

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

A61B 17/068

A61B 17/115



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410102370.2

[43] 公开日 2005 年 7 月 13 日

[11] 公开号 CN 1636528A

[22] 申请日 2004.9.29

[21] 申请号 200410102370.2

[30] 优先权

[32] 2003.9.30 [33] US [31] 10/674371

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 D·A·塔纳卡 M·S·奥尔蒂兹

D·波维尔

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

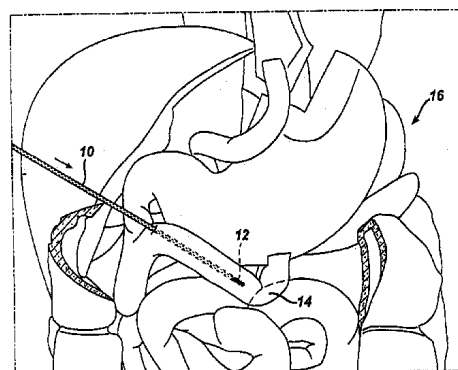
代理人 赵 辛

权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 21 页

[54] 发明名称 金属圈吻合装置

[57] 摘要

一种吻合环装置,通过具有有助于从压缩的通常为圆柱形状中进行激活的特征,在组织内腔之间进行腹腔镜或内诊镜注入形成中空铆钉(环)状。通过将开口的线编织成常见圆柱形展开的形状,可以得到更经济的产品,该形状能够利用形状记忆效应(SME)将其激发为中空铆钉(环)状。在这种编织线中 SME 是作为替代或是附加品,能从与环一体的螺旋弹簧元件中接收到致动力。通过将编织线形成瓣能够提高自动环装置,该瓣从相对瓣张开,这样当激发时,线受到较小的摩擦力。单独使用这些特征或是结合起来使用均能提高吻合环装置在外科中的使用,如在肥胖胃绕道术中的使用。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种吻合装置，包括一个至少一根金属线的机织套管，该机织套管的纵端均在一圆周瓣上结束，该套管在未激发位置是一个常见的圆柱形，激发位置是一个中空的铆钉形状，以分别穿过后嵌入并且在两个近端组织壁之间形成吻合附件，其中，至少一种金属线每端均包括不连接端。

2. 如权利要求 1 所述的吻合装置，其中至少一种金属线的至少一个不连接端是球状的。

3. 如权利要求 1 所述的吻合装置，其中至少一种金属线的至少一个不连接端是环状的。

4. 如权利要求 1 所述的吻合装置，其中至少一种金属线的至少一个不连接端是钩状的，当机织套管处于激发位置时，其用来与吻合外科位置的组织壁配合。

## 金属圈吻合装置

### 5 相关申请

本申请与四个在同一天申请的并且是同一申请人（commonly-owned）的、待审的申请相关，因此，每篇所披露内容的全文在这里作为参考：

“单腔入口吻合的紧固器的灌肠器”，No \_\_, Mark Ortiz;

“伸展吻合环装置”，No \_\_, Jean Beaupre;

10 “内腔吻合的单腔入口开环”，No \_\_, Mark Ortiz; 和

“紧固器的单腔吻合灌肠器的”，No \_\_, Mark Ortiz, Robert Mckenna, Mike Stokes, 和 Foster Stulen。

### 技术领域

15 通常本发明涉及外科手术，更具体地涉及一种对消化系统进行外科手术的方法。

### 背景技术

全世界人口中受到肥胖病困扰的百分比正在稳步增长。严重肥胖者受到心脏  
20 脏病、中风、糖尿病、肺病和癌症的威胁。由于肥胖病对于患者生命的影响，所以要研究治疗肥胖病的方法。

已经尝试了很多种对肥胖病的非手术的治疗，但其实质上并没有得到持久的成功。已经尝试了节食、行为矫正、用线缝合患者的下颌以及药学方法，尽管有一些暂时的效果，但是均没有改变这种情况。另外，也将一个物体导入胃  
25 中，填充胃以用来治疗这种情况，如这种物体是一种食管—胃的气球；但是，这样的该当会刺激胃并且不会有长期的效果。

已经越来越多地使用肥胖病的外科治疗方法，并取得了比较大的成功。这些方法归纳起来就是缩小胃的有效尺寸，限制食量，以及产生对所吃食物的吸收障碍。例如，一些病人使用可调节束胃带（adjustable gastric band, 简称 AGB），  
30 该可调节束胃带很方便地以腹腔镜的方式安放在胃的附近，以形成所需尺寸的

口，其允许将食物填充在胃的上部，以使其有饱腹感。为了在植入后能够调节口的尺寸，一流体导管连接 AGB 中的液体泡（fluid bladder）合通到皮下植入在病人胸骨下的液体入口。然后当需要调节 AGB 时，可以用一注射器针头注入或抽出液体。

- 5 尽管对一些人来说这是治疗肥胖的一种有效方法，但是另外一些病人去发现，使生活方式发生了一些不尽如人意的变化，被迫限制进食量。另外，病人的医疗状况也许需要一种更持久的方案。为了达到这个目的，就需要用外科手术的方法来改变用以消化食物的胃和/或小肠部分。现行的胃绕道术的腹腔镜吻合的操作方法包括吻合、缝合并且放置生物环，每一步都有很大的难度。例如，
- 10 缝合是很耗费时间的，并且需要技巧并且依靠灵活性。缝合需要放置压砧，其是一个很大的设备，不能穿过套针管口。就必须通过剖腹手术来引导该端口，这就增加了创口部分感染的危险，因为要将管腔容纳物拉到剖腹术的入口位置。

- 做为后一种方法的例子，在美国专利 No.6543456 中，有一种用于胃绕道
- 15 外科手术的方法，其包括用镊子穿过口腔将吻合部件（如压砧）的近端和远端插入近端。用外科切割和装订工具将胃和小肠横切，以形成胃囊、引流回路和 Roux 分支。将一个通过内窥镜插入的环形吻合器连接到末梢吻合件以将引流回路连接到小肠的末梢部位，并且环形吻合器连接到最近的吻合件，以将 Roux 分支连接到胃囊。然后，将吻合件移走，以在胃的连接部位和小肠之间形成一个孔。这种方法减少了腹腔镜孔的数量，避免了将吻合工具（如，环形吻合器）
- 20 放在扩大的外科创口中所带来的腹腔镜感染，并且不需要肠切开术和肠切开术后的缝合。

- 尽管上述方法与常见的胃绕道术和类似的对肥胖病的外科治疗方法相比有了显著的进步，但是仍然需要较少步骤和较少的腹腔镜插入次数来完成胃绕道
- 25 术和较少的腹腔镜小肠。如 Park 等人的 NO.2003/0032967 的美国专利中所述，其中通过插入穿过两组织如胃和小肠的通道壁的保护套来完成肠胃或肠（包括胆）的吻合。在保护套套管两侧的开口上具有一带热形状记忆效果（Shape memory effect, 简称 SME）的金属丝三维织管。使用织管会使外回路或者套管端折叠起来或形成环，或向后以抓住并列的吻合部的内表面。因此，就减少或
- 30 避免了在传递系统中对机械压缩组件的需要，并且减少了传输装置的尺寸和复

杂性。

虽然在肥胖症的治疗中公知的镍钛合金镍钛合金环装置具有很明显的优势，但是还需要更多的改进。例如，特别是由于上述机织套管是一个弯成互锁三角形形状连续金属环，所以连续联锁瓣是很难制造的。

5 另外，公知的镍钛合金环是一个机织套管或支架，其是自动吻合环。但是，所披露的环有时不会完全动作或变形，以从其压缩圆柱状态到其放开的夹子状态，所以可能是因为其设计产生的摩擦波动的不规则性所致。所公知的 SME 吻合环的一个明显的困难是，设计它们通过装置的金属丝间的交叉移动而从一般的圆柱形变成中空固定形状（“环形”）。特别地，金属线必须在节点（如  
10 齿峰或谷底）内移动并且必须爬出齿峰，其中该节点是通过弯曲金属线而形成的。在一些例子中，由于这些摩擦源，会使该装置不能完全自动动作。

因此，通常需要一种吻合的方法，其将在最小的缝合中使用现有的套针管口（例如，12mm）。而且，该方法的方式将用于内窥镜的外科手术中。为此目的，就迫切需要一种吻合装置，其能可靠并且有效地展开并且动作以消除对外  
15 科吻合和缝合的需要，从而形成吻合。

## 发明内容

通过提供一种吻合装置，本发明能够克服现有技术中上述提到的以及其它的缺点，其中该吻合装置是由一个或更多两端不相连的线机织而成的，并且提  
20 供了一种更经济的产品。

在本发明的一个方面，该机织套管吻合装置的组成线的纵端均在一圆周瓣上结束。该套管未被激发时，是一个常见的圆柱形，其被激发后是一个中空的铆钉形状，以便能被穿过并且分别在两个近端组织壁之间形成吻合附件。通过将螺旋弹簧弯曲成机织套管而产生致动力。因此，在不需要单独依靠或是根本  
25 不依靠其余机织套管的情况下也可以提高致动力。

从附图和其叙述，本发明的这些和其它目标及优点可以变得更清晰。

## 附图说明

附图描述了本发明的实施例，并且与上述已给出的对本发明的总的描述和  
30 下面将给出的对实施例的详细描述一起，解释了本发明的原理，其中附图与说

说明书是一体的并且是说明书的一部分。

图 1 是一个灌肠器的透视图，该灌肠器上安装有一个吻合环装置，用腹腔镜将吻合环嵌入吻合目标位，该目标位位于病人小肠两部分的每一部分上。

图 2 是图 1 的本灌肠器的透视详图，其具有处于收缩位置的外壳和吻合目标位，描述了处于未展开、未激发状态中的吻合环装置。

图 3 是图 1 的灌肠器的远端部分的透视、分解及局部剖视图。

图 4 是省略了左半室的图 1 的灌肠器的近端部分的透视、分解图。

图 5 是省略了左半室的图 1 的灌肠器的透视图，并且套管的外管是部分切开的，以露出中间套管及内杆，其能使模制致动件动作，以激发省去的吻合环装置，同时也露出展开照明器，其允许透过半透明的组织壁观察，以确认对吻合环装置的激发。

图 6 是图 5 的灌肠器的透视图，其中触发器和模制致动件处于激发位置。

图 7 是图 1 中的灌肠器位于部分激发位置状态的透视图。

图 8 是图 7 的灌肠器的远端部分的详细透视图，其中组织壁是局部剖开的。

图 9 是处于完全激发状态的图 1 的灌肠器的透视图。

图 10 是图 9 的灌肠器的远端部分的详细透视图，其中组织壁是局部剖开的。

图 11 是本灌肠器的远端部分的详细剖视图，远端部分是返回到未激发状态并且缩回近端地方以展开已激发的吻合环装置。

图 12 是图 1 的灌肠器的远端部分的详细透视图，其中处于不激发位置，抓住吻合环装置，该装置最好是用球端不连续织物制成的。

图 13 是位于部分激发位置的图 12 的灌肠器的远端部分的详细透视图。

图 14 是位于完全激发位置的图 12 的灌肠器的远端部分的详细透视图。

图 15 是激发后的图 12 的吻合环装置的端视图，表示的是一个具有一对球端的单线不连续织物。

图 16 是激发后的图 12 的吻合环装置的端视图，表示的是双线不连续织物，其中每根线均具有一对球端。

图 17 是图 12 的吻合环装置的球端的详图，吻合环装置与组织壁无创伤地接触。

图 18 是图 1 的灌肠器的远端部分的详细透视图，其中处于不激发位置，

抓住吻合环装置，该装置最好是用环端不连续织物体制成的。

图 19 是位于部分激发位置的图 18 的灌肠器的远端部分的详细透视图。

图 20 是位于完全激发位置的图 18 的灌肠器的远端部分的详细透视图。

图 21 是激发后的图 18 的吻合环装置的端视图，表示的是每根线均具有一对直端的双线不连续织物。

图 22 是激发后的图 18 的吻合环装置的端视图，表示的是双线不连续织物，其中每根线均具有一对环端。

图 23 是图 18 的吻合环装置的环端的详图，吻合环装置与组织壁无创伤地接触。

图 24 是图 1 的灌肠器的远端部分的详细透视图，其中处于不激发位置，抓住吻合环装置，该装置最好是用钩端不连续织物体制成的。

图 25 是位于部分激发位置的图 24 的灌肠器的远端部分的详细透视图。

图 26 是位于完全激发位置的图 24 的灌肠器的远端部分的详细透视图。

图 27 是激发后的吻合环装置的端视图，表示的是每根线均具有一对钩端的双线不连续织物。

图 28 是图 24 的吻合环装置的钩端的详图，其与组织壁无创伤地接触。

图 29 是吻合环装置的侧视图，该装置包括螺旋致动线圈并且其是强迫放置于外壳中的。

图 30 是处于激发位置的图 30 的吻合环装置的透视图。

图 31 是具有遮盖末梢瓣的公知的吻合环的侧视图。

图 32 是图 31 中公知的吻合环的详细视图。

图 33 是与分支瓣（diverging petal）一体的吻合环装置的透视图。

图 34 是图 33 的吻合环装置的分支瓣的侧面详图。

图 35 是两个致动件的侧视图，其具有吻合环装置的半径缩小的点。

## 具体实施方式

转到附图，其中在这些视图中，相同的附图标记表示相同的组件，图 1 描述了一种灌肠器 10，其方便地用腹腔镜或用内诊镜展开并且激发吻合环装置 12，使其从常见圆柱形状变到中空铆钉或环形状，以在吻合目标位置处形成吻合附件，如在肥胖病人 16 的治疗肥胖的胃绕道术中。在说明书中，吻合环装

置 12 包括形状记忆效应 (SME) 的材料, 如镍钛合金, 其还能对致动进行辅助作用以形成中空铆钉形状。下面将进行更详细的描述, 各种对吻合环装置 12 的构造的改进能使制造和辅助治疗的特征更简单。而且, 在不完全依赖吻合环装置 12 的 SME 性能的情况下, 这些构造的改进还有助于激发吻合环装置 12。

- 5       可以理解, 在这里所使用的特征“近端”和“远端”是指临床医生抓紧的灌肠器 10 的把柄。还可以理解, 为了方便和清楚, 在这里所使用的空间特征“右”、“左”均与附图中的一致。但是, 在许多方向和位置中会使用外科器械, 这些特征并不是一种限制和绝对情况。另外, 本发明的各方面灌肠器于内  
10       诊镜式和用腹腔镜的外科手术操作和开放过程中。在这里使用的这些特征中的一种或类似特征不能解释为限制本发明只能在外科手术的某一种中使用。

### 吻合环装置灌肠器

- 在图 2 中, 灌肠器 10 具有吻合环装置 12, 其方便地约束成常见的圆柱形状, 依靠模制致动件 20 位于外套管 18 的末梢, 该致动件 20 形成套管 22, 该  
15       套管远端是锥形尖 24。该锥形尖 24 有一个末梢穿透面 26, 以穿过两个胃与肠的通道的适当的组织壁 30、32 形成吻合开口 28。如下面所要描述的, 锥形尖 24 可以方便地包括照明特性, 当通过半透明的组织壁 30、32 从近端方向观察时, 以便确认吻合环装置 12 的放置位置和激发。

- 参照图 2—5, 最接近套管 22 的把柄 34 包括一对纵列的触发器 36、38。  
20       近端触发器 36 通过套管 22 的中间套管 42 与模制致动件 20 的近端叶片配合, 其中所示的该近端触发器是处于近端、未触发的位置。这样, 最接近触发器 36 的远端向远端移动就会引起中间套管 42 和最接近叶片 40 的纵向向远端运动, 通过与模制致动件 20 的中心部分 44 的铰接, 叶片象伞一样向外动作。相似的, 末梢触发器 28 通过内杆 48 与模制致动件 20 的末梢叶片 46 配合, 其中所示的  
25       该末梢触发器是处于近端、未触发的位置, 该内杆 48 在中间套管 42 中配合移动。末梢触发器 38 的向近端的移动就会引起模制致动件 20 的杆 48 和末梢叶片 50 的纵向向近端运动, 该叶片通过与中心部分 44 的铰接向外动作。

- 最好参照图 4—5, 在把柄 34 中, 腔 52 包括近端和远端孔 54、56, 以分别允许近端和远端触发器 36、38 的纵向移动。每个触发器 36、38 均包括右开  
30       孔 58, 其负责向左突起的轨道 60 的纵向移动, 该轨道形成于把柄 34 的右半壳



的腔 52 中。

从远端移动到近端地方，横过腔 52 底部的第一、第二和第三侧面突起物 62、64、66 就分别限定了第一、第二、第三和第四腔体段 68、70、72、74。安置第一块 76 以使其在第一腔体段 68 中移动，该块是从左右两半 78、80 上形成的。纵向中心孔 82 与中间套管 42 的最接近端相配合并与其一起移动，该孔位于两半 78、80 之间。内杆 48 穿过第一块 76，进入第二、第三和第四腔体段 70—74 中，与孔 86 滑动接触，该孔穿过把柄 34 的最接近端 88。第二垫块 90 具有纵向中心孔 92，该垫块固定在第二腔体段 70 中，该孔位于左右两半 94、95 之间，两半形成滑动接触并且支撑内杆 48。第三滑块 96 具有纵向中心孔 98，其位于上下两半 100、102 之间，两半与内杆 48 相配合并与其一起移动。远端触发器 38 的下部 104 与第三滑块 96 的末梢面相连接。第四滑块 106 有纵向中心孔 108，该滑块位于第四腔体段 74 中，该孔与内杆 48 滑动接触。近端触发器 36 的下部 114 与第四滑块 106 的最接近面相连接。连接件 116 与第一和第四滑块 76、106 的左侧连接。

在图 6 中，触发器 36、38 已经向前移动，以激发模制致动件 20。特别地，远端触发器 38 已经向近端移动，移动第三滑块 96 和内杆 48，将后者的末梢端与锥形尖相连接。这样，锥形尖就能向中间套管 42 的远端移动。将近端触发器 36 向远端移动，则第四滑块 106、连接件 116、第一滑块 76 和中间套管 42 也向远端移动。将模制致动块 20 压缩在向里移动的锥形尖 24 和中间套管 42 之间。在纵轴侧向激发远端叶片 50，而且向最接近叶片 40 移动并与之形成一体。该动作加速了对吻合环装置（图 6 中未示出）的激发。

在使用中，将灌肠器 10 的锥形尖 24 插入并穿过套针管孔，进入组织通道，将该组织通道放置到要吻合连接的另一组织通道的位置（见图 1—2）。将锥形尖 24 和模制致动件 20 的末梢端和吻合环装置 12 插入到吻合开口 28，该开口形成于它们之间，然后激发该灌肠器，将在图 7—8 中描述部分激发的灌肠器 10。特别地参照图 8，将近端和远端叶片 40、50 表示为具有夹紧槽 118，特别是在其未激发的状态下，槽分别将吻合环装置 12 的瓣 120 夹紧成常见的圆柱形。夹紧槽 118 中的向内突起的保持力尖 121 或其它夹紧特征可以用来提高保持力。这些夹紧槽可以防止在激发时吻合环装置 12 从灌肠器 10 中滑出或是与放置位置不合适。在图 9—10 中，已经将灌肠器 10 完全激发，将吻合环装置 12

形成为中空铆钉形状，以在组织壁 30、32 之间形成吻合附件。完全激发的近端和远端叶片 40、50 会使瓣 120 与夹紧槽之间的配合断开。其后，灌肠器 10 就恢复到未激发的状态并且通过从吻合开口 28 和环装置 12 上抽出锥形尖 24，将已激发的吻合环装置 12 展开，如图 11 所示。

5

### 展开照明

在图 7、9 中，用部分剖视图来描述吻合环装置 12 的远端部分，以说明它们的激发位置。该部分剖视图也提出了一种临床的优点，即其可以从视图近端点来观察展开情况。典型地，从近端位置内窥镜将能看到吻合开口 28。返回到图 2—7，将展开照明特征加入灌肠器 10 中，就能够通过半透明的组织壁观察展开情况。特别地，用导线将照明电源（例如，电池）150 和控制（例如，开关）152 一体化放在把柄 34 的内部，表示的是一对双绞线 154 穿过内杆 48 到锥形尖 24，该锥形尖包括近端直接电致发光装置 156。可以将替换的传导墨轨道放置在灌肠器 10 的纵向的下部，以为锥形尖 24 提供电路。一外部可控按钮 158 根据控制 152 驱动电源 150，形成电致发光装置 156 的照明电路。

10

可以替代的或是另加的，可以用荧光或电致光材料制成模制致动件 20，该材料在插入之前就被激发或是从灌肠器 10 的光源接收到光。

### 不连续编织的吻合环装置

用连续的线环形成吻合环装置会引起制造过程的困难，该制造过程包括将这些编织金属线的端头连接起来或是用连续线环形成一种织物。在图 12—17 中，一种方便地制造吻合环装置 212 的方法，包括在每根金属 216 上均加上球端 214。在所举的实施例中，用激光在每个球端 214 中均形成一个孔，然后将球端 214 压接到金属线 216 上。该球端 214 有助于防止瓣 218 裂开，该瓣 218 由金属线 216 形成的。另外，如图 17 中所示，球端 214 与组织壁 220 无损伤地接触。

20

做为一种可替代的不连续织物，用一根或多根金属线 316 形成图 18—23 中的吻合环装置 312，其中这些线的端头互相是不连接的，而是放置在吻合环装置 312 的瓣 318 的范围内。特别地，在图 21 中，每根线 316 的端头均是常见的直端 322。在图 18—20 中，每根线的端头均是环端 324。在各实施例中，

25

将每个端头 322、324 均放置于吻合环装置 312 的瓣 318 内，避免与灌肠器发生干扰，同时也简化了制造过程。

仍然是做为一种可替代的不连续织物，用一根或多根金属线 416 形成图 24—28 中的吻合环装置 412，这些线的端头互相是不连接的，而是放置在编织线的瓣 418 的外面。在叙述过的说明中，用在瓣 416 之间互相交叉的钩端 426，将每根线 416 以创伤的方式与组织壁 420 相配合。

### 弹簧闭合环吻合装置

在图 29—30 中，该吻合环装置 512 包括螺旋线辅助弹簧，其是用 SME 材料（例如，镍钛合金）或弹簧钢造成的。因此，吻合环装置 512 的展开部分 532 的编织材料不需要是 SME 材料，或者至少不需要完全依赖 SME 的特性来影响其动作。螺旋线辅助弹簧 530 能够选择展开部分 532 的适当线的厚度和适当的材料。例如，展开部分 532 甚至可以是塑料的或是连续编织线织物的纵向切断的不连续片段，其中该织物本身并没有动作能力。

在图 29 中，表示的是金属线辅助吻合环装置 512 由腔 534 来限制成常见的圆柱形状，腔 534 可以是一个灌肠器。可以理解，通过使用上述的灌肠器 10 可以注入金属线辅助吻合环装置 512，灌肠器方便地可靠地夹紧金属线辅助吻合环装置，以在未注入之前的压紧、未激发位置上固定该装置。

### 偏转瓣吻合环装置

公知的镍钛合金环装置 600 包括收缩环瓣 602，当在其处于压缩、大致为圆柱形状态下进行观察时，该收缩环瓣的末梢端会向纵向轴侧向闪光，并且在其是放开的、激发状态下观察时其是互相交叉的，如图 31—32 所示。可以相信，这样，偏转瓣就以有利的形式与组织壁配合。但是，各瓣的外斜坡的最后的增加就给公知的镍钛合金环装置的自动动作施加了更多的摩擦力，抵消了配合的优点，就需要给自动展开的公知的镍钛合金环装置 600 加更多的力。

由于公知的镍钛合金环装置 600 展开，虽然彼此接触，组成公知的镍钛合金装置 600 的金属线部分相对会有移动。公知的镍钛合金环装置 600 的线圈的弯曲就形成了最大和最小的区域，以使接触线穿过。环收缩瓣引起的接触线部分的最小区域，其必须使接触线能够跨过。公知的镍钛合金环装置 600 内部所

存储的能量必须能够克服不断增加的抑制展开的力度，以使其完全展开。

在图 33-34 中，吻合环装置 712 很方便地包括远端环瓣 714，当环装置 712 位于放松状态时，该环瓣是互相分开（张开）的，如所述的中空铆钉（环）形状。还可以相信，偏转各瓣 714 的远端部分使其离开组织壁，在不明显降低其所需要的附加力的情况下，可以减少在吻合附件位置的额外压力。另外，对于不是用可吸收材料制成的吻合环装置 712，在位于组织壁之间永久形成吻合附件后，这种构造能够更方便容易地分开。

具有分支（张开瓣）的吻合环装置 712 将引起最大的力，促使吻合环装置 712 处于激发环状态。

10 参考图 35，吻合环装置 812 包括瓣 814，其远端部分 816 的直径比近端 818 更小，其互相交迭并且在激发期间互相交叉滑动。如所述的，位于远端和近端 816、818 之间的直线部分 820 的形状可以是环装置 812 的受压缩、圆柱形状，以促使瓣 814 处于激发环状态。

可以理解，通过用 SME 来处理处于压缩的远端，则还可以加强瓣的分开位置，其中环装置 814 的受压缩、常见的圆柱状态可以包括直瓣或者甚至可以包括为这个目的的收缩瓣，如提高灌肠器 10 的使用者和/或依靠在所述的可能的固定状态的激发位置的动作立即得到好的吻合附件。

虽然通过对几个实施例的描述说明了本发明并且已经相当详细地描述了这些说明实施例，但是其目的并不是要制约或以任何形式来将了附加权利要求限制到这样的细节。对于本领域技术人员来讲，可以清晰地理解更多的优点和改进。

例如，虽然描述了胃肠轨道的通道部分的肥胖处理，但是能够理解，这里所述的吻合环装置也会给其它外科手术也可以带来好处。

又如，尽管已经方便地叙述了灌肠器 10，其有助于激发吻合环装置 10，但是可以理解，吻合环装置 10 包括其在自动方面提高的可靠性和操作性，并且也可以用其它方式嵌入，包括通过开口和在不用外激发力的情况下进行释放的嵌入。

还如，在此也披露了各种结合和改进。

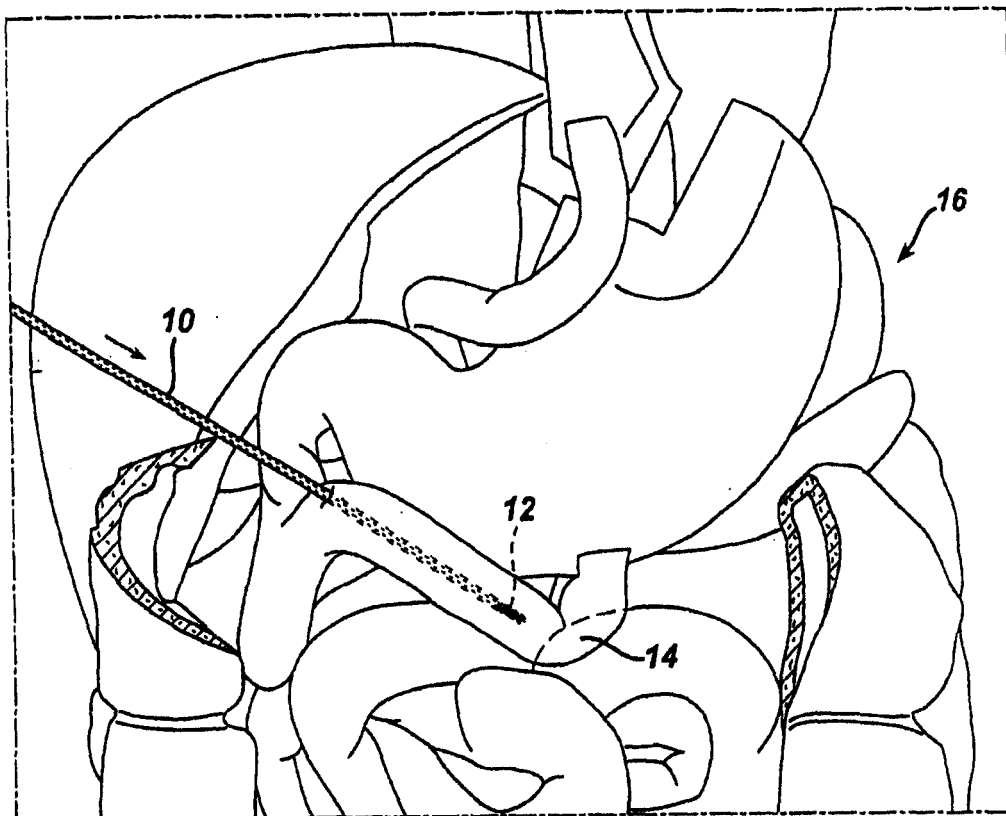


图 1

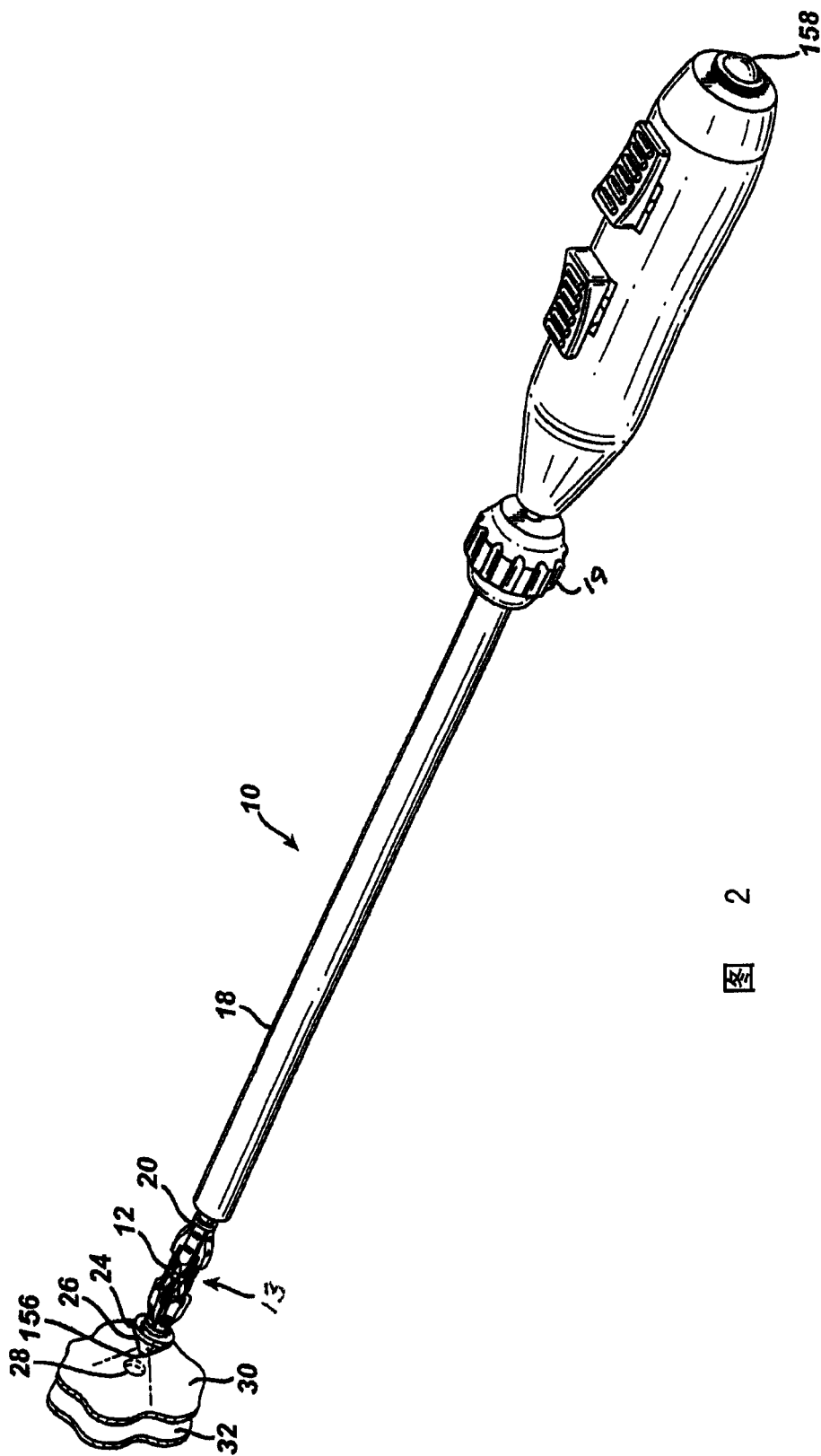
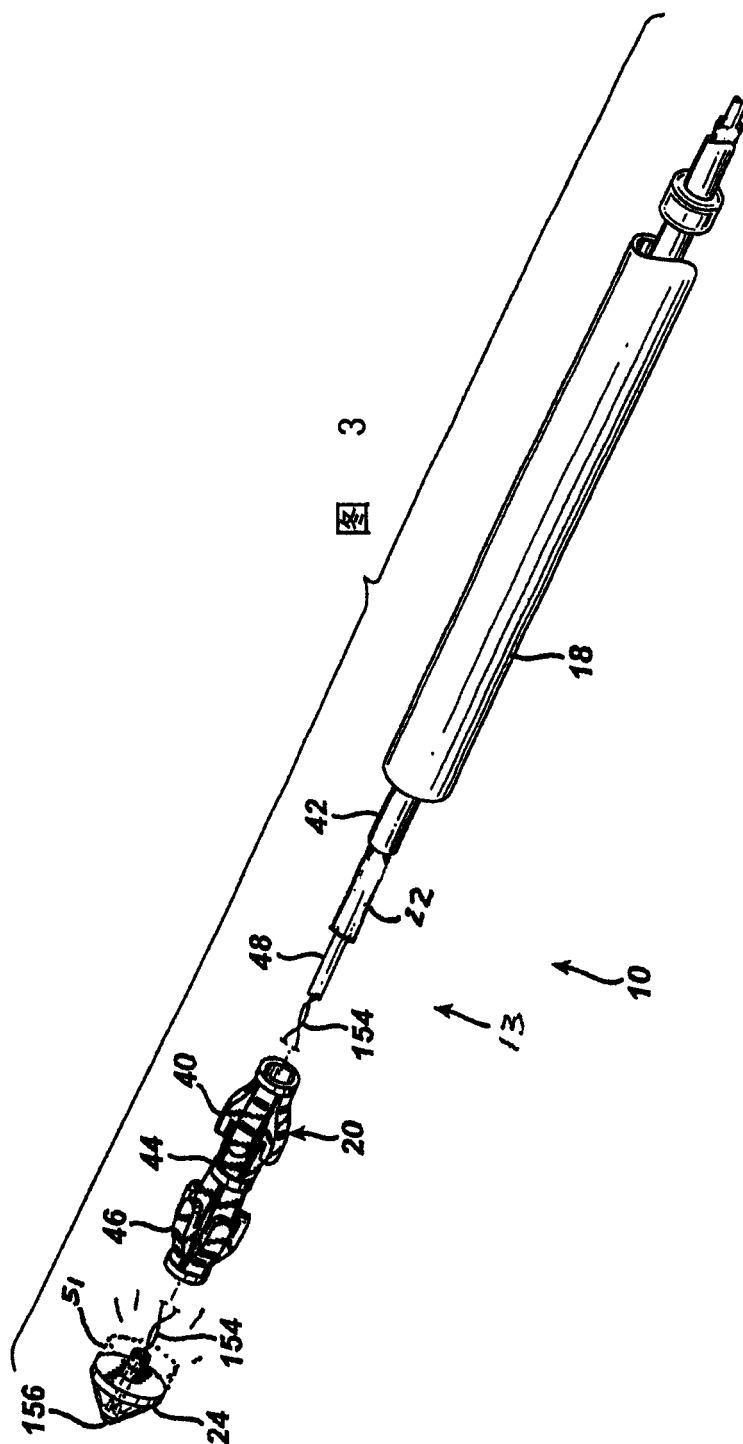


图 2



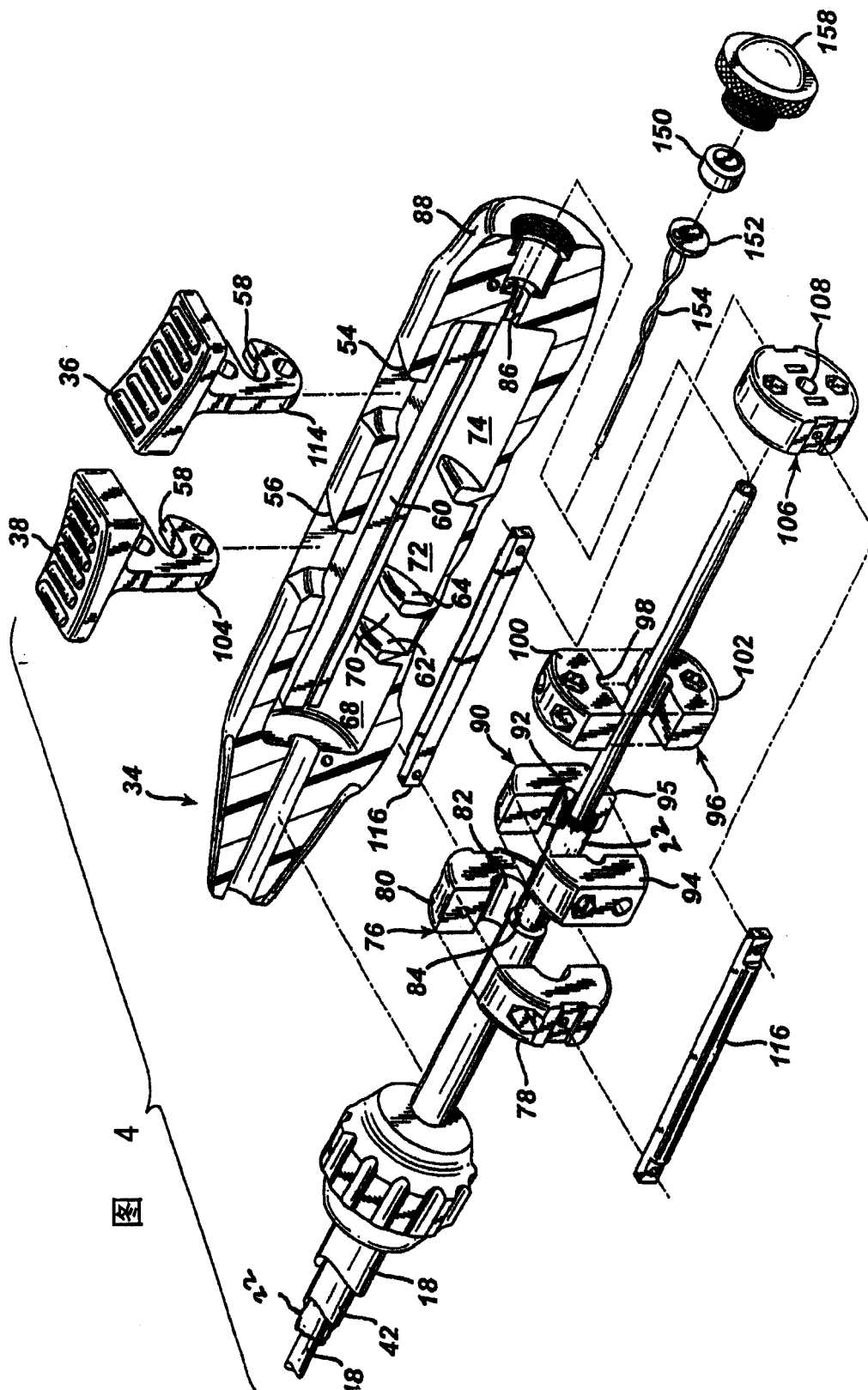


图 4



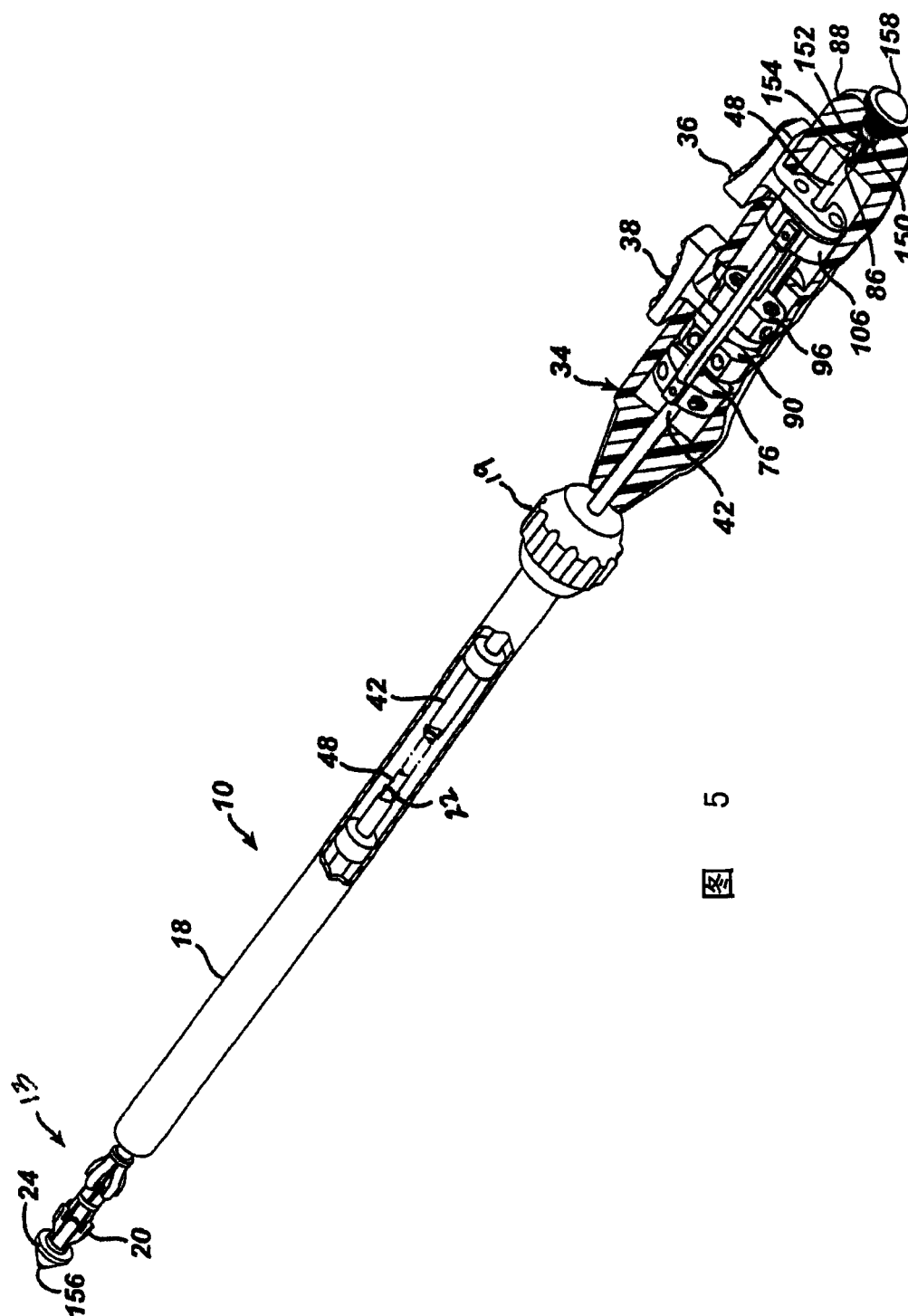


图 5

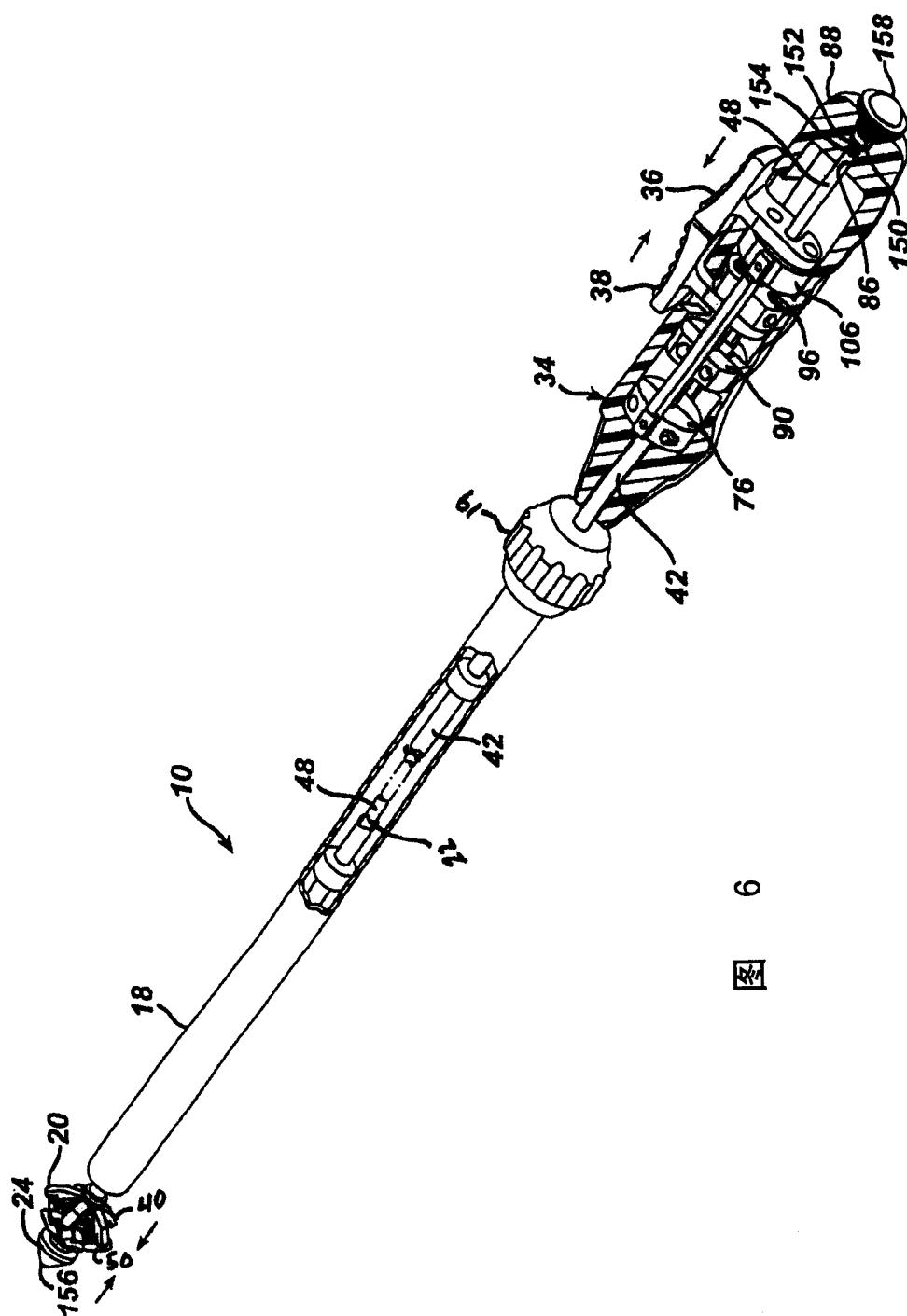


图 6

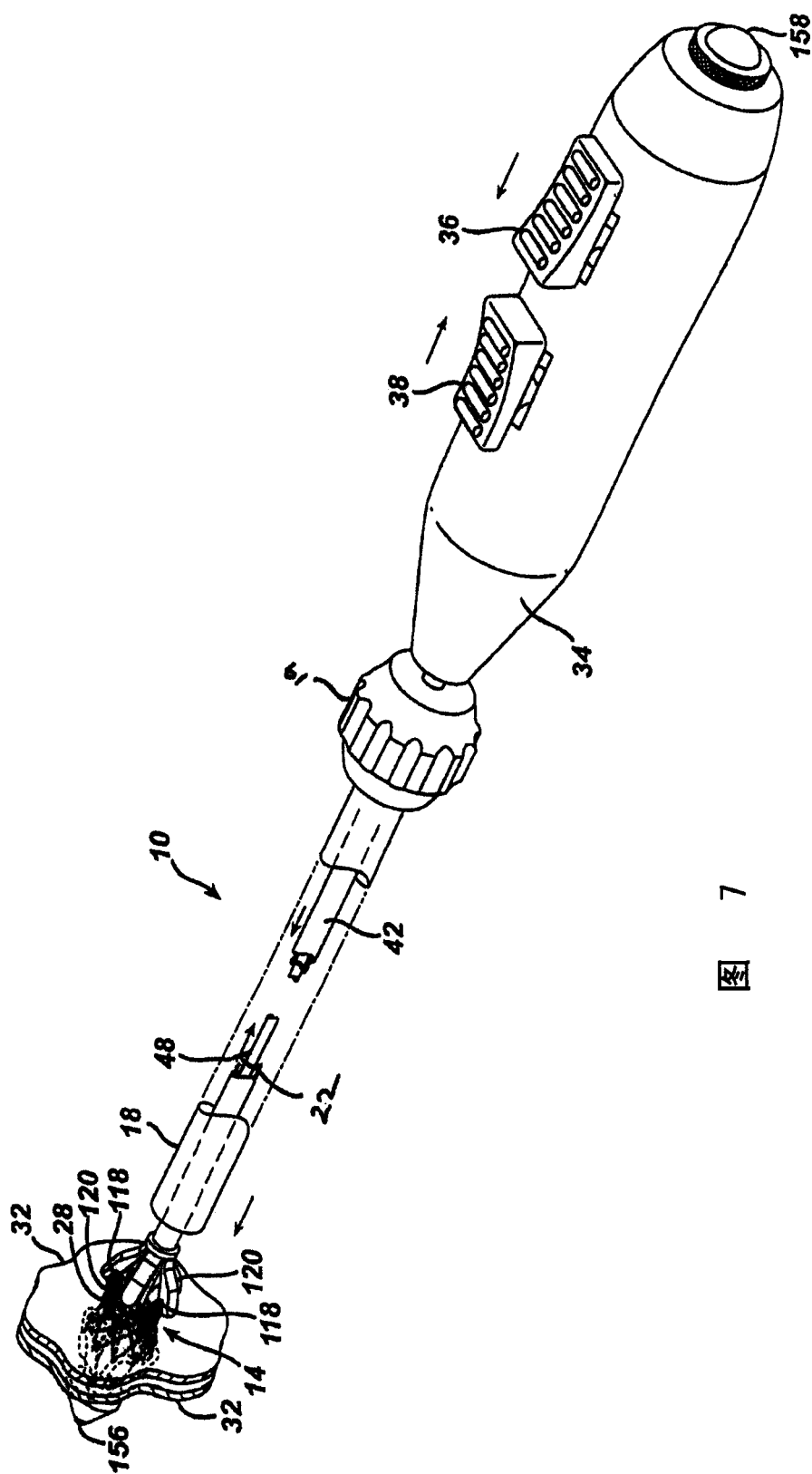


图 7

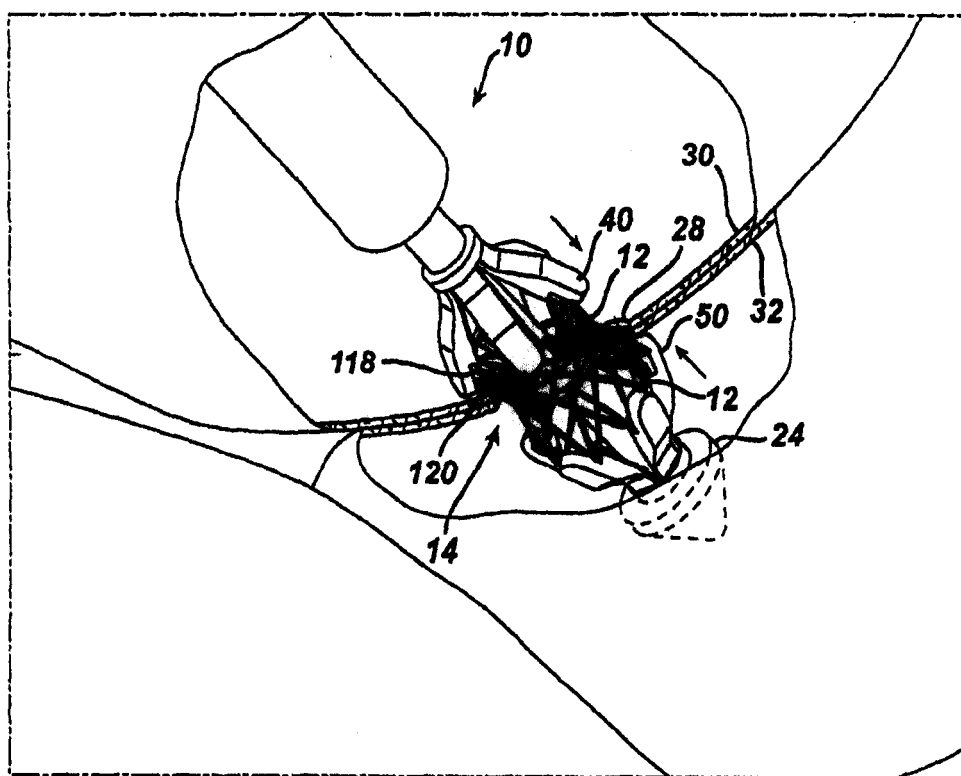
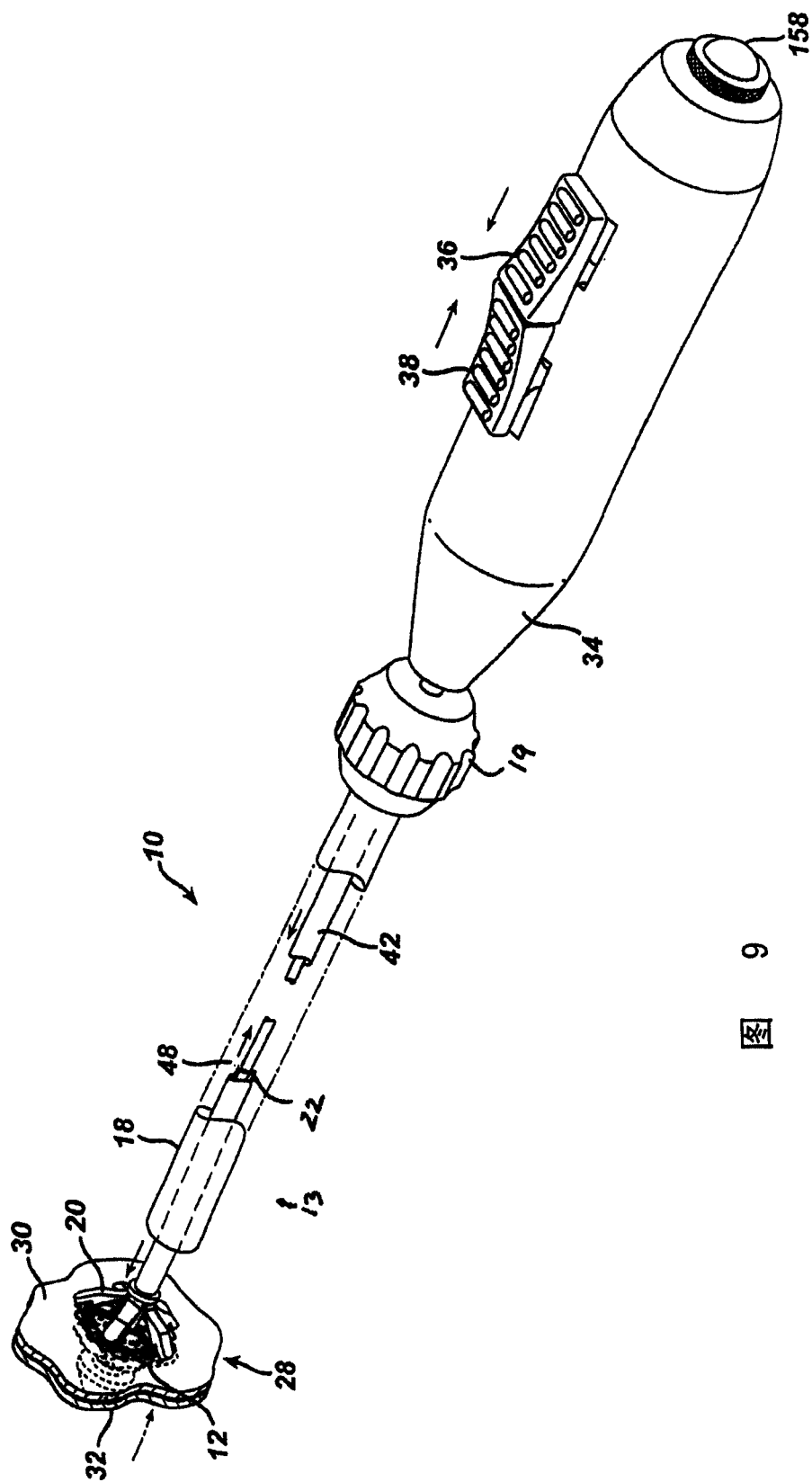


图 8



9  
[X]

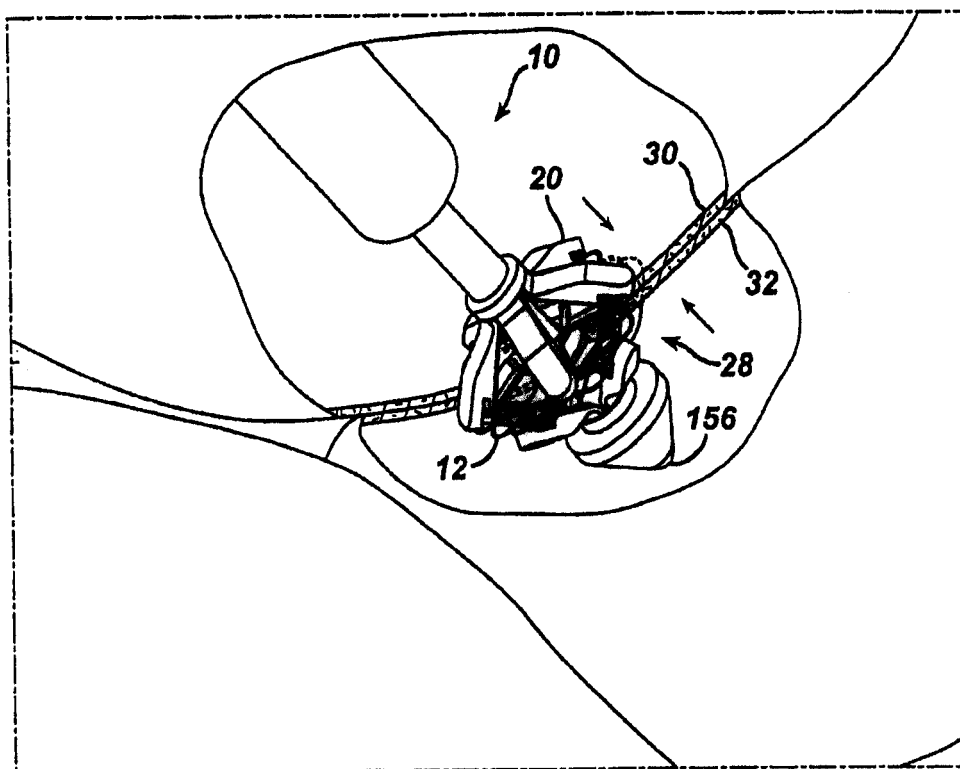


图 10

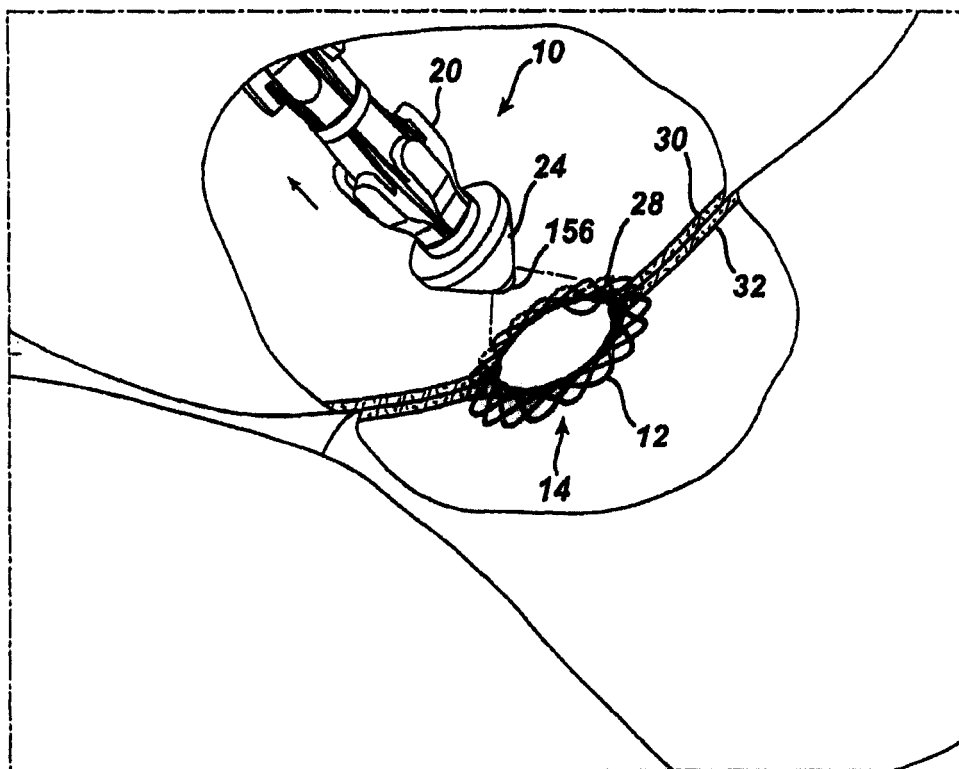


图 11

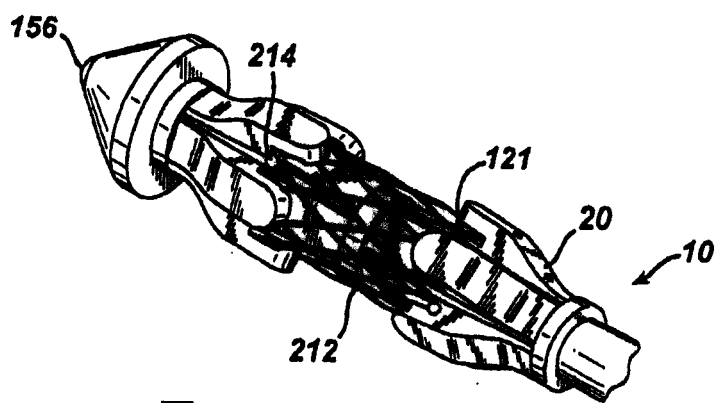


图 12

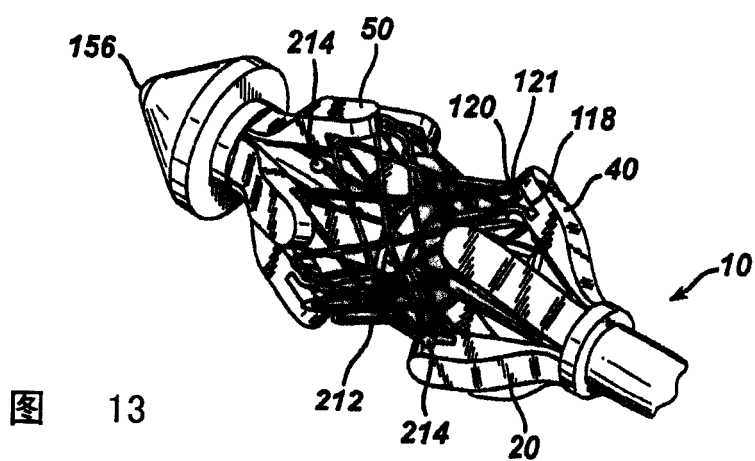


图 13

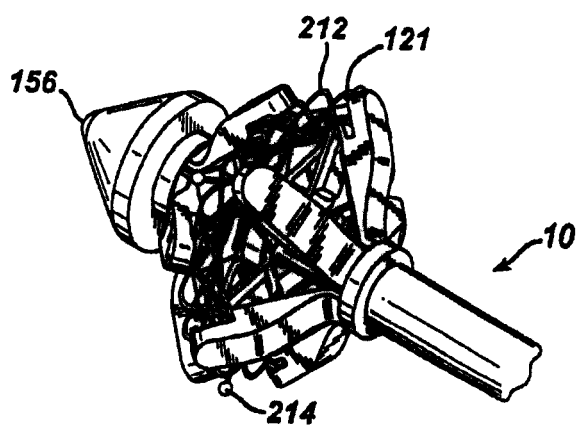


图 14



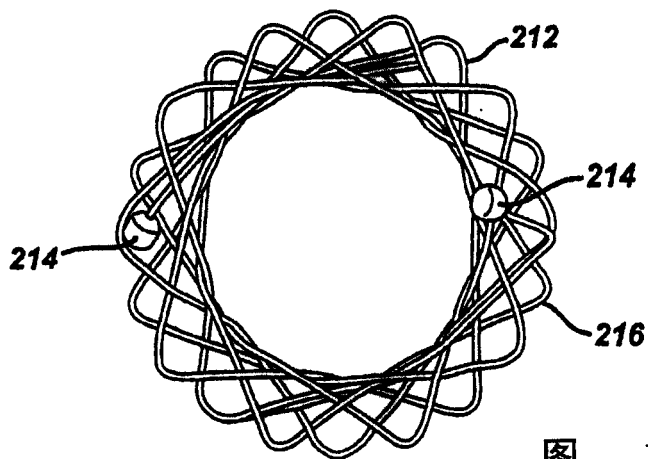


图 15

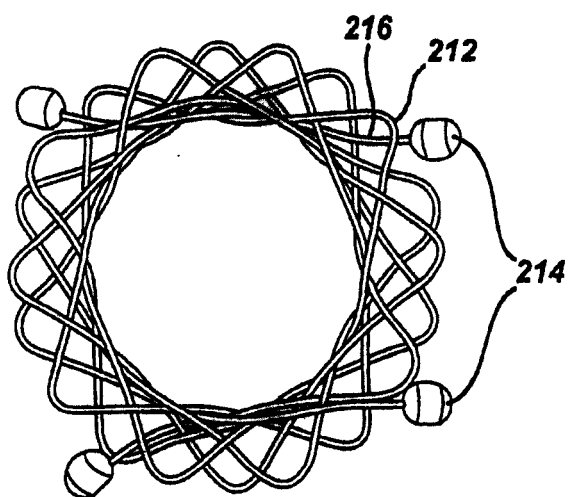


图 16

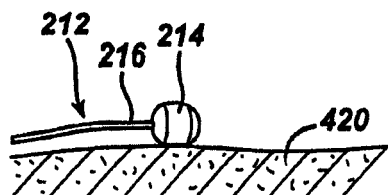
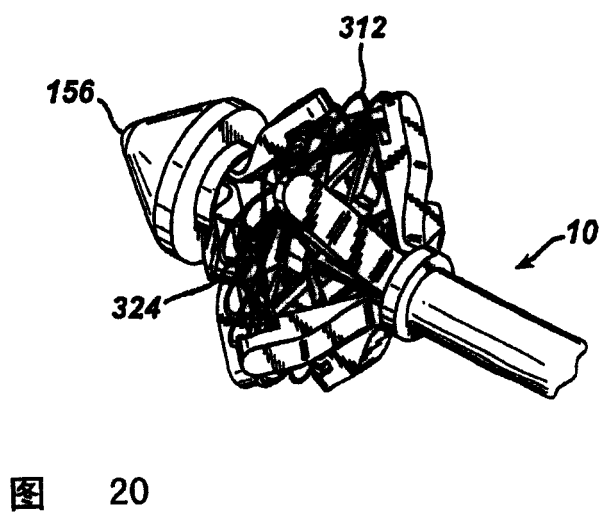
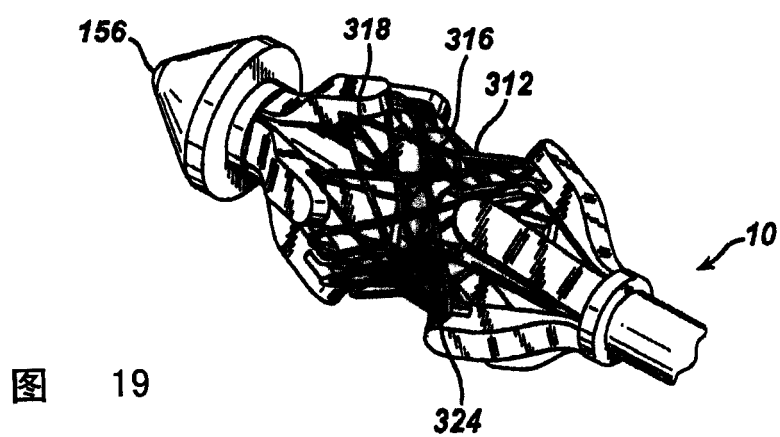
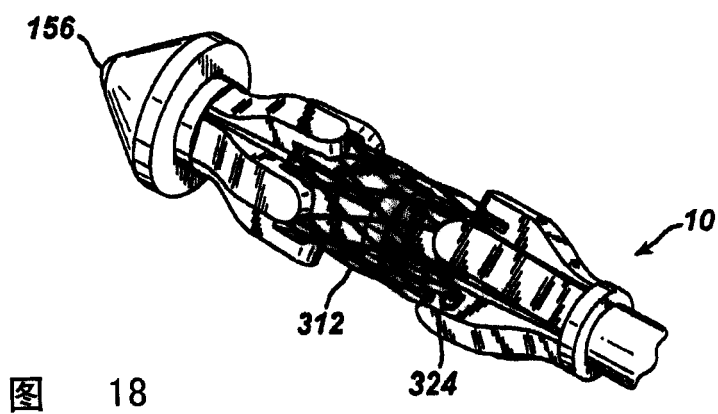


图 17



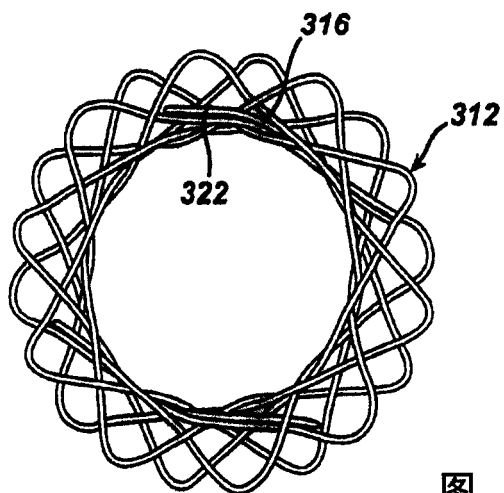


图 21

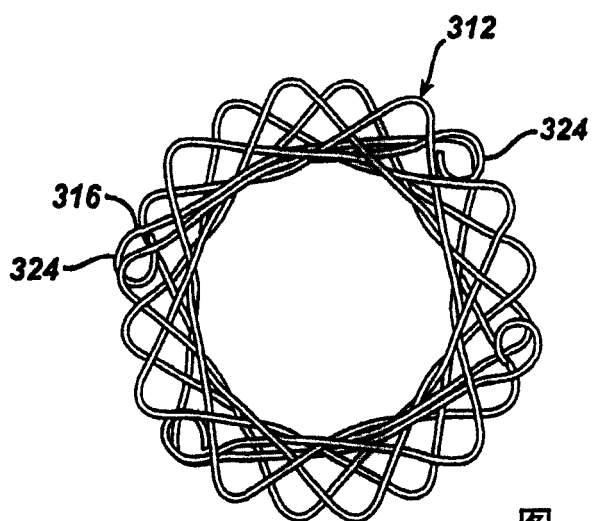


图 22

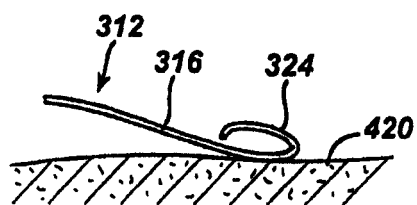


图 23

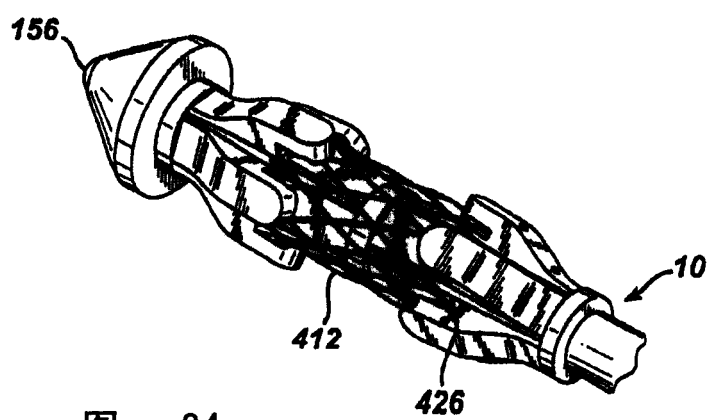


图 24

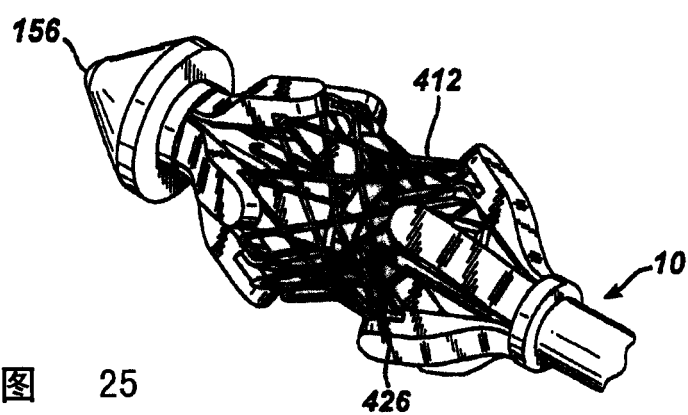


图 25

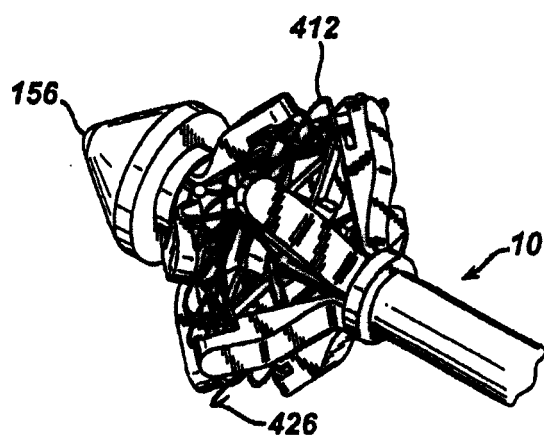


图 26

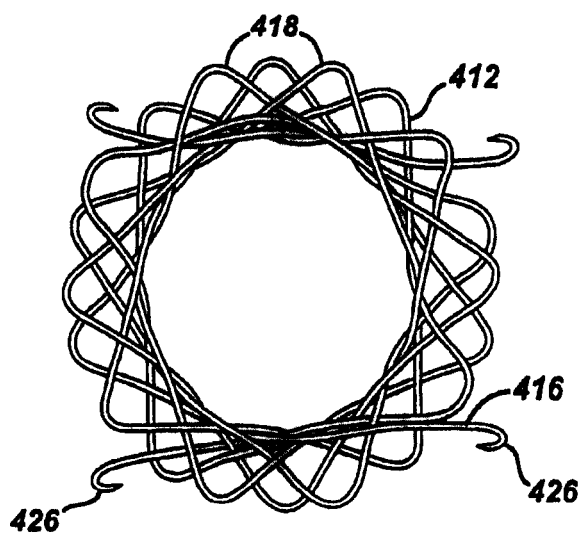


图 27

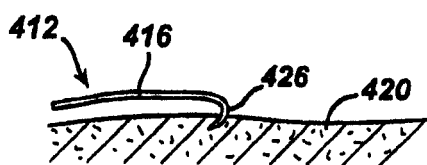


图 28

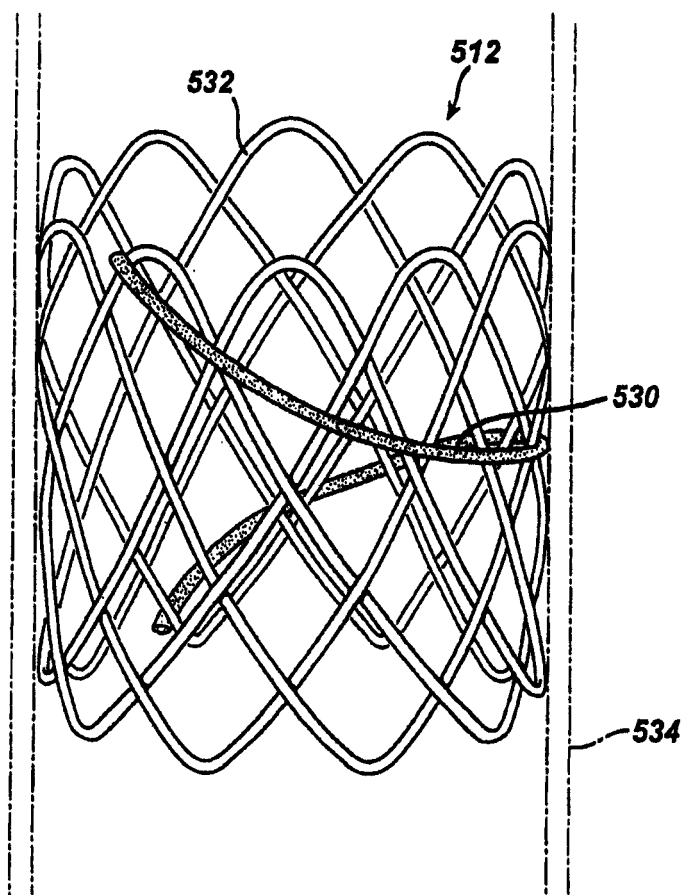


图 29

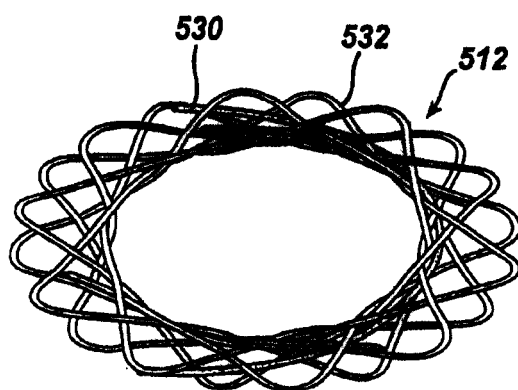


图 30

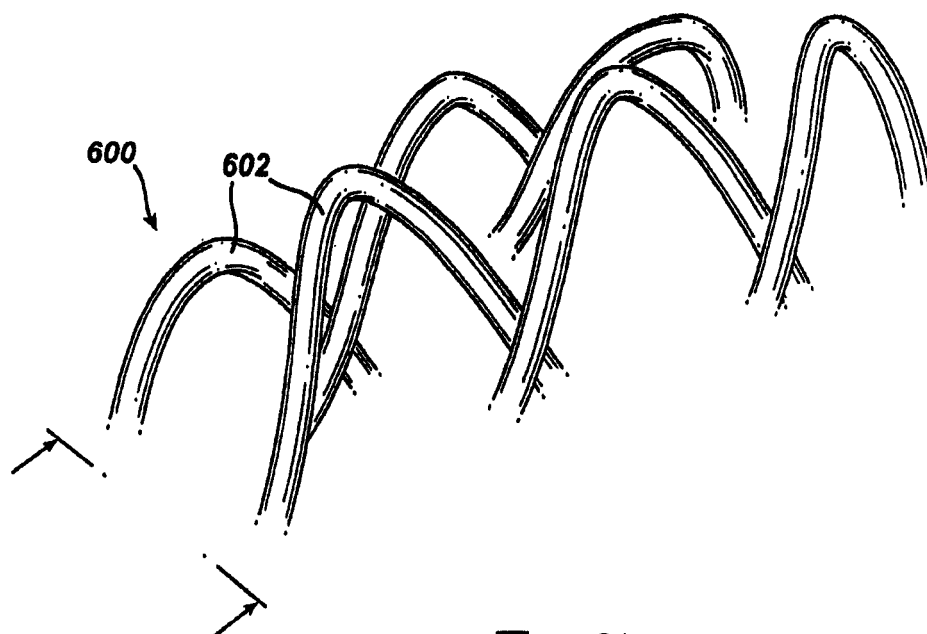


图 31

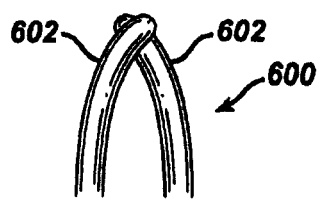


图 32

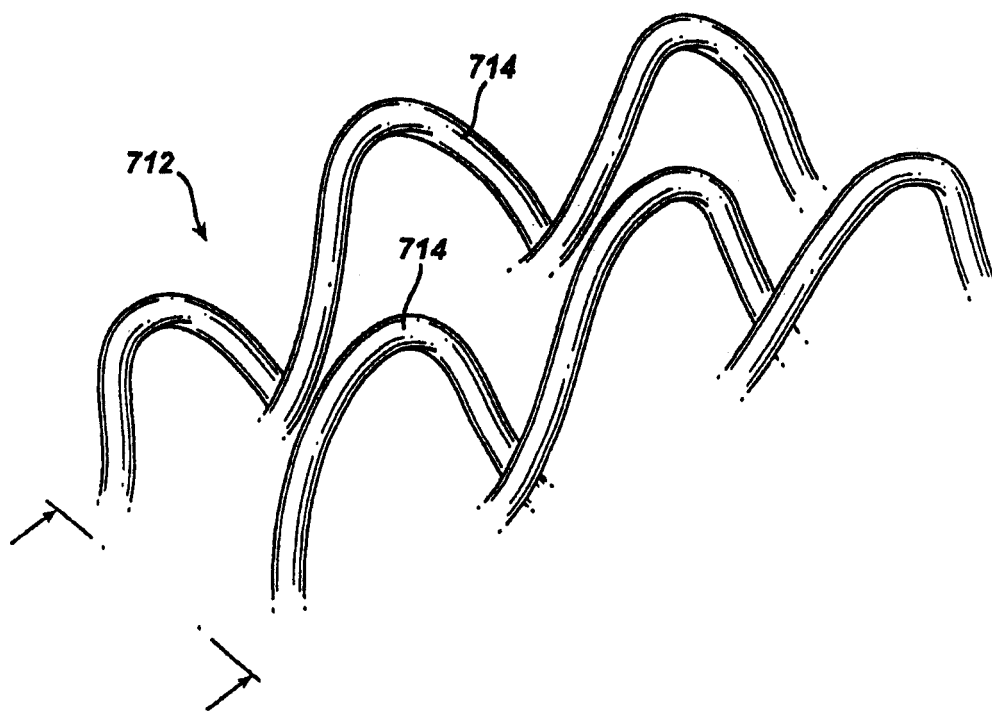


图 33

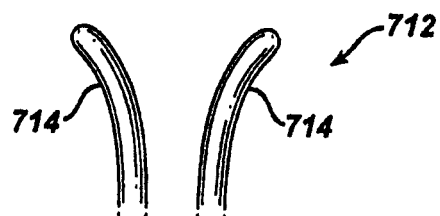


图 34



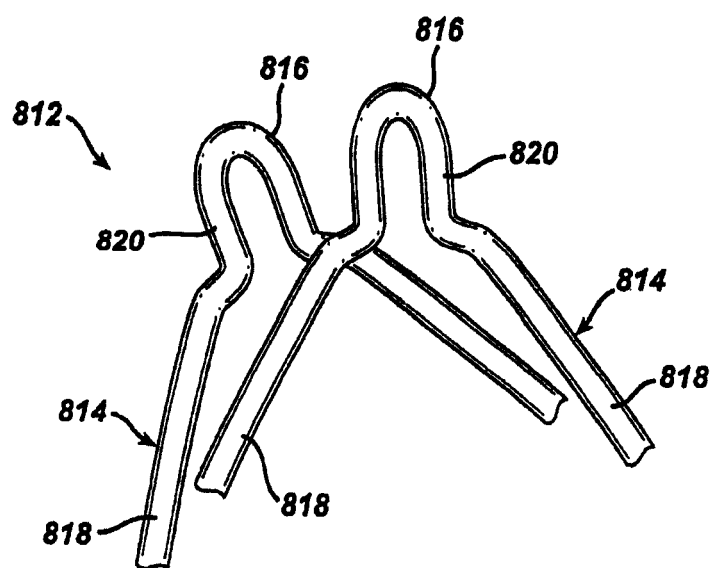


图 35

专利名称(译)	金属圈吻合装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1636528A</a>	公开(公告)日	2005-07-13
申请号	CN200410102370.2	申请日	2004-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
当前申请(专利权)人(译)	Ethicon Endo-Surgery公司		
[标]发明人	D A 塔纳卡 MS奥尔蒂兹 D波维尔		
发明人	D·A·塔纳卡 M·S·奥尔蒂兹 D·波维尔		
IPC分类号	A61B17/00 A61B17/11 A61B17/115 A61B17/068		
CPC分类号	A61B17/1114 A61B17/00234 A61B17/115 A61B2017/00867 A61B2017/1139		
代理人(译)	赵辛		
优先权	10/674371 2003-09-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种吻合环装置，通过具有有助于从压缩的通常为圆柱形状中进行激活的特征，在组织内腔之间进行腹腔镜或内诊镜注入形成中空铆钉(环)状。通过将开口的线编织成常见圆柱形展开的形状，可以得到更经济的产品，该形状能够利用形状记忆效应(SME)将其激发为中空铆钉(环)状。在这种编织线中SME是作为替代或是附加品，能与与环一体的螺旋弹簧元件中接收到致动力。通过将编织线形成瓣能够提高自动环装置，该瓣从相对瓣张开，这样当激发时，线受到较小的摩擦力。单独使用这些特征或是结合起来使用均能提高吻合环装置在外科中的使用，如在肥胖胃绕道术中的使用。

