

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-508868

(P2004-508868A)

(43) 公表日 平成16年3月25日(2004.3.25)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

F I

A61B 1/00 300Y

テーマコード (参考)

4C061

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 91 頁)

(21) 出願番号	特願2002-528102 (P2002-528102)	(71) 出願人	502338177 メディガス リミテッド
(86) (22) 出願日	平成13年9月6日 (2001.9.6)		イスラエル国 84965 オメール オ
(85) 翻訳文提出日	平成15年3月19日 (2003.3.19)		メールインダストリアルパーク ビー. オ
(86) 国際出願番号	PCT/IL2001/000843		ー. ボックス 3030
(87) 国際公開番号	W02002/024058	(74) 代理人	100061284
(87) 国際公開日	平成14年3月28日 (2002.3.28)		弁理士 斎藤 侑
(31) 優先権主張番号	138632	(74) 代理人	100088052
(32) 優先日	平成12年9月21日 (2000.9.21)		弁理士 伊藤 文彦
(33) 優先権主張国	イスラエル (IL)	(72) 発明者	ソネンシェイン, エラザー
			イスラエル共和国 84800 ビアシェ
			バ ラハバット ヤフネ 32
		(72) 発明者	ソネンシェイン, ミネル
			イスラエル共和国 85025 メイター
			イエリム ストリート 12
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチビュー内視鏡

(57) 【要約】

本発明は二以上の別個のビューを作り出す二以上の光学チャンネルを有する内視鏡に関する。本発明の内視鏡は、胃底ヒダ形成、肥満管理用の胃のステーブル処理、失禁管理用の膀胱頸部スリング処置、その他複数の内部ビューの存在が好便である処置等の各種外科的手続を実施するのに適している。このような治療は、経皮的に実施してもよく、食道、尿道等の体内の管腔を介してアクセスすることにより実施してもよい。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

二以上の別個のビューを作り出す二以上の独立した光学チャンネルを有し、各前記光学チャンネルは対物レンズと、画像を撮像又は観察する手段とから構成され、各チャンネルは更に次の要素群 a) ~ c)、即ち、a) 光学リレーシステム、b) 接眼部、及び c) 前記対物レンズによって得られた画像を画像センサとディスプレイ装置に送るのに適した結合レンズのうちの二以上を任意的に有し、

各対物レンズが内視鏡の長さ方向に異なる位置に設けられている内視鏡。

【請求項 2】

前記別個の複数のビューの各々は、単眼視によるビューを作出するための単一の光学チャンネルを用いて、又は、双眼視又は立体視によるビューを作出するための複数の光学チャンネルを用いて形成される、請求項 1 に記載の内視鏡。 10

【請求項 3】

前記光学チャンネル及び前記ディスプレイ装置の要素は、電磁スペクトルの可視、紫外、赤外又は X 線部分において前記内視鏡が動作できるように選択される、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記対物レンズ、接眼部及び結合レンズは、固定焦点距離、多焦点距離又は可変焦点距離を有する、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記別個のビューの各々は、前記内視鏡の機械的な軸に対して 0 ~ 180° の角度におけるものである、請求項 1 に記載の内視鏡。 20

【請求項 6】

各前記光学チャンネルの視野の形状は、円形及び長方形を含む適切な形状であって、最大で 180° 以上の視角を有している、請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

次の a) ~ f)、

a) 遠位端関節部を備えたシースと、

b) 前記関節部のチップにおける第一の位置と前記シースの長さ方向に沿った第二の位置の間に分散して設けられ、且つ、前記関節屈曲チップの関節運動により共同動作を行うための位置関係に置かれるステーブラ構成要素と、 30

c) 前記遠位端チップに設けた第一の対物レンズと、

d) 可撓シースに沿った前記第二の位置に設けられた第二の対物レンズと、

e) 前記第一の対物レンズにより得られた画像を前記内視鏡に接続されたディスプレイ装置に送る第一の光学チャンネルと、

f) 前記第二の対物レンズにより得られた画像を前記内視鏡に接続されたディスプレイ装置に送る第二の光学チャンネルと

を含む G E R D 内視鏡。

【請求項 8】

次の a) ~ c)、 40

a) ステابلデバイスの要素を受けるのに適したソケットと、

b) 少なくとも 1 個の照明チャンネルと、

c) 光学リレーシステムに接続された少なくとも 1 個の対物レンズと

を含む G E R D 内視鏡用遠位端チップ。

【請求項 9】

吸引チャンネル及び / 又は洗浄チャンネルを更に含む、請求項 8 に記載の遠位端チップ。

【請求項 10】

ステーブルデバイスの要素としてアンビルを含む、請求項 8 に記載の遠位端チップ。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡術の分野に適用される。より具体的には、本発明は二以上の別個のビューを作出する二以上の光学チャンネルを有する内視鏡を提供するものである。

【0002】**【従来の技術】**

胃食道逆流症（GERD）は、アメリカ成人人口の約44%が何らかの形で罹患している普通の疾病である。現在、GERDの症状は、患者が消化器専門医を訪れる理由の中で最もありふれたものとなっている。食道下部括約筋は、正常な状態では胃酸が食道へ入るのを防止する一方向弁である。食道下部括約筋が働かないと、通常食後の胃が膨満し食道下部括約筋に過大な圧力がかかっているときに胃酸が食道下部に逆流する。胃酸は強酸であるので食道のデリケートなライニングを冒し、「胸焼け」や「酸性消化不良」を惹き起こす。胸焼けは胸骨の裏側における焼けるような又は圧迫されるような不快感として体験され、喉の奥への不快な味のする逆流を伴うことがある。頻繁な胸焼けは次第に食道に損傷を与え、「胃食道噴門腺癌」として知られる食道癌等の更に重症な状態を招くことがある。この特定のタイプの癌の発生数はアメリカをはじめ各地で増加している。

10

【0003】

約6500万人間のアメリカ人は日常的に胸焼けを経験している。その症状は不快であるため、何らかの形態の治療を要求する人が多い。胃酸逆流の治療法は、大衆薬や生活改善（食後に横たわらない、特定の食品をとらない等）から処方薬、更には手術に至るまで様々である。薬でGERDの症状は治まるが、根本原因の治療にはならない。薬による治療は、一定期間の食道組織の保護、治癒の促進、胃酸形成の抑制により機能する。これらは全て一時的な効果を上げるが、薬は定期的に服用しなければならない。薬の服用を止めると、症状が再発する可能性が極めて高い。

20

【0004】

外科的治療は、通常、胃酸の逆流原因を取り除くことにおいて有効であり、切開あるいは内視鏡（侵襲性は最も低い）により実施できる。この外科的手術は、機能する新しい食道下部括約筋の創出や損傷を受けた食道下部括約筋の修復を目的としており、これによりGERDを予防する。最も多く用いられる外科的解決法は、「胃底ヒダ形成」と呼ばれる手術の何らかの変法を実施することである。この手術では、胃底部（胃の上部）を食道下部に巻き、食物で胃が満たされたときに食道下部を縮めるものである。これにより胃酸の逆流は効果的に防止できる。胃底部の食道への巻き付け角は360°以下である。これ以上完全に巻き付けると、げっぷや嘔吐ができなくなったり困難になったりする。従って、部分的胃底ヒダ形成がこの手術において好ましい。胃底ヒダ形成は、切開処置で行ってもよく、内視鏡を用いて経皮的アプローチ（内視鏡を腹部の一以上の切開部に挿入する）で行ってもよい。

30

【0005】

最近、GERDの外科的処置のために各種経口内視鏡法が開発されている。ある方法では、縫合により食道下部括約筋を縫縮する。別の方法では、材料を括約筋の周囲の組織に注入し組織を「太らせる」ことにより括約筋を圧縮する。更に別の方法では、括約筋周囲の組織に十分な熱を与えて硬くする。

40

【0006】

本出願と同一の出願人による係属中の国際特許出願PCT/IL01/00238の明細書中には、前記GERD治療法のいずれの方法にも替わる、部分ヒダ形成を実施する内視鏡装置及び処置が記載されており、この明細書を本明細書の一部を構成するものとしてここに援用する。

【0007】

内視鏡術は、1960年代にホプキンス（Hopkins）が「ロッドレンズ」リレーションシステムを発明した後広く使用されるようになって確立した手術である。この技術革新がなされる迄は、内視鏡では十分な照明の提供や伝達ができなかったことに加え画質が非常に悪く、多くの外科的用途や診断的用途には適さなかった。内視鏡は、元々存在する開口部

50

又は外科手術による開口部を介して人体の内部を視覚化するのに使用される光学機器である。内視鏡による処置の利点としては、患者に与える外傷が少ない、入院が短期（又は不要）である、疼痛が少ない、治癒が早い、一般に一回の処置にかかる費用が少ない等が挙げられる。切開手術の利点としては、医師が組織を観察、処置し易いことが挙げられる。初期の内視鏡は、医師が内視鏡の接眼レンズから内部の手術部位を直接観察することに依存するものであった。ビデオカメラ技術が進歩したので、接眼レンズに取り付けた結合レンズを介して内視鏡を間接的にビデオカメラに結合させたり、接眼レンズを全く用いずに画像をセンサに直接結合することにより内視鏡を直接的にビデオカメラに結合させたりできるようになった。ビデオディスプレイの使用により、手術チーム全員が手術部位を観察できるようになり、外科医は内視鏡接眼部に眼を保持する必要はない。また、ビデオの使用により、大きくて不便な写真装置を用いずに書類化（画像保存）が可能となる。

10

【 0 0 0 8 】

現在、内視鏡は様々な形状で存在し、広範な種類の外科的手続に適している。多くの内視鏡は内部の手術部位を広く見渡せる（広いビュー）ように設計されているが、必ずしも内視鏡と共に用いる器具を十分に視覚化できない。内視鏡は、特定の処置用に高度に特殊化されても、それらは全て同一の基本的構成システムを含んでいる。対物光学システムは手術領域の単一の画像即ちビューを撮像するものであり、リレー光学システムは画像をデバイスの遠位端から近位端に送るものであり、接眼レンズやカメラシステム（又はその両方）は送られた画像を観察するのに使用されるものである。

20

【 0 0 0 9 】

手術野を照らす光は、内視鏡と一体の光ファイバやウェーブガイドを介して送られる。また内視鏡は、作業用チャンネルを含んでいたり、レーザ供給等の治療オプションを含んでいる。これらの全ての部品は、剛性あるいは可撓性の材料から作られる外部シース内に收容される。内視鏡自体は剛性、半可撓性、あるいは可撓性であり、その遠位端チップの所で一以上の方向に曲がるものもある。

【 0 0 1 0 】

内視鏡の対物部は、ガラスレンズやプラスチックレンズ、回折レンズや回折／屈折ハイブリッドレンズ、GRIN（分布屈折型（*g r a d u a t e d r e f r a c t i v e*））レンズ、プリズム、ミラーから構成されている。画像リレーシステムは、一連のガラスロッド及びレンズ（「ロッドレンズ」システム）、一連のレンズのみ又は光ファイバイメージガイドから構成されている。ビデオによる観察のみを提供する内視鏡では、画像センサを対物焦点面に直接配置することによりリレーシステムを省いている。通常、接眼レンズはガラスレンズ又はプラスチックレンズから構成される。ビデオカメラは、結合レンズを介して接眼レンズに結合されるか、内視鏡に直接接続され、リレーシステムや対物システムで形成された画像を直接観察する。光源は、多くの場合、可撓性を有する光ファイバケーブルによって内視鏡に連結され、ガラスやプラスチック製の光ウェーブガイドや光ファイバによって光を供給する。わずかにオフセットされた二方向から領域を観察するための二以上の光学システムを近位端に組み込むことにより、立体像による観察を提供する内視鏡もある。これらの内視鏡は複数の画像チャンネルを含むが、電子ディスプレイ上には手術野の一個のビューが提供されるだけである。

30

40

【 0 0 1 1 】

内視鏡は、再利用可能か使い捨て可能、あるいは、一以上の使い捨て又は再利用可能な部品に分解される。再利用可能な内視鏡の利点は、通常、高品質であると共に耐久性のある設計となっていることである。欠点としては、消毒後の画質の劣化が挙げられる。消毒は、蒸気オートクレーブやETO（エチレンオキシド）、グルタルアルデヒド、Steris（過酢酸）、Sterrad（過酸化水素プラズマ）、他の苛性薬品等の方法及び温度を用いて実施する。消毒プロセスにより光学コーティング、セメント、表面が劣化し、更に機械部品に有害な作用をもたらすことがある。再利用可能な内視鏡の別の欠点は、初期コストが比較的高いことである。使い捨て可能な内視鏡は繰り返して行われる消毒による害は受けず、ある外科的処置から次の外科的処置に移るときに生じる汚染（*c r o s s -*

50

c o n t a m i n a t i o n) の危険も少ない。大量に購入されるだけでなく耐久性が必要とされないので、初期コストは再利用可能なものよりも低い(但し、一回当りの使用コストは通常、より高い)。各デバイスのタイプの欠点と一回当りの使用コストを最小限にしつつ利点を最大限にするために、部分的に使い捨て可能で部分的に再利用可能な各種内視鏡が設計されている。

【 0 0 1 2 】

【課題を解決するための手段】

本発明は二以上の別個のビューを作り出す二以上の光学チャンネルを有する内視鏡に関する。本発明の内視鏡は、胃底ヒダ形成、肥満管理用の胃のステープル処理、失禁管理用の膀胱頸部スリング処置、その他複数の内部ビューの存在が好便である処置等の各種外科的

10

【 0 0 1 3 】

従って、本発明は、その一様相において、二以上の別個のビューを作り出す二以上の独立した光学チャンネルを有し、各前記光学チャンネルは対物レンズと、画像を撮像又は観察する手段とから構成され、各チャンネルは更に次の要素群 a) ~ c)、即ち、a) 光学リレーシステム、b) 接眼部、及び c) 前記対物レンズによって得られた画像を画像センサとディスプレイ装置に送るのに適した結合レンズのうちの二以上を任意的に有し、各対物レンズが内視鏡の長さ方向に異なる位置に設けられている内視鏡に関するものである。

【 0 0 1 4 】

また、別の様相において、本発明は、

- a) 遠位端関節部を備えたシースと、
 - b) 前記関節部のチップにおける第一の位置と前記シースの長さ方向に沿った第二の位置の間に分散して設けられ、且つ、前記関節屈曲チップの関節運動により共同動作を行うための位置関係に置かれるステープラ構成要素と、
 - c) 前記遠位端チップに設けた第一の対物レンズと、
 - d) 可撓シースに沿った前記第二の位置に設けられた第二の対物レンズと、
 - e) 前記第一の対物レンズにより得られた画像を前記内視鏡に接続されたディスプレイ装置に送る第一の光学チャンネルと、
 - f) 前記第二の対物レンズにより得られた画像を前記内視鏡に接続されたディスプレイ装置に送る第二の光学チャンネルと
- を含む G E R D 内視鏡に関するものである。

20

30

【 0 0 1 5 】

更に別の様相において、本発明は、

- a) ステープルデバイスの要素を受けるのに適したソケットと、
 - b) 少なくとも 1 個の照明チャンネルと、
 - c) 光学リレーシステムに接続された少なくとも 1 個の対物レンズと
- を含む G E R D 内視鏡用遠位端チップに関するものである。

【 0 0 1 6 】

この内視鏡が作出するマルチビューの各々は、次の特性を有する。

40

- ・視角は、内視鏡の機械的な軸に対して $0 \sim 180^\circ$ である。
- ・各光学チャンネルの視野は、最大で 180° 以上の円形とすることができる。
- ・各光学チャンネルの視野は、正方形や長方形、円筒状 (c y l i n d r i c a l)、ドーナツ状断面、他の形状等、非円形であってもよく、切り子面が形成されていてもよく、各視軸に対し 180° 以上の角度範囲を有してもよい。
- ・医療用途の場合、観察対象は、人間や動物の体の内部又は外部の一部、内視鏡の一部、又は処置に用いられる手術器具とすることができる。
- ・工業的用途の場合、工業的処置に用いられる内視鏡や他の器具の一部等、どのようなものを観察してもよい。
- ・内視鏡は、電磁スペクトルの可視、紫外、赤外又は X 線部分において動作することがで

50

きる。

【0017】

次の特徴のうちの一以上を本発明に含めることができる。

- ・ 電子的にビューを得るための一以上の画像センサ
- ・ 電子的に得られたビューへの視覚的に見られるようにするための一以上のディスプレイ
- ・ 眼によってビューを直接見られるようにするための一以上の接眼部
- ・ 一以上の画像チャンネルが立体画像を提供するようにしてもよい。
- ・ 使い捨て可能な一以上の部分及び再利用可能な一以上の部分
- ・ 一以上の内蔵された機能（手術用ステープラ、レーザデリバリ等）
- ・ 一以上の手術器具挿入用作業チャンネル
- ・ 画像化のため、又は、フォトキュアリングやフォトイニシエーション等の治療のための十分な照明を提供するための一以上の照明チャンネル
- ・ 使い捨て可能、レスポザブル（使い捨てだが複数回使用可能）あるいは再利用可能であってもよい、剛性、半剛性あるいは可撓性のシース
- ・ 一以上の軸方向における遠位端チップ又は中間部の能動的あるいは受動的な関節運動

10

【0018】

各光学チャンネルは一以上の対物レンズを含み、一以上のリレー光学システムを含んでもよい。対物レンズはシーンの画像を形成する。リレー光学システムは、空間における或る位置から別の位置へ画像を送るものである。内視鏡ではリレーシステムを用いて、対物部により形成された画像を、対物画像面から、画像を視覚的に見られるようにするために使用されるセンサや接眼部の焦点面へ送る。対物光学システムは、ミラー、プリズム、球面あるいは非球面のガラスレンズやプラスチックレンズ、GRINレンズ、回折レンズ、回折／屈折ハイブリッドレンズ、フレネルレンズ、その他の光学要素、フィルタ、絞り、機械的スペーサ、レンズハウジング等の要素を含んでもよい。対物部の光学系は、固定焦点距離、可変焦点距離（「連続ズーム」）あるいは多焦点距離（「ステップズーム」、即ち「パワーチェンジャ」）を有している。リレー光学システムは、ミラー、プリズム、球面あるいは非球面のガラスレンズやプラスチックレンズ、屈折率分布型レンズ、回折レンズ、回折／屈折ハイブリッドレンズ、フレネルレンズ、光ファイバイメージガイド、光学的に透明なロッド（ガラス、プラスチック等）、絞り、機械的スペーサ、ハウジングから構成することができる。

20

30

【0019】

この内視鏡は、一又は複数の接眼部、一又は複数の画像センサ又はその両方を介した観察を可能にする。接眼部は通常、人間の眼における光学系と関連して動作するように特別に設計されたガラスレンズ又はプラスチックレンズである。これらは、画像センサと接眼部の間に結合光学系を設けて画像センサと共に使用してもよい。接眼部の構成はガラスレンズやプラスチックレンズに制限されず、回折レンズ、屈折率分布型レンズ、フレネルレンズ、その他のタイプのレンズ等のより特殊な光学要素を含めてもよい。接眼部の光学系は、固定焦点距離、可変焦点距離（「連続ズーム」）又は多焦点距離（「ステップズーム」、即ち「パワーチェンジャ」）を有する。この内視鏡は、接眼部や対物部、センサの焦点を積極的に合わせる方法を含んでもよいし、これらの要素を固定焦点としてもよい。

40

【0020】

通常、画像センサは光子を電気信号に変換する電子光学デバイスである。可視スペクトルの場合、電荷結合素子（CCD）や相補型金属酸化物半導体（CMOS）センサが通常用いられる。赤外スペクトルの場合、シリコンセンサや鉛塩センサが通常用いられる。紫外スペクトルの場合、ドーブシリコンセンサが通常用いられる。X線スペクトルの場合、マイクロチャンネル光ファイバプレート等の波長変換素子がCCDセンサと組み合わせて用いられる。画像センサを用いる場合、センサに提供された画像を見るためには、独立したディスプレイが必要である。

【0021】

一以上の電子センサを用いる場合、一人以上の手術チームメンバーに画像を提供するため

50

に一以上のディスプレイが用いられる。ディスプレイのタイプとしては、陰極線管、フラットディスプレイパネル、ヘッドマウントディスプレイ、容量ディスプレイ等が挙げられる。ディスプレイは独立していてもよいし、内視鏡自体に組み込まれていてもよい。複数のビューを単一のディスプレイに画像化してもよいし、複数のディスプレイを用いて複数のビューのうちの一以上を個々に表示してもよい。同一のディスプレイに複数のビューを表示する場合、ビューをスクリーン上に同時にタイル状やその他の配列に並べてもよいし、スイッチによりビューを切り替える方法もあり、この場合一度に一個のビューが表示される。その他の情報を一以上の画面に表示することもできる。表示されるその他の情報としては、どのビューがアクティブか（ビューを切り替える場合）、内蔵手術器具の状態、関節屈曲の状態（能動的に関節運動できる内視鏡の場合）、シースの曲げ角度や形状（可撓性を有する内視鏡の場合）、センサの読取り値、生命兆候（生命機能モニタデバイスを含む内視鏡又は生命機能モニタデバイスと共に用いる内視鏡の場合）が挙げられるが、これらに限定されるものではない。

10

20

30

【0022】

複数のビューの各々に対し、立体視による観察手段、単眼視による観察手段、あるいは双眼視による観察手段を設けることができる。単眼視による観察では、一個の接眼部を介して片方の眼に二次元画像が提供される。双眼視による観察では、同一の画像が二個の接眼部を用いて両眼に提供されるが、これはまだ二次元の画像である。立体画像は、被写領域の僅かにずれたビュー（「左ビュー」及び「右ビュー」と呼ぶ）を各眼に与えることにより創出される。システムを適切に設計し組み立てれば、人間の脳は左右のビューを「融合」する。これは人間の視覚を模擬したもので、これにより奥行き認識が向上する。内視鏡では、装置内に2系統の光学チャンネルを構成することにより立体画像が創出される。直視式立体内視鏡では、二個の接眼部から眼で直接見ることでこれらの画像が観察される（双眼視）。電子立体内視鏡では、二個の光学ビューの焦点が一以上の電子センサ上で合うようにし、立体電子ディスプレイや容量電子ディスプレイにより観察する。本発明のマルチビュー内視鏡は、一以上の物体の別個のマルチビューを提供するものであり、各ビューは立体画像であっても、立体画像でなくてもよい。ここで重要なのは、本発明のマルチビューは、立体画像システムで使用される「僅かにオフセットされたビュー」とは同一ではないことである。立体画像システムとは異なり、本発明における観察角度（viewing angles）は互いに独立である。本発明の別個のビューは、「融合」を目的としたものではない。

【0023】

本発明の内視鏡は全体が再利用可能であってもよいし、全体が使い捨て可能であってもよいし、部分的に再利用可能で且つ部分的に使い捨て可能であってもよい。内視鏡の使い捨て可能部分には、光学要素の全て又は一部を含めてもよいし、光学要素を全く含めなくてもよい。使い捨て可能な部分には、内蔵手術器具の全て又は一部を含めてもよいし、内蔵手術器具を全く含めなくてもよい。使い捨て可能な部分に、センサや接眼部を含めてもよいし、含めなくてもよい。

【0024】

本発明の内視鏡には、内蔵手術器具を組み込むことができる。この器具の例としては、ステープル機械装置、薬品デリバリデバイス、縫合デバイス、切削器具、レーザデリバリシステム、焼灼システム、立体画像装置、洗浄システム、フォトイニシエーションシステム、フォトキュアリングシステム、光力学療法装置、吸引器具、センサ、電子デバイス、加温システムや冷却システム等が挙げられるが、これらに限定されるものではない。

40

【0025】

別の方法として、本発明の内視鏡は、一以上の作業チャンネルにより上記のような器具の使用を可能にすることができる。この場合、内視鏡内に器具を組み込まず、別体の装置として、内視鏡内の障害物のない通路に挿入することにより手術部位に導かれる。

【0026】

本発明の内視鏡には、画像化に必要な光を提供するための一以上の照明チャンネルが設け

50

られる。各ビューが独自の照明源を有してもよいし、一系統の照明チャンネルで複数のビューに対して十分な照明を提供してもよい。照明チャンネルは、ガラス製、プラスチック製又は中空の光ファイバや光ウェーブガイド等の要素を含む。これらは、液体充填ケーブルや光ファイバケーブルを介して外部光源に接続される。これらと共に機械的アダプタを用いてもよく、該アダプタにはレンズ、テーパ光ファイバ、外部光源から内視鏡照明システムへ効率的に光を送るためのその他の手段を含めることができる。内視鏡は、LED（発光ダイオード）等の内蔵光源を介して手術部位に光を提供することもできる。その他の光源を内視鏡の内部に設けてもよいし外部に設けてもよい。例えば、透過照明を採用でき、この場合、体の外部や体内の隣接空間から光が組織を通過して手術部位に到達する。

【0027】

10

内視鏡を、剛性、半剛性（展性を有する）あるいは可撓性を有する外部シースに入れてもよい。このシースは、使い捨て可能、レスポザブル（使い捨てだが複数回使用可能）あるいは再利用可能とすることができる。

【0028】

可撓内視鏡には、内蔵された能動的関節運動手段を設けることができる。関節運動は、手術部位の様々なエリアを観察するのに用いることができ、また、体内の複雑な通路を内視鏡が通る際に案内したり、手術処置中に各種器具を案内、配置したりする。関節運動は、医師が内視鏡近位端のレバーやその他の制御部を操作することにより制御されるか、ロボットやその他の手段によって制御されてもよい。

【0029】

20

本発明の上記の又は他の特徴や利点は、添付図面を参照した好ましい実施形態についての次の説明により更に理解されるであろう。但しそれらは単に例示に過ぎず、本発明はそれらに限定されるものではない。

【0030】

【発明の実施の形態】

本発明によるマルチビューの各々は対物レンズによって形成される。図1に、典型的な内視鏡対物部（1）の構成を示し、その特性をいくつか図示する。内視鏡の遠位端チップの機械的な軸と内視鏡対物部に入る光の光学軸との角度（ α ）は「視角」である。この視角は、単に遠位端チップの機械的な軸と光学的な軸の関係のみを示すものであって、内視鏡の遠位端チップの関節運動（図7）により提供される観察方向の変化を考慮していない。視角の典型的な値は0～120°である。通常、零でない視角は、対物光学系内のプリズムやミラーによって達成される。内視鏡対物部の視野（ β ）は、レンズが画像を捉えることができる対象空間の角度範囲である。視野は、0°近くのかかなり狭い場合もあるが、また、180°までの範囲をとり得る。例えば、望遠鏡は高倍率であるが視野が非常に狭く、一方、広角レンズ（画像が湾曲して見えることから「魚眼レンズ」としても知られている）は低倍率であるが広視野である。視野が広いほど、細部は画像内に小さく現れる。対象物（2）の画像（3）は、対物レンズの最終表面上又はその後方に位置する。

30

【0031】

図2（a）～図2（e）から分かるように、対物レンズ（1）により形成された画像（3）は、内視鏡の近位端での観察のために検出器に送らなければならない。人間の眼（6）で直接観察するために接眼部（5）を用いてもよく、また、光学画像を電子信号に変換する光電子センサ（7）（CCDセンサ、CMOSセンサ等）上に画像を形成してもよい。その後、この電子信号はビデオモニタ、フラットパネルディスプレイ、ヘッドマウントディスプレイ、液晶ディスプレイ等のディスプレイに送られ、そこで一以上の人々が画像を観察することができる。図2（a）～図2（e）は、本発明による各観察チャンネルの構成をいくつか示す。図2（a）は、リレー光学システム（4）を介して接眼部（5）と接続された対物レンズ（1）を示す。リレーとは、対物画像面から他の場所へ画像を送る内視鏡の光学サブシステムである。通常、内視鏡は、対物部の第一の面から対物画像面までの距離に比べてかなり長いいため、観察光学系を用いてアクセスできる内視鏡の近位端にリレーを用いて画像を送る。リレーにはレンズや他の光学画像要素を含めてもよく、また別の

40

50

方法として、コヒーレント（オーダード（*ordered*））光ファイバイメージガイドを用いて画像を送ってもよい。可撓内視鏡や半可撓内視鏡には通常光ファイバイメージガイドを使用し、剛性内視鏡には通常一連のガラスロッドやレンズから成るリレーが含まれる。図2（b）は、対物レンズ（1）と、結合レンズ（8）を介して光学的に接続された画像センサ（7）と共に用いられる接続リレー（4）を示す。結合レンズはリレーの近位端の画像をセンサ表面に結像させ、そこで画像が電子信号に変換され、観察のためのディスプレイに送られる。図2（c）は、図1のように構成された内視鏡が、接眼部（5）のマウントにクリップされあるいは取り付けられた結合レンズ（8）を介して画像センサ（7）に接続される構成を示す。図2（d）は、リレーシステムを用いず、対物画像面からの画像（3）を結合レンズ（8）を介してセンサ（7）の表面に直接結合する構成を示す。図2（e）に、センサの表面を対物の画像面に直接設けた同様の例を示す。この種の内視鏡は「チップ付きスティック（*chip-on-a-stick*）」と呼ばれることがあり、センサを外部やシャフト近位端に設ける代わりにシャフト遠位端部に埋め込むものである。

10

【0032】

画像センサを用いる場合、本発明によって提供されるマルチビューを表示する多くの選択肢がある。各々が一又は複数のビューを表示する一又は複数のディスプレイを用いることができる。例えば図3に示すものなどが挙げられるが、これらに限定されるものではない。各例において、ディスプレイには例えば内蔵手術器具の状態、関節運動の状態、生命兆候モニタからの読出し値等、その他の情報を表示してもよい。図3（a）に、単一のディスプレイに複数のビュー（1）及び（2）を配置した例を示す。これらのビューの形状はどのようなものでもよく、等しいサイズである必要はない。図3（b）に、単一のディスプレイ上で必要に応じてビュー（1）と（2）を切り替えて見られるようにした例を示す。別の本発明の好ましい実施形態においては、複数のディスプレイを設けることによって複数のビューを表示するようにしている。各ディスプレイは同時に、単独であるいはビューを切り替えることにより見ることができ一以上のビューを含むことができる。状態表示や他の情報はディスプレイに全く表示しなくてもよく、一台以上のディスプレイに表示してもよい。図3（c）に示すように、あるディスプレイにはビュー（1）を単独で表示し、別のディスプレイにはビュー（2）と（6）を切り替えて表示し、更に別のディスプレイにはビュー（3）、（4）、（5）と状態表示（7）を同時に示す。

20

30

【0033】

図4に、単眼視による観察、双眼視による観察、立体像による観察のための各タイプの接眼部を示す。重要なことは、立体像による観察はマルチビューのうちの一以上のビューに対して行うことができるが、立体像による観察を提供するのに用いられる光学系では、本発明において定義されている「マルチビュー」を提供できないことである。主な差異は、立体光学チャンネルは同一の対象エリアの僅かにずれた複数の画像を提供するのに対し、本発明においては、マルチビューを提供する複数の光学チャンネルは実質的に線又は角オフセット（*linear or angular offset*）あるいはその両方を有し、同一の対象エリアの画像を提供するものではない。図4（a）に、接眼部を含む内視鏡で多く用いられている単眼視による観察の概略図を示す。一個の接眼部（5）により片方の眼（6）（左右どちらでもよい）で画像を見られるようにする。図4（b）に示すように、双眼光学系は分離した光学系を用いて全く同一の画像を二個の接眼部（一個の眼に対して一個の接眼部）を介して両方の眼に提供する。ここで添え字のL及びRは、接眼部（5）と眼（6）の両方における左と右をそれぞれ示す。図4（c）に示す立体像用接眼部の配置は、オフセットされた二個の接眼部（5L、5R）を介し、各眼（6L、6R）に画像の僅かにずれたビューを提供する。これは、各眼が僅かにずれたビューをとらえ、奥行きを認識できる通常の人間の目を模擬したものである。

40

【0034】

本発明の好ましい実施形態によれば、マルチビューの各ビューは、単一の対物レンズ（立体像による観察の場合は一对の対物レンズ）で形成される。このことは、一個のビューに

50

対して一個の光学チャンネル（立体像による観察の場合は二個の光学チャンネル）が遠位端部に存在することを意味している。これら独立した光学チャンネルは、図5（a）に示すように内視鏡全体に亘って連続してもよい。図5（a）は、二個のビューを有する内視鏡を示している。各ビューは、それぞれの光学チャンネルを介して別々の画像センサ（7）に送られる。二個のビューが存在するので、二個のリレー（4）、二個の結合レンズ（8）及び二個のセンサ（7）が存在する。図5（b）に、内視鏡が二個のビューを有する代替の構成が示されている。これは、各ビュー用の対物部（1）とリレー光学チャンネル（4）を有し、一個の結合レンズ（8）と一個の画像センサ（7）で両方のビューを撮像する。結合レンズとセンサはこれらのビューを同時に画像化するか、あるいは、能動的又は受動的にビューを切り替えることにより一度に一個のビューを画像化する。図5（c）に示す代替の構成は、二個のビューを撮像する二個の対物部（1）を有し、単一のリレーシステム（4）、結合レンズ（8）、センサ（7）によりビューの観察を可能にしている。図5（b）に示すシステムのように、二個のビューを同時に観察するか、一個のビューずつ観察する。図5（d）に、二個のビューを有し、そのうち一個が立体画像を提供する内視鏡を示す。上（非立体）のビューは、単一の光学チャンネルにより送られる。また、下（立体）のビューは、遠位端部において僅かにずれた二個の光学チャンネルを含む。これら二個の光学チャンネルは、僅かに異なる位置から見た対象物の画像を提供する。これは、各眼がそれぞれの位置からシーンをみて、脳が各眼に映った画像の差を統合して奥行き情報を得る通常の人間の視覚を模擬するものである。

10

20

30

40

50

【0035】

本発明の別の好ましい実施形態においては、内視鏡は単一又は複数の照明チャンネルを介してビューに照明を提供する。図6は、二個のビューを有する内視鏡（図5（a）に図示したようなもの）に、各ビューに対して独立した照明チャンネルを設ける構成を示す。外部の光源（20）からの光は、液体充填ケーブルや光ファイバケーブル（21）を介して内視鏡に送られる。接合部の結合光学系（22）によって、光は効率的に内部照明ファイバ（23）に確実に接続される。照明ファイバは、各ビューに個別に光を提供するため、内視鏡内部で二チャンネル（24、25）に分けられる。

【0036】

本発明では、剛性シース、半可撓シースあるいは可撓シースを用いる。内視鏡が可撓性を有する場合、一以上の軸方向に関節運動させることもできる。図7に、可撓シースを一つの軸方向に90°関節運動により変位させた例を示す。

【0037】

次に、本発明の一例として、胃食道逆流疾患（GERD）の新しい手術治療を実施できる二系統の光学チャンネルを有する内視鏡について説明するが、本発明はこれらに限定されるものではない。

【0038】

この新しい処置法はこれまでの治療例に替わるものであり、上記の国際特許出願（PCT/IL01/00238）において記載されている。この処置は、少なくとも一つの可撓部（好ましい実施形態においては関節部）とステープルデバイス（ステープル発射部及びアンビル部を含む）とを設けた手術内視鏡デバイスを用いて実施する。本発明の好ましい実施形態では、ステープル発射部（カートリッジということもある）は関節部の近位端近くに配置され、アンビル部は関節部の遠位端部又は遠位端チップに配置される。

【0039】

本発明の好ましい実施形態では、内視鏡に二方向関節運動システムが採用されている。この場合、一定の曲率半径で関節部を完全に曲げることにより、ステープラの二つの部分の位置を合わせることができる。更に、アンビル部に収容されている二本のアライメント/ロックピンを伸張しステープル発射部の受け部に係合、ロックすると、ステープルデバイスの前記二つの部分は正しい動作関係になる。

【0040】

ステープル発射部は、単一又は複数のステープルアレイを有するステープルカートリッジ

を含む。各アレイは一又は複数のステーブルから構成される。ステーブルアレイは、近位側の手段により駆動可能なカムにより駆動されるステーブルプッシャーにより発射される。ステーブルカートリッジは、近位側の駆動デバイスの動作による各ステーブルアレイの発射後に割り出し可能となっている。

【0041】

GERD処置用内視鏡デバイスは、観察手段（通常はビデオカメラ）を含むことが好ましい。本発明の好ましい実施形態では、二系統の独立した光学チャンネルを設けて、二個の独立した画像、即ち遠位端チップのアンピルのエリアからの画像と内視鏡シャフトのステーブルカートリッジのエリアからの画像、を提供する。当業者には明白なことであるが、通常、観察のためには照明装置を設ける必要がある。更に、他の従来の内視鏡デバイスや付属品（水及び／又は空気の供給部及び／又は吸引部、及び／又は超音波部等）を設ける。

10

【0042】

従って、上記に基づき、本発明の好ましい例示的实施形態は次の構成要素を含む。

- ・複数の光学チャンネル；

挿入及びステーブルを遠位端部（ステープラアンビルを含む）から視覚化するための、遠位端チップに設けられた光学チャンネル；

ステーブルの食道への貫通を「ステープラ側」から視覚化するための内視鏡側壁のステーブルバックストップに配設された第二の光学チャンネル；

20

- ・光学システムの要素を含んでもよい内視鏡シャフトに沿って中間に設けられたステーブルモジュール。このモジュールは使い捨て可能であることが好ましいが、レスポザブルなものや再利用可能なものであってもよい；

- ・光学システムの要素を含んでもよい遠位端チップに設けられたステープラアンビルモジュール。このモジュールは使い捨て可能であることが好ましいが、レスポザブルや再利用可能なものであってもよい；

- ・胃底部を伸張してステープラを位置決めするための強靱な一方向関節部（例えば約270°に亘って関節運動できる）；及び

- ・両方のビューを同時に示す一個のディスプレイ（任意的に、内視鏡関節運動やステーブル操作あるいはその両方の状態を示す）。

【0043】

30

図8に、本発明のデバイスの遠位端部の概略を示す。この部分は、2で示す固定された非湾曲部（ここに、ステープライジェクタ、「ステープラビュー」光学チャンネルの対物光学系を配置する）、関節部3、長さ「1」の遠位端部4を含む。

【0044】

関節部3は従来の内視鏡のものと設計上は同様であるが、いくつかの特徴を有する。位置合わせを簡略化すると共に精度を最大にするために、一方向関節運動の設計を採用した。これは関節部は一方向にのみ動くようになっている（即ち、内視鏡の遠位端は直線状態から一方の側のみに動くことができる）ことを意味する。次に、このデバイスは、所望の医療処置を実施するために従来の内視鏡より大きく湾曲しなければならない。最後に、この関節部は、胃底部の伸張やステーブルの際に組織に対して大きな力を提供できるように十分強固でなければならない。

40

【0045】

固定部2はステープラカートリッジを含む。ステープライジェクタは側面発射設計のものであり、アンビルを必要とする。アンビルは遠位端チップの端部に配置される。ステープラカートリッジとアンビルモジュールは交換可能であり、シャフトと遠位端チップに設けたポケットに嵌装される。図8では、これらのポケットをそれぞれ1と1Aで表す。1と1Aのステーブル要素がステーブル組立体全体を構成する。

【0046】

デバイスの関節運動は従来の方法で行う。関節運動の駆動の機構や動作は当業者にはよく知られているので、簡略化のためここでは説明しない。

50

【 0 0 4 7 】

図 9 に、図 8 のデバイスが完全に湾曲した状態を示す。関節部 3 は、固定曲率半径 r で湾曲角度 ϕ 曲げられている。半径 r と長さ L (図 8) の値は、固定値 l (剛性遠位端チップの長さ) 及び y (ステープルカートリッジから内視鏡遠位端部の曲げ部分と固定部分の接合部までの距離) を用いて、デバイスを完全に湾曲させたときにステープラ組立体の二個の部分が正確に位置合せされるように決められる。

【 0 0 4 8 】

外科的手続の間、ロックピンを伸長させて図 9 に示す位置に内視鏡を保持することによって正確なアライメントが達成される。本発明の好ましい実施形態では、ロックピンはステープラのアンビル部に収容されている。駆動部 (図 11 において 1 で示す) を用いて、医師は胃底部の組織と食道の壁を貫通させてピンを伸長し、ステープルイジェクタモジュールのソケットに係合させる。ロックピンを伸長する方法は当業者にはよく知られており、よってここでは簡略化のため説明しない。

10

【 0 0 4 9 】

図 8 に示すように、患者の内部に挿入したデバイスの長さの情報を提供するために位置決めマーク 4 を患者の外側にあるデバイス端部に設けてもよい。

【 0 0 5 0 】

ステープルが配置されたときにその両側を見るために、また、胃底部と食道の組織の両方を適切に確実に結合させるために、本発明の好ましい実施形態では、二系統の光学チャンネルを用いる (図 10 (a))。この実施形態では、対物レンズ 1 は内視鏡の遠位端からの画像 (「遠位端ビュー」) をとらえる。可撓光ファイバイメージガイド 2 はこの画像を近位側に約 12 cm 送り、そこで結合レンズ 6 によって CCD センサ 8 上に結像される。このビューはビデオモニタのメイン部 (図 12 における 1) に映し出され、挿入、伸張、ステープルの際に用いられるため常に表示される。同時に、「ステープラビュー」 (図 12 における 2) が CCD の一角に投影され、そしてモニターの一角に映し出される。これは、図 10 (a) において位置 5 に設けたステープラの近傍の内視鏡シャフトから横方向を見たビューである。この画像の光路は、内視鏡の軸に対し直角方向にある物体から始まる。光路は、ステープラバックストップ 3、ステープラモジュールの透明部を通り、直角プリズム 4 と対物レンズ 7 の助けをかりて、CCD 8 上に画像が作製される。このビューはステープル工程にのみ有効にされる。ステープル後は、遠位端ビューには胃側からの閉じたステープルが表示され、ステープラビューには食道側からのステープルが表示される。これらのマルチビューは、次のショットへ向けて器具を再配置する前に、各ステープルが適切に配置されたという自信を提供するものである。

20

30

【 0 0 5 1 】

各ビューへの照明を制御することにより必要のない場合に第二のビューをオフに切り替えるオプションをディスプレイに設けてもよい。第一のビューは通常連続してアクティブにするが、オフに切り替えることもできる。

【 0 0 5 2 】

図 10 (b) は、内視鏡の近位端に向かって見た図 10 (a) の光学システムの A - A 断面図である。内視鏡シース 9 の内部で各種光学要素がどのように配設されているかを示す。

40

【 0 0 5 3 】

図 11 は内視鏡の遠位端チップを示す。ステープラ組立体のアンビルモジュールはソケット 1 に嵌装される。アンビルに含まれるロックピン用アクチュエータを 2 で示す。吸引あるいは洗浄用のチャンネルを 5 で示す。画像チャンネルを 4、照明ファイバを 3 で示す。

【 0 0 5 4 】

本発明の好ましい実施形態の内蔵手術器具は、ステープラ、アンビルモジュール、吸引手段から構成される。ステープルリムーバを含めてもよい。ステープラモジュールは使い捨て可能でも、レスポザブルでもよい。内視鏡の使い捨て可能部分として、光学チャンネルの部品、外部シース、内視鏡を経口挿入する際の「バイトブロック」、他の内視鏡部品

50

を更に含んでもよい。ステーブルモジュールは、一ショットに一個のステーブルを配置するものでもよいし、一ショットで複数のステーブルをパターン化して配置するものでもよい。ステーブラは、各ショット後に自動的に前進される複数のステーブルのアレイを一以上含む。

【 0 0 5 5 】

ディスプレイには、内視鏡の各種機能に関する状態表示を設けてもよい。例えば、図 1 2 では、3 は遠位端部の関節屈曲状態を示し、4 は内視鏡の長手軸回りの回転を示し、5 はステーブラの状態を示す。

【 0 0 5 6 】

患者の胃底ヒダ部分形成は、本発明の内視鏡を用いて、次のステップ a) ~ f) により実施される。 10

a) 患者の胃底部に係合し、それを食道下部に向けて移動させるように内視鏡デバイスの遠位端を動かす。

b) 所定の角度前記内視鏡遠位端部を曲げ、前記ステーブル組立体を動作位置関係に置く。

c) 前記ステーブル組立体の前記二個の独立した要素の位置が合ったことを、前記内視鏡の観察手段によってそれらを観察することで判定し、前記内視鏡の遠位端部に設けたロックピンを伸長する。

d) ステーブルイジェクトデバイスから複数のステーブルを打出し、組織をその間で接続する。 20

e) ロックピンを解放し、前記内視鏡の遠位端曲げ部分を直線状に伸ばす。

f) 食道の軸に対して内視鏡デバイスを回転させ、所望の部分ヒダ形成を達成するのに必要な回数 (a) ~ (e) のステップを繰り返す。

【 0 0 5 7 】

このデバイスの機械的操作では、胃底部と遠位端チップに係合させそれを食道下部に向けて動かすようにデバイスの関節部を曲げる。この概略を図 1 3、図 1 4、図 1 5 に示す。図 1 3 においてデバイスの二種の位置を a と a ' で示す。位置 a ' は、デバイスを患者の口と食道を通して所望の位置に挿入した後の初期の位置である。位置 a は、デバイスの関節部を胃底部 6 に向かっての曲げ動作の開始を示す。チップを 5 で示す。

【 0 0 5 8 】

図 1 4 では、デバイスの曲げは、遠位端チップ 5 が胃底部 6 の壁に接し食道の下部に向けて押し上げ始めた段階に進んでいる。 30

【 0 0 5 9 】

図 1 5 では、デバイスの曲げは完了し、遠位端チップ 5 により胃底部 6 が初期の位置から食道下部付近の位置まで動かされた状況を示している。この位置において、チップ 5 により胃底部は正しい位置に置かれており、胃底部と食道をステーブル接合することができる。

【 0 0 6 0 】

図 1 6 は、図 1 5 に示した状況のより詳細な図である。ここには、食道 7 内の内視鏡シャフト 2 に設けられたステーブルカートリッジ 1 と、胃底部 6 内の遠位端部 5 に設けられたアンビル 1 A との間の位置合せの概略を示す。 40

【 0 0 6 1 】

ステーブル組立体を用いて図 1 6 における胃底部の下部 6 を食道の下部 7 に固定するためには、ステーブルが発射されたときに所望の仕事が達成されるように、要素 1 と要素 1 A を正しい動作位置関係に置くことが肝要である。ステーブル組立体の各部分を正しい位置関係に置けない場合、ステーブルが正しく位置決めされなかったりあるいはステーブルの針を折り曲げることができず、更にはステーブルが実施された箇所の組織を損傷するという危険が高くなる。

【 0 0 6 2 】

上述のように、本デバイスの設計によれば、適切な位置合せを確実に行うことができる。 50

外科医は、内視鏡の遠位端チップに設けた視覚手段を用いて、胃底部を適切に食道に向けて伸張すると共にこの位置合せを確実に行うことができる。更に、ステープラの二部分が相互に押圧されるので、それらの間の組織が圧縮されてカートリッジ側に設けた視覚手段を用いて組織を透過して見ることができる。最終的な位置合せは、ステープラのアンビル部に設けたロックピンを伸長することにより達成される。図 17 に、デバイスと組織の関連部分を示す。図 17 (a) において、複数のロックピン (全体を 11 で表す) は、アンビル組立体 1 A に収容されており、胃底部と食道の壁の組織を貫通して伸長され、ステープラカートリッジ 1 のソケットに係合している。ロックピンは、最終的な位置合せを行うだけでなく、引き続き実施されるステープル動作の際の締め付け力を強めるものである。

10

【 0 0 6 3 】

図 17 (b) に、ステープル動作を行った後の状態を示す。複数のステープル (全体を 10 で表す) は、動作を実施した特定の場所において、胃底部と食道を結合している。ステープルを注意深く検査した後、外科医はロックピンを後退させる。次に、外科医は内視鏡をまっすぐに伸ばし、回転させて次の位置にデバイスを移動させる。次の位置に達したら、曲げ / 位置合せ操作を繰り返し、更にステープル動作を行う。

【 0 0 6 4 】

本発明の実施形態を図示により説明したが、当業者であれば、本発明の精神から逸脱することなく、また請求項の範囲を越えることなく、多くの変更、変形、適合化を行って本発明を実施できることが理解されよう。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】

典型的な内視鏡対物部の概略を示す。

【 図 2 】

(a) ~ (e) は、単一の光学チャンネルを有する内視鏡の概略構成を示す。

【 図 3 】

(a) ~ (c) は、複数のビューを表示する選択可能な構成を示す。

【 図 4 】

(a) は、単眼視による観察用の接眼部の概略を示す。(b) は、双眼視による観察用の接眼部の概略を示す。(c) は、立体像による観察用の接眼部の概略を示す。

30

【 図 5 】

(a) ~ (d) は、二個のビューのための二系統の光学チャンネルの各構成例の概略を示す。

【 図 6 】

典型的な内視鏡照明システムの概略を示す。

【 図 7 】

関節を有する内視鏡シースの概略を示す。

【 図 8 】

本発明のデバイスの固定部分と湾曲した遠位端部の概略を示す。

【 図 9 】

図 5 (a) の内視鏡が一定の曲げ角度で曲がった状態を概略的に示す。

【 図 10 】

(a) は、二系統の光学チャンネルを示す光学組立体の概略図である。

(b) は、図 8 の組立体を遠位端部から見た断面図である。

【 図 11 】

内視鏡の遠位端チップの詳細図である。

【 図 12 】

本発明の好ましい実施形態におけるディスプレイの配置を示す。

【 図 13 】

本発明のデバイスを用いた胃底ヒダ形成における機械的処置の概略を示す。

50

【図 1 4】

本発明のデバイスを用いた胃底ヒダ形成における機械的処置の概略を示す。

【図 1 5】

本発明のデバイスを用いた胃底ヒダ形成における機械的処置の概略を示す。

【図 1 6】

ステープル前のデバイスの位置を示す。

【図 1 7】

(a) は、アンビルモジュールから伸長されステープルイジェクタモジュール内に固定されたロックニードルの概略を示す。

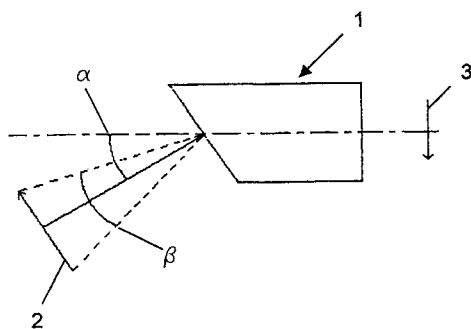
(b) は、ステープルが発射されロックニードルが後退された後の状態の概略を示す。

10

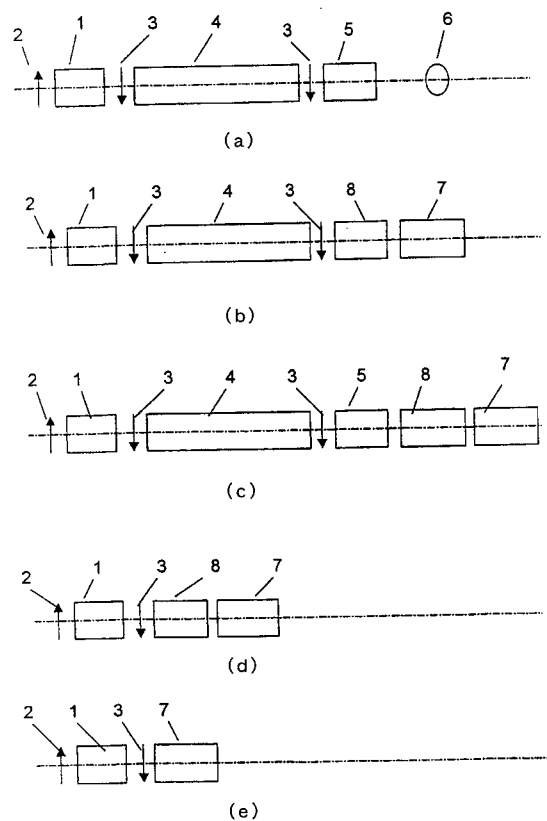
【符号の説明】

- 1 対物部（レンズ）
- 2 対象物
- 3 画像
- 4 リレー光学システム
- 5 接眼部
- 6 眼
- 7 センサ（画像センサ）
- 8 結合レンズ

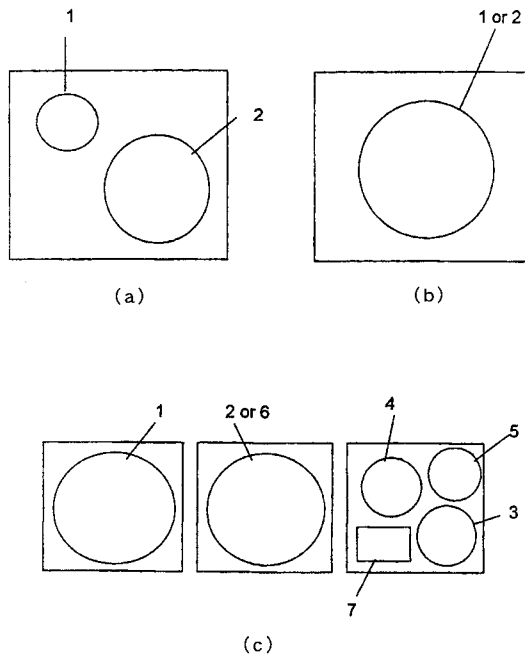
【図 1】



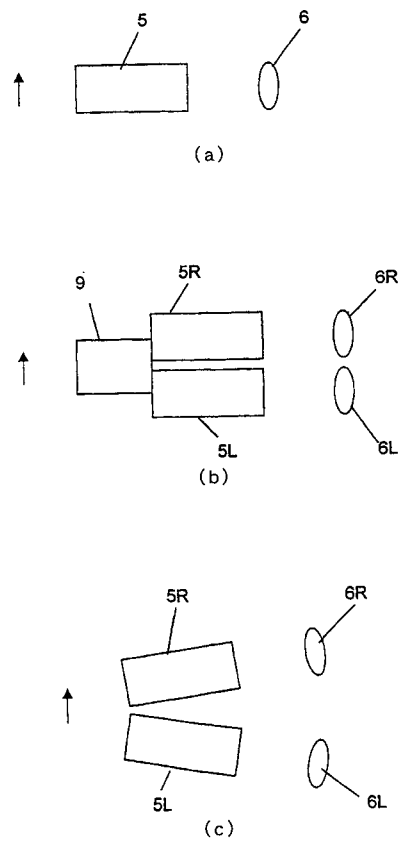
【図 2】



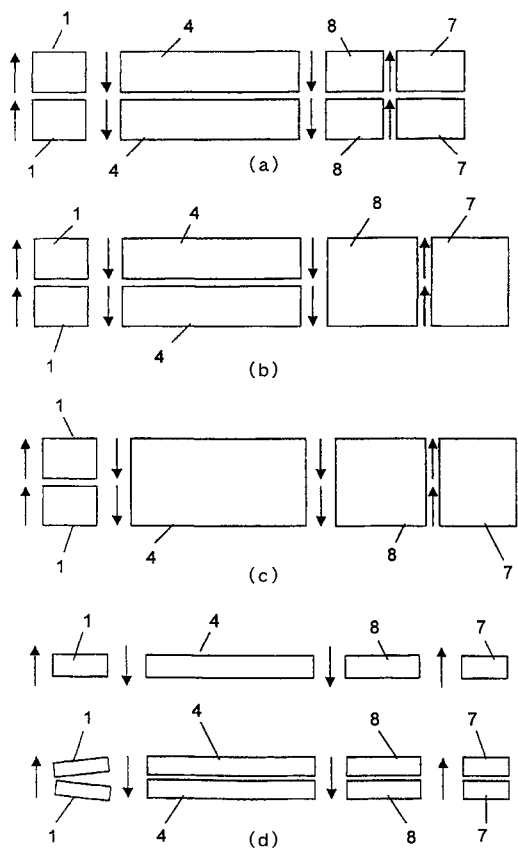
【 図 3 】



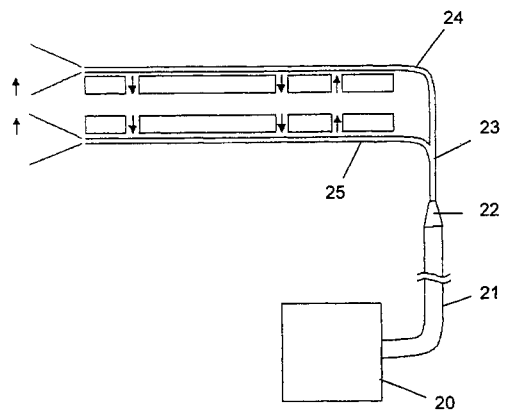
【 図 4 】



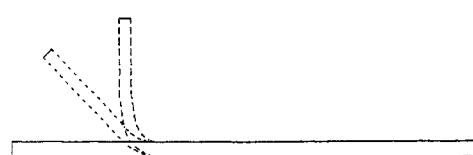
【 図 5 】



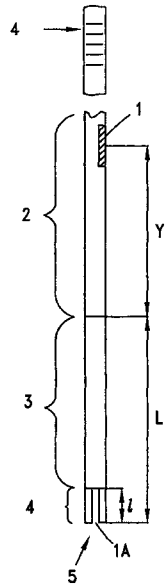
【 図 6 】



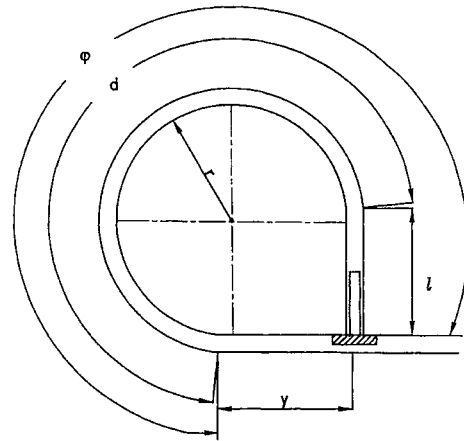
【 図 7 】



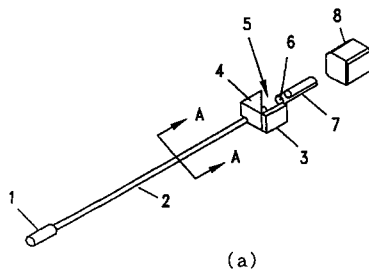
【 図 8 】



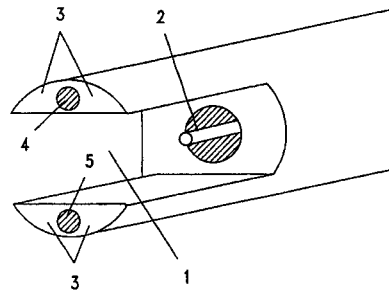
【 図 9 】



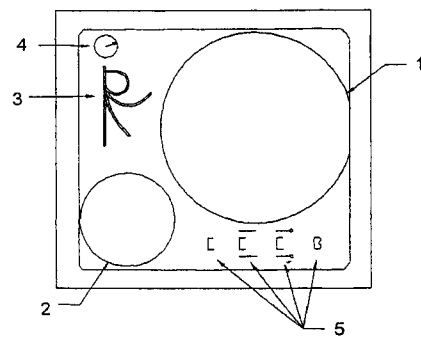
【 図 10 】



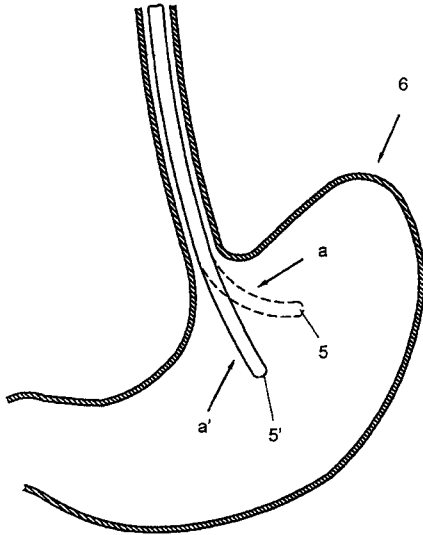
【 図 11 】



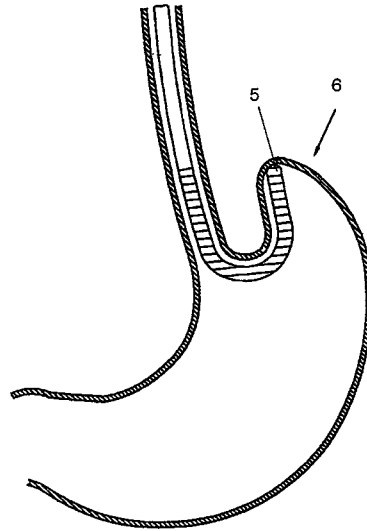
【 図 12 】



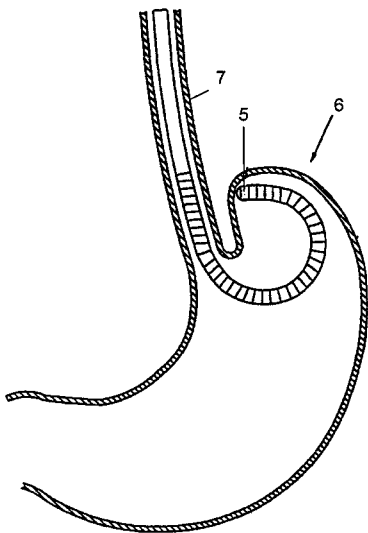
【図 13】



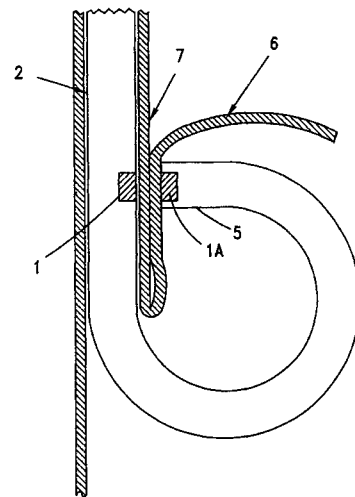
【図 14】



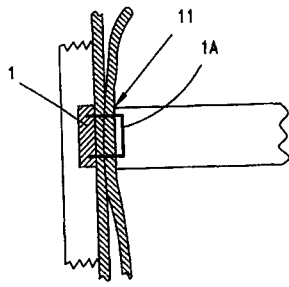
【図 15】



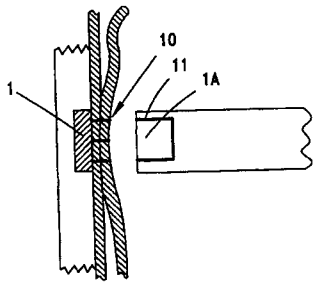
【図 16】



【図 17】



(a)



(b)

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
28 March 2002 (28.03.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/24058 A2(51) International Patent Classification: **A61B 1/00**

(21) International Application Number: PCT/IL01/00843

(22) International Filing Date:
6 September 2001 (06.09.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
138632 21 September 2000 (21.09.2000) IL(71) Applicant (for all designated States except US): **MEDI-
GUS LTD.** [IL/IL]; 3 HaAnan Street, 84247 Beersheva
(IL).(81) Designated States (*national*): AE, AG, AL, AM, AT, AU,
AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,
CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,
LK, LR, LS, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MZ, NO, NZ, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI,
SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU,
ZA, ZW.(84) Designated States (*regional*): ARIPO patent (GH, GM,
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian
patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European
patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE,
IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF,
CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD,
TG).**Published:**— without international search report and to be republished
upon receipt of that reportFor two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guid-
ance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the begin-
ning of each regular issue of the PCT Gazette.

(72) Inventors: and

(75) Inventors/Applicants (*for US only*): **SONNENSCHNEIN,
Elazar** [IL/IL]; 32 Rahavot Yavne, 84800 Beersheva (IL).
SONNENSCHNEIN, Minehu [IL/IL]; 12 Yelim Street,
85025 Meitar (IL). **CHINNOCK, Randal, B.** [US/US];
53 McGilpin Road, Sturbridge, MA 01566 (US).(74) Agents: **LUZZATTO, Kfir** et al.; Luzzatto & Luzzatto,
P.O. Box 5352, 84152 Beer-Sheva (IL).

WO 02/24058 A2

(54) Title: MULTIPLE VIEW ENDOSCOPES

(57) Abstract: The present invention relates to an endoscope comprising two or more optical channels that produce two or more distinct views. The endoscope of the invention is suitable for performing various surgical procedures, including funduplications, stapling of the stomach for obesity management, bladder neck sling procedures for incontinence management, and other procedures that may benefit from having multiple interior views. Such treatments may be performed percutaneously, or by gaining access via natural body canals such as the esophagus or urethra.

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-1-

MULTIPLE VIEW ENDOSCOPESFIELD OF THE INVENTION

The invention applies to the field of endoscopy. More specifically the invention provides an endoscope with two or more optical channels that produce two or more distinct views.

BACKGROUND OF THE INVENTION

GastroEsophageal Reflux Disease (GERD) is a common medical condition that affects approximately 44% of the US adult population to some degree. GERD symptoms are currently the most common reason that patients visit a gastroenterologist. The lower esophageal sphincter is a one-way valve that normally prevents stomach acids from entering the esophagus. Failure of the lower esophageal sphincter allows stomach acid to reflux upwards into the lower esophagus, typically after meals when the stomach is full and exerts greater pressure on the lower esophageal sphincter. Strong stomach acids will burn the delicate lining of the esophagus, causing "heartburn" or "acid indigestion" to occur. Heartburn is experienced as a burning or pressure sensation behind the breastbone, and can be accompanied by foul-tasting regurgitation into the back of the throat. Recurrent heartburn will damage the esophagus over time, and can lead to more serious conditions, including a cancer of the esophagus known as "Adenocarcinoma of the Gastroesophageal Cardia". Incidence of this particular type of cancer is rising in America and elsewhere.

Around 65 million Americans experience heartburn on a regular basis. The symptoms are uncomfortable, and most will seek some form of treatment. Options for treatment of acid reflux range from over-the-counter remedies and behavior modification (such as sitting up after meals or avoiding certain foods) to prescription drugs and surgery. Medications treat the symptoms of

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-2-

GERD, but do nothing to remedy the underlying cause. Drug treatments function by shielding the esophageal tissues for a period of time, stimulating their healing, or by suppressing stomach acid formation. All produce temporary effects and must be consumed on a regular basis. If the drugs are not taken, symptoms will very likely reoccur.

Surgical treatments are usually effective at eliminating the cause of acid reflux, and can be either open-incision or endoscopic (minimally invasive). The surgical procedure is designed to create a new functional lower esophageal sphincter or repair the damaged lower esophageal sphincter and thus prevent GERD. The most common surgical solution is to perform some variation of a procedure named "fundoplication". This surgery involves wrapping the fundus (upper body) of the stomach around the lower esophagus, which causes compression of the lower esophagus when the stomach is loaded with food. This effectively prevents acid reflux. The wrap of the fundus around the esophagus may be 360 degrees or less. More complete wraps are associated with inability or difficulty in belching or vomiting. Partial funduplications are therefore the preferred variation of this surgery. Funduplications may be performed in an open procedure, or using an endoscope with a percutaneous approach (inserting the endoscope through one or more incisions in the abdomen).

Very recently, trans-oral endoscopic procedures have been developed for surgical treatment of GERD. One procedure involves constricting the lower esophageal sphincter by suturing. Another procedure involves constricting the sphincter by injecting a material into the surrounding tissues to "fatten them up". Yet another procedure involves applying sufficient heat to surrounding tissues to stiffen them.

In copending International patent application PCT/IL01/00238 by the same applicant hereof, the description of which is incorporated herein by reference, there is described an endoscopic apparatus and procedure for performing

partial funduplications that provides an alternative to all of the above-mentioned options for the treatment of GERD.

Endoscopy is a mature class of surgery that came into wide use after the invention of the Hopkins "rod-lens" relay system in the 1960s. Prior to this breakthrough, endoscopes provided very poor image quality coupled with an inability to provide and transmit adequate illumination and were not suitable for most surgical and diagnostic applications. An endoscope is an optical instrument used to visualize the interior of the human body, through natural or surgical openings. The advantages of endoscopic procedures include less trauma to the patient, shorter (or no) hospital stay, less pain, faster healing, and generally lower cost per procedure. The advantages of open surgery include greater ability for the physician to see and manipulate structures. The earliest endoscopes relied on the physician to directly view the interior surgical site by looking through the eyepiece of the endoscope. As video camera technology evolved, endoscopes could be coupled to a video camera indirectly through a coupling lens attached to the eyepiece, or directly by coupling the image to the sensor without use of an eyepiece at all. The use of video displays allows the entire operating team to view the surgical site, and the surgeon is not required to keep his eye at the endoscope ocular. The use of video also permits documentation (image storage) without the use of bulky and inconvenient photographic equipment.

Endoscopes currently exist in an array of different forms and are suitable for a wide variety of surgical procedures. Most endoscopes are designed to provide a broad view of the interior surgical site, but do not necessarily provide adequate visualization of the tools used with the endoscope. Even though endoscopes may be highly specialized for a particular procedure, they all contain the same basic component systems. An objective optical system captures a single image or view of the surgical area, a relay optical system carries the image from the distal to proximal end of the device, and an eyepiece or camera system (or both) are used to view the transmitted image.

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-4-

Light to illuminate the surgical scene is delivered via optical fibers or waveguides that are integral to the endoscope. The endoscope may also contain working channels or incorporate treatment options such as laser delivery. All of these parts are contained within an outer sheath that may be made from rigid or flexible materials. The endoscope itself may be rigid, semi-flexible, or flexible, and may have the ability to actively bend in one or more directions at its distal tip.

The objective of an endoscope may consist of glass or plastic lenses, diffractive or hybrid diffractive/refractive lenses, GRIN (graduated refractive index) lenses, prisms or mirrors. The image relay system may consist of a series of glass rods and lenses (a "rod lens" system), a series of lenses only, or fiberoptic image guides. The relay system may be bypassed in a video-only endoscope by placing the image sensor directly in the objective focal plane. The eyepiece typically consists of glass or plastic lenses. A video camera may be coupled to the eyepiece via a coupling lens, or may connect directly to the endoscope and view the image formed by the relay or objective system directly. A light source is coupled to the endoscope by a flexible fiberoptic cable in most cases, and is delivered by optical waveguides or fibers that may be glass or plastic. Some endoscopes provide viewing in stereo by incorporating more than one optical system at the proximal end to view the scene from two slightly offset perspectives. While these stereo endoscopes incorporate multiple image channels, they provide only one view of the surgical scene on an electronic display.

Endoscopes may be reusable or disposable, or may be split into one or more disposable and one or more reusable parts. Advantages of reusable endoscopes are that they are usually of much higher quality and have durability designed in. Disadvantages include degradation of the image quality after sterilization, which is performed using such methods as steam autoclave, ETO (ethylene oxide), glutaraldehyde, Steris (peracetic acid), Sterrad (hydrogen peroxide plasma), or other harsh chemicals and

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-5-

temperatures. The sterilization process degrades optical coatings, cements, and surfaces, and can also have deleterious effects on the mechanical parts. Another disadvantage of reusable endoscopes is their comparatively high initial cost. Disposable endoscopes do not suffer from repeated sterilization, and also reduce the possibility of cross-contamination from one surgical procedure to the next. Because they must be purchased in larger quantities and do not need to be as durable, initial costs are less than reusables (though per-use costs are typically higher). Endoscopes that are partly disposable and partly reusable are designed to maximize the advantages of each type of device while minimizing the disadvantages and cost per use.

SUMMARY OF THE INVENTION

The present invention relates to an endoscope comprising two or more optical channels that produce two or more distinct views. The endoscope of the invention is suitable for performing various surgical procedures, including funduplications, stapling of the stomach for obesity management, bladder neck sling procedures for incontinence management, and other procedures that may benefit from having multiple interior views. Such treatments may be performed percutaneously, or by gaining access via natural body canals such as the esophagus or urethra.

Thus, in one aspect, the invention is directed to an endoscope comprising two or more separate optical channels that produce two or more distinct views, each of said optical channels consisting of an objective lens and a means of capturing or viewing the image; each channel optionally also including one or more of the following elements: a) an optical relay system; b) an ocular; and c) a coupling lens suitable to deliver the image acquired by said objective lens to an image sensor and display apparatus; wherein each objective lens is located at a different position along the length of the endoscope.

In another aspect, the invention is directed to a GERD endoscope comprising:

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-6-

- a) a sheath provided with a distal articulated section;
- b) stapler components distributed between a first location at the tip of said articulated section, and a second location along the length of said sheath, and which stapler components can be brought into a cooperative working positioned relationship by articulation of said articulating tip;
- c) a first objective lens located on said distal tip;
- d) a second objective lens located at said second location along the flexible sheath;
- e) a first optical channel to deliver the image acquired by said first objective lens to display apparatus coupled to said endoscope; and
- f) a second optical channel to deliver the image acquired by said second objective lens to display apparatus coupled to said endoscope.

In a further aspect, the invention is directed to a distal tip for a GERD endoscope comprising:

- a) a socket suitable to receive elements of a stapling device;
- b) at least one illumination channel; and
- c) at least one objective lens coupled to an optical relay system.

Each of the multiple views the endoscope produces has the following properties:

- The angle of the views may be between 0 to 180 degrees with respect to the mechanical axis of the endoscope.
- The field of view for each optical channel may be circular, with values up to 180 degrees or more.
- The field of view for each optical channel may be non-circular, such as square, rectangular, cylindrical, toroidal section, or other shape, or may be faceted, and may have an angular extent in each viewing axis of up to 180 degrees or more.
- For medical applications, the object viewed may be internal or external parts of human or animal bodies, parts of the endoscope, or surgical tools

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-7-

used in a procedure.

- For industrial applications, any object may be viewed, including parts of the endoscope and other tools used in the industrial procedure.

- The endoscope may operate in the visible, ultraviolet, infrared, or x-ray portions of the electromagnetic spectrum.

One or more of the following features may also be incorporated into the present invention:

- one or more image sensors to electronically acquire the views
- one or more displays to provide visual access to the electronically-acquired views
- one or more oculars to provide visual access to the views directly by the eye
- one or more of the image channels may provide stereoscopic imaging
- one or more portions that are disposable and one or more portions that are reusable
- one or more built-in functions (such as surgical staplers or laser delivery)
- one or more working channels for insertion of surgical instruments
- one or more illumination channels to provide adequate light for imaging or therapy such as photocuring or photoinitiation
- a rigid, semi-rigid, or flexible sheath, which may be disposable, resposable (multiple use disposable), or reusable
- active or passive articulation of the distal tip or an intermediate section in one or more axes

Each of the optical channels includes one or more objective lenses and may include one or more relay optical systems. An objective lens forms an image of a scene. A relay optical system carries an image from one location in space to a different location in space. In an endoscope, the relay system is used to carry the image formed by the objective from the objective image plane to the focal plane of the sensor or ocular that is used to provide visual access to the

image. The objective optical system may include elements such as mirrors, prisms, glass and plastic lenses that may be spherical or aspheric, GRIN lenses, diffractive lenses, hybrid diffractive/refractive lenses, fresnel lenses, other optical elements, filters, apertures, mechanical spacers, and lens housings. The optics in the objective may have a fixed focal length, variable focal length ("continuous zoom"), or multiple focal lengths ("step zoom", or "power changer"). The relay optical system may consist of mirrors, prisms, glass and plastic lenses that may be spherical or aspheric, gradient index lenses, diffractive lenses, hybrid diffractive/refractive lenses, fresnel lenses, fiberoptic image guides, optically transparent rods (such as glass or plastic), apertures, mechanical spacers, and housings.

The endoscope provides viewing via ocular(s), image sensor(s), or both. Oculars are generally glass or plastic lenses that are specially designed to work in conjunction with the optics in the human eye. They may be used in conjunction with an image sensor by the addition of coupling optics in between the sensor and the ocular. The construction of the ocular is not limited to glass and plastic lenses, and may be comprised of more exotic optical elements such as diffractive, gradient index, fresnel, or other types of lenses. The optics in the ocular may have a fixed focal length, variable focal length ("continuous zoom"), or multiple focal lengths ("step zoom", or "power changer"). The endoscope may include a method of actively focusing the ocular, objective, or sensor, or these components may be fixed-focus.

Image sensors are typically optoelectronic devices that convert photons into electrical signals. In the visible spectrum, charge coupled devices (CCD) or complementary metal oxide semiconductor (CMOS) sensors are typically used. In the infrared spectrum, silicon, or lead salt sensors are typically used. In the ultraviolet spectrum, doped silicon sensors are typically used. In the X-ray spectrum, a wavelength-converting device such as a microchannel fiberoptic plate is used in conjunction with a CCD sensor. When an image sensor is used, a separate display is necessary to provide access to the image

presented to the sensor.

If an electronic sensor(s) is used, at least one display will be used to present the image to one or more members of the surgical team. Display types include cathode ray tubes, flat panel displays, head-mounted displays, and volumetric displays. This display may be separate, or it may be incorporated into the endoscope itself. Multiple views may be imaged on a single display, or multiple displays may be utilized to present one or more of the multiple views individually. If more than one view is presented on the same display, the views may be tiled or otherwise arranged on the screen simultaneously, or there may be an option to toggle between the views, which are displayed one at a time. Other information may be presented on one or more of the displays. The other information displayed might include, but is not limited to, which view is active (in the case of toggled views), status of built-in surgical tools, or status of articulation (for endoscopes that include active articulation), status of sheath bend angle or shape (for flexible endoscopes), sensor readings, or vital signs (for endoscopes incorporating or in use with vital function monitoring devices).

Each of the multiple views may incorporate stereoscopic, monocular, or biocular viewing means. Monocular viewing presents a two-dimensional image to one eye through one ocular. Biocular viewing presents the same image to each eye, using two oculars, though this is still a two-dimensional image. Stereoscopic images are created by presenting each eye with a slightly offset view of the scene (call them "left" and "right" views). If the system is properly designed and fabricated, the human brain will "fuse" the left and right views. This simulates human vision, and produces enhanced depth perception. In an endoscope, stereoscopic images are produced by fabricating two optical channels inside the instrument. In a direct-view stereoscopic endoscope, these images are viewed by looking directly through dual oculars with the eyes (biocular vision). In an electronic stereoscopic endoscope, the two optical views are focused onto one or more electronic

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-10-

sensors and viewed via a stereoscopic or volumetric electronic display. A multiple view endoscope of the present invention provides distinct multiple views of one or more objects, and each view may or may not be stereoscopic. It is important to note that the "multiple views" of the present invention are not the same as the "slightly offset views" used by stereoscopic imaging systems. The viewing angles in the present invention are independent of each other, unlike those of stereoscopic imaging systems. The distinct views of the present invention are not intended to fuse.

The endoscope may be completely reusable, completely disposable, or be partly reusable and partly disposable. The disposable portion of the endoscope may contain all, part, or none of the optical elements. The disposable portion may contain all, part, or none of the built-in surgical tools. The disposable portion may or may not include the sensor or ocular.

The endoscope may incorporate built-in surgical tools. These tools may include, but are not limited to stapling mechanisms, drug delivery devices, suturing devices, cutting tools, laser delivery systems, cauterizing systems, spectroscopic instruments, irrigation systems, photoinitiation systems, photocuring systems, photodynamic therapy instruments, suction tools, sensors, electronic devices, and heating or cooling systems.

Alternatively, the endoscope may provide access for such tools by way of one or more working channels. In this case, the tools are not built into the endoscope, but are separate instruments that are guided to the surgical site by insertion into and through an unobstructed passageway within the endoscope.

The endoscope is provided with one or more illumination channels to provide the light necessary for imaging. Each view may have its own illumination source, or one illumination channel may provide adequate illumination for multiple views. Illumination channels include elements such as glass,

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-11-

plastic, or hollow optical fibers or optical waveguides. These are connected to an external light source via a liquid-filled or fiberoptic cable. These may employ mechanical adapters, which may incorporate lenses, fiberoptic tapers or other means to couple light efficiently from the external source into the endoscope illumination system. The endoscope may also provide light to the surgical site via built-in light sources, such as LEDs (light emitting diodes). Other sources of light may also be incorporated, either internally to the endoscope or externally, including transillumination of the surgical site, whereby light originating externally or in an adjacent body space reaches the site by passing through tissue.

The endoscope may be encased in a rigid, semi-rigid (maleable), or flexible outer sheath. The sheath may be disposable, resposable (multi-use disposable), or reusable.

Flexible endoscopes may have a built-in means of active articulation. Articulation may be employed to view different areas of the surgical site, to help guide the endoscope through convoluted paths inside the body, or to guide and place instruments during a surgical procedure. Articulation is controlled by the physician manipulating levers or other controls at the proximal end of the endoscope, or it may be controlled robotically or by other means.

All the above and other characteristics and advantages of the invention will be further understood through the following illustrative and non-limitative description of preferred embodiments thereof, with reference to the appended drawings.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

- Fig. 1 schematically shows a typical endoscope objective;
- Fig. 2A through Fig. 2E schematically show endoscope configurations

with a single optical channel;

- Fig. 3A through Fig. 3C show different options for displaying the multiple views;
- Fig. 4A schematically shows the ocular types for monocular viewing;
- Fig. 4B schematically shows the ocular types for biocular viewing;
- Fig. 4C schematically shows the ocular types for stereoscopic viewing;
- Fig. 5A through Fig. 5D schematically show different configurations for the dual optical channels for dual views;
- Fig. 6 schematically shows a typical endoscope illumination system;
- Fig. 7 schematically shows an endoscope sheath with articulation;
- Fig. 8A schematically illustrates the fixed portion and the bending distal portion of the device of the invention;
- Fig. 8B schematically illustrates the bending of the endoscope of Fig. 5A through its fixed bending angle;
- Fig. 9A is a schematic view of an optical assembly showing dual optical channels;
- Fig. 9B is a cross-sectional view of the assembly of Fig. 8A looking from the distal end;
- Fig. 10 is a detailed view of the distal tip of the endoscope;
- Fig. 11 shows a display layout for a preferred embodiment of the invention;
- Figs. 12A, 12B, and 12C schematically illustrate the mechanical procedure involved in the fundoplication using a device according to the invention;
- Fig. 13 schematically illustrates the positioning of the device prior to stapling;
- Fig. 14A schematically shows the locking needles deployed from the anvil module and locked into the staple ejector module; and
- Fig. 14B schematically shows the situation after the staples have been fired and the locking needles withdrawn.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Each of the multiple views of the invention is formed by an objective lens. Figure 1 shows the configuration of a typical endoscope objective (1) and illustrates some of its properties. The angle between the mechanical axis of the distal tip of the endoscope and the optical axis as it enters the endoscope objective (α) is the "angle of view". This angle of view refers only to the relationship between the optical and mechanical axes at the distal tip and does not take into account the variable direction of view provided by articulating (figure 7) the distal tip of the endoscope. Typical values for angle of view may range between 0 and 120 degrees. Non-zero angles of view are usually achieved by the use of prisms or mirrors in the objective optics. The field of view (β) of the endoscope objective describes the angular extent in

object space that the lens can image. Field of view can be very narrow, approaching zero degrees, or may range up to 180 degrees. For example, a telescope will have a very small field of view with high magnification, while wide angle lenses (also known as "fish-eye" lenses due to the curved appearance of the image) have large fields of view with low magnification. The larger the field of view, the smaller the details will appear in the image. The image (3) of the object (2) can be located at or behind the last surface of the objective lens.

Looking at Fig. 2A through Fig. 2E, the image (3) formed by the objective lens (1) must be transmitted to a detector for viewing at the proximal end of the endoscope. An ocular (5) may be employed for direct viewing by the human eye (6), or the image may be formed on an optoelectronic sensor (7) (such as a CCD or CMOS sensor) that transforms the optical image into electronic signals. The electronic signals are then sent to a display, such as a video monitor, flat panel display, head-mounted display or liquid crystal display; where the image can be viewed by one or more people. Figures 2A to 2E show several configurations for each individual viewing channel of the

present invention. Fig. 2A shows an objective lens (1) coupled to an ocular (5) by a relay optical system (4). A relay is an optical subsystem of the endoscope that transmits an image from the objective image plane to another location. Since an endoscope is usually much longer than the distance from the first surface of the objective to the objective image plane, relays are used to bring the image up to the proximal end of the endoscope, where it can be accessed by the viewing optics. Relays may consist of lenses or other optical imaging elements, or alternately a coherent (ordered) fiber optic image guide may be employed to transmit the image. Fiber optic image guides are usually used for flexible or semi-flexible endoscopes, while rigid endoscopes typically include a relay made up of a series of glass rods and lenses. Fig. 2B shows an objective lens (1) and relay (4) used in conjunction with an image sensor (7) connected optically via a coupling lens (8). The coupling lens images the relay's proximal image plane onto the surface of the sensor, where it is converted to an electronic signal and sent to the display for viewing. Fig. 2C shows an option in which an endoscope configured as shown in Fig. 1 is coupled to an image sensor (7) by a coupling lens (8) that clips or attaches onto the ocular (5) mount. Fig. 2D shows a configuration where the relay system is not used, and the image (3) is coupled directly from the objective image plane to the sensor surface (7) by a coupling lens (8). Fig. 2E is a similar option wherein the sensor surface may be placed directly in the objective image plane. This type of endoscope is sometimes referred to as a "chip-on-a-stick", and the sensor is imbedded in the distal end of the shaft instead of being located externally or at the proximal end.

If an image sensor is utilized, there are many options for displaying the multiple views provided by the invention. Single or multiple displays may be used, with single or multiple views on each display. Options include, but are not limited to those shown in Figures 3. In each scenario, the display may also convey other information such as status of built-in surgical tools, status of the articulation, or readouts from vital signs monitors for example. Fig. 3A illustrates having multiple views (1) and (2) arranged on a single display.

The views may take on any shape and do not need to be of equal size. Fig. 3B shows multiple views (1) or (2) that are accessed on a single display by toggling between the views as needed. In another preferred embodiment of the present invention, a multiplicity of displays may provide visual access to a multiplicity of views. Each display may contain one or more views that can be accessed simultaneously, singly, or by toggling between views. Zero or more of the displays may also show status indicators or other information. As shown in Fig. 3C, one display is showing view (1) individually, a second display is toggling between views (2) and (6), and the third is presenting views (3), (4), and (5), simultaneously with status indicators (7).

Figures 4 show different ocular types for monocular, binocular, and stereoscopic viewing. It is important to note that while stereoscopic viewing may be provided for one or more of the multiple views, the optics used to provide a stereoscopic view do not present "multiple views" as defined with reference to the present invention. Key differences are that stereoscopic optical channels provide slightly offset images of the same object area; while in the present invention the optical channels that provide multiple views have substantial linear or angular offsets, or both, and do not provide images of the same object area. Fig. 4A illustrates the schematic for monocular viewing, which is typical of most endoscopes that include an ocular. One ocular (5) provides access to the image for a single eye (6), which can be either the left or the right eye. Biocular optics use splitting optics (9) to provide the same exact image to both eyes via two oculars, one for each eye as shown in Fig. 4B. Here the addition of the letters "L" and "R" designate left and right for both the oculars (5) and the eyes (6). The stereoscopic ocular arrangement shown in Figure 4C provides a slightly offset view of the image to each eye (6L and 6R) via two oculars (5L and 5R) that are offset. This simulates normal human vision where each eye captures a slightly offset view and allows for some depth perception.

According to a preferred embodiment of the present invention, each of the

multiple views is formed by a unique objective lens (or pair of objective lenses for stereoscopic viewing). This means that at the distal end, there will be one optical channel per view (or two for stereoscopic viewing). These separate optical channels may continue through the entire endoscope as shown in Fig. 5A. This figure shows an endoscope having two views. Each view is carried to a separate image sensor (7) by its own unique optical channel. Since there are two views, there are two relays (4), two coupling lenses (8), and two sensors (7). In Fig. 5B, a alternative is shown where the endoscope has two views, that have unique objectives (1) and relay optical channels (4), and a single coupling lens (8) and image sensor (7) captures both views. The coupling lens and sensor may image the views together, or one at a time by switching between them actively or passively. A third alternative, shown in Figure 5C, has two unique objectives (1) that capture two views, with a single relay system (4), coupling lens (8), and sensor (7) providing access to the views. As in the system shown in Fig. 5B, the access may be simultaneous or one at a time. Fig. 5D illustrates an endoscope having two views, one of which provides stereoscopic imaging. The upper (non-stereo) view is carried by a single optical channel. The lower (stereo) view contains a set of two optical channels that are slightly offset at the distal end. The two optical channels present images of the object that originate from slightly different locations. This simulates normal human vision in which each eye views a scene from its own unique location and the brain integrates the differences in the image on each eye to formulate depth cues.

According to another preferred embodiment of the present invention, the endoscope provides illumination to the views via single or multiple illumination channels. Fig. 6 shows one such configuration where an endoscope with two views (as illustrated in Fig. 5A) has a separate illumination channel for each view. Light from an external source (20) is transmitted to the endoscope via liquid-filled or fiberoptic cable (21). Coupling optics (22) at the interface insure that the light is efficiently coupled into the internal illumination fibers (23). The illumination fibers are split

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-17-

into two channels (24 and 25) internally within the endoscope to provide light to each view individually.

The present invention utilizes a rigid, a semi-flexible, or a flexible sheath. If the endoscope is flexible, it may also be capable of articulation in one or more axes. Fig. 7 shows an example of 90-degree articulation in one axis on a flexible sheath.

As an illustrative, but not limitative, example of the invention, an endoscope with dual optical channels which permits carrying out a new surgical treatment for GastroEsophageal Reflux Disease (GERD) is now described.

The new procedure is an alternative to current treatment options and has been described in the above referenced international patent application (PCT/IL01/00238). This procedure is carried out using a surgical endoscopic device provided with at least one flexible portion, which is, in a preferred embodiment, an articulation section and a stapling device comprising a staple-firing portion and an anvil portion. According to preferred embodiments of the invention, the staple firing portion (sometimes called the cartridge) is located proximately to the proximal end of the articulation section and the anvil portion is located on the distal end or tip of the articulation section.

According to the preferred embodiment of the invention, the endoscope employs a two-way articulation system. In this case, completely bending the articulation section using a fixed radius of curvature brings the two portions of the stapler into alignment. Further, the parts of the stapling device are in correct working relationship when two alignment/locking pins that are stored in the anvil portion are extended and engage and lock into receptacles on the staple firing portion.

The staple firing portion contains a staple cartridge containing one or a plurality of arrays of staples. Each array consists of one or a plurality of staples. The arrays of staples are fired by staple pushers actuated by cams actuatable by proximal means. The staple cartridge is indexable after the firing of each of the arrays of staples by the action of a proximal actuating device.

The endoscopic device for the GERD procedure should preferably comprise viewing means, typically a video camera. In a preferred embodiment of the invention, two separate optical channels are provided to provide two independent images, one from the area of the anvil at the distal tip and one from the area of the staple cartridge in the shaft of the endoscope. As will be apparent to the skilled person, it is usually necessary to provide illumination apparatus for viewing purposes. Additionally, other conventional endoscopic devices and accessories, such as water and/or air supply and/or suction, and/or ultrasound are provided.

Based on the above, an illustrative preferred embodiment of the present invention may, therefore, consist of the following elements:

- Multiple optical channels;
 - An optical channel at the distal tip to visualize insertion and stapling from the distal end (which also contains the stapler anvil);
 - A second optical channel located at the stapling backstop on the endoscope side wall to visualize staple penetration inside the esophagus from the "stapler side";
- A stapler module located intermediately along the endoscope shaft that may contain components of the optic system. This module is preferably disposable, but may be resposable or reusable;
- A stapler anvil module at the distal tip that may contain components of the optic system. This module is preferably disposable, but may be resposable or reusable;
- A robust, one-way articulating section e.g. capable of up to about 270° articulation to distend the fundus of the stomach and position the stapler;

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-19-

and

- A single display showing both views simultaneously, with optional status indicators for the endoscope articulation, stapling operation, or both.

Looking now at Fig. 8A, the distal portion of the device of the invention is schematically shown. This portion comprises a fixed, non-bending section, indicated at 2 (wherein is located the stapler ejector and the objective optics of the "stapler view" optical channel), and an articulating section 3, and the distal end 4 of length "l".

Articulating section 3 is similar in design to that of conventional endoscopes, but possesses several unique features. In order to simplify the alignment procedure and at the same time achieve maximum accuracy, a one-way articulation design has been chosen. This means that the articulating section is constrained to move in one direction only (i.e. the tip of the endoscope can only move from straight ahead to one side). Secondly, the device must be able to bend further than conventional endoscopes in order to carry out the required medical procedure. Finally the articulating section must be strong enough to provide a significant force against the tissues during fundus distension and stapling.

The fixed section, 2, contains the stapler cartridge. The stapler ejector has a side shooting design and requires an anvil, which is located on the end of the distal tip. Both the stapler cartridge and the anvil module are replaceable and fit into pockets on the shaft and distal tip. These pockets are labeled 1 and 1A respectively in Fig. 8A. The stapling elements at 1 and 1A, together, form the entire stapling assembly.

Articulation of the device is carried out in a conventional manner. Since the mechanism and operation of articulation activation are well known to the man of the art, they will not be discussed here for the sake of brevity.

Fig. 8B shows the device of Fig. 8A in a fully bent position. The articulation section 3 has been bent through bending angle ϕ using fixed radius of curvature r . The values of radius r and the length L (Fig. 8A) are determined by the fixed values l (length of the rigid distal tip) and y (the distance from the stapler cartridge to the junction of the fixed and bending portions of the distal end of the endoscope) in such a way that bending the device completely brings the two parts of the stapler assembly exactly into alignment.

Exact alignment is accomplished by deploying the locking pins to hold the endoscope in the position shown in Fig. 8B during the surgical procedure. In a preferred embodiment of the invention, locking pins are stored in the anvil section of the stapler. By using an activator (shown at 1 in Fig. 10), the physician can deploy the pins through the tissue of the fundus and esophagus walls and engage sockets in the staple ejector module. The method of deploying the locking pins is well known to the man of the art and will therefore not be discussed here for the sake of brevity.

Positioning markings 4 may be located on the device (as indicated in Fig. 8A), at the extremity outside the patient, to provide information on the length of device that has been introduced into the patient.

In order to see both sides of the staple as it is placed, and to assure proper joining of both fundus and esophageal tissues, a preferred embodiment of the invention employs the use of two optic channels (Fig. 9A). In this embodiment, an objective lens 1 captures the image from the tip of the scope (the "distal view"). A flexible fiberoptic image guide 2 carries the image about 12cm proximally where it is focused by a coupling lens 6 onto a CCD sensor 8. This view fills the main part of the video monitor (1 in Fig. 11), and is always displayed, since it is used during insertion, distention, and stapling. A "stapler view" (2 in Fig. 11) is simultaneously projected onto one corner of the CCD and thus appears in one corner of the monitor. This is a view from the

endoscope shaft, looking sideways from the vicinity of the stapler, which is located at position 5 in Fig. 9A. The optical path of this image starts with an object perpendicular to the axis of the endoscope. The optical path travels through the stapler backstop 3 and clear portions of the stapler module and with the aid of right angle prism 4 and objective lens 7 an image is produced on the CCD 8. This view may only be activated during the stapling process. After stapling, the distal view shows the closed staple(s) from the stomach side, and the stapler view shows the staple(s) from the esophageal side. These multiple views provide confidence that each staple is properly placed before repositioning the instrument for the next shot.

The display may have the option of switching the second view off when it is not needed by controlling illumination to each view. The first view will typically be active continuously but also may be switched off.

Fig. 9B is a cross-sectional view of the optical system of Fig. 9A taken at A-A, looking toward the proximal end of the endoscope, showing how the various optical elements are arranged within the sheath of the endoscope 9.

Fig. 10 shows the distal tip of the endoscope. The anvil module of the stapler assembly goes into the socket 1. An actuator for locking pins that are contained in the anvil is shown at 2. A channel for suction or irrigation is shown at 5. The image channel is 4 and 3 represents illumination fibers.

The built-in surgical tools of the preferred embodiment of the invention consist of stapler and anvil modules and suction capability. A staple remover may also be incorporated. The stapler modules may be disposable or resposable items. The disposable portions of the endoscope may also contain parts of the optical channels, the outer sheath, a "bite block" for insertion of the scope orally, or other parts of the endoscope. The stapling module may place a single staple or a pattern of staples with each shot. The stapler contains one or more arrays of multiple staples that are advanced

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-22-

automatically after each shot.

The display may incorporate status indicators relating to the various functions of the endoscope. For example in Fig. 11, 3 shows the status of the articulation of the distal end, 4 shows the rotation of the endoscope around the long axis, and 5 shows the stapler status.

The partial fundoplication of the fundus of the stomach of a patient may be carried out with the endoscope of the invention by:

- a) moving the distal tip of the endoscopic device so as to engage the fundus of the patient and to displace it toward the lower part of the esophagus;
- b) bringing said stapling assembly into working positioned relationship by moving the distal portion of said endoscope through a fixed bending angle;
- c) determining when said two separate elements of said stapling assembly are aligned by viewing them through the viewing means of said endoscope and by the deployment of locking pins provided on the distal tip of said endoscope;
- d) ejecting a plurality of staples from said staple-ejecting device, thereby to connect the tissue between them;
- e) releasing the locking pins and straightening the distal bending portion of said endoscope; and
- f) rotating the endoscopic device relative to the axis of the esophagus and repeating steps (a) through (e) for as many times as needed to achieve the desired partial fundoplication.

The mechanical operation of the device involves the bending of the articulation section of the device so as to engage the fundus of the stomach with the distal tip, and to move it toward the lower esophagus. This is schematically illustrated in Figs. 12(A, B, and C). In Fig. 12A, two positions of the device are shown, a and a'. Position a' is the initial position after the device has been inserted through the mouth and esophagus of the patient to

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-23-

the desired position. Position a illustrates the beginning of bending of articulation section of the device, towards the fundus 6, the tip being indicated as 5.

In Fig. 12B, the bending of the device has proceeded to the stage in which the distal tip 5 has encountered the wall of the fundus 6 and started to pull it towards the lower region of the esophagus.

In Fig. 12C, the situation shown is that in which bending of the device has been completed, and the distal tip 5 has caused the fundus 6 to move from its original position to a position near the lower esophagus. In this position, the fundus is correctly positioned by tip 5 and it is possible to carry out the stapling together of the fundus and esophagus.

Fig. 13 is a more detailed view of the situation depicted in Fig. 12C. Here is schematically shown the alignment between the staple cartridge 1, mounted on the endoscope shaft 2 within the esophagus 7, and the anvil 1A mounted on the distal end 5 within the fundus 6.

In order to fasten the lower part of the fundus 6 (Fig. 13) to the lower part of the esophagus 7, by means of the stapling assembly, it is imperative that element 1 and element 1A be brought into the correct working positioned relationship, so that the staples, when ejected, perform their required task. Failure to bring the parts of the stapling assembly into the correct positioned relationship may be fatal, as it will result in the staple not being correctly positioned or folded, and in a high risk of damaging the tissue where the stapling has been performed.

As described above, the design of the device assures proper alignment. The surgeon is able to verify this alignment, as well as the proper distention of the fundus towards the esophagus, by using the visual means provided at the distal tip of the endoscope. Further, as the two parts of the stapler are

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-24-

pressed together, the tissue is pressed between them and it is possible to see through the tissue using the visual means provided on the cartridge side. Final alignment is accomplished by deploying the locking pins that are provided in the anvil section of the stapler. Figs. 14 shows the relevant part of the device and tissue. In Fig. 14A, the locking pins (collectively indicated at 11), that were stored in the anvil assembly 1A, have been deployed through the tissue of the fundus and esophagus walls and have engaged the sockets in the stapler cartridge 1. The locking pins not only perform the final alignment, but also increase the clamping force during the stapling which is now carried out.

Fig. 14B shows the situation after the stapling has been effected. Staples, (collectively indicated at 10), have engaged between the fundus and the esophagus, at the specific location on which it was operated. After carefully inspecting the staples the surgeon has retracted the locking pins. The surgeon next straightens the endoscope, and moves the device by rotating it to its next location. When the next location is reached, the bending/aligning procedure is repeated, and the stapling is effected again.

While embodiments of the invention have been described by way of illustration, it will be understood that the invention can be carried out by persons skilled in the art with many modifications, variations and adaptations, without departing from its spirit or exceeding the scope of the claims.

CLAIMS

1. An endoscope comprising two or more separate optical channels that produce two or more distinct views, each of said optical channels consisting of an objective lens and a means of capturing or viewing the image; each channel optionally also including one or more of the following elements: a) an optical relay system; b) an ocular; and c) a coupling lens suitable to deliver the image acquired by said objective lens to an image sensor and display apparatus; wherein each objective lens is located at a different position along the length of the endoscope.
2. An endoscope according to claim 1, in which each of said distinct multiple views may be formed by a single optical channel to produce a monocular view, or by multiple optical channels to produce a binocular or stereoscopic view.
3. An endoscope according to claim 1, in which the components of said optical channels and said display apparatus are chosen such that said endoscope can operate in either the visible, ultraviolet, infrared, or x-ray portions of the electromagnetic spectrum.
4. An endoscope according to claim 1, in which said objective lens, ocular, and coupling lens have either fixed focal length, multiple focal lengths, or variable focal lengths.
5. An endoscope according to claim 1, in which each of said distinct views is at an angle of between 0 and 180 degrees with respect to the mechanical axis of said endoscope.

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

-26-

6. An endoscope according to claim 2, in which the field of view of each of each of said optical channels may be of any suitable shape, including, but not limited to circular and rectangular, and has an angular view of up to 180 degrees or more.
7. A GERD endoscope comprising:
- a) a sheath provided with a distal articulated section;
 - b) stapler components distributed between a first location at the tip of said articulated section, and a second location along the length of said sheath, and which stapler components can be brought into a cooperative working positioned relationship by articulation of said articulating tip;
 - c) a first objective lens located on said distal tip;
 - d) a second objective lens located at said second location along the flexible sheath;
 - e) a first optical channel to deliver the image acquired by said first objective lens to display apparatus coupled to said endoscope; and
 - f) a second optical channel to deliver the image acquired by said second objective lens to display apparatus coupled to said endoscope.
8. A distal tip for a Gerd endoscope comprising:
- a) a socket suitable to receive elements of a stapling device;
 - b) at least one illumination channel; and
 - c) at least one objective lens coupled to an optical relay system.
9. A distal tip according to claim 8, further comprising a suction and/or irrigation channel.
10. A distal tip according to claim 8, wherein the elements of the stapling device comprise an anvil.

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

1/16

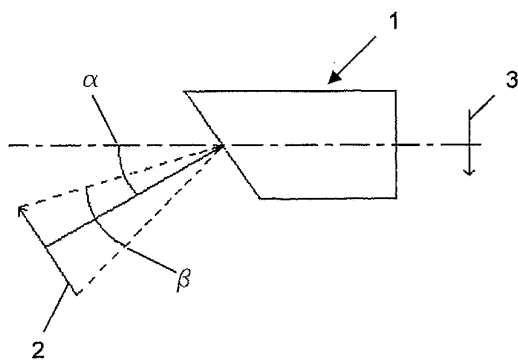


Fig. 1

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

2/16

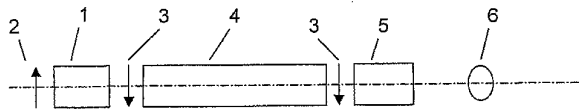


Fig. 2A

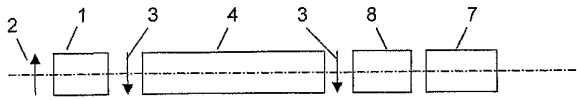


Fig. 2B

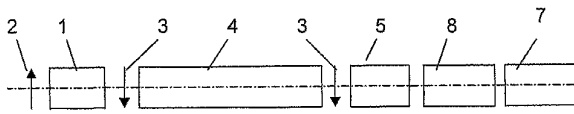


Fig. 2C

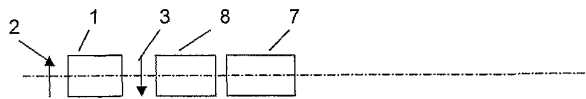


Fig. 2D



Fig. 2E

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

3/16

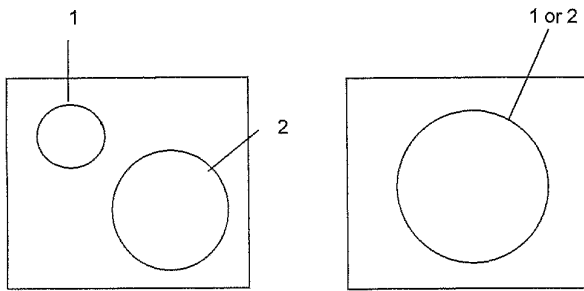


Fig. 3A

Fig. 3B

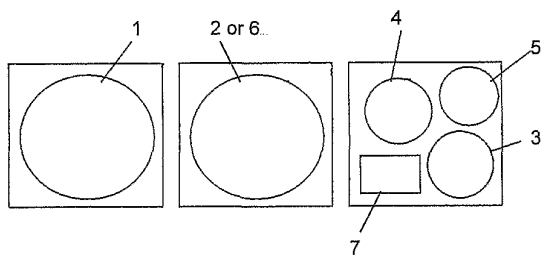


Fig. 3C

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

4/16

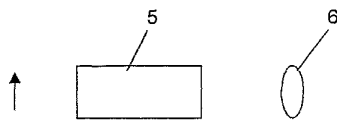


Fig. 4A

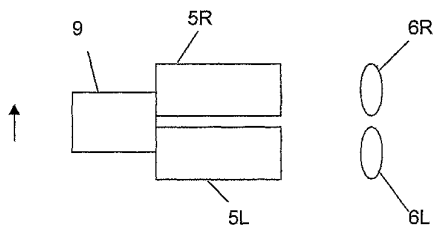


Fig.4B

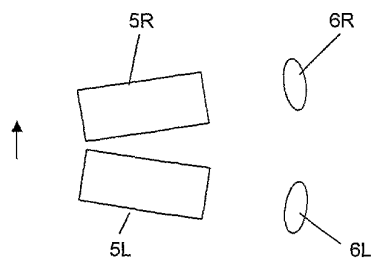
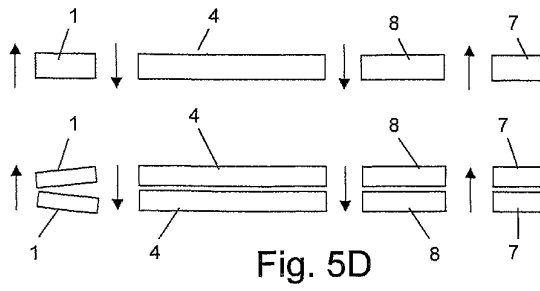
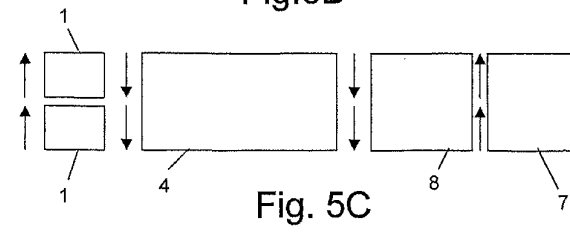
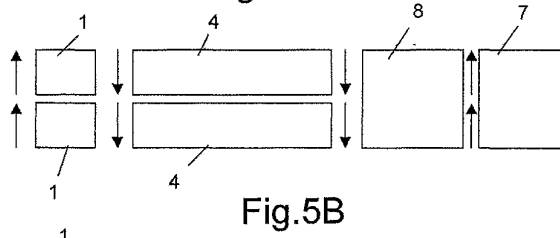
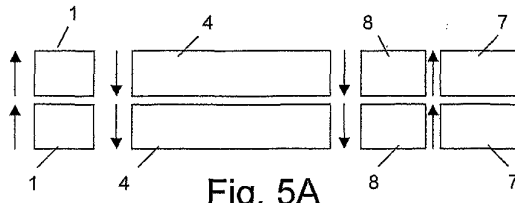


Fig. 4C

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

5/16



WO 02/24058

PCT/IL01/00843

6/16

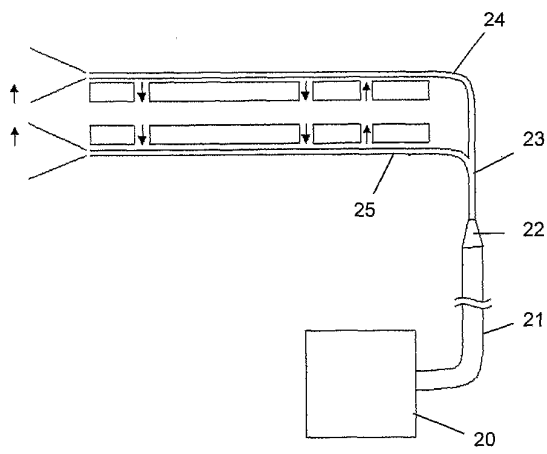


Fig. 6



Fig. 7

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

7/16

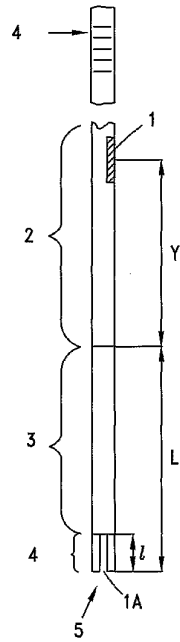


Fig. 8A

8/16

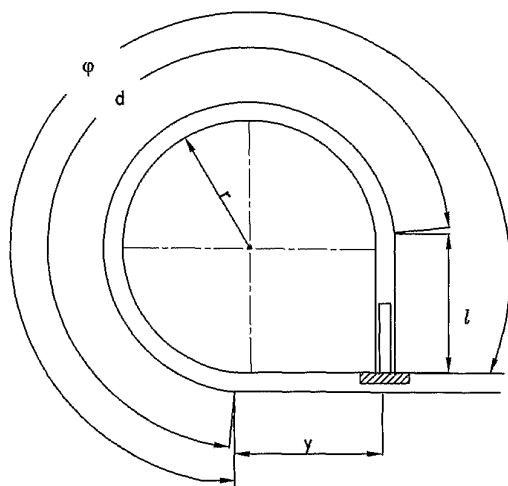


Fig. 8B

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

9/16

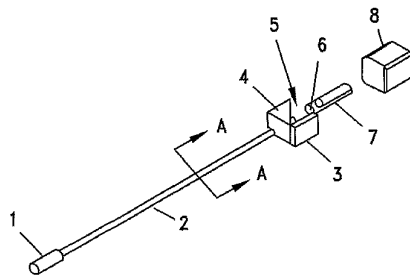


Fig. 9A

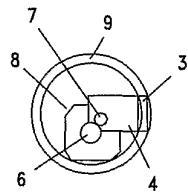


Fig. 9B

10/16

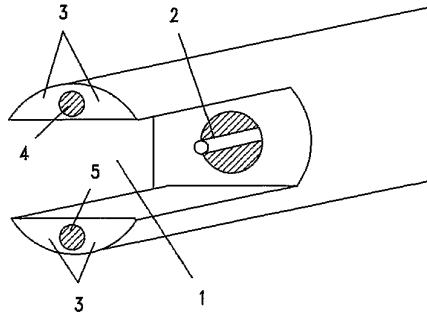


Fig. 10

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

11/16

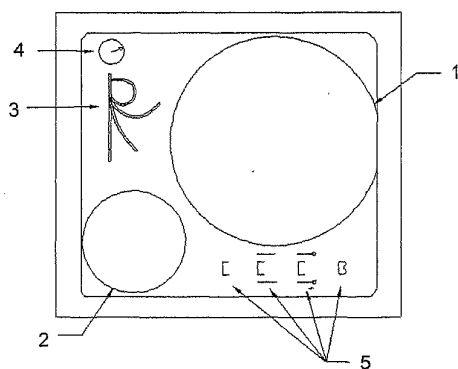


Fig. 11

12/16

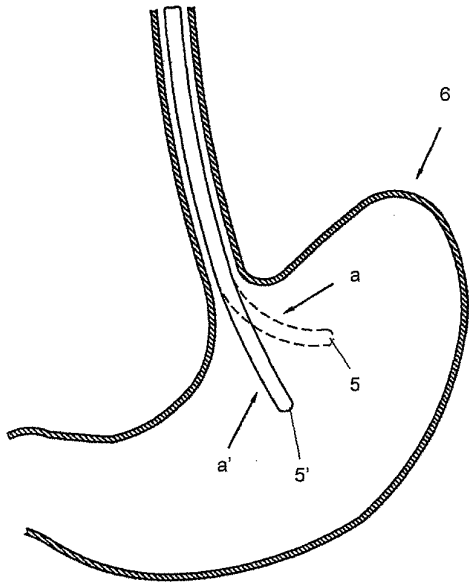


Fig. 12A

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

13/16

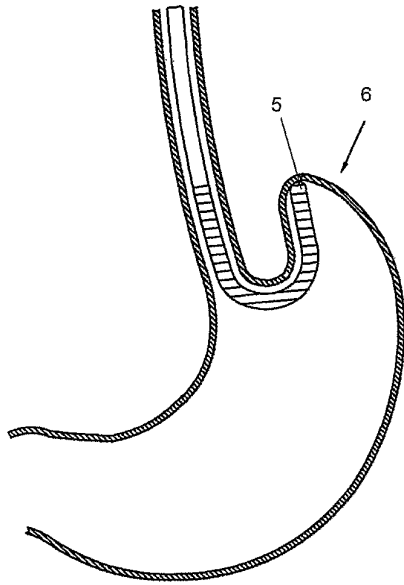


Fig. 12B

WO 02/24058

PCT/IL01/00843

14/16

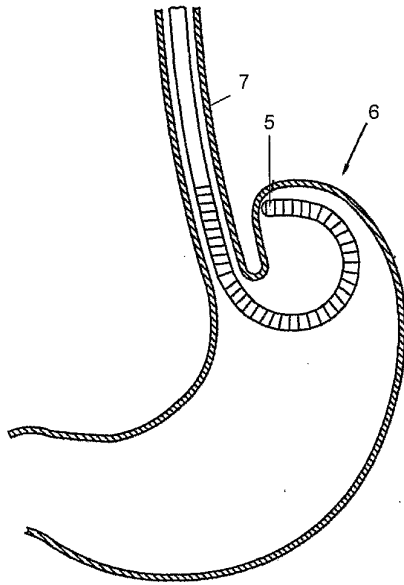


Fig. 12C

15/16

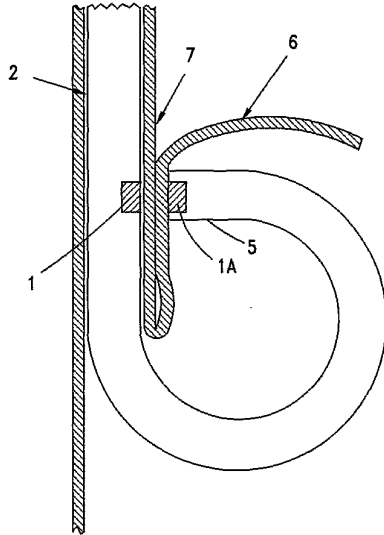


Fig. 13

16/16

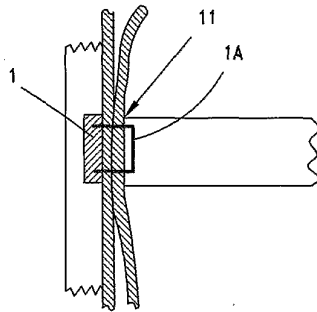


Fig. 14A

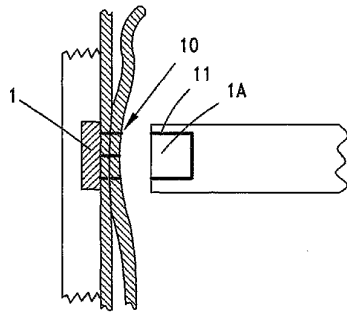


Fig. 14B

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
28 March 2002 (28.03.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/024058 A3

- (51) International Patent Classification: A61B 1/00
- (21) International Application Number: PCT/IL01/00843
- (22) International Filing Date:
6 September 2001 (06.09.2001)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
138632 21 September 2000 (21.09.2000) IL
- (71) Applicant (for all designated States except US): MEDIGUS LTD. [IL/IL]; 3 HaAmal Street, 84247 Beersheva (IL).
- (72) Inventors; and
(75) Inventors/Applicants (for US only): SONNENSCHN, Elazar [IL/IL]; 32 Rehavam Yavin, 84800 Beersheva (IL); SONNENSCHN, Minel [IL/IL]; 12 Yefim Street, 85025 Meirav (IL); CHINNOCK, Randal, B. [US/US]; 53 McGilpin Road, Sturbridge, MA 01566 (US).
- (74) Agents: LUZZATTO, Kfir et al.; Luzzatto & Luzzatto, P.O. Box 5352, 84152 Beer-Sheva (IL).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LI, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, NO, NZ, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KI, LS, MW, MZ, SD, SI, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, NI, SN, TD, TG).
- Published:
— with international search report
before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
- (88) Date of publication of the international search report:
22 August 2002

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.



WO 02/024058 A3

(54) Title: MULTIPLE VIEW ENDOSCOPES

(57) Abstract: The present invention relates to an endoscope comprising two or more optical channels that produce two or more distinct views. The endoscope of the invention is suitable for performing various surgical procedures, including funduplications, stapling of the stomach for obesity management, bladder neck sling procedures for incontinence management, and other procedures that may benefit from having multiple interior views. Such treatments may be performed percutaneously, or by gaining access via natural body canals such as the esophagus or urethra.

【手続補正書】

【提出日】平成14年10月18日(2002.10.18)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】発明の詳細な説明

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡術の分野に適用される。より具体的には、本発明は二以上の別個のビューを作出する二以上の光学チャンネルを有する内視鏡を提供するものである。

【0002】

【従来の技術】

胃食道逆流症(GERD)は、アメリカ成人人口の約44%が何らかの形で罹患している普通の疾病である。現在、GERDの症状は、患者が消化器専門医を訪れる理由の中で最もありふれたものとなっている。食道下部括約筋は、正常な状態では胃酸が食道へ入るのを防止する一方向弁である。食道下部括約筋が働かないと、通常食後の胃が膨満し食道下部括約筋に過大な圧力がかかっているときに胃酸が食道下部に逆流する。胃酸は強酸であるので食道のデリケートなライニングを冒し、「胸焼け」や「酸性消化不良」を惹き起こす。胸焼けは胸骨の裏側における焼けるような又は圧迫されるような不快感として体験され、喉の奥への不快な味のする逆流を伴うことがある。頻繁な胸焼けは次第に食道に損傷を与え、「胃食道噴門腺癌」として知られる食道癌等の更に重症な状態を招くことがある。この特定のタイプの癌の発生数はアメリカをはじめ各地で増加している。

【0003】

約6500万人間のアメリカ人は日常的に胸焼けを経験している。その症状は不快であるため、何らかの形態の治療を要求する人が多い。胃酸逆流の治療法は、大衆薬や生活改善(食後に横たわらない、特定の食品をとらない等)から処方薬、更には手術に至るまで様々である。薬でGERDの症状は治まるが、根本原因の治療にはならない。薬による治療は、一定期間の食道組織の保護、治癒の促進、胃酸形成の抑制により機能する。これらは全て一時的な効果を上げるが、薬は定期的に服用しなければならない。薬の服用を止めると、症状が再発する可能性が極めて高い。

【0004】

外科的治療は、通常、胃酸の逆流原因を取り除くことにおいて有効であり、切開あるいは内視鏡(侵襲性は最も低い)により実施できる。この外科的手術は、機能する新しい食道下部括約筋の創出や損傷を受けた食道下部括約筋の修復を目的としており、これによりGERDを予防する。最も多く用いられる外科的解決法は、「胃底ヒダ形成」と呼ばれる手術の何らかの変法を実施することである。この手術では、胃底部(胃の上部)を食道下部に巻き、食物で胃が満たされたときに食道下部を縮めるものである。これにより胃酸の逆流は効果的に防止できる。胃底部の食道への巻き付け角は360°以下である。これ以上完全に巻き付けると、げっぷや嘔吐ができなくなったり困難になったりする。従って、部分的胃底ヒダ形成がこの手術において好ましい。胃底ヒダ形成は、切開処置で行ってもよく、内視鏡を用いて経皮的アプローチ(内視鏡を腹部の一以上の切開部に挿入する)で行ってもよい。

【0005】

最近、GERDの外科的処置のために各種経口内視鏡法が開発されている。ある方法では、縫合により食道下部括約筋を縫縮する。別の方法では、材料を括約筋の周囲の組織に注入し組織を「太らせる」ことにより括約筋を圧縮する。更に別の方法では、括約筋周囲の組織に十分な熱を与えて硬くする。

【0006】

本出願と同一の出願人による係属中の国際特許出願 P C T / I L 0 1 / 0 0 2 3 8 の明細書中には、前記 G E R D 治療法のいずれの方法にも替わる、部分ヒダ形成を実施する内視鏡装置及び処置が記載されており、この明細書を本明細書の一部を構成するものとしてここに援用する。

従来技術の所謂内視鏡術用ステープラはカートリッジとアンビルを、使用される管腔に挿入されて内視鏡とは別に駆動される別体の器具として提供するものである。

従来技術のステープラの例としては、米国特許第 5 3 9 5 0 3 0 号公報に記載のものが挙げられる。該特許明細書に記載の各種実施形態のステープラは、内視鏡と一体ではない。一要素は、内視鏡の遠位端面に含まれるが、第二の要素は内視鏡の動作チャンネルにより駆動される器具上に設けられる。

【 0 0 0 7 】

内視鏡術は、1960年代にホプキンス (H o p k i n s) が「ロッドレンズ」リレーシステムを発明した後広く使用されるようになって確立した手術である。この技術革新がなされる迄は、内視鏡では十分な照明の提供や伝達ができなかったことに加え画質が非常に悪く、多くの外科的用途や診断的用途には適さなかった。内視鏡は、元々存在する開口部又は外科手術による開口部を介して人体の内部を視覚化するのに使用される光学機器である。内視鏡による処置の利点としては、患者に与える外傷が少ない、入院が短期（又は不要）である、疼痛が少ない、治癒が早い、一般に一回の処置にかかる費用が少ない等が挙げられる。切開手術の利点としては、医師が組織を観察、処置し易いことが挙げられる。初期の内視鏡は、医師が内視鏡の接眼レンズから内部の手術部位を直接観察することに依存するものであった。ビデオカメラ技術が進歩したので、接眼レンズに取り付けた結合レンズを介して内視鏡を間接的にビデオカメラに結合させたり、接眼レンズを全く用いずに画像をセンサに直接結合することにより内視鏡を直接的にビデオカメラに結合させたりできるようになった。ビデオディスプレイの使用により、手術チーム全員が手術部位を観察できるようになり、外科医は内視鏡接眼部に眼を保持する必要はない。また、ビデオの使用により、大きくて不便な写真装置を用いずに書類化（画像保存）が可能となる。

【 0 0 0 8 】

現在、内視鏡は様々な形状で存在し、広範な種類の外科的手続に適している。多くの内視鏡は内部の手術部位を広く見渡せる（広いビュー）ように設計されているが、必ずしも内視鏡と共に用いる器具を十分に視覚化できない。内視鏡は、特定の処置用に高度に特殊化されても、それらは全て同一の基本的構成システムを含んでいる。対物光学システムは手術領域の単一の画像即ちビューを撮像するものであり、リレー光学システムは画像をデバイスの遠位端から近位端に送るものであり、接眼レンズやカメラシステム（又はその両方）は送られた画像を観察するのに使用されるものである。

【 0 0 0 9 】

手術野を照らす光は、内視鏡と一体の光ファイバやウェーブガイドを介して送られる。また内視鏡は、作業用チャンネルを含んでいたり、レーザ供給等の治療オプションを含んでいる。これらの全ての部品は、剛性あるいは可撓性の材料から作られる外部シース内に収容される。内視鏡自体は剛性、半可撓性、あるいは可撓性であり、その遠位端チップの所で一以上の方向に曲がるものもある。

【 0 0 1 0 】

内視鏡の対物部は、ガラスレンズやプラスチックレンズ、回折レンズや回折／屈折ハイブリッドレンズ、G R I N（分布屈折型（ g r a d u a t e d r e f r a c t i v e ））レンズ、プリズム、ミラーから構成されている。画像リレーシステムは、一連のガラスロッド及びレンズ（「ロッドレンズ」システム）、一連のレンズのみ又は光ファイバイメージガイドから構成されている。ビデオによる観察のみを提供する内視鏡では、画像センサを対物焦点面に直接配置することによりリレーシステムを省いている。通常、接眼レンズはガラスレンズ又はプラスチックレンズから構成される。ビデオカメラは、結合レンズを介して接眼レンズに結合されるか、内視鏡に直接接続され、リレーシステムや対物システムで形成された画像を直接観察する。光源は、多くの場合、可撓性を有する光ファイバケ

ーブルによって内視鏡に連結され、ガラスやプラスチック製の光ウェーブガイドや光ファイバによって光を供給する。わずかにオフセットされた二方向から領域を観察するための二以上の光学システムを遠位端に組み込むことにより、立体像による観察を提供する内視鏡もある。これらの内視鏡は複数の画像チャンネルを含むが、電子ディスプレイ上には手術野の一個のビューが提供されるだけである。

遠位端チップに二個の画像化システムを有する従来技術の内視鏡の例は、米国特許第3889662号(WO91/00049に対応)公報及び米国特許出願第2002/0007110号(DE45241938に対応)公報に記載されている。二以上の画像化システムを設けるための従来技術の他の解決法では、内視鏡の動作チャンネルから投影を行う器具上に、これらのシステムのうちの少なくとも一個のシステムを設けるものである。このようなシステムは米国特許第5166787号公報及び上掲の米国特許第5395030号公報に記載されている。

従来技術の内視鏡には、検査される管腔内の様々なエリアや内視鏡自体の各種部分までも観察できるように内視鏡の長手方向軸に沿って別体化された二個の光学システムを一体化されたパーツとして含むものはない。

【0011】

内視鏡は、再利用可能か使い捨て可能、あるいは、一以上の使い捨て又は再利用可能な部品に分解される。再利用可能な内視鏡の利点は、通常、高品質であると共に耐久性のある設計となっていることである。欠点としては、消毒後の画質の劣化が挙げられる。消毒は、蒸気オートクレーブやETO(エチレンオキシド)、グルタルアルデヒド、Steris(過酢酸)、Sterrad(過酸化水素プラズマ)、他の苛性薬品等の方法及び温度を用いて実施する。消毒プロセスにより光学コーティング、セメント、表面が劣化し、更に機械部品に有害な作用をもたらすことがある。再利用可能な内視鏡の別の欠点は、初期コストが比較的高いことである。使い捨て可能な内視鏡は繰り返して行われる消毒による害は受けず、ある外科的処置から次の外科的処置に移るときに生じる汚染(cross-contamination)の危険も少ない。大量に購入されるだけでなく耐久性が必要とされないので、初期コストは再利用可能なものよりも低い(但し、一回当りの使用コストは通常、より高い)。各デバイスのタイプの欠点と一回当りの使用コストを最小限にしつつ利点を最大限にするために、部分的に使い捨て可能で部分的に再利用可能な各種内視鏡が設計されている。

【0012】

【課題を解決するための手段】

本発明は二以上の別個のビューを作り出す二以上の光学チャンネルを有する内視鏡に関する。本発明の内視鏡は、胃底ヒダ形成、肥満管理用の胃のステープル処理、失禁管理用の膀胱頸部スリング処置、その他複数の内部ビューの存在が好便である処置等の各種外科的手続を実施するのに適している。このような治療は、経皮的に実施してもよく、食道、尿道等の体内の管腔を介してアクセスすることにより実施してもよい。

【0013】

従って、本発明は、その一様相において、二以上の別個のビューを作り出す二以上の独立した光学チャンネルを有し、各前記光学チャンネルは対物レンズと、画像を撮像又は観察する手段とから構成され、各チャンネルは更に次の要素群a)~c)、即ち、a)光学リレーシステム、b)接眼部、及びc)前記対物レンズによって得られた画像を画像センサとディスプレイ装置に送るのに適した結合レンズのうちの一以上を任意的に有し、各対物レンズが内視鏡の長さ方向に異なる位置に設けられている内視鏡に関するものである。

【0014】

また、別の様相において、本発明は、

a)遠位端関節部を備えたシースと、

b)前記関節部のチップにおける第一の位置と前記シースの長さ方向に沿った第二の位置の間に分散して設けられ、且つ、前記関節屈曲チップの関節運動により共同動作を行うための位置関係に置かれるステープラ構成要素と、

c) 前記遠位端チップに設けた第一の対物レンズと、
d) 可撓シースに沿った前記第二の位置に設けられた第二の対物レンズと、
e) 前記第一の対物レンズにより得られた画像を前記内視鏡に接続されたディスプレイ装置に送る第一の光学チャンネルと、
f) 前記第二の対物レンズにより得られた画像を前記内視鏡に接続されたディスプレイ装置に送る第二の光学チャンネルと
を含む G E R D 内視鏡に関するものである。

【0015】

更に別の様相において、本発明は、

a) ステابلデバイスの要素を受けるのに適したソケットと、
b) 少なくとも1個の照明チャンネルと、
c) 光学リレーシステムに接続された少なくとも1個の対物レンズと
を含む G E R D 内視鏡用遠位端チップに関するものである。

【0016】

この内視鏡が作出するマルチビューの各々は、次の特性を有する。

- ・視角は、内視鏡の機械的な軸に対して0～180°である。
- ・各光学チャンネルの視野は、最大で180°以上の円形とすることができる。
- ・各光学チャンネルの視野は、正方形や長方形、円筒状(cylindrical)、ドーナツ状断面、他の形状等、非円形であってもよく、切り子面が形成されていてもよく、各視軸に対し180°以上の角度範囲を有してもよい。
- ・医療用途の場合、観察対象は、人間や動物の体の内部又は外部の一部、内視鏡の一部、又は処置に用いられる手術器具とすることができる。
- ・工業的用途の場合、工業的処置に用いられる内視鏡や他の器具の一部等、どのようなものを観察してもよい。
- ・内視鏡は、電磁スペクトルの可視、紫外、赤外又はX線部分において動作することができる。

【0017】

次の特徴のうちの一以上を本発明に含めることができる。

- ・電子的にビューを得るための一以上の画像センサ
- ・電子的に得られたビューへの視覚的に見られるようにするための一以上のディスプレイ
- ・眼によってビューを直接見られるようにするための一以上の接眼部
- ・一以上の画像チャンネルが立体画像を提供するようにしてもよい。
- ・使い捨て可能な一以上の部分及び再利用可能な一以上の部分
- ・一以上の内蔵された機能(手術用ステープラ、レーザデリバリ等)
- ・一以上の手術器具挿入用作業チャンネル
- ・画像化のため、又は、フォトキュアリングやフォトイニシエーション等の治療のための十分な照明を提供するための一以上の照明チャンネル
- ・使い捨て可能、レスポザブル(使い捨てだが複数回使用可能)あるいは再利用可能であってもよい、剛性、半剛性あるいは可撓性のシース
- ・一以上の軸方向における遠位端チップ又は中間部の能動的あるいは受動的な関節運動

【0018】

各光学チャンネルは一以上の対物レンズを含み、一以上のリレー光学システムを含んでもよい。対物レンズはシーンの画像を形成する。リレー光学システムは、空間における或る位置から別の位置へ画像を送るものである。内視鏡ではリレーシステムを用いて、対物部により形成された画像を、対物画像面から、画像を視覚的に見られるようにするために使用されるセンサや接眼部の焦点面へ送る。対物光学システムは、ミラー、プリズム、球面あるいは非球面のガラスレンズやプラスチックレンズ、G R I Nレンズ、回折レンズ、回折/屈折ハイブリッドレンズ、フレネルレンズ、その他の光学要素、フィルタ、絞り、機械的スペーサ、レンズハウジング等の要素を含んでもよい。対物部の光学系は、固定焦点距離、可変焦点距離(「連続ズーム」)あるいは多焦点距離(「ステップズーム」、即ち

「パワーチェンジャ」)を有している。リレー光学システムは、ミラー、プリズム、球面あるいは非球面のガラスレンズやプラスチックレンズ、屈折率分布型レンズ、回折レンズ、回折/屈折ハイブリッドレンズ、フレネルレンズ、光ファイバイメージガイド、光学的に透明なロッド(ガラス、プラスチック等)、絞り、機械的スペーサ、ハウジングから構成することができる。

【0019】

この内視鏡は、一又は複数の接眼部、一又は複数の画像センサ又はその両方を介した観察を可能にする。接眼部は通常、人間の眼における光学系と関連して動作するように特別に設計されたガラスレンズ又はプラスチックレンズである。これらは、画像センサと接眼部の間に結合光学系を設けて画像センサと共に使用してもよい。接眼部の構成はガラスレンズやプラスチックレンズに制限されず、回折レンズ、屈折率分布型レンズ、フレネルレンズ、その他のタイプのレンズ等のより特殊な光学要素を含めてもよい。接眼部の光学系は、固定焦点距離、可変焦点距離(「連続ズーム」)又は多焦点距離(「ステップズーム」、即ち「パワーチェンジャ」)を有する。この内視鏡は、接眼部や対物部、センサの焦点を積極的に合わせる方法を含んでもよいし、これらの要素を固定焦点としてもよい。

【0020】

通常、画像センサは光子を電気信号に変換する電子光学デバイスである。可視スペクトルの場合、電荷結合素子(CCD)や相補型金属酸化物半導体(CMOS)センサが通常用いられる。赤外スペクトルの場合、シリコンセンサや鉛塩センサが通常用いられる。紫外スペクトルの場合、ドーブシリコンセンサが通常用いられる。X線スペクトルの場合、マイクロチャンネル光ファイバプレート等の波長変換素子がCCDセンサと組み合わせて用いられる。画像センサを用いる場合、センサに提供された画像を見るためには、独立したディスプレイが必要である。

【0021】

一以上の電子センサを用いる場合、一人以上の手術チームメンバーに画像を提供するために一以上のディスプレイが用いられる。ディスプレイのタイプとしては、陰極線管、フラットディスプレイパネル、ヘッドマウントディスプレイ、容量ディスプレイ等が挙げられる。ディスプレイは独立していてもよいし、内視鏡自体に組み込まれていてもよい。複数のビューを単一のディスプレイに画像化してもよいし、複数のディスプレイを用いて複数のビューのうちの一以上を個々に表示してもよい。同一のディスプレイに複数のビューを表示する場合、ビューをスクリーン上に同時にタイル状やその他の配列に並べてもよいし、スイッチによりビューを切り替える方法もあり、この場合一度に一個のビューが表示される。その他の情報を一以上の画面に表示することもできる。表示されるその他の情報としては、どのビューがアクティブか(ビューを切り替える場合)、内蔵手術器具の状態、関節屈曲の状態(能動的に関節運動できる内視鏡の場合)、シースの曲げ角度や形状(可撓性を有する内視鏡の場合)、センサの読取り値、生命兆候(生命機能モニタデバイスを含む内視鏡又は生命機能モニタデバイスと共に用いる内視鏡の場合)が挙げられるが、これらに限定されるものではない。

【0022】

複数のビューの各々に対し、立体視による観察手段、単眼視による観察手段、あるいは双眼視による観察手段を設けることができる。単眼視による観察では、一個の接眼部を介して片方の眼に二次元画像が提供される。双眼視による観察では、同一の画像が二個の接眼部を用いて両眼に提供されるが、これはまだ二次元の画像である。立体画像は、被写領域の僅かにずれたビュー(「左ビュー」及び「右ビュー」と呼ぶ)を各眼に与えることにより創出される。システムを適切に設計し組み立てれば、人間の脳は左右のビューを「融合」する。これは人間の視覚を模擬したもので、これにより奥行き認識が向上する。内視鏡では、装置内に2系統の光学チャンネルを構成することにより立体画像が創出される。直視式立体内視鏡では、二個の接眼部から眼で直接見るによりこれらの画像が観察される(双眼視)。電子立体内視鏡では、二個の光学ビューの焦点が一以上の電子センサ上で合うようにし、立体電子ディスプレイや容量電子ディスプレイにより観察する。本発明

のマルチビュー内視鏡は、一以上の物体の別個のマルチビューを提供するものであり、各ビューは立体画像であっても、立体画像でなくてもよい。ここで重要なのは、本発明のマルチビューは、立体画像システムで使用される「僅かにオフセットされたビュー」とは同一ではないことである。立体画像システムとは異なり、本発明における観察角度 (viewing angles) は互いに独立である。本発明の別個のビューは、「融合」を目的としたものではない。

【0023】

本発明の内視鏡は全体が再利用可能であってもよいし、全体が使い捨て可能であってもよいし、部分的に再利用可能で且つ部分的に使い捨て可能であってもよい。内視鏡の使い捨て可能部分には、光学要素の全て又は一部を含めてもよいし、光学要素を全く含めなくてもよい。使い捨て可能な部分には、内蔵手術器具の全て又は一部を含めてもよいし、内蔵手術器具を全く含めなくてもよい。使い捨て可能な部分に、センサや接眼部を含めてもよいし、含めなくてもよい。

【0024】

本発明の内視鏡には、内蔵手術器具を組み込むことができる。この器具の例としては、ステابل機械装置、薬品デリバリデバイス、縫合デバイス、切削器具、レーザデリバリシステム、焼灼システム、立体画像装置、洗浄システム、フォトイニシエーションシステム、フォトキュアリングシステム、光力学療法装置、吸引器具、センサ、電子デバイス、加温システムや冷却システム等が挙げられるが、これらに限定されるものではない。

【0025】

別の方法として、本発明の内視鏡は、一以上の作業チャンネルにより上記のような器具の使用を可能にすることができる。この場合、内視鏡内に器具を組み込まず、別体の装置として、内視鏡内の障害物のない通路に挿入することにより手術部位に導かれる。

【0026】

本発明の内視鏡には、画像化に必要な光を提供するための一以上の照明チャンネルが設けられる。各ビューが独自の照明源を有してもよいし、一系統の照明チャンネルで複数のビューに対して十分な照明を提供してもよい。照明チャンネルは、ガラス製、プラスチック製又は中空の光ファイバや光ウェーブガイド等の要素を含む。これらは、液体充填ケーブルや光ファイバケーブルを介して外部光源に接続される。これらと共に機械的アダプタを用いてもよく、該アダプタにはレンズ、テーパ光ファイバ、外部光源から内視鏡照明システムへ効率的に光を送るためのその他の手段を含めることができる。内視鏡は、LED (発光ダイオード) 等の内蔵光源を介して手術部位に光を提供することもできる。その他の光源を内視鏡の内部に設けてもよいし外部に設けてもよい。例えば、透過照明を採用でき、この場合、体の外部や体内の隣接空間から光が組織を通過して手術部位に到達する。

【0027】

内視鏡を、剛性、半剛性 (展性を有する) あるいは可撓性を有する外部シースに入れてもよい。このシースは、使い捨て可能、レスポザブル (使い捨てだが複数回使用可能) あるいは再利用可能とすることができる。

【0028】

可撓内視鏡には、内蔵された能動的関節運動手段を設けることができる。関節運動は、手術部位の様々なエリアを観察するのに用いることができ、また、体内の複雑な通路を内視鏡が通る際に案内したり、手術処置中に各種器具を案内、配置したりする。関節運動は、医師が内視鏡近位端のレバーやその他の制御部を操作することにより制御されるか、ロボットやその他の手段によって制御されてもよい。

【0029】

本発明の上記の又は他の特徴や利点は、添付図面を参照した好ましい実施形態についての次の説明により更に理解されるであろう。但しそれらは単に例示に過ぎず、本発明はそれらに限定されるものではない。

【0030】

【発明の実施の形態】

本発明によるマルチビューの各々は対物レンズによって形成される。図1に、典型的な内視鏡対物部(1)の構成を示し、その特性をいくつか図示する。内視鏡の遠位端チップの機械的な軸と内視鏡対物部に入る光の光学軸との角度(α)は「視角」である。この視角は、単に遠位端チップの機械的な軸と光学的な軸の関係のみを示すものであって、内視鏡の遠位端チップの関節運動(図7)により提供される観察方向の変化を考慮していない。視角の典型的な値は $0 \sim 120^\circ$ である。通常、零でない視角は、対物光学系内のプリズムやミラーによって達成される。内視鏡対物部の視野(β)は、レンズが画像を捉えることができる対象空間の角度範囲である。視野は、 0° 近くのかかなり狭い場合もあるが、また、 180° までの範囲をとり得る。例えば、望遠鏡は高倍率であるが視野が非常に狭く、一方、広角レンズ(画像が湾曲して見えることから「魚眼レンズ」としても知られている)は低倍率であるが広視野である。視野が広いほど、細部は画像内に小さく現れる。対象物(2)の画像(3)は、対物レンズの最終表面上又はその後方に位置する。

【0031】

図2(a)~図2(e)から分かるように、対物レンズ(1)により形成された画像(3)は、内視鏡の近位端での観察のために検出器に送らなければならない。人間の眼(6)で直接観察するために接眼部(5)を用いてもよく、また、光学画像を電子信号に変換する光電子センサ(7)(CCDセンサ、CMOSセンサ等)上に画像を形成してもよい。その後、この電子信号はビデオモニタ、フラットパネルディスプレイ、ヘッドマウントディスプレイ、液晶ディスプレイ等のディスプレイに送られ、そこで一以上の人が画像を観察することができる。図2(a)~図2(e)は、本発明による各観察チャンネルの構成をいくつか示す。図2(a)は、リレー光学システム(4)を介して接眼部(5)と接続された対物レンズ(1)を示す。リレーとは、対物画像面から他の場所へ画像を送る内視鏡の光学サブシステムである。通常、内視鏡は、対物部の第一の面から対物画像面までの距離に比べてかなり長いために、観察光学系を用いてアクセスできる内視鏡の近位端にリレーを用いて画像を送る。リレーにはレンズや他の光学画像要素を含めてもよく、また別の方法として、コヒーレント(オーダード(order ed))光ファイバイメージガイドを用いて画像を送ってもよい。可撓内視鏡や半可撓内視鏡には通常光ファイバイメージガイドを使用し、剛性内視鏡には通常一連のガラスロッドやレンズから成るリレーが含まれる。図2(b)は、対物レンズ(1)と、結合レンズ(8)を介して光学的に接続された画像センサ(7)と共に用いられる接続リレー(4)を示す。結合レンズはリレーの近位端の画像をセンサ表面に結像させ、そこで画像が電子信号に変換され、観察のためのディスプレイに送られる。図2(c)は、図1のように構成された内視鏡が、接眼部(5)のマウントにクリップされあるいは取り付けられた結合レンズ(8)を介して画像センサ(7)に接続される構成を示す。図2(d)は、リレーシステムを用いず、対物画像面からの画像(3)を結合レンズ(8)を介してセンサ(7)の表面に直接結合する構成を示す。図2(e)に、センサの表面を対物の画像面に直接設けた同様の例を示す。この種の内視鏡は「チップ付きスティック(chip-on-a-stick)」と呼ばれることがあり、センサを外部やシャフト近位端に設ける代わりにシャフト遠位端部に埋め込むものである。

【0032】

画像センサを用いる場合、本発明によって提供されるマルチビューを表示する多くの選択肢がある。各々が一又は複数のビューを表示する一又は複数のディスプレイを用いることができる。例えば図3に示すものなどが挙げられるが、これらに限定されるものではない。各例において、ディスプレイには例えば内蔵手術器具の状態、関節運動の状態、生命兆候モニタからの読出し値等、その他の情報を表示してもよい。図3(a)に、単一のディスプレイに複数のビュー(101)及び(102)を配置した例を示す。これらのビューの形状はどのようなものでもよく、等しいサイズである必要はない。図3(b)に、単一のディスプレイ上で必要に応じてビュー(101)と(102)を切り替えて見られるようにした例を示す。別の本発明の好ましい実施形態においては、複数のディスプレイを設けることによって複数のビューを表示するようにしている。各ディスプレイは同時に、単

独であるいはビューを切り替えることにより見ることができる一以上のビューを含むことができる。状態表示や他の情報はディスプレイに全く表示しなくてもよく、一台以上のディスプレイに表示してもよい。図3(c)に示すように、あるディスプレイにはビュー(101)を単独で表示し、別のディスプレイにはビュー(102)と(106)を切り替えて表示し、更に別のディスプレイにはビュー(103)、(104)、(105)と状態表示(107)を同時に示す。

【0033】

図4に、単眼視による観察、双眼視による観察、立体像による観察のための各タイプの接眼部を示す。重要なことは、立体像による観察はマルチビューのうちの一以上のビューに対して行うことができるが、立体像による観察を提供するのに用いられる光学系では、本発明において定義されている「マルチビュー」を提供できないことである。主な差異は、立体光学チャンネルは同一の対象エリアの僅かにずれた複数の画像を提供するのに対し、本発明においては、マルチビューを提供する複数の光学チャンネルは実質的に線又は角オフセット(linear or angular offset)あるいはその両方を有し、同一の対象エリアの画像を提供するものではない。図4(a)に、接眼部を含む内視鏡で多く用いられている単眼視による観察の概略図を示す。一個の接眼部(5)により片方の眼(6)(左右どちらでもよい)で画像を見られるようにする。図4(b)に示すように、双目光学系は分離した光学系を用いて全く同一の画像を二個の接眼部(一個の眼に対して一個の接眼部)を介して両方の眼に提供する。ここで添え字のL及びRは、接眼部(5)と眼(6)の両方における左と右をそれぞれ示す。図4(c)に示す立体像用接眼部の配置は、オフセットされた二個の接眼部(5L、5R)を介し、各眼(6L、6R)に画像の僅かにずれたビューを提供する。これは、各眼が僅かにずれたビューをとらえ、奥行きを認識できる通常の人間の目を模擬したものである。

【0034】

本発明の好ましい実施形態によれば、マルチビューの各ビューは、単一の対物レンズ(立体像による観察の場合は一对の対物レンズ)で形成される。このことは、一個のビューに対して一個の光学チャンネル(立体像による観察の場合は二個の光学チャンネル)が遠位端部に存在することを意味している。これら独立した光学チャンネルは、図5(a)に示すように内視鏡全体に亘って連続してもよい。図5(a)は、二個のビューを有する内視鏡を示している。各ビューは、それぞれの光学チャンネルを介して別々の画像センサ(7)に送られる。二個のビューが存在するので、二個のリレー(4)、二個の結合レンズ(8)及び二個のセンサ(7)が存在する。図5(b)に、内視鏡が二個のビューを有する代替の構成が示されている。これは、各ビュー用の対物部(1)とリレー光学チャンネル(4)を有し、一個の結合レンズ(8)と一個の画像センサ(7)で両方のビューを撮像する。結合レンズとセンサはこれらのビューを同時に画像化するか、あるいは、能動的又は受動的にビューを切り替えることにより一度に一個のビューを画像化する。図5(c)に示す代替の構成は、二個のビューを撮像する二個の対物部(1)を有し、単一のリレーシステム(4)、結合レンズ(8)、センサ(7)によりビューの観察を可能にしている。図5(b)に示すシステムのように、二個のビューを同時に観察するか、一個のビューずつ観察する。図5(d)に、二個のビューを有し、そのうち一個が立体画像を提供する内視鏡を示す。上(非立体)のビューは、単一の光学チャンネルにより送られる。また、下(立体)のビューは、遠位端部において僅かにずれた二個の光学チャンネルを含む。これら二個の光学チャンネルは、僅かに異なる位置から見た対象物の画像を提供する。これは、各眼がそれぞれの位置からシーンをみて、脳が各眼に映った画像の差を統合して奥行き情報を得る通常の人間の視覚を模擬するものである。

【0035】

本発明の別の好ましい実施形態においては、内視鏡は単一又は複数の照明チャンネルを介してビューに照明を提供する。図6は、二個のビューを有する内視鏡(図5(a)に図示したようなもの)に、各ビューに対して独立した照明チャンネルを設ける構成を示す。外部の光源(20)からの光は、液体充填ケーブルや光ファイバケーブル(21)を介して

内視鏡に送られる。接合部の結合光学系（２２）によって、光は効率的に内部照明ファイバ（２３）に確実に接続される。照明ファイバは、各ビューに個別に光を提供するため、内視鏡内部で二チャンネル（２４、２５）に分けられる。

【００３６】

本発明では、剛性シース、半可撓シースあるいは可撓シースを用いる。内視鏡が可撓性を有する場合、一以上の軸方向に関節運動させることもできる。図７に、可撓シースを一つの軸方向に９０°関節運動により変位させた例を示す。

【００３７】

次に、本発明の一例として、胃食道逆流疾患（GERD）の新しい手術治療を実施できる二系統の光学チャンネルを有する内視鏡について説明するが、本発明はこれらに限定されるものではない。

【００３８】

この新しい処置法はこれまでの治療例に替わるものであり、上記の国際特許出願（PCT/IL01/00238）において記載されている。この処置は、少なくとも一つの可撓部（好ましい実施形態においては関節部）とステープルデバイス（ステープル発射部及びアンビル部を含む）とを設けた手術内視鏡デバイスを用いて実施する。本発明の好ましい実施形態では、ステープル発射部（カートリッジということもある）は関節部の近位端近くに配置され、アンビル部は関節部の遠位端部又は遠位端チップに配置される。

【００３９】

本発明の好ましい実施形態では、内視鏡に二方向関節運動システムが採用されている。この場合、一定の曲率半径で関節部を完全に曲げることにより、ステープラの二つの部分の位置を合わせることができる。更に、アンビル部に収容されている二本のアライメント／ロックピンを伸張しステープル発射部の受け部に係合、ロックすると、ステープルデバイスの前記二つの部分は正しい動作関係になる。

【００４０】

ステープル発射部は、単一又は複数のステープルアレイを有するステープルカートリッジを含む。各アレイは一又は複数のステープルから構成される。ステープルアレイは、近位側の手段により駆動可能なカムにより駆動されるステープルプッシャーにより発射される。ステープルカートリッジは、近位側の駆動デバイスの動作による各ステープルアレイの発射後に割り出し可能となっている。

【００４１】

GERD処置用内視鏡デバイスは、観察手段（通常はビデオカメラ）を含むことが好ましい。本発明の好ましい実施形態では、二系統の独立した光学チャンネルを設けて、二つの独立した画像、即ち遠位端チップのアンビルのエリアからの画像と内視鏡シャフトのステープルカートリッジのエリアからの画像、を提供する。当業者には明白なことであるが、通常、観察のためには照明装置を設ける必要がある。更に、他の従来の内視鏡デバイスや付属品（水及び／又は空気の供給部及び／又は吸引部、及び／又は超音波部等）を設ける。

【００４２】

従って、上記に基づき、本発明の好ましい例示的实施形態は次の構成要素を含む。

- ・複数の光学チャンネル；

挿入及びステープルを遠位端部（ステープラアンビルを含む）から視覚化するための、遠位端チップに設けられた光学チャンネル；

ステープルの食道への貫通を「ステープラ側」から視覚化するための内視鏡側壁のステープルバックストップに配設された第二の光学チャンネル；

- ・光学システムの要素を含んでもよい内視鏡シャフトに沿って中間に設けられたステープルモジュール。このモジュールは使い捨て可能であることが好ましいが、レスポザブルなものや再利用可能なものであってもよい；

- ・光学システムの要素を含んでもよい遠位端チップに設けられたステープラアンビルモジュール。このモジュールは使い捨て可能であることが好ましいが、レスポザブルや

再利用可能なものであってもよい；

- ・胃底部を伸張してステープラを位置決めするための強靱な一方向関節部（例えば約 270° に亘って関節運動できる）；及び
- ・両方のビューを同時に示す一個のディスプレイ（任意的に、内視鏡関節運動やステープル操作あるいはその両方の状態を示す）。

【0043】

図8に、本発明のデバイスの遠位端部の概略を示す。この部分は、202で示す固定された非湾曲部（ここに、ステープライジェクタ、「ステープラビュー」光学チャンネルの対物光学系を配置する）、関節部203、長さ「1（エル）」の遠位端部204を含む。

【0044】

関節部203は従来の内視鏡のものと設計上は同様であるが、いくつかの特徴を有する。位置合わせを簡略化すると共に精度を最大にするために、一方向関節運動の設計を採用した。これは関節部は一方向にのみ動くようになっている（即ち、内視鏡の遠位端は直線状態から一方の側のみに動くことができる）ことを意味する。次に、このデバイスは、所望の医療処置を実施するために従来の内視鏡より大きく湾曲しなければならない。最後に、この関節部は、胃底部の伸張やステープルの際に組織に対して大きな力を提供できるように十分強固でなければならない。

【0045】

固定部202はステープラカートリッジを含む。ステープライジェクタは側面発射設計のものであり、アンビルを必要とする。アンビルは遠位端チップの端部に配置される。ステープラカートリッジとアンビルモジュールは交換可能であり、シャフトと遠位端チップに設けたポケットに嵌装される。図8では、これらのポケットをそれぞれ201と201Aで表す。201と20Aのステープル要素がステープル組立体全体を構成する。

【0046】

デバイスの関節運動は従来の方法で行う。関節運動の駆動の機構や動作は当業者にはよく知られているので、簡略化のためここでは説明しない。

【0047】

図9に、図8のデバイスが完全に湾曲した状態を示す。関節部3は、固定曲率半径 r で湾曲角度 ϕ 曲げられている。半径 r と長さ L （図8）の値は、固定値 1（エル）（剛性遠位端チップの長さ）及び y （ステープルカートリッジから内視鏡遠位端部の曲げ部分と固定部分の接合部までの距離）を用いて、デバイスを完全に湾曲させたときにステープラ組立体の二個の部分が正確に位置合せされるように決められる。

【0048】

外科的手術の間、ロックピンを伸長させて図9に示す位置に内視鏡を保持することによって正確なアライメントが達成される。本発明の好ましい実施形態では、ロックピンはステープラのアンビル部に収容されている。駆動部（図11において402で示す）を用いて、医師は胃底部の組織と食道の壁を貫通させてピンを伸長し、ステープルイジェクタモジュールのソケットに係合させる。ロックピンを伸長する方法は当業者にはよく知られており、よってここでは簡略化のため説明しない。

【0049】

図8に示すように、患者の内部に挿入したデバイスの長さの情報を提供するために位置決めマーク204を患者の外側にあるデバイス端部に設けてもよい。

【0050】

ステープルが配置されたときにその両側を見るために、また、胃底部と食道の組織の両方を適切に確実に結合させるために、本発明の好ましい実施形態では、二系統の光学チャンネルを用いる（図10（a））。この実施形態では、対物レンズ301は内視鏡の遠位端からの画像（「遠位端ビュー」）をとらえる。可撓光ファイバイメージガイド302はこの画像を近位側に約12cm送り、そこで結合レンズ306によってCCDセンサ308上に結像される。このビューはビデオモニタのメイン部（図12における501）に映し出され、挿入、伸張、ステープルの際に用いられるため常に表示される。同時に、「ステ

ーブラビュー」(図12における502)がCCDの一角に投影され、そしてモニターの一角に映し出される。これは、図10(a)において位置305に設けたステーブラの近傍の内視鏡シャフトから横方向を見たビューである。この画像の光路は、内視鏡の軸に対し直角方向にある物体から始まる。光路は、ステーブラバックストップ303、ステーブラモジュールの透明部を通り、直角プリズム304と対物レンズ307の助けをかりて、CCD308上に画像が作製される。このビューはステープル工程にのみ有効にされる。ステープル後は、遠位端ビューには胃側からの閉じたステープルが表示され、ステーブラビューには食道側からのステープルが表示される。これらのマルチビューは、次のショットへ向けて器具を再配置する前に、各ステープルが適切に配置されたという自信を提供するものである。

【0051】

各ビューへの照明を制御することにより必要のない場合に第二のビューをオフに切り替えるオプションをディスプレイに設けてもよい。第一のビューは通常連続してアクティブにするが、オフに切り替えることもできる。

【0052】

図10(b)は、内視鏡の近位端に向かって見た図10(a)の光学システムのA-A断面図である。内視鏡シース309の内部で各種光学要素がどのように配設されているかを示す。

【0053】

図11は内視鏡の遠位端チップを示す。ステーブラ組立体のアンビルモジュールはソケット401に嵌装される。アンビルに含まれるロックピン用アクチュエータを402で示す。吸引あるいは洗浄用のチャンネルを405で示す。画像チャンネルを404、照明ファイバを403で示す。

【0054】

本発明の好ましい実施形態の内蔵手術器具は、ステーブラ、アンビルモジュール、吸引手段から構成される。ステープルリムーバを含めてもよい。ステーブラモジュールは使い捨て可能でも、レスポザブルでもよい。内視鏡の使い捨て可能部分として、光学チャンネルの部品、外部シース、内視鏡を経口挿入する際の「バイトブロック」、他の内視鏡部品を更に含んでもよい。ステープルモジュールは、一ショットに一個のステープルを配置するものでもよいし、一ショットで複数のステープルをパターン化して配置するものでもよい。ステーブラは、各ショット後に自動的に前進される複数のステープルのアレイを一以上含む。

【0055】

ディスプレイには、内視鏡の各種機能に関する状態表示を設けてもよい。例えば、図12では、503は遠位端部の関節屈曲状態を示し、504は内視鏡の長手軸回りの回転を示し、505はステーブラの状態を示す。

【0056】

患者の胃底ヒダ部分形成は、本発明の内視鏡を用いて、次のステップa)~f)により実施される。

a) 患者の胃底部に係合し、それを食道下部に向けて移動させるように内視鏡デバイスの遠位端を動かす。

b) 所定の角度前記内視鏡遠位端部を曲げ、前記ステープル組立体を動作位置関係に置く。

c) 前記ステープル組立体の前記二個の独立した要素の位置が合ったことを、前記内視鏡の観察手段によってそれらを観察することで判定し、前記内視鏡の遠位端部に設けたロックピンを伸長する。

d) ステープルイジェクトデバイスから複数のステープルを打出し、組織をその間で接続する。

e) ロックピンを解放し、前記内視鏡の遠位端曲げ部分を直線状に伸ばす。

f) 食道の軸に対して内視鏡デバイスを回転させ、所望の部分ヒダ形成を達成するのに必

要な回数 (a) ~ (e) のステップを繰り返す。

【 0 0 5 7 】

このデバイスの機械的操作では、胃底部と遠位端チップを係合させそれを食道下部に向けて動かすようにデバイスの関節部を曲げる。この概略を図 1 3、図 1 4、図 1 5 に示す。図 1 3 においてデバイスの二種の位置を a と a ' で示す。位置 a ' は、デバイスを患者の口と食道を通して所望の位置に挿入した後の初期の位置である。位置 a は、デバイスの関節部を胃底部 6 0 6 に向かったの曲げ動作の開始を示す。チップを 2 0 5 で示す。

【 0 0 5 8 】

図 1 4 では、デバイスの曲げは、遠位端チップ 2 0 5 が胃底部 6 0 6 の壁に接し食道の下部に向けて押し上げ始めた段階に進んでいる。

【 0 0 5 9 】

図 1 5 では、デバイスの曲げは完了し、遠位端チップ 2 0 5 により胃底部 6 0 6 が初期の位置から食道下部付近の位置まで動かされた状況を示している。この位置において、チップ 2 0 5 により胃底部は正しい位置に置かれており、胃底部と食道をステープル接合することができる。

【 0 0 6 0 】

図 1 6 は、図 1 5 に示した状況のより詳細な図である。ここには、食道 6 0 7 内の内視鏡シャフト 2 0 2 に設けられたステープルカートリッジ 2 0 1 と、胃底部 6 0 6 内の遠位端部 2 0 5 に設けられたアンビル 2 0 1 A との間の位置合せの概略を示す。

【 0 0 6 1 】

ステープル組立体を用いて図 1 6 における胃底部の下部 6 0 6 を食道の下部 6 0 7 に固定するためには、ステープルが発射されたときに所望の仕事が達成されるように、要素 2 0 1 と要素 2 0 1 A を正しい動作位置関係に置くことが肝要である。ステープル組立体の各部分を正しい位置関係に置けない場合、ステープルが正しく位置決めされなかったりあるいはステープルの針を折り曲げることができず、更にはステープルが実施された箇所の組織を損傷するという危険が高くなる。

【 0 0 6 2 】

上述のように、本デバイスの設計によれば、適切な位置合せを確実に行うことができる。外科医は、内視鏡の遠位端チップに設けた視覚手段を用いて、胃底部を適切に食道に向けて伸張すると共にこの位置合せを確実に行うことができる。更に、ステープラの二部分が相互に押圧されるので、それらの間の組織が圧縮されてカートリッジ側に設けた視覚手段を用いて組織を透過して見ることができる。最終的な位置合せは、ステープラのアンビル部に設けたロックピンを伸長することにより達成される。図 1 7 に、デバイスと組織の関連部分を示す。図 1 7 (a) において、複数のロックピン (全体を 1 1 で表す) は、アンビル組立体 2 0 1 A に収容されており、胃底部と食道の壁の組織を貫通して伸長され、ステープラカートリッジ 2 0 1 のソケットに係合している。ロックピンは、最終的な位置合せを行うだけでなく、引き続き実施されるステープル動作の際の締め付け力を強めるものでもある。

【 0 0 6 3 】

図 1 7 (b) に、ステープル動作を行った後の状態を示す。複数のステープル (全体を 1 0 で表す) は、動作を実施した特定の場所において、胃底部と食道を結合している。ステープルを注意深く検査した後、外科医はロックピンを後退させる。次に、外科医は内視鏡をまっすぐに伸ばし、回転させて次の位置にデバイスを移動させる。次の位置に達したら、曲げ / 位置合せ操作を繰り返し、更にステープル動作を行う。

【 0 0 6 4 】

本発明の実施形態を図示により説明したが、当業者であれば、本発明の精神から逸脱することなく、また請求項の範囲を越えることなく、多くの変更、変形、適合化を行って本発明を実施できることが理解されよう。

【 手続補正 2 】

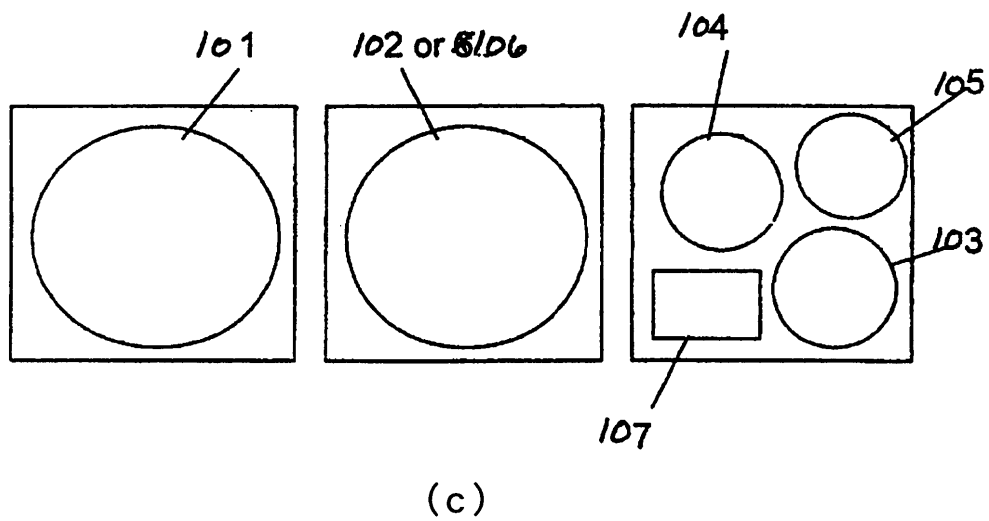
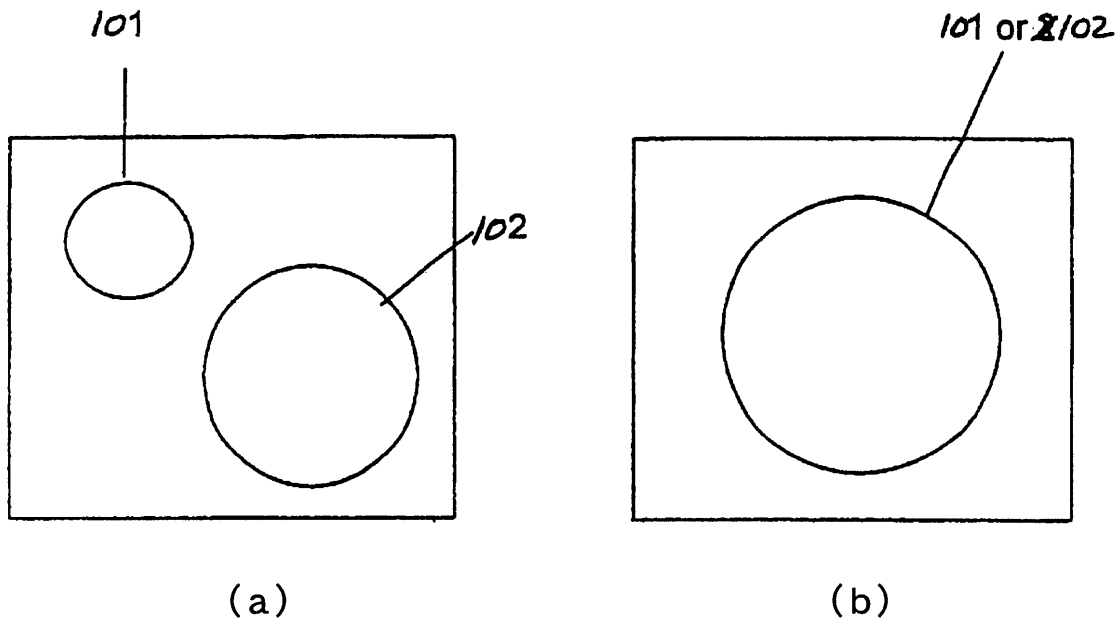
【 補正対象書類名 】 図面

【補正対象項目名】図 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 3】



【手続補正 3】

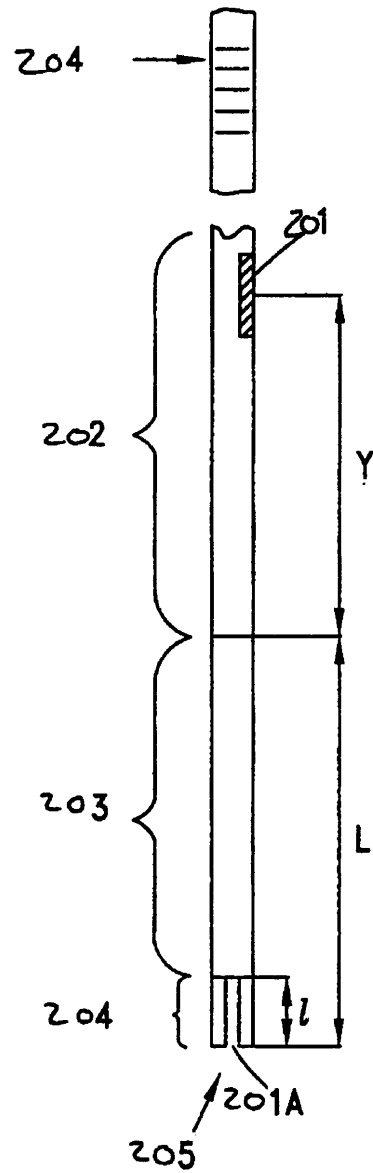
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 8

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 8 】



【 手続補正 4 】

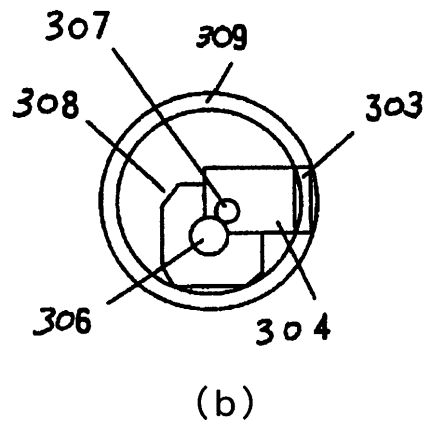
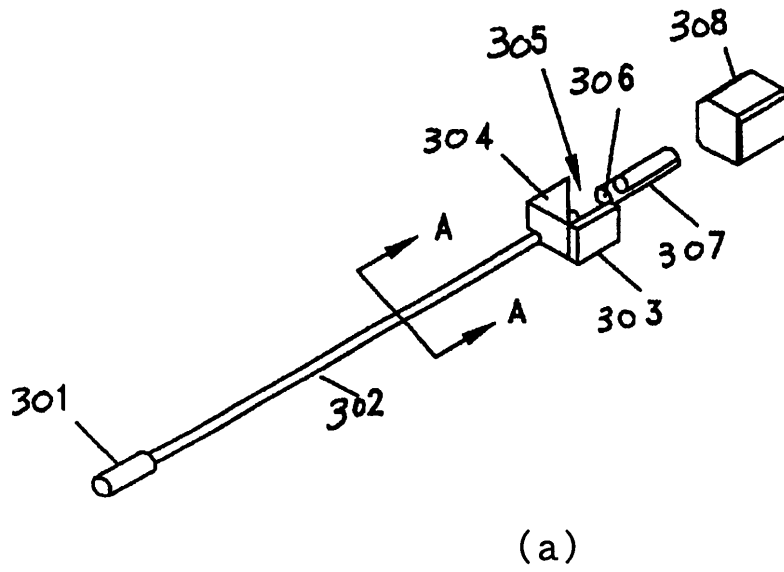
【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 1 0

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【図 10】



【手続補正5】

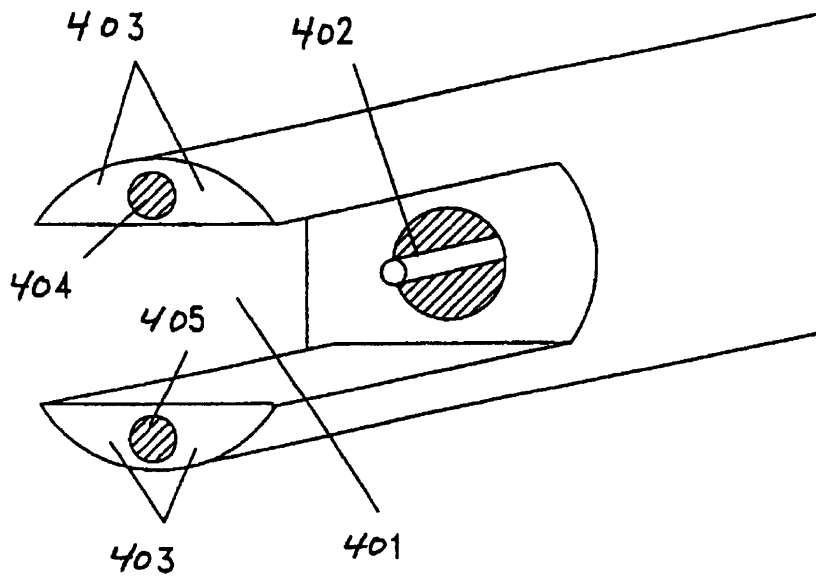
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図11

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 1】



【手続補正 6】

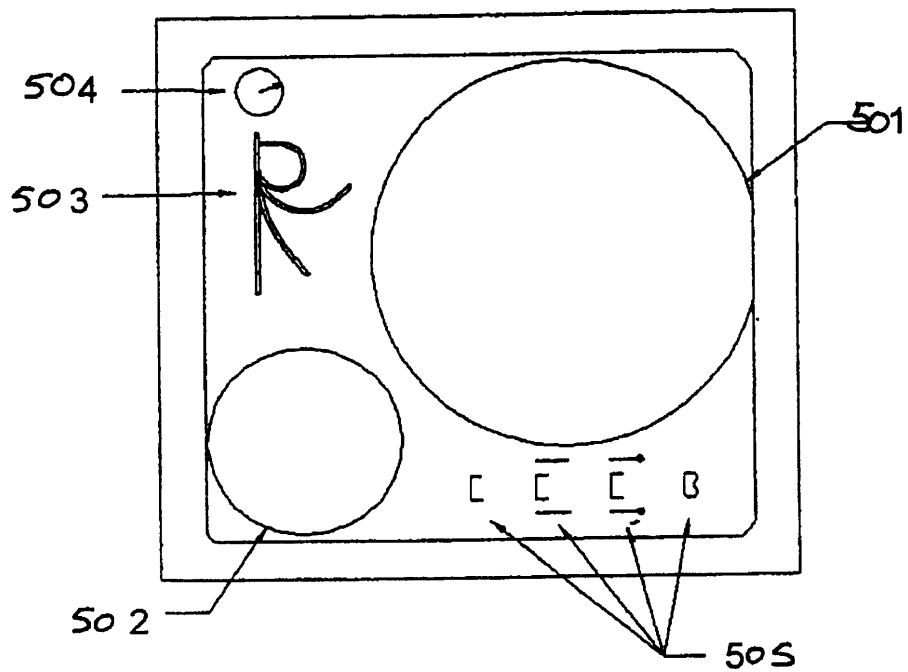
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 2】



【手続補正 7】

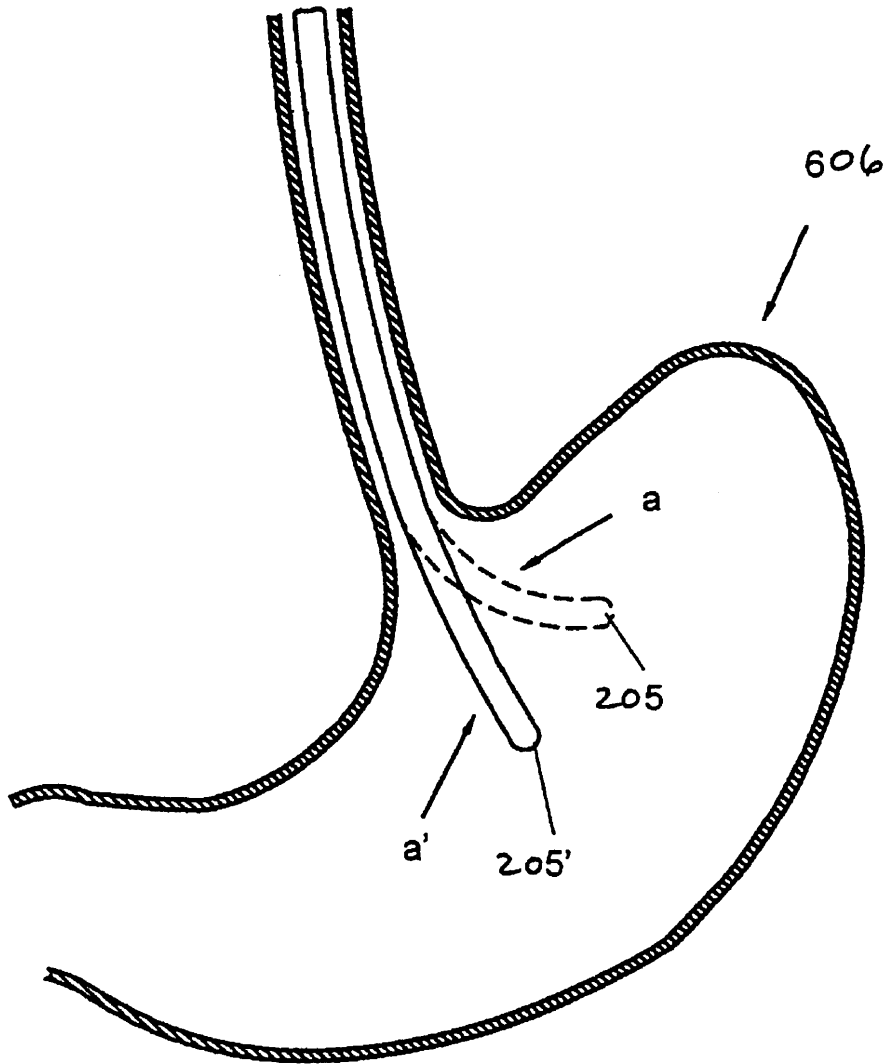
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 3

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1 3】



【手続補正 8】

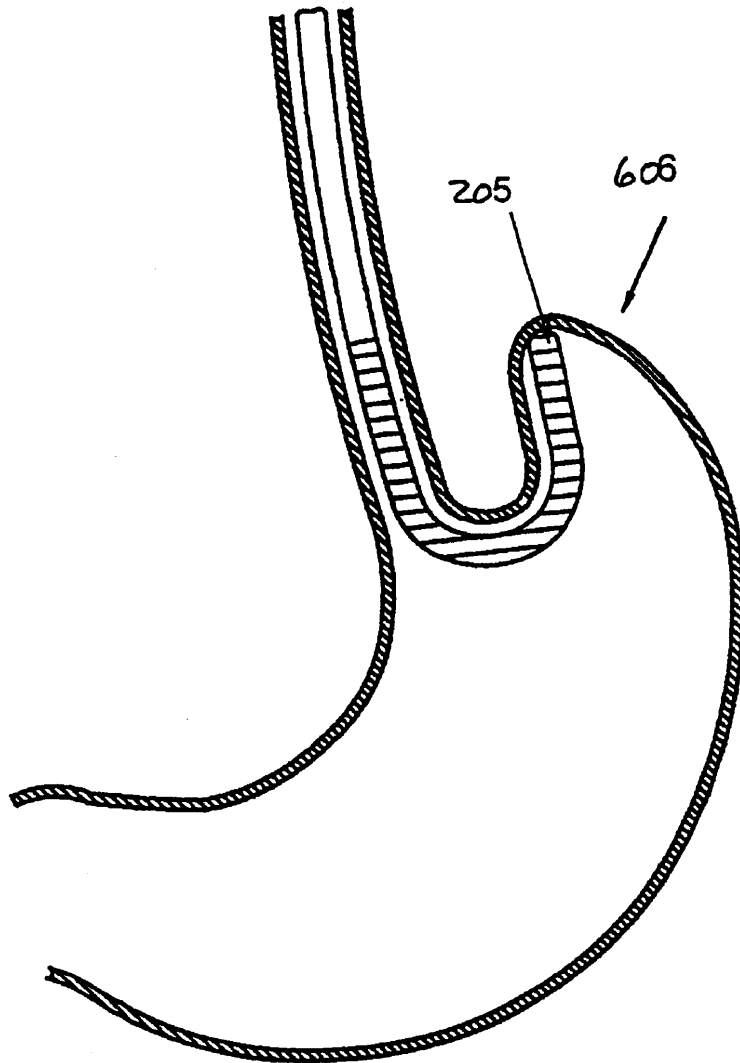
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 4

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 図 1 4 】



【 手続補正 9 】

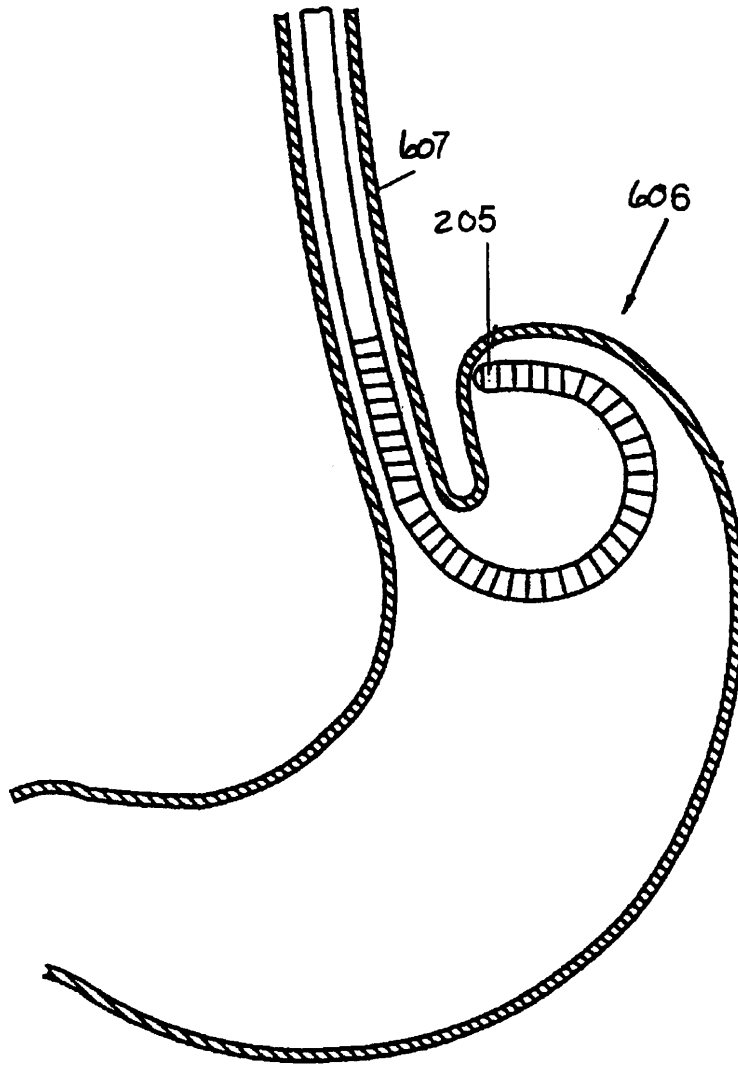
【 補正対象書類名 】 図面

【 補正対象項目名 】 図 1 5

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【図 1 5】



【手続補正 1 0】

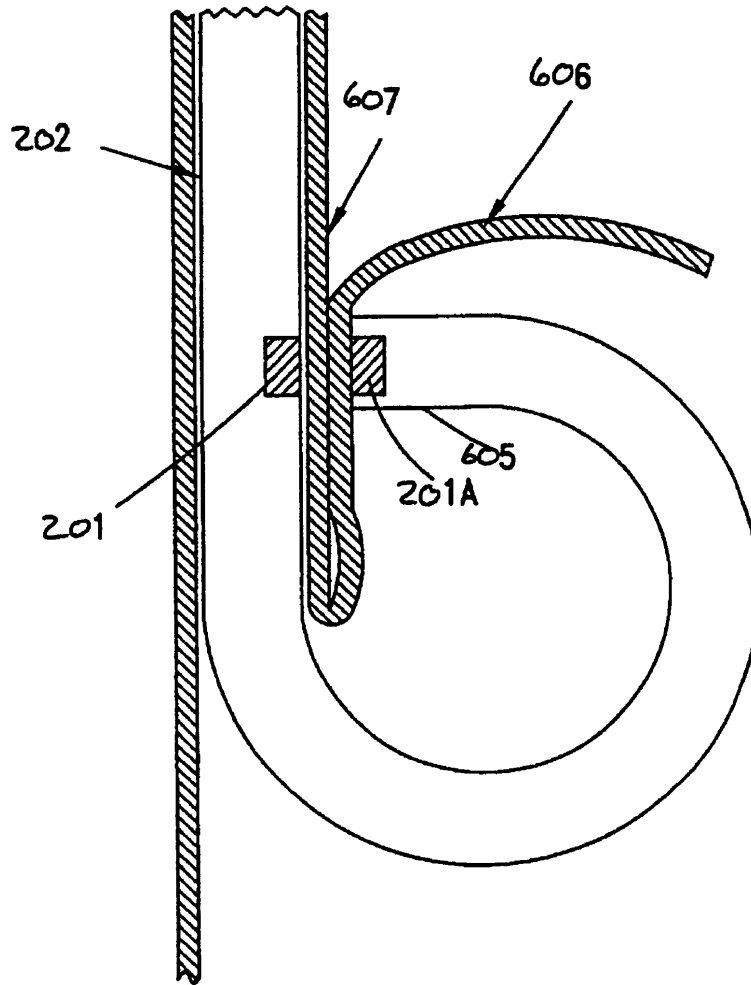
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 16】



【手続補正 1 1】

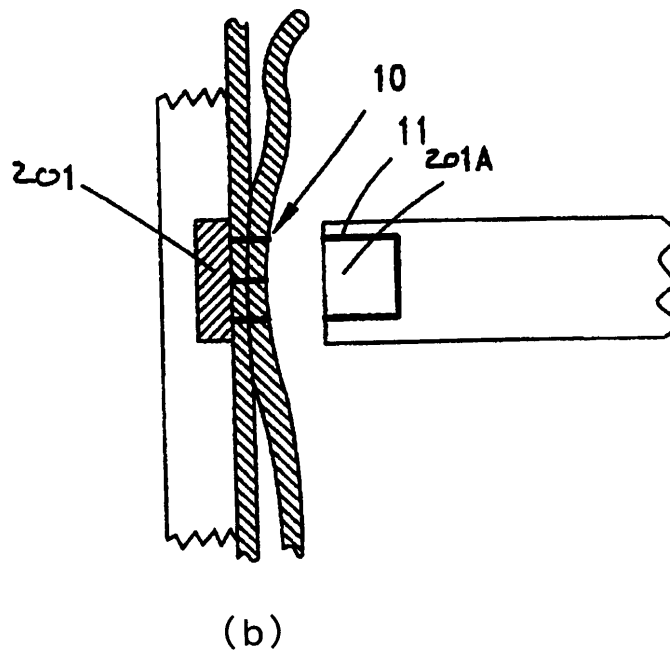
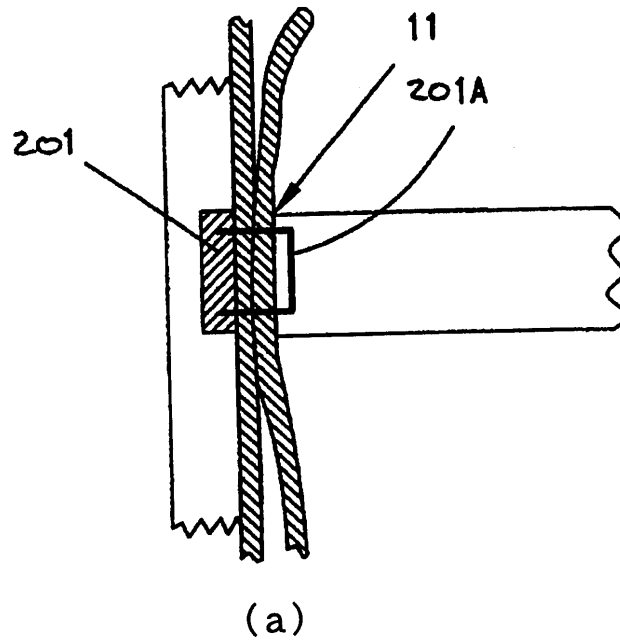
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 17】



【手続補正書】

【提出日】平成14年12月1日(2002.12.1)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

遠位端関節部を供えたシース、複数のステープラ要素、二以上の別個のビューを作り出す二以上の独立した光学チャンネルを有し、各前記光学チャンネルは対物レンズと、画像を撮像又は観察する手段とから構成され、各チャンネルは更に次の要素群a)～c)、即ち

、 a) 光学リレーシステム、 b) 接眼部、 及び c) 前記対物レンズによって得られた画像を画像センサとディスプレイ装置に送るのに適した結合レンズのうちの一以上を任意的に有する内視鏡であって、

前記複数のステープラ要素は、前記関節部の遠位端チップにおける第一の位置と、前記シースの長手方向に沿って前記関節部の近位端に隣接して又は近接配置された第二の位置との間に分散して設けられるものであると共に、前記複数のステープラ要素は前記湾曲部の関節運動により共同動作を行うための位置関係に置くことができ、

第一の前記対物レンズは前記遠位端チップに前記ステープラ要素の内の第一の要素に隣接して設けられ、第二の前記対物レンズは前記第二の位置に設けられた前記ステープラ要素の内の第二の要素に隣接して設けられる、

内視鏡。

【請求項 2】

前記別個の複数のビューの各々は、単眼視によるビューを作出するための単一の光学チャンネルを用いて、又は、双眼視又は立体視によるビューを作出するための複数の光学チャンネルを用いて形成される、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記光学チャンネル及び前記ディスプレイ装置の要素は、電磁スペクトルの可視、紫外、赤外又は X 線部分において前記内視鏡が動作できるように選択される、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記対物レンズ、接眼部及び結合レンズは、固定焦点距離、多焦点距離又は可変焦点距離を有する、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記別個のビューの各々は、前記内視鏡の機械的な軸に対して $0 \sim 180^\circ$ の角度におけるものである、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

各前記光学チャンネルの視野の形状は、円形及び長方形を含む適切な形状であって、最大で 180° 以上の視角を有している、請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 7】

次の a) ~ c)、

a) ステープルデバイスの要素を受けるのに適したソケットと、

b) 少なくとも 1 個の照明チャンネルと、

c) 光学リレーシステムに接続された少なくとも 1 個の対物レンズと

を更に含む請求項 1 に記載の内視鏡用遠位端チップ。

【請求項 8】

吸引チャンネル及び / 又は洗浄チャンネルを更に含む、請求項 7 に記載の遠位端チップ。

【請求項 9】

ステープルデバイスの要素としてアンピルを含む、請求項 7 に記載の遠位端チップ。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/IL 01/00843
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B1/00		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 91 00049 A (KARL STORZ GMBH & CO.) 10 January 1991 (1991-01-10) page 17, line 6 -page 23, line 14 figures 1-6C	1
A	---	2,4,5
X	DE 42 41 938 A (KARL STORZ GMBH & CO.) 16 June 1994 (1994-06-16) column 7, line 41 -column 9, line 33 figures	1
Y	---	7
Y	WO 00 53102 A (GAZAYERLI) 14 September 2000 (2000-09-14) page 7, line 20 -page 9, line 11 page 19, line 13 -page 23, line 3 figures 1-2B	7
A	---	8
-/-		
☒ 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 21 June 2002		Date of mailing of the international search report - 8. 07. 2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Palantian 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel (+31-70) 340-3040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Chen, A

Form PCT/ISA210 (second sheet) (July 1999)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/IL 01/00843
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 3 889 662 A (MITSUI) 17 June 1975 (1975-06-17) column 4, line 4 - line 50 ---	1,6
A	WO 89 11252 A (UNIVERSITY OF CONNECTICUT) 30 November 1989 (1989-11-30) page 19, line 3 -page 24, line 11 figures 1,2,4,5 ---	1-3
A	US 5 776 049 A (TAKAHASHI) 7 July 1998 (1998-07-07) column 5, line 3 -column 7, line 16 column 9, line 19 -column 10, line 19 figures 2A,8,9A,8 ---	4
A	US 5 395 030 A (KURAMOTO ET AL.) 7 March 1995 (1995-03-07) column 5, line 56 -column 8, line 4 column 9, line 50 -column 13, line 45 column 26, line 43 -column 28, line 19 figures 1,6-14,58A-59C -----	7-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL 01/00843
Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 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 II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 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.:	
Remark on Protest		
☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.		
☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.		

Form PCT/ISA/210 (continuation of first sheet (1)) (July 1998)

International Application No. PCT/IL 01 00843

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

Endoscope comprising two or more separate optical channels, where each optical channel comprises an objective lens for focusing the image on to an image sensor chip. Each objective lens is located at a different position along the length of the endoscope.

2. Claims: 7, 8-10

Endoscope and surgical stapler combination.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/IL 01/00843

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9100049	A	10-01-1991	DE 3921233 A1 14-02-1991 AT 120628 T 15-04-1995 WO 9100049 A1 10-01-1991 DE 59008855 D1 11-05-1995 EP 0434793 A1 03-07-1991 JP 4500768 T 13-02-1992 US 5166787 A 24-11-1992
DE 4241938	A	16-06-1994	DE 4241938 A1 16-06-1994 WO 9413190 A1 23-06-1994 US 2002007110 A1 17-01-2002
WO 0053102	A	14-09-2000	US 6159146 A 12-12-2000 AU 3623300 A 28-09-2000 WO 0053102 A1 14-09-2000
US 3889662	A	17-06-1975	DE 2425827 A1 19-12-1974
WO 8911252	A	30-11-1989	US 4938205 A 03-07-1990 CA 1316252 A1 13-04-1993 EP 0416025 A1 13-03-1991 JP 4500321 T 23-01-1992 WO 8911252 A1 30-11-1989 US 5109276 A 28-04-1992 US 5200838 A 06-04-1993 US 5172685 A 22-12-1992 US 5200819 A 06-04-1993
US 5776049	A	07-07-1998	JP 3220538 B2 22-10-2001 JP 6194580 A 15-07-1994 US 5522789 A 04-06-1996
US 5395030	A	07-03-1995	JP 6047050 A 22-02-1994

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,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,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,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,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PH,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(72)発明者 チンノック, ランダル, ビー.

アメリカ合衆国 01566 マサチューセッツ州 スターブリッジ マクギルピン ロード 5
3

Fターム(参考) 4C061 AA01 AA02 AA15 BB01 BB06 CC06 FF03 FF40 FF42 FF43
NN05

专利名称(译)	多视图内窥镜		
公开(公告)号	JP2004508868A	公开(公告)日	2004-03-25
申请号	JP2002528102	申请日	2001-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	MEDI燃气有限公司		
申请(专利权)人(译)	Medigasus有限公司		
[标]发明人	ソネンシェインエラザー ソネンシェインミネル チンノックランダルビー		
发明人	ソネンシェイン, エラザー ソネンシェイン, ミネル チンノック, ランダル, ビー.		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 A61B1/273 A61B17/00 A61B17/068 A61B17/28		
CPC分类号	A61B1/2736 A61B1/0005 A61B1/00181 A61B1/00193 A61B1/0051 A61B1/04 A61B17/0686 A61B2017/00022 A61B2017/00292 A61B2017/003 A61B2017/2905		
FI分类号	A61B1/00.300.Y		
F-TERM分类号	4C061/AA01 4C061/AA02 4C061/AA15 4C061/BB01 4C061/BB06 4C061/CC06 4C061/FF03 4C061/FF40 4C061/FF42 4C061/FF43 4C061/NN05		
代理人(译)	伊藤文彦		
优先权	138632 2000-09-21 IL		
其他公开文献	JP4481565B2 JP2004508868A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种具有两个或更多个光信道，以产生两个或更多的单独视图的内窥镜。本发明的内窥镜，眼底折叠形成的，胃肥胖症管理，膀胱颈吊索治疗失禁管理装订，其他几个内部视图存在下的治疗的各种外科手术，例如，便利地例如。这种治疗可以经皮进行或通过体内的腔进入，例如食道，尿道等。

【 図 1 】

