

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6467018号  
(P6467018)

(45) 発行日 平成31年2月6日(2019.2.6)

(24) 登録日 平成31年1月18日(2019.1.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 17/062 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/062

請求項の数 14 (全 50 頁)

(21) 出願番号 特願2017-209720 (P2017-209720)  
 (22) 出願日 平成29年10月30日 (2017.10.30)  
 (62) 分割の表示 特願2016-176727 (P2016-176727)  
 原出願日 平成24年5月7日 (2012.5.7)  
 (65) 公開番号 特開2018-30008 (P2018-30008A)  
 (43) 公開日 平成30年3月1日 (2018.3.1)  
 審査請求日 平成29年10月30日 (2017.10.30)  
 (31) 優先権主張番号 61/483,679  
 (32) 優先日 平成23年5月8日 (2011.5.8)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 61/495,970  
 (32) 優先日 平成23年6月11日 (2011.6.11)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 510009511  
 アポロ エンドサージェリー, インコーポ  
 レイティド  
 アメリカ合衆国, テキサス 78746,  
 オースティン, サウス キャピタル オブ  
 テキサス ハイウェイ 1120, スイ  
 ート 300, ビルディング 1  
 (74) 代理人 100099759  
 弁理士 青木 篤  
 (74) 代理人 100123582  
 弁理士 三橋 真二  
 (74) 代理人 100141081  
 弁理士 三橋 康良  
 (74) 代理人 100147555  
 弁理士 伊藤 公一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】内視鏡縫合システム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

内視鏡と共に使用され前記内視鏡の器具チャネルを介して挿入される大きさを持つ針捕捉装置であって、前記針捕捉装置が、

- a ) 近位端と遠位端とを有する可撓性管状部材と、
- b ) 近位端と遠位端とを有する可撓性シャフトであって、前記シャフトが前記管状部材を貫通する、可撓性シャフトと、
- c ) 前記シャフト及び管状部材を相互に対し長手方向に変位するための近位ハンドルと、

を備え、

前記針捕捉装置は、

- d ) 前記可撓性管状部材の前記遠位端に固定された近位端と、遠位端とを有するハウジングと、

e ) 前記ハウジング内の3つの剛性管状部材であって、

- i ) 前記可撓性管状部材の前記遠位端に固定された近位端と、前記ハウジングの前記遠位端に固定された遠位端と、外側管状体の内部へ向かって塑性変形した少なくとも1つの連結タブと、前記外側管状体の内部へ向かって塑性変形したラッチタブと、前記ラッチタブから近位方向へ変位しつつ前記外側管状体の内部へ延びるラッチ解除タブとを有する剛性外側管状部材であって、前記ラッチ解除タブを半径方向外向きに弾性的に移動させることによって前記ラッチタブを半径方向外向きに変位できる、剛性外側管状部材と、

10

20

i i ) 前記外側管状部材内に同軸的に設置された剛性中間管状部材であって、前記中間管状部材が、前記可撓性シャフトの前記遠位端に固定された近位端と、遠位端と、前記近位端と遠位端との間に延在する壁と、前記近位端と前記遠位端との間の前記壁に形成された少なくとも1つの長手方向に延びるスロットと、を有する、剛性中間管状部材と、

i i i ) 前記中間管状部材内に同軸的に設置された剛性内側管状部材であって、前記内側管状部材が、遠位端と近位端とを有し、少なくとも1つの連結スロットを形成する、剛性内側管状部材と、

を含み、

前記中間管状部材の前記少なくとも1つの長手方向に延びるスロットの各々が、前記内側管状部材の前記少なくとも1つの連結スロットの長さより長く、

10

前記少なくとも1つの連結タブが塑性変形して前記中間管状部材の前記少なくとも1つの長手方向へ延びるスロットを通過して前記少なくとも1つの連結スロットの中へ延びて、前記外側管状部材に対して前記内側管状部材の位置を固定し、

前記中間管状部材が、前記近位ハンドルの操作に反応して前記外側及び内側管状部材に対して長手方向へ変位可能であり、前記外側管状部材内で前記中間管状部材を長手方向に遠位へ変位させるための前記近位ハンドルの操作によって、前記中間管状部材の一部が前記ラッチ解除タブを半径方向外向きに弾性的に移動させて、前記ラッチタブを半径方向外向きに変位させる、

3つの剛性管状部材と、

を備える、ことを特徴とする、

20

針捕捉装置。

#### 【請求項2】

前記可撓性管状部材が外径を有し、前記ハウジングが、前記可撓性管状部材の前記外径よりも大きい外径を有することを特徴とする、請求項1に記載の針捕捉装置。

#### 【請求項3】

前記ハウジングが、外面と、前記外面の周りに放射状に配列されたライトとスペースの交互の配列体を含むことを特徴とする、請求項1に記載の針捕捉装置。

#### 【請求項4】

前記ハウジングが2組の前記ライト及びスペースを含み、第1組が前記ハウジングの前記遠位端に設置され、第2組が前記ハウジングの前記近位端に設置されることを特徴とする、請求項3に記載の針捕捉装置。

30

#### 【請求項5】

さらに、

鋭利先端部と前記先端部に近接する捕捉凹部とを有する針と、前記針に固定された一端を有する縫合糸とを含む、外科用針アセンブリを備え、

前記針アセンブリが、前記先端部を先頭とする向きで前記ハウジングの中へ導入されるとき、前記針の先端部が前記内側管状部材の前記遠位端内において中心に配置され、

前記中間管状部材が前記外側管状部材内で相対的に近位に変位するとき、前記ラッチタブが前記捕捉凹部に係合して、前記ハウジングに対して前記針を保持し、

前記中間管状部材が前記外側管状部材内で相対的に遠位に変位するとき、前記ラッチタブが前記捕捉凹部から外れる、

40

ことを特徴とする、請求項1に記載の針捕捉装置。

#### 【請求項6】

さらに、

鋭利先端部と前記先端部に近接する捕捉凹部とを有する針と、前記針に固定された一端を有する縫合糸とを含む、外科用針アセンブリを備え、

前記針アセンブリが、前記先端部を先頭とする向きで前記ハウジングの中へ導入されるとき、前記針の先端部が、前記内側管状部材の前記遠位端内において中心に配置され、

前記ハウジングが、外面と、前記外面の周りに放射状に配列されたライトとスペースの交互の配列体を含み、前記スペースの幅が、前記スペースを長手方向に貫通する縫合糸

50

を受け入れる大きさを持つ、  
ことを特徴とする、請求項 1 に記載の針捕捉装置。

【請求項 7】

外科用針と共に使用される内視鏡針交換システムであって、  
a ) 近位端と、円周を形成する遠位端と、第 1 直径及び遠位端を持つ器具チャネルとを有する内視鏡であって、前記内視鏡が、体外から操作しながら哺乳類の体内の自然孔の中へ挿入されるサイズを持つ、内視鏡と、  
b ) 針捕捉装置と、  
を備え、  
前記針捕捉装置は、

10  
i ) 近位端と遠位端とを有する可撓性管状部材と、  
i i ) 近位端と遠位端とを有する可撓性シャフトであって、前記シャフトが前記管状部材を貫通する、可撓性シャフトと、  
i i i ) 前記シャフト及び管状部材を相互に対し長手方向へ変位するための近位ハンドルと、  
i v ) 前記可撓性管状部材の前記遠位端に固定された近位端と、遠位端と、内部と、外面と、前記外面の周りに放射状に配列されたフライ特及びスペースの交互の配列体とを有するハウジングであって、前記ハウジングを前記器具チャネルと同軸の向きにするように前記フライ特が前記器具チャネルの前記遠位端内にぴったりと受け入れられる寸法を持つ、ハウジングと、  
v ) 前記可撓性シャフトに連結された第 1 要素と前記可撓性管状部材に連結された第 2 要素とを有する、前記ハウジングの前記内部内の捕捉機構であって、前記第 1 及び第 2 要素の第 1 形態において、前記捕捉機構が提供される前記針を前記器具チャネルの前記遠位端の中に受け入れ前記針を保持し、前記第 1 及び第 2 要素の第 2 形態において、前記捕捉機構が前記針を前記器具チャネルから解除する、捕捉機構と、  
を備えることを特徴とする、  
内視鏡針交換システム。

【請求項 8】

前記第 2 形態において、前記第 1 及び第 2 要素が前記第 1 形態に対し長手方向に変位することを特徴とする、請求項 7 に記載の針交換システム。

【請求項 9】

前記捕捉機構が、  
A ) 前記可撓性管状部材の前記遠位端に固定された近位端と、前記ハウジングの前記遠位端に固定された遠位端と、外側管状体の内部へ向かって塑性変形した少なくとも 1 つの連結タブと、前記外科用針の捕捉凹部と係合するために前記外側管状体の内部へ向かって塑性変形したラッチタブと、前記ラッチタブから近位方向へ変位しつつ前記外側管状体の内部へ延びるラッチ解除タブとを有する剛性外側管状部材であって、前記ラッチ解除タブが半径方向外向きに弾性的に移動して、前記ラッチタブを半径方向外向きに変位させる、剛性外側管状部材と、

B ) 前記外側管状部材内に同軸的に設置された剛性中間管状部材であって、前記中間管状部材が、前記可撓性シャフトの前記遠位端に固定された近位端と、遠位端と、前記近位端と遠位端との間に延在する壁と、前記近位端と前記遠位端との間の前記壁に形成された少なくとも 1 つの長手方向に延びるスロットとを有する、剛性中間管状部材と、  
40

C ) 前記中間管状部材内に同軸的に設置された剛性内側管状部材であって、前記内側管状部材が近位端と遠位端を有し、少なくとも 1 つの連結スロットを形成する、剛性内側管状部材と、

を備え、

前記中間管状部材の前記少なくとも 1 つの長手方向に延びるスロットの各々が、前記内側管状部材の前記少なくとも 1 つの連結スロットの長さより長く、

前記少なくとも 1 つの連結タブが塑性変形して、前記中間管状部材の前記少なくとも 1 50

つの長手方向に延びるスロットを通過して前記少なくとも1つの連結スロットの中へ延びて、前記外側管状部材に対する前記内側管状部材の位置を固定しながら、前記近位ハンドルの操作に反応して前記中間管状部材が前記外側管状部材及び内側管状部材に対して長手方向へ変位できるようにし、

前記外側管状部材内において前記中間管状部材を長手方向に遠位へ移動させるための前記近位ハンドルの操作によって、前記中間管状部材の一部が前記ラッチ解除タブを半径方向外向きに弾性的に移動させて、前記ラッチタブを半径方向外向きに変位させる、

ことを特徴とする、

請求項7に記載の針交換システム。

【請求項10】

10

さらに、

鋭利先端部と前記先端部に近接する捕捉凹部を有する前記外科用針と、前記針に固定された一端を有する縫合糸とを備え、

前記針が先端部を先頭とする向きで前記ハウジングに導入されたとき、前記針の先端部が前記内側管状部材の前記遠位端内の中心に配置され、

前記ラッチタブを前記捕捉凹部から解除する、

ことを特徴とする、請求項9に記載の針交換システム。

【請求項11】

外科用針と共に使用される内視鏡針システムであって、

a)ハンドルを持つ近位端と、円周を形成する遠位端と、第1長さ及び第1直径を持つ器具チャネルと、を有する内視鏡であって、前記内視鏡が、体外から操作しながら、哺乳類の体内の自然孔の中へ挿入される大きさを持つ、内視鏡と、

20

b)針捕捉装置であって、

i)近位端と遠位端とを有する可撓性管状部材と、

ii)近位端と遠位端とを有する可撓性シャフトであって、前記シャフトが前記管状部材を貫通する、可撓性シャフトと、

iii)前記シャフト及び管状部材を相互に対して長手方向へ変位させるための近位ハンドルと、

を備える、針捕捉装置と、

を備え、

30

前記針捕捉装置が、更に、

iv)前記可撓性管状部材の前記遠位端に固定された近位端と、遠位端と、内部と、ハウジングが前記器具チャネルと同軸の向きになるように前記器具チャネルの前記遠位端内にぴったりと受け入れられる寸法を持つ外面と、を有する前記ハウジングと、

v)前記可撓性シャフトに連結された第1要素と前記可撓性管状部材に連結された第2要素とを有する、前記ハウジングの前記内部内の捕捉機構であって、前記第1及び第2要素が互いに同軸に配置されており、前記第1及び第2要素の第1形態において、前記捕捉機構が提供された前記針を前記器具チャネルの前記遠位端の中に受け入れ前記針を保持し、前記第1及び第2要素の第2形態において、前記捕捉機構が前記針を前記器具チャネルから解除する、捕捉機構と、

40

を備え、

前記可撓性シャフト及び前記可撓性管状部材の前記長さが、前記針捕捉装置が前記内視鏡の前記器具チャネルの中へ完全に挿入されたとき、前記器具チャネルの前記遠位端から突出することなく前記ハウジングの前記遠位端を前記器具チャネルの前記遠位端内に配置するように選択される、

ことを特徴とする、内視鏡針システム。

【請求項12】

前記ハウジングが、外面と、前記外面の周りに放射状に配列されたライト及びスペースの交互の配列体とを含むことを特徴とする、請求項11に記載の内視鏡針システム。

【請求項13】

50

さらに、

銳利先端部と前記先端部に近接する捕捉凹部を有する前記外科用針と、前記針に固定された一端を有する縫合糸と、

を備える、請求項 1 1 に記載の内視鏡針システム。

【請求項 1 4】

前記捕捉機構が、

A ) 前記可撓性管状部材の前記遠位端に固定された近位端と、前記ハウジングの前記遠位端に固定された遠位端と、外側管状体の内部へ向かって塑性変形した少なくとも 1 つの連結タブと、前記外科用針の捕捉凹部と係合するために前記外側管状体の内部へ向かって塑性変形したラッチタブと、前記ラッチタブから近位方向へ変位しつつ前記外側管状体の内部へ延びるラッチ解除タブとを有する剛性外側管状部材であって、前記ラッチ解除タブを半径方向外向きに弾性的に移動させることによって前記ラッチタブを半径方向外向きに変位できる、剛性外側管状部材と、

B ) 前記外側管状部材内に同軸的に設置された剛性中間管状部材であって、前記中間管状部材が、前記可撓性シャフトの前記遠位端に固定された近位端と、遠位端と、前記近位端と遠位端との間に延在する壁と、前記近位端と前記遠位端との間の前記壁に形成された少なくとも 1 つの長手方向に延びるスロットと、を有する、剛性中間管状部材と、

C ) 前記中間管状部材内に同軸的に設置された剛性内側管状部材であって、前記内側管状部材が、遠位端と近位端とを有し、少なくとも 1 つの連結スロットを形成する、剛性内側管状部材と、

を含み、

前記中間管状部材の前記少なくとも 1 つの長手方向に延びるスロットの各々が、前記内側管状部材の前記少なくとも 1 つの連結スロットの長さより長く、

前記少なくとも 1 つの連結タブが塑性変形して、前記中間管状部材の前記少なくとも 1 つの長手方向へ延びるスロットを通過して前記少なくとも 1 つの連結スロットの中へ延びて、前記外側管状部材に対して前記内側管状部材の位置を固定しながら、前記近位ハンドルの操作に反応して前記外側及び内側管状部材に対して前記中間管状部材が長手方向へ変位できるようにし、

前記外側管状部材内で前記中間管状部材を長手方向に遠位へ変位させるための前記近位ハンドルの操作によって、前記中間管状部材の一部が前記ラッチ解除タブを半径方向外向きに弾性的に移動させて、前記ラッチタブを半径方向外向きに変位させる、

ことを特徴とする、請求項 1 1 に記載の内視鏡針システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡その他の操作可能なガイド部材と共に自然孔から体内に挿入することができる手術装置に関する。本発明は、人間であるか否か及びその生死を問わずに哺乳動物の組織の縫合を行うために使用することができるが、これらに限定されるものではない。

【背景技術】

【0 0 0 2】

米国特許第 7,344,545 号（オリンパス株式会社）は、外科手術を行うための多くの実施形態を有する内視鏡縫合システムを開示している。この縫合システムは概して、第 1 及び第 2 のアームを有するアセンブリを含み、該第 1 及び第 2 のアームは、プッシュロッドにより作動可能であり、互いに回動接近しながら一方のアームが組織を捕捉し他方のアームが該組織に湾曲針を貫通させる。該システムはまた、湾曲針アームとの厳密な位置合わせを要する針回収部材を含む。このシステムは、厚い組織を捕捉する能力を備えるが、組織捕捉アームと針回収部材の配置とによりシステムがかさばり、内視鏡手術における使用を困難にしている。

【発明の概要】

10

20

30

40

50

**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

本発明は、開閉角度を大きくすることで針の大きな組織穿刺力を生み出す一方で送出しに適した小型形状を可能にする構造を有し、体内での組織の隣接縫合 (tissue approximation) や縫合等の外科手術を行う内視鏡手術装置を提供する。

**【課題を解決するための手段】****【0004】**

本発明の形態によれば、体外で操作しながら体内に手術を施すために使用される内視鏡手術装置が提供される。該手術装置は、体外での操作に用いる近位ハンドルアセンブリに連結される可撓性部材と、内視鏡の遠位端に係合するように構成される遠位キャップアセンブリとを有する。可撓性部材は、リンク機構に接続されており、キャップアセンブリに連結された針保持アームと針とを有する針アセンブリを組織を穿刺する方向及び組織から抜去する方向に移動させるように作動される。

**【0005】**

本発明の別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡手術システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは、少なくとも一つの固着された取付ブラケットを有する。可撓性構造を有する伝達部材は、体内に挿入される遠位端部を有し、ハンドルアセンブリに連結される近位部によって体外から操作することができる。プッシュロッドは、伝達部材の遠位端部に連結される。針保持アームを有する接続部材は、プッシュロッドに連結されると共に取付ブラケットに枢結される。取り外し可能な針は、針保持アームに接続され組織を穿刺するように構成される。プッシュロッドが伝達部材によって作動されると、接続部材は針保持アームを組織を穿刺する方向又は組織から抜去する方向に移動させる。細長い針捕捉装置は、内視鏡の器具チャネル内に配置されており、針を受容し捕捉するように構成される遠位端とハンドルアセンブリに連結される近位端とを有する。

**【0006】**

本発明の別の形態によれば、針先端部材と針基部部材とを有する取り外し可能な針アセンブリが提供される。針先端部材は、組織を穿刺するように構成される鋭利端と、針基部部材を受容する中空端とを有する。針先端部材は更に孔を含み、該孔は、中空端に隣接した壁を貫通する長手方向スロットの形状をとってもよく、該スロットより縫合糸を延在させるように構成される。針基部部材は、針先端部の中空端に係合するように構成される第1の端と、針保持アームに着脱可能に係合するように構成される第2の端とを有する。針基部部材は更に、針保持アームとの連結時に針基部が針保持アームに挿入される深さを制限する止め部材を含む。一定長さの縫合糸材を針アセンブリに固定し、針先端部材の中空端に隣接した孔を通過して同縫合糸材を延在させるように針先端部材と針基部部材の第1の端とが連結係合される。

**【0007】**

本発明のまた別の形態によれば、第1及び第2の端を有する針クリップアセンブリが提供され、該第1の端には組織を穿刺するための針先端部が配置され、該第2の端には組織止め部が配置される。針クリップアセンブリは、拘束された第1の形態と拘束されない第2の形態とを有し、第1の形態から第2の形態へと移行するように弾性的に付勢される。拘束された第1の形態は、略直線状の細長部材の形状であってもよい。拘束されない第2の形態は、ループ状、螺旋状又は略閉ループ状の形状であってもよい。

**【0008】**

本発明の更に別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡手術システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは、二対の固着された取付ブラケットを有する。可撓性構造を有する伝達部材は、体内に挿入される遠位端部を有し、体外から操作することができる。プッシュロッドは、伝達部材の遠位端部に連結される。針保持アームを有する接続部材は、プッシュロッドに連結され、外側の一対の取付ブラケットに枢結される。二つの端を有するリンク部材

10

20

30

40

50

は、その一端において内側の一対の取付ブラケットに枢結され、他端において針保持アームに枢結される。取り外し可能な針は、針保持アームに接続され組織を穿刺するように構成される。プッシュロッドが伝達部材によって作動されると、接続部材は針保持アームを組織を穿刺する方向又は組織から抜去する方向に移動させる。細長い針捕捉装置は、内視鏡の器具チャネル内に配置されており、近位ハンドルと、針を受容し捕捉するように構成される遠位端とを有する。

#### 【0009】

本発明の更に別の形態によれば、伝達部材の動きを操作して針アームの開閉を行うと共に、針捕捉装置を操作して針の捕捉及び解放を行うように構成される複合ハンドルアセンブリが提供される。該ハンドルアセンブリは、内視鏡の器具チャネルに係合するように構成された内視鏡チャネル連結部に連結されるハンドル主要本体を含む。細長い針捕捉装置は、ハンドル主要本体に着脱可能に連結される近位ハウジングと、内視鏡チャネル連結部を介して器具チャネルの一端内に配置される遠位端とを含む。作動可能なトリガーレバーは、ハンドル主要本体に連結され、伝達部材を軸方向に前進又は後退させるように伝達部材を操作する。

10

#### 【0010】

本発明の別の形態によれば、組織捕捉部材を更に含む内視鏡手術システムが提供される。組織捕捉部材は、近位端と遠位端とを有する細長部材の形状をとり、内視鏡のチャネル内に配置される。組織捕捉部材の遠位端は、螺旋体又は先細の螺旋体の形状を有してもよく、所望部位において組織に近接したとき螺旋体を回転させることにより螺旋体を組織に実質的に係合させて組織を引き寄せることができる。

20

#### 【0011】

本発明のまた別の形態によれば、組織捕捉部材を更に含む内視鏡手術システムが提供される。組織捕捉部材は、近位端と遠位端とを有する細長部材の形状をとり、内視鏡のチャネル内に配置される。組織捕捉部材の遠位端は、一対の頸部の形状であってもよく、所望部位において組織に近接したとき頸部を操作することにより頸部を組織に実質的に係合させて組織を引き寄せることができる。

#### 【0012】

本発明の別の形態によれば、体外で操作しながら体内に手術を施すために使用される内視鏡手術装置が提供される。該手術装置は、体外での操作に用いる近位ハンドルアセンブリに連結される可撓性部材と、内視鏡の遠位端に係合される遠位キャップアセンブリとを備える。キャップアセンブリは細長いチャネルロック部材を含み、該チャネルロック部材は、キャップアセンブリに固着された一端を有し、内視鏡のチャネルを通って延在し内視鏡チャネルの近位端に着脱可能に固定される。チャネルロック部材は、小径の可撓性ワイヤーアセンブリ又はワイヤ編組アセンブリの形状を有してもよい。

30

#### 【0013】

本発明の更に別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡縫合システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは取付位置を定める。可撓性構造を有する伝達部材は、体内に挿入される遠位端部を有し、体外から操作することができる。プッシュ部材は、伝達部材の遠位端部に任意に連結される。ギア部を有するリンク部材は、プッシュ部材又は伝達部材に連結され更に第1の取付位置に枢結される。ギア部と一端に針保持アームとを有する接続部材は、リンク部材と接続部材のギア部同士が噛み合うように第2の取付位置に枢結される。

40

#### 【0014】

本発明の別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡縫合システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは細長い針保護部を含む。針保護部は概ねキャップ基部から内視鏡端部へと遠位方向に延びる。好適には、針保護部は内視鏡の軸線と平行して遠位方向に延在する。針保護部は、針先端部が開放位置にあり組織が縫合のために位置決めされている間、組織が誤つて針先端部に接触するのを防ぐように構成される。

50

## 【0015】

本発明の別の形態によれば、内視鏡と共に使用される内視鏡縫合システムが提供され、該システムは、内視鏡の遠位端に配置されるキャップアセンブリを有し、該キャップアセンブリは細長いチャネル保護部を含む。チャネル保護部は、概ねキャップ基部から内視鏡端部へと遠位方向に延び、針捕捉装置によって使用される内視鏡チャネルと同軸である。チャネル保護部は、組織を内視鏡チャネルの端部から十分に離間させて位置付けることにより可視化を向上させると共に縫合手術中に組織を支える面を提供することにより縫合作業を支援するように構成される。好適には、チャネル保護部の遠位端を傾斜させて面を設け、針先端部が針縫合経路に沿って該面と交わるとき針先端部に対して該面が略垂直となるようにする。好適には、チャネル保護部のキャップからの最小長さは、内視鏡からの視野に関連して、組織が縫合に適した位置に配置された状態において十分な組織を可視化し得るように構成される。

## 【0016】

本発明の別の形態によれば、体外で操作しながら体内に手術を施すために使用される内視鏡手術装置が提供される。該手術装置は、体外での操作に用いる近位ハンドルアセンブリに連結される可撓性部材と、内視鏡の遠位端に係合される遠位キャップアセンブリとを有する。キャップアセンブリは細長いチャネルロック部材を含み、該チャネルロック部材は、キャップアセンブリに固着された一端を有し、内視鏡のチャネルを通って延在し引張アセンブリによって内視鏡チャネルの近位端に着脱可能に固定される。チャネルロック部材は、小径の可撓性ワイヤアセンブリ又はワイヤ編組アセンブリの形状を有してもよい。好適には、チャネルロック部材は、各端にしっかりと固定された保持部材を含む。引張アセンブリは、内視鏡に設けられたバヨネット爪部に係合するように構成されたバヨネットロック継手と、ハウジング部材と、タブ部材を備える回転ホイール部材と、テンショナ部材とを含む。チャネルロック部材の近位端は、ホイールが回転するとチャネルロック部材に既定の張力が加えられるように回転ホイールのタブ部材に固定される。引張アセンブリのハウジング部材は、好適にはばねから形成されるテンショナ部材と共同して内視鏡の通常屈曲動作中の圧縮に抵抗することによりチャネルロック部材にかかる張力を保つ。

## 【0017】

本発明の内視鏡手術システムの別の形態によれば、シンチ (cinch) 送出装置とシンチ装置とを含むシンチシステムが提供される。シンチ送出装置は、ハンドルアセンブリに連結される近位端と、遠位端とを有する細長い円筒部材の形状を有する。シンチ送出装置の遠位端はシンチ装置に着脱可能に連結される。シンチ装置は、組織内に配置された縫合糸を捕捉するための縫合糸捕捉フックをその遠位端に内蔵するハウジングを有する。シンチプラグは、シンチハウジング内に配置され、縫合糸を定位置に固定するためにハンドルアセンブリの操作により第1の縫合糸非保持位置から第2の縫合糸保持位置まで移動することができる。縫合糸がシンチプラグによってシンチハウジング内に固定されたら、ハンドルアセンブリを操作してシンチ装置をシンチ送出ツールから分離してもよい。

## 【0018】

本発明のまた別の形態によれば、内視鏡縫合システムを用いた縫合方法が提供される。この方法は：

- (1) ガイドチューブ及び/又は内視鏡を、内視鏡及び/又はガイドチューブに連結された縫合装置と共に体内に挿入する段階と、
- (2) 取り外し可能な針を有する縫合装置の針アームを開く段階と、
- (3) 所望の縫合部位において針を組織に押し当てる段階と、
- (4) 縫合装置の針アームを閉じる段階と、
- (5) 組織を針で穿刺する段階と、
- (6) 針捕捉装置を用いて針を回収する段階と、
- (7) 針を組織から抜去する段階と、
- (8) 針アームを開いて同針アームを組織から抜去する段階と、
- (9) 針アームを閉じる段階と、

10

20

30

40

50

(10) 縫合装置を体内から取り出す段階とを含む。

**【0019】**

本発明の更に別の形態によれば、組織捕捉器を含む内視鏡縫合システムを用いた縫合方法が提供される。この方法は、

- (1) ガイドチューブを体内に挿入する段階と、
- (2) 内視鏡に連結された縫合装置をガイドチューブ内及び体内に挿入する段階と、
- (3) 取り外し可能な針を有する縫合装置の針アームを開く段階と、
- (4) 組織捕捉器を用いて所望の縫合部位に隣接する組織に係合する段階と、
- (5) 所望の縫合部位において針を組織に押し当てる段階と、
- (6) 縫合装置の針アームを閉じる段階と、
- (7) 組織を針で穿刺する段階と、
- (8) 針捕捉装置を用いて針を回収する段階と、
- (9) 針を組織から抜去する段階と、
- (10) 針アームを開いて同針アームを組織から抜去する段階と、
- (11) 組織を組織捕捉器から解放する段階と、
- (12) 針アームを閉じる段階と、
- (13) 縫合装置を体内から取り出す段階とを含む。

**【0020】**

本発明の別の形態によれば、内視鏡縫合システムを用いてランニングステッチを行う縫合方法が提供される。この方法は、

- (1) ガイドチューブを体内に挿入する段階と、
- (2) 内視鏡に連結された縫合装置をガイドチューブ内に挿入し更に同縫合装置を体内に挿入する段階と、
- (3) 取り外し可能な針を有する縫合装置の針アームを開く段階と、
- (4) 所望の縫合部位において針を組織に押し当てる段階と、
- (5) 縫合装置の針アームを開じる段階と、
- (6) 組織を針で穿刺する段階と、
- (7) 針捕捉装置を用いて針を回収する段階と、
- (8) 針を組織から抜去する段階と、
- (9) 針アームを開いて同針アームを組織から抜去する段階と、
- (10) 針アームを開じる段階と、
- (11) 針捕捉装置を用いて内視鏡下で針を針アーム内に挿入する段階と、
- (12) 必要に応じて(3)乃至(11)の段階を遂行する段階とを含む。

**【0021】**

本発明のまた更に別の形態によれば、予め付勢された弾性の針クリップと、組織捕捉器とを含む内視鏡縫合システムを用いて組織を固定する方法が提供される。この方法は、

- (1) ガイドチューブを体内に挿入する段階と、
- (2) 内視鏡に連結された縫合装置をガイドチューブ内に挿入し更に同縫合装置を体内に挿入する段階と、
- (3) 取り外し可能な針クリップを有する縫合装置の針保持アームを開く段階と、
- (4) 組織捕捉器を用いて所望の縫合部位に隣接する組織に係合する段階と、
- (5) 所望の縫合部位において針クリップを組織に押し当てる段階と、
- (6) 縫合装置の針保持アームを開じる段階と、
- (7) 組織を針クリップで穿刺する段階と、
- (8) 針捕捉装置を用いて針クリップ先端部を捕捉する段階と、
- (9) 針保持アームを開いて同針保持アームを組織から抜去する段階と、
- (10) 針クリップを針捕捉装置から解放する段階と、

(11) 組織を組織捕捉器から解放する段階と、  
 (12) 針保持アームを閉じる段階と、  
 (13) 縫合装置を体内から取り出す段階と  
 を含む。

【0022】

本発明の利点は、以下の記載中に説明されており、一部分はその記載により明らかになるであろう。あるいは本発明を実施することにより理解され得る。本発明の利点は、特に以下に指摘する手段及び組み合わせにより実現及び獲得され得る。

【0023】

本明細書に組み込まれて明細書の一部を構成する添付図面は、本発明の実施形態を例示し、上記の包括的な説明及び下記の実施形態の詳細な説明と共に本発明の原理を説明する役目を果たす。

10

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の第1実施形態による内視鏡縫合システムを内視鏡システムと共に示す説明図である。

【図2】図1に示す内視鏡及び内視鏡縫合システムの近位部の拡大図である。

【図3】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図4】縫合装置の作動アームを開いた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

20

【図5】縫合装置の作動アームを開いた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の別の拡大斜視図である。

【図6】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大斜視図である。

【図7】本発明の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの説明図である。

【図8】図7の針アセンブリの分解図である。

【図9】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの説明図である。

30

【図10】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムと共に使用される内視鏡クリップの図である。

【図11】図10の優先的に付勢された弾性内視鏡クリップの非拘束状態における図である。

【図12】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合システムと共に使用される内視鏡クリップの図である。

【図13】図12の優先的に付勢された弾性内視鏡クリップの非拘束状態における図である。

【図13A】図13の優先的に付勢された弾性内視鏡クリップの変更例を非拘束状態において示す図であり、本例は鋭利な先端部を越えて延びるコイルを有する。

40

【図14】螺旋状組織捕捉器の図である。

【図15】螺旋状組織捕捉器の遠位端の拡大図である。

【図16】シンチ装置及びシンチ送出装置の上面図である。

【図17】シンチ装置及びシンチ送出装置の側面図である。

【図18】シンチ及びシンチ送出装置の遠位端の拡大分解図である。

【図19】シンチ装置の開放形態における拡大図である。

【図20】シンチ装置の閉鎖形態における拡大図である。

【図21】内視鏡ガイドチューブの断面図である。

【図22】内視鏡ガイドチューブの内腔内に配置される内視鏡縫合システムの部分断面図である。

50

【図23】内視鏡ガイドチューブの遠位端から延出する内視鏡縫合システムの部分断面図である。

【図24】図24乃至図34は、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムを用いた外科縫合手術の手順を示しており、図24は、内視鏡縫合装置が所望手術部位において創傷に近接して位置付けられる段階を示す。

【図25】組織捕捉器が所望手術部位において創傷に近接して延出される段階を示す。

【図26】組織を内視鏡に近付けるために、組織捕捉器を組織に係合させて僅かに後退させる段階を示す。

【図27】図26とは別に、組織を内視鏡に接触させるために、組織捕捉器を組織に係合させて大きく後退させる段階を示す。 10

【図28】針が組織を穿刺する段階を示す。

【図29】針保持アームを組織から引き抜いて縫合糸を組織内に配置する段階を示す。

【図30】組織捕捉器を組織から離脱させる段階を示す。

【図31】針を針保持アーム内に再び装填する段階を示す。

【図32】シンチ装置が縫合糸を捕捉する段階を示す。

【図33】シンチ装置を用いて縫合糸を締め付けることにより創傷を閉鎖する段階を示す。 。

【図34】シンチ送出装置から解放されたシンチ装置を示す。

【図35】図35乃至図38は、本発明の別の実施形態による内視鏡縫合システムを用いた外科縫合手術の手順を示しており、図35は、内視鏡縫合装置が所望手術部位において針を送り出し組織を貫通させた段階を示す。 20

【図36】シンチ装置が縫合糸を捕捉する段階を示す。

【図37】シンチ装置を用いて縫合糸を締め付けることにより創傷を閉鎖する段階を示す。 。

【図38】シンチ送出装置から解放されたシンチ装置を示す。

【図39】図39乃至図42は、本発明の更に別の実施形態による内視鏡縫合システムを用いた外科縫合手術の手順を示しており、図39は、針クリップを有する内視鏡縫合装置が所望手術部位に位置付けられる段階を示す。 30

【図40】針クリップが組織を穿刺する段階を示す。

【図41】針保持アームを組織から引き抜いて針クリップを組織内に配置する段階を示す。 。

【図42】組織捕捉器を組織から離脱させ針クリップにより創傷を閉鎖する段階を示す。

【図43】本発明の別の実施形態によるチャネルロック部材を備えた内視鏡縫合システムの説明図である。

【図44】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大斜視図である。

【図45】縫合装置の作動アームを開いた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大斜視図である。

【図46】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大分解斜視図である。 40

【図47】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの別の拡大斜視図である。

【図48】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリのまた別の拡大斜視図である。

【図49】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの更に別の拡大斜視図である。

【図50】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリのまた更に別の拡大斜視図である。

【図51】本発明の実施形態によるチャネルロックテンショナアセンブリの第1の形態における拡大斜視図である。 50

【図52】本発明の実施形態によるチャネルロックテンショナアセンブリの第2の形態における拡大斜視図である。

【図53】本発明の実施形態による針アセンブリの説明図である。

【図54A】本発明の実施形態による針アセンブリの構成要素の組立手順を示す。

【図54B】本発明の実施形態による針アセンブリの構成要素の組立手順を示す。

【図54C】本発明の実施形態による針アセンブリの構成要素の組立手順を示す。

【図55】本発明の実施形態による針捕捉装置の説明図である。

【図56A】通常の閉鎖形態における針捕捉アセンブリを示す、針捕捉装置の遠位端の部分拡大断面図である。

【図56B】開放形態における針捕捉アセンブリを示す、針捕捉装置の遠位端の部分拡大断面図である。

【図57】本発明の実施形態による針アセンブリと連結係合する針捕捉アセンブリの部分拡大断面図である。

【図58】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのハンドルアセンブリの斜視図である。

【図59A】図58のハンドルアセンブリの閉位置における断面図であり、該ハンドルアセンブリ内の所定位置に捕捉アセンブリのハンドルアセンブリがロックされている。

【図59B】図59Aの構成の斜視図である。

【図59C】図58のハンドルアセンブリの開位置における斜視図であり、該ハンドルアセンブリ内の所定位置に捕捉アセンブリのハンドルアセンブリがロックされている。

【図60A】取り外し可能な針シールドタブを含む成形された縫合糸ディスペンサの斜視図である。

【図60B】針シールドタブが取り外され針保持部材へのアクセスが可能になった状態における縫合糸ディスペンサの斜視図である。

【図60C】成形された縫合糸ディスペンサの構成要素を示す分解斜視図である。

【図61A】針保持部材の拡大斜視図である。

【図61B】取り外し可能な針アセンブリを固定する針保持部材の部分拡大断面図である。

【図62A】縫合糸ディスペンサと係合する針捕捉装置を示す斜視図である。

【図62B】縫合糸ディスペンサの針保持部材内に配置された取り外し可能な針アセンブリと連結係合する針捕捉アセンブリの部分拡大断面図である。

【図63】図63乃至図69は、本発明の別の実施形態による内視鏡縫合システムを用いた外科縫合手術の手順を示しており、図63は、内視鏡縫合装置が所望手術部位において創傷に近接して位置付けられる段階を示す。

【図64】組織捕捉器が所望手術部位において創傷に近接して延出される段階を示す。

【図65】組織を内視鏡に近付けるために、組織捕捉器を組織に係合させて僅かに後退させる段階を示す。

【図66】図65とは別に、組織を内視鏡に接触させるために、組織捕捉器を組織に係合させて大きく後退させる段階を示す。

【図67】針が部分的に組織を穿刺する段階を示す。

【図68】針が完全に組織を穿刺する段階を示す。

【図69】針保持アームを組織から引き抜いて縫合糸を組織内に配置する段階を示す。

【図70】本発明のさらに別の実施形態による内視鏡システムを持つ内視鏡縫合システムを示す説明図である。

【図71】図70の内視鏡及び内視鏡縫合システムの近位部の拡大図である。

【図72A】縫合装置の針保持アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図72B】別の視角から見た、図72Aの内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図73A】縫合装置の針保持アームを開いた状態における、本発明の実施形態による内

10

20

30

40

50

視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図73B】別の視角から見た、図73Bの内視鏡縫合システムの遠位端の拡大斜視図である。

【図74】縫合装置の作動アームを閉じた状態における、本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大斜視図である。

【図75】本発明の実施形態による内視鏡縫合システムのキャップアセンブリの拡大分解斜視図である。

【図75A】図75のキャップアセンブリの一体的組織保護部及び取付け部の別の実施形態の斜視図である。

【図76A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの説明図である。

【図76B】図76Aの針アセンブリの分解図である。

【図77A】本発明の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの部分断面図である。

【図77B】本発明の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリの部分断面図である。

【図78】本発明の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針保持アームと係合された針アセンブリの部分断面図である。

【図79】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針捕捉装置の説明図である。

【図80】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される図79の針捕捉装置の断面図である。

【図81】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針捕捉装置の近位端の拡大部分断面図である。

【図82】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針捕捉装置の遠位端の拡大部分断面図である。

【図83A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリと係合された針捕捉装置の遠位端の拡大説明図である。

【図83B】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリと係合された針捕捉装置の遠位端の拡大部分断面図である。

【図84】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される針アセンブリとの係合を解除した針捕捉装置の遠位端の拡大部分断面図である。

【図85A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用されるハンドルプラケットの拡大説明図である。

【図85B】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される別のハンドルプラケットの拡大説明図である。

【図86】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用されるハンドルアセンブリの説明図である。

【図87A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される開放位置のハンドルアセンブリの説明内部図である。

【図87B】図87Aのハンドルアセンブリの部分断面図である。

【図88A】本発明の別の実施形態による内視鏡縫合装置と共に使用される閉鎖位置のハンドルアセンブリの説明内部図である。

【図88B】図88Aのハンドルアセンブリの部分断面図である。

【図89】取外し可能カバーを含む成形縫合糸ディスペンサの斜視図である。

【図90】成形縫合糸ディスペンサの構成要素を図解する分解斜視図である。

【図91】縫合糸ディスペンサに係合する針捕捉装置を図解する斜視図である。

【図92】図92乃至図99は本発明のさらに別の実施形態による内視鏡縫合システムを用いる外科縫合の手順の諸段階を示し、図92は、内視鏡縫合装置を所望処置部位において創傷に近接して位置付ける段階を示す。

10

20

30

40

50

【図93】組織捕捉器を所望処置部位において創傷に近接して延出する段階を示す。

【図94】組織を内視鏡へ近付けるために、組織捕捉器を組織に係合させて僅かに後退させる段階を示す。

【図95】組織を内視鏡と接触させるために、組織捕捉器を組織に係合させて大きく後退させる、別の段階を示す。

【図96】針が部分的に組織を穿刺する段階を示す。

【図97】針が完全に組織を穿刺する段階を示す。

【図98】針保持アームを組織から部分的に引き抜く段階を示す。

【図99】針保持アームを組織から引き抜いて、縫合糸を組織内に配置する段階を示す。

【図100】別の実施形態による螺旋状組織捕捉器を示す。

10

【図101A】螺旋状組織捕捉器の分解図である。

【図101B】螺旋状組織捕捉器の分解図である。

【図102A】第1位置における螺旋状組織捕捉器の近位部の断面図である。

【図102B】第1位置における螺旋状組織捕捉器の遠位部の断面図である。

【図103A】第2位置における螺旋状組織捕捉器の近位部の断面図である。

【図103B】第2位置における螺旋状組織捕捉器の遠位部の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

図1に示すように、内視鏡12、映像表示ユニット14、画像処理装置16、光源17及び吸引装置18を備える内視鏡システム10は、本発明の一実施形態による内視鏡手術システムの一部としての内視鏡縫合装置20と共に使用される。図2及び図3は夫々、内視鏡12及び内視鏡縫合装置20の近位部及び遠位部を示す。内視鏡縫合装置20は、第1の器具チャネル24において内視鏡12に着脱可能に連結される操作ハンドル22を有する。組織の引き寄せに使用される組織捕捉器26は、内視鏡12の第2の器具チャネル28内に配置されて示されている。内視鏡縫合装置20は、細長い針捕捉装置30を含み、該針捕捉装置は、ハンドル22に着脱可能に連結され、内視鏡12の遠位端へと延びて器具チャネル24内にスライド自在に配置される。内視鏡縫合装置20は、伝達アセンブリ32に近位側で連結されるハンドル22によって操作され、該伝達アセンブリは、插入チューブ34の外面に沿って内視鏡12の遠位端36まで遠位方向に延在する。伝達アセンブリはその遠位端において、内視鏡12の遠位端36を覆うように配置されるキャップアセンブリ38に連結される。図3は、器具チャネル24及び28から夫々延出する針捕捉装置30の遠位端40及び組織捕捉器26の遠位端螺旋状先端部42を示す。縫合糸46に接続された針アセンブリ44は、針捕捉装置の遠位端40に近接して位置付けられる。針アセンブリ44は、針保持アーム48内に着脱可能に挿入される。伝達アセンブリ32は、好ましくは可撓性コイルから形成されるアウターシース50と、アウターシースの内腔内に配置されてその遠位端から延出するプッシュロッド52とを備える。アウターシース50は、キャップアセンブリ38に固着される。プッシュロッド52は、軸ピン56を介して接続部材54に連結されるが、随意にプッシュ部材52aを介在させてロッド52と軸ピン56とを連結してもよい。接続部材54は更に、軸ピン60を介して一対の外側取付ブラケット58に接続される。取付ブラケット58は、キャップアセンブリ38に固着される。一対の内側取付ブラケット62は、キャップアセンブリ38に固着され、軸ピン66を介してリンク部材64の一端に枢結される。リンク部材64の他端は、軸ピン68を介して針保持アーム48に接続される。針保持アーム48は、軸ピン69を介して接続部材54に連結される。

【0026】

図3、図4及び図5に示すように、接続部材54及びリンク部材64を夫々外側取付ブラケット58及び内側取付ブラケット62に枢動自在に接続しているため、プッシュロッド52を軸方向に前進又は後退させると針保持アーム48の回動が許容される。図4においてキャップアセンブリ38は、プッシュロッド52を前進させた開放形態で示されている（プッシュロッド52を後退させた閉鎖形態においてキャップアセンブリを示す図3と

20

30

40

50

比較せよ)。図5は、開放形態における内視鏡縫合装置20を、夫々一対の外側及び内側取付プラケット58及び62がよく見えるように別の角度から示したものである。

【0027】

図6は、内視鏡から外したキャップアセンブリ38を示す。キャップアセンブリ38は、固着された挿入ガイド部70を含み、該挿入ガイド部は、可撓性のチャネルロック部72に連結される。挿入ガイド部70は、キャップアセンブリ38から延びる筒状突出体であり、その末端が内視鏡器具チャネルの内腔内に配置されるように構成される。細長い可撓性のチャネルロック部72は、挿入ガイド部70から器具チャネルを通って延在し器具チャネルの近位端に固定される。チャネルロック部72は、キャップアセンブリ38が内視鏡の遠位端から意図せずに外れてしまうことを防ぐ。チャネルロック部72は、主に金属やポリマーから形成される単一の又は複数本をより合わせた小径ワイヤ又はケーブルの形状であることが好ましい。加えて、チャネルロック部72は小径であるため内視鏡の器具チャネル内に配置されるべき他の器具のために空間が許容される。

【0028】

図7は、針本体部74、針先端部76及び縫合糸46を有する針アセンブリ44を示す。縫合糸46は、ナイロン、ポリオレフィン、PLA、PGA、ステンレス鋼、ニチノール等といった外科用縫合糸に一般に使用可能な任意の材料から形成することができる。図8は、針アセンブリ44の二つの構成要素の詳細な分解図である。針先端部76は、鋭利な遠位端と、側壁を貫通する縫合糸スロット78を有する中空の近位端とを有する。針本体部74は、針保持アーム内に嵌合するように構成された丸みのある又は尖っていない先細の近位端74aを有し、該近位端74aは、近位端74aと針本体部74の残りの部分との間に肩部79を有する。針本体部74の遠位端74bは、縫合糸スロット80を有し、針先端部76と同心状に係合するように構成される。可撓性の縫合糸材は、針本体部74の遠位端に配置され一直線上に並ぶ縫合糸スロット78及び80を抜けて延びる。針先端部76及び針本体部74は、好適な生体適合物質から形成されており、ナイロン、PEEK、PLA、PGA、PLGA等のポリマーや、ステンレス鋼、ニチノール、チタン等の金属から作ることができる。これらの構成要素は、熱接合、超音波溶接、レーザー溶接、接着剤、機械的圧着等の標準的な結合技術を用いて結合することができる。図9は、針尾部84と針先端部86とを有する別の針アセンブリ82を示す。針先端部86は、鋭利な遠位端と、縫合糸孔88と、針尾部84を受容する中空の近位端とを有する。縫合糸90は、針先端部86の中空端内に配置され孔88を抜けて延びる。針尾部84及び縫合糸90は、上記の結合技術のいずれかを用いて針先端部86の中空端内に固定される。針尾部84は、ニチノールのような弾性材料から真っ直ぐな形状に形成されることが好ましい。針尾部84は、湾曲した針保持アーム内に配置されると撓んで針保持アームの内壁に力を加え、針アセンブリ82をしっかりと所定位置に保持する。

【0029】

図10乃至図13Aは、組織欠損の閉鎖に使用される針アセンブリの別の型を示す。図10は、直線状に伸ばした形態における針クリップ92を示し、該針クリップは、本体部94とビード付き(beaded)近位端96と穿刺先端部98とを有する。針クリップ92は、ニチノールその他の弾性材料から形成され、略円形形状に付勢されるのが好ましい。針クリップ92は、略直線状の形態に拘束され得るが、拘束が解かれると図11に示すような付勢された略円形の形態へと変形する。図12は、別の針クリップ100を示し、該針クリップは、近位のビード部(bead)102と、穿刺先端部104と、外側のコイル状のカバー106と、近位端と遠位端とを接続する本体部108とを有する。針クリップ100は更に、コイル106の少なくとも一部を本体部108に固着するための固定部材110を含む。針クリップ100は、ニチノールその他の弾性材料から成り、略円形形状に付勢されるのが好ましい。針クリップ100は、略直線状の形態に拘束され得るが、拘束が解かれると図13に示すような付勢された略円形の形態へと変形する。コイル106は、例えば、ナイロン、ポリエステル、PEEK、PLA、PGA、PLGA等のポリマーや、ステンレス鋼、ニチノール、チタン、プラチナといった金属等の好適な生体

10

20

30

40

50

適合物質から形成することができる。コイル 106 は、組織内植及び被包形成 (tissue in growth and encapsulation) に適した表面領域を増大させると共に組織欠損を閉鎖する際に組織にかかる力を分散させる。図 13A は、コイル 106 が鋭利な穿刺先端部を覆うように延在する針クリップ 100 を示し、このような形態にすることで先端部を保護し周囲組織を誤って損傷してしまうことを防ぐ。

【0030】

図 14 は、近位ハンドル部 108 と細長い軸部材 110 と螺旋状先端部 42 とを有する組織捕捉器 26 を示す。軸部材 110 は、ワイヤ又は複数本をより合わせたケーブルその他の、内視鏡の操作性能を損なわない可撓性を提供する任意のトルク伝達構造体から形成される。図 15 は、組織捕捉器 26 の遠位端の拡大図である。軸部材 110 は、先端部連結部材 112 により螺旋状先端部 42 に連結される。先端部連結部材 112 は、上記の連結技術のいずれかを用いて螺旋状先端部 42 及び軸部材 110 に強固に結合されてもよい。

10

【0031】

図 16 及び図 17 は、組織欠損部位に配置された縫合糸を固定するためのシンチ配置システム 114 を示す。シンチ配置システム 114 は、シンチアセンブリ 116 とシンチ送出装置 118 とを備える。シンチ送出装置 118 は、細長い可撓性の円筒軸 120 を有し、該円筒軸は、その遠位端においてシンチアセンブリ 116 に着脱可能に連結され、近位端においてハンドル部材 122 に固着される。ハンドル部材 122 は、摺動可能なリングアセンブリ 124 と親リング 126 とを含む。ブッシュロッド 128 は、円筒軸 120 の内腔内に摺動自在に配置される。ブッシュロッド 128 は、円筒軸 120 の遠位端から近位端まで延在し摺動可能なリングアセンブリ 124 に固定ねじ 130 によって連結されているため、親リング 126 に対してリングアセンブリを動かすことによりブッシュロッド 128 を円筒軸 120 の内腔内において軸方向に移動させる。シンチ配置システム 114 の遠位端の部分分解図を図 18 に示す。図示されるように、ブッシュロッド 128 は、円筒軸 120 からラッチアセンブリ 129 を通って延びる。ラッチアセンブリ 129 は、円筒軸 120 に固着され、ラッチャタブ 134 を遠位端に具備する二つのラッチアーム 132 を有する。ラッチアーム 132 は、円筒軸 120 の中心長手軸線に向かって内側に付勢される。ラッチアセンブリ 129 は、ラッチ連結部 136 の内腔内に配置されしっかりと固定される。ラッチ連結部 136 は、ラッチアーム 132 がシンチ 116 の近位内腔内に延在するように、その遠位端においてシンチ 116 の近位端に係合する。ブッシュロッド 128 がラッチアセンブリ 129 内に位置付けられると、ラッチアーム 132 は、ラッチャタブ 134 がシンチタブ孔 138 にロック係合するように外側に押し出される。ブッシュロッド 128 がラッチアセンブリ 129 から軸方向に引き抜かれると、ラッチアーム 132 は内側へ移動して付勢された形態に戻り、それに伴いラッチャタブ 134 はシンチタブ孔 138 とのロック係合を解除してシンチアセンブリ 116 を解放する。図 19 は、開放形態におけるシンチアセンブリ 116 を示す。シンチアセンブリ 116 は、筒状のハウジング部材 139 を有し、該ハウジング部材は、近位端に配置されたシンチタブ孔 138 と、遠位端に固着された縫合糸フック 140 とを有する。固定留め金 142 は、ハウジング部材 139 の内腔内に摺動自在に配置される。保持タブ 144 は、好適には、ハウジング部材 139 の壁から形成され、その遠位端においてハウジング部材 139 の中心軸線に向かって内側に付勢される。縫合糸が縫合糸フック 140 によって捕捉されたら、ブッシュロッド 128 を前進させることにより固定留め金 142 をハウジング部材 139 から突出させて縫合糸フック 140 に係合させることで、縫合糸をシンチアセンブリ 116 内に固定してもよい。固定留め金 142 が突出した形態にあるとき、保持タブ 144 は内側へ移動して付勢された形態に戻り、固定留め金 142 の近位方向への移動を制限することで縫合糸を所定位置に固定する。

20

【0032】

図 21 は、内視鏡手術に使用されるガイドチューブ 146 を示す。ガイドチューブ 146 は、内腔 150 を含む近位端 148 を有し、該内腔は遠位端 152 まで延びる。概して

30

40

50

ガイドチューブ 146 は、患者の体内に配置され所望部位へと至る導管を提供する一方で、周囲組織を誤って損傷しないように保護する。図 22 及び図 23 は、内腔 150 内に内視鏡縫合装置 20 が配置されたガイドチューブ 146 を示す。ガイドチューブ 146 が体内の所望の手術部位に配置されたら、内視鏡縫合装置 20 の遠位端を、ガイドチューブ 146 の遠位端から突出させててもよい。

【0033】

図 24 乃至図 34 は、本発明の内視鏡縫合装置 20 を用いて縫合手術を行う方法を示す。図 24 に示すように、内視鏡縫合装置 20 は、閉鎖すべき組織欠損 156 を有する組織 154 に近接して位置付けられる。内視鏡縫合装置 20 は開放形態にある。図 25 は、螺旋状先端部 42 が組織欠損 156 に近接するように内視鏡器具チャネルから延出された組織捕捉器 26 を示す。組織捕捉器 26 を回転させることにより、螺旋状先端部 42 を組織欠損 156 に隣接する組織 154 にしっかりと係合させる。図 26 に示すように、組織捕捉器 26 を内視鏡の器具チャネル内に僅かに後退させることにより、組織 154 を内視鏡の近くへ引き寄せててもよい。組織をどの程度引き寄せるかは、ステッチの大きさ及び位置に関係する。例えば、より大きな組織を縫合するには、図 27 に示すように組織 154 を組織捕捉器によって内視鏡に接触させててもよい。針保持アーム 48 を操作して閉位置へと動かすことにより、針アセンブリ 44 を組織 154 に穿刺する。縫合糸 46 は、図 28 に示すように組織内に引き込まれる。組織の引き寄せ量を制御することで医師は組織壁内における一部層のステッチを行うことも、組織壁を貫通する全層のステッチを行うことも可能となる。針捕捉装置は、針アセンブリの肩部 79 (図 7 参照) を把持することにより針アセンブリ 44 を捕捉し、針保持アーム 48 から針アセンブリを取り外す (図示せず)。図 29 は、開放形態へと移動され組織 154 から抜かれた針保持アーム 48 を示す。縫合糸 46 は組織に貫通された状態で残されている。図 30 は、針アセンブリ 44 を針捕捉装置内に保持しながら内視鏡縫合装置 20 を後退させることにより、組織 154 に貫通された縫合糸 46 を延伸する様子を示す。医師が更なるステッチを行うことを望む場合、図 31 に示すように、針保持アーム 48 を閉鎖形態へ移動させ、針捕捉装置を前進させることにより針アセンブリ 44 を針保持アーム 48 内に再び挿入する。医師が更なるステッチを行うことを望まない場合、縫合糸を備えた針アセンブリを内視鏡のチャネルを通して後退させることが可能であり、縫合糸の両端を用いて結び目を作りその結び目を内視鏡チャネルを通して手術部位まで押し下げる組織を固定することができる。また、縫合糸は、シンチ配置システムを用いて固定することも可能である。図 32 に示すように、シンチアセンブリ 116 及びシンチ送出装置 118 を用いて縫合糸 46 を捕捉することができる。縫合糸 46 を引き締めることで組織欠損 156 をしっかりと閉鎖することができる。図 33 に示すように、組織欠損 156 が十分に閉鎖されたらシンチアセンブリ 116 を閉鎖形態へ移動させて、縫合糸 46 を固定することができる。シンチ送出装置 118 は、図 34 に示すようにシンチアセンブリ 116 を解放することができ、縫合糸 46 はその後、はさみ等の任意の標準切断手段を用いて切断されてもよい。シンチアセンブリは、縫合糸を固定後に切断する手段を内蔵してもよいと考えられる。

【0034】

図 35 乃至図 38 は、組織欠損を閉鎖して縫合糸を固定する別の方法を示す。図 35 は、針アセンブリ 44 (概略的に示す) 及び縫合糸 46 を送り出して組織欠損 156 に隣接する組織 154 に貫通させた後の内視鏡縫合装置 20 を示し、同図において針アセンブリ 44 は組織 154 の表面付近にある。図 36 は、シンチアセンブリ 116 とシンチ送出装置 118 とを有するシンチ配置システムを示し、該システムは縫合糸 46 の一部を捕捉している。針アセンブリにより縫合糸 46 の端部が組織 154 から抜けるのを防ぎながら、縫合糸を引き締めて組織欠損 156 を閉鎖する。図 37 に示すように、組織欠損 156 が十分に閉鎖されたらシンチアセンブリ 116 を閉鎖形態へ移動させて縫合糸 46 を固定することができる。シンチ送出装置 118 は、図 38 に示すようにシンチアセンブリ 116 を解放することができ、縫合糸 46 はその後、はさみ等の任意の標準切断手段を用いて切断されてもよい。

10

20

30

40

50

## 【0035】

図39乃至図42は、組織欠損をしっかりと閉鎖する更に別な方法を示す。図39は、針クリップ100を有する内視鏡縫合装置20を開放形態において示し、該針クリップは、近位のビード部102と穿刺先端部104とを有し針保持アーム48に配置される。組織捕捉器26の螺旋状先端部42は、組織欠損156に隣接する組織154に係合して組織を内視鏡の方へ引き寄せている。図40は、閉鎖形態において組織内に挿通された針保持アーム48を示し、針クリップ100の穿刺先端部104は、組織を貫通して突き抜けている。図41は、針クリップ100の穿刺先端部を捕捉している針捕捉装置を示し、針保持アーム48は開放形態にあり組織154から引き抜かれた状態である。針クリップ100の近位のビード部102は、穿刺先端部によって最初に穿刺された組織部位の近くに位置付けられている。図42は、組織154が組織捕捉器から解放され、弾性針クリップ100が予め付勢された略円形形状となることで組織欠損156を閉鎖する様子を示す。理解され得るように、組織欠損の閉鎖を促進するために組織シーラント又は組織接着剤を使用してもよい。

## 【0036】

図43は、本発明の他の実施形態による内視鏡縫合装置320を示す。内視鏡縫合装置320は、内視鏡の遠位端に係合するように構成されるキャップアセンブリ322と、キャップアセンブリ322から随意に取り外し可能な細長いチャネルロック部材324と、アウターシース326と、インナーシース328と、細長い可撓性の伝達部材330とを含む。図44に見られるように、キャップアセンブリ322は更に、固着されたチャネルロック受容部332と、内視鏡チャネル挿入ガイド部334と、細長い組織保護部336と、キャップアセンブリ322の基部から遠位方向に延びる細長い針保護部338とを含み、該針保護部は、図44に示されるような針保持アーム340に回転運動を与える機械的アセンブリを収容する。チャネル挿入ガイド部334は、キャップアセンブリ322から延びる筒状突出体であり、その末端が内視鏡器具チャネルの内腔内に配置されるよう構成される。細長い可撓性のチャネルロック部材324は、チャネルロック受容部332から器具チャネルを通って延び、器具チャネルの近位端において固定される。チャネルロック部材324は、キャップアセンブリ322が内視鏡の遠位端から意図せずに外れてしまうことを防ぐ。チャネルロック部材324は、主に金属やポリマーから形成される單一の又は複数本をより合わせた小径ワイヤ又はケーブルの形状であることが好ましい。加えて、チャネルロック部材324が小径であることで内視鏡の器具チャネル内に配置される他の器具のための空間が許容される。図44及び図45は夫々、針アーム340が閉じた形態及び針アームが開いた形態におけるキャップアセンブリ322を示す。

## 【0037】

制限目的ではなく例証のためだけに示すが、図示される実施形態において、キャップアセンブリ322は、約13.5mmの内径と約14.2mmの外径と2mm強の高さとを有するキャップ又はリング要素332aと、1mmから2mmの間の縁幅(rim width)を有する部分322bとを有する。

## 【0038】

制限目的ではなく例証のためだけに示すが、図示される実施形態において、細長い組織保護部336は、その外側面336aにおいて約50度のリング332aに外接し、その中央部においてリング要素322aの上面の上方に約9mm垂直延在する。細長い組織保護部336の内側面336bは、略半円形で(これにより側面336dの画定を助け)、約4mm~5mmの開口部を画成し、該開口部は、キャップアセンブリの小リング322c(図48参照)の上方及び、(図55~図57を参照しながら以下に説明される)針捕捉装置がその内部に配置されることになる内視鏡チャネルの上方に延在する。このチャネルは、以下に説明されるようにチャネル挿入ガイド部334が挿入される内視鏡チャネルと同一であってもよい。細長い組織保護部336の上面336dは、約45度の角度の傾斜がつけられている。提供された構成によれば、図63~図39を参照しながら以下に述べるように、組織保護部336は、縫合の為の組織の折り畳みを支援すると共に、キャップ

プアセンブリ内に引き込まれた組織が内視鏡チャネルを詰まらせて縫合を妨げるのを防ぐ役目を果たす。

【0039】

制限目的ではなく例証のためだけに示すが、図示される実施形態において、細長い針保護部338は、約18mmから19mmの間の高さを有し、二つのアーム部338aと338bとの間にアーチ状の開口を形成する。該二つのアーム部は、相互に約5mm離間された外側面と相互に約3.7mm離間された内側面とを有する。これらのアーム部は、上部アーチ部338cと、上部アーチ部338cの下に配置される任意の横材（止め具）338dとによって結合される。二つのアーム部の間且つ横材338dの下には、以下に説明されるギアリンク機構342がある。更に、湾曲した針保持アーム340は、完全に開いた位置において針を保持するとき、好適には針の先端部がアーチ338cの下且つアーム部338a、338bの間に配置されるように設けられる。そして保持アーム340は、ギアリンク機構の上方においてアーチ状開口を通過して閉位置へと回動することができる。各アーム部338a、338bは、約6.4mmの幅と約2.5mmの半径方向厚みを有する。

【0040】

図46は、キャップアセンブリ322の詳細な分解図である。針保持アーム340は、針アセンブリと摩擦係合するように構成された第1の端340aと、針アームのギアリンク342に（例えば同ギアリンクに画成される受容孔342a内において）固着される第2の端340bとを含む。制限目的ではなく例証としてのみ示すが、針保持アーム340は、約90度の円弧を介して曲がっている。ギアリンク342は、針保護部のアーム部338a、338bとの間に取り付けられ、ギア部344と、アーム部すなわち延在部343とを含み、該ギア部は、ギアリンク342の取付孔346に通される軸ピン345によって針保護部338のハウジング（アーム部）に画成された取付孔（第1の取付位置）347に取り付けられる。ギア部344は横方向のギア歯344aを含む。同様に、プッシュ部材のギアリンク348は、ギア歯344aに噛み合う横方向のギア歯350bを備えたギア部350aと、アーム部350cとを含む。ギアリンク348は、取付孔352に通される軸ピン351によって、針保護部338のハウジング（アーム部）に画成された取付孔（第2の取付位置）353に取り付けられる。ギアリンク348は更に、アーム部350cの取付孔354を介してプッシュ部材結合部356に軸ピン357及び取付ブラケット358を用いて連結される。プッシュ部材結合部356は、伝達部材330に固定して連結される。図47及び図48は、伝達部材330を前進させるとギアリンク348が回転しそのギア部がギアリンク342のギア部を回転させることで針保持アーム340を閉位置に移動させるように、ギアリンク348のギア部とギアリンク342のギア部とを互いに噛み合わせた状態で組み立てられたキャップアセンブリ322を示す。閉位置において、ギアリンク342のアーム部343は、ギアリンク348を囲んでその上方に延び、更に横材338dとアーチ338cとの間に延びる。開位置（図45）において、ギアリンク342のアーム部343は、針保護部のアーム部338a、338bに対して半径方向外側に延び、アーム部350cの背部は、ギア運動の停止部として機能し得る横材338dの縁部と係合させててもよい。

【0041】

キャップアセンブリ322はまた、図48に示すような洗浄液デフレクタ360を含んでもよい。洗浄液デフレクタは、内視鏡から排出される流体の向きを変えて、ギア機構を洗浄しデブリ（d e b r i s）を除去する。上記の構成要素は全て、ステンレス鋼やチタン等の生体適合性金属から製造されることが好ましいが、高強度ポリマーの中にも適性を有するものがある。針保護アーム部338a、338bに取付孔347及び353を縦方向に配置することによりキャップアセンブリ322の外形を縮小し、内視鏡縫合装置320を手術部位に送り込み易くする。

【0042】

内視鏡の遠位端におけるキャップアセンブリ322の保持を支援するために、図49及

10

20

30

40

50

び図50に例示されるキャップアセンブリ322においては、チャネルロック部材324がチャネルロック保持部材362によってチャネルロック受容部332内に任意に着脱可能に固定されている。好ましくは保持部材362は、チャネルロック部材324の遠位端がしっかりと固定される大きなビード部から形成され、一方、チャネルロック受容部332はビード部の幅よりも小さな幅を有する溝部333を画成する。必要に応じて、チャネルロックワイヤ又はケーブル324を、チャネルロック受容部332又はキャップアセンブリの他の部分に溶接したり、他の方法によりそれらに固定したりすることもできる。キャップアセンブリの内視鏡遠位端への保持を強化するための更なる機構を図50に示す。同図においてチャネル挿入ガイド部334は、部分的に分離された構造を有する（すなわち、一つ以上の長手方向スリット335が設けられる）。分離された二つの部分を、内視鏡の器具チャネル内に配置されたときに同チャネルの内壁に外向きの力を加えるように外側に付勢することで、キャップアセンブリの内視鏡遠位端への保持を助けてもよい。図51及び図52は、どのようにしてチャネルロック部材324に張力が与えられ、またどのようにしてこの張力が内視鏡近位端においてチャネルロックテンショナ365により維持されるかを示す。該チャネルロックテンショナは、チャネルロック部材の近位端に固着される近位チャネルロック保持部材366を固定する。チャネルロックテンショナ365は、内視鏡器具チャネルとばね372とに連結されるバヨネットロックコネクター370を含み、該ばねは、タブ部材378を備えた回転引張ホイール376に連結されるテンショナハウジング374を支持する。チャネルロック部材324の近位端は、テンショナハウジング374内に通され、同ハウジングの頂部に設けられたバルブを通過してタブ受け部380内に配置される。タブ受け部380は、チャネルロック保持部材366を引張ホイール376に固定する。そして引張ホイール376をチャネルロック部材に適切な張力を与えるように（例えば時計回りに）回転させてから同ホイールを固定要素（図示せず）によって所定位置に固定することができる。ばね372は、圧縮することにより、内視鏡の曲げを吸収してチャネルロック部材にかかる張力を一定に保つために使用される。あるいは、ばね372をバヨネットロック部370とテンショナハウジング374との間に設ける代わりに、ばねをホイール376に設けて、同ホイールに所望位置（例えば図51の位置）に向けてばね荷重を掛けることも可能である。チャネルロック部材324が蛇行した通路内で内視鏡と共に曲げられると、ホイール376は、ばね力に逆らって回転しチャネルロック部材324にかかる所望の張力を保つことができる。

#### 【0043】

図53は、縫合糸402、針先端部404、ロック溝405及び針本体部406を有する針アセンブリ400を示す。縫合糸402は、ナイロン、ポリオレフィン、PLA、PGA、ステンレス鋼、ニチノール等といった外科用縫合糸に一般に使用可能な任意の材料から形成することができる。図54A乃至図54Cは、針アセンブリ400の構成要素を示す詳細な分解図である。針先端部404は、鋭利な遠位端部と、スエージリップ(s wage lip)408を備えた中空の近位端とを有する。針本体部406は、針保持アーム340内に嵌合する近位端と、縫合糸スロット410を有する遠位端とを有する。針本体部406は、針先端部404と同心状に係合し、ロック溝を形成するように構成される。可撓性の縫合糸材402は、針本体部406の遠位端に配置され縫合糸スロット410を抜けて延在する。針先端部404及び針本体部406は、好適な生体適合物質から形成されており、ナイロン、PEEK、PLA、PGA、PLGA等のポリマーや、ステンレス鋼、ニチノール、チタン等の金属から作ることができる。これらの構成要素は、熱接合、超音波溶接、レーザー溶接、接着剤、機械的圧着等の標準的な結合技術を用いて結合することができる。

#### 【0044】

図55は、細長いカテーテル又はチューブ452を含む針捕捉装置450を示し、該カテーテル又はチューブは、遠位端において針捕捉アセンブリ454を有し、近位端においてハンドルアセンブリ458と連結されるボタンアクチュエータ456を有する。制限目的ではなく例証としてのみ示すが、針捕捉装置450は、チューブ452及び遠位端の針

捕捉アセンブリ 454 の直径が好適には最大で 3 mm であることから、3 mm のツールとする。ハンドルアセンブリ 458 は、使い勝手を良くする為に、内視鏡縫合装置 320 の針保持アームを操作するハンドルアセンブリに連結されることが好ましい。そのため、ハンドルアセンブリ 458 には偏向歯ロック部 (deflecting tooth lock) 459a と略剛性歯 459b とが設けられ、これらは図 58 及び図 59A ~ 図 59C を参照しながら以下に説明する縫合装置 320 のハンドルアセンブリ 600 内の往復キャビティ (reciprocal cavity) 及びロック要素に係合するように配置される。

#### 【0045】

図 56A 及び図 56B は、夫々閉鎖形態及び開放形態における針捕捉アセンブリ 454 及びチューブ 452 の遠位端 460 の部分拡大断面図である。チューブ 452 の内腔内に摺動自在に配置されるプッシュロッド又はケーブル 462 は、ボタンアクチュエータ 456 に機械的に連結される近位端と、アクチュエータピン 464 に連結される遠位端とを有する。アクチュエータピン 464 は、レバーアーム部 466 に画成された傾斜スロット 465 内に配置され、固定軸ピン 468 に近接する。レバーアーム部 466 の遠位端には連結構造 (interlock feature) 470 が設けられる。針捕捉アセンブリ 454 の遠位内側部は針受け部 472 を形成する。ボタンアクチュエータ 456 は、プッシュロッド 462 に張力負荷を与えるばねアセンブリを内蔵することで、レバーアーム部 466 を図 56A に示すような係合形態又は閉鎖形態に保つ。ボタンアクチュエータ 456 を押し込むと、プッシュロッド 462 は前進して、レバーアーム部 466 及び連結構造 470 を図 56B に示すような係合解除形態又は開放形態へと動かす。図 57 は、針捕捉アセンブリ 454 の針受け部 472 内に配置された針アセンブリ 400 を示す。図示されるように、針アセンブリ 400 は、連結構造 470 とロック溝 405 との連結係合により所定位置に固定される。この構成において、針捕捉装置 450 は、針を内視鏡の器具チャネルを通して送り込み、針アセンブリを針保持アーム 340 内に装填するために用いることができる。

#### 【0046】

内視鏡縫合装置 320 のためのハンドルアセンブリ 600 を図 58 及び図 59A ~ 図 59C に示す。ハンドルアセンブリ 600 は、第 1 の固定ハンドル 604 と、ピボット軸 612 により固定ハンドルに回転自在に連結される第 2 の回転ハンドル 608 とを含む。回転ハンドル 608 は、両ハンドル間に配置固定されたばね 614 により図 58 に示す開位置にばね付勢される。固定ハンドル 604 は、針捕捉装置 450 のハンドルアセンブリ 458 を受容するための近位キャビティ 616 を画成する。固定ハンドル 604 から延びるチューブ 618 は、ポート 620 において終端する。ポート 620 は、流体バルブ 622 と、内視鏡の近位端に連結するための機械式バヨネットロック部 624 とを含む。同様に固定ハンドルから延びるシース 328 は、伝達ワイヤ 330 を収容する。第 2 のハンドル 608 は、指把持部 626 と、その近位端にラチェットロック要素 628 とを形成する。以下に述べるように、回転可能な第 2 のハンドル 608 は伝達ワイヤ 330 に連結される。回転ハンドルを固定ハンドルの方向に動かすと、伝達ワイヤ 330 は軸方向に移動（後退）する。回転ハンドルを固定ハンドルから離れる方向に動かすと、伝達ワイヤ 330 は反対方向に軸方向移動（突出）する。

#### 【0047】

次に図 59A ~ 図 59C を参照しながら、どのようにして針捕捉装置 450 のハンドルアセンブリ 458 が内視鏡縫合装置 320 のハンドルアセンブリ 600 と相互に作用するかに加えて、ハンドルアセンブリ 600 の更なる詳細を示す。図 59A において詳細に示されるように、駆動ピボット要素 634 が軸ピン 632 によって第 1 のハンドル 604 の内側に枢結される。伝達ワイヤ 330 は、ばね 638 によって駆動ピボット要素 634 の第 2 の位置 636 に連結され、該ばねは、固定ハンドル 604 に画成されるキャビティ 639 内で所定距離内を移動可能である。また回転ハンドル 608 は、プラケット 642 によって駆動ピボット要素 634 の第 3 の位置 640 に連結され、該プラケットは、ピン 6

10

20

30

40

50

4 4 によって回転ハンドル 6 0 8 に連結される。その結果、ハンドル 6 0 8 を図 5 9 A の閉位置へと回転させる（すなわち、握り締める）と、プラケット 6 4 2 が駆動ピボット要素 6 3 4 の位置 6 4 0 を引き下げる。位置 6 4 0 の下方への移動に伴い、今度は駆動ピボット要素 6 3 4 が軸ピン 6 3 2 の周りを時計回りに回転し、ひいてはばね 6 3 8 と駆動ピボット要素 6 3 4 の位置 6 3 6 との間の接続部が後方に（時計方向に）移動する。ばね 6 3 8 の後方への移動により伝達ワイヤ 3 3 0 が後方に引っ張られる。

#### 【 0 0 4 8 】

図 5 9 A はまた、ハンドルアセンブリ 6 0 0 と、針捕捉装置 4 5 0 のハンドルアセンブリ 4 5 8 との相互作用を示す。より詳細には、固定ハンドル 6 0 4 は、キャビティ 6 1 6 内に延びるキャッチ部 6 4 8 を備えており、該キャッチ部は、針捕捉装置のハンドルアセンブリ 4 5 8 の可撓性歯（ラッチ）4 5 9 a に係合するように設計される。更に、キャビティ 6 1 6 は、剛性歯 4 5 9 b を受容するための棚状突起部（ledge）6 5 0 を近位の底部に有する。固定ハンドル 6 0 4 から延出するチューブ 6 1 8 は、ばね 6 5 6 を収容する固定ハンドル 6 0 4 の筒状キャビティ 6 5 4 内に延在することで外向きのばね荷重を受ける。

#### 【 0 0 4 9 】

その遠位部に針捕捉アセンブリ 4 5 4 を有する針捕捉装置 4 5 0 を内視鏡内に延在させることが望まれる場合、針捕捉アセンブリの遠位端を、固定ハンドル 6 0 4 のキャビティ 6 1 6 、筒状キャビティ 6 5 4 、チューブ 6 1 8 、ポート 6 2 0 内に順次通してから内視鏡内に挿通される。針捕捉アセンブリ 4 5 4 は、ハンドル 4 5 8 が固定ハンドル 6 0 4 のキャビティ 6 1 6 に係合するまで押し進められる。可能な限り押し進められると、剛性歯 4 5 9 b が棚状突起部 6 5 0 に合致し、更に可撓性ラッチ 4 5 9 a がキャッチ部 6 4 8 に係合することで、針捕捉装置 4 5 0 が所定位置に固定される。シース 4 5 2 を備えた針捕捉装置 4 5 0 のケーブル 4 6 2 は、ボタンアクチュエータ - 4 5 7 から延び、筒状キャビティ 6 5 4 、チューブ 6 1 8 及びポート 6 2 0 内を順次通過して同ポート 6 2 0 から延出する。針捕捉アセンブリを作動させるには、既に述べたようにボタン 4 5 6 を押す。針捕捉装置 4 5 0 をハンドルアセンブリ 6 0 0 から取り外すには、ハンドル 4 5 8 のラッチ 4 5 9 a に隣接する削り下げられた部分（relieved portion）4 5 9 c を押し下げてラッチとキャッチ部 6 4 8 との係合を解除し、ハンドル 4 5 8 を近位方向に引っ張る。

#### 【 0 0 5 0 】

図 5 9 B 及び図 5 9 C に最もよく示されるように、針捕捉装置のハンドル 4 5 8 は、ラチェットロック延長部又は（かぎ状）歯部 4 5 9 d を備えることが好ましい。針捕捉アセンブリ 4 5 0 が内視鏡縫合装置のハンドルアセンブリ 6 0 0 内の所定位置にあるとき、図 5 9 C に最もよく示されるように、回転ハンドル 6 0 8 のラチェットロック要素又は歯部 6 2 8 と、（固定ハンドル 6 0 4 内に係止されている）針捕捉アセンブリ 4 5 0 の同様のラチェットロック延長部又は歯部 4 5 9 d とを係合させることにより、ハンドル 6 0 4 及び 6 0 8 を閉位置に係止してもよい。理解されるように、歯部 6 2 8 及び 4 5 9 d は概ね横方向にずれているが、それらはかぎ状部を含んでおり、該かぎ状部同士が互いに通り過ぎた後に係合又は把持し合うことで所定位置に係止される。ハンドルの一方又は双方に相対的な横方向への力を加えることにより係合を解除することができる。

#### 【 0 0 5 1 】

ディスペンサ本体 5 0 2 と着脱可能な針シールドタブ 5 0 4 とを有する革新的な縫合糸ディスペンサ 5 0 0 を図 6 0 A に示す。図 6 0 B に示される縫合糸ディスペンサ 5 0 0 は、針シールドタブ 5 0 4 がディスペンサから取り外され針保持部材 5 0 6 が露出された状態である。縫合糸ディスペンサ 5 0 0 をさらに説明するために、図 6 0 C に構成要素の分解斜視図を示す。縫合糸ディスペンサ 5 0 0 は、下部本体 5 0 8 と上部本体 5 1 0 とを含み、両本体は共に、縫合糸 4 0 2 を含む縫合糸スプール 5 1 2 と針シールド 5 0 4 と針保持部材 5 0 6 とを収容するキャビティを形成する。好適には、下部及び上部本体 5 0 8 、5 1 0 は、スプール 5 1 2 がキャビティ内において最小限の摩擦で回転できるようにスプ

10

20

30

40

50

ール 512 の下面及び中央部を支持するリブ 508a、508b（図示しないが上部本体にも同様のリブあり）を含む。また好適には、下部及び上部本体 508、510 は、針保持部材 506 を所定位置に保持しながら針シールドタブ 504 の取り外しを可能にする壁 513a、513b、513c（下部本体 508 についてのみ図 60C に示す）を夫々備える。より詳しく見ると、壁 513a が針保持部材に対し後壁を形成しているのがわかる。壁 513a は、針保持部材（及び針）の後部を受容するための切抜部又は孔 513d を含み、外壁 513c に結合する部分 513e において傾斜している。壁 513b は、壁 513a と壁 513c との間に位置する低い壁であり、壁 513a の傾斜部 513e に接続される。壁 513b は、針保持部材 506 を着座させ所定位置に保持する第 1 の溝、及び針シールドタブ 504 の一部を着座させる第 2 の溝、の二つの溝を効果的に形成する。ただし針シールドタブは、外壁 513c の半径方向の開口又は孔から延出しており、完全に引き抜いて（すなわち引出し可能）針保持部材 506 の受容キャビティ 514 を露出させることができる。外壁 513c は更に、受容キャビティ 514 の前に開口又は孔 513f を備える。縫合糸ディスペンサ 500 及びその構成要素の大半は、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリスチレン等の適切なポリマー、射出成形、及び好適には、スナップ係合する設計（例えば下部本体 508 におけるラッチ 508c 及び中空受容ポスト 508d、並びに上部本体 510 におけるキャッチ部 510c 及びポスト（図示せず））を用いることにより少ないコストで容易に製造される。10

#### 【0052】

図 60B に示すように、針シールド 504 は、突起部 504a を備えるのが好ましい。20  
突起部は、針シールド 504 を所定位置に保持するために、下部及び上部本体 508、510 から伸びるリブ（図示せず）の間に押し込まれる。ただし突起部は弾力性を有するため、針シールド 504 のタブ部 504b に力を加えると、針シールド 504 をディスペンサ本体 502 から取り外すことができる。

#### 【0053】

既に述べたが、針保持部材 506 は、図 61A 及び図 61B に示すように、取り外し可能な針アセンブリ 400 が保持される針受容キャビティ 514 を含む。図 61B の部分断面図に示すように、針本体部 406 は、保持部材 506 の本体内に画成される孔 514a 内に摩擦保持され（ほぼ同じ方法で針本体部は針保持アーム 340（図 46 参照）内に摩擦保持される）、針は縫合糸スプールに巻かれた縫合糸 402 に接続される。針先端部 404 は、針受容キャビティ 514 を通して針捕捉アセンブリ 454 にアクセスすることができる。すなわちキャビティは、針捕捉アセンブリがキャビティ内に進入し針をつかむことができるよう、針先端部の周囲に空間を提供する。また図 61B に示すように、針保持部材 506 は、横方向に細長い上部及び下部フランジ 514b を有し、該フランジは、縫合糸ディスペンサ 500 の上部及び下部本体 508、510 の壁 513a、513b により形成される溝内に受容配置される。針保持部材の本体は、内壁 513a の孔 513d を抜けて後方に延在する円筒部を有する。30

#### 【0054】

図 62A 及び図 62B は、針捕捉装置 450 の針捕捉アセンブリ 454 を受容している縫合糸ディスペンサ 500 を示す。図 62B は、針をディスペンサから取り外すために針に連結係合された針捕捉アセンブリ 454 の部分断面図である。40

#### 【0055】

図 63 乃至図 69 は、本発明の内視鏡縫合装置 320 を用いて縫合手術を行う方法を示す。図 63 に示すように、内視鏡縫合装置 320 は、閉鎖すべき組織欠損 156 を有する組織 154 に近接して位置付けられる。内視鏡縫合装置 320 は開放形態にあり、針アセンブリ 400 の先端部は針保護部 338 により覆われる。図 64 は、螺旋状先端部 42 が組織欠損 156 に近接するように組織捕捉器 26 が内視鏡の器具チャネルから延出される様子を示す。組織捕捉器 26 を回転させることにより、螺旋状先端部 42 を組織欠損 156 に隣接する組織 154 にしっかりと係合させる。図 65 に示すように、組織捕捉器 26 を内視鏡の器具チャネル内に僅かに後退させることにより、組織 154 を内視鏡の近くに50

引き寄せててもよい。組織を引き寄せている間、針保護部 338 は、針アセンブリ 400 の先端部に組織が引っ掛かるのを防ぐことで不注意による組織の損傷を減らす。組織をどの程度引き寄せるかは、ステッチの大きさ及び位置に関係する。例えば、より大きな組織を縫合するためには、図 66 に示すように組織捕捉器によって組織 154 を内視鏡の近くに引き寄せててもよい。大きな組織を縫合しようとするとき、組織保護部 336 の傾斜した遠位端部の姿勢が、針保護部 338 と連携して、縫合に備えた組織の折り曲げを支援し、好適には、組織を近づけ過ぎることによる針捕捉装置の閉塞の防止に役立つ。針保持アーム 340 を操作して閉位置へと移動させることにより、針アセンブリ 400 を組織 154 に穿刺する。図 67 に示すように、組織保護部 336 の傾斜部により組織が支えられることで、針がより簡単に組織を貫通できるようになる。縫合糸 402 は、図 68 に示すように組織内に引き込まれる。組織の引き寄せ量を制御することで医師は組織壁内における一部層のステッチを行うことも、組織壁を貫通する全層のステッチを行うことも可能となる。針捕捉装置は、針アセンブリ 400 を捕捉して針保持アーム 340 から抜き取る（図示せず）。図 69 は、開放形態へと移動され組織 154 から抜かれた針保持アーム 340 を示す。縫合糸 402 は組織に貫通された状態で残されている。ランニングステッチを続けるためには、既に述べたように体内から内視鏡縫合装置を抜かずに、針アセンブリを針保持アームに再装填することができる。1ステッチのみが必要とされる場合、縫合糸を外科結びで結紮したり、シンチ装置を用いて縫合糸を固定することにより、組織欠損を閉鎖してもよい。

## 【0056】

図 70 は、本発明の別の実施形態による内視鏡手術システムの一部として挿入チューブ 714 を有する内視鏡 712 と内視鏡縫合装置 720 とを備える内視鏡システム 710 を示す。図 71 乃至 72B は、夫々、内視鏡 712 及び内視鏡縫合装置 720 の近位部及び遠位部を示す。内視鏡縫合装置 720 は、器具チャネルハウジング 723 において可動ジョイント 726 を持つハンドルプラケット 724 によって内視鏡 712 に着脱可能に連結される操作ハンドル 722 を有する。内視鏡 712 の器具チャネルハウジング 723 は、夫々第 1 及び第 2 器具チャネルへ 728 及び 729 のアクセスを可能にする。内視鏡縫合装置 720 は、内視鏡 712 の遠位端まで延びて器具チャネル 729 内でスライド自在に位置付けられる細長い針捕捉装置 730 を含む。また、針捕捉装置 730 はハンドル 731 を含む。内視鏡縫合装置 720 は、近位側で伝達アセンブリ 732 に連結されるハンドル 722 によって操作され、伝達アセンブリ 732 は、挿入チューブ 714 の外面に沿って内視鏡 712 の遠位端まで遠位方向へ延びる。伝達アセンブリ 732 は、その遠位端において、内視鏡 712 の遠位端を覆うように配置されるキャップアセンブリ 733 に連結される。図 72A 及び 72B は、キャップベース 734 と、キャップベースを内視鏡に取り付けるための下側取付け部 794 と、組織保護部 736 と、針保護部 738 と、針保持アーム 740 と、針アセンブリ 741 とを有するキャップアセンブリ 733 を示す。図示する針保持アーム 740 は、針アセンブリ 741 を部分的に組織保護部 736 内部に置く閉鎖位置にある。針保持アーム 740 は、ギアアセンブリ 742 に回転自在に連結され、伝達アセンブリ 732 の伝達カテーテル 746 を介する細長い伝達部材 744 の軸方向の移動によって操作される。伝達カテーテル 746 の遠位端は、キャップベース 734 に固定される。図 73A 及び 73B は、針保持アーム 740 が開放位置にある状態において、内視鏡 712 の遠位端に連結されたキャップアセンブリ 733 を示す。開放位置において、針保持アーム 740 に着脱可能に連結される針アセンブリ 741 は、針保護部 738 内に遮蔽され、縫合糸 748 が器具チャネル 729 の中まで延びているのが見える。図 73B において、図示する縫合糸 748 は、針捕捉装置遠位端 750 に近接する器具チャネル 729 の中へ延びる。

## 【0057】

図 75 は、キャップアセンブリ 733 の構成要素の詳細分解図である。伝達部材 744 は、取付けブラケット 754 を有するプッシュ部材ジョイント 752 に固定的に連結される。取付け孔 756 を有するプッシュ部材ギアリンク 755 は、取付けブラケット 754

10

20

30

40

50

及び取付け孔 756 を通過させて軸ピン 757 を固定することによって、取付けプラケットに回動可能に連結される。また、プッシュ部材ギアリンク 755 は、取付け孔 758 及び側面歯 759 を含む。針保持アームギアリンク 760 は、側面歯 764 に近接する取付け孔 762 と、針保持アーム取付け孔 766 とを含む。針保護部 738 は、幅広針カバー 772 を有し付加的構成要素のための 1 対の取付け孔 774 (U 字の両側に 1 つずつ) を含む U 字形上側部 770 と、上側部 770 及びキャップベース 734 の両方に固定的に連結され 2 対の取付け孔 778 及び 780 を含み U 字の脚を延長する下側部 776 と、を備える 2 ピースで形成される。針保持アームギアリンク 760 は、取付け孔 778 及び取付け孔 762 を通過するように軸ピン 782 を位置付けることによって、下側部 776 に固定される。プッシュ部材ギアリング 755 の側面歯 759 は、針保持アームギアリンク 760 の側面歯 764 と噛み合うように位置付けられ、2 つのギアリンクは、下側部 776 の取付け孔 780 及びプッシュ部材ギアリンク 755 の取付け孔 758 を通過するように軸ピン 784 を位置付けることによって固定される。ピン 786 は、上側部 770 の取付け孔 774 に配置され、針保持アームリンク 760 の望ましくない移動を防止するのに役立つ。針保持アームエンドエフェクタ 740 は、取付け孔 766 内に針保持アーム端部 788 をしっかりと固定することによって、針保持アームギアリンク 760 に連結される。針保持アーム 740 は、針アセンブリ 741 と係合しあつこれを通過する長手軸を形成する直線的先端部材 790 を含む。組織保護部 736 は、概ね円筒形及び管状形を有し、その遠位部又は上側部 792 は、組織保護部を通過する長手軸に対して斜角を成す遠位面 792a と、縫合糸通過凹部 972b とを有し、縫合糸通過凹部を通過して、縫合糸を、内視鏡の作業チャネル内から針保持アーム 740 に取り付けられた後退状態の針アセンブリ 741 (図 73B) へ向けて延出できる。下側取付け部 794 は概ね円筒形及び管状形を有し、組織保護部 736 と軸方向に整列して設置される。組織保護部 736 及び下側取付け部 794 は、共通の管状部材から一体的に形成されることが好ましく、開口部は、組織保護部 736 及び下側取付け部 794 の両方を長手方向に貫通する。取付け部 794 の近位部は、取付け部を通過する開口部の直径を減少することなくその長手軸を横切る方向において先細状により小さい輪郭になり、下でさらに詳しく論じるように、器具チャネル 729 への取付け部の挿入を助ける。1 つの実施形態において、取付け部 794 の近位端は、取付け部 794 を通過する長手軸に対して斜角を成す平面状の端面 794a を有する (図 74)。又は、近位部は、傾斜曲線に沿って先細状に端面輪郭が小さくなる表面を含むことができる。ベース取付けストッパ 796 は、上側部と下側部との間に配置されて、キャップベース 734 において保護部 736 及び取付け部 794 を適切に位置付ける。組織保護部 736 の壁の細長いスロット 797 は、下側取付け部 794 からベース取付けストッパ 796 及び上側部 792 の一部を貫通する。スロット 797 は、図 75 に示すように直線的であるか、又は図 75A の別の実施形態において示すように非直線的例えばジグザグに延びることができる。このような非直線的に延びるスロット 797a は、スロットに近接して延出される縫合糸を妨害する可能性を減少する。キャップベース 734 は、中に下側取付け部 794 を配置するための取付け孔 798 を含む。ベース取付けストッパ 796 は、取付け孔 798 の周りに噛み合って、組織保護部 736 及び取付け部 794 を長手方向に適切に分割し、その後、好ましくはレーザー溶接によって、しっかりと固定される。下側取付け部 794 は、弾性材料で形成されることが好ましく、内視鏡の器具チャネルの直径より僅かに大きい外径を有する。下側取付け部 794 の外向きに付勢された直径は、指又は工具 (図示せず) を用いて一時的に圧縮又は圧搾して、器具チャネルへの挿入のために直径を縮小できる。圧縮源が取り除かれると、下側部 794 の外径は、弾性付勢によって、キャップアセンブリ 733 を内視鏡 712 の遠位端に保持するのに充分な力で器具チャネルの内径壁と係合する。

#### 【0058】

図 76A は、好ましくは直線的な中空針本体 800 と直線的針先端部 802 と縫合糸 748 とを備える針アセンブリ 741 を示す。針本体 800 は、適切な生体適合性材料のハイポチューブ (hypotube) から形成されることが好ましい。針本体 800 は、好

10

20

30

40

50

適には、レーザーカットによって加工されて、チューブの長さに沿ってチューブの壁に様々な構造例えはチューブの一方の端に配置された先端部タブ 804a 及び 804b、縫合糸タブ 806a 及び 806b、チューブの他方の端の針保持アームタブ 808a 及び 808b 並びに概ねチューブの中央に位置付けられる縫合糸孔 809 を形成する。図 76B は、さらに構成要素の詳細を示すために針アセンブリ 741 の分解図を示す。針先端部 802 は、鋭端部 810 と、捕捉溝部 812 と、タブ溝部 814 と、2 つの溝の間に位置付けられたキャッププラグ部 816 と、鈍端部 817 とを有する。図 77A 及び 77B は、針アセンブリ 741 の 2 つの部分断面図を示す。図示するように、針先端部 802 の鈍端部 817 は、先端部タブ 804a 及び 804b が先端部溝部 814 に近接するように、針本体 800 の内腔内に位置付けられる。図示するように、キャッププラグ部 816 は、針本体 800 の一方の端に栓をする。先端部タブ 804a 及び 804b は、針本体 800 の内腔へ向かって塑性変形して、タブ溝部 814 と係合し、それによって機械的インターロックを与えて針先端部 802 を針本体 800 に固定する。縫合糸 748 は、鈍端部 817 に近接する縫合糸孔 809 を介して針本体 800 内に位置付けられる端部 818 を有する。縫合糸タブ 806a 及び 806b は、針本体 800 の内腔へ向かって内向きに塑性変形して、縫合糸端部 818 を針本体 800 の内腔内に固定する。針保持アームタブ 808a 及び 808b も針本体 800 の内腔へ向かって塑性変形する。組織の穿刺を助けるために、針先端部 802 の鋭端部 810 は、第 1 先細領域 820 と第 2 先細領域 822 とを有する。  
。

## 【0059】

図 78 は、針アセンブリ 741 と係合した針保持アーム 740 の先端部 790 部分断面図である。第 1、第 2 及び第 3 部分 824、826 及び 828 を有する先端部 790 は、針本体 800 の開放端内に配置される。図示するように、第 1 及び第 3 部分 824、826 の直径は、針本体 800 の内径より僅かに小さいのに対して、第 2 部分 826 の直径は、明らかにこれより小さく、第 1 部分 824 と第 3 部分 828 との間に円周溝 829 を形成する。針保持アームタブ 808a 及び 808b は、第 1 部分 824 が針本体 800 の内腔へ進入するとき屈曲し、弾性的に回復して、針保持アーム 740 の第 2 部分 826 と係合する。先端部 790 から針本体 800 を取り外すには、タブ 808a 及び 808b の屈曲を生じるために相当の力を必要とするので、針本体 800 が針保持アーム 740 から不注意で外れないようにする。針本体 800 を先端部 790 から取り外すための力は、先端部から離れる方向へ先端部の軸と同軸に加えられる。又は、針本体を針保持アームに取り付けるための他の手段を提供できる。例えば、針本体は、複数のアームを備え、その中へ針保持アームが受け入れられる。

## 【0060】

図 79 は、遠位端 750 から近位ハンドル 731 まで延びる細長い一次カテーテル 830 を有する針捕捉装置 730 を示す。同様に、補強シース 832 及び 834 が近位ハンドル 731 から延びる。一次カテーテル 830 は、可撓性及び圧縮に対するある程度の抵抗を与えるコイルカテーテルとして形成できる。図 80 乃至図 82 は、針捕捉装置 730 の断面図である。図 81 は、ハンドル 731 の拡大断面図である。ハンドル 731 は、本体 836 とボタン部材 838 とを含む。本体 836 は、ボタン部材 838 のシャフト部 842 を受け入れる寸法を持つキャビティ 840 を有する。ばね部材 844 は、キャビティ 840 内に配置されて、ボタン部材 838 に連結する。細長いケーブル 846 がシャフト 842 に連結されて、一次カテーテル 830 に連結された本体 836 を通過して遠位端 750 まで延びる。本体 836 はフランジ部 848 を含み、一方、ボタン部材 838 は一次接点 850 を含む。フランジ部 848 は、2 本の指で本体 836 を保持するように作られ、一次接点 850 は、親指を当ててボタン部材 838 を押すように作られる。針捕捉装置 730 の遠位端 750 は、図 82 に示すように、一次カテーテル 830 の遠位端 854 に連結される近位端 853 を有する捕捉ハウジング 852 を含む。一次カテーテル 830 及びケーブル 846 は、針捕捉装置 730 が完全に内視鏡の器具チャネル 729 の中へ完全に挿入されたとき器具チャネルから突出することなく、捕捉ハウジング 852 の遠位端を器

10

20

30

40

50

具チャネルの遠位端に配置する長さを持つ。

【0061】

捕捉ハウジング内には、外側剛性ハイポチューブ856と、内側剛性ハイポチューブ858と、中間剛性ハイポチューブ860がある。内側ハイポチューブ858は、中間ハイポチューブ860の内腔内に位置付けされ、中間ハイポチューブは、外側ハイポチューブ856の内腔内に位置付けされる。中間ハイポチューブ860は、ケーブル846の遠位端864に接続される近位端862を有する。外側ハイポチューブ856の近位端866は、一次カテーテル830の遠位端854に連結され、外側ハイポチューブの遠位端868は、捕捉ハウジング852の遠位端870に連結される。外側ハイポチューブ856は、壁から切り出されたレーザーカットタブ構造872a及び872bを含む。中間ハイポチューブ860は、細長いレーザーカットスロット874を含む。内側ハイポチューブ858も、レーザーカットスロット876を含む。タブ構造872a及び872bは、中間ハイポチューブ860のスロット874を通過して塑性変形して、内側ハイポチューブ858のスロット876に係合し、それによって外側ハイポチューブ856に対する内側ハイポチューブ858の位置をしっかりと固定するが、中間ハイポチューブ860が内側ハイポチューブと外側ハイポチューブとの間をスロット874の長さ分スライドできるようになる。外側ハイポチューブ856は、壁内に付加的レーザーカット構造を有し、レーザーカット構造は、ラッチタブ880を含むライブヒンジタブ878とラッチ解除ランプ882とを含む。

【0062】

図83Aは、針アセンブリ741と係合した針捕捉装置730の遠位端750の拡大図である。捕捉ハウジング853は、遠位端870の周りに放射状に配列されたスペース886によって分離された複数のフライト(flight)884と、近位端853の周りに放射状に配列されたスペース890によって分離された複数のフライト888とを含む。フライト884及び888は、組織保護部736内で遠位端750を中心に配置して、縫合時に針保持アーム740から針アセンブリ741を確実に捕捉するのに役立つ。フライトの間のスペース886及び890は、針捕捉装置730に並んで器具チャネル内の縫合糸が、縫合時に必要に応じて自由に供給されるようになる。図83Bは、針アセンブリ741と係合した捕捉ハウジング852の断面図である。針アセンブリ741が外側ハイポチューブ856へ進入するとき、針先端部802はラッチタブ880を押し上げる。針先端部802が内側ハイポチューブ858の遠位端892に接すると、ラッチタブ880はその通常の内向き付勢位置へ戻って、捕捉溝部812に係合し、それによって針アセンブリ741を捕捉ハウジング852内にロックする。この捕捉係合の強さは、針保持アーム740への針アセンブリ741の係合強さより実質的に大きいので、係合した針捕捉装置730に対して針保持アーム740を回転させると又は係合した針捕捉装置730を針保持アーム740に対して針連結先端部790から離れるように同軸に長手方向へ後退させると、針アセンブリ741を針連結先端部790に保持する力を上回って、針アセンブリ741を針保持アーム740から外す。中間ハイポチューブ860の遠位端894は、ラッチ解除ランプ882に近接して位置付けられる。

【0063】

制御可能に針アセンブリ741を解除できる機能は、内視鏡縫合手術において非常に望ましい。制御された解除によって、医者は、針アセンブリを針保持アームに再装填して、連続的にステッチを行って、アンカー又はtタグとして使用するために針アセンブリを解除できる。図84は、針捕捉装置730から解除された針アセンブリ741を示す。ボタン部材838を押すと、ケーブル846は遠位方向へ前進して、外側ハイポチューブ856に対して中間ハイポチューブ860の近位端862を遠位方向へ動かす。中間ハイポチューブ860の遠位端894がラッチ解除ランプ882に接触するとき、ライブヒンジタブ878を上昇させ、それによって、ラッチタブ880を針先端部802のラッチ溝部812から外す。

【0064】

10

20

30

40

50

図85Aは、側面896及び897を持つ7成形本体部895を含むハンドルプラケット724の実施形態を示す。成形フランジ898は、本体部895及び側面896及び897の上側部の周りに延在する。成形ソケット部899は、操作ハンドル722と連結するために中心位置に位置付けられる。図85Bは、側面904及び906を持つ成形本体部902と、本体部902及び側面904及び906の上側部の周りに延在するフランジ908とを有する別のハンドルプラケット900を示す。成形ソケット部910は、操作ハンドル722と連結するために側面904に近接して中心から外れた場所に位置付けられる。

#### 【0065】

図86は、可動ジョイント726を有するハンドルプラケット900に連結された操作ハンドル722の裏面図である。ハンドル722は、第1ハンドルアーム914と第2ハンドルアーム916とカバー部材918とを有する成形本体912を含む。図87Aは、カバー部材918及びハンドルプラケット900を取り除いて、本体912の内部アセンブリ及び取り付けられたボール部材920を見えるようにして、ハンドル722を示している。スピンドル部材922は、本体912内の中心に位置付けられる。第1ハンドルアーム914は、プレート923及び伝達部材ハウジング924と一緒に一体的に形成され、スピンドル部材922の上に回転自在に配置される。図示するばね部材926は、プレート923のばねスロット927を通過して突出している。図示するインデクサ部材(indexer member)928は、プレート923のインデクサスロット929を通過して突出している。インデクサ部材928の動きは、本体912において成形ガイド経路の形を取るインデクサ経路930によって画定される位置に制限される。図87Bは、ハンドル722の部分断面図を示し、伝達部材ハウジング924の内部が見えるようにする。板ばね部材932は、第2アームハンドル916に近接するように位置付けられた第2アーム端934と、伝達部材744に近接するように位置付けられた伝達部材端936とを有する。伝達部材744は、結合部937において板ばね932に固定的に連結される。保持部材938は、伝達カテーテル746に連結され、プレート923の伝達部材ハウジング924内に位置付けられる。プレート923がスピンドル922の周りを適切に回転するようにするために、本体912に配置されたガイド部材940は、プレート923の弓形ガイドスロット941を貫通する。本体912には、ばね部材926の一方の端の位置を維持するばねストッパ部材942も配置される。インデクサ経路930はロック位置944を含み、この位置において、閉鎖状態のとき第1アームハンドル914を一時的にロックできる。図88A及び88Bは、閉鎖ロック位置にあるハンドル722を示す。図示する第1ハンドルアーム914は、第2ハンドルアーム916に近接するよう位置付けられる。図示する伝達部材ハウジング924は、伝達カテーテル746を伝達部材744に対して遠位方向に前進させてキャップアセンブリ733の針保持アーム740を閉鎖させるように、スピンドル922の周りで回転している(図74)。ばね部材926は、スピンドル部材922の周りでのプレート923の回転によって圧縮される。第1ハンドルアーム914をさらに圧縮すると、インデクサ部材928は、一時的ロック位置944から、インデクサ経路930を通過して、圧縮されたばね部材926の蓄積エネルギーが解放されて伝達部材ハウジング924を回転させる位置へ移動する。伝達部材ハウジングの回転は、伝達部材744に対して伝達カテーテル746を後退させ、それによって、キャップアセンブリ733の針保持アーム740を開く。

#### 【0066】

図89は、概ね橢円形状を有する成形ベース部952と、隆起外側壁953と、可撓性カバー部材954とを含む縫合糸ディスペンサ950を示す。カバー部材954は、針アセンブリ741へアクセスするためのアクセス口955を有する。カバー部材954は、外側壁953内に挿入される形状及び寸法を有し、外側壁953に取り付けられベース部材952に概ね平行の平面において内向きに突出する複数の成形タブ956を介して、ベース部材952に固定される。図90は、縫合糸ディスペンサ950の分解図である。また、成形ベース部材952は、ベース部材952に概ね平行の平面において外側壁953

10

20

30

40

50

へ向かって延びる内側壁 958 湾曲区分 961 及び 963 に取り付けられた複数の成形巻付けタブ 960 及び 962 を有する隆起内側壁 958 を含む。成形ベース部材 952 は、さらに、針アセンブリ 741 を保持するための針保持口 966 を有する針ハウジング支持部材 964 を含む。縫合糸 748 は、内側壁 958 の周りに巻き付けられて、巻付けタブ 960 及び 962 とベース部材 952 との間に配置され位置付けされ、針アセンブリ 741 は、針保持口 966 の中に位置付けられる。図 91 は、縫合糸ディスペンサ 950 のアクセス口 955 を介して針アセンブリ 741 と係合する針捕捉装置 730 の遠位端 750 の捕捉ハウジング 852 を示す。

#### 【0067】

図 92 乃至図 99 は、本発明の内視鏡縫合装置 720 を用いて縫合手術を実施する方法を示す。図 92 に示すように、内視鏡縫合装置 720 は、閉鎖すべき組織欠損 156 を有する組織 154 に近接するように位置付けられる。内視鏡縫合装置 720 は開放状態にあり、針アセンブリ 741 の先端部は針保護部 738 によって覆われる。図 93 は、螺旋状先端部 972 が組織欠損 156 に近接するように、組織捕捉器 970 が内視鏡器具チャネルから延出される様子を示す。組織捕捉器 970 を回転させると、螺旋状先端部 972 は、組織欠損 156 に近接する組織 154 にしっかりと係合する。組織 154 は、図 94 に示すように組織捕捉器 970 を内視鏡の器具チャネルの中へ僅かに後退させることによって、内視鏡に引き寄せることができる。組織を引き寄せる間、針保護部 738 は、組織が針アセンブリ 741 の先端部に引っ掛かるのを防止して、不注意による組織の損傷を減少させる。組織をどの程度引き寄せるかは、ステッチの大きさ及び位置に關係する。例えば、より大量の組織を縫合するためには、図 95 に示すように組織捕捉器によって組織 154 を内視鏡に近づけることができる。大量の組織を縫合しようとするとき、組織保護部 736 の傾斜した遠位端の位置が、針保護部 738 と連携して、縫合に備えた組織の折り曲げを支援し、好適には、組織を針捕捉装置に近づけ過ぎることによる針捕捉装置の閉塞の防止に役立つ。針保持アーム 740 を操作して閉鎖位置へ移動させることにより、針アセンブリ 741 を組織 154 に穿刺する。図 96 に示すように、組織保護部 736 の傾斜部により組織が支えられるので、針はより簡単に組織を貫通できる。縫合糸 748 は、図 97 に示すように組織内に引き込まれる。組織の引き寄せ量を制御することで、医師は組織壁内における一部層のステッチを行うことも、組織壁を貫通する全層のステッチを行うことも可能となる。針捕捉装置は、針アセンブリ 741 を捕捉して、針保持アーム 740 から針アセンブリを抜き取る（図示せず）。図 98 は、組織から部分的に引き抜かれた針保持アームを示し、針保持アーム先端部 790 は組織に接触している。図 99 は、開放形態へ移動され組織 154 から抜かれた針保持アーム 740 を示す。縫合糸 748 は組織に貫通された状態で残されている。ランニングステッチを続けるためには、既に述べたように体内から内視鏡縫合装置を抜かずに、針保持アームに針アセンブリを再装填できる。1ステッチのみが必要とされる場合、縫合糸を外科結びで結紮するか、又はシンチ装置を用いて縫合糸を固定することにより、組織欠損を閉鎖できる。

#### 【0068】

図 100 は、本発明の別の実施形態による組織捕捉器具を示す。図示する螺旋状組織捕捉器 1000 は、細長いカテーテル 1010 を有し、その近位端にハンドル 1012 が配置される。ハンドル 1012 は、カテーテル 1010 に連結された本体 1014 と、カテーテル 1010 の遠位端に配置された螺旋部材 1018 を回転させるための回転ノブ 1016 とを有する。図 101A は、螺旋状組織捕捉器 1000 の近位部の分解図である。回転ノブ 1016 は、細長いシャフト 1020 を含みと、取付け部 1022 が、シャフト 1020 から延びる延長アーム 1024 と 1026 の間に位置付けられる。延長アーム 1024 及び 1026 の端部には、夫々、係合タブ 1028 及び 1030 が配置される。係合タブ 1028 及び 1030 の近位には、延長アーム 1024 及び 1026 において、夫々ガイド部材 1032 及び 1034 も配置される。回転ノブ 1016 は、シャフト 1020 、取付け部 1022 、延長アーム 1024 及び 1026 、係合タブ 1028 及び 1030 、ガイド部材 1032 及び 1034 全てが一体的に形成される成形プラスチック部品とし

10

20

30

40

50

て形成されることが好ましい。ガイド部材 1032 及び 1034 は、離間され、夫々の延長アームから他方の延長アームへ向かって延びる。近位端 1037 及び傾斜近位先端部 1038 を有する作動部材 1036 は、本体 1014 の受容キャビティ 1040 及びひずみ解放部材 1042 を貫通する。図 101B は、螺旋状組織捕捉器 1000 の遠位部の分解図である。図において、カーテル 1010 の遠位端 1044 から作動部材 1036 の遠位端 1046 が延びている。作動部材 1036 は、細長い可撓性弾性ワイヤの形式を取ることが好ましいが、可撓性トルク伝達マルチフィラメントケーブル、レーザーカットハイポチューブ又はカーテルなど他の形式が妥当な場合もある。図には、軸受けスリーブ 1048、及び近位部 1050、中間部 1052、遠位部 1054 及び遠位先端部 1056 を有する螺旋部材 1018 も示す。螺旋部材 1018 は、近位部 1050 において閉鎖ピッチを有し中間部及び遠位部 1052 及び 1054 において拡張ピッチを有する丸線で形成されたコイルの形式を取ることが好ましい。螺旋部材 1018 の遠位部 1054 は、鋭利遠位先端部 1056 へ向かって扁平化されることが好ましい。

#### 【0069】

図 102A 及び 102B は、組み立てられた螺旋状組織捕捉器 1000 の近位部及び遠位部の部分断面図であり、螺旋部材 1018 は、送出形態にある。図示する回転ノブ 1016 は、シャフト 1022 が受容キャビティ 1040 へ挿入されるように本体 1014 に連結される。延長アーム 1024 及び 1026 の係合タブ 1028 及び 1030 は、本体 1014 の円形第 1 溝 1058 に連結係合する。キャビティ 1040 内において、円形第 1 溝 1058 の遠位に円形第 2 溝 1060 が位置付けられる。作動部材 1036 の近位先端部 1038 は、シャフト 1020 の取付け部 1022 に連結され、それによって、回転ノブ 1016 に対する作動部材 1036 の長手方向の移動を制限する。ガイド部材 1032 及び 1034 は、作動部材 1036 の近位端 1037 の周りに配置されて、回転ノブ 1016 に対する近位端 1037 の側方移動を制限する。作動部材 1036 は、カーテル 1010 の近位端及び本体 1014 の遠位端に連結されるひずみ解放部材 1042 を貫通して、カーテル遠位端 1044 まで延びる。作動部材 1036 の遠位端 1046 は、軸受けスリーブ 1048 の内腔を通過して螺旋部材 1018 の近位部 1050 に近接するよう位置付けられる。作動部材遠位端 1046 は、レーザー溶接によって軸受けスリーブ 1048 及び近位部 1050 の両方に固定されることが好ましい。さらに、螺旋部材 1018 の近位部 1050 は、軸受けスリーブ 1048 に直接接合してもよい。図 102A 及び 102B に示すように、係合タブ 1028 及び 1030 が円形第 1 溝 1058 内に連結式に配置されたとき、螺旋部材 1018 は、遠位端 1044 において完全にカーテル 1010 の内腔内に位置付けられて、螺旋状組織捕捉器 1000 に送出形態を与える。送出形態において、鋭利遠位先端部 1056 はカーテル 1010 によって遮蔽されて、内視鏡への挿入時に器具チャネルを損傷する可能性を防止する。図 103A 及び 103B は、組み立てられた螺旋状組織捕捉器 1000 の近位部及び遠位部の部分断面図であり、螺旋部材 1018 は展開形態にある。回転ノブ 1016 を本体 1014 に対して遠位方向へ前進させると、係合タブ 1028 及び 1030 は円形第 1 溝 1058 から外れて、円形第 2 溝 1060 と連結係合する。本体 1014 に対して遠位方向への回転ノブ 1016 の移動は、作動部材 1036 及び螺旋部材 1018 をカーテル 1010 に対して遠位方向へ移動させて、中間部及び遠位部 1052 及び 1054 及び鋭利遠位先端部 1056 は、カーテル遠位端 1044 から遠位方向へ延出して、展開形態を与える。送出又は展開形態において回転ノブを回転させると、作動部材 1036 の回転を介して螺旋部材 1018 が回転する。展開形態において、鋭利遠位先端部 1056 は露出されて、自由に組織に係合できる。

#### 【0070】

本発明を、様々な図面に示される好適な実施形態に関連して説明した。しかしながら、他の同様の実施形態を用いることで本発明の実施形態と同一の機能を実現可能であること、上記の実施形態を修正可能であること、又は他の実施形態を追加可能であることは明らかである。それ故本発明は、任意の一つの実施形態に限定されるものではない。例えは、

上述された各手術装置は、可撓性の内視鏡と同様に、剛性の内視鏡やトロカール等と共に使用することもできる。また、特定の実施形態のエンドキャップ、針保護部、組織保護部等に関し、特定の大きさ及び形状を記載したが、その他の大きさ及び形状であっても使用することができる。「実質的に」又は「約」という用語が使用される明細書や請求項を理解するために、これらの用語は、プラスマイナス20%の範囲を許容するものであると解するべきである。例えば、「約180°」の角度は、144~216°の範囲の角度を含むと解するべきである。「実質的に2mm」の大きさは、1.6~2.4mmの範囲の大きさを含むと解するべきである。更に、各実施形態の様々な形態は、他の実施形態と共に使用することができると理解すべきである。例証としてのみ示すが、様々な実施形態の針捕捉装置及び内視鏡縫合装置のためのハンドルアセンブリは、様々な実施形態の間で交換可能に使用できる。従って、本発明の精神及び請求の範囲から逸脱することなく本発明に更に別の修正を施し得ることが当業者により理解されるであろう。

10

【図1】

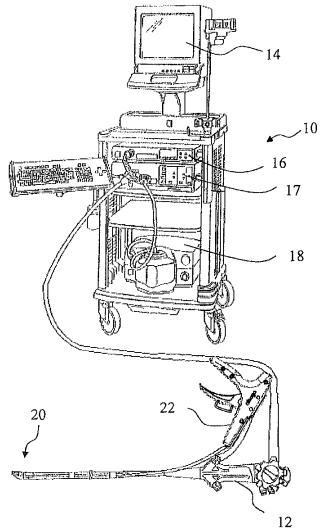


FIG. 1

【図2】

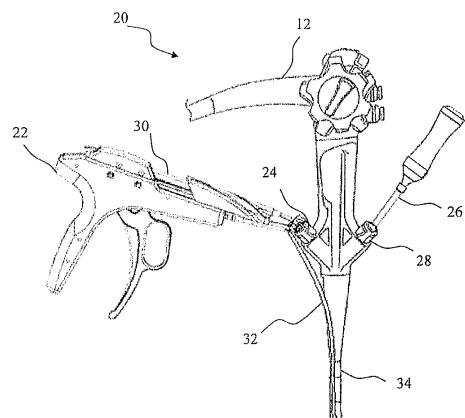
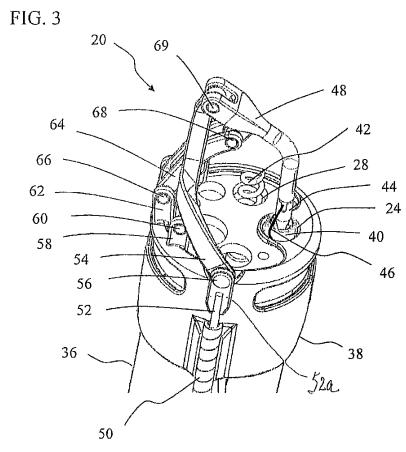
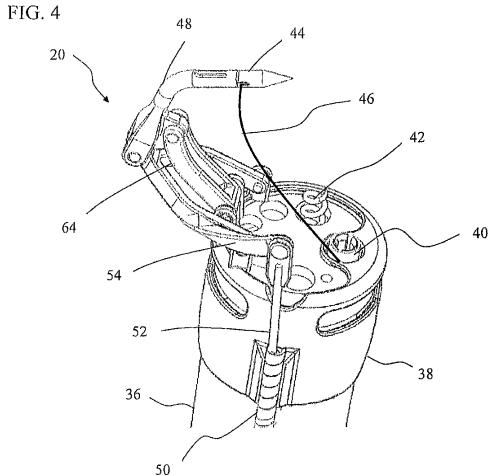


FIG. 2

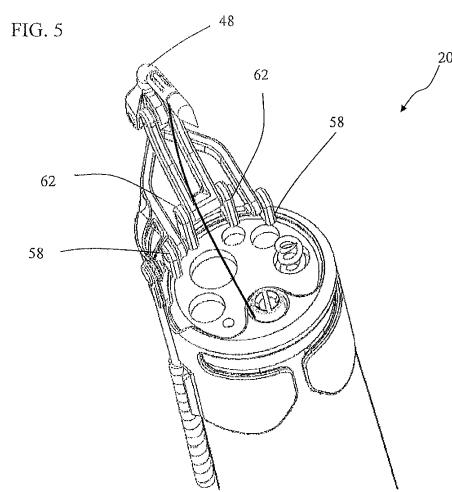
【図3】



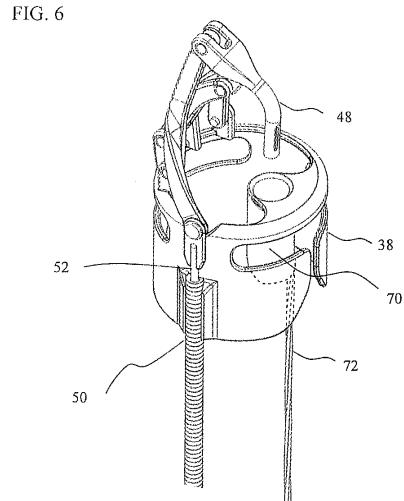
【図4】



【図5】

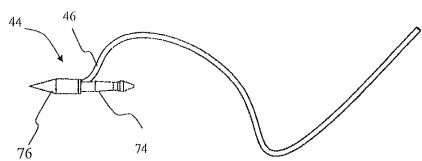


【図6】



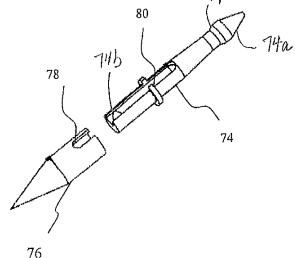
【図7】

FIG. 7



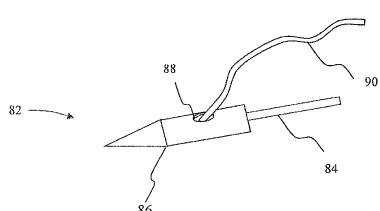
【図8】

FIG. 8



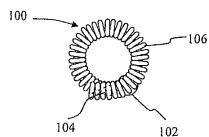
【図9】

FIG. 9



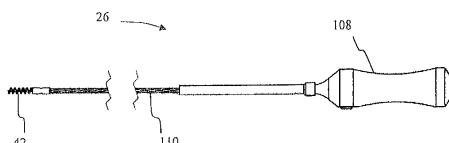
【図13A】

FIG. 13A



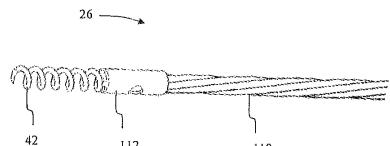
【図14】

FIG. 14



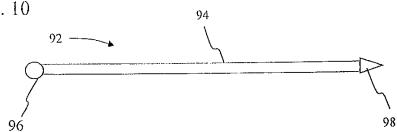
【図15】

FIG. 15



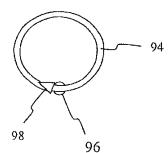
【図10】

FIG. 10



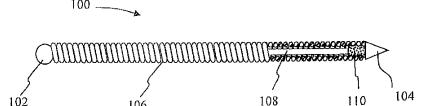
【図11】

FIG. 11



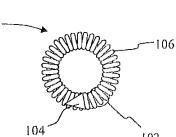
【図12】

FIG. 12



【図13】

FIG. 13



【図16】

FIG. 16

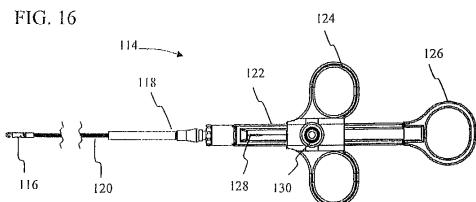
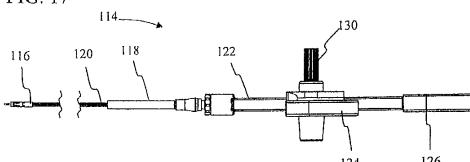
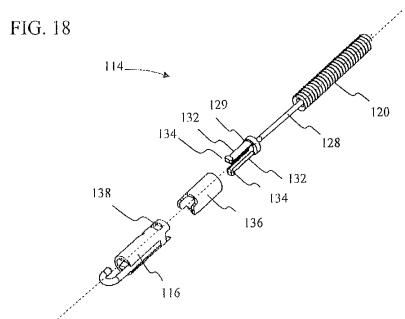


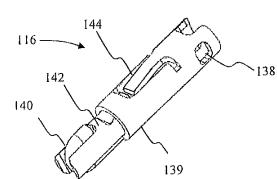
FIG. 17



【図18】



【図20】



【図19】

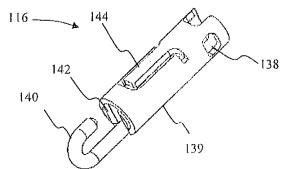
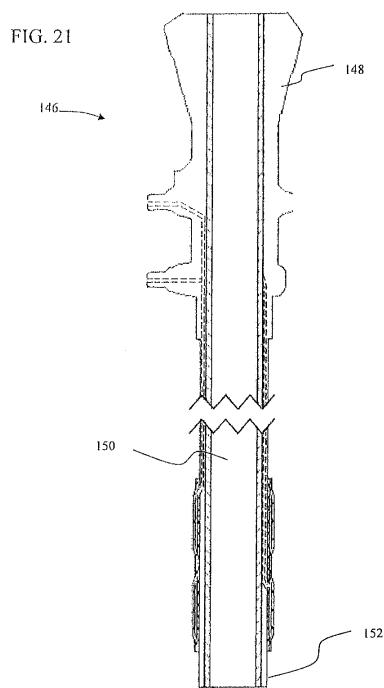
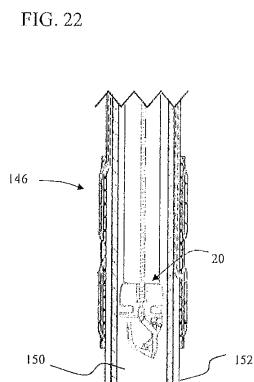


FIG. 19

【図21】

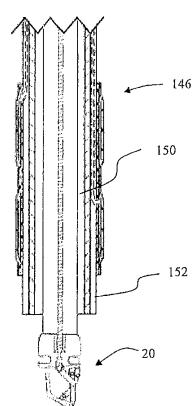


【図22】



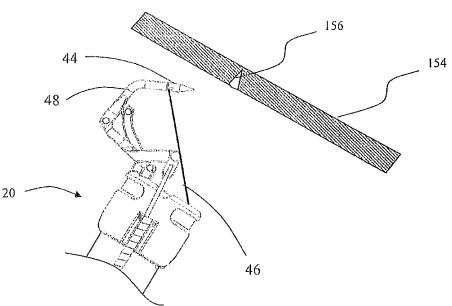
【図23】

FIG. 23



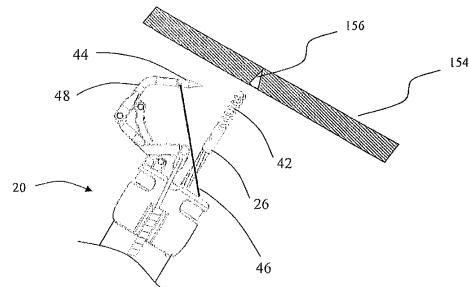
【図24】

FIG. 24



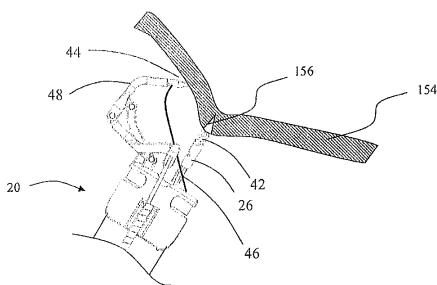
【図25】

FIG. 25



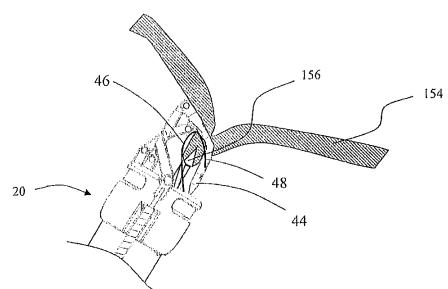
【図26】

FIG. 26



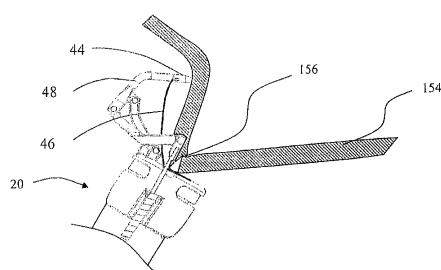
【図28】

FIG. 28



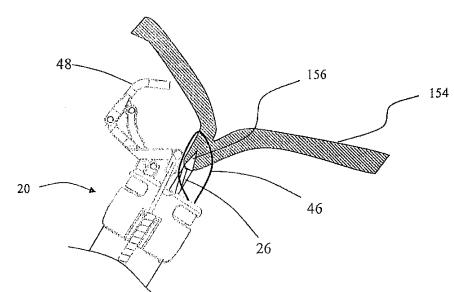
【図27】

FIG. 27



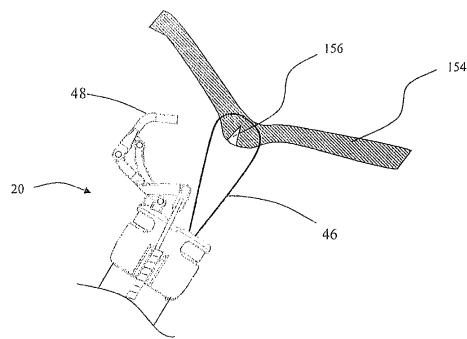
【図29】

FIG. 29



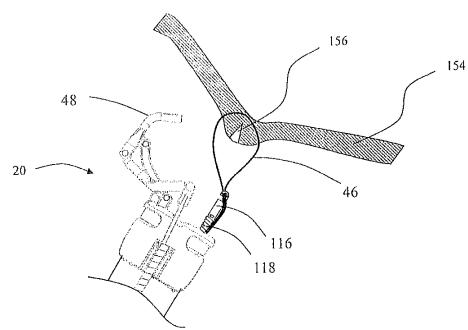
【図30】

FIG. 30



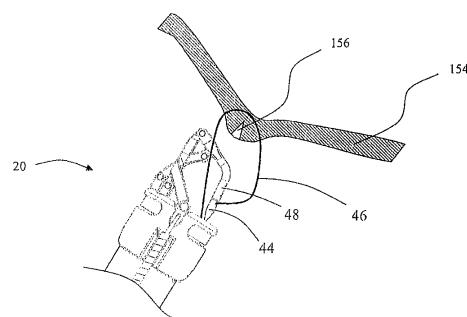
【図32】

FIG. 32



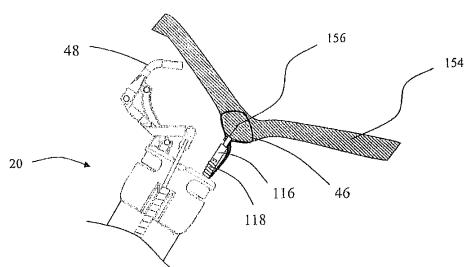
【図31】

FIG. 31



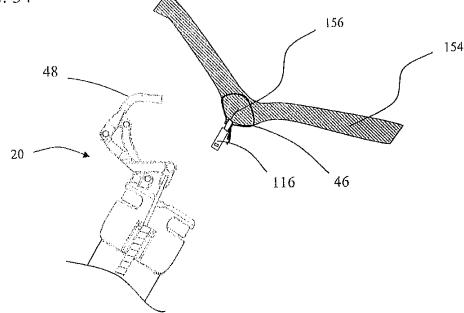
【図33】

FIG. 33



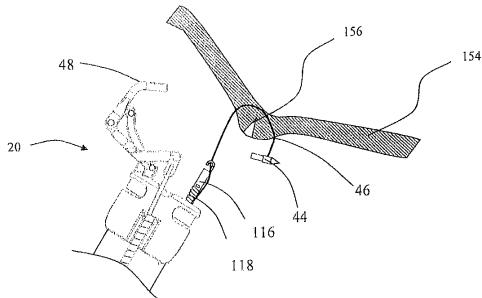
【図34】

FIG. 34



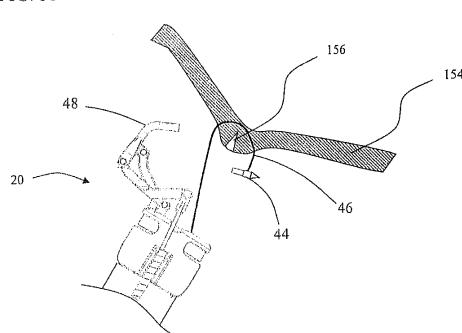
【図36】

FIG. 36



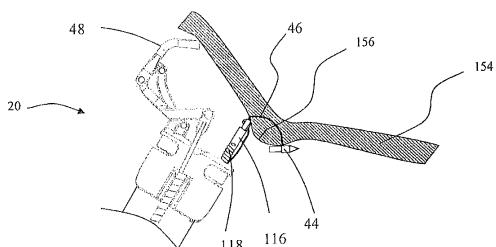
【図35】

FIG. 35



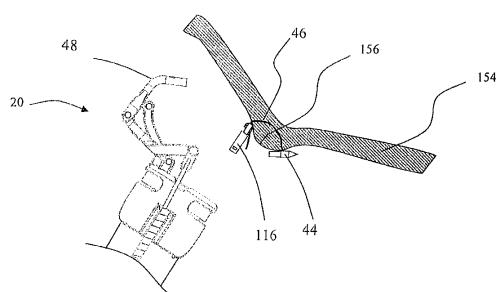
【図37】

FIG. 37



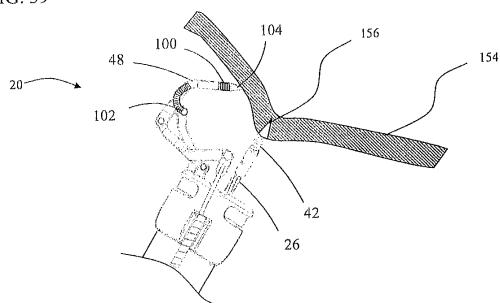
【図38】

FIG. 38



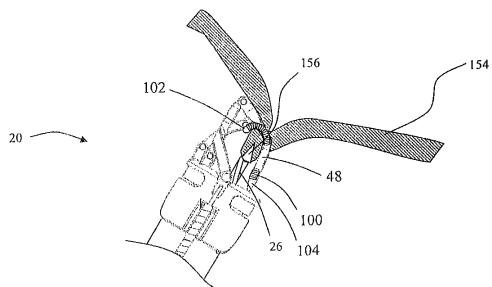
【図39】

FIG. 39



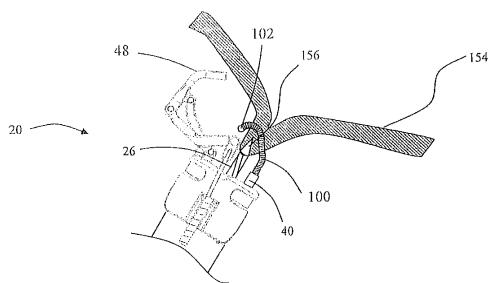
【図40】

FIG. 40



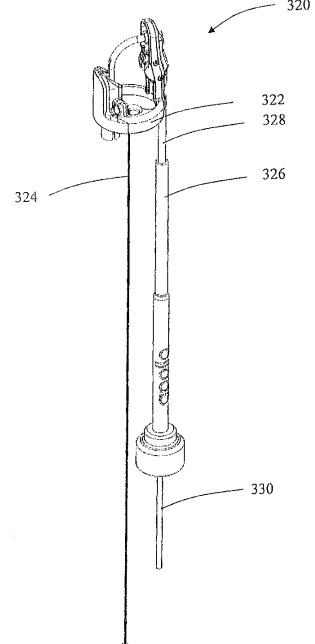
【図41】

FIG. 41



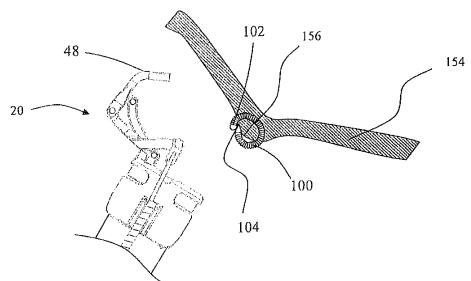
【図43】

FIG. 43



【図42】

FIG. 42



【図4-4】

【図45】

FIG. 44

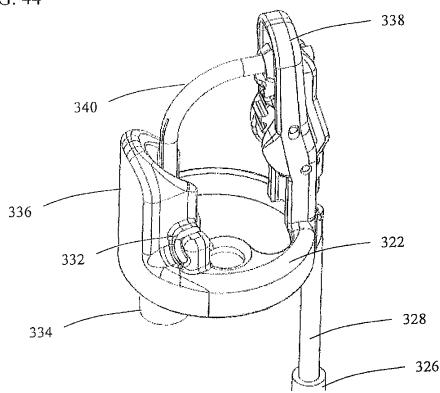
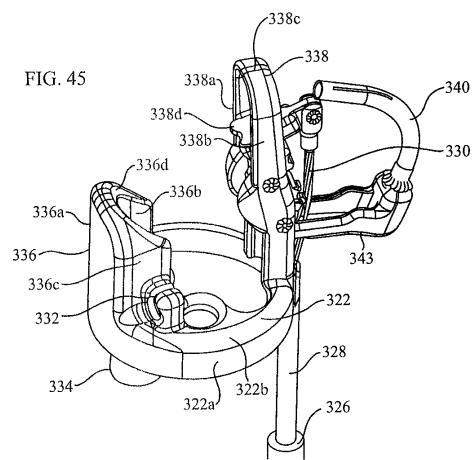


FIG. 45



【図46】

【図47】

FIG. 46

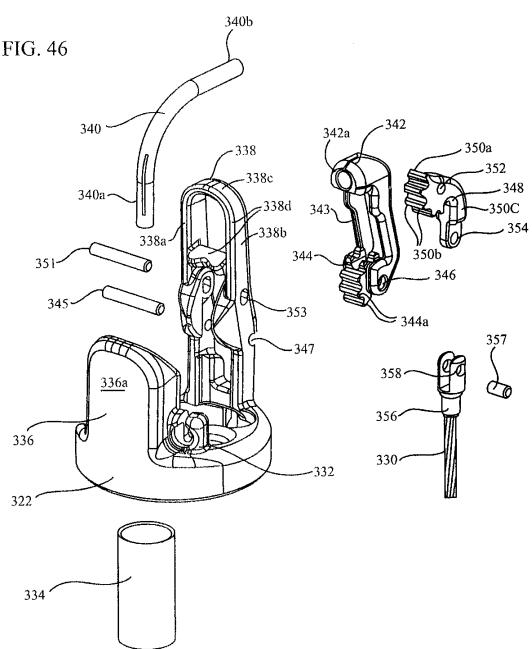
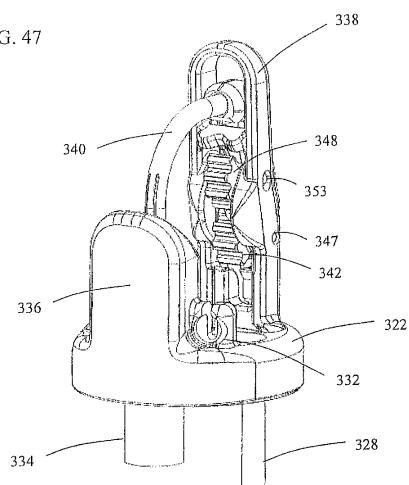
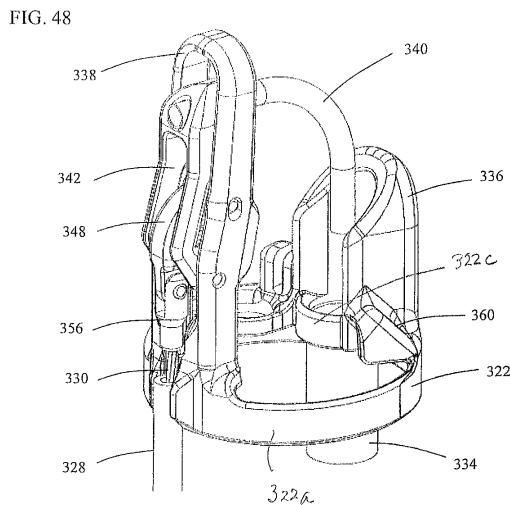


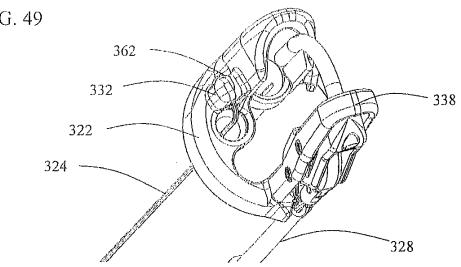
FIG. 47



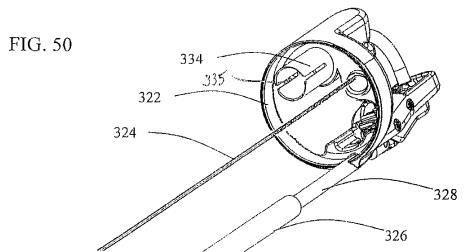
【図48】



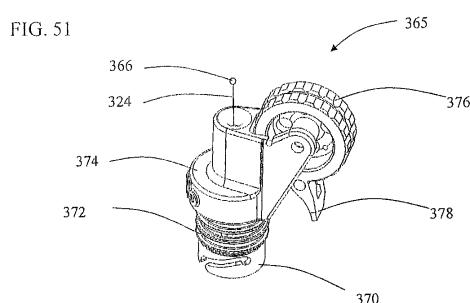
【図49】



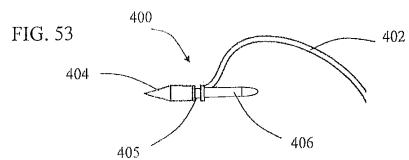
【図50】



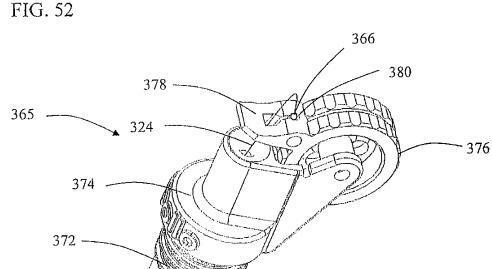
【図51】



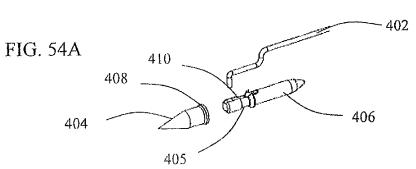
【図53】



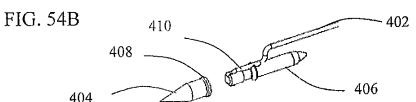
【図52】



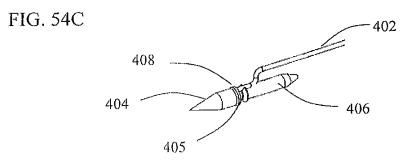
【図54A】



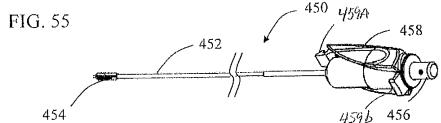
【図54B】



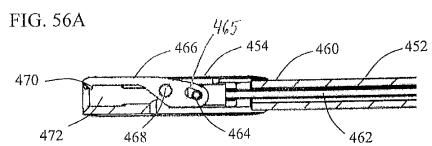
【図 5 4 C】



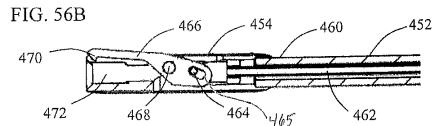
【図 5 5】



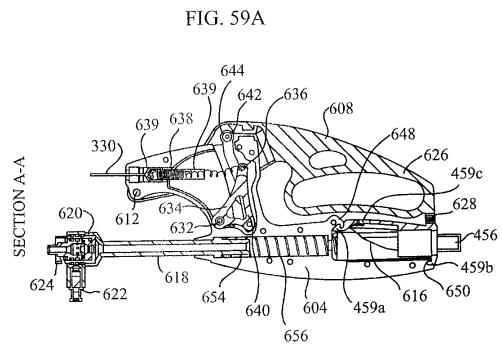
【図 5 6 A】



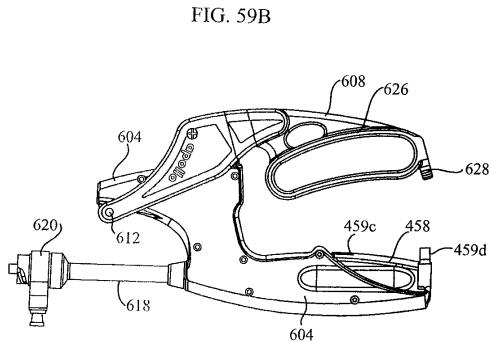
【図 5 6 B】



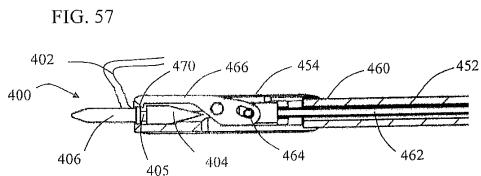
【図 5 9 A】



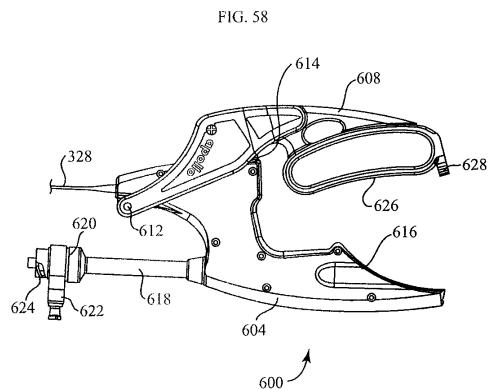
【図 5 9 B】



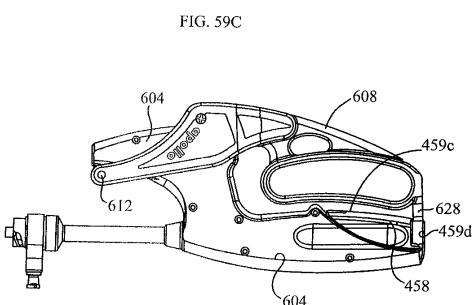
【図 5 7】



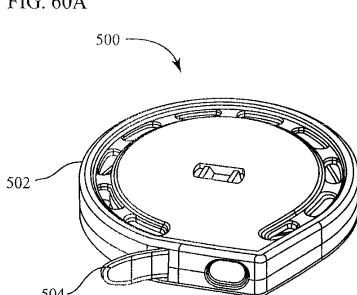
【図 5 8】



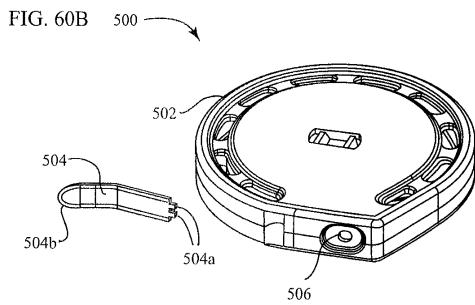
【図 5 9 C】



【図 6 0 A】



【図 6 0 B】



【図 6 0 C】

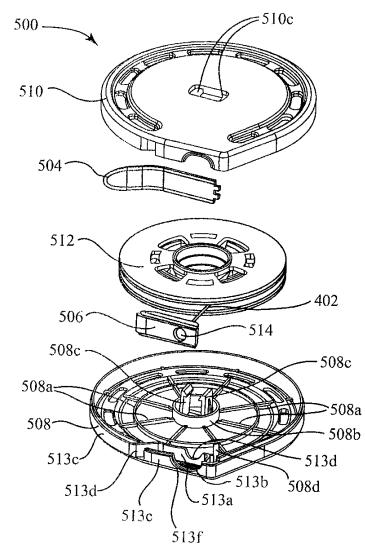
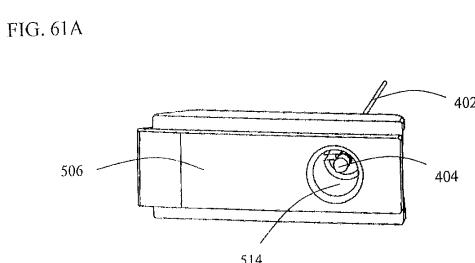
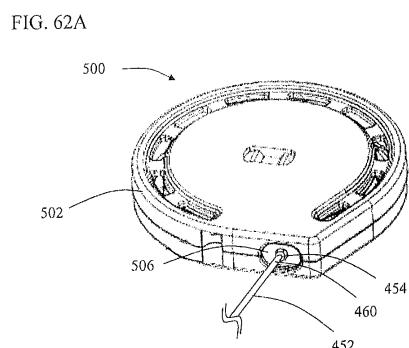


FIG. 60C

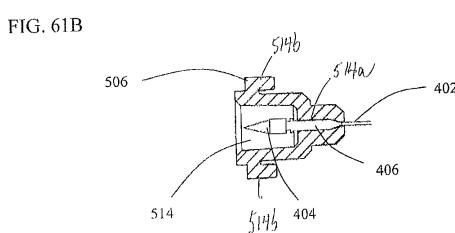
【図 6 1 A】



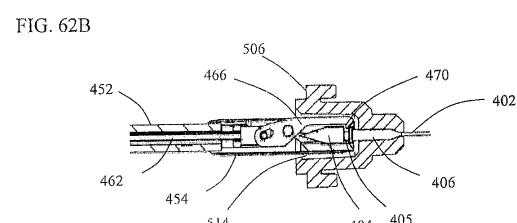
【図 6 2 A】



【図 6 1 B】

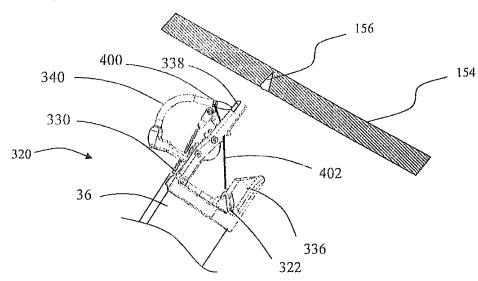


【図 6 2 B】



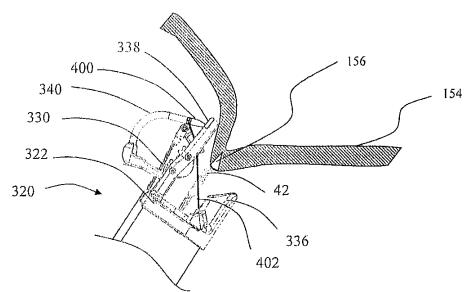
【図 6 3】

FIG. 63



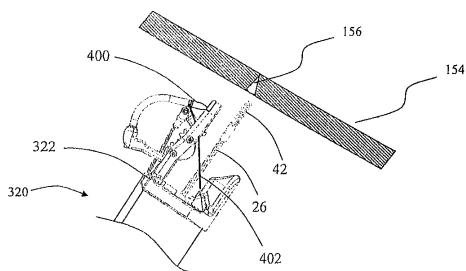
【図 6 5】

FIG. 65



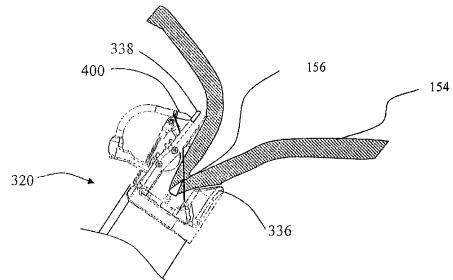
【図 6 4】

FIG. 64



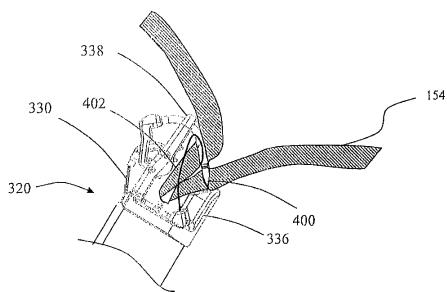
【図 6 6】

FIG. 66



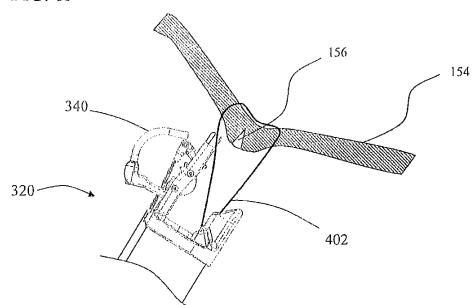
【図 6 7】

FIG. 67



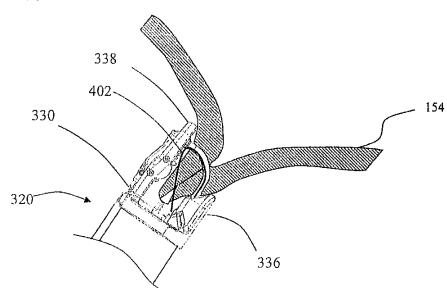
【図 6 9】

FIG. 69



【図 6 8】

FIG. 68



【図70】

【図 7-1】

FIG. 70

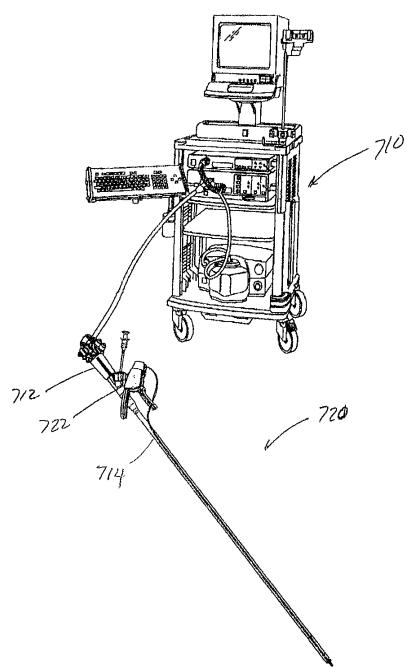
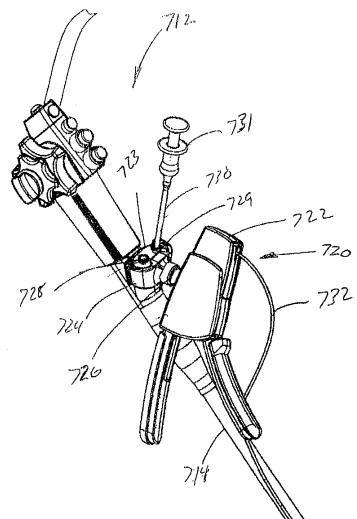


FIG. 71



【図72A】

【図73A】

FIG. 72A

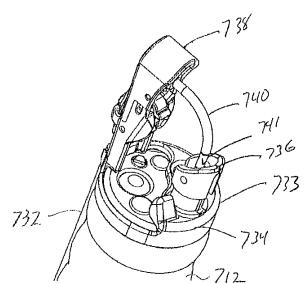
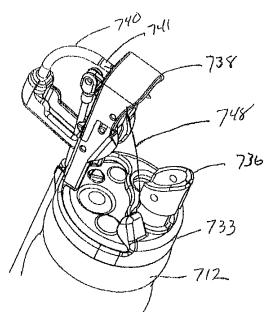


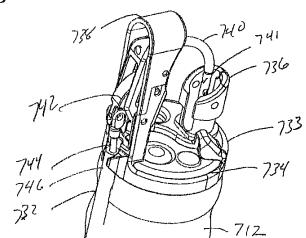
FIG. 73A



### 【図 7-2-B】

### 【図7.3.B】

FIG. 72B

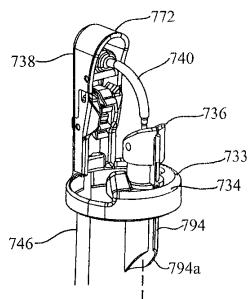


This diagram shows an exploded view of a cylinder assembly. Various parts are labeled with numbers: 711, 738, 744, 750, 760, 792a, 792b, 729, 733, 734, 712, 746, 740, and 744. The labels are distributed around the different components of the cylinder, including the piston, cylinder body, and associated hardware.

### 【図7-4】

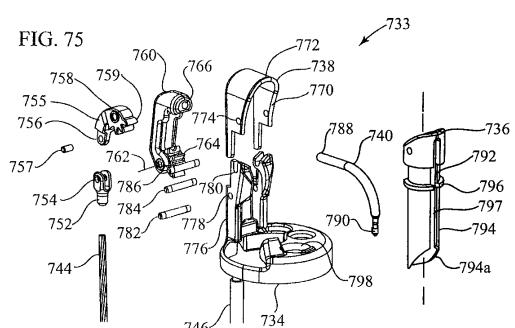
【図 7 5 A】

FIG. 74



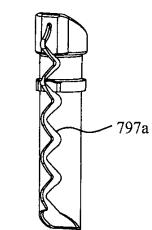
### 【図75】

FIG. 75



【図 7 6 A】

FIG. 76A



【図76B】

【図77B】

FIG. 76B

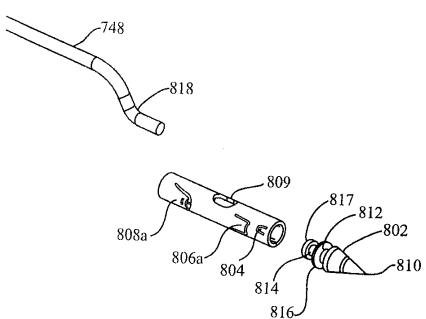
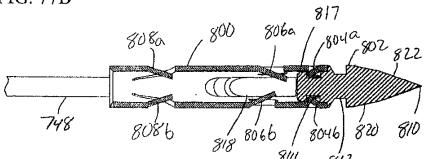


FIG. 77B

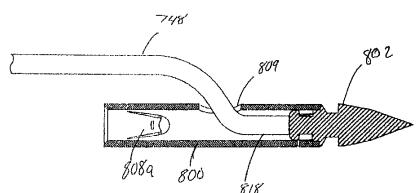


【图7-8】

FIG. 78

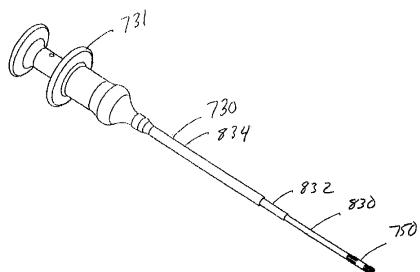
〔四七七A〕

FIG. 77A



【図 7 9】

FIG. 79



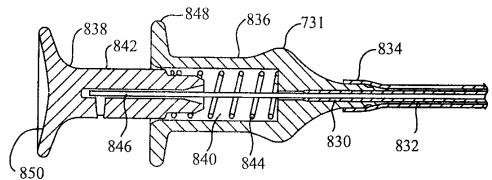
【図 8 0】

FIG. 80



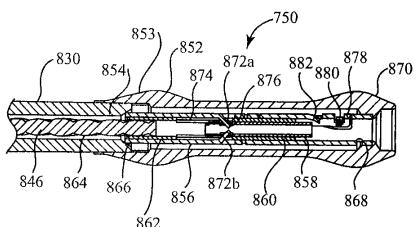
【図 8 1】

FIG. 81



【図 8 2】

FIG. 82



【図 8 3 A】

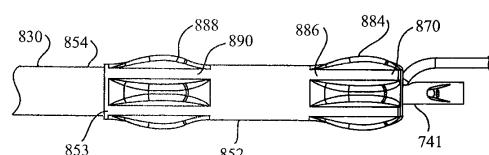


FIG. 83A

【図 8 3 B】

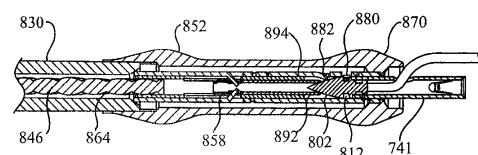
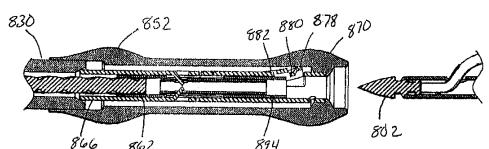


FIG. 83B

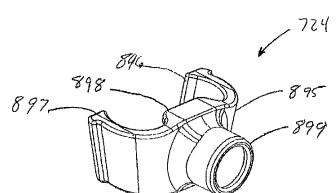
【図 8 4】

FIG. 84



【図 8 5 A】

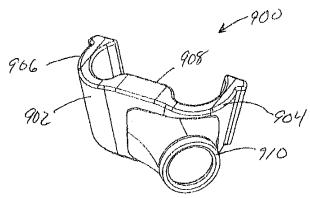
FIG. 85A



【図 85B】

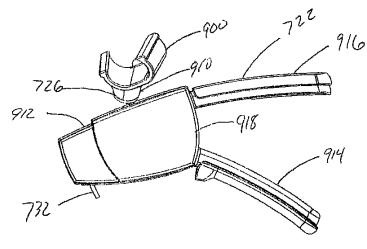
【図 8 7 A】

FIG. 85B



【図 8 6】

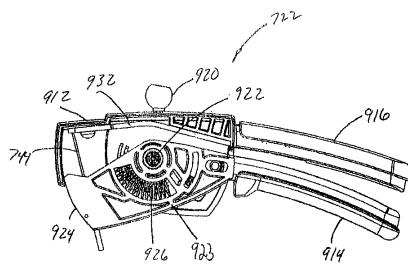
FIG. 86



【 8 8 A 】

〔 図 8 9 〕

FIG. 88A



【図 8 8 B】

【图90】

FIG. 88B

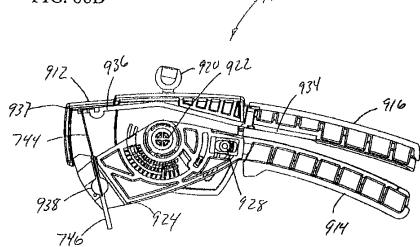
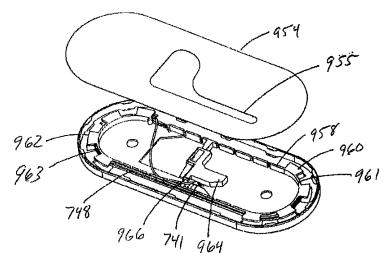
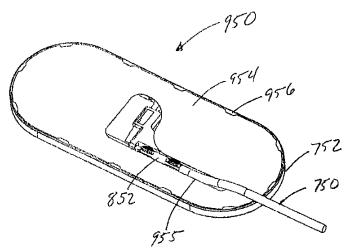


FIG. 90



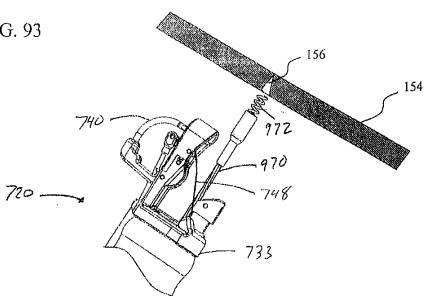
【図91】

FIG. 91



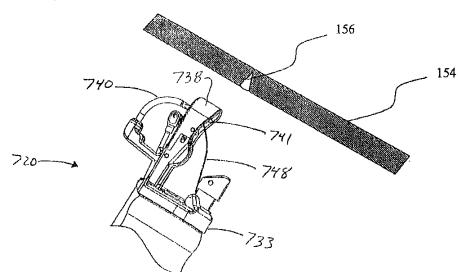
【図93】

FIG. 93



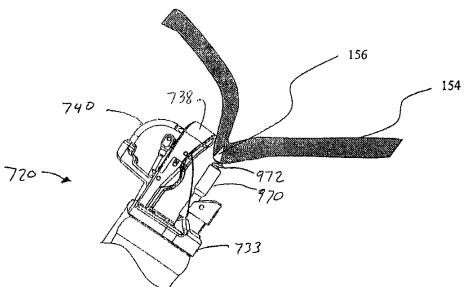
【図92】

FIG. 92



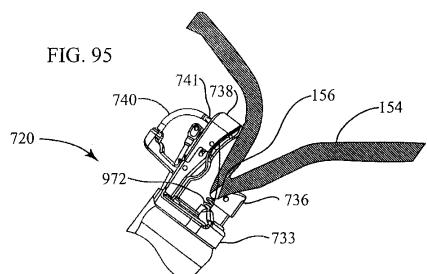
【図94】

FIG. 94



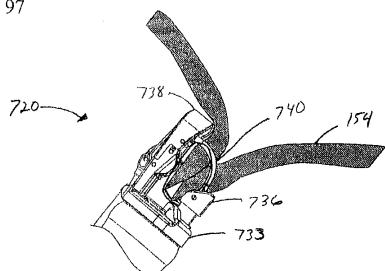
【図95】

FIG. 95



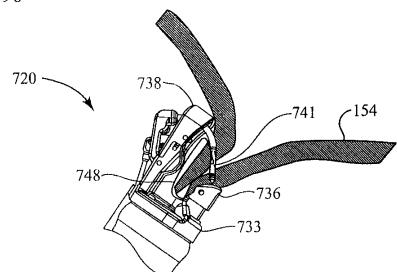
【図97】

FIG. 97



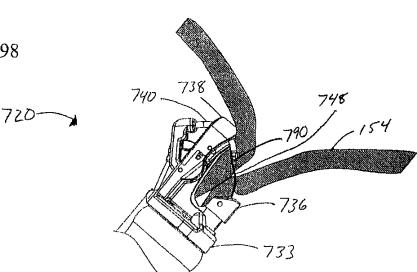
【図96】

FIG. 96



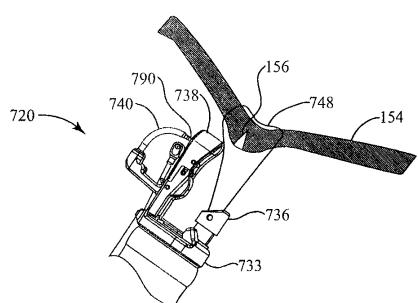
【図98】

FIG. 98



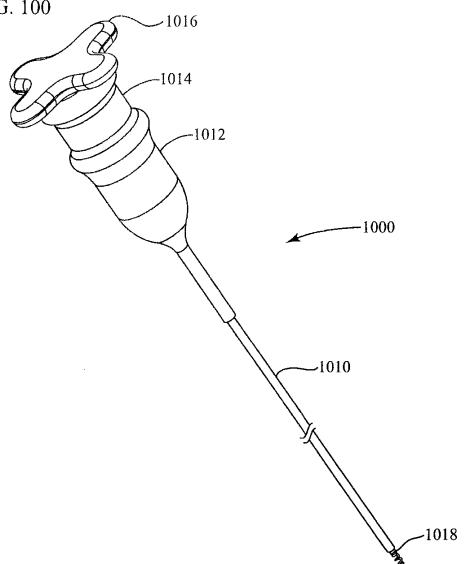
【図 9 9】

FIG. 99



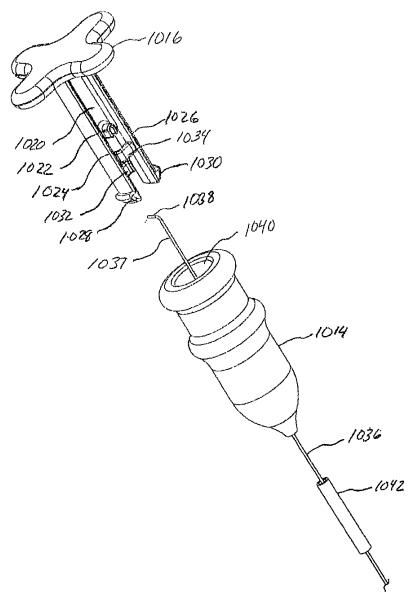
【図 1 0 0】

FIG. 100



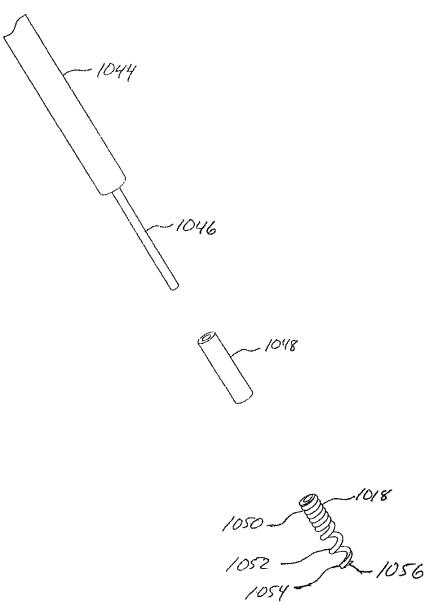
【図 1 0 1 A】

FIG. 101A



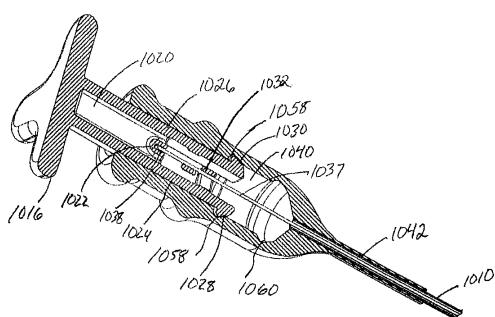
【図 1 0 1 B】

FIG. 101B



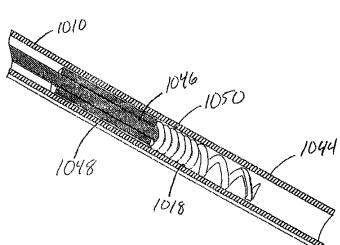
【図102A】

FIG. 102A



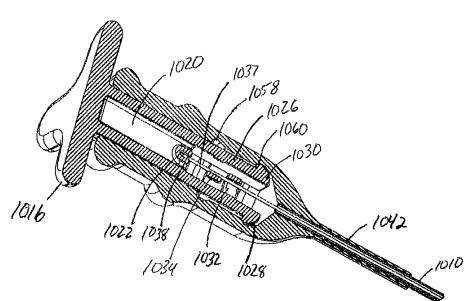
【図102B】

FIG. 102B



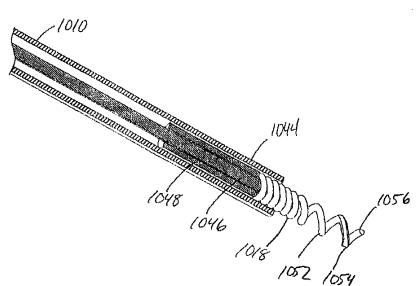
【図103A】

FIG. 103A



【図103B】

FIG. 103B



---

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 13/327,988  
(32)優先日 平成23年12月16日(2011.12.16)  
(33)優先権主張国 米国(US)  
(31)優先権主張番号 13/328,003  
(32)優先日 平成23年12月16日(2011.12.16)  
(33)優先権主張国 米国(US)  
(31)優先権主張番号 13/328,016  
(32)優先日 平成23年12月16日(2011.12.16)  
(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 ブラジミール ミテルバーグ  
アメリカ合衆国, テキサス 78727, オースティン, スコフィールド ファームズ ドライブ  
12616  
(72)発明者 ドナルド ケ. ジョーンズ  
アメリカ合衆国, テキサス 78620, ドリッピング スプリングス, ノース キャニオンウッド  
ド ドライブ 705  
(72)発明者 ジェイ. ランドン ギルケイ  
アメリカ合衆国, テキサス 78744, オースティン, アップル オーチャード レーン 56  
08  
(72)発明者 ブレット イー. ナグルレイター  
アメリカ合衆国, フロリダ 33020, ハリウッド, サウス フィフティーンス アベニュー 7  
12

審査官 木村 立人

(56)参考文献 特開2003-225241(JP, A)  
特表2011-509121(JP, A)  
米国特許第5037433(US, A)  
国際公開第2009/155287(WO, A1)  
米国特許出願公開第2010/0057108(US, A1)  
国際公開第2010/127084(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/03 17/062

专利名称(译)	内窥镜缝合系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP6467018B2</a>	公开(公告)日	2019-02-06
申请号	JP2017209720	申请日	2017-10-30
申请(专利权)人(译)	阿波罗结束杰里先生，雷法团去开球		
当前申请(专利权)人(译)	阿波罗结束杰里先生，雷法团去开球		
[标]发明人	ブラジミールミテルバーグ ドナルドケージヨーンズ ジェイランドンギルケイ ブレットトイナグルレイター		
发明人	ブラジミール ミテルバーグ ドナルド ケー.ジョーンズ ジェイ.ランドン ギルケイ ブレット イー.ナグルレイター		
IPC分类号	A61B17/062		
CPC分类号	A61B1/00087 A61B1/00089 A61B1/00094 A61B1/00101 A61B1/00137 A61B1/018 A61B1/04 A61B17/00234 A61B17/0401 A61B17/0487 A61B17/06114 A61B17/06123 A61B17/06133 A61B17/0625 A61B17/068 A61B50/13 A61B2017/00296 A61B2017/00349 A61B2017/0042 A61B2017/00477 A61B2017/0409 A61B2017/0417 A61B2017/0454 A61B2017/0464 A61B2017/0496 A61B2017/06047 A61B2017/0608 A61B2017/0649 A61B2017/2912 A61B2017/06052		
FI分类号	A61B17/062 A61B17/04 A61B17/06.510		
F-TERM分类号	4C160/BB01 4C160/BB15		
代理人(译)	青木 笃 三桥 庸良 伊藤幸一		
优先权	61/483679 2011-05-08 US 61/495970 2011-06-11 US 13/327988 2011-12-16 US 13/328003 2011-12-16 US 13/328016 2011-12-16 US		
其他公开文献	JP2018030008A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**

A具有允许适合于发送一个紧凑的形式的结构中，同时产生由开口角的针头的大的组织穿刺力增加时，在体内的手术缝合相邻或缝合等组织提供内窥镜手术装置。提供了一种用于内窥镜的外科手术设备，该内窥镜具有仪器通道和用于使内窥镜手术器械通过的远端。外科手术装置包括：用于将所述内窥镜，端部执行器相对于所述基座，具有用于安装所述基部到所述内窥镜的安装部的端部执行器组件可旋转的远端的位置。安装部被弹性地压缩，从而可以用于插入器械通道径向压缩，所述安装部的膨胀力被弹性压缩，以相对于所述内窥镜的远侧末端的碱基保持。所述安装部分包括具有通过连接部分在纵向方向上的开口，接收到锁和内窥镜外科器械可与器械通道尺寸的通信。点域1

請求項の数 14 (全 50 頁)

(21)出願番号	特願2017-209720 (P2017-209720)	(73)特許権者	510009511 アボロ エンドサージェリー, インコーポ レイティド
(22)出願日	平成29年10月30日 (2017.10.30)		アメリカ合衆国, テキサス 78746,
(23)分割の表示	特願2016-176727 (P2016-176727) の分割		オースティン, サウス キャピタル オブ テキサス ハイウェイ 1120, スイ ート 300, ビルディング 1
(31)審査請求日	平成29年10月30日 (2017.10.30)	(74)代理人	100099759 弁理士 青木 篤
(32)優先権主張番号	61/483,679	(74)代理人	100123582 弁理士 三橋 真二
(33)優先日	平成23年5月8日 (2011.5.8)	(74)代理人	100141081 弁理士 三橋 康良
(34)優先権主張国	米国(US)	(74)代理人	100147555 弁理士 伊藤 公一
(31)優先権主張番号	61/495,970		
(32)優先日	平成23年6月11日 (2011.6.11)		
(33)優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】内視鏡融合システム