

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-52526

(P2016-52526A)

(43) 公開日 平成28年4月14日(2016.4.14)

|                                |                      |             |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                   | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)  | A 6 1 B 1/00 3 2 0 C |             |
| <b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01) | G 0 2 B 23/24 A      |             |
|                                | A 6 1 B 1/00 3 3 4 D |             |

審査請求 有 請求項の数 18 O L (全 33 頁)

|              |                                  |          |                                         |
|--------------|----------------------------------|----------|-----------------------------------------|
| (21) 出願番号    | 特願2015-207008 (P2015-207008)     | (71) 出願人 | 506272769                               |
| (22) 出願日     | 平成27年10月21日 (2015.10.21)         |          | 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) の分割 |          | イスラエル国 4 3 6 6 3 ラアナナ, ヘイエトシラ・ストリート 1 0 |
| 原出願日         | 平成19年5月17日 (2007.5.17)           | (74) 代理人 | 100140109                               |
| (31) 優先権主張番号 | 60/801,057                       |          | 弁理士 小野 新次郎                              |
| (32) 優先日     | 平成18年5月18日 (2006.5.18)           | (74) 代理人 | 100075270                               |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                          |          | 弁理士 小林 泰                                |
| (31) 優先権主張番号 | 60/801,058                       | (74) 代理人 | 100101373                               |
| (32) 優先日     | 平成18年5月18日 (2006.5.18)           |          | 弁理士 竹内 茂雄                               |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                          | (74) 代理人 | 100118902                               |
| (31) 優先権主張番号 | 60/801,093                       |          | 弁理士 山本 修                                |
| (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)                          |          |                                         |

最終頁に続く

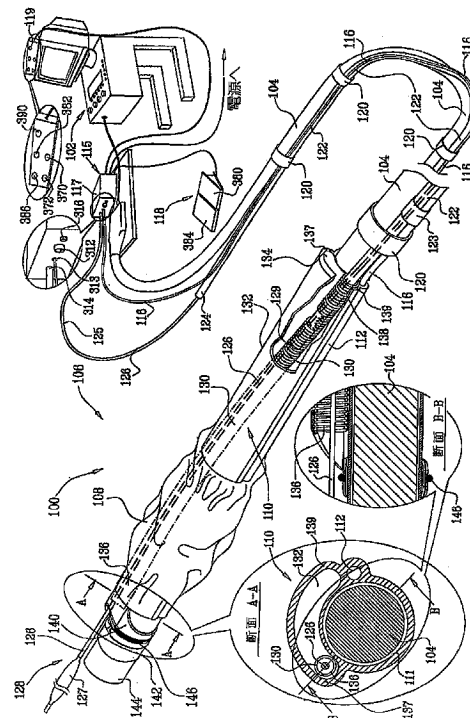
(54) 【発明の名称】 補助内視鏡アセンブリ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】改善された内視鏡アセンブリを提供する。

【解決手段】内視鏡104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であって、補助内視鏡アセンブリが、それぞれ内視鏡の遠位部分上の異なる位置に取り付けるように構成された、細長要素122および細長チャンネル130を備える。細長チャンネルが、細長要素の一部を受け入れ、この受け入れられる細長要素の長さは変化可能であるように構成され、細長要素および細長チャンネルのうちの少なくとも一方が可撓性であり、変化可能な長さが、内視鏡の屈曲の度合に応じて変わる。ほぼ鞍形状の断面134を有する内腔132が細長チャンネル130の直径より大きい幅を有し、内腔132の幅は、内腔132の幅内で細長チャンネル130が曲がるのに十分大きい。

【選択図】図1A



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

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であって、前記補助内視鏡アセンブリが、

それぞれ内視鏡の遠位部分上の異なる位置に取り付けるように構成された、細長要素（122）および細長チャンネル（130）を備え、

前記細長チャンネルが、前記細長要素の一部を受け入れ、この受け入れられる細長要素の長さは変化可能であるように構成され、

前記細長要素および前記細長チャンネルのうちの少なくとも一方が可撓性であり、

前記変化可能な長さが、前記内視鏡の屈曲の度合に応じて変わり、

ほぼ鞍形状の断面（134）を有する内腔（132）が細長チャンネル（130）の直径より大きい幅を有し、前記内腔（132）の幅は、前記内腔（132）の幅内で細長チャンネル（130）が曲がるのに十分大きい、

補助内視鏡アセンブリ。

**【請求項 2】**

ある直径を有する外側断面を有する前記可撓性細長要素と、

可撓性スリーブとをさらに備え、前記可撓性スリーブが、前記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1の内腔が、第1の湾曲を行うことができる前記内視鏡の前記遠位部分を収容するように構成され、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倍の横方向長さを有する、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】**

前記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さらに備える、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】**

前記細長要素がチャンネルを備える、請求項1から3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 5】**

内視鏡ツールをさらに備え、前記内視鏡ツールが、前記チャンネルを通して延び、膨張可能な内視鏡ツールバルーンを備える、請求項4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】**

前記チャンネルが、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1から5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 7】**

前記細長チャンネルおよび細長要素のうちの少なくとも一方が、前記内視鏡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。

**【請求項 8】**

前記チャンネルが、少なくとも1つの第1および第2の相互に入れ子式であるチャンネル要素を備える、請求項1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および前記細長チャンネルを、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

10

20

30

40

50

、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。

【請求項 1 1】

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 5 から 1 0 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 1 2】

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 ~ 1 0 倍の直径まで膨張させることができる、請求項 3 から 1 1 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 1 3】

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 3 から 1 2 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 1 4】

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 5 から 1 2 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。

20

【請求項 1 5】

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 1 4 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 1 6】

前記チャンネルの内径が、3 ~ 6 mm の範囲である、請求項 1 から 1 5 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 1 7】

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ンネル内に挿入されるようになされる、請求項 5 から 1 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。

30

【請求項 1 8】

前記膨張可能な内視鏡ツールバルーンが、少なくとも 3 5 mm の直径まで膨張させられるようになされる、請求項 5 から 1 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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

2 0 0 6 年 5 月 1 8 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 6 0 / 8 0 1 , 0 5 7 号、2 0 0 6 年 5 月 1 8 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 6 0 / 8 0 1 , 0 5 8 号、2 0 0 6 年 5 月 1 8 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 6 0 / 8 0 1 , 0 9 3 号、2 0 0 6 年 8 月 2 5 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 6 0 / 8 4 0 , 0 0 6 号、2 0 0 6 年 1 2 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 6 0 / 8 7 3 , 2 6 1 号、および 2 0 0 6 年 1 2 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 6 0 / 8 7 3 , 2 6 2 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、3 7 C F R 1 . 7 8 ( 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。

40

【0 0 0 2】

本出願人の同時係属中の 2 0 0 5 年 2 月 7 日出願の国際特許出願 P C T / I L 2 0 0 5 /

50

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。

【0003】

本発明は、一般に、内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0004】

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

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

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】

【0006】

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。

20

【0007】

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。

30

【0008】

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。

40

【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。

【0010】

50

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。

【００１１】

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。

【００１２】

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ンネルを備え、細長チャンネルは、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ン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。

10

【００１３】

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ンネルとを備え、細長チャンネルは、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ン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。

20

【００１４】

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。

30

【００１５】

好ましくは、少なくとも１つの細長チャン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ン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。

【００１６】

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、チャンネルを備える。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、チャンネルを通して延び、かつ、膨張可能な内視鏡ツールバルーンを備える。

40

【００１７】

別の好ましい実施形態によれば、チャンネルは、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、チャンネルは、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ンネル要素を備える。

【００１８】

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。

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。

50

## 【 0 0 1 9 】

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。

10

## 【 0 0 2 0 】

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、3～6 mmの範囲である。

## 【 0 0 2 1 】

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35 mmの直径まで膨張させられるようになされる。

20

## 【 0 0 2 2 】

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、保証するように動作する。

## 【 0 0 2 3 】

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。

30

## 【 0 0 2 4 】

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。

## 【 0 0 2 5 】

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。

40

## 【 0 0 2 6 】

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め付け要素と、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。

50

## 【 0 0 2 7 】

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。

## 【 0 0 2 8 】

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。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 9 】

「内視鏡」および「内視鏡検査」という用語は、全体を通してそ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。

## 【 0 0 3 0 】

「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。

「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。

## 【 0 0 3 1 】

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 1 0 0 を示す、図 1 A および図 1 B を参照する。内視鏡システム 1 0 0 は、好ましくは、E P K - 1 0 0 0 ビデオプロセッサおよび S O N Y L M D - 2 1 4 0 M D 医療グレードフラットパネル L C D モニタを含めた操作卓など、操作卓 1 0 2 を備える。それらは全て、P e n t a x E u r o p e G m b H 社 ( 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。システム 1 0 0 は、好ましくは、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 2 】

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 3 】

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可能になることを理解されたい。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可能になることをさらに理解されたい。

## 【 0 0 3 4 】

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

10

20

30

40

50

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 108 の膨張および収縮が、内腔 112 を通してもたらされ、内腔 112 は、好ましくは管状スリーブ 110 によって画成され、少なくとも 1 つの開口 114 を通して周囲バルーン 108 の内部と連通する。内腔 112 は、好ましくはチューブ 116 を通して膨張制御ユニット 115 と連通する。膨張制御アセンブリ 115 は、好ましくは、それに結合された制御ユニット 117、二重足ペダル 118、および動作状態指示パネル 119 を備える。

【0035】

チューブ 116 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 など任意の適当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。

【0036】

本発明の好ましい一実施形態によれば、周囲バルーン 108 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 ~ 10 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 108 の直径は、35 ~ 45 mm の範囲である。好ましくは、45 mm 未満の直径までの周囲バルーン 108 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。

【0037】

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 108 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。

【0038】

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 108 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 108 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 104 がそこに係留されることを可能にする。好ましくは、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。

【0039】

周囲バルーン 108 は、ラテックス、可撓性シリコン、または高い可撓性を有するナイロンなど、適当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。

【0040】

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 など任意の適当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、任意の別の適当な内視鏡ツールを、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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 1 】

内視鏡ツール 1 2 8 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。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 1 2 7 の直径は、3 5 ~ 4 5 m m の範囲である。好ましくは、4 5 m m 未満の直径までの周囲バルーン 1 2 7 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 4 2 】

外部チューブ 1 2 2 の遠位端 1 2 9 は、好ましくは、コイルばね 1 3 0 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 1 3 0 は、好ましくは管状スリーブ 1 1 0 の一部を形成する内腔 1 3 2 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 1 2 9 は、コイルばね 1 3 0 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 1 3 0 が、内視鏡ツール 1 2 8 のためのほぼ折畳み不可能で高い可撓性を有するチャンネルを画成することは、本発明の特有の特徴である。内腔 1 3 2 が、特に参照番号 1 3 4 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 1 0 4 の湾曲に応じてばね 1 3 0 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 1 0 4 と補助アセンブリ 1 0 6 の組合せの可撓性を高める。ばね 1 3 0 を設けることが好ましいが、ばね 1 3 0 を、別のタイプの適当で可撓性を有する、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 1 3 0 の内径は、3 ~ 6 m m の範囲である。好ましくは、バルーン 1 2 7 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 1 2 7 を少なくとも部分的に、ばね 1 3 0 内に配置することを可能にする。

## 【 0 0 4 3 】

図 1 A に示すように、ばね 1 3 0 の遠位端 1 3 6 は、内腔 1 3 2 の第 1 の側壁 1 3 7 付近に配置される。ばね 1 3 0 は、その近位端 1 3 8 が、第 1 の側壁 1 3 7 に対向する内腔 1 3 2 の第 2 の側壁 1 3 9 付近に置かれるように、内腔 1 3 2 に沿って全体的に斜めに延びる。

## 【 0 0 4 4 】

内視鏡システム 1 0 0 の動作中に、内視鏡 1 0 4 および補助内視鏡アセンブリ 1 0 6 が様々な方向に湾曲させられるとき、ばね 1 3 0 、特にその近位端 1 3 8 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。

## 【 0 0 4 5 】

ばね 1 3 0 は、好ましくは、中央内腔 1 1 1 に対して角度的に位置合せされないことが分かる。内腔 1 3 2 内のばね 1 3 0 の向きが全体的に斜めであることは、中央内腔 1 1 1 内に挿入された内視鏡 1 0 4 の屈曲に対する、ばね 1 3 0 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。

## 【 0 0 4 6 】

前方カラー要素 1 4 0 は、好ましくはコイルばね 1 3 0 の遠位端 1 3 6 を受け、それを管状スリーブ 1 1 0 の遠位端 1 4 2 に取外し可能に連結させ、内視鏡 1 0 4 の遠位端 1 4 4 にプレス嵌め摩擦係合で連結させる。伸縮可能バンド 1 4 6 は、好ましくは、カラー要素 1 4 0 を取り囲み、それを押して、管状スリーブ 1 1 0 の遠位端 1 4 2 および内視鏡 1 0 4 の遠位端 1 4 4 と摩擦係合させる。内腔 1 1 2 および 1 3 2 は、管状スリーブ 1 1 0 の遠位端 1 4 2 まで延びず、すなわちカラー要素 1 4 0 に係合しないことを理解されたい。

## 【 0 0 4 7 】

内腔 1 1 1 、 1 1 2 、および 1 3 2 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 1 1 0 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 1 1 1 、 1 1 2 、および 1 3 2 のうちの任意の 1 つまたは複数を、個別のチューブと

10

20

30

40

50

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。

【0048】

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 ~ 160 mm であり、ばね 130 は、長さ約 100 ~ 130 mm 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 20 mm を超えない。

【0049】

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 ~ 0.7 mm 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。

【0050】

好ましくは、10 ~ 13 mm 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 ~ 41 mm 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 ~ 3 mm 大きい。

【0051】

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。

【0052】

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。

【0053】

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。

【0054】

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。

【0055】

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。

【0056】

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

10

20

30

40

50

素 1 4 0 は、内視鏡 1 0 4 の遠位端 1 4 4 にプレス嵌め摩擦係合で圧迫係合する。伸縮可能バンド 1 4 6 は、好ましくは、周方向に可撓性を有するカラー要素 1 4 0 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 2 1 4 の周方向寸法は、内視鏡 1 0 4 の周方向寸法に応じて変化する。管状スリーブ 1 1 0 が除去される実施形態では、ばね 1 3 0 およびバルーン 1 0 8 のいずれか一方または両方を除去することもできることを理解されたい。ばね 1 3 0 が除去される場合、外部チューブ 1 2 2 は、前方カラー要素 1 4 0 の管状部分 2 0 4 の突起 2 2 6 および 2 2 8 と係合するように延びる。

【 0 0 5 7 】

次に、3つの異なる動作向きにある、図 1 A および図 1 B に示す可撓性内視鏡システムの膨張制御ユニット 1 1 5 の単純化された概略図である、図 6 A、図 6 B、および図 6 C を参照する。

10

【 0 0 5 8 】

本発明の好ましい一実施形態では、膨張制御アセンブリ 1 1 5 は、それぞれのチューブ 1 1 6 および 1 2 6 によって膨張制御アセンブリ 1 1 5 に連結されるバルーン 1 0 8 および 1 2 7 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。

【 0 0 5 9 】

膨張制御アセンブリ 1 1 5 の制御ユニット 1 1 7 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 3 1 2、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 1 1 6 および 1 2 6 用のコネクタ 3 1 3 および 3 1 4、ならびに、ブザー消音スイッチ 3 1 6 を備える。

20

【 0 0 6 0 】

また、図 6 A ~ 図 6 C はそれぞれ、足ペダル電気コネクタ 3 1 8、指示器パネル電気コネクタ 3 2 0、および電力供給電気コネクタ 3 2 2 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。

【 0 0 6 1 】

次に、周囲膨張圧力動作状態にある制御ユニット 1 1 7 の単純化された概略図である、図 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 1 1 7 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 3 2 3、ブザー 3 2 4、ならびに、それぞれ参照番号 3 2 6 および 3 2 8 によって指示される2つの個別のインフレーター/デフレーターアセンブリを備える。電子制御装置 3 2 3 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 1 1 5 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 1 1 5 の様々な構成要素を作動する。

30

【 0 0 6 2 】

インフレーター/デフレーターアセンブリ 3 2 6 および 3 2 8 はそれぞれ、容積可変空気リザーバ 3 3 4 を備え、空気リザーバ 3 3 4 は、対応するチューブ 1 1 6 または 1 2 6 によって、対応するバルーン 1 0 8 または 1 2 7 と閉回路内で連結される。ピストン 3 3 6 は、各空気リザーバ 3 3 4 内で運動可能であり、それによって空気リザーバ 3 3 4 の空気容積 3 3 7 を変える。各ピストン 3 3 6 に、フランジ 3 3 8 が結合されており、フランジ 3 3 8 は、ピストン 3 3 6 の軸方向運動中にフランジ 3 3 8 を、収縮バルーン状態センサ 3 4 0、周囲圧力バルーン状態センサ 3 4 2、および膨張バルーン状態センサ 3 4 4 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 3 4 0、3 4 2、および 3 4 4 は、フランジ 3 3 8 の接近を検出し、対応する出力を制御装置 3 2 3 に提供し、空気容積 3 3 7 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 3 4 0、3 4 2、および 3 4 4 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る。適当なセンサのタイプの一例は、日本国の Omron 社製の EE-SX672R である。

40

【 0 0 6 3 】

ピストン 3 3 6 は、空気リザーバ 3 3 4 の内側または外側へと動かされるモータ 3 4 6 に

50

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る。

【0064】

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。

【0065】

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。適当なバージ弁 352 の一例は、イスラエル国の Baccara 社製の電磁弁 G80-24V/DC6.5W TWO WAY NO 1.6mm 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 1A および図 1B) と連通する。

【0066】

バルーン弁 354 は、通常、イスラエル国の Baccara 社製の電磁弁 G80-24V/DC6.5W TWO WAY NO 1.6mm 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る。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。

【0067】

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 IP32 6NN, United Kingdom) 製のセンサ番号 6763 である。

【0068】

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ことを理解されたい。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ことを理解されたい。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ことを理解されたい。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。

【0069】

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

10

20

30

40

50

る。空気チューブ 3 6 2 内の圧力が所定の値を超えるとときはいつでも、逃し弁 3 6 4 は、自動的にその開状態へと移行させられる。

【 0 0 7 0 】

これは、第 5 の中間空気チューブ 3 6 6 内、および制御ユニット 1 1 7 ( 図 1 A ) 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、1 2 0 ミリバールなど安全な所定の値に対応する、逃し弁 3 6 4 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 3 6 4 のその閉状態から開状態への移行は、Circle Seal Controls, Inc. 社 ( 2 3 0 1 Wardlow Circle, Corona, California 9 2 8 8 0, U S A ) 製の逃し弁 5 5 9 B - 1 M - 1 . 0 p s i などでは自動的に行うことができる。

10

【 0 0 7 1 】

逃し弁 3 6 4 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 3 6 6 は、対応するコネクタ 3 1 3 および 3 1 4 のうちの一方によって、対応するチューブ 1 1 6 および 1 2 6 ( 図 1 A ) のうちの一方に連結される。

【 0 0 7 2 】

インフレータ/デフレータアセンブリ 3 2 6 および 3 2 8 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 1 0 8 は、6 0 ミリバールの最大膨張で動作することができ、バルーン 1 2 7 は、9 0 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。

20

【 0 0 7 3 】

次に、図 7 A ~ 図 7 D をさらに参照する。図 7 A ~ 図 7 D は、図 6 A ~ 図 6 C の膨張制御アセンブリ 1 1 5 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 1 1 5 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 3 2 3 によって行われる。

【 0 0 7 4 】

制御装置 3 2 3 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。

30

【 0 0 7 5 】

図 7 A および図 7 B は、電源スイッチ 3 1 2 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 1 1 7 ( 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 1 0 8 および 1 2 7 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。

【 0 0 7 6 】

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 1 1 5 ( 図 1 A ) の電源をオンにした後、パネル 1 1 9 ( 図 1 A ) 上の指示灯が点滅し、足ペダル 1 1 8 が無効にされ、ブザー 3 2 4 ( 図 6 A ~ 図 6 C ) が鳴る。

【 0 0 7 7 】

40

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 3 2 6 および 3 2 8 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 3 2 6 の初期化が最初に生じ、そのバルーン弁 3 5 4 の閉鎖および弁 3 5 2 の開放を開始する。通常 2 1 0 ミリ秒である所定の時間後に、ピストン 3 3 6 は、フランジ 3 3 8 が膨張バルーン状態センサ 3 4 4 に隣接するように、モータ 3 4 6 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。

【 0 0 7 8 】

次いで、バルーン弁 3 5 4 が開かれ、弁 3 5 2 が閉じられる。通常 2 1 0 ミリ秒である所

50

定の継続時間後に、ピストン 3 3 6 は、フランジ 3 3 8 が周囲圧力バルーン状態センサ 3 4 2 に隣接するように、モータ 3 4 6 によって動かされる。これは、図 6 B に示す状態である。

【 0 0 7 9 】

通常 4 秒であるさらなる所定の継続時間後に、弁 3 5 2 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 3 5 2 が閉じられる。

通常 2 1 0 ミリ秒であるさらなる所定の継続時間後に、ピストン 3 3 6 は、フランジ 3 3 8 が収縮バルーン状態センサ 3 4 0 に隣接するように、モータ 3 4 6 によって動かされる。これは、図 6 C に示す状態である。

【 0 0 8 0 】

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 3 5 4 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 3 2 6 の初期化が完了し、インフレータ/デフレータアセンブリ 3 2 6 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 3 2 8 の初期化がこれに続く。

【 0 0 8 1 】

インフレータ/デフレータアセンブリ 3 2 6 および 3 2 8 の初期化の完了後に、パネル 1 1 9 (図 1 A) 上の指示灯が点滅を停止し、足ペダル 1 1 8 が使用可能となる。この段階で、ここでは参照番号 3 7 0 および 3 7 2 (図 1 A) で示される 2 つの真空指示灯が点灯させられて、バルーン 1 0 8 および 1 2 7 (図 1 A) 内の真空の存在を指示する。

【 0 0 8 2 】

この段階で、通常、バルーン 1 0 8 および 1 2 7 の膨張が生じる。必須ではないが一般に、バルーン 1 0 8 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 1 0 8 の膨張は、操作者がここでは参照番号 3 8 0 で示される足ペダル 1 1 8 の一方を押し、バルーン 1 0 8 の膨張を開始するための信号を制御装置 3 2 3 (図 6 A ~ 図 6 C) に送ることによって開始される。指示灯 3 7 0 が消され、パネル 1 1 9 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 3 8 2 で示されるバルーン 1 0 8 の圧力指示灯 (図 1 A) が、点滅を開始する。バルーン弁 3 5 4 が開かれる。通常 2 1 0 ミリ秒である所定の継続時間後に、ピストン 3 3 6 は、フランジ 3 3 8 が膨張バルーン状態センサ 3 4 4 に隣接するように、モータ 3 4 6 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。

【 0 0 8 3 】

この段階では、ピストン 3 3 6 は、通常 2 0 0 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 1 0 8 における所望の圧力は、通常 6 0 ミリバールである。バルーン 1 0 8 の膨張は、バルーン弁 3 5 4 を間欠的に開閉すること、および、ピストン 3 3 6 とバルーン 1 0 8 との間に直列で連結されたセンサ 3 6 0 の圧力を監視することによって達成される。センサ 3 6 0 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 6 0 ミリバールで安定したままになると、第 2 のバルーン弁 3 5 4 が閉じられたままとなり、バルーン 1 0 8 の膨張が完了したとみなされ、指示灯 3 8 2 が連続的に点灯される。バルーン 1 0 8 の膨張が完了した後でも、センサ 3 6 0 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 3 5 4 を開いて、バルーン 1 0 8 における圧力を最大にすることができる。

【 0 0 8 4 】

バルーン 1 2 7 の膨張は、操作者がここでは参照番号 3 8 4 で示される足ペダル 1 1 8 の一方を押し、バルーン 1 2 7 の膨張を開始するための信号を制御装置 3 2 3 (図 6 A ~ 図 6 C) に送ることによって開始される。指示灯 3 7 2 が消され、パネル 1 1 9 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 3 8 6 で示されるバルーン 1 0 8 の圧力指示灯 (図 1 A) が、点滅を開始する。バルーン弁 3 5 4 が開かれる。通常 2 1 0 ミリ秒である所定の継続時間後に、ピストン 3 3 6 は、フランジ 3 3 8 が膨張バルーン状態センサ 3 4 4 に隣接するように、モータ 3 4 6 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。

【 0 0 8 5 】

この段階では、ピストン 3 3 6 は、通常 2 0 0 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 1 2 7 における所望の圧力は、通常 6 0 ミリバールである。バルーン 1 2 7 の膨張は、バルーン弁 3 5 4 を間欠的に開閉すること、および、ピストン 3 3 6 とバルーン 1 2 7 との間に直列で連結されたセンサ 3 6 0 の圧力を監視することによって達成される。センサ 3 6 0 における所望の圧力が、少なくとも所定の時間にわたり 6 0 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 3 5 4 が閉じられたままとなり、バルーン 1 2 7 の膨張が完了したとみなされ、指示灯 3 8 6 が連続的に点灯される。バルーン 1 2 7 の膨張が完了した後でも、センサ 3 6 0 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 3 5 4 を開いて、バルーン 1 2 7 における圧力を最大にすることができる。

10

**【 0 0 8 6 】**

図 7 D に見られるように、バルーン 1 0 8 の収縮は、操作者が足ペダル 3 8 0 を押し、バルーン 1 0 8 の収縮を開始するための信号を制御装置 3 2 3 ( 図 6 A ~ 図 6 C ) に送ることによって生じる。指示灯 3 8 2 が消され、真空指示灯 3 7 0 が点滅を開始する。バルーン弁 3 5 4 が、閉じられる。通常 2 1 0 ミリ秒である所定の継続時間後に、ピストン 3 3 6 は、フランジ 3 3 8 が周囲圧力バルーン状態センサ 3 4 2 に隣接するようにモータ 3 4 6 によって位置決めされ、バルーン弁 3 5 4 が開かれる。これは、図 6 B に示す状態である。

**【 0 0 8 7 】**

この段階で、ピストン 3 3 6 は、ほぼ周囲圧力である。ピストン 3 3 6 は次いで、フランジ 3 3 8 が収縮バルーン状態センサ 3 4 0 に隣接するように、モータ 3 4 6 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。

20

**【 0 0 8 8 】**

バルーン 1 0 8 の収縮は、センサ 3 6 0 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 3 6 0 における所望の圧力が、負の高さである - 1 0 0 ミリバールに到達すると、バルーン弁 3 5 4 が閉じられ、バルーン 1 0 8 の収縮が完了したとみなされ、指示灯 3 7 0 が連続的に点灯される。バルーン 1 0 8 の収縮が完了した後でも、センサ 3 6 0 は、バルーン 1 0 8 内の圧力を監視し続ける。

**【 0 0 8 9 】**

バルーン 1 2 7 の収縮は、操作者が足ペダル 3 8 4 を押し、バルーン 1 2 7 の収縮を開始するための信号を制御装置 3 2 3 ( 図 6 A ~ 図 6 C ) に送ることによって生じる。指示灯 3 8 6 が消され、真空指示灯 3 7 2 が点滅を開始する。バルーン弁 3 5 4 が、閉じられる。通常 2 1 0 ミリ秒である所定の継続時間後に、ピストン 3 3 6 は、フランジ 3 3 8 が周囲圧力バルーン状態センサ 3 4 2 に隣接するようにモータ 3 4 6 によって位置決めされ、バルーン弁 3 5 4 が開かれる。これは、図 6 B に示す状態に相当する状態である。

30

**【 0 0 9 0 】**

この段階で、ピストン 3 3 6 は、ほぼ周囲圧力である。ピストン 3 3 6 は次いで、フランジ 3 3 8 が収縮バルーン状態センサ 3 4 0 に隣接するように、モータ 3 4 6 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。

**【 0 0 9 1 】**

バルーン 1 2 7 の収縮は、センサ 3 6 0 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 3 6 0 における所望の圧力が、負の高さである - 1 0 0 ミリバールに到達すると、バルーン弁 3 5 4 が閉じられ、バルーン 1 2 7 の収縮が完了したとみなされ、指示灯 3 7 2 が連続的に点灯される。バルーン 1 2 7 の収縮が完了した後でも、センサ 3 6 0 は、バルーン 1 2 7 内の圧力を監視し続ける。

40

**【 0 0 9 2 】**

パネル 1 1 9 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、ここでは参照番号 3 9 0 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。

**【 0 0 9 3 】**

50

次に、図 8 を参照する。図 8 は、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の、単純化された図である。図 1 A および図 1 B 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 1 2 0 (図 1 A) を取り付けするための可撓性バンド取付けアセンブリ 4 0 0、および内視鏡ツール操作器アセンブリ 4 1 0 を含む。

【0094】

次に、図 9 A および図 9 B を参照する。図 9 A および図 9 B はそれぞれ、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、可撓性バンド 1 2 0 を取り付けの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 9 A および図 9 B に見られるように、可撓性バンド取付けアセンブリ 4 0 0 は、  
10  
ヒンジを有するほぼ円柱形の取付けバンドホルダ 4 2 0 を備える。このバンドホルダ 4 2 0 は、第 1 の部分 4 2 2 および第 2 の部分 4 2 4 を備え、それらは、1 つまたは複数のヒンジ 4 2 6 によって互いにヒンジ付けされており、図 9 A および図 9 B 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。この中空体はほぼ楕円形の断面を有し、第 1 の部分 4 2 2 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 4 3 0 を有する。

【0095】

可撓性バンド取付けアセンブリ 4 0 0 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 4 3 2 を備える。可撓性バンド巻取および伸張器要素 4 3 2 は、バンドホルダ 4 2 0 上に可撓性バンドを取り付ける間にバンドホルダ 4 2 0 が上に載る、シャフト部分 4 3 4 を備える。可撓性バンド巻取および伸張器要素 4 3 2 は、好ましくは、  
20  
周方向に先細になる端部 4 3 5 を備え、端部 4 3 5 は、ほぼ円柱形の可撓性バンド巻取部分 4 3 6 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 4 3 8 があり、好ましくはバンドホルダ 4 2 0 と同じ断面構成を有する中間部分 4 4 0 がそれに続く。

【0096】

次に、可撓性バンドホルダ 4 2 0 への可撓性バンド 1 2 0 の装填の単純化された図である、図 1 0 A ~ 図 1 0 H を参照する。図 1 0 A は、ここでは参照番号 4 4 2 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 4 4 4 が先細部分 4 3 8 に当接し、その後方端部 4 4 6 が自由となるように、部分 4 3 6 上を摺動させられる。図 1 0  
30  
B は、通常手でその端部 4 4 4 に向かって丸められる、バンド 4 4 2 の後方端部を示す。図 1 0 C は、完全に丸められ、要素 4 3 2 の部分 4 3 6 と 4 3 8 との間の接合部に配置された、バンド 4 4 2 を示す。図 1 0 D は、先細部分 4 3 8 上で丸められ、伸張させられ、中間部分 4 4 0 上に配置された後のバンド 4 4 2 を示す。図 1 0 E は、最初の 1 つの可撓性バンド保持スロット 4 3 0 上に位置決めされた、図 1 0 D では参照番号 4 4 8 で示される丸められたバンド 4 4 2、ならびに丸められるのを待つ別のバンド 1 2 0 を示す。

【0097】

図 1 0 F は、保持スロット 4 4 8 の後方にある可撓性バンド保持スロット 4 3 0 上に別々に位置決めされた、さらなる丸められたバンド 4 5 0、ならびに丸められるのを待つ別のバンド 1 2 0 を示す。図 1 0 G は、丸められたバンド 4 5 0 がその全ての可撓性バンド保持スロット 4 3 0 に完全に装填された、可撓性バンドホルダ 4 2 0 を示す。図 1 0 H は、  
40  
可撓性バンド巻取および伸張器要素 4 3 2 のシャフト部分 4 3 4 からの、完全に装填された可撓性バンドホルダ 4 2 0 の摺動可能な取外しを示す。

【0098】

次に、図 1 1 A、図 1 1 B、図 1 1 C、図 1 1 D、図 1 1 E、図 1 1 F、図 1 1 G、図 1 1 H、図 1 1 I、図 1 1 J、図 1 1 K、および図 1 1 L を参照する。これらは、丸められた可撓性バンド 4 5 0 の可撓性バンドホルダ 4 2 0 からの取外しの単純化された図、ならびに、内視鏡 1 0 4、チューブ 1 1 6、チューブ 1 2 6、および外部チューブ 1 2 2 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 4 5 0 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 9 9 】

図 1 1 A に見られるように、装填された可撓性バンドホルダ 4 2 0 は、チューブ 1 1 6 および 1 2 6 の近位端の外側に配置される。図 1 1 B は、チューブ 1 1 6 および 1 2 6 上にある、装填された可撓性バンドホルダ 4 2 0 を示す。図 1 1 C は、内視鏡 1 0 4 の遠位端 1 4 4 のすぐ前方の位置にある、チューブ 1 1 6 および外部チューブ 1 2 2 の上の装填された可撓性バンドホルダ 4 2 0 を示し、外部チューブ 1 2 2 を通ってチューブ 1 2 6 が延びる。図 1 1 D は、可撓性バンドホルダ 4 2 0 内を通された、内視鏡 1 0 4 の遠位端 1 4 4 を示す。図 1 1 E は、内視鏡 1 0 4、チューブ 1 1 6、および外部チューブ 1 2 2 上にある、装填された可撓性バンドホルダ 4 2 0 を示し、外部チューブ 1 2 2 を通ってチューブ 1 2 6 が延びる。図 1 1 F は、スリーブ 1 1 0 ( 図 1 A ) の中央内腔 1 1 1 内に挿入され、バンド 1 4 6 によって定位置に固定された、内視鏡 1 0 4 の遠位端 1 4 4 を示す。

10

## 【 0 1 0 0 】

図 1 1 G は、内視鏡 1 0 4 の遠位端 1 4 4 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 4 2 0 を示す。図 1 1 H は、バンドホルダ 4 2 0 から内視鏡 1 0 4 ならびにチューブ 1 1 6 および 1 2 2 上へと転がし出された、参照番号 4 5 2 で示される丸められた可撓性バンド 4 5 0 の最初の 1 つを示す。図 1 1 I は、部分的に巻出されたバンド 4 5 2 を示し、図 1 1 J は、所望の位置で完全に巻出され、内視鏡 1 0 4 ならびにチューブ 1 1 6 および 1 2 2 をまとめて保持するバンド 4 5 2 を示す。図 1 1 K は、内視鏡 1 0 4 ならびにチューブ 1 1 6 および 1 2 2 をまとめて保持する、別のバンド 1 2 0 の位置決めを示し、図 1 1 L は、内視鏡 1 0 4 ならびにチューブ 1 1 6 および 1 2 2 をまとめて保持する、全ての可撓性バンド 1 2 0 の配置と、可撓性バンドホルダ 4 2 0 のヒンジによる開放と、内視鏡 1 0 4 ならびにチューブ 1 1 6 および 1 2 2 からの、可撓性バンドホルダ 4 2 0 の取外しとを示す。

20

## 【 0 1 0 1 】

チューブ 1 1 6 および 1 2 2 などのチューブを、バンド 1 2 0 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 1 0 4 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。

## 【 0 1 0 2 】

チューブ 1 1 6 および 1 2 6 を、端部のない連続的な円周を有する伸縮可能バンド 1 2 0 によって内視鏡 1 0 4 に取り付けることができ、バンド 1 2 0 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 1 0 4 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。

30

## 【 0 1 0 3 】

次に、内視鏡ツール駆動アセンブリ 4 1 0 ( 図 8 ) の単純化された組立図および分解図である、図 1 2 A および 1 2 B を参照する。内視鏡ツール駆動アセンブリ 4 1 0 は、チューブ 1 2 6 とともに図 1 2 A および図 1 2 B に示されており、チューブ 1 2 6 は、チューブ 1 2 2 を通って延び、その近位端 1 2 4 から出る。

## 【 0 1 0 4 】

図 1 2 A および図 1 2 B に見られるように、内視鏡ツール駆動アセンブリ 4 1 0 は、好ましくは、ヒンジで一体化された細長クランプ 5 0 0 を備え、クランプ 5 0 0 は、横方向スロット 5 0 1 によって部分的に長手方向に分岐させられ、チューブ 1 2 2 に係合する固定されたチューブ係合部分 5 0 2 および選択可能なチューブ締付け部分 5 0 4 となり、チューブ締付け部分 5 0 4 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 1 2 6 を締め付ける。

40

## 【 0 1 0 5 】

クランプ 5 0 0 の固定されたチューブ係合部分 5 0 2 は、1 対の細長い先細壁部 5 1 0 および 5 1 2 を備え、壁部 5 1 0 および 5 1 2 は、一体に形成された細長ヒンジ 5 1 4 から外向きに延び、それとともに細長凹部 5 1 6 を画成し、細長凹部 5 1 6 は、チューブ 1 2 2 の近位端 1 2 4 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。

## 【 0 1 0 6 】

50

クランプ 5 0 0 の選択的なチューブ締付け部分 5 0 4 は、1 対の細長い先細壁部 5 2 0 および 5 2 2 を備え、壁部 5 2 0 および 5 2 2 は、それぞれの壁部 5 1 0 および 5 1 2 と一体に形成され、スロット 5 0 1 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 5 2 4 から外向きに延び、ヒンジ 5 1 4 と一体に形成され、それとともに細長凹部 5 2 6 を画成し、凹部 5 2 6 は、チューブ 1 2 6 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 5 1 6 とおおよび細長凹部 5 2 6 との間に、ショルダ 5 2 7 が画成される。

#### 【0107】

好ましくは、先細壁部 5 1 0 および 5 1 2 は、その隅部に保持開口 5 2 8 が形成され、保持開口 5 2 8 は、係止部材 5 3 2 上に形成された対応する突起 5 3 0 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 5 1 0 および 5 1 2 は、図 1 2 A に示すように、凹部 5 1 4 内へのチューブ 1 2 2 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 1 2 2 および 1 2 6 の挿入、ならびに先細壁部 5 1 0 と 5 1 2 の間への係止部材 5 3 2 の係止挿入の後に、突起 5 3 0 が開口 5 2 8 に係合するように、図 1 2 B 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 1 2 B に示す内視鏡ツール駆動アセンブリ 4 1 0 の動作向きでは、先細壁部 5 2 0 および 5 2 2 は、チューブ 1 2 6 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 1 2 6 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。

10

#### 【0108】

次に、図 1 A および図 1 B 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 1 3 A、図 1 3 B、図 1 3 C、図 1 3 D、図 1 3 E、図 1 3 F、および図 1 3 G を参照する。

20

#### 【0109】

図 1 3 A は、内視鏡 1 0 4、チューブ 1 1 6、チューブ 1 2 6、外部チューブ 1 2 2、管状スリーブ 1 1 0、前方カラー要素 1 4 0、および補助内視鏡アセンブリ 1 0 6 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。

#### 【0110】

図 1 3 B、図 1 3 C、および図 1 3 D はともに、可撓性内視鏡アセンブリの屈曲を示す。図 1 3 B 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 1 2 2 の遠位端 1 2 9 は通常、ここでは L 1 で示される第 1 の大きさだけ、ばね 1 3 0 内に延びることが分かる。ばね 1 3 0 は通常、図 1 3 B におけるその左側が内腔 1 3 2 に入り、図 1 3 B におけるその右側が内腔 1 3 2 を出ることが分かる。このことは、図 1 A の断面 A - A に明確に見られる。

30

#### 【0111】

図 1 3 C 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 1 2 2 の遠位端 1 2 9 が通常、L 1 より通常大きい、ここでは L 2 で示される第 2 の大きさだけ、ばね 1 3 0 内に延びることが分かる。ばね 1 3 0 は通常、図 1 3 B におけるその右側が内腔 1 3 2 に入り、図 1 3 B におけるその右側が内腔 1 3 2 を出ることにも分かる。

40

#### 【0112】

図 1 3 D 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 1 2 2 の遠位端 1 2 9 が通常、L 1 より通常大きい、ここでは L 3 で示される第 3 の大きさだけ、ばね 1 3 0 内に延びることが分かる。ばね 1 3 0 は通常、図 1 3 B におけるその左側が内腔 1 3 2 に入り、図 1 3 B におけるその右側が内腔 1 3 2 を出ることにも分かる。

#### 【0113】

内視鏡 1 0 4 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 1 2 2 の遠位端 1 2 9 が摺動してばね 1 3 0 を出ることを妨げるために、L 1 は十分大きいことを理解されたい。たとえば、L 1 は、2 ~ 4 センチメートルの範囲とすることができる。

#### 【0114】

50

L 1の大きさは、外部チューブ 1 2 2をバンド 1 2 3 (図 1 A)により、チューブ 1 1 6に取り付けることによって固定される。

外部チューブ 1 2 2の遠位端 1 2 9をばね 1 3 0内に摺動可能に位置決めすること、ならびに、ばね 1 3 0が管状アセンブリ 1 1 0の鞍型内腔 1 3 2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 1 3 Cおよび図 1 3 Dに示す生体内動作中などの内視鏡 1 0 4の屈曲に対する、管状アセンブリ 1 1 0、外部チューブ 1 2 2、およびばね 1 3 0の抵抗が、低減され、またはなくなることを理解されたい。

【 0 1 1 5 】

図 1 3 Eは、全体的に図 1 3 D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 1 0 8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 4 1 0は、チューブ 1 2 2の近位端 1 2 4に対してあらかじめ位置決めされるが、チューブ 1 2 6を締め付けないことが分かる。近位端 1 2 4は、D 1で示される長さだけ、クランプ 5 0 0内に延びる。

【 0 1 1 6 】

図 1 3 Fは、を示す。全体的に図 1 3 Dおよび図 1 3 Eに示すように構成されるが、内視鏡ツール 1 2 8およびバルーン 1 2 7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 1 2 2の近位端 1 2 4が、ショルダ 5 2 7に係合し、クランプ 5 0 0内でD 1より長いD 2で示される長さまで延びることが分かる。

【 0 1 1 7 】

図 1 3 Eおよび図 1 3 Fの動作向き間の移行は、好ましくは、操作者がチューブ 1 2 2を片手で保持し、クランプ 5 0 0の選択的なチューブ締め付け部分 5 0 4を圧迫して、チューブ 1 2 6と締め付け係合させることによって実行される。使用者は、クランプ 5 0 0を使用して、チューブ 1 2 6をチューブ 1 2 2に対して相対的に前方に押し、それにより内視鏡ツール 1 2 8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。

【 0 1 1 8 】

図 1 3 Gは、全体的に図 1 3 Fに示すように構成されるが、内視鏡ツール 1 2 8を小腸に係留係合させるためにバルーン 1 2 7が膨張させられた、可撓性内視鏡アセンブリを示す。

【 0 1 1 9 】

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 】

【 0 1 2 0 】

【 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。

【 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。

【 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。

【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。

【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。

【図 10 G】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 H】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 11 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 11 B】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 11 C】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 11 D】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 11 E】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 11 F】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 11 G】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 11 H】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 11 I】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

20

30

40

50

【図 1 1 J】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 1 1 K】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 1 1 L】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 1 2 A】図 1 A および図 1 B 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。

【図 1 2 B】図 1 A および図 1 B 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 1 3 A】図 1 A および図 1 B 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 1 3 B】図 1 A および図 1 B 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 1 3 C】図 1 A および図 1 B 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 1 3 D】図 1 A および図 1 B 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 1 3 E】図 1 A および図 1 B 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。

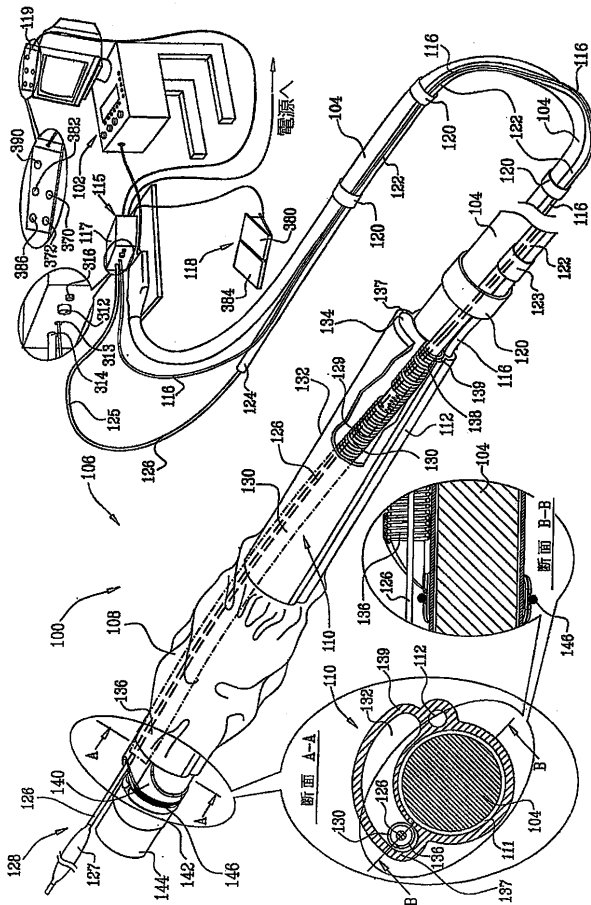
【図 1 3 F】図 1 A および図 1 B の可撓性内視鏡システムの動作を示す単純化された図である。

【図 1 3 G】図 1 A および図 1 B 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。

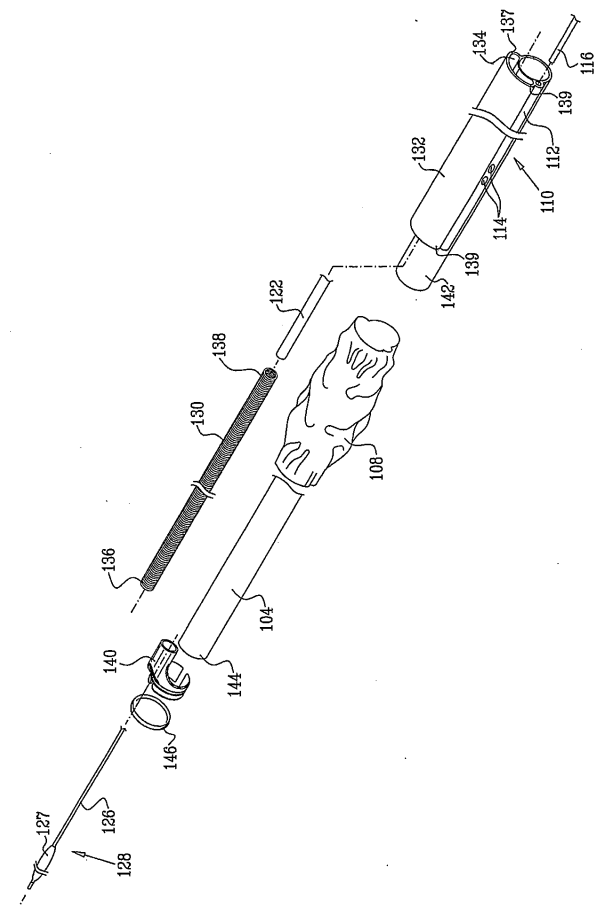
10

20

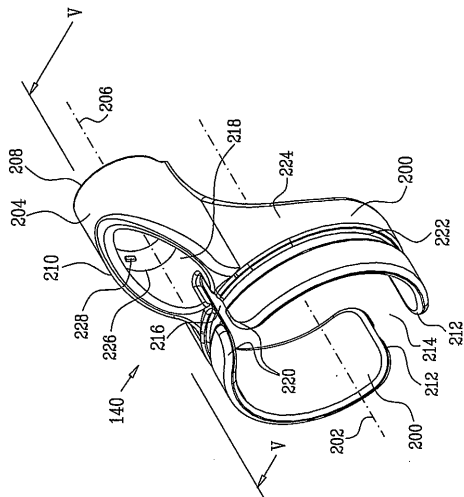
【図 1 A】



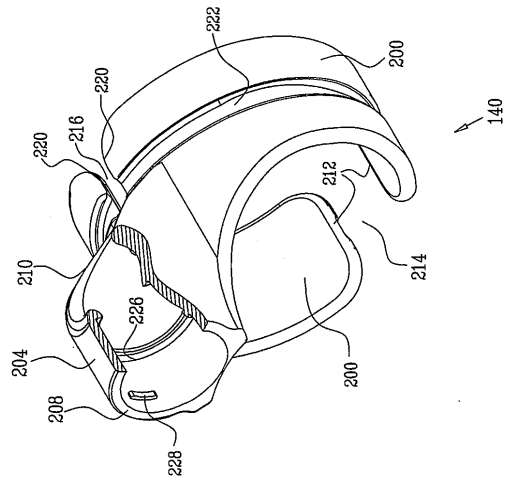
【図 1 B】



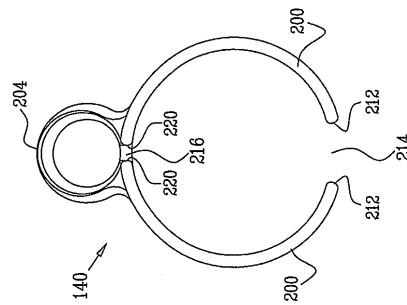
【図 2】



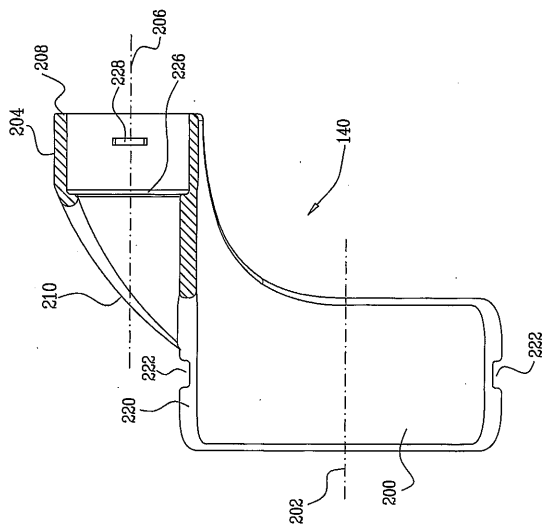
【図 3】



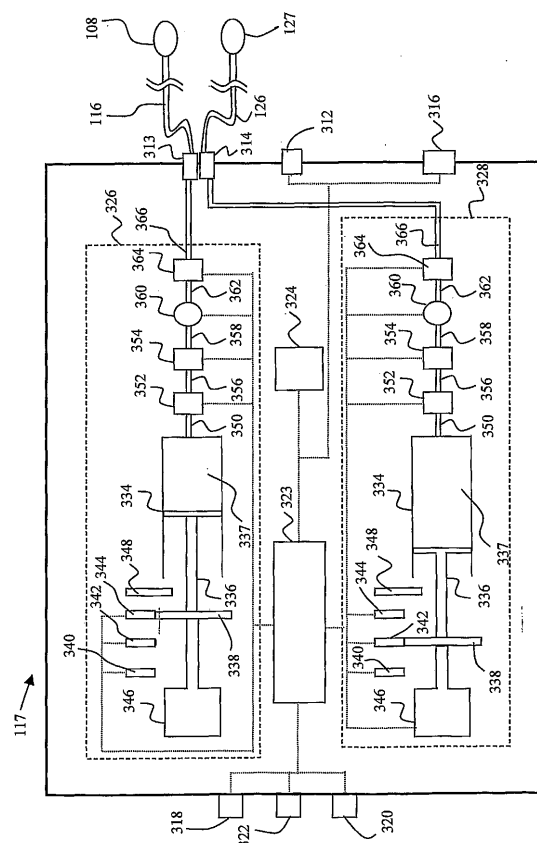
【図 4】



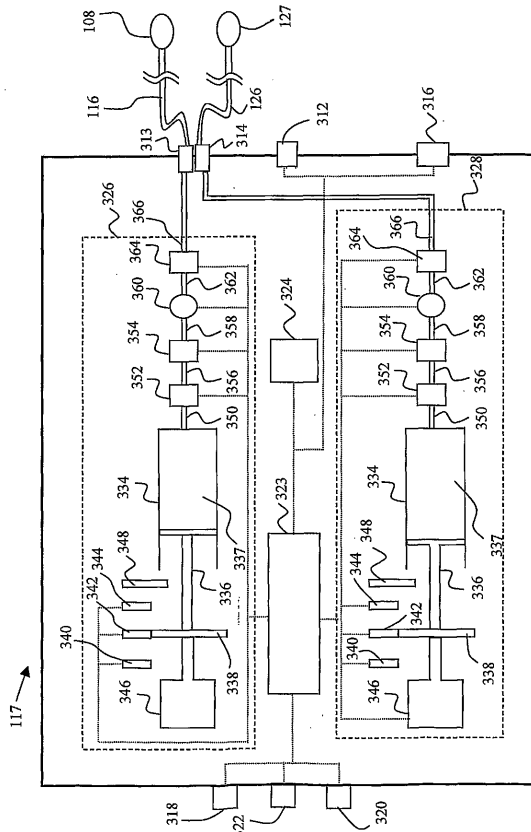
【図 5】



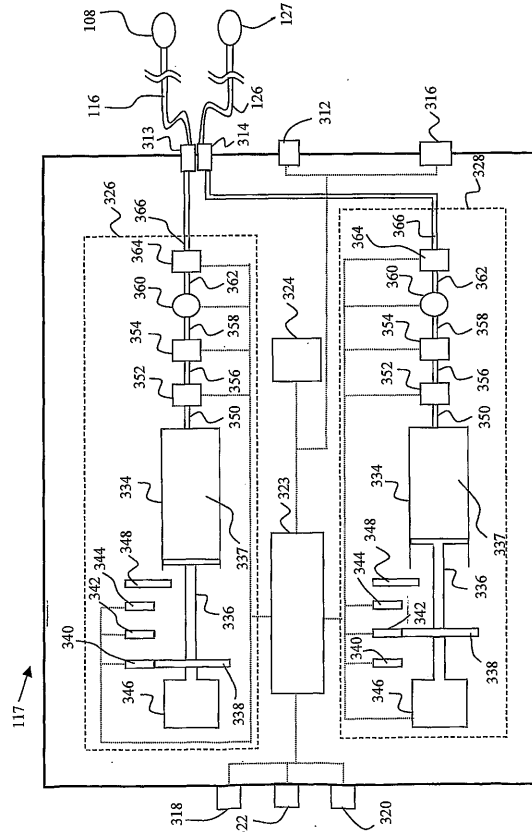
【図 6 A】



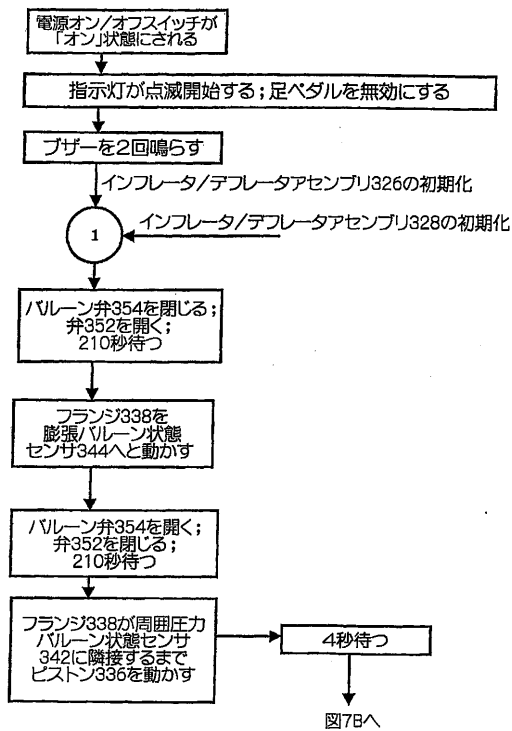
【図 6 B】



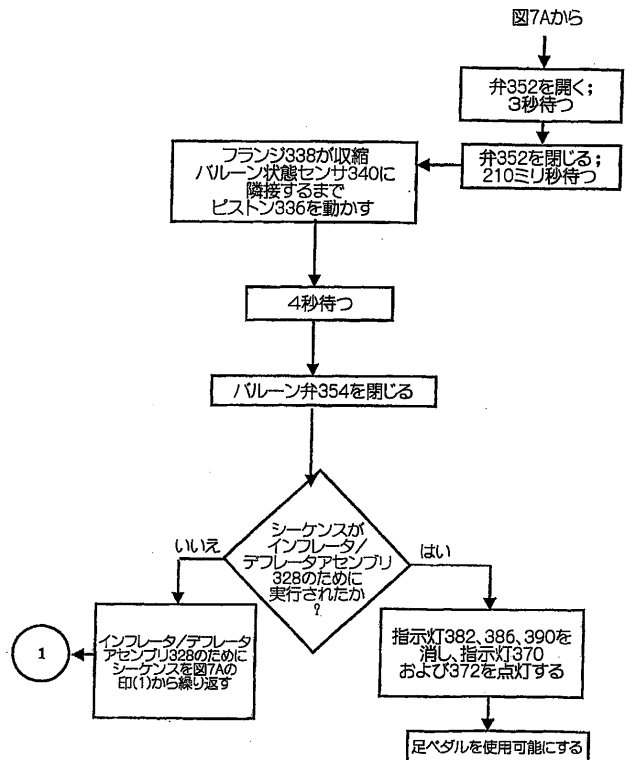
【図 6 C】



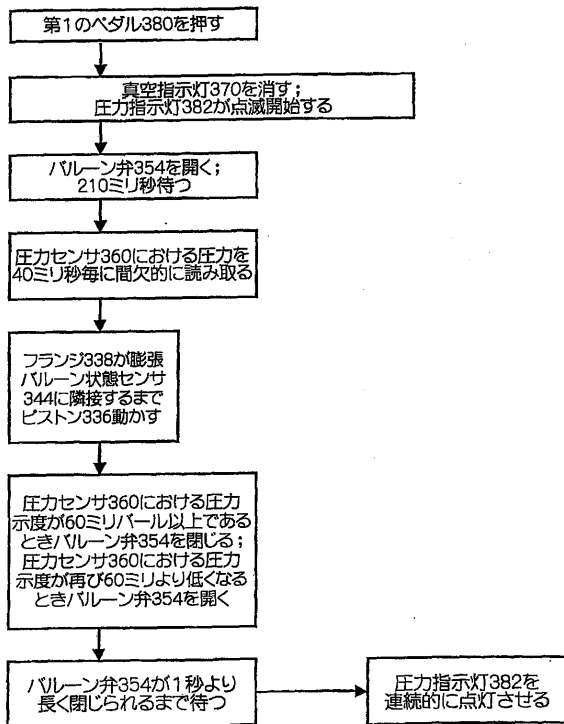
【図 7 A】



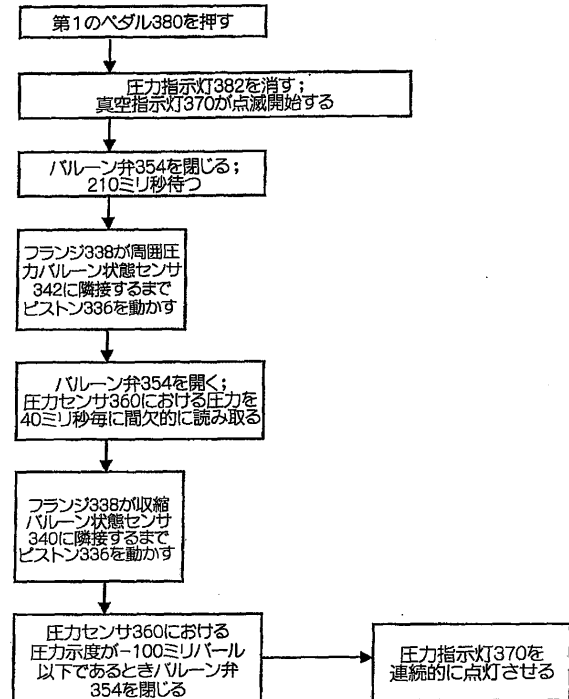
【図 7 B】



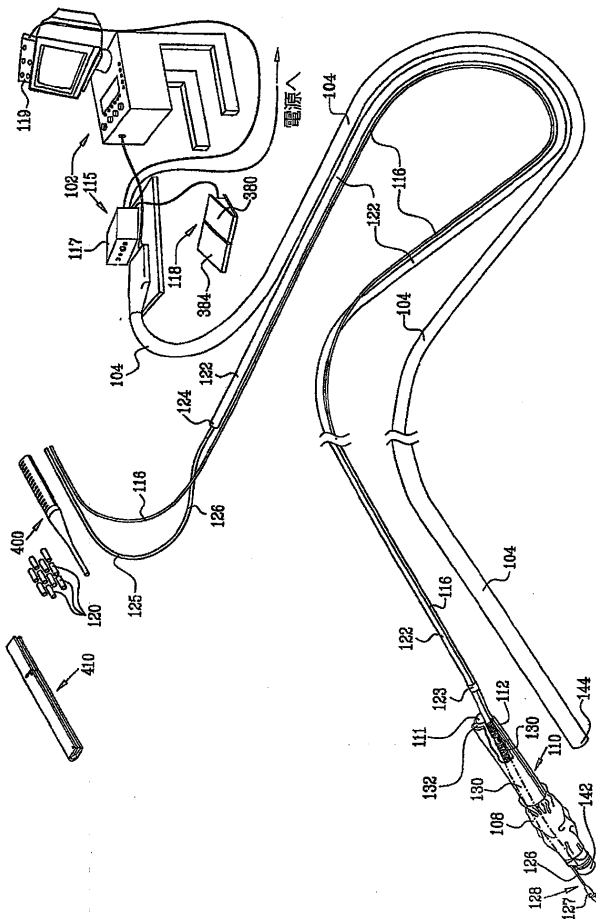
【図 7 C】



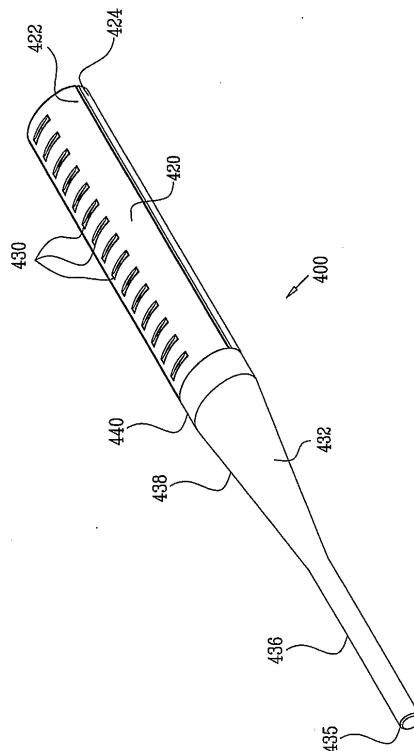
【図 7 D】



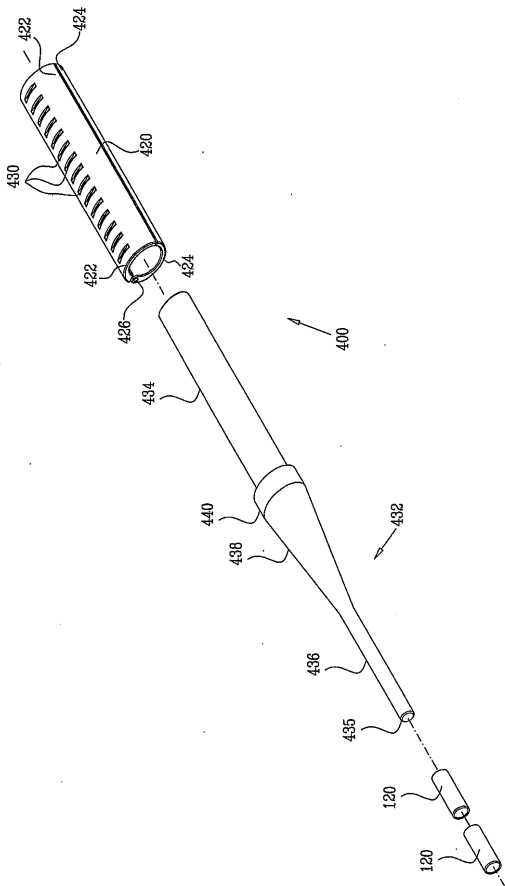
【図 8】



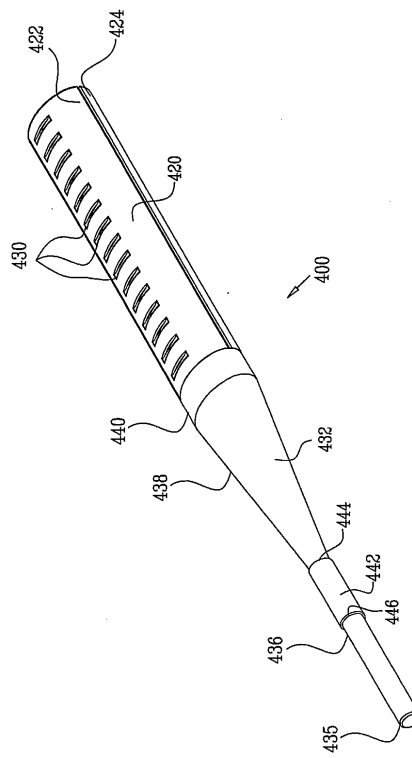
【図 9 A】



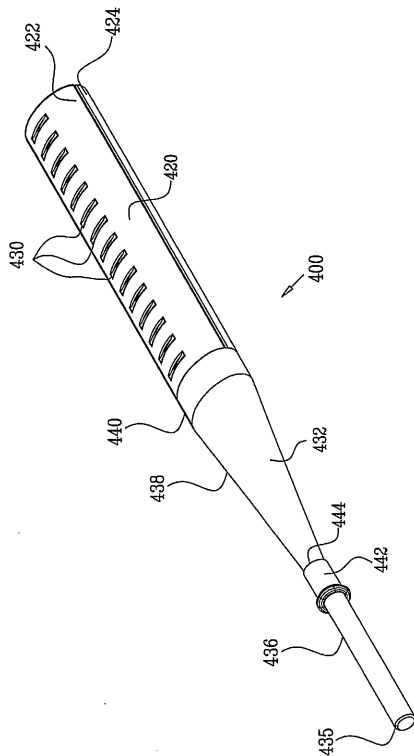
【図 9 B】



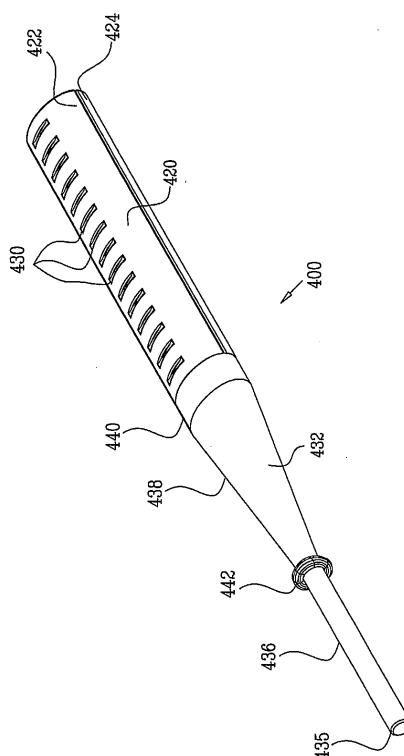
【図 10 A】



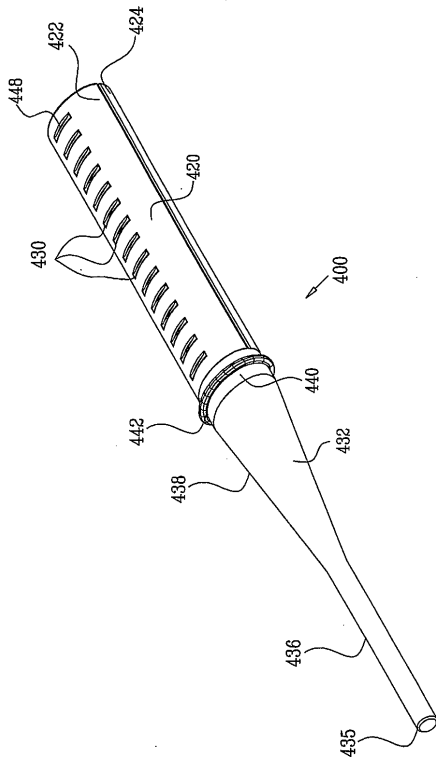
【図 10 B】



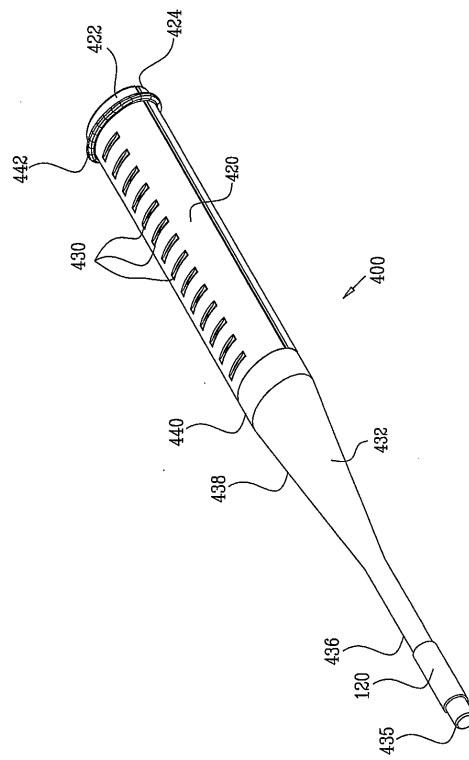
【図 10 C】



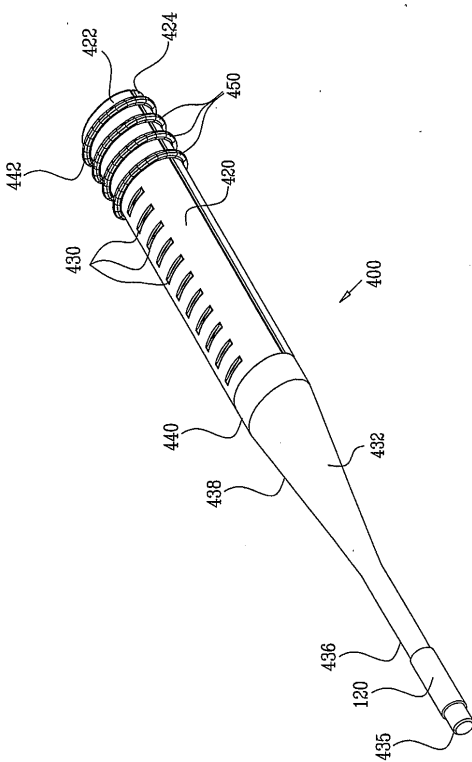
【図 10 D】



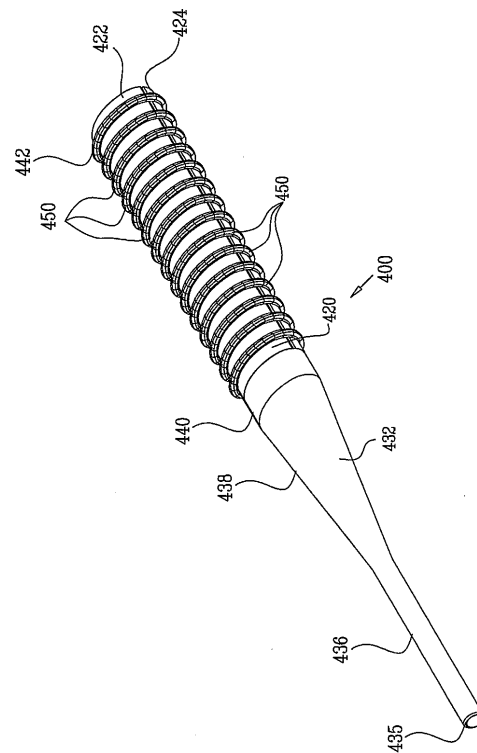
【図 10 E】



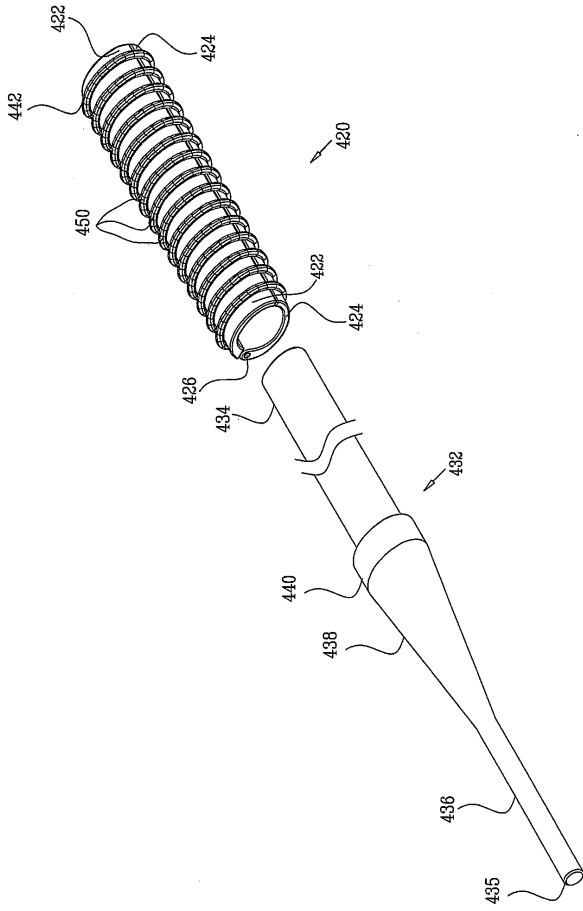
【図 10 F】



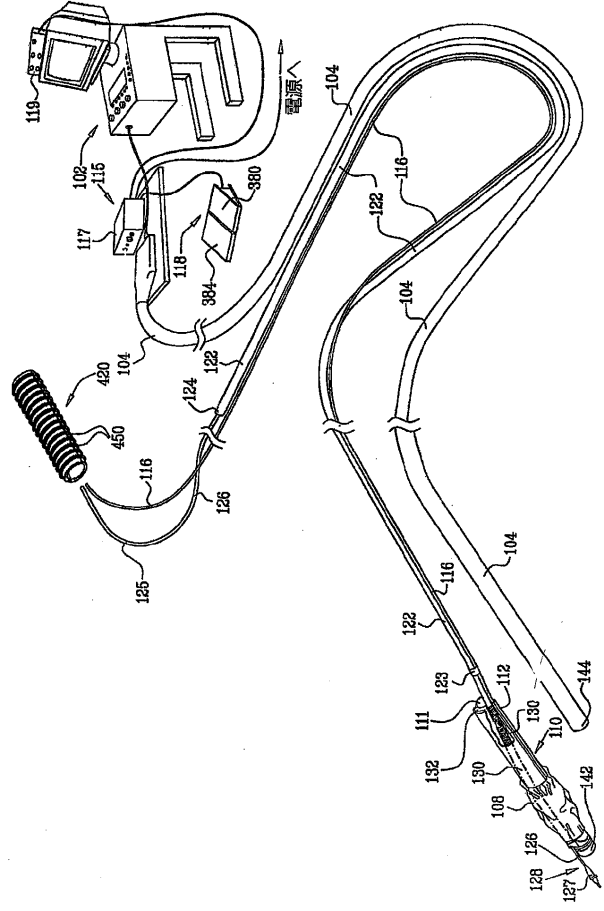
【図 10 G】



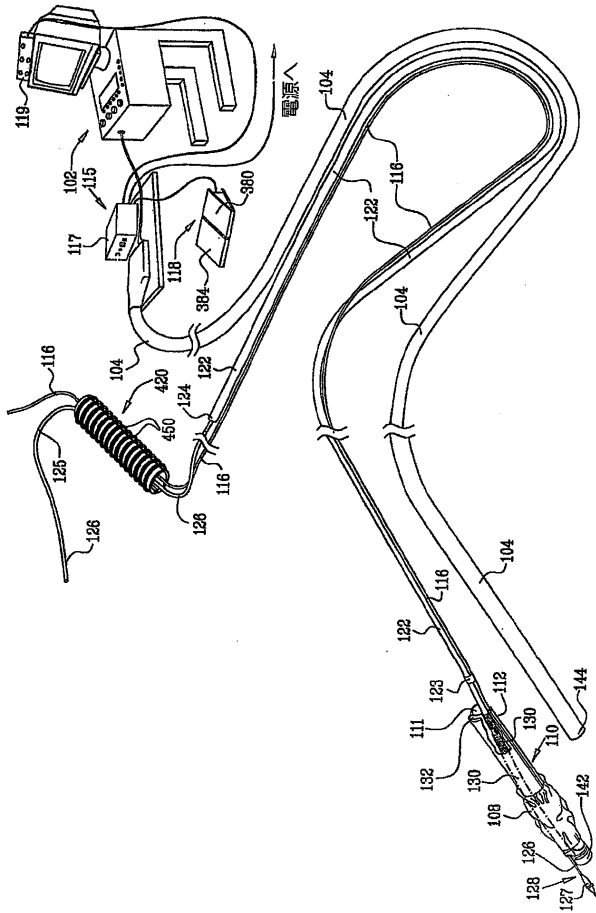
【図 10 H】



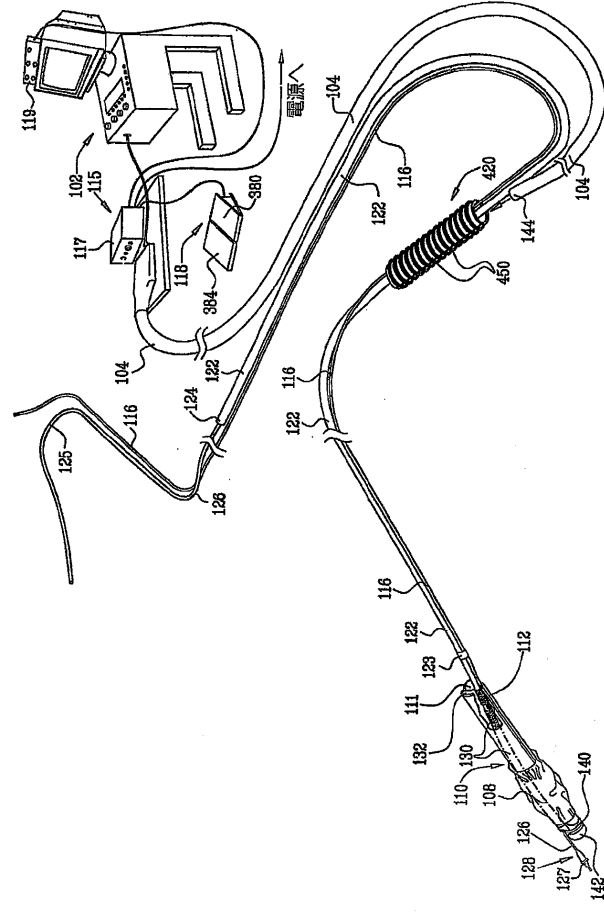
【図 11 A】



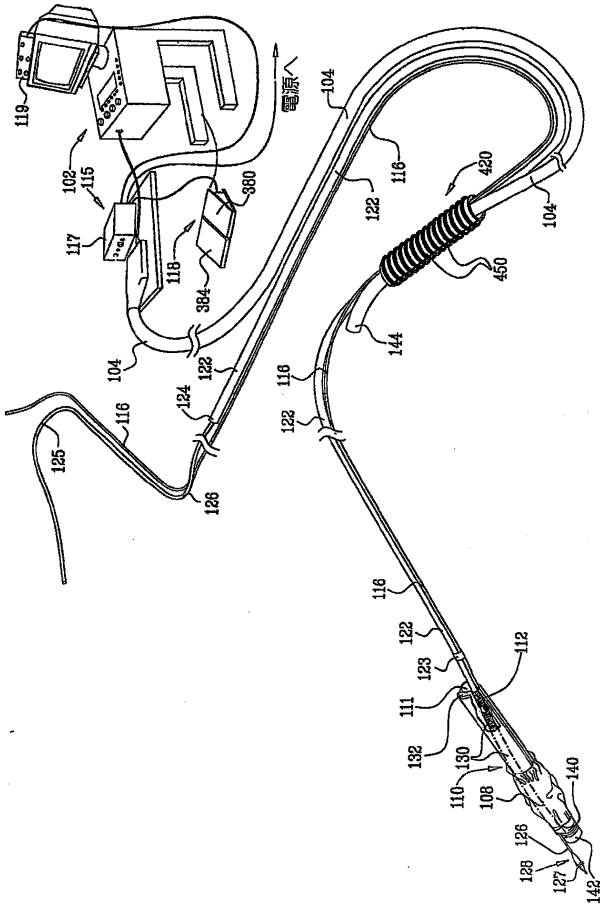
【図 11 B】



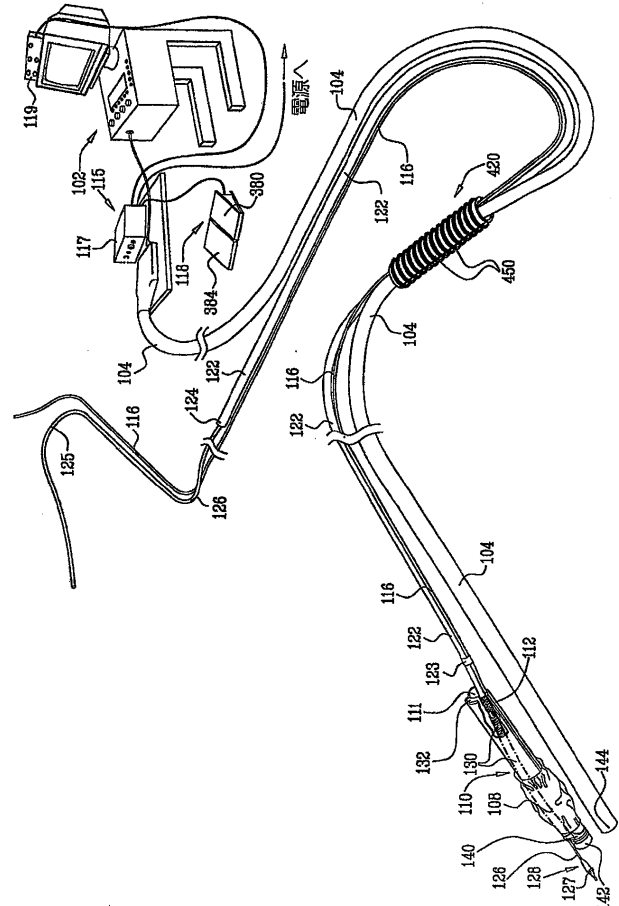
【図 11 C】



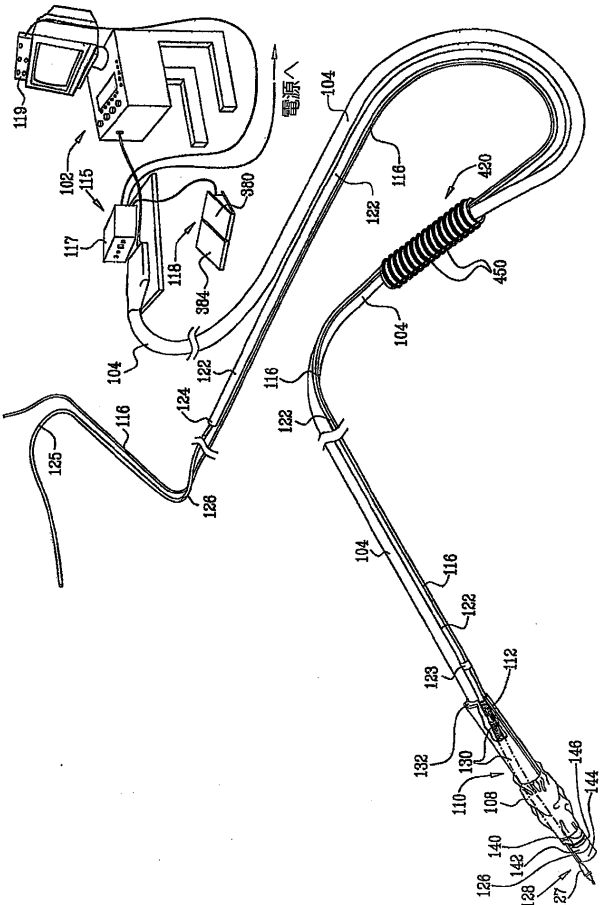
【図 11D】



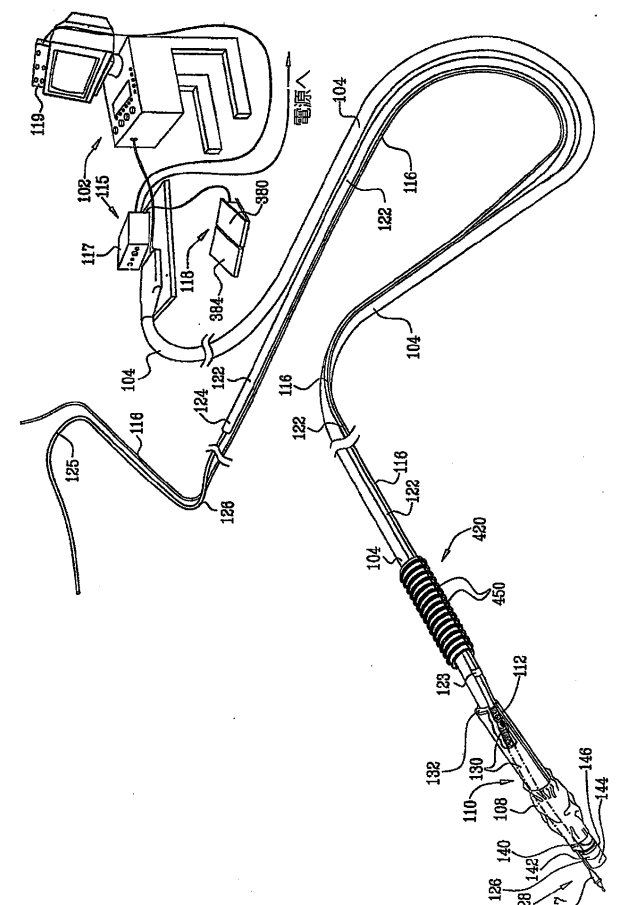
【図 11E】



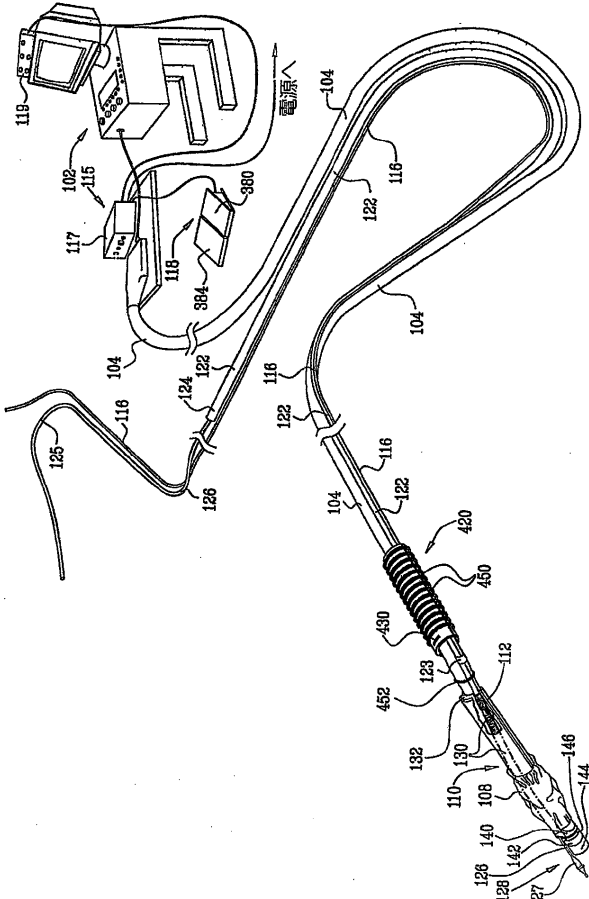
【図 11F】



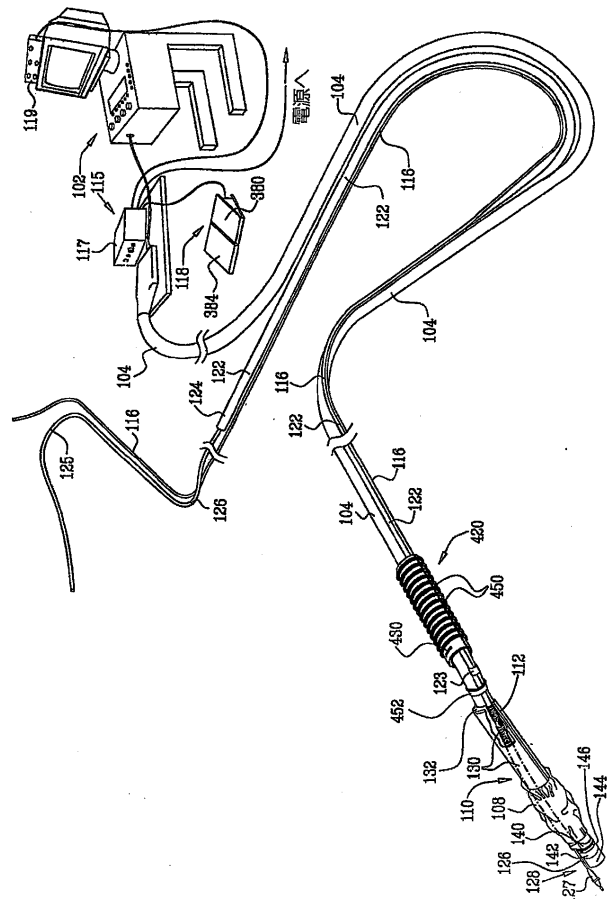
【図 11G】



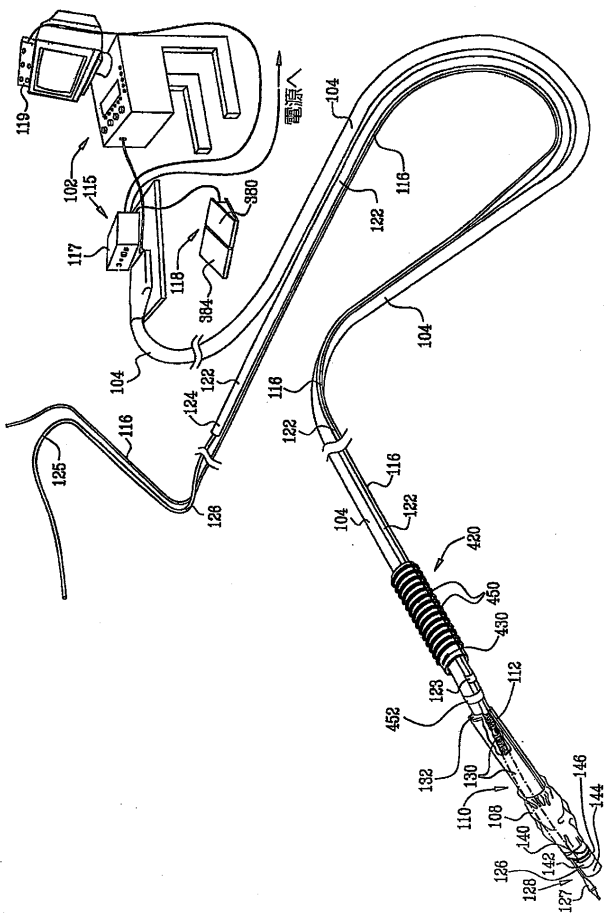
【図 11 H】



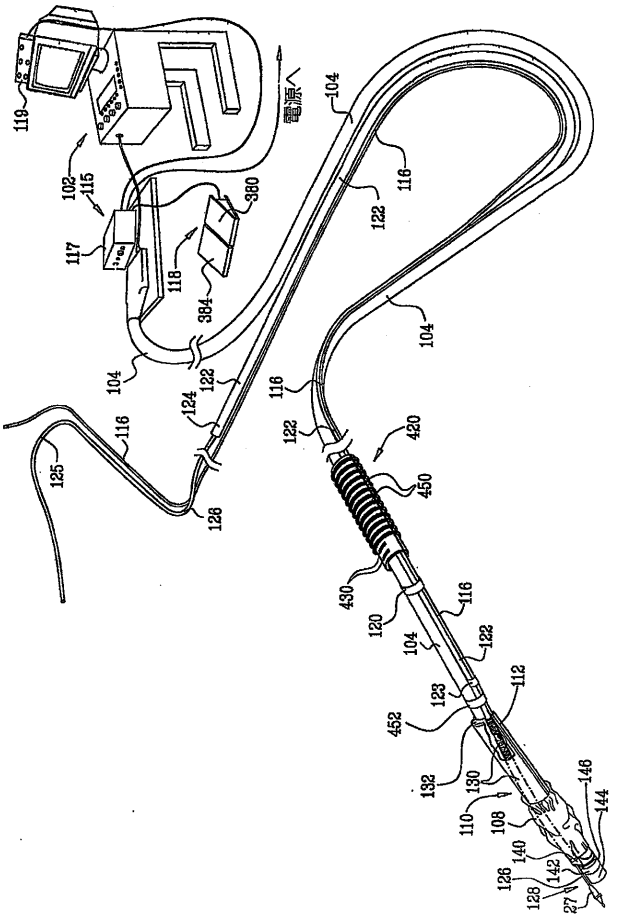
【図 11 I】



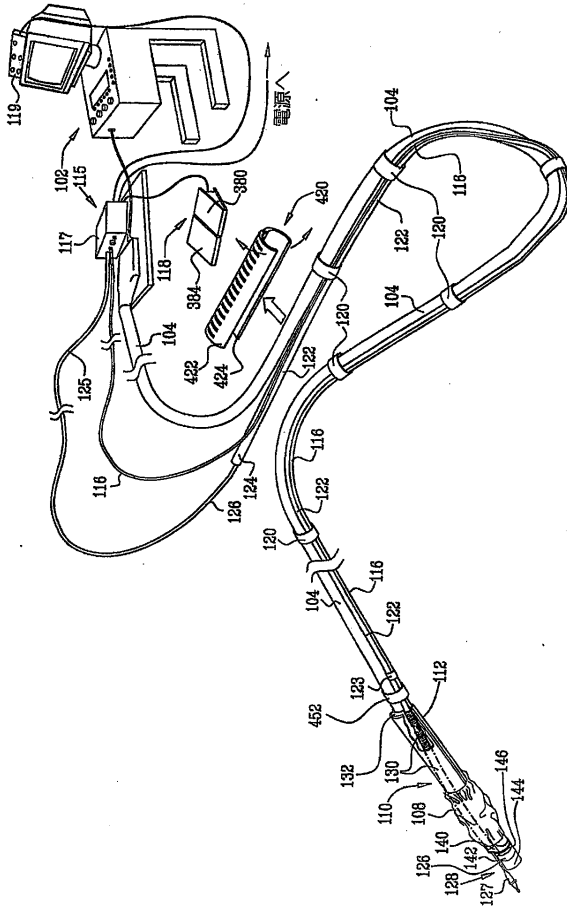
【図 11 J】



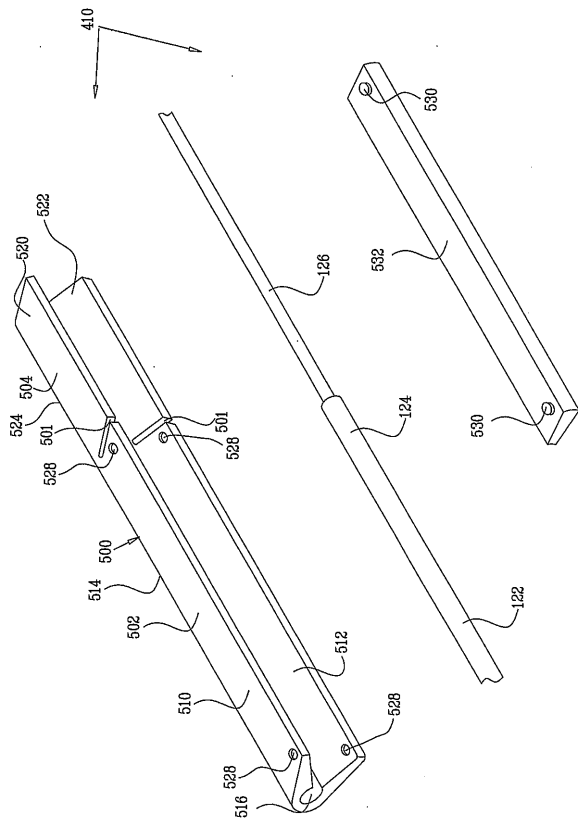
【図 11 K】



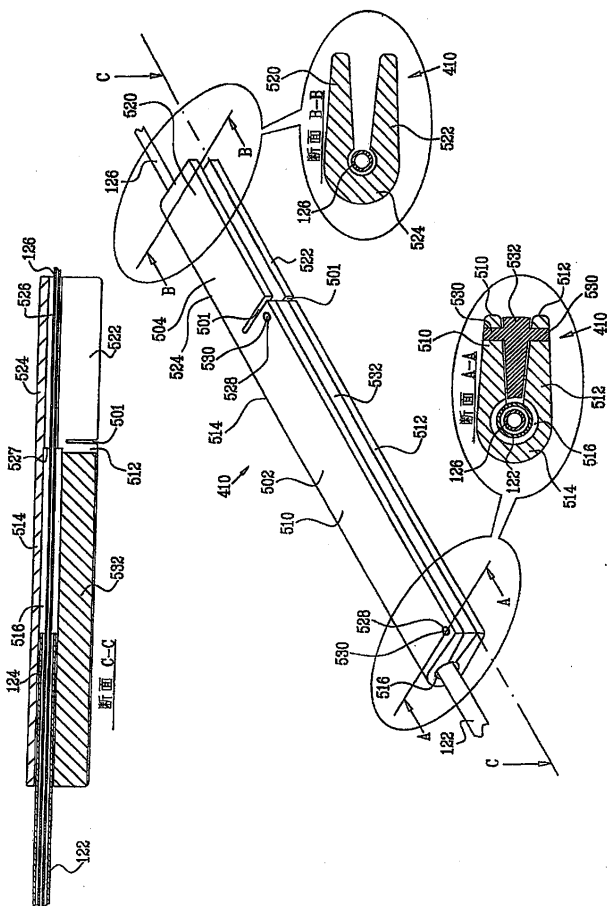
【図 11 L】



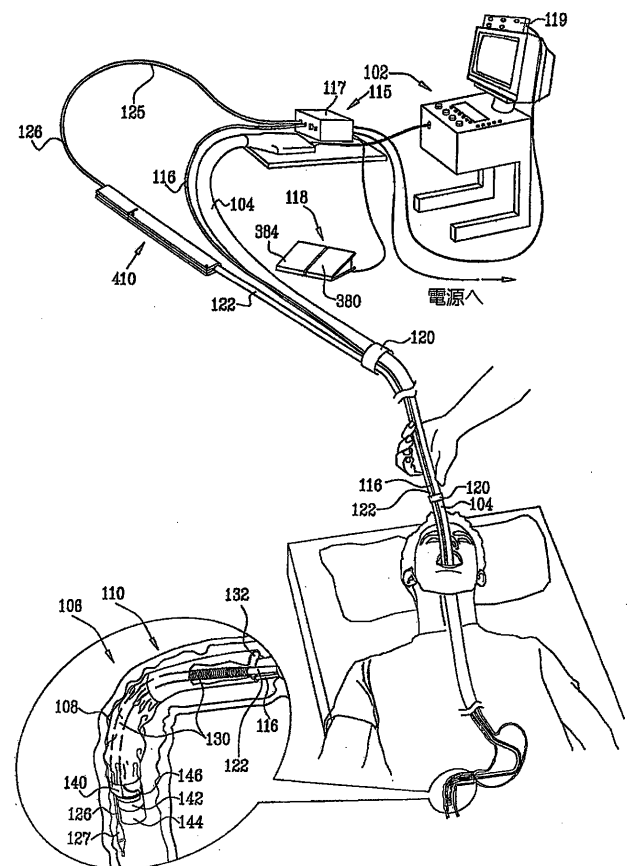
【図 12 A】



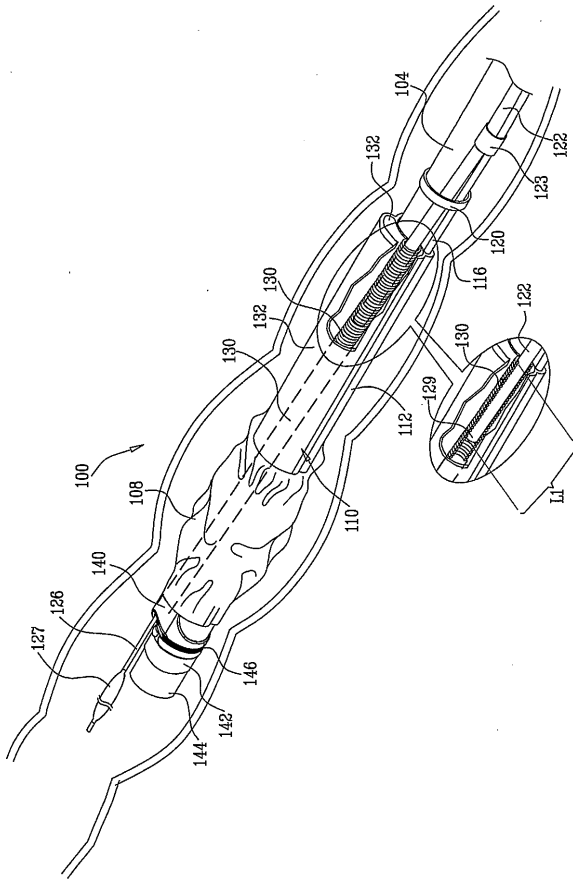
【図 12 B】



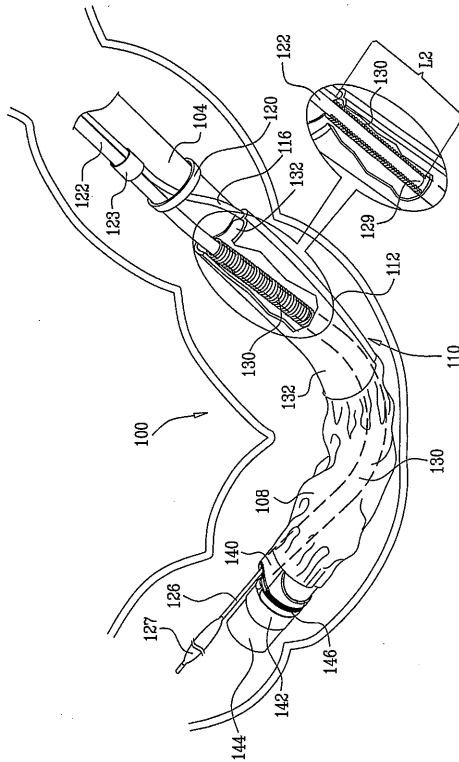
【図 13 A】



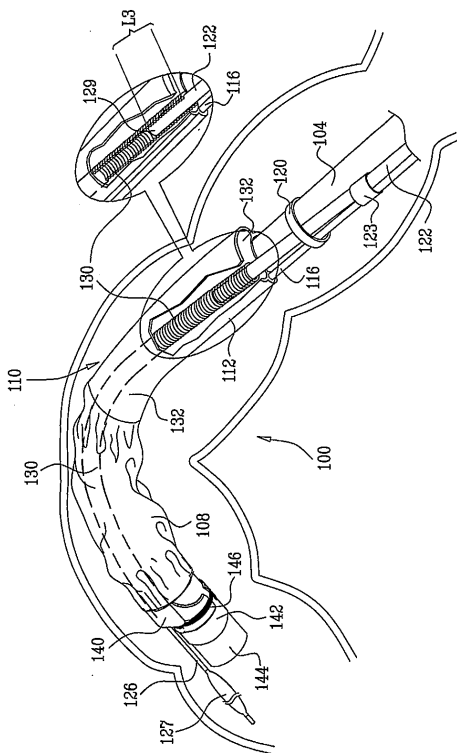
【図 13 B】



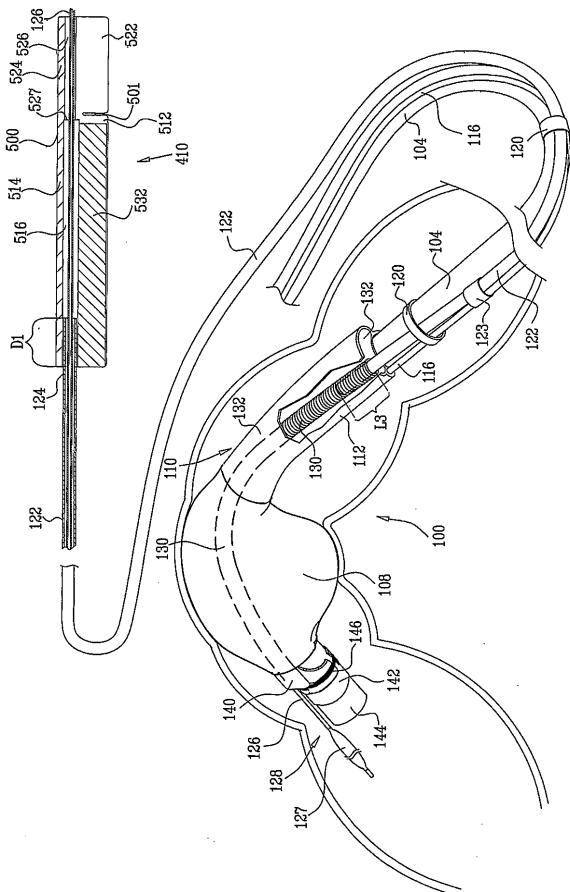
【図 13 C】



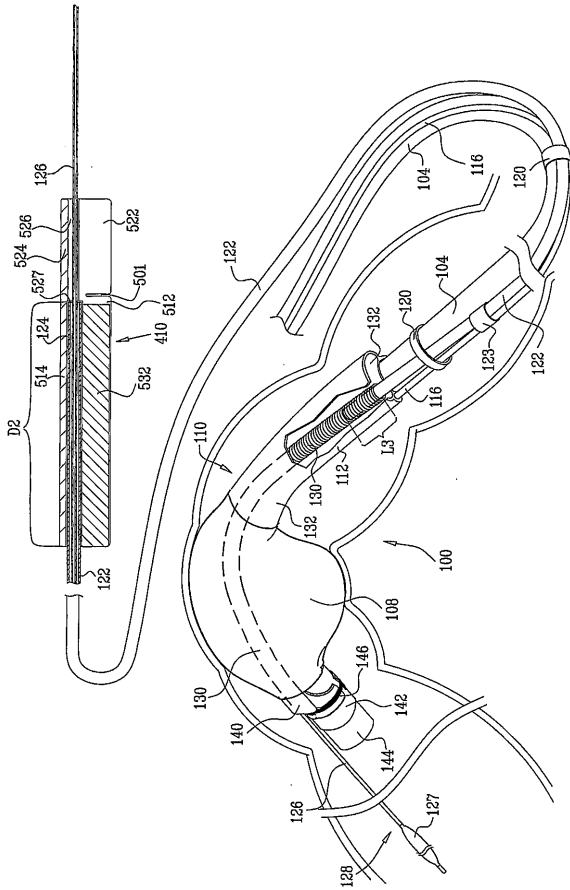
【図 13 D】



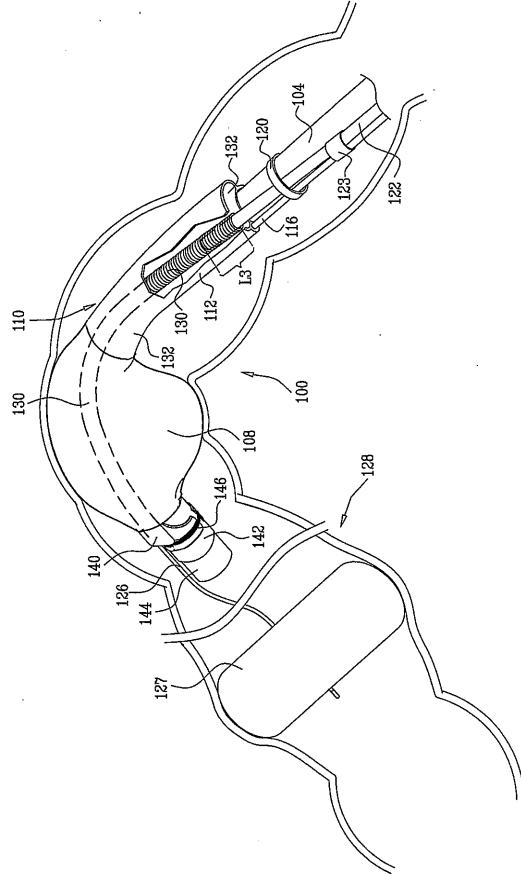
【図 13 E】



【図 13 F】



【図 13 G】



---

フロントページの続き

(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

|                |                                                                                                                                                                |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 辅助内窥镜组装                                                                                                                                                        |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2016052526A</a>                                                                                                                                  | 公开(公告)日 | 2016-04-14 |
| 申请号            | JP2015207008                                                                                                                                                   | 申请日     | 2015-10-21 |
| [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                                                                                                                                                     |         |            |
| [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 G02B23/24                                                                                                                                             |         |            |
| 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          | A61B1/00.320.C G02B23/24.A A61B1/00.334.D A61B1/00.650 A61B1/01.513 A61B1/018.515                                                                              |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA21 2H040/DA15 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/GA11 4C161/GG25                                                                                              |         |            |
| 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         | JP6225153B2                                                                                                                                                    |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                      |         |            |

# 摘要(译)

提供了一种改进的内窥镜组件。与内窥镜104一起使用的柔性辅助内窥镜组件，其中，辅助内窥镜组件安装在内窥镜的远端部分上的不同位置。如上所述构造的细长元件122和细长通道130。细长通道接收细长元件的一部分，所接收的细长元件构造具有可变的长度，细长元件和细长通道中的至少一个是柔性的且可变的。长度根据内窥镜的弯曲程度而变化。具有大致鞍形横截面134的内腔132的宽度大于细长通道130的直径，内腔132的宽度足够大以允许细长通道130在内腔132的宽度内弯曲。[选型图]图1A

|              |                              |          |                     |
|--------------|------------------------------|----------|---------------------|
| (21) 出願番号    | 特願2015-207008 (P2015-207008) | (71) 出願人 | 506272769           |
| (22) 出願日     | 平成27年10月21日 (2015.10.21)     |          | スマート・メディカル・システムズ・リミ |
| (62) 分割の表示   | 特願2012-183550 (P2012-183550) |          | テッド                 |
| 原出願日         | 平成19年5月17日 (2007.5.17)       |          | イスラエル国 43663 ラアナ, ヘ |
| (31) 優先権主張番号 | 60/801,057                   | (74) 代理人 | 100140109           |
| (32) 優先日     | 平成18年5月18日 (2006.5.18)       |          | 弁理士 小野 新次郎          |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                      | (74) 代理人 | 100075270           |
| (31) 優先権主張番号 | 60/801,058                   |          | 弁理士 小林 泰            |
| (32) 優先日     | 平成18年5月18日 (2006.5.18)       | (74) 代理人 | 100101373           |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                      |          | 弁理士 竹内 茂雄           |
| (31) 優先権主張番号 | 60/801,093                   | (74) 代理人 | 100118902           |
| (32) 優先日     | 平成18年5月18日 (2006.5.18)       |          | 弁理士 山本 修            |
| (33) 優先権主張国  | 米国 (US)                      |          |                     |