



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101073507 B

(45) 授权公告日 2011.06.15

(21) 申请号 200710104065.0

WO 99/04699 A1, 1999.02.04, 全文.

(22) 申请日 2007.05.21

审查员 吕媛

(30) 优先权数据

11/437,440 2006.05.19 US

(73) 专利权人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

(72) 发明人 M·J·斯托克斯 S·P·康伦

M·D·霍尔库姆

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟

(51) Int. Cl.

A61B 17/04 (2006.01)

A61B 17/94 (2006.01)

(56) 对比文件

US 6086608 A, 2000.07.11, 全文.

US 6200329 B1, 2001.03.13, 说明书第5栏

第37行-第58行, 附图9-10.

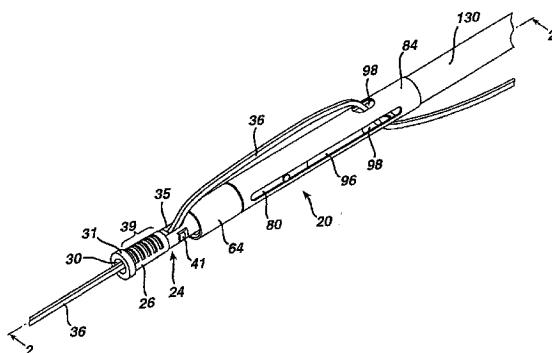
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 9 页

(54) 发明名称

缝线锁定装置

(57) 摘要

一种包括用于插入身体中的转接器的缝线锁定装置。所述转接器具有近端、开放的远端、和位于所述远端中并朝向所述开放的远端的内部突出的唇缘。所述装置还包括可释放地安装到所述转接器的所述远端上的打结元件。所述打结元件具有远端和近端。所述打结元件的所述近端上具有凹口。所述打结元件的所述近端插入所述转接器的所述开放的远端中,使得所述唇缘和所述凹口彼此配合以形成可释放的锁定结构。



1. 一种缝线锁定装置,包括:

a. 用于插入身体中的转接器,所述转接器具有近端、开放的远端、和位于所述远端中并朝向所述开放的远端的内部突出的唇缘;

b. 可释放地安装到所述转接器的所述远端上的打结元件,所述打结元件具有远端和近端,所述打结元件的所述近端上具有凹口,所述打结元件的所述近端插入所述转接器的所述开放的远端中,使得所述唇缘和所述凹口彼此配合以形成可释放的锁定结构,

其中,所述打结元件还包括具有孔的锁定元件,缝线延伸穿过所述孔,所述锁定元件的外表面上布置有多个凹槽。

2. 根据权利要求 1 所述的缝线锁定装置,其中,所述转接器的所述远端具有位于所述转接器的第一侧上的第一孔和位于所述转接器的第二侧上的第二孔,缝线穿过所述的两个孔,所述两个孔的中心在沿着所述转接器的纵向轴线的不同的位置处。

3. 根据权利要求 1 所述的缝线锁定装置,还包括导管,所述导管具有安装到所述转接器的所述近端上的远端。

4. 根据权利要求 3 所述的缝线锁定装置,还包括沿着所述导管在所述导管中延伸的驱动缆线,所述驱动缆线具有安装到所述转接器的所述近端上的远端。

5. 根据权利要求 1 所述的缝线锁定装置,其中,所述转接器连接到内窥镜。

6. 根据权利要求 5 所述的缝线锁定装置,其中,所述转接器插入到内窥镜的工作通道中。

7. 根据权利要求 1 所述的缝线锁定装置,其中,所述转接器基本上是圆柱形的。

8. 根据权利要求 7 所述的缝线锁定装置,其中,所述转接器的外径小于 2.8mm。

9. 根据权利要求 1 所述的缝线锁定装置,其中,所述锁定元件包含聚醚醚酮。

缝线锁定装置

[0001] 本申请与以下的待审且共同转让的申请有关,所有这些申请都通过引用并入本文:

[0002] 2005年6月13日提交的美国专利申请No. 11/150,481,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,163,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,162,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,161,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,125,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,126,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,155,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,150,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,178,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,175,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,130,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,173,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,174,目前其处于待审状态;2006年3月31日提交的美国专利申请No. 11/394,168,目前其处于待审状态。

技术领域

[0003] 本发明整体上涉及内窥镜外科装置,更具体而言,涉及用于在内窥镜外科手术中切断缝合材料的端部并将其紧固在身体内腔中的缝线锁定装置。

背景技术

[0004] 在过去的几十年里,内窥镜手术取得了快速的发展。当与需要大的外部开口来暴露需要修复的内部器官或组织的现有技术相比时,这种手术通常会考虑外科手术的性能。

[0005] 除了已经使用内窥镜手术的许多领域,内窥镜手术也已经被发展用于解决病理性肥胖的外科手术。病理性肥胖是一种严重的医学病症。事实上,病理性肥胖在美国以及其他国家已经变得非常普遍,其趋势看起来正向着消极方向发展。与病理性肥胖相关的并发症包括显著降低期望寿命的高血压、糖尿病、冠状动脉疾病、中风、充血性心力衰竭、多种整形外科问题以及肺动脉瓣闭锁不全。考虑到这些问题,本领域技术人员当然理解,与病理性肥胖有关的资金和物质花费是巨大的。实际上,据估计,仅仅在美国一个国家,涉及肥胖的花费超过1000亿美元。

[0006] 已经开发了多种外科手术来治疗肥胖。目前最常进行的手术是鲁氏Y形(Roux-en-Y)胃旁路术(RYGB)。这种手术具有高度的复杂性,通常用于治疗呈现病理性肥胖的患者。仅在美国每年就要进行大约35000例这样的手术。其它形式的肥胖治疗手术包括Fobi袋(Fobi pouch)、胆-胰转流术以及胃成形术或者“胃间隔手术”。此外,限制食物经过胃的通道并影响饱胀感的可植入装置也是已知的。

[0007] RYGB 包括使用鲁氏 Y 形环使空肠运动到较高的位置。使用自动缝合装置将胃完全分为两个不相等的部分（较小的上部和较大的下部胃囊）。上部囊通常小于大约 1 盎司（或 20cc），而较大的下部囊则通常保持完整并继续隐藏流过肠道的胃液。

[0008] 然后，从下腹引出小肠的一段并与上部囊相连以形成通过半英寸的开口产生的出口，也称作人造口。小肠的该段称作“鲁氏环”鲁氏袢，并将来自上部囊的食物输送到肠的剩余部分，食物在此处被消化。然后，通常使用缝合设备将剩余的下部囊和十二指肠的附着段重新连接以在距离人造口大约 50 到 150cm 的位置处形成与鲁氏环袢相连的另一个吻合连接。在该位置处，来自胃旁路、胰腺和肝的胃液进入空肠和回肠以辅助食物的消化。由于上部囊的尺寸小，所以迫使患者以较慢的速度进食但是更快地吃饱。这导致热量摄取的减少。

[0009] 本领域技术人员应当理解，传统的 RYGB 手术需要大量的手术时间。由于创伤程度，手术后的恢复时间可能非常长并且很痛苦。考虑到与目前 RYGB 手术相关的高创伤性，已经开发了其他的较小创伤性的手术。据此，已经开发了用于减小胃尺寸的其他手术。胃间隔手术的最常用方式包括沿着胃施加竖直的缝钉来产生合适的囊。该手术通常是在腹腔镜下进行的，并由此需要许多手术前、手术中、手术后的资源。

[0010] 随着已经开发了内窥镜装置和手术，外科医生已经开始将内窥镜技术应用到如上所述的胃部手术，以努力最小化损伤并减少手术和恢复所需的时间。因此，需要允许以高效并且对患者友好的方式来进行胃间隔外科手术的手术和装置。

[0011] 还没有被充分解决的一个领域是在进行这些胃部以及其他内窥镜手术时需要使用缝线。本发明提供了适于连续施加缝线的内窥镜缝合装置。

发明内容

[0012] 根据本发明，提供了一种缝线锁定装置，其包括用于插入到身体中的转接器。转接器具有近端、开放的远端和位于所述远端中的唇缘，所述唇缘朝向开放的远端的内部突出。装置还包括可释放地安装到转接器远端上的打结元件。打结元件具有远端和近端。打结元件的近端上具有凹口。打结元件的近端插入转接器的开放的远端中，使得唇缘和凹口彼此配合以形成可释放的锁定结构。

[0013] 本发明具体涉及：

[0014] (1) 一种缝线锁定装置，包括：

[0015] a. 用于插入身体中的转接器，所述转接器具有近端、开放的远端、和位于所述远端中并朝向所述开放的远端的内部突出的唇缘；

[0016] b. 可释放地安装到所述转接器的所述远端上的打结元件，所述打结元件具有远端和近端，所述打结元件的所述近端上具有凹口，所述打结元件的所述近端插入所述转接器的所述开放的远端中，使得所述唇缘和所述凹口彼此配合以形成可释放的锁定结构。

[0017] (2) 根据第 (1) 项所述的缝线锁定装置，其中，所述打结元件还包括具有孔的锁定元件，缝线延伸穿过所述孔，所述锁定元件的外表面上布置有多个凹槽。

[0018] (3) 根据第 (1) 项所述的缝线锁定装置，其中，所述转接器的所述远端具有位于所述转接器的第一侧上的第一孔和位于所述转接器的第二侧上的第二孔，缝线穿过所述的两个孔，所述两个孔的中心在沿着所述转接器的纵向轴线的不同的位置处。

[0019] (4) 根据第 (1) 项所述的缝线锁定装置, 还包括导管, 所述导管具有安装到所述转接器的所述近端上的远端。

[0020] (5) 根据第 (4) 项所述的缝线锁定装置, 还包括沿着所述导管在所述导管中延伸的驱动缆线, 所述驱动缆线具有安装到所述转接器的所述近端上的远端。

[0021] (6) 根据第 (1) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述转接器连接到内窥镜。

[0022] (7) 根据第 (6) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述转接器插入到内窥镜的工作通道中。

[0023] (8) 根据第 (1) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述转接器基本上是圆柱形的。

[0024] (9) 根据第 (8) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述转接器的外径小于 2.8mm。

[0025] (10) 根据第 (1) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述打结元件还包括具有孔的锁定元件, 缝线延伸穿过所述孔, 所述锁定元件的外表面上布置有多个凹槽, 并且所述锁定元件包含聚醚醚酮。

[0026] (11) 一种缝线锁定装置, 包括 :

[0027] a. 用于插入身体中的转接器, 所述转接器具有近端、开放的远端、和位于所述远端中并朝向所述开放的远端的内部突出的唇缘;

[0028] b. 可释放地安装到所述转接器的所述远端上的打结元件, 所述打结元件具有远端和近端, 所述打结元件的所述近端上具有凹口, 所述打结元件的所述近端插入所述转接器的所述开放的远端中, 使得所述唇缘和所述凹口彼此配合以形成可释放的锁定结构; 以及

[0029] c. 导管, 其具有: 安装到所述转接器的所述近端上的远端; 和驱动缆线, 其沿着所述导管在所述导管中延伸, 所述驱动缆线具有安装到所述转接器的所述近端上的远端。

[0030] (12) 根据第 (11) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述打结元件还包括具有孔的锁定元件, 缝线穿过所述孔, 所述锁定元件的外表面上布置有多个凹槽。

[0031] (13) 根据第 (11) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述转接器的所述远端具有位于所述转接器的第一侧上的第一孔和位于所述转接器的第二侧上的第二孔, 缝线穿过所述的两个孔, 所述两个孔的中心在沿着所述转接器的纵向轴线的不同的位置处。

[0032] (14) 根据第 (11) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述转接器连接到内窥镜。

[0033] (15) 根据第 (11) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述转接器基本上是圆柱形的。

[0034] (16) 根据第 (11) 项所述的缝线锁定装置, 其中, 所述打结元件还包括具有孔的锁定元件, 缝线穿过所述孔, 所述锁定元件的外表面上布置有多个凹槽, 并且所述锁定元件包含聚醚醚酮。

附图说明

[0035] 尽管以具体指出并清楚保护本发明的权利要求书总结了说明书的内容, 但是应当相信, 结合附图, 引用以下的描述将会更好地理解说明书的内容, 其中:

[0036] 图 1 是未击发位置下的缝线锁定装置的第一实施例的等轴侧图;

[0037] 图 2 是图 1 的缝线锁定装置的纵向剖视图;

[0038] 图 3 是图 1 的缝线锁定装置的分解等轴侧图;

[0039] 图 4A 是图 3 的内部锁定构件的分离的等轴侧图;

[0040] 图 4B 是图 4A 的内部锁定构件沿着线 B-B 所取的剖视图;

- [0041] 图 5A 是图 3 所示外部锁定构件的分离的等轴侧图；
- [0042] 图 5B 是图 5A 所示外部锁定构件沿着线 B-B 所取的剖视图；
- [0043] 图 6 是转接器和启动构件的锚固部分在安装之前的等轴侧图；
- [0044] 图 7A 是处于初始装载阶段的缝线锁定装置的剖视图；
- [0045] 图 7B 是缝线锁定装置的剖视图, 其中, 启动构件在装载过程中插入到转接器中；
- [0046] 图 7C 是缝线锁定装置在装载的最后阶段的剖视图, 其中, 启动构件已经降低到与转接器和壳体轴向对齐；
- [0047] 图 8A 是根据替代实施修改的启动构件的等轴侧图, 其中启动构件安装到驱动缆线；
- [0048] 图 8B 的等轴侧图示出图 8A 的启动构件和修改的转接器, 该启动构件安装到套圈的远端；
- [0049] 图 9 是用于缝线锁定装置的示例性展开手柄的俯视图；
- [0050] 图 10 是图 9 的展开手柄的剖视图；
- [0051] 图 11 是图 1 的缝线锁定装置的剖视图, 示出在击发之前穿有缝合材料的装置；
- [0052] 图 12 是与图 11 类似的剖视图, 示出在击发的初始阶段接合的内部和外部锁定构件；
- [0053] 图 13 是图 11 的装置的剖视图, 示出在断口之前接合的打结元件的部件；和
- [0054] 图 14 是与图 11 类似的剖视图, 示出在击发之后被切断的缝合材料以及从装置分离的打结元件。

具体实施方式

[0055] 在内窥镜外科手术中, 含有机载显示器的内窥镜穿过身体孔洞到达外科部位。使用机载的显示, 在该部位处操纵小直径的挠性器械来将组织段连接在一起。通常, 组织段与薄的挠性的缝合材料 (例如线、细丝等) 连接。在连接手术之后, 缝合材料紧固在合适的位置以防止组织分离。在开放的外科手术中, 其中较大的切口用于容纳器械, 缝合材料通常通过在材料的松弛端处打结来连接。已经开发了各种装置以在外科手术中辅助外科医生打结, 这些装置包括缝线夹钳型装置。但是, 在内窥镜手术中, 由于内窥镜中较小的工作空间, 打结可能很困难并且很耗时。通常, 形成的结缺乏足够的强度或者张紧度来保持组织接合。由此, 需要提供一种在内窥镜手术中能够有效地用在受限空间中的缝线锁定装置。此外, 需要提供一种缝线锁定装置, 其能够在将缝线端部连接在一起之前为缝合材料提供线上的张紧。此外, 需要提供一种缝线锁定装置, 其在手术中能够被重新装载并重新用于定位多个缝线打结元件。

[0056] 现在详细参考附图, 在附图中, 相同的附图标记表示相同的元件, 图 1-3 图示了本发明的缝线锁定装置 20 的第一实施例, 其用于连接到用于插入身体中的内窥镜。缝线锁定装置 20 在外科手术中展开打结元件, 以有效地锁定一个或多个缝合材料, 并防止材料在患者体内移动。如图所示, 缝线锁定装置 20 包括大致圆柱形的纵向的启动构件 24。启动构件 24 的远侧部分包括内部锁定构件 26, 如图 4A 和 4B 更详细地示出。凸缘 31 优选位于内部锁定构件 26 的远端处。凸缘 31 包括通向轴向延伸的孔或通道 30 中的开口。孔 30 的尺寸允许缝合材料 36 穿过其中插入。通往孔 30 的开口可以是锥形的, 如附图标记 28 所示,

以辅助将缝合材料 36 穿入到孔中。启动构件 24 还包括从孔 30 的近端到启动构件外部的开口 35, 以使得缝合材料 36 能够从构件退出。开口 35 可以是有角度的, 如附图标记 38 所示, 以沿着装置 20 的外表面在向近侧退出的方向上引导缝合材料 36。

[0057] 内部锁定构件 26 的外周包括在展开打结元件时与缝合材料 36 接合的不平表面区域。在所示的实施例中, 不平的表面区域包括多个间隔的凹槽, 如附图标记 39 所示。凹槽 39 在缝线开口 35 的远侧间隔, 以在击发过程中当材料向远侧回送时, 接合缝合材料 36 的近侧部分。除了间隔的凹槽, 还可以在内部锁定构件 26 的外周上使用其他类型的造型表面, 用于在击发过程中接合缝合材料 36, 而不脱离本发明的范围。一对定位止动器 41 靠近缝线开口 35 位于内部锁定构件 26 的相对侧上。定位止动器 41 形成有倾斜的近侧 43 和方形的远端 45。倾斜的近侧 43 使得外部锁定构件 (将在下面描述) 能够在击发过程中向远侧在止动器 41 上经过, 以接合内部锁定构件 26。一旦外部锁定构件在定位止动器 41 上经过并到达内部锁定构件 26 的远端上, 止动器的方形远端 45 阻止外部锁定构件向近侧移动并从打结元件分离。

[0058] 如图 2 和 3 所示, 启动构件 24 的近端包括锚固部分或者打结元件 40。锚固部分 40 包括带有圆形近端的纵向延伸的圆柱形轴。锚固部分 40 将启动构件 24 连接到驱动缆线 42, 使得在击发中构件可以通过缆线来移动。半圆形的切口或者凹口 44 形成于锚固部分 40 的外表面中。切口 44 的形状形成为在启动构件 24 插入到装置 20 中时, 接合驱动缆线连接器 (如下所述) 上的配合唇缘。

[0059] 图 2 和 3 所示的断口部分 32 位于内部锁定构件 26 与启动构件 24 的锚固部分 40 之间。断口部分 32 包括沿着启动构件 24 的纵向长度直径减小的区域。在断口部分 32 中, 启动构件 24 的直径基本上小于构件的其它部分的直径, 以在构件中形成弱的点。当在击发过程中向启动构件 24 施加压力时, 断口部分 32 中减小的直径在该点处引起结构失效, 由此将启动构件 24 的远端 (包括内部锁定构件 26) 从启动构件的锚固部分 40 分离。用在断口部分 32 中的具体直径可以根据启动构件 24 的近侧部分和远侧部分的直径以及用于制造启动构件的特定材料的强度而改变。断口部分 32 的纵向长度优选被最小化为确保断口所需的最短长度。启动构件 24 的靠近断口部分 32 的远侧和近侧部分具有抛物线的形状, 如图 2 中的附图标记 52 所示, 以将应力集中在断口部分中的启动构件 24 上。在上述的实施例中, 启动构件 24 使用生物相容的塑料材料 (例如聚醚醚酮 (PEEK)) 来形成为单个单元。除了 PEEK, 也可以使用其他的生物相容性材料 (例如维克特拉 (Vectra)) 来形成启动构件。

[0060] 圆柱形的外部锁定构件 64 围绕启动构件 24 的外周布置。如图 5A 和 5B 更详细地示出, 外部锁定构件 64 的内表面被分成第一内径 66 和较小的第二内径 70。远侧开口朝向第一内径 66 成锥形 (如 72 所示) 以提供用于内部锁定构件 26 的引入导向结构。第一内径 66 的近端也朝向第二内径 70 向内倾斜, 以形成端部止动器 74。棘爪 76 形成于启动构件 24 的外周上, 如图 2 和 3 所示, 用于将外部锁定构件 64 保持在未锁定的位置, 同时缝线锁定装置 20 前进至缝合位置。在未击发的位置, 端部止动器 74 处于与启动构件 24 上的棘爪 76 接触的状态, 以将外部锁定构件 64 定位在内部锁定构件 26 和缝线开口 35 的近侧。内部锁定构件 26 (包括凹槽 39) 的外径大于外部锁定构件 64 的第二内径 70。内部锁定构件 26 和外部锁定构件 64 之间的这种直径差别形成定位止动器, 引起在击发过程中随着启动构件 24 向近侧移动, 内部锁定构件 26 接触端部止动器 74。内部锁定构件 26 和端部止动器

74 之间的接触使内部锁定构件向近侧的移动终止,并防止内部锁定构件完全穿过外部锁定构件 64。

[0061] 第一内径 66 被选择为在外部锁定构件 64 的内表面和内部锁定构件 26 的外表面之间提供间隙,在内部和外部锁定构件连接到打结元件时,该间隙足以使相对的表面之间的缝合材料 36 变形。此外,沿着内部锁定构件 26 外表面的凹槽 39 增加了缝合材料 36 与内部锁定构件之间的接触面积。第二内径 70 从端部止动器 74 向近侧延伸到外部锁定构件 64 的近端。在未锁定的位置,第二内径 70 在棘轮 76 的近侧围绕启动构件 24。第二内径 70 的减小的尺寸防止外部锁定构件 64 在击发之前沿着启动构件 24 向远侧移动并且过早地锁定。外部锁定构件 64 的外径 78 的尺寸被调整为允许构件和缝合材料同时穿过内窥镜的 2.8mm 的工作通道。

[0062] 如图 6 所示,启动构件 24 的锚固部分 40 插入到圆柱形的转接器 80 中。转接器 80 的远端是开放的或者至少部分地切去,如附图标记 79 所示,以在启动构件 24 装载到转接器中时容纳锚固部分 40。半圆形的唇缘 83 突出到转接器 80 的内径中。唇缘 83 接合启动构件 24 的切口 44,以可操作地连接启动构件和转接器 80。如图 2 和 3 所示,缆线连接器 81 布置在转接器 80 的近端中,用于将驱动缆线 42 连接到转接器并相应地连接到启动构件 24。驱动缆线 42 包括铸造的远端 82 用于安装在缆线连接器 81 中。较大尺寸的铸造端 82 将缆线锁定在连接器 81 中。销 88 经由一对开口 85、87 插入穿过转接器 80 和连接器 81。开口 85、87 在与装置 20 的轴向长度垂直的方向上分别延伸穿过连接器和转接器。销 88 将缆线连接器 81 保持在转接器 80 中。

[0063] 圆柱形的壳体 84 从外部锁定构件 64 沿着装置轴线向近侧延伸。壳体 84 包括开放的远端 86,远端 86 围绕转接器 80 的外周。开放的远端 86 的内径被选择为使得转接器 80 能够在轴向方向上在壳体 84 内自由移动。壳体 84 的轴向长度足以在击发中允许转接器 80 向壳体中大致拉动启动构件 24 的长度,由此确保施加到驱动缆线 42 上的张力完全传输到断口部分 32。壳体 84 的远端还用作用于外部锁定构件 64 的近侧端部止动器 90。在击发中,端部止动器 90 将外部锁定构件 64 保持在固定的位置,由此使内部锁定构件 26 能够向近侧行进到外部锁定构件的第一内径 66 中。随着内部锁定构件 26 进入到第一内径 66,由于内部锁定构件的外表面和外部锁定构件的内表面之间有限的间隙,外部锁定构件 64 围绕内部锁定构件塑性变形。

[0064] 在一个示例性实施例中,内部和外部锁定构件 26、64 的相对的表面之间的间隙大约为 0.1 mm,用于具有 0.2mm 直径的单丝缝合材料。锁定的打结元件中的间隙足以使相对的锁定表面之间的缝合材料变形,并使外部锁定构件 64 围绕内部锁定构件 26 的外部变形。但是,内部和外部锁定构件之间的间隙可以根据被连接的缝合材料的类型而改变。优选地,相对的锁定表面之间的间隙小于缝合材料的直径,由此确保材料的变形以及缝合材料与打结元件的配合表面之间的摩擦。

[0065] 如图 1 和 3 所示,壳体 84 包括穿过壳体外径的一对纵向的侧槽 96。销 88 的端部延伸超过转接器开口 87 进入侧槽 96 中。每个侧槽 96 与销 88 的暴露的端部中的一个对齐,使得在击发中销端部沿着槽移动。在击发中随着缆线线性移动,销 88 通过槽 96 的移动适当地定位转接器 80,以防止驱动缆线 42 在壳体 84 中旋转。围绕壳体 84 与侧槽 96 间隔的是一对孔 98,孔 98 提供了用于缝合材料 96 的通道,以穿过壳体 84 用于线上的张紧和切

割,如下进一步的详细描述。

[0066] 为了将启动构件 24 装载到装置 20 中,转接器 80 和缆线连接器 81 首先向远侧前进直到转接器 80 的部分开放的端部延伸超过壳体 84 的开放的远端,如图 7A 所示。然后,通过使启动构件的锚固部分 40 对准到转接器开口 79 中,外部锁定构件 64 装载于其上的启动构件 24(这里称作打结元件)插入到转接器 80 的远端,如图 7B 所示。因为锚固部分 40 以一定角度进入转接器 80,所以锚固部分的切口 44 移动到转接器的唇缘 83 之上的位置。一旦切口 44 处于唇缘 83 之上的位置,启动构件 24 被降低到转接器 80 中直到启动构件与转接器 80 和壳体 84 轴向对齐,如图 7C 所示。一旦启动构件 24 被降低,唇缘 83 接合切口 44,以使转接器 80 能够在张力通过驱动缆线 42 施加到转接器上时向近侧拉动启动构件。

[0067] 图 8A 和 8B 图示了一个用于将驱动缆线 42 安装到启动构件上的替代实施例。在此实施例中,启动构件和转接器两者都被修改为在它们之间形成可再装的连接。如图 8A 所示,修改的启动构件 124 包括多个卡销 100。卡销 100 在启动构件 124 的近端处从柱 102 延伸。驱动缆线 42 又例如通过焊接或铸造牢固地安装到具有多个周向开口 106 的套圈 104。套圈 104 通过销 110 安装到修改的壳体 84 的开放的远端。为了将驱动缆线 42 安装到启动构件 124,套圈 104 穿在启动构件的近端上,使得开口 106 从卡销 100 之间穿过。为了将套圈 104 锁定到启动构件 124,启动构件相对于套圈旋转直到卡销 100 到达开口 106。随着卡销 100 到达开口 106,卡销扣过开口,将启动构件 124 锁定到套圈 104,如图 8B 所示。由于在击发中驱动缆线 42 被向近侧拉动,所以卡销 100 和开口 106 之间的相互作用拉动启动构件 124 并因此拉动内部锁定构件 26 向近侧进入外部锁定构件 64。为了从套圈 104 释放启动构件 124,启动构件和修改的壳体 184(带有安装的套圈)在相反的方向上扭转,引起卡销 100 从开口 106 分离。一旦卡销 100 被分离,安装有驱动缆线 42 的套圈 104 可以从启动构件 124 移除,并通过将套圈 104 插在新的启动构件的近端上并将卡销扭转到开口 106 中而再次安装到新的启动构件上。

[0068] 现在返回图 2,诸如 Bowden 缆线之类的导管 130 安装到转接器 84 的近端上。转接器 84 的开放的近端的内径的尺寸可以被调节为允许与导管 130 轻微干涉,以使转接器和缝线锁定装置 20 的剩余部分从导管分离。可替换地,缝线锁定装置 20 可以在转接器 84 的开放的近端处永久连接到导管 130。

[0069] 图 9 图示了导管 130 的近端和用于从缝线锁定装置 20 展开打结元件的示例性手柄 132。手柄 132 安装在缆线 42 的近端处用于向缆线施加张力。手柄 132 包括纵向的主体部分 134 以及用于在装置 20 的操作中接合外科医生手指的握持部分 136。拇指引导装置 144 位于手柄 132 的近端处。如图 10 更详细地示出,手柄 132 的远端包括外部夹钳 150,夹钳 150 具有用于导管 130 通过的中央孔。环 146 焊接到导管 130 的近端并保持在夹钳 150 和手柄主体 134 之间以紧固线圈。驱动缆线 42 向近侧延伸超过夹钳 150 和导管 130 并进入手柄主体 134 的中央孔 154。保持构件 156 纵向地布置在手柄主体 134 的孔 154 中。握持构件 136 安装到保持构件 156 以响应于外科医生施加到握持构件的压力而使保持构件在手柄主体 134 中移动。

[0070] 驱动缆线 42 延伸到保持构件 156 中的中央孔中。驱动缆线 42 的近端通过安装机构(例如卷曲到缆线端部的一个金属管)紧固在保持构件 156 中。驱动缆线 42 锁定在保持构件 156 中以与保持构件一起沿着手柄主体 134 的纵向轴线移动。弹性构件 158 绕驱动

缆线 42 在手柄主体 134 的近端和保持构件 156 之间延伸。弹性构件 158 用于将缆线连接器 81 压到转接器 80 中近侧的位置。安装机构 162 位于手柄主体 134 的近端中以将拇指引导装置 144 安装到手柄主体，并允许引导装置相对于手柄主体旋转。通过向近侧拉握持装置 136，张力施加到驱动缆线 42。随着握持装置 136 向近侧移动，由于握持装置和保持构件之间的连接，保持构件 156 在手柄主体 134 的孔 154 中向近侧移动。随着保持构件 156 向近侧移动，驱动缆线 42 的长度被向近侧拉动，增加了缆线上的张力。驱动缆线 32 上增大的张力经由缆线连接器 81、转接器 80 和启动构件 24 之间的互连传递到启动构件 24。手柄主体孔的尺寸 154 被调节为允许驱动缆线 42 被拉动足够的距离，以将内部锁定构件 26 拉入到外部锁定构件 64 中，并使打结元件从启动构件 24 分离。

[0071] 为了从缝线锁定装置 20 展开打结元件，该装置在初始的未击发位置被引入到具体内窥镜的工作通道中。缝线锁定装置 20 通过内窥镜的工作通道前进，直到可以从内窥镜的远端之外看见内部锁定构件 26 和外部锁定构件 64。处于患者口腔（或其他孔洞或切口）之外的缝合材料 36 进入内部锁定构件 26 的远端。缝合材料穿过内部锁定构件 26 的孔 30 并通过启动构件 24 的开口 35 穿出。随着启动构件 24 退出，缝合材料 36 的端部穿过壳体 84 中的孔 98 并由外科医生收回。缝合材料 36 的穿过路径如图 11 所示。

[0072] 在缝合材料 36 穿入到装置 20 中之后，外科医生重新将内窥镜引入到患者体内，并使用缝线股作为引导装置以使内窥镜前进到缝合位置。通过保持缝合材料的外端部，线上张力保持在缝合材料 36 上，同时装置 20 朝向缝合位置前进。一旦缝线锁定装置 20 处于缝合位置处的合适位置，张力施加到缝合材料 36 并施加到手柄 132 以启动装置。当握持装置 136 被向近侧拉时，驱动缆线 42 通过手柄 132、导管 130 和壳体 84 被向近侧拉。驱动缆线 42 的运动向转接器 80 施加张力，由于切口 44 与唇缘 83 之间的相互作用，这又使得向近侧拉动启动构件 24。随着启动构件 24 沿着装置轴线向近侧移动，内部锁定构件 26 被拉入到外部锁定构件 64 的第一内径 66 中，如图 12 所示。内部锁定构件 26 和外部锁定构件 64 之间的相互作用使缝合材料 36 在远侧方向上回送，并保持缝合材料张紧，以防止张力的损失。

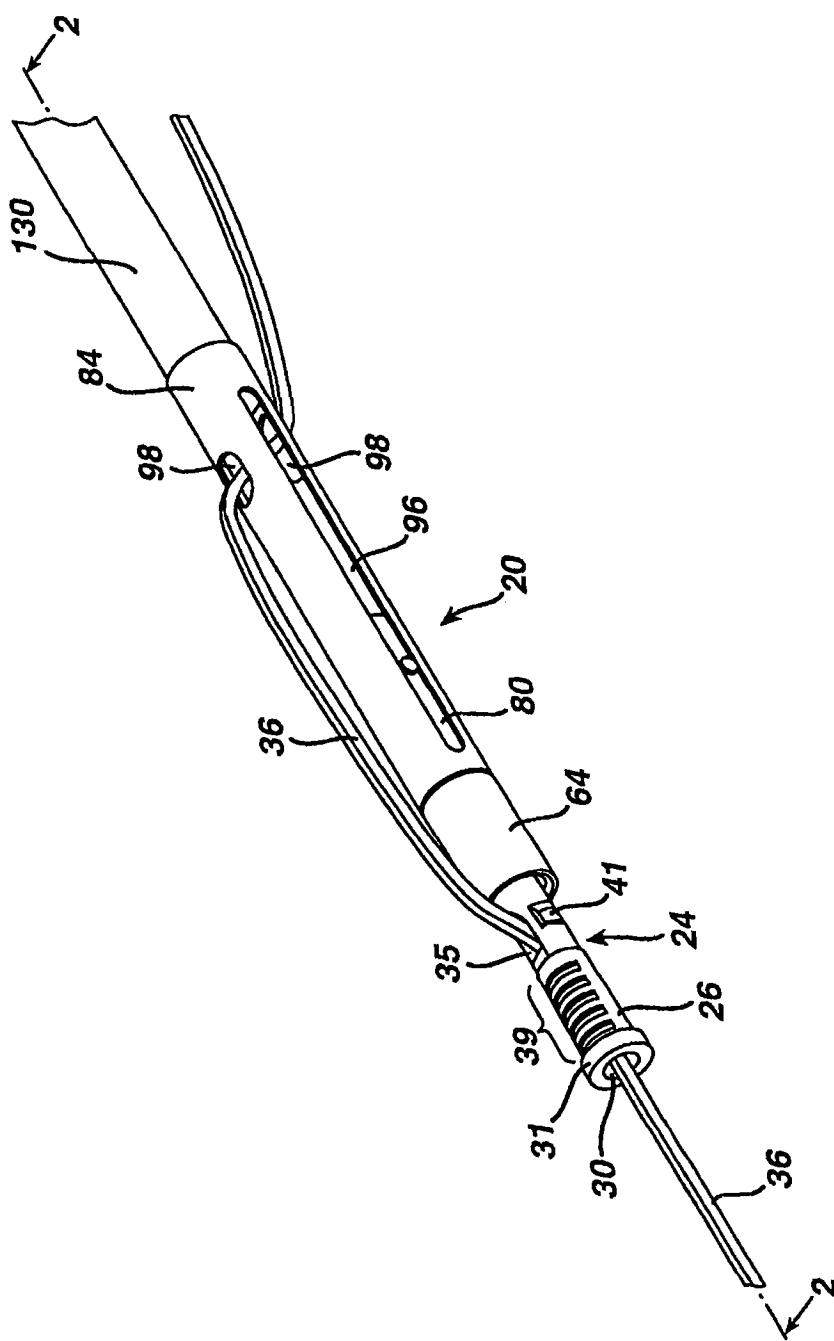
[0073] 压力继续通过手柄 132 施加到驱动缆线 42，内部锁定构件 26 在外部锁定构件 64 中被进一步拉动，由于锁定构件的相对表面之间小的间隙，引起外部锁定构件绕内部锁定构件塑性变形。随着内部锁定构件 26 在外部锁定构件 64 中被拉动，从内部构件孔 30 的近端延伸的缝合材料 36 陷在内部锁定构件的外径和外部锁定构件的第一内径 66 之间，如图 13 所示。由于内部和外部锁定构件之间有限的间隙，缝合材料 36 在它们之间变形。内部锁定构件 26 的不平的外表面增大了缝合材料 36 与锁定构件 26、64 之间的摩擦。此外，由于缝合材料 36 在内部和外部锁定构件 26、64 之间被张紧，凸缘 31 在材料中产生了直角弯曲，进一步增加了打结元件中的缝线锁定的强度。

[0074] 随着外部锁定构件 64 绕内部锁定构件 26 塑性变形，启动构件 24 和转接器 80 在壳体 84 中向近侧移动，销 88 的外部端移过侧槽 96。随着转接器 80 移动到壳体 84 的近端中，转接器的近侧边缘接触缝合材料 36 的在孔 98 之间延伸穿过壳体的部分。前进的转接器 80 的边缘与缝合材料 36 之间的接触切断了壳体 84 中的缝合材料。图 14 示出在转接器 80 的近侧边缘已经向近侧移动超过孔 98 并弯曲切断缝合材料之后，缝合材料 36 的远侧的分离端。

[0075] 在切断之后,缝合材料 36 的远端锁定在内部和外部锁定构件 26、64 之间,而缝合材料的近侧部分从壳体 84 的孔 98 延伸。张力通过手柄 132 继续施加到驱动缆线 42,通过端部止动器 74 防止了内部锁定构件 26 在外部锁定构件 64 中进一步向近侧移动。类似地,锁定的内部和外部锁定构件 26、64 抵靠壳体 84 的端部止动器 90,并由此防止进一步向近侧移动。一旦内部和外部锁定构件 26、64 到达各自的近侧止动位置,经由驱动缆线 42 向启动构件 24 进一步施加张力则在启动构件的断口部分 32 处产生材料失效或破坏。断口部分 32 的断口张力大于使外部锁定构件 64 在内部锁定构件 36 上塑性变形所需的力。张力的差异确保了在内部锁定构件从启动构件 24 的剩余部分分离之前,使内部和外部锁定构件 26、64 连接在打结元件中。随着启动构件 24 在断口部分 32 处断口,锁定的内部和外部构件 26、64 从启动构件 24 分离以形成单独的打结元件 170,如图 14 所示。在打结元件 170 中,凸缘 31 和定位止动器 41 防止外部锁定构件 64 相对于内部锁定构件 26 移动。由此,内部和外部锁定构件 26、64 保持固定在身体中合适的位置,缝合材料 36 在它们之间变形。

[0076] 在从内部锁定构件 26 分离之后,启动构件 24 的剩余部分被向近侧推动,直到销 88 接触侧槽 96 的近端,由此使启动构件向近侧的运动停止。在击发之后,如图 14 所示,转接器 80 和启动构件 24 的剩余部分通过内窥镜从身体移除,留下打结元件 170 位于缝合位置。在装置 20 的剩余部分已经从身体移除之后,装置可以重新装载新的启动构件,如上所述,并且重复击发过程以锁定缝合材料的其他部分。

[0077] 尽管已经显示和描述了本发明的优选实施例,但对本领域技术人员来说明显的是,这些实施例仅提供作为示例。在不脱离所附权利要求的精神和范围的情况下,本领域技术人员可以进行各种变形、变化和替换。



1

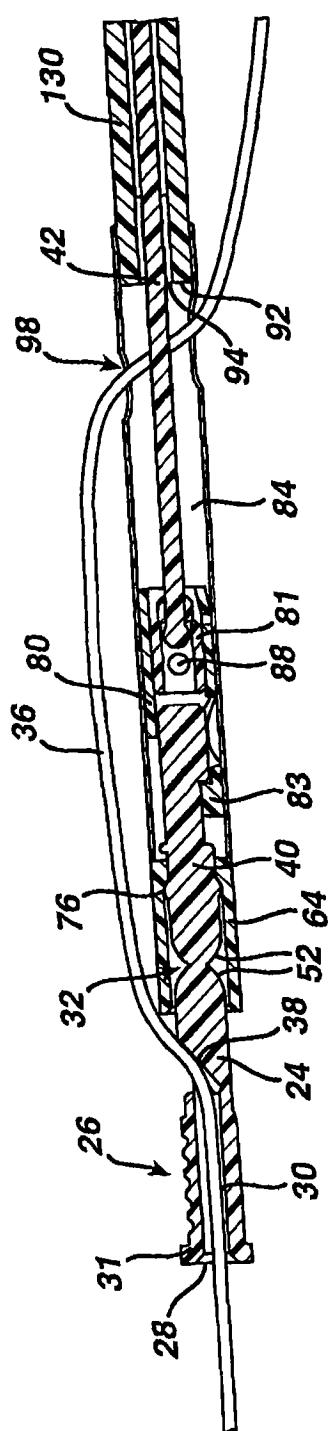
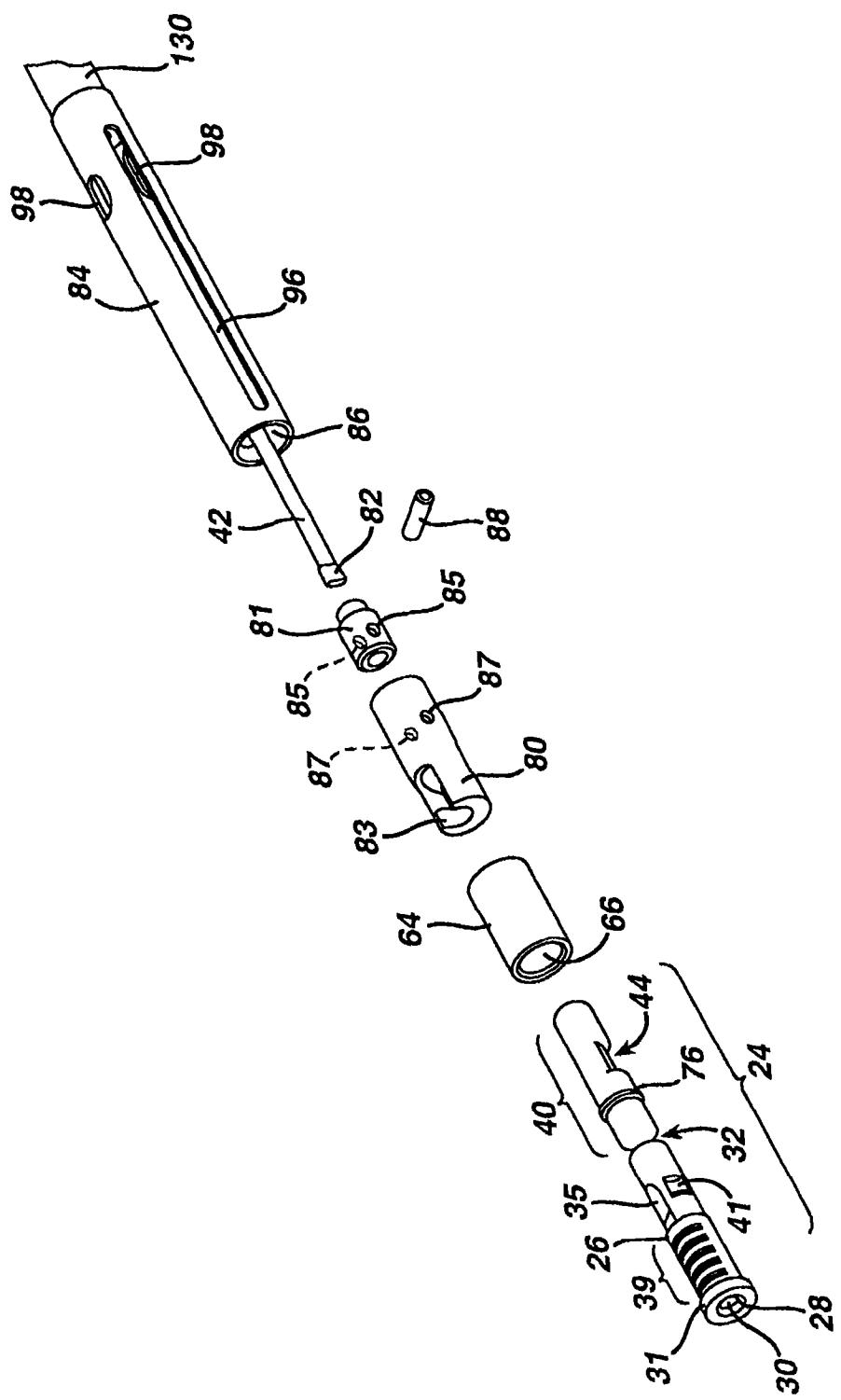


图 2



3

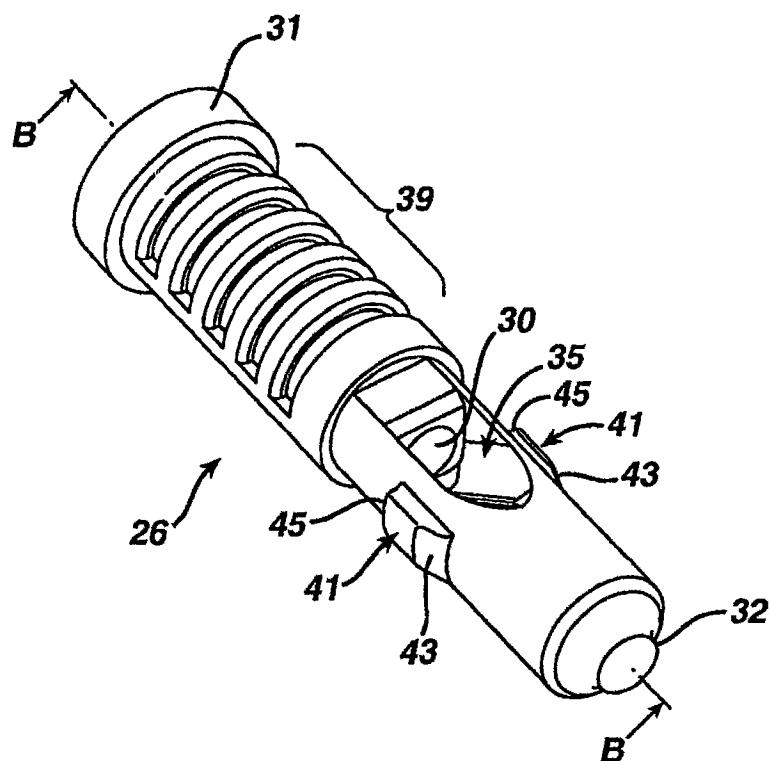


图 4A

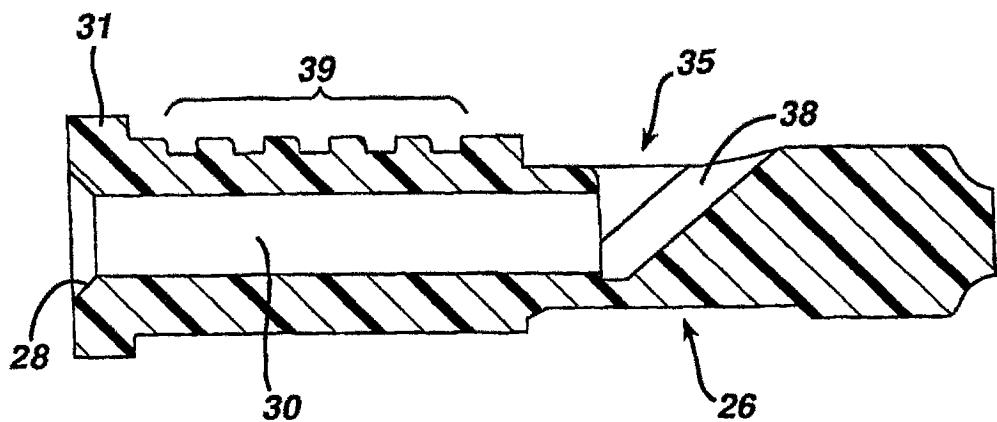


图 4B

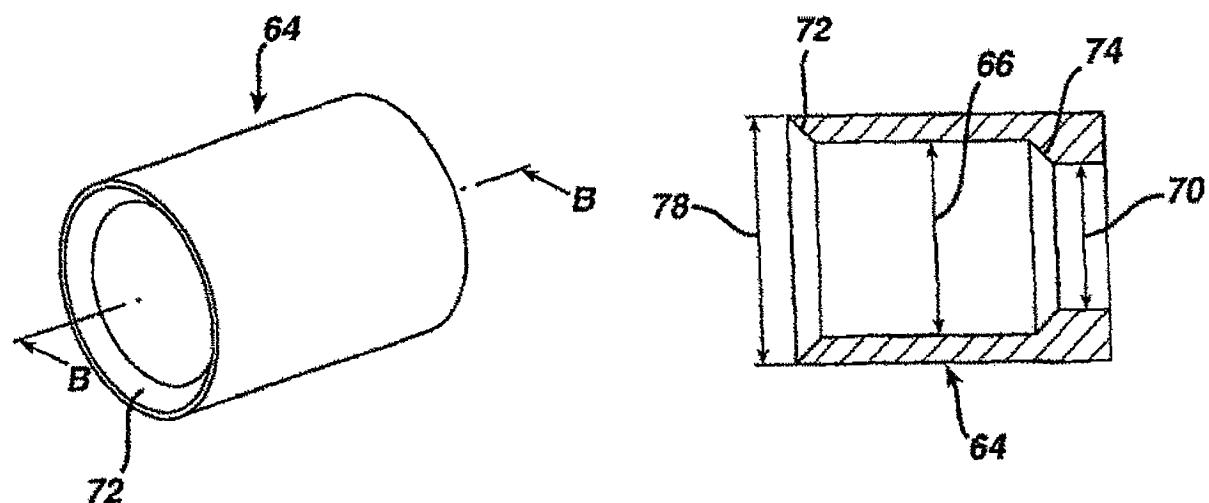


图 5A

图 5B

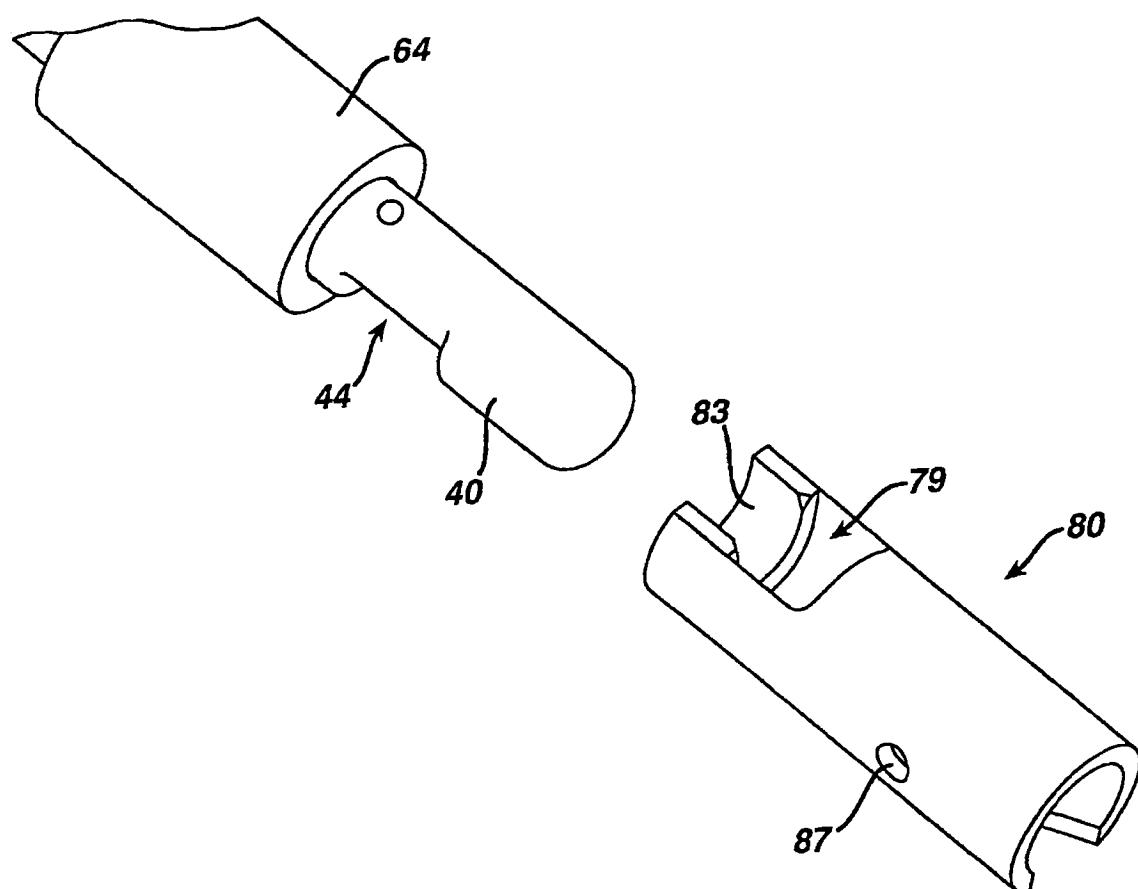


图 6

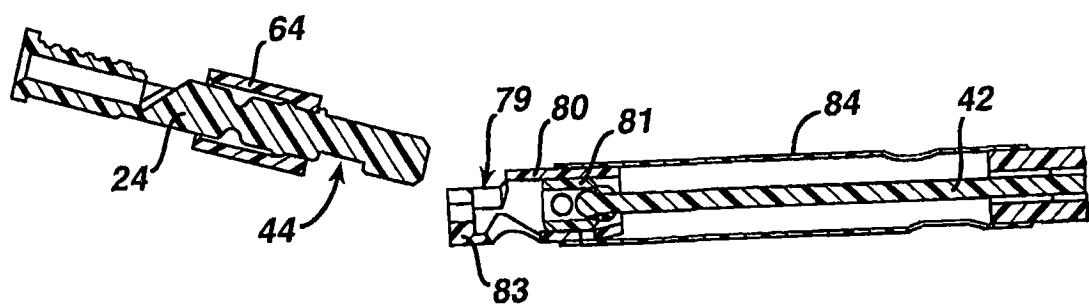


图 7A

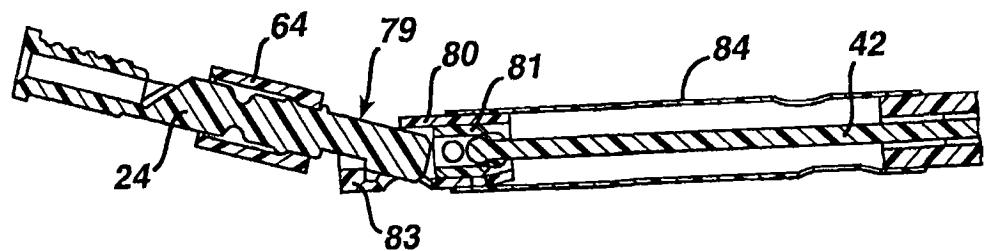


图 7B

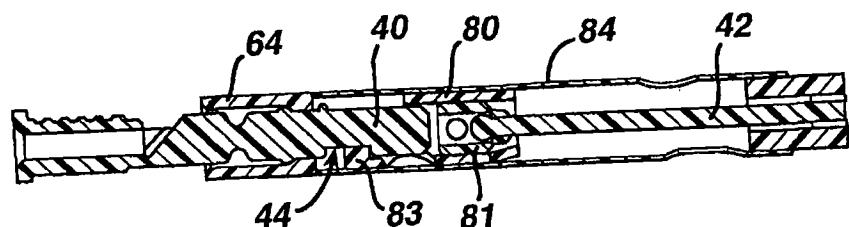


图 7C

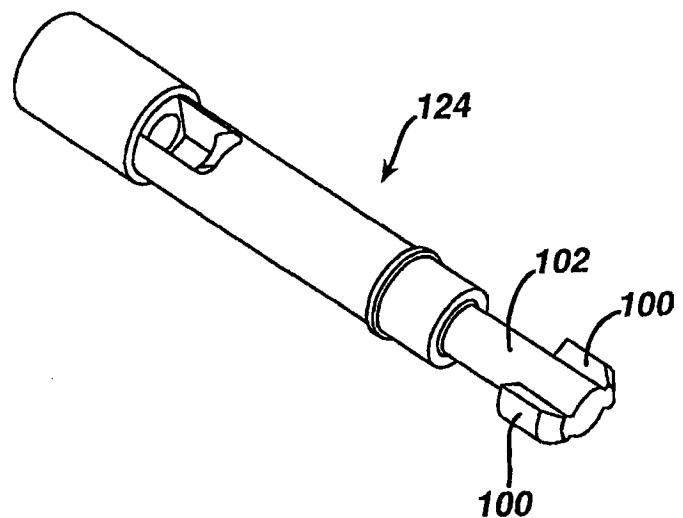


图 8A

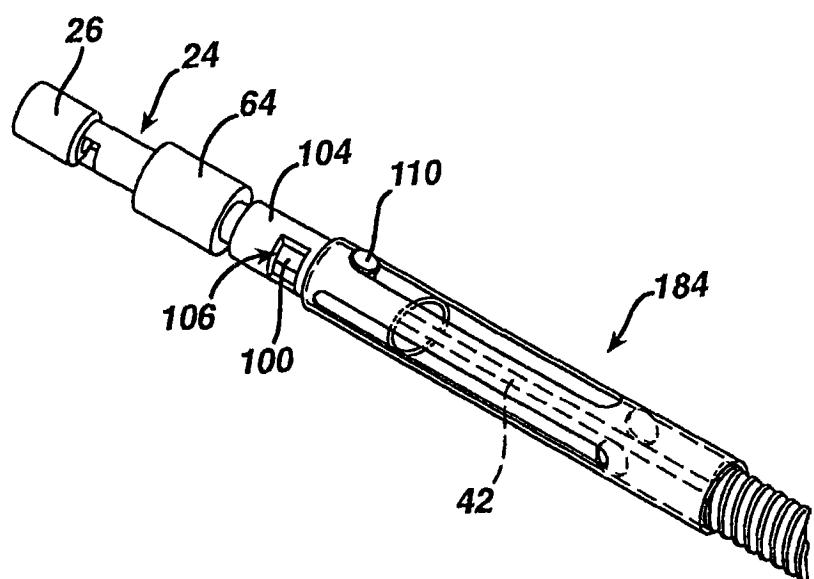


图 8B

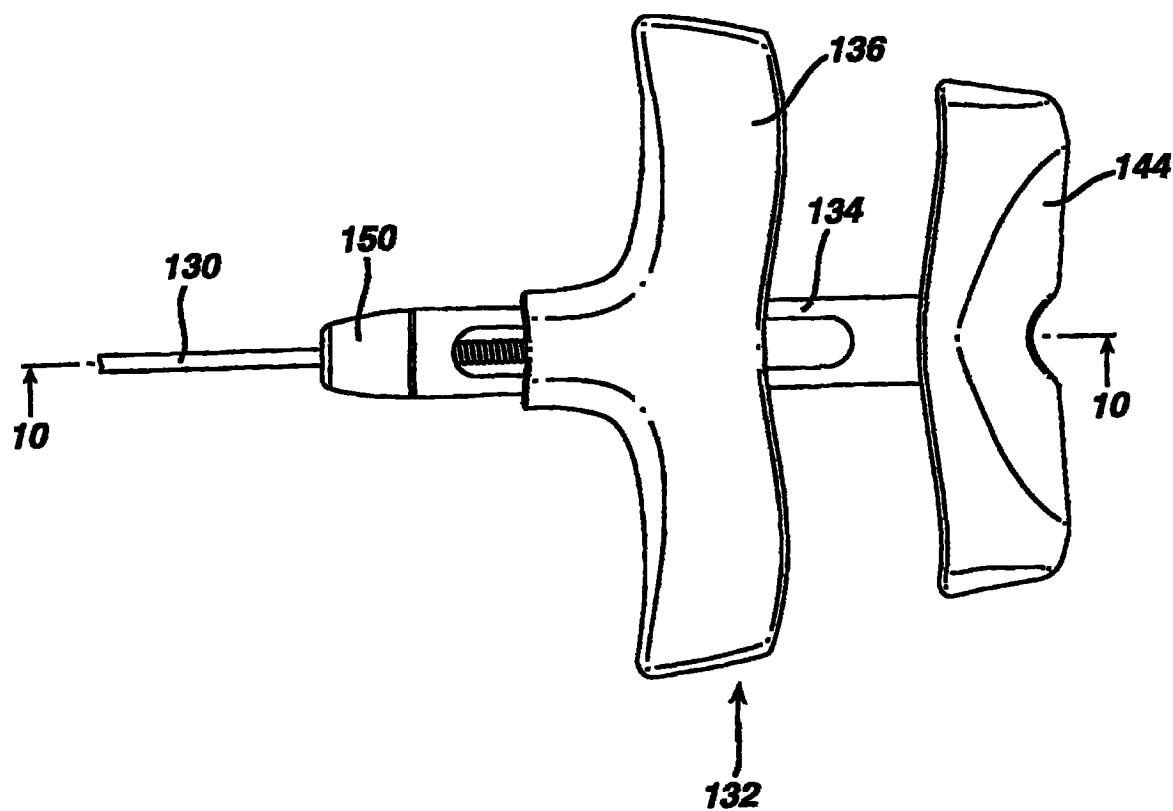


图 9

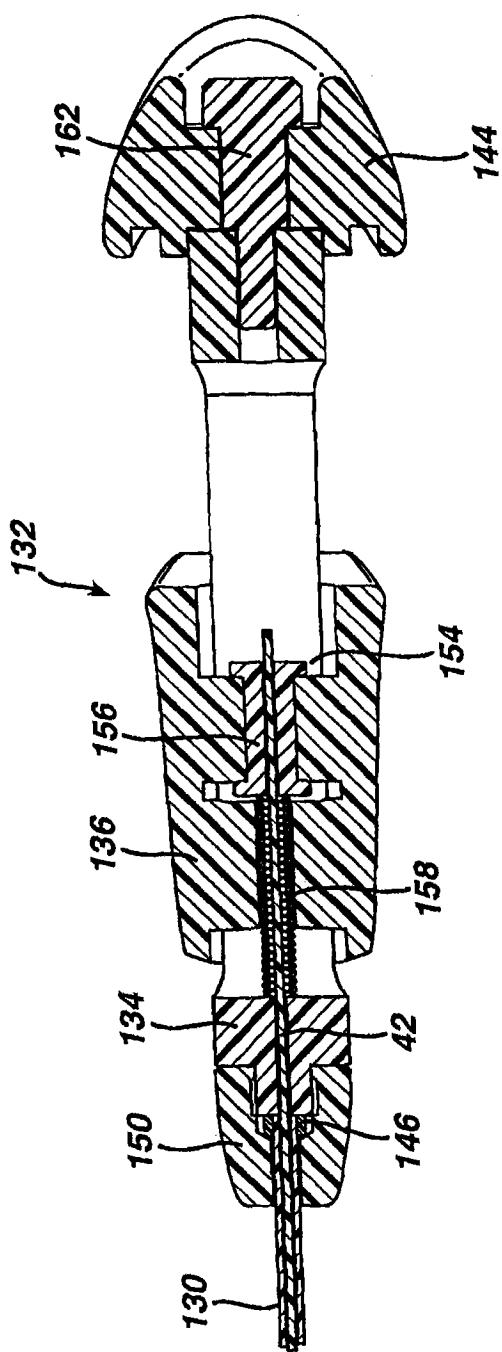


图 10

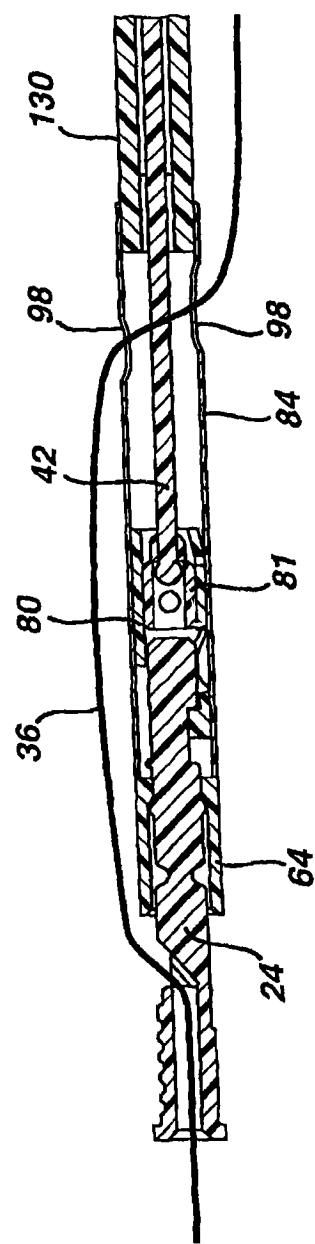


图 11

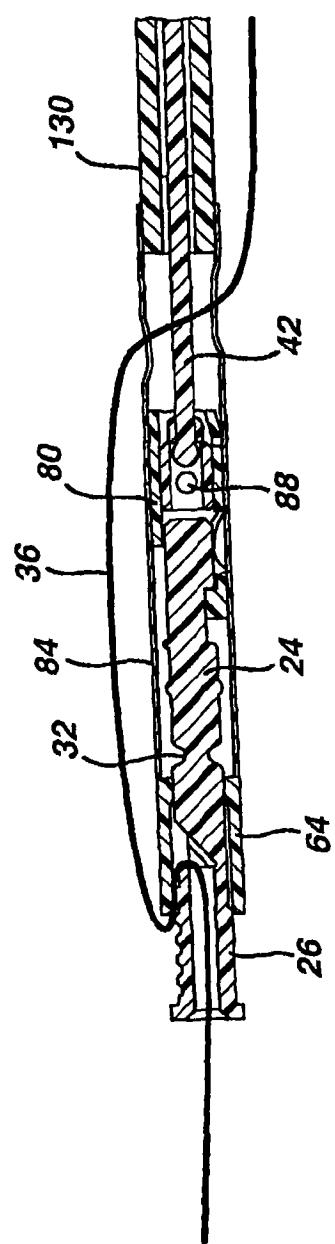


图 12

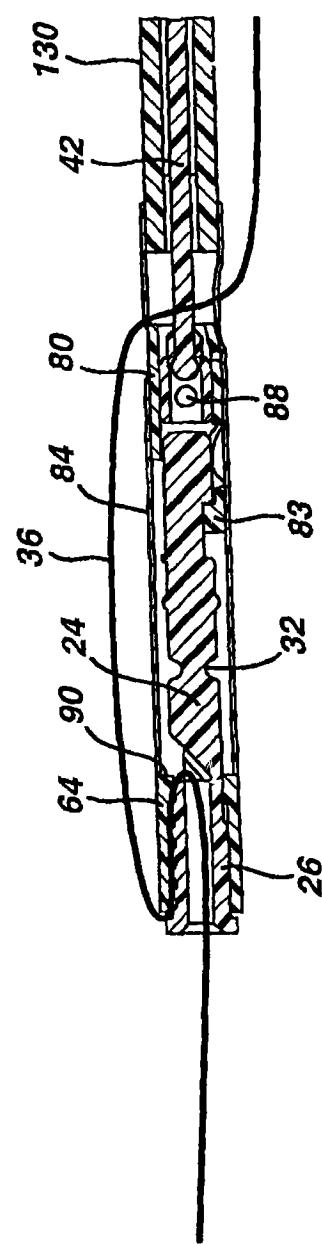


图 13

专利名称(译)	缝线锁定装置		
公开(公告)号	CN101073507B	公开(公告)日	2011-06-15
申请号	CN200710104065.0	申请日	2007-05-21
[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)	伊西康内外科公司		
[标]发明人	MJ斯托克斯 SP康伦 MD霍尔库姆		
发明人	M· J· 斯托克斯 S· P· 康伦 M· D· 霍尔库姆		
IPC分类号	A61B17/04 A61B17/94		
CPC分类号	A61B17/0469 A61B2017/0458 A61B2017/0488 A61B17/0487		
代理人(译)	苏娟		
审查员(译)	吕媛		
优先权	11/437440 2006-05-19 US		
其他公开文献	CN101073507A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种包括用于插入身体中的转接器的缝线锁定装置。所述转接器具有近端、开放的远端、和位于所述远端中并朝向所述开放的远端的内部突出的唇缘。所述装置还包括可释放地安装到所述转接器的所述远端上的打结元件。所述打结元件具有远端和近端。所述打结元件的所述近端上具有凹口。所述打结元件的所述近端插入所述转接器的所述开放的远端中，使得所述唇缘和所述凹口彼此配合以形成可释放的锁定结构。

