

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4691361号

(P4691361)

(45) 発行日 平成23年6月1日(2011.6.1)

(24) 登録日 平成23年2月25日(2011.2.25)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 A

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

A 6 1 B 1/00 3 1 0 A

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 12 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2004-551602 (P2004-551602)
 (86) (22) 出願日 平成15年10月30日 (2003.10.30)
 (65) 公表番号 特表2006-505348 (P2006-505348A)
 (43) 公表日 平成18年2月16日 (2006.2.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/034301
 (87) 国際公開番号 W02004/043242
 (87) 国際公開日 平成16年5月27日 (2004.5.27)
 審査請求日 平成18年9月5日 (2006.9.5)
 (31) 優先権主張番号 10/291,889
 (32) 優先日 平成14年11月8日 (2002.11.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 取り外し可能な偏向デバイスを備える内視鏡画像化システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像化内視鏡であって、以下：

近位端、遠位端および内部に配置された作業チャンネルを有する内視鏡シースであって、
 該作業チャンネルは、該近位端から該遠位端まで延びる、内視鏡シース；

少なくとも1つの固体光源であって、内部身体組織を照射するために、該シースの該遠
 位端に配置された、少なくとも1つの固体光源；

該シースの該遠位端に配置された画像センサ；ならびに

該シースの該遠位端を選択的に配置するための偏向デバイスであって、該偏向デバイ
 は、以下：

近位端および遠位端、ならびに該遠位端を移動させるための操縦機構を備える細長シ
 ャフト、

を備える、偏向デバイス、

を備え、該細長シャフトが、該内視鏡の作業チャンネル内にフィットし、そして該シースの
 該遠位端に係合し、その結果、該偏向デバイスの該遠位端が移動される場合、該シースの
 該遠位端もまた移動され、そして

該内視鏡シースの前記遠位端が、形状保持機構を有する、画像化内視鏡。

【請求項 2】

前記偏向デバイスにおける前記操縦機構が、1つ以上のプルワイヤを備える、請求項 1
 に記載の画像化内視鏡。

【請求項 3】

前記内視鏡シースの前記遠位端が、前記近位端より可撓性である、請求項 1 に記載の画像化内視鏡。

【請求項 4】

前記内視鏡シースの前記近位端が、強化編組を備える、請求項 3 に記載の画像化内視鏡。

【請求項 5】

前記画像センサが、光検出器を備える、請求項 1 に記載の画像化内視鏡。

【請求項 6】

前記画像センサが、CCD アレイを備える、請求項 1 に記載の画像化内視鏡。

10

【請求項 7】

前記形状保持機構が、屈曲可能な金属部材である、請求項 1 に記載の画像化内視鏡。

【請求項 8】

内部身体組織を画像化するためのシステムであって、以下：

使い捨て内視鏡シースであって、該内視鏡シースは、近位端、遠位端、該近位端から該遠位端まで延びる作業チャンネル、該遠位端における、該身体組織を照射するために選択的に作動される複数の発光ダイオード、および該身体組織の画像を生成するための画像センサを有する、使い捨て内視鏡シース；ならびに

偏向カテーテルであって、該偏向カテーテルは、近位端、遠位端および 1 つ以上のプルワイヤを有し、該プルワイヤは、該遠位端を移動させ、該偏向カテーテルは、該内視鏡の遠位先端を移動させるように、該シースの該作業チャンネルに選択的に挿入される、偏向カテーテル、

20

を備え、

該シースが、形状保持機構をその遠位端に備える、システム。

【請求項 9】

使い捨て画像化内視鏡であって、以下：

内視鏡シースであって、近位端、遠位端、および該近位端から該遠位端まで延びる少なくとも 1 つの管腔を有する、内視鏡シース；

該内視鏡シースの該遠位端における複数の発光ダイオードであって、内部身体組織を照射するように選択的に作動される、複数の発光ダイオード；ならびに

30

該内視鏡シースの該遠位端に配置された画像センサであって、組織サンプルの画像を表す電気信号を伝達する、画像センサ、

を備え；

該内視鏡シースの該遠位端は、該内視鏡シースの該少なくとも 1 つの管腔内に挿入可能な偏向デバイスによって移動可能な形状保持機構をさらに備え、

該偏向デバイスは、細長シャフトを備え、該細長シャフトは、近位端および遠位端、ならびに該細長シャフトの該遠位端を移動させるための操縦機構を有し、

該細長シャフトの該遠位端は、該内視鏡シースの該少なくとも 1 つの管腔内にフィットし、そして該内視鏡シースの該遠位端に係合し、その結果、該偏向デバイスの該遠位端の移動が、該内視鏡シースの該遠位端の移動を引き起こし、

40

該形状保持機構は、該偏向デバイスが該内視鏡シースの該少なくとも 1 つの管腔から取り外された後に、該内視鏡シースの該遠位端の形状を保持する、使い捨て画像化内視鏡。

【請求項 10】

前記形状保持機構が、前記シースの前記遠位先端に隣接して配置された 1 つ以上のワイヤを備える、請求項 9 に記載の使い捨て画像化内視鏡。

【請求項 11】

前記形状保持機構が、前記シースの前記遠位端に隣接する可撓性ステントである、請求項 9 に記載の使い捨て画像化内視鏡。

【請求項 12】

患者の内部体腔から画像を捕捉するためのシステムであって、以下：

50

内視鏡シースであって、近位端、遠位端、作業チャンネル、該内視鏡シースの該遠位端で光を生成する複数の発光ダイオード、および該内部体腔の画像を生成するための画像センサを有する、内視鏡シース；ならびに

偏向カテーテルであって、近位端および遠位端、ならびに該偏向カテーテルの該遠位端を移動させるための操縦機構を有し、該偏向カテーテルは、該内視鏡シースの作業チャンネルに選択的に挿入され、そして該内視鏡シースの該遠位端を移動させるように構成されている、偏向カテーテル、

を備え、

該内視鏡シースが、形状保持機構をその遠位端に備える、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(発明の分野)

本発明は、医療デバイスに関し、そして具体的には、画像化内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

(発明の背景)

G I管または他の内部体腔において実施される、ほとんどの最小侵襲性外科手順は、内視鏡の補助によって達成される。代表的な内視鏡は、照射チャンネルおよび画像捕捉チャンネルを有し、これらの両方が、光ファイバーの束から作製される。照射チャンネルは、患者の内部体腔を照射するための光源に結合され、そして照射チャンネルは、スコープの遠位端のレンズによって生成される画像を、接続されたカメラユニットまたはディスプレイデバイスに伝達する。ほとんどの内視鏡はまた、作業チャンネルを有し、このチャンネルを通して、細長処置 / 外科デバイスが通され得る。この処置デバイスは、通常、その近位端にハンドルまたは制御器を有し、これは、医師によって、何らかの外科手順を実施するために操作される。

【0003】

内視鏡は、示された技術であるが、ほとんどが、製造に費用がかかる。さらに、内視鏡中の光ファイバーは、取り扱いおよび操縦の手順の間に破壊に供され、そして修復に費用がかかる。光ファイバーの破壊を制限する目的で、ほとんどの内視鏡は、比較的合成である。このような合成は、通常、作業チャンネルを、スコープの直径に対して比較的小さくすることによって、達成される。しかし、小さい作業チャンネルは、そのチャンネルに挿入され得る医療デバイスの数を制限する。あるいは、作業チャンネルがより大きくされる場合、内視鏡の厚さ画像化され、これによって、このスコープが経路決定される位置の数を減少させる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

これらの欠点を考慮して、体腔に光を伝達し、そして体腔から画像を伝達するために光ファイバーに依存しない、内視鏡についての必要性が存在する。さらに、この内視鏡は、作業チャンネルの大きさを過剰に狭くすることなく、比較的小さい直径で作製され得る。

【課題を解決するための手段】

【0005】

(発明の要旨)

これらおよび他の問題に取り組むために、本発明は、可撓性の照射および画像化機構を有する内視鏡シースである。この照射機構は、好ましくは、体腔を照射するための、複数の発光エミッター（例えば、発光ダイオード）を備える。この画像化機構は、シースの遠位端に配置された、光検出器または固体カメラチップを備え、これは、体腔の組織の画像を生成する。

【0006】

10

20

30

40

50

この内視鏡シースは、取り外し可能な偏向デバイスによって構内に選択的に配置可能な、遠位端を有する。１つの実施形態において、この偏向デバイスは、その長さに沿って延びる１つ以上の操縦ワイヤのような、操縦機構を有する。この偏向デバイスは、内視鏡シース内に挿入され、そして操縦機構は、その遠位先端を移動させるように調節される。偏向デバイスの先端の移動は、内視鏡シースの遠位端における対応する移動を生じる。１つの実施形態において、内視鏡シースの遠位端は、形状保持機構を有し、この機構は、偏向デバイスが取り外された場合に、その所望の位置を維持する。

【０００７】

本発明の上記局面および多くの付随する利点は、添付の図面と組み合わせて考慮される場合に以下の詳細な説明を参照することによって、本発明がよりよく理解されるにつれて、より容易に明らかになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００８】

（好ましい実施形態の詳細な説明）

本発明の１つの実施形態に従う内視鏡画像化システム１０は、内視鏡シース１２を備え、このシースは、その遠位端１４～目的の組織サンプルへと光を発光する。この組織から反射された光が、内視鏡シース１２の遠位端の画像化デバイス１６によって受信される。画像化デバイス１６からの信号は、内視鏡シース１２に結合されたコンピュータおよび画像プロセッサ２０によって受信される。コンピュータおよび画像プロセッサ２０は、組織の画像を生成し、この画像は、医師に対して、ディスプレイ端末２２上で示される。

【０００９】

以下でより詳細に説明されるように、内視鏡シースの遠位端１４は、内視鏡シース１２の管腔内にフィットする偏向デバイス７０によって、所望の方向に配向されうる。偏向デバイス７０は、操縦機構（例えば、複数のプルワイヤなど）を備え、この機構は、偏向デバイス７０の遠位端６２が所望の方向に操作されることを可能にする。一旦、内視鏡シース１２の遠位端１４が所望の方向で配置されると、偏向デバイス７０は、内視鏡シース１２内の管腔から取り除かれる。シース１２の遠位端１４は、形状保持機構を有し、この機構は、偏向デバイス７０が取り除かれた場合でさえも、その位置を保持する。

【００１０】

図２は、本発明の１つの実施形態に従う内視鏡シース１２を、より詳細に示す。シース１２は、近位端２８、遠位端１４で終わる遠位領域３０、および近位端から遠位端まで延びる少なくとも１つの管腔（これは、作業チャンネル３６を規定する）を備える。内視鏡１２の遠位端１４には、複数の固体光源３８（例えば、発光ダイオード（ＬＥＤ））が配置される。各ＬＥＤは、１対の可撓性ワイヤ（図示せず）を備え、これらのワイヤは、内視鏡シース１２の遠位端２８にて、コネクタ４０で終わる。光源３８は、透明なＬＥＤであっても、有色のＬＥＤ（例えば、赤色、緑色および青色）であってもよい。白色光の画像は、透明なＬＥＤの照射、および画像の記録によって生成され得る。あるいは、赤色、緑色および青色の画像は、赤色、緑色および生殖のＬＥＤを用いて組織を連続的に照射し、そして有色の画像を、コンピュータおよび画像プロセッサ２０またはディスプレイ２２で組み合わせることによって、生成され得る。内部体腔から反射される光は、画像化デバイス１６（例えば、フォトダイオード、固体カメラ（ＣＣＤアレイまたは他の画像センサを備える））によって受信される。照射された組織を表す電気信号は、内視鏡の近位端２８のコネクタ４０で終わるワイヤを介して、図１に示されるコンピュータおよび画像プロセッサ２０に運ばれる。内視鏡シースの近位端のフラッシングポート４２は、画像センサ１６を浄化し、そして作業チャンネル３６を一般にフラッシュする目的で、液体がシースを通して送達されることを可能にする。

【００１１】

図４は、内視鏡シース１２の遠位先端１４を示す。この先端は、作業チャンネル３６の周りに配置された複数の固体光源３８を有する。さらに、このシースは、フラッシングポート管腔５２を備え得、この管腔を通して、生理食塩水または他の液体／気体が送達され得

る。フラッシングポート管腔 52 は、送達される液体 / 気体の一部分が、画像化デバイス 16 の表面を清浄化するように設計され得る。

【0012】

内視鏡シース 12 の遠位領域 30 は、一般に近位端 28 よりさらに可撓性である可撓性を有する。この近位端は、シースの壁に包埋された、編組 34 または他の強化部材を有し得る。この強化部材は、シースの遠位領域 30 までの全体にわたって延びず、従って、遠位領域 30 は、近位端より可撓性である。

【0013】

図 3 は、シースの遠位先端を所望の方向で配置するために、内視鏡シース 12 の管腔内に挿入される、偏向デバイス 70 の 1 つの実施形態を示す。本発明の 1 つの実施形態において、偏向デバイスは、作業チャンネル 36 に挿入される。しかし、他の管腔が、特に偏向デバイスを受容するために、内視鏡シース内に提供され得る。偏向デバイス 70 は、可撓性先端 74 を有する細長カテーテル 72 を備え、このカテーテルは、可撓性先端 74 を方向付けるための、複数のプルワイヤ（図示せず）のような操縦機構を備える。各プルワイヤは、好ましくは、カテーテル 72 の縁部に沿って配置され、そして近位端が、偏向デバイスの近位端において、ハンドル内のホイール 80 に固定される。ホイール 80 を回転させることによって、2 つの対向するプルワイヤが、カテーテルのいずれかの側において同時に収縮および伸長され、これによって、遠位先端 74 を、面内の所望の方向に屈曲させる。さらに、ホイール 80 は、プルワイヤの別の対を収縮および伸長させるために、ハンドル内のスロット 82 内で移動され得、その結果、先端は、別の面内で前後に移動する。本発明のこの実施形態は、操縦機構としてプルワイヤを使用するが、他の技術（例えば、流体 / 空気で膨張可能なブラダー、磁力、電磁アクチュエータなど）が、偏向デバイス 70 の先端を所望の方向に屈曲させるために使用され得ることが、理解される。

【0014】

1 つの実施形態において、偏向デバイス 70 の遠位先端 74 は、カテーテル 72 の近位領域より可撓性であり、これによって、遠位先端 74 に対する操縦機構の影響を制限する。図 5 に示されるような、内視鏡シース 12 の作業チャンネル 36 内への偏向デバイス 70 の挿入の際に、遠位先端 74 の移動は、内視鏡シースの遠位端 14 の対応する移動を引き起こす。一旦、シースの遠位先端 14 が所望の方向で配向されると、偏向デバイス 70 は、管腔から引き抜かれ、そしてシースの遠位先端 14 は、その所望の位置を保持し、その結果、外科医は、患者の身体の所望の領域にアクセスし得、そしてその領域を観察し得る。

【0015】

上に示されるように、内視鏡シース 12 の遠位領域 30 は、偏向デバイス 70 によって移動されるために十分に可撓性の形状保持機構を有し、そして一旦、偏向デバイスが作業チャンネル 36 から取り外された場合に、内視鏡シースの遠位先端 14 がその形状を保持することを可能にする。

【0016】

形状保持機構は、シースの遠位領域 30 の製造のための、形状保持材料を選択することによって作製され得る。あるいは、形状保持機構（例えば、ワイヤ 76）が、図 6 に示されるように、遠位領域 30 内に包埋され得る。ワイヤ 76 は、偏向デバイス 70 によって屈曲されるが、偏向デバイス 70 が取り除かれた場合に、その形状を保持する。あるいは、形状保持能力を有する編組ステント 78 が、図 7 に示されるように、シースの遠位領域 30 に組み込まれて、一旦、偏向デバイス 70 が取り外された場合に、その形状を維持し得る。

【0017】

内視鏡シース 12 を、取り外し可能な偏向デバイスを用いて所望の方向で配向させることによって、シース 12 は、従来の内視鏡より細く作製され得る。なぜなら、操縦ワイヤがこのデバイスに組み込まれる必要がないからである。さらに、作業チャンネルの大きさは、シースの大きさに対して増加され得る。なぜなら、このシースは、光ファイバーの破壊

10

20

30

40

50

を防止するために剛性である必要がないからである。

【 0 0 1 8 】

本発明の好ましい実施形態が図示および説明されたが、本発明の範囲から逸脱することなく、種々の変化が本発明においてなされ得ることが理解される。従って、本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲およびその均等物によって規定されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【図 1】図 1 は、本発明の 1 つの実施形態に従う、内視鏡画像化システムを示す。

【図 2】図 2 は、本発明に従う、内視鏡シースの 1 つの実施形態を図示する。

【図 3】図 3 は、内視鏡シースを配置するための偏向デバイスの 1 つの実施形態を図示する。 10

【図 4】図 4 は、内視鏡シースにおける複数の管腔を図示する。

【図 5】図 5 は、内視鏡シース内の偏向デバイスを図示する。

【図 6】図 6 は、内視鏡シース内の形状保持機構の実施形態を図示する。

【図 7】図 7 は、内視鏡シース内の形状保持機構の実施形態を図示する。

【図 1】

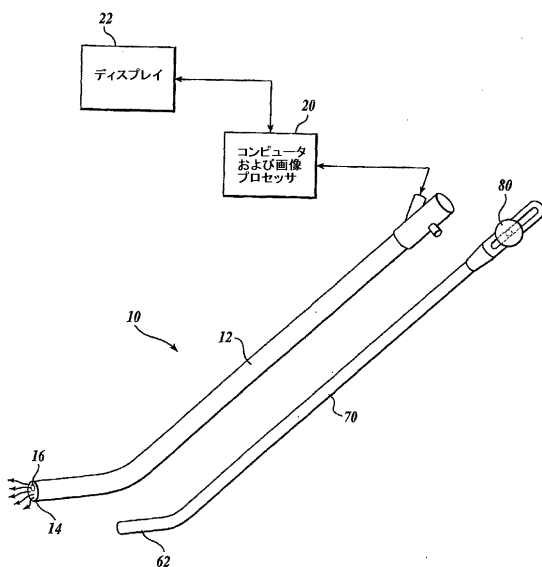


Fig. 1.

【図 2】

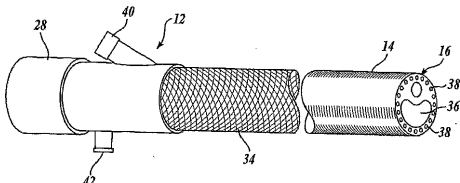


Fig. 2.

【図 3】

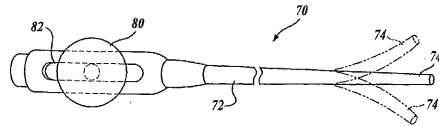


Fig. 3.

【図 4】

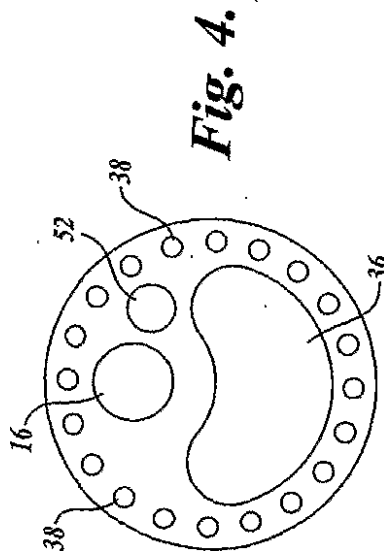


Fig. 4.

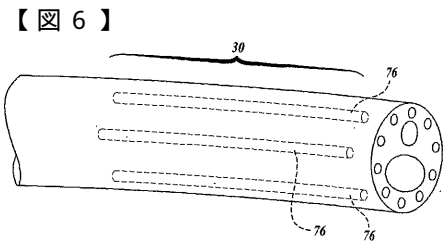
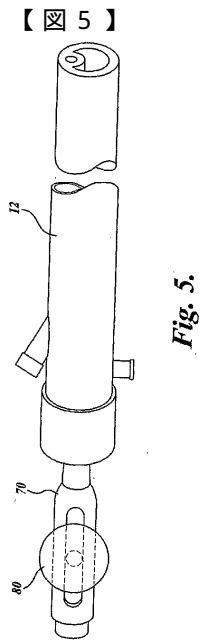


Fig. 6.

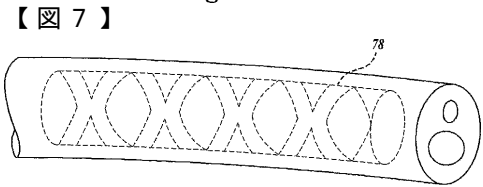


Fig. 7.

フロントページの続き

- (72)発明者 チン, イエム
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01803, バーリントン, ユニバーシティ アベニ
ュー 35
- (72)発明者 バーベイトー, ルイス ジェイ.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02038, フランクリン, スカイライン ドライブ 8
- (72)発明者 バニック, マイケル エス.
アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01740, ボルトン, ウィルダー ロード 119

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開昭61-259636(JP,A)
特開2000-279375(JP,A)
特表平06-511163(JP,A)
米国特許出願公開第2002/0107478(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

G02B 23/24

专利名称(译)	具有可移动偏转装置的内窥镜成像系统		
公开(公告)号	JP4691361B2	公开(公告)日	2011-06-01
申请号	JP2004551602	申请日	2003-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	チンイエム バーベイトールイスジェイ バニックマイケルエス		
发明人	チン, イエム バーベイトー, ルイス ジェイ. バニック, マイケル エス.		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 A61B1/005 A61B1/012 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0051 A61B1/00071 A61B1/00105 A61B1/0055 A61B1/012 A61B1/06 A61B1/0607 A61B1/0638 A61B1/0676 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/00.300.A A61B1/00.300.B A61B1/00.310.A A61B1/00.334.D G02B23/24.A		
代理人(译)	夏木森下		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	10/291889 2002-11-08 US		
其他公开文献	JP2006505348A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可操纵的内窥镜护套具有近端，远端和设置在其中的工作通道内腔。诸如发光二极管的多个固态发光装置位于护套的远端附近，并且被选择性地通电以照亮体内组织。诸如光电二极管或CCD阵列的成像装置根据从组织反射的光产生图像。内窥镜护套的远侧尖端可选择性地移动，其中偏转装置可插入护套中。偏转装置包括尖端偏转机构，其允许使用者移动偏转装置的尖端。在偏转装置插入护套中的情况下，远侧尖端的移动引起护套的远侧尖端中的相应运动。护套的远侧尖端具有形状保持机构，一旦偏转装置从护套移除，该形状保持机构允许其保持由偏转装置赋予的形状。

Fig. 1.

【图2】

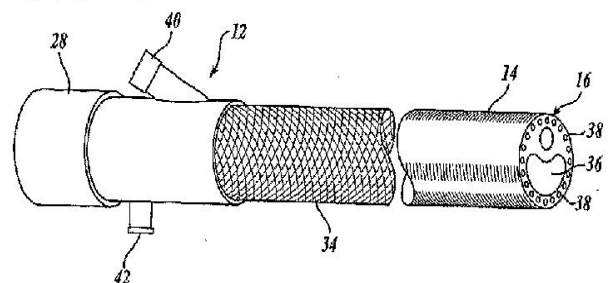


Fig. 2.