 2 F】図 1 2 F は、図 1 2 A の二次撮像内視鏡デバイスの分解図である。

10

【図 1 3 A】図 1 3 A は、上向きの撮像要素および対応する光源を伴う二次撮像内視鏡デバイスの一変形例の斜視図である。

【図 1 3 B】図 1 3 B および 1 3 C は、図 1 3 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 1 3 C】図 1 3 B および 1 3 C は、図 1 3 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の側面図である。

【図 1 3 D】図 1 3 D は、図 1 3 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の上面図である。

【図 1 3 E】図 1 3 E は、図 1 3 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の正面図である。

20

【図 1 3 F】図 1 3 F は、画像センサを覆って配置されたプリズムを伴う図 1 3 A の二次撮像内視鏡デバイスの分解図である。

【図 1 3 G】図 1 3 G は、プリズムと画像センサとの間に配置されたレンズアセンブリを伴う図 1 3 A の二次撮像内視鏡デバイスの分解図である。

【図 1 4 A】図 1 4 A は、単一の側方向きの撮像要素および対応する光源を伴う二次撮像内視鏡デバイスの変形例の第 1 の側面の斜視図である。

【図 1 4 B】図 1 4 B は、図 1 4 A の二次撮像内視鏡デバイスの第 2 の側面の斜視図である。

【図 1 4 C】図 1 4 C は、図 1 4 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の上面図である。

30

【図 1 4 D】図 1 4 D は、図 1 4 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の正面図である。

【図 1 4 E】図 1 4 E は、図 1 4 A の二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の第 1 の側面の側面図である。

【図 1 4 F】図 1 4 F は、図 1 4 A の二次撮像内視鏡デバイスの分解図である。

【図 1 5 A】図 1 5 A - 1 5 G は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の内視鏡取付部材の斜視概略図である。

【図 1 5 B】図 1 5 A - 1 5 G は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の内視鏡取付部材の斜視概略図である。

【図 1 5 C】図 1 5 A - 1 5 G は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の内視鏡取付部材の斜視概略図である。

40

【図 1 5 D】図 1 5 A - 1 5 G は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の内視鏡取付部材の斜視概略図である。

【図 1 5 E】図 1 5 A - 1 5 G は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の内視鏡取付部材の斜視概略図である。

【図 1 5 F】図 1 5 A - 1 5 G は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の内視鏡取付部材の斜視概略図である。

【図 1 5 G】図 1 5 A - 1 5 G は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の内視鏡取付部材の斜視概略図である。

【図 1 6】図 1 6 A は、二次撮像内視鏡デバイスが取り付けられ得る、内視鏡の縦軸に基

50

づく座標系を概略的に描写する。図 1 6 B は、主要内視鏡および二次撮像内視鏡デバイスの別の變形例の撮像要素の視野および視軸の概略表現である。

【図 1 7】図 1 7 A - 1 7 C は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかの撮像モジュールのうちのいずれかで使用され得る、種々の光学システム構成の概略上面図である（光路が点線によって描写される）。

【図 1 8】図 1 8 A は、側方向きの撮像要素が相互および主要内視鏡の前向き撮像要素と同一線上にある、二次撮像内視鏡デバイスの別の變形例の概略側面斜視図である。図 1 8 B は、前向きおよび側方向きの撮像要素の視野角および視野を描写する、図 1 8 A の二次撮像内視鏡デバイスの概略側面斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

（詳細な説明）

二次撮像内視鏡デバイスは、内視鏡の遠位部分を覆って取り付けられるように構成されるスリーブであって、伸長スリーブの側面に沿って位置する、1つまたはそれを上回る側面撮像要素を備えるスリーブ等の内視鏡取付部材と、スリーブの側面に沿って位置する、1つまたはそれを上回る光源とを備えてもよい。代替として、二次撮像内視鏡デバイスは、スリーブまたはクリップ等の着脱式内視鏡取付部材と、スリーブまたはクリップに取り付けられた撮像モジュールとを備えてもよい。撮像モジュールは、（前向きの内視鏡撮像要素に対する）1つまたはそれを上回る側方向きおよび/または上向きの撮像要素と、（例えば、撮像要素のそれぞれに対応する）1つまたはそれを上回る光源とを備えてもよい。随意に、二次撮像内視鏡デバイスはまた、内視鏡取付部材および/または撮像モジュールに取り付けられた流体送達モジュールを備えてもよく、流体送達モジュールは、流体（例えば、洗浄流体、造影流体、治療流体等）を送達するための1つまたはそれを上回る出口ポートを有する。流体送達モジュールの出口ポートは、撮像モジュールの撮像要素および/または光源上に蓄積し得る、任意の破片を取り除くように構成されてもよい。本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかは、二次撮像内視鏡デバイスが撮像モジュールと近位コントローラとの間に取り付けられる、内視鏡の長さに沿って延在する電線用導管または制御ケーブルを備えてもよい。そのような電線用導管および/または制御ケーブルは、主要内視鏡の電線用導管および/または制御ケーブルとは別々に、および/または独立して動作してもよい。同様に、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかは、二次撮像内視鏡デバイスが流体送達モジュールと近位流体源との間に取り付けられる、内視鏡の長さに沿って延在する流体導管を備えてもよい。そのような流体導管は、主要内視鏡の流体導管とは別々に、および/または独立して動作してもよい。いくつかの他の變形例では、二次撮像内視鏡デバイスは、別の内視鏡（例えば、プローブ、手術道具等）以外のデバイスに連結されてもよく、および/または遠位部分以外の部分、例えば、中間部分または近位部分に連結されてもよい。本明細書で説明される二次内視鏡撮像デバイスは、所望され得るように、任意の内視鏡（例えば、任意の結腸鏡）とともに使用されてもよい。

【0017】

以下で説明される二次内視鏡撮像デバイスは、1つの撮像モジュールを有するものとして説明されるが、他の變形例は、2つまたはそれを上回る撮像モジュールを備えてもよい。2つまたはそれを上回る撮像モジュールは、それらの構成要素のそれぞれのために別個のPCBを有してもよく、またはPCB（例えば、フレキシブルPCB）を共有してもよい。2つまたはそれを上回る撮像モジュールは、共有制御ケーブルを介して近位コントローラに接続されてもよく、またはそれぞれ独自の別個の制御ケーブルを有してもよい。2つまたはそれを上回る撮像モジュールを有する、二次撮像内視鏡デバイスは、望ましくあり得るように、（例えば、撮像モジュールのそれぞれに隣接して位置する複数の出口ポートを伴って）撮像モジュールを横断して流体を提供するように構成される、単一の流体送達モジュールを有してもよく、または複数の流体送達モジュール（例えば、各撮像モジュールのために1つ）を有してもよい。

【 0 0 1 8 】

側方向きの撮像要素は、（例えば、約 30 度～約 90 度の角度で主要内視鏡撮像要素の視軸からオフセットされる）側面図、および／または（例えば、主要内視鏡撮像要素の視軸から約 180 度オフセットされる）後面図、および／または（例えば、主要内視鏡撮像要素の視軸と直列または平行である）正面／順行図、および／または（例えば、主要内視鏡撮像要素の視軸から正反対または 180 度である）後面／逆行図を提供してもよい。上向き

の撮像要素は、内視鏡の前向きの撮像要素の視軸および（存在する場合）側方向きの撮像要素の視軸と垂直である視軸を伴う視野を提供してもよく、また、側面図および後面図を提供してもよい。つまり、 $x-y-z$ 座標系（図 16A）内で、内視鏡の前向きの撮像要素の視軸は、 x 軸と平行で（またはそこから 90 度未満の角度に）あり得、側方向きの撮像要素の視軸は、 z 軸と平行で（またはそこから 90 度未満の角度に）あり得、上向きの撮像要素の視軸は、 y 軸と平行で（またはそこから 90 度未満の角度に）あり得る。いくつかの変形例では、側方向きの撮像要素の場所は、前向きの撮像要素の場所と同一線上になくてもよく、またはそれと整合させられなくともよい（すなわち、前向きの撮像要素の場所は、側方向きの撮像要素とは異なる y 軸値を有してもよく、または側方向きの撮像要素は、前向きの撮像要素より上方に位置してもよい）。他の変形例では、前向きおよび側方向きの撮像要素の場所は、 z 軸と平行な線を形成する（すなわち、同一の y 軸値を有する）ように、整合させられるか、または同一線上にあってもよい。そのような構成で前向きおよび側方向きの撮像要素を整合させることにより、前向きおよび側方向きの撮像要素によって取得される画像の繋ぎ合わせを促進してもよい。

10

20

【 0 0 1 9 】

二次撮像内視鏡デバイスの内視鏡取付部材は、スリーブが使用中に内視鏡にしっかりと取り付けられたままであるように、内視鏡の遠位縁に係合するように構成される遠位穴縁を伴うスリーブを備えてもよい。加えて、または代替として、スリーブは、二次撮像内視鏡デバイスが内視鏡を覆って保持されるように、内視鏡の側壁に係合し得る近位隆起または突出を備えてもよい。いくつかの変形例では、二次撮像内視鏡デバイスのスリーブは、摩擦嵌合、ねじ嵌合、圧縮嵌合等によって内視鏡に取り付けられてもよい。図 15A - 15G は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の解放可能な内視鏡取付部材を描写する。撮像モジュールおよび／または流体送達モジュールは、以下で詳細に説明される形状因子のうちのいずれかを有し得る、モジュール 1500 によって概略的に表される。撮像および流体送達モジュールは、一体的に形成されてもよく、または（永久的または解放可能ないずれかで）ともに連結される別個の構成要素であってもよい。モジュール 1500 は、撮像モジュールのみ、流体送達モジュールのみ、または撮像および流体送達モジュールの組み合わせを表してもよい。いくつかの変形例では、追加二次撮像内視鏡デバイスが、（例えば、摩擦嵌合、ねじ嵌合、圧縮嵌合等によって）二次撮像内視鏡デバイスを内視鏡の遠位部分に取り付けるように構成されるクリップ、バンド、またはストラップ等の解放可能な内視鏡取付部材を備えてもよい一方で、他の変形例では、撮像モジュールおよび／または流体送達モジュールは、クリップ、バンド、またはストラップを使用することなく、それらの筐体上に取付部材を備えてもよい。いくつかの変形例では、クリップ、バンド、ストラップ、またはスリーブは、シリコンまたはラテックス等のエラストマー材料で少なくとも部分的に作製されてもよい。図 15A で描写されるように、ストラップ 1501 は、モジュール 1500 上に位置するレセプタクル 1503（例えば、1 つまたはそれを上回る切り込み、溝、隆起、陥凹等）と相互嵌合するように構成される、突出 1502 またはビーズ（例えば、一連のビーズ）を有してもよい。例えば、ストラップ取付機構は、ケーブルまたはジップタイのラatchet 機構に類似し得る。図 15E で描写されるように、モジュール 1500 は、異なるレセプタクルを伴う突出 1531 またはビーズを関節動作させる（例えば、スナップ嵌合する）ことにより、取付部材が種々のサイズの内視鏡に固着することを可能にするように、異なる場所に 1 つまたはそれを上回るレセプタクルまたは切り込み 1530 を備えてもよい。なおも他の変形例では、追加二次撮像内視鏡デバイスは、モジュール 1500 上に

30

40

50

位置する磁気材料 1507 に付着する 1 つまたはそれを上回る磁気構成要素 1506 (例えば、希土類磁石) を伴うストラップ 1505 を備えてもよい。そのような磁気取付は、内視鏡の周囲にストラップ 1505 を固着し (例えば、締め付け) てもよく、および / またはモジュール 1500 をストラップ 1505 に取り付けのように作用してもよい。内視鏡取付部材あるいは撮像および / または流体送達モジュールはまた、内視鏡接触表面に沿って増加した摩擦の接着部分または領域を備えてもよい。実施例は、種々の接着剤、粘着性コーティングまたはフィルム (例えば、両面粘着テープ)、ゴムまたはシリコン系材料、および同等物を含んでもよい。例えば、図 15G は、ストラップまたはクリップを伴わない、接着剤または上記で説明される高摩擦材料のうちのいずれかを含み得る、領域 1510 を有するモジュール 1500 を描写する。代替として、または加えて、内視鏡取付部材あるいは撮像および / または流体送達モジュールの内視鏡接触表面はまた、1 つまたはそれを上回るマイクロ吸引カップを備えてもよい。図 15F は、ストラップまたはクリップを伴わない、複数のマイクロ吸引カップを伴うモジュール 1500 を描写する。いくつかの変形例では、内視鏡取付部材は、圧縮嵌合機構によって内視鏡への解放可能な取付を提供してもよい。図 15C は、係止機構 1522 (例えば、ヒンジ連結アーム上の穴縁 1523 と、リングの反対区画上の陥凹 1524 とを含む、フリップ・ロック機構) と係合させられたときに、内視鏡の周囲でリングまたはクリップを締め付ける、ヒンジ連結アーム 1521 またはクランプを伴う半円リング 1520 またはクリップを含み得る、内視鏡取付部材の一実施例を描写する。代替として、または加えて、解放可能な内視鏡係合部材は、図 15D で概略的に描写されるように、膨張させられると内視鏡を覆って締まる (例えば、リング形状、または半円形状の) 空気ブラダ 1525 を備えてもよい。二次撮像内視鏡デバイスが、撮像モジュールと、流体送達モジュールと、撮像および / または流体送達モジュールに解放可能に付着するように構成される複数の内視鏡取付部材とを備える、キットが提供されてもよい。内視鏡取付部材はそれぞれ、種々のサイズ、形状、材料等の内視鏡に付着するように定寸および成形されてもよい。いったん特定の取付部材が特定の内視鏡のために選択されると、撮像および / または流体送達モジュールは、(例えば、スナップ嵌合、ねじ嵌合等によって) 取付部材に取り付けられ、内視鏡を覆って設置されてもよい。そのようなキットは、施術者が自分の選択の特定の内視鏡への二次撮像内視鏡デバイスの取付および / または嵌合をカスタマイズすることを可能にし得る。なおも他の変形例では、本明細書で説明される撮像機構 (例えば、側面撮像要素および光源) は、別個の追加デバイスが必要とされないように、内視鏡の遠位端に組み込まれてもよい。

【0020】

なおも他の実施形態では、一次内視鏡および二次撮像内視鏡デバイスは両方とも、機械的相互嵌合を形成するように構成されてもよい。例えば、一次内視鏡および / または二次内視鏡デバイスは、他方の内視鏡上の突出構造を受容するように構成される、1 つまたはそれを上回る陥凹、スロット、または溝を備えてもよい。

【0021】

二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素は、内視鏡係合部材 (例えば、スリーブまたはクリップ) の円周に沿って位置してもよく、および / または内視鏡取付部材に取り付けられた撮像モジュールの中に位置してもよい。例えば、二次撮像内視鏡デバイスは、スリーブの側面上の第 1 の円周場所に第 1 の側面撮像要素と、第 1 の場所から 180 度であるスリーブの側面上の第 2 の円周場所に第 2 の側面撮像要素とを備えてもよい。他の変形例では、側面撮像要素のうちのいずれか 2 つは、わずか (または少なくとも) 45 度離れ、わずか (または少なくとも) 90 度離れ、あるいはわずか (または少なくとも) 120 度離れ得る。各側面撮像要素は、画像センサを備えてもよく、側面撮像要素は、各側面撮像要素の視野が内視鏡の縦軸 (またはスリーブの管腔) からオフセットされ得るように配向されてもよい。例えば、側面撮像要素の視軸は、スリーブの円周に接線方向であり得、またはスリーブの円周と垂直であり得る。他の変形例では、側面撮像要素の視軸は、内視鏡の縦軸に対して屈折し得、例えば、内視鏡の縦軸と非平行、非交差構成、または非同一直線上構成を備える。いくつかの変形例では、側面撮像要素の視軸は、内視鏡の主要撮像要素

10

20

30

40

50

の視軸に対してある角度にあってもよい。例えば、側面撮像要素の視軸は、主要内視鏡撮像要素の視軸から約45度、約90度、約135度等であってもよい。いくつかの変形例では、主要および側面撮像要素の視野は、相互と重複してもよい。例えば、主要および側面撮像要素の視野の間の重複の角拡散は、約15度～約70度、例えば、約25度、約30度、約45度、約60度であってもよい。側面撮像要素の視軸は、相互に対して整合させられ（例えば、同一線上および同一平面上）、角度を成し（例えば、同一平面上）、および/または傾斜（例えば、非同一平面上）し得る。例えば、第1の側面撮像要素の視軸は、スリーブの円周に接線方向であり得、第1の側面撮像要素の反対側の（例えば、第1の撮像要素から180度離れた）第2の側面撮像要素の視軸もまた、スリーブの円周に接線方向であり得る。内視鏡および/または二次撮像内視鏡デバイスの種々の実施形態の視野および/または視軸に関する付加的な詳細が、以下で説明される。本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスの実施例は、2つの側面撮像要素を有するが、所望され得るように、二次撮像デバイスが2つより多くの側面撮像要素（例えば、3、4、5、6、8、10、12個等の撮像要素）を有し得ることが理解されるべきであることに留意されたい。2つまたはそれを上回る側面撮像要素は、目的とする体腔の360度視野（すなわち、3次元体積）を再構築するための十分な画像データを取得するために有用であり得る。

【0022】

撮像モジュールの側方向きの撮像要素は、随意に、1つまたはそれを上回る側方向きの撮像要素の視野が調整されることを可能にする、移動機構を備えてもよい。移動機構は、側面撮像要素が近位および遠位部分の間で（例えば、内視鏡の縦軸と平行に）枢動すること、および/またはスリーブの円周に沿って平行移動することを可能にしてもよい。いくつかの変形例では、側面撮像要素は、格納式であり得る。側面撮像要素の配向は、側面撮像要素から体腔の側壁までの距離に応じて調整されてもよい。例えば、二次撮像内視鏡デバイスの第1の側面撮像要素の撮像要素配向、および二次撮像内視鏡デバイスの第2の側面撮像要素の撮像要素配向は、それらの視野の重複が一定のままであるように調整されてもよい。二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素と通信しているコントローラは、組織壁が側面撮像要素に近づいているかどうかを検出し、視野が組織壁から一掃されるように側面撮像要素を枢動させることが可能であり得る。側面撮像要素の視軸はまた、撮像要素の間の（例えば、各側面撮像要素と内視鏡撮像要素との間の）画像重複が一貫した値で保たれるように調整されてもよい。例えば、側面撮像要素は、側面撮像要素および/または内視鏡撮像要素によって取得される画像の間の重複が最大1%、5%、10%、15%、20%、30%、45%等で保たれるように枢動させられてもよい。

【0023】

随意に、二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素は、取得された画像を強調することに役立ち得る、フィルタ、例えば、赤外線フィルタを備えてもよい。赤外線フィルタは、腺腫の検出を促進する画像をもたらし得る。いくつかの変形例では、画像のコントラストまたは輝度を向上させることによって、取得された画像を強調し得る、偏光フィルタまたはフィルム、例えば、3MTM (St. Paul, Minnesota) による Dual Brightness Enhancement Film (DBEF) が、側面撮像要素の画像センサを覆って位置してもよい。代替として、または加えて、側面撮像要素は、帯域通過フィルタを備えてもよい。例えば、側面撮像要素は、約445nm～約500nm、例えば、約450nm～約490nmの波長を有する光の透過を可能にする、帯域通過フィルタを備えてもよい。そのような透過特性を伴う帯域通過フィルタは、対応する側面光源が、（例えば、粘膜層の下の）深部組織構造および/または特徴の視覚化を可能にし得る、緑・青色スペクトル（例えば、約445nm～約500nm）内の光を発するシステムで使用されてもよい。二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素は、高解像度画像センサ（例えば、HD CMOS、CCD）または標準解像度画像センサを備えてもよい。いくつかの変形例では、画像センサは、センサを過剰および/または過小飽和させることなく、高光量および低光量領域の両方を十分に撮像するように高いダイナミックレンジを有してもよい。随意に、側面撮像要素は、破片および流体から光学構成要素を保護す

ることに役立ち得る、画像センサ、レンズ、および/または他の光学構成要素を覆うカバーまたはキャップを有してもよい。レンズの焦点深度は、約1mm~約150mm、例えば、約2mm~約45mmであってもよい。いくつかの変形例では、1つまたはそれを上回る側方向きの撮像要素は、画像センサに影響する前に光を集束させるように、画像センサを覆って配置されるレンズアセンブリを備えてもよい。(赤外線フィルタ等の波長フィルタを伴う、または伴わない)プリズムは、光の光学経路がレンズアセンブリに向かって再指向されるように、レンズアセンブリを覆って配置されてもよい。そのような構成は、内視鏡の縦軸と平行である光路が所望されるときに使用されてもよい。代替として、または加えて、プリズムは、画像センサまでレンズアセンブリを通過する前に、この画像をフィルタにかける、および/または拡大する、および/または集束させるために、光路に含まれてもよい。いくつかの変形例では、1つまたはそれを上回る側方向きの撮像要素は、レンズアセンブリを備えなくてもよいが、画像センサに影響する前に光をフィルタにかける、および/または拡大する、および/または集束させるプリズムを有してもよい。撮像モジュール内の光学経路および関連光学構成要素は、撮像モジュールの全体的なサイズおよび外形が縮小されるように選択されてもよい。例えば、2つの機能を果たす(例えば、光をフィルタにかけて集束させる)光学構成要素が、異なる機能をそれぞれ果たす2つの光学構成要素の代わりに選択されてもよい。いくつかの変形例では、特定の配向で光路を指向することにより、二次内視鏡撮像デバイスの幅および/または高さを縮小させることに役立ち得る。本明細書で説明される二次内視鏡撮像デバイスのうちのいずれかとともに使用され得る、種々の光学経路および構成要素が、図17A-17Cで描写される。図17A-17Bは、内視鏡および内視鏡の側面上に位置する例示的な光学システムの上図であるが、描写した光学システムのうちのいずれかが、最上部、底部、または内視鏡の円周に沿った任意の他の場所に位置し得ることを理解されたい。図17Aは、内視鏡1700、および画像センサ1701(例えば、CCDまたはCMOSセンサ)と、レンズアセンブリ1704とを備える、二次内視鏡撮像デバイスの一変形例の光学システム1702を描写する。光路は、点線によって描写される。示されるように、光路は、内視鏡1700の縦軸と垂直である。そのような構成は、大部分が(幅より長くあり得、約5mm~約7mmであり得る)レンズアセンブリ1704の長さを備え得る、約5mm~約8mmの幅W1を有してもよい。図17Bは、画像センサ1701と、レンズアセンブリ1708と、プリズム1710とを備える、二次内視鏡撮像デバイスの光学システム1706の別の変形例を概略的に描写する。プリズム1710は、レンズアセンブリ1708が内視鏡に対して平行配向を有し得るように、光路に屈曲(例えば、90度旋回)を導入する。そのような構成は、大部分が(両方ともレンズアセンブリの長さより小さくあり得る)プリズムおよび/またはレンズアセンブリおよび/または画像センサの幅から成り得る、約2mm~約5mmの幅W2を有してもよい。プリズムは、約1.5mm~約3mmの幅を有してもよく、画像センサ(CMOSまたはCCDセンサ等)は、(約2.6mmの対角線を伴って)約1.8mm×1.8mmであってもよく、レンズアセンブリは、約2mm~約4mm、例えば、約2.8mmの幅を有してもよい。図17Cは、画像センサ1701と、プリズム1714とを備える、二次内視鏡撮像デバイスの光学システム1712の別の変形例を概略的に描写する。この変形例では、プリズム1714は、光路を屈曲させるだけでなく、画像センサ1701に影響することに先立って、光を拡大して集束させる。そのような構成は、大部分が(類似レベルの拡大および/または集束を行うレンズアセンブリの長さより小さくあり得る)プリズムの幅からなり得る、約2mm~約5mmの幅W3を有してもよい。いくつかの変形例では、幅W2およびW3は、同一であり得る。プリズムを用いて光路を屈曲させることは、二次内視鏡撮像デバイスがより小さい外形を有することに役立ち得る。例えば、図17Bまたは17Cの構成を有する、2つの側方向きの撮像要素を有する、二次内視鏡撮像デバイスは、約10mm~約14mmの全体的な幅を有し得る、図17Aの構成を有する2つの側方向きの撮像要素を有する、二次内視鏡撮像デバイスと比較して、約4mm~約10mmの全体的な幅を有してもよい。随意に、1つまたはそれを上回る光学フィルタ(例えば、赤外線、近赤外線、紫外線、または任意の波

10

20

30

40

50

長フィルタ、あるいは偏光フィルタ)は、図17A - 17Cの光学システムを提供されてもよい。光学フィルタは、別個の構成要素であってもよく、あるいはレンズアセンブリおよび/またはプリズムと統合されてもよい。以下で詳細に説明される二次内視鏡撮像デバイスの種々の実施形態は、図17A - 17Cで描写される光学システムのうちの1つを有する、光学システムを備えてもよいが、そのような実施形態は、代替として、望ましくあり得るように、他の光学システムのうちのいずれかを備え得ることを理解されたい。

【0024】

二次撮像内視鏡デバイスは、側面撮像要素のそれぞれの視野を照射する、1つまたはそれを上回る光源を備えてもよい。例えば、二次撮像内視鏡デバイスの各側面撮像要素は、それに隣接して対応する光源を有してもよい。二次撮像内視鏡デバイス光源は、可視および/または赤外光を放射してもよい。代替として、または加えて、二次撮像内視鏡デバイス光源は、緑色、青色、白色(例えば、広帯域)、および/または紫外線光を含む、任意の所望の波長の光を放射してもよい。いくつかの変形例では、二次撮像内視鏡デバイスが、可視光を発する単一のLED光源を有してもよい一方で、他の変形例では、二次撮像内視鏡デバイスは、可視光を発する第1のLED光源と、赤外光を発する第2のLED光源とを有してもよい。代替として、または加えて、側面光源が、緑・青色スペクトル(例えば、約445nm~約500nm)内の波長を有する光を発してもよい。緑・青色光による組織の照射は、深部組織特徴および/または構造の視覚化および撮像を可能にし得る。例えば、緑・青色光は、粘膜層の下の特徴が施術者によって検査され得るように、粘膜層を貫通することが可能であり得る。随意に、フィルタ(例えば、帯域通過フィルタ)または偏光子、例えば、DBEFまたは赤外線フィルタが、光源を覆って位置してもよい。いくつかの変形例では、側面光源が、広いスペクトルにわたって光を発してもよく、撮像要素は、撮像センサによる捕捉のためにある波長および/または配向のある光を選択的に透過させる、フィルタまたは偏光子を備えてもよい。

【0025】

二次撮像内視鏡デバイスはまた、加速度計、力センサ、圧力センサ、および/または位置センサ、または他のタイプの追跡機構を備えてもよい。そのようなセンサは、二次撮像内視鏡デバイスが取り付けられる内視鏡を操縦することを促進するように、フィードバックを施術者に提供してもよい。加速度計は、内視鏡の遠位部分の運動および方向を測定してもよい。これは、管状空洞内で前進させられるにつれて内視鏡が輪になっているか、またはねじれを形成していることを示し得る、内視鏡位置の任意の急激または不連続的な配向変化について施術者に知らせることに役立ち得る。例えば、結腸鏡に取り付けられた二次撮像内視鏡デバイス上の加速度計は、挿管中に輪になることを防止することに役立ち得る、また、結腸の領域がすでに撮像されているか、または依然として撮像される必要があるかどうかに関して情報を施術者に提供してもよい。例えば、コントローラは、結腸の仮想マップ上にインジケータを生成して、画像が取得された結腸内の領域を印付けるために、アルゴリズムで加速度計からのデータを使用してもよい。力センサおよび/または圧力センサは、内視鏡が患者内で操縦されると触覚フィードバックを施術者に提供してもよく、これは、手技中に患者にとって不快感を低減させることに役立ち得る。

【0026】

制御ケーブルまたは電線用導管は、二次撮像内視鏡デバイスの撮像モジュールを、二次撮像内視鏡デバイスの近位部分に位置するコントローラに接続してもよい。制御ケーブルまたは電線用導管は、撮像モジュールと近位コントローラとの間で内視鏡の外面(例えば、外部)に沿って延在してもよい。ケーブルは、クリップおよび同等物で内視鏡に固着されてもよく、または二次撮像内視鏡デバイスを介したその取付を越えて内視鏡に固着されなくてもよい。制御ケーブルは、内視鏡とは別々に、および/または独立して、二次撮像内視鏡デバイスに電力供給するワイヤおよび/またはフレキシブルPCBを備えてもよく、また、近位コントローラが内視鏡とは別々に撮像モジュールを制御することを可能にする、ワイヤおよび/またはバスを備えてもよい。例えば、制御ケーブルは、内視鏡撮像要素および/または光源がオンにされるかどうかにかかわらず、側方向きの撮像要素をオン

10

20

30

40

50

あるいはオフにし、および／または対応する光源の強度を調整してもよい。いくつかの変形例では、二次内視鏡撮像デバイスは、望ましくあり得るように、複数の制御ケーブルまたは電線用導管を有してもよい。例えば、相互から反対側にある２つの側方向きの撮像要素を有する、二次内視鏡撮像デバイスは、それぞれ別々に側方向きの撮像要素に接続される、２本の別個の制御ケーブルまたは電線用導管を有してもよい。代替として、複数の側方向きの撮像要素および／または撮像モジュールは、複数の撮像要素および／または撮像モジュールと近位コントローラとの間に延在する１本だけのケーブルまたは電線用導管のみがあるように、同一の配線および／またはＰＣＢを共有してもよい。

【００２７】

生検道具、スネア、または鉗子等の手術道具が、内視鏡内の作業管腔を通して前進させられてもよい。代替として、または加えて、二次撮像内視鏡システムは、それを通してそのような道具が前進させられ得る、主要内視鏡の作業管腔から分離している独自の管腔を備えてもよい。洗浄流体および同等物もまた、内視鏡および／または二次撮像内視鏡デバイス管腔を介して体腔に提供されてもよい。いくつかの変形例では、二次撮像内視鏡システムは、洗浄流体を内視鏡および／または二次撮像内視鏡デバイスの遠位部分に送達して、側面撮像要素および／または撮像センサのレンズを清掃するために使用され得る、別個の洗浄チャネルを備えてもよい。本明細書で説明される変形例のうちのいずれかは、流体注入および／または手術器具の送達のための１つまたはそれを上回るポートを備えてもよい。

【００２８】

二次内視鏡デバイスのいくつかの変形例は、それに流体を通過させるための１つまたはそれを上回るチャネルまたはポートを備えてもよい。例えば、二次撮像内視鏡デバイスは、視覚障害物を取り除くために、溶液（例えば、生理食塩水）または空気が撮像要素に送達され得るように、側面撮像要素に近接して提供された１つまたはそれを上回る流体送達／出口ポートを有する、流体送達モジュールを備えてもよい。流体送達モジュールを近位流体源に接続する流体導管は、内視鏡の外部長に沿って位置してもよく、随意に、クリップを介して内視鏡に固着されても良い（例えば、制御ケーブルに類似し得る）。流体導管は、内視鏡内の任意の流体導管から分離し得る。例えば、流体は、内視鏡を通して流体を輸送することなく、流体導管を通して二次撮像内視鏡デバイスの流体送達モジュールへ輸送されてもよい（逆も同様）。これは、側方向きの撮像要素のみ、または前向き撮像要素（すなわち、内視鏡撮像要素）のみから破片を取り除く能力を提供してもよい。流体送達モジュールは、流体導管が取り付けられる入口を備えてもよい。入口は、１つまたはそれを上回る出口ポートと連通している内部流体導管またはチャネルに接続してもよい。流体出口ポートの数は、側方向きの撮像要素の数に対応してもよい。ポートから退出する流体を側面撮像要素および／または光源に向かって指向することに役立ち得る、流体出口ポート付近の二次内視鏡デバイス筐体の表面に沿った１つまたはそれを上回る湾曲部があってもよい。例えば、流体送達ポート付近の画像モジュールおよび／または流体送達モジュール筐体の湾曲は、流体がデバイスの非光学部分を横断して流動または移動することを妨げながら、二次内視鏡デバイスの光学構成要素（例えば、側面撮像要素、光源等）に向かって流体流動を促してもよい。撮像要素の周囲にあり、かつそれに隣接する湾曲は、ポートから撮像要素を横断し、次いで、撮像要素から離れた流体流動を促進することに役立ち得る。例えば、洗浄流体（例えば、生理食塩水）がポートから退出し、隣接する撮像要素を横断して素早く通過し、次いで、撮像要素から一掃されてもよい。ポートから光学構成要素まで、次いで、光学構成要素から離れた、合理化された流体動的経路を提供することにより、撮像プロセスを曖昧にするか、または妨害する、任意の破片を取り除くか、または除去することに役立ち得る。

【００２９】

１つまたはそれを上回る流体送達チャネルまたはポートは、二次撮像内視鏡デバイスまたは主要撮像デバイス（例えば、内視鏡）のスリーブと一体的に形成されてもよく、あるいは二次撮像内視鏡デバイスのスリーブに取付可能である別個のモジュールで具現化され

てもよい。いくつかの変形例では、流体送達モジュールは、光学構成要素の機能を実質的に妨害しない（例えば、光源からの光が減衰をほとんどまたは全く伴わずに通過すること、および／または光が側面撮像要素を通過することを可能にする）ように、１つまたはそれを上回る光学的に透明または半透明な部分を有してもよい。代替として、流体送達モジュールは、光学構成要素のうちの全てまたはいずれかを覆わないように、内視鏡取付部材（例えば、スリーブまたはクリップ）および／または筐体および／または撮像モジュールに取り付けられてもよい。例えば、内視鏡取付部材に取り付けられたとき、流体送達モジュールは、側方向きの撮像デバイスを覆わなくてもよいが、モジュールの半透明または透明部分が光源を覆ってもよい。流体送達モジュールは、摩擦嵌合、スナップ嵌合、圧縮嵌合によって二次撮像内視鏡デバイスの内視鏡取付部材に取り付けられてもよく、および／またはねじ、接着剤、磁石等を使用して取り付けられてもよい。流体送達モジュールの筐体は、（様々な透明度を伴う）ポリカーボネート、ポリエーテルイミド等の任意の好適なポリマーで作製されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

内視鏡および／または二次撮像内視鏡デバイスは、取得された画像およびビデオを記憶して処理する、加速度計、圧力センサ、および／または力センサから信号を受信する、ならびに内視鏡を操縦して側面撮像要素の配向を制御するように構成される、コントローラと通信してもよい。通信は、有線または無線、あるいは両方の組み合わせであってもよい。コントローラは、収集された画像および／またはビデオデータを加速度計および／または位置センサからのデータと相関させるアルゴリズムで事前にプログラムされてもよい。そのようなデータは、二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素および内視鏡撮像要素から取得される画像を組み合わせるための画像処理アルゴリズムで使用されてもよい。例えば、施術者が（例えば、以前に撮像されたポリープに接触するために）画像が取得された場所に戻る必要がある場合、その特定の画像またはビデオと関連付けられる位置および／または加速度計データに基づいてそうし得るように、位置および／または加速度計データが、３次元空間内でその場所を特定するために使用されてもよい。コントローラはまた、連続視野を提供するように、二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素および主要内視鏡撮像要素からの画像を繋ぎ合わせるためのアルゴリズムで事前にプログラムされてもよい。例えば、画像は、体腔の連続１８０度または３６０度視野を作成するように繋ぎ合わせられてもよい。代替として、または加えて、コントローラは、二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素および内視鏡撮像要素からの画像を１つまたはそれを上回る表示デバイス（例えば、モニタ）に出力してもよい。例えば、全ての撮像要素から取得される全ての画像は、１つの表示デバイス上に表示され、連続視野をシミュレートするように配列されてもよい。いくつかの変形例では、内視鏡撮像要素からの画像が、正面図として提示されてもよい一方で、二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素からの画像は、体腔の側面の連続視野を形成するようにともに繋ぎ合わせられてもよい。側面撮像要素から取得される画像および／またはビデオは、主要内視鏡撮像要素から取得される画像および／またはビデオのアスペクト比に合致するように、拡大縮小され、および／または切り取られてもよい。コントローラは、１本またはそれを上回るワイヤによって二次撮像内視鏡デバイスに接続されてもよく、または無線で接続されてもよい。

【 0 0 3 1 】

随意に、内視鏡および／または二次撮像内視鏡デバイスを備えるシステムは、種々の撮像要素および１つまたはそれを上回るモニタあるいはディスプレイによって取得される画像を分析および／または記憶するように構成される、１つまたはそれを上回るビデオプロセッサを有する、コントローラを備えてもよい。いくつかの変形例では、側面撮像要素からのデータを管理するビデオプロセッサは、主要内視鏡撮像デバイスからのデータを管理するビデオプロセッサと同期化されてもよい。内視鏡システムはまた、１つまたはそれを上回るモニタ上に表示するために、種々の撮像要素および／またはビデオプロセッサからの画像データ、ならびに種々のデバイスからの生理学的データ（例えば、心拍数、呼吸数、血圧等を含む、生命に関するデータ）を集合させ得る、データ中継を備えてもよい。

【 0 0 3 2 】

内視鏡 1 0 0 の遠位部分を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイス 1 0 4 の一実施例が、図 1 A - 1 F で描写される。二次撮像内視鏡デバイス 1 0 4 は、スリーブ 1 0 6 と、第 1 の側方向きの撮像要素 1 1 0 a と、第 1 の光源 1 1 2 a と、第 2 の側方向きの撮像要素 1 1 0 b と、第 2 の光源 1 1 2 b とを備えてもよく、第 1 および第 2 の側面撮像要素ならびに第 1 および第 2 の光源は、異なる円周場所でスリーブに取り付けられる。側方向きの撮像要素 1 1 0 a、b は、光学構成要素のうちのいずれかを備えてもよく、図 1 7 A - 1 7 C で説明および描写される光学システムのうちのいずれかに従って構成されてもよい。この変形例では、第 1 の側面撮像要素 1 1 0 a および第 1 の光源 1 1 2 a は、スリーブ 1 0 6 の円周の周囲で第 2 の側面撮像要素 1 1 0 b および第 2 の光源 1 1 2 b から約 1 8 0 度に位置するが、他の変形例では、第 1 の側面撮像要素および光源は、第 2 の側面撮像要素および光源から 3 0 度、6 0 度、9 0 度、1 2 0 度、1 5 0 度等に位置してもよい。各側面撮像要素および光源ペアは、光源が撮像要素のための照明を提供するように、同一方向に向く。側面撮像要素および光源は、光源から放射される光がスリーブ 1 0 6 の外面を横断して指向される（例えば、照射された光の方向がスリーブの表面に対して 0 度の角度を形成する）ように、スリーブ 1 0 6 の円周に接線方向である方向に向く。例えば、側面撮像要素の視軸は、スリーブの円周に接線方向であり得る。随意に、側面撮像要素 1 1 0 a、b および光源 1 1 2 a、b の配向（したがって、視軸）が、変位機構（以下で説明される機構のうちのいずれか等）によって調整されてもよい。例えば、側面撮像要素の視軸は、光源から放射される光がスリーブ 1 0 6 の外面から離れて指向されるように、スリーブ 1 0 6 の外面と垂直であり得る。側面撮像要素の視軸は、約 0 度～約 1 8 0 度の間で異なり得る、スリーブの表面に対する角度を形成してもよく、例えば、角度は、約 0 度、約 3 0 度、約 4 5 度、約 6 0 度、約 9 0 度、約 1 2 0 度、約 1 5 0 度、約 1 7 0 度等であってもよい。側面撮像要素および光源は、スリーブ 1 0 6 の外面に沿った 1 つまたはそれを上回る陥凹内に位置してもよい。例えば、側面撮像要素 1 1 0 a は、陥凹 1 1 4 a 内に位置してもよい（側面撮像要素 1 1 0 b は、陥凹 1 1 4 a から 1 8 0 度に位置する、対応する陥凹 1 1 4 b の中に位置してもよい）。陥凹 1 1 4 a、b の湾曲は、側面撮像要素 1 1 0 a、b の視野が妨げられないようなものであってもよい。例えば、陥凹 1 1 4 a、b の湾曲は、側面撮像要素 1 1 0 a、b が約 9 0 度、約 1 0 0 度、約 1 2 0 度、約 1 3 5 度、約 1 8 0 度等の視野角を有することを可能にし得る。陥凹 1 1 4 a、b はまた、内視鏡光源が側面撮像要素 1 1 0 a、b の画像センサを（例えば、過剰飽和させることによって）妨害しないように、内視鏡光源（例えば、光源 1 0 1）から側面撮像要素 1 1 0 a、b を保護してもよい。光源 1 1 2 a、b は、それぞれ、陥凹 1 1 4 a、b に隣接する陥凹 1 1 5 a、b の中に位置してもよく、これは、対応する側面撮像要素の視野を照射するように、光源から放射される光を指向することに役立ち得る。光源 1 1 2 a、b は、LED および同等物を含む、任意の好適な光源であってもよい。随意に、フィルタ、例えば、赤外線フィルタ、D B E F 偏光子、減光フィルタ等が、側面撮像要素および / または光源を覆って配置されてもよい。いくつかの変形例では、同一または異なる種類のフィルタが、側面撮像要素および光源の両方を覆って配置されてもよい一方で、他の変形例では、側面撮像要素または光源のいずれかを覆って配置されるフィルタのみがあってもよい。代替として、または加えて、組織流体から下層の光学的を保護するように作用し得る、側面撮像要素および / または光源を覆って配置される透明なレンズがあってもよい。スリーブは、ポリエーテルイミド（例えば、U L T E MTM 1 0 0 0）、ポリカーボネート、および同等物等のポリマーを含む、任意の好適な材料で作製されてもよい。

【 0 0 3 3 】

二次撮像内視鏡デバイス 1 0 4 は、内視鏡 1 0 0 の遠位端と係合するように構成される、遠位穴縁 1 0 8 を有してもよい。随意に、圧力および / または力センサは、二次撮像内視鏡デバイス 1 0 4 の最遠位縁と体腔の壁との間の接触力が測定され、コントローラおよび / または施術者に伝えられ得るように、遠位穴縁 1 0 8 の上に位置してもよい。随意に、二次撮像内視鏡デバイス 1 0 4 は、スリーブ 1 0 6 上に位置する加速度計 1 1 8 を備え

10

20

30

40

50

てもよい。加速度計 118 および / または圧力センサおよび / または力センサからのデータは、近位端におけるコントローラ、または別個のコントローラに無線で伝達されてもよい。代替として、これらのセンサからのデータはまた、側面撮像要素からの画像データとともに、図 1 F で描写されるように、伸長管またはカテーテル 116 内に封入された電線用導管 120 を介して、近位コントローラに伝達されてもよい。電線用導管 120 はまた、側面撮像要素および / または光源の駆動機構を操作する、光源の強度を調整する、側面撮像要素および / または光源を起動または動作停止する等の信号をコントローラから伝えてもよい。第 1 の側面撮像要素 110 a と光源 112 a との間に電気通信導管を封入する第 1 の制御ケーブルまたは管 116 a、および第 2 の側面撮像要素 110 b と光源 112 b との間に電気通信導管を封入する第 2 の制御ケーブルまたは管 116 b があってもよい。電線用導管 120 a、b は、例えば、管 116 a、b の長さに沿って延在する、1 本またはそれを上回るワイヤおよび / またはフレキシブル回路基板であってもよい。制御ケーブルまたは管 116 a、b は、随意に、手術道具および / または流体注入のための付加的な縦チャンネルまたは管腔を備えてもよい。例えば、管またはカテーテルは、生検チャンネルおよび / または洗浄チャンネルを備えてもよい。代替として、または加えて、手術道具および / または洗浄流体はまた、内視鏡 100 の 1 つまたはそれを上回る作業管腔 103 を通して提供されてもよい。近位コントローラは、電線用導管 120 a、b を介して、これらの手術道具および / または流体洗浄の動作を制御してもよい。二次内視鏡撮像デバイスの電線用導管および / または制御ケーブルは、主要内視鏡の電線用導管および / または制御ケーブルから分離および / または独立し得る。ここで描写される制御ケーブルまたは管は、内視鏡の外面に沿って縦方向に延在するが、他の変形例では、制御ケーブルまたは管は、主要内視鏡の管腔内に位置し、および / または主要内視鏡内に埋め込まれてもよい。

10

20

30

40

50

【0034】

内視鏡 200 の遠位部分を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイス 204 の別の実施例が、図 2 A - 2 F で描写される。二次撮像内視鏡デバイス 204 の側面撮像要素および光源は、二次撮像内視鏡デバイス 204 のスリーブの周囲のほぼ同一の円周場所に隣接して位置してもよいが、反対方向に向いてもよい。二次撮像内視鏡デバイス 204 は、スリーブ 206 と、第 1 の側方向きの撮像要素 210 a と、第 1 の光源 212 a と、第 2 の側方向きの撮像要素 210 b と、第 2 の光源 212 b とを備えてもよく、第 1 および第 2 の側面撮像要素ならびに第 1 および第 2 の光源は、側面撮像要素の視軸がスリーブ 206 の円周に接線方向である線を形成するように、スリーブに取り付けられる。上記で説明されるように、各側面撮像要素および光源ペアは、光源が側面撮像要素のための照明を提供するように、同一方向に向く。側方向きの撮像要素 210 a、b は、光学構成要素のうちのいずれかを備えてもよく、図 17 A - 17 C で説明および描写される光学システムのうちのいずれかに従って構成されてもよい。側面撮像要素および光源の視軸は、光源から放射される光がスリーブ 206 の外面を横断して指向される（例えば、照射された光の方向がスリーブの円周に対して 0 度の角度を形成する）ように、スリーブ 206 の円周に接線方向であり得る。随意に、側面撮像要素 210 a、b および光源 212 a、b の配向は、駆動機構（以下で説明されるもの等）によって調整されてもよい。側面撮像要素および光源は、スリーブ 206 の外面に沿った 1 つまたはそれを上回る陥凹内に位置してもよい。例えば、側面撮像要素 210 a は、陥凹 214 a 内に位置してもよい（側面撮像要素 210 b は、図 2 D で描写されるように、陥凹 214 a の反対側にある、対応する陥凹 214 b の中に位置してもよい）。陥凹 214 a、b の湾曲は、側面撮像要素 210 a、b の視野が妨げられないようなものであってもよい。例えば、陥凹 214 a、b の湾曲は、側面撮像要素 210 a、b が約 90 度、約 100 度、約 120 度、約 135 度、約 180 度等の視野角を有することを可能にし得、内視鏡光源（例えば、光源 201）からのいくつかの保護を提供してもよい。光源 212 a、b は、スリーブ 206 に沿った陥凹の中に位置してもよく、および / またはスリーブ 206 の外面と同一平面であり得る。光源 212 a、b は、LED であってもよい。随意に、フィルタが、本明細書の他の実施形態について説明されるように、側面撮像要素および / または光源を覆って配置されてもよい。

【 0 0 3 5 】

二次撮像内視鏡デバイス 2 0 4 は、内視鏡 2 0 0 の遠位端と係合するように構成される、遠位穴縁 2 0 8 を有してもよい。随意に、圧力および / または力センサは、二次撮像内視鏡デバイス 2 0 4 の最遠位縁と体腔の壁との間の接触力が測定され、コントローラおよび / または施術者に伝えられ得るように、遠位穴縁 2 0 8 の上に位置してもよい。随意に、二次撮像内視鏡デバイス 2 0 4 はまた、スリーブ 2 0 6 上に位置する加速度計 2 1 8 を備えてもよい。加速度計 2 1 8 および / または圧力センサおよび / または力センサからのデータは、近位端におけるコントローラに無線で伝達されてもよい。代替として、これらのセンサからのデータはまた、側面撮像要素からの画像データとともに、図 2 F で描写されるように、伸長管またはカテーテル 2 1 6 内に封入された電線用導管 2 2 0 を介して、近位コントローラに伝達されてもよい。電線用導管 2 2 0 はまた、側面撮像要素および / または光源の駆動機構を操作する、光源の強度を調整する、側面撮像要素および / または光源を起動または動作停止する等の信号をコントローラから伝えてもよい。この変形例では、第 1 および第 2 の側面撮像要素および光源の電線用導管は、以前の実施形態で描写される 2 本の別個の制御ケーブルまたは管の代わりに、単一の制御ケーブルまたは管 2 1 6 内に封入されてもよい。電線用導管 2 2 0 a、b は、例えば、管 2 1 6 の長さに沿って延在する、1 本またはそれを上回るワイヤおよび / またはフレキシブル回路基板であってもよい。いくつかの変形例では、電線用導管 2 2 0 a、b は、共通基板、例えば、層状フレキシブル PCB を共有してもよい。管 2 1 6 は、随意に、上記で説明されるように、手術道具および / または流体注入のための付加的な縦チャンネルまたは管腔を備えてもよい。二次内視鏡撮像デバイスの電線用導管および / または制御ケーブルは、主要内視鏡の電線用導管および / または制御ケーブルから分離および / または独立し得る。ここで描写される制御ケーブルまたは管は、内視鏡の外面に沿って縦方向に延在するが、他の変形例では、制御ケーブルまたは管は、主要内視鏡の管腔内に位置し、および / または主要内視鏡内に埋め込まれてもよい。

10

20

【 0 0 3 6 】

図 3 A - 3 D は、二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素がそれらの視野を調整するように内因軸（すなわち、駆動軸）または外因軸（すなわち、軌道軸）の周囲で回転可能である、内視鏡 3 0 0 を覆って配置される二次撮像内視鏡デバイス 3 0 4 の別の変形例を描写する。図 3 A - 3 D で描写され、以下で説明される移動機構は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかで使用するために適合されてもよい。二次撮像内視鏡デバイス 3 0 4 は、スリーブ 3 0 6 と、第 1 の側面撮像要素 3 1 0 a と、第 1 の光源 3 1 2 a と、第 2 の側面撮像要素 3 1 0 b と、第 2 の光源 3 1 2 b と、変位機構 3 1 3 とを備えてもよい。随意に、二次撮像内視鏡デバイス 3 0 4 はまた、以前に説明されたように、加速度計 3 1 8 を備えてもよい。第 1 および第 2 の側面撮像要素および第 1 および第 2 の光源の場所は、図 2 A - 2 F で説明および描写される場所に類似し得る。変位機構 3 1 3、ならびに第 1 および第 2 の側面撮像要素および光源の下層の構成要素は、液密筐体（図示せず）に封入されてもよく、筐体は、上記で説明される変形例のスリーブ内の陥凹に類似する陥凹または溝を有してもよい。第 1 および第 2 の側面撮像要素および / または光源は、内視鏡の縦軸に対して横方向に（例えば、矢印 3 3 0 によって示されるような近位・遠位方向に）回転させられてもよく、および / または付加的な自由度を有し（例えば、3 6 0 度回転させられ）てもよい。変位機構 3 1 3 は、作動駆動部 3 2 0 と、作動駆動部に接続された記憶形状アクチュエータワイヤ 3 0 7 と、記憶形状アクチュエータワイヤを覆って配置された伸縮ばね 3 2 1 と、第 1 の側面撮像要素 3 1 0 a に取り付けられた第 1 の撮像要素駆動ヒンジ 3 2 2 a と、第 2 の側面撮像要素 3 1 0 b に取り付けられた第 2 の撮像要素駆動ヒンジ 3 2 2 b とを備えてもよい。記憶形状アクチュエータワイヤの収縮および拡張は、ワイヤの 2 つの端部に印加される電位を調整することによって制御されてもよい。例えば、記憶形状アクチュエータワイヤは、筋肉ワイヤ（Dynaolloy (Tustin, California) による Muscle Wire (R)）であってもよい。作動駆動部 3 2 0 は、作動支柱またはピン 3 2 0 を回転させることにより、撮

30

40

50

像要素枢動ヒンジ 3 2 2 a、3 2 2 b のそれぞれをとともに回転させ、第 1 および第 2 の側面撮像要素の視野を調整させるように、第 1 および第 2 の撮像要素枢動ヒンジ 3 2 2 a、b に取り付けられてもよい。他の変形例では、撮像要素枢動ヒンジは、独立して制御される作動支柱またはピンを分離するよう取り付けられてもよく、それによって、側面撮像要素が独立して枢動させられることを可能にする。筋肉ワイヤ 3 0 7 は、近位コントローラによって印加される電位によって制御されるように、縦方向に拡張または収縮してもよく、筋肉ワイヤ 3 0 7 の側方拡張または収縮は、作動枢動部 3 2 0 の角回転に変換される。伸縮ばね 3 2 1 は、筋肉ワイヤ 3 0 7 への拡張および / または収縮力がない場合に、作動枢動部 3 2 0 をデフォルト位置に付勢するように作用する。玉軸受を備える枢動機構等を含む、他の好適な変位機構もまた、側面撮像要素を平行移動、回転、および / または枢動させるために使用されてもよい。上記で説明される変位機構はまた、側面撮像要素と併せて (または代替として、それから独立して) 光源を移動させるために使用されてもよい。

10

20

30

40

50

【0037】

二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素の位置を調整するために二次撮像内視鏡デバイスとともに含まれ得る、別の機構が、図 4 A - 4 F で描写される。枢動機構 4 0 0 は、作動ワイヤ 4 0 2 と、第 1 の作動ワイヤキャリッジ 4 0 4 a と、第 2 の作動ワイヤキャリッジ 4 0 4 b と、第 1 および第 2 の作動ワイヤキャリッジを保持するキャリッジ基部 4 0 6 と、一方の端部の上で第 1 の作動ワイヤキャリッジ 4 0 4 a に取り付けられて、他方の端部の上で支柱 4 1 0 に取り付けられた筋肉ワイヤ 4 0 8 とを備えてもよい。機構はさらに、1 つのキャリッジの横運動が他方のキャリッジの対応する横運動を引き起こすように、第 1 および第 2 のキャリッジをとともに連結する、ヒンジ連結架橋装置 4 1 2 と、キャリッジの位置を所望の場所に付勢する伸縮ばね 4 1 4 とを備えてもよい。機構 4 0 0 は、上記で説明および描写されるスリーブおよび筐体と同様に、筐体に封入され、二次撮像内視鏡デバイスのスリーブに取り付けられてもよい。作動ワイヤ 4 0 2 は、第 1 および第 2 のキャリッジ内の開口部を通して螺入され、例えば、挟むことによって、これらの開口部の中で解放可能に保持され、拡張ばね 4 2 2 a、b によってキャリッジの中で拡張されてもよい。作動ワイヤ 4 0 2 の近位部分 4 1 6 が、近位支柱 (図示せず) に取り付けられてもよい一方で、作動ワイヤ 4 0 2 の遠位部分 4 1 8 は、上記で説明されるように、起動枢動部またはヒンジ連結撮像要素枢動部に取り付けられてもよい。(無線または有線構成のいずれかでの) 近位コントローラによる筋肉ワイヤ 4 0 8 の電氣的活性化は、第 1 および第 2 のキャリッジが横方向に平行移動させられるように、筋肉ワイヤの拡張および収縮を引き起こしてもよい。筋肉ワイヤの反復および / または周期拡張および収縮を引き起こす筋肉ワイヤ 4 0 8 の反復および / または周期電氣的活性化は、作動ワイヤ 4 0 2 が横方向に平行移動させられるように、第 1 および第 2 のキャリッジを移動させるよう作用してもよい。例えば、作動ワイヤは、矢印 4 2 0 によって示される方向へ前後に横方向に前進させられてもよく、これは順に、側面撮像要素枢動部を回転させて側面撮像要素の視野を変化させ得る。作動ワイヤが前または後方向に平行移動させられる程度を制限するように、停止部 (図示せず) が作動ワイヤ 4 0 2 上に提供されてもよい。ここで説明および描写される機構を使用して、作動ワイヤの前後運動が獲得されてもよいが、代替として、他の機構が使用されてよい。例えば、第 1 の筋肉ワイヤの拡張および収縮が作動ワイヤを第 1 の方向 (例えば、前方) へ移動させ、第 2 の筋肉ワイヤの拡張および収縮が作動ワイヤを第 2 の方向 (例えば、後方) へ移動させるように制御される、2 本の筋肉ワイヤがあってもよい。近位コントローラは、種々の撮像要素の間 (例えば、二次撮像内視鏡デバイスの側面撮像要素の間、または各側面撮像要素と前向きの内視鏡撮像要素との間の) 重複が所望の値 (例えば、最大 1 %、5 %、10 %、15 %、20 %、30 %、45 % 等) で保たれ得るよう取得される画像に従って、筋肉ワイヤ 4 0 8 の電氣的活性化を調整してもよい。

【0038】

機構 4 0 0 はまた、内視鏡の遠位端に取り付けられるデバイスを拡張および / または後退させるために使用されてもよい。例えば、作動ワイヤ 4 0 2 の遠位部分 4 1 8 は、作動

ワイヤ 402 を移動させることが、（例えば、ポリープを取り囲むように）スネアを拡張し、および（例えば、ポリープを捕捉するように）スネアを後退させるよう作用するように、スネアに取り付けられてもよい。代替として、または加えて、機構 400 はまた、無線二次撮像内視鏡デバイスの撮像要素を拡張および後退させるために使用されてもよい。

【0039】

二次内視鏡デバイスのいくつかの変形例は、それに流体を通過させるための 1 つまたはそれを上回るチャネルまたはポートを備えてもよい。例えば、1 つまたはそれを上回る流体送達ポートは、視覚障害物を取り除くために、溶液（例えば、生理食塩水）または空気が撮像要素に送達され得るように、側面撮像要素に近接して提供されてもよい。（着脱式である場合もあり、そうではない場合もある）流体送達モジュールを有する、二次撮像内視鏡デバイスの一変形例が、図 5A - 5E で描写されている。そこで描写されるように、二次撮像内視鏡デバイス 200 は、第 1 の側方向きの撮像要素 502 と、第 2 の側方向きの撮像要素 506 と、第 1 の側方向きの撮像要素の視野を照射するための第 1 の光源 504 と、第 2 の側方向きの撮像要素の視野を照射するための第 2 の光源 514 と、第 1 の側方向きの撮像要素に隣接する第 1 の流体ポート 522 および第 2 の側方向きの撮像要素に隣接する第 2 の流体ポート 524 を有する、流体送達モジュール 520 とを有する、撮像モジュールを備えてもよい。本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかのための側方向きの撮像要素は、レンズアセンブリと、画像検出器またはセンサ（例えば、CMOS または CCD センサ）とを備えてもよい。レンズアセンブリは、随意に、1 つまたはそれを上回るフィルタを備えてもよく、いくつかの変形例は、プリズム、ダイクロイックミラー、または任意の好適な光学構成要素を含んでもよい。レンズアセンブリは、画像検出器またはセンサによる取得のために画像を集束させることに役立ち得る。レンズアセンブリは、約 2 mm ~ 約 45 mm の固定焦点深度を有してもよい。側方向きの撮像要素 502、506 は、特定の光学構成を有するものとして描写されるが、側方向きの要素は、図 17A - 17C で描写および説明される光学構成のうちのいずれかを有してもよい。二次撮像内視鏡デバイスは、撮像要素 502、506 および光源 504、514 を封入および / または支持する、撮像モジュール筐体 503 を備えてもよく、内視鏡 501 の遠位部分を覆って嵌合するように定寸および成形される、スリーブ等の内視鏡取付部材を備えてもよい。例えば、筐体は、撮像要素および光源を保持し得る、1 つまたはそれを上回る開口部、陥凹、および湾曲部を有してもよく、内視鏡 501 の遠位区画を保持するためのそれを通る管腔を有してもよい。流体送達モジュール 520 の筐体 523 は、筐体 503 の対応する部分と嵌合するように定寸および成形され得る、それを通る管腔 521 を備えてもよい。例えば、図 5E で描写されるように、流体送達モジュール 520 の筐体 523 は、U 字形断面を有する管腔 521 を有してもよい。流体送達モジュール 520 はまた、1 つまたはそれを上回る流体入口ポート 526 を備えてもよい。流体入口ポート 526 は、その近位端で流体貯留部に接続され得る、内視鏡 501 に付着し、その長さに沿って縦方向に延在し得る、第 1 の管 505 に接続されてもよい。第 1 の管 505（例えば、流体導管）は、外面に沿って、かつ内視鏡の長さに沿って延在するものとして描写されるが、他の変形例では、管 505 は、主要内視鏡の管腔内に位置してもよい。貯留部からの流体は、任意の好適な手段（例えば、陽圧の印加、ポンプ作用等）によって、管を通して流体送達モジュールの入口ポートへ輸送されてもよい。流体送達モジュールは、主要内視鏡の任意の流体ポートとは別々に、および / または独立して動作してもよい。例えば、施術者は、流体を主要内視鏡内の洗浄ポートに提供することなく、流体を二次内視鏡撮像デバイスの流体送達モジュールに提供してもよい（逆も同様）。近位流体貯留部は、主要内視鏡と二次内視鏡撮像デバイスとの間で共通であり得、またはそれぞれ別個の流体貯留部を有してもよい。

【0040】

図 6A - 6D は、本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかの流体送達モジュールの一変形例の斜視および構成要素図を描写する。流体送達モジュール 600 は、基礎部分 602 と、エンドプレート部分 604 とを備える、2 部品筐体を有して

10

20

30

40

50

もよい（図 6 C - 6 D）。基礎部分 6 0 2 は、U 字形断面を有し、管腔 6 0 1 の両側に 1 つまたはそれを上回る流体出口ポート 6 0 6、6 0 8 を備えてもよい。管腔 6 0 1 は、二次撮像内視鏡デバイス筐体の一部分に対応し、それと嵌合するように定寸および成形されてもよい。図 6 D で図示されるように、エンドプレート 6 0 4 は、入口ポート 6 1 4 と流体連通している導管、チャネル、または空洞 6 1 6（基礎部分の U 字形断面と対応する U 字形断面チャネルまたは空洞であり得る）を備えてもよい。流体出口ポート 6 0 6、6 0 8 は、基礎部分の壁内の管腔および / またはチャネルに接続されてもよく、管腔および / またはチャネルは、基礎部分 6 0 2 の近位側 6 0 3 の開口部 6 1 0、6 1 2 で終端する。エンドプレート 6 0 4 が（例えば、接着剤、溶接、はんだ付け、および同等物を使用すること等の任意の流体密封機構によって）基礎部分 6 0 2 の近位側 6 0 3 に取り付けられたとき、開口部 6 1 0、6 1 2 は、空洞 6 1 6 と整合させられ、および / または流体連通してもよい。近位貯留部（図示せず）から注入される流体は、内視鏡の長さに沿った管を通して、入口ポート 6 1 4 を通して、空洞 6 1 6 の中へ輸送されてもよく、これは、空洞 6 1 6 を通して出口ポート 6 0 6、6 0 8 の両方まで開口部 6 1 0、6 1 2 へ流体を分配する。空洞 6 1 6 は、単一の流体入口が流体を 2 つの出口ポートに供給することができるように、単一の流体経路を 2 つの流体経路に分割する働きをしてもよい。随意に、流体送達モジュール筐体のいくつかの変形例は、基礎部分 6 0 2 および / またはエンドプレート 6 0 5 のいずれか一方または両方に取り付けられた、1 つまたはそれを上回る膨張式膜（例えば、バルーン）を備えてもよい。例えば、バルーンは、出口ポート 6 0 6 の近位であるが、入口ポート 6 1 4 の遠位で、流体送達モジュールのいずれか一方または両方の側面に位置してもよい。バルーンは、二次撮像内視鏡デバイスの表面と検査中の身体管腔の壁との間に空間を確保するために望ましくあり得るように、流体（例えば、ガスまたは液体）で膨張させられてもよい。膨張流体は、同一の管腔、または流体を出口ポートに送達するために使用される異なる管腔の中で、注入管（例えば、第 1 の管 5 0 5）を介して提供されてもよい。

【0041】

流体送達モジュールの筐体は、不透明および / または半透明（例えば、透明）材料で作製されてもよい。モジュール筐体のある部分の光学特性は、二次撮像内視鏡デバイスの光学要素へのその部分の近接性によって少なくとも部分的に判定されてもよい。例えば、側面撮像要素の視野または光源の照射野と重複しない流体送達モジュールの部分が、不透明材料で作製されてもよい一方で、光源および / または撮像要素を（少なくとも部分的または完全に）覆う部分は、半透明（例えば、透明）であり得る。例えば、（二次撮像内視鏡デバイスが完全に組み立てられたときに光源を覆い得る）基礎部分 6 0 2 の側面 6 0 5 が、透明材料で作製されてもよい一方で、エンドプレート部分および基部の他の部分は、不透明材料で作製されてもよい。代替として、流体送達モジュールの筐体全体は、半透明材料で作製されてもよい。流体送達モジュールのある部分は、望ましくあり得るように、光散乱および雑音を低減させることに役立つように不透明材料で作製されてもよい。いくつかの変形例では、二次撮像内視鏡デバイスの光源を覆う筐体の部分（例えば、側面 6 0 5）は、光源から光を拡散するように構成され得る材料で作製されてもよい。例えば、側面 6 0 5 は、フィルタ、および / またはフレネルレンズであってもよく、および / または光を拡散するか、あるいは焦点を外すように、その表面にわたってエッチング / 艶消し / 機械加工パターンを有してもよい。そのような特徴は、光源の照射野を拡張することに役立ち得る。代替として、または加えて、光源自体が、照射野の拡張を促進し得る、フィルタおよび / または光学構成要素を有してもよい。

【0042】

上記で説明される流体送達モジュール 6 0 0 は、U 字形管腔の両側に 2 つの出口ポートを有するが、流体送達モジュール筐体の形状、および流体出口ポートの位置および数は、二次撮像内視鏡デバイス上の撮像要素の場所および数に応じて異なり得ることを理解されたい。例えば、二次撮像内視鏡デバイスは、異なる円周場所に（例えば、図 1 A - F で描写されるように、相互から 180 度離れて、相互から横断して円周方向に）位置する 2 つ

の側面撮像要素を有してもよい。エンドプレート部分内のチャネルまたは空洞は、出口ポートの異なる場所に適応するために、異なって成形されてもよい。（例えば、図2A - 2F、図5A - 5Eで描写されるように）ほぼ同一の円周場所に隣接して位置するが、反対方向に向く側面撮像要素を有する、二次撮像内視鏡デバイスは、上記で説明されるものに類似する流体送達モジュールを有してもよい。本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかは、随意に、上記で説明されるような流体送達モジュールを備えてもよい。代替として、別個のモジュールとして示されるが、本明細書で説明される流体送達モジュールのうちのいずれかの構造は、二次撮像内視鏡デバイスの任意の構造（例えば、筐体、撮像モジュール）と一体であり得る。

【0043】

側面撮像要素の数にかかわらず、いくつかの変形例では、側面撮像要素の周囲の二次撮像内視鏡デバイスの筐体の湾曲は、流体が撮像要素を通り過ぎた後に撮像要素から離れて流動するように、流体送達モジュールから流動する流体を誘導することに役立ち得る。これは、画像歪曲および/またはアーチファクトをもたらし得る、および/または撮像要素に接着する、および/または撮像要素の視野を遮断する任意の破片から一掃されることも促進し得る、流体乱流（例えば、流体散乱および/または飛沫）を低減させることに役立ち得る。例えば、流体がその表面を横断して移動した後に撮像要素から離れて指向され得るように角度を成す、側面撮像要素の周囲の二次撮像内視鏡デバイスの筐体内の凹状湾曲部があってもよい。図5Eは、筐体503が、側面画像要素502、506のための開口部502a、506a（図示せず）と、光源504a、514aのための開口部504a、514a（図示せず）と、開口部502a、506aのそれぞれを包囲する凹状湾曲部とを備える、二次撮像内視鏡デバイスの分解図を描写する。図5Fは、内視鏡を覆って組み立てられた（随意的な流体モジュールを伴う）二次内視鏡デバイスの拡大図を描写する。第1の側面撮像要素のための開口部502aは、第1の撮像要素を横断して移動する流体が凹状湾曲部に沿って（例えば、矢印509によって示される方向に沿って）下向きに流動し得るように、凹状湾曲部507の最上部に位置してもよい。撮像要素から一掃された破片もまた、この流体経路を辿ってもよく、それによって、撮像要素の視野をきれいにする。

【0044】

側面撮像要素502、506の場所は、図2A - 2Cで描写される二次撮像内視鏡デバイスの撮像要素310a、310bの場所に類似し得る。側面撮像要素は、枢動可能であり得る（例えば、撮像要素310a、310b等）か、または固定されてもよい（例えば、側面撮像要素502、506）。二次撮像内視鏡デバイス500の第1および第2の側面撮像要素502、506の視野は、第1および第2の側面撮像要素310a、310bの視野に類似し得る。図7は、第1および第2の側方向きの撮像要素の視野、および一次内視鏡（すなわち、前向きの）撮像要素511の視野の概略描写である。側面撮像要素のそれぞれの視野角702は、約120度～約150度、例えば、約130度または135度であってもよい。描写で説明されるように、側方向きの撮像要素は、内視鏡の周囲の領域の側面図および後面/逆行図の両方を提供してもよい。一次内視鏡（前向きの）撮像要素511の視野角704は、約125度～約155度、例えば、約140度であってもよい。側面撮像要素および内視鏡の主要撮像要素の視野は、重複してもよく、重複の角度は、約2度～約30度、例えば、約5度、約10度であってもよい。第1および第2の側面撮像要素502、506は、内視鏡501の最遠位端から約2mm～約5mm、例えば、約5mmに位置してもよい。内視鏡の遠位端に比較的近い第1および第2の側面撮像要素によって取得される画像は、主要な前向きの撮像要素および側面撮像要素から撮影されたビデオを同時に視聴している施術者によって、より直観的に解釈されてもよい。二次側面および主要正面撮像要素によって取得される画像/ビデオの間にある程度の重複を提供することにより、施術者によって容易に理解される画像も提供してもよい。

【0045】

上記で説明されるように、内視鏡501に取り付けられた第1の管505は、流体を流

体送達モジュール 5 2 0 に供給するように、内視鏡の長さに沿って近位流体貯留部から提供されてもよい。随意に、第 2 の流体密封管 5 1 3 (例えば、制御ケーブル)は、側面撮像デバイス、光源、および近位コントローラのための電氣的接続のための導管を提供するように、内視鏡 5 0 1 に取り付けられ、内視鏡 5 0 1 の長さに沿って提供されてもよい。例えば、側面撮像要素からの画像データは、図 5 E で描写されるように、制御ケーブルまたは伸長管 5 1 3 内に封入された電線用導管 5 3 0 を介して、近位コントローラに伝達されてもよい。管 5 0 5、5 1 3 (ならびに本明細書で説明される管類のうちのいずれか)は、PEBA X (5 5 D)等のポリマー材料を含む、任意の好適な材料で作製されてもよい。電線用導管 5 3 0 はまた、光源の強度を調整し、側面撮像要素および/または光源を起動および動作停止する等の信号をコントローラから伝えてもよく、以前に説明されたような制御ケーブルおよび/または電線用導管 2 2 0 a、b に類似し得る。電線用導管 5 3 0 (例えば、フレキシブル PCB)は、二次撮像内視鏡デバイスの筐体から縦方向に近位に延在するものとして描写される(例えば、近位コネクタまたはコントローラポートまで近位に延在してもよい)が、他の変形例では、電線用導管は、二次撮像内視鏡デバイスの筐体の長さの内側に完全に含有されてもよく、または筐体と略同一の長さであってもよい。なおも他の変形例では、電線用導管は、筐体と近位コントローラまたはポートとの間の途中まで延在してもよい。随意に、電線用導管は、フレキシブル PCB を二次撮像内視鏡デバイスの近位コントローラに接続し得る、縦方向に延在する電線または制御ケーブルを備えてもよい。撮像要素および光源の電線用導管(例えば、フレキシブル PCB またはワイヤのいずれか一方または両方)は、単一の管の単一の管腔内に封入されてもよく、または 2 つの別個の管内に、あるいは同一の管の異なる管腔の中に位置してもよい。いくつかの変形例では、第 1 の管 5 0 5 および第 2 の管 5 1 3 は、(図 8 で描写されるように)ともに接続されてもよく、または別個であり得る。例えば、管筐体の電線用導管から分離している流体灌流管を有することにより、(例えば、患者で使用した後に)流体灌流管が除去または処分されることを可能にし得る一方で、電線用導管の管は、付加的な使用のために保持されて滅菌されてもよい。随意に、第 1 および/または第 2 の管のいずれか一方または両方は、複数の種類の流体(例えば、洗浄流体、造影剤、ガス状流体等)および/または手術道具および/または電気構成要素の送達のための付加的な管腔を備えてもよい。なおも他の変形例では、二次撮像内視鏡デバイスは、無線伝送機を備えてもよく、撮像要素および光源は、無線で電力供給および/または制御されてもよい。そのような変形例では、二次撮像内視鏡デバイスの電気構成要素の電力および制御が無線伝送を介して提供されるため、電線を収納するための管を有することは必要ではない場合がある。管 5 0 5、5 1 3 は、クリップ(例えば、C クリップ)を介して内視鏡の伸長本体に摺動可能に連結されてもよい。クリップは、クリップが内視鏡の長さに沿って縦方向に移動することができないように、(例えば、テープまたは他の接着機構を使用して)内視鏡に固着されてもよい。管 5 0 5、5 1 3 は、(例えば、身体管腔内で前進させられるにつれて、内視鏡の屈曲部および湾曲部に適応するよう)管が内視鏡に対して摺動することができるように、クリップに連結されてもよい。二次内視鏡撮像デバイスの電線用導管および/または制御ケーブルは、主要内視鏡の電線用導管および/または制御ケーブルから分離および/または独立し得る。ここで描写される制御ケーブルまたは管は、内視鏡の外面に沿って縦方向に延在するが、他の変形例では、制御ケーブルまたは管は、主要内視鏡の管腔内に位置し、および/または主要内視鏡内に埋め込まれてもよい。

【0046】

二次撮像内視鏡デバイスは、内視鏡の主要撮像要素に対する二次撮像要素の配向が固定されるように、種々の方法で主要内視鏡に取り付けられてもよい。二次撮像内視鏡デバイスは、内視鏡にスナップ嵌合、摩擦嵌合、ねじ嵌合、圧縮嵌合、および/または締め付けられ、および/または別様に解放可能に固着されてもよい。いくつかの変形例では、二次撮像内視鏡デバイスは、二次撮像要素の位置が依然として調整可能である(例えば、内視鏡の縦軸の周囲で回転可能である)ように取り付けられ、次いで、いったん主要撮像要素に対する所望の場所および/または配向が達成されると、後に係止されてもよい。例えば

10

20

30

40

50

、二次撮像内視鏡デバイスの筐体 5 0 3 は、内視鏡の遠位縁が遠位穴縁 5 3 2 内の隆起または陥凹の中へスナップ留めするように、内視鏡の遠位縁を囲む遠位穴縁 5 3 2 を備えてもよい。筐体 5 0 3 のスリーブ部分は、内視鏡の遠位部分を覆って配置され、内視鏡の遠位端を覆って遠位穴縁をスナップ留めすることによって内視鏡に係合されてもよい。流体送達モジュールは、筐体 5 0 3 が内視鏡に連結される前または後に筐体 5 0 3 に取り付けられてもよい。代替として、または加えて、筐体 5 0 3 は、2 つの部品が内視鏡を覆って係合および嵌合されるように、内視鏡 5 0 1 の遠位部分の周囲とともにスナップ留めする、（左右対称であり得る）2 つの部品 5 0 3 a および 5 0 3 b を備えてもよい。（随意的な流体送達モジュールを伴う）二次撮像内視鏡デバイスは、内視鏡に取り付けられた後、依然として内視鏡の縦軸の周囲で回転可能であり得る。次いで、施術者は、側面撮像要素の所望の視認配向が達成されるまで、（随意的な流体送達モジュールを伴う）二次撮像内視鏡デバイスを回転させてもよい。二次撮像内視鏡デバイス筐体の内面は、身体管腔での使用中に遭遇し得る力よりはるかに大きい回転力のみを使用して、二次撮像内視鏡デバイスを回転させることができるように、比較的高い摩擦係数を伴う材料を含んでもよい。例えば、筐体の内面は、内視鏡の外面を握持する、粘着性材料を含んでもよい。代替として、または加えて、除去可能な接着剤が、二次撮像内視鏡デバイスを内視鏡に取り付けるために使用されてもよい。例えば、接着剤が定着する前に、主要内視鏡撮像要素に対する二次撮像内視鏡デバイスの位置が調整され（例えば、回転させられ）てもよいが、接着剤が定着した後、二次撮像内視鏡デバイスの位置は、もはや調整されなくてもよい。接着剤は、1 回またはそれを上回る使用のために確実な取付を提供し、その後、付加的な接着剤で置換または更新されてもよい。いくつかの変形例では、筐体 5 0 3 は、上記で説明されるように内視鏡の遠位端を覆って嵌合されてもよく、流体送達モジュールは、所望の配向を固定するために使用されてもよい。例えば、流体送達モジュールを取り付けることは、二次撮像内視鏡デバイスがもはや回転可能ではないように、（例えば、摩擦および/または圧縮嵌合によって）内視鏡に緊密に係合し得る、筐体のスリーブ部分をともにより密接に圧縮し（または2 つの部品 5 0 3 a および 5 0 3 b を伴う実施形態では、2 つの部品をともに近づけ）てもよい。いったん所望の配向が確保されると、任意の電線用導管/配線または制御ケーブルのための管、ならびに流体送達導管または管腔は、（例えば、上記で説明されるようにクリップを使用して）内視鏡に取り付けられ、近位コントローラおよび/または流体貯留部に接続されてもよい。

10

20

30

40

50

【0047】

二次撮像内視鏡デバイスのスリーブ部分（図 5 A - 5 D において上記で説明および描写される筐体 5 0 3 のスリーブ部分等）が、内視鏡を完全に囲むように閉ループを形成してもよい一方で、他の変形例では、スリーブ部分は、内視鏡を完全に囲まなくてもよい。例えば、スリーブ部分は、閉ループを形成しなくてもよいが、代わりに、内視鏡を部分的に囲む開ループまたは C 字形を形成してもよく、かつ締め付け機構を介して二次撮像内視鏡デバイスを内視鏡に固着してもよい。これは、二次撮像内視鏡デバイスが、異なる円周および直径を伴う複数の内視鏡を覆って設置されることを可能にし得る。C 字形スリーブまたはクリップは、内視鏡を覆う二次撮像内視鏡デバイスの設置中に偏向するが、次いで、二次撮像内視鏡デバイスを内視鏡に固着するようにその初期位置に戻る、形状記憶を伴うリビングヒンジを備えてもよい。C 字形スリーブ部分は、二次撮像内視鏡デバイスが内視鏡の周囲で回転可能ではないように、二次撮像内視鏡デバイスを内視鏡に固着してもよい。代替として、二次撮像内視鏡デバイスは、設置後に内視鏡の周囲で依然として回転可能であり得、上記で説明される機構のうちのいずれかを使用して、回転可能に固着されてもよい。

【0048】

C 字形スリーブ部分またはクリップを有する筐体を備える、二次撮像内視鏡デバイス 1 1 0 0 の一変形例が、図 1 1 A - 1 1 F で描写される。二次撮像内視鏡デバイス 1 1 0 0 は、C 字形スリーブ部分またはクリップ 1 1 0 3 を有する筐体と、第 1 の側方向きの撮像要素 1 1 0 2 を有する撮像モジュールと、第 1 の側方向きの撮像要素に隣接する第 1 の光

源 1 1 0 4 と、第 2 の側方向きの撮像要素 1 1 0 6 と、第 2 の側方向きの撮像要素に隣接する第 2 の光源 1 1 1 4 と、流体送達モジュール 1 1 2 0 とを備えてもよい。図 1 1 A - 1 1 C で図示されるように、筐体の C 字形スリーブ部分またはクリップ 1 1 0 3 は、内視鏡 1 1 0 1 の遠位部分を完全には囲まない。流体送達モジュール 1 1 2 0 は、第 1 の撮像要素 1 1 0 2 に隣接する第 1 の流体ポート 1 1 2 2 と、第 2 の撮像要素 1 1 1 4 に隣接する第 2 の流体ポート 1 1 2 4 とを備えてもよい。撮像モジュールの側方向きの撮像要素 1 1 0 2 および 1 1 0 6 は、図 1 7 A - 1 7 C で描写される光学構成のうちのいずれかを有してもよい。流体送達モジュール 1 1 2 0 は、上記で説明される流体送達モジュールのうちのいずれかに類似し得る。図 1 1 E および 1 1 F は、C 字形スリーブの一方または両方の側面が設置中にそれらの初期状態から外向きに偏向することを可能にし得る（すなわち、外向きに偏向させられたときに、C 字形スリーブの円周が増加するように）、C 字形スリーブ 1 1 0 3 の最上部分に沿った 2 つの縦方向切り込みまたは溝 1 1 0 5 を描写する。例えば、分離道具が、側面を外向きに偏向させるために使用されてもよい。C 字形スリーブの側面を偏向させる外向きの力が解放されたとき、切り込み / 溝 1 1 0 5 は、二次撮像内視鏡デバイスを内視鏡に固着するように、C 字形スリーブの側面がそれらの初期状態に戻ることを可能にし得る。いったん C 字形スリーブが内視鏡を覆って締め付けられると、二次撮像内視鏡デバイスは、内視鏡の周囲で回転可能ではない場合がある。

10

【0049】

上記で説明される二次撮像内視鏡は、撮像要素と光源との間に位置する流体ポートを有するが、他の変形例では、光源は、それらの間に洗浄ポートを伴わない撮像要素に直接隣接し得る。つまり、撮像要素の視野に提供される光源からの光の量に干渉し得る、撮像要素と光源との間の介在構成要素（例えば、ポート、管腔、取付部材等）がなくてもよい。例えば、撮像要素と光源との間の距離は、わずか約 3 mm であってもよく、かつ約 2 mm 未満または約 1 mm 未満であってもよい。これは、光源の照射野が撮像要素の視野により密接に一致することに役立ち得る（例えば、照射野と視野との間の重複のより広い領域を提供する）。洗浄ポートは、撮像要素および光源の両方の近位に位置してもよく、かつ撮像要素および光源の両方を横断して流体を指向するように構成されてもよい。撮像要素に隣接する光源を備える、二次撮像内視鏡デバイス 1 2 0 0 の 1 つの非限定的実施例が、図 1 2 A - 1 2 F で描写される。二次撮像内視鏡デバイス 1 2 0 0 は、C 字形スリーブ部分 1 2 0 3 を有する筐体と、第 1 の側方向きの撮像要素 1 2 0 2 を有する撮像モジュール 1 2 0 5 と、第 1 の側方向きの撮像要素に直接隣接する第 1 の光源 1 2 0 4 と、第 2 の側方向きの撮像要素 1 2 0 6 と、第 2 の側方向きの撮像要素に直接隣接する第 2 の光源 1 2 1 4 と、流体送達モジュール 1 2 2 0 とを備えてもよい。図 1 2 A - 1 2 C で図示されるように、筐体の C 字形スリーブ部分 1 2 0 3 は、内視鏡 1 2 0 1 の遠位部分を完全には囲まない。流体送達モジュール 1 2 2 0 は、第 1 の光源 1 2 0 4 の近位にある第 1 の流体ポート 1 2 2 2 と、第 2 の光源 1 2 1 4 の近位にある第 2 の流体ポート 1 2 2 4 とを備えてもよい。撮像モジュールの側方向きの撮像要素 1 2 0 2 および 1 2 0 6 は、図 1 7 A - 1 7 C で描写される光学構成のうちのいずれかを有してもよい。流体送達モジュール 1 2 2 0 は、上記で説明される流体送達モジュールのうちのいずれかに類似し得る。制御ケーブルおよび / または電線用導管、ならびに流体導管は、上記で説明されるような制御ケーブル、電線用導管、および流体導管に類似し得る。

20

30

40

【0050】

クリップまたは C 字形スリーブは、内視鏡 1 2 0 1 の挿入管上に設置されたときに、クリップ 1 2 0 3 の最遠位縁 1 2 3 0 a、1 2 3 0 b が内視鏡の周縁 1 2 3 4 の近位にあるように構成されてもよい（図 1 2 B - C）。いくつかの内視鏡では、周縁 1 2 3 4 は、内視鏡の管状本体 1 2 3 6 より滑りやすい材料で作製されてもよい。周縁 1 2 3 4 の近位に、および / または内視鏡の管状本体 1 2 3 6 上にクリップを係合させることにより、内視鏡とより安定した係合を促すことに役立ち得る。例えば、クリップの最遠位縁 1 2 3 0 a、1 2 3 0 b と内視鏡 1 2 0 1 の最遠位縁との間の距離 D 1 は、約 2 mm ~ 約 10 mm、例えば、約 4 mm または約 6 . 4 mm であってもよい。いくつかの変形例では、撮像要素

50

1202、1206は、設置されたときに内視鏡の周縁1234のちょうど近位に、またはそれを覆って位置してもよい。例えば、撮像要素1202、1206は、撮像要素1202、1206の中心と内視鏡の最遠位縁1232との間の距離D2が約3mm～約8mm、例えば、約5mm未満、約5mm、約5.3mm、約6.3mm、約6.4mm等であるように、クリップの最遠位縁1230a、bの遠位にあり得る。

【0051】

随意に、クリップまたはC字形スリーブ部分1203は、スリーブの内面に位置する、より大きい摩擦係数を有する領域1207を備えてもよい。増加した摩擦の領域1207は、いったん係合させられると、二次撮像内視鏡デバイスが内視鏡の周囲で捻転しないか、または内視鏡を横断して摺動しないように、クリップが内視鏡1201の挿入管と係合することに役立ち得る。領域1207は、図12Fでクリップ1203の内面1203aの一部分に沿って描写されるが、領域1207は、クリップの内面の全体またはほぼ全体を含むことができると理解されたい。例えば、クリップ1203の第1の側面は、増加した摩擦の第1の領域を有してもよく、第1の側面の反対側の第2の側面は、増加した摩擦の第2の領域を有してもよい。領域1207は、紫外線接着剤（例えば、Loctite 3211、Loctite 3321）、シアノアクリルレート（例えば、3M CA40、Loctite 4310 Flashcure、Loctite 4311 Flashcure）、または2部エポキシ（例えば、Loctite M-31CL医療グレードエポキシ）等の接着材料または接着剤のコーティングを備えてもよい。代替として、または加えて、領域1207は、粘着性材料、例えば、EPRあるいはEPDMゴム、および/または他の粘着性あるいは粘着材料の層を備えてもよい。いったんC字形スリーブが内視鏡を覆って締め付けられると、二次撮像内視鏡デバイスは、内視鏡の周囲で回転可能ではない場合がある。二次撮像内視鏡デバイスの筐体は、撮像要素の周囲に1つまたはそれを上回る凹状湾曲部（例えば、図5Fにおいて上記で説明および描写される湾曲部等）を備えてもよく、あるいは撮像要素の周囲にいかなる凹状湾曲部を備えなくてもよい。二次撮像内視鏡デバイスの他の描写された構成要素は、以前に説明された対応する構成要素に類似し得る。

【0052】

二次撮像内視鏡デバイス1200は、図12Eで描写されるように、約1.5mm～約5mm、例えば、4mm、4.2mm、4.4mmの高さH1を有してもよい。

【0053】

上記で説明される二次内視鏡撮像デバイスは、側方向きの撮像要素が主要内視鏡の最上部分の上に位置するように（例えば、側方向きの撮像要素の視軸が主要内視鏡の円周にほぼ接線方向であるように）撮像モジュールを有するが、他の変形例では、側方向きの撮像要素は、それらの視軸が主要内視鏡の側面部分上に位置するように（例えば、側方向きの撮像要素の視軸が主要内視鏡の円周とほぼ垂直であるように）位置してもよい。図16Aを再度参照すると、上記で説明される二次内視鏡撮像デバイスは、主要内視鏡の前向き撮像要素よりy軸上で高く位置する、側方向きの撮像要素を有する（すなわち、側方向きの撮像要素の場所は、前向き撮像要素と同一線上にない）。代替として、二次内視鏡撮像デバイスの他の変形例は、主要内視鏡の前向き撮像要素とy軸上で同一のレベルに位置する、側方向きの撮像要素を有してもよい（すなわち、側方向きの撮像要素の場所は、前向き撮像要素と同一線上にある）。そのような構成は、正面および側面画像がほぼ同一の高さで、または同一の水平面に沿って撮影されるであろうため、近位コントローラによって実行される画像繋ぎ合わせアルゴリズムを促進することに役立ち得る。図18Aは、撮像モジュール1806が主要内視鏡1800の前向き撮像要素1801と同一線上にある側方向きの撮像要素を有する、二次内視鏡撮像デバイス1802の一変形例の側面図を概略的に描写する（明確にするために、1つだけの側方向きの撮像要素1807が描写されており、第2の側方向きの撮像要素は、二次内視鏡撮像デバイスの反対側に位置してもよい）。図18Bは、前向き撮像要素1801の視野/視野角1820、および側方向きの撮像要素1807の視野/視野角1821を概略的に描写する。各撮像要素の視

10

20

30

40

50

軸（例えば、視野角を二等分する線）は、同一平面上にあり得、撮像要素のそれぞれの場所は、線 1809 に沿って同一線上にあり得る。二次内視鏡撮像デバイス 1802 は、随意に、上記で説明される流体送達モジュールのうちのいずれかを備えてもよい。撮像モジュール 1804 は、近位コントローラまで延在する撮像モジュールの各側方向きの撮像要素のための PCB および / または制御ケーブルおよび / または電線用導管 1808 を有してもよく、あるいは近位コントローラまで延在する両方の側方向きの撮像要素のための単一の PCB および / または制御ケーブルおよび / または電線用導管 1812 を有してもよい。複数の側方向きの撮像要素のための単一の制御ケーブルおよび / または電線用導管 1812 を伴う変形例では、各側方向きの撮像要素の画像センサはそれぞれ、ハブ 1810 を接続する 1 本またはそれを上回るワイヤ 1811 を有してもよい。側方向きの撮像要素の全てからの電気信号は、ハブ 1810 で組み合わせられ、次いで、単一の制御ケーブル 1812 を介して近位コントローラに伝送されてもよい。代替として、または加えて、側方向きの撮像要素からの信号は、近位コントローラに無線で伝送されてもよい。二次内視鏡撮像デバイスの電線用および / または流体導管および / または制御ケーブルは、主要内視鏡の電線用および / または流体導管および / または制御ケーブルから分離および / または独立し得る。側方向きの撮像要素は、図 17A - 17C で描写される光学構成のうちのいずれかを有してもよいが、そのような構成が図 17A で描写される構成の幅 W1 より小さい幅を有してもよいため、図 17B および 17C で描写される光学構成を有することが好ましくあり得る。

【0054】

代替として、または上記で説明される側面撮像要素および光源に加えて、二次撮像内視鏡デバイスは、撮像要素と、最上部視野を提供する対応する光源とを備えてもよい（例えば、図 16A で描写および説明されるように、y 軸と平行であるか、または y 軸から 90 度未満の角度にある視軸を有してもよい）。上向き撮像要素の視軸 A1 は、図 13A で概略的に描写されるように、内視鏡撮像要素の視軸 A2 と垂直であり得、また、（点線 A3 によって示される）側面撮像要素の視軸とも垂直であり得る。いくつかの変形例では、二次撮像内視鏡デバイスは、いかなる側面撮像要素も有さなくてもよく、かつ図 13A - G で描写される二次撮像内視鏡デバイス 1300 等の最上撮像要素のみを有してもよい。二次撮像内視鏡デバイス 1300 は、食道、胃食道接合部、および / または上部消化管の他の構造を検査するために使用されてもよい。二次撮像内視鏡デバイス 1300 は、上向き撮像要素 1302 と、対応する上向きの光源 1304 とを有する、撮像モジュール 1305 を備えてもよい。光源 1304 は、望ましくあり得るように、撮像要素 1302 の遠位または近位にあり得る。二次撮像内視鏡デバイス 1300 は、流体モジュールまたは洗浄ポートを有さないが、他の変形例は、流体モジュールまたは洗浄ポート（例えば、上記で説明される流体モジュール）を有してもよい。二次撮像内視鏡デバイス 1300 は、以前に説明されたようなクリップまたは C 字形スリーブ 1303 を有してもよい。内視鏡 1310 を覆って設置されたとき（図 13B - C）、クリップ 1301 の最遠位縁は、以前に説明されたように、内視鏡の遠位周縁 1312 の近位にあり得る。二次撮像内視鏡デバイス 1300 の高さ H2 は、約 1.5 mm ~ 約 4 mm、例えば、約 2 mm であってもよい（図 13E）。二次撮像内視鏡デバイス 1300 はまた、撮像要素 1302 および光源 1304 のための配線および電力を含む、電線用導管 1308 を封入する、縦方向管または制御ケーブル 1306 を備えてもよい。電線用導管 1308 は、その上に撮像要素 1302（例えば、CMOS あるいは CCD センサおよび / または任意のレンズアセンブリ、プリズム、あるいはフィルタセット）および光源 1304 が搭載され得る、PCB 基板を備えてもよい。撮像要素の光学構成は、図 17A - 17C で説明および描写される光学構成のうちのいずれかであってもよい。いくつかの変形例では、撮像要素は、画像センサと、プリズムとを備えてもよい。随意に、撮像要素はまた、画像センサとプリズムとの間に配置されるレンズを備えてもよい。例えば、図 13F は、画像センサ 1322 を直接覆って配置されるプリズム 1320 を備える、撮像要素 1302a の一変形例を描写する。プリズム 1320 は、別個のレンズアセンブリが必要ではないように、画像を拡大する、お

10

20

30

40

50

よび／または集束させる能力を有してもよい。随意に、プリズム 1 3 2 0 は、フィルタ（例えば、赤外線フィルタ）を備えてもよい。図 1 3 G は、プリズム 1 3 3 0 と、画像センサ 1 3 3 2 と、プリズムと画像センサとの間に配置されるレンズアセンブリ 1 3 3 4 とを備える、撮像要素 1 3 0 2 b の別の変形例を描写する。随意に、プリズム 1 3 3 0 は、フィルタ（例えば、赤外線フィルタ）を備えてもよい。二次撮像内視鏡デバイスの高さ H 2 は、撮像要素がレンズアセンブリを有するかどうかに応じて異なってもよい。いくつかの変形例では、別個のレンズアセンブリを伴わずにプリズムを備える、撮像要素は、プリズムと、別個のレンズアセンブリとを備える、撮像要素より小さい外形（例えば、低い高さ）を有してもよい。上記で説明される撮像要素のうちのいずれかは、プリズムのみを伴う画像センサ、または上記で説明されるようなプリズムおよびレンズアセンブリの両方を伴う画像センサを有してもよい。

10

【 0 0 5 5 】

図 1 6 B は、上向きの撮像要素 1 6 1 0 の視野、および一次内視鏡 1 6 0 6 の撮像要素 1 6 0 8 の視野の側面図の概略的描写である。上向きの撮像要素の視野角 1 6 0 2 は、約 1 2 0 度～約 1 6 0 度、例えば、約 1 3 0 度～1 3 5 度であってもよい。そこで描写されるように、上向きの撮像要素は、内視鏡の周囲の領域の上面図および後方／逆行図の両方を提供してもよい。一次内視鏡撮像要素 1 6 0 8 の視野角 1 6 0 4 は、約 1 2 5 度～約 1 5 5 度、例えば、約 1 4 0 度であってもよい。上向きの撮像要素および内視鏡の主要撮像要素の視野は、重複してもよく、重複の角度は、約 2 度～約 3 0 度、例えば、約 5 度、約 1 0 度であってもよい。上向きの撮像要素 1 6 1 0 は、内視鏡 5 0 1 の最遠位端から約 2 mm～約 5 mm、例えば、約 5 mm に位置してもよい。内視鏡の遠位端に比較的近い上向きの撮像要素によって取得される画像は、主要な前向きの撮像要素および上向きの撮像要素から撮影されたビデオを同時に視聴している施術者によって、より直観的に解釈されてもよい。二次上向きおよび主要前向きの撮像要素によって取得される画像／ビデオの間にある程度の重複を提供することにより、施術者によって容易に理解される画像も提供してもよい。

20

【 0 0 5 6 】

二次撮像内視鏡デバイス 1 3 0 0 の他の変形例は、単一の撮像要素と、対応する光源とを備えてもよいが、単一の撮像要素および光源は、二次撮像内視鏡デバイスの側面上に位置してもよい。そのような二次撮像内視鏡デバイスの一変形例が、図 1 4 A - F で描写される。図 1 4 A で描写されるように、二次撮像内視鏡デバイス 1 4 0 0 は、側方向きの撮像要素 1 4 0 2 と、二次撮像内視鏡デバイス 1 4 0 0 の第 1 の側面 1 4 0 1 上の対応する側方向きの光源 1 0 4 とを有する、撮像モジュール 1 4 0 5 を備えてもよい。第 1 の側面 1 4 0 1 の反対側の第 2 の側面 1 4 0 3 は、いかなる撮像要素または光源も有さなくてもよい（図 1 4 B）。二次撮像内視鏡デバイス 1 4 0 0 は、以下でさらに説明されるように、食道、胃食道接合部、および／または上部消化管の他の構造を検査するために使用されてもよい。図 1 4 F は、二次撮像内視鏡デバイス 1 4 0 0 の分解図を描写する。そこで描写されるように、撮像要素 1 4 0 2 は、画像センサ 1 4 0 6 と、画像センサの前に配置されるレンズアセンブリ 1 4 0 8 とを備えてもよい。代替として、または加えて、撮像要素 1 4 0 2 は、以前に説明されたように、プリズムを備えてもよい。撮像要素の光学構成は、図 1 7 A - 1 7 C で説明および描写される光学構成のうちのいずれかであってもよい。二次撮像内視鏡デバイス 1 4 0 0 の他の描写された特徴（例えば、クリップまたは C 字形スリーブ、任意の洗浄モジュールまたはポート、制御ケーブル、電線用導管、内視鏡周縁に対する撮像要素の場所）は、以前に説明された実施形態のうちのいずれかに類似し得る。

30

40

【 0 0 5 7 】

本明細書で説明される二次撮像内視鏡デバイスのうちのいずれかは、（例えば、結腸鏡検査手技で）下部消化管または上部消化管の検査を行うために、任意の所望の内視鏡とともに使用されてもよい。上部消化管を検査するための方法の一変形例は、二次撮像内視鏡デバイスを内視鏡の遠位先端に取り付けるステップと、直接可視化の下で、舌を経由し、

50

患者の食道、胃、および十二指腸を通して内視鏡を前進させるステップと、二次撮像内視鏡デバイスおよび内視鏡の撮像要素を使用して、これらの構造の画像、ならびに幽門および十二指腸の画像を取得するステップとを含んでもよい。画像は、（例えば、内視鏡の撮像要素を使用した）前方または順行図、および／または（二次撮像内視鏡デバイスが１つまたはそれを上回る側面視認撮像要素を有する場合）側面図、および／または（二次撮像内視鏡デバイスが上面視認撮像要素を有する場合）上面図、および／または（例えば、二次撮像内視鏡デバイスの任意の上向きおよび／または側方向きの撮像要素によって提供されるような）後方または逆行図を含んでもよい。本方法は、随意に、腫瘍、潰瘍または炎症、ポリープ、および十二指腸憩室の任意の証拠を識別するように、幽門、十二指腸（例えば、近位十二指腸球部および十二指腸の湾曲の周囲の領域を視認する）、胃食道接合部、噴門、または基底部を評価するステップを含んでもよい。本方法はまた、変形または炎症の任意の領域を識別するように、側面／側方図および／または上面図で、大および小十二指腸乳頭の画像を取得および／または視認するステップを含んでもよい。随意に、目的とする解剖学的領域を視認した後、本方法は、内視鏡の管腔を通して生検道具を前進させることによって、生検を得るステップを含んでもよい。次いで、内視鏡は、胃食道接合部を通して引き出されてもよい。

10

【 0 0 5 8 】

本明細書で説明される二次内視鏡撮像デバイスは、（例えば、結腸鏡検査の一部として消化管の構造を撮像するために）診断手技で使用されてもよく、そのようなデバイスはまた、治療手技で使用されてもよい。例えば、二次内視鏡撮像デバイスは、結腸または十二指腸で識別されるポリープの除去のための切断、剪断、剥離、またはラッソ要素を有する、外科用デバイスに取り付けられてもよい。いくつかの変形例では、二次内視鏡撮像デバイスは、診断手技（例えば、ポリープを撮像および識別する）および治療手技（例えば、任意の識別されたポリープを除去する）が同一のセッションで行われ得るように、それを通して手術道具を挿入するための作業管腔を伴う内視鏡に取り付けられてもよい。

20

【 0 0 5 9 】

本明細書で説明される主要内視鏡および／または二次撮像内視鏡デバイスの撮像要素のうちのいずれからの視覚出力（例えば、静止画像および／またはビデオ）は、リアルタイムで１つまたはそれを上回るモニタ上に表示されてもよい。随意に、撮像要素からの視覚データは、（例えば、画像の繋ぎ合わせおよび／または再構築のための）後処理のためにコンピュータメモリに記憶されてもよい。いくつかの変形例では、主要内視鏡および二次撮像内視鏡デバイスからの画像データは、単一のモニタまたは複数のモニタ（例えば、各撮像要素のための１つのモニタ）上で表示されてもよい。例えば、図 9 A で概略的に描写されるように、多重撮像要素内視鏡検査システム 9 0 0 は、主要撮像要素 9 0 2 を有する内視鏡と、第 1 の側面撮像要素 9 0 4 および第 2 の側面撮像要素 9 0 6 を有する二次撮像内視鏡デバイスと、主要撮像要素 9 0 2 に接続される第 1 のビデオプロセッサ 9 0 8、第 1 の側面撮像要素 9 0 4 に接続される第 2 のビデオプロセッサ 9 1 0、第 2 の側面撮像要素 9 0 6 に接続される第 3 のビデオプロセッサ 9 1 2 を有するコントローラと、ディスプレイ 9 1 6 とを備えてもよい。第 1、第 2、および第 3 のビデオプロセッサは、デジタル視覚インターフェース（DVI）を使用してビデオデータを出力してもよく、かつディスプレイ 9 1 6 に直接接続されてもよく、またはディスプレイ 9 1 6 に接続されるデータ中継 9 1 4 に接続されてもよい。コントローラは、これらの第 1、第 2、および第 3 のビデオプロセッサと、データ中継とを備えてもよく、かつ制御ユニットとして単一の筐体内に封入されてもよい。コントローラはまた、望ましくあり得るように、付加的な CPU および／またはデータ処理および／または I/O デバイス（ネットワークデバイス等）を備えてもよい。ビデオプロセッサは、ディスプレイ上に示されるビデオ画像が時間で相関するように同期化されてもよい。例えば、第 1 のビデオプロセッサ 9 0 8 で生成される同期信号 9 0 9 は、第 2 および第 3 のビデオプロセッサ 9 1 0、9 1 2 に伝送されてもよい。いくつかの変形例では、同期信号 9 0 9 は、次いで、同期信号 9 0 9 a を（例えば、図 9 A で描写されるように連続的または直列に接続される）第 3 のビデオプロセッサ 9 1 2 に伝

30

40

50

送し得る、第2のビデオプロセッサ910に伝送されてもよいが、他の変形例では、同期信号909は、第2および第3のビデオプロセッサ910、912の両方に直接接続されてもよい。データ中継914は、随意に、患者の生理学的パラメータを測定する、他のデバイスに接続されてもよい。例えば、EKGデータ、血圧データ、温度データ、呼吸集データ等が、1つまたはそれを上回るデバイス918によって測定され、データ中継914に伝送されてもよい。随意に、MRI、CT、PETデータ等の画像データが、データ中継に伝送され、ディスプレイ上に表示されてもよい。データ中継914は、そのデータを解析し、それをディスプレイ916に伝送してもよい。ディスプレイ916は、施術者が、ディスプレイ上で視覚化される情報の種類、形式、レイアウト等を制御することを可能にする、グラフィカルユーザインターフェースを含んでもよい。ディスプレイはまた、任意のユーザ入力に関する視覚フィードバック（例えば、光源の光レベル、撮像要素の起動、表示および/または動作モード等）を提供し得る、（以前に説明されたような）コントローラに接続されてもよい。全ての撮像要素からの画像は、ディスプレイ上に出力され、相互にそれらの相対場所および/または視野を反映する方法で配列されてもよい。いくつかの変形例では、異なる撮像要素からの画像および/またはビデオ特性（例えば、色、コントラスト、色相、強度、アスペクト比、スケーリング、解像度等）は、直観的に相互に合致および/または対応するように調整されてもよい。ディスプレイ上で出力され得る情報のレイアウトおよび種類の一実施例が、図10で概略的に表される。表示1000のレイアウトは、主要内視鏡撮像要素からの画像/ビデオを示し得る、中心フレーム1002と、二次撮像内視鏡デバイスの左側撮像要素からの画像/ビデオを示し得る、左フレーム1004と、二次撮像内視鏡デバイスの右側側面撮像要素からの画像/ビデオを示し得る、右フレーム1006とを備えてもよい。撮像要素のそれぞれからの画像/ビデオの配列は、内視鏡および二次撮像内視鏡デバイス上の撮像要素の相対的な横位置を反映してもよい。例えば、内視鏡撮像要素902は、中心正面図を提供してもよく、第1の側面撮像要素904は、左側/後面図を提供してもよく、第2の側面撮像要素906は、右側/後面図を提供してもよい。したがって、中心フレーム1002は、内視鏡撮像要素からの画像/ビデオ、右側撮像要素からのフレーム1006の画像/ビデオ、および左側撮像要素からの左フレーム1004の画像/ビデオを描写してもよい。いくつかの変形例では、側面撮像要素によって取得される画像/ビデオのアスペクト比は、内視鏡撮像要素によって取得される画像/ビデオのアスペクト比に合致するように調整されてもよい。例えば、側面撮像要素からの画像/ビデオは、画像/ビデオが内視鏡撮像要素からの画像/ビデオの垂直寸法に合致するように、垂直方向に伸張させられてもよい。随意に、表示1000はまた、生命に関するデータ（例えば、心拍数、血圧等）、EKGデータ、温度データ、呼吸数データ、他の画像データ（例えば、MRI、CT、PET等）等を含む、他の生理学的データを表示する、フレーム1008を他のフレームより上方または下方に含んでもよい。

【0060】

図10で描写される情報レイアウトは、単一のモニタについて図示されるが、類似情報およびレイアウトが複数のモニタで使用されてもよい。例えば、各撮像要素に対応する1つのモニタがあってもよく、複数のモニタは、相互に相対位置および/または視野を反映するように配列されてもよい。他の生理学的データ（例えば、生命に関するデータ等）が、中心モニタ上に、またはモニタの全ての上に表示されてもよい。図9Bは、主要撮像要素932を有する内視鏡と、第1の側面撮像要素934および第2の側面撮像要素936を有する二次撮像内視鏡デバイスと、主要撮像要素932に接続される第1のビデオプロセッサ938と、第1の側面撮像要素934に接続される第2のビデオプロセッサ940と、第2の側面撮像要素936に接続される第3のビデオプロセッサ942と、第1のビデオプロセッサ938に接続される第1のディスプレイ944と、第2のビデオプロセッサ940に接続される第2のディスプレイ946と、第3のビデオプロセッサ942に接続される第3のディスプレイ948とを備える、多重撮像要素内視鏡検査システムの別の変形例を描写する。システムコントローラは、上記で説明されるように、他の構成要素と

10

20

30

40

50

ともに、これらの第 1、第 2、および第 3 のビデオプロセッサを備えてもよい。ビデオプロセッサは、ディスプレイ上に示されるビデオ画像が時間で相関するように同期化されてもよい。例えば、第 1 のビデオプロセッサ 938 で生成される同期信号 939 は、第 2 および第 3 のビデオプロセッサ 940、942 に伝送されてもよい。いくつかの変形例では、同期信号 939 は、次いで、同期信号 939a を（例えば、図 9B で描写されるように連続的または直列に接続される）第 3 のビデオプロセッサ 942 に伝送し得る、第 2 のビデオプロセッサ 940 に伝送されてもよいが、他の変形例では、同期信号 939 は、第 2 および第 3 のビデオプロセッサ 940、942 の両方に直接接続されてもよい。コントローラは、随意に、第 1、第 2、および第 3 のモニタに接続され得る、ビデオプロセッサが接続され得るデータ中継を（モニタの代わりに）備えてもよい。図 9B で描写されるシステム 900 と同様に、患者の生理学的パラメータを測定する、1 つまたはそれを上回るデバイス 950 があってもよく、そのようなデータは、モニタ上に表示され、および / またはメモリに記憶されてもよい。上記で説明されるように、生命に関するデータ、および他の画像診断法（例えば、MRI、CT、PET 等）からの画像データを含む、種々の生理学的データが、ディスプレイのうちの 1 つまたはそれを上回るものに出力されてもよい。生理学的データは、第 1 のディスプレイ上で視覚化されるものとして描写されるが、それは、任意のディスプレイおよび任意の数のディスプレイ上で視覚化され得ることを理解されたい。ディスプレイは、相互に撮像要素の場所および / または視野を反映する方法で配列されてもよい。例えば、内視鏡撮像要素 932 は、中心正面図を提供してもよく、第 1 の側面撮像要素 934 は、左側 / 後面図を提供してもよく、第 2 の側面撮像要素 936 は、右側 / 後面図を提供してもよい。したがって、第 1 のディスプレイ 944 は、第 2 のディスプレイ 946 をその右側、および第 3 のディスプレイ 948 のその左側に伴って、中心位置に位置してもよい。いくつかの変形例では、ディスプレイは、撮像要素の相対位置を反映するように垂直に配列されてもよい（例えば、第 2 および第 3 のディスプレイ 946、948 は、第 1 のディスプレイ 944 より垂直に高く配列されてもよい）。以前に説明されたように、撮像要素のそれぞれの画像 / ビデオ特性は、相互に対応するように調整されてもよく、これは、施術者が画像 / ビデオデータを容易に解釈することに役立ち得る。

新規として請求され、米国特許証によって保護されることを所望する範囲。

10

20

【図 1 A】

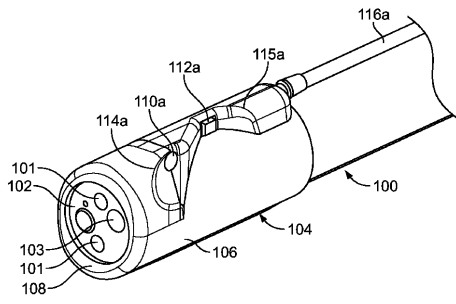


FIG. 1A

【図 1 B】

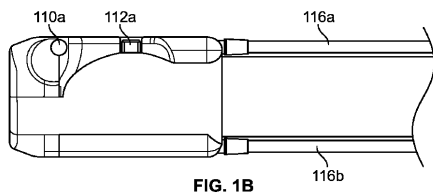


FIG. 1B

【図 1 C】

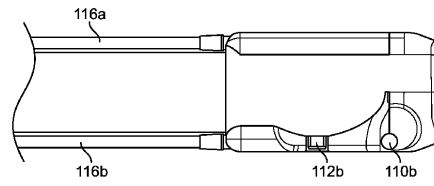


FIG. 1C

【図 1 D】

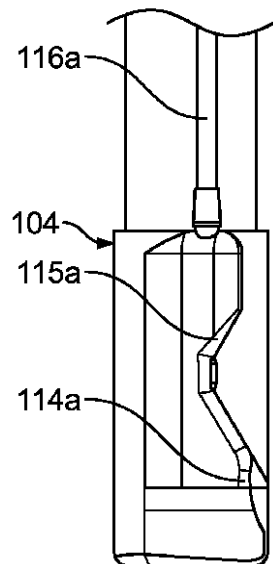


FIG. 1D

【図 1 E】

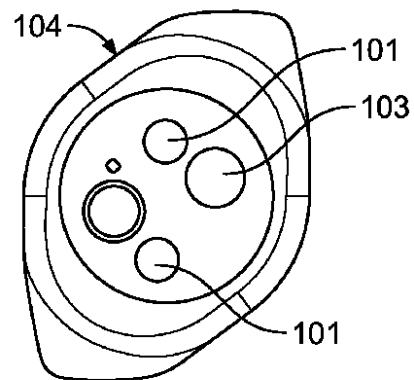


FIG. 1E

【図 1 F】

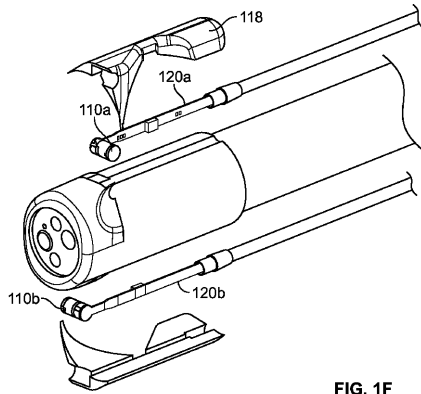


FIG. 1F

【図 2 A】

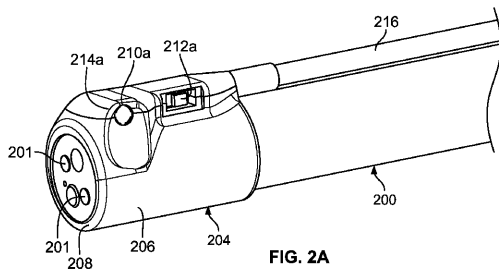


FIG. 2A

【図 2 B】

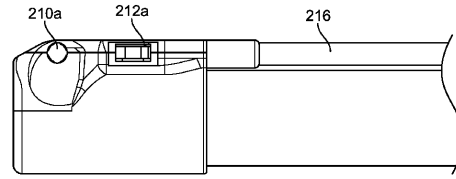


FIG. 2B

【図 2 C】

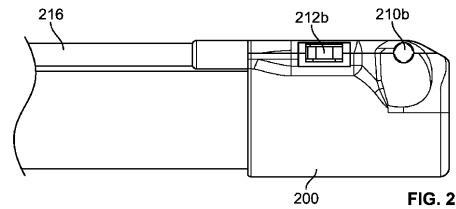


FIG. 2C

【図 2 D】

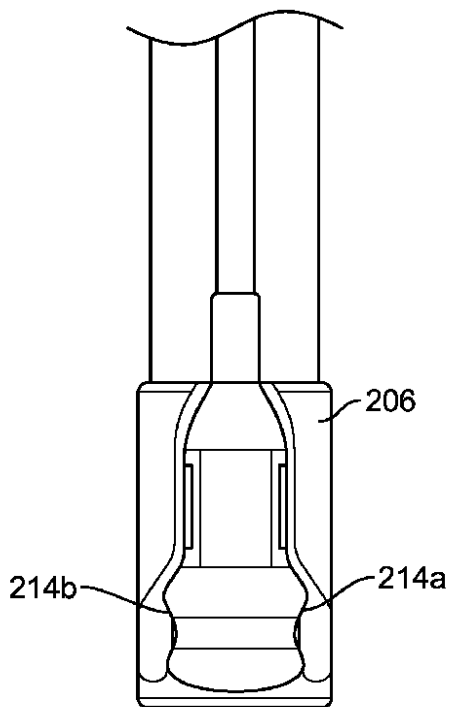


FIG. 2D

【図 2 E】

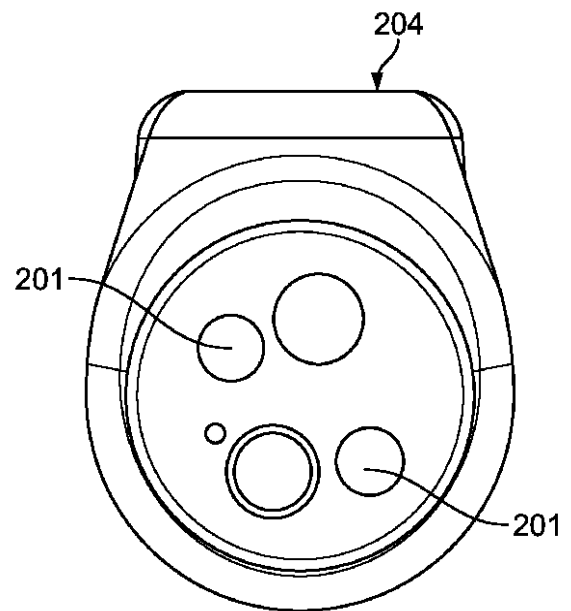


FIG. 2E

【図 2 F】

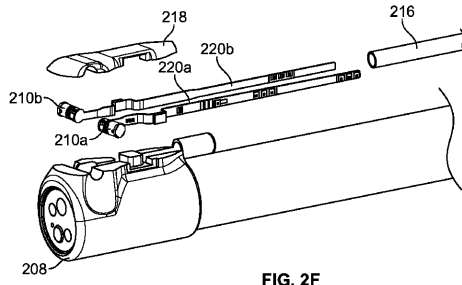


FIG. 2F

【図 3 A】

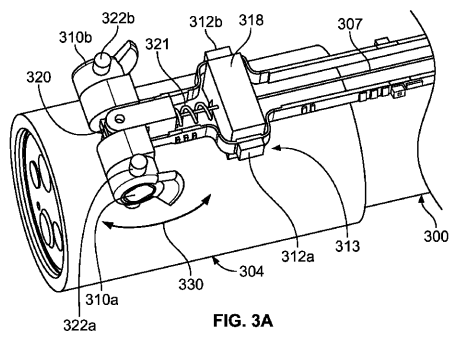


FIG. 3A

【図 3 D】

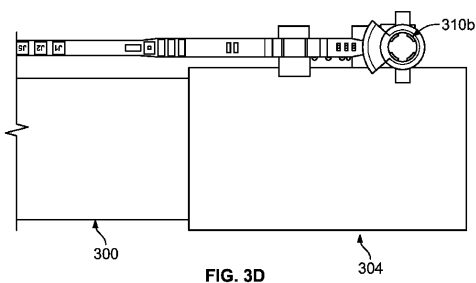


FIG. 3D

【図 4 A】

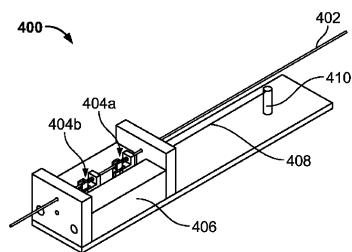


FIG. 4A

【図 3 B】

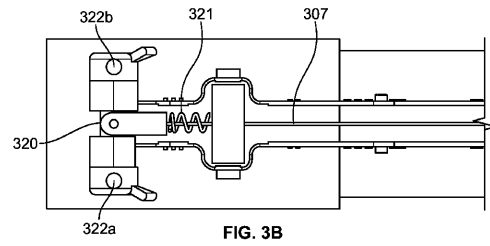


FIG. 3B

【図 3 C】

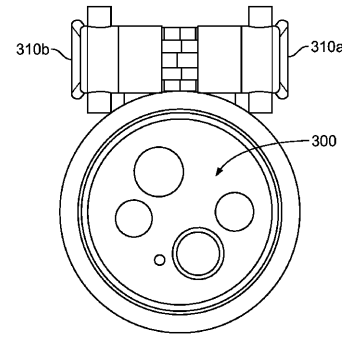


FIG. 3C

【図 4 B】

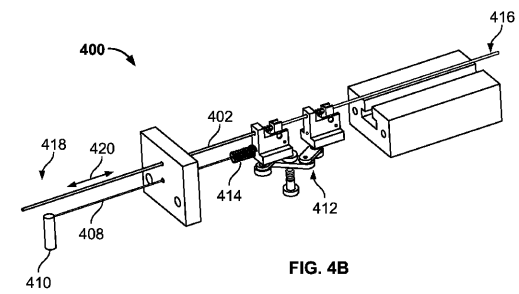


FIG. 4B

【図 4 C】

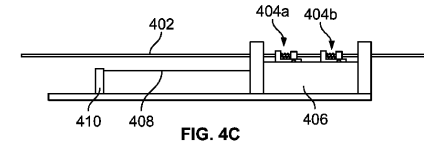
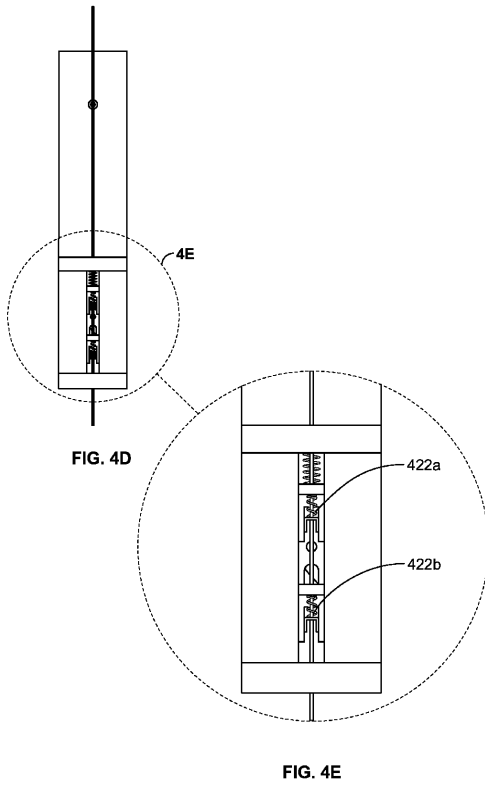
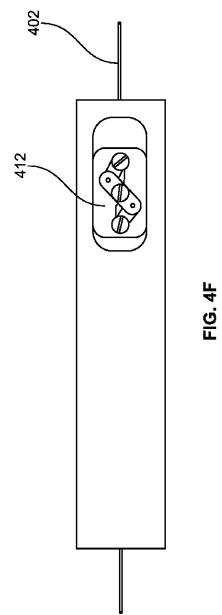


FIG. 4C

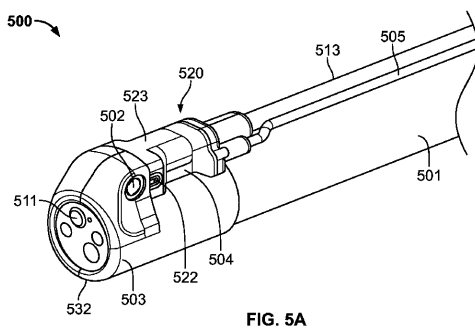
【図 4 D - 4 E】



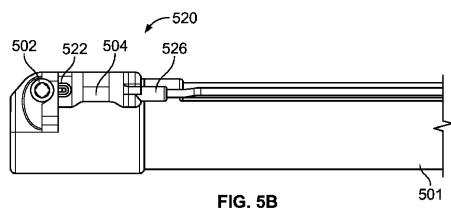
【図 4 F】



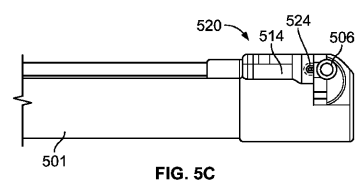
【図 5 A】



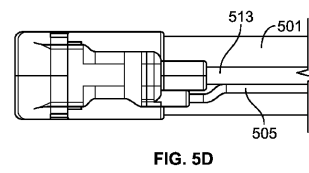
【図 5 B】



【図 5 C】



【図 5 D】



【図 5 E】

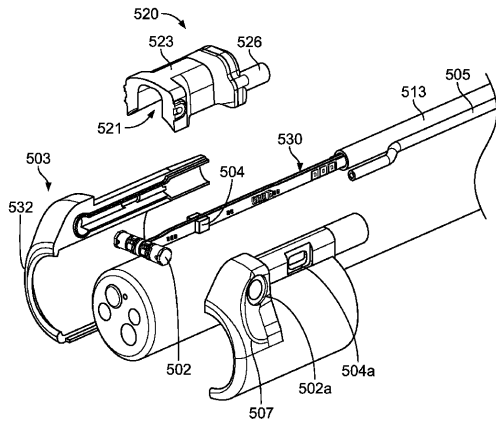


FIG. 5E

【図 5 F】

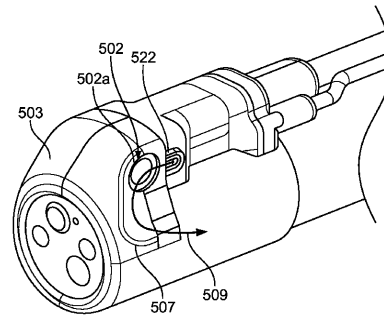


FIG. 5F

【図 6 A】

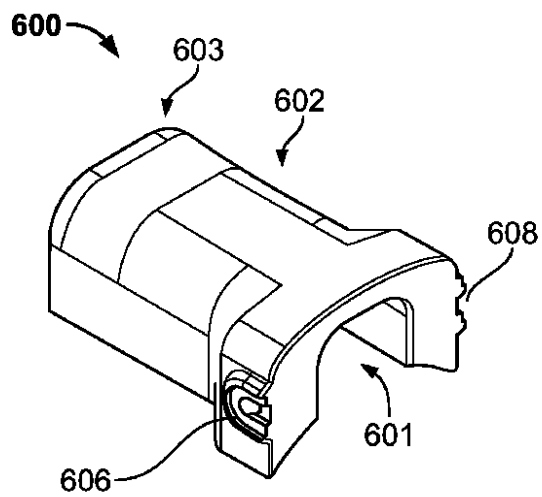


FIG. 6A

【図 6 B】

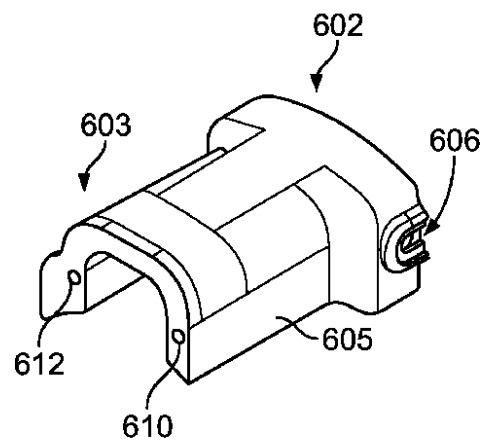


FIG. 6B

【図 6 C】

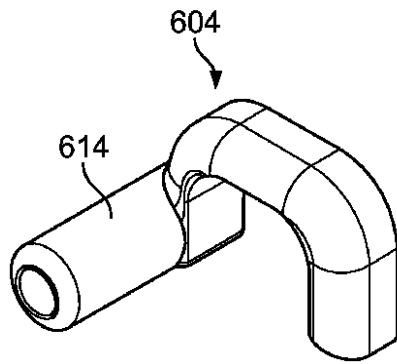


FIG. 6C

【図 6 D】

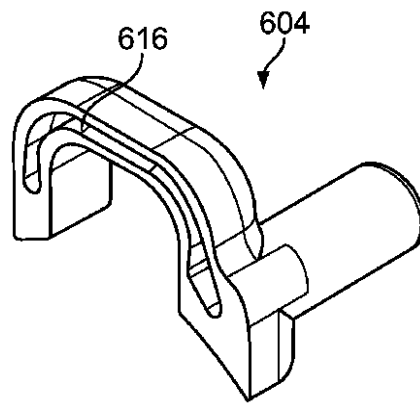


FIG. 6D

【図 7】

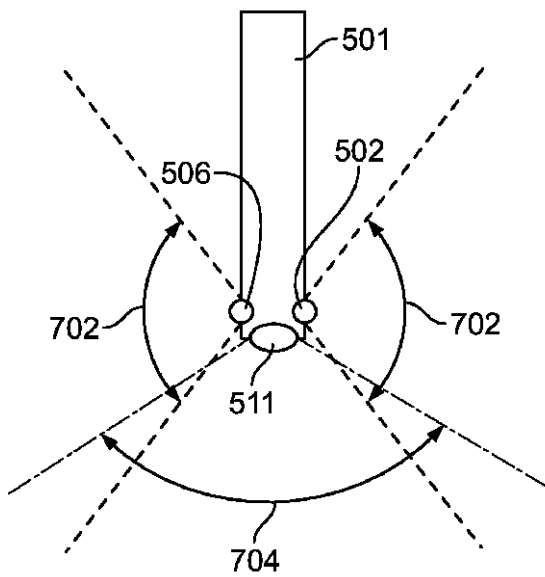


FIG. 7

【図 8】

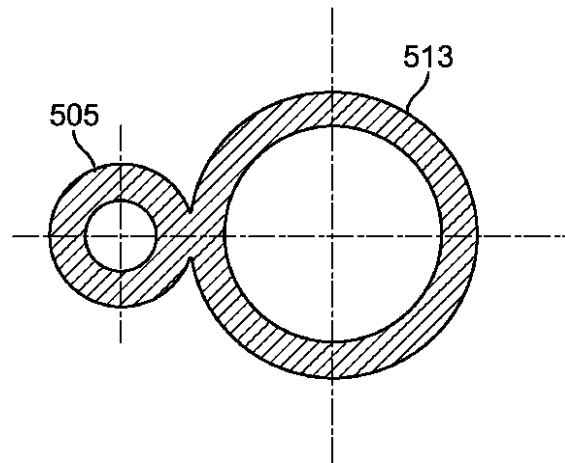


FIG. 8

【図 9 A】

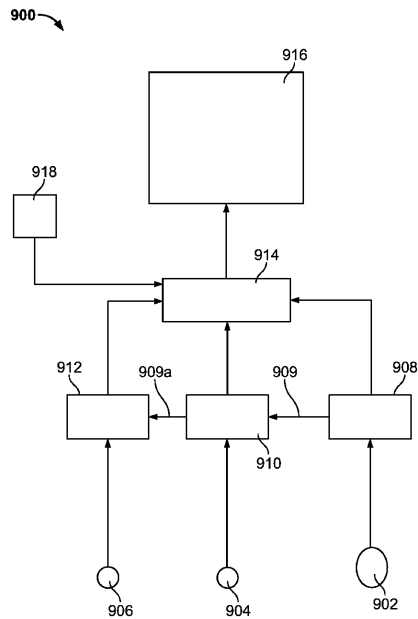


FIG. 9A

【図 9 B】

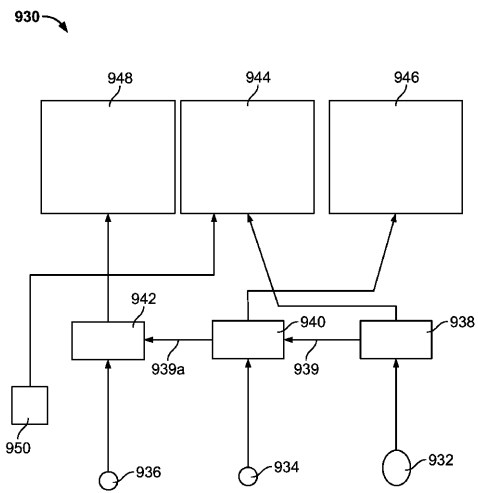


FIG. 9B

【図 1 0】

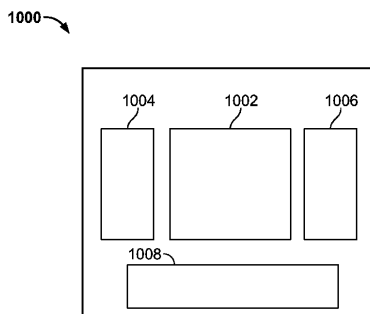


FIG. 10

【図 1 1 B】

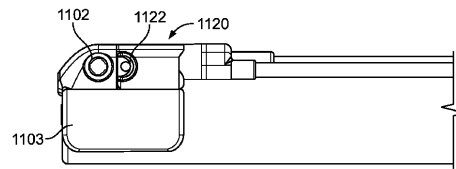


FIG. 11B

【図 1 1 A】

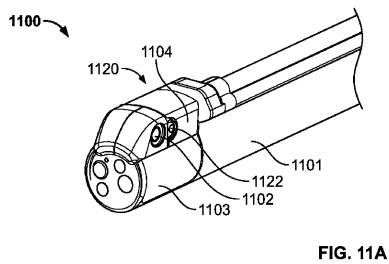


FIG. 11A

【図 1 1 C】

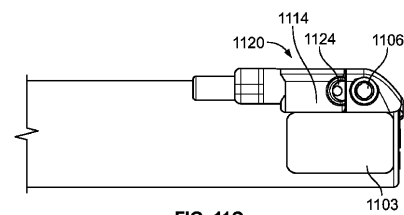


FIG. 11C

【図 1 1 D】

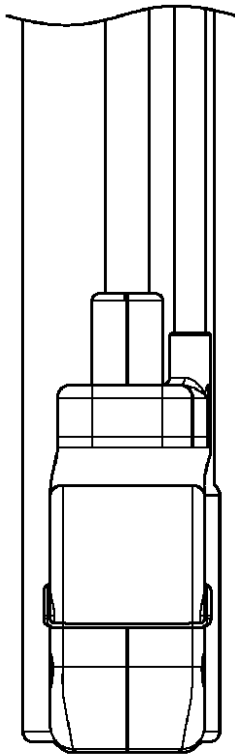


FIG. 11D

【図 1 1 E】

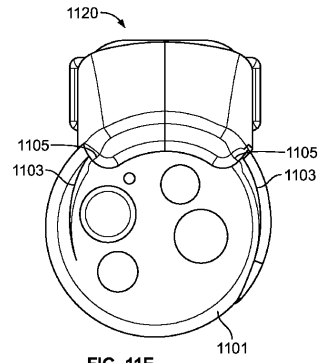


FIG. 11E

【図 1 1 F】

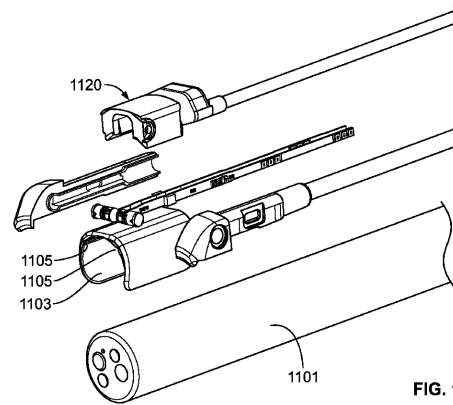


FIG. 11F

【図 1 2 A】

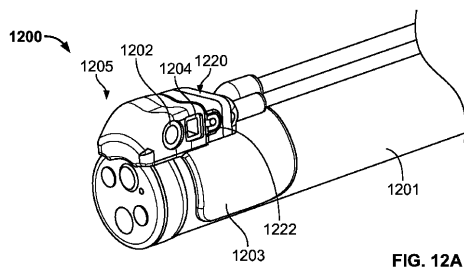


FIG. 12A

【図 1 2 C】

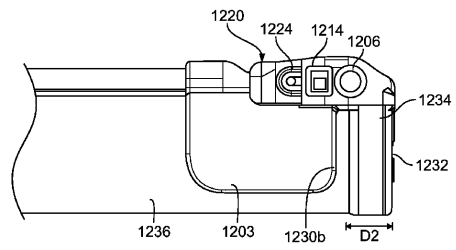


FIG. 12C

【図 1 2 B】

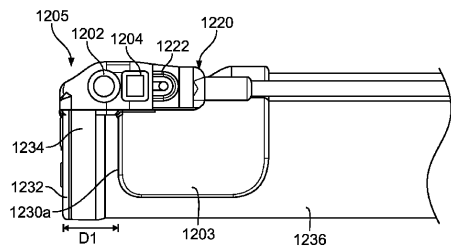


FIG. 12B

【図 12 D】

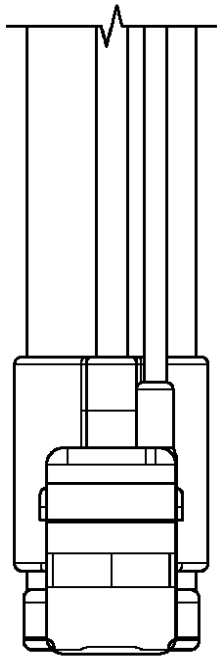


FIG. 12D

【図 12 E】

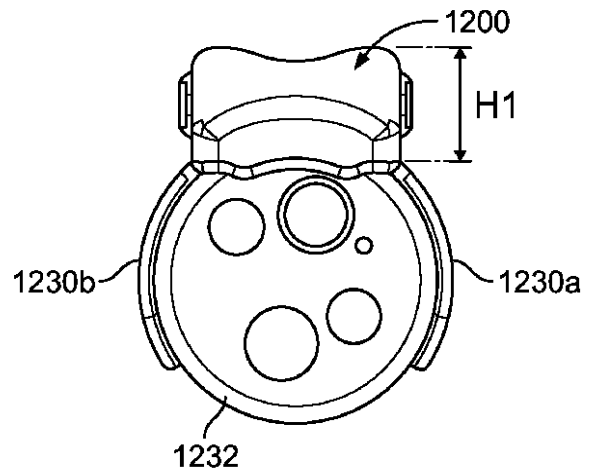


FIG. 12E

【図 12 F】

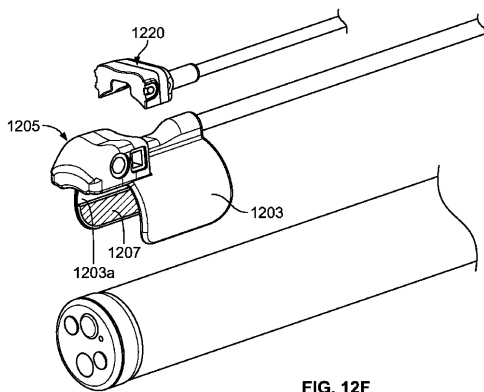


FIG. 12F

【図 13 B】

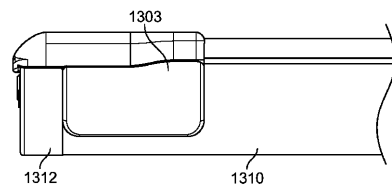


FIG. 13B

【図 13 C】

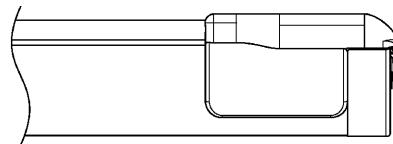


FIG. 13C

【図 13 A】

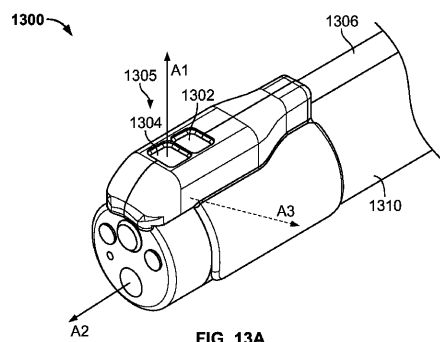


FIG. 13A

【図 13 D】

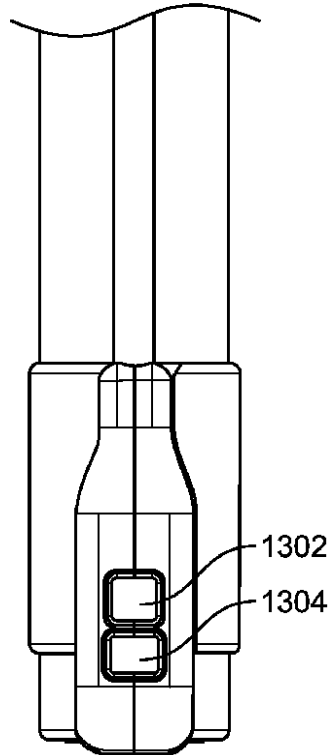


FIG. 13D

【図 13 E】

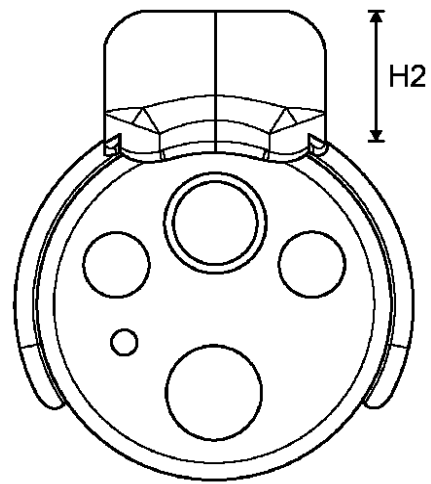


FIG. 13E

【図 13 F】

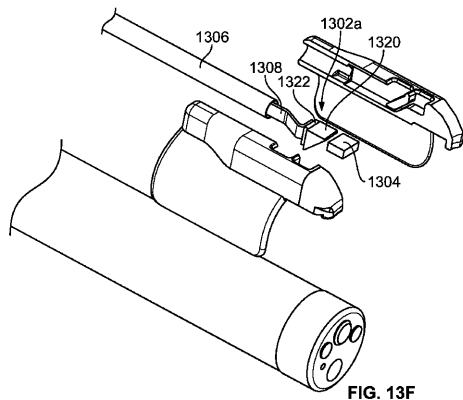


FIG. 13F

【図 14 A】

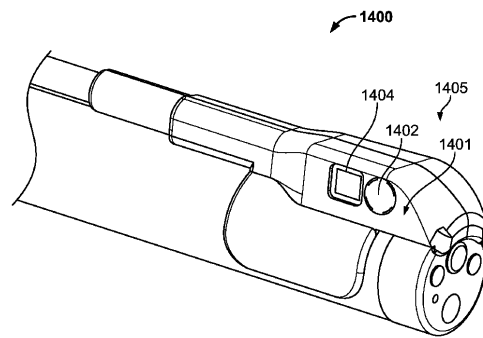


FIG. 14A

【図 13 G】

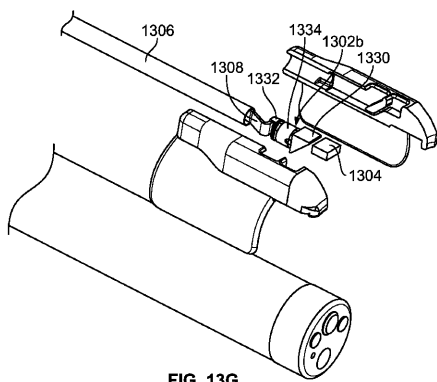


FIG. 13G

【図 14 B】

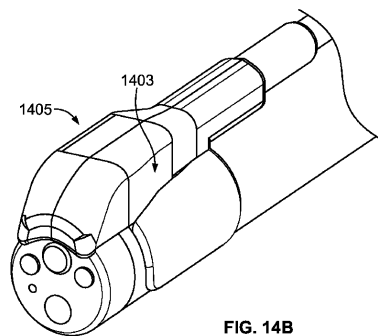


FIG. 14B

【図 14 C】

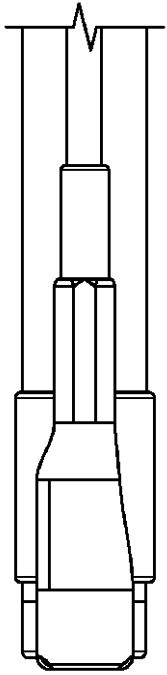


FIG. 14C

【図 14 D】

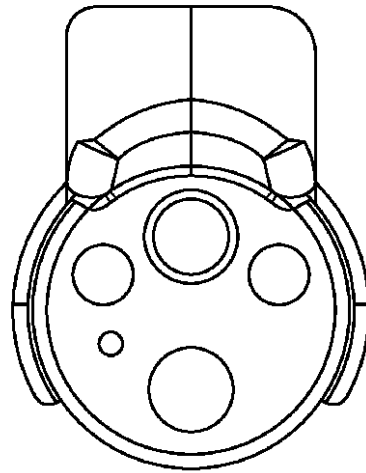


FIG. 14D

【図 14 E】

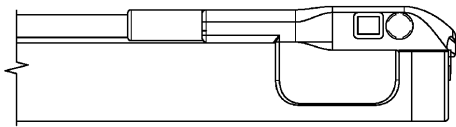


FIG. 14E

【図 14 F】

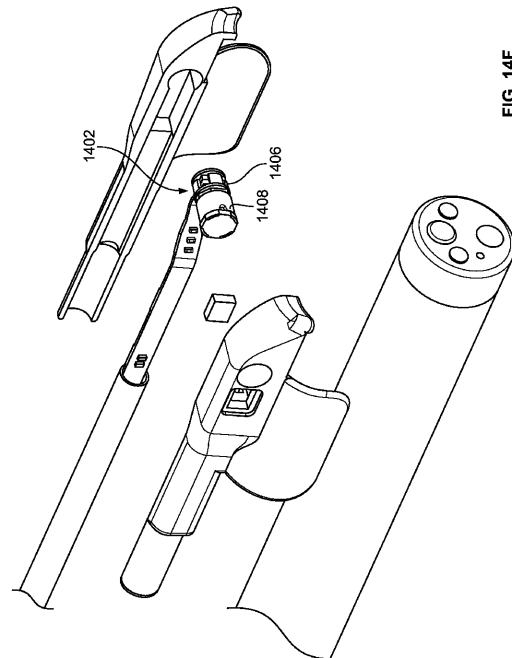


FIG. 14F

【図 15 A】

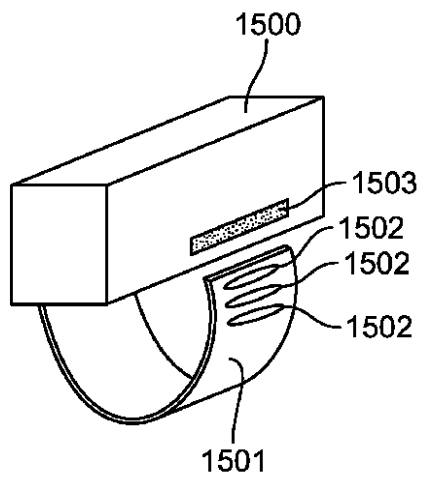


FIG. 15A

【図 15 B】

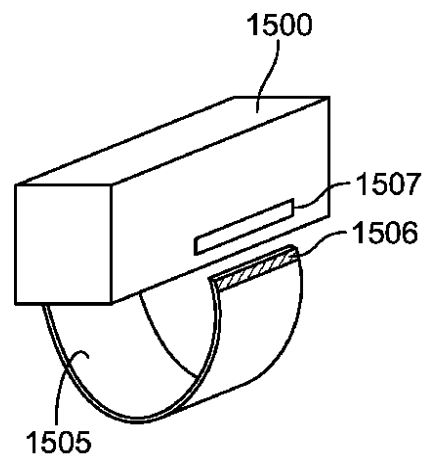


FIG. 15B

【図 15 C】

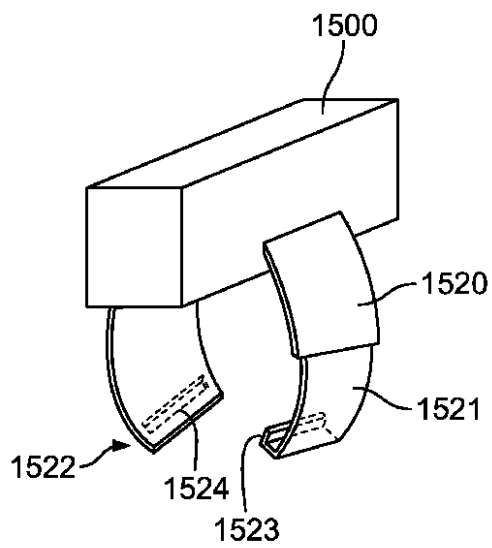


FIG. 15C

【図 15 D】

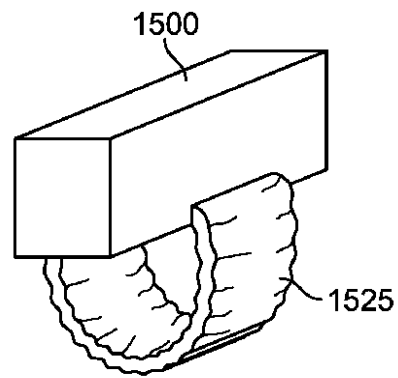


FIG. 15D

【図 15 E】

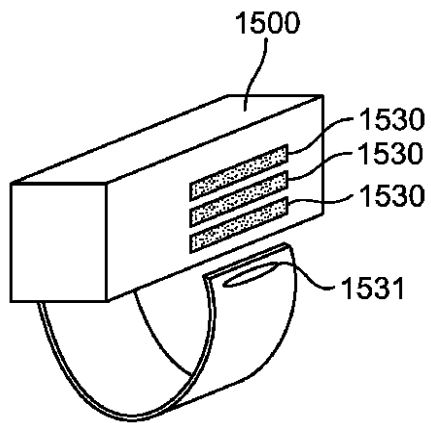


FIG. 15E

【図 15 F】

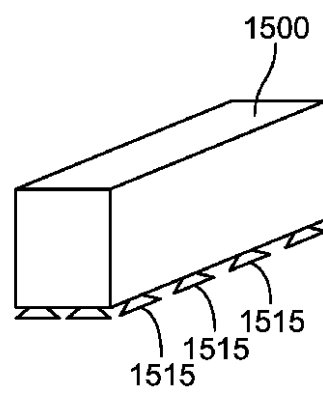


FIG. 15F

【図 15 G】

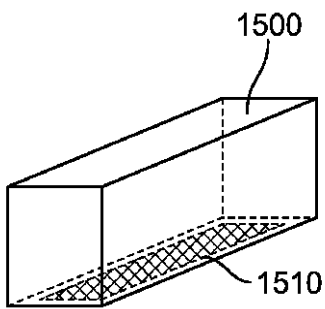


FIG. 15G

【図 16 A】

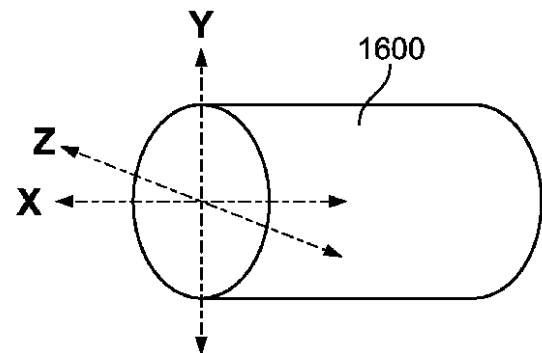


FIG. 16A

【図 16 B】

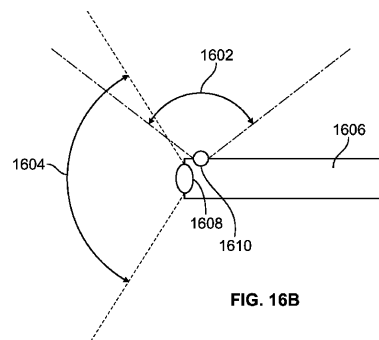


FIG. 16B

【図 17 A】

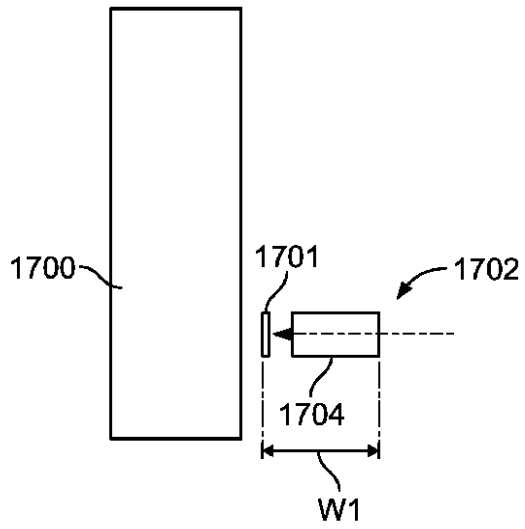


FIG. 17A

【図 17 B】

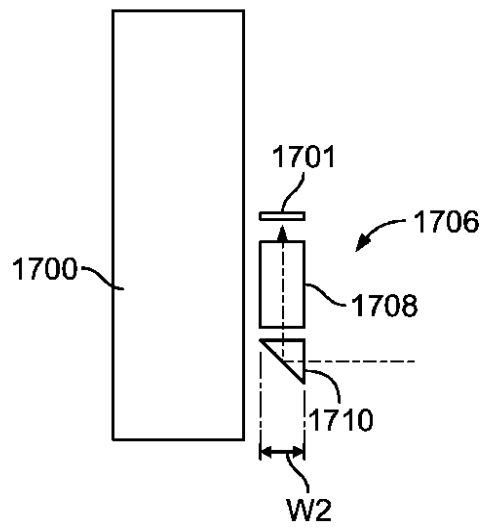


FIG. 17B

【図 17 C】

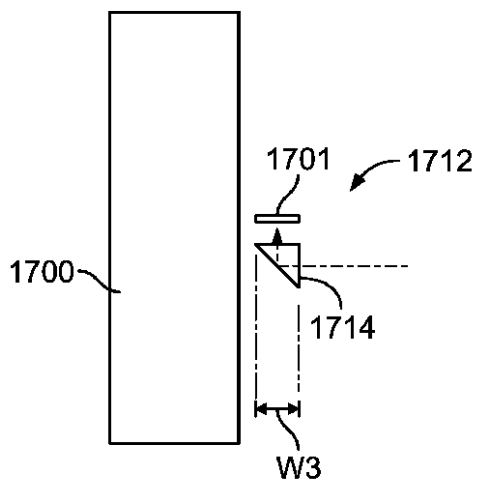


FIG. 17C

【図 18 A】

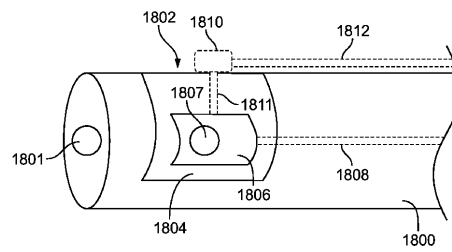


FIG. 18A

【図 18 B】

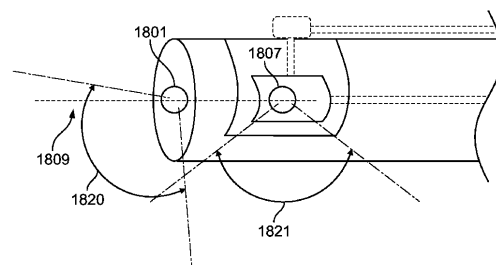


FIG. 18B

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/US2014/038506
International application No.

PCT/US2014/038506

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 1/05 (2014.01) CPC - A61B 1/053 (2014.09) 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) - A61B 1/00, 1/0008, 1/04, 1/05, 1/12 (2014.01) CPC - A61B 1/00, 1/00064, 1/00071, 1/0008, 1/00091, 1/00096, 1/00101, 1/0014, 1/00163, 1/00174, 1/00177, 1/00181, 1/00193, 1/04, Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched CPC (cont.) - A61B 1/042, 1/05, 1/051, 1/053, 1/12, 1/126, 2019/5227 (2014.09) USPC - 348/65; 356/241.5; 600/101, 104, 109, 111, 112, 113, 153, 156, 157, 160, 166, 170, 175; 604/264 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Orbit, Google Patents, Google Scholar.		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2012/0232345 A1 (LEVY et al) 13 September 2012 (13.09.2012) entire document	1-31
Y	WO 2012/038958 A2 (LEVY et al) 29 March 2012 (29.03.2012) entire document	1-31
Y	US 2005/0234297 A1 (DEVIERRE et al) 20 October 2005 (20.10.2005) entire document	1-31
Y	US 5,547,455 A (MCKENNA et al) 20 August 1996 (20.08.1996) entire document	13-16, 25-31
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐		
* 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 23 September 2014		Date of mailing of the international search report 10 OCT 2014
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. 571-273-3201		Authorized officer: Blaine R. Copenheaver PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 2 B 23/24

B

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, LT, 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

(74)代理人 230113332

弁護士 山本 健策

(72)発明者 ハミード, サルマーン

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 1 3 6, サン ホセ, カノアス クリーク サークル
8 2 7

(72)発明者 デンジャーフィールド, マックス シュウイチ

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 4 0 8 5, サニーベール, バーストー コート 9 1 7

Fターム(参考) 2H040 CA23 CA24 DA52 GA02

4C161 BB02 BB04 BB05 CC06 FF40 GG11 HH01 LL02 NN01 QQ06
QQ07

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2016519967A5	公开(公告)日	2017-05-25
申请号	JP2016514148	申请日	2014-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	阿凡提扫描医疗系统公司		
申请(专利权)人(译)	阿凡提扫描医疗系统公司		
[标]发明人	ハミードサルマーン デンジャーフィールドマックスシュウイチ		
发明人	ハミード, サルマーン デンジャーフィールド, マックス シュウイチ		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/053 A61B1/0014 A61B1/00177 A61B1/00181 A61B1/0615 A61B1/0676 G02B23/2423 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.300.Y A61B1/04.370 A61B1/06.B A61B1/00.332 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/DA52 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/GG11 4C161/HH01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ06 4C161/QQ07		
代理人(译)	夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作		
优先权	61/824933 2013-05-17 US 61/902079 2013-11-08 US 61/988074 2014-05-02 US		
其他公开文献	JP2016519967A JP6438460B2		

摘要(译)

各种可移除的二次成像内窥镜装置，其可与内窥镜结合使用以提供额外的视图，使得体腔的多个区域可同时成像解释。在一个变型中，二次成像内窥镜装置，内窥镜和内窥镜附接构件被构造为设置在所述反射镜，在所述第一位置所述第一内窥镜安装构件在与第一位置相邻的第二位置处的成像元件和对应的第一光源以及第二成像元件和第二成像元件还有一个光源。在一些变型中，二次成像装置包括具有一个或多个用于流体输送的端口的流体输送模块。由二次成像内窥镜装置成像元件和一次内窥镜成像元件获取的多个同时图像可以组合或布置在一起以形成体腔的连续视野。