

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5054740号

(P5054740)

(45) 発行日 平成24年10月24日(2012.10.24)

(24) 登録日 平成24年8月3日(2012.8.3)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/072 (2006.01)

A 6 1 B 17/10 3 1 0

請求項の数 6 (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2009-188722 (P2009-188722)
 (22) 出願日 平成21年8月17日(2009.8.17)
 (62) 分割の表示 特願2004-512613 (P2004-512613)
 の分割
 原出願日 平成15年6月17日(2003.6.17)
 (65) 公開番号 特開2010-17562 (P2010-17562A)
 (43) 公開日 平成22年1月28日(2010.1.28)
 審査請求日 平成21年8月17日(2009.8.17)
 (31) 優先権主張番号 60/389,567
 (32) 優先日 平成14年6月17日(2002.6.17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 500329892
 タイコ ヘルスケア グループ リミテッ
 ド パートナーシップ
 アメリカ合衆国 コネチカット 0651
 1, ニュー ヘブン, ロング ワーフ
 ドライブ 555, スイート 8 エ
 ヌー 1
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 ジョセフ ピー. オーバーン ザ サード
 アメリカ合衆国 コネチカット 0685
 0, ノーウォーク, フィロー ストリ
 ート 78

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 環状支持構造体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ステーブルカートリッジアセンブリおよびアンビルアセンブリを有する円形内視鏡ステープリング器具とともに使用するための、剛性支持構造体であって、該ステーブルカートリッジアセンブリは、少なくとも1つの環状配置のステーブルを有し、該アンビルアセンブリは、シャフトを有し、該剛性支持構造体は、以下：

剛性環状リングであって、該ステーブルカートリッジアセンブリの該少なくとも1つの環状配置のステーブルの実質的に上に重なるように構成および適合され、該環状リングは、半径方向外側リング、半径方向内側リング、および支持スポークを有し、該支持スポークは、該支持構造体を該シャフト上で支持するためのものである、剛性環状リング：

を備え、

ここで、

該半径方向外側リングおよび該半径方向内側リングのうちの少なくとも一方が、剛性材料から作製されており、そしてここで、

前記支持スポークがハブを備え、そして該ハブが、該アンビルアセンブリの細長シャフトを受容するための中心軸開口部を有する、

剛性支持構造体。

【請求項 2】

前記半径方向外側リングが、円形、矩形、卵円形、三角形、および弓形からなる群より選択される断面プロフィールを有する、請求項 1 に記載の剛性支持構造体。

10

20

【請求項 3】

前記支持構造体が生体吸収性材料を含む、請求項 1 に記載の剛性支持構造体。

【請求項 4】

前記半径方向外側リングが外科用メッシュを有する、請求項 1 に記載の剛性支持構造体。

【請求項 5】

前記半径方向内側リングが剛性材料または半剛性材料から作製されている、請求項 1 に記載の剛性支持構造体。

【請求項 6】

前記半径方向内側リングが、少なくとも前記環状配置のステープルの列にわたって延びるために十分な半径方向の範囲を有する、請求項 1 に記載の剛性支持構造体。 10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

(関連出願の引用)

本願は、米国仮特許出願番号 60 / 389 , 567 (2002 年 6 月 17 日出願、その全内容が、本明細書中に参考として援用される) の利益、およびこの出願に対する優先権を主張する。

【0002】

(背景)

20

(1. 技術分野)

本開示は、環状支持構造体に関し、そしてより具体的には、強化管腔リングに関し、これらは、円形内視鏡ステープリング器具とともに、得られる吻合管腔を開状態に維持するために使用するためのものである。

【背景技術】**【0003】**

(2. 関連技術の背景)

ステープルは、伝統的に、種々の身体構造体 (例えば、腸または気管支) を連結または吻合させる場合に、縫合の代わりとして使用されている。これらのステープルを適用するために使用される外科用ステープリングデバイスは、一般に、患者における組織の延びたセグメントを、密封と同時に切断するように設計されており、従って、このような手順の時間および危険を大いに減少させる。 30

【0004】

線状外科用ステープリングデバイスは、外科用固定具 (例えば、ステープルまたは 2 部品の固定具) の 1 つ以上の線状の列を、身体組織のセグメントと一緒に連結する目的で、身体組織に連続的にまたは同時に適用するために、医師によって使用される。このようなデバイスは、一般に、1 対の顎またはフィンガー様構造体を備え、これらの間に、連結されるべき身体組織が配置される。このステープリングデバイスが作動され、そして / または「発射」された発射棒が長手軸方向に移動し、そして顎の一方におけるステープル駆動部材に接触する場合、外科用ステープルが、身体組織を通し、そして反対側の顎におけるアンビル内に / アンビルに対して押され、これによって、ステープルを閉じて押し付ける。組織が除去されるべきである場合、ステープルの列 / ラインの間を切断するためのナイフ刃が提供され得る。このような器具の例は、特許文献 1、特許文献 2、および特許文献 3に記載されており、これらの各々の全体が、本明細書中に参考として援用される。 40

【0005】

大部分の手順について、ステープルが患者の組織に直接接触する、剥き出しのステープルの使用が、一般に認容可能である。組織の一体性は、通常、ステープルが組織を引き裂くこと、および治癒が起こる前に密封を損なうことを防止するのに役立つ。しかし、いくつかの外科手術において、外科的支持体 (例えば、メッシュ) が、医師によって使用されて、患者に合うように組織欠損 (特に、腹壁、胸壁、横隔膜および身体の他の筋肉 - 腱膜 50

の領域において生じる欠損)を架橋し、修復し、そして/または補強する。外科用支持体の例は、特許文献4、特許文献5、特許文献6、特許文献7、特許文献8、および特許文献9に開示されている。

【0006】

ステープルが、外科用支持体(すなわち、強化材料)を利用して、外科手術において適用される場合、ステープルの脚部は、代表的に、カートリッジ顎から、強化材料の層を通り、次いで患者の組織を通り、その後、アンビル顎に遭遇する。代替の手順において、ステープルの脚部は、代表的に、カートリッジ顎から、強化材料の第一の層を通り、次いで、患者の組織を通り、そして最後に、強化材料の第二の層を通り、その後、アンビル顎に遭遇する。ステープルが適所にある状態で、ステープル止めされた組織は、強化材料の層の間に挟まれる。

10

【0007】

上記外科用支持体は、線状の外科用ステープラーと共に使用されるが、環状の外科用ステープラー(例えば、Tyco HealthCare Group, LP、Norwalk, CTの1部門であるUnited States Surgicalから入手可能であり、そしてGreenらに対する特許文献10に開示されている、Model「EEATM」器具のような、端々吻合ステープラー)と共に使用するための支持構造体に対する必要性が存在する。一般に、端々吻合ステープラーは、代表的に、ステープルのアレイを、患者の腸または他の管状器官の接近したセクションに配置する。得られる吻合は、腸の裏返されたセクションを含み、これは、多数の「B」字型ステープルを備えて、腸の接近したセクションの間のしっかりした接続を維持する。

20

【0008】

任意の端々腸吻合の1つの可能な副作用は、それが時間と共に狭窄する可能性であり、この狭窄は、時間と共に、その管腔の直径を減少させ得る。従って、任意の端々吻合デバイスとともに作動し、そして吻合された腸または他の管状器官の管腔を、時間と共に開いて維持する、外科用支持構造体に対する必要性が存在する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】米国特許第4,354,628号明細書

30

【特許文献2】米国特許第5,014,899号明細書

【特許文献3】米国特許第5,040,715号明細書

【特許文献4】米国特許第3,054,406号明細書

【特許文献5】米国特許第3,124,136号明細書

【特許文献6】米国特許第4,347,847号明細書

【特許文献7】米国特許第4,655,221号明細書

【特許文献8】米国特許第4,838,884号明細書

【特許文献9】米国特許第5,002,551号明細書

【特許文献10】米国特許第5,392,979号明細書

【発明の概要】

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は、例えば、以下を提供する：

(項目1)

ステープルカートリッジアセンブリおよびアンビルアセンブリを有する円形内視鏡ステープリング器具とともに使用するための、剛性支持構造体であって、該ステープルカートリッジアセンブリは、少なくとも1つの環状配置のステープルスロット、および該スロット内に配置されるステープルを有し、該支持構造体は、得られる吻合管腔を開位置に維持し、該支持構造体は、以下：

剛性環状リングであって、該ステープルカートリッジアセンブリの少なくとも1つの環

50

状配置の実質的に上に重なるように構成および適合されている剛性環状リングを備え、該環状リングは、以下：

直径を有する外側環状壁；

該外側環状壁の内側に半径方向に間隔を空け、そして空間を規定する、内側環状壁；

該外側環状壁と該内側環状壁とを相互接続する、上部壁；および

該上部壁から間隔を空けており、そして該外側環状壁と該内側環状壁とを相互接続する、下部壁であって、該外側環状壁、該内側環状壁、および該上部壁および下部壁は、内部レザバを規定する、壁；ならびに

該レザバ内に保持される創傷閉鎖材料、
を備える、剛性支持構造体。

10

(項目2)

上記外側環状壁の上記直径が、上記ステープルカートリッジアセンブリの外径と実質的に等しく、そして上記内側環状壁の上記直径が、上記少なくとも1つの環状配置のステープルの半径方向内側にある、項目1に記載の支持構造体。

(項目3)

上記環状リングが、円形、矩形、卵円形、三角形、および弓形の群から選択される断面プロフィールを有する、項目1～2のいずれか1項に記載の支持構造体。

(項目4)

上記内側環状壁に一体的に接続され、そして該内側環状壁を直径方向に横切って延びる支持スポークをさらに備える、項目1～3のいずれか1項に記載の支持構造体。

20

(項目5)

上記アンビルアセンブリが、細長シャフトを備え、そして上記支持スポークが、中心ハブを備え、該中心ハブを通して、中心軸開口部が形成されており、該中心軸開口部が、該中心軸開口部を通して、該アンビルアセンブリの該シャフトを受容するように構成および寸法決めされている、項目1～4のいずれかに記載の支持構造体。

(項目6)

創傷閉鎖材料が、接着剤、止血剤、および封止剤のうちの少なくとも1つである、項目1～5のいずれか1項に記載の支持構造体。

(項目7)

上記接着剤が、タンパク質由来の材料、アルブミン/グルタルアルデヒド材料、およびシアノアクリレートベースの材料からなる群より選択される、項目6に記載の支持構造体。

30

(項目8)

上記封止剤が、フィブリンベースの材料、コラーゲンベースの材料、合成ポリマーベースの材料、合成ポリエチレングリコールベースの材料、およびヒドロゲル材料からなる群より選択される、項目6に記載の支持構造体。

(項目9)

上記止血剤が、フィブリンベースの材料、コラーゲンベースの材料、酸化された再生セルロースベースの材料、ゼラチンベースの材料、およびフィブリノゲン-トロンビン組み合わせ材料からなる群より選択される、項目6に記載の支持構造体。

40

(項目10)

上記環状外側壁および上記環状内側壁のうちの少なくとも一方が、剛性材料から構成されている、項目1～9のいずれか1項に記載の支持構造体。

(項目11)

上記剛性材料が、ステンレス鋼およびチタンからなる群より選択される、項目1～10のいずれか1項に記載の支持構造体。

(項目12)

上記剛性材料が、生体吸収性材料である、項目1～11のいずれか1項に記載の支持構造体。

(項目13)

50

上記剛性環状環が、該剛性環状リングを通して延びる複数の間隙空間を備え、該空間が、上記ステーブルの脚部が該空間を通過することを可能にするように構成および適合されている、項目 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の支持構造体。

(項目 14)

上記剛性環状リングが、複数のカートリッジ配向部材を有し、該カートリッジ配向部材が、上記環状支持構造体の空間を、上記ステーブルカートリッジアセンブリの上記ステーブルスロットの上に、半径方向および円周方向に重なるように配向するように適合されている、項目 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の支持構造体。

(項目 15)

上記カートリッジ配向部材が、該カートリッジ配向部材から延びる複数のナブであり、該ナブが、互いから間隔を空けており、そして上記ステーブルカートリッジアセンブリの遠位端表面に形成された相補的凹部に係合するように適合および構成されている、項目 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の支持構造体。

(項目 16)

中空体の吻合管腔を強化するための方法であって、以下の工程：

該中空体を、1 対の切断されたセクションに切断する工程；

円形ステープリング装置のアンビルアセンブリを、該中空体の該 1 対の切断されたセクションの一方に挿入する工程であって、その結果、該アンビルアセンブリのシャフトが、該 1 対の切断されたセクションの一方の末端から延びる、工程；

該 1 対の切断されたセクションの該一方の該末端を、該アンビルアセンブリの該シャフトの周りに縫合する工程；

ステーブルカートリッジアセンブリを、該 1 対の切断されたセクションの他方に挿入する工程であって、その結果、該カートリッジアセンブリの開口端部が、該中空体の該切断されたセクションの開口端部に面する、工程；

該 1 対の切断されたセクションの該他方の該末端を縫合する工程；

剛性強化管腔リングを、該アンビルアセンブリと該ステーブルカートリッジアセンブリとの間に提供する工程であって、その結果、該円形ステープリング装置が発射される場合に、外科用ステーブルが、該 1 対の切断されたセクションの該末端および該強化管腔リングを貫通する、工程；

該アンビルアセンブリを、該ステーブルカートリッジアセンブリに結合し、そして近付ける工程；ならびに

該円形ステープリング装置を発射する工程、
を包含する、方法。

(項目 17)

上記強化管腔リングを、上記 1 対の切断されたセクションの上記末端の間に提供する工程を包含する、項目 16 に記載の方法。

(項目 18)

上記強化管腔リングを、上記アンビルアセンブリと、上記 1 つの切断されたセクションの上記一方との間に提供する工程を包含する、項目 16 または 17 に記載の方法。

(項目 19)

上記強化管腔リングを、上記ステーブルカートリッジアセンブリと、上記 1 対の切断されたセクションの上記他方との間に提供する工程を包含する、項目 16、17 または 18 に記載の方法。

(項目 20)

上記強化管腔リングが、上記アンビルアセンブリおよび上記ステーブルカートリッジアセンブリと中心で整列する、項目 16、17、18 または 19 に記載の方法。

(項目 21)

上記強化管腔リングを配向させ、そして上記ステーブルカートリッジアセンブリと整列させる工程をさらに包含する、項目 16、17、18、19、20 または 21 に記載の方法。

10

20

30

40

50

(項目 2 2)

上記強化管腔リングが、実質的に半径方向に延びる複数のレッグによって規定される間隙空間を備え、該複数のレッグは、上記ステーブルカートリッジアセンブリの複数のステーブルスロットを横断する、項目 1 6、1 7、1 8、1 9、2 0 または 2 1 に記載の方法

。

(要旨)

本願は、部分的に、ステーブルカートリッジアセンブリおよびアンビルアセンブリを有する円形ステープリング器具とともに使用するために構成および適合された、支持構造体に関する。この支持構造体は、剛性または半剛性であり、そして円形ステープリング装置によって形成される、得られる吻合管腔を、開状態に維持するように適合されている。

10

【 0 0 1 1 】

この支持構造体は、環状リングを備え得、この環状リングは、例えば、環状リングと、ステーブルカートリッジアセンブリの最遠部の表面との間に配置された接着剤、環状リングの表面から延びる少なくとも 1 つの突出部と、ステーブルカートリッジアセンブリの最遠部の表面に形成された、少なくとも 1 つの対応する相補的な凹部との間の摩擦係合の使用によって、ステーブルカートリッジアセンブリの最遠部の表面に取り付け可能および / または接続可能である。

【 0 0 1 2 】

この環状リングは、そこに形成された複数のスロットを備え得、これらのスロットは、ステーブルカートリッジアセンブリのステーブルスロットに実質的に対応することが予測される。

20

【 0 0 1 3 】

この環状リングは、剛性のメッシュ様の材料から形成され得、複数の間隙空間を規定し、これらの空間を通して、ステーブルの脚部が通過する。好ましくは、この環状リングは、ステーブルカートリッジアセンブリの最遠部の表面に接続および / または取り付けられ、その結果、メッシュのレッグおよび / またはストランドが、ステーブルスロットの上に重なり、そして / または横断し、より好ましくは、レッグおよび / またはストランドは、ステーブルスロットの中心部分（すなわち、ステーブルスロット内に配置されたステーブルのレッグの間）を実質的に横切って延びる。メッシュのレッグおよび / またはストランドは、少なくとも 1 つ、好ましくは複数のステーブルスロットと交差する。

30

【 0 0 1 4 】

このメッシュは、任意の適切な構成（例えば、放射状パターン、環状のジグザグパターン、環状の波形 / 正弦波型パターン、十文字パターンなど）で形成され得る。好ましくは、この環状リングは、外側環状バンドおよび内側環状バンドを備える。

【 0 0 1 5 】

この環状リングは、カートリッジ配向部材を備え得、この部材は、環状リングをステーブルカートリッジアセンブリに対して軸方向に整列させ、そして環状リングを、ステーブルスロットに対して半径方向に配向するように（例えば、その結果、メッシュのストランドがステーブルスロットを横切って延びる）構成および寸法決めされる。カートリッジ配向部材は、内側環状バンドおよび外側環状バンドのうちの少なくとも一方から半径方向に延びる、少なくとも 1 つのアーム、ならびにこのアームの端部に形成されるナブを備え得る。これらのナブは、好ましくは、ステーブルカートリッジアセンブリの最遠部の表面に形成された、対応する相補的な凹部に係合し、これによって、環状リングを、ステーブルカートリッジアセンブリに摩擦により接続する。接着剤が、ステーブルカートリッジアセンブリの最遠部の表面および / またはステーブルカートリッジアセンブリの最遠部の表面に形成された凹部に提供され、環状リングのステーブルカートリッジアセンブリへの接続を増強し得ることが、予測される。

40

【 0 0 1 6 】

好ましい実施形態において、剛性の支持構造体は、剛性環状リングを備える。この剛性環状リングは、ステーブルカートリッジアセンブリのステーブルの少なくとも 1 つの環状

50

の配置の上に実質的に重なるように、構成および適合されている。この環状リングは、直径を有する外側環状壁、この外側環状壁の内側に半径方向の間隔を空け、そして空間を規定する、内側環状壁、外側環状壁と内側環状壁とを相互接続する上部壁、およびこの上部壁からある距離で間隔を空け、そして外側環状壁と内側環状壁とを相互接続する、下部壁を備え得る。外側環状壁、内側環状壁、ならびに上部壁および下部壁は、内側レザバを規定する。この支持構造体は、さらに、このレザバ内に保持される創傷閉鎖材料を備える。

【0017】

外側環状壁の直径は、好ましくは、ステープルカートリッジアセンブリの外径に実質的に等しく、そして内側環状壁の直径は、ステープルの少なくとも1つの環状配置の半径方向内側である。

【0018】

環状リングは、円形、矩形、卵円形、三角形、および弓形の断面プロフィールを有し得る。

【0019】

この支持構造体は、内側環状壁に一体的に接続され、そして内側環状壁を直径方向に横切って延びる、支持スポークをさらに備え得る。アンビルアセンブリは、細長シャフトを備えることが予測される。この支持スポークは、中心ハブを有し、この中心ハブは、そこを通過して形成される中心軸開口部を有し、この中心軸開口部は、そこを通してアンビルアセンブリのシャフトを受容するように構成および寸法決めされる。

【0020】

好ましくは、創傷閉鎖材料は、接着剤、止血剤および封止剤のうちの少なくとも1つである。接着剤としては、アルブミン/グルタルアルデヒド材料、タンパク質由来の材料、およびシアノアクリレートベースの材料が挙げられ得る。封止剤としては、フィブリンベースの材料、コラーゲンベースの材料、合成ポリマーベースの材料、合成ポリエチレングリコールベースの材料、およびヒドロゲル材料が挙げられ得る。止血剤としては、フィブリンベースの材料、コラーゲンベースの材料、酸化された再生セルロースベースの材料、ゼラチンベースの材料、およびフィブリノゲン-トロンビン組み合わせ材料が挙げられ得る。

【0021】

環状外側壁および環状内側壁のうちの少なくとも一方は、剛性材料から作製されることが予測される。この剛性材料としては、ステンレス鋼およびチタンが挙げられ得る。この剛性材料としては、さらに、生体吸収性材料が挙げられ得る。

【0022】

剛性環状リングは、そこを通過して延びる複数の間隙空間を備え、これらの空間は、ステープルの脚部がこれらの空間を通過することを可能にするように構成および適合されることが意図される。

【0023】

剛性環状リングは、複数のカートリッジ配向部材を有し得、この部材は、環状支持構造体の空間を、半径方向および円周方向に、方向決めし、ステープルカートリッジアセンブリのステープルスロットの上に重ねるように適合される。このカートリッジ配向部材は、そこから延びる複数のナブであり得、ここで、これらのナブは、互いから間隔を空けており、そしてステープルカートリッジアセンブリの遠位端表面に形成された、相補的凹部に係合するように適合および構成されている。

【0024】

本願は、中空体の吻合管腔を強化するための方法に関する。この方法は、中空体を、1対の切断されたセクションに切断する工程、円形ステープリング装置のアンビルアセンブリを、中空体の1対の切断されたセクションの一方に挿入する工程であって、その結果、アンビルアセンブリのシャフトが、1対の切断されたセクションの一方の末端から延びる、工程、1対の切断されたセクションの一方の末端を、アンビルアセンブリのシャフトの周りに縫合する工程、ステープルカートリッジアセンブリを、1対の切断されたセクショ

10

20

30

40

50

ンの他方に挿入する工程であって、その結果、カートリッジアセンブリの開口端部が、中空体の切断されたセクションの開口端部に面する、工程、1対の切断されたセクションの他方の末端を縫合する工程、アンビルアセンブリとステープルカートリッジアセンブリとの間に、剛性強化管腔リングを提供する工程であって、その結果、円形ステープリング装置が発射される場合に、外科用ステープルが、1対の切断されたセクションの末端および強化管腔リングを貫通する、工程、アンビルアセンブリをステープルカートリッジアセンブリに結合し、そして近付ける工程、ならびに円形ステープリング装置を発射する工程を包含する。

【0025】

この方法は、強化管腔リングを、1対の切断されたセクションの末端の間に提供する工程をさらに包含し得る。この方法は、強化管腔リングを、アンビルアセンブリと、1対の切断されたセクションとの間に提供する工程を包含し得る。この方法は、強化管腔リングを、ステープルカートリッジアセンブリと、1対の切断されたセクションの他方との間に提供する工程を包含し得る。好ましくは、この強化管腔リングは、アンビルアセンブリおよびステープルカートリッジアセンブリと、中心を合わせて整列される。

10

【0026】

この方法は、強化管腔リングを配向させ、そしてステープルカートリッジアセンブリと整列させる工程をさらに包含し得る。この強化管腔リングは、実質的に半径方向に延びる複数のレッグによって規定される、間隙空間を備え、ここで、これらの複数のレッグは、好ましくは、ステープルカートリッジアセンブリの複数のステープルスロットの中心部分を横断する。

20

【0027】

本開示の目的は、吻合管腔を強化するか、または吻合管腔に増加した構造的一体性を提供するための、リングの形態の支持構造体を提供することである。

【0028】

本開示のさらなる目的は、吻合部位における狭窄、または吻合部位に沿った狭窄の発生を予防または抑制する、強化管腔リングを提供することである。

【0029】

本開示のさらなる目的は、円形内視鏡ステープリング装置の発射されたステープルを收容するように構成および適合された、強化管腔リングを提供することである。

30

【0030】

これらおよび他の目的は、図面の説明および好ましい実施形態の詳細な説明によって以下により明らかに示される。

【0031】

例のみとして、本開示の好ましい実施形態は、添付の図面を参照して記載される。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】図1は、環状円形ステープリング装置の遠位端の、一部を切り取った拡大斜視図であり、本開示に従う支持構造体の、アンビルと、ステープリング装置のステープルカートリッジとの間での配置を示す。

40

【図2】図2は、一緒に吻合され、そして端部表面においてステープルされた図1に示される支持構造体を備える、1対の接近した腸の断面側面立面図である。

【図3】図3は、本開示の代替の実施形態に従う、支持構造体の上平面図である。

【図4】図4は、腸の端部の、一部を切り取った断面側面立面図であり、接近前の腸の端部内での円形ステープリング装置の部分の配置、および腸の端部の間のアンビルシャフトの周りの、図3の支持構造体の位置の配置を示す。

【図5】図5は、図4の腸の端部が一緒に吻合され、そしてそれらの間に図3の支持構造体を有してステープルされた、腸の端部の断面側面立面図である。

【図6】図6は、本開示に従う支持構造体の、代替の実施形態の上平面図である。

【図7】図7は、線A-Aに沿って見られる、図6の支持構造体の断面側面立面図である

50

。

【図 8】図 8 は、線 A - A に沿って見られる、図 6 の支持構造体の代替の実施形態の断面側面立面図である。

【図 9】図 9 は、本開示に従う支持構造体の代替の実施形態の上平面図である。

【図 10】図 10 は、線 B - B に沿って見られる、図 9 に示される支持構造体の代替の実施形態の断面側面立面図である。

【図 11】図 11 は、本開示に従う支持構造体のなお別の実施形態の上平面図である。

【図 12】図 12 は、ステーブルカートリッジの遠位端表面上に重なった位置に配置されて見られる場合の、本開示に従う支持構造体のなお別の実施形態の上平面図である。

【図 13】図 13 は、図 12 の C - C を通る断面図である。

10

【図 14】図 14 は、図 12 の D - D を通る断面図である。

【図 15】図 15 は、本開示に従う支持構造体のなお別の実施形態の上平面図である。

【図 16】図 16 は、本開示に従う支持構造体のなお別の実施形態の上平面図である。

【図 17】図 17 は、本開示に従う支持構造体の別の実施形態の斜視図である。

【図 18】図 18 は、図 17 の E - E を通る断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0033】

(好ましい実施形態の詳細な説明)

本開示の支持構造体の好ましい実施形態が、ここで図面を参照して詳細に記載され、図面において、同じ参照番号は、類似かまたは同一の要素を識別する。

20

【0034】

最初に図 1 を詳細に参照すると、本開示の実施形態に従う、管腔強化リングの形態の外科用ステープリング支持構造体が、一般に 100 として示される。強化リング 100 は、外側境界縁部 104、内側境界縁部 106、上表面 108 および下表面 110 によって規定される、環状リング 102 を備える。強化リング 100 の内側境界縁部 106 は、中心開口部 112 を規定する。

【0035】

図 1 に見られるように、強化リング 100 は、円形ステープリング装置 10 と協働する。ステープリング装置 10 は、ステーブルカートリッジアセンブリ 14 が作動可能に端部に結合された細長ネック 12、ならびにステーブルカートリッジアセンブリ 14 の遠位端に取り外し可能に係合するように構成および適合されるアンビルアセンブリ 16 を備える。ステーブルカートリッジアセンブリ 14 は、ステーブル 20 (図 2 を参照のこと) の環状アレイを、その遠位端から排出するように構成および適合される。好ましくは、ステーブルカートリッジアセンブリ 14 は、ステーブルスロット 18 の複数の環状の列を備え、これらのスロット内に、ステーブル 20 を有する。アンビルアセンブリ 16 は、シャフト 22 およびアンビル 24 を備え、このシャフトは、ステーブルカートリッジアセンブリ 14 内に解放可能に取り付けられるように適合され、そしてこのアンビルは、シャフト 22 上に設置され、そしてステーブルカートリッジアセンブリ 14 の遠位端に向けて配置されるように配向される。アンビル 24 は、ステーブル成型カップ 19 (図 13 を参照のこと) の環状アレイを備え、このアレイは、環状の列の数およびステーブルスロット 18 の数に一致し、そしてこれらのカップは、ステーブル 20 がステーブルカートリッジアセンブリ 14 から排出される場合に、これらのステーブルを、例えば、B 字型に成型するように構成および適合されている。

30

40

【0036】

強化リング 100 は、アンビルアセンブリ 16 またはステーブルカートリッジアセンブリ 14 のいずれかに、解放可能に取り付けられる。あるいは、アンビルアセンブリ 16 およびステーブルカートリッジアセンブリ 14 は、両方が、そこに配置された強化リング 100 (図示せず) を有して、ステープリング装置 10 の作動および / または発射の際に、組織 / 支持体「サンドイッチ」を提供し得る。

【0037】

50

強化リング１００の、円形ステープリング装置１０への取り付けは、強化リング１００がステープリング装置１０から滑って外れることを防止するために十分に堅固であるべきであるが、ステープリングデバイス１０が作動された後に、ステーブルデバイス１０からの強化リング１００の分離を阻止するほどに強いべきではない。このような解放可能な取り付けは、共有に係る米国特許第５，５４２，５９４号（その全内容が、本明細書中に参考として援用される）に記載されるような、複数のピンを使用することによって、有利に実施され得る。接着剤（例えば、解放可能な接着剤）または長手軸方向に間隔をあけた複数のクリップ（本明細書中には示さない）もまた、強化リング１００をステープリング装置１０に固定するための手段として使用され得ることが、さらに意図される。ピン、クリップ、および／または接着剤の組み合わせもまた、使用され得る。ピンおよび／またはクリップの正確な数および位置、あるいは接着剤の量または連続するスポットもしくはラインの配置は、強化リング１００がステープリング装置１０に解放可能に取り付けられる限り、重要ではない。

10

【００３８】

図１および２を参照すると、支持構造体１００の、吻合外科手術における使用の好ましい方法が、ここで記載される。患者の中空器官（例えば、腸または腸管）を切断した後に、アンビルアセンブリ１６が、腸管の切断されたセクションの端部に、公知の外科技術を使用して挿入され、その結果、シャフト２２が、腸管または腸「Ｂ」の開口端部から延びる。アンビルアセンブリ１６は、好ましくは、巾着型の縫合を使用することによって、腸管の自由端で適所に固定され、中空器官の端部を、シャフト２２の周りに強く縛る。装置１０のステーブルカートリッジアセンブリ１４（その遠位表面に強化リング１００が作動可能に結合されている）が、腸管または腸「Ｂ」の別の切開された領域、あるいは患者の開口部のいずれかに挿入され、そして腸管の別の切断されたセクションの自由端が、巾着縫合されて、そこを通るシャフト２２の通過のための小さい開口部を残す。

20

【００３９】

シャフト２２は、小さい開口部を通過し、そしてステーブルカートリッジアセンブリ１４に作動可能に結合され、そしてアンビルアセンブリ１６は、ステーブルカートリッジアセンブリ１４のほうへと引かれる。ステーブルカートリッジアセンブリ１４とアンビルアセンブリ１６との間の距離が、吻合のために適切な値に達したら、ステープリング装置１０が作動または発射される。装置１０が発射される場合、ステーブル２０は、ステーブルカートリッジアセンブリ１４から排出され、その結果、これらのステーブルの脚部が、強化リング１００を通過し、そして巾着縫合された腸管の両方の層を通り、そしてアンビル変形カップに対して強く結ばれる。同時に、過剰の組織（最も内側のステーブルラインの半径方向内側）が、円筒形カッター（図示せず）によって切断される。

30

【００４０】

得られる吻合は、環状の支持構造体（すなわち、強化リング１００）を、ステーブルされた接続の部位において有する。強化リング１００は、「骨格」（これは、吻合部位における管腔を開いて維持する際に補助する）を効果的に提供することによって、さらなる構造的一体性を吻合に与える。

【００４１】

剛性強化リング１００は、外科等級のメッシュから作製され得るか、またはこのメッシュからなり得ることが、意図される。このメッシュは、ステーブル２０の脚部が、強化リング１００を自由に通過し、そして中空体器官の隣の身体組織を通過することを可能にする。強化リング１００は、生体適合性の、非吸収性（すなわち、永久的）材料（例えば、「ＴＥＦＬＯＮ（登録商標）」（これは、DuPont de Nemours & Co.によって所有される登録商標である））または生体適合性吸収性材料から作製されることが、さらに意図される。生体適合性材料は、織布、編地または不織布であり得る。生体吸収性材料としては、グリコリド、グリコール酸、ラクチド、乳酸、p-ジオキサノン、α-カプロラクトンおよびトリメチレンカーボネートからなる群より選択される一種上のモノマーから得られる、ホモポリマー、コポリマー、またはブレンドから製造されるも

40

50

のが挙げられる。非吸収性材料としては、ポリエチレン、ポリプロピレン、ナイロン、ポリエチレンテレフタレート、ポリテトラフルオロエチレン、ポリビニリデンフルオリドなどのようなポリマーから製造されるものが挙げられる。さらなる非吸収性材料としては、ステンレス鋼、チタンなどが挙げられるが、これらに限定されない。環状支持構造体は、メッシュであるか、またはメッシュから構成されることが好ましく、そしてこのメッシュは、生体適合性のチタンから構成され、そして少なくとも強化リング 100 の半径方向内向きの狭窄を防止するために剛性であることが、好ましい。以下にさらに詳細に記載されるように、このメッシュは、ステープルの脚部が、支持構造体の面を通過することを可能にするが、複数のステープルの後部の架橋部 (back span) は、メッシュのストランドと係合し、そして環状支持部材を通過しない。

10

【0042】

強化リング 100 は、医療等級の生体吸収性材料 (例えば、ポリグリコール酸 (PGA) およびポリ乳酸 (PLA)) から製造されるか、またはこれらの材料から構成されることが、さらに意図される。例えば、強化リング 100 は、強化リング 100 が身体に吸収される前に吻合が十分に治癒するために、約 2 ~ 3 週間にわたって、適所に残ることが好ましい。

【0043】

強化リング 100 は、吸収障壁、止血剤、補強材、組織増殖エンハンサーなどとして働き得ることが、さらに意図される。さらに、強化リング 100 は、一種以上の医学的および/または外科的に有用な物質 (例えば、薬物、酵素、増殖因子、ペプチド、タンパク質、色素、診断薬または止血剤、あるいは狭窄の防止において使用される任意の他の医薬) を、その内部および/または表面に組み込まれ得ることが理解されねばならない。

20

【0044】

ここで図 3 ~ 5 を参照すると、本開示に従う、管腔強化リングの形態の支持構造体の代替的な実施形態が、一般に 200 として示される。強化リング 200 は、半径方向外側リング 202、半径方向内側リング 204、および支持スポーク 218 を備える。半径方向外側リング 202 は、それぞれ、外側境界表面 206、内側境界表面 208、上表面 210、および下表面 212 を備え、図 5 に見られるような矩形の断面プロファイルを規定する。矩形のプロファイルが開示されるが、半径方向外側リング 202 は、任意の断面プロファイル (例えば、円形、卵円形、三角形、弓形など) を有し得ることが予測される。好ましい実施形態において、半径方向外側リング 202 は、剛性の材料、またはさほど好ましくはないが、半剛性の材料から作製され、この材料は、生体吸収性または非生体吸収性のいずれかである。

30

【0045】

強化リング 200 は、半径方向外側リング 202 の内側境界表面 208 から一体として延び、そして内側境界縁部 214 で終結する、半径方向内側リング 204 をさらに備える。強化リング 200 の内側境界縁部 214 は、中心開口部 216 を規定する。半径方向内側リング 204 は、剛性、半剛性、または非剛性の材料から作製されるか、またはこの材料から構成され、この材料は、生体吸収性または非生体吸収性のいずれかであることが、意図される。非剛性材料 (例えば、環状外側リング 202 内に一体的に形成される、外科用メッシュ) が意図されるが、半径方向内側リング 204 は、剛性または半剛性の材料から作製され、その結果、支持スポーク 218 が、そこにしっかりと取り付けられ得ることが好ましい。

40

【0046】

好ましくは、半径方向外側リング 202 は、ステープルカートリッジアセンブリ 14 の外径よりわずかに大きい内径を有する。この様式で、支持構造体 200 は、ステープルカートリッジアセンブリ 14 の遠位端に設置され得、その結果、半径方向内側リング 204 が、ステープルカートリッジアセンブリ 14 の遠位端表面に接する。好ましくは、半径方向内側リング 204 は、少なくとも、ステープルカートリッジアセンブリ 14 のステープル 18 の複数の列の全てにわたって延びるために十分な、半径方向の範囲または幅を有す

50

る。この様式で、ステープル２０がステープルカートリッジアセンブリ１４から発射される場合、ステープル２０の脚部は、半径方向内側リング２０４を通過する。

【００４７】

強化リング２００は、中心ハブ２２０が中心開口部２１６内に配置された、支持スポーク２１８をさらに備える。好ましくは、中心ハブ２２０および中心開口部２１６は、共通の中心軸を共有する。中心ハブ２２０は、そこを通過して延びる中心開口部２２２を規定し、ここで、中心開口部２２２は、そこを通るアンビルアセンブリ１６のシャフト２２の通過を可能にするために十分な大きさである。支持スポーク２１８は、好ましくは、強化リング２００を直径方向に横切って延び、そして中心ハブ２２０を備える。好ましくは、支持アーム２２４が、支持スポーク配置２１８が破壊され得、そして支持構造体２００から取り外され得るような様式で、内側境界縁部２１４に取り付けられる。１対の支持アーム２２４が図示および記載されたが、任意の数のアームが提供され得ることが意図され、そしてこのことは、本開示の範囲内である。

【００４８】

図４および５を参照して、吻合外科手術における強化リング２００の使用の好ましい方法が、ここで記載される。患者の中空器官（すなわち、腸または腸管）を切断した後に、アンビルアセンブリ１６が、公知の外科技術を使用して、腸管の切断されたセクションの端部に挿入され、その結果、シャフト２２が、腸管または腸「Ｂ」の端部から延びる。アンビルアセンブリ１６は、好ましくは、巾着型の縫合を使用することによって、腸管の端部で適所に固定され、中空器官の端部をシャフト２２の周りに強く縛る。次いで、支持構造体２００がシャフト２２上に配置され、その結果、シャフト２２が、支持スポーク２１８の中心ハブ２２０の中心開口部２２２を通過して供給される。次いで、装置１０のステープルカートリッジアセンブリ１４は、患者の腸管の別の切開領域または開口部のいずれかに挿入され、そして腸管の切断されたセクションの他端は、図４に見られるように、巾着縫合されて、そこを通過してのシャフト２２の通過のための小さい開口部を残す。

【００４９】

シャフト２２は、小さい開口部を通過し、そしてステープルカートリッジアセンブリ１４に作動可能に結合され、そしてアンビルアセンブリ１６は、ステープルカートリッジアセンブリ１４の方へと引かれる。ステープルカートリッジアセンブリ１４とアンビルアセンブリ１６との間の距離が、吻合のために適切な値に達したら、ステープリング装置１０が発射される。装置１０が発射される場合、ステープル２０は、ステープルカートリッジアセンブリ１４から排出され、その結果、これらのステープルの脚部が、腸管組織の第一の層を通過し、環状内側リング２０４を通り、そして腸管組織の第二の層を通る。次いで、ステープル２０の脚部は、アンビル変形カップ１９に対して強く結ばれる。同時に、過剰の組織（最も内側のステープルラインの半径方向内側）、および正反対に位置する支持アーム２２４が、円筒形カッター（図示せず）によって切断され、図５に見られるような開いた腸管の管腔を生じる。

【００５０】

強化リング２００は、中空器官（すなわち、腸管）の管腔を、ある時間にわたって開いて維持すること、および狭窄の効果に反作用することを補助する。半径方向内側リング２０４が、吻合された中空器官に固定された状態で、半径方向外側リング２０６は、パットレスのように働き、吻合された中空器官が、狭窄に起因してつぶれることを防止する。換言すれば、中空体器官が強化リング２００の半径方向内側リング２０４に係留されるので、中空体器官が狭窄に起因して半径方向内側に収縮する傾向がある場合に、強化リング２００は、その形状を保持し（すなわち、狭窄する中空体器官の半径方向内向きに引く力に効果的に反作用し）、これによって、中空体器官を通る管腔を開いて維持する。

【００５１】

ここで図６～８を参照すると、本開示に従う、管腔強化リングの形態の支持構造体の代替の実施形態が、一般に３００として示される。強化リング３００は、図７に見られるような矩形断面を有する、環状リング３０２を備える。矩形の断面を有する支持構造体を使

10

20

30

40

50

用する場合、外科用ステープラー 10 は、その遠位端で延びる外側環状リム、内側環状リム、または両方を有することが予測される（図示せず）。従って、内側および/または外側の環状リムは、強化リング 300 が、外科用ステープラー 10 の端部に適切に設置されることを確実にする。

【0052】

ほぼ矩形の断面が図 7 に示されるが、強化リング 300 の環状リング 302 は、図 8 に見られるような、ほぼ三角形の断面プロフィールを有し得ることが予測される。好ましくは、三角形の断面プロフィールを有する支持構造体が、強化リング 300 のテーパ状の表面と協働および嵌合するためのテーパ状の遠位表面を有するステープルカートリッジアセンブリ、ならびに使用される支持構造体の反対側の表面と協働および嵌合するためのテーパ状の近位表面を有するアンビルと共に使用される。従って、アンビルアセンブリがステープルカートリッジアセンブリの方へと引かれるにつれて、テーパ状の表面が互いに協働して、支持構造体を、外科用ステープラーの端部において、自動的に中心で整列させる。

【0053】

好ましくは、図 8 に見られるように、環状リング 302 は、その外側境界縁部においてより大きい厚さ、および内側境界縁部においてより小さい厚さを有する。しかし、支持構造体は、内側境界縁部が外側境界縁部より大きい厚さを有する環状を有し得ることが、予測される。

【0054】

ここで図 9 および 10 を参照すると、本開示に従う、管腔強化リングの形態の支持構造体の代替の実施形態が、一般に 400 として示されている。強化リング 400 は、それぞれ半径方向外側壁 404、半径方向外側壁 406、ならびに上部壁 408 および下部壁 410 を有する半径方向リング 402 を備え、上部壁 408 および下部壁 410 は、半径方向外側壁 404 を半径方向内側壁 406 に相互接続する。半径方向内側壁 406 は、その内部に中心開口部 416 を規定する。半径方向外側壁 404、半径方向内側壁 406、上部壁 408 および下部壁 410 は、レザバ 412 を規定する。好ましくは、上部壁 408 および下部壁 410 は、ステープルカートリッジアセンブリ 14 のステープル 20 の複数の列の幅と少なくとも等しいか、またはこの幅よりわずかに大きい幅を有する。

【0055】

好ましい実施形態において、レザバ 412 は、ある量の生物学的接着剤を、内部に保持する。生物学的接着剤が、レザバ 412 内に保持されると開示されるが、レザバ 412 は、任意の型の創傷閉鎖材料「W」を内部に保持し得ることが予測される。創傷閉鎖材料「W」は、接着剤、止血剤、および封止材のうちの 1 つまたは組み合わせを含み得ることが、予測される。レザバ 412 内に保持され得る外科用生体適合性創傷閉鎖材料としては、接着剤（この機能は、器官、組織、または構造体を付着または保持することである）、流体の漏出を防止するための封止材、および出血を止めるかまたは予防するための止血剤が挙げられる。使用され得る接着剤の例としては、タンパク質由来の、アルデヒドベースの接着材料（例えば、BioGlueTMの商標でCryolife, Inc. から販売されている、市販のアルブミン/グルタルアルデヒド材料）、およびシアノアクリレートベースの材料（それぞれTyco Healthcare Group LPおよびEthicon Endosurgery, Inc. によって、IndermilTMおよびDerma BondTMの商標で販売されている）が挙げられる。使用され得る封止材の例としては、フィブリン封止材およびコラーゲンベースの組織封止材および合成ポリマーベースの組織封止剤が挙げられる。市販の封止材の例は、合成ポリエチレングリコールベースのヒドロゲル材料（Cohesion TechnologiesおよびBaxter International, Inc. によって、CoSealTMの商標で市販されている）である。使用され得る止血材料の例としては、フィブリンベースの局所止血剤、コラーゲンベースの局所止血剤、酸化された再生セルロースベースの局所止血剤およびゼラチンベースの局所止血剤が挙げられる。市販の止血材料の例は、フィブリノゲン-トロンビン組み合わせ材料（Tyco Healthcare Group, LPによ

10

20

30

40

50

て、CoStasisTMの商標で、販売されているもの、およびBaxter International, Inc.によって、TisselTMの商標で市販されているもの)である。本明細書中の止血剤は、収斂薬(例えば、硫酸アルミニウム)および血液凝固薬を含む。

【0056】

強化リング400を使用する好ましい方法は、支持構造体100の使用方法和類似であり、そしてこれらの間の差異を確認するために必要な程度までのみが、詳細に議論される。

【0057】

従って、装置10が発射される場合、ステープル20は、ステープルカートリッジアセンブリ14から排出され、腸管組織の第一の層を通過し、上部壁408および下部壁410を通り、これによって、創傷閉鎖材料「W」を、強化リング400のレザバ412内から放出し、そして腸管組織の第二の層を通る。次いで、ステープル20の脚部が、アンビル変形カップに対して強く結ばれる。同時に、過剰の組織(最も内側のステープルラインの半径方向内側)、および正反対に位置する支持アーム424が、円筒形カッター(図示せず)によって切断され、図5に見られるような開いた腸管の管腔を生じる。

【0058】

境界リング400は、支持スポーク418なしで製造され得ることが予測される。このような実施形態において、環状リング402は、環状外側壁404が、ステープルカートリッジアセンブリ14の遠位端より半径方向に大きく、そして環状内側壁406が、ステープルカートリッジアセンブリ14の遠位端より半径方向に小さいように、構成および寸法決めされ得る。この様式で、強化リング400は、上部壁408および下部壁410が、ステープルカートリッジアセンブリ14の遠位端表面の上に重なるように、ステープルカートリッジアセンブリ14の遠位端の上に設置されるように構成および寸法決めされる。

【0059】

好ましくは、レザバ412は、ステープルの脚部が貫通可能な材料および/または破壊可能な材料(例えば、薄いフィルムまたは膜)で気密シールされる。

【0060】

必要に応じて、膜412は、環状外側壁404と環状内側壁406との間に配置される、環状仕切り壁414を提供することによって、任意の数のレザバに分割され得る。この様式で、強化環400は、一種より多くの創傷閉鎖材料「W」(例えば、接着剤、収斂薬および/または止血剤の組み合わせ)を保持し得る。

【0061】

好ましくは、本発明の支持構造体のいくつかの部分(好ましくは、環状外側壁404および/または内側環状壁)は、剛性材料(ステンレス鋼およびチタンが挙げられるが、これらに限定されない)から製造される。

【0062】

ここで図11を参照すると、支持構造体の代替の実施形態が、一般に500として示される。図11に見られるように、支持構造体500は、円周の山502と半径方向内側の谷504とが、レッグ506によって連結された、三角形または波のパターンの環状リングの形態である。この上平面図において見られるように、複数のレッグ506が、複数のカートリッジステープルスロット18の好ましくは各々の中心部分(すなわち、ステープル20の脚部がそこから排出されない部分)を横断するか、またはこの部分と交差する。使用の際に、支持構造体500は、ステープル20がステープルカートリッジアセンブリ14から発射される場合に、脚部506の周囲を形成するような様式で、ステープルカートリッジアセンブリ14の遠位端表面の上に重なり、そしてこの表面に解放可能に取り付けられるように、この表面に対して据え付けられ、そして/または配置される。

【0063】

ここで図12~14を参照すると、支持構造体500のより剛性かつより好ましい改変

10

20

30

40

50

が、500aとして示される。支持構造体500aは、ステーブルカートリッジアセンブリ14の遠位端表面の上で適所に据え付けられて示されている。図12に見られるように、山502は、半径方向外側の円周バンド508によって連結され、そして谷504は、半径方向内側の円周バンド510によって連結される。支持構造体500aは、好ましくは、少なくとも1つ、好ましくは複数のカートリッジ配向部材511を備える。このカートリッジ配向部材は、本明細書中で、例えば、外側円周バンド508に取り付けられ、そしてこのバンドから半径方向内向きに延びるアーム512から垂れ下がる、突出部またはナブ514として示される。ナブ514は、その代わりに、またはさらに、レッグ506、山502、谷504、および/または内側円周バンド510から突出し得る。

【0064】

図13および14に見られるように、各カートリッジ配向部材511は、外側外周バンド508から半径方向内向きに延びるアーム512、およびステーブルカートリッジアセンブリ14の方へと延びるナブ514を備え、これによって、ステーブルカートリッジアセンブリ14の遠位端表面に形成された、少なくとも1つ、好ましくは複数の凹部または窪み516が係合される。好ましくは、ナブ514は、凹部516と相補的であるように、そしてこれらの間に摩擦ばめおよび/またはスナップばめの結合を作製するように構成および寸法決めされる。ナブ514は、凹部516と協働して、支持構造体500aを、カートリッジアセンブリ14の最遠部表面に結合する。ナブ514および凹部516はまた、ステーブルカートリッジアセンブリ14の遠位端表面にわたって、支持構造体500aを半径方向および円周方向に配向または整列させ、その結果、レッグ506が、ステー

【0065】

図12および13に見られるように、半径方向外側バンド508と半径方向内側バンド510との間に延びるレッグ506は、少なくとも1つのレッグ506、好ましくは、複数のレッグ506が、ステーブルカートリッジアセンブリ14に形成されたステーブルスロット18を横断して延びるように配向される。従って、図13および14に見られるように、ステーブル20が発射される場合、ステーブル20の脚部は、レッグ506の周りのステーブル成型カップ19に対して成型され、そして支持構造体500aを組織「T」に固定する。具体的には、ステーブル20の脚部が、間隙空間518（支持構造体500aのレッグ506、外側バンド508および内側バンド510によって規定される）に、閉鎖されない様式で入る。

【0066】

好ましくは、半径方向外側のバンド508および半径方向内側のバンド510は、剛性材料（例えば、ステンレス鋼、チタンなど）から製造される。支持構造体500aのレッグ506は、非剛性の材料（例えば、Teflon（登録商標）、ナイロンなど）から形成され得、一方で、支持構造体500のレッグ506は、好ましくは、剛性材料（例えば、ステンレス鋼、チタンなど）から形成される。

【0067】

ここで図15を参照すると、支持構造体500aの改変された支持構造体500bが示される。支持構造体500bは、全てが実質的に同じ半径方向に配向した、レッグ506bの半径方向アレイを備える。レッグ506bは、外側バンド508と内側バンド510との間で配向され、その結果、レッグ506は、ステーブルカートリッジアセンブリ14に形成されたステーブルスロット18を横断する。この実施形態において、レッグ506bは、好ましくは、剛性材料から製造される。

【0068】

ここで図16を参照すると、別の改変された支持構造体が、500cとして示される。支持構造体500cは、外側バンド508と内側バンド510との間で配向する、トランスセクトする（transsecting）レッグ506c'の半径方向アレイを備え、その結果、支持構造体500cが適切に整列される場合に、レッグ506'がステー

ルスロット 18 を横断する。支持構造体 500c は、外側バンド 508 と内側バンド 510 との間で配向する、スロット迂回レグ 506c の半径方向アレイをさらに備え、その結果、支持構造体 500c が適切に整列される場合、レグ 506c は、ステーブルスロット 18 を横断しない。

【0069】

ここで図 17 および 18 を参照すると、別の改変された支持構造体が、500d として示されている。支持構造体 500d は、リングステーブルスロット 532 の少なくとも 1 つ、好ましくは 1 対の環状の列を備える、環状リング 530 を備える。好ましくは、リングステーブルスロット 532 は、ステーブルカートリッジアセンブリ 14 のステーブルスロット 18 (図 1 を参照のこと) と実質的に同じ配置にされる。環状リング 530 は、好ましくは、剛性材料 (例えば、ステンレス鋼および / またはチタン) から製造される。

10

【0070】

支持構造体 500d はまた、好ましくは、表面上、好ましくは、近位のカートリッジに面する表面 536 に提供される、環状のフィルムまたは膜 534 を備える。膜 534 は、好ましくは、リングステーブルスロット 534 を覆う。望ましくは、膜 534 は、Teflon (登録商標) から作製されるが、他の材料 (例えば、上で開示された任意の材料) が使用され得ることが、予測される。望ましくは、剛性、半剛性、または可撓性のメッシュが、膜 534 の代わりに、または膜 534 と組み合わせて、使用され得る。

【0071】

支持構造体 500d は、環状リング 530 の表面 536 から延びる、少なくとも 1 つ、好ましくは複数の、配向部材 538 (図 18 を参照のこと) をさらに備える。配向部材 538 は、好ましくは、環状リング 530 の表面 536 から延び、そしてステーブルカートリッジアセンブリ 14 の最遠部の表面に形成される凹部 516 (図 12 ~ 14 を参照のこと) に係合 (例えば、摩擦、スナップばめなど) するように構成および寸法決めされた、突出部および / またはナブである。

20

【0072】

使用の際に、環状リング 530 は、ステーブルカートリッジアセンブリ 14 の最遠部の表面に配置され、その結果、膜 534 が、ステーブルカートリッジアセンブリ 14 の最遠部の表面と接触する。従って、ステーブル 20 が発射される場合、ステーブル 20 の脚部は、膜 534 を貫通し、そして成型カップ 19 に対して成型され、膜 534 を捕捉し、これによって、環状リング 530 を組織「T」に固定する。

30

【0073】

支持構造体 500d は、環状リング 530 のステーブルカートリッジと接触する面に提供される膜 534 を有するように図示および記載されたが、膜 534 は、環状リング 530 のステーブルカートリッジと接触する面の反対側の面に提供され得ること、および膜 534 は、環状リング 530 の両面に提供され得ることが予測され、そしてこれらは、本開示の範囲内である。

【0074】

本明細書中に開示される実施形態のいずれか由来の特徴および / または要素を備える支持構造体は、互いに組み合わせられ得、従って、本開示の範囲内に含まれることが、予測される。

40

【0075】

上記支持構造体の各々は、吻合部位における狭窄の発生を予防または抑止する際に補助するように、構成および適合される。

【0076】

上記開示は、一般に、腸管または腸の吻合に関して開示されたが、本開示に従う支持構造体は、任意の型の中空体器官の吻合に関して利用され得ることが明らかである。

【0077】

さらに、支持構造体は、本明細書中で、特定の実施形態ならびに特定の構造的細部および手順の細部に関して開示されたが、変化、変更または均等物が、当業者によって使用さ

50

れ得ることが明らかである。従って、上記記載は、限定として解釈されるべきではなく、単に、好ましい実施形態の例示として解釈されるべきである。当業者は、本開示の範囲および精神内の他の変更を予測する。

【図1】

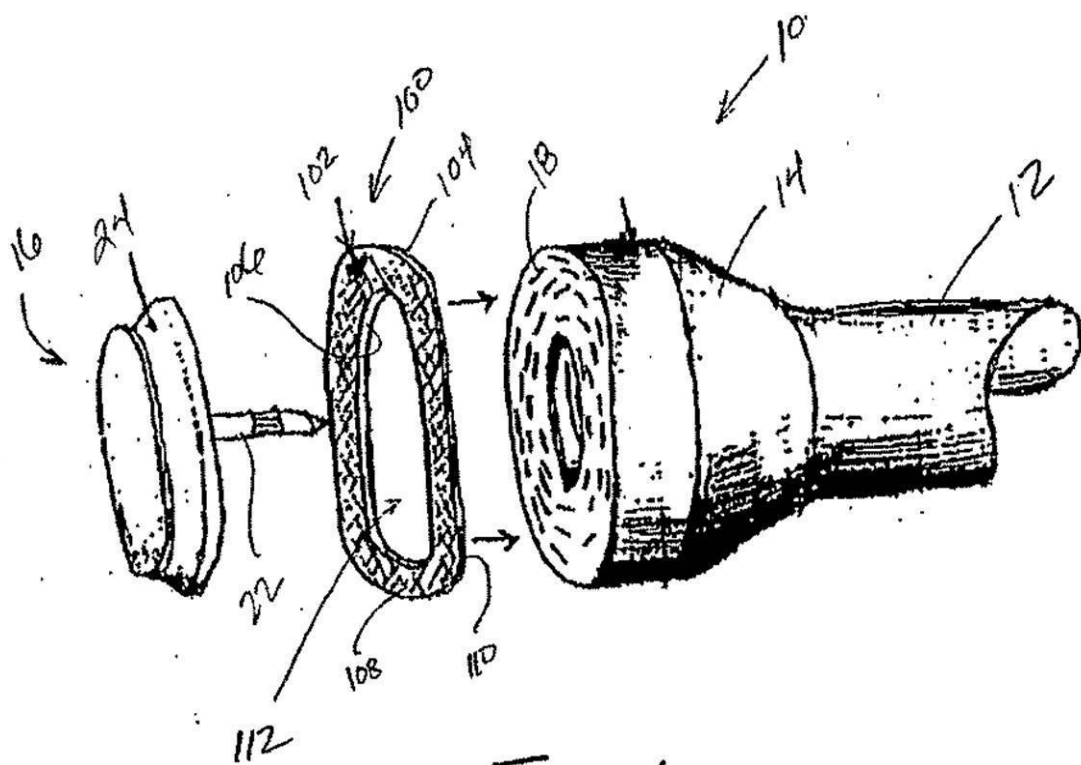


Fig. 1

【図2】

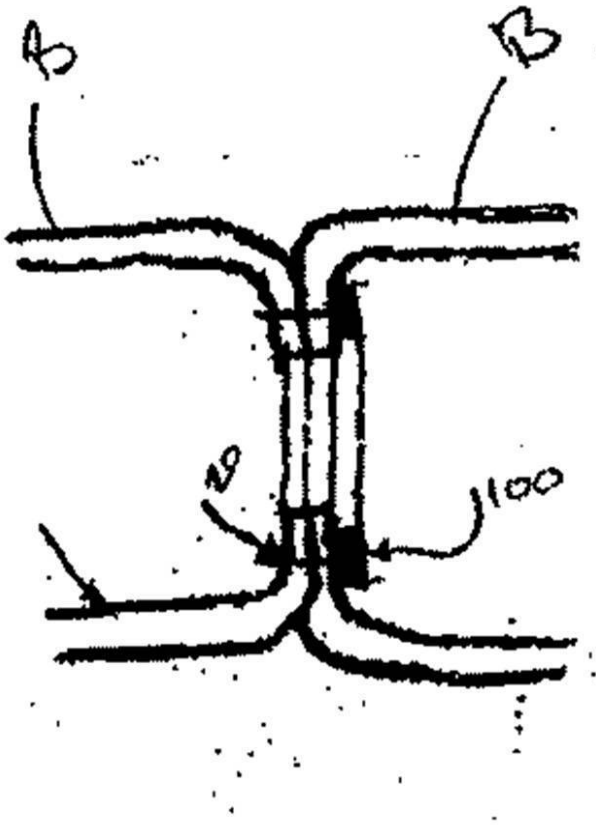


Fig. 2

【図5】

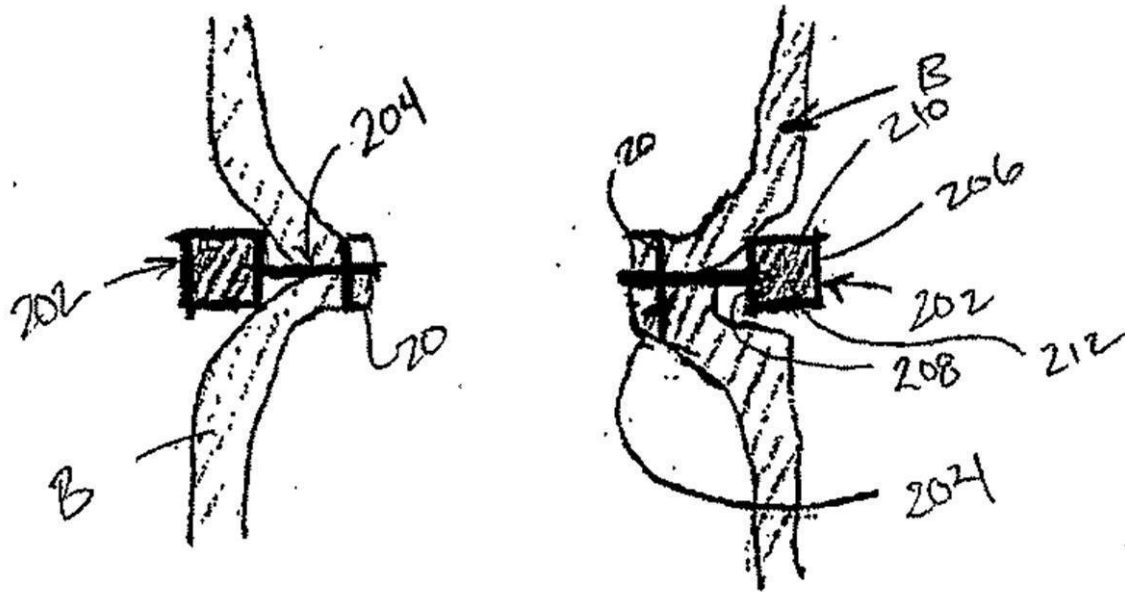


Fig. 5

【図6】

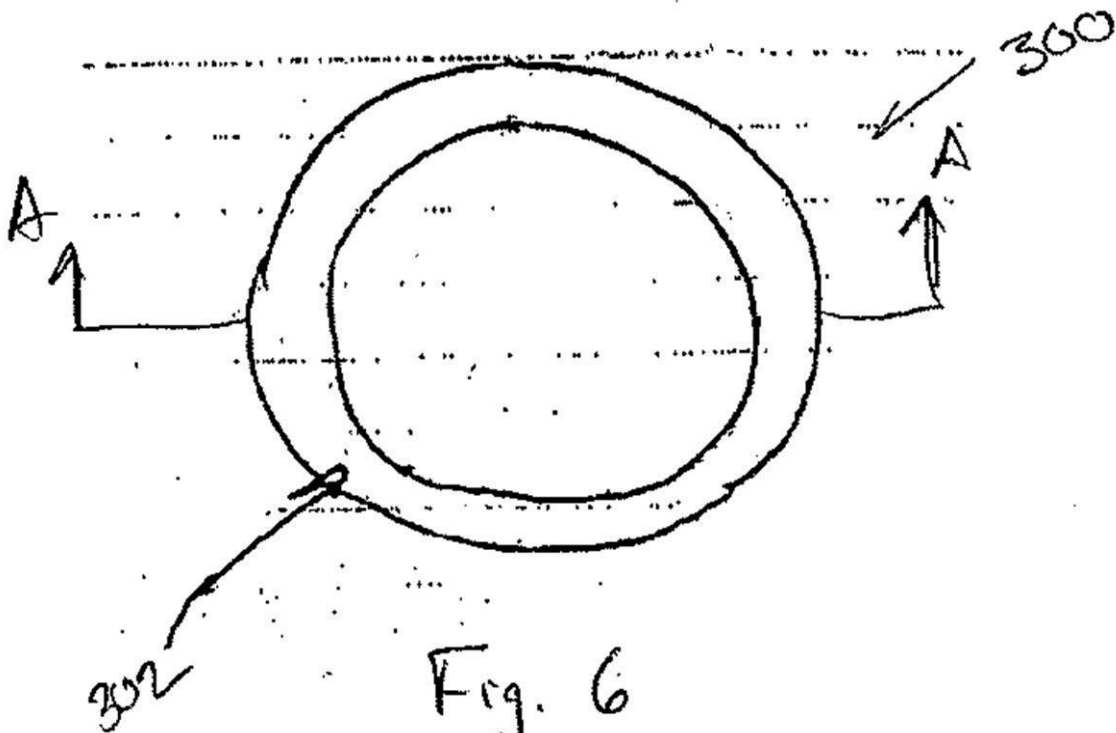


Fig. 6

【図 7】

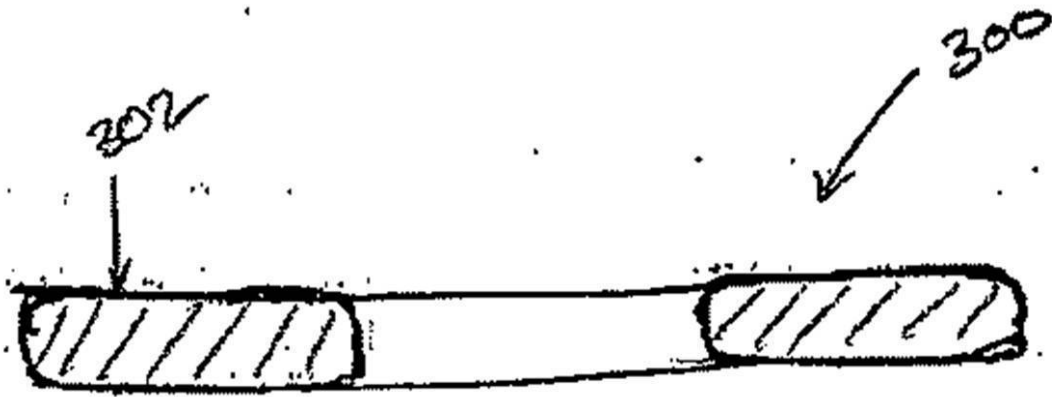


Fig. 7

【図 8】

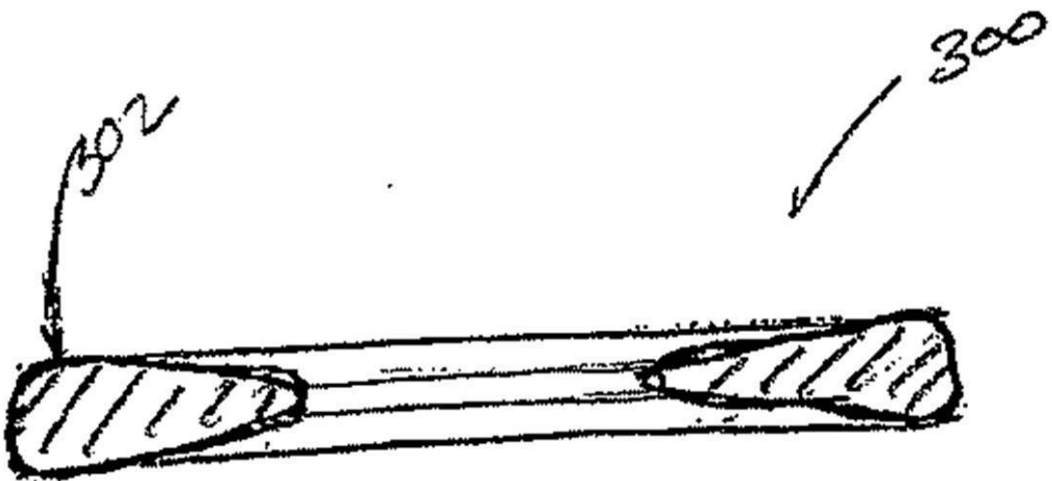


Fig. 8

【図9】

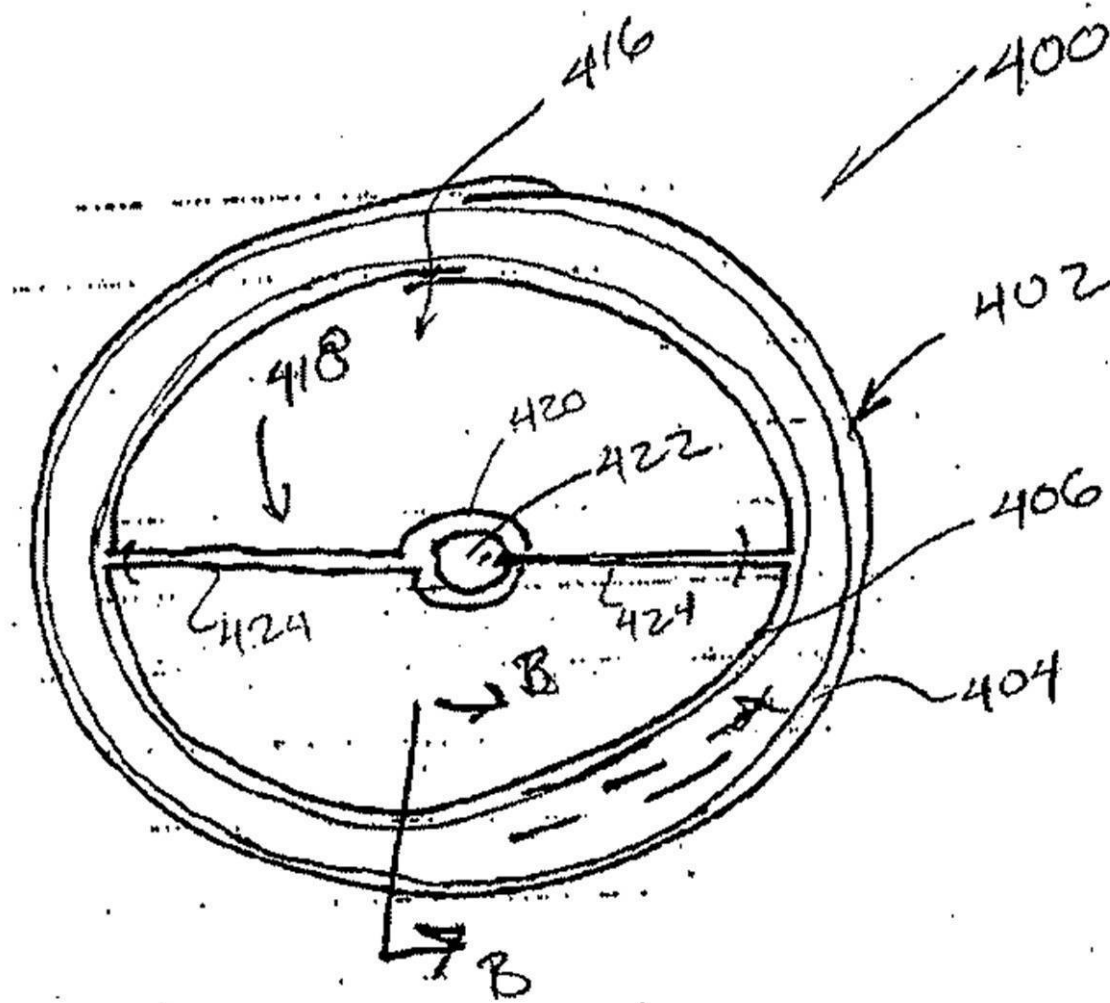


Fig. 9

【図10】

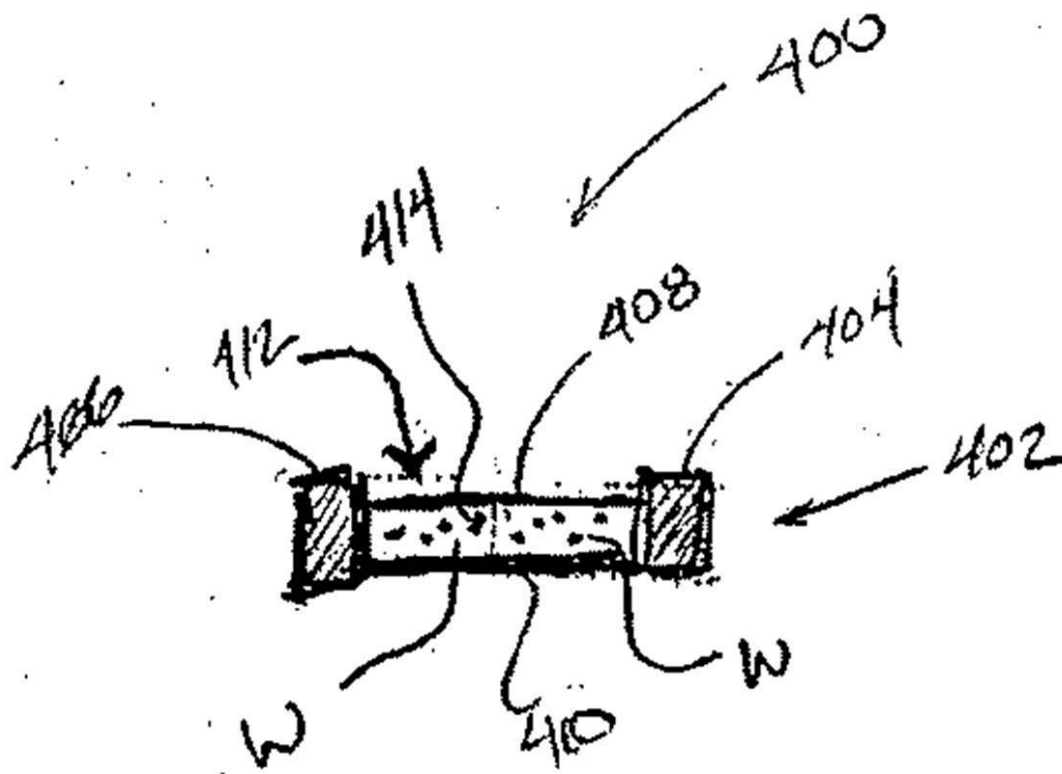


Fig. 10

【図 11】

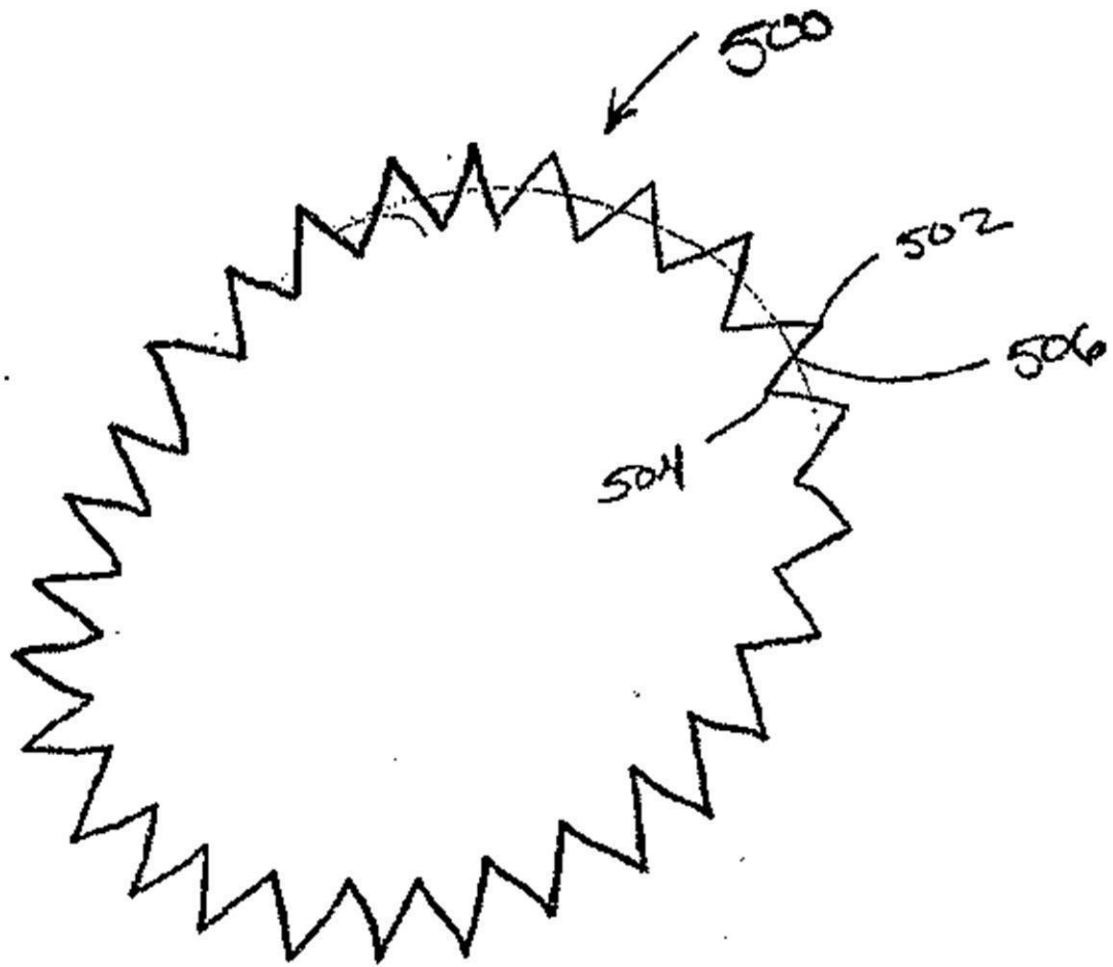


Fig. 11

【図12】

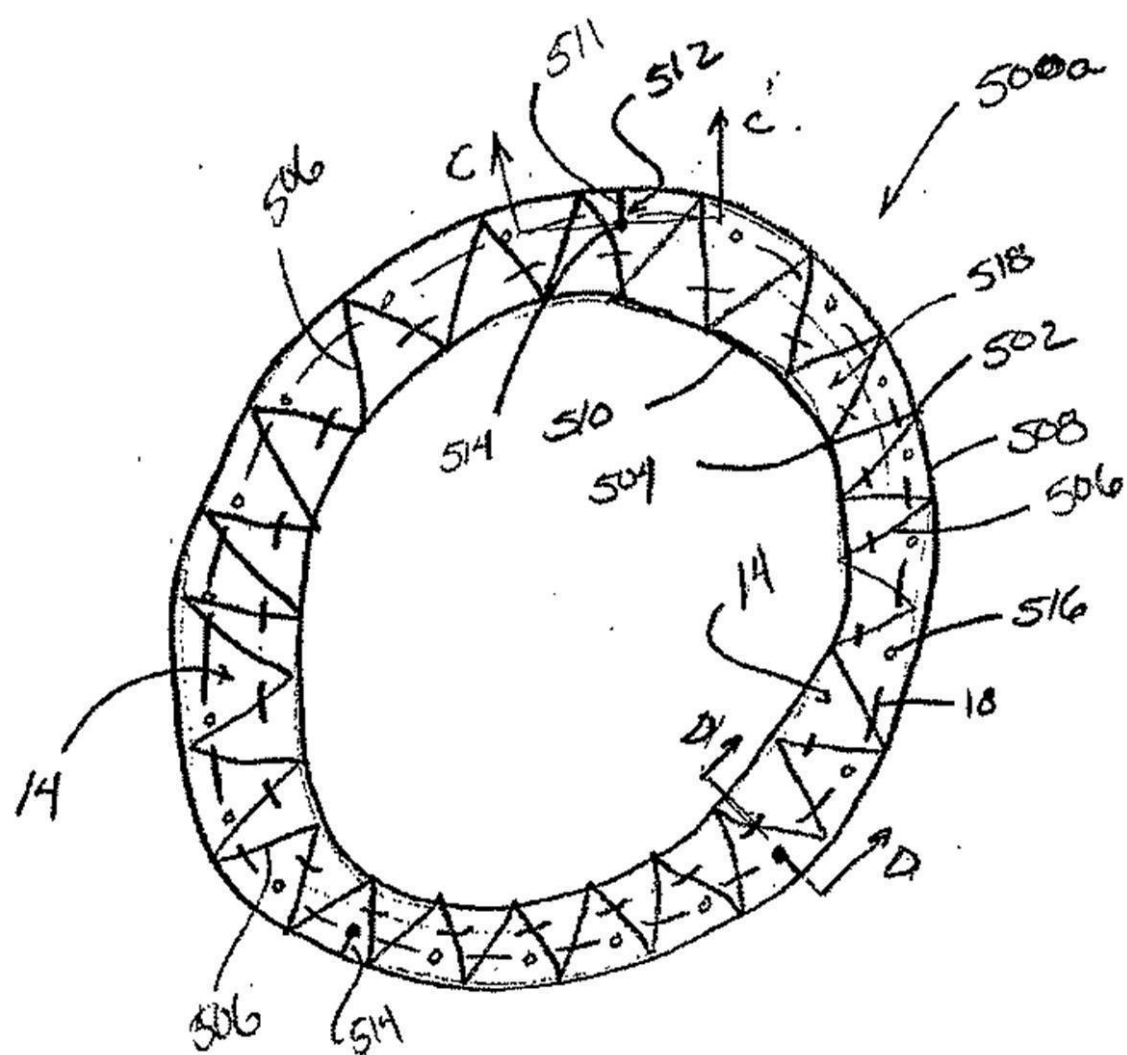


Fig. 12

[illegible][illegible]

Fig. 14

【図15】

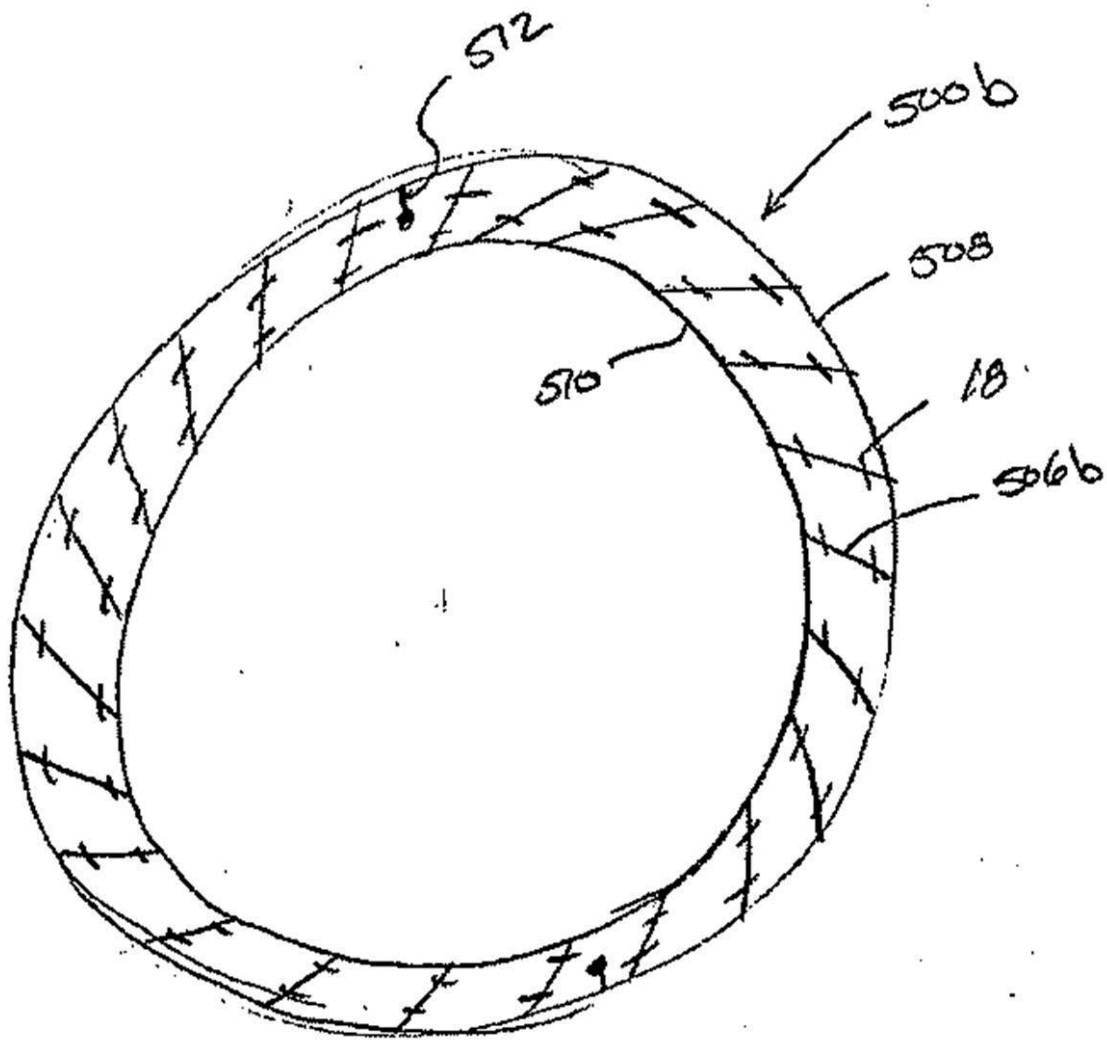


Fig. 15

【図16】

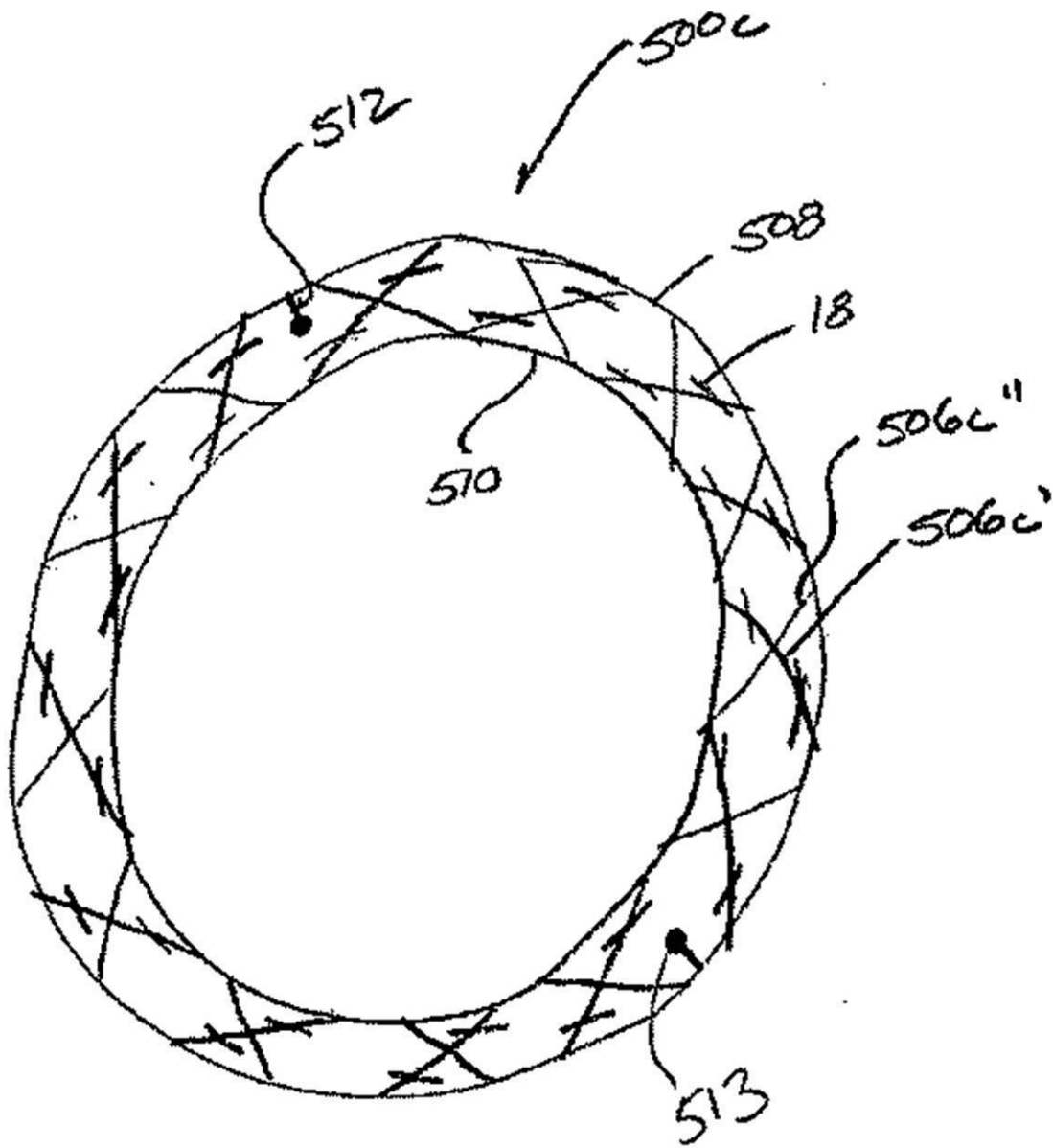


Fig. 16

【図17】

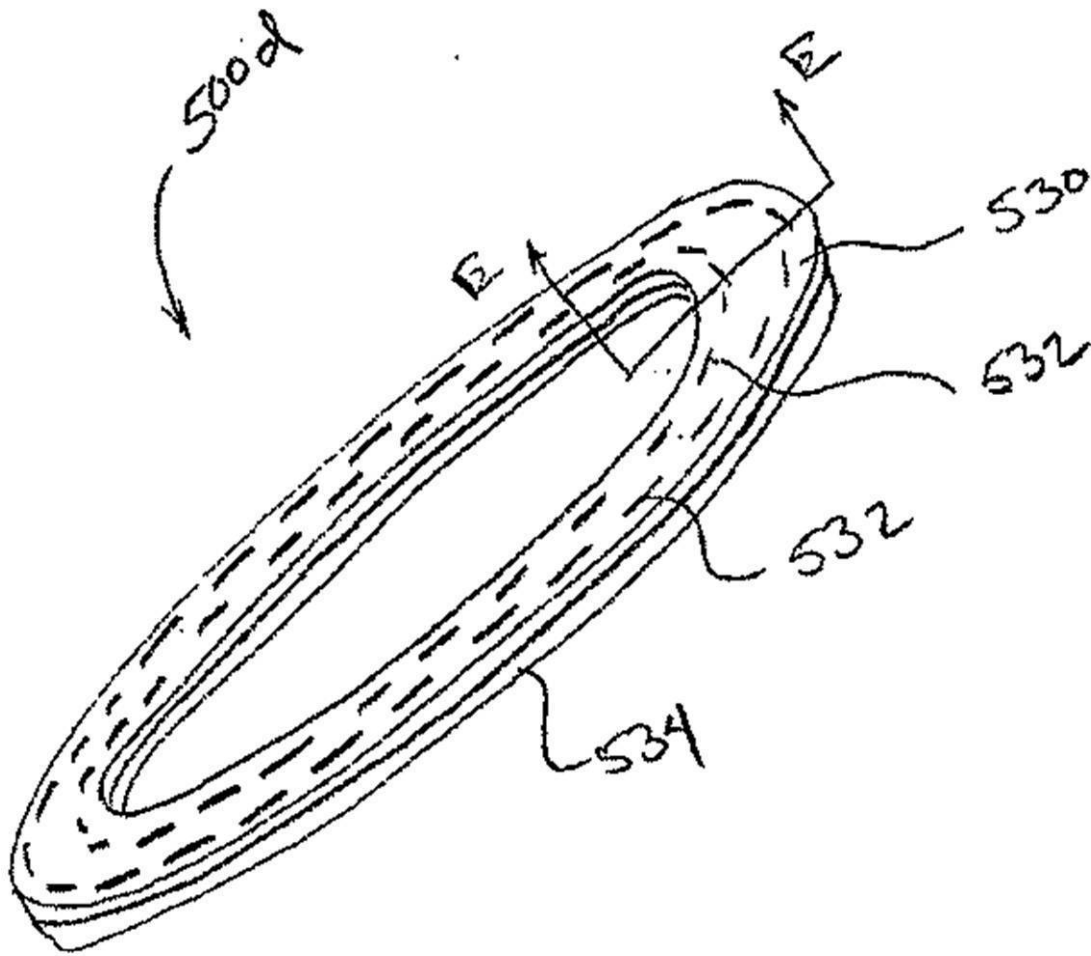


Fig. 17

【図18】

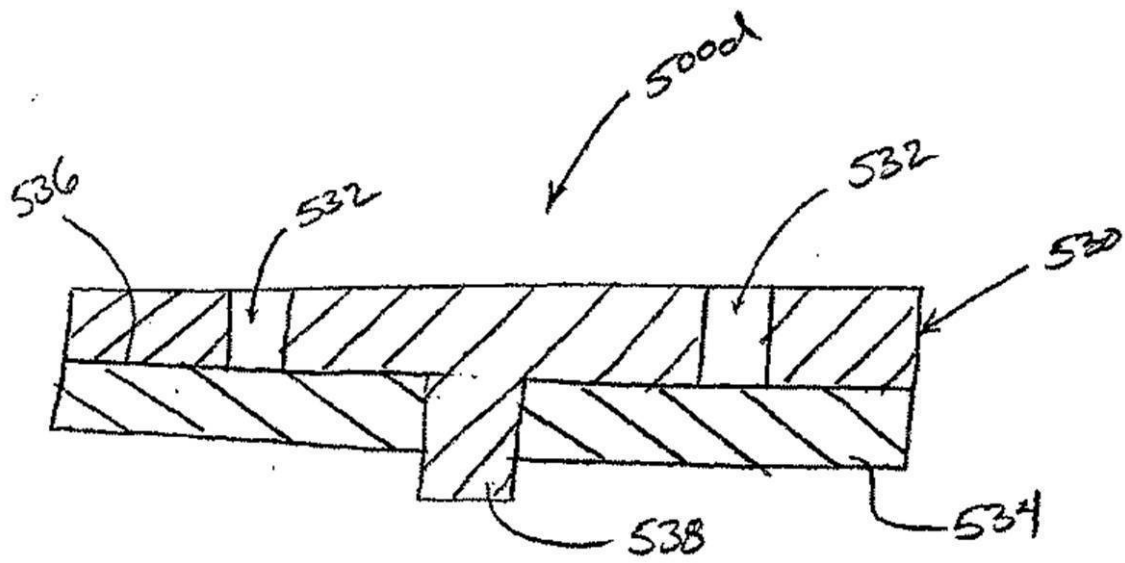


Fig. 18

フロントページの続き

(72)発明者 ティモシー ノラン

アメリカ合衆国 ニューヨーク 10590, サウス サレム, ジャーニーズ エンド 17
1

審査官 村上 聡

(56)参考文献 特開2000-166933(JP, A)

特開2001-037763(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/072

专利名称(译)	环状支持构造体		
公开(公告)号	JP5054740B2	公开(公告)日	2012-10-24
申请号	JP2009188722	申请日	2009-08-17
[标]申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团LP		
申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团LP		
当前申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团有限合伙企业		
[标]发明人	ジョセフピーオーバーンザサード ティモシーノラン		
发明人	ジョセフ ピー. オーバーン ザ サード ティモシー ノラン		
IPC分类号	A61B17/072 A61B17/00 A61B17/08 A61B17/11 A61B17/115		
CPC分类号	A61B17/068 A61B17/00491 A61B17/07292 A61B17/1114 A61B17/115 A61B17/1155 A61B2017/07214 A61B2017/1132		
FI分类号	A61B17/10.310 A61B17/072		
F-TERM分类号	4C160/CC01 4C160/CC02 4C160/CC36 4C160/MM32 4C160/MM43 4C160/NN04 4C160/NN09 4C160/ /NN15		
审查员(译)	村上聡		
优先权	60/389567 2002-06-17 US		
其他公开文献	JP2010017562A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供手术支撑结构，使用可选的吻合装置进行操作。解决方案：刚性支撑结构100适于与具有钉仓组件14和砧座组件16的圆形内窥镜缝合器械10结合使用。支撑结构将获得的吻合腔保持在打开状态。所述支撑结构包括刚性环形环100，所述刚性环形环100构造成并适于与所述钉仓组件的环形布置中的至少一个基本重叠并且允许钉的穿透。该环形圈包括：外环形壁；在外环形壁内沿径向间隔开的内环形壁；连接外环形壁和内环形壁的上壁；下壁与上壁隔开一定距离，并将外环形壁和内环形壁相互连接；和伤口闭合材料。 Z

【图1】

