

(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2016-522006

(P2016-522006A)

(43) 公表日 平成28年7月28日(2016.7.28)

(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 P	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 8 7
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 1 6 1
G 0 2 B 13/04 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 13/04 D	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 227 頁)		

(21) 出願番号 特願2016-505613 (P2016-505613)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月28日 (2014.3.28)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年11月25日 (2015.11.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/032265
 (87) 国際公開番号 W02014/160983
 (87) 国際公開日 平成26年10月2日 (2014.10.2)
 (31) 優先権主張番号 61/968,436
 (32) 優先日 平成26年3月21日 (2014.3.21)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 61/936,562
 (32) 優先日 平成26年2月6日 (2014.2.6)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 61/948,009
 (32) 優先日 平成26年3月4日 (2014.3.4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 513055975
 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
 (74) 代理人 100147485
 弁理士 杉村 憲司
 (74) 代理人 100173794
 弁理士 色部 暁義
 (74) 代理人 100186015
 弁理士 小松 靖之
 (72) 発明者 アヴィ レヴィー
 イスラエル国 ヘルズリヤ 463652
 3 アッシャー バラッシュ 37/5
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 小型マルチビュー素子内視鏡システム

(57) 【要約】

本明細書は、機能性を維持しながら、より広い視野を提供し、処置具のアクセスを拡張でき、必要な全要素を先端部内で効率的に収納できる、大腸内視鏡等の内視鏡に向けたものである。内視鏡を使用して、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部分の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応する、静止画像及びビデオ画像を撮像し表示するための、方法及びシステムも説明する。

【選択図】 図 6 5 D

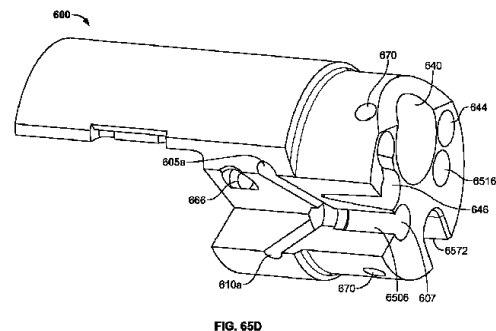


FIG. 65D

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

湾曲した上面、部分的に湾曲した第 1 の側面、及び部分的に湾曲した第 2 の側面を含む部分的な円柱形状を有する多岐管ハウジングであり、前記多岐管ハウジングは、第 1 の幅、第 1 の長さ及び手元側表面を有する基部、並びに前記基部に取付けられて、第 2 の幅、第 2 の長さ及び先端側表面を有する長尺部を含み、前記第 1 の幅は前記第 2 の幅よりも広く、前記第 1 の長さは前記第 2 の長さよりも短い、多岐管ハウジングと、

前記基部から前記長尺部を通して延在し、前記基部の前記手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び前記長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有する第 1 のチャンネルと、

前記基部から前記長尺部を通して延在し、前記基部の前記手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び前記長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有する第 2 のチャンネルと、

中央ステム部、第 1 のブロング部、及び第 2 のブロング部を含む Y 字型の流体導管であり、前記中央ステム部は前記基部の前記手元側表面の入口ポートから前記基部を通して延在し、前記第 1 のブロング部は前記中央ステム部の端部から前記基部を通して前記部分的に湾曲した第 1 の側面の出口ポートまで延在し、第 2 のブロング部は前記中央ステム部の端部から前記基部を通して前記部分的に湾曲した第 2 の側面の出口ポートまで延在する、Y 字型の流体導管と、

前記基部の前記手元側表面の入口ポートから、前記部分的に湾曲した第 1 の側面の出口ポートに至るまで延在する第 3 のチャンネルと、

前記基部の前記手元側表面の入口ポートから、前記部分的に湾曲した第 2 の側面の出口ポートに至るまで延在する第 4 のチャンネルと、
を備える、内視鏡で使用するための多岐管であり、

前記第 1 のチャンネル、前記第 2 のチャンネル、前記第 3 のチャンネル及び前記第 4 のチャンネルのそれぞれは、流体的に互いに分離し独立している、多岐管。

【請求項 2】

前記基部から前記長尺部を通して延在する第 5 のチャンネルを更に備え、

前記第 3 のチャンネルは、前記基部の前記手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び前記長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有し、

前記第 1 のチャンネル、前記第 2 のチャンネル、前記第 3 のチャンネル、前記第 4 のチャンネル及び前記第 5 のチャンネルは、流体的に互いに分離し独立している、請求項 1 に記載の多岐管。

【請求項 3】

前記多岐管ハウジングは、材料の一体的な塊から生成される、請求項 1 に記載の多岐管。

【請求項 4】

前記第 1 のブロング部の前記部分的に湾曲した第 1 の側面の前記出口ポートは、前記部分的に湾曲した第 1 の側面のくぼみ内に位置付けられる、請求項 1 に記載の多岐管。

【請求項 5】

前記第 2 のブロング部の前記部分的に湾曲した第 2 の側面の前記出口ポートは、前記部分的に湾曲した第 2 の側面のくぼみ内に位置付けられる、請求項 4 に記載の多岐管。

【請求項 6】

前記部分的に湾曲した第 1 の側面に位置付けられた前記出口ポートに最も近い前記第 3 のチャンネルの一部は、前記入口ポートに最も近い前記第 3 のチャンネルの一部に対して、ある角度で屈曲している、請求項 1 に記載の多岐管。

【請求項 7】

前記内視鏡の長手軸線に対する屈曲の角度は、 45° から 135° の範囲にわたる、請求項 6 に記載の多岐管。

【請求項 8】

前記部分的に湾曲した第 1 の側面に位置付けられた前記出口ポートに最も近い前記第 4 のチャンネルの一部は、前記入口ポートに最も近い前記第 4 のチャンネルの一部に対して、ある角度で屈曲している、請求項 6 に記載の多岐管。

【請求項 9】

前記内視鏡の長手軸線に対する屈曲の角度は、 45° から 135° の範囲にわたる、請求項 8 に記載の多岐管。

【請求項 10】

前記第 3 のチャンネル及び前記第 4 のチャンネルの直径は、約 2.8 から 3.2 ミリメートルの範囲にわたる、請求項 1 に記載の多岐管。

【請求項 11】

前記多岐管の第 1 のチャンネルの直径は、2.8 ミリメートルから 4.8 ミリメートルの範囲内で実質的に一定である、請求項 10 に記載の多岐管。

【請求項 12】

前記多岐管は、複数の照明が生み出す熱を伝えるためのヒートシンクとなるように構成される、請求項 1 に記載の多岐管。

【請求項 13】

前記基部の側部に配置される、ユーティリティケーブルを受けるための溝を更に備える、請求項 1 に記載の多岐管。

【請求項 14】

内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品であり、

前記シャフトは、長手軸線を決定する長手を有し、

前記画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に平坦な前面と、第 1 の湾曲した側面と、第 2 の湾曲した側面とを含む、実質的に円柱形状であるハウジングを備え、

前記画像撮像部品は更に、多岐管を備え、前記多岐管は、

湾曲した上面、部分的に湾曲した第 1 の側面、及び部分的に湾曲した第 2 の側面を含む部分的な円柱形状を有する多岐管ハウジングであり、前記多岐管ハウジングは、第 1 の幅、第 1 の長さ及び手元側表面を有する基部、並びに前記基部に取付けられて、第 2 の幅、第 2 の長さ及び先端側表面を有する長尺部を含み、前記第 1 の幅は前記第 2 の幅よりも広く、前記第 1 の長さは前記第 2 の長さよりも短い、多岐管ハウジングと、

前記基部から前記長尺部を通して延在し、前記基部の前記手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び前記長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有する第 1 のチャンネルと、

前記基部から前記長尺部を通して延在し、前記基部の前記手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び前記長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有する第 2 のチャンネルと、

中央ステム部、第 1 のブロング部、及び第 2 のブロング部を含む Y 字型の流体導管であり、前記中央ステム部は前記基部の前記手元側表面の入口ポートから前記基部を通して延在し、前記第 1 のブロング部は前記中央ステム部の端部から前記基部を通して前記部分的に湾曲した第 1 の側面の出口ポートまで延在し、第 2 のブロング部は前記中央ステム部の端部から前記基部を通して前記部分的に湾曲した第 2 の側面の出口ポートまで延在する、Y 字型の流体導管と、

前記基部の前記手元側表面の入口ポートから、前記部分的に湾曲した第 1 の側面の出口ポートに至るまで延在する第 3 のチャンネルと、

前記基部の前記手元側表面の入口ポートから、前記部分的に湾曲した第 2 の側面の出口ポートに至るまで延在する第 4 のチャンネルと、

を備え、前記第 1 のチャンネル、前記第 2 のチャンネル、前記第 3 のチャンネル及び前記第 4 のチャンネルのそれぞれは、流体的に互いに分離し独立しており、前記多岐管の前記長尺部は、前記内部容積の第 1 の部分を占有するように構成され、

10

20

30

40

50

前記画像撮像部品は更に、

第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサであり、前記レンズは前記実質的に平坦な前面の表面に位置付けられる、前方撮像センサと、

第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第1の側方撮像センサであり、前記レンズは前記第1の湾曲した側面に位置付けられる、第1の側方撮像センサと、

プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリであり、前記前方撮像センサの電気アセンブリ、及び前記第1の側方撮像センサの電気アセンブリが、前記プリント基板上に搭載され、前記内部容積の第2の部分を占有するように構成される、第1の集積回路アセンブリと、

を備える、画像撮像部品。

【請求項15】

第3のチャンネルの前記出口ポートが、前記第1の側方撮像センサから9.5から10.5ミリメートルに位置付けられる、請求項12に記載の画像撮像部品。

【請求項16】

第3の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第2の側方撮像センサを更に備え、前記レンズは前記第2の湾曲した側面に位置付けられる、請求項12に記載の画像撮像部品。

【請求項17】

第1の集積回路アセンブリは、前記第2の側方撮像センサの電気アセンブリを更に備える、請求項16に記載の画像撮像部品。

【請求項18】

前方撮像センサ、第1の側方撮像センサ及び第2の側方撮像センサのそれぞれは、少なくとも12の信号をそれぞれ生成及び受信する、請求項16に記載の画像撮像部品。

【請求項19】

前方撮像センサ、第1の側方撮像センサ及び第2の側方撮像センサのそれぞれは、少なくとも12の信号をそれぞれ生成及び受信する、請求項16に記載の画像撮像部品。

【請求項20】

前記第1の集積回路アセンブリはユーティリティケーブルによってビデオ処理システムに接続され、前記第1の集積回路アセンブリとビデオ処理システムとの間で、35以下の信号を伝える、請求項19に記載の画像撮像部品。

【請求項21】

複数の別個の照明を更に備える、請求項12に記載の画像撮像部品。

【請求項22】

前記多岐管は、前記複数の別個の照明が生み出す熱を伝えるためのヒートシンクとなるように構成される、請求項21に記載の画像撮像部品。

【請求項23】

前記部分的に取り囲まれた内部容積の最大容積が、 2.75 cm^3 から 3.5 cm^3 の範囲にわたり、

前方撮像センサ及び第1の側方撮像センサのそれぞれは、 120° から 180° の範囲にわたる視野角、及び3ミリメートルから100ミリメートルの範囲にわたる被写界深度を生み出し、非球面要素へ依存しない周辺ディストーションが約80%未満であり、最大焦点長が1ミリメートルから1.4ミリメートルの範囲であるように構成される、請求項12に記載の画像撮像部品。

【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、下記の米国特許仮出願に依存し、優先権を主張する。これらの仮出願の全内容

10

20

30

40

50

を参照により本明細書に援用する。

- ・ 米国特許仮出願第61/806,065号 (2 0 1 3 年 3 月 2 8 日出願)、発明の名称「Multi Camera, Multi Jet Endoscope Having Two Side Service Channels」
- ・ 米国特許仮出願第61/812,709号 (2 0 1 3 年 4 月 1 6 日出願)、発明の名称「Multi Camera, Multi Jet Endoscope Having Two Side Service Channels」
- ・ 米国特許仮出願第61/817,237号 (2 0 1 3 年 4 月 2 9 日出願)、発明の名称「Method and System for Video Processing in a Multi-Viewing Element Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/820,100号 (2 0 1 3 年 5 月 6 日出願)、発明の名称「Image Capture Assembly for Use with Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/821,579号 (2 0 1 3 年 5 月 9 日出願)、発明の名称「Operational Interface in a Multi-Viewing Element Endoscope」 10
- ・ 米国特許仮出願第61/822,563号 (2 0 1 3 年 5 月 1 3 日出願)、発明の名称「Systems and Methods of Displaying a Plurality of Contiguous Images with Minimal Distortion」
- ・ 米国特許仮出願第61/824,236号 (2 0 1 3 年 5 月 1 6 日出願)、発明の名称「Multi-Viewing Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/824,653号 (2 0 1 3 年 5 月 1 7 日出願)、発明の名称「Interface Unit for Endoscopic System」
- ・ 米国特許仮出願第61/824,863号 (2 0 1 3 年 5 月 1 7 日出願)、発明の名称「Multi-Viewing Element Endoscope Having Two Front Service Channels」 20
- ・ 米国特許仮出願第61/828,039号 (2 0 1 3 年 5 月 2 8 日出願)、発明の名称「Multi-Viewing Element Endoscope Having Two Front Service Channels」
- ・ 米国特許仮出願第61/840,691号 (2 0 1 3 年 6 月 2 8 日出願)、発明の名称「Multi-Viewing Element Endoscope With Modular Imaging Units」
- ・ 米国特許仮出願第61/840,706号 (2 0 1 3 年 6 月 2 8 日出願)、発明の名称「Multi-Jet Distributor For An Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/841,863号 (2 0 1 3 年 7 月 1 日出願)、発明の名称「Circuit Board Assembly of a Multi Viewing Elements Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/881,661号 (2 0 1 3 年 9 月 2 4 日出願)、発明の名称「Circuit Board Assembly of An Endoscope」 30
- ・ 米国特許仮出願第61/897,896号 (2 0 1 3 年 1 0 月 3 1 日出願)、発明の名称「Circuit Board Assembly of a Multi Viewing Elements Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/899,465号 (2 0 1 3 年 1 1 月 4 日出願)、発明の名称「Illuminator Circuit Board Assembly of An Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/910,863号 (2 0 1 3 年 1 2 月 2 日出願)、発明の名称「Multi-Jet Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/925,080号 (2 0 1 4 年 1 月 8 日出願)、発明の名称「Circuit Board Assembly of a Multi Viewing Elements Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/926,732号 (2 0 1 4 年 1 月 1 3 日出願)、発明の名称「Multi-Jet Endoscope」 40
- ・ 米国特許仮出願第61/935,647号 (2 0 1 4 年 2 月 4 日出願)、発明の名称「Circuit Board Assembly of An Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/936,562号 (2 0 1 4 年 2 月 6 日出願)、発明の名称「Method and System for Video Processing In A Multi-Viewing Element Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/948,009号 (2 0 1 4 年 3 月 4 日出願)、発明の名称「Manifold for Multi-Viewing Element Endoscope」
- ・ 米国特許仮出願第61/950,696号 (2 0 1 4 年 3 月 1 0 日出願)、発明の名称「Service Channel Connector of An Endoscope」、及び
- ・ 米国特許仮出願第61/968,436号 (2 0 1 4 年 3 月 2 1 日出願)、発明の名称「System for Connecting and Disconnecting A Main Connector and A Main Control Unit of An E 50

ndoscope」

【 0 0 0 2 】

本明細書は、2011年2月7日に提出した米国特許仮出願第61/439,948号に依存して優先権を主張する、2012年2月6日に提出したPCT出願番号PCT/IL2012/050037（発明の名称「Multi-Element Cover for a Multi-Camera Endoscope」）の35 USC 371に基づく米国国内段階移行である、2013年8月22日に提出した米国特許出願第13/984,028号（発明の名称同一）の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

【 0 0 0 3 】

本明細書は、2010年12月9日に提出した米国特許仮出願第61/421,240号に依存して優先権を主張する、2011年12月8日に提出したPCT出願番号PCT/IL2011/050050（発明の名称「Flexible Electronic Circuit Board Multi-Camera Endoscope」）の35 USC 371に基づく米国国内段階移行である、2013年6月6日に提出した米国特許出願第13/992,021号（発明の名称「Fluid Channeling Component of a Multi-Camera Endoscope」）の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

【 0 0 0 4 】

本明細書は、2010年12月9日に提出した米国特許仮出願第61/421,238号に依存して優先権を主張する、2011年12月8日に提出したPCT出願番号PCT/IL2011/050049（発明の名称「Flexible Electronic Circuit Board for a Multi-Camera Endoscope」）の35 USC 371に基づく米国国内段階移行である、2013年6月6日に提出した米国特許出願第13/992,014号（発明の名称同一）の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

【 0 0 0 5 】

本明細書は、2010年10月28日に提出した米国特許仮出願第61/407,495号に依存して優先権を主張する、2011年10月27日に提出したPCT出願番号PCT/IL2011/000832（発明の名称「Optical Systems for Multi-Sensor Endoscopes」）の35 USC 371に基づく米国国内段階移行である、2013年5月23日に提出した米国特許出願第13/882,004号（発明の名称同一）の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

【 0 0 0 6 】

本明細書は、2010年9月20日に提出した米国特許仮出願第61/384,354号に依存して優先権を主張する、2011年9月20日に提出したPCT出願番号PCT/IL2011/000745（発明の名称「Multi-Camera Endoscope Having Fluid Channels」）の35 USC 371に基づく米国国内段階移行である、2013年3月13日に提出した米国特許出願第13/822,908号（発明の名称同一）の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

【 0 0 0 7 】

本明細書は、2010年12月9日に提出した米国特許仮出願第61/569,796号に依存して優先権を主張する、2012年12月13日に提出した米国特許出願第13/713,449号（発明の名称「Removable Tip Endoscope」）の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

【 0 0 0 8 】

本願は、下記の米国特許出願の一部継続出願でもある。これらの出願の全内容を参照により本明細書に援用する。なお、これらの出願の全ては、米国特許仮出願第61/218,085号に依存して優先権を主張する、2010年6月16日に提出したPCT出願番号PCT/IL2010/000476（発明の名称「Multi-Camera Endoscope」）の35 USC 371に基づく米国国内段階移行である、2011年7月15日に提出した米国特許出願第13/119,032号（発明の名称同一）の一部継続出願でもある。

・米国特許出願第13/655,120号（2012年10月18日出願）、発明の名称「Multi-Ca

10

20

30

40

50

mera Endoscope」

・米国特許出願第13/212,627号(2011年8月18日出願)、発明の名称「Multi-Viewing Element Endoscope」、及び

・米国特許出願第13/190,968号(2011年7月26日出願)、発明の名称「Multi-Camera Endoscope」

【0009】

本明細書は、2011年3月7日に提出した米国特許仮出願第61/449,746号(発明の名称「Multi Camera Endoscope Assembly Having Multiple Working Channels」)に依存して優先権を主張する、2012年3月6日に提出した米国特許出願第13/413,252号(発明の名称同一)の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

10

【0010】

本明細書は、2011年3月7日に提出した米国特許仮出願第61/449,743号(発明の名称「Multi Camera Endoscope Having a Side Service Channel」)に依存して優先権を主張する、2012年3月6日に提出した米国特許出願第13/413,141号(発明の名称同一)の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

【0011】

本明細書は、2011年3月7日に提出した米国特許仮出願第61/449,741号(発明の名称「Endoscope Circuit Board Assembly」)に依存して優先権を主張する、2012年3月6日に提出した米国特許出願第13/413,059号(発明の名称同一)の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

20

【0012】

本明細書は、2011年3月7日に提出した米国特許仮出願第61/449,739号(発明の名称「Camera Assembly for Medical Probes」)に依存して優先権を主張する、2012年3月6日に提出した米国特許出願第13/412,974号(発明の名称同一)の一部継続出願の明細書でもある。上記米国特許出願の明細書の内容を参照により本明細書に援用する。

【0013】

上述したすべての出願の全内容を参照により本明細書に援用する。

【0014】

本明細書は一般に、様々な実施形態に従う、モジュール式又はコンポーネントベースの構造を持つ先端部を備え、それ故に先端部を小型に収納することができるマルチビュー素子内視鏡アセンブリに関するものである。

30

【背景技術】

【0015】

内視鏡は、患者の外傷を最小限にしつつ、医師が患者の内部構造を観察しながら医療行為を行う手段を提供するため、医学界で大いに受け入れられてきた。長年にわたり、多数の内視鏡が、開発され、特定の用途(例えば膀胱鏡検査、大腸内視鏡検査、腹腔鏡検査、上部消化管内視鏡検査及び他の検査)に従って分類されてきた。内視鏡を身体 of 自然開口部内に挿入することができ、又は内視鏡を皮膚の切り込みを通して挿入することができる。

40

【0016】

内視鏡は通常、その先端側端部にビデオカメラ又は光ファイバレンズアセンブリを有する、硬性又は軟性の、管状の長尺シャフトである。シャフトは、直視用接眼レンズを備えることもあるハンドルに接続される。通常は、外部のスクリーンによって確認することもできる。様々な外科手技を行うために、内視鏡の作業チャンネルを通して様々な処置具を挿入することができる。

【0017】

現在使用されている内視鏡(大腸内視鏡等)は典型的に、臓器(結腸等)を観察するための前方カメラと、照明と、カメラのレンズ及び時折照明を洗浄するための流体インジェ

50

クタと、（例えば結腸内に発見されたポリープを除去するための）処理具を挿入するための作業チャンネルとを有する。しばしば、内視鏡は、結腸等の体腔内に挿入されて、体腔を洗浄するための流体インジェクタ（「噴出口」）も有する。一般的に使用される照明は、離れた場所で生成された光を、内視鏡の先端部まで透過する光ファイバーである。発光ダイオード（LED）を照明として使用することも知られている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

かかる内視鏡の短所は、当該内視鏡の視野が制限されていることと、医療用器材及び処置具を操作するための選択肢が制限されていることとである。

10

【0019】

したがって、当分野において、機能性を維持しながら、より広い視野を提供し、処置具がより広い範囲にアクセスでき、また先端部の必要な全要素の効率的な収納が可能な内視鏡（大腸内視鏡等）が求められている。

【課題を解決するための手段】

【0020】

システム、ツール及び方法と関連する、以下の実施形態と実施形態の態様とを説明し図示する。当該実施形態と実施形態の態様とは、例示的且つ説明的とするつもりであり、範囲を限定するものではない。本願は、多数の実施形態を開示する。

【0021】

20

ある実施形態は、内視鏡で使用するための多岐管に向けたものであり、当該多岐管は、
1) 湾曲した上面、部分的に湾曲した第1の側面、及び部分的に湾曲した第2の側面を含む部分的な円柱形状を有する多岐管ハウジングであり、多岐管ハウジングは、第1の幅、第1の長さ及び手元側表面を有する基部、並びに基部に取付けられて、第2の幅、第2の長さ及び先端側表面を有する長尺部を含み、第1の幅は第2の幅よりも広く、第1の長さは第2の長さよりも短い、多岐管ハウジングと、

2) 基部から長尺部を通して延在し、基部の手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有する第1のチャンネルと、

3) 基部から長尺部を通して延在し、基部の手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有する第2のチャンネルと、

30

4) 中央ステム部、第1のブロング部、及び第2のブロング部を含むY字型の流体導管であり、中央ステム部は基部の手元側表面の入口ポートから基部を通して延在し、第1のブロング部は中央ステム部の端部から基部を通して部分的に湾曲した第1の側面の出口ポートまで延在し、第2のブロング部は中央ステム部の端部から基部を通して部分的に湾曲した第2の側面の出口ポートまで延在する、Y字型の流体導管と、

5) 基部の手元側表面の入口ポートから、部分的に湾曲した第1の側面の出口ポートに至るまで延在する第3のチャンネルと、

6) 基部の手元側表面の入口ポートから、部分的に湾曲した第2の側面の出口ポートに至るまで延在する第4のチャンネルと、

を備え、第1のチャンネル、第2のチャンネル、第3のチャンネル及び第4のチャンネルのそれぞれは、流体的に互いに分離し独立している。

40

【0022】

任意に、多岐管は、基部から長尺部を通して延在する第5のチャンネルを更に備え、第3のチャンネルは、基部の手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有し、第1のチャンネル、第2のチャンネル、第3のチャンネル、第4のチャンネル及び第5のチャンネルは、流体的に互いに分離し独立している。多岐管ハウジングは、材料の一体的な塊から生成される。第1のブロング部の部分的に湾曲した第1の側面の出口ポートは、部分的に湾曲した第1の側面のくぼみ内に位置付けられる。第2のブロング部の部分的に湾曲した第2の側面の出口ポートは、部分的に湾曲した第2の側面のくぼみ内に位置付けられる。部分的に湾曲した第1の側面に位置付け

50

られた出口ポートに最も近い第3のチャンネルの一部は、入口ポートに最も近い第3のチャンネルの一部に対して、ある角度で屈曲している。内視鏡の長手軸線に対する屈曲の角度は、 45° から 135° の範囲にわたる。部分的に屈曲した第1の側面に位置付けられた出口ポートに最も近い第4のチャンネルの一部は、入口ポートに最も近い第4のチャンネルの一部に対して、ある角度で屈曲している。

【0023】

任意に、内視鏡の長手軸線に対する屈曲の角度は、 45° から 135° の範囲にわたる。第3のチャンネル及び第4のチャンネルの直径は、約2.8から3.2ミリメートルの範囲にわたる。多岐管の第1のチャンネルの直径は、2.8ミリメートルから4.8ミリメートルの範囲内で実質的に一定である。多岐管は、複数の照明が生み出す熱を伝えるためのヒートシンクとなるように構成される。多岐管は、基部の側部に配置される、ユーティリティケーブルを受けるための溝を更に備える。

10

【0024】

別の実施形態において、本願は、内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に平坦な前面と、第1の湾曲した側面と、第2の湾曲した側面とを含む、実質的に円柱形状であるハウジングを備える。

2) 画像撮像部品は更に、多岐管を備え、多岐管は、

20

湾曲した上面、部分的に湾曲した第1の側面、及び部分的に湾曲した第2の側面を含む部分的な円柱形状を有する多岐管ハウジングであり、多岐管ハウジングは、第1の幅、第1の長さ及び手元側表面を有する基部、並びに基部に取付けられて、第2の幅、第2の長さ及び先端側表面を有する長尺部を含み、第1の幅は第2の幅よりも広く、第1の長さは第2の長さよりも短い、多岐管ハウジングと、

基部から長尺部を通して延在し、基部の手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有する第1のチャンネルと、

基部から長尺部を通して延在し、基部の手元側表面に位置付けられた入口ポート、及び長尺部の先端側表面に位置付けられた出口ポートを有する第2のチャンネルと、

中央ステム部、第1のブロング部、及び第2のブロング部を含むY字型の流体導管であり、中央ステム部は基部の手元側表面の入口ポートから基部を通して延在し、第1のブロング部は中央ステム部の端部から基部を通して部分的に湾曲した第1の側面の出口ポートまで延在し、第2のブロング部は中央ステム部の端部から基部を通して部分的に湾曲した第2の側面の出口ポートまで延在する、Y字型の流体導管と、

30

基部の手元側表面の入口ポートから、部分的に湾曲した第1の側面の出口ポートに至るまで延在する第3のチャンネルと、

基部の手元側表面の入口ポートから、部分的に湾曲した第2の側面の出口ポートに至るまで延在する第4のチャンネルと、

を備える。第1のチャンネル、第2のチャンネル、第3のチャンネル及び第4のチャンネルのそれぞれは、流体的に互いに分離し独立しており、多岐管の長尺部は、内部容積の第1の部分を占有するように構成される。

40

3) 画像撮像部品は更に、第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサであり、レンズは実質的に平坦な前面の表面に位置付けられる、前方撮像センサを備える。

4) 画像撮像部品は更に、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第1の側方撮像センサであり、レンズは第1の湾曲した側面に位置付けられる、第1の側方撮像センサを備える。

5) 画像撮像部品は更に、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリであり、前方撮像センサの電気アセンブリ、及び第1の側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、内部容積の第2の部分を占有するように構成される、第1の集積回路

50

アセンブリを備える。

【0025】

任意に、第3のチャンネルの出口ポートが、第1の側方撮像センサから9.5から10.5ミリメートルに位置付けられる。画像撮像部品は、第3の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第2の側方撮像センサを更に備え、レンズは第2の湾曲した側面に位置付けられる。第1の集積回路アセンブリは、第2の側方撮像センサの電気アセンブリを更に備える。前方撮像センサ、第1の側方撮像センサ及び第2の側方撮像センサのそれぞれは、少なくとも12の信号をそれぞれ生成及び受信する。前方撮像センサ、第1の側方撮像センサ及び第2の側方撮像センサのそれぞれは、少なくとも12の信号をそれぞれ生成及び受信する。第1の集積回路アセンブリはユーティリティケーブルによってビデオ処理システムに接続され、第1の集積回路アセンブリとビデオ処理システムとの間で、35以下の信号を伝える。画像撮像部品は、複数の別個の照明を更に備える。多岐管は、複数の別個の照明が生み出す熱を伝えるためのヒートシンクとなるように構成される。

10

【0026】

任意に、部分的に取り囲まれた内部容積の最大容積が、 2.75 cm^3 から 3.5 cm^3 の範囲にわたり、前方撮像センサ及び第1の側方撮像センサのそれぞれは、 120° から 180° の範囲にわたる視野角、及び3ミリメートルから100ミリメートルの範囲にわたる被写界深度を生み出し、非球面要素へ依存しない周辺ディストーションが約80%未満であり、最大焦点長が1ミリメートルから1.4ミリメートルの範囲であるように構成される。

20

【0027】

ある実施形態において、本願は、大腸内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第1の湾曲した側面と、第2の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4つの象限を有する。前記4つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第1の湾曲した側面及び前記第2の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

30

2) 画像撮像部品は、多岐管を更に備え、多岐管は、前記画像撮像部品の長さを延ばす長尺ハウジングを備え、第1の端部と第2の端部とを有する。多岐管は、前記長尺ハウジングを通して第1の端部から第2の端部まで延びる、少なくとも3つの独立し流体的に分離した導管を有する。多岐管は、内部容積の第1の部分を占有するように構成される。

3) 画像撮像部品は、第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第1の光軸から少なくとも 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第1の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

40

4) 画像撮像部品は、第1の前方照明を更に備え、第1の前方照明は、第1の透明なカバーと第1の電気アセンブリとを備える。第1の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第1の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

5) 画像撮像部品は、第2の前方照明を更に備え、第2の前方照明は、第2の透明なカバーと第2の電気アセンブリとを備える。第2の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第2の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

6) 画像撮像部品は第3の前方照明を更に備え、第3の前方照明は、第3の透明なカバーと第3の電気アセンブリとを備える。第3の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記

50

右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

7) 画像撮像部品は、前方作業チャンネルを更に含み、前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、実質的に平坦な前面の垂直軸線に沿って配置され、左上及び右上の象限に少なくとも部分的に存在し、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

8) 画像撮像部品は、流体インジェクタチャンネルを更に含み、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、右上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

10

【0028】

本実施形態は、噴出チャンネルを更に含む。噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

本実施形態は、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第1の側方撮像センサを更に備える。レンズは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第2の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第2の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

20

本実施形態は更に、第1の側方照明を少なくとも2つ備える。第1の側方照明はそれぞれ、第1の透明な側方カバーと第1の側方電気アセンブリとを備える。第1の透明な側方カバーは、第1の湾曲した側面のくぼみ内の第1の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第1の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

本実施形態は、第1の側方流体インジェクタを更に含み、第1の側方流体インジェクタは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第1の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

本実施形態は、第3の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第2の側方撮像センサを更に備える。レンズは、第2の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第3の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第3の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

30

本実施形態は更に、第2の側方照明を少なくとも2つ備える。第2の側方照明はそれぞれ、第2の透明な側方カバーと第2の側方電気アセンブリとを備える。第2の透明な側方カバーは、第2の湾曲した側面のくぼみ内の第2の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第2の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

本実施形態は、第2の側方流体インジェクタを更に含み、第2の側方流体インジェクタは、第2の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第2の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

40

本実施形態は、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリを更に備える。前方撮像センサの電気アセンブリ、第1の側方撮像センサの電気アセンブリ、及び第2の側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第1の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第2の部分を占有するように構成される。

【0029】

任意に、多岐管は、少なくとも1つのサービスチャンネルを更に含む。サービスチャンネルは、少なくとも1つの出口ポートと少なくとも1つの導管とを含む。少なくとも1つの出口ポートは、少なくとも1つの湾曲した側面のくぼみ内に配置される。少なくとも1つの導管の少なくとも1つの手元側部分は、前記流体多岐管の第1の端部から、長尺ハウジングを通して延在する。少なくとも1つの導管の少なくとも1つの先端側部分は、湾

50

曲した側面の少なくとも1つに向かって屈曲する。

【0030】

任意に、少なくとも1つの側方サービスチャンネルの、少なくとも1つの出口ポートは、前記第1及び/又は第2の側方撮像センサの、第2及び/又は第3の光軸から、9.5 - 10.5ミリメートル、好ましくは10.2ミリメートルに位置付けられる。

【0031】

任意に、少なくとも1つの側方サービスチャンネルの、少なくとも1つの導管の直径は、約2.8 - 3.2ミリメートルの範囲である。

【0032】

任意に、少なくとも1つの導管の、少なくとも1つの先端側部分は、大腸内視鏡の長手軸線に対して鋭角で屈曲する。少なくとも1つの導管の、少なくとも1つの先端側部分は、大腸内視鏡の長手軸線に対して、45° - 60°の範囲の角度で屈曲する。少なくとも1つの導管の、少なくとも1つの先端側部分は、大腸内視鏡の長手軸線に対して、90°の角度で屈曲する。少なくとも1つの導管の、少なくとも1つの先端側部分は、大腸内視鏡の長手軸線に対して鈍角で屈曲する。少なくとも1つの導管の、少なくとも1つの先端側部分は、大腸内視鏡の長手軸線に対して、120° - 135°の範囲の角度で屈曲する。少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は、5 - 90°の範囲である。少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は、45°である。

10

【0033】

任意に、ハウジングは、前記第1の集積回路アセンブリ及び前記流体多岐管を覆い流体的に密封するように構成される、画像撮像部品のためのカバーである。ハウジングの前記実質的に平坦な前面は、前方作業チャンネルの出口ポートに対応する第1の開口部と、流体インジェクションチャンネルの出口ポートに対応する第2の開口部と、噴出チャンネルの出口ポートに対応する第3の開口部と、前方撮像センサのレンズに対応する第4の開口部と、第1の前方照明に対応する第5の開口部と、第2の前方照明に対応する第6の開口部と、第3の前方照明に対応する第7の開口部とを含む。

20

【0034】

任意に、ハウジングは、前記第1の集積回路アセンブリ及び前記多岐管を覆い流体的に密封するように構成される、画像撮像部品のためのカバーである。ハウジングの前記第1の湾曲した側面は、第1の側方撮像センサのレンズに対応する第1の開口部と、第1の側方流体インジェクションチャンネルの出口ポートに対応する第2の開口部と、2つの第1の側方照明に対応する第3及び第4の開口部と、を含む。

30

【0035】

任意に、ハウジングは、前記第1の集積回路アセンブリ及び前記多岐管を覆い流体的に密封するように構成される、画像撮像部品のためのカバーである。ハウジングの前記第2の湾曲した側面は、第2の側方撮像センサのレンズに対応する第1の開口部と、第2の側方流体インジェクションチャンネルの出口ポートに対応する第2の開口部と、2つの第2の側方照明に対応する第3及び第4の開口部と、を含む。任意に、多岐管は、前方及び側方照明が生み出す熱を伝えるためのヒートシンクとして機能する。

40

【0036】

任意に、画像撮像部品の直径は、約10 - 15ミリメートル、約9 - 17ミリメートル、約5 - 18ミリメートル若しくは約7 - 12ミリメートルの範囲、又は約11.7ミリメートル若しくは約11.9ミリメートルである。任意に、前記前方撮像センサのレンズの焦点長は、約3 - 100ミリメートル、100ミリメートル又は110ミリメートルである。任意に、前記第1及び/又は第2の側方撮像センサのレンズの焦点長は、約3 - 100ミリメートル、2 - 33ミリメートル又は2 - 100ミリメートルである。

【0037】

任意に、第1及び第2の側方撮像センサの、第2及び第3の光軸は、平坦な前面から約8 - 10ミリメートル、平坦な前面から約7 - 11ミリメートル、平坦な前面から9若しくは9.1ミリメートル、平坦な前面から約6 - 9ミリメートル、又は平坦な前面から7

50

． 8 若しくは 7． 9 ミリメートルに存在する。

【 0 0 3 8 】

任意に、少なくとも 2 つの第 1 の側方照明のそれぞれの中心は、 5． 5 - 6． 5 ミリメートルの範囲の距離だけ離れている。任意に、少なくとも 2 つの第 2 の側方照明のそれぞれの中心は、 5． 5 - 6． 5 ミリメートルの範囲の距離だけ離れている。

【 0 0 3 9 】

任意に、前記前方作業チャンネルの導管は、実質的に一定でシャフト及び画像撮像部品を通して延在し、前記導管の直径は、約 2． 8 - 4． 8 ミリメートルの範囲、約 3． 2 - 4． 8 ミリメートルの範囲又は約 4． 2 - 4． 8 ミリメートルの範囲である。任意に、当該直径は 3． 2 ミリメートル、 3． 8 ミリメートル又は 4． 8 ミリメートルである。

10

【 0 0 4 0 】

任意に、前方撮像センサ、第 1 の側方撮像センサ及び第 2 の側方撮像センサのそれぞれのレンズは、 8 0 % 未満の周辺ディストーションを生み出すように構成される。任意に、前方撮像センサ、第 1 の側方撮像センサ及び第 2 の側方撮像センサのそれぞれのレンズは、光路長が 5 ミリメートル以下となるように構成される。任意に、前方撮像センサ、第 1 の側方撮像センサ及び第 2 の側方撮像センサのそれぞれのレンズは、視野角が少なくとも 9 0 ° であり基本的には 1 8 0 ° 以下となるように構成される。任意に、対応する第 1 及び第 2 の側方流体インジェクタの出口ポートはそれぞれ、第 2 及び第 3 の光軸から、 5． 8 - 7． 5 ミリメートルの範囲の距離、好ましくは 6． 7 ミリメートルの距離に位置付けられる。

20

【 0 0 4 1 】

別の実施形態において、本願は、大腸内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第 1 の湾曲した側面と、第 2 の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、 4 つの象限を有する。前記 4 つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第 1 の湾曲した側面及び前記第 2 の湾曲した側面のそれぞれの、実質的に平坦なくぼみを含む。

30

2) 画像撮像部品は、流体多岐管を更に備える。流体多岐管は、第 1 の端部と第 2 の端部とを有する。流体多岐管は、第 1 の幅及び第 1 の長さを有して長尺ハウジングに取付けられる基部を含む。長尺ハウジングは、第 2 の幅及び第 2 の長さを有し、第 2 の幅は第 1 の幅より狭い。第 2 の長さは、第 1 の長さよりも長く、画像撮像部品の長さを延ばす。流体多岐管は、前記長尺ハウジング及び前記基部を通して第 1 の端部から第 2 の端部まで延びる、少なくとも 3 つの独立し流体的に分離した導管を有する。多岐管は、内部容積の第 1 の部分を占有するように構成される。基部の底面は、基部の中心を通して延在するサービスチャンネル導管の手元側部分を含む。サービスチャンネル導管の手元側部分は、第 1 の湾曲した側面に向かって屈曲し、出口ポートにつながる、サービスチャンネル導管の第 1 の先端側部分と、第 2 の湾曲した側面に向かって屈曲し、出口ポートにつながる、サービスチャンネル導管の第 2 の先端側部分とに分割する。第 1 の先端側部分の出口ポートは、第 1 の湾曲した面のくぼみに設置され、第 2 の先端側部分の出口ポートは、第 2 の湾曲した面のくぼみに設置される。

40

3) 画像撮像部品は、第 1 の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第 1 の光軸から少なくとも 0 ° から 8 0 ° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第 1 の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

4) 画像撮像部品は、第 1 の前方照明を更に備え、第 1 の前方照明は、第 1 の透明なカバーと第 1 の電気アセンブリとを備える。第 1 の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前

50

記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第1の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

5) 画像撮像部品は、第2の前方照明を更に備え、第2の前方照明は、第2の透明なカバーと第2の電気アセンブリとを備える。第2の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第2の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

6) 画像撮像部品は、第3の前方照明を更に備え、第3の前方照明は、第3の透明なカバーと第3の電気アセンブリとを備える。第3の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

7) 画像撮像部品は、前方作業チャンネルを更に含み、前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、実質的に平坦な前面の垂直軸線に沿って配置され、左上及び右上の象限に少なくとも部分的に存在し、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

8) 画像撮像部品は、流体インジェクタチャンネルを更に含み、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、右上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

【0042】

任意に、本実施形態は、噴出チャンネルを含む。噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。任意に、本実施形態は、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第1の側方撮像センサを備える。レンズは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第2の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第2の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本実施形態は、第1の側方照明を少なくとも2つ備える。第1の側方照明はそれぞれ、第1の透明な側方カバーと第1の側方電気アセンブリとを備える。第1の透明な側方カバーは、第1の湾曲した側面のくぼみ内の第1の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第1の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本実施形態は、第1の側方流体インジェクタを含み、第1の側方流体インジェクタは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第1の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。任意に、本実施形態は、第3の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第2の側方撮像センサを備える。レンズは、第2の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第3の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第3の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

【0043】

任意に、本実施形態は、第2の側方照明を少なくとも2つ備える。第2の側方照明はそれぞれ、第2の透明な側方カバーと第2の側方電気アセンブリとを備える。第2の透明な側方カバーは、第2の湾曲した側面のくぼみ内の第2の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第2の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本実施形態は、第2の側方流体インジェクタを含み、第2の側方流体インジェクタは、第2の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第2の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。任意に、本実施形態は、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリを備える。前方撮像センサの電気アセンブリ、第1の側方撮像センサの電気アセンブリ、及び第2の側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第1の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第2の部分を占有する

ように構成される。

【 0 0 4 4 】

別の実施形態において、本願は、内視鏡の画像撮像部品で使用するための多岐管を開示する。多岐管は、第 1 の端部と第 2 の端部とを有し、第 1 の幅及び第 1 の長さを有して長尺ハウジングに取付けられる基部を含む。長尺ハウジングは、第 2 の幅及び第 2 の長さを有し、第 2 の幅は第 1 の幅より狭い。第 2 の長さは第 1 の長さよりも長く、画像撮像部品の長さを延ばす。多岐管は、前記長尺ハウジング及び前記基部を通して第 1 の端部から第 2 の端部まで延びる、少なくとも 3 つの独立し流体的に分離した導管を有する。多岐管は、内部容積の第 1 の部分を占有するように構成される。基部の底面は、基部の中心を通過して延在するサービスチャンネル導管の手元側部分を含む。サービスチャンネル導管の手元側部分は、第 1 の湾曲した側面に向かって屈曲し、出口ポートにつながる、サービスチャンネル導管の第 1 の先端側部分と、第 2 の湾曲した側面に向かって屈曲し、出口ポートにつながる、サービスチャンネル導管の第 2 の先端側部分とに分割する。第 1 の先端側部分の出口ポートは、第 1 の湾曲した面のくぼみに設置され、第 2 の先端側部分の出口ポートは、第 2 の湾曲した面のくぼみに設置される。

10

【 0 0 4 5 】

別の実施形態において、本願は、大腸内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第 1 の湾曲した側面と、第 2 の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4 つの象限を有する。前記 4 つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第 1 の湾曲した側面及び前記第 2 の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

20

2) 画像撮像部品は、流体多岐管を更に備える。流体多岐管は、第 1 の端部と第 2 の端部とを有する。流体多岐管は、第 1 の幅及び第 1 の長さを有して長尺ハウジングに取付けられる基部を含む。長尺ハウジングは、第 2 の幅及び第 2 の長さを有し、第 2 の幅は第 1 の幅より狭い。第 2 の長さは第 1 の長さよりも長く、画像撮像部品の長さを伸ばす。流体多岐管は、前記長尺ハウジング及び前記基部を通して第 1 の端部から第 2 の端部まで延びる、少なくとも 3 つの独立し流体的に分離した導管を有する。多岐管は、内部容積の第 1 の部分を占有するように構成される。基部の底面は、基部の中心を通過して延在するサービスチャンネル導管の手元側部分と、第 1 の湾曲した側面に向かって屈曲し、出口ポートにつながる、サービスチャンネル導管の先端側部分とを含む。出口ポートは、第 1 の湾曲した面のくぼみに設置される。

30

3) 画像撮像部品は、第 1 の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第 1 の光軸から少なくとも 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第 1 の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

40

4) 画像撮像部品は、第 1 の前方照明を更に備え、第 1 の前方照明は、第 1 の透明なカバーと第 1 の電気アセンブリとを備える。第 1 の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第 1 の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

【 0 0 4 6 】

任意に、本実施形態は、第 2 の前方照明を開示し、第 2 の前方照明は、第 2 の透明なカバーと第 2 の電気アセンブリとを備える。第 2 の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第 2 の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本実施形態は、第 3 の前方照明を開示し、第 3 の前方照明は、第 3 の透明なカバーと第 3 の電気アセンブリとを備える。第 3 の透明なカバーは、実質的に

50

平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本実施形態は、前方作業チャンネルを開示し、前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、実質的に平坦な前面の垂直軸線に沿って配置され、左上及び右上の象限に少なくとも部分的に存在し、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。任意に、本実施形態は、流体インジェクタチャンネルを開示し、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、右上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。任意に、本実施形態は、噴出チャンネルを開示する。噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。任意に、本実施形態は、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第1の側方撮像センサを開示する。レンズは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第2の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第2の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

10

【0047】

任意に、本実施形態は、第1の側方照明を少なくとも2つ開示する。第1の側方照明はそれぞれ、第1の透明な側方カバーと第1の側方電気アセンブリとを備える。第1の透明な側方カバーは、第1の湾曲した側面のくぼみ内の第1の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第1の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本実施形態は、第1の側方流体インジェクタを開示し、第1の側方流体インジェクタは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第1の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。任意に、本実施形態は、第3の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第2の側方撮像センサを開示する。レンズは、第2の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第3の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第3の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本実施形態は、第2の側方照明を少なくとも2つ開示する。第2の側方照明はそれぞれ、第2の透明な側方カバーと第2の側方電気アセンブリとを備える。第2の透明な側方カバーは、第2の湾曲した側面のくぼみ内の第2の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第2の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

20

30

【0048】

任意に、本実施形態は、第2の側方流体インジェクタを開示し、第2の側方流体インジェクタは、第2の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第2の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。任意に、本実施形態は、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリを開示する。前方撮像センサの電気アセンブリ、第1の側方撮像センサの電気アセンブリ、及び第2の側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第1の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第2の部分占有するように構成される。

40

【0049】

別の実施形態において、本願は、内視鏡の画像撮像部品で使用するための流体多岐管を開示する。流体多岐管は、第1の端部と第2の端部とを有し、第1の幅及び第1の長さを有して長尺ハウジングに取付けられる基部を含む。長尺ハウジングは、第2の幅及び第2の長さを有し、第2の幅は第1の幅より狭い。第2の長さは、第1の長さよりも長く、画像撮像部品の長さを延ばす。流体多岐管は、前記長尺ハウジング及び前記基部を通して第1の端部から第2の端部まで延びる、少なくとも3つの独立し流体的に分離した導管を有する。多岐管は、内部容積の第1の部分占有するように構成される。基部の底面は、基部の中心を通して延在するサービスチャンネル導管の手元側部分と、第1の湾曲した側面

50

に向かって屈曲し、出口ポートにつながる、サービスチャンネル導管の先端側部分とを含む。出口ポートは、第1の湾曲した面のくぼみに設置される。

【0050】

別の実施形態において、本願は、大腸内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第1の湾曲した側面と、第2の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4つの象限を有する。前記4つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第1の湾曲した側面及び前記第2の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

10

2) 画像撮像部品は、多岐管を更に備える。流体多岐管は、第1の端部と第2の端部とを有する。流体多岐管は、第1の幅及び第1の長さを有して長尺ハウジングに取付けられる基部を含む。長尺ハウジングは、第2の幅及び第2の長さを有し、第2の幅は第1の幅より狭い。第2の長さは、第1の長さよりも長く、画像撮像部品の長さを延ばす。多岐管は、前記長尺ハウジング及び前記基部を通して第1の端部から第2の端部まで延びる、少なくとも3つの独立し流体的に分離した導管を有する。多岐管は、内部容積の第1の部分を占有するように構成される。基部の底面は、基部を通して延在する第1のサービスチャンネル導管の手元側部分と、第1の湾曲した側面に向かって屈曲し、第1の湾曲した面のくぼみに設置される、出口ポートにつながる、第1のサービスチャンネル導管の先端側部分と、基部を通して同様に延在する第2のサービスチャンネル導管の手元側部分と、第2の湾曲した側面に向かって屈曲し、第2の湾曲した面のくぼみに設置される、出口ポートにつながる、第2のサービスチャンネル導管の先端側部分とを含む。

20

3) 画像撮像部品は、第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第1の光軸から少なくとも0°から80°の範囲内の画像を撮像するように構成される。第1の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

4) 画像撮像部品は、第1の前方照明を更に備え、第1の前方照明は、第1の透明なカバーと第1の電気アセンブリとを備える。第1の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第1の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

30

5) 画像撮像部品は、第2の前方照明を更に備え、第2の前方照明は、第2の透明なカバーと第2の電気アセンブリとを備える。第2の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第2の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

【0051】

任意に、本願は、第3の前方照明を開示し、第3の前方照明は、第3の透明なカバーと第3の電気アセンブリとを備える。第3の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本願は、前方作業チャンネルを開示し、前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、実質的に平坦な前面の垂直軸線に沿って配置され、左上及び右上の象限に少なくとも部分的に存在し、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。任意に、本願は、流体インジェクタチャンネルを開示し、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、右上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。任意に、本願は、噴出チャンネルを開示する。噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、左上の象限に配置される。当該

40

50

導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記 3 つの独立し流体的に分離した導管の 1 つによって定義される。任意に、本願は、第 2 の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第 1 の側方撮像センサを開示する。レンズは、第 1 の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第 2 の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第 2 の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本願は、第 1 の側方照明を少なくとも 2 つ開示する。第 1 の側方照明はそれぞれ、第 1 の透明な側方カバーと第 1 の側方電気アセンブリとを備える。第 1 の透明な側方カバーは、第 1 の湾曲した側面のくぼみ内の第 1 の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第 1 の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

10

【0052】

任意に、本願は、第 1 の側方流体インジェクタを開示し、第 1 の側方流体インジェクタは、第 1 の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第 1 の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。任意に、本願は、第 3 の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第 2 の側方撮像センサを開示する。レンズは、第 2 の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第 3 の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第 3 の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本願は、第 2 の側方照明を少なくとも 2 つ開示する。第 2 の側方照明はそれぞれ、第 2 の透明な側方カバーと第 2 の側方電気アセンブリとを備える。第 2 の透明な側方カバーは、第 2 の湾曲した側面のくぼみ内の第 2 の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第 2 の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。任意に、本願は、第 2 の側方流体インジェクタを開示し、第 2 の側方流体インジェクタは、第 2 の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第 2 の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。任意に、本願は、プリント基板を備える第 1 の集積回路アセンブリを開示する。前方撮像センサの電気アセンブリ、第 1 の側方撮像センサの電気アセンブリ、及び第 2 の側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第 1 の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第 2 の部分を占有するように構成される。

20

【0053】

別の実施形態において、本願は、内視鏡の画像撮像部品で使用するための多岐管を開示する。流体多岐管は、第 1 の端部と第 2 の端部とを有し、第 1 の幅及び第 1 の長さを有して長尺ハウジングに取付けられる基部を含む。長尺ハウジングは、第 2 の幅及び第 2 の長さを有し、第 2 の幅は第 1 の幅より狭く、第 2 の長さは第 1 の長さよりも長い。流体多岐管は、前記長尺ハウジング及び前記基部を通して第 1 の端部から第 2 の端部まで延びる、少なくとも 3 つの独立し流体的に分離した導管を有する。多岐管は、内部容積の第 1 の部分を占有するように構成される。基部の底面は、基部を通して延在する第 1 のサービスチャンネル導管の手元側部分と、第 1 の湾曲した側面に向かって屈曲し、第 1 の湾曲した面のくぼみに設置される、出口ポートにつながる、第 1 のサービスチャンネル導管の先端側部分と、基部を通して同様に延在する第 2 のサービスチャンネル導管の手元側部分と、第 2 の湾曲した側面に向かって屈曲し、第 2 の湾曲した面のくぼみに設置される、出口ポートにつながる、第 2 のサービスチャンネル導管の先端側部分とを含む。

30

40

【0054】

別の実施形態において、本願は、大腸内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第 1 の湾曲した側面と、第 2 の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4 つの象限を有する。前記 4 つの象限には、左上

50

、右上、左下及び右下の象限がある。前記第 1 の湾曲した側面及び前記第 2 の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

2) 画像撮像部品は、流体多岐管を更に備え、流体多岐管は、前記画像撮像部品の長さを延ばす長尺ハウジングを備え、第 1 の端部と第 2 の端部とを有する。流体多岐管は、前記長尺ハウジングを通して第 1 の端部から第 2 の端部まで延びる、少なくとも 3 つの独立し流体的に分離した導管を有する。流体多岐管は、内部容積の第 1 の部分を占有するように構成される。

3) 画像撮像部品は、第 1 の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第 1 の光軸から少なくとも 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第 1 の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

4) 画像撮像部品は、第 1 の前方照明を更に備え、第 1 の前方照明は、第 1 の透明なカバーと第 1 の電気アセンブリとを備える。第 1 の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第 1 の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

5) 画像撮像部品は、第 2 の前方照明を更に備え、第 2 の前方照明は、第 2 の透明なカバーと第 2 の電気アセンブリとを備える。第 2 の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第 2 の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

6) 画像撮像部品は、第 3 の前方照明を更に備え、第 3 の前方照明は、第 3 の透明なカバーと第 3 の電気アセンブリとを備える。第 3 の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第 3 の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

7) 画像撮像部品は、前方作業チャンネルを更に備え、前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、実質的に平坦な前面の垂直軸線に沿って配置され、左上及び右上の象限に少なくとも部分的に存在し、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記 3 つの独立し流体的に分離した導管の 1 つによって定義される。

8) 画像撮像部品は、流体インジェクタチャンネルを更に備え、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、右上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記 3 つの独立し流体的に分離した導管の 1 つによって定義される。

9) 画像撮像部品は、噴出チャンネルを更に備え、噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記 3 つの独立し流体的に分離した導管の 1 つによって定義される。

10) 画像撮像部品は、第 2 の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第 1 の側方撮像センサを更に備える。レンズは、第 1 の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第 2 の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第 2 の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

11) 画像撮像部品は更に、第 1 の側方照明を少なくとも 2 つ備える。第 1 の側方照明はそれぞれ、第 1 の透明な側方カバーと第 1 の側方電気アセンブリとを備える。第 1 の透明な側方カバーは、第 1 の湾曲した側面のくぼみ内の第 1 の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第 1 の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

12) 画像撮像部品は、第 1 の側方流体インジェクタを更に備え、第 1 の側方流体インジェクタは、第 1 の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第 1 の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

13) 画像撮像部品は、第 3 の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを

10

20

30

40

50

有する、第2の側方撮像センサを更に備える。レンズは、第2の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第3の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第3の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

14) 画像撮像部品は更に、第2の側方照明を少なくとも2つ備える。第2の側方照明はそれぞれ、第2の透明な側方カバーと第2の側方電気アセンブリとを備える。第2の透明な側方カバーは、第2の湾曲した側面のくぼみ内の第2の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第2の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

15) 画像撮像部品は、第2の側方流体インジェクタを更に備え、第2の側方流体インジェクタは、第2の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第2の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

16) 画像撮像部品は、少なくとも1つの側方噴出チャンネルを更に備え、当該少なくとも1つの側方噴出チャンネルは、少なくとも2つの出口ポートと少なくとも1つの導管とを含む。少なくとも2つの出口ポートは、前記ハウジングの周辺に配置される。当該少なくとも1つの導管は、前記流体多岐管の第1の端部に、少なくとも1つの対応するエントリポートを有する。

17) 画像撮像部品は、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリを更に備える。前方撮像センサの電気アセンブリ、第1の側方撮像センサの電気アセンブリ、及び第2の側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第1の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第2の部分を占有するように構成される。

【0055】

任意に、本願は、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも2つの出口ポートの少なくとも1つが、くぼみ内に部分的に配置されることを開示する。任意に、側方流体インジェクタの一方又は両方は、前記少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも2つの出口ポートの間に配置される。任意に、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも2つの出口ポートには、2つ、4つ、6つ又は8つの出口ポートが含まれる。任意に、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの導管の直径は、約 $1.4 - 1.7$ ミリメートルである。任意に、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は鋭角である。任意に、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は鈍角である。任意に、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は、 $45 - 60^{\circ}$ の範囲である。任意に、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は、 $120 - 135^{\circ}$ の範囲である。任意に、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートは、所定のアルゴリズムで動作する。任意に、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートは、異なる所定のアルゴリズムで動作する。

【0056】

別の実施形態において、本願は、胃内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第1の湾曲した側面と、第2の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4つの象限を有する。前記4つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第1の湾曲した側面及び前記第2の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

2) 画像撮像部品は、流体多岐管を更に備え、流体多岐管は、前記画像撮像部品の長さを延ばす長尺ハウジングを備え、第1の端部と第2の端部とを有する。流体多岐管は、前記長尺ハウジングを通して第1の端部から第2の端部まで延びる、少なくとも3つの独立し流体的に分離した導管を有する。流体多岐管は、内部容積の第1の部分を占有するように

構成される。

3) 画像撮像部品は、第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第1の光軸から少なくとも 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第1の光軸は、レンズの中心、且つ胃内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

4) 画像撮像部品は、第1の前方照明を更に備え、第1の前方照明は、第1の透明なカバーと第1の電気アセンブリとを備える。第1の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第1の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

5) 画像撮像部品は、第2の前方照明を更に備え、第2の前方照明は、第2の透明なカバーと第2の電気アセンブリとを備える。第2の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第2の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

6) 画像撮像部品は、第3の前方照明を更に備え、第3の前方照明は、第3の透明なカバーと第3の電気アセンブリとを備える。第3の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

7) 画像撮像部品は、前方作業チャンネルを更に備え、前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、実質的に平坦な前面の垂直軸線に沿って配置され、左上及び右上の象限に少なくとも部分的に存在し、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

8) 画像撮像部品は、流体インジェクタチャンネルを更に備え、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、右上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

9) 画像撮像部品は、噴出チャンネルを更に備え、噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

10) 画像撮像部品は、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、側方撮像センサを更に備える。レンズは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第2の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第2の光軸は、レンズの中心、且つ胃内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

11) 画像撮像部品は更に、側方照明を少なくとも2つ備える。側方照明はそれぞれ、透明な側方カバーと側方電気アセンブリとを備える。透明な側方カバーは、第1の湾曲した側面のくぼみ内の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

12) 画像撮像部品は、側方流体インジェクタを更に備え、側方流体インジェクタは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

13) 画像撮像部品は、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリを更に備える。前方撮像センサの電気アセンブリ、及び側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第1の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第2の部分を占有するように構成される。

【0057】

別の実施形態において、本願は、胃内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有

10

20

30

40

50

する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第1の湾曲した側面と、第2の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4つの象限を有する。前記4つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第1の湾曲した側面及び前記第2の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

2) 画像撮像部品は、流体多岐管を更に備え、流体多岐管は、前記画像撮像部品の長さを延ばす長尺ハウジングを備え、第1の端部と第2の端部とを有する。流体多岐管は、前記長尺ハウジングを通して第1の端部から第2の端部まで延びる、少なくとも3つの独立し流体的に分離した導管を有する。流体多岐管は、内部容積の第1の部分を占有するように構成される。

3) 画像撮像部品は、第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第1の光軸から少なくとも0°から80°の範囲内の画像を撮像するように構成される。第1の光軸は、レンズの中心、且つ胃内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

4) 画像撮像部品は、第1の前方照明を更に備え、第1の前方照明は、第1の透明なカバーと第1の電気アセンブリとを備える。第1の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第1の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

5) 画像撮像部品は、第2の前方照明を更に備え、第2の前方照明は、第2の透明なカバーと第2の電気アセンブリとを備える。第2の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第2の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

6) 画像撮像部品は、第3の前方照明を更に備え、第3の前方照明は、第3の透明なカバーと第3の電気アセンブリとを備える。第3の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

7) 画像撮像部品は、前方作業チャンネルを更に備え、前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、実質的に平坦な前面の垂直軸線に沿って配置され、左上及び右上の象限に少なくとも部分的に存在し、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

8) 画像撮像部品は、流体インジェクタチャンネルを更に備え、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、右上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

9) 画像撮像部品は、噴出チャンネルを更に備え、噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

10) 画像撮像部品は、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、側方撮像センサを更に備える。レンズは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第2の光軸から、0°から80°の範囲内の画像を撮像するように構成される。第2の光軸は、レンズの中心、且つ胃内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

11) 画像撮像部品は更に、側方照明を少なくとも2つ備える。側方照明はそれぞれ、透明な側方カバーと側方電気アセンブリとを備える。透明な側方カバーは、第1の湾曲した側面のくぼみ内の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。側方電気アセンブリは、

10

20

30

40

50

内部容積内に配置される。

12) 画像撮像部品は、側方流体インジェクタを更に備え、側方流体インジェクタは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

13) 画像撮像部品は、側方サービスチャンネルを更に備え、側方サービスチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、第1の湾曲した側面の、くぼみ内に配置される。導管の手元側部分は、前記流体多岐管の第1の端部から、前記長尺ハウジングを通過して延在する。導管の先端側部分は、第1の湾曲した側面に向かって屈曲する。

14) 画像撮像部品は、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリを更に備える。前方撮像センサの電気アセンブリ、及び側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第1の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第2の部分を占有するように構成される。

【0058】

別の実施形態において、本願は、胃内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第1の湾曲した側面と、第2の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4つの象限を有する。前記4つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第1の湾曲した側面及び前記第2の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

2) 画像撮像部品は、流体多岐管を更に備え、流体多岐管は、前記画像撮像部品の長さを延ばす長尺ハウジングを備え、第1の端部と第2の端部とを有する。流体多岐管は、前記長尺ハウジングを通過して第1の端部から第2の端部まで延びる、少なくとも3つの独立し流体的に分離した導管を有する。流体多岐管は、内部容積の第1の部分を占有するように構成される。

3) 画像撮像部品は、第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第1の光軸から少なくとも0°から80°の範囲内の画像を撮像するように構成される。第1の光軸は、レンズの中心、且つ胃内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

4) 画像撮像部品は、第1の前方照明を更に備え、第1の前方照明は、第1の透明なカバーと第1の電気アセンブリとを備える。第1の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第1の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

5) 画像撮像部品は、第2の前方照明を更に備え、第2の前方照明は、第2の透明なカバーと第2の電気アセンブリとを備える。第2の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第2の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

6) 画像撮像部品は、第3の前方照明を更に備え、第3の前方照明は、第3の透明なカバーと第3の電気アセンブリとを備える。第3の透明なカバーは、実質的に平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

7) 画像撮像部品は、前方作業チャンネルを更に備え、前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、実質的に平坦な前面の垂直軸線に沿って配置され、左上及び右上の象限に少なくとも部分的に存在し、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通過して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

8) 画像撮像部品は、流体インジェクタチャンネルを更に備え、流体インジェクタチャン

10

20

30

40

50

ネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、右上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

9) 画像撮像部品は、噴出チャンネルを更に備え、噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記3つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

10) 画像撮像部品は、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、側方撮像センサを更に備える。レンズは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第2の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第2の光軸は、レンズの中心、且つ胃内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

11) 画像撮像部品は更に、側方照明を少なくとも2つ備える。側方照明はそれぞれ、透明な側方カバーと側方電気アセンブリとを備える。透明な側方カバーは、第1の湾曲した側面のくぼみ内の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

12) 画像撮像部品は、側方流体インジェクタを更に備え、側方流体インジェクタは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

13) 画像撮像部品は、少なくとも1つの側方噴出チャンネルを更に備え、当該少なくとも1つの側方噴出チャンネルは、少なくとも1つの出口ポートと少なくとも1つの導管とを含む。少なくとも1つの出口ポートは、前記ハウジングの周辺に配置される。少なくとも1つの導管は、前記流体多岐管の第1の端部に、少なくとも1つの対応するエントリポートを有する。

14) 画像撮像部品は、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリを更に備える。前方撮像センサの電気アセンブリ、及び側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第1の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第2の部分に占有するように構成される。

【0059】

任意に、本願は、少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートが、くぼみ内に部分的に配置されることを開示する。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートには、2つ、4つ、6つ又は8つの出口ポートが含まれる。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートは、対応する側方撮像センサの光軸から、 $8.5 - 9.5$ ミリメートルの範囲の距離に位置付けられる。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートから出て行く流体は、対応する側方画像センサのレンズと側方照明とを含む横平面に対して、 $50 - 60^{\circ}$ の範囲の角度を形成する。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの導管の直径は、約 $1.4 - 1.7$ ミリメートルである。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は鋭角である。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は鈍角である。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は、 $45 - 60^{\circ}$ の範囲である。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートの、出口の角度は、 $120 - 135^{\circ}$ の範囲である。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートは、所定のアルゴリズムで動作する。少なくとも1つの側方噴出チャンネルの、少なくとも1つの出口ポートは、異なる所定のアルゴリズムで動作する。

【0060】

別の実施形態において、本願は、大腸内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

10

20

30

40

50

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第1の湾曲した側面と、第2の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4つの象限を有する。前記4つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第1の湾曲した側面及び前記第2の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

2) 画像撮像部品は、流体多岐管を更に備え、流体多岐管は、前記画像撮像部品の長さを延ばす長尺ハウジングを備え、第1の端部と第2の端部とを有する。流体多岐管は、前記長尺ハウジングを通して第1の端部から第2の端部まで延びる、少なくとも4つの独立し流体的に分離した導管を有する。流体多岐管は、内部容積の第1の部分を占有するように構成される。

3) 画像撮像部品は、第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第1の光軸から少なくとも0°から80°の範囲内の画像を撮像するように構成される。第1の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

4) 画像撮像部品は、第1の前方照明を更に備え、第1の前方照明は、第1の透明なカバーと第1の電気アセンブリとを備える。第1の透明なカバーは、楕円形状であり、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第1の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

5) 画像撮像部品は、第2の前方照明を更に備え、第2の前方照明は、第2の透明なカバーと第2の電気アセンブリとを備える。第2の透明なカバーは、楕円形状であり、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第2の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

6) 画像撮像部品は、第3の前方照明を更に備え、第3の前方照明は、第3の透明なカバーと第3の電気アセンブリとを備える。第3の透明なカバーは、楕円形状であり、実質的に平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

7) 画像撮像部品は、第1の前方作業チャンネルを更に備え、第1の前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートのかなりの部分は、実質的に平坦な前面の右上の象限に配置され、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記4つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

8) 画像撮像部品は、第2の前方作業チャンネルを更に備え、第2の前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートのかなりの部分は、実質的に平坦な前面の左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記4つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

9) 画像撮像部品は、流体インジェクタチャンネルを更に備え、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、少なくとも部分的に、前記右上の象限及び右下の象限内に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記4つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

10) 画像撮像部品は、噴出チャンネルを更に備え、噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、少なくとも部分的に、前記左上の象限及び右上の象限内に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記4つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

11) 画像撮像部品は、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第1の側方撮像センサを更に備える。レンズは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第2の光軸から、0°から80°の範囲内の画像を撮像するように構成される。第2の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

12) 画像撮像部品は更に、第1の側方照明を少なくとも2つ備える。第1の側方照明は

10

20

30

40

50

それぞれ、第 1 の透明な側方カバーと第 1 の側方電気アセンブリとを備える。第 1 の透明な側方カバーは、楕円形状であり、第 1 の湾曲した側面のくぼみ内の第 1 の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第 1 の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

13) 画像撮像部品は、第 1 の側方流体インジェクタを更に備え、第 1 の側方流体インジェクタは、第 1 の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第 1 の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

14) 画像撮像部品は、第 3 の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、第 2 の側方撮像センサを更に備える。レンズは、第 2 の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第 3 の光軸から、 0° から 80° の範囲内の画像を撮像するように構成される。第 3 の光軸は、レンズの中心、且つ大腸内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

15) 画像撮像部品は更に、第 2 の側方照明を少なくとも 2 つ備える。第 2 の側方照明はそれぞれ、第 2 の透明な側方カバーと第 2 の側方電気アセンブリとを備える。第 2 の透明な側方カバーは、楕円形状であり、第 2 の湾曲した側面のくぼみ内の第 2 の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。第 2 の側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

16) 画像撮像部品は、第 2 の側方流体インジェクタを更に備え、第 2 の側方流体インジェクタは、第 2 の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第 2 の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

17) 画像撮像部品は、プリント基板を備える第 1 の集積回路アセンブリを更に備える。前方撮像センサの電気アセンブリ、第 1 の側方撮像センサの電気アセンブリ、及び第 2 の側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第 1 の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第 2 の部分を占有するように構成される。

【0061】

任意に、前記第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルの両方を、医療用器材を挿入するために適合させる。第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルの両方を、吸引するために適合させる。前記第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルの一方を、医療用器材を挿入するために適合させ、前記第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルのもう一つを、吸引するために適合させる。前記第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルの出口ポート間の距離を、 0.40 ミリメートル - 0.45 ミリメートルの範囲にする。前記第 1 の前方作業チャンネルの導管の直径は、 $3.6 - 4.0$ ミリメートルの範囲であり、前記第 2 の前方作業チャンネルの導管の直径は、 $2.6 - 3.0$ ミリメートルの範囲である。前記第 1 の前方作業チャンネルの導管の直径は、 3.8 ミリメートルであり、前記第 2 の前方作業チャンネルの導管の直径は、 2.8 ミリメートルである。

【0062】

別の実施形態において、本願は、胃内視鏡のシャフトの端部に取付けられるように適合される、ある長さの画像撮像部品を開示する。シャフトは、長手軸線を決定する長手を有する。

1) 画像撮像部品は、部分的に取り囲まれた内部容積を画定し、実質的に円柱形状であり、実質的に平坦な前面と、第 1 の湾曲した側面と、第 2 の湾曲した側面とを備える、ハウジングを備える。実質的に平坦な前面は、前記実質的に平坦な前面の中心を通る縦軸線と前記中心を通る横軸線とで決定される、4 つの象限を有する。前記 4 つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。前記第 1 の湾曲した側面及び前記第 2 の湾曲した側面のそれぞれは、実質的に平坦なくぼみを含む。

2) 画像撮像部品は、流体多岐管を更に備え、流体多岐管は、前記画像撮像部品の長さを延ばす長尺ハウジングを備え、第 1 の端部と第 2 の端部とを有する。流体多岐管は、前記長尺ハウジングを通して第 1 の端部から第 2 の端部まで延びる、少なくとも 4 つの独立し流体的に分離した導管を有する。流体多岐管は、内部容積の第 1 の部分を占有するように構成される。

3) 画像撮像部品は、第1の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、前方撮像センサを更に備え、レンズは、実質的に平坦な前面の表面に位置付けられ、第1の光軸から少なくとも0°から80°の範囲内の画像を撮像するように構成される。第1の光軸は、レンズの中心、且つ胃内視鏡の前記長手軸線と平行に、配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

4) 画像撮像部品は、第1の前方照明を更に備え、第1の前方照明は、第1の透明なカバーと第1の電気アセンブリとを備える。第1の透明なカバーは、楕円形状であり、実質的に平坦な前面の前記右下及び左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第1の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

5) 画像撮像部品は、第2の前方照明を更に備え、第2の前方照明は、第2の透明なカバーと第2の電気アセンブリとを備える。第2の透明なカバーは、楕円形状であり、実質的に平坦な前面の左下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第2の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

6) 画像撮像部品は、第3の前方照明を更に備え、第3の前方照明は、第3の透明なカバーと第3の電気アセンブリとを備える。第3の透明なカバーは、楕円形状であり、実質的に平坦な前面の前記右下の象限内に、少なくとも部分的に配置される。第3の電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

7) 画像撮像部品は、第1の前方作業チャンネルを更に備え、第1の前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートのかなりの部分は、実質的に平坦な前面の右上の象限に配置され、当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記4つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

8) 画像撮像部品は、第2の前方作業チャンネルを更に備え、第2の前方作業チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートのかなりの部分は、実質的に平坦な前面の左上の象限に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記4つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

9) 画像撮像部品は、流体インジェクタチャンネルを更に備え、流体インジェクタチャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、少なくとも部分的に、前記右上の象限及び右下の象限内に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記4つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

10) 画像撮像部品は、噴出チャンネルを更に備え、噴出チャンネルは、出口ポートと導管とを含む。出口ポートは、少なくとも部分的に、前記左上の象限及び右上の象限内に配置される。当該導管は、流体多岐管の長尺ハウジングを通して延在する、前記4つの独立し流体的に分離した導管の1つによって定義される。

11) 画像撮像部品は、第2の光軸によって特徴付けられ、レンズ及び電気アセンブリを有する、側方撮像センサを更に備える。レンズは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に位置付けられ、第2の光軸から、0°から80°の範囲内の画像を撮像するように構成される。第2の光軸は、レンズの中心、且つ胃内視鏡の前記長手軸線と垂直に配置される。電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

12) 画像撮像部品は更に、側方照明を少なくとも2つ備える。側方照明はそれぞれ、透明な側方カバーと側方電気アセンブリとを備える。透明な側方カバーは、楕円形状であり、第1の湾曲した側面のくぼみ内の第1の側方撮像センサのレンズの両側に配置される。側方電気アセンブリは、内部容積内に配置される。

13) 画像撮像部品は、側方流体インジェクタを更に備え、側方流体インジェクタは、第1の湾曲した側面のくぼみ内に配置される出口ポートを有し、流体を第1の側方画像センサのレンズに向かって排出するように構成される。

14) 画像撮像部品は、プリント基板を備える第1の集積回路アセンブリを更に備える。前方撮像センサの電気アセンブリ、及び側方撮像センサの電気アセンブリが、プリント基板上に搭載され、第1の集積回路基板アセンブリは、前記内部容積の第2の部分を占有するように構成される。

【0063】

10

20

30

40

50

任意に、第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルの両方を、医療用器材を挿入するために適合させる。第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルの両方を、吸引するために適合させる。前記第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルの一方を、医療用器材を挿入するために適合させ、前記第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルのもう一つを、吸引するために適合させる。前記第 1 及び第 2 の前方作業チャンネルの出口ポート間の距離を、0.40 ミリメートル - 0.45 ミリメートルの範囲にする。前記第 1 の前方作業チャンネルの導管の直径は、3.6 - 4.0 ミリメートルの範囲であり、前記第 2 の前方作業チャンネルの導管の直径は、2.6 - 3.0 ミリメートルの範囲である。前記第 1 の前方作業チャンネルの導管の直径は、3.8 ミリメートルであり、前記第 2 の前方作業チャンネルの導管の直径は、2.8 ミリメートルである。

10

【0064】

任意に、前記少なくとも 1 つの側方観察ビュー素子の光軸は、前記少なくとも 1 つの前方向きビュー素子の光軸と、鈍角を形成する。前記少なくとも 1 つの側方観察ビュー素子の光軸は、前記少なくとも 1 つの前方向きビュー素子の光軸と、鋭角を形成する。少なくとも 1 つの側方観察カメラが、開口部から突出する医療用器材を眺められるように、開口部を位置付ける。

【0065】

上述した実施形態のいずれかと関連して、少なくとも 1 つの側方噴出チャンネルは、少なくとも 1 つの側方噴出チャンネルに接続される溝を通して、流体を循環させ、前記ハウジングは溝の上に穿設した複数の穴を更に含み、複数の穴は、溝を通して循環する液体を出させる。1 つ以上の側方噴出チャンネルには、内視鏡アセンブリの先端部の両側に配置される 2 つの側方噴出チャンネルを含む。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して、鋭角に屈曲させる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して、90°に屈曲させる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して、鈍角に屈曲させる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して、鋭角、直角及び鈍角を組み合わせた角度で屈曲させる。複数の穴を、溝の上に、直線的に設置する。複数の穴のそれぞれの穴を、それぞれに隣接する穴から、少なくとも 0.2 ミリメートルの距離に存在させる。複数の穴のそれぞれの直径は、5 ミリメートルである。

20

【0066】

任意に、少なくとも 1 つの側方噴出チャンネルは、流体を、前記ハウジングに設置された着脱可能なリングアセンブリを通じて循環させる。着脱可能なリングアセンブリは、リングアセンブリの内周に設置された周囲溝と、周囲溝に沿って穿設された複数の穴とを含む。少なくとも 1 つの側方噴出チャンネルの少なくとも 2 つの出口ポートは周囲溝に位置合わせされ、また、複数の穴によって、着脱可能なリングアセンブリを通して循環する流体を出すことができる。

30

【0067】

任意に、先端カバーの第 1 の直径は、周囲溝の第 2 の直径よりも小さい。1 つ以上の側方噴出チャンネルには、内視鏡アセンブリの先端部の両側に位置付けられる 2 つの側方噴出チャンネルが含まれる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して鋭角に屈曲させる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して 90°に屈曲させる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して鈍角に屈曲させる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して、鋭角、直角及び鈍角を組み合わせた角度で屈曲させる。複数の穴を、周囲溝の上に、直線的に設置する。複数の穴のそれぞれの穴を、それぞれに隣接する穴から、少なくとも 0.2 ミリメートルの距離に存在させる。複数の穴のそれぞれの直径は、5 ミリメートルである。

40

【0068】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、先端部のスプリングアセンブリを開示する。マルチビュー素子内視鏡アセンブリの先端部は、

- 1) 流体を循環させる 1 つ以上の噴出チャンネルと、
- 2) 先端部と関連付けられ、1 つ以上の噴出チャンネルと位置合わせされた 1 つ以上の噴

50

出チャンネル開口部を含む先端カバーと、

3) 1つ以上の噴出チャンネルの開口部のそれぞれの上に設置されたパッチ、及び、パッチに沿って穿設された複数の穴を含む、着脱可能なスプリングラアセンブリであり、当該複数の穴によって、1つ以上の噴出チャンネルを通して循環する流体を出すことができる、着脱可能なスプリングラアセンブリと、
を備える。

【0069】

任意に、1つ以上の噴出チャンネルには、内視鏡アセンブリの先端部の両側に位置付けられる2つの側方噴出チャンネルが含まれる。1つ以上の噴出チャンネルには、内視鏡アセンブリの先端部の前方パネルに位置付けられる前方噴出チャンネルが含まれる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して鋭角に屈曲させる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して90°に屈曲させる。複数の穴を、内視鏡アセンブリの長手に対して異なる角度に屈曲させる。複数の穴を、先端カバーの外周に沿って、パッチ上に、直線的に設置する。1つ以上の噴出チャンネルの開口部は、所定のアルゴリズムで動作する。1つ以上の側方噴出チャンネルの開口部のそれぞれは、異なる所定のアルゴリズムで動作する。

10

【0070】

任意に、先端部は、前方インジェクタと、少なくとも1つの側方インジェクタと、少なくとも1つの前方向きビュー素子と、当該前方向きビュー素子に関連付けられる少なくとも1つの前方照明と、少なくとも1つの側方向きビュー素子と、当該側方向きビュー素子に関連付けられる少なくとも1つの側方照明と、医療用器材を挿入するために構成される前方作業チャンネルとを更に備える。

20

【0071】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、流体を、マルチビュー素子内視鏡の先端部の複数の噴出開口部に供給するための、複数噴出口分配器を開示する。当該複数噴出口分配器は、分配器ハウジングと、分配器のハウジング内に配置される分配器モータと、分配器モータに連結され、分配器のハウジング内に配置される、モータシャフトと、分配器のハウジング内に配置され、モータシャフトに連結される分配器ディスクと、を備える。当該分配器ディスクは、前記流体を複数噴出口分配器へ供給するための流体入口パイプラインと、流体入口パイプラインが供給する前記流体を、複数の噴出開口部へ提供するための、少なくとも1つの流体出口パイプラインとを備える。

30

【0072】

任意に、複数の噴出開口部は、前方噴出開口部と、少なくとも1つの側方噴出開口部とを含む。複数の噴出開口部は、前方噴出開口部と、第1の側方噴出開口部と、第2の側方噴出開口部とを含む。分配器ハウジングは、分配器ディスクを分配器ハウジング内に固定的に位置付けるための、ロック要素を更に備える。分配器ディスクは、分配器ディスクをモータシャフトと接続するためのプラグを更に備える。分配器ディスクは、ロック要素を受け止めるための、前記分配器ディスクの外面の溝を更に含む。ポンプは、前記流体を、流体入口パイプラインに供給する。複数噴出口分配器は、主要コネクタを経由して内視鏡に接続される。主要コネクタは、バルブにつながるシャフトを備える複数噴出口コントローラを有し、バルブは、噴出コネクタを通じてバルブを主要コントローラに動作可能に接続するハウジングに設置される。バルブは、その表面に形成されるねじを有する。シャフトの第1の姿勢は、ねじを回転させて、流体を前方噴出開口部のみに出させ、シャフトの第2の姿勢は、ねじを回転させて、流体を前方噴出開口部及び少なくとも1つの側方噴出開口部の両方を通じて出させる。

40

【0073】

任意に、分配器ディスクの分配器の速度は、1分間当たり30回転から、1分間当たり100回転の範囲である。分配器ディスクの分配器の速度は、1分間当たり50回転から、1分間当たり65回転の範囲である。少なくとも1つの流体出口パイプラインには、流

50

体入口パイプラインによって供給される前記流体を、複数の噴出開口部に提供するための、3つの流体パイプラインが含まれる。複数の噴出開口部は、前方噴出開口部と、少なくとも1つの側方噴出開口部とを含む。複数の噴出開口部には、前方噴出開口部と、第1の側方噴出開口部と、第2の側方噴出開口部とが含まれる。少なくとも1つの流体出口パイプラインには、流体入口パイプラインによって供給される前記流体を、複数の噴出開口部に提供するための、2つの流体出口パイプラインが含まれる。複数の噴出開口部は、前方噴出開口部と、少なくとも1つの側方噴出開口部とを含む。複数の噴出開口部は、前方噴出開口部と、第1の側方噴出開口部と、第2の側方噴出開口部とを含む。主要コネクタは、バルブにつながるシャフトを備える複数噴出口コントローラを有し、バルブは、噴出コネクタを通じてバルブを主要コントローラに動作可能に接続するハウジングに設置される。バルブは、その表面に形成されるねじを有する。シャフトの第1の姿勢は、ねじを回転させて、流体を前方噴出開口部のみへ出させ、シャフトの第2の姿勢は、ねじを回転させて、流体を前方噴出開口部及び少なくとも1つの側方噴出開口部の両方を通じて出させる。

10

【0074】

上述した実施形態のいずれかに関連して、本願は、前方部分と後方部分とを有するハウジングを開示する。前記画像撮像部品は、前記前方撮像センサと、レンズと、関連する前方プリント基板とを備える、前方の密封モジュール式ユニットを更に備える。前記画像撮像部品は、前記第1の前方撮像センサと、レンズと、関連する第1の側方プリント基板とを備える、第1の側方の密封モジュール式ユニットを更に備える。前記画像撮像部品は、前記第2の前方撮像センサと、レンズと、関連する第2の側方プリント基板とを備える、第2の側方の密封モジュール式ユニットを更に備える。前方プリント基板、第1の側方プリント基板及び第2の側方プリント基板は互いに連結している。前記画像撮像部品は、前方のモジュール式ユニットと、第1の側方のモジュール式ユニットと、第2の側方のモジュール式ユニットとを、互いからカプセル化するホルダーを更に備える。前記ホルダーは、前方の密封モジュール式ユニットを担持するための前方凹領域と、第1の側方の密封モジュール式ユニットを担持するための第1の側方コンパートメントと、第2の側方の密封モジュール式ユニットを担持するための第2の側方コンパートメントと、前方のモジュール式ユニット及び側方のモジュール式ユニットの、連結されたプリント基板に接続される電気ケーブルを担持するための長形状ストリップと、を有する。コンパートメントは、側方のモジュール式のユニットのレンズを担持するように構成されるスロットを有する。ホルダーは、内部容積の第3の部分占有するように構成される。

20

30

【0075】

任意に、ハウジングは、前方部分と後方部分とを有する。前記画像撮像部品は、前記前方撮像センサと、レンズと、関連する前方プリント基板とを備える、前方の密封モジュール式ユニットを更に備える。前記画像撮像部品は、前記第1の前方撮像センサと、レンズと、関連する第1の側方プリント基板とを備える、第1の側方の密封モジュール式ユニットを更に備える。前記画像撮像部品は、前記第2の前方撮像センサと、レンズと、関連する第2の側方プリント基板とを備える、第2の側方の密封モジュール式ユニットを更に備える。前方プリント基板、第1の側方プリント基板及び第2の側方プリント基板は互いに連結している。前記画像撮像部品は、前面と、第1の側面と、第2の側面と、後方部分とを含むホルダーを更に備える。前面と、第1及び第2の側面とのそれぞれは、前方のモジュール式ユニット及び側方のモジュール式ユニットの、複数のコネクタを受け止めるように構成される、複数の凹部を有する。後方部分は、電力を前方及び側方のモジュール式ユニットに供給するとともに、データを前方及び側方のモジュール式ユニットから伝送するための電気ケーブルを担持するように構成される。前記画像撮像部品は、ホルダーを支持するフレームを更に備える。前記フレームは、前方のモジュール式ユニットを収めるための前方凹領域と、第1の側方のモジュール式ユニットのレンズを担持するように構成されるスロットを有する第1の側面と、第2の側方のモジュール式ユニットのレンズを担持するように構成されるスロットを有する第2の側面とを含む。ホルダー及びフレームは、内

40

50

部容積の第3の部分占有するように構成される。

【0076】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、マルチビュー素子内視鏡の先端部の電子回路基板を開示する。電子回路基板は、1つ以上の光学アセンブリを備え、前記1つ以上の光学アセンブリのそれぞれは、1)少なくとも1つのレンズアセンブリと、2)撮像センサと、を備える。前記1つ以上の光学アセンブリのそれぞれは、前記少なくとも1つのレンズアセンブリ及び撮像センサを支持する。撮像センサは、第1の表面が内視鏡の先端部を向くとともに、反対の第2の表面は内視鏡の先端部から離れる方向を向いた、折り曲げられた姿勢で設置される。第1の表面は前方表面であり、第2の表面は後方表面である。第1の表面は、前記少なくとも1つのレンズアセンブリの関連するレンズアセンブリと、前記少なくとも1つのレンズアセンブリに関連付けられる1つ以上の照明と、前記1つ以上の光学アセンブリを支持するように適合される上方基板及び下方基板と、前記上方基板及び下方基板の、前記1つ以上の照明を支持するための複数の溝と、を受ける。

10

【0077】

任意に、第1の表面はガラス表面である。第2の表面は電子チップを備える。第2の表面はプリント基板を備える。前記1つ以上の光学アセンブリのそれぞれは、1つ以上の照明が生み出した熱に対するヒートシンクの役目を果たす金属フレームである。

【0078】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、マルチビュー素子内視鏡の先端部の電子回路基板を開示する。電子回路基板は、複数のビュー素子ホルダーを備え、それぞれのビュー素子ホルダーは、光学レンズアセンブリ及び関連する撮像センサを支持する。1つ以上の照明は、光学レンズアセンブリに関連付けられる。それぞれのビュー素子ホルダーは、1つ以上の照明を支持するための1つ以上の溝を含む。

20

【0079】

任意に、撮像センサは、第1の前方表面が内視鏡の先端部を向くとともに、反対の第2の後方表面は内視鏡の先端部から離れる方向を向いた、折り曲げられた姿勢で設置される。第1の前方表面は関連する光学レンズアセンブリを受ける。任意に、第1の前方表面はガラス表面である。第2の後方表面は電子チップを備える。第2の後方表面はプリント基板を備える。電子回路基板は上方基板及び下方基板を備える。ビュー素子ホルダーは、1つ以上の照明が生み出した熱に対するヒートシンクの役目を果たす金属フレームである。金属の要素は、前記複数のビュー素子ホルダーの間に設置されて、前記1つ以上の照明に対するヒートシンクとしての機能を果たし、また金属の要素は、ビュー素子ホルダーを上方基板と下方基板との間で固定的に支持する。

30

【0080】

任意に、電子回路基板は、マルチビュー素子内視鏡の先端部の1つ以上のビュー素子ホルダーを備え、前記1つ以上のビュー素子ホルダーのそれぞれは、少なくとも1つの光学レンズアセンブリと、撮像センサと、1つ以上の照明と、1つ以上の照明を支持するための1つ以上の溝とを含む。

【0081】

任意に、先端部は、前方インジェクタと、少なくとも1つの側方インジェクタと、前方噴出口と、少なくとも1つの側方噴出口と、医療用器材を挿入するために構成される前方作業チャンネルとを更に備える。前方噴出口と、前記前方インジェクタとは、互いに隣接し、前記前方作業チャンネルの一方側に位置付けられる。前方噴出口と、前記前方インジェクタとは、前記前方作業チャンネルの両側に位置付けられる。

40

【0082】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、マルチビュー素子内視鏡の先端部のための照明電子回路基板アセンブリを開示する。照明電子回路基板アセンブリは、前方光学アセンブリに関連付けられる、1つ以上の前方照明を支持する前方照明電子回路基板と、1つ以上の側方光学アセンブリに関連付けられる、1つ以上の側方照明を支持する少なくとも1つの側方照明電子回路基板と、上方基板及び下方基板であり、前記前方照明電子

50

回路基板及び少なくとも１つの側方照明電子回路基板を、上方基板及び下方基板の間で保持するように適合される上方基板及び下方基板を備える。前記前方光学アセンブリは、前方レンズアセンブリと、前方撮像センサとを備える。前記１つ以上の側方光学アセンブリのそれぞれは、側方レンズアセンブリと、側方撮像センサとを備える。

【００８３】

任意に、照明電子回路基板アセンブリは、前記前方照明電子回路基板及び前記少なくとも１つの側方照明電子回路基板を支持する、前方部分及び後方部分を有する金属フレームを備える。金属フレームは、前記１つ以上の前方照明及び側方照明に対するヒートシンクの役目を果たす。金属フレームは、Ｈ字型に近似し、前記Ｈ字型のそれぞれの脚から 90° で外側に延在する４つの側方支持壁を有するとともに、２つの前方支持壁は、前記４つの側方支持壁の２つの端部に且つ前記４つの側方支持壁の２つと垂直に配置される。前方照明電子回路基板及び前記少なくとも１つの側方照明電子回路基板は、Ｕ字型に成形される。前方照明電子回路基板は、３つの照明を支持する。前記３つの照明の２つを、前記上方基板と下方基板との間に配置し、前記３つの照明の１つを、前記上方基板の上に設置する。少なくとも１つの側方照明電子回路基板は、２つの照明を支持する。少なくとも１つの側方照明電子回路基板は、２つの側方照明電子回路基板を含み、ある側方照明電子回路基板は前記先端部のどちらかの側部に存在する。先端部は、前方インジェクタと、少なくとも１つの側方インジェクタと、前方噴出口と、側方噴出口と、医療用器材を挿入するために構成される前方作業チャンネルとを更に備える。前方噴出口と、前記前方インジェクタとは、互いに隣接するとともに、前記前方作業チャンネルの一方側に位置付けられる。前方噴出口と、前記前方インジェクタとは、前記前方作業チャンネルの両側に位置付けられる。

【００８４】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、マルチビュー素子内視鏡の先端部のための電子回路基板アセンブリを開示する。電子回路基板は、第１の金属フレームを担持して前方観察ビュー素子を支持するとともに、第２の金属フレームを担持して側方観察ビュー素子を支持するように構成される基板と、前方観察ビュー素子の視野を照射するための、前方照明の３つのセットを担持するように構成される前方パネルを備える前方照明回路基板と、側方観察ビュー素子の視野を照射するための、少なくとも１つのセットの側方照明を担持するように構成される側方パネルを備える側方照明回路基板と、を備える。

【００８５】

任意に、前記前方照明の３つのセットのそれぞれは、２つ、３つ又は４つの照明素子を備える。側方前記照明の少なくとも１つのセットのそれぞれは、２つ、３つ又は４つの照明素子を備える。前方照明回路基板及び前記側方照明回路基板は、Ｕ字型に近似する。基板は、おおよそＬ字型であり、 y 方向及び x 方向に延在する第１の部材と、 y 方向及び x 方向に延在する第２の部材とを備える。第１の部材は、第２の部材と一体的に形成される。前記第１の部材と、前記第２の部材とは、同じ水平面に存在する。前記第２の部材は、前記第１の部材から、実質的に 90° の角度で延在する。前方観察ビュー素子は、前方観察撮像センサ、及び関連するプリント基板を有する対応するレンズアセンブリを備える。側方観察ビュー素子は、側方観察撮像センサ、及び関連するプリント基板を有する対応するレンズアセンブリを備える。前記第１の金属フレーム及び第２の金属フレームの軸線は互いに、 $70 - 135^\circ$ の範囲の角度をなす。前記第１の金属フレーム及び第２の金属フレームの軸線は互いに、 90° の角度をなす。

【００８６】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、マルチビュー素子内視鏡の先端部を開示する。先端部は、前方観察ビュー素子、及び前方観察ビュー素子に関連付けられる前方照明の３つのセットと、側方観察ビュー素子、及び側方観察ビュー素子に関連付けられる側方照明の２つのセットと、電子回路基板アセンブリとを備える。電子回路基板アセンブリは、第１の金属フレームを担持して前方観察ビュー素子を支持するとともに、第２の金属フレームを担持して側方観察ビュー素子を支持するように構成される基板と、前方観

察ビュー素子の視野を照射するための前方照明の3つのセットを担持するように構成される、折り曲げ可能な前方パネル、及び、側方観察ビュー素子の視野を照射するための側方照明のセットを担持するように構成される、側方パネルを備える照明回路基板とを備える。

【0087】

任意に、前方観察ビュー素子は、前方観察撮像センサ、及び関連するプリント基板を有する対応するレンズアセンブリを備える。側方観察ビュー素子は、側方観察撮像センサ、及び関連するプリント基板を有する対応するレンズアセンブリを備える。前記第1の金属フレーム及び第2の金属フレームの軸線は互いに、70 - 135°の範囲内の角度をなす。前記第1の金属フレーム及び第2の金属フレームの軸線は互いに、90°の角度をなす。先端部は、先端カバー及び流体チャネリング要素を更に備える。前記先端部の直径は、11ミリメートル未満である。前記先端部の直径は、10.5ミリメートルである。流体チャネリング要素は、医療用器材を挿入するために適合される前方作業チャンネルと、前記内視鏡が挿入される体腔を洗浄するように適合される前方噴出チャンネルと、前方観察ビュー素子及び関連する照明に向いた、ノズルを有するインジェクタ開口部とを含む。

10

【0088】

任意に、流体チャネリング要素は、側方観察ビュー素子及び関連する照明に向いた、ノズルを有する側方インジェクタ開口部を更に含む。流体チャネリング要素は、少なくとも1つの側方噴出チャンネル開口部を更に含む。前方作業チャンネルを、吸引するように適合させる。前方作業チャンネルの直径は、2.8 - 4.8ミリメートルの範囲である。前方作業チャンネルの直径は、3.2 - 3.5ミリメートルの範囲である。前方作業チャンネルの直径は、3.8 - 4.2ミリメートルの範囲である。

20

【0089】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、少なくとも2つのディスプレイとそれぞれ関連する少なくとも2つの同時に動作する撮像チャンネルを含む、内視鏡システムと機能的に関連するように構成されるインタフェースユニットを開示する。インタフェースユニットは、前記少なくとも2つの撮像チャンネルと機能的に関連付けられて、前記少なくとも2つの撮像チャンネルから同時に受け取られた画像データを含む、画像を生成するように構成される画像プロセッサと、前記画像プロセッサと機能的に関連付けられる、インタフェースユニットのディスプレイとを備える。前記画像プロセッサが生成し、前記少なくとも2つの画像撮像チャンネルからの画像データを含む画像は、前記インタフェースユニットのディスプレイに表示できる。

30

【0090】

任意に、各撮像チャンネルはそれぞれ、画像撮像装置に関連付けられる。インタフェースユニットのディスプレイを実質的に携帯型とする。インタフェースユニットのディスプレイは、前記画像プロセッサと無線で機能的に関連付けられる。画像撮像装置はビデオ画像を撮像し、前記少なくとも2つの撮像チャンネルのそれぞれの前記画像データは、ビデオ画像に対応する入力されるビデオストリームを含む。そして前記画像プロセッサは、前記インタフェースユニットのディスプレイに表示可能な単一のビデオストリームを生成するように構成され、それぞれの入力されるビデオストリームに対応する縮小されたサイズの画像は、前記インタフェースユニットのディスプレイに同時に表示可能される。画像プロセッサは、少なくとも2つの入力されるビデオストリームから単一のビデオストリームを実質的にリアルタイムで生成するように構成される。

40

【0091】

任意に、インタフェースユニットは、ファイル管理システムを動作させるとともにファイルストレージモジュールを備える、インタフェースユニットのコンピュータを更に備え、前記インタフェースユニットのコンピュータは、前記画像プロセッサが生み出した画像のファイルを、前記ファイルストレージモジュールに生成及び保存するように構成される。インタフェースユニットは、ユーザインタフェースモジュールを更に備え、ユーザイン

50

タフェースモジュールによってユーザは前記コンピュータに命令できる。

【0092】

任意に、ユーザインタフェースモジュールは、タッチスクリーンを備える。インタフェースユニットは、少なくともファイルを前記インタフェースユニットと前記コンピュータネットワークとの間で転送するために、前記インタフェースユニットのコンピュータとコンピュータネットワークとの間で通信ができるように構成される通信チャンネルを更に備える。コンピュータネットワークはローカルコンピュータネットワークである。ローカルコンピュータネットワークは病院のネットワークである。コンピュータネットワークはインターネットである。通信チャンネルは、LAN通信インタフェースポートを備え、インターネットプロトコルを動作させる。通信チャンネルは、Wi-Fi通信インタフェースポートを備える。通信チャンネルは、ビデオストリームを出力するために構成される、ビデオ/オーディオ通信インタフェースポートを備える。通信インタフェースポートは、S端子又はコンポジットポートを備える。通信インタフェースポートは、HDMIポートを備える。インタフェースユニットは、前記画像プロセッサが生成したビデオストリームを、前記通信インタフェースポートを通じてネットワークコンピュータへ、実質的にリアルタイムで伝えるように構成される。画像プロセッサは、命令された時に、前記命令の瞬間の、前記撮像チャンネルのそれぞれの実質的に単一のビデオフレームを、キャプチャするように構成され、前記単一のビデオフレームの静止画像を順次含むビデオストリームを、前記通信インタフェースポートを通じて、ネットワークコンピュータへ伝えるように構成され、そのような静止画像のそれぞれは、ビデオストリームに予め決定した期間の間にわたり含まれる。

10

20

【0093】

任意に、インタフェースユニットは、前記画像撮像装置の少なくとも2つに機能的に関連付けられる同期モジュールを更に含む。そして同期モジュールは、前記少なくとも2つの画像撮像装置に対応する、撮像チャンネルの入力されるビデオストリームを同期させるため同期信号を生成するために構成される。

【0094】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、内視鏡システムのインタフェースユニットを使用して画像をキャプチャする方法を開示する。前記内視鏡システムは、複数の同時に動作する撮像チャンネルを含む。前記インタフェースユニットは、インタフェースユニットのディスプレイを有し、画像を、前記複数の撮像チャンネルの各自から受け取って個別にキャプチャすることができる。前記方法は、画像キャプチャイベントを引き起こすステップと、前記複数の撮像チャンネルの第1の撮像チャンネルからの第1の画像を、前記インタフェースユニットのディスプレイに表示するステップと、第1のトリガーパルスを前記インタフェースユニットから画像キャプチャコンピュータへ送信し、前記画像キャプチャコンピュータに通知して、前記第1の画像のデジタルコピーを不揮発性媒体に保存するステップと、前記複数の撮像チャンネルの第2の撮像チャンネルからの第2の画像を、前記インタフェースユニットのディスプレイに表示するステップと、第2のトリガーパルスを前記インタフェースユニットから画像キャプチャコンピュータへ送信し、前記画像キャプチャコンピュータに通知して、前記第2の画像のデジタルコピーを不揮発性媒体に保存するステップと、を含み、前記第1及び第2の画像は、順次キャプチャされ保存され、前記第1及び第2の画像の元のアスペクト比が保たれる。

30

40

【0095】

任意に、画像キャプチャイベントを引き起こす前記ステップを、前記内視鏡システムの内視鏡のボタンを押すことで遂行する。画像キャプチャイベントを引き起こす前記ステップを、前記インタフェースユニットのボタンを押すことで遂行する。インタフェースユニットのディスプレイはタッチスクリーンを含み、画像キャプチャイベントを引き起こす前記ステップを、前記タッチスクリーンの一部を押すことで遂行する。インタフェースユニット及び前記キャプチャコンピュータを、シリアル接続によって接続する。

【0096】

50

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部分の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応するビデオを表示するシステムを開示する。当該システムは、左側方観察ビュー素子からの第1のビデオを表示するための、左側方ワイドスクリーンモニタと、前方観察ビュー素子からの第2のビデオを表示するための、正形状の中央モニタと、右側方観察ビュー素子からの第3のビデオを表示するための、右側方ワイドスクリーンモニタと、第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、位置合わせし、変調するための主要制御ユニットと、を備え、前記第1のビデオは右揃えされ、前記第3のビデオは左揃えされ、前記左側方モニタ、中央モニタ及び右側方モニタは、連続して設置されて、前記第1、第2及び第3のビデオのそれぞれの各下縁は実質的に同じ高さである。

10

【0097】

任意に、本来のアスペクト比は4:3又は5:4である。主要制御ユニットは、第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、30%以下だけ変調する。主要制御ユニットは、前記第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、5%、10%、15%、20%、25%又は30%だけ変調する。主要制御ユニットは、前記第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、0%だけ変調する。左側方モニタ及び右側方モニタのそれぞれの長縁は、水平である。左側方モニタ、中央モニタ及び右側方モニタを、直線的に設置する。前記右揃えされた第1のビデオの左側の第1の部分と、前記左揃えされた第3のビデオの右側の第2の部分とは、複数の患者関連情報を含む。

20

【0098】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部分の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応するビデオを表示する方法を開示する。当該方法は、左側方観察ビュー素子からの第1のビデオを、左側方ワイドスクリーンモニタに表示するステップと、前方観察ビュー素子からの第2のビデオを、正形状の中央モニタに表示するステップと、右側方観察ビュー素子からの第3のビデオを、右側方ワイドスクリーンモニタに表示するステップと、第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、位置合わせし、変調するステップと、を含み、前記第1のビデオは右揃えされ、前記第3のビデオは左揃えされ、前記第1のビデオ、第2のビデオ及び第3のビデオは、連続的に位置付けられて、前記第1、第2及び第3のビデオの各上縁は実質的に同じ高さである。

30

【0099】

任意に、本来のアスペクト比は4:3又は5:4である。第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、30%以下だけ変調する。前記第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、5%、10%、15%、20%、25%又は30%だけ変調する。前記第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、0%だけ変調する。左側方モニタ及び右側方モニタのそれぞれの長縁は、水平である。左側方モニタ、中央モニタ及び右側方モニタを、直線的に設置する。前記右揃えされた第1のビデオの左側の第1の部分と、前記左揃えされた第3のビデオの右側の第2の部分とは、複数の患者関連情報を含む。

【0100】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部分の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応するビデオを表示するシステムを開示する。当該システムは、左側方観察ビュー素子からの第1のビデオを表示するための、左側方ワイドスクリーンモニタと、前方観察ビュー素子からの第2のビデオを表示するための、中央ワイドスクリーンモニタと、右側方観察ビュー素子からの第3のビデオを表示するための、右側方ワイドスクリーンモニタと、前記第1、第2又は第3のビデオの少なくとも1つの本来のアスペクト比を、位置合わせし、回転させ、変調するための主要制御ユニットと、を備え、前記左側方モニタ、中央モニタ及び右側方モニタは、連続して設置される。前記左側方モニタ、中央モニタ及び右側方モニタは、一体型フレーム容器と一体化される。任意に、左側方モニタ及び右側方モニタを、前記中央モニタを基準として角度“N”を持って設置する。角度“N”を、1

40

50

0 - 30 ° の範囲とすることができる。

【0101】

任意に、本来のアスペクト比は4:3又は5:4である。第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、30%以下だけ変調する。第1及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、5%、10%、15%、20%、25%又は30%だけ変調する。左側方モニタ及び右側方モニタのそれぞれの長縁は、水平である。左側方モニタ、中央モニタ及び右側方モニタを、直線的に設置する。前記右揃えされた第1のビデオの左側の第1の部分と、前記左揃えされた第3のビデオの右側の第2の部分とは、複数の患者関連情報を含む。主要制御ユニットは、前記第1、第2及び第3のビデオの本来のアスペクト比を、0%だけ変調する。左側方及び右側方ワイドスクリーンモニタのそれぞれの長縁は水平であり、前記中央ワイドスクリーンモニタの短縁は水平である。前記左側方、中央及び右側方ワイドスクリーンモニタの下縁は実質的に同じ高さである。第1、第2及び第3のビデオをそれぞれ、右揃え、下揃え及び左揃えする。前記中央ワイドスクリーンモニタ上の表示のために、第2のビデオも回転させる。前記右揃えされた第1のビデオの左側の第1の部分と、前記下揃えされた第2のビデオの上側の第2の部分と、前記左揃えされた第3のビデオの右側の第3の部分とは、複数の患者関連情報を含む。前記左側方ワイドスクリーンモニタ、中央ワイドスクリーンモニタ及び右側方ワイドスクリーンモニタの上縁は、実質的に同じ高さに存在する。第1、第2及び第3のビデオをそれぞれ、右揃え、上揃え及び左揃えする。前記中央ワイドスクリーンモニタ上の表示のために、第2のビデオも回転させる。第1、第2及び第3のビデオをそれぞれ、右揃え、垂直方向で中央揃え、及び左揃えする。左側方ワイドスクリーンモニタ、中央ワイドスクリーンモニタ及び右側方ワイドスクリーンモニタのそれぞれの短縁は、水平である。前記左側方ワイドスクリーンモニタ、中央ワイドスクリーンモニタ及び右側方ワイドスクリーンモニタのそれぞれの重心は、実質的に同じ高さに存在する。第1、第2及び第3のビデオの全てを、下揃えする。第1、第2及び第3のビデオのすべてをそれぞれ、前記左側方、中央及び右側方ワイドスクリーンモニタ上の表示のために、回転させる。前記下揃えされた第1、第2及び第3のビデオの上側の第1、第2及び第3の部分は、複数の患者関連情報を含む。第1、第2及び第3のビデオの全てを、上揃えする。左側方モニタ、中央モニタ及び右側方モニタは、一体型フレーム容器と一体化される。任意に、左側方モニタ及び右側方モニタを、前記中央モニタを基準として角度“N”を持って設置する。角度“N”を、10 - 30 ° の範囲とすることができる。

10

20

30

【0102】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部分の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応するビデオを表示する方法を開示する。当該方法は、左側方観察ビュー素子からの第1のビデオを、左側方ワイドスクリーンモニタに表示するステップと、前方観察ビュー素子からの第2のビデオを、中央ワイドスクリーンモニタに表示するステップと、右側方観察ビュー素子からの第3のビデオを、右側方ワイドスクリーンモニタに表示するステップと、前記第1、第2又は第3のビデオの少なくとも1つの本来のアスペクト比を、位置合わせし、回転させ、変調するステップと、を含み、前記第1、第2及び第3のビデオのそれぞれの上縁及び下縁は、直線的に連続である。

40

【0103】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部分の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応する第1、第2及び第3のビデオを表示するシステムを開示する。当該システムは、モニタと、第1、第2及び第3のビデオを組み合わせて、単一合成ビデオフレームとするための主要制御ユニットと、を備え、前記単一合成ビデオフレームは、前記左側方観察ビュー素子、中央観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子の結合された視野を表し、前記主要制御ユニットは、前記モニタ上の連続的な表示のために、前記単一合成ビデオフレームをスライスして、変調された左方、中央及び右方ビデオフレームを生成し、前記変

50

調された左方及び右方ビデオフレームを、前記変調された中央ビデオフレームに対して傾けたまま表示する。

【0104】

任意に、中央ビデオフレームは、単一合成ビデオフレームの結合された視野の中心の両側の総計 X° の眺めを含み、左方ビデオフレーム及び右方ビデオフレームはそれぞれ、単一合成ビデオフレームの残る左方部分及び右方部分を含む。 X は約 15° である。 X は 15° から 30° 以下の範囲である。左方、中央及び右方ビデオフレームは、黒色画像のストライプによって分離されている。黒色画像のストライプの幅は、6 インチ (0.1524 メートル) 以下である。本来のアスペクト比は 4 : 3 又は 5 : 4 である。主要制御ユニットは、左方、中央及び右方のビデオフレームを、30% 以下だけ変調する。

10

【0105】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部分の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応する第 1、第 2 及び第 3 のビデオを表示する方法を開示する。当該方法は、

第 1、第 2 及び第 3 のビデオを組み合わせて、単一合成ビデオフレームとするステップと、

モニタ上の連続的な表示のために、前記単一合成ビデオフレームをスライスして、変調された左方、中央及び右方ビデオフレームを生成するステップと、

を含み、

前記単一合成ビデオフレームは、前記左側方観察ビュー素子、中央観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子の結合された視野を表し、

20

前記変調された左方及び右方ビデオフレームを、前記変調された中央ビデオフレームに対して傾けたまま表示する。

【0106】

任意に、中央ビデオフレームは、単一合成ビデオフレームの結合された視野の中心の両側の総計 X° の眺めを含み、左方ビデオフレーム及び右方ビデオフレームはそれぞれ、単一合成ビデオフレームの残る左方部分及び右方部分を含む。 X は約 15° である。 X は 15° から 30° 以下の範囲である。左方、中央及び右方ビデオフレームは、黒色画像のストライプによって分離されている。黒色画像のストライプの幅は、6 インチ (0.1524 メートル) 以下である。

30

【0107】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応する第 1、第 2 及び第 3 のビデオの 1 つを表示するシステムを開示する。当該システムは、モニタと、前記第 1、第 2 及び第 3 のビデオの選択された 1 つをスライスして、前記モニタ上の連続的な表示のために、変調された左方、中央及び右方ビデオフレームを生成するための主要制御ユニットと、を備え、前記変調された左方及び右方ビデオフレームを、前記変調されたビデオフレームに対して傾けたまま表示する。

【0108】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、本来のアスペクト比で生成された、内視鏡の先端部分の左側方観察ビュー素子、前方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子に対応する第 1、第 2 及び第 3 のビデオの 1 つを表示する方法を開示する。当該方法は、モニタ上の表示のために、前記第 1、第 2 及び第 3 のビデオの 1 つを選択するステップと、前記モニタ上の連続した表示のために、前記第 1、第 2 及び第 3 のビデオの前記選択された 1 つをスライスして、変調された左方、中央及び右方ビデオフレームを生成するステップと、を含み、前記変調された左方及び右方ビデオフレームを、前記変調された中央ビデオフレームに対して傾けたまま表示する。

40

【0109】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、擬似的に同時の、 N (1 よりも大きい) 個の眺めを提供するように構成される内視鏡を開示する。前記内視鏡は、前記 N 個の

50

眺めに関連付けられる方向からの光を集めるように構成されるN個の光学システムを備え、M(Nより小さい)個の画像撮像装置を更に備える。前記画像撮像装置は、前記N個の光学システムが集めた光を撮像するように構成され、それによって、N個の眺めを擬似的に同時に提供する。任意に、前記M個の画像撮像装置の少なくとも1つは、CCDを備える。Mは、おおよそ1である。画像撮像装置は、単一の感光平面を備える。光学システムのそれぞれは、集めた光を前記感光平面に関連する部分へ運ぶように構成される。Nは、おおよそ3である。第1の光学システムは、前記感光面に実質的に面する第1の方向からの光を集め、第2の光学システム及び第3の光学システムはそれぞれ、前記第1の方向に実質的に垂直な方向からの光を集める。前記光学システムの少なくとも2つは、集めた光を前記感光平面の同じ部分へ運ぶように構成される。

10

【0110】

任意に、内視鏡は、前記少なくとも2つの光学素子にそれぞれ対応する、少なくとも2つの姿勢に制御可能に位置付けられるように構成される、段階的な回転光学素子を更に備える。そのような各姿勢において、前記段階的な回転光学素子は、前記それぞれの光学システムから集めた光を、前記感光平面の前記部分へ運ぶことができる。段階的な回転光学素子は、鏡を備える。鏡は半透明の部分を含む。段階的な回転光学素子は、レンズを備える。内視鏡は、前記段階的な回転光学素子と同期して開閉するように動作可能な、少なくとも1つのシャッターを更に備える。画像撮像装置は、N個の感光平面を備え、前記光学システムのそれぞれは、光を、前記N個の感光平面の1つへそれぞれ運ぶように構成される。画像撮像装置は実質的に硬性であり、前記N個の感光平面は互いに対して一定の角度で傾いている。画像撮像装置は、実質的に軟性の部分を含み、当該軟性の部分によって、前記N個の感光平面の1つの、前記N個の感光平面の他の1つに対する角度を、制御可能に傾けることができる。画像撮像装置は、背中合わせに位置合わされる2つの感光平面を含み、その結果、2つの感光平面は実質的にそれぞれ反対の方向を向く。Mは1よりも大きく、Nは2よりも大きく、前記光学システムの少なくとも2つは、光を、前記光学撮像装置の1つの感光平面素子上へ運ぶ。Mは2に等しく、Nは3に等しい。

20

【0111】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、内視鏡先端部分を開示する。内視鏡先端部分は、前記先端部分の前面に位置付けられる第1のレンズと、前記先端部分の側部に位置付けられる第2のレンズと、前記先端部分の側部且つ前記第2のレンズの実質的に反対側に位置付けられる第3のレンズと、複数の感光面を有する撮像素子と、光を前記第1のレンズから前記複数の感光面の1つへ向けるための第1のライトガイドと、光を前記第2のレンズから前記複数の感光面の2番目へ向けるための第2のライトガイドと、光を前記第3のレンズから前記複数の感光面の3番目へ向けるための第3のライトガイドと、を備え、前記第1、第2及び第3のライトガイドのそれぞれを通過する光波は、互いに分離されている。

30

【0112】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、内視鏡先端部分を開示する。内視鏡先端部分は、前記先端部分の前面に位置付けられる第1のレンズと、前記先端部分の側部に位置付けられる第2のレンズと、前記先端部分の側部且つ前記第2のレンズの実質的に反対側に位置付けられる第3のレンズと、第1の感光面を有する第1の撮像素子と、複数の感光面を有する第2の撮像素子と、光を前記第1のレンズから前記第1の撮像素子の前記第1の感光面へ向けるための第1のライトガイドと、光を前記第2のレンズから前記第2の撮像素子の前記複数の感光面の1番目へ向けるための第2のライトガイドと、光を前記第3のレンズから前記第2の撮像素子の前記複数の感光面の2番目へ向けるための第3のライトガイドと、を備え、前記第1、第2及び第3のライトガイドのそれぞれを通過する光波は、互いに分離されている。

40

【0113】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、内視鏡先端部分を開示する。内視鏡先端部分は、前記先端部分の前面に位置付けられる第1のレンズと、前記先端部分の側部

50

に位置付けられる第2のレンズと、前記先端部分の側部且つ前記第2のレンズの実質的に反対側に位置付けられる第3のレンズと、第1の側面及び第2の側面を有する両側性の撮像素子であり、前記第1の側面は、前記第2の側面の実質的に反対側であり、さらに前記第1の側面は第1の感光面を備え、前記第2の側面は複数の感光面を備える、両側性の撮像素子と、光を前記第1のレンズから前記両側性の撮像素子の前記第1の側面の前記第1の感光面へ向けるための第1のライトガイドと、光を前記第2のレンズから前記両側性の撮像素子の前記第2の側面の前記複数の感光面の1番目へ向けるための第2のライトガイドと、光を前記第3のレンズから前記両側性の撮像素子の前記第2の側面の前記複数の感光面の2番目へ向けるための第3のライトガイドと、を備え、前記第1、第2及び第3のライトガイドのそれぞれを通過する光波は、互いに分離されている。

10

【0114】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、ユーティリティケーブルを使用して内視鏡の画像撮像部品に接続される主要制御ユニットを開示する。画像撮像部品は、関連する少なくとも1つの前方照明と一緒に、前方ビュー素子と、関連する少なくとも1つの第1の側方照明と一緒に、第1の側方ビュー素子と、関連する少なくとも1つの第2の側方照明と一緒に、第2の側方ビュー素子とを備える。主要制御ユニットは、カメラ回路基板と、電源と、電子メモリと、複数のインタフェースと、更なる処理素子とを備えるビデオ処理システム、並びに、ユーティリティケーブルを通して延びて、前記前方ビュー素子と、側方ビュー素子と、関連する照明とを、カメラ回路基板と接続する電気ケーブルを備える。N個の信号を、カメラ回路基板と画像撮像部品との間で伝送するように構成する。N個の信号からの、M個の信号のセットを共有して、 $N < 36$ とし、カメラ基板はM個の信号を処理して、ビュー素子のそれぞれに特有な信号を生成する。

20

【0115】

任意に、M個の信号は、ビュー素子のための同期信号を含む。M個の信号は、ビュー素子のためのクロック信号を含む。M個の信号は、ビュー素子の電圧を供給する。電気ケーブルの直径は、2から2.5ミリメートルの範囲である。

【0116】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、画像撮像部品又は先端部分を開示し、画像撮像部品の最大体積は、 2.75 cm^3 から 3.5 cm^3 の範囲であり、ビュー素子のそれぞれは、 120 から 180° の範囲の視野角を生み出すように構成され、被写界深度は3ミリメートルから100ミリメートルの範囲であり、非球面要素へ依存しない周辺ディストーションは80%未満であり、最大焦点長は1から1.4ミリメートルの範囲である。任意に、被写界深度は3.5ミリメートルから50ミリメートルの範囲である。画像撮像部品の最大体積は、 3.12 cm^3 であり、前記ビュー素子の最大焦点長は約1.2ミリメートルである。前方ビュー素子、及び側方ビュー素子の少なくとも1つの視野は、3から100ミリメートルの範囲の被写界深度にわたって交差する。前方ビュー素子、及び側方ビュー素子の少なくとも1つの視野は、側方ビュー素子から15ミリメートル以下の距離で交差する。

30

【0117】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、複数のビュー素子を有する内視鏡を動作させる方法を開示する。当該方法は、内視鏡の先端部の前方パネルに配置される前方向きビュー素子を使用して、前方の眺めを生み出すステップと、前記先端部の先端側端部に配置された、又は前記先端部の先端側端部に近接して配置された、1つ以上の側方向向きビュー素子を使用して、1つ以上の側方の眺めを生み出すステップと、前記前方の眺め及び側方の眺めを、少なくとも1つのディスプレイ上にリアルタイムで表示するステップと、内視鏡のハンドルのインタフェースとの対話に基づいて、どのディスプレイが選択されているを示すデータを生成するステップと、生成されたデータに基づいて、少なくとも1つのディスプレイ上の、前記前方の眺めと、側方の眺めとの間で切り替えるステップと、を含み、前記前方ビュー素子及び1つ以上の側方ビュー素子の視野が重複する。

40

【0118】

50

任意に、ハンドルは複数のボタンを備え、前記ボタンの操作によって、前記ディスプレイに、前記前方の眺め及び側方の眺めの少なくとも一方において、画像にズームインし画像からズームアウトさせ、画像を録画させ、画像をキャプチャさせ、又は画像を静止させる。前方の眺め及び側方の眺めを、単一のスクリーンに表示する。前方の眺め及び側方の眺めを、異なるスクリーンに表示する。ハンドルは複数のボタンを備え、前記ボタンの操作によって、前記少なくとも1つのディスプレイに、前記前方の眺め及び側方の眺めの全てにおいて同時に、画像を録画させ、画像をキャプチャさせ、又は画像を静止させる。

【0119】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、複数のビュー素子を有する内視鏡を動作させる方法を開示する。当該方法は、内視鏡の先端部に配置される前方向きビュー素子を使用して、前方の眺めを生み出すステップと、前記先端部の先端側端部に配置された、又は前記先端部の先端側端部に近接して配置された、少なくとも1つの側方向きビュー素子を使用して、少なくとも1つの側方の眺めを生み出すステップと、前記前方の眺め及び側方の眺めを、少なくとも1つのディスプレイ上に同時且つリアルタイムで表示するステップと、内視鏡ハンドルの少なくとも1つのボタンの操作に基づいて、どのディスプレイが選択されているかを示すデータを生成するステップと、録画、拡大縮小又は静止から選択される少なくとも1つの動作を行うステップと、を含み、前記少なくとも1つの選択された動作を、生成されたデータに基づいて、前方の眺め、少なくとも1つの側方の眺め、又は前方の眺めと少なくとも1つの側方の眺めとの両方に対して行い、前記少なくとも1つの選択された動作に関する、少なくとも1つのアイコン又は指標も表示する。

【0120】

任意に、当該方法は、時間に基づいた、解剖学的領域を通り抜ける内視鏡の進行過程を視覚的に表すタイマーを表示するステップを更に含む。内視鏡が進行するときに、タイマーは予め設定した量の時間から秒読みする。

【0121】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、複数のビュー素子を有する内視鏡を開示する。当該内視鏡は、内視鏡の先端部に配置された、前方の眺めを生み出すための前方向きビュー素子と、前記先端部の先端側端部に配置された、又は前記先端部の先端側端部に近接して配置された、少なくとも1つの側方の眺めを生み出すための少なくとも1つの側方向きビュー素子と、前記前方の眺め及び側方の眺めを同時且つリアルタイムで表示するための、1つ以上のディスプレイと、どのディスプレイが選択されているかを示すデータを生成するために操作できる、内視鏡ハンドルの少なくとも1つのボタンと、録画、拡大縮小又は静止から選択される、少なくとも1つの動作を行うための処理手段と、を備え、少なくとも1つの選択された動作を、生成されたデータに基づいて、前方の眺め、少なくとも1つの側方の眺め、又は前方の眺めと少なくとも1つの側方の眺めとの両方に対して行い、前記少なくとも1つの選択された動作に関する、少なくとも1つのアイコン又は指標も表示する。任意に、処理手段は、FPGAプロセッサと、MPDGデジタル信号プロセッサとを備える。

【0122】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、前方向きビュー素子と2つの側方向きビュー素子とを有する先端部を含む、内視鏡アセンブリの移動経路を可視化する方法を開示する。当該方法は、内視鏡アセンブリを体腔の内腔に挿入するステップと、内腔を通して内視鏡アセンブリを移動させるステップと、内視鏡アセンブリを操作して、前方向きビュー素子及び側方向きビュー素子のそれぞれからのビデオ出力を、少なくとも1つのモニタ上へ表示するステップと、内腔を通して内視鏡アセンブリを操作するステップと、内視鏡アセンブリが複数の接合点によって遮られる時に、内腔を通して内視鏡アセンブリを誘導するステップと、を含み、前記内腔は移動経路を画定し、前記移動経路は前記複数の接合点を含み、当該接合点で移動経路が実質的に変わり、前記ビデオ出力は、体腔内の移動経路を表し、前記誘導するステップは、前記少なくとも1つのモニタ上の少なくとも1つの視覚的な強調によって案内される。

【 0 1 2 3 】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、サービスチャンネルコネクタを開示する。サービスチャンネルコネクタは、コネクタの先端側端部に位置付けられる少なくとも1つのサービスチャンネル開口部と、コネクタの先端側端部に位置付けられる作業チャンネル開口部と、第1の部分、第2の部分及び第3の部分を含む前方壁と、第1の部分、第2の部分及び第3の部分を含む後方壁であり、それぞれの部分は、実質的に平坦な面を有する、後方壁と、2つの側方壁と、を含む。前記作業チャンネル開口部を通じて医療機器を挿入するために、前記サービスチャンネル開口部と作業チャンネル開口部とは、中間チャンネルによって連通され、作業チャンネル開口部は、内視鏡の挿入チューブと連結される。

10

【 0 1 2 4 】

任意に、請求項1のサービスチャンネルコネクタで、前記前方壁の前記第1、第2及び第3の部分は、互いに角度を持ってそれぞれ接続される4つの部分を含み、前記後方壁の前記第1、第2及び第3の部分は実質的に、表面窪みがない直線状で長方形状である。2つの側方壁は、“Y字型”に近似する。サービスチャンネルコネクタは、吸引チャンネルを更に含む。中間チャンネルは、サービスチャンネルである。中間チャンネルは、サービスチャンネル及び吸引チャンネルから形成される結合チャンネルである。サービスチャンネルコネクタは、第1の部品と第2の部品とを備える。前記第1及び第2の部品を互いに固定的に接続して、サービスチャンネルコネクタを形成する。第1の部品と第2の部品とを、レーザ溶接プロセスを使用することで、一緒に接合する。第2の部品は、第1の部品の鏡像である。第1の部品と第2の部品とを、2つの部品の間の継ぎ目沿いに隙間を残さずに、2つの部品の1つ以上の縁を位置合わせすることによって、一緒に接合する。第1の部品と第2の部品とを、ミリング加工を使用して製造する。第1の部品と第2の部品とは、滑らかな内部表面を含む。前記手元側端部から前記先端側端部まで、後方壁に沿って測定した場合の、コネクタの長さは、約15 - 21ミリメートルの範囲である。作業チャンネル開口部の内径は、約2.5 - 8ミリメートルの範囲である。

20

【 0 1 2 5 】

上述した実施形態のいずれかと関連して、本願は、内視鏡を制御ユニットに接続するためのハンドルを備える内視鏡アセンブリを開示する。ハンドルは、Y字型のサービスチャンネルコネクタを備え、Y字型のサービスチャンネルコネクタは、第1の部品及び第2の部品を備え、それぞれの部品は、中間チャンネルによって作業チャンネル開口部と連結される、サービスチャンネル開口部を少なくとも備え、中間チャンネルは、作業チャンネル開口部を通して医療機器を挿入するためのものである。前記第1及び第2の部品を互いに固定的に接続して、サービスチャンネルコネクタを形成し、第1の部品は、第2の部品の鏡像である。それぞれの部品は、吸引チャンネルを更に含む。中間チャンネルは、サービスチャンネルである。中間チャンネルは、サービスチャンネル及び吸引チャンネルから形成される結合チャンネルである。第1の部品と第2の部品とを、レーザ溶接プロセスを使用することで、互いに固定的に接続する。

30

【 0 1 2 6 】

任意に、少なくとも1つのサービスチャンネル開口部を、サービスチャンネルコネクタの最上部の手元側端部に残し、少なくとも1つの作業チャンネル開口部を、サービスチャンネルコネクタの底部の先端側端部に残して、第1の部品と第2の部品とを互いに固定的に接続する。少なくとも1つのサービスチャンネル開口部は、1つ以上の医療機器を、作業チャンネル開口部によって、内視鏡の挿入チューブに挿入するために使用される。第1の部品と第2の部品とを、2つの部分の間の接合の線沿いに隙間を残さずに、2つの部分の1つ以上の縁を位置合わせすることによって、互いに固定的に接続する。第1の部品と第2の部品とを、ミリング加工を使用して製造する。第1の部品及び第2の部品の内部表面は、滑らかである。

40

【 0 1 2 7 】

目下開示した実施形態は、複数の革新的な医療行為を可能とする。ある実施形態では、

50

本明細書は、改善された内視鏡的粘膜切除の手順を開示する。当該手順は、内視鏡を体腔内に挿入して、前記内視鏡の先端部分を標的組織に隣接させて位置付けるステップと、前記内視鏡の前方作業チャンネルを通じて注射針を挿入して、前記注射針を前記対象組織の最も近くに位置付けるステップと、前記注射針を使用して、流体を対象組織に注入するステップと、把持鉗子装置を、内視鏡の第1の側方サービスチャンネルを通じて挿入するステップと、剥離装置を、内視鏡の第2の側方サービスチャンネルを通じて挿入するステップと、対象組織を体腔の粘膜下組織から剥離させるステップと、剥離ツールを第2の側方サービスチャンネルから引き出すステップと、回収ネットを、内視鏡の第2の側方サービスチャンネルを通じて挿入するステップと、把持鉗子を使用して、剥離した対象組織を回収ネット内に配置するステップと、を含む。任意に、剥離装置をスネア、ニードル、ナイフ又は他のカッティングツールとする。

10

【0128】

別の実施形態では、本願は、別の改善された内視鏡的粘膜切除の手順を開示する。当該手順は、内視鏡を体腔内に挿入して、前記内視鏡の先端部分を標的組織に隣接させて位置付けるステップと、前記内視鏡の第1のチャンネルを通じて注射針を挿入して、前記注射針を前記対象組織の最も近くに位置付けるステップと、前記注射針を使用して、流体を対象組織に注入するステップと、把持鉗子装置を、内視鏡の第2のチャンネルを通じて挿入するステップと、剥離装置を、内視鏡の第3のチャンネルを通じて挿入するステップと、対象組織を体腔の粘膜下組織から剥離させるステップと、剥離ツールを第3のチャンネルから引き出すステップと、回収ネットを、第3のチャンネルを通じて挿入するステップと、把持鉗子を使用して、剥離した対象組織を回収ネット内に配置するステップと、を含む。任意に、剥離装置をスネア、ニードル、ナイフ又は他のカッティングツールとする。

20

【0129】

別の実施形態では、本願は、別の改善された内視鏡的逆行性胆道膵管造影の手順を開示する。当該手順は、内視鏡を体腔内に挿入して、内視鏡を標的乳頭の最も近くに位置付けるステップと、ガイドワイヤを、前方作業チャンネル等の、第1のチャンネルを通じて挿入するステップと、把持器を、2つの側方サービスチャンネルの1つ等の、第2のチャンネルを通じて挿入するステップと、把持器を使用して、乳頭を、ガイドワイヤによる乳頭へのカニューレションを容易にするための位置に位置付けるステップと、括約筋切開刀を、2つの側方サービスチャンネルの2番目等の、第3のチャンネルを通じて挿入するステップと、括約筋切開刀を使用して、乳頭を切開するステップと、括約筋切開刀を引き出すステップと、バルーンをガイドワイヤによって挿入するステップと、バルーンを乳頭に位置付け、バルーンを膨張させて括約筋を拡張させるステップと、他の装置を第3のチャンネルを通じて挿入して、作業を行うステップと、を含む。任意に、他の装置を、結石用バスケット、ステント、注射針、アブレーション装置、生検鉗子及び/又はサイトロギーブラシとすることができる。

30

【0130】

本明細書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。

【図面の簡単な説明】

40

【0131】

【図1A】いくつかの実施形態に従う、マルチカメラ内視鏡システムの半絵画図を表す。

【図1B】マルチカメラ内視鏡システムの主要制御ユニットの制御パネルのある実施形態の斜視図を表す。

【図1C】いくつかの実施形態に従う、複数ビュー素子の先端部の第1の構造の斜視図を表す。

【図1D】いくつかの実施形態に従う、複数ビュー素子の先端部の第2の構造の斜視図を表す。

【図1E】いくつかの実施形態に従う、複数ビュー素子の先端部の第3の構造の斜視図を表す。

50

【図 1 F】いくつかの実施形態に従う、複数ビュー素子の先端部の第 4 の構造の斜視図を表す。

【図 1 G】いくつかの実施形態に従う、マルチカメラ内視鏡の斜視図を表す。

【図 1 H】他の実施形態に従う、マルチカメラ内視鏡の斜視図を表す。

【図 1 I】いくつかの実施形態に従う、マルチカメラ内視鏡の先端部の第 1 の断面図を表す。

【図 1 J】いくつかの実施形態に従う、マルチカメラ内視鏡の先端部の第 2 の断面図を表す。

【図 2 A】一実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の分解斜視図を表す。

【図 2 B】別の実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の分解斜視図を表す。

【図 3 A】第 1 の実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 3 B】第 2 の実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 4 A】第 3 の実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 4 B】第 4 の実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 4 C】いくつかの実施形態に従う、内視鏡アセンブリの対応する先端カバーの分解図と共に、流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 5 A】図 6 1 A の先端部の流体チャネリング要素の第 1 の斜視図を表す。

【図 5 B】図 6 1 A の先端部の流体チャネリング要素の第 2 の斜視図を表す。

【図 6 A】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 6 B】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 6 C】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 7】本明細書の一実施形態に従い、流体チャネリング要素を表す、内視鏡アセンブリの先端部の斜視図を示す。

【図 8】現在の明細書の一実施形態に従う内視鏡の先端部の内側部分の手元側等角図を概略的に描写する。

【図 9 A】現在の明細書の第 1 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の内部へのガス注入及び / 又は洗浄 (I / I) チャンネルの多岐管を有する内視鏡の部分的に分解された先端部を概略的に描写する。

【図 9 B】現在の明細書の第 1 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の内部への I / I チャンネル多岐管を有する、先端部の内側部分の等角断面を概略的に図示する。

【図 9 C】現在の明細書の第 1 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の内部への I / I チャンネル多岐管を有する、先端部の内側部分の一体型流体チャネリング要素の等角断面を概略的に図示する。

【図 9 D】現在の明細書の第 1 の実施形態に従い、一体型流体チャネリング要素の内部への I / I チャンネル多岐管を有する一体型流体チャネリング要素を表す、先端部の内側部分の別の等角断面図を概略的に描写する。

【図 10 A】現在の明細書の第 2 の実施形態に従う、先端部の一体型流体チャネリング要素の部分的に内部且つ部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する内視鏡の部分的に分解した先端部の等角面を概略的に描写する。

【図 10 B】現在の明細書の第 2 の実施形態に従う、先端部の一体型流体チャネリング要素の部分的に内部且つ部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する先端部の内側部分の等角面を概略的に描写する。

【図 10 C】現在の明細書の第 2 の実施形態に従う、先端部の一体型流体チャネリング要

10

20

30

40

50

素の部分的に内部且つ部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する先端部の内側部分の等角断面を概略的に描写する。

【図 1 1 A】現在の明細書の第 3 の実施形態に従う、先端部の一体型流体チャネリング要素の部分的に内部且つ部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する内視鏡の部分的に分解した先端部の等角面を概略的に描写する。

【図 1 1 B】現在の明細書の第 3 の実施形態に従う、先端部の内側部分の一体型流体チャネリング要素の部分的に内部且つ部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する先端部の内側部分の等角面を概略的に描写する。

【図 1 1 C】現在の明細書の第 3 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の等角断面図を概略的に描写する。

【図 1 1 D】現在の明細書の第 3 の実施形態に従う、先端部の内側部分の一体型流体チャネリング要素の部分的に内部且つ部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する先端部の内側部分の別の等角断面図を概略的に描写する。

【図 1 2 A】現在の明細書の第 4 の実施形態に従う、先端部の内側部分の一体型流体チャネリング要素の外部への I / I チャンネル多岐管を有する内視鏡の組立てられた先端部の等角断面図を概略的に描写する。

【図 1 2 B】現在の明細書の第 4 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の外部への I / I チャンネル多岐管を有する先端部の内側部分の等角図を概略的に描写する。

【図 1 2 C】現在の明細書の第 4 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の等角断面図を概略的に描写する。

【図 1 3 A】現在の明細書の第 5 の実施形態に従う、先端部の内側部分の一体型流体チャネリング要素の部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する内視鏡の組立てられた先端部の等角図を概略的に描写する。

【図 1 3 B】現在の明細書の第 5 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する先端部の内側部分の等角図を概略的に描写する。

【図 1 3 C】現在の明細書の第 5 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する先端部の内側部分の別の等角図を概略的に描写する。

【図 1 3 D】現在の明細書の第 5 の実施形態に従う、内視鏡先端部の等角断面図を概略的に図示する。

【図 1 4 A】現在の明細書の第 6 の実施形態に従う、先端部の内側部分の一体型流体チャネリング要素の部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する内視鏡の組立てられた先端部の等角図を概略的に描写する。

【図 1 4 B】現在の明細書の第 6 の実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素の部分的に外部への I / I チャンネル多岐管を有する内視鏡の部分的に分解された先端部の等角図を概略的に描写する。

【図 1 5 A】現在の明細書の実施形態に従う、内視鏡の先端部の内側部分の主要部の手元側等角図を概略的に描写する。

【図 1 5 B】現在の明細書の実施形態に従う、図 1 5 A の主要部の等角断面図を概略的に図示する。

【図 1 5 C】現在の明細書の一実施形態に従う、図 1 5 A の主要部と接続する液体チューブ及びガスチューブを有する、主要部の手元側等角図を概略的に図示する。

【図 1 6】現在の明細書の一実施形態に従う、前方ビューカメラと、2 つの側方ビューカメラと、照明光源とを支持する、折り畳み型の軟性の電子回路基板の等角図を概略的に描写する。

【図 1 7】現在の明細書の一実施形態に従う、折り畳み型の軟性の電子回路基板の等角図を概略的に描写する。

【図 1 8】現在の明細書の一実施形態に従う軟性の電子回路基板の、折り畳まれていない平坦な構造における等角図を概略的に描写する。

10

20

30

40

50

【図 19】現在の明細書の実施形態に従い、カメラと、照明光源と、軟性電子回路基板のホルダーとを担持する、折り曲げられた軟性電子回路基板の等角分解図を概略的に描写する。

【図 20】現在の明細書の実施形態に従い、カメラと、照明光源と、軟性電子回路基板のホルダーとを担持する、折り曲げられた軟性電子回路基板の等角組立図を概略的に描写する。

【図 21】現在の明細書の実施形態に従い、カメラと、照明光源と、軟性電子回路基板のホルダーと、流体チャネリング要素とを担持する、折り曲げられた軟性電子回路基板の等角組立図を概略的に描写する。

【図 22】現在の明細書の実施形態に従い、カメラと、照明光源と、軟性電子回路基板のホルダーと、流体チャネリング要素と、先端カバーとを担持する、折り曲げられた軟性電子回路基板の等角組立図を概略的に（分解図で）描写する。

【図 23 A】いくつかの実施形態に従う、折り曲げ可能な電子回路基板の先端部の第 1 の分解図を表す。

【図 23 B】いくつかの実施形態に従う、折り曲げ可能な電子回路基板の先端部の第 2 の分解図を表す。

【図 23 C】いくつかの実施形態に従う、折り曲げ可能な電子回路基板の先端部の第 3 の分解図を表す。

【図 23 D】いくつかの実施形態に従う、折り曲げ可能な電子回路基板（図 23 C に表される折り曲げ可能な電子回路基板等）の先端部の組立斜視図を表す。

【図 24 A】いくつかの実施形態に従うカメラ基板の第 1 の斜視図を表す。

【図 24 B】いくつかの実施形態に従うカメラ基板の第 2 の斜視図を表す。

【図 24 C】いくつかの実施形態に従うカメラ基板の第 3 の斜視図を表す。

【図 25】いくつかの実施形態に従う軟性照明回路基板の斜視図を表す。

【図 26 A】いくつかの実施形態に従う折り曲げ可能な電子回路基板の第 1 の斜視図を表す。

【図 26 B】いくつかの実施形態に従う折り曲げ可能な電子回路基板の第 2 の斜視図を表す。

【図 26 C】いくつかの実施形態に従う折り曲げ可能な電子回路基板の第 3 の斜視図を表す。

【図 26 D】いくつかの実施形態に従う折り曲げ可能な電子回路基板の第 4 の斜視図を表す。

【図 27 A】いくつかの実施形態に従う、内視鏡の先端部の斜視図を表す。

【図 27 B】図 27 A の内視鏡の先端部の流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 28 A】本明細書の一実施形態に従い、流体チャネリング要素と関連し、内視鏡の光学アセンブリ及び照明を支持するように適合された、上方基板及び下方基板を示す図である。

【図 28 B】本明細書の一実施形態に従い、内視鏡の光学アセンブリ及び照明を支持するように適合された、上方基板の平面図を示す。

【図 28 C】本明細書の一実施形態に従い、内視鏡の光学アセンブリ及び照明を支持するように適合された、下方基板の底部側面図を示す。

【図 29 A】図 28 A に表す上面基板を取り除いた場合の、光学アセンブリ、及び下方基板に支持される照明を示す図である。

【図 29 B】照明を取り除いて、図 29 A に示すように下方基板に支持される光学アセンブリの別の図を示す。

【図 29 C】照明を取り除いて、図 29 B に示すように下方基板に支持される光学アセンブリの底面図を示す。

【図 30 A】本明細書の実施形態に従う、撮像センサの 2 つのコンタクト領域を含む撮像センサを示す図である。

【図 30 B】本明細書の一実施形態に従い、撮像センサと連結されるレンズアセンブリを

10

20

30

40

50

示す図である。

【図 3 0 C】本明細書の一実施形態に従い、レンズアセンブリ及び関連する撮像センサを支持し保持するように位置付けられる金属フレームを示す図である。

【図 3 1 A】本明細書の一実施形態に従い、レンズアセンブリと撮像センサと側方照明とを支持するためのビュー素子ホルダーを示す図である。

【図 3 1 B】本明細書の一実施形態に従い、照明を支持するための、ビュー素子ホルダーに形成した溝を示す図である。

【図 3 2 A】本明細書の一実施形態に従う、内視鏡の先端に設置されて取り付けられる複数のビュー素子ホルダーが支持する、複数の光学アセンブリを示す図である。

【図 3 2 B】本明細書の一実施形態に従い、上方基板と下方基板とに連結されて、内視鏡の先端の流体チャネリング要素に関連付けられる、図 3 2 A に表すアセンブリを示す図である。

【図 3 3 A】本明細書の一実施形態に従う、内視鏡の前方照明を支持するために適合される、前方照明電子回路基板を示す図である。

【図 3 3 B】本明細書の一実施形態に従い、前方照明電子基板回路及び側方照明電子基板回路と一体化した、上方基板及び下方基板を示す図である。

【図 3 4】本明細書の一実施形態に従い、光学アセンブリ、及び上方基板に支持される照明を、図 3 3 A に表される下面基板を取り除いて示す図である。

【図 3 5 A】本明細書の一実施形態に従い、金属フレームと、図 3 4 に表す照明回路基板とを、光学アセンブリ及び上方基板を取り除いて示す図である。

【図 3 5 B】本明細書の一実施形態に従い、金属フレームを、図 3 4 に表す照明回路基板を取り除いて示す図である。

【図 3 6】本明細書の一実施形態に従う、前方照明電子回路基板を示す図である。

【図 3 7】本明細書の一実施形態に従う、側方照明電子回路基板を示す図である。

【図 3 8 A】本明細書の一実施形態に従う電子回路基板アセンブリの基板を示す図である。

【図 3 8 B】本明細書の一実施形態に従い、電子回路基板アセンブリの、前方観察ビュー素子及び側方観察ビュー素子を支持するための、第 1 の金属フレーム及び第 2 の金属フレームを示す図である。

【図 3 8 C】本明細書の一実施形態に従い、電子回路基板アセンブリの基板に設置される金属フレームを有する、第 1 の中間アセンブリを示す図である。

【図 3 8 D】電子回路基板アセンブリへ統合するための、第 1 のプリント基板及び第 2 のプリント基板のある実施形態を示す図である。

【図 3 8 E】本明細書の一実施形態に従い、プリント基板を第 1 の中間アセンブリに取付けることで形成される第 2 の中間アセンブリを示す図である。

【図 3 8 F】本明細書の一実施形態に従う、複数のコネクタピンを有する撮像センサを示す図である。

【図 3 8 G】撮像センサを第 2 の中間アセンブリに取付けることで形成された第 3 の中間アセンブリのある実施形態を示す図である。

【図 3 8 H a】前方照明回路基板のある実施形態を示す図である。

【図 3 8 H b】側方照明回路基板のある実施形態を示す図である。

【図 3 8 I】本明細書のある実施形態の電子回路基板アセンブリの組立図を示す図である。

【図 3 8 J】流体チャネリング要素を、図 3 8 I の電子回路基板アセンブリに取付けることで形成される、内視鏡の先端部のある実施形態を示す図である。

【図 3 8 K】図 3 8 J に表される流体チャネリング要素のある実施形態を示す図である。

【図 3 9 A】現在の明細書の典型的な実施形態に従う、複数の視野を有する内視鏡の、頭部の詳細を表す断面図を概略的に描写する。

【図 3 9 B】現在の明細書の別の典型的な実施形態に従う、複数の視野を有する内視鏡のカットアウトの等角断面図を概略的に描写する。

10

20

30

40

50

【図 3 9 C】現在の明細書の典型的な実施形態に従う、複数の視野を有する内視鏡の別のカットアウトの等角断面図を概略的に描写する。

【図 4 0】現在の明細書の典型的な実施形態に従う、カメラ頭部のレンズアセンブリの断面図を概略的に描写する。

【図 4 1 A】現在の明細書の典型的な実施形態に従う、対物レンズシステム内の光伝搬の例を概略的に示す図である。

【図 4 1 B】現在の明細書の典型的な実施形態に従う、対物レンズシステム内の光伝搬の別の例を概略的に示す図である。

【図 4 1 C】現在の明細書の典型的な実施形態に従う、対物レンズシステム内の光伝搬の別の例を概略的に示す図である。

【図 4 2】ある実施形態に従う、モジュール式内視鏡の先端部の様々な要素を表す図である。

【図 4 3】撮像モジュールのためのホルダーのある実施形態を示す図である。

【図 4 4】本明細書のある実施形態に従う、モジュール式撮像ユニットの平面図を示す。

【図 4 5】本明細書のある実施形態に従う、モジュール式撮像ユニットの底面を示す。

【図 4 6】本明細書のある実施形態に従う、側方向きモジュール式撮像ユニットの斜視図を示す。

【図 4 7】本明細書のある実施形態に従う、前方向きモジュール式撮像ユニットの斜視図を示す。

【図 4 8】本明細書のある実施形態に従う、内視鏡先端部の様々な要素のモジュール特性を示す図である。

【図 4 9】本明細書のある実施形態に従う、側方向き撮像モジュールと一緒に組立てられた前方向き撮像モジュールを示す図である。

【図 5 0】本明細書のある実施形態に従う、モジュール式ホルダーを有する組立てられた要素の斜視図を示す。

【図 5 1】モジュール式内視鏡先端部の別の実施形態を示す図である。

【図 5 2】ある実施形態に従う、結合機構及びモジュール式ホルダーの詳細図を示す。

【図 5 3 A】一実施形態に従う、複数の撮像モジュール間の接続機構の第 1 の斜視図を提供する。

【図 5 3 B】一実施形態に従う、複数の撮像モジュール間の接続機構の第 2 の斜視図を提供する。

【図 5 4】本明細書の一実施形態に従う、モジュール式ホルダーの詳細図を示す。

【図 5 5 A】現在の明細書の典型的な実施形態に従い、複数構成要素の先端カバー（分解図で示す）を有する、内視鏡先端部（カメラ及び照明光源を担持する電子回路基板と、流体チャネリング要素とを含む）の等角図を概略的に描写する。

【図 5 5 B】現在の明細書の典型的ないくつかの実施形態に従い、組立てられた複数構成要素の先端カバーを有する、図 5 5 A の先端部の等角図を概略的に描写する。

【図 5 6】現在の明細書の典型的な実施形態に従い、複数要素の先端カバーを有する、内視鏡の先端部（カメラ及び照明光源を担持する電子回路基板と、流体チャネリング要素とを含む）の等角図を概略的に（分解図で）描写する。

【図 5 7】現在の明細書の典型的な実施形態に従う、複数構成要素の先端カバーの分解図を概略的に描写する。

【図 5 8 A】現在の明細書の典型的な実施形態に従い、複数構成要素の先端カバーを有する、内視鏡の先端部（カメラ及び照明光源を担持する電子回路基板と、電子回路ホルダーと、流体チャネリング要素とを含む）の等角図を概略的に（分解図で）描写する。

【図 5 8 B】現在の明細書の典型的な実施形態に従い、複数構成要素の先端カバーを有する、図 5 8 A の先端部の等角図（部分的に分解図で示す）を概略的に描写する。

【図 5 8 C】現在の明細書の典型的な実施形態に従い、組立てられた複数構成要素の先端カバーを有する、図 5 8 A 及び 5 8 B の先端部の等角図を概略的に描写する。

【図 5 9 A】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の側面斜視図を表す。

10

20

30

40

50

【図 5 9 B】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の背面斜視図を表す。

【図 5 9 C】ある実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の側壁の明確に定義された又は深いノッチ／くぼみを表す図である。

【図 6 0 A】いくつかの実施形態に従い、先端部の側方サービスチャンネルを通じて挿入される医療用器材を有する、内視鏡アセンブリの先端部の第 1 の斜視図を表す。

【図 6 0 B】いくつかの実施形態に従い、先端部の側方サービスチャンネルを通じて挿入される医療用器材を有する、内視鏡アセンブリの先端部の第 2 の斜視図を表す。

【図 6 1 A】本明細書の一実施形態に従う、2 つの独立した側方サービスチャンネル開口部を含む内視鏡アセンブリの先端部の斜視図を表す。

【図 6 1 B】一実施形態に従い、先端部の側方サービスチャンネルを通じて挿入される医療用器材を有する、図 6 1 A の内視鏡アセンブリの先端部の第 1 の斜視図を表す。

【図 6 1 C】別の実施形態に従い、先端部の側方サービスチャンネルを通じて挿入される医療用器材を有する、図 6 1 A の内視鏡アセンブリの先端部の第 2 の斜視図を表す。

【図 6 2】図 2 A の内視鏡アセンブリの先端部の分解図を表す。

【図 6 3】本明細書の一実施形態に従う、ごく接近した 2 つの前方作業／サービスチャンネルを含む内視鏡アセンブリの先端部の正面斜視図を表す。

【図 6 4】本明細書の一実施形態に従い、互いに隣接する前方噴出開口部及びノズル開口部を含む、内視鏡の先端部を示す図である。

【図 6 5 A】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口の内視鏡アセンブリの先端部の斜視図を表す。

【図 6 5 B】図 6 5 A の複数噴出口の内視鏡アセンブリの先端部の第 1 の側面斜視図を表す。

【図 6 5 C】図 6 5 A の複数噴出口の内視鏡アセンブリの先端部の第 2 の側面斜視図を表す。

【図 6 5 D】図 6 5 A の複数噴出口の流体チャネリング要素の斜視図を表す。

【図 6 5 E】体腔内部に移動している、図 6 5 A の複数噴出口の内視鏡アセンブリを表す図である。

【図 6 6】本明細書のいくつかの実施形態に従う、側方噴出スプリングラの付属品を表す図である。

【図 6 7 A】ある実施形態に従い、側方光学アセンブリに対する側方噴出開口部の位置を表す図である。

【図 6 7 B】別の実施形態に従い、側方光学アセンブリに対する側方噴出開口部の位置を表す図である。

【図 6 8 A】いくつかの実施形態に従う、内視鏡アセンブリの先端カバーの斜視図を表す。

【図 6 8 B】いくつかの実施形態に従う、内視鏡アセンブリの先端カバーの別の斜視図を表す。

【図 6 9 A】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の斜視図を、先端カバー無しで表す。

【図 6 9 B】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の別の斜視図を、先端カバー無しで表す。

【図 7 0】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の側面図を、先端カバー無しで表す。

【図 7 1】いくつかの実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部の断面図を、先端カバーと共に表す。

【図 7 2】一実施形態に従う内視鏡アセンブリの複数噴出口リングアセンブリを表す図である。

【図 7 3】別の実施形態に従う、内視鏡アセンブリの先端カバー上に設置された複数噴出口リングアセンブリの側面図を表す。

【図 7 4 A】いくつかの実施形態に従う、内視鏡アセンブリの先端カバー上に設置された

10

20

30

40

50

複数噴出口リングアセンブリの斜視図を表す。

【図 7 4 B】いくつかの実施形態に従う、内視鏡アセンブリの先端カバー上に設置された複数噴出口リングアセンブリの別の斜視図を表す。

【図 7 5 A】図 7 4 A 及び 7 4 B の内視鏡アセンブリの先端カバーから分離した、複数噴出口リングアセンブリの斜視図を表す。

【図 7 5 B】図 7 4 A 及び 7 4 B の内視鏡アセンブリの先端カバーから分離した、複数噴出口リングアセンブリの別の斜視図を表す。

【図 7 6 A】いくつかの実施形態に従い、先端カバー及び複数噴出口リングアセンブリを有する、内視鏡アセンブリの先端部の断面図である。

【図 7 6 B】いくつかの実施形態に従い、先端カバー及び複数噴出口リングアセンブリを有する、内視鏡アセンブリの先端部の別の断面図である。

【図 7 7 A】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器のポンプを示す図である。

【図 7 7 B】本明細書の一実施形態に従う、図 7 7 A の複数噴出口分配器のポンプの別の図を示す。

【図 7 7 C】本明細書の一実施形態に従う、図 7 7 A の複数噴出口分配器のポンプの更に別の図を示す。

【図 7 8 A】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器の、分配器のディスクを示す図である。

【図 7 8 B】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器の、分配器のディスクの別の図を示す。

【図 7 9 A】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器と内視鏡との間の接続を示すブロック図である。

【図 7 9 B】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器と内視鏡との間の別の接続を示すブロック図である。

【図 8 0 A】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器の分配器のディスクの断面図を示す。

【図 8 0 B】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器の、分配器のディスクの別の断面図を示す。

【図 8 1 A】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口コントローラを用いる主要コネクタの斜視図を表す。

【図 8 1 B】本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口コントローラの第 1 の制御オプションに対応する、複数噴出口コントローラのシャフトの第 1 の位置を表す図である。

【図 8 1 C】本明細書のある実施形態に従う、複数噴出口コントローラの第 2 の制御オプションに対応する、複数噴出口コントローラのシャフトの第 2 の位置を表す図である。

【図 8 2】本明細書のある実施形態に従う複数カメラの内視鏡の斜視図を表す。

【図 8 3】本明細書のいくつかの例示的な実施形態に従う、常設部から取外した着脱可能な先端部の全断面の斜視図を表す。

【図 8 4】本明細書のいくつかの例示的な実施形態に従う、常設部に取付けられた着脱可能な先端部の全断面の斜視図を表す。

【図 8 5】本明細書のいくつかの例示的な実施形態に従う、常設部から取外した着脱可能な先端部の一部の断面の斜視図を表す。

【図 8 6】本明細書のいくつかの例示的な実施形態に従う、常設部に取付けられた着脱可能な先端部の部分的な断面の斜視図を表す。

【図 8 7 A】いくつかの実施形態の態様に従う、内視鏡システム、及び内視鏡システムに関連付けられるインタフェースユニットを概略的に描写する。

【図 8 7 B】図 8 7 A の内視鏡の先端部の一実施形態を概略的に描写する。

【図 8 8】図 8 7 A のインタフェースユニットの機能ブロック図を概略的に描写する。

【図 8 9】本明細書のある実施形態に従い、手術室で展開される、内視鏡システム及びインタフェースユニットの例示的なレイアウトを概略的に描写する。

【図 9 0】本明細書のある実施形態に従う例示的なビデオ処理アーキテクチャを示すプロ

10

20

30

40

50

ック図である。

【図 9 1 A】本明細書の一実施形態に従い、複数の連続したビデオを表示するためのモニタの第 1 の直線状の構造である。

【図 9 1 B】本明細書の一実施形態に従い、複数の連続したビデオを表示するためのモニタの第 2 の直線状の構造である。

【図 9 1 C】本明細書の一実施形態に従い、複数の連続したビデオを表示するためのモニタの第 3 の直線状の構造である。

【図 9 1 D】本明細書の一実施形態に従い、複数の連続したビデオを表示するためのモニタの第 4 の直線状の構造である。

【図 9 1 E】本明細書の一実施形態に従い、複数の連続したビデオを表示するためのモニタの第 5 の直線状の構造である。

10

【図 9 2 A】複数の連続したビデオを表示するためのモニタの非直線状の構造の第 1 の実施形態である。

【図 9 2 B】複数の連続したビデオを表示するためのモニタの非直線状の構造の第 2 の実施形態である。

【図 9 3 A】本明細書の一実施形態に従い、単一のモニタに表示される、第 1 の連続したビデオフィールドのグループを表す図である。

【図 9 3 B】本明細書の一実施形態に従い、単一のモニタに表示される、第 2 の連続したビデオフィールドのグループを表す図である。

【図 9 4】本明細書の一実施形態に従って、内視鏡先端部のビュー素子が生成し、3つの正形状のモニタ上に表示される、ビデオフィールドのパノラマの眺めを表す図である。

20

【図 9 5 A】複数の眺めを提供するように構成され、単一の画像撮像装置を有する、内視鏡の先端部の実施形態を概略的に描写する図である。

【図 9 5 B】図 9 5 A の画像撮像装置から得られるような、3つのフィールドに分割された画像の一実施形態を概略的に描写する。

【図 9 6】複数の眺めを提供するように構成され、単一の画像撮像装置及び回転可能な素子を有する、内視鏡の先端部の一実施形態を概略的に描写する。

【図 9 7 A】複数の眺めを提供するように構成され、いくつかの感光素子を持つ単一の画像撮像装置を有する、内視鏡の先端部のある実施形態を概略的に描写する。

【図 9 7 B】複数の眺めを提供するように構成され、いくつかの感光素子を持つ単一の画像撮像装置を有する、内視鏡の先端部の別の実施形態を概略的に描写する。

30

【図 9 8】3つの眺めを提供するように構成され、2つの画像撮像装置を有する、内視鏡の先端部の別の実施形態を概略的に描写する。

【図 9 9】3つの眺めを提供するように構成され、単一の両側性の画像撮像装置を有する、内視鏡の先端部の一実施形態を概略的に描写する。

【図 1 0 0】本明細書のある実施形態に従って、それぞれのカメラに対する、共有された信号及び共有されない信号の例示的なセットを列挙する表である。

【図 1 0 1】本明細書のある実施形態に従い、複数の入力及び出力を備えるカメラ回路基板を示す図である。

【図 1 0 2】ある実施形態に従う、ビデオ信号の同期を示すブロック図である。

40

【図 1 0 3】本明細書のある実施形態に従う、ビデオ信号の同期を示す別のブロック図である。

【図 1 0 4】単一の内視鏡とともに動作する複数のディスプレイを備える、ある実施形態を示す図である。

【図 1 0 5 A】本明細書のある実施形態に従う、内視鏡のハンドルの例示的な構造を表す図である。

【図 1 0 5 B】ある実施形態に従う、ディスプレイ上の、ビデオ録画の指標を示す図である。

【図 1 0 6 A】本明細書の別の実施形態に従う、内視鏡のハンドルの別の例示的な構造を表す図である。

50

【図 1 0 6 B】ある実施形態に従う、様々な画像管理構成の指標を示す図である。

【図 1 0 7】単一の内視鏡とともに動作している複数のディスプレイの別の実施形態を示す図である。

【図 1 0 8】本明細書のある実施形態に従う、画像取扱構成の実現の手順を列挙するフローチャートである。

【図 1 0 9】内視鏡手技の間の例示的な重大移動接合点を示す図である。

【図 1 1 0 A】本明細書のある実施形態に従う、表示画像内の興味対象領域の強調を示す図である。

【図 1 1 0 B】前方向きビュー素子と 2 つの側方向きビュー素子とを有する先端部を含む、内視鏡の移動経路を、強調構成を使用することで可視化する方法に関するステップを示すフローチャートである。

【図 1 1 1 A】本明細書の一実施形態に従う、サービスチャンネルポートを備える、内視鏡のハンドルを示す図である。

【図 1 1 1 B】本明細書の一実施形態に従う、図 1 1 1 A に表すサービスチャンネルコネクタの分解図を示す図である。

【図 1 1 2】従来のサービスチャンネルコネクタの図である。

【図 1 1 3 A】本明細書の一実施形態に従う、おおよそ Y 字型の、サービスチャンネルコネクタを示す図である。

【図 1 1 3 B】本明細書の一実施形態に従う、おおよそ Y 字型のサービスチャンネルコネクタの第 1 の部分の外部断面図を示す。

【図 1 1 3 C】本明細書の一実施形態に従う、おおよそ Y 字型のサービスチャンネルコネクタの第 1 の部分の内部断面図を示す。

【図 1 1 3 D】本明細書の一実施形態に従う、おおよそ Y 字型のサービスチャンネルコネクタの第 2 の部分の外部断面図を示す。

【図 1 1 3 E】本明細書の一実施形態に従う、おおよそ Y 字型のサービスチャンネルコネクタの第 2 の部分の内部断面図を示す。

【図 1 1 3 F】本明細書の一実施形態に従い、サービスチャンネルコネクタの第 1 の部分の別の内部 / 断面図を示し、溶接される縁を表す。

【図 1 1 3 G】本明細書の一実施形態に従い、サービスチャンネルコネクタの第 2 の部分の別の内部 / 断面図を示し、溶接される縁を表す。

【発明を実施するための形態】

【0 1 3 2】

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認識するであろう。

【0 1 3 3】

いくつかの実施形態の態様は、2 つ以上のビュー素子を備える先端部を有する内視鏡に関するものである。ある実施形態によれば、ビュー素子の 1 つを、先端部の先端側端部に位置付けて、前方に向けて、残りのビュー素子を、先端部の更に後方に位置付けて、横方に向ける。

【0 1 3 4】

別の実施形態によれば、ビュー素子の 1 つを、先端部の先端側（前方）端面に位置付けて、前方に向けて、残りのビュー素子を、先端部の更に後方に位置付け、横方に向ける。

【0 1 3 5】

別の実施形態によれば、2 つ以上（例えば 3 つ又は 4 つ以上）のビュー素子を、先端部の先端側端部に近接させて位置付け、又は当該先端側端部に位置付けて、側方に向けて、その結果、当該ビュー素子が提供する視野は、前方の眺め及び側方の眺めを包含する。いくつかの実施形態に従う、そのような構造では、先端部の先端側（前方）端面に位置付けられるビュー素子が存在しない（つまり言い換えれば直接前方を向いているビュー素子が存在しない）にもかかわらず、側方カメラの視野により、先端部の前方方向を眺めることができ、それ故に内視鏡の前方部分を眺めることができる。

10

20

30

40

50

【0136】

有利なことに、この構造により、従来の構造と比較して、内視鏡が動作する体腔内に存在する病理的対象物の検出率をより高めることができる。

【0137】

いくつかの実施形態の別の態様は、1つ以上の前方の作業/サービスチャンネルを設置した先端部を有する内視鏡に関するものである。いくつかの実施形態の更なる態様によれば、内視鏡の先端部は、1つ以上の側方の作業/サービスチャンネルを備える。2つ以上の前方及び/又は側方の作業/サービスチャンネルを有する内視鏡の先端部の構造によって、内視鏡の性能を著しく向上させることができ、内視鏡の操作者は複数の医療用器材を同時に用いてより複雑な医療行為を行うことができる。そのような構造はまた、内視鏡の操作者による興味対象物へのアクセスをより改善させることができるとともに、複数の前方及び側方ビュー素子によって処置を眺めながら同時に行う、医療用器材の操作に関してより大きなフレキシビリティを内視鏡の操作者をもたらすことができる。

10

【0138】

いくつかの実施形態の更なる態様は、電子回路基板アセンブリの複数の有利な構造を備える先端部を有する内視鏡に関するものである。これらの構造がとるスペースはより少なくなり、付加的に必要な構成のための容積をより残す。

【0139】

いくつかの実施形態の更なる態様は、前方噴出口に加えて、複数の側方噴出口を備える先端部を有し、内視鏡のフラッシング性能を改善できる内視鏡に関するものである。

20

【0140】

先端部に存在するビュー素子及び任意に他の素子（複数の照明若しくは光源、1つ以上の前方及び/若しくは側方の作業/サービスチャンネル、1つ以上の前方及び側方の噴出チャンネル、側方流体インジェクタ、並びに/又は電子回路基板アセンブリ等）を、有益な効果をもたらしたまま、先端部内の最低限の必要なスペースに適合するように、独自に縮小し、構成し及び収納する。

【0141】

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もない。本明細書で特徴付ける一般的な原理を、本発明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、本発明は、開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、詳細に説明しない。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。

30

40

【0142】

本明細書で使用されるように、不定冠詞「一つの（“a” and “an”）」は、文脈が異なる意味を明示しない限り、「少なくとも1つ」又は「1つ以上」を意味する。

【0143】

本明細書の方法及び/又は装置の実施形態は、選択された作業を、手動、自動又はこれらの組み合わせで、行い又は完了することを含むことができる。本明細書のいくつかの実施形態を、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア又はこれらの組み合わせを含む要素を用いて実装する。いくつかの実施形態では、いくつかの要素を、汎用の要素（汎用のコンピュータ又はオシロスコープ等）とする。いくつかの実施形態では、いくつかの要素を、専用又は特別注文の要素（回路、集積回路又はソフトウェア等）とする。

50

【 0 1 4 4 】

例えば、いくつかの実施形態では、実施形態のいくつかを、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。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／若しく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。

10

【 0 1 4 5 】

明瞭さのために文脈で別個の実施形態と説明した、本明細書のある構成を、ある単一の実施形態で組み合わせることもできることが理解される。逆に、簡潔さのために文脈で単一の実施形態と説明した、本明細書の様々な構成を、別個に提供することもでき、任意の適切なサブコンビネーションで提供することもでき、又は、任意の他の本明細書で説明される実施形態で適切に提供することもできる。様々な実施形態の文脈で説明したある構成は、それらの要素無しでは実施形態が動作しない場合を除いて、それらの実施形態の必須構成とは見なさない。

【 0 1 4 6 】

なお、本明細書で言及されるような用語「内視鏡」は、特にいくつかの実施形態に従う大腸内視鏡を指すが、大腸内視鏡のみに限定されるものではない。用語「内視鏡」は、体の中空の器官又は腔の内部を検査するために使用される任意の器具を指すことができる。

20

【 0 1 4 7 】

同様に注目すべきは、この明細書内に現れる以下のような複数の用語を、同様の要素に適用し又は同様の要素を指すために、区別しないで使用する。

- ・ユーティリティチューブ／ケーブルは、アンビリカルチューブ／ケーブルでもある。

- ・主要制御ユニットは、主要コントローラユニット、主要コントローラ又はヒューズボックスでもある。

30

- ・ビュー素子は、画像撮像装置、ビュー要素、カメラ、テレビカメラ又はビデオカメラでもある。

- ・作業チャンネルは、サービスチャンネルでもある。

- ・照明は、LED又は照明光源でもある。

- ・軟性シャフトは、屈曲部又は椎骨機構でもある。

【 0 1 4 8 】

現在使用されている内視鏡は典型的に、臓器を観察するための前方及び側方ビュー素子と、照明と、ビュー素子のレンズ及び時折照明を洗浄するための流体インジェクタと、処理具を挿入するための作業チャンネルとを有する。一般的に使用される照明は、離れた場所で生成された光を、内視鏡の先端部まで透過する光ファイバーである。発光ダイオード（LED）を照明として使用することも知られている。

40

【 0 1 4 9 】

内視鏡アセンブリの先端部を、患者の体内に、体の自然開口部（口、鼻、尿道、膣又は肛門）を通して挿入することができる。

【 0 1 5 0 】

本明細書の一実施形態に従い、先端カバーは先端部を収容することができる。先端カバーを有する先端部を、椎骨機構が例として挙げられる、屈曲部とも呼ばれる軟性シャフトによって調整又は操作できる。先端カバーは、電子回路基板アセンブリ及び流体チャネリング要素を備える、先端部の内側部分上に適合するとともに、内側部分の内部要素（体腔等）を保護するように構成されることができる。その後内視鏡は、体腔内で診断又は外科

50

手技を行うことができる。先端部は、1つ以上のビュー素子（カメラ等）を担持して、これらの手技の対象である体腔内の領域を観察する。

【0151】

先端カバーは、ビュー素子の光学アセンブリを有するパネルを備えることができる。パネル及びビュー素子は、先端部の前部及び側部に配置される。光学アセンブリは、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、相違する視野を提供することができる。

【0152】

電子回路基板アセンブリを、ビュー素子を担持するように構成することができる。ビュー素子は、パネルの開口部を通じて観察することができる。ビュー素子は撮像センサを備えることができ、当該撮像センサは、例えば電荷結合素子（CCD）撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体（CMOS）撮像センサ等であるが、これらに限定されるものではない。

10

【0153】

電子回路アセンブリを、照明の光学窓を通じて照射することができる、照明を担持するように構成することができる。照明を、ビュー素子と関連付けることができるとともに、ビュー素子の視野を照射するように位置付けることができる。

【0154】

1つ以上の照明は、ビュー素子の視野を照射することができる。一実施形態では、照明を、離れた供給源からの光を伝える光ファイバーの照明とすることができる。光ファイバーは、離れた場所に配置された光源からの光を照明へ伝える光キャリアである。光ファイバーは、挿入チューブに沿って、内視鏡の先端側端部の先端部と、手元側端部のハンドルとの間で延在する。アンビリカル/ユーティリティチューブは、ハンドルを主要制御ユニットへ接続する。主要制御ユニットは、内視鏡とそのディスプレイとの間の電源供給及び信号通信を特に含む、内視鏡アセンブリのいくつかの機能を制御できる。

20

【0155】

これから、マルチビュー素子内視鏡システム100を表す、図1Aを参照する。システム100は、マルチビュー素子内視鏡102を備えることができる。マルチビュー素子内視鏡102はハンドル104を備えることができ、ハンドル104から長尺シャフト106が現れる。長尺シャフト106は、屈曲部110によって調整可能な先端部108で終端する。長尺シャフト106を体腔内で操作するためにハンドル104を使用することができる。ハンドルは、屈曲部110を制御し、液体噴射又は液体吸引等の機能を制御する、1つ以上のボタン及び/若しくはノブ、並びに/又はスイッチ105を備えることができる。ハンドル104は、少なくとも1つの、いくつかの実施形態では1つ以上の、作業チャンネル開口部112と、1つ以上の側方サービスチャンネル開口部とを更に備えることができ、作業チャンネル開口部112を通して処置具を挿入することができる。

30

【0156】

アンビリカルケーブルとも呼ばれるユーティリティケーブル114は、ハンドル104と主制御装置199との間を接続することができる。ユーティリティケーブル114はその中に、1つ以上の流体チャンネルと、1つ以上の電気チャンネルとを備えることができる。電気チャンネルは、前方及び側方向きビュー素子からビデオ信号を受信する少なくとも1本のデータケーブルと、当該ビュー素子及び別個の照明に電力を供給する少なくとも1本の電源ケーブルを備えることができる。

40

【0157】

主制御装置199は、内視鏡102が撮像した臓器の画像を表示を要求される制御装置を備える。主制御装置199は、内視鏡102の先端部108の、例えば先端部のビュー素子及び照明等への送電を管理することができる。主制御装置199は、内視鏡102へ対応する機能性をもたらす、1つ以上の流体、液体及び/又は吸引ポンプを更に制御することができる。人間が主制御装置199と対話するために、1つ以上の入力デバイス118（キーボード、タッチスクリーン等）を主制御装置199へ接続することができる。図1Aに表す実施形態では、主制

50

御装置199は、内視鏡102が使用されているときに、内視鏡の手技に関する操作情報を表示するためのスクリーン/ディスプレイ120を備える。マルチビュー素子内視鏡102のビュー素子から受け取った、画像及び/又はビデオストリームを表示するようにスクリーン120を構成することができる。スクリーン120は、人間の操作者が内視鏡システムの様々な構成を設定可能なユーザインタフェースを表示するように更に動作できる。

【0158】

任意に、少なくとも1つのモニタ(図示せず)に、マルチビュー素子内視鏡102の様々なビュー素子から受け取ったビデオストリームを、主制御装置199から情報をアップロードすることで、別個に表示することができる。ビデオストリームを、並べて表示し、又は交互に表示することができる(すなわち、操作者は様々なビュー素子からの眺めを手動で切り替えることができる)。あるいは、これらのビデオストリームを主制御装置116で処理して、複数のビュー素子の視野間の重ね合わせに基づいて、パノラマ式の単一のビデオフレームに結合することができる。一実施形態では、マルチビュー素子内視鏡102の異なるビュー素子からのビデオストリームをそれぞれ表示するために、2つ以上のディスプレイを主制御装置199に接続することができる。主制御装置199は、米国特許仮出願第61/817,237号(2013年4月29日出願)、発明の名称「Method and System for Video Processing in a Multi-Viewing Element Endoscope」で説明されている。この仮出願の全内容を参照により本明細書に援用する。

【0159】

図1Bは、マルチカメラ内視鏡システムの主制御装置の制御パネルの一実施形態の斜視図を表す。図1Bに表すように、制御パネル101は、フロントパネル107を有する主要コネクタハウジング103を備える。主要コネクタハウジングのフロントパネル107は、導光開口部113及びガスチャンネル開口部115を有する第1の部分111と、ユーティリティケーブル開口部119を有する第2の部分117とを備える。導光開口部113及びガスチャンネル開口部115はそれぞれ、主要コネクタ上で、ライトガイド及びガスチャンネルを受け入れて接続するように構成される。そしてユーティリティケーブル開口部119は、スコープの電気コネクタを受け入れて接続するように構成される。スイッチ121を用いて、主要制御装置のスイッチを入れ、主要制御装置のスイッチを切る。

【0160】

図1Cから1Fは、先端部108の複数の例示的構造123、125、127及び129を表す。

【0161】

構造123では、前方向きカメラ131と、側方向きカメラ133とが基本的に互いに垂直であり、それに応じて、垂直な視野を有する。

【0162】

構造125では、前方向きカメラ137が、第1の側方向きカメラ139及び第2の側方向きカメラ141に対して、基本的に互いに垂直である。第1の側方向きカメラ139及び第2の側方向きカメラ141は互いに垂直に向いており、先端部の筒面に基本的に90°離れて位置付けられる。別の構造(図示せず)では、第1の側方向きカメラ及び第2の側方向きカメラは、先端部の筒面に基本的に90°超離れて(例えば120°-150°離れて、又は150°-180°離れて)位置付けられる。例えば、第1の側方向きカメラと第2の側方向きカメラとが反対方向を向くように、第1の側方向きカメラと第2の側方向きカメラとを先端部の筒面の両側に180°離して配置することができる。更に別の構造(図示せず)では、3つ以上の側方向きカメラを先端部の筒面に位置付けすることができ、例えば互いに120°離れた3つのカメラを配置することができる。

【0163】

構造127では、側方向きカメラ143をわずかに後方に向けて、側方向きカメラ143が前方向きカメラ145に対して90°を超える角度を形成する。例として、角度120°を図示する。別の構造(図示せず)では、角度の範囲は100°-145°である。

【0164】

構造129では、2つの反対向きの側方向きカメラ147及び149が図示され、これらのカメ

ラをわずかに後方に向けて、これらのカメラがそれぞれ前方向きカメラ151に対して90°を超える角度を形成する。例として、角度120°を図示する。別の構造（図示せず）では、角度の範囲は100 - 145°である。

【0165】

同様に、他の構造（図示しない）では、3つ以上の側方向きカメラを先端部の筒面に位置付けることができ、それぞれの側方向きカメラを、わずかに後方に向けて、それぞれの側方向きカメラ間で、ある角度を持たせる。カメラが3つの場合には、カメラ間で120°の角度を持つことができる。

【0166】

これから、いくつかの実施形態に従うマルチカメラ内視鏡153の斜視図を表す、図1Gを参照する。内視鏡153は、屈曲部（図示せず）と当該内視鏡が終端する先端部157とを典型的に含む長尺シャフト155を備える。先端部157は、第1の側方向きカメラ158Aと、第2の側方向きカメラと、第3の側方向きカメラの、3つの側方向きカメラを備える。第1の側方向きカメラ158Aは関連する第1の視野159Aを有する一方、第2の側方向きカメラは関連する第2の視野159Bを有し、第3の側方向きカメラは関連する第3の視野159Cを有する。視野159A、159B及び159Cをそれぞれ照射するために、個別の側方照明（例えばLED）を、これらの側方向きカメラに関連させることができる。先端部157は、様々な組織に対して作用する処置具を挿入するために構成される中空の開口部とすることができる、作業チャンネル161を更に備える。例えば、ポリープ又は生検用の試料を除去するために、作業チャンネル161を通して小型鉗子を挿入することができる。

【0167】

例えば様々な実施形態に従って本明細書で説明するように、先端157は、カメラ及び/又はカメラの照明を洗浄するための流体インジェクタや、内視鏡153が挿入された体腔を、膨張させ及び/又は洗浄するための流体経路インジェクタ等の、他の素子/要素を更に備えることができる。

【0168】

これから他の実施形態に従うマルチカメラ内視鏡153の斜視図を表す、図1Hを参照する。図1Hに表す内視鏡は、図1Gに表す内視鏡と類似するが、作業チャンネルを備えない。長尺シャフト155、先端部157、第1の側方向きカメラ158A、第2の側方向きカメラ及び第3の側方向きカメラ、並びにこれらカメラのそれぞれの視野159A、159B及び159Cは、図1Gを参照して上述したものに類似する。

【0169】

これから一実施形態に従うマルチカメラ内視鏡の先端部163の断面図を表す、図1Iを参照する。先端部163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、前方向き撮像センサ169を備えることができる。前方向き撮像センサ169を集積回路基板179に実装することができる。集積回路基板179を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板179は、前方向き撮像センサ169に必要な電力を供給することができる、撮像センサが撮像した静止画像及び/又はビデオフィードを得ることができる。集積回路基板179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できる電気ケーブル（図示せず）のセットに接続することができる。前方向き撮像センサ169は、その最上部に装着されて、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181を有することができる。レンズアセンブリ181は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、少なくとも90°であり基本的には180°以下の視野角を提供することができる。レンズアセンブリ181は、約3から100ミリメートルの焦点長を提供することができる。集積回路基板179の有無にかかわらず、前方向き撮像センサ169及びレンズアセンブリ181を共同で「前方向きカメラ」と呼ぶことができる。

【0170】

1つ以上の別個の前方向照明183を、レンズアセンブリ181の視野を照射するために、レンズアセンブリ181に隣接させて設置することができる。任意に、別個の前方向照明183を、前方

10

20

30

40

50

向き撮像センサ169が装着される、同一の集積回路基板179に取付けることができる（この構造は図示せず）。

【0171】

先端部163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、側方向き撮像センサ185を備えることができる。側方向き撮像センサ185を、集積回路基板187に装着することができる。集積回路基板187を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板187は、側方向き撮像センサ185に必要な電力を供給することができる、撮像センサが撮像した静止画像及び／又はビデオフィードを得ることができる。集積回路187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できる電気ケーブル（図示せず）のセットに接続することができる。

10

【0172】

側方向き撮像センサ185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168を有することができる。レンズアセンブリ168は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、少なくとも90°であり基本的には180°以下の視野角を提供することができる。レンズアセンブリ168は、約2から33ミリメートルの焦点長を提供することができる。集積回路基板187の有無にかかわらず、側方向き撮像センサ185及びレンズアセンブリ168を共同で「側方向きカメラ」と呼ぶことができる。

【0173】

1つ以上の別個の照明176を、レンズアセンブリ168の視野を照射するために、レンズアセンブリ168に隣接させて設置することができる。任意に、別個の側方照明176を、側方向き撮像センサ185が装着される、同一の集積回路基板187に取付けることができる（この構造は図示せず）。

20

【0174】

別の構成（図示せず）では、集積回路基板179及び187を、前方向き撮像センサ169と側方向き撮像センサ185との両方がそれぞれ装着される、単一の集積回路基板とすることができる。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。

【0175】

前方向き撮像センサ169及び側方向き撮像センサ185は、例えば視野、分解能、光感度、画素サイズ、焦点長及び／又は焦点距離等の点で、類似させ又は同一とさせることができる。

30

【0176】

任意に、側方向きの撮像センサ185及びレンズアセンブリ168を、先端部163の先端側端面の比較的近くに有利に位置付ける。例えば、側方向きカメラの中心（側方向き撮像センサ185及びレンズアセンブリ168の中心軸線）を、先端部の先端側端面から約7～11ミリメートルに位置付ける。このことは、前方向きカメラ及び側方向きカメラを有利に小型化することによって可能になり、先端部においてカメラが衝突すること無しに角度の位置決めをするために十分な内部空間を許容する。

【0177】

これから明細書の別の実施形態に従うマルチカメラ内視鏡の先端部162の断面図を表す、図1Jを参照する。先端部162は、図1Iの先端部163に類似しており、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、前方向き撮像センサ169を備えることができる。前方向き撮像センサ169を集積回路基板179に実装することができる。集積回路基板179を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板179は、前方向き撮像センサ169に必要な電力を供給することができる、撮像センサが撮像した静止画像及び／又はビデオフィードを得ることができる。集積回路基板179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できる電気ケーブル（図示せず）のセットに接続することができる。前方向き撮像センサ169は、その最上部に装着されて、画像を受け取るために光学系を提供する、レンズアセンブリ181を有することができる。レンズアセンブリ181は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レ

40

50

レンズは、少なくとも90°であり基本的には180°以下の視野角を提供することができる。レンズアセンブリ181は、約3から100ミリメートルの焦点長を提供することができる。集積回路基板179の有無にかかわらず、前方向き撮像センサ169及びレンズアセンブリ181を共同で「前方向きカメラ」と呼ぶことができる。1つ以上の別個の前方照明183を、レンズアセンブリ181の視野を照射するために、レンズアセンブリ181に隣接させて設置することができる。任意に、別個の前方照明183を、前方向き撮像センサ169が装着される、同一の集積回路基板179に取付けることができる（この構造は図示せず）。

【0178】

先端部162は、側方向き撮像センサ185に加えて、別の側方向き撮像センサ164を備えることができる。側方向き撮像センサ185及び164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）撮像センサを備えることができる。側方向き撮像センサ185及び164を、集積回路基板187及び166にそれぞれ装着することができる。集積回路基板187及び166を硬性又は軟性とすることができる。集積回路基板187及び166は、側方向き撮像センサ185及び164に必要な電力を供給することができ、撮像センサが撮像した静止画像及び／又はビデオフィードを得ることができる。集積回路187及び166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できる電気ケーブル（図示せず）のセットに接続することができる。

10

【0179】

側方向き撮像センサ185及び164は、それら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168及び174をそれぞれ有することができる。レンズアセンブリ168及び174は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、少なくとも90°であり基本的には180°以下の視野角を提供することができる。レンズアセンブリ168及び174は、約2から33ミリメートルの焦点長を提供することができる。集積回路基板187及び166の有無にかかわらず、側方向き撮像センサ185及び164と、レンズアセンブリ168及び174とをそれぞれ共同で「側方向きカメラ」と呼ぶことができる。

20

【0180】

別個の照明176及び189を、レンズアセンブリ168の視野を照射するために、それぞれレンズアセンブリ168及び174に隣接させて設置することができる。任意に、別個の側方照明176及び189を、側方向き撮像センサ185及び164が装着される、同一の集積回路基板187及び166に取付けることができる（この構造は図示せず）。

30

【0181】

別の構成（図示せず）では、集積回路基板179、187及び166を、前方向き撮像センサ169と側方向き撮像センサ185及び164とがそれぞれ装着される、単一の集積回路基板とすることができる。

【0182】

前方向き撮像センサ169と側方向き撮像センサ185及び164とは、例えば視野、分解能、光感度、画素サイズ、焦点長及び／又は焦点距離等の点で、類似させ、同一とさせ、又は相違させることができる。

【0183】

任意に、側方向きの撮像センサ185及び164とレンズアセンブリ168及び174とを、先端部162の先端側端面の比較的近くに有利に位置付ける。例えば、側方向きカメラの中心（側方向き撮像センサ185及び164とレンズアセンブリ168及び174との中心軸線）を、先端部の先端側端面から約7～11ミリメートルに位置付ける。このことは、前方向きカメラ及び側方向きカメラを有利に小型化することによって可能になり、先端部においてカメラが衝突すること無しに角度の位置決めをするために十分な内部空間を許容する。

40

【0184】

いくつかの実施形態によれば、前方向き及び側方向きのカメラのすべてを、先端部162をその丈に沿って2つの等しい部分に「分割する」、同一（仮想）面に位置付ける。いくつかの実施形態によれば、側方向きカメラのそれぞれは、前方向きカメラに対して垂直で

50

ある。

【 0 1 8 5 】

本明細書の一態様では、前方向き及び側方向きのビュー素子の視野が重複する。重複する領域を最大化し（かつこの重複によって覆われていない領域として定義される死角を最小化し）、これらの視野の交点の位置をできる限り内視鏡の先端に近付けさせるように、これらの視野を構成することができる。

【 0 1 8 6 】

ある実施形態では、前方観察ビュー素子に対して3ミリメートルから100ミリメートルの間の範囲の被写界深度にわたり、また第1の側方ビュー素子に対して3ミリメートルから100ミリメートルの間の範囲の被写界深度にわたり、視野が重複又は交差する領域が発生する。別の実施形態では、前方観察ビュー素子に対して最小被写界深度から最大被写界深度の間の範囲の被写界深度にわたり、また第1の側方ビュー素子に対して最小被写界深度から最大被写界深度の間の範囲の被写界深度にわたり、視野が重複又は交差する領域が発生する。

10

【 0 1 8 7 】

別の実施形態では、前方観察ビュー素子に対して3ミリメートルから100ミリメートルの間の範囲の被写界深度にわたり、また2つの側方ビュー素子のそれぞれに対して3ミリメートルから100ミリメートルの間の範囲の被写界深度にわたり、視野が重複又は交差する領域が発生する。別の実施形態では、前方観察ビュー素子に対して最小被写界深度から最大被写界深度の間の範囲の被写界深度にわたり、また側方ビュー素子のそれぞれに対して最小被写界深度から最大被写界深度の間の範囲の被写界深度にわたり、視野が重複又は交差する領域が発生する。

20

【 0 1 8 8 】

一実施形態では、前方観察ビュー素子及び側方観察ビュー素子がそれぞれ、前方観察ビュー素子で定義される平面及び側方観察ビュー素子で定義される平面から測定して、 120° から 180° の範囲の視界を生み出す。一実施形態では、前方ビュー素子及び側方ビュー素子の当該角度範囲が重複する。

【 0 1 8 9 】

一実施形態では、内視鏡の先端、第1のビュー素子、第2のビュー素子又は第3のビュー素子から15ミリメートル以下の距離で、第1のビュー素子の視野が、第2及び/又は第3のビュー素子の視野と交差する。当該距離が15ミリメートル未満（例えば14、13、12、11、10、9、8、7、6、5、4、3又は2ミリメートル）であることが好ましい。

30

【 0 1 9 0 】

図2A及び2Bはそれぞれ1つ及び2つの、前方/サービス作業チャンネルを備える、様々な実施形態に従うマルチビュー素子内視鏡アセンブリ100の先端部200の分解図を表す。いくつかの実施形態の態様は、1つ以上の側方の作業/サービスチャンネルを備える先端部200を有する内視鏡アセンブリ100に関するものでもある。

【 0 1 9 1 】

当業者は、先端部の利用可能なスペースは、先端部内に収納できる画像撮像デバイスの総数及び/又は相対姿勢に対して制約を課すことを理解するであろう。さらに、各ビュー素子、及び関連する支持電子回路は、電力を熱の形で消費する。そのように、許容できる先端部の作業温度と、先端部から患者の身体への許容される熱放散率とは、先端部で稼動するビュー素子の総数に対して更に別の制約を課す。またさらに、各ビュー素子は、一般的に専用のビデオケーブルを使用して、撮像チャンネルを通じて画像データを出力する。その上、各ビュー素子は、適切な動作のために、内視鏡に沿ったワイヤによって更に伝達される専用の制御信号を要求することができる。このように、ビュー素子の数は、内視鏡内に含むことができる配線の総量によっても制限されることがある。またさらに、一般にワイヤとケーブルとの間の電子干渉は内視鏡に沿ったかかるワイヤの数と共に増加して、信号の品質及び完全性に悪影響を及ぼす。

40

50

【 0 1 9 2 】

本明細書の内視鏡アセンブリの先端部の様々な実施形態では特に、上述した制約又は制限に対処している。それに応じて、一実施形態では、図 2 A 及び 2 B の内視鏡100の先端部200は、先端カバー300と、電子回路基板アセンブリ400と、流体チャネリング要素600とを備えることができる。

【 0 1 9 3 】

いくつかの実施形態に従って、流体チャネリング要素600を電子回路基板アセンブリ400から分離した要素として構成することができる。この構造は、流体チャネル、少なくとも1つの側方サービスチャネル（側方サービスチャネル650等）、及び少なくとも1つの前方作業/サービスチャネル（作業/サービスチャネル640等）を、電子回路基板アセンブリ400の領域に配置することができる敏感な電子部品及び光学部品から分離するように適合される。これらのチャネルは、流体チャネリング要素600内に位置付けられる。このように、先端部200の要素の構成は、複数の電子素子を、複数の流体チャネルから効果的に絶縁することを可能にする。

10

【 0 1 9 4 】

いくつかの実施形態によれば、軟性電子回路基板ホルダーを構成するために金属を使用することが、電気伝導率及び伝熱目的のために重要である。本明細書の実施形態に従う軟性電子回路基板ホルダー（図 1 9 の軟性電子回路基板ホルダー500等）は、先端部に配置される電子要素の一部又は全部（特に、側方若しくは前方LED等の照明）に対するヒートシンクとして使用されることができ、内視鏡先端部全体の温度を減少させることができる。このことは、特にLED照明を用いるときに、内視鏡先端部及び/又は内視鏡先端部の任意の要素の、温度上昇の主要な課題を、解決し又は少なくとも軽減させることができる。

20

【 0 1 9 5 】

いくつかの実施形態によれば、先端部に存在するビュー素子及び任意に他の素子（複数の照明又は光源、1つ以上の前方及び/若しくは側方作業/サービスチャネル、1つ以上の前方及び側方噴出チャネル、側方流体インジェクタ、並びに/又は電子回路基板アセンブリ等）を、先端カバー300と、電子回路基板アセンブリ400と、流体チャネリング要素600とを備える3つの部品要素構造体に独自にモジュール化し、有益な効果をもたらしたまま、先端部内の最低限の必要なスペースに適合するように収納する。

30

【 0 1 9 6 】

図 2 A を参照して、いくつかの実施形態によれば、先端部200は、前方パネル320の中心を通る縦軸線と当該中心を通る横軸線とで決定される、4つの象限を有する前方パネル320を備える。当該4つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。

【 0 1 9 7 】

様々な実施形態において、前方光学アセンブリ256を前方パネル320に位置付けることができる。様々な実施形態において、第1の前方照明240b用の、第1の前方光学窓242bを、前方パネル320の、少なくとも部分的には右下の象限内かつ少なくとも部分的には左下の象限内に位置付ける。様々な実施形態において、第2の前方照明240a用の、第2の前方光学窓242aを、前方パネル320の、少なくとも部分的には左下の象限内に位置付ける。様々な実施形態において、第3の前方照明240c用の、第3の前方光学窓242cを、前方パネル320の、少なくとも部分的には右下の象限内に位置付ける。

40

【 0 1 9 8 】

様々な実施形態において、作業チャネル640用の、前方作業チャネル開口部340を、前方パネル320に、上記縦軸線に沿って、少なくとも部分的には左上の象限内かつ少なくとも部分的には右上の象限内に位置付ける。様々な実施形態において、流体インジェクタチャネル646用の、流体インジェクタ開口部346を、前方パネル320の、少なくとも部分的には右上の象限内に位置付ける。様々な実施形態において、噴出チャネル644用の、噴出チャネル開口部344を、前方パネル320の、少なくとも部分的には左上の象限内に位置付ける。

50

【 0 1 9 9 】

これから図 2 A を、図 3 A 及び 3 B と共に参照する。図 3 A 及び 3 B は、一実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素600の斜視図を表す。いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素600は、基本的に円柱形状とすることができる手元側流体チャネリング部602（又はベース）と、一体型先端側チャネリング部604（又は長尺ハウジング）とを備えることができる。先端側流体チャネリング部604は、手元側流体チャネリング部602の円柱形状に部分的に連続することができ、部分的な円柱形状とする（任意に部分的な長尺円柱形状とする）ことができる。先端側流体チャネリング部604を、（円柱の高さ又は長さ軸線に沿う）円柱の断片のみとすることができる。他の（円柱の高さ又は長さ軸線に沿う）円柱の断片は欠けている。言い換えれば、様々な実施形態において、手元側流体チャネリング部602は、先端側流体チャネリング部604よりも広い幅を持つ。先端側流体チャネリング部604を、手元側流体チャネリング部602と一塊として一体的に形成することができる。先端側流体チャネリング部604の高さ又は長さを、手元側流体チャネリング部602の高さ又は長さよりも高く又は長くすることができる。先端側流体チャネリング部604を備える実施形態において、部分的な円柱（例えば、高さ軸線の一方側に沿った円柱形状の断片のみを有する、部分的な円柱）の形状によって、電子回路基板アセンブリ400を収容できるスペースを作り出すことができる（図 2 A ）。

10

【 0 2 0 0 】

先端側流体チャネリング部604は、作業チャンネル640を含むことができる。作業チャンネル640を、（例えば、結腸内に発見された興味対象物の試料又は当該対象物全体を、生検のために、除去、処置及び／又は抽出するための）処置具を挿入するために構成することができる。

20

【 0 2 0 1 】

先端側流体チャネリング部604は、体腔（結腸等）の壁を洗浄するため、及び任意に吸引のために、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために構成することができる流体噴出チャンネル644を更に備えることができる。先端側流体チャネリング部604は、インジェクタチャンネル646を更に備えることができる。流体（液体及び／又は気体）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方観察ビュー素子116（図 2 A ）の前方光学アセンブリ256（図 2 A ）から洗い流すために、インジェクタチャンネル646を用いることができる。流体チャネリング要素600の手元側流体チャネリング部602は、側方インジェクタ開口部266に接続できる側方インジェクタチャンネル666を含むことができる（図 2 A ）。

30

【 0 2 0 2 】

ある実施形態では、流体チャネリング要素600は、流体多岐管を備え、また側方サービスチャンネル開口部350を有する側方サービスチャンネル650を含むことができる（図 2 A ）。側方サービスチャンネル650は、手元部652、湾曲部654及び先端部656を含み、流体チャネリング要素600内に配置される。

【 0 2 0 3 】

側方サービスチャンネル650の手元部652は基本的に、内視鏡の長さ方向沿いに向いている。

40

【 0 2 0 4 】

側方サービスチャンネル650の湾曲部654は、手元部652及び先端部656を接続するように構成され、先端部656を流体チャネリング要素600の側部に向かって（基本的には90°に又は鈍角に）湾曲させる。

【 0 2 0 5 】

なお、いくつかの実施形態によれば、湾曲部（湾曲部654等）は、手元部652と先端部656との間で鋭角をなすように構成されることができる。

【 0 2 0 6 】

内視鏡の操作者が、処理具（図示せず）を挿入して、興味対象物の試料又は当該対象物全体を、生検のために、除去、処置及び／又は抽出できるように、側方サービスチャネ

50

ル650を構成できる。

【0207】

有利には、側方サービスチャンネル650は、より大きなフレキシビリティを内視鏡の操作者にもたらすとともに、作業チャンネル640を通して挿入できる処置具に加えて、追加的な処置具を挿入できる。

【0208】

これから図2Aを、図4A、4B及び4Cと共に参照する。図4A、4B及び4Cは、別の実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素700の斜視図を表す。流体チャネリング要素700は、体腔（結腸等）の壁を洗浄するため、及び任意に吸引のために、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために構成することができる流体噴出チャンネル744を備える。要素700は、インジェクタチャンネル746を更に備えることができる。流体（液体及び/又は気体）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方観察ビュー素子116（図2A）の前方光学アセンブリ256（図2A）から洗い流すために、インジェクタチャンネル746を用いることができる。

10

【0209】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素700は、基本的に円柱形状とすることができる手元側流体チャネリング部702（又はベース）と、一体型先端側チャネリング部704（又は長尺ハウジング）とを備えることができる。先端側流体チャネリング部704は、手元側流体チャネリング部702の円柱形状に部分的に連続することができ、部分的な円柱形状とする（任意に部分的な長尺円柱形状とする）ことができる。先端側流体チャネリング部704を、（円柱の高さ又は長さ軸線に沿う）円柱の断片のみとすることができる。他の（円柱の高さ又は長さ軸線に沿う）円柱の断片は欠けている。言い換えれば、様々な実施形態において、手元側流体チャネリング部702は、先端側流体チャネリング部704よりも広い幅を持つ。先端側流体チャネリング部704を、手元側流体チャネリング部702と一塊として一体的に形成することができる。先端側流体チャネリング部704の高さ又は長さを、手元側流体チャネリング部702の高さ又は長さよりも高く又は長くすることができる。先端側流体チャネリング部704を備える実施形態において、部分的な円柱（例えば、高さ軸線の一方側に沿った円柱形状の断片のみを有する、部分的な円柱）の形状によって、電子回路基板アセンブリ400を収容できるスペースを作り出すことができる（図2A）。

20

【0210】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素700は、流体多岐管を備え、また2つの側方サービスチャンネル開口部758a及び758bを有する側方サービスチャンネル750を含むことができる。様々な実施形態において、側方サービスチャンネル開口部758a及び758bは、内視鏡の長手方向軸線に対して5°から90°の範囲の出口角を有する。ある実施形態では、側方サービスチャンネル開口部758a及び758bは、内視鏡の長手方向軸線に対して45°の出口角を有する。

30

【0211】

側方サービスチャンネル750は、流体チャネリング要素700内に配置されることができ、手元部752、分流部754、及び2つの先端部756a及び756bを含むことができる。

【0212】

側方サービスチャンネル750の手元部752は、基本的に内視鏡の長手沿いに向くことができ、手元側流体チャネリング部702の底部及び中央に位置付けられることができる。

40

【0213】

手元部752を2つの先端部756a及び756bへ分流させて、先端部756a及び756bを基本的に流体チャネリング要素700の両側に向けるように、側方サービスチャンネル750の分流部754を構成することができる。

【0214】

様々な実施形態において、先端部756a及び756bは、内視鏡の長手に対して、異なる角度で曲がっている。ある実施形態において、先端部756a及び756bは、内視鏡の長手に対して、鋭角で曲がっている。別の実施形態において、先端部756a及び756bは、内視鏡の長手に

50

対して、 45° から 60° の範囲の角度で曲がっている。別の実施形態において、先端部756a及び756bは、内視鏡の長手に対して、 90° の角度で曲がっている。別の実施形態において、先端部756a及び756bは、内視鏡の長手に対して、鈍角で曲がっている。更に別の実施形態において、先端部756a及び756bは、内視鏡の長手に対して、 120° から 135° の範囲の角度で曲がっている。

【0215】

内視鏡の操作者が、処理具（図示せず）を挿入して、興味対象物の試料又は当該対象物全体を、生検のために、除去、処置及び／又は抽出できるように、側方サービスチャンネル750を構成できる。

【0216】

有利には、側方サービスチャンネル750は、より大きなフレキシビリティを内視鏡の操作者にもたらすとともに、作業チャンネル740を通して挿入できる処置具に加えて、追加的な処置具を挿入できる。

【0217】

内視鏡の前方パネル320（図2A）を通して、いくつかの興味対象物を見ることができ、及び／又はアクセスすることができる。一方で、側方観察ビュー素子116b（図2A）を通していくつかの興味対象物を更に見ることができ、及び／又は、内視鏡の側方サービスチャンネル750を通していくつかの興味対象物にアクセスすることができる。したがって、側方サービスチャンネル750は、先端部200を興味対象物へ向ける必要性を低減させることができる。さらに、側方サービスチャンネル750によって、内視鏡の操作者が興味対象物にアクセスできるとともに、側方観察ビュー素子116b及び（図2Bにおいてビュー素子116bの反対側に存在する）側方観察ビュー素子116cのひとつにより、興味対象物が依然として可視的なままで、外科手術ができるようになり得る。

【0218】

図3A、3B、4A、4B及び4Cを参照して、様々な実施形態において、側方サービスチャンネル650又は750に挿入された処置具を、前記サービスチャンネル650又は750の先端部の屈曲度合いによって、内視鏡の長手に対して様々な角度で内視鏡から出すことができる。ある実施形態では、処置具が、内視鏡の長手に対して鋭角に、内視鏡から出る。別の実施形態では、処置具が、内視鏡の長手に対して 45° から 60° の範囲の角度で、内視鏡から出る。別の実施形態では、処置具が、内視鏡の長手に対して 90° の角度で、内視鏡から出る。別の実施形態では、処置具が、内視鏡の長さ方向に対して鈍角に、内視鏡から出る。更に別の実施形態では、処置具が、内視鏡の長さ方向に対して 120° から 135° の範囲の角度で、内視鏡から出る。

【0219】

これから図5A及び5Bを参照する。図5A及び5Bは、別の実施形態に従う内視鏡アセンブリの流体チャネリング要素815の斜視図を示す。

【0220】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素815は、基本的に円柱形状とすることができる手元側流体チャネリング部802（又はベース）と、一体型先端側チャネリング部804（又は長尺ハウジング）とを備えることができる。先端側流体チャネリング部804は、手元側流体チャネリング部802の円柱形状に部分的に連続することができ、部分的な円柱形状とする（任意に部分的な長尺円柱形状とする）ことができる。先端側流体チャネリング部804を、（円柱の高さ又は長さ軸線に沿う）円柱の断片のみとすることができる。他の（円柱の高さ又は長さ軸線に沿う）円柱の断片は欠けている。言い換えれば、様々な実施形態において、手元側流体チャネリング部802は、先端側流体チャネリング部804よりも広い幅を持つ。先端側流体チャネリング部804を、手元側流体チャネリング部802と一塊として一体的に形成することができる。先端側流体チャネリング部804の高さ又は長さを、手元側流体チャネリング部802の高さ又は長さよりも高く又は長くすることができる。先端側流体チャネリング部804を備える実施形態において、部分的な円柱（例えば、高さ軸線の一方側に沿った円柱形状の断片のみを有する、部分的な円柱）の形状によって、

10

20

30

40

50

電子回路基板アセンブリ400を収容できるスペースを作り出すことができる（図2A）。

【0221】

流体チャネリング要素815は、対応する2つの側方サービスチャネル開口部805a及び806bに至る、2つの側方サービスチャネル810a及び810bを、内視鏡の先端部（図61Aの先端部200等）の両側に備える。したがって、2つの独立し区別できる側方サービスチャネル810a及び810bが流体チャネリング要素815に配置され、流体チャネリング要素815の各側に対して1つの側方サービスチャネルが配置される。側方サービスチャネル810a及び810bは、内視鏡の長手沿いを向いた手元部812と、流体チャネリング要素815の各側へ曲がる先端部813とを含む。様々な実施形態において、2つの側方サービスチャネル810a及び810bの手元部812は、手元側流体チャネリング部802の底部を通して延在する。ある実施形態では、先端部813は、内視鏡の長手を基準にして鋭角に曲がっている。一実施形態では、先端部813は内視鏡の長手に対して、5°から90°の範囲で、先端部813で任意の増加量で、曲がっている。しかしながら、先端部813は内視鏡の長手に対して45°で曲がるのが好ましい。

10

【0222】

本明細書のいくつかの実施形態によれば、前方ビュー素子及び1つ以上の側方ビュー素子と、前方作業/サービスチャネルとに加えて、医療用器材（処置具等）を挿入するために構成される第2の前方作業/サービスチャネルを（内視鏡の先端部に）含む内視鏡（大腸内視鏡等）が提供される。この医療用器材は任意に、上述した前方作業/サービスチャネルから挿入される医療用器材とは異なるものとする。

20

【0223】

これから図2Bを、図6A、6B及び6Cと共に参照する。図6A、6B及び6Cは、別の実施形態に従う内視鏡アセンブリ100の流体チャネリング要素600の斜視図を表す。

【0224】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素600を、電子回路基板アセンブリ400から分離した要素として構成することができる（図2B）。この構造は、流体チャネリング要素600に配置された、流体チャネル640b及び作業チャネル640aを、電子回路基板アセンブリ400の領域に配置することができる敏感な電子部品及び光学部品から分離するように適合される（図2B）。

30

【0225】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素600は、基本的に円柱形状とすることができる手元側流体チャネリング部602と、一番目の先端側チャネリング部604aと、二番目の先端側チャネリング部604bとを備えることができる。一番目の先端側流体チャネリング部604a及び二番目の先端側チャネリング部604bは、手元側流体チャネリング部602の円柱形状に部分的に連続することができ、部分的な円柱形状とする（任意に部分的な長尺円柱形状とする）ことができる。一番目の先端側流体チャネリング部604a及び二番目の先端側チャネリング部604bは、（円柱の高さ軸線に沿う）円柱の2つの平行な断片のみを形成することができる。第3の（円柱の高さ軸線に沿う）円柱の断片は欠けている。一番目の先端側流体チャネリング部604a及び二番目の先端側チャネリング部604bを、手元側流体チャネリング部602と一塊として一体的に形成することができる。一番目の先端側流体チャネリング部604a及び二番目の先端側チャネリング部604bの高さを、手元側流体チャネリング部602の高さよりも高くすることができる。一番目の先端側流体チャネリング部604a及び二番目の先端側チャネリング部604bは、部分的な円柱（例えば、高さ軸線の一方側に沿った円柱形状の断片のみを有する、部分的な円柱）形状を有することができ、電子回路基板アセンブリ400を収容できるスペースを作り出す（図2B）。

40

【0226】

手元側流体チャネリング部602は、先端部200（図2B）を内視鏡のシャフト（図示せず）に固定するために構成できる、一体化ねじナット606a及び606bを含むことができる。

【0227】

一番目の先端側流体チャネリング部604aは、作業チャネル開口部340aを有する作業チ

50

チャンネル640aを含むことができる。作業チャンネル640aを、（例えば、結腸内に発見された興味対象物の試料又は当該対象物全体を、生検のために、除去、処置及び／又は抽出するための）医療用器材（処置具等）を挿入するために構成することができる。

【0228】

作業チャンネル640aを、内視鏡の長手に沿った一番目の先端側チャネリング部604a内に配置され、一番目の先端側流体チャネリング部604aと平行に設置された、基本的に円柱状のチャンネルとして形成することができる。

【0229】

一旦興味対象物を検出すると、内視鏡の操作者は、1つ以上の医療用器材を挿入して、ポリープ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／又は抽出することを望むことがある。したがって、内視鏡の操作者が複数の医療用器材を使用できることは有益となり得る。

【0230】

有利には、作業チャンネル640aに類似させることができるとともに、医療用器材を挿入するために構成できる、作業チャンネル開口部340bを有する第2の作業チャンネル640bを、二番目の先端側チャネリング部604bは含むことができる。例えばこの医療用器材は作業チャンネル640aを通して挿入できる医療用器材とは異なるものであるが、必ずしもそうであるとは限らない。操作者は、例えばポリープの位置によって、自分が医療用器材を挿入したい作業チャンネルを選択することもできる。

【0231】

第2の作業チャンネル640bを、内視鏡の長手に沿った二番目の先端側チャネリング部604b内に配置され、二番目の先端側流体チャネリング部604bと平行に設置された、基本的に円柱状のチャンネルとして形成することができる。他の構造も可能である。第1及び第2の作業チャンネルを、形状及びサイズの点で、同一とすることも相違させることもできる。

【0232】

内視鏡（特に大腸内視鏡）の性能を向上させるように第2の作業チャンネル640bを構成することができる。現在の大腸内視鏡は典型的に、大腸内視鏡の前方手元部で開いている、1つの作業チャンネルを有する。かかる前方作業チャンネルは、処置具を挿入するために適合する。医師は、この1つのチャンネルを通じて、すべての必要な医療行為（生検、ポリープ除去及び他の行為等）を行うことを要求されている。

【0233】

第2の作業チャンネル（第2の作業チャンネル640b等）は、より大きなフレキシビリティを内視鏡の操作者にもたらすとともに、作業チャンネル640aを通して挿入できる医療用器材に加えて（又はこれに代えて）、医療用器材を挿入できるようにする。

【0234】

このことにより、内視鏡の性能を著しく向上させることができ、内視鏡の操作者は2つの医療用器材を用いてより複雑な医療行為を行うことができる。第2作業チャンネル640bは、内視鏡の操作者による興味対象物へのアクセスをより改善させることができるとともに、前方向きビュー素子116a（図2B）によって処置を眺めながら同時に行う、医療用器材の操作に関してより大きなフレキシビリティを内視鏡の操作者にもたらすことができる。このことは、内視鏡の性能を相当向上させる。さらに、医療行為のために、2つの前方作業チャンネルを同時に使用することができる。かかる行為の例には、2つのチャンネルから2つの器材を使用してより容易に実施できる、スティッチングを要求する手術を含めることができる。

【0235】

2つの作業チャンネルを同時に使用する別の例には、結腸の洗浄を含めることができる。患者の結腸が十分に清潔ではないことを医師が発見したときに、通常問題が存在している。このような場合には、医師は、結腸の部分を、先端部の前方部分から出る「噴射」を用いて洗浄しようとすることがあり、そして悪い状況の場合には、医師は患者を帰宅させ

10

20

30

40

50

予約を再調整せざるを得ない。本明細書の実施形態によれば、洗浄するために2つのチャンネルを同時に使用することができる。例えば、洗浄液（水、又は空気を含んだ水等）を、ある作業チャンネルを通じて挿入して、第2の作業チャンネルから吸引することができる。これにより、結腸が清潔でないために大腸内視鏡検査の効率が低くなる問題を解決又は軽減し得る、洗浄行為を改善することができる。

【0236】

さらに、本明細書の実施形態に従う大腸内視鏡を用いて行う大腸内視鏡検査は、大腸内視鏡検査の前に患者自身が現在行う、洗浄行為の必要性を抑えることができる。

【0237】

先端流体チャネリング部604aは、体腔（結腸等）の壁を洗浄するため、及び任意に吸引のために、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために構成することができる流体噴出チャンネル644を更に備えることができる。先端側流体チャネリング部604aは、インジェクタチャンネル646のインジェクタチャンネル経路647を更に備えることができる。（空気及び水のような）2つの流体を混合させるためにインジェクタチャンネル経路647を用いることができ、インジェクタチャンネル経路647は、流体の混合物をインジェクタチャンネル646内へ運ぶことができる。インジェクタチャンネル646を、流体の混合物を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方向きビュー素子116a（図2B）の前光学アセンブリ256a（図2B）から洗い流すように構成することができる。

【0238】

流体チャネリング要素600の手元側流体チャネリング部602は、側方インジェクタチャンネル666a及び666bを含むことができる。側方インジェクタチャンネル666a及び666bをそれぞれ、第1の側方インジェクタ開口部266a及び第2の側方インジェクタ開口部（図2Bでは見えないが、開口部266の反対側に存在する）に接続することができる。

【0239】

別の実施形態では、本明細書は、第1の前方作業/サービスチャンネルにごく接近して、第2の前方作業/サービスチャンネルを含む内視鏡を提供する。一実施形態では、2つの前方作業/サービスチャンネルの間の距離は、0.40ミリメートルから0.45ミリメートルの間の範囲である。ある実施形態では、特定の処置（腫瘍又はポリープの処置等）のために同時に操作できる医療用器材を挿入するために、2つの前方作業/サービスチャンネルを構成することができる。別の実施形態では、前方作業/サービスチャンネルの一方又は両方を、手技の間に吸引できるように適合させることができる。

【0240】

図7は、本明細書の実施形態に従い、流体チャネリング要素645を表す、内視鏡アセンブリの先端部の斜視図を示す。図示したように、流体チャネリング要素645は、流体噴出チャンネル644と、インジェクタチャンネル経路647と、第1の前方作業/サービスチャンネル648と、第2の前方作業/サービスチャンネル649とを有する前方パネル320を備える。一実施形態では、第1の前方作業/サービスチャンネル648の直径は、3.6ミリメートルから4.0ミリメートルの範囲であり、第2の前方作業/サービスチャンネル649の直径は、2.6ミリメートルから3.0ミリメートルの範囲である。一実施形態では、第1の前方作業/サービスチャンネル648及び第2の前方作業/サービスチャンネル649の直径はそれぞれ、3.8ミリメートル及び2.8ミリメートルである。

【0241】

図2Aに類似する、いくつかの実施形態によれば、図7に描写される流体チャネリング要素645の前方パネル320は、前方パネル320の中心を通る縦軸線と当該中心を通る横軸線とで決定される、4つの象限を含む。当該4つの象限には、左上、右上、左下及び右下の象限がある。様々な実施形態において、第1の前方作業/サービスチャンネル648は、実質的に前方パネル320の右上の象限内に位置付けられる出口ポートを含み、第2の前方作業/サービスチャンネル649は、実質的に前方パネル320の左上の象限内に位置付けられる出口ポートを含む。

【0242】

10

20

30

40

50

2つの前方作業／サービスチャンネルを設けることにより、内視鏡の性能を著しく向上させることができ、内視鏡の操作者は2つの処置具を用いてより複雑な医療行為を行うことができる。第2の作業／サービスチャンネルは、内視鏡の操作者による興味対象物へのアクセスをより改善させることができるとともに、前方向きビュー素子によって処置を眺めながら同時に行う、医療用器材の操作に関してより大きなフレキシビリティを内視鏡の操作者をもたすことができる。このことは内視鏡の性能を相当向上させる。さらに、医療行為のために、2つの前方作業／サービスチャンネルを同時に使用することができる。かかる行為の例は、2つのチャンネルから2つの器材を使用してより容易に実施できる、スティッチングを要求する手術を含む。

【0243】

10

2つの作業／サービスチャンネルを同時に用いる別の例は、結腸の洗浄を含む。患者の結腸が十分に清潔ではないことを医師が発見したときに、通常問題が存在している。このような場合には、医師は、結腸の部分を、先端部の前方部分から出る「噴射」を用いて洗浄しようとすることがある。しかしながら、前方の噴出口で結腸を洗浄できない場合には、医師は患者を帰宅させ予約を再調整せざるを得ない。本明細書の実施形態によれば、洗浄するために2つのチャンネルを同時に使用することができる。例えば、洗浄液（水、又は空気を含んだ水等）を、あるサービスチャンネルを通じて挿入して、第2のサービスチャンネルから吸引することができる。これにより、結腸が清潔でないために大腸内視鏡検査の効率が低くなる問題を解決又は軽減し得る、洗浄行為を改善することができる。

【0244】

20

さらに、本明細書の実施形態に従う大腸内視鏡を用いて行う大腸内視鏡検査は、大腸内視鏡検査の前に患者自身が現在行う、洗浄行為の必要性を取り除くことができる。

【0245】

さらに、本明細書の実施形態に従う胃内視鏡を用いて行う胃内視鏡検査は、胃内視鏡検査の前に患者自身が現在行う、洗浄行為の必要性を取り除くことができる。

【0246】

一実施形態では、前方光学アセンブリを備える大腸内視鏡に、2つの前方作業／サービスチャンネルと、2つの光学アセンブリを設ける。別の実施形態では、前方光学アセンブリと一つの側方光学アセンブリとを備える胃内視鏡に、2つの前方作業／サービスチャンネルを設ける。

30

【0247】

本明細書のいくつかの実施形態に従って、マルチビュー素子内視鏡の先端部を設ける。当該先端部は、ガス注入法及び／又は洗浄法（以下省略して“I/I”とする）のために流体を導くように適合される一体型流体チャネリング要素を備え、当該一体型流体チャネリング要素は、流体チューブを受け入れるように適合される手元側開口部を含み、当該手元側開口部は、一実施形態に従って、前方流体チャンネルと側方流体チャンネルとに流体連通する。

【0248】

図8は、現在の明細書の例示的な実施形態に従う内視鏡の先端部の内側部分の手元側等角図を概略的に描写し、先端部の内側部分の様々なチャンネルの入口を表す。

40

【0249】

先端部の内側部分890は、先端部内に配置されて、内視鏡の先端部の要素（インジェクタ364、366a及び366b、ビュー素子、レンズ並びに他の素子等）を定位置に留めるために使用されることができる。内側部分890上に、（図8には図示されていない）カバーを設置する。カバーを設置した後、いくつかの要素（例えば、インジェクタ364、366a及び366b、並びに任意に側方ビュー素子256b）を取付けることができる。

【0250】

先端部の内側部分890は、いくつかの部分の備えることができる。描写した実施形態（図9A及び9Bも参照）において、先端部の内側部分890は、一体型流体チャネリング要素190と、中央部192と、前方部194とを備える。一体型流体チャネリング要素190を、金属

50

又は任意の他の材料（ポリマー、複合材料若しくは他の任意の適切な材料、又はこれらの材料の組み合わせ）で製造することができる。いくつかの実施形態によれば、一体型流体チャネリング要素190は一般的に、手元側流体チャネリング要素部190aと、先端側流体チャネリング要素部190bとの2つの部分を含むことができる。手元側流体チャネリング要素部190aを、基本的に円柱形状とすることができる。先端側一体型流体チャネリング要素部190bを、手元側流体チャネリング要素部190aの円柱形状に、部分的に連続させることができる。先端側一体型流体チャネリング要素部190bを、円柱の（円柱の高さ軸線に沿う）断片のみを有する、円柱形状の一部（任意に長尺の円柱形状の一部）とすることができ、（円柱の高さ軸線に沿う）他の円柱の断片は欠けている。

【0251】

先端側流体チャネリング要素部190bを、手元側流体チャネリング要素部190aと一塊として一体的に形成することができる。先端側流体チャネリング要素部190bの高さを、手元側流体チャネリング要素部190aの高さよりも高くすることができる。先端側流体チャネリング要素部190bを備える実施形態において、部分的な円柱（例えば、高さ軸線の一方側に沿った円柱形状の断片のみを有する、部分的な円柱）の形状によって、中央部192を収容できるスペースを作り出すことができる。中央部192は、電子要素並びに光学要素（例えば、LED等の光源手段、ビュー素子（例えばCCD又はCMOS）、レンズ、及び他の素子）を備えることができる。したがって、先端部の内側部分890のこの構造を、流体チャネリング要素190に配置される、流体チャンネル及び作業チャンネルを、中央部192に配置される位置付ける敏感な電子部品及び光学部品から分離するように適合することができる。

【0252】

一体型流体チャネリング要素190の手元側表面191上に、噴出チャンネルの手元側開口部につながる、流体噴出チャンネルの手元側開口部144が存在する。流体チューブ（単純化するため図8には図示しない）を、流体噴出チャンネルの先端側開口部に挿入して、先端側開口部に貼着することができる。流体噴出チューブを軟性シャフトに通して、体腔へ流体を運ぶために使用する。

【0253】

一体型流体チャネリング要素190の手元側表面191上に、作業チャンネルの手元側開口部340（図9B）につながる、作業チャンネルの手元側開口部165が存在する。作業チャンネルのチューブ／器材を、作業チャンネルの先端側開口部165に挿入して、任意に先端側開口部165に貼着することができる。作業チャンネルを軟性シャフトに装着して、体腔へ処置具を運ぶために使用する。作業チャンネルを、体腔から流体を吸引するために使用することもできる。

【0254】

一体型流体チャネリング要素190の手元側表面191上に、電気ケーブルのための電気ケーブル開口部150が存在する。電気ケーブルを、その先端側端部で、内視鏡の先端部内の電子要素（カメラ等）及び光源と接続する。電気ケーブルを軟性シャフトに通して、電力及び命令信号を先端部へ伝え、ユーザに対して表示するビデオ信号をカメラから伝達するために使用する。

【0255】

一体型流体チャネリング要素190の手元側表面191上に、ガストューブ892及び液体チューブ893のための、手元側I/Iチューブ開口部891が存在する（図9A参照）。ガストューブ及び液体チューブを、洗浄液をI/Iインジェクタ364、366a及び366bへ運ぶI/Iチャンネル多岐管の手元側開口部110に挿入して手元側開口部110に貼着することができる。ガストューブ及び液体チューブ（ガストューブ892及び液体チューブ893等）を、軟性シャフトに通すことができる。ガストューブ及び液体チューブを、内視鏡の先端部の光学表面を洗浄するとともに体腔を膨張させるための、流体（気体及び／又は液体）をI/Iインジェクタ364、366a及び366bへ運ぶために用いることができる。ガストューブ及び液体チューブ（ガストューブ892及び液体チューブ893等）を一本のチューブに結合して、一本のチューブとして先端部と接続することもできる。

10

20

30

40

50

【 0 2 5 6 】

当然のことながら、内視鏡の先端部の寸法を小さく保つことは重要である。センサ、レンズ、電気ケーブル、少なくとも1つの作業チャンネル及び複数の流体チャンネルは、内視鏡の先端部の狭い領域に存在する。各流体チューブがそれぞれの目的地を向く技術の内視鏡とは対照的に、本明細書の実施形態は、洗浄液及び気体を複数のI/Iインジェクタへ供給する、I/Iチャンネル多岐管を提供する。

【 0 2 5 7 】

図8が一般に一体型流体チャネリング要素190を描写し、その手元側表面191を表すのに対し、以下の図は、現在の明細書の範囲全体に含まれる実施形態に従う、I/Iチャンネル多岐管と本体（円柱等）とのいくつかの特定の例示的な実施形態を描写する。

10

【 0 2 5 8 】

図9Aは、現在の明細書の第1の例示的な実施形態に従い、一体型流体チャネリング要素894の内部へのI/Iチャンネル多岐管を有する、内視鏡の部分的に分解された先端部230aを概略的に描写する。

【 0 2 5 9 】

カバー196aは、（先端部の）内側部分890a上に適合するように設計され、内側部分内の内部要素を保護するように設計される。カバー196aの穴164'、340'、344'、242a'、336'、242b'、256b'、252b'及び166b'はそれぞれ、内側部品890aの対応する要素及びチャンネル開口部164、165、144、242a、336、242b、256b、252b及び366bに位置合わせされる。カバー196aの任意的な溝370bは、インジェクタ366bからの洗浄流体を到達できるようにして、側方観察ビュー素子の前面252bを洗浄する。この図には表れていないが、内側部分100aの他方側に、対応する要素及びチャンネル開口部にそれぞれ位置合わせされた、カバー196aの溝及び穴が存在する。

20

【 0 2 6 0 】

カバー196aを内側部分890a上に適合させ取付けた後、インジェクタ364、366b及び366aをそれぞれ、一体型流体チャネリング要素894の、対応する前方開口部164、第1の側方開口部166b及び反対側の側方開口部に、カバー196aの対応する前方穴164'、第1の側方穴166b'及び反対側の穴を通して、挿入することができる。好ましくは、使用後内視鏡を洗浄するために、インジェクタ364、366a及び366bを対応する開口部から取り外し可能にする。任意に、インジェクタ364、366a及び366bを交換式又は使い捨てとすることができる。任意に、特に一体型流体チャネリング要素及びノズルが金属製である場合に、ノズル（ノズル348又は任意の他のノズル等、図2A及び2B参照）を、一体型流体チャネリング要素（一体型流体チャネリング要素894等）の、開口部内の（例えばプラスチックの）絶縁部に挿入して、電氣的絶縁を改善することができる。

30

【 0 2 6 1 】

現在の明細書の第1の例示的な実施形態では、前方開口部164、第1の側方開口部166b及び反対側の開口部を、一体型流体チャネリング要素894のI/I多岐管チャンネルを通して、ガスチューブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891と接続する。先端側開口部344'は、体腔（結腸等）の壁を洗浄するため、及び任意に吸引のために、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために使用できる流体噴出チャンネルの開口部である。

40

【 0 2 6 2 】

図9Bは、現在の明細書の第1の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894の内部へのI/Iチャンネル多岐管を有する内側部分890aの等角断面を概略的に描写する。

【 0 2 6 3 】

描写した実施形態では、ガスチューブ892及び液体チューブ893を、手元側開口部891に適合するように構成されるプラグ109で終端処理する。注目すべきは、ガスチューブ892が液体チューブ893の上に見えるが、これらの順番を逆転させることができ、ガスチューブ及び液体チューブを並べて位置付けることができ、ガスチューブ892及び液体チューブ893

50

を単一のチューブに置き換えることができ、又は、ガスチューブ及び液体チューブを内側部分890aに入る前に一本のチューブに結合することができる。あるいは、ガスチューブ892及び液体チューブ893のそれぞれを、一体型流体チャネリング要素894に別個に接続して、これらのチューブの内腔が共通の導管に開かれている。

【0264】

ガスチューブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891は、I / Iチャンネル多岐管に開かれている。この断面図は、前方インジェクタ364が挿入される前方開口部164へつながる前方チャンネル171に開かれた手元側開口部891を表す。いくつかの実施形態によれば、一体型流体チャネリング要素894に、（前方流体チャンネルとも呼ぶことができる）前方チャンネル171を穿設することができる。注目すべきは、一体型流体チャネリング要素894、及び内側部分890aの他の部分を、機械加工することができ、又は鋳造、焼結、射出若しくは他の製造技術によって製造することができる。

10

【0265】

現在の明細書の第1の例示的な実施形態に従い、一体型流体チャネリング要素894の内部へのI / Iチャンネル多岐管を有する、一体型流体チャネリング要素894の等角断面図を概略的に描写する、図9Cをこれから参照する。また、現在の明細書の第1の例示的な実施形態に従い、一体型流体チャネリング要素894の内部へのI / Iチャンネル多岐管を有する、一体型流体チャネリング要素894を表す、内側部分890aの別の等角断面図を概略的に描写する、図9Dをこれから参照する。

20

【0266】

この図において、I / Iチャンネル多岐管に開かれている、ガスチューブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891が見える。この断面図は、左方インジェクタ366aが挿入される左方開口部166aと、右方インジェクタ366bが挿入される右方開口部166bとへつながる、（側方流体チャンネル又は側方チャンネルとも呼ぶことができる）横断チャンネル172に開かれた手元側開口部891を表す。

【0267】

いくつかの実施形態によれば、一体型流体チャネリング要素894に横断チャンネル172を穿設することができる。

【0268】

現在の明細書の第1の例示的な実施形態によれば、気体チューブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891は、一体型流体チャネリング要素894内の、I / Iチャンネル多岐管に直接開かれている。一体型流体チャネリング要素894は、

30

a) 手元側開口部891に接続され、右方インジェクタ366bが挿入される、右方開口部166bと、

b) 手元側開口部891に接続され、前方インジェクタ364が挿入される前方開口部164へつながる前方チャンネル171（図9B参照）と、

c) 手元側開口部891と接続され、左方インジェクタ366aが挿入される左方開口部166aに開かれる横断チャンネル172と、を備える。

【0269】

図10Aは、現在の明細書の第2の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894bの部分的に内部且つ部分的に外部へのI / Iチャンネル多岐管を有する内視鏡の部分的に分解した先端部230bの等角図を概略的に描写する。

40

【0270】

図9Aから9Dに描写される第1の実施形態と対比して、図10Aから10Cに描写される実施形態では、一体型流体チャネリング要素894bの溝472を通して洗浄流体を左方インジェクタ366aへ供給する。溝472は、穴474によって手元側開口部891の一方側と接続され、この図ではほとんど見されない左方開口部166aに開かれている。

【0271】

カバー196bは、内側部分890b上に適合するように設計され、内側部分890b内の内部要素を保護するように設計される。また、カバー196bは、きつく適合するとともに、好ましく

50

は溝472を密封して、溝472を流体密封の導管へ変形させる。

【0272】

図10Bは、現在の明細書の第2の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894bの部分的に内部且つ部分的に外部へのI/Iチャンネル多岐管を有する、内視鏡先端部の内側部分890bの等角図を概略的に描写する。

【0273】

図10Cは、現在の明細書の第2の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894bの等角断面図を概略的に描写する。

【0274】

現在の明細書の第2の例示的な実施形態によれば、I/Iチャンネル多岐管に開かれる、ガスチューブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891がこの図に見える。I/Iチャンネル多岐管は、

- a) 手元側開口部891に接続され、右方インジェクタ366bが挿入される、右方開口部166bと、
 - b) 前方インジェクタ364が挿入される前方開口部164に接続される、前方チャンネル171と、
 - c) 左方インジェクタ366a(図10A参照)が挿入される左方開口部166a(図10A参照)に開かれる溝472に接続される穴474と、
- を備える。

【0275】

図11Aは、現在の明細書の第3の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894cの部分的に内部且つ部分的に外部へのI/Iチャンネル多岐管を有する、内視鏡の部分的に分解した先端部230cの等角面を概略的に描写する。

【0276】

図9Aから9Dに描写される第1の実施形態と対比して、図11Aから11Dに描写される実施形態では、一体型流体チャネリング要素894cの溝572を通して流体(液体及び/又は気体)を左方インジェクタ366bへ供給する。しかしながら、図10Aから10Cに描写される第2の実施形態と対比して、溝572は、右側で右側開口部166bに接続され、左側でこの図ではほとんど見られない左方開口部166aに開かれている。

【0277】

カバー196cは、内側部分890c上に適合するように設計され、内側部分890cの内側要素を保護するように設計される。また、カバー196cは、きつく適合するとともに、好ましくは溝572を密封して、溝572を流体密封の導管へ変形させる。

【0278】

図11Bは、現在の明細書の第3の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894cの部分的に内部且つ部分的に外部へのI/Iチャンネル多岐管を有する、内視鏡先端部の内側部分890cの等角面を概略的に描写する。

【0279】

注目すべきは、一体型流体チャネリング要素894cの表面上の溝572の位置と、溝572の深さ及び形状とを相違させることができることである。

【0280】

図11Cは、現在の明細書の第3の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894cの等角断面図を概略的に描写する。

【0281】

この図において、右方開口部166bと、右方開口部166bを通過して左方の開口部166aにつながる溝572とに開かれる、ガスチューブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891が見える。

【0282】

図11Dは、現在の明細書の第3の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894cの別の等角断面図を概略的に描写する。

【 0 2 8 3 】

この図において、右方開口部166bと、右方開口部166を通して I / I 多岐管とに開かれる、ガスト्यूブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891が見える。I / I 多岐管は、

a) 手元側開口部891に接続され、右方インジェクタ366bが挿入される、右方開口部166bと、

b) 手元側開口部891に接続され、前方インジェクタ364が挿入される前方開口部164につながる、前方チャンネル171と、

c) 洗浄流体を右方開口部166bから受け入れ、左方インジェクタ366aが挿入される左方開口部166a (図 1 1 C 参照) に開かれる、溝572と、

を備える。

【 0 2 8 4 】

図 1 2 A は、現在の明細書の第 4 の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894dの外部への I / I チャンネル多岐管を有する、内視鏡の組立てられた先端部230dの等角断面図を概略的に描写する。

【 0 2 8 5 】

図 1 1 A から 1 1 D に描写される第 3 の実施形態に類似して、溝672は、右側で右側開口部166bに接続され、左側で左方開口部166a (図 1 2 C 参照) に開かれる。

【 0 2 8 6 】

しかしながら、図 9 A から 9 D に描写される第 1 の実施形態、図 1 0 A から 1 0 C に描写される第 2 の実施形態、図 1 1 A から 1 1 D に描写される第 3 の実施形態のそれぞれと対比して、図 1 2 A から 1 2 C に描写される実施形態では、一体型流体チャネリング要素894dの前方溝671を通して流体を前方インジェクタ364へ供給する。前方溝671は、その手元側端部で溝672に開かれ、その先端側端部で前方開口部164に開かれる。

【 0 2 8 7 】

カバー196dは、内側部分890d上に適合するように設計され、内側部分890dの内側要素を保護するように設計される。また、カバー196dは、きつく適合するとともに、好ましくは溝671及び672を密閉して、溝671及び672を流体密封の導管へ変形させる。

【 0 2 8 8 】

図 1 2 B は、現在の明細書の第 4 の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894dの外部への I / I チャンネル多岐管を有する、内視鏡先端部の内側部分890dの等角図を概略的に描写する。

【 0 2 8 9 】

注目すべきは、一体型流体チャネリング要素894dの表面上の溝671及び672の位置と、溝671及び672の深さ及び形状とを相違させることができることである。例えば、いずれかの溝の位置を、完全に又は部分的にカバーの内部とすることができる (例えばカバーの壁の中とする) 。

【 0 2 9 0 】

図 1 2 C は、現在の明細書の第 4 の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894dの等角断面図を概略的に描写する。

【 0 2 9 1 】

この図において、右方開口部166bと、右方開口部166bを通して左方の開口部166aにつながる溝672とに開かれる、ガスト्यूブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891が見える。この図では、溝672と前方溝671との交差も見られる。

【 0 2 9 2 】

現在の明細書の第 4 の実施形態によれば、ガスト्यूブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891が、右方開口部166bと、右方開口部166を通して I / I 多岐管とに開かれる。I / I 多岐管は、

a) 手元側開口部891に接続され、右方インジェクタ366bが挿入される、右方開口部166bと、

10

20

30

40

50

b) I / I 流体を右方開口部166bから受け入れ、左方インジェクタ366aが挿入される左方開口部166aに開かれる、溝672と、

c) I / I 流体を溝672から受け入れ、前方インジェクタ364 (図12A及び12B参照) が挿入される前方開口部164 (図12A参照) と接続される、前方溝671と、
を備える。

【0293】

図13Aは、現在の明細書の第5の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894eの部分的に外部へのI / I チャンネル多岐管を有する、内視鏡の組立てられた先端部230eの等角図を概略的に描写する。

【0294】

明瞭化するため、カバー196dを部分的に透明に描いて内側部分890eを表す。

【0295】

図10Aから10Cに描写される第2の実施形態に類似して、溝772は、穴774によって手元側開口部891 (図13D参照) に接続され、左側で左方開口部166a (図13C参照) に開かれる。

【0296】

図12Aから12Cに描写される第4の実施形態と類似して、一体型流体チャネリング要素894eの前方溝771を通して洗浄流体を前方インジェクタ364へ供給する。

前方溝771は、その手元側端部で溝772に開かれ、その先端側端部で前方開口部164 (図13D参照) に開かれる。

【0297】

カバー196eは、内側部分890e上に適合するように設計され、内側部分890eの内側要素を保護するように設計される。また、カバー196eは、きつく適合するとともに、好ましくは溝771及び772を密閉して、溝771及び772を流体密封の導管へ変形させる。

【0298】

図13Bは、現在の明細書の第5の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894eの部分的に外部へのI / I チャンネル多岐管を有する、内視鏡先端部の内側部分890eの等角図を概略的に描写する。

【0299】

注目すべきは、一体型流体チャネリング要素190dの表面上の溝771及び772の位置と、溝771及び772の深さ及び形状とを相違させることができることである。

【0300】

図13Cは、現在の明細書の第5の例示的な実施形態に従う、一体型流体チャネリング要素894eの部分的に外部へのI / I チャンネル多岐管を有する、内視鏡先端部の内側部分890eの別の等角図を概略的に描写する。

【0301】

この実施形態は、溝772の、左方開口部166a (図13D参照) との接続を描写する。

【0302】

図13Dは、現在の明細書の第5の例示的な実施形態に従う、内視鏡先端部230eの等角断面図を概略的に描写する。

【0303】

この図には、右方開口部166bに開かれる、ガステーブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891が見える。この図では、手元側開口部891を前方溝771へ接続する穴774も見られ、前方溝771の前方開口部164への接続も見られる。

【0304】

現在の明細書の第5の実施形態によれば、ガステーブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891が、右方開口部166bと、穴774を通してI / I 多岐管とに開かれる。I / I 多岐管は、

a) 手元側開口部891に接続され、右方インジェクタ366bが挿入される、右方開口部166bと、

10

20

30

40

50

b) 手元側開口部891と接続される穴774を通して流体を受け入れ、左方インジェクタ366a (図13Aから13C参照)が挿入される左方開口部166a (図13C参照)に開かれる溝772 (図13Aから13C参照)と、

c) 穴774からI/I流体を受け入れ、前方インジェクタ364bが挿入される前方開口部164と接続される前方溝771と、
を備える。

【0305】

図14Aは、現在の明細書の第6の例示的な実施形態に従う、内側部分890fの一体型流体チャネリング要素894fの外部へのI/Iチャンネル多岐管を有する、内視鏡の組立てられた先端部230fの等角図を概略的に描写する。

10

【0306】

図12Aから12Cに描写される第4の実施形態に類似して、一体型流体チャネリング要素894fの溝872は、右側で右側開口部166bに接続され、左側で左方開口部166aに開かれる。

【0307】

図12Aから12Cに描写される第4の実施形態と類似して、前方溝871は、その手元側端部で溝872と接続する。

【0308】

しかしながら、第4の実施形態と対比して、洗浄流体は、溝871及び872を手元側開口部891と接続する、穴874を通して溝871及び872へ供給される。

20

【0309】

カバー196fは、内側部分890f上に適合するように設計され、内側部分890fの内側要素を保護するように設計される。また、カバー196fは、きつく適合するとともに、好ましくは溝871及び872を密閉して、溝871及び872を流体密封の導管へ変形させる。

【0310】

図14Bは、現在の明細書の第6の例示的な実施形態に従う、内側部分890fの一体型流体チャネリング要素894fの外部へのI/Iチャンネル多岐管を有する、内視鏡の部分的に分解された先端部230fの等角図を概略的に描写する。

【0311】

注目すべきは、一体型流体チャネリング要素894dの表面上の溝871及び872の位置と、溝871及び872の深さ及び形状とを相違させることができることである。

30

【0312】

現在の明細書の第6の実施形態によれば、ガストューブ892及び液体チューブ893用の手元側開口部891 (図14A参照)は、穴874と接続され、穴874を通してI/I多岐管と接続されている。I/I多岐管は、

a) 手元側開口部891から穴874を通して洗浄流体を受け入れ、右方インジェクタ366bが挿入される右方開口部166bと接続される、溝872と、

b) 左方インジェクタ366aが挿入される左方開口部と接続される、同じ溝872と、

c) 溝872からI/I流体を受け入れ、前方インジェクタ364が挿入される前方開口部と接続される、前方溝871と、
を備える。

40

【0313】

注目すべきは、任意に、I/Iインジェクタ366aと、I/Iインジェクタ366bと、必要に応じてI/Iインジェクタ364も、同一の交換可能な挿入物として構成することができる。

【0314】

内視鏡先端部の内側部分の主要部の手元側等角図を概略的に描写する図15Aをこれから参照する。内視鏡先端部は、現在の明細書の例示的な実施形態に従い、現在の明細書の例示的な実施形態に準じた、図15Aの主要部の等角断面図を概略的に描写する、図15Bに従う。

50

【 0 3 1 5 】

内視鏡（大腸内視鏡等）の先端部の内側部分の一体型流体チャネリング要素990を、先端部内に配置するように構成する。一体型流体チャネリング要素990を、流体チャネル、作業チャンネル及び任意にケーブルチャンネル／凹部を収容するために使用することができる。また一体型流体チャネリング要素990を、要素（管／チューブ及びインジェクタ等）を定位置に留めるために使用することができる。例えば図8の説明と同じような方法で、流体チャネリング要素990を、先端部の内側部分の一部とすることができる。

【 0 3 1 6 】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素990は一般的に、手元側チャネリング要素部990'と、先端側流体チャネリング要素部990''との2つの部分を含むことができる。手元側流体チャネリング要素部990'は基本的に、円柱形状とすることができる。先端側流体チャネリング要素部990''を、手元側流体チャネリング要素部990'の円柱形状に、部分的に連続させることができる。先端側流体チャネリング要素部990''を、円柱の（円柱の高さ軸線に沿う）断片のみを有する、円柱形状の一部（任意に長尺の円柱形状の一部）とすることができ、（円柱の高さ軸線に沿う）他の円柱の断片は欠けている。先端側流体チャネリング要素部990''を、手元側流体チャネリング要素部990'と一塊として一体的に形成することができる。先端側流体チャネリング要素部990''の高さを、手元側流体チャネリング要素部990'の高さよりも高くすることができる。先端側流体チャネリング部990''を備える実施形態において、部分的な円柱（例えば、高さ軸線の一方側に沿った円柱形状の断片のみを有する、部分的な円柱）の形状によって、中央部（図示せず）を収容できるスペースを作り出すことができる。

【 0 3 1 7 】

流体チャネリング要素990の手元側表面991上に、噴出チャンネル（図示せず）の手元側開口部につながる、流体噴出チャンネルの手元側開口部944が存在する。軟性シャフトを通して流体噴出チューブを挿入することができる。流体噴出チューブを、洗浄目的で、流体を体腔へ運ぶために使用することができ、任意に体腔から流体を吸引するために使用することができる。

【 0 3 1 8 】

一体型流体チャネリング要素990の手元側表面991上に、作業チャンネルの手元側開口部（図示せず）につながる、作業チャンネルの手元側開口部965が存在する。

【 0 3 1 9 】

一体型流体チャネリング要素990は、手元側表面991から手元側流体チャネリング要素部990'の丈に沿って延在する溝950を含む。電気ケーブルを案内する（そして任意に定位置に留める）ように溝950を適合させる。電気ケーブルは、その先端側端部で、内視鏡の先端部の電子要素（例えば、カメラ等のビュー素子）及び／又は光源と接続でき、電力及び／若しくはコマンド信号を先端部へ供給することができ、並びに／又は、ユーザに対して表示されるビデオ信号をカメラから伝達することができる。この実施形態によれば、電気ケーブルを、手元側流体チャネリング要素部990'を通して装着する（これによって複雑となることがある）必要がなくなり、むしろ溝950内に単純に設置して、溝950によって保持することができる。

【 0 3 2 0 】

一体型流体チャネリング要素990の手元側表面991上に、I / Iチューブ手元側開口部、つまり前方手元側開口部910と、右側方手元側開口部911と、左側方手元側開口部913とが存在する。前方手元側開口部910、右側方手元側開口部911、及び左側方手元側開口部はそれぞれ、前方チャンネル970（図15B参照）、右側方チャンネル及び左側方チャンネルにつながる。前方チャンネル970は、前方手元側チャンネル910から、手元側流体チャネリング要素部990'及び先端側流体チャネリング要素部990''を通して前方開口部960へ延在する。左側方チャンネル973は、右方手元側開口部913から、手元側流体チャネリング要素部990'を通して左方開口部963へ延在する。左側方の配置と同様に、右側方チャンネルは、右方手元側開口部911から、手元側流体チャネリング要素部990'を通して右方開口部

へ延在する。

【0321】

前方チャンネル970は、2つの部分、つまり（手元側流体チャネリング要素部990'）を通過して延在する）手元部分970と、（先端側流体チャネリング要素部990''）を通過して延在する）先端部分970''とを含むことができる。前方チャンネル970の手元部分970'は、前方手元側開口部910を通して、流体（液体及び／又は気体）を前方チャンネル970へ移送するように構成されるチューブ980（図15Cに示す）を受け入れるように適合される。チューブ980を任意の位置で（例えば接合点981で）、チューブ980の丈に沿って2つのチューブに分割することができ、一方のチューブは気体を移送するように適合されることができ、他方のチューブは液体（水等）を移送するように適合されることができ。

10

【0322】

左側方チャンネル973は、その手元側部分で、左側方手元側開口部913を通して、流体（液体及び／又は気体）を左側方チャンネル973へ移送するように構成されるチューブ982（図15Cに示す）を受け入れるように適合されることができ、チューブ982を、任意の位置で（例えば接合点983で）、チューブ982の丈に沿って2つのチューブに分割することができ、一方のチューブは気体を移送するように適合されることができ、他方のチューブは液体（水等）を移送するように適合されることができ。

【0323】

右側方チャンネルは、その手元側部分で、右側方手元側開口部911を通して、流体（液体及び／又は気体）を右側方チャンネルへ移送するように構成されるチューブ984（図15Cに示す）を受け入れるように適合されることができ、チューブ984を、任意の位置で（例えば接合点985で）、チューブ984の丈に沿って2つのチューブに分割することができ、一方のチューブは気体を移送するように適合されることができ、他方のチューブは液体（水等）を移送するように適合されることができ。

20

【0324】

したがって、内視鏡医は、どの流体（ガス、液体又はこれらの両方）にI/Iチャンネルを通過させたいかを決定することができる。この流体を、本明細書で言及するように、洗浄目的及び／又はガス注入目的のために使用できる。

【0325】

図15Cは、現在の明細書の例示的な実施形態に従う、図15Aの主要部と接続する液体チューブ及びガスチューブを有する、主要部の手元側等角図を概略的に描写する。

30

【0326】

再度図2Aを参照して、電子回路基板アセンブリ400を、前方観察ビュー素子116と、第1の側方観察ビュー素子と、第2の側方ビュー素子116bとを担持するように構成することができる。第1の側方観察ビュー素子と、第2の側方ビュー素子116bとは、前方観察ビュー素子116と類似することができ、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）撮像センサを備えることができる。

【0327】

電子回路基板アセンブリ400を、前方観察ビュー素子116に関連させることができるとともに基本的に前方観察ビュー素子116の視野を照射するように位置付けることができる、前方照明240a、240b、240cを担持するように構成することができる。

40

【0328】

さらに、電子回路基板アセンブリ400を、側方観察ビュー素子116bに関連させることができるとともに基本的に側方観察ビュー素子116bの視野を照射するように位置付けることができる、側方照明250a、250bを担持するように構成することができる。電子回路基板アセンブリ400を、反対側の側方観察ビュー素子に関連させることができるとともに、側方照明250a及び250bと類似させることができる、側方照明を担持するように構成することもできる。

【0329】

前方照明240a、240b、240c及び側方照明250a、250bは、任意に個別の照明であることが

50

でき、発光ダイオード（ＬＥＤ）を備えることができる。ＬＥＤは、白色光ＬＥＤ、赤外光ＬＥＤ、近赤外光ＬＥＤ、紫外光ＬＥＤ又は任意の他のＬＥＤとすることができる。

【０３３０】

個別の照明に関する、用語「個別の」は、光を内部的に生み出す照明光源を指すことができる。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。

【０３３１】

必要な全要素を内視鏡の小さい内部容積に収納することを試みる際に、技術の重要な課題が存在する。３つのビュー素子とそれぞれの照明光源（ＬＥＤ等）とを内視鏡の先端に収納する場合に、この課題は劇的に大きくなる。それ故に、明細書のいくつかの実施形態に従う、少なくとも前方観察ビュー素子と、１つ以上（例えば２つ）の側方観察ビュー素子と、これらそれぞれの照明光源とを、内視鏡の先端部の制限された内部容積の内部に担持し収納するための、軟性の電子回路を提供する。

【０３３２】

いくつかの実施形態によれば、軟性の回路基板がとるスペースはより少なくなり、付加的に必要な構成のための容積をより残す。基板の柔軟さにより、要素の位置決めに使用できる更なるスペースの容量を追加する。

【０３３３】

明細書の実施形態に従う回路基板を使用することで、要素間を接続するためのワイヤが不要になるため、電気モジュールの回路基板との接続の信頼性を著しく改善させることができる。さらに、いくつかの実施形態によれば、要素アセンブリを、機械加工することができ、また自動化することができる。

【０３３４】

明細書の実施形態に従う回路基板を使用することで、ビュー素子頭部（内視鏡の先端部）の組立中に、高いレベルの信頼性を維持したまま、要素（部分）の動き及び操作性を許容することもできる。明細書の実施形態に従う回路基板を使用することで、（先端部の）組立て手順を簡略化することもできる。

【０３３５】

いくつかの実施形態によれば、軟性の回路基板はマルチワイヤケーブルを用いて主要制御装置と接続される。このケーブルを、先端部アセンブリ内に更なるスペースを解放し、ケーブルのアクセスに対するフレキシビリティを追加する、指定された位置で基板上に溶接する。マルチワイヤケーブルを電気要素に直接取付けることは大きな挑戦であったが、本明細書の実施形態に従う軟性の基板を使用することによって、この挑戦は軽減される。

【０３３６】

図１６は、本明細書の実施形態に従う、前方ビューカメラと、２つの側方ビューカメラと、照明光源とを担持する、折り曲げられた軟性の電子回路基板の等角図を概略的に描写する。

【０３３７】

図１６に折り曲げられた構造で表す、軟性の電子回路基板４００は、前方観察ビュー素子１１６と、基本的に前方観察ビュー素子１１６の視野（ＦＯＶ）を照射するように位置付けられるＬＥＤ２４０ａ、２４０ｂ及び２４０ｃと、側方観察ビュー素子１１６ｂと、基本的に側方観察ビュー素子１１６ｂのＦＯＶを照射するように位置付けられるＬＥＤ２５０ａ及び２５０ｂと、側方観察ビュー素子１１６ｃと、基本的に側方観察ビュー素子１１６ｃのＦＯＶを照射するように位置付けられるＬＥＤ２５０ａ'及び２５０ｂ'と、を担持するように構成される。

【０３３８】

本明細書の実施形態に従う、折り曲げられた軟性電子回路基板と、平坦な軟性電子回路基板の等角図とをそれぞれ概略的に描写する、図１７及び１８でも見られるように、軟性電子基板４００は３つの部分、つまり前方部分１７０２と、主要部分１７０４と、後方部分１７０６とを含む。

【０３３９】

10

20

30

40

50

軟性電子回路基板1700の前方部402は、第1の前方LED面1708と、第2の前方LED面1710と、下部前方LED面1712とを含む。第1の前方LED面1708と、第2の前方LED面1710と、下部前方LED面1712とは、プリント回路基板(PCB)の層の一体的な部品から形成される平坦面である。第1の前方LED面1708は前方LED240bを担持するように適合され、第2の前方LED面1710は前方LED240aを支持するように適合され、そして下部前方LED面1712は前方LED240cを支持するように適合される。第1の前方LED面1708と、第2の前方LED面1710と、下部前方LED面1712とは、全体として見た場合に弓形の形状であり、この形状は前方観察ビュー素子116を支持するように構成される。

【0340】

軟性電子回路基板400の前方部分1702は、下部1712を通して主要部分1704と接続される。軟性電子回路基板1700の主要部分1704は、中央部1718と、第1の折り曲げ可能な側方パネル1714と、第2の折り曲げ可能な側方パネル1716とを含む。軟性電子回路基板400が折り曲げられた構造であるときに、第1の折り曲げ可能な側方パネル1714及び第2の折り曲げ可能な側方パネル1716は、上向きに(内視鏡先端部の長さ軸線に向かって)折れる、例えば図17に示すように、主要部分1704の中央部1718に対して約45°の角度で折れるように構成される。第1の折り曲げ可能な側方パネル1714はアーム部1720も含む。アーム部1720は第1の折り曲げ可能な側方パネル1714から延在し、前方観察ビュー素子116を担持するように適合される前方センサ面1722(カメラ面とも呼ぶことができる)を有する。軟性電子回路基板400が折り曲げられた姿勢である場合に、アーム部1720は主要部分1704

【0341】

本明細書で上述したように、主要部分1704は、前方部分1702の下部1712と接続される。主要部分1704の反対側の端部で、主要部分1704は、後方部分1706と接続される。

【0342】

後方部分1706は、後方中央部1724を含む。後方中央部1724は第1の後方アーム部1726と接続され、第1の後方アーム部1726は後方中央部1724の一方側から第2の後方アーム部1728へ延在し、後方アーム部1728は後方中央部1724の他方側から延在する。

【0343】

第1の後方アーム部1726は、(側方観察ビュー素子116bを担持するように適合される)第1の側方センサ面1730を含む。第2の後方アーム部1728は、(側方観察ビュー素子116cを担持するように適合される)第2の側方センサ面1732を含む。

【0344】

第1の後方アーム部1726は、側方LED250a及び250bをそれぞれ担持するように適合される、第1の側方LED面1734及び第2の側方LED面1736を更に備える。第2の後方アーム部1728は、側方LED250a'及び250b'をそれぞれ担持するように適合される、第3の側方LED面1738及び第4の側方LED面1740を更に備える。

【0345】

いくつかの実施形態によれば、(前方観察ビュー素子116を担持するように適合される)前方センサ面1722と、(側方観察ビュー素子116b及び116cをそれぞれ担持するように適合される)第1側方センサ面1730及び第2側方センサ面1732とは、前方LED面及び側方LED面よりも厚い。例えば、センサの溶接ピンが、センサ面を包むとともに、センサの反対側に特定の溶接パッドで溶接されるように、(ビュー素子の)センサを配置するためにセンサ面の厚さを構成することができる。

【0346】

センサ面を、硬性とすることができ、ビュー素子アセンブリの基礎として使用すること

10

20

30

40

50

ができる。センサ面の高さは、センサ導体が、センサ硬性面の反対側の溶接パッドに直接達するように、センサ導体を屈曲させる点で非常に重要である。硬性の基礎は、センサへの及びセンサからの電磁雑音を、電氣的に接地フィルタリングし、ひいては信号の完全性を向上させる機能も果たす。

【 0 3 4 7 】

軟性電子回路基板400が折り曲げられた構造であるときに、後方中央部1724は、上向きに、主要部分1704の中央部1718に対して垂直に折れる。第1の側方センサ面1730及び第2の側方センサ面1732は、中央部1718に対して垂直かつ後方中央部1724に対しても垂直に配置される。さらに、第1の側方センサ面1730及び第2の側方センサ面1732は基本的に、これらのセンサ面が、側方観察ビュー素子116b及び側方観察ビュー素子116cを担持するときに、これらのビュー素子が反対側を見るように、互いに平行かつ「背中合わせに」配置される。第1の側方LED面1734及び第2の側方LED面1736は、第1の側方センサ面1730に対して垂直に配置されるとともに、それぞれLED250a及び250bが側方観察ビュー素子116bに近接して配置されるように、これらのLED面の内側で、側方LED250a及び250bを担持するように適合される。第3の側方LED面1738及び第4の側方LED面1740は、第2の側方センサ面1732に対して垂直に配置されるとともに、それぞれLED250a'及び250b'が側方観察ビュー素子116cに近接して配置されるように、これらのLED面の内側で、側方LED250a'及び250b'を担持するように適合される。

10

【 0 3 4 8 】

本明細書のいくつかの実施形態によれば、軟性電子回路基板400の前方部分1702、主要部分1704及び後方部1706はすべて、一体的な回路基板の層の部品から一体的に形成される。

20

【 0 3 4 9 】

これから、本明細書の典型的な実施形態に従い、ビュー素子と、照明光源と、軟性電子回路基板ホルダーをと担持する、折り曲げられた軟性電子回路基板の等角図を概略的に描写する(図19は分解図を表す)図19及び20を参照する。

【 0 3 5 0 】

図16に類似して、図19に折り曲げられた構造で表す、軟性電子回路基板400は、前方観察ビュー素子116と、基本的に前方観察ビュー素子116のFOVを照射するように位置付けられるLED240a、240b及び240cと、側方観察ビュー素子116bと、基本的に側方観察ビュー素子116bのFOVを照射するように位置付けられるLED250a及び250bと、側方観察ビュー素子116cと、基本的に側方観察ビュー素子116cのFOVを照射するように位置付けられるLED250a'及び250b'と、を担持するように構成される。

30

【 0 3 5 1 】

軟性電子回路基板ホルダー500は、軟性電子回路基板400を、所望に折り曲げられた姿勢で保持し、前方観察ビュー素子及び側方観察ビュー素子とこれら素子に対応する照明とを適所に固定するように適合される。図19に示すように、軟性電子回路基板ホルダー500は、硬性材料(真鍮、ステンレス鋼、アルミニウム又は他の任意の材料等)の一体的な部品である。

【 0 3 5 2 】

いくつかの実施形態によれば、軟性電子回路基板ホルダーを構成するために金属を使用することが、電気伝導率及び伝熱目的のために重要である。本明細書の実施形態に従う軟性電子回路基板ホルダ(軟性電子回路基板ホルダ500等)は、先端部に配置される電子要素の一部又は全部(特に、側方若しくは前方LED等の照明)に対するヒートシンクとして使用されることができ、内視鏡先端部全体の温度を減少させることができる。このことは、特にLED照明を用いるときに、内視鏡先端部及び/又は内視鏡先端部の任意の要素の、温度上昇の主要な課題を、解決し又は少なくとも軽減させることができる。

40

【 0 3 5 3 】

軟性電子回路基板ホルダー500は、第2の側方LED面1736及び第4の側方LED面1740を支持するように適合される背部502を含む。

50

【 0 3 5 4 】

軟性電子回路基板ホルダー500は、前方部504a及び504bを更に含む。前方部504a及び504bはそれぞれ、第1の前方LED面1708及び第2の前方LED面1710の背面（LEDが取り付けられる面に対向する面）を支持する。

【 0 3 5 5 】

軟性電子回路基板ホルダー500は、軟性電子回路基板ホルダー500の両側の2つの側方部506a及び506bを更に含む。側方部506a及び506bのそれぞれは、LED（250a、250b、250a'、250b'）用の2つの小さな開口部と、側方観察ビュー素子116b及び116a用の1つの開口部とを含む。軟性電子回路基板ホルダー500の側方部506a及び506bはそれぞれ、軟性電子回路基板400の、第1の折り曲げ可能な側方パネル1716及び第2の折り曲げ可能な側方パネル1714に当接する。

10

【 0 3 5 6 】

軟性電子回路基板ホルダー500は、軟性電子回路基板400の最上部分を覆うとともに流体チャネリング要素600（図21に示す）を支持するように構成される、2つの上部508a及び508bを含む最上部分を更に含む（軟性電子回路基板ホルダーの最上部分は1つの上部を含むこともできる）。

【 0 3 5 7 】

これから、現在の明細書の例示的な実施形態に従い、カメラと、照明光源と、軟性電子回路基板のホルダーと、流体チャネリング要素とを担持する、折り曲げられた軟性電子回路基板の等角図を概略的に描写する、図21を参照する。図20は、カメラと、照明光源と、軟性電子回路基板のホルダーとを担持する、折り曲げられた軟性電子回路基板の等角図を概略的に描写する。図21は、図20の構造に、洗浄及びガス注入（I/I）チャンネル、噴出チャンネル及び作業チャンネルを含む、流体チャネリング要素600を追加したものである。流体チャネリング要素600は、軟性電子回路基板400から離れた要素である。この構造は、流体チャネリング要素600に配置される、流体チャンネル及び作業チャンネルを、軟性電子回路基板400の領域に配置される敏感な電子部品及び光学部品から分離するように適合される。

20

【 0 3 5 8 】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素600（又はいくつかの実施形態によれば一体型流体チャネリング要素）は一般的に、2つの部分、つまり、手元側流体チャネリング要素部690'と、先端側流体チャネリング要素部690''とを含むことができる。手元側流体チャネリング要素690'を、基本的に円柱形状とすることができる。先端側流体チャネリング要素690''を、手元側流体チャネリング要素690'の円柱形状に、部分的に連続させることができる。先端側流体チャネリング要素690''を、円柱の（円流の高さ軸線に沿う）断片のみを有する、円柱形状の一部（任意に長尺の円柱形状の一部）とすることができる、（円柱の高さ軸線に沿う）別の円柱の断片は欠けている。先端側流体要素部690''を、手元側流体チャネリング要素部690'と一塊として一体的に形成することができる。先端側流体チャネリング要素部690''の高さを、手元側流体チャネリング要素部690'の高さよりも高くすることができる。先端側流体チャネリング部690''を備える実施形態において、部分的な円柱（例えば、高さ軸線の一方側に沿った円柱形状の断片のみを有する、部分的な円柱）の形状によって、軟性電子回路基板400及び軟性電子回路基板ホルダー500を収容できるスペースを作り出すことができる。

30

40

【 0 3 5 9 】

先端側流体チャネリング部690''の前面620は、（流体チャネリング要素690内に配置される）作業チャンネルの先端側開口部640を含む。先端側流体チャネリング部690''の前面620は、体腔（結腸等）の壁を洗浄するため、及び任意に吸引のために、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために使用できる、流体噴出チャンネルの手元側開口部691を更に含む。先端側流体チャネリング要素部690''の前面620は、流体（液体及び/又は気体）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方観察ビュー素子116の前方光学アセンブリ256から洗い流すために用いることができる、洗浄及びガ

50

ス注入（I / I）開口部664を更に含むことができる。

【0360】

流体チャネリング要素600の手元側流体チャネリング要素部690'は、第1の側方光学アセンブリ256b及び反対側の第2の側方光学アセンブリに狙いを定めたI / I開口部を含む。I / I開口部は、流体（用語「流体」は液体及び／又は気体を含むことができる）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、第1の側方観察ビュー素子116bの第1の側方光学アセンブリ256bと、反対側の第2の側方観察ビュー素子の第2の側方光学アセンブリとから洗い流すために使用されることができる。いくつかの実施形態によれば、インジェクタは、先端部の素子（任意の光学アセンブリ、窓、LED及び他の素子等）のいずれかを洗浄するための液体を供給することができる。

10

【0361】

これから、本明細書の例示的な実施形態に従い、内視鏡の先端部を共に形成する、カメラと、照明光源と、軟性電子回路基板のホルダーと、流体チャネリング要素と、先端カバーとを担持する、折り曲げられた軟性電子回路基板の等角図を概略的に（分解図で）描写する、図22を参照する。

【0362】

流体チャネリング要素600、軟性電子回路基板400及び軟性電子回路基板ホルダー500を、図20及び21で説明する。先端カバー2200は、先端部2230の内側部分上に適合するように設計され、内側部分内の内部要素を保護するように設計される。

【0363】

先端カバー2220は、前方観察ビュー素子116の前方光学アセンブリ256に位置合わせされるように構成される穴2236と、LED240a、240b及び240cの光学窓242a、242b及び242c（例えば図16及び19-22参照）と、作業チャンネルの先端側開口部340と、流体噴出チャンネルの先端側開口部344と、（流体チャネリング要素600のI / I開口部664に位置合わせされる）ノズル348を有するI / Iインジェクタ346と、側方観察ビュー素子の第1の側方光学アセンブリ256b及び反対側の第2の側方光学アセンブリに位置合わせされるように構成される、第1の穴2256b及び反対側の第2の穴と、第1側方観察ビュー素子用のLED250a及び250cのための光学窓252a及び252bと、反対側の側方観察ビュー素子用のLEDのための光学窓と、第1のI / I開口部2267b及び反対側の第2の側方I / I開口部に位置合わせされるように適合される、第1の側方穴2266b及び第2の側方穴と、を含む。

20

30

【0364】

別の実施形態では、電子回路基板を折り曲げ可能に構成することができる。有利には、折り曲げ可能な電子回路基板の構造により、薄く小型に設計することができ、内視鏡先端部に追加的な素子を組み込むことを可能とすることで、内視鏡（特に大腸内視鏡）の性能を向上させる。この組み込みとは例えば、内視鏡の先端部に、第2の医療用器材を装着するために使用できる、（図2Aのような）追加的な作業チャンネルを設けることである。

【0365】

これから、一実施形態に従う、図2Aの内視鏡アセンブリ100の折り曲げ可能な電子回路基板400の分解図を表す、図23A、23B、23C及び24Dを参照する。

40

【0366】

いくつかの実施形態によれば、折り曲げ可能な電子回路基板440は、カメラ回路基板440と、軟性照明回路基板420と、下部回路基板ホルダー460と、前方回路基板ホルダー462とを含む、いくつかの内側部分を有することができる。

【0367】

折り曲げ可能な電子回路基板400の内側部分を共に、薄く小型に設計された圧縮構造へ組み立て、接続し、又は取付けるように構成することができる。

【0368】

さらに注目すべきは、折り曲げ可能な電子回路基板400の複数の内側部分は、電氣的に接続されることができるとともに、電源及び電気信号源を共有するように構成できること

50

である。

【0369】

カメラ回路基板440は、前方向きビュー素子116aと、前方向きビュー素子116aと類似させることができるとともに電荷結合素子（CCD）撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体（CMOS）撮像センサを備えることができる、2つの側方向きビュー素子116b、116cとを担持するように構成されることができる。

【0370】

いくつかの実施形態によれば、側方向き観察ビュー素子116b及び116cの視野が実質的に反対向きとなるように、側方向きビュー素子116b及び116cを設置することができる。しかしながら、現在の明細書の一般的な範囲内で、様々な構造及び数の側方向きビュー素子が考えられる。

10

【0371】

PCB層の一体的な軟性部品として形成することができる、軟性照明回路基板420は、2つの主要部424a及び424bと、折り曲げ可能な前方パネル422aと、4つの折り曲げ可能な側方パネル422b、422c、422d、422eとを備えることができる。

【0372】

軟性照明回路基板420が折り曲げられた構造のときに、折り曲げ可能な前方パネル422aと、4つの折り曲げ可能な側方パネル422b、422c、422d、422eとが、下方へ、2つの主要部424a及び424bに対して直角に折れ曲がるように構成することができる。

【0373】

前方向きビュー素子116aと関連付けることができるとともに、基本的に前方向きビュー素子116aの視野を照射するように位置付けることができる、前方照明240a、240bを担持するように、折り曲げ可能な前方パネル422aを構成することができる。

20

【0374】

折り曲げ可能な前方パネル422aが折り曲げられた構造のときに、前方パネル422aを主要部424a及び424bに対して直角にして、前方パネル422aを前方（基本的に前方向きビュー素子116aと同じ方向）に向けることができる。その結果、前方パネル422aは、前方照明240a、240bを前方向きカメラ116aと同じ方向に向けることができ、前方照明240a、240bに基本的に前方向きビュー素子116aの視野を照射させることができる。

【0375】

側方向きビュー素子116bと関連付けることができるとともに、基本的に側方向きビュー素子116bの視野を照射するように位置付けることができる、側方照明250a及び250bをそれぞれ担持するように、折り曲げ可能な側方パネル422b及び422cを構成することができる。

30

【0376】

折り曲げ可能な側方パネル422b、422cが折り曲げられた構造のときに、折り曲げ可能な側方パネル422b、422cを、主要部424aに対して直角にして、側方パネル422b、422cを横方向（基本的に側方向きビュー素子116bと同じ方向）に向けるように構成することができる。その結果、側方パネル422b、422cは、側方照明250a、250bを側方向きビュー素子116bと同じ方向に向けることができ、側方照明250a、250bに基本的に側方向きビュー素子116bの視野を照射させることができる。

40

【0377】

側方向きビュー素子116cと関連付けることができるとともに、基本的に側方向きビュー素子116cの視野を照射するように位置付けることができる、側方照明260a及び260bをそれぞれ担持するように、折り曲げ可能な側方パネル422d及び422eを構成することができる。

【0378】

折り曲げ可能な側方パネル422d、422eが折り曲げられた構造のときに、折り曲げ可能な側方パネル422d、422eを、主要部424bに対して直角にして、側方パネル422d、422eを横方向（基本的に側方向きビュー素子116cと同じ方向）に向けるように構成することができる。その結果、側方パネル422d、422eは、側方照明260a、260bを側方向きビュー素子116cと同じ方向に向けることができ、側方照明260a、260bに基本的に側方向きビュー素子116cの

50

視野を照射させることができる。

【0379】

前方照明240a、240b及び側方照明250a、250b、260a、260bは、任意に個別の照明であることができ、発光ダイオード（LED）を備えることができる。LEDは、白色光LED、赤外光LED、近赤外光LED、紫外光LED又は任意の他のLEDとすることができる。

【0380】

個別の照明に係る、用語「個別の」は、光を内部的に生み出す照明光源を指すことができる。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。

10

【0381】

軟性照明回路基板420を、所望に折り曲げられた構造で保持及び支持し、側方向きビュー素子116b及び116cとこれら素子に対応する照明とを含む、カメラ回路基板440を、適所に固定するように、下部回路基板ホルダー460を構成することができる。

【0382】

下部回路基板ホルダー460は、硬性材料（真鍮、ステンレス鋼、アルミニウム又は他の任意の材料等）の一体的な部品として形成される、底部462と2つの側方部464a及び464bとを含むことができる。

【0383】

側方部464a及び464bをそれぞれ、底部462の一方側及び他方側と、垂直に接続することができる。側方部464a及び464bのそれぞれは、側方向きビュー素子116b及び116cと適合するように構成される開口を有することができる。

20

【0384】

前方回路基板ホルダー462を下部回路基板ホルダー460と連動して動作するように構成することができる。前方回路基板ホルダー462は、軟性照明回路基板420を、所望に折り曲げられた構造で保持及び支持するとともに、前方向きカメラ116aとこのカメラに対応する照明とを含む、カメラ回路基板440を、適所に固定するように、構成されることができる。

【0385】

下部回路基板ホルダー460を、硬性材料（真鍮、ステンレス鋼、アルミニウム又は他の任意の材料等）の一体的な部品として形成することができる。

30

【0386】

底部回路基板ホルダー460及び前方回路基板ホルダー462を構成するために金属を使用することにより、電気伝導率を向上させることができ、高い効率で放熱できる。いくつかの実施形態によれば、底部回路基板ホルダー460及び前方回路基板ホルダー462は、折り曲げ可能な電子回路基板400内に配置された電子要素の一部又は全部（特に、前方照明240a、240b並びに側方照明250a、250b、260a及び260b等の照明）に対するヒートシンクとして使用されることができ、内視鏡先端部全体の温度を減少させることができる。このことは、特にLED照明を用いるときに、内視鏡先端部及び／又は内視鏡先端部の任意の要素の、温度上昇の主要な課題を、解決し又は少なくとも軽減させることができる。

【0387】

これから、一実施形態に従う内視鏡アセンブリのカメラ回路基板770の斜視図を表す、図24A、24B及び24Cを参照する。例として、カメラ回路基板770は、単一の前方作業チャンネルを含む図2Aの内視鏡アセンブリ100のために構成される。

40

【0388】

いくつかの実施形態によれば、折り曲げ可能な電子回路基板は、カメラ回路基板ホルダー770と、軟性照明回路基板720（図25参照）と、回路基板ホルダー780（図24C参照）とを含む、いくつかの内側部分を有することができる。

【0389】

折り曲げ可能な電子回路基板の内側部分を共に、薄く小型に設計された圧縮構造へ組み立て、接続し、又は取付けるように構成することができる。

50

【0390】

カメラ回路基板770は、カメラ回路基板440（図23Aから23D）と類似させることができる。カメラ回路基板770を、前方向きビュー素子116（図2A）と類似させることができるとともに電荷結合素子（CCD）撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体（CMOS）撮像センサを備えることができる、前方向きビュー素子716aと、2つの側方向きビュー素子716b、716cとを担持するように構成することができる。

【0391】

いくつかの実施形態によれば、側方向きカメラ716b及び716cの視野が実質的に対向するように、側方向きカメラ716b及び716cを設置することができる。しかしながら、現在の明細書の一般的な範囲内で、様々な構造及び数の側方向きカメラが考えられる。

10

【0392】

以下で更に説明する、回路基板ホルダー780は、カメラ回路基板770を保持及び支持するように構成されることができる。

【0393】

これから、一実施形態に従う内視鏡アセンブリの軟性照明回路基板720の斜視図を表す、図25を参照する。

【0394】

PCB層の折り曲げられた一体的な部品として形成することができる、軟性照明回路基板720は、照明回路基板コネクタ726と、2つの主要部724a及び724bと、折り曲げ可能な前方パネル722aと、4つの折り曲げ可能な側方パネル722b、722c、722d、722eとを備えることができる。

20

【0395】

注目すべきは、折り曲げ可能な前方パネル及び折り曲げ可能な側方パネルの数と、関連する前方照明及び側方照明の数とを相違させることができる。

【0396】

軟性照明回路基板720が折り曲げられた構造のときに、折り曲げ可能な前方パネル722aと、4つの折り曲げ可能な側方パネル722b、722c、722d、722eとが、下方へ、2つの主要部724a及び724bに対して直角に折れ曲がるように構成することができる。

【0397】

前方向きカメラ716a（図24Aから24C）と関連付けることができるとともに、基本的に前方向きカメラ716a（図24Aから24C）の視野を照射するように位置付けることができる、前方照明740a、740b及び740cを担持するように、折り曲げ可能な前方パネル722aを構成することができる。

30

【0398】

折り曲げ可能な前方パネル722aが折り曲げられた構造のときに、前方パネル722aを主要部724a及び724bに対して直角にして、前方パネル722aを前方（基本的に前方向きカメラ716aと同じ方向、図24Aから24C）に向ける。その結果、前方パネル722aは、前方照明740a、740b及び740cを前方向きカメラ716a（図24Aから24C）と同じ方向に向けることができ、前方照明740a、740b及び740cに基本的に前方向きカメラ716a（図24Aから24C）の視野を照射させることができる。

40

【0399】

側方向きカメラ716b（図24Aから24C）と関連付けることができるとともに、基本的に側方向きカメラ716b（図24Aから24C）の視野を照射するように位置付けることができる、側方照明750a、750bをそれぞれ担持するように、折り曲げ可能な側方パネル722b、722cを構成することができる。

【0400】

折り曲げ可能な側方パネル722b、722cが折り曲げられた構造のときに、折り曲げ可能な側方パネル722b、722cを、主要部724aに対して直角にして、側方パネル722b、722cを横方向（基本的に側方向きカメラ716bと同じ方向、図24Aから24C）に向けるように構成することができる。その結果、側方パネル722b、722cは、側方照明750a、750bを側方向き

50

カメラ716b (図24Aから24C)と同じ方向に向けることができ、側方照明750a、750bに基本的に側方向きカメラ716b (図24Aから24C)の視野を照射させることができる。

【0401】

側方向きカメラ716c (図24Aから24C)と関連付けることができるとともに、基本的に側方向きカメラ716cの視野を照射するように位置付けることができる、側方照明760a、760bをそれぞれ担持するように、折り曲げ可能な側方パネル722d、722eを構成することができる。

【0402】

折り曲げ可能な側方パネル722d、722eが折り曲げられた構造のときに、折り曲げ可能な側方パネル722d、722eを、主要部724bに対して直角にして、側方パネル722d、722eを横方向 (基本的に側方向きカメラ716cと同じ方向、図24Aから24C)に向けるように構成することができる。その結果、側方パネル722d、722eは、側方照明760a、760bを側方向きカメラ716c (図24Aから24C)と同じ方向に向けることができ、側方照明760a、760bに基本的に側方向きカメラ716c (図24Aから24C)の視野を照射させることができる。

10

【0403】

前方照明740a、740b並びに側方照明750a、750b、760a及び760bは、任意に個別の照明であることができ、発光ダイオード (LED)を備えることができる。LEDは、白色光LED、赤外光LED、近赤外光LED、紫外光LED又は任意の他のLEDとすることができる。

20

【0404】

照明回路基板コネクタ726は、軟性照明回路基板720を回路基板ホルダー780 (図26Aから26D)と接続するように構成されることができる。

【0405】

これから、一実施形態に従う内視鏡アセンブリ800の折り曲げ可能な電子回路基板2600の斜視図を示す、図26A、26B、26C及び26Dを参照する。

【0406】

軟性照明回路基板720を、所望に折り曲げられた構造で保持及び支持し、側方向きカメラ716b及び716cとこれらカメラに対応する照明を含む、カメラ回路基板770を、適所に固定するように、回路基板ホルダー780を構成することができる。

30

【0407】

回路基板ホルダー780を、硬性材料 (真鍮、ステンレス鋼、アルミニウム又は他の任意の材料等)の一体的な部品として形成することができる。

【0408】

回路基板ホルダー780を構成するために金属を使用することにより、電気伝導率を向上させることができ、高い効率で放熱できる。いくつかの実施形態によれば、回路基板ホルダー780は、折り曲げ可能な電子回路基板700内に配置される電子要素の一部又は全部 (特に、前方照明740a、740b並びに側方照明750a、750b、760a及び760b等の照明)に対するヒートシンクとして使用されることができ、内視鏡先端部全体の温度を減少させることができる。このことは、特にLED照明を用いるときに、内視鏡先端部及び/又は内視鏡先端部の任意の要素の、温度上昇の主要な課題を、解決し又は少なくとも軽減させることができる。

40

【0409】

これから、一実施形態に従う、(ある例では図2Aの内視鏡アセンブリ100に類似する)内視鏡アセンブリ800の先端部801の斜視図を表す、図27Aを参照する。

【0410】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素2700を折り曲げ可能な電子回路基板2600 (図26Aから26D)から分離した要素として構成することができる。この構造は、流体チャネリング要素2700に配置された、流体チャンネル及び作業チャンネル2740a

50

を、折り曲げ可能な電子回路基板の領域に配置することができる敏感な電子部品及び光学部品から分離するように適合される。

【0411】

いくつかの実施形態によれば、流体チャネリング要素2700は、基本的に円柱形状とすることができる手元側流体チャネリング部2702と、一番目の先端側チャネリング部2704とを備えることができる。一番目の先端側流体チャネリング部2704は、手元側流体チャネリング部2702の円柱形状に部分的に連続することができ、部分的な円柱形状（任意に部分的な長尺の円柱形状）を有することができる。一番目の先端側流体チャネリング部2704は、円筒の（円筒の高さ軸線に沿う）断片を形成することができ、他の円筒の（円筒の高さ軸線に沿う）断片は欠けている。一番目の先端側流体チャネリング部2704を、手元側流体チャネリング部2702と一塊として一体的に形成することができる。一番目の先端側流体チャネリング部2704の高さを、手元側流体チャネリング部2702の高さよりも高くすることができる。一番目の先端側流体チャネリング部2704を備える実施形態において、一番目の先端側流体チャネリング部2704は、部分的な円柱形状（例えば、高さ軸線の一方側に沿った円柱形状の断片のみを有する、部分的な円柱形状）をとることができ、折り曲げ可能な電子回路基板2600（図26Aから26D）を収容できるスペースを作り出すことができる。

10

【0412】

先端側流体チャネリング部2702は、先端部801を内視鏡のシャフトに固定するために構成されることができる、一体のねじナット2706bを備えることができる。

【0413】

20

一番目の先端側流体チャネリング部2704は、（例えば、結腸内に発見された興味のある物体の試料又は当該物体全体を、生検のために、除去、処置及び／又は抽出するための）医療用器材（処理具等）を挿入するために構成されることができる、作業チャンネル2740aを含むことができる。

【0414】

様々な実施形態に従って、流体チャネリング要素（要素2700等）を、伝熱目的のために使用することができる。本明細書の実施形態に従う、流体チャネリング要素（流体チャネリング要素2700等）は、照明（側方若しくは前方LED）及び／若しくは他の電子要素の一部又は全部のためのヒートシンクとして使用されることができ、内視鏡先端部全体の温度を減少させることができる。このことは、特にLED照明を用いるときに、内視鏡先端部及び／又は内視鏡先端部の任意の要素の、温度上昇の主要な課題を、解決し又は少なくとも軽減させることができる。

30

【0415】

図27Bは、図27Aの先端部アセンブリ801から分離した流体チャネリング要素2700を表す。流体チャネリング要素2700は、第1の前方LED面及び第2のLED面の後面（LEDが取付けられる面と反対の面）をそれぞれ支持する、前方部2750（図27Bでは2つの前方部2750a及び2750bとして形成して表す）を含む。前方部2750a及び2750bの間には、図27Aの前方観察ビュー素子716を収容でき支持するように構成される円弧形状が形成される。いくつかの実施形態によれば、前方部2750は前面2720から手元側に突出する。噴出チャンネル開口部2744及びインジェクタチャンネル開口部2764も前面2720に見られる。

40

【0416】

流体チャネリング要素2700は、流体チャネリング要素2700の両側に、第1の側方部2760及び反対側の第2の側方部を更に備える。側方部のそれぞれは、側面LED（図27Aの一方側の260a、260b、他方側のLEDは図では見えない）用の2つの小さな開口部と、側方観察ビュー素子用の1つの開口部とを含む。

【0417】

複数の側方部のそれぞれは、第1の側方部2760の図27Aの側方光学アセンブリ716bに狙いを定められたI/Iインジェクタ開口部2766bであるI/Iインジェクタ開口部と、反対側の第2の側方部の類似するI/Iインジェクタ開口部とを更に含む。これら開口部

50

は、流体（用語「流体」は液体及び／又は気体を含むこともできる）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、側方観察ビュー素子の側方光学アセンブリから洗い流すために使用される。いくつかの実施形態によれば、開口部は、先端部の要素（光学アセンブリ、窓、LED及び他の素子等）のいずれかを洗浄するための液体を供給することができる。

【0418】

複数の側方部のそれぞれは、側方向きビュー要素のアセンブリ（図27Aの716b）を支持するように適合されるビュー素子ブリッジを受け止めるように構成される、2つのビュー素子ホルダー（例えば第1の側方部2760bのビュー素子ホルダー2730a及び2730b）を更に含む。

10

【0419】

図28Aは、流体チャネリング要素と関連する、上方基板及び下方基板を示す。噴出口及びノズル開口部を、互いに隣接して設置することができ、又は、作業／サービスチャネルの両側に設置することができ、本明細書の一実施形態に従う内視鏡の光学アセンブリ及び照明を支持するように適合することができる。図28Aは、図64の内視鏡アセンブリ6400に表される光学アセンブリ及び照明を支持する、上方基板2802及び下方基板2804を示す。前方光学アセンブリは、前方レンズアセンブリ2806及び前方撮像センサを備える。側方光学アセンブリは、側方レンズアセンブリ2814及び側方撮像センサを備える。前方撮像センサのピン及び硬性領域2820を屈曲させて、上方基板2802及び下方基板2804へハンダ付けする。側方撮像センサのピン並びに（それぞれ右側方撮像センサ及び左側方センサ用の）硬性領域2822及び2824を屈曲させて、上方基板2802及び下方基板2804へハンダ付けする。上方基板2802及び下方基板2804は、前方及び側方照明の中に設置することができる溝／穴を有する。上方基板2802及び下方基板2804は、3セットの前方照明2808、2810、2812と、それぞれの側方パネル上の2セットの照明2816、2818（図28Aは内視鏡の一方側のパネルのみを示すが、当業者は他方側のパネルがこの一方側のパネルと同等であることを理解するはずである）とを保持する。前方照明2808、2812が上方基板2802と下方基板2804との間に設置される一方、前方照明2810は、前方レンズアセンブリ2808、2812の上方に設置される。2セットの照明2816、2818は、上方基板2802と下方基板2804との間に設置される。

20

【0420】

図28Aに示すように、噴出開口部2826及びノズル開口部2824'を、一実施形態に従う先端部の前方パネル上に互いに隣接して位置付けることができる。別の実施形態では、噴出開口部2826及びノズル開口部2824'を、先端部の前方パネル上の作業／サービスチャネル開口部2822'の両側に位置付けることができる。先端カバーは、内視鏡の先端部及び内視鏡の先端部内の要素を覆う。

30

【0421】

図28Bは、本明細書の実施形態に従う内視鏡の光学アセンブリ及び照明を支持するように適合される上方基板2802の上面図を示す。様々な実施形態において、上方基板2802に、前方照明2808、2810、2812のため、第1のセットの側方照明2816、2818のため、及び、内部に設置される第2のセットの側方照明のための溝／穴2832を設ける。図示する実施形態では、下方基板2802が支持するそれぞれの照明のために1つの溝を上方基板2802に設ける。ある実施形態では、全ての照明のための複数の溝2832は同一である一方、別の実施形態では、それぞれの溝を様々なサイズの照明に適合させることができる。例えば、様々なサイズの照明は、白色光、赤外光、紫外光、近赤外光及び他の波長の光を放射するように適合されるLED（発光ダイオード）を備えることができる。

40

【0422】

上方基板2802を通る電気ケーブル2850は、ある実施形態では、光学アセンブリから照明及び主要制御ユニットへ情報を伝達する。

【0423】

図28Cは本明細書の一実施形態に従う内視鏡の光学アセンブリ及び照明を支持するよ

50

うに適合される電子回路基板の下方基板2804の底部側面図を示す。様々な実施形態において、下方基板2804に、前方照明2808、2810、2812のため、第1のセットの側方照明2816、2818のため、及び内部に配置される第2のセットの側方照明2816、2818のための溝／穴2834を設ける。図示する実施形態では、下方基板2804が支持するそれぞれの照明のために1つの溝を下方基板2804に設ける。様々な実施形態では、内視鏡の撮像センサのピン及び硬性領域を屈曲させて、上方基板2802及び下方基板2804へハンダ付けする。ある実施形態では、全ての照明のための複数の溝2834は同一である一方、別の実施形態では、それぞれの溝を様々なサイズの照明に適合させることができる。例えば、様々なサイズの照明は、白色光、赤外光、紫外光、近赤外光及び他の波長の光を放射するように適合されるLED（発光ダイオード）を備えることができる。

10

【0424】

図29Aは、下方基板2902に支持される光学アセンブリ及び照明を、図28Aに表す上方基板2902を取り除いて示す。一実施形態では、金属フレームを設けて、前方レンズアセンブリ及び側方レンズアセンブリを保持するとともに関連する撮像センサを支持する。図示するように、金属フレーム2904を設けて、前方レンズアセンブリ2906を支持するとともに前方レンズアセンブリ2906に関連する撮像センサ308を支持する。金属フレーム2910及び2912を設けて、側方レンズアセンブリ2914及び2916をそれぞれ支持するとともに関連する撮像センサ2918及び2920をそれぞれ支持する。一実施形態では、金属フレーム2904、2910、2912は、内視鏡に組込まれた発光ダイオード（LED）及びセンサに対するヒートシンクとしての機能を果たすこともできる。照明2922は、下方基板2902に設けられた溝／穴（図29Bに示す）によって下方基板2902に取付けられる。

20

【0425】

図29Bは、照明2922（図29Aに表す）を取り除いて、図29Aに表すように下方基板2902に支持される光学アセンブリの別の図を示す。下方基板2902は、照明2922（図29Aに表す）を、基礎にした基板2902と結合可能にするための溝2924を含む。

【0426】

図29Cは、照明2922を取り除いて、図29Bに表すように下方基板2902に支持される光学アセンブリの底面図を示す。図示するように、下方基板2902は、撮像コンタクトを露出する撮像センサの周囲で適合し、レンズアセンブリを支持する。溝2924によって、照明2922（図29Aに表す）を基板2902に固定することができる。

30

【0427】

図30Aは、本明細書の実施形態に従う、上方基板と下方基板との間に設置された場合のように折り曲げられた姿勢の撮像センサ3002（図29A、29B及び29Cにそれぞれ2908、2918及び2920として表す）を示す。図示するように、撮像センサ3002は、上方基板及び下方基板（図示せず）の面と平行に配置された、折り曲げられた撮像センサの2つの水平なコンタクト領域3002a及び3002bを含む。撮像センサのコンタクト領域3002a及び3002bは、複数のコネクタピンを備える。撮像センサ3002は、撮像センサのコンタクト領域3002aと3002bとの間に配置される垂直部を更に含む。図30Aに示すように、垂直部の上方縁は撮像センサのコンタクト領域3002aの縁と結合する一方、垂直部の底部縁は撮像センサのコンタクト領域3002bの縁と結合する。垂直部は、一実施形態ではガラスから製造される第1の表面3010と、一実施形態ではプリント基板又はコンピュータチップを備える反対側の第2の表面3012とを含む。

40

【0428】

撮像センサ402は、静止画像及び／又はビデオフィードを撮像し、様々な実施形態において電荷結合素子（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（図示せず）を備える。撮像センサ3002は内視鏡に組み込まれ、図28Aから28C及び図29Aから29Cに示すように、レンズアセンブリと関連付けられる。一実施形態では、それぞれが図30Aに示すような折り曲げられた姿勢の撮像センサに関連付けられるレンズアセンブリを備える、3セットの光学アセンブリを内視鏡の先端部に取付ける。3セットの光学アセンブリは、前方撮像センサと関連付けられる前方レンズアセンブリと

50

、第1の側方撮像センサと関連付けられる第1の側方レンズアセンブリと、第2の側方撮像センサと関連付けられる第2の側方アセンブリと、を備える。図29Aから29Cに示すように、2つの側面撮像センサは背中合わせで取付けられて、2つのガラス表面3010は、反対方向を向いている。

【0429】

図30Aに示す実施形態では、撮像センサ3002が上方基板と下方基板（図30Aには表されていない）との間に位置付けられて内視鏡の先端部に取付けられるときに、撮像センサ3002の折り曲げられた姿勢は、第1のレンズアセンブリに関連付けられる撮像センサ3002の第1のガラス表面3010に、内視鏡の先端部の方向を向けさせる。撮像センサ3002が図示の折り曲げられた姿勢のときに、反対の第2の表面3012は内視鏡の電気コネクタ端部を向く反対方向に面する。撮像センサ3002が内視鏡内に取付けられると、前方ガラス表面3010は前方を向き、内視鏡先端部の中央に対して見た場合に外側方向を向く。

【0430】

図30Bは、撮像センサ3002と連結されるレンズアセンブリ404を示す。図示するように、レンズアセンブリ3004を撮像センサのコンタクト領域3002aと3002bとの間に位置付けられて、レンズアセンブリ3004の後方部分は、撮像センサ3002の第1のガラス表面3010に、接近して結合し、及び/又は接触する。図30Bに表す組立てられた姿勢では、レンズアセンブリ3004の前方部分は外側方向に突出し、レンズアセンブリ3004は撮像センサのコンタクト領域3002a及び3002bにより画定される領域を越えて外側に延在する。それ故に、図30Bに示すように、内視鏡の回路基板上のまさにレンズアセンブリ3004が占有する有効面積は、撮像センサのコンタクト領域3002a及び3002bが占有する領域を越えて外側に延在するレンズアセンブリ3004の部分に限定される。

【0431】

撮像センサ3002の折り曲げられた姿勢によって、内視鏡の先端部に設置された回路基板上のレンズアセンブリ3004が占めるスペースの長さが減少し、その結果、2つの側方光学アセンブリを、従来技術で使用する撮像センサを折り曲げる方法でなし得たものよりも、互いに近接させて設置することができる。このことは、図64に示す第1の側方アセンブリ6406と第2の側方アセンブリ6408との間の距離を低減させる。それ故に、図に示すような撮像センサの折り曲がり姿勢に起因して、側方光学アセンブリのそれぞれが内視鏡の回路基板上に占めるスペースは約1.3ミリメートル少なくなり、その結果、内視鏡先端の直径を従来技術と比較して約2.6ミリメートル低減させる。

【0432】

図30Cは、レンズアセンブリ3004及び関連する撮像センサ3002を支持し保持するように位置付けられる金属フレーム3006を示す。図に表すように、金属フレーム3006を成形して、金属フレーム3006が、撮像センサ3002並びに撮像センサコンタクト領域3002a及び3002bを支持するような形でレンズアセンブリ3002を取り囲む。

【0433】

本明細書の一実施形態では、レンズアセンブリ及び撮像センサ、並びにレンズアセンブリに関連付けられる照明を支持するために、ビュー素子ホルダーを用いる。図31Aは、本明細書の一実施形態に従い、レンズアセンブリと撮像センサと側方照明とを支持するためのビュー素子ホルダーを示す。図示したように、ビュー素子ホルダー3102は、撮像センサ3104と、レンズアセンブリ3106と、照明3108、3110との周囲で適合し、図に表すように撮像センサコンタクト領域3112が露出する。一実施形態では、ビュー素子ホルダー3102は金属フレームである。フレーム3102は、撮像センサ3104、レンズアセンブリ3106及び照明3108、3110への支持を可能とし、固定された位置で前記要素を保持し続けることができる。一実施形態では、図30B及び30Cで示す形と同じ形で、撮像センサ3104をフレーム3102と結合する。ビュー素子ホルダー3102内部の撮像センサ3104の折り曲がる姿勢は、内視鏡先端の直径を減少させる。さらに、様々な実施形態において、例えば図28Bに表すように、撮像センサ3104を上方基板及び下方基板にハンダ付けすることができる。

【0434】

図 3 1 B は、本明細書の一実施形態に従い、照明を支持するための、ビュー素子ホルダーに形成した溝を示す。ビュー素子ホルダー3102に、照明3108及び3110（図 3 1 A に表す）をそれぞれ支持するための溝3114及び3116を設ける。ある実施形態では、全ての照明のための溝3114、3116は同一である一方、別の実施形態では、それぞれの溝を様々なサイズの照明に適合させることができる。例えば、様々なサイズの照明は、白色光、赤外光、紫外光、近赤外光及び他の波長の光を放射するように適合されるLED（発光ダイオード）を備えることができる。他の実施形態では、より多数の照明を支持するために、より多数の溝をビュー素子ホルダー3102に設けることができる。

【0435】

図 3 2 A は、本明細書の一実施形態に従い、組立てられて内視鏡の先端に設置される、複数のビュー素子ホルダーを示す。この図に表すように、ビュー素子ホルダーの金属フレーム3202は、前方レンズアセンブリ3204と、関連する撮像センサ3206と、照明3208及び3210とを支持する。ビュー素子ホルダーの金属フレーム3212は、側方レンズアセンブリ3214と、関連する撮像センサ3216と、照明3218及び3220とを支持する。ビュー素子ホルダーの金属フレーム3222は、側方レンズアセンブリ3224と、関連する撮像センサ3226と、照明3228及び3230とを支持する。様々な実施形態において、ビュー素子ホルダーの金属フレームは、照明で用いられる発光ダイオードに対するヒートシンクとしての機能を果たす。ある実施形態では、金属の要素（金属支持フレーム3250等）を、ビュー素子ホルダー3202、3212及び3222の間に設置する。金属支持フレーム3250は、照明に対するヒートシンクとしての機能を果たし、また上方基板と下方基板（図 3 2 A には表されない）との間にビュー要素ホルダー3202、3212及び3222を固定的に位置付けることによって支持する。金属支持フレーム3250は、光学アセンブリと一体化されて、上方基板と下方基板との間に固定的に位置付けられる光学アセンブリを支持しながら、LEDに対するヒートシンクとしての機能を果たすこともできる。

10

20

【0436】

図 3 2 B は、本明細書の一実施形態に従い、上方基板3252と下方基板3254とに連結されて、内視鏡の先端の流体チャネリング要素3270に関連付けられる、図 3 2 A に表すアセンブリを示す図である。前方ビュー素子ホルダー3202の金属支持フレーム3250、第1の側方ビュー要素ホルダー3212及び第2の側方ビュー要素ホルダーは、ヒートシンクとしての機能を果たして、流体チャネリング要素3270に接続されるように適合されて、前方照明3208、3210と、第1の側方照明3218、3220と、第2の側方照明と、関連するセンサとが発生させる熱を、流体チャネリング要素3270へ伝えることができる。これにより、内視鏡の先端の温度を低減させることができる。

30

【0437】

図 3 2 B にも表すように、先端の前方パネル上に互いに隣接して位置付けることができる、噴出開口部3226'及びノズル開口部3224'が存在する。別の実施形態では、噴出開口部3226'及びノズル開口部3224'を、先端の前方パネル上の作業/サービスチャンネル開口部3222'の両側に位置付けることができる。先端カバーは、内視鏡先端及びその中の要素を覆う。

【0438】

本明細書は、前方及び側方照明（それぞれ内視鏡の前方及び側方光学アセンブリに関連付けられる）を内視鏡の先端部内の所望の位置で保持するように特に設計された回路基板を開示する。本明細書が提供する照明回路基板を使用することで、照明基板が、前方及び側方照明に対して正確な位置を予め定義するために、内視鏡の先端部に設置される回路基板での照明の組み立てが容易になる。

40

【0439】

本明細書は、光学アセンブリを、関連する照明から分離する好都合な方法を提供する。まず光学アセンブリを組立てて、その後、内視鏡先端の限られたスペース内に、関連する照明を設置することがより容易になる。組立てられた内視鏡の先端内の要素のサイズが非常に小さくなるにつれて、予め定義された照明基板は、要素の全てを所望の固定された位

50

置に維持するのに役立つ。

【0440】

図33Aは本明細書の一実施形態に従う、内視鏡の前方照明3308a、3308b、3308cを支持するために適合される、前方照明電子回路基板3306を示す。図33Aは、上方基板3302と、下方基板3304と、前方照明3308a、3308b、3308cを支持するための前方照明電子回路基板3306と、側方照明3312a、3312bを支持するための側方照明電子回路基板3310とを示す。前方照明3308a、3308b、3308cは、前方レンズアセンブリ3314及び前方撮像センサを備える前方光学アセンブリに関連付けられる。側方照明3312a、3312bは、側方レンズアセンブリ3316及び側方撮像センサを備える側方光学アセンブリに関連付けられる。前方撮像センサのピン及び硬性領域3320を屈曲させて、上方基板3302及び下方基板3304へハンダ付けする。側方撮像センサのピン並びに（それぞれ右側方撮像センサ及び左側方センサ用の）硬性領域3322及び3324を屈曲させて、上方基板3302及び下方基板3304へハンダ付けする。上方基板3302を挿通する電気ケーブル3350は、光学アセンブリから主要制御ユニットへ情報を伝達する。

10

20

30

40

50

【0441】

前方照明電子回路基板3306は、3つの照明3308a、3308b、3308cのセットを保持する。側方照明電子回路基板3310は、それぞれの側方パネルで、照明3312a、3312bのセットを保持する（この図は、内視鏡の一方の側方パネルのみを図示しているが、当業者は他方の側方パネルが図示した側方パネルと同等であることを理解するであろう）。ある実施形態では、前方照明3308a、3308bが上方基板3302と下方基板3304との間に位置付けられる一方、前方照明3308cは、前方レンズアセンブリ3314の上方かつ上方基板3302の上方に位置付けられる。内視鏡先端の両側の2つの側方照明3312a、3312bは、上方基板3302と下方基板3304との間の、側方レンズアセンブリ3316の両側に位置付けられる。

【0442】

様々な実施形態において、PCB（プリント基板）を構成するために使用される任意の材料を、前方及び側方照明回路基板を構成するために用いることができる。PCB基板を製造するために使用される典型的な材料は、セラミック、軟性基板用のポリアミド、ガラス繊維強化エポキシ樹脂（耐炎性（自己消炎性）のエポキシ樹脂バインダーを含むファイバークラス繊維から構成される複合材料である、FR4等）である。また様々な実施形態において、前方及び側方回路基板を、上面基板及び下面基板と同じ材料から製造することも、異なる材料から製造することもできる。

【0443】

図33Bは、本明細書の一実施形態に従い、前方照明電子回路基板3306及び側方照明電子回路基板3310と一体化した、上方基板3302及び下方基板3304を示す。図示するように、前方照明電子回路基板3306は、上方基板3302及び下方基板3304と一体化されて、前方照明3308a、3308b、3308cを適所に保持し、前方レンズアセンブリ3314が前方照明電子回路基板3306から突出できるようにする。側方照明電子回路基板3310は、上方基板3302と下方基板3304と側方照明3312a、3312bとの間の内視鏡先端の側方パネルに適所に位置付けられて、側方レンズアセンブリ3316が側方照明電子回路基板3310を通して突出できるようにする。上方基板3302を挿通する電気ケーブル3350は、光学アセンブリから照明及び主要制御ユニットへ情報を伝達する。

【0444】

図34は、光学アセンブリ、及び上方基板3402に支持される照明を、視覚化の一助として、図33Aに3304として表す下方基板を取り除いて示す。図34に関しては、図33に描かれる図と比較して、内視鏡先端をその水平軸線周りに反転させて、先端をその底面から見ている。一実施形態では、前方部3411及び後方部3413を有する金属フレーム3405を設けて、関連する撮像センサ3415、3417、3419、並びに前方レンズアセンブリ3414及び側方レンズアセンブリ3416、3418をも支持する。様々な実施形態において、照明回路基板3406、3410及び3420を、下方基板（視覚化のために図から除去されている）と上方基板3402とにハンダ付けして、金属フレーム3405で支持する。図示するように、金属フレーム3405は

、前方レンズアセンブリ3414を支持するとともに、前方レンズアセンブリ3414に関連する前方撮像センサ3415を支持するために設けた、前方部3411を含む。金属フレーム3405の前方部3411及び後方部3413はそれぞれ、側方レンズアセンブリ3416及び3418を支持するとともに、関連する撮像センサ3417及び3419を支持する。一実施形態では、金属フレーム3405は、内視鏡に組込まれた発光ダイオード（ＬＥＤ）及びセンサに対するヒートシンクとしての機能も果たす。

【 0 4 4 5 】

前方照明回路基板3406は前方照明3408a、3408b、3408cを適所に保持する。２つの側方照明回路基板3410、3420はそれぞれ、側方照明3412a、3412b及び側方照明3422a、3422bを適所に保持する。側方照明3412a、3412b及び3422a、3422bはそれぞれ、側方光学レンズアセンブリ3416及び3418に関連付けられる。左側方照明回路基板3410は、照明3412a、3412bを支持する。右側方照明回路基板3420は、右側方レンズアセンブリ3418と関連付けられる側方照明3422a、3422bを支持する。一実施形態では、前方照明回路基板3406を、３つの光学アセンブリのすべてを支持し、これらの光学アセンブリを互いに分離する、金属フレーム3405にハンダ付けする。ある実施形態では、前方照明回路基板3406は、金属フレームの前方部3411によって支持され、側方照明回路基板3410及び3420は、金属フレーム3405の前方部3411と後方部3413との両方によって支持される。

10

【 0 4 4 6 】

ある実施形態では、前方照明回路基板3406は、３セットの照明3408a、3408b、3408cを適所に保持するように適合され、照明の各セットは、１、２、３又はそれ以上の光源（例えばＬＥＤであるが、これに限定されない）を有する。ある実施形態では、側方照明回路基板3410及び3420は、２セットの照明3412a、3412b及び3422a、3422bを適所に保持するように適合され、照明の各セットは、１、２、３又はそれ以上の光源（例えばＬＥＤであるが、これに限定されない）を有することができる。

20

【 0 4 4 7 】

図３５Ａは、金属フレーム3505と、図３４の照明回路基板3506、3510、3520とを、視覚化の一助として、光学アセンブリ及び上方基板を取り除いて示す。金属フレーム3505は、前方レンズアセンブリが通って突出するための前方凹領域3521と、第１の側方レンズアセンブリが通って突出するための第１の側方凹領域3523と、反対側の、第２の側方レンズアセンブリが通って突出するための第２の側方凹領域3525とを含む。前方照明電子回路基板3506は、前方照明3508a、3508b、3508cを保持する。この図で見られるように、前方照明電子回路基板3506は“Ｕ字型”であり、金属フレーム3505の前方凹領域3521が“Ｕ字型”の回路基板3506の湾曲部の内表面と位置合わせされるような形で、前方照明電子回路基板3506は金属フレーム3505に連結される。

30

【 0 4 4 8 】

側方照明電子回路基板3510、3520はそれぞれ、側方照明3512a、3512b及び3522a、3522bを保持する。この図で見られるように、側部照明電子回路基板3510、3520は“Ｕ字型”であり、金属フレーム3505の側方凹領域3523、3525が“Ｕ字型”の回路基板3510、3520の湾曲部の内表面と位置合わせされるような形で、側方照明電子回路基板3510、3520は金属フレーム3505に連結される。

40

【 0 4 4 9 】

図３５Ｂは、図３５Ａに表す照明回路基板を取り除いた状態で、金属フレーム3505を示す図である。ある実施形態では、図３５Ｂで描写するように、金属フレーム3505は、“Ｈ字型”に近似し、“Ｈ”のそれぞれの脚から９０°で外側に延在する側方支持壁3512a、3512b、3520a、3520bを有する。２つの前方支持壁3506a、3506bをそれぞれ、側方支持壁3520a、3512aの端部に、側方支持壁3520a、3512aと垂直に位置付ける。金属フレーム3505は、凹面3521、3523、3525を含むように設計され、前方レンズアセンブリ及び２つの側方レンズアセンブリをそれぞれ内視鏡先端に収容できる。フレーム3505は、図３５Ａで3506として示す前方照明電子回路基板を支持するための前方支持壁3506a及び3506bと、図３５Ａで3510として示す側方照明電子回路基板を支持するための側方支持壁3512a及び3512bと

50

、図 3 5 A で 3520 として示す第 2 の側方照明電子回路基板を支持するための支持壁 3520a 及び 3520b とを備える。

【 0 4 5 0 】

図 3 6 は、本明細書の一実施形態に従う、前方照明電子回路基板 3606 を示す図である。ある実施形態では、図 3 6 で描写するように、回路基板 3606 は “ U 字 ” に成形されており、前方照明 3608a、3608b、3608c を適所に保持する。様々な実施形態において、前方照明電子回路基板 3606 の長さ l は、7.5 ミリメートルから 9.5 ミリメートルの範囲であり、一実施形態では長さ l は約 8.8 ミリメートルである。様々な実施形態において、前方照明電子回路基板 3606 の高さ h は、5 ミリメートルから 6.5 ミリメートルの範囲であり、一実施形態では高さ h は約 5.7 ミリメートルである。

10

【 0 4 5 1 】

図 3 7 は、本明細書の一実施形態に従う、側方照明電子回路基板 3710 を示す図である。ある実施形態では、図 3 7 で描写するように、回路基板 3710 は “ U 字 ” に成形されており、側方照明 3712a、3712b を適所に保持する。様々な実施形態において、側方照明電子回路基板 3710 の長さ l は、7.5 ミリメートルから 9.5 ミリメートルの範囲であり、一実施形態では長さ l は約 8.8 ミリメートルである。様々な実施形態において、側方照明電子回路基板 3710 の高さ h は、3 ミリメートルから 4.5 ミリメートルの範囲であり、一実施形態では高さ h は約 3.7 ミリメートルである。

【 0 4 5 2 】

本明細書の別の態様によれば、電子回路基板アセンブリの有利な構造は、内視鏡を薄く小型に設計することができる。この実施形態では、電子回路基板アセンブリの構造は、単一の側方観察ビュー素子を備える先端部に関連して説明される。しかしながら、代替的实施形態では、先端部は 2 つ以上の側方観察ビュー素子を備えることができる。この場合には、側方観察ビュー素子の視野が実質的に反対側となるように、側方観察ビュー素子を設置することができる。しかしながら、本明細書の一般的な範囲内で、様々な構造及び数の側方観察ビュー素子が考えられる。

20

【 0 4 5 3 】

これから、本明細書の一態様に従う、電子回路基板アセンブリの複数の内側部分の分解図を表す図 3 8 A から 3 8 F を参照する。この内側部分は、互いに組立てられ、接続され又は取付けられるときに、マルチビュー素子内視鏡の凝縮された先端部を形成する。

30

【 0 4 5 4 】

さらに注目すべきは、電子回路基板アセンブリの複数の内側部分は、供給源電氣的に接続されることができるとともに、供給源（電源及び電気信号源等）を共有するように構成できることである。

【 0 4 5 5 】

図 3 8 A は、本明細書の一実施形態に従う、電子回路基板アセンブリの基板 3805 を示す図である。図 3 8 A を参照して、基板 3805 は、ほぼ “ L 字 ” として成形され、 y 方向及び x 方向に延在する第 1 の部材 3805a を有する。第 1 の部材 3805a は第 2 の部材 3805b と一体的に形成され、前記第 1 の部材 3805a 及び第 2 の部材 3805b は同じ水平面に存在し、前記第 2 の部材 3805b は前記第 1 の部材 3805a からおおむね 90° の角度で延在する。第 2 の部材 3805b は、 y 方向及び x 方向に延在する。ある実施形態では、前記第 2 の部材 3805b の長さは、前記第 1 の部材 3805a の長さよりも長い。言い換えれば、第 2 の部材 3805b は、第 1 の部材 3805a が y 方向に延在するよりも、更に x 方向に延在する。ある実施形態では、第 2 の部材 3805b は更に、第 2 の部材 3805b の、第 1 の部材 3805a が形成される端部とは反対の端部で、オフセット部材 3805c と一体的に形成される。オフセット部材 3805c は、第 1 の部材 3805a 及び第 2 の部材 3805b と同じ水平面に存在し、 y 方向及び x 方向に延在する。ある実施形態では、オフセット部材 3805c は、第 2 の部材 3805b から、第 1 の部材 3805a が第 2 の部材 3805b に対して形成されている方向と同じ y 方向に、オフセットを作る。ある実施形態では、それぞれの部材 3805a、3805b、3805c は同じ厚さであり、その結果、基板 3805 全体が単一の厚さとなる。

40

50

【 0 4 5 6 】

ある実施形態では、図 3 8 B 及び 3 8 C を参照して以下に説明するように、第 1 の部材 3805a は、第 1 の金属フレームの取付けペグを挿入するための少なくとも 2 つの開口部 3806 を含む。ある実施形態では、図 3 8 B 及び 3 8 C を参照して以下に説明するように、第 2 の部材 3805b は、第 2 の金属フレームの取付けペグを挿入するための少なくとも 2 つの開口部 3807 を含む。ある実施形態では、オフセット部材は、基板 3805 の指定位置に溶接されたマルチワイヤ電気ケーブルのための少なくとも 1 つの開口部を含み、それによって、先端アセンブリ内で追加的なスペースを解放する。開口部 3808 は、電気ケーブルが基板 3805 と溶接される場所に存在する。

【 0 4 5 7 】

図 3 8 B は、電子回路基板アセンブリの、前方観察ビュー素子及び側方観察ビュー素子をそれぞれ支持するための、第 1 の金属フレーム 3810 及び第 2 の金属フレーム 3812 のある実施形態を示す図である。ある実施形態では、第 1 の金属フレーム 3810 及び第 2 の金属フレーム 3812 は、同じ形状である。第 1 の金属フレーム 3810 及び第 2 の金属フレーム 3812 は、おおむね長方形の金属本体 3840a、3840b を含み、それぞれの金属本体 3840a、3840b は、それぞれの金属本体 3840a、3840b の中央部に、おおむね楕円形状の開口部 3841a、3841b を有する。さらに、それぞれの金属本体 3840a、3840b は、上面 3842a、3842b 及び底面 3843a、3843b を含む。図 3 8 A 及び 3 8 C を参照して説明されるように基板の第 1 の部材及び第 2 の部材の対応する開口部へ挿入される、少なくとも 2 つの取付けペグ 3844a、3844b は、それぞれの金属本体 3840a、3840b の底面 3843a、3843b から延在する。

【 0 4 5 8 】

さらに、それぞれの金属本体 3840a、3840b は、第 1 の組の側壁 3846a、3846b を備える前面 3845a、3845b と、第 2 の組の側壁 3848a、3848b を備える後面 3847a、3847b を含む。前面 3845a、3845b 及び第 1 の組の側壁 3846a、3846b は、図 3 8 G を参照して以下説明するように、撮像センサを受け入れるように構成される。後面 3847a、3847b 及び第 2 の組の側壁 3848a、3848b は、図 3 8 E を参照して以下説明するように、プリント基板を受け入れるように構成される。

【 0 4 5 9 】

図 3 8 C は、本明細書のある実施形態に従い、電子回路基板アセンブリの基板 3805 に設置される、第 1 の金属フレーム 3810 及び第 2 の金属フレーム 3812 を有する、第 1 の中間アセンブリ 3815 を示す図である。第 1 の金属フレーム 3810 の取付けペグ (図 3 8 B の 3844a) は、基板 3805 の第 1 の部材 3805a の開口部 (図 3 5 A の 3806) 内へ挿入されたところである。第 1 の金属フレーム 3810 が基板 3805 へ取付けられ、完全に組立てられると、第 1 の金属フレーム 3810 の前面 3845a が、前方かつ内視鏡先端の中心から外側を向き、第 1 の金属フレーム 3810 の後面 3847a が、内視鏡先端の中心に向かって内側を向く。第 2 の金属フレーム 3812 の取付けペグ (図 3 8 B の 3844b) は、基板 3805 の第 2 の部材 3805b の開口部 (図 3 8 A の 3807) 内へ挿入されたところである。第 2 の金属フレーム 3812 が基板 3805 へ取付けられ、完全に組立てられると、第 2 の金属フレーム 3812 の前面 3845b が、側方かつ内視鏡先端の中心から外側を向き、第 2 の金属フレーム 3812 の後面 3847b が、内視鏡先端の中心に向かって内側を向く。ある実施形態では、第 1 の金属フレーム 3810 及び第 2 の金属フレーム 3812 は、基板 3805 にハンダ付けされる。

【 0 4 6 0 】

ある実施形態では基板 3805 は硬性である一方、別の実施径では基板 3805 は半硬性である。2 つの金属フレーム 3810、3812 はそれぞれ、内視鏡の前方及び側方観察ビュー素子を支持するための基盤構造を形成する。金属フレーム 3810、3812 は基板 3805 上に設置されて、それぞれのフレームの中心軸線 3811、3813 は互いに角度 “N” を形成する。様々な実施形態において、角度 “N” の範囲は 70 - 135 ° である。ある実施形態では、角度 “N” は 90 ° である。

【 0 4 6 1 】

図 3 8 D は、電子回路基板アセンブリへ統合するための、第 1 のプリント基板 3817 及び

第2のプリント基板3818のある実施形態を示す図である。ある実施形態では、プリント基板3817、3818はおおむね長形状であり、プリント基板3817、3818はそれぞれ、上面3852a、3852bと、底面3853a、3853bと、前面3855a、3855bと、後面3857a、3857bと、2つの側面3858a、3858bとを含む。

【0462】

図38Eを参照して、2つのプリント基板(PCB)3817、3818を、それぞれの金属フレーム3810、3812の後面3847a、3847bに対して設置して、第2の中間アセンブリ3820を形成する。ある実施形態では、第1のプリント基板3817を基板3805上に位置付けて、第1のプリント基板3817の前面(図38Dの3855a)が第1の金属フレーム3810の後面3847aと接触するとともに、第1のプリント基板3817の側面(図38Dの3858a)が第1の金属フレーム3810の第2の組の側壁3848aと接触する。ある実施形態では、第2のプリント基板3818を基板3805上に位置付けて、第2のプリント基板3818の前面(図38Dの3855b)が第2の金属フレーム3812の後面3847bと接触するとともに、第2のプリント基板3818の側面(図38Dの3858b)が第2の金属フレーム3812の第2の組の側壁3848bと接触する。別の実施形態では、プリント基板3817、3818を水平方向に反転させて、プリント基板3817、3818の後面(図38Dの3857a、3857b)が金属フレーム3810、3812の後面3847a、3847bと接触する。両方の実施形態において、金属フレーム3810、3812の後面3847a、3847b及び第2の組の側壁3848a、3848bは、プリント基板3817、3818を収容できるように作用する。ある実施形態では、プリント基板3817、3818は、側壁の組3848a、3848b内で、金属フレーム3810、3812の後面3847a、3847bに対して、ぴったりと適合する。このぴったりとした適合は、先端の利用可能な領域の利用を最大化し、内視鏡先端全体の直径をより小さくできる。ある実施形態では、プリント基板3817、3818の底面3853a、3853bを、基板3805にハンダ付けする。

【0463】

図38Fは、本明細書のある実施形態に従う、センサ3822の第1の端部上の第1の複数のコネクタピン3824と、センサの反対側の第2の複数のコネクタピン3825とを備える、撮像センサ3822の水平図及び側面図を示す。撮像センサ3822は、1枚のガラス3822aを備える外面と、プリント基板又はコンピュータチップ3822bを備える内面とを含む。撮像センサ3822は、静止画像及び/又はビデオフィードを撮像し、様々な実施形態において電荷結合素子(CCD)撮像センサ又は相補型金属酸化膜半導体(CMOS)撮像センサを備える。

【0464】

図38Gは、撮像センサ3822、3823を第2の中間アセンブリ(図38Eの3820)に取付けることで形成された、第3の中間アセンブリ3825のある実施形態を示す図である。ある実施形態では、第1の撮像センサ3822を、第1の撮像センサ3822の内面が、第1の金属フレーム3810の前面3845a上かつ第1の組の側壁3846aの間で、静止するように位置付ける。第1の撮像センサ3822はコンピュータチップを備える。このようにして、完全に組立てられると、第1の撮像センサ3822の外面は、前方かつ内視鏡先端の中心から外側を向く。第1の撮像センサ3822は、1枚のガラス3822aを備える。撮像センサ3822の第1の端部上の、第1の複数のコネクタピン3824aは、基板3805の下で折り曲げられて、基板3805にハンダ付けされる。第1の撮像センサ3822の第2の端部上の、第2の複数のコネクタピン3825aは、第1の金属フレーム3810の上面上で折り曲げられて、第1のプリント基板3817にハンダ付けされる。ある実施形態では、第2の撮像センサ3823を、第2の撮像センサ3823の内面が、第2の金属フレーム3812の前面3845b上かつ第1の組の側壁3846bの間で、静止するように位置付ける。第2の撮像センサ3823はコンピュータチップを備える。このようにして、完全に組立てられると、第2の撮像センサ3823の外面は、側方かつ内視鏡先端の中心から外側を向く。第2の撮像センサ3823は、1枚のガラスを備える。撮像センサ3823の第1の端部上の、第1の複数のコネクタピンは、基板3805の下で折り曲げられて、基板3805にハンダ付けされる。第2の撮像センサ3823の第2の端部上の、第2の複数のコネクタピン3825bは、第2の金属フレーム3812の上面上で折り曲げられて、第2のプリント基板3

818にハンダ付けされる。一実施形態に従って、前方観察撮像センサ3822及び側方観察撮像センサ3823は、例えば視野、分解能、光感度、画素サイズ、焦点長及び／又は焦点距離等の点で類似させ又は同一とさせる。

【0465】

プリント基板3817、3818はそれぞれ、前方観察ビューセンサ3822及び側方観察ビューセンサ3823に電力を供給し、撮像センサが撮像した静止画像及び／又はビデオフィードを得る。

【0466】

一実施形態に従って、前方観察撮像センサ3822及び側方観察撮像センサ3823のそれぞれは、これらセンサの外面に装着されて、画像を受け取るために必要な光学系を提供する、レンズアセンブリを有する。それぞれのレンズアセンブリは、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180°以下の視野角を提供する。前方観察撮像センサ3822、及び関連するプリント基板3817を有する対応するレンズアセンブリは、一緒に「前方観察ビュー素子」と呼ばれる。同様に、側方観察撮像センサ3823、及び関連するプリント基板3818を有する対応するレンズアセンブリは、一緒に「側方観察ビュー素子」と呼ばれる。

10

【0467】

金属フレーム3810、3812が、プリント基板3817、3818及びセンサ3822、3823に対する機械的支持としての機能を果たし、その結果、構造上の丈夫さをもたらすだけでなく、ヒートシンクとしての機能を果たして、センサ3822、3823からの効率的な放熱を可能とすることに、当業者は気付くはずである。

20

【0468】

図38Haは、「U字型」に近似する前方パネル3827aを備える、前方照明回路基板3826aのある実施形態を示す図である。ある実施形態では、前方パネル3827aは、3セットの前方照明3829a、3829b、3829cを担持するように構成され、それぞれのセットは単一の照明素子を備える。他の実施形態では、折り曲げ可能な前方パネル3827aを、3セットの前方照明3829a、3829b、3829cを担持するように構成することができ、それぞれのセットは更に2つ、3つ、又は4つの照明素子を備えることができる。3セットの前方照明3829a、3829b、3829cを、内視鏡の前方観察ビュー素子に関連させるとともに、前方観察ビュー素子の視野を照射するように位置付ける。ある実施形態では、回路基板3827aのサイドウォール3827bの先端を、対応するサイドウォールの設計に合わせるためように切り取り、先端カバーのサイドウォールは、くぼみを含むように適合される。

30

【0469】

図38Hbは、「U字」形状に近似する側方パネル3827cを備える、側方照明回路基板3826bのある実施形態を示す図である。側方パネル3827cは、2セットの側方照明3829d、3829eを担持するように構成され、一実施形態に従って、それぞれのセットは単一の照明素子を備える。他の実施形態では、側方パネル3827cは、2セットの側方照明3829d、3829eを担持するように構成されることができ、それぞれのセットは更に2つ、3つ、又は4つの照明素子を備えることができる。側方照明3829d、3829eを、内視鏡の側方観察ビュー素子に関連させるとともに、側方観察ビュー素子の視野を基本的に照射するように位置付ける。様々な実施形態において、側方照明3829dの中心と側方照明3829eの中心との間の距離が、5.5 - 6.5ミリメートルの範囲であるように、側方照明を位置付ける。

40

【0470】

図38Iに示すように、基板3805は、照明回路基板3826a及び3826b、並びにこれら照明回路基板に対応する照明3829aから3829eを、所望の構造で保持し支持するように構成される。基板3805は、前方観察ビュー素子3832及び側方観察ビュー素子3833を適所に固定して、本明細書の電子回路基板アセンブリ400を形成する。最終的に、図38Jから38Kは、内視鏡先端部3801と、本明細書の電子回路基板アセンブリ400に取付けられる流体チャネリング要素600とを示す。流体チャネリング要素600は、医療用器材（処置具等）を挿入するため、及び組織を吸引するために構成される、前方作業／サービスチャンネル640を

50

含む。いくつかの実施形態によれば、前方ビュー素子及び1つの側方ビュー素子と、前方作業/サービスチャンネル640とに加えて、前方ノズル開口部3824及び前方噴出開口部3826を（内視鏡の先端部に）含む、内視鏡（例えば胃内視鏡又は大腸内視鏡であるが、これらに限定されない）が本明細書で提供される。

【0471】

従来技術で使用される内視鏡の光学装置は典型的に、光学系全体の比較的大きな全光路長（光学的トラックの総量）を要求する。このことは、内視鏡にとって不都合であり、とりわけ大腸内視鏡又は胃内視鏡として使用される内視鏡にとって不都合であり、特に1つ以上の側方ビューカメラを有する内視鏡（本明細書の実施形態に従う内視鏡等）で使用する場合に不都合である。

【0472】

さらに、従来技術の内視鏡で使用されるセンサ（CCDセンサ等）では、光エネルギーが画素の中心に集中するように、画素を、「窓」が存在するフォトリソグラフィックフィルムで部分的に覆っている。このことは、信号対雑音比を改善し、光利用効率を向上させる。しかしながら、このことは、センサのマイクロレンズを通過した光線と、光学系の光軸との間の入射角に対して、センサが敏感になる原因にもなる。したがって、比較的小さな入射角を持つ光線は画素に到達することができる一方、比較的大きな（センサのマイクロレンズを通過した光線と光学系の光軸との間の）入射角を持つ光線は、「窓」ひいては画素に到達できないことがあり、著しいエネルギー損失を引き起こすことがある。この損失は、視野の縁で、光線の入射角が主光線の入射角に近づくために、最大となる。

【0473】

したがって本明細書では、いくつかの実施形態に従う、内視鏡（大腸内視鏡等）で使用するために、特にマルチセンサ内視鏡/大腸内視鏡で使用するために構成されるレンズシステム（アセンブリ）を提供する。本明細書のいくつかの実施形態に従う（任意にセンサと一緒に）レンズシステムは、例えば5ミリメートル以下の、短い総光路長（トラック）を持つ。本明細書のいくつかの実施形態に従うレンズシステムは、大きな入射角（例えば20°超の、25°超、30°超又は約20-40°の間の主入射角）をもたらしように構成される。主入射角は例えば、図41Aから41Cの光線R6が形成する入射角である。本明細書のいくつかの実施形態に従うレンズシステムは、ディストーションが最小限度（例えば80%未満）となる。

【0474】

いくつかの実施形態によれば、大きな入射角を持つ光線が画素に到達でき、それ故にディストーションを改善するように構成される、フォトリソグラフィックフィルム内の窓を有するように、レンズシステムと一緒に使用されるセンサが構成される。大きな入射角とは例えば、20°超、25°超、30°超又は約20-40°の間の主入射角である。いくつかの実施形態によれば、窓の幅（又は任意の他の寸法のパラメータ）を、対応する画素の幅の約30-60%とすることができる。いくつかの実施形態によれば、センサのマイクロレンズが、実質的に無収差状態を提供するように構成することができる。言い換えれば、センサは、実質的に収差がない画像を提供するように構成されることができる。

【0475】

図39Aは、現在の明細書の例示的な実施形態に従う、複数の視野を有する内視鏡3900の、頭部3930の詳細を表す断面図を概略的に描写する。

【0476】

現在の明細書に従う、内視鏡3900の頭部3930は、少なくとも前方観察カメラ39116並びに2つの側方観察カメラ3920a及び3920bを備える。カメラ39116を光学撮像システム（レンズアセンブリ、レンズシステム等）39132及び固体検出器アレイ39134に、カメラ3920a、3920bを光学撮像システム3932及び固体検出器アレイ3934に、それぞれ設ける。カメラ39116及び3920の前方カメラ要素3936及び3956をそれぞれ、平坦な保護窓とすることができるが、任意に、撮像システムの一部として使用される光学要素（それぞれ固体検出器アレイ39134及び3934等）とすることができる。任意に、カメラ39116及び3920を、類似させる

又は同一とすることができるが、異なるカメラの設計を用いることもできる（例えば視野39118及び3918を相違させることができる）。これに加えて又はこの代わりに、他のカメラパラメータ（解像度、光感度、画素サイズ、画素数、焦点長、焦点距離及び被写界深度等）を同じとするか相違させるかを選択することができる。

【0477】

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を使用することができる。他の実施形態によれば、他の色のLED（例えば赤、緑、青、赤外線、紫外線）又は任意のLEDの組み合わせを使用することができる。

【0478】

描写された実施形態では、内視鏡頭部3930内に配置され、光学窓3942a及び3942bによってそれぞれ保護される、2つのLED3940a及び3940bが、前方観察カメラ39116の視野3918を照射する。

【0479】

同様に、描写された実施形態では、内視鏡頭部3930内に配置され、光学窓3952によってそれぞれ保護される、それぞれのLED3950が、側方観察カメラ3920a及び3920bの視野をそれぞれ照射する。LED光源の数及びLED光源のカメラに対する位置は、現在の明細書の範囲内で変えることができることに気付くはずである。例えば、同じ保護窓の後ろにほとんどLEDを配置しないことができ、カメラ及び1つ以上のLEDを同じ保護窓の後ろに配置することができる。

【0480】

内視鏡3900の頭部3930を軟性シャフト3960の先端側端部に位置付ける。当該技術分野のシャフトと同様に、シャフト3960は、処置具を挿入するための作業チャンネル3962を含む。また、シャフト3960は、洗浄用、ガス注入用、吸引用、又は結腸の壁を洗い流すための液体を供給するためのチャンネルを含むことができる。

【0481】

図39Bは、現在の明細書の例示的な実施形態に従う、頭部3930の詳細を表す内視鏡のカットアウトの断面図を概略的に描写する。わかりやすくするために、2つの側方観察カメラの1つの詳細を図に示す。

【0482】

現在の明細書に従う、内視鏡の頭部3930は、少なくとも1つの側方観察カメラ3920を備える。光学撮像システム（レンズアセンブリ3932等）及び固体検出器アレイ3934に、カメラ3920をそれぞれ設ける。カメラ3920の前方カメラ要素3956を、平坦な保護窓又は撮像システム3922の一部として使用される光学素子とすることができる。

【0483】

図39Cは、現在の明細書の例示的な実施形態に従う、複数の視野を有する内視鏡の、頭部3930の詳細を示す断面図を概略的に描写する。

【0484】

現在の明細書のいくつかの実施形態によれば、頭部3930の内部に、前方観察カメラ39116及び側方観察カメラ3920をそれぞれ備える。カメラ39116及び/又は3920は、複数のレンズ430から434を有するレンズアセンブリ39132と、保護ガラス3936と、プリント基板39135及び3935に接続される固体検出器アレイ39134とを備える。なお、カメラ39116及び3920又はこれらカメラに関連する任意の要素（レンズアセンブリ39132、複数のレンズ430から434、保護ガラス3936、固体検出器アレイ39134、並びに/若しくはプリント基板39135及び3935等）を同じとすることも相違させることもできる。言い換えれば、前方観察カメラ及び（1つ以上の）側方観察カメラを、同じものとすることができ、又は、これらカメラの、要素又はこれらカメラに関連する他の素子（光学素子等）の、任意のもの又は任意の組み合わせを相違させることができる。

【0485】

図40は、現在の明細書の例示的な実施形態に従う、レンズアセンブリ39132及び3932

10

20

30

40

50

の詳細を表す、カメラ39116及び3920の断面図を概略的に描写する。本明細書のいくつかの実施形態によれば、カメラ39116及び3920を同じとすることも相違させることもできることに気付くはずである。任意に、カメラ39116の集束距離を、カメラ3920の集束距離とわずかに相違させる。集束距離を相違させることは、例えば、レンズアセンブリ39132及び/若しくは3932を含む複数のレンズ間の距離、又はレンズアセンブリと検出器アレイとの間の距離を、(わずかに)変えることによって、達成できる。

【0486】

レンズ431と432との間のエアギャップ“S”は、ストップとして働く。エアギャップSは、集束範囲(レンズシステムの光学的焦点調節から外れることにより引き起こされる過度のぶれが無い状態で撮像できる、最も近い被写体とより遠い被写体との間の距離)に影響を及ぼすことができる。

10

【0487】

現在の明細書の例示的な実施形態によれば、カメラ39116及び3920はそれぞれ、レンズアセンブリ39132及び3932を備える。レンズアセンブリは、レンズ430から434のセットと保護ガラス436とを備える。

【0488】

レンズ430から434を、(任意に金属の)バレル410とバレル410へのコネクタ(例えばバレル410に接着される)との内部に位置させる。レンズアセンブリ39132及び/又は3932の任意の1つは、アダプタ411を備えることもできる。アダプタ411は、任意に、図40に示すように、バレル410内に位置付ける。アダプタ411は、レンズの1つ以上の位置を調節し、レンズ間の距離を調整するように構成される。アダプタ411は、(ここでの場合はレンズ432と433との間の)ストップとしての役割を果たすように構成することもできる。保護ガラス436を、固体検出器アレイ39134又は3934に近接して位置させ、任意に固体検出器アレイ39134又は3934に取付ける。

20

【0489】

レンズ434と保護ガラス436との間の距離を変えることによって、焦点距離(レンズシステムによって光学的に焦点を合わせられた被写体への距離)を変えることができる。レンズ434がバレル410に固定されるとともに、保護ガラス436がレンズホルダ39136(3936)に固定されているときに、レンズホルダ39136(3936)のバレル410に対する相対位置を変えることによって、この距離を変化させることができる。レンズ434と保護ガラス436との間のスペースを、空のスペースとすることができ、又はガス又は他の透明な材料で満たすことができる。あるいは管状のスペースを挿入して当該レンズ間の正確な距離を保証することができる。任意に、光学フィルタをスペース内に設置することができる。カメラ39116及び3920はそれぞれ、固体検出器アレイ39134及び3934を更に備えることができる。固体検出器アレイ39134及び3934をそれぞれ、プリント基板に接続することができる。電気配線は、プリント基板を内視鏡の中央制御システムユニットに接続することができる。

30

【0490】

固体検出器アレイ39134及び3934をそれぞれ、レンズホルダ39136及び3936に取付ける。レンズホルダ39136又は3936をそれぞれ、検出器アレイのカバーをバレル410に取付けることによって、レンズアセンブリ39132又は3932に取付ける。

40

【0491】

いくつかの応用では、保護ガラス436を平面-平面の光学素子とすることができる。この光学素子は、主に検出器アレイ(検出器アレイ39134及び3934等)を保護する機能を果たし、任意にアレイと共に提供することができる。しかしながら、光学設計のために保護ガラス436の光学的性質を計算する必要がある。

【0492】

レンズアセンブリ39132又は3932を組立てるために、最初にレンズ430を左側から挿入し、その後レンズ431を右側から挿入して、レンズ432を右側から挿入することができる。その後、一緒に接着する(又は例えば空気によって分離する)ことができるレンズ433及び434を右側から挿入する。それから、この完全なセットをバレル内に組立てる。その後、組

50

立てられた検出器（検出器アレイ39134及び3934等）、保護ガラス436及びカバー39136（3936）を追加する。

【0493】

図41A、41B及び41Cは、本明細書に従うレンズアセンブリ（レンズアセンブリ39132及び3932等）に対する3つの例を示す。レンズアセンブリ39132及び3932はそれぞれ、対物レンズシステム510、520及び530を有する。この例示的な実施形態によれば、レンズアセンブリ39132及び3932で使用するセンサを、マイクロレンズのアレイを有する電荷結合素子（CCD）のセンサとすることができるが、他のセンサ（CMOS等）も使用することもできる。

【0494】

本明細書の例示的な実施形態では、約800x600画素の解像度を有するカラーCCDカメラを、約3.3 x 2.95ミリメートルの総活性領域と共に使用する。現在の明細書の例示的な実施形態に従う、レンズの光学分解能は、センサの解像度と合致するように設計される。対物レンズシステム510（520/530）は好ましくは色収差、球面収差及び非点収差が補正されている。明細書の例示的な実施形態では、前方レンズの前面からセンサの前面までを測定した、対物レンズシステム510、520、530の全長は約4.60ミリメートル（4.62）である。明細書の例示的な実施形態では、対物レンズシステム510及び520は、約170°の受光角を有する広角の対物レンズである。明細書の例示的な実施形態では、前方レンズの前面から撮像される被写体までを測定した、対物レンズシステム510、520、530の焦点距離は短い。明細書の例示的な実施形態では、対物レンズシステム510、520、530は、4 - 110ミリメートルの間（又は3.5 - 50ミリメートルの間）の被写体を効果的に撮像できる焦点深度（DOF）を有する。明細書の例示的な実施形態では、対物レンズシステム510、520、530の、前方レンズの直径で定義される、最大直径は約2.5ミリメートルであり、ほぼ3.6ミリメートルの最大外径を有するバレル内に収容される。現在の明細書の一般的な範囲内で、他の設計パラメータを選択することができることに気付くはずである。

【0495】

対物レンズシステム510、520、530は、破線で描写される光軸“0”を持つ。レンズシステムはそれぞれ、前方サブシステム510a、520a、530a及び後方サブシステム510b、520b、530bを備える。

【0496】

図41A及び41Bの前方サブシステム510a及び520aはそれぞれ、観察する被写体の最も近くに配置されたマイナス度数の前方レンズ430、430'と、プラス度数のレンズ431、431'とを備える。

【0497】

凹面が観察する被写体に向けた状態に、前方レンズ430、430'は向いている。前方レンズ430、430'は任意に、後方サブシステム510b、520bの光軸に垂直な方向の最大寸法よりも実質的に大きな直径を有する。レンズ431、431'はプラス度数である。

【0498】

後方サブシステム510bはレンズ432、433、434と保護ガラス436とを備え、後方サブシステム520bはレンズ432'、433'、434'と保護ガラス436'とを備える。レンズ432及び432'はマイナス度数であり、レンズ433及び433'はプラス度数であり、レンズ434及び434'はマイナス度数であり、レンズ436及び436'は基本的に光学的度数がない。なお、保護ガラス436及び436'を、センサの一部とすることができ、又は後方サブシステム510b、520bの一部とすることができる。後方サブシステム510b及び520bのレンズ433、434及び433'、434'はそれぞれ、収色性のサブアセンブリを構成することができる。このサブアセンブリは、図41Aに見られるような、レンズ433及び434が接合された、複合収色性サブアセンブリであり、又は、図41Bに見られるような、レンズ433'及び434'が分離した、非複合収色性サブアセンブリである。レンズ433及び433'は、下記の表1及び表2に示すように、両凸であり、前面の曲率半径が後面の曲率半径よりも小さい。

【0499】

対物レンズシステム510のレンズ432は、条件 $f_{432} \quad 1.8f$ を満たす焦点長 f_{432} を持つ。ここで、 f は、システム全体の複合焦点長である。特に、表1に示すデータに関して、 $f_{432} = 2.05 \text{ mm}$ 、 $f = 1.234 \text{ mm}$ であり、条件 $f_{432} \quad 1.8f$ が満たされている。

【0500】

対物レンズシステム520のレンズ432'は、条件 $f_{432} \quad 1.8f$ を満たす焦点長 f_{432}' を持つ。

【0501】

特に、表2に示すデータに関して、 $f_{432} = 2.05 \text{ mm}$ 、 $f = 1.15 \text{ mm}$ であり、条件 $f_{432} \quad 1.8f$ が満たされている。

10

【0502】

レンズアセンブリ39132、232の効率を更に改善するために、レンズを反射防止コーティング（ARコーティング）で被覆することができる。

【0503】

有効開口部ストップS1及びS2を、レンズ431と432との間、及びレンズ431'と432'との間に形成することができる。有効開口部ストップS1及びS2は、前方サブシステム510a及び520aと、後方サブシステム510b及び520bとを分離することができる。

【0504】

図41Cで見られる前方サブシステム530aは、観察する被写体の最も近くに配置されたマイナス度数の前方レンズ430"と、プラス度数のレンズ431"とを備える。前方サブシステム530aは、第1の前方マイナスレンズ430"と、第2の前方プラスレンズ431"との間に配置された、付加的な前方プラスレンズ（メニスカスレンズ429等）を更に備える。

20

【0505】

凹面が観察する被写体に向けた状態に、前方レンズ430"は向いている。前方レンズ430"は任意に、後方サブシステム530bの光軸に垂直な方向の最大寸法よりも実質的に大きな直径を有する。

【0506】

後方サブシステム530bはレンズ432'、433'、434'と保護ガラス436'とを備える。レンズ432'はマイナス度数であり、レンズ433'はプラス度数であり、レンズ434'はマイナス度数であり、レンズ436"は基本的に光学的度数がない。なお、保護ガラス436'を、センサの一部とすることができ、又は後方サブシステム530bの一部とすることができる。レンズ433'及び434'は、後方サブシステム530bの収色性のサブアセンブリを構成することができる。レンズ433'及び434'を互いに接合することができ、互いに接合しないこともできる。レンズ433'は、下記の表3に示すように、両凸であり、前面の曲率半径が後面の曲率半径よりも小さい。

30

【0507】

対物レンズシステム530のレンズ432'は、条件 $f_{432} \quad 1.8f$ を満たす焦点長 f_{432} を持つ。ここで、 f は、システム全体の複合焦点長である。特に、表3に示すデータに関して、 $f_{432} = 2.26 \text{ mm}$ 、 $f = 1.06 \text{ mm}$ であり、条件 $f_{432} \quad 1.8f$ が満たされている。

40

【0508】

レンズアセンブリ39132、3932の効率を更に改善するために、レンズを反射防止コーティング（ARコーティング）で被覆することができる。

【0509】

有効開口部ストップS3を、レンズ431'と432'との間に形成することができる。有効開口部ストップS3は、前方サブシステム530aと、後方サブシステム530bとを分離することができる。

【0510】

表1、2及び3はそれぞれ、現在明細書のいくつかの実施形態に従う、対物レンズシステム510、520及び530のレンズのパラメータを要約した表である。

50

【 0 5 1 1 】

(F O V = 1 6 4 ° 、 D O F = 3 - 1 1 0 m m 、 f = 1 . 2 3 4 m m 、 光学的トラックの総量 4 . 0 9 m m)

【 表 1 】

レンズ	種類	R ₁	R ₂	Th	D	ガラス	半径 d ₁ /2	半径 d ₂ /2	f _{mm}
430	マイナス	15	0.7	0.2	0.18	N-LASF31	1.2	0.64	-0.837
431	平面-凸面	0.9	無限大	0.56	0.27	N-LASF31	0.8	0.8	1.02
S ₁	ストップ				0.05		0.104		
432	平面-凸面	無限大	-1.0	0.75	0.09	FK5	0.8	0.8	2.05
433	両凸面	1.93	-4.2	0.75	0.005	N-LAK22	1.1	1.1	2.13
434	両凸面	-4.2	4.44	0.3	0.65	N-SF66	1.1	1.2	-2.3
436	保護ガラス	無限大	無限大	0.3	0	N-BK7	1.5	1.5	無限大

10

【 0 5 1 2 】

(F O V = 1 6 4 ° 、 D O F = 3 - 1 1 0 m m 、 f = 1 . 1 5 m m 、 光学的トラックの総量 4 . 0 9 m m)

【 表 2 】

レンズ	種類	R ₁	R ₂	Th	D	ガラス	半径 d ₁ /2	半径 d ₂ /2	f _{mm}
430	マイナス	6	0.7	0.2	0.3	N-LASF31	1.2	0.66	-0.913
431	平面-凸面	1.26	無限大	0.50	0.27	N-LASF31	0.8	0.8	1.43
S ₁	ストップ				0.05		0.105		
432	平面-凸面	無限大	-1.0	0.60	0.15	FK5	0.8	0.8	2.05
433	両凸面	1.67	-1.65	0.70	0.30	FK5	0.95	0.95	1.83
434	メニスカス	-1.33	-12.0	0.35	0.40	N-SF66	1.0	1.2	-1.65
436	保護ガラス	無限大	無限大	0.3	0	N-BK7	1.5	1.5	無限大

20

【 0 5 1 3 】

表 3 は、追加的なプラスレンズ429 (例えば、表 3 に示すようにメニスカスレンズ) も備える、6つの要素のシステムの例を表す。

【 0 5 1 4 】

(F O V = 1 6 4 ° 、 D O F = 3 - 1 1 0 m m 、 f = 1 . 0 6 m m 、 光学的トラックの総量 4 . 6 9 m m)

【 表 3 】

レンズ	種類	R ₁	R ₂	Th	D	ガラス	半径 d ₁ /2	半径 d ₂ /2	f _{mm}
430"	マイナス	4.3	0.75	0.2	0.22	N-LASF31	1.3	0.72	-1.06
429	メニスカス	0.95	0.9	0.44	0.18	N-SF66	0.8	0.65	5.75
431"	平面-凸面	2.0	無限大	0.75	0.02	N-LASF31	0.8	0.8	2.26
S ₃	ストップ				0.02		0.116		
432"	平面-凸面	無限大	-1.0	0.78	0	N-PSK57	0.8	0.8	1.69
433"	両凸面	2.52	-2.0	0.50	0.154	YGH52	0.8	0.8	1.49
434"	両凸面	-1.44	11.0	0.25	0.91	PBH56	0.8	0.9	-1.50
436"	保護ガラス	無限大	無限大	0.3	0	N-BK7	1.5	1.5	無限大

30

【 0 5 1 5 】

R₁ - レンズ前面の曲率半径 (前面とは被写体の方向を向く面である) ;

R₂ - レンズ後面 (被写体から離れる方向を向く面) の曲率半径 ;

Th - レンズの厚さ - 前面の中心から後面の中心まで ;

ガラス - レンズのガラスの種類 ;

d₁ - レンズの前方光学面の半径 ;

d₂ - レンズの後方光学面の半径 ;

D - 要素 (レンズ等) の後面の前方中心から、隣の光学素子の前面まで計測した、要素 (レンズ等) 間の距離。ストップ S については、この距離を、ストップの前方側の要素の後面の前方中心から、隣の要素の前面まで測定する。

40

【 0 5 1 6 】

一般に用いられるように、無限大に等しい曲率半径は、平面と解釈される。任意に、全てのレンズは球面レンズである。

【 0 5 1 7 】

50

図 4 1 A、4 1 B 及び 4 1 C はまた、前方レンズ430 (図 4 1 A)、430' (図 4 1 B) B 又は430'' (図 4 1 C) から、対物レンズ510、520及び530をそれぞれ通り、像平面で被写体の像を生成するまでの、6つの入射光線R1からR6の伝搬を表す。

【0518】

光線R1からR6はそれぞれ、レンズアセンブリに、1 (アルファ 1) から 6 (アルファ 6) の角度で入る。例えば 1から 6はそれぞれ基本的に、 $\alpha_1=0^\circ$ 、 $\alpha_2=45^\circ$ 、 $\alpha_3=60^\circ$ 、 $\alpha_4=75^\circ$ 及び $\alpha_5=84^\circ$ である。対応する入射角 (この角度は、センサのマイクロレンズを通過した光線と、システムの光軸との間の角度である) は、 β_1 (ベータ 1) - β_6 (ベータ 6) である。いくつかの実施形態によれば、主入射角 (例えば図 4 1 A から 4 1 C の光線R6によって形成する入射角) は、 20° 超、 25° 超、 30° 超又は約 $20^\circ - 40^\circ$ の間である。本明細書のいくつかの実施形態に従うレンズシステムは、周辺ディストーションが最小限度 (例えば 80% 未満) となる。

10

【0519】

光学システムアセンブリ39132、3932を、
任意に、レンズの後方ダブレット433-434 (433'-434') を接合するステップと、
パレル内で前方レンズ430 (430') を組立てるステップと、
レンズ431 (431') をパレル内で組立てるステップと、
レンズ432 (432') をパレル内で組立てるステップと、
パレル内で、後方ダブレット433-434 (433'-434') を組立てるステップと、
を含む方法で組立てることができる。任意に、前方レンズ430 (430') を最後に組立てることができることに留意する。

20

【0520】

ある実施形態では、内視鏡の先端部分の複数のビュー素子のそれぞれを、分離した撮像モジュールとして具体化する。内視鏡先端部分の空洞内に撮像モジュールと一緒にカプセル化する。モジュールを個別に密封して、あるモジュールが故障した場合に、故障したモジュールのみを、他のモジュールに影響を及ぼすことなく取り替える。

【0521】

モジュール式设计では、前方及び側方向き撮像センサのそれぞれと、当該センサ各自のレンズアセンブリとが、これらの回路基板と共に、個別の撮像モジュールを備える。図面を参照してこの撮像モジュールを以下より詳細に説明する。不良時には、これらのモジュールを、他のモジュールに影響を及ぼすことなく個別に取り替える又は修理することができる。ある実施形態では、撮像モジュールのすべてを先端部分の先端側端面の比較的近くに有利に位置付ける。このことは、モジュール式设计の前方向きビュー素子及び側方向きビュー素子を有利に小型化することによって可能になり、モジュール式设计は、先端部分で衝突すること無しにカメラの角度の位置決めをするために十分な内部空間を可能にする。

30

【0522】

さらに、モジュール式设计により、撮像モジュールに対して、既存の設計のカメラで用いられているスペース又は体積と同じスペース又は体積が使用され、モジュール式设计は、先端部分の他の要素 (流体チャンネル、照明等) の機能性及び設計に影響を及ぼさない。

40

【0523】

これから、本明細書のある実施形態に従う、モジュール式内視鏡の先端部分の様々な要素を表す、図 4 2 を参照する。モジュール式先端部分のハウジングは、前方先端カバー4201及び後方先端カバー4202を備える。流体チャネリング要素4203は、2つの先端カバーの間で適合するように設計される。前方先端カバー4201及び後方先端カバー4202の両方は、先端部分内のビュー素子及び照明を、被覆、保護及び密封するために、光学窓4204を有する。

【0524】

内視鏡先端部分のハウジングは、撮像モジュールユニット4206と共に撮像モジュールユ

50

ニット4206の電気ケーブル4207を中に設置することができる、設計されたホルダー4205も有する。ホルダー4205は、適切なスロット4208を持ち、撮像モジュールユニットの中で適合する。ホルダー4205は、関連する電気ケーブルを担持するための部分4209も有する。撮像モジュールを担持するように構成される軟性電子回路基板4210も設けられる。撮像モジュールは、撮像素子だけでなく光学素子も備える。軟性電子回路基板は、この明細書で以前に説明している。特に、以前に説明したように、軟性回路基板がとるスペースはより少なくなり、付加的に必要な構成のための容積をより残す。ある実施形態では、軟性回路基板を折り曲げて、2つの側方撮像モジュールを互いに平行に配置することができる。したがって、基板の柔軟さにより、要素の位置決めに使用できる新たなスペースの寸法を追加する。

10

【0525】

回路基板を使用することで、要素間を接続するために用いるワイヤが不要になるため、回路基板に接続される電気モジュールの信頼性を著しく改善することができる。さらに、いくつかの実施形態によれば、要素アセンブリを機械加工することができるとともに自動化することができる。

【0526】

回路基板を使用することは、モジュール式先端部分の組立中の要素の操作に役立ち、また組立て手順を簡略化させる。ある実施形態では、軟性回路基板は、基板の指定位置に溶接されたマルチワイヤ電気ケーブルによって内視鏡の制御ユニットに接続され、それによって、先端部分アセンブリ内で追加的なスペースを解放する。

20

【0527】

図43は、撮像モジュールを収容するためのホルダー4300(図42に605として表す)の詳細図を示す。図43を参照して、ホルダー4300は、前方に凹領域4301を含む。凹領域4301には、前方向き撮像モジュールを設置することができる。ホルダーは、第1及び第2の側方向き撮像モジュールをそれぞれ担持するための、2つのコンパートメント4302及び4303を更に備える。これらのコンパートメントに円形スロット4304及び4305も設けて、撮像モジュールの光学素子を担持する。ホルダー内に長方形ストリップ4306を設けて、電気ケーブルを担持する。電気ケーブルと一緒にモジュール式撮像ユニットの形状及びサイズに対応するようにホルダーが設計されていることを理解できる。このことは、上述したように図42の要素4205、4206及び4207でも見ることができる。

30

【0528】

図44は、互いに一体化した場合のモジュール式撮像ユニットの平面図を示す。本実施形態では、図1Jを参照して説明される構造に類似する、3つのモジュール式撮像ユニットが用いられている。図44を参照して、3つのモジュール式撮像ユニットの中に、前方向きモジュール式撮像ユニット4410及び2つの側方向きモジュール式撮像ユニット4420、4430が存在する。前方向きモジュール式ユニット4410は、一体化されたセンサ4401を有する前方プリント基板を備える。前方向きモジュール式ユニット4410は、撮像ユニットの光学素子が内部に設置される前方レンズホルダ4402を更に備える。側方向きモジュール式ユニット4420は、一体化されたセンサ4403を有する側方プリント基板を備える。側方向きモジュール式ユニット4420は、撮像ユニットの光学素子が設置される側方レンズホルダ4404を更に備える。他の側方向きモジュール式撮像ユニット4430も、一体化されたセンサ4405とともに側方レンズホルダ4407を有する側方プリント基板を備える。モジュール式撮像ユニットの全てに、電気ケーブル4406を通じて電力が供給される。

40

【0529】

図45は、1つの前方向き撮像ユニット4510及び2つの側方向きユニット4520、4530を含む、3つのモジュール式撮像ユニットの底面図を示す。ここで、側方向きモジュール式ユニット4520及び4530の両方のための、一体化されたセンサ4501、4502を有する側方プリント基板を見ることができる。側方レンズホルダ4503、4504と、一体化されたセンサ4505を有する前方プリント基板と、前方向きモジュール式撮像ユニット4510の前方レンズホルダ4506とをも見ることができる。図から見るように、電気ケーブル4507を、

50

前方向き撮像ユニット及び側方向き撮像ユニットそれぞれの、プリント基板4505、4501及び4502に接続する。

【0530】

以前に図1Jを参照して説明したように、様々な実施形態において、それぞれの撮像モジュールは、レンズアセンブリ、画像撮像デバイス及び集積回路基板を備える。画像撮像デバイスを、電荷結合素子(CCD)の撮像センサ若しくは相補型金属酸化膜半導体(CMOS)撮像センサ、又は画像を撮像するために使用可能な感光面を有する他の適切なデバイスとすることができる。

【0531】

作動中、それぞれのカメラは、実施的に単独で、画像を撮像することができ、実質的に同時に、1つ以上のディスプレイを用いて、画像を表示することができる。このことは例えばPCT/IL10/000476で説明されており、PCT/IL10/000476を参照により本明細書に援用する。

10

【0532】

図46は、側方向きモジュール式撮像ユニットの斜視図を示す。図46を参照して、側方向きモジュール式撮像ユニット1000は、前部にビュー素子1001を備える。ビュー素子は、光学アレイカメラを備えることができる。撮像モジュールは、センサ(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)と、撮像システムの光学素子を担持するためのレンズホルダ1002とを更に備える。プリント基板1003を用いて、電源を撮像センサに供給し、画像を撮像センサから得る。ある実施形態では、撮像センサをプリント基板と一体化する。撮像システムの光学素子は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、少なくとも90°であり基本的には180°以下の視野角を提供することができる。ある実施形態では、レンズアセンブリは、約2から100ミリメートルの焦点長を提供する。側方向き撮像センサ1001及び光学素子(レンズホルダ1002に含まれる)を、集積回路基板1003と一緒に、共同で「側方向き撮像モジュール」と呼ぶことができる。

20

【0533】

図47は、前方向きモジュール式撮像ユニットの斜視図を示す。図47を参照して、前方向きモジュール式撮像ユニット1100は、前部にビュー素子1101を備える。ビュー素子は、光学アレイを備えることができる。撮像モジュールは、センサ(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)と、光学撮像システムのレンズホルダ1102とを更に備える。プリント基板1103を用いて、電力を撮像センサに供給し、画像を撮像センサから得る。撮像システムの光学素子は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、少なくとも90°であり基本的には180°以下の視野角を提供することができる。ある実施形態では、レンズアセンブリは、約3から100ミリメートルの焦点長を提供する。前方向き撮像センサ1101及び光学素子(レンズホルダ1102に含まれる)を、集積回路基板1103と一緒に、共同で「前方向き撮像モジュール」と呼ぶことができる。

30

【0534】

前方向き撮像センサと側方向き撮像センサとは、例えば視野、分解能、光感度、画素サイズ、焦点長及び/又は焦点距離等の点で類似させ又は同一とさせることができることに留意できる。

40

【0535】

図48は、本明細書のある実施形態に従う、内視鏡先端部分の様々な素子のモジュール特性を示す。図48を参照して、前方向き撮像モジュール1201と、側方向き撮像モジュール1202及び1203と、電気ケーブル1204とは全て、個別のユニットである。これらのユニットを、モジュール式ホルダ1205を用いて内視鏡の先端部分に収容できる。ホルダは、モジュール式ユニットの全てを一緒に機能させたながら依然として分離させて、それぞれのユニットを個別にアセンブリから取り外すことができる。同様に、モジュール式ユニットを個別に先端アセンブリに設置することができる。このことは、個々のユニットを、内

50

視鏡先端部分の他の部品に影響を及ぼすことなく修理する又は取り替えることを可能とする。

【 0 5 3 6 】

図 4 9 は、側方向き撮像モジュール1302及び1303と一緒に組立てられた前方向き撮像モジュール1301を示す図である。撮像モジュール全ての回路基板1304は互いに結合され、電気ケーブル1305と接続される。図 4 9 は、それぞれの撮像ユニットのためのコンパートメント1307を有するモジュール式ホルダー1306も表す。コンパートメントは、撮像モジュールを互いにカプセル化することができ、それ故に、ある撮像モジュールを取り除くことが、他のモジュールを損傷したり他のモジュールに影響を及ぼしたりしない。

【 0 5 3 7 】

図 5 0 は、組立てられた要素の斜視図を示し、この図ではモジュール式ホルダー1401はモジュール式撮像ユニット1402及び電気ケーブル1403を担持している。

【 0 5 3 8 】

図 5 1 は、モジュール式内視鏡先端部分の別の実施形態を示す図である。図 5 1 を参照して、内視鏡先端部分は、前方先端カバー1501及び後方先端カバー1502を備える。流体チャネリング要素1503は、2つの先端カバーの間で適合するように設計される。

【 0 5 3 9 】

この実施形態では、モジュール式撮像ユニットを結合するための機構を、撮像ユニット自体と一体化する。この機構は、撮像モジュール式ホルダー1504と呼ばれ、モジュール式撮像ユニット1505を接続するために使用される。次に、全体の構造（3つのモジュール式ユニットを備える）は、モジュール式支持体として知られるフレーム1506によって支持される。

【 0 5 4 0 】

図 5 4 は、モジュール式ホルダー1801の詳細図を示す。モジュール式ホルダーは、撮像ユニットの対応するコネクタが適合するように設計される、凹部1802を含む。図 5 2、5 3 A 及び 5 3 B を参照して、これらのコネクタを更に表し説明する。撮像モジュールコネクタに対応する凹部1802は、モジュールを互いに物理的に結合させるとともに内視鏡先端部分と物理的に結合させる。さらに、凹部は、内視鏡と撮像モジュールとの間で、電力及びデータを流すことも可能とする。モジュール式ホルダーは、凹部1802を含み、関連する電気ケーブルを担持するための部分1803も有する。

【 0 5 4 1 】

図 5 2 は、結合機構及びモジュール式ホルダーの詳細図を示す。図 5 2 を参照して、それぞれの撮像ユニットのレンズホルダ1601、1602及び1603に、モジュール式ホルダー1606の対応する凹部又はスロット1605に適合するように設計される、突出するコネクタ1604を設ける。コネクタを使用して接続された時点で、モジュール式撮像ユニットは、支持体フレーム1607によって保持される。ある実施形態では、電気ケーブルを、モジュール式ホルダー1606に、レンズホルダ1601に対して離れた端部で接続することができる。

【 0 5 4 2 】

図 5 3 A 及び 5 3 B は、複数の撮像モジュール間の接続機構の斜視図を提供する。これらの図の両方を参照して、モジュール式ホルダー1701は、3つのレンズホルダ1707、1708 及び 1709 の対応するコネクタ1706が適合できる、スロット又は凹部1702を3つの面1703、1704 及び 1705 全てに有する。

【 0 5 4 3 】

当業者は、図 5 2、5 3 A、5 3 B に示すコネクタ機構が、組立て作業、又は個々の撮像モジュールを内視鏡先端部分から取外す作業を更に簡略化することを理解するであろう。

【 0 5 4 4 】

図 4 2 から 5 0 に表す実施形態では、撮像モジュールの軟性プリント基板を先端部分の後方部分でハンダ付けして、当該軟性プリント基板を電気ケーブルと接続することによって、要素を組立てられることに留意することができる。図 5 1 から 5 4 には別の実施形態

10

20

30

40

50

が表されており、当該実施形態ではコネクタを設けて撮像モジュールの軟性プリント基板間を接続する。

【0545】

ある実施形態（図示せず）では、それぞれの撮像モジュールが異なるケーブルによって接続されて、撮像モジュールの交換を容易にする。

【0546】

ある実施形態では、撮像モジュールは取外し可能な先端部分の一部である。この場合は、内視鏡は先端部で終端する長尺シャフトを備える。前記先端部は、長尺シャフトに接続される常設部と、常設部に確実に接続可能な取外し可能部とを含むことができる。取外し可能部は、撮像モジュールと、少なくとも1つの光源とを備える。

10

【0547】

主要な考えが、既存の先端部分の構造においてビュー素子を使用するスペース及び体積と同じスペース及び体積を、モジュール式ユニットに対して使用することであることを理解するはずである。モジュール設計は、先端部分の他の要素（流体チャンネル又は照明等）の設計又は機能に影響を及ぼさない。

【0548】

現在の明細書の例示的な実施形態に従い、複数構成要素の先端カバー（分解図で示す）を有する、内視鏡先端部（カメラ及び照明光源を担持する電子回路基板と、流体チャネリング要素とを含む）の等角図を概略的に描写する、図55Aをこれから参照する。また、現在の明細書の例示的ないくつかの実施形態に従い、組立てられた複数構成要素の先端カバーを有する、図55Aの先端部の等角図を概略的に描写する、図55Bをこれから参照する。

20

【0549】

先端部5500は一般に、電子機器（カメラ、電子回路基板400等の回路基板、LED等の照明光源その他）を含む内側部分5510と、流体チャンネル（流体チャネリング要素600等）と、複数要素の先端カバー300とを含む。複数要素の先端カバー300は、先端部5500の内側部分に対して適合するように設計され、内側部分で内部要素を保護するように設計される。この実施形態に従う、複数要素の先端カバー300は、先端部の前方部分を覆うように構成される前方要素710と、先端部の右側方部分を覆うように構成される右側方要素730と、先端部の左側方部分を覆うように構成される左側方要素5550との3つの部分を含む。この前方、右側方及び左側方要素は、互いに当接して、基本的に先端部の全ての内側部分を覆うような形で、先端部を覆うように構成される。

30

【0550】

前方要素710は、前方観察カメラ116の前方光学アセンブリ236と、LED240a、240b及び240cの光学窓242a、242b及び242cと、作業チャンネルの先端側開口部340と、流体噴出チャンネル644の先端側開口部344と、ノズル348を有する洗浄及びガス注入（I/I）インジェクタ346（流体チャネリング要素600の開口部664と位置合わせされる）と、位置合わせされ（またこれらを収容できる）るように構成される穴736を含む。

【0551】

左側方要素5550は、側方観察カメラ220bの側方光学アセンブリ256bと、光学アセンブリ256bの両側のLED250a及び250bの光学窓252a及び252bと、流体チャネリング要素600の側方I/I開口部666bと位置合わせされるように適合される側方I/Iインジェクタ266bと、位置合わせされ（またこれらを収容できる）るように構成される穴756bを含む。側方I/Iインジェクタ266及び反対側の側方I/Iインジェクタそれぞれのためのノズル267bが、図55A及び55Bにも見られる。

40

【0552】

右側方要素730は、左側方要素5550と同様の要素を備える。

【0553】

左側方要素5550及び右側方要素730は基本的にそれぞれ、円筒（上面及び底面を持たない）の半分の形状である。

50

【 0 5 5 4 】

前方要素710は基本的に、カップ形状であり、カップの底部（カップの前面とも呼ぶこともできる）に垂直に延在してカップの縁から突出する、2つの対向するアームを有する。先端カバー要素の組立て時に、最初に、前方要素710を設置することができ、次に、側方要素を、側方要素の長手の縁がアーム712及び714上の両側で互いに接触させて密封を確保するように設置することができる（図55B）。粘着剤（接着剤等）を、例えば（要素710の縁の外側部分に沿った）窪み716、（要素730の内側の縁に沿った）窪み718及び（要素5550の内側の縁に沿った）窪み5520に追加して、先端部5500の密封を完了することができる。

【 0 5 5 5 】

本明細書の実施形態に従う複数要素の先端カバー（複数要素の先端カバー300等）、又は本明細書で開示する任意の他の複数要素の先端カバーは、必要な全要素を内視鏡先端部分の小さい内部容積に収容してこれらの要素を被覆し密封することを試みる際に存在する、技術の重要な課題を解決する。標準のカップ形状のカバーは、1つだけ的前方カメラを有する標準的な先端部分のために使用される。しかしながら、標準のカップ形状の先端カバーを複数カメラの先端部分を被覆するために使用する場合に、内側の先端部分の要素（レンズ又は側方光学アセンブリの他の部品等）を突出させると、カバーがこの要素上を摺動する際にこの要素をしばしば損傷させる。複数要素の先端カバーを使用することで、この課題を解決できる。さらに、複数要素の先端カバーは、穴／開口部／窓を、対応する内側要素上の正しい場所に正確に向けるのに役立つ。このことは、単一部品のカバーを使用した場合にはほとんど実行不可能である。さらに、複数要素の先端カバーの要素を1つずつ分離して密封することは、単一部品のカバー（カップ形状のカバー等）内の同一の要素への制限されたアクセスと比較して、それぞれの要素（例えば光学窓）に対するアクセスがより改善されることにより、先端部分全体の密封を改善する。複数要素の先端カバーの要素を1つずつ分離して密封する（かつ任意に密封が十分であることを確認する）ことを、カバーを組立てる前に実施することができる。このことでも、先端部分の密封を改善することができる。

【 0 5 5 6 】

先端部5500は、前方観察カメラ116の前方光学アセンブリ236を備えることができる。前方観察カメラ116の光軸を実質的に、内視鏡の長手沿いに向ける。しかしながら、前方観察カメラ116は一般に広角カメラであるため、カメラの視野は、カメラの光軸への大きな角度のビュー方向を含むことができる。視野の照明として用いられる照明光源（LED等）の数を变える（例えば、先端部5500の前面上に1 - 5個のLEDを使用することができる）ことができることに気付くはずである。作業チャンネルの先端側開口部340も先端部5500の前面上に配置され、作業チャンネルのチューブを通るとともに内視鏡の先端部5500の作業チャンネルを通して挿入され、前面を越えて展開される処置具を、前方観察カメラ116によって観察することができる。

【 0 5 5 7 】

流体噴出チャンネルの先端側開口部344も、先端部5500の前面上に配置される。流体噴出チャンネルの先端側開口部344を、体腔の壁を洗浄するための、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために使用することができる。

【 0 5 5 8 】

前方光学アセンブリ236に向けたノズル348を有する洗浄及びガス注入（I/I）インジェクタ346も、先端部5500の前面上に配置される。I/Iインジェクタ346を、流体（液体及び/又は気体）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方観察カメラの前方光学アセンブリ236から洗い流すために用いることができる。任意に、前方光学アセンブリ236、並びに光学窓242a、242b及び242cの1つ、2つ又は全てを洗浄するために、同一のインジェクタを使用する。I/Iインジェクタ346に、体腔を洗浄する及び/又は膨張させるために使用できる流体（水及び/又は気体等）を供給することができる。

【 0 5 5 9 】

側方観察カメラ220bの側方カメラ（側方観察カメラ）要素256bと、カメラ220bのためのLED 250a及び250bの光学窓252a及び252bとが、先端部5500の左側に見える。第2の側方観察カメラを先端部5500の右側に位置付ける。第2の側方観察カメラをカメラ220bと類似させることができる。右側方観察カメラの光軸を実質的に、内視鏡の長手に垂直に向ける。左側方観察カメラ220bの光軸を実質的に、内視鏡の長手に垂直に向ける。しかしながら、右側方観察カメラ及び左側方観察カメラ220bは一般に広角カメラであるため、これらカメラの視野は、カメラの光軸への大きな角度のビュー方向を含むことができる。

【0560】

側方光学アセンブリ256bに向けたノズル267bを有する側方I/Iインジェクタ266bを、流体を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、側方観察カメラの側方光学アセンブリ256bから洗い流すために使用することができる。この流体は、体腔を膨張させるために使用できる気体を含むことができる。任意に、側方光学アセンブリ256bと、光学窓252a及び/又は252bとの両方を洗浄するために同一のインジェクタを使用する。なお、いくつかの実施形態によれば、先端部分は、2つ以上の窓及び複数のLEDを側方に（例えば1-5個の窓及び2個のLEDを側方に）、2つ以上の窓及び複数のLEDを前方に、含むことができる。先端部分5500の他方側に配置された右側方光学アセンブリ及び光学窓を洗浄するための、I/Iインジェクタ及びノズルの類似する構造が存在する。I/Iインジェクタは、これらの窓/LEDの全て又は一部を洗浄するように構成される。同じチャンネルからI/Iインジェクタ346及び266bに供給することができる。

10

【0561】

なお、側壁362は、左側方I/Iインジェクタ266bから噴射される洗浄流体を、側方光学アセンブリ256b並びに光学窓252a及び/又は252bへ向けるのに役立つ、基本的に平坦な面の形をしている。カバーの他方側の右側壁も、基本的に平坦である。そのような平面が無いと、洗浄流体が、所望の洗浄動作を実施すること無しに内視鏡の先端部5500の湾曲面に沿って滴ることになり得る。

20

【0562】

図55A及び55Bでは1つのみの側方観察カメラが見られるが、好適には少なくとも2つの側方観察カメラを先端部5500に配置できることに気付くはずである。2つの側方観察カメラを用いる場合には、好ましくは側方観察カメラを、側方観察カメラの視野が実質的に反対方向となるように設置する。しかしながら、現在の明細書の一般的な範囲内で、様々な構造及び数の側方観察カメラが考えられる。

30

【0563】

いくつかの実施形態によれば、電子要素（カメラ及び/又はLED等）を担持するために使用される回路基板を、消費するスペースをより小さくでき、付加的に必要な構成のための容積をより残すことができる、軟性の回路基板とすることができる。基板の柔軟性は、要素を位置決めするために使用できる新たなスペースの寸法を追加させる。

【0564】

明細書の実施形態に従う軟性回路基板を使用することで、要素間を接続するためのワイヤが不要になるため、電気モジュールの軟性回路基板との接続の信頼性を著しく改善させることができる。さらに、いくつかの実施形態によれば、要素アセンブリを、機械加工することができる、また自動化することができる。

40

【0565】

明細書の実施形態に従う軟性回路基板を使用することで、カメラ頭部（内視鏡の先端部）の組立中に、高いレベルの信頼性を維持したまま、要素（部分）の動き及び操作性を許容することもできる。明細書の実施形態に従う回路基板を使用することで、（先端部の）組立て手順を簡略化することもできる。

【0566】

いくつかの実施形態によれば、軟性の回路基板はマルチワイヤケーブルを用いて主要制御装置と接続されることができる。このケーブルを、先端部分アセンブリ内に更なるスペースを解放し、ケーブルのアクセスに対するフレキシビリティを追加する、指定された位

50

置で基板上に溶接することができる。マルチワイヤケーブルを電気要素に直接取付けることは大きな挑戦であったが、本明細書の実施形態に従う軟性の基板を使用することによって、この挑戦は軽減される。

【0567】

これから、現在の明細書の例示的な実施形態に従い、複数構成要素の先端カバーを有する、内視鏡の先端部の（カメラ及び照明光源を担持する電子回路基板と、流体チャネリング要素とを含む）等角図を概略的に（分解図で）描写する、図56を参照する。先端部200は一般に、図55A、55Bの先端部5500の内側部分5510と類似させることができる内側部分5610と、複数要素の先端カバー300とを含む。複数要素の先端カバー300は、先端部200の内側部分に対して適合するように設計され、内側部分で内部要素を保護するように設計される。複数要素の先端カバー300は、この実施形態に従う、先端部の大部分を覆うよう構成される主要要素830と、主要要素830上に配置される窓開口部860を覆うよう構成される取外し可能な窓要素850と、を備え、取外し可能な窓要素850は、先端部200の内側部分5610に、主要要素830を取り外すこと無くアクセスできるように構成される。このことにより、内側要素5610の要素（LED、光学素子又は任意の他の要素等）のひとつを、主要要素830を取り外して先端部200の収納及び密封を損傷することなく、固定又は交換できる。

10

【0568】

主要要素830は基本的に、先端部200の前面を覆うよう構成される前面部分と、先端部200の側面を覆うよう構成されるカップの縁と、を有するカップ形状である。。

20

【0569】

主要要素830は、図55A、55Bの複数構成要素のカバー300の前方及び側方の穴、開口部、窓及び面に類似する、前方及び側方の穴、開口部、窓及び面を更に含むことができる。

【0570】

これから、現在の明細書の例示的な実施形態に従う、複数構成要素の先端カバーの分解図を概略的に描写する、図57を参照する。複数要素の先端カバー5700は、先端部の内側部分上に適合して内側部分内の内部要素を保護するように設計される。複数要素の先端カバー5700は、この実施形態に従う、先端部の前方部分及び側方部分を覆うよう構成される前方側要素5730と、先端部の他方側を覆うよう構成される側方要素5750と、を備え、前方側要素5730及び側方要素5750は、当接して先端部を覆うよう構成される。

30

【0571】

これから、図58Aから58Cを参照する。図58Aは、現在の明細書の例示的な実施形態に従い、複数構成要素の先端カバーを有する、内視鏡の先端部（カメラ及び照明光源を担持する電子回路基板と、電子回路ホルダーと、流体チャネリング要素とを含む）の等角図を概略的に（分解図で）描写する。図58Bは、現在の明細書の例示的な実施形態に従い、複数構成要素の先端カバーを有する、図58Aの先端部の等角図（部分的に分解図で示す）を概略的に描写する。図58Cは、現在の明細書の例示的な実施形態に従い、複数構成要素の先端カバーを有する、図58A及び58Bの先端部の等角組立図を概略的に描写する。

40

【0572】

先端部5800は一般に、電子機器（カメラ、回路基板、LEDその他等）を含む内側部分5810と、流体チャネル（流体チャネリング要素1600等）と、複数要素の先端カバー1010とを含む。複数要素の先端カバー1010は、先端部5800の内側部分に対して適合するように設計され、内側部分で内部要素を保護するように設計される。この実施形態に従う、複数要素の先端カバー1010は、先端部の先端側部分を覆うよう構成される先端側要素1050と、先端部の手元側部分を覆うよう構成される手元側要素1030との2つの部分を含み、先端側要素及び手元側要素は、当接して先端部を覆うよう構成される。先端側要素1050は、側壁1052と前壁1054とを有する円柱形状であり、前壁1054は、先端部5800の内側部分5810の前方部分5802を覆うよう構成される。手元側要素1030は、側壁1032を有し、上部又

50

は底部を持たない円筒形状であり、側壁1032は、先端部5800の内側部分5810の手元側部分1104を覆うように構成される。

【0573】

先端側要素1050は、先端側要素1050の前面1054に、前方観察カメラ1116の前方光学アセンブリ1236と、LED1240a、1240b及び1240cの光学窓1242a、1242b及び1242cと、作業チャンネルの先端側開口部1340と、流体噴出チャンネル1644の先端側開口部1344と、I/Iインジェクタ1346（流体チャネリング要素1600の開口部1664と位置合わせされる）と位置合わせされるように構成される穴1056を含む。

【0574】

先端側要素1050は、先端側要素1050の側壁1052に、LED1250aの光学窓1252aを更に含み、側壁1052の反対側に、別のLEDの別の光学窓を更に含む。

10

【0575】

先端側要素1050は、先端側要素1050の側壁1052の縁に、側方観察カメラ1220bの光学アセンブリ1256bを（手元側要素1030の側壁1032の縁上の凹部1756'に沿って）収めるように構成される凹部1756'（基本的に半孔形状）を更に含む。側壁1052の反対側に、類似する凹部を存在させて、内側部分5810の他方側に配置される側方観察カメラの光学アセンブリを（手元側要素1030の側壁1032の縁上の別の凹部に沿って）収めることができる。

【0576】

手元側要素1030は、手元側要素1030の側壁1032に、LED1250bの光学窓1252bを含み、側壁1032の反対側に、他のLEDの他の光学窓1252aを含む。

20

【0577】

手元側要素1030は、手元側要素1030の側壁1032の縁に、側方観察カメラ220bの光学アセンブリ1256bを（先端側要素1050の側壁1052の縁上の凹部1756'に沿って）収めるように構成される凹部1756'（基本的に半孔形状）を更に含む。側壁1032の反対側に、類似する凹部1756a'を存在させて、内側部分5810の他方側に配置される側方観察カメラの光学アセンブリを（手元側要素1050の側壁1032の縁上の別の凹部に沿って）収める。

【0578】

手元側要素1030は、側方I/I開口部1666bと位置合わせされるように適合される側方I/Iインジェクタ1266bを更に備える。

【0579】

先端部5800の内側部分5810の他の部分を一般的に、図55A、55Bの先端部100の内側部分5810と類似させることができる。

30

【0580】

内側部分5810上で先端部5800を組立てる方法は、先端部5800の先端側部分から先端側要素1050を組立てるステップと、先端部5800の手元側部分から手元側要素1030を組立てるステップと、先端カバー要素のいずれも側方観察カメラの光学アセンブリ上を摺動しないように先端側要素1050及び手元側要素1030をこれら要素の縁（線1500）に沿って接合するステップ、とを含むことができる。

【0581】

これから、図2Aを、一実施形態に従う内視鏡アセンブリ100の先端部200の斜視図を表す図59A及び59Bと共に参照する。

40

【0582】

先端カバー300を、電子回路基板アセンブリ400及び流体チャネリング要素600を備える先端部200の内側部分上に適合するように構成することができ、内側部分内の内部要素を保護するように構成することができる。

【0583】

先端カバー300は、前方観察カメラ116の、前方光学アセンブリ256を有する前方パネル320を備えることができる。前方光学アセンブリ256は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、90°以上、120°以上又は基本的には180°以下の視野角を提供することができる。前方光学アセンブリ256は、約3から100ミ

50

リメートルの範囲の焦点長を提供することができる。

【0584】

前方観察カメラ116の光軸を基本的に、内視鏡の長手沿いに向けることができる。しかしながら、前方観察カメラ116は一般に広角カメラであるため、カメラの視野は、カメラの光軸に達する大きな角度のビュー方向を含むことができる。さらに、前方パネル320は、照明240a、240b及び240cそれぞれの光学窓242a、242b及び242cを含むことができる。視野の照明として用いられる照明光源の数を変えることができることに気付くはずである。

【0585】

さらに、前方パネル320は、作業チャンネル640の作業チャンネル開口部340を含むことができる。以下作業チャンネル640を更に説明する。代替的な実施形態では、前方パネルは、2つ以上の作業チャンネル開口部を含むことができる。

10

【0586】

噴出チャンネル644の噴出チャンネル開口部344も、先端カバー300の前方パネル320上に配置することができる。噴出チャンネル644を、体腔の壁を洗浄するための、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために構成することができる。

【0587】

前方光学アセンブリ256に向けたノズル348を有する、インジェクタチャンネル646のインジェクタ開口部346も、先端カバー300の前方パネル320上に配置される。インジェクタチャンネル646を、流体（液体及び／又は気体）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方観察カメラ116の前方光学アセンブリ256から洗い流すために構成することができる。任意に、インジェクタチャンネル646を、前方光学アセンブリ256と、光学窓242a、242b及び242cの1つ、2つ又は全てとを洗浄するために構成することができる。インジェクタチャンネル646に、体腔を洗浄する及び／又は膨張させるために使用できる、流体（水及び／又は気体等）を供給することができる。

20

【0588】

側方観察カメラ116bのための側方光学アセンブリ256bと、側方観察カメラ116bのための照明250a及び250bの光学窓252a及び252bとが、先端カバー300の側壁362上に見える。側方光学アセンブリ256bは、前方光学アセンブリ256に類似させることができる。別の側方観察カメラのための側方光学アセンブリと、側方観察カメラ116bのための照明250a及び250bの光学窓252a及び252bも、側方光学アセンブリ256bとは反対側の、先端カバー300の側壁362上に存在する。この側方光学アセンブリは、側方光学アセンブリ256bに類似させることができる。側方光学アセンブリ256bは、約3から100ミリメートルの範囲の焦点長を提供することができる。

30

【0589】

側方観察カメラ116bの光軸を基本的に、内視鏡の長手に垂直に向けることができる。側方観察カメラ116bの光軸を基本的に、内視鏡の長手に垂直に向ける。しかしながら、側方観察カメラ116bは一般に広角カメラであるため、カメラの視野は、カメラの光軸に達する大きな角度のビュー方向を含むことができる。いくつかの実施形態に従って、側方観察カメラ116bは、90°以上、120°以上又は基本的には180°以下の視野角を持つ。

40

【0590】

様々な実施形態において、光学アセンブリ（アセンブリ256、256b等）を備える内視鏡先端部の最大体積は、 3.12 cm^3 未満である。一実施形態に従って、本明細書の光学アセンブリは、非球面要素を含まない。そのような素子は光学アセンブリの製造コストの増加につながるであろうからである。また、様々な実施形態において、光学アセンブリのそれぞれは、約1.2ミリメートルの焦点長を有する。

【0591】

ある実施形態において、内部に光学アセンブリを備える内視鏡先端部の最大体積は、 3.12 cm^3 である。この最大面積は、数式 $h \times \pi r^2$ を用いて求めることができる。ここで、 h 及び r はそれぞれ、内視鏡先端部の長さ及び半径を示す。 h が2 cm未

50

満で内視鏡の直径が 1.41 cm 未満の実施形態では、内視鏡先端部の体積は、 $2 \text{ cm} \times (1.41 \text{ cm} / 2)^2 \times \pi = 3.12 \text{ cm}^3$ 未満として求めることができる。

【0592】

一実施形態に従って、内視鏡先端部の最大体積は、 2.75 cm^3 から 3.5 cm^3 に及ぶ。

【0593】

側方サービスチャンネル650の側方サービスチャンネル開口部350も見える。

【0594】

さらに、側方インジェクタチャンネル666の側方インジェクタ開口部266を、側壁362の先端側端部に配置することができる。ノズルカバー267を、側方インジェクタ開口部266に適合するように構成することができる。さらに、ノズルカバー267は、側方光学アセンブリ256bに向けることができ、流体を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、側方観察カメラ116bの側方光学アセンブリ256bから洗い流すために構成することができる。ノズル268を含むことができる。この流体は、体腔を膨張させるために使用できる気体を含むことができる。任意に、ノズル268を、側方光学アセンブリ256と、光学窓252a及び/又は252bとの両方を洗浄するために、構成することができる。

10

【0595】

いくつかの実施形態によれば、側方インジェクタチャンネル666を、先端素子（任意の光学アセンブリ、窓、照明及び他の素子等）のいずれかを洗浄するための流体を供給するように構成することができる。

20

【0596】

任意に、同じチャンネルから、インジェクタチャンネル646及び側方インジェクタチャンネル666に供給することができる。

【0597】

なお、いくつかの実施形態によれば、先端部200の一方側を示して本明細書で提示しているが、本明細書で説明した側方要素と類似する要素（例えば側方観察カメラ、側方光学アセンブリ、インジェクタ、ノズル、照明、窓、開口部及び他の要素）を、反対側に備えることができる。

30

【0598】

一実施形態では、それぞれのビュー素子は、 120° 以上の視野角（FOV）を提供することができる。被写界深度は3ミリメートルから100ミリメートルに及ぶ。一実施形態では、内視鏡の光学アセンブリで生じる、非球面素子へ依存しない周辺ディストーションは、約80%であると同時に、焦点長は、約1.2ミリメートル、又は1から1.4ミリメートルの範囲である。

【0599】

側壁362は、インジェクタチャンネル666から噴出される洗浄流体を、側方光学アセンブリ256b並びに光学窓252a及び/又は252bへ向けるのに役立つ、基本的に平坦な面の形とすることができる。そのような平面が無いと、洗浄流体が、所望の洗浄動作を実施すること無しに内視鏡の先端部200の湾曲面に沿って滴ることになり得る。

40

【0600】

一実施形態に従って、側壁362を、先端カバー300のノッチ/くぼみに配置する。このように、側方インジェクタ開口部266及び対応する側方ノズル268を、くぼんだ側壁362から上げることができるが、依然として先端カバー300の円柱状の面の高さから大きく突出していない。ある実施形態の態様によれば、図59Cに示すように、側壁362は、側方光学アセンブリ256bのレンズアセンブリがノッチ/くぼみ363に十分に埋め込まれて、先端カバー300の円柱状の面の高さ5800よりも十分下方に留まるように、先端カバー300の十分明確に定義された又は十分深いノッチ/くぼみ5963に配置される。ノッチ/くぼみ5963は、側壁362と側壁362の要素（側方光学アセンブリ256、側方照明250a、250b及び側方ノズル268）とを、縦方向及び横方向両方の機械的衝撃から保護する。

50

【0601】

なお、いくつかの実施形態によれば、先端部200は、2つ以上の側方観察カメラを備えることができる。この場合には、これらの側方向きカメラの視野が実質的に対向するように、これらの側方観察カメラを設置することができる。しかしながら、本明細書の一般的な範囲内で、様々な構造及び数の側方観察カメラが考えられる。

【0602】

これから、図2Aを図60A及び60Bと共に参照する。図60A及び60Bは、いくつかの実施形態に従い、先端部200の側方サービスチャンネルを通じて挿入される医療用器材を有する、内視鏡アセンブリ100の先端部200の斜視図を表す。

【0603】

図60Aは、側方サービスチャンネル650aを有する内視鏡アセンブリ100の先端部200を表す。医療用器材360aは、側方サービスチャンネル650aを通して装着され、直角に（90°の角度で）、側方サービスチャンネル開口部350aから出る。

【0604】

図60Bは、側方サービスチャンネル650bを有する内視鏡アセンブリ100の先端部200を表す。医療用器材360bは、側方サービスチャンネル650bを通して装着され、鈍角で、側方サービスチャンネル開口部350bから出る。

【0605】

図61Aは、本明細書の一実施形態に従う、2つの独立した側方サービスチャンネル開口部である、第1の側方サービスチャンネル805aと、第2の側方サービスチャンネル（先端部の反対側に存在するため、図では見えない）とを含む内視鏡アセンブリの先端部200を表す。第1の側方サービスチャンネル805aと、第2の側方サービスチャンネルとは、先端部の両側に1つずつ存在する。側方サービスチャンネル開口部を含む流体チャンネルリング要素が、図5A及び5Bを参照して以前に説明されている。

【0606】

図2A及び61Aをこれから同時に参照して、先端カバー300は前方パネル320を備える。前方パネル320は、照明240a、240b及び240cそれぞれの光学窓242a、242b及び242cと共に、前方観察カメラ116の、前方光学アセンブリ256を有する。一実施形態では、前方観察カメラ116の光軸を基本的に、内視鏡の先端部の長手を貫通する長手中心軸線6103沿いに向ける。前方パネル320は、作業チャンネル640の作業チャンネル開口部340と、噴出チャンネル644の噴出チャンネル開口部344とを含む。噴出チャンネル644を、体腔の壁を洗浄するための、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために構成する。前方光学アセンブリ256に向けたノズル348を有するインジェクタチャンネル646のインジェクタ開口部346も、先端カバー300の前方パネル320上に配置される。インジェクタチャンネル646を、流体（液体及び/又は気体）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方観察カメラ116の前方光学アセンブリ256から洗い流すために構成することができる。任意に、インジェクタチャンネル646を、前方光学アセンブリ256と、光学窓242a、242b及び242cの1つ、2つ又は全てとを洗浄するために構成することができる。インジェクタチャンネル646に、体腔を洗浄する及び/又は膨張させるために使用できる、流体（水及び/又は気体等）を供給することができる。

【0607】

側方サービスチャンネル開口部805b及び先端部の反対側の開口部（図では見えない）は、（先端部の両側の）両側の側壁362の側方インジェクタ開口部266付近に且つ先端部の手元側端部6101に向かって、有利に配置されることに気付くはずである。先端カバー300の側壁362は、側方観察カメラのための側方光学アセンブリ256aと、側方観察カメラのための照明の光学窓252a及び252bとを備える。側方光学アセンブリ256aは、前方光学アセンブリ256に類似させることができる。同様に、側方光学アセンブリ256aとは反対側の、先端カバー300の側壁362には、側方観察カメラ116bのための側方光学アセンブリ256bと、側方観察カメラ116bのための対応する照明の光学窓252a及び252bとが存在する。側方光学アセンブリ256bは、側方光学アセンブリ256aに類似させることができる。ある実施形態では、

10

20

30

40

50

側方観察カメラの一方又は両方の光軸を基本的に、前方観察カメラ116の光軸（内視鏡の長手中心軸線6103に沿う）と垂直にすることができる。ある実施形態では、側方観察カメラの一方又は両方の光軸は、側方観察カメラ116の光軸と鈍角を形成することができ、一方代替的な実施形態では、側方観察カメラの一方又は両方の光軸は、側方観察カメラ116の光軸と鋭角を形成することができる。

【0608】

これから、本明細書の一態様に従い、図2A、5A及び5Bを図61Aと共に参照して、側方インジェクタ開口部付近且つ先端分手元側端部に向かう側方サービスチャンネル開口部の位置により、先端部の有効且つ機能的な長さを増加させることができる。

ある実施形態では、側方観察カメラの5ミリメートルの被写界深度に対する、側方サービスチャンネル開口部805a、805bの位置により、側方サービスチャンネルの先端部813の出口820の、先端部の長手を基準とした角度をより鋭角にできる。側方サービスチャンネル開口部を通して挿入される医療用器材が、内視鏡の側壁を付近で突出し、それにより、医療用器材が先端部から外へ出る間に体腔/体壁を傷つけるおそれを減らし、同時に側方サービスチャンネル内の円滑な移動を促進するために、鋭角820が好ましい。ある実施形態では、側方サービスチャンネルの出口820の角度は、5°から90°の範囲にわたり、側方サービスチャンネル内で任意に増加するが、45°であることが好ましい。また、側方サービスチャンネル開口部の当該位置により、医療用器材が側方サービスチャンネルから突出するときに、側方観察カメラが医療用器材を明瞭に認めることができる。

【0609】

図2A及び61Aを参照して、ある実施形態における、側方観察カメラのための側方光学アセンブリ256aを、内視鏡の周囲に、先端部の面320（前方パネル）から8 - 10ミリメートル（好ましくは9又は9.1ミリメートル）の距離で、位置付ける。

【0610】

ある実施形態に従い、側方光学アセンブリ256aに関連して、（対応する照明の）光学窓252a及び252bは、側方光学アセンブリ256a並びに光学窓252a及び252bを含むが前方光学アセンブリ256は含まない横平面に沿って、光学アセンブリ256aにごく接近して位置付けられる。

【0611】

ある実施形態において、側方光学アセンブリ256aに関連して、側方インジェクタ開口部266は、側方光学アセンブリ256a並びに光学窓252a及び252bを含むが前方光学アセンブリ256は含まない横平面に沿って、光学アセンブリ256aから5.8 - 7.5ミリメートル（好ましくは6.7ミリメートル）に位置付けられる。

【0612】

ある実施形態に従って、側方光学アセンブリ256aに関連して、側方サービスチャンネル開口部805aは、光学アセンブリ256aから9.5 - 10.5ミリメートル（好ましくは10.2ミリメートル）に位置付けられる。（図5Bに示すような）側方サービスチャンネルの直径は、ある実施形態では約2.8から3.2ミリメートルである。

【0613】

図61Bは、側方サービスチャンネル810aを有する、図61Aの内視鏡アセンブリの先端部200を表す。医療用器材6120aは、側方サービスチャンネル810aを通して装着され、鋭角で、側方サービスチャンネル開口部805aから出る。

【0614】

図61Cは、側方サービスチャンネル810bを有する、図61Aの内視鏡アセンブリの先端部200を表す。医療用器材6120bは、側方サービスチャンネル810bを通して装着され、基本的に直角に（90°の角度で）、側方サービスチャンネル開口部805bから出る。

【0615】

先端部200に2つ以上の前方作業チャンネルが設置された一実施形態に従う、内視鏡アセンブリ100の先端部200の分解図を共に表す、図2Bと共に図62を参照する。

【0616】

10

20

30

40

50

先端部200は、椎骨機構が例として挙げられる、屈曲部とも呼ばれる軟性シャフトによって調整可能とできる。

【0617】

先端カバー300は、電子回路基板アセンブリ400及び流体チャネリング要素600を備える、先端部200の内側部分上に適合して、内側部分の内部要素を保護するように構成されることができる。

【0618】

先端カバー300は、前方向きカメラ116aの前方光学アセンブリ256を有する前方パネルを備えることができる。前方レンズアセンブリ256は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、基本的には180°以下の視野角を提供することができる。前方レンズアセンブリ256は、約100ミリメートル以下の焦点長を提供することができる。

10

【0619】

前方向きカメラ116aの光軸を、基本的に内視鏡の長手沿いに向けることができる。しかしながら、前方向きカメラ116aは典型的に広角カメラであるため、カメラの視野は、カメラの光軸に達する大きな角度のビュー方向を含むことができる。さらに、前方パネル320は、照明240a及び240bそれぞれの光学窓242a及び242bを含むことができる。視野の照明として用いられる照明光源の数を変えることができることに気付くはずである。

【0620】

さらに、前方パネル320は、作業チャンネル640aの作業チャンネル開口部340aと、第2の作業チャンネル640bの第2の作業チャンネル開口部340bとを含むことができ、これらを以下で更に説明する。

20

【0621】

噴出チャンネル644の噴出チャンネル開口部344も、先端カバー300の前方パネル320に配置することができる。噴出チャンネル644を、体腔の壁を洗浄するための、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために構成することができる。

【0622】

前方光学アセンブリ256に向けたノズル348を有するインジェクタチャンネル646のインジェクタ開口部346も、先端カバー300の前方パネル320上に配置される。

【0623】

インジェクタチャンネル646に流体又は流体混合物（水及び/又は気体）を供給することができるとともに、インジェクタチャンネル646を、流体混合物（液体及び/又は気体）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方向きカメラ116aの前方光学アセンブリ256から洗い流すために構成することができる。さらに、流体混合物は、体腔を膨張させるために使用できる、気体を含むことができる。

30

【0624】

任意に、インジェクタチャンネル646を、前方光学アセンブリ256と、光学窓242a及び242bの一方又は両方とを洗浄するために構成することができる。

【0625】

先端カバー300の側壁362aは、側方向きカメラ116bのための光学アセンブリ256bと側方向きカメラ116bのための照明250a及び250bの光学窓252a及び252bとを備えることができる。光学アセンブリ256bは、前方光学アセンブリ256に類似させることができる。

40

【0626】

先端カバー300の側壁362bは、側方向きカメラ116cのための光学アセンブリ256aと側方向きカメラ116cのための照明260a及び260bの光学窓262a及び262bとを備えることができる。側壁362bは、側壁362aと類似させることができ、先端カバー300の反対側に配置されることができる。光学アセンブリ256aは、前方光学アセンブリ256に類似させることができる。

【0627】

側方向きカメラ116b及び116cの光軸を基本的に、内視鏡の長手に垂直に向けることがで

50

きる。しかしながら、側方向きカメラ116b及び116cは一般に広角カメラであるため、これらカメラの視野は、カメラの光軸に達する大きな角度のビュー方向を含むことができる。

【0628】

いくつかの実施形態によれば、側方インジェクタチャンネル666a及び666bを、先端素子（任意の光学アセンブリ、窓、照明及び他の素子等）のいずれかを洗浄するための流体を供給するように構成することができる。側方インジェクタチャンネル666a及び666bそれぞれの側方インジェクタ開口部266a及び266bを、側壁362a及び362bの先端側端部に配置することができる。ノズルカバー267a及び267bを、側方インジェクタ開口部266a及び266bに適合するように構成することができる。

【0629】

さらに、ノズルカバー267a及び267bは、側方光学アセンブリ256b及び256aに向けることができ、流体又は流体混合物を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、側方向きカメラ116b及び116cの側方光学アセンブリ256b及び256aから洗い流すために構成することができる、ノズル268a及び268bを含むことができる。任意に、ノズル268a及び268bを、側方光学アセンブリ256b及び256aと、光学窓252a、252b、262b及び/又は262bとを洗浄するために、構成することができる。

【0630】

任意に、同じチャンネルから、インジェクタチャンネル646並びに側方インジェクタチャンネル666a及び666bに供給することができる。

【0631】

なお、いくつかの実施形態によれば、内視鏡先端部は、2つ以上の光学窓及び照明を側方に、2つ以上の光学窓及び照明を前方に、含むことができる。

【0632】

側壁362a及び362bは、インジェクタチャンネル666a及び666bから噴出される洗浄流体を、側方光学アセンブリ256b及び256a、並びに光学窓252a、252b、262a及び/又は262bへ向けるのに役立つ、基本的に平坦な面の形とすることができる。そのような平面が無いと、洗浄流体が、所望の洗浄動作を実施すること無しに内視鏡の先端部200の湾曲面に沿って滴ることになり得る。

【0633】

これから、いくつかの実施形態に従う、ごく接近した2つの前方作業/サービスチャンネルを含む内視鏡アセンブリの先端部200の斜視図を表す図63を参照する。先端カバー300は、流体チャネリング要素（図7の流体チャネリング要素645等）を備える、先端部200の内側部分上に適合して、内側部分の内部要素を保護するように構成されることができる。

【0634】

先端カバー300は、前方観察ビュー素子の前方光学アセンブリ256を有する前方パネル320を備えることができる。前方レンズアセンブリ256は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、基本的には180°以下の視野角を提供することができる。前方レンズアセンブリ256は、約110ミリメートル以下の焦点長を提供することができる。

【0635】

さらに、前方パネル320は、3つの別個の照明の光学窓242a、242b及び242cを含むことができる。視野の照明として用いられる照明光源の数を変えることができることに気付くはずである。

【0636】

一実施形態では、光学窓242a、242b及び242cは楕円形状である。楕円形状により、第2の前方サービスチャンネル340bを前方パネル320上に含めることが可能となる。光学窓の楕円形状は、前方パネル320の要素の数（すなわち、2つの作業/サービスチャンネル340a、340b、カメラ、3つの照明（LED）、インジェクタ及び噴出口）による混雑の課題を克服するように設計され、2つの作業/サービスチャンネル340a、340bのサイズを最大

10

20

30

40

50

限に保たせることができる。一実施形態では、前方パネル320に含まれる、2つの作業／サービスチャンネル340a、340bの直径がそれぞれ3．8ミリメートル及び2．8ミリメートルである場合に、回路基板アセンブリを流体チャネリング要素からできる限り遠ざけて配置することによって、LEDの1つを前方パネル320のほぼ外周に配置させる。楕円形状の光学窓242bは、LEDを適切に覆う。円形状の光学窓を代わりに使用したならば、前方作業／サービスチャンネル340a、340bの直径の減少につながるであろう。

【0637】

作業／サービスチャンネル340aを、（例えば、結腸内に発見された興味対象物の試料又は当該興味対象物全体を、生検のために、除去、処置及び／又は抽出するための）医療用器材（処置具等）を挿入するために構成することができる。一旦興味対象物を検出すると、内視鏡の操作者は、1つ以上の医療用器材を挿入して、ポリープ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／又は抽出することを望むことがある。したがって、内視鏡の操作者が複数の医療用器材を使用できることは有益となり得る。

10

【0638】

一実施形態では、図示するように、前方パネル320は、作業／サービスチャンネル340aに類似させることができるとともに、医療用器材を挿入するために構成できる、二番目の作業／サービスチャンネル340bも含む。例えばこの医療用器材は作業／サービスチャンネル340aを通して挿入できる医療用器材とは異なるものであるが、必ずしもそうであるとは限らない。操作者は、例えばポリープの位置によって、自分が医療用器材を挿入したい作業／サービスチャンネルを選択することもできる。

20

【0639】

内視鏡（例えば胃内視鏡及び大腸内視鏡であるが、これらに限定されない）の性能を向上させるように第2の作業／サービスチャンネル340bを構成することができる。現在の胃内視鏡及び大腸内視鏡は典型的に、内視鏡の手元前方部で開いている、1つのサービスチャンネルを有する。かかる前方サービスチャンネルは、処置具を挿入するために適合する。医師は、この1つのチャンネルを通じて、すべての必要な医療行為（生検、ポリープ除去及び他の行為等）を行うことを要求されている。一実施形態では、作業／サービスチャンネル340a及び340bのどちらか一方又は両方を、手技の間に吸引を行うために構成することができる。一実施形態では、吸引を行うために作業／サービスチャンネル340a及び340bを適合させるための、作業／サービスチャンネル340a及び340bの構造上の変更が不要である。

30

【0640】

一実施形態では、第1の作業／サービスチャンネル340aと、第2の作業／サービスチャンネル340bとの間の距離は、およそ0．40ミリメートルから0．45ミリメートルの範囲である。一実施形態では、第1の作業／サービスチャンネル340aの直径は、3．6ミリメートルから4．0ミリメートルの範囲であり、第2の作業／サービスチャンネル340bの直径は、2．6ミリメートルから3．0ミリメートルの範囲である。一実施形態では、第1の作業／サービスチャンネル340aの直径は、3．8ミリメートルである一方、第2の作業／サービスチャンネル340bの直径は、2．8ミリメートルである。他の実施形態では、2つの作業／サービスチャンネルの直径を、異なる大きさとすることができる。一実施形態では、2つの作業／サービスチャンネルの直径を同一とすることができる。第1及び第2のチャンネルを、形状及びサイズの点で、同一とすることも相違させることもできる。作業／サービスチャンネルの直径は、内視鏡先端部の外径によって制限される。ある実施形態では、内視鏡先端部の外径は、7ミリメートルから12ミリメートルの範囲である。ある実施形態では、内視鏡先端部の外径は、11．9ミリメートルである。

40

【0641】

作業／サービスチャンネル（第2の作業／サービスチャンネル340b等）は、作業／サービスチャンネル340aを通して挿入できる医療用器材に加えた医療用器材（又はこれに代えた医療用器材）を挿入するためのチャンネルを提供することによって、より大きなフレキシビリティを内視鏡の操作者にもたらす。

50

【 0 6 4 2 】

前方パネル320は、体腔（結腸等）の壁を洗浄するため、及び任意に吸引のために、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらしように構成することができる流体噴出チャンネル344を更に備えることができる。前方パネル320は、（空気及び水のような）2つの流体を混合するために使用できる、インジェクタチャンネル経路346を更に含むことができるとともに、流体混合物を、インジェクタチャンネル346へ運ぶことができる。インジェクタチャンネル346を、流体混合物を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方向きカメラの前方光学アセンブリ256から洗い流すように構成することができる。

【 0 6 4 3 】

側方観察ビュー素子のための側方光学アセンブリ256bと側方ビュー素子のための側方照明の光学窓252a及び252bとが、先端カバー300の側壁362に見える。側方光学アセンブリ256bは、前方光学アセンブリ256に類似させることができる。一実施形態では、光学窓252a及び252bの形状は楕円形である。別の実施形態では、光学窓252a及び252bの形状を円形とすることができる。

【 0 6 4 4 】

さらに、側方インジェクタチャンネルの側方インジェクタ開口部266は、側壁362の手元側端部に配置される。なお、いくつかの実施形態によれば、先端部200の一方側を示して本明細書で提示しているが、本明細書で説明した側方要素と類似する素子（例えば側方ビュー素子、側方光学アセンブリ、インジェクタ、ノズル、照明、窓、開口部及び他の素子）を、反対側に備えることができる。側壁362は、側方インジェクタチャンネルから噴出される洗浄流体を、側方光学アセンブリ256b並びに光学窓252a及びノズル又は252bへ向けるのに役立つ、基本的に平坦な面の形とすることができる。そのような平面が無いと、洗浄流体が、所望の洗浄動作を実施すること無しに内視鏡の先端部200の湾曲面に沿って滴ることになり得る。

【 0 6 4 5 】

なお、いくつかの実施形態によれば、先端部200は、2つ以上の側方観察ビュー素子を備えることができる。この場合には、これらの側方観察ビュー素子の視野が実質的に対向するように、これらの側方観察ビュー素子を設置することができる。しかしながら、本明細書の一般的な範囲内で、様々な構造及び数の側方観察ビュー素子が考えられる。

【 0 6 4 6 】

図64は、噴出開口部6426及びノズル開口部6424を、前方パネル6412上に互いに隣接させて配置することができる実施形態に従う、内視鏡の先端部を示す図である。別の実施形態では、噴出開口部6426及びノズル開口部6424を、前方パネル6412上の作業/サービスチャンネル開口部6422の両側に配置することができる。先端カバーは、内視鏡先端部及び内視鏡の先端部内の要素を覆う。内視鏡先端部6400の直径は、約10から15ミリメートルの範囲である。一実施形態では、直径は約11.7ミリメートルである。側方パネル6402は、内視鏡先端部6400の側方に配置される。側方パネル6402は、側方光学アセンブリ6404と、光学窓6406、6408と、側方ノズル6410とを含む。側方光学アセンブリ6404は、内視鏡先端部の外周に、先端部6400の表面から約6から9ミリメートルの範囲の距離で位置付けられ、一実施形態では、先端部6400の表面から約7.8又は7.9ミリメートルの距離で位置付けられる。

【 0 6 4 7 】

前方パネル6412は、内視鏡先端部6400の前方向端部に配置される。前方パネル6412は、前方光学アセンブリ6414と、光学窓6416、6418、6420と、作業/サービスチャンネル開口部6422と、ノズル開口部6424と噴出開口部6426とを含む。前方作業/サービスチャンネルの直径は、2.8から4.8ミリメートルの範囲である。ある実施形態では、前方作業/サービスチャンネルの直径は、3.2ミリメートルから4.8ミリメートルの範囲である。別の実施形態では、直径は約4.2から4.8ミリメートルの範囲である。ある実施形態では、前方作業/サービスチャンネルの直径は3.2ミリメートルである。別の実施形

10

20

30

40

50

態では、前方作業 / サービスチャンネルの直径は 3 . 8 ミリメートルである。さらに別の実施形態では、前方作業 / サービスチャンネルの直径は 3 . 8 ミリメートルである。またさらに別の実施形態では、前方サービスチャンネルの直径は 4 . 8 ミリメートルである。

【 0 6 4 8 】

これから、本明細書の一実施形態に従い、図 2 A と共に、前方噴出口に加えて、複数の側方噴出口を含んでフラッシングを改善できる、複数噴出口の内視鏡アセンブリ 6501 の先端部 200 の斜視図を表す図 6 5 A から 6 5 D を参照する。

【 0 6 4 9 】

先端カバー 300 は、電子回路基板アセンブリ 400 (図 2 A に示す) 及び (図 6 5 D の) 流体チャネリング要素 600 を備える、先端部 200 の内側部分上に適合して、内側部分の内部要素を保護する。図 6 5 D に表すように、先端カバー 300 のためのピン 670 を、流体チャネリング要素 600 に設ける。さらに、図 6 5 D は電気ケーブルのための溝 6572 を表す。先端カバー 300 は、前方パネル 320 を備える。前方パネル 320 は、照明 240a、240b 及び 240c それぞれの光学窓 242a、242b 及び 242c と共に、前方観察カメラ 116 の、前方光学アセンブリ 256 を有する。

10

【 0 6 5 0 】

前方パネル 320 は、作業チャンネル 640 の作業チャンネル開口部 340 と、噴出チャンネル 644 の噴出チャンネル開口部 344 とを含む。噴出チャンネル 644 を、体腔の壁を洗浄するための、流体 (水又は生理食塩水等) の高圧噴出をもたらすために構成する。前方光学アセンブリ 256 に向けたノズル 348 を有するインジェクタチャンネル 646 のインジェクタ開口部 346 も、先端カバー 300 の前方パネル 320 上に配置される。インジェクタチャンネル 646 を、流体 (液体及び / 又は気体) を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方観察カメラ 116 の前方光学アセンブリ 256 から洗い流すために構成することができる。任意に、インジェクタチャンネル 646 を、前方光学アセンブリ 256 と、光学窓 242a、242b 及び 242c の 1 つ、2 つ又は全てとを洗浄するために構成することができる。インジェクタチャンネル 646 に、体腔を洗浄する及び / 又は膨張させるために使用できる、流体 (水及び / 又は気体等) を供給することができる。一実施形態では、前方観察カメラ 116 の光軸を基本的に、内視鏡 6501 の先端部の長手を貫通する長手中心軸 6503 沿いに向ける。

20

【 0 6 5 1 】

図 6 5 B は、側方観察カメラのための側方光学アセンブリ 256a と、側方観察カメラのための照明の光学窓 252a 及び 252b とを備える先端カバー 300 の側壁 362 を表す。側方光学アセンブリ 256a は、前方光学アセンブリ 256 に類似させることができる。また、図 6 5 C に表すように、側方光学アセンブリ 256a とは反対側の、先端カバー 300 の側壁 362 には、側方観察カメラ 116b のための側方光学アセンブリ 256b と、側方観察カメラ 116b のための対応する照明の光学窓 252a 及び 252b とが存在する。ある実施形態では、側方観察カメラの一方又は両方の光軸を基本的に、前方観察カメラ 116 の光軸 (内視鏡の長手中心軸線 6503 に沿う) と垂直にすることができる。ある実施形態では、側方観察カメラの一方又は両方の光軸は、側方観察カメラ 116 の光軸と鈍角を形成することができる、一方代替的な実施形態では、側方観察カメラの一方又は両方の光軸は、側方観察カメラ 116 の光軸と鋭角を形成することができる。

30

40

【 0 6 5 2 】

さらに、図 6 5 B 及び 6 5 C に表すように、対応する側方インジェクタチャンネル 666 の側方インジェクタ開口部 266 を、両側の側壁 362 のそれぞれの先端側端部に配置する。ノズルカバー 267 を、対応する側方インジェクタ開口部 266 に適合するように構成することができる。ノズルカバーは、側方光学アセンブリ 256a、256b に向けられるとともに、流体を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、側方観察カメラの側方光学アセンブリ 256a、256b から洗い流すために構成される、ノズル 268 を含むことができる。この流体は、体腔を膨張させるために使用できる気体を含むことができる。任意に、ノズル 268 を、側方光学アセンブリと、先端部 200 の両側の両光学窓とを洗浄するために構成することができる。

50

【 0 6 5 3 】

いくつかの実施形態によれば、側方インジェクタチャンネル666を、先端素子（任意の光学アセンブリ、窓、照明及び他の素子等）のいずれかを洗浄するための流体を供給するように構成することができる。任意に、同じチャンネルから、インジェクタチャンネル646及び側方インジェクタチャンネル666に供給することができる。

【 0 6 5 4 】

図 6 5 A から 6 5 D に表すように、一実施形態に従い、共通の側方噴出チャンネル6506によって供給される、2つの側方噴出開口部605a、610aを、先端部200の手元側端部の側方外面の周りに設ける。このように、共通の側方噴出チャンネル6506によって供給される2つの側方噴出開口部605a、610aは、Y字型の流体導管を形成する。図 6 5 D に表す多岐管は、湾曲した上面と、部分的に湾曲した第1の側面と、部分的に湾曲した第2の側面とを含む部分的な円柱形状を有するハウジングを含む。多岐管ハウジングは、第1の幅、第1の長さ及び手元側表面を有する基部と、基部に取付けられて、第2の幅、第2の長さ及び先端側表面を有する長尺部とから形成される。第1の幅は第2の幅よりも広く、第1の長さは第2の長さよりも短い。第1のチャンネル640は基部から長尺部を通して延在し、第1のチャンネル640は基部の手元側表面に位置付けられる入口ポートと、長尺部の先端側表面に位置付けられる出口ポートとを有する。第2のチャンネル644は基部から長尺部を通して延在し、第2のチャンネル644は基部の手元側表面に位置付けられる入口ポートと、長尺部の先端側表面に位置付けられる出口ポートとを有する。

【 0 6 5 5 】

多岐管は、中央ステム部6506と、第1のブロング部605aと、第2のブロング部610aとを含む、Y字型の流体導管を更に含む。中央ステム部6506は基部の手元側表面の入口ポート607から基部を通して延在し、第1のブロング部605aは中心部の端部から基部を通して部分的に湾曲した第1の側面の出口ポートまで延在し、第2のブロング部610aは中心部の端部から基部を通して部分的に湾曲した第2の側面の出口ポートまで延在する。

【 0 6 5 6 】

第3のチャンネル646は、基部の手元側表面の入口ポートから、部分的に湾曲した第1の側面の出口ポートに至るまで延在する。第4のチャンネルは、基部の手元側表面の入口ポートから、部分的に湾曲した第2の側面の出口ポートに至るまで延在する。第1、第2、第3及び第4のチャンネルのそれぞれは、流体的に互いに分離し独立している。

【 0 6 5 7 】

共通の側方噴出チャンネル6506は、流体チャネリング要素600の手元側端部にエン트리ポート607を有する。同様に、別の共通の側方噴出チャンネル6506によって供給される、2つの側方噴出開口部605b、610bを両側に設ける。ある実施形態では、先端部の各側の2つの側方噴出開口部605a、605b、610b、610bを、（先端部の両側に1つずつの）側方インジェクタ開口部266が2つの側方噴出開口部の間に置かれるように位置付けられる。さらに、ある実施形態では、医師が排出される流体を見られるよう、流体が側方噴出開口部から噴出される時に流体が約45°の角度で推進されてカメラを通り過ぎるように、先端部の各側の2つの側方噴出開口部605a、605b、610b、610bを（先端部の両側の）側方観察カメラの側方光学アセンブリ256a、256bに近接して位置付ける。当該流体を水又は生理食塩水とすることができる。

【 0 6 5 8 】

図 6 5 E は、前方噴出開口部6544及び側方噴出開口部6505、6510から複数の高圧流体噴出が排出されている間に、体腔6501内部に移動している（図 6 5 A から 6 5 C の）複数噴出口の内視鏡アセンブリ6501を表す。図で見られるように、側方流体噴出が、第1の側方光学アセンブリ6556aと第2の側方光学アセンブリ（図では見えない）と対応する側方光学窓を含むが前方観察カメラの前方光学アセンブリ6556を含まない横平面に対して、鋭角で排出されている。ある実施形態に従って、出口の鋭角により、流体を、内視鏡6501の移動方向に沿って排出できる。

【 0 6 5 9 】

側方噴出開口部に、図 6 5 D の流体チャネリング要素600に形成される側方噴出チャンネルを通じて、高圧流体を供給する。ある実施形態では、別個の対応する側方チャンネルによって各側方噴出開口部に供給する一方、他の実施形態では、共通の側方チャンネルによって複数の側方噴出開口部に供給する。側方噴出チャンネルを、前方噴出チャンネル6544と区別させることができ、また前方噴出チャンネル6544と共通とすることができる。

【0660】

本明細書の別の態様に従い、側方噴出チャンネル開口部6505及び6510を、複数の所定のアルゴリズム（連続流体ストリーム、異なる流量での流体ストリームパルシング、異なる側方噴出開口部に対し異なるタイミングで排出される流体ストリーム、異なる圧力の流体ストリーム又は当業者に明らかであろう任意の他の適切なアルゴリズム等）で動作させることができる。また、一実施形態では、全ての側方噴出開口部が1つの選択されたアルゴリズムで動作する一方、代替的な実施形態では、それぞれの側方噴出開口部は独立で且つ異なる動作アルゴリズムで、分配器を用いて噴出動作を制御して動作することができる。

10

【0661】

本明細書の態様に従って、側方噴出開口部605a、605b、610a、610bの少なくとも1つの上に複数の穴を含む側方噴出スプリングラを、下層の側方噴出開口部から発散される流体を分配するために使用する。これから図 6 6 を参照すると、本明細書の一実施形態に従う側方噴出スプリングラ6600が示されている。側方噴出スプリングラ6600を、複数（2つ以上の）の穴6670を含む付属品又は「パッチ」とすることができる。例として、図 6 6 は、穴6670が側方噴出開口部610aの上に直接位置合わせされるように、側方噴出開口部610aの上に設置した側方噴出スプリングラ6600を表す。したがって、流体が出る側方噴出開口部610aは、その後分配されて穴6670を通して出て、散布する形で、複数の流体の噴出を形成する。側方噴出スプリングラ6600はこのようにして、内視鏡の先端部の周辺の洗浄流体の適用範囲をより広くでき、体腔の洗浄機能を改善できる。

20

【0662】

一実施形態では、前方噴出チャンネル644の噴出チャンネル開口部344の上に、複数の穴を含む、前方噴出スプリングラを設置することができる（図 6 5 A から 6 5 D）。前方噴出スプリングラを側方噴出スプリングラ6600と同様の方法で構成して、その結果、前方噴出スプリングラを前方パネル320上の噴出チャンネル開口部344の上に適合するように位置付けることができる。

30

【0663】

一実施形態では、側方噴出スプリングラ6600を着脱可能とできる。側方噴出スプリングラ6600を、図 2 A の先端カバー300上に設置して、後で取外すことができる。いくつかの実施形態では、側方噴出スプリングラ6600を、先端カバー300に押し付けて突き出すことができる。任意に、側方噴出スプリングラ6600を先端カバー300に押圧して接着することができる。側方噴出スプリングラ600を前方及び側方噴出口に加えて使用することで、体腔の洗浄/フラッシュ能力を更に改善することができる。

【0664】

図 6 5 A から 6 5 D 及び図 6 6 を参照して、代替的な実施形態では、任意の適切な数（2、4、6又は8を含む）の、側方噴出開口部（605a、605b、610a、610b等）、及び/又は側方噴出スプリングラ6600の複数の穴6670を、側方外面の周囲に構成することができることに気付くはずである。また、側方噴出開口部605a、605b、610a、610b及び/又は穴6670は、流体を、側方観察カメラの側方光学アセンブリ、及び対応する照明の光学窓を含むが前方観察カメラの前方光学アセンブリは含まない横平面に対して異なる角度で出させる、複数の角度構造を持つことができる。ある実施形態では、側方観察カメラの光軸を、横平面、及び内視鏡の長手中心軸線6503に沿う前方観察カメラの光軸と、垂直にすることができる。横平面に対する流体出口の角度を、45°から60°、又は120°から135°の範囲とすることができる。45°から60°の出口の鋭角によって、流体を内視鏡の移動方向に排出することができる一方、120°から135°の出口の鈍角によって、流体を内視鏡の移動方向とは反対に排出することができるその結果内視鏡の体腔内

40

50

の移動を補助することができる。これは、噴出が内視鏡の移動方向とは反対に向く場合には、結腸の壁の抵抗により内視鏡をジェットエンジンのように前方に押すことができるためである。

【0665】

図67A及び67Bを参照して、ある実施形態に従い、開口部を出る流体が、側方光学アセンブリ6756a、6756b、及び対応する光学窓を含む（が前方観察カメラの前方光学アセンブリは含まない）横平面に対して、（図67Aに示すような）50°から（図67Bに示すような）60°の範囲の角度を形成するように、側方噴出開口部6705、6710を、内視鏡の外周の側方光学アセンブリ1056a、1056bから8.5から9.5ミリメートルに位置付ける。またある実施形態では、側方噴出開口部6705、6710の直径を、約1.4から1.7ミリメートルとする。

10

【0666】

図68A及び68Bに表すように、本発明のいくつかの実施形態では、側方噴出開口部（図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等）を、周囲噴出開口部130によって覆うことができる。周囲噴出開口部130は、ある実施形態では、先端カバー300に開けた複数の穴を含む。周囲噴出開口部130は、側方噴出開口部（図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等）を通して循環して複数のより小さな出口に達する流体を更に広めることができる。側方噴出チャンネル6506、6506によって循環される洗浄流体は、側方噴出開口部を通して流れて、先端カバー300の外周の側方噴出チャンネル6506、6506に接続された一体化した溝に沿って運ばれることができる。溝は、先端カバー300の外周に位置合わせされた、周囲噴出開口部130である、より小さい複数の穴によって取り囲まれる。したがって、側方噴出開口部（図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等）から表れる洗浄流体は、周囲噴出開口部130の複数の穴を通して出る。このことにより、洗浄流体は、先端カバー300の全周（360°）に達して、体腔内へ至ることができる。このことで、結腸が洗浄されていないことによる結腸内視鏡検査の非効率性の課題を解決し又は軽減させることができるより優れた洗浄行為が可能となる。

20

【0667】

周囲噴出開口部130は、流体を、側方ビュー素子の側方光学アセンブリ、及び対応する照明の光学窓を含む横平面に対して異なる角度で出させる、複数の角度構造を持つことができる。一実施形態では、周囲噴出開口部130を内視鏡の長手に対して鋭角に穿設することができる。別の実施形態では、周囲噴出開口部130を内視鏡の長手に対して90°の角度で穿設することができる。更に別の実施形態では、周囲噴出開口部130を内視鏡の長手に対して鈍角に穿設することができる。代替的な実施形態では、周囲噴出開口部130のそれぞれの穴を、1つ以上の鋭角、90°の角度及び1つ以上の鈍角を組み合わせた角度で穿設することができる。出口の鋭角によって、流体を内視鏡の移動方向に排出することができる一方、出口の鈍角によって、流体を内視鏡の移動方向とは反対に排出することができるのでその結果内視鏡の体腔内の移動を補助することができる。

30

【0668】

これから、図2A、68A及び68Bを、一実施形態に従う内視鏡アセンブリの先端部200の正面斜視図、後面斜視図及び側面図をそれぞれ表す、図69A、69B及び70と共に参照する。図69A、69B及び70は、図69A及び69Bで上述した先端カバー300によって取り囲まれる内部要素を示す。この実施形態に従って、図2Aの先端部300が、図68A及び68Bに描かれる先端部300に置き換えられるとともに、図2Aの流体チャネリング要素600が、図65Dの流体チャネリング要素600に置き換えられている一方、図2の回路基板アセンブリ400は変わっていないことを理解するはずである。

40

【0669】

先端カバー300は、前方観察カメラ116の、前方光学アセンブリ256を有する前方パネル320を備えることができる。前方光学アセンブリ256は、複数の固定式又は可動式のレンズを備えることができる。レンズは、90°以上、120°以上又は基本的には180°以下の視野角を提供することができる。前方光学アセンブリ256は、約3から100ミ

50

リメートルの範囲の焦点長を提供することができる。さらに、前方パネル320は、照明240a、240b及び240cそれぞれの光学窓242a、242b及び242cを含むことができる。視野の照明として用いられる照明光源の数を変えることができることに気付くはずである。さらに、前方パネル320は、作業チャンネル640の作業チャンネル開口部340を含むことができる。

【0670】

噴出チャンネル644の噴出チャンネル開口部344も、先端カバー300の前方パネル320に配置することができる。噴出チャンネル644を、体腔の壁を洗浄するための、流体（水又は生理食塩水等）の高圧噴出をもたらすために構成することができる。

【0671】

前方光学アセンブリ256に向けたノズルを有するインジェクタチャンネル646のインジェクタ開口部346も、先端カバー300の前方パネル320上に配置される。インジェクタチャンネル646を、流体（液体及び／又は気体）を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、前方観察カメラ116の前方光学アセンブリ256から洗い流すために構成することができる。任意に、インジェクタチャンネル646を、前方光学アセンブリ256と、光学窓242a、242b及び242cの1つ、2つ又は全てとを洗浄するために構成することができる。インジェクタチャンネル646に、体腔を洗浄する及び／又は膨張させるために使用できる、流体（水及び／又は気体等）を供給することができる。

【0672】

側方観察カメラ116bのための側方光学アセンブリ256bと側方観察カメラ116bのための照明250a及び250bの光学窓252a及び252bとが、先端カバー300の側壁362上に見える。側方光学アセンブリ256bは、前方光学アセンブリ256に類似させることができる。別の側方観察カメラのための側方光学アセンブリと、他の側方観察カメラのための照明の光学窓も、側方光学アセンブリ256bとは反対側の先端カバー300の側壁362上に存在する。この側方光学アセンブリは、前方光学アセンブリ256に類似させることができる。側方光学アセンブリ256bは、約3から100ミリメートルの範囲の焦点長を提供することができる。

【0673】

さらに、側方インジェクタ開口部266を、側壁362上に配置することができる。ノズルカバーを、側方インジェクタ開口部266に適合するように構成することができる。また、ノズルカバーは、側方光学アセンブリ256bに向けられるとともに、流体を噴射して、血液、排泄物及び他の破片等の汚染物質を、側方観察カメラ116bの側方光学アセンブリ256bから洗い流すために構成される、ノズルを含むことができる。この流体は、体腔を膨張させるために使用できる気体を含むことができる。任意に、ノズルを、側方光学アセンブリ256と、光学窓252a及び／又は252bとの両方を洗浄するために、構成することができる。

【0674】

側方パネル362は、側方噴出チャンネル6506、6506を通過して循環する洗浄流体を放出する、（図65Aから65Dの側方噴出開口部605a、605b、610a、610b等のいずれか1つである）少なくとも1つの側方噴出開口部610aも含む。別の類似する少なくとも1つの側方噴出開口部（図では見えない）は、先端部300の反対側の側方パネル上で第2の通気を行うことができる。側方噴出開口部610aと、先端部300の反対側の側方パネル上の側方噴出開口部とに接続される周囲溝330は、2つの側方噴出開口部による流体の通気用のチャンネルを提供することができる。流体は、先端部300の周囲の周囲溝330のチャンネルを通過して循環することができる。ある実施形態では、別個の対応する側方噴出チャンネルによって各側方噴出開口部に供給する一方、他の実施形態では、共通の側方チャンネルによって複数の側方噴出開口部に供給する。側方噴出チャンネルを、前方噴出チャンネル644と区別させることができ、また前方噴出チャンネル644と共通とすることができる。

【0675】

本明細書の別の態様に従い、側方噴出開口部（図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等）を、複数の所定のアルゴリズム（連続流体ストリーム、異なる流量での流体ストリームパルス、異なる側方噴出開口部に対し異なるタイミングで排出される流体ストリーム、異なる圧力の流体ストリーム又は当業者に明らかであろう任意の他の適切なア

ルゴリズム等)で動作させることができる。また、一実施形態では、全ての側方噴出開口部が1つの選択されたアルゴリズムで動作する一方、代替的な実施形態では、それぞれの側方噴出開口部は独立で且つ異なる動作アルゴリズムで、分配器を用いて噴出動作を制御して動作することができる。

【0676】

なお、いくつかの実施形態によれば、先端部300の一方側を示して本明細書で提示しているが、本明細書で説明した側方要素と類似する要素(例えば側方ビュー素子、側方光学アセンブリ、インジェクタ、ノズル、照明、窓、開口部及び他の要素)を、反対側に備えることができる。

【0677】

なお、いくつかの実施形態によれば、先端部は、2つ以上の側方ビュー素子を備えることができる。この場合には、これらの側方ビュー素子の視野が実質的に対向するように、これらの側方ビュー素子を設置することができる。しかしながら、本明細書の一般的な範囲内で、様々な構造及び数の側方ビュー素子が考えられる。

【0678】

これから、図68A、68Bの先端カバー300内に取り囲まれた先端部200の断面図を示す図71を、図68A、68B、69A、69B及び70と共に参照する。図71は、側方ビュー素子116a及び116bを同時に示す。側方ビュー素子116aを照射するように側方照明250a、250bを位置付け、側方ビュー素子116bを照射するように側方照明250c、250cを位置付ける。前方ビュー素子116も前方照明240a、240b沿いに見ることができる。

【0679】

さらに、先端カバー300の周囲噴出開口部130が周囲(噴出チャンネル)溝330と位置合わせされることが示されている。周囲噴出チャンネル溝330と接続される側方噴出開口部610aの断面図が見られる。流体は、側方噴出チャンネル6506と、側方噴出開口部610aとを通り、周辺噴出チャンネル溝330を通して流れ、先端カバー周囲噴出開口部130の複数の穴を通して出ることができる。このようにして、流体が360度で分散されて患者の体腔へ達することが可能になる。

【0680】

代替的な実施形態では、周囲噴出開口部130の数を変えることができることに気付くはずである。様々な実施形態において、周囲噴出開口部130のそれぞれの穴の直径を、0.40 - 0.80ミリメートルの範囲とすることができる。いくつかの実施形態において、周囲噴出開口部130のそれぞれの穴の直径を、0.5ミリメートルとすることができる。2つの穴の間の最小距離を、0.20ミリメートルとすることができる。これらの例示的な実施形態は、直径が9から17ミリメートルの範囲である内視鏡先端部に対して適切となり得る。

【0681】

これから、明細書の代替的な実施形態に従う複数噴出口リングアセンブリ7200を示す、図72を参照する。複数噴出口リングアセンブリ7200を、先端カバー上の、側方噴出開口部(図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等)の上に設置することができる。側方噴出開口部は、内視鏡アセンブリの先端部の側方噴出チャンネルによって循環される流体のための出口を提供することができる。実施形態では、側方噴出開口部を周囲溝7202の内周上に位置合わせできるように、周囲溝7202を複数噴出口リングアセンブリ7200に置くことができる。さらに、複数の穴7204を周辺溝7202に沿って穿設することができる。複数の穴7204により、周辺溝7202を通して循環する複数の開口部の出口を与えることができる。

【0682】

ある実施形態では、複数噴出口リングアセンブリ7200は、使い捨てであり、側方噴出チャンネル(図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等)を有する全てスコープのために適合される。このスコープは、1つの前方作業/サービスチャンネル又は2つの前方作業/サービスチャンネルを有するスコープと、1つ又は2つの側方作業/サービスチャ

10

20

30

40

50

ンネルを有するスコープとを含む。

【0683】

複数の穴7204は、流体を、内視鏡の長手に対して異なる角度で出させる、複数の角度構造を持つことができる。一実施形態では、複数の穴7204を内視鏡の長手に対して鋭角に穿設することができる。別の実施形態では、複数の穴7204を内視鏡の長手に対して90°の角度で穿設することができる。更に別の実施形態では、複数の穴7204を内視鏡の長手に対して鈍角に穿設することができる。代替的な実施形態では、複数の穴7204のそれぞれの穴を、1つ以上の鋭角、90°の角度及び1つ以上の鈍角を組み合わせた角度で穿設することができる。出口の鋭角によって、流体を内視鏡の移動方向に排出することができる一方、出口の鈍角によって、流体を内視鏡の移動方向とは反対に排出することができる。その結果内視鏡の体腔内の移動を補助することができ、逆もまた同様である。

10

【0684】

複数噴出口リングアセンブリ7200の第1の直径7206を、先端カバーの直径に適合させることができ、複数噴出口リングアセンブリ7200が先端カバー上に適合するような直径とする。複数噴出口リングアセンブリ7200の第2の直径7208を、第1の直径7206よりも大きくすることができる。第1の直径7206は複数噴出口リングアセンブリ7200の外縁に対する大きさを画定することができる一方、第2の直径7208は周囲溝7202を形成する内側リングに対応することができる。

【0685】

複数噴出口リングアセンブリ7200が先端部上を摺動できて、先端カバーにしっかりと設置されるように、先端カバーを予め調整して、複数噴出口リングアセンブリ7200の位置を予め決めることができる。実施形態では、先端カバーに浅い溝を設けて、複数噴出口リングアセンブリ7200が先端カバーの外側部から突出しないようにし、先端部の外径を増加させることができる。

20

【0686】

複数の穴7202はこのようにして、内視鏡の1つ以上の側方噴出開口部に位置付けられる、周囲溝7204に置かれる。様々な実施形態において、複数噴出口リングアセンブリ7200は、少なくとも1つの側方噴出チャンネルを有する様々な種類のスコープに対して適合することができる。このスコープは、1つの前方サービスチャンネルを有するスコープと、2つの前方サービスチャンネルを有するスコープとを含む。いろいろな実施形態において、複数噴出口リングアセンブリ7200を、5から18ミリメートルの範囲のいろいろな直径の先端部を有するスコープに適合させることができる。

30

【0687】

複数の穴7202の数を、本明細書のいろいろな実施形態に従って変えることができる。複数の穴7202の開き角度も、実施形態に従って変えることができる。一実施形態では、複数の穴7202を内視鏡の長手に対して鋭角に存在させることができる。別の実施形態では、複数の穴7202を内視鏡の長手に対して90°の角度で存在させることができる。更に別の実施形態では、複数の穴7202を内視鏡の長手に対して鈍角に存在させることができる。別の実施形態では、複数の穴7202のそれぞれの穴を、1つ以上の鋭角、90°の角度及び1つ以上の鈍角を組み合わせた角度で存在させることができる。出口の鋭角によって、流体を内視鏡の移動方向に排出することができる一方、出口の鈍角によって、流体を内視鏡の移動方向とは反対に排出することができる。その結果内視鏡の体腔内の移動を補助することができ、逆もまた同様である。

40

【0688】

ある実施形態において、複数の穴7204のそれぞれの穴の直径は、0.40から0.80ミリメートルに及ぶことができる。実施形態では、複数の穴の、隣接する2つの穴の間の最小距離を、0.20ミリメートルとすることができる。

【0689】

図73、74A及び74Bは、複数噴出口リングアセンブリ7200が内視鏡アセンブリの先端部200上に設置された状態の、内視鏡アセンブリの先端部200の斜視図を表す。先端部

50

200のいくつかの要素を、図2A及び2Bを参照して上述した実施形態の要素に類似させることができる。先端部200の先端カバー300は、1つ以上の側方噴出開口部（図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等）を含むことができる。

【0690】

複数噴出口リングアセンブリ7200を、周囲溝7202が側方噴出開口部（図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等）と位置合わせされるように、先端カバー上に設置することができる。その結果、側方噴出開口部を通して循環する流体を、複数噴出口リングアセンブリ7200の内周の周囲溝7202を通して運ぶことができる。その後流体は、周囲溝7202の複数の穴7204を通して出ることができ、これにより液体に対して先端部200の周囲360°のベントをもたらすことができる。

10

【0691】

図75A及び75Bは、内視鏡アセンブリの実施形態に従い、複数噴出口リングアセンブリ7200を先端部200から分離させた場合の、先端部200の斜視図を示す。これらの図は、先端部200の側方噴出開口部610aを示す。実施形態では、複数噴出口リング7200の周囲溝7202を側方噴出開口部610aの上に設置することができる。

【0692】

これから図76A及び76Bを参照して、本明細書の内視鏡アセンブリの実施形態に従う、先端部200の上に設置された複数噴出口リングアセンブリ7200の断面図を表す。これらの図は、側方噴出開口部610aに接続される側方噴出チャンネル6506を示す。複数噴出口リングアセンブリ7200の第1の直径7206及び第2の直径7208も、穴7204に沿って見える。これらの図は1つの側方噴出チャンネル及び開口部を示すが、明細書には、他の実施形態において、内視鏡アセンブリの先端部に、複数の側方噴出チャンネル及び/又は開口部が含まれる。

20

【0693】

図2A及び図65Aから65Dをこれから参照して、一実施形態では、噴出口分配器を設けて、流体をそれぞれの側方噴出開口部（図65Aから65Dの複数噴出口内視鏡先端部6501の605a、605b、610a、610b等）、及び前方噴出口344に供給する。噴出口分配器は典型的に、3つの流体チャンネルを含み、流体を、内視鏡先端部6501の、前方噴出口344と、右側部方噴出口605a、610aと、左側部方噴出口605b、610bとに供給する。図77Aは、本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器のポンプ4000を示す。図示するように、複数噴出口分配器4000は、分配器モータのハウジング4002と、モータのシャフト4006と連結される分配器モータ4004とを備える。モータのシャフト4006は今度は、外の3つの流体出口パイプライン4010、4012及び4014へ流体を導くように適合される分配器のディスク4008と連結され、それによって、液体を内視鏡先端部の3つの噴出開口部（前方噴出口344、右側方噴出口605a、610a及び左側方噴出口605b、610b）に供給する。複数噴出口分配器4000は、流体を、流体源から、従来の噴出ポンプを経由して、複数噴出口分配器4000内へ輸送する流体入口パイプライン4016を更に備える。ロック要素4018によって、分配器のディスク4008をモータのシャフト4006にラッチできる。

30

【0694】

ある実施形態では、2つの流体チャンネルを含み、流体を、内視鏡先端部の前方噴出口344及び側方噴出口605a、605b、610a、610bへ供給する。複数噴出口分配器4000は、分配器モータのハウジング4002と、モータのシャフト4006と連結される分配器モータ4004とを備える。モータのシャフト4006は今度は、外の2つの流体出口パイプラインへ流体を導くように適合される分配器のディスク4008と連結され、それによって、液体を内視鏡先端部の3つの噴出開口部に供給する。この実施形態では、内視鏡先端部に入る際に2つのパイプラインに分岐する共通の噴出チャンネルによって、2つの側方噴出口に供給する。一方のパイプラインは流体を右側方噴出口に供給し、他方のパイプラインは流体を左側方噴出口に供給する。

40

【0695】

図77B及び77Cは、本明細書の実施形態に従う、複数噴出口分配器4000の追加的な

50

図を示す。図 7 7 C に示すように、分配器のディスク 4008 は、分配器モータのハウジング 4002 から物理的に取外し可能である。また、分配器のディスク 4008 の溝 4020 に適合するロック要素 4018 を使用することで、分配器のディスク 4008 を分配器モータのハウジング 4002 に、ラッチで留めることもラッチを外すことも可能である。

【 0 6 9 6 】

ある実施形態では、分配器のディスク 4008 は実質的に、流体のパイプラインに取付けるための複数の円形スロットを有する円柱構造である。一実施形態において、分配器のディスク 4008 は、直径が約 1 から 20 ミリメートルに及ぶ（特に 1 から 10 ミリメートルの間の）流体入口パイプライン 4016 に取付けるためのスロットを含む。一実施形態において、分配器のディスク 4008 は、それぞれの直径が約 1 から 20 ミリメートルに及ぶ（特に 1 から 10 ミリメートルの間の）、流体入口パイプライン 4016 に取付けるための少なくとも 2 つのスロットを更に含む。流体パイプラインに付着する分配器のディスク 4008 の面の複数の円形スロットは、最小限の距離で分離している。一実施形態では、入口パイプライン及び出口パイプラインの長さは、分配器のポンプが要求する全体のスペースの最小限にしつつ、後述するように本発明の流体流量の目標を達成するように選択される。また、一実施形態では、流体パイプラインは、密封部材（Oリング又はガスケット等）を用いることで分配器のディスク 4008 に接続される。使用している間、流体パイプラインは、分配器のディスク 4008 に装着され、装着によって分配器のディスク 4008 に固定され、密封部材を用いて分配器のディスク 4008 と密封される。一実施形態では、3 つの出口パイプラインは、相補的な流体チャンネルに接続して嵌合する。相補的な流体チャンネルは、流体を通して、主要コネクタを経由して、内視鏡先端部の噴出開口部へ案内する。一実施形態では、一般的なルアーコネクタを使用して、流体パイプラインを主要コネクタに接続する。他の実施形態では、任意の接続要素を使用して、流体パイプラインを主要コネクタに接続する。

【 0 6 9 7 】

分配器のディスクの面と垂直に設置されたパイプのうちの 3 つは、流体出口パイプライン 4010、4012 及び 4014 であり、内視鏡先端部の 3 つの噴出開口部に流体を供給するように動作する。分配器のディスクの面と垂直に設置された第 4 のパイプは、流体入口パイプライン 4016 である。

【 0 6 9 8 】

様々な実施形態において、複数噴出口分配器 4000 内の分配器のディスクの速度は、1 分間当たり 30 回転から、1 分間当たり 100 回転まで変化することができ、特に 1 分間当たり 50 - 65 回転の間で変化することができる。分配器のディスクの速度を、複数噴出口分配器が受け取る流体の流量によって決めることもできる。

【 0 6 9 9 】

一実施形態では、第 1 のパイプラインは流体を内視鏡の前方パネルへ供給し、第 2 のパイプラインは流体を先端部の一方側へ供給し、第 3 のパイプラインは流体を先端部の他方側へ供給する。別の実施形態では、2 つのみのパイプラインが主要コネクタに入って、第 1 のパイプラインは流体を前方噴出口へ供給し、第 2 のパイプラインは流体を内視鏡の側方噴出口へ供給する。

【 0 7 0 0 】

図 7 8 A は、本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器の、分配器のディスク 4008 を示す図である。ディスク 4008 は、分配器のディスク 4008 をモータのシャフト 4006 に接続するための分配器の回転プラグ 5002 を備える。ロック要素 4018 は、ディスク 4008 の溝 5004 に適合して、ディスクをモータのシャフト 4006 に接続することができる。図 7 8 B は、本明細書の実施形態に従う、3 つの流体出口パイプライン 4010、4012 及び 4014 と 1 つの流体入口パイプライン 4016 とを表す、複数噴出口分配器の分配器のディスク 4008 の別の図を示す。

【 0 7 0 1 】

図 7 9 A は、本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器と内視鏡との間の接続を示すブロック図である。ポンプ（噴出ポンプ 6002 等）は、流体を、流体源から流体入口パ

イブライン6004を経由して複数噴出口分配器6006へ吸い上げる。複数噴出口分配器6006によって、流体を3つの流体出口パイプライン6010、6012及び6014と主要コネクタ6016とを経由して、内視鏡6008の先端部の3つの噴出開口部へ供給する。一実施形態では、3つの流体出口パイプラインのそれぞれは、流体を、内視鏡6008の流体チャンネルへ供給する。ある実施形態では、それぞれの流体出口パイプラインは、ルアーコネクタによって、又は医療器具の雄テーパ取付具と雌部品との間で漏れのない接続をするために使用される小規模の流体の取付具の任意の接続システムによって、主要コネクタに接続される。主要コネクタをまた、内視鏡6008のための主要制御ユニットとして働くコントローラユニット（又はヒューズボックス）6018と連結する。

【0702】

様々な実施形態において、噴出口を稼働させて患者の体の内腔を洗い流すために、内視鏡を操作する医者／医師は、内視鏡のハンドル、主要制御ユニット、ヒューズボックス又は内視鏡のヒューズパネルのボタンを押下することを要求される。ボタンが押された時点で、複数噴出口分配器は、流体を、予め決められた流量で、内視鏡の3つの流体チャンネルのそれぞれへ供給し始める。別の実施形態では、医者／医師は、流体を複数噴出口分配器へ供給する噴出ポンプを稼働するとともに同時に複数噴出口分配器のモータを稼働するために、フットパネルを押下する／踏むことを要求される。様々な実施形態において、操作を行う医者／医師は、操作中に、複数噴出口分配器が供給する流体の流速を動的に変えることができる。

【0703】

一実施形態では、複数噴出口分配器は、内視鏡システムの外側に配置されるが、主要制御ユニット、又は図79Aに示すような内視鏡のヒューズボックスに接続されている。複数噴出口分配器は、連結システムを使用することで、ヒューズボックスと接続することができる。本明細書の実施形態に従って、連結システムは、ハンガーブラグが複数噴出口分配器の分配器のディスク部上に一体的に形成されている一方、着脱可能ながらも固定的にハンガーブラグを受け止めるためのハンガーソケットはヒューズボックス6018の側部に付着するような、ハンガーブラグとハンガーソケットとのペアを備えることができる。

【0704】

様々な実施形態において、容易に接続／切断されるがしっかりと固定する、代替的な接続システムを使用することができる。例えば、接続システムは、第1の磁石が複数分配器噴出口に固定される一方、第1の磁石と異極性の第2の磁石はヒューズボックスの側部に付着する、磁石の連結ペアを含むことができる。第1の磁石を第2の磁石の近くに持って行くことで、強力な磁石連結がもたらされて、複数噴出口分配器が着脱可能ながらも固定的に、ヒューズボックスに付着するであろう。

【0705】

追加的な例には、クリップ、スナップ、留め具、ホック、雌／雄の付着ペア、及び着脱可能ながらもしっかりと連結する当業者にとって有利で明らかであろう他の接続システムが含まれる。

【0706】

別の実施形態では、複数噴出口の分配器は制御ユニットと一体化しており、複数開口部の分配器のハウジングが制御ユニットの内部に配置されている。

【0707】

図79Bは、本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器と内視鏡との間の別の接続を示すブロック図である。図示するように、複数噴出口分配器6006は、流体を、パイプライン6020を出る3つのパイプライン内の、単一の出口コネクタハウジング経由で、内視鏡の3つの噴出開口部へ供給する。したがって、図79Bに示す実施形態では、単一の流体パイプラインが、流体を、内視鏡6008の3つの流体チャンネルへ供給する。

【0708】

図80Aは、本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器の分配器のディスクの断面図を示す。噴出ポンプ7002は、流体を、流体入口パイプライン7004を経由して分配器の

10

20

30

40

50

ディスク7006へ吸い上げる。分配器のディスク7006は今度は、流体を、3つのストリームへ分配する。3つのストリームから、3つの流体出口パイプライン7008、7010及び7012（図80Aには表れない）経由で、主要コネクタ7014へ吸い上げる。図80Bは、本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口分配器の、分配器のディスクの他の断面図を示す。分配器のディスク7006は、流体入口パイプライン7004のための注入口と、流体出口パイプライン7008、7010及び7012のための3つの排出口とを備える。流体出口パイプラインの数を、1つ、2つ、3つ、4つ又はそれ以上とすることができることを理解するはずである。

【0709】

本明細書の態様に従って、複数噴出口コントローラを使用して、図79A及び79Bの主要コネクタ6016は、流体を、内視鏡6008の前方及び／又は側方噴出口から、選択的に噴出できる。

10

【0710】

図81Aは、本明細書の一実施形態に従う、複数噴出口コントローラ8130を用いる主要コネクタ8100の斜視図を表す。コントローラ8130は、バルブ8110につながるシャフト8105を備える。バルブ8110は、コントローラのハウジング8115に挿入／設置されるときに、バルブ8110を噴出コネクタ8120経由で主要コネクタ8100へ動作可能に接続する。噴出コネクタ8120は、噴出ポンプを主要コネクタ8100へ接続する。主要コネクタ8100は、導光ピン8125と、ガスチャンネル8135と、一端部の電気コネクタ8140と、ユーティリティケーブル／アンビリカルチューブを通じて主要制御ユニット（図1Aのユニット199等）と接続するための他端部のコネクタ8145とを備える。内視鏡の水ボトルコネクタ8150も、主要コネクタ8100の側部に設けられる。

20

【0711】

一実施形態に従い、複数噴出口コントローラ8130は、バルブ8110に形成されたねじを有する。シャフト8105がコントローラのハウジング8115に挿入／設置された時点で、ねじの回転によって、シャフト8105の支援により、噴出流体を選択された前方／及び側方噴出チャンネルへ、選択的に流すことができる。このように、複数噴出口コントローラ8130は、ユーザに、多様な噴出口（前方及び側方噴出口）の動作を制御するための、手動制御のオプションを提供する。

【0712】

第1の制御オプションでは、前方噴出口のみが、内視鏡の前方噴出開口部（図2Aの開口部344等）を通じて、噴出される流体を受ける。図81Bは、第1の制御オプションに対応するシャフト8105の第1の位置を表す。

30

【0713】

第2の制御オプションでは、前方噴出口及び側方噴出口が、内視鏡の前方噴出開口部及び側方噴出開口部（図2Aの開口部605a、605b等）を通じて、噴出される流体を受ける。図81Cは、第2の制御オプションに対応するシャフト8105の第2の位置を表す。

【0714】

一態様に従い、シャフト8105は、ユーザに選択された流体制御オプションを示す表示サインを有する。図81B及び81Cはそれぞれ、第1及び第2の流体制御オプションに対応するサイン又は標識8160を表す。

40

【0715】

いくつかの実施形態によれば、本明細書が対処する技術的課題は、多様な応用を処理するために要求される複数内視鏡構造に関するものである。異なる構造は、撮像装置、光源又は内視鏡の要素の、異なる種類、数、位置決め、方向決め、焦点調整、又は他のチューニングを要求することができる。したがって、内視鏡システムの複数部分の多数の構造を共通とすることができるが、複数の内視鏡を要求することができる。このことは、医療機関に関する重大な要求（例えば財政上の要求、保管、メンテナンス、訓練等）をもたらす。

【0716】

異なる患者又は患者の種類（大人、子供、幼児等）に対して、いくつかの異なる構造も

50

要求される。

【0717】

異なる医療行為（大腸内視鏡検査、胃内視鏡検査、内視鏡超音波検査（EUS）、内視鏡的逆行性膵胆管造影（ERCP）等）に対して、いくつかの異なる構造も要求される。

【0718】

本開示の実施形態が対処する更に他の技術的課題は、メンテナンス費用に関するものである。たとえば対物レンズの欠陥のためにカメラヘッドを取り替えるときに、大腸内視鏡全体を分解しなければならない、このことは費用のかかる作業である。

【0719】

いくつかの実施形態によれば、技術的な解決策を、着脱可能な先端部を有する内視鏡の提供とすることができる。例えば先端部が常設部と着脱可能部とを持ち、先端部を部分的に着脱可能とすることもできる。先端部の着脱可能部を、（椎骨機構が例として挙げられる、屈曲部とも呼ばれる）シャフトに接続される先端部の常設部に着脱可能に接続又は取付けて、異なる構造を持つ内視鏡を同じシステムと共に使用することができる。内視鏡が果たす役割に従って、適切な構造を有する着脱可能部が選択され、シャフト又は常設部に接続される。内視鏡検査の期間が終わったときに、先端部の着脱可能部を取り外して、同一又は異なる構造を有する別の着脱可能部を常設部又はシャフトに接続することができる。

10

【0720】

いくつかの実施形態では、先端部の着脱可能部は実質的に、先端部の全断面（例えば先端部の先端側表面全体であり、場合により、いくつかの開口部又はリング等の小部品を除外する）を含む。これらの実施形態のいくつかでは、先端部を通過する全てのチャンネル及び流れ（光ファイバー、電源、水供給源、画像を伝達するデータライン、設備を移動させるための作業チャンネル等）は、着脱可能部が常設部に取付けられているときに接続されることができる、少なくとも2つの部分から作られている。しかしながら、全断面が着脱可能部である他の実施形態では、常設部のみを通る通路を構成する材料又は設備を依然として存在させることができる。当該材料又は設備は、着脱可能部に通じて着脱可能部を通過する、1つ以上の突出部を有する。

20

【0721】

他の実施形態では、先端部を通過する少なくとも1つのチャンネルが、分割せず、完全に常設部内に含まれるように、着脱可能部の全断面を実質的に先端部の断面の一部分とする。

30

【0722】

着脱可能部が常設部に取付けられている時に、ツール、材料又はエネルギーが部分間で漏れず、全てのデータを連続的に伝達できるように、常設部と着脱可能部との間で分割される全てのチャンネル及び流れは、しっかりと接続されていることを理解できるだろう。

【0723】

いくつかの実施形態では、着脱可能部を常設部に固定した形で取り付けることで、体内で着脱可能部が常設部から誤って分離されないことを確保できる。追加的な固定手段を付加する確認機構を設けることができる。

40

【0724】

開示された主題の実施形態の技術的効果の1つは、着脱可能な先端部内視鏡を有する内視鏡を提供することに関するものである。この内視鏡により、医療スタッフは、それぞれの種類の内視鏡期間中、最も適切な内視鏡の構造、設備又はサイズ等を用いるために、要求される機能性に従って内視鏡の先端部を取り替えることができる。その後、必要性の変化に従って異なる着脱可能部を使用でき、ひいては、異なる応用のために複数の内視鏡を購入し維持する必要をなくすることができる。したがって、様々な着脱可能部を、様々な構造とすることができる。例えば、画像撮像要素、光源、又は作業/サービスチャンネルを、着脱可能部の様々な位置に配置させ、ひいては調査する特定の体腔、又は体腔内で起こり得る発見に適応させる。他の実施形態では、画像撮像要素と光源との間の相対位置を相

50

違させることができる。更に他の実施形態では、様々な着脱可能部は、例えば波長、レンズアセンブリ、センサ若しくは他の部品、指向方向、視野又は他のパラメータが異なる、様々な種類のカメラを含むことができる。使用されるセンサに対する感度が高い種類の光を提供するために、光源も様々な構造で違させることができる。様々な着脱可能部を作って、様々な患者に適応させることができる。例えば、着脱可能部を、大人、子供又は幼児用の様々なサイズで製造することができる。様々な視界、様々な視野角又は様々な光学特性が要求される場合に、様々な着脱可能部を使用することもできる。例えば、いくつかの状況では、 170° の視野角を使用することができる一方、より小さい領域のより詳細を見ることが要求される状況では、 140° の視野角を使用することができる。

【0725】

開示された主題の別の技術的效果は、いくつかの実施形態に従い、使い捨ての着脱可能部を提供し、ひいては滅菌又は再処理の必要性を無くし汚染リスクを減らすことに関するものである。

【0726】

開示された主題の更に別の技術的效果は、いくつかの実施形態に従い、個別の患者に対して良好な結果をもたらすために、個別の患者に合わせることができる着脱可能部を提供することに関するものである。

【0727】

開示された主題の更に別の技術的效果は、いくつかの実施形態に従い、健康管理施設が、それぞれの種類の内視鏡期間、それぞれの患者等に対して最も適切な内視鏡を使用しながら、少数の内視鏡システムのみを維持して、ひいては費用及びメンテナンスを軽減することを可能とする着脱可能な上部に関するものである。

【0728】

着脱可能な先端部の内視鏡の斜視図を示す図82をこれから参照する。

【0729】

内視鏡8200は、長尺シャフトと、屈曲部と、当該内視鏡が終端する先端部8201とを備えることができる。屈曲部により、先端部8201の向きを様々な方向に変えることができる。先端部8201は、着脱可能部8202と、線8203に沿って接続される常設部8207とを含むことができる。

【0730】

着脱可能部8202はその中に、前方向き撮像装置を備える。当該前方向き撮像装置は、先端部8201の先端側端面表面8206の穴を通して画像を撮像できるカメラ又はビデオカメラ8204等である。個別の前方向照明8208を、前方向きカメラ8204と関連付けることができ、先端側端面表面8206の別の穴を通じて前方向きカメラ8204の視野を照射させるために使用することができる。個別の前方向照明8208を任意に発光ダイオード(LED)とする。LEDを、白色光LED、赤外光LED、近赤外光LED又は紫外光LEDとすることができる。光を内視鏡先端部8201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、着脱可能部8202は、2つ以上の照明を備えることができ、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、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。

【0731】

前方流体インジェクタ8210を、少なくとも1つの前方向きカメラ8204と個別の前方向照明8208とを洗浄するために使用することができる。前方流体インジェクタ8210を先端側端面表面8206からわずかに上げることによって、前方流体インジェクタ8210は、前方流体インジェクタ8210の側部8210aから、前方向きカメラ8204及び個別の前方向照明8208へ、流体を噴出することができる。前方流体インジェクタ8210を、流体(水及び/又は空気等)を注入するように構成することができる。

【0732】

先端側端面表面8206は、作業チャンネル8212を画定する穴を更に備える。作業チャンネル8212を、様々な組織に対して作用する処置具を挿入するために構成される中空のチュー

10

20

30

40

50

ブとすることができる。例えば、ポリープ又は生検用の試料を除去するために、作業チャンネル8212を通して小型鉗子を挿入することができる。代替的な実施形態では、体腔内に存在して検査を妨げる様々な液体及び／又は固体を排出するための吸引を適用するために作業チャンネル8212を使用することができる。いくつかの実施形態では、開口部8212は、常設部8207の一部を含む内側円柱まで延在することができる。様々な実施形態において、先端側端部表面8206は1つ以上の作業／サービスチャンネル開口部を含むことができることを理解するはずである。

【0733】

先端側端部表面8206の別の穴で画定される流体経路インジェクタ8214を、内視鏡8200が挿入された体腔を膨張させ及び／又は洗浄するために使用することができる。流体経路インジェクタ8214を通じて空気又は別のガスを流すことによって、膨張を行うことができ、体腔（結腸等）が縮んでいる場合、又は効率的な検査ができない場合に、この膨張は有益となり得る。例えば、体腔の汚れた領域に液体（水又は生理食塩水等）を注入することによって、洗浄を達成することができる。さらに、体腔内に存在して検査を妨げる様々な液体及び／又は固体を排出するための吸引を適用するために流体経路インジェクタ8214（又は異なるチューブ）を使用することができる。

10

【0734】

先端部8201の常設部8207は、常設部8207に、先端部8201の常設部8207の円柱表面8205の穴を通じて画像を撮像できる、側方向きカメラ8216を備えることができる。任意に前方照明8208に類似する側方照明8222を側方向きカメラ8216に関連付けて、円柱表面8205の別の穴を通じて、側方向きカメラ8216の視野を照射するために側方照明8222を使用することができる。側方流体インジェクタ8220を、側方向きカメラ8216及び個別の側方照明8222の少なくとも一方を洗浄するために使用することができる。常設部8207の円柱表面8205が体腔の側壁に接触しているときに組織の損傷を抑制するために、側方流体インジェクタ8220及び側方向きカメラ8216を円柱表面のノッチ8218に配置することができる。このように、側方インジェクタ8220を、くぼみ8218から上げることができるが、依然として円柱表面8205の高さから大きく突出していない。側方インジェクタ8220を上げることによって、側方インジェクタ8220は、流体を、側方インジェクタ8220の開口部8220aから側方向きカメラ8216へ注入できる。代替的な構造（図示せず）では、側方流体インジェクタから注入される流体が当該側方照明に届くことができるように、1つ以上の個別の側方照明をくぼみに備えることができる。更に別の構造（図示せず）では、側方向きカメラ、1つ以上の側方照明及び側方流体インジェクタをくぼみに配置せず、むしろ基本的に先端部の円柱表面と同じ高さに配置することができる。

20

30

【0735】

図82に示す着脱可能部8202及び常設部8207に分割されている先端部8201は単なる概略であり、一般的なデモンストレーションを意図していることを理解できる。図83から図86と関連して以下詳述する例示的な実施形態で実例説明するような、任意の他の形で、カメラ、作業チャンネル、照明チャンネル、流体インジェクタ及び他の要素を、着脱可能部8202と常設部8207との間で分割できる。例えばいくつかの実施形態では、着脱可能部又は常設部は、1つ以上の側方作業／サービスチャンネルを備えることができる。更なる実施形態では、着脱可能部又は常設部は、複数の側方噴出開口部（図65Aから65Dの605a、605b、610a、610b等）を含むことができる。

40

【0736】

撮像装置（カメラ等）、作業／サービスチャンネル、照明チャンネル及び他の要素のいずれかを、常設部ではなく着脱可能部に設けた場合には、更なるフレキシビリティがもたらされることを理解できる。そのような配置では、それぞれの着脱可能部が構成されて、目的に最も適切なカメラ種類並びに他の設備及び構造を備える。しかしながら、複数の応用の種類で資源をより良く利用するために、いくつかの設備（高品質且つ高価なカメラ）を常設部に配置することができる。

【0737】

50

本明細書のある実施形態に従う、常設部から取外した着脱可能な先端部の実質的に全断面の斜視図を表す、図 8 3 をこれから参照する。

【 0 7 3 8 】

常設部 8307 から取り外した、内視鏡の先端部の着脱可能部 8302 を表す。常設部 8307 はシャフトに接続されている。

【 0 7 3 9 】

着脱可能部 8302 は、1 つ以上の撮像装置（例えばビデオカメラ 8304）、1 つ以上の光源（光源 8328 等）、又は 1 つ以上の流体インジェクタ（8332 又は 8336 等）を備えることができる。

【 0 7 4 0 】

カメラ 8304 に電力を供給するとともに、画像をカメラ 8304 からシャフトへ伝達する、1 つ以上のケーブルは、着脱可能部 8302 を通過し、着脱可能部 8302 から突出する長尺部 8308 に入って通過する。着脱可能部 8302 が常設部 8307 に接続されているときに、長尺部 8308 は、常設部 8307 の対応する凹部 8312 に入る。いくつかの実施形態では、長尺部 8308 はコネクタで終わり、凹部 8312 は対応するコネクタを含み、その結果、長尺部 8308 が凹部 8312 に入るときに、2 つのコネクタが接続し、電力又はデータが内視鏡とカメラ 8304 との間を流れることができる。例えば、長尺部 8308 の端部に配置されるプラグは、凹部 8312 内の対応するソケットに入ることができる。代替的な実施形態では、凹部 8312 がプラグを備えることができ、長尺部 8308 がソケットを備えることができる。

10

【 0 7 4 1 】

このように、シャフトからの電気信号又はデータは、長尺部 8308 及び凹部 8312 を通過してカメラに達することができる。

20

【 0 7 4 2 】

いくつかの実施形態では、長尺部 8308 が常設部 8307 から突出できる一方、凹部 8312 を着脱可能部 8302 に位置付けることができる。

【 0 7 4 3 】

着脱可能部 8302 又は常設部 8307 は、突出部と対応するチャンネルとの追加的な 1 つ以上のペア、光ファイバー、又は任意の他の材料若しくは設備を備えることができることを理解できる。当該ペアは、水又は他の流体若しくは液体を伝達するためのものである。流体又は液体を伝達するために、突出部と対応するチャンネルとを使用した場合に、流体又は液体を密封して、着脱可能部 8302 と常設部 8307 との間の隙間から、体内への漏れ又は内視鏡先端部の他の部分への漏れを抑制するため、突出部と対応するチャンネルとの 1 つ又は 2 つを、ガasket と共に構築することができる。

30

【 0 7 4 4 】

常設部 8307 は、常設部 8307 から突出するとともにチャンネル 8320 を含む中空長尺部 8316 も備えることができる。常設部 8302 が常設部 8307 に接続されているときに、中空長尺部 8316 を、常設部 8302 の対応するチャンネル 8324 内に挿入する。中空長尺部 8316 は着脱可能部 8302 の全長を通過して延在し、ひいては処置具が、シャフトから中空長尺部 8316 のチャンネル 8320 を通り、着脱可能部 8302 のチャンネル 8324 を通過して、着脱可能部 8302 の先端側表面 8305 まで延在する、作業チャンネルを通過できる。その結果、患者の体腔に作用するために処置具を使用することができる。

40

【 0 7 4 5 】

着脱可能部 8302 は、1 つ以上の側方向き撮像装置（カメラ 8338 等）、1 つ以上の光源 8340、又は 1 つ以上の流体インジェクタ 8344 も備えることができる。カメラ 8338、光源 8340 又はインジェクタ 8340 に対して有益なものを、前方カメラ、光源又はインジェクタと同じ設備から、体内のチャンネル 8324 の周りの着脱可能部 8302 の対応するパイプを通じて受け取る。カメラ 8338 が撮像した画像も同じチャンネルを通じて伝達できる。

【 0 7 4 6 】

着脱可能部 8302 又は常設部 8307 は追加的な側方向きカメラを備えることができることを理解できる。

50

【 0 7 4 7 】

着脱可能部8302及び常設部8307を、任意の既知の機構（ロック機構、固着機構又はスナップ機構等）によって接続することができる。

【 0 7 4 8 】

着脱可能部8302又は常設部8307は、接続を解除するためのボタン8352を備えることができる。ユーザの体腔を傷つけることを抑制するために、ボタン8352を、先端部の表面から突出しないように凹部内に配置することができる。いくつかの実施形態では、不要な予期しない解除を抑制するために、外部の供給源から対応するコマンドが提供された場合にのみ接続を解除することもできる。例えば、図1のディスプレイ120のコントロールをクリックすると同時に、クリックしたことを、接続を解除するために必要な電氣的又は機械的効果に変換することができる。

10

【 0 7 4 9 】

いくつかの実施形態では、常設部8307は、着脱可能部8302が常設部8307にしっかりと接続されている時のみに、着脱可能部8302が当たる又は押すことができる、ボタン又は別の感知領域（スイッチ8348等）を備えることができる。このようなボタンを、内視鏡のハンドル又はコントローラに電氣的に接続することができ、内視鏡の操作者に対して、部品がしっかりと接続されているかどうかの表示を提供させることができる。この表示を視覚的なもの（ディスプレイ120のアイコン等）とすることができる。いくつかの実施形態では、接続が解除された時に、音声で指摘して同様に操作者に警告することもできる。

【 0 7 5 0 】

いくつかの実施形態では、着脱可能部8302と常設部8307との接続に、2つの度合い又は2つの機構を存在させることもできる。内視鏡が使用されている間に、1つの度合い又は1つの機構が解除された場合には、操作者は第1の警告を受けることができ、そこで、操作者は内視鏡を取り外すことができ、又はそうでなければ、着脱可能部が患者の体腔で解除される前に操作者は状況を修正することができる。

20

【 0 7 5 1 】

内視鏡が光ファイバーを備える場合、着脱可能部8302及び常設部8307のそれぞれは、光ファイバーの一部を備えることができ、着脱可能部8302及び常設部8307は、光を伝達することによって、光ファイバーの部分間の導通を提供するために、対応するレンズを備えることができることを、当業者は理解できる。

30

【 0 7 5 2 】

本明細書のある実施形態に従う、常設部に取付けられた着脱可能な先端部の実質的に全断面の斜視図を表す、図84をこれから参照する。

【 0 7 5 3 】

図84では、着脱可能部8302が常設部8307に完全に接続されており、図83の長尺部8308、及び中空長尺部8316がそれぞれ、対応する凹部8312及びチャンネル8324内に挿入されている。電気信号又はエネルギー、及び水又は流体は、常設部8307を通過して着脱可能部8302に達することができ、カメラが撮像した画像を反対方向に伝達して操作者に対して表示することができる。

【 0 7 5 4 】

本明細書のある実施形態に従う着脱可能な先端部の一部の断面の斜視図を表す、図85をこれから参照する。

40

【 0 7 5 5 】

図85において、内視鏡の先端側表面8305は、2つの部分から構成され、先端側表面の第1の部分8305'は常設部8507に存在する一方、他の部分8305"は着脱可能部8502に存在する。したがって、組立てられた時に、この2つの部分のうち着脱可能部8502の各断面は、先端部の一部の断面を含む。図85の例示的な実施形態では、常設部8507に完全に含まれるチャンネル8320'は、作業チャンネルを形成し、ツール又は他の設備が通れるように、常設部8507を通して先端側表面に達する。

【 0 7 5 6 】

50

着脱可能部8502は、必要に応じて着脱可能部8502の前方表面又は側方表面に配置できる、カメラ8304又は8338、光源8328又は8340、又は1つ以上の流体インジェクタ8332、8336若しくは8344を備えることができる。図8に関連して以上に詳述したように、カメラ、光源又は流体インジェクタを実装することができ、有益なもの（ユーティリティ）を受け取ることができる。

【0757】

着脱可能部8502は、常設部8507の凹部8312'内で適合する1つ以上の長尺部（長尺部8308'等）も含むことができる。1つ以上の長尺部（長尺部8308'等）は、固定機構として機能して、着脱可能部8502を常設部8507に固定する。これに変えて又はこれとともに、1つ以上の長尺部（長尺部8308'等）を、着脱可能部8502及び/又は表面8305"と、内視鏡のハンドル及び/又はコンソールとの間の、電気エネルギー、流体、液体、光ファイバー、又は他の設備若しくは材料を伝達するために使用することができる。

10

【0758】

着脱可能部8502と常設部8507との間の完全且つ密な接続を提供するために、着脱可能部8502は、常設部8507の凹部8544内に適合するトラペーズ型のバルジを含むことができる。代替的な実施形態では、着脱可能部8502は凹部を含むことができ、常設部8507はバルジを含むことができる。

【0759】

着脱可能部8502と常設部8507とを、図83と関連して前に詳述したような、任意の所要の形で接続することができる。

20

【0760】

本明細書のある実施形態に従う、常設部に取付けられた着脱可能な先端部の部分的な断面の斜視図を表す、図86をこれから参照する。

【0761】

着脱可能部8502がしっかりと常設部8507に取付けられている時に、先端部の着脱可能部8502の一部である先端側表面の第1の部分8305'と、常設部8507の一部である先端側表面の第2の部分8305"とは、これらの部分の間の隙間が最小限である、又はこれらの部分の間に隙間がない、実質的に同じ面に存在し、互いに補完して先端部の完全な先端側表面を生み出す。着脱可能部8502と常設部8507とがしっかりと取付けられている時に、図85のスイッチ8348が押されて、内視鏡の操作者に示することができる。外部の解放コマンドを与えて、又は当該コマンドを与えることなく、ボタン8352を押すことで、着脱可能部8502と常設部8507とを解放することができる。

30

【0762】

着脱可能部8502が常設部8507にしっかりと取付けられている時に、ユーティリティ及び設備は、チャンネル8320'により形成される作業チャンネルを通過することができ、長尺部8308'と常設部8507の対応するチャンネルとを通過することができる。

【0763】

いくつかの実施形態の態様によれば、少なくとも2つのディスプレイとそれぞれ関連する少なくとも2つの同時に動作する撮像チャンネルを含む、内視鏡システムと機能的に関連するように構成されるインタフェースユニットが提供される。

40

【0764】

本明細書の複数カメラの内視鏡は典型的には、同時に複数のカメラが集める画像データを提供する一方で、それぞれのカメラからの画像データを、それぞれ1つのカメラのみに関連付けられた撮像チャンネルによって送る。撮像チャンネルを物理的なもの（例えば個別のビデオケーブル等）とすることができ、それぞれのビデオケーブルを1つのカメラのみと関連付けることができる。撮像チャンネルを仮想的なものとすることもでき、それぞれのカメラからの画像データを、全てのカメラで共通の単一の物理的なチャンネル（単一のビデオケーブル等）を通して伝達する前に、独自に暗号化して、物理的なチャンネルの出力で復号し、このようにそれぞれのカメラからの画像データを区別する。それぞれの撮像チャンネルからの画像データを同時に、医師に対する1台又は数台のディスプレイに表

50

示することができる。1台又は数台のディスプレイを、単一の撮像チャンネルのみに関連付けることができる。

【0765】

いくつかの実施形態によれば、それぞれの撮像チャンネルを、1つの物理的なディスプレイ（ビデオスクリーン等）のみに関連付けることができる。内視鏡は例えば、3つのカメラを備え、第1のカメラは真っ直ぐなプローブの軸線に実質的に沿って前方を向き、第2及び第3のカメラは当該軸線から横を向き、第2のカメラは第3のカメラの向かいに存在する。いくつかの実施形態によれば、3つのそれぞれの撮像チャンネルをビデオスクリーンに関連付けて、3つのスクリーンを、実質的に円弧に沿って、互いに対してある角度で傾けて並べて、医師に対してパノラマビューを形成することができる。それ故に、第1のカメラからの画像データを中央スクリーンに表示することができ、第2及び第3のカメラからの画像データを例えばそれぞれ右スクリーン及び左スクリーンに表示することができる。このように、医師に対して、プローブの先端部の環境のより広い立体角にわたり、より現実的な眺めを提供することができる。

10

【0766】

図87A及び87Bは、いくつかの実施形態の態様に従う、内視鏡システム10、及び内視鏡システム10に関連付けられるインタフェースユニットを概略的に描写する。内視鏡システム10は、内視鏡20と、内視鏡20にユーティリティケーブル32（アンビリカルケーブルとも呼ばれる）によって接続される、（図1Aの主要制御ユニット199と類似させることができる）主要コントローラ30と、少なくとも2つのスクリーンディスプレイ40a及び40bとを備える。スクリーンディスプレイ40a及び40bはそれぞれ、主要コントローラ30と機能的に関連付けられる。内視鏡20は、ハンドル22と、図87Bに概略的に描写されるように少なくとも2つのカメラ26a及び26bそれぞれを含む先端側先端部24とを備える。

20

【0767】

カメラ26a及び26bは、内視鏡システム10のユーザによって選択される動作モードに従って、静止画像及びビデオ画像を収集するように構成される。カメラ26a及び26bを、ユーティリティケーブル32内に含まれる2つのビデオケーブルによって実装される、それぞれの撮像チャンネル50a及び50bに関連付ける。それぞれの撮像チャンネルは、画像データを、内視鏡20のそれぞれのカメラから、主要コントローラ30へ伝達する。主要コントローラ30は、画像データに対応する画像をスクリーンディスプレイ40a及び40bそれぞれに表示するために、撮像チャンネルのそれぞれにより伝達される画像データを独立に処理する。主要コントローラ30は、表示するための画像データを処理する。この処理とは、例えばフレームグラバ（図88の60a及び60b）を用いて、それぞれのフレームグラバに関連付けることであり、又は、当該技術分野で既知の、カメラから受け取った画像データに対応する画像を表示するための処理技術を使用することである。したがって、スクリーンディスプレイ40aは、撮像チャンネル50aのみと関連付けられて、撮像チャンネル50aを通じてカメラ26aと関連付けられる。そして、スクリーンディスプレイ40bは、撮像チャンネル50bのみと関連付けられて、撮像チャンネル50bを通じてカメラ26bと関連付けられる。

30

【0768】

いくつかの実施形態によれば、内視鏡システム10は、3つのカメラそれぞれからの画像データを、3つのスクリーンディスプレイへ伝える、3つの撮像チャンネルを含む。任意の数の撮像システムと、対応するカメラ及びスクリーンディスプレイとを含む内視鏡システム10の実施形態が考えられる。

40

【0769】

内視鏡20は、カメラ26aの光学素子を洗浄するための、及び/又は先端部24が進む体の導管をわずかに膨張させるための、流体インジェクタ28を更に備えることができる。ユーティリティケーブル32はそれに応じて、流体をインジェクタ28まで通すための1つ以上の流体経路34を備える。

【0770】

インタフェースユニット8700を、内視鏡システム10に機能的に関連付けて、撮像チャン

50

ネル50a及び50bから受け取った画像データを処理し、対応する画像をインタフェースユニットのディスプレイ8720に表示する。図88は、いくつかの実施形態に従うインタフェースユニット8700の機能ブロック図を概略的に示す。インタフェースユニット8700は、撮像チャンネル50a及び50bと機能的に関連付けられた画像プロセッサ8710を備える。インタフェースユニット8700は、画像プロセッサ8710と機能的に関連付けられた、インタフェースユニットのディスプレイ8720を更に含む。画像プロセッサ8710は、撮像チャンネル50a及び撮像チャンネル50bから同時に受け取った画像データを処理して、これら撮像チャンネルからの画像データを含む画像を生成するように構成される。画像プロセッサ8710が生成した画像は、単一のディスプレイに表示可能である。したがって、インタフェースユニット8700は、インタフェースユニットのディスプレイ8720に、撮像チャンネル50a及び50bから実質的に同時に受け取った画像データを含む画像を表示するように構成される。

10

【0771】

いくつかの実施形態によれば、画像プロセッサ8710は同期モジュール8730を備える。同期モジュール8730は、同期信号を生成して、撮像チャンネル50a及び50bから同時に受け取った画像データを同期させるように構成される。例えばいくつかの実施形態では、カメラ26a及び26bはそれぞれセンサ（例えば画像を撮像するための電荷結合素子（CCD）であるがこれに限定されない）を備える。いくつかの実施形態では、同期モジュール8730は、共通のクロック信号を生成し、共通のクロック信号によってカメラ26aのCCD及びカメラ26bのCCDを駆動することによって、撮像チャンネル50a及び50bを通じて受け取った画像データを同期させる。いくつかの実施形態では、同期モジュール8730は、カメラ26aのCCD及びカメラ26bのCCDの走査を同時に起動する起動同期信号を生成することによって、撮像チャンネル50a及び50bを通じて受け取った画像データを同期させる。

20

【0772】

いくつかの実施形態によれば、画像プロセッサ8710は、撮像チャンネル50a及び50bから入力されるビデオストリームを同時に受け取り、入力される2つのビデオストリームから、インタフェースユニットのディスプレイ8720で表示可能な単一のビデオストリームを生成するように構成される。いくつかの実施形態によれば、撮像チャンネル50a及び50bからそれぞれから入力される各ビデオストリームに対応する縮小されたサイズの画像を、インタフェースユニットのディスプレイ8720に同時に表示する。いくつかの実施形態によれば、撮像チャンネル50a及び50bに対応する2つの縮小されたサイズの画像を、インタフェースユニットのディスプレイ8720に、1つの水平方向高さに並べて表示する。ある実施形態によれば、2つの縮小されたサイズの画像を、インタフェースユニットのディスプレイ8720に、垂直方向に実質的に重ねて配置する。いくつかの実施形態によれば、画像プロセッサ8710は、入力される2つのビデオストリームから単一のビデオストリームを、実質的にリアルタイムで生成するように構成される。

30

【0773】

いくつかの実施形態によれば、画像プロセッサ8710及びインタフェースユニットのディスプレイ8720は、主要コントローラ30と一緒にケースに入れられる。いくつかの実施形態によれば、画像プロセッサ8710は主要コントローラ30と一緒にケースに入れられて、インタフェースユニットのディスプレイ8720は異なるケースに入れられる。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのディスプレイ8720は、ケーブルによって画像プロセッサ8710に接続される。そして、画像プロセッサ8710が主要コントローラ30と一緒にケースに入れられる実施形態では、インタフェースユニットのディスプレイ8720は、ケーブルが課す制約の中で実質的に携帯型である。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのディスプレイ8720は、画像プロセッサ8710と無線で機能的に関連付けられる。いくつかの実施形態によれば、画像プロセッサ8710を、先端部24と主要コントローラ30との間で内視鏡20に沿った所望の位置に（例えばハンドル22内部に）組立てる。

40

【0774】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニット8700は、画像プロセッサ8710に機能的に関連付けられた、インタフェースユニットのコンピュータ8750を更に備える。い

50

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのコンピュータ8750は、ファイルストレージモジュール8760を備えるファイル管理システムを動作させるように構成される。例えば、インタフェースユニットのコンピュータ8750を、市販のオペレーティングシステムを実行し、主記憶装置モジュール（例えばランダムアクセスメモリ）と補助記憶装置とモジュール（例えばハードディスクドライブ）を備えるパーソナルコンピュータとすることができる。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのコンピュータ8750は、画像プロセッサ8710が生成する画像のデジタルファイルを作り出して、そのようなファイルをファイルストレージモジュール8760に格納するように構成される。適切な、場合により市販のコンピュータアプリケーションを使用して、画像、一連の画像又はビデオストリームから、ファイル生成を達成することができる。

10

【0775】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのコンピュータ8750は、インタフェースユニットのコンピュータ8750と、コンピュータネットワークとの間の通信を可能とするように構成される通信インタフェースポート8770を有する通信チャンネルを含むことができる。いくつかの実施形態によれば、適切な通信チャンネルは、標準的なLANコネクタ、それに応じた適切なケーブル、加えて若しくは代わりにWi-Fiプロトコルを用いた無線接続、又は任意の他の適切な当該技術で既知のコンピュータとコンピュータネットワークとの間の通信技術を使用することができる。いくつかの実施形態によれば、通信インタフェースポート8770は、ビデオ出力（例えばS端子又はコンボジット）を備えることができる。いくつかの実施形態によれば、通信インタフェースポート8770は、高精細ビデオ出力（例えばHDMI）を備えることができる。

20

【0776】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのコンピュータ8750は、インタフェースユニットのコンピュータ8750で生成され格納されたファイルを、通信チャンネル及び通信インタフェースポート8770を使用して、ネットワークコンピュータ又は別の適切なネットワーク装置へ転送するように構成される。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのコンピュータ8750からのファイルをネットワークコンピュータに格納でき、通信インタフェースポート8770及び関連する通信チャンネルを通じてファイルをインタフェースユニットのコンピュータ8750へ取り出すことができる。いくつかの実施形態によれば、通信インタフェースポート8770を使用して、ビデオストリームをネットワークコンピュータにリアルタイムで格納することができる。いくつかの実施形態によれば、通信インタフェースポート8770を使用して、撮像した静止画像をネットワークコンピュータに格納することができる。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのコンピュータ8750は、ファイルをネットワークにより格納するため及びファイルをネットワークから取り出すために、ローカルネットワーク（病院又は医療施設内のローカルコンピュータネットワーク等）と通信するための通信インタフェースポート8770を使用することができる。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのコンピュータは、手技内視鏡検査の間、ファイル、ビデオストリーム、撮像画像及び他の所望の診療記録を格納及び取得するために、通信インタフェースポート8770を使用して、電子カルテ（EHR）アプリケーションと通信することができる。いくつかの実施形態によればローカルネットワークを通じて、そしていくつかの実施形態によればインターネットを通じて、そのようなEHRアプリケーションにアクセスすることができる。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニット8700は、ビデオインタフェース（上述したS端子、コンボジット又は高精細ビデオインタフェース等）を用いて単一のビデオストリームを録画できるEHRアプリケーションと互換性がある。いくつかの実施形態によれば、通信インタフェースポート8770は、ネットワークコンピュータのそれぞれのシリアルポートとのインタフェースとするための、インタフェースコンピュータ8750の標準的な通信ポート（COMポート）を追加的に備えることができる。

30

40

【0777】

手技内視鏡検査中の作業において、単一のビデオフレームを静止画像として記録するこ

50

とを望むときもある。例えば、医師は、ビデオ画像を連続的に録画しながら、内視鏡を体の導管で前進させることができる。医師が、特に興味がある部位（例えば体の導管内の局所腫瘍）を特定する場合に、医師は腫瘍の静止画像を撮ることを望むことがある。内視鏡システム10は撮像スイッチ8780を備え、撮像スイッチ8780の起動は、画像プロセッサに、ディスプレイ40a及び40b並びにインタフェースユニットのディスプレイ8720でのビデオ表示を静止させるよう命令する。撮像スイッチ8780の起動は、ディスプレイ40a及び40b上で静止した画像を、通信インタフェースポート8770を通じてEHRシステムへ格納するよう更に命令する。撮像スイッチ8780が起動された時に、画像プロセッサ8710は、ディスプレイ40a上で静止する画像である、実質的に単一の画像を含むビデオストリームを、予め決定された時間間隔Tの間、生成することができる。時間間隔Tを任意の時間間隔とすることができるが、好ましくは0.25から1秒の間である。その後、予め決定された時間間隔Tが終わる時に、画像プロセッサ8710は、ディスプレイ40b上で静止する画像である第2の単一の画像を生成する。このように、ビデオストリームの一体的な部分を、内視鏡システム10から通信インタフェースポート8770を通じてEHRシステム10へ伝えながら、医師が手技内視鏡検査の間に選択した興味がある特定の部位の静止画像を順次保存することができる。そのような静止画像は、画像プロセッサ8710によって静止画像に挿入されたテキストデータ又は他の識別データを含むことができる。識別データは、それぞれの画像を、カメラ26a（及びディスプレイ40a）に対応するものと識別し、又はカメラ26b（及びディスプレイ40b）に対応するものと識別する。

10

20

30

40

【0778】

したがって、いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニット8700は、2つ（以上）の撮像チャンネル50a及び50を通じて、内視鏡20が生成する2つ（以上）のビューに関連付けられる2つ（以上）のビデオストリームを受け取る。ある実施形態では、インタフェースユニットは、プロトコル（TCP/IP又はファイル転送等の）プロトコルを使用する病院のシステムと統合される。別の実施形態では、インタフェースユニット8700は、プロトコル（TCP/IP又はファイル転送等の）プロトコルを使用する病院のシステムと統合されない。どちらかと言えば、ある実施形態では、インタフェースユニット8700は、複数（3つ存在する場合には、左方、中央及び右方の）のビデオストリームの組み合わせであり、ビデオストリームに関する追加的な情報も含む、新しいビデオストリームを出力する。当該情報には、ユーザが患者情報を入力した場合には、患者情報が含まれる。インタフェースユニット8700は、2つ以上の入力されるビデオストリーム内の画像データに関連付けられた画像を含む単一のビデオストリームを生成するように構成され、単一のビデオストリームをインタフェースユニットのディスプレイ8720に表示するように構成される。インタフェースユニット8700は、上述したように生成される単一のビデオストリームに関連付けられたファイルを、生成するように、又はファイルストレージモジュール8760に格納するように、更に構成される。ある実施形態では、インタフェースユニット8700は、内視鏡20が提供する少なくとも2つのビューに関連付けられた画像を含む、単一のビデオストリームを格納するために、通信インタフェースポート8770を通じてコンピュータネットワークと通信する一方、手技内視鏡検査が実施される時に、単一のビデオストリームは、コンピュータネットワークへ実質的にリアルタイムで伝達される。

【0779】

上述したような2つの撮像チャンネルを含む内視鏡システム10の実施形態は、非限定的な単なる例示として本明細書で提供される。本明細書の教示に従って、3つ以上の撮像チャンネルを有する（例えば、3つ又は4つの撮像チャンネルを有する、又は任意の数の撮像チャンネルを有する）内視鏡システムと互換性があるインタフェースユニット（インタフェースユニット8700等）が考えられることを理解するはずである。

【0780】

ある実施形態では、インタフェースユニットを、3つの撮像チャンネルを含む内視鏡システムに関連付ける。インタフェースユニットは、内視鏡からの、分離した3つのビデオストリームを受けて独立に取り込むことができる。この実施形態では、インタフェースユ

50

ニットは、これらのビデオストリームを、独立したビデオファイル（左方、中央、右方）として録画でき、又は、3つの独立した静止JPEGファイル（左方、中央、右方）としてキャプチャできる。インタフェースユニットはこのことを、3つの別個のキャプチャ装置を、入力されるストリームのそれぞれに対し1つずつ使用することで行う。インタフェースユニットが含むソフトウェアは、どのようにこれらの画像又はビデオファイルをハードディスクに録画するかについて、独立に制御することができる。現在の実施形態のために、3つのストリームの全てを、独立に制御することができるが、同時に始動させる。

【0781】

インタフェースユニットは、入力されるビデオストリームを表示するためのインタフェースユニットのディスプレイを備える。ある実施形態では、インタフェースユニットのディスプレイは、1080pディスプレイである。ある実施形態では、ディスプレイは、外部の変換装置を用いて任意の数の他のビデオフォーマットに変換されるDVIの出力を備える。このストリームは、画像管理システムへ送られる。ユーザがキャプチャイベントを引き起こした（すなわち、ユーザが3つの独立したストリームからの3つの静止画像を保存したい）時に、インタフェースユニットは画像を即座にキャプチャし保存する。ある実施形態では、内視鏡のボタンを押すことで、画像キャプチャイベントが引き起こされる。別の実施形態では、インタフェースユニットのボタン、又はインタフェースユニットのディスプレイのタッチスクリーンのボタンを押すことで、画像キャプチャイベントが引き起こされる。インタフェースユニットはその後、インタフェースユニット自身のディスプレイを変化させて、第1の単一の静止画像のみを表示し、「フットスイッチ」のトリガーパルスを画像管理及び文書化キャプチャPCへ送信する。ある実施形態では、インタフェースユニットとキャプチャPCとの間にシリアルデータ接続が存在する。インタフェースパネルはその後、インタフェースパネル自身のディスプレイを変化させて、第2の単一の静止画像を表示し、他のトリガーパルスをキャプチャPCへ送信する。その後、この処理を第3の静止画像に対して繰り返す。その結果、全スクリーンの左方、中央及び右方の個々の画像が、画像管理キャプチャPCが当該PCのフレームグラバを使用して捉えるビデオストリームに順次追加される。このことにより、正確なアスペクト比が保たれる。このことの全てはユーザに対して透過的に行われ、更なるトリミング又は他の画像操作は不要である。

【0782】

ある実施形態では、インタフェースユニットは、画像ファイル自体又はビデオファイル自体を生成しない。むしろ、キャプチャPCが、ビデオストリームから画像ファイル及びビデオファイルを生成する。別の実施形態では、インタフェースユニットは、画像ファイル自体又はビデオファイル自体を生成する。ある実施形態では、インタフェースユニットは、ファイルストレージモジュールである。画像はインタフェースユニットのハードディスクドライブへ保存される。画像は、プロシージャ番号（この番号は、キャプチャイベントが引き起こされる度に自動生成される）と、写真が撮られたシーケンスの番号（第2のキャプチャ画像、第3のキャプチャ画像）と、画像の向き（左方、中央又は右方）に基づいて整理される。ある実施形態では、ビデオファイルが同じ方法で整理されて、インタフェースパネルのハードディスクドライブへ同様に保存される。

【0783】

様々な実施形態において、他の文書システム（ProVation（登録商標）又はOlympus EndoBase等）が、入力されるビデオストリームを受け取り、ビデオキャプチャカードへ送る。上述したように、このビデオ信号は、インタフェースユニットのDVIの出力から生じ、必要に応じて、標準解像度のビデオ信号（S端子又はコンポジットヘダウンコンバートされる）あるいはHD-SDIプロトコルを用いる1080pの信号へ変換される。このことは、受信側文書化システムコンピュータ内のビデオキャプチャの能力によって決定される。ある実施形態では、インタフェースユニットは、シリアル通信ポート（COMポート）から出力する「フットスイッチ」型のプロトコルを含む。このプロトコルは、9ピンのRS-232接続のPIN 4の状態を変えることを含む。ヌルモデルケーブル（9ピンRS-232）を、インタフェースユニットの出力COMポートと受信側文書化システムコンピュータの入力されるCOMポー

10

20

30

40

50

トとの間に接続する。キャプチャイベントが引き起こされた時に、インタフェースユニットは、（前に述べたように）キャプチャPCに「フットスイッチ」型のトリガーパルスを送信し、そこで、キャプチャPCは、出力されるビデオストリームからビデオのフレームをキャプチャする。

【0784】

ある実施形態では、インタフェースユニットと画像管理及び通信システムのキャプチャPCとの間の通信は、インタフェースユニットからキャプチャPCへの一方向である。インタフェースユニットは、文書化システムから情報を受け取らない。ある実施形態では、インタフェースユニットは、「フットスイッチ」型のトリガーパルス以外のデータを文書化システムへ送信しない。

10

【0785】

図89は、いくつかの実施形態の態様に従い、手術室で展開される、内視鏡システム8810及び関連インタフェースユニット8900のレイアウトを概略的に描写する。患者8880はベッド8882上に支持されて、医師8884は内視鏡手術で内視鏡システム8810の内視鏡8820を使用する。アシスタント8886は医師8884を、医師8884の向かい側の、ベッド8882の反対側で支援する。

【0786】

内視鏡8820は、ユーティリティケーブル8832によって主要コントローラ8830に接続される。内視鏡8820は、内視鏡8820の先端部に含まれる3つのカメラを使用する、3つの内視鏡による同時の眺めを提供する。実質的に上述したように、主要コントローラ8830は、3つのディスプレイスクリーン8840a、8840b及び8840cそれぞれに接続され、それぞれのディスプレイスクリーンは、内視鏡システム8810が提供する、3つの内視鏡による眺めの対応する眺めを表示するように構成される。ディスプレイスクリーン8840は、医師8884を向いて場合によっては高く位置付けられて、医師8884が、スクリーンディスプレイを見るとともに部位のスクリーンディスプレイへ邪魔されない線を持って、内視鏡手術を行うことができる。

20

【0787】

インタフェースユニット8900は、主要コントローラ8830とともにケースに入れられた画像プロセッサと、画像プロセッサ8910と機能的に関連付けられた、インタフェースユニットのディスプレイ8920とを備える。画像プロセッサは、内視鏡8820が提供する3つの眺めに関連付けられた画像データを、3つのそれぞれの撮像チャンネルから同時に受け取り、3つの眺めからの画像データを含む画像を生成する一方で、当該画像はインタフェースユニットのディスプレイ8920に表示可能である。例えば実質的に上述したように、内視鏡8820の3つのカメラはそれぞれ、3つの入力されるビデオストリームを提供することができ、その後画像プロセッサは、3つの入力されるビデオストリームからの画像データを含む単一のビデオストリームを生成することができる。

30

【0788】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのディスプレイ8920は、主要コントローラ8830と共にケースに入れられた画像プロセッサと、ケーブルで機能的に関連付けられる。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのディスプレイ8920は、画像プロセッサと無線で関連付けられる。いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのディスプレイ8920は、実質的に携帯型であり、手術室内の多数の位置に展開できる。また、いくつかの実施形態によれば、手技中に、インタフェースユニットのディスプレイ8920の位置を手術室内で容易に移動することができる。例えば、インタフェースユニットのディスプレイ8920b又は8920cを、医師8884及びアシスタント8886の両方がディスプレイ8920b又は8920cのスクリーンを見られるように位置付けることができ、又は、インタフェースユニットのディスプレイ8920aをアシスタント8886に向けて位置付けることができる。

40

【0789】

いくつかの実施形態では、インタフェースユニット8900は、主要コントローラ8830と、

50

主要コントローラ8830と共にケースに入れられた画像プロセッサとに機能的に関連付けられ、上記の図88のインタフェースユニットのコンピュータ8750の個別の機能性に実施的に類似する機能性を持つ、インタフェースユニットのコンピュータを備える。

【0790】

いくつかの実施形態では、インタフェースユニット8900は、インタフェースユニットのディスプレイ8920に関連付けられたユーザインタフェースモジュール8922を備え、アシスタント8886は、ユーザインタフェースモジュール8922を使用して、インタフェースユニット8900及び／若しくはインタフェースユニットのコンピュータ、並びに／又は内視鏡システム8810に命令することができる。例えば、アシスタント8886は、インタフェースユニットモジュール8922を使用して、内視鏡手術の前又は最中に、患者に関連するテキスト情報（関連経歴データ等）を、インタフェースユニットのコンピュータに入力又は保存することができる。いくつかの実施形態によれば、ユーザインタフェースモジュール8922は、タッチスクリーン8924を備えることができる。

10

【0791】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのコンピュータは、実施的に上述したように、そして手術室に設置されてかかるコンピュータネットワークへのアクセスを可能とするアクセスポイント8890を用いて、コンピュータネットワークと通信することができる。アクセスポイント8890は、インタフェースユニットのコンピュータがLANケーブルを通じて接続されるLANコネクタを備えることができる。いくつかの実施形態によれば、アクセスポイント8890をWi-Fiモデムとすることができ、Wi-Fiモデムによって、インタフェースユニットのコンピュータは無線で通信することができる。

20

【0792】

したがって、いくつかの実施形態の態様に従うと同時に図87Aから89を参照して、少なくとも2つのディスプレイ（図87A及び88の40a、40b、並びに図89の8840c）とそれぞれ関連する少なくとも2つの同時に動作する撮像チャンネル（50a、50b）を含む、内視鏡システム（10、8810）と機能的に関連するように構成されるインタフェースユニット（8700、8900）が提供される。インタフェースユニットは、少なくとも2つの撮像チャンネルと機能的に関連付けられた、画像プロセッサ（8710）を含み、少なくとも2つの撮像チャンネルから同時に受け取った画像データを含む画像を生成するように構成される。インタフェースユニットは、画像プロセッサと機能的に関連付けられる、インタフェースユニットのディスプレイ（図87A及び88の8720、並びに図89の8920）を更に備える。画像プロセッサによって生成され、少なくとも2つの撮像チャンネルからの画像データを含む画像を、インタフェースユニットのディスプレイに表示できる。

30

【0793】

いくつかの実施形態によれば、各撮像チャンネルはそれぞれ、画像撮像装置（26a、26b）に関連付けられる。

【0794】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのディスプレイを実質的に携帯型とする。

【0795】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットのディスプレイは、画像プロセッサと無線で機能的に関連付けられる。

40

【0796】

いくつかの実施形態によれば、画像撮像装置はビデオ画像を撮像することができ、少なくとも2つの撮像チャンネルのそれぞれの画像データは、ビデオ画像に対応する入力されるビデオストリームを含む。画像プロセッサは、インタフェースユニットのディスプレイに表示可能な単一のビデオストリームを生成するように構成され、それぞれの入力されるビデオストリームに対応する縮小されたサイズの画像は、インタフェースユニットのディスプレイに同時に表示可能である。いくつかの実施形態によれば、画像プロセッサは、少なくとも2つの入力されるビデオストリームから単一のビデオストリームを実質的にリア

50

ルタイムで生成するように構成される。

【0797】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットは、ファイル管理システムを動作させるとともにファイルストレージモジュール(8760)を備えるインタフェースユニットのコンピュータ(8750)を更に含み、インタフェースユニットのコンピュータは、画像プロセッサが生み出した画像のファイルを、ファイルストレージモジュールに生成及び保存するように構成される。

【0798】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットは、ユーザインタフェースモジュール(8922)を更に備え、ユーザインタフェースモジュール(8922)によってユーザはコンピュータに命令できる。いくつかの実施形態によれば、ユーザインタフェースモジュールは、タッチスクリーン(8924)を備える。

10

【0799】

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットは、少なくともファイルをインタフェースユニットとコンピュータネットワークとの間で転送するために、インタフェースユニットのコンピュータとコンピュータネットワークとの間で通信ができるように構成される通信インタフェースポート(8770)を含む通信チャンネルを更に備える。いくつかの実施形態によれば、コンピュータネットワークはローカルコンピュータネットワークである。いくつかの実施形態によれば、ローカルコンピュータネットワークは病院のネットワークである。いくつかの実施形態によれば、コンピュータネットワークはインターネット

20

【0800】

いくつかの実施形態によれば、通信チャンネルは、LAN通信インタフェースポートを備え、インターネットプロトコルを動作させる。いくつかの実施形態によれば、通信チャンネルは、Wi-Fi通信インタフェースポートを備える。いくつかの実施形態によれば、通信チャンネルは、ビデオストリームを出力するために構成される、ビデオ/オーディオ通信インタフェースポートを備える。いくつかの実施形態によれば、通信インタフェースポートは、S端子又はコンポジットポートを備える。いくつかの実施形態によれば、通信インタフェースポートは、HDMIポートを備える。

【0801】

30

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットは、画像プロセッサが生成したビデオストリームを、通信インタフェースポートを通じてネットワークコンピュータへ、実質的にリアルタイムで伝えるように構成される。いくつかの実施形態によれば、画像プロセッサは、命令された時に、命令の瞬間の、撮像チャンネルのそれぞれの実質的に単一のビデオフレームを、キャプチャするように構成され、通信インタフェースポートを通じてネットワークコンピュータへ伝えるように構成される。ビデオストリームは、単一のビデオフレームの静止画像を順次含み、そのような静止画像のそれぞれは、ビデオストリームに予め決定した期間の間にわたり含まれる。

【0802】

40

いくつかの実施形態によれば、インタフェースユニットは、画像撮像装置の少なくとも2つに機能的に関連付けられる同期モジュール(8730)を更に含む。同期モジュール(8730)は、少なくとも2つの画像撮像装置に対応する、撮像チャンネルの入力されるビデオストリームを同期させるため同期信号を生成するために構成される。

【0803】

図90は、(図1Aの主要制御ユニット199と類似させることができる)図87Aの主要コントローラ30のコントローラ回路基板9020が、どのように内視鏡9010及びディスプレイユニット90と動作可能なように接続されるかを詳述する。図90を参照して、コントローラ回路基板9020は、LED9011に対する電源を制御するとともに、内視鏡の(1つ以上のカメラを備える)画像センサ9012の動作に対する制御を伝え、且つ画像センサからのビデオ前信号を標準的なビデオ信号へ変換する、カメラ基板9021を備える。撮像センサ9012

50

を、電荷結合素子（ＣＣＤ）撮像素子又は相補型金属酸化膜半導体（ＣＭＯＳ）撮像素子とすることができる。カメラ基板9021は、ＣＣＤ撮像素子が生成するビデオ信号9013とともに、内視鏡9010からの他のリモートコマンドも順に受け取る。

【０８０４】

コントローラ制御基板9020は、撮像センサ9012からカメラ基板9021を通じて得られるビデオを処理するための素子、及びシステムの監視及び制御のための他の素子を更に備える。

【０８０５】

これらの素子の全ては、プリント基板である、基板モジュール9052と接続される。ある実施形態では、ＩＣ（集積回路）である素子をハンダ付けによって接続し、素子9026（ＳＯＭ又はシステムオンモジュール）をマウンティングによって接続する一方で、他の素子の全てをケーブルを用いて接続する。

10

【０８０６】

基板モジュール9052の様々な素子を以下に説明する。

【０８０７】

< ＦＰＧＡ（フィールドプログラマブルゲートアレイ）9023 >

ＦＰＧＡ9023は、特にシステム要件のためにプログラムされ、（ソフトウェアに対立する）ハードウェアが実行しなければならない論理作業と、ビデオ画像処理に関する論理作業との２種類に分類できる作業を行う論理デバイスである。ある実施形態では、基板モジュール9052は、ＦＰＧＡ9023と通信する、１つ以上のダブル・データ・レート型のスリー・シンクロナス・ダイナミック・ランダム・アクセス・メモリ・モジュール（ＤＤＲ３）9033を備える。

20

【０８０８】

ハードウェアが実行しなければならない論理作業は、以下のものを含む。

- １．システムの電源投入時に、基板モジュール9052のいくつかのＩＣを初期化する。
- ２．前方パネル9035の、ホワイトバランス、ＬＥＤのオン／オフ、空気の流れ、及び電源のオン／オフのためのボタン9040を監視する。
- ３．ウォッチドッグ機構を使用してＳＯＭ9026の動作が適切であるか監視する。
- ４．システムの電源が切れている間にも、システムのパラメータのいくつか（例えば気流レベル）をバックアップする。
- ５．カメラ基板9021と通信する。

30

しかしながら、ハードウェアが実行しなければならない論理作業はこれらに限定されるものではない。

【０８０９】

ビデオ画像処理に関する論理作業は、以下のものを含む。

- １．多重化されたビデオ入力。複数の撮像素子のそれぞれは、ビデオ入力インタフェース9051によって多重化されるいくつかのビデオインタフェースを有する。さらにまた、いくつかの補助物を補助ビデオ入力インタフェース9051によって多重化する。
- ２．任意的なデジタル信号プロセッサ（ＤＳＰ）9022の再生出力、及びＤＳＰの記録入力。
- ３．複数ディスプレイに対するビデオ出力インタフェース9024による、ビデオ出力に対する内部テストパターン。
- ４．カメラのビデオ規格と表示ビデオ規格との間の変換。
- ５．画像の重ね合わせとして知られる、ＯＳＤ（オンスクリーンディスプレイ）の挿入。
- ６．ＰＩＰ（ピクチャーインピクチャー）。
- ７．いくつかのカメラからの画像をつなぎ合わせて、単一のスクリーンに表示される１つの画像にする。
- ８．画像の（輝度、コントラスト等の）補正。

40

しかしながら、ビデオ画像処理に関する論理作業はこれらに限定されるものではない。

【０８１０】

50

< D S P (デジタル信号プロセッサ) 9022 >

圧縮した (暗号化された) ビデオを録画し、圧縮解除された (復号された) ビデオを再生するために、D S P 9022を使用する。ある実施形態では、圧縮されたビデオの規格は、H.264又は同等の物 (M P E G) である。

【 0 8 1 1 】

動作上、F P G A 9023は、D S P 9022のために、録画する所望のビデオ (すなわち、入力のいずれか、又はおそらくはスクリーンの1つ以上のコピー) を選択する。後者の場合には、O S D 及びフォーマットの変換が含まれる。スクリーンのフォーマットが、D S P 9022の要求ビデオ入力フォーマットと異なる、あり得る場合には、F P G A 9023はまた、ビデオをD S P 9022に伝達する間に、スクリーンのフォーマットを所望のD S P 9022のフォーマットへ変換する。

10

【 0 8 1 2 】

< 補助ビデオ入力インタフェース9025 >

ある実施形態では、補助ビデオ入力インタフェース9025へのビデオ入力は、(C V B S (color、video、blanking、sync)、S 端子若しくはY P b P r フォーマット等の) アナログビデオ、又はデジタルビデオ (D V I) を含むことができ、当該ビデオ入力をそのようなものとして表示することができる。

【 0 8 1 3 】

< S O M (システムオンモジュール) 9026 >

S O M 9026は、入力デバイス (キーボード、マウス、及びタッチインタフェース9027によるタッチスクリーン等) に対するインタフェースを提供する。これらの入力デバイスと共に前方パネル9040のボタン9040を通じて、ユーザはシステムの機能性及び動作パラメータを制御する。ある実施形態では、Peripheral Component Interconnect Express (P C I e) バスは、S O M 9026をF P G A 9023と接続する。P C I e を通過するデータトラフィックの最も一般的な種類は、以下の通りである。

20

a . S O M 9026からF P G A 9023へ : コマンド (例えば、ユーザが動作パラメータを変更する場合)

b . F P G A 9023からS O M 9026へ : 内部状態の表示と撮像された画像とを提供する、レジスタ値

【 0 8 1 4 】

30

< 他の機能性 >

コントローラ回路基板9020は、空気インタフェース9028、ポンプ9029及び逆止弁9030を通じて、内視鏡に対応する機能性を提供する、1つ以上の流体、液体及び / 又は吸引ポンプを更に備えることができる。コントローラ回路基板は、オンボードの電源9045と、ユーザに対して動作ボタン9040を提供する前方パネル9035とを更に備える。

【 0 8 1 5 】

カメラ基板9021は、ある実施形態では、撮像センサ9012がビデオを生成する時に、内視鏡の先端部の3つのビュー素子 (1つの前方観察ビュー素子及び2つの側方観察ビュー素子) によるビデオのピックアップに対応する3つのビデオフィールドを含む、ビデオ信号9013を受け取る。ある実施形態では、内視鏡の先端部の3つのビュー素子 (前方観察ビュー素子、左側方観察ビュー素子及び右側方観察ビュー素子であり、例えば図2 A 又は2 B の先端部200の3つのビュー素子) に対応する3つのビデオフィールドのピックアップを、3つのそれぞれのモニタに表示する。

40

【 0 8 1 6 】

図9 1 A は、本明細書の一実施形態に従う、内視鏡の先端部の前方観察ビュー素子と2つの側方観察ビュー素子とのそれぞれからの3つのビデオフィールドを表示する3つのモニタの構造9100を示す図である。構造9100は、並んで又は連続して設置される、左側方モニタ9105と、中央モニタ9110と、右側方モニタ9115とを備え、それぞれの水平な下縁9106、9111、9116が実質的に同じ高さに存在する。言い換えれば、3つのモニタ9105、9110及び9115の幾何学中心又は重心が、同じ高さ“ L 1 ”に保たれている。一実施形態に従って、

50

中央モニタ9110は正形状のスクリーンのモニタである一方、左側方モニタ9105及び右側方モニタ9115は長形状又はワイドスクリーンのモニタである。さらに、ある実施形態では、ワイドスクリーン／長形状のモニタ9105、9115の長縁9106、9116が水平であるように、モニタ9105、9115を向ける。

【0817】

当業者は、本明細書の実施形態は、内視鏡の先端部のビュー素子が生成する、静止画像及びビデオ信号の両方に向けたものであることを理解するであろう。したがって、本発明は、用語「ビデオ」が、静止画像と動画及びビデオとの両方を含むと理解されるべきであることを意図する。言い換えれば、上述した3つのビデオフィールドは、静止画像及びビデオ信号の両方を含む。また、当業者にとって明白であるように、モニタ又はディスプレイパネルの寸法／サイズは様々な方法で決まり、その方法の1つはアスペクト比によるものである。画像のアスペクト比とは、画像の高さに対する画像の幅の比率である。「正形状フォーマット」のアスペクト比の例は、典型的に4：3及び5：4を含む一方、「長形状」又は「ワイドスクリーン」のアスペクト比の例は、典型的に16：9及び16：10を含む。

【0818】

ある実施形態では、中央モニタ9110は前方観察ビュー素子によるビデオフィールドのピックアップを表示する一方、左側方モニタ9105及び右側方モニタ9115は内視鏡の先端部の2つの側方観察ビュー素子からのビデオフィールドを表示する。3つのビデオフィールドは、本来の又は標準的な、4：3又は5：4等のアスペクト比を有する正形状のフォーマットで生成される。正形状の中央モニタ9110は、前方観察ビュー素子の正形状にフォーマットされたビデオフィールド9102を全スクリーンに歪み無く表示する。一方で、ワイドスクリーン又は長形状の、左側方モニタ9105及び右側方モニタ9115により、正形状にフォーマットされた（2つの側方観察ビュー素子から）ビデオフィールドを、ワイドスクリーンの一部のみに表示するか、又は、正方形にフォーマットされたビデオフィールドの4：3又は5：4のアスペクト比を修正又は変調して、モニタ9105、9115の全体のワイドスクリーンを埋める必要があり、ビデオの許容できない歪みをもたらし、ひいては、診断価値に悪影響を与える。したがって、本明細書の態様では、主要制御ユニット（図87の主要コントローラ30等）は、適切なオンスクリーンの表示のため、本来の又は正形状にフォーマットされたビデオフィールドを処理する。

【0819】

ある実施形態では、ビデオ9101が左側方モニタ9105に右揃えで表示されるとともにビデオ9103が右側方モニタ9105に左揃えで表示されるように表示するために、2つの側方観察ビュー素子に対応する、2つの正形状にフォーマットされたビデオフィールド9101、9103を処理する。ある実施形態では、正方形にフォーマットされたビデオフィールド9101、9103のアスペクト比は変調されず、スクリーン9105、9115の一部641、643のビデオが欠けることがない。ある実施形態では、2つの側方観察ビュー素子の、2つの正方形にフォーマットされたビデオフィールド9101、9103の4：3又は5：4のアスペクト比を、歪みが最小限度であることを確保しながら、2つのビデオフィールド9101、9103をワイドスクリーン9105、9110の長さ寸法に沿って伸ばす最適な百分率“p”で、部分的に修正又は変調する。一実施形態に従う、最適な百分率“p”は、30%以下である。他の実施形態では、最適な百分率“p”は、5%、10%、15%、20%、25%若しくは30%、又はこれらを任意に増加させたものである。“p”の変調は、2つのビデオフィールド9101、9103を、ワイドスクリーン9105、9115の長さに沿って伸ばすため、表示されるビデオフィールドの変調が拡大するにつれて、部分9141、9143の面積は次第に減少する。

【0820】

さらに、内視鏡の先端部の1つの前方観察ビュー素子及び2つの側方観察ビュー素子に対応する、3つのビデオフィールド9101、9102、9103を、3つのモニタ9105、9110及び9115上の3つのビデオ9101、9103、9103の全てが、垂直方向で同じ高さに表示されるようなオンスクリーンの表示のために処理する。

【 0 8 2 1 】

図 9 1 B は、本明細書の実施形態に従う、内視鏡の先端部の前方観察ビュー素子と 2 つの側方観察ビュー素子とのそれぞれからの、3 つのビデオフィールド 9101、9102、9103 を表示する 3 つのモニタの別の構造 9125 を示す図である。構造 9125 では、3 つのモニタのすべて、すなわち、左側方モニタ 9105 と、中央モニタ 9110 と、右側方モニタ 9115 とは、長方形形状又はワイドスクリーンのモニタである。ある実施形態では、中央モニタ 9110 は前方観察ビュー素子を取り出したビデオフィールド 9102 を表示する一方、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 は内視鏡の先端部の 2 つの側方観察ビュー素子からのビデオフィールド 9101、9103 を表示する。3 つのビデオフィールド 9101、9102、9103 は、本来の又は標準的な、4 : 3 又は 5 : 4 等のアスペクト比を有する正方形形状のフォーマットである。

10

【 0 8 2 2 】

一実施形態に従って、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 は、これらモニタの長縁 9106、9116 が水平になるように向いている一方、中央モニタ 9110 は、中央モニタ 9110 の短縁 9112 が水平のままであるとともに長縁 9111 が垂直方向となるように、垂直に向いている。ある実施形態では、3 つのモニタ 9105、9110、9115 は、それぞれの下縁 9106、9112 及び 9116 が実質的に同じ高さ “ L 2 ” に存在するように、並んで又は連続して設置される。したがって、構造 625 は、中央モニタ 9110 を、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 に対して高く見せる。

【 0 8 2 3 】

ある実施形態では、ビデオ 9101 が左側方モニタ 9105 に右揃えで表示されるとともにビデオ 9103 が右側方モニタ 9105 に左揃えで表示されるように表示するために、2 つの側方観察ビュー素子に対応する、2 つの正方形形状にフォーマットされたビデオフィールド 9101、9103 を処理する。前方観察ビュー素子に対応する正方形形状にフォーマットされたビデオフィールド 9102 を処理して、適切な眺めのために回転させ、また中央モニタ 9110 上の表示を垂直方向で下揃えさせる。ビデオフィールド 9101、9102 及び 9103 のそれぞれの、3 つのモニタ上 9105、9110 及び 9115 での位置合わせにより、ビデオ 9101、9102 及び 9103 を実質的に同じ高さに表示することが確保される。

20

【 0 8 2 4 】

図 9 1 C は、別の実施形態に従う構造 9130 を表す図である。構造 9130 では、3 つのモニタのすべて、すなわち、左側方モニタ 9105 と、中央モニタ 9110 と、右側方モニタ 9115 とは、長方形形状又はワイドスクリーンのモニタである。ある実施形態では、中央モニタ 9110 は前方観察ビュー素子を取り出したビデオフィールド 9102 を表示する一方、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 は内視鏡の先端部の 2 つの側方観察ビュー素子からのビデオフィールド 9101、9103 を表示する。3 つのビデオフィールド 9101、9102、9103 は、本来の又は標準的な、4 : 3 又は 5 : 4 等のアスペクト比を有する正方形形状のフォーマットである。一実施形態に従って、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 は、これらモニタの長縁 9106、9116 が水平になるように向いている一方、中央モニタ 9110 は、中央モニタ 9110 の短縁 9112 が水平のままであるとともに長縁 9111 が垂直方向となるように、垂直に向いている。3 つのモニタ 9105、9110、9115 は、それぞれの上縁 9107、9113 及び 9117 が実質的に同じ高さ “ L 3 ” に存在するように、並んで又は連続して設置される。したがって、構造 9130 は、中央モニタ 9110 を、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 に対して低く見せる。

30

40

【 0 8 2 5 】

ある実施形態では、ビデオ 9101 が左側方モニタ 9105 に右揃えで表示されるとともにビデオ 9103 が右側方モニタ 9105 に左揃えで表示されるように表示するために、2 つの側方観察ビュー素子に対応する、2 つの正方形形状にフォーマットされたビデオフィールド 9101、9103 を処理する。前方観察ビュー素子に対応する正方形形状にフォーマットされたビデオフィールド 9102 を処理して、適切な眺めのために回転させ、また中央モニタ 9110 上の表示を垂直方向で上揃えさせる。ビデオフィールド 9101、9102 及び 9103 のそれぞれの、3 つのモニタ上 9105、9110 及び 9115 での位置合わせにより、ビデオ 9101、9102 及び 9103 を実質的に同じ高さに表示することが確保される。

50

【 0 8 2 6 】

図 9 1 D は、更に別の実施形態に従う構造 9135 を表す図である。構造 9135 では、3 つのモニタのすべて、すなわち、左側方モニタ 9105 と、中央モニタ 9110 と、右側方モニタ 9115 とは、長方形状又はワイドスクリーンのモニタである。ある実施形態では、中央モニタ 9110 は前方観察ビュー素子を取り出したビデオフィールド 9102 を表示する一方、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 は内視鏡の先端部の 2 つの側方観察ビュー素子からのビデオフィールド 9101、9103 を表示する。3 つのビデオフィールド 9101、9102、9103 は、本来の又は標準的な、4 : 3 又は 5 : 4 等のアスペクト比を有する正方形形状のフォーマットである。一実施形態に従って、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 は、これらモニタの長縁 9106、9116 が水平になるように向いている一方、中央モニタ 9110 は、中央モニタ 9110 の短縁 9112 が水平のままであるとともに長縁 9111 が垂直方向となるように、垂直に向いている。さらに、3 つのモニタ 9105、9110、9115 は、それぞれの幾何学中心又は重心が実質的に同じ高さ “ L 4 ” に保たれるように、並んで又は連続して設置される。したがって、構造 9135 は、中央モニタ 9110 を、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 に対する垂直方向中央位置に見せる。

10

【 0 8 2 7 】

ある実施形態では、ビデオ 9101 が左側方モニタ 9105 に右揃えで表示されるとともにビデオ 9103 が右側方モニタ 9115 に左揃えで表示されるように表示するために、2 つの側方観察ビュー素子に対応する、2 つの正方形形状にフォーマットされたビデオフィールド 9101、9103 を処理する。前方観察ビュー素子に対応する正方形形状にフォーマットされたビデオフィールド 9102 を処理して、適切な眺めのために回転させ、また中央モニタ 9110 上の表示を垂直方向で中央揃えさせる。ビデオフィールド 9101、9102 及び 9103 のそれぞれの、3 つのモニタ上 9105、9110 及び 9115 での位置合わせにより、ビデオ 9101、9102 及び 9103 を実質的に同じ高さに表示することが確保される。

20

【 0 8 2 8 】

図 9 1 E は、更に別の実施形態に従う構造 9140 を表す図である。構造 9140 では、3 つのモニタのすべて、すなわち、左側方モニタ 9105 と、中央モニタ 9110 と、右側方モニタ 9115 とは、長方形状又はワイドスクリーンのモニタである。ある実施形態では、中央モニタ 9110 は前方観察ビュー素子を取り出したビデオフィールド 9102 を表示する一方、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 は内視鏡の先端部の 2 つの側方観察ビュー素子からのビデオフィールド 9101、9103 を表示する。3 つのビデオフィールド 9101、9102、9103 は、本来の又は標準的な、4 : 3 又は 5 : 4 等のアスペクト比を有する正方形形状のフォーマットである。一実施形態に従って、3 つのモニタ 9105、9110 及び 9115 は、これらモニタの短縁 9109、9112 及び 9118 が水平のままであるとともに長縁 9106、9111 及び 9116 が垂直方向となるように、垂直に向いている。さらに、3 つのモニタ 9105、9110、9115 は、それぞれの幾何学中心又は重心が実質的に同じ高さ “ L 5 ” に保たれるように、並んで又は連続して設置される。

30

【 0 8 2 9 】

1 つの前方観察ビュー素子及び 2 つの側方観察ビュー素子に対応する、3 つの正方形形状にフォーマットされたビデオフィールド 9101、9102、9103 を処理して、適切な眺めのために回転させ、また、(図 6 E に示すような) ある実施形態では表示を下揃えさせ、代替的な実施形態では表示を上揃えさせる。ビデオフィールド 9101、9102 及び 9103 のそれぞれの、3 つのモニタ上 9105、9110 及び 9115 での位置合わせにより、ビデオ 9101、9102 及び 9103 を実質的に同じ高さに表示することが確保される。

40

【 0 8 3 0 】

図 9 1 A の構造 9100 は、左側方ワイドスクリーンモニタ 9105 及び右側方ワイドスクリーンモニタ 9115 の一部 9141 及び 9143 のビデオを欠けさせる。一方、構造 9125、9130、9135 及び 9140 では、前方観察ビュー素子に対応する、本来の又は正方形形状にフォーマットされたビデオフィールド 9102 を、長方形状又はワイドスクリーンの中央モニタ 9110 に表示するため、図 9 1 B から 9 1 E それぞれの構造 9125、9130、9135 及び 9140 もまた、中央モニタ 9110 の一部 9150 及び (図 9 1 D の構造 9135 に関する) 9151 のビデオを欠けさせる。図 9 1 B か

50

ら 9 1 E を参照して、ある実施形態では、（内視鏡の先端部の 1 つの前方観察ビュー素子及び 2 つの側方観察ビュー素子に対応する）3 つの正方形にフォーマットされたビデオフィールド 9101、9202 及び 9203 のアスペクト比は変調されず、このことによって、スクリーン 9105、9110 及び 9115 それぞれの、一部 9141、9150、（図 9 1 D の構造 9135 に関する）9151 のビデオを欠けさせる。他の実施形態では、3 つの正方形にフォーマットされたビデオフィールド 9101、9202、9103 の 4 : 3 又は 5 : 4 のアスペクト比を、歪みが最小限度であることを確保しながら、3 つのビデオフィールド 9101、9202、9103 をワイドスクリーン 9105、9110 及び 9115 の長さ / 長い方の寸法に沿って伸ばす最適な百分率 “ p ” で、部分的に修正又は変調する。一実施形態に従う、最適な百分率 “ p ” は、30 % 以下である。他の実施形態では、最適な百分率 “ p ” は、5 %、10 %、15 %、20 %、25 % 若しくは 30 %、又はこれらを任意に増加させたものである。“ p ” の変調は、3 つのビデオフィールド 9101、9102 及び 9103 を、ワイドスクリーン 9105、9110 及び 9115 の長さに沿って伸ばすため、表示されるビデオフィールドの変調が拡大するにつれて、部分 9141、9142 及び 9143 の面積は次第に減少する。

10

【 0 8 3 1 】

本明細書の態様に従って、部分 9141、9150、（図 9 1 D の構造 9135 に関する）9151 及び 9143 を有利に利用して、患者に関連する複数の情報及び / 又はデータを表示することができる。ある実施形態では、患者に関する情報及び / 又はデータは、複数のリアルタイムの生理学的パラメータ（患者の脈拍数、酸素レベル、血圧、又は当業者にとって明白であるような他の任意の生理学的パラメータ）を含む。ある実施形態では、患者に関する情報及び / 又はデータは、手技内視鏡検査、及び / 又は患者の関連する解剖学的奇形（例えばポリープ等）の記憶された画像 / ビデオを含む。ある実施形態では、生理学的パラメータを、実行するとともにスクリーン 9105、9110 及び 9115 上に表示する手技内視鏡検査と類似する、前もって記憶した手技内視鏡検査の画像 / ビデオと組み合わせる、又は、生理学的パラメータを、前もって記憶した手技内視鏡検査の画像 / ビデオによって切り替える。このことによって、以前の手技内視鏡検査の解剖学的眺めを、現在の手技と解剖学的眺めと比較して、奇形及び / 又は奇形の改善を、診断及び / 又は再検討する利点が医師にもたらされる。ある実施形態では、主要制御ユニットの電子ストレージメモリからの、並びに / 又は、患者の記録が保持されている、現地の病院及び / 若しくは遠く離れた病院からの、患者に関連する複数の情報及び / 又はデータにアクセスする。

20

30

【 0 8 3 2 】

本明細書の一態様に従って、図 9 1 A から 9 1 E の 3 つのモニタ 9105、9110 及び 9115 は共に、3 つのビュー素子（1 つの前方観察ビュー素子及び 2 つの側方観察ビュー素子）の視野の間の重複に基づくパノラマの眺めを提供する。図 9 4 は、内視鏡の先端部の左側方ビュー素子、前方ビュー素子及び右側方ビュー素子が生成するビデオフィールドをそれぞれ表示する、3 つのモニタ 9405、9410 及び 9415 が表現するパノラマの眺めの例を表す。部分 9420 及び 9425 は、3 つのビュー素子の視野の間の重複に含まれる画像を表す。

【 0 8 3 3 】

本明細書の一実施形態に従って、図 9 1 A から 9 1 E の 3 つのモニタ 9105、9110 及び 9115 を、直線状に並べて又は連続させて設置する。すなわち、3 つのモニタ 9105、9110 及び 9115 は、互いに角度を持たずに設置される。しかしながら、代替的な実施形態に従って、左側方モニタ 9105 及び右側方モニタ 9115 を、中央モニタ 9110 を基準とした角度を持って配置することができる。そのような角度を持って配置した構造を、図 9 2 A 及び 9 2 B を参照して以下説明する。

40

【 0 8 3 4 】

図 9 2 A は、3 つのモニタ 9205、9210 及び 9215 を非直線状の構造 9200 で並べて又は連続して設置した、本明細書に従う一実施形態を表す。ある実施形態では、3 つのモニタ 9205、9210 及び 9215 は、内視鏡の先端部の対応する 1 つの前方観察ビュー素子及び 2 つの側方観察ビュー素子からのビデオフィールド 9201、9202、9203 を表示する。ある実施形態では、左側方モニタ 9205 及び右側方モニタ 9215 は、中央モニタ 9210 を基準として角度 “ N ” を持

50

ち、視聴者の方に向いている。非直線状の構造9200は、内視鏡の先端部の1つの前方観察ビュー素子及び2つの側方観察ビュー素子が共に提供する、180°超の現実の視野を有利にシミュレートし表現する。したがって、前方観察ビュー素子の両側から捉えた、前方観察ビュー素子からわずかに後方の、2つの側方観察ビュー素子からのビデオフィールド9201、9203を、左側方モニタ9205及び右側方モニタ9215に対応して表示する。2つの側方観察ビュー素子からのビデオフィールド9201、9203は、角度“N”のために、視聴者に対してわずかにより接近している。角度を持って配置した構造9200により、視聴者は、前方観察ビュー素子及び2つの側方観察ビュー素子がそれぞれ撮像した眺め/ビデオ9201、9202、9303をシミュレーションする方法で知覚できる。様々な実施形態において、角度“N”は、10から30°に及ぶ。ある実施形態では、角度“N”は20°である。

10

【0835】

ある実施形態では、左側方モニタ9205及び右側方モニタ9215が手動で調整可能であり、中央モニタ9210を基準として角度“N”を形成すると同時に、3つのモニタ9205、9210及び9215は、並んで又は連続して、同じ高さに物理的に設置されるスタンドアローンのディスプレイユニットである。ある実施形態では、3つのパネルのそれぞれの背面に取付けられて、垂直シャフト上でそれぞれ調整可能な、クランプ又はハンガーを使用して、3つのパネルを垂直方向に調整することが可能である。しかしながら、別の実施形態では、図92Bに示すように、3つのディスプレイのパネル又はモニタ9205、9210及び9215を、一体型フレーム容器9220と一体化する。図92Bをこれから参照し、フレーム容器9220を製造して、左側方パネル9205及び右側方パネル9215を、中央パネル710を基準として角度“N”を持つように予め構成できる。ある実施形態では、一体型フレーム容器の背面に取付けられて、垂直シャフト上でそれぞれ調整可能な、クランプ又はハンガーを使用して、一体型フレーム容器を垂直方向に調整できる。

20

【0836】

ある実施形態では、黒色画像のストライプ9207及び9212を、図92Bの連続したディスプレイパネル9205、9210、9215の間に重ねて、視聴者が、近接して相応に表示されるビデオ9201、9202、9203のそれぞれを異なる/区別できるものとして感知することを確保する。それによって、前方観察ビュー素子及び2つの側方観察ビュー素子の撮像の視野の間の視覚的な重複に起因する混乱を抑制する。一実施形態に従う、黒色画像のストライプ9207、9212の幅は、6インチ(0.1524メートル)以下である。

30

【0837】

図93A及び93Bは、本明細書の一実施形態に従い、単一のモニタ9325に表示される、第1の連続したビデオフィールドのグループ9305、9310、9315及び第2の連続したビデオフィールドのグループ9306、9311、9316を表す図である。

【0838】

図93Aをこれから参照して、ある実施形態では、内視鏡の先端部の前方観察ビュー素子及び及び2つの側方観察(左側方観察及び右側方観察)ビュー素子(以下共に「3つのビュー素子」と呼ぶ)は、広角のビュー素子であり、それぞれのビュー素子は、100°超であり基本的には180°以下の視野を有する。したがって、3つのビュー素子は共に、前方及び側方の眺めに及ぶ、180°超の組み合わせられた視野を提供する。ある実施形態では、(3つのビュー素子の視野の間の重複に基づく)180°超の組み合わせられた視野を、主要制御ユニット(図87Aの主要コントローラ30等)によって処理して、単一のモニタ9325に表示して、3つのビュー素子が生成した3つのビデオフィールドの本来の/標準的なアスペクト比の変調を行わない又は最小限度/部分的とすることを確保しながら、リアルタイムのパノラマの眺めをシミュレートする。

40

【0839】

本明細書の実施形態に従って、3つのビュー素子の3つのビデオフィールド9305、9310、9315を組み合わせ、前方観察ビュー素子及び両側方観察ビュー素子の視野の間の重複に基づく、結合された前方及び両側方の眺めに及ぶ、単一合成ビデオフレームとする。言い換えれば、単一合成ビデオフレームは、3つのビュー素子の視野を組み合わせ、結合さ

50

れた視野を表す。その後、単一合成ビデオフレームをスライス又は分解して、前方観察ビュー素子の前方の平面的な眺めを表す中央ビデオフレーム9310とする。ある実施形態では、中央ビデオフレーム9310は、単一合成ビデオフレームの結合された視野の中心の両側（すなわち、左側及び右側）の総計 X° の眺めに及ぶ。ある実施形態では、 X は 15° である。ある実施形態では、 X は前方ビュー素子に対して 30° 以下である。単一合成ビデオフレームの、結合された視野の中心の X 度を越えて左側に残る部分は、左側方観察ビュー素子の平面的な左側の眺めを表す左方ビデオフレーム9305を形成する。同様に、単一合成ビデオフレームの、結合された視野の中心の X 度を越えて右側に残る部分は、右側方観察ビュー素子の平面的な右側の眺めを表す右方ビデオフレーム9315を形成する。したがって、一実施形態に従って、3つのビュー素子の視野を組み合わせることによって結合された視野を表す単一合成ビデオフレームは、分解又はスライスされて、3つのビデオフレーム9305、9310及び9315を形成する。ある実施形態では、3つのビデオフレーム9305、9310及び9315を単一のモニタ9325に連続的に表示することができる。

10

【0840】

図93Bをこれから参照して、本明細書の別の実施形態に従い、3つのビュー素子のそれぞれは、 100° 超で基本的には 180° 以下の視野を提供するため、3つのビュー素子のいずれか1つ（表示することを要求されているビュー素子のビデオフィールドによって決まる）からの単一ビデオフィールドを単独でスライス又は分解して、3つのビデオフレーム9306、9311及び9316とする。この実施形態では、図1Aのハンドル104（又は図87Aのハンドル22）の切替/選択ボタンを用いて、3つのビュー素子からのビデオフィールドを切り替え又は選択して、ビュー素子の何れか1つ（前方観察ビュー素子、又は左側方観察ビュー素子若しくは右側方観察ビュー素子のいずれか一方）に対応する単一ビデオフィールドを表示することができる。したがって、ある実施形態では、モニタ9325に表示するために切り替えられ又は選択されるビュー素子を表す単一ビデオフレームを、スライス又は分解して、ビュー素子の視野の中心の両側（すなわち、左側及び右側）の総計 X° の眺めに及ぶ、前方の平面的な眺めを表す中央ビデオフレーム9311とする。ある実施形態では、 X は 15° である。ある実施形態では、 X は 30° 以下である。単一ビデオフレームの、視野の中心の X 度を越えて左側に残る部分は、平面的な左側の眺めを表す左方ビデオフレーム9306を形成する。同様に、単一ビデオフレームの、視野の中心の X 度を越えて右側に残る部分は、平面的な右側の眺めを表す右方ビデオフレーム9316を形成する。したがって、一実施形態に従って、3つのビュー素子の何れか1つの視野を表す単一ビデオフレームは、分解又はスライスされて、3つのビデオフレーム9306、9311及び9316を形成する。ある実施形態では、3つのビデオフレーム9306、9311及び9316を単一のモニタ9325に連続的に表示することができる。

20

30

【0841】

ある実施形態では、黒色画像のストライプ9307及び9312を、図93Aの3つの連続したビデオフレーム9305、9310、9315の間に、及び図93Bの3つの連続したビデオフレーム9306、9311、9316の間に重ねて、視聴者が、3つの連続するビデオフレームのそれぞれを異なるもの又は区別できるものとして感知することを確保する。一実施形態に従う、黒色画像のストライプ9307、9312の幅は、6インチ（0.1524メートル）以下である。

40

【0842】

当業者は、左側、中央及び右側の眺めの面が、同一平面上に無いことを理解するであろう。したがって、ある実施形態では、図93A及び93Bに示すように、左方及び右方のビデオフレーム9305、9315及びビデオフレーム9306、9316を、それぞれの中央ビデオフレーム9310及び9311を基準として、わずかに傾けた又は歪めた形で表示して、内視鏡の先端部の3つのビュー素子が生成する、現実の同一平面の無い眺めをシミュレートする。

【0843】

ある実施形態では、第1の連続したビデオフレームのグループ9305、9310、9315及び第2の連続したビデオフレームのグループ9306、9311、9316は、本来的に4:3又は5:4のアスペクト比で正方形形状にフォーマットされている。ある実施形態では、モニタ9325は

50

、長方形状又はワイドスクリーンのディスプレイモニタである。代替的な実施形態では、モニタ9325は、正方形状のディスプレイモニタである。

【0844】

一実施形態に従って、第1の連続したビデオフレームのグループ9305、9310、9315及び第2の連続したビデオフレームのグループ9306、9311、9316の、本来の又は標準的な4:3又は5:4のアスペクト比は、モニタ9325上での表示のために修正又は変調されない。本明細書の態様に従って、第1の連続したビデオフレームのグループ9305、9310、9315及び第2の連続したビデオフレームのグループ9306、9311、9316の、正方形状の4:3又は5:4のアスペクト比は、歪みが最小限度であることを確保しながら、最適な百分率“p”によって、(モニタ9325上へ表示するために)部分的に修正又は部分的に変調される。一実施形態に従う、最適な百分率“p”は、30%以下である。他の実施形態では、最適な百分率“p”は、5%、10%、15%、20%、25%若しくは30%、又はこれらを任意に増加させたものである。

10

【0845】

いくつかの実施形態の態様に従って、N(1よりも大きい)個の眺めを擬似的に同時に提供するように構成される内視鏡が供給される。内視鏡は、N個の眺めに関連付けられる方向からの光を集めるように構成されるN個の光学システムを備え、M(Nより小さい)個の画像撮像装置を更に備える。画像撮像装置は、N個の光学システムが集めた光を撮像するように構成され、それによって、N個の眺めを擬似的に同時に提供する。いくつかの実施形態によれば、Mは1に等しい。いくつかの実施形態によれば、Mは2に等しい。いくつかの実施形態によれば、Nは3に等しい。

20

【0846】

図95Aは、この明細書の教示に従う、複数の眺めを提供するように構成される内視鏡の先端部9510の実施形態を概略的に描写する。先端部9510は3つの光学システム9520、9530及び9540をそれぞれ備え、単一の画像撮像装置9550は感光面9552を有する。中央の光学システム9520は、中央レンズアセンブリ9522を備える。中央光学システム9520は前方を向いており、それによって、実質的に先端部9510の前方からの光を集めるように構成されている。中央光学システム9520は、そのように集めた光から、感光面9552の中央部分9552aの画像を生成するように更に構成され、それによって、先端部9510は前方を向いた眺めを提供できる。

30

【0847】

左方光学システム9530は、左側方レンズアセンブリ9532と、左側方プリズム9534とを備える。左方光学システム9530は、左方方向と呼ぶ、先端部9510の前方方向と実質的に垂直な方向を向いており、それによって、実質的に先端部9510の左方方向からの光を集めるように構成される。左側方プリズム9534は、一般的に先端部9510の左方方向から来て左側方レンズアセンブリ9532によって集められる光を、画像撮像装置9550に向かって屈折させるように構成されている。左方光学システム9530は、左側方レンズアセンブリ9532がそのように集めた光から、感光面9552の左部分9552bの画像を生成するように更に構成され、それによって、先端部9510は左側方を向いた眺めも提供できる。左部分9552bは、中央部分9552aに対して実質的に横に位置付けられる。

40

【0848】

右方光学システム9540は、右側方レンズアセンブリ9542と、右側方プリズム9544とを備える。右方光学システム9540は、右方方向と呼ぶ、先端部9510の前方方向と実質的に垂直な方向を向いており、それによって、実質的に先端部110の右方方向からの光を集めるように構成される。右方プリズム9544は、一般的に先端部9510の右方方向から来て右側方レンズアセンブリ9542によって集められる光を、画像撮像装置9550に向かって屈折させるように構成されている。右方光学システム9540は、右側方レンズアセンブリ9542がそのように集めた光から、感光面9552の右部分9552cの画像を生成するように更に構成され、それによって、先端部9510は右側方を向いた眺めも提供できる。右部分9552cは、中央部分9552aに対して実質的に横に位置付けられる。

50

【 0 8 4 9 】

動作において、画像撮像装置9550から画像を得るように適合された任意の適切な技術を用いて、画像撮像装置9550から画像を得ることができる。例えば、いくつかの実施形態では、画像撮像装置9550はCCDを備え、当該技術で既知であるように、CCDから画像を得ることは走査信号をCCDに適用することが含まれる。図95Bに概略的に描写されるように、画像撮像装置9550から得られる典型的な画像は、分割したスクリーンの形である。画像9560は一般に、3つの部分9552a、9552b及び9552cにそれぞれ関連付けられる、3つのフィールド9562a、9562b及び9562cを含み、各フィールドは、先端部9510によって中央の眺め、左方の眺め及び右方の眺めからそれぞれ得られる画像を含む。それ故に、当該技術で既知であるような任意の適切な画像処理技術を使用して、3つのフィールド9562a、9562b及び9562cに関連付けられる画像を分離し、3つの各眺めにそれぞれ関連付けられた、独立した静止画像、又は独立した一連のビデオ画像を形成することができる。

【 0 8 5 0 】

図96は、この明細書の教示に従い、3つの眺め、すなわち左方の眺め、前方の眺め、及び右方の眺めを提供するように構成される内視鏡の先端部9610の実施形態を概略的に描写する。先端部9610は、左方の眺め、前方の眺め、及び右方の眺めにそれぞれ関連付けられる、3つの光学システム9620、9630及び9640を備える。先端部9610は、感光面9652を有する単一の画像撮像装置9650を更に備える。先端部9610は、段階的な回転光学素子を更に備える。ある実施形態では、段階的な回転光学素子は、半透鏡9662を備える。別の実施形態では、段階的な回転光学素子は、レンズを備える。半透鏡9662を、制御可能に回転可能な素子（アクチュエータ又はステッピングモータ）に関連付ける。コマンドに対して、制御可能に回転可能な素子は、半透鏡9662を回転させ、先端部9610によって得られる3つの眺めに関連付けられた、予め決めた3つの位置の1つに位置付けることができる。

【 0 8 5 1 】

左方光学システム9620は、左方方向と呼ぶ、先端部9610の前方方向と実質的に垂直な方向を向いており、それによって、実質的に先端部9610の左方方向からの光を集めるように構成される。半透鏡9662が位置9662aに位置付けられる時に、半透鏡9662は、左方光学システム9620によって集められる光を、画像撮像装置9650の感光面9652に向かって反射する。その結果、半透鏡9662が位置9662aに位置付けられる時に、左方光学システム9620及び半透鏡9662は共に、左方方向から集めた光から、感光面9652上に画像を生成するように構成され、それによって、先端部9610は左側方を向いた眺めを提供できる。

【 0 8 5 2 】

中央光学システム9630は前方を向いており、それによって、実質的に先端部9610の前方方向からの光を集めるように構成される。半透鏡9662が位置9662bに位置付けられる時に、光学システム9630によって集められる光は、半透鏡9662を貫通して、感光面9652に向かう。その結果、半透鏡9662が位置9662bに位置付けられる時に、中央光学システム9630及び半透鏡9662は共に、前方方向から集めた光から、感光面9652上に画像を生成するように構成され、それによって、先端部9610は前方を向いた眺めを提供できる。

【 0 8 5 3 】

右方光学システム9640は、右方方向と呼ぶ、先端部9610の前方方向と実質的に垂直な方向を向いており、それによって、実質的に先端部9610の右方方向からの光を集めるように構成される。半透鏡9662が位置9662cに位置付けられる時に、半透鏡9662は、右方光学システム9640によって集められる光を、感光面9652に向かって反射する。その結果、半透鏡9662が位置9662cに位置付けられる時に、右方光学システム9640及び半透鏡9662は共に、右方方向から集めた光から、感光面9652上に画像を生成するように構成され、それによって、先端部9610は右側方を向いた眺めを提供できる。

【 0 8 5 4 】

動作において、画像撮像装置9650から画像を得るように適合された任意の適切な技術を用いて、画像撮像装置9650から画像を得ることができる。典型的には、画像撮像装置9650から画像を得ることに、予め決定した時間“Tim”をかけることができる。例えば、いく

つかの実施形態では、画像撮像装置9650はCCDを備え、当該技術で既知であるように、CCDから画像を得ることには走査信号をCCDに適用することが含まれる。CCDから単一の画像を得るための時間“Tim”は、CCDを完全に走査する時間に実質的に相当する。いくつかの有益な実施形態によれば、半透鏡9662の回転を、画像撮像装置9650から画像を得る期間“Tim”に同期させる。例えば、左方の眺め、中央の眺め及び右方の眺めにそれぞれ対応する画像を順番に取得することは、以下のステップを反復することを含むことができ、当該ステップとは、半透鏡9662を回転させて位置9662aに位置付けるステップと、左方の眺めの画像を取得するステップと、半透鏡9662を回転させて位置9662bに位置付けるステップと、前方の眺めの画像を取得するステップと、半透鏡9662を回転させて位置9662cに位置付けるステップと、右方の眺めの画像を取得するステップとである。

10

【0855】

いくつかの実施形態によれば、先端部9610は、左方光学システム9620、中央光学システム9630、右方光学システム9640にそれぞれ対応する、左方シャッター9672a、中央シャッター9672b、及び右方シャッター9672cを備えるシャッターアセンブリ9670を更に備える。シャッターアセンブリ9670は、左方、前方及び右方の3つの方向の1つだけからの光を画像撮像装置9650へ通過させるように構成される。動作において、シャッターアセンブリ9670を実質的に半透鏡9662に同期させて、半透鏡9662を位置9662aに位置付けた時に、左方シャッター9672aは開いており、中央シャッター9672b及び右方シャッター9672cは閉じており、したがって、左方光学システム9620が集めた光に感光面9652上に画像を形成させて、前方方向から及び右方方向から来る光を遮断する。同様に、半透鏡9662を位置9662bに位置付けた時に、中央シャッター9672bは開いており、右方シャッター9672c及び左方シャッター9672aは閉じており、そして、半透鏡9662を位置9662cに位置付けた時に、右方シャッター9672cは開いており、左方シャッター9672a及び中央シャッター9672bは閉じている。

20

【0856】

図97Aは、この明細書の教示に従い、3つの眺め、すなわち左方の眺め、前方の眺め、及び右方の眺めを提供するように構成される内視鏡の先端部9710の実施形態を概略的に描写する。先端部9710は、左方の眺め、前方の眺め及び右方の眺めにそれぞれ関連付けられた、3つの光学システム9720、9730及び9740を備える。先端部9710は、光学システム9720、9730及び9740にそれぞれ面する、3つの感光面9752a、9752b及び9752cを有する単一の画像撮像装置9750を備える。左方光学システム9720は、実質的に先端部9710の左方方向からの光を集めて、左方の感光面9752a上に画像を生成するように構成され、それによって、先端部9710は左側方を向いた眺めを提供できる。同様に、中央光学システム9730は、実質的に先端部9710の前方方向からの光を集めて、中央の感光面9752b上に画像を生成するように構成され、右方光学システム9740は、実質的に先端部9710の右方方向からの光を集めて、右方の感光面9752c上に画像を生成するように構成され、これらによって、先端部9710は中心及び右側方をそれぞれ向いた眺めを提供できる。

30

【0857】

動作において、画像撮像装置9750から、それぞれの感光面からの画像を独立に取得することができる。いくつかの例示的な実施形態によれば、画像撮像装置9750は、3つのCCD素子を備え、この3つのCCD素子は共に組立てられて、3つの感光面9752a、9752b及び9752cをそれぞれ形成することができる。単一の走査回路は、3つのCCD素子を走査するために、複数の走査信号を供給することができる。いくつかの実施形態によれば、実質的に同じ走査信号を用いて、感光素子9752a、9752b及び9752cを走査することができる。したがって、3つの眺めに対応する画像、例えば3つのビデオストリームを、画像撮像装置9750から実質的に同時に取得することができる。

40

【0858】

図97Bは、この明細書の教示に従い、3つの眺め、すなわち左方の眺め、前方の眺め、及び右方の眺めを提供するように構成される内視鏡の先端部9715の実施形態を概略的に描写する。先端部9715は、左方の眺め、前方の眺め及び右方の眺めにそれぞれ関連付けら

50

れた、3つの光学システム9725、9735及び9745を備える。先端部9715は、光学システム9725、9735及び9745にそれぞれ面する、3つの感光面9753a、9753b及び9753cを有する単一の画像撮像装置9755を備える。左方感光素子9753aと9753bとは、軟性の部材9754によって互いに機械的に接続されているとともに、感光素子9753bと9753cとは、軟性の部材9756によって互いに機械的に接続されている。組立てられるときに、感光素子9753aを感光素子9753bに対してある角度で傾けて配置することができ、当該角度を予め決定した範囲から選択することができる。

【0859】

例えば、いくつかの実施形態では、感光素子9753aを感光素子9753bと垂直に配置する時に、感光素子9753aを組立てることができる。いくつかの実施形態によれば、感光素子9753aを感光素子9753bに対して、 0° と 90° との間の所望の角度で配置する時に、感光素子9753aを組立てることができる。同様に、感光素子9753cを感光素子9753bに対してある角度で傾けて配置する時に、感光素子9753cを組立てることができ、当該角度を予め決定した範囲から選択することができる。いくつかの実施形態では、感光素子9753cを、感光素子9753bと垂直に組立てることができる。いくつかの実施形態によれば、感光素子9753cを感光素子9753bに対して、 0° と 90° との間の所望の角度で配置する時に、感光素子9753cを組立てることができる。いくつかの実施形態によれば、感光素子9753a及び9753bがそれぞれ面する方向に、左方光学システム9725及び右方光学システムを向けて配置することができる。いくつかの実施形態によれば、先端部9715は、必ずしも前方の眺めと垂直ではない、左方の眺め及び右方の眺めを提供することができる。いくつかの実施形態によれば、左方光学システム9725及び右方光学システム9745を、先端部9715の前方方法に対して、 0° から 90° の間の角度をなす、選択された方向からの光を集めるように、アライメントモジュールによって制御可能に傾けることができる。いくつかの実施形態によれば、左方光学システム9725及び/又は右方光学システム9745を上述したように制御可能に傾けた場合に、感光素子9753a及び9753cをそれぞれそれに応じて傾けて、それぞれ光学システム9725及び光学システム9745に向ける。いくつかの実施形態によれば、光学システム9725及び/又は9745を傾斜させることと、それに応じて、前方の眺めに垂直な方向から方向転換した、左方の眺め及び/又は右方の眺めを取得することとを、内視鏡検査の手技の間、リアルタイムで利用することができる。いくつかの実施形態によれば、画像撮像装置9755から画像を取得することを、上述したように画像撮像装置9750から画像を取得することと実質的に類似させることができる。

【0860】

図98は、この明細書の教示に従う、複数の眺めを提供するように構成される内視鏡の先端部9810の実施形態を概略的に描写する。先端部9810は、3つの光学システム9820、9830及び9840それぞれと、中央画像撮像装置9850と側方画像撮像装置9860とを備える。中央画像撮像装置9850及び側方画像撮像装置9860はそれぞれ、感光面9852及び9862を有する。中央光学システム9820は、中央レンズアセンブリ9822を備える。中央光学システム9820は前方を向き、それによって、中央光学システム9820は実質的に先端部9810の前方方向からの光を集めるように構成されている。中央光学システム9820は、そのように集めた光から中央の感光面9852上に画像を生成するように更に構成されており、それによって、先端部9810は前方を向いた眺めを提供できる。

【0861】

左方光学システム9830は、左側方レンズアセンブリ9832と、左側方プリズム9834とを備える。左方光学システム9830は、左方方向を向いており、それによって、実質的に先端部9810の左方方向からの光を集めるように構成される。左側方プリズム9834は、一般的に先端部9810の左方方向から来て左側方レンズアセンブリ9832によって集められる光を、側方画像撮像装置9860に向かって屈折させるように構成されている。左方光学システム9830は、左側方レンズアセンブリ9832がそのように集めた光から、側方感光面9862の左方部分9860aの画像を生成するように更に構成され、それによって、先端部9810は左側方を向いた眺めも提供できる。

【 0 8 6 2 】

右方光学システム9840は、右側方レンズアセンブリ9842と、右側方プリズム9844とを備える。右方光学システム9840は右方方向を向いており、それによって、実質的に先端部9810の右方方向からの光を集めるように構成される。右方プリズム9844は、一般的に先端部9810の右方方向から来て右側方レンズアセンブリ9842によって集められる光を、側方画像撮像装置9860に向かって屈折させるように構成されている。右方光学システム9840は、右側方レンズアセンブリ9842がそのように集めた光から、側方感光面9862の右方部分9860bの画像を生成するように更に構成され、それによって、先端部9810は右側方を向いた眺めも提供できる。右方部分9860bは、左方部分9860aに対して実質的に横に位置付けられる。

【 0 8 6 3 】

動作において、中央画像撮像装置9850から及び側方画像撮像装置9860から、画像を独立して取得する。図95の画像9560並びにフィールド9562a、9562b及び9562cについて実質的に上述したように、側方画像撮像装置9860から取得された画像は一般に、分割したスクリーンのフォーマットである。そして画像は、左方光学システム9830から及び右方光学システム9840からそれぞれ受け取った、左方の眺め及び右方の眺めに対応する、左方フィールド及び右方フィールドを有する。中央撮像装置9850から取得した画像は、前方方向の眺めにのみに対応する。

【 0 8 6 4 】

図99は、この明細書の教示に従う、複数の眺めを提供するように構成される内視鏡の先端部9910の実施形態を概略的に描写する。先端部9910は、3つの光学システム9920、9930及び9940それぞれと、両側性の画像撮像装置9950とを備える。両側性の画像撮像装置9950は、両側性の画像撮像装置9950の両側で、2つの感光面9952及び9954それぞれを有する。

【 0 8 6 5 】

中央光学システム9920は、中央レンズアセンブリ9922を備える。中央光学システム9920は前方を向き、それによって、中央光学システム9920は実質的に先端部9910の前方方向からの光を集めるように構成されている。中央光学システム9920は、そのように集めた光から中央の感光面9952上に画像を生成するように更に構成されており、それによって、先端部9910は前方を向いた眺めを提供できる。

【 0 8 6 6 】

左方光学システム9930は、左側方レンズアセンブリ9932と、左側方プリズム9934とを備える。左方光学システム9930は、左方方向を向いており、それによって、実質的に先端部9910の左方方向からの光を集めるように構成される。左側方プリズム9934は、一般的に先端部9910の左方方向から来て左側方レンズアセンブリ9932によって集められる光を、画像撮像装置9950に向かって屈折させるように構成されている。左方光学システム9930は、左側方レンズアセンブリ9932がそのように集めた光から、側方感光面9954の左方部分9954aの画像を生成するように更に構成され、それによって、先端部9910は左側方を向いた眺めも提供できる。

【 0 8 6 7 】

右方光学システム9940は、右側方レンズアセンブリ9942と、右側方プリズム9944とを備える。右方光学システム9940は右方方向を向いており、それによって、実質的に先端部9910の右方方向からの光を集めるように構成される。右方プリズム9944は、一般的に先端部9910の右方方向から来て右側方レンズアセンブリ9942によって集められる光を、画像撮像装置9950に向かって屈折させるように構成されている。右方光学システム9940は、右側方レンズアセンブリ9942がそのように集めた光から、側方感光面9954の右部分9954bの画像を生成するように更に構成され、それによって、先端部9910は右側方を向いた眺めも提供できる。右方部分9954bは、左方部分9960aに対して実質的に横に位置付けられる。

【 0 8 6 8 】

動作のいくつかの実施形態では、図97A及び97Bの上述した画像撮像装置9750及び9755から画像を得ることと実質的に同様に、画像撮像装置9950から画像を得る。一般的

10

20

30

40

50

に、両側性のＣＣＤ、又は背中合わせに組立てた２つのＣＣＤを備える画像撮像装置9950の実施形態では、単一の走査信号を用いることができる。図９８の側方画像撮像装置9860について実質的に上述したように、側方感光面9954から取得された画像は一般に、分割したスクリーンのフォーマットである。そして画像は、左方光学システム9930から及び右方光学システム9940からそれぞれ受け取った、左方の眺め及び右方の眺めに対応する、左方フィールド及び右方フィールドを有する。中央感光面9952から取得した画像は、前方方向の眺めにのみに対応する。

【０８６９】

図９０を再び参照して、複数のカメラからの同期した表示を医師に迅速且つリアルタイムに届けるために、カメラのセンサのそれぞれからの画像データをリアルタイムに処理して表示前に同期させるべきであることが理解されるはずである。このことは、待ち時間を最小限に抑える方法でなされるはずであり、その上高品質の出力を保証する。したがって、本明細書のビデオ処理アーキテクチャは、以下の３つの重要な機能性を可能にする。

a) 資源を最適に供給する方法での、信号伝送、及びそれぞれのカメラに対する制御であり、それによって、ケーブルを通じて伝送する必要がある信号の総数を減少させ、依然として堅い信号対雑音比可能としながら信号伝送のためにより小さなケーブルを使用できる能力をもたらす。

b) カメラのデータを、データを単独に処理して待ち時間が無いようにして、その後データを同期化させて、処理する。

c) 表示するために処理したデータを、資源を最適に供給する方法で伝送する。

【０８７０】

図１００及び１０１を参照して、ビデオ処理アーキテクチャのこれらの機能を更に説明する。１つの前方カメラと２つの側方カメラとを用いる実施形態に対して、従来のビデオ処理システムは、それぞれのカメラがシステムに関連付けられる１２の信号を有する、３６の独立した信号の伝送を必要とするであろう。この１２の信号は、１１の制御信号と、１つのビデオリターンをと含む。ある実施形態では、カメラを効果的に動作させて、カメラからビデオ信号を受け取るために、以下の信号を必要とする。

- １．V01 - 垂直レジスタのクロック
- ２．V02 - 垂直レジスタのクロック
- ３．V03 - 垂直レジスタのクロック
- ４．V04 - 垂直レジスタのクロック
- ５．H01 - 水平レジスタのクロック
- ６．H02 - 水平レジスタのクロック
- ７．RG - リセットゲートクリック
- ８．VDD - 供給電圧（１５Ｖ）
- ９．VL - 供給電圧（－７．５Ｖ）
- １０．SUB - 基板のクロック
- １１．LED - 発光ダイオードの電圧
- １２．Vout - ビデオ出力信号
- １３．Ground - 接地

【０８７１】

接地信号は共通であるが、残りの３６の信号（３つのカメラのそれぞれに対する１２の信号）をカメラ回路基板へ送受信することは、許容可能な信号対雑音比を達成するために、直径約３ミリメートルのケーブルを必要とするであろう。内視鏡先端部の窮屈なスペースが与えられるこのケーブルは大きすぎる。より小さな直径のケーブルを使用することは、ビデオ信号が許容できない高ノイズを持つことにつながるであろう。

【０８７２】

本実施形態では、より小さな直径（すなわち約２．５ミリメートル以下）のケーブルを用いることができ、その結果、内視鏡の内容積の貴重なスペースを節約する。そのようにするために、開示されるビデオコントローラの実施形態では、従来必要とされた３６の信

10

20

30

40

50

号よりも少ない数の信号のセットを生成する。この信号のセットは、コントローラによってカメラ回路基板へ伝送され、その後回路基板によって処理され、それぞれのカメラに必要とされる個別の命令信号を供給する。このことによって、システムは、36の相違する信号を使用する必要なしに、必要な信号のすべてを扱うことができる。

【0873】

ある実施形態では、第1の9つの制御信号(V01、V02、V03、V04、H01、H02、RG、VDD及びVL)が、カメラ基板で信号を分割するとともにカメラ頭部で分岐することによって、複数のカメラ間で供給される。残りの信号は供給されない。例えば、SUB信号は、「シャッター制御」のために使用されるため、それぞれのカメラに対して個別である。したがって、そのような実施形態では、システムは、3つのカメラに対して、個別のSUB1、SUB2及びSUB3信号を使用する。さらに、照明のために使用されるLED回路は、電力を別個且つ個別に受け取る。したがって、そのような実施形態では、LEDの電源電圧用に、3つの信号LED1、LED2及びLED3が存在する。9つの信号が供給されている状態で、3つのカメラで動作するために必要な信号の総数は、36から18へ減少する。18の信号には、3つの個別のビデオ出力信号が含まれる。

10

【0874】

図100は、それぞれのカメラに対する、共有された信号及び個別の信号を列挙する表である。この図から理解されるように、信号のセット10001及び10002は、全てのカメラに対して共同に共有され又は共通である一方、信号のセット10003、10006及び10009は、前方カメラ及び2つの側方カメラに対して個別である。他の信号の中で、機能接地10011は、スコープの、全てのカメラ及び更なる電子装置に対して、共通の信号である。信号「+3.3V、2次側が絶縁されている」10012、SCL_1 10013及びSDA_1 10014は、付加的な製造者情報を備える、電子装置(メモリ等)、スイッチ及びスイッチインタフェース等に対する、信号及び電源である。

20

【0875】

図101は、カメラ基板10015をCCDカメラ及びビデオ処理ユニットの他の素子に接続する様々な信号を示す。この図から理解されるように、13のCCD制御信号(9つの信号は共通であり、1つの信号は接地であり、3つの信号SUB1、SUB2及びSUB3は個別である)が存在する。LED電源用の3つの信号、及びCCDカメラ用の3つのビデオ前出力信号10008も存在する。

30

【0876】

他の信号(3x CCIR 656デジタルビデオ、3xCVBS及び3xS-Video(S端子))は、他の要素の中の、FPGAプロセッサ、ビデオ出力インタフェース及びデジタル信号プロセッサ(DSP)等の要素とのインタフェースを提供する。図90を参照してこれらの要素を説明した。

【0877】

信号を共有している一方で、許容可能な信号対雑音比(SNR)を維持するとともに出力画像の品質に関して妥協しないようにするための重大な動作上の制約に留意すべきであることを、指摘しておいてもよいだろう。ある実施形態では、内視鏡のビデオ処理システムは、少なくともビデオ出力、RG、H1及びH2信号を、同軸型ケーブルによって送信及び/又は受信する。ある実施形態では、内視鏡のビデオ処理システムは、当該信号を、直径(厚さ)2.5ミリメートル以下のケーブルを使用して送信及び/又は受信する。ある実施形態では、内視鏡のビデオ処理システムは、当該信号を、46AWG以上の導体を使用して送信及び/又は受信して、許容できない信号対雑音比が生み出されることを防ぐ。

40

【0878】

ある実施形態では、内視鏡のビデオ処理システムは、当該信号を、直径(厚さ)2.06ミリメートル以下のケーブルを使用して送信及び/又は受信する。ある実施形態では、内視鏡のビデオ処理システムは、当該信号を、6チャンネルを有する、42AWG以上の同軸ケーブルを使用して送信及び/又は受信する。

【0879】

50

ある実施形態では、内視鏡のビデオ処理システムは、当該信号を、信号の数及び／又は帯域幅に基づいて大きさを決めたケーブルを使用して送信及び／又は受信する。例えば、あるシステムが総計18の個別の信号を送受信し、この18の信号のうち9の信号を2つ以上のカメラの間で共有する場合、そのシステムは、直径が2.2.5ミリメートルの範囲のケーブルを使用することができ、それによって、許容できる信号対雑音比及び許容できるケーブルのサイズを可能にする。しかしながら、6つ以下の信号を共有する場合には、送受信する信号の個別の総数が24にまで増加し、それによって、ケーブルの直径が2.5ミリメートルを超える、又は内部の導体を46AWGよりも小さくする必要があり、このことは、許容できない信号対雑音比(SNR)につながるだけでなく、回路基板の要素を適切に組立てる(ハンダ付けする)能力を制限するであろう。したがって、本明細書のシステムは、SNRに関して妥協することなく信号を最適に共有する。

10

【0880】

信号の共有は、ビデオコントローラに単一の信号をカメラ回路基板へ送信させることによって起こすことができる。カメラ回路基板はその後、1つ以上の予めプログラムされた機能を信号に適用し、信号を、3つのカメラに対して1つずつの、3つの別個の信号に変換する。ある実施形態では、予めプログラムされた機能は、受け取った信号を分流し、当該信号を使用するために増幅する。別の実施形態では、予めプログラムされた機能は、特定のカメラに特有な方法で、受け取った信号を拡張、調整、分割又は乗算する。ある実施形態では、信号の共有を効果的に達成するために、共通の高速信号(H1、H2、RG又はカメラ基板で生み出される類似する信号等)を、以下のように生み出すことができる。

20

- ・信号の供給源のインピーダンスに関して、同軸ケーブルのインピーダンスと整合させる。
- ・信号を供給源で、撮像素子(CCDセンサ等)と整合しない因子(ケーブルパラメータ等)及び他の因子に起因する外乱を補償するように、予め形成する。
- ・信号を予め形成するためのパラメータを、カメラ基板のオンボードメモリ内又はスコープ内に保存する。
- ・カメラの頭部(内視鏡の先端部)において、信号を撮像素子の間で分配する。

【0881】

上述したように、それぞれのカメラは、自身の個別のビデオ出力信号を生成する。その後、この生ビデオデータを表示のために処理する。様々なカメラから受け取ったビデオストリームを、別々に、並べて又は交換可能にディスプレイに表示することができ、オペレータは様々なカメラからの眺めの間で手動で切り替えることができる。あるいは、これらのビデオストリームをコントローラで処理して、カメラの視野の間の重ね合わせに基づいて、パノラマ式の単一のビデオフレームに結合することができる。ある実施形態では、3つの出力ビデオストリームを、3つの異なるモニタに表示することができる。

30

【0882】

ある実施形態では、それぞれのビデオ信号を別々に処理することにより、処理の速度を高める。しかしながらこのことは、信号間での同期が潜在的になくなるおそれがある。従来の撮像システムは、フレームグラバ又はメモリを使用して、異なるカメラを同期させる。しかしながら、従来の撮像システムは、かさばり、内視鏡システムで複数のカメラを同期させるのに適していない。この課題に対処するために、本明細書のシステムは、特定の同期信号を生成して、CCDセンサの出力を調整する。

40

【0883】

図102及び103は、例示的な同期方法を示すブロック図である。図102を参照して、本明細書のシステムのチップセットは、2つの主要要素であるDSP10021及びCDS10022を有する。CDS10022は、それぞれのカメラのセンサ10023に対する同期信号を生み出す責任を持つ、カメラ基板の一部を含む。同期信号は、前に図100を参照して説明したように、H1、H2及びRG(水平HF同期)を含む。DSP10021は、CCDカメラから受け取った生ビデオデータを処理する。

【0884】

50

最初に、同じ「クロック」は、3つのカメラの全てに送信される共通の信号を生成する。すなわち、クロックからの信号が増幅され、使用されて回路を駆動し、また使用されてビデオ処理回路のための残りの信号を同時にもたらす。

【0885】

図103を参照して、ビデオ信号を同期させるために、CDS10031からのH1、H2及びRG信号は無視される。その代わりに、FPGAを使用することで、同期信号(CLK)10032がデジタル的に生成される。同期信号を明示的に生成することで、信号タイミング(位相)、信号周波数(信号幅)及び信号振幅を制御することができる。DSP10034は、CCD10033から受け取ったビデオデータを処理する。有効なRG信号に対してビデオ情報が正確にもたらされるように、CLK信号の位相、周波数及び振幅が調整される。CLK信号のパラメータを調整することによって、全てのカメラセンサからのビデオ信号を同時に駆動及びロックできる。

【0886】

本明細書のビデオ処理システムは、ケーブル補償の方法論も組込む。当業者は、様々な種類の内視鏡装置が、スコープ上で様々なケーブル長さを持つことを理解するであろう。ケーブル長さの変動は、3つのCCD全てがCCD側から期待されるように信号を経験するような方法で、同期信号を操ることによって、補償される。このことは、上述した手順に類似する、以下の手順によってなされる。この手順によって、同期信号のタイミング及び振幅が調整される。したがって、それぞれのケーブル長さに対して、異なるタイミング及び振幅を設定する。さらに、CCDからのフィードバックを「感知」し、それに基づいて適切なパラメータに合わせることで、この機構を自動化することもできる。

【0887】

本明細書の態様に従って、様々な眺めをまとまりのある方法で管理するためのシステム及び方法を提供する。ある実施形態では、眺め間を切り替える機能性は、画像撮像の機能性と途切れなく一体化される。

【0888】

ある実施形態では、ユーザ(医師)に、複数の眺めの間で切り替えて画像を取り扱うことに役立つ、単一かつ使いやすいインタフェースを提供する。インタフェースは、ユーザが内視鏡を様々な領域の至る所をより良く移動させることも支援する。ある実施形態では、ユーザインタフェースは、医師が奇形を検出することを支援し、医師がベストプラクティスガイドラインに従って内視鏡手技を行うことにも役立つ。

【0889】

図104は、単一の内視鏡10044とともに動作する3つのディスプレイ10041、10042及び10043を示す図である。当業者は、内視鏡が重く操作が困難な機器であることを理解するであろう。したがって、内視鏡を扱う医師にとって、内視鏡と共に3つの異なるディスプレイを管理することは、作業をより困難且つ複雑にする。本明細書は、3つの眺めを持つことでユーザを支援し、ユーザが内視鏡手技を実行することを妨げないような、3つのスクリーン上の眺めの管理を簡略化するための、使いやすく直感的なインタフェースを提供する。

【0890】

したがって、好ましい実施形態では、操作の制御を、内視鏡のハンドル自身に配置されるボタン10445によって提供する。これらのボタンを使用することで、医師は容易に作業のために画像を取り扱うことができる。さらに、医師が、3つのディスプレイのどれがアクティブであるか、又は、制御装置がどの眺めに焦点を当てているかを、直ちに認識するために、ある実施形態では、関連する表示に関する指標を提供する。例えば、第2のディスプレイが現在アクティブである場合には、「スクリーン2」10046がスクリーンに表示される。この表示は、医師が現在ディスプレイ10042に焦点を当てていることを意味し、医師は内視鏡のハンドルのボタン10045を更に使用して、眺めを管理する又は取り扱うことができる。

【0891】

図 1 0 5 A は、内視鏡のハンドル10051の例示的な構造を示す図であり、ボタンを押す場合に、様々な眺めの間で切り替えるために使用できる。ある実施形態では、ボタン10052が押される度に、次の眺めが活性化する。上述したように、様々な眺めの間での切替を、同じモニタ上で行うことができ、又は異なるモニタ上で行うことができる。ボタン10053を使用して、表示されている、静止した形のビデオ又は画像をキャプチャすることができる。ボタン10054を使用して、ビデオを録画することができ、ボタン10054を再度押した時、同じボタン10054を用いて録画を停止することができる。ある実施形態では、録画機能が活性化された時に当該機能により、全ての眺めを同時に録画することができる。

【 0 8 9 2 】

図 1 0 5 B は、ユーザが録画経過を追跡するのに役立つ、ディスプレイスクリーン上の、ビデオ録画の模範的な指標を示す図である。図 1 0 5 B を参照して、アクティブなスクリーンの指標10055は、ユーザが焦点を当てているスクリーンを表示する。ユーザが、内視鏡のハンドルの関連するボタンを押すことにより、録画を開始するとすぐに、アイコン（緑のアイコン10056等）がアクティブなスクリーン上に表示される。アイコン10056の隣の、タイマー10058を持つプログレスバー（プログレスバー10057等）も起動する。ユーザがボタンを押して録画を終了させるとすぐに、プログレスバー及びタイマーが停止し、第2のアイコン（赤いアイコン10059等）がプログレスバー10057の端部に現れる。当業者は、アイコンをスクリーン上の任意の場所に配置できることを理解するであろう。

【 0 8 9 3 】

図 1 0 6 A は、内視鏡のハンドル10061の別の例示的な構造を示す図である。ここで、ボタン10062を左又は右に押すことで、ボタン10062を使用して複数の表示の間で切り替えることができる。ある実施形態では、ボタン10062はスクロールホイールであり、単に回転させて眺めの間で切り替えることができる。ボタン10062の中心10063が押された場合に、ボタン10062の中心10063を使用して、静止画像をキャプチャすることができる。ある実施形態では、中心ボタン10063を「押下して固定する」動作により、ビデオ録画を開始する。ボタン10063をもう一度押すことによって、録画を終了させることになる。前方及び反対方向それぞれに押すことで、表示されている画像をズームインする及びズームアウトするために使用することができる、別のボタン10064をハンドルに設ける。

【 0 8 9 4 】

図 1 0 6 B は、ディスプレイ上の画像管理指標の別の例を示す図であり、アクティブなディスプレイを記号10065で表示する。ズームングを、拡大縮小のための標準的な「+」記号10067と「-」記号10068との間のスライダ10066によって表示する。（図 1 0 6 A を参照して前に説明したように）ユーザが、内視鏡のハンドルのズームングのための関連するボタンを前方及び後方に移動させたときに、スライダ10069はそれに応じて前方又は後方に移動し、拡大縮小する。ユーザが静止画像をキャプチャするときに、アイコン10060が現れる。さらに、録画されたビデオが表示されているときに、再生、一時停止、停止、巻き戻し及び早送りの標準的な記号を表示するボタンのセット10070が、スクリーン上に現れる。ディスプレイがタッチスクリーンを備える、ある実施形態では、ボタンのセット10070を使用して、録画されたビデオの表示を制御することができる。さらに、タッチスクリーンディスプレイでは、他のボタン又はアイコン10069、10067、10068及び10060を使用して、当該ボタン又はアイコンが表す機能を達成することもできる。

【 0 8 9 5 】

本明細書によって、ある実施形態では、2つ以上の眺めを同時にアクティブにすることができる。これにより、一度に2つ以上の眺めを録画することができ、このことは特定の場合に対して医師にとって重大となることがある。図 1 0 7 は、色分けされた視覚的な合図、指標又はアイコン10071、10072及び10073それぞれを使用して、3つのディスプレイ10074、10075及び10076のどれがアクティブであるかを表示する、この構造を描写する。この例では、点滅する又はハイライト表示された色付きのアイコン10071及び10072が表すように、ディスプレイ10074及び10075がアクティブである。この図のアイコン10073は点滅又はハイライト表示されておらず、それによって、ディスプレイ10076がアクティブでは

10

20

30

40

50

ないことを表示する。当業者は、他の任意の種類 of 指標（図 104、105B 及び 106B を参照して上述した「スクリーン 1」、「スクリーン 2」その他の記号等）を使用して、アクティブなディスプレイを強調できることを理解するであろう。他の実施形態では、左のカメラ、中央のカメラ及び右のカメラをそれぞれ表示するために、文字“L”、“C”、“R”を使用する。

【0896】

ある実施形態では、スクリーンを活性化又は不活性化させるために、対応する色分けされたボタンを内視鏡のハンドル10080に設ける。したがって、この例の続きでは、ボタン10077、10078及び10079をそれぞれ使用して、対応するディスプレイ10074、10075及び10076を活性化し、又は対応するディスプレイ10074、10075及び10076に切り替える。2つ以上のボタンを押して、対応する数のディスプレイを活性化させることができる。ある実施形態では、ボタンを「押下して固定する」動作により、対応するディスプレイ上のビデオ録画を開始する。ボタンをもう一度押すことによって、録画を終了させることになる。別の実施形態では、ビデオ録画及び画像キャプチャのために別個のボタンを設けることができ、ボタン10077、10078及び10079の1つ以上を使用して所望のスクリーンを選択した後に、当該別個のボタンを使用することができる。

10

【0897】

別の実施形態では、2つ以上の眺めを一度に選択又は活性化させるために、単一のボタン（図 105A の10052で表す1つのボタン）を使用することもできる。したがって、例えば、左方の眺めのためにボタンを一度押すことができ、再度押して中央の眺めに移行して、再度押して右方の眺めに移行して、再度押して左方及び中央の眺めを強調して、再度押して中央及び右方の眺めを強調して、再度押して3つの眺めの全てを強調することができる。ある実施形態では、2つ以上の眺めが選択されているときに「録画」機能のみを有効とする一方、他の機能（拡大縮小等）を無効とする。別の実施形態では、拡大縮小機能を有効とするが、2つ以上の眺めがアクティブである場合に、全てのアクティブな眺めで同一の拡大縮小を可能にする。図 105A 及び 106A に表すボタンに類似する、録画及び拡大縮小ボタンを設けることができる。

20

【0898】

図 105A、106A 及び 107 で例示するボタンの構造を組み合わせ、単一の内視鏡のハンドルとして、表示の複数の機能性及び画像の取扱い（切り替え、画像のキャプチャ、ビデオの録画、画像の静止及び拡大縮小等）を容易に管理することができることに留意することができる。さらに、ここまでで説明していない他の画像取扱構成を、内視鏡のハンドルのボタン、ノブ又はスイッチによって組込むことができる。

30

【0899】

図 108 は、フローチャートによって、画像取扱構成の実現に関する手順を示す図である。図 108 を参照して、第 1 のステップ10081では、ユーザは構成を選択する（例えば、ユーザがどのチャンネル又はスクリーンで情報を眺める / 表示することを望むかを決定する）。このことは、適切な眺めに、交代させる又は切り替えることを必要とするであろう。この目的のために、ステップ10082で、ユーザは、内視鏡のハンドルのボタンを押すこと、又はキーボード、マウス若しくはタッチスクリーンを使用すること等によって、入力コマンドを与える。ステップ10083で、専用のハードウェア及びソフトウェアがこの入力コマンドを処理し、ステップ10084で、対応する出力を、画像又はビデオの形で表示する。

40

【0900】

画像 / ビデオ処理に係り、ユーザのコマンドに応答して処理するハードウェア要素を、図 90 を参照して前に上述した。図 90 をこれから参照して、リモートコマンド9014は、画像及びビデオの取扱コマンド（眺めの間での切り替え、最大化 / 最小化、拡大縮小、録画、静止、キャプチャ等）を含む。したがって、内視鏡9010から受け取る任意の入力（内視鏡のハンドルのボタンを使用して発行される、画像を取扱うためのリモートコマンド等）が、SOM 9026によって処理される。前に言及したように、ユーザは画像取扱コマン

50

ドを、キーボード、マウス又はタッチスクリーンによって発行することもできる。この場合にも、コマンドはS O M 9026によって処理される。ビデオ又は画像を録画するために、F P G A 9023は、ビデオ又は画像を適切に処理して、ビデオ又は画像を記憶するためにD D R メモリ9033へ送信する。

【0901】

したがって、上記の議論から、ユーザのコマンドに応答してオンスクリーンの表示を可能とし制御するための、主なソフトウェア及びハードウェア要素は、それぞれシステムオンモジュール(S O M) 9026及びF P G A 9023であることに留意することができる。先に言及したように、視覚的な合図をスクリーン上に設けて、医師による画像取扱構成(眺めの間での切り替え、拡大縮小、録画、静止、キャプチャ等)の選択を支援する。ある実施形態では、録画、静止及び拡大縮小のための国際的な記号を関連するモニタ上に位置付けることができる。任意に、全ての視覚的な合図、又は選択された構成のための視覚的な合図のみが、主要パネル9035のL C D タッチスクリーン9055上に同様に現れることができる。例えば、ビデオを録画することの確認が、主要パネルのL C D スクリーン9055のみに現れることができる。

10

【0902】

内視鏡を操作する医師が直面する共通の問題は、内視鏡先端部のビュー素子が組織に埋まり、それによって眺めが遮られ得ることである。この場合に、医師は、内腔(体腔)にたどり着くためにどの方向に移動するべきか、わからなくなるおそれがある。本明細書について3つのビュー素子を有することで、眺めが遮られる可能性は減少する。しかしながら依然として、スコープを操作する医師が、スコープをどこに移動させるべきかわからなくなる形で、内視鏡の先端部が、組織に埋まる又は体液に覆われるおそれがある。

20

【0903】

さらに、内視鏡手技の過程に、内視鏡は、内視鏡の移動方向を実質的に変更させる接合点に遭遇し、この接合点は前方向きビュー素子のみからでは通常見えないであろう。図109は、内視鏡が標準的な手技(内視鏡的逆行性胆道膵管造影(E R C P)等)の間に遭遇し得る重大な移動接合点(C N J s)を示す図である。図109を参照して、C N J 1 10091、C N J 2 10092及びC N J 3 10093は、体腔内で急に曲がり、内視鏡の眺めを移動中に遮ることがある。C N J の定義を更に拡大して、興味対象目標領域(ポリープ、器官出口等)を含めることができる。

30

【0904】

医師が障害に直面するときに、医師による移動を支援し、医師による内視鏡の再配置に役立てるために、ある実施形態において、本明細書は、医師が進むべき方向を理解するように、表示される画像上で内腔(体腔)を視覚的に強調する。このことの例を図110Aに示し、この図では、内視鏡11002が異常な角度で差し込まれた時に、円形リング11001が興味対象領域を強調する。当業者は、任意の形の強調(内腔周りの境界の点滅、矢印又は異なる色等)を使用して、興味対象領域又は所望の移動方向を指摘できることを理解するであろう。さらに、強調構成を更に拡大して、興味対象目標領域(ポリープ、器官出口等)を含めることができる。そのような例の1つを図110Aに表し、この図では矢印マーク11003が病変110004を指し示す。

40

【0905】

図110Bは、前方向きビュー素子と2つの側方向きビュー素子とを有する先端部を含む、内視鏡の移動経路を、上述した強調構成を使用することで可視化する方法に関するステップを示すフローチャートである。ステップ11012では、内視鏡を体腔の内腔に挿入する。ステップ11014では、内腔を通して内視鏡を移動させる。ここで内腔は、複数の接合点を含む移動経路を画定し、当該接合点で移動経路が実質的に変わる。その後、ステップ11016では、内視鏡を操作して、前方向きビュー素子及び側方向きビュー素子のそれぞれからのビデオ出力を、少なくとも1つのモニタ上へ表示する。このビデオ出力は、体の内腔内の移動経路を表す。ステップ11018では、少なくとも1つの視覚的な強調をモニタ上に表示する。その後、ステップ11020では、内腔を通して内視鏡を操作し、内視鏡が複数

50

の接合点によって遮られる時には、操作がモニタ上の視覚的な強調によって案内される。

【0906】

別の実施形態では、本明細書のシステムは、医師が内視鏡手技の間、ベストプラクティスガイドラインに従うことを更に支援する。内視鏡手技（大腸内視鏡検査等）の間、医師は最初に盲腸へ向かって結腸内を進めることが、当該技術で知られている。その後医師は、内視鏡を、盲腸から横行結腸及び直腸を通して体外まで徐々に後退させて、ポリープ等の奇形、病変その他を探す。胃腸の医者のベストプラクティスの1つは、経路を徹底的に調査するために、盲腸から体外まで進むのに少なくとも6分を費やす。

【0907】

上述したベストプラクティスガイドラインに従っていることを、医師が明示するのに役立つために、ある実施形態では、タイマーボタンをハンドルに設ける。医師が盲腸から内視鏡を引き出し始めた瞬間に、ボタンを活性化することができる。ボタンの活性化により、結腸の調査にかけた時間を記録する計時機構が開始される。ある実施形態では、計時している時に、タイマーが、ディスプレイに現れて、時間に基づいた、解剖学的領域を通り抜ける進行過程を視覚的に表すことができる。ある実施形態では、タイマーが、6分で開始して秒読みをすることで、ベストプラクティスガイドラインに従って調査に対して必要な最小限度の時間が伴うことを確保する。

【0908】

ある実施形態では、複数のビュー素子からの同期された表示を迅速かつリアルタイムに医師に届けるために、撮像センサのそれぞれからの撮像データをリアルタイムで処理して表示前に同期化する。さらに、切り替え及び他の画像取扱構成を、画像キャプチャの機能性と統合又は同期化することができる。このことは、依然として高品質の出力を確保して、待ち時間を最小限とするような方法で行うことができる。したがって、医師が眺めを見るためにクリックする時間と、対応する画像キャプチャ及び表示の時間との間に、時間のずれは無い。本明細書のビデオ処理アーキテクチャは、前に図90を参照して議論したように、以下のことを実行することでこの目的を達成する。

a) それぞれのビュー素子に対して、資源を最適に共有する方法で、信号を伝送/制御する。

b) ビュー素子のデータの処理において、データを別々に処理して待ち時間が無いことを確保し、その後データを同期化する。

c) 表示のために処理したデータを、資源を最適に共有する方法で送信する。

【0909】

本明細書の態様に従って、使用後にコネクタを容易に洗浄及び消毒することを可能とする、滑らかな内部表面を有するサービスチャンネルコネクタが提供される。大部分の医療機器を容易に挿入できるチャンネル寸法を持つ、サービスチャンネルコネクタも提供される。

【0910】

図111Aは、本明細書の実施形態に従う、Y字型のサービスチャンネルコネクタを備える、内視鏡のハンドルを示す図である。ハンドル11100は、図1Aに関して説明したような他の要素と共に、内視鏡を主要コントローラ（図1Aの主要制御ユニット116等）に接続するためのアンビリカルチューブ/ユーティリティケーブル11102と、内腔内で挿入チューブ11106の屈曲部を操作するためのノブ11104と、サービスチャンネルポート11107とを備える。サービスチャンネルポート11107は、内視鏡のハンドルの中の下側の、ハンドルの先端部分に、内視鏡の挿入チューブと近接させて位置付けられる。本明細書のサービスチャンネルコネクタ（図111Bに表す）を、サービスチャンネルポート11107によって、内視鏡のハンドルに接続するとともに、吸引チャンネルが内視鏡のハンドルの中に存在する。

【0911】

図111Bは、本明細書の一実施形態に従う、サービスチャンネルコネクタ11108の拡大図を示す。図示するように、サービスチャンネルコネクタ11108は、おおよそY字型で

10

20

30

40

50

あり、ある実施形態では、その手元側端部11109に、サービスチャンネル開口部11110と吸引チャンネル開口部11112とを備える。コネクタ11108の先端側端部11114は、作業チャンネル開口部によって挿入チューブ11106に接続される。手元側端部11109は、サービスチャンネル開口部11110を通じ、アンピリカルチューブに沿って延びて吸引ポンプに接続される吸引チャンネルを通じて、ハンドル11100のサービスチャンネルポート11107に接続される。医療機器（スネアニードル、生検鉗子等）を、作業チャンネル開口部によって、サービスチャンネル開口部11110を通じて挿入チューブ11106内へ挿入することができる。

【0912】

図112は、従来のサービスチャンネルコネクタを示す図である。図示するように、サービスチャンネルコネクタ11200は、おおよそ“V字”として成形されている。サービスチャンネルコネクタ11200は最上部の手元側端部11202と底部の先端側端部11204とを備え、手元側端部11202は内視鏡装置のアンピリカルチューブを向いて配置され、先端側端部は内視鏡装置の挿入チューブを向いて配置される。手元側端部11202と先端側端部11204とは、平坦な面11206a並びに2つの面取りされた縁11206b及び11206cを有する第1の壁11206と、おおよそ“V字”の形状をとる第2の平坦な壁11208と、第2の壁に対向し、同様に“V字”の形状をとる第3の平坦な壁と、第1の壁11206に対向し、平坦な面11210a、並びに平坦な面11210aの両側の2つの面取りされた縁11210b及び11210cを有する第4の壁11210と、によって接続される。

【0913】

最上部の手元側端部11202は、ある実施形態では、約2.5 - 5.5ミリメートルの大きさの内径を持つ、医療機器（スネア、ニードル、生検鉗子等）を挿入チューブ内に挿入するためのための、円形のサービスチャンネル開口部11212と、円形の吸引チャンネル開口部11214とを備える。第2の、手元側端部11204は、約2.5 - 5.5ミリメートルの内径を持ち、スコープの先端部の作業チャンネルが始まり出て行く、円形の作業チャンネル開口部を備える。サービスチャンネルコネクタ11200の、手元側端部11202から先端側端部11204までの、第1の壁11206に沿った長さは、約10 - 16ミリメートルの大きさである。

【0914】

図113Aは、本明細書の一実施形態に従う、おおよそY字型のサービスチャンネルコネクタを示す図である。一実施形態では、サービスチャンネルコネクタを、分離された2つの、その後一緒に接合される部分で製造することができる。図113B及び113Cはそれぞれ、図113Aに表すサービスチャンネルコネクタの第1の部分の外觀図及び内部/断面図を示す一方、図113D及び113Eはそれぞれ、図113Aに表すサービスチャンネルコネクタの第2の部分の外部及び内部/断面図を示す。図113F及び113Gはそれぞれ、図113Aに表す完全なサービスチャンネルコネクタ11108を得るために一緒に接合される領域を強調した、サービスチャンネルコネクタの第1及び第2の部分の別の内部/断面図を示す。

【0915】

本明細書で開示されるおおよそY字型のサービスチャンネルコネクタをこれから、図113A、113B、113C、113D、113E、113F及び113Gを参照して詳細に説明する。

【0916】

図113Aに示すように、サービスチャンネルコネクタ11300は、おおよそY字型である。サービスチャンネルコネクタ11300は、サービスチャンネル開口部11302を含む最上部の手元側端部11301と、吸引チャンネル開口部11304とを有する。サービスチャンネルコネクタ11300は、図111Aに示すように、内視鏡のハンドル中の下側の、ハンドルの先端部分に、内視鏡の挿入チューブと近接させて位置付けられる。図113A及び113Cをこれから同時に参照して、サービスチャンネル11302a及び吸引チャンネル11304aは、互いに流体連通しており、結合して結合チャンネル11313を形成する。結合チャンネル11313は、約2.5 - 8ミリメートルの内径を有する作業チャンネル開口部/出口11306で終わる

。ある実施形態では、作業チャンネル開口部 / 出口11306を、サービスチャンネルコネクタ11300の底部の先端側端部11303に位置付け、円形とする。ある実施形態では、作業チャンネル開口部11306を、内視鏡検査のために使用される挿入チューブに接続する。

【0917】

米国特許仮出願第61/917,530号(2013年12月18日出願)、発明の名称「Suction Control Unit for An Endoscope Having Two Working Channels」の全内容を参照により本明細書に援用するものとする。

【0918】

図113Aを参照して、ある実施形態では、最上部の手元側端部11301から底部の先端側端部11303までの壁11310に沿って測定した、サービスチャンネルコネクタ11300の長さは、約15 - 21ミリメートルであり、図112に表す従来のコネクタ11200の長さよりも長い。ある実施形態では、円形の作業チャンネル開口部 / 出口11306の内径は、約2.5 - 8ミリメートルであり、図112に表す従来のコネクタ11200の作業チャンネルの直径よりも大きい。本明細書で開示されるコネクタ11300の増加した長さ及び直径は、従来のコネクタ11200と比較して、より大きな医療機器をより円滑に / より容易に内視鏡の挿入チューブ内へ挿入することを可能にする。

【0919】

吸引チャンネルを必要としないいくつかの実施形態では、サービスチャンネルコネクタ11300を、吸引チャンネル11304を持たずに構成することができる。2つのサービスチャンネルポートがハンドルに設置されているいくつかの実施形態では、ユーザに2つ以上のサービスチャンネルを持つ内視鏡を提供するために、2つのサービスチャンネル開口部11302を持つサービスチャンネルコネクタ11300を構成することができる。ある実施形態では、2つのサービスチャンネル開口部は、同じ内径を持つことができる。別の実施形態では、2つのサービスチャンネル開口部は、相違する内径を持つことができる。

【0920】

図113A、113B及び113Dを同時に参照して、サービスチャンネルコネクタ11300は、第1の部分11308aと、第2の部分11308bと、第3の部分11308cとを含む、前方壁11308を備える。第1の部分11308aと第3の部分11308cとは、形状、構造及び寸法が同一であり、図に示すように部分11308aの両側に位置付けられており、前壁11308に関して面取りされた縁を形成する。前壁の部分11308a及び11308cは、前壁の部分11308bに対して角度を持って位置付けられる。図113A、113B及び113Dを更に参照して、サービスチャンネルコネクタ11300は、平坦な面11310aを持つ第1の部分と、平坦な面11310bを持つ第2の部分と、平坦な面11310cを持つ第3の部分とを有し、前壁11308に対向する、後方壁11310を備える。第1の部分11310aと第3の部分11310cとは、形状、構造及び寸法が同一であり、図に示すように部分11310bの両側に位置付けられており、部分11310に関して面取りされた縁を形成する。図113A、113B及び113Dを同時に参照して、サービスチャンネルコネクタ11300は、第1の側方壁11312と、対向する第2の側方壁11314とを更に備える。

【0921】

図113Bを参照して、前方壁11308の第1の部分11308aは、互いに角度を持って接続される4つの部分11308a1、11308a2、11308a3及び11308a4を含む。部分11308a1は部分11308a2と接続され、部分11308a2は部分11308a3と接続され、部分11308a3は部分11308a4と接続される。

【0922】

図113Dを参照して、一実施形態では、前方壁11308の第3の部分11308cは、形状、構造及び寸法が第1の部分11308aに対して同一であり、4つの鋸歯状の部分11308c1、11308c2、11308c3及び11308c4を含む。部分11308c1、11308c2、11308c3及び11308c4は、第1の部分11308aの部分11308a1、11308a2、11308a3及び11308a4と同一であり、部分11308a1、11308a2、11308a3及び11308a4と同じ方法で互いに接続される。

【0923】

図 1 1 3 B を参照して、前方壁 11308 の部分 11308b は、互いに角度を持って接続される 4 つの部分 11308b1、11308b2、11308b3 及び 11308b4 を含む。一実施形態では、前方壁の部分 11308 の幅は、約 4 - 8 ミリメートルである。部分 11308b1 は部分 11308b2 と接続され、部分 11308b2 は部分 11308b3 と接続され、部分 11308b3 は部分 11308b4 と接続される。

【 0 9 2 4 】

図 1 1 3 A 及び 1 1 3 D を同時に参照して、一実施形態では、対向する後方壁 11310 は、第 1 の部分 11310a と、第 2 の部分 11310b と、第 3 の部分 11310c とを含む。一実施形態では、3 つの部分 11310a、11310b 及び 11310c のそれぞれは実質的に、表面窪みがない直線状で長方形の形状である。一実施形態では、後方壁 11310 の 3 つの部分 11310a、11310b 及び 11310c のそれぞれの長さはおおよそ 15 - 21 ミリメートルの範囲である一方、部分 11310 の幅はおおよそ 4 - 8 ミリメートルの範囲である。

10

【 0 9 2 5 】

図 1 1 3 A 及び 1 1 3 B を同時に参照して、第 1 の側壁 11312 は、第 1 の部分 11312a と、第 2 の部分 11312b と、第 3 の部分 11312c とを含む。一実施形態では、図示するように、第 1 の部分 11312a は、手元側端部 11301 でより幅広であり、先端側端部 11303 に向かって次第に細くなる。一実施形態では、第 1 の部分 11312a の最大幅 “ e e ” は、おおよそ 10 - 16 ミリメートルの範囲である。第 2 の部分 11312b は、実質的に長方形状であり、第 1 の部分 11312a 及び第 3 の部分 11312c と角度を持って接合される。図に表すように、第 3 の部分 11312c も、実質的に長方形状で、コネクタ 11300 の先端側端部 11303 の作業チャンネル開口部で終わる。一実施形態では、部分 11312a の総合長さ（“ f f ” として表す）、部分 11312b の総合長さ（“ g g ” として表す）及び部分 11312c の総合長さ（“ h h ” として表す）は、おおよそ 15 - 21 ミリメートルの範囲である。図 1 1 3 A に示す実施形態では、部分 11312a は、実質的に長方形状の部分 11312b 及び 11312c と接続されたときに、おおよそ Y 字形状をコネクタ 11300 に与える。

20

【 0 9 2 6 】

図 1 1 3 A 及び 1 1 3 D を同時に参照して、第 2 の側壁 11314 は、形状、構造及び設計が第 1 の側方壁 11312 に対して同一である。第 2 の側壁 11314 は、第 1 の部分 11314a と、第 2 の部分 11314b と、第 3 の部分 11314c とを含む。一実施形態では、図 1 1 3 D で表すように、第 1 の部分 11314a は、手元側端部でより幅広であり、先端側端部 11303b に向かって次第に細くなる。一実施形態では、第 1 の部分 11314a の最大幅 e e は、おおよそ 10 - 16 ミリメートルの範囲である。第 2 の部分 11314b は、実質的に長方形状であり、第 1 の部分 11314a 及び第 3 の部分 11314c と角度を持って接合される。図 1 1 1 3 に表すように、第 3 の部分 11314c も、実質的に長方形状で、コネクタ 400 の先端側端部 11303b の作業チャンネル開口部で終わる。一実施形態では、部分 11314a の総合長さ、部分 11312b の総合長さ及び部分 11312c の総合長さは、おおよそ 15 - 21 ミリメートルの範囲である。図 1 1 3 D に示す実施形態では、部分 11314a は、11314b 及び 11314c と接続され、おおよそ Y 字形状をコネクタ 11300 に与える。

30

【 0 9 2 7 】

図 1 1 3 B は、本明細書の実施形態に従う、サービスチャンネルコネクタ 11300 の第 1 の部品 11307 の外部破断図を示す。一実施形態において、本明細書のサービスチャンネルコネクタ 11300 は、2 つの個別に機械加工した部品である、図 1 1 3 B 及び 1 1 3 C に表す第 1 の部品 11307 と、図 1 1 3 D 及び 1 1 3 E に表す第 2 の部品 11309 とを備える。第 1 の部品 11307 と第 2 の部品 11309 とは、機械加工プロセスによって一緒に接合されて、図 1 1 3 A に示す完全なサービスチャンネルコネクタ 11300 を形成する。

40

【 0 9 2 8 】

したがって、上述したように、本明細書は、ある実施形態では 2 部品構造に基づく、サービスチャンネルコネクタを提供する。コネクタは、2 つの部品を備え、両部品は機械加工プロセス（ミリング加工等）を用いて別々に構成される。2 つの部品を別々に構成することで、部品の内壁が、滑らかであり、残留物を保持しうる縁又は溝を含めないことを確保する。このことにより、コネクタを徹底的に洗浄及び消毒することができる。互いの

50

鏡像である２つの部品は、互いの上に設置されて、一緒に溶接する前に正確に位置合わせされる。２つの部品の接合を、継ぎ目に沿った、目に見える縁又は隙間を排除するような方法で正確に行う。したがって、接合された縁に沿って残留物が蓄積される危険性が取り除かれ、それによって、コネクタの汚染の危険性が取り除かれる。

【０９２９】

一実施形態では、第１の部品11307及び第２の部品11309のそれぞれを、ステンレス鋼の材料から、機械加工プロセス（ある実施形態ではミリング加工）を使用することで構成する。ミリング加工は、不要な材料を切削することで、部品に関して様々な構成を生み出すことができる材料除去加工である。ミリングは、軸方向に対称ではなく、多数の構成（穴、スロット、ポケット等）を有つ部品を生み出すために典型的に使用される。さらに、一実施形態では、図１１３Ａに示す完全なＹ字型のサービスチャンネルコネクタ11300を得るために、レーザ溶接プロセスを使用して、２つの部品11307、11309を接合する。

10

【０９３０】

様々な実施形態では、２つの部品11307、11309は互いの鏡像であり、接合する前に正確に位置合わせされて一緒に設置される。

【０９３１】

ある実施形態では、図１１３Ｂに示す第１の部品11307は、サービスチャンネル開口部11302／サービスチャンネル11302aの少なくとも一部、及び、吸引チャンネル開口部11304／吸引チャンネル11304aの少なくとも一部を含む、最上部の近位端部11301aと、作業チャンネル開口部11306の少なくとも一部を含む、底部の先端側端部11303aと、第１の側壁11312と、４つの鋸歯状の部分11308a1、11308a2、11308a3及び11308a4を含む、前方壁11308の部分11308aと、４つの鋸歯状の部分11308b1、11308b2、11308b3及び11308b4の区域を含む、前方壁の部分11308bの少なくとも一部と、部分11310a、及び部分11310bの区域を含む、対向する後壁11310の少なくとも一部とを備える。

20

【０９３２】

図１１３Ｃは、本明細書の実施形態に従う、サービスチャンネルコネクタ11300の第１の部品11307の内部／断面図を示す。図１１３Ｃを参照して、第１の部品11307は、サービスチャンネル11302aの部分と、吸引チャンネル11304aの部分とを含む。第１の部品11307は、作業チャンネル開口部／出口11306をもたらし結合チャンネル11302aを更に備え、結合チャンネル11302aでサービスチャンネル11302a及び吸引チャンネル11304aが結合する。様々な実施形態において、作業チャンネル開口部11306は、内視鏡の挿入チューブと接続する。サービスチャンネル開口部11302、ひいてはサービスチャンネル11302a内に挿入される医療機器は、作業チャンネル開口部11306によって、挿入チューブに入る。サービスチャンネル11302aは、広い第１の区域11324と、より狭い第２の区域11326とを有し、これらの区域は結合して結合チャンネル11313になる。一実施形態では、広い第１の区域11324の直径はおおよそ２．５－８ミリメートルの範囲である。一実施形態では、部分11316の角度が、図１１２に関して上述したような11200の部分11204と部分11212との間に見つかる角度と比較してより広いことに起因する、結合チャンネル11313の長さにより、大きな医療用器材を容易且つ円滑に、サービスチャンネル開口部11302を通り、作業チャンネル開口部11306を経由して内視鏡の挿入チューブ内へ挿入できる。装置の機能性を害することなく医療用器材を挿入チューブ内に挿入できるとともに、スコープ内に医療用器材を押し入れるときに、医師が力を働かせる必要がないような結合チャンネル11313内のより広い角度を可能とするように、結合チャンネル11313の長さは適合される。

30

40

【０９３３】

図１１３Ｃに表すコネクタ11300の内部断面図に見られるように、吸引チャンネル11304は、次第に細くなり、したがって、コネクタ11300の長手軸線に沿って直径が減少する。図１１３Ａを参照して、一実施形態では、コネクタ11300の最上部／手元側端部11301に配置される吸引チャンネル11304の開口部の直径は、血餅、粘液、老廃物等を洗浄するように適合される。また、当該直径は、高粘度、大サイズ又は大量の流体を有する、内腔の物質（凝固血液、組織片、粘液等）を吸引するときの、高い吸引荷重を扱うように適合され

50

る。一実施形態では、吸引チャンネル11304aは、サービスチャンネル11302aよりも狭く、先端側端部11303で結合チャンネル11313と結合する。図113Cを参照して、一実施形態では、サービスチャンネル11302a及び吸引チャンネル11304aは、サービスチャンネル11302a及び吸引チャンネル11304aの境界輪郭を画定する壁11372によって部分的に分離されている。壁11327はコネクタ11300内部に閉ざされたチャンネルを生み出さないことに留意すべきである。結合チャンネル11313は、コネクタ11300の先端側端部11303aの作業チャンネル開口部11306で終わる。サービスチャンネルコネクタ11300の第1の部品11307はミリング加工によって製作されるため、コネクタの全ての内壁は、滑らかであり、汚染の原因となる残留物が蓄積するおそれがある、起伏のある部分/ニッチを含まない。

【0934】

10

図113Dは、本明細書の実施形態に従う、サービスチャンネルコネクタ11300の第2の部品11309の外観図を示す。ある実施形態では、第2の部品11309は、サービスチャンネル開口部11302/サービスチャンネル11302aの少なくとも一部、及び、吸引チャンネル開口部11304/吸引チャンネル11304aの少なくとも一部を含む、最上部の近位端部11301bと、作業チャンネル開口部11306の少なくとも一部を含む、底部の先端側端部11303bと、第2の側壁11314と、4つの鋸歯状の部分11308c1、11308c2、11308c3及び11308c4を含む、前方壁11308の部分11308cと、4つの鋸歯状の部分11308b1、11308b2、11308b3及び11308b4の区域を含む、前方壁の部分11308bの少なくとも区域と、部分11310c、及び部分11310bの区域を含む、対向する後壁11310の少なくとも区域とを備える。

【0935】

20

図113Eは、本明細書の実施形態に従う、サービスチャンネルコネクタ11300の第2の部品11309の内部/断面図を示す。図113Eを参照して、第2の部品11309は、サービスチャンネル11302aの部分と、吸引チャンネル11304aの部分とを含む。第2の部品11309は、作業チャンネル開口部/出口11306をもたらず結合チャンネル11313を更に備え、結合チャンネル11313でサービスチャンネル11302a及び吸引チャンネル11304aが結合する。サービスチャンネル11302aは、広い第1の区域11324と、より狭い第2の区域11326とを有し、これらの区域は結合して結合チャンネル11313になる。一実施形態では、広い第1の区域11324の直径はおおよそ2.5 - 8ミリメートルの範囲である。一実施形態では、部分11316の角度が、図112に関して前に詳述したような11200の部分11204と部分11212との間に見つかる角度と比較してより広いことに起因する、結合チャンネル11313の長さにより、挿入される大きな医療用器材を容易且つ円滑に、サービスチャンネル開口部11302を通り、結合チャンネル11313を通り、続いて作業チャンネル開口部11306を経由して内視鏡の挿入チューブ内へ挿入できる。装置の機能性を害することなく医療用器材を挿入チューブ内に挿入できるとともに、スコープ内に医療用器材を押し入れるときに、医師が力を働かせる必要がないような結合チャンネル11313内のより広い角度を可能とするように、結合チャンネル11313の長さは適合される。装置の機能性を害することなく挿入される医療用器材を挿入チューブ内に挿入できるとともに、スコープ内に医療用器材を押し入れるときに、医師が力を働かせる必要がないような結合チャンネル11313内のより広い角度を可能とするように、結合チャンネル11313の長さは適合される。

30

【0936】

40

図113Eに表すコネクタ11300の内部断面図に見られるように、吸引チャンネル11304aは、次第に細くなり、したがって、コネクタ11300の長手軸線に沿って直径が減少する。図113Eを参照して、一実施形態では、サービスチャンネル11302a及び吸引チャンネル11304aは、サービスチャンネル11302a及び吸引チャンネル11304aの境界輪郭を画定する壁11372によって部分的に分離されている。壁11327はコネクタ11300内部に閉ざされたチャンネルを生み出さないことに留意すべきである。結合チャンネル11313は、コネクタ11300の先端側端部11303bの作業チャンネル開口部11306で終わる。サービスチャンネルコネクタ11300の第2の部品11309はミリング加工によって製作されるため、コネクタの全ての内壁は、滑らかであり、汚染の原因となる残留物が蓄積するおそれがある、起伏のある部分/ニッチを含まない。

50

【 0 9 3 7 】

一実施形態では、サービスチャンネルコネクタ11300の2つの部品11307、11309を、射出成形プロセスを使用し、このプロセスに適切な材料（金属、ポリマー等）を用いて製作することができる。

【 0 9 3 8 】

一実施形態では、円形のサービスチャンネル開口部11302は、医療機器（スネア、ニードル、生検鉗子等）を挿入チューブ内に挿入するために、およそ2.5 - 8ミリメートルの範囲の大きさの内径を持つ。したがって、Y字型のコネクタ11300中の作業チャンネル11306の内径は、図112に表す従来のコネクタ11200の作業チャンネルの内径よりも大きい。作業チャンネル11306の大きな直径と、コネクタ11300内に設けられた長い結合チャンネル11313に起因するY形状との組み合わせによって、約2.8ミリメートルの大きさの、大きな医療機器も円滑に内視鏡の挿入チューブ内へ挿入することができる。

【 0 9 3 9 】

図113Fは、本明細書の実施形態に従い、溶接される縁を表す、サービスチャンネルコネクタ11300の第1の部品11307の断面図を示す。図示するように、第1の部品11307は、前方壁11308の部分11308bに隣接した縁に沿って延びる領域11330と、後方壁11310の部分11310bに隣接した縁に沿って延びる領域11332と、壁11327の最上部 / 手元側部分である領域11334を、を含む。一実施形態では、領域11330、11332及び11334の長さ及び幅は、より大きい直径のサービスチャンネル11302a、吸引チャンネル11304a及び作業チャンネル11306を提供するように適合される。

【 0 9 4 0 】

図113Gは、本明細書の実施形態に従い、溶接される縁を表す、サービスチャンネルコネクタ11300の第2の部品11309の別の断面図を示す。図示するように、第2の部品11309は、前方壁11308の部分11308bの部分に隣接した縁に沿って延びる領域11336と、後方壁11310の部分11310bに隣接した縁に沿って延びる領域11338と、壁11327の最上部 / 手元側部分である領域11340を、を含む。一実施形態では、領域11336、11338及び11340の長さ及び幅は、より大きい直径のサービスチャンネル11302a、吸引チャンネル11304a及び作業チャンネル11306を提供するように適合される。

【 0 9 4 1 】

領域11322を領域11338と位置合わせして、領域11330を領域11336と位置合わせして、正確に位置合わせされた後、レーザ溶接等のプロセスを使用することで、これらの領域を一緒に接合する。

【 0 9 4 2 】

したがって、本明細書は、ある実施形態では2部品構造に基づく、サービスチャンネルコネクタを提供する。コネクタは、2つの部品を備え、両部品は機械加工プロセス（ミリング加工等）を用いて別々に構成される。2つの部品を別々に構成することで、部品の内壁が、滑らかであり、残留物を保持しうる縁又は溝を含めないことを確保する。このことにより、コネクタを徹底的に洗浄及び消毒することができる。互いの鏡像である2つの部品は、互いの上に設置されて、一緒に溶接する前に正確に位置合わせされる。2つの部品の接合を、継ぎ目に沿った、目に見える縁又は隙間を排除するような方法で正確に行う。したがって、接合された縁に沿って残留物が蓄積される危険性が取り除かれ、それによって、コネクタの汚染の危険性が取り除かれる。さらに、本明細書のサービスチャンネルコネクタをミリング加工を使用して構成するため、従来技術のコネクタと比較して、サービスチャンネルについて、より長い長さ、及び / 又はより大きな直径を有するY形状が得られる。これにより、コネクタのサイズを従来技術のコネクタと比較して実質的に大きくする必要なしに、より大きな医療機器を、サービスチャンネルを経由して円滑に挿入することができる。

【 0 9 4 3 】

上記の例は、本発明の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 A】

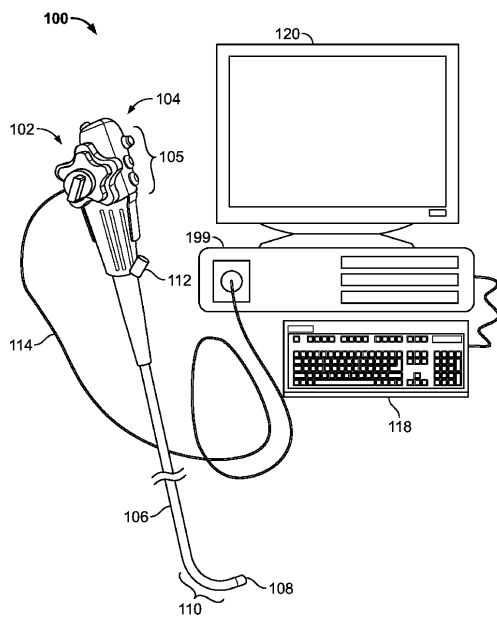


FIG. 1A

【図 1 B】

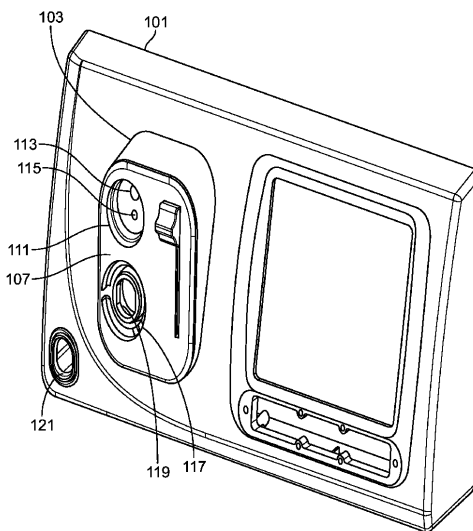


FIG. 1B

【図 1 C】

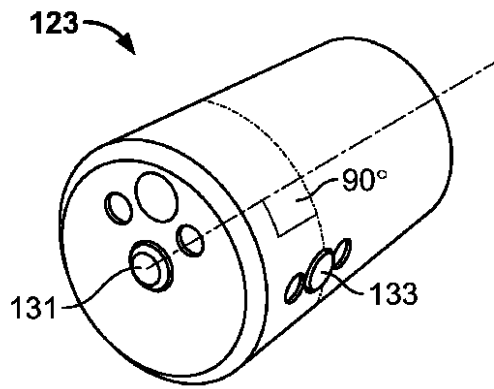


FIG. 1C

【図 1 D】

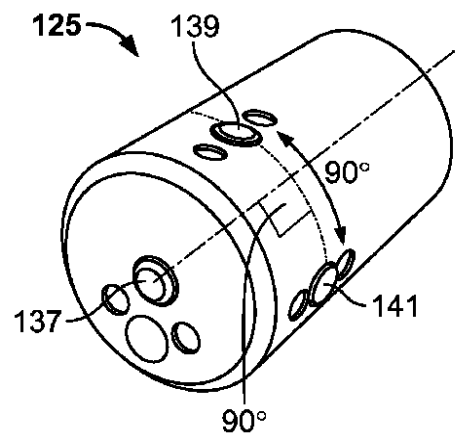


FIG. 1D

【図 1 E】

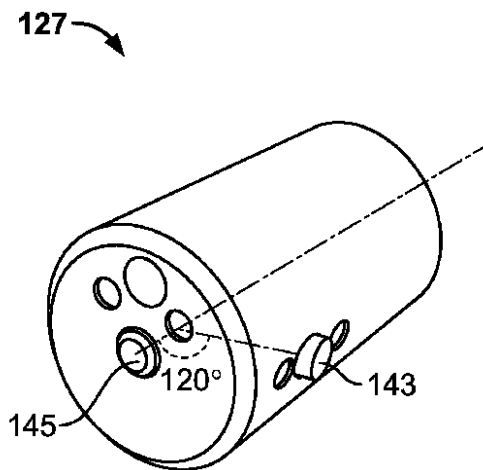


FIG. 1E

【図 1 F】

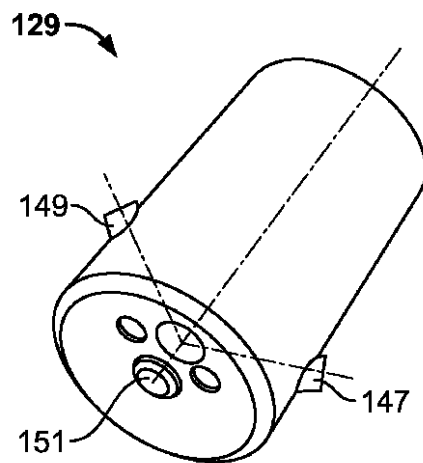


FIG. 1F

【図 1 G】

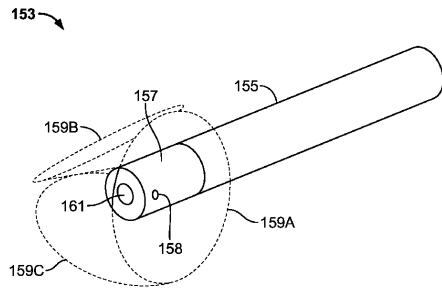


FIG. 1G

【図 1 H】

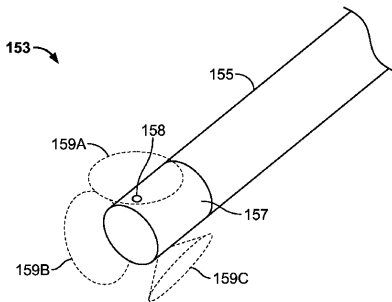


FIG. 1H

【図 1 I】

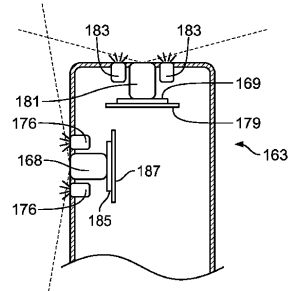


FIG. 1I

【図 1 J】

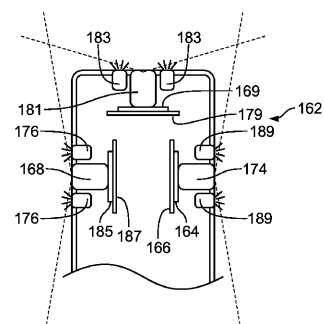


FIG. 1J

【図 2 A】

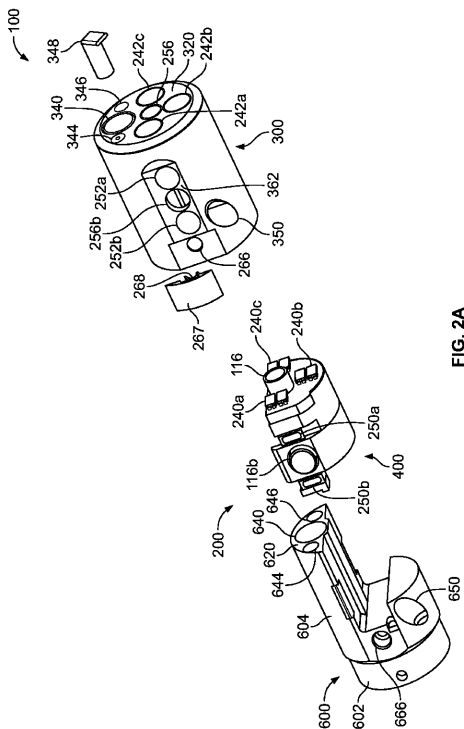


FIG. 2A

【図 2 B】

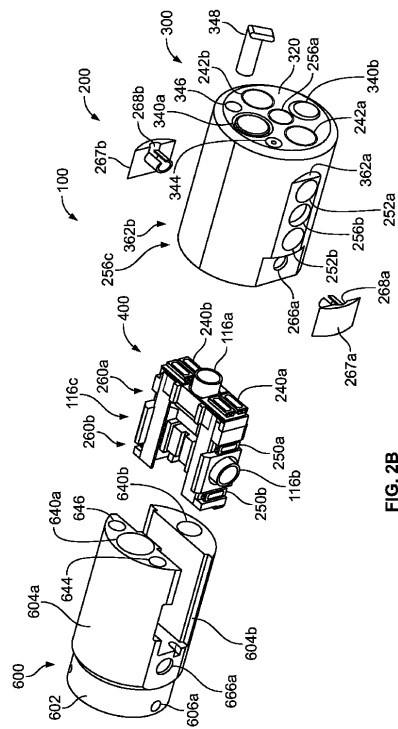


FIG. 2B

【図 3 A】

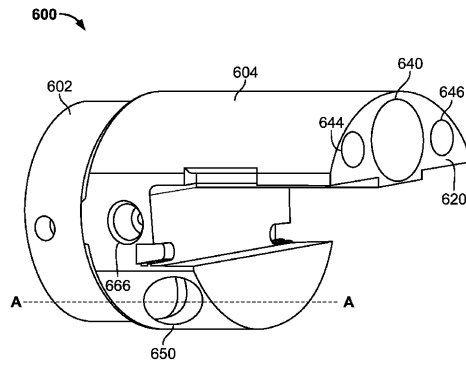


FIG. 3A

【図 3 B】

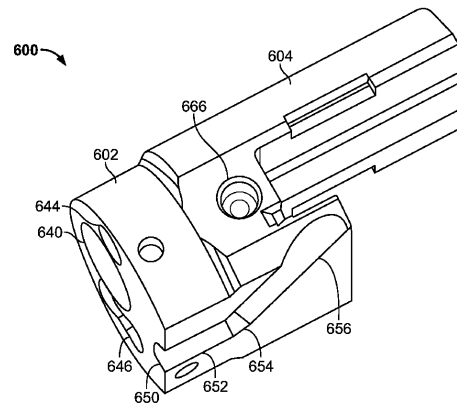


FIG. 3B

【図 4 A】

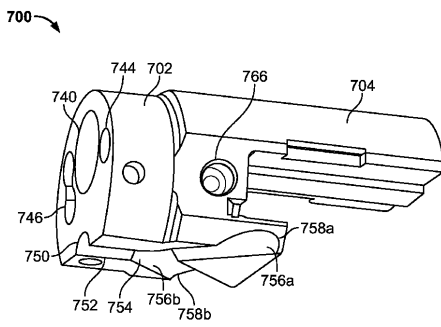


FIG. 4A

【図 4 C】

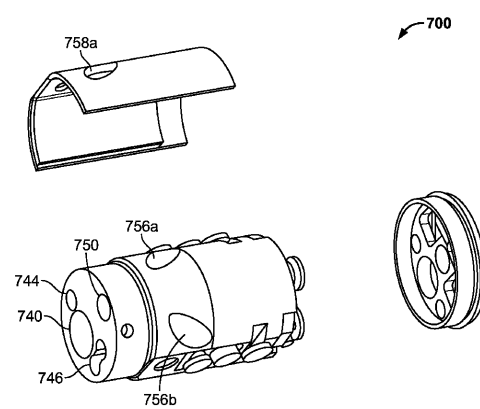


FIG. 4C

【図 4 B】

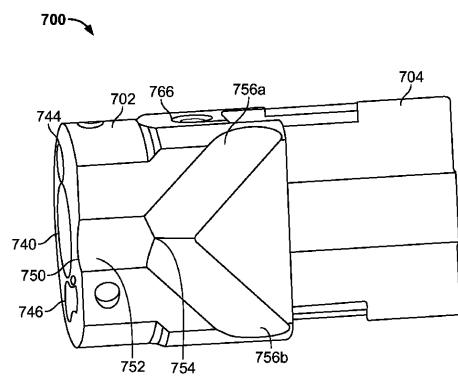
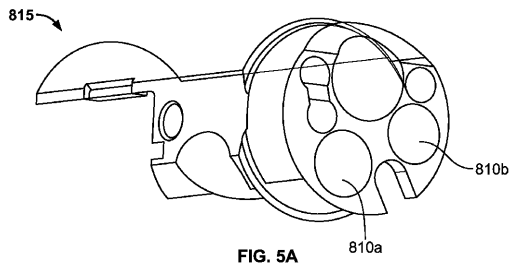
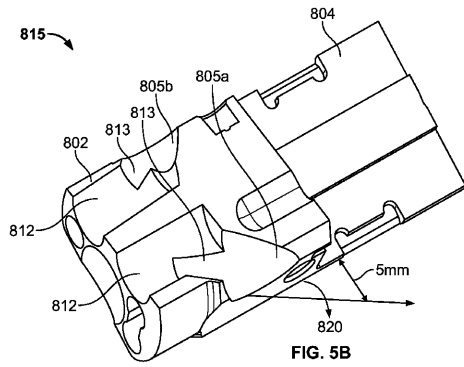


FIG. 4B

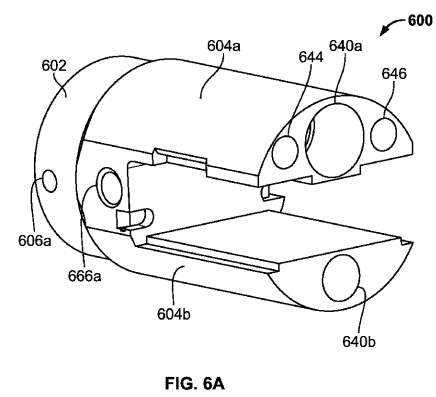
【図 5 A】



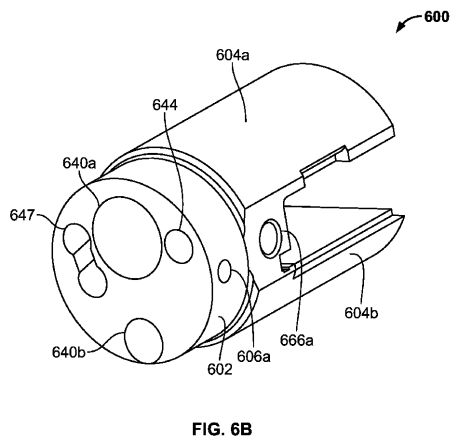
【図 5 B】



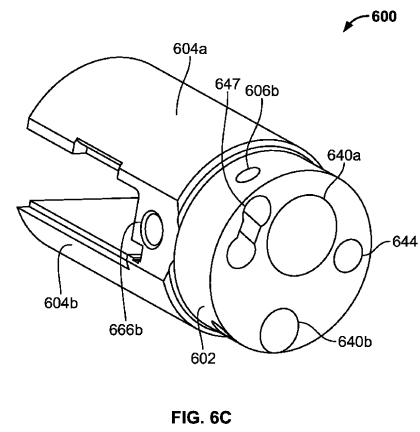
【図 6 A】



【図 6 B】



【図 6 C】



【 図 7 】

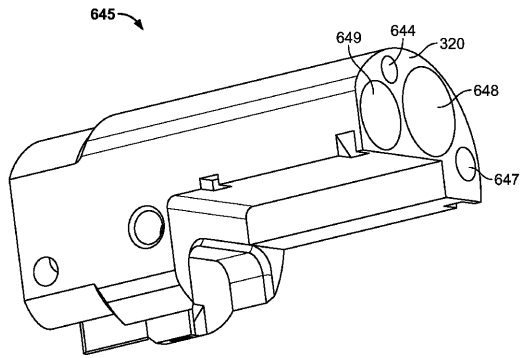


FIG. 7

【 図 8 】

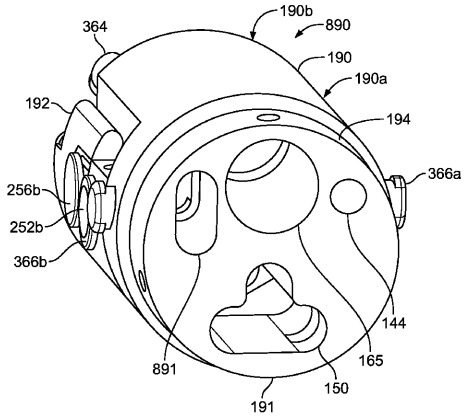


FIG. 8

【 図 9 A 】

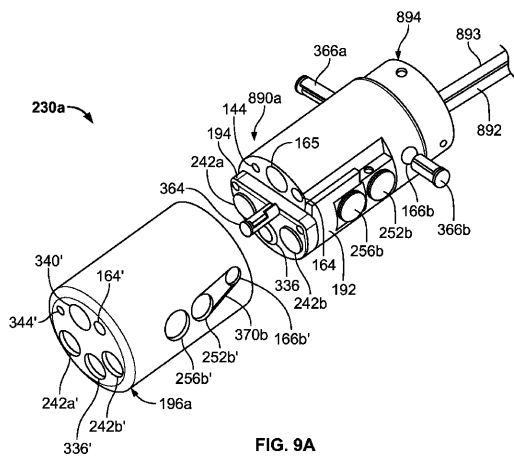


FIG. 9A

【 図 9 B 】

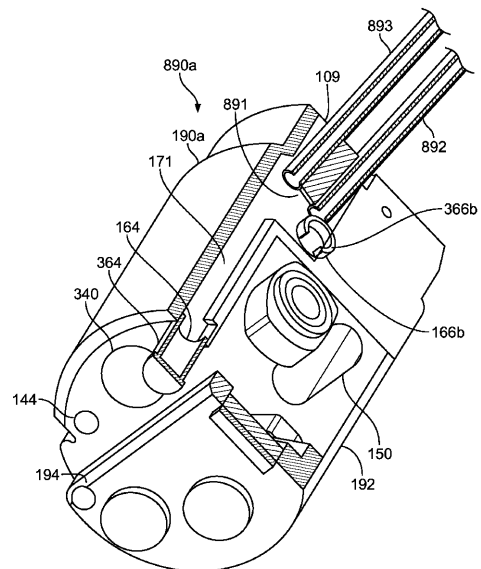
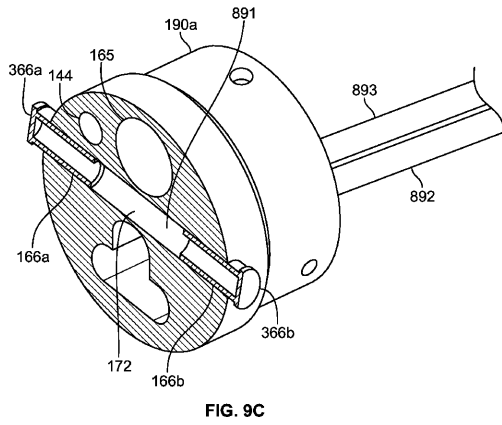
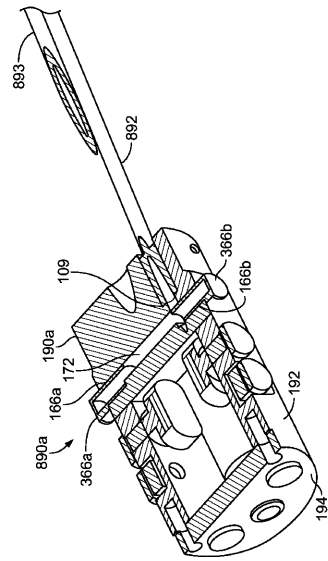


FIG. 9B

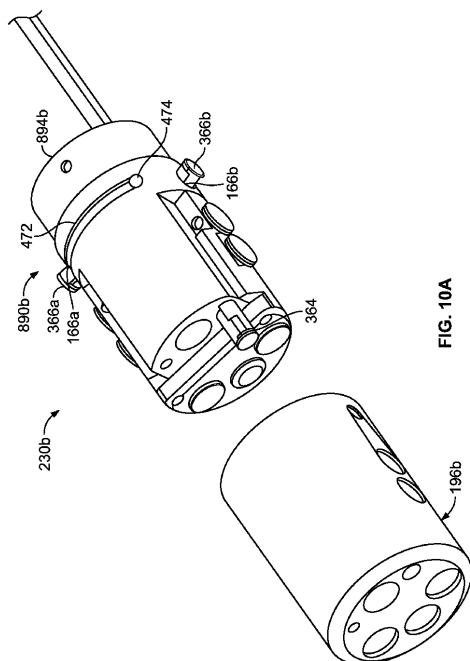
【図 9 C】



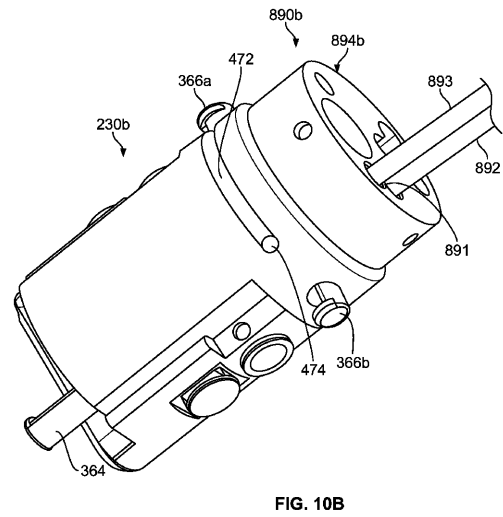
【図 9 D】



【図 10 A】



【図 10 B】



【図 10C】

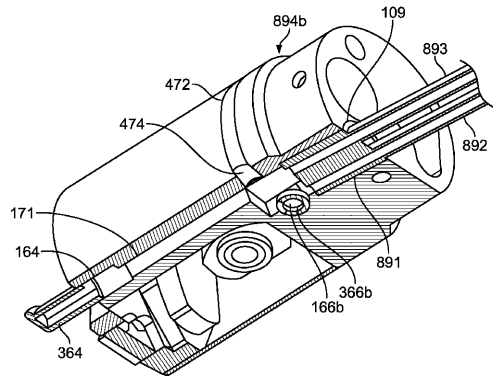


FIG. 10C

【図 11A】

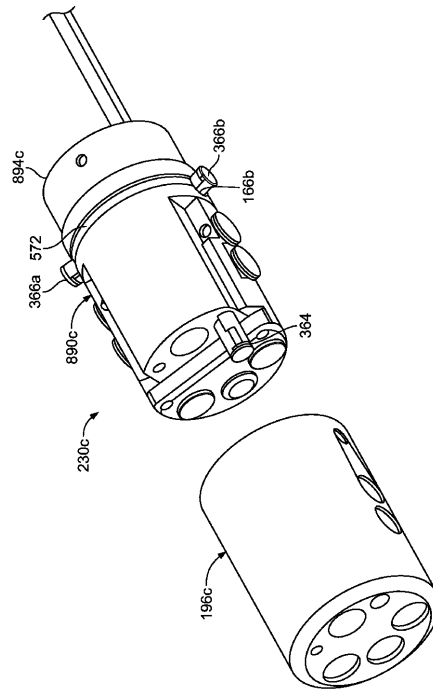


FIG. 11A

【図 11B】

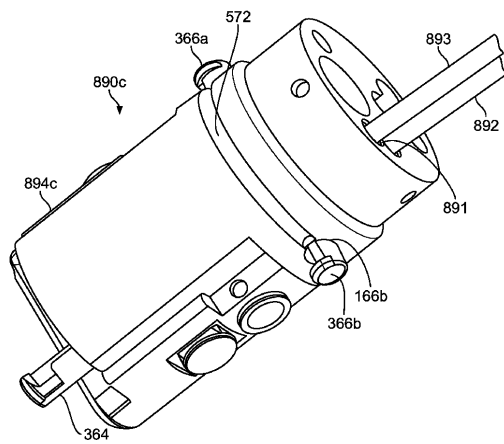


FIG. 11B

【図 11C】

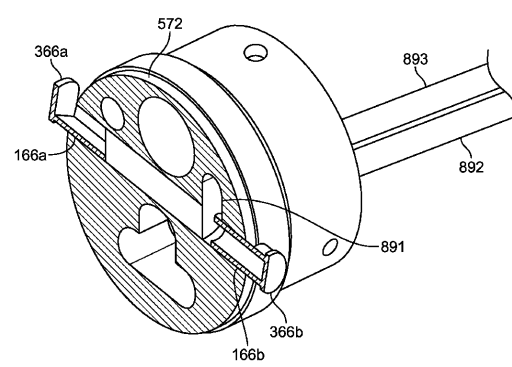


FIG. 11C

【図 1 1 D】

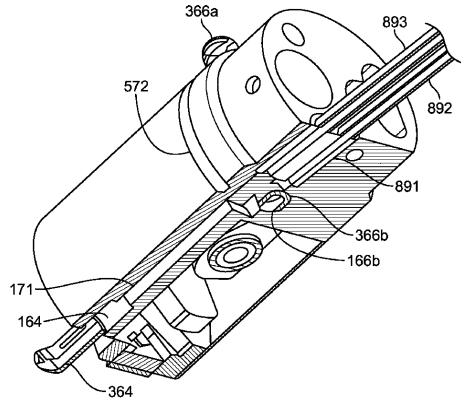


FIG. 11D

【図 1 2 A】

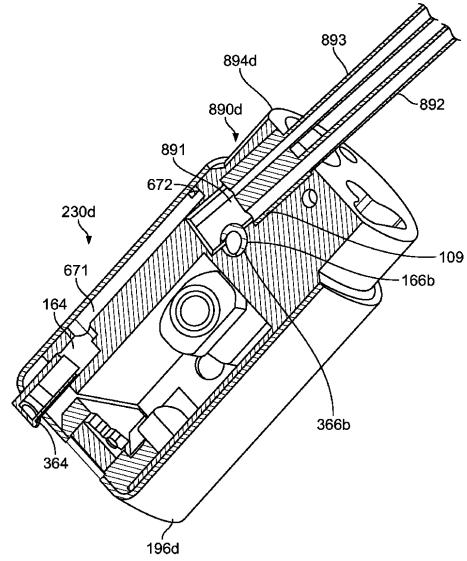


FIG. 12A

【図 1 2 B】

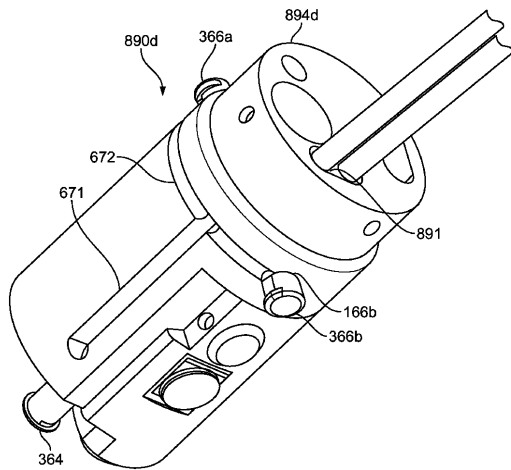


FIG. 12B

【図 1 2 C】

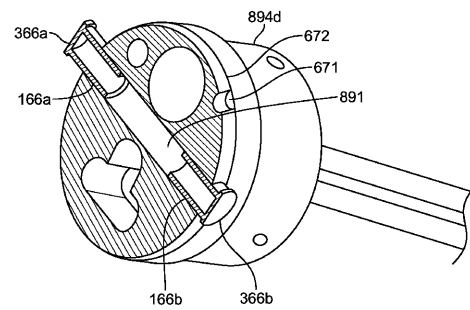


FIG. 12C

【図 1 3 A】

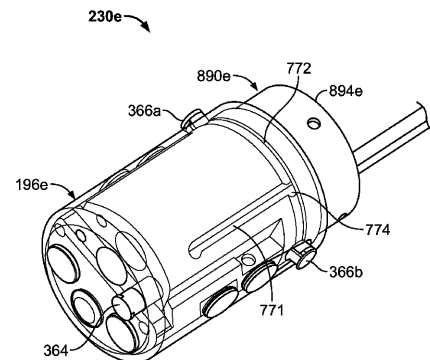


FIG. 13A

【図 13 B】

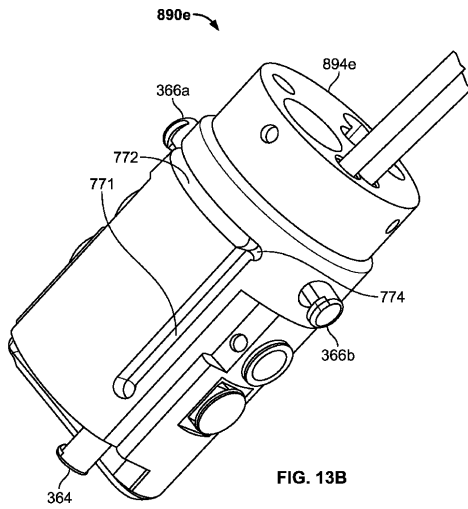


FIG. 13B

【図 13 C】

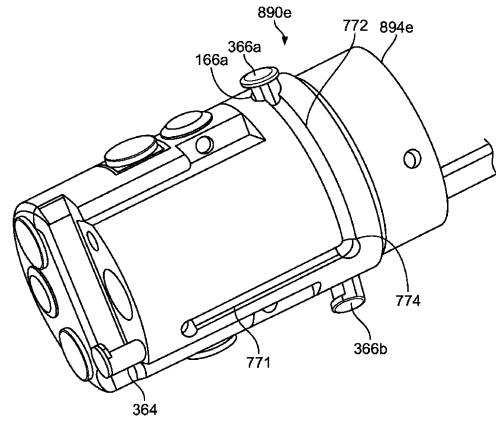


FIG. 13C

【図 13 D】

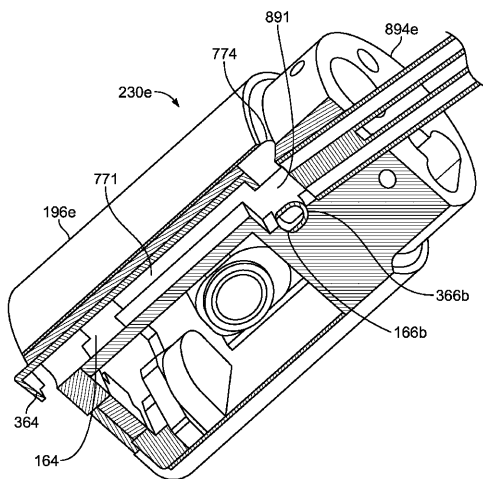


FIG. 13D

【図 14 A】

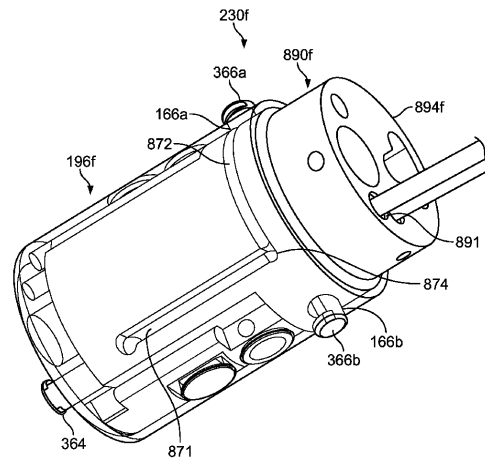


FIG. 14A

【図 14 B】

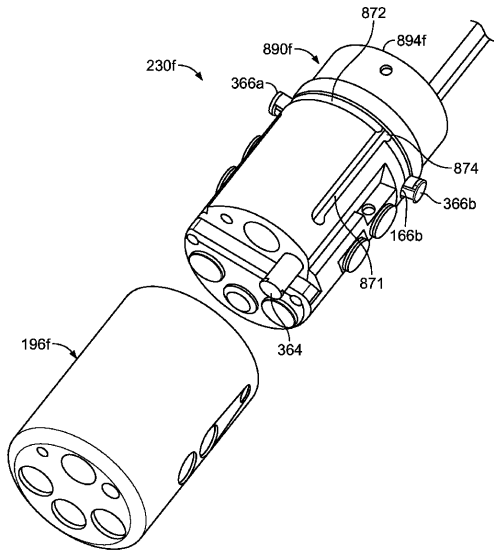


FIG. 14B

【図 15 A】

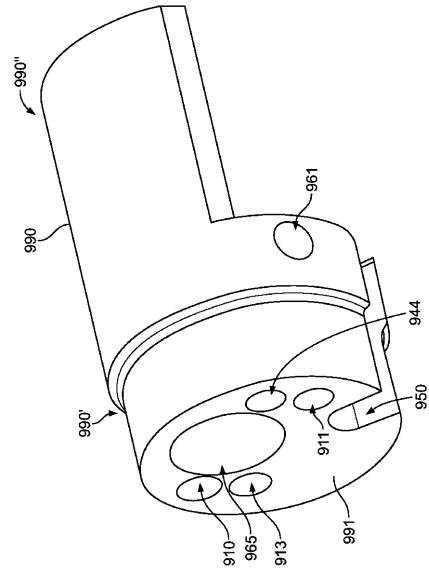


FIG. 15A

【図 15 B】

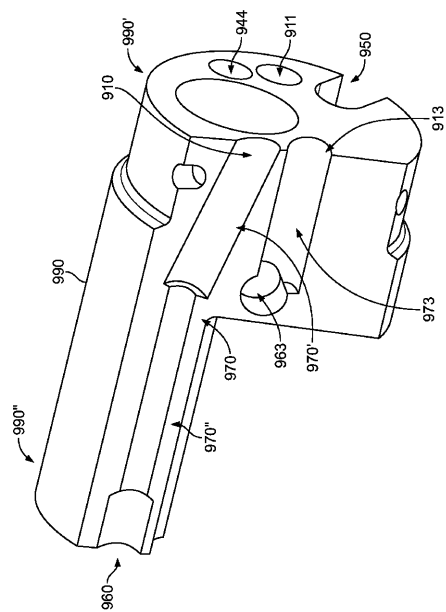


FIG. 15B

【図 15 C】

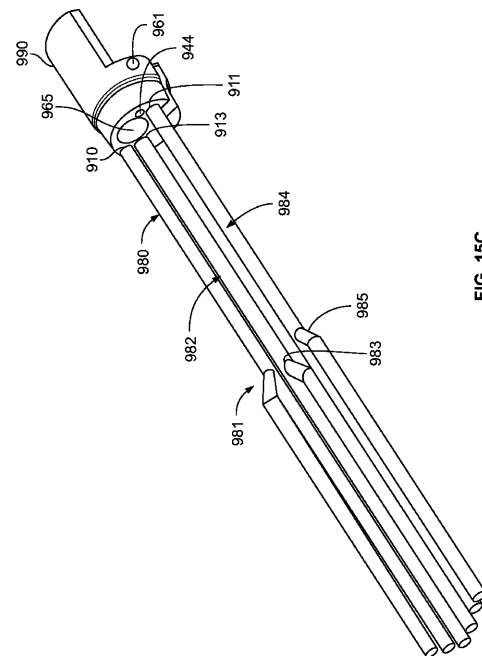
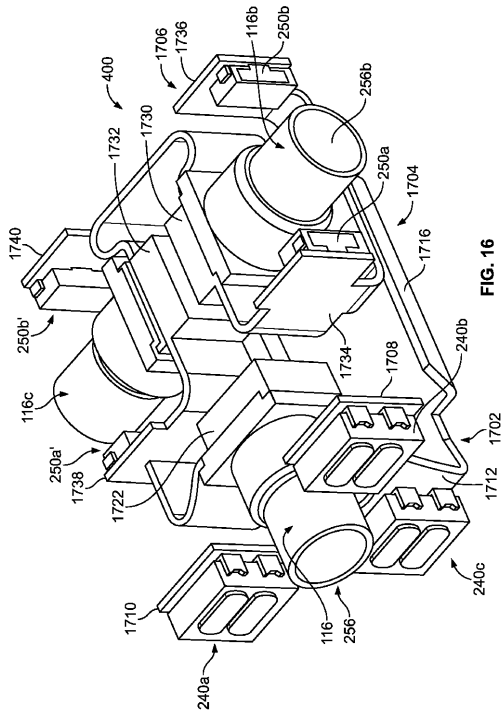
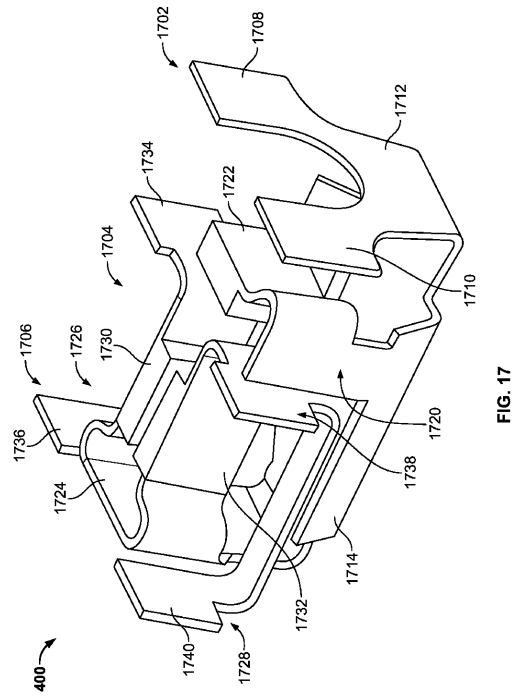


FIG. 15C

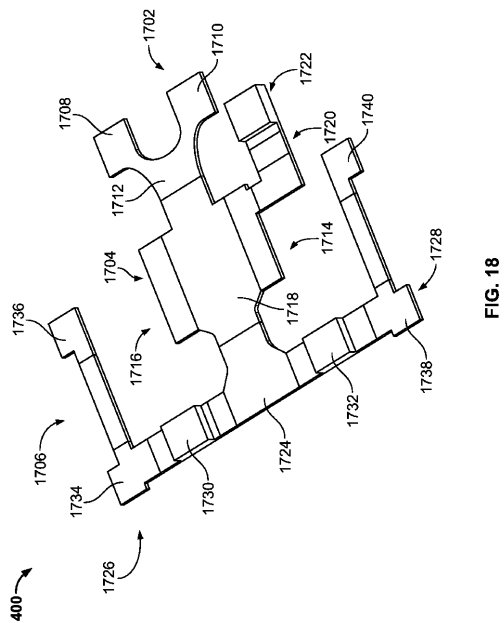
【 図 1 6 】



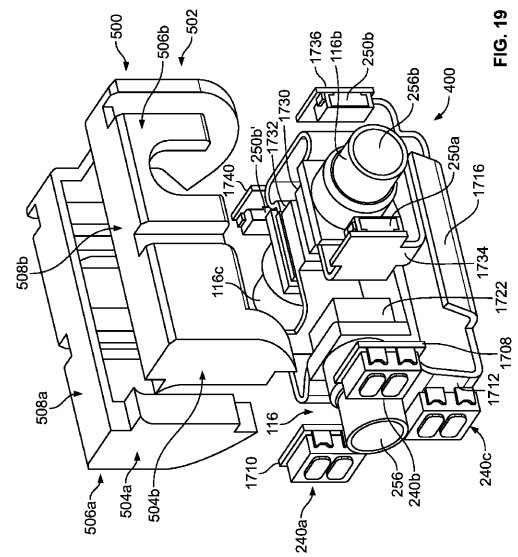
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【図 20】

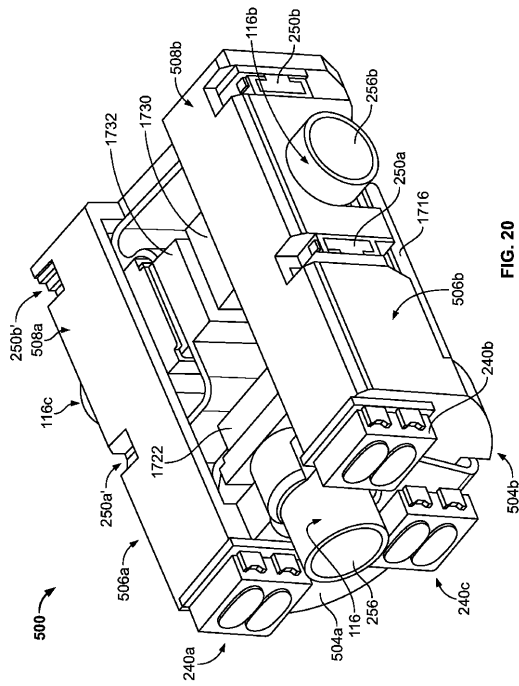


FIG. 20

【図 21】

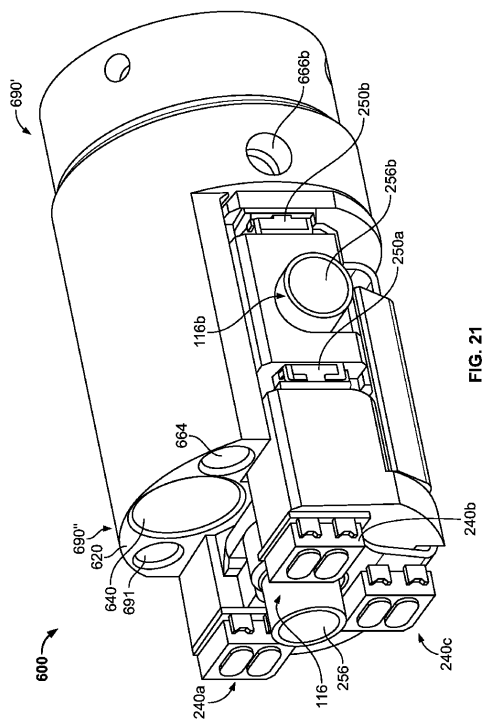


FIG. 21

【図 22】

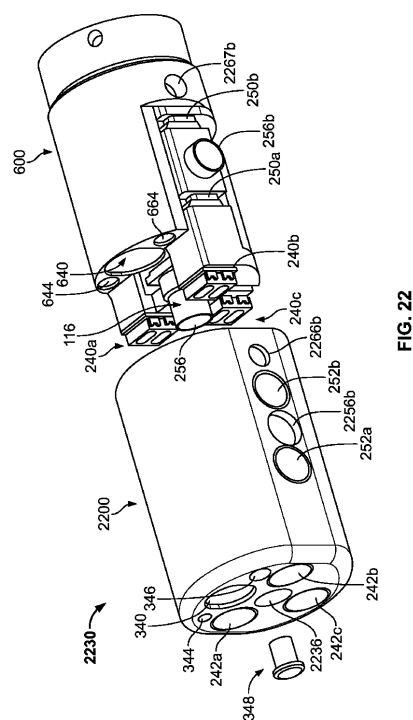


FIG. 22

【図 23 A】

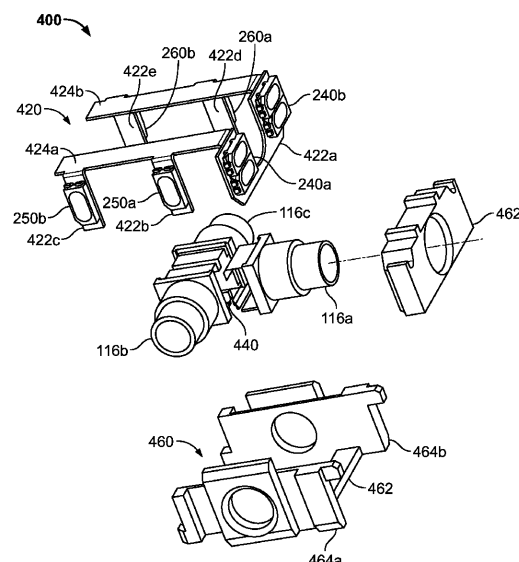
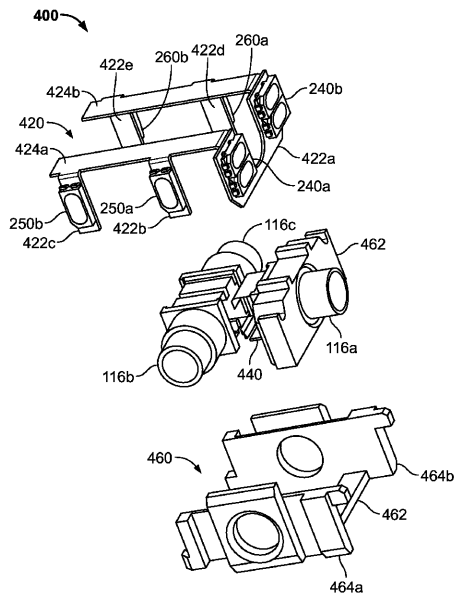
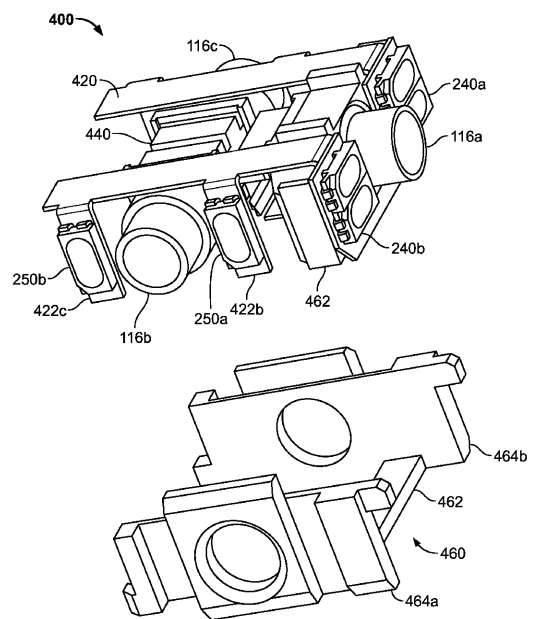


FIG. 23A

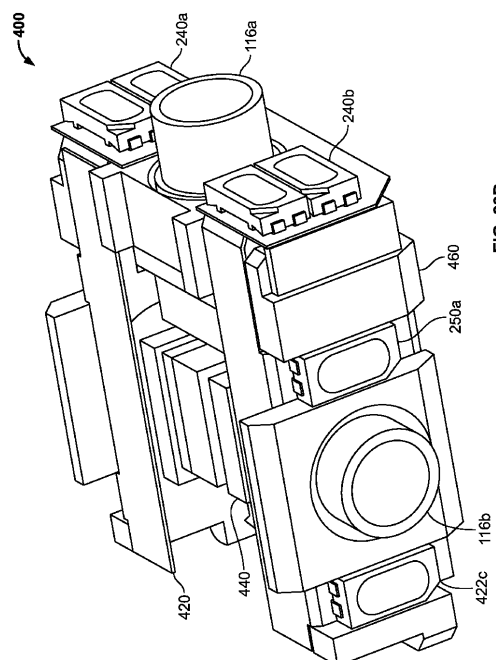
【 図 2 3 B 】



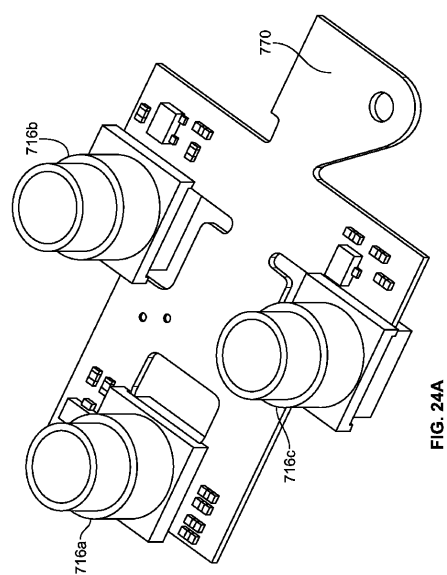
【 図 2 3 C 】



【 ㊦ 2 3 D 】



【 図 2 4 A 】



【 ㊦ 2 4 B 】

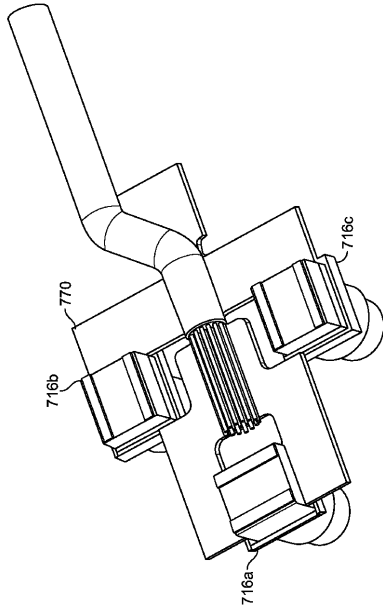


FIG. 24B

【 図 2 4 C 】

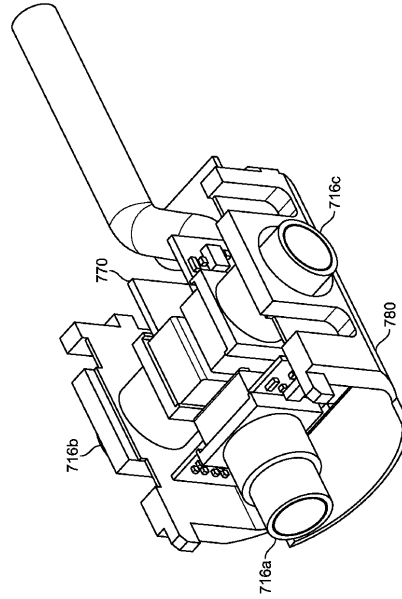


FIG. 24C

【 図 2 5 】

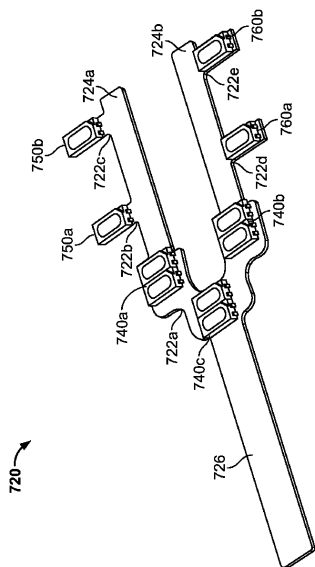


FIG. 25

【 ㊦ 2 6 A 】

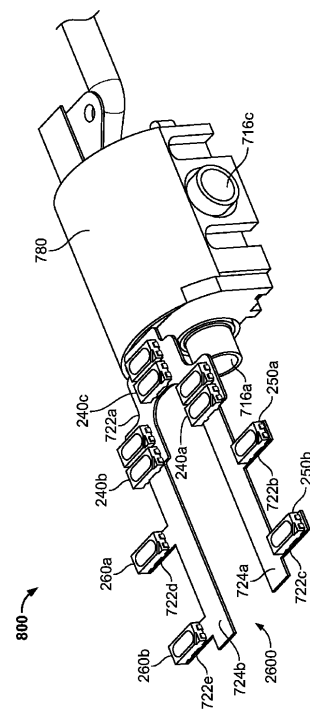


FIG. 26A

【図 26B】

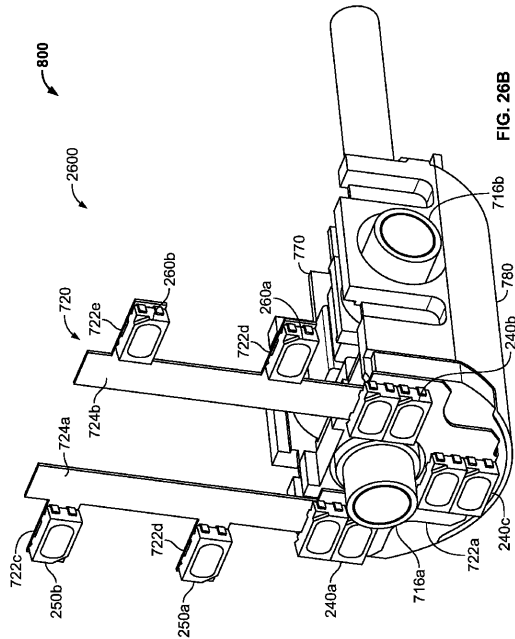
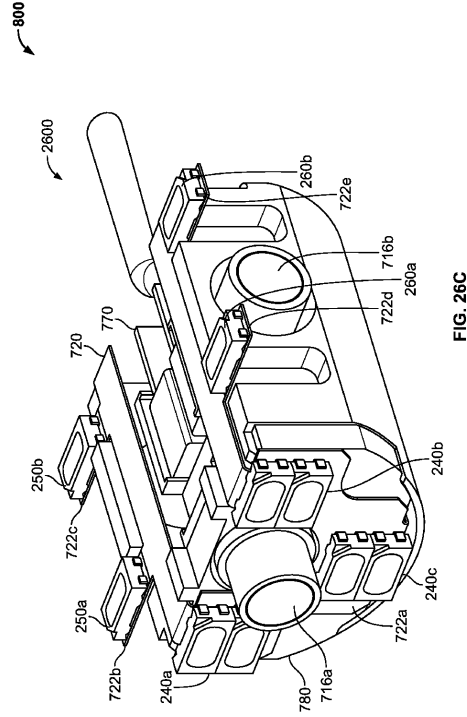


FIG. 26B

【図 26C】



【図 27B】

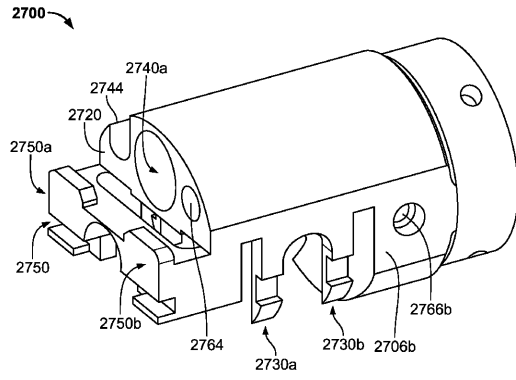


FIG. 27B

【図 28A】

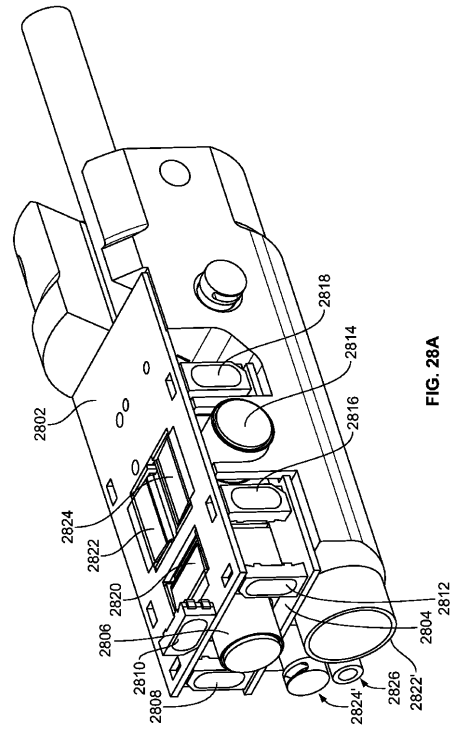


FIG. 28A

【図 28B】

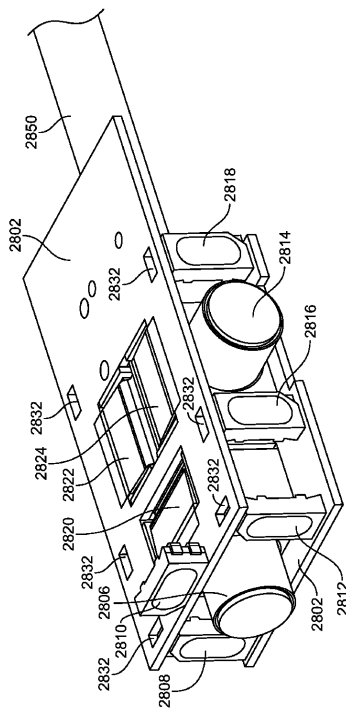


FIG. 28B

【図 28C】

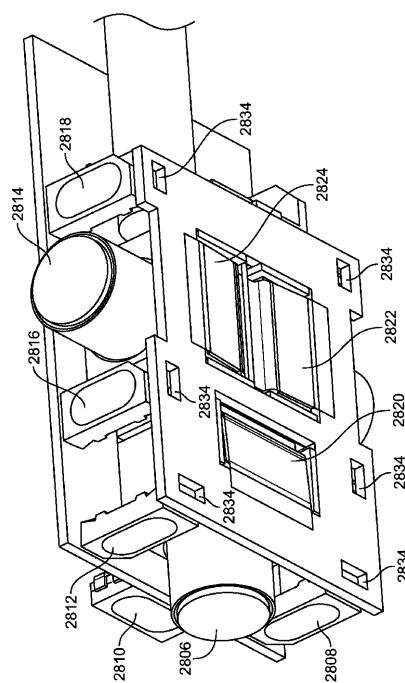


FIG. 28C

【図 29 A】

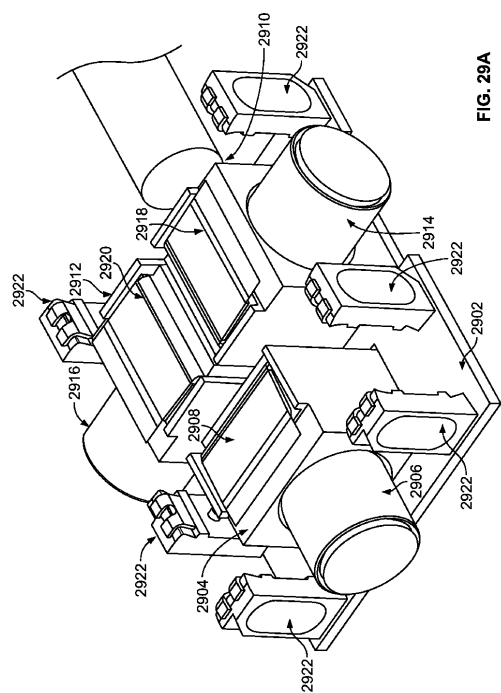


FIG. 29A

【図 29 B】

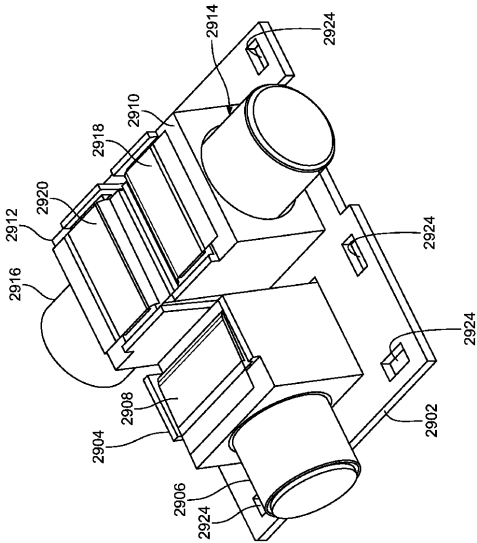


FIG. 29B

【図 29 C】

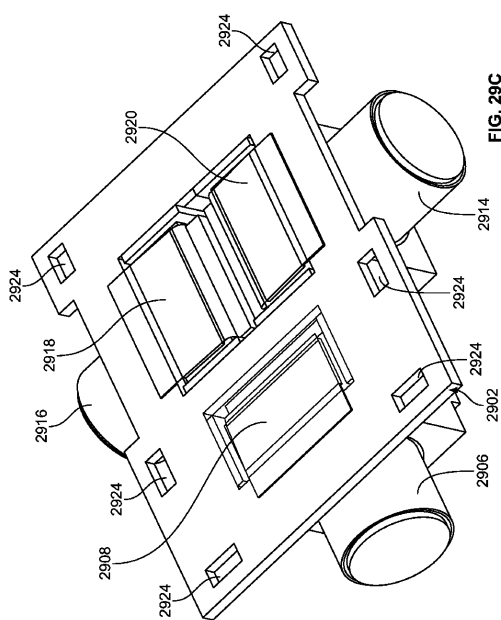


FIG. 29C

【図 30 A】

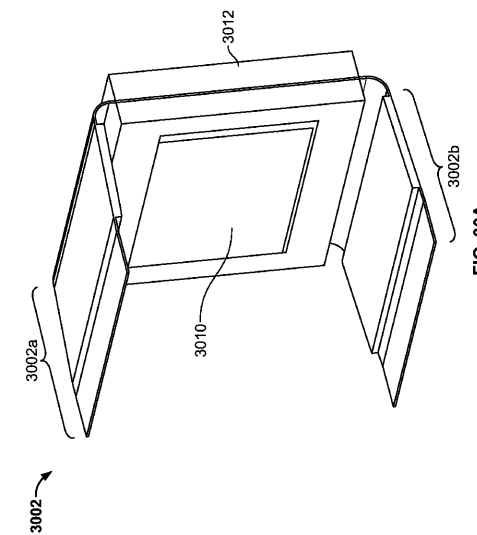


FIG. 30A

【図 30B】

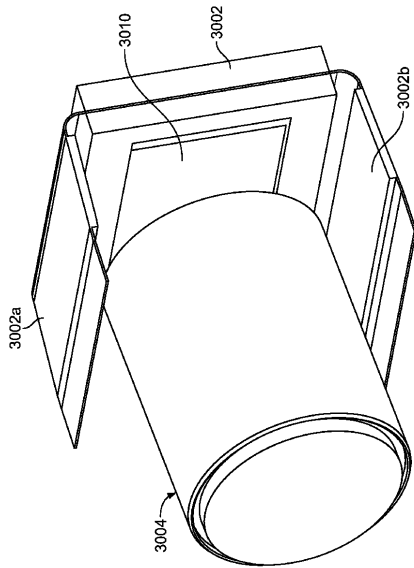


FIG. 30B

【図 30C】

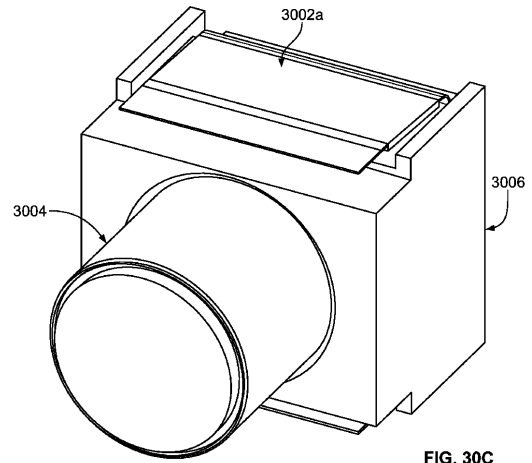


FIG. 30C

【図 31A】

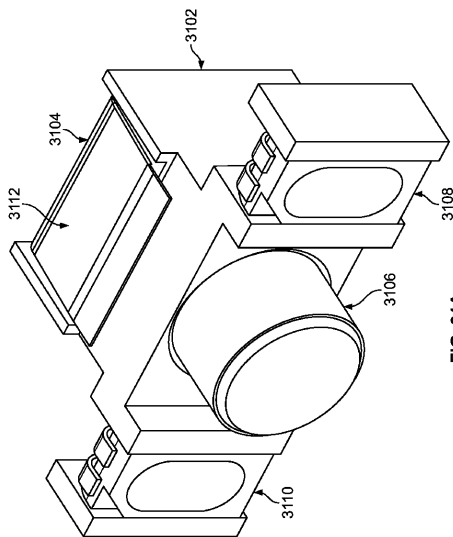


FIG. 31A

【図 31B】

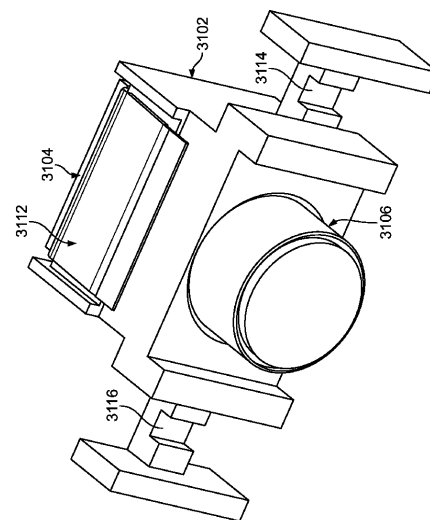


FIG. 31B

【図 3 2 A】

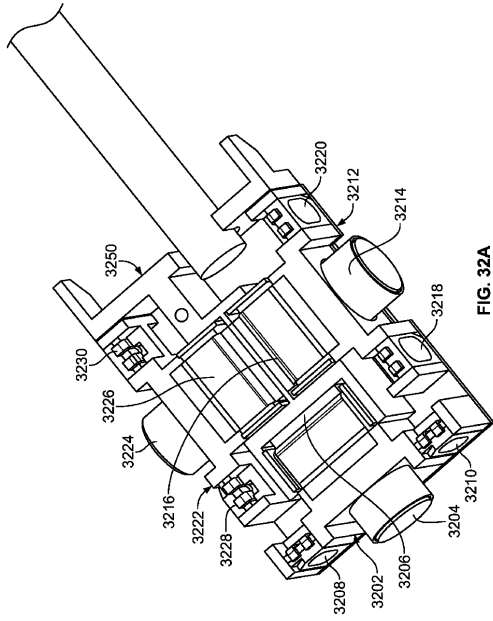


FIG. 32A

【図 3 2 B】

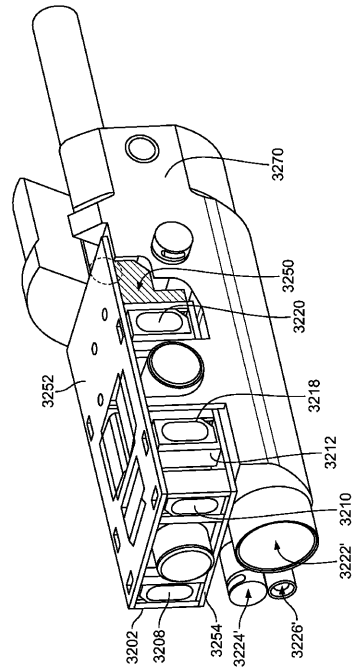


FIG. 32B

【図 3 3 A】

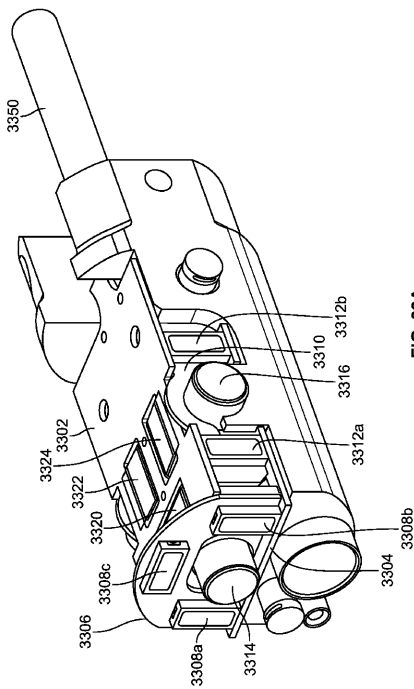


FIG. 33A

【図 3 3 B】

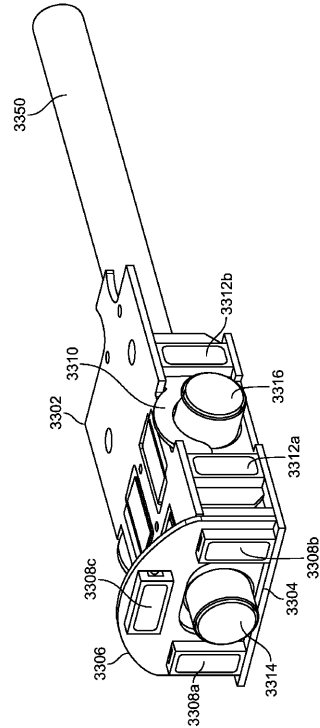


FIG. 33B

【図 3 4】

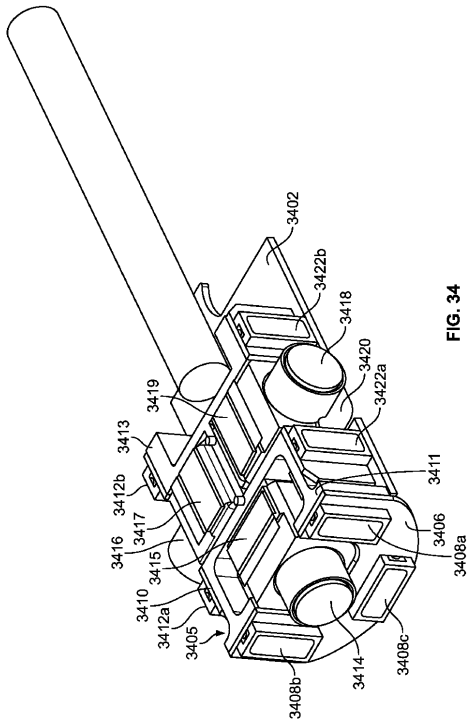


FIG. 34

【図 3 5 A】

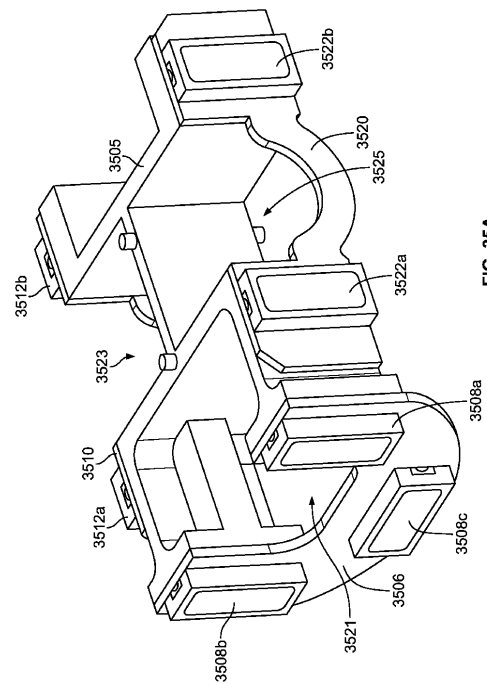


FIG. 35A

【図 3 5 B】

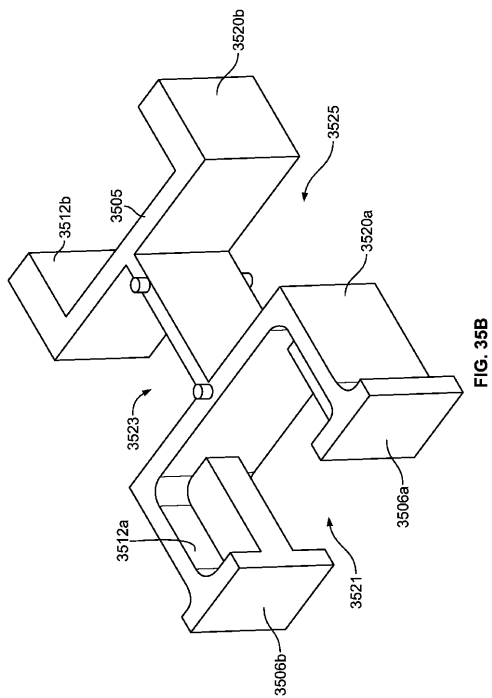


FIG. 35B

【図 3 6】

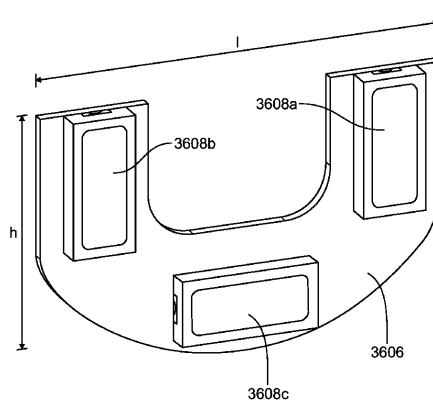


FIG. 36

【図 37】

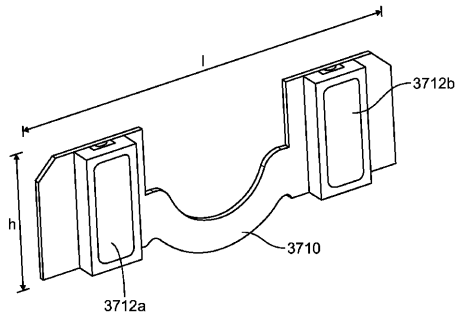


FIG. 37

【図 38 A】

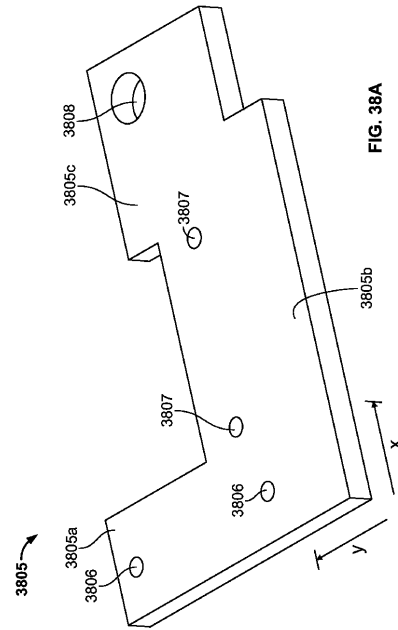


FIG. 38A

【図 38 B】

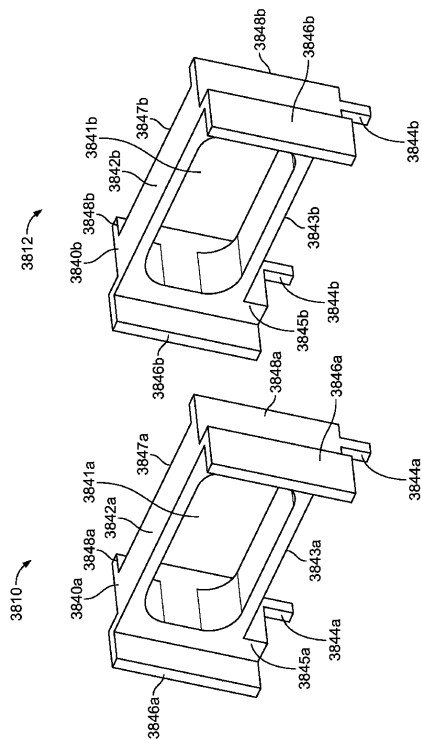


FIG. 38B

【図 38 C】

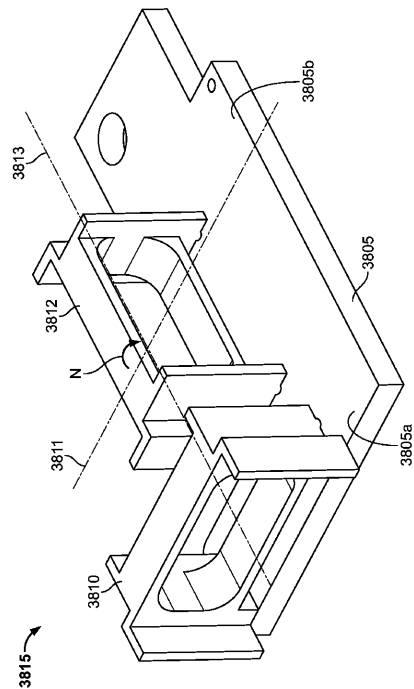


FIG. 38C

【図 38D】

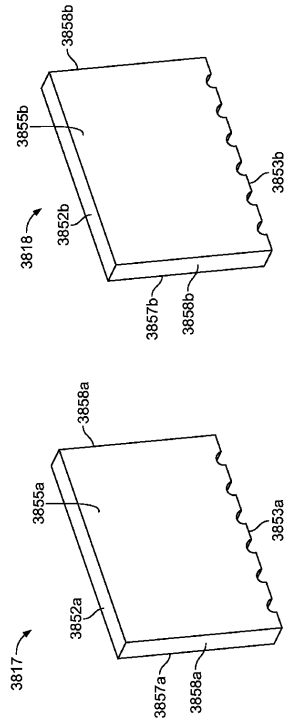


FIG. 38D

【図 38E】

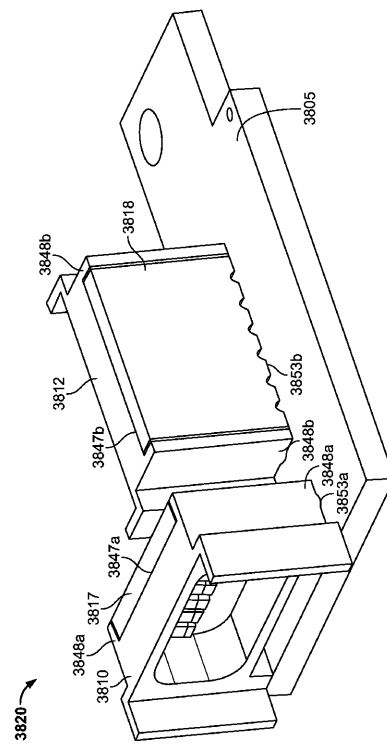
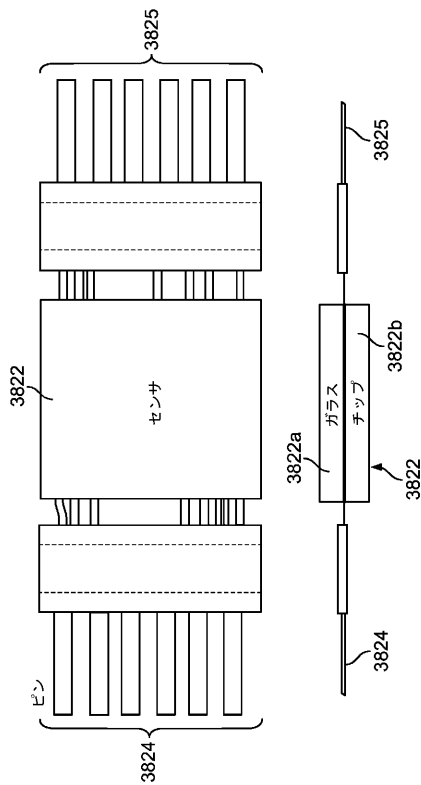


FIG. 38E

【図 38F】



【図 38G】

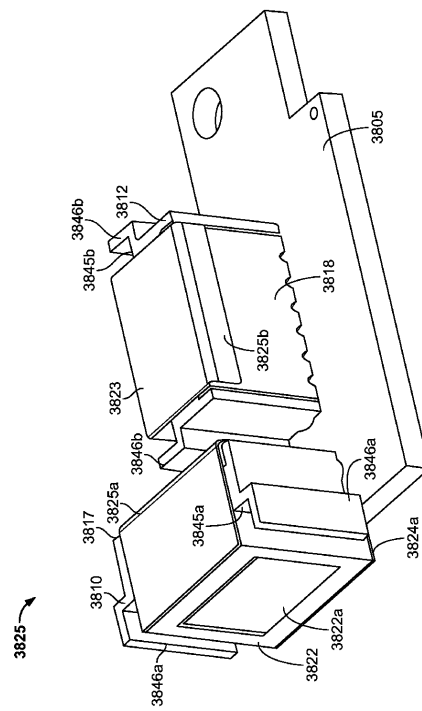
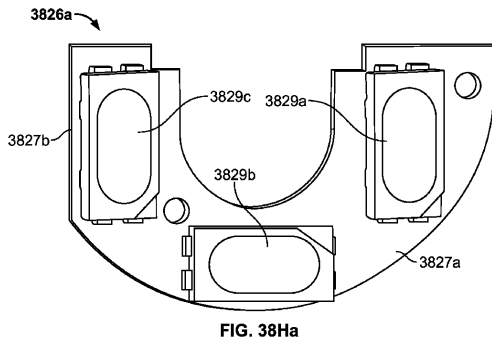
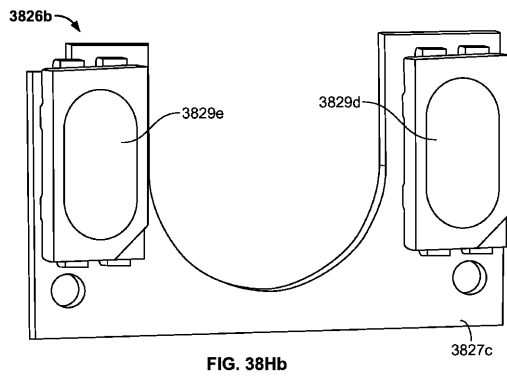


FIG. 38G

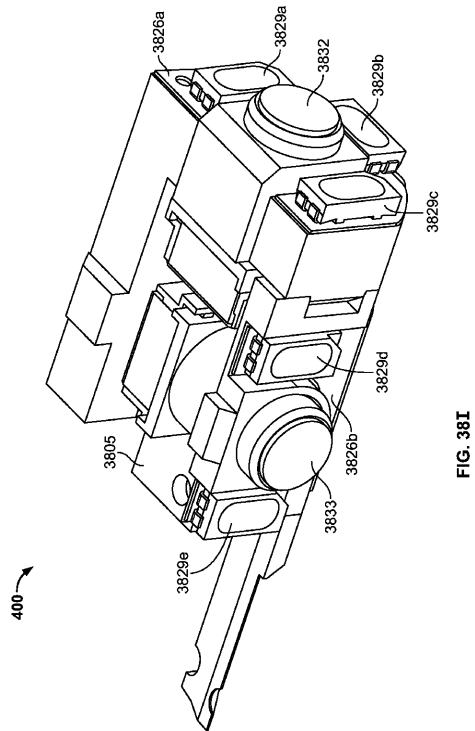
【図 38 H a】



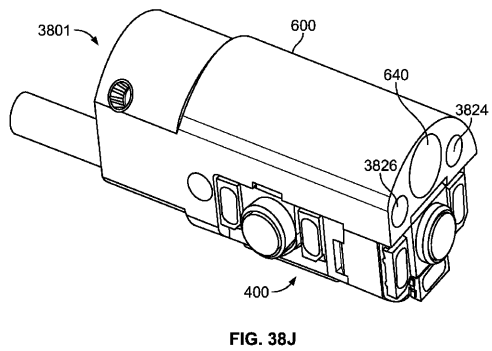
【図 38 H b】



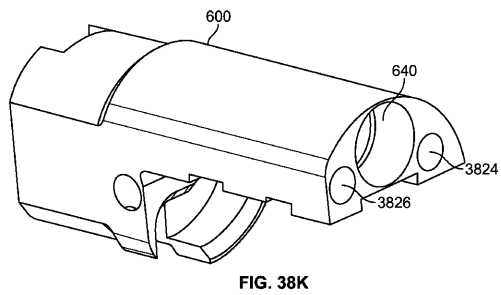
【図 38 I】



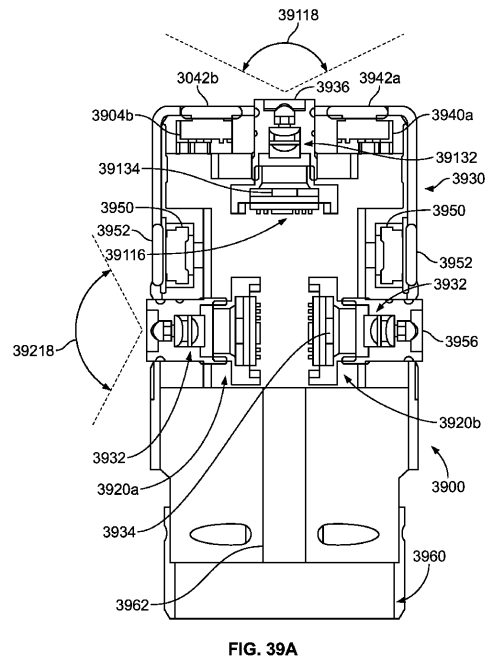
【図 38 J】



【図 38 K】



【図 39 A】



【図 39 B】

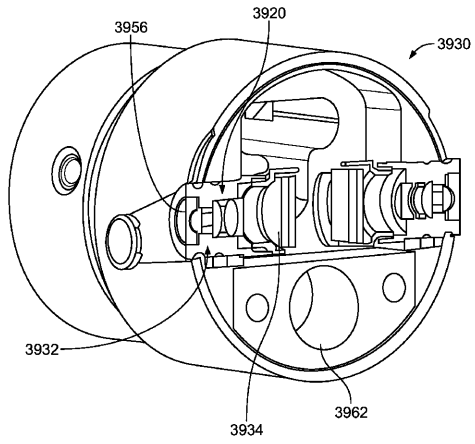


FIG. 39B

【図 39 C】

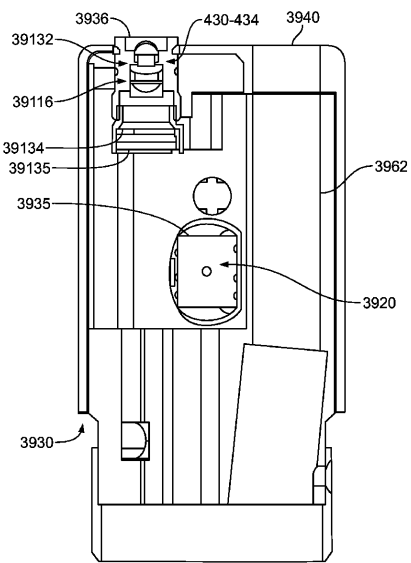


FIG. 39C

【図 40】

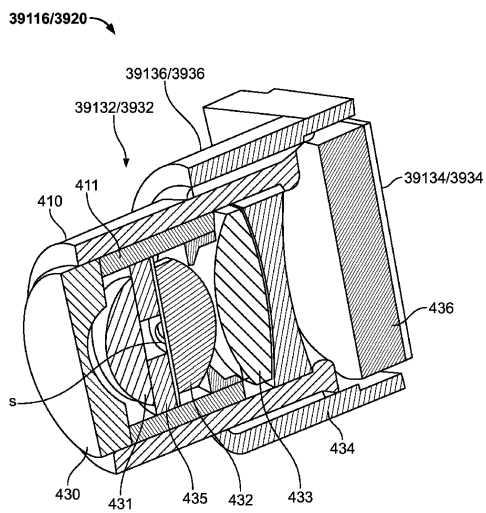


FIG. 40

【図 41 A】

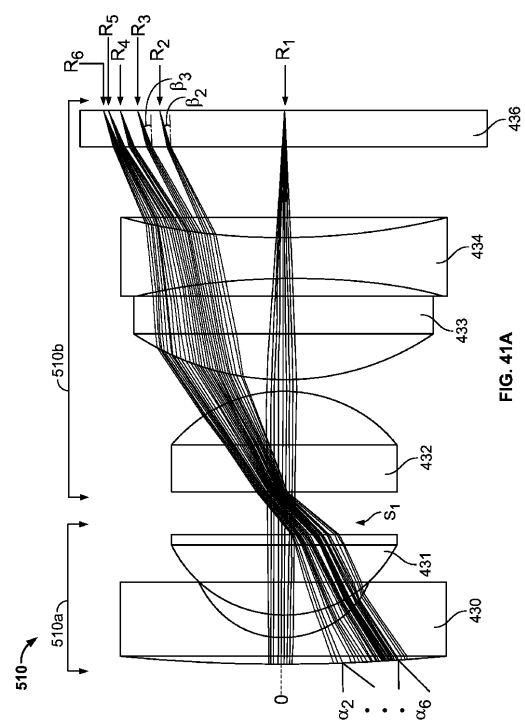


FIG. 41A

【図 4 1 B】

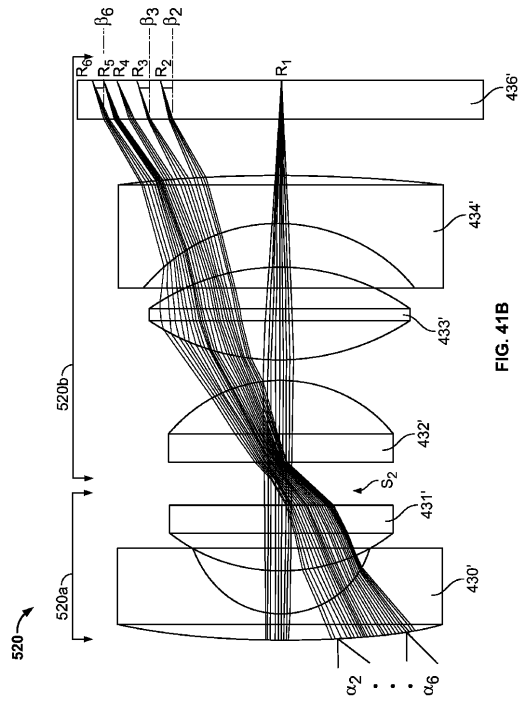


FIG. 41B

【図 4 1 C】

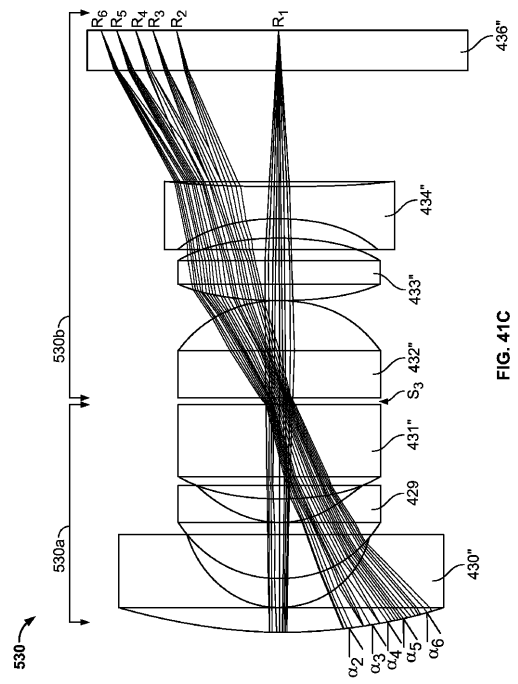


FIG. 41C

【図 4 2】

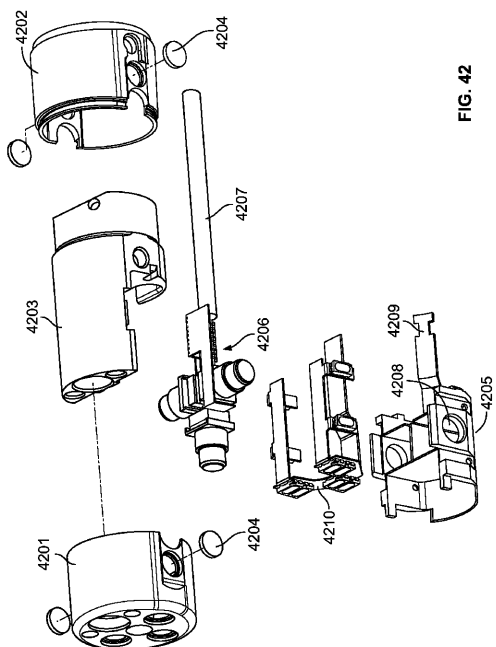


FIG. 42

【図 4 3】

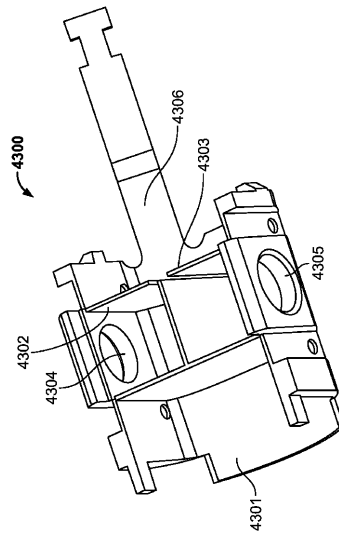


FIG. 43

【 図 4 4 】

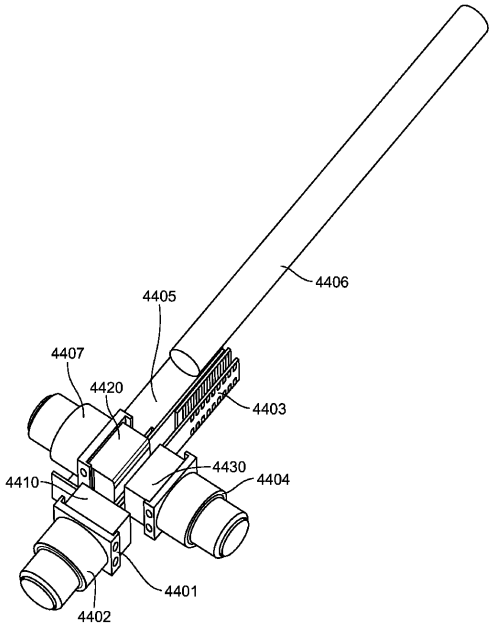


FIG. 44

【 図 4 5 】

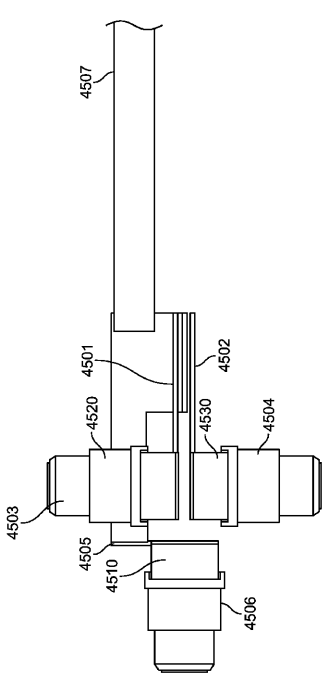


FIG. 45

【 図 4 6 】

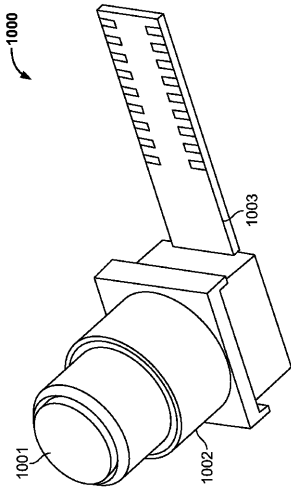


FIG. 46

【 図 4 7 】

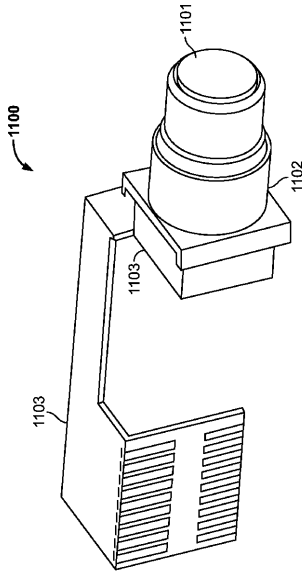


FIG. 47

【 図 4 8 】

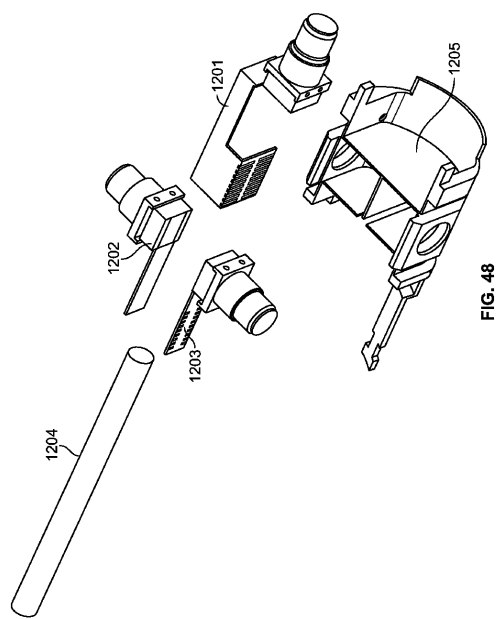


FIG. 48

【 図 4 9 】

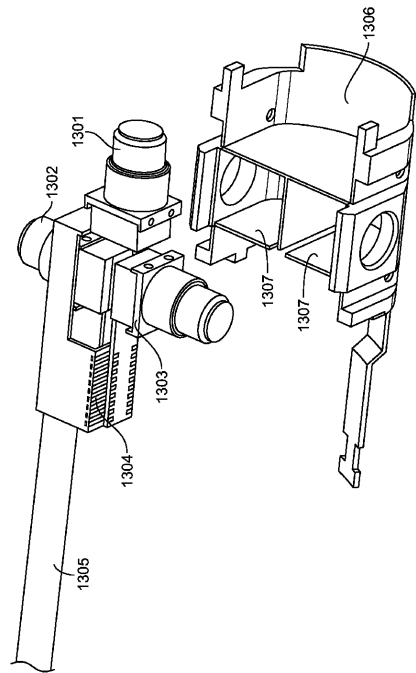


FIG. 49

【 図 5 0 】

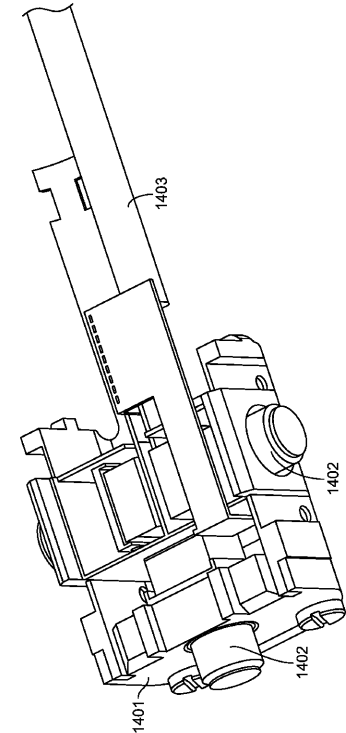


FIG. 50

【 図 5 1 】

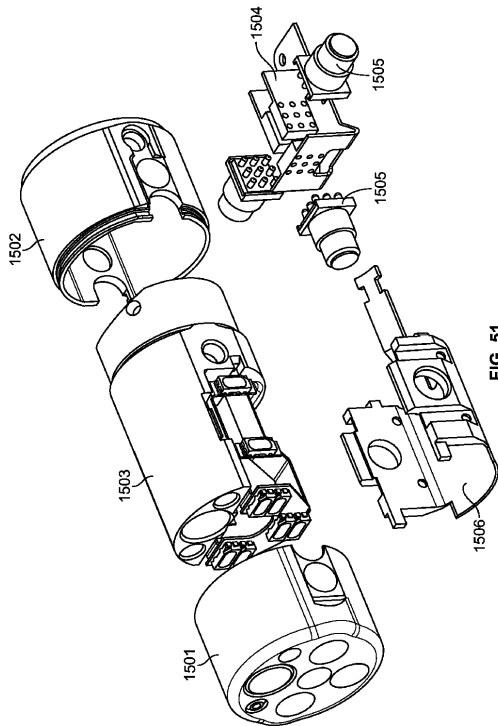


FIG. 51

【 図 5 2 】

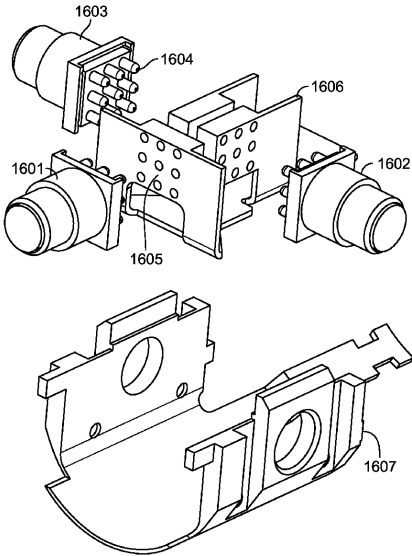


FIG. 52

【 図 5 3 A 】

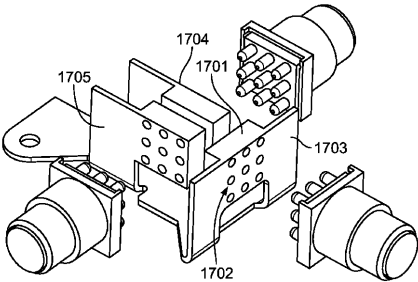


FIG. 53A

【 図 5 3 B 】

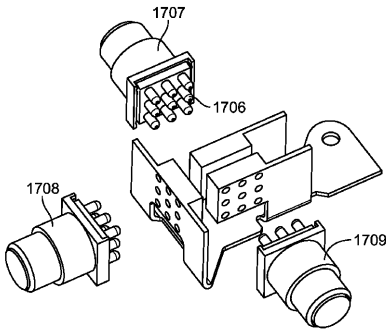


FIG. 53B

【 図 5 4 】

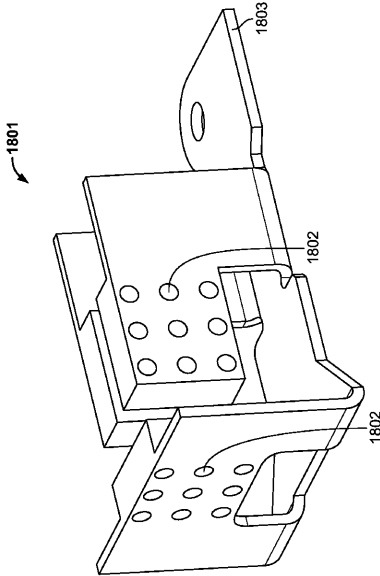


FIG. 54

【 図 5 5 A 】

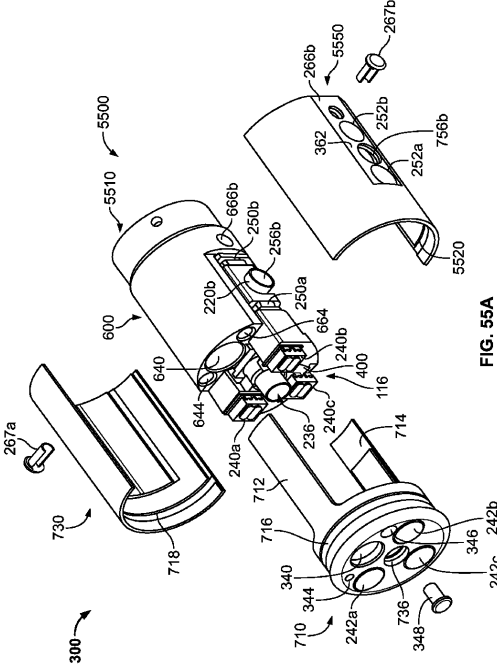


FIG. 55A

【図 55B】

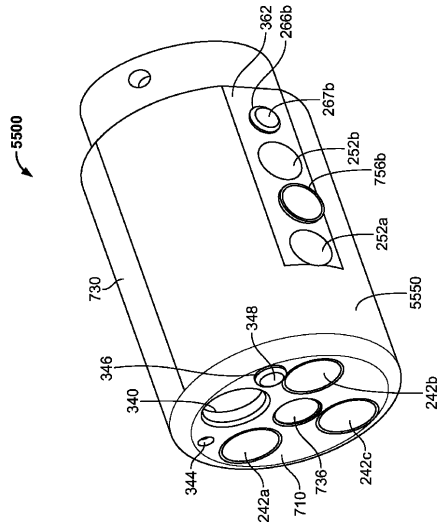


FIG. 55B

【図 56】

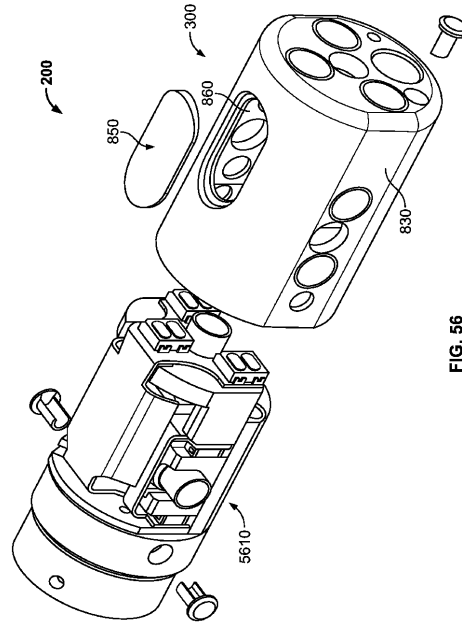


FIG. 56

【図 57】

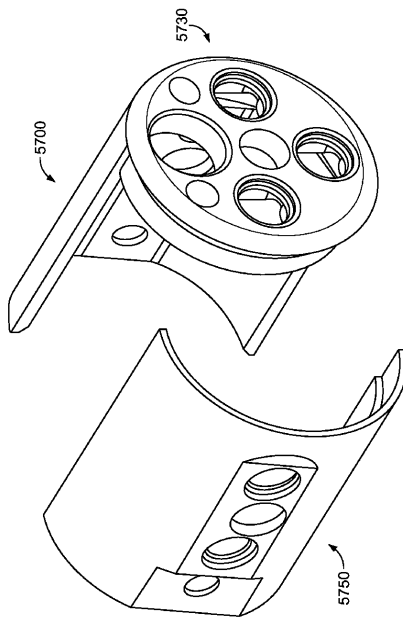


FIG. 57

【図 58A】

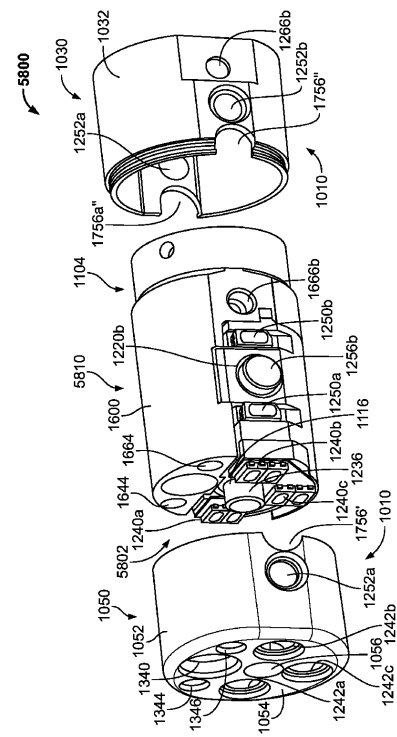


FIG. 58A

【 図 5 8 B 】

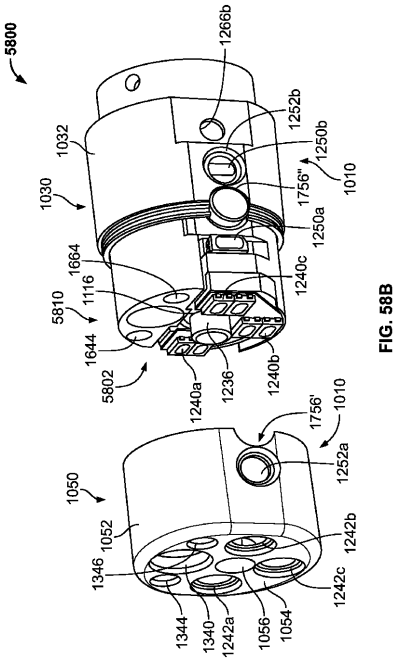


FIG. 58B

【 図 5 8 C 】

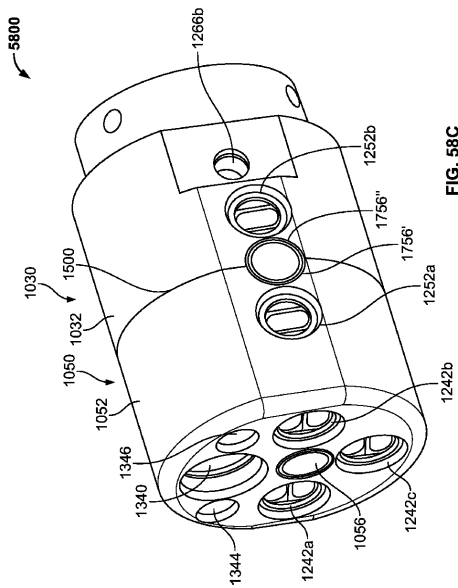


FIG. 58C

【 図 5 9 A 】

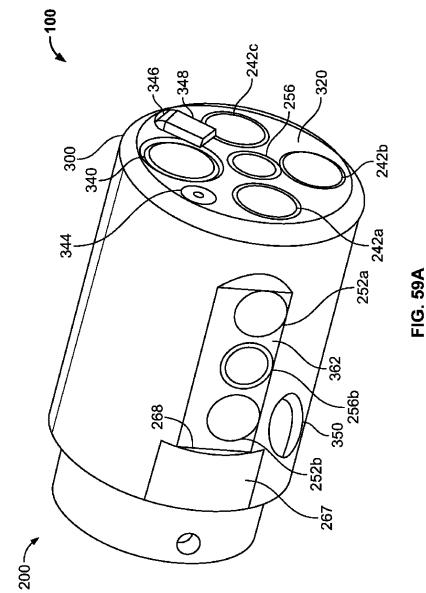


FIG. 59A

【 図 5 9 B 】

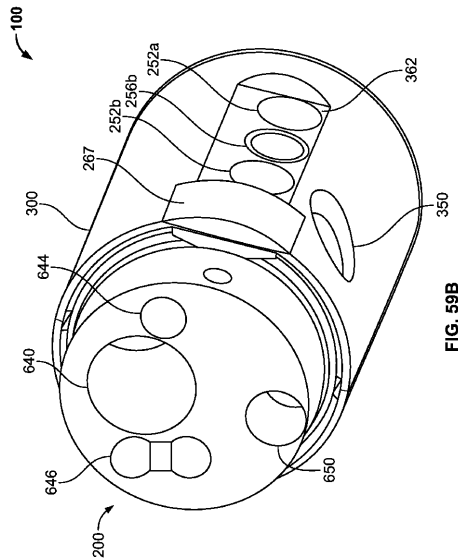


FIG. 59B

【図 59C】

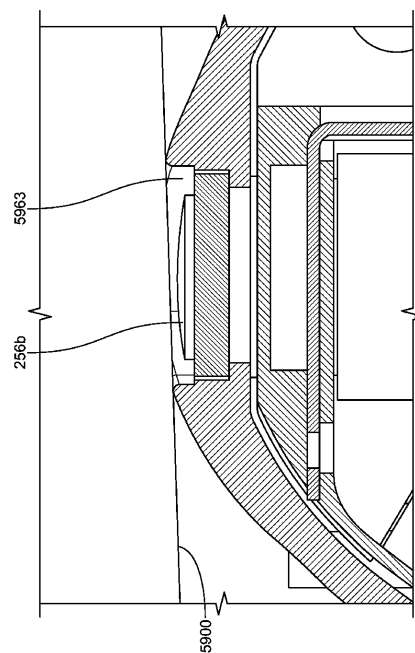


FIG. 59C

【図 60A】

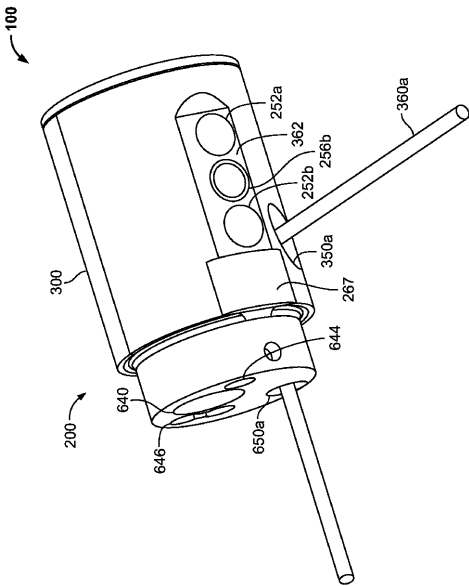


FIG. 60A

【図 60B】

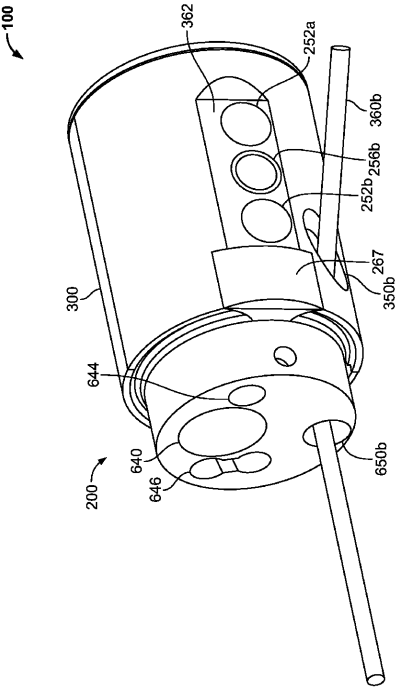


FIG. 60B

【図 61A】

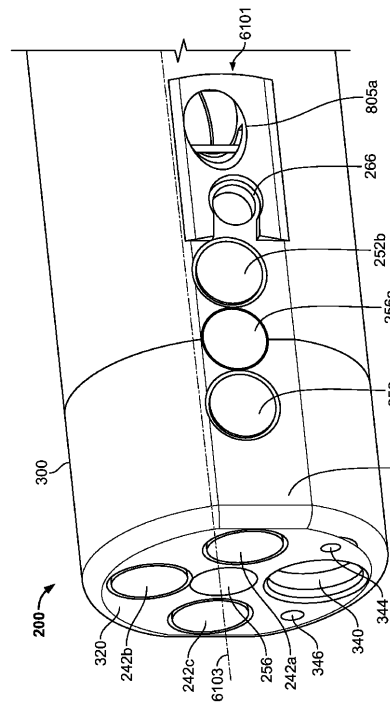


FIG. 61A

【 図 6 1 B 】

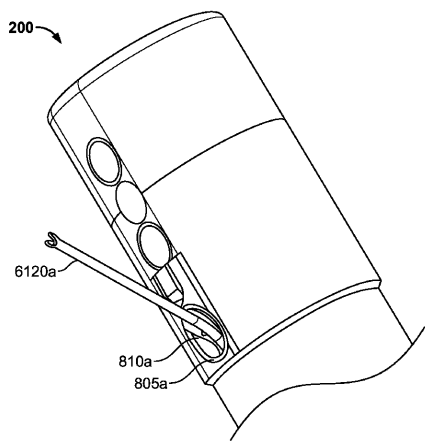


FIG. 61B

【 図 6 1 C 】

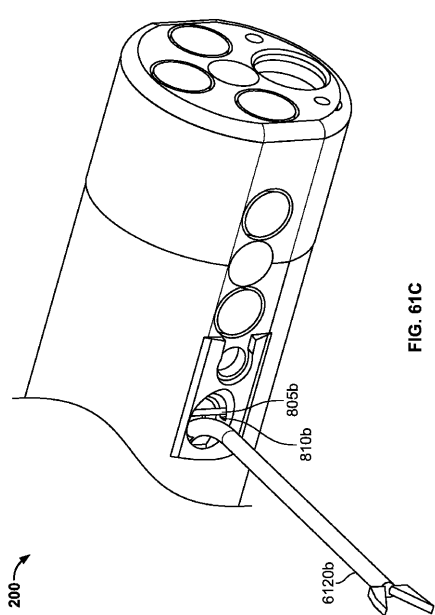


FIG. 61C

【 図 6 2 】

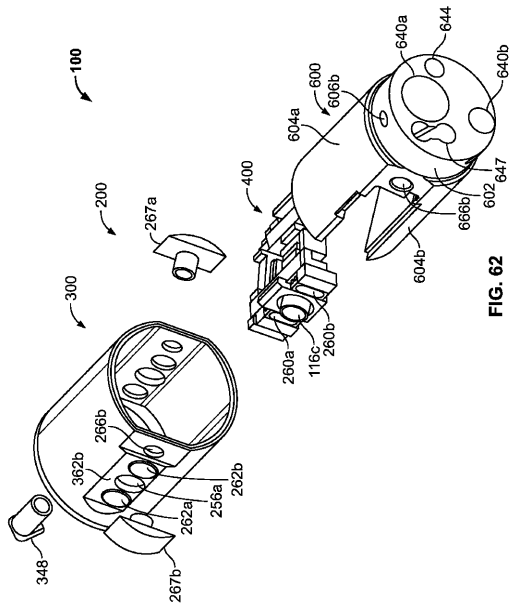


FIG. 62

【 図 6 3 】

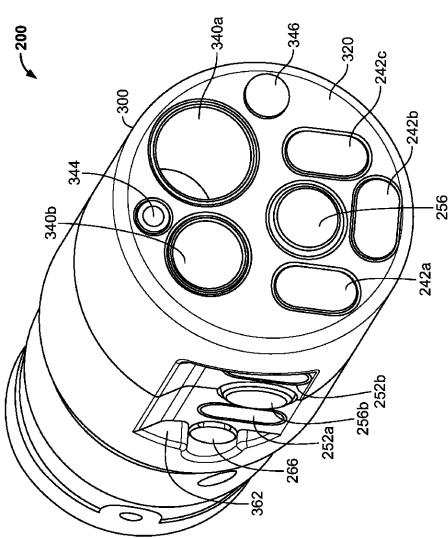


FIG. 63

【 図 6 4 】

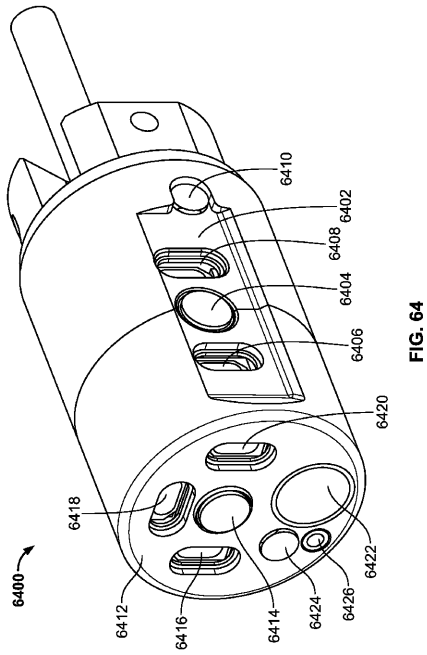


FIG. 64

【 図 6 5 A 】

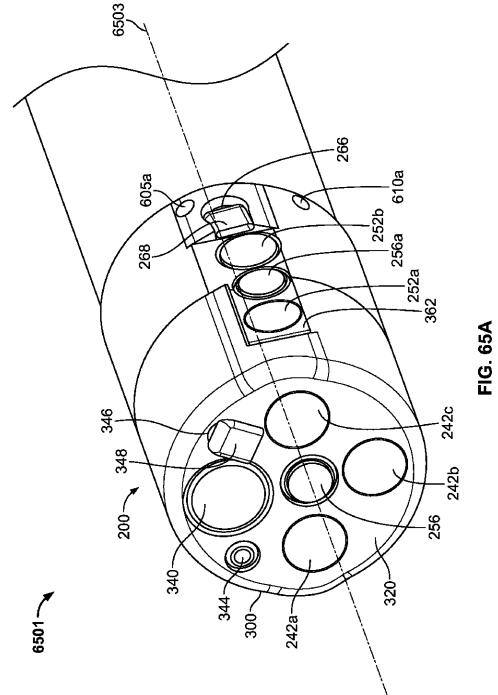


FIG. 65A

【 ㄨ 6 5 B 】

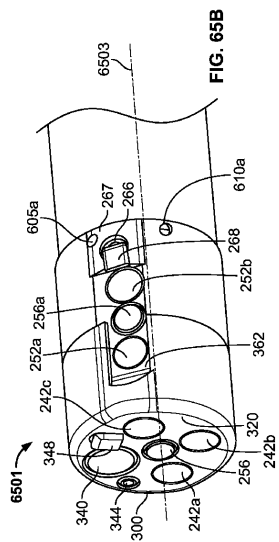
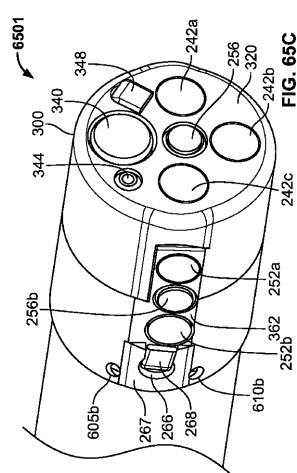


FIG. 65B

【 ㊦ 6 5 C 】



242b
FIG. 65C

【図 65 D】

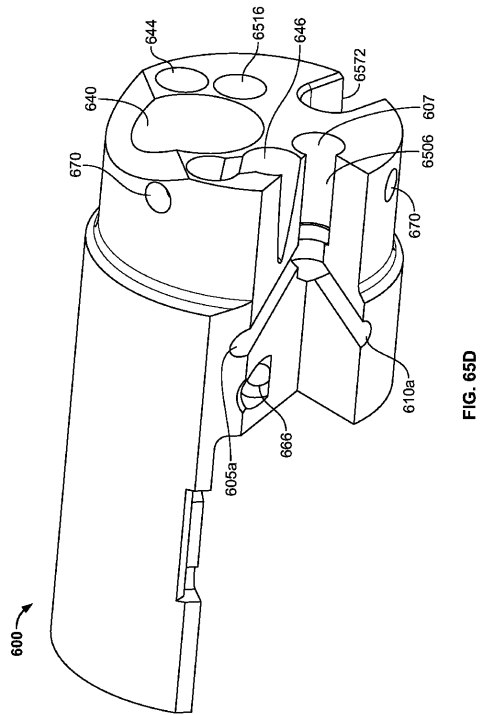


FIG. 65D

【図 65 E】

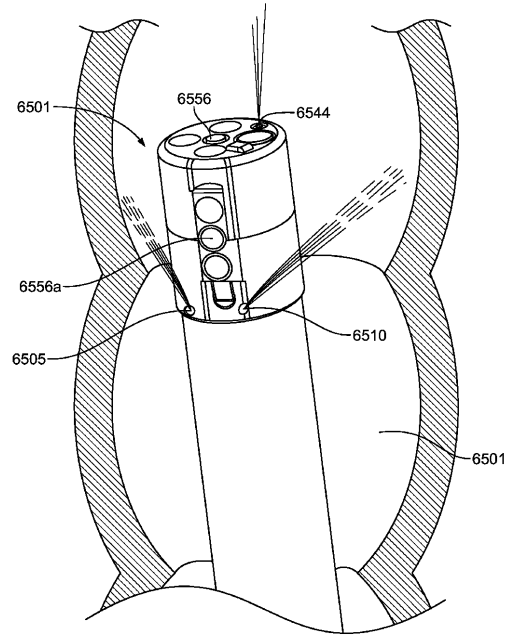


FIG. 65E

【図 66】

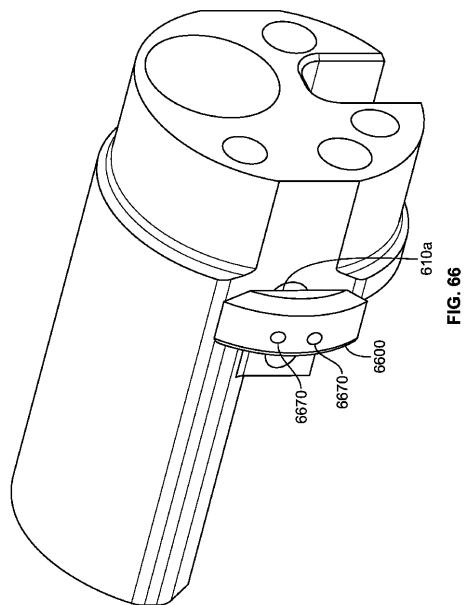


FIG. 66

【図 67 A】

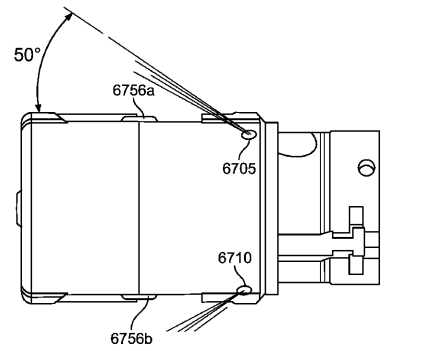


FIG. 67A

【図 67 B】

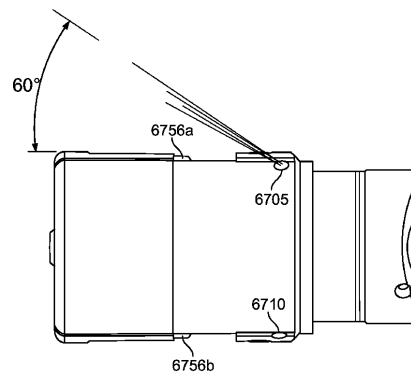


FIG. 67B

【図 68 A】

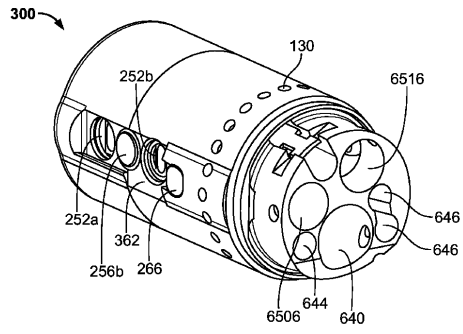


FIG. 68A

【図 68 B】

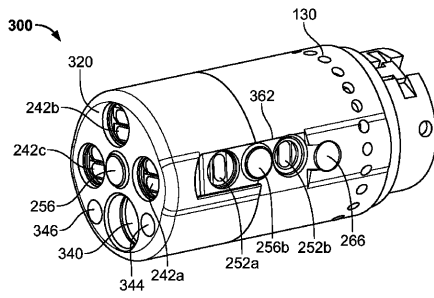


FIG. 68B

【図 69 A】

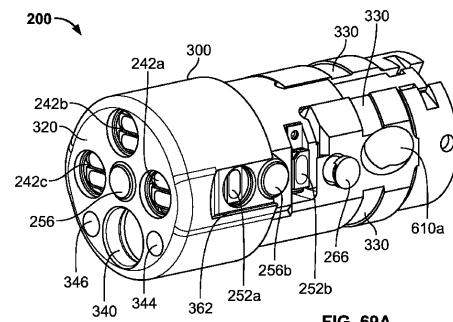


FIG. 69A

【図 69 B】

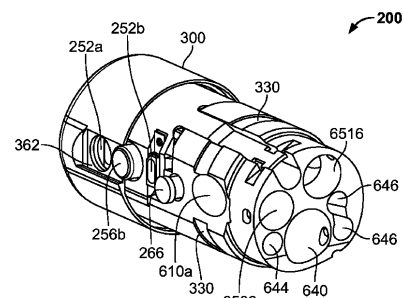


FIG. 69B

【図 70】

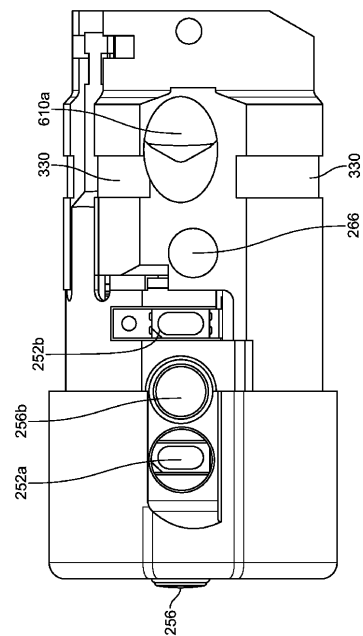


FIG. 70

【図 71】

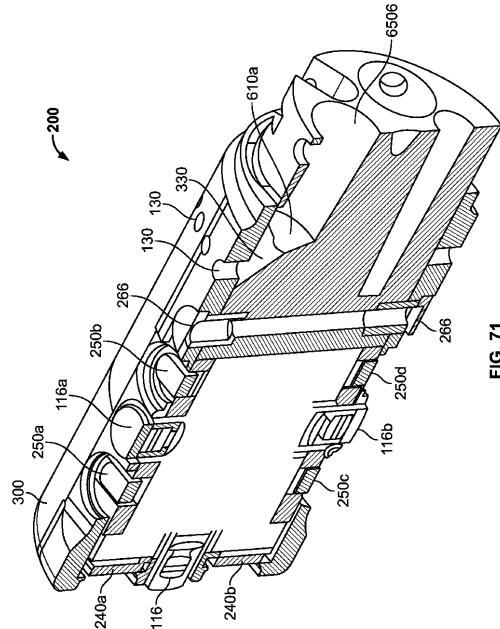


FIG. 71

【 図 7 2 】

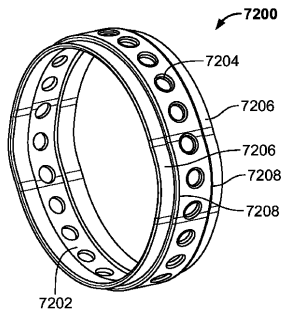


FIG. 72

【 図 7 3 】

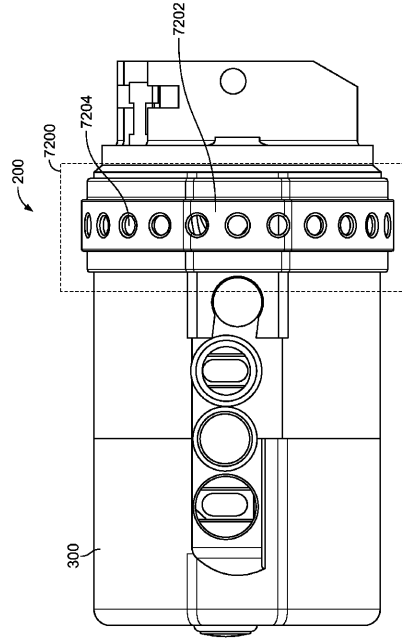


FIG. 73

【 図 7 4 A 】

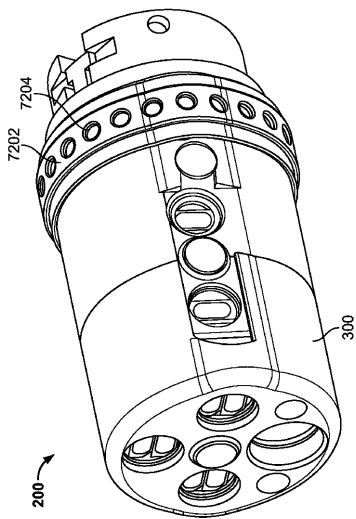


FIG. 74A

【 図 7 4 B 】

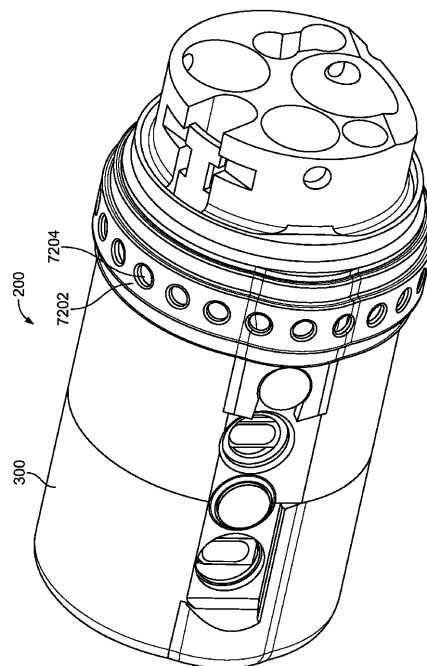
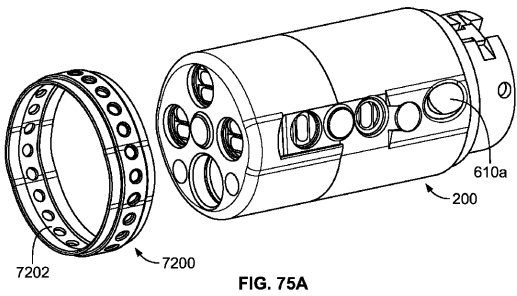
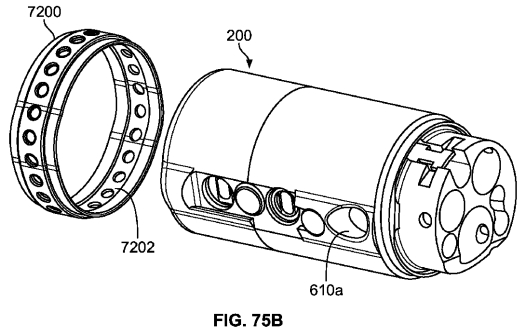


FIG. 74B

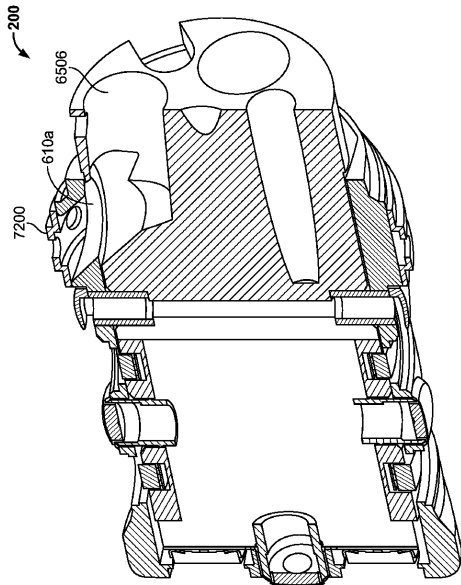
【 図 7 5 A 】



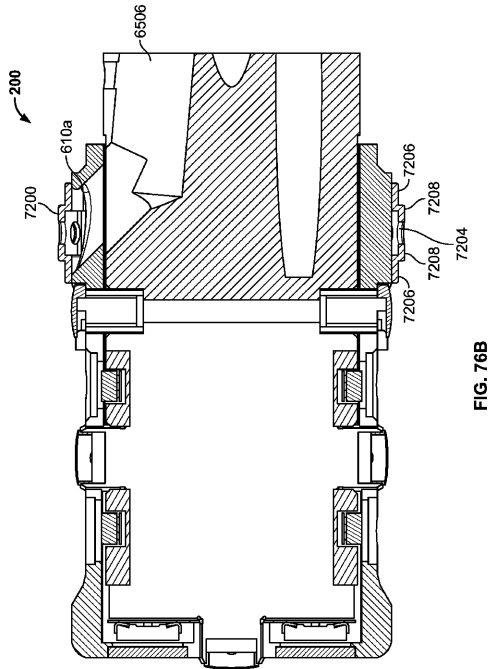
【 図 7 5 B 】



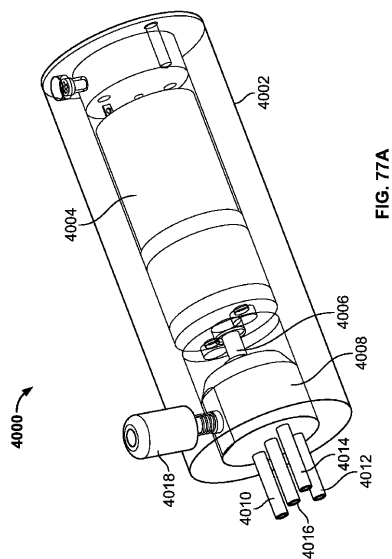
【 図 7 6 A 】



【 図 7 6 B 】



【 図 7 7 A 】



【 図 7 7 B 】

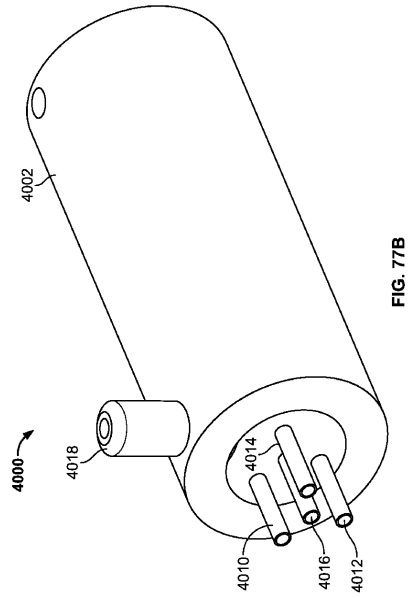


FIG. 77B

【 図 7 7 C 】

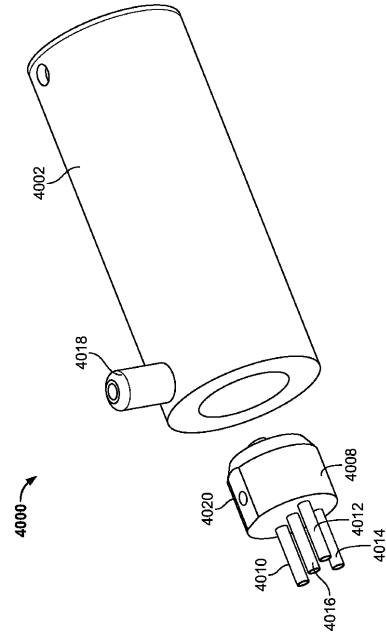


FIG. 77C

【 図 7 8 A 】

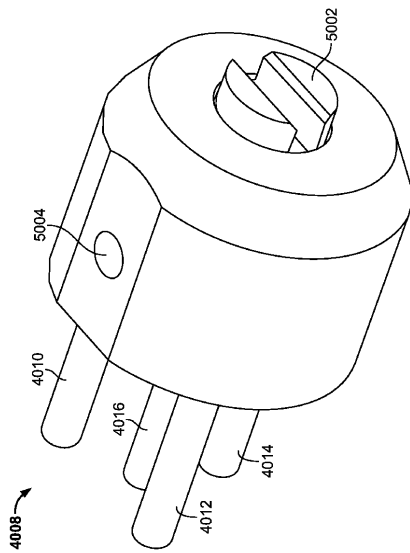


FIG. 78A

【 図 7 8 B 】

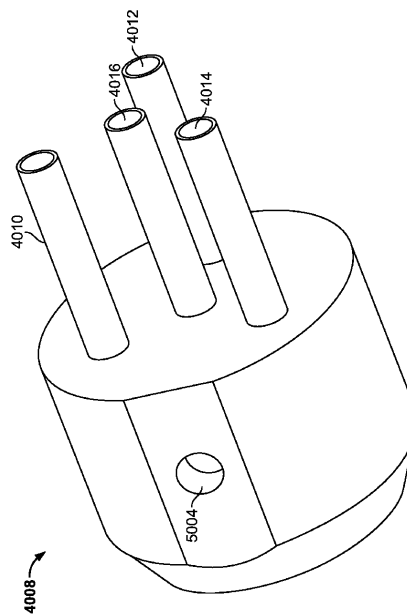
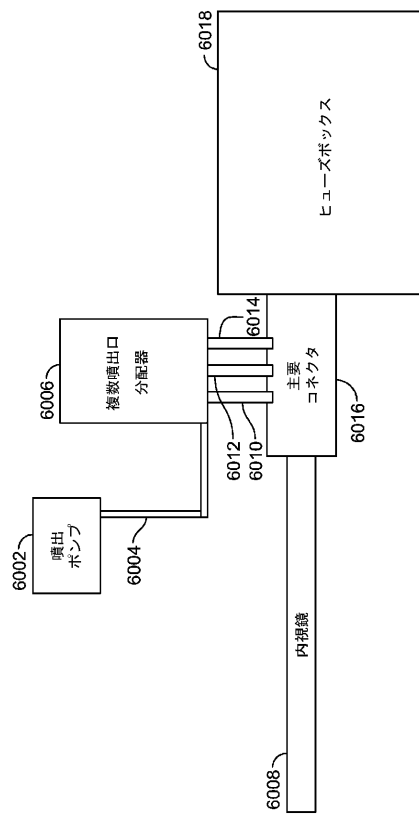
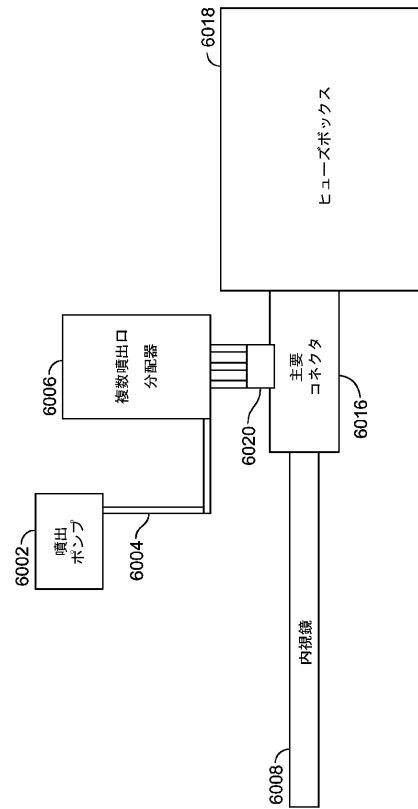


FIG. 78B

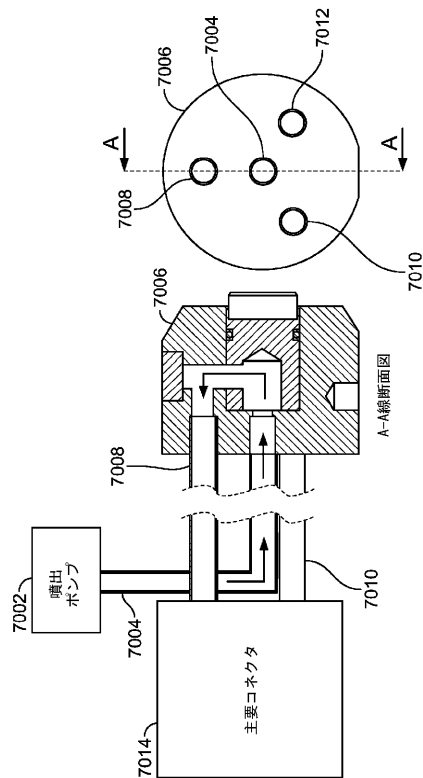
【図 79 A】



【図 79 B】



【図 80】



【図 81 A】

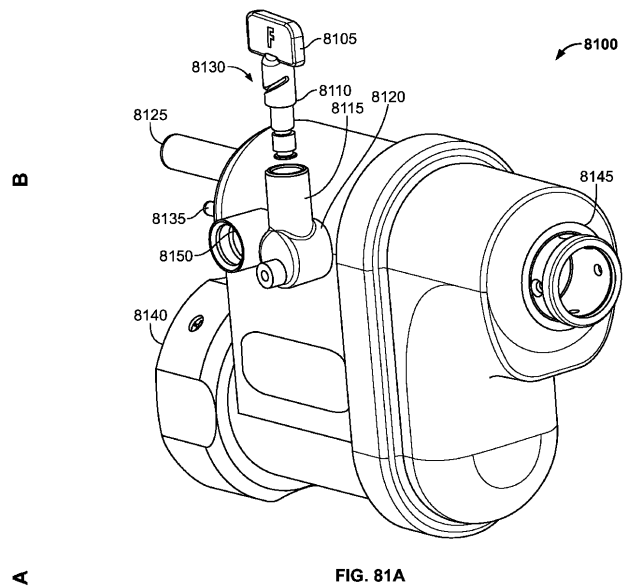


FIG. 81A

【図 8 1 B】

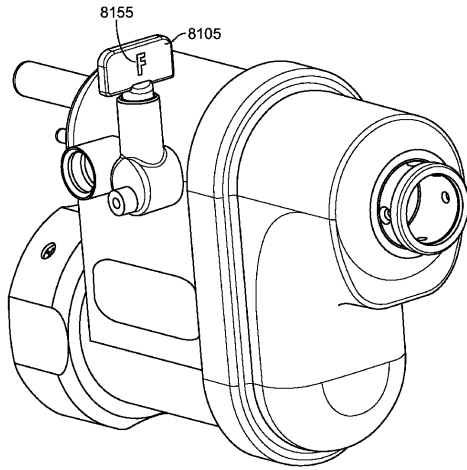


FIG. 81B

【図 8 1 C】

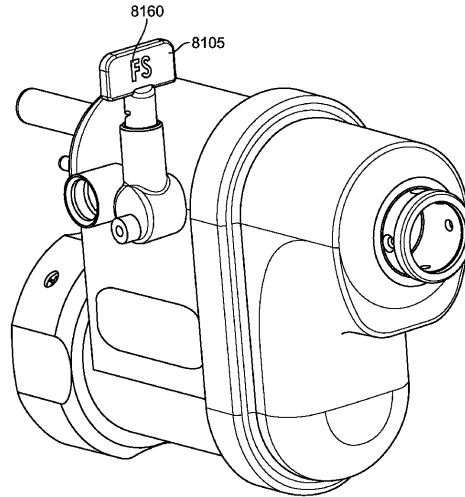


FIG. 81C

【図 8 2】

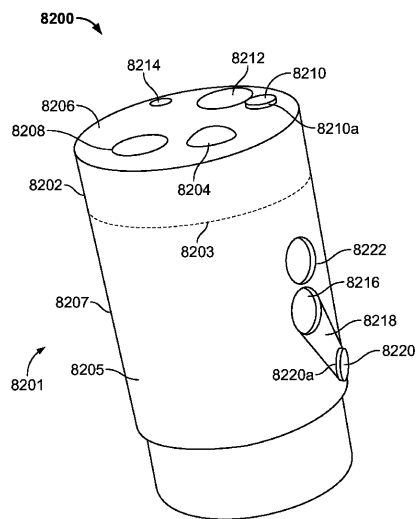


FIG. 82

【図 8 3】

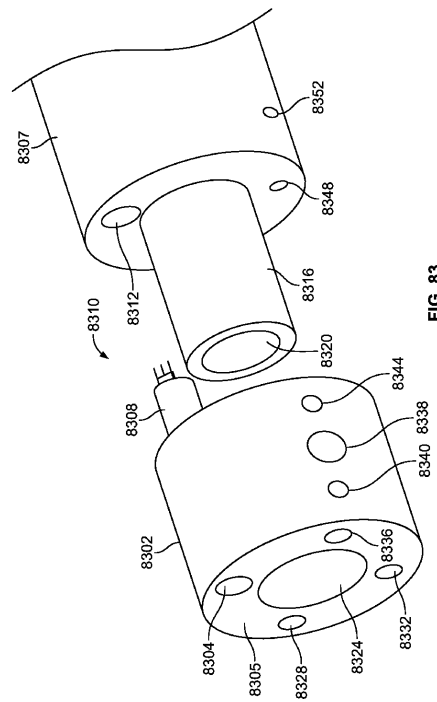


FIG. 83

【 図 8 4 】

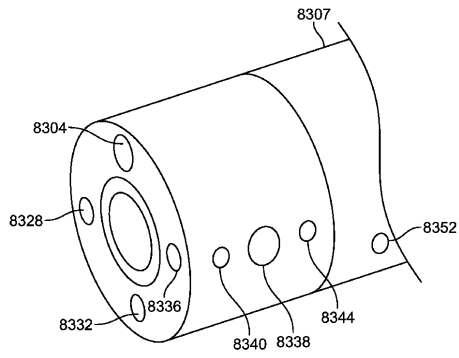


FIG. 84

【 図 8 5 】

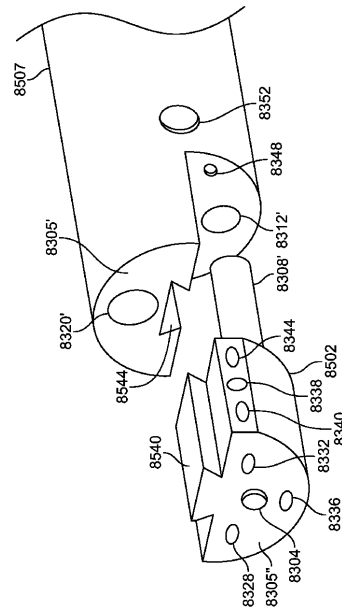


FIG. 85

【 図 8 6 】

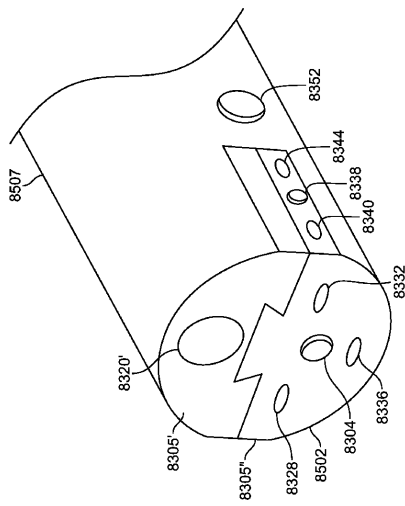


FIG. 86

【 図 8 7 A 】

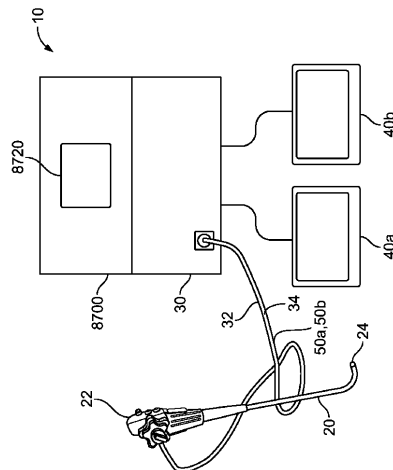


FIG. 87A

【 図 8 7 B 】

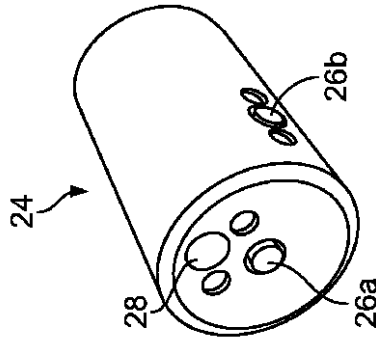


FIG. 87B

【 図 8 8 】

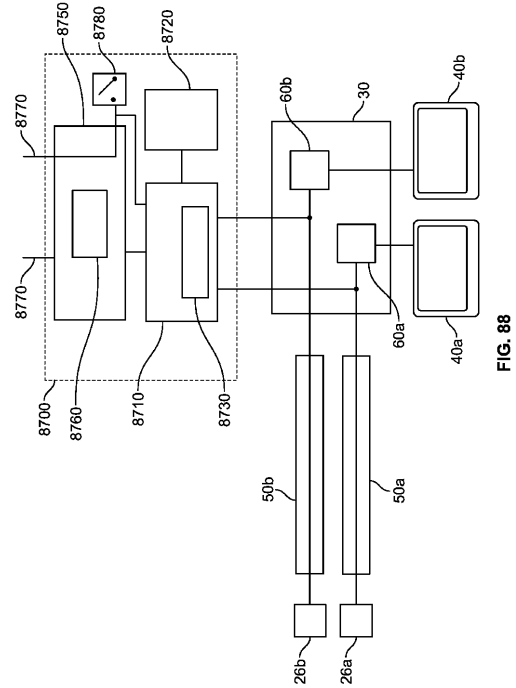


FIG. 88

【 ㄨ 8 9 】

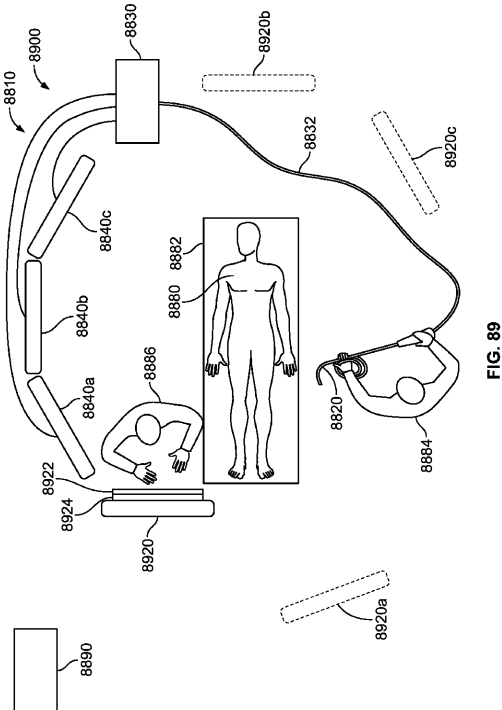
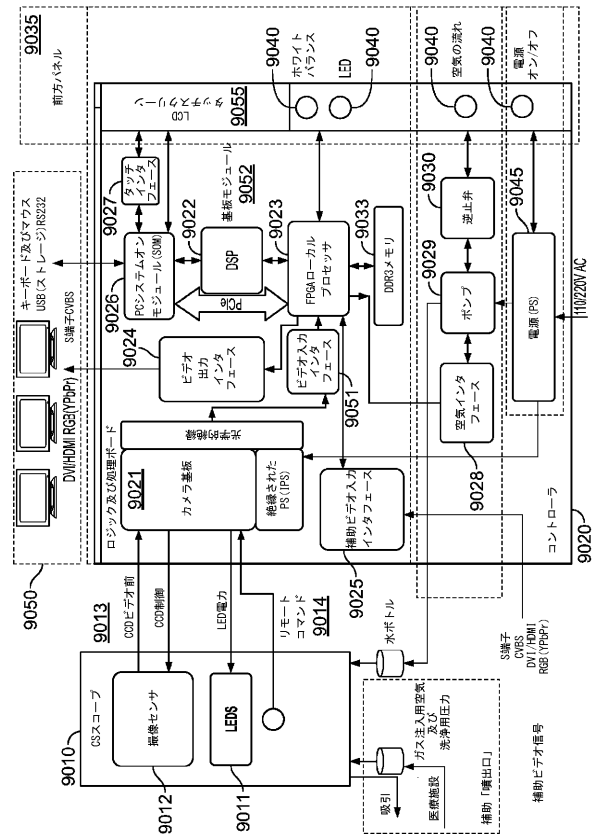


FIG. 89

【 ㊦ 9 0 】



【図 9 1 A】

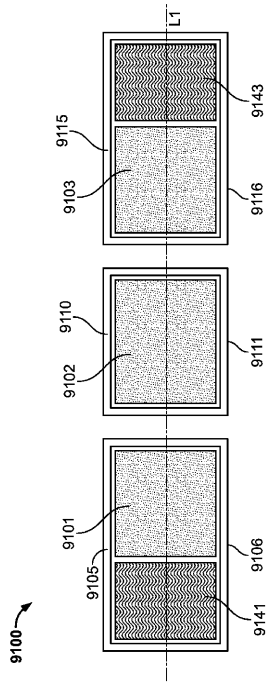


FIG. 91A

【図 9 1 B】

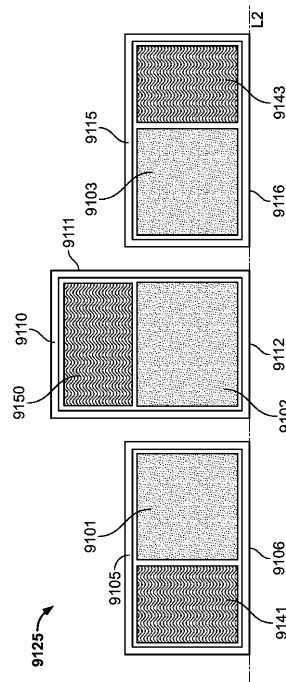


FIG. 91B

【図 9 1 C】

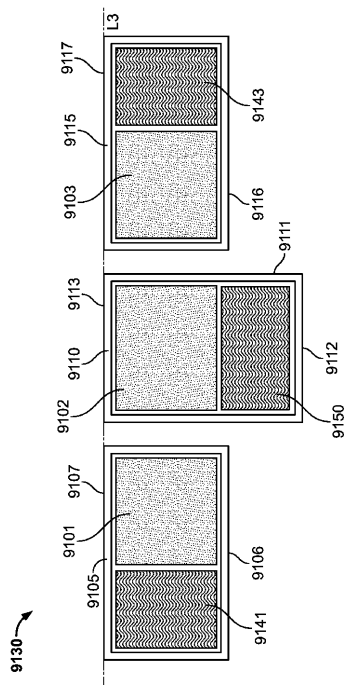


FIG. 91C

【図 9 1 D】

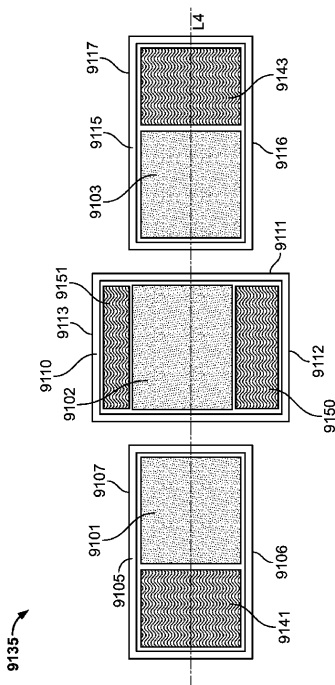


FIG. 91D

【図 9 1 E】

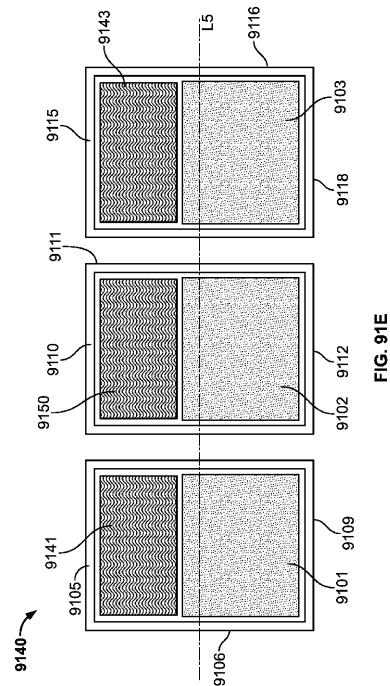


FIG. 91E

【図 9 2 A】

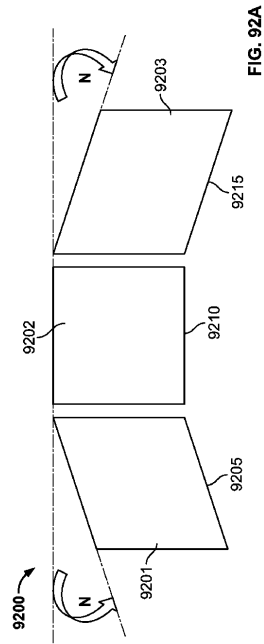


FIG. 92A

【図 9 2 B】

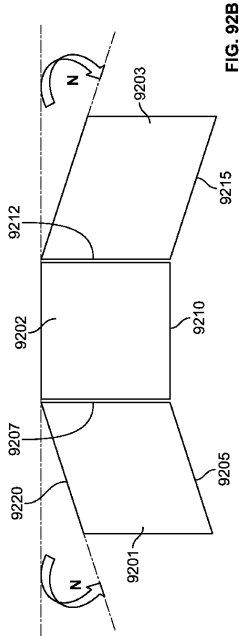


FIG. 92B

【図 9 3 A】

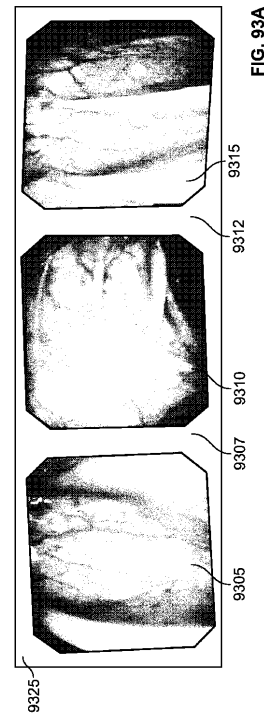
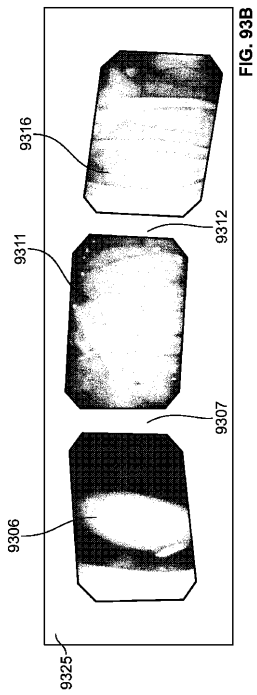
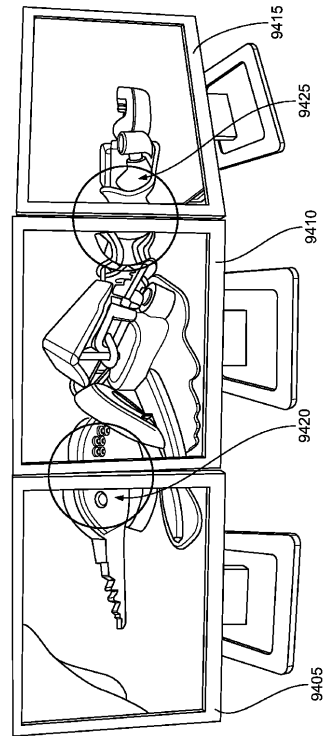


FIG. 93A

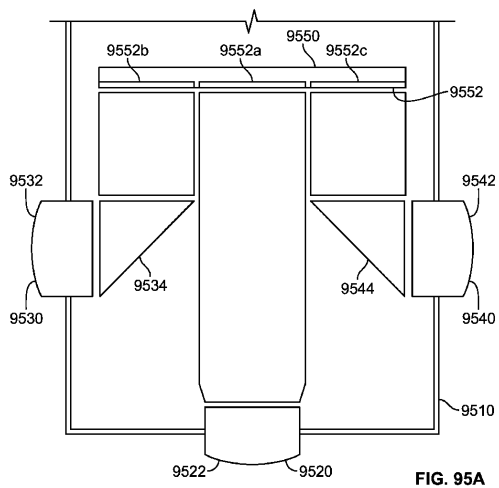
【図 9 3 B】



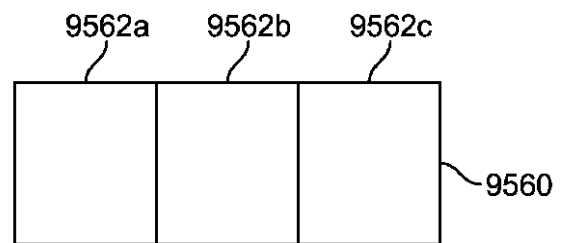
【図 9 4】



【図 9 5 A】



【図 9 5 B】



【図 96】

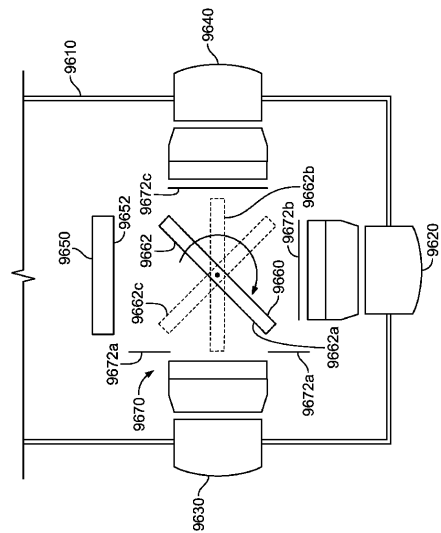


FIG. 96

【図 97 A】

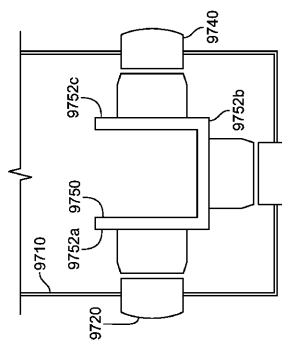


FIG. 97A

【図 97 B】

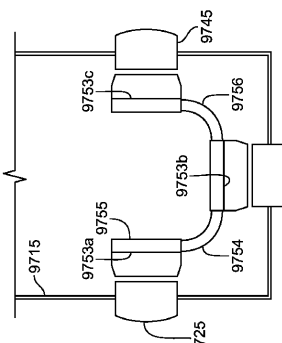


FIG. 97B

【図 98】

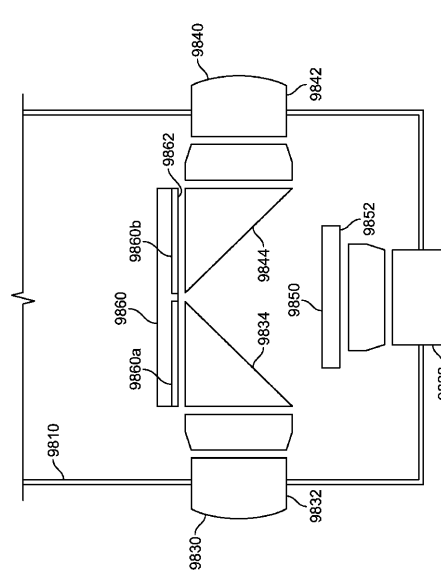


FIG. 98

【図 99】

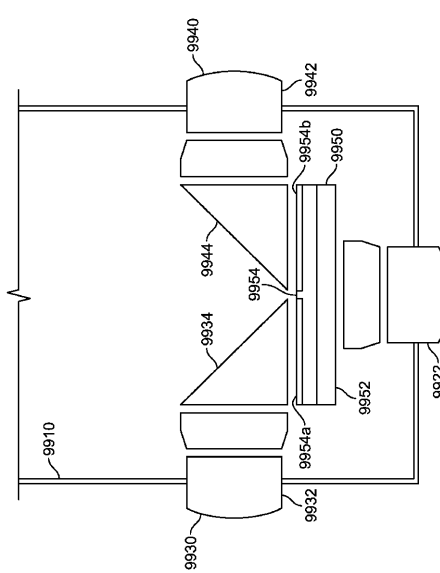
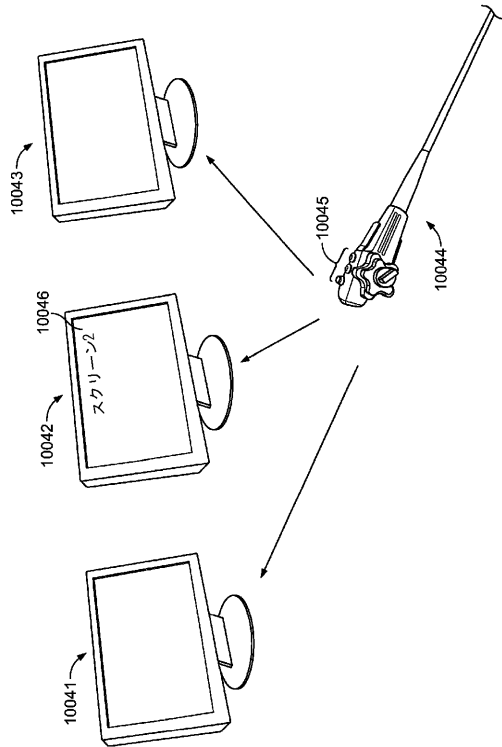


FIG. 99

【図104】



【図105A】

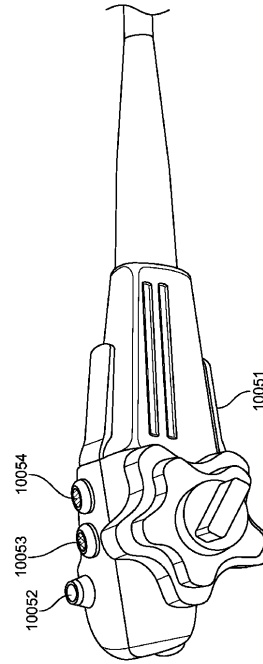
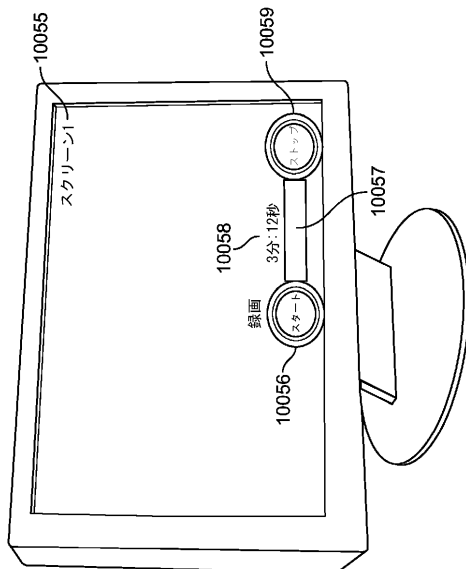


FIG. 105A

【図105B】



【図106A】

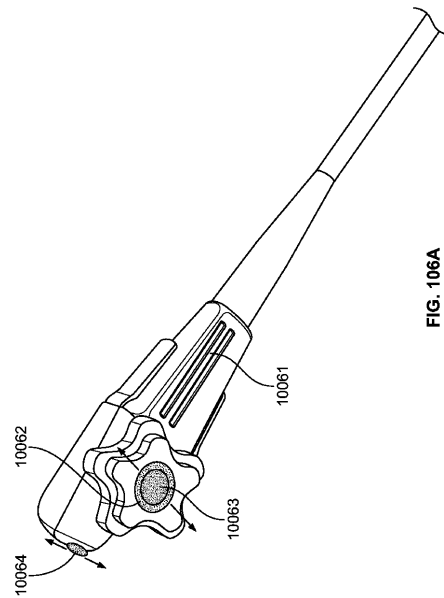
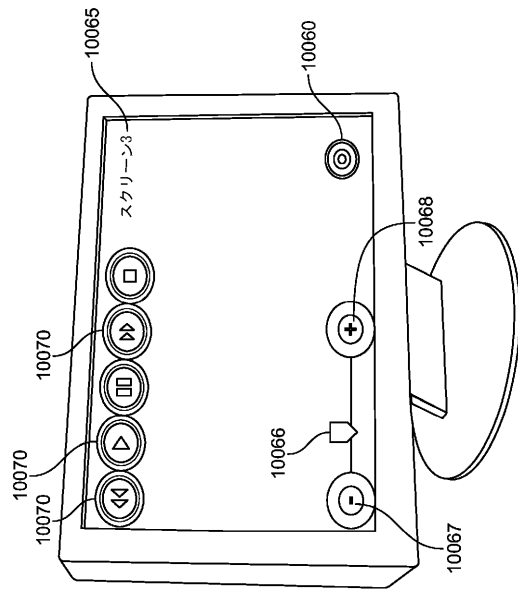
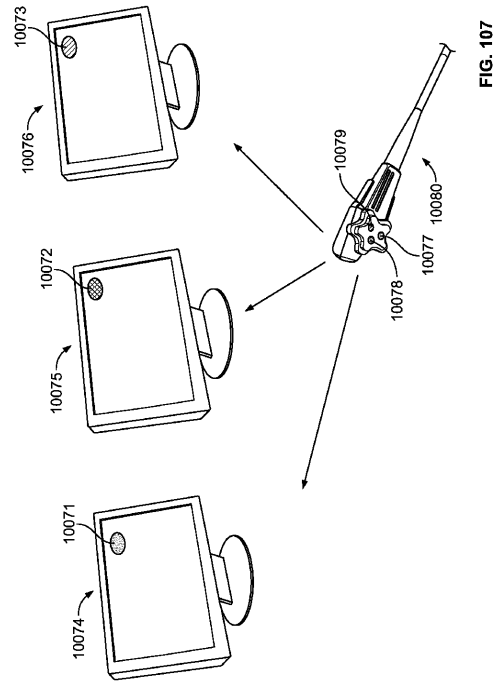


FIG. 106A

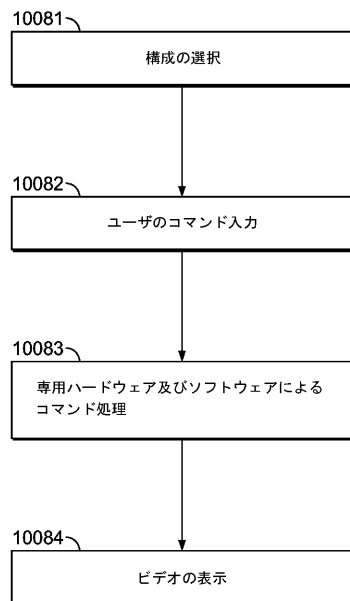
【図 106 B】



【図 107】



【図 108】



【図 109】

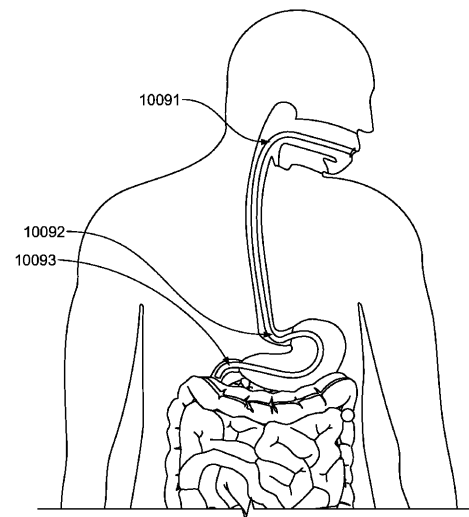


FIG. 109

【図 110 A】

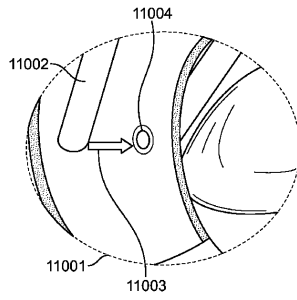
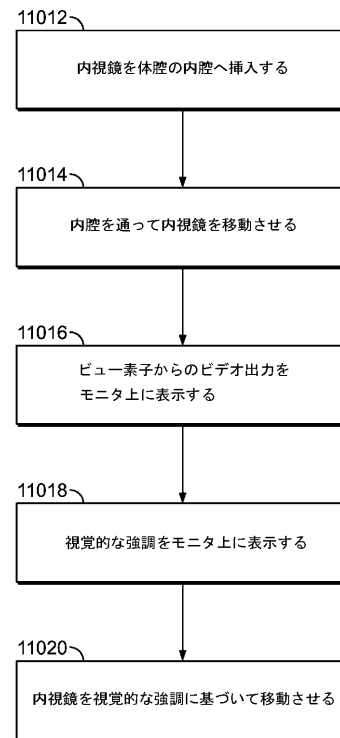


FIG. 110A

【図 110 B】



【図 111 A - 111 B】

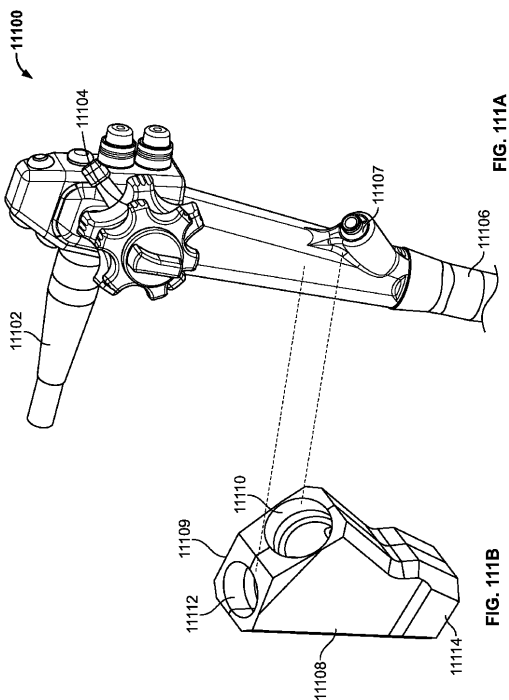
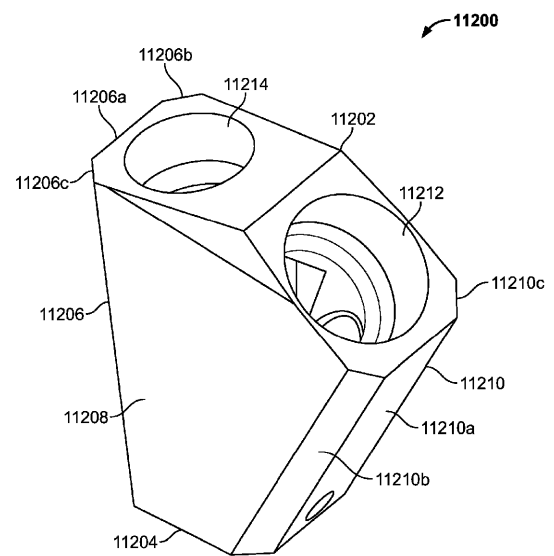


FIG. 111A

FIG. 111B

【図 112】



(従来技術)

【図 113 A】

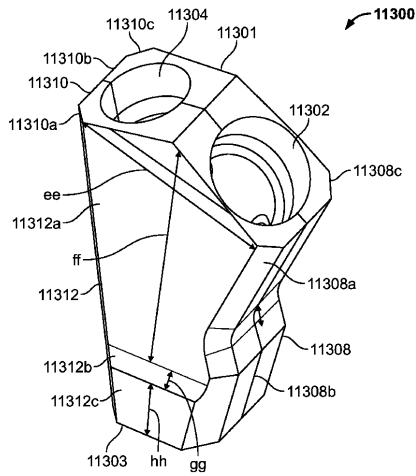


FIG. 113A

【図 113 B】

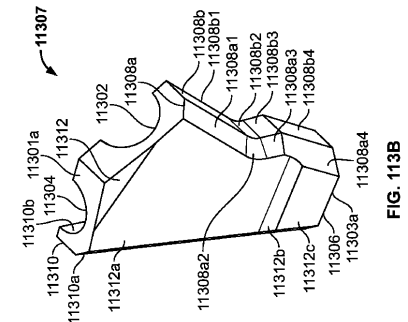
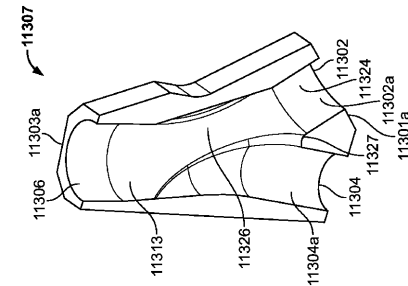


FIG. 113B

【図 113 C】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US14/32265

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 1/012, 1/00, 1/015 (2014.01) CPC - A61B 1/0008, 1/00096, 1/015 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) Classification(s): A61B 1/012, 1/00, 1/015; (2014.01) CPC Classification(s): A61B 1/0008, 1/00096; A61B 1/015; USPC Classification(s): 600/156, 157, 109; Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) MicroPatent (US Granted, US Applications, EP-A, EP-B, WO, JP, DE-G, DE-A, DE-T, DE-U, GB-A, FR-A); Proquest; Google; Google Scholar; Search Terms Used: endoscope gastroscope channel conduit pipe tube duct fluid liquid air port injector jet side lateral angle aim point direct oblique diameter radius area measure		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2012/0232340 A1 (LEVY, A. et al.); September 13, 2012; Abstract; figure 1, 2A-B and 4A-4C; paragraphs [0057], [0059], [0060], [0066]-[0067], [0074]-[0079]; [0086]-[0089], [0100]-[0104], and [0111].	1- 6, 8, 12-14, 16-22
Y	US 4,699,463 A (D'AMELIO, F. et al.); October 13, 1987; figures 1, 4, and 5; column 4, line 58 to column 5, line 25, and column 5, lines 7-25.	1- 6, 8, 12-14, 16-22
Y	US 2012/0229615 A1 (KIRMA, Y. et al.); September 13, 2012; figures 6A-6D, and 7; paragraph [0119].	12, 22
Y	WO 2012/038958 A2 (LEVY, A. et al.); March 29 2012; figures 9B-9C; page 31, lines 19-28.	13
Y	US 6,295,368 B1 (HASEGAWA, J. et al.); September 25, 2001; figures 13-15; Abstract; column 16, lines 16-19; column 16, line 62 to column 17, line 8; column 17, lines 33-46.	18-20
E,X	US 2014/0213850 A1 (LEVY, A. et al.); July 31, 2014; entire document.	1-23
A	US 4,836,189 A (ALLRED, J. et al.); June 6, 1989; column 4, lines 47-34.	10
<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 15 September 2014 (15.09.2014)		Date of mailing of the international search report 07 OCT 2014
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1460, Alexandria, Virginia 22313-1460 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Shane Thomas PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSF: 571-272-7774

フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 61/950,696
(32)優先日 平成26年3月10日(2014.3.10)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/840,691
(32)優先日 平成25年6月28日(2013.6.28)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/925,080
(32)優先日 平成26年1月8日(2014.1.8)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/840,706
(32)優先日 平成25年6月28日(2013.6.28)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/881,661
(32)優先日 平成25年9月24日(2013.9.24)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/824,863
(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 61/821,579
(32)優先日 平成25年5月9日(2013.5.9)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/899,465
(32)優先日 平成25年11月4日(2013.11.4)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/897,896
(32)優先日 平成25年10月31日(2013.10.31)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/824,236
(32)優先日 平成25年5月16日(2013.5.16)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/841,863
(32)優先日 平成25年7月1日(2013.7.1)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/926,732
(32)優先日 平成26年1月13日(2014.1.13)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/828,039
(32)優先日 平成25年5月28日(2013.5.28)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/910,863
(32)優先日 平成25年12月2日(2013.12.2)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/822,563
(32)優先日 平成25年5月13日(2013.5.13)
(33)優先権主張国 米国(US)
- (31)優先権主張番号 61/935,647
(32)優先日 平成26年2月4日(2014.2.4)
(33)優先権主張国 米国(US)

- (31)優先権主張番号 61/824,653
 (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 61/820,100
 (32)優先日 平成25年5月6日(2013.5.6)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 13/992,014
 (32)優先日 平成25年6月6日(2013.6.6)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 61/806,065
 (32)優先日 平成25年3月28日(2013.3.28)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 13/992,021
 (32)優先日 平成25年6月6日(2013.6.6)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 13/882,004
 (32)優先日 平成25年5月23日(2013.5.23)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 61/817,237
 (32)優先日 平成25年4月29日(2013.4.29)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 13/984,028
 (32)優先日 平成25年8月22日(2013.8.22)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 61/812,709
 (32)優先日 平成25年4月16日(2013.4.16)
 (33)優先権主張国 米国(US)

(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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . H D M I

- (72)発明者 モシコ レヴィ
 イスラエル国 55900 ガネイ テイクヴァ ハラマ ストリート 6 アpartment 1
 4
 (72)発明者 グラン サルマン
 イスラエル国 アトリト 30300 ハロチャミム 108
 (72)発明者 ヤニヴ キルマ
 イスラエル国 ツルファ 30850 ハティーナ 33
 (72)発明者 ユーリ ゲルショフ
 イスラエル国 ハイファ 34557 パルマク ストリート 16
 (72)発明者 レオニド クリフォピスク
 イスラエル国 ネシア ハシタ 1 / 6

F ターム(参考) 2H040 BA04 BA14 CA07 CA11 CA12 CA23 DA03 DA14 DA15 DA17
DA21 DA57 GA02 GA11
2H087 KA10 LA01 PA05 PA17 PB05 QA02 QA06 QA07 QA17 QA21
QA25 QA39 QA41 QA45 RA32 RA42
4C161 AA04 BB02 BB04 CC06 FF35 FF42 FF43 LL08 NN01 NN05
PP06 SS01

专利名称(译)	小型多视图元素内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016522006A	公开(公告)日	2016-07-28
申请号	JP2016505613	申请日	2014-03-28
[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	アヴィレヴィー モシコレヴィ ゴランサルマン ヤニヴキルマ ユーリゲルショフ レオニドクリフォピスク		
发明人	アヴィ レヴィー モシコ レヴィ ゴラン サルマン ヤニヴ キルマ ユーリ ゲルショフ レオニド クリフォピスク		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B13/04		
CPC分类号	A61B1/0008 A61B1/0011 A61B1/012 A61B1/0615 A61B1/0669 A61B1/0684 G02B13/06 G02B23/243		
FI分类号	A61B1/00.300.P A61B1/04.372 G02B23/24.A G02B23/24.B G02B13/04.D		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/BA14 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA21 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 2H087/KA10 2H087/LA01 2H087/PA05 2H087/PA17 2H087/PB05 2H087/QA02 2H087/QA06 2H087/QA07 2H087/QA17 2H087/QA21 2H087/QA25 2H087/QA39 2H087/QA41 2H087/QA45 2H087/RA32 2H087/RA42 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/CC06 4C161/FF35 4C161/FF42 4C161/FF43 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP06 4C161/SS01		
代理人(译)	杉村健二		
优先权	61/968436 2014-03-21 US 61/936562 2014-02-06 US 61/948009 2014-03-04 US 61/950696 2014-03-10 US 61/840691 2013-06-28 US 61/925080 2014-01-08 US 61/840706 2013-06-28 US 61/881661 2013-09-24 US 61/824863 2013-05-17 US 61/821579 2013-05-09 US 61/899465 2013-11-04 US 61/897896 2013-10-31 US 61/824236 2013-05-16 US 61/841863 2013-07-01 US 61/926732 2014-01-13 US 61/828039 2013-05-28 US		

61/910863 2013-12-02 US
61/822563 2013-05-13 US
61/935647 2014-02-04 US
61/824653 2013-05-17 US
61/820100 2013-05-06 US
13/992014 2013-06-06 US
61/806065 2013-03-28 US
13/992021 2013-06-06 US
13/882004 2013-05-23 US
61/817237 2013-04-29 US
13/984028 2013-08-22 US
61/812709 2013-04-16 US

其他公开文献 JP2016522006A5

外部链接 [Espacenet](#)

摘要(译)

在本说明书中，诸如结肠镜的内窥镜，其可以提供更宽的视野，扩展对治疗仪器的访问，同时在保持功能的同时有效地存储远端内的所有必要元件。它指向。使用内窥镜，对应于以原始纵横比生成的内窥镜的远端部分的左侧观察视图元素，前观察视图元素和右侧观察视图元素的静止图像和视频图像，还描述了用于成像和显示的方法和系统。 .The 65D

