



## [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610073353. X

[45] 授权公告日 2010 年 1 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 100584280C

[22] 申请日 2006.3.31

[21] 申请号 200610073353. X

[30] 优先权

[32] 2005.3.31 [33] US [31] 11/095,439

[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 戴维·斯蒂芬奇克

詹姆斯·A·克拉夫特

[56] 参考文献

CN1100919A 1995.4.5

US5919199A 1999.7.6

US6015428A 2000.1.18

US5935138A 1999.8.10

审查员 高鸿姝

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 易咏梅

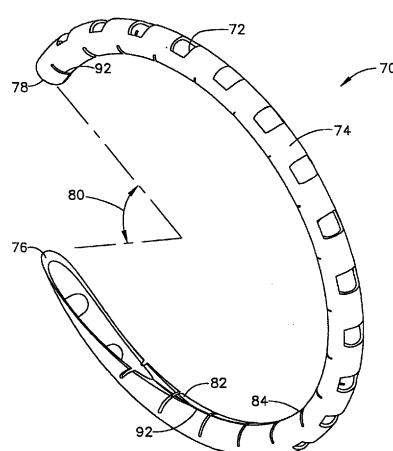
权利要求书 1 页 说明书 16 页 附图 13 页

[54] 发明名称

缝合装置

[57] 摘要

本发明披露了一种有利于组织缝合的医疗装置和方法。该医疗装置可包括弯曲的针和适于提供内窥镜缝合的装置。该装置可包括用于沿大致为弧形的路径驱动弯曲的针的针驱动器。弯曲的针可以变形以形成闭合的针结构。



1. 一种缝合针，该针具有延伸通过至少 180 度的弧的大致弯曲的构造，所述针能够在切向力作用下刺穿并穿过组织，并且所述针能够在被施加径向作用力时从开放式的第一种构造变形至封闭式的第二种构造。

2. 如权利要求 1 所述的针，其特征为，所述针延伸通过至少 270 度的弧。

3. 如权利要求 1 所述的针，其特征为，所述针包括多个可顺序变形的区段。

4. 如权利要求 1 所述的针，包括多个沿周向间隔开的切口，该切口从针的内圆周部分延伸出。

5. 如权利要求 1 所述的针，包括多个尺寸如下确定的切口，即，在所述针从第一种构造变形至第二种构造时，使所述切口封闭。

6. 如权利要求 1 所述的针，其特征为，所述针包括第二端和尖的第一端。

7. 如权利要求 1 所述的针，其特征为，所述针包括第一端和开放的第二端。

8. 如权利要求 1 所述的针，包括尖的第一端和开放的第二端，其中，在所述针从第一种构造变形至第二种构造时，尖的第一端被收纳在开放的第二端内。

9. 如权利要求 1 或 2 所述的针，其特征为，所述大致弯曲的构造是大致弯曲的管状部分。

10. 如权利要求 9 所述的针，包括一段设置在针的管状部分内的缝合材料。

11. 如权利要求 9 所述的针，包括尖的第一端和与管状部分内的内部空间连通的开放的第二端。

## 缝合装置

### 技术领域

本发明总的涉及一种医疗装置，更具体的说涉及一种用于内窥镜缝合的装置。

### 背景技术

针和缝合线在闭合组织缺陷或紧固组织中的使用是本领域中已知的。例如，美国专利 3,910,281 公开了一种缝合固定锚，其可以与针和缝合线材料一起使用。还已知在内窥镜应用中采用缝合方法。例如，US6,454,778 公开了一种用于将缝合线施加到组织上的手术器械，其包括针展开机构。

科学家和工程师们仍在继续寻找用于固定组织的改进的装置和方法，包括可以内窥镜方式和/或在开放式过程中使用的装置和方法。

### 发明内容

在一个实施例中，本发明提供了一种用于在缝合过程中使用的针。所述针具有大致弧形 C 状构造，延伸过至少大约 180 度的圆弧，并且所述针可以从第一构造（例如开口的 C 状）变形到第二构造（例如闭合构造）。

在另一个实施例中，本发明提供了一种缝合方法。该方法包括：提供一种针，所述针可以从第一构造（例如一开口构造）变形到第二构造（例如一闭合构造）；提供与所述针相关联的缝合材料；使所述针至少穿过组织一次；并且使针从第一构造变形为第二构造。

在又一个实施例中，本发明提供了一种针驱动组件，其用于接收一大致弧形的针并沿着大致弧形的路径驱动所述针。该驱动组件能够在弯曲的大致弧形的导向轨道内提供 C 状缝合针的 360 度运动，

从而可使多条缝合线通过，而不会振动，其中所述针由两个以上带齿的链轮驱动。该驱动组件可提供单手操作，这能够解放操作者的另一只手来进行组织操作。该驱动组件包括一用于使所述针变形的元件，例如可滑动的柱塞。在一个实施例中，一旦针闭合在自身上，闭合针的较小形状能够使针从驱动组件中排放出来，从而可以使针保持连接到在第一端部的缝合材料上，并用作该第一端部处的固定锚。

本发明提供一种用于缝合身体组织的设备和方法。在一个实施例中，本发明提供一种用作可拆卸地连接到在患者消化道内使用的挠性内窥镜的插入端的端部执行器的缝合机构，以止血、闭合伤口或者任何在本领域中公知的用于缝合的手术应用，而无需采用手术方式进入体腔。

(1) 本发明涉及一种缝合针，该针具有延伸通过至少大约为 180 度的弧的大致弯曲的构造，所述针能够在切向力作用下刺穿并穿过组织，并且该针可以在被施加径向作用力时从开放式的第一种构造变形至封闭式的第二种构造。

(2) 如第 (1) 项所述的针，其中，所述针延伸通过至少大约为 270 度的弧。

(3) 如第 (1) 项所述的针，其中，所述针包括多个可顺序变形的区段。

(4) 如第 (1) 项所述的针，包括多个沿周向间隔开的切口，该切口从针的内圆周部分延伸出。

(5) 如第 (1) 项所述的针，包括多个尺寸如下确定的切口，即，在所述针从第一种构造变形至第二种构造时，使所述切口封闭。

(6) 如第 (1) 项所述的针，其中，所述针包括第二端和尖的第一端。

(7) 如第 (1) 项所述的针，其中，所述针包括第一端和开放的第二端。

(8) 如第 (1) 项所述的针，包括尖的第一端和开放的第二端，

其中，在所述针从第一种构造变形至第二种构造时，尖的第一端被收纳在开放的第二端内。

(9) 如第(1)项或第(2)项所述的针，其中，所述大致弯曲的构造是大致弯曲的管状部分。

(10) 如第(9)项所述的针，包括一段设置在针的管状部分内的缝合材料。

(11) 如第(9)项所述的针，包括尖的第一端和与管状部分内的内部空间连通的开放的第二端。

(12) 本发明还涉及一种缝合方法，包括以下步骤：

提供可以从第一种构造变形至第二种构造的针；

提供与所述针相关联的缝合材料；

使所述针至少一次通过组织；以及

使所述针从第一种构造变形至第二种构造。

(13) 如第(12)项所述的方法，其中，变形步骤包括使针从开放式构造变形至封闭式构造。

(14) 如第(12)项所述的方法，包括使所述针多次通过组织。

(15) 如第(12)项所述的方法，包括使所述针通过多个组织部位，并且还包括如下所述的步骤，即，在使所述针通过多个部位的步骤之后通过牵拉缝合材料而收拢多个组织部位。

(16) 本发明还涉及一种用于缝合的医疗装置，包括：

大致为弧形的针；以及

用于收纳大致为弧形的针并且沿大致为弧形的路径驱动所述针的针驱动组件，其中针驱动组件包括这样一种元件，即该元件在支撑下从第一位置移动至第二位置，以使所述针变形。

(17) 如第(16)项所述的医疗装置，其中，所述针驱动组件包括至少一个用于沿大致为弧形的路径驱动所述针的可转动元件。

## 附图说明

图1是缝合机构的透视图，示出了一外壳、大致环形的针轨道和

驱动链。

图 2 是 C 状针的一个实施例的透视图。

图 3 是图 2 所示针的侧剖视图, 示出了容纳在所述针中的缝合材料。

图 4 是图 2 的另一侧视图, 示出了折叠以形成闭合环形固定锚的针。

图 5 是内窥镜的透视图, 示出了已连接的缝合机构的控制。

图 6 是通过透明覆板可拆卸地连接到内窥镜的缝合机构的侧剖视图。

图 7 是在缝合方法中第一步的侧剖视图, 示出用针刺穿身体组织的褶状部分, 将固定锚扣留在针孔的入口处。

图 8 是在缝合方法中第二步的侧剖视图, 示出拉动穿过第一褶状部的缝合材料。

图 9 是在缝合方法中第三步的侧剖视图, 示出了将第二褶状部抽吸入缝合机构。

图 10 是在缝合方法中的另一步的侧剖视图, 示出完成第三褶状部的缝合。

图 11 是在缝合方法中的再一步的侧剖视图, 示出环形变形以形

成另一固定锚。

图 12 是缝合方法的又一步骤的侧剖视图，示出了终止用闭合针缝合多个褶。

图 13 是缝合方法的再一步骤的侧剖视图，示出移除了内窥镜。

图 14 示出了使第二内窥镜沿着 GI 道前进。

图 15 是在缝合方法中的最终步骤的侧剖视图，示出第二内窥镜通过拉动穿过固定锚扣中的紧配合孔的缝合线的打结端部来收拢缝合的褶。

图 16 是示出了通过柔性接头连接到一手柄的缝合机构的透视图。

图 17 是示出了用于将 C 状缝合针形成为闭合环状固定锚的钳机构的透视图。

### 具体实施方式

图 1-4 示出了根据本发明的缝合机构的一个实施例。在一个实施例中，缝合机构 2 包括：外壳 4，驱动链轮 30，从动链轮 40，传送带 50，挠性驱动线缆 60，针 70（其可为可延展的、弧形的、大致为 C 状的针），缝合材料 100，可滑动的缝合材料固定锚 110，牵引线缆 118 以及柱塞 120。

如图 1 所示，外壳 4 在其中可具有一弧形的沟槽，从而形成一针轨道 6。轨道 6 的尺寸可以保持如图 2-3 所示的 C 状针 70。轨道 6 可以具有开口的 V 状、U 状、矩形、梯形或其他适合的形状，并且轨道 6 可沿圆周方向围绕针 70 的一部分延伸。在一个实施例中，轨道 6 沿圆周方向围绕针 70 延伸一不大于大约 180 度的角度。外壳 4 具有第一表面 8 和第二表面 10，他们限定在轨道 6 中的开口端 12，从而在表面 8 和表面 10 之间形成间隙。外壳 4 可由 300 系列不锈钢通过制造领域中公知的机加工方法制成，所述机加工方法例如铸造、车削、磨制以及放电加工（EDM）。或者，外壳 4 可由其他适合的生物相容性材料制成，所述生物相容性材料包括金属的和非金属的

生物相容性材料。外壳 4 为大约 0.74 英寸长、大约 0.25 英寸宽并且大约 0.55 硬度高。针轨道 6 在其根部可具有大约 0.50 英寸的直径，并具有大约 0.016 英寸的沟槽深度。开放端 12 可为大约 0.25 英寸宽。

外壳 4 还可具有分别用于容纳驱动链轮 30 和从动链轮 40 (链轮 30 和 40 可为相同或不同尺寸) 第一狭槽 14 和第二狭槽 16，以及传送带 50。链轮 30 可与轴 32 相关联，例如可通过使轴 32 刻有键槽和/或压配合；链轮 40 例如可通过刻键槽和/或压配合与轴 42 相关联。可在外壳 4 的一侧或两侧上形成轴向间隙孔 18 和 20，并且轴 32 和 42 可分别延伸穿过狭槽 14 和 16。轴 32 和 42 可大致彼此平行。

驱动链轮 30 具有第一组等间距齿 34 和围绕其圆周延伸的邻近的第二组等间距齿 36。驱动链轮 40 具有第一组等间距齿 44 和围绕其圆周延伸的邻近的第二组等间距齿 46。齿 34 和 44 可具有相同的齿距。齿 36 和 46 也可具有相同的齿距，该齿距可与齿 34 和 44 的齿距不同或相同。链轮 30 和 40 可分别为单个一体式部件，或者为了便于形成单列齿，每个链轮 30 和 40 可由用键连接在一起的两个组成元件形成。链轮 30 和 40 可由 300 系列不锈钢制成，并且齿 34、36、44 和 46 可通过导线 EDM 方法形成。每个链轮在齿根部的直径为大约 0.15 英寸。轴 32 和 42 可由 300 系列不锈钢制成，并且直径可大约为 0.077 英寸，长大约 0.325 英寸。在轴 32 和 42 的每侧上的平面可被用来形成键形状或其他非圆形状，该形状可装配入在链轮 30 和 40 中的类似形状的非圆形孔中。

传送带 50 可为围绕链轮 30 和 40 连接的连续带。传送带 50 可使用沿其长度等间距隔开的开孔 52。开孔 52 可具有与齿 36 和 46 相同齿距的间距，从而在驱动链轮 30 旋转时，传送带 50 确定地将从动链轮 40 旋转相同的量。传送带 50 可由任何适合的生物相容性材料制成，所述生物相容性材料包括但不限于非金属材料或金属材料，例如 300 系列不锈钢。在一个实施例中，传送带的厚度为大约 0.002 英寸，宽度大约为 0.072 英寸，并且长度为大约 1.65 英寸。

图 1 示出了定位成与驱动链轮 30 的轴 32 协作的可扭转的挠性线

缆 60。线缆 60 可包括一套环 (collar) 62，该套环为了组装目的而可拆卸地连接到轴 32，但在组装时例如通过销、键或者压配合以可旋转的方式连接到轴 32，因而当线缆 60 围绕其轴线旋转时，轴 32 转动，从而导致链轮 30 转动，由此驱动所述带 50 沿着与链轮 30 相同的方向和速度旋转链轮 40。线缆 60 具有大约 0.09 英寸的直径，可由任何适合的材料形成，包括但不限于类似速度计线缆的 300 系列不锈钢线缆，因而弯曲刚度较低而扭转刚度较高。在外壳 4 中的转动和滑动部件的润滑可采用任何适合的润滑剂来完成，包括但不限于特氟隆涂覆层、肥皂或矿油。

图 2-4 示出了根据本发明一个实施例的弧形的、大致 C 状缝合针 70。所示出的针 70 大致为具有基本上为环形横截面的弯曲的中空管形状，在其外圆周 74 上具有等间距开孔 72。针 70 具有锐利端部 76 和由间隙 80 隔开的后端 78。开孔 72 可具有与齿 34 和 44 的齿距相同的间距，从而驱动链轮 30 和从动链轮 40 均与针 70 的开孔 72 接合，以使其在轨道 6 中旋转。两个链轮接合针 70，从而在弧形间隙 80 经过另一链轮时始终有一个链轮保持接合。因此，链轮 30 和 40 的间隔可以比间隙 80 大。间隙 80 大约为针圆周的大约 60 度，或者在一个实施例中，大约为 0.25 英寸。针 70 具有大约 0.50 英寸的外径。

图 3 示出了具有内圆周 82 的针 70。围绕内圆周 82 的是基本上等间距隔开的切口 84，所述切口大致沿径向向外延伸。切口 84 以交错方式间隔在开孔 72 之间，以沿着针 70 形成均匀的弯曲刚度。针 70 可被形成为具有如下的总弯曲刚度，该刚度能够使针在变形最小的条件下在切向作用力 86 作用下穿透身体组织，但在如图 4 所示施加一径向作用力 88 时可按需要永久变形为一闭合环 90。切口 84 的形状和尺寸在针 70 变形为一闭合环 90 时可基本上闭合。一些切口 84 在其他切口 84 闭合之前闭合。在一个实施例中，切口 84 可以大致一次一个的顺序方式闭合，因而当一个切口闭合时，在针中的该点处的刚度增加，并且邻近切口继续闭合。针的曲率、针的材料、

其管状壁的厚度、切口的尺寸和间隔可根据需要变化，从而提供需要的针 70 的总刚度。当针变形为一闭合环 90 时，他形成一缝合固定锚，如下所述。

在一个实施例中，针 70 可具有直径大约为 0.032 英寸的大致管状横截面，并且由厚度为大约 0.002 英寸的 300 系列不锈钢片材制成。所述片材可以被包绕、滚压或用其他方式形成，以提供一在内圆周 82 处具有对接边缘 92 的管，如图 2 清楚地示出的。在所示的实施例中，不焊接或以其他方式连接对接边缘 92。通过导电 EDM 方法在针 70 中形成开孔 72 和切口 84。切口 84 可以为大约 0.001 至大约 0.10 英寸宽，深大约 0.010 至 0.020 英寸。在一个实施例中，切口 84 可以为大约 0.002 英寸宽，深大约 0.016 英寸。对于缝合机构 2 的针组件，针 70 可以略微扭转以形成螺旋形状，从而逐渐地进入轨道 6 中，而不会使针 70 永久变形。

图 3 示出了在其中空管状体中具有大约一英寸长的缝合材料 100 的针 70。材料 100 可以为例如直径为 0.005 英寸的聚丙烯单丝，或者一次或多次地折叠至自身的机织索。材料 100 包括前端 102 和尾端 104 以及折叠部 106。在材料 100 已经插入针 70 之后可以通过针 70 的弯曲翼片 94 将前端 102 导入针 70 中。针 70 包括另一个小片 96，该小片 96 朝针尖 76 向内弯曲大约 45 度并且位于后端 78 附近。小片 96 的尺寸和形状设定为捕获开孔 72（例如如图 4 所示的最靠近针尖 76 的开孔），以便在针 70 折叠以形成闭合环 90 时防止针尖 76 从后端 78 缩回。

尾端 104 与可滑动固定锚扣 110 相关联，并且固定锚扣 110 在尾端 104 上滑过，并且正好在可滑动固定锚 110 的外侧处在尾端 104 上打结 108。当针 70 在外壳 4 的轨道 6 中滑动时，结 108 保持固定锚 110 抵靠针 70 的后端 78。使固定锚 110 成形为能够与针 70 一起通过轨道 6。固定锚 110 可由厚度大约为 0.03 英寸的 300 系列不锈钢制成。固定锚 110 可包括孔 112，缝合材料 100 穿过该孔。孔 112 可被构造为向缝合材料 100 提供单向运动。例如，孔 112 可被构造

为提供围绕缝合材料 100 的紧密配合, 或者, 孔 112 包括一向着在固定锚 110 的侧面 116 处的锋利边缘 114 的内锥度, 从而材料 100 只能沿着一个方向从固定锚 110 的相对侧向着侧面 116 滑动穿过固定锚 110。这使固定锚 110 能够收拢身体组织的褶, 如后所述。

外壳 4 可以设有延伸进入轨道 6 的开口, 链轮 30 和 40 的数个齿 34 和 44 延伸通过该开口, 以与针 70 的开孔 72 接合。外壳 4 还具有外端面 26 以及从端部 26 向着针轨道 6 延伸的径向延伸开口 29。开口 29 可具有矩形 (或其他非圆形) 形状, 以用作带有具有矩形 (或其他非圆形) 形状的轴的柱塞的导向件, 从而防止柱塞 120 在孔 29 中旋转。或者, 孔 29 可为具有键槽的圆形, 并且柱塞 120 具有带有突出到键槽中的键的圆轴。

柱塞 120 包括第一端 122 和第二 T 型端 124。第一端 122 包括形状类似于针轨道 6 的凹槽, 从而在柱塞 120 处于其缩回位置时端部 122 能够与轨道 6 对准并用作轨道 6 的一部分。T 型端 124 可被连接到线缆 118, 可拉动该线缆 118 来致动柱塞 120 从其缩回位置至其施加径向力闭合针 70 的位置, 如后所述。柱塞 120 可由 300 系列不锈钢形成。在一个实施例中, 柱塞 120 可以被支撑, 以通过不锈钢牵引线缆 118 从缩回位置向展开位置运动大约 0.25 英寸。牵引线缆 118 直径大约 0.012 英寸, 并且包括用于拉伸载荷的传统的铁丝网线缆。为了平衡载荷, 线缆 118 包括叉状或分开的绳线部分, 以便被连接到 T 型端 124 的任一端, 并且如图 1 所示, 牵引线缆 118 的分开的两半途经沿着外壳 4 的相对侧面。外壳 4 包括位于端部 26 处的环形凹槽, 该凹槽以孔 29 为中心。该环形凹槽能容纳压缩弹簧 126。压缩弹簧 126 围绕柱塞 120 设置, 以在未拉动牵引线缆 118 时偏压在缩回位置的柱塞 120。如果需要, T 型端 124 的一部分在牵引线缆 118 被拉动时可用作止挡件 (例如通过抵靠外壳端部 26 的一部分), 从而针 70 不会超过所需进一步变形, 以形成闭合环 90。

图 4 示出了变形成闭合的环 90 的针 70。尖端 76 在图中被设置在管状针 70 的端部 78 中。可以如此地选择形成管状针 70 的材料的

壁厚，即，使管状针 70 具有足够的弹性以允许识别靠近端部 78 的边缘 92，以便容纳尖端 76 的锥形外表面。因此，尖端 76 套装在端部 78 内，并且保护身体组织免于与尖端 78 进一步接触。缝合材料 100 的前端 102 保持刚超出套装的尖端 78 地束缚在针 70 上，而仍然与缝合材料 100 相连的闭合环 90 在缝合材料 100 的前端 102 处形成一个固定锚。

参考图 5-13，图中所示的内窥镜 130 装配有缝合机构 2，并且用这些图来说明使用内窥镜 130 的方法。图 5 示出了具有以下组成部分的内窥镜 130，即该内窥镜 130 具有手柄 132，带有远端 136 的弹性体 134，灯 138，绞合线缆护套 140，真空源 141，牵引线缆护套 142，摄像机 143 和透明覆板 160。弹性体 134 可以包括四个分开的贯通通道。在远端 136 处可以看到作为工作通道的第一通道 144，第二通道 146，第三通道 148 和第四通道 150。绞合线缆护套 140 可以从邻近手柄 132 的位置延伸出并延伸通过弹性体 134 的第一通道 144，到达其将在该处终止的远端 136。固定地连接在驱动链轮 30 的轴 32 上的绞合线缆 60 可以延伸通过护套 140，到达扭转手柄 152。扭转手柄 152 能够可拆卸地连接在线缆 60 上，以用于手动地操作缝合机构 2 的驱动链轮 30。

牵引线缆护套 142 可以从靠近手柄 132 的位置延伸出，沿着侧护套 140 通过弹性体 134 的第一通道 144，延伸到它将在该处终止的远端 136。牵引线缆 118 可以通过护套 142 延伸至拉动手柄 154。拉动手柄 154 能够可拆卸地连接到线缆 118 上，以用于手动操作缝合机构 2 的柱塞 120。可以通过一个或多个延伸通过第二和第三通道 146 和 148 的光纤从灯 138 发射光线。摄像机 143 可以定位在远端 136 处并且可以在操作上与从手柄 132 延伸通过第四通道 150 的线圈相连。真空源 141 可以在远端 136 处例如通过与在内窥镜中的一条或多条通道连通而提供真空。例如，真空源 142 可以与第一通道 144 流体连通。

内窥镜 130 可以具有至少大约为 40 英寸的长度，并且直径大约

为 0.55 英寸。透明的覆板 160 可以由透明的聚碳酸酯制成并可以具有大约为 0.75 英寸的外径和大约为 2 英寸的长度。覆板 160 可以适于例如通过压配合而能够可拆卸地安装在内窥镜 130 的端部上，以防止覆板相对于内窥镜转动。或者，可以采用位于覆板和内窥镜之间的紧密地硅橡胶垫圈。覆板 160 具有位于缝合机构 2 的轨道 6 的开放端 12 附近的开口 162。当致动真空源 141 时，在开口 162 处产生吸力，从而能够为了缝合而将身体组织的一个褶拉入针 70 的通道。

开口 162 可以大约为 0.25 英寸宽（平行于内窥镜的纵向轴线测量时），并且开口 162 可以围绕覆板 160 的圆周延伸大约 120 度。覆板 160 可以用透明材料制成，从而灯 138 照亮将要缝合的身体区域，而且摄像机 143 将该区域的图像传送给内窥镜的操作者。

图 6 示出了覆板 160 和缝合机构 2 的横截面图。该视图显示出针 70 在轨道 6 中与链轮 30 和 40 接合，以使针转动经过覆板 160 上的开口 162。机构 2 可以在链轮轴 32 和 42 处由覆板 160 支撑。例如，可以将轴 32 和 42 支撑在形成于覆板 160 上的轴颈中。柱塞 120 在图中处于收回位置，抵靠覆板 160 的远端突出部的内表面。

图 7-13 示出了利用内窥镜 130 和缝合机构 2 在人消化道 170 中缝合身体组织的方法。图 7 显示出将身体组织的第一个褶吸入开口 162 中的第一步骤。

图 8 显示出第二步骤，其中致动绞合线缆 60 以驱动针 70 通过褶 172 几乎转动 360 度，在褶 172 的入口点 174 处留下固定锚扣 110，同时从针 70 部分地抽出缝合材料 100。

图 9 显示出将内窥镜 130 移动到消化道 170 的邻近区域的第三步骤，在该区域将第二褶 180 吸入开口 162，以便开始第二个缝合。固定锚 110 保持在第一个缝合的褶 172 的点 174 处，并且从图中显示出进一步地从针 70 抽出缝合材料 100。

图 10 示出另一种缝合方法的步驟，其中将体组织的第三褶 190 吸入开口 162 中，然后，针 70 绕轨道 6 转动第三褶，以将缝合材料 100 拉过第三褶 190。

图 11 示出另一步骤，其中利用牵引线缆 118 推动柱塞 120，以将针 70 封闭在它其本身上，从而形成闭合环 90。在封闭针 70 的缺口 84 的过程中，缝合材料 100 被挤压到它已从中撤出的缺口内。这样，不会再有材料撤出，并且闭合环 90 成为一个固定锚，它位于缝合材料 100 的一端。不管针 70 是否处在针轨道 6 内的可转动位置，它都可能会被卷曲。因此，当针与组织静接合时或在它穿过组织时，可能会被卷曲。在这些图中，示出的闭合环 90 形成在体组织外部。另外，外科医生在处理时，可将针 70 用针静接合组织将其封闭。

图 12 示出缝合方法的另一步骤，该步骤中，柱塞退回。当针本身封闭，以形成针环 90 时，其尺寸减小到足以使针环 90 从轨道 6 的开口端 12 和覆板 160 的开口 162 落下的程度。闭合环 90 的直径可约为 0.25 英寸。该闭合环也可从缝合装置 2 横向地释放。当牵引线缆 118 释放时，弹簧 126 使柱塞 120 回到其预定位置。

图 13 示出从消化道 170 中取出的内窥镜 130、处在缝合材料 100 一端的闭合环 90、处于另一端的固定锚扣 110 及宽松地穿过三个褶 172,180 和 190 的缝合材料 100，这些褶趋向于展平并使结 108 在消化道 170 内的方向朝内。

图 14 示出通过引入第二内窥镜 200 将三个褶聚在一起的最后步骤，该内窥镜具有末端 202 和常规的钳子 210。利用一根拉线或牵引线缆将钳子 210 连接到操作柄上。钳子 210 可被致动并钳住缝合材料 100 尾端 104 上的结 108，并使结 108 通过内窥镜 200 内的通道缩回，同时利用内窥镜 200 的末端 202 使固定锚扣 110 保持在原位。为了防止固定锚扣 110 进入内窥镜 200 中的通道，可按一定尺寸制成固定锚扣 110，以防止固定锚扣 110 进入钳子 210 工作的通道。当结 108 和固定锚扣 110 被释放时，由于固定锚扣 110 和缝合材料 100 之间的紧配合，使固定锚扣与聚合的褶一起保持在原位。另外，在固定锚扣 110 的侧部 116 的锋利边缘 114 与材料 100 接合并从而可防止材料通过固定锚扣 110 反向运动。

参照图 16，该图示出一个缝合装置 212，它通过一个旋转接头

216 连接到手柄 214 上。在手柄一端上的缝合装置的手动操作使外科医生能可控地将一根弧形针刺入体组织内。外科医生也可向后运针，这样，如果针部分地刺入组织，则可将其撤出，如果需要，可在组织上重新定位。手柄 214 可用刚性医用级塑料或 300 系列的不锈钢制作。旋转接头 216 用外科手术级不锈钢制作。

缝合装置 212 具有一个外壳 218、一个主动链轮 230、一个从动链轮 240、一个传送带 250、一个可扭柔性线缆驱动器 260，一个延展性 C 状针 270、缝合材料 300 和一个可滑动缝合材料固定锚 310。缝合装置 212 除了没有针封闭柱塞 120 和没有用于将组织提升到针 270 的路径内的真空源 141 外，与缝合装置 2 相同。C 状针 270 除了尖端 276 和后端 278 被大间隙 280 隔开(如上所述)外，与针 70 相同。缝合装置 212 不会像缝合装置 2 用于内窥镜 130 时的情况那样，尺寸受到限制。

在图 16 中，外壳 218 内具有构成针轨道 220 的弧形槽。轨道 220 采用能保持 C 状针 270 的尺寸，类似于保持针 70 的轨道 6。外壳 218 具有位于轨道 220 内的开口端 222，类似于轨道 6 内的开口端 12，开口端用于为组织进入针 270 的路径提供间隙。外壳 218 可用 300 系列的不锈钢通过制造领域中常规的加工方法如铸造、旋削、铣削和放电加工(EDM)等制成。

外壳 218 可以约为 0.74 英寸长，约 0.25 英寸宽和约 0.55 英寸高。针轨道 220 在其根部的直径可以约为 0.50 英寸，槽深可约为 0.016 英寸。开口端 222 的宽度可约为 0.25 英寸。链轮 230 可具有一个花键配合和/或压配合轴 232，并且链轮 240 可具有一个花键配合和/或压配合轴 242。轴 232 和轴 242 可基本上相互平行。

主动链轮 230 可具有绕其圆周延伸的第一组等间距齿 234 和第二组相邻等间距齿 236。从动链轮 240 可具有绕其圆周延伸的第一组等间距齿 244 和第二组相邻等间距齿 246。齿 234 和 244 可具有通用的齿节，并且齿 236 和 246 也可具有通用的齿节，但可以与齿 234 和 244 的齿节不相同，也可相同。链轮 230 和 240 可以是单一的零

件或是用键接合在一起的、以便于形成单排齿的两个部件。链轮 230 和 240 可用 300 系列不锈钢制成，齿 234,236,244 和 246 可用导线 EDM 方法制成。各链轮在齿根部的直径可约为 0.15 英寸。轴 232 和 242 可用 300 系列不锈钢制成，其直径可约为 0.077 英寸，长可约为 0.325 英寸。

传送带 250 可以是绕链轮 230 和 240 延伸的环形带。传送带 250 可包括沿其长度等间距分布的孔 252。孔 252 可以与齿 236 和 246 具有的齿节，从而在主动链轮 230 旋转时，传送带 250 准确地以相同的量带动从动链轮 240 旋转。传送带 250 可用 300 系列不锈钢制成，其厚度可约为 0.002 英寸，宽度约为 0.072 英寸，长度约为 1.65 英寸。

图 16 示出可扭柔性线缆 260，在为其定位时，使它与主动链轮 230 的轴 232 接合。线缆 260 可包括一个套圈 262，为了装配目的，它可拆除地连接到轴 232 上，但在装配时，可利用销、键或压配合旋转地固定住，从而传送带 250 可以与链轮 230 相同的方向和速度带动链轮 240 旋转。线缆 260 的直径可约为 0.09 英寸，并可用 300 系列的不锈钢绳制成，这种钢绳类似于速度计线缆，它具有较低的弯曲刚度，但具有较高的扭曲刚度。旋转和滑动的不锈钢部件在外壳 218 内的润滑可用任何适当的润滑剂来实现，包括(但不局限于)特氟隆(teflon)涂层、肥皂或 Vaseline 牌材料。

图 15 还示出 C 形缝合针 270。针 270 可以是弯曲的中空管状结构，该结构具有大体上为环形的断面，并具有透过其外圆周的等间距的孔 272。针 270 具有一个尖端 276 和一个通过间隙 280 与尖端 276 隔开的相对的第二端 278。孔 272 可具有与齿 234 和 244 相同的齿节，这样，主动和从动链轮 230 和 240 都与针 270 的孔 272 接合，从而使针在轨道 220 内转动。两个链轮与针 270 接合，从而当间隙 280 通过另一链轮时，使一个链轮总是处于接合状态。链轮 230 和 240 沿轨道 220 成角度地隔开的距离大于间隙 280。间隙 280 可约为针圆周的 60 度，或约为 0.25 英寸。针 270 的外径约为 0.50 英寸。

外壳 218 具有牢固地固定的旋转接头 216。与现有技术中的相同，旋转接头 216 为球形或半球形或圆柱形表面 215，该表面具有与表面 215 相接合的并且形状与之相对应的配合表面 217，从而可在两表面之间进行滑动，最好是以可调节的磨擦力进行滑动，以便一旦确立旋转位置之后，保持住该位置。旋转接头 216 也牢固地连接到手柄 214 上，使缝合装置 212 可相对于手柄 214 旋转。这种旋转可在与体组织接触前靠手动实现，或在手动地扭转和/或倾斜手柄 214 的同时压缝合装置 212，使其紧靠体组织来实现。另外，也可将一个操纵杆或其它机构连接到手柄 214 上，以相对于手柄 214 改变缝合装置的方向。

线缆 260 可通过旋转接头 21 走线并进入手柄 214，或者，如果需要的话，可沿手柄 214 的侧面走线，如图 16 所示。除了没有使用真空外，缝合装置 212 的操作类似于缝合装置 2 在图 8-10 中所示步骤的操作。外科医生可不通过真空来将组织提升到开口端 222 内，而是通过手动将组织提升到开口端 222 内，或采用另一种方式，即：将外壳 218 的开口端 222 压在体组织上，以使组织定位在针 270 的路径内。可通过手动来扭曲线缆 260，同时外科医生将手柄 214 固定住，以使针 270 定位。

针 270 的结构与针 70 相类似。但是，由于想将其用于消化道外（在这里容易接近缝合材料），所以缝合材料 100 的长度可以或不可以包含在针 270 内。另外，针 270 可以或不可以卷曲，以形成一个封闭的环。另外，可将针取下，并且缝合材料可靠手工系住。在一个实施例中，针 270 类似于针 70 并可被封闭，以形成一个固定锚。在该实施例中，与针 70 类似，针 270 具有从其内圆周向外径向延伸的缺口，它们能使针 270 卷曲。但是，用一个独立的手动操作的扁嘴钳 320 取代在缝合装置 2 中使用的柱塞 120，如图 17 所示，它可在针从缝合装置 212 上取下后，用于使针 270 形成封闭的环 330。不卷曲的针 270 可以被“扭曲”或被外科医生用另一种方法稍微变形，以将其从缝合装置 212 的轨道 220 中取下。

在另一个实施例中，针 270 在其中空的管体中具有大约一英寸长的缝合材料 300。材料 300 材料可以为直径约为 0.005 英寸的聚丙烯单丝，或者一次或多次地折叠至自身的机织索。材料 300 包括与折叠和连接到针 70 的材料 100 类似的连接到针 270 的前端 102。材料 300 包括尾端，可滑动的锚固钮 310 定位在尾端上，并且与锚固钮 110 和具有结 108 的材料 100 相似，正好在可滑动固定锚 310 的外侧仔尾端上打一个结。固定锚 310 被形成为能够与针 270 一起通过轨道 220。固定锚 310 可由厚度大约为 0.03 英寸的 300 系列不锈钢制成。固定锚 310 可包括适于允许缝合材料 300 基本上沿单向通过的孔。

虽然已经通过几个实施例示出了本发明，但申请人的目的并不是要将随附的权利要求的精神和范围限制或局限于这样的细节。本领域技术人员在不背离本发明的范围的条件下可获得大量的其他变化方案、改变和替代方案。而且，与本发明相关的每个元件的结构可替换的描述为用于提供由该元件执行的功能的部件。要理解的是，前述的说明以例子的方式提供，本领域技术人员在不背离随附的权利要求的范围和精神的条件下可以得到其他修改方案。

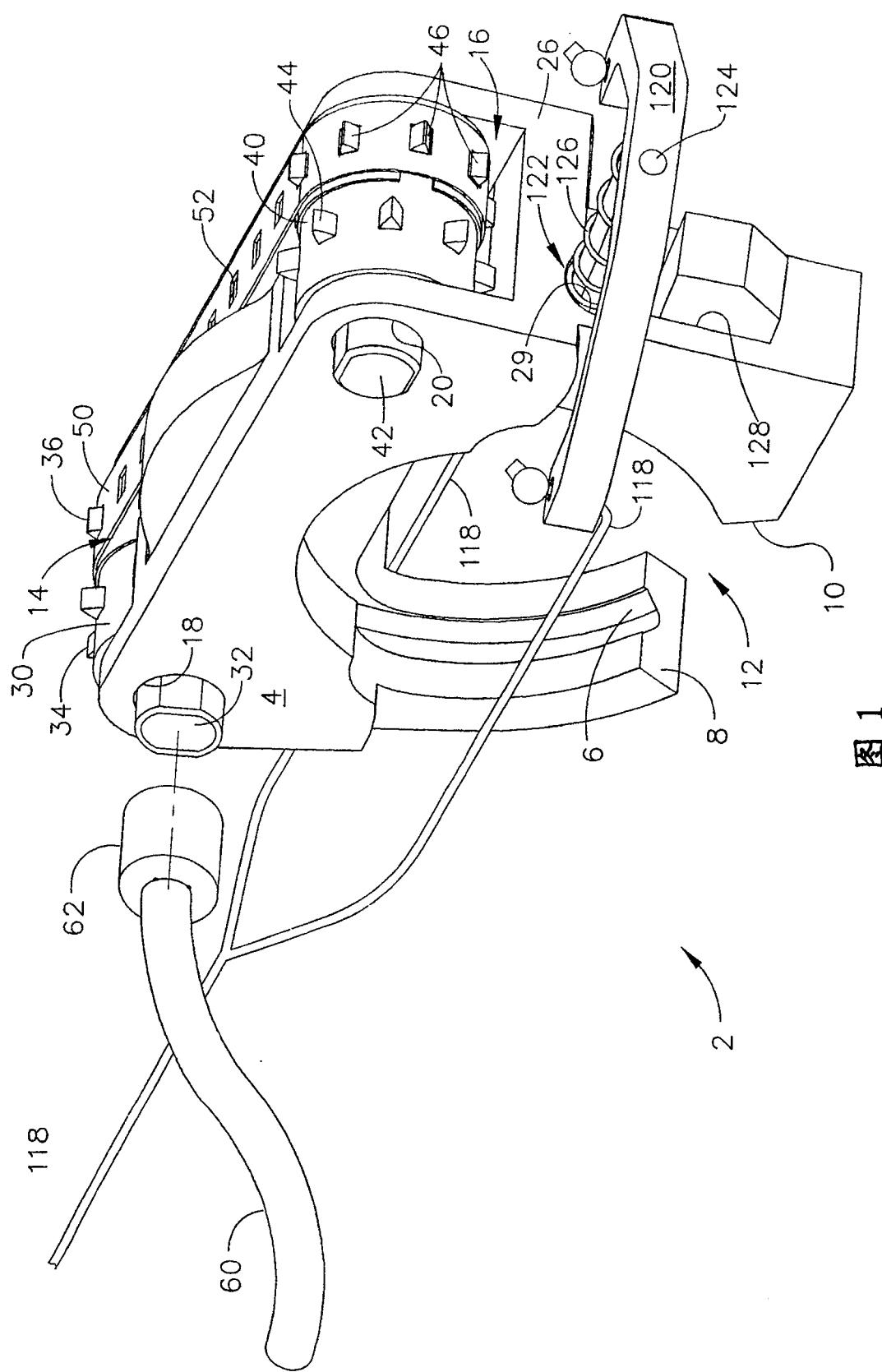


图 1

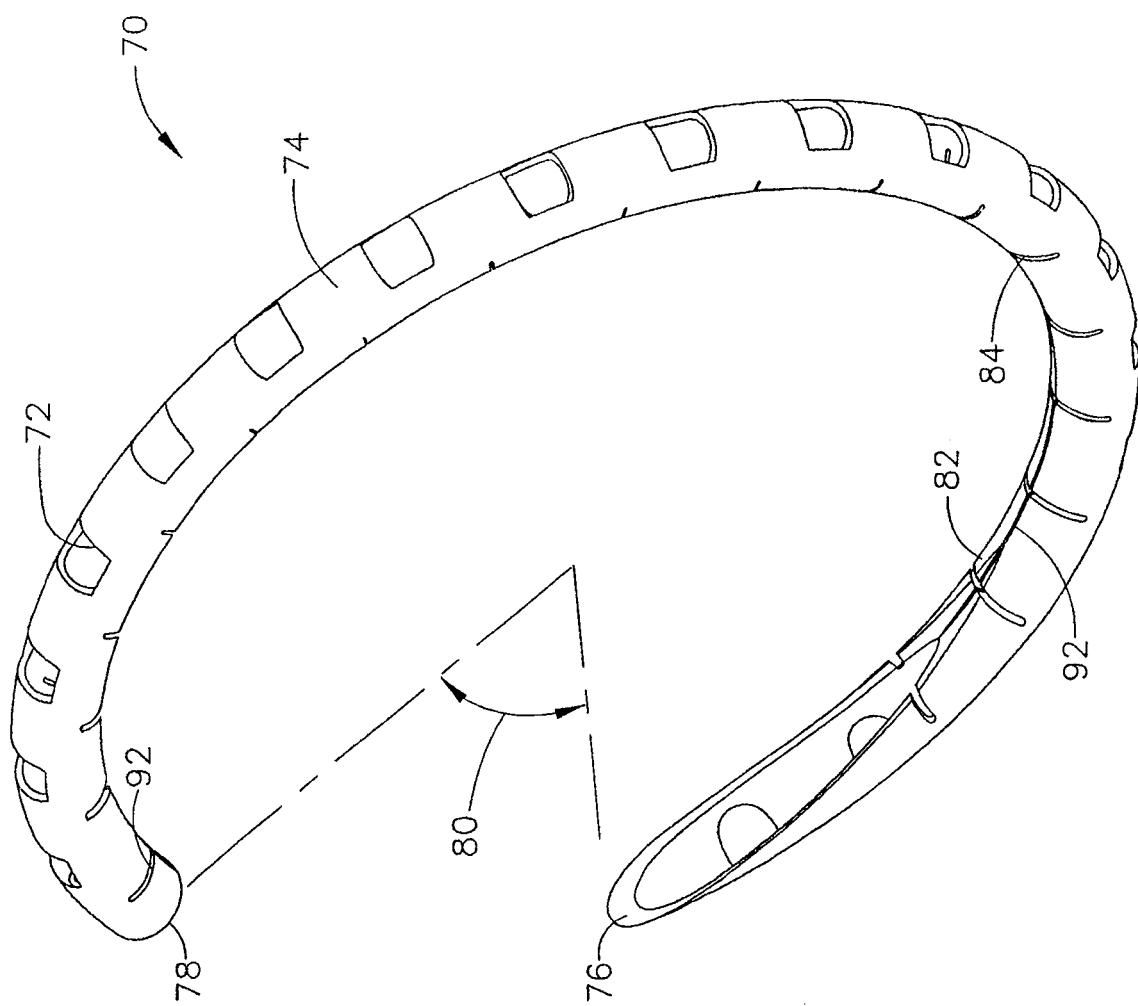
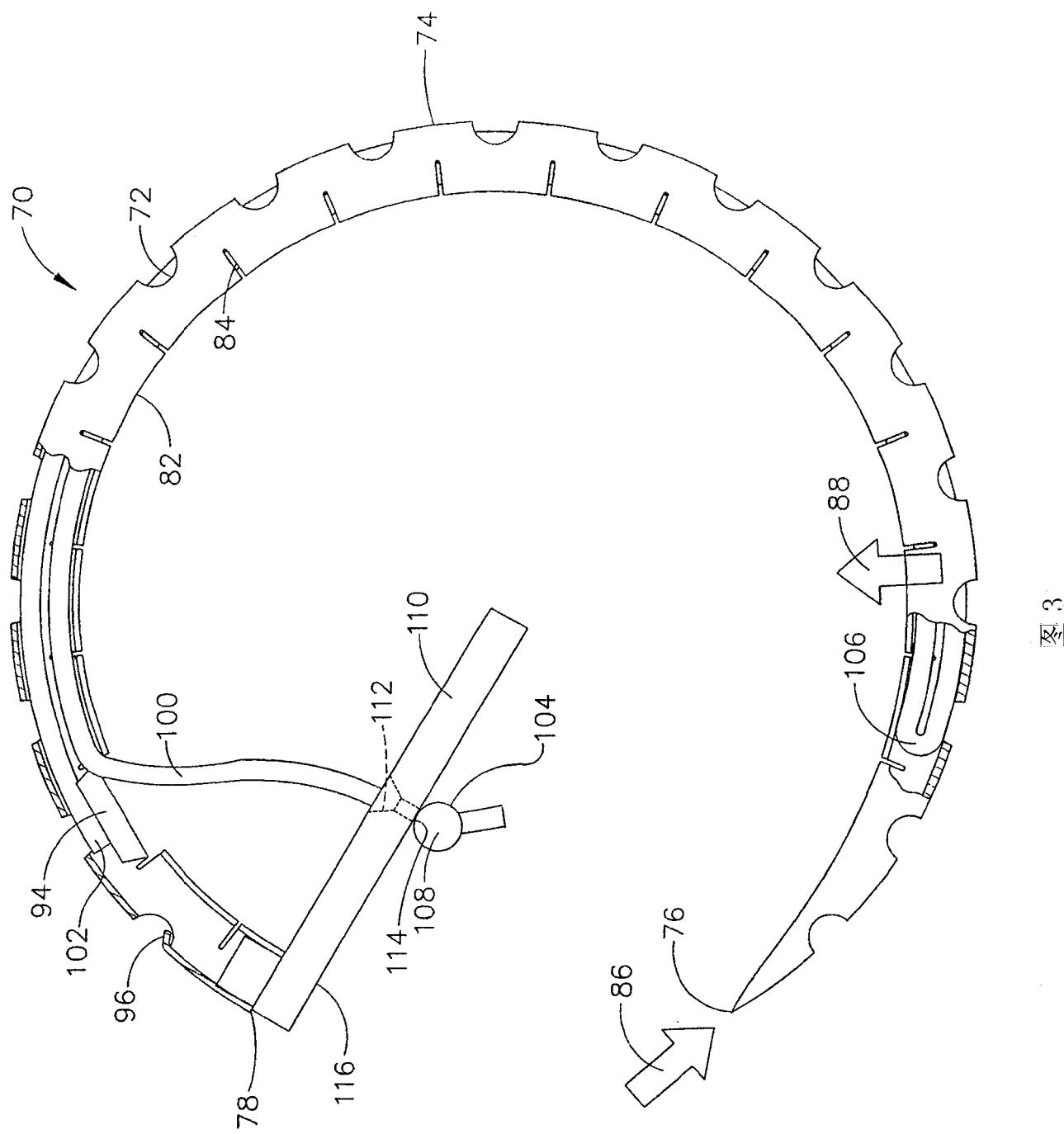


图 2



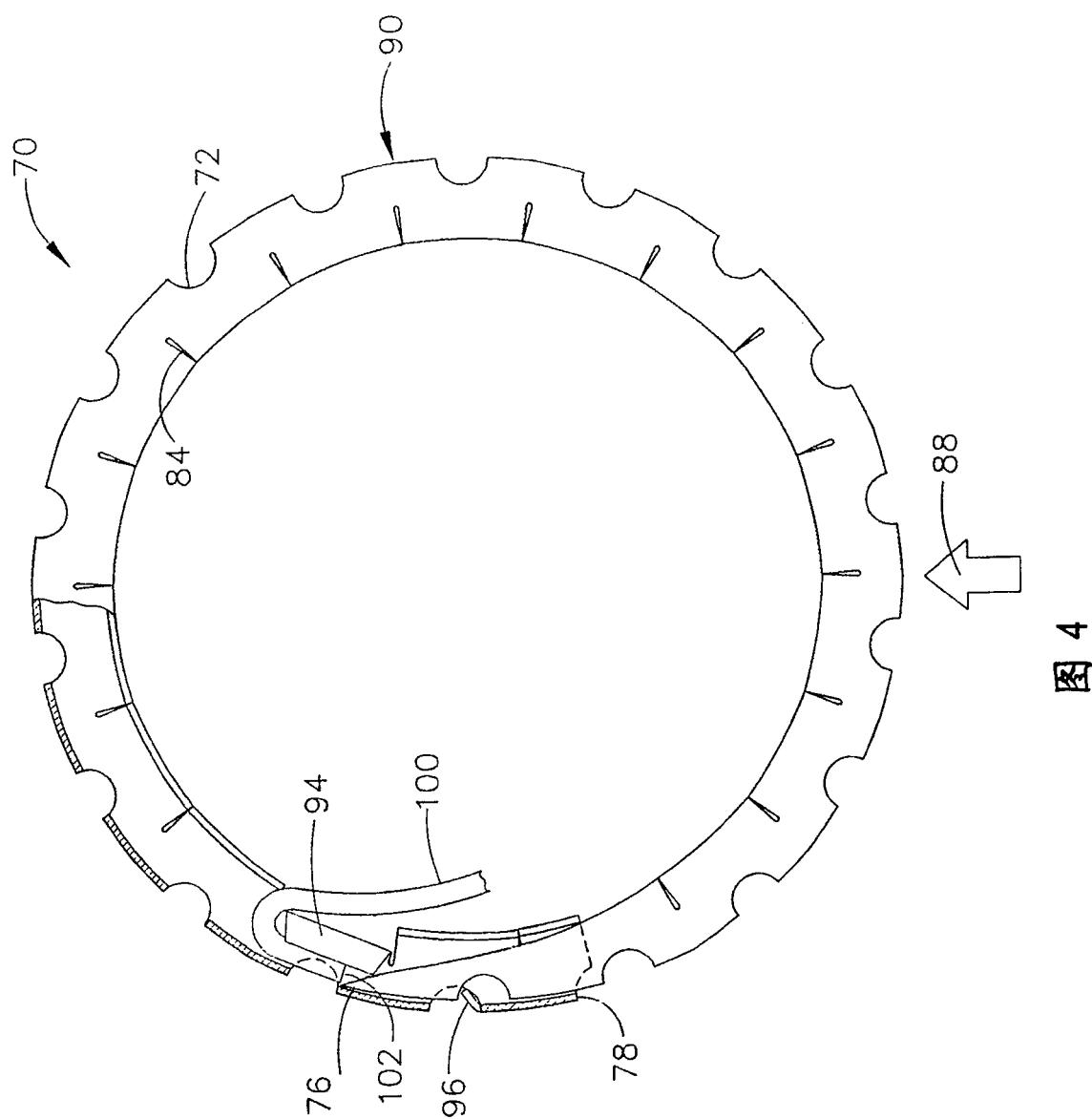


图 4

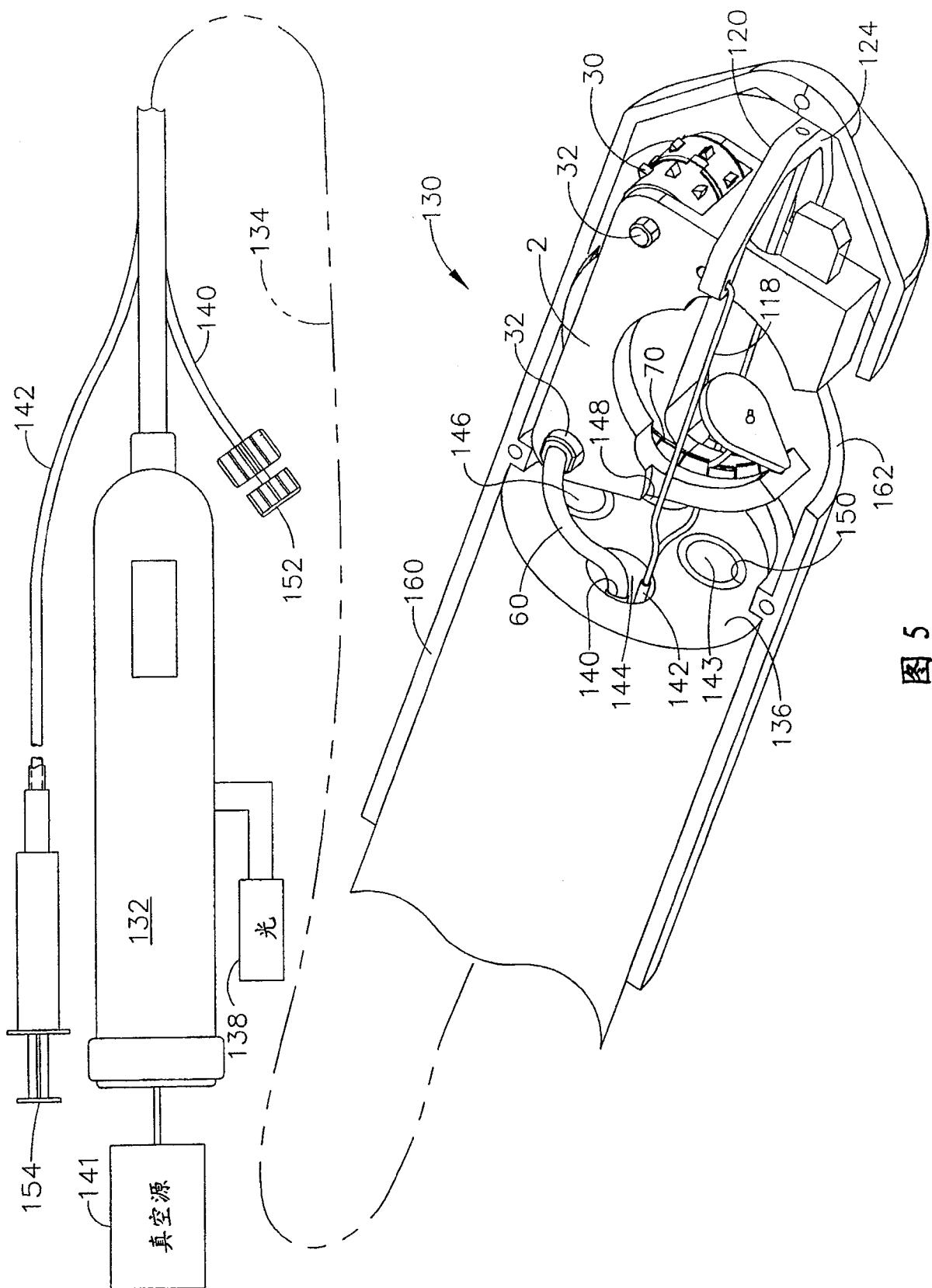


图 5

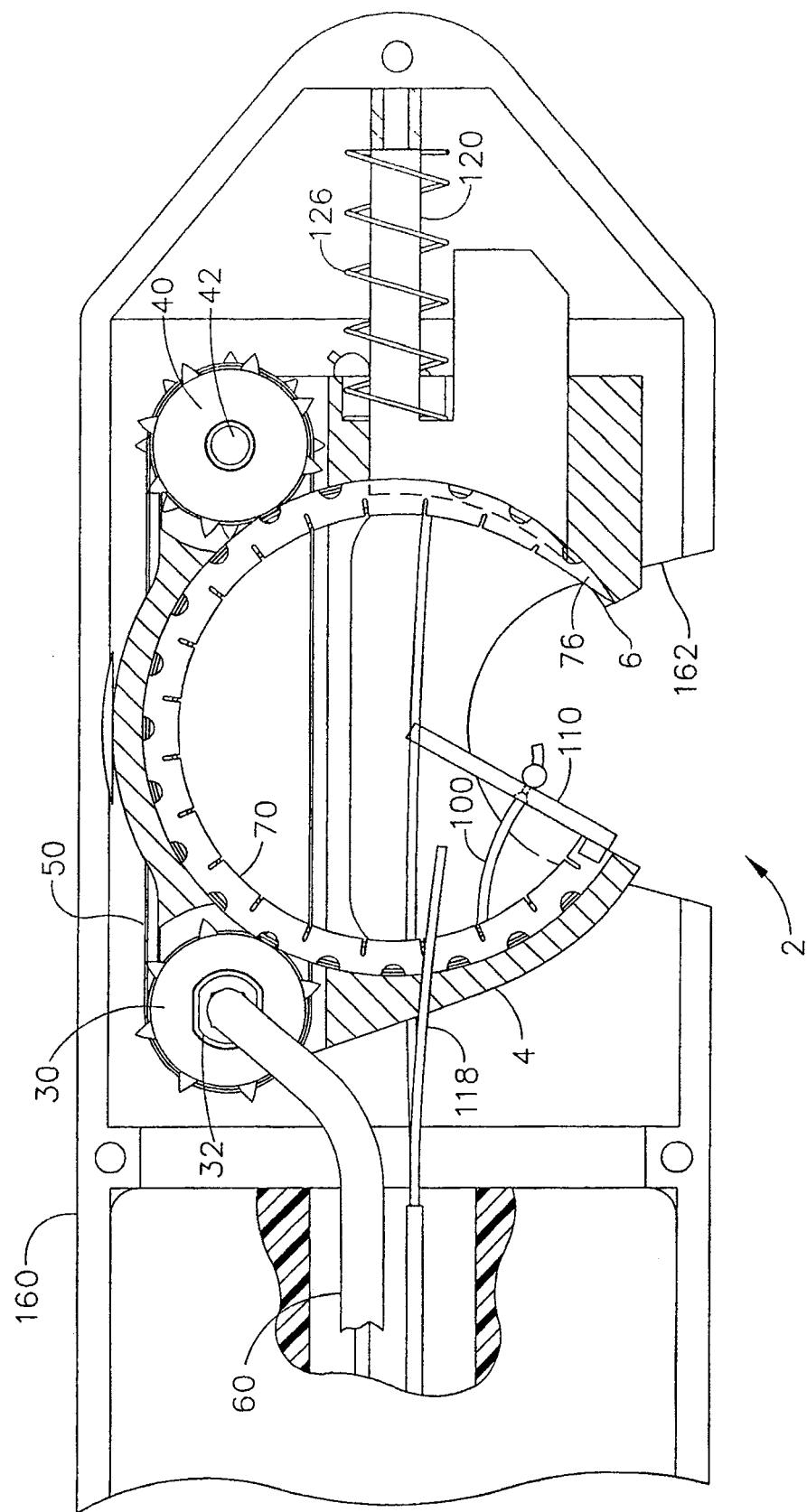


图 6

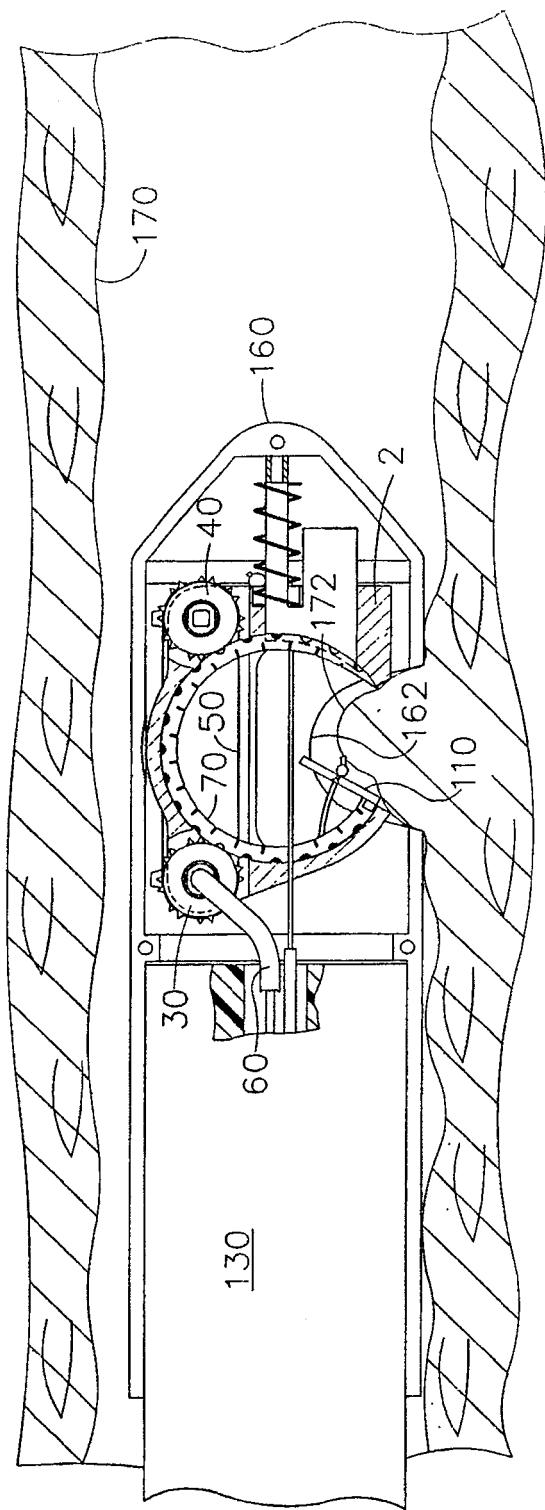


图 7

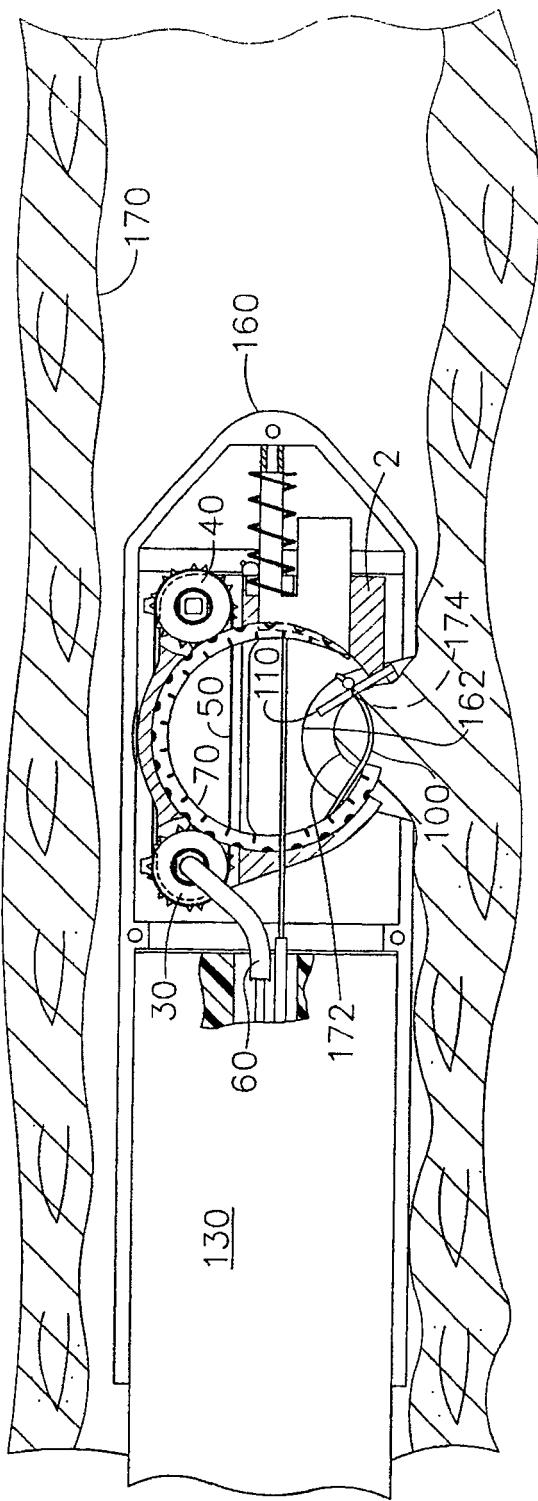


图 8

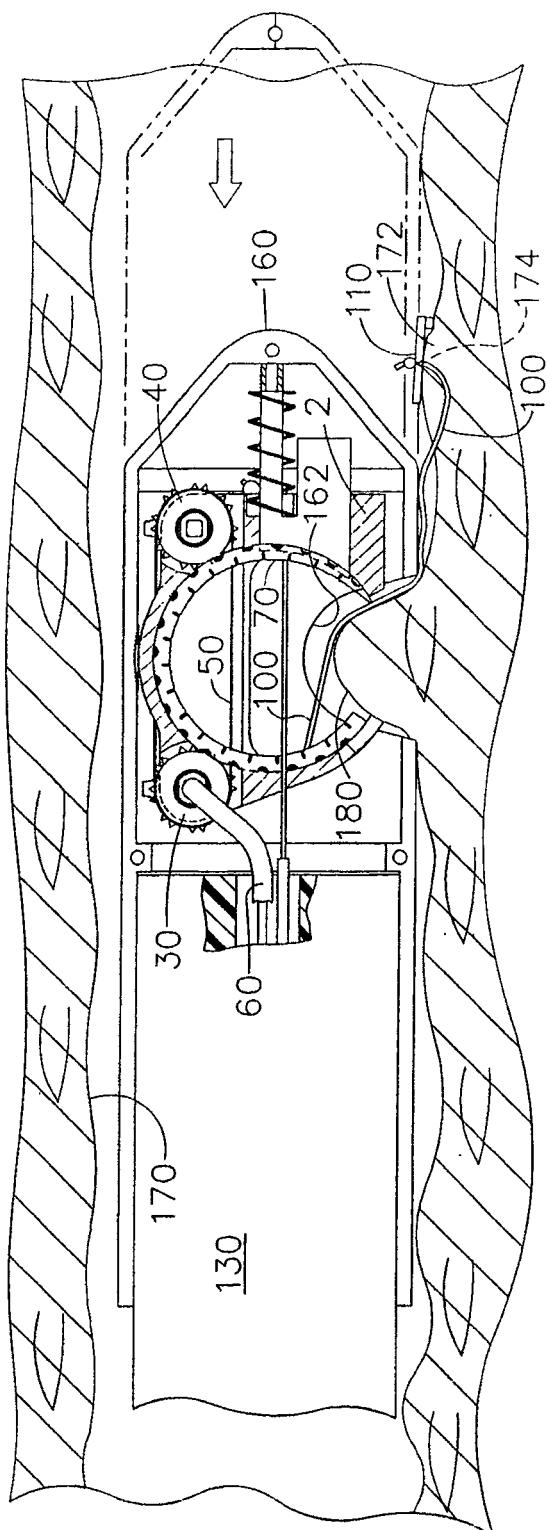


图 9

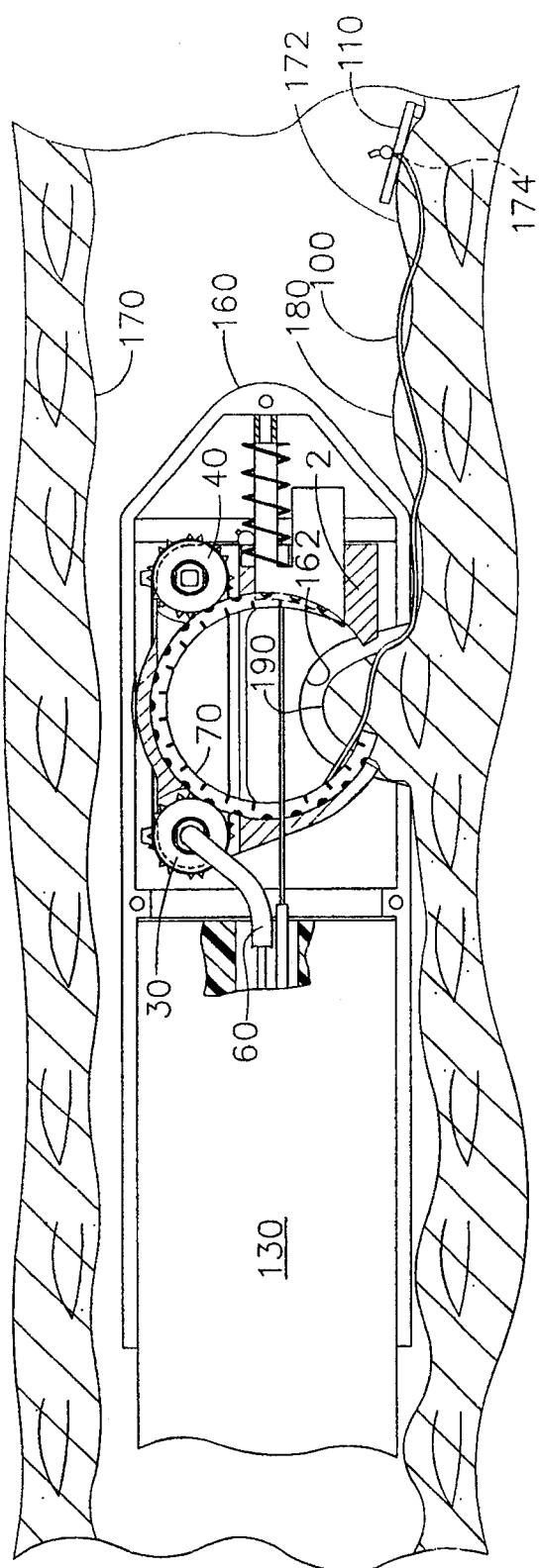


图 10

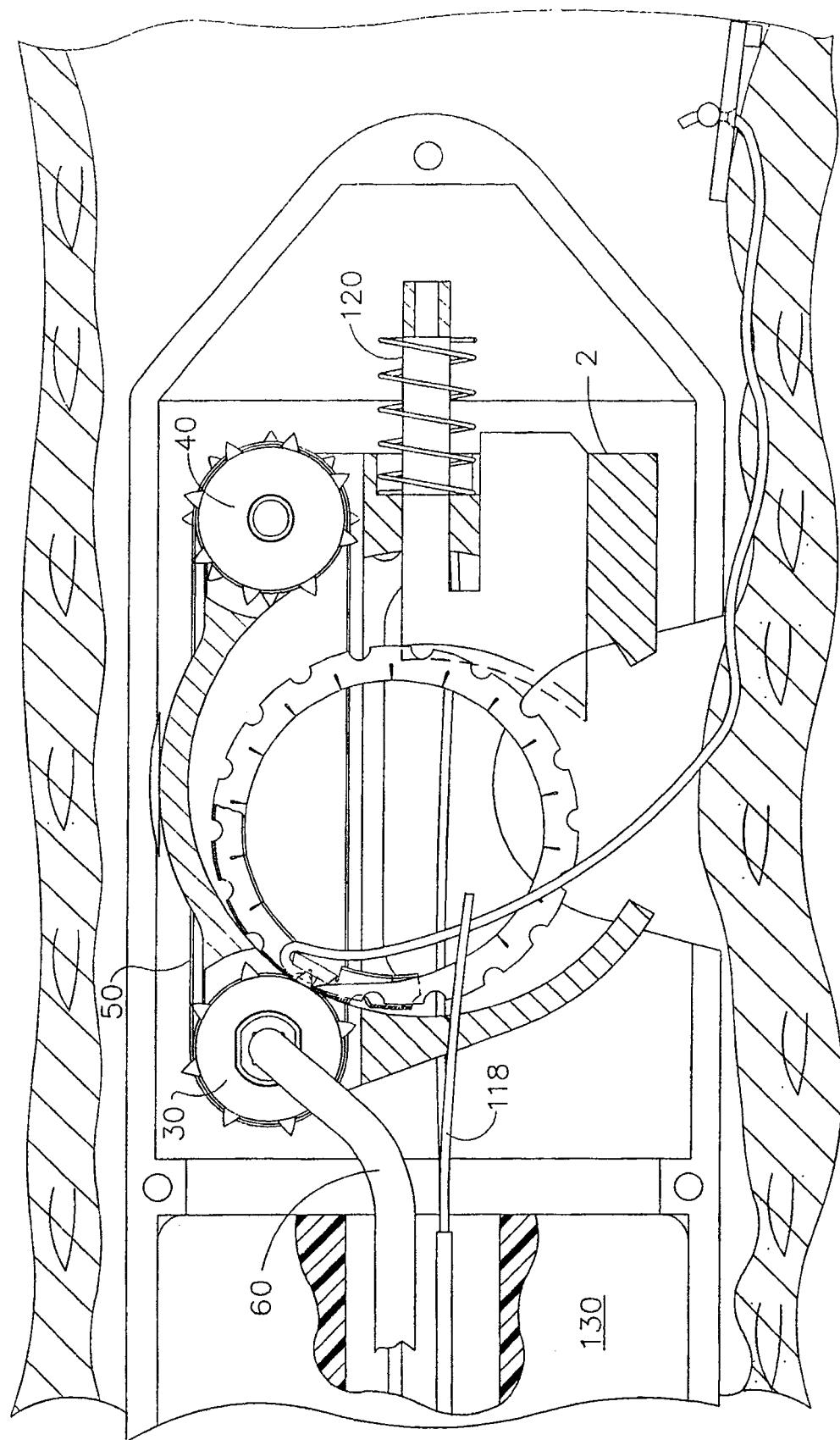


图 11

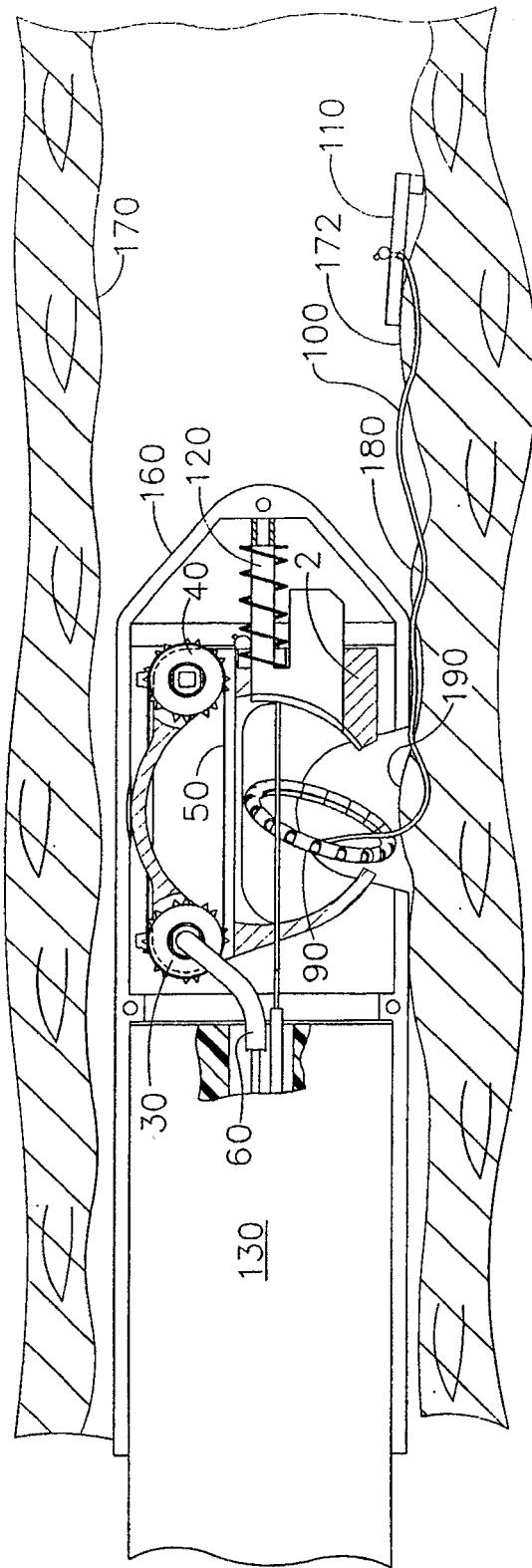


图 12

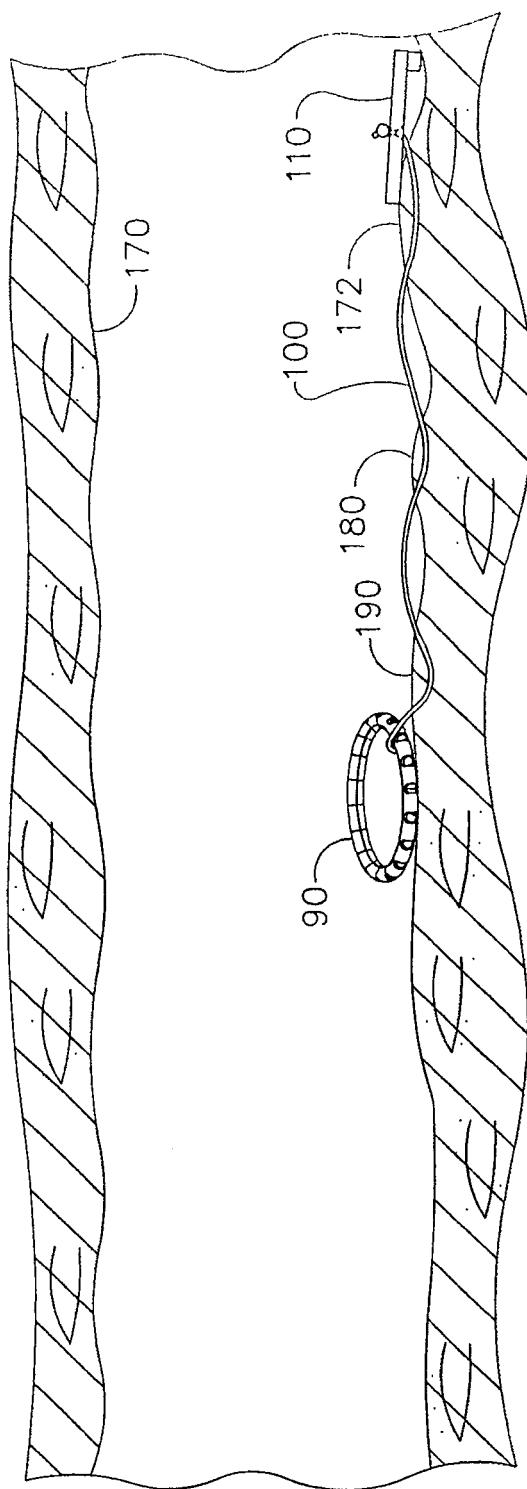


图 13

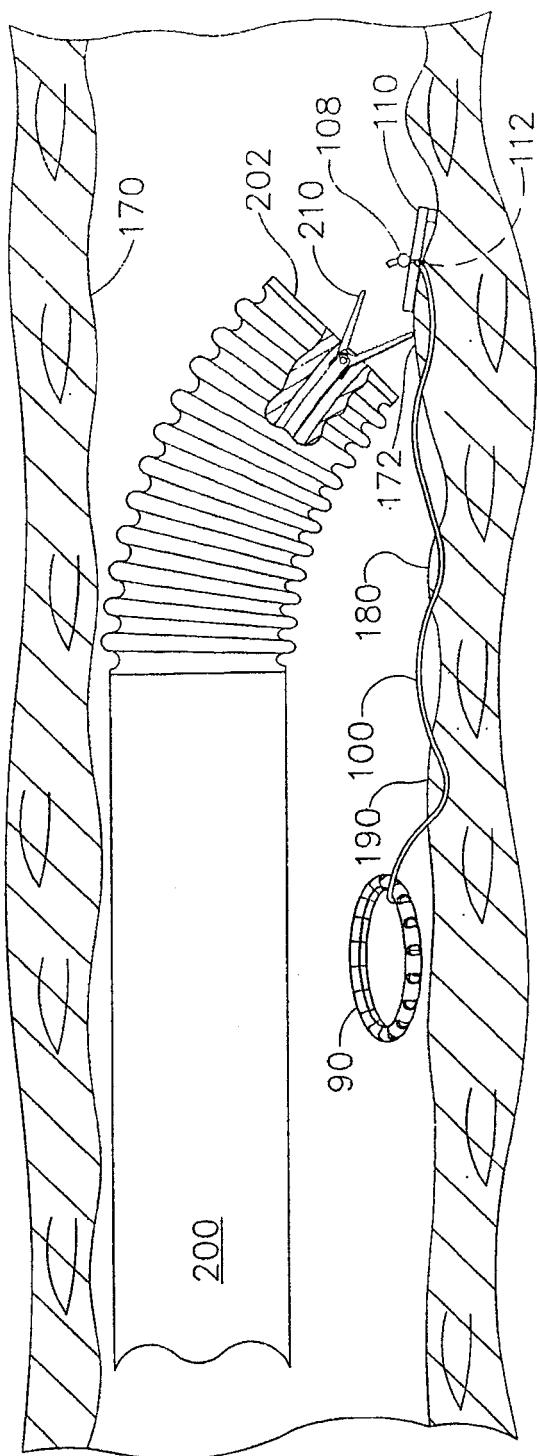


图 14

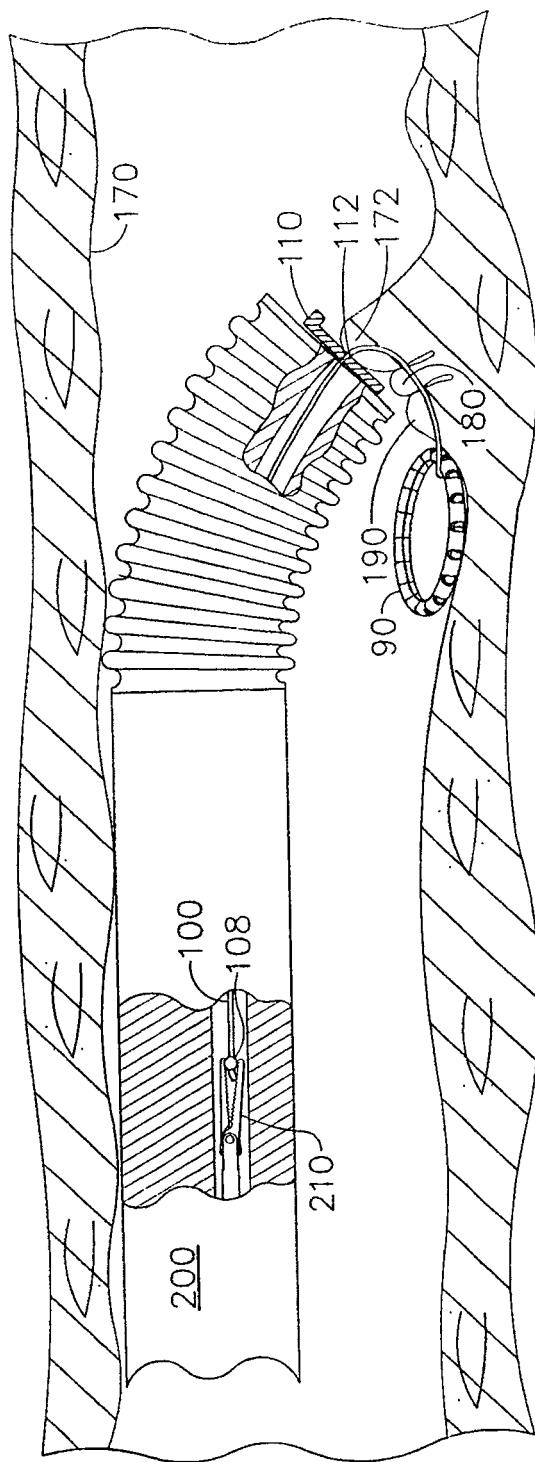


图 15

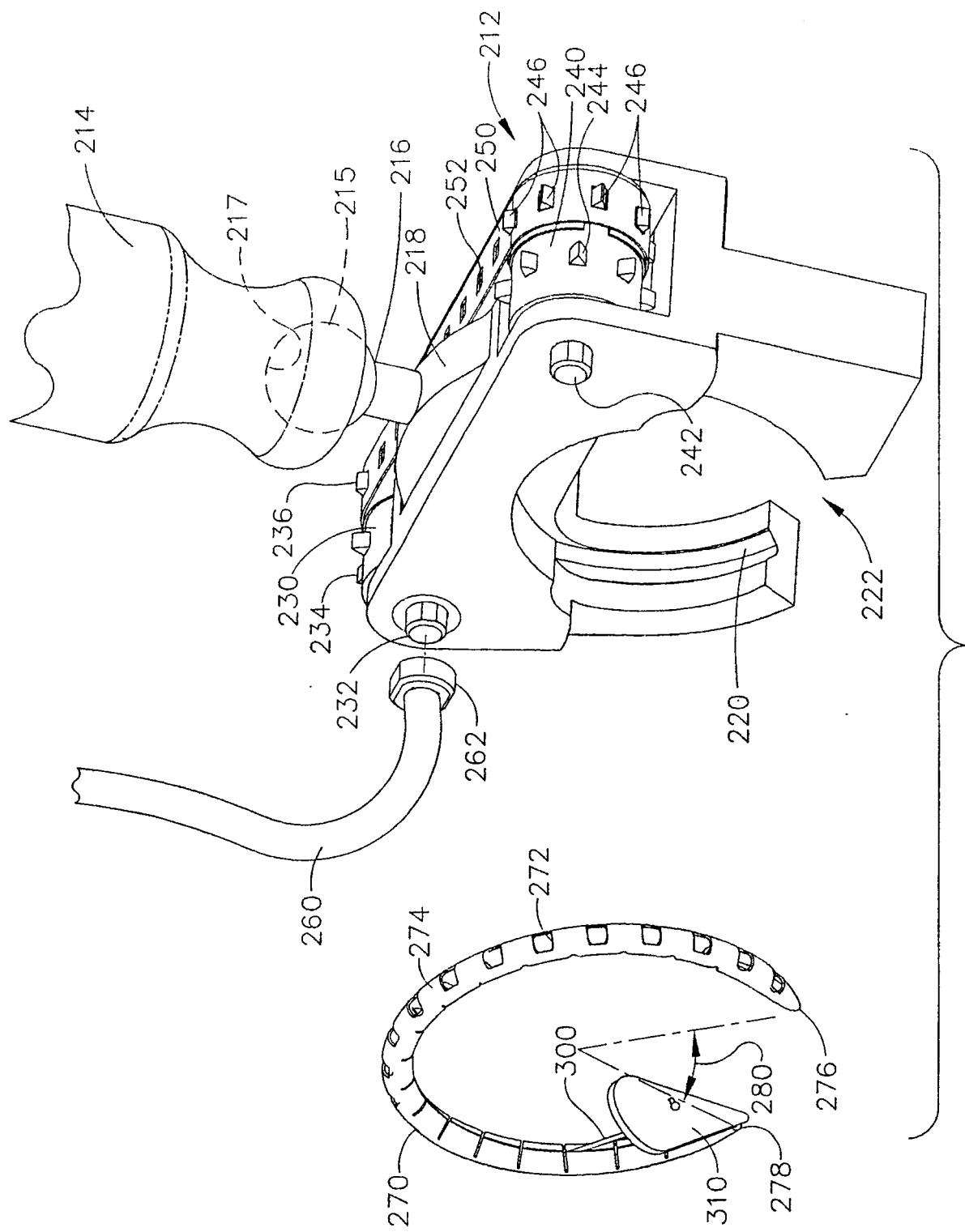


图 16

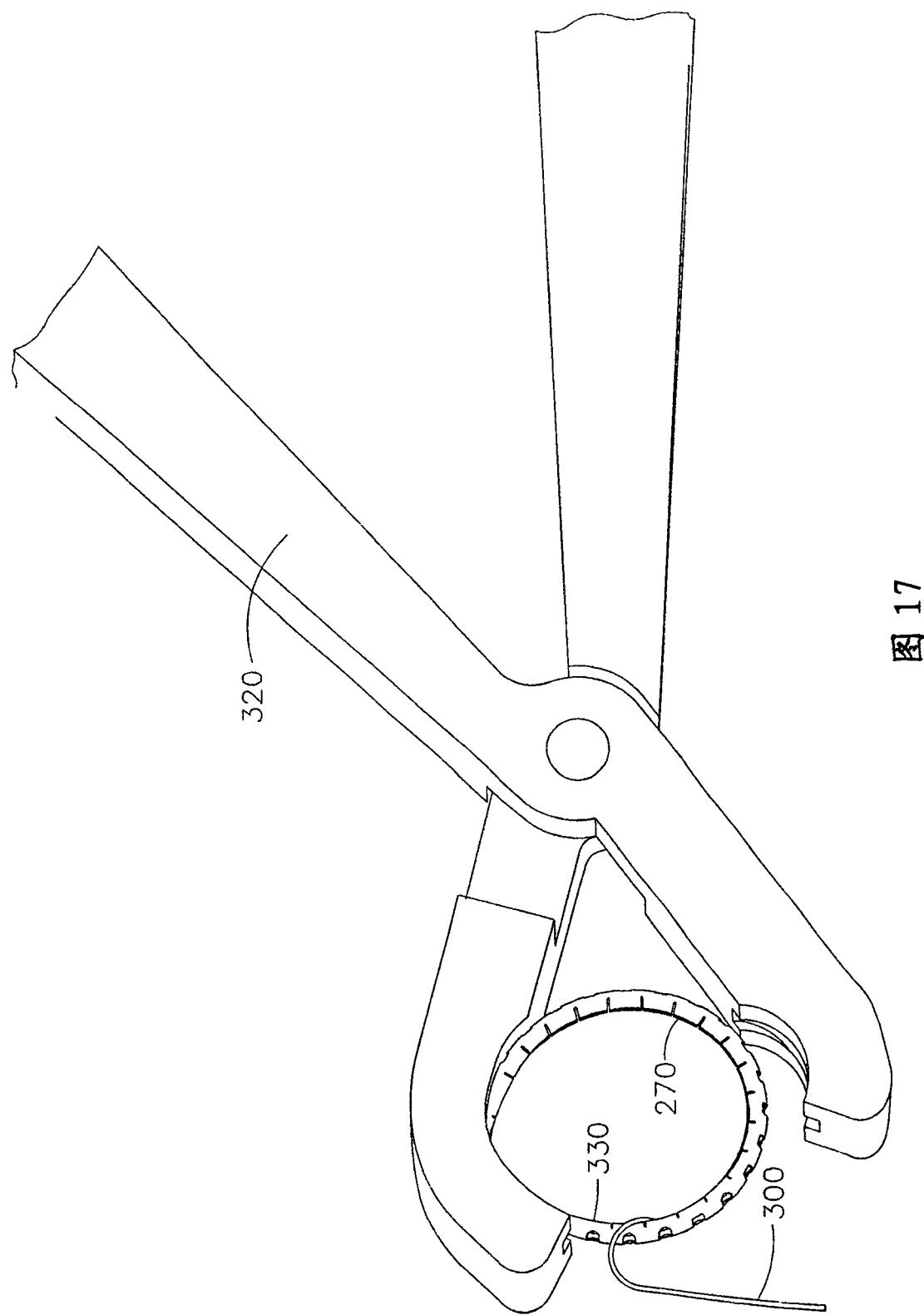


图 17

专利名称(译)	缝合装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN100584280C</a>	公开(公告)日	2010-01-27
申请号	CN200610073353.X	申请日	2006-03-31
[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	戴维斯蒂芬奇克 詹姆斯A克拉夫特		
发明人	戴维·斯蒂芬奇克 詹姆斯·A·克拉夫特		
IPC分类号	A61B17/06		
CPC分类号	A61B17/0487 A61B2017/0454 A61B2017/06052 A61B2017/0404 A61B17/0469 A61B17/0482 A61B2017/06095 A61B2017/0417 A61B2017/0409 A61B17/0625 A61B2017/061 A61B2017/0464 A61B2017/0608		
优先权	11/095439 2005-03-31 US		
其他公开文献	CN1839764A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明披露了一种有利于组织缝合的医疗装置和方法。该医疗装置可包括弯曲的针和适于提供内窥镜缝合的装置。该装置可包括用于沿大致为弧形的路径驱动弯曲的针的针驱动器。弯曲的针可以变形以形成闭合的针结构。

