

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5903134号  
(P5903134)

(45) 発行日 平成28年4月13日(2016.4.13)

(24) 登録日 平成28年3月18日(2016.3.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 1/00 3 00 B  
A 6 1 B 1/00 3 10 A  
A 6 1 B 1/00 3 20 C

請求項の数 18 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2014-152579 (P2014-152579)  
 (22) 出願日 平成26年7月28日 (2014.7.28)  
 (62) 分割の表示 特願2012-183550 (P2012-183550)  
 原出願日 平成19年5月17日 (2007.5.17)  
 (65) 公開番号 特開2014-239915 (P2014-239915A)  
 (43) 公開日 平成26年12月25日 (2014.12.25)  
 審査請求日 平成26年7月28日 (2014.7.28)  
 (31) 優先権主張番号 60/801,057  
 (32) 優先日 平成18年5月18日 (2006.5.18)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 60/801,058  
 (32) 優先日 平成18年5月18日 (2006.5.18)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 506272769  
 スマート・メディカル・システムズ・リミテッド  
 イスラエル国 43663 ラアナナ, ヘイエトシラ・ストリート 10  
 (74) 代理人 100140109  
 弁理士 小野 新次郎  
 (74) 代理人 100075270  
 弁理士 小林 泰  
 (74) 代理人 100101373  
 弁理士 竹内 茂雄  
 (74) 代理人 100118902  
 弁理士 山本 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】可撓性を有する補助内視鏡アセンブリ

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

ある直径を有する外側断面を有する可撓性細長要素と、  
 可撓性の細長スリーブとを備え、前記細長スリーブが、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するための第1の内腔と、前記可撓性細長要素を収容するための第2の内腔とを有し、前記第2の内腔が、その前記伸び長さの少なくとも一部に沿って、細長要素の横方向移動許容容積を画成するように構成され、前記細長要素の横方向移動許容容積が、前記可撓性細長要素の前記外側断面の前記直径の少なくとも2倍の長さの横方向長さを有し、

前記可撓性の細長スリーブ上に取り付けられた膨張可能なバルーンをさらに備える、内視鏡とともに使用するための、可撓性を有する補助内視鏡アセンブリ。 10

## 【請求項 2】

前記可撓性細長要素がチャネルを備える、請求項1に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

## 【請求項 3】

内視鏡ツールをさらに備え、前記内視鏡ツールが、前記チャネルを通じて延び、膨張可能な内視鏡ツールバルーンを備える、請求項2に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

## 【請求項 4】

前記チャネルが、少なくとも部分的にコイルばねによって画成される、請求項2または 20

3に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 5】

前記第2の内腔の少なくとも一部が、ほぼ鞍形状の断面を有する、請求項1から4のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 6】

前記断面は、前記可撓性細長要素が前記第1の湾曲に従って横方向に摺動可能に移動させられることを可能にするようになされる、請求項5に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 7】

前記可撓性細長要素が、前記第1の内腔に対して角度的に位置合せされない、請求項1から6のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。10

【請求項 8】

前記チャネルが、少なくとも第1および第2の互いに入れ子式であるチャネル要素を備える、請求項2から7のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。。

【請求項 9】

少なくとも前記内視鏡と、前記可撓性細長要素と、前記可撓性スリーブとを、まとめて固定するように動作するカラーアセンブリをさらに備える、請求項1から8のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 10】

前記カラーアセンブリが、カラー要素と、前記カラー要素に係合する保持バンドとを備え、前記カラーアセンブリは、断面寸法が変化する内視鏡を固定するようになされる、請求項9に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。20

【請求項 11】

前記内視鏡ツールを前進および後退させるための内視鏡ツール操作器アセンブリをさらに備える、請求項3から10のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 12】

前記膨張可能なバルーンを、膨張させられていないときのその直径の、3～10倍の直径まで膨張させることができる、請求項1から11のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。30

【請求項 13】

前記チャネルの内径が、3～6mmの範囲である、請求項2から12のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 14】

前記膨張可能な内視鏡ツールバルーンが、完全な収縮状態にあるとき、少なくとも部分的に前記チャネル内に挿入されるようになされる、請求項3から13のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 15】

前記膨張可能な内視鏡ツールバルーンが、少なくとも35mmの直径まで膨張させられるようになされる、請求項3から14のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。40

【請求項 16】

前記膨張可能なバルーンの膨張および収縮のうちの少なくとも一方を促進するように動作する、膨張制御サブアセンブリをさらに備える、請求項1から15のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 17】

少なくとも1つの膨張制御サブアセンブリをさらに備え、前記膨張制御サブアセンブリが、前記膨張可能なバルーンおよび前記膨張可能な内視鏡ツールバルーンのうちの少なくとも一方の、膨張および収縮のうちの少なくとも一方を促進するように動作する、請求項50

1から15のいずれか一項に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【請求項 18】

前記少なくとも1つの膨張制御サブアセンブリが、初期化機能を備え、前記初期化機能は、動作前に前記膨張可能なバルーンおよび前記膨張可能な内視鏡ツールバルーンのうちの少なくとも一方が完全な収縮状態にあることを保証するように動作する、請求項17に記載の可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

【技術分野】

【0002】

2006年5月18日出願の「締結装置およびその応用」という名称の米国仮特許出願第60/801,057号、2006年5月18日出願の「管状アセンブリおよびその応用」という名称の米国仮特許出願第60/801,058号、2006年5月18日出願の「管状アセンブリ」という名称の米国仮特許出願第60/801,093号、2006年8月25日出願の「空気供給ユニット」という名称の米国仮特許出願第60/840,06号、2006年12月7日出願の「前進要素およびその応用」という名称の米国仮特許出願第60/873,261号、および2006年12月7日出願の「バンド取付けアセンブリ」という名称の米国仮特許出願第60/873,262号を参照する。それらの開示を参照により本明細書に組み込み、37CFR 1.78(a)(4)および(5) (i)に従ってそれらの優先権を本明細書において主張する。

【0003】

本出願人の同時係属中の2005年2月7日出願の国際特許出願PCT/IL2005/000152号、および2005年8月8日出願の国際特許出願PCT/IL2005/000849号を参照する。それらの開示を参照により本明細書に組み込む。

【0004】

本発明は、一般に、内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0005】

以下の特許公報、すなわち米国特許第7,169,105号明細書および同第7,056,284号明細書は、当業界の現状を表していると考えられる。

【特許文献1】米国特許第7,169,105号明細書

【特許文献2】米国特許第7,056,284号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、改善された内視鏡アセンブリを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の好ましい一実施形態によれば、内視鏡とともに使用するための、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリが提供される。このアセンブリは、少なくとも1つの可撓性細長要素と、可撓性スリーブとを備え、可撓性スリーブは、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するための第1の内腔と、少なくとも1つの可撓性細長要素を収容するための第2の内腔とを有し、第2の内腔は、少なくとも1つの可撓性細長要素が、少なくとも第1の湾曲、ならびに第1の湾曲に関する少なくとも第2の湾曲を行うことを可能にし、それにより補助内視鏡アセンブリの可撓性を高めるように構成される。

【0008】

本発明の別の好ましい実施形態によれば、内視鏡とともに使用するための、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリが提供される。このアセンブリは、ある直径を有する外側断

10

20

30

40

50

面を有する可撓性細長要素と、可撓性の細長スリーブとを備え、細長スリーブは、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するための第1の内腔と、可撓性細長要素を収容するための第2の内腔とを有し、第2の内腔は、その伸び長さの少なくとも一部に沿って、細長要素の横方向移動許容容積を画成するように構成され、細長要素の横方向移動許容容積は、可撓性細長要素の外側断面の直径の少なくとも2倍の長さの横方向長さを有する。

#### 【0009】

本発明のさらに別の好ましい実施形態によれば、可撓性が高められた内視鏡システムが提供され、この内視鏡システムは、内視鏡と、可撓性細長要素と、可撓性スリーブとを備え、可撓性スリーブは、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するための第1の内腔と、可撓性細長要素を収容するための第2の内腔とを有し、第2の内腔は、可撓性細長要素が、少なくとも第1の湾曲、ならびに第1の湾曲に関する少なくとも第2の湾曲を行うことを可能にし、それにより内視鏡システムの可撓性を高めるように構成される。10

#### 【0010】

本発明のさらに別の好ましい実施形態によれば、可撓性が高められた内視鏡システムがさらに提供され、この内視鏡システムは、内視鏡と、ある直径を有する外部断面を有する可撓性細長要素と、可撓性の細長スリーブとを備え、細長スリーブは、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するための第1の内腔と、可撓性細長要素を収容するための第2の内腔とを有し、第2の内腔は、その伸び長さの少なくとも一部に沿って、細長要素の横方向移動許容容積を画成するように構成され、横方向移動許容容積は、可撓性細長要素の外側断面の直径の少なくとも2倍の長さの横方向長さを有する。20

#### 【0011】

好ましくは、少なくとも1つの可撓性細長要素は、第1の内腔に対して角度的に位置合せされない。さらに、またはあるいは、第2の内腔の少なくとも一部は、ほぼ鞍形状の断面を有する。好ましくは、鞍形状の断面は、少なくとも1つの可撓性細長要素が第1の湾曲に従って横方向に摺動可能に移動させられることを、可能にするようになされる。

#### 【0012】

好ましくは、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリはまた、少なくとも内視鏡と、少なくとも1つの可撓性細長要素と、可撓性スリーブとをまとめて固定するように動作する、カラーアセンブリを備える。30

#### 【0013】

本発明の別の好ましい実施形態によれば、内視鏡とともに使用するための、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリがさらに提供される。このアセンブリは、内視鏡の遠位部分上の異なる位置に取り付けるようにそれぞれ構成された、細長要素および細長チャネルを備え、細長チャネルは、細長要素を変化可能な伸び長さまで受けるように構成され、細長要素および細長チャネルのうちの少なくとも一方が、可撓性であり、変化可能な伸び長さは、内視鏡の屈曲の程度に応じて変わる。

#### 【0014】

本発明のさらに別の好ましい実施形態によれば、可撓性が高められた内視鏡システムがさらに提供され、このシステムは、内視鏡と、内視鏡の遠位部分上の異なる位置に取り付けるようにそれぞれ構成された、細長要素および細長チャネルとを備え、細長チャネルは、細長要素を変化可能な伸び長さまで受けるように構成され、細長要素および細長チャネルのうちの少なくとも一方が、可撓性であり、変化可能な伸び長さは、内視鏡の屈曲の程度に応じて変わる。40

#### 【0015】

好ましくは、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリはまた、ある直径を有する外側断面を有する可撓性細長要素と、可撓性スリーブとを備え、可撓性スリーブは、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するための第1の内腔と、可撓性細長要素を収容するための第2の内腔とを有し、第2の内腔は、その伸び長さの少なくと50

も一部に沿って、可撓性細長要素の外側断面の直径の少なくとも2倍の長さの横方向長さを有する、細長要素の横方向移動許容容積を画成するように構成される。

【0016】

好ましくは、少なくとも1つの細長チャネルおよび細長要素は、内視鏡に対して角度的に位置合せされない。別の好ましい実施形態によれば、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリはまた、少なくとも内視鏡と細長チャネルとをまとめて固定するように動作する、カラーアセンブリを備える。

【0017】

好ましくは、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリはまた、可撓性スリーブ上に取り付けられた膨張可能なバルーンを備える。さらに、またはあるいは、少なくとも1つの可撓性細長要素は、チャネルを備える。さらに、少なくとも1つの可撓性細長要素はまた、内視鏡ツールを備え、この内視鏡ツールは、チャネルを通って延び、かつ、膨張可能な内視鏡ツールバルーンを備える。

10

【0018】

別の好ましい実施形態によれば、チャネルは、少なくとも部分的にコイルばねによって画成される。さらに、またはあるいは、チャネルは、少なくとも第1のおよび第2の互いに入れ子式であるチャネル要素を備える。

【0019】

さらに、カラーアセンブリは、カラー要素(140)と、カラー要素(140)に係合する保持バンド(146)とを備え、カラーアセンブリは、断面寸法が変化する内視鏡を固定するようになされる。

20

好ましくは、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリはまた、内視鏡ツールを前進および後退させるための、内視鏡ツール操作器アセンブリを備える。

【0020】

別の好ましい実施形態によれば、少なくとも1つの可撓性細長要素は、内視鏡の遠位部分上の異なる位置に取り付けるようにそれぞれ構成された、細長要素および細長チャネルを備え、細長チャネルは、細長要素を変化可能な伸び長さまで受けるように構成され、細長要素および細長チャネルのうちの少なくとも一方が、可撓性であり、変化可能な伸び長さは、内視鏡の屈曲の程度に応じて変わる。さらに、またはあるいは、可撓性細長要素は、ある直径を有する外側断面を有し、第1の内腔は、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するように構成され、第2の内腔は、その伸び長さの少なくとも一部に沿って細長要素の横方向移動収容容積を画成するように構成され、細長要素の横方向移動収容容積は、可撓性細長要素の外側断面の直径の少なくとも2倍の横方向長さを有する。

30

【0021】

好ましくは、膨張可能なバルーンは、膨張させられていないときのその直径の3~10倍の直径まで膨張させることができる。さらに、またはあるいは、チャネルの内径は、3~6mmの範囲である。

【0022】

別の好ましい実施形態によれば、膨張可能な内視鏡ツールバルーンは、完全な収縮状態にあるとき、少なくとも部分的にチャネル内に挿入されるようになされる。さらに、またはあるいは、膨張可能な内視鏡ツールバルーンは、少なくとも35mmの直径まで膨張させられるようになされる。

40

【0023】

好ましくは、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリはまた、少なくとも1つの膨張制御サブアセンブリを備え、膨張制御サブアセンブリは、膨張可能なバルーンおよび膨張可能な内視鏡ツールバルーンのうちの少なくとも一方の、膨張および収縮のうちの少なくとも一方を促進するように動作する。さらに、少なくとも1つの膨張制御サブアセンブリは、初期化機能を備え、初期化機能は、動作前に膨張可能なバルーンおよび膨張可能な内視鏡ツールバルーンのうちの少なくとも一方が完全な収縮状態にあることを、保証するよう

50

に動作する。

**【0024】**

本発明のさらに別の好ましい実施形態によれば、内視鏡とともに使用するための、可撓性が高められた補助内視鏡アセンブリがさらに提供され、このアセンブリは、コイルばねと、可撓性スリーブとを備え、可撓性スリーブは、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するための第1の内腔と、コイルばねを収容するための第2の内腔とを有する。

**【0025】**

本発明の別の好ましい実施形態によれば、可撓性が高められた内視鏡システムも提供される。この内視鏡システムは、内視鏡と、コイルばねと、可撓性スリーブとを備え、可撓性スリーブは、少なくとも第1の湾曲を行うことができる内視鏡の遠位部分を収容するための第1の内腔と、コイルばねを収容するための第2の内腔とを有する。

10

**【0026】**

本発明のさらに別の好ましい実施形態によれば、内視鏡システムがさらに提供される。この内視鏡システムは、内視鏡と、補助内視鏡アセンブリと、伸縮可能で弾性を有し端部をもたない複数の取付けバンドとを備え、この取付けバンドは、内視鏡および補助内視鏡アセンブリに、それらの長さの離隔された位置で係合する。

**【0027】**

本発明の別の好ましい実施形態によれば、内視鏡ツール操作器も提供される。この内視鏡ツール操作器は、第1のチューブを締め付けるように動作するチューブ締付け要素と、第2のチューブを案内するように動作するチューブ案内要素とを備え、内視鏡ツール操作器アセンブリは、第1のチューブを第2のチューブに対して前進および後退させるように動作する。

20

**【0028】**

好ましくは、第1のチューブは、第2のチューブ内に配置される。さらに、またはあるいは、チューブ案内要素はまた、係止要素を備える。さらに、またはあるいは、内視鏡ツール操作器アセンブリはまた、第1のチューブに対する第2のチューブの運動の長さを規定するショルダを備える。

**【0029】**

本発明は、以下の詳細な説明を図面と併せて読むことによって、よりよく理解され認識されるであろう。

30

**【発明を実施するための最良の形態】**

**【0030】**

「内視鏡」および「内視鏡検査」という用語は、全体を通してこれらの通常の意味よりもいくらか広い意味で使用され、たとえば小腸、大腸、動脈、および静脈など、体腔、通路などの内部で動作する装置および方法を指す。これらの用語は通常、目視検査を指すが、本明細書では、目視検査を用いる応用例のみに限定されず、必ずしも目視検査を伴う必要がない装置、システム、および方法も指す。

**【0031】**

「遠位」という用語は、内視鏡、付属装置、またはツールの、操作者から最も遠い遠方端部を指す。

40

「近位」という用語は、内視鏡、付属装置、またはツールの、操作者に最も近く、通常目的の器官または身体部分の外側にある端部部分を指す。

**【0032】**

次に、本発明の好ましい一実施形態に従って構築され動作する内視鏡システム100を示す、図1Aおよび図1Bを参照する。内視鏡システム100は、好ましくは、E P K - 1 0 0 0 ビデオプロセッサおよびSONY LMD - 2 1 4 0 M D 医療グレードフラットパネルLCDモニタを含めた操作卓など、操作卓102を備える。それらは全て、Penta x Europe GmbH社(104 Julius - Vosseler St., 225 27 Hamburg, Germany)から市販されている。システム100は、好ま

50

しくは、V S B - 3 4 3 0 K ビデオ小腸鏡またはE C - 3 4 7 0 L K ビデオ大腸鏡など、従来の可撓性内視鏡 1 0 4 を備える。それらは、P e n t a x E u r o p e G m b H ( 1 0 4 J u l i u s - V o s s e l e r S t . , 2 2 5 2 7 H a m b u r g , G e r m a n y ) から市販されている。

【 0 0 3 3 】

本発明の好ましい実施形態によれば、周囲バルーン 1 0 8 を備える補助内視鏡アセンブリ 1 0 6 を、中央内腔 1 1 1 を有する管状スリーブ 1 1 0 によって図示のように内視鏡 1 0 4 上に取り付けることができる。管状スリーブ 1 1 0 は、内視鏡 1 0 4 の遠位部分の一部を覆って配置され、周囲バルーン 1 0 8 と結合される。補助内視鏡アセンブリ 1 0 6 の多くの特徴は、参照により本明細書に組み込まれる、出願人／譲受人の国際特許出願 P C T / I L 2 0 0 5 / 0 0 0 1 5 2 号および国際特許出願 P C T / I L 2 0 0 5 / 0 0 0 8 4 9 号の一方または両方に記載されている。

【 0 0 3 4 】

管状スリーブ 1 1 0 は、可撓性を有する伸縮可能なシリコーン、ラテックス、またはゴムなど、可撓性を有する伸縮可能な材料で構築することができ、それにより内視鏡 1 0 4 の屈曲と一致することができる。管状スリーブ 1 1 0 は、好ましくは、内視鏡 1 0 4 の断面周縁よりわずかに大きく張力を受けない内周を有し、それにより、管状スリーブ 1 1 0 を内視鏡 1 0 4 上で引っ張り摺動させることができることをさらに理解されたい。

【 0 0 3 5 】

図 1 A および図 1 B に示すように、周囲バルーン 1 0 8 は、管状スリーブ 1 1 0 の遠位端付近の場所で少なくとも部分的に管状スリーブ 1 1 0 を覆っており、両縁部の間に封止された容積を画成するために、両縁部が管状スリーブ 1 1 0 上に、接着剤など任意の適当な従来の手段によって固定される。好ましくは、周囲バルーン 1 0 8 の膨張および収縮が、内腔 1 1 2 を通してもたらされ、内腔 1 1 2 は、好ましくは管状スリーブ 1 1 0 によって画成され、少なくとも 1 つの開口 1 1 4 を通して周囲バルーン 1 0 8 の内部と連通する。内腔 1 1 2 は、好ましくはチューブ 1 1 6 を通して膨張制御ユニット 1 1 5 と連通する。膨張制御アセンブリ 1 1 5 は、好ましくは、それに結合された制御ユニット 1 1 7 、二重足ペダル 1 1 8 、および動作状態指示パネル 1 1 9 を備える。

【 0 0 3 6 】

チューブ 1 1 6 は、その長さに沿った多数の位置で、医療用接着テープまたは可撓性バンド 1 2 0 など任意の適当な従来の手段によって内視鏡 1 0 4 に取り付けることができる。

【 0 0 3 7 】

本発明の好ましい一実施形態によれば、周囲バルーン 1 0 8 は全体的に膨張可能であり、膨張させられていないときの直径よりも約 3 ~ 1 0 倍大きい直径まで膨張させることができることを理解されたい。小腸内視鏡検査に有用な本発明の好ましい一実施形態によれば、完全に膨張させられたときの周囲バルーン 1 0 8 の直径は、3 5 ~ 4 5 mm の範囲である。好ましくは、4 5 mm 未満の直径までの周囲バルーン 1 0 8 の膨張は、3 0 ~ 7 0 ミリバールの範囲など、比較的低い圧力を用いて達成することができる。

【 0 0 3 8 】

大腸内視鏡検査に有用な別の具体的な実施形態では、周囲バルーンの直径は、完全に膨張させられるとき 4 ~ 6 センチメートルの範囲である。同様に大腸内視鏡検査に有用な別の一実施形態では、周囲バルーンの直径は、完全に膨張させられるとき 6 センチメートルである。好ましくは、6 センチメートル未満の直径までの周囲バルーン 1 0 8 の膨張は、3 0 ~ 7 0 ミリバールの範囲など、比較的低い圧力を用いて達成することができる。

【 0 0 3 9 】

変化する断面直径を有するほぼ管状の身体部分の体内検査に有用な、本発明の好ましい一実施形態によれば、周囲バルーン 1 0 8 の拡張直径範囲は、ほぼ管状の身体部分の最大断面直径よりも大きく、拡張された周囲バルーン 1 0 8 がほぼ管状の身体部分の内部表面と係合すること、および内視鏡 1 0 4 がそこに係留されることを可能にする。好ましくは、

10

20

30

40

50

周囲バルーン108は、比較的軟質で高い弾性を有するバルーンであり、ほぼ管状の身体部分に係合するとき、その内部表面の形状と少なくとも部分的に一致するように動作可能である。

【0040】

周囲バルーン108は、ラテックス、可撓性シリコーン、または高い可撓性を有するナイロンなど、適當なよく知られた伸縮可能材料で形成することができることを理解されたい。あるいは、周囲バルーン108は、ラテックス、可撓性シリコーン、または高い可撓性を有するナイロンよりも伸縮可能性および一致度が低い、ポリウレタンで形成することができる。好ましくは、周囲バルーン108の直径は、ほぼ管状の身体部分の任意の部分での緊密な係留を保証するのに十分な大きさである。あるいは、周囲バルーン108は、除去することができる。

10

【0041】

本発明の好ましい一実施形態では、補助アセンブリ106は、少なくとも1つの外部チューブ122を備えることができる。外部チューブ122は、その長さに沿った多数の位置で、医療用接着テープまたは可撓性バンド120など任意の適當な従来の手段によって内視鏡104に取り付けることができる。外部チューブ122は、好ましくは、バンド123によってチューブ116に取り付けられる。チューブ122の近位端124は、通常開いており、内視鏡ツール128のバルーン121に連結された膨張チューブ126近位端125が、そこから患者の体外に延びることを可能にし、それにより、操作者によるツール128の挿入、取出し、および操作を可能にする。さらに、任意の別の適當な内視鏡ツールを、チューブ122を通して挿入し、取り出し、または操作することができる。内視鏡ツール128の膨張チューブ126の近位端125もまた、膨張制御アセンブリ115に連結される。

20

【0042】

内視鏡ツール128の多くの特徴は、参照により本明細書に組み込まれる、出願人／譲受人の国際特許出願PCT/IL2005/000152号および国際特許出願PCT/IL2005/000849号の一方または両方に記載されている。小腸内視鏡検査に有用な本発明の好ましい一実施形態によれば、完全に膨張させられたときのバルーン127の直径は、35～45mmの範囲である。好ましくは、45mm未満の直径までの周囲バルーン127の膨張は、30～70ミリバールの範囲など、比較的低い圧力を用いて達成することができる。

30

【0043】

外部チューブ122の遠位端129は、好ましくは、コイルばね130の長さの一部を通り、摺動可能かつ入れ子式に延び、コイルばね130は、好ましくは管状スリーブ110の一部を形成する内腔132内に、運動可能かつ摺動可能に置かれる。好ましくは、遠位端129は、コイルばね130内に入りそこを通過することを容易にするために、面取りされる。ばね130が、内視鏡ツール128のためのほぼ折畳み不可能で高い可撓性を有するチャネルを画成することは、本発明の特有の特徴である。内腔132が、特に参照番号134に見られるようにほぼ鞍形状の断面を有し、その断面が十分に幅広で、内視鏡104の湾曲に応じてばね130が横方向に摺動可能に移動させられることを可能にすることは、本発明のさらなる特有の特徴である。これは、内視鏡104と補助アセンブリ106の組合せの可撓性を高める。ばね130を設けることが好ましいが、ばね130を、別のタイプの適當で可撓性を有する、折畳み不可能なチューブで置換することができることを理解されたい。小腸内視鏡検査に有用な本発明の好ましい一実施形態によれば、ばね130の内径は、3～6mmの範囲である。好ましくは、バルーン127は、完全な収縮状態にあるとき十分小さい断面となることができ、可撓性内視鏡アセンブリを胃を通して小腸内に挿入する間などに、必要に応じてバルーン127を少なくとも部分的に、ばね130内に配置することを可能にする。

40

【0044】

図1Aに示すように、ばね130の遠位端136は、内腔132の第1の側壁137付近

50

に配置される。ばね130は、その近位端138が、第1の側壁137に対向する内腔132の第2の側壁139付近に置かれるように、内腔132に沿って全体的に斜めに延びる。

【0045】

内視鏡システム100の動作中に、内視鏡104および補助内視鏡アセンブリ106が様々な方向に湾曲させられるとき、ばね130、特にその近位端138の向きを、適当に変えることができることを理解されたい。

【0046】

ばね130は、好ましくは、中央内腔111に対して角度的に位置させされないことが分かる。内腔132内のばね130の向きが全体的に斜めであることは、中央内腔111内に挿入された内視鏡104の屈曲に対する、ばね130の実質的な抵抗を低減し、最小化し、またはなくすのに、特に有用である。

10

【0047】

前方カラー要素140は、好ましくはコイルばね130の遠位端136を受け、それを管状スリーブ110の遠位端142に取外し可能に連結させ、内視鏡104の遠位端144にプレス嵌め摩擦係合で連結させる。伸縮可能バンド146は、好ましくは、カラー要素140を取り囲み、それを押して、管状スリーブ110の遠位端142および内視鏡104の遠位端144と摩擦係合させる。内腔112および132は、管状スリーブ110の遠位端142まで延びず、すなわちカラー要素140に係合しないことを理解されたい。

【0048】

20

内腔111、112、および132は、たとえば押出など任意の適当なやり方で、管状スリーブ110の一部として一体に形成することができることを理解されたい。あるいは、内腔111、112、および132のうちの任意の1つまたは複数を、個別のチューブとして形成することができ、接着剤など任意の適当なやり方で管状スリーブ110に取り付けることができる。

【0049】

本発明の好ましい一実施形態では、管状スリーブ110は、長さ約120～160mmであり、ばね130は、長さ約100～130mmである。

好ましくは、周囲バルーン108の遠位縁部と管状スリーブ110の遠位縁部との間の長手方向距離は、約20mmを超えない。

30

【0050】

管状スリーブ110の内腔111、112、および132の典型的な壁厚が、0.15～0.7mmの範囲など比較的薄く、それにより管状スリーブ110の可撓性を高めることは、本発明の特有の特徴である。

【0051】

好ましくは、10～13mmの典型的な内視鏡直径範囲では、中央内腔111の円周は好ましくは31～41mmの範囲であり、その内径は、内視鏡の外径よりも好ましくは1～3mm大きい。

【0052】

次に、前方カラー要素140（図1Aおよび図1B）の単純化された図である、図2～図5を参照する。前方カラー要素140は、好ましくは、ポリカーボネートなどプラスチックで一体に形成され、第1のおよび第2のほぼ円形に湾曲した側方カラー部分200を画成する。側方カラー部分200は、長手軸202の周りでほぼ対称に構成され、管状部分204によって接合され、管状部分204は、軸202に沿ってカラー部分200の後方に延びる。管状部分204は好ましくは、長手軸202と平行でそれとは離隔された、長手軸206に沿って延びる。

40

【0053】

管状部分204は、好ましくは、長手軸202および206に対してほぼ垂直の平面内にある、ほぼ円形の後方向き縁部208、ならびに、長手軸206に対して全体的に傾斜した平面内にある、ほぼ楕円形の前方向き縁部210とともに形成される。

50

## 【0054】

図2に見られるように、側方カラー部分200は、間隙214によって離隔された、相互対面縁部212を有する。側方カラー部分200を接合する管状部分204の壁部218内に、スロット216が設けられ、間隙214とほぼ対向する。スロット216は、側方カラー部分200の隣接する相互対面縁部220を離隔し、部分的に管状部分204内に延びる。

## 【0055】

ほぼ周方向の外向き凹部222が、伸縮可能バンド146(図1Aおよび図1B)を収容するように、側方カラー部分200の外面224上に形成される。内向きの周方向突起226が、好ましくは管状部分204の内部に配置され、ばね130の遠位端136(図1Aおよび図1B)用の前方停止部を画成する。1対の内向き突起228が、管状部分204の内部で突起226の後方に配置され、ばね130の遠位端136(図1Aおよび図1B)と係合するための係合および係止突起を画成する。

10

## 【0056】

間隙214およびスロット216の寸法は、前方カラー要素140が内視鏡の様々な円周と一致することが可能になるように選択することができる。図1Aに見られるように、前方カラー要素140は、管状スリーブ110の遠位端142を圧迫して係合し、内視鏡104の遠位端144をプレス嵌め摩擦係合で取り囲む。伸縮可能バンド146は、好ましくは、周方向に可撓性を有するカラー要素140を取り囲み、それを押してこのように圧迫係合させる。間隙214の周方向寸法は、内視鏡104の周方向寸法、すなわち管状スリーブ110の遠位端142の周方向寸法に応じて変化する。

20

## 【0057】

あるいは、管状スリーブ110を除去することができる。そのような場合、前方カラー要素140は、内視鏡104の遠位端144にプレス嵌め摩擦係合で圧迫係合する。伸縮可能バンド146は、好ましくは、周方向に可撓性を有するカラー要素140を取り囲み、それを押してこのように圧迫係合させる。間隙214の周方向寸法は、内視鏡104の周方向寸法に応じて変化する。管状スリーブ110が除去される実施形態では、ばね130およびバルーン108のいずれか一方または両方を除去することもできるこことを理解されたい。ばね130が除去される場合、外部チューブ122は、前方カラー要素140の管状部分204の突起226および228と係合するように延びる。

30

## 【0058】

次に、3つの異なる動作向きにある、図1Aおよび図1Bに示す可撓性内視鏡システムの膨張制御ユニット115の単純化された概略図である、図6A、図6B、および図6Cを参照する。

## 【0059】

本発明の好ましい一実施形態では、膨張制御アセンブリ115は、それぞれのチューブ116および126によって膨張制御アセンブリ115に連結されるバルーン108および127の、空気圧による膨張および/または収縮を容易にするように構築され、動作する。

40

## 【0060】

膨張制御アセンブリ115の制御ユニット117は、好ましくは、電気機械的に動作する空圧制御サブアセンブリであり、そのフロントパネル上に、電源オン/オフスイッチ312、好ましくはメス型空圧コネクタである、それぞれのチューブ116および126用のコネクタ313および314、ならびに、ブザー消音スイッチ316を備える。

## 【0061】

また、図6A～図6Cはそれぞれ、足ペダル電気コネクタ318、指示器パネル電気コネクタ320、および電力供給電気コネクタ322も示す。これらは全て、好ましくはメス型電気コネクタである。

## 【0062】

次に、周囲膨張圧力動作状態にある制御ユニット117の単純化された概略図である、図

50

6 A を特に参照する。図 6 A に見られるように、制御ユニット 117 は、上記で説明した様々なコネクタおよびスイッチに加えて、電子制御装置 323、ブザー 324、ならびに、それぞれ参照番号 326 および 328 によって指示される 2 つの個別のインフレータ / デフレータアセンブリを備える。電子制御装置 323 は、ソフトウェアを含む電子回路であり、この電子回路は、膨張制御アセンブリ 115 の様々な構成要素からの入力を受け取り、図 7 A ~ 図 7 D を参照しながら以下で説明するやり方で、膨張制御アセンブリ 115 の様々な構成要素を作動する。

#### 【 0 0 6 3 】

インフレータ / デフレータアセンブリ 326 および 328 はそれぞれ、容積可変空気リザーバ 334 を備え、空気リザーバ 334 は、対応するチューブ 116 または 126 によって、対応するバルーン 108 または 127 と閉回路内で連結される。ピストン 336 は、各空気リザーバ 334 内で運動可能であり、それによって空気リザーバ 334 の空気容積 337 を変える。各ピストン 336 に、フランジ 338 が結合されており、フランジ 338 は、ピストン 336 の軸方向運動中にフランジ 338 を、収縮バルーン状態センサ 340、周囲圧力バルーン状態センサ 342、および膨張バルーン状態センサ 344 の付近に配置することができるよう構成される。各センサ 340、342、および 344 は、フランジ 338 の接近を検出し、対応する出力を制御装置 323 に提供し、空気容積 337 の対応する容積、すなわち対応するバルーンの膨張 / 収縮状態を指示する。センサ 340、342、および 344 は、光学センサまたは容量センサなど、任意の適当なタイプの近接センサとすることができます。適当なセンサのタイプの一例は、日本国のおもろん社製の E E - S X 6 7 2 R である。

#### 【 0 0 6 4 】

ピストン 336 は、空気リザーバ 334 の内側または外側へと動かされるモータ 346 によって直線的に駆動され、それによって空気容積 337 を、それぞれ減少および増大させる。モータ 346 の動作は、制御装置 323 によって制御される。モータ 346 は、リニアモータ、回転モータ、またはステップモータなど、任意の適当な電気モータとすることができます。

#### 【 0 0 6 5 】

機械的停止部 348 は、フランジ 338 に物理的に係合することにより、ピストン 336 が所定の距離を超えて運動することを防止する。この制限は、空気リザーバ 334 内の空気容積 337 の減少を制限することにより、空気リザーバ 334 内の圧力の限界を設ける。

#### 【 0 0 6 6 】

空気リザーバ 334 は、第 1 の中間空気チューブ 350 によって、2 つの状態を有する弁 352 に空圧的に連結される。適当なページ弁 352 の一例は、イスラエル国の B a c c a r a 社製の電磁弁 G 8 0 - 2 4 V / D C 6 . 5 W TWO WAY NO 1 . 6 mm である。弁 352 は第 1 の状態にあるとき、第 1 の中間空気チューブ 350 を通る、空気リザーバ 334 と周囲大気との間の空気流を可能にする。352 が第 2 の状態にあるとき、第 1 の中間空気チューブ 350 を通って流れる空気は、弁 352、バルーン弁 354、および第 2 の中間空気チューブ 356 を介して、対応するバルーン 108 または 127 (図 1 A および図 1 B) と連通する。

#### 【 0 0 6 7 】

バルーン弁 354 は、通常、イスラエル国の B a c c a r a 社製の電磁弁 G 8 0 - 2 4 V / D C 6 . 5 W TWO WAY NO 1 . 6 mm である。バルーン弁 354 は、2 つの状態、すなわち開状態および閉状態のうちの、いずれか一方とすることができます。バルーン弁 354 が開状態にあるとき、第 2 の中間空気チューブ 356 に流入する空気は、バルーン弁 354 を通り第 3 の中間空気チューブ 358 へと進むことができる。バルーン弁 354 が開いているとき、第 3 の中間空気チューブ 358 は、第 2 の中間空気チューブ 356 からの空気を、バルーン弁 354 を介して圧力センサ 360 へと結合する。

#### 【 0 0 6 8 】

10

20

30

40

50

圧力センサ 360 は、第3の中間空気チューブ 358 内の空気圧を検出する。圧力センサ 360 の出力は、制御装置 323 が、弁 352 およびバルーン弁 354 の動作を管理するために使用することができる。圧力センサ 360 の一例は、Hegra Electric Ltd, 社 (Northern Way, Bury St. Edmunds, Suffolk IP3 2 6NN, United Kingdom) 製のセンサ番号 6763 である。

#### 【0069】

圧力センサ 360 の出力は、バルーン弁 354、弁 352、およびピストン 336 を作動させるために、制御装置 323 が用いることができる。上記で説明した空圧構成要素の作動は、圧力センサ 360 によって指示される様々な高さの圧力または真空で、異なることができる。圧力センサ 360 は、多数の圧力センサを備えることができ、各センサは、単一の圧力値のデジタル入力を提供することができる。たとえば、圧力センサ 360 が 60 ミリバールより高い圧力を検出することにより、バルーン弁 354 は、その閉状態になることができる。圧力センサ 360 が 60 ミリバールより低い圧力を検出することにより、バルーン弁 354 は、その開状態になることができる。同様に、圧力センサ 360 が -100 ミリバールより低い真空を検出することにより、バルーン弁 354 は、その閉状態になることができる。

10

#### 【0070】

第4の中間空気チューブ 362 は、空気が空気チューブ 358 から圧力センサ 360 を通り、過圧逃し弁 364 へと流れることを可能にする。逃し弁 364 は、2つの状態、すなわち開状態および閉状態を有する。閉状態では、逃し弁 364 は、空気が第4の中間空気チューブ 362 から第5の中間空気チューブ 366 へと流れることを可能にする。開状態では、逃し弁 364 は、空気流を第4の中間空気チューブ 362 から周囲大気へと送る。逃し弁 364 は、空気チューブ 362 内の圧力が所定の値を下回る限り、その閉状態にある。空気チューブ 362 内の圧力が所定の値を超えるときはいつでも、逃し弁 364 は、自動的にその開状態へと移行させられる。

20

#### 【0071】

これは、第5の中間空気チューブ 366 内、および制御ユニット 117 (図 1A) の外側でそれに連結されている任意の構成要素内の圧力が、120 ミリバールなど安全な所定の値に対応する、逃し弁 364 用に設定された所定の圧力値を超えないことを保証する。逃し弁 364 のその閉状態から開状態への移行は、Circle Seal Controls, Inc. 社 (2301 Wardlow Circle, Corona, California 92880, USA) 製の逃し弁 559B-1M-1.0psi などでは自動的に行うことができる。

30

#### 【0072】

逃し弁 364 はまた、バックアップ制御機構によって制御することもできることを理解されたい。

各中間空気チューブ 366 は、対応するコネクタ 313 および 314 のうちの一方によって、対応するチューブ 116 および 126 (図 1A) のうちの一方に連結される。

#### 【0073】

インフレータ / デフレータアセンブリ 326 および 328 は、同一の構成要素を用いて、かつ、同じまたは異なるアルゴリズムを実装することによって、動作させることができ、それによりたとえば、バルーン 108 は、60 ミリバールの最大膨張で動作することができ、バルーン 127 は、90 ミリバールの最大膨張で動作することができることを理解されたい。

40

#### 【0074】

次に、図 7A ~ 図 7D をさらに参照する。図 7A ~ 図 7D は、図 6A ~ 図 6C の膨張制御アセンブリ 115 の好ましい動作モードを示す、単純化されたフローチャートである。上記で指示した膨張制御アセンブリ 115 の動作制御は、上記で説明した様々なセンサの入力に基づいて、主に制御装置 323 によって行われる。

#### 【0075】

50

制御装置 323 の実装は、たとえば組込みファームウェアの使用、デジタル記憶装置からのソフトウェアのローディング、および外部ソースからのソフトウェアのローディングなど、任意の適当な技法を含むことができることを理解されたい。

【0076】

図 7 A および図 7 B は、電源スイッチ 312 がそのオン状態に切り替えられると自動的に実行される、初期化機能を示す。初期化機能の主要な目的は、制御ユニット 117 (図 1 A) の動作前の初期状態がどのようなものであれ、バルーン 108 および 127 がそれらの完全な収縮 (真空) 動作状態にあることを保証することである。

【0077】

図 7 A および図 7 B に見られるように、膨張制御アセンブリ 115 (図 1 A) の電源をオンにした後、パネル 119 (図 1 A) 上の指示灯が点滅し、足ペダル 118 が無効にされ、ブザー 324 (図 6 A ~ 図 6 C) が鳴る。

【0078】

この段階で、2つの同一のインフレータ / デフレータアセンブリ 326 および 328 のうちの、一方の初期化が開始する。同一のインフレータ / デフレータアセンブリのうちの一方の初期化が完了すると、同一のインフレータ / デフレータアセンブリのうちの、もう一方の初期化が行われる。図示の例では、インフレータ / デフレータアセンブリ 326 の初期化が最初に生じ、そのバルーン弁 354 の閉鎖および弁 352 の開放を開始する。通常 210 ミリ秒である所定の時間後に、ピストン 336 は、フランジ 338 が膨張バルーン状態センサ 344 に隣接するように、モータ 346 によって位置決めされる。これは、図 6 A に示す状態である。

【0079】

次いで、バルーン弁 354 が開かれ、弁 352 が閉じられる。通常 210 ミリ秒である所定の継続時間後に、ピストン 336 は、フランジ 338 が周囲圧力バルーン状態センサ 342 に隣接するように、モータ 346 によって動かされる。これは、図 6 B に示す状態である。

【0080】

通常 4 秒であるさらなる所定の継続時間後に、弁 352 が開かれる。通常 3 秒であるさらなる所定の継続時間後に、弁 352 が閉じられる。

通常 210 ミリ秒であるさらなる所定の継続時間後に、ピストン 336 は、フランジ 338 が収縮バルーン状態センサ 340 に隣接するように、モータ 346 によって動かされる。これは、図 6 C に示す状態である。

【0081】

通常 4 秒であるさらなる所定の継続時間後に、バルーン弁 354 が閉じられる。これにより、インフレータ / デフレータアセンブリ 326 の初期化が完了し、インフレータ / デフレータアセンブリ 326 の初期化に関して上記で説明したのと同じステップを含む、インフレータ / デフレータアセンブリ 328 の初期化がこれに続く。

【0082】

インフレータ / デフレータアセンブリ 326 および 328 の初期化の完了後に、パネル 119 (図 1 A) 上の指示灯が点滅を停止し、足ペダル 118 が使用可能となる。この段階で、ここでは参照番号 370 および 372 (図 1 A) で示される 2 つの真空指示灯が点灯させて、バルーン 108 および 127 (図 1 A) 内の真空の存在を指示する。

【0083】

この段階で、通常、バルーン 108 および 127 の膨張が生じる。必須ではないが一般に、バルーン 108 の膨張が最初に生じる。図 7 C に見られるように、バルーン 108 の膨張は、操作者がここでは参照番号 380 で示される足ペダル 118 の一方を押し、バルーン 108 の膨張を開始するための信号を制御装置 323 (図 6 A ~ 図 6 C) に送ることによって開始される。指示灯 370 が消され、パネル 119 上の指示灯のうちの別の 1 つ、すなわちここでは参照番号 382 で示されるバルーン 108 の圧力指示灯 (図 1 A) が、点滅を開始する。バルーン弁 354 が開かれる。通常 210 ミリ秒である所定の継続時間

10

20

30

40

50

後に、ピストン 336 は、フランジ 338 が膨張バルーン状態センサ 344 に隣接するよう、モータ 346 によって位置決めされる。これは、図 6 A に示す状態である。

【0084】

この段階では、ピストン 336 は、通常 200 ミリバールである比較的高い圧力まで加圧され、バルーン 108 における所望の圧力は、通常 60 ミリバールである。バルーン 108 の膨張は、バルーン弁 354 を間欠的に開閉すること、および、ピストン 336 とバルーン 108 との間に直列で連結されたセンサ 360 の圧力を監視することによって達成される。センサ 360 における所望の圧力が、少なくとも所定の時間、通常 1 秒、にわたり 60 ミリバールで安定したままになると、第 2 のバルーン弁 354 が閉じられたままとなり、バルーン 108 の膨張が完了したとみなされ、指示灯 382 が連続的に点灯される。バルーン 108 の膨張が完了した後でも、センサ 360 は、圧力を監視し続け、必要な場合および必要なときに、バルーン弁 354 を開いて、バルーン 108 における圧力を最大にすることができる。

【0085】

バルーン 127 の膨張は、操作者がここでは参照番号 384 で示される足ペダル 118 の一方を押し、バルーン 127 の膨張を開始するための信号を制御装置 323 (図 6 A ~ 図 6 C) に送ることによって開始される。指示灯 372 が消され、パネル 119 上の指示灯のうちの別の 1 つ、すなわちここでは参照番号 386 で示されるバルーン 108 の圧力指示灯 (図 1 A) が、点滅を開始する。バルーン弁 354 が開かれる。通常 210 ミリ秒である所定の継続時間後に、ピストン 336 は、フランジ 338 が膨張バルーン状態センサ 344 に隣接するよう、モータ 346 によって位置決めされる。これは、図 6 A に示す状態に相当する。

【0086】

この段階では、ピストン 336 は、通常 200 ミリバールである比較的高い圧力まで加圧され、バルーン 127 における所望の圧力は、通常 60 ミリバールである。バルーン 127 の膨張は、バルーン弁 354 を間欠的に開閉すること、および、ピストン 336 とバルーン 127 との間に直列で連結されたセンサ 360 の圧力を監視することによって達成される。センサ 360 における所望の圧力が、少なくとも所定の時間にわたり 60 ミリバールで安定したままになると、通常、1 つの第 2 のバルーン弁 354 が閉じられたままとなり、バルーン 127 の膨張が完了したとみなされ、指示灯 386 が連続的に点灯される。バルーン 127 の膨張が完了した後でも、センサ 360 は、圧力を監視し続け、必要な場合および必要なときに、バルーン弁 354 を開いて、バルーン 127 における圧力を最大にすることができる。

【0087】

図 7 D に見られるように、バルーン 108 の収縮は、操作者が足ペダル 380 を押し、バルーン 108 の収縮を開始するための信号を制御装置 323 (図 6 A ~ 図 6 C) に送ることによって生じる。指示灯 382 が消され、真空指示灯 370 が点滅を開始する。バルーン弁 354 が、閉じられる。通常 210 ミリ秒である所定の継続時間後に、ピストン 336 は、フランジ 338 が周囲圧力バルーン状態センサ 342 に隣接するようモータ 346 によって位置決めされ、バルーン弁 354 が開かれる。これは、図 6 B に示す状態である。

【0088】

この段階で、ピストン 336 は、ほぼ周囲圧力である。ピストン 336 は次いで、フランジ 338 が収縮バルーン状態センサ 340 に隣接するよう、モータ 346 によって位置決めされる。これは、図 6 C に示す状態である。

【0089】

バルーン 108 の収縮は、センサ 360 における圧力を監視することによって達成される。センサ 360 における所望の圧力が、負の高さである -100 ミリバールに到達すると、バルーン弁 354 が閉じられ、バルーン 108 の収縮が完了したとみなされ、指示灯 370 が連続的に点灯される。バルーン 108 の収縮が完了した後でも、センサ 360 は、

10

20

30

40

50

バルーン 108 内の圧力を監視し続ける。

【0090】

バルーン 127 の収縮は、操作者が足ペダル 384 を押し、バルーン 127 の収縮を開始するための信号を制御装置 323 (図 6A ~ 図 6C) に送ることによって生じる。指示灯 386 が消され、真空指示灯 372 が点滅を開始する。バルーン弁 354 が、閉じられる。通常 210 ミリ秒である所定の継続時間後に、ピストン 336 は、フランジ 338 が周囲圧力バルーン状態センサ 342 に隣接するようにモータ 346 によって位置決めされ、バルーン弁 354 が開かれる。これは、図 6B に示す状態に相当する状態である。

【0091】

この段階で、ピストン 336 は、ほぼ周囲圧力である。ピストン 336 は次いで、フランジ 338 が収縮バルーン状態センサ 340 に隣接するように、モータ 346 によって位置決めされる。これは、図 6C に示す状態である。

10

【0092】

バルーン 127 の収縮は、センサ 360 における圧力を監視することによって達成される。センサ 360 における所望の圧力が、負の高さである -100 ミリバールに到達すると、バルーン弁 354 が閉じられ、バルーン 127 の収縮が完了したとみなされ、指示灯 372 が連続的に点灯される。バルーン 127 の収縮が完了した後でも、センサ 360 は、バルーン 127 内の圧力を監視し続ける。

【0093】

パネル 119 上の指示灯のうちの 1 つは、失敗指示灯とすることができ、ここでは参考番号 390 で示される。この指示灯は、上記で説明した機能のうちのいずれかの完全な実行が失敗した場合に、点灯することができる。

20

【0094】

次に、図 8 を参照する。図 8 は、準備前段階にある図 1A および図 1B の可撓性内視鏡システムの、単純化された図である。図 1A および図 1B の可撓性内視鏡システムの準備および動作において使用される、追加の要素を図 8 に示す。これらは、可撓性バンド 120 (図 1A) を取り付けるための可撓性バンド取付けアセンブリ 400、および内視鏡ツール操作器アセンブリ 410 を含む。

【0095】

次に、図 9A および図 9B を参照する。図 9A および図 9B はそれぞれ、図 1A および図 1B の可撓性内視鏡システムの使用準備において、可撓性バンド 120 を取り付けるために使用される可撓性バンド取付けアセンブリを示す、単純化された組立図および分解図である。図 9A および図 9B に見られるように、可撓性バンド取付けアセンブリ 400 は、ヒンジを有するほぼ円柱形の取付けバンドホルダ 420 を備える。このバンドホルダ 420 は、第 1 の部分 422 および第 2 の部分 424 を備え、それらは、1 つまたは複数のヒンジ 426 によって互いにヒンジ付けされており、図 9A および図 9B に見られるように、互いに閉じられた向きにあるとき細長い中空体を画成する。この中空体はほぼ橢円形の断面を有し、第 1 の部分 422 上に形成された一連の丸みのついた可撓性バンド保持スロット 430 を有する。

30

【0096】

可撓性バンド取付けアセンブリ 400 はまた、好ましくは、細長い先細の、可撓性バンド巻取および伸張器要素 432 を備える。可撓性バンド巻取および伸張器要素 432 は、バンドホルダ 420 上に可撓性バンドを取り付ける間にバンドホルダ 420 が上に載る、シャフト部分 434 を備える。可撓性バンド巻取および伸張器要素 432 は、好ましくは、周方向に先細になる端部 435 を備え、端部 435 は、ほぼ円柱形の可撓性バンド巻取部分 436 へと続き、その後方に、丸められた可撓性バンドを伸張させる先細部分 438 があり、好ましくはバンドホルダ 420 と同じ断面構成を有する中間部分 440 がそれに続く。

40

【0097】

次に、可撓性バンドホルダ 420 への可撓性バンド 120 の装填の単純化された図である

50

、図10A～図10Hを参照する。図10Aは、ここでは参照番号442で示される第1の可撓性バンドを示し、この可撓性バンドは、その前方端部444が先細部分438に当接し、その後方端部446が自由となるように、部分436上を摺動させられる。図10Bは、通常手でその端部444に向かって丸められる、バンド442の後方端部を示す。図10Cは、完全に丸められ、要素432の部分436と438との間の接合部に配置された、バンド442を示す。図10Dは、先細部分438上で丸められ、伸張させられ、中間部分440上に配置された後のバンド442を示す。図10Eは、最初の1つの可撓性バンド保持スロット430上に位置決めされた、図10Dでは参照番号448で示される丸められたバンド442、ならびに丸められるのを待つ別のバンド120を示す。

## 【0098】

10

図10Fは、保持スロット448の後方にある可撓性バンド保持スロット430上に別々に位置決めされた、さらなる丸められたバンド450、ならびに丸められるのを待つ別のバンド120を示す。図10Gは、丸められたバンド450がその全ての可撓性バンド保持スロット430に完全に装填された、可撓性バンドホルダ420を示す。図10Hは、可撓性バンド巻取および伸張器要素432のシャフト部分434からの、完全に装填された可撓性バンドホルダ420の摺動可能な取外しを示す。

## 【0099】

20

次に、図11A、図11B、図11C、図11D、図11E、図11F、図11G、図11H、図11I、図11J、図11K、および図11Lを参照する。これらは、丸められた可撓性バンド450の可撓性バンドホルダ420からの取外しの単純化された図、ならびに、内視鏡104、チューブ116、チューブ126、および外部チューブ122を備える可撓性内視鏡アセンブリ上への、丸められた可撓性バンド450の配置をアセンブリに沿った適当な位置で示す、単純化された図である。

## 【0100】

図11Aに見られるように、装填された可撓性バンドホルダ420は、チューブ116および126の近位端の外側に配置される。図11Bは、チューブ116および126上にある、装填された可撓性バンドホルダ420を示す。図11Cは、内視鏡104の遠位端144のすぐ前方の位置にある、チューブ116および外部チューブ122の上の装填された可撓性バンドホルダ420を示し、外部チューブ122を通ってチューブ126が延びる。図11Dは、可撓性バンドホルダ420内を通された、内視鏡104の遠位端144を示す。図11Eは、内視鏡104、チューブ116、および外部チューブ122上にある、装填された可撓性バンドホルダ420を示し、外部チューブ122を通ってチューブ126が延びる。図11Fは、スリーブ110(図1A)の中央内腔111内に挿入され、バンド146によって定位置に固定された、内視鏡104の遠位端144を示す。

30

## 【0101】

図11Gは、内視鏡104の遠位端144に隣接して位置決めされた、装填された可撓性バンドホルダ420を示す。図11Hは、バンドホルダ420から内視鏡104ならびにチューブ116および122上へと転がし出された、参照番号452で示される丸められた可撓性バンド450の最初の1つを示す。図11Iは、部分的に巻出されたバンド452を示し、図11Jは、所望の位置で完全に巻出され、内視鏡104ならびにチューブ116および122をまとめて保持するバンド452を示す。図11Kは、内視鏡104ならびにチューブ116および122をまとめて保持する、別のバンド120の位置決めを示し、図11Lは、内視鏡104ならびにチューブ116および122をまとめて保持する、全ての可撓性バンド120の配置と、可撓性バンドホルダ420のヒンジによる開放と、内視鏡104ならびにチューブ116および122からの、可撓性バンドホルダ420の取外しとを示す。

40

## 【0102】

チューブ116および122などのチューブを、バンド120など、端部のない連続的な円周を有する伸縮可能な取付け手段によって、内視鏡104などの内視鏡に取り付けることができることは、本発明の特有の特徴である。

50

## 【0103】

チューブ116および126を、端部のない連続的な円周を有する伸縮可能バンド120によって内視鏡104に取り付けることができ、バンド120の最大伸張円周が、可撓性内視鏡アセンブリの最大円周および内視鏡104の近位部分の最大円周よりも小さいことは、本発明の別の特有の特徴である。

## 【0104】

次に、内視鏡ツール駆動アセンブリ410(図8)の単純化された組立図および分解図である、図12Aおよび12Bを参照する。内視鏡ツール駆動アセンブリ410は、チューブ126とともに図12Aおよび図12Bに示されており、チューブ126は、チューブ122を通って延び、その近位端124から出る。

10

## 【0105】

図12Aおよび図12Bに見られるように、内視鏡ツール駆動アセンブリ410は、好ましくは、ヒンジで一体化された細長クランプ500を備え、クランプ500は、横方向スロット501によって部分的に長手方向に分岐させられ、チューブ122に係合する固定されたチューブ係合部分502および選択可能なチューブ締付け部分504となり、チューブ締付け部分504は、使用者の手による圧迫係合に応答して、選択的にチューブ126を締め付ける。

## 【0106】

クランプ500の固定されたチューブ係合部分502は、1対の細長い先細壁部510および512を備え、壁部510および512は、一体に形成された細長ヒンジ514から外向きに延び、それとともに細長凹部516を画成し、細長凹部516は、チューブ122の近位端124に摺動可能に係合するように構成されサイズ決めされる。

20

## 【0107】

クランプ500の選択的なチューブ締付け部分504は、1対の細長い先細壁部520および522を備え、壁部520および522は、それぞれの壁部510および512と一体に形成され、スロット501によってそこから部分的に分離され、一体に形成された細長ヒンジ524から外向きに延び、ヒンジ514と一体に形成され、それとともに細長凹部526を画成し、凹部526は、チューブ126を選択的に締め付けるように構成されサイズ決めされる。細長凹部516とおよび細長凹部526との間に、ショルダ527が画成される。

30

## 【0108】

好ましくは、先細壁部510および512は、その隅部に保持開口528が形成され、保持開口528は、係止部材532上に形成された対応する突起530を収容するように、配置され、構成され、サイズ決めされる。通常、先細壁部510および512は、図12Aに示すように、凹部514内へのチューブ122の挿入を可能にするように強制的に離され、次いで、チューブ122および126の挿入、ならびに先細壁部510と512の間への係止部材532の係止挿入の後に、突起530が開口528に係合するように、図12Bに示されるそれらの定常状態である相互向きに戻される。図12Bに示す内視鏡ツール駆動アセンブリ410の動作向きでは、先細壁部520および522は、チューブ126を締め付けないが、使用者の手で圧迫されるときにチューブ126の締付けを行うための十分な可撓性を有することに留意されたい。

40

## 【0109】

次に、図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作の単純化された図である、図13A、図13B、図13C、図13D、図13E、図13F、および図13Gを参照する。

## 【0110】

図13Aは、内視鏡104、チューブ116、チューブ126、外部チューブ122、管状スリーブ110、前方カラー要素140、および補助内視鏡アセンブリ106を備える可撓性内視鏡アセンブリの、患者の小腸内への挿入を示す。

## 【0111】

50

図13B、図13C、および図13Dはともに、可撓性内視鏡アセンブリの屈曲を示す。図13Bは、小腸の比較的直線的な部分に沿った、内視鏡アセンブリを示す。この状況では、チューブ122の遠位端129は通常、ここではL1で示される第1の大きさだけ、ばね130内に延びることが分かる。ばね130は通常、図13Bにおけるその左側が内腔132に入り、図13Bにおけるその右側が内腔132を出ることが分かる。このことは、図1Aの断面A-Aに明確に見られる。

【0112】

図13Cは、小腸の上方に湾曲する部分に配置された、可撓性内視鏡アセンブリを示す。この状況では、チューブ122の遠位端129が通常、L1より通常大きい、ここではL2で示される第2の大きさだけ、ばね130内に延びることが分かる。ばね130は通常、図13Bにおけるその右側が内腔132に入り、図13Bにおけるその右側が内腔132を出ることも分かる。

10

【0113】

図13Dは、小腸の下方に湾曲する部分に配置された、可撓性内視鏡アセンブリを示す。この状況では、チューブ122の遠位端129が通常、L1より通常大きい、ここではL3で示される第3の大きさだけ、ばね130内に延びることが分かる。ばね130は通常、図13Bにおけるその左側が内腔132に入り、図13Bにおけるその右側が内腔132を出ることも分かる。

【0114】

内視鏡104がその最小曲率半径まで下方に屈曲させられる場合に、外部チューブ122の遠位端129が摺動してばね130を出ることを妨げるために、L1は十分大きいことを理解されたい。たとえば、L1は、2~4センチメートルの範囲とすることができます。

20

【0115】

L1の大きさは、外部チューブ122をバンド123(図1A)により、チューブ116に取り付けることによって固定される。

外部チューブ122の遠位端129をばね130内に摺動可能に位置決めすること、ならびに、ばね130が管状アセンブリ110の鞍型内腔132内で向きを変える能力によって、可撓性内視鏡アセンブリの可撓性が高まり、図13Cおよび図13Dに示す生体内動作中などの内視鏡104の屈曲に対する、管状アセンブリ110、外部チューブ122、およびばね130の抵抗が、低減され、またはなくなることを理解されたい。

30

【0116】

図13Eは、全体的に図13Dに示すように構成されるが、可撓性内視鏡アセンブリを小腸内に係留するようにバルーン108が膨張させられた、可撓性内視鏡アセンブリを示す。内視鏡ツール駆動アセンブリ410は、チューブ122の近位端124に対してあらかじめ位置決めされるが、チューブ126を締め付けないことが分かる。近位端124は、D1で示される長さだけ、クランプ500内に延びる。

【0117】

図13Fは、を示す。全体的に図13Dおよび図13Eに示すように構成されるが、内視鏡ツール128およびバルーン127が小腸内で可撓性内視鏡アセンブリの残りの部分に対して前方に動かされた、可撓性内視鏡アセンブリを示す。チューブ122の近位端124が、ショルダ527に係合し、クランプ500内でD1より長いD2で示される長さまで延びることが分かる。

40

【0118】

図13Eおよび図13Fの動作向き間の移行は、好ましくは、操作者がチューブ122を片手で保持し、クランプ500の選択的なチューブ締付け部分504を圧迫して、チューブ126と締付け係合することによって実行される。使用者は、クランプ500を使用して、チューブ126をチューブ122に対して相対的に前方に押し、それにより内視鏡ツール128を、可撓性内視鏡アセンブリの残りの部分に対して相対的に前方に押す。

【0119】

図13Gは、全体的に図13Fに示すように構成されるが、内視鏡ツール128を小腸に

50

係留係合させるためにバルーン 127 が膨張させられた、可撓性内視鏡アセンブリを示す。

【0120】

本発明は、上記で特に図示および説明された内容に限定されないことを、当業者は理解するであろう。むしろ、本発明の範囲は、上記で説明した様々な特徴の組合せおよびサブコンビネーションの両方、ならびに、本明細書を読むことにより当業者が考えつく、従来技術にはない変形形態および修正形態を包含する。

【図面の簡単な説明】

【0121】

【図 1 A】本発明の好ましい一実施形態に従って構築され動作する可撓性内視鏡システムを示す単純化された絵図である。 10

【図 1 B】本発明の好ましい一実施形態に従って構築され動作する可撓性内視鏡システムを示す単純化された分解図である。

【図 2】図 1 A および図 1 B の可撓性内視鏡システムの一部を形成するカラー要素を示す単純化された絵図である。

【図 3】図 2 のカラー要素を、部分的に絵図で、部分的に断面図で示す図である。

【図 4】図 2 および図 3 のカラー要素を示す単純化された端面図である。

【図 5】図 2 ~ 図 4 のカラー要素を図 2 の V - V に沿って示す単純化された断面図である。 20

【図 6 A】1つの動作向きにある、図 1 A および図 1 B の可撓性内視鏡システムの一部を形成する膨張制御ユニットを示す、単純化された概略図である。

【図 6 B】別の動作向きにある、図 1 A および図 1 B の可撓性内視鏡システムの一部を形成する膨張制御ユニットを示す、単純化された概略図である。

【図 6 C】別の動作向きにある、図 1 A および図 1 B の可撓性内視鏡システムの一部を形成する膨張制御ユニットを示す、単純化された概略図である。

【図 7 A】図 6 A ~ 図 6 C の膨張制御ユニットの動作の好ましいモードを示す、単純化されたフローチャートである。

【図 7 B】図 6 A ~ 図 6 C の膨張制御ユニットの動作の好ましいモードを示す、単純化されたフローチャートである。 30

【図 7 C】図 6 A ~ 図 6 C の膨張制御ユニットの動作の好ましいモードを示す、単純化されたフローチャートである。

【図 7 D】図 6 A ~ 図 6 C の膨張制御ユニットの動作の好ましいモードを示す、単純化されたフローチャートである。

【図 8】準備前段階にある図 1 A および図 1 B の可撓性内視鏡システムを示す単純化された図である。

【図 9 A】図 1 A および図 1 B の可撓性内視鏡システムの使用準備において使用される可撓性バンド取付けアセンブリを示す、単純化された組立図である。

【図 9 B】図 1 A および図 1 B の可撓性内視鏡システムの使用準備において使用される可撓性バンド取付けアセンブリを示す、単純化された分解図である。

【図 10 A】図 9 A および図 9 B の可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。 40

【図 10 B】図 9 A および図 9 B の可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。

【図 10 C】図 9 A および図 9 B の可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。

【図 10 D】図 9 A および図 9 B の可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。

【図 10 E】図 9 A および図 9 B の可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。

【図 10 F】図 9 A および図 9 B の可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。 50

性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。

【図10G】図9Aおよび図9Bの可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。

【図10H】図9Aおよび図9Bの可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダ上への、可撓性バンドの装填を示す単純化された図である。

【図11A】図9Aおよび図9Bの可撓性バンド取付けアセンブリの一部を形成する可撓性バンドホルダからの、可撓性バンドの取外しを示す単純化された図である。

【図11B】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図11C】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。 10

【図11D】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図11E】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図11F】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図11G】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図11H】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。 20

【図11I】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図11J】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図11K】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図11L】可撓性内視鏡アセンブリに沿った適当な位置における、可撓性内視鏡アセンブリ上への可撓性バンドの配置を示す単純化された図である。

【図12A】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作において有用な内視鏡ツール駆動アセンブリを示す単純化された組立図である。 30

【図12B】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作において有用な内視鏡ツール駆動アセンブリを示す単純化された分解図である。

【図13A】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作を示す単純化された図である。

【図13B】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作を示す単純化された図である。

【図13C】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作を示す単純化された図である。

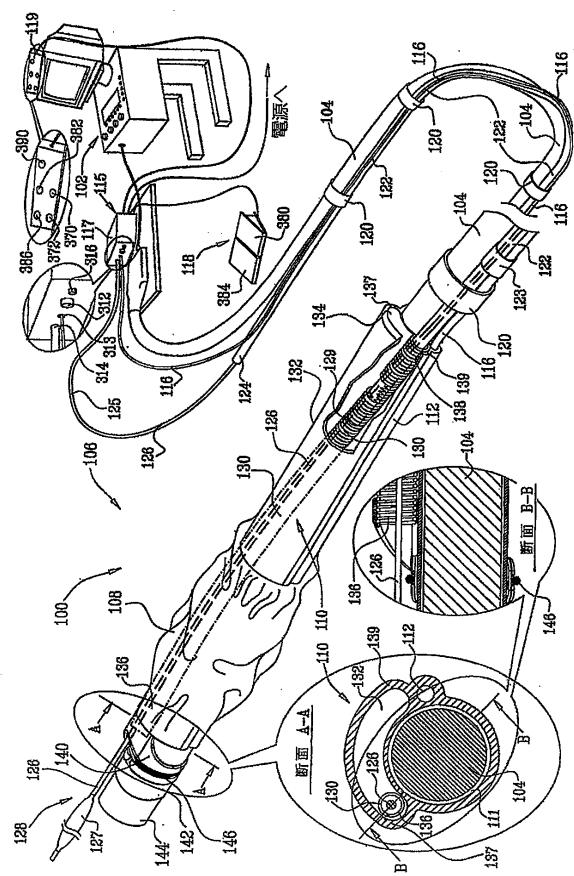
【図13D】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作を示す単純化された図である。 40

【図13E】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作を示す単純化された図である。

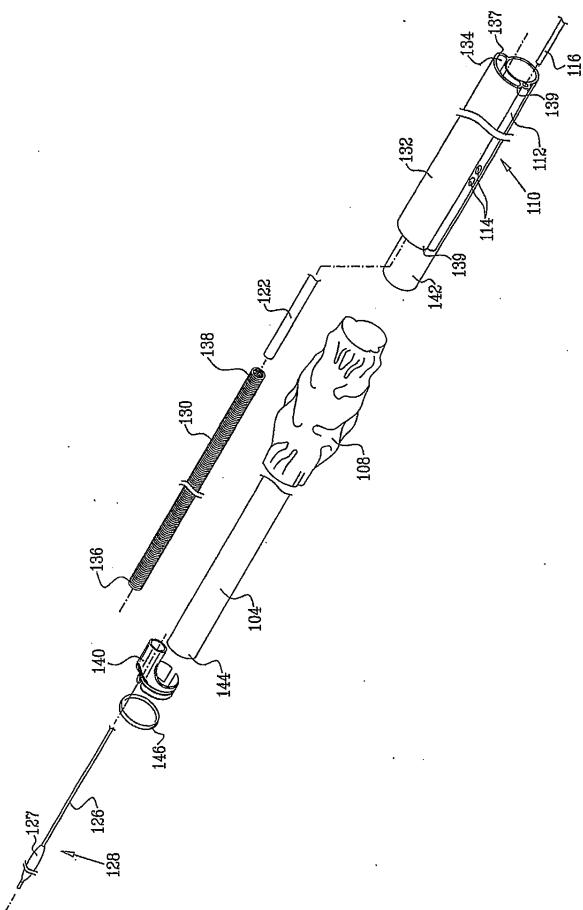
【図13F】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作を示す単純化された図である。

【図13G】図1Aおよび図1Bの可撓性内視鏡システムの動作を示す単純化された図である。

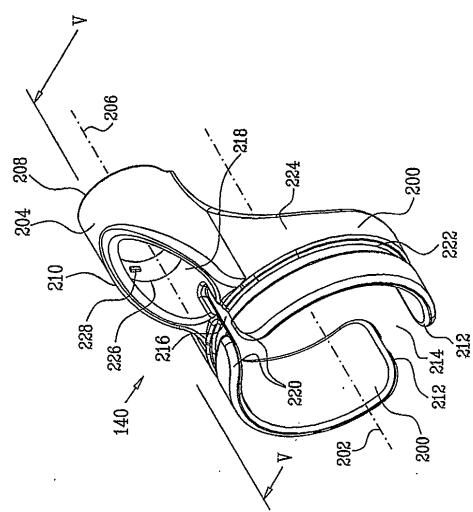
【図1A】



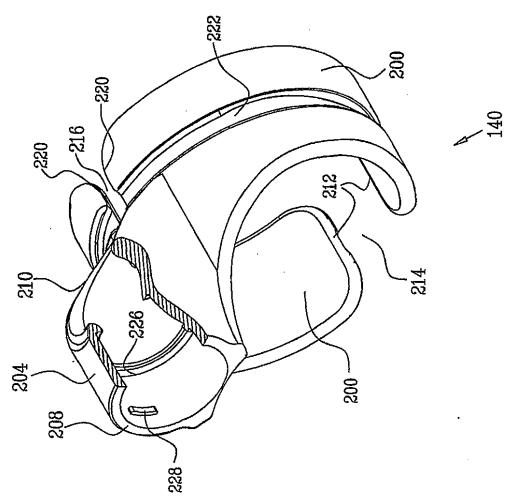
【図1B】



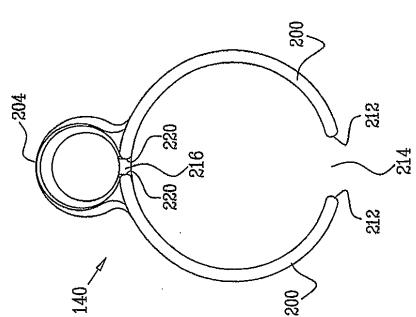
【 図 2 】



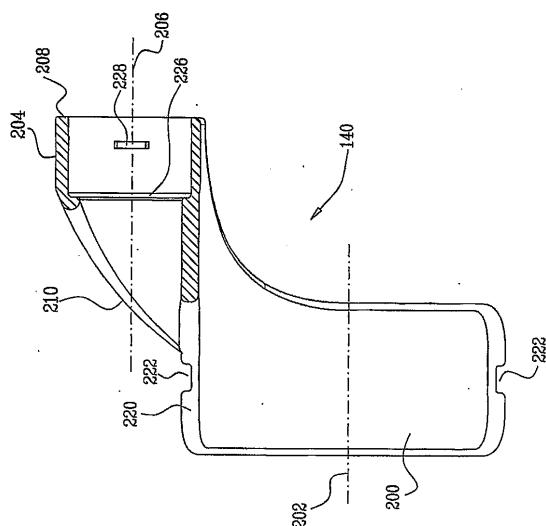
【図3】



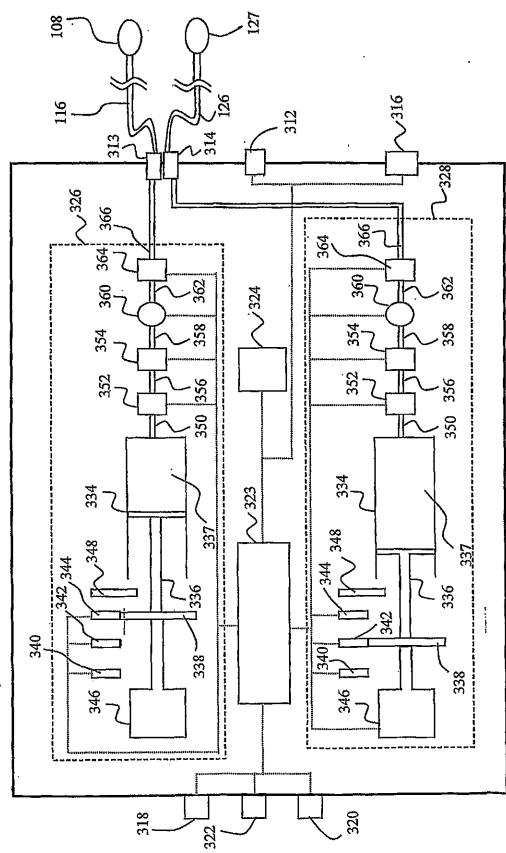
【図4】



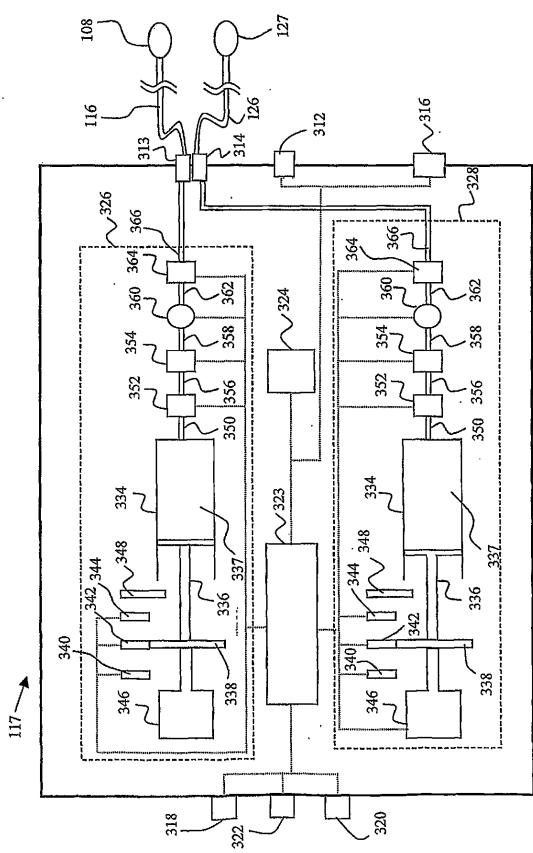
## 【図5】



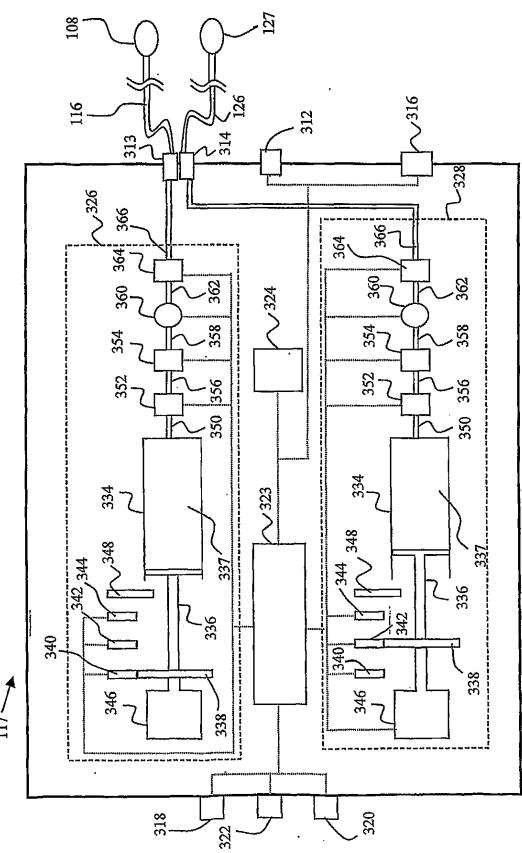
【図 6 A】



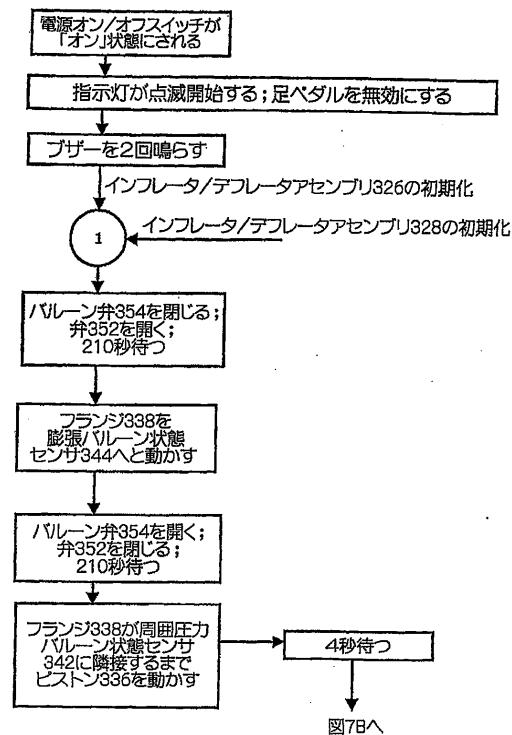
### 【図 6 B】



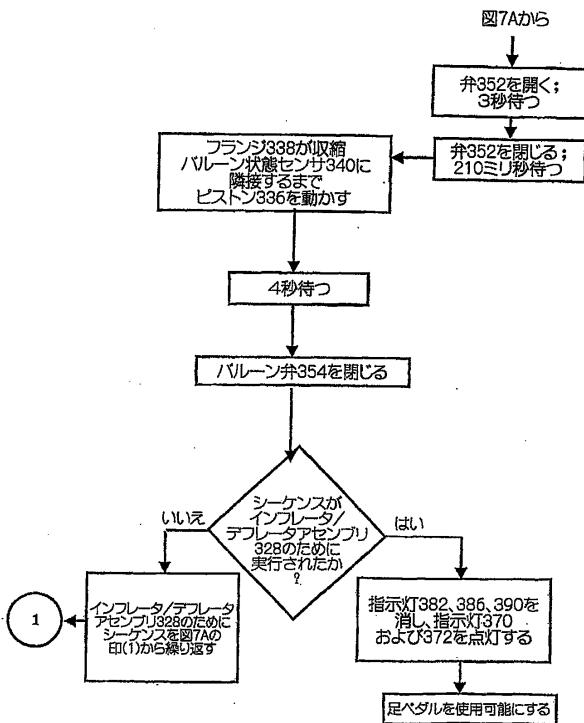
【図 6 C】



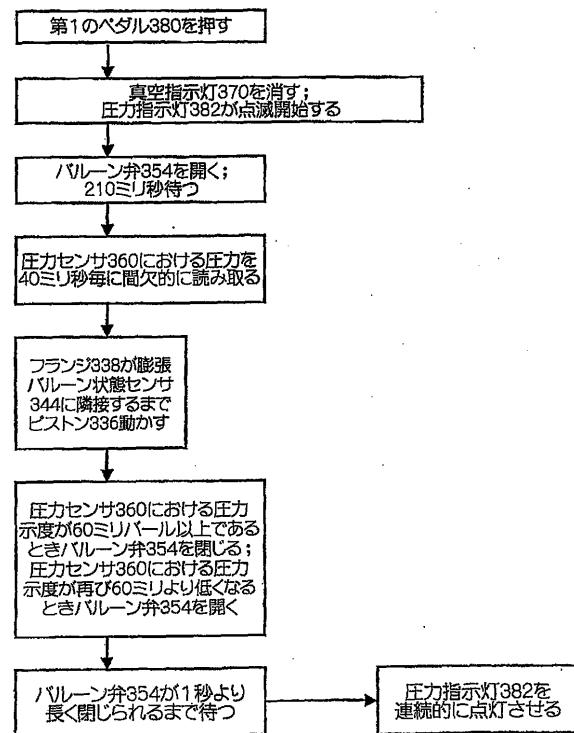
【図7A】



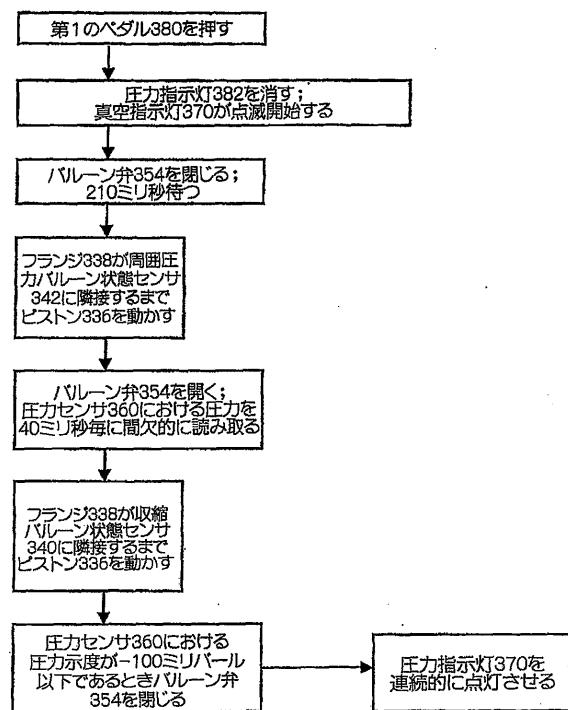
【図7B】



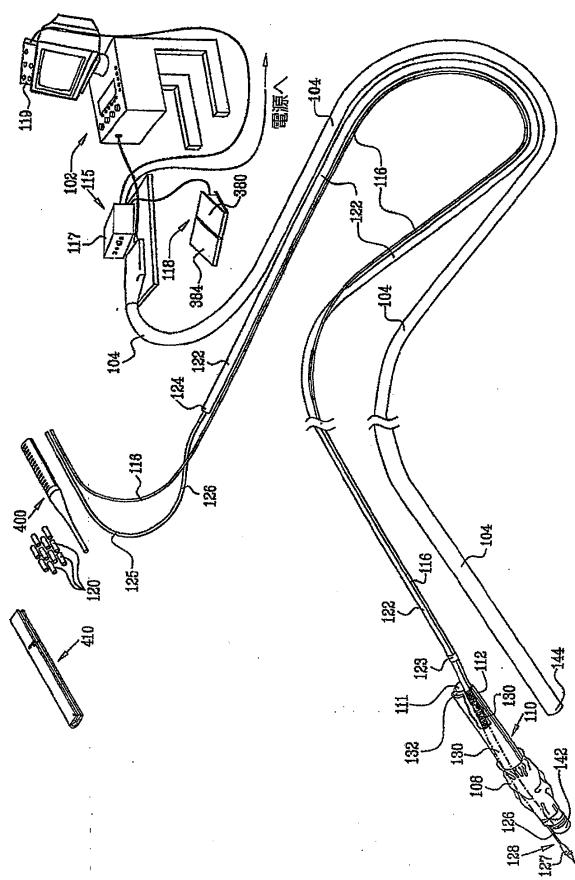
【図7C】



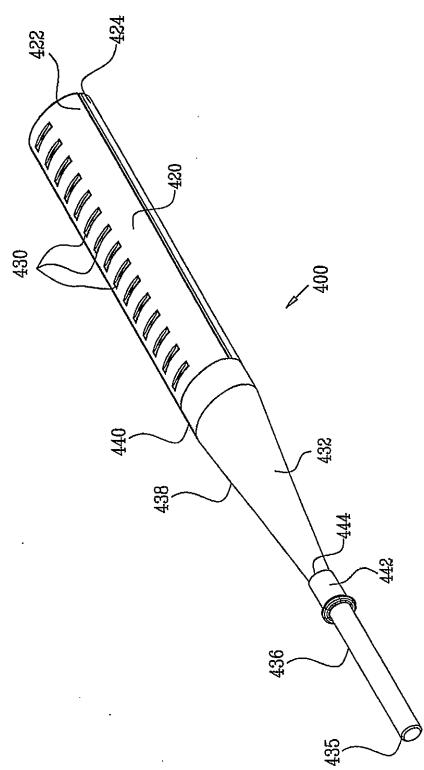
【図7D】



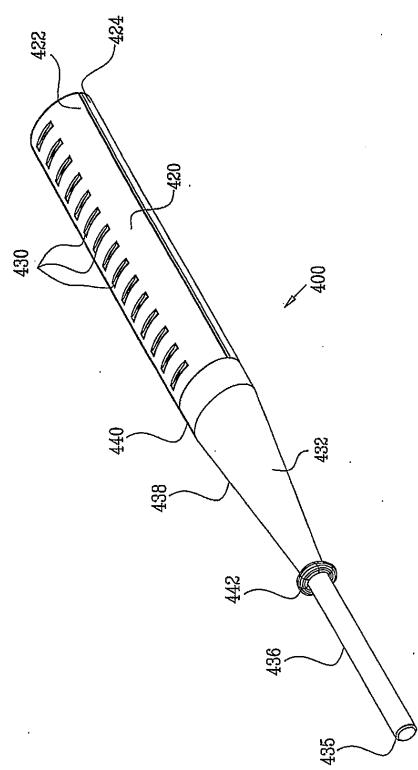
【図8】



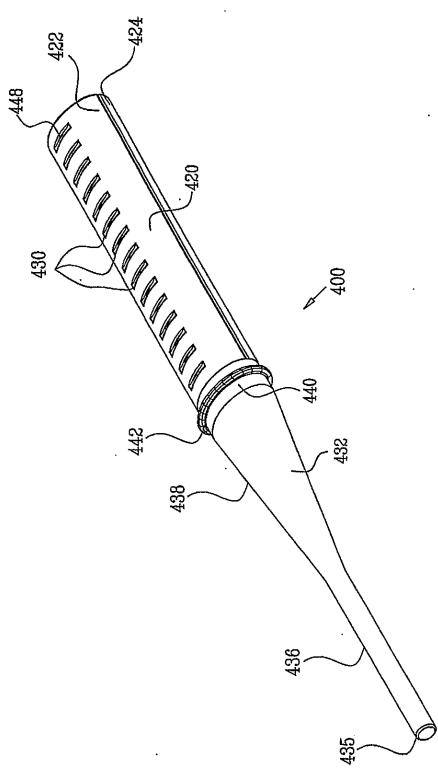
【図 10 B】



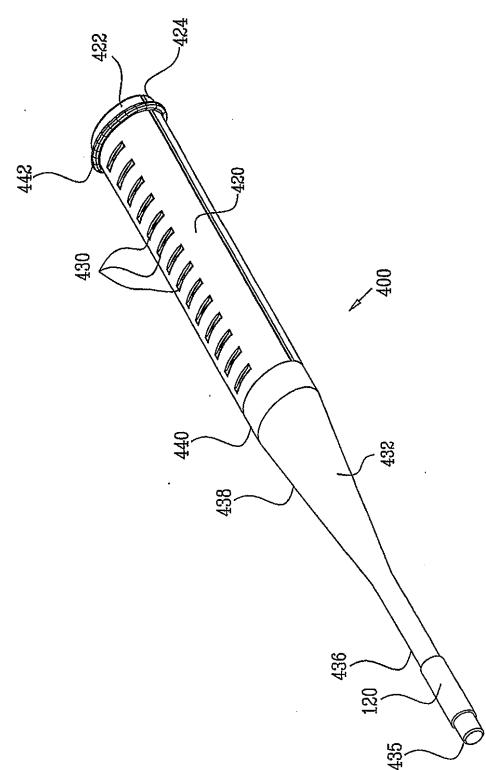
【図 10 C】



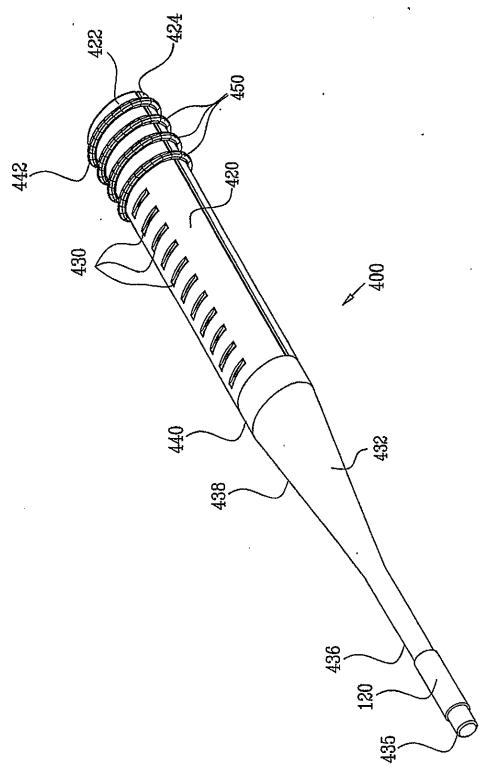
【図 10 D】



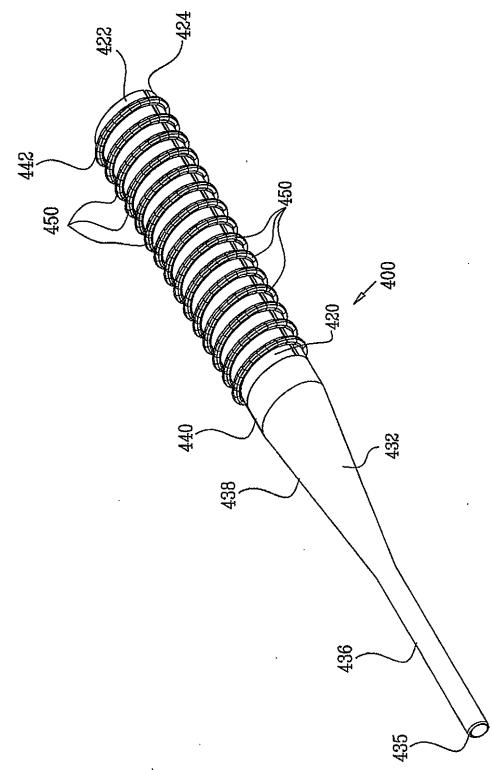
【図 10 E】



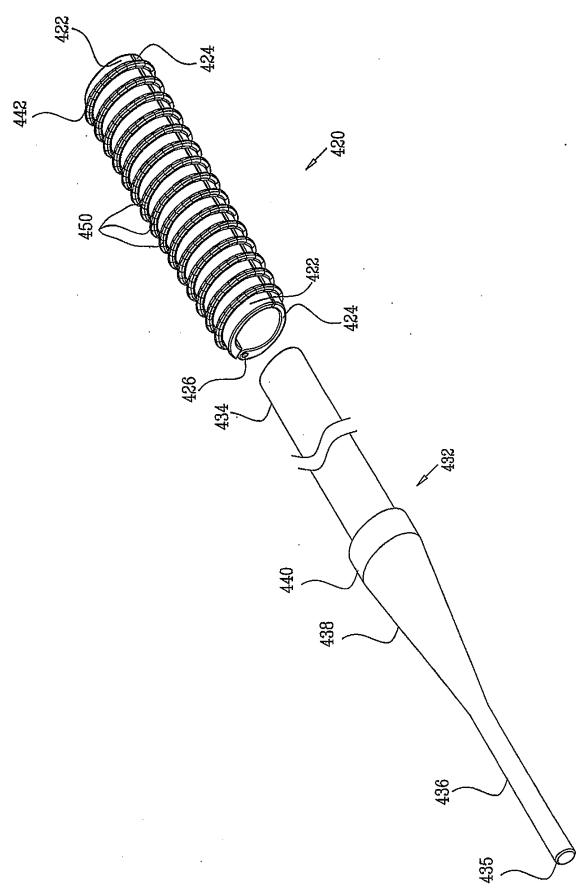
【図10F】



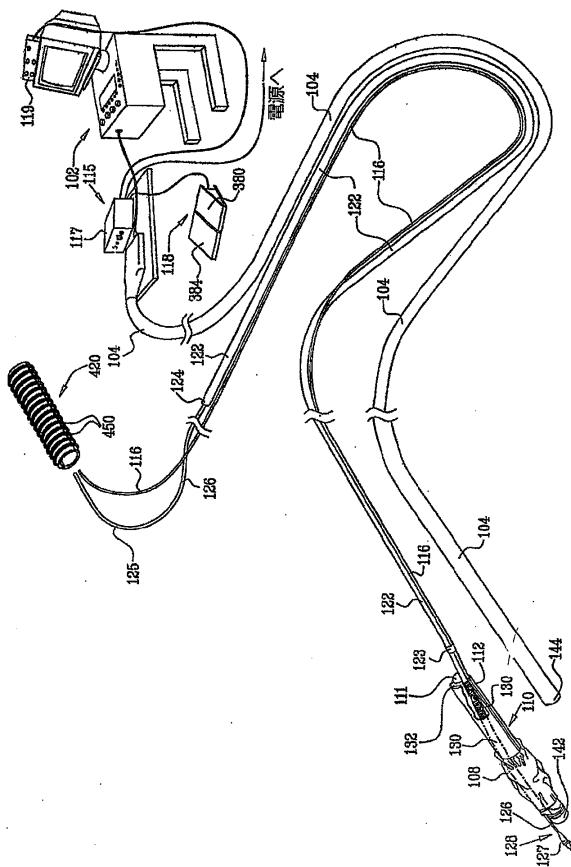
【図10G】



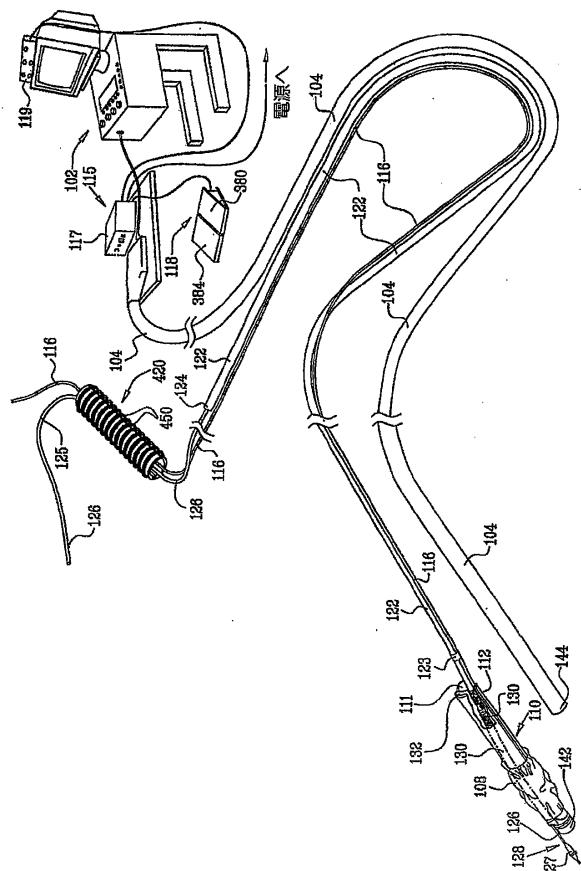
【図10H】



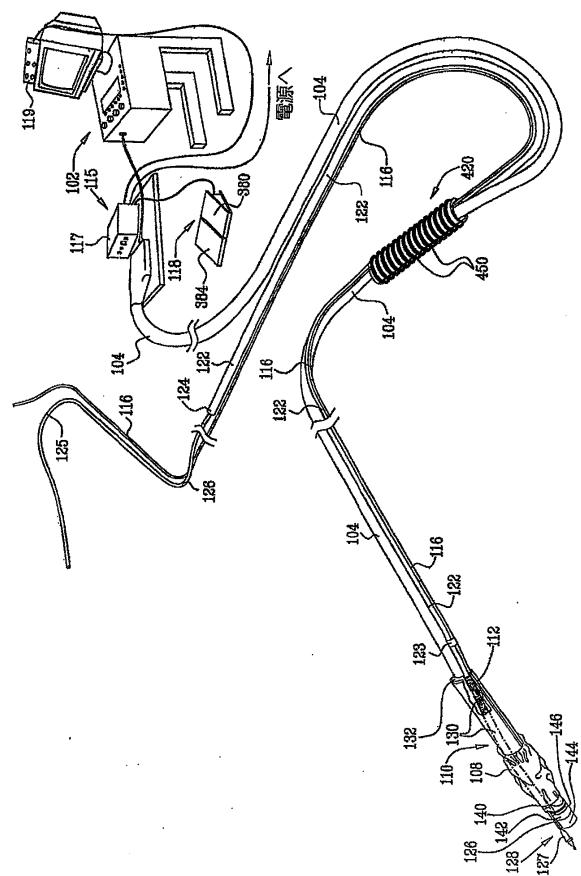
### 【図11A】



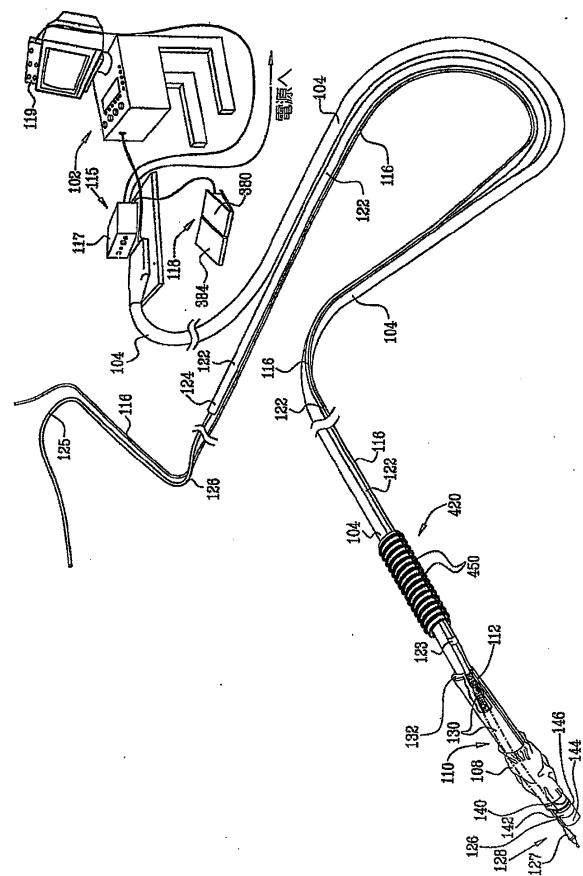
【図 11B】



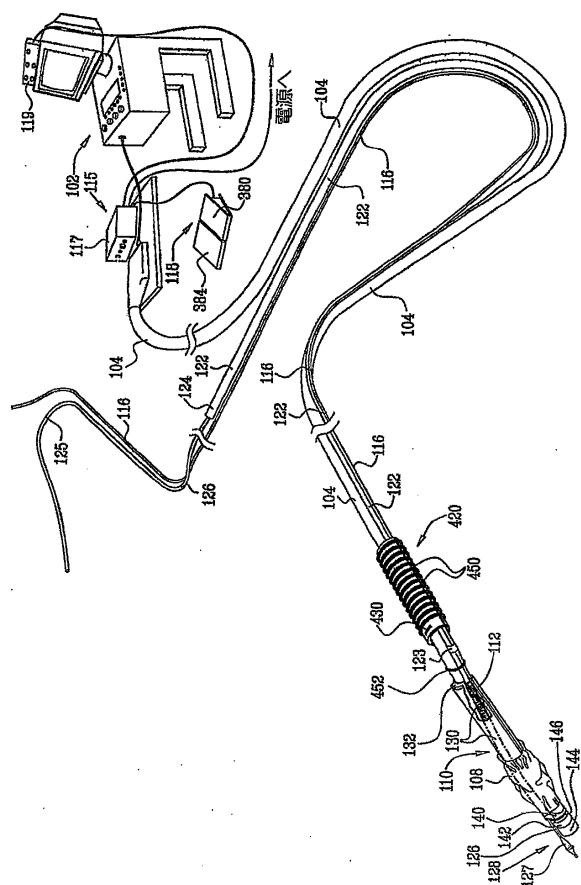
【図 11 F】



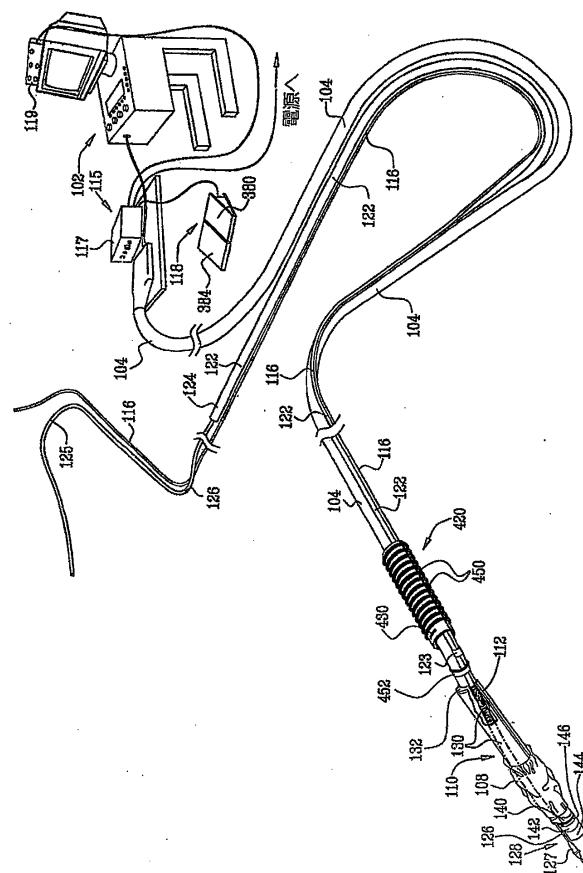
【図 11 G】



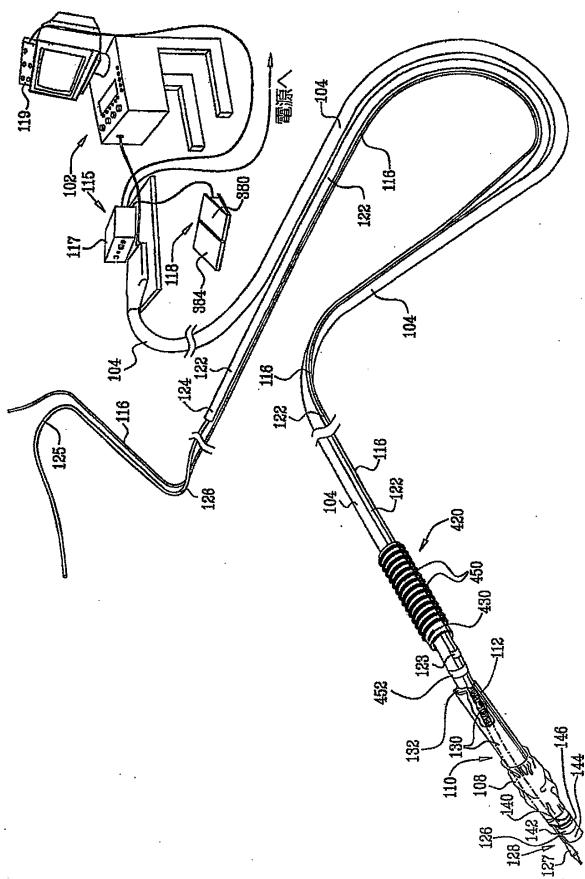
【図 11 H】



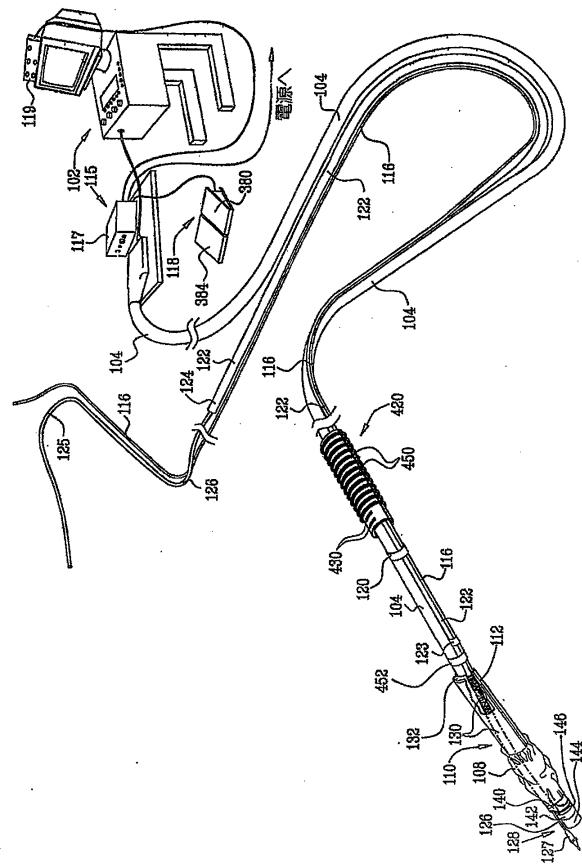
【図 11 I】



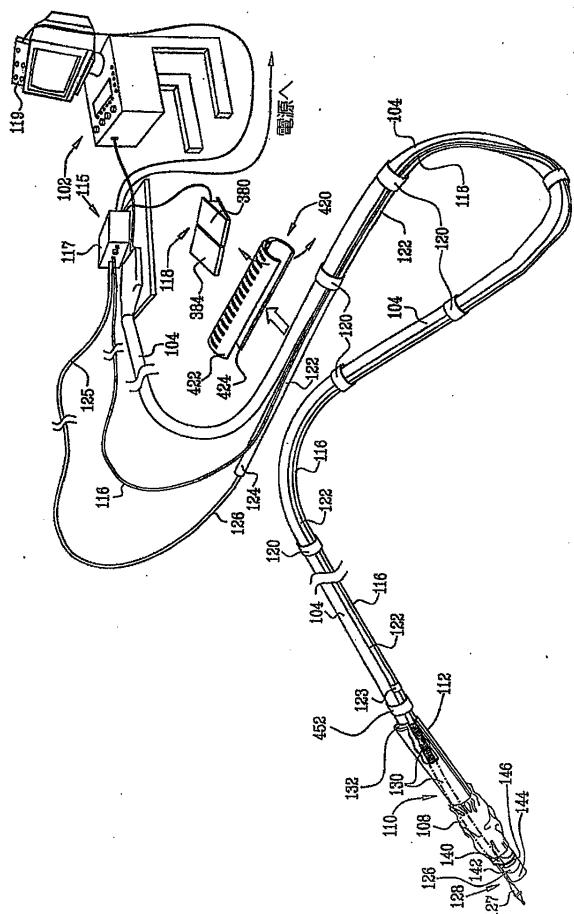
【図 11 J】



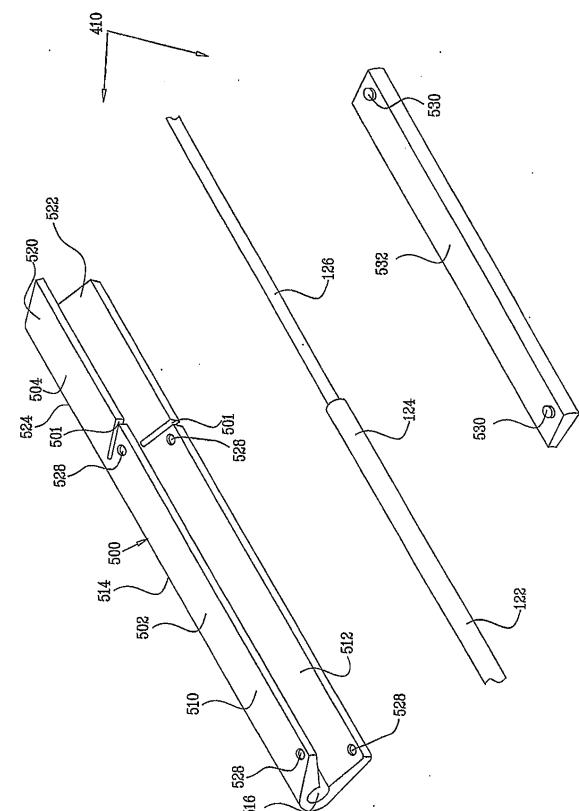
【図 11 K】



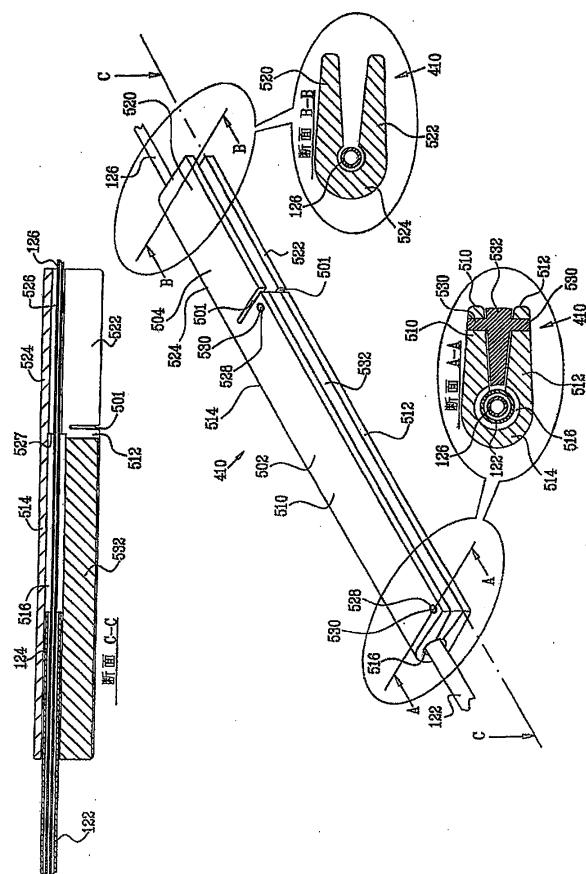
【図 11 L】



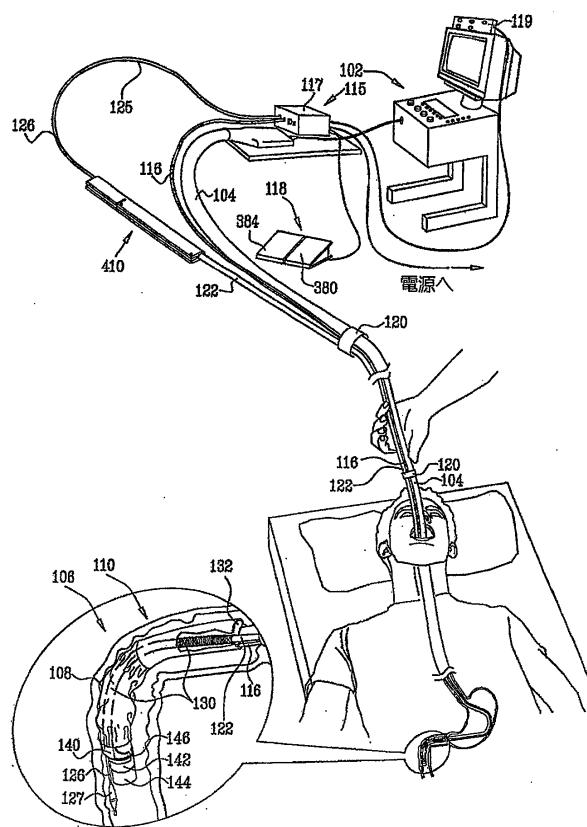
【図 12 A】



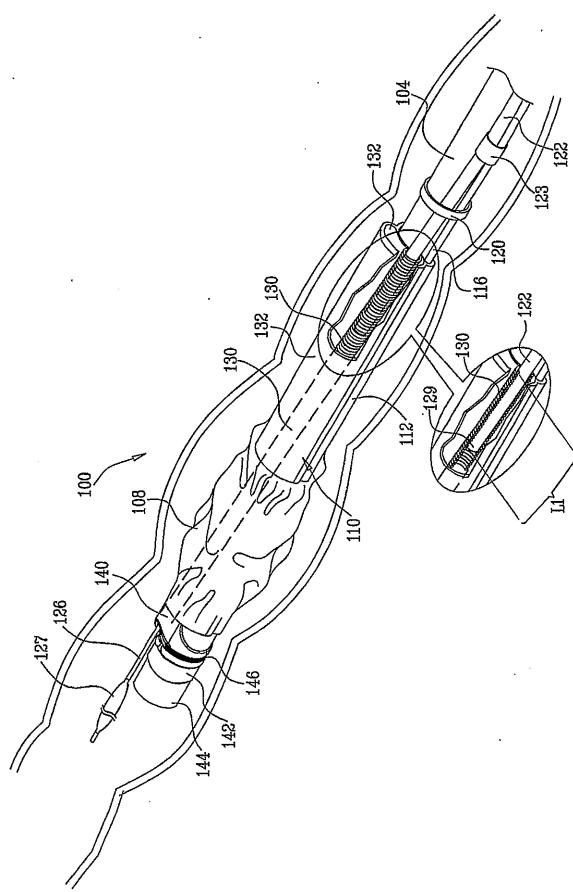
【図12B】



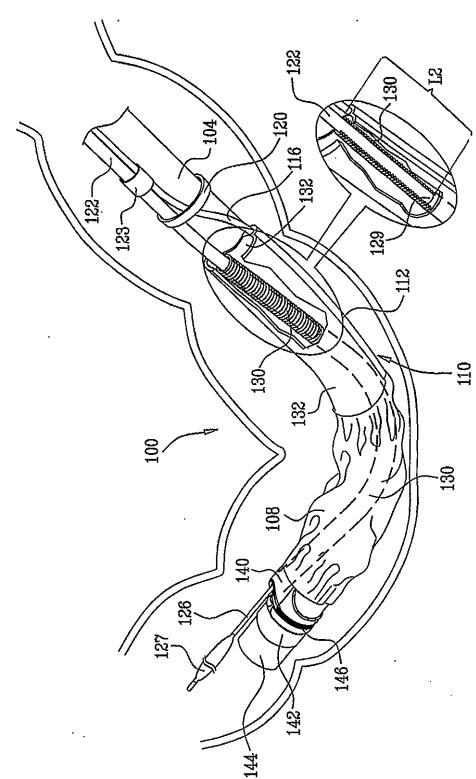
【図13A】



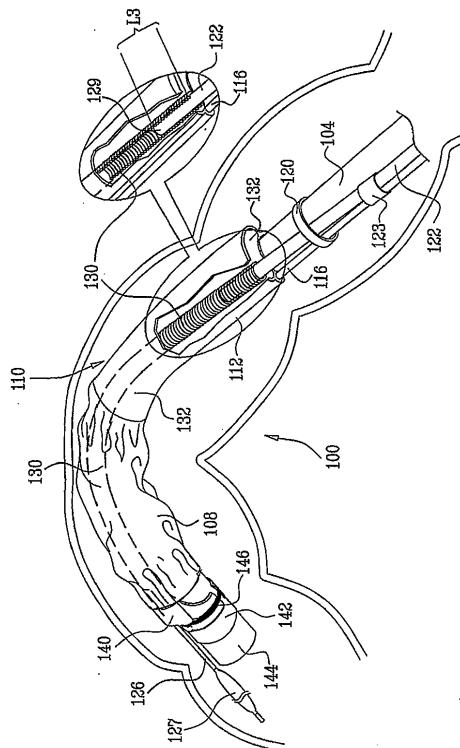
【図13B】



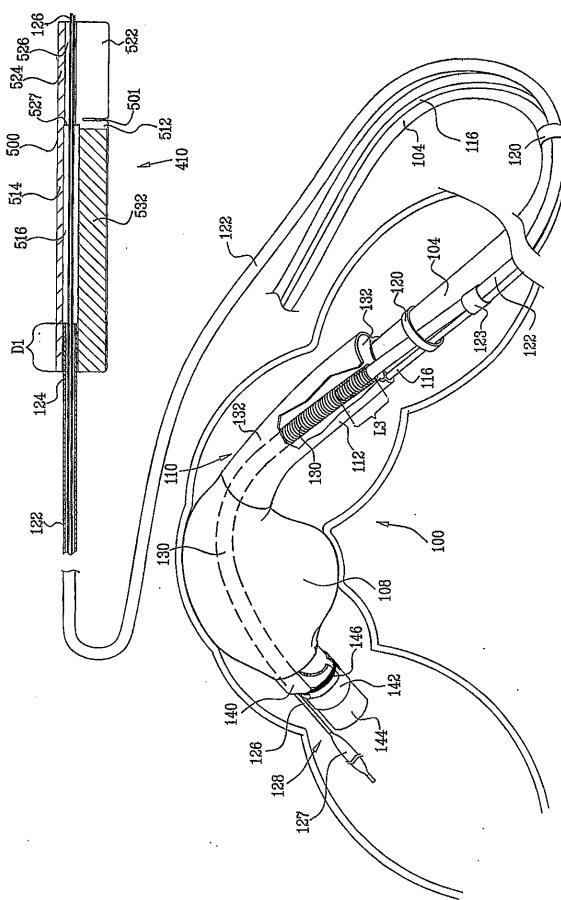
【図13C】



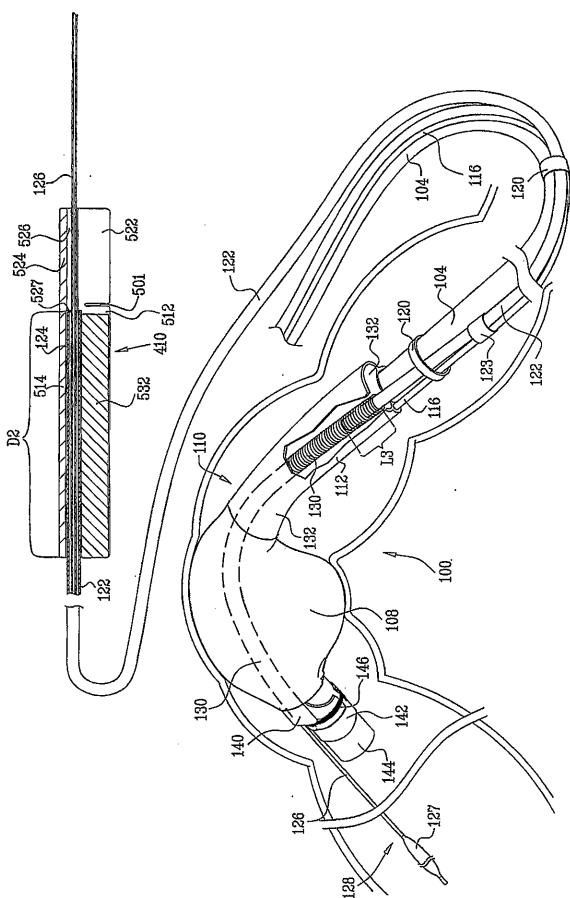
【図13D】



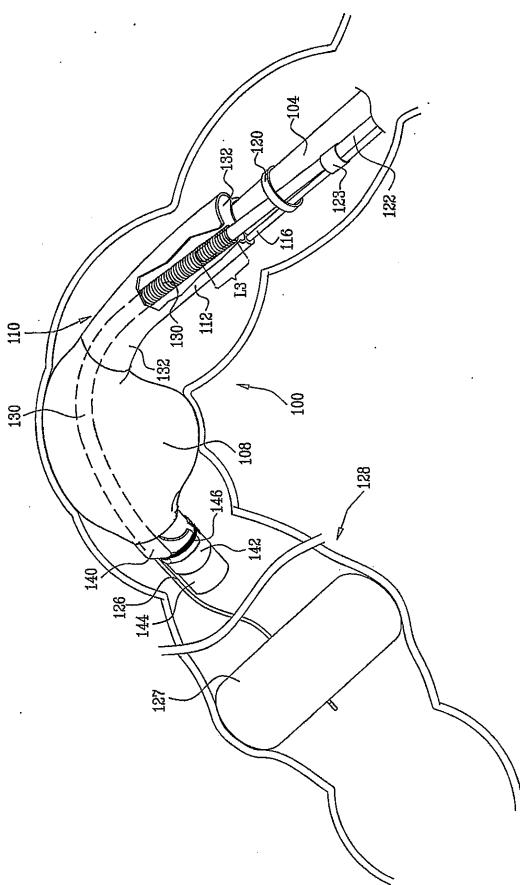
【図13E】



【図13F】



【図13G】



---

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/801,093  
(32)優先日 平成18年5月18日(2006.5.18)  
(33)優先権主張国 米国(US)  
(31)優先権主張番号 60/840,006  
(32)優先日 平成18年8月25日(2006.8.25)  
(33)優先権主張国 米国(US)  
(31)優先権主張番号 60/873,261  
(32)優先日 平成18年12月7日(2006.12.7)  
(33)優先権主張国 米国(US)  
(31)優先権主張番号 60/873,262  
(32)優先日 平成18年12月7日(2006.12.7)  
(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 ターリウク , ガド  
イスラエル国 4 3 4 6 5 ラアナナ , ハンキン・ストリート 6 0  
(72)発明者 ルリア , ギラッド  
イスラエル国 5 3 4 1 9 ギバタイム , グネーシン・ストリート 1 4  
(72)発明者 シャフラン , オハッド  
イスラエル国 3 0 8 2 5 ホーフ・ハカルメル , エイン・アヤラ , ピー・オー・ボックス 9 0  
1 5

審査官 増渕 俊仁

(56)参考文献 米国特許第05025778(US, A)  
特開2000-037347(JP, A)  
米国特許第06585639(US, B1)  
米国特許第06287290(US, B1)  
実開平01-080103(JP, U)  
特開2002-065597(JP, A)  
特開2006-334398(JP, A)  
特表2007-532262(JP, A)  
米国特許第06309346(US, B1)  
米国特許第05588424(US, A)  
特開2003-210399(JP, A)  
特開2004-305509(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 61 B 1/00 - 1/32

|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 灵活的辅助内窥镜组件   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5903134B2</a>  | 公开(公告)日 | 2016-04-13 |
| 申请号            | JP2014152579   | 申请日     | 2014-07-28 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 智能医疗系统有限公司   |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 智能医疗系统有限公司   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 智能医疗系统有限公司   |         |            |
| [标]发明人         | ターリウクガド<br>ルリアギラッド<br>シャフランオハッド  |         |            |
| 发明人            | ターリウク,ガド<br>ルリア,ギラッド<br>シャフラン,オハッド   |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00   |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/0014 A61B1/00142 A61B1/0055 A61B1/018 A61B1/00082 A61B1/00124 A61B1/0125 A61B1/015 A61B1/04 A61B1/273  |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.B A61B1/00.310.A A61B1/00.320.C A61B1/00.650 A61B1/008.510 A61B1/01.511 A61B1/01.513  |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C161/DD03 4C161/FF25 4C161/FF36 4C161/GG25 4C161/JJ03 4C161/JJ06 4C161/JJ11   |         |            |
| 代理人(译)         | 小林 泰<br>竹内茂雄<br>山本修  |         |            |
| 优先权            | 60/801057 2006-05-18 US<br>60/801058 2006-05-18 US<br>60/801093 2006-05-18 US<br>60/840006 2006-08-25 US<br>60/873261 2006-12-07 US<br>60/873262 2006-12-07 US |         |            |
| 其他公开文献         | JP2014239915A  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>  |         |            |

## 摘要(译)

一种用于内窥镜的增强柔性辅助内窥镜组件，所述组件包括至少一个柔性细长元件和柔性套管，所述柔性套管具有用于容纳内窥镜的远端部分的第一内腔，所述内窥镜能够呈现至少第一曲率，所述第二内腔用于容纳所述至少一个柔性细长元件，所述第二腔被构造造成允许所述至少一个柔性细长元件呈现所述至少第一曲率以及围绕所述第一曲率的至少第二曲率，由此增强所述辅助件的柔性内窥镜组件。

|             |                                     |          |                                   |
|-------------|-------------------------------------|----------|-----------------------------------|
| (21)出願番号    | 特願2014-152579 (P2014-152579)        | (73)特許権者 | 506272769                         |
| (22)出願日     | 平成26年7月28日 (2014.7.28)              |          | スマート・メディカル・システムズ・リミテッド            |
| (62)分割の表示   | 特願2012-183550 (P2012-183550)<br>の分割 |          | イスラエル国 43663 ラアナ, ハイエトシラ・ストリート 10 |
|             | 原出願日 平成19年5月17日 (2007.5.17)         |          |                                   |
| (63)公開番号    | 特開2014-239915 (P2014-239915A)       | (74)代理人  | 100140109                         |
| (43)公開日     | 平成26年12月25日 (2014.12.25)            |          | 弁理士 小野 新次郎                        |
|             | 審査請求日 平成26年7月28日 (2014.7.28)        |          |                                   |
| (31)優先権主張番号 | 60/801,057                          | (74)代理人  | 100075270                         |
| (32)優先日     | 平成18年5月18日 (2006.5.18)              |          | 弁理士 小林 素                          |
| (33)優先権主張国  | 米国 (US)                             | (74)代理人  | 100101373                         |
| (31)優先権主張番号 | 60/801,058                          |          | 弁理士 竹内 茂雄                         |
| (32)優先日     | 平成18年5月18日 (2006.5.18)              |          |                                   |
| (33)優先権主張国  | 米国 (US)                             | (74)代理人  | 100118902                         |
|             |                                     |          | 弁理士 山本 修                          |

最終頁に続く