

(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2005-103300

(P2005-103300A)

(43) 公開日 平成17年4月21日(2005.4.21)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 17/11

F I

A61B 17/11

テーマコード(参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2004-288226 (P2004-288226)
 (22) 出願日 平成16年9月30日(2004.9.30)
 (31) 優先権主張番号 674371
 (32) 優先日 平成15年9月30日(2003.9.30)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100123434
 弁理士 田澤 英昭

最終頁に続く

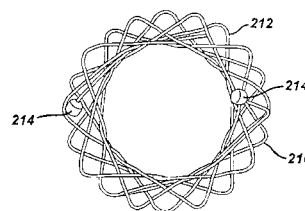
(54) 【発明の名称】 吻合用ワイヤリング装置

(57) 【要約】

【課題】 吻合に外科ステープル止め及び縫合を必要としない、信頼性が高く効果的に配置でき作動する吻合装置を提供する。

【解決手段】 拘束された概ね円筒状の形状から作動した形状への変形を促進させる構造を含めることによって腹腔鏡的または内視鏡的な移植を容易にする中空リベット(リング)を管組織間に形成するための吻合リング装置。中空リベット(リング)形状に変形するように形状記憶効果(SME)が付与された概ね円筒状のステント形状にストランドを編み、製造コストの低減を果たしている。編みストランドのSME特性に加えて或いは別法では、リングに組み込まれた螺旋ばね部材が作動する力を与えることができる。作動する時のストランドの摩擦が少ないように、ペタルが反対側のペタルから徐々に広がるように編みストランドを形成して、改善された自己作動リング装置を得ることができる。

【選択図】 図15



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

吻合装置であって、
少なくとも 1 本のワイヤストランドからなる編みチューブを含み、
前記編みチューブのそれぞれの長手方向の端部が外周ペタルで終わっており、
前記編みチューブが、挿入するための概ね円筒状の作動していない位置と、吻合外科部位に 2 つの近接した組織壁間に吻合結合を形成するための中空リベット形状の作動した位置とを含み、
前記少なくとも 1 本のワイヤストランドのそれぞれが、取り付けられていない端部を含むことを特徴とする吻合装置。

10

【請求項 2】

前記少なくとも 1 本のワイヤストランドの前記取り付けられていない端部の少なくとも 1 つがボールで終わっていることを特徴とする請求項 1 記載の吻合装置。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 本のワイヤストランドの前記取り付けられていない端部の少なくとも 1 つがループで終わっていることを特徴とする請求項 1 記載の吻合装置。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 本のワイヤストランドの前記取り付けられていない端部の少なくとも 1 つが、前記編みチューブが前記作動した位置で前記吻合外科部位の組織壁に係合するようにフックで終わっていることを特徴とする請求項 1 記載の吻合装置。

20

【請求項 5】

吻合装置であって、
少なくとも 1 本のワイヤストランドからなる編みチューブと、前記編みチューブに結合された螺旋ばねとを含み、
前記編みチューブのそれぞれの長手方向の端部が外周ペタルで終わっており、
前記編みチューブが、挿入するための概ね円筒状の作動していない位置と、吻合外科部位に 2 つの近接した組織壁間に吻合結合を形成するための中空リベット形状の作動した位置とを含み、
前記螺旋ばねが、前記編みチューブが前記作動していない位置から前記作動した位置にする作動の力を付与することを特徴とする吻合装置。

30

【請求項 6】

前記螺旋ばねが螺旋状に形成されたばね鋼ストランドを含むことを特徴とする請求項 5 記載の吻合装置。

【請求項 7】

前記螺旋ばねが形状記憶効果材料を含むことを特徴とする請求項 5 記載の吻合装置。

【請求項 8】

前記編みチューブが連続した円筒状編みチューブの長手方向にカットされた部分を含むことを特徴とする請求項 5 記載の吻合装置。

【請求項 9】

前記編みチューブが形状記憶効果材料を含むことを特徴とする請求項 5 記載の吻合装置

40

【請求項 10】

吻合装置であって、
少なくとも 1 本のワイヤストランドからなる編みチューブを含み、
前記編みチューブのそれぞれの長手方向の端部が外周ペタルで終わっており、
前記編みチューブが、挿入するための概ね円筒状の作動していない位置と、吻合外科部位に 2 つの近接した組織壁間に吻合結合を形成するための中空リベット形状の作動した位置とを含み、
前記各ペタルの下になる部分が、作動に対する抵抗を低減するために近接ペタルの上になる部分に対して単調な傾斜を有することを特徴とする吻合装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本願は、言及することを以ってその内容の全てを本明細書の一部とする以下に示す4件の係属中の自己の出願に関連する。

(1) マーク・オルティス (Mark Ortiz) による米国特許出願第 10 / 675 , 077 号、名称「単一内腔アクセス吻合術のファスナーアプライヤー (Applier For Fastener For Single Lumen Access Anastomosis)」

(2) ジーン・ボープレ (Jean Beaupre) による米国特許出願第 10 / 675 , 091 号、名称「アンフォールディング吻合用リング装置 (Unfolding Anastomosis Ring Device)」 10

(3) マーク・オルティス (Mark Ortiz) による米国特許出願第 10 / 675 , 705 号、名称「内腔間吻合のための単一内腔配置用リング (Single Lumen Access Deployable Ring for Intraluminal Anastomosis)」

(4) マーク・オルティス (Mark Ortiz)、ロバート・マッケナ (Robert McKenna)、ビル・クレイマー (Bill Kraimer)、マイク・ストークス (Mike Stokes)、及びフォスター・シュトゥーレン (Foster Stulen) による米国特許出願第 10 / 675 , 497 号、名称「単一内腔吻合用ファスナーアプライヤー (Single Lumen Anastomosis Applier for Fastener)」 20

【0002】

本発明は、外科手術に関し、詳細には、消化系の外科処置の実施方法に関する。

【背景技術】

【0003】

病的肥満に悩む世界の人口割合は着実に増加している。重度の肥満者は、心臓病、脳卒中、糖尿病、肺疾患、及び事故のリスクが高い。病的肥満が患者の生命に影響を及ぼすことから、病的肥満を治療する方法が研究されている。

【0004】

病的肥満に対する手術以外の様々な治療が試されてきたが、永久的に成功している治療法はほとんどない。食事のカウンセリング、行動の改善、患者の顎をワイヤで閉じる、及び薬物療法は全て試されたが、一時的に効果があっても症状の改善には至らない。更に、症状を改善するために食道胃バルーンなどの物体を胃に導入して胃を充填する治療が行われたが、このような治療は胃に不快感があり、長期的には効果的でない。 30

【0005】

病的肥満の外科的治療が次第に増え、大きな成功を収めている。このような治療法は、胃の有効サイズを小さくする、摂取できる食物を制限する、摂取した食物の吸収不良を起こさせるなど一般化されてきている。例えば、胃の上部に食物を満たして満足感を与えることができる所望の大きさの口を形成するように腹腔鏡で胃の周りに調節可能な胃バンド (AGB) を移植して効果のある患者もいる。移植後に口の大きさを調節できるようにするために、AGBの内側の流体タンクと患者の皮下の胸骨の前部に配置された流体入口ポートとをつなぐ流路が形成されている。注射器の針で流体を注入または吸引してAGBを調節することができる。 40

【0006】

ある患者にとっては効果的な治療法でも、患者の中には摂取する食物の量を制限しなければならない生活様式の変更を好まない者もいる。加えて、患者の症状によっては、永久的な解決法が必要な場合もある。そのために、外科的処置で食物を消化する胃や小腸の一部が切除される。胃バイパスのために腹腔鏡吻合を行う現在の方法では、それぞれに課題があるステーブル止め、縫合、生体分解性リングの配置が行われる。例えば、縫合には時間がかかり、技術と手先の器用さに左右される。ステーブル止めでは、トロカールポートからは導入できない大きさの装置であるアンビルを配置しなければならない。開腹術によ 50

ってポートを導入すると、開腹術進入部位に対して引きずられる内腔の内容物によって切開部位の感染が起こりやすい。

【0007】

後者の方法の例が、特許文献1に開示されている。この文献に開示されている胃バイパス法では、把持鉗子で経口的に基端側吻合部材及び先端側吻合部材（例えば、アンビル）を挿入する。胃及び小腸を外科切断/ステープル止め器具で内視鏡的に切除し、小胃、排出ループ（drainage loop）、及びルー肢（Roux limb）を形成する。内視鏡的に挿入された円形のステープラを先端側吻合部材に取り付けて排出ループを小腸の先端側部分につなげ、次いでステープラを基端側吻合部材に取り付けてルー肢を小胃につなげる。次いで、吻合部材を取り外して、胃と小腸の接合部間にオリフィスを形成する。この方法では、腹腔鏡ポートの数が減り、拡大外科ポート内への吻合器具（例えば、円形ステープラ）の腹腔鏡的装入を避けることができ、腸切開及び腸閉止の必要がない。

10

【0008】

上記したような方法は、一般に知られている病的肥満を治療するための胃バイパス術や同様の外科的治療に比べて大幅に改善されているが、より少ない手順、より少ない腹腔鏡の挿入で胃バイパス術を達成するのが望ましい。このような方法は、パーク（Park）らによる米国特許出願第2003/0032967号に開示されている。この方法では、胃及び小腸などの2つの管組織の壁部を穿孔するシースを挿入して、胃腸や腸（胆管を含む）の吻合が行われる。熱形状記憶効果（SME）を有するワイヤからなる立体編みチューブが、開口部の両側のシースのカニューレに設けられる。編みチューブを配置すると、チューブの外側ループすなわち端部が折れ曲がる或いはループが戻って、吻合部位の内腔の境界面が並置される。従って、デリバリーシステムの機械的な圧縮部品が殆ど或いは全く必要なくなり、デリバリー装置が小さくなり、それほど複雑でなくなる。

20

【0009】

一般に知られているニチノールリング装置により病的肥満の治療が大幅に改善されたが、更なる改善が望ましいと思われる。例えば、連続したインターロックペタルは製造が難しい。これは、特に、上記した編みチューブが、インターロックした三角形のパターンに曲げられた連続したワイヤループであるためである。

【0010】

加えて、一般に知られているニチノールリング装置は、自己作動吻合リングである編みチューブまたはステントである。しかしながら、開示したステントは、恐らく波状の編みデザインの不規則さが摩擦を生じさせ、拘束された円筒の状態から解放されたクランプ状態に変形しない場合がある。従来はSME吻合リングの問題の1つは、装置を構成するワイヤが互いに移動して概ね円筒状から中空リベット形状（リング型）に変形するようにデザインされていることである。具体的には、ワイヤが、ワイヤの曲げによって形成された結節点（すなわち、凹みまたは谷）内に入るまたは凹みからせり出なければならない。場合によっては、装置はこのような摩擦によって自身では完全に作動できないことがある。

30

【特許文献1】米国特許第6,543,456号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0011】

従って、縫合が少なく既存のトロカールポート（例えば、12mmの大きさ）を用いる吻合法が要望されている。更に、この方法は、内視鏡外科手術に適用できるようにすべきである。従って、吻合のために外科ステープル止め及び縫合を必要としない、信頼性が高く効果的に配置でき作動する吻合装置が強く要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、従来技術の上記した欠点及び他の欠点を解消するために、端部が他の端部と繋がっていない1または複数のストランドを編み込んだ吻合装置を提供し、低コストの製造を可能にする。

50

【0013】

本発明の態様では、編みチューブ吻合装置の構成材であるストランドの長手方向の端部はそれぞれ外周ペタルで終わっている。編みチューブは、挿入するための概ね円筒状の形状の作動していない位置と、2つの近接した組織壁間に吻合結合を形成するための中空リベット形状の作動した位置とを有する。編みチューブに螺旋コイルばねを編み込んで作動する力を付与することができる。従って、残りの編みチューブに全く依存しなくても強い作動する力を得ることができる。

【0014】

本発明のこれら及び他の目的及び利点は、添付の図面及び後述する説明から明らかになるであろう。

【発明の効果】

【0015】

吻合を形成するために外科ステープル止め及び縫合を必要としない、信頼性が高く効果的に配置でき作動する吻合装置が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

本明細書の一部をなす添付の図面は、本発明の実施形態、上記した発明の一般的な解説、後述する実施形態の詳細な説明を描写し、本発明の概念の説明の助けとなる。

【0017】

すべての図面において、同じ参照符号は同じ構成要素を示している。図1を参照すると、アプライヤー10が示されている。アプライヤー10は、病的肥満患者16の肥満症の胃バイパス術などで、腹腔鏡的または内視鏡的に吻合リング装置12を概ね円筒状から中空リベットの性質を有する形状すなわちリングに配置及び作動させ、吻合標的部位で吻合結合(astomotic attachment)を形成できる。図示されている形態では、吻合リング装置12は、係合する中空リベット形状への変形を助けるニチノールなどの形状記憶効果(SME)材料を含む。詳細は後述するが、吻合リング装置12の構造の様々な改良により、製造が単純になり、治療的特徴が加えられた。更に、構造の改良によって、吻合リング装置12のSME特性に全てを依存しなくても吻合リング装置12の動作を助けることができる。

【0018】

用語「基端側」及び「先端側」は、医師によるアプライヤー10のハンドルの把持に対して用いることを理解されたい。更に、空間を説明する用語「右」、「左」、「垂直」、及び「水平」は図面に対して用いることを理解されたい。しかしながら、外科器具は様々な向きや位置で用いられ、これらの用語は限定するものでも、絶対のものでもない。加えて、本発明の態様は、内視鏡的及び腹腔鏡的に行われる外科手術並びに開放手術にも適用することができる。本明細書に用いるこれらの用語及び類似の用語は、本発明が唯一つの分野の外科手術に用いられると限定するように解釈するべきものではない。

【0019】

吻合リング装置アプライヤー

図2において、アプライヤー10は、テーパ状先端部24を有するカニューレ22をなす成形作動部材20に対して概ね円筒状に維持された、外側チューブ18の先端側のリング装置12を有する。このテーパ状先端部24は、2つの胃腸管の並置された組織壁30及び32を通る吻合開口28を形成するための先端側刺入面26を有する。後述するように、テーパ状先端部24は、半透明な組織壁30及び32を介して基端方向から見た時に、吻合リング装置12の配置及び動作を確認できる照明要素を含むことができる。

【0020】

図2 - 図5を参照すると、カニューレ22の基端側のハンドル34は、軸方向に整合した一対のトリガー36及び38を含む。基端側に示されている発射されていない位置にある基端側トリガー36は、カニューレ22の中間チューブ42を介して成形作動部材20の基端側リーフ40に結合されている。従って、基端側トリガー36が先端側に移動する

10

20

30

40

50

と、中間チューブ42及び基端側リーフ40が軸方向先端側に移動し、基端側リーフ40が成形作動部材20の中心部分44に対する蝶番構造によって傘のように外向きに開く。同様に、先端側に示されている発射されていない位置にある先端側トリガー38は、中間チューブ42内に移動のために結合された内部ロッド48を介して成形作動部材20の先端側リーフ46に結合されている。従って、先端側トリガー38が基端側に移動すると、成形作動部材20の先端側リーフ46及びロッド48が軸方向基端側に移動し、先端側リーフ46が中心部分に対する蝶番構造によって外向きに開く。

【0021】

図4及び図5に最も良く示されているように、ハンドル34の内部のキャビティ52は、先端側トリガー36及び基端側トリガー38がそれぞれ軸方向に移動できるようにする先端側開口56及び基端側開口54を含む。それぞれのトリガー36及び38は、ハンドル34の右側シェルキャビティ52に内に形成された左側に突き出たトラック60に長手方向の移動のために係合する右側開口58を含む。

10

【0022】

先端側から基端側にかけて、キャビティ52の底部に亘って第1の横リッジ62、第2の横リッジ64、及び第3の横リッジ66が、第1のキャビティセグメント68、第2のキャビティセグメント70、第3のキャビティセグメント72、及び第4のキャビティセグメント74を画定している。左半部分78と右半部分80とからなる第1のブロック76が、第1のキャビティセグメント68内に移動できるように配置されている。2つの半部分の間に画定された長手方向の中心開口82が、中間チューブ42の基端部84に係合し、この基端部84と共に移動する。内部ロッド48は、第1のブロック76を通過して、第2のキャビティセグメント70、第3のキャビティセグメント72、及び第4のキャビティセグメント74の中を通り、ハンドル34の基端部88を貫通する孔86にスライド可能に接触している。第2のキャビティセグメント70内に固定された第2のスペーサブロック90は、左半部分94と右半部分95の間に画定された長手方向の中心開口92を有し、この中心開口92が内部ロッド48にスライド可能に接触して支持する。第3のスライドブロック96は、上半部分100と下半部分102の間に画定された長手方向の中心開口98を有し、この中心開口が内部ロッド48に係合して共に移動する。先端側トリガー38の下側部分104が、第3のスライドブロック96の先端面に取り付けられている。第4のキャビティセグメント74内の第4のスライドブロック106が、内部ロッド48にスライド可能に接触する長手方向の中心開口108を有する。基端側トリガー36の下側部分114が第4のスライドブロック106の基端面に取り付けられている。リンク116が、第1のスライドブロック76及び第4のスライドブロック106の左側面に取り付けられている。

20

30

【0023】

図6では、成形作動部材20を作動させるためにトリガー36とトリガー38が互いに向かってスライドしている。具体的には、先端側トリガー38が基端側に移動して、第3のスライドブロック96及び内部ロッド48が移動し、内部ロッド48の先端部がテーパ状先端部24に係合している。従って、テーパ状先端部24が、中間チューブ42の先端部に向かって移動している。基端側トリガー36が先端側に移動して、第4のスライドブロック106、リンク116、第1のスライドブロック76、及び中間チューブ42が先端側に移動している。成形作動部材20が、内側に移動するテーパ状先端部24と中間チューブ42との間で圧迫されている。先端側リーフ50が長軸に対して横方向に作動して基端側リーフ40に向かって移動し、その基端側リーフと互いに咬み合っている。この動きにより、吻合リング装置(図6には不図示)の作動が促される。

40

【0024】

使用する場合、アプライヤー10のテーパ状先端部24を、吻合により接合する管組織に近接して配置された別の管組織内にトロカールポートを挿入する(図1及び図2を参照)。テーパ状先端部24、成形作動部材20の先端側半分、及び吻合リング装置12を管組織間に形成された吻合開口28内に挿入し、アプライヤーを作動させる。部分的に作動

50

したアプライヤーは図7及び図8に示されている。特に図8を参照すると、基端側リーフ40及び先端側リーフ50が、特に作動していない状態で吻合リング装置12の各ペタル120を把持する把持スロット118を有するのが示されている。把持スロット118に、内側を向いた保持先端部121または他の把持構造を設けて保持力を高めることができる。このような把持スロット118は、吻合リング装置12がアプライヤー10から滑り落ちたり、作動した時に不適切に配置されるのを防ぐ役割を果たす。図9及び図10では、アプライヤー10が完全に作動して、吻合リング装置12が、組織壁30と組織壁32を吻合結合する中空リベット形状に変形している。完全に作動した基端側リーフ40及び先端側リーフ50により、ペタル120が把持開口118から外れている。次いで、図11に示されているように、アプライヤー10を作動していない状態に戻し、テーパ状先端部24を吻合開口28及びリング装置12から引き抜いて作動した吻合リング装置12を留置する。

10

【0025】

配置用の照明

図7及び図9において、点線で示された吻合リング装置12の先端側部分が作動状態を例示している。この点線はまた、基端側の視点から配置の状態を確認できる臨床的な利点を提案している。内視鏡では、通常は基端側の位置から吻合開口28を見る。図2 - 図7に戻ると、アプライヤー10に配置用の照明要素を設けることにより、半透明な組織壁を介して配置を確認することができる。具体的には、照明用の電源(例えば、バッテリー)150及び制御部(例えば、スイッチ)152がハンドル34内に設けられ、挟じられた一対の電線154として示されている導線が、内部ロッド48を通過して、基端側を向いたエレクトロルミネセンス装置156を含むテーパ状先端部24まで延びている。別法では、導電インクトレースをアプライヤー10の長手方向下側部分に設けて、テーパ状先端部24まで電気回路を形成することもできる。外部からアクセス可能なボタン158を制御部152に向かって押して電源150を起動し、エレクトロルミネセンス装置156を含む照明回路を生成することができる。

20

【0026】

これに加えて或いは別法では、挿入前に誘導された蛍光材料或いはアプライヤー10の光源から光を受け取るエレクトロルミネセンス材料から成形作動部材20を形成することもできる。

30

【0027】

不連続な編み構造吻合リング装置

連続的なワイヤループを備えた吻合リング装置の形成には、編みワイヤストランドの端部の接合や連続的なワイヤループから編み構造を形成することを含め製造上の問題がある。図12 - 図17に示されているように、吻合リング装置212を製造する有利な方法には、ワイヤストランド216のそれぞれにボール端部214を設けることが含まれる。例示的な実施形態では、各ボール端部214にレーザーで孔を開け、ボール端部214をワイヤストランド216にクリンプする。ボール端部214は、編みストランド216によって形成されたペタル218がほぐれるのを防止する役割を果たす。加えて、ボール端部214により、図17に示されているように外傷を与えないで組織壁220に接触できる。

40

【0028】

代替の不連続な編み構造として、図18 - 図23に示されている吻合リング装置312は、両端が互いに取り付けられるのではなく吻合リング装置312のペタル318の領域内に配置された1本または複数本のワイヤストランド316から形成されている。具体的には、図21に示されている各ストランド316は、概ね直線状の端部322で終わっている。また、図18 - 図20及び図22 - 図23に示されている各ストランドは、ループ端部324で終わっている。何れの場合も、吻合リング装置312のペタル318内に端部322及び324を配置して、アプライヤーとの接触を避けると共に製造を単純にしている。

50

【0029】

別の代替の不連続な編み構造として、図24 - 図28に示されている吻合リング装置412は、両端が互いに取り付けられるのではなく編みストランド416のペタル418の外側に配置された1本または複数本のワイヤストランド416から形成されている。図示されている形態では、各ストランド416が組織壁420に外傷的に係合し、フック端部426がペタル418間に入り込んでいる。

【0030】

ばね閉止リング吻合装置

図29 - 図30に示されているように、吻合リング装置512は、SME金属（例えば、ニチノール）またはばね鋼から形成された螺旋ワイヤ補助ばね530を含む。従って、吻合リング装置512のステント部分532の編み材料は、作動させるためにSME材料とする必要がない或いは少なくともSME特性に完全に依存する必要がない。螺旋ワイヤ補助ばね530により、ステント部分532の所望のワイヤ太さ及び所望の材料の選択が可能となる。例えば、ステント部分532は、自己作動能力を有していない連続的に編まれたワイヤブレードの長手方向にカットされ分離した部分またはプラスチックからも形成することができる。

10

【0031】

図29に、アプライヤーとすることができる内腔534によって拘束された概ね円筒状のワイヤ補助吻合リング装置512が示されている。このワイヤ補助吻合リング装置512は、移植する前に拘束された作動していない状態にワイヤ補助吻合リング装置を確実に把持できる上記したアプライヤー10を用いて移植できることを理解されたい。

20

【0032】

ペタルが湾曲した吻合リング装置

一般的に知られているニチノールリング装置600は、徐々に閉じていくループペタル602を含む。ループペタル602の先端部は、図31及び図32に示されているように、拘束された概ね円筒状の状態では長軸に対して横方向に広がり、解放されて作動した状態では中に入り込む。このように湾曲したペタル602は、組織壁に係合する利点があると考えられている。しかしながら、それぞれのペタル602の外向きの傾斜が増大すると、従来のニチノールリング装置600の自己作動に対する抵抗が大きくなり、組織壁への係合の利点が打ち消され、ニチノールリング装置600の自己作動により大きな力が必要となる。

30

【0033】

従来のニチノールリング装置600を配置する際に、従来のニチノールリング装置600を形成するワイヤ部分が互いに接触した状態で移動する。従来のニチノールリング装置600のワイヤの曲がった部分の曲率は、接触するワイヤが横断するように局所極大と局所極小を形成している。徐々に閉じていくループペタルは接触するワイヤ部分に局所極小を形成するため、接触するワイヤ部分は打ち勝たなければならない。配置に抗する力が増大するが、配置を完了するには、この力に従来のニチノールリング装置600の内部に蓄えられたエネルギーが打ち勝たなければならない。

【0034】

図33及び図34に示されているように、リング装置712が、解放されて中空リベット（リング）形状を有する時に互いに徐々に広がるフレア状の先端ループペタル714を含む。各ペタル714の先端部分が組織壁から離れる方向へ湾曲しているため、取り付けに必要な力を著しく損なうことなく吻合結合部位の過度な圧力を減少できると考えられる。更に、吻合リング装置712が吸収性材料から形成されていない場合、この構造により、組織壁間に永久的な吻合付着が形成された後に吻合リング装置712を簡単に取り外しできるという利点を有する。

40

【0035】

徐々に広がったフレア状のペタルを備えた吻合リング装置712では、この吻合リング装置712を作動したリングの状態に促す力が最大である。

50

【0036】

図35を参照すると、吻合リング装置812はペタル814を含む。ペタル814は、互いに重なっていて作動する時に互いにスライドする基端側部分818よりも直径が小さい先端部分816を備えている。図示されているように、先端部分816と基端側部分818の間の直線状部分820は、リング装置812が拘束された円筒状の形状でペタル814が作動したリング状態になるのを促すような形状にすることができる。

【0037】

ペタルの広がった位置は、先端部分をSME処置して更に広げることができることを理解されたい。拘束された概ね円筒状の状態のリング装置814は、使用者がアプライヤー10を使用し易いようにするため、及び/または作動後すぐに図示されている最終的に安定した状態の作動位置に吻合結合を達成するために、直線状のペタルまたは徐々に閉じていくペタルさえも有することができる。

10

【0038】

本発明を複数の実施形態の説明によって例示し、例示的な実施形態を相当詳細に説明したが、出願者は、添付の請求の範囲をこのような詳細に限定することを意図するものではない。当業者であれば、更なる利点及び変更形態に容易に想到するであろう。

【0039】

例えば、胃腸管をバイパスする肥満症の外科処置について説明したが、他の外科処置も、ここに開示した特徴を有する吻合リング装置によって利益を得られることを理解できよう。

20

【0040】

別の例では、アプライヤー10が吻合リング装置12の作動を助けるとして説明してきたが、吻合リング装置12が信頼性の高い自己作動能力を有するようにして、開口からの挿入などの他の手段で挿入し、外部から作動の力を加えなくても解放されることを理解されたい。

【0041】

更に、ここに開示した様々な改良点を様々な組み合わせることができる。

【0042】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(1) 前記各ペタルの先端部分が、径方向に狭まった先端部分及び径方向に広がった基端部分を含むことを特徴とする請求項10に記載の吻合装置。

30

(2) 更に、前記編みチューブが前記作動していない位置から前記作動した位置にする作動の力を付与する、前記編みチューブに結合された螺旋ばねを含むことを特徴とする請求項10に記載の吻合装置。

(3) 前記螺旋ばねが螺旋状に形成されたばね鋼ストランドを含むことを特徴とする実施態様(2)に記載の吻合装置。

(4) 前記螺旋ばねが形状記憶効果材料を含み、前記少なくとも1本のワイヤストランドがそれぞれ、取り付けられていない端部を含むことを特徴とする実施態様(2)に記載の吻合装置。

(5) 前記編みチューブが、取り付けられていない端部を有する少なくとも1本のストランドを含むことを特徴とする請求項10に記載の吻合装置。

40

【0043】

(6) 前記取り付けられていない端部がそれぞれボールで終わっていることを特徴とする実施態様(5)に記載の吻合装置。

(7) 前記取り付けられていない端部がそれぞれループで終わっていることを特徴とする実施態様(5)に記載の吻合装置。

(8) 前記少なくとも1本のワイヤストランドの少なくとも1つの取り付けられていない端部が、前記編みチューブが前記作動した位置で前記吻合外科部位の組織壁に係合するようにフックで終わっていることを特徴とする請求項10に記載の吻合装置。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 4 4 】

【 図 1 】患者の小腸の2つの部分のそれぞれの吻合標的部位に腹腔鏡的に挿入された、吻合リング装置を備えたアプライヤーの斜視図である。

【 図 2 】吻合装置の配置されていない作動していない状態を示す、図1の吻合標的部位及びシースが引き戻されたアプライヤーの詳細な斜視図である。

【 図 3 】先端部分が部分的に破断した図1のアプライヤーの組立分解斜視図である。

【 図 4 】ハウジングの左側半部分が省略された図1のアプライヤーの基端部分の組立分解斜視図である。

【 図 5 】ハウジングの左側半部分が省略され、カニューレの外側部分が部分的に破断した図1のアプライヤーの斜視図であって、図示されていない吻合リング装置を作動させる成形作動部材を作動させる内部ロッド及び中間チューブ、並びに半透明な組織壁を介して吻合リング装置の作動を確認できる配置用の照明が露出している。

10

【 図 6 】トリガー及び成形作動部材が作動した位置にある図5のアプライヤーの斜視図である。

【 図 7 】部分的に作動した状態の図1のアプライヤーの斜視図である。

【 図 8 】組織壁が部分的に破断した図7のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

【 図 9 】完全に作動した状態の図1のアプライヤーの斜視図である。

【 図 1 0 】組織壁が部分的に破断した図9のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

20

【 図 1 1 】先端部分が作動していない状態に戻り、作動したリング装置を留置するために基端側に引き抜かれたアプライヤーの詳細な斜視図である。

【 図 1 2 】端部がボールの不連続な編み構造に製造された吻合リング装置を保持している作動していない位置にある図1のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

【 図 1 3 】部分的に作動した位置にある図12のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

【 図 1 4 】完全に作動した位置にある図12のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

【 図 1 5 】一对のボール端部を備えた1本のストランドからなる不連続な編み構造として示された、作動した後の図12の吻合リング装置の端面図である。

30

【 図 1 6 】それぞれのストランドが一对のボール端部を備えた2本のストランドからなる不連続な編み構造として示された、作動した後の図12の吻合リング装置の端面図である。

【 図 1 7 】組織壁に非外傷的に接触した図12の吻合リング装置のボール端部の詳細図である。

【 図 1 8 】端部がループの不連続な編み構造に製造された吻合リング装置を保持している作動していない位置にある図1のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

【 図 1 9 】部分的に作動した位置にある図18のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

【 図 2 0 】完全に作動した位置にある図18のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

40

【 図 2 1 】それぞれのストランドが直線状の端部を備えた2本のストランドからなる不連続な編み構造として示された、作動した後の吻合リング装置の端面図である。

【 図 2 2 】それぞれのストランドが一对のループ端部を備えた2本のストランドからなる不連続な編み構造として示された、作動した後の図18の吻合リング装置の端面図である。

【 図 2 3 】組織壁に非外傷的に接触した図18の吻合リング装置のループ端部の詳細図である。

【 図 2 4 】端部がフックの不連続な編み構造に製造された吻合リング装置を保持している作動していない位置にある図1のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

50

【図 2 5】部分的に作動した位置にある図 2 4 のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

【図 2 6】完全に作動した位置にある図 2 4 のアプライヤーの先端部分の詳細な斜視図である。

【図 2 7】それぞれのストランドが一对のフック端部を備えた 2 本のストランドからなる不連続な編み構造として示された、作動した後の吻合リング装置の端面図である。

【図 2 8】組織壁に外傷的に接触した図 2 4 の吻合リング装置のループ端部の詳細図である。

【図 2 9】シース内に拘束された螺旋作動コイルを含む吻合リング装置の斜視図である。

【図 3 0】作動した状態にある図 2 9 の吻合リング装置の斜視図である。

【図 3 1】先端部が徐々に閉じていくペタルを有する従来吻合リング装置の側面図である。

【図 3 2】図 3 1 の従来吻合リング装置の詳細図である。

【図 3 3】先端部が徐々に徐々に広がっていくペタルを含む吻合リング装置の斜視図である。

【図 3 4】図 3 3 の吻合リング装置の徐々に広がっていくペタルの詳細な側面図である。

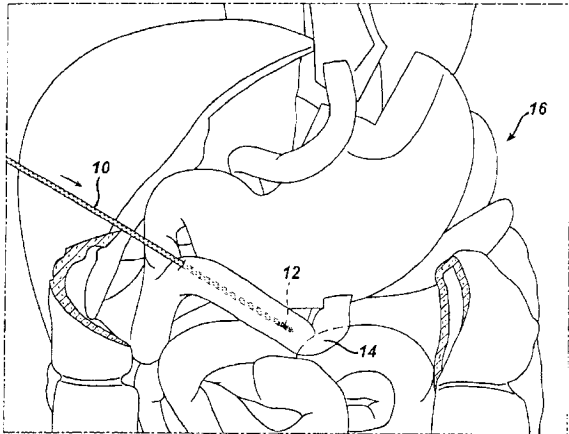
【図 3 5】吻合リング装置の半径の小さい 2 つの作動部材の側面図である。

【符号の説明】

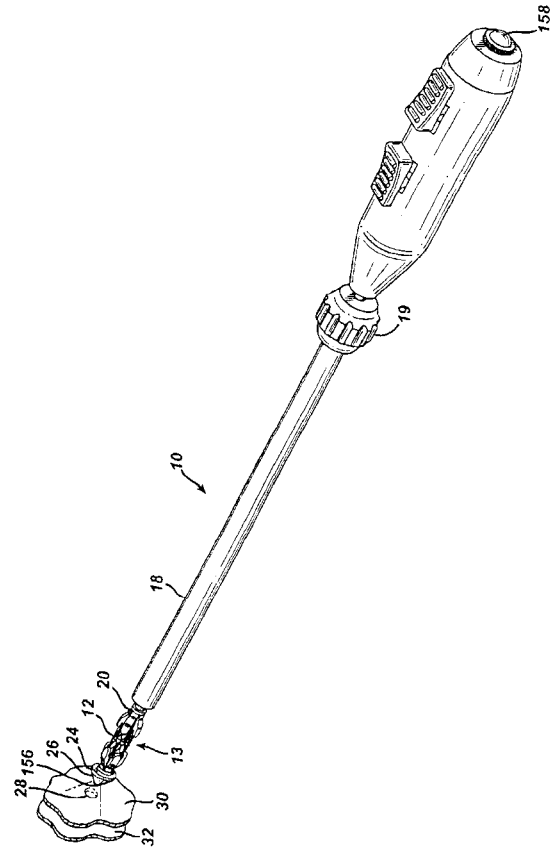
【 0 0 4 5 】

1 0	アプライヤー	20
1 2、2 1 2、3 1 2、4 1 2、5 1 2、7 1 2、8 1 2	吻合リング装置	
1 6	病的肥満患者	
1 8	先端側刺入面	
2 0	成形作動部材	
2 8	吻合開口	
3 0、3 2	管組織	
3 4	ハンドル	
3 6	基端側トリガー	
3 8	先端側トリガー	
4 0	基端側リーフ	30
4 6	先端側リーフ	
4 8	内部ロッド	
1 2 0、2 1 8、3 1 8、4 1 8、6 0 2、7 1 4、8 1 4	ペタル	
2 1 4	ボール端部	
2 1 6、3 1 6、4 1 6	編みストランド	
3 2 2	直線状端部	
3 2 4	ループ端部	
4 2 6	フック端部	
5 3 2	ステント部分	
5 3 4	内腔	40
6 0 0	従来吻合リング装置	
8 1 6	先端部分	
8 2 0	直線状部分	

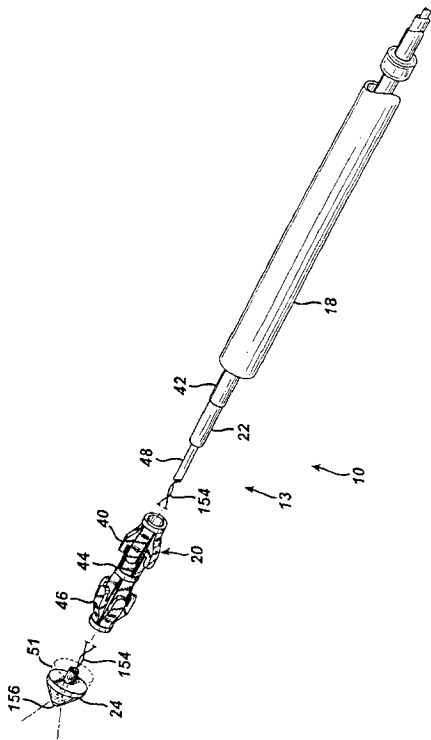
【 図 1 】



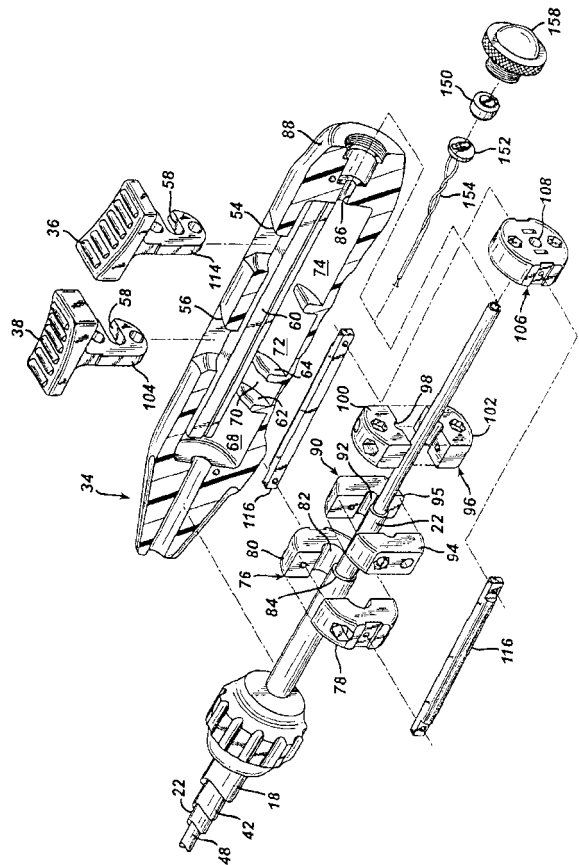
【 図 2 】



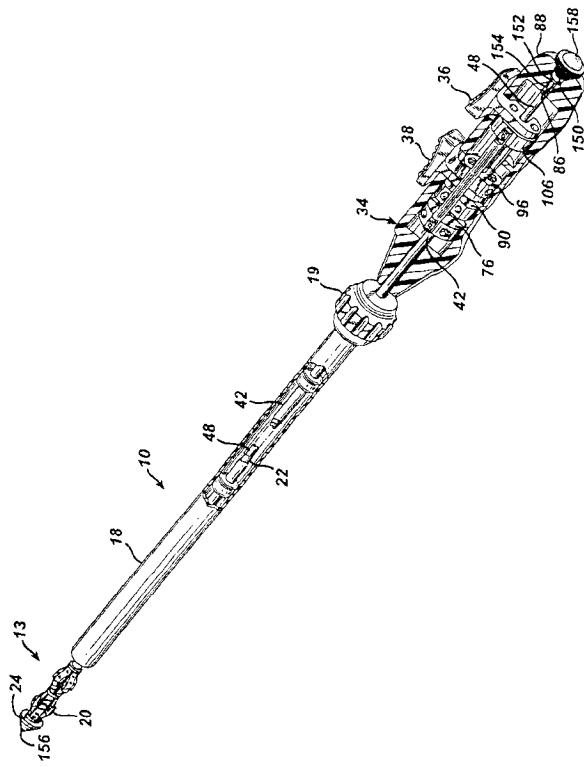
【 図 3 】



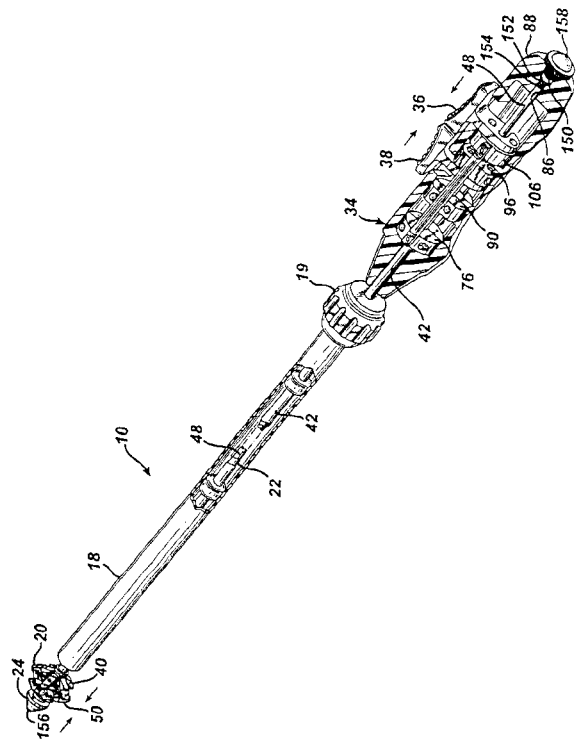
【 図 4 】



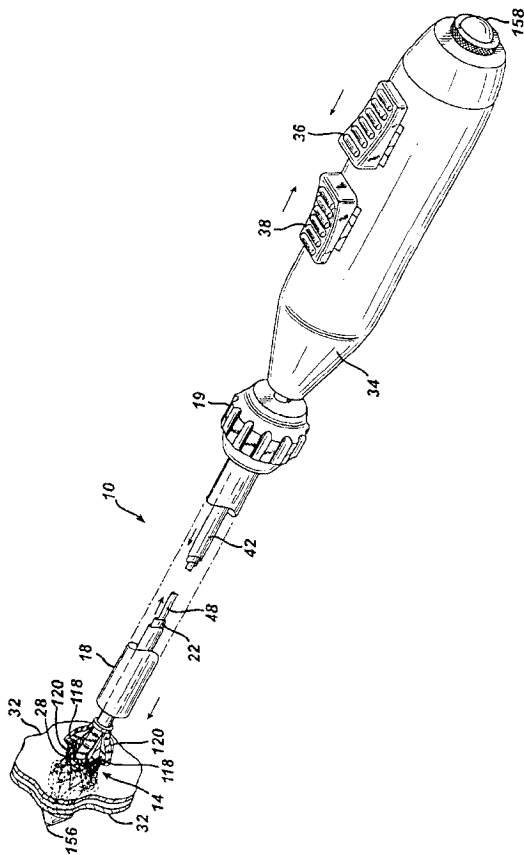
【 図 5 】



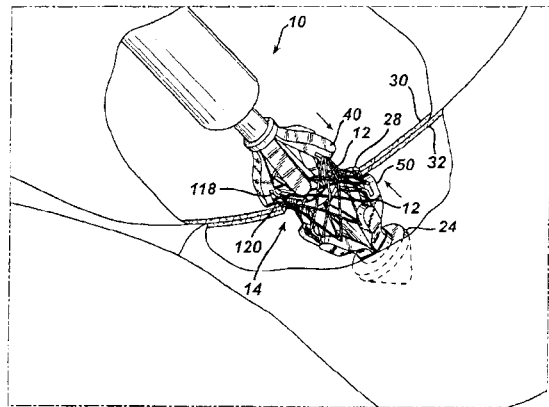
【 図 6 】



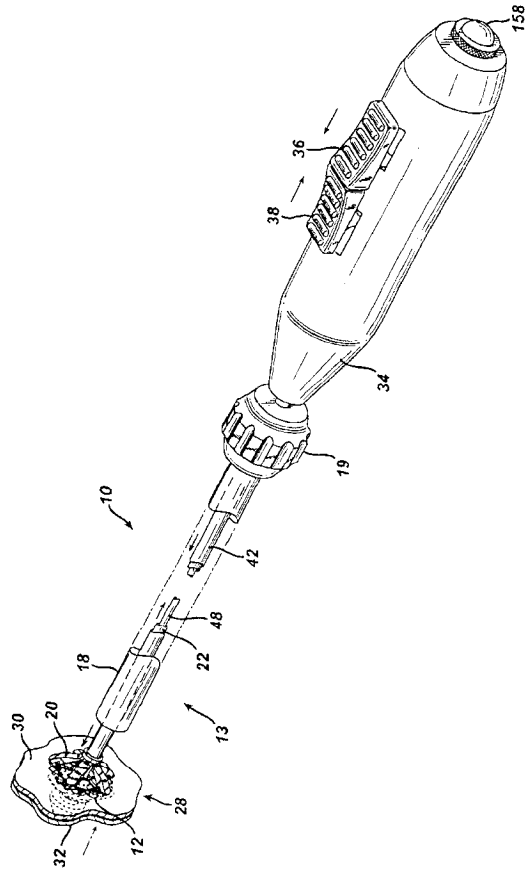
【 図 7 】



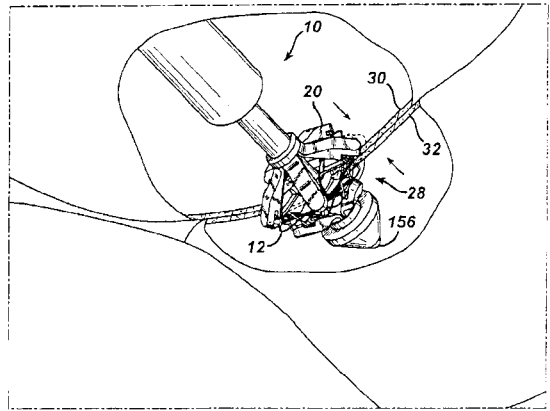
【 図 8 】



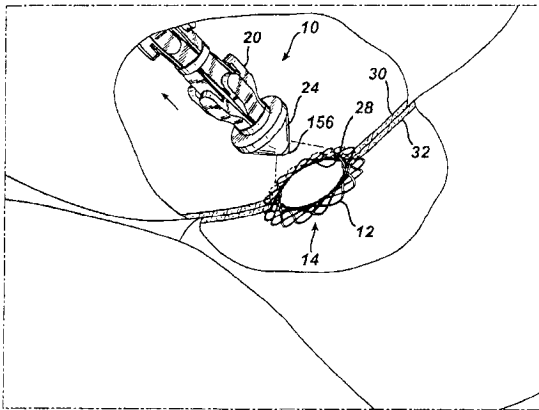
【 図 9 】



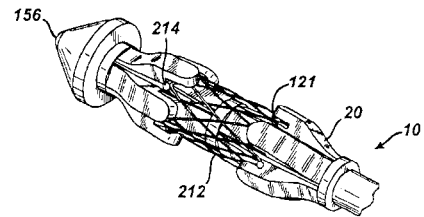
【 図 10 】



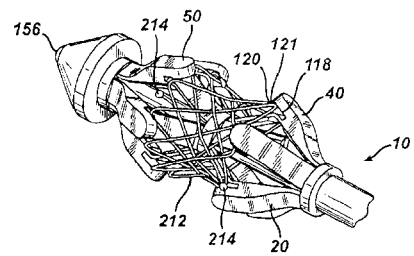
【 図 11 】



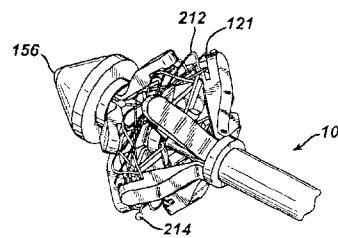
【 図 12 】



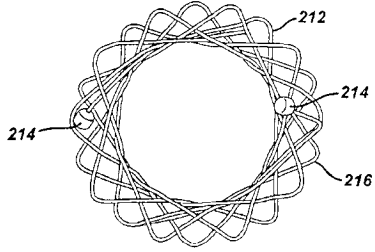
【 図 13 】



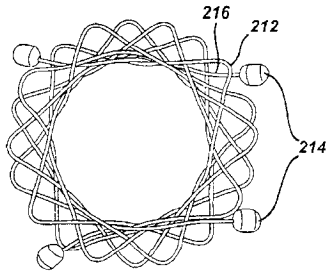
【 図 14 】



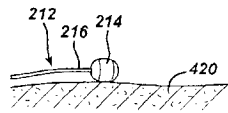
【 図 1 5 】



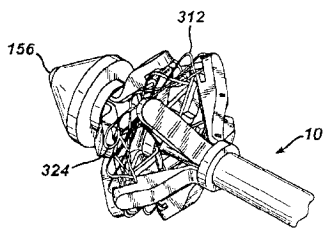
【 図 1 6 】



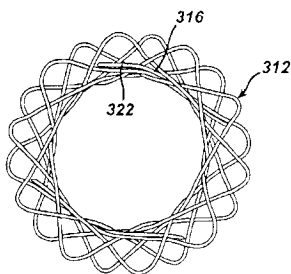
【 図 1 7 】



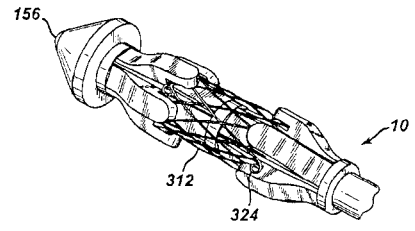
【 図 2 0 】



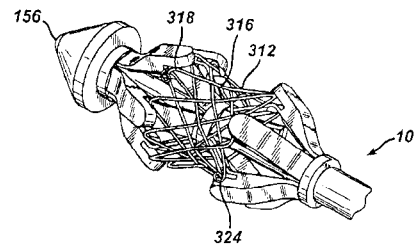
【 図 2 1 】



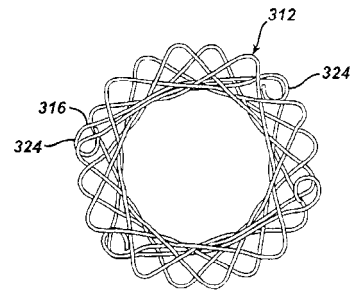
【 図 1 8 】



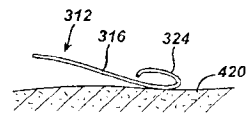
【 図 1 9 】



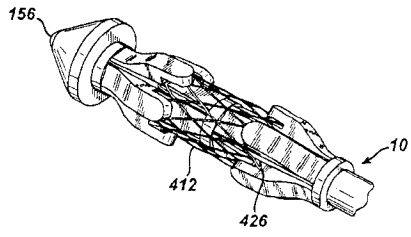
【 図 2 2 】



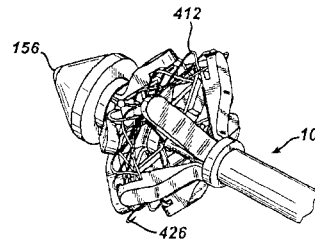
【 図 2 3 】



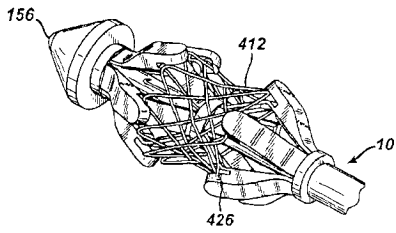
【 図 2 4 】



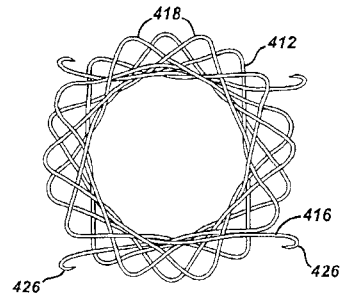
【 図 2 6 】



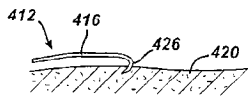
【 図 2 5 】



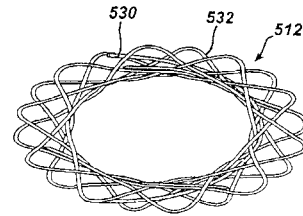
【 図 2 7 】



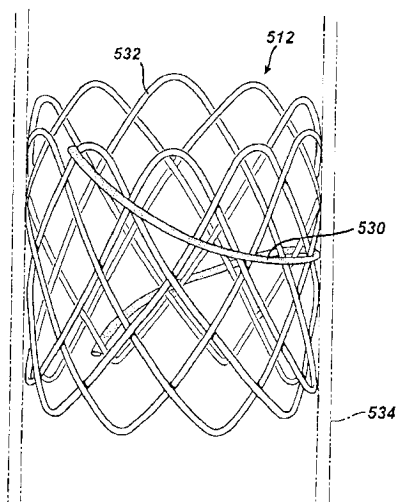
【 図 2 8 】



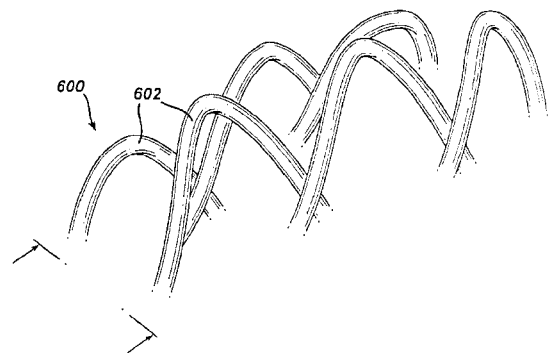
【 図 3 0 】



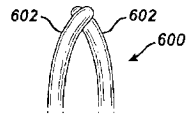
【 図 2 9 】



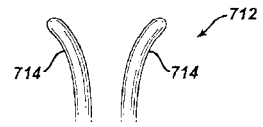
【 図 3 1 】



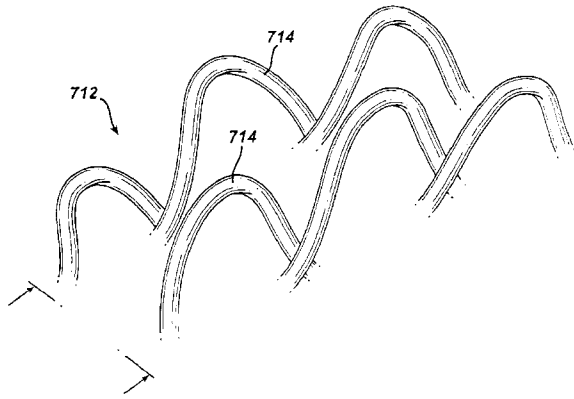
【 図 3 2 】



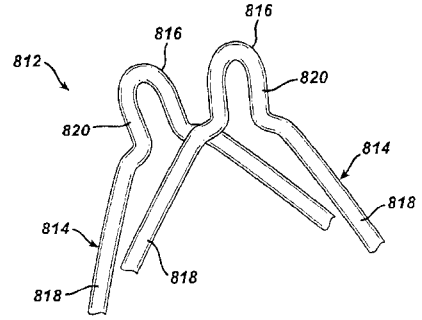
【 図 3 4 】



【 図 3 3 】



【 図 3 5 】



フロントページの続き

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 ドン・エイ・タナカ

アメリカ合衆国、9 0 5 0 7 0 カリフォルニア州、サラトガ、デボン・アベニュー 1 8 7 7 4

(72)発明者 マーク・エス・オルティズ

アメリカ合衆国、4 5 1 5 0 オハイオ州、ミルフォード、グレン・エコー・レーン 1 1 4 5

(72)発明者 ダレル・パウエル

アメリカ合衆国、4 5 2 4 9 オハイオ州、シンシナティ、ベベインウッズ・ドライブ 9 4 4 7

Fターム(参考) 4C060 CC32 CC35

【外国語明細書】

2005103300000001.pdf

专利名称(译)	吻合接线装置		
公开(公告)号	JP2005103300A	公开(公告)日	2005-04-21
申请号	JP2004288226	申请日	2004-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ドンエイタナカ マークエスオルティズ ダレルパウエル		
发明人	ドン・エイ・タナカ マーク・エス・オルティズ ダレル・パウエル		
IPC分类号	A61B17/00 A61B17/11 A61B17/115		
CPC分类号	A61B17/1114 A61B17/00234 A61B17/115 A61B2017/00867 A61B2017/1139		
FI分类号	A61B17/11 A61B17/00.320		
F-TERM分类号	4C060/CC32 4C060/CC35 4C160/CC02 4C160/CC32 4C160/MM43		
优先权	10/674371 2003-09-30 US		
其他公开文献	JP4658555B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种不需要手术缝合和缝合吻合的吻合装置，并且该吻合装置可以可靠且有效地布置和操作。 解决方案：在血管组织之间提供空心铆钉（环），以通过包括促进从受约束的大致圆柱形形状变形为驱动形状的结构而促进腹腔镜或内窥镜植入。 用于形成吻合环的装置。 将股线编织成具有形状记忆效果（SME）的通常为圆柱形的支架形状，以使其变形为空心铆钉（环）形状，从而降低了制造成本。 除了编织股线的SME特性之外或作为其替代，结合到环中的螺旋弹簧构件可以提供致动力。 可以通过形成编织股来获得改进的自作用环装置，以使花瓣逐渐从相对的花瓣上分开，从而使股线在致动时具有较小的摩擦力。 [选择图]图15

