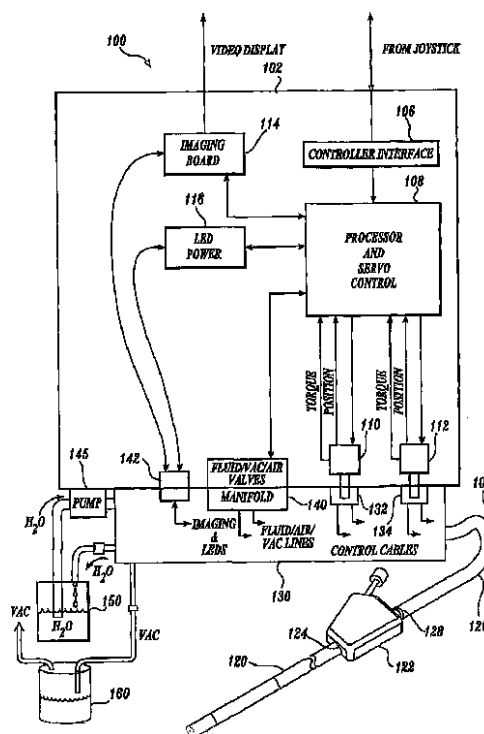




【特許請求の範囲】

【請求項 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、
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、
ばねセグメントで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。

10

【請求項 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請求項 1 に記載の画像内視鏡。

【請求項 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請求項 1 に記載の画像内視鏡。

【請求項 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請求項 1 に記載の画像内視鏡。

【請求項 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請求項 1 に記載の画像内視鏡。

20

【請求項 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請求項 5 に記載の画像内視鏡。

【請求項 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請求項 1 に記載の画像内視鏡。

30

【請求項 8】

前記マニホルドは、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請求項 7 に記載の画像内視鏡。

【請求項 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請求項 7 に記載の画像内視鏡。

40

【請求項 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請求項 7 に記載の画像内視鏡。

【請求項 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

50

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、
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。

【請求項 13】

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請求項 12 に記載の使い捨て内視鏡。 10

【請求項 14】

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請求項 12 に記載の使い捨て内視鏡。

【請求項 15】

前記照明ポートの各ウィンドウは蛍光体で被覆される請求項 13 に記載の使い捨て内視鏡。

【請求項 16】

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請求項 15 に記載の使い捨て内視鏡。 20

【請求項 17】

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請求項 15 に記載の使い捨て内視鏡。

【請求項 18】

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、 30
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、 40
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。

【請求項 19】

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請求項 18 に記載の画像内視鏡システム。

【請求項 20】

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請求項 18 に記載の画像内視鏡シ 50

ステム。

【請求項 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請求項 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

【請求項 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る請求項 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

【請求項 2 3】

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請求項 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

10

【請求項 2 4】

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請求項 2 3 に記載の画像内視鏡システム。

【請求項 2 5】

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請求項 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

【請求項 2 6】

前記制御ケーブルは金属から作製される請求項 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

20

【請求項 2 7】

前記制御ケーブルは P E T から作製される請求項 1 8 に記載の画像内視鏡システム。

【請求項 2 8】

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請求項 1 8 に記載の内視鏡。

【請求項 2 9】

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。

30

【請求項 3 0】

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請求項 2 9 に記載の手持ち式制御装置。

【請求項 3 1】

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請求項 2 9 に記載の手持ち式制御装置。

【請求項 3 2】

40

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。

【請求項 3 3】

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請求項 3 2 に記載の画像システム。

50

【請求項 3 4】

前記ウィンドウは内面に蛍光体コーティングを有する請求項 3 3 に記載の画像システム。

【請求項 3 5】

前記蛍光体コーティングはエポキシと混合される請求項 3 4 に記載の画像システム。

【請求項 3 6】

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請求項 3 5 に記載の画像システム。

【請求項 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請求項 3 2 に記載の画像システム。

10

【請求項 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ルドを含むコネクタを備える、使い捨て内視鏡。

20

【請求項 3 9】

前記マニホ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請求項 3 8 に記載の使い捨て内視鏡。

【請求項 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請求項 3 9 に記載の使い捨て内視鏡。

【請求項 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。

30

【請求項 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請求項 4 1 に記載の内視鏡。

40

【請求項 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請求項 4 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4 4】

50

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請求項 4 1 に記載の内視鏡。

【請求項 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請求項 4 4 に記載の内視鏡。

【請求項 4 6】

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請求項 4 5 に記載の内視鏡。

【請求項 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請求項 4 3 に記載の内視鏡。 10

【請求項 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請求項 4 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4 9】

前記ばねセグメントは均一巻きピッチを有する請求項 4 8 に記載の内視鏡。

【請求項 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請求項 4 8 に記載の内視鏡。

【請求項 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請求項 4 1 に記載の内視鏡。 20

【請求項 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請求項 4 1 に記載の内視鏡。

【請求項 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請求項 5 1 に記載の内視鏡。 30

【請求項 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請求項 5 1 に記載の内視鏡。

【請求項 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。 40

【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】

【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、シュリング、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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、遠位端は比較的柔軟性があるが、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。

20

【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。

30

【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。図面中、

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

（好ましい実施例の詳細な説明）

40

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。

【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

50

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。

【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。

10

【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 1 A 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 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 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。

20

【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。

30

【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。

40

【0020】

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 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。

【0021】

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

50

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。 10

【0022】

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。 20

【0023】

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（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。 30

【0024】

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。 40

【0025】

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 50 A の別の実施例を示す。制御キャビネット 50 A 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。 40

【0026】

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 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、一对のサーボモーター 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 50

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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するようサーボモーター 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。

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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

10

20

30

40

50

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対のスプール 132、134 がある。各スプール 132、134 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。

【0034】

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。

10

【0035】

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 を通って貯水槽 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。

20

【0036】

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。

30

【0037】

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。

40

50

【 0 0 3 8 】

マニホルドのもう一方の側では、コネクタコネクタ 1 9 6 は作動チャンネルに接続され、作動チャンネルに水を供給するか、真空を加える。コネクタ 1 9 8 はレンズ洗浄管に接続される。コネクタ 2 0 0 は内視鏡内の高圧洗浄管に接続される。コネクタ 2 0 4、2 0 6 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。

【 0 0 3 9 】

コネクタ 1 9 0 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 2 0 8、2 1 0、2 1 2 のマニホルド 1 4 0 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 2 0 8、2 1 0、2 1 2 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。

10

【 0 0 4 0 】

また、マニホルド 1 4 0 はコネクタ 1 9 6、1 9 4 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 1 9 4、1 9 6 間の位置 2 1 4 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 1 4 0 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、液体を作動チャンネルに流す。管が穿孔され、必要に応じて水が作動チャンネルに流れる。

【 0 0 4 1 】

使用後、マニホルド 1 4 0 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 1 4 0 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 2 5 0 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 2 5 0 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 2 5 4 を有する外部コネクタ 2 5 2 を含む。各軸 2 5 4 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 2 5 2 内には、吸入弁および洗浄弁 2 5 6 と真空弁 2 5 8 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。

20

30

【 0 0 4 2 】

図 4 B および図 4 C は、内視鏡 2 0 の近接端を制御キャビネット 2 5 0 に固定するのに使用されるコネクタ 2 6 0 の一つの実施例を示す。コネクタ 2 6 0 は、コネクタ 2 6 0 が制御キャビネット 2 5 0 の外部の外部コネクタ 2 5 2 に簡単に固定されるいくつかの蝶ね 2 6 2 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 2 6 0 は、制御ケーブルが巻かれるいくつかのスプール 2 6 2 を含む。各スプールはねじ切りされるか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 2 6 5 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 2 6 0 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 2 6 0 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 2 6 6 により制御キャビネット 2 5 0 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 2 6 0 が制御キャビネット 2 5 0 に取り付けられると、ブレーキ 2 6 6 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 2 6 7 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 2 6 0 の側面または弁に係合するコネクタ 2 6 0 の背面にある。

40

【 0 0 4 3 】

図 4 D は、スプール 2 6 2 内でスプライン穴に装着されるスプライン軸 2 5 4 の断面図を示す。軸 2 5 4 は内部にばね 2 5 8 を有する円筒体 2 5 6 により支持され、軸 2 5 4 は

50

円筒体 2 5 6 内で自由に動く。円筒体 2 5 6 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 2 5 8 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 2 5 0 に取り付けられる際スプール 2 6 2 の接合面に係合するよう、軸 2 5 4 は浮動する。

【 0 0 4 4 】

スプール 2 6 2 への軸 2 5 4 の挿入の際、ブレーキ 2 6 6 が解除され、スプール 2 6 2 は円筒体 2 5 6 の回転により動く。一部の例では、ブレーキ 2 6 6 は省略され、コネクタ 2 6 0 が制御キャビネット 2 5 0 に係合しない場合、スプール 2 6 2 は自由に回転する。

【 0 0 4 5 】

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 2 8 2 を有する制御キャビネット 2 8 0 の別の実施例を示す。コネクタ 2 8 4 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 2 8 0 の外部に備えられる。コネクタ 2 8 4 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 2 8 6 を含む。いくつかのピンチ弁 2 8 8 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 2 9 0 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 2 9 2 は、制御キャビネット 2 8 0 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。

【 0 0 4 6 】

図 5 A は、本発明による手持ち式制御装置 3 0 0 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 3 0 0 は、本発明の平行実施例では、電気コード 3 0 4、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 3 0 2 を含む。電気コードで接続が行われる場合、止め子 8 6 は電気コード 3 0 4 と制御装置の本体 3 0 2 の接合点に位置付けられ、電気コード 3 0 4 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 3 0 0 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 3 0 0 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。

【 0 0 4 7 】

手持ち式制御装置 3 0 0 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 3 0 8 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 3 0 8 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 3 0 8 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。

【 0 0 4 8 】

カメラボタン 3 1 0 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。

【 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 】

10

20

30

40

50

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。

【0051】

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 10 20

【0052】

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 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 30

【0053】

図 5 C は、手持ち式制御装置 350 内の力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に方向付けられる場合、その他の構成が使用される。 40

【0054】

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 50

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。

【 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。

10

【 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、遠位端が定位位置にパチンと嵌まる危険性を減少させる。

20

【 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。

30

【 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ンネル 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。

【 0 0 6 0 】

ブレイクアウトボックス 3 8 0 に選択的に連結されるのは、手持ち式制御装置 3 8 8 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 3 9 0 を含む。さらなるボタンまたは制御スイッチ 3 9 2 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。

40

【 0 0 6 1 】

図 5 D に示すように、手持ち式制御装置 3 8 8 はオスおよびメス接合機構 3 9 6、3 9 8 を協働することによりブレイクアウトボックス 3 8 0 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。

【 0 0 6 2 】

50

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。

10

【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。

20

【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、1/2VGA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。

30

【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。

40

【0068】

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。

【0069】

50

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。

10

【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。

20

30

【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。

40

【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

50

、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。 10

【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。 20

【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。 30

【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。 40

【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 50

接着封止される。

【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】

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。

【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、張力の方向に遠位端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。

【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。

【0087】

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9Aおよび9B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

10

20

30

40

50

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。

【0088】

図 10A および 10B 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 E G - 80 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 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 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。

10

【0089】

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 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。

20

【0090】

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。

30

【0091】

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 50F-C などのポリエチレン波形管を備えることが好ましい。

【0092】

図 11 は、軸の遠位端部分のトルク忠実度を変更する一方法を示す。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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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 754 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 754 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。

30

40

【0100】

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 14 および図 15 に示されるように、押出し管 780 から形成される円筒体は、円周に

50

高硬度計材料 782 と低硬度計材料 784 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 786 は、高硬度計材料 782 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 15 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 772 を通過しない関節ジョイントを示す。

【0101】

図 16 A および図 16 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 16 A に示されるように、各コネクタはソケット部分 800 とボール部分 802 を含む。ボール部分 802 は隣接コネクタのソケット部分 800 に嵌め込まれる。穴はボール部分 802 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。

10

【0102】

各ソケット部分は、図 17 A に示されるボール部分 810 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 814 などの部分的ボール部分は、図 17 B に示すようにソケット部分 816 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 17 A および 17 B に示されたようなスロット 818 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 820 は、図 17 C および 17 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 822 は、図 17 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。

20

【0103】

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 18 A に示されるように、ディスク 850 は一対の後方向きロッカー面またはカム 854 と、一対の前方向きロッカー面またはカム 856 とを有する環状リング 852 を備える。カム 854 は環状リング 852 の背面で 180° 離れて位置付けられるが、前方向きカム 856 は環状リング 852 の前面で 180° 離れて位置付けられる。例示実施例では、前方カム 856 は、背面カム 854 に対して 90° 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 860 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 854、856 の表面で揺動し、所望方向に関節ジョイントを曲げる。

30

【0104】

図 18 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 850 a、850 b、850 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 870 a、870 b、870 c、870 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。

40

【0105】

図 19 A および図 19 B は、図 18 A および図 18 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 880 を備え、各々は背面に一対の凹状ポケット 882 と、前面に一対の一致形状の凸状カム 884 を有する環状リングを備える。凹状ポケット 882 は凸状カム 884 に対して 90° 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 884 とポケット 882 は、ディスクが互いに回転しないようにする。穴 886 は、図 19 B に示されるように、いくつかの制御ケーブル 890 a、890 b、890 c、890 d の通路の環状リング 880 を通して形成される。穴 8

50

86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880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。

【0106】

図20Aおよび図20B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892を有する前方延長カムを有する。図20Bによく示されるように、スロット892は、スロット892がカムの外縁の最も広い点894から狭い点896にテーパし、そこで、スロットが環状リング880の対向縁に延長する円筒孔898を形成する。制御ワイヤ896は、隣接ディスクが回転する際、弓状スロット892の広い部分内で自由に曲がる。

10

【0107】

図18~20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21Aおよび図21B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21Aに示されるように、部分900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902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90°に方向付けられ、隣接部分の丸いピン902を受けるような寸法にされた一对の対向円形凹部904がある。例示実施例では、制御ケーブルは四角形部分900の各角にある角ブロック906の穴に通される。図21Bは、共に固定された二つの隣接四角形部分900a、900bを示す。示されるように、部分900bは隣接部分900a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。

20

【0108】

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。

30

【0109】

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。

40

【0110】

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。

【0111】

図23Aは、本発明の使い捨て内視鏡で使用する関節ジョイント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

50

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 1002 a、1002 b、1002 c が整合される場合、リング 1002 a、1002 b 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 1002 B 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 1002 c に接合される。間隙は隣接リング間に形成され、一对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。

10

【0112】

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。

【0113】

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 1008 a、1008 b、1008 c からなる。各リングはリングの反対側に位置する一对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。

20

【0114】

図 23C は、積み重ねられた一連の金属リング 1012 a、1012 b、1012 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 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对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。

30

【0115】

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 1022 a、1022 b、1022 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 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。

40

【0116】

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 1022 a、1022 b、1022 c などから形成

50

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。

【0117】

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。

10

【0118】

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。

20

【0119】

図 23H は、図 23E 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 1040 の代わりに蝶形状孔 1052 を持ち、隣接リンクのタブを受ける。蝶形状孔 1052 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 1052 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 1050 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。

30

【0120】

図 23I は、一連の相互接続金属リンク 1060 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 1060 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 1062 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 1062 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 1066 が通過できる孔 1064 を備える。ばね 1066 によりタブ 1062 が隣接リンクから後退できないようにするため、孔 1064 は隣接リンクのタブをロックする。

【0121】

図 23J は、一連の相互接続リンク 1080a、1080b、1080c 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 1082 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 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。

40

【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 1100

50

a、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。

10

【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。

20

30

【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对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。

40

【0126】

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

50

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、軸近くの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。

【0127】

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 1300 a、1300 b、1300 c 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。

10

【0128】

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 1330 a、1330 b、1330 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 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。

【0129】

20

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、リンクは一对の対向配置された、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对の前方延長リング 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 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对の一体型制御ケーブルガイド 1356 を含む。

【0130】

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对の後方延長タブ 1372 と、内面に一体的に形成されたピン（図示せず）を有する一对の前方延長タブ 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对の対向整合制御ケーブルガイド 1376 を含む。

30

【0131】

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 は背面の一对の対向弓状凹部 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。

40

【0132】

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。

【0133】

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

50

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。

10

【0134】

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。

20

【0135】

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。

30

【0136】

図 2 7 は、同一参照番号で識別される同一部分を持つ図 2 6 のそれと同一の把手を示す。本実施例では、把手は脚部 1 5 0 2、1 5 0 4 の外側面に位置付けられる二つの半円形ディスク 1 5 2 0、1 5 2 2 を含む。半円形面 1 5 2 0、1 5 2 2 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。

40

【0137】

図 2 8 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 1 5 5 0 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 1 5 5 2、1 5 5 4 を有する U 字形部材を備える。脚部 1 5 5 2、1 5 5 4 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 1 5 5 6、1 5 5 8 を含む。蝶ねじ 1 5 6 0 は脚部の遠位端に位置付けられ、脚部が一

50

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。

10

【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、医師は内視鏡を引っ張ったりおよび / または捻る。

20

【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。

30

40

【0143】

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

50

トは方向付けられる。

【0144】

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。

【0145】

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。

【0146】

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10~13mm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 lbs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。

【0147】

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、サイトロジーブラシ、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。

【0148】

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。シュリングは、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、組織癒着化、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。

10

20

30

40

50

【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、シュリング、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。

10

【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グ、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。

20

【0154】

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。

30

【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す。

40

【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

50

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カ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カ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。 10

【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。 20

【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一機構を示す。 30

【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示す。 40

【図 11】図 11 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 12 A】図 12 A および図 12 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 12 B】図 12 A および図 12 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 13】図 13 は、本発明の実施例による関節ジョイントを示す。

【図 14】図 14 および図 15 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 15】図 14 および図 15 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。 50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

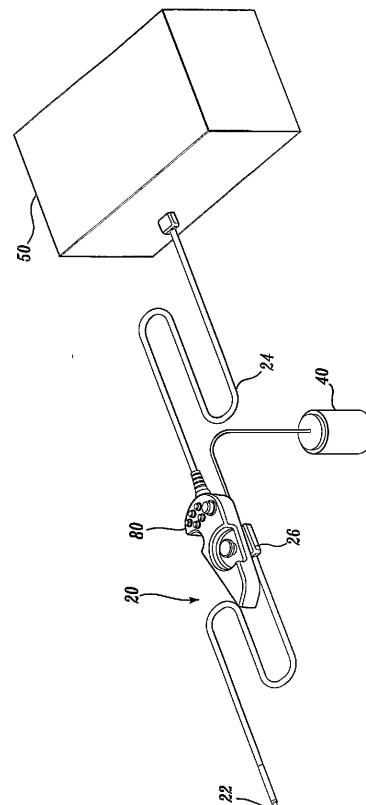
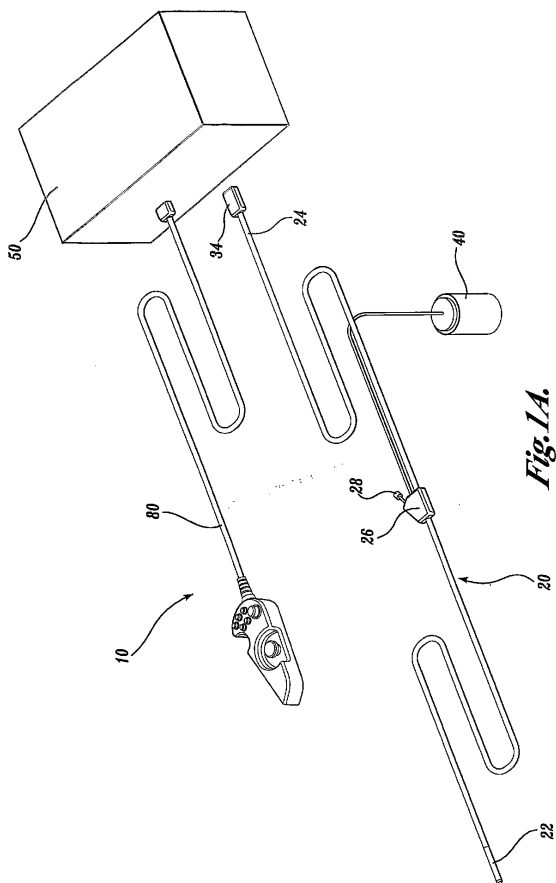
【図 3 0 B】図 3 0 A および図 3 0 B は、本発明の別の実施例による使い捨て内視鏡を選択的にカバーする後退可能なスリーブを示す。

【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。

50

【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。



【圖 2】

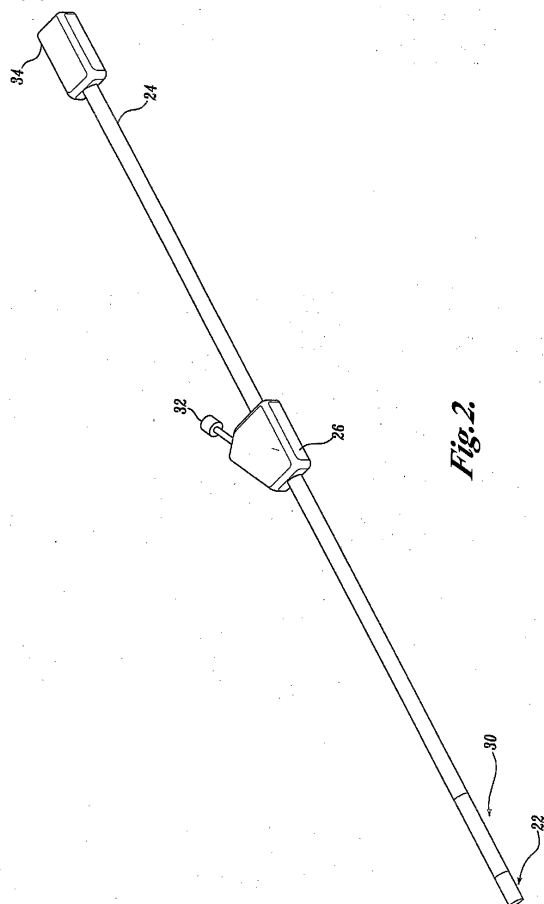


Fig. 2.

【 図 3 A 】

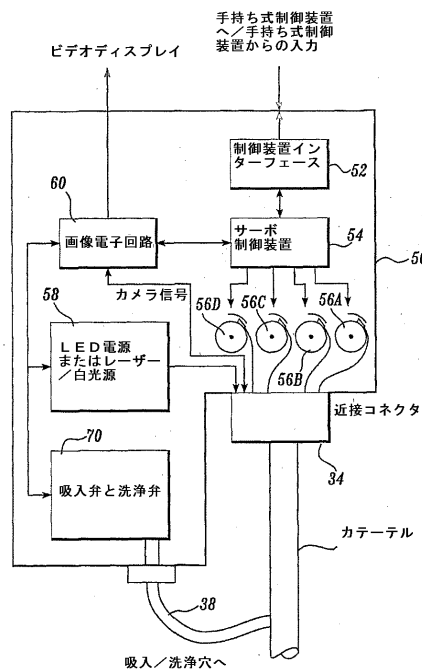


Fig.3A.

【 図 3 B 】

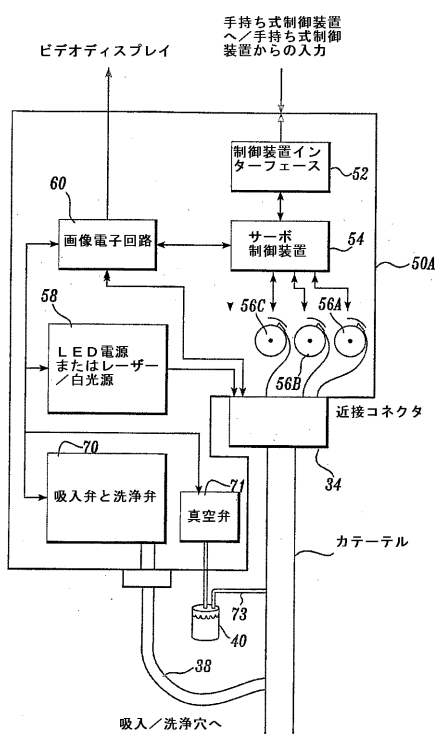
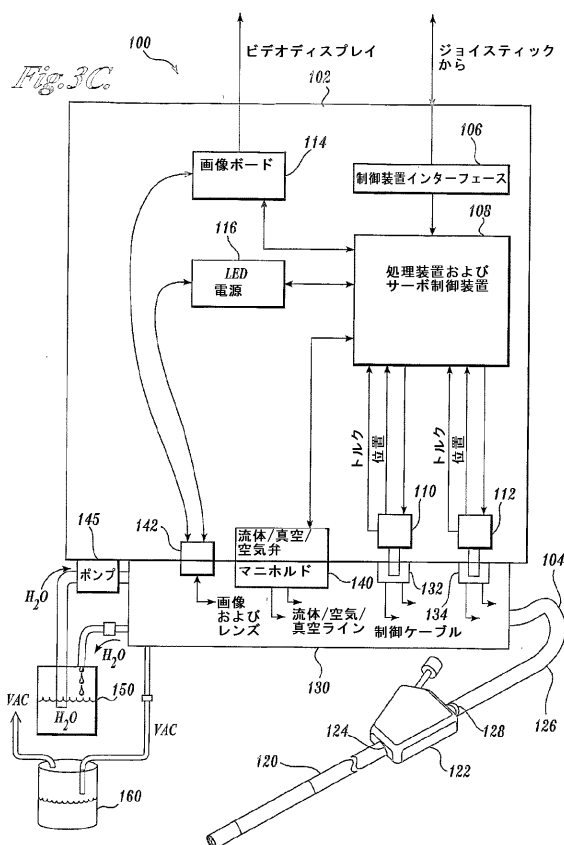


Fig. 3B.

【 図 3 C 】



【 図 3 D 】

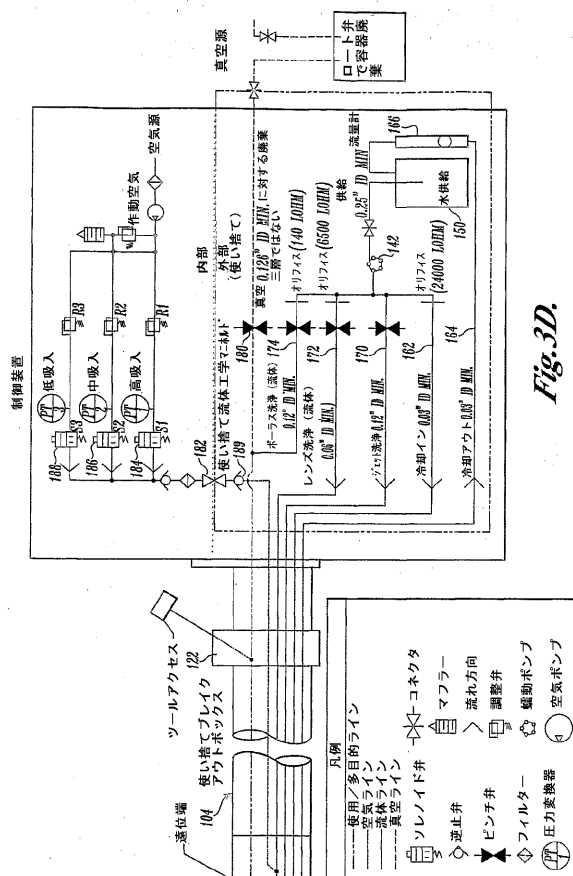


Fig. 3D.

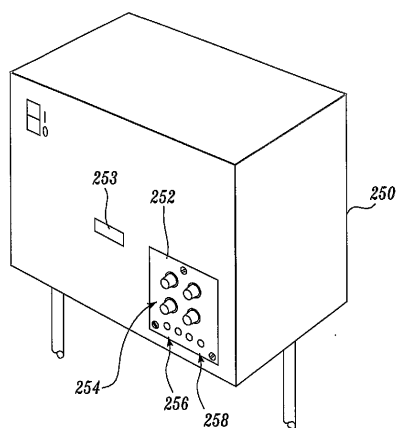


Fig.4A.

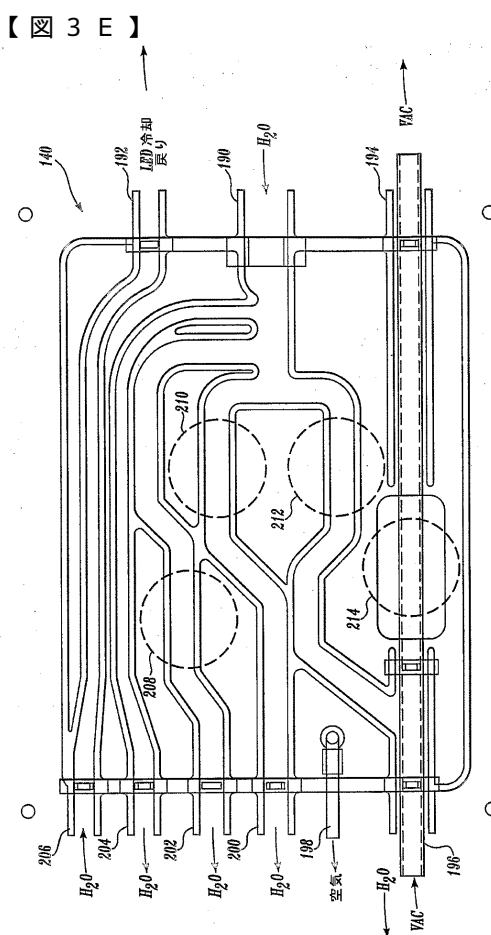


Fig. 3E.

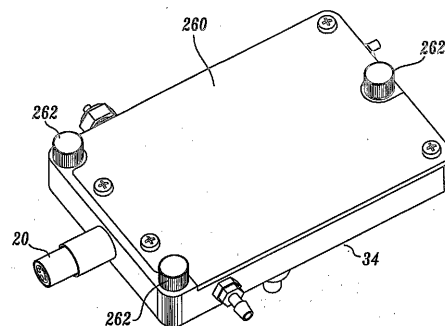


Fig. 4B.

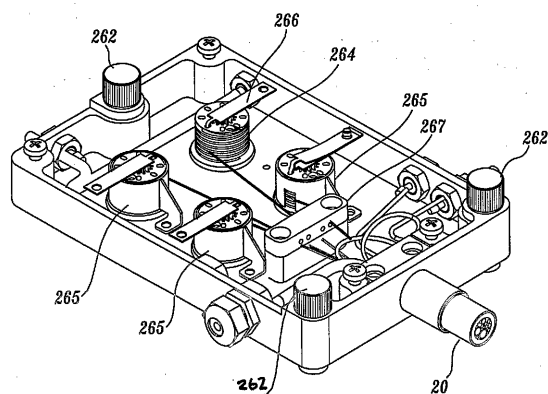
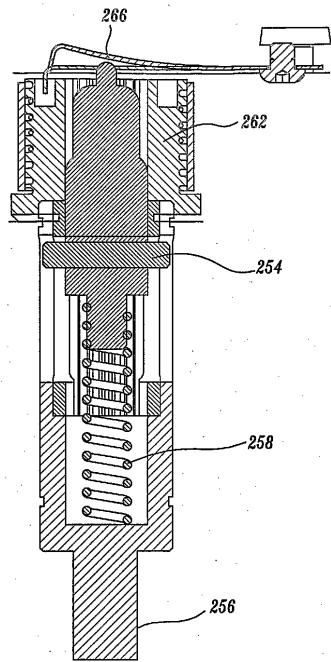
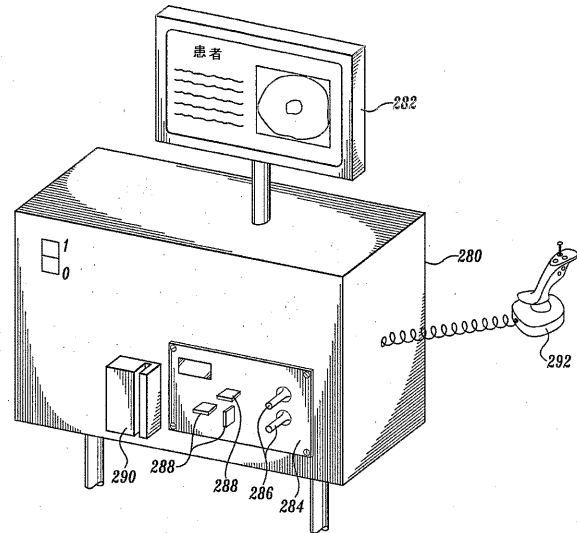
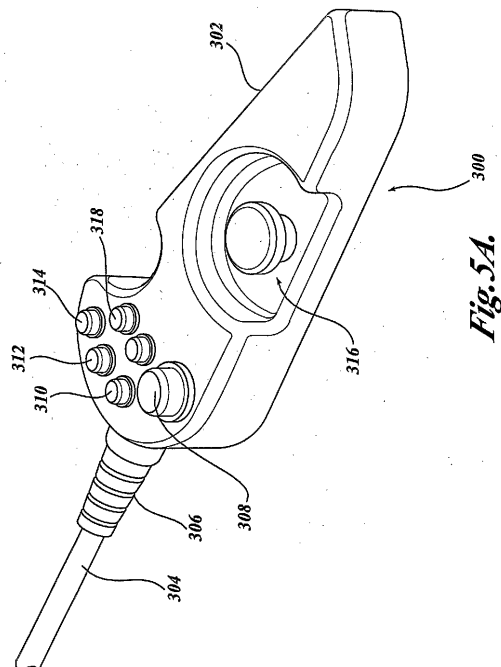


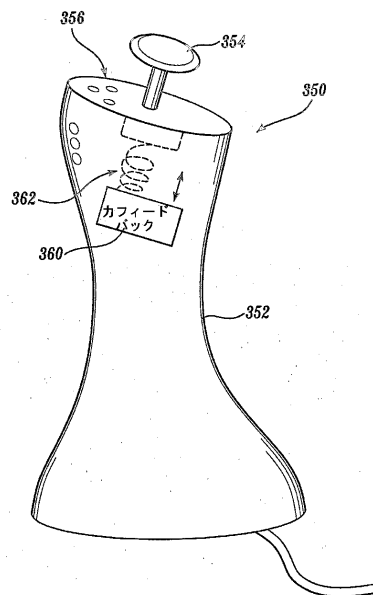
Fig. 4C.

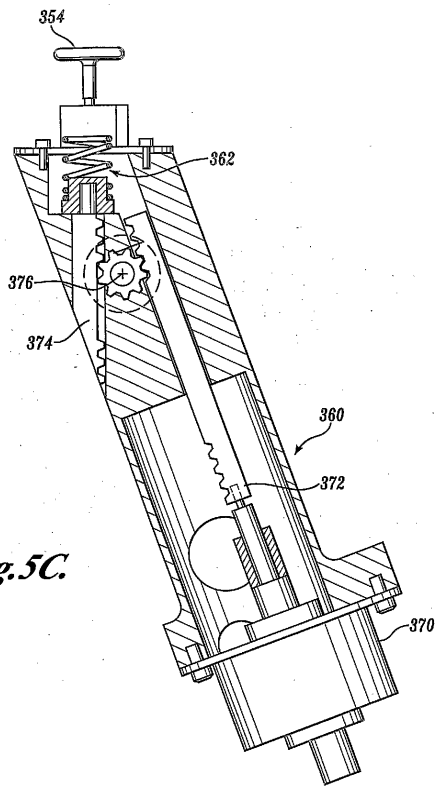
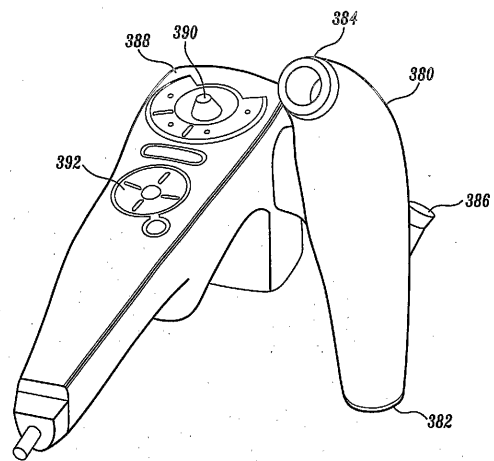
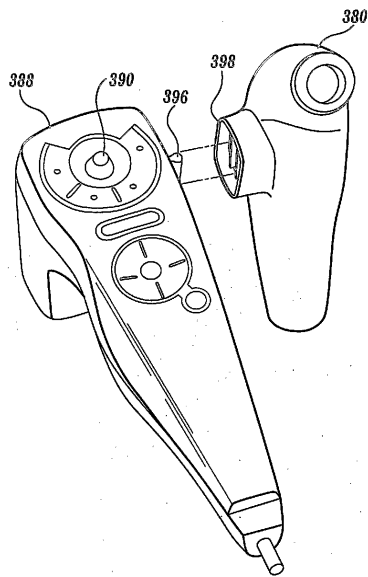
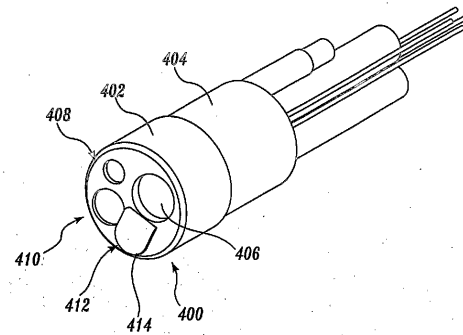
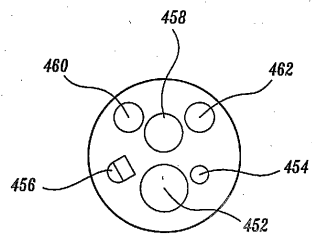
*Fig. 4D.*

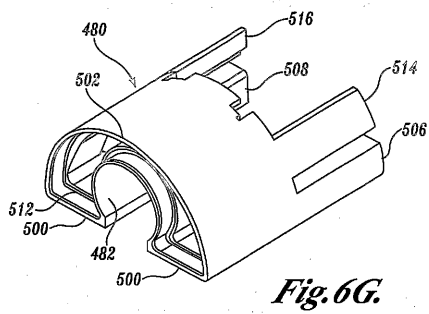
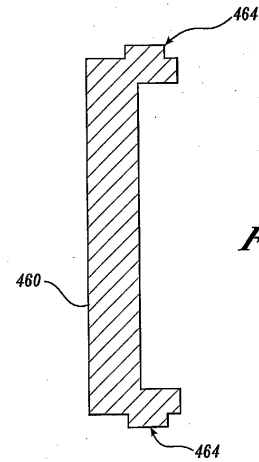
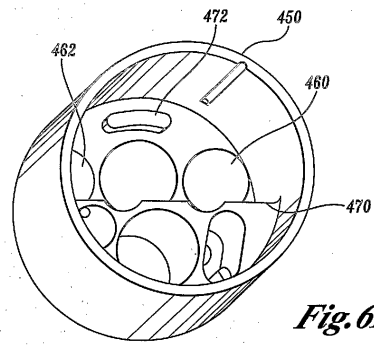
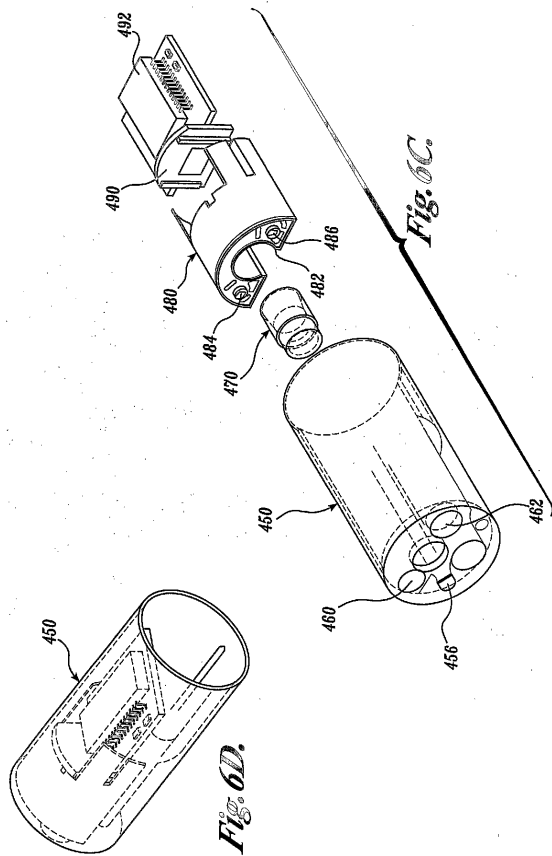
【図 4 E】

*Fig. 4E.**Fig. 5A.*

【図 5 B】

*Fig. 5B.*

*Fig. 5C.**Fig. 5D.**Fig. 5E.**Fig. 6A.**Fig. 6B.*



【 図 7 】

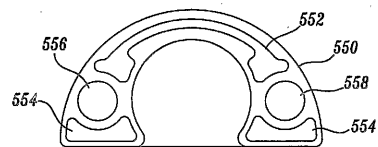
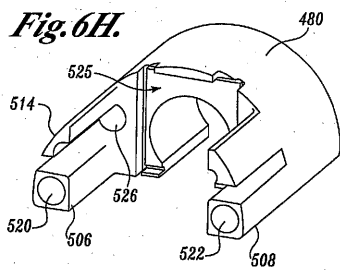
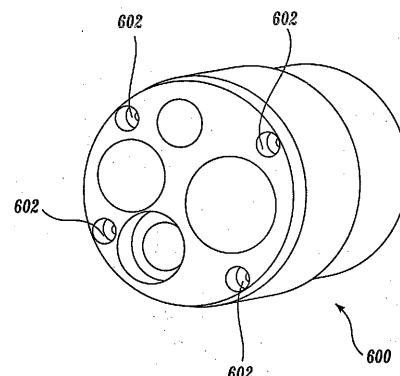


Fig. 6I.

Fig. 7.

【 図 8 】

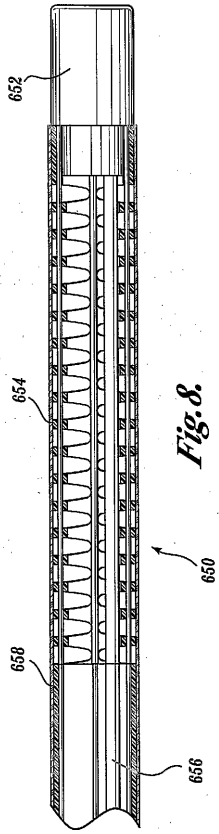


Fig. 8.

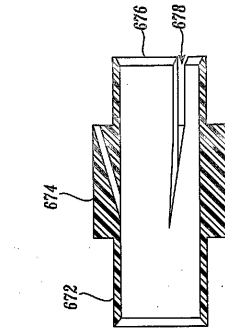


Fig. 9B.

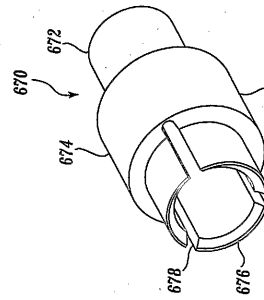


Fig. 9A.

【 図 11 】

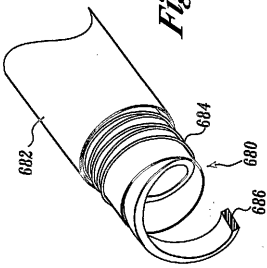


Fig. 10A.

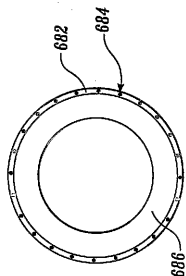


Fig. 10B.

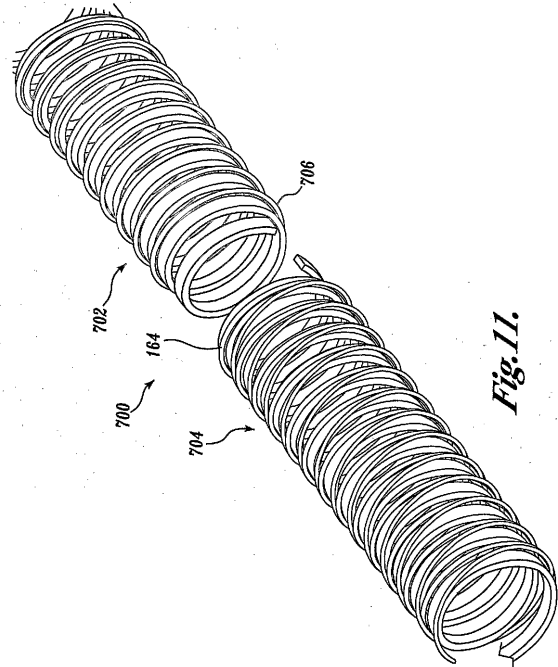
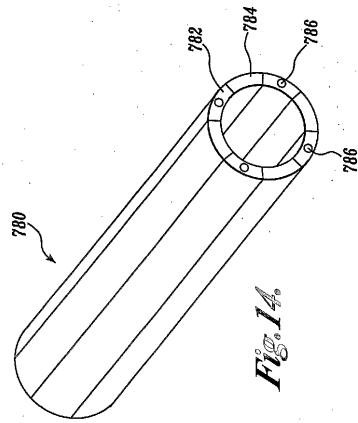
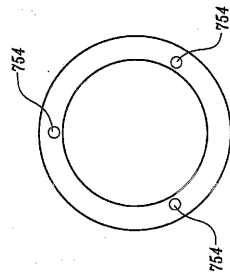
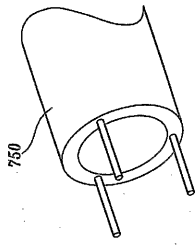
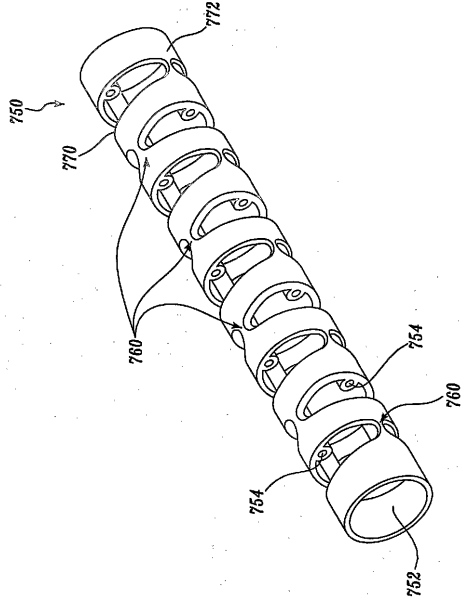


Fig. 11.

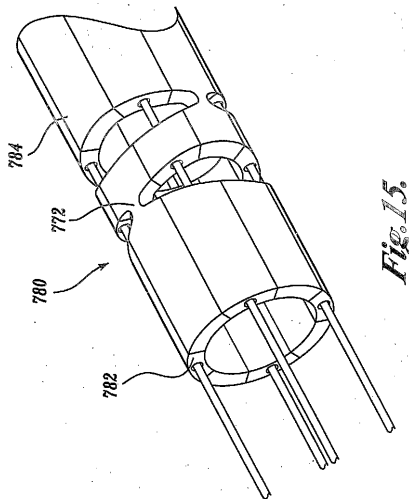
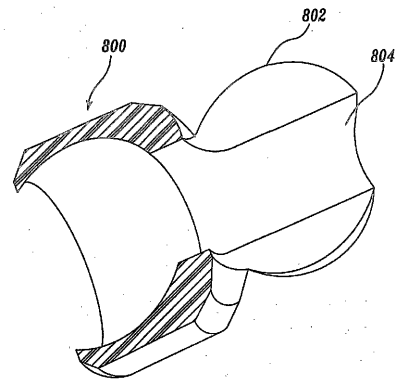
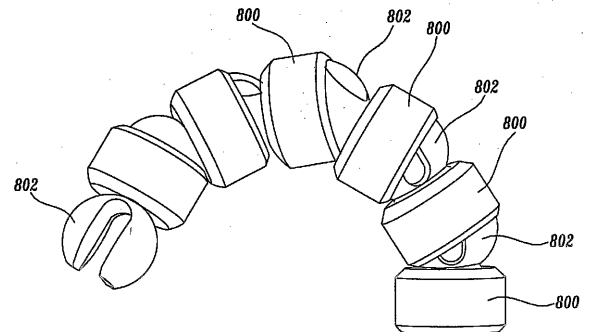
【 図 1 4 】

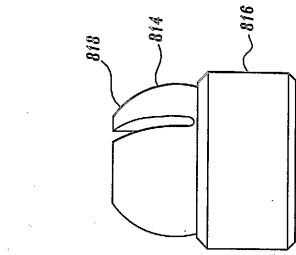
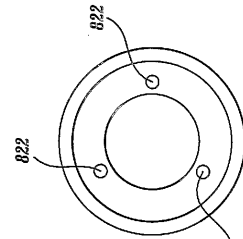
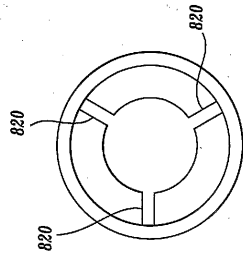
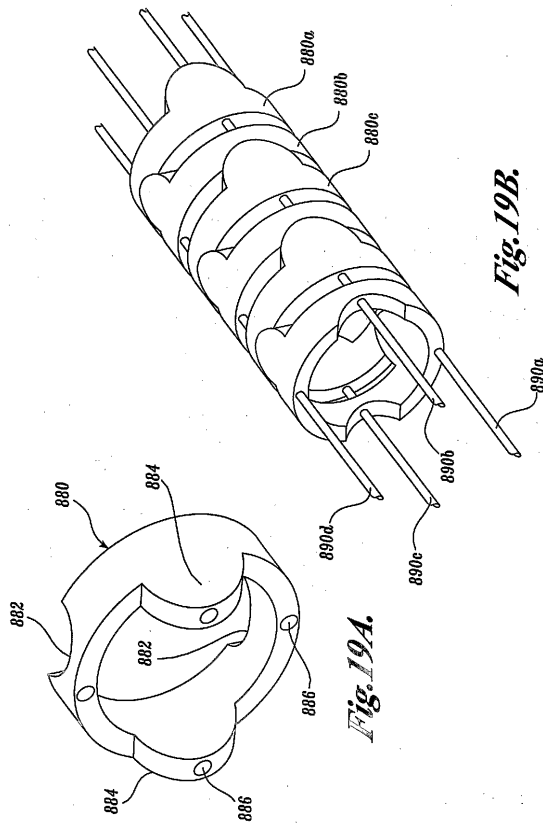
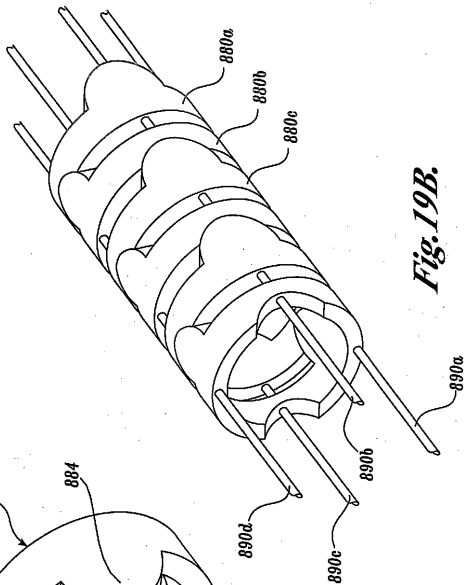
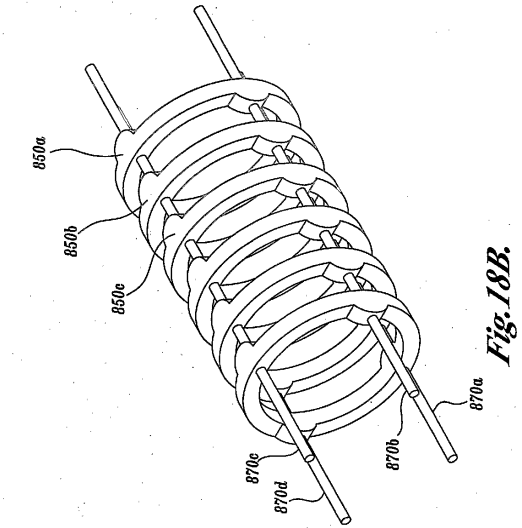
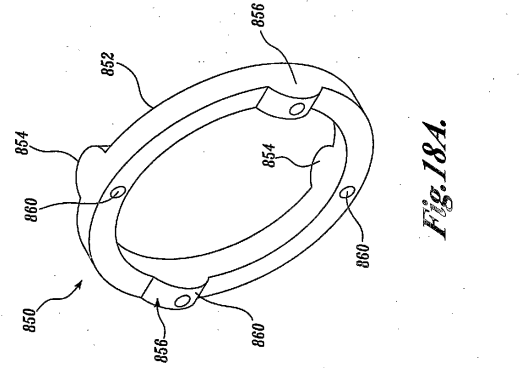
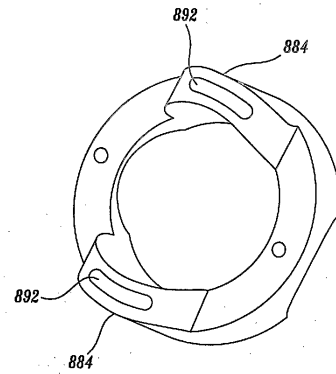
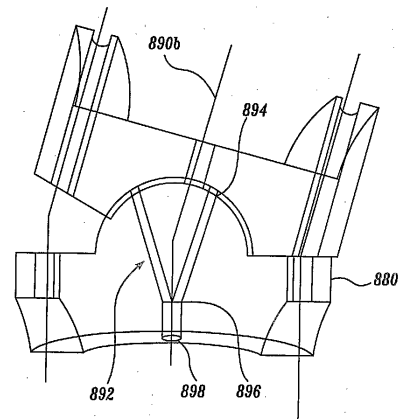
**Fig. 12B.****Fig. 12A.**

【 図 1 3 】

**Fig. 13.**

【 図 1 5 】

**Fig. 15.****Fig. 16A.****Fig. 16B.**

*Fig. 17A.**Fig. 17D.**Fig. 17C.**Fig. 19A.**Fig. 19B.**Fig. 18B.**Fig. 18A.**Fig. 20A.**Fig. 20B.*

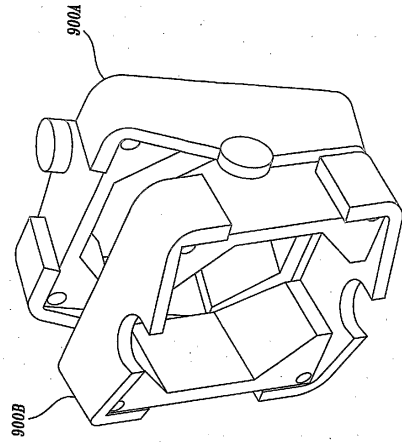


Fig. 21B.

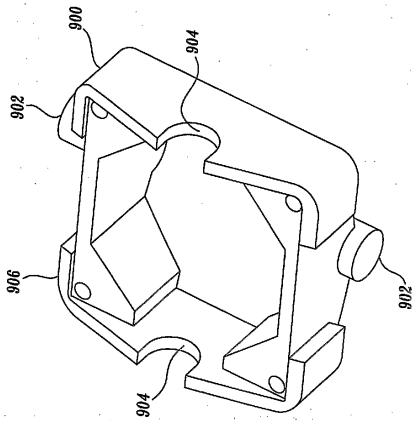


Fig. 21A.

【 図 2 3 】

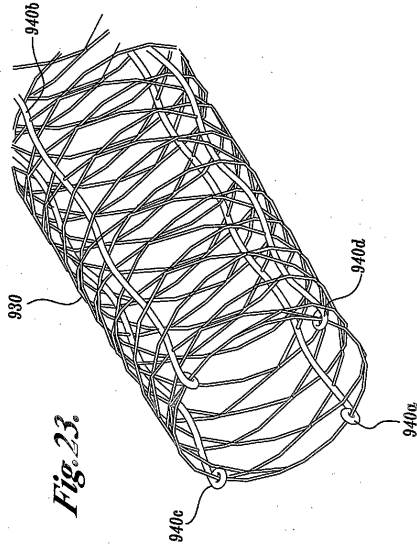


Fig. 23.

【 図 2 2 】

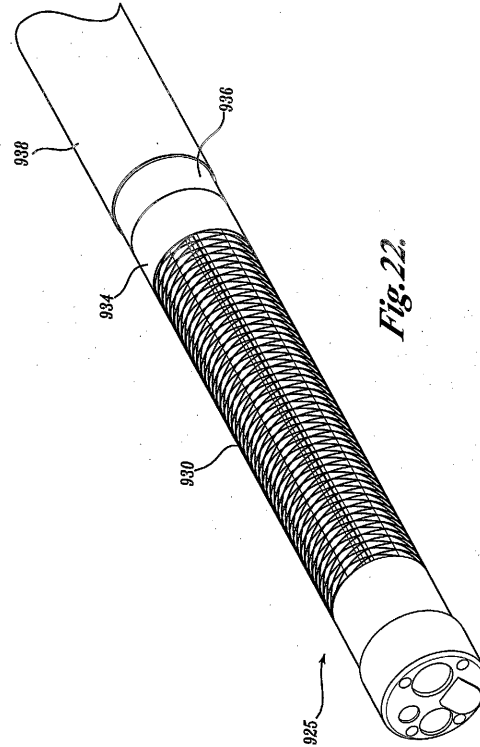


Fig. 22.

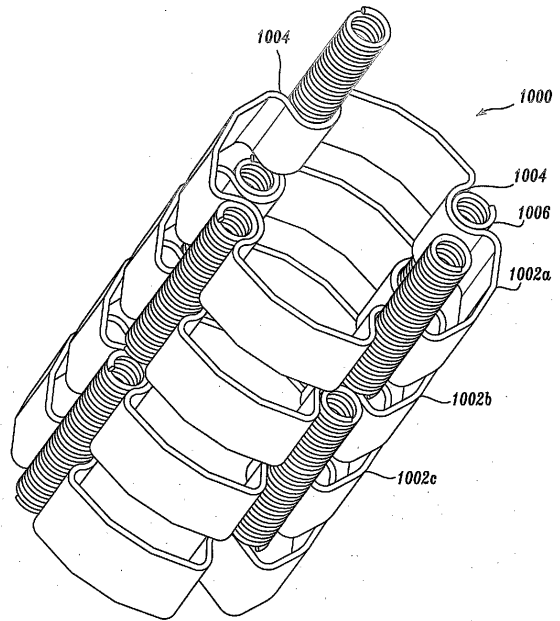
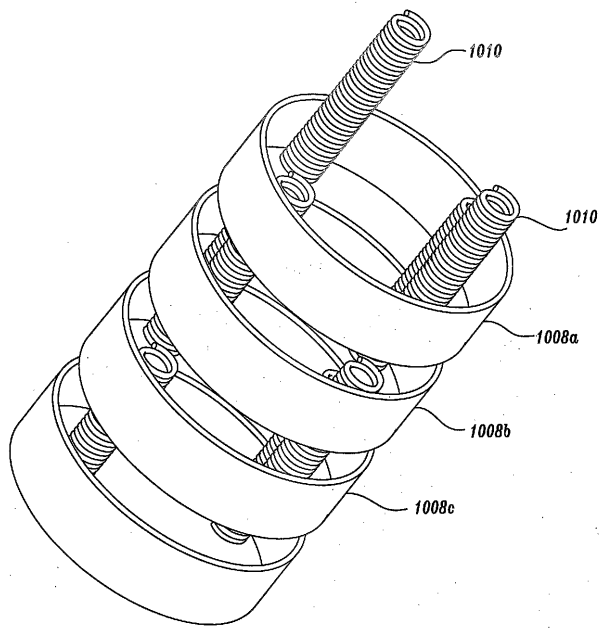
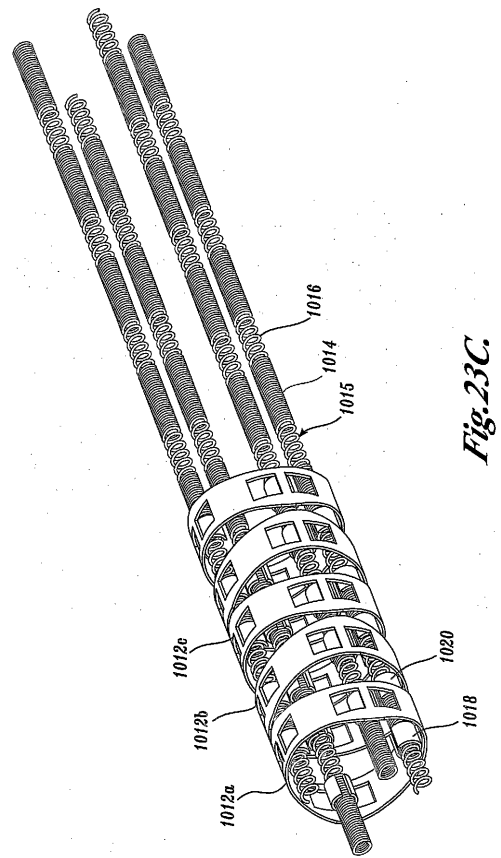
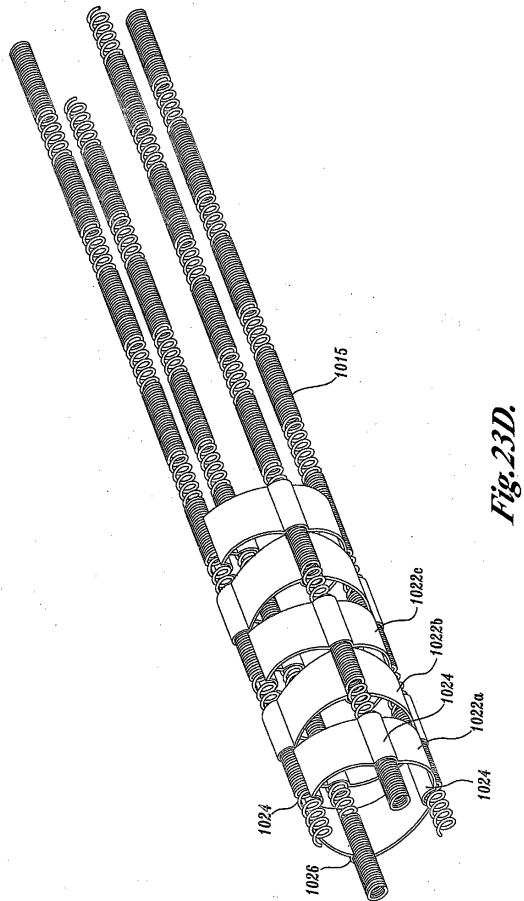
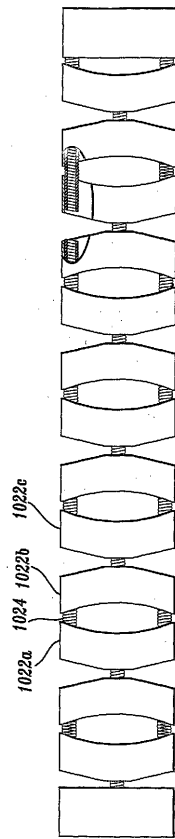
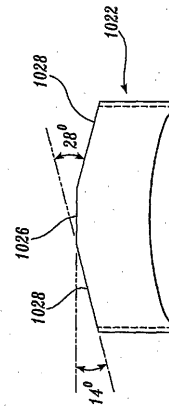
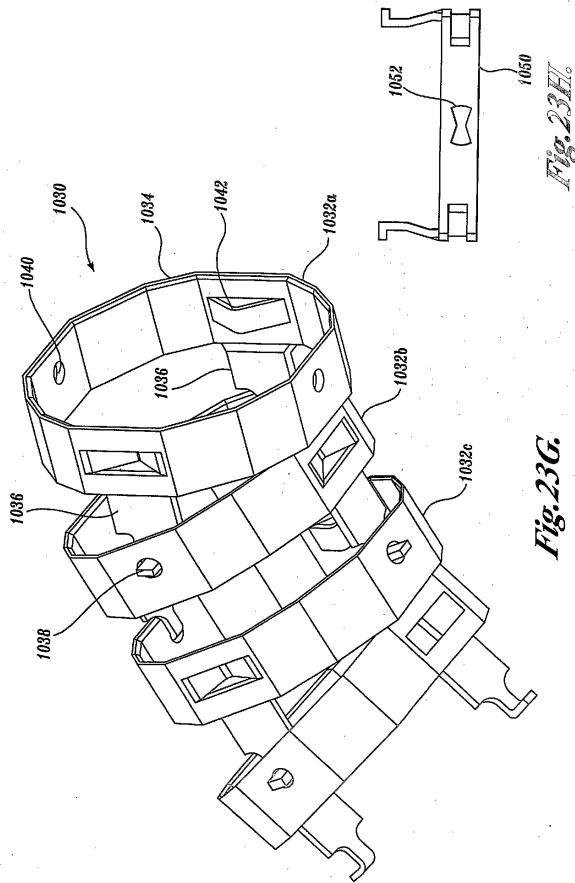
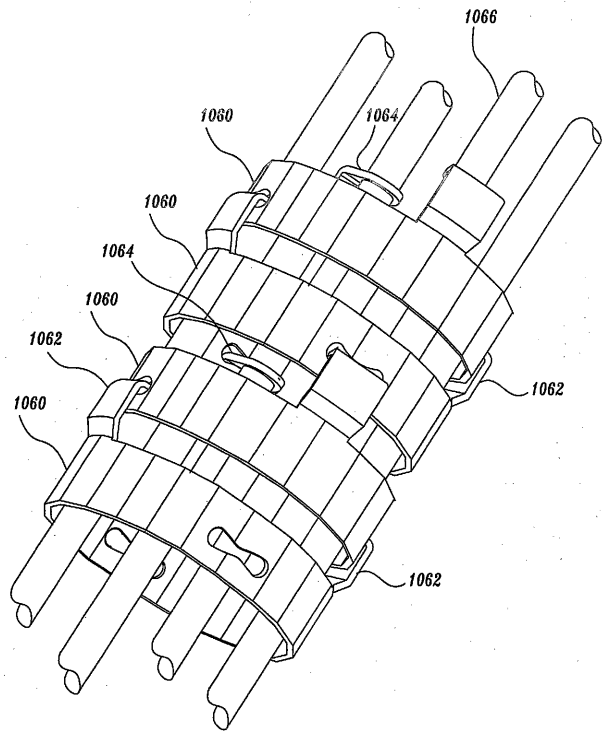
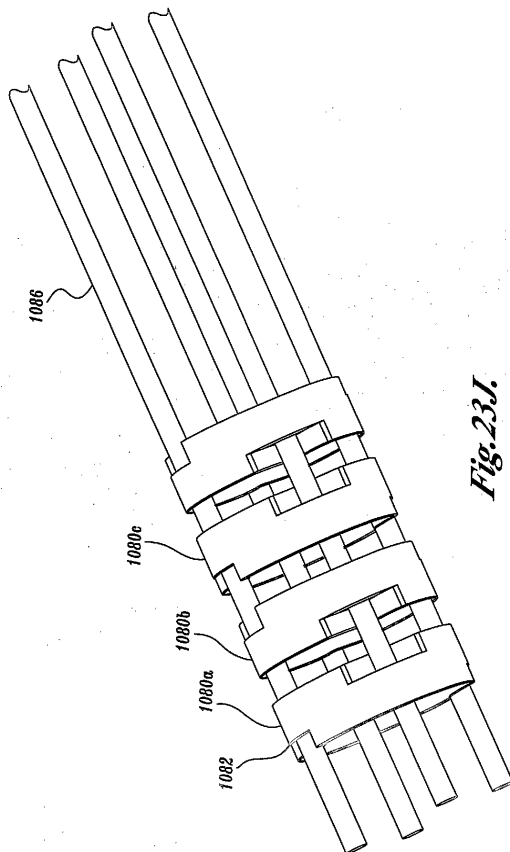
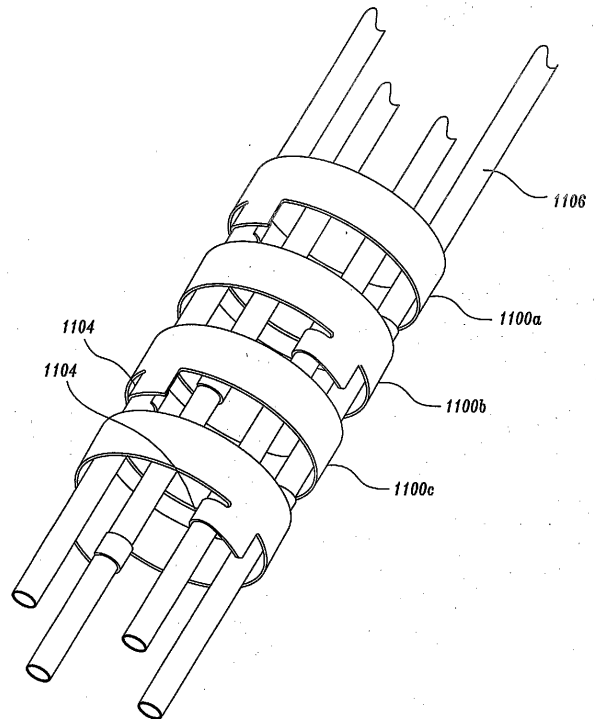
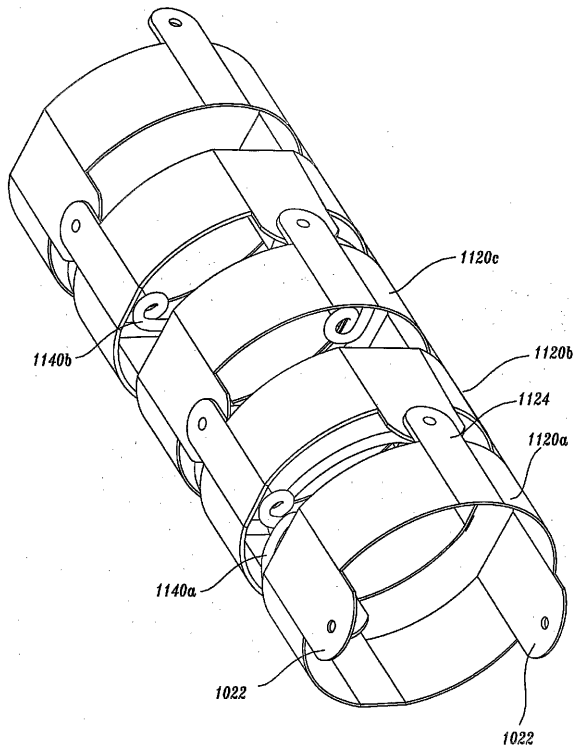
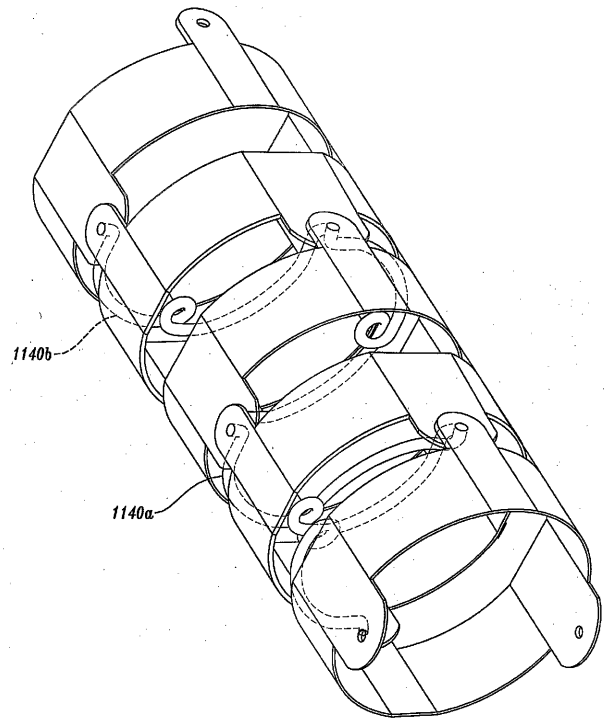
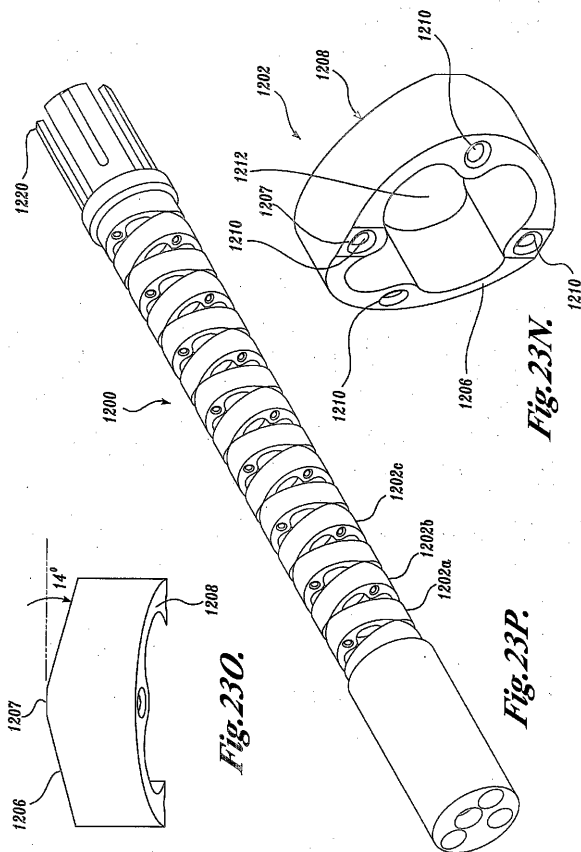
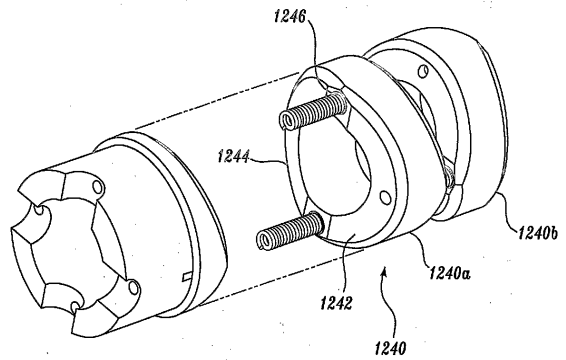
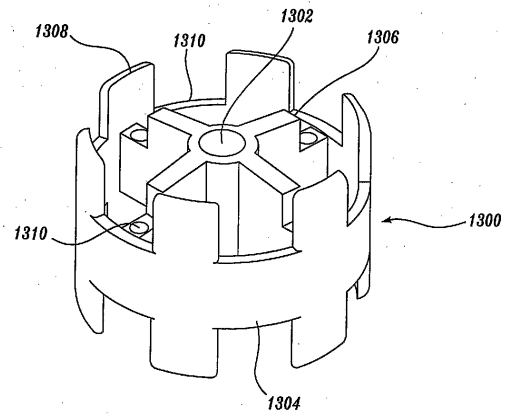
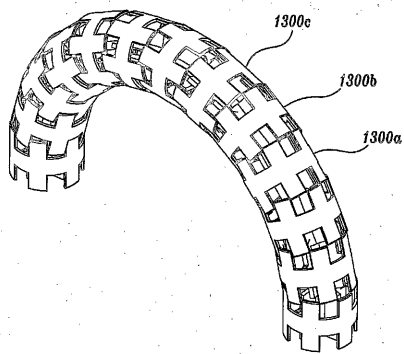
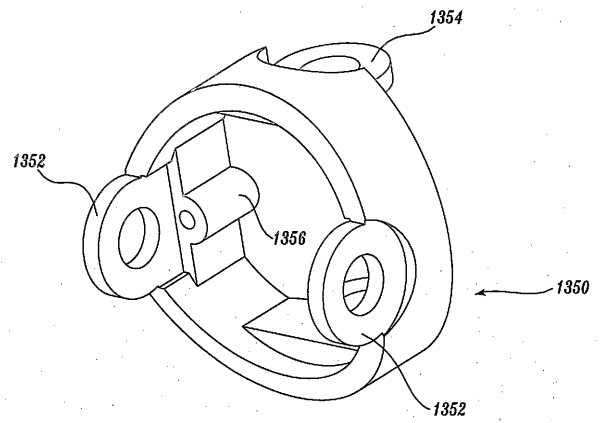
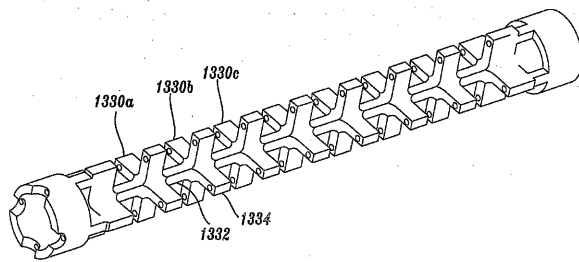
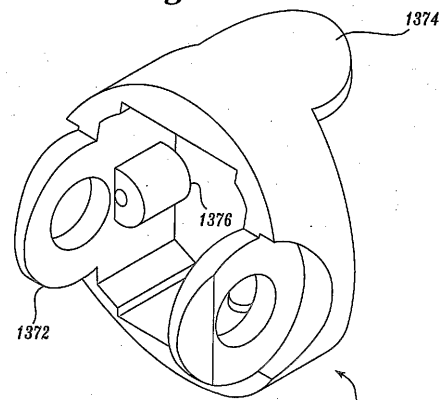
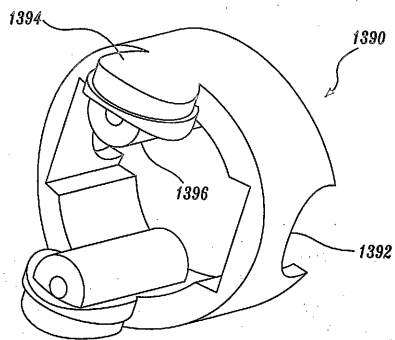


Fig. 23A.

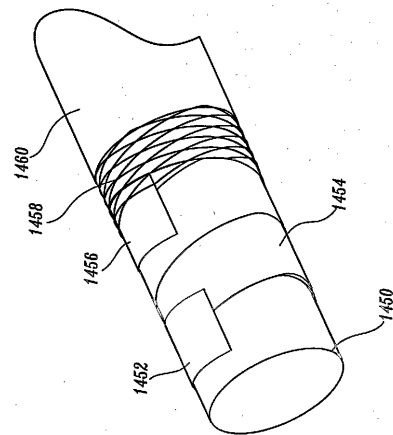
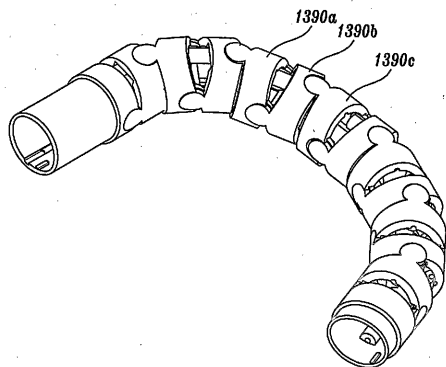
*Fig. 23B.**Fig. 23C.**Fig. 23D.**Fig. 23E.**Fig. 23F.*

*Fig. 23G.**Fig. 23H.**Fig. 23I.**Fig. 23J.**Fig. 23K.*

*Fig. 23L.**Fig. 23M.**Fig. 23P.**Fig. 23N.**Fig. 23Q.**Fig. 23R.*

*Fig. 23S.**Fig. 23U.**Fig. 23T.**Fig. 23V.**Fig. 23W.*

【 図 24 】

*Fig. 24.**Fig. 23X.*

【図 25】

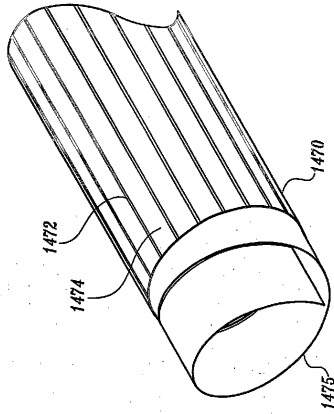


Fig. 25.

【図 26】

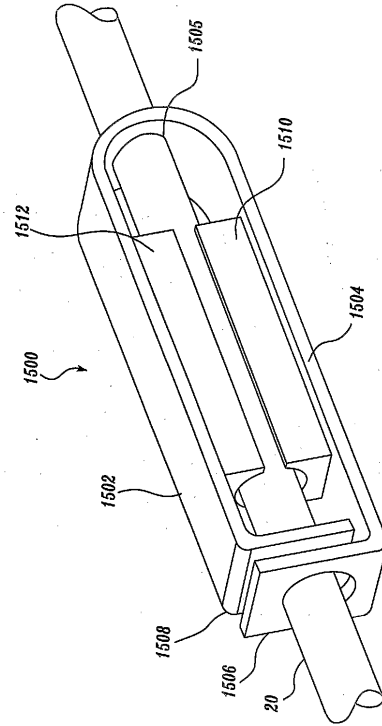


Fig. 26.

【図 27】

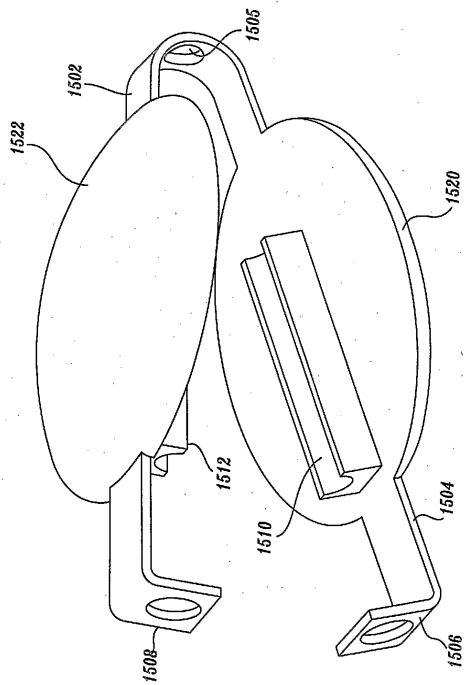


Fig. 27.

【図 28】

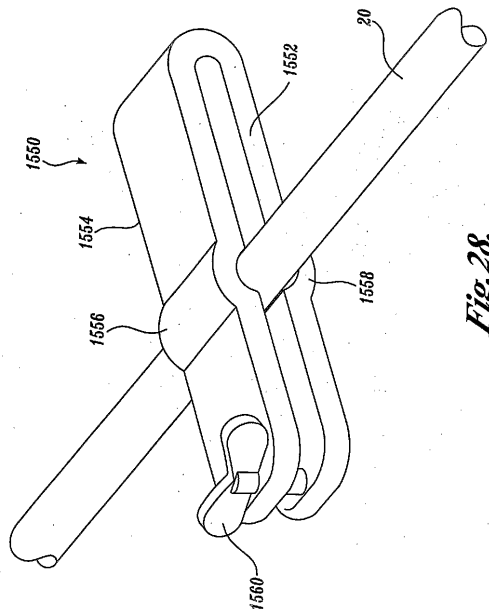


Fig. 28.

【 図 2 9 】

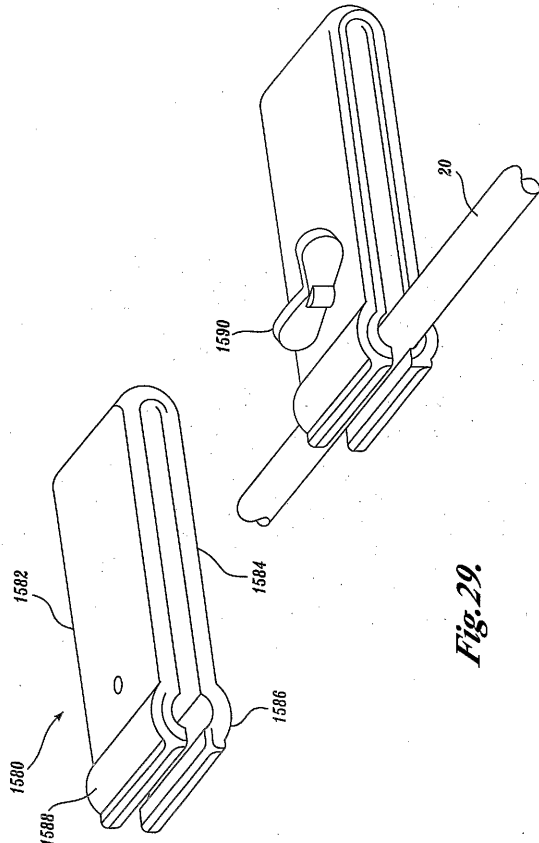


Fig. 29.

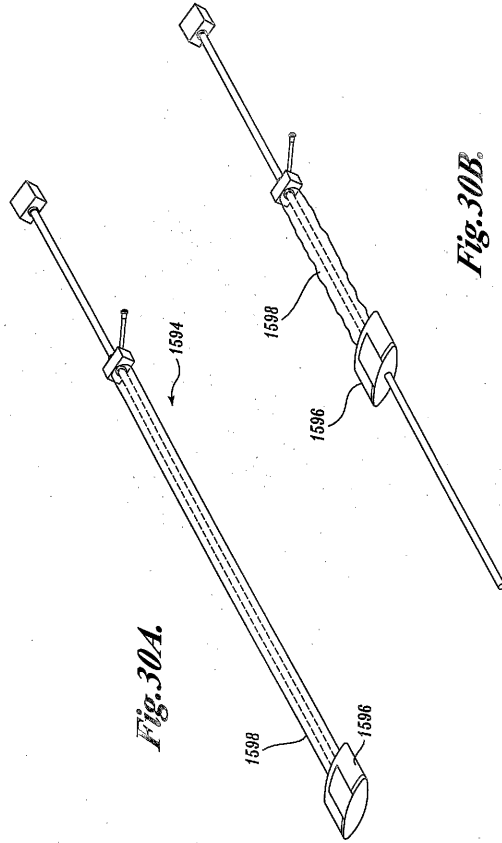


Fig. 30A.

Fig. 30B.

【 図 3 1 】

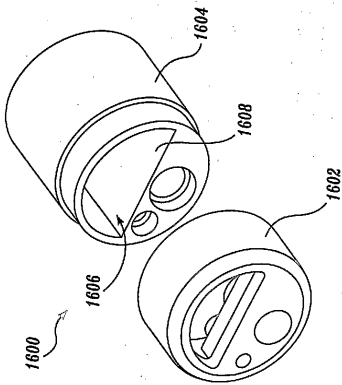


Fig. 31.

【 図 3 3 】

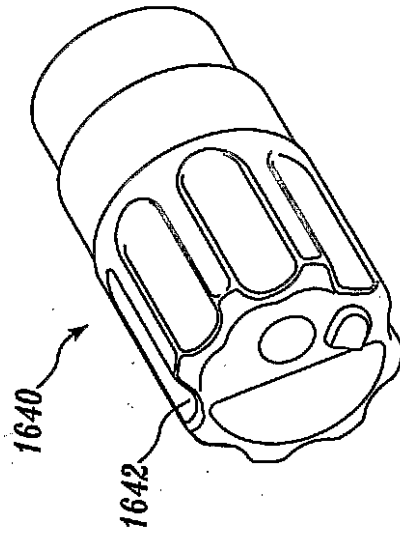


Fig. 33.

【 図 3 2 】

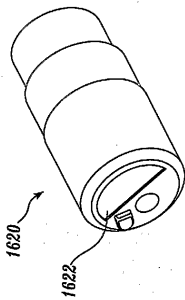


Fig. 32.

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/US2004/009464
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/008		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 4 816 909 A (HIBINO HIROKI ET AL) 28 March 1989 (1989-03-28) column 4, line 7 - line 20 column 14, line 45 - column 15, line 11 column 31, line 56 - column 32, line 2 figures 20,25,54b	1-5
Y	US 3 572 325 A (BRUSHENKO ANATOLI ET AL) 23 March 1971 (1971-03-23) column 2, line 43 - column 3, line 38 figures 1-3	1,4,5
Y	US 4 432 349 A (OSHIRO SUSUMU) 21 February 1984 (1984-02-21) column 2, line 32 - line 44 figure 2	2
----- -/--		
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 23 August 2004		Date of mailing of the international search report 03.01.2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Abraham, V

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/US2004/009464

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 3 266 059 A (STELLE ALLEN M) 16 August 1966 (1966-08-16) column 3, line 75 - column 4, line 23 figure 6	3
A	----- US 5 976 074 A (MORIYAMA HIROKI) 2 November 1999 (1999-11-02) column 23, line 57 - column 24, line 20 figure 16	1
A	----- US 2003/045778 A1 (BELSON AMIR ET AL) 6 March 2003 (2003-03-06) paragraph [0077] - paragraph [0078] figure 7a -----	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2004/009464**Box II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-6

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/US2004/009464

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-6

An imaging endoscope, details of the steering mechanism

2. claims: 7-11,38-54

An imaging endoscope comprising a connector comprising means for selectively directing a liquid and/or gas into one or more lumens

3. claims: 12-17,32-37

An endoscope comprising a cap and a heatexchanger assembly

4. claims: 18-28

An imaging endoscopic system comprising a control cabinet, a handheld controller and a single use endoscope connectable to the control cabinet

5. claims: 29-31

A handheld controller for operating a steerable endoscope comprising a tactile feedback mechanism

6. claim: 55

An imaging endoscopic system comprising a feedback mechanism avoiding breakage of the control cables

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/US2004/009464

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4816909	A	28-03-1989	JP 2624961 B2	25-06-1997
			JP 63186618 A	02-08-1988
			JP 1043227 A	15-02-1989
			JP 2643948 B2	25-08-1997
			JP 1107730 A	25-04-1989
			JP 2547226 B2	23-10-1996
			JP 1107732 A	25-04-1989
			JP 2547227 B2	23-10-1996
			JP 2034031 C	19-03-1996
			JP 7063448 B	12-07-1995
			JP 63153039 A	25-06-1988
			DE 3742900 A1	07-07-1988
			US 4887153 A	12-12-1989
			US 4926258 A	15-05-1990
US 3572325	A	23-03-1971	NONE	
US 4432349	A	21-02-1984	JP 55143802 U	15-10-1980
			JP 60041203 Y2	14-12-1985
US 3266059	A	16-08-1966	NONE	
US 5976074	A	02-11-1999	JP 9094215 A	08-04-1997
			JP 9294710 A	18-11-1997
			JP 10014860 A	20-01-1998
			US 5810715 A	22-09-1998
US 2003045778	A1	06-03-2003	US 2002022765 A1	21-02-2002
			WO 2004019769 A1	11-03-2004
			AU 5129201 A	15-10-2001
			CA 2406850 A1	11-10-2001
			EP 1267701 A1	02-01-2003
			JP 2003528677 T	30-09-2003
			NO 20024744 A	11-11-2002
			WO 0174235 A1	11-10-2001
			US 2002120178 A1	29-08-2002
			US 2002161281 A1	31-10-2002
			US 2003004399 A1	02-01-2003
			US 2002193661 A1	19-12-2002
			US 2002193662 A1	19-12-2002
			US 2003032859 A1	13-02-2003
			US 2003171650 A1	11-09-2003
			US 2003191367 A1	09-10-2003
			US 2004019254 A1	29-01-2004
			US 2004210109 A1	21-10-2004
			US 2004193008 A1	30-09-2004
			US 2004220450 A1	04-11-2004
			US 2004193009 A1	30-09-2004
			US 2002062062 A1	23-05-2002

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,M D,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US, UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

- (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 コッポラ, 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 0 1 5 6 9 , ウックスブリッジ, ウェスト リバー ロ
ード 1 2

(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 0 2 1 3 0 , ジャマイカ プレイン, グレン ロード
7 1 , ナンバー 3

(72)発明者 グリープス, アンナ イー. アール.

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 0 1 8 1 0 アンドーヴァー, サン クレスト ロード
3 2

F ターム(参考) 2H040 BA00 CA13 CA23 DA03 DA17 DA21 DA56 DA57 GA02 GA11
4C061 CC06 FF21 HH31 JJ11 LL02

专利名称(译)	一次性内窥镜成像系统		
公开(公告)号	JP2006521882A	公开(公告)日	2006-09-28
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		
[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 コッポラパスティエー キロークアンドリュピー 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 グリーブ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, パスティ エー. キローク, アンドリュピー. 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. グリーブス, 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	A61B1/00.300.A G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA13 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA17 2H040/DA21 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF21 4C061/HH31 4C061/JJ11 4C061/LL02		
代理人(译)	夏木森下		

