

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61F 2/00

A61F 2/48

A61F 2/08



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510073037.8

[43] 公开日 2005年11月30日

[11] 公开号 CN 1701766A

[22] 申请日 2005.5.27

[21] 申请号 200510073037.8

[30] 优先权

[32] 2004.5.28 [33] US [31] 10/856,971

[71] 申请人 伊西康内外科公司

地址 美国俄亥俄州

[72] 发明人 小威廉·L·哈斯勒

小丹尼尔·F·德卢戈斯

罗科·克里维利

[74] 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

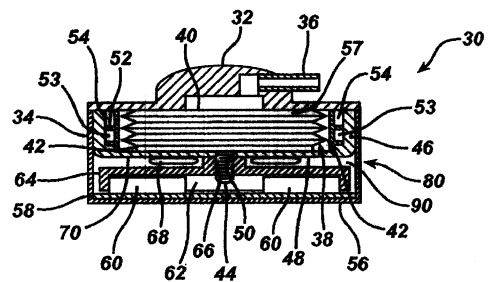
代理人 易咏梅

权利要求书1页 说明书12页 附图6页

[54] 发明名称 用于可调节束胃带的液压控制的金属波纹管位置反馈

[57] 摘要

一种遥控的束胃带系统，其几乎可抵抗诸如来自磁共振成像(MRI)设备的外部磁场，并包含双向泵和流体储存器以调整用于束胃带的液压控制的流体体积。压电驱动器(例如旋转致动器，线性致动器)有选择地压缩和膨胀金属波纹管，该波纹管被气密地密封在诸如钛这样的生物相容的非铁磁外壳或壳体中。直接检测该金属波纹管的位置提供了其中所包含的体积的精确读数，并允许闭环控制束胃带。



ISSN 1008-4274

1. 一种用于远程液压控制液压致动的治疗构件的方法，该方法包括：

5 将指令传输给注入器装置，以引起植入的注入器装置的蓄能器的体积发生变化，在注入器装置和液压致动的治疗构件之间移动流体；

检测蓄能器位置；

根据指令体积和与检测的蓄能器位置有关的当前体积计算误差信号；以及

10 根据计算的误差信号命令致动器改变蓄能器位置。

2. 根据权利要求1所述的方法，进一步包括：

将所述命令传输给注入器装置，从而引起蓄能器体积的变化以在注入器装置和围绕体腔的人造括约肌之间移动流体。

3. 根据权利要求1所述的方法，进一步包括：

15 为植入的注入器装置提供经皮能量传递动力。

用于可调节束胃带的液压控制的金属波纹管位置反馈

5 相关申请的相互参照

本申请涉及与之同一天提交的三个均未审结且拥有人相同的申请，每个申请的公开内容的全文在此引用作为参考，所述申请的名称分别为：

“用于液压控制可调节束胃带的压电驱动式波纹管注入器”，发明人
10 明人为 William L.Hassler, Jr., 系列号为 No._____；

“用作遥控束胃带的热力驱动式可逆注入器泵”，发明人为 William L.Hassler, Jr., Daniel F.Dlugos, Jr., 系列号 No._____；和

“用于液压控制可调节束胃带的带有体积制动的双向注入器泵”，发明人为 William L.Hassler, Jr., Daniel F.Dlugos, Jr., 系列号
15 No._____。

技术领域

本发明总的涉及医疗可植入的可逆式泵，尤其涉及适合那些长期使用而无流体损失的泵，例如用于液压控制人造括约肌的泵。

20

背景技术

人造括约肌可以在希望改变孔口或器官的尺寸的患者体内被用于许多用途。根据用途，人造括约肌可以采取柔性的、基本上不可延展的带的形式，所述带包含能够保留流体的可膨胀部分。该可膨胀部分能够根据包含于其中的流体的体积而膨胀或收缩。人造括约肌的一个具体例子是可调节束胃带装置，例如在美国专利 No.4,592,339, 25 5,226,429, 6,102,922 和 5,449,368 中所描述的装置，上述每个专利的公开内容全文都在此引用作为参考。自从 20 世纪 80 年代初以来，可调节束胃带为用于病态肥胖症的胃旁路术和其它不可逆的外科体重

减轻治疗提供了有效的备选方案。

正好在食管-胃连接处下方将束胃带缠绕在患者胃的上部，以形成限制食物从胃的上部通过并到达胃下部的开口(stoma)。当该开口具有适当的尺寸时，保留在胃的上部的食物产生阻止过度进食的饱胀感。然而，开始时的失调或随着时间的推移在胃中发生的变化可能导致开口的尺寸变得不合适，有必要对束胃带进行调整。否则，当开口太小以至于不能妥善地通过食物时，患者会发生呕吐和感到不适。在另一极端情况下，开口可能太大，由此不能减缓食物从胃上部的运动，从而完全背离了束胃带的目的。因此，不同程度的收缩是理想的，并且经过一段时间后当患者身体适应该收缩时需要进行调整。

除了利用锁定位置来设定束胃带的外径之外，束胃带的可调节性通常用类似于血压计缚带的朝内指向的可膨胀气囊来实现，在所述可膨胀气囊中通过流体注射口注入诸如盐水这样的流体，以获得理想的直径。由于可调节束胃带可以保留在患者体内很长时间，因此流体注射口一般安装于皮下以避免感染，例如安装在胸骨前面或在覆盖一个斜肌的筋膜上方。通过将休伯(Huber)尖端针穿过皮肤插入到注射口的硅隔膜中而实现对可调节束胃带中的流体量的调整。一旦拔出该针，隔膜就借助由该隔膜产生的压缩负荷密封孔。一柔性导管连通在注射口和可调节束胃带之间。

尽管注射口已经被成功地用于调整束胃带，但理想的是无创地进行调整。休伯尖端注射器的插入典型地由外科医生来进行，这对于病人来说可能是不方便的、疼痛的或昂贵的。另外，也可能在注射器的插入部位发生皮肤感染。因此，理想的是遥控可调节束胃带。

在前述的 William L.Hassler, Jr.的发明名称为“用于液压控制可调节束胃带的压电驱动式波纹管注入器”且系列号_____的未审结申请中，一种不包含铁磁材料的有利的注入器为封闭的束胃带提供可精确地双向控制体积的流体。该注入器具有钛质波纹管蓄能器，该蓄能器可以被塌缩或膨胀以主动地排出积蓄在其中的流体，由此起到可逆式泵和储存器的作用。因此，获得了几乎不受外部磁场影响的双向泵，

其不同于以前所知的包含用于可控地配给液体药物的金属波纹管的植入物，例如美国专利 No.4,581,018 中所描述的。因此，这种植入的装置可以经受磁共振成像（MRI），而且不会给装置或患者带来损害。

5 精确输送来自波纹管蓄能器的流体得益于反馈控制系统并且作为用于确定相对于其外壳的波纹管位置的手段。在专利 4,581,018 中，位置反馈由旋转编码器提供，该旋转编码器被连接到用于旋转圆柱形金属波纹管的电动机的输出轴上。在该情况下，为了以均匀的速度分配，通过计数编码器的光盘上的增量标记确定电机的旋转。

10 然而，在形成可能需要在两个方向上以长间隔时间进行泵送的装置中，相信计数旋转致动器的旋转在一些情况下可能不会精确地反映波纹管蓄能器中的体积。例如，未直接检测出储存器的当前体积，因此如果不知道起始点或者如果流体由于泄漏和其它因素而意外地转移，仍然需要对分配速度求积分以计算体积的变化。

15 在其它的注入器装置中，由于波纹管蓄能器基于由在注入器装置外壳内的推进剂施加于其上的表压而塌缩，所以根据体积和压力之间的固定关系，将检测波纹管蓄能器内的流体压力用作为体积的间接测量。然而，该压力检测假设流体压力未被注入器装置的外部压力改变，例如希望在封闭的人造括约肌系统中进行。具体而言，背压的大小将不可预测地稍微改变。这种基于压力的检测的例子包括美国专利
20 Nos.5,507,737（压力计），5,974,873（应变仪），和 6,315,769（弹簧和压力敏感电阻器）。

25 近来，已经认识到最好检测在药物分配注入器装置中的剩余的流体体积以便确定何时需要再补充。为此，美国专利 No.6,542,350 公开了在波纹管蓄能器和注入器装置外壳之间形成一可变电容器以检测体积。类似地，美国专利 No.6,482,177 公开了在波纹管蓄能器和注入器装置外壳之间形成可变电感器以检测体积。在这两种情况下，除了通过遥测传递一个值以用于显示给操作者之外，并没有建议为了该目的而使用检测的体积。这是可以理解的，因为这些药物分配应用测量少量的药物，并且在注入器的外部背压上没有明显的变化。连续的

体积检测未得到解决。用于体积检测的能量损耗会导致电池尺寸不理想的增加。另外，对于这些用途，可变电容器或电感器的精度可能不足，尤其是在可变电容器或电感器的部分在存在电磁干扰的情况下彼此移离时。

- 5 因此，充分需要为植入的人造括约肌的闭环控制检测代表流体体积的植入的波纹管蓄能器的位置。

发明内容

10 本发明通过提供波纹管蓄能器的体积检测解决了现有技术中的这些和其它问题，从而可以实现对波纹管蓄能器的精确的闭环运动控制。

在本发明的一个方面中，用于液压控制可植入的人造括约肌的方法包括将位置信号发送给外部遥测线圈的程序编制器。该信号被传输给植入的遥测线圈接收器，该接收器将其传送给植入的微处理器。正向控制信号然后进入反馈回路求和点，该反馈回路求和点也接收误差信号。净信号流向波纹管致动器，该波纹管致动器由次级经皮能量传递（TET）线圈供能。波纹管位置传感器确定先前的波纹管位置，并且将电子位置信号提供给控制算法，而该控制算法又为求和点提供误差信号，以通知致动器移动到新的位置。由此，实现了人造括约肌的精确的双向液压控制，即使流体分配的速度由于诸如改变了致动性能或对注入器装置的不可预测的背压的情形而变化。

25 在本发明的另一方面中，用于人造括约肌系统的双向注入器装置包括体积检测，用于由包含在注入器装置中的控制电路执行闭环调整控制。响应调整体积的外部程序编制器指令，所述控制电路根据体积检测执行致动机构的闭环控制，直到达到要求的体积。

在本发明的另一个方面中，双向注入器装置是可植入的人造括约肌系统的一部分，该人造括约肌系统由包括初级 TET 线圈和一个或多个遥测线圈的外部组件远程提供动力并遥测控制，这将有利地允许诸如束胃带这样的人造括约肌的无创调整。由此，不需要插入注射器

来调整体积，同时避免了伴随的不便、不适和增加感染的可能性。

从附图和其描述中将明显看出本发明的这些及其它目的和优点。

附图说明

5 尽管该说明书以具体地指出并清楚地要求了本发明权利的权利要求书结束，但是相信结合附图地参考下面的描述将更好地理解本发明，其中：

图 1 是根据体积检测进行闭环遥控的可调节人造括约肌系统的环境透视图。

10 图 2 是图 1 所示可调节人造括约肌系统的双向注入器装置的俯视图。

图 3 是图 2 所示注入器装置沿剖面线 3-3 截取的侧面剖视图，显示了基于可变电感的波纹管蓄能器位置传感器的一种型式，并且显示了处于伸展位置的波纹管。

15 图 4 是图 2 所示注入器装置的侧面剖视图，其与图 2 类似，但是显示了处于塌缩位置的波纹管。

图 5 是图 2 所示注入器装置沿剖面线 3-3 截取的侧面剖视图，显示了基于光学检测的波纹管蓄能器位置传感器的第二种形式，所述光学检测基于来自随距离变化的导杆的反射，并且显示了处于塌缩位置
20 的波纹管。

图 6 是图 2 所示注入器是沿剖面线 3-3 的侧面剖视图，其显示了基于绝对光学角编码的第三种型式的波纹管蓄能器位置传感器，并显示了处于塌缩位置的波纹管。

25 图 7 是沿剖面线 7-7 截取的图 6 的仰视剖视图，其显示了在从动圆盘下侧上的编码环和用于从中读出绝对角位移的单个扫描仪。

图 8 是图 2 所示注入器沿剖面线 2-2 截取的侧面剖视图，其显示了基于电位计的第四种型式的波纹管蓄能器位置传感器，并且显示了处于塌缩位置的波纹管。

图 9 是用于塌缩和扩展波纹管蓄能器的人造括约肌系统的闭环控

制的框图。

具体实施方式

参考附图，其中在这几个图中相同的标号表示相同的元件，在图
5 1 中，人造括约肌系统 10 调节保留在可植入的人造括约肌组件 12 中
的流体的量，该人造括约肌组件 12 由经皮能量传递（TET）提供动
力并且受到外部组件 13 的遥测控制。在图中所示的型式中，人造括
约肌系统 10 用于体重减轻治疗。在患者的胃 16 的上部 14 和下部 15
10 之间形成一个开口，以减缓食物的通过并提供饱胀的感觉。可植入的
人造括约肌组件 12 包括可膨胀的束胃带 18，该束胃带 18 围绕胃 16
以形成开口。注入器装置 20 在皮下被固定到患者体内的肌筋膜层上
或其它方便的位置上。柔性导管 22 在所述束胃带 18 和注入器装置 20
之间提供流体连通。

应当理解，束胃带 18 包括朝内指向的气囊以可膨胀地接收来自
15 导管 22 的诸如盐溶液这样的流体，从而允许调节形成于其中的开口
的尺寸，而无需调节束胃带 18 的连接。注入器装置 20 有利地防止流
体在调节之间沿任一方向移动，从而实现长期植入。

减小注入器装置 20 的必需大小的一种有利方法是使用 TET 以从
外部组件 13 为致动和控制电路提供动力。遥测将注入器装置 20 中的
20 流体的量传输到外部组件 13 以用于显示，并且在一些应用中用于在
体积调整时闭合回路。为此，外部组件 13 可以包括位于患者体外的
初级线圈 24，其被邻近位于患者体内的注入器装置 20 放置，以与位
于注入器装置 20 内的次级线圈（未示出）电感耦合。通过电缆 28 被
连接到初级线圈 24 上的程序编制器 26 致动和监视初级线圈 24。

25 初级和次级 TET 线圈的有效能量耦合在于 2004 年____提交的五个
待审结且拥有人相同的专利申请中进行了描述，所有这些申请其全
部内容都在此引用作为参考：（1）“带有表面铁素体（aspect ferrite）
芯部的经皮能量传递初级线圈”，发明人为 James.Giordano, Daniel
F.Dlugos, Jr.&William L.Hassler, Jr., 系列号 No.____；（2）“具有

闭环经皮能量传递 (TET) 动力传递调节电路的医疗植入物”, 发明人为 William L.Hassler, Jr., Ed Bloom, 系列号 No._____; (3) “用于优化经皮能量传递 (TET) 动力传递特性的空间解耦双次级线圈”, 发明人为 Resha H. Desai, William L.Hassler, Jr., 系列号 No._____;

5 (4) “植入的医疗装置的低频经皮遥测”, 发明人为 William L.Hassler, Jr., 系列号 No._____; (5) “植入的医疗装置的低频经皮能量传递”, 发明人为 William L.Hassler, Jr., Daniel F.Dlugos, Jr., 系列号 No._____。

参考图 2-4, 可植入的注入器装置 30 包含电感体积检测。注入器

10 装置 30 包括流体排出头 32 和诸如通过焊接而气密地密封于其上的圆柱形外壳 34。排出头 32 具有与之可密封地连接并与圆柱形波纹管流体蓄能器 (“波纹管”) 38 流体相通的排出导管 36。波纹管 38 具有焊接到排出头 32 的内表面上的开口 (固定) 端 40。波纹管 38 还具有固定地连接到导杆 44 上的封闭 (活动) 端 42, 所述导杆 44 位于波纹管

15 38 的纵向轴线的中心并且远离波纹管 38 地延伸。导杆 44 上具有诸如 1/4” -32 的细外螺纹。

具有坚硬的底面 48 和位于其中心并且使导杆 44 从中通过的通过孔 50 的圆柱形构件 46 被连接到包围波纹管 38 的圆周的排出头 32 上并从那里开始延伸。圆柱形绕线管 52 被压配合到圆柱形构件 46 内侧

20 且位于波纹管 38 的外侧, 其用于在由圆柱形构件 46 形成的环形线圈腔 53、54 中容纳间隔开的次级遥测线圈和经皮能量传递线圈 (未示出), 这些线圈用于分别接收来自患者体外的致动信号和感生能量以操作注入器装置 30。

圆柱形外壳 34 具有与排出头 32 的内表面 57 基本上平行的底部

25 56。被显示为电路板 58 的控制电路牢固地连接到该底部 56 上, 其包含微处理器和用于操作注入器装置 30 的其它电子设备。关于导杆 44 对称地隔开的两个压电电动机 60 连接在电路板 58 上, 并且使驱动机构摩擦地接触以导杆 44 为中心的圆盘 64 的内缘 62。圆盘 64 具有内部带螺纹的凸台 66, 该凸台 66 从那里朝波纹管 38 延伸。带螺纹的凸

台 66 具有匹配 1/4" -32 的螺纹, 该螺纹与导杆 44 的螺纹精确地配合以形成一螺母, 该螺母在通过电动机 60 而与圆盘 64 一起围绕导杆 44 旋转时轴向地驱动导杆 44 和波纹管 38, 以扩展或塌缩波纹管 38。电动机 60 和 TET/遥测线圈 (未示出) 与电路板 58 电连接, 所有这些
5 都包含在外壳 34 内。

为了精确地将所需的流体体积传输到波纹管 38 和从那里排出, 理想的是检测波纹管 38 的扩展或塌缩位置, 从而闭环控制该位置。为此, 将扁平电感线圈 68 布置在与波纹管 38 的封闭端 42 平行且沿轴向对齐的固定位置上。线圈 68 优选地连接到圆柱形构件 46 的坚硬
10 底面上, 例如用于最小化线圈 68 和波纹管 38 的封闭端 42 之间的距离。在电子控制领域中公知的电路板 58 上的并联调谐振荡电路在一共振频率下振动, 并形成电感位置传感器 80, 所述共振频率取决于电感线圈 68 的匝数和直径、与线圈 68 并联的电容器以及封闭端 42 与线圈 68 的靠近程度。在图中所示的型式中, 电感线圈 68 是大约 200
15 匝的螺旋形线圈, 其由 40 号铜线制造。在电路板 58 上的微处理器测量振动的频率并且将其与频率表比较, 以便提供误差信号, 从而指示实际的波纹管位置与所需的指令位置有多接近。与从动圆盘 64 和带螺纹的凸台 66 组合的压电电动机 60 经由导杆 44 致动波纹管 38, 并形成波纹管致动器 90。

20 应当理解, 不依赖于导杆的存在和/或旋转的位置传感器, 例如前述的电感位置传感器可以应用于被热力致动的注入器装置, 例如在前述的交叉参照的申请中所描述的。

在图 5 中, 除了使用波纹管 38 的光学位置检测之外, 注入器装置 130 具有与图 2-4 所示注入器装置 30 相同的零部件。具体而言,
25 位置检测和由此的体积检测可选择地由光学传感器 168 完成, 以代替电感线圈。发光二极管 (LED) 182 被显示出安装在电路板 138 上, 位于光电二极管 184 旁边, 所述光电二极管 184 也安装到电路板 138 上。LED 182 和光电二极管 184 都设置在导杆 144 的轴线附近, 从而 LED 182 发出的光被导杆 134 的远端 186 朝光电二极管 184 反射。由

于 LED 182 发出非柱状光，因此导杆 144 的远端离光电二极管 184 的距离与来自 LED 182 的从导杆 144 反射并由光电二极管 184 收集的光量成反比。导杆 144 的远端 186 可以包括表面处理或成形以提供作为距离的函数的反射光的单调量，并调节例如 LED 182 和/或光电二
5 极管 184 从导杆 144 的轴线的偏离。LED 182 和光电二极管 184 以及导杆 144 的远端 186 形成位置传感器 180。光电二极管 184 和 LED 182 的零件普遍地采用多种形式和性能。许多不同的零部件及其组合可以成功地被该控制领域中的普通技术人员用于本申请中。

在图 6 和 7 中，注入器装置 230 具有与注入器装置 30 相同的零
10 部件，但是它包括作为光学编码器 280 示出的光学角位置传感器。具体而言，代替瞄准导杆 144 的 LED 182 和光电二极管 184，LED 282 和光电二极管 284 被安装到电路板 238 上并位于可旋转圆盘 244 的内缘 242 附近。在圆盘 264 的面对电路板 238 的一侧印有圆形图案的径向线 286，该径向线 286 与其背景形成鲜明对照。LED 282 和光电二
15 极管 284 形成扫描仪 288，该扫描仪检测圆形图案的径向线 286 的位置。当圆盘 264 旋转以移动导杆 234 时，扫描仪 288 将关于经过的线 286 的计数的信号发送给电路板 238 的编码器部分。线 286 的计数直接正比于导杆 244 的移动，因此正比于波纹管 38 的移动。

在光学角位置传感器 280 的扫描仪和线的另一种型式的实施例
20 中，未示出的第二扫描仪相对于编码图案 286 和扫描仪 288 以成 90 度的不同相位地放置，从而形成在控制领域中公知的正交型编码，其允许编码器 280 检测圆盘旋转的位置和方向。在另一种型式中，未示出但在编码领域中公知的灰度级(gray scale)代替简单的径向线图案。由于灰度级的每个位置提供了唯一的特征字符，因此该灰度级确定了
25 可旋转圆盘 264 的绝对位置。

在图 8 中，注入器装置 330 具有与注入器装置 30 相同的零部件，但是它包含电阻角位置传感器 380 以代替电感、线性光学或光学角位置传感器 80、180、280。代替 LED 和光电二极管反射或扫描仪，并代替电感线圈，位置检测由电位计 382 实现。可旋转圆盘 364 具有固

定地连接到电位计 382 的轴 390 上的凸起延伸部分 388，所述电位计 382 的主体被固定到电路板 338 上。当使圆盘 364 旋转以驱动导杆 344 时，使电位计 382 的轴 390 旋转。这种旋转直接正比于导杆 344 的运动，因此正比于波纹管 38 的运动。因此，通过测量电位计 382 内的电阻并将该电阻与在电路板 338 的微处理器中的电阻表比较而在该可
5 选的方案中实现波纹管位置控制。微处理器中的电阻表是控制算法 54 的一部分。电位计部件普遍地采用多种方式和性能。该控制领域中的普通技术人员能够成功地将许多不同的零部件及其组合应用于本申请中。

10 在图 9 中，控制系统 400 执行闭环体积反馈，以便精确地调整和保持图 1 所示可调式束胃带 18 的液压体积。在该说明性型式中，控制系统 400 包括内部控制回路 402，该内部控制回路 402 由注入器装置 30、130、230、330（未在图 9 中示出）执行，以精确地调整到理想的体积。在该说明性的型式中，注入器装置 30、130、230、330 由
15 TET 供能并且接收来自外部控制回路 404 的遥测指令。应当理解，如较小的方框 406 所示和如上所述，内部控制回路 402 可以在注入器装置 30、130、230、330 的外部闭合。然而，在该说明性型式中，如利用响应波纹管运动的位置检测（方块 408）的方框 407 所示，注入器装置 30、130、230、330 闭合内部控制回路 402。控制算法 410 将检
20 测到的位置数值转换为计算的误差信号。

控制系统 400 的外部由外部程序编制器 412 形成，该外部程序编制器 412 选择一个体积以用于调整人造括约肌并将该位置指令从外部（初级）遥测电路 414 传输到内部（次级）遥测电路 416，其被转换为指令位置数值 418。指令位置数值 418 和误差信号的微分求和产生
25 了导致波纹管运动的波纹管致动器驱动指令 422，该波纹管运动作为体积调整的迭代闭环控制的一部分被检测。

在带有电感位置传感器 80 的型式中，微处理器中的频率表是控制器算法 410 的一部分。在线性光学位置传感器 180 中，通过测量在光电二极管 184 处的反射光量并将其与微处理器中的亮度级表比较而

实现波纹管位置控制。微处理器中的亮度级表是控制算法 410 的一部分。控制算法 410 修正误差信号，以便消除实际波纹管位置和指令波纹管位置 418 之间的差异。这种误差信号修正可以像使用比例积分微分 (PID) 控制法则一样简单。在控制领域中公知的该控制法则采用原始误差信号并且使它与一个固定的比例增益常数相乘，然后将它加入
5 到原始误差信号与积分增益常数相乘的对于时间的积分中，接着将该和与由与微分增益常数相乘的原始信号的时间导数相加，从而形成将要与指令信号相加的最终误差信号。通过调整或调谐这三个不同的增益常数，能够优化位置误差信号，用于在波纹管的移动范围上最平
10 稳和最快速的响应。

在带有光学角度传感器 280 的型式中，通过测量经过扫描仪的线的计数并将该计数与电路板 238 的微处理器中的线计数表比较以建立图 9 中所示控制系统中的误差信号，从而在该可选的替代方案中检测波纹管位置。微处理器中的线计数表是控制算法 410。扫描仪 288 和
15 线 286 形成位置传感器 280。扫描部件普遍地采用多种形式和性能。控制领域中的普通技术人员能够成功地将许多不同的部件及其组合用于本申请中。

尽管已经在这里显示和描述了本发明的优选实施方案，但是对于本领域中的普通技术人员来说显而易见的是，这些实施方案仅仅作为
20 例子而提供。现在本领域的普通技术人员可进行许多变化、改变和替代而不超出本发明的范围。另外，应当理解，上述的每一种结构具有一种功能并且该结构可以被视为用于执行该功能的手段。

例如，对于本领域的普通技术人员来说显而易见，上述的发明同样可用于其它类型的可植入带。例如，将这些带用于大便失禁的治疗。
25 这样的一种带在美国专利 6,461,292 中进行了描述，该专利在此引用作为参考。这些带也可以被用于治疗尿失禁。这样的一种带在美国专利申请 2003/0105385 中进行了描述，该专利在此引用作为参考。这些带还可以被用于治疗胃灼热和/或胃酸回流。这样的一种带在美国专利 6,470,892 中进行了描述，该专利在此引用作为参考。这些带还可以被

用于治疗阳痿。这样的一种带在美国专利申请公开 No.2003/0114729 中进行了描述，该专利在此引用作为参考。

对于另外的例子，尽管描述了带有位置转换查询表的微处理器闭环控制，但是各种其它类型的计算电路也可以用于执行闭环控制，例如可操作的放大器滤波电路、状态机、神经网络、集总分量模拟控制电路等。

对于另外一个例子，尽管在这里用图说明了带有手风琴状侧面的圆柱形钛波纹管蓄能器，但是应当理解，其它形状的蓄能器和其它材料也可以与本发明的方面一致地得到使用。例如，形成弹性材料的侧壁可以有利地达到更大的可置换体积，并允许植入物的尺寸进一步减小。

因此，本发明希望仅仅由随后的权利要求书的精神和范围来限制。

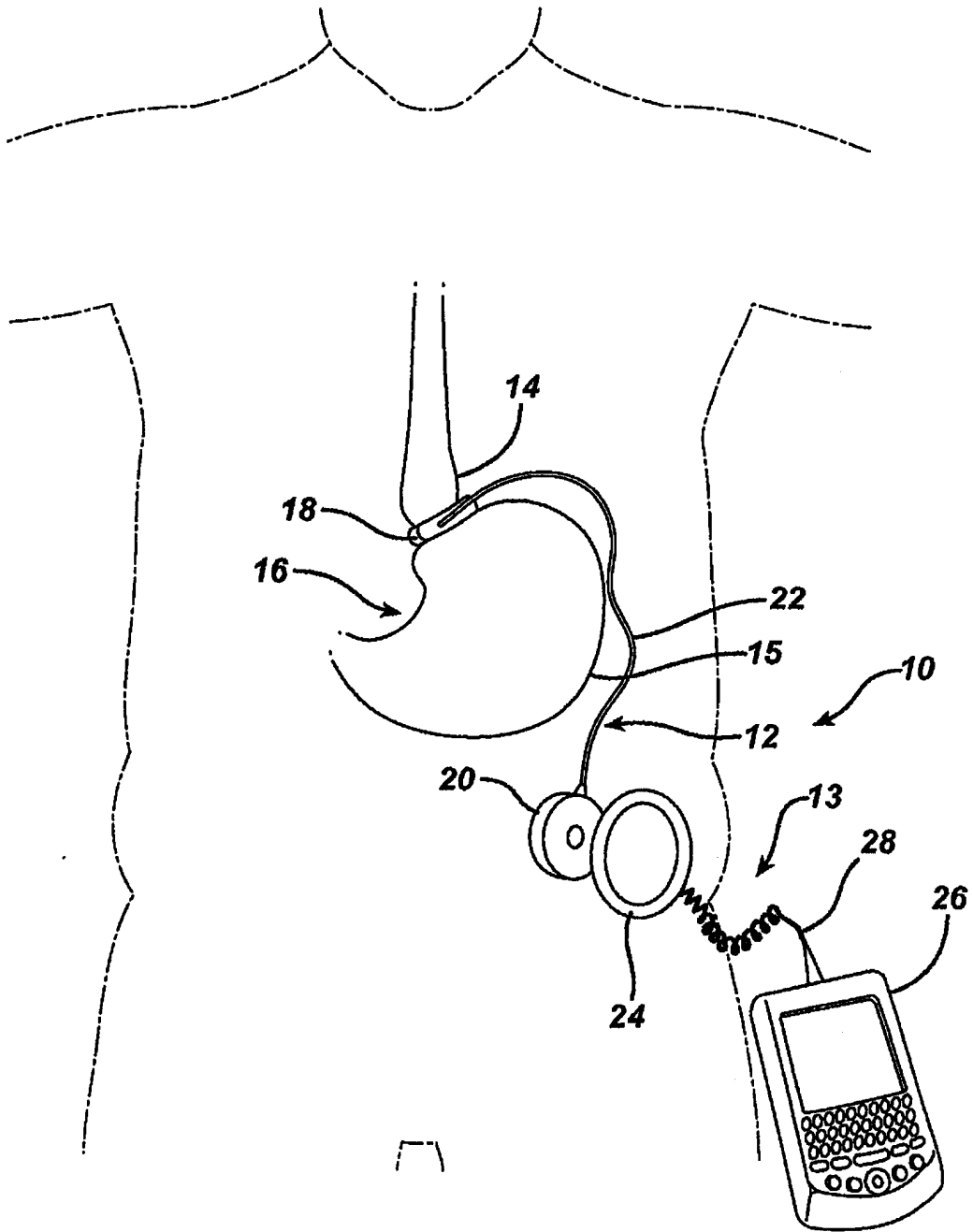


图 1

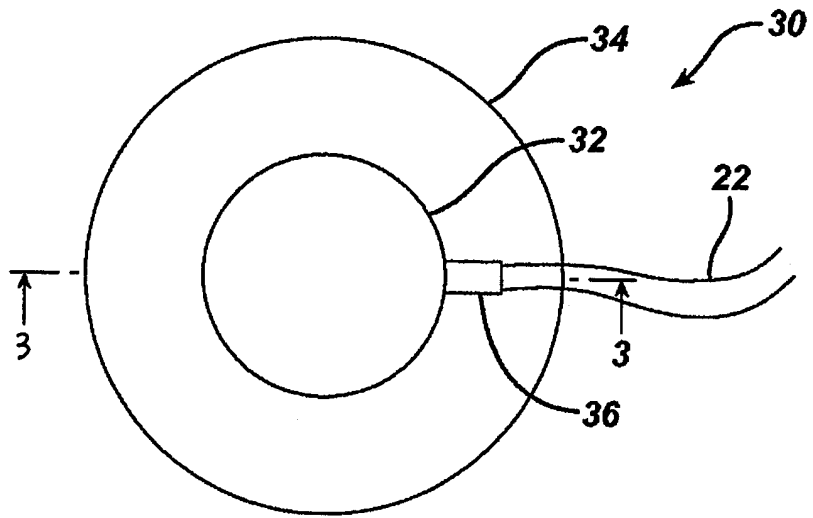


图 2

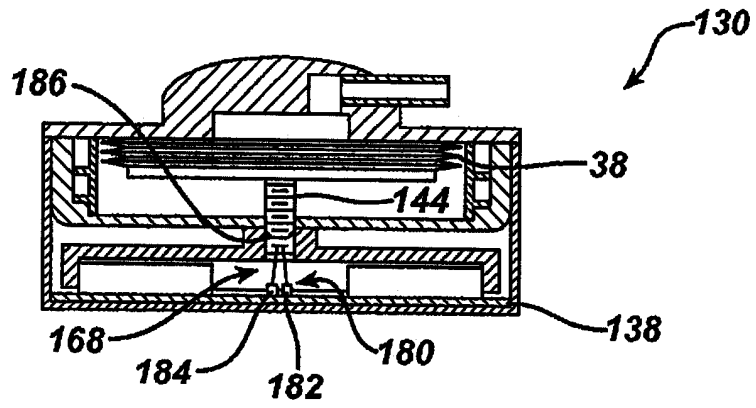


图 5

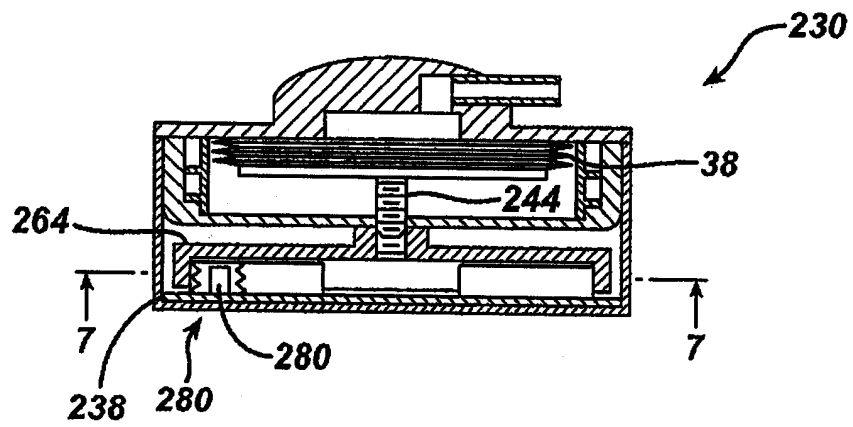


图 6

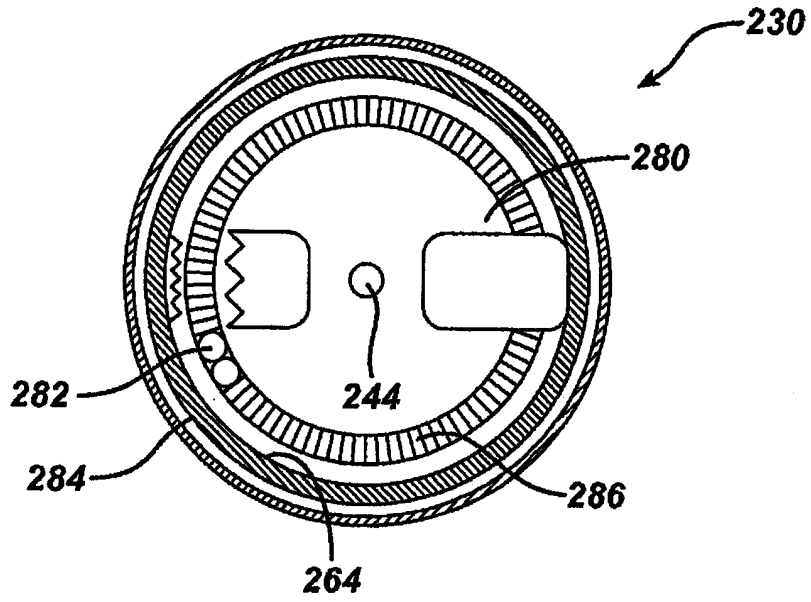


图 7

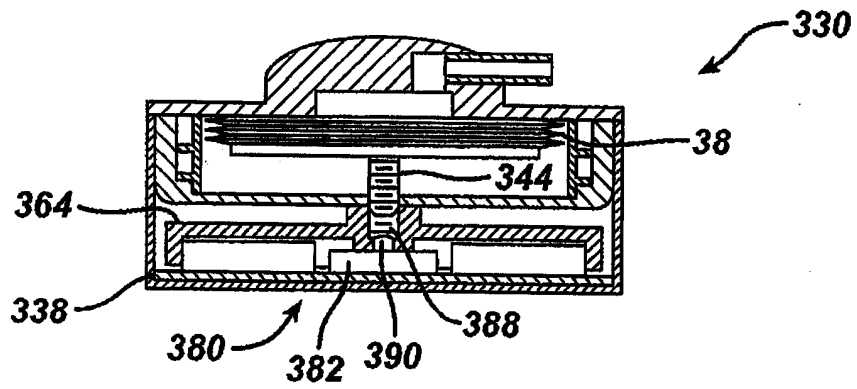


图 8

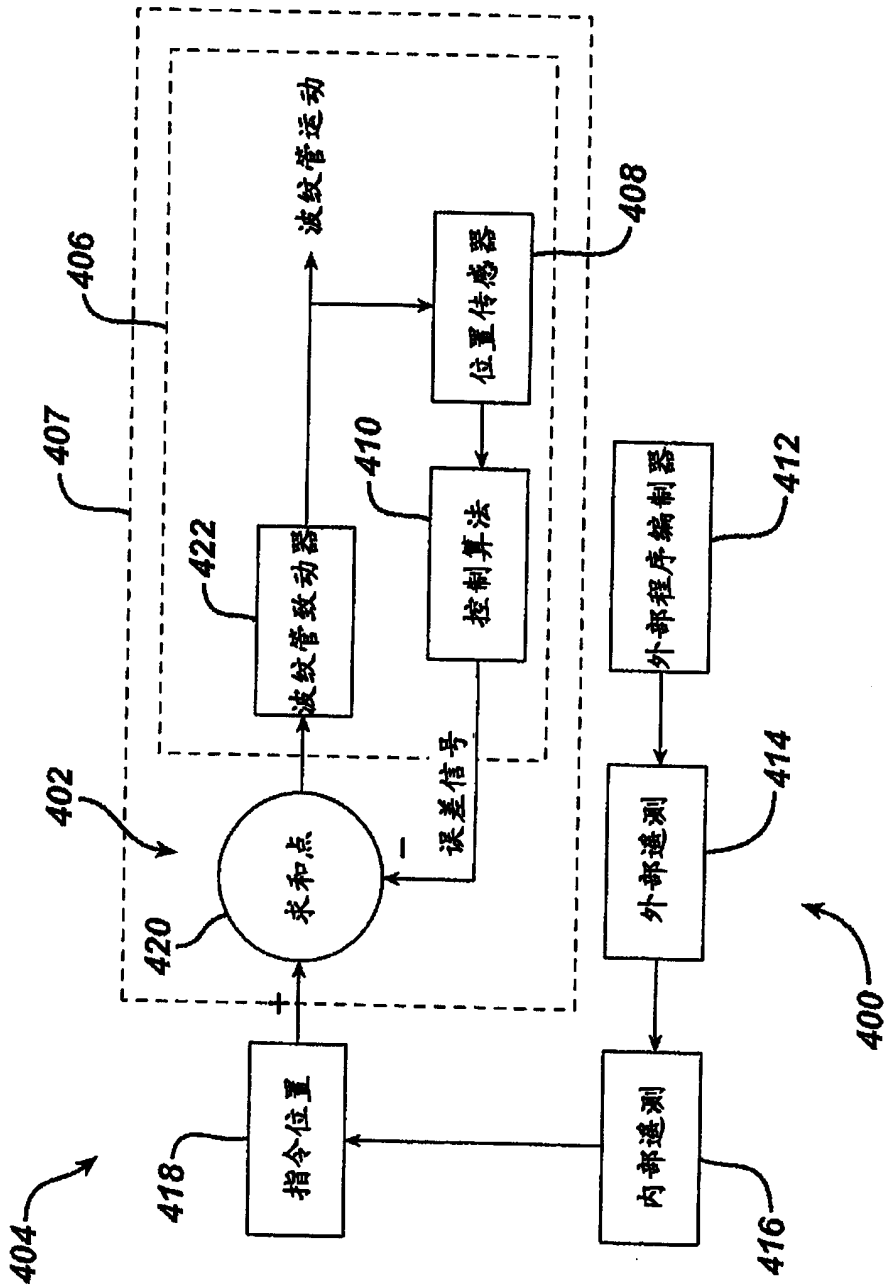


图 9