

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61F 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710086032.8

[43] 公开日 2007年9月12日

[11] 公开号 CN 101032431A

[22] 申请日 2007.3.7

[21] 申请号 200710086032.8

[30] 优先权

[32] 2006.3.7 [33] US [31] 11/369,389

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 W·L·小哈斯勒

D·F·德卢戈斯

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所
代理人 苏娟

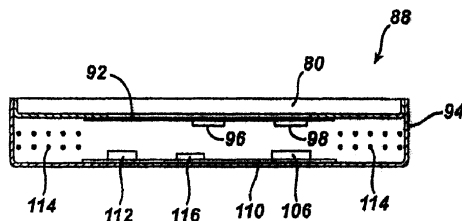
权利要求书 2 页 说明书 39 页 附图 34 页

[54] 发明名称

基于外部压力的胃束带调节系统和方法

[57] 摘要

一种外部压力传感系统，其可包括用于注射器的连接件。该连接件可包括位于注射器的筒和针头之间的连接器。压力传感器可与连接器流体连通，使得当注射器用来向注射端口增加流体或者从注射端口缩回流体时压力传感器可感测连接器中的流体压力。注射端口是可调节的基于流体的胃束带系统的一个部件时，用压力传感器获得的压力数据可以指示胃束带中的流体压力。压力传感器可以对显示装置传递压力数据。用户可以用注射器调节胃束带中的流体压力，同时通过显示装置观察与压力有关的读数。



1、一种外部压力传感系统，包括：

(a) 连接构件，其可操作以连接到注射器筒上；其中所述连接构件还能够连接到针头上，所述连接构件包括管道，当所述连接构件连接到所述注射器筒和所述针头上时，所述管道允许流体从所述注射器筒到所述针头连通；以及

(b) 压力传感器，其与所述管道流体连通，其中所述压力传感器被构造成感测所述连接构件内的流体压力，所述连接构件被构造成当流体从所述注射器筒到所述针头连通时允许压力传感器感测流体压力。

2、根据权利要求1所述的外部压力传感系统，其特征为，所述压力传感器位于所述连接构件内。

3、根据权利要求1所述的外部压力传感系统，还包括显示装置，所述显示装置可操作，以显示与由压力传感器感测的压力有关的信息。

4、根据权利要求1所述的外部压力传感系统，还包括通讯器，其与压力传感器通讯，其中所述通讯器被构造成将由压力传感器捕获的压力数据传递到显示装置。

5、根据权利要求4所述的外部压力传感系统，其特征为，所述通讯器包括电缆。

6、根据权利要求4所述的外部压力传感系统，其特征为，所述通讯器包括一个或多个LED，其中所述一个或多个LED可操作以通过红外线传递压力数据。

7、根据权利要求4所述的外部压力传感系统，其特征为，所述通讯器包括RF线圈，其中所述RF线圈可操作以通过RF信号传递压力数据。

8、根据权利要求1所述的外部压力传感系统，还包括注射器筒和针头，其中所述压力传感器基本上与注射器筒和针头成一直线。

9、根据权利要求1所述的外部压力传感系统，其特征为，所述连接构件包括双向路厄活化阀。

10、根据权利要求1所述的外部压力传感系统，还包括：

(a) 管道，其中所述管道与所述连接构件流体连通；以及

(b) 压力传感外壳，其中所述压力传感器位于所述压力传感外壳内，所述压力传感外壳与所述管道流体连通。

基于外部压力的胃束带调节系统和方法

本申请是 2005 年 2 月 24 日提交的名称为“Device for Non-Invasive Measurement of Fluid Pressure in an Adjustable Restriction Device”、序列号为 11/065,410 的在前共同待审的美国非临时申请的继续申请，该申请的公开内容通过引用并入本文。

技术领域

本发明的实施方式总的涉及可植入限制装置，尤其是填充流体的限制装置。本发明的实施方式还涉及用于治疗病态肥胖的食物摄取限制装置。

背景技术

已经做出和使用多种装置和方法来治疗肥胖，包括但不限于可调节胃束带。在 2000 年 5 月 30 日授权的名称为“Mechanical Food Intake Restriction Device”的 USP No. 6,067,991 中公开了这种可调节胃束带的一个例子，该专利通过引用并入本文。就可调节胃束带系统是以流体为基础来说，本领域普通技术人员应当理解，获取指示胃束带系统中流体压力的数据将是有利的。利用植入到胃腔中或其他地方的流体填充组件可以获得类似的优点。此压力数据可以在压力调节之前、之中和/或之后获得，并且对于调节、诊断、监控或其他目的是有用的。前述例子仅仅是说明性的，而非穷举性的。虽然已经使用了各种技术和方法来治疗肥胖，但是本发明人相信在此之前还没有人已经做出和使用过如所附的权利要求所述的发明。

发明内容

一方面，一种外部压力传感系统，包括连接构件，其可操作以连接到注射器筒上。所述连接构件还能够连接到针头上。所述连接

构件包括管道，当所述连接构建连接到所述注射器筒和所述针头上时，所述管道允许流体从所述注射器筒到所述针头连通。压力传感器与所述管道流体连通。所述连接构件被构造成当流体从所述注射器筒到所述针头连通时允许压力传感器感测流体压力。

另一方面，一种外部压力传感组件，包括注射器和压力传感系统。所述注射器包括筒，柱塞，以及针头，其中所述柱塞的至少一部分被构造成装配在所述筒内。所述压力传感系统包括基本上为“T”形的构件，所述基本上为“T”形的构件被构造成装配在筒和针头之间。所述基本上为“T”形的构件提供了能够允许流体从筒到针头连通的流体通道。压力传感系统还包括压力传感器，其中当基本上为“T”形的构件位于筒和针头之间，且流体从筒流向针头或者从针头流向筒时，所述压力传感器被构造成感测压力传感系统内的流体的压力。压力传感系统还包括通讯器，其与压力传感器通讯。所述通讯器可操作以将由压力传感器获得的数据传递到数据处理器。

在又一方面，一种外部测量植入装置中的流体压力的方法，包括提供注射器组件。所述注射器组件包括注射器筒，所述注射器筒容纳有流体。所述注射器组件还包括柱塞，所述柱塞的至少一部分位于所述注射器筒内。所述注射器组件还包括针头，其与所述筒流体连通。所述方法还包括提供与注射器组件流体连通的外部压力传感器。所述外部压力传感器位于患者外部。所述方法还包括将注射器组件的针头插入患者体内。所述针头被插入位于患者体内的流体注射端口。所述流体注射端口包括流体。所述方法还包括调节注射端口中的流体压力。所述调节动作包括相对于注射器筒推动或拉动柱塞，以分别向端口增加流体或者从端口缩回流体。所述方法还包括用外部压力传感器获得压力数据。所述压力数据与从筒传递到针头的流体压力有关。所述获得压力数据的动作和调节注射端口中的流体压力的动作基本上同时进行。

本发明具体涉及：

(1) 一种外部压力传感系统，包括：

(a) 连接构件，其可操作以连接到注射器筒上；其中所述连接构件还能够连接到针头上，所述连接构件包括管道，当所述连接构件连接到所述注射器筒和所述针头上时，所述管道允许流体从所述注射器筒到所述针头连通；以及

(b) 压力传感器，其与所述管道流体连通，其中所述压力传感器被构造成感测所述连接构件内的流体压力，所述连接构件被构造成当流体从所述注射器筒到所述针头连通时允许压力传感器感测流体压力。

(2) 根据第(1)项所述的外部压力传感系统，其中，所述压力传感器位于所述连接构件内。

(3) 根据第(1)项所述的外部压力传感系统，还包括显示装置，所述显示装置可操作，以显示与由压力传感器感测的压力有关的信息。

(4) 根据第(1)项所述的外部压力传感系统，还包括通讯器，其与压力传感器通讯，其中所述通讯器被构造成将由压力传感器捕获的压力数据传递到显示装置。

(5) 根据第(4)项所述的外部压力传感系统，其中，所述通讯器包括电缆。

(6) 根据第(4)项所述的外部压力传感系统，其中，所述通讯器包括一个或多个LED，其中所述一个或多个LED可操作以通过红外线传递压力数据。

(7) 根据第(4)项所述的外部压力传感系统，其中，所述通讯器包括RF线圈，其中所述RF线圈可操作以通过RF信号传递压力数据。

(8) 根据第(1)项所述的外部压力传感系统，还包括注射器筒和针头，其中所述压力传感器基本上与注射器筒和针头成一直线。

(9) 根据第(1)项所述的外部压力传感系统，其中，所述连接构件包括双向路厄活化阀。

(10) 根据第(1)项所述的外部压力传感系统，还包括：

(a) 管道，其中所述管道与所述连接构件流体连通；以及
(b) 压力传感外壳，其中所述压力传感器位于所述压力传感外壳内，所述压力传感外壳与所述管道流体连通。

(11) 根据第(10)项所述的外部压力传感系统，其中，在所述连接构件连接到所述注射器筒和针头上之前，所述管道和连接构件充满流体。

(12) 根据第(1)项所述的外部压力传感系统，其中，所述连接构件没有活塞。

(13) 一种外部压力传感组件，包括：

(a) 注射器，其中所述注射器包括：

(i) 筒，

(ii) 柱塞，其中所述柱塞的至少一部分被构造成装配在所述筒内，以及

(iii) 针头，以及

(b) 压力传感系统，其中所述压力传感系统包括：

(i) 基本上为“T”形的构件，其中所述基本上为“T”形的构件被构造成装配在筒和针头之间，所述基本上为“T”形的构件提供了能够允许流体从筒到针头连通的流体通道，

(ii) 压力传感器，其中当基本上为“T”形的构件位于筒和针头之间，且流体从筒流向针头或者从针头流向筒时，所述压力传感器被构造成感测压力传感系统内的流体的压力，以及

(iii) 通讯器，其与压力传感器通讯，其中所述通讯器可操作以将由压力传感器获得的数据传递到数据处理器。

(14) 根据第(13)项所述的外部压力传感组件，其中，所述压力传感器位于基本上为“T”形的构件内。

(15) 根据第(14)项所述的外部压力传感组件，其中，所述压力传感器位于基本上为“T”形的构件中的流体通道附近。

(16) 根据第(13)项所述的外部压力传感组件，其中，所述压力传感系统还包括与“T”形构件连通的管，所述管位于所述“T”

形构件和所述压力传感器之间。

(17) 一种外部测量植入装置中的流体压力的方法，包括：

(a) 提供注射器组件，其中所述注射器组件包括：

(i) 注射器筒，其中所述注射器筒容纳有流体，

(ii) 柱塞，其中所述柱塞的至少一部分位于所述注射器筒内，以及

(iii) 针头，其与所述筒流体连通；

(b) 提供与注射器组件流体连通的外部压力传感器，其中所述外部压力传感器位于患者外部；

(c) 将注射器组件的针头插入患者体内，其中所述针头被插入位于患者体内的流体注射端口，所述流体注射端口包括流体；

(d) 调节注射端口中的流体压力，所述调节动作包括相对于注射器筒推动或拉动柱塞，以分别向端口增加流体或者从端口抽回流体；以及

(e) 用外部压力传感器获得压力数据，所述压力数据与从筒传递到针头的流体压力有关，其中所述获得压力数据的动作和调节注射端口中的流体压力的动作基本上同时进行。

(18) 根据第(17)项所述的方法，还包括：

(a) 处理获得的压力数据；以及

(b) 通过视觉显示装置对用户显示获得的压力数据的处理结果。

(19) 根据第(18)项所述的方法，其中，所述显示动作在调节动作之后进行。

(20) 根据第(17)项所述的方法，其中，所述压力传感器位于定位在注射器筒和针头之间的连接器中。

通过阅读下面的说明书，本发明的其他实施例、特征、方面、实施方式以及优点对于本领域普通技术人员来说将变得显而易见，下面的说明书通过说明的方式包括用于实施本发明的一个最佳模式。将会理解，本发明能够具有不会背离本发明的其他不同的和明

显的方面。因此，附图和说明书在本质上应当被认为是说明性的而非限制性的。

附图说明

虽然说明书后附了具体指出和明确要求保护本发明的权利要求，但是相信通过下面结合附图对一些实施例所作的描述将会更清楚地理解本发明，附图中相同的附图标记表示相同的元件，并且其中：

图 1 是一种示例性的食物摄取限制装置的示意性示出；

图 2 是用于图 1 中食物摄取限制装置的一种示例性的可植入部分的更详细的透视图；

图 3 是图 2 中可调节胃束带的透视图，显示了带位于患者的胃-食管连接部的周围；

图 4 是图 2 中可调节胃束带的横截面图，以收缩结构显示；

图 5 是图 2 中可调节胃束带的横截面图，以膨胀结构显示以建立食物摄取限制；

图 6 是图 2 中显示的注射端口的侧面部分横截面图；

图 7 是图 6 中显示的保持盖的立体图；

图 8 是图 6 中显示的压力传感器的立体图；

图 9 是示出一种示例性的压力传感系统的侧面横截面图；

图 10 是图 9 中的压力传感系统的变阻电路的简化示意图；

图 11 是另一种示例性的压力传感系统的侧面横截面图；

图 12 是表示与图 9 和图 11 中的压力传感系统相连的压力检测系统的框图；

图 13 是另一种示例性的压力传感器系统的侧面横截面图；

图 14 是表示与图 13 中的压力传感系统相连的压力检测系统的框图；

图 15 是另一种示例性的压力传感系统的侧面横截面图；

图 16 是另一种示例性的压力传感系统的侧面横截面图；

图 17 是表示与图 15 和图 16 中的压力传感系统相连的压力检测系统的框图；

图 18 是表示来自压力传感系统的压力信号的图标，例如在用户询问时可以显示在外部的监控显示器上；

图 19 是另一种示例性的压力传感系统的侧面横截面图；

图 20 是另一种示例性的压力传感系统的侧面横截面图；

图 21 是另一种示例性的压力传感系统的透视横截面图；

图 22 是一种示例性的传感头的透视图；

图 23 是图 22 中的传感头的平面图；

图 24 是图 23 中的传感头沿线 24-24 获取的侧面横截面图；

图 25 是图 23 中的传感头沿线 25-25 获取的侧面横截面图；

图 26 是另一种示例性的传感头的平面图；

图 27 是适合与图 22 中的传感头联接的一种示例性显示装置的透视图；

图 28 是适用于图 27 中的显示装置的一种示例性的图像显示器；

图 29 是图 28 中的图像显示器，指示了图 22 中的传感头的合适的定位；

图 30 是带有压力传感器和显示装置的一种示例性注射器系统的透视分解图；

图 31 是图 32 中的注射器系统的压力传感部分的横截面图；

图 32 是适合与图 30 中的注射器系统一起使用的一种示例性红外通讯器的透视图；

图 33 是适合与图 30 中的注射器系统一起使用的一种示例性 RF 通讯器的透视图；

图 34 是另一种示例性的压力传感注射器系统的示意图；

图 35 是图 34 中的压力传感注射器系统的可重复使用的传感部分的透视图；

图 36 是图 34 中的压力传感注射器系统的一次性盖子部分的局部透视图；

图 37 是带有压力传感器的另一种注射器的透视分解图；

图 38 是带有位于胃束带处的压力传感器的胃束带系统的透视图；

图 39 是带有位于导管内的压力传感器的胃束带系统的透视图；

图 40 是带有沿导管定位的压力传感器的胃束带系统的透视图；

图 41 是带有沿导管定位的可拆卸压力传感器的胃束带系统的示意图；

图 42 是带有压力传感器和另一种导管结构的胃束带系统的示意图；以及

图 43 是带有位于胃束带带扣处的压力传感器的胃束带系统的透视图。

具体实施方式

下面对本发明一些实施例的描述不应当用于限制本发明的范围。对于本领域技术人员来说，本发明的其他实施例、特征、方面、实施方式以及优点将通过下面的描述变的显而易见，下面的描述是说明性的，是考虑用于实施本发明的最佳方式中的一种。将会了解，本发明可以是其他不同的和明显的方面，所有这些都背离本发明。因此，附图和说明书在本质上应当被认为是说明性的而非限制性的。

现在具体参考附图，其中在所有视图中相同的数字表示相同的元件，图 1 示出了一种食物摄取限制系统 30。该系统 30 包括植入到患者 34 体内的都以 32 表示的第一部分，以及位于患者外部的都以 36 表示的第二部分。植入部分 32 包括位于患者的胃 40 的上部的可调节胃束带 38。可调节胃束带 38 可以包括由硅橡胶或者其他类型的生物兼容材料制成的腔，该腔在充满流体时向内朝着胃 40 膨胀。可替换地，带 38 可以包括具有在带调节时会出现压力变化的流体腔的机械式可调节装置，或者组合液压/机械式可调节带。将在下面作更具体描述的注射端口 42 植入到身体部分，适合于针头注射和/或遥测通讯信号。在所示的实施方式中，注射端口 42 与可调节带 38 通

过导管 44 流体连通。外科医生可以将注射端口 42 定位并永久植入到患者体内，以执行食物摄取限制或者胃吻合口 (stoma) 的调节。本领域技术人员应当理解，用于放置胃束带系统如可植入部分 32 的外科手术方法近年来发展很快，因此患者可以得到并发症最小化的最优治疗效果。例如，外科医生通常将注射端口 42 植入到患者腹部皮下和脂肪组织层下的横向的肋下区域。外科医生还可以将注射端口 42 植入到患者的胸骨上。

图 2 更详细地示出了一种示例性的可调节胃束带。在此实施方式中，带 38 包括可变容积腔 46，该腔 46 相对胃的外壁膨胀或收缩以形成可调节胃吻合口，用于可控地限制摄入到胃中的食物。医师可以通过向可变容积腔 46 中增加流体来减小胃吻合口的尺寸，或者作为选择，可以通过从腔中取出流体来增加胃吻合口的尺寸。流体可以通过将针头插入到注射端口 42 中来增加或取出。作为替换，流体可以使用遥测命令信号以非侵入性方式在带 38 与注射端口 42 之间转移。流体可以是但不限于百分之 0.9 的生理盐水。

图 3 显示施加到患者的胃 - 食道连接部周围的图 2 中的可调节胃束带 38。如图 3 所示，带 38 至少基本上围住了胃 40 的靠近与食道 48 的连接部的上部。图 4 是带 38 的截面图，显示了处于收缩结构的带。在此视图中，带 38 几乎不含有流体，从而使得通向胃 40 的胃吻合口的尺寸最大。图 5 是带 38 和胃 40 的横截面图，类似于图 4，显示了处于膨胀的充满流体结构的带 38。在此视图中，带 38 对胃 40 的压力由于带中的流体而增加，从而减小了胃吻合口以建立食物摄取限制。图 5 还示意性地示出了带 38 上方食道 48 的膨胀，以形成位于患者膈肌 52 下面的上袋 50。

现在回到图 1，食物限制系统 30 的外部 36 包括电连接 (在此实施方式中通过电缆组件 62) 到控制盒 64 的压力读取装置 60。控制盒 64 包括显示器 66，一个或多个控制开关 68 以及外部控制模块，其将在下面作进一步详细解释。控制盒 64 可以被构造成，例如，用在医生的办公室内或者检查室内。安装控制盒 64 的一些方法包括放

置到桌面上，连接到检查台上，或者悬挂到便携式立柱上。控制盒 64 还可以被构造成装在医生的实验外套口袋内，手拿，或者放置到检查台或者活动的患者身上。电缆组件 62 可以可拆卸地连接到控制盒 64 或者压力读取装置 60，以方便清洁、维护、使用和存放系统 30 的外部 36。压力读取装置 60 非侵入性地检测植入部分 32 内的流体压力，即使当注射端口 42 植入在厚的（至少超过 10 厘米）皮下脂肪组织下面。医生可以将压力读取装置 60 靠在患者体内的注射端口 42 位置附近的患者皮肤上，观察在控制盒 64 的显示器 66 上读取的压力。压力读取装置 60，例如在延长的检查期间，还可以使用皮带、黏结剂和其他公知方法可拆卸地连接到患者。压力读取装置 60 通过传统的布的或者纸的手术中操作，并且还可以包括可以为每个患者更换的一次性遮盖物（未图示）。

现在回到图 6，其显示了注射端口 42 的侧面局部截面图，该注射端口 42 含有压力传感系统用于非侵入性检测植入部分 32 内的流体压力。如图 6 所示，注射端口 42 包括硬的外壳 70，该外壳 70 具有环形凸缘 72，该环形凸缘 72 含有多个连接孔 74 用于将注射端口 42 紧固到患者体内的组织上。外科医生可以使用包括缝线、钉子和夹子的多种外科紧固件中的任意一种将注射端口 42 连接到组织上，例如覆盖腹肌的肌膜上。注射端口 42 还包括通常由硅橡胶制成并压缩地保持在外壳 70 中的隔膜 76。隔膜 76 可以由 Huber 针或者类似类型的注射器械穿透，用于向注射端口中增加或者从注射端口中取出流体。隔膜 76 在取出注射器针头时自动密封以保持注射端口 42 内的流体容积。注射端口 42 还包括贮液池 80，用于保持工作流体和导管接头 82。接头 82 连接到导管 44，如图 2 所示，以便在注射端口 42 内侧的贮液池 80 与可调节带 38 的腔 46 之间形成封闭的液压回路。来自贮液池 80 的流体可以用于扩张带腔 46 的容积。可选择地，流体可以从腔 46 中取出并保持在贮液池 80 中，以便暂时减小腔 46 的容积。外壳 70 和接头 82 可以由生物兼容聚合物整体铸造，或者由金属如钛或不锈钢制造。

压力传感系统设置在注射端口 42 中以检测植入部分 32 的封闭液压回路中的流体压力。回路中的压力对应由可调节带 38 作用到患者胃部的限制程度。因此，检测流体压力使得医生能够评估通过手调节建立的限制。流体压力可以在调节之前、之中和/或之后检测，以验证带被适当调节。在图 6 所示的实施方式中，压力传感系统包括位于外壳 70 内的贮液池 80 底部的传感器 84。保持盖 86 在压力传感器 84 上方延伸，以基本上将传感器表面与贮液池 80 分离开，并保护传感器不被针头穿入。保持盖 86 可以由陶瓷材料制造，例如氧化铝，其能够抵抗针头的穿入并且不会干扰压力传感器 84 与压力读取装置 60 之间的电子通讯。保持盖 86 包括出口 90，允许贮液池 80 内的流体流向并冲击压力传感器 84 的表面。

图 7 是保持盖 86 的立体图，示出了位于盖底面上的出口 90。图 8 是压力传感器 84 的外部立体图。如图 8 所示，压力传感器 84 的外部包括具有可变形表面的应变元件。在所示的实施方式中，应变元件是膜片 92。膜片 92 可以通过将钛贮液池 80 中的壁的一部分变薄来形成。膜片 92 可以由钛或其他类似金属制成，并具有在 0.001”和 0.002”之间的厚度。虽然该实施方式显示了膜片作为应变元件，但是本发明还可以使用将流体压力转换成机械位移的其他应变元件来构造和实践。其他合适的应变元件的例子包括但不限于波登管 (Bourdon tube) 和波纹管 (bellows) 组件。压力传感器 84 气密性地密封在外壳 94 内，以防止流体渗透和影响传感器的操作。外壳 94 对于注射端口外壳 70 密封，以防止注射端口 42 中的流体损耗。膜片 92 对于传感器外壳 94 气密性地密封，以防止流体经过膜片的边缘周围而进入到传感系统的内部组件中。当流体流过贮液池 80 中的出口 90 时，流体冲击膜片 92 的表面。流过出口 90 的流体使得膜片 92 对液压回路中的流体压力的变化作出反应，并将该压力变化转换成机械位移。

图 9 是沿图 8 中的线 A-A 获取的压力传感器 84 的侧面截面图，示出了用于测量流体压力的第一实施方式 88。在图 9 所示的实施方

式中，膜片 92 的机械位移通过一对变阻器、硅应变计 96、98 转换成电信号。应变计 96、98 在与贮液池 80 中的工作流体相反的侧面连接到膜片 92。应变计 96 连接到膜片 92 的中心部分，以测量膜片的位移。第二匹配应变计 98 连接到膜片 92 的外边缘附近。应变计 96、98 可以通过黏结剂连接到膜片 92，或者可以熔接到膜片结构中。当带 38 中的流体压力改变时，膜片 92 的表面在外壳 94 的表面内向上或向下变形。膜片 92 的这种变形产生中心应变计 96 中的阻力变化。

如图 10 所示，应变计 96、98 形成惠斯通电桥电路 100 顶部的两个半补偿 (half-compensated) 电阻元件。当应变计 96 对膜片 92 的机械变形起反应时，该应变计的变化电阻将改变电桥电路顶部的电势改变。应变计 98 匹配应变计 96，并使惠斯通电桥电路绝热。差分放大器 102、104 连接到电桥电路 100，以检测电桥电路中由于变阻应变计导致的电势的变化。具体而言，差分放大器 102 检测整个电桥电路上的电压，差分放大器 104 则检测半个电桥电路 100 的应变计上的电压。对于固定电压的电桥来说，应变计电压之间的差值越大，压力差也就越大。如果需要，还可以使用全补偿惠斯通电桥电路以增加压力传感系统的灵敏度和准确度。在全补偿电桥电路中，四个应变计连接到膜片 92 的表面，而不是图 9 所示的仅仅两个应变计。

来自差分放大器 102、104 的外部信号提供给微控制器 106。微控制器 106 集成到外壳 94 内部的线路板 110 中。温度传感器 112 检测植入的注射端口的温度并将温度信号输入给微控制器 106。微控制器 106 使用来自传感器 112 的温度信号来补偿没有被应变计 98 所考虑的体温变化和残留温度误差。补偿体温变化的压力检测信号增加了压力传感系统的准确度。另外，TET/遥测线圈 114 放置在外壳 94 内。线圈 114 连接到电容器 116 以形成用于从外部 36 接收能量的调谐储能电路，并将压力检测值传递给压力读取装置 60。

图 11 是类似于图 9 的侧面截面图，显示了用于本发明压力传感

系统的第二实施方式 118。在第二实施方式 118 中，MEMS 传感器 120 设置在外壳 94 中，以检测膜片 92 的机械变形和产生与可调节带 38 中的压力成比例的电信号。在膜片 92 与 MEMS 传感器 120 之间提供密封的硅油腔 122。油腔 122 保护 MEMS 传感器 120，并将膜片 92 的机械位移传递给传感器。MEMS 传感器 120 将指示贮液池 80 中流体压力的电信号输出给微控制器 106。微控制器 106 输入来自 MEMS 传感器 120 的信号和来自温度传感器 112 的温度信号，并计算压力检测值。使用遥测信号将压力检测值发送给外部 36 中的压力读取装置 60，这将在下面作更详细说明。

图 12 是用于本发明第一和第二实施方式 88、118 的压力检测系统的框图。如图 12 所示，系统的外部控制模块 126 包括主 TET 线圈 130，用于将电源信号发送给通常以 132 表示的内部控制模块。主 TET 线圈 130 位于图 1 所示的压力读取装置 60 中。TET 驱动电路 134 控制向主 TET 线圈 130 提供电源信号。TET 驱动电路 134 通过具有相连的存储器 138 的微处理器 136 控制。图形用户界面 140 连接到微处理器 136，用于控制在显示器 66 上显示的数据。外部控制模块 126 还包括主遥测收发器 142，用于向植入控制模块 132 发送询问命令以及从植入控制模块 132 接收响应数据包括流体压力读取值。主收发器 142 电连接到微处理器 136，用于输入和接收命令和数据信号。主收发器 142 以选定的 RF 通讯频率振荡，以产生向植入控制模块 132 发送命令数据的下行交变磁场 146。电源 150 向外部控制模块 126 供应能量，以便为系统 30 供电。环境压力传感器 152 连接到微处理器 136。微处理器 136 使用来自环境压力传感器 152 的信号来调节压力读取值，用于由于大气压力状况或海拔高度变化引起的大气压力的变化，以便增加压力检测的准确度。

图 12 还示出了植入到患者皮肤 154 下面的内部控制模块 132。内部控制模块 132 位于注射端口 42 的外壳 94 内。如图 12 所示，内部控制模块 132 中的副 TET/遥测线圈 156 从外部控制模块 126 接收电能和通讯信号。线圈 156 形成与八个主 TET 线圈 130 电感耦合的

调谐储能电路，为植入元件或主遥测线圈 144 供电以接收和发送数据。遥测收发器 158 利用线圈 156 控制数据交换。另外，内部控制模块 132 包括整流/功率调节器 160，上述的微控制器 106，与微控制器相连的存储器 162，温度传感器 112，压力传感器 84 以及用于放大来自压力传感器的信号的信号调节电路 164。内部控制模块 132 将来自压力传感器 84 的经过温度调节的压力检测值发送给外部控制模块 126。在外部模块 126 中，接收的压力检测信号针对环境压力的变化进行调节并显示到显示器 66 上。

图 13 是显示根据本发明用于检测流体压力的第三实施方式 170 的侧面截面图。在第三实施方式 170 中，内部控制模块 132 由内部电源如例如电池 172 供电。电池 172 代替主和副 TET 线圈 130、156 用于向微控制器 106 以及其他内部组件供电。在此实施方式中，压力传感系统包括如同第一实施方式 88 中的一对应变计 96、98，用于检测对应于带 38 中压力变化的膜片 92 的机械变形。应变计 96、98 组合到平衡的热补偿电桥电路中，用于检测植入元件的闭合流路中的压力差。

图 14 是根据图 13 中所示的第三实施方式 170 的本发明压力检测系统的框图。在实施方式 170 中，使用内部电源向内部控制模块 176 供电，而不是如第一实施方式中的 TET 电源系统。植入部分 32 的电源是电池 172，而不是图 12 中所示的 TET 主线圈 130 和副线圈 156。在图 14 所示的实施方式中，植入的副线圈 156 仅仅用于内部和外部控制模块之间的数据通讯。提供功率调节器 174 来控制来自电池 172 的电，以便保护和延长电池的使用寿命。

图 15 示出了用于检测可调节带 38 中的流体压力的第四实施方式 180，其中使用被动系统来检测工作流体中的压力变化。在第四实施方式 180 中，可变电容器 182 连接到膜片 92，以检测膜片的机械变形。可变电容器 182 包括在与贮液池 80 相反一侧连接到膜片 92 中心附近的第一板 184。第二电容器板 186 通过电容器支架 188 固定在外壳 94 中。每个电容器板 184、186 连接到电感线圈 190，如图

192 所示，以形成振荡电路。当贮液池 80 中的流体压力由于例如对带 38 的蠕动压力的变化而增加或减小时，电容器板 184 的位置会随着膜片 92 的变形而改变。当流体压力增加时，膜片 92 推动第一电容器板 184 靠近第二电容器板 186，从而增加电容和减小振荡频率。类似地，当闭合植入电路中的液压减小时，第一电容器板 184 与膜片 92 一起朝远离第二板 186 的方向移动，从而减小振荡电路中的电容并增加振荡频率。

图 16 显示了根据本发明用于检测流体压力的第五实施方式 196。第五实施方式 196 是被动压力传感系统的替换实施方式，其中可变电感线圈 200 将膜片 92 的机械变形转换成压力检测信号。如图 16 所示，电感线圈 200 是间隔在膜片 92 下面的平线圈。固定电容器 202 连接到电感线圈 200，如线 204 所示，以形成 LC 振荡电路 206。当膜片 92 响应工作流体中的压力变化而向上或向下变形时，线圈 200 的电感改变。当流体压力增加时，膜片 92 朝线圈 200 方向变形，从而由于金属膜片与线圈之间的涡流耦合度 (eddy current coupling) 而减小线圈 200 的电感。相反，当流体压力减小时，膜片 92 变形而远离线圈 200，从而减小涡流耦合度并增加线圈的电感。因此，线圈 200 的电感与工作流体的压力成反比。当线圈 200 的电感改变时，LC 电路 206 的振荡频率也改变。

图 17 是用于本发明第四和第五实施方式 180、196 的压力检测系统的框图。在此系统中，微处理器 136 控制电感线圈电路 208 和电感线圈 210。微处理器 136 改变电感线圈 210 的频率，以使线圈与植入部分 32 中的 LC 电路 206 电磁耦合，如线 212 所示。内部和外部线圈耦合的频率将随着植入的 LC 电路 206 的振荡频率而改变。植入的 LC 电路的振荡频率将随着带 38 中的流体压力而改变。振荡频率的变化由微处理器 136 通过感应线圈电路 208 检测。一旦检测到，振荡频率就会指定频率的已知压力相比较以确定带 38 中的流体压力。外部模块 214 中的图形用户界面 140 将检测的流体压力显示在显示器 66 上。

图 18 是来自本发明压力传感系统的压力信号 216 的图形表达，如可以在用户询问期间显示在显示器 66 上。在图 18 所示的实施例中，在患者稳定时，流体压力最初由压力读取装置 60 检测，得到所示的稳定的压力读取值。接下来，对带 38 进行调节以减小胃吻合口的尺寸。在带调节期间，压力传感系统连续检测流体压力并将压力读取值通过患者皮肤发送给装置 60。如图 18 中的图形所示，压力读取值随着带的调节而稍微增大。在所示的实施例中，然后要求患者喝点液体来检查调节的准确性。在患者喝的时候，压力传感系统连续检测由于喝下液体的蠕动压力而产生的压力峰值，并将压力读取值发送给外部模块 36 进行显示。通过在调节期间和之后检测和直观刻画限制装置对胃蠕动的加载，本发明为医生提供了患者响应调节的准确、实时的视觉效果。记录的压力数据的这种即时、主动的显示使得医生能够执行更准确的带调节。数据可以在整个过程中显示以提供压力-时间历史记录。

除了在调节期间使用之外，本发明的压力传感系统还可以在治疗的各个阶段用来检测限制装置中的压力变化。周期性压力读取值使得压力传感系统能够起到诊断工具的作用，以确保食物摄取限制装置有效工作。具体而言，压力传感系统可以用来检测指示流体泄漏的带中无压力状况。作为选择，该系统可以用来检测带中的过压力峰值，指示食道 44 痉挛或者胃吻合口阻塞。

本发明的压力传感系统还能够使患者利用外部监视器如外部装置 36 在家中进行自我治疗。使用外部装置，患者可以定期将压力读取值发送给他们的医生办公室，从而减少了监视患者治疗所需的访问办公室的次数。另外，患者可以在家中进行压力读取，并在带压力下降到特定基准线以下或者超过阈值时通过他们的医生，这表示需要对装置进行调节。因此，本发明的压力传感系统在患者利用肥胖治疗装置进行治疗期间作为诊断和监视工具都有好处。

适合于结合到注射端口 42 中的其他可替换的传感系统 1088、1188 显示于图 19-20 中。这些压力传感系统 1088、1188 每个都包

括上部组件 1092 和外壳 94。在使用上述的压力传感系统实施方式 88、118、170、180、196 时，压力传感系统 1088、1188 可以定位在注射端口 42 的保持盖 86 的下面。可选择地，上部组件 1092 可以与保持盖 86 集成在一起，使得上部组件 1092 提供保持盖 86 或贮液池 80 的底部。其他合适的结构对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。在该实施例中，上部组件 1092 与注射端口 42 中的流体流体连通，使得该流体的压力能够作用到上部组件 1092 上。这些压力传感系统 1088、1188 每个还包括微控制器 106、TET/遥测线圈 114 和电容器 116。这些压力传感系统 1088 每个还包括温度传感器（未图示）。微控制器 106、TET/遥测线圈 114 和电容器 116 的结构和功能可以类似于上述这些组件 106、114、116 的结构和功能。

在图 19 所示的压力传感系统 1088 的实施方式中，流体进出口 1094 设置在上部组件 1092 中，并与压力传感器 1120 流体连通。气密的密封件 1122 将压力传感器 1120 固定到上部组件 1092 的底部。压力传感器 1120 被构造成传感上部组件 1092 附近的流体的压力，该流体通过流体进出口 1094 与压力传感器 1120 连通。压力传感器 1120 还与微控制器 106 通讯，使得使用压力传感器 1120 获得的压力检测值可以发送到外部遥测装置，或者通过微控制器 106 并然后经过线圈 114 发送给外部遥测装置。

在图 20 所示的压力传感系统 1188 的实施方式中，具有罐状结构的压力传感器 1180 位于上部组件 1092 内，并且突出于上部组件 1092 上方。压力传感器 1180 具有用作膜片的金属盖 1182，并且气密地密封。压力传感器 1180 和/或盖 1182 还可以相对于临近的电感和/或电子元件气密地密封以提供电隔离。类似于压力传感器 1120，压力传感器 1180 被构造成传感临近上部组件 1092 的流体的压力。类似地，压力传感器 1180 还与微控制器 106 通讯，使得使用压力传感器 1180 获得的压力检测值发送给外部遥测装置，或者通过微控制器 106 且然后经过线圈 114 发送给外部遥测装置。应当理解，压力传感器 1180 还可以包括硅油或凝胶以促进自盖 1182 传递压力的均

匀性，以方便压力传感器 1180 的电隔离，或者用于其他目的。可选择地，可以使用硅油或凝胶的任何替代物，或者整个被省略。

图 21 显示了另一种示例性端口 1142。该实施例的端口 1142 包括固定到下部外壳 1172 的上部外壳 1170。端口 1142 还包括隔膜 76 和保持器 1176。保持器 1176 固定到上部外壳 1170，并被构造成保持隔膜 76。端口 1142 还包括贮液池 80 以及与贮液池 80 流体连通的导管接头 82。板 1178 位于贮液池 80 的底部，并具有贯穿该板 1178 形成的多个出口 90。压力检测腔 1188 位于板 1178 的下面，并与贮液池 80 通过出口 90 流体连通。压力传感器 1190 位于压力检测腔 1188 内，可以操作来检测端口 1142 中的流体压力。

在一种实施方式中，每个压力传感器 1120、1180、1190 包括由乔治亚州亚特兰大的 CardioMEMS 公司提供的无线压力传感器，但也可以从其他渠道获得合适的 MEMS 压力传感器。在一种实施例中，MEMS 压力传感器 1190 包括 USP No. 6,855,115 中描述的压力传感器，该专利的公开内容通过引用并入本文且仅用于描述的目的。在该实施例中，每个压力传感器 1120、1180、1190 被构造成将压力数据无线发送给外部遥测装置。在另一种实施方式中，每个压力传感器 1120、1180、1190 包括硅染料 (silicon dye)。当然，可以使用其他任何类型的压力传感器。出于需要或者其他方面的需求考虑，图 21 中所示的端口 1142 还可以包括任何附加组件，包括但不限于 TET/遥测线圈、电容器、微控制器、电池等等 (未图示)。其他一些变例对于本领域普通技术人员而言将是显而易见的。

图 22-25 显示了一种示例性的传感头 300，该传感头可以操作从外部传感端口 42、1142 的位置和方向。该实施例的传感头 300 包括针窗 (needle window) 302，一套水平线圈 304，一套垂直线圈 306，TET 线圈 (未图示)，以及线缆 310。TET 线圈缠绕在基本上为三角形线轴 (未图示) 的周围，但也可以使用任何其他结构。在该实施例中，TET 线圈以 50kHz 的振荡频率与低 ESR 电容器并联调谐，以形成并联调谐储能电路。端口 42 的线圈 114 与电容器串联调谐，

使得在 50kHz 的振荡频率下振荡阻抗最小。在 TET 线圈上使用 5W 的输入功率，线圈 114 可以传递大约 10mW 的功率。当然，可以使用任何其他结构和参数。

传感头 300 的每个垂直线圈 306 垂直设置在对应的水平线圈 304 中。虽然显示了三个水平线圈 304 和三个垂直线圈 306，但是可以认识到可以使用任何合适数量的线圈 304、306。另外，虽然显示的线圈 304、306 基本上为三角形配置，但是可以认识到可以使用其他任何合适的配置或者结构。电缆 310 与线圈 304、306 通讯，并且还显示装置 350 通讯，这将在下面作更详细描述。当然，传感头 300 可以通过电线、无线或以其他方式与任何其他外部装置通讯。

该实施例的传感头 300 被构造成与注射端口通讯，如仅仅作为例子的注射端口 42。应当理解，传感头 300 可以与任何其他注射端口或装置通讯，包括但不限于这里描述的可选择的端口及其变例。然而，在阅读这里的描述之后将会理解，使用某些实施方式，端口中金属的类型或者数量可能会对端口和/或传感头 300 的操作产生负面影响。例如，这种影响可以是不良的涡流，如果这种涡流达到了不需要的程度。就金属端口外壳产生不良结果来说，应当理解，线圈 114 可以位于该金属的外面并气密地电线连接到压力传感器 87 或者其他端口组件。然而，这种手段对于该实施例的端口 42 来说并不需要。

在该实施例中，传感头 300 可以用来通过 TET 线圈向端口 42 供电。传感头 300 还可以用来检测端口 42 的位置和方向，这将在后面作更详细描述。此外，传感头 300 可以用来以上述的压力读取装置 60 类似的方式接收由端口 42 发送的压力数据和其他数据。虽然位置、方向以及与压力有关的通讯将在下面作更详细的描述，但是本领域普通技术人员应当理解任何其他类型的信息可以通过任何其他的合适方式在端口 42 与传感头 300 之间进行发送。

在一种示例性的使用中，传感头 300 被置于患者 34 附近，通常位于端口 42 附近的区域。如下面将要更详细描述的，传感头 300 可

以用来检测端口 42 的位置和方向，从而允许用户将传感头 300 放置在端口 42 的正上方或者充分靠近端口 42。当传感头 300 如此放置时，用户可以将注射器 400 的针头 430 穿过传感头 300 的导针器 302 并一次性抵达端口 42 的隔膜。用户然后可以使用注射器 400 来调节植入部分 32 中的流体压力。

在传感头 300 被置于初始位置时，水平线圈 304 被构造成传感由端口 42 中的线圈 114 所提供的 RF 信号。应当理解，此 RF 信号的特征可以作为传感头 300 相对于端口 42 的位置的函数进行改变。显示装置 350 可以从每个水平线圈 304 接收该 RF 信号的指示，并且可以通过能够比较在每个水平线圈 304 处拾取的信号的逻辑元件来处理这些信号。传感头 300 然后通过三角测量来确定端口 42 的位置。例如，当传感头 300 位于端口 42 正上方时，接收的三个信号可以具有大约相等的幅值以及大约为零的相移。然而，应当理解，定位传感头 300 以使得在每个水平线圈 304 处测得的 RF 信号相对于在其他水平线圈 304 处测得的 RF 信号具有相等的幅值和零相移或许是不可能的。因此，传感头 300 可以在患者 34 附近移动，直到在水平线圈 304 处测得的 RF 信号的幅值和相位之间的差值达到最小。

如将在下面更详细描述，显示装置 350 还可以包括逻辑元件，该逻辑元件能够为用户提供指示传感头 300 和端口 42 的相对位置的视觉指示，并且当传感头 300 位于端口 42 正上方时还提供特殊指示。

传感头 300 还可以包括可用于视觉显示位置信息的特征。在该实施例中，传感头 300 包括排列成“加号”状结构的多个 LED 312。LED 312 可以为用户提供关于传感头 300 和端口 42 相对位置的视觉指示。具体而言，发光的 LED 312 可以表示端口 42 相对于传感头 300 的位置。例如，如果传感头 300 需要向下和向右移动以便定位在端口 42 正上方时，最右边和最下边的 LED 312 可以发光。当传感头 300 移动到靠近端口 42 正上方时，LED 可以提供反馈，指示传感头 300 移动的接近程度，直到中心 LED 312 发光以指示传感头 300 大致位于端口 42 上。当中心 LED 312 发光时，用户然后可以参照显示装置

350 来进一步调节传感头 300 的位置,这将在下面作更详细描述。就使用 LED 312 来说,LED 312 可以排列成任何合适的结构而不是“加号”。这种可选择的结构可以包括直角坐标形式、极坐标形式、数字形式或任何其他类型的形式。仅仅通过例子的方式,可以使用星或罗经盘结构。在另一种实施方式中,提供 LED 312 阵列,用于以箭头指示方向的形式选择发光。箭头的长度还可以改变以指示距离。还将认识到,可以使用附加的 LED 312 来增加由 LED 312 指示的距离和/或方向的空间精度。当然,可以使用 LED 312 的任何合适的替代物,包括但不限于 LCD 屏幕或其他显示器。

在一种实施方式中,在传感头 300 中设置逻辑元件,用于处理由水平线圈 304 接收的信号,以通过 LED 312 提供位置反馈。在另一种实施方式中,此逻辑元件设置在显示装置 350 中,并且通过电缆 310 与部分 LED 312 通讯。在另一种实施方式中,在传感头 300 和显示装置 350 中设置用于驱动 LED 312 的逻辑元件。用于驱动 LED 312 的逻辑元件的其他合适的位置以及驱动 LED 312 的其他方式对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。还将认识到,在使用这里描述的任何其他组件和特征时,LED 312 整体可以简单地予以省略。

在传感头 300 放置在患者 34 附近的初始位置并通常位于端口 42 附近区域时,垂直线圈 306 被构造成用来传感由端口 42 中的线圈 114 提供的 RF 信号。应当理解,该 RF 信号的特征可以作为传感头 300 相对于端口 42 的方向(例如斜度、偏角、滚动、姿势等等)的函数进行改变。显示装置 350 可以从每个垂直线圈 306 接收 RF 信号的指示,并且可以通过能够比较在每个垂直线圈 306 处拾取的信号的逻辑元件来处理这些信号。当传感头 300 与端口 42 平行时,接收的三个信号可以具有大约相等的幅值和大约为零的相移。如下面将要更详细描述的,显示装置 350 还可以包括逻辑元件,该逻辑元件能够为用户提供指示传感头 300 和端口 42 的相对方向以及指示传感头 300 何时与端口 42 基本平行的视觉显示。

在另一种实施方式中，传感头 300 和端口 42 被构造成使得可以根据线圈 114 发出的信号与传感头 300 中的信号（例如来自传感头 300 中的 TET 线圈的启动/驱动信号）之间的相位关系来检测方向特征。例如，如果信号同相，则所述关系可以指示端口 42 与传感头 300 平行并且隔膜 76 面向传感头 300；如果信号偏移 90° 相位，则可以指示端口 42 垂直于传感头 300；当信号偏移 180° 相位时，则可以指示端口 42 相对于传感头 300 翻转（例如膜片 76 向内朝着患者 34 的中心）。根据对应的相位关系可以检测其他方向。可选择地，当传感头 300 经过端口 42 时，端口 42 中的线圈 114 可以发射脉冲图案，例如当端口 42 位于右侧上方时发射两个短脉冲跟着一个长脉冲（例如比短脉冲长大约 3-4%）。当端口 42 翻转 180° 时，图案可以相反。传感头 300 可以接收这些信号，并且传感头 300 或任何其他装置（例如显示器 350 等）可以处理这些信号，以便可以为用户提供关于端口 42 方向的音频或视觉指示。因此，应当理解，垂直线圈 306 不是获得方向信息所必须的。用于确定方向信息的其他合适的结构和技术对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

一种可选择的传感头 301 显示于图 26 中，在此变例中，针窗 303 从传感头 301 的中心偏移，但是在其他方面均类似于传感头 300。针窗 303 的这种偏移可以减小传感头 301 的壳体与患者的外部解剖结构发生物理干扰的可能性，这种干扰会导致难以将传感头 300 的中心针窗 302 定位到端口 42 上。如图 26 所示的针窗 303 的偏移仅仅是示例性的，应当理解针窗 303 可以位于其他地方（例如，接近传感头 301 的壳体的边缘或者角落等等）。还应当理解，在针窗 303 没有被定位在传感头 301 的中心时，针窗 303 将不再位于排列的水平线圈 304 和垂直线圈 306 的集中中心。然而，线圈 304、306 仍然可以使用与采用传感头 300 相类似的技术来确定针窗 303 和端口 42 的相对位置。例如，在用于处理由线圈 304、306 检测的 RF 信号的算法中引入校正常数（例如，矢量）。该校正常数可以表示针窗 303 相对于传感头 301 中心（或者相对于线圈 304、306 的排列中心）的

位移（例如针对距离和方向）。可以将校正常数引入到算法中的各种方法对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

仅仅作为例子，传感头 301 中心相对于端口 42 的位置可以首先通过比较由水平线圈 304 接收的 RF 信号（例如针对相位和幅值）来发现（从而获得“确定的位置”）。然后可以将校正常数加到所述确定的位置，以进一步确定针窗 303 相对于端口 42 的位置。作为选择，当针窗 303 位于端口 42 正上方时，由线圈 304 接收的 RF 信号的性质可以具有一个或者多个特征差异（或者一个或者多个特征差异范围），从而使得算法可以依照由传感头 300 中的线圈 304 接收的 RF 信号的最小相位和幅值差相类似的方式来处理这些差异。换言之，算法可以处理该差异作为要达到的目标。当针窗 303 位于端口 42 正上方时，由水平线圈 304 检测的 RF 信号的特性中的特征差异可以是针窗 303 相对于传感头 301 的位移的函数，从而使得可以确定该特征差异。当然，可以使用适合于确定针窗 303 相对于端口 42 的位置的任何其他技术或者结构。

图 27 显示了一种示例性的显示装置 350，其能够将来自传感头 300 的信息转换成用户可读取的视觉表达。在该实施例中，显示装置 350 与传感头 300 通过电缆 310 进行通讯，但是可以使用电缆 310 的任意替代物。显示装置 350 还包括图形显示器 354，该图形显示器 354 包括目标显示 360，且示出于图 28-29 中。该实施例的目标显示 360 包括十字准线 362 和箭头指示 364。该实施例的目标显示 360 可用于呈现关于传感头 300 相对于端口 42 的位置和方向的位置和方向信息。具体而言，箭头指示 364 的尖端 366 相对于十字准线 362 的中心 364 的位置可以用于指示针窗 302 相对于端口 42 中心（例如隔膜 76）的位置。换言之，十字准线 362 的中心 364 可以表示隔膜 76 中心；箭头指示 364 的尖端 366 表示针窗 302。定位数据可以按照任何合适的速率来刷新，例如近似于实时，以便通过目标显示器 360 为用户提供位置反馈。因此，用户可以移动传感头 300，直到目标显示器 360 指示针窗 302 位于端口 42 的正上方。

针对箭头指示 366 的倾斜度,方向数据可以通过目标显示器 360 呈现。换言之,箭头指示 366 倾斜的方向和大小可以表示传感头 300 相对于端口 42 的方向,从而使得箭头指示 366 围绕其尖端 366 枢转以指示该方向。在利用定位/位置数据时,方向数据可以按照任何合适的速率进行刷新,例如近似于实时,以便通过目标显示器 360 为用户提供方向反馈。在传感头 300 不能相对于端口 42 进行令人满意的定位时(例如,如果端口 42 已经上下颠倒或者在其相对于筋膜平面(fascial plane)的一侧上翻转时),医生可以重新定位端口 42。

图 29 显示了带有目标显示器 360 的显示装置 350 的视图,目标显示器 360 指示传感头 300 基本上位于端口 42 的正上方且基本上与端口 42 平行。因此,箭头指示 366 位于十字准线 362 的中心 364 上,并且笔直地枢转(即垂直于屏幕),从而使得仅仅能够见到箭头指示 366 的尾端 370。这种显示可以指示用户:笔直插入针窗 302 中的针头 403 将会成功到达端口的隔膜 76。

还将认识到,还可以为用户提供表示位置和方向信息的视觉指示,如通过使用颜色。例如,在图 28 所示的目标显示器 360 中,箭头指示 366 可以显示为红色以指示穿过针窗 302 插入的针头 403 将是不正确的(例如,针头 403 将不能到达隔膜 76)。相反,在图 23 所示的目标显示器 360 中,箭头指示 366 的尾端 370 可以显示为绿色以指示穿过针窗 302 插入的针头 403 将是正确的(例如,针头将能够到达隔膜 76)。

还将认识到,传感头 300 不需要与端口 42 完全平行以便针头 403 能够成功穿过针窗 302 而进入到隔膜 76 中。因此,显示装置 350 可以提供指示,显示尽管传感头 300 相对于端口 42 的方向并不平行,针头 403 也可以成功穿过针窗 302 而到达隔膜 76。例如,在箭头指示 366 的尾端 370 位于十字准线 362 的特定环内时指示这种方向。作为选择,这种方向可以通过使指示箭头 366 为黄色或者其他一些颜色来指示。在目标指示器 360 中指示不平行方向满足程度的其他一些方法对于本领域普通技术人员是显而易见的。

类似地，存在传感头 300 相对于端口 42 具有准确方向时却不能位于端口 42 正上方的情况；虽然传感头 300 没有位于端口 42 正上方，但通常可以平行于端口 42 定向。在这种情况下，如果针头 403 相对于传感头 300 正确定向（例如，以大约 80° 或者 10° 的偏差），穿过针窗 302 插入的针头 403 仍然可以到达隔膜 76。因此，显示装置 350 可以提供指示，显示针头 403 可以成功穿过针窗 302 而到达隔膜 76，尽管传感头 300 没有位于端口 42 的正上方。例如，在箭头指示 366 的尾端 370 位于十字准线 362 的特定环内时，可以指示这种方向。作为选择，这种方向可以通过使箭头指示 366 为黄色或者其他一些颜色来指示。在目标指示器 360 中指示传感头 300 位置满足程度的其他一些方法对于本领域普通技术人员是显而易见的。

还将认识到，传感头 300 可以被构造成用于获得深度数据，指示针窗 302 与端口 42 间的距离（以及隔膜 76 的深度）。这种深度数据可以各种各样的方法显示于显示装置 350 上。例如，深度可以作为数值和/或以任何其他合适的方法进行指示。除了位置、方向和深度相关信息之外，可以由传感头 300 获得并发送给显示装置 350 的其他几何信息对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

除了显示与传感头 300 相对于端口 42 的位置和方向有关的信息之外，显示装置 360 还可以显示由端口 42 发送给传感头 300 的压力数据。因此，该实施例的显示装置 350 包括压力显示部分 374。如图所示，压力显示部分 374 提供初始压力读取值、基准压力和峰值压力。初始压力读取值表示在加入或者取出流体之前植入部分 32 中的压力。基准压力读取值表示植入部分 32 中的当前压力（例如，随着加入或者取出流体，或者在已经加入或者取出流体之后）。峰值压力读取值表示在胃蠕动期间检测到的峰值压力。当然，可以显示任何其他压力参数，以及其他数据如温度等。

如上所述，传感头 300 可以被构造成以类似于压力读取装置 60 的方式从端口 42 接收压力数据。因此应当理解，传感头 300 的 TET 线圈还可以用作遥测线圈，从端口 42 中的线圈 114 接收指示压力或

者其他数据的遥测信号。作为选择，可以在传感头 300 中提供专用于该遥测的附加线圈。作为另一种变例，任何垂直线圈 306 和/或水平线圈 304 可以用于这种遥测。其他一些合适的结构对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

考虑到上述描述，应当理解，传感头 300 和显示装置 350 可以在向植入部分 32 中加入或者从植入部分 32 中取出流体之前、之中和之后为用户提供近似实时的压力检测。例如，医生可以在患者 34 喝下固定量的水时调节植入部分 32 中的盐分含量，并且可以在此活动过程中通过传感头 300 和显示装置 350 监视植入部分中的压力水平。应当理解，可以根据与压力数据有关的各种因素来确定最佳压力调节，包括但不限于下面的任意一种或者多种：原始基准压力、新的基准压力、最大蠕动压力、最小蠕动压力、蠕动收缩长度、蠕动收缩数据峰值的傅利叶变换 (Fourier transform)、蠕动收缩期间的压力衰变时间常数、喝水期间的总平均压力衰变时间常数、喝下固定量水的蠕动收缩次数、由植入装置和/或解剖结构施加的一个或者多个力、植入装置或者植入装置中流体的能量、流体冲入植入装置中的速率、植入装置中的流体体积、植入装置的容量、进入或者容纳在植入装置中的流体的流速、植入装置中的流体的压力脉冲频率、植入装置中的流体的压力脉冲次数、在植入装置调节之前和/或响应植入装置调节由组织发送的一个或者多个电信号、在植入装置调节之前和/或响应植入装置调节由组织输出的化学成分、响应植入装置调节的其他组织反馈、或者任何其他因素。

在一种实施方式中，显示装置 350 可用于接收可以任何合适的方式指示上述因素的数据（例如从传感器等），并且还可用于自动处理这些因素并将处理结果表达给用户。例如，显示装置 350 可以被构造成根据这些因素的处理来确定加入或者取出的流体的理想量，并且可以简单地向用户显示消息，如“加入 4cc 的流体”、“取出 0.5cc 的流体”，等等。这些消息可以作为显示压力检测值、压力变化或其他数据的补充或者代替进行显示。对上述任意的因素或

者其他因素的其他合适的处理以及将这种处理结果表达给用户的方法对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

在该实施例中，压力传感器 84 以大约 20Hz 的更新速率提供压力数据。这种速率可以大约每 50ms 提供一个完整的遥测/TET 模式周期。例如，线圈 114 可以为端口 42 提供 TET 大约 45ms 以为端口 42 供电，然后提供压力数据的遥测大约 5ms。当然，可以使用任何其他切换技术。还将认识到，TET 与遥测之间的切换并不是必需的。例如，端口 42 可以是有源的，从而不再需要 TET。作为另一种实施例，可以为端口 42 增加第二线圈（未图示），端口 42 中的一个线圈专用于 TET，而其他线圈则用于遥测。其他一些选择和变例对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

虽然该实施例的显示装置 350 显示了以数字表达的压力数据，但是应当理解压力数据可以各种其他方式来表达。例如，图形可以显示压力作为时间的函数，这用于在蠕动期间或者其他目的监视压力或许是有用的。还将认识到，不需要显示特定时刻的压力绝对值，但显示装置 350 可以显示压力值的变化。可以显示压力数据或其他数据的其他方法对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

如上所述，在考虑植入部分 32 中的压力检测时考虑温度、大气压力和其他因素或许理想的。因此，传感头 300 可以接收附加的数据如在植入部分 32 中获取的温度检测值，并且显示装置 350 可以包括能用于根据各种因素来调节压力读取值的逻辑元件。

在一种方式中，传感头 300 包括能够在定位模式与压力传感模式之间切换传感头 300 的开关（未图示）。因此，用户可以将传感头 300 切换到定位模式来获得位置和方向数据以便将传感头 300 完全定位到端口 42 上。然后，在向植入部分 32 中加入或者从植入部分 32 中取出流体之前、之中和之后，用户可以将传感头 300 切换到压力检测模式来获得压力检测值。作为选择，在显示装置 350 上可以设置类似的开关。在另一种方式中，不使用开关，从而传感头 300 可以同时用在定位模式和压力传感模式。用于在这两种模式之间实

现切换的其他一些可能的模式和特征对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

还将认识到，传感头 300 可以结合具有线圈但缺少压力传感器的端口使用。换言之，传感头 300 可以简单地用于确定端口的方向和位置。在进行这种确定时，压力数据可以从源获得而不是从端口获得（例如，从植入部分中任意位置的传感器，从患者外部的传感器，等等），或者根本不获得。另外，虽然上述的实施例包括传感头 300 与端口 42 一起使用，但应当理解传感头 300 可以与端口 1142 一起使用。当然，这种使用可能需要在传感头 300 中包括 TET/遥测线圈，或者能够发送信号由线圈 304、306 接收的其他一些装置。传感头 300 的其他一些变例以及使用传感头 300 的变例对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

图 30-31 中显示了另一种实施方式，显示了示例性的注射器 400 和显示装置 420 通过电缆 422 进行通讯。注射器 400 包括柱塞 420、注射筒 404、压力传感组件 410 和针头 430。在该实施例中，柱塞 402、注射筒 404 和针头 430 为传统组件。因此，注射筒 404 具有阳路厄接头（male luer lock）部分 406，针头 430 具有阴路厄接头（female luer lock）部分 424。柱塞 402 具有被构造成与注射筒 404 密封啮合的活塞 408。在一种方式中，针头 430 包括 Huber 针。当然，其中的这些组件可以变化。

电缆 422 具有导入部分 429，其被构造成选择连接到压力传感组件 410。导入部分 429 还包括能够与压力传感器 426 电连接的特征（未图示），从而可以通过电缆 422 发送由压力传感器 426 获得的压力读取值。该特征可以包括一个或者多个终端（未图示）或者任何其他特征。在另一种实施方式中，压力传感组件 410 固定到导入部分 429 和电缆 422。其他合适的结构对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

在该实施例中，压力传感组件 410 包括阳路厄接头部分 412、阴路厄接头部分 414、垂直圆筒状部分 416、水平圆筒状部分 418 和压

力传感器 426。压力传感组件 410 的阳路厄接头部分 412 被构造成与针头 430 的阴路厄接头部分 424 啮合；压力传感组件 410 的阴路厄接头部分 414 则被构造成与注射筒 404 的阳路厄接头部分 406 啮合。因此，应当理解，压力传感组件 410 可以安装各种现有的注射器。作为选择，注射器 400 可以被构造成具有集成到其内部的压力传感组件 410 或者类似特征。

如图所示，压力传感器 426 位于水平圆筒状部分 418 中，靠近环形凸缘 428。在一种实施例中，压力传感器 426 密封地连接到环形凸缘 428。在此实施例中，导入部分 429 包括一个或者多个电极（未图示）或者类似特征，被构造成在导入部分 429 与压力传感组件 410 结合时与压力传感器 426 通讯和/或从压力传感器 426 接收通讯。在另一种实施例中，压力传感器 426 与导入部分 429 固定在一起，并且可以在导入部分 429 与压力传感组件 410 结合时位于环形凸缘 428 附近。作为选择，可以使用其他任何合适的结构。

压力传感器 426 可以根据上述的任何压力传感器进行构造。作为选择，压力传感器 426 可以包括适于使用的任何现有的压力传感器，或者任何其他类型的压力传感器。在该实施例中，在装配注射器 400 时，垂直圆筒状部分 416 为从注射筒 404 到针头 430 的流体连通提供密封管路。垂直圆筒状部分 416 还与水平圆筒状部分 418 流体连通；压力传感器 426 也是如此。因此，应当理解，压力传感器 426 可以用于传感注射器 400 中的流体压力。还将认识到，由压力传感器 426 传感的压力可以通过电缆 422 发送给显示装置 420，并以任何合适的形式在显示装置 420 上显示。

在一种示例性的使用中，针头 430 插入患者 34 并到达注射端口的隔膜（未图示）。可以使用任何合适的端口，包括但不限于任何上述的端口 42、1142 及其变例，以及任何不具有压力传感器的端口。在该实施例中执行上述插入时，针头 430 可以与植入部分 32 流体连通，使得植入部分 32 中的流体与注射器 400 中的流体的压力基本平衡。从而可以认识到，由压力传感器 426 传感的压力可以指示植入

部分 32 中的流体压力。此压力信息在通过利用注射器向植入部分 32 中加入流体或者利用注射器 400 从植入部分 32 中取出流体进行的压力调节过程中或许是特别有用的。具体而言，注射器 400 可以允许同时调节和读取流体压力。

例如，用户可以首先将针头 430 插入患者 34 并达到注射端口 42、1142 的隔膜 76。在压力均衡时，用户然后通过显示装置 420 读取初始压力。应当理解，压力均衡可以通过压力读取值基本保持恒定来确定。然后，用户可以使用注射器 400 向植入部分 32 加入流体或者从植入部分 32 取出流体，观察由显示装置 420 指示的压力中的变化。因为不需要使用阀或者其他机构在压力传感模式和加入/取出模式之间切换注射器 400，所以压力读取值可以在用户向植入部分 32 加入流体或者从植入部分 32 取出流体的同时获得。因此，压力传感组件 410 和压力传感器 426 可以被认为是与其他注射器 400 组件成基本线性。在这里使用的词组“基本线性”应当被理解为基本上在压力传感器 426 传感压力的同时可以利用注射器 400 加入或者取出流体；并且不需要操纵阀或者其他机构在注射器 400 的加入/取出模式与注射器 400 的压力传感模式之间进行切换。然而，词组“基本上线性”不应当被理解为要求必须是直线相交压力传感器 426 和所有其他的注射器 400 组件。

因此，在用户利用注射器 400 调节压力时，可以近似实时地获得压力读取值。在用户操控注射器 400 与在注射器 400 和植入部分 32 中实现压力均衡的时间之间存在延迟时，用户可以简单地等待直到显示装置 420 指示的压力读取值变成基本恒定。注射器 400 和显示装置 420 的其他合适的使用对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

图 32 表示了电缆 422 的一种示例性替代物。在此变例中，在图 30-31 中所示的注射器 400 的电缆 422 由无线红外通讯器 440 取代。红外通讯器 440 包括一对 LED 422、电池 444 和拉出翼片 446。红外通讯器 440 可以连接到压力传感组件 410，并与压力传感器 426 通讯。

在一种实施方式中，压力传感器 426 封装在红外通讯器 440 中，并被构造成在与压力传感组件 410 结合时接收压力传感组件 410 中的流体压力。例如，这种压力接收可以通过使压力传感器 426 直接接触压力传感组件 410 的流体来提供。作为选择，红外通讯器 440 和/或压力传感组件 410 可以包括位于压力传感器 426 与压力传感组件 410 中的流体之间并能够向压力传感器 426 传递压力的隔膜或者其他元件。在另一种实施方式中，压力传感器 426 是压力传感组件 410 的构件，并且红外通讯器 440 则被构造成在与压力传感组件 410 结合时能够接收由压力传感器 426 获得的压力数据。其他合适的结构对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

该实施例中的红外通讯器 440 可以通过 LED 442 以红外线发送由压力传感器 426 获得的压力数据。因此，应当理解，显示装置 420 可以进行修改，以便包括能接收上述发送的红外传感器（未图示）。电池 444 可以用于为红外通讯器 440 供电。拉出翼片 446 可以最初位于电池 444 和终端之间，以便在第一次使用之前保护电池 444。因此，用户可以在第一次使用之前取下拉出翼片 446。作为选择，红外通讯器 440 可以包括开关或其他机构，用于选择启用电池 444。其他变例对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。还将认识到，注射器 400 的这个变例可以按照与上述的注射器 400 的其他变例类似的方式进行使用。

图 33 显示了电缆 422 的另一种示例性替代物。在此变例中，在图 30-31 中所示的注射器 400 的电缆 422 由射频（RF）通讯器 450 取代。RF 通讯器 450 包括 RF 线圈 452、电池 444 和拉出翼片 446。RF 通讯器 450 可以连接到压力传感组件 410，并与压力传感器 426 通讯。如上面针对红外通讯器 440 所述，压力传感器 426 可以设置在 RF 通讯器 450 中或者设置在压力传感组件 410 中。其他合适的结构对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

该实施例的 RF 通讯器 450 可以通过 RF 线圈 452 发送由压力传感器 426 获得的作为 RF 信号的压力数据。因此，应当理解，显示装

置 420 可以进行修改, 以便包括能够接收上述发送的 RF 信号接收器 (未图示)。电池 444 可以用于为 RF 通讯器 450 供电。拉出翼片 446 可以最初位于电池 444 和终端之间, 以便在第一次使用之前保护电池 444。因此, 用户可以在第一次使用之前取下拉出翼片 446。作为选择, RF 通讯器 450 可以包括开关或其他机构, 用于选择启用电池 444。其他变例对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。还将认识到, 注射器 400 的这个变例可以按照与上述的注射器 400 的其他变例类似的方式进行使用。

图 34 显示了另一种示例性的压力传感注射器系统 1400。在此实施例中, 注射器系统 1400 包括注射器 400、导管 1402、压力传感部分 1420、电缆 1404、界面组件 1406 和显示装置 1408。注射器 400 包括具有双向路厄活化阀 (two way leuer activated valve) 1412 的“T”接头 1410。“T”接头 1410 与针头 430 和导管 1402 流体连通。双向路厄活化阀 1412 被构造成在“T”接头 1410 与注射器 400 的阳路厄接头部分 406 结合时打开。当然, 可以提供不具有双向路厄活化阀 1412 的“T”接头 1410 或者其他装置。还将认识到, 上述的压力传感组件 410 还可以具有双向路厄活化阀 (例如在阴路厄接头部分 414)。在此实施例中, 当“T”接头 1410 与注射器 400 结合时, 导管 1402 可用于将注射器 400 中的流体压力发送给压力传感部分 1420。应当理解, “T”接头可以连接到各种现有的注射器 400 和针头 430。在使用双向路厄活化阀 1412 或类似装置时 (例如, 在“T”接头 1410 中, 在压力传感组件 410 中, 等等), 可以在压力调节之后除去注射筒 404, 而不会影响双向路厄活化阀 1412 “下游”组件中的流体压力。仅仅作为实施例, 可以使用注射器 400 来调节压力, 然后从双向路厄活化阀 1412 上除去注射筒 404, 然后使患者 34 站立, 然后获得后续的压力检测, 这或许是理想的。除去注射筒 404 和/或双向路厄活化阀 1412 的其他一些应用还可以在其他一些场合是有利的。

如图 34-36 中所示, 压力传感部分 1420 包括可重复使用的传

感部分 1422 以及一次性盖部分 1424。可重复使用的传感部分 1422 和一次性盖部分 1424 被构造成可彼此选择性结合。当与可重复使用的传感部分 1422 时，一次性盖部分 1424 与可重复使用的传感部分 1422 流体连通，从而使得导管 1402 中的流体压力可以通过一次性盖部分 1424 发送给可重复使用的传感部分 1422。在一种实施方式中，一次性盖部分 1424 包括美国专利 US 6,725,726 中所述的压力室（pressure dome），该专利的公开内容通过引用并入本文。可重复使用的传感部分 1422 包括压力端口 1426，其被构造成从一次性该部分 1424 接收所述流体压力发送。例如，压力端口 1426 可以包括适用于接收流体压力发送的隔膜或者其他结构。可重复使用的传感部分 1422 还包括压力传感器（未图示）如换能器，其被构造成通过电缆 1404 向界面组件 1406 提供压力数据。界面组件 1406 可用于处理所述压力数据并通过电缆 1404 将其发送给显示装置 1408。在一种实施方式中，可重复使用的传感部分 1422 包括来自北卡罗来纳州达勒姆的 MEMSCAP 生产的型号为 SP840 或 SP844 的传感器，但其他任何传感部分 1422 组件也可以使用。当然，界面组件 1406 和显示装置 1408 可选择地可以集成为一个装置。界面组件 1406 和/或显示装置 1408 可以包括台式个人计算机、笔记本计算机、个人数字助力(PDA)、专用装置或其他任何合适的装置。

应当理解，为了有效地将注射器 400 中的流体压力发送给可重复使用的传感部分 1422，可以适当地在导管 1402 中提供流体。该流体可以在意图进行压力检测之前提供到导管 1402 中。虽然导管 1402 中的流体可以与注射器 400 中的流体是相同类型（例如盐水），但是可以使用任何流体，包括但不限于凝胶、硅油、盐水等等。在一种实施方式中，导管 1402 被预先灌装，从而在使用之前可以在导管 1402 中具有流体（例如，在“T”接头 1410 与注射器 400 结合之前）。在另一种实施方式中，导管 1402 中最初没有流体，用户在使用注射器 400 向注射端口 42、1142 中加入流体或者从注射端口 42、1142 中取出流体之前向导管 1142 中灌装流体。因此，在一次性盖部分

1424 中设置孔盖 1414, 便于通过方便地排出导管 1402 中的空气来向导管 1402 中灌装流体。

如上所述, 用户可以使用注射器 400 向端口 42、1142 中加入流体或者从端口 42、1142 中取出流体来调节胃束带 38。在此使用期间在使用如图 34 所示装配的压力传感注射器系统 1400 时, 或者在使用压力传感注射器系统 1400 的任何合适的变例时, 应当理解在调节胃束带 38 压力时可以传感流体压力以及进行压力检测。换言之, 可以基本上同时传感和调节压力, 而不需要操控开关阀或者类似装置在纯调节压力或纯传感压力之间进行切换。作为选择, 可以提供这种开关阀或者类似装置。

虽然可重复使用的传感部分 1422 和一次性盖部分 1424 作为分离的组件予以显示, 但是可以考虑到这些组件 1422、1424 可以选择地为一件式。其他变例对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

图 37 表示了注射器 400 的一种变例。在此变例中, 压力传感器 426 设置在柱塞 402 与活塞 408 之间, 并且通过电缆 422 与显示装置 420 通讯。作为选择, 压力传感器 426 可以位于活塞 408 中, 或者位于活塞 408 的远端, 从而可以与注射筒 404 中的流体接触。在任何一种这些变例中, 压力传感器 426 可以被构造成传感注射筒 404 中的流体压力, 并且当针头与植入部分 32 流体连通时传感植入部分 32 中的流体压力。如同上述的实施方式, 在用户通过注射器 400 向植入部分 32 中加入流体或者从植入部分 32 中取出流体时, 此压力检测值可以通过显示装置 420 近似实时地发送给用户。

上面描述了压力传感器位于患者 34 外部的一些合适位置的实施例。其他一些合适的位置包括但不限于位于注射筒 404 内 (例如靠近阳路厄接头部分 406), 位于针头 430 内 (例如靠近阴路厄接头部分 424), 或者位于任何其他合适的位置。类似地, 正如注射器 400 可以改变, 显示装置 420 也可以改变。例如, 虽然上述实施例中的显示装置 420 专用于压力传感器 426, 但显示装置 420 也可以是其他

任何装置。仅仅作为实施例，图 27 中所示的显示装置 350 可以被构造从压力传感器 426 接收通讯。作为选择，压力传感器 426 可以被构造与台式 PC、笔记本计算机、个人数字助力 (PDA) 或任何其他装置进行通讯。注射器 400 和显示装置 420 的其他一些变例对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的，处理压力数据的方法也是如此。仅仅作为实施例，显示装置 420 或任何其他装置可以被构造来分析压力大小、压力变化率和/或其他因素，以确定用户使用的注射器 400 是否太大、太小，或者是否正确使用注射器 400 (例如注射流体太快等等)，并且在发现这些状况时可以提醒用户 (例如在视觉上和/或听觉上)。

虽然传感头 300 的实施方式 (参照图 22 - 26 所述的) 可用于从具有压力传感器 84、1190 的端口 42、1142 接收与压力相关的通讯，但是本领域普通技术人员应当理解，传感头 300 或者其变例还可以与注射器 400 的任何变例 (参照图 30 - 37 所述的) 一起使用。例如，传感头 300 可以用来确定患者 34 体内的端口 42、1142 的位置和方向，并且在根据此位置和方向确定而适当定位传感头 300 之后，这里所述的任何注射器 400 的针头可以穿过针窗 302 插入。压力数据可以从端口 42、1142 中的压力传感器 84 和/或患者 34 外部的压力传感器 426 获得。这里所述组件的其他合适的组合对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

虽然上述的实施方式包括将压力传感器用到端口 42、1142 中、注射器 400 中或者患者 34 外部的其他位置，但是应当理解压力传感器可以位于患者 34 体内的其他位置。例如，如图 38 所示，压力传感器 500 可以位于胃束带 502 的充气部分中。在胃束带 502 包括弹性部分和非弹性部分的情况下，压力传感器 500 可以连接到弹性部分或者非弹性部分。在任何情况下，压力传感器 500 可以在通过注射端口 2042 和导管 44 向胃束带 502 中加入流体或者从胃束带 502 中取出流体之前、之中和之后传感和发送胃束带 502 中的流体压力。还将认识到，可以在使用泵 (未图示) 或者任何其他装置以调节胃

束带 502 中的压力时使用压力传感器 500。

作为选择，如图 39 所示，压力传感器 504 可以位于胃束带 508 和端口 2042 之间的导管 506 中、泵中、贮液池中，或者与导管 506 流体连通的其他装置中。作为另一种变例，其实实施例显示于图 40 中，压力传感器 1504 可以固定到导管 506 上，而不是位于导管 506 内。作为另一种变例，其实实施例显示于图 41 中，传感器外壳 2504 可以可拆卸地连接到导管 506。在此实施例中，压力传感器 504 位于传感器外壳 2504 中，并且传感器外壳 2504 具有可以与导管 506 的末端相结合的一对倒刺接头 2506。传感器外壳 2504 因此提供了端口 2042 与胃束带 508 之间的流体管路，并且因此可以传感传感器外壳 2504 中的流体压力。应当理解，已经植入的导管 506 可以进行改型以装配传感器外壳 2504，例如可以通过简单地切断导管 506 并将倒刺接头 2506 插入到导管 506 的切断端。还将认识到，可以使用倒刺接头 2506 的任何替代物，包括但不限于夹具、夹子、黏结剂、焊接等等。

另一种变例显示于图 42 中，其描述了具有“T”型岔路 550 的导管 506。压力传感器 504 设置在垂直于导管 506 的“T”型岔路 550 的臂中，并与导管 506 流体连通。在一种实施方式中，“T”型岔路 550 与导管 506 一体形成。在另一种实施方式中，“T”型岔路 550 是连接到导管 506 上的分离组件（例如使用类似于倒刺接头 2506 的结构）。“T”型岔路 550 的其他合适的设置方法对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。类似地，将压力传感器 504、1504 设置到导管 506 内、导管 506 上或者导管 506 附近的其他方法对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

作为选择，如图 43 所示，压力传感器 510 可以位于胃束带 514 的带扣 512 内。在另一种实施方式（未图示）中，压力传感器位于注射端口与导管的结合处，和/或位于胃束带与导管的结合处。压力传感器的其他合适的位置对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的，包括但不限于胃束带系统的流路中或附近的任何位置。另外，压力传感器 500、504、510、1504 可以位于他们各自的带 502、导管

506 和带扣 512 内（例如靠在他们的内壁上），或者作为选择，带 502、导管 506 和带扣 512 的一部分可以包括向外延伸的突出部分以封装对应的压力传感器 500、504、510、1504 的至少一部分。用于封装带 502、导管 506 和带扣 512 内或附近的压力传感器 500、504、510、1504 的其他合适的结构对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。

与位置无关，压力传感器 500、504、510、1504 可以包括适于使用的任何现有的压力传感器，或者为特殊用途定制的压力传感器。压力传感器的来源可以包括 CardiMEMS、Integrated Sensing Systems (ISSYS) 和 Remon Medical。示例性的压力传感器可以包括但不限于电容性的、压阻性的、硅应变仪式的或者超声波式（原声式）压力传感器。另外，可以为压力传感器 500、504、510、1504 设置有源或者无源遥测，以便使用上述的任何一种技术或者使用任何其他合适的技术从这些压力传感器接收数据。仅仅作为实施例，提供的遥测可以使用 RF、超宽带（UWB）、超声波或者任何其他合适的通讯方法。还将认识到，可以使用任何通讯模式中的任何协议（例如蓝牙等）。因此，任何压力传感器 500、504、510、1504 可以包括遥测组件（例如线圈、收发器等）或者与遥测组件进行通讯。在压力传感器 500、504、510、1504 的遥测组件在缺少一些辅助而不能与患者 34 外部的遥测装置建立通讯时，可以通过任意适当数量的继电器（未图示）或者其他装置来提供这种辅助。

在另一种实施方式中，使用多个压力传感器 500、504、510、1504。例如，除了在与带 502 流体连通的导管 506 中的压力传感器 504 之外，胃束带系统还可以包括位于胃束带 502 中的压力传感器 500。该多个压力传感器 500、504 可以提供流体压力在胃束带系统的组件中如何分配的指示。该多个压力传感器 500、504 还可以提供更准确的压力读取，减小会影响压力读取的导管阻塞的可能性（例如收聚），或者可以提供各种其他结果。还将认识到，除了上述的内部压力传感器 500、504、510、1504 之外，包括多个压力传感器的任何系统

还可以包括端口 42、1142 中的压力传感器，和/或位于患者 34 外部的压力传感器（例如位于注射器 400 中的压力传感器 426 或者与注射器 400 连接的压力传感部分 1426）。此外，一种装置如内部或者外部倾斜计（或者其替代物）可以被用来确定患者 34 和/或植入部分 32 的方向（例如站立、躺下等）的角度，该角度可以被结合到一个或者多个传感器 500、504、510、1504 传感的压力数据中以考虑由患者 34 方向导致的液压因素。该因素（或者任何其他因素）可以在进行压力读取之前或者结合压力读取予以考虑。

在此实施例中，每个压力传感器 500、504、510、1504 被气密性地封装，从而使得压力传感器 500、504、510、1504 中的物体不会影响到植入部分 32 中的流体压力。当然，可以提供不具有气密性封装的压力传感器 500、504、510、1504。发明人还考虑到，这里描述的任何压力传感器，包括但不限于压力传感器 500、504、510、1504，可以各种各样的方法来传感压力。例如，压力可以通过检测组件如隔膜的偏转来传感。偏转程度可以是作用于该组件上的力的函数，从而可以通过考虑已知的表面积来获得压力值。在需要通过计算来确定作为偏转的函数的压力时，该计算可以在传感器中或者其他地方进行。还考虑到，压力可以通过检测偏转以外的其他各种方法来传感。例如，压力传感器可以包括用于测量组件扭转的应变计。适用于传感或者测量压力的其他结构和技术对于本领域普通技术人员来说将是显而易见的。这里所述的用于传感或者测量压力的特定结构和技术不被认为是关键的，发明人考虑到可以使用用于测量压力的其他合适的结构和技术。

除了在上述各种实施方式中所述的传感植入部分 32 中的流体压力之外，应当理解，食道 48、上袋 50 和/或胃 40 中的流体压力也可以使用任何合适的装置来传感，例如内窥镜压力计。仅仅作为实施例，此流体压力测量值可以在调节植入部分 32 中的压力之前、之中和/或之后与测得的植入部分 32 中的流体压力进行比较。测得的食道 48、上袋 50 和/或胃 40 中的流体压力的其他合适用途对于本领域

普通技术人员来说将是显而易见的。

本领域普通技术人员将会容易理解，上述发明可以等价地应用于其他类型的可植入带。例如，用于治疗便秘的带。在美国专利 US6,461,292 中描述了一种这样的带，该专利通过引用并入本文。带还能用于治疗小便不畅。在美国专利申请 2003/0105385 中描述了一种这样的带，该申请通过引用并入本文。带还能用于治疗心痛和/或食道反流。在美国专利 US6,470,892 中描述了一种这样的带，该专利通过引用并入本文。带还能用于治疗阳痿。在美国专利申请 2003/0114729 中描述了一种这样的带，该申请通过引用并入本文。

虽然已经通过描述多个实施方式说明了本发明，但是申请人的意图并不是要将所附的权利要求书的精神和范围限制或限定到这些细节。在不背离本发明的范围的前提下，多种其他变例、变化和替代对于本领域普通技术人员来说是容易想到的。例如，已经针对提供注射端口中的压力传感器说明了本发明的装置和方法。作为选择，传感器可以位于带的流体填充部分中，以测量带中的压力变化。另外，压力传感器可以连接植入胃腔中的弹性气囊，以测量气囊中的流体压力。与本发明有关的每个元件的结构能够可选择地描述为用于提供通过该元件执行的功能的方法。将会理解，上述的描述仅仅作为例子，在不背离所附的权利要求书的范围和精神的前提下，其他一些修改对于本领域普通技术人员来说是容易想到的。

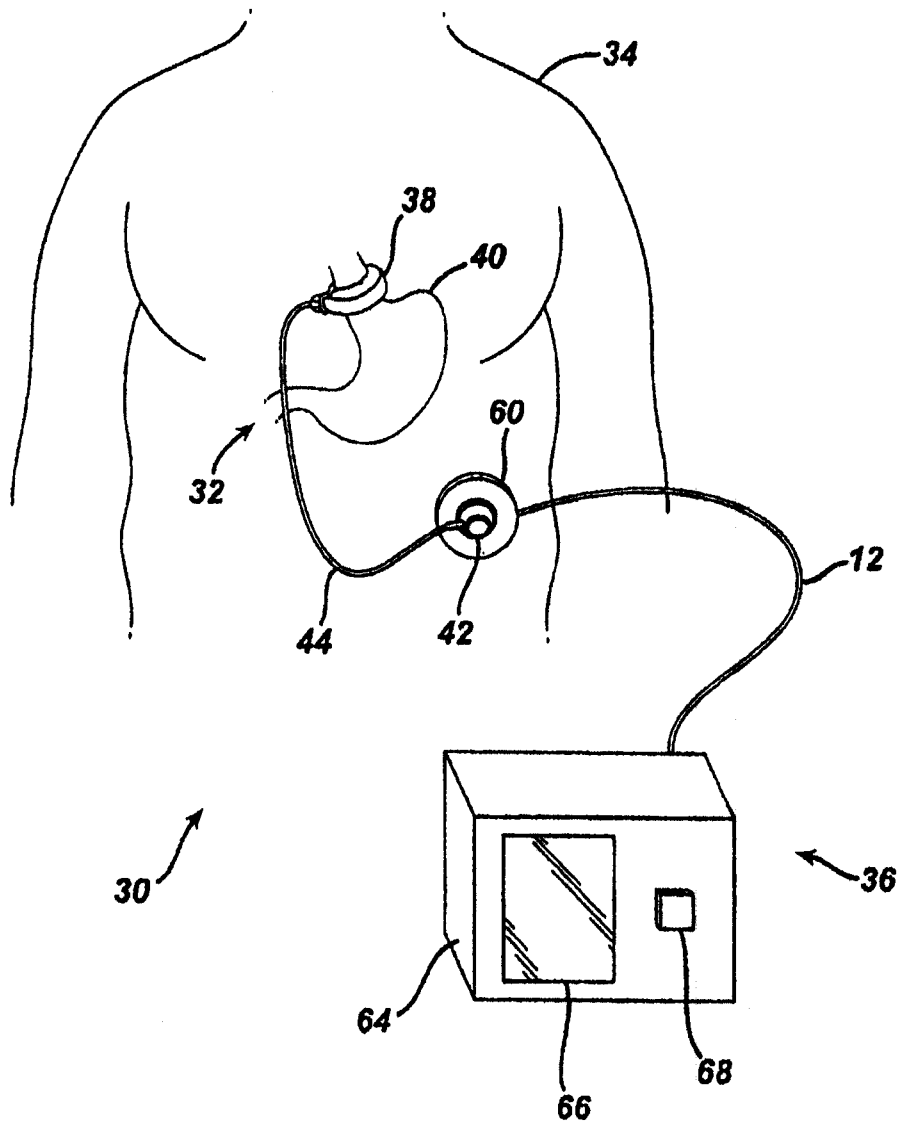


图 1

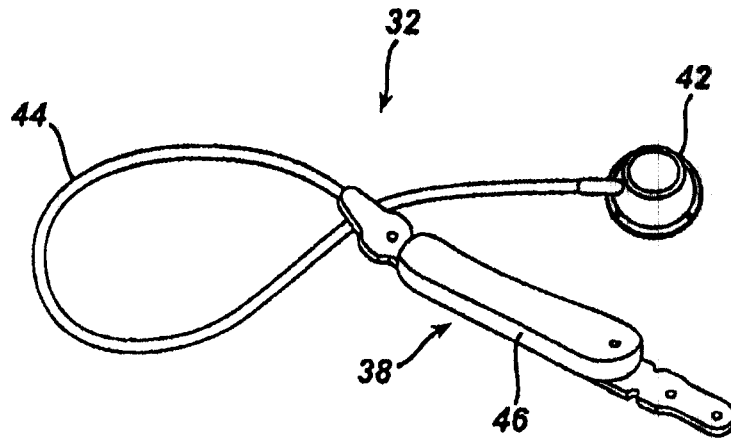


图 2

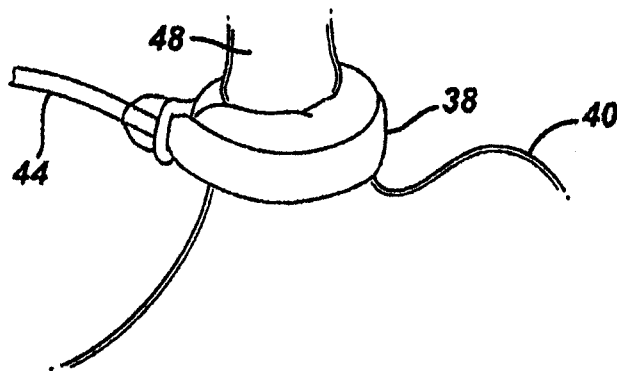


图 3

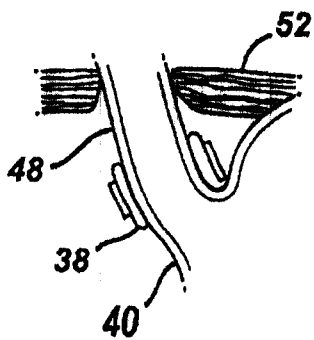


图 4

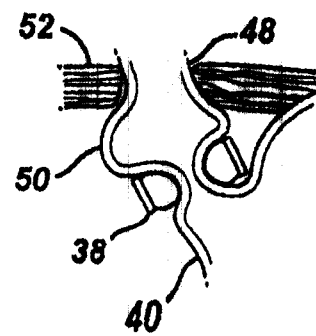


图 5

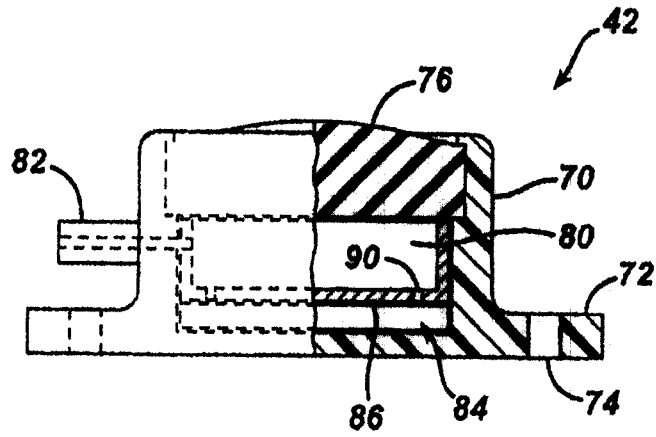


图 6

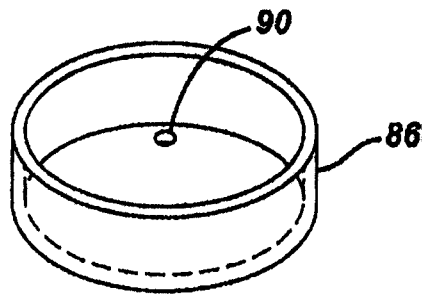


图 7

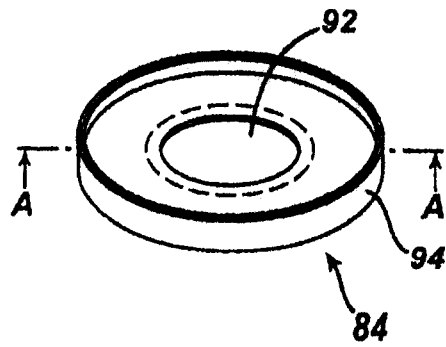


图 8

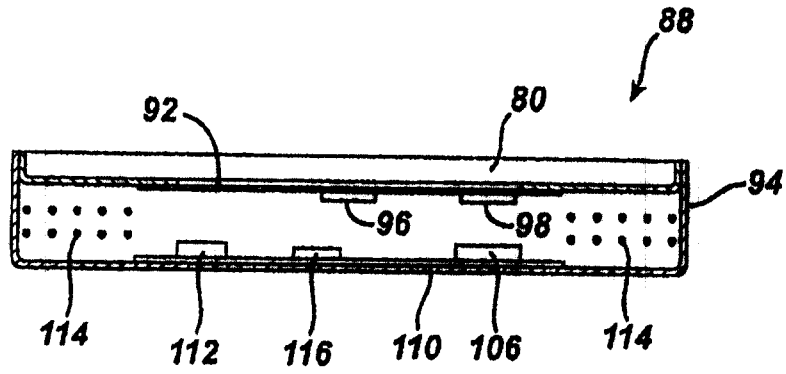


图 9

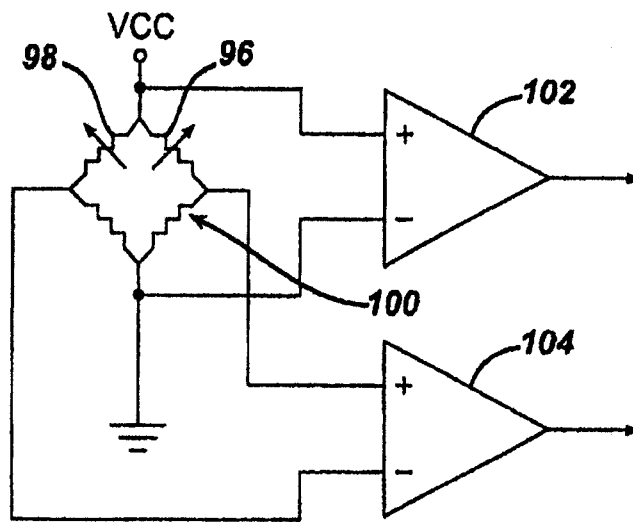


图 10

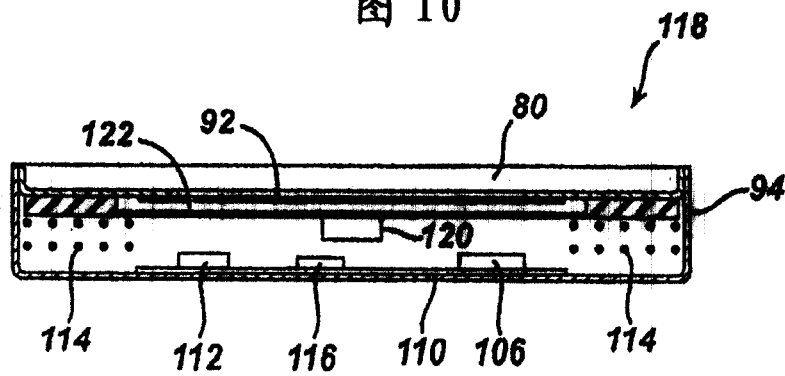


图 11

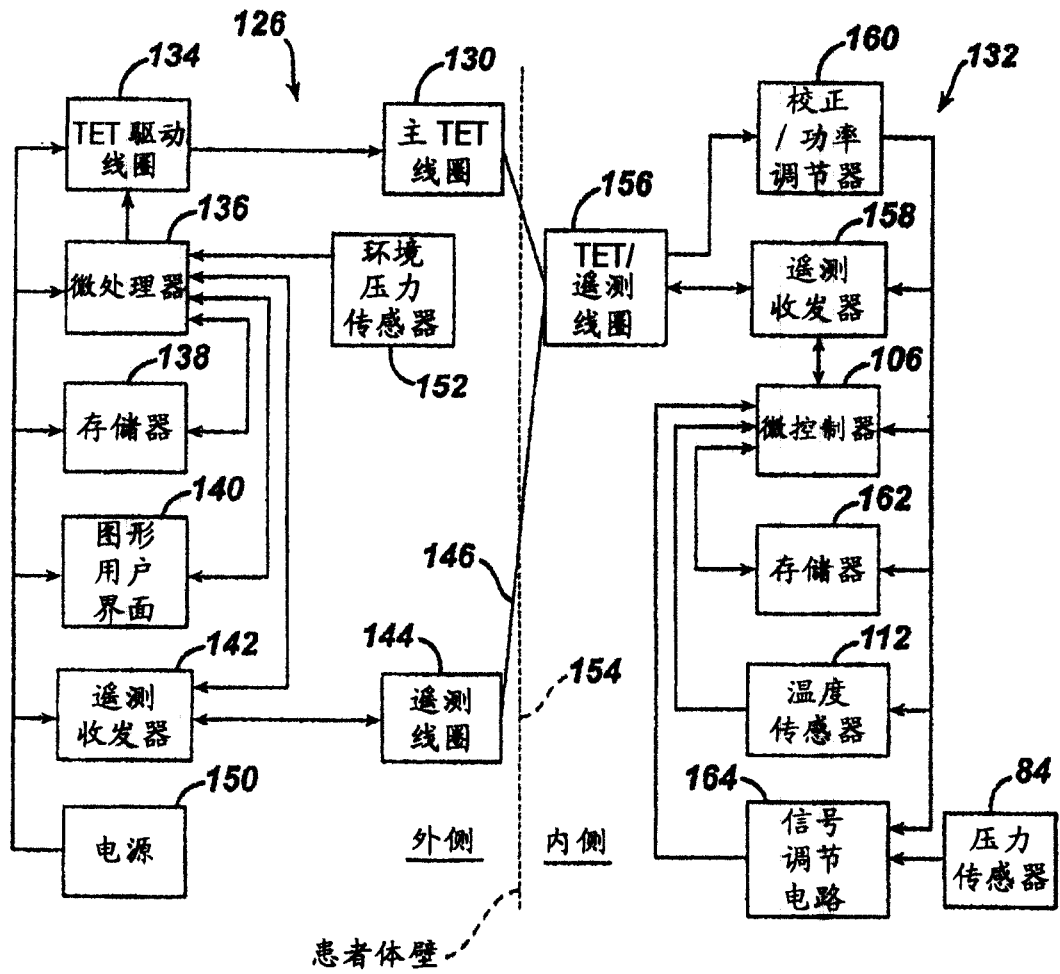


图 12

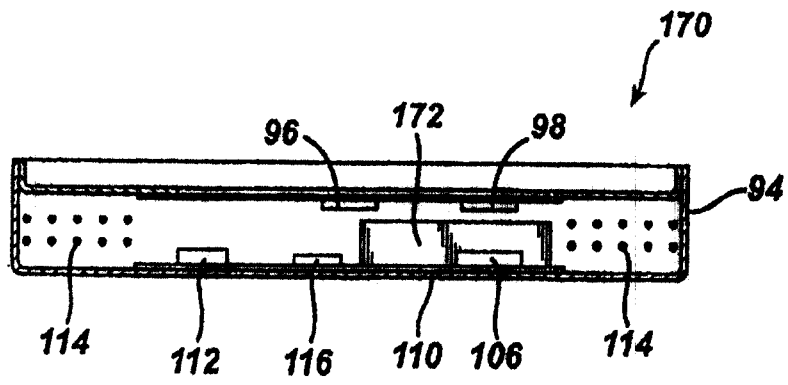


图 13

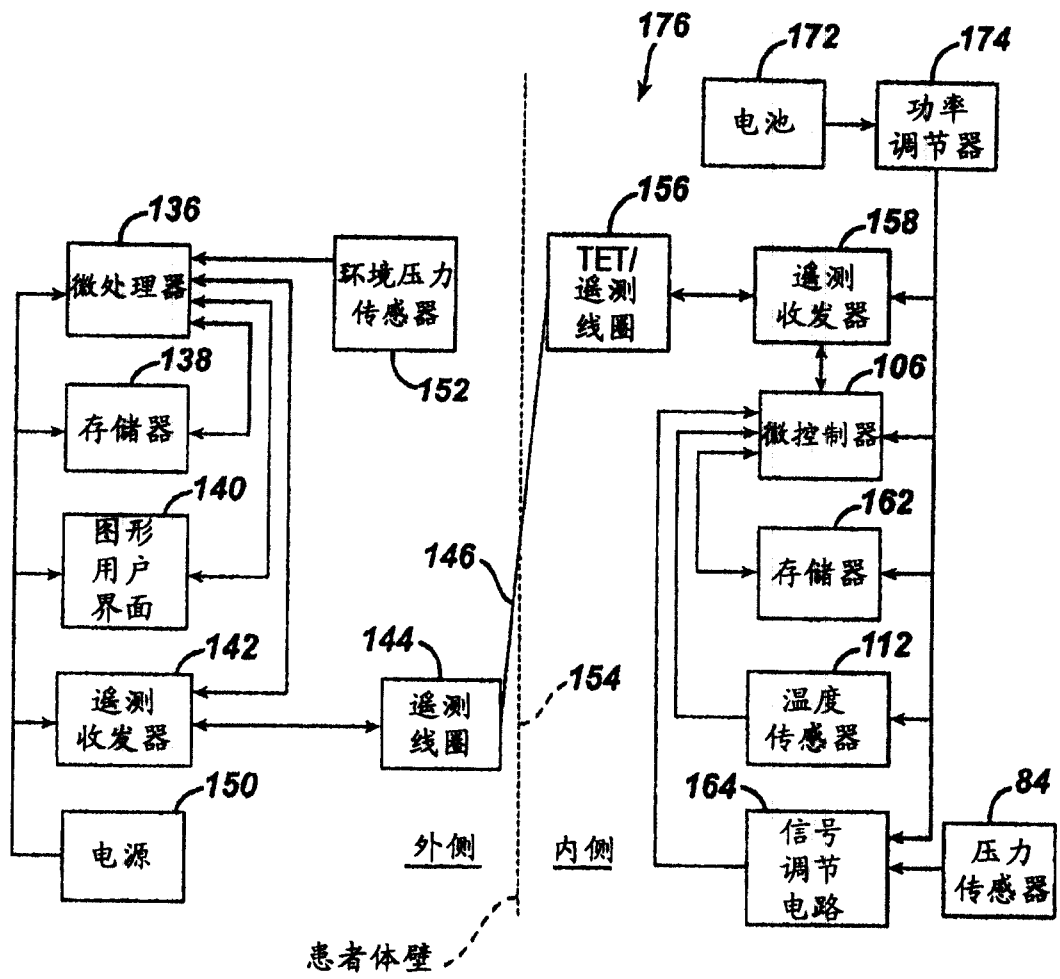


图 14

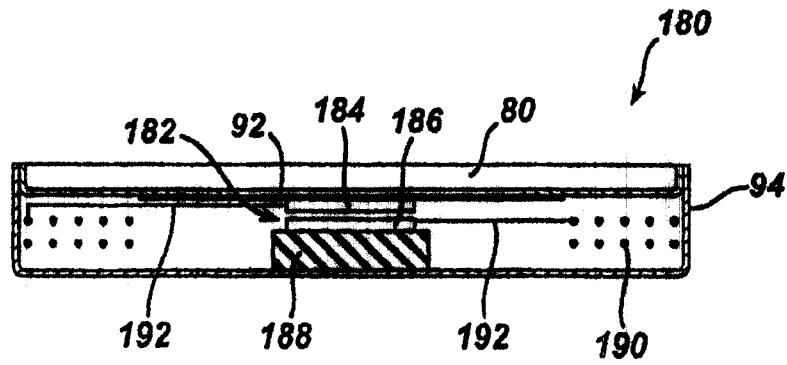


图 15

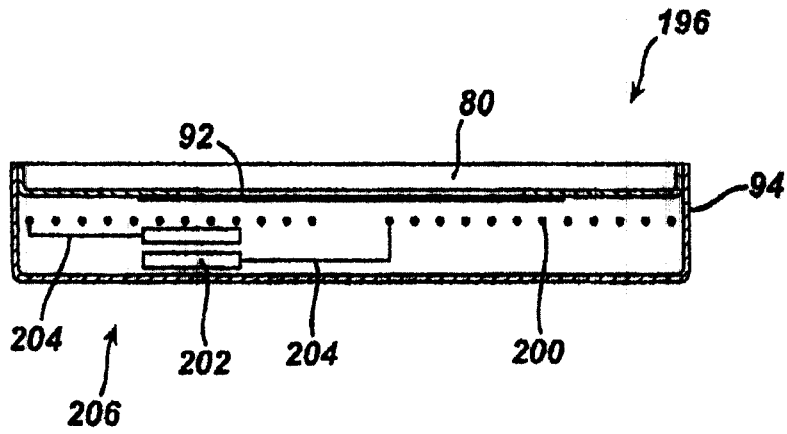


图 16

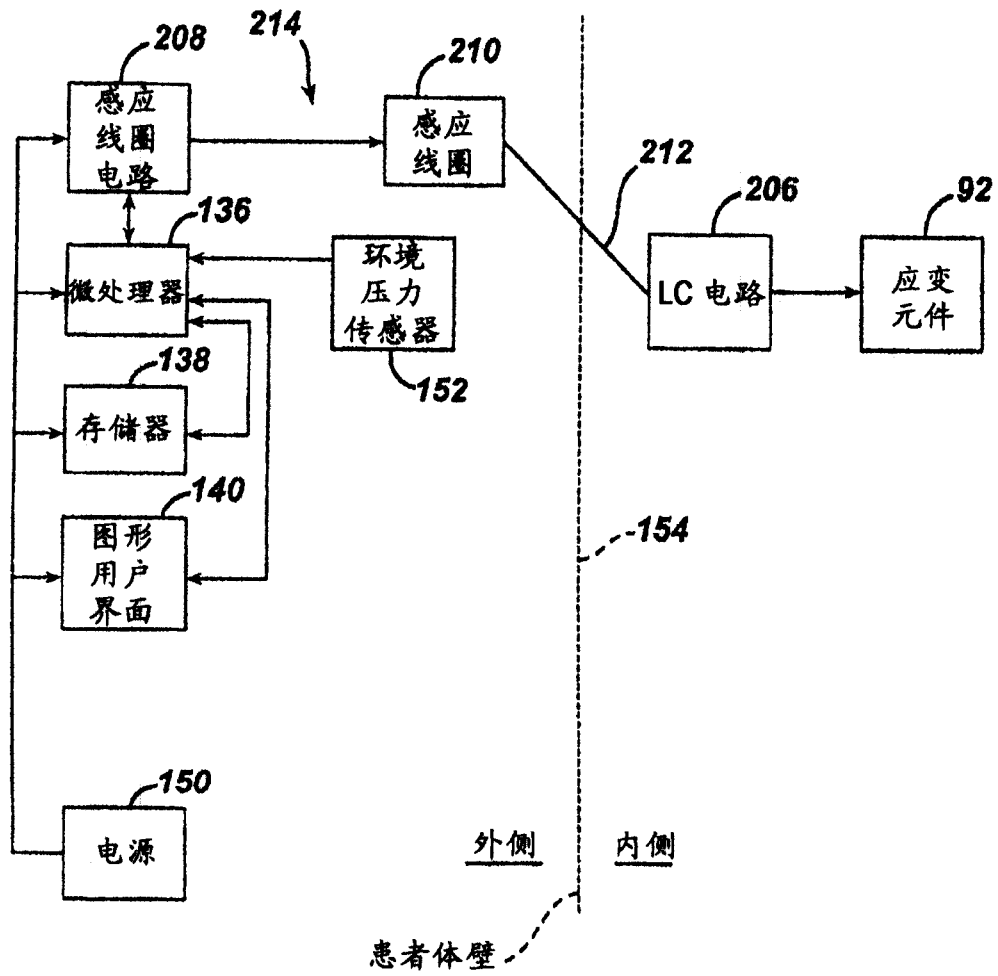


图 17

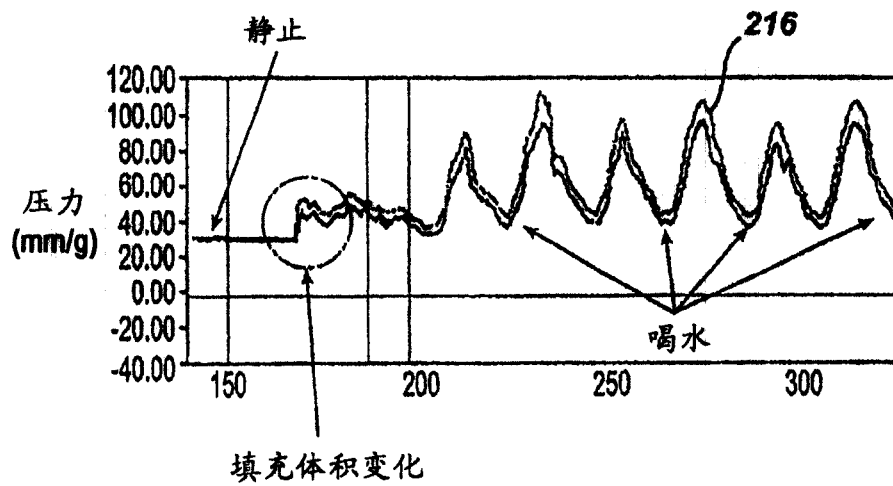


图 18

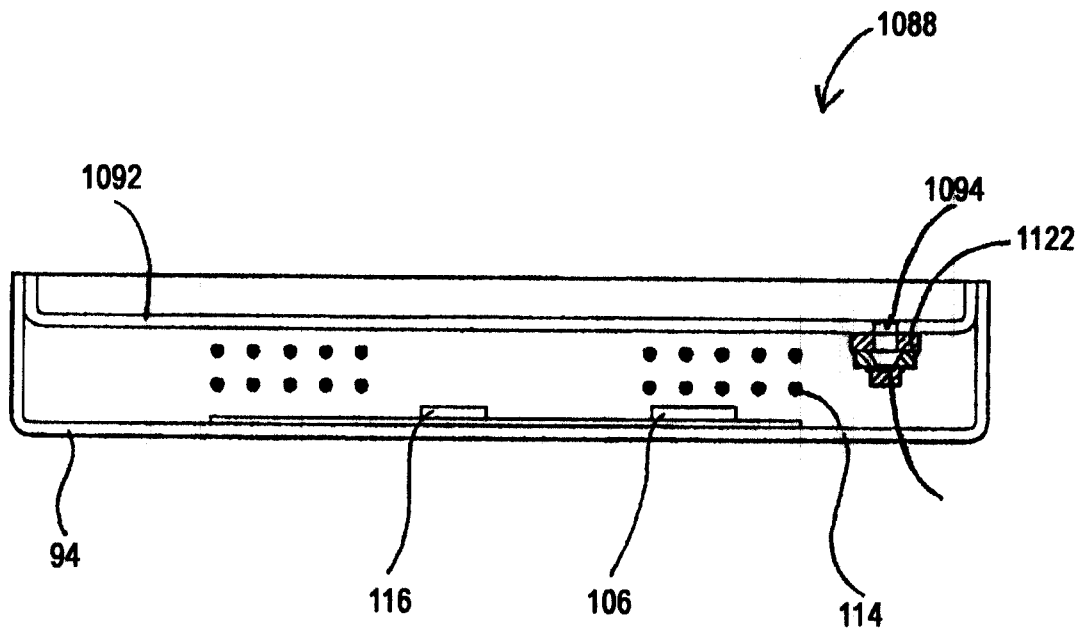


图 19

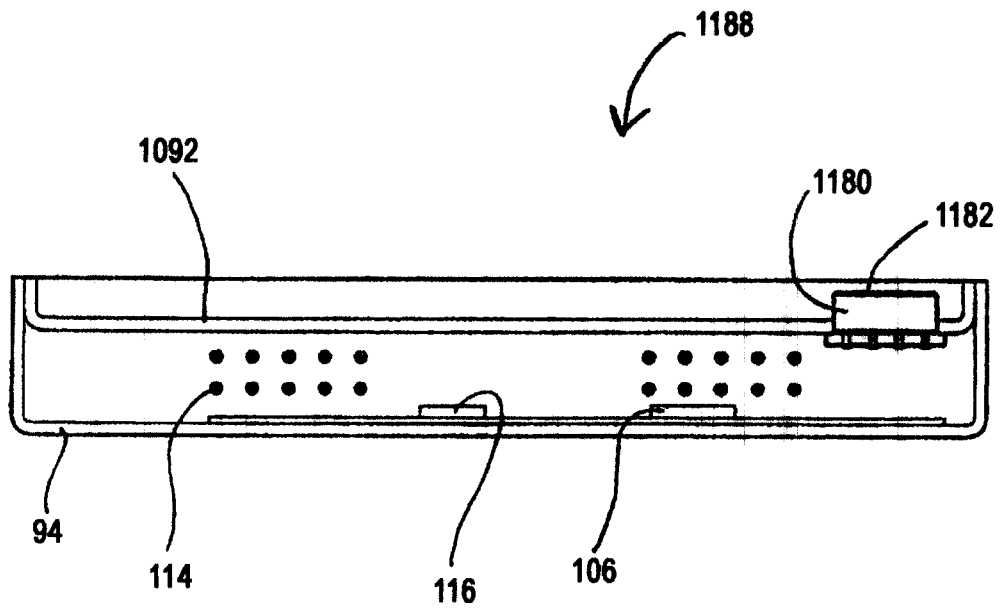


图 20

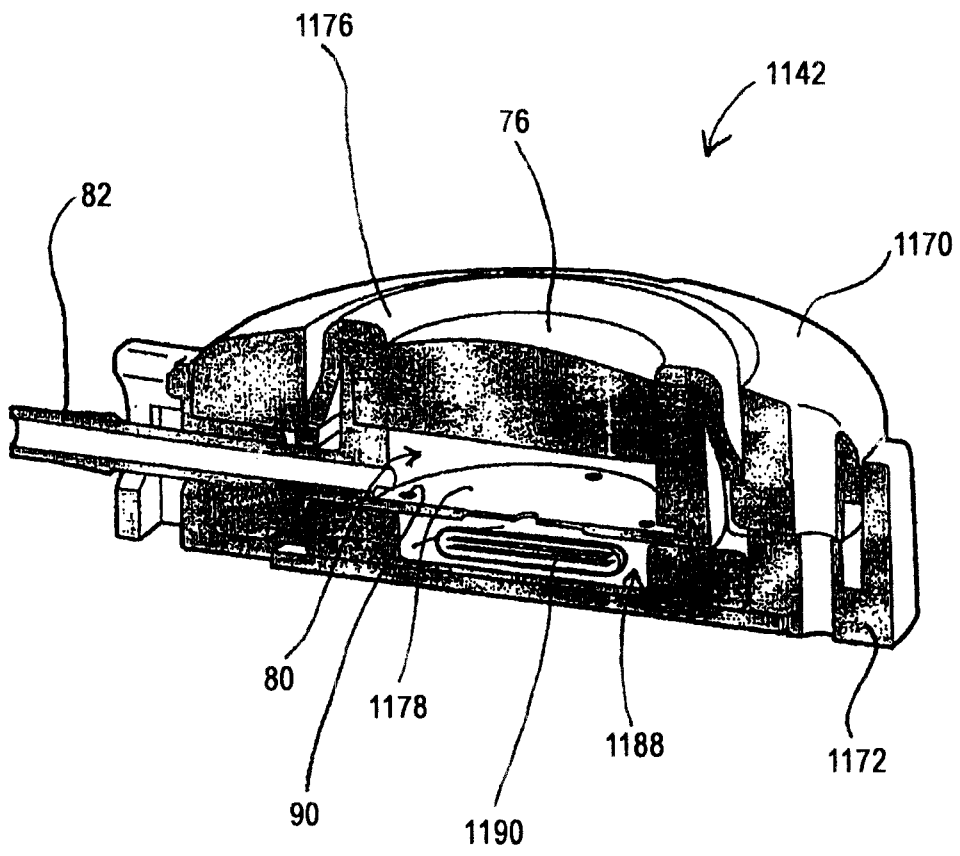


图 21

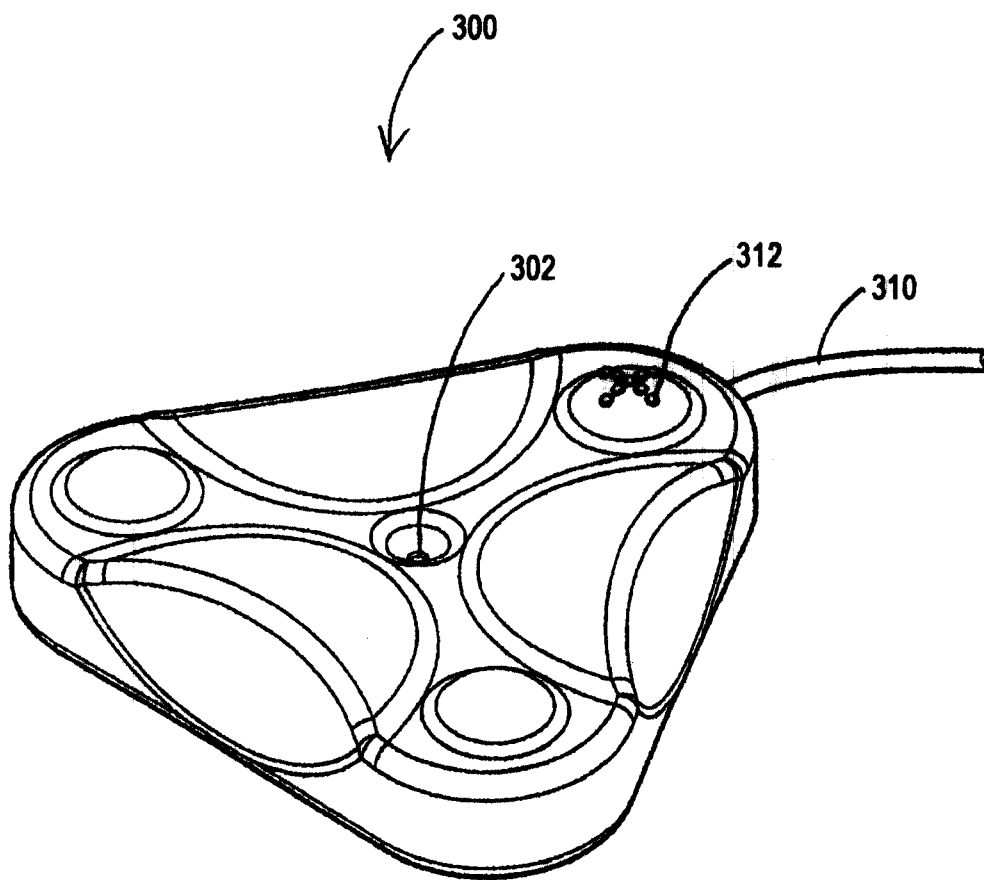


图 22

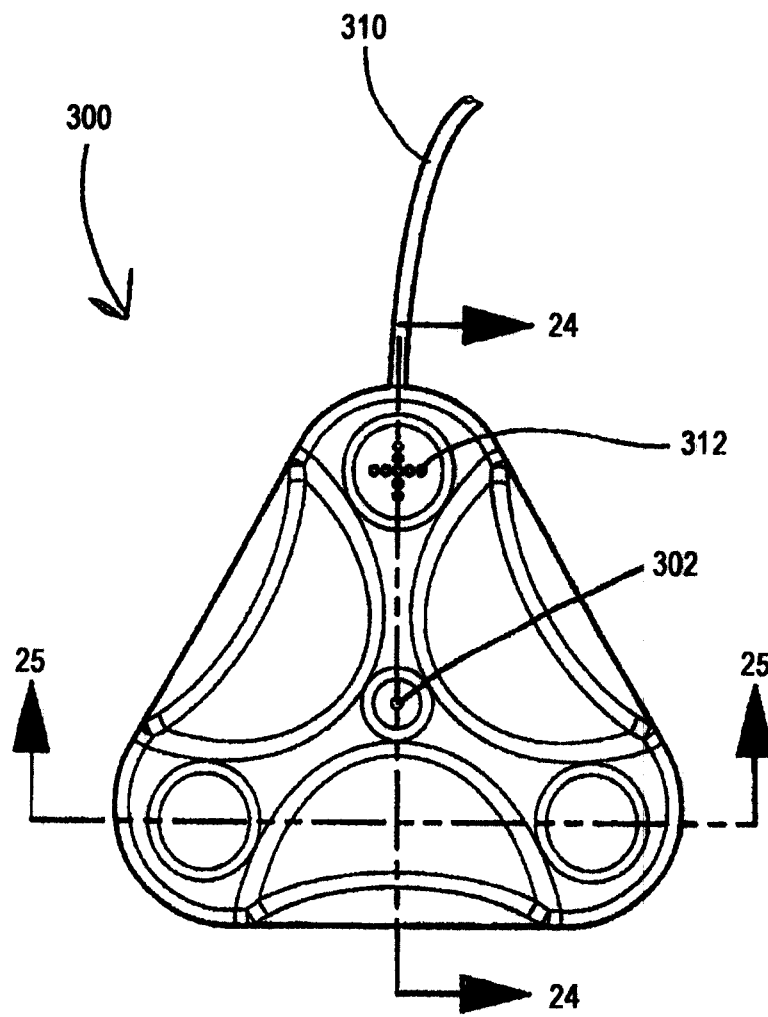


图 23

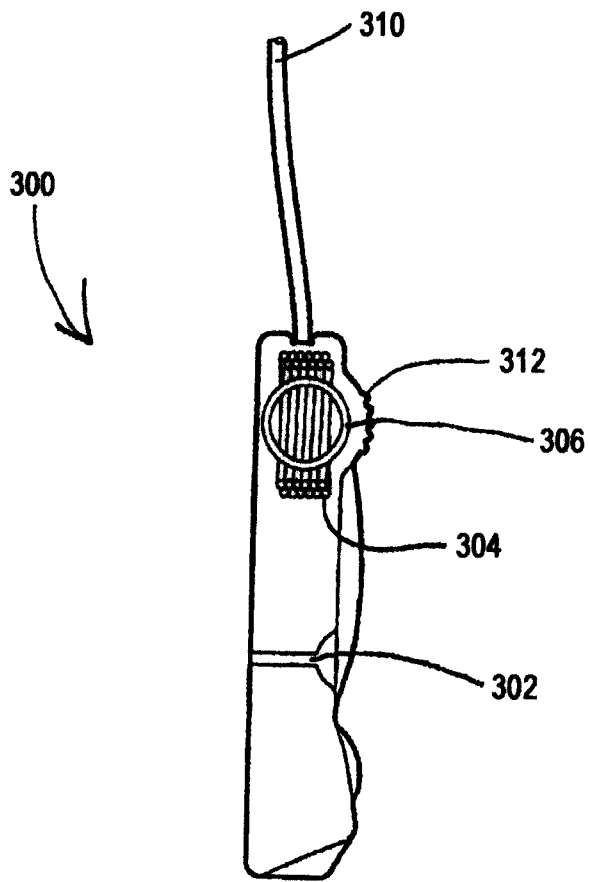


图 24

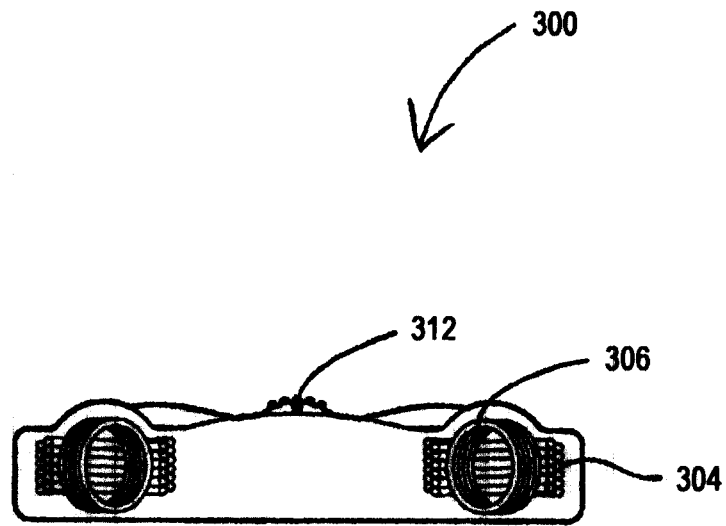


图 25

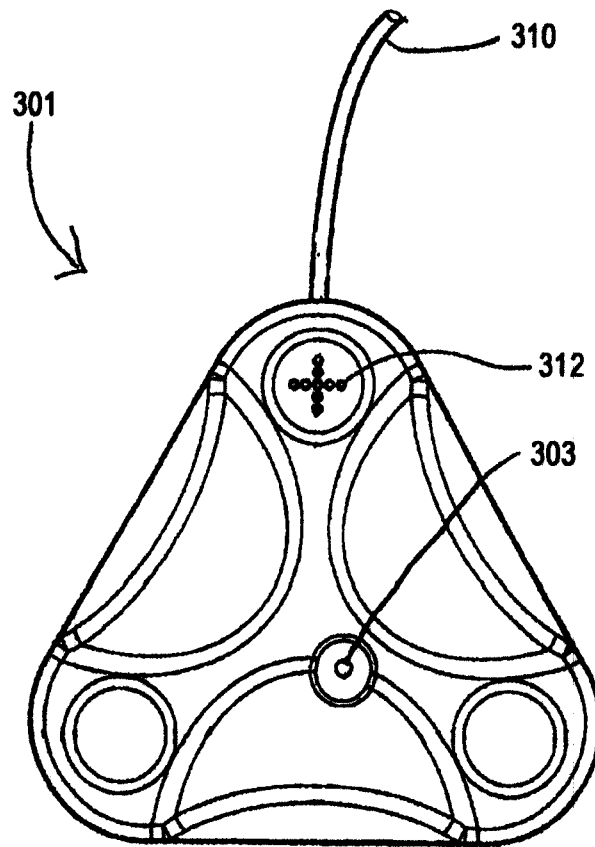


图 26

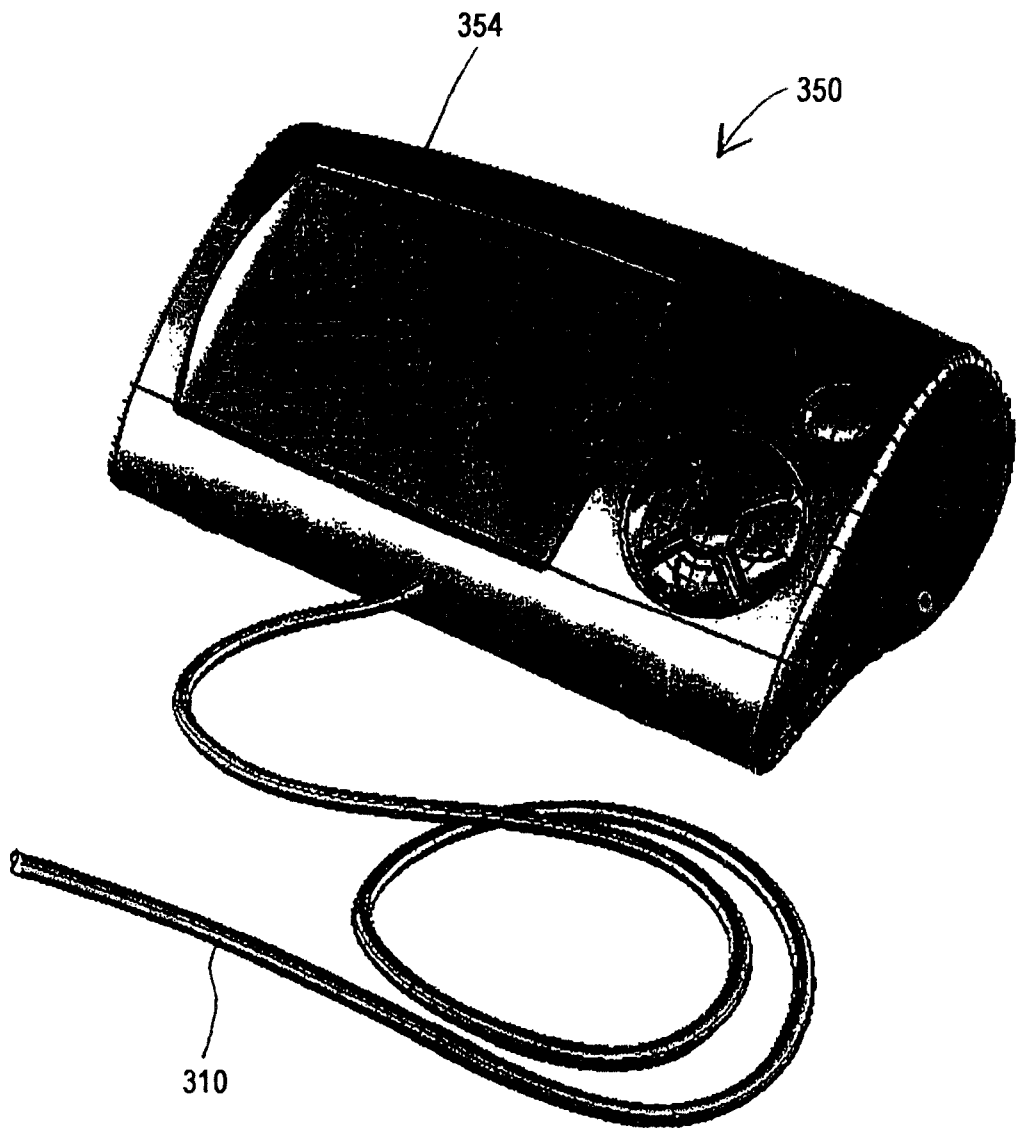


图 27

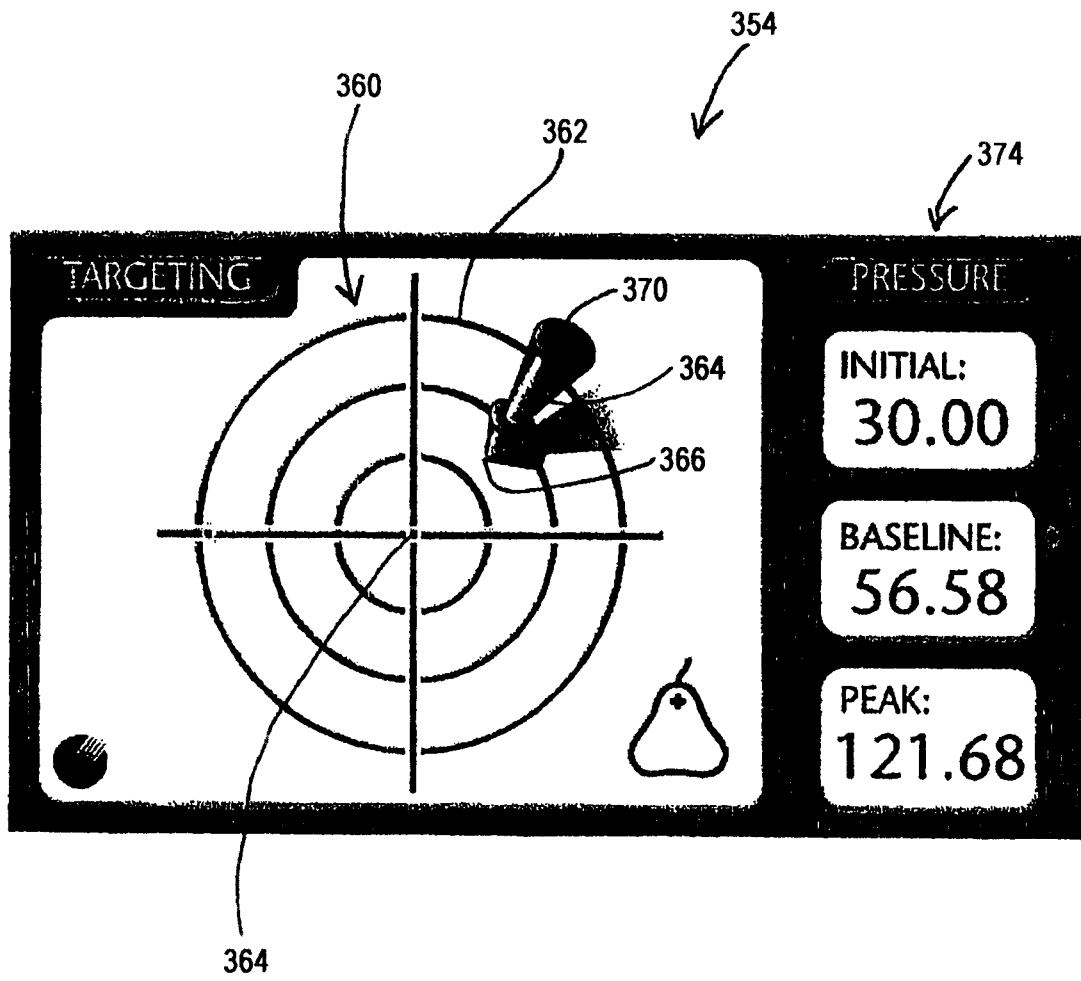


图 28

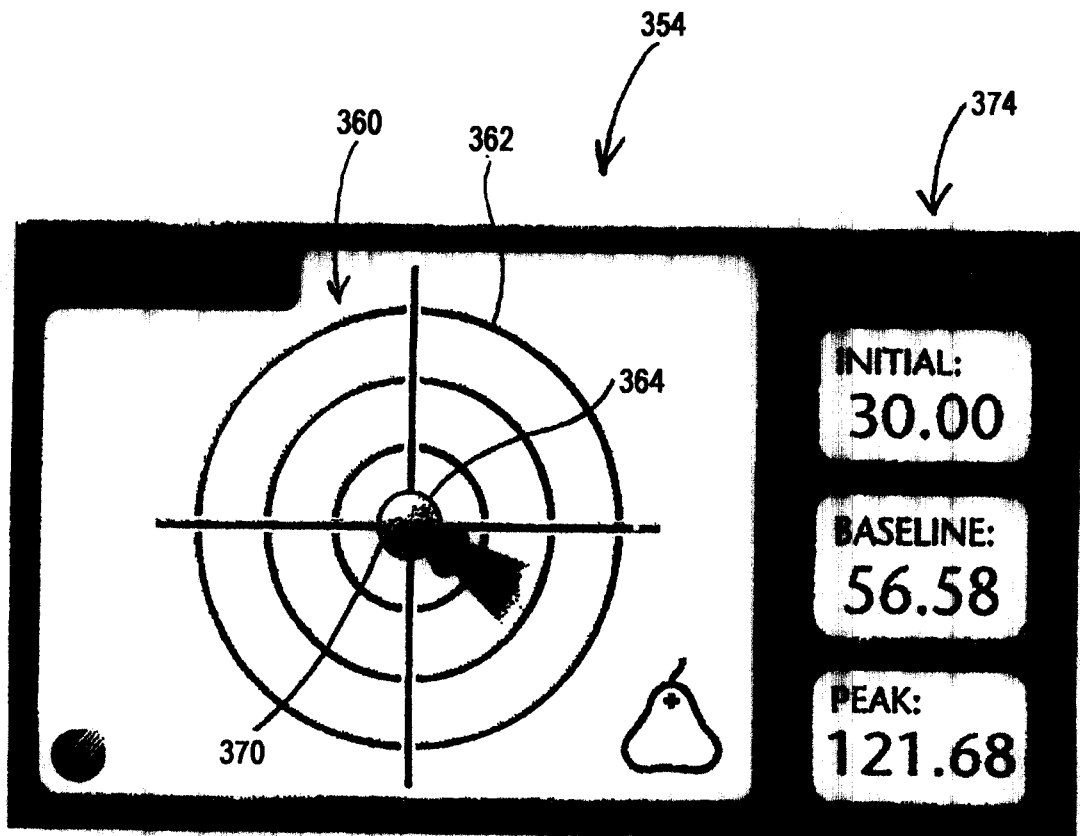


图 29

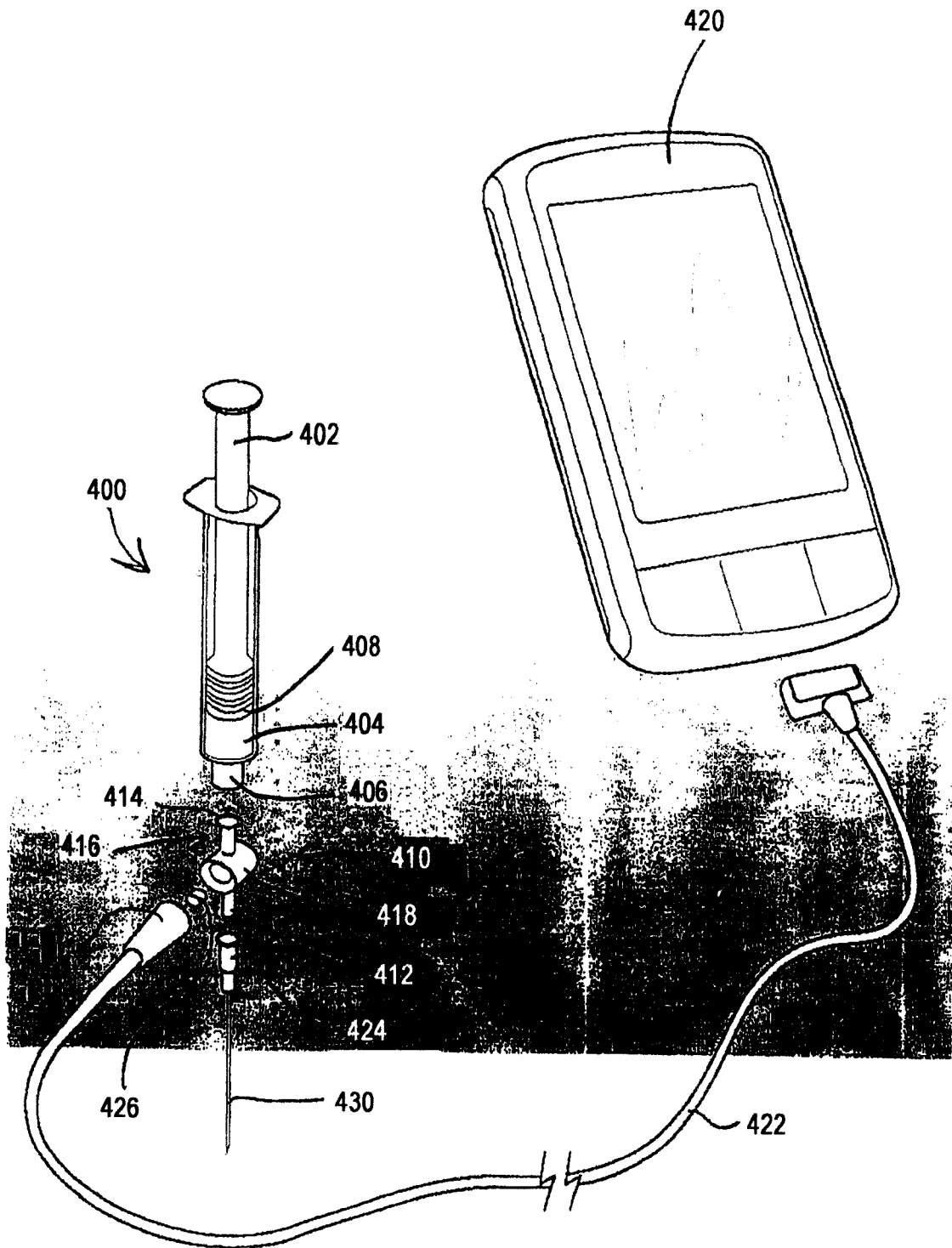


图 30

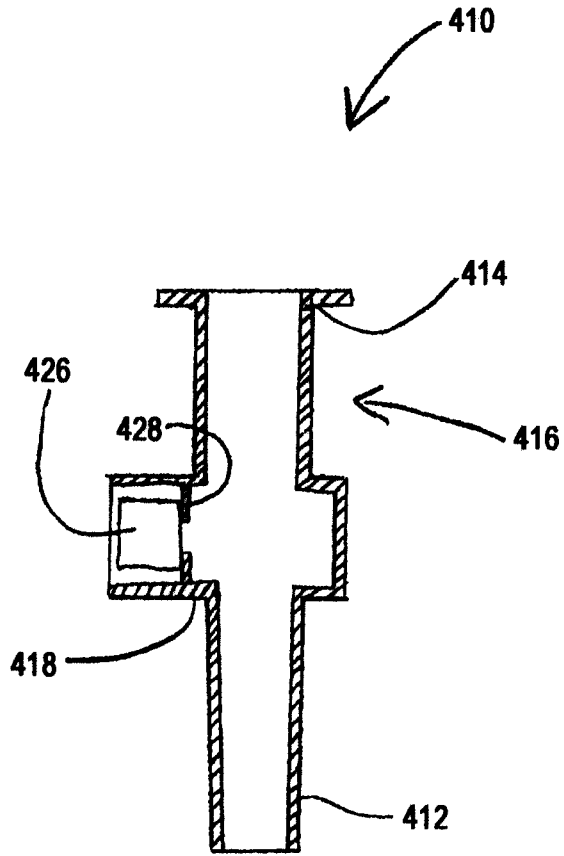


图 31

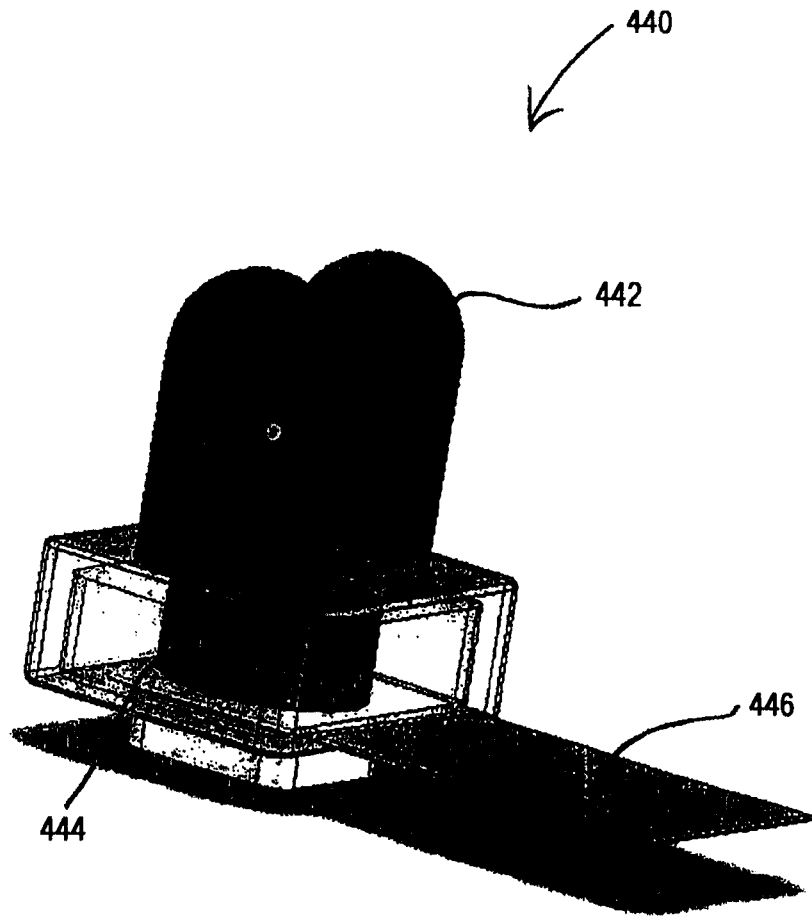


图 32

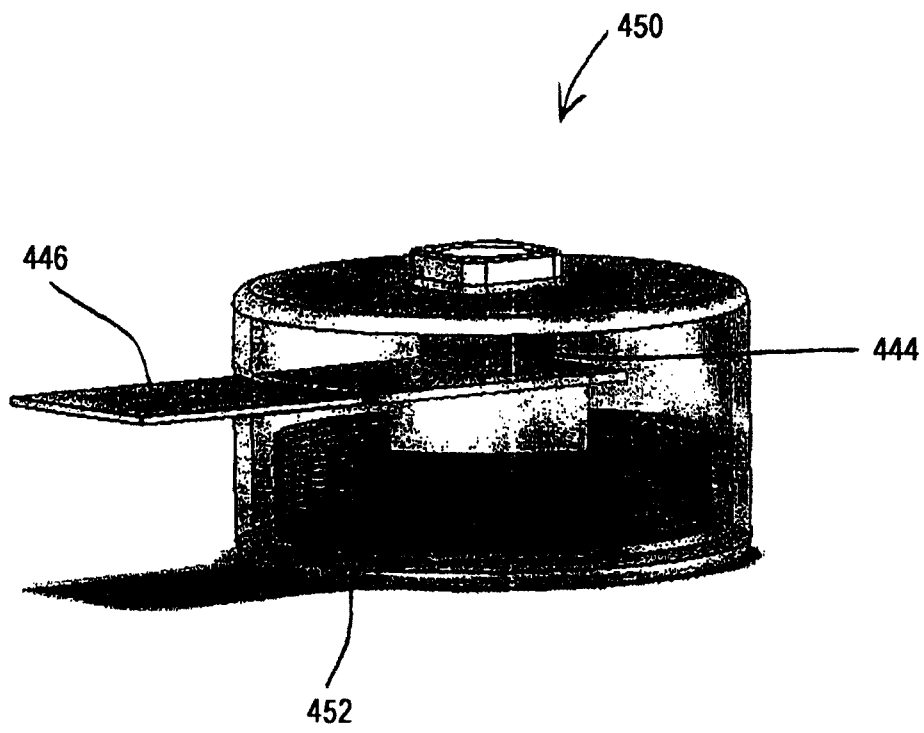


图 33

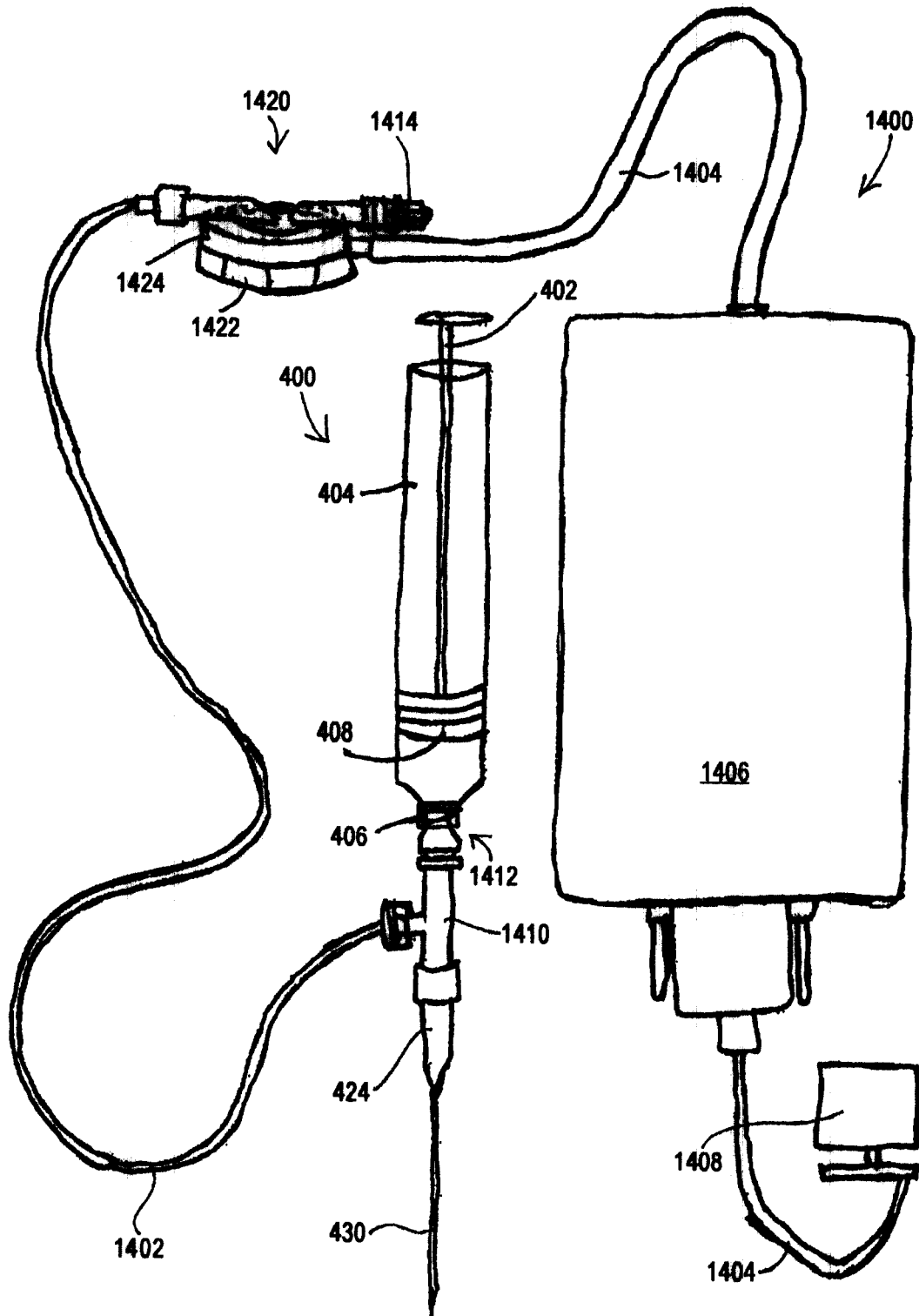


图 34

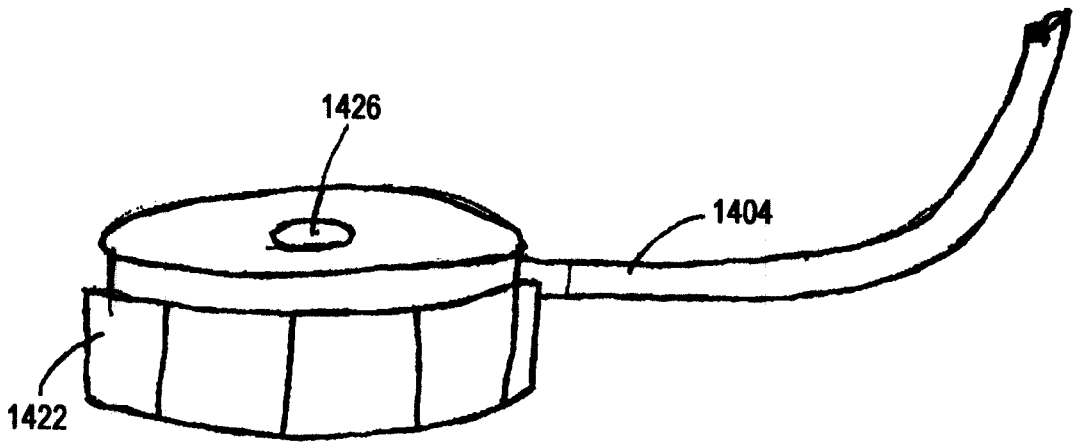


图 35

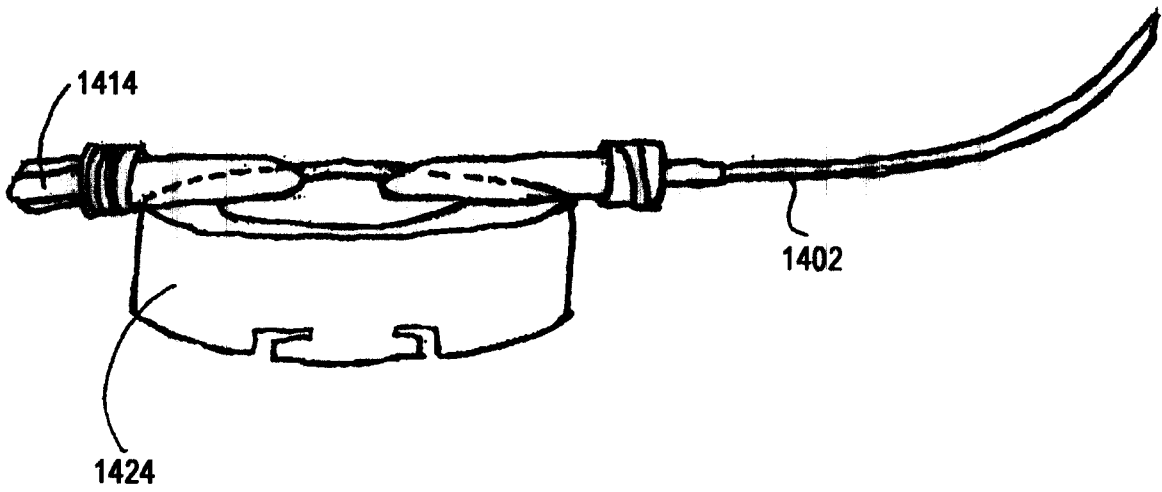


图 36

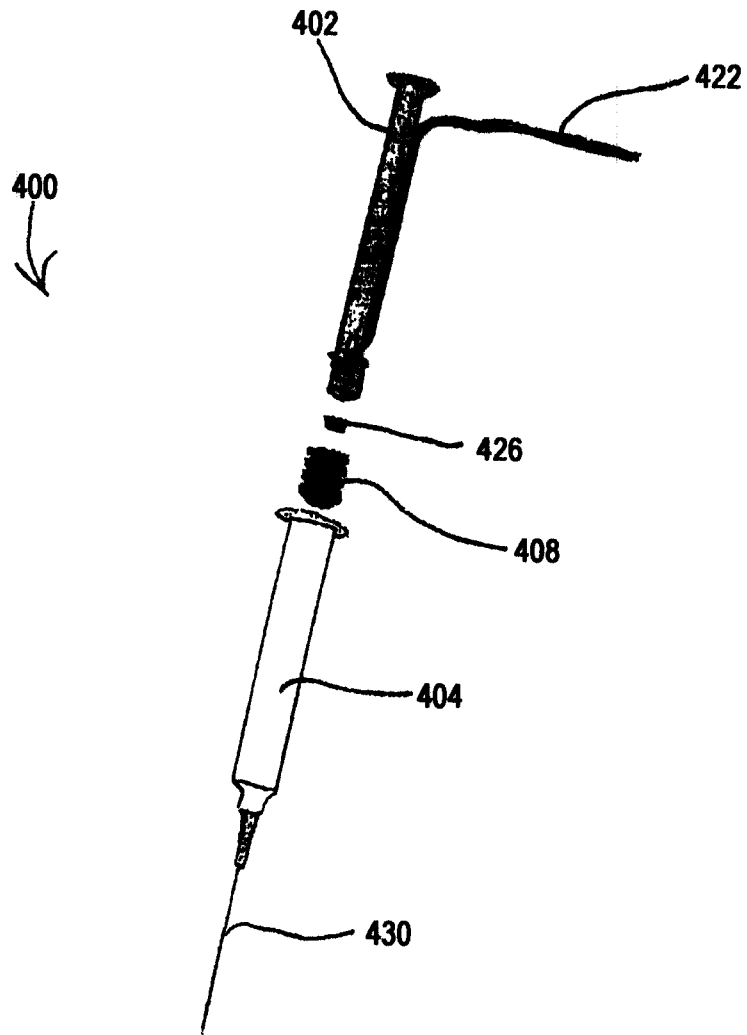


图 37

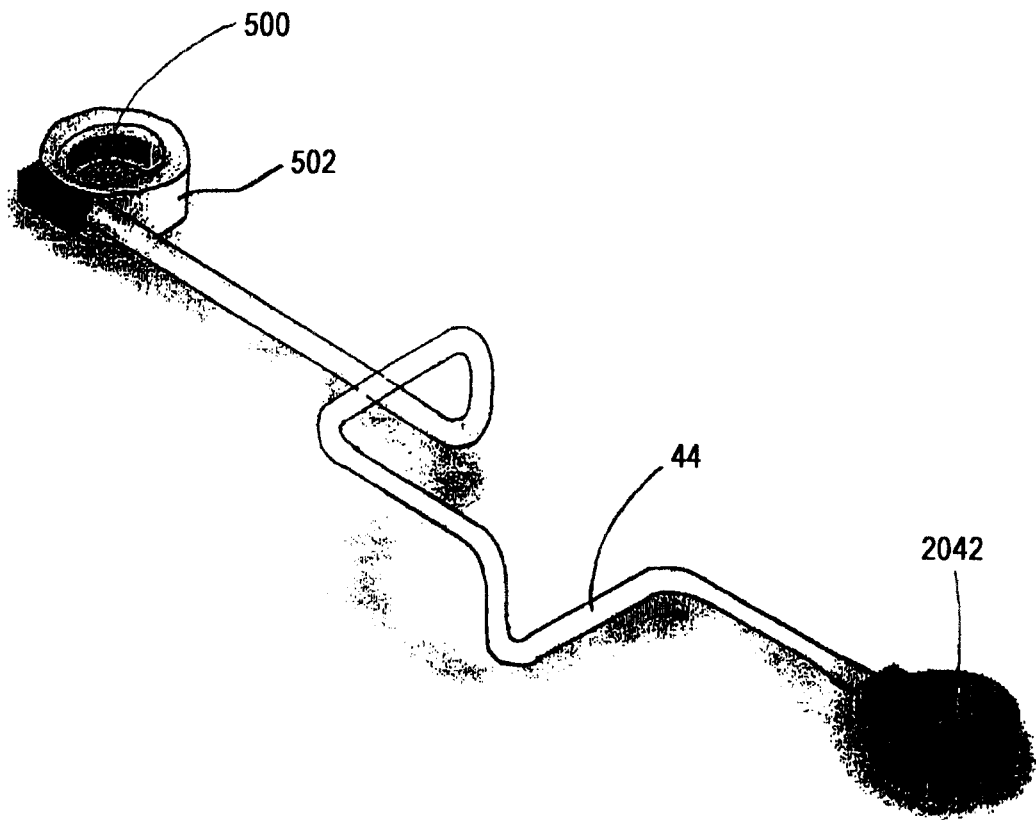


图 38

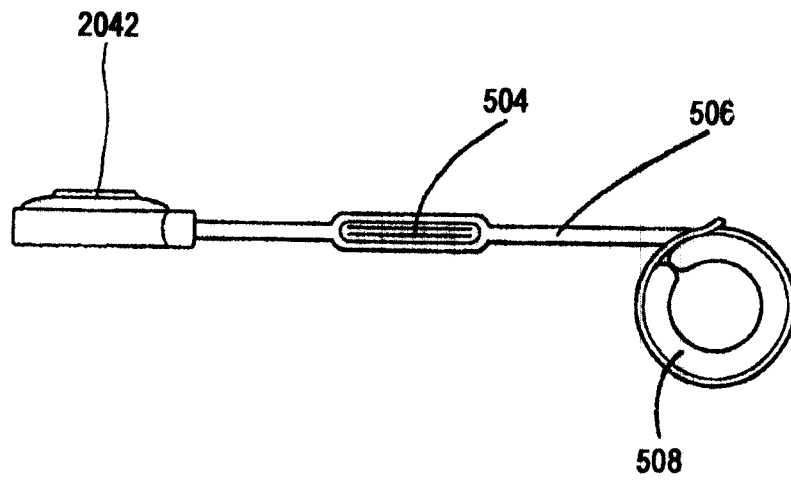


图 39

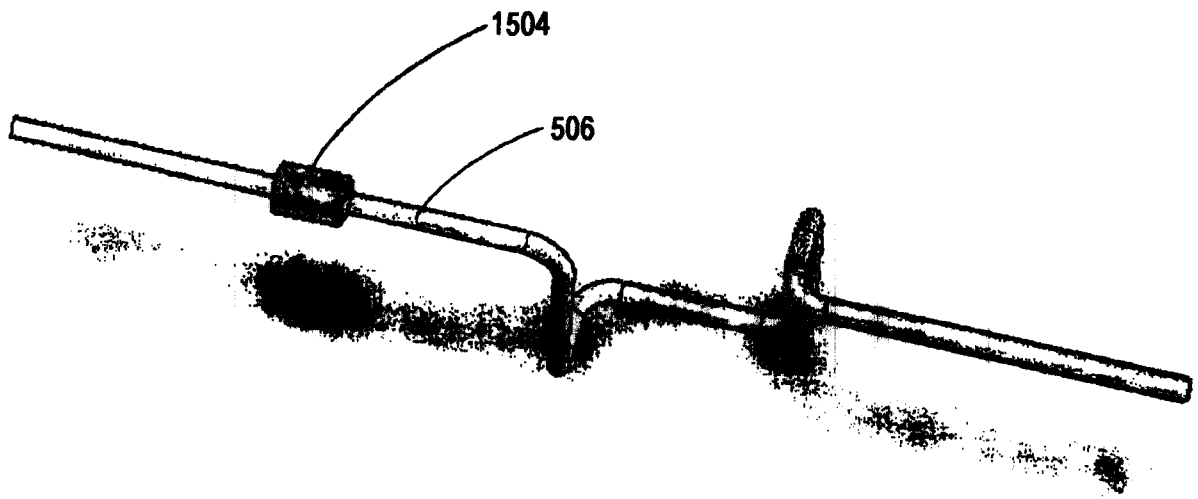


图 40

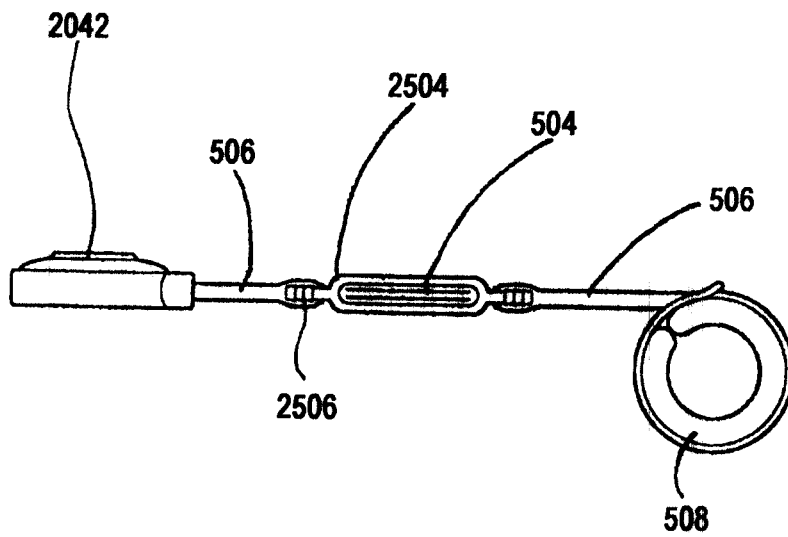


图 41

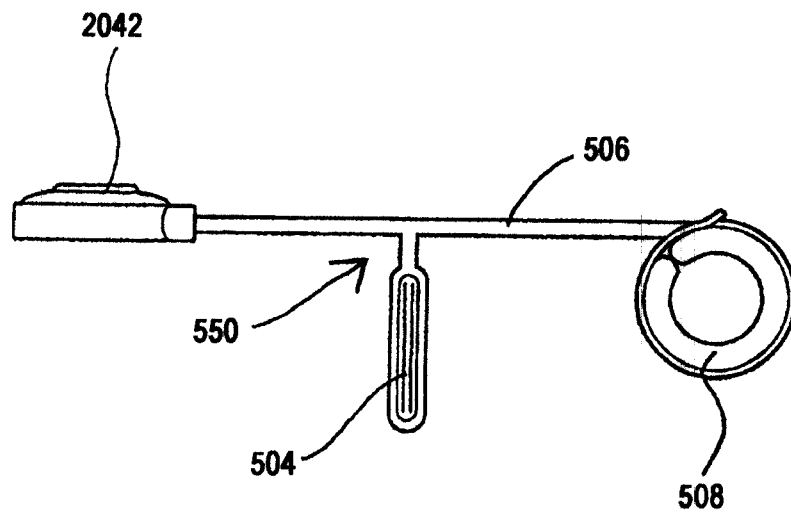


图 42

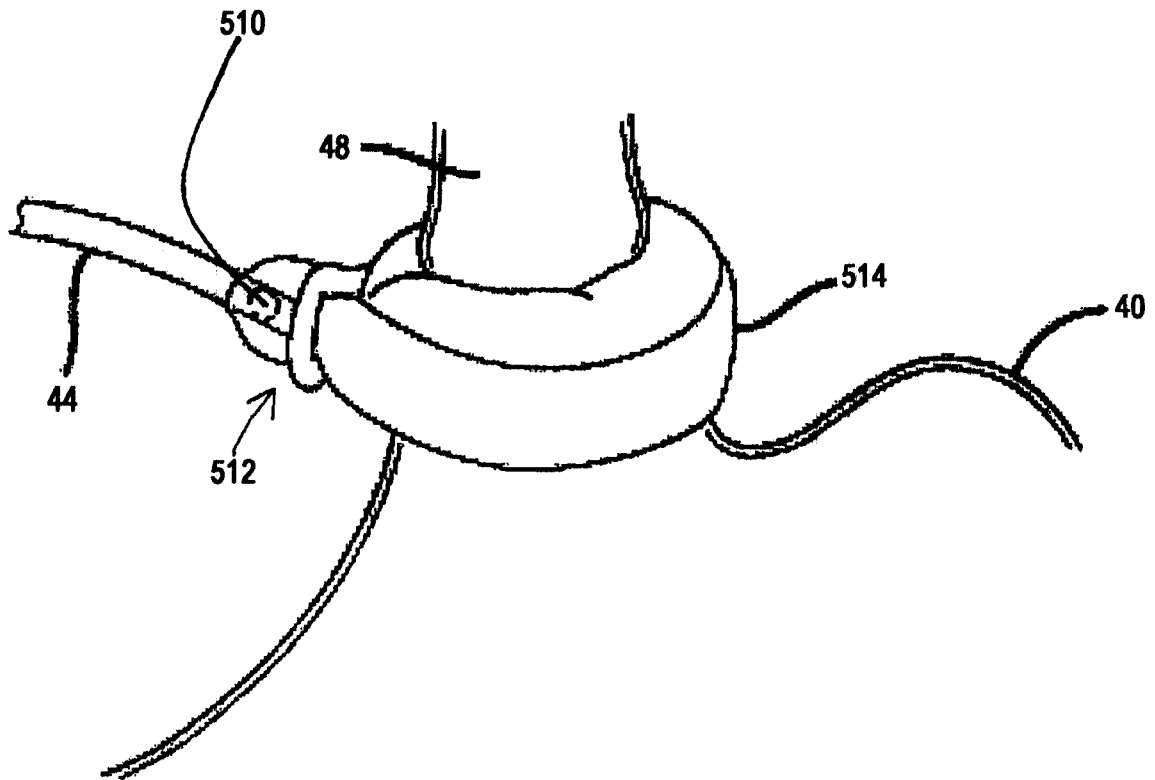


图 43