

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61F 2/04 (2006.01)

A61F 2/00 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610108910.7

[43] 公开日 2007 年 2 月 7 日

[11] 公开号 CN 1907244A

[22] 申请日 2006.7.28

[21] 申请号 200610108910.7

[30] 优先权

[32] 2005. 7. 28 [33] US [31] 11/161,265

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 马克·S·奥尔蒂斯

莱内塔·费里曼

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

代理人 徐年康

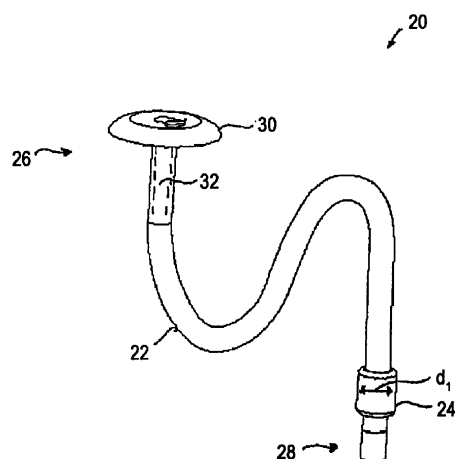
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 11 页

[54] 发明名称

基于电活性聚合物的经皮内窥镜胃造口术管

[57] 摘要

本发明的实施方式总的提供用于提供经皮进入组织的途径的装置。在一个示例性实施方式中，PEG 管设有细长构件，其具有适于邻近组织表面定位的近端、适于穿过组织插入的远端、以及在近端和远端之间延伸并适于使流体通过其中流动的内腔。所述 PEG 管还可包括可电扩张元件，其连接到该细长构件的远端上并且构造成一旦电能输送到其上就会改变尺寸。在使用的过程中，可电致动元件适于将其扩张以结合组织，并且使 PEG 管的远端固定到组织上。



1. 一种经皮内窥镜胃造口术（PEG）管，包括：

细长构件，其具有适于邻近组织表面定位的近端、适于穿过组织插入并进入到身体内腔的远端、以及在近端和远端之间延伸并适于使流体通过其中流动的内腔；以及

可电扩张元件，其连接到该细长构件的远端上并且构造成一旦电能输送到其上就会改变尺寸。

2. 如权利要求1所述的PEG管，其中，所述可电扩张元件包括电活性聚合物致动器。

3. 如权利要求1所述的PEG管，其中，根据输送到其上的能量的量增大所述可电扩张元件的直径，

4. 如权利要求1所述的PEG管，其中，将可电扩张元件构造成一旦电能输送到其上就会径向扩张。

5. 如权利要求4所述的PEG管，其中，可电扩张元件包括至少一种电活性聚合物复合材料，所述电活性聚合物复合材料具有至少一个挠性导电层、电活性聚合物层和离子凝胶层。

6. 如权利要求1所述的PEG管，还包括帽状构件，将所述帽状构件连接到所述细长构件的近端上，并且所述帽状构件适于限制所述细长构件穿过组织。

7. 如权利要求4所述的PEG管，其中，将所述帽状构件可滑动地连接到所述细长构件上。

8. 如权利要求1所述的PEG管，其中，可电扩张元件包括第一可电扩张元件，并且该PEG管还包括第二可电扩张元件，将该第二可电扩张元件连接到所述细长构件的远端上并且构造成一旦电能输送到其上就会改变尺寸，从而使第二可电扩张元件刚好定位在第一可电扩张元件的近侧，因此当能量输送到其上时，第一和第二可电扩张元件适于与在其间的组织接合。

9. 如权利要求1所述的PEG管，其中，可电扩张元件包括第一

可电扩张元件，并且所述 PEG 管还包括第二可电扩张元件，将该第二可电扩张元件连接到所述细长构件的近端上并且构造成一旦电能输送到其上就会改变尺寸。

10. 如权利要求 9 所述的 PEG 管，其中，所述第二可电扩张元件定位于帽状构件的远侧，将该帽状构件连接到所述细长构件的近端上。

基于电活性聚合物的经皮内窥镜胃造口术管

技术领域

本发明总的涉及外科手术装置，尤其涉及用于使经皮内窥镜胃造口术管固定到胃和肠位置的方法和装置。

背景技术

在严重肥胖的情况中，患者可以进行各种外科手术以结扎、吻合或旁通部分胃和胃肠道(例如大肠或小肠)。这些手术能够减少由患者所期望和消化的食物的量，由此使患者减肥。

被称为鲁氏 Y 形 (Roux-En-Y) 胃旁路术的一种外科手术导致患者胃体积的永久性的手术减小和形成患者的肠旁路。在该手术中，例如通过使用吻合装置将胃分成较小的上部胃囊和较大的下部胃囊。然后使一段患者的小肠 (例如，十二指肠远端或空肠近侧的一段) 从下腹部引出，并且与在胃囊和小肠中形成穿过半英寸开口或人造口的上部胃囊连接。被称为“鲁氏环 (Roux Loop)”的这段小肠从上部胃囊将食物运送到用于消化食物的肠的其余部分。剩下的下部胃囊和十二直肠的附加段然后重新连接以在离人造口大约 50-150cm (1.6 至 4.9 英尺) 的位置处形成另一个与鲁氏环的吻合连接，通常使用吻合器械来进行连接。从该连接中，来自设有旁路的胃(例如，下部胃囊)、胰腺和肝脏的消化液进入空肠或回肠以帮助消化。因此，上部胃囊相对较小的尺寸减少了患者一次能够吃入的食物的量，由此导致患者重量减少。

尽管鲁氏 Y 形 胃旁路手术保持由口进入上部胃囊，但该手术排除了由口进入所设旁路的下部胃。在有些情况下，例如当患者接受鲁氏 Y 形胃旁路术后生病时，患者可要求将营养和流体输送到设有旁路的下部胃囊中，或者从设有旁路的下部胃排出过剩的消化液。

为了提供从外部进入下部胃囊，一种经皮内窥镜胃造口术（PEG）管能插入胃囊内。

传统的 PEG 管包括具有定位于该管远端上的气囊的挠性管。该 PEG 管穿过在患者腹肌壁和下部胃囊内形成的开口通过插入该 PEG 管的远端而植入，以使缩小的气囊定位在下部胃囊内。将该气囊扩张以接合下部胃囊壁，以使该 PEG 管固定到胃囊上。因此，可将流体经由该 PEG 管引入胃囊中或从其中排出。

在胃旁路手术的过程中，下部胃囊难于随后定位并进入患者体内（例如在胃旁路术后的时间）。因此，该 PEG 管还用于在邻近腹壁处重新定位下部胃囊。这可在将气囊扩张以朝向腹壁牵拉下部胃囊后通过牵拉挠性管实现。最终，在下部胃囊和腹壁之间形成粘连以使组织彼此永久地紧固或固定。

尽管使用传统的 PEG 管是一种有效的机构，其可从下部胃囊输送或排出流体，或相对于腹壁定位下部胃囊，但是，与现在的 PEG 管相比存在一些缺点。例如，在 PEG 管操作的过程中，由于过度扩张气囊会在胃内产生过量的压力，所以气囊应仅仅扩张到与胃囊接合所必需的量。然而，必须使气囊扩张到不必要大的尺寸，以使气囊与胃壁接合而不需要穿过所述开口。使用气囊还可引起在使用的过程中因过度扩张导致破裂或渗漏的风险，因此，限制了 PEG 管在下部胃囊内保持其固定的位置的能力。

因此，需要用于使 PEG 管在鲁氏 Y 形胃旁路术后固定在下部胃囊内的改进方法及其装置。

发明内容

本发明总的提供用于提供经皮进入身体内腔的途径的方法和装置。在一个示例性的实施方式中，PEG 管设有细长构件，该细长构件具有适于邻近组织表面定位的近端、适于穿过组织插入并进入到身体内腔的远端、以及在近端和远端之间延伸并适于使流体通过其中流动的内腔。该 PEG 管还可包括可电扩张元件，将该可电扩张元

件连接到所述细长构件的远端上并且构造成一旦电能输送到其上就会改变尺寸。在一个实施方式中，可电扩张元件可构造成一旦电能输送到其上就会径向扩张。

在一个实施方式中，该 PEG 管可具有第一可电扩张元件，将该可电扩张元件连接到细长构件的远端上并且构造成一旦电能输送到其上就会改变尺寸。该 PEG 管还可包括附加的可扩张元件，例如刚好定位在第一可电扩张元件近侧的第二可电扩张元件，以便当能量输送到其上时使第一和第二可电扩张元件与在其间的组织接合。将第三可电扩张元件可任选地接合到细长构件的近端，并且构造成与组织接合以防止 PEG 管的近端穿过组织并进入身体中。

在另一个实施方式中，PEG 管设有中空的细长构件，该中空的细长构件具有适于邻近组织表面定位的近端和适于穿过组织插入的远侧部分。该 PEG 管还进一步包括连接到中空的细长构件上的至少一个电活性聚合物致动器。当能量输送到其上以与组织接合时，可有选择地增大该电活性聚合物致动器的直径。

PEG 管优选还包括：中空的细长构件，其具有带有在其上形成、并适于邻近组织表面定位的凸缘的近侧部分，和适于穿过组织插入的远侧部分；以及连接到所述中空的细长构件上的至少一个电活性聚合物致动器，并且当能量输送到其上以与组织接合时，其直径适于有选择地增大。

优选的是，所述至少一个电活性聚合物致动器包括电活性聚合物复合材料，该电活性聚合物复合材料具有至少一个挠性导电层、电活性聚合物层和离子凝胶层。

优选的是，至少一个电活性聚合物致动器连接到所述中空的细长构件的远侧部分上。

本发明还提供了植入经皮内窥镜胃造口术 (PEG) 管的方法。在一个实施方式中，该方法可包括穿过组织插入 PEG 管的远侧部分并进入身体内腔，从而使在身体内腔中连接到 PEG 管的远侧部分的可扩张元件定位。该方法还进一步包括将一定量的能量输送给可扩张

元件以增大可扩张元件的尺寸，从而使可扩张元件与身体内腔接合。在有些示例性实施方式中，可以与可扩张元件的理想尺寸相关的量来输送能量。该方法还可任选地包括缩回 PEG 管以使由可扩张元件接合的组织运动。

优选的是，所述组织为腹壁，并且身体内腔位于胃中。

优选的是，所述方法还包括牵拉 PEG 管的近侧部分以使胃朝腹壁运动。

优选的是，所述方法还包括通过 PEG 管向胃输送流体。

优选的是，所述方法还包括通过 PEG 管从胃中排出流体。

优选的是，所述可扩张元件包括电活性聚合物。

附图说明

从下面结合附图给出的详细说明中将更加全面地理解本发明，其中：

图 1A 为在未扩张状态下具有可电扩张元件的 PEG 管的一个实施方式的透视图；

图 1B 为示出在扩张状态下可电扩张元件的图 1A 中的 PEG 管的透视图；

图 2A 为现有技术的纤维束式电活性聚合物（EAP）致动器的剖视图；

图 2B 为如图 2A 中所示的现有技术的致动器的径向剖视图；

图 3A 为具有多层 EAP 复合层的现有技术的层压式 EAP 致动器的剖视图；

图 3B 为如图 3A 中所示的现有技术的致动器的其中一个复合层的透视图；

图 4 为具有设置在细长构件上的多个可电扩张元件的 PEG 管的另一个实施方式的透视图；

图 5A 示出了相对于近侧组织定位的图 1 中的 PEG 管；

图 5B 示出了图 5A 中的 PEG 管，其穿过在近侧组织中形成的开

口插入并且邻近远侧组织定位；

图 5C 示出了图 5B 中的 PEG 管，其带有穿过在远侧组织中形成的开口插入的装置的远端；

图 5D 示出了图 5C 中的 PEG 管，其具有将其扩张以接合远侧组织的可扩张元件；

图 5E 示出了图 5D 中的 PEG 管，其显示了邻近近侧组织定位的端帽和将其扩张以接合远侧组织的可扩张元件；以及

图 5F 示出了图 5E 中的部分 PEG 管，将其运动以定位在近侧组织附近的远侧组织。

具体实施方式

下面将描述一些示例性实施方式，以提供对本发明公开的装置和方法的结构原理、功能、制造和使用的全面理解。附图中显示了这些实施方式的一个或多个例子。本领域普通技术人员将理解，这里具体描述和附图中显示出的装置和方法是非限制性的示例性实施方式，本发明的范围仅由权利要求限定。所描述的或者所显示出的与一个示例性实施方式有关的特征可以与其它实施方式的特征结合。这种修改和变型包括在本发明的范围内。

本发明总的提供了用于提供经皮进入身体内腔的途径的方法和装置。在一个示例性的实施方式中，PEG 管设有细长构件，该细长构件具有适于邻近组织表面定位或者在患者体外的近端、适于穿过组织插入并进入身体内腔或器官的远端、以及在近端和远端之间延伸并适于使流体穿过其中流动的内腔。PEG 管还可包括可电扩张元件，将该可电扩张元件连接到所述细长构件的远端上并且构造成一旦电能输送到其上就会改变尺寸。在使用的过程中，可扩张元件可在身体的内腔中定位（例如胃或其他器官），并且将其扩张以接合组织，因此，使 PEG 管的远端固定在内腔中。因而，可将流体引入到 PEG 管中和/或从 PEG 管排出。本领域普通技术人员将理解的是，该装置可包括任意可电扩张元件和可非电扩张元件或将 PEG 管固定

到组织上的其他特征的组合。本领域普通技术人员还将理解的是，尽管将该装置描述为用于鲁氏 Y 形胃旁路术中，但该装置可用于为了各种目的的各种外科手术中。

图 1A 和 1B 示出了 PEG 管 20 的一个示例性实施方式。如所示的，PEG 管 20 通常包括细长构件 22 和连接到细长构件 22 上的可电扩张元件 24。该细长构件 22 可具有各种结构，但在所示的实施方式中它具有带有近端和远端 26, 28 的整体细长形状，该近端和远端具有在其间延伸的内腔 32。细长构件 22 的长度可根据使用的目的而变化，但在一个示例性实施方式中，细长构件 22 的长度适于使细长构件 22 的远端 28 定位于患者的胃中，同时，该近端 26 保留在身体的外部以提供穿过内腔 32 引入和/或排出流体，或者可任选的医疗装置。对于非限制性的示例，该长度可在大约 12 英寸到 18 英寸的范围内。细长构件 22 还可由各种材料制成。例如：该细长构件可由基本上挠性材料制成，一旦插入到患者身体的内腔中，该材料允许操纵细长构件 22 到所期望的方位中。

细长构件 22 的近端 26 可具有各种结构，并且它可包括易于抓握装置 20、和/或防止近端 26 穿过组织的特征。例如：在一个实施方式中，细长构件 22 的近端 26 可包括外部结构，例如：如图所示的在其上形成的凸缘或帽状构件 30。帽状构件 30 可易于抓握该装置，并且它还可用于防止近端 26 穿过患者的身体。特别的是，该帽状构件 30 可具有足以使帽状构件 30 停靠在组织表面而不需要穿过组织的直径 d_c 。该帽状构件 30 可固定地连接到近端 26 上或与近端 26 整体地制成，或者它可滑动地连接到细长构件 22 的近端 26 上以使帽状构件 30 如所述的定位。在帽状构件 30 可滑动地连接到细长构件 22 上之处，帽状构件 30 可滑动并相对于组织表面定位在所期望的位置处，以使细长构件 22 保持在特定的插入深度。可选择的是，一旦植入，该固定装置（例如夹具或外部支撑）可用于抓握和使细长构件 22 保持在所期望的位置中。

如前面所指出的，PEG 管 20 还可包括一个或多个可电扩张元件，

当能量输送到其上时，所述可电扩张元件适于改变尺寸。在如图 1A 和 1B 中所示的实施方式中，PEG 管 20 包括设置在其远端 28 上的单个的可电扩张元件 24。然而，PEG 管 20 可包括任意数量的在各种位置处连接到其上的可电扩张元件。该可电扩张元件 24 还可具有各种构造，但在一个示例性实施方式中，该可电扩张元件 24 由电活性聚合物材料制成。

电活性聚合物（EAPs），也称为人造肌，是响应于电场或机械场表现压电、热电或电致伸缩性质的材料。具体地说，EAPs 是一组导电掺杂聚合物，当施加电压时所述导电掺杂聚合物改变形状。可以使用电极使所述导电聚合物与某种形式的离子流体或凝胶配对。一旦对电极施加电压电位，离子从流体/凝胶流入或流出导电聚合物，可以引起聚合物的形状变化。通常，可以根据使用的具体聚合物和离子流体或凝胶施加在大约 1V - 4kV 范围内的电压电位。特别需要注意的是，EAPs 在被供能时并不改变体积，而是它们仅仅在一个方向上扩张并且在横向方向上收缩。

EAPs 的主要优点中的一个能够电控制和微调它们的性能和特性。可以通过在 EAP 上施加外部电压重复变形 EAPs，并且当倒转所施加的电压的极性时，它们可以快速回复到它们的初始构型。可以选择特定聚合物，以形成不同类型的运动结构，包括扩张、线性运动和弯曲结构。EAPs 也可以与机械机构（例如弹簧或挠性板）配对，从而当电压施加到 EAP 时改变 EAP 对机械机构的影响。输送到 EAP 的电压的大小也可以与产生的运动量或尺寸变化量对应，因此可以控制能量输送，从而实现所需的变化量。

有两种基本类型的 EAPs，每种类型有多种构型。第一种类型是纤维束，其可以包括捆在一起协同工作的许多纤维。所述纤维通常具有大约 30 - 50 微米的尺寸。这些纤维可以被编织成很像织物的束，并且它们常常被称为 EAP 纱线。在使用中，EAP 的机械构型确定了 EAP 致动器及其运动能力。例如，EAP 可以形成长股线并且缠绕单个中心电极。挠性外部外护套将形成用于致动器的另一电极并且包

含实现装置的功能所必须的离子流体。当对其施加电压时，EAP 将扩张，使所述股线收缩或缩短。可在商业上获得的纤维 EAP 材料的一个例子由 Santa Fe Science and Technology 公司制造并且作为 PANION™ 纤维出售，其描述于美国专利 No.6,667,825 中，通过参考将该文献的全部内容并入本文。

图 2A 和 2B 示出了由纤维束形成的 EAP 致动器 100 的一个示例性实施方式。如图所示，致动器 100 通常包括挠性导电外护套 102，该外护套采用细长圆柱形构件的形式，其上形成有相对的绝缘端帽 102a 和 102b。然而，导电外护套 102 可以根据预期用途具有各种其它形状和尺寸。如进一步所显示的，导电外护套 102 联接到回流电极 108a 上，能量输送电极 108b 通过绝缘端帽中的一个（例如端帽 102a）延伸，通过导电外护套 102 的内腔，并且进入相对的绝缘端帽（例如端帽 102b）中。能量输送电极 108b 例如可以是铂阴极线。导电外护套 102 也可以包括布置在其中的离子流体或凝胶 106，以用于将能量从能量输送电极 108b 输送到布置在外护套 102 内的 EAP 纤维 104。具体地说，一些 EAP 纤维 104 平行布置并且在每个端帽 102a，102b 之间和延伸，并延伸进入端帽 102a 和 102b。如上所述，纤维 104 可以布置成各种方位，以提供预期结果，例如径向地扩张或收缩或者弯曲运动。在使用中，能量可以通过有源能量输送电极 108b 和导电外护套 102（阳极）输送到致动器 100。所述能量将使离子流体中的离子进入 EAP 纤维 104，由此使纤维 104 在一个方向上扩张（例如径向地扩张，使得每个纤维 104 的外径增大）和在横向方向上收缩（例如轴向地收缩，使得所述纤维的长度减小）。因此，端帽 102a，102b 将被朝着彼此被牵引，从而收缩和减小挠性外护套 102 的长度。

另一种类型的 EAP 是层压结构，其包括一个或多个 EAP 层、布置在每个 EAP 层之间的离子凝胶或流体层和连接到所述结构上的一个或多个挠性导电板，例如正电极板和负电极板。当施加电压时，层压结构在一个方向上扩张并且在横向或垂直方向上收缩，从而使

与之联接的一个或多个挠性板根据 EAP 相对于一个或多个挠性板的构型缩短或伸长，或者弯曲或挠曲。可在商业上获得的层压 EAP 材料的一个例子由 SRI Laboratories 的一个分部 Artificial Muscle Inc 制造。称为薄膜 EAP 的板状 EAP 材料也可从日本的 EAMEX 获得。

图 3A 和 3B 示出了由层压材料形成的 EAP 致动器 200 的一个示例性构型。首先参照图 3A，致动器 200 可以包括层压 EAP 复合层的多个层（例如显示了五个层 210、210a、210b、210c、210d），所述层由布置在它们之间的粘合剂层 103a、103b、103c、103d 彼此粘合。在图 3B 中更详细地显示了所述层中的一个，即层 210，如图所示，层 210 包括第一挠性导电板 212a、EAP 层 214、离子凝胶层 216 和第二挠性导电板 212b，所有这些层都彼此连接，以形成层压复合层。如图 3B 中进一步所示，所述复合层也可以包括联接到挠性导电板 212a、212b 上的能量输送电极 218a 和回流电极 218b。在使用中，能量可以通过有源能量输送电极 218a 输送到致动器 200。所述能量使离子凝胶层 216 中的离子进入 EAP 层 214，从而使层 214 在一个方向上扩张并且在横向方向上收缩。因此，将迫使挠性板 212a、212b 挠曲或弯曲，或者以其它方式随 EAP 层 214 改变形状。回到图 1A 和 1B，任意一种类型的致动器都可用于形成可电扩张元件 24，然而，在一个示例性实施方式中，可电扩张元件 24 采用 EAP 层压制成，或由多个层压形成的复合 EAP。可通过围绕 PEG 管 20 的细长构件 22 卷绕 EAP 层压来形成可电扩张元件 24。粘合剂或其他相配合的技术可用于将可电扩张元件 24 连接到细长构件 22 上。尽管未示出，但可扩张元件 24 可设置在细长构件 22 的内腔 32 中，或者可选择地，可扩张元件 24 与细长构件 22 整体地制成。可扩张元件 24 相对于细长构件 22 的纵向轴线的位置还可改变。例如：可扩张元件 24 可围绕细长构件 22 的最近端定位，或者如图 1A 和 1B 所示，它可在最远端的近侧的位置处定位。

在使用的过程中，可电扩张元件 24 的方位可构造成一旦能量施加到其上允许可扩张元件 24 径向扩张和轴向收缩。特别的是，当能

量输送到可电扩张元件 24 上时，可电扩张元件 24 可从在未扩张位置（例如没有电能）中的初始直径 d_1 （如图 1A 所示）增大到在扩张位置中增大的直径 d_2 （如图 1B 所示）。在可扩张元件 24 中的尺寸的变化将使可扩张元件 24 起到锚的作用，从而与组织接合以防止其穿过形成于组织中的开口。本领域普通技术人员将理解的是，可用各种技术将能量输送给可电扩张元件 24。例如：可扩张元件 24 可连接到返回电极和输送电极上，所述输送电极适于将电能从电源输送给致动器。这些电极可通过在细长构件 22 中形成的内腔 32 延伸，从而嵌入在细长构件 22 的侧壁中，或者这些电极可沿细长构件 22 的外表面延伸。这些电极可连接到布置在外壳内的电池电源上，该外壳连接到管 20 的近端 26 上或在管 20 的近端 26 中形成，或者这些电极可通过从管 20 的近端 26 中延伸并且适于连接到电源插座的电线延伸。

尽管如图 1A 和 1B 所示的 PEG 管 20 仅仅具有一个可电扩张元件 24，但是如前面所示的，该 PEG 管 20 可包括沿细长构件 22 的各种位置处定位的任意数量的可电扩张元件。作为非限制性示例，图 4 示出了具有三个可电扩张元件 24'、50'、52' 的 PEG 管 20' 的另一个实施方式。特别的是，将第一可扩张元件 24' 连接到细长构件 22' 的远端 28' 上，并将第二可扩张元件 50' 连接到在第一可电扩张元件 24' 的近侧位置处的细长构件 22' 的远端 28' 上。这种构造使第一和第二可扩张元件 24'、50' 定位于组织的相对的侧面上，并且使第一和第二可扩张元件 24'、50' 电扩张以使细长构件 22' 的远端 28' 保持在相对于组织基本上固定的位置中。PEG 管 20' 还可任选地或可替换地包括第三可扩张元件 52'，该第三可扩张元件可连接到细长构件 22' 的近端 26' 上。在所示的实施方式中，第三可扩张元件 52' 刚好定位于帽状构件 30' 的远侧。这种构造使可扩张元件 52' 和帽状构件 30' 与定位于其间的组织接合。

图 5A-5F 示出了一个使用 PEG 管的示例性方法，例如图 1A 和 1B 的 PEG 管 20。如上所示的，在一个示例性实施方式中，PEG 管

20 可用于例如在胃旁路术后向胃囊输送和/或从其中排出流体。本领域普通技术人员将理解的是，该 PEG 管 20 还可用于各种其他的医疗步骤。

如图 5A 所示，在 PEG 管植入的过程中，第一开口 62 可形成于第一组织中，例如患者的腹壁 60。如图 5B 所示，对于在初始、径向收缩的构造中的可电扩张元件 24（例如没有电致动），细长构件 22 可前进进入并穿过开口 66。然后，如图 5C 所示，PEG 管 20 的远端 28 穿过在第二组织中形成的第二开口 66，例如患者的胃壁 64。腹腔镜握柄可用于相对于胃壁 64 操纵细长构件 22，以引导远端 28 穿过胃壁 64 中的开口 66 并进入胃囊中。

一旦将可电扩张元件 24 插入到胃囊中，可向可电扩张元件 24 输送电能以使该元件 24 的几何形状改变，并且更优选的是，使可扩张元件 24 径向扩张并由此与组织 64 接合（例如限制或防止可电扩张元件 24 穿过胃壁 64 中的开口 66），如图 5D 所示。在一个示例性实施方式中，由于能量的量可与所发生扩张的量相关，所以通过限制输送到其上的能量的量来使可扩张元件 24 扩张到所期望的尺寸。可通过使用例如连接到电源的控制器 36（如按钮、旋钮或拨盘）来控制能量的输送。图 5E 示出了完全植入的装置 20。维持输送能量以使细长构件 22 的远端 28 保持在胃中，并且在细长构件 22 的近端 26 处的端帽 30 停靠在组织的外表面 60 上。

在另一个实施方式中，一旦 PEG 管 20 已经植入在患者的胃囊中，PEG 管 20 可用来调节在患者体内的胃囊的位置。例如：PEG 管 20 可用来在腹壁 60 的附近使胃囊壁 64 运动，从而使胃囊壁 64 连接到腹壁 60 上。如图 5F 所示，这可通过沿近侧方向牵拉细长构件 22 以使可扩张元件 24 与在腹壁 60 附近（例如接触）的胃壁 64 接合并使其运动。然后，该细长构件 22 的近端 26 可被夹持或连接到支撑上，以使 PEG 管 20 保持在缩回的位置中。最终，将在壁 60、64 之间形成粘连以永久地将胃囊固定到腹壁 60 上。

本领域普通技术人员根据上述实施方式将了解本发明的其它特征

和优点。因此，本发明不会受到已经具体显示和描述的内容限制，而是由所附权利要求限定的一样。在这里所引用的所有公开内容和参考文献其全文在这里通过引用并入本文。

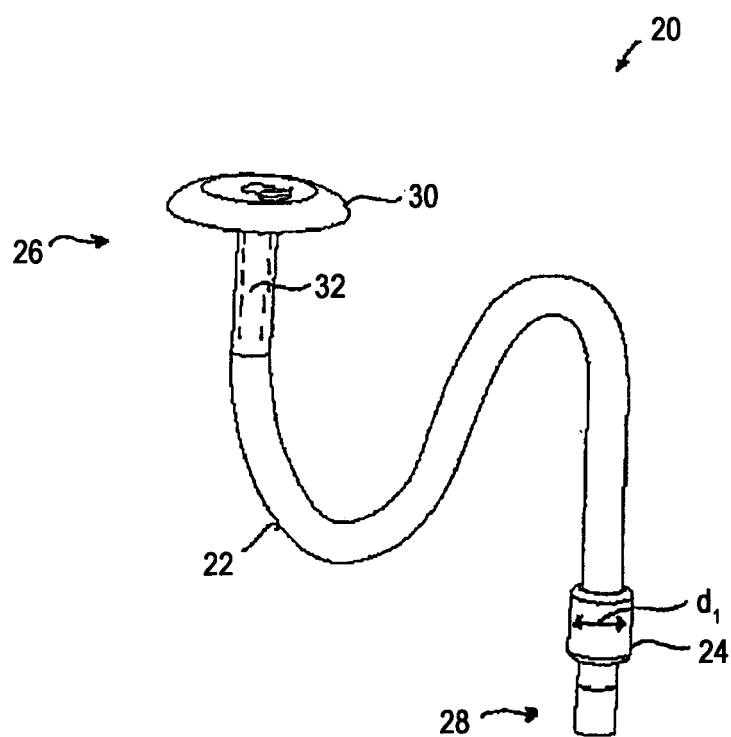


图 1A

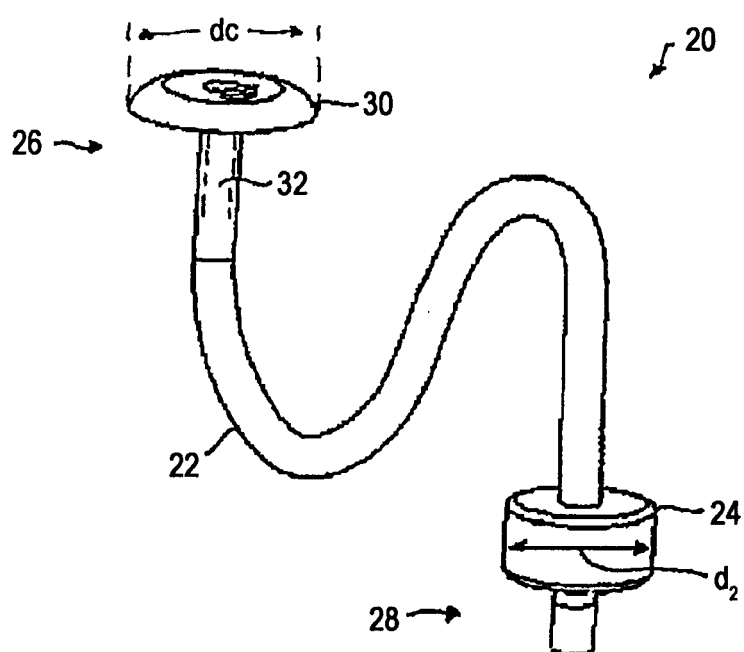
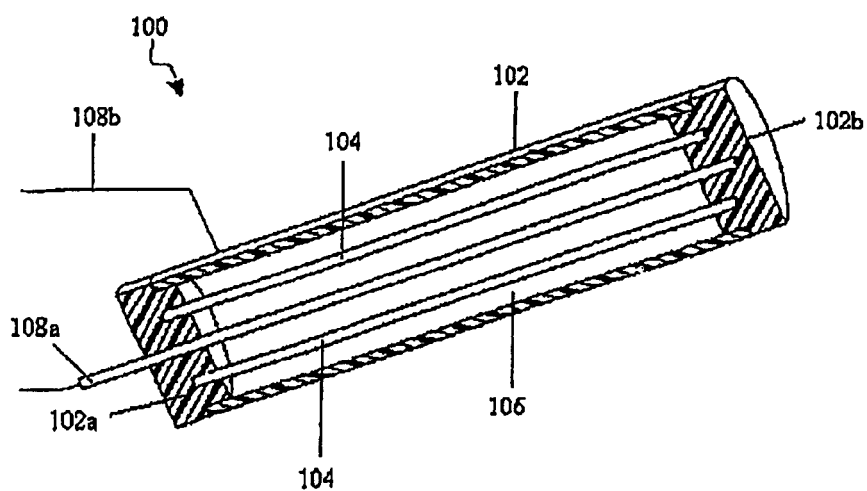
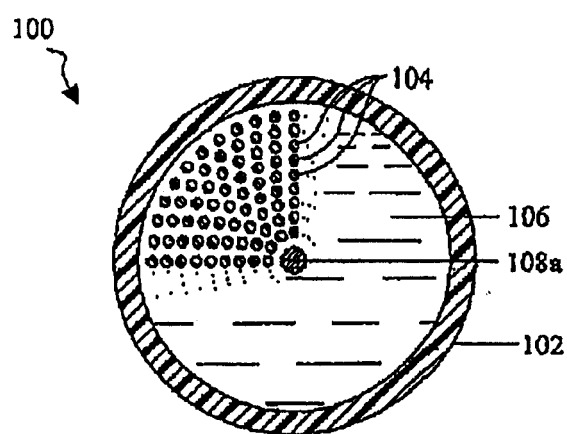


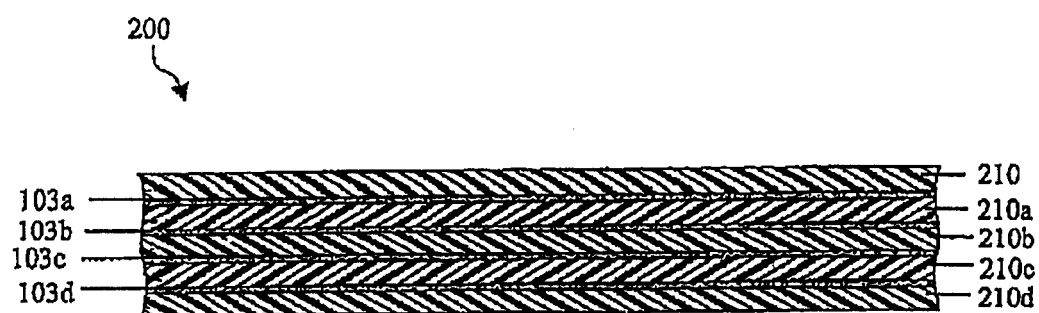
图 1B



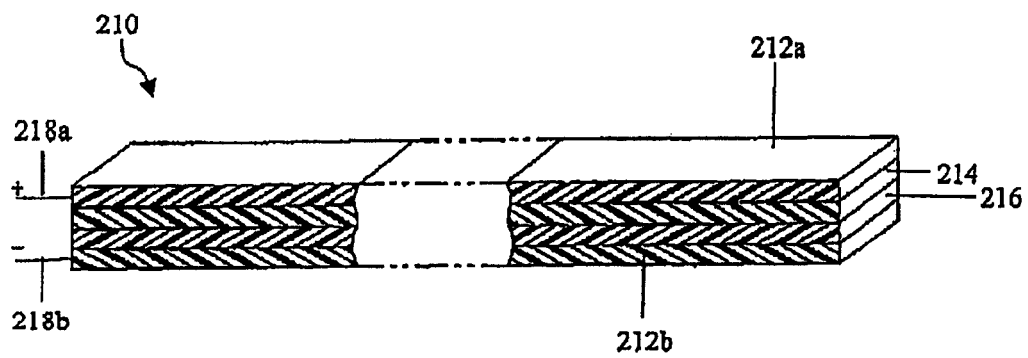
现有技术
图 2A



现有技术
图 2B



现有技术
图 3A



现有技术
图 3B

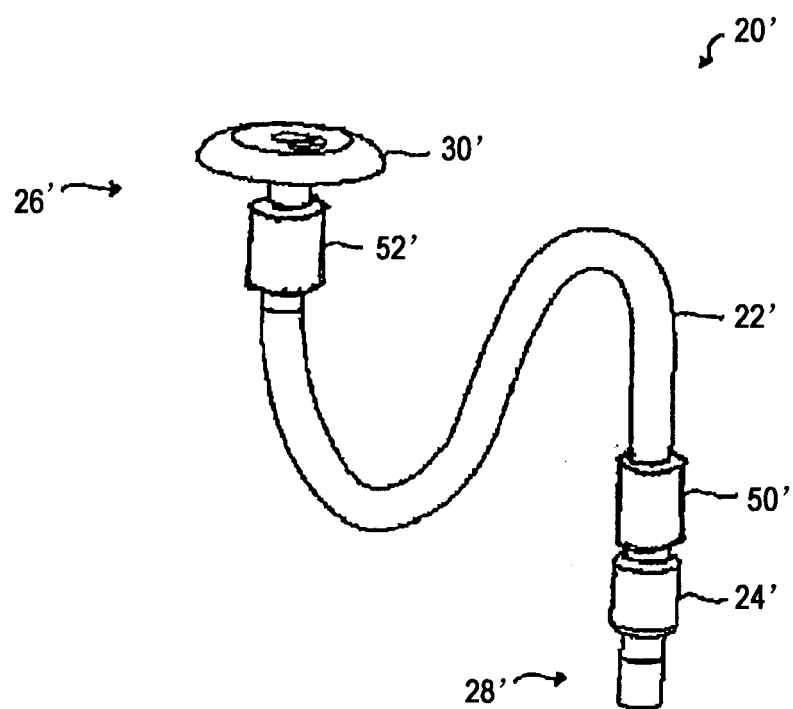


图 4

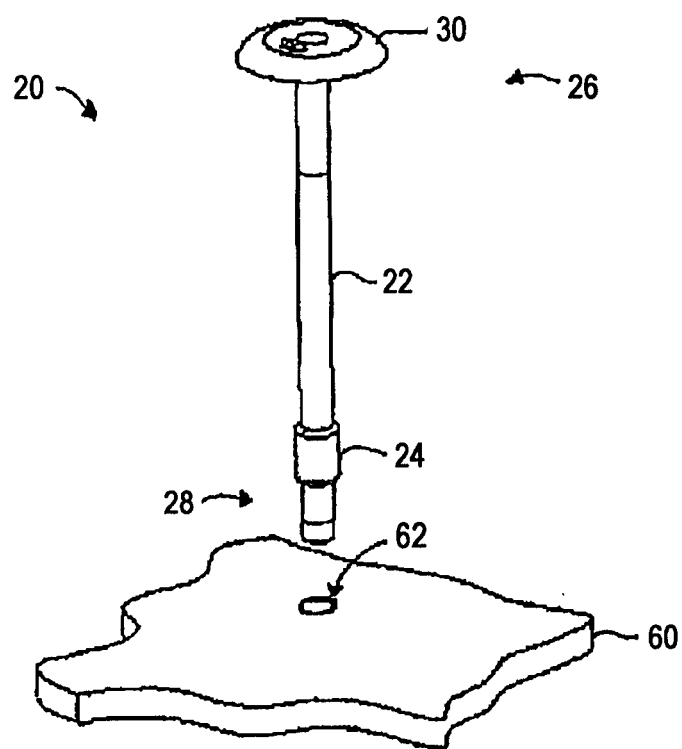


图 5A

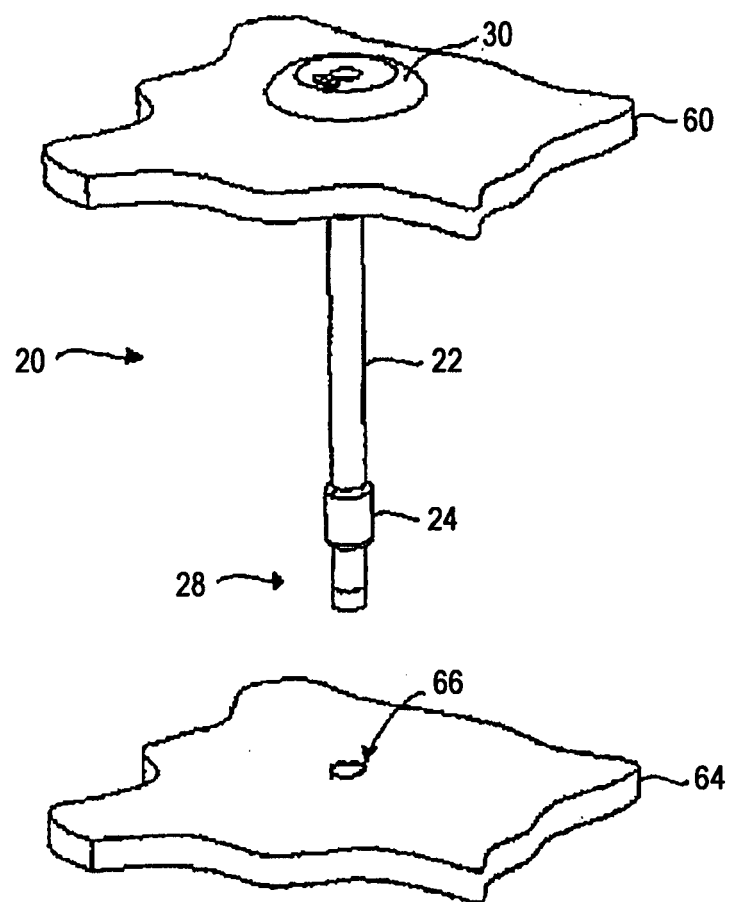


图 5B

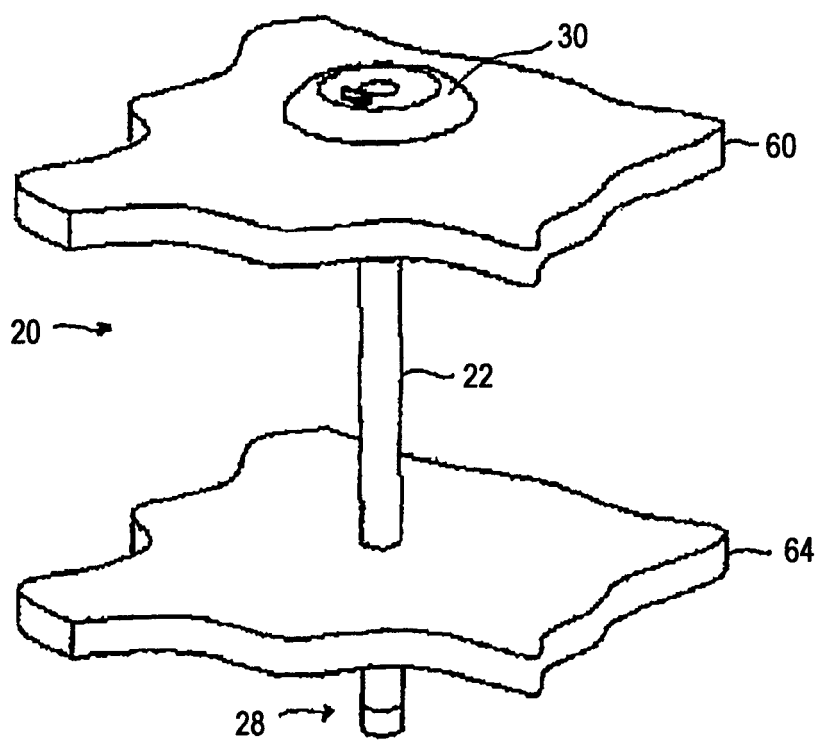


图 5C

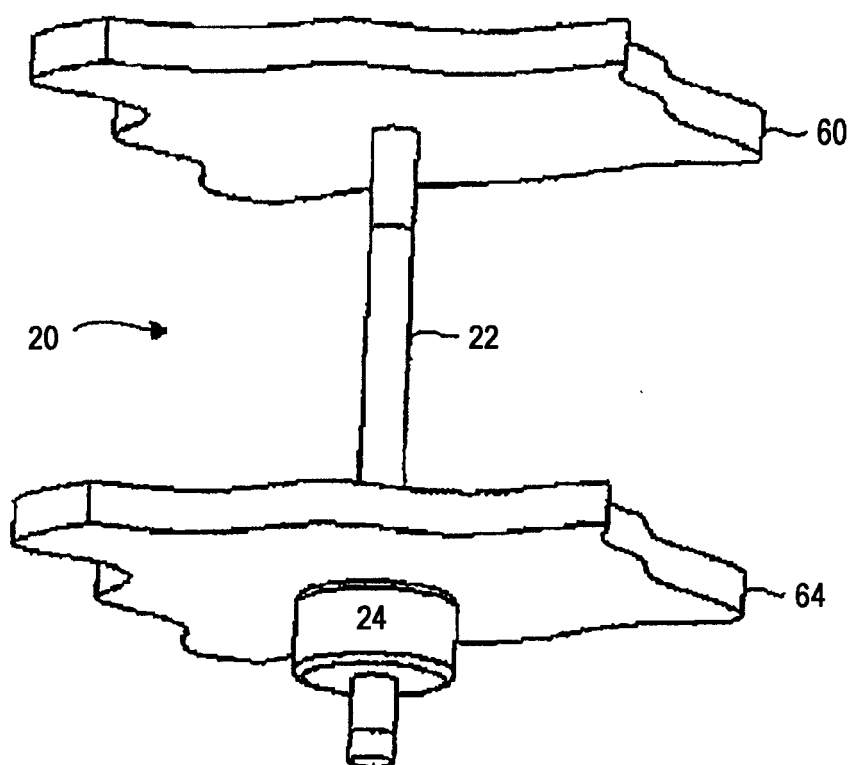


图 5D

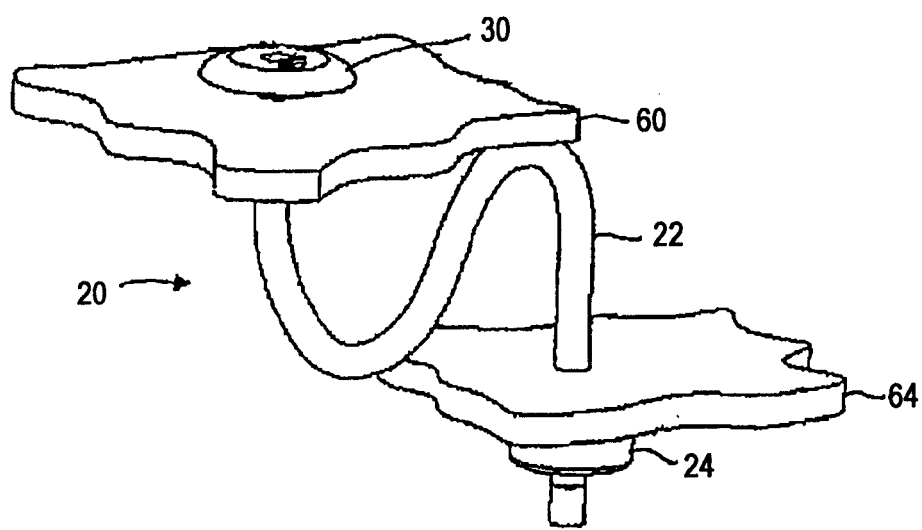


图 5E

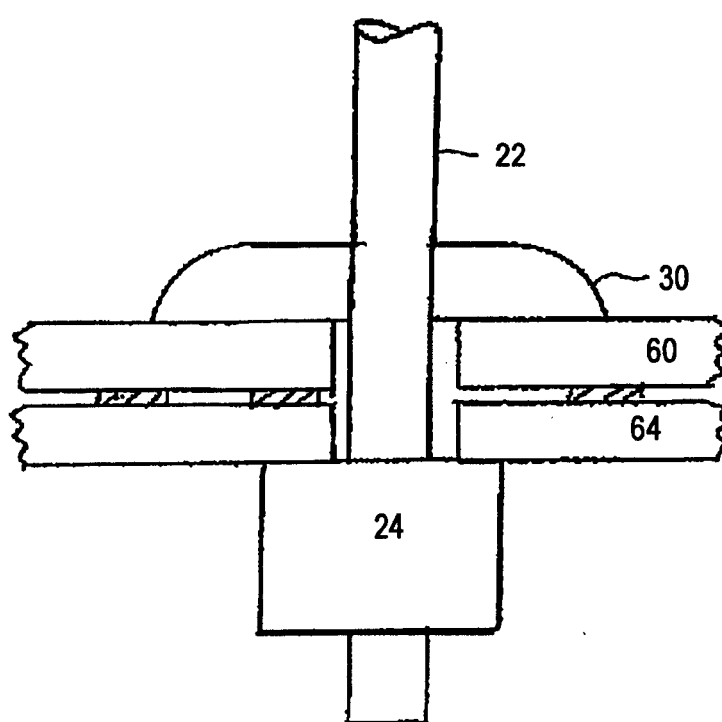


图 5F

专利名称(译)	基于电活性聚合物的经皮内窥镜胃造口术管		
公开(公告)号	CN1907244A	公开(公告)日	2007-02-07
申请号	CN200610108910.7	申请日	2006-07-28
[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	马克S奥尔蒂斯 莱内塔费里曼		
发明人	马克·S·奥尔蒂斯 莱内塔·费里曼		
IPC分类号	A61F2/04 A61F2/00 A61B17/00		
CPC分类号	A61M2025/0058 A61J15/0061 A61J15/0038 A61B2017/00871 A61B2017/00398 A61J15/0015		
优先权	11/161265 2005-07-28 US		
其他公开文献	CN1907244B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方式总的提供用于提供经皮进入组织的途径的装置。在一个示例性实施方式中，PEG管设有细长构件，其具有适于邻近组织表面定位的近端、适于穿过组织插入的远端、以及在近端和远端之间延伸并适于使流体通过其中流动的内腔。所述PEG管还可包括可电扩张元件，其连接到该细长构件的远端上并且构造成一旦电能输送到其上就会改变尺寸。在使用的过程中，可电致动元件适于将其扩张以结合组织，并且使PEG管的远端固定到组织上。

