

(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2013-538599

(P2013-538599A)

(43) 公表日 平成25年10月17日(2013.10.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Q	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B 19/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 19/00 5 0 1	
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 E	
	A 6 1 B 1/00 A	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 61 頁)

(21) 出願番号 特願2013-523340 (P2013-523340)  
 (86) (22) 出願日 平成23年8月4日(2011.8.4)  
 (85) 翻訳文提出日 平成25年3月6日(2013.3.6)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2011/046621  
 (87) 国際公開番号 WO2012/019023  
 (87) 国際公開日 平成24年2月9日(2012.2.9)  
 (31) 優先権主張番号 61/400,900  
 (32) 優先日 平成22年8月4日(2010.8.4)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 61/452,982  
 (32) 優先日 平成23年3月15日(2011.3.15)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 511139497  
 ミニマリー インバシブ デバイシーズ,  
 エルエルシー  
 アメリカ合衆国 オハイオ 4 3 2 1 2,  
 コロンバス, キニアード ロード 1 2  
 7 5  
 (74) 代理人 100078282  
 弁理士 山本 秀策  
 (74) 代理人 230113332  
 弁理士 山本 健策  
 (74) 代理人 100113413  
 弁理士 森下 夏樹  
 (74) 代理人 100181674  
 弁理士 飯田 貴敏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術用顕微鏡を使用する間に術野の可視化を最適化および維持するためのシステムおよび方法

(57) 【要約】

腹腔鏡と組み合わせて使用するための視界最適化アセンブリ、方法、およびキットであって、腹腔鏡は、そのシャフト先端に位置するレンズ、およびCO<sub>2</sub>送気源を有している、視界最適化アセンブリ、方法、およびキット。本発明は、多腔型シースアセンブリと、シースアセンブリの管腔と流体連通している偏向器アセンブリとを含み、管腔を通るCO<sub>2</sub>流は、偏向器アセンブリと接触すると渦を形成し、それによって、腹腔鏡レンズの曇りを防止する。

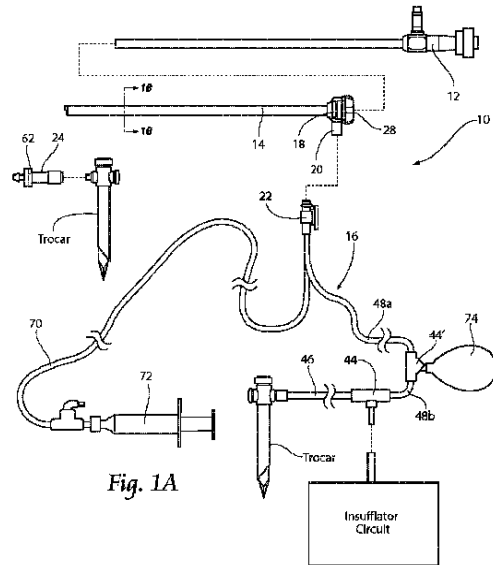


Fig. 1A

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

腹腔鏡と組み合わせて使用するための視界最適化アセンブリであって、該腹腔鏡は、該腹腔鏡のシャフト先端に位置するレンズおよびCO<sub>2</sub>送気源とを有し、

該アセンブリは、

多腔型シースアセンブリであって、該多腔型シースアセンブリは、該腹腔鏡のシャフトを覆うように搭載されることが可能である近位端および遠位端を有する、多腔型シースアセンブリと、

偏向器アセンブリであって、該偏向器アセンブリは、該シースアセンブリの該遠位端に位置し、該シースアセンブリの管腔と流体連通している、偏向器アセンブリと、

管類セットであって、該管類セットは、該シースアセンブリの該管腔を該CO<sub>2</sub>送気源に接続する、管類セットと

を含み、

該管腔を通るCO<sub>2</sub>流は、該偏向器アセンブリと接触すると渦を形成し、それによって、該腹腔鏡レンズの曇りを防止する、アセンブリ。

**【請求項 2】**

マニホールドをさらに含み、該マニホールドは、前記管類セットを前記シースアセンブリに連結するために該シースアセンブリの近位端に位置する、請求項 1 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 3】**

前記マニホールドは、前記管類セットを前記シースアセンブリに接続するための簡易交換連結部を含む、請求項 2 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 4】**

前記マニホールドは、複数の入口をさらに含み、該複数の入口は、前記シースアセンブリの管腔と相互作用するように配列される、請求項 3 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 5】**

前記シースは、前記遠位端に停止部を含み、該停止部は、該シースが腹腔鏡内に挿入され得る距離を制限する、請求項 1 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 6】**

前記シースアセンブリの前記近位端に位置する係止カラーをさらに含み、該係止カラーは、前記腹腔鏡に摩擦係合し、該シースアセンブリからの該腹腔鏡の軸方向抜脱に抵抗する、請求項 1 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 7】**

前記シースアセンブリの遠位端および前記偏向器アセンブリは、前記腹腔鏡シャフト先端の表面と実質的に平行である、請求項 1 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 8】**

前記腹腔鏡シャフト先端の表面は、前記腹腔鏡の中心軸に対して垂直でない角度に角度が付けられ、該シャフト先端は、下端および上端を有する、請求項 8 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 9】**

前記シャフト先端の角度は、前記腹腔鏡の中心軸に対する垂線から30°である、請求項 8 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 10】**

前記シャフト先端の角度は、前記腹腔鏡の中心軸に対する垂線から45°である、請求項 8 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 11】**

前記偏向器アセンブリによる渦は、前記シャフト先端の前記下端から該シャフト先端の前記上端まで該シャフト先端にわたって、CO<sub>2</sub>を吹き込むことによって形成される、請求項 8 に記載の最適化アセンブリ。

**【請求項 12】**

10

20

30

40

50

前記管類セット内に位置するインライン圧送デバイスをさらに含み、前記圧送デバイスは、清浄流体を前記偏向器アセンブリまで送達可能である、請求項 1 に記載の最適化アセンブリ。

【請求項 13】

前記腹腔鏡の前記レンズにわたって、空気の噴出を提供するための手段をさらに含む、請求項 1 に記載の最適化アセンブリ。

【請求項 14】

腹腔鏡下手技の間、腹腔鏡のレンズの曇りを防止する方法であって、  
該方法は、

CO<sub>2</sub>送気源を提供するステップと、

視界最適化アセンブリを提供するステップであって、

該視界最適化アセンブリは、

多腔型シースアセンブリであって、該多腔型シースアセンブリは、該腹腔鏡のシャフトを覆うように搭載可能である近位端および遠位端を有する、多腔型シースアセンブリと

、  
偏向器アセンブリであって、該偏向器アセンブリは、該シースアセンブリの該遠位端に位置し、該シースアセンブリの管腔と流体連通する、偏向器アセンブリと、

管類セットであって、該管類セットは、該シースアセンブリの管腔を該CO<sub>2</sub>送気源に接続する、管類セットと

を含む、ステップと、

CO<sub>2</sub>を該CO<sub>2</sub>送気源から該偏向器アセンブリまで流動させるステップと、

該偏向器アセンブリを用いて該CO<sub>2</sub>の渦を形成することによって該腹腔鏡のレンズにわたってCO<sub>2</sub>を吹き込み、それによって、該腹腔鏡レンズの曇りをとるステップと

を含む、方法。

【請求項 15】

前記腹腔鏡の前記レンズは、該腹腔鏡の中心軸に対して垂直でない角度に角度が付けられ、該レンズは、下端および上端を有する、請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】

前記腹腔鏡の前記レンズにわたってCO<sub>2</sub>を吹き込むステップは、前記シャフト先端の前記下端から該シャフト先端の前記上端まで、該レンズにわたって、CO<sub>2</sub>を吹き込むステップを含む、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

前記腹腔鏡の前記レンズの表面にわたって、清浄流体を圧送するステップをさらに含む、請求項 14 に記載の方法。

【請求項 18】

前記腹腔鏡のレンズにわたって、空気の噴出を圧送するステップをさらに含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

請求項 1 に記載の視界最適化アセンブリを含む、キット。

【請求項 20】

腹腔鏡下手技の間、腹腔鏡のレンズを清浄化するための方法であって、  
該方法は、

滅菌液体源を提供するステップと、

該レンズを覆うように滅菌溶液を流動させて、該腹腔鏡下手技の間に形成される手術破片を除去するステップと、

CO<sub>2</sub>送気源を提供するステップと、

該レンズを覆うように送気用CO<sub>2</sub>を吹き込むステップと、

送気用CO<sub>2</sub>の噴出を提供することにより、該腹腔鏡下手技の間に形成される泡を該腹腔鏡レンズから除去するステップと

を含む、方法。

10

20

30

40

50

## 【請求項 2 1】

前記形成された泡のための放出通気口を提供するステップをさらに含む、請求項 2 0 に記載の方法。

## 【請求項 2 2】

前記滅菌液体は、スルホコハク酸ジオクチル塩を含む、請求項 2 0 に記載の方法。

## 【請求項 2 3】

前記滅菌液体は、スルホコハク酸ジオクチルナトリウムをさらに含む、請求項 2 2 に記載の方法。

## 【請求項 2 4】

前記スルホコハク酸ジオクチルナトリウムは、約 0 . 0 5 % - 0 . 2 5 % の範囲の w / v の前記滅菌溶液を含む、請求項 2 3 に記載の方法。

10

## 【請求項 2 5】

前記滅菌溶液は、約 6 . 5 - 7 . 5 の範囲の pH を有する、請求項 2 4 に記載の方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

( 関連出願 )

本願は、米国仮特許出願第 6 1 / 4 0 0 , 9 0 0 号 ( 名称「Systems and Methods for Optimizing and Maintaining Visualization of a Surgical Field During the Use of Surgical Scopes」、2010年8月4日出願 )、および米国仮特許出願第 6 1 / 4 5 2 , 9 8 2 号 ( 名称「Systems and Methods for Optimizing and Maintaining Visualization of a Surgical Field During the Use of Surgical Scopes」、2011年3月15日出願 ) の優先権を主張する。

20

## 【0002】

本願はまた、同時係属の米国特許出願第 1 2 / 6 5 3 , 1 4 8 号 ( 名称「System and Methods for Optimizing and Maintaining Visualization of a Surgical Field During the Use of Surgical Scopes」、2009年12月9日出願 ) の一部継続出願であり、この出願は、米国仮特許出願第 6 1 / 1 2 1 , 5 1 4 号 ( 名称「Device for Maintaining Visualization with Surgical Scopes」、2008年12月10日出願 ) の利益を主張し、この出願は、本明細書に参照することにより援用され、米国仮特許出願第 6 1 / 1 7 0 , 8 6 4 号 ( 名称「Surgical Scope Stabilizer for Use with Device for Maintaining Visualization with Surgical Scopes」、2009年4月20日出願 ) の利益を主張し、この出願は、本明細書に参照することにより援用され、米国実用特許出願第 1 1 / 7 6 5 , 3 4 0 号 ( 2007年6月19日出願 ) の一部継続出願でもあり、国際出願第 P C T / U S 2 0 0 8 / 0 6 7 4 2 6 号 ( 2008年6月19日出願 ) に対応し、これらの出願の全体は、本明細書に参照することにより援用される。

30

40

## 【0003】

( 発明の分野 )

本発明は、概して、手術用顕微鏡に関し、より具体的には、例えば、腹腔鏡等の手術用顕微鏡を使用するとき、術野の可視化を最適化して維持するための手術用顕微鏡に関する。

## 【背景技術】

## 【0004】

( 発明の背景 )

50

低侵襲手術手技は、多くの場合、以下の利点のうちの1つ以上を提供するため、手術用顕微鏡を利用することが望ましい。失血の減少、術後の患者の不快感の軽減、回復および入院時間の短縮、切開の縮小化、および可能性として考えられる汚染物質に対する内部器官の暴露の低減。

【0005】

概して、低侵襲手術は、手術手技が施行されている間、患者の体内の手術部位の遠隔可視化を可能にする、腹腔鏡等の顕微鏡を利用する。腹腔鏡手技の間、患者の腹腔または骨盤腔は、従来の手術で典型的である単一の大きい切開ではなく、2つ以上の比較的小さい切開を通してアクセスされる。腹腔鏡等の外科用顕微鏡は、通常は、一端に対物レンズを有し、他端に接眼レンズおよび/または一体化した可視ディスプレイを有する、剛性または比較的剛性である、ロッドまたはシャフトから部分的に成る。顕微鏡はまた、手術手技を記録するように、遠隔可視表示デバイスまたはビデオカメラに接続されてもよい。

10

【0006】

腹腔鏡手術では、腹部は、典型的には、腹壁を内部器官より上側に上昇させることによって腹部空間を膨らませ、それによって、外科医のための十分な作業および視野空間を生成するように、送気器の使用を通して、ガスで膨張させられる。二酸化炭素は、通常は、送気のために使用されるが、他の好適なガスが使用されてもよい。従来の送気器は、患者の体腔内の事前設定した好適な圧力を維持するよう、サイクルをオンおよびオフするように適合される。

20

【0007】

患者の腹部空間内の局所環境は、概して、かなり暖かくて湿気があり、高調波メス、ならびに他の切開および凝固デバイス等のデバイスの使用は、手術野内に放出され、多くの場合、拡張した腹部空間の全体を通して浮遊する、霧、煙、および他の破片を生成する。加えて、血液、体液、組織の断片、脂肪、または他の生体物質は、レンズと接触し得、または付着さえし得る。これらの状態の結果、顕微鏡を通しての可視化がかなり減少する可能性がある。典型的には、レンズ上の曇りおよび破片の堆積に対する唯一の解決策は、体腔から顕微鏡を取り出して、レンズを布で拭く、顕微鏡の先端を暖める、または他の曇り除去方法を利用することによって、レンズの曇りを除去または清浄することである。レンズから曇りを除去する、および破片を除去するために顕微鏡を取り出すという必要性は、顕微鏡の操作者および外科医にとっては不都合であり、手術手技を中断させて、望ましくないことに、長引かせる可能性がある。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一側面は、低侵襲手術の間、腹腔鏡レンズの術中の曇り除去、手術破片の偏向、および清浄を可能にする一方で、手術部位の可視化も維持する、偏向器アセンブリを有する、視界最適化アセンブリを提供する。使用の際、視界最適化アセンブリは、そのレンズの清浄または曇り除去の目的のために、腹腔から腹腔鏡12を除去せずに、手術部位の鮮明な可視化を維持するための手術方法の実践を可能にする。

40

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1A】図1Aは、0°のシャフト先端を有する腹腔鏡と併用するための視界最適化アセンブリの幾分概略的分解図である。

【図1B】図1Bは、概して、図1Aの線1B - - 1Bに沿ったシースの断面図であって、内部の流体流管腔を示す。

【図2A】図2Aは、角度付きシャフト先端を有する腹腔鏡と併用するための視界最適化アセンブリの幾分概略的分解図である。

【図2B】図2Bは、概して、図2Aの線2B - - 2Bに沿ったシースの断面図であって、内部の流体流管腔を示す。

【図3】図3Aは、圧搾ポンプを本発明の管類セットに接続するためのT-コネクタの斜

50

視図であって、圧搾ポンプが、 $\text{CO}_2$ の噴出をシステムに提供可能である。図3Bは、図3Aの線3B - - 3Bに沿った図3Aのコネクタの断面図であって、送気器から、T - コネクタを通る、 $\text{CO}_2$ の通常流を示す。図3Cは、図3Aの線3C - - 3Cに沿った図3Aのコネクタの断面図であって、圧搾ポンプが、作動され、 $\text{CO}_2$ の噴出をシステムに提供する。

【図4】図4Aは、本発明と併用される、滅菌液体源と接続して使用される、圧力弁の斜視図である。図4Bは、図4Aの線4B - - 4Bに沿った図4Aの圧力弁の断面図であって、圧力弁は、通常動作位置に示される。図4Cは、図4Aの線4C - - 4Cに沿った図4Aの圧力弁の断面図であって、滅菌液体が、本発明の管類セット内に導入される。

【図5】図5は、最適化アセンブリの幾分概略的図であって、アセンブリへの $\text{CO}_2$ の送達を有するアセンブリの通常動作を実証する。

【図6】図6は、通常操作手順の間の腹腔鏡のレンズの斜視図であって、レンズは、レンズ上に手術破片を有する。

【図7】図7は、最適化アセンブリの幾分概略的図であって、アセンブリへの清浄流体の送達を実証する。

【図8】図8は、図6のレンズの斜視図であって、清浄流体が、手術破片をレンズから除去する。

【図9】図9は、図8のレンズの斜視図であって、最適化アセンブリの使用の間、レンズ上に形成される、泡の形成を実証する。

【図10】図10は、最適化アセンブリの幾分概略的図であって、 $\text{CO}_2$ の噴出の送達を実証する。

【図11】図11は、最適化アセンブリの別の幾分概略的図であって、 $\text{CO}_2$ の噴出の送達を実証する。

【図12】図12は、図9のレンズの斜視図であって、 $\text{CO}_2$ の噴出の印加後のレンズからの泡の除去を示す。

【図13】図13は、最適化アセンブリの幾分概略的図であって、最適化アセンブリからの泡の除去を実証する。

【図14】図14は、腹腔鏡レンズに送られた空気の噴出後、クリアになった腹腔鏡レンズを示す。

【図15】図15Aは、簡易交換連結部を含む図1Aまたは図2Aに示される視界最適化アセンブリが組み込むマニホールド、および図1Aまたは図2Aに示される管類セットが組み込む簡易交換型連結器であって、連結部および連結器を離脱させた、拡大斜視図である。図15Bは、概して、図15Aの線15B - 15Bに沿った断面図であって、常閉一方向逆止弁を示す。

【図16】図16Aは、図15Aに示される、管類セットの簡易交換連結部および簡易交換型連結器を含む、マニホールドの拡大斜視図であって、現在は接続されている。図16Bは、概して、図16Aの線16B - 16Bに沿った断面図であって、簡易交換連結部およびコネクタの接続によって開放される、一方向逆止弁を示す。

【図17】図17および18は、マニホールドの異なる斜視図であって、マニホールド内の経路が、どのようにマニホールド内のマニホールド接合部と連通するかを示す。

【図18】図17および18は、マニホールドの異なる斜視図であって、マニホールド内の経路が、どのようにマニホールド内のマニホールド接合部と連通するかを示す。

【図19】図19は、マニホールドの斜視図であって、マニホールド接合部内のシースのキー取付け具を分解図において示す。

【図20】図20は、図19の線20 - - 20に沿ってシースの断面図であって、マニホールド接合部へのシースのキー取付け具によって提供される、シースの管腔の配向を示す。

【図21】図21Aは、マニホールドの側部断面図であって、係止カラーの詳細を示す。図21Bは、代替係止カラーを採用する、マニホールドの代替配列の側部断面図である。

【図22A】図22Aおよび22Bは、非係止(図22A)および係止(図22B)時の

10

20

30

40

50

係止カラーの図である。

【図 2 2 B】図 2 2 A および 2 2 B は、非係止（図 2 2 A）および係止（図 2 2 B）時の係止カラーの図である。

【図 2 2 C】図 2 2 C および 2 2 D は、開放（図 2 2 C）および閉鎖（図 2 2 D）時のコレット機構を備える係止カラーの代替実施形態の図である。

【図 2 2 D】図 2 2 C および 2 2 D は、開放（図 2 2 C）および閉鎖（図 2 2 D）時のコレット機構を備える係止カラーの代替実施形態の図である。

【図 2 3】図 2 3 は、0°のシャフト先端を有する腹腔鏡と併用するための偏向器アセンブリの拡大分解図である。

【図 2 4】図 2 4 は、シース内側から見たときの図 1 6 に示される偏向器アセンブリの斜視図である。

【図 2 5 A】図 2 5 A は、シースに組み立てられた、図 2 3 に示される偏向器アセンブリの斜視概略図であって、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、延在する、偏向器アセンブリによって生成される、回転渦を描写する。

【図 2 5 B】図 2 5 B は、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、クリアゾーンを生成する際の図 2 5 A に描写される回転渦の影響を示す、写真である。

【図 2 6】図 2 6 は、角度付きシャフト先端を有する腹腔鏡と併用するための偏向器アセンブリの拡大分解図である。

【図 2 7】図 2 7 は、シース内側から見たときの図 2 6 に示される偏向器アセンブリの斜視図である。

【図 2 8 A】図 2 8 A は、シースに組み立てられた、図 2 6 に示される偏向器アセンブリの斜視概略図であって、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、延在する、偏向器アセンブリによって生成される、回転渦を描写する。

【図 2 8 B】図 2 8 B は、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、クリアゾーンを生成する際の図 2 8 A に描写される回転渦の影響を示す、写真である。

【図 2 9】図 2 9 は、図 2 3 に示される偏向器アセンブリの重要な物理的、空気圧、および光学特性の概略図である。

【図 3 0】図 3 0 は、0°のシャフト先端を有する腹腔鏡と併用するための偏向器アセンブリの別の実施形態の拡大分解図である。

【図 3 1】図 3 1 は、シース内側から見たときの図 3 0 に示される偏向器アセンブリの斜視図である。

【図 3 2】図 3 2 は、シースに組み立てられた、図 3 0 に示される偏向器アセンブリの斜視概略図であって、偏向器アセンブリによって生成され得、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、延在し、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、クリアゾーンを生成する、回転渦または回転渦のパターンを描写する。

【図 3 3】図 3 3 は、角度付きシャフト先端を有する腹腔鏡と併用するための偏向器アセンブリの別の実施形態の拡大分解図である。

【図 3 4】図 3 4 は、シース内側から見たときの図 3 3 に示される偏向器アセンブリの斜視図である。

【図 3 5】図 3 5 は、シースに組み立てられた、図 3 3 に示される偏向器アセンブリの斜視概略図であって、偏向器アセンブリによって生成され得、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、延在し、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、クリアゾーンを生成する、回転渦または回転渦のパターンを描写する。

【図 3 6 A】図 3 6 A は、従来の 5 mm 腹腔鏡と併用するために寸法設定および構成された、図 1 9 に示されるもののようなシースの遠位から見た近位端図であって、今後の参考のための点として、寸法を含み、管腔 1、2、3、および 4 を識別する。

【図 3 6 B】図 3 6 B は、図 3 6 A に示されるシースの近位端の斜視側面図であって、ブレナムを形成するようにトリムされる。

【図 3 6 C】図 3 6 C は、図 3 6 B に示されるシースの近位端の斜視側面図であって、管腔 1、2、3、および 4 内への流入のために、ブレナムに導入される加圧された CO<sub>2</sub> の

10

20

30

40

50

方向および偏向を示す。

【図 3 7 A】図 3 7 A は、従来の 10 mm 腹腔鏡と併用するために寸法設定および構成された、図 3 6 A に示されるもののようなシースの遠位から見た近位端図であって、今後の参考のための点として、寸法を含み、管腔 1、2、3、および 4 を識別する。

【図 3 7 B】図 3 7 B は、図 3 7 A に示されるシースの近位端の斜視側面図であって、実施例 2 の表 1 内のデバイス 1 と対応する、プレナムを形成するようにトリムされ、管腔 1、2、3、および 4 内へのプレナム内に指向および偏向される、加圧された CO<sub>2</sub> の相対的気流速度を示すように注釈が付けられている。

【図 3 8 A】図 3 8 A は、シースの代替実施形態の近位端の斜視側面図であって、実施例 2 の表 1 内のデバイス 2 と対応する、プレナムを形成するようにトリムされ、管腔 1、2、3、および 4 内へのプレナム内に指向および偏向される、加圧された CO<sub>2</sub> の相対的気流速度を示すように注釈が付けられている。

【図 3 8 B】図 3 8 B は、シースの代替実施形態の近位端の斜視側面図であって、実施例 2 の表 1 内のデバイス 3 と対応する、プレナムを形成するようにトリムされ、管腔 1、2、3、および 4 内へのプレナム内に指向および偏向される、加圧された CO<sub>2</sub> の相対的気流速度を示すように注釈が付けられている。

【図 3 8 C】図 3 8 C は、シースの代替実施形態の近位端の斜視側面図であって、実施例 2 の表 1 内のデバイス 4 と対応する、プレナムを形成するようにトリムされ、管腔 1、2、3、および 4 内へのプレナム内に指向および偏向される、加圧された CO<sub>2</sub> の相対的気流速度を示すように注釈が付けられている。

【図 3 8 D】図 3 8 D は、シースの代替実施形態の近位端の斜視側面図であって、実施例 2 の表 1 内のデバイス 5 と対応する、プレナムを形成するようにトリムされ、管腔 1、2、3、および 4 内へのプレナム内に指向および偏向される、加圧された CO<sub>2</sub> の相対的気流速度を示すように注釈が付けられている。

【図 3 9】図 3 9 は、シースの代替実施形態の近位端の斜視側面図であって、実施例 2 の表 1 内のデバイス 6 と対応する、プレナムを形成するようにトリムされ、管腔 1、2、3、および 4 内へのプレナム内に指向および偏向される、加圧された CO<sub>2</sub> の相対的気流速度を示すように注釈が付けられている。

【図 4 0 A】図 4 0 A は、シースの代替実施形態の近位端の斜視側面図であって、実施例 2 の表 1 内のデバイス 7 と対応する、プレナムを形成するようにトリムされ、管腔 1、2、3、および 4 内へのプレナム内に指向および偏向される、加圧された CO<sub>2</sub> の相対的気流速度を示すように注釈が付けられている。

【図 4 0 B】図 4 0 B は、図 3 3 A に示されるシースの近位端の斜視側面図であって、管腔 1、2、3、および 4 内への流入のために、プレナムに導入される加圧された CO<sub>2</sub> の方向および偏向を示す。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本明細書の開示は、当業者が本発明を実践することを可能にするように詳述され、正確であるが、本明細書に開示される物理的な実施形態は、単に本発明を例示したものであり、他の特定の構造内で具現化されてもよい。好ましい実施形態を説明してきたが、詳細は、それは特許請求の範囲によって定義される、本発明から逸脱することなく変更されてもよい。

【0011】

(I. 視界最適化アセンブリ)

(A. 概要)

図 1 A / 1 B および図 2 A / 2 B は、腹腔鏡 1 2 と関連付けて使用するための視界最適化アセンブリ 1 0 の実施形態を示す。図 1 A / 1 B では、腹腔鏡 1 2 は、0° (鈍頭) のシャフト先端を保有する。図 2 A / 2 B では、腹腔鏡は、角度付きシャフト先端 (例えば、30° のシャフト先端または 45° のシャフト先端) を保有する。視界最適化アセンブリ 1 0 の構成要素は、プラスチック材料 (押出および / または成形) から作製されてもよ

10

20

30

40

50

いが、金属または複合材料等の他の好適な材料、あるいはそれらの組み合わせを使用することもできる。

【 0 0 1 2 】

以下に詳細に説明するように、視界最適化アセンブリ 10 は、低侵襲手術の間、腹腔鏡レンズの術中の曇り除去、手術破片の偏向、および清浄を促進する一方で、手術部位の可視化も維持する。視界最適化アセンブリ 10 は、単回使用の使い捨て腹腔鏡アクセサリであることを意図する。視界最適化アセンブリ 10 は、望ましくは、滅菌手術野への即時的な設定および使用のための滅菌アクセサリである。

【 0 0 1 3 】

図 1 A および 2 A に示されるように、視界最適化アセンブリ 10 は、多管腔シースアセンブリ 14 を備え、腹腔鏡 12 のシャフト上を覆うように搭載される。例示される実施形態では、断面図 1 B および 2 B に示されるように、シース 14 内に 5 つの管腔 34 ; 36 ; 38 ; 40 ; および 42 が存在する。シース 14 の端部は、対応する腹腔鏡 12 のサイズおよび構成に一致するように寸法設定および構成され、図 1 A では鈍頭先端を有し、図 2 A では角度付き先端を有する。

10

【 0 0 1 4 】

アセンブリ 10 は、シース 14 を既存の二酸化炭素 (CO<sub>2</sub>) 送気回路および洗浄液体源 72 に接続するように、管類セット 16 を含む。洗浄液体のさらなる詳細は、後述される。シース 14 の近位端上のマニホールド 18 は、管類セット 16 上の簡易交換型連結器 22 と噛み合し、シース 14 の内部管腔 34 ; 36 ; 38 ; 40 ; および 42 と流体連通する、管類セット 16 に簡易的に連結する、簡易交換連結部 20 を含む。簡易交換連結部 20 および簡易交換型連結器 22 のさらなる詳細は、図 3 A / 38 および 4 A / 4 B に示され、後述される。

20

【 0 0 1 5 】

使用の際、視界最適化アセンブリ 10 は、そのレンズの清浄または曇りを除去する目的で腹腔から腹腔鏡 12 を除去せずに、手術部位のクリアな可視化を維持するための手術方法の実践を可能にする。さらに、視界最適化アセンブリ 10 はまた、滅菌手術野全体で異なる動作特性を有する腹腔鏡 (例えば、異なる先端角度、長さ、または直径を有する腹腔鏡) の簡易交換を行う能力を含み、滅菌手術野で先在する手術設定に干渉しない、鮮明な可視化を維持するための手術方法を可能にする。視界最適化アセンブリ 10 は、既存の一

30

【 0 0 1 6 】

視界最適化アセンブリ 10 は、望ましくは、滅菌剥離パウチ内で使用するためにパッケージ化される。パウチは、図 1 A および 2 A に示されるように、シース 14 と、シース 14 に組み立てられ、簡易交換連結部 20 を含むマニホールド 18 と、マニホールド 18 上で簡易交換連結部 20 と噛み合う簡易交換型連結器 22 を含む、管類セット 16 と、( 随意に ) 通気デバイス 24 とを含む、視界最適化アセンブリ 10 の構成要素を含有する。通気孔デバイス 24 ( 図 1 A および 2 A を参照 ) は、管を通る気流を制限する、インライン膜 62 を有する管を備える。管の近位端は、従来のトロカールのストップコック弁に連結するように寸法設定および構成される。使用の際、通気孔デバイス 24 は、手術腔からの CO<sub>2</sub> の制御された漏出を提供する。

40

【 0 0 1 7 】

( B . シース )

図 1 A および 2 A に示されるように、シース 14 は、規定の先端角度、長さ、および直径を有する、腹腔鏡 12 を受容するように寸法設定および構成される。シース 14 の遠位端は、停止部 26 を含む ( 図 1 2 および 1 5 に最も良く示される ) 。停止部 26 は、シース 14 の遠位端を越える腹腔鏡 12 の前進を防止する。停止部 26 は、腹腔鏡 12 の遠位端におけるレンズが、シース 14 の遠位端と所望の略共境界整列状態に静置することを確実にする。

50

## 【 0 0 1 8 】

シース 1 4 はまた、腹腔鏡 1 2 に摩擦係合し、シース 1 4 からの腹腔鏡 1 2 の軸方向抜脱に抵抗する、係止カラー 2 8 をその近位端に含む。係止カラー 2 8 のさらなる詳細は、図 1 4 および 1 5 A / 1 5 B に示され、後述される。

## 【 0 0 1 9 】

使用の際、腹腔鏡 1 2 は、手術のための設定の間、手術室看護師によって、シース 1 4 内に挿入されることが予期される。次いで、組み立てた腹腔鏡およびシース 1 4 は、1 つのユニットとして、所望の時間に、手術室 ( O R ) 台の要員に手渡される。次いで、腹腔鏡 1 2 は、O R 台の要員によって、従来の様式で、照明ケーブル ( 手術野を照明するように光を指向させる ) およびカメラケーブル ( 顕微鏡から画像を取り込み、それを O R 内のモニタに表示する ) に接続される。シース 1 4 は、腹腔鏡 1 2 の通常設定に干渉しないように寸法設定および構成される。

10

## 【 0 0 2 0 】

使用の際、組み立てた腹腔鏡およびシース 1 4 は、手術手技を施行しながら、それを視認するために、1 つのユニットとして、トロカールを通して体腔 ( 例えば、腹腔 ) 内に配置される。

## 【 0 0 2 1 】

## ( C . マニホールド )

シース 1 4 の近位端におけるマニホールド 1 8 は、シース 1 4 の壁内に形成される、複数の管腔 3 4 ; 3 6 ; 3 8 ; 4 0 ; および 4 2 と連通する。図 3 A および 3 B に示されるように、マニホールド 1 8 は、マニホールド接合部 1 0 4 内に開放する、入口経路 3 0 および 3 2 を有する簡易交換連結部 2 0 を含む。図 5 は、マニホールド接合部 1 0 4 内に開放する、入口経路 3 0 を示す。図 6 は、概して、入口経路 3 0 の向かい側にある、マニホールド接合部 1 0 4 内に開放する、入口経路 3 2 を示す。使用の際、入口経路 3 0 は、滅菌洗浄液体をマニホールド接合部 1 0 4 に輸送するよう意図される。使用の際、入口経路 3 2 は、加圧された C O <sub>2</sub> をマニホールド接合部 1 0 4 に輸送するよう意図される。

20

## 【 0 0 2 2 】

図 5 および 7 が示すように、マニホールド接合部 1 0 4 およびシース 1 4 の近位端マニホールド接合部 1 0 4 内の規定の回転配向において、シース 1 4 の近位端に嵌合するようにキーが付けられる。図 5 におけるマニホールド側のキー K 1 は、図 7 におけるシース側キー K 2 を受容する。管腔 3 4 ; 3 6 ; 3 8 ; 4 0 ; および 4 2 の近位端は、シース 1 4 の近位端が、規定の回転配向において、マニホールド接合部 1 0 4 内にキー取付け具されると、特定の様式において、入口経路 3 0 および 3 2 と位置合わせされるように構成される。特定の位置合わせは、シースの内部管腔 3 8 とのみ流動連通するように、入口経路 3 0 を連結し、それによって、内部管腔 3 8 をシース 1 4 の遠位端への滅菌洗浄液体の輸送専用にする ( 図 8 参照 ) 。特定の位置合わせは、全残りの内部管腔 3 4 ; 3 6 ; 4 0 ; および 4 2 との同時流動連通をするように、入口経路 3 2 を連結し、それによって、内部管腔 3 4 ; 3 6 ; 4 0 ; および 4 2 をシースの遠位端への加圧された C O <sub>2</sub> の輸送専用にする ( 図 8 参照 ) 。

30

## 【 0 0 2 3 】

## ( D . 管類セット )

前述のように、管類セット 1 6 は、マニホールド 1 8 上で簡易交換連結部 2 0 と噛合する、簡易交換型連結器 2 2 を含む ( 図 8 A / 8 B および 9 A / 9 B を参照 ) 。管類セット 1 6 は、既存の C O <sub>2</sub> 送気回路に接続する、個々の端部連結器 ( 図 1 A および図 2 A に最も良く示される ) を有するある長さの可撓性の医療等級管類と、所望に応じて、滅菌手術野上の滅菌洗浄液体 ( 生理食塩水または滅菌水、好ましくは、「表面活性剤」を有する ) 源 7 2 ( 例えば、袋または注射器 ) とを含む。管類セット 1 6 は、送気 C O <sub>2</sub> 回路を直接トロカールに連結するための T - コネクタ 4 4 を含む。管類 4 6 の第 1 の分岐 ( 図 2 A 参照 ) は、T - コネクタ 4 4 をトロカールに接続するために使用されてもよい。T - コネクタはまた、送気回路の C O <sub>2</sub> 出力を簡易交換型連結器 2 2 に連結される第 2 の分岐 4 8 に

40

50

提供する。図 1 A または 2 A に示されるいずれの配列も、送気回路をトロカールに接続するために使用されてもよい。第 2 の分岐 4 8 とインラインにある、第 2 の T - コネクタ 4 4 ' は、後述のように、管類セット 1 6 内への空気の噴出の送達を可能にする、圧搾ポンプ 7 4 への接続を提供する。トロカールと同様に、圧搾ポンプ 7 4 は、直接、T - コネクタ 4 4 ' に接続される ( 図 1 A )、または管類の使用によって、接続されてもよい ( 図 2 A )。

**【 0 0 2 4 】**

第 2 の分岐 4 8 は、少量の  $CO_2$  出力 ( 例えば、20% 以下 ) を、簡易交換連結部 2 0 の入口経路 3 2 内に噛合するように寸法設定および構成される、簡易交換型連結器 2 2 上のオス型連結器 8 0 に分流させる。

10

**【 0 0 2 5 】**

T - コネクタ 4 4 ' は、図 3 A - 3 C により詳細に示される。T - コネクタ 4 4 ' は、第 2 の分岐 4 8 の第 1 の部分 4 8 a に接続される第 1 の端部 1 2 0 と、管類 1 6 の第 2 の分岐 4 8 の第 2 の部分 4 8 b に接続するために第 2 の端部 1 2 2 とを有する、弁 1 2 8 を形成する ( 図 1 A 参照 )。T - コネクタ 4 4 ' の底面 1 2 4 は、図 1 A および 2 A に示されるように、圧搾ポンプ 7 4 への接続のための継手 1 2 6 を提供する。

**【 0 0 2 6 】**

図 3 B に実証されるように、送気器が、通常使用にあるとき、 $CO_2$  は、T - コネクタ 4 4 ' を通って流動するであろう。ボール 1 3 0 は、弁 1 2 8 内に位置し、流動する  $CO_2$  の圧力は、ボール 1 3 0 を弁 1 2 8 の底面区画内に維持する。

20

**【 0 0 2 7 】**

以下にさらに論じられるように、図 3 C は、 $CO_2$  の噴出を腹腔鏡のレンズに送達するための圧搾ポンプ 7 4 の使用を実証する。圧力が、圧搾ポンプ 7 4 に印加され、それによって、ボール 1 3 0 を T - コネクタ 4 4 ' の第 2 の端部 1 2 2 内へと上方に移動させ、それによって、瞬間的に、送気器回路からの  $CO_2$  の流動を停止し、 $CO_2$  の噴出を提供する。

**【 0 0 2 8 】**

図 4 A - 4 C は、滅菌液体源 7 2 ( 図 1 A / 2 A 参照 ) と協働する、圧力放出弁 1 4 0 ( また、図 1 A / 2 A にも示される ) を示す。圧力放出弁は、滅菌液体源 7 2 への接続を可能にする第 1 の端部 1 4 2 と、管類 7 0 ( 図 1 A / 2 A 参照 ) への接続のための第 2 の端部 1 4 4 とを有する。圧力出口 1 4 6 は、圧力放出弁 1 4 0 上に位置し、アセンブリを使用時、過剰なガスの通気を可能にする。圧力出口 1 4 6 は、取着されたドレイン構造であるように示されるが、そのような構造は、放出弁 1 4 0 の一部として、適切に作用するために、出口 1 4 6 に必要なわけではないことを理解されたい。

30

**【 0 0 2 9 】**

図 4 B に示されるように、フラップ弁 1 4 8 が、圧力放出弁 1 4 0 内に位置し、通常、弁 1 4 0 の第 1 の端部 1 4 2 を閉鎖し、それによって、滅菌液体源 7 2 内へのガスの逆流を防止するために配置される。以下にさらに論じられるように、ガスは、弁 1 4 0 を通って外向きに移動し、圧力出口 1 4 6 を通して流出されるであろう。

**【 0 0 3 0 】**

40

管類セット 1 6 内への流体の注入が所望されると、図 4 C に示されるように、滅菌液体源、すなわち、注射器、7 2 が、前方に押動され、流体を一掃するであろう。印加される圧力は、図 4 B における位置から、図 4 C における位置へとフラップ弁 1 4 8 を移動させるであろう。注射器 7 2 からの流体は、最適化アセンブリへと送達される一方、圧力出口 1 4 6 は、瞬間的に、閉鎖されるであろう。フラップ弁 1 4 8 はまた、弁内のシールとして作用する。フラップ弁 1 4 8 は、図 4 B における位置から、図 4 C における位置まで移動可能である一方、図 4 C に示される位置にあるとき、正圧シールを維持するように、十分に可撓性でなければならないことが分かっている。すなわち、通常、腹腔鏡下手技の間、使用される圧力、例えば、15 mmHg は、フラップ弁 1 4 8 を 4 B における位置に維持する力を提供し、フラップ弁 1 4 8 は、そのような正圧シールを可能にする材料から製

50

造されるべきである。好ましい材料の実施例は、硬度 = 20 shore Aを有する、シリコンゴムである。

圧搾ポンプ74および圧力放出弁140の使用は、手技の間、腹腔鏡12が除去される必要なく動作される、本最適化アセンブリ10の能力に寄与する。そのようなプロセスは、空気および清浄流体の使用とその相互作用との間の相互作用は、先行技術によって適切に理解されていなかったため、先行技術アセンブリによって実現されなかった。図5-14は、本発明に従って行われる手技を実証する。

#### 【0031】

図5は、腹腔鏡下手技の間の通常操作手順における本発明の最適化アセンブリを示す。送気器回路は、CO<sub>2</sub>をシステムに送達し、T-コネクタ44'は、図3Bに示される位置にあって、圧力放出弁140は、図4Bに示される位置にある。最終的に、手術破片の薄い広がり、図6に示されるように、腹腔鏡のレンズ11上に蓄積するであろう。

#### 【0032】

レンズ11から破片を取り除くために、滅菌液体が、図7に示されるように、レンズに送達される。T-コネクタ44'は、図3Bに示される位置に残留する一方、圧力放出弁は、図4Cに示される位置にある。図8に実証されるように、滅菌液体の放出は、手術破片をレンズ11から除去する。

#### 【0033】

図9に示されるように、通常操作手順の間のCO<sub>2</sub>流は、最終的に、腹腔鏡レンズの表面上に泡を形成させ、レンズを通しての視界を妨害し得る。図10および11は圧搾ポンプ74が圧縮され、それによって、T-コネクタ44'を図3Cに示される位置まで移動させる様子を示す。圧搾ポンプ74の圧縮は、空気の噴出を、腹腔鏡に向かって、かつレンズにわたって、進行させる。

#### 【0034】

図12に描写されるように、図9のレンズは、泡が取り除かれ、それによって、レンズを除去および清浄する必要なく、手技を継続可能にする。取り除かれた泡は、図13に示されるように、システムから、圧力放出弁140を通して、流出するであろう。その結果、図14に示されるように、破片および泡の両方ともない、レンズ11となる。

#### 【0035】

前述のプロセスは、以前に、先行技術において実現されなかった。特に、清浄液体と組み合わせて、CO<sub>2</sub>噴出を使用して、手技の間、腹腔鏡の除去を必要とせず、図14に示されるように、クリアなレンズを提供することは、実現されなかった。

#### 【0036】

次に、図15Aおよび15Bを参照すると、簡易交換型連結器22のオス型連結器80は、管類セット16の第2の分枝48と連通する、一方向逆止弁50を含む。例示される実施形態では、逆止弁50は、ボール弁を備える。送気圧力は、通常、(図15Bに示されるように)ボール弁50をボール弁座52に対して押下する。マニホールド18の入口経路32内の突起54は、簡易交換型連結器22のオス型連結器80が、マニホールド18上の簡易交換連結部20の入口経路32内に噛合すると(図16Bに示されるように)、ボール弁50を弁座52から変位させる。ボール弁50が着座していない場合、逆止弁50を通して、入口経路32内へ、したがって、マニホールド接合部104を介して、シース14の全管腔34;36;40;および42内へのCO<sub>2</sub>の流動流通を開放する。マニホールド18上の入口経路32への簡易交換型連結器22のオス型連結器80の連結がない場合は、逆止弁50は閉じたままで、通常、第2の分枝48を通してのCO<sub>2</sub>流を遮断する。

#### 【0037】

したがって、管類セット16は、シース14のマニホールド18に対する管類セット16の接続から分離かつ独立して、管類セット16を通しての送気トロカールへのCO<sub>2</sub>出力全体の供給の設定に適應する。

#### 【0038】

10

20

30

40

50

管類セット 16 はまた、(図 1 A および 2 A に示されるように)簡易交換型連結器 22 に接続される、生理食塩水または滅菌水等の滅菌液体源 72 への接続のために寸法設定および構成された、ある長さの管類 70 を含む。

【0039】

図 1 A / 2 A に示されるように、滅菌液体管類 70 は、望ましくは、インライン圧送デバイス 72 を含む。インライン圧送デバイス 72 は、OR 台における人員によって、需要に応じて、操作され、管類 70 を通して、滅菌液体の噴出を輸送するように寸法設定および構成される。インライン圧送デバイス 72 および源は、統合され、例えば、滅菌液体で充填され、生理食塩水管類上の管類ルアーロックによって接続される、20cc 注射器を備えることができる。代替として、インライン圧送デバイス 72 および源は、別個であって、例えば、滅菌液体の袋と、従来の様式で袋との連通を開放するための管類セット 16 の生理食塩水管類上のスパイク接続とを備えることができる。

10

【0040】

好ましくは、滅菌液体は、油と水分子との間の界面における表面張力を低減することによって、油および水の混合物(例えば、脂肪)を安定させる、「表面活性剤」を溶液中に含む。

【0041】

図 15 A / 15 B および 16 A / 16 B が示すように、管類 70 は、簡易交換連結部 20 の入口経路 30 内に噛合するように寸法設定および構成される、簡易交換型連結器 22 上のオス型連結器 82 に滅菌液体を輸送する。オス型連結器 82 と入口経路 30 の噛合は、入口経路 30 内へ、したがって、マニホールド接合部 104 を介して、シース 14 の管腔 38 内への滅菌液体のための流動連通を確立する。

20

【0042】

図 15 A および 16 A がさらに示すように、簡易交換型連結器 22 上のバネ付勢ボタン 58 の上に携持されるラッチ 56 は、連結器 22 および連結部 20 を使用するために相互に確実に係止するように、マニホールド 18 上の簡易交換連結部 20 上の戻り止め 60 内に「クリック留め」され、第 2 の分枝 48 を通して CO<sub>2</sub> を流すように、逆止弁を開き、管類 70 を通る滅菌液体のための流動連通を確立する(図 9 A / 9 B に示される)。ボタン 58 を押下することで、簡易交換型連結器 22 および連結部 20 が分離され、逆止弁 50 は、(図 15 A / 15 B に示されるように)第 2 の分枝 48 内への送気圧力に応答して、閉鎖するであろう。

30

【0043】

管類セット 16 上の簡易交換型連結器 22 へのマニホールド 18 上の簡易交換連結部 20 の接続は、腹腔鏡 12 が照明ケーブルおよびカメラケーブルに接続された後に、通常の過程で OR 台において生じることが意図される。連結に応じて、一方向逆止弁 50 が開放され、マニホールド 18 は、少量の CO<sub>2</sub> を CO<sub>2</sub> 送気回路から指向させる。連結に応じて、マニホールド 18 はまた、滅菌液体のための流動連通を確立する。管類セット 16 上の簡易交換型連結器 22 へのマニホールド 18 上の簡易交換連結部 20 の離脱はまた、腹腔鏡 12 の除去および/または交換後に、通常の過程で OR 台において生じることが意図される。

40

【0044】

(E. 係止カラー)

腹腔鏡 12 は、シース 14 内へと下方に挿入することができる。シース 14 は、腹腔鏡 12 が、シース 14 を通して、平滑に摺動するように寸法設定および構成される。挿入は、腹腔鏡 12 のレンズおよび遠位辺縁が、シース 14 の遠位端において、停止部 26 に対して着座するまで継続する。腹腔鏡 12 は、以下により詳細に説明されるように、停止部 26 に対して、シース 14 内側において、「底面に達し」、シース 14 の遠位端に位置する偏向器アセンブリ 64 とのレンズの正確な軸方向整列を確実にするであろう。

【0045】

腹腔鏡 12 が、(図 2 A に示されるように)角度が付けられる場合、対応する角度付き

50

シースアセンブリもまた、整列用二叉ガイド 7 8 を含むであろう。整列用二叉ガイドはまた、図 8 A および 8 A に示される。顕微鏡の照明支柱は、整列用二叉ガイド 7 8 内に着座し、したがって、角度付きレンズと偏向器アセンブリ 6 4 との間の正確な回転整列を確実にする。

【 0 0 4 6 】

腹腔鏡 1 2 が、シース 1 4 内に完全に挿入され、それと整列させられると、OR 設定チームのメンバーは、堅固な停止が、触覚的に感じられるまで（例えば、約 3 分の 1（1 / 3）の旋回後）、所望の方向、例えば、時計回り方向に、マニホールド 1 8 上の係止カラー 2 8 を回転することができる（図 2 1 および 1 7 B 参照）。加えて、係止カラー 2 8 上の整列マークおよびマニホールド 1 8 上の整列マークの位置合わせは、腹腔鏡 1 2 が、シース 1 4 に対する軸方向の移動に対して固着されたことを視覚的に確認する役割を果たすことができる。

10

【 0 0 4 7 】

例示される実施形態では（図 2 1 A 参照）、係止カラー 2 8 は、マニホールド 1 8 上の環状フランジ 8 8 に係合する、タブ 8 6 と相互作用するコレットによって、回転のために搭載されたグリップハンドル 8 4 を備える。偏心開口 9 0 は、グリップハンドル 8 4 内に形成される。第 1 の回転位置（図 2 2 A に示される）では、開口 9 0 の軸は、シース 1 4 の軸と整列し、開口 9 0 を通して、シース 1 4 内への腹腔鏡 1 2 の自由経路を可能にする。第 2 の回転位置（図 2 2 B に示される）では、偏心開口 9 0 の軸は、シース 1 4 の軸との整列から外れて偏移し、開口 9 0 の内部縁は、腹腔鏡 1 2 の外壁に摩擦接触する。偏心開口 9 0 の周縁を中心として形成されるカットアウト 9 2 のパターンは、摩擦接触に対して、バネ弾性を提供する。摩擦接触は、シース 1 4 と相対的軸方向移動に対して、腹腔鏡 1 2 を固着する。

20

【 0 0 4 8 】

図 2 1 B に示される代替配列では、マニホールド 1 8 上の係止カラー 2 8 は、従来のコレット機構 8 7 を備えることができる。コレット機構 8 7 は、グリップハンドル 8 4 の回転に応答して、半径方向に閉鎖し、腹腔鏡 1 2 のシャフトの周囲にカラーを形成し、シース 1 4 と相対的軸方向移動に対して、腹腔鏡 1 2 を固着する圧着力を付与する、内側外筒 8 9 を含む。シール 9 1 はまた、アセンブリを通して、適切な流体流動を保証するために使用される。

30

【 0 0 4 9 】

図 2 2 D および 2 2 C に示されるように、ある方向（図 2 2 D 参照）における図 2 1 B のグリップハンドル 8 4 の回転は、カラーを閉鎖し、腹腔鏡 1 4 に対して、外筒を圧搾し、高静摩擦をもたらす。反対方向（図 2 2 C 参照）におけるグリップハンドル 8 4 の回転は、カラーを開放し、腹腔鏡 1 4 を解放する。

【 0 0 5 0 】

（ F . 偏向器アセンブリ ）

（ 1 . C O <sub>2</sub> ）

シース 1 4 は、その遠位端に、偏向器アセンブリ 6 4 を含む（鈍頭シャフト先端については、図 2 3 および 2 4、角度付きシャフト先端については、図 1 9 および 2 0 参照）。偏向器アセンブリ 6 4 は、シース 1 4 の遠位端を越えて、所定の距離だけ突出し、したがって、また、腹腔鏡 1 2 の遠位端のレンズを越えて、所定の距離だけ突出する（図 2 9 も参照）。

40

【 0 0 5 1 】

図 2 3 / 2 4 および 2 6 / 2 7 に示される実施形態では、偏向器アセンブリ 6 4 は、管腔 4 0 および 4 2 内に挿入されるタブ 9 4 を搭載することによって、シース 1 4 の遠位端に固着され、それによって、シースの遠位端において、これらの管腔 4 0 および 4 2 を通る C O <sub>2</sub> 流を遮断する。偏向器アセンブリ 6 4 はまた、偏向器アセンブリ 6 4 が、シース 1 4 内の管腔 3 4 および 3 6 と連通するように、管腔 3 4 および 3 6 内に嵌合し、部分的にそれを占有する、より小型の搭載タブ 9 6 を含む。

50

## 【 0 0 5 2 】

偏向器アセンブリ 6 4 は、以下により詳細に説明されるように、管腔 3 4 および 3 6 を通して、シース 1 4 によって輸送される、CO<sub>2</sub>の一部を、腹腔鏡レンズ にわたって、所定の流路および流速に指向するように寸法設定および構成される。腹腔鏡レンズにわたるCO<sub>2</sub>の流路および流速は、曇りを防止し、また、望ましくは、レンズ上への粒子（湿気および粒子状物質）のエントレインメントまたは堆積を防止し、外科手術の間、腹腔鏡レンズから蒸気および手術破片を偏向させ、エントレインメントを防止する役割を果たす。

## 【 0 0 5 3 】

（ 2 . 偏向器アセンブリの物理的、空気圧、および光学特性）

偏向器アセンブリ 6 4 のサイズおよび構成は、以下を含む、いくつかの、時として、重複する考慮事項によって画定および制約される。（ i ）所定の物理的特性。これは、可能な限り低侵襲の手法で手術環境にアクセスする必要性、および最先端腹腔鏡ならびに他の腹腔鏡の手術機器および技術との互換性を保つ必要性により課される。（ i i ）所定の空気圧特性。これは、腹腔鏡レンズにわたって、CO<sub>2</sub>の特定の流路および流速を生成する必要性により課される。（ i i i ）所定の光学特性。これは、腹腔鏡 1 2 による視野への干渉の防止および手術野の可視化という必要性により課される。

## 【 0 0 5 4 】

（ 3 . 物理的特性）

最先端腹腔鏡器具類および技術と互換性がある低侵襲アクセスのためのサイズおよび構成要件は、最も重要である。これらの要件は、シース 1 4 の最小内径ならびにシース 1 4 の最大外径に制約を課す。最先端腹腔鏡には、異なるシャフト直径、長さ、およびレンズ構成が提供されるため、シースの寸法および構成は、それらとの適合性のために変化する。視界最適化アセンブリ 1 0 は、実際に、異なる種別の腹腔鏡を収容し、使用中である最先端腹腔鏡の群との互換性を可能にするように、個別に寸法設定および構成される一群のシース 1 4 / マニホールド 1 8 のアセンブリを含む。

## 【 0 0 5 5 】

例えば、最先端腹腔鏡は、10 mm の腹腔鏡と、5 mm の腹腔鏡と、これらのサイズの範囲内で、0°のシャフト先端、30°のシャフト先端、および45°のシャフト先端とを含む。さらに、これらの腹腔鏡の種別の範囲で、製造公差は、典型的には、顕微鏡間ならびに製造業者間で異なる。所与の腹腔鏡種別のための所与のシース 1 4 / マニホールド 1 8（例えば、10 mm または 5 mm）は、望ましくは、これらの典型的な製造および製造業者の差異を考慮し、望ましくは、所与の腹腔鏡種別の範囲で直面する最も大きい顕微鏡の差異に適合するように寸法設定および構成される。

## 【 0 0 5 6 】

シース 1 4 内の流体流管腔面積を最大化するために、所与のシース 1 4 の最小内径は、使用のために選択された特定の最先端腹腔鏡 1 2 のシャフトの最大外径に密接に合致しなければならず、シース 1 4 は、平滑な摺動嵌合で収容しなければならない。さらに、手術野からの血液および流体の輸送および漏出を回避するように、腹腔鏡シャフトの外径とシース 1 4 の内径との間の間隙を最小化しなければならない。さらに、間隙を最小化することはまた、腹腔鏡 1 2 がシース 1 4 の中で自動的に中心を合わせすることを確実にし、それによって、腹腔鏡レンズを通しての忠実かつ正確な可視化を確実にする。

## 【 0 0 5 7 】

例えば、10 mm 種別（測定値は、0.392 インチ）の典型的な腹腔鏡 1 2 の場合、シース 1 4 の内径は、0.405 インチに製造され、0.0064 インチの間隙厚を提供する。5 mm 種別（測定値は、0.196 インチ）の 5 mm 腹腔鏡 1 2 の場合、シース 1 4 の内径は、0.218 インチに製造され、0.011 インチの間隙厚を提供する。

## 【 0 0 5 8 】

低侵襲アクセスのためのシース 1 4 の最大外径は、トロカールの最小内径を考慮しなければならず、最大外径は、これを超えることができない。すなわち、シース 1 4 の外径は

10

20

30

40

50

、トロカールの内径によって制約される。例えば、一実施形態では、5 mm シース 1 4 は、7 mm 内径を有するトロカールと組み合わせて使用され、10 mm シース 1 4 は、12 mm 直径を有するトロカールと組み合わせて使用される。

【0059】

例えば、測定値が0.509インチである典型的な10 mm トロカールの場合、シース 1 4 の外径は、0.486インチに製造され、0.0115インチの間隙厚を提供する。測定値が0.324インチである典型的な5 mm トロカールの場合、シース 1 4 の外径は、0.300インチに製造され、0.012インチの間隙厚を提供する。

【0060】

使用する腹腔鏡の器具類および技術の特定のサイズおよび構成の制約を考慮して、外径を可能な程度に最大化することが望ましい。これは、シース 1 4 の内径および外径が、図 2 2 が示すように、ともに、シースの壁厚  $S_w$  を画定するためである。壁厚  $S_w$  は、シース 1 4 の長さとともに、次に、シース 1 4 による  $CO_2$  および流体の輸送のために利用可能な最大面積を画定する。流体流動管腔または  $CO_2$  の供給専用の管腔の面積は、次に、偏向器アセンブリ 6 4 によって指向される  $CO_2$  の最大流速を画定する。流速は、使用のために選択された送気器の出力を考慮して、腹腔鏡 1 2 のレンズにわたって、曇りを防止するために十分な  $CO_2$  を供給するために、最小において、十分であるべきである。

【0061】

また、 $CO_2$  がレンズの曇りを除去する有効性に影響を及ぼすのは、 $CO_2$  の含水量である。同じ流速であれば、 $CO_2$  中に存在する水が少ないほど、アセンブリの曇り除去容量が大きくなる。さらに、望ましい流速はまた、偏向器アセンブリ 6 4 によって指向される  $CO_2$  が曇りを除去し、かつ破片を偏向させるように、外科手術の間、蒸気および手術破片を腹腔鏡レンズの視野から離れて偏向させることに十分であるべきである。

【0062】

従来の送気器と併用するための医療等級  $CO_2$  は、典型的には、99% 純粋、すなわち、 $CO_2$  以外のガスが1%を超えず、そのような医療等級  $CO_2$  は、概して、容量あたり 25 ppm の最大含水量を有する。典型的には、最先端送気器回路は、毎時約 20 リットルの最高流速で  $CO_2$  を送達する。典型的には、送気器回路は、回路内の圧力を感知し、感知圧力が 15 mm Hg 以上であるときにはサイクルをオフにし、感知圧力が 15 mm Hg を下回るときにはサイクルをオンにする。概して、手技の間、流速は、手技の約 50% に対して、3 LPM - 7 LPM の範囲であって、手技の時間の残りは、腹膜圧を測定することによって決定されることに伴って、流速が上方または下方調節される。

【0063】

前述のシース寸法を考慮し、かつ典型的医療等級  $CO_2$  の供給を考慮して、本目的を達成するために、少なくとも毎分約 1.0 リットルの流速が重要である。前述の寸法および典型的医療等級  $CO_2$  の供給を考慮して、毎分 0.8 リットル未満の流速は、腹腔鏡レンズ上の水分の有意な蓄積を防止するには不十分である。

【0064】

代表的な実施形態では、内径が 0.405 インチ、外径が 0.486 インチ、長さが 1.25 インチ（従来のトロカールを通して、典型的な 10 mm 腹腔鏡の経路およびそれ自体の経路を収容する）（すなわち、 $S_w = 0.081$  インチであるシース 1 4 の場合、シース壁内で利用可能な総面積は、0.056 平方インチである。壁内で要求される構造的サポート（内側、外側、および半径方向）に基づいて、管腔が流体を輸送するための利用可能な総面積は 0.027 平方インチである。

【0065】

代表的な実施形態では、総管腔面積は、5 つの管腔 3 4 から 4 2 によって占有される。各管腔の面積は、管腔幾何学形状の選択によって、最大限にすることができる。代表的な実施形態では、管腔の幾何学形状は、概して、三角形または丸みがあるコーナ部を有するパイ形状である。シース 1 4 内で管腔を分離する半径方向壁は、管腔間の間隔を最小化するように寸法設定される。

10

20

30

40

50

## 【0066】

代表的な実施形態では、CO<sub>2</sub>の輸送は、シース14の外周を中心として約175度延在し、0.013平方インチの流面積を備える、2つの管腔34および36によって達成される。滅菌液体の輸送は、0.003平方インチの流面積を備える、1つの管腔38によって達成される。

## 【0067】

## (4. 空気圧特性)

図29に概略的に示されるように、偏向器アセンブリ64は、所定の横方向距離だけ腹腔鏡レンズから張り出し、シース14の管腔34および36を通して軸方向に(すなわち、腹腔鏡シャフトの軸に沿って)流れるCO<sub>2</sub>の方向を、腹腔鏡レンズにわたる非軸横方向経路に変化させることに十分である偏向幅Xを画定する。偏向幅Xの距離は、腹腔鏡レンズの視野を妨げる地点まで延在するべきではない。これは、偏向器アセンブリ64の空気圧特性が光学特性と重複する実施例である。さらなる光学特性を以下にさらに詳しく説明する。

## 【0068】

また、図22に示されるように、偏向器アセンブリ64はまた、所定の軸方向距離だけシース14の遠位端を越えて軸方向に突出し、腹腔鏡レンズの十分近く(近位)において、偏向幅Xによって境界される経路に沿って流れるCO<sub>2</sub>を維持することに十分である、空気チャンネル距離Yを画定する。

## 【0069】

偏向幅Xおよびチャンネル距離Yはともに、偏向アセンブリ64の空気圧特性を画定する。所望の最小流速における空気圧特性は、偏向アセンブリ64の対向側に向かって、腹腔鏡レンズにわたって所望の流速で管腔34および36からCO<sub>2</sub>を分流させる流路を生成する(図17および19参照)。例示される実施形態では(図22参照)、管腔40および42は遮断されるため、偏向アセンブリ64の対向側は、終端を備える。腹腔鏡レンズにわたって分流される、管腔34および36からのCO<sub>2</sub>は、その流路端における偏向幅Xおよびチャンネル距離Yによって画定される偏向アセンブリ64の対向側において、(すなわち、遮断された管腔40および42によって)別の気流の分流に遭遇する。図29が示すように、主流路端における気流の分流への再遭遇は、腹腔鏡レンズにわたってCO<sub>2</sub>を再指向する役割を果たすことができる。腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、延在する回転渦が生成され得る。回転渦は、レンズにわたって、レンズの曇りを除去するために十分な空気カーテンを生成する。回転渦は、レンズから粒子を誘引する十分な空気速度によって、レンズを越えて配置され、それによって、レンズ上への粒子のエントレインメントまたは堆積を回避する。エントレインメントを回避するために、渦が、レンズから、3時(090)または右側に向かってある方向(顕微鏡を遠位方向に見下ろすとき)に、あるいは9時(270)または左側に向かってある方向(また、顕微鏡を遠位方向に見下ろすとき)、粒子を誘引することが望ましい。図29が、概して示すように、回転渦は、概してシースの軸を横断する軸を中心として螺旋状に現れる。CO<sub>2</sub>は、最終的に、概してシース14の軸に平行に延在する流路内に回転渦を流出し、それとともに粒子を搬送する。

## 【0070】

## (実施例1)

水蒸気(噴霧)の柱が、超音波変換器によって生成され、管を通して流される。シース14の遠位端(偏向アセンブリ64を有する)が、柱上を覆うように配置され、CO<sub>2</sub>が、前述のように、偏向アセンブリ64を通して輸送される。図25Bは、鈍頭シース14上の偏向アセンブリ64の場合の、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越える「渦剪断」効果の存在を実証する写真である。図26Bは、30°の角度付きシース14上の偏向アセンブリ64の場合の、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越える「渦剪断」効果の存在を実証する写真である。両事例では、偏向された気流は、随伴剪断と、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、結果として生じるクリアゾーンとともに示される。

## 【 0 0 7 1 】

鈍頭端部シース 1 4 の場合の回転渦は、図 2 5 A ( 図 2 5 B に示される対応する写真を有する ) に描写され、角度付きシースの場合の回転渦は、図 2 8 A ( 図 2 8 B に示される対応する写真を有する ) に描写される。回転渦は、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、「渦剪断」効果をもたらし、シース 1 4 の先端またはその近傍の周囲大気を分断し、レンズの平面にわたって、かつそれを越えて ( 約 0 . 2 5 インチ以上 ) 延在する、クリアゾーンをもたらすことが観察される。渦剪断効果によって生成されたクリアゾーンは、外科手術の間、曇りを防止し、蒸気および手術破片を腹腔鏡レンズの視野から離れて偏向させる。

## 【 0 0 7 2 】

10

## ( 5 . 光学特性 )

偏向器アセンブリ 6 4 の光学特性は、( i ) 腹腔鏡 1 2 によって提供される手術野の照明画像を遮断または低減しない、( i i ) 手術野上の腹腔鏡 1 2 によって提供される照明の強度を減少させない、および ( i i i ) 腹腔鏡 1 2 のレンズでの照明光の反射を防止するように選択される。

## 【 0 0 7 3 】

前述のように、最大偏向幅 X の距離は、望ましい光学特性のうちの 1 つを考慮する、すなわち、偏向幅 X の距離は、腹腔鏡レンズの視野を妨げるべきではない。

## 【 0 0 7 4 】

照明の減少を防止するために、偏向器アセンブリ 6 4 は、照明ケーブル 3 0 を通しての手術野上への光の通過、ならびに腹腔鏡 1 2 のカメラケーブル 3 2 に輸送される反射画像の経路に干渉しないように、好ましくは、高い光透過性 ( すなわち、透明度 ) を有する材料から作製される。

20

## 【 0 0 7 5 】

さらに、偏向器アセンブリ 6 4 の材料および表面仕上げは、光に対して最小の反射をもたらさなければならない。代表的な実施形態では、偏向器アセンブリ 6 4 は、S P I / S P E A - 3 として規定される表面仕上げを有する B a y e r M a k r o l e n R x 1 8 0 5 から作製される。

## 【 0 0 7 6 】

## ( 6 . 配向 )

30

前述のように、C O <sub>2</sub> の輸送は、シース 1 4 の外周を中心として約 1 7 5 度延在する、2 つの管腔 3 4 および 3 6 によって達成される。0 ° シャフト先端 ( 図 1 6 参照 ) の場合、腹腔鏡レンズに対する偏向器アセンブリ 6 4 の配向は、重要であるとは考えられない。しかしながら、角度付きシャフト ( 例えば、3 0 ° のシャフト先端および 4 5 ° のシャフト先端 ) ( 図 2 6 参照 ) の場合、腹腔鏡レンズに対するこの空気圧特性を有する偏向器アセンブリ 6 4 の配向は、重要であると考えられる。

## 【 0 0 7 7 】

図 2 6 が示すように、典型的腹腔鏡 1 2 の角度付き先端は、上端 6 6 および下端 6 8 を有する。レンズは、上端 6 6 と下端 6 8 との間において、規定の角度で傾斜する。角度付き先端を有する腹腔鏡 1 2 では、照明ケーブル ( 術野上に光を伝送する ) は、角度付き先端の上端 6 6 に位置し、カメラケーブル ( カメラに反射した光を伝送する ) は、角度付き先端の下端 6 8 に位置する。前述の空気圧特性を有する角度付き先端に、所望の渦剪断効果を提供するためには、C O <sub>2</sub> 流が、先端の下端 6 8 から ( 管腔 3 4 および 3 6 から ) 、先端の上端 6 6 に向かって ( 終端管腔 4 0 および 4 2 に向かって ) 、レンズの傾斜面にわたって指向されるように、偏向器アセンブリ 6 4 が、傾斜腹腔鏡レンズに対して配向されることが重要であると考えられる。本構成では、曇り除去および破片の偏向の流路は、カメラケーブルの近位で起こり、O R チームの視界を効果的に包含する。本配列では、「渦剪断」効果は、腹腔鏡レンズの傾斜面にわたって、かつそれを越え、最適な曇り除去および破片偏向を達成する。

40

## 【 0 0 7 8 】

50

( G . 滅菌液体洗 )

前述のように、所望に応じて、管類セット 16 はまた、( 図 1 A および 2 A に示されるように ) 簡易交換型連結器 22 に接続される、生理食塩水または滅菌水等の滅菌液体源 72 への接続のために寸法設定および構成された、ある長さの管類 70 を含むことができる。図 1 A / 2 A に示されるように、滅菌液体管類 70 は、望ましくは、例示される実施形態では、滅菌液体流体で受点され、生理食塩水管類上に管類ルアーロックによって接続される、20cc 注射器を備える、インライン圧送デバイス 72 を含む。

【 0079 】

好ましくは、滅菌液体は、油と水分子との間の界面における表面張力を低減することによって、油および水の混合物 ( 例えば、脂肪 ) を安定させる、「表面活性剤」( 界面活性剤 ) を溶液中に含む。

10

【 0080 】

滅菌液体溶液の好ましい形態の 1 つでは、溶液は、スルホコハク酸ジオクチルナトリウム ( DSS ) ( また、ドキュセートナトリウムとも称される )、ドキュセートカルシウム、またはドキュセートカリウム等のスルホコハク酸ジオクチル塩を備える。緩衝剤を使用して、中性および安定化された pH 6.5 - 7.5 を提供してもよい。溶液の残りは、注射用水 ( WFI ) のための水を備えてもよい。

【 0081 】

DSS の割合が高いほど、レンズの正常の清浄の時間は短縮されるが、レンズ上における泡の形成傾向が増加する。反対に、溶液中の DSS の割合が低いほど、泡の形成傾向が低下するが、また、レンズの清浄のための時間は長くなる。本発明は、これらの考慮事項を平衡化する、溶液を提供する。例えば、好ましい調合として、0.05% - 0.25% w/v の DSS 溶液が挙げられ得、より好ましい範囲の DSS は、0.1% - 0.2% w/v の溶液である。

20

【 0082 】

好ましい溶液の 1 つとして、1.5g DSS / 1000ml WFI 水、2ml リン緩衝剤 / 1000ml WFI 水が挙げられ、溶液の残りの量は、WFI 水である。溶液は、0.15% w/v DSS、0.002% w/v 緩衝剤を備え、緩衝剤濃度は、0.2M である。

【 0083 】

簡易交換型連結器 22 および簡易交換連結部 20 が接続されると、インライン圧送デバイス 72 の動作によって、滅菌液体の噴出が、シース 14 内の管腔 38 を通して、シース 14 の遠位端における偏向器アセンブリ 64 に指向される。

30

【 0084 】

本配列では、偏向器アセンブリ 64 はまた、腹腔鏡レンズにわたって、所望の経路内における滅菌液体の噴出を指向するように寸法設定および構成される。滅菌液体の噴出は、最終的には、蓄積し得るレンズ端部の破片を洗い流す役割を果たし、それによって、レンズを清浄する。その後、管類セット 16 内の圧搾ポンプ 74 ( 図 1 A / 2 A 参照 ) による、偏向器アセンブリ 64 に管腔 34 および 36 によって供給される空気の噴出は、残留液体液滴をレンズから取り除き、許容可能な視界を維持する役割を果たす。

40

【 0085 】

例示される実施形態では ( 図 2 4 および 2 7 を参照 )、偏向器アセンブリ 64 は、複数の個別の分岐チャンネル 76 ( 3 つが示される ) に沿って、滅菌液体の噴出を指向する。分岐チャンネル 76 は、腹腔鏡 12 のレンズにわたって滅菌液体の噴出を扇形パターンで分配する。例示される実施形態では、分岐チャンネル 76 は、概して、CO<sub>2</sub> の経路に対して 90 度である経路に、滅菌液体の噴出を放出する。この、有効なレンズ清浄に最適である、レンズにわたる、CO<sub>2</sub> 経路に対する滅菌液体経路の配向は、0° のシャフト先端および角度付き先端 ( 例えば、30° のシャフト先端および 45° のシャフト先端 ) の両方に適用される。

【 0086 】

50

## ( I I . 例示的代替実施形態 )

図 3 0 から 3 2 および 3 3 から 3 5 は、最先端の腹腔鏡 ( 図示せず ) と関連付けて使用するための視界最適化アセンブリ 1 0 ' の別の実施形態を示す。図 3 0 から 3 2 では、視界最適化アセンブリ 1 0 ' は、0° ( 鈍頭 ) シャフト先端を保有する腹腔鏡のためのシャフト 1 4 ' を含む。図 3 3 から 3 5 では、視界最適化アセンブリ 1 0 ' は、角度付きシャフト先端 ( 例えば、3 0 ° のシャフト先端または 4 5 ° のシャフト先端 ) を保有する腹腔鏡のためのシャフト 1 4 ' を含む。角度付きシャフト先端は、鈍頭シャフト先端、すなわち、腹腔鏡の中心軸に垂直なシャフト先端から角度が付けられるように測定される。したがって、3 0 ° シャフト先端は、腹腔鏡の中心軸に垂直な平面から、3 0 ° 角度が付けられるであろう。

10

## 【 0 0 8 7 】

多くの観点において、図 3 0 から 3 2 および 3 3 から 3 5 に示される視界最適化アセンブリ 1 0 の適合性、形態、および機能は、少なくとも、前述のものと同様である。前述のように、シース 1 4 ' は、複数の内部管腔 3 4 ' ; 2 6 ' ; 3 8 ' ; 4 0 ' ; および 4 2 ' を備え、多腔型シース 1 4 は、腹腔鏡のシャフト上を覆うように搭載されるように寸法設定および構成される。また、前述のように、シャフト 1 4 ' は、前述 ( 図 1 5 A / 1 6 A に示される ) のように、マニホールドを介して、管類セットに連結され、図 1 A / 2 A に示されるように、シース 1 4 ' の管腔を既存の二酸化炭素 (  $\text{CO}_2$  ) 送気回路ならびに洗浄液体源に接続することが意図される。

20

## 【 0 0 8 8 】

図 3 0 から 3 2 および 3 3 から 3 5 に示される実施形態では、シース 1 4 ' は、その遠位端に、偏向器アセンブリ 9 8 を含む。前述の偏向器アセンブリ 6 4 のように、偏向器アセンブリ 9 8 は、所定の処理だけ、シース 1 4 の遠位端を越えて、したがって、また、所定の距離だけ、腹腔鏡 1 2 ' の遠位端におけるレンズを越えて突出する ( 図 3 2 および 3 5 参照 ) 。図 3 0 から 3 2 および 3 3 から 3 5 に例示される実施形態では、偏向器アセンブリ 9 8 は、管腔の任意の 1 つ内に突出する、任意の搭載タブを必要とせず、シース 1 4 ' の遠位先端上に糊着されるように寸法設定および構成される、射出成形部品 ( 図 3 0 および 3 3 参照 ) を備える。したがって、シース 1 4 ' 上への偏向器アセンブリ 9 8 の搭載は、いかなる  $\text{CO}_2$  流容量も犠牲にしない。本配列では、また、任意の  $\text{CO}_2$  流路に対して、終端が存在しない。 $\text{CO}_2$  は、シース 1 4 内の全 4 つの管腔 3 4 ' ; 3 6 ' ; 4 0 ' ; および 4 2 ' によって、偏向器アセンブリ 9 8 に輸送することができる。

30

## 【 0 0 8 9 】

図 3 1 および 3 4 に示されるように、本配列では、 $\text{CO}_2$  は、それぞれ、偏向幅 X およびチャンネル距離 Y を画定する、偏向器アセンブリ 9 8 上に形成される 4 つの分流領域 1 0 0 から、円周方向に分流される。したがって、 $\text{CO}_2$  は、約 3 5 0 ° の弧に沿って位置する、腹腔鏡レンズにわたって 4 つの円周方向に離間した領域 1 0 0 によって分流される。残りの管腔 3 8 は、既に説明されたように、滅菌洗浄液体を輸送する。

## 【 0 0 9 0 】

例示される実施形態では ( 図 3 0 および 3 3 参照 ) 、 $\text{CO}_2$  が、腹腔鏡レンズにわたって分流される、偏向器アセンブリ 9 8 の中央に画定される開口 1 0 2 は、前述の偏向器アセンブリ 6 4 の中心領域内の開口より直径が小さい ( 例えば、図 2 3 および 2 6 を比較 ) 。偏向器アセンブリ 9 8 内の中心領域 1 0 2 が小さい ( 密である ) ほど、腹腔鏡レンズにわたって、気流の領域をさらに中心化する。

40

## 【 0 0 9 1 】

図 3 1 および 3 4 が示すように、偏向器アセンブリ 6 4 上に形成される 4 つの分流領域 1 0 0 はそれぞれ、偏向幅 X およびチャンネル距離 Y を画定し、シース 1 4 ' の 4 つの供給管腔 3 4 ' ; 3 6 ' ; 4 0 ' ; および 4 2 ' を通して、軸方向に流れる  $\text{CO}_2$  の方向を変化させる。 $\text{CO}_2$  は、偏向アセンブリ 6 4 の対向側に向かって、腹腔鏡レンズにわたって横方向に、約 3 5 0 ° の拡大弧に沿って、4 つの経路内を流動する。4 つの経路のそれぞれ内の  $\text{CO}_2$  は、偏向アセンブリ 6 4 のその個別の対向側において、偏向幅 X およびチャ

50

ネル距離 Y に遭遇するであろう。これらの流路端における偏向幅 X およびチャンネル距離 Y への遭遇は、腹腔鏡レンズにわたって、CO<sub>2</sub>を再指向し、これらの端部において流入する流動に追加することができる（図 27 および 31 参照）。本跳ね返り流動パターンは、前述のように、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、延在し、シース 14 の先端またはその近傍の周囲大気を分断し、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて延在するクリアゾーンをもたらす、1 つ以上の回転渦または複数の回転渦のパターンを形成することができる。図 25 および 29 が、概して示すように、各回転渦は、概して、シース 14' の軸を横断する、軸を中心として、螺旋状に現れる。回転渦のアレイは、図 32 および 35 が示すように、相互に交差し、「蝶の羽」状パターンを形成し得る。CO<sub>2</sub>は、最終的に、前述の渦実施形態に関して説明されたように、概して、シース 14 の軸に平行に延在する、流路内に回転渦を流出する。

10

## 【0092】

鈍頭端部シース 14 の場合の回転渦パターンは、図 32 に描写されており、角度付きシースの場合の回転渦パターンは、図 35 に描写されている。回転渦パターンは、腹腔鏡レンズにわたって、かつそれを越えて、「渦剪断」効果をもたらし、シース 14 の先端またはその近傍の周囲大気を分断し、レンズの平面にわたって、かつそれを越えて、クリアゾーンをもたらす。前述のように、渦剪断効果によって生成されるクリアゾーンは、外科手術の間、曇りを防止し、蒸気および手術破片を腹腔鏡レンズの視野から離れて偏向させる。

## 【0093】

20

(III. 回転渦パターンの最適化)

シースの遠位端における渦パターンの生成は、シースの近位端において、望ましい物理的および空気圧条件を適切に確立した結果である。渦パターンは、粒子が、レンズに向かって（堆積またはエントレインメントと呼ばれる状態）ではなく、レンズから離れるように移動されることを確実にする。渦パターンはまた、レンズにわたって、レンズの曇りを除去するために十分なガスカートテンを確立する。

## 【0094】

(A. 5 mm 腹腔鏡のための例示的シース)

図 36 A は、遠位から見たときのシースの代表的実施形態の近位端を示す。本実施形態では、シースは、典型的 5 mm 腹腔鏡を受容するように寸法設定および構成される中心経路を含む。代表的実施形態では、シースの最大外側壁直径（遠位端における）は、0.300 インチである。

30

## 【0095】

本サイズ構成における、加圧された CO<sub>2</sub>を偏向アセンブリ 64 に輸送するための管腔 34、36、40、および 42 の配向が、示される。説明の目的のために、管腔 40、42、36、および 34 は、それぞれ、生理食塩水管腔 38 から反時計回りに 1、2、3、および 4 と番号が付与される。

## 【0096】

図 36 A が示すように、管腔の内側と外側壁との間で測定される管腔 1、2、3、および 4 の半径方向寸法は、等しい（代表的実施形態では、0.020 インチ）。しかしながら、管腔 1、2、3 および 4 の弧度で表される寸法は、異なる。より具体的には、管腔 3 および 4 は、管腔 1 および 2 より大きい弧度に沿って延在する。代表的実施形態では、管腔 3 および 4 はそれぞれ、83°（接線方向に、0.176 インチ）延在する一方、管腔 1 および 2 は、71°（接線方向に、0.152 インチ）延在する。管腔 3 および 4 は、したがって、管腔 1 および 2 より容積が大きい。

40

## 【0097】

角度付き先端シース（図 36 参照）と併用の際、より大きな管腔 3 および 4（すなわち、管腔 36 および 34）は、管腔 3 および 4 からの CO<sub>2</sub>流が、先端の下端 68 から先端の上端 66 に向かって、レンズの傾斜平面にわたって指向されるように、偏向器アセンブリ 64 との所望の位置合わせにおいて、先端の下端 68 に配置される。本配列では、曇り

50

除去および破片の偏向の流路は、カメラケーブルの近位で起こり、ORチームの視界を効果的に包含する。本配列では、「渦剪断」効果(図28A参照)は、腹腔鏡レンズの傾斜面にわたって、かつそれを越え、最適な曇り除去および破片の偏向を達成する。

【0098】

図36Bに示されるように、マニホールド接合部104(図19参照)内に嵌合されるように寸法設定および構成される、シースの近位端の外側壁は、マニホールド接合部104内に嵌合されると、マニホールド接合部104の内部とトリムされたシースの外側壁との間にプレナムを画定するように、直径が縮小またはトリムされる。プレナムは、管腔1、2、3、および4と連通する。加圧されたCO<sub>2</sub>は、生理食塩水のための入口経路30(図29A参照、また、図10にも示されるように)と180°反対に位置する、入口経路32(図36A参照、また、図18にも示されるように)を通して、プレナムに流入する。

10

【0099】

代表的実施形態では、0.117インチの外側壁が、シースの近位端から測定して0.140インチの軸方向距離(また、「トリム距離」とも呼ばれる)に対して除去され、プレナムを形成する。

【0100】

図36Cが示すように、本代表的実施形態では、加圧されたCO<sub>2</sub>は、速度2mm/秒において、入口ポート32を通して、プレナムに流入する。入口ポート32は、反時計回り方向に、加圧されたCO<sub>2</sub>気流を同時に管腔2および3内へと指向する。図36Aから分かるように、管腔3および4の組み合わせられた角リーチは、管腔1および2の組み合わせられた角リーチより大きいいため、管腔3は、管腔2より入口ポート32により重複する。

20

【0101】

加圧されたCO<sub>2</sub>は、管腔4に向かって、反時計回り流動方向に、管腔3に流入する。より少ない割合の加圧されたCO<sub>2</sub>が、管腔2に流入する。管腔1に到達するためには、管腔1に向かってCO<sub>2</sub>を指向するための十分な時計回り逆流が存在しなければならない。図36A、36Bに示されるプレナムならびに管腔1、2、3、および4のサイズおよび構成を考慮して、図29Cに示されるように、管腔1、2、3、および4間のプレナム内におけるCO<sub>2</sub>比例配分が生じる。

30

【0102】

図36Cに示されるように、プレナムは、流入速度2mm/秒において、管腔1、2、3、および4内へと、シースの遠位端における偏向器アセンブリ64を通して、近位CO<sub>2</sub>気流を指向する。偏向器アセンブリ64は、0.005インチのチャンネルまたは間隙距離Yを含む(図29参照)。偏向器アセンブリ64は、5mmレンズにわたって、増加した流出速度において、CO<sub>2</sub>を指向し、図25Bおよび28Bに示され、実施例1(5mmシースを試験した)に説明される、所望の回転渦および「渦剪断」効果をもたらす。渦パターンは、粒子をレンズから離し、堆積またはエンタインメントを回避する。渦パターンはまた、レンズにわたって、レンズの曇り除去のために十分なガスカートンを確立する。

40

【0103】

(B. 10mm腹腔鏡のための例示的シース)

図25Aは、遠位から見た別のより大型のシースの代表的実施形態の近位端図を示す。本実施形態では、シースは、典型的10mm腹腔鏡を受容するように寸法設定および構成される中心経路を含む。代表的実施形態では、シースの最大外側壁直径(遠位端における)は、0.486インチである。

【0104】

図37Aにおける偏向アセンブリ64への加圧されたCO<sub>2</sub>の輸送のための管腔34、36、40、および42の配向は、概して、図36Aにおけるものと同一であるように示される。図36Aにおけるように、説明の目的のために、管腔40、42、36、および

50

34は、それぞれ、生理食塩水管腔38から反時計回りに1、2、3、および4と番号が付与される。

【0105】

図37Aが示すように、管腔の内側と外側壁との間で測定される管腔1、2、3、および4の半径方向寸法は、等しい(代表的実施形態では、0.020インチ)。しかしながら、図29Aに示される実施形態におけるように、弧度において表される管腔1、2、3および4の寸法は、異なる。図36Aにおけるように、各管腔3および4は、個々に、83°延在し、各管腔1および2は、個々に、71°延在する。図37Aにおけるシースの直径は、全体的により大きいため、図30Aにおける同一弧度をより大きな接線寸法に変換する。すなわち、管腔3および4は、接線方向に、0.301インチ延在し、管腔1および2は、接線方向に、0.261インチ延在する。図36Aにおけるように、図37Aにおける管腔3および4は、図36Aの実施形態に関して述べた理由から、図37Aにおける管腔1および2より容積が大きい。

10

【0106】

図37Bに示されるように、マニホールド接合部104(図19に示されるように)内に嵌合されるように寸法設定および構成される、シースの近位端の外側壁は、(図36Bにおけるように)直径が縮小またはトリムされる。トリムされた直径は、個別のマニホールド接合部104内に嵌合されると、マニホールド接合部104の内部とシースとの間にプレナムを画定する。プレナムは、管腔1、2、3、および4と連通する。

20

【0107】

図37Bに示される代表的実施形態では、0.140インチの外側壁は、シースの近位端から測定して、0.140インチの軸方向距離(また、「トリム距離」とも呼ばれる)に対して除去され、プレナムを形成する。

【0108】

概して、図36Cに関して説明されるように、加圧されたCO<sub>2</sub>は、流入速度2mm/秒において、入口ポート32を通して、図37Bに示されるプレナムに流入する。入口ポート32は、反時計回り方向に、加圧されたCO<sub>2</sub>気流を同時に管腔2および3内に指向する。図37Aおよび37Bから分かるように、管腔3および4の組み合わせられた角リーチは、管腔1および2の組み合わせられた角リーチより大きいため、管腔3は、管腔2より入口ポート32とより重複する。

30

【0109】

前述のように、プレナム内では、加圧されたCO<sub>2</sub>は、管腔4に向かって、反時計回り流動回転において、管腔3に流入する。より少ない割合の加圧されたCO<sub>2</sub>が、管腔2に流入する。管腔1に到達するためには、管腔1に向かってCO<sub>2</sub>を指向するために、十分な時計回り逆流が存在しなければならない。しかしながら、次の実施例2が実証するように、図37Aおよび37Bにおけるより大きな割合のプレナムならびに管腔1、2、3、および4を考慮して、プレナムによるCO<sub>2</sub>の方向および偏向は、管腔内の気流速度の相違の観点において、ならびに最大と最小気流速度との間の差異の観点から、均一ではない。すなわち、気流速度は、0.1m/秒(管腔1における)から0.7m/秒(管腔4における)ならびに0.9および1.0m/秒(管腔2および3における)に変動し、測定されるCO<sub>2</sub>の最大気流速度(管腔2における)は、測定される最小気流速度(管腔1における)の8.5倍である。シースの遠位端における偏向アセンブリ64を通して、流出速度の増加を被るが(0.005インチの縮小されたチャネルまたは間隙距離Yのため)、近位プレナム全体内のCO<sub>2</sub>の方向および偏向ならびに分布は、管腔1、2、3、および4において均一ではない。プレナム全体内の不十分に均一なCO<sub>2</sub>の方向および偏向ならびに分布は、2つの望ましくない結果をもたらす。すなわち、(i)回転渦が、生成されない、および/または(ii)低圧面積が生成され、レンズに向かって破片を牽引し、堆積またはエンタインメントを生じさせる。

40

【0110】

(実施例2)

50

種々のシース（デバイス 1 から 7 と識別される）が、異なるサイズおよび構成を有する遠位プレナムとともに構築された。これらは、以下の表 1 に説明される。

【 0 1 1 1 】

【 表 1 - 1 】

表1: 構築されたシース

デバイス記号	近位プレナム構成	近位トリム距離
1	図37Bに示されるものと 同様	全管腔0.140インチ
2	図38Aに示されるものと 同様	管腔1および4=0.140インチ 管腔2および3=0.70インチ
3	図38Bに示されるものと 同様	全管腔0.330インチ
4	図38Cに示されるものと 同様	管腔1、2、および4=0.140 インチ 管腔3=0.70
5	図38Dに示されるものと 同様	管腔1および2=0.140インチ 管腔3および4=0.0インチ

10

20

【 0 1 1 2 】

【 表 1 - 2 】

デバイス記号	近位プレナム構成	近位トリム距離
6	図39Aに示されるものと 同様	管腔1および4=0.140 インチ 管腔2および3=0.70インチ 0.140インチにおける1と2 との間の分配器
7	図40Aに示されるものと 同様	全管腔0.140インチ  0.140インチにおける2と3 との間の分配器

30

加圧されたCO<sub>2</sub>は、流入圧力15mmHgおよび流速14L/分において、各デバイス1から7のプレナム内に輸送された。各個々の管腔から流出する気流速度（m/秒）は、熱線風速計を使用して測定した（シースの遠位端には、不良アセンブリはない）。

40

【 0 1 1 3 】

測定された気流速度は、以下の表 2 に列挙される。

【 0 1 1 4 】

## 【表 2】

表2:シース性能(管腔気流速度:先端なし)

デバイス記号	気流速度 管腔1 偏向先端なし (m/秒)	気流速度 管腔2 偏向先端なし (m/秒)	気流速度 管腔3 偏向先端なし (m/秒)	気流速度 管腔4 偏向先端なし (m/秒)
1	0.2	1.7	0.7	0.6
2	0.1	1.1	1.3	0.8
3	0.1	1.0	0.9	0.7
4	0.2	1.1	1.2	0.7
5	0.4	1.5	0.4	0.1
6	0.1	0.9	1.0	0.5
7	0.4	0.9	1.0	0.7

10

20

30

40

50

次に、偏向アセンブリ64をデバイス1から7の遠位端に取付した。偏向器アセンブリ64は、0.005インチの縮小されたチャネルまたは間隙距離Yを含む(図29参照)。偏向アセンブリを有するデバイス1から7は、異なる先端構成、すなわち、鈍頭先端(0°)および角度付き先端(30°および45°)を有する従来の10mm腹腔鏡と嚙合された。CO<sub>2</sub>は、流入圧力15mmHgおよび流入流速14L/分において、偏向アセンブリ64を通して輸送された。各デバイス1から7の場合、偏向アセンブリから流出するCO<sub>2</sub>の流速(L/分)は、熱線風速計を使用した気流速度(m/秒)と同様に、OmegaDAQシステムと併せて測定されるデジタル流量計を使用して測定された。

## 【0115】

実施例1に説明されるように、水蒸気(噴霧)の柱が、超音波変換器によって生成され、管を通して流された。デバイス1から7の遠位端(偏向アセンブリ64を有する)は、CO<sub>2</sub>が、偏向アセンブリ64を通して輸送されることに伴って、柱上を覆うように配置された。水蒸気の柱は、回転渦の有無のために観察された。5mmシースの場合の回転渦の存在は、図25Bおよび28Bに示される。

## 【0116】

結果は、以下の表3に説明される。

## 【0117】

## 【表3-1】

表3:シース性能:偏向アセンブリ(0.005間隙)による流速/柱性能

デバイス記号↓	流速 L/分			空気速度 m/秒			柱
	0°	30°	45°	0°	30°	45°	
遠位先端角度→							
1	8.10	7.31	5.8	1.8	2.1	2.0	明確な渦 エントレインメントなし (管腔1)
2	7.40	6.51	7.6	2.0	1.7	2.1	小空気カーテン エントレインメント (管腔1)
3	6.80	6.35	6.71	1.5	1.5	1.8	明確な渦 エントレインメントなし 管腔2および3)

## 【0118】

【表 3 - 2】

4	6.10	5.85	6.63	1.5	1.9	1.9	and 3) 二重渦 エントレインメント (管腔4)
5	6.60	6.65	6.40	1.8	1.7	2.0	エントレインメント (管腔3および4)
6	7.10	6.3	6.25	1.8	1.4	1.5	二重渦だが、非常に 乱流 エントレインメント (管腔2)
7	8.00	7.59	6.70	3.3	2.2	2.1	明確な渦 大型の空気カーテン エントレインメントなし

10

表 2 に実証されるように、デバイス 1 から 4 のプレナム内の  $CO_2$  分布（それぞれ、図 37 B ; 38 A ; 38 B ; 38 C）が、比較可能であった。全デバイス 1 から 4 において、管腔 2 および 3 が、 $CO_2$  の大部分を受容し、他の 2 つの管腔 1 および 4 は、ほとんど受容しなかった。管腔 1 は、常に、最低気流速度を有していた。プレナム内の  $CO_2$  の方向および偏向ならびに分布は、均一ではなかった。他の管腔で測定された最大気流速度は、管腔 1 で測定された最小気流速度の 6 から 13 倍であった。

20

## 【0119】

これらの構成では、 $CO_2$  は、管腔 1 から離れるように、反時計回り回転において、マニホールドからシースへと、プレナム内を進行する。 $CO_2$  が、管腔 1 内およびそれを通して進行するためには、反時計回り方向、すなわち、流動に対抗して進行する必要がある。図 29 B および 29 C に示される 5 mm プレナムの割合は、回転渦を支持するために十分に、プレナム内で指向および偏向し、反時計回りおよび時計回り流動を分布させた。しかしながら、表 3 に実証されるように、図 37 B ; 38 A ; 38 B ; 38 C に示される 10 mm プレナムのより大きいサイズの割合は、回転渦を支持するために十分に均一に、プレナム内で指向および偏向し、反時計回りおよび時計回り流動を分布させなかった。さらに、エントレインメントが、発生した。

30

## 【0120】

デバイス 5（図 38 D）では、管腔 1 および 2 は、デバイス 1（図 37）におけるように、0.140 のトリム距離を有していたが、デバイス 1 と異なり、デバイス 5 における管腔 3 および 4 は、トリム距離を含んでいなかった。

## 【0121】

表 2 におけるデバイス 5 に関して観察された結果では、デバイス 1 のように、管腔 2 および 3 は、 $CO_2$  の大部分を受容し、他の 2 つの管腔 1 および 4 は、ほとんど受容していなかった。しかしながら、デバイス 5 では、管腔 4 は、最低気流速度を有していた（デバイス 1 の逆）。また、デバイス 1 から 4 において観察されたように、プレナム内の  $CO_2$  の方向および偏向ならびに分布は、均一ではなかった。デバイス 5 では、他の管腔における最大気流速度は、管腔 4 における最小気流速度の 1.5 場合であった（比較のため、デバイス 1 では、他の管腔における最大気流速度は、管腔 1 における最小気流速度の 8.5 倍であった。デバイス 1 から 4 では、差異は、最大 13 倍まで及んだ）。

40

## 【0122】

デバイス 5 は、プレナム内の任意のトリム距離の不在が、影響を受ける管腔内の気流速度の有意な低下につながり得ることを実証する。これは、プレナムの存在が有益であることを実証する。

## 【0123】

50

デバイス5では、デバイス1から4におけるように、10mmプレナムのサイズおよび構成は、図38Dに示されるように、回転渦を支持するために十分に均一に、プレナム内で指向および偏向し、反時計回りおよび時計回り流動を分布させなかった。依然として、さらに、エントレインメントが生じた。

#### 【0124】

デバイス6(図32)では、プレナムは、管腔2および3において拡大され、空気分配器が、管腔1と2との間のプレナム内に留置された。デバイス1(図37B)と比較して、デバイス6で測定された最大気流速度(管腔3では、1.0m/秒)は、低下し、管腔が変化した(デバイス1では、最大気流速度は、管腔2では、1.7m/秒であった)。デバイス1から4と比較して、最小気流速度に顕著な改善はなく(管腔1では、0.1m/秒)、最大と最小気流速度との間の差異は、大きかった(10倍)。図27に示される10mmプレナム内の空気分配器の存在は、渦が発達することに伴って、プレナム内のCO<sub>2</sub>流の方向および偏向を変化させた。しかしながら、渦は、有益ではなかった。すなわち、二重渦が存在したが、乱流であった。さらに、エントレインメントが持続した。

10

#### 【0125】

デバイス7(図40A)では、空気分配器が、管腔2と3との間のプレナム内に留置され、プレナムは、全管腔において、トリム距離0.140インチで均一にされた。したがって、デバイス7は、管腔2と3との間に空気分配器が追加されたデバイス1(図37B)を備える。デバイス7における空気分配器の存在は、デバイス1と比較して、改善され、より均一な気流速度を伴って、管腔3および4に供給するために十分なプレナム内における反時計回りCO<sub>2</sub>流を促進した。デバイス7における空気分配器の存在はまた、デバイス1と比較して、より均一な気流速度によって、管腔1および2に供給するために十分なプレナム内におけるCO<sub>2</sub>の時計回りCO<sub>2</sub>逆流を増大させた。気流速度間の改善された均一性はまた、最大と最小気流速度との間の差異に関しても認知された。デバイス7における最大気流速度(管腔3における)は、デバイス1における8.5倍の差異と比較して、最小気流速度(管腔1における)の僅か2.5倍であった。

20

#### 【0126】

デバイス1から7の遠位端で測定された流出速度を列挙する、表3のデータを見ても、望ましい結果が、デバイス7において達成されたが、望ましくない結果が、デバイス1から6では達成された理由について決定することは困難である。

30

#### 【0127】

デバイス1から7の近位プレナムにおいて指向、偏向、および分布されるCO<sub>2</sub>の気流速度を列挙する、表2のデータでは、シースの近位端におけるCO<sub>2</sub>の偏向および方向ならびに分布の均一性は、所望の渦効果が、シースの遠位端において達成されるであろうという予測を提供することが理解され得る。10mmシースにおいて、改善され、かつより均一な気流速度(それぞれ、1.0および0.7)を伴って、管腔3および4に供給するために十分なプレナム内における改善された反時計回りCO<sub>2</sub>流を促進したのは、デバイス7の近位構成であった。より均一な気流速度(それぞれ、0.9および0.4)を伴って、管腔1および2に供給するために十分なプレナム内におけるCO<sub>2</sub>の増大された時計回りCO<sub>2</sub>逆流を促進したのも、デバイス7の近位構成であった。デバイス7における気流速度間の改善された均一性はまた、最大と最小気流速度との間の差異に関しても存在した。デバイス7における最大気流速度(管腔3における)は、デバイス1における8.5倍の差異と比較して、最小気流速度(管腔1における)の僅か2.5倍であった。デバイス7における管腔2および3内の均一気流速度はまた、本位置において、管腔2および3によって輸送されるCO<sub>2</sub>が、偏向アセンブリから流出するため、9時(090)の左側位置における渦の所望の配置と相関する。

40

#### 【0128】

前述の実施例2は、シースの遠位端における望ましい渦パターンの生成が、シースの近位端における望ましい物理的および空気圧条件を適切に確立する結果であることを実証する。このように生成される、望ましい渦パターンは、粒子が、レンズから取り除かれ、レ

50

レンズ上に堆積または同伴されないことを確実にする。生成される望ましい渦パターンはまた、レンズにわたって、レンズの曇りを除去するために十分なガスカーテンを確立する。

【0129】

(IV. 結論)

本明細書に説明されるような視界最適化アセンブリは、外科手術の間、水滴が、腹腔鏡の端部に形成するのを防止する。さらに、視界の縮小し、時間を浪費し得る、焼灼または他のエネルギー源から噴霧された破片が、レンズ上に定着する傾向を低減または排除する。本明細書に説明されるような視界最適化アセンブリは、清浄のために、腹腔から顕微鏡を除去する必要なく、腹腔鏡のレンズから曇りを除去し、破片を偏向させることによって、妨害されていない腹腔鏡下術野を外科医にもたらす。

【図1B】

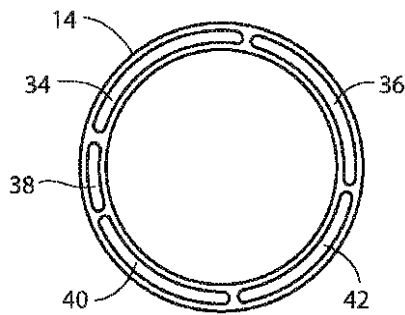


Fig. 1B

【図2B】

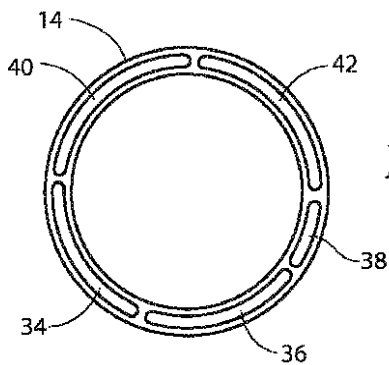


Fig. 2B

【図3A】

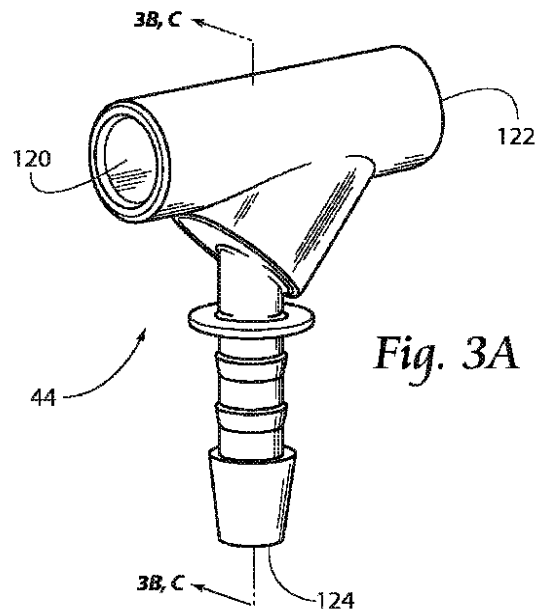


Fig. 3A

【 図 3 B 】

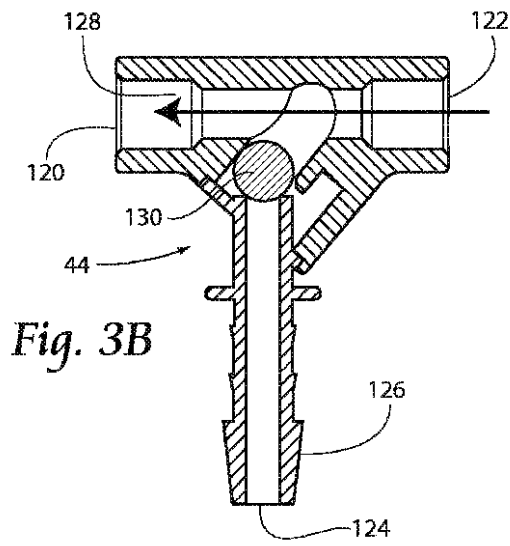


Fig. 3B

【 図 3 C 】

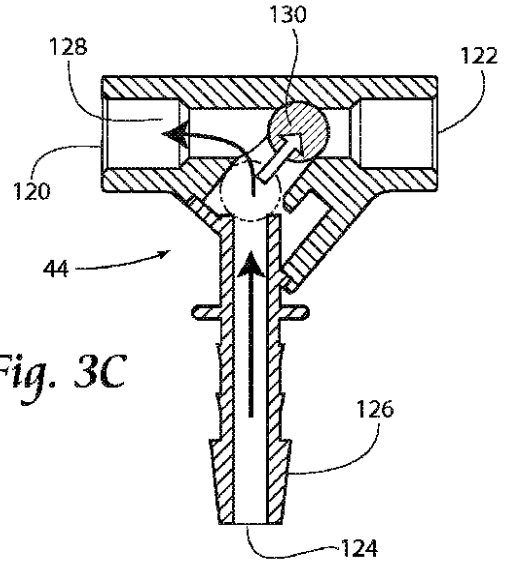


Fig. 3C

【 図 4 A 】

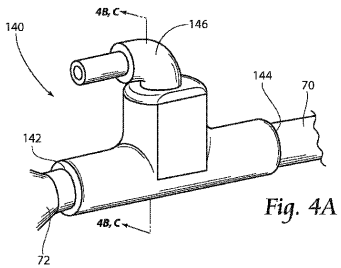


Fig. 4A

【 図 4 B 】

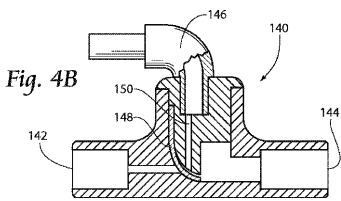


Fig. 4B

【 図 4 C 】

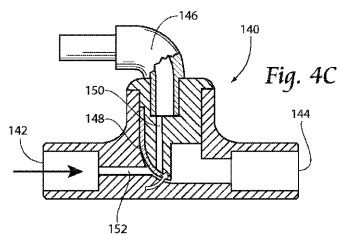


Fig. 4C

【 図 6 】

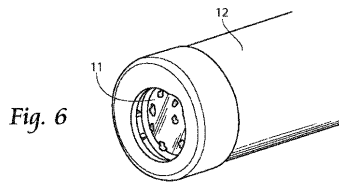


Fig. 6

【 図 8 】

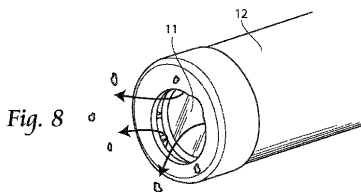


Fig. 8

【 図 9 】

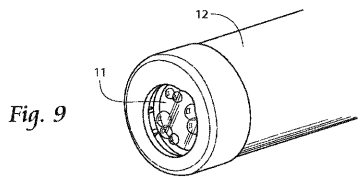


Fig. 9

【 図 1 2 】

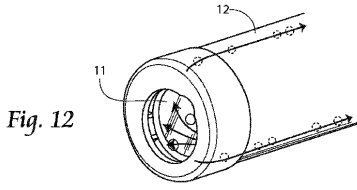


Fig. 12

【 図 1 4 】

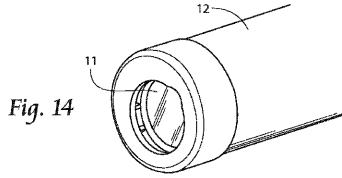


Fig. 14

【 図 1 5 A 】

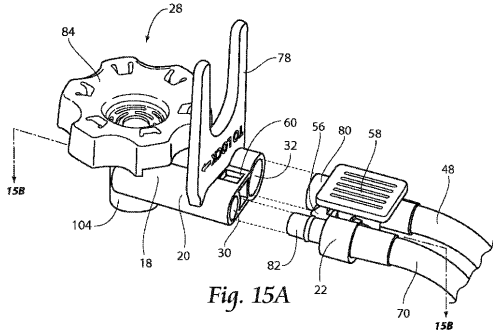


Fig. 15A

【 図 1 5 B 】

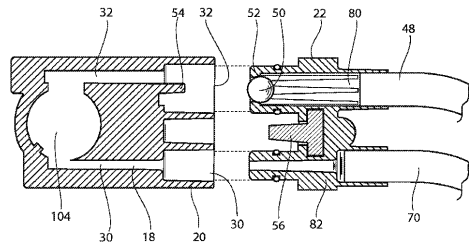


Fig. 15B

【 図 1 6 A 】

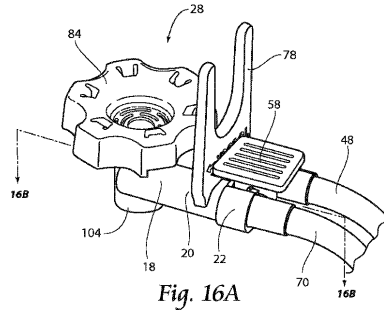


Fig. 16A

【 図 1 6 B 】

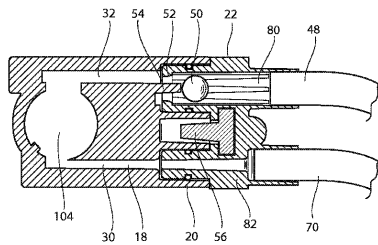


Fig. 16B

【 図 1 7 】

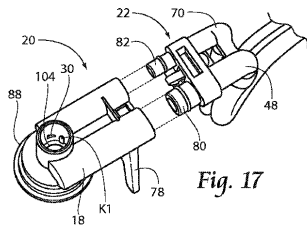


Fig. 17

【 図 1 8 】

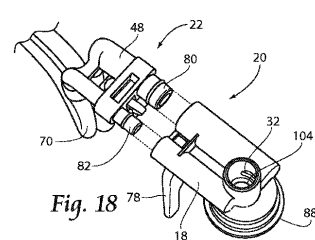


Fig. 18

【 図 2 0 】

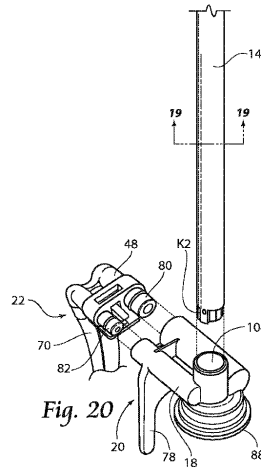


Fig. 20

【 図 2 1 A 】

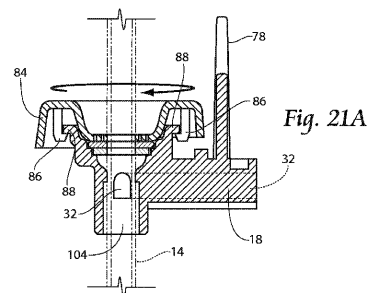


Fig. 21A

【 図 2 1 B 】

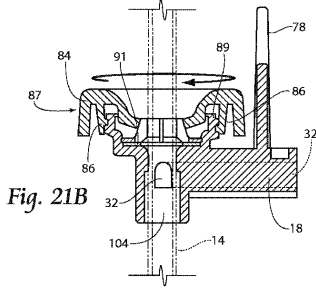


Fig. 21B

【 図 2 3 】

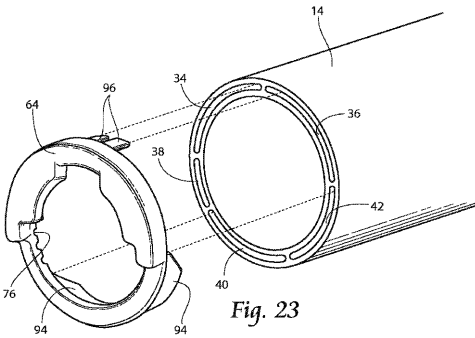


Fig. 23

【 図 2 6 】

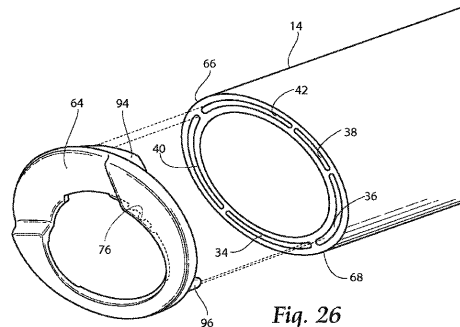


Fig. 26

【 図 3 0 】

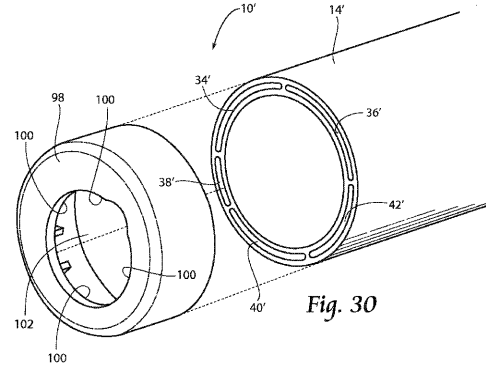


Fig. 30

【 図 3 3 】

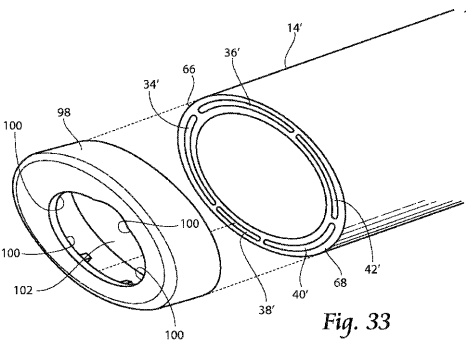


Fig. 33

【 図 4 0 B 】

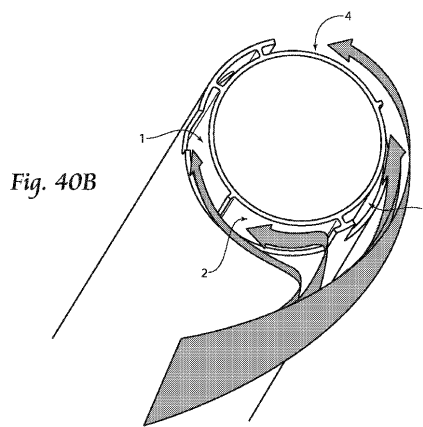


Fig. 40B

【 図 3 6 C 】

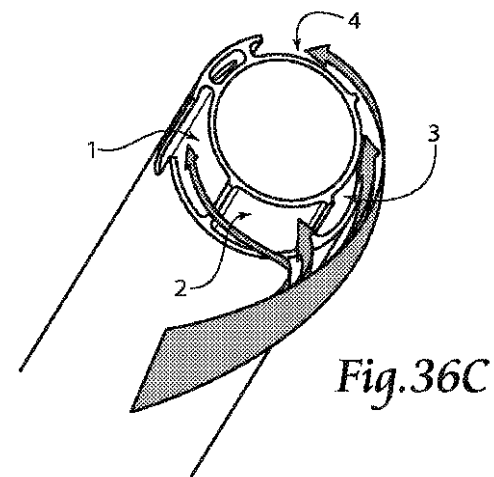


Fig. 36C

【 図 1 A 】

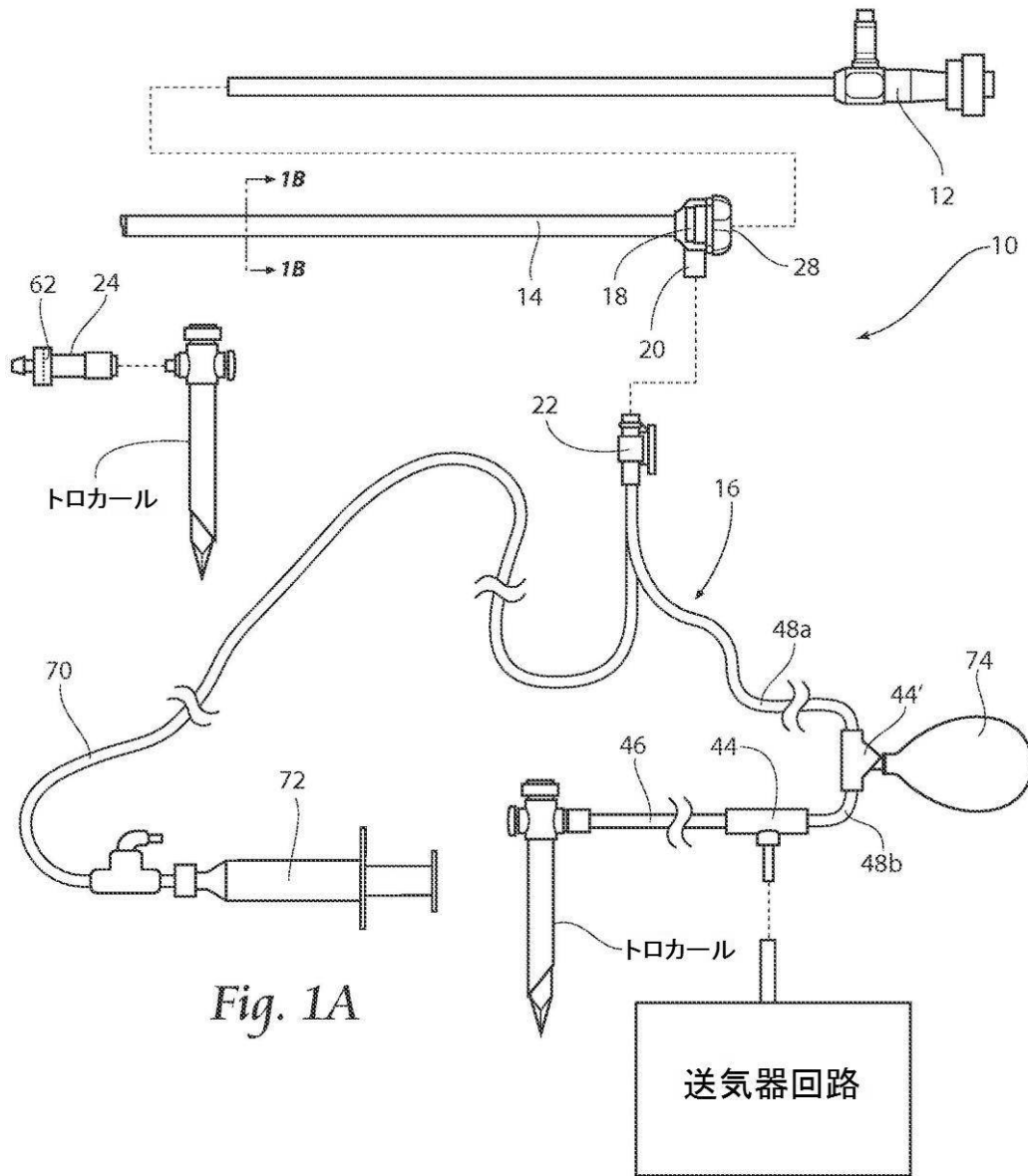
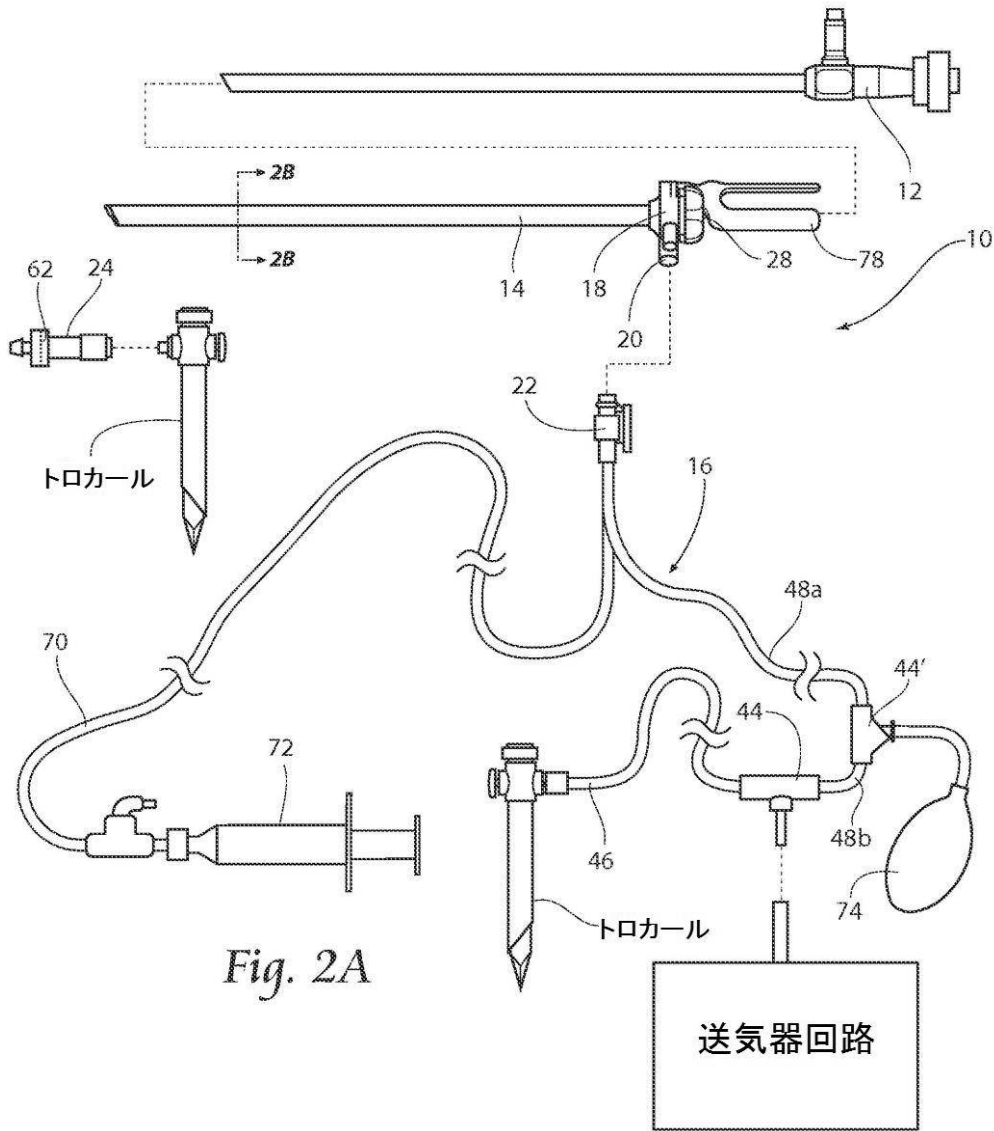


Fig. 1A

【 図 2 A 】



【 図 5 】

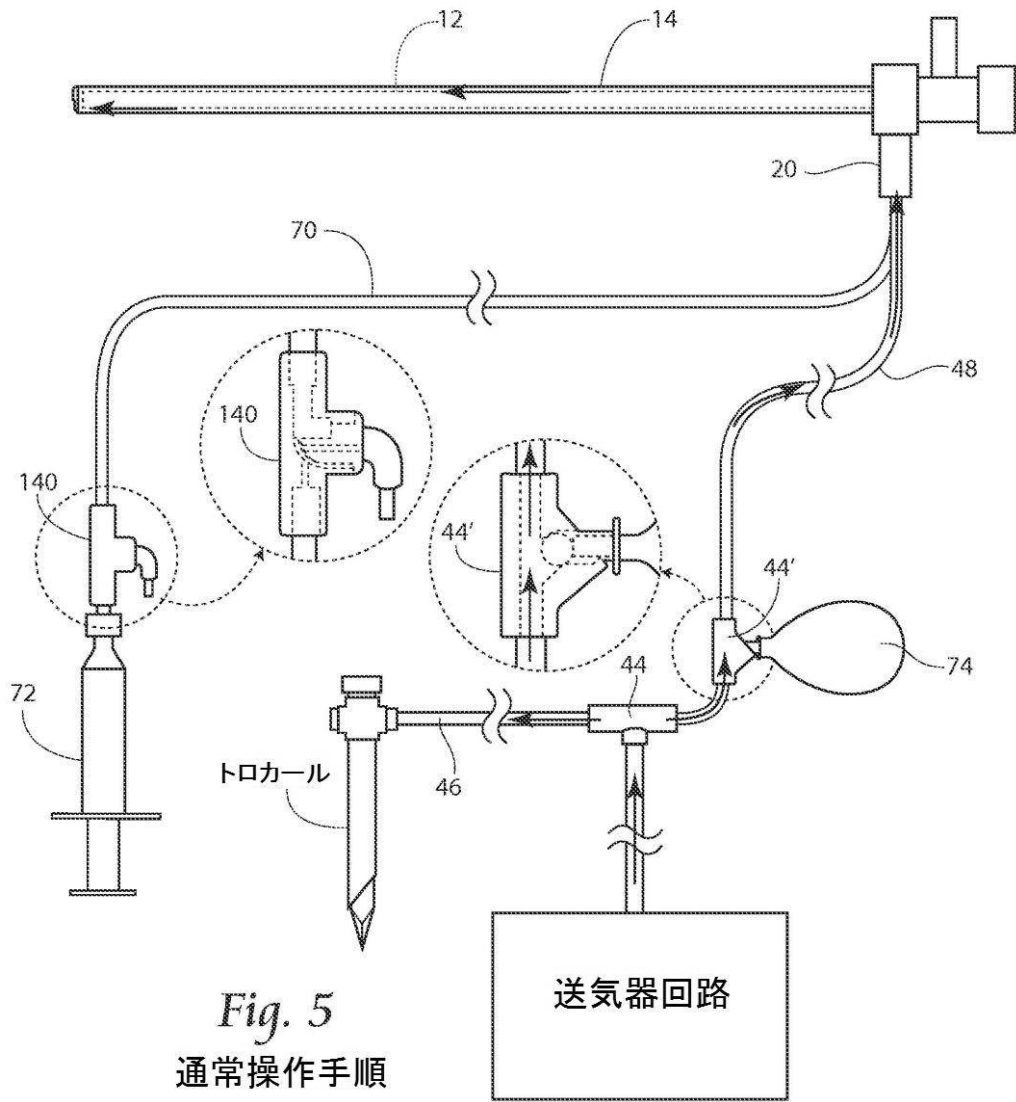
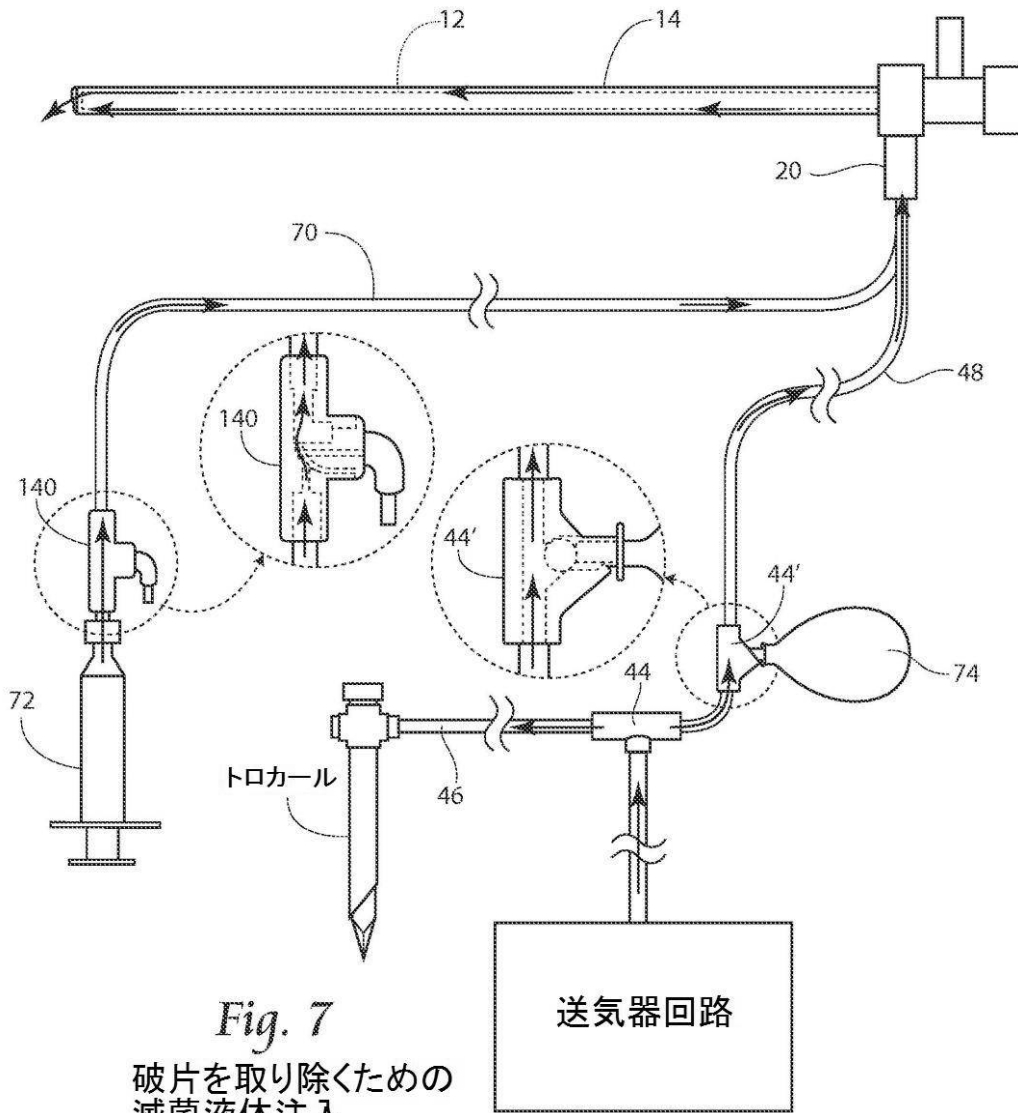
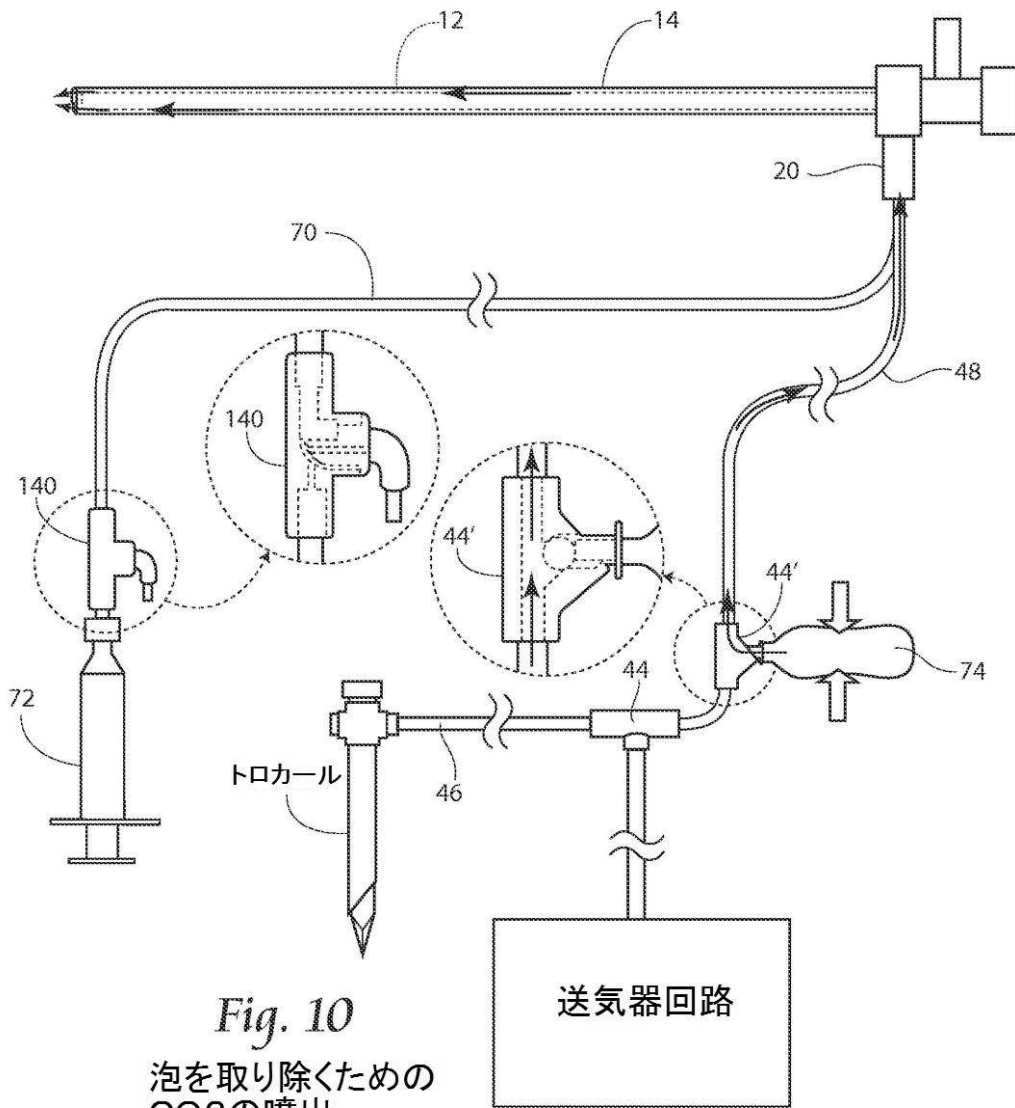


Fig. 5  
通常操作手順

【 図 7 】



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】

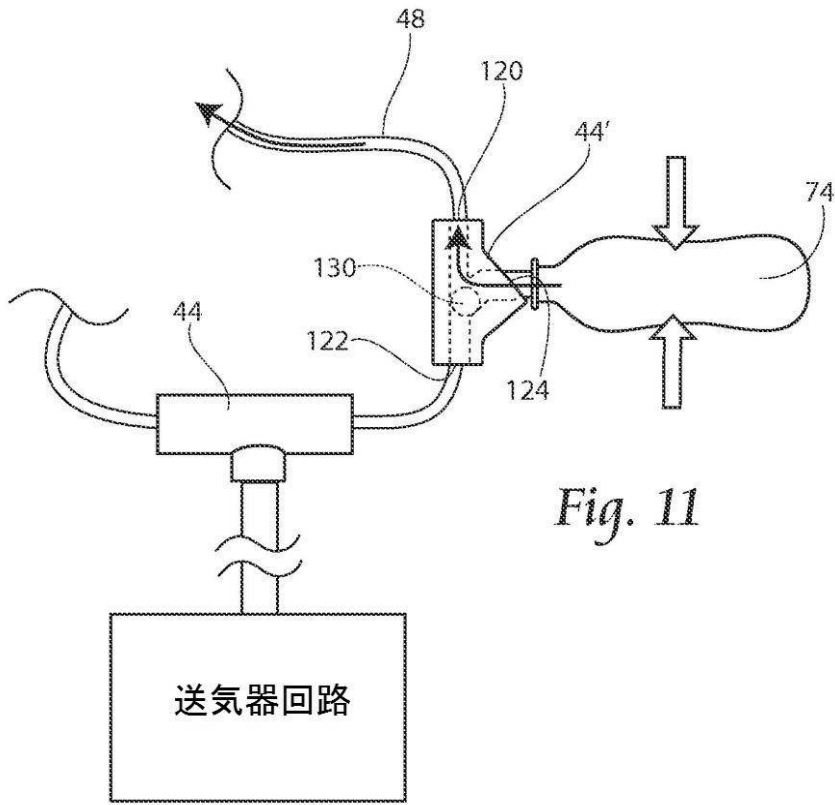


Fig. 11

【 図 1 3 】

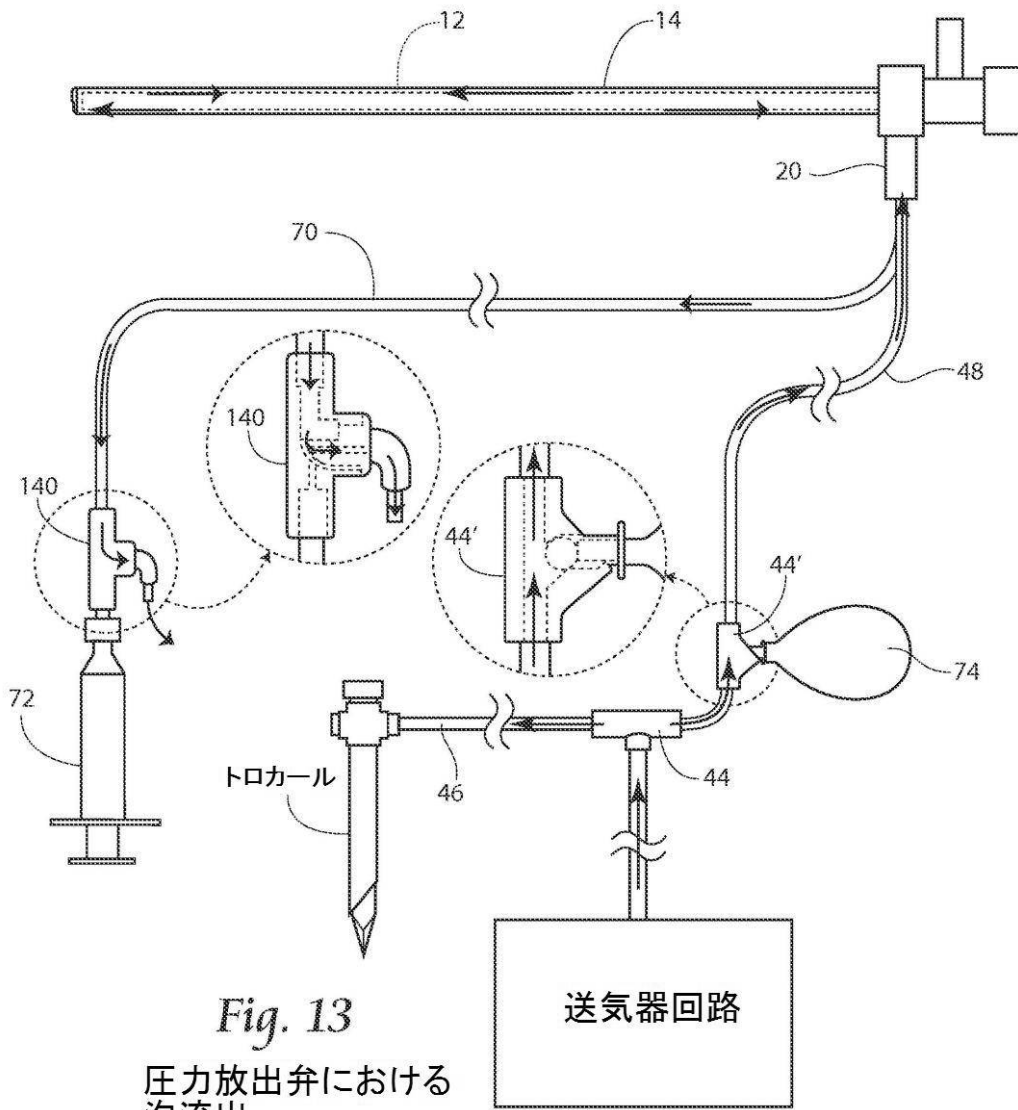
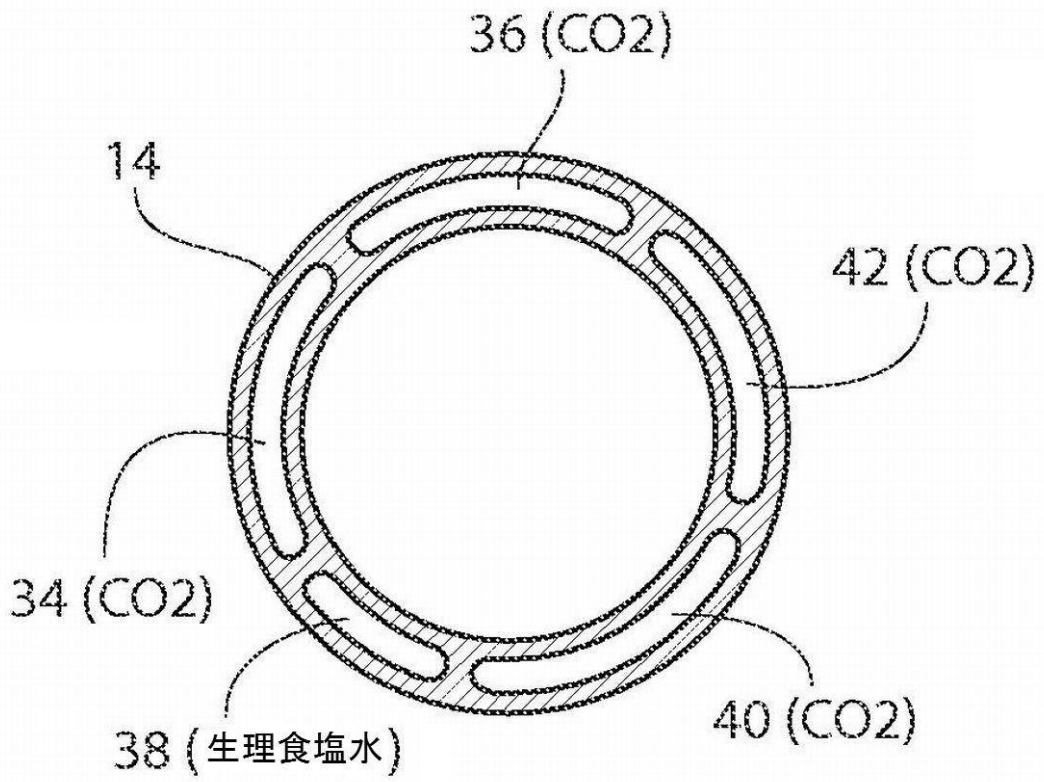


Fig. 13  
圧力放出弁における  
泡流出

【図 19】



*Fig. 19*

【図 2 2 A】

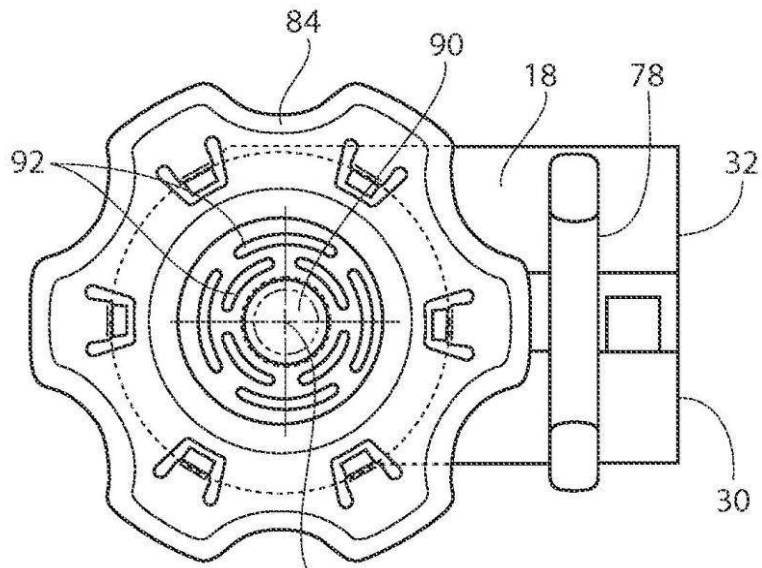


Fig. 22A

非係止

腹腔鏡の軸および整合された開口の軸

【図 2 2 B】

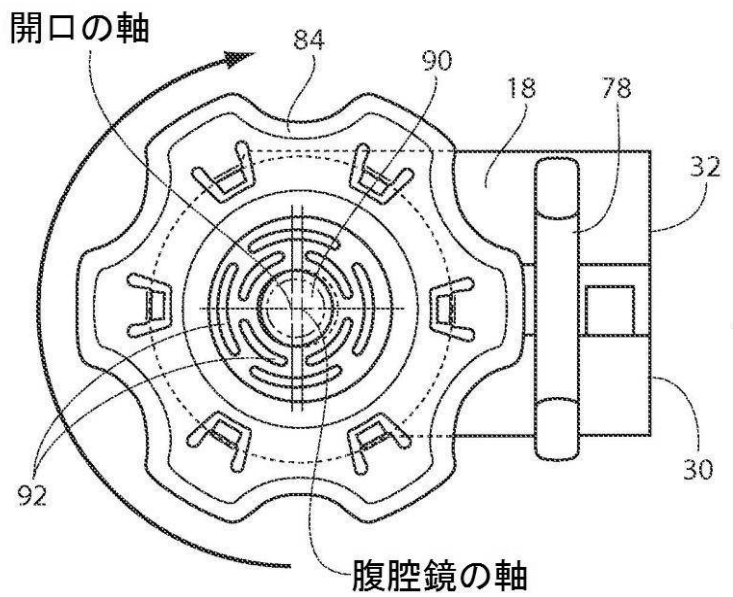
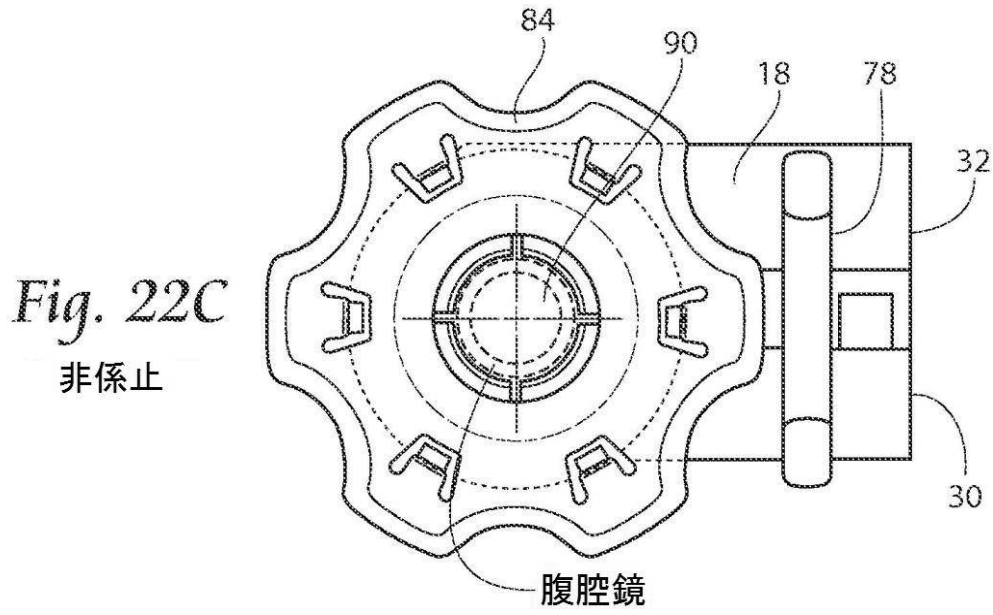


Fig. 22B

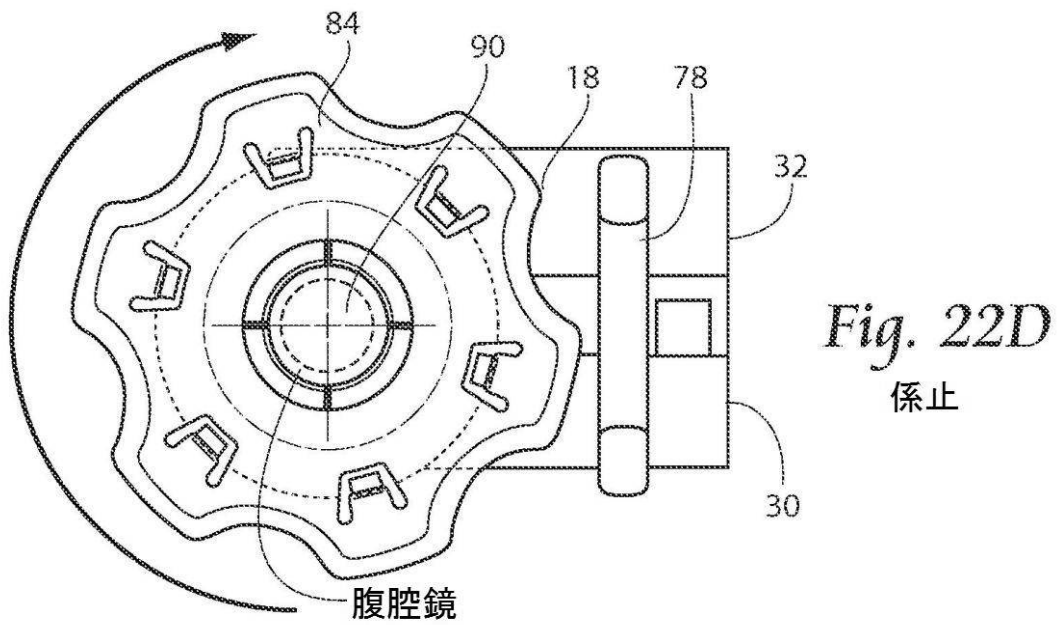
係止

腹腔鏡の軸

【圖 22C】



【圖 22D】



【 図 2 4 】

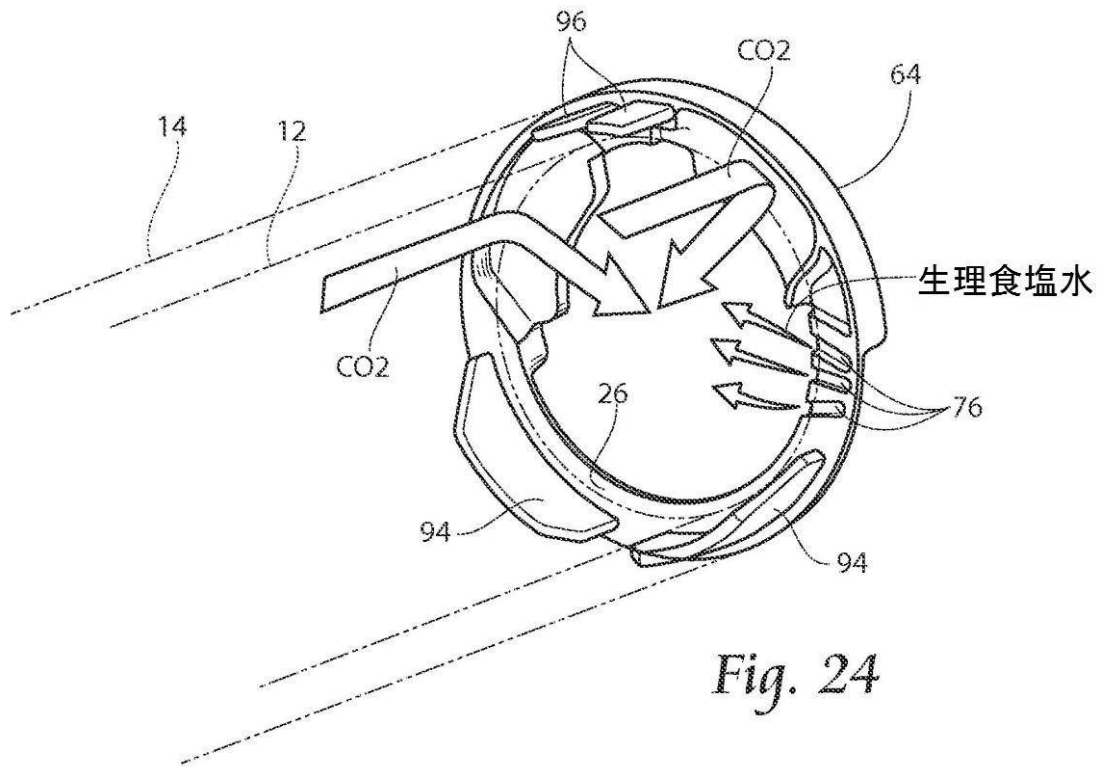


Fig. 24

【図 25 A】

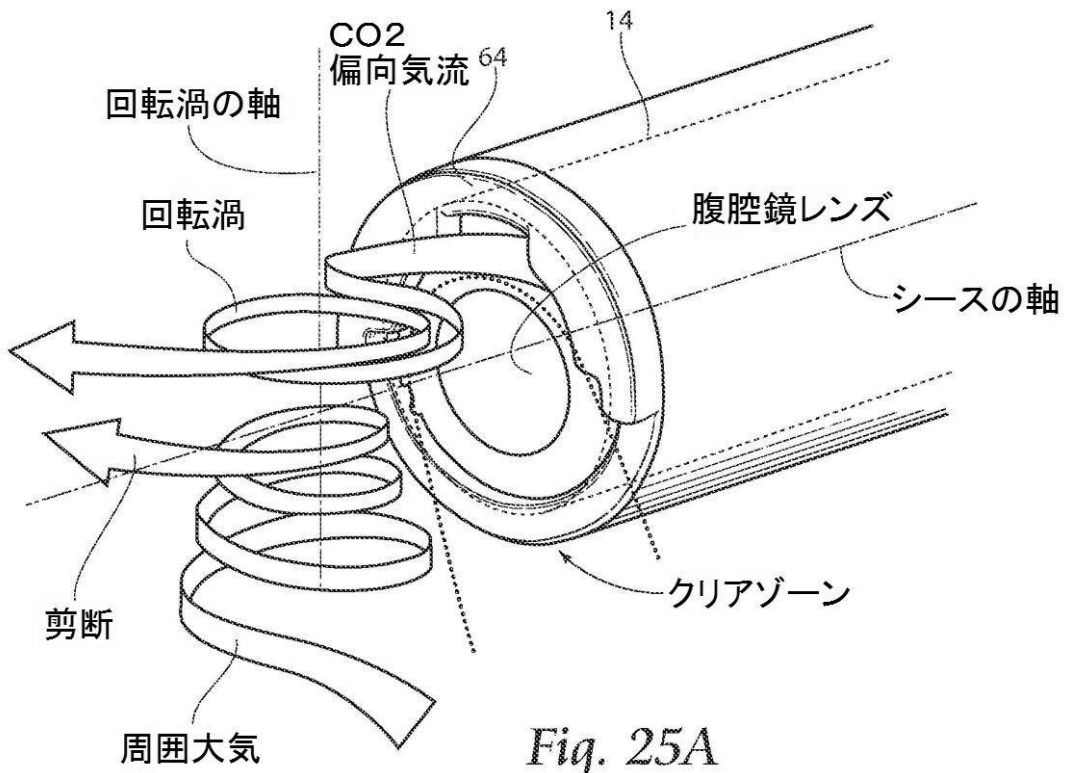


Fig. 25A

【図 25 B】

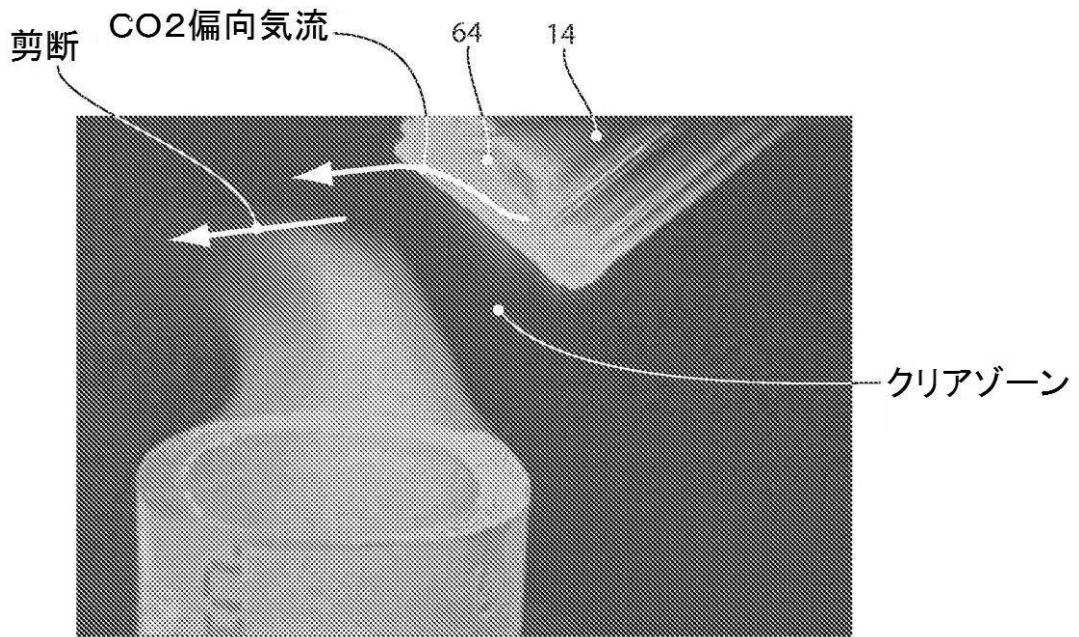


Fig. 25B

【図 27】

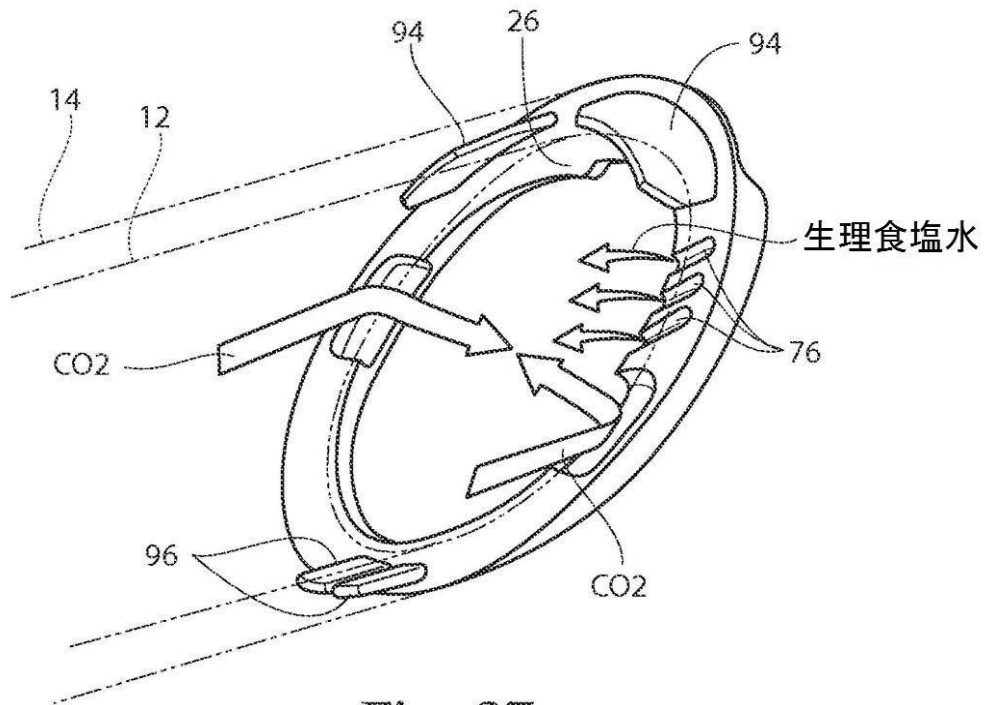
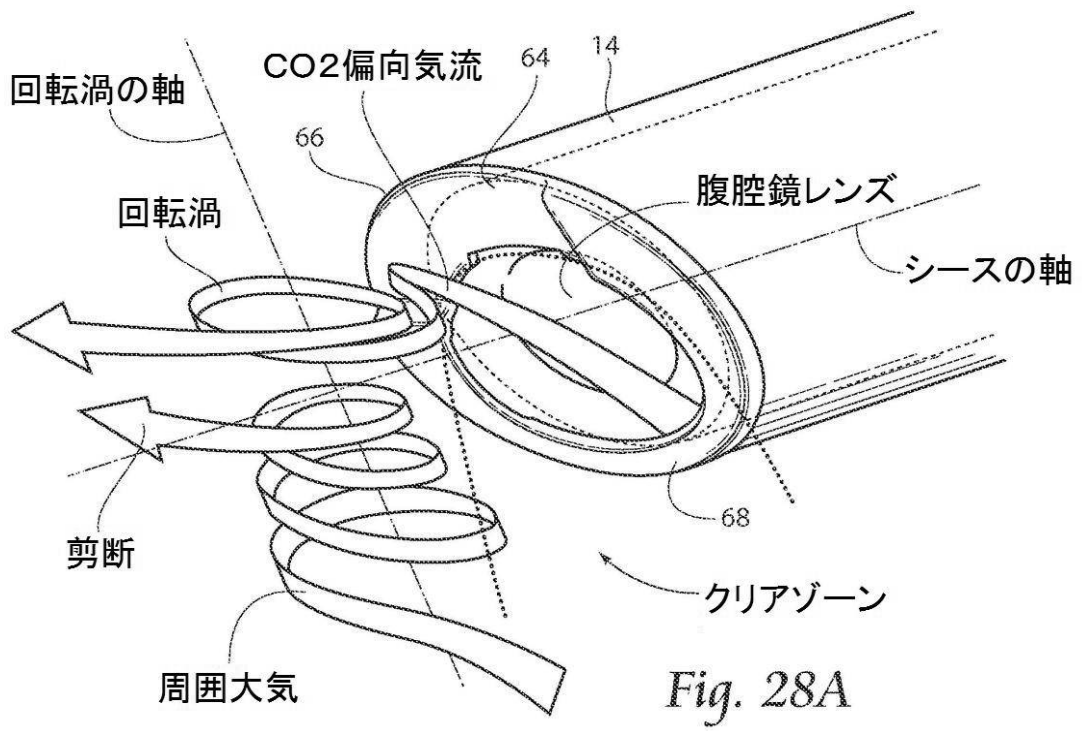
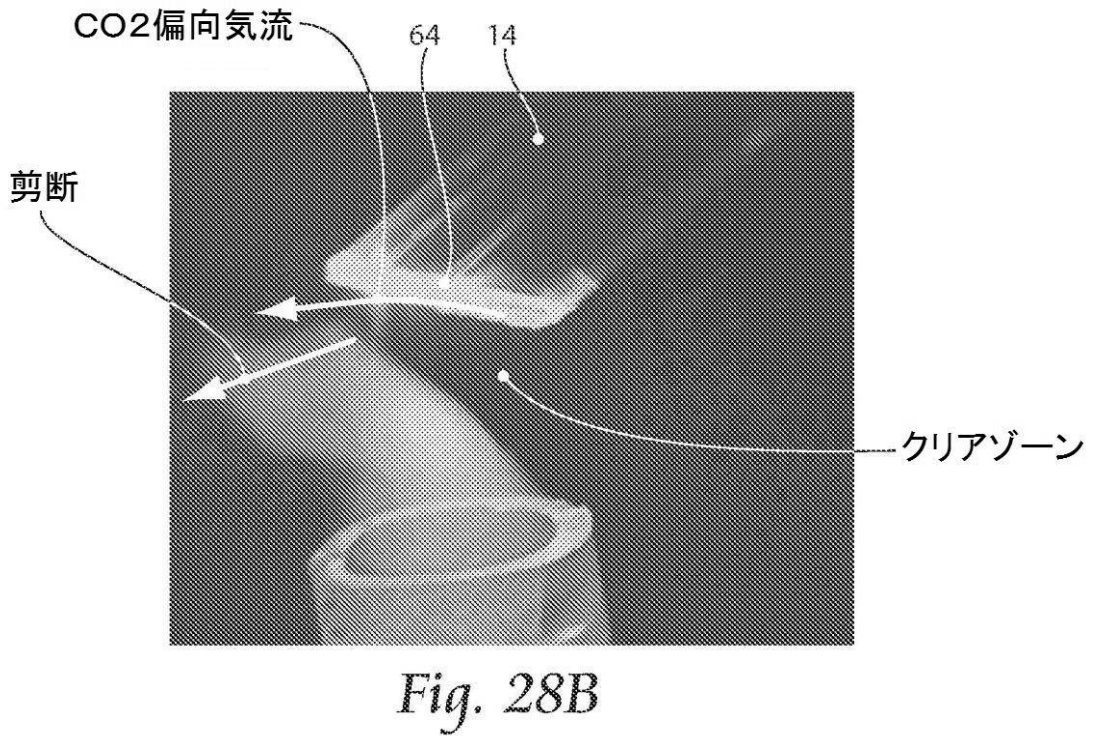


Fig. 27

【図28A】



【図28B】



【 図 2 9 】

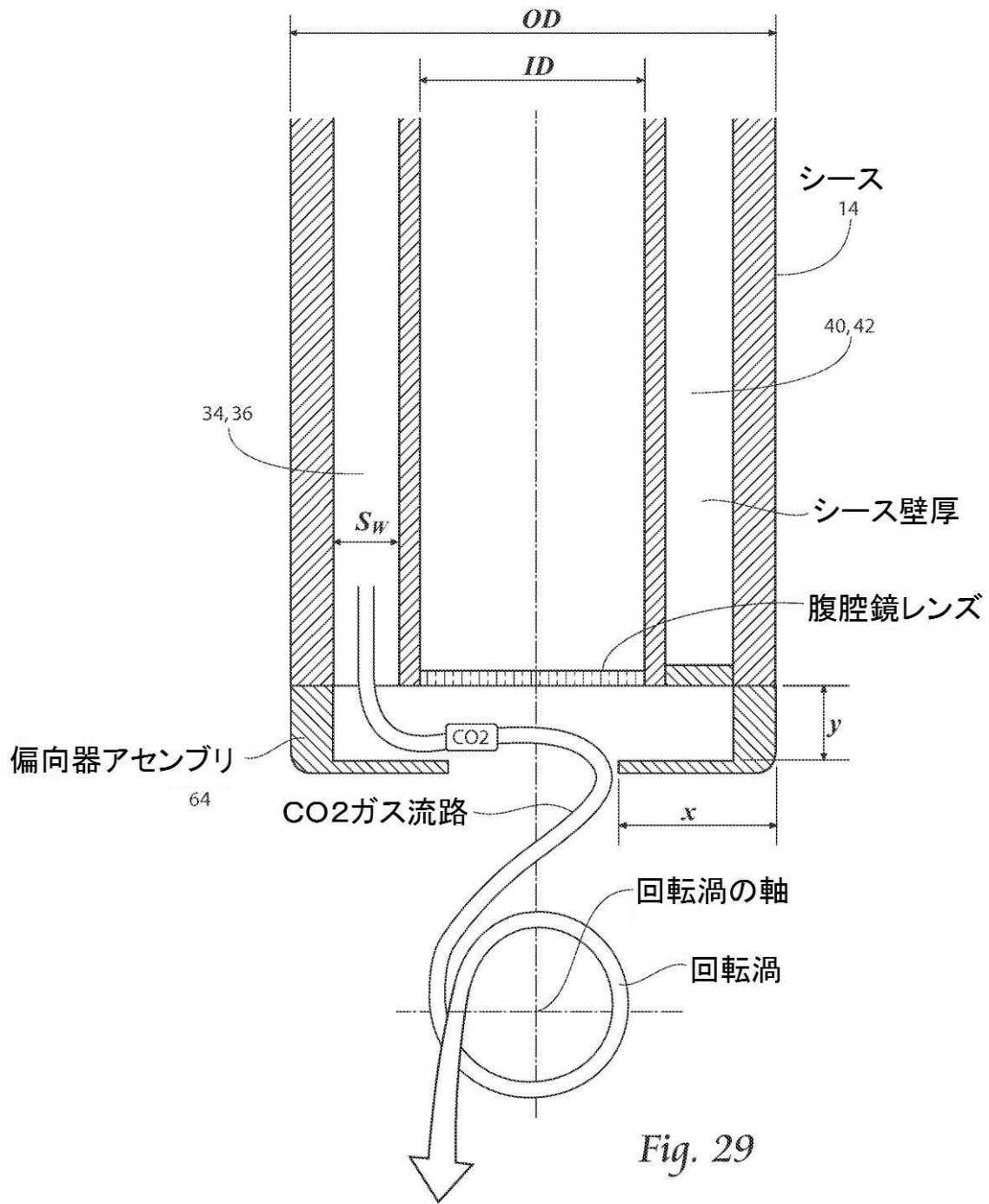
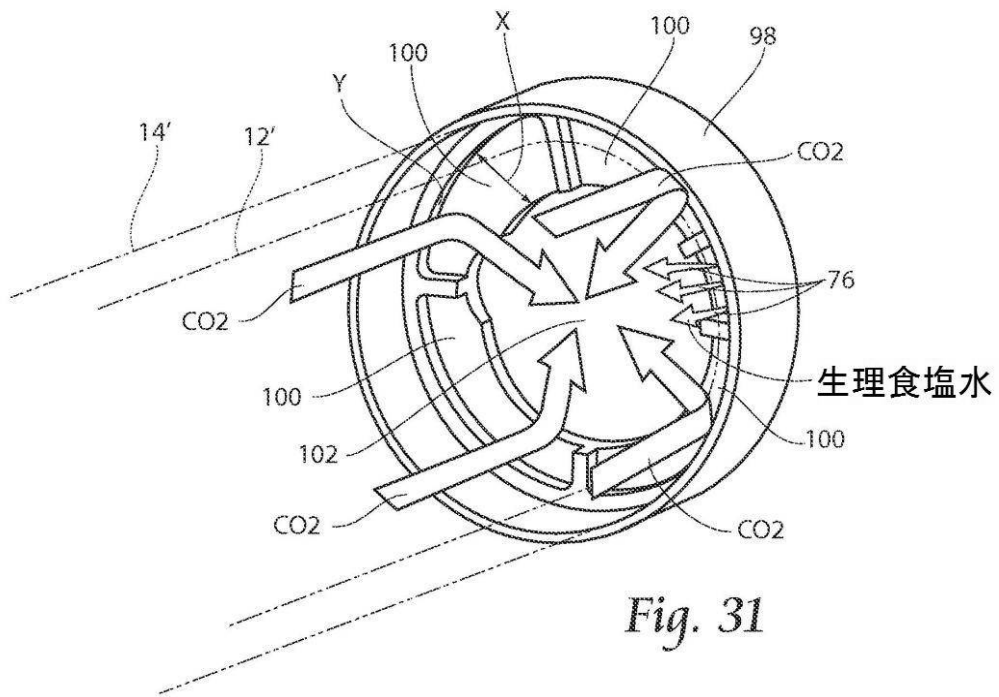


Fig. 29

【 図 3 1 】



【 図 3 2 】

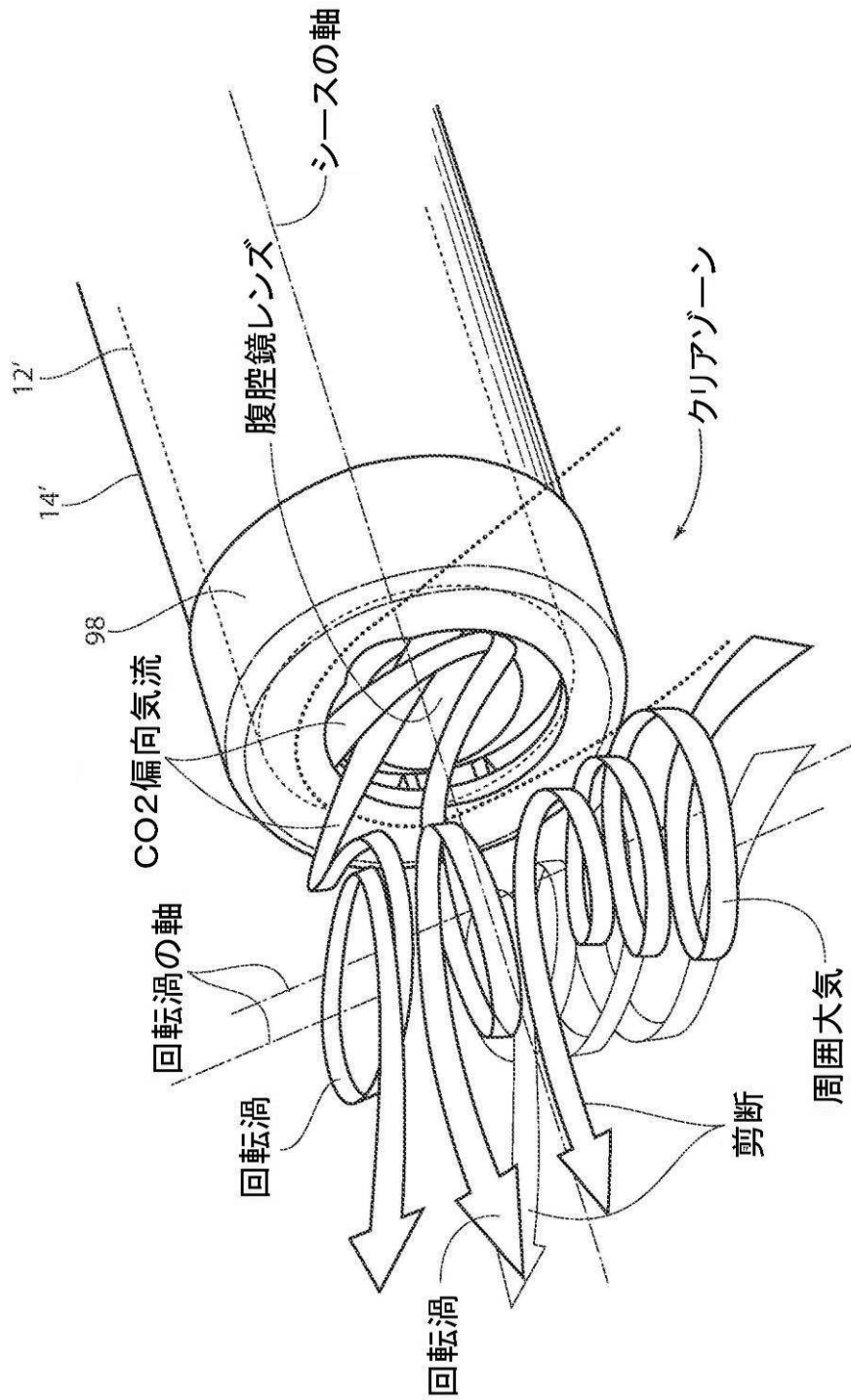


Fig. 32

【 図 3 4 】

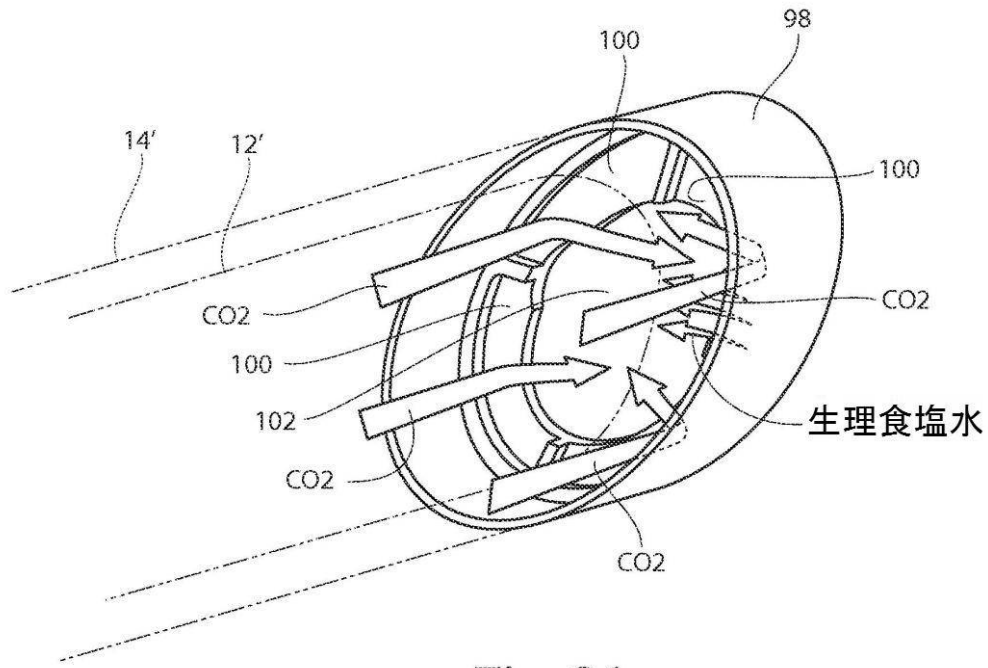


Fig. 34

【 図 3 5 】

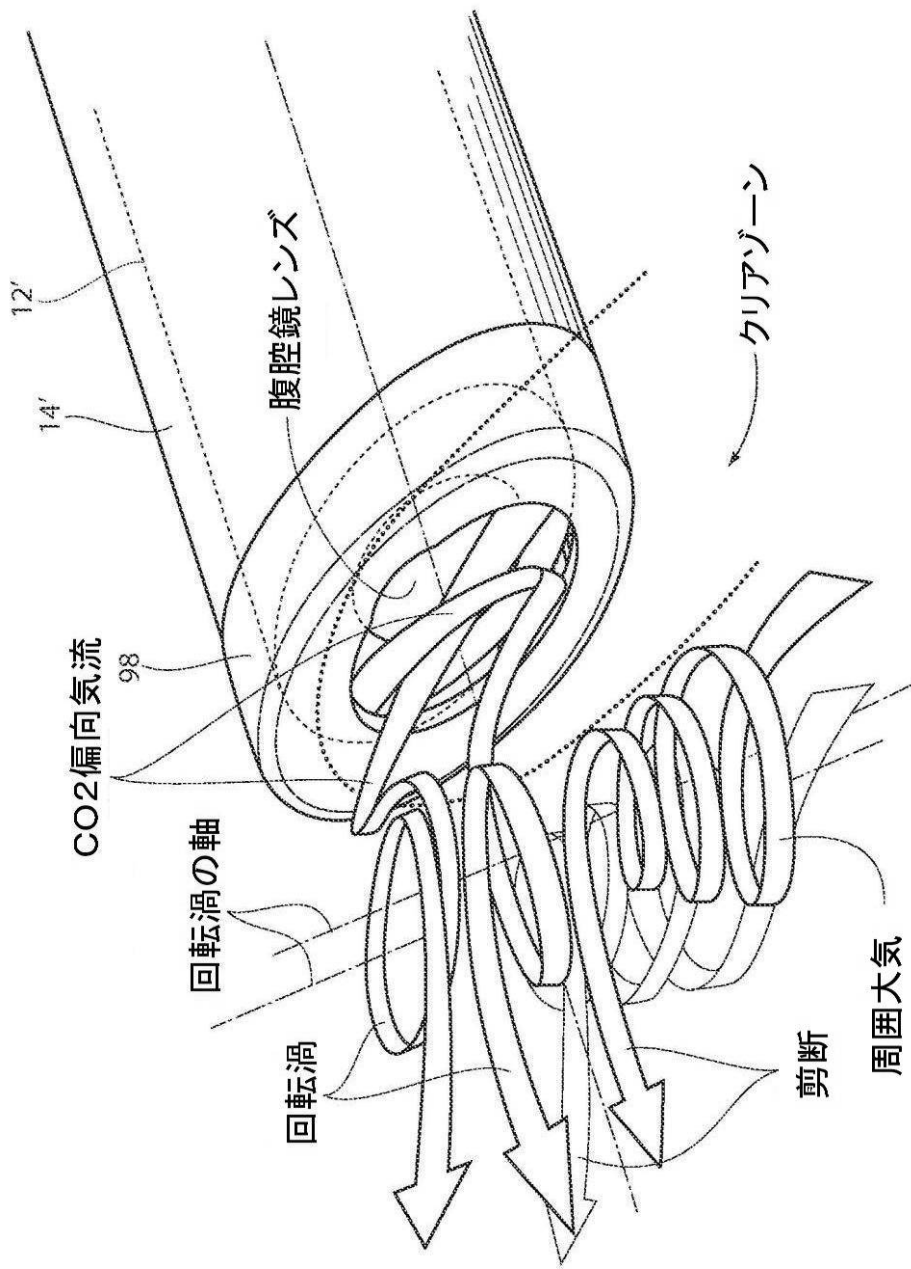


Fig. 35

【 図 3 6 A 】

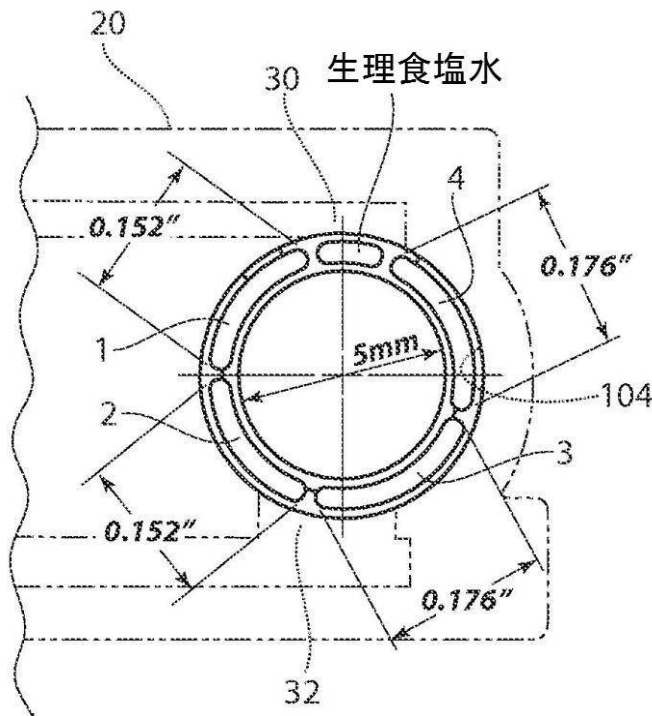


Fig. 36A

【 図 3 6 B 】

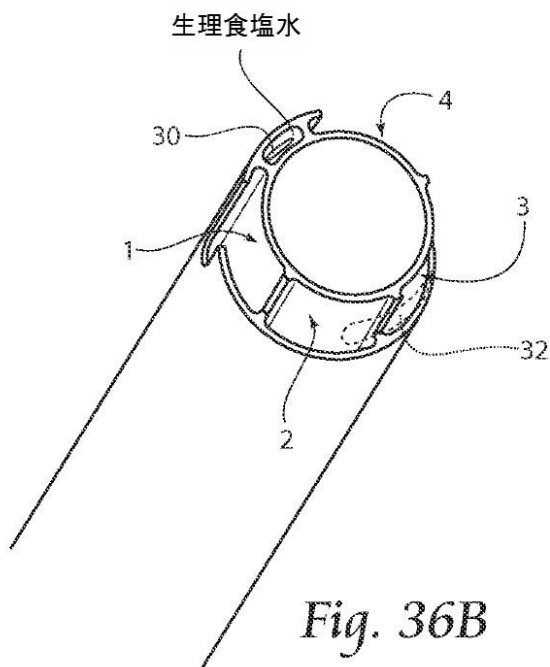


Fig. 36B

【図 37 A】

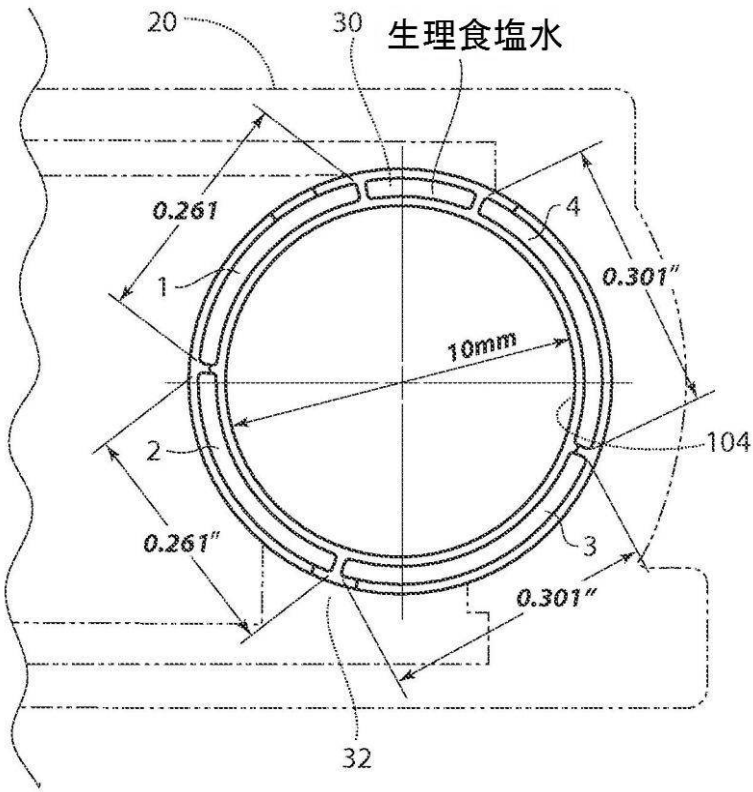


Fig. 37A

【 図 3 7 B 】

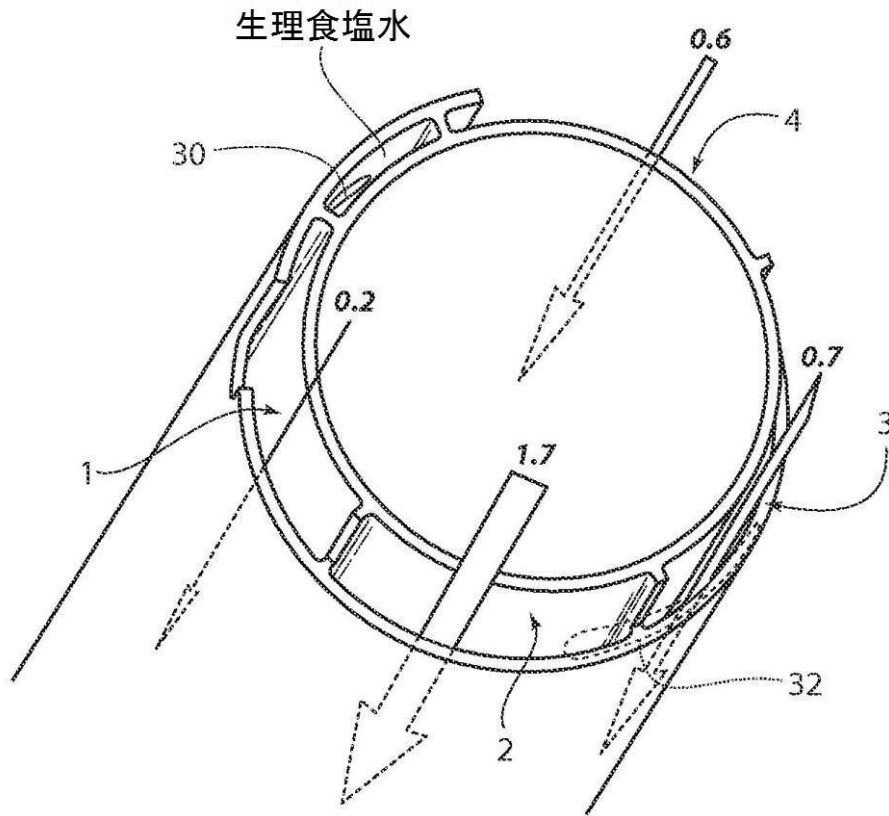


Fig. 37B

【 図 3 8 A 】

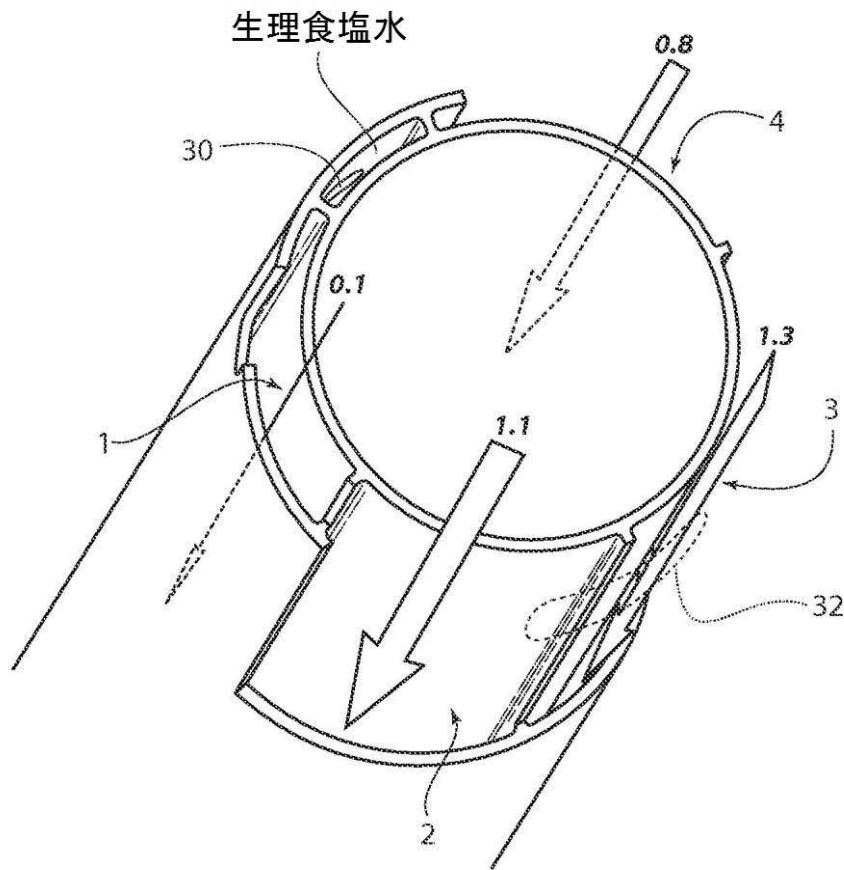
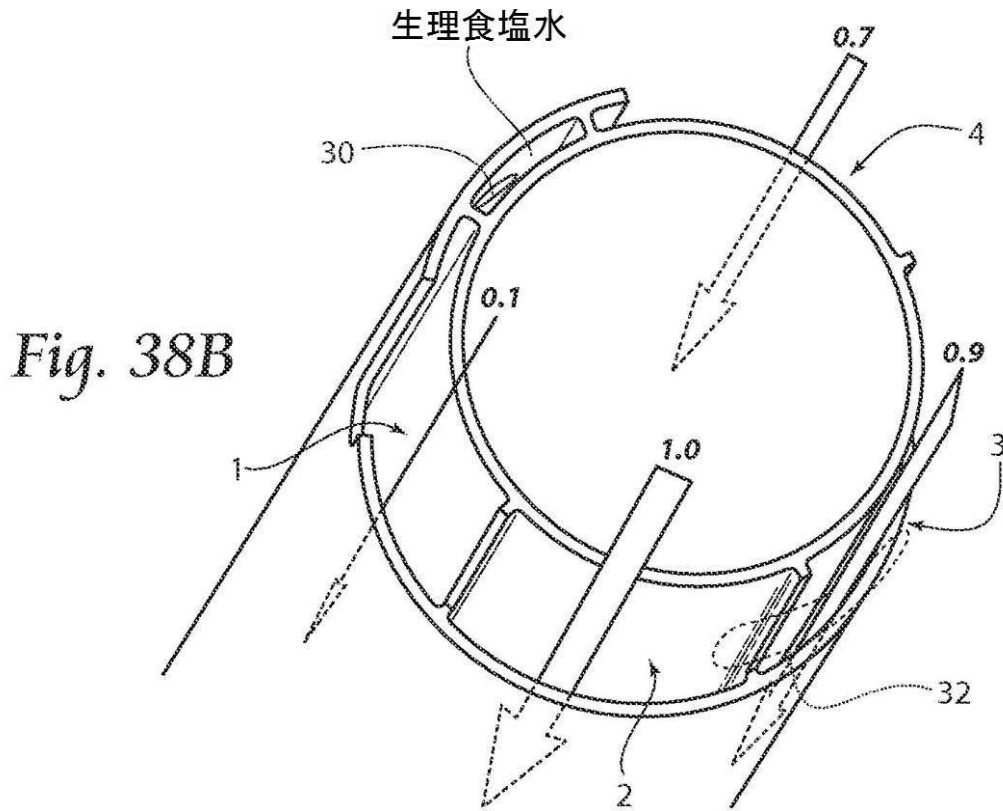


Fig. 38A

【圖 38 B】



【圖 38 C】

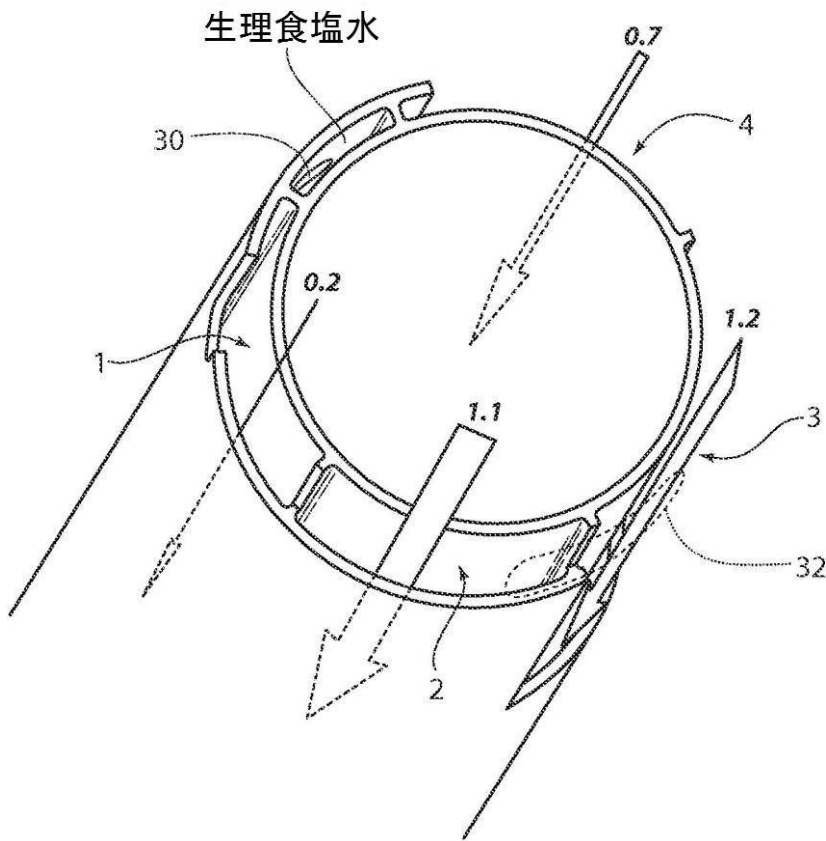
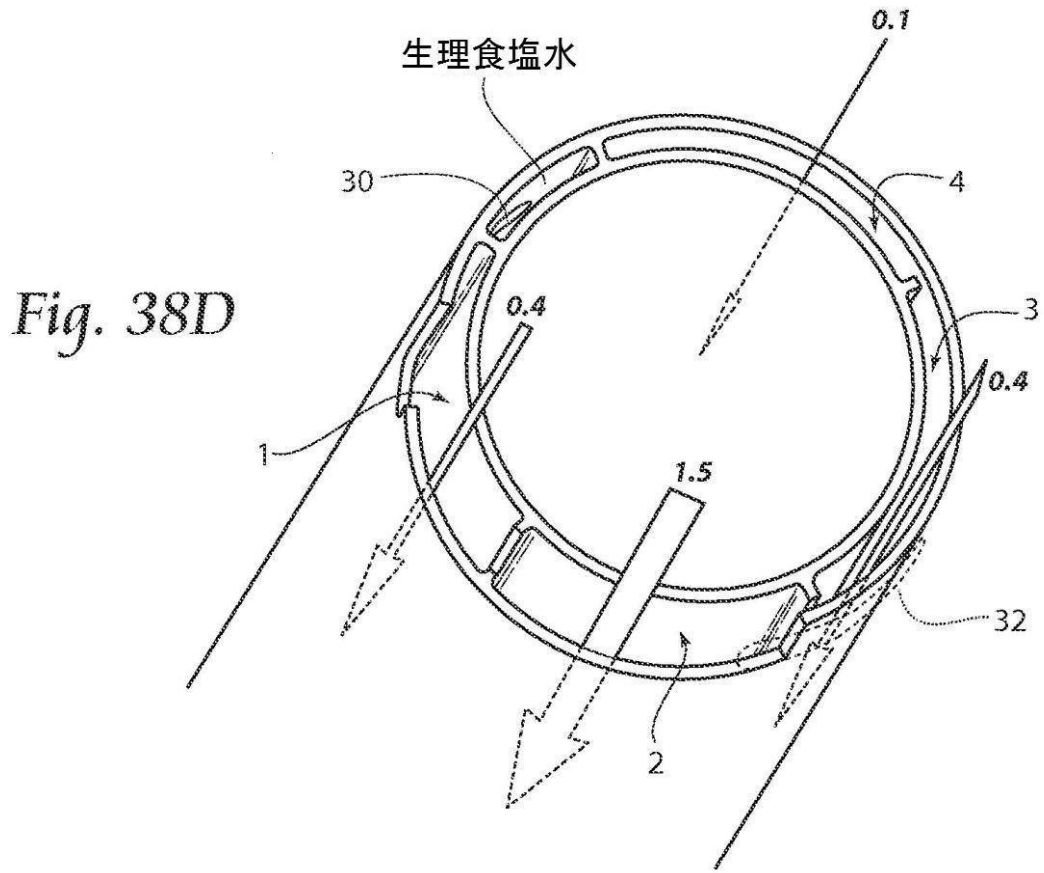


Fig. 38C

【 図 3 8 D 】



【 図 3 9 】

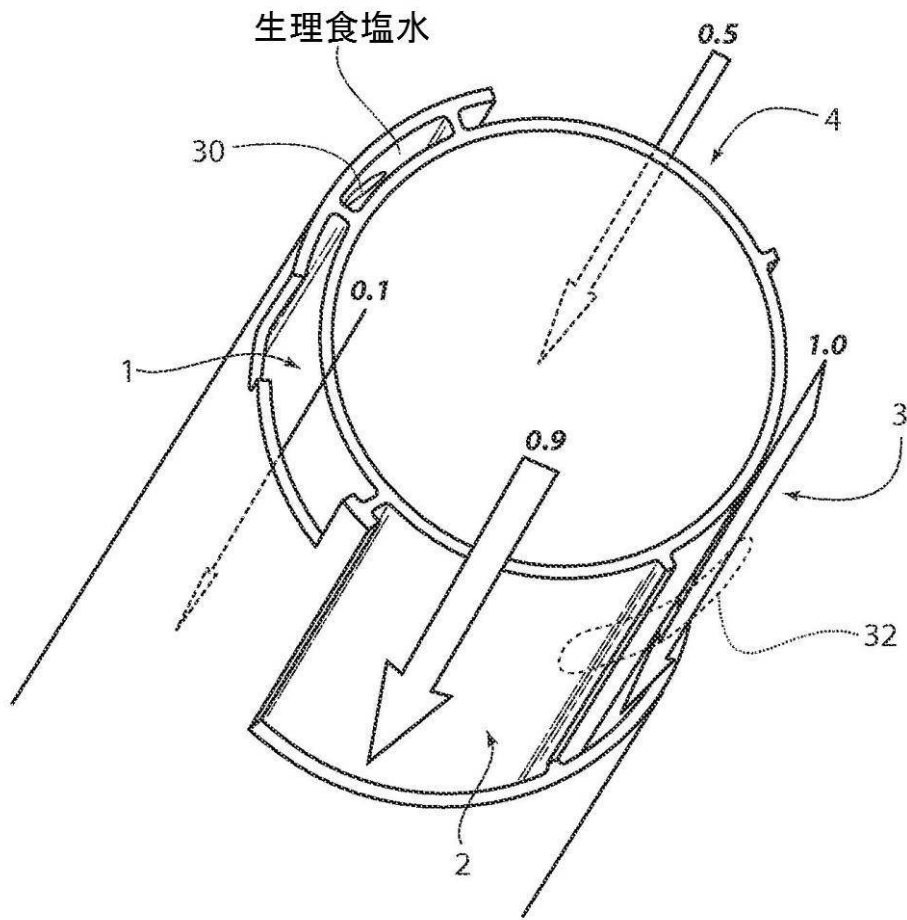
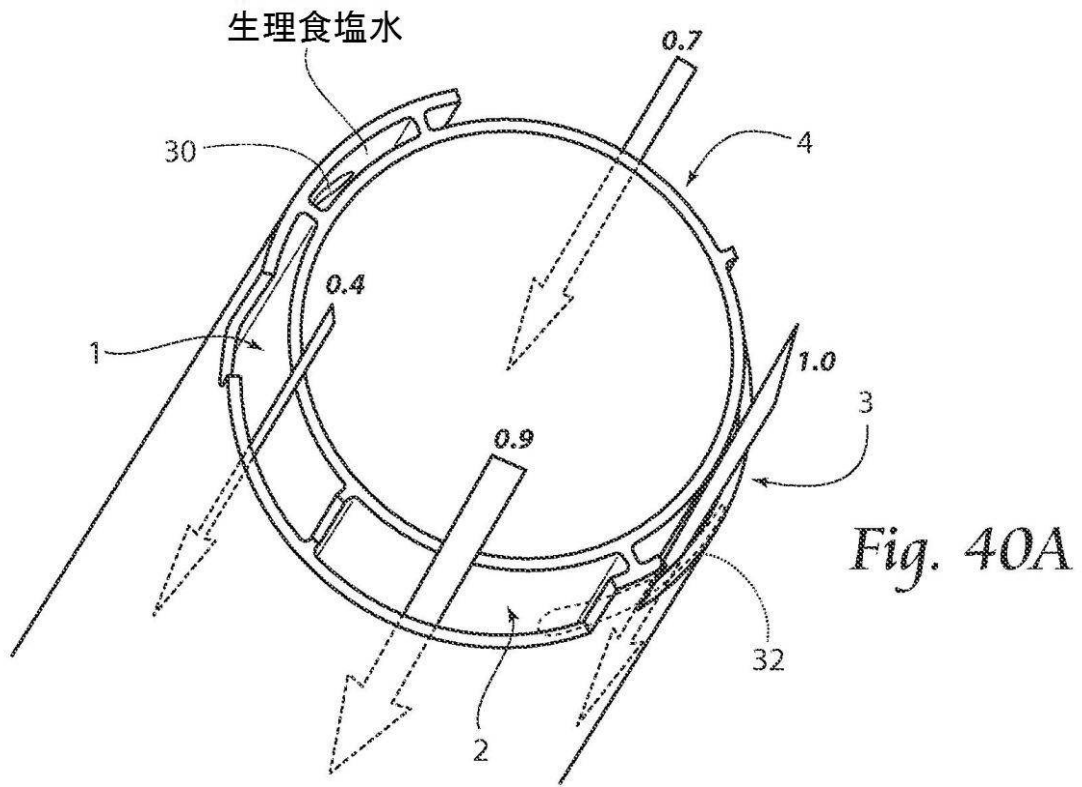


Fig. 39

【 図 4 0 A 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 11/46621
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC(8) - A61B 1/04 (2011.01) USPC - 600/123 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) USPC: 600/123  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched USPC: 600/101, 121, 123, 153, 156, 157, 160, 169 (keyword limited; terms below)  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PubWEST(PGPB, USPT, EPAB, JPAB); Google Search Terms Used: angle, sheath, sleeve, insufflat\$3, docusate sodium, clean\$3, rins\$3, flush\$3, clear\$3, dioctyl sodium sulfosuccinate, quick, connect, exchange, manifold, bubble, lens, vortex, laparoscope, endoscope, wash\$3, imag\$3, ph, neutral		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2010/0168520 A1 (POLL et al) 01 July 2010 (01.07.2010) fig 2B, 4C-4F, 5A-5C, 9A-9B, 14, 18C, para [0041], [0058], [0065]-[0068], [0073], [0080], [0089], [0093], [0097], [0099], [0101], [0105]-[0106], [0130], [0139]	20-21
Y	US 5,339,800 A (WIITA et al) 23 August 1994 (23.08.1994) fig 5, abstract	1-19, 22-25
Y	US 4,637,814 A (LEIBOFF) 20 January 1987 (20.01.1987) col 7, ln 50-55	1-19
Y	US 6,447,446 B1 (SMITH et al) 10 September 2002 (10.09.2002) col 4, ln 18-23	22-25
Y		3-4
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* 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 application or patent 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 "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 22 November 2011 (22.11.2011)		Date of mailing of the international search report <div style="text-align: center; font-size: 1.2em; font-weight: bold;">06 DEC 2011</div>
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: <div style="text-align: right;">Lee W. Young</div> PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

## フロントページの続き

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

(74)代理人 100181641

弁理士 石川 大輔

(72)発明者 ドラーク, グレゴリー

アメリカ合衆国 オハイオ 45011, リバティータウンシップ, アッシュビューロード 7170

(72)発明者 ポール, ウェイン エル.

アメリカ合衆国 オハイオ 43054, ニューアルバニー, レッドフォードコート 3968

Fターム(参考) 4C161 AA24 FF38 FF40 GG27 HH03 JJ01 JJ06 JJ11

专利名称(译)	用于在使用手术显微镜时优化和维持手术视野可视化的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013538599A</a>	公开(公告)日	2013-10-17
申请号	JP2013523340	申请日	2011-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	迷你玛丽逆变器食补设备种子有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	Minimari Inbashibu Debaishizu , LLC		
[标]发明人	ドラークグレゴリー ポールウェインエル		
发明人	ドラーク, グレゴリー ポール, ウェイン エル.		
IPC分类号	A61B1/00 A61B19/00		
CPC分类号	A61B1/0008 A61B1/00091 A61B1/00101 A61B1/00119 A61B1/00128 A61B1/00135 A61B1/015 A61B1/126 A61B1/127 A61B1/3132 A61B17/3474 A61B2017/347 A61M13/003 A61M2202/0225 A61M2205/3344		
FI分类号	A61B1/00.300.Q A61B19/00.501 A61B1/00.320.E A61B1/00.A		
F-TERM分类号	4C161/AA24 4C161/FF38 4C161/FF40 4C161/GG27 4C161/HH03 4C161/JJ01 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	山本健作 夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介		
优先权	61/400900 2010-08-04 US 61/452982 2011-03-15 US		
其他公开文献	JP2013538599A5 JP5968886B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

一种视图优化组件，方法和套件，其与腹腔镜结合使用，所述腹腔镜具有位于腹腔镜的轴尖上的透镜，以及吹入CO2的源。本发明包括多腔护套组件，与护套组件的内腔流体连通的偏转器组件，其中通过内腔的CO2流与偏转器组件接触时形成涡流，从而防止腹腔镜雾化镜片。

