

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-158566

(P2010-158566A)

(43) 公開日 平成22年7月22日(2010.7.22)

(51) Int.Cl.
A61B 1/00 (2006.01)F1
A61B 1/00 300Aテーマコード(参考)
4C061

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 58 頁)

(21) 出願番号 特願2010-97432 (P2010-97432)
 (22) 出願日 平成22年4月20日(2010.4.20)
 (62) 分割の表示 特願2006-509401 (P2006-509401)
 の分割
 原出願日 平成16年3月29日(2004.3.29)
 (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)

(71) 出願人 500332814
 ボストン サイエントフィック 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 1317
 (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

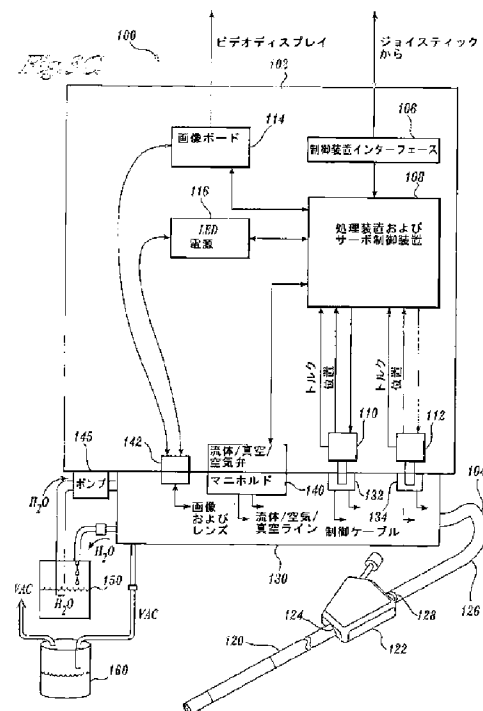
(54) 【発明の名称】 使い捨て内視鏡画像システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡には、良い進路誘導、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、などが求められている。

【解決手段】内視鏡画像システムは、制御キャビネットに接続可能な軽量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有する再利用可能な制御キャビネットを含む。この内視鏡は一人の患者に対して使用、配置される。この内視鏡は照明機構、イメージセンサー、および内部に設置された一つ以上の穴を有する長形軸を含む。内視鏡の遠位端の関節ジョイントにより、遠位端が制御キャビネット内のアクチュエータにより方向付けられる。内視鏡は摩擦係数を減少させる親水性コーティングで被覆され、軽量なため、患者内部の所望位置に内視鏡を前進させる力がより少ない。

【選択図】図3C



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

本願明細書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。

【背景技術】

10

【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

【発明の概要】

【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

50

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。

【0006】

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

【0007】

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

【0008】

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。

【0009】

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

【0010】

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

【0011】

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。

【0012】

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。

（項目1）

近接端と遠位端と一つ以上の穴を内部に有する軸と、
組織を照明するための、該軸の遠位端または該遠位端に隣接した一つ以上の発光ダイオード（LED）と、

50

組織の画像を生成するイメージセンサーを含む該軸の遠位端の画像アセンブリと、
該軸を所望方向に曲げるよう選択的に引っ張られるいくつかの制御ケーブルと、
ばねセグメントとともに接合され一つ以上の制御ケーブルの引っ張り下で曲げ可能ないく
つかのリンクを含む変形可能な関節ジョイントと、
該関節ジョイント上の外装とを備える画像内視鏡。

(項目2)

前記制御ケーブルが、隣接する前記リンクと一緒に接合する前記ばねセグメントを通過す
る項目1に記載の画像内視鏡。

(項目3)

各リンクが前面と背面を備え、各々が一对の斜面を有し、隣接リンクからの該斜面が該リ
ンクの曲げ増加を可能にする項目1に記載の画像内視鏡。

(項目4)

前記リンクと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項目1に記載
の画像内視鏡。

(項目5)

前記リンクと一緒に接合する前記ばねセグメントは、交互になった、きつく巻かれた部分
と緩く巻かれた部分とを有する項目1に記載の画像内視鏡。

(項目6)

前記軸は、内部に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項目5に記載の画像内視鏡。

(項目7)

前記内視鏡を制御キャビネットに接続するための、前記近接端のコネクタをさらに備え、
該コネクタは、

該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ールドと、

前記イメージセンサーと信号を通過させるための電気コネクタを備える項目1に記載の画
像内視鏡。

(項目8)

前記マニホールドは、一緒に接合されて前記内視鏡の異なる穴に液体を方向付ける通路を形
成する熱可塑性材料の二枚のシートを備える項目7に記載の画像内視鏡。

(項目9)

前記コネクタは二つのスプールを備え、各スプールはその上に巻かれた二本の制御ケー
ブルを有する項目7に記載の画像内視鏡。

(項目10)

前記コネクタは三つのスプールを備え、各スプールはその上に巻かれた制御ケーブルを有
する項目7に記載の画像内視鏡。

(項目11)

前記コネクタは四つのスプールを備え、各スプールはその上に巻かれた制御ケーブルを有
する項目7に記載の画像内視鏡。

(項目12)

患者の内部体腔を検査するためのシステムを形成するための、再利用可能な制御装置に取り
外し可能に接続可能な使い捨て内視鏡であって、

近接端、遠位端、およびいくつかの穴を内部に有する軸と、

該軸の遠位端が選択的に方向付けられるための、該遠位端または該遠位端に隣接した関節
ジョイントと、

所望方向に該関節ジョイントを引っ張るいくつかの制御ケーブルと、

該内部体腔の画像を生成するための、該軸の遠位端でまたはそれに隣接した画像アセンブ
リであって、該画像アセンブリは、

照明光が通過し得る少なくとも一つの照明ポートと画像ポートを有するキャップと、

10

20

30

40

50

内部に取り付けられた一つ以上の発光ダイオードと、該発光ダイオードと熱接触する冷却チャンネルと、レンズアセンブリと、ソリッドステート画像装置を含む熱交換器アセンブリであって、該熱交換器アセンブリは該キャップに挿入可能である使い捨て内視鏡。

(項目 1 3)

前記画像アセンブリのキャップは二つの照明ポートを含み、各証明ポートは該キャップ前面に成形されるウィンドウを有する項目 1 2 に記載の使い捨て内視鏡。

(項目 1 4)

前記熱交換器は円筒型レンズアセンブリが熱交換器内にレンズアセンブリを保持するため装着される円筒型凹部を含む項目 1 2 に記載の使い捨て内視鏡。

(項目 1 5)

前記照明ポートの各ウィンドウは蛍光体で被覆される項目 1 3 に記載の使い捨て内視鏡。

(項目 1 6)

前記蛍光体は接着剤で前記照明ポートのウィンドウの内面に適用される項目 1 5 に記載の使い捨て内視鏡。

(項目 1 7)

前記画像アセンブリは前記ソリッドステート画像装置から画像信号を様々に送信するための少なくとも二つの保護リードを有するケーブルを含む項目 1 5 に記載の使い捨て内視鏡。

。

(項目 1 8)

内視鏡の方向付けを制御するよう動作するいくつかのアクチュエータを含む制御キャビネットと、

内視鏡のイメージセンサーにより生成される信号から受信される画像を生成するための画像処理装置ボードと、

組織の画像を表示するためのディスプレイと、

内視鏡の一つ以上の穴への洗浄流体、吸入空気 / 気体および真空の供給を制御する一つ以上の弁と、

医師により作動され該制御キャビネットに命令を供給できるいくつかの制御を含む手持ち式制御装置と、

該制御キャビネットに取り外し可能に接続可能な使い捨て内視鏡であって、該内視鏡は、近接端、遠位端、および一つ以上の管または穴を内部に有する軸と、

組織を照明するための照明光を供給する一つ以上の発光ダイオードと、

組織の画像を生成するための、該内視鏡の遠位端のイメージセンサーと、

ばねセグメントで一緒に接合され隣接セグメントが互いに曲がるいくつかの積み重ねられたセグメントを含む関節ジョイントと、

関節ジョイントに固定される遠位端と、アクチュエータにより選択的に引っ張られ内視鏡の遠位端を方向付ける近接端を有するいくつかの制御ケーブルとを備える画像内視鏡システム。

(項目 1 9)

前記制御ケーブルが引っ張られる際、固定したままである端部を持つ外装を有する項目 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 2 0)

前記内視鏡が、前記制御ケーブルが接続されるいくつかのスプールと、空気、水または真空を前記内視鏡の一つ以上の管または穴に選択的に方向付けるマニホールドを含むコネクタで、前記制御キャビネットに取り外し可能に接続される項目 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 2 1)

前記手持ち式制御装置はワイヤリンクを通して前記制御キャビネットに接続される項目 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 2 2)

前記手持ち式制御装置はワイヤレスリンクを通して前記運動制御キャビネットに接続され

10

20

30

40

50

る項目 18 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 23)

前記手持ち式制御装置は遠位端を動かすのに必要な力に比例した触知フィードバックをユーザーに供給する項目 18 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 24)

前記制御キャビネットは前記遠位端を動かすのに必要な力から前記軸を動かすのに必要な力を分離する処理装置を含み、ユーザーに供給される前記触知フィードバックは該遠位端を動かすのに必要な力に比例する項目 23 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 25)

前記制御キャビネットは前記内視鏡に対する力を求め、該力を可変ブレーキ閾値と比較する処理装置を備え、該処理装置により前記アクチュエータは該内視鏡の遠位端を動かし、該力は該ブレーキ閾値未満である項目 18 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 26)

前記制御ケーブルは金属から作製される項目 18 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 27)

前記制御ケーブルは P E T から作製される項目 18 に記載の画像内視鏡システム。

(項目 28)

前記軸は親水性コーティングで被覆され、該軸はさらに該親水性コーティングを作動するよう濡らすことができる把手を含む項目 18 に記載の内視鏡。

(項目 29)

ハンドルと、

内視鏡の機能を制御するためのハンドル上に配置されるいくつかのボタンと、

遠位端を所望方向に移動させる命令を入力するための方向制御装置と、

該内視鏡の遠位端を移動させるのに必要な力のユーザーに触知フィードバックを供給するための、該方向制御装置に連結されるフィードバック機構とを備える操向可能な内視鏡を動作させるための手持ち式制御装置。

(項目 30)

前記方向制御装置はジョイスティックであり、前記フィードバック機構は該ジョイスティックに対するばねの引っ張りを選択的に調整する項目 29 に記載の手持ち式制御装置。

(項目 31)

前記方向制御装置は少なくとも二つのモーターで可動するジョイスティックであり、前記フィードバック機構は該二つのモーターのトルクを選択的に調整する項目 29 に記載の手持ち式制御装置。

(項目 32)

照明光とイメージセンサー用に開口部を内部に有する前面を有するキャップと、

キャップ内に装着される熱交換器であって、該熱交換器に取り付けられた少なくとも一つ以上の発光ダイオードを備える熱交換器と、

該熱交換器に固定されたイメージセンサーと、

一つ以上の発光ダイオードと熱接触するチャンネルと、

レンズアセンブリが該イメージセンサーに装着され整合される凹部とを含む、内視鏡で使用する画像システム。

(項目 33)

前記キャップの前面が、前記熱交換器に取り付けられた、前記発光ダイオードに整合されたウィンドウを内部に有する項目 32 に記載の画像システム。

(項目 34)

前記ウィンドウは内面に蛍光体コーティングを有する項目 33 に記載の画像システム。

(項目 35)

前記蛍光体コーティングはエポキシと混合される項目 34 に記載の画像システム。

(項目 36)

前記エポキシは前記キャップのウィンドウを通して示される紫外線で硬化可能である項目

10

20

30

40

50

3 5 に記載の画像システム。

(項目 3 7)

前記キャップは、該キャップの前面に成形される、前記レンズアセンブリ上に洗浄液を方向付ける洗浄ポートを有する項目 3 2 に記載の画像システム。

(項目 3 8)

患者の内部体腔を検査するためのシステムを形成する再利用可能な制御キャビネットに取り外し可能に接続可能な使い捨て内視鏡であって、

近接端、遠位端、および一つ以上の穴を内部に有する軸と、

該軸の遠位端が選択的に方向付けられるための、該軸の遠位端に隣接した関節ジョイントと、

所望方向に該関節ジョイントを引っ張るのに引っ張られるいくつかの制御ケーブルと、
該内視鏡を該制御キャビネットに取り外し可能に接続するための、該軸の近接端のコネクタであって、該軸の一つ以上の穴に選択的に供給されるように洗浄流体を方向付けるマニホールドを含むコネクタを備える、使い捨て内視鏡。

(項目 3 9)

前記マニホールドは洗浄流体が流れることができるいくつかの通路を内部に有する撓みバッグを備える項目 3 8 に記載の使い捨て内視鏡。

(項目 4 0)

前記通路は前記撓みバッグの通路を挟むか、または解除する一つ以上の弁で開閉する項目 3 9 に記載の使い捨て内視鏡。

(項目 4 1)

患者の内部体腔の画像に使用される内視鏡であって、

近接端、遠位端、および一つ以上の穴を内部に有する軸と、

該軸の遠位端をいくつかの制御ケーブルにより所望方向に方向付けるための遠位端にまたはそれに隣接して配置された手段と、

体腔内の組織を照明し該体腔の画像を生成するための、該内視鏡の遠位端に配置された画像手段と、

該軸の近接端を再利用可能な制御キャビネットに選択的に連結するための手段と、
洗浄液と吸入気体を該内視鏡の一つ以上の穴に選択的に方向付けるための手段とを備える内視鏡。

(項目 4 2)

洗浄液と吸入気体を前記内視鏡の一つ以上の穴に選択的に方向付けるための前記手段は、
洗浄液を該内視鏡の一つ以上の穴に接続する通路を内部に有する廃棄可能な撓みバッグを備え、該通路は、前記制御キャビネットの弁により選択的に開閉される項目 4 1 に記載の内視鏡。

(項目 4 3)

前記画像手段は、

少なくとも一つの照明ポートと画像ポートを内部に有するキャップと、

熱交換器に取り付けられた一つ以上の発光ダイオードを有する熱交換器、冷却媒体が通過し一つ以上の発光ダイオードを冷却するチャンネルと、

画像を生成するイメージセンサーと、

レンズアセンブリを該イメージセンサーに整合させるチャンネルとを備える項目 4 1 に記載の内視鏡。

(項目 4 4)

前記照明ポートは一つ以上の前記発光ダイオードにより発生される光から白い照明光を発生するための手段を含む項目 4 1 に記載の内視鏡。

(項目 4 5)

前記白光発生手段は前記照明ポート上の蛍光体コーティングである項目 4 4 に記載の内視鏡。

(項目 4 6)

10

20

30

40

50

前記蛍光体は紫外線硬化接着剤で前記照明ポートに接着される項目 4 5 に記載の内視鏡。

(項目 4 7)

前記キャップはレンズを横切って洗浄流体を方向付ける成形洗浄キャップを含む項目 4 3 に記載の内視鏡。

(項目 4 8)

前記軸の遠位端を所望方向に方向付けるための手段は、ばねセグメントと一緒に接合するいくつかの積み重ねられたリンクを備える項目 4 1 に記載の内視鏡。

(項目 4 9)

前記ばねセグメントは均一巻きピッチを有する項目 4 8 に記載の内視鏡。

(項目 5 0)

前記ばねセグメントはきつく巻かれた部分と緩く巻かれた部分の交互部分を有する項目 4 8 に記載の内視鏡。

(項目 5 1)

前記軸の近接端を前記制御キャビネットに選択的に連結するための手段は、前記制御ケーブルが巻かれる少なくとも二つのスプールを含み、該軸が制御キャビネットに連結される場合、該スプールは該制御キャビネットのモーターに係合する項目 4 1 に記載の内視鏡。

(項目 5 2)

前記軸を把持して前記患者内で該軸を動かすための手段をさらに備える項目 4 1 に記載の内視鏡。

(項目 5 3)

前記軸の遠位端を動かすのに必要な力を求めるための手段と、該軸の遠位端を動かすのに必要な力に比例したフィードバック信号をユーザーに供給するための手段とをさらに備える項目 5 1 に記載の内視鏡。

(項目 5 4)

前記制御装置はいくつかの方向に遠位端を選択的に移動させて、該軸を移動させる力と該軸の遠位端に対する力とを推定し、該遠位端を移動させる力は、フィードバック装置に供給され、該フィードバック装置は、該遠位端を移動させるのに必要な力に比例した触知信号をユーザーに発生する項目 5 1 に記載の内視鏡。

(項目 5 5)

制御装置に固定された内視鏡の制御ケーブルを選択的に引っ張るためのいくつかのアクチュエータを内部に有する制御装置と、

該アクチュエータにより駆動される、該制御ケーブルに対する力を測定するためのセンサーを有する各アクチュエータと、

該制御ケーブルの力と可変ブレーキ閾値とを比較し、該いくつかのアクチュエータに、該内視鏡の遠位端を、該制御ケーブルに対する力が該可変ブレーキ閾値未満である位置に移動させる処理装置とを備える画像内視鏡システム。

【図面の簡単な説明】

【0013】

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

【図 1 B】図 1 A および図 1 B 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 1 A 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 3 A】図 3 A は、本発明の実施例による使い捨て内視鏡と関係させる制御キャビネットのブロック図である。

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

【図 3 C】図 3 C 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 3 D】図 3 D は、図 3 C 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。

。

10

20

30

40

50

【図 3 E】図 3 E 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ルドを示す。

【図 4 A】図 4 A 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 4 B】図 4 B ~ 4 D 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 4 C】図 4 B ~ 4 D 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 4 D】図 4 B ~ 4 D 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 4 E】図 4 E 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。

【図 5 A】図 5 A 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 5 B】図 5 B 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 5 C】図 5 C は、図 5 B 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 5 D】図 5 D および図 5 E 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 5 E】図 5 D および図 5 E 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 6 A】図 6 A 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 6 B】図 6 B ~ 6 I 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 6 C】図 6 B ~ 6 I 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 6 D】図 6 B ~ 6 I 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 6 E】図 6 B ~ 6 I 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 6 F】図 6 B ~ 6 I 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 6 G】図 6 B ~ 6 I 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 6 H】図 6 B ~ 6 I 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 6 I】図 6 B ~ 6 I 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。

【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 9 A】図 9 A および図 9 B 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 9 B】図 9 A および図 9 B 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 10 A】図 10 A および図 10 B 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 10 B】図 10 A および図 10 B は、本発明の実施例による内視鏡の軸部分の構造を

10

20

30

40

50

示す。

【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

10

20

30

40

50

の追加実施例を示す。

【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

50

施例を示す。

【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。

【発明を実施するための形態】

【0014】

(好ましい実施例の詳細な説明)

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。本発明で使用す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。

【0015】

図 1 A 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 1 0 は、使い捨て画像内視鏡 2 0、制御キャビネット 5 0、および手持ち式制御装置 8 0 を含む。使い捨て内視鏡 2 0 は、患者の体腔に前進させる遠位端 2 2 と、制御キャビネット 5 0 に接続される近接端 2 4 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 5 0 は、遠位端 2 2 の方向付けを変更するため内視鏡 2 0 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 8 0 を使用し、内視鏡 2 0 の遠位端 2 2 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 5 0 は、内視鏡 2 0 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 5 0 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。

【0016】

例示実施例では、使い捨て内視鏡 2 0 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 2 6 を含む。ブレイクアウトボックス 2 6 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 4 0 用の取付点を含む。真空収集ボトル 4 0 は、ブレイクアウトボックス 2 6 に位置付けられた真空弁 2 8 により制御される。別法として、弁は制御キャビネット 5 0 内に位置付けられ、手持ち式制御装置 8 0 から制御される。

【0017】

必要に応じて、手持ち式制御装置 8 0 はブレイクアウトボックス 2 6 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 2 0 は制御キャビネット 5 0 から外され、廃棄される。新しい使い捨て内視鏡 2 0 は、次の検査処置用に制御キャビネット 5 0 に接続される。

【0018】

図 1 A に示される実施例は、内視鏡 2 0 と手持ち式制御装置 8 0 が制御キャビネット 5 0 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 8 0 を操作する。別法として、手持ち式制御装置 8 0 は内視鏡 2 0 に固定され、一人の操作者が両方を制御する。図 1 B は、本発明の「直列」構成を示す。ここでは、使い捨て内視鏡 2 0 は、手持

10

20

30

40

50

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。

【0019】

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。

10

【0020】

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。

【0021】

使用時、医師は生検鉗子、シュリンゲなどの医療機器をブレイクアウトボックス 26 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。

20

【0022】

図 3 A は、制御キャビネット 50 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 50 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 50 内には、手持ち式制御装置 80 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 52 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 80 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 56 a、56 b、56 c、56 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 54 に供給される。サーボモーター 56 a ~ 56 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 56 a ~ 56 d の動きにより、内視鏡 20 の遠位端 22 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。

30

【0023】

画像電子回路ボード 60 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 60 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 60 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 54 に供給される制御信号を発生する。画像電子回路ボード 60 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。

40

【0024】

画像電子回路ボード 60 はまた、画像内視鏡の遠位端 22 のいくつかの発光ダイオード

50

(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20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58は手持ち式制御装置80から受信された信号により制御される。

【0025】

最後に、制御キャビネット50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70を含む。吸入空気/気体と洗浄液は、内視鏡20の吸入/洗浄穴に接続するコネクタ38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。

【0026】

図3Bは、図3Aに示されるキャビネットに類似した制御キャビネット50Aの別の実施例を示す。制御キャビネット50Aは真空収集ボトル40に供給される真空を制御する真空弁71を含む。真空ライン73は画像内視鏡20内の真空穴に接続する。真空弁71は手持ち式制御装置80から制御される。

【0027】

図3C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100は、使い捨て内視鏡104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102を含む。制御キャビネット102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106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108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110、112の動作を制御し、内視鏡104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110、112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。

【0028】

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108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。

【0029】

処理装置およびサーボ制御108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。

【0030】

処理装置およびサーボ制御装置108はまた、サーボモーター110、112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108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110、112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。

【0031】

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。

【0032】

制御キャビネット102はまた、使い捨て内視鏡104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114を含む。画像ボード114はCMOS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(LEDに供給される電流)を調整し、RGBゲインをCMOS画像装置に調整することにより実行される。画像ボード114はまた、画像ボード114上または制御キャビネット102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114は標準PC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ト102の必要性がない。

【0033】

図3Cに示される実施例では、使い捨て内視鏡104は、旋回接続部124でブレイクアウトボックス122に接続される遠位端軸部分120を有する。また、軸の近接部分126は、第二の旋回接続部128でブレイクアウトボックス122に接続される。旋回接続部124、128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122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122を捻らない。

【0034】

例示実施例では、使い捨て内視鏡104は、コネクタ130で制御キャビネット102に接続される。コネクタ130内には、サーボモーター110、112の駆動軸に係合可能な一对のスプール132、134がある。各スプール132、134は反対方向に一对の制御ケーブルを駆動する。ある一对の制御ケーブルは、上下方向に内視鏡の遠位端を駆動し、もう一方の一对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。

【0035】

コネクタ130はまた、内視鏡104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140を含む。また、コネクタ130は、制御キャビネット102の一致する電気コネクタに接合する電気コネクタ142を含む。コネクタ142は、照明LED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145で内視鏡に供給される。ポンプ145は、近接コネクタ130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145に接続された貯水槽150は、水を供給し患者を洗浄するだけでなく照明LEDを冷却する。LEDを冷却するよう供給される水は、閉ループで貯水槽150に戻される。廃水またはその他の異物は、収集ボトル160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160に対する真空制御は、近接コネクタ130内のマニホールド140に備えられる。

【0036】

図3Dは、図3Cに示されるような使い捨て内視鏡104の流体力学図である。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150は、蠕動ポンプ142で内視鏡に水を供給するのに使用される。水は管162に送水され、LED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164で受け、流量計166を通過して貯水槽150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

10

20

30

40

50

量計 166 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。

【0037】

冷却に加えて、水は選択的に管 170 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 172 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 174 に選択的に加えられ、作動チャネルを洗浄する。管 170、172、174 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 180 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 182 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 172 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 184、186、188 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 172 に供給される空気圧は、弁 184、186、188 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 189 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。

10

【0038】

図 3E 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ールド 140 の一つの実施例を示す。本発明の一つの実施例では、マニホールドは RF 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、マニホールド 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。

20

【0039】

マニホー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。

30

【0040】

コネクタ 190 のマニホールドに入る水は、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、マニホールド内の経路上の位置 208、210、212 のマニホールド 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。

【0041】

また、マニホールド 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、真空でマニホールド 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。

40

【0042】

使用後、マニホールド 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。撓みマニホールドバッグ 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 4A は、内視鏡検査を行うに先立って、制御キャ

50

ピネット 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。

【0043】

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いようにする。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。

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

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 / または捻り、所望方向に遠位端をガイドする。

10

【0049】

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。

【0050】

洗浄ボタン 312 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 314 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。

20

【0051】

本発明の一つの実施例では、手持ち式制御装置 300 の本体 302 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 316 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 316 を受ける。一つ以上の追加ボタン 318 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。

30

【0052】

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 350 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 352 を含む。ジョイスティック 354 は、制御装置 350 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 356 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 350 はまた、ジョイスティック 354 を偏倚させるばね 362 に可変力を加える力フィードバック機構 360 を含む。フィードバック機構 360 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バラツキがある。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 360 によりばね 362 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。

40

【0053】

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 354 の位置は遠位端の所望方向の位置変化率に移行

50

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、カフィードバック機構 360 によりばね 362 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。

【0054】

図 5C は、手持ち式制御装置 350 内のカフィードバック機構 360 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 370 に直接連結される第一ラック 372 と、プリテンションばね 362 に直接連結される第二ラック 374 を含むラックピニオン機構を駆動するモーター 370 がある。モーター 370 の回転により、第一ラック 372 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 376 は、第一ラック 372 の縦運動を第二ラック 374 の縦運動に移行させ、ばね 362 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 350 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。

【0055】

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カ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。

【0056】

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 354 に偏倚させるばね 362 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 362 に異なる圧力を加えるのに使用される。

【0057】

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。

【0058】

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。

【0059】

図5Cおよび図5D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380は、遠位端382と近接端384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380の近接端384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。

【0060】

手持ち式制御装置380はまた、上部にキャップを有する作動チャンネル386の入口を含む。体液またはその他の汚染物が医師や看護師に飛び散らないようにするため、作動チャン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ンネルにツールを挿入できる。

【0061】

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ーを変更するよう備えられる。

【0062】

図5D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。

【0063】

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。

【0064】

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。

【0065】

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。

【0066】

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、作動チャンネルの管は、スパイラル巻きラップで補強される。図6A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

10

20

30

40

50

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。

【0067】

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、1/2VGA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、25~30fps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。

10

【0068】

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、異なるスペクトルバンドの画像は、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。

20

【0069】

アクセスポート410は、使い捨て内視鏡の作動チャ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、作動チャネルは内視鏡の近接端近くで終端接続する。

【0070】

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。

30

【0071】

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。

【0072】

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。

40

【0073】

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

50

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。一对の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。

【００７４】

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对のウィンドウ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。

【００７５】

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。

【００７６】

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对の脚部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。

【００７７】

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。

【００７８】

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に位置される一对のＬＥＤに電流を供

10

20

30

40

50

給するのに使用される一つ以上のトレース。

【0079】

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。

【0080】

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。

10

【0081】

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。

20

【0082】

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に接着封止される。

【0083】

本発明の好ましい実施例では、イメージセンサー490は、640X480個のアクティブピクセルを持つVGA CMOS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、一対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。

30

【0084】

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。低圧洗浄ボアス洗浄チャンネル454の残りの管、レンズ洗浄吸入チャンネルと作動チャンネルは、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。

40

【0085】

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

50

(図示せず)のスウェイジまたはフランジ端部を受ける。制御ケーブルの張力は、張力の方向に遠位端 600 を引っ張る。

【0086】

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。

【0087】

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デーケーブルと、摩擦を減少させるため、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 654 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。

【0088】

制御ケーブルが軸 656 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 670 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 670 は、軸の遠位端の穴内に固定された近接端 672 を有する。遷移ガイド 670 の中心本体部分 674 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 674 は、近接端 672 の中心穴から遷移ガイドの段差遠位端 676 の外面に延長するいくつかの傾斜穴 678 を含む。遠位端 676 は、関節ジョイント 654 の近接端内に固定される。斜めに延長する穴 678 の制御ケーブルは、カテーテルの外縁にガイドされ、関節ジョイント 654 のガイドまたは制御ケーブル穴を通して延長する。

【0089】

図 10 A および 10 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 680 は、内部に埋め込まれたワイヤまたはその他の編組 684 を含む押出しスリーブ 682 を有する。あれば、編組 684 は軸のトルク特性を調整する。スリーブ 682 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 684 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 682 は、外形が 0.507 インチで、内径が 0.460 インチの EG-80A 硬度計ポリウレタンからなる。ステンレス編組はその中に埋め込まれ、1 インチ当たり 23 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 5,702,754 号および第 6,048,620 号に記載されたマサチューセッツ州の Natick の Boston Scientific Corporation から利用可能な HYDROPASSTM 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。

【0090】

Panduit Inc. 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 686 は、軸 680 の中心穴に挿入される。スパイラルラップ 686 は、患者の解剖学の曲線に曲げられる際軸 680 がつぶれないようにする。

【0091】

軸 680 の一つの実施例では、スパイラルラップは、厚さが 0.060 インチで、ピッチが 3 / 16 インチである。スパイラルラップ 686 は、外径が 0.500 インチで内径が 0.380 インチで、軸 680 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。

【0092】

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 50 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。

10

【0093】

図 11 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 700 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 702 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 704 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 704 のトルク忠実度特性を増加するには、その部分の編組 706 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。

【0094】

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。

20

【0095】

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。

【0096】

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 12 A、12 B 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。

30

40

【0097】

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。

【0098】

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。

50

【 0 0 9 9 】

図 1 3 に示される関節ジョイント 7 5 0 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。

【 0 1 0 0 】

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 7 6 0 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 7 5 0 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 7 5 0 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 1 3 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 1 】

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 2 】

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形成されるのが好ましい。

【 0 1 0 3 】

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 4 】

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。

10

【 0 1 0 5 】

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 6 】

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、各々は背面に一対の凹状ポケット 8 8 2 と、前面に一対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。

20

30

【 0 1 0 7 】

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 8 】

40

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対のピン 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対の対向円形凹部 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

50

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。

【0109】

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。

【0110】

一部の環境では、画像内視鏡の遠位端の完全な180°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22は、関節ジョイントとして編組ステント930を有する画像内視鏡925を示す。編組ステント930は遠位端932とコネクタ934間で延長し、ステント930の近接端と撓み軸936の遠位端を接合する。カバー938は撓み軸936と編組ステント930上で延長する。制御ケーブル(図示せず)は撓み軸936の穴を通して延長し、遠位端932が所望方向に方向付けられるようステント930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。

【0111】

図23は、制御ケーブルの遠位端を編組ステント930に固定する一方法を示す。制御ケーブル940a、940b、940c、940dはステント930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940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。

【0112】

図23A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1000のさらに別の実施例を示す。関節ジョイント1000は、積み重ねられた一連のリング1002a、1002b、1002c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1006を受ける内側延長凹部1004である。リング1002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1002a、1002b、1002cが整合される場合、リング1002a、1002bはリング上で0°と180°に位置するばねセグメントとともに接合され、リング1002Bはリング周りに90°と270°に位置する直交整合ばねセグメントでリング1002cに接合される。間隙は隣接リング間に形成され、一対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1006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1002の凹部1004内に固定される。

【0113】

図23Aに示される関節ジョイント1000は、制御ケーブルがばねセグメント1006の中心と関節ジョイントの外周上を通過して、各リング1002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。

【0114】

図23Bは、図23A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1008a、1008b、1008cからなる。各リングはリングの反対側に位置する一対のばね部分で隣接リングに接続される。ばね1010は、接着剤、または溶接、またはその他の固定手段でリング1008の内周に固定される。図23B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。

【0115】

図23Cは、積み重ねられた一連の金属リング1012a、1012b、1012c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1012は別のきつく巻かれた部分1014と、さらに緩く巻かれた部分1016とを有するばね1015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1016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1014は隣接リング1012にヒンジ機構を供する。リング1012の各々はさらに、ばねが通過する打ち抜かれた一対の内側または外側延長タブ1018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23C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1020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1020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。

10

【0116】

図23Dは、図23B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1024と凸部とを有するいくつかのリング1022a、1022b、1022c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1015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。

20

【0117】

図23Eおよび図23F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1024で接合される積み重ねられた一連のリンク1022a、1022b、1022cなどから形成される。ばねセグメント1024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。

30

【0118】

図23F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1026を持つ正面と、平らな部分1026から後方に傾斜する一対の傾斜部分1028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90°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14°の角度を持ち、隣接リングが約28°曲がる。

【0119】

図23G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1030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1032a、1032b、1032c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1034を有する。さらに、各リンク1032は、端部で外側延長タブ1038を持つ一対の後方延長脚部1036を有する。脚部1036の各々は、リンク1032の反対側に位置付けられる。脚部1036に対して90°で、リンク1032は隣接セグメントからタブ1038を受けるリンクの側壁に一致孔1040を含む。さらにセグメント1032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1042を含む。関節ジョイントの隣接リンクは、第一リンク1032から隣接リンクの一致孔1040にタブ1038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。

40

【0120】

50

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 1 】

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。

10

【 0 1 2 2 】

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 1 0 8 2 を有する。一対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対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 1 0 8 0 a、1 0 8 0 b、1 0 8 0 c 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。

20

【 0 1 2 3 】

図 2 3 K は、図 2 3 J 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 1 1 0 0 a、1 1 0 0 b、1 1 0 0 c などからなる。各リンクは弾性管または弾性ばね 1 1 0 6 が通過できる円形に曲げられた一対の対向形成内方延長タブ 1 1 0 4 を含む。管またはばね 1 1 0 6 は縁曲げ、溶接、または管またはばね 1 1 0 6 をタブ 1 1 0 4 に固定することによりリンクに固定される。

30

【 0 1 2 4 】

図 2 3 L 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 1 1 2 0 a、1 1 2 0 b、1 1 2 0 c などからなる。各リンクは前面の一対の前方延長タブ 1 0 2 2 と、背面の一対の後方延長タブ 1 0 2 4 を含む。前面と背面のタブ 1 0 2 2、1 0 2 4 は、互いに 90° で方向付けされる。タブ 1 0 2 2、1 0 2 4 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 2 3 M に示されるように、固定機構は一連のワイヤばね 1 0 4 0 a、1 0 4 0 b などにより備えられる。各ばねは関節ジョイントの一対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 1 0 4 0 は関節ジョイントの内部穴に沿って移動し、別の一対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。

40

【 0 1 2 5 】

図 2 3 N ~ 2 3 P 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 1 2 0 0 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 2 3 N 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 1 2 0 2 は、前面 1 2 0 6 と背面 1 2 0 8 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 1 2 1 0 である。前面 1 2 0 6 はディスクを二分する一対の対向配置された平らな部分 1 2 0 7 を含み、隣接ディスクの一致する平らな面に係合する一対の面を画成する。ディスクの前面はさらに、平らな面 1 2 0 7 から近接して離れた二つの傾斜部分を含む。

50

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° 回転する一対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。

10

【0126】

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、各セグメントが一対の対向する平らな面1246から離れて傾斜する一対の斜面1242、1244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1240a、1240b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。

20

【0127】

図23R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1302と外部円筒リム1304を有する一連のセグメント1300を備える。軸1302はいくつかの外方延長スポーク1306により外部円筒体1304に接合される。各スポークは、軸近くを中心点から外部リング1304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1306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1312を含む。セグメント1300の外部リム1304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1308、1310を有する。

30

【0128】

図23S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1300a、1300b、1300cなどを示す。個別セグメント1300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。

【0129】

図23T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1330a、1330b、1330cなどから形成される。各セグメントは一端部で中心ピン1332と放射状に延長する脚部1334を備える。各脚部1334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1332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。

40

【0130】

図23U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1352と、後方延長リング1352に対して 90° で方向付けられた一対の前方延長リング1354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

50

の後方延長リングに対する１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１３５２または１３５４は、リングと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１３５０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１３５６を含む。

【０１３１】

図２３Ｖは、図２３Ｔに示されるリンク１３５０に類似したリンク１３７０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１３７２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１３７４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１３７４は、隣接リンクの後方延長タブ１３７２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１３７０はまた、リンク１３７０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１３７６を含む。

【０１３２】

図２３Ｗ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１３９０は背面の一対の対向弓状凹部１３９２と、前面の一致して形状化された前方延長弓状タブ１３９４を有する注入成形リングを備える。前面のタブ１３９４は、背面で弓状凹部１３９２に対して直交して配置される。弓状タブ１３９４の各々の内面に整合されるのは、リンク１３９０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１３９６である。

【０１３３】

リンク１３９０が熱可塑性材料から成形されるため、弓状タブ１３９４は隣接リンクの弓状凹部１３９２に圧入でき、隣接リンクは互いに前後に揺動する。

【０１３４】

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２４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パイラルラップ１４５２、１４５４、１４５６に重ねられる内部スリーブ１４５０を含む。ラップ１４５２は時計回りに巻かれ、ラップ１４５４はラップ１４５２に反時計回りに巻かれ、ラップ１４５６は第一ラップ１４５２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１４５２、１４５４、１４５６をカバーしているのは、編組１４５８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１４６０は、編組１４５８をカバーして軸を完成する。

【０１３５】

図２５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１４７０の円周で交互になる高硬度計材料１４７２と低硬度計材料１４７４のバンドを有するカバー外装１４７０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１４７０内にあるのは、患者の解剖学で曲げられる際軸１４７０がつぶされないようにするプラスチックパイラルラップ１４７５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。

【０１３６】

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てこ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

10

20

30

40

50

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 26 に示される。ここでは、把手 1500 は画像内視鏡 20 の縦軸に整合される一対の脚部 1502、1504 を有する U 字形部材を備える。脚部 1502、1504 の遠位端には、二つの 90° 曲げ 1506、1508 がある。把手 1500 は、90° 部分 1506、1508 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 1505 を含む。画像内視鏡は孔を通過し、把手 1500 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 1502、1504 が内視鏡の軸から偏倚される。曲げ部分 1506、1508 の対向穴の摩擦のみが把手 1500 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 1502、1504 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 1510、1512 がある。医師が脚部 1502、1504 を放射方向に内方に押し込むと、タッチパッド 1510、1512 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 1502、1504 の解除時、タッチパッド 1510、1512 は軸の面から解除し、把手 1500 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。

10

20

30

40

50

【0137】

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。

【0138】

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対の脚部 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、脚部と一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。

【0139】

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 は一対の脚部 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。

【0140】

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。

【0141】

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、医師は内視鏡を引っ張ったりおよび / または捻る。

【0142】

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。

【0143】

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護するため、熱放散部分 1604 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 1604 の比較的平らなベース 1608 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。

10

【0144】

図 32 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 1620 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 1622 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 1620 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 1622 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。

20

【0145】

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。

30

【0146】

図 33 は、図 31 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 1640 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 1642 を有する。ホタテガイ状チャネル 1642 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。

【0147】

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 0.060 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 10 ~ 13 mm 直径のプロトタイプが、従来の内視鏡の 0.85 と比較して 0.15 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きつ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 l 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。

40

【0148】

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、

50

サイトロジーブラシ、結紮装置、電気止血装置、硬化療法針、シュリンゲ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 9 】

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。サイトロジーブラシは、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。

10

【 0 1 5 0 】

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。

20

【 0 1 5 1 】

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。

【 0 1 5 2 】

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。

30

【 0 1 5 3 】

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。

【 0 1 5 4 】

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ネルを備えるが、かかるチャネルが省略され、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。

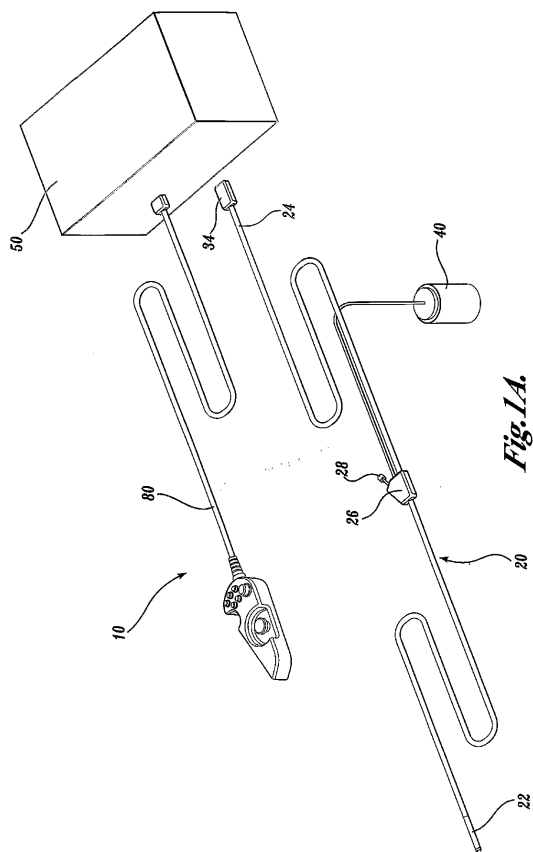
40

50

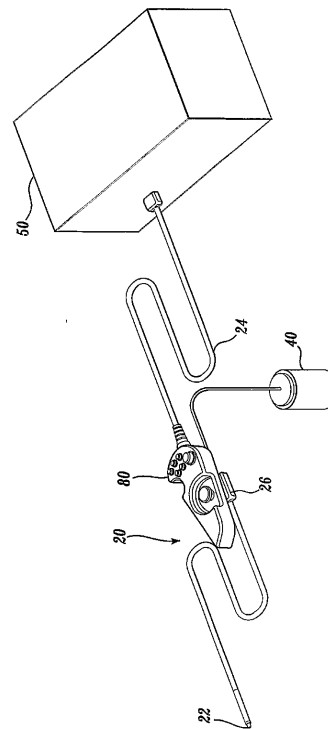
【 0 1 5 5 】

特殊特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 1 A 】



【 図 1 B 】



【図 2】

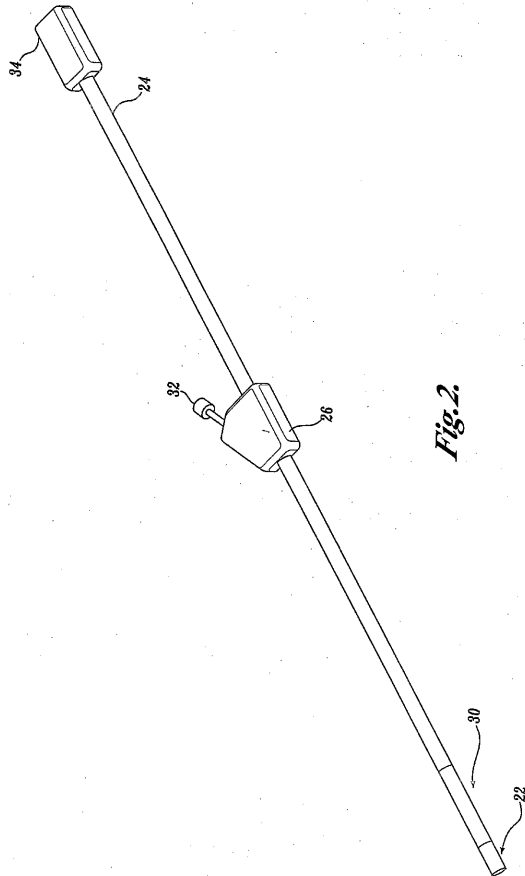


Fig.2.

【図 3 A】

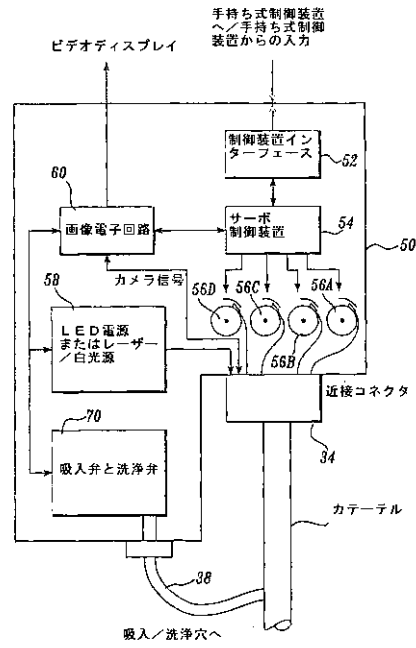


Fig.3A.

【図 3 B】

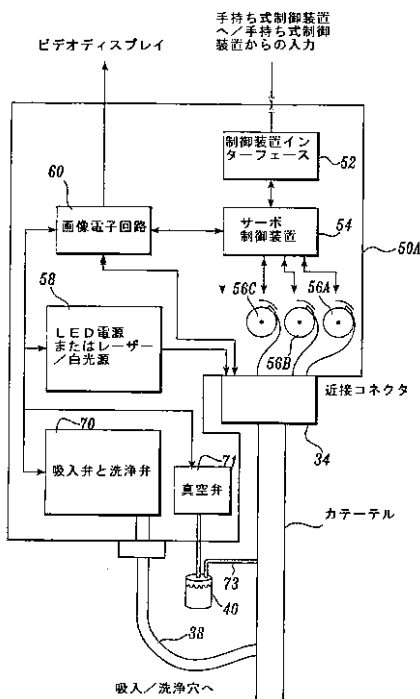
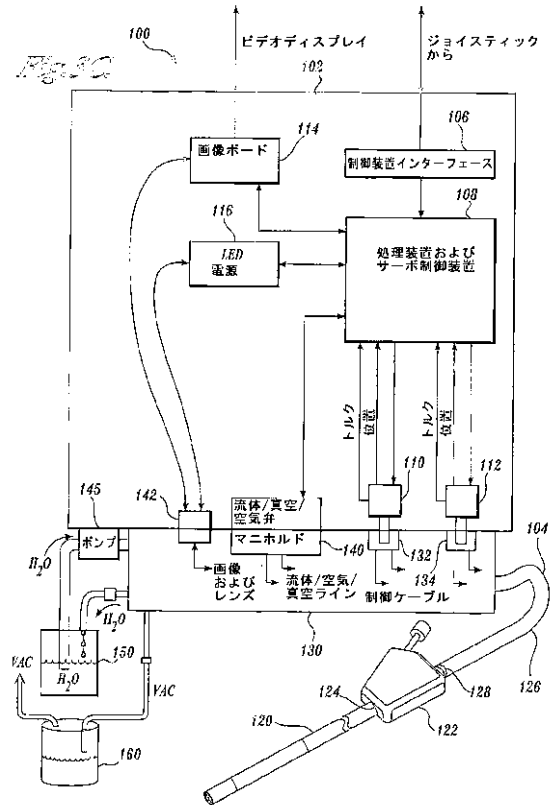


Fig.3B.

【図 3 C】



【図 3 D】

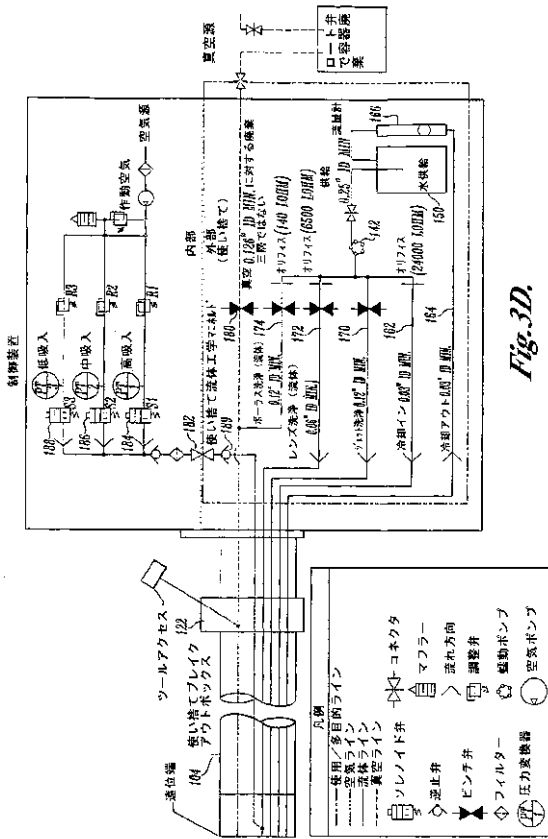


Fig. 3D.

【図 3 E】

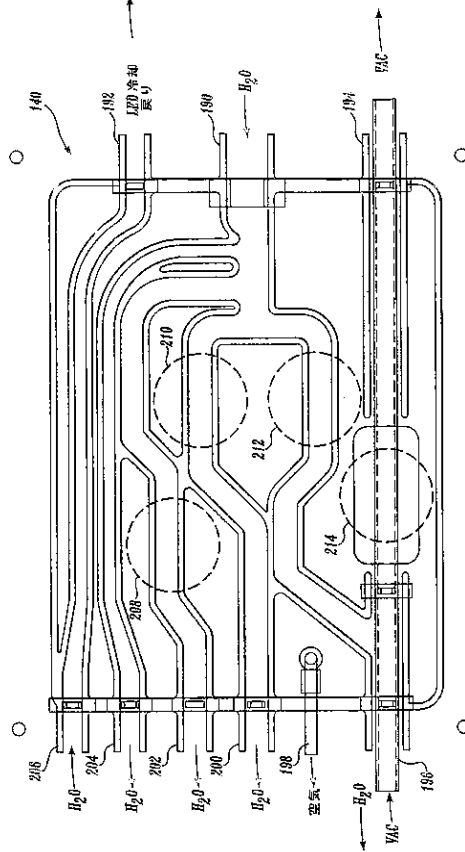


Fig. 3E.

【図 4 A】

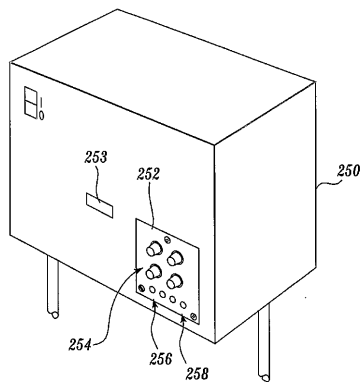


Fig. 4A.

【図 4 B】

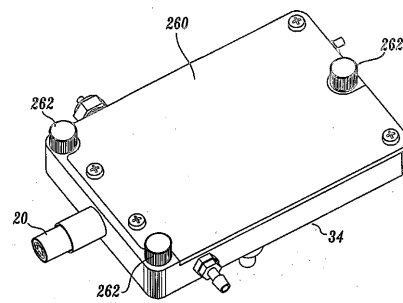


Fig. 4B.

【図 4 C】

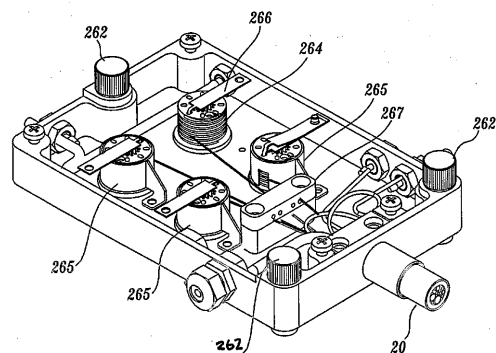
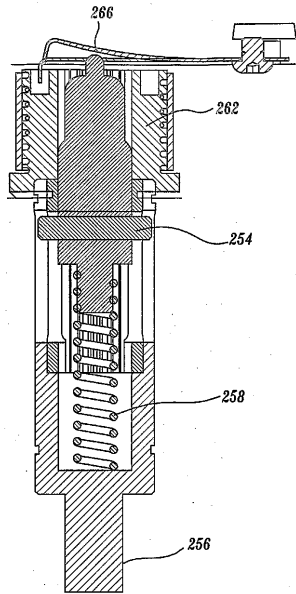
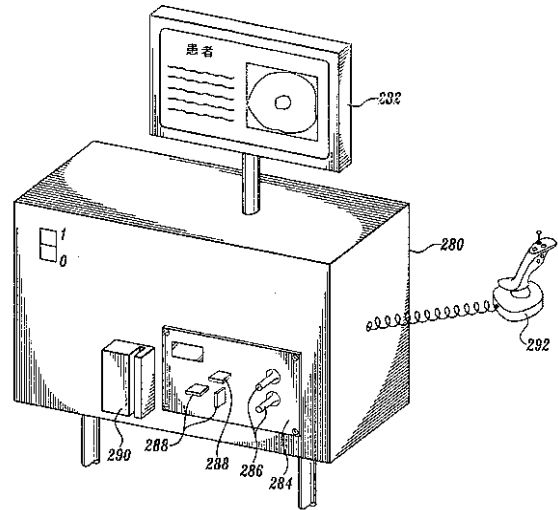


Fig. 4C.

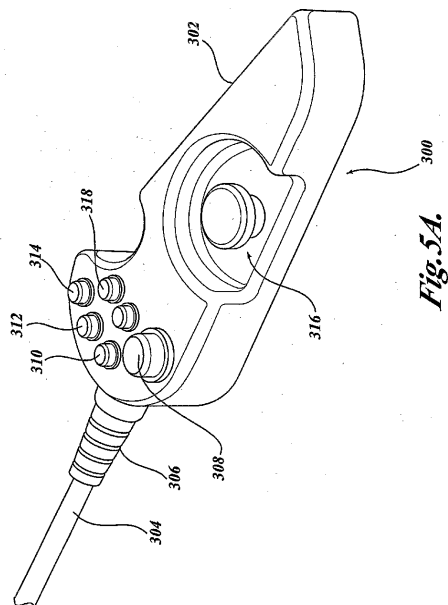
【図 4 D】

*Fig. 4D.*

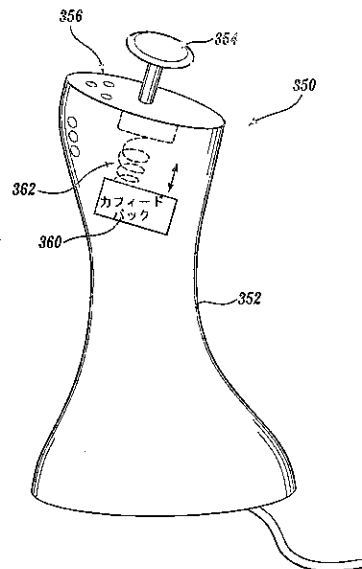
【図 4 E】

*Fig. 4E.*

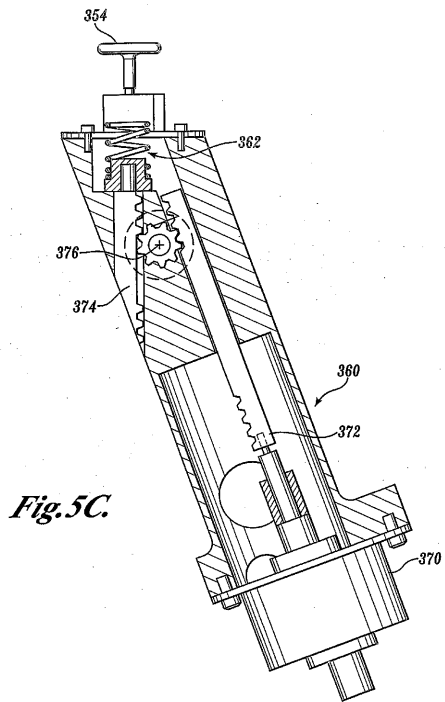
【図 5 A】

*Fig. 5A.*

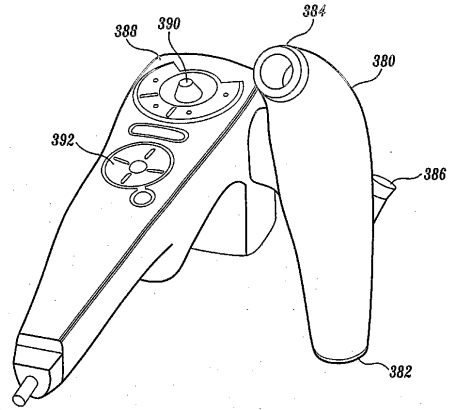
【図 5 B】

*Fig. 5B.*

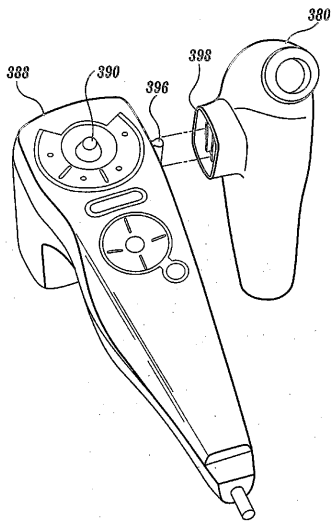
【図 5 C】

*Fig. 5C.*

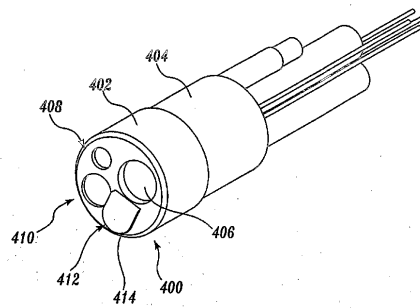
【図 5 D】

*Fig. 5D.*

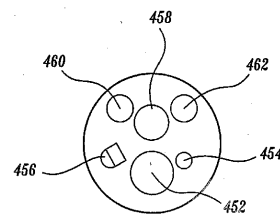
【図 5 E】

*Fig. 5E.*

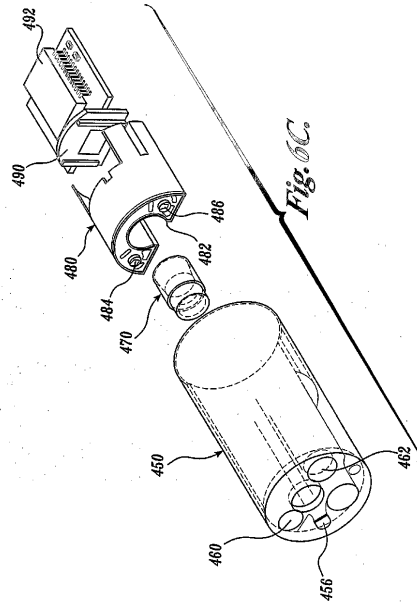
【図 6 A】

*Fig. 6A.*

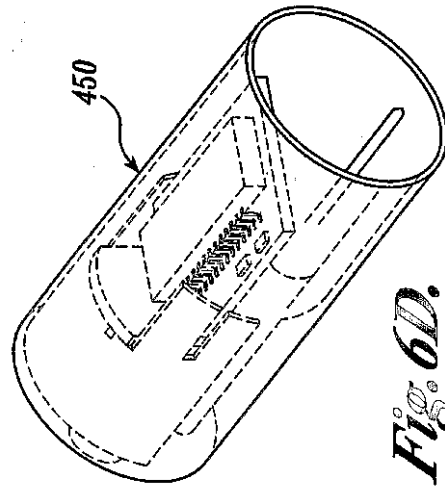
【図 6 B】

*Fig. 6B.*

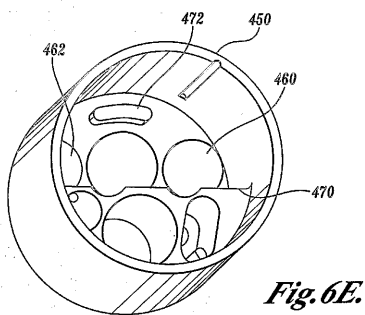
【図 6 C】



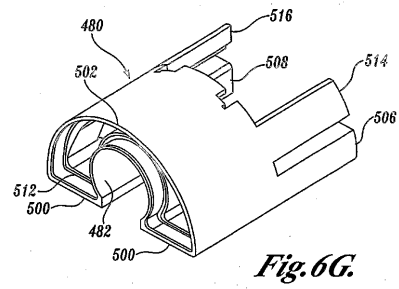
【図 6 D】



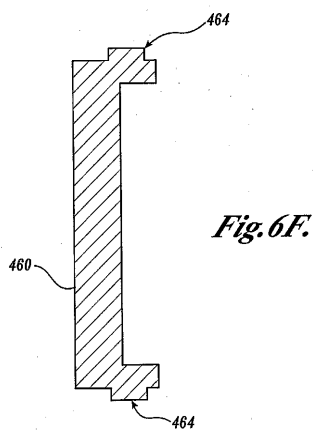
【図 6 E】



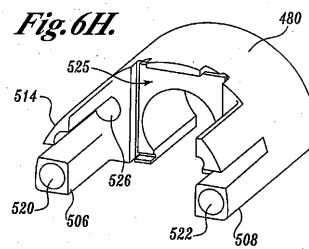
【図 6 G】



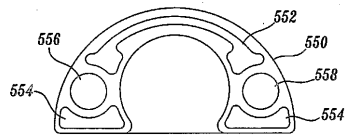
【図 6 F】



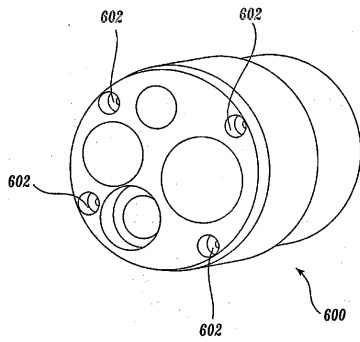
【図 6 H】



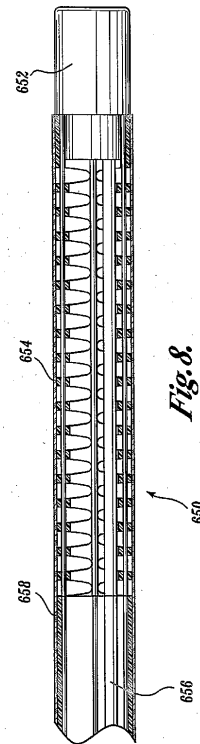
【 図 6 I 】

*Fig. 6I.*

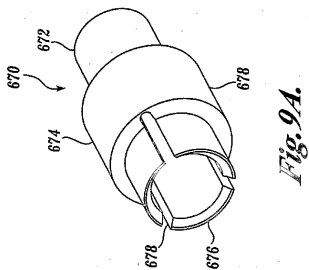
【 図 7 】

*Fig. 7.*

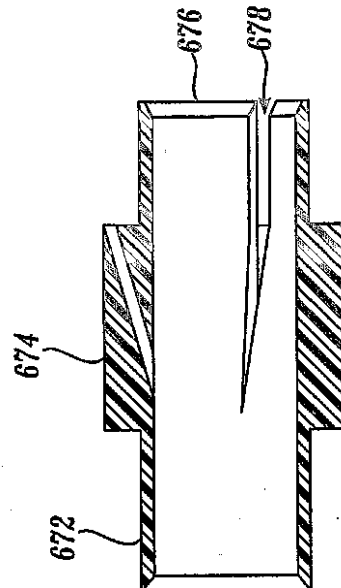
【 図 8 】

*Fig. 8.*

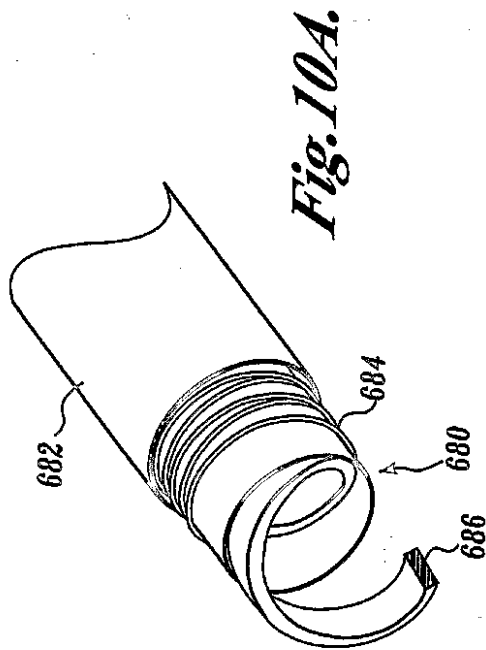
【 図 9 A 】

*Fig. 9A.*

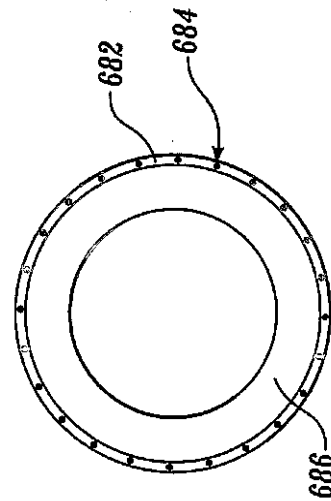
【 図 9 B 】

*Fig. 9B.*

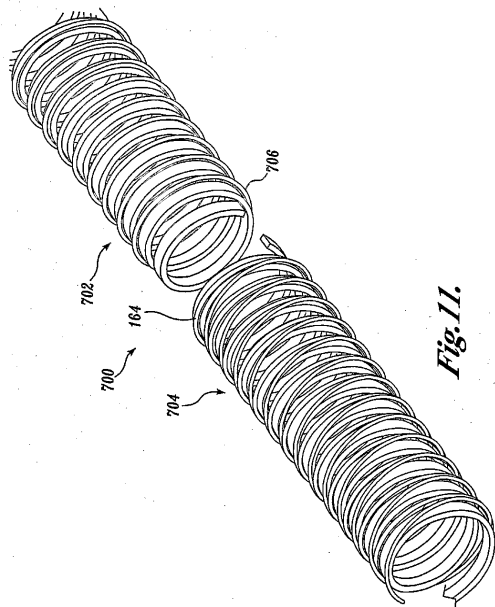
【図 10 A】



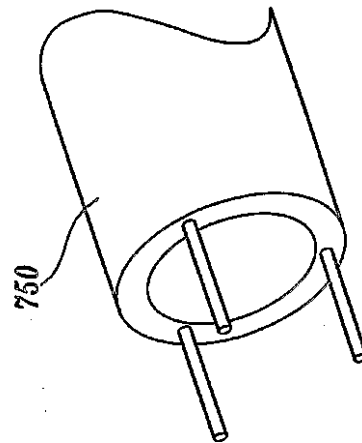
【図 10 B】



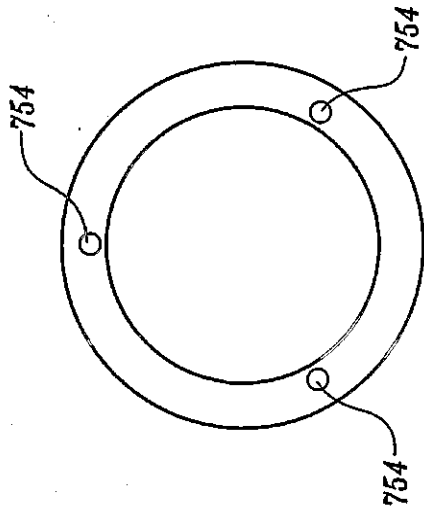
【図 11】



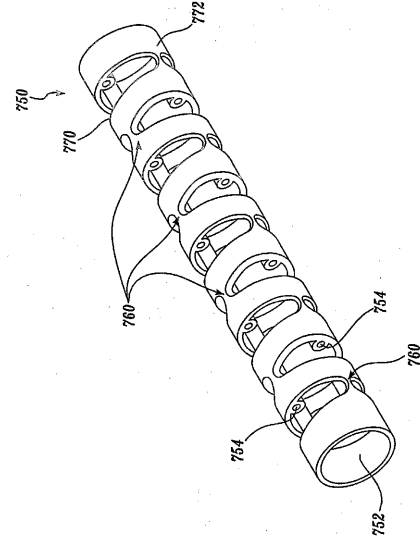
【図 12 A】



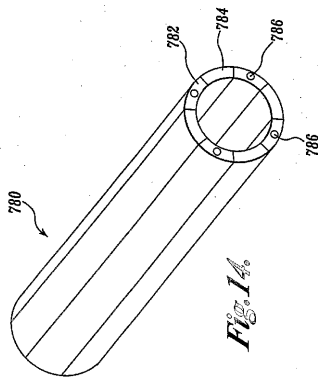
【図 12 B】

*Fig. 12B.*

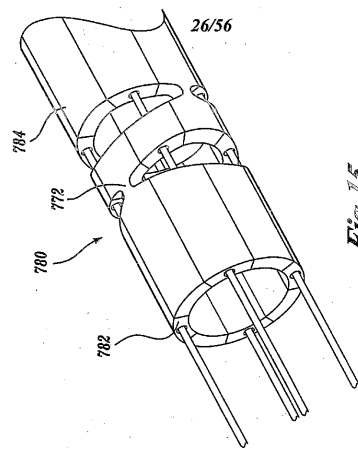
【図 13】

*Fig. 13.*

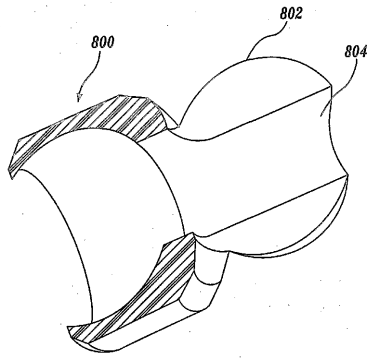
【図 14】

*Fig. 14.*

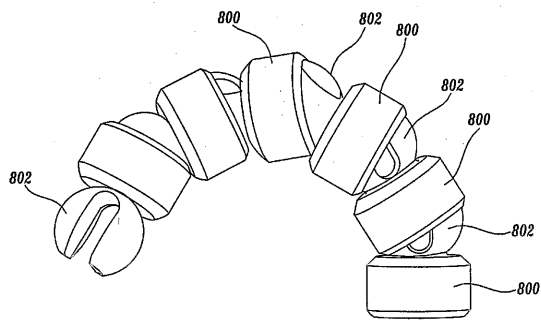
【図 15】

*Fig. 15.*

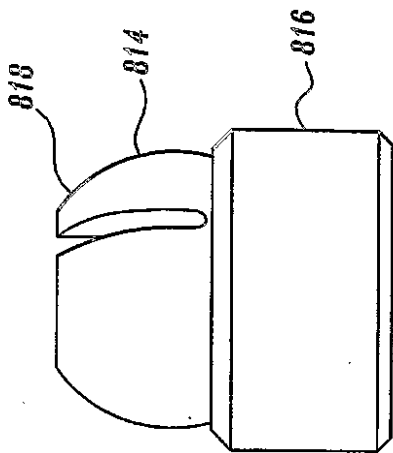
【図 16 A】

*Fig. 16A.*

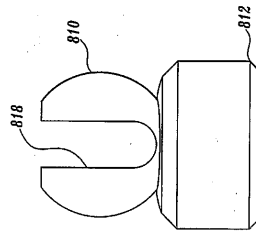
【図 16 B】

*Fig. 16B.*

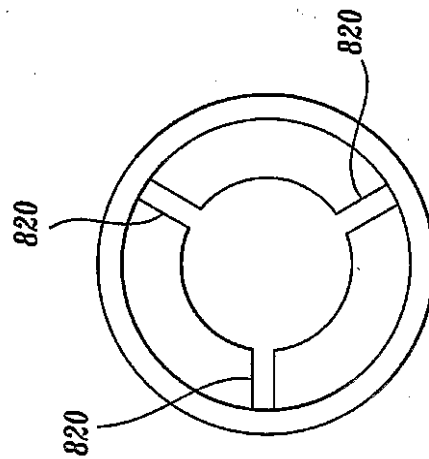
【図 17 B】

*Fig. 17B.*

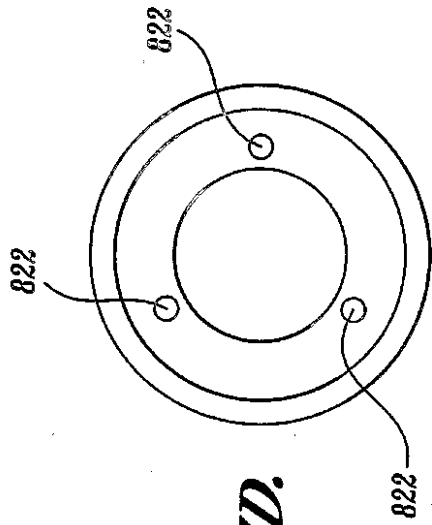
【図 17 A】

*Fig. 17A.*

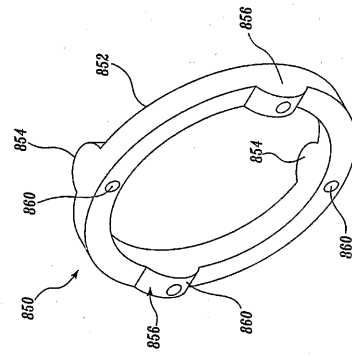
【図 17 C】

*Fig. 17C.*

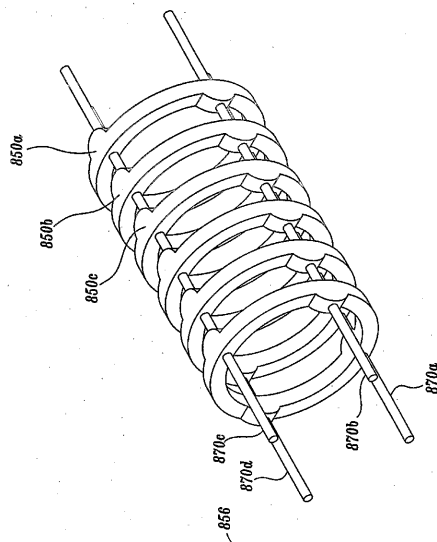
【図 17D】

*Fig. 17D.*

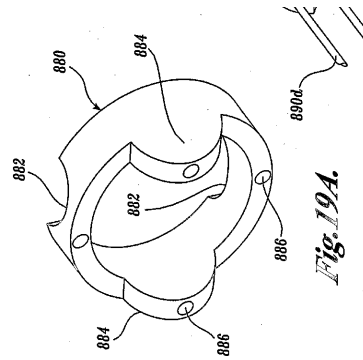
【図 18A】

*Fig. 18A.*

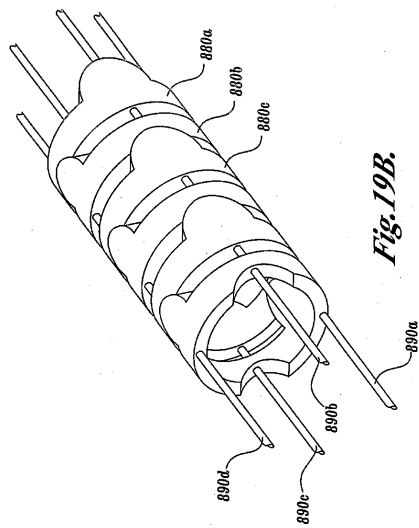
【図 18B】

*Fig. 18B.*

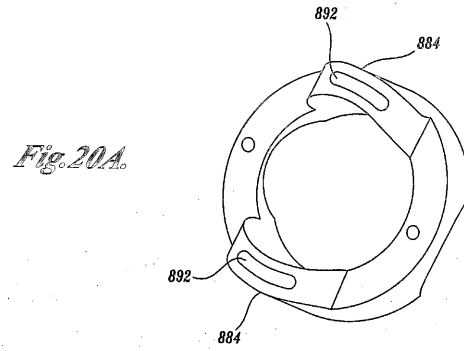
【図 19A】

*Fig. 19A.*

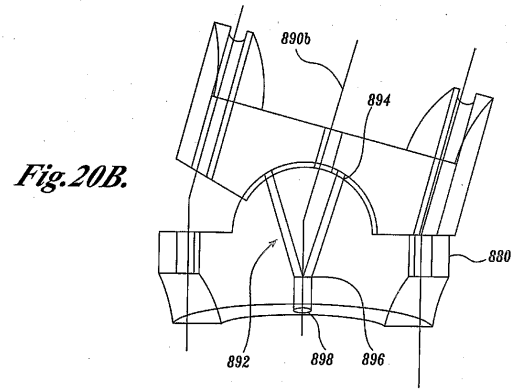
【図 19 B】

*Fig. 19B.*

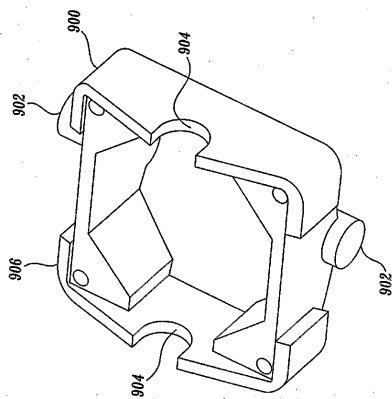
【図 20 A】

*Fig. 20A.*

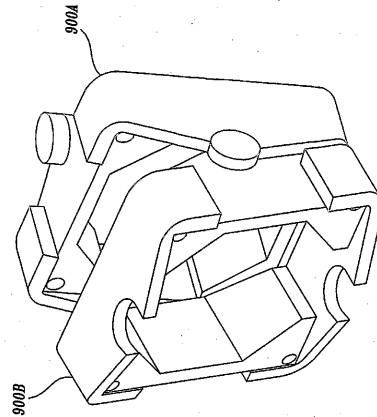
【図 20 B】

*Fig. 20B.*

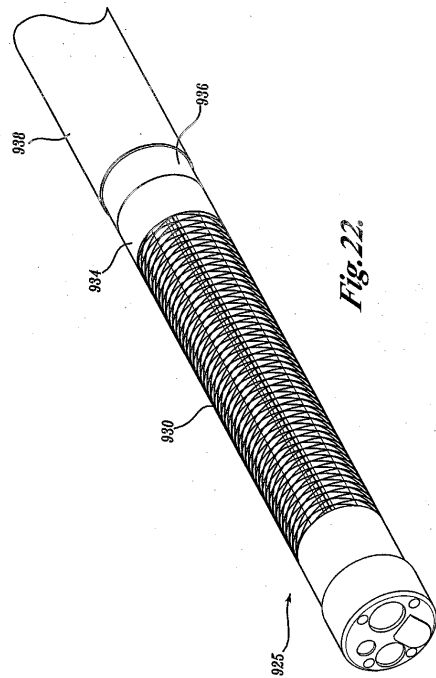
【図 21 A】

*Fig. 21A.*

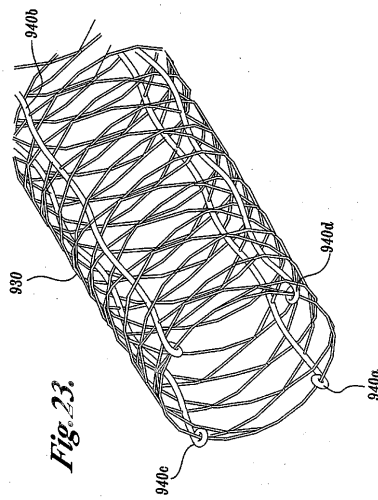
【図 21 B】

*Fig. 21B.*

【 図 2 2 】



【 図 2 3 】



【 図 2 3 A 】

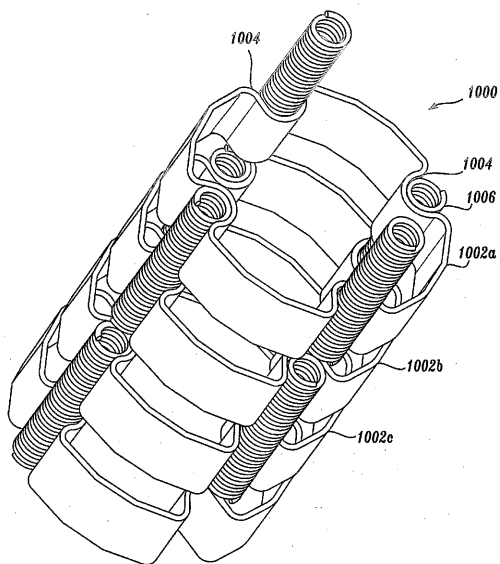


Fig. 23A.

【 図 2 3 B 】

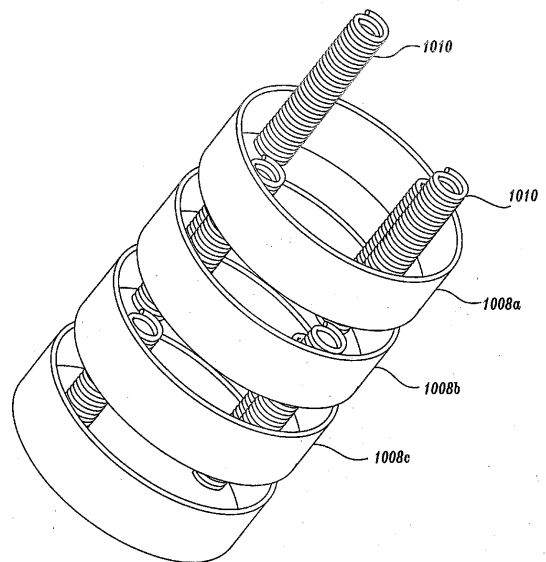


Fig. 23B.

【図 23 C】

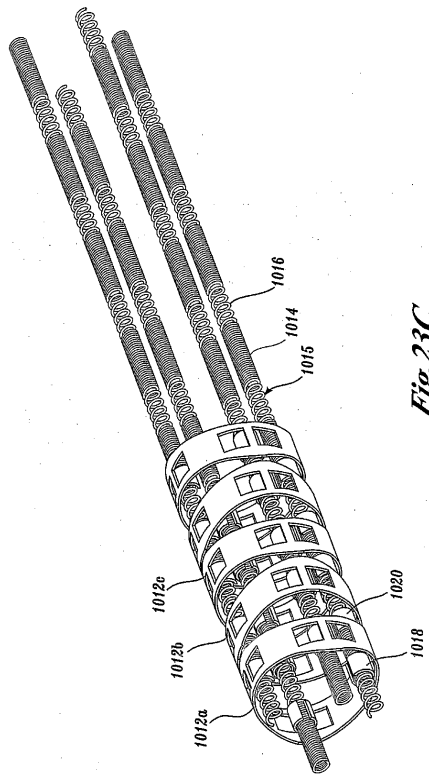


Fig. 23C.

【図 23 D】

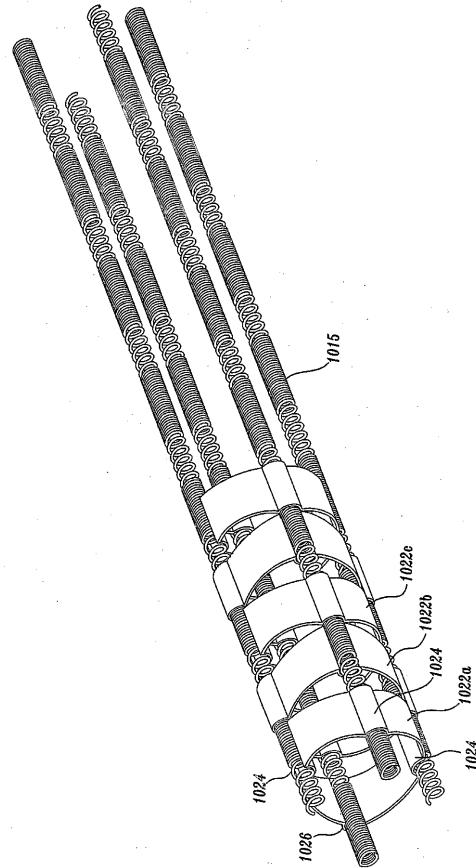


Fig. 23D.

【図 23 E】

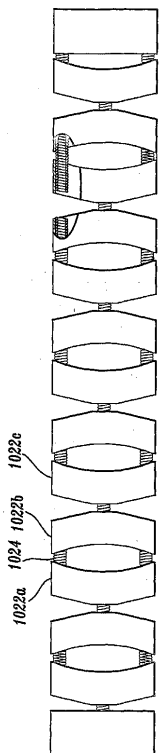


Fig. 23E.

【図 23 F】

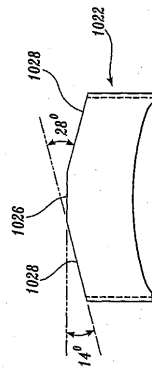
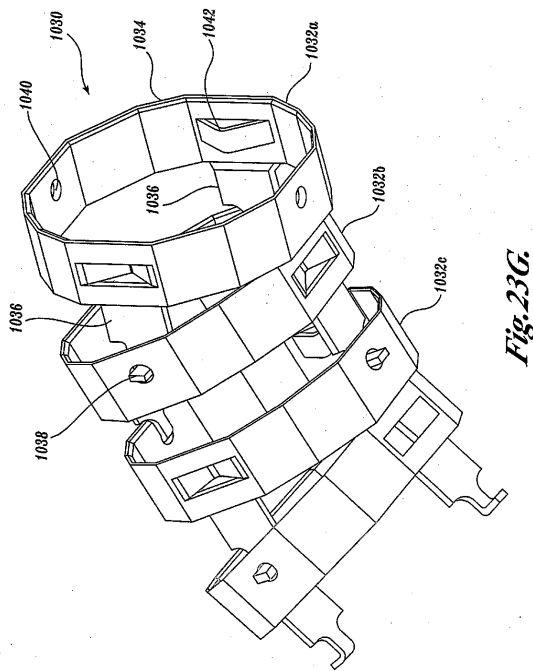
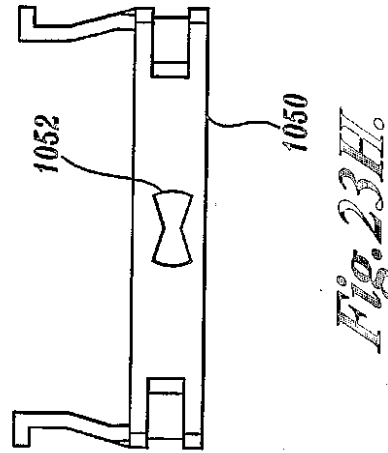


Fig. 23F.

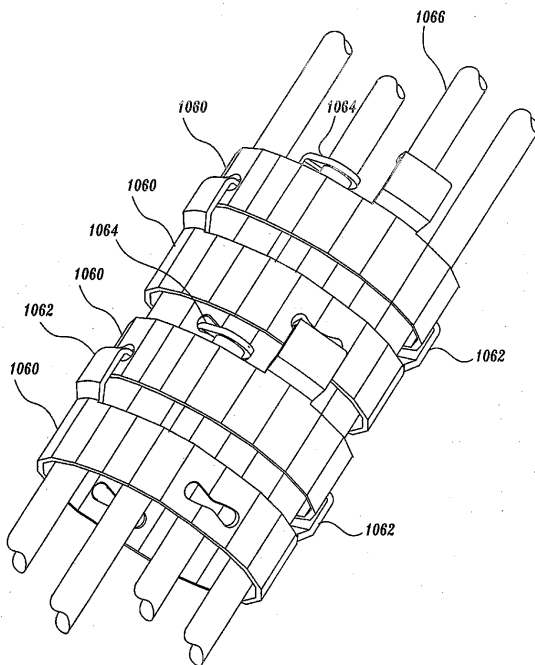
【図 23 G】

*Fig. 23G.*

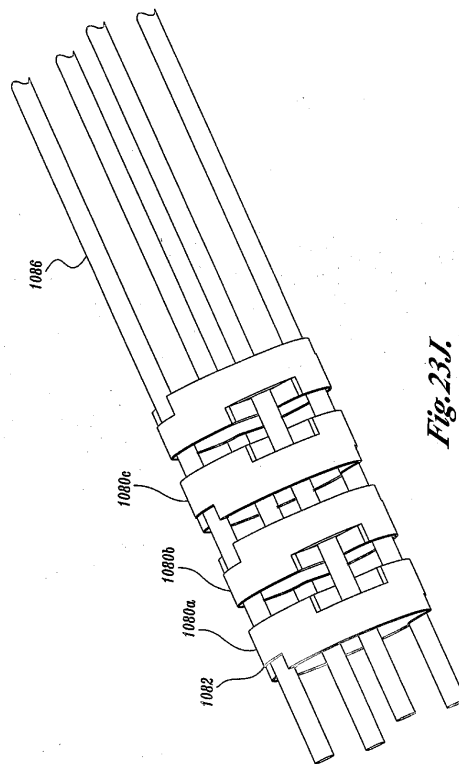
【図 23 H】

*Fig. 23H.*

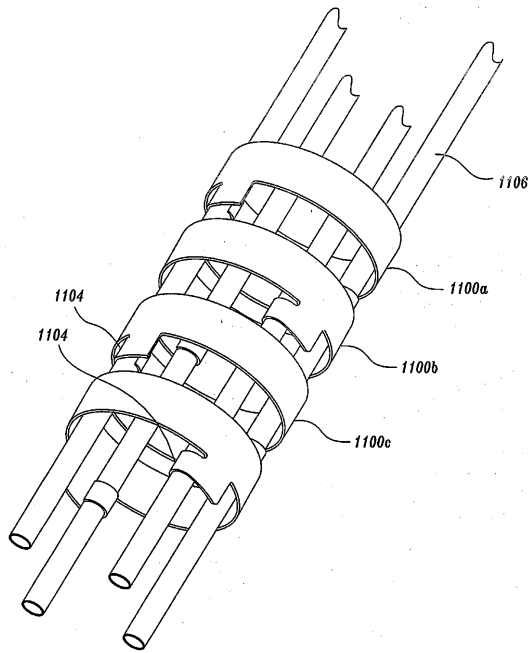
【図 23 I】

*Fig. 23I.*

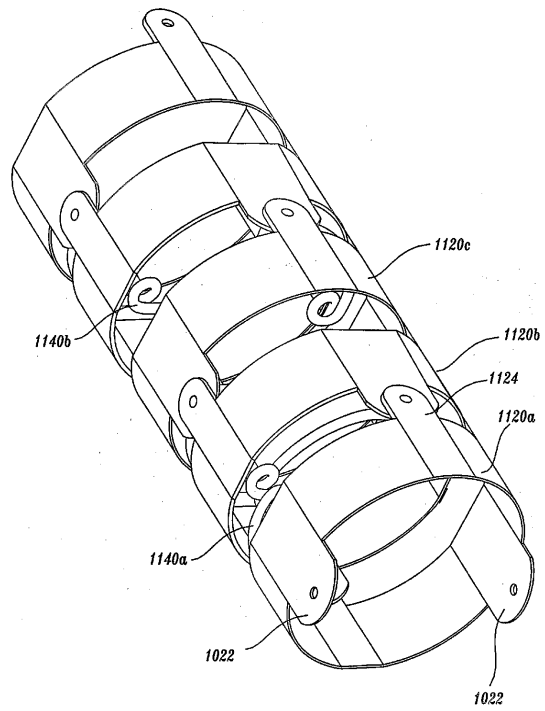
【図 23 J】

*Fig. 23J.*

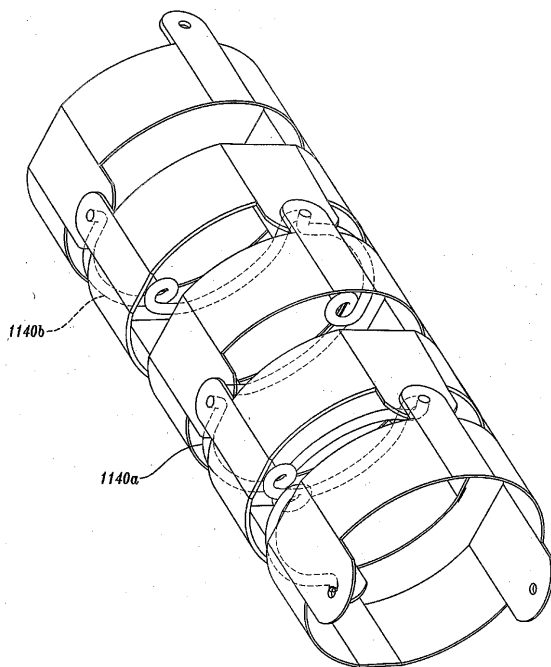
【図 23 K】

*Fig. 23K.*

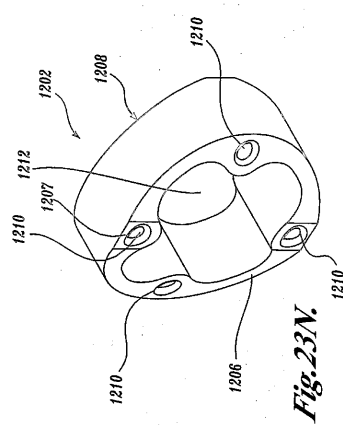
【図 23 L】

*Fig. 23L.*

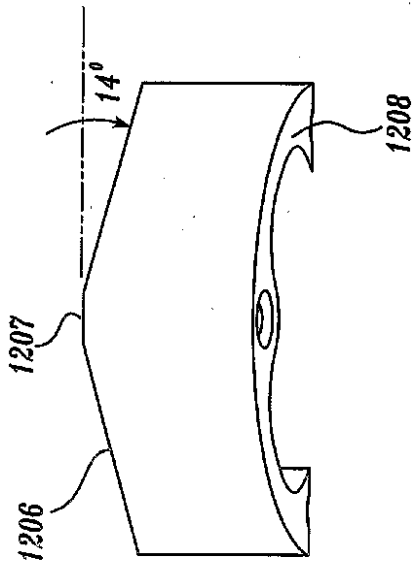
【図 23 M】

*Fig. 23M.*

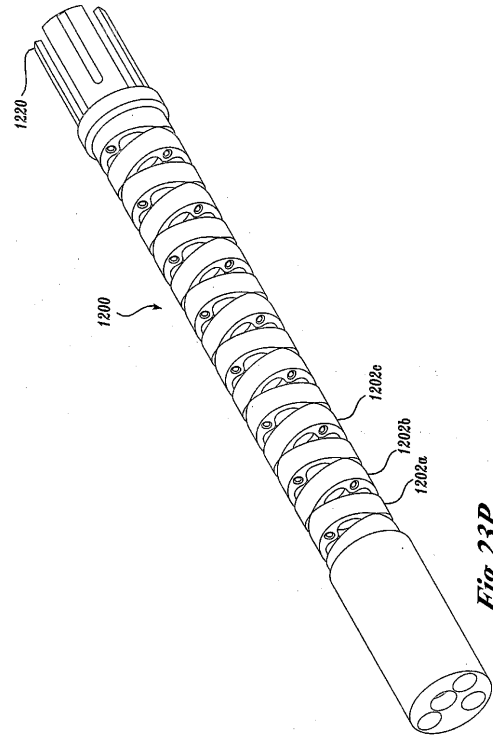
【図 23 N】

*Fig. 23N.*

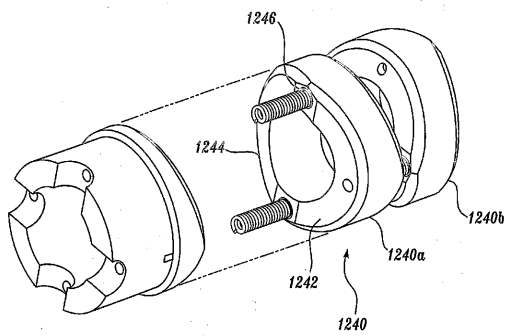
【図 23 O】

*Fig. 23O.*

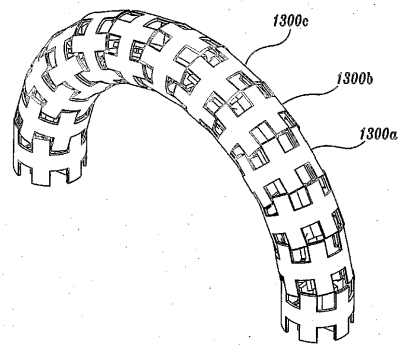
【図 23 P】

*Fig. 23P.*

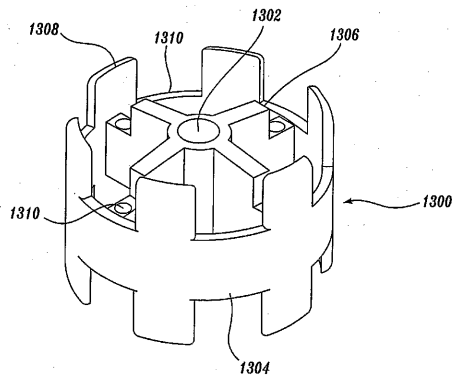
【図 23 Q】

*Fig. 23Q.*

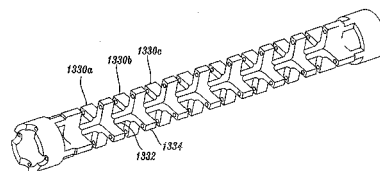
【図 23 S】

*Fig. 23S.*

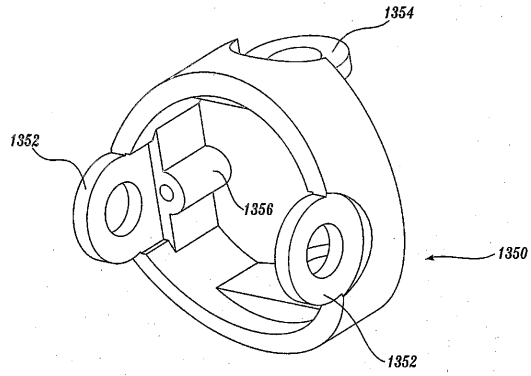
【図 23 R】

*Fig. 23R.*

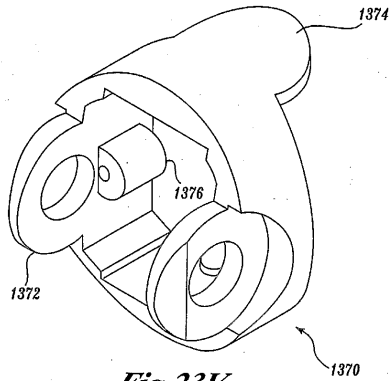
【図 23 T】

*Fig. 23T.*

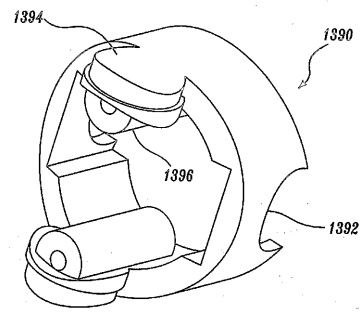
【図 23 U】

*Fig. 23U.*

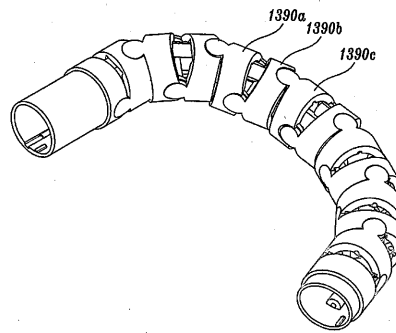
【図 23 V】

*Fig. 23V.*

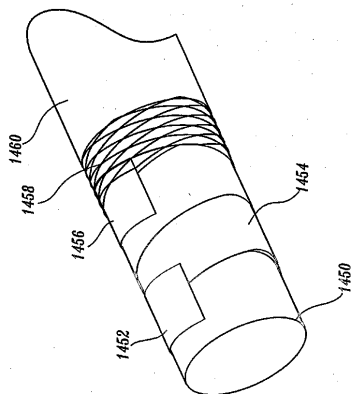
【図 23 W】

*Fig. 23W.*

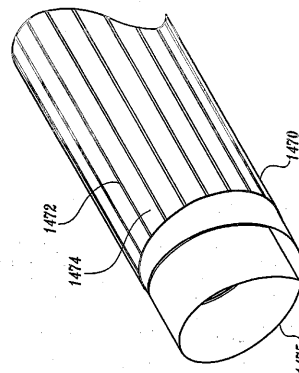
【図 23 X】

*Fig. 23X.*

【図 24】

*Fig. 24.*

【図 25】

*Fig. 25.*

【図 26】

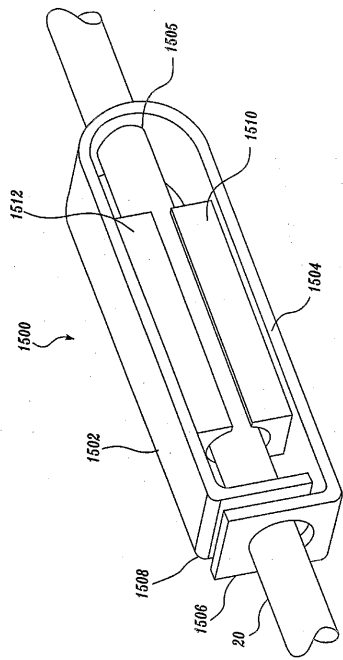


Fig. 26.

【図 27】

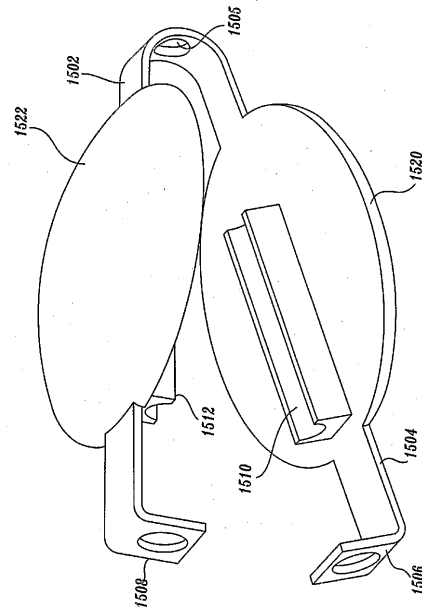


Fig. 27.

【図 28】

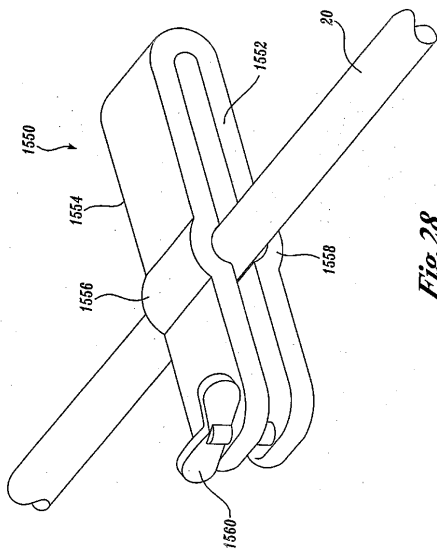


Fig. 28.

【図 29】

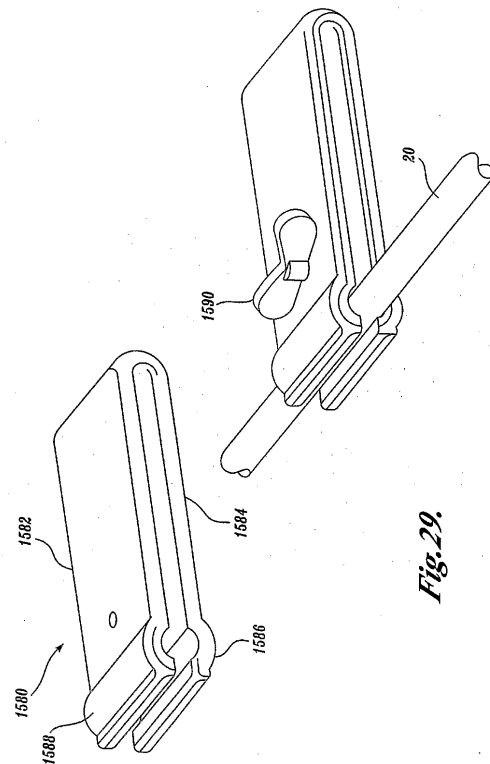
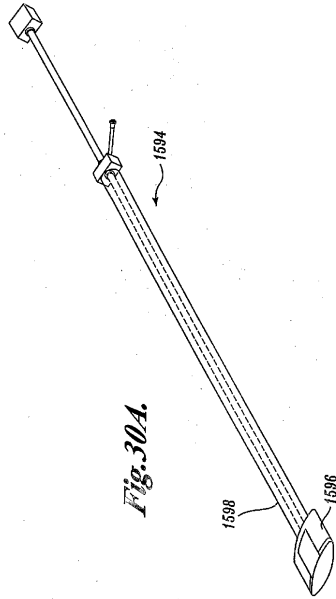
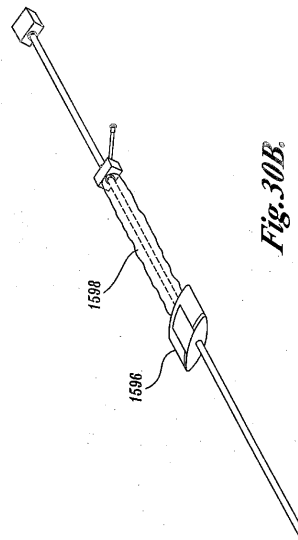


Fig. 29.

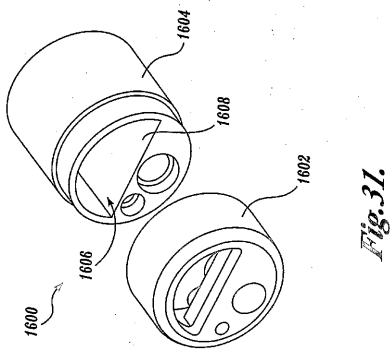
【図 30 A】



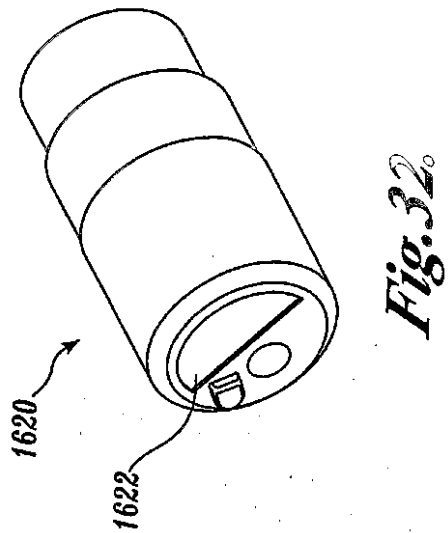
【図 30 B】



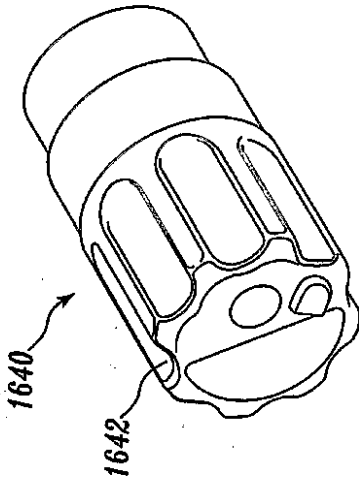
【図 31】



【図 32】



【図 33】

*Fig. 33.*

フロントページの続き

- (72)発明者 マイケル エス. バニック
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 デニス アール. ブーライス
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 リュシアン エー. コーピロン 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 アルバート シー. シー. チン
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 フランク ジェイ. アンダーソン
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 フランシス ティー. マクナマラ
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 ステファン ディー. ファントーネ
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 ダニエル ジェイ. ブラウスタイン
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 ダニエル ジー. オーバンド
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 マイケル セイバー
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 イアン ダブリュー. ハンター
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 パスティ エー. コッボラ
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 アンドリュー ピー. キローク
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 リチャード ジェイ. クラーク
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 リチャード エム. ウィーズマン
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 ティモシー ジェイ. メイソン
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 ニール アール. メータ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02130, ジャマイカプレイン, グレンロード 71, ナンバー3
- (72)発明者 アンナ イー. アール. グリーブス
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

F ターム(参考) 4C061 BB02 CC06 DD03 FF12 FF33 FF43 FF47 HH08 HH32 HH47
JJ01 JJ06 LL02 NN10 PP15 QQ02 QQ03 QQ04 QQ06

专利名称(译)	一次性内窥镜成像系统		
公开(公告)号	JP2010158566A	公开(公告)日	2010-07-22
申请号	JP2010097432	申请日	2010-04-20
[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		
[标]发明人	マイケルエスパニック デニスアールブーライス リュシアンエーコーピロンジュニア アルバートシーシーチン フランクジェイアンダーソン フランシスティーマクナマラ ステファンディーファントーネ ダニエルジェイブラウスタイン ダニエルジーオーバンド マイケルセイバー イアンダブリューハンター パステイエーコッボラ アンドリューピーキローク リチャードジェイクラーク リチャードエムウィーズマン ティモシージェイメイソン ニールアールメータ アンナイアーアールグリーブス		
发明人	マイケル エス. バニック デニス アール. ブーライス リュシアン エー. コーピロン ジュニア アルバート シー. シー. チン フランク ジェイ. アンダーソン フランシス ティー. マクナマラ ステファン ディー. ファントーネ ダニエル ジェイ. ブラウスタイン ダニエル ジー. オーバンド マイケル セイバー イアン ダブリュー. ハンター パステイ エー. コッボラ アンドリュー ピー. キローク リチャード ジェイ. クラーク リチャード エム. ウィーズマン ティモシー ジェイ. メイソン ニール アール. メータ アンナ イー. アール. グリーブス		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 A61B1/015 A61B1/05 A61B1/31		
FI分类号	A61B1/00.300.A A61B1/00.632 A61B1/00.682 A61B1/00.710 A61B1/00.715 A61B1/005.523 A61B1/008.511 A61B1/008.512 A61B1/015.511 A61B1/04.520 A61B1/05 A61B1/06.531 A61B1/07.733 A61B1/07.736 A61B1/12.531 A61B1/12.541 A61B1/12.542		
F-TERM分类号	4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF12 4C061/FF33 4C061/FF43 4C061/FF47 4C061/HH08 4C061/HH32 4C061/HH47 4C061/JJ01 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/NN10 4C061/PP15		

4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF12 4C161/FF33 4C161/FF43 4C161/FF47 4C161/HH08 4C161/HH32 4C161/HH47 4C161/JJ01 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/NN10 4C161/PP15 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/ QQ06

代理人(译)	夏木森下
优先权	10/406149 2003-04-01 US
外部链接	Espacenet

摘要(译)

内窥镜需要具有良好的路径引导，可追溯性，与操作者的良好接口，由于减少对内腔组织的摩擦力而改善的进入，以及患者舒适度的增加。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控制柜的轻质内窥镜的定向。该内窥镜用于并安排用于一名患者。内窥镜包括照明机构，图像传感器和细长轴，细长轴具有设置其中的一个或多个孔。内窥镜远端处的关节运动接头通过控制柜中的致动器引导远端。因为内窥镜涂有减少摩擦系数的亲水涂层并且重量轻，所以它具有较小的功率以将内窥镜推进到患者体内的期望位置。[选图]图3C。

