

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4676427号
(P4676427)

(45) 発行日 平成23年4月27日(2011.4.27)

(24) 登録日 平成23年2月4日(2011.2.4)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 1 0 A
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 16 (全 52 頁)

(21) 出願番号 特願2006-509401 (P2006-509401)
 (86) (22) 出願日 平成16年3月29日(2004.3.29)
 (65) 公表番号 特表2006-521882 (P2006-521882A)
 (43) 公表日 平成18年9月28日(2006.9.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/009464
 (87) 国際公開番号 W02004/086957
 (87) 国際公開日 平成16年10月14日(2004.10.14)
 審査請求日 平成19年2月22日(2007.2.22)
 (31) 優先権主張番号 10/406,149
 (32) 優先日 平成15年4月1日(2003.4.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 500332814
 ボストン サイエнтиフィック リミテ
 ッド
 バルバドス国 クライスト チャーチ ヘ
 イスティングス シーストン ハウス ピ
 ー、オー、ボックス 1 3 1 7
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 使い捨て内視鏡画像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近接端と遠位端とを有する軸であって、一つ以上の穴を内部に有する軸と、
 該軸の遠位端に配置され、または、該遠位端に隣接して配置された一つ以上の発光ダイ
 オード (L E D) であって、組織を照明するための一つ以上の発光ダイオード (L E D)
 と、

該軸の遠位端に配置された画像アセンブリであって、該組織の画像を生成するイメージ
 センサーを含む画像アセンブリと、

該軸を所望の方向に曲げるように選択的に引っ張られる複数の制御ケーブルと、

ばねセグメントと一緒に接合された複数のリンクを含む変形可能な関節ジョイントであ
 って、該複数のリンクは、該複数の制御ケーブルのうちの一つ以上の引っ張りの下で曲げ
 ることが可能であり、該ばねセグメントの少なくとも一部は、該複数のリンクのそれぞ
 れの内側表面上に定義された凹部の内部に配置されている、関節ジョイントと、

該関節ジョイント上の外装と

を備える画像内視鏡。

【請求項 2】

前記複数の制御ケーブルが、隣接するリンクと一緒に接合する前記ばねセグメントのそ
 れぞれの中心を通過し、前記ばねセグメントが、該複数の制御ケーブルの周りに巻かれて
 いる、請求項 1 に記載の画像内視鏡。

【請求項 3】

10

20

各リンクが前面および背面を含み、該前面および該背面のそれぞれが一对の斜面を有し、隣接するリンクからの該斜面が該リンクの曲げが増加することを可能にする、請求項 1 に記載の画像内視鏡。

【請求項 4】

前記複数のリンクを一緒に接合する前記ばねセグメントが、均一なピッチを有する、請求項 1 に記載の画像内視鏡。

【請求項 5】

前記複数のリンクを一緒に接合する前記ばねセグメントは、第 1 ピッチの部分と第 2 ピッチの部分とを交互に有し、該第 1 ピッチは、該第 2 ピッチよりも大きい、請求項 1 に記載の画像内視鏡。

10

【請求項 6】

前記軸は、前記内視鏡の作動チャネルの入口を有するブレイクアウトボックスを内部に含み、前記軸は、該ブレイクアウトボックスに近位より該ブレイクアウトボックスに遠位のトルク忠実度が高い、請求項 5 に記載の画像内視鏡。

【請求項 7】

前記近接端に配置されたコネクタであって、前記内視鏡を制御キャビネットに接続するためのコネクタをさらに備え、

該コネクタは、

該複数の制御ケーブルの端部が巻かれる一つ以上のスプールと、

該内視鏡の異なる穴に液体を通すマニホルドと、

20

前記イメージセンサーへの信号および前記イメージセンサーからの信号を通過させるための電気コネクタと

を含む、請求項 1 に記載の画像内視鏡。

【請求項 8】

前記マニホルドは、前記内視鏡の異なる穴に液体を方向付ける通路を形成するように一緒に接合された熱可塑性材料の二枚のシートを含む、請求項 7 に記載の画像内視鏡。

【請求項 9】

前記コネクタは、二つのスプールを含み、各スプールはその上に巻かれた二本の制御ケーブルを有する、請求項 7 に記載の画像内視鏡。

【請求項 10】

30

前記コネクタは、三つのスプールを含み、各スプールはその上に巻かれた制御ケーブルを有する、請求項 7 に記載の画像内視鏡。

【請求項 11】

前記コネクタは、四つのスプールを含み、各スプールはその上に巻かれた制御ケーブルを有する、請求項 7 に記載の画像内視鏡。

【請求項 12】

前記凹部は、前記複数のリンクのそれぞれの中心から放射状に突き出ている、請求項 1 に記載の画像内視鏡。

【請求項 13】

前記複数のリンクのそれぞれは、長手方向に延びている一对の脚部を含み、該一对の脚部は、隣接するリンクに結合されている、請求項 1 に記載の画像内視鏡。

40

【請求項 14】

前記長手方向に延びている一对の脚部のそれぞれは、外側に延びているタブを含み、隣接するリンクのそれぞれは、該リンクの側壁上に形成された一对の開口部を含み、該外側に延びているタブは、該リンクの内側表面から該一对の開口部を通して延びている、請求項 13 に記載の画像内視鏡。

【請求項 15】

前記長手方向に延びている一对の脚部のそれぞれは、内側に延びているタブを含み、隣接するリンクのそれぞれは、該リンクの側壁上に形成された一对の開口部を含み、該内側に延びているタブは、該リンクの外側表面から該一对の開口部を通して延びている、請求

50

項 1 3 に記載の画像内視鏡。

【請求項 1 6】

前記内側に延びているタブのそれぞれは、前記ばねセグメントが通過する孔を含む、請求項 1 5 に記載の画像内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(発明の分野)

本発明は一般に医療機器に関するものであり、特に治療用および診察用の内視鏡に関する。

10

【背景技術】

【0002】

(発明の背景)

病気の早期発見の一助として、消化管と気道、例えば、食道、肺、結腸、子宮、およびその他の器官系などの内部構造の通例の内視鏡検査からもたらされる主な公衆衛生において利益があることが十分に立証されている。かかる処置に使用される従来の撮影内視鏡は、照明光を外部光源から遠位端に方向付け、照明光は内視鏡を出て検査組織を照明する光ファイバーの光導体を有する可撓管からなる。多くの場合、追加の光学構成要素が内蔵され、繊維束と遠位端を出る光拡散を調整する。内視鏡の近接端のカメラまたは遠位端の画像カメラチップと連通する光学レンズ・光ファイバー画像光導体は、画像を生成し検査者に表示する。また、大部分の内視鏡は、生検鉗子、シュリンゲ、放電療法プローブ、およびその他のツールなどの医療機器が通される一つ以上の作動チャネルを含む。

20

【0003】

複雑かつ曲がりくねった経路を通しての内視鏡の進路誘導は、患者に対して最少の痛み、副作用、リスク、または鎮静作用を以って検査の成功に重要である。このため、近年の内視鏡は、周囲の組織に対して最小の撓みまたは摩擦力で、内視鏡の遠位端を撓ませ、検査下の構造経路をたどるための手段を含む。パペット系に類似した制御ケーブルは、遠位端の撓み部分を近接内視鏡把手の一組の制御ノブに接続するため、内視鏡本体内に搬送される。制御ノブを操作することにより、検査者は通常、不体裁かつ非直感的で、摩擦が制限された、かかる従来の制御システムの制限にかかわらず、挿入時内視鏡を操向し、目的部位に内視鏡を方向付けることができる。従来の内視鏡に関する一般操作者の苦情には、可撓性の制限、支柱強度の制限、および内視鏡の長さに沿った剛性の操作者による制御の制限といったものがある。

30

【0004】

従来の内視鏡は、内視鏡の 25,000 ドルの範囲のコストがかかり、関連したオペレーター制御装置はさらにもっとコストがかかる高価な医療機器である。この費用のため、これらの内視鏡は繰り返し使用される消毒薬や多くの患者での使用に耐えるよう構成される。従来の内視鏡は一般に剛性材料で構成され、内視鏡の可撓性を減少させ、患者が快適でなくなる。さらに、従来の内視鏡は複雑で壊れやすい器具であり、使用時または消毒処置時に損傷すると、高額な修理を必要とすることがよくある。これらやその他の問題を克服するため、一回の処置で使用され廃棄できる低コストの画像内視鏡の必要性がある。内視鏡はより良い進路誘導かつ追跡性、操作者との優れたインターフェース、内腔組織に対する摩擦力低下によるアクセス向上、患者の快適度の増加、および現在利用可能な内視鏡より高い医療生産性と患者のスループットを有する必要がある。

40

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

(発明の要旨)

従来技術のこれらやその他の問題に対処するため、本発明は内視鏡ビデオ画像システムである。このシステムは、内視鏡の方向付けを制御するいくつかのアクチュエータを含む

50

制御キャビネットと、内視鏡の遠位端のイメージセンサーにより収集される組織画像を生成する画像システムとを含む。使い捨て内視鏡は、制御キャビネットに接続可能で、患者を検査するのに使用される。検査処置後、内視鏡は制御キャビネットから外され、廃棄される。

【 0 0 0 6 】

本発明の使い捨て内視鏡は、可撓性の長形管または長形軸と、組織試料に光を方向付ける照明源とを含む。内視鏡の遠位端またはそれに隣接したイメージセンサー・対物レンズアセンブリは反射光を捕らえ、照明組織の画像を生成する。センサーにより生成された画像は、表示装置に送信され、検査者に観察される。一つの実施例では、内視鏡遠位端の画像アセンブリは、一つ以上の発光ダイオード（LED）、CMOSソリッドステートイメージセンサーなどのイメージセンサー、およびレンズアセンブリを収容する、安価で組み立てやすい一組の構成要素を含む。LEDは熱交換器に熱結合され、LEDにより発生される余分な熱を除去するため、空気冷却または液体冷却される。

10

【 0 0 0 7 】

本発明の使い捨て内視鏡はまた、いくつかの引張り制御ケーブルなどの操向機構を含み、内視鏡の遠位端が所望方向に撓む。本発明の一つの実施例において、引張り制御ケーブルの近接端は制御キャビネット内のアクチュエータと連通する。自立ジョイスティックまたはその他の方向制御装置は、電気制御信号を発生し、制御キャビネット内の処理装置により送信され、検査者の所望方向に内視鏡の遠位端を方向付けるため、信号を計算しアクチュエータを駆動する。本発明の別の実施例では、イメージセンサーからの画像分析に基づいて、内視鏡の遠位端は自動的に操向される。ジョイスティックまたはその他の方向制御装置は触知フィードバックまたはその他の知覚フィードバックを含み、内視鏡が組織壁に対してループまたは位置付けられていたら操作者に知らせる。

20

【 0 0 0 8 】

本発明の一つの実施例では、内視鏡は内視鏡の遠位端を制御ケーブルにより所望方向に曲げられるようにする、低コストで、簡単に組み立てられるいくつかの部品を備える関節ジョイントを含む。本発明の一つの実施例では、関節ジョイントは張力の解放時、内視鏡の遠位端が強化するよう回復力を付勢する。

【 0 0 0 9 】

本発明の別の実施例では、内視鏡はその長さに沿って剛性のバラツキがあり、遠位端は比較的可撓性があるが、内視鏡のさらなる近接領域は支柱強度とトルク忠実度が増加し、医師は、さらに容易かつ正確に、誤って前進（「ループ」）させることがほとんどなく、内視鏡を捻り前進させることができる。その長さに沿った剛性のバラツキは、内視鏡の軸を備える材料の硬度計定格を変えることにより供される。操作者が制御する可変剛性は、きつくしたりまたは緩められる制御ケーブルにより供され、軸の剛性を調整する。さらに別の実施例では、関節ジョイントを備える構成要素間の間隔は、関節ジョイントの長さに沿って剛性のバラツキを供するよう選択される。

30

【 0 0 1 0 】

本発明のさらに別の実施例では、内視鏡は使用時内視鏡遠位端のカバーをとり、内視鏡が患者から除去された後、遠位端にわたって延長する後退可能なスリーブでカバーされる。

40

【 0 0 1 1 】

本発明の別の実施例では、内視鏡は親水性コーティングで被覆され摩擦係数を減少させる。

【 0 0 1 2 】

本発明の上記面と付随利点の多くは、添付図とともに以下の詳細な説明を参照してよりよく理解される時、さらに容易に理解される。図面中、

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

（好ましい実施例の詳細な説明）

50

上記したように、本発明は医師が患者の体内に外科器具を挿入できるだけでなく、患者の内部体腔を観察できる内視鏡ビデオ画像システムである。本発明で使用される画像内視鏡は製造するには十分安価で、内視鏡は使い捨て、廃棄可能なアイテムであると考えられる。

【0014】

図1Aに示されるように、本発明の一つの実施例による内視鏡ビデオ画像システム10は、使い捨て画像内視鏡20、制御キャビネット50、および手持ち式制御装置80を含む。使い捨て内視鏡20は、患者の体腔に前進させる遠位端22と、制御キャビネット50に接続される近接端24とを有する。下記にさらに詳細に説明するように、制御キャビネット50は、遠位端22の方向付けを変更するため内視鏡20内の操向機構を制御するいくつかのアクチュエータを含む。医師またはアシスタントは、手持ち式制御装置80を使用し、内視鏡20の遠位端22を移動させる制御信号を入力する。また、制御キャビネット50は、内視鏡20を洗浄するための空気/気体および水などの洗浄液の源への接続部である。制御キャビネット50はまた、イメージセンサーから受信した画像とその他の患者データを生成および/または医師や技術者により観察されるためのビデオディスプレイ(図示せず)に転送する画像電子回路を含む。

10

【0015】

例示実施例では、使い捨て内視鏡20はまた、内視鏡の長さに沿ってほぼ中間に位置付けられるブレイクアウトボックス26を含む。ブレイクアウトボックス26は、作動チャネルの入口を備え、内視鏡内の穴から受ける液体や異物を収集する真空収集ボトル40用の取付点を含む。真空収集ボトル40は、ブレイクアウトボックス26に位置付けられた真空弁28により制御される。別法として、弁は制御キャビネット50内に位置付けられ、手持ち式制御装置80から制御される。

20

【0016】

必要に応じて、手持ち式制御装置80はブレイクアウトボックス26に固定され、二台の装置が一台として移動できる。患者の検査処置終了時、使い捨て内視鏡20は制御キャビネット50から外され、廃棄される。新しい使い捨て内視鏡20は、次の検査処置用に制御キャビネット50に接続される。

【0017】

図1Aに示される実施例は、内視鏡20と手持ち式制御装置80が制御キャビネット50の異なるコネクタに別々に差し込まれる「平行」構成である。この平行構成により、一方の操作者は内視鏡を取り扱い、もう一方の操作者は手持ち式制御装置80を操作する。別法として、手持ち式制御装置80は内視鏡20に固定され、一人の操作者が両方を制御する。図1Bは、本発明の「直列」構成を示す。ここでは、使い捨て内視鏡20は、手持ち式制御装置80を通して制御キャビネット50に接続される。

30

【0018】

図2は、使い捨て内視鏡20の一つの実施例のさらなる詳細を示す。内視鏡の近接端には、低トルク軸24と、内視鏡20を制御キャビネット50に接続するコネクタ34とがある。ブレイクアウトボックス26の遠位端には、高トルク軸がある。内視鏡20の遠位端には、光照明ポート、イメージセンサー、作動チャネルの入口、および洗浄ポート(図示せず)を含む遠位端22がある。遠位端22に近接しているのは、軸の遠位端部分に十分な可撓性を供する関節ジョイント30であり、遠位端22は操向機構により所望撓み範囲(180°以上)にわたって方向付けられ、遠位端の円周に所望方向に曲げられるよう方向付けられる。すなわち、操作者は曲げ量または関節量と曲げ方向の両方を選択する。

40

【0019】

上記したように、本発明の一つの実施例による使い捨て内視鏡20は、内視鏡の遠位端部分に高トルク軸と、近接端に低トルク軸とを有する。内視鏡軸の長さに沿って位置付けられたブレイクアウトボックス26は、医療検査処置時、内視鏡の遠位端の回転を与える把手として使用できる。軸の高トルク部分は、内視鏡の遠位端をガイドするため遠位端近くの位置で与えられる回転運動を転送する。内視鏡の低トルク軸部分は、操作を簡単にす

50

るため同程度にトルクを意図的に転送せず、回転運動を加えると捻る。

【 0 0 2 0 】

使用時、医師は生検鉗子、シュリングなどの医療機器をブレイクアウトボックス 2 6 にある内視鏡の作動チャネルの入口に挿入することができる。別の実施例では、作動チャネル穴の入口は、内視鏡のさらに近接端に向けて位置付けられる。

【 0 0 2 1 】

図 3 A は、制御キャビネット 5 0 の一つの実施例内に含まれる主な構成要素のブロック図である。制御キャビネット 5 0 はホイールに取り付けられ、検査処置に先立って患者の近くに容易に配置されることが好ましい。制御キャビネットは、交流電源かバッテリーのいずれかの電力源と吸入気体および洗浄液の源に接続される。制御キャビネット 5 0 内には、手持ち式制御装置 8 0 に接続され、そこから制御信号を受信する制御装置インターフェース 5 2 がある。内視鏡の遠位端の方向付けを変更するには、制御信号は手持ち式制御装置 8 0 の方向スイッチから受信される。制御信号はサーボモーター 5 6 a、5 6 b、5 6 c、5 6 d などのいくつかのアクチュエータを制御するサーボモーター制御装置 5 4 に供給される。サーボモーター 5 6 a ~ 5 6 d の各々は、内視鏡内の一つ以上の制御ケーブルに接続される。サーボモーター 5 6 a ~ 5 6 d の動きにより、内視鏡 2 0 の遠位端 2 2 の方向付けを変更するため制御ケーブルを引っ張ったり放したりする。図 3 A に示された実施例では、四つのサーボモーターと制御ケーブルが示されているが、それ以下かまたはそれ以上のサーボモーターと一致する制御ケーブルが遠位端を移動させるのに使用されることが分かる。例えば、一部の内視鏡は三本の制御ケーブルと三台の関連サーボモーターまたは四本の制御ケーブルを持つ二台のモーターを使用する。

【 0 0 2 2 】

画像電子回路ボード 6 0 は、使い捨て内視鏡の遠位端のイメージセンサー（図示せず）とそれに関連した電子回路から送信された信号を受信する。画像電子回路ボード 6 0 は、受信画像を高め、ビデオディスプレイ（図示せず）の画像表示に先立って、ズーム、色変更、ハイライトなどのビデオ効果を供することができる。組織の画像はまた、画像電子回路ボード 6 0 および / または別の処理回路により分析され、下記にさらに詳細に説明される内視鏡の遠位端を自動的に操向するため、サーボモーター制御装置 5 4 に供給される制御信号を発生する。画像電子回路ボード 6 0 により生成される画像はまた、デジタルプリンターで印刷され、医師によるその後の検索と分析のためのフロッピー（登録商標）ディスク、CD、DVD などのコンピューター読み取り可能な媒体またはビデオテープに保存されるネットワークサーバーまたは記憶装置に送信される。

【 0 0 2 3 】

画像電子回路ボード 6 0 はまた、画像内視鏡の遠位端 2 2 のいくつかの発光ダイオード（LED）などの光源に電力を供給する。別法として、内視鏡が外部光源を利用する場合、運動制御キャビネットは、体内の器官を照明するため、画像内視鏡 2 0 内の光ファイバー照明ガイドに光を供給するレーザーまたはアークランプ源などの光強度光源を含むことができる。ユーザーが光源を作動するか、または発生した光の強度を調整しようとする際、いずれかの電源 5 8 は手持ち式制御装置 8 0 から受信された信号により制御される。

【 0 0 2 4 】

最後に、制御キャビネット 5 0 は、患者の体腔を吸入する吸入空気 / 気体と、体腔を洗い流す洗浄液の供給を制御および / または内視鏡の遠位端の画像光源とイメージセンサーを洗浄する弁 7 0 を含む。吸入空気 / 気体と洗浄液は、内視鏡 2 0 の吸入 / 洗浄穴に接続するコネクタ 3 8 を介して画像カテーテルに接続される。本発明の一つの実施例では、洗浄 / 吸入穴は画像カテーテルと同一穴である。しかし、必要に応じて、内視鏡に空間があれば、別の洗浄 / 吸入穴が供されることが理解される。

【 0 0 2 5 】

図 3 B は、図 3 A に示されるキャビネットに類似した制御キャビネット 5 0 A の別の実施例を示す。制御キャビネット 5 0 A は真空収集ボトル 4 0 に供給される真空を制御する真空弁 7 1 を含む。真空ライン 7 3 は画像内視鏡 2 0 内の真空穴に接続する。真空弁 7 1

は手持ち式制御装置 8 0 から制御される。

【 0 0 2 6 】

図 3 C は、本発明による使い捨て内視鏡画像システムの別の実施例を示す。内視鏡画像システム 1 0 0 は、使い捨て内視鏡 1 0 4 の方向付けと機能を制御する働きをする制御キャビネット 1 0 2 を含む。制御キャビネット 1 0 2 はジョイスティックなどの入力装置から命令を受け取る制御装置インターフェース 1 0 6 を含み、医師やアシスタントに使用され、使い捨て内視鏡の動作を制御する。ジョイスティックからの命令は、画像システムおよびサーボ制御装置 1 0 8 の全体的な動作を制御するデジタル信号処理装置などのプログラム可能な処理装置に供給される。処理装置およびサーボ制御装置は、一対のサーボモーター 1 1 0、1 1 2 の動作を制御し、内視鏡 1 0 4 内の制御ケーブルを駆動する。遠位端の方向付けは、サーボモーター 1 1 0、1 1 2 の各々の位置とトルクを測定するセンサーから取得したフィードバック信号と同様にユーザー入力装置から受信される方向信号に応じて制御される。

10

【 0 0 2 7 】

本発明の一つの実施例では、処理装置およびサーボ制御装置 1 0 8 は、遠位端がユーザー入力装置の方向スイッチの位置の機能として移動する速度を変更する位置対比率制御を実行する。しかし、位置対位置または位置対力（すなわち、加速）などのその他の制御アルゴリズムもまた実行される。

【 0 0 2 8 】

処理装置およびサーボ制御 1 0 8 により実行される別の機能は、ビデオディスプレイでユーザーに示される遠位端の近似関節の図示を生成することである。処理装置は、制御ケーブル短縮化の長さが決められるサーボモーターの位置に関するフィードバック信号と、ケーブルを移動するのに必要なトルクを受信する。これらの値から、近似化は内視鏡の遠位端の関節量から行われる。近似関節量と関節方向は、内視鏡画像システムのイメージセンサー、患者データ、および / またはその他の動作パラメーターから受信した画像とともに医師に表示される。

20

【 0 0 2 9 】

処理装置およびサーボ制御装置 1 0 8 はまた、サーボモーター 1 1 0、1 1 2 が患者の体内で遠位端を移動させる医師により逆駆動される可変制動機能を実行する。可変制動は、医師または処理装置にモーターにより供給される 0 と最大トルク間の可変制動閾値を選択させることにより達成される。医師が内視鏡を移動させると、モーターのトルクは可変制動閾値以上か、またはそれに等しいかどうか調べるため検出される。そうである場合、処理装置およびサーボ制御装置 1 0 8 は、遠位端が新しい位置に移動しようとするサーボモーター 1 1 0、1 1 2 の一方または両方を制御し、モーターからのトルク読み取りが可変制動閾値未満であるようにする。

30

【 0 0 3 0 】

患者の解剖学の敏感に近い部分などの一部の例では、可変制動閾値はモーターを逆駆動するのに必要な圧力がほとんどなくなるよう低く設定される。その他の例では、進路誘導などの内視鏡で手の形状を維持することが必要な場合、制動閾値は高く設定される。

【 0 0 3 1 】

40

制御キャビネット 1 0 2 はまた、使い捨て内視鏡 1 0 4 の遠位端のイメージセンサーから受信される信号から画像を生成する画像ボード 1 1 4 を含む。画像ボード 1 1 4 は C M O S 画像からデジタルビデオ信号を非直列化し、非モザイク化、ゲイン制御、ホワイトバランスなどの必要なアルゴリズムを実行し、品質カラー画像を生成する。システムのゲイン制御は、照明強度（L E D に供給される電流）を調整し、R G B ゲインを C M O S 画像装置に調整することにより実行される。画像ボード 1 1 4 はまた、画像ボード 1 1 4 上または制御キャビネット 1 0 2 内の電気障害の際、患者が衝撃を受けないようにする分離回路と、制御信号をイメージセンサーに送信し、イメージセンサーから画像信号を受信するための回路とを含む。本発明の一つの実施例では、画像ボード 1 1 4 は標準 P C 回路ボードに備えられ、個別内視鏡がパーソナルコンピュータで試験され、追加制御キャビネッ

50

ト 1 0 2 の必要性がない。

【 0 0 3 2 】

図 3 C に示される実施例では、使い捨て内視鏡 1 0 4 は、旋回接続部 1 2 4 でブレイクアウトボックス 1 2 2 に接続される遠位端軸部分 1 2 0 を有する。また、軸の近接部分 1 2 6 は、第二の旋回接続部 1 2 8 でブレイクアウトボックス 1 2 2 に接続される。旋回接続部 1 2 4、1 2 8 により、内視鏡の遠位端と近接端がブレイクアウトボックス 1 2 2 に対して回転し、医師またはアシスタントの手中でブレイクアウトボックス 1 2 2 を捻らない。

【 0 0 3 3 】

例示実施例では、使い捨て内視鏡 1 0 4 は、コネクタ 1 3 0 で制御キャビネット 1 0 2 に接続される。コネクタ 1 3 0 内には、サーボモーター 1 1 0、1 1 2 の駆動軸に係合可能な一対のスプール 1 3 2、1 3 4 がある。各スプール 1 3 2、1 3 4 は反対方向に一対の制御ケーブルを駆動する。ある一対の制御ケーブルは、上下方向に内視鏡の遠位端を駆動し、もう一方の一対の制御ケーブルは左右方向に内視鏡の遠位端を駆動する。

【 0 0 3 4 】

コネクタ 1 3 0 はまた、内視鏡 1 0 4 内の各種管または穴に対して流体、空気、および真空の供給を制御するマニホールド 1 4 0 を含む。また、コネクタ 1 3 0 は、制御キャビネット 1 0 2 の一致する電気コネクタに接合する電気コネクタ 1 4 2 を含む。コネクタ 1 4 2 は、照明 L E D への電力と同様に、イメージセンサーおよび熱センサーと信号を転送し合う。水はポンプ 1 4 5 で内視鏡に供給される。ポンプ 1 4 5 は、近接コネクタ 1 3 0 に延長する可撓管を通して水を移動させる蠕動ポンプであることが好ましい。蠕動ポンプが好ましいのは、ポンプ構成要素が内視鏡内の水またはその他の流体と接触する必要がなく、濡れた構成要素が使い捨てになるからである。ポンプ 1 4 5 に接続された貯水槽 1 5 0 は、水を供給し患者を洗浄するだけでなく照明 L E D を冷却する。L E D を冷却するように供給される水は、閉ループで貯水槽 1 5 0 に戻される。廃水またはその他の異物は、収集ボトル 1 6 0 内を空にする真空ラインで患者から除去される。収集ボトル 1 6 0 に対する真空制御は、近接コネクタ 1 3 0 内のマニホールド 1 4 0 に備えられる。

【 0 0 3 5 】

図 3 D は、図 3 C に示されるような使い捨て内視鏡 1 0 4 の流体工学図である。上記したように、殺菌水または塩水のバッグなどの水供給部 1 5 0 は、蠕動ポンプ 1 4 2 で内視鏡に水を供給するのに使用される。水は管 1 6 2 に送水され、L E D 照明源に連結される熱交換器に水を供給する。熱交換器から戻った水は、管 1 6 4 で受け、流量計 1 6 6 を通って貯水槽 1 5 0 に通される。本発明の本実施例では、水は熱交換器に連続して送水され、照明源が患者体内で熱すぎないようにする。水が熱交換器に送水されていない場合、流量計 1 6 6 は信号を供給し、医師は患者から内視鏡を除去することを決める。

【 0 0 3 6 】

冷却に加えて、水は選択的に管 1 7 0 に加えられ、内視鏡の遠位端の画像レンズの前面から汚染物を洗浄するレンズ洗浄管 1 7 2 だけでなく、患者の内腔を洗浄するための高圧洗浄を供する。必要に応じて、水はまた、内視鏡の作動チャネル管に接続される管 1 7 4 に選択的に加えられ、作動チャネルを洗浄する。管 1 7 0、1 7 2、1 7 4 の各々の水の流れは、必要に応じて水が管を通して注水される関連弁により選択的に制御される。弁 1 8 0 は、必要に応じて、真空を内視鏡の作動チャネル管に加え、患者から洗浄液、異物、またはその他の汚染物を除去する。弁 1 8 2 は、空気またはその他の生体適合性の気体を供給し、本発明の実施例では、内視鏡の遠位端のレンズ洗浄管 1 7 2 と同一の管である。異なる圧力で空気を供給し、空気源または気体源に平行接続される調整弁に沿ってソレノイド弁 1 8 4、1 8 6、1 8 8 を使用して各種の圧力下で空気が患者に供給される。レンズ洗浄管 1 7 2 に供給される空気圧は、弁 1 8 4、1 8 6、1 8 8 の組み合わせを選択的に開くことにより調整できる。逆止弁 1 8 9 は空気供給ラインに沿っており、内視鏡から空気供給機構内に空気または液体の逆流を防止する。

【 0 0 3 7 】

図 3 E は、空気、水および / または真空を内視鏡内の各種管または穴に方向付けるマニホルド 140 の一つの実施例を示す。本発明の一つの実施例では、マニホルドは R F 溶接または接合されるポリウレタンなどの熱可塑性材料の二枚のシートから形成され、シート間の一連の経路を形成する。ピンチ弁は経路上に配置され、選択的に開閉され、内視鏡の異なる管に、流体、空気または真空の供給を制御する。一つの実施例では、マニホルド 140 は一方の側に三つのコネクタを、もう一方の側に六つのコネクタを有する。一方の側では、コネクタ 190 は貯水槽 150 から水を受ける。コネクタ 192 は、遠位端の熱交換器から貯水槽 150 に水を戻す管に接続され、コネクタ 194 は真空源に沿って収集ジャー 160 に接続される。弁の構成要素が内視鏡の水またはその他の流体に接触する必要がなく、濡れた構成要素が使い捨てになるため、ピンチ弁が好ましい。

10

【0038】

マニホルドのもう一方の側では、コネクタコネクタ 196 は作動チャネルに接続され、作動チャネルに水を供給するか、真空を加える。コネクタ 198 はレンズ洗浄管に接続される。コネクタ 200 は内視鏡内の高圧洗浄管に接続される。コネクタ 204、206 は、LED 照明源を冷却する熱交換器に水を供給し、熱交換器から水を戻す管に接続される。

【0039】

コネクタ 190 のマニホルドに入る水は、四つの異なる経路に流される。このうち三つの経路を通る流体の流れは、マニホルド内の経路上の位置 208、210、212 のマニホルド 140 を挟むソレノイド弁で選択的に制御される。本発明の本実施例では、水は常に熱交換器を通して注水され、LED 照明源を冷却する。位置 208、210、212 のソレノイド弁を選択的に作動することによって、水は内視鏡内のその他の管に供給できる。

20

【0040】

また、マニホルド 140 はコネクタ 196、194 間で経路を開いたままにする管またはその他のストロー状構成を含み、コネクタ 194、196 間の位置 214 にあるソレノイド弁が解除された場合、真空でマニホルド 140 はつぶされない。管またはストローはまた、少なくとも一つの穿孔（図示せず）を含み、液体を作動チャネルに流す。管が穿孔され、必要に応じて水が作動チャネルに流れる。

【0041】

使用後、マニホルド 140 は、水、真空などを供給する管から除去され、使い捨て内視鏡の残りとともに廃棄される。撓みマニホルドバッグ 140 は内視鏡に流体または空気の使用を制御するための安価な装置を形成し、内視鏡画像システムそれ自体の廃棄不可能な部分と流体が接触しないようにする。図 4 A は、内視鏡検査を行うに先立って、制御キャビネット 250 に使い捨て内視鏡の近接端を固定するためのコネクタの一つの実施例を示す。制御キャビネット 250 は、図 3 A および図 3 B に示されるタイプのサーボモーターに連結されるいくつかの軸 254 を有する外部コネクタ 252 を含む。各軸 254 は、制御ケーブルが巻かれる一致するスプールで受けるような形状となる。また、コネクタ 252 内には、吸入弁および洗浄弁 256 と真空弁 258 への接続部があり、内視鏡に空気、水、および真空を供給する。

30

【0042】

図 4 B および図 4 C は、内視鏡 20 の近接端を制御キャビネット 250 に固定するのに使用されるコネクタ 260 の一つの実施例を示す。コネクタ 260 は、コネクタ 260 が制御キャビネット 250 の外部の外部コネクタ 252 に簡単に固定されるいくつかの蝶ね 262 またはその他の迅速解除機構を含む。図 4 C に示すように、コネクタ 260 は、制御ケーブルが巻かれるいくつかのスプール 262 を含む。各スプールはねじ切りされる溝を付けるようにすることが好ましく、使用時制御ケーブルがスプールに巻かれないようにする。カバー 265 はスプールの一部を取り囲み、スプールに対して、また溝内で制御ケーブルを保ち、コネクタ 260 内にスプールを支持する助けとなる。本発明の一つの実施例では、コネクタ 260 がスプールの一致するスロット内に嵌合させるピンを有する

40

50

ブレーキ 266 により制御キャビネット 250 に係合しない場合、スプールは回転しなくなり、ケーブルが巻かれなくする。いったんコネクタ 260 が制御キャビネット 250 に取り付けられると、ブレーキ 266 はスプールから外され、スプールがサーボモーターにより移動される。クランプ 267 は、制御ケーブルをカバーする外部ジャケットの近接端を固定するのに使用される。空気弁および水弁への接続部だけでなく光源とイメージセンサーの電気接続部は、図 4 A に示されるように、コネクタ 260 の側面または弁に係合するコネクタ 260 の背面にある。

【0043】

図 4 D は、スプール 262 内でスプライン穴に装着されるスプライン軸 254 の断面図を示す。軸 254 は内部にばね 258 を有する円筒体 256 により支持され、軸 254 は円筒体 256 内で自由に動く。円筒体 256 は制御キャビネット内でサーボモーターに連結される。ばね 258 により、軸がより簡単に整合し、コネクタが制御キャビネット 250 に取り付けられる際スプール 262 の接合面に係合するよう、軸 254 は浮動する。

【0044】

スプール 262 への軸 254 の挿入の際、ブレーキ 266 が解除され、スプール 262 は円筒体 256 の回転により動く。一部の例では、ブレーキ 266 は省略され、コネクタ 260 が制御キャビネット 250 に係合しない場合、スプール 262 は自由に回転する。

【0045】

図 4 E は、内視鏡から生成された患者データとビデオまたは静止画像を含むグラフィカルユーザーインターフェースが表示されるディスプレイ 282 を有する制御キャビネット 280 の別の実施例を示す。コネクタ 284 は、使い捨て内視鏡の近接端を接続するため制御キャビネット 280 の外部に備えられる。コネクタ 284 は、制御キャビネット内でサーボモーターに連結されるいくつかの軸 286 を含む。いくつかのピンチ弁 288 は、内視鏡の管に流体貯水槽、真空源、および空気供給（図示せず）を接続するマニホールドを通して空気流、水および真空を制御するよう備えられる。蠕動ポンプ 290 は、上記したような使い捨て内視鏡を通して液体を注水するよう備えられる。ジョイスティック手持ち式制御装置 292 は、制御キャビネット 280 に接続され、操作者は使い捨て内視鏡とその方向付けの操作に関する命令を入力する。

【0046】

図 5 A は、本発明による手持ち式制御装置 300 の一つの実施例に位置する各種制御を示す。手持ち式制御装置 300 は、本発明の平行実施例では、電気コード 304、無線高周波チャネル、赤外線またはその他の光学リンクにより制御キャビネットに連結される制御装置本体 302 を含む。電気コードで接続が行われる場合、止め子 86 は電気コード 304 と制御装置の本体 302 の接合点に位置付けられ、電気コード 304 内の電線の結合を制限する。本発明の直列実施例では、手持ち式制御装置 300 の制御キャビネットへの接続は、吸入空気 / 気体および洗浄液を搬送する穴だけでなく、運動制御装置および画像システムに信号を送信する両方のワイヤを含む導体で行われる。また、内視鏡の制御ケーブルは、手持ち式制御装置 300 を通して運動制御キャビネットのアクチュエータに接続されるケーブルに係合する。

【0047】

手持ち式制御装置 300 の人間工学配置に位置付けられているのは、いくつかの電気スイッチである。関節ジョイスティック 308 またはその他の多位置装置はいくつかの方向に動かされ、医師は所望方向に画像内視鏡の遠位端を方向付ける。手動で画像内視鏡をガイドするには、医師はビデオモニターの画像を見ながら、または X 線透視法などの別の医療画像技術で遠位端位置を観察しながら、ジョイスティック 308 を動かす。内視鏡の遠位端が所望方向にジョイスティック 308 を移動させることによって操向される際、医師は内視鏡を押したり、引っ張ったり、および / または振り、所望方向に遠位端をガイドする。

【0048】

カメラボタン 310 は、使い捨て内視鏡が配置される内部体腔または器官の画像を捉え

10

20

30

40

50

るよう備えられる。収集された画像は、静止画像またはビデオ画像である。画像はコントラスト調整されるか、表示に先立って向上されるか、または記録可能媒体に保存される。

【 0 0 4 9 】

洗浄ボタン 3 1 2 は洗浄源を作動し、使い捨て内視鏡の洗浄穴を通して水などの液体を供給する。液体は内視鏡の遠位端の光源だけでなく、イメージセンサー正面のウィンドウおよび / または体腔領域を洗浄する。吸入ボタン 3 1 4 は吸入源を作動し内視鏡の穴を通して空気 / 気体を供給するよう備えられる。吸入気体の供給は、内視鏡の遠位端周囲の体腔部分を拡張し、医師は内視鏡をさらに容易に前進させることができ、内視鏡正面の組織がよく見える。

【 0 0 5 0 】

本発明の一つの実施例では、手持ち式制御装置 3 0 0 の本体 3 0 2 はまた、上記したように、ブレイクアウトボックスに手持ち式制御装置を固定するための蝶ね 3 1 6 などの取り外し可能なジョイントを含む。ブレイクアウトボックスの一致するソケットまたはねじセットは、この二つの部分を接合するため蝶ね 3 1 6 を受ける。一つ以上の追加ボタン 3 1 8 はまた、画像記録または印刷、光強度の調節、真空制御弁作動、または必要に応じて遠位端の上下左右の動きを供する制御ケーブルの可変制動ドラッグ供給などの追加機能を作動するよう備えられる。

【 0 0 5 1 】

図 5 B は、操作者が制御キャビネットと使い捨て内視鏡の動作を制御する命令を入力できる手持ち式制御装置の別の実施例を示す。制御装置 3 5 0 は、ユーザーが親指および / または複数の指で動作を人間工学的に制御できるような形状にする把手 3 5 2 を含む。ジョイスティック 3 5 4 は、制御装置 3 5 0 の上面に位置付けられ、ユーザーは親指でジョイスティックを動かすことにより内視鏡を操向する。いくつかの制御ボタン 3 5 6 は、ユーザーの親指または複数の指で作動され、照明源強度などを調整する内視鏡の穴に洗浄水 / 真空を供給するなどの内視鏡のその他の動作を制御できる。制御装置 3 5 0 はまた、ジョイスティック 3 5 4 を偏倚させるばね 3 6 2 に可変力を加える力フィードバック機構 3 6 0 を含む。フィードバック機構 3 6 0 により加えられる力は、内視鏡を操向するのに必要なトルクに比例してパラツキがある。例えば、内視鏡は組織壁に対して位置付けられるか、その長さに沿っていくつかのループを有する。したがって、ユーザーはフィードバック機構 3 6 0 によりばね 3 6 2 に与えられる力を変更することにより、内視鏡を操向するのに必要な力の触知指示が与えられる。

【 0 0 5 2 】

上記したように、本発明の一つの実施例では、サーボモーターは位置対比率制御アルゴリズムを実行し、ジョイスティック 3 5 4 の位置は遠位端の所望方向の位置変化率に移行される。したがって、ユーザーがいずれかの方向にジョイスティックを押すと、力フィードバック機構 3 6 0 によりばね 3 6 2 に加えられる復帰力は制御ケーブルを動かすのに必要なトルク機能として変化し、ばねの力を変更することはまた、ばねがジョイスティックに加える力を変える。ばねがジョイスティックに加える力はジョイスティックを通じてユーザーが感じ、ユーザーにより命令されている方向に遠位端を動かすのに加えられている力のレベルの触知指示をユーザーに与える。

【 0 0 5 3 】

図 5 C は、手持ち式制御装置 3 5 0 内の力フィードバック機構 3 6 0 を備えるための一機構を示す。ジョイスティック内に、モーター 3 7 0 に直接連結される第一ラック 3 7 2 と、プリテンションばね 3 6 2 に直接連結される第二ラック 3 7 4 を含むラックピニオン機構を駆動するモーター 3 7 0 がある。モーター 3 7 0 の回転により、第一ラック 3 7 2 を上下に動かすねじタイプ機構 (図示せず) が駆動される。ピニオンギア 3 7 6 は、第一ラック 3 7 2 の縦運動を第二ラック 3 7 4 の縦運動に移行させ、ばね 3 6 2 のプリテンションを調整する。例示実施例では、二つのラックは、手持ち式制御装置 3 5 0 の縦軸に対してジョイスティックの方向付けにより必要とされる。しかし、ジョイスティックが手持ち式制御装置で様々な方向付けられる場合、その他の構成が使用される。

【 0 0 5 4 】

同様に、プラスチック材料は、ばねを全体的に交換するのに使用され、力はプラスチック材料の一領域に加えられ、プラスチックがジョイスティックに接触し偏倚させる同様の力を発生する。このように、プラスチックは作動油のように使用されていて、ある場所から別の場所に力を伝える。しかし、作動油と違って、プラスチックは液体処理と液体防止シールの問題を回避する。同様に、可変トルクモーターは、ジョイスティックに直接連結され、制御ケーブルの張力により調整されたモーターのトルクは、ジョイスティックを通してユーザーに力を直接伝える。ジョイスティックの動きの各直交軸に作用するモーターとともに二台のモーターを使用すると、ジョイスティックの移動のすべての方向に応じて力フィードバック信号を発生できる。直接駆動モーターのこの種の使用と配置は同様に遠位端の位置をフィードバックするのに使用できる。この配置では、位置制御モーターは、トルク制御モーターの代わりに使用される。制御ケーブルの位置とこれらのケーブルを駆動するサーボモーターの位置は、遠位端の近似位置を計算するのに使用される。位置制御モーターが駆動され、ジョイスティック位置は遠位端の計算位置に従う。操作者が遠位端を動かそうとし、遠位端の動きがその環境により阻止される場合、ジョイスティックの操作者の動きが位置制御モーターにより加えられる力により抵抗され、ジョイスティック位置を遠位端位置に合致させる。

10

【 0 0 5 5 】

例示実施例がモーターとラックピニオンギアシステムを開示しジョイスティック 3 5 4 に偏倚させるばね 3 6 2 の圧縮を変更するが、油圧アクチュエータまたは磁気アクチュエータを含むその他の機構が使用されるのが理解される。別法として、熱可塑性物質などの擬似流体装置が使用される。熱可塑性材料を選択的に圧縮することにより、その弾性は変更され、ばね 3 6 2 に異なる圧力を加えるのに使用される。

20

【 0 0 5 6 】

別の実施例では、ワイヤのすべての力がユーザーにフィードバックされるとは限らない。一つの実施例では、システムは軸の抵抗対遠位端の抵抗を区別し、遠位端の抵抗のみがユーザーにフィードバックされる。

【 0 0 5 7 】

軸の力対遠位端の力を区別するには、遠位端は異なる方向にぶれる。抵抗が遠位端にある場合、その抵抗は一方向にのみ高くなる。抵抗が軸のループにより発生する場合、抵抗はすべての方向に等しい。処理装置の力を比較し、遠位端を動かすのに必要な力を分離することにより、大きい力が遠位端に加えられないようにする。高いモータートルクは、ループによる抵抗を克服することにのみ使用され、抵抗に合致する場合、遠位端を曲げるのに使用されない。したがって、大きな力が遠位端に加えられないようにし、遠位端が定位置にパチンと嵌まる危険性を減少させる。

30

【 0 0 5 8 】

図 5 C および図 5 D は、ブレイクアウトボックスと手持ち式制御装置の別の実施例を示す。本実施例では、手持ち式制御装置 3 8 0 は、遠位端 3 8 2 と近接端 3 8 4 とを有する。制御装置は一般に、ユーザーの手で人間工学的に適合するよう「バナナ形状」である。また、ユーザーが手に制御装置を持ち、手のひらが床に対して水平に方向付けられる際、近接端が床に向かって下方に向けられるよう、制御装置 3 8 0 の近接端 3 8 4 は方向付けられる。したがって、ブレイクアウトボックスから延長する内視鏡の軸の近接端は、医師の前腕から角度付けられ、じゃまでなくなる。

40

【 0 0 5 9 】

手持ち式制御装置 3 8 0 はまた、上部にキャップを有する作動チャネル 3 8 6 の入口を含む。体液またはその他の汚染物が医師や看護士に飛び散らないようにするため、作動チャネルの入口が医師に向かないよう位置付けられる。キャップを取り外すことにより、ユーザーは生検材料を受け取り、薬を投与するか、またはその他の医療処置を行うために作動チャネルにツールを挿入できる。

【 0 0 6 0 】

50

ブレイクアウトボックス 380 に選択的に連結されるのは、手持ち式制御装置 388 である。手持ち式制御装置は、内視鏡の遠位端の方向付けを制御する方向スイッチ 390 を含む。さらなるボタンまたは制御スイッチ 392 は、ユーザーが内視鏡の追加機能を作動するか、内視鏡画像システムの動作パラメータを変更するよう備えられる。

【0061】

図 5 D に示すように、手持ち式制御装置 388 はオスおよびメス接合機構 396、398 を協働することによりブレイクアウトボックス 380 に選択的に連結される。例示実施例では、接合機構は一致スロットに弾性的に受けられるタブを備える。しかし、その他の取付機構が使用できる。

【0062】

その他の実施例では、手持ち式制御装置は、軸の遠位端を把持する把持機構に装着される。したがって、操作者は医師が患者に近づけるようにするため、その長さに沿って各種位置で軸に手持ち式制御装置を固定できる。

【0063】

内視鏡の開示実施例では一般に、操作者は遠位端の方向付けを制御させる必要があるが、本発明の使い捨て内視鏡もまた自動的に操向される。画像電子回路が受信した画像は、プログラム処理装置により分析され、内視鏡の遠位端の所望方向または方向付けを決める。結腸内視術の場合、内視鏡を盲腸に前進させる場合、処理装置は吸入空気 / 気体の供給を制御し結腸を膨張させる。処理装置は、内視鏡を前進させる方向を一般にマークする暗い開口穴の結腸の画像を分析する。処理装置はサーボ制御装置に制御指示を供給し、遠位端が暗い領域の方向に位置付けられるよう方向付けされる。

【0064】

その他のモードでは、制御キャビネットの処理装置により内視鏡の遠位端が所定パターンで動く。例えば、内視鏡が後退している場合、遠位端はスパイラルサーチパターンで移動し、体腔のすべての領域が病気の存在をスキャンされる。遠位端の自動制御を使用して、医師は内視鏡を前進させたり後退させるだけで検査を行う。

【0065】

以下にさらに詳細に説明するように、使い捨て内視鏡は一般に、遠位端で終端接続するポリウレタン管またはポリエチレン管から形成される一つ以上の穴を有する空洞軸を備える。また、作動チャネルの管は、スパイラル巻きラップで補強される。図 6 A に示すように、遠位端 400 の一つの実施例は遠位端部分 402 と近接部分 404 を有する円筒体を備える。近接部分 404 は段差肩領域を形成するため遠位端部分 402 の直径より小さい直径を有する。肩の直径は内視鏡の軸壁が肩領域に位置し遠位端部分 402 でスムーズな外表面を形成するよう選択される。遠位端 400 の遠位端面は、カメラポート 406、一つ以上の照明ポート 408、作動チャネル穴 410 のアクセスポート、および方向洗浄ポート 412 を含むいくつかのポートを含む。

【0066】

カメラポート 406 内に装着されているのは、好ましくは CMOS 画像センサーまたはその他のソリッドステート画像装置と、カメラポート 406 正面に状況の画像を示す電子信号を発生する一つ以上のガラスまたはポリマーレンズを備えるイメージセンサー（図示せず）である。イメージセンサーは好ましくは SVGA、SXGA、または XGA などの VGA 解像度またはそれ以上の、低光感度、低ノイズ、CMOS カラー画像装置である。低解像度を所望の場合、1/2 VGA センサーもまた使用される。従来のビデオシステムの場合、25 ~ 30 fps の最小フレームレートは、リアルタイムビデオを達成する必要がある。システムのビデオ出力は、PAL または NTSC または高定義ビデオフォーマットを含む従来のデジタルフォーマットまたはアナログフォーマットにある。

【0067】

照明ポート 408 は、一つ以上のレンズと一つ以上の発光ダイオード (LED) (図示せず) を収容する。LED は高強度の白色光源か、または赤外線 (IR) の赤、緑、青、または紫外線 (UV) LED などのカラー光源を備える。カラー LED で、異なるスペク

10

20

30

40

50

タルバンドの画像は、一つ以上の個別色で照明により得られる。白色光画像は、カラーLEDの同時照明または連続照明と、各照明波長にて個別カラー画像を組み合わせることにより得られる。カラーLEDの連続照明を使用する場合、別法として、モノクロCMOS画像装置が使用できる。LEDの代替として、光源は内視鏡と光ファイバー束で照明ポートに供給される照明光外にある。

【0068】

アクセスポート410は、使い捨て内視鏡の作動チャンネルまたは穴の終端点である。一つの実施例では、図2に示されるように、作動チャンネルの近接端はブレイクアウトボックス26で終端接続する。しかし、作動チャンネルは内視鏡の近接端近くで終端接続する。

【0069】

方向洗浄ポート412は、カメラポート406および/または照明ポート408の方向に遠位端400の前面を横切って洗浄・吸入穴を通して供給される液体または空気を方向付けるキャップ414を含む。キャップ414は、内視鏡が配置される内部体腔をよりよく見えるようにするため、カメラポート406と照明ポート408を洗浄し乾燥させる。また、洗浄液は内視鏡の遠位端を囲む組織領域を洗浄する。

【0070】

図6B～6Iは、本発明による廃棄可能な内視鏡の遠位端を形成する画像アセンブリの別の実施例を示す。上記したように、画像アセンブリは低コストで、安価なアセンブリに対応し、さらに高価な画像機構と同等に、医師が内視鏡を使用して患者を検査できるようにする。

【0071】

図6Bに示すように、内視鏡の遠位端は、前面にいくつかの開口部を有する遠位端キャップ450を含む。開口部は低圧洗浄用の作動チャンネル452と開口部454に対する開口部を含み、液体の流れは内視鏡を通して供給され、患者から異物または障害物を除去できる。レンズ洗浄吸入ポートは、イメージセンサーのレンズを横切って水を方向付けし、吸入気体を供給し内視鏡が挿入される穴を拡大する一体型洗浄キャップ456を含む。内視鏡の縦軸からオフセットされるのは、照明源をカバーする一対のウィンドウまたはレンズ460、462により囲まれるレンズポート458である。

【0072】

図6Cによく示されるように、画像アセンブリは、遠位端450、円筒型レンズアセンブリ470、および熱交換器480を含む。熱交換器480は円筒型レンズアセンブリ470が装着される凹部482を有する半円形部分を備える。凹部480は、内視鏡の縦軸に垂直な方向にレンズアセンブリ470の位置を保ち、レンズアセンブリ470は内視鏡の縦軸に沿って移動するだけである。いったんレンズアセンブリが熱交換器480の背面に固定されたイメージセンサー490に焦束するように位置付けられると、レンズアセンブリは接着剤で熱交換器に固定される。一対のLED482、484は、熱交換器に固定された回路基板に接着され、チャンネルは流体または気体の通路の回路基板の背後に形成され、LEDを冷却する。制御装置と信号を送受信する回路を含む回路基板またはフレックス回路492はイメージセンサー490の背後に固定され、熱交換器480の背面に固定される。熱交換器480に固定されたレンズアセンブリ470、LED480、482、イメージセンサー490、および関連回路492で、熱交換器アセンブリは遠位端キャップ450内に装着され、図6Dに示したように画像アセンブリを完成する。

【0073】

図6Eは、遠位端キャップ450の背面等角図である。遠位端キャップ450はABSプラスチック材料で成形した精度であることが好ましい。上記したように、遠位端キャップ450の前面は、一体型洗浄キャップ456とLEDの正面に位置した一対のウィンドウ460を含む。ウィンドウは、遠位端キャップ450の残りでオーバーモールドされた透明なプラスチック材料を備えることが好ましい。また、遠位端キャップ450の内部には、近接して延長する平らな面470があり、遠位端キャップの円筒型内面を半円形熱交換器480アセンブリが装着できる半円形管に分割する。突出部472は遠位端キャップ

10

20

30

40

50

４５０の内部前面から延長し、熱交換器４８０の前面に整合し、熱交換器４８０が遠位端キャップ４５０に挿入される範囲を制限する。

【００７４】

図６Ｆは、ＬＥＤの正面に位置するウィンドウ４６０、４６２の断面図である。ウィンドウ４６０は、遠位端キャップ４５０の前面にウィンドウ４６０を固定する外向き延長フランジ４６４で光学的に透明なプラスチック材料から成形されることが好ましい。いったんウィンドウが成形されると、遠位端キャップ４５０はウィンドウを所定位置に固定するためウィンドウ４６０、４６２上に成形される。

【００７５】

図６Ｇは、画像アセンブリの熱交換器４８０部分の正面等角図である。上記したように、熱交換器は、遠位端キャップ４５０内部の平らな面４７０と接合する比較的平らな底面５００と円形の上面５０２を有する半円形部分である。熱交換器の内部は一般に空洞で、冷却液体または冷却気体が通過するチャンネルを形成し照明ＬＥＤを冷却する。凹部４８２は熱交換器の平らな底面５００に形成され、図６Ｃに示すように円筒形レンズアセンブリ４７０を受ける。熱交換器４８０から後ろに延長しているのは、熱交換器４８０の内部に流体的に接続される孔を有する一対の脚部５０６、５０８である。リップ５１２は熱交換器４８２の前面の内面まわりに延長し、一致形状の回路基板が固定され接着固定された接着面を形成する。本発明の一部の実施例では、熱交換器４８０は脚部５０６、５０８に位置付けられた追加の背面に延長するフィン５１４、５１６を含み、スロットは回路基板またはその他の構成要素を熱交換器に固定するために形成される。しかし、一部の実施例では、フィン５１４、５１６が省略される。

【００７６】

図６Ｈは、熱交換器４８０の背面等角図である。上記したように、脚部５０６、５０８の各々は、管が装着され冷却液体または冷却気体が通過する穴５２０、５２２を含み、液体または気体が熱交換器の空洞半円形チャンネル部分内に流れるようにする。また、熱交換器４８０は発光ダイオードの温度と信号を示す信号を制御装置の処理装置に供給できるサーミスタまたはその他の温度感知装置用の凹部５２６を含む。

【００７７】

図６Ｉは、熱交換器４８０の前面内に装着するよう設計される半円形回路基板５５０を示す。具体的に、回路基板５５０は、図６Ｇに示すように、内部リップ５１２に対して熱交換器４８０の前面に接着固定される。回路基板は熱導電、金属またはセラミック、電気分離絶縁材料および回路層であるベース材料を備える。回路基板５５０は、回路基板が熱交換器４８０に取り付けられる際、レンズアセンブリ４７０が装着される凹部４８２の一方側に位置付けられる熱導電パッド５５６、５５８に位置される一対のＬＥＤに電流を供給するのに使用される一つ以上のトレース。

【００７８】

本発明の一つの実施例では、ベース材料は銅を備える導電パッド５５６、５５８を有する銅である。ＬＥＤは結合パッド５５４とトレース５５２にワイヤ結合される。回路基板５５０の背面は、脚部５０６、５０８を介して熱交換器を通して注水される冷却液体または冷却気体に直接露出される金などの熱導電の、無反応、生体適合性の材料で被覆されるのが好ましい。

【００７９】

本発明の好ましい本実施例では、ＬＥＤ４８４、４８６は、約６０ルーメンの光を共に発生する蛍光体材料で被覆される大領域の金型、高電力、青いＬＥＤが好ましい。本実施例はレンズアセンブリ４７０の一方の側の二つのＬＥＤを示すが、追加ＬＥＤが使用され、ＬＥＤの正面に位置付けられたウィンドウ４６０、４６２の形状に合わせて一致して変更されることが分かる。

【００８０】

別法として、ウィンドウ４６０、４６２の内面は、ＬＥＤにより発生する青い光に露出された場合白光を発生する蛍光体のコーティングで被覆される。選択される特殊蛍光体は

、使用されるＬＥＤのスペクトル特性に依存する。蛍光体はウィンドウ４６０、４６２の背面に適用され、紫外線源上の遠位端４５０を通過して硬化されるエポキシ接着剤と混合される。接着剤の蛍光体のコーティングの混合は、蛍光体の均一分布を促進し、製造が容易である。

【００８１】

レンズアセンブリ４７０は、ｆテラの歪みとｆ／８アパーチャの１４０°の視界を供するプラスチックレンズ群を備える。内視鏡のＦＤＡガイダンス文献により、レンズの解像度は遠位端から１０ｍｍ離れた物体の１ミリ以上につき５ラインペアである。個別レンズとレンズアセンブリの開口は、熱交換器４８０の円筒型孔に挿入するためのプラスチック円筒体に含まれる。レンズアセンブリの前面は、キャップ４５０のレンズポート４５８に

10

【００８２】

本発明の好ましい実施例では、イメージセンサー４９０は、６４０×４８０個のアクティブピクセルを持つＶＧＡＣＭＯＳイメージセンサーと、直列状の制御キャビネットに画像データを送信するオンチップシリアルライザーとを備える。かかるＣＭＯＳイメージセンサーは、アイダホ州BoiseのMicron Electronicsの機種番号ＭＩ－３７０として利用可能である。内視鏡の長さに沿って直列画像データと制御信号を送信するため、データおよび制御信号は、一对の捻りマイクロ同軸ケーブルに沿って種々に送信されることが好ましい。

【００８３】

20

画像アセンブリを構成するには、洗浄ポート４５６を含む遠位端キャップ４５０は、ＬＥＤウィンドウ４６０、４６２上にＡＢＳプラスチックから成形される。それに接合されるＬＥＤ４８２、４８４を有する回路基板５５０は、熱交換器４８０内に固定され、ＣＭＯＳセンサー４９０と関連電子回路４９２は、脚部５０６、５０８間に熱交換器４８０の背面５２５に固定される。レンズアセンブリ４７０は凹部４８２に挿入され、所定位置に接着される前、イメージセンサー４９０に光を収束する最適位置になるまで縦方向に調整される。完成した熱交換器アセンブリは、遠位端４５０に挿入され接着され画像アセンブリを完成する。低圧洗浄ポータス洗浄チャネル４５４の残りの管、レンズ洗浄吸入チャネルと作動チャネルは、使い捨て内視鏡の遠位端画像部分を完成するため遠位端の一致する穴に固定される。

30

【００８４】

図７は、図６Ａに示されたものに類似する画像内視鏡の遠位端６００の実施例のさらなる詳細を示す。本実施例では、遠位端部分６００は遠位端６００の外周に位置付けられたいくつかの座ぐり孔６０２を含む。座ぐり孔６０２は、遠位端を方向付ける制御ケーブル（図示せず）のスウェッジまたはフランジ端部を受ける。制御ケーブルの張力は、張力の方に遠位端６００を引っ張る。

【００８５】

図８は、本発明の一つの実施例による使い捨て内視鏡６５０の横断面図である。遠位端６５２は関節ジョイント６５４の遠位端の中心穴内に接着固定、溶接または結合される。関節ジョイント６５４の近接端に固定されるのは、軸６５６の遠位端である。上記したように、軸６５６は引っ張り剛性より固く、または内視鏡の近接端より内視鏡の遠位端に向かうトルクをよりよく伝えることが好ましい。

40

【００８６】

内視鏡の遠位端を動かす制御ケーブル６５８は、ステンレス鋼などの非伸張材料または高く方向付けられたポリエチレンセラライト（ＰＥＴ）系を備えることが好ましい。制御ケーブル６５８は軸６５６の中心穴内で通され、または、図８に示すように、軸６５６の壁内に形成された穴に通される。制御ケーブル５６０は関節ジョイント６５４の壁内のガイドを貫通し、関節ジョイント６５４の遠位端または遠位端部分６０２で終端接続する。本発明の好ましい本実施例では、制御ケーブルは、ＨＤＰＥなどの潤滑ライナーを有する外部ステンレス鋼ジャケットを有するステンレス鋼ボーデンケーブルと、摩擦を減少させ

50

るため、シリコンなどの潤滑剤で被覆された内部ケーブルである。外部ジャケットの遠位端は関節ジョイント 6 5 4 の近接端で受けられ、ジャケットの近接端は使い捨て内視鏡を制御キャビネットに接合させるコネクタに固定される。

【 0 0 8 7 】

制御ケーブルが軸 6 5 6 の中心穴を通される場合、ケーブルは好ましくはステンレス鋼またはプラスチックスパイラルラップジャケット内で搬送され、結合を防止し、図 9 A および 9 B に示されたような遷移ガイド 6 7 0 は、関節ジョイントの近接端に制御ケーブルをガイドするのに使用される。遷移ガイド 6 7 0 は、軸の遠位端の穴内に固定された近接端 6 7 2 を有する。遷移ガイド 6 7 0 の中心本体部分 6 7 4 は、画像内視鏡の外形に等しい直径を有する。また、本体部分 6 7 4 は、近接端 6 7 2 の中心穴から遷移ガイドの段差遠位端 6 7 6 の外面に延長するいくつかの傾斜穴 6 7 8 を含む。遠位端 6 7 6 は、関節ジョイント 6 5 4 の近接端内に固定される。斜めに延長する穴 6 7 8 の制御ケーブルは、カテテルの外縁にガイドされ、関節ジョイント 6 5 4 のガイドまたは制御ケーブル穴を通して延長する。

【 0 0 8 8 】

図 1 0 A および 1 0 B は、使い捨て画像内視鏡を形成するのに使用される軸の一つの実施例を示す。軸 6 8 0 は、内部に埋め込まれたワイヤまたはその他の編組 6 8 4 を含む押出しスリーブ 6 8 2 を有する。あれば、編組 6 8 4 は軸のトルク特性を調整する。スリーブ 6 8 2 は、マンドレル上にスリーブを配置することにより形成される。編組 6 8 4 はスリーブ上に配置され、マンドレルはコーティング材料に浸されるかスプレーされる。スリーブとコーティング材料は、ポリウレタンまたはポリエチレン、ポリプロピレン、ポリビニルアルコールなどの確立された生物医学的使用の生体適合性の材料のその他の材料を備えることが好ましい。好ましい本実施例では、スリーブ 6 8 2 は、外形が 0 . 5 0 7 インチで、内径が 0 . 4 6 0 インチの E G - 8 0 A 硬度計ポリウレタンからなる。ステンレス編組はそこに埋め込まれ、1 インチ当たり 2 3 ピックである。また、軸の内部穴と外部は参照として本明細書に取り込まれている米国特許第 5 , 7 0 2 , 7 5 4 号および第 6 , 0 4 8 , 6 2 0 号に記載されたマサチューセッツ州の N a t i c k の B o s t o n S c i e n t i f i c C o r p o r a t i o n から利用可能な H Y D R O P A S S ^{T M} 親水性コーティングなどの押出し可能な、親水性潤滑コーティングで被覆される。

【 0 0 8 9 】

P a n d u i t I n c . から利用可能なスパイラルワイヤラップなどのプラスチックスパイラルワイヤ 6 8 6 は、軸 6 8 0 の中心穴に挿入される。スパイラルラップ 6 8 6 は、患者の解剖学の曲線に曲げられる際軸 6 8 0 がつぶれないようにする。

【 0 0 9 0 】

軸 6 8 0 の一つの実施例では、スパイラルラップは、厚さが 0 . 0 6 0 インチで、ピッチが 3 / 1 6 インチである。スパイラルラップ 6 8 6 は、外径が 0 . 5 0 0 インチで内径が 0 . 3 8 0 インチで、軸 6 8 0 に捻られ障害フィットを形成する。しかし、異なるピッチのスパイラルラップのその他の厚さが所望支柱強度と曲げモジュールを供し、よじれを防止するのに使用される。プラスチックカバーは、軸の関節ジョイント部分に装着され、汚染物が間隙を通して関節ジョイントの軸に入り込むのを防止する。

【 0 0 9 1 】

上記したように、内視鏡軸の近接部分は遠位端部分より可撓性であることが好ましい。軸の近接部分は、P a n d u i t I n c . から利用可能な機種番号 C L T S 5 0 F - C などのポリエチレン波形管を備えることが好ましい。

【 0 0 9 2 】

図 1 1 は、軸の遠位端部分のトルク忠実度を変更する方法を示す。軸 7 0 0 は内視鏡のブレイクアウトボックスの遠位端に向かう撓み部分 7 0 2 と、ブレイクアウトボックス（図示せず）により近接する固い部分 7 0 4 とを有する。さらに遠位端の内視鏡の部分は、遠位端に向かって増加する可撓性と、逆に近接的に高トルク忠実度と支柱強度を有する。軸の遠位端部分 7 0 4 のトルク忠実度特性を増加するには、その部分の編組 7 0 6 は反

対方向に巻かれる二本以上のワイヤを含む。一つの実施例では、ワイヤ編組は 14 ~ 16 ピックのピッチを有する。しかし、ワイヤ数とその間隔は、軸のトルク忠実度を供するため必要に応じて調整できる。

【0093】

軸 700 のさらなる遠位端 702 は、軸 700 の中心穴でプラスチックスパイラルラップと同一方向に巻かれるのが好ましい一本のスパイラルワイヤ 706 を有する。再び、軸 702 の近接端のトルク忠実度は、ワイヤ 706 とその忠実度のピッチおよび/または方向を調整することにより変更される。

【0094】

理解されるように、一本のワイヤスパイラル 706 はあるトルク忠実度を供するが、例えば、ループ解像度を簡単に操作するため軸の遠位端部分の二重ワイヤ編組と同一のトルク忠実度を有する。単一ワイヤスパイラル 706 は低いトルク忠実度が所望な場合、軸の遠位端部分から省略される。

【0095】

上記したように、画像内視鏡の遠位端の操向を容易にするため、内視鏡は遠位端が制御ケーブルにより、すなわち 180° の円弧上にそれ自体が戻るようにする関節ジョイントを含み、遠位端の円周に所定方向に曲げられるよう方向付けることができる。すなわち、操作者は曲げ量あるいは関節量と曲げの方向とを両方選択できる。図 12A、12B に示されるように、本発明の一つの実施例による関節ジョイント 750 は、中心穴 752 を有するプラスチック変形材料の円筒体と、関節ジョイントの壁に位置付けられるいくつかの制御ケーブル穴 754 とから形成される。必要に応じて、円筒体壁の制御ケーブル穴間の間隔は、制御ケーブル穴が円筒体の中心穴に延長するボスを形成するよう薄くなる。制御ケーブル穴 754 は、三本の制御ケーブルを使用する場合 120° 離れて、または四本の制御ケーブルを使用する場合 90° 離れて方向付けるのが好ましい。

【0096】

関節ジョイントの曲げを容易にするため、円筒体はその長さに沿って形成されたいくつかの回りヒンジ 760 を含む。図 13 に見られるように、各回りヒンジ 760 は円筒体の一方側の一对の対向 V 字形状の切込み 770 を備え、ヒンジの曲げ可能部分を形成する撓みウェブ 772 により分離される。四本の制御ケーブル用に設計された実施例では、各回りヒンジは隣接ヒンジに対して 90° で方向付けられる。

【0097】

制御ケーブルの引っ張りに際し、後退制御ケーブルに沿ってウェブ 772 を有するヒンジは曲がらない。制御ケーブルに沿っていないウェブを有するこれらの回りヒンジは閉じられ、引っ張り下の制御ケーブルの方向に関節ジョイントを曲げる。

【0098】

図 13 に示される関節ジョイント 750 の別の長所は、内視鏡の遠位端がすべての制御ケーブルを同時に引っ張ることにより後退できることにある。これにより、医師は内視鏡の残りの長さ分移動する必要がなく、体内で遠位端を操作できる。このことは、生検またはシュリンゲでポリープを取得するなどの外科処置を行う際有用である。

【0099】

中心穴および制御ケーブル穴を有する円筒体を所定位置に押出し、ナイフ、レーザー、ウォータージェット、またはその他の材料除去機構で円筒管を切断して回りヒンジを形成することにより、関節ジョイントが形成できる。別法として、関節ジョイントは、所定位置に回りヒンジジョイントで成形される。理解されるように、ヒンジを形成する V 字形状の切込みの角度は、均一または関節ジョイントの長さに沿って変わる。同様に、隣接した回りヒンジ間の距離は、均一または関節ジョイントの曲げおよびトルク忠実度の特性を供するため変わる。本発明の一つの実施例では、各回りヒンジ 760 は、30° の閉じ角度を有し、六個のヒンジが 180° の移動を供することが必要とされる。関節ジョイント 750 の遠位端は座ぐりされ、上記したように、内視鏡の遠位端部分を受ける。同様に、関節ジョイント 750 の近接端は、内視鏡の軸部分の遠位端を受けるようになる。図 13 に

示される実施例では、制御ケーブル穴 7 5 4 は、回りヒンジの最も広い間隔と各ヒンジのウェブ部分に整合される。しかし、ヒンジの制御ケーブルの曲げを減少させるため、ヒンジに対して制御ケーブル穴 7 5 4 をオフセットすることが望ましい。上記したように、関節ジョイントは曲がるが撓み込まない医療用に承認された生体適合性の材料からなることが必要である。適切な材料はポリウレタン、ポリエチレン、ポリプロピレン、またはその他の生体適合性のポリマーを含む。

【 0 1 0 0 】

制御キャビネットの作動機構により引っ張られる際制御ケーブルによる摩擦を防止するには、異なる硬度計の領域を有する材料から関節ジョイントを製造することが望ましい。図 1 4 および図 1 5 に示されるように、押出し管 7 8 0 から形成される円筒体は、円周に高硬度計材料 7 8 2 と低硬度計材料 7 8 4 の交互バンドを有する。制御ケーブルを通すのに使用される穴 7 8 6 は、高硬度計材料 7 8 2 で形成され、制御ケーブルが引っ張られ解除される際摩擦に抵抗する。また、高硬度計材料は、制御ケーブルと周囲穴との間の摩擦を減少させる。図 1 5 は、制御ケーブル穴が回りヒンジのウェブ部分の方向付けに対してオフセットされ、制御ケーブルがヒンジのウェブ部分 7 7 2 を通過しない関節ジョイントを示す。

【 0 1 0 1 】

図 1 6 A および図 1 6 B は、関節ジョイントの別の実施例を示す。本実施例では、ジョイントは一緒にリンクされる一連のボールおよびソケットコネクタを備える。図 1 6 A に示されるように、各コネクタはソケット部分 8 0 0 とボール部分 8 0 2 を含む。ボール部分 8 0 2 は隣接コネクタのソケット部分 8 0 0 に嵌め込まれる。穴はボール部分 8 0 2 を通って軸方向に延長し、光源、イメージセンサー、洗浄流体と吸入気体を搬送する管を接続するワイヤを通過させる。ボール部分とソケット部分は、生体適合性のポリマーから成形されるのが好ましい。

【 0 1 0 2 】

各ソケット部分は、図 1 7 A に示されるボール部分 8 1 0 などの完全に形成されたボール部分で形成される。別法として、ボール部分 8 1 4 などの部分的ボール部分は、図 1 7 B に示すようにソケット部分 8 1 6 に形成される。制御ケーブルを移動させる空間を作るには、ボール部分は、ボール部分の中央と側面を通して切断する図 1 7 A および 1 7 B に示されたようなスロット 8 1 8 を含むことができる。別法として、いくつかの小型スロット 8 2 0 は、図 1 7 C および 1 7 D に示されたようなボール部分の円周に位置付けることができる。スロットにより制御ケーブルは引っ張り下で縮小される。ボール部分とソケット部分のインターフェースのいくつかの孔 8 2 2 は、図 1 7 D に示されるようにソケット部分からボール部分内の制御ケーブルの通過を可能にする。

【 0 1 0 3 】

関節ジョイントの別の実施例では、関節ジョイントは互いに隣接して位置付けられ互いに動く積み重ねられた一連のディスクを備える。図 1 8 A に示されるように、ディスク 8 5 0 は一対の後方向きロッカー面またはカム 8 5 4 と、一対の前方向きロッカー面またはカム 8 5 6 とを有する環状リング 8 5 2 を備える。カム 8 5 4 は環状リング 8 5 2 の背面で 1 8 0 ° 離れて位置付けられるが、前方向きカム 8 5 6 は環状リング 8 5 2 の前面で 1 8 0 ° 離れて位置付けられる。例示実施例では、前方カム 8 5 6 は、背面カム 8 5 4 に対して 9 0 ° で方向付けられる。環状リングのもう一方の側の各カムに対向しているのは、平らなランド部分であり、隣接ディスクのカムは平らな部分に係合して揺動する。孔 8 6 0 は環状リングに穿孔され、制御ケーブルの通路のカムに穿孔される。制御ケーブルの引っ張りの際、ディスクはカム 8 5 4、8 5 6 の表面で揺動し、所望方向に関節ジョイントを曲げる。

【 0 1 0 4 】

図 1 8 B は、互いに係合して関節ジョイントを形成する積み重ねられた一連のディスク 8 5 0 a、8 5 0 b、8 5 0 c・・・を備える関節ジョイントを示す。いくつかの制御ケーブル 8 7 0 a、8 7 0 b、8 7 0 c、8 7 0 d はディスクを通過してカム表面のディス

クを引っ張り、所望方向にジョイントを動かすのに使用される。

【 0 1 0 5 】

図 1 9 A および図 1 9 B は、図 1 8 A および図 1 8 B に示される関節ジョイントの別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイントは積み重ねられた一連のディスク 8 8 0 を備え、各々は背面に一对の凹状ポケット 8 8 2 と、前面に一对の一致形状の凸状カム 8 8 4 を有する環状リングを備える。凹状ポケット 8 8 2 は凸状カム 8 8 4 に対して 9 0 ° で方向付けられ、隣接ディスクはディスクのカムが隣接ディスクのポケット内に装着するよう積み重ねられる。一致形状カム 8 8 4 とポケット 8 8 2 は、ディスクが互いに回転しないようにする。穴 8 8 6 は、図 1 9 B に示されるように、いくつかの制御ケーブル 8 9 0 a、8 9 0 b、8 9 0 c、8 9 0 d の通路の環状リング 8 8 0 を通して形成される。穴 8 8 6 は、カムとポケットの中心に位置付けられる。しかし、制御ケーブルの穴は必要に応じてカムとポケットの位置からオフセットされる。ディスク 8 8 0 は隣接カムとポケット間の摩擦を減少させるポリウレタン、ポリプロピレン、またはポリエチレンにどの比較的滑らかな面を有する生体適合性のポリマーから成形される。

【 0 1 0 6 】

図 2 0 A および図 2 0 B は、関節ジョイントのさらに別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイントは、各々が環状リングを備えるディスクの積み重ねから形成される。環状リングは、ディスクが隣接ディスクに対して移動する際、制御ケーブルをカム内で自由に動けるようにする内部に成形された弓状スロット 8 9 2 を有する前方延長カムを有する。図 2 0 B によく示されるように、スロット 8 9 2 は、スロット 8 9 2 がカムの外縁の最も広い点 8 9 4 から狭い点 8 9 6 にテーパし、そこで、スロットが環状リング 8 8 0 の対向縁に延長する円筒孔 8 9 8 を形成する。制御ワイヤ 8 9 6 は、隣接ディスクが回転する際、弓状スロット 8 9 2 の広い部分内で自由に曲がる。

【 0 1 0 7 】

図 1 8 ~ 2 0 に示される関節ジョイントのディスクは一般に円形状であるが、その他の形状が使用できることが理解される。図 2 1 A および図 2 1 B は、概ね四角形の外形を有するいくつかの部分から形成される関節ジョイントを示す。図 2 1 A に示されるように、部分 9 0 0 は、四角形部分の背面の対向側で外側に延長する一对のピン 9 0 2 を有する四角形のバンドである。前面の対向側には、背面のピンに対して 9 0 ° に方向付けられ、隣接部分の丸いピン 9 0 2 を受けるような寸法にされた一对の対向円形凹部 9 0 4 がある。例示実施例では、制御ケーブルは四角形部分 9 0 0 の各角にある角ブロック 9 0 6 の穴に通される。図 2 1 B は、共に固定された二つの隣接四角形部分 9 0 0 a、9 0 0 b を示す。示されるように、部分 9 0 0 b は隣接部分 9 0 0 a に対してピンを上下に回転させる。円形および四角形関節部分が示されているが、三角形または五角形などのその他のセグメントの形状が、関節ジョイントを形成するのに使用できることが理解される。

【 0 1 0 8 】

上記した関節ジョイントの実施例では、ジョイントを備える各ディスクまたはセグメントは、同一材料からなることが好ましい。しかし、長さに沿ってジョイントの可撓性とトルク忠実度を変更するため、セグメントが製造される材料および/または隣接セグメント間の物理寸法または間隔を変更することが可能である。

【 0 1 0 9 】

一部の環境では、画像内視鏡の遠位端の完全な 1 8 0 ° 回転の半径は必要でない。それらの環境では、相互接続されたディスクまたはセグメントを備える関節ジョイントは、編組ステントなどの撓み部材と交換される。図 2 2 は、関節ジョイントとして編組ステント 9 3 0 を有する画像内視鏡 9 2 5 を示す。編組ステント 9 3 0 は遠位端 9 3 2 とコネクタ 9 3 4 間で延長し、ステント 9 3 0 の近接端と撓み軸 9 3 6 の遠位端を接合する。カバー 9 3 8 は撓み軸 9 3 6 と編組ステント 9 3 0 上で延長する。制御ケーブル（図示せず）は撓み軸 9 3 6 の穴を通して延長し、遠位端 9 3 2 が所望方向に方向付けられるようステント 9 3 0 を引っ張るのに使用される。また、制御ケーブルを同時に引っ張ることにより、内視鏡の遠位端は後退する。

【 0 1 1 0 】

図 2 3 は、制御ケーブルの遠位端を編組ステント 9 3 0 に固定する一方法を示す。制御ケーブル 9 4 0 a、9 4 0 b、9 4 0 c、9 4 0 d はステント 9 3 0 のワイヤを通して織られ、ステントを備えるワイヤ周囲にループを形成することにより終端接続する。別法として、ケーブル 9 4 0 の端部ははんだ付けされるか、またはステントのワイヤに接着固定される。

【 0 1 1 1 】

図 2 3 A は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイント 1 0 0 0 のさらに別の実施例を示す。関節ジョイント 1 0 0 0 は、積み重ねられた一連のリング 1 0 0 2 a、1 0 0 2 b、1 0 0 2 c などからなる。好ましくは、各リングは、リングが固くなるようにする深絞りされた鋼鉄またはその他の金属から形成され、内部穴のサイズを最大にするため薄い壁の輪郭を有する。リングの外周に等間隔に位置付けられるのは、隣接リングと一緒に接合するのに使用される短いばね部分 1 0 0 6 を受ける内側延長凹部 1 0 0 4 である。リング 1 0 0 2 の反対側の 2 つのばねは、隣接リングと一緒に接合するのに使用される。例えば、三個のリング 1 0 0 2 a、1 0 0 2 b、1 0 0 2 c が整合される場合、リング 1 0 0 2 a、1 0 0 2 b はリング上で 0 ° と 1 8 0 ° に位置するばねセグメントとともに接合され、リング 1 0 0 2 B はリング周りに 9 0 ° と 2 7 0 ° に位置する直交整合ばねセグメントでリング 1 0 0 2 c に接合される。間隙は隣接リング間に形成され、一對のばねは関節ジョイントの縦軸から離れる方向に曲がることのできる撓みジョイントを形成するが、関節ジョイントの縦軸の方向に関節ジョイントを圧縮する制限能力を有する。各ばね 1 0 0 6 は接着剤、縁曲げ、溶接、またはその他の固定機構を使用してリング 1 0 0 2 の凹部 1 0 0 4 内に固定される。

【 0 1 1 2 】

図 2 3 A に示される関節ジョイント 1 0 0 0 は、制御ケーブルがばねセグメント 1 0 0 6 の中心と関節ジョイントの外周上を通過して、各リング 1 0 0 2 の中心開口部を通る管とその他のケーブルに利用可能な空間量を最大にし、関節ジョイントを曲げるのに必要なトルクを最小にする。

【 0 1 1 3 】

図 2 3 B は、図 2 3 A に示された関節ジョイントの別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイントは各リングの内周に位置するばねとともに接合されるいくつかの深絞りなどで形成された金属リング 1 0 0 8 a、1 0 0 8 b、1 0 0 8 c からなる。各リングはリングの反対側に位置する一對のばね部分で隣接リングに接続される。ばね 1 0 1 0 は、接着剤、または溶接、またはその他の固定手段でリング 1 0 0 8 の内周に固定される。図 2 3 B に示された実施例では、制御ケーブルはばね部分を通され、関節ジョイントの縦軸にさらに近接して位置付けられる。縦軸に近接することにより、制御ケーブルの力が所望方向に関節ジョイントを曲げる必要がある。

【 0 1 1 4 】

図 2 3 C は、積み重ねられた一連の金属リング 1 0 1 2 a、1 0 1 2 b、1 0 1 2 c などからなる関節ジョイントのさらに別の実施例を示す。各リング 1 0 1 2 は別のきつく巻かれた部分 1 0 1 4 と、さらに緩く巻かれた部分 1 0 1 6 とを有するばね 1 0 1 5 により接合され、ばねの長さに沿ってばね力を変更する。緩く巻かれた部分 1 0 1 6 により、関節ジョイントはその領域で撓み込み、さらに近接して巻かれた部分 1 0 1 4 は隣接リング 1 0 1 2 にヒンジ機構を供する。リング 1 0 1 2 の各々はさらに、ばねが通過する打ち抜かれた一對の内側または外側延長タブ 1 0 1 8 を含み、ばねが曲げられ、溶接され、または固定される表面を形成する。図 2 3 C に示された実施例では、各リングは完全に円筒型ではないが、隣接リングが接合される点から離れて延長する傾斜した前面と背面 1 0 2 0 を含む。リングの斜面により、隣接リング間の増加移動を可能にし、止め子を備え、隣接リングが互いに滑らないようにする。隣接リングの斜面 1 0 2 0 は、関節ジョイントが撓み込まれる V 字形状の溝を形成する。

【 0 1 1 5 】

図 2 3 D は、図 2 3 B に示された関節ジョイントに類似した関節ジョイントの別の実施例を示す。しかし、本実施例では、関節ジョイントは反対に配置された凹部 1 0 2 4 と凸部とを有するいくつかのリング 1 0 2 2 a、1 0 2 2 b、1 0 2 2 c を備え、別のきつく巻かれた部分と緩く巻かれた部分とを有するばね 1 0 1 5 が交互になるように、一つのリングの外側と隣接リングの内部上で通過できる。反対に配置された凸部と凹部により、ばねは接着剤、溶接、またはその他の接合機構でリングに固定される。

【 0 1 1 6 】

図 2 3 E および図 2 3 F は、本発明による関節ジョイントのさらに別の実施例を示す。本実施例では、ジョイントは交互に直交配置された複数対のばねセグメント 1 0 2 4 で接合される積み重ねられた一連のリンク 1 0 2 2 a、1 0 2 2 b、1 0 2 2 c などから形成される。ばねセグメント 1 0 2 4 は各リングセグメントの内周に溶接、ブレイジング、接着固定または接合される。リングセグメントとばねセグメントは、ステンレス鋼またはその他の生体適合性の金属からなることが好ましい。ばねは、レーザーまたはその他の切断ツールで切断される前にリングに固定される。別法として、ばねはセグメントに切断され、アセンブリジグでリングに固定される。

【 0 1 1 7 】

図 2 3 F に示されるように、側面から見ると、各リングは平らな部分 1 0 2 6 を持つ正面と、平らな部分 1 0 2 6 から後方に傾斜する一対の傾斜部分 1 0 2 8 を有する。リングの背面は類似形状を持つが、斜面は前側斜面に対して 9 0 ° で方向付けられる。各斜面はジョイントの縦軸に垂直な線から 1 4 ° の角度を持ち、隣接リングが約 2 8 ° 曲がる。

【 0 1 1 8 】

図 2 3 G は、本発明による関節ジョイントのさらに別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイント 1 0 3 0 は深絞り、打抜き鋼、または別の金属により形成される一連の金属リンク 1 0 3 2 a、1 0 3 2 b、1 0 3 2 c などからなる。各リンクは、円形か八角形などの多面である概ねリング状構成 1 0 3 4 を有する。さらに、各リンク 1 0 3 2 は、端部で外側延長タブ 1 0 3 8 を持つ一対の後方延長脚部 1 0 3 6 を有する。脚部 1 0 3 6 の各々は、リンク 1 0 3 2 の反対側に位置付けられる。脚部 1 0 3 6 に対して 9 0 ° で、リンク 1 0 3 2 は隣接セグメントからタブ 1 0 3 8 を受けるリンクの側壁に一致孔 1 0 4 0 を含む。さらにセグメント 1 0 3 2 は制御ケーブルを保持するためのアイレットを備える一体形成ワイヤガイド 1 0 4 2 を含む。関節ジョイントの隣接リンクは、第一リンク 1 0 3 2 から隣接リンクの一致孔 1 0 4 0 にタブ 1 0 3 8 を挿入することにより一緒に固定される。編組は一連のリンク上に配置され、関節ジョイントを曲げる必要がある力を加えずに捻り強度を向上させる。編組は、関節ジョイントを渡るカバーに内蔵される。

【 0 1 1 9 】

図 2 3 H は、図 2 3 E に示されるようなリンクの別の実施例を示す。しかし、本実施例では、丸孔 1 0 4 0 の代わりに蝶形状孔 1 0 5 2 を持ち、隣接リンクのタブを受ける。蝶形状孔 1 0 5 2 は一致する平らなタブが隣接リンクから回転できる範囲を制限する。蝶形状孔 1 0 5 2 を形成する円弧の曲率を調整することにより、隣接リンク間の回転度が制御される。リンク 1 0 5 0 は、深絞り金属および / または打抜き操作により形成されるのが好ましい。

【 0 1 2 0 】

図 2 3 I は、一連の相互接続金属リンク 1 0 6 0 から形成される本発明の関節ジョイントのさらに別の実施例を示す。各リンク 1 0 6 0 は、各端部で内方に延長するタブを有する一対の後方延長対向脚部 1 0 6 2 を有する。タブは隣接リンクの一致孔またはスロットに延長する。しかし、本実施例では、脚部 1 0 6 2 の各々のタブはさらに、関節ジョイントの中心穴に延長する。各タブはまた、ばね 1 0 6 6 が通過できる孔 1 0 6 4 を備える。ばね 1 0 6 6 によりタブ 1 0 6 2 が隣接リンクから後退できないようにするため、孔 1 0 6 4 は隣接リンクのタブをロックする。

【 0 1 2 1 】

図 2 3 J は、一連の相互接続リンク 1 0 8 0 a、1 0 8 0 b、1 0 8 0 c などの本発明

10

20

30

40

50

の関節ジョイントのさらに別の実施例を示す。各リンクはリンク部分を内方に曲げた後、リンク部分のまわりに周方向に延長するスロットを作ることにより形成される円周まわりに交互フープまたはアイレット1082を有する。一对の内方延長アイレットがリンクの背面に形成された前面のアイレットに対して90°で方向付けられた一对のアイレットを有するリンクの前面の反対側に形成されるようスロットが配置される。リンク1080a、1080b、1080cなどに形成されたアイレットで、ばねはアイレットの各々でリンクに固定できる。

【0122】

図23Kは、図23Jに示される関節ジョイントの配置に類似した本発明の関節ジョイントの別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイントは、一連の金属リンク1100a、1100b、1100cなどからなる。各リンクは弾性管または弾性ばね1106が通過できる円形に曲げられた一对の対向形成内方延長タブ1104を含む。管またはばね1106は縁曲げ、溶接、または管またはばね1106をタブ1104に固定することによりリンクに固定される。

【0123】

図23Lは、本発明による関節ジョイントのさらに別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイントは一連の打抜きまたは深絞り金属リンク1120a、1120b、1120cなどからなる。各リンクは前面の一对の前方延長タブ1022と、背面の一对の後方延長タブ1024を含む。前面と背面のタブ1022、1024は、互いに90°で方向付けされる。タブ1022、1024の各々は、固定機構が整合タブと一緒に固定するため通過できる孔を含む。図23Mに示されるように、固定機構は一連のワイヤばね1040a、1040bなどにより備えられる。各ばねは関節ジョイントの一对の整合タブの孔を通して挿入される端部を持つワイヤを備える。ばね1040は関節ジョイントの内部穴に沿って移動し、別の一对のリンクを接続する別組の整合タブの孔を通して終端接続する第二端部を有する。各ばねはさらに制御ワイヤを内部で保持するためのアイレットとして作用する内部で巻かれるループを含む。

【0124】

図23N～23Pは、本発明の廃棄可能な内視鏡で使用される関節ジョイント1200のさらに別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイントは図23Nに示されたタイプの積み重ねられた一連のディスクを備える。各ディスク1202は、前面1206と背面1208を有する。ディスク周囲に等間隔にあるのは、制御ケーブルが通過できるいくつかの孔1210である。前面1206はディスクを二分する一对の対向配置された平らな部分1207を含み、隣接ディスクの一致する平らな面に係合する一对の面を画成する。ディスクの前面はさらに、平らな面1207から近接して離れた二つの傾斜部分を含む。本発明の一つの実施例では、傾斜部分はディスクの縦軸に垂直な線から約14°である。同様に、背面1208はディスクの前面で平らな面1207に対して90°回転する一对の平らな面から遠位に離れた二つの傾斜部分を含む。図23Pに示されるように、関節ジョイント1200はいくつかのディスク1202a、1202b、1202cなどを積み重ねることにより作られ、各ディスクは平らな面で近接ディスクと整合し、傾斜部分は関節ジョイントを通過する制御ケーブルの引っ張り下で接近することができるヒンジを形成する。図23Pに示される実施例では、積み重ねられた七対のセグメント1202があり、各対は28°の曲げを作ることができる。したがって、図23Pに示した関節ジョイント1200は、上下左右に全部で196°曲がる。関節ジョイント1200の近接端には、関節ジョイントを軸の遠位端に接合する近接コネクタ1220がある。外装(図示せず)は積み重ねられた一連のディスク1202をカバーし、各ディスクが誤整合しないようにする。

【0125】

図23Qは、本発明の関節ジョイントを製造するのに使用される別のディスクを示す。各ディスク1240は図23Nおよび23Mに示されたディスク1202に類似する。本実施例では、各セグメントが一对の対向する平らな面1246から離れて傾斜する一对の

斜面 1 2 4 2、1 2 4 4 を持つ前面を有する。同様に、各セグメントの背面では、斜面は前面の斜面に直交して配置される。隣接ディスク 1 2 4 0 a、1 2 4 0 b はディスク前面と背面の平らな面部分で形成される凹部または皿穴で設定される端部を有する一対の対向配置されたばねセグメントにより一緒に固定される。ばねセグメントはまた、制御ケーブルが通過できるガイドとして作用する。さらに、ばねは隣接セグメントが互いに回転しないようにするか、または誤整合しないようにする。

【0 1 2 6】

図 2 3 R は、本発明による関節ジョイントを形成するのに使用できるセグメントのさらに別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイントは中心円筒軸 1 3 0 2 と外部円筒リム 1 3 0 4 を有する一連のセグメント 1 3 0 0 を備える。軸 1 3 0 2 はいくつかの外方延長スポーク 1 3 0 6 により外部円筒体 1 3 0 4 に接合される。各スポークは、軸近くの中心点から外部リング 1 3 0 4 の中心線に向かって下向きに傾斜する。傾斜したスポーク 1 3 0 6 により、隣接セグメントはスポークが互いにぶつからないように軸点で接触し互いに回転できる。各スポークはさらに、制御ケーブルが通過できる外縁に向かう穴 1 3 1 2 を含む。セグメント 1 3 0 0 の外部リム 1 3 0 4 は、一つのセグメントの歯が隣接セグメントの凹部に整合するように周方向に配置される交互間隔の歯 1 3 0 8、1 3 1 0 を有する。

【0 1 2 7】

図 2 3 S は、関節ジョイントを形成するための互いに曲がる一連のセグメント 1 3 0 0 a、1 3 0 0 b、1 3 0 0 c などを示す。個別セグメント 1 3 0 0 の各々は、熱可塑性材料または金属から成形されるのが好ましい。

【0 1 2 8】

図 2 3 T は、本発明による関節ジョイントのさらに別の実施例を示す。本実施例では、関節ジョイントは一連のセグメント 1 3 3 0 a、1 3 3 0 b、1 3 3 0 c などから形成される。各セグメントは一端部で中心ピン 1 3 3 2 と放射状に延長する脚部 1 3 3 4 を備える。各脚部 1 3 3 4 の外縁には、制御ケーブルが通過できる孔がある。中心ピンの端部はとげ状突起の支柱のようにセグメントに対して嵌合し、各セグメント 1 3 3 2 は隣接セグメントに対して振動させる。一部の実施例では、メッシュ管で部分をカバーして個別セグメントの整合を保持することが望ましい。

【0 1 2 9】

図 2 3 U は、本発明による関節ジョイントを形成する隣接リンクに接合されるリンクの別の実施例を示す。本実施例では、リンクは一対の対向配置された、後方延長リング 1 3 5 2 と、後方延長リング 1 3 5 2 に対して 90° で方向付けられた一対の前方延長リング 1 3 5 4 を有する金属注入成形リングを備える。したがって、隣接リングは、隣接リンクの後方延長リングに対する一つのリンクの前方延長リングを配置することにより整合される。各リング 1 3 5 2 または 1 3 5 4 は、リングを一緒に固定するためリベットが通過できる孔を含む。リング 1 3 5 0 の内周は、リンクの制御ケーブルの動きを阻止するための一対の一体型制御ケーブルガイド 1 3 5 6 を含む。

【0 1 3 0】

図 2 3 V は、図 2 3 T に示されるリンク 1 3 5 0 に類似したリンク 1 3 7 0 の別の実施例を示す。本実施例では、各リンクは内部に孔を有する一対の後方延長タブ 1 3 7 2 と、内面に一体的に形成されたピン（図示せず）を有する一対の前方延長タブ 1 3 7 4 を含む。いったん接合されると、内方延長ピンを有するタブ 1 3 7 4 は、隣接リンクの後方延長タブ 1 3 7 2 の孔に接合し、別のリベットで隣接リンクを固定する必要性がなくなる。リンク 1 3 7 0 はまた、リンク 1 3 7 0 の制御ケーブルの動きを阻止するための一対の対向整合制御ケーブルガイド 1 3 7 6 を含む。

【0 1 3 1】

図 2 3 W は、本発明による関節ジョイントを形成する他のリンクで組み立てられたリンクのさらに別の実施例を示す。本実施例では、リンク 1 3 9 0 は背面の一対の対向弓状凹部 1 3 9 2 と、前面の一致して形状化された前方延長弓状タブ 1 3 9 4 を有する注入成形

リングを備える。前面のタブ 1 3 9 4 は、背面で弓状凹部 1 3 9 2 に対して直交して配置される。弓状タブ 1 3 9 4 の各々の内面に整合されるのは、リンク 1 3 9 0 の制御ケーブルの動きを阻止する一体的に形成された制御ケーブル穴 1 3 9 6 である。

【 0 1 3 2 】

リンク 1 3 9 0 が熱可塑性材料から成形されるため、弓状タブ 1 3 9 4 は隣接リンクの弓状凹部 1 3 9 2 に圧入でき、隣接リンクは互いに前後に揺動する。

【 0 1 3 3 】

一部の実施例では、使い捨て内視鏡が制御ケーブルからの引っ張り解除時真っ直ぐになるよう、関節ジョイントは回復力を付勢するよう設計される。その他の場合、ある方向に遠位端位置を維持することが望ましい。その場合、図 2 4 に示されたような構成が使用できる。ここでは、画像内視鏡の軸は、二つ以上のプラスチックスパイラルラップ 1 4 5 2、1 4 5 4、1 4 5 6 に重ねられる内部スリーブ 1 4 5 0 を含む。ラップ 1 4 5 2 は時計回りに巻かれ、ラップ 1 4 5 4 はラップ 1 4 5 2 に反時計回りに巻かれ、ラップ 1 4 5 6 は第一ラップ 1 4 5 2 と同じ方向に巻かれる。ラップは比較的粗いプラスチック材料から形成され、摩擦はラップの交互に巻かれた層間に作られる。プラスチックラップの適切な材料は、編組ポリエステルまたはポリウレタンリボンを含む。制御ケーブルのいずれかによる内視鏡の引っ張り時、プラスチックスパイラルラップは互いに移動し、重複ラップ間の摩擦は、所望方向に内視鏡の方向付けを維持しようとする。内視鏡は制御ケーブルにより異なる方向に引っ張られるまで所望方向に残る。交互に巻かれたスパイラルラップ 1 4 5 2、1 4 5 4、1 4 5 6 をカバーしているのは、編組 1 4 5 8 である。編組は、交互方向に巻かれる一つ以上のプラスチックまたはワイヤねじから形成される。外部スリーブ 1 4 6 0 は、編組 1 4 5 8 をカバーして軸を完成する。

【 0 1 3 4 】

図 2 5 は、本発明による使い捨て内視鏡で使用される軸構成のさらに別の実施例を示す。軸は、外装 1 4 7 0 の円周で交互になる高硬度計材料 1 4 7 2 と低硬度計材料 1 4 7 4 のバンドを有するカバー外装 1 4 7 0 を含む。高硬度計材料と低硬度計材料は、軸の長さに沿って延長する縦片を形成する。外装 1 4 7 0 内にあるのは、患者の解剖学で曲げられる際軸 1 4 7 0 がつぶされないようにするプラスチックスパイラルラップ 1 4 7 5 である。高硬度計材料は、軸のトルク忠実度特性に加えられる。低硬度計材料と比較して、高硬度計材料片の幅は、所望のトルク忠実度特性に従って調節される。

【 0 1 3 5 】

画像内視鏡による検査時、医師は、所望方向に内視鏡をガイドするため、内視鏡を捻る必要がある。内視鏡の外表面が潤滑剤で被覆され、丸いことが好ましいため、医師が回転させるために軸で完全なことを維持することは難しい。それ自体、本発明の画像内視鏡は回転させるかまたは縦方向に軸を動かすために軸を把持する際、医師を助ける把持機構を含む。軸把持装置の一つの実施例が、図 2 6 に示される。ここでは、把手 1 5 0 0 は画像内視鏡 2 0 の縦軸に整合される一対の脚部 1 5 0 2、1 5 0 4 を有する U 字形部材を備える。脚部 1 5 0 2、1 5 0 4 の遠位端には、二つの 90° 曲げ 1 5 0 6、1 5 0 8 がある。把手 1 5 0 0 は、90° 部分 1 5 0 6、1 5 0 8 の各々の孔だけでなく、脚部を接合する把手の湾曲部分に位置付けられた孔 1 5 0 5 を含む。画像内視鏡は孔を通過し、把手 1 5 0 0 が内視鏡の軸部分の長さに沿ってスライド可能である。把手を形成するのに使用される材料のばね特性により、脚部 1 5 0 2、1 5 0 4 が内視鏡の軸から偏倚される。曲げ部分 1 5 0 6、1 5 0 8 の対向穴の摩擦のみが把手 1 5 0 0 を軸の長さに沿って自由にスライドできないようにする。脚部 1 5 0 2、1 5 0 4 の内面には、内視鏡の軸部分の外周に合致するよう形状化された内面を有する一対のタッチパッド 1 5 1 0、1 5 1 2 がある。医師が脚部 1 5 0 2、1 5 0 4 を放射方向に内方に押し込むと、タッチパッド 1 5 1 0、1 5 1 2 は軸に係合し、医師は内視鏡を押したり引っ張ったりするか回転させることができる。脚部 1 5 0 2、1 5 0 4 の解除時、タッチパッド 1 5 1 0、1 5 1 2 は軸の面から解除し、把手 1 5 0 0 は必要に応じて別の位置に軸の長さに沿って移動できる。

【 0 1 3 6 】

図 27 は、同一参照番号で識別される同一部分を持つ図 26 のそれと同一の把手を示す。本実施例では、把手は脚部 1502、1504 の外側面に位置付けられる二つの半円形ディスク 1520、1522 を含む。半円形面 1520、1522 は医師の手の中に装着するように設計され、把手から軸までの放射距離を増加させ、必要に応じて軸を捻ることが容易になる。

【0137】

図 28 は、軸の把手のさらに別の実施例を示す。本実施例では、把手 1550 が画像内視鏡の縦軸に垂直に方向付けられる一对の脚部 1552、1554 を有する U 字形部材を備える。脚部 1552、1554 は、内視鏡の軸部分の外径を受けるよう形状化された凹部 1556、1558 を含む。蝶ねじ 1560 は脚部の遠位端に位置付けられ、脚部が一
10
緒に引っ張られ脚部 1554、1556 は内視鏡の軸を固定して係合する。蝶ねじ 1560 の解除時、脚部 1554、1552 は軸から偏倚され、把手 1550 が移動できる。軸は、軸の縦軸に対して脚部 1552、1554 を回転させることにより捻られる。

【0138】

図 29 は、図 28 に示された把手 1550 の別の実施例を示す。本例では、把手 1580 は一对の脚部 1582、1584 を有する U 字形部材を備える。各脚部の遠位端には、軸の外径を受けるよう形状化される凹部 1586、1588 がある。軸は凹部 1586、1588 に配置され、蝶ねじは脚部 1582、1584 の端部と把手 1580 の U 字形曲
20
げとの間に位置付けられる。蝶ねじ 1590 を締めることにより、脚部は画像内視鏡 20 の軸に対して圧縮され、医師は把手 1580 を動かすことにより内視鏡を回転させる。

【0139】

本発明の一つの実施例では、内視鏡は使用に先立って内視鏡の遠位端を清潔に保つようにする可動スリーブを有し、内視鏡が使用された後、患者に接触した内視鏡の端部をカバーする。

【0140】

図 30A および図 30B は、遠位端にスポンジ 1504 を有する内視鏡 1594 の一つの実施例を示す。スポンジは内視鏡上に装着され、除去されるラッパを剥がし、水またはその他の液体がスポンジに適用される。水は親水性コーティングを作動し、内視鏡の遠位端が増加潤滑性を有する。また、スポンジは圧縮時把手として機能し、医師は内視鏡を
30
引っ張ったりおよび/または捻る。

【0141】

撓み込み可能なスリーブ 1598 は内視鏡の遠位端上に位置付けられ、プローブの潤滑遠位端を露出するよう後退できる。一つの実施例では、スリーブ 1598 は、遠位端がスポンジ 1594 に、近接端がブレイクアウトボックスに固定される。スポンジを近接して移動させてスリーブを後退させ、内視鏡が使用可能になる。処置後、スポンジ 1594 は遠く移動し、内視鏡の遠位端上にスリーブを延長させる。スリーブを延長させると、プローブの汚染物は患者と処置を行う医師またはスタッフに接触しなくなる。

【0142】

一部の例では、画像内視鏡の遠位端に放散される熱量を制限することが望ましい。発光ダイオードを使用する場合、照明光を発生する過程で多少の熱を発生させる。同様に、イ
40
メージセンサーは操作時熱を発生する。内視鏡の遠位端がどのくらい熱くなるかを制限および/またはこれらの構成要素の寿命を延ばすため、熱を放散させることが必要である。それを行う技術は、画像内視鏡の遠位端で受け熱シンクを形成することである。図 31 に示されるように、遠位端 1600 は、キャップ 1602 と生体適合性の金属などの熱放散材料からなる熱放散部分 1604 を含む。熱放散部分 1604 は、熱放散部分 1604 の直径に沿って近似して延長する比較的平らなベース 1608 を有する半円形開口部 1606 を含む。平らなベース 1608 は、LED などの電気構成要素とイメージセンサーが熱伝導接着剤またはその他の熱導電材料で取り付けられるパッドを形成する。熱発生装置は熱放散部分 1604 に操作時に発生した熱を転送する。遠位端カバー 1602 は熱放散部分 1604 が体内の組織に接触しないようにし、画像カテーテルが患者内で動く際体を保
50

護するため、熱放散部分 1 6 0 4 の遠位端をカバーする。プリズム、レンズ、またはその他の光曲げ装置は、熱放散部分 1 6 0 4 の比較的平らなベース 1 6 0 8 に固定される画像電子回路に内視鏡の遠位端を挿入する光を曲げる必要がある。

【 0 1 4 3 】

図 3 2 は、遠位端がカバーを含まないが生体適合性の金属などの一つの熱放散材料から成形される内視鏡の熱放散遠位端を示す。熱放散部分 1 6 2 0 は再び、その部分の直径に沿って延長し、熱発生電子装置が取り付けられる比較的平らな面 1 6 2 2 を持つ半円形開口部を含む。半円形開口部を熱放散遠位端 1 6 2 0 の遠位端に形成し、照明機構とイメージセンサーは平らな面 1 6 2 2 に取り付けられる。照明機構とイメージセンサーまたはイメージセンサーレンズを洗浄するため、半円形切抜き上に水を方向付けるよう、洗浄ポートは方向付けられる。

10

【 0 1 4 4 】

本発明のさらに別の実施例では、内視鏡の遠位端の画像装置は、穴を通して内視鏡の端部を通過し体外に通気する空気または水により冷却できる。例えば、圧力下の空気は、画像電子回路近くのオリフィスを通して通気される。空気の膨張は、画像電子回路を冷却する温度を低下させる。温められた空気は排気穴を通して内視鏡の近接端に押しやられる。別法として、内視鏡は遠位端の熱交換器に水を供給する水供給穴を含む。遠位端の電子構成要素により温められた水は水戻り穴で除去される。

【 0 1 4 5 】

図 3 3 は、図 3 1 に示された受け熱放散遠位端の別の実施例を示す。本実施例では、熱放散遠位端 1 6 4 0 は遠位端の円周に位置付けられたいくつかのホタテガイ状チャネル 1 6 4 2 を有する。ホタテガイ状チャネル 1 6 4 2 は、熱放散遠位端の表面領域を増加させ、照明および画像電子装置から熱を放散させる遠位端の能力を増加させる。

20

【 0 1 4 6 】

本内視鏡画像システムには多くの用途があるが、結腸内視術検査を行うのに特に適する。一つの実施例では、1 / 4 インチのピッチで 0 . 0 6 0 内部スパイラルラップを有し、親水性コーティングで被覆された 1 0 ~ 1 3 mm 直径のプロトタイプが、従来の内視鏡の 0 . 8 5 と比較して 0 . 1 5 の摩擦係数を有する。また、本発明の内視鏡は、従来の内視鏡がかかるきつい曲げを通過できない 2 インチの U 字形曲げを通してそれを押す 0 . 5 1 b s の力を必要とする。したがって、本発明により、結腸内視術が安価軽量で製造され、低い摩擦係数と高い追跡性により患者がさらに快適になる。

30

【 0 1 4 7 】

結腸内視術を行うに加えて、本発明の内視鏡画像システムはまた、カニューレ、ガイドワイヤ、括約筋切開器、結石回収バルーン、回収バスケット、拡張バルーン、ステント、サイトロジープラシ、結紮装置、電気止血装置、硬化療法針、シュリングおよび生検鉗子を含む各種の外科装置で有用である。

【 0 1 4 8 】

カニューレは内視鏡画像システムで使用され、オッディ括約筋または乳頭突起にカニューレ挿入し、胆管または膵管にアクセスできる。ガイドワイヤは内視鏡の作動チャネル沿いに下って供給され、レールとして使用され、対象領域に外科装置を供給する。括約筋切開器は、ステントを配置したり患者から結石を除去したりするため、乳頭突起を開くのに使用される。結石回収バルーンは、ガイドワイヤとともに、胆管から結石を引っ張るのに使用される。回収バスケットはまた、胆管から結石を除去するのに使用される。拡張バルーンは、胃腸管、尿管、または肺管の狭窄を開くのに使用される。ステントは、胃腸管、尿管、または肺管の狭窄を開くのに使用される。ステントは、金属またはプラスチックであり、自立膨張または機械膨張され、通常カテーテルの遠位端から供給される。サイトロジープラシは、ガイドワイヤの端部で、細胞試料を収集するのに使用される。結紮装置は、食道の静脈瘤を結紮するのに使用される。バンド結紮器は、静脈瘤をシンチングする弾性バンドを使用する。電気止血装置は電流を使用して胃腸管の出血組織を焼灼する。硬化療法針は、凝固溶液またはシーリング溶液を静脈瘤に注入するのに使用される。シュリン

40

50

ゲは、胃腸管からポリープを除去するのに使用され、生検鉗子は、組織試料を収集するのに使用される。

【0149】

本発明の内視鏡画像システムで処理できる特殊外科処置の例は、バルク剤充填、インプラント、胃底ヒダ形成術、組織瘢痕化、縫合、または弁交換による胃食道逆流症（GERD）の治療、または下部食道括約筋（LES）を閉じるのを助けるその他の技術を含む。

【0150】

外科処置の別の例は、インプラントを配置するか、または整復外科、胃バイパス、およびヒダ形成または組織ヒダの形成を行い、患者の体重低下を助けることによる病的肥満治療である。

【0151】

内視鏡的粘膜切除術（EMR）は、切除に先立ってそれらを食塩水などで満たし、それらを持ち上げることにより、無茎性ポリープまたは扁平な病巣の除去を伴う。本発明の内視鏡は、この処置を行うのに有用な針、シュリンゲ、および生検鉗子を供給するのに使用できる。

【0152】

また、本発明の内視鏡画像システムは、胃腸管壁の一部が切除され、傷がステープラーやファスナーで回復する全層切除（FTRD）を行うのに使用できる。最終的に、本発明の内視鏡画像システムは、組織を弱める硬化剤、または体内組織の疾患を治療する薬剤供給剤を供給するのに使用できる。

【0153】

本発明の好ましい実施例が例示され説明されたが、各種変更が本発明の範囲から逸脱することなくなされることが理解される。例えば、開示実施例の一部がプルワイヤを使用して内視鏡の長さを圧縮するが、専用ワイヤなどのその他の機構が使用できることが理解される。別法として、ばねは内視鏡を遠位端に偏倚させるのに使用され、ワイヤはばねを圧縮するのに使用され、内視鏡の長さを短縮する。さらに、開示実施例は回転サーボモーターを使用して制御ケーブルを駆動するが、直線アクチュエータなどのその他のアクチュエータが使用できる。同様に、好ましい実施例に関連して説明された内視鏡が作動チャンネルを備えるが、かかるチャンネルが省略され、残りのカテーテルがシュリンゲ、rf切除チップなどの専用ツールを所望位置に供給するのに使用されることが理解される。別法として、カテーテルは画像のみに使用される。最後に、開示構成要素が内視鏡画像システムで使用されるとして説明されているが、多くの構成要素がそれ自体またはその他の医療機器で別の利用がある。したがって、本発明の範囲は、以下のクレームとその同等物から決定される。

【0154】

特殊性または利益が主張される本発明の実施例は、上記のように定義される。

【図面の簡単な説明】

【0155】

【図1】図1Aおよび図1Bは、本発明による内視鏡画像システムの概略図である。

【図2】図2は、図1Aに示される内視鏡画像システムで使用される使い捨て内視鏡のさらなる詳細を示す。

【図3A】図3Aは、本発明の実施例による使い捨て内視鏡と連係させる制御キャビネットのブロック図である。

【図3B】図3Bは、本発明の別の実施例による使い捨て内視鏡と連係させる制御キャビネットのブロック図である。

【図3C】図3Cは、本発明の別の実施例による制御キャビネットと使い捨て内視鏡のブロック図である。

【図3D】図3Dは、図3Cに示される使い捨て内視鏡画像システムの流体力学図である。

【図3E】図3Eは、本発明の使い捨て内視鏡の実施例で使用される撓みマニホールドを示

10

20

30

40

50

す。

【図４Ａ】図４Ａは、使い捨て内視鏡に接続するための制御キャビネットのコネクタの実施例を示す。

【図４Ｂ】図４Ｂ～４Ｄは、使い捨て内視鏡の近接端を制御キャビネットに接続するためのコネクタの実施例を示す。

【図４Ｃ】図４Ｂ～４Ｄは、使い捨て内視鏡の近接端を制御キャビネットに接続するためのコネクタの実施例を示す。

【図４Ｄ】図４Ｂ～４Ｄは、使い捨て内視鏡の近接端を制御キャビネットに接続するためのコネクタの実施例を示す。

【図４Ｅ】図４Ｅは、使い捨て内視鏡に接続するためのコネクタを持つ制御キャビネットの別の実施例を示す。

10

【図５Ａ】図５Ａは、本発明の内視鏡画像システムで使用される手持ち式制御装置の一つの実施例の詳細図である。

【図５Ｂ】図５Ｂは、本発明の内視鏡画像システムで使用される力フィードバック機構を含むジョイスティック式制御装置を示す。

【図５Ｃ】図５Ｃは、図５Ｂに示されるタイプのジョイスティックに力フィードバックを供するための機構の一つの実施例を示す。

【図５Ｄ】図５Ｄおよび図５Ｅは、本発明のブレイクブレイクアウトボックスと手持ち式制御装置の別の実施例を示す。

【図５Ｅ】図５Ｄおよび図５Ｅは、本発明のブレイクブレイクアウトボックスと手持ち式制御装置の別の実施例を示す。

20

【図６Ａ】図６Ａは、本発明による使い捨て内視鏡の遠位端の実施例を示す。

【図６Ｂ】図６Ｂ～６Ｉは、本発明の使い捨て内視鏡で使用される画像アセンブリの実施例を示す。

【図６Ｃ】図６Ｂ～６Ｉは、本発明の使い捨て内視鏡で使用される画像アセンブリの実施例を示す。

【図６Ｄ】図６Ｂ～６Ｉは、本発明の使い捨て内視鏡で使用される画像アセンブリの実施例を示す。

【図６Ｅ】図６Ｂ～６Ｉは、本発明の使い捨て内視鏡で使用される画像アセンブリの実施例を示す。

30

【図６Ｆ】図６Ｂ～６Ｉは、本発明の使い捨て内視鏡で使用される画像アセンブリの実施例を示す。

【図６Ｇ】図６Ｂ～６Ｉは、本発明の使い捨て内視鏡で使用される画像アセンブリの実施例を示す。

【図６Ｈ】図６Ｂ～６Ｉは、本発明の使い捨て内視鏡で使用される画像アセンブリの実施例を示す。

【図６Ｉ】図６Ｂ～６Ｉは、本発明の使い捨て内視鏡で使用される画像アセンブリの実施例を示す。

【図７】図７は、画像内視鏡の遠位端のいくつかの制御ケーブルを終端接続するための機構を示す。

40

【図８】図８は、内視鏡軸の壁の穴に通される制御ケーブルを有する使い捨て内視鏡を示す。

【図９Ａ】図９Ａおよび図９Ｂは、内視鏡軸の中心穴から関節ジョイントの制御ケーブル穴へ制御ケーブルを通す遷移ガイドを示す。

【図９Ｂ】図９Ａおよび図９Ｂは、内視鏡軸の中心穴から関節ジョイントの制御ケーブル穴へ制御ケーブルを通す遷移ガイドを示す。

【図１０Ａ】図１０Ａおよび図１０Ｂは、本発明の実施例による内視鏡の軸部分の構造を示す。

【図１０Ｂ】図１０Ａおよび図１０Ｂは、本発明の実施例による内視鏡の軸部分の構造を示す。

50

【図 1 1】図 1 1 は、長さに沿って剛性が変化する軸を備えるための一機構を示す。

【図 1 2 A】図 1 2 A および図 1 2 B は、本発明の実施例による関節ジョイントを製造するために使用される押出しを示す。

【図 1 2 B】図 1 2 A および図 1 2 B は、本発明の実施例による関節ジョイントを製造するために使用される押出しを示す。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の実施例による関節ジョイントを示す。

【図 1 4】図 1 4 および図 1 5 は、本発明の別の実施例による関節ジョイントを形成するのに使用される異なる硬度計の領域を有する押出しを示す。

【図 1 5】図 1 4 および図 1 5 は、本発明の別の実施例による関節ジョイントを形成するのに使用される異なる硬度計の領域を有する押出しを示す。

【図 1 6 A】図 1 6 A および図 1 6 B は、いくつかのボール部分とソケット部分を含む本発明の実施例による関節ジョイントの別の実施例を示す。

【図 1 6 B】図 1 6 A および図 1 6 B は、いくつかのボール部分とソケット部分を含む本発明の実施例による関節ジョイントの別の実施例を示す。

【図 1 7 A】図 1 7 A ~ 1 7 D は、関節ジョイントを構成するのに使用されるボール部分とソケット部分の各種構成を示す。

【図 1 7 B】図 1 7 A ~ 1 7 D は、関節ジョイントを構成するのに使用されるボール部分とソケット部分の各種構成を示す。

【図 1 7 C】図 1 7 A ~ 1 7 D は、関節ジョイントを構成するのに使用されるボール部分とソケット部分の各種構成を示す。

【図 1 7 D】図 1 7 A ~ 1 7 D は、関節ジョイントを構成するのに使用されるボール部分とソケット部分の各種構成を示す。

【図 1 8 A】図 1 8 A ~ 1 8 B は、本発明の別の実施例による積み重なったいくつかのディスクから形成される関節ジョイントを示す。

【図 1 8 B】図 1 8 A ~ 1 8 B は、本発明の別の実施例による積み重なったいくつかのディスクから形成される関節ジョイントを示す。

【図 1 9 A】図 1 9 A ~ 1 9 B は、本発明の別の実施例による関節ジョイントを形成するのに使用されるディスクを示す。

【図 1 9 B】図 1 9 A ~ 1 9 B は、本発明の別の実施例による関節ジョイントを形成するのに使用されるディスクを示す。

【図 2 0 A】図 2 0 A ~ 2 0 B は、本発明の別の実施例による関節ジョイントを形成するのに使用されるディスクを示す。

【図 2 0 B】図 2 0 A ~ 2 0 B は、本発明の別の実施例による関節ジョイントを形成するのに使用されるディスクを示す。

【図 2 1 A】図 2 1 A ~ 2 1 B は、本発明の別の実施例による関節ジョイントを形成するのに使用される非円形セグメントを示す。

【図 2 1 B】図 2 1 A ~ 2 1 B は、本発明の別の実施例による関節ジョイントを形成するのに使用される非円形セグメントを示す。

【図 2 2】図 2 2 は、本発明の別の実施例による関節ジョイントとして編組部材を有する内視鏡を示す。

【図 2 3】図 2 3 は、図 2 2 に示される編組関節ジョイントに制御ワイヤの端部を固定するための一技術を示す。

【図 2 3 A】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 B】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 C】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 D】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

10

20

30

40

50

【図 2 3 E】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 F】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 G】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 H】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 I】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

10

【図 2 3 J】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 K】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 L】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 M】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 N】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

20

【図 2 3 O】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 P】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 Q】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 R】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 S】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

30

【図 2 3 T】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 U】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 V】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 W】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

【図 2 3 X】図 2 3 A ~ 2 3 X は、本発明の使い捨て内視鏡で使用される関節ジョイントの追加実施例を示す。

40

【図 2 4】図 2 4 は、本発明の別の実施例によるラップを減少させる一つ以上のメモリを有する内視鏡軸を示す。

【図 2 5】図 2 5 は、本発明の別の実施例による高硬度計材料の縦縞を含む内視鏡軸を示す。

【図 2 6】図 2 6 ~ 2 9 は、本発明による使い捨て内視鏡を回転させる把持機構の別の実施例を示す。

【図 2 7】図 2 6 ~ 2 9 は、本発明による使い捨て内視鏡を回転させる把持機構の別の実施例を示す。

【図 2 8】図 2 6 ~ 2 9 は、本発明による使い捨て内視鏡を回転させる把持機構の別の実施例を示す。

50

【図 2 9】図 2 6 ~ 2 9 は、本発明による使い捨て内視鏡を回転させる把持機構の別の実施例を示す。

【図 3 0 A】図 3 0 A および図 3 0 B は、本発明の別の実施例による使い捨て内視鏡を選択的にカバーする後退可能なスリーブを示す。

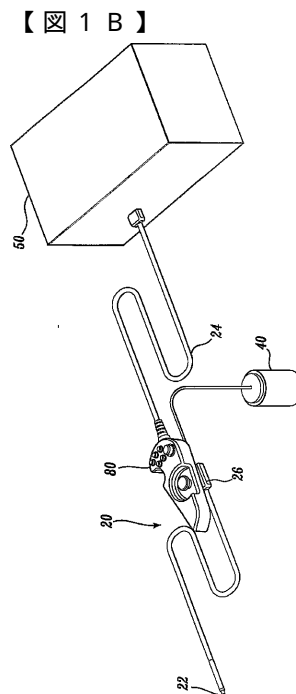
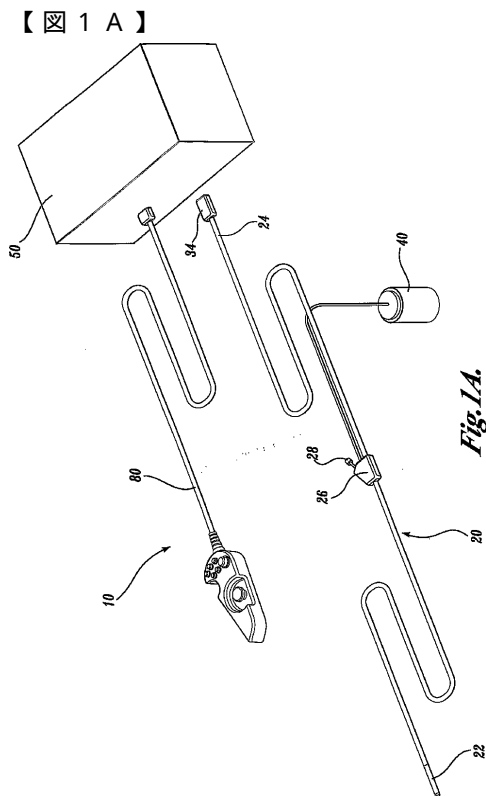
【図 3 0 B】図 3 0 A および図 3 0 B は、本発明の別の実施例による使い捨て内視鏡を選択的にカバーする後退可能なスリーブを示す。

【図 3 1】図 3 1 は、本発明による使い捨て内視鏡の間接熱を放散する遠位端の実施例を示す。

【図 3 2】図 3 2 および図 3 3 は、本発明による間接熱を放散する遠位端の別の実施例を示す。

【図 3 3】図 3 2 および図 3 3 は、本発明による間接熱を放散する遠位端の別の実施例を示す。

10



【図 2】

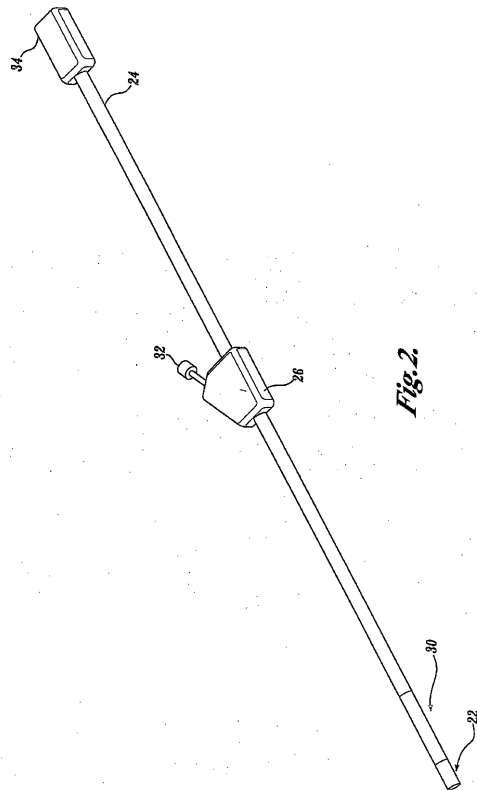


Fig. 2.

【図 3 A】

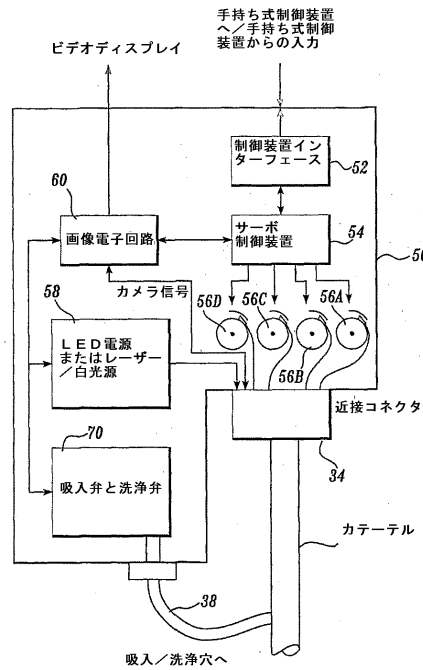


Fig. 3A.

【図 3 B】

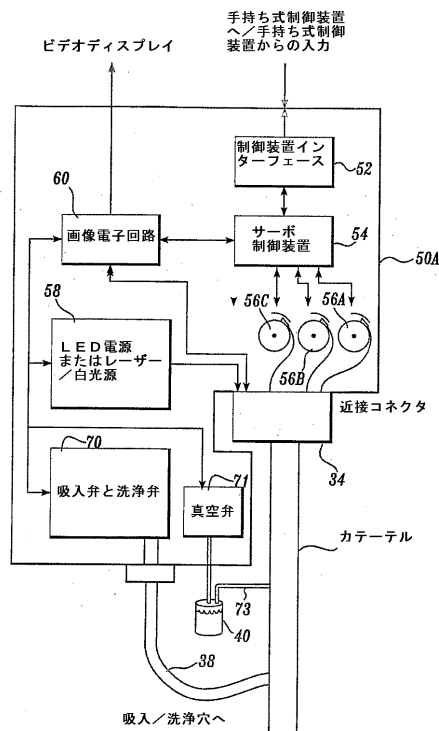
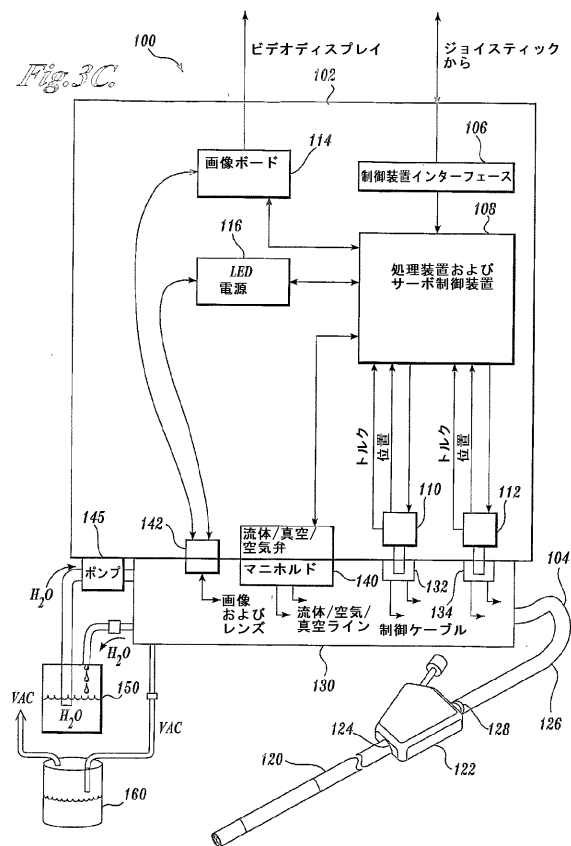


Fig. 3B.

【図 3 C】



【 図 3 D 】

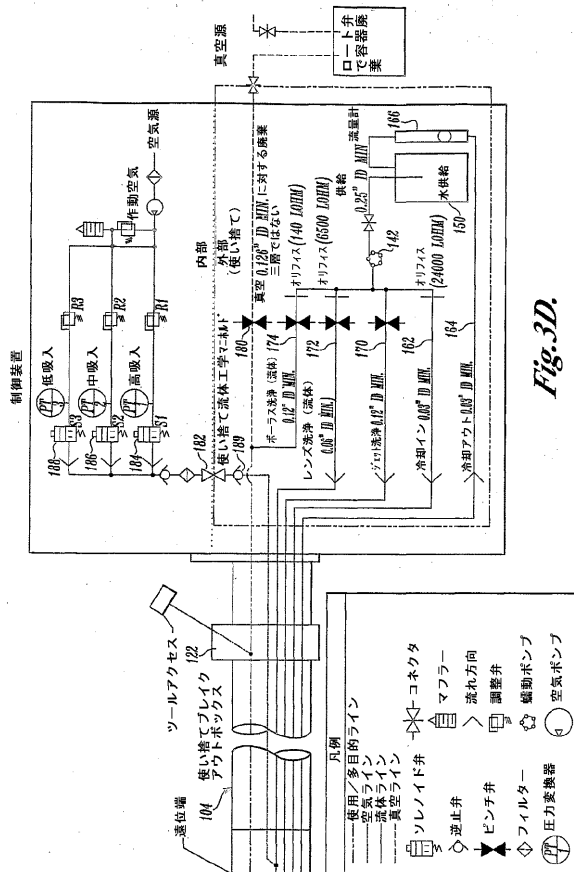


Fig. 3D.

【 図 3 E 】

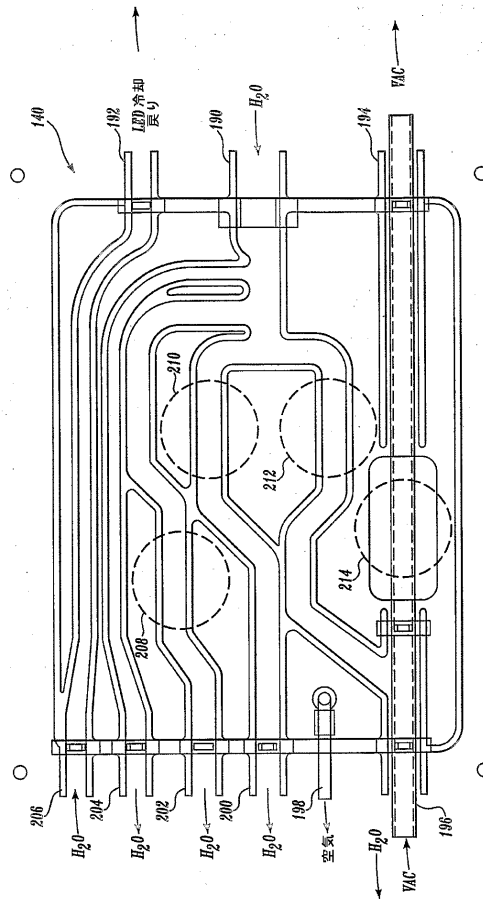


Fig. 3E.

【 図 4 A 】

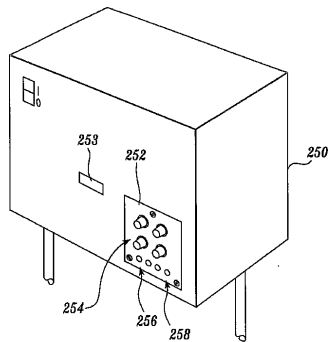


Fig. 4A.

【 図 4 C 】

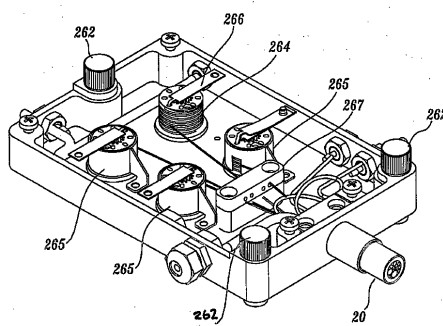


Fig. 4C.

【 図 4 B 】

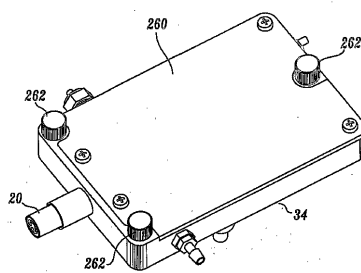


Fig.4B.

【図 4 D】

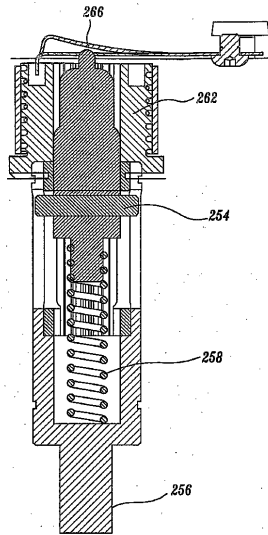


Fig. 4D.

【図 4 E】

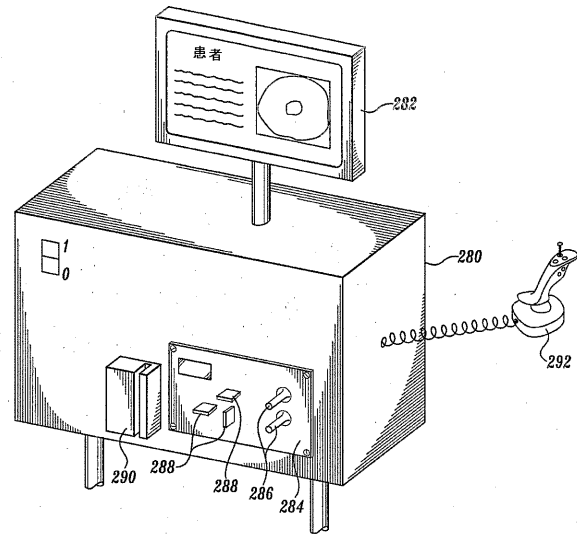


Fig. 4E.

【図 5 A】

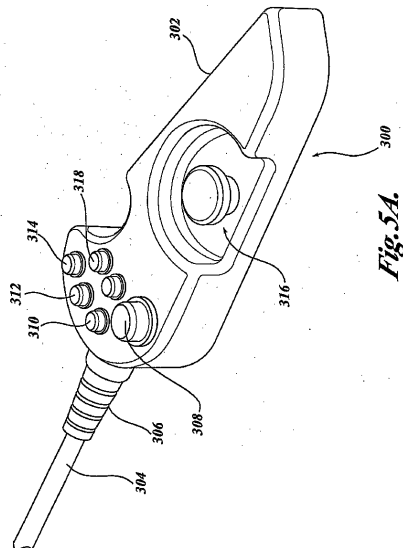


Fig. 5A.

【図 5 B】

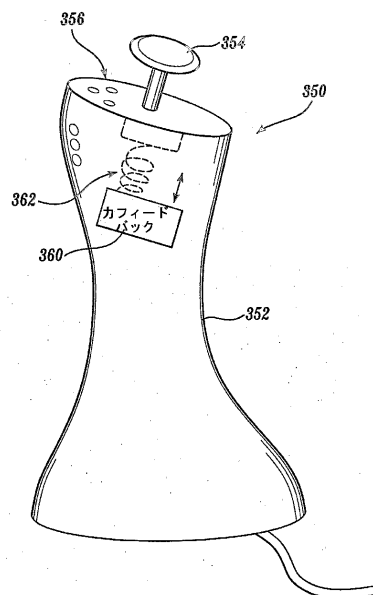
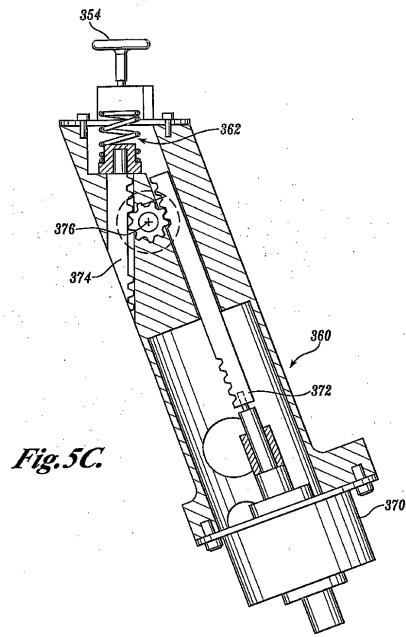
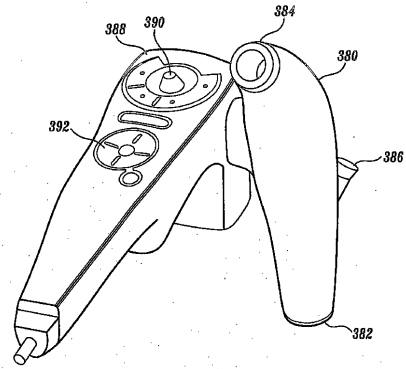


Fig. 5B.

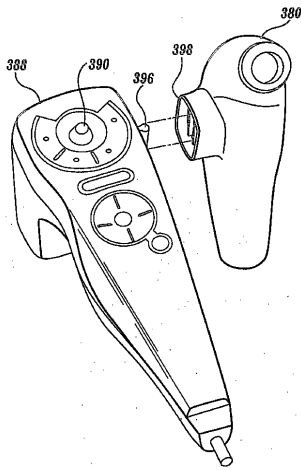
【図 5 C】

*Fig. 5C.*

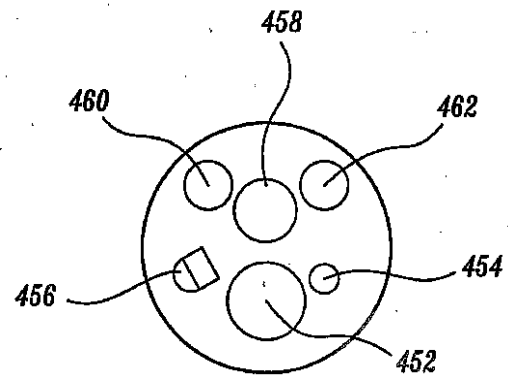
【図 5 D】

*Fig. 5D.*

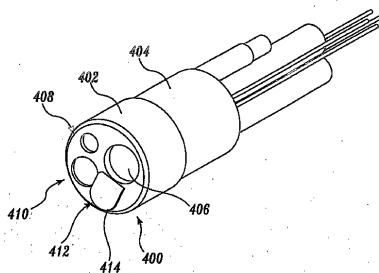
【図 5 E】

*Fig. 5E.*

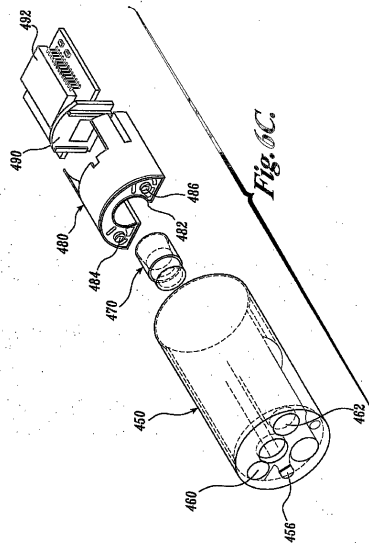
【図 6 B】

*Fig. 6B.*

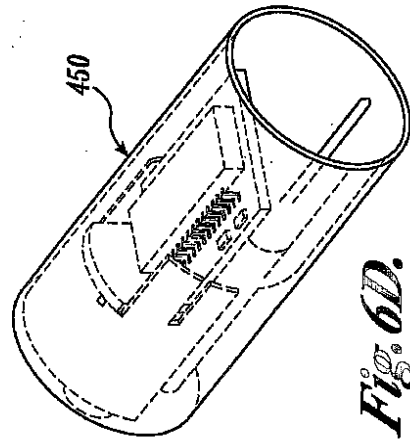
【図 6 A】

*Fig. 6A.*

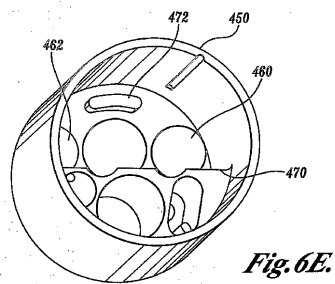
【図 6 C】



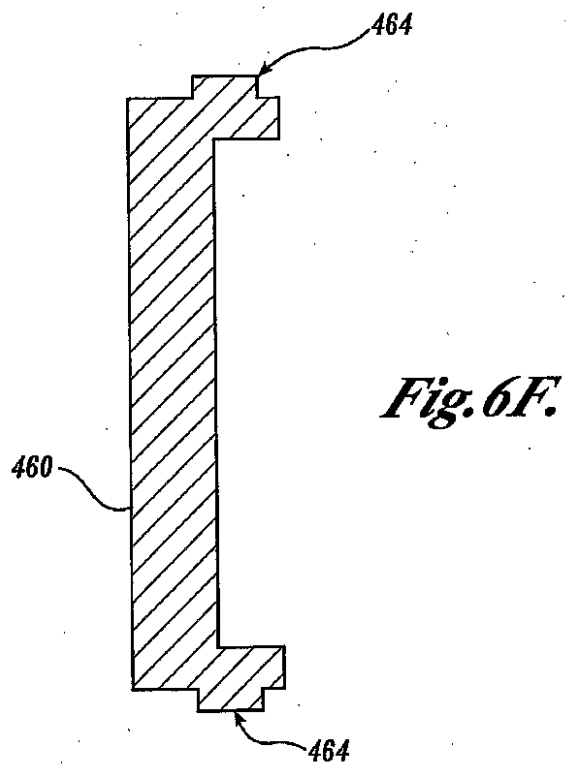
【図 6 D】



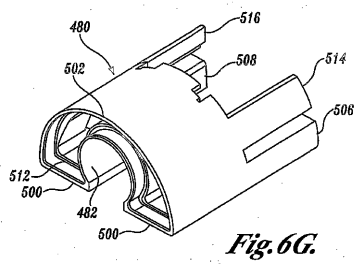
【図 6 E】



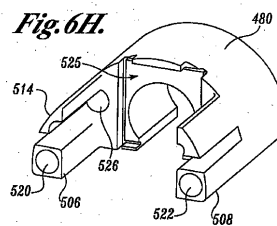
【図 6 F】



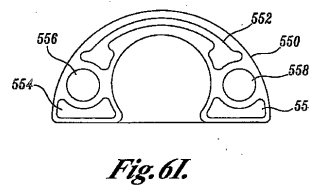
【図 6 G】



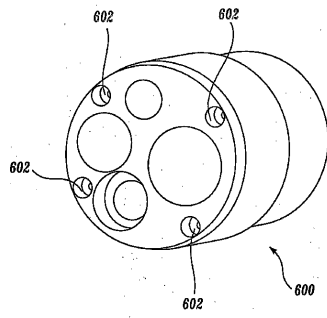
【図 6 H】



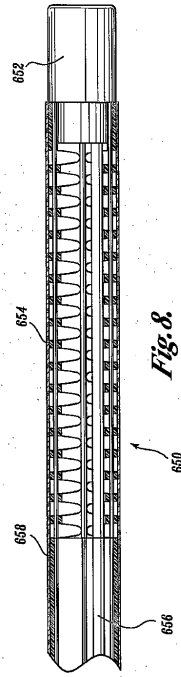
【図 6 I】



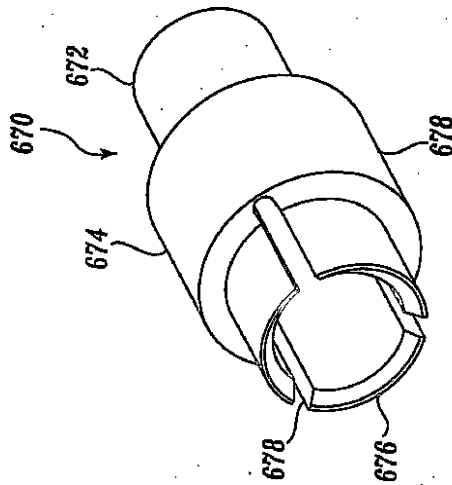
【 図 7 】

*Fig. 7.*

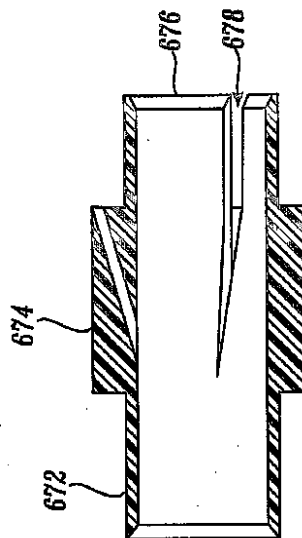
【 図 8 】

*Fig. 8.*

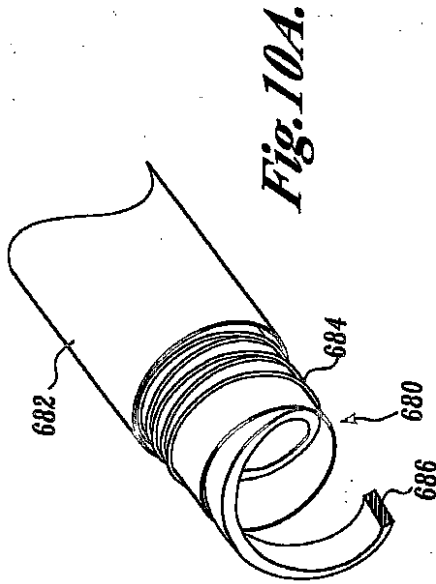
【 図 9 A 】

*Fig. 9A.*

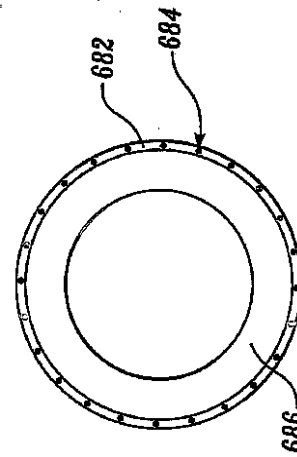
【 図 9 B 】

*Fig. 9B.*

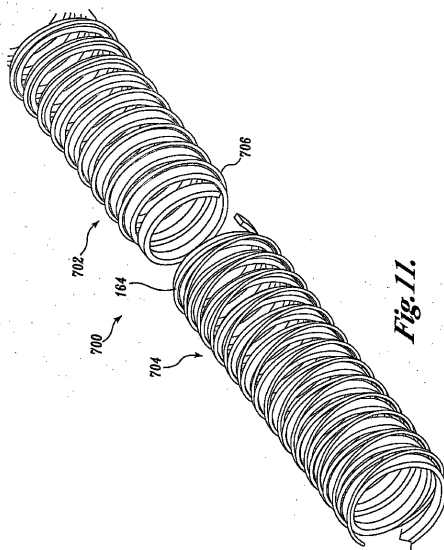
【図10A】



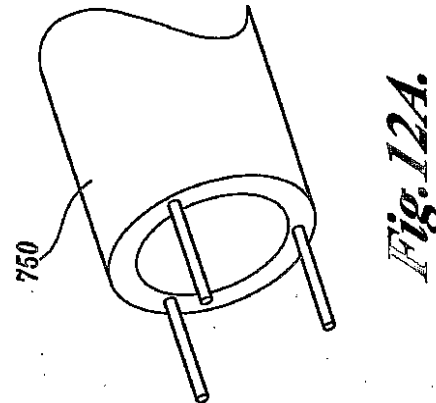
【図10B】



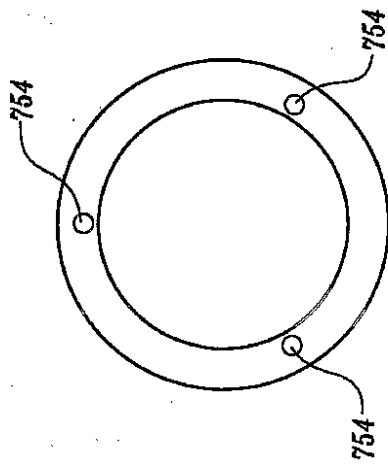
【図11】



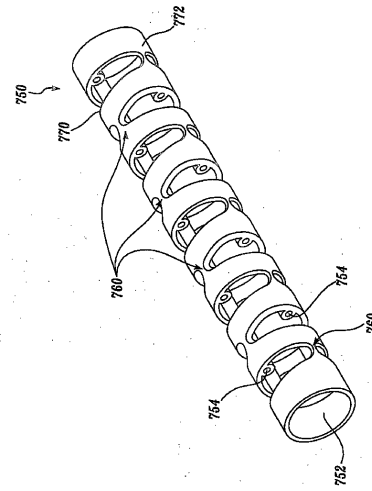
【図12A】



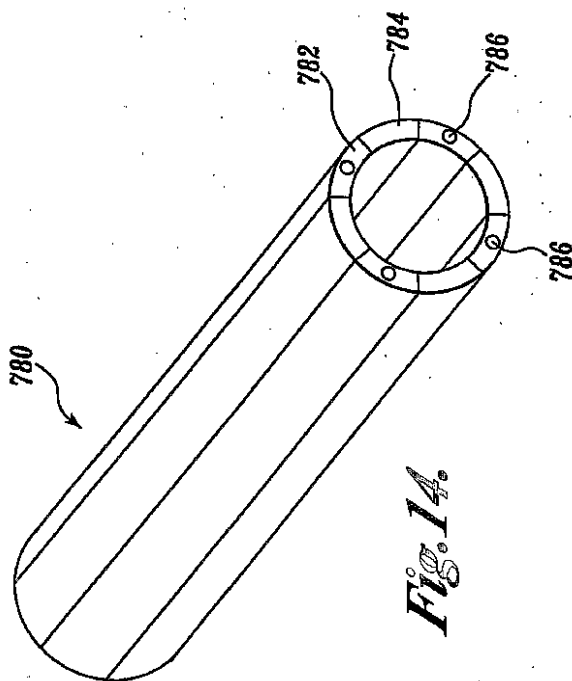
【図 12 B】

*Fig. 12B.*

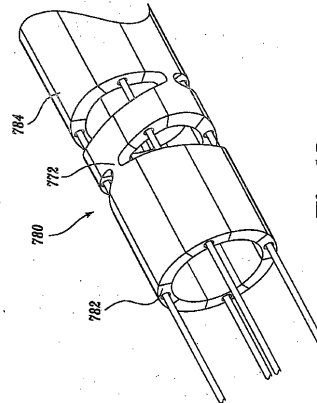
【図 13】

*Fig. 13.*

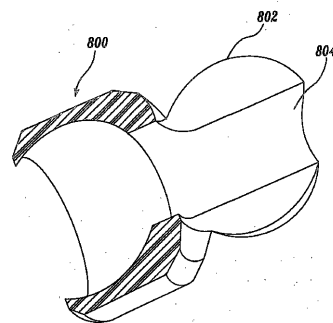
【図 14】

*Fig. 14.*

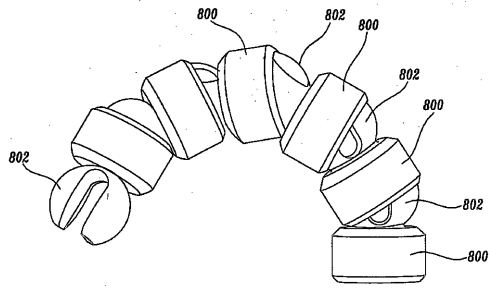
【図 15】

*Fig. 15.*

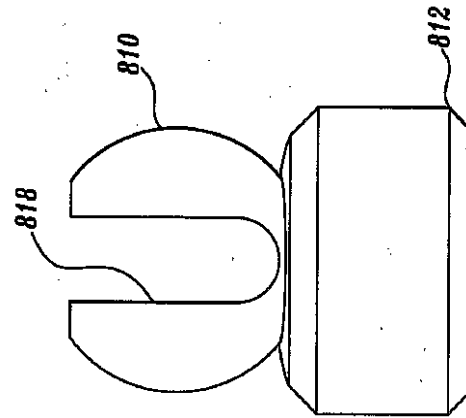
【図 16 A】

*Fig. 16A.*

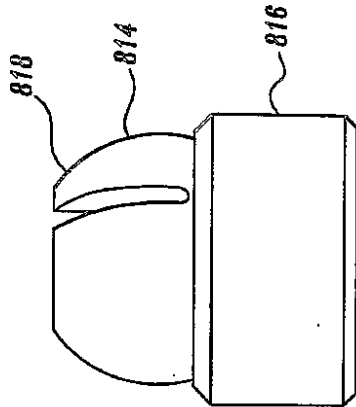
【図16B】

*Fig. 16B.*

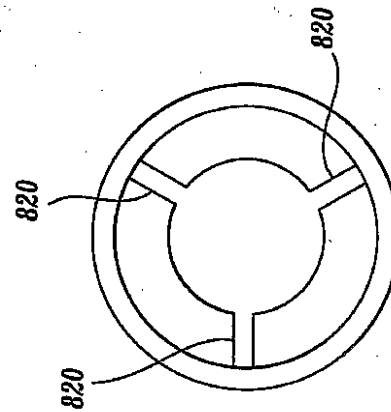
【図17A】

*Fig. 17A.*

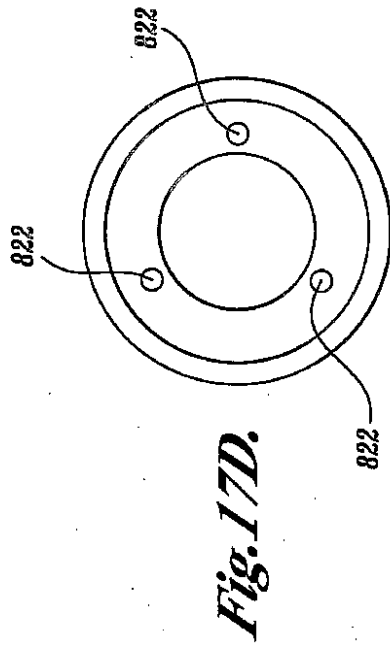
【図17B】

*Fig. 17B.*

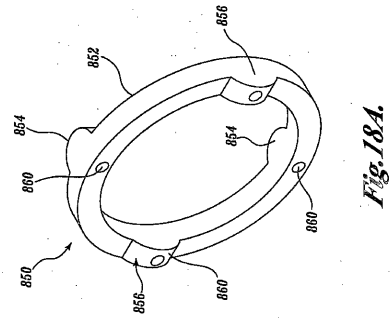
【図17C】

*Fig. 17C.*

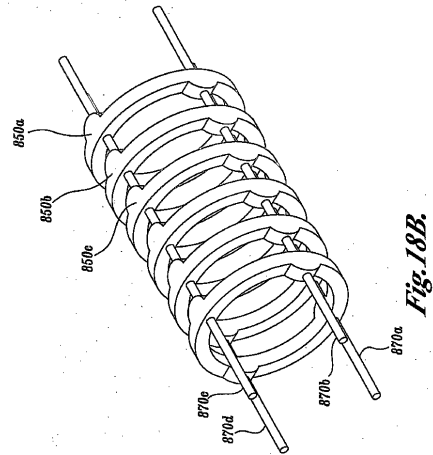
【図17D】



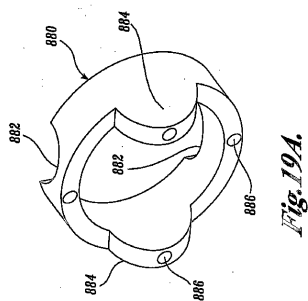
【図18A】



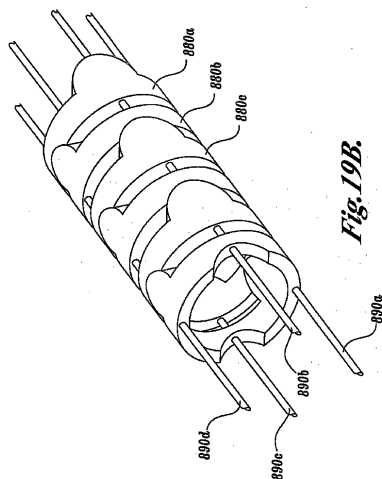
【図18B】



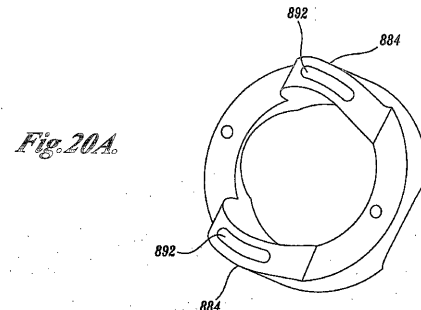
【図19A】



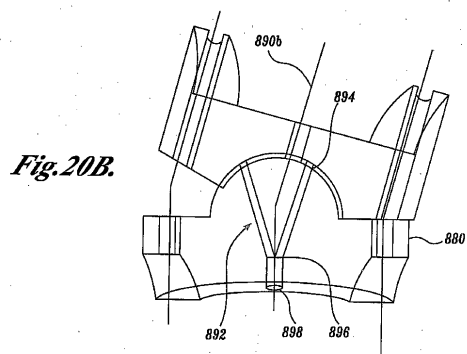
【図19B】



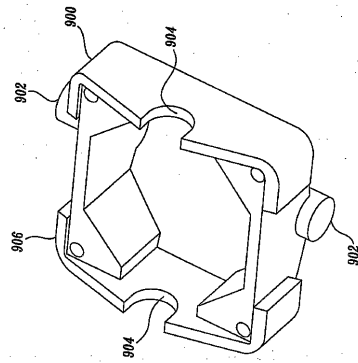
【図20A】



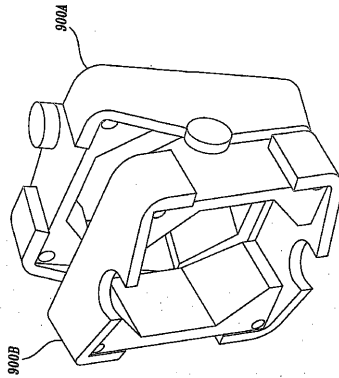
【図20B】



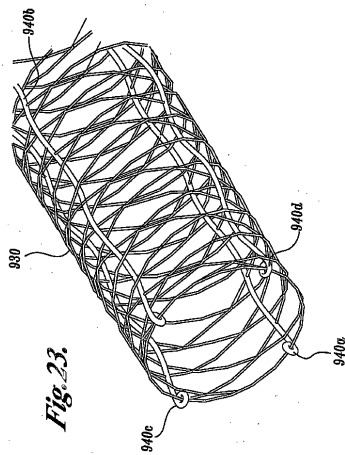
【図 21 A】

*Fig. 21A.*

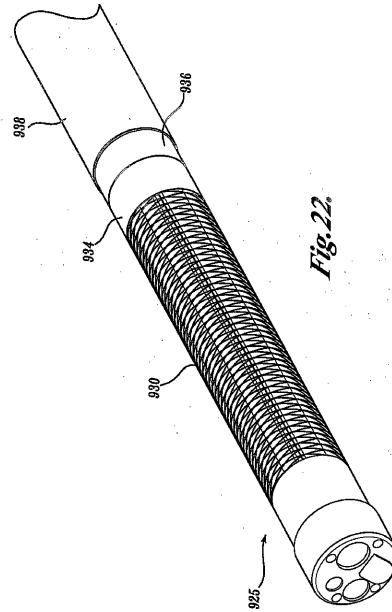
【図 21 B】

*Fig. 21B.*

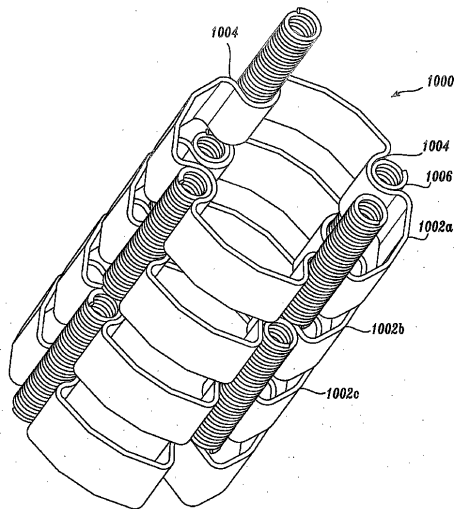
【図 23】

*Fig. 23.*

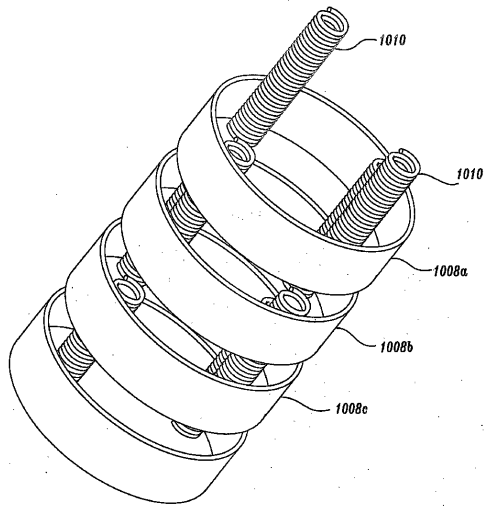
【図 22】

*Fig. 22.*

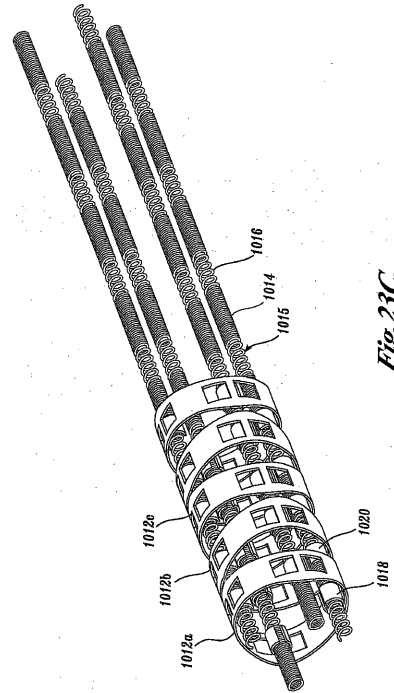
【図 23 A】

*Fig. 23A.*

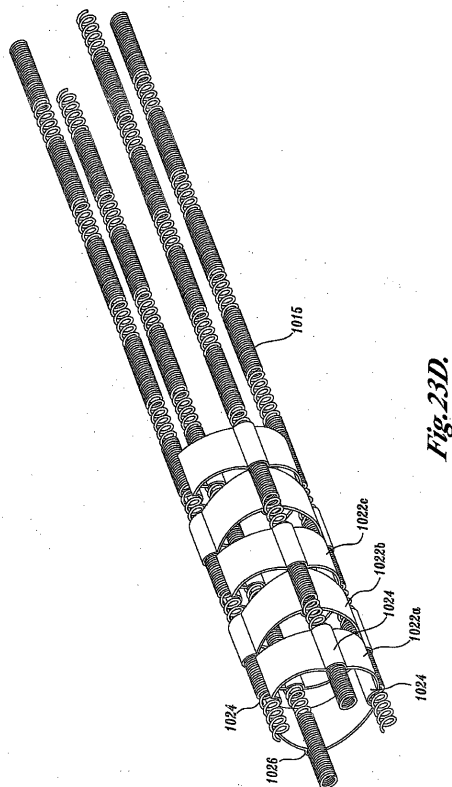
【図 23 B】

*Fig. 23B.*

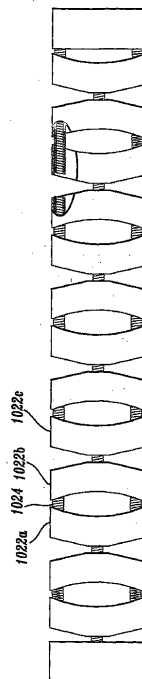
【図 23 C】

*Fig. 23C.*

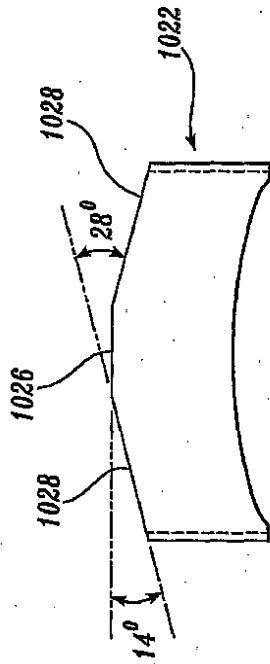
【図 23 D】

*Fig. 23D.*

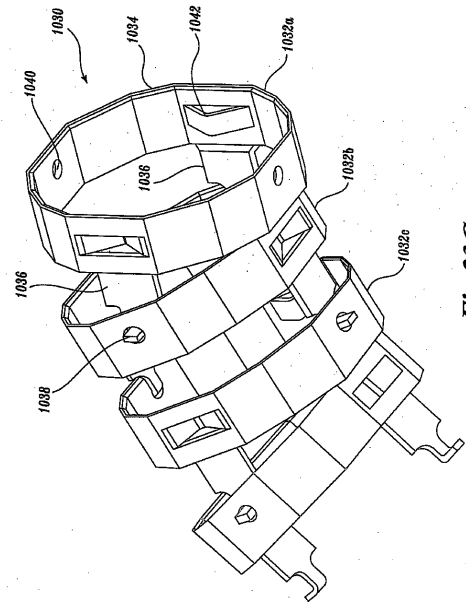
【図 23 E】

*Fig. 23E.*

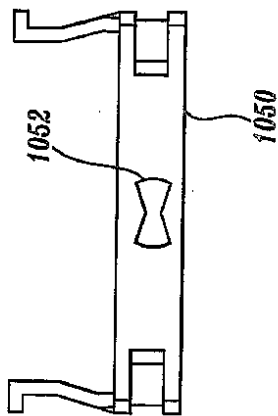
【図 23 F】

*Fig. 23F.*

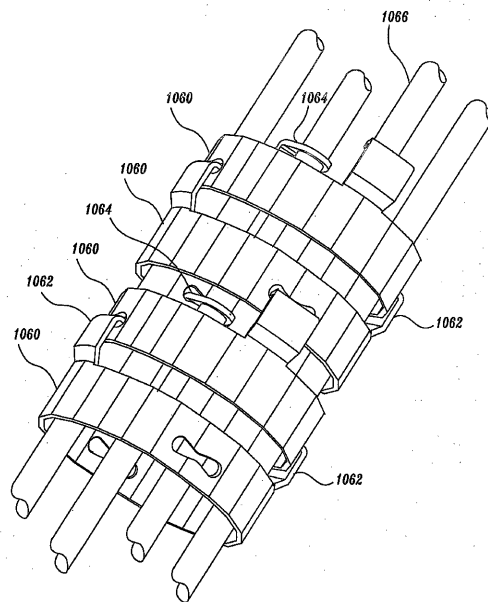
【図 23 G】

*Fig. 23G.*

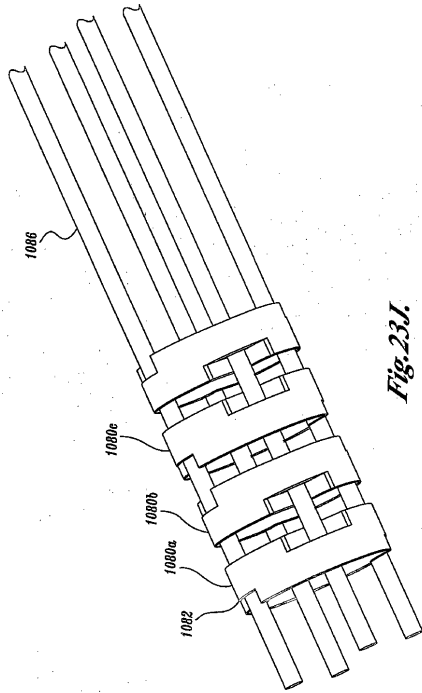
【図 23 H】

*Fig. 23H.*

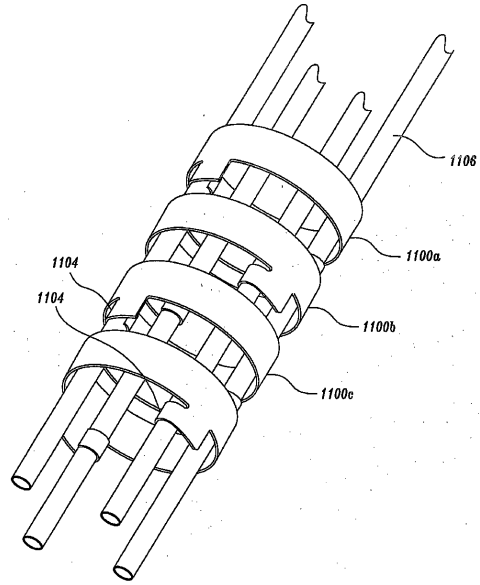
【図 23 I】

*Fig. 23I.*

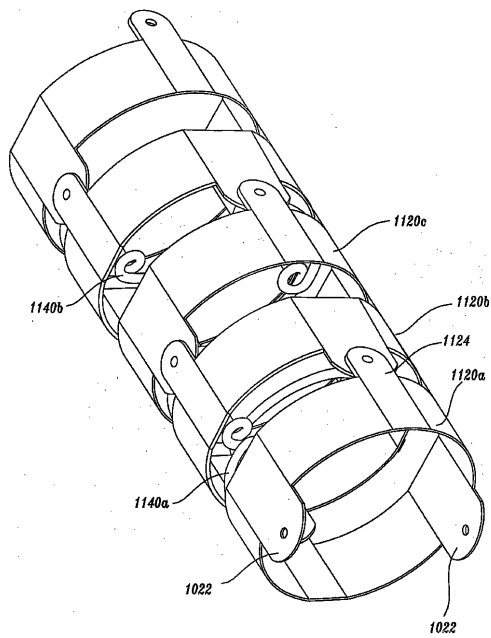
【図 23 J】

*Fig. 23J.*

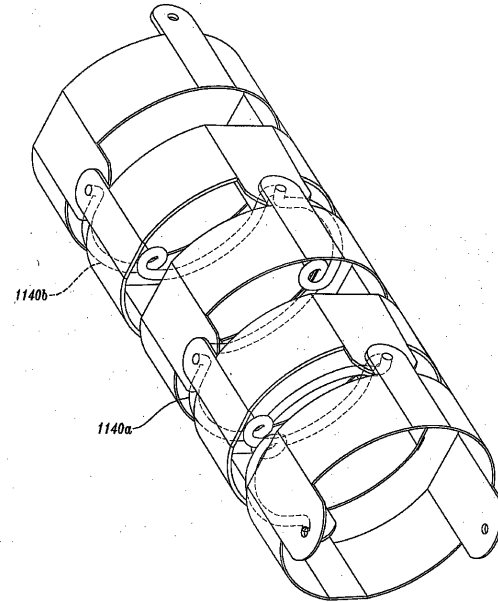
【図 23 K】

*Fig. 23K.*

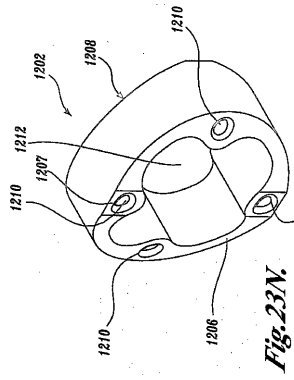
【図 23 L】

*Fig. 23L.*

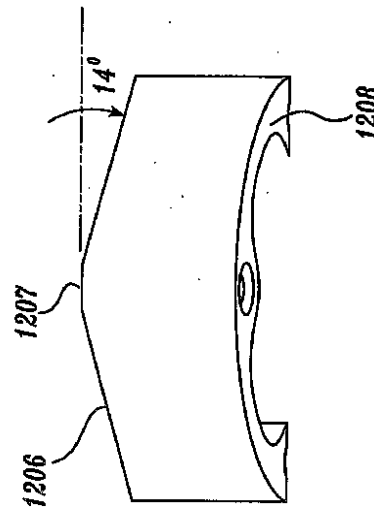
【図 23 M】

*Fig. 23M.*

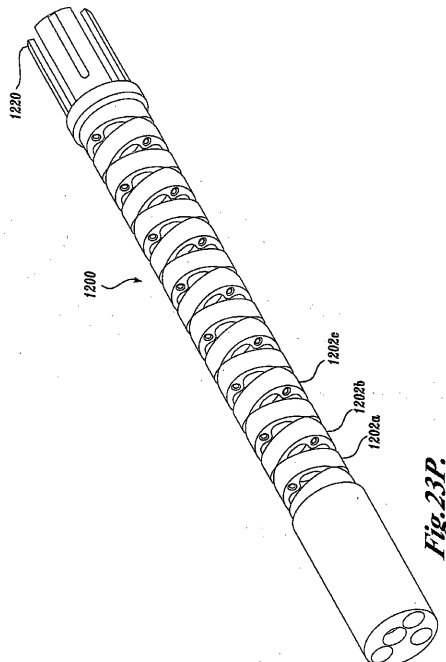
【図 23 N】

*Fig. 23N.*

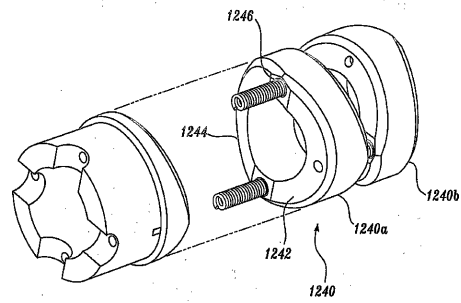
【図 23 O】

*Fig. 23O.*

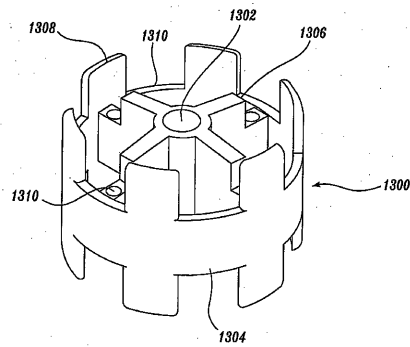
【図 23 P】

*Fig. 23P.*

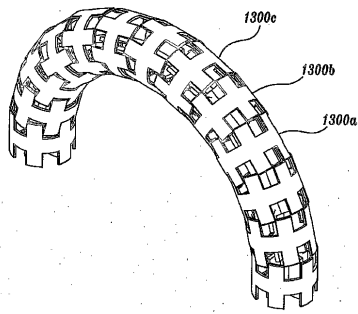
【図 23 Q】

*Fig. 23Q.*

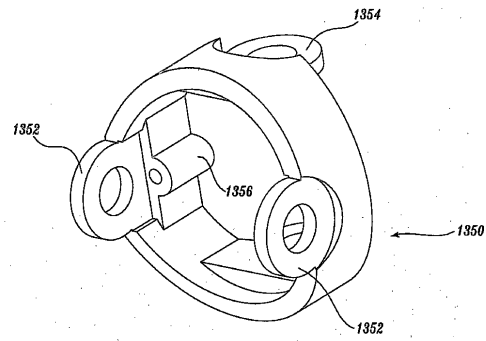
【図 23 R】

*Fig. 23R.*

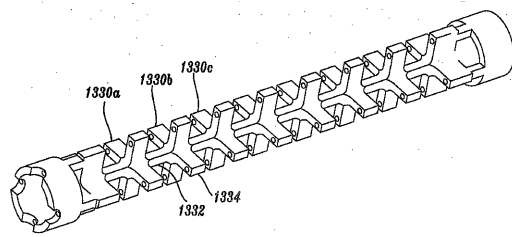
【図 23 S】

*Fig. 23S.*

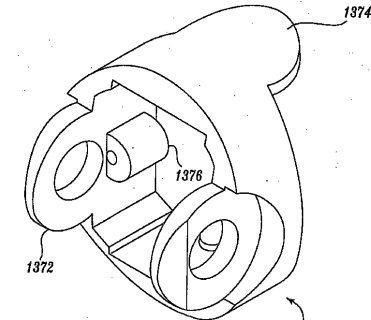
【図 23 U】

*Fig. 23U.*

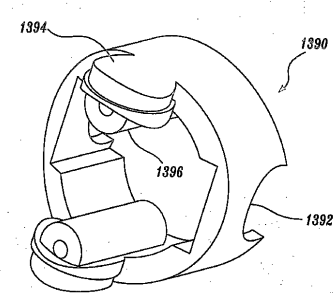
【図 23 T】

*Fig. 23T.*

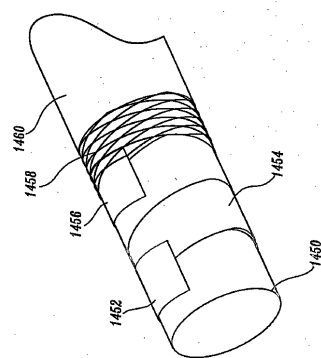
【図 23 V】

*Fig. 23V.*

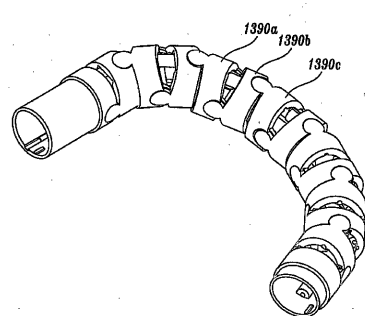
【図 23 W】

*Fig. 23W.*

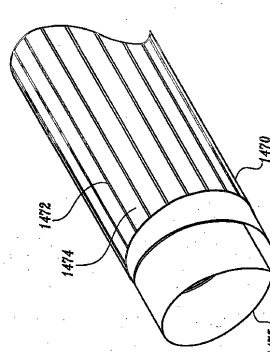
【図 24】

*Fig. 24.*

【図 23 X】

*Fig. 23X.*

【図 25】

*Fig. 25.*

【図 26】

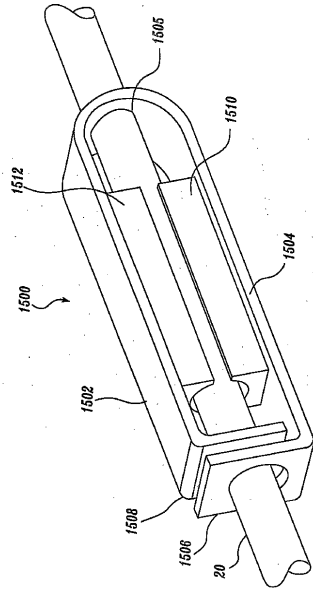


Fig. 26.

【図 27】

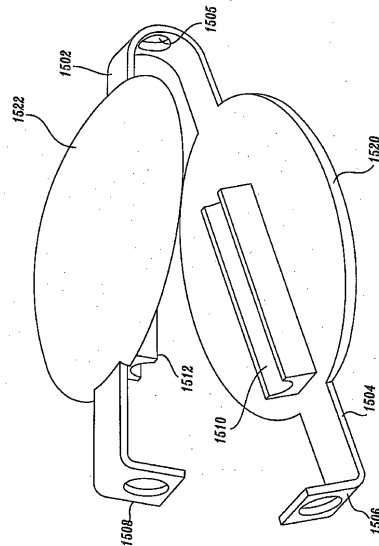


Fig. 27.

【図 28】

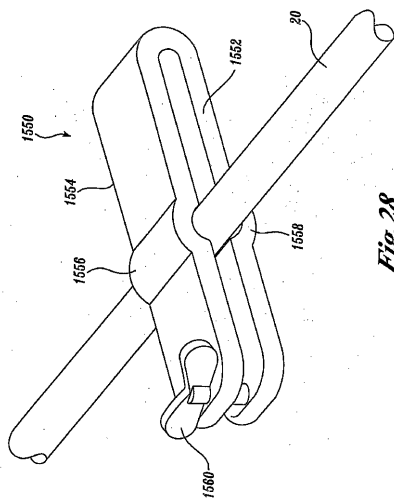


Fig. 28.

【図 29】

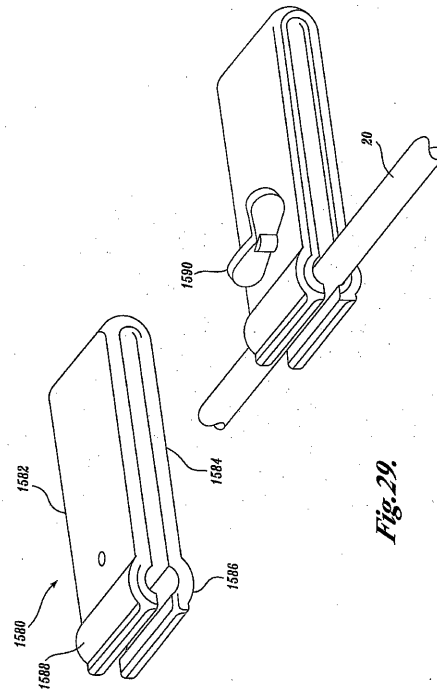
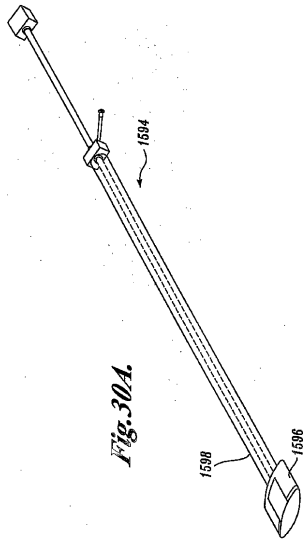
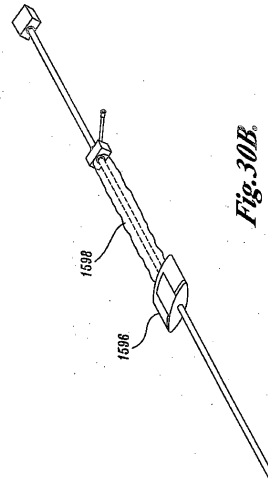


Fig. 29.

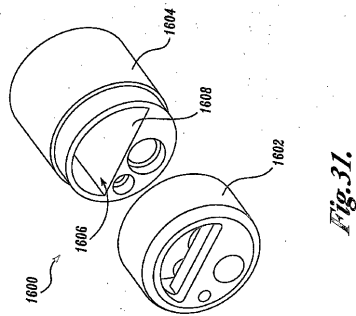
【図 30 A】



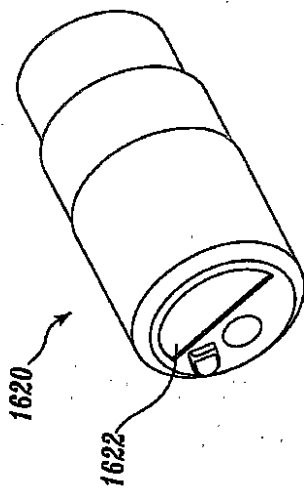
【図 30 B】



【図 31】



【図 32】



【図 33】

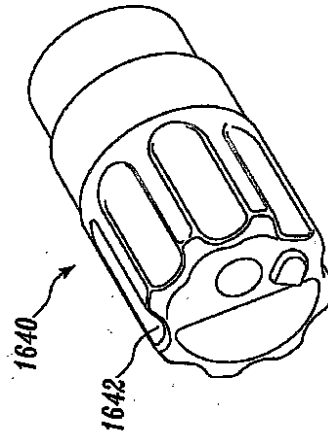


Fig. 32.

Fig. 33.

フロントページの続き

- (72)発明者 バニック, マイケル エス.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01740, ボルトン, ウィルダール ロード 119
- (72)発明者 ブーライス, デニス アール.
アメリカ合衆国 コネチカット 06239, ダニエルソン, シェパード ヒル ロード 7
- (72)発明者 コーピロン, リュシアン エー., ジュニア
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01742, コンコード, ナショウタック ロード 190
- (72)発明者 チン, アルバート シー. シー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02461, ニュートン, バーナード ストリート 25
- (72)発明者 アンダーソン, フランク ジェイ.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02048, マンスフィールド, ヨーク ロード 11
- (72)発明者 マクナマラ, フランシス ティー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02461, ニュートン ハイランズ, ニーダム ストリート 89, アpartment 2335
- (72)発明者 ファントーネ, ステファン ディー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01940, リンフィールド, サマー ストリート 340
- (72)発明者 ブラウスタイン, ダニエル ジェイ.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02474, アーリントン, ドレーパー アベニュー 43
- (72)発明者 オーバンド, ダニエル ジー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01921, ボックスフォード, ストーンクリーブ ロード 14
- (72)発明者 セイバー, マイケル
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02180, ストーンハム, プリザント ストリート 47
- (72)発明者 ハンター, イアン ダブリュー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01773, リンカーン, オークデール レーン 6
- (72)発明者 コッボラ, パスティ エー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01730, ベッドフォード, デイビス ロード 118
- (72)発明者 キローク, アンドリュー ピー.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01824, チェルムスフォード, コマンチ サークル 4
- (72)発明者 クラーク, リチャード ジェイ.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02056, ノーフォーク, リー アン ドライブ 4
- (72)発明者 ウィーズマン, リチャード エム.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01778, ウェイランド, ハイ ロック ロード 21
- (72)発明者 メイソン, ティモシー ジェイ.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01569, ウックスブリッジ, ウェスト リバー ロード 12
- (72)発明者 メータ, ニール アール.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02130, ジャマイカ ブレイン, グレン ロード 71, ナンバー 3
- (72)発明者 グリーブス, アンナ イー. アール.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01810 アンドーヴァー, サン クレスト ロード

3 2

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開平 0 4 - 0 2 8 3 3 5 (J P , A)
特開平 0 4 - 0 1 2 7 2 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	一次性内窥镜成像系统		
公开(公告)号	JP4676427B2	公开(公告)日	2011-04-27
申请号	JP2006509401	申请日	2004-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	バニックマイケルエス ブーライスデニスアール コーピロンリュシアンエージェニア チンアルバートシーシー アンダーソンフランクジェイ マクナマラフランシスティー ファントーネスデファンディー ブラウスタインダニエルジェイ オーバンドダニエルジー セイバーマイケル ハンターイアンダブリュー コッポラパステイエー キロークアンドリューパー クラークリチャードジェイ ウィーズマンリチャードエム メイソンティモシージェイ メータニールアール グリープスアンナイアーアール		
发明人	バニック, マイケル エス. ブーライス, デニス アール. コーピロン, リュシアン エー., ジュニア チン, アルバート シー. シー. アンダーソン, フランク ジェイ. マクナマラ, フランシス ティー. ファントーネ, ステファン ディー. ブラウスタイン, ダニエル ジェイ. オーバンド, ダニエル ジー. セイバー, マイケル ハンター, イアン ダブリュー. コッポラ, パステイ エー. キローク, アンドリューパー. クラーク, リチャード ジェイ. ウィーズマン, リチャード エム. メイソン, ティモシー ジェイ. メータ, ニール アール. グリープス, アンナ イー. アール.		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 A61B1/005 A61B1/015 A61B1/05 A61B1/31		
FI分类号	A61B1/00.310.A G02B23/24.A		
代理人(译)	夏木森下		

审查员(译)	伊藤商事
优先权	10/406149 2003-04-01 US
其他公开文献	JP2006521882A
外部链接	Espacenet

摘要(译)

内窥镜成像系统包括可重复使用的控制柜，该控制柜具有多个致动器，所述致动器控制可连接到其上的轻质内窥镜的定向。内窥镜与单个患者一起使用然后丢弃。内窥镜包括照明机构，图像传感器和细长轴，细长轴具有位于其中的一个或多个腔。内窥镜远端处的关节运动接头允许远端通过控制柜中的致动器定向。内窥镜涂有亲水涂层，该涂层降低了其摩擦系数，并且因为它重量轻，所以需要较小的力将其推进到患者体内的所需位置。

