



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109195506 B

(45) 授权公告日 2021.08.24

(21) 申请号 201780032214.9

(22) 申请日 2017.05.17

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109195506 A

(43) 申请公布日 2019.01.11

(30) 优先权数据
62/341,176 2016.05.25 US(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.11.23(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2017/033091 2017.05.17(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/205141 EN 2017.11.30(73) 专利权人 穆格公司
地址 美国纽约州(72) 发明人 奈特·皮尔斯 拉里·克莱顿
蒂莫西·莱利(74) 专利代理机构 北京清亦华知识产权代理事
务所(普通合伙) 11201

代理人 宋融冰

(51) Int.Cl.

A61B 5/00 (2006.01) (续)

(56) 对比文件

CN 105009184 A, 2015.10.28

EP 2722654 A1, 2014.04.23

US 2005209552 A1, 2005.09.22

JP 2010508518 A, 2010.03.18

CN 1654627 A, 2005.08.17

CN 101415552 A, 2009.04.22

CN 104457870 A, 2015.03.25

CN 105007828 A, 2015.10.28

CN 105093228 A, 2015.11.25

CN 104236649 A, 2014.12.24

CN 105025905 A, 2015.11.04

CN 105342862 A, 2016.02.24

US 2014039358 A1, 2014.02.06 (续)

审查员 熊峰

权利要求书1页 说明书5页 附图5页

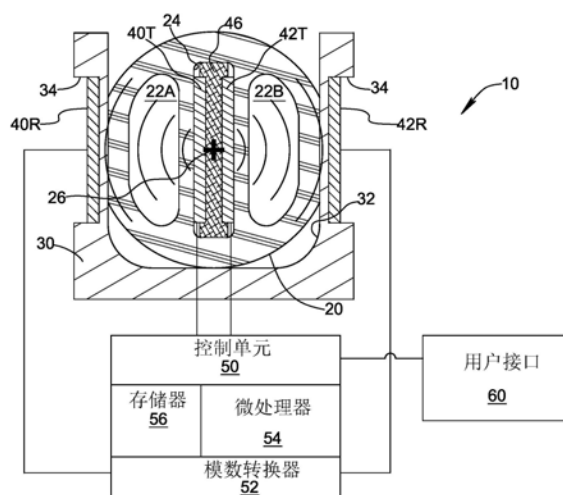
(54) 发明名称

用于多管腔管道的感测系统

(57) 摘要

一种多管腔感测系统(10)包括医用管道(20),该医用管道具有多个管腔(22A、22B)和沿医用管道的轴向延伸的至少一个次级通道(24),其中次级通道在多个管腔之间。多管腔感测系统可以包括限定通槽(32)的感测容座(30),医用管道的纵长部分接纳在该通槽中。多个超声发射元件(40T、42T)可以布置在医用管道的次级通道内,或者布置为感测容座的一部分,用于将相应超声信号发射穿过管腔到感测容座的对应的多个超声接收元件(40R、42R)。替代地,感测容座可以包括多个超声发射和接收元件(40、42、44),这些超声发射和接收元件将相应信号发射穿过管

腔,以在次级通道的界面处返回反射。



[转续页]

[接上页]

(51) Int.Cl.

A61B 5/15 (2006.01)

A61M 1/36 (2006.01)

A61M 5/142 (2006.01)

A61M 5/168 (2006.01)

A61M 37/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 6098466 A, 2000.08.08

Stephens等.“Multifunctional catheters combining intracardiac ultrasound imaging and electrophysiology sensing”.《IEEE TRANSACTIONS ON ULTRASONICS FERROELECTRICS AND FREQUENCY CONTROL》.2008,第55卷(第7期),

杨固.“一种新颖的多管压力计——多点超声压力计”.《水动力学研究与进展》.1984,(第1984年02期),

1. 一种多管腔感测系统(10),包括医用管道(20),所述医用管道(20)包括多个管腔(22A、22B)和沿所述医用管道(20)的轴向延伸的至少一个次级通道(24),其中所述多个管腔(22A、22B)平行于彼此延伸且平行于所述次级通道(24)延伸,并且其中所述次级通道(24)在所述多个管腔(22A、22B)之间,

其中所述多管腔感测系统还包括限定通路(32)的感测容座(30),所述医用管道(20)的纵长部分接纳在所述通路中;并且

其中所述至少一个次级通道(24)包含多个发射元件(40T、42T),每个发射元件将相应超声信号发射穿过所述多个管腔(22A、22B)中的对应管腔,并且所述感测容座(30)包括分别对应于所述多个发射元件(40T、42T)的多个接收元件(40R、42R),所述多个接收元件(40R、42R)中的每一个布置成在所述超声信号已经通过所述多个管腔(22A、22B)中的对应管腔之后从所述多个发射元件(40T、42T)中的对应发射元件接收相应超声信号。

2. 根据权利要求1所述的多管腔感测系统(10),其中所述至少一个次级通道(24)包含声隔离介质,以将所述多个管腔(22A、22B)彼此声隔离。

3. 根据权利要求2所述的多管腔感测系统(10),其中所述声隔离介质的声阻抗不同于形成所述医用管道(20)的材料的声阻抗。

4. 根据权利要求3所述的多管腔感测系统(10),其中所述声隔离介质是空气。

5. 根据权利要求1所述的多管腔感测系统(10),其中所述至少一个次级通道(24)是包含所述多个发射元件(40T、42T)的单个次级通道。

6. 根据权利要求5所述的多管腔感测系统(10),还包括位于所述次级通道(24)内、在所述多个发射元件(40T、42T)之间的声阻尼构件(46)。

7. 根据权利要求1所述的多管腔感测系统(10),还包括连接到所述多个发射元件(40T、42T)和所述多个接收元件(40R、42R)的电子控制单元(50),其中所述控制单元(50)构造为驱动所述多个发射元件(40T、42T)并从所述多个接收元件(40R、42R)接收输出电压信号。

8. 根据权利要求7所述的多管腔感测系统(10),其中所述电子控制单元(50)构造为以多个相应频率驱动所述多个发射元件(40T、42T),所述多个相应频率中的每一个是独特的。

9. 根据权利要求1所述的多管腔感测系统(10),其中由所述通道(32)接纳的所述医用管道(20)的纵长部分具有构造成仅在一个可能的取向上配合在通路(32)内的外部形状。

用于多管腔管道的感测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及感测医用管道内的流体流动,特别是涉及具有多个管腔的医用管道内的流体流动。

背景技术

[0002] 医用管道是通过挤出或共挤出一种或多种生物学级聚合物制成的,具有各种横截面形状并且具有各种截面形状和大小的多个管腔。多管腔管道可见于各种医疗设备中,包括导管、延长线、输液设备和监测设备。多管腔管道提供了多个管路,用于有效地将各种流体(包括药物和造影剂)输送进出身体。多管腔管道还用于容纳导丝和电线以进行机械定位和向身体中的诊断和治疗设备提供电力。

[0003] 在一些医疗应用中,重要的是检测流体携带的成分的存在和大小,例如液体中的空气泡。已知使用一对压电超声元件监测通过单管腔管道的流动。布置在管道的一侧上的第一压电元件被激励,并将一定超声频率的超声信号发射穿过该管道、在横向上通过运送流体的管腔。布置在管道的相对侧上的第二压电元件在声波已经与压电元件之间的物质相互作用之后接收声信号,并且产生与接收到的声信号对应的电压信号。图1示出了这种已知的单管腔感测布置的图示。由接收压电元件产生的电压信号可以分析以指示流体携带的成分(例如空气泡)的存在和大小。在管腔中流动的液体与液体中的空气泡之间的声阻抗的大差异导致声波的反射和散射,从而削弱了由接收元件产生的信号。这种现象可以用于检测液体中空气泡的存在和大小。这种单管腔管道方法对于多管腔管道是无效的,因为每个管腔不能单独感测。

[0004] 在一些医疗应用中,通过医用管道的流体流动被监测以测量流动参数,例如流速。图2示出了用于测量单管腔管道中流速的已知布置。发射和接收压电元件在相对于在管道中流动的流体成锐角的声通信轴线上定向。流体流动的速度叠加在声信号的声音传播速度上。为了抵消声音传播速度,声信号在流动方向上发射,然后接收和发射元件反向,从而使声信号在与流动方向相反的方向上发射。流速与沿流动方向的传播时间和与流动方向相反的传播时间之间的差的倒数成比例。在这里,单管腔管道方法对于多管腔管道是无效的,因为每个管腔不能单独感测。

发明内容

[0005] 本发明提供了一种多管腔感测系统,用于多管腔医用管道的多个管腔中的流体感测。除了多个运送流体的管腔之外,医用管道还包括至少一个次级通道,其中次级通道在多个管腔之间。多管腔感测系统还可包括限定通槽或其它类型的通路的感测容座,医用管道的纵长部分接纳在感测容座中。

[0006] 在一个实施例中,至少一个次级通道包含多个发射元件,每个发射元件将相应超声信号发射穿过多个管腔中的对应管腔,并且感测容座包括分别对应于多个发射元件的多个接收元件。多个接收元件中的每一个布置成在超声信号已经通过对应管腔之后从多个发

射元件中的对应发射元件接收相应超声信号。多个发射元件可以布置在单个次级通道内，并且声阻尼构件可以布置在多个发射元件之间，以在朝向非关联管腔的方向上使声波衰减最大化并抑制传播。

[0007] 在另一实施例中，感测容座包括多个发射元件以及多个接收元件，每个发射元件将相应超声信号发射穿过对应管腔，接收元件分别对应于发射元件。接收元件中每一个布置成在超声信号已经通过特定管腔之后从发射元件中的对应发射元件接收相应超声信号。由发射元件发射的相应超声信号可以被引导以通过不同的管腔彼此平行传播。

[0008] 在另一实施例中，感测容座包括多个发射和接收元件，每个发射和接收元件将相应超声信号发射穿过对应管腔，并且在信号在至少一个次级通道的界面处在返回方向上反射并再次通过管腔之后接收该超声信号。至少一个次级通道可以包含声隔离介质，例如空气，以将多个管腔彼此声隔离。

[0009] 多管腔感测系统还可以包括连接到发射元件和接收元件的电子控制单元，其中控制单元构造成驱动多个发射元件并从多个接收元件接收输出电压信号。电子控制单元可以构造成以不同于其它发射元件的驱动频率的独特相应频率驱动发射元件中的每一个。

附图说明

[0010] 为了更充分地理解本发明的本质和目的，结合附图参考以下详细描述，其中：

[0011] 图1描绘了根据现有技术用于检测流过管腔的流体中成分的单管腔流体感测系统；

[0012] 图2描绘了根据现有技术用于测量流过管腔的流体的流速的单管腔流体感测系统；

[0013] 图3示意性地示出了根据本发明实施例的多管腔流体感测系统，其中示出了该系统的多管腔管道和管道容座的横截面；

[0014] 图4是示出本发明的另一实施例的多管腔管道和管道容座的横截面图；

[0015] 图5是示出本发明的又一实施例的多管腔管道和管道容座的横截面图；和

[0016] 图6是示出本发明的再一实施例的多管腔管道和管道容座的横截面图。

具体实施方式

[0017] 图3描绘了根据本发明实施例用于感测在多管腔管道20的相应管腔内的流体流动的系统10。在图3的横截面中示出的多管腔管道20包括多个被感测的管腔22A、22B，这些被感测的管腔22A、22B可用作流体流动的管路。多个被感测的管腔22A、22B可以具有不同的相应横截面形状和大小，或者可以具有相同的尺寸。多管腔管道20还可包括用于下述目的的次级通道24。可以理解，多管腔管道20沿着中心纵向轴线26纵向延伸进出图3的平面，并且可以是柔性的以限定非线性流动路径。

[0018] 系统10还包括感测容座30，该感测容座30限定通槽或其它类型的通路32，该通槽或通路32的大小适于接纳多管腔管道20的纵长部分。在图3中，感测容座30具有开放的U形构造，允许管道20的一部分在垂直于管道20的纵向轴线26的方向上插入容座中。如随后从对替代实施例的描述中显而易见的，容座30可以具有完全围绕管道20的被接纳部分的闭合构造，其中管道在与管道20的纵向轴线26重合的方向上穿过容座30的通路32。可以提供混

合感测容座30,该容座在使用过程中闭合,但是具有可移动区段(例如,铰接门或滑动门,或临时可移除区段),该可移动区段可操作来打开容座,以便于将多管腔管道20的一部分装载到容座中。通槽或通道32的尺寸可以设定为与管道20的被接纳部分轻微干涉配合,以给柔性多管腔管道提供压配合用于良好的声传播。感测容座30可以与医疗设备(如输液设备)集成在一起。替代地,感测容座30可以在物理上与医疗设备分离,但是被配备成无线地或者通过有线连接与医疗设备通信。作为另一替代,感测容座30可以是配备有显示器或其他装置以向用户输出感测结果的独立设备。

[0019] 系统10还包括多个超声感测元件40T、40R、42T、42R。多个超声感测元件可以是压电超声元件。矩形或方形厚度模式的压电板元件适合于实施本发明,并且可商购获得,宽度和长度尺寸范围从1mm到120mm,厚度低至0.2mm。超声感测元件的谐振频率可以高达约10MHz。感测元件可以使用任何合适的压电材料制成,包括但不限于压电单晶材料、聚合物压电材料和各种组成的其它多晶压电材料。作为非限制性示例,可以使用可购自Morgan Advanced Materials具有约2MHz谐振频率的软锆钛酸铅(PZT-5A)感测元件。类似感测元件的示例包括Harris Corp.的子公司EDO的EC-65,Channel的C5500和PI Ceramic的PICC 255。当然,其它压电感测元件可从各种来源获得,并可用于实施本发明。以较高频率工作的元件产生用于气泡检测的较高分辨率,但是声信号也衰减得更快,从而限制了发射范围。发射器和接收器压电材料可以不同。“硬”PZT陶瓷通常最适合发射器,而“软”PZT陶瓷通常最适合接收器。

[0020] 在图3所示的实施例中,感测元件成对布置,使得该对中的一个感测元件发射声信号,而该对中的另一个感测元件接收声信号。每对感测元件分配给相应管腔。更具体地,感测元件40T、40R分配给被感测的管腔22A,而感测元件42T、42R分配给被感测的管腔22B。

[0021] 如图3所示,感测元件40T、42T可以作为发射元件操作,并且可以布置在次级通道24内部,使得它们相应的声信号从中心轴线26径向向外导向。声阻尼构件46可以位于次级通道24内、在感测元件40T、42T之间。阻尼构件46的材料可以选择为在感测元件40T、42T之间提供声学损耗区域,以在朝向非关联管腔的方向上使感测元件40T、42T产生的声波衰减最大并抑制传播,从而使一个管腔所关联的感测元件与另一管腔所关联的感测元件隔离。发射元件40T、42T能够以不同的频率或相同的频率振动。不同频率的使用提供了区分多个管腔的基础。例如,特定发射元件40T或42T的工作频率可以基于预期在对应管腔22A或22B内流动的流体的特性和/或正在进行的感测的类型来选择。由感测元件40T发射的声信号在横向穿过管腔22A之后被配对的感测元件40R接收。同样,由感测元件42T发射的声信号在横向穿过管腔22B之后被配对的感测元件42R接收。

[0022] 在图3所示的实施例中,接收元件40R、42R布置在容座30内,以分别面对配对的感测元件40T、42T。例如,接收元件40R、40T可以安装在容座30中的对应凹槽34中。多管腔管道20的外部可以包括一个或多个标志或标记,以使用户能够在被感测管道部分装载到容座30中时正确地定位和对准被感测管道部分,从而确保成对感测元件之间的通信。替代地或附加地,管道20的被感测部分的外部形状可以构造成仅在一个可能的取向上配合在容座30的通槽或通道32内,从而确保成对感测元件之间的适当对准和通信。除了上述机械技术之外,对准也可以通过电声学的方式实现。当发射元件与接收器元件相对最佳地定位并对准时,接收器元件的响应将达到峰值。这允许用户监测接收器元件信号以确定发射元件和接收元

件何时正确对准。这种对准方法可以是自动的,或者可以使用听觉信号来指示何时实现了最佳对准。

[0023] 系统10还可以包括连接到系统10的各种感测元件的电子控制单元50。控制单元50驱动系统10的发射元件并从接收元件接收输出电压信号。如图3所示,发射元件40T、42T和接收元件40R、42R可以各自连接到控制单元50。控制单元50可以向感测元件40T、42T发送驱动信号,并且可以从感测元件40R、42R接收输出信号。控制单元50可以包括用于使来自感测元件40R、42R的模拟电压信号数字化的模数转换器52,用于基于数字化信号信息执行计算的一个或多个微处理器54,以及用于存储与管道20的相应管腔相关联的编程指令、校准参数和感测测量数据的一个或多个存储模块56。控制单元50可以连接到用户接口60,用户接口60可以是相关联医疗设备的一部分或专用独立用户接口。

[0024] 由控制单元50执行的特定感测例程和算法有很大不同。如上所述,本领域技术人员已经知道用于检测流过单管腔管道的流体中成分的存在和大小以及用于测量流体流速的例程和算法。这些例程和算法可调适用于由系统10监测的相应被感测的管腔。

[0025] 感测元件40T、40R相对于被感测的管腔22A的定向布置以及感测元件42T、42R相对于被感测的管腔22B的定向布置在图3中示出为垂直于管道20的纵向轴线26以检测诸如气泡等流体成分。感测元件的类似定向布置在图4至图6中示出,图4至图6示出了下面描述的其他实施例。应当理解,在本说明书的所有实施例中,如图2所示,对于多管腔管道20中的任何或所有管腔,感测元件的定向布置可以改变,使得感测元件沿着相对于管道轴线26成锐角定向的通信轴线而彼此面对,以测量流速。

[0026] 现在将参照图4至图6描述本发明的其它实施例。从附图和描述中省略了控制单元50和用户接口60,以避免重复。

[0027] 现在转到图4,示出了系统10的替代实施例,其中多管腔管道20具有三个被感测的管腔22A、22B、22C,这些管腔围绕管道轴线26成角度地间隔开。次级通道24可以具有基本三角形的横截面形状,并且多个发射元件40T、42T、44T可以抵靠次级通道24的对应平坦表面布置,使得每个发射元件径向向外朝向相应管腔22A、22B、22C。如在前面的实施例中,声阻尼构件46可以定位在次级通道24内,以在感测元件之间提供声隔离。多管腔管道20被容座30的通路32接纳。通路32可以限定三角形内壁,并且多个接收元件40R、42R、44R可以位于容座30的凹槽34中,以面对在相应管腔22A、22B、22C对面的它们相关联的发射元件40T、42T、44T。

[0028] 现在参考图5。图5所示的实施例不同于图3和4的先前实施例,因为图5的实施例避免了次级通道24内的内部安装的感测元件。容座30可具有与可移除盖30B配合的U形基座30A。容座30的通路32接纳多管腔管道20,该多管腔管道20大体上如图3所示构造,具有两个管腔22A、22B和位于管腔之间的次级通道24。然而,次级通道24不包含任何感测元件,并且可以填充空气或其他介质以声隔离两个管腔22A、22B。容座30可以包括凹槽34,用于跨过管腔22A安装第一对感测元件40T、40R,跨过管腔22B安装第二对感测元件。感测元件40T、40R之间的通信轴线基本上平行于感测元件42T、42R之间的通信轴线,然而,两个感测元件对之间的传播方向相反。本领域技术人员将认识到,可以添加另外的平行感测元件对来感测另外的管腔。

[0029] 在图3至图5所示的实施例中,对于任何或所有管腔,发射和接收感测元件的位置

可以交换,即,每个接收元件40R、42R、44R的位置可以与对应的发射元件40T、42T、44T的位置交换。因此,接收元件40R、42R、44R中的任何一个或全部可以位于次级通道24内,并且对应的发射元件40T、42T、44T可以位于容座30内。

[0030] 图6示出了本发明的另一个实施例,该实施例在类似于声纳的脉冲回波模式下操作,由此单个感测元件既充当发射元件又充当接收元件。为了说明的目的,图6示出了类似于图4所示的三角形容座30和三管腔管道20,然而其他容座和管道构造当然也是可能的。次级通道24可以填充有空气或声阻抗与管道20材料和流过管腔22A、22B、22C的流体的声阻抗实质上不同的另一种介质,以促进声反射。

[0031] 从图6可以理解,当使用脉冲回波技术时,只需要单侧进入每个管腔22A、22B、22C。由每个感测元件40、42、44产生的声脉冲通过对应的管腔22A、22B、22C发射,并且在到达次级通道24的界面时,被往回反射朝向该脉冲所源自的感测元件40、42、44。

[0032] 脉冲回波构造的优点在于对于其中流体流动的每个管腔需要单个感测元件,与先前构造中使用的发射和接收元件对不同。此外,所有感测元件可以从管道20的外部安装在容座30中。

[0033] 如将理解的,本发明可调适并拓展以在具有多于三个流体流动管腔的多管腔管道中提供管腔特异性感测。例如,尽管图4和图6中所示的三角形实施例示出了对三个管腔的感测,但是其他多边形形状也可以用作感测更多数量管腔的基础(例如,六边形形状可以用于感测六个管腔)。

[0034] 关于所有实施例,可以将不同的频率分配给每个管腔,使得使用特定管腔特有的频率来感测每个管腔。

[0035] 虽然已经结合示例性实施例描述了本发明,但是详细描述并不旨在将本发明的范围限制于所阐述的特定形式。本发明旨在覆盖可能包括在本发明范围内的所描述实施例的替代、修改和等同物。

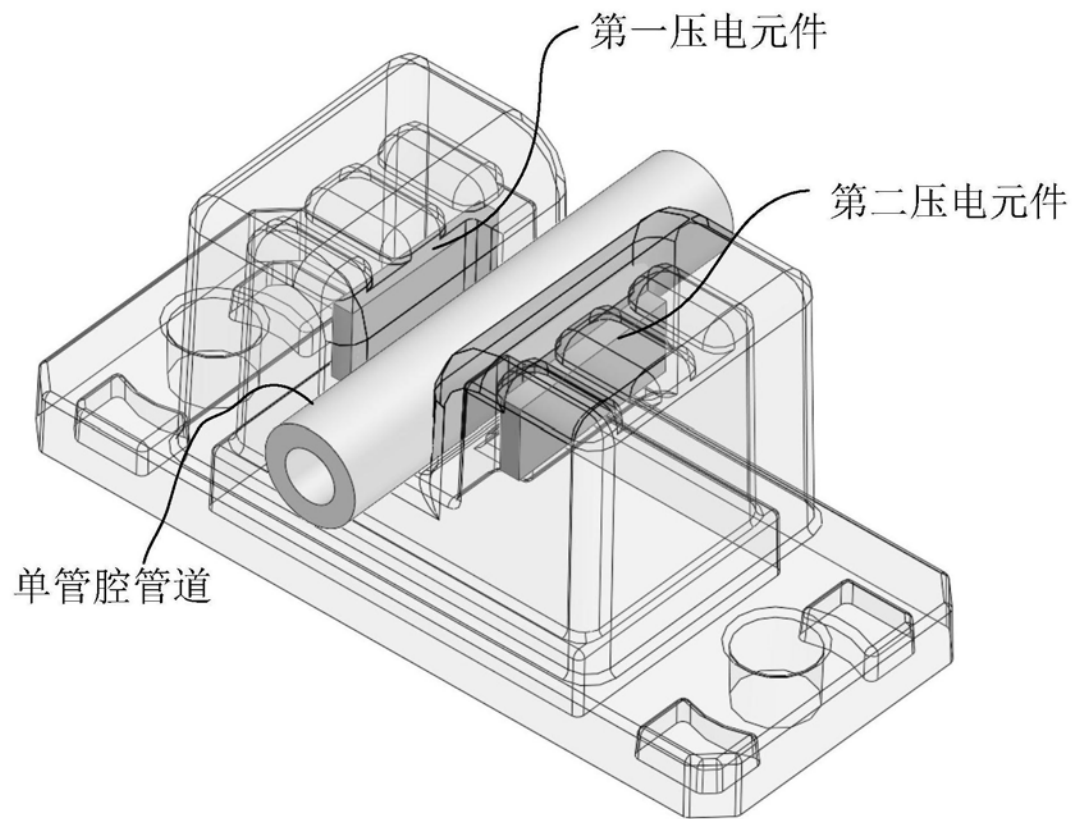


图1
现有技术

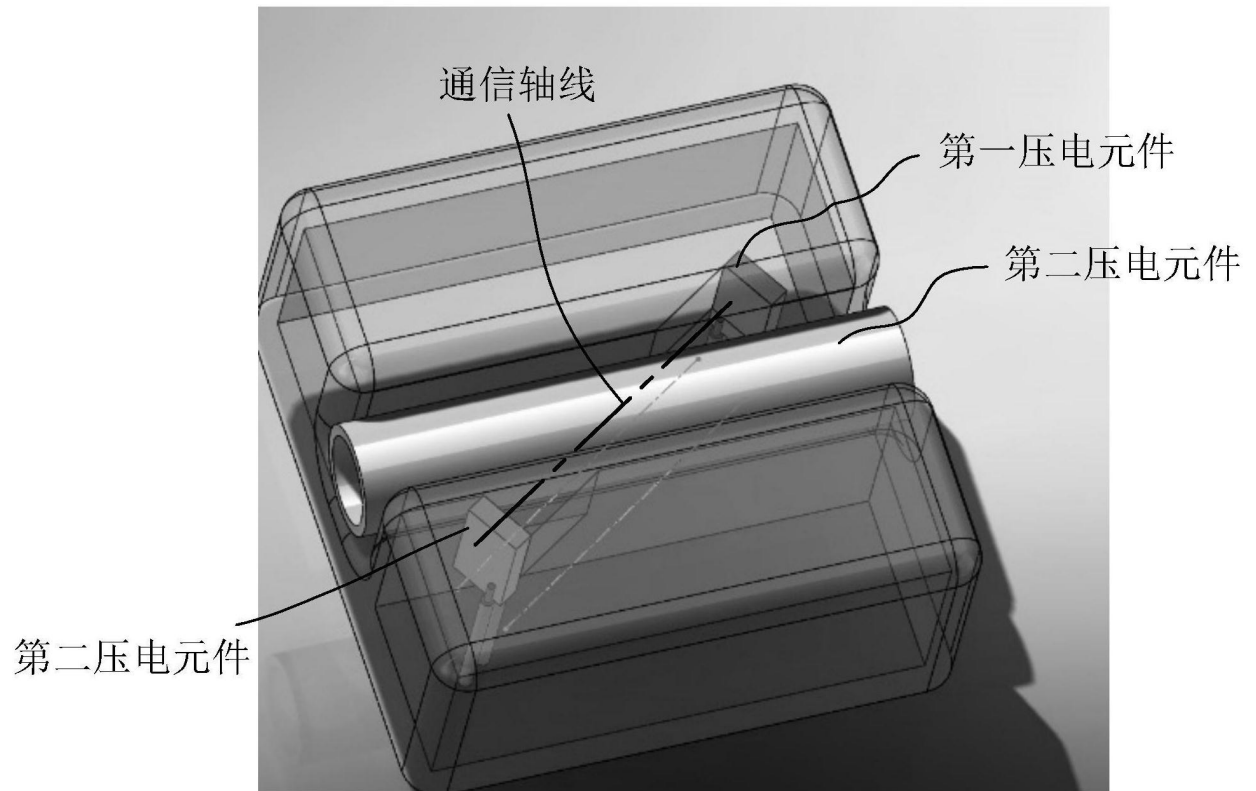


图2
现有技术

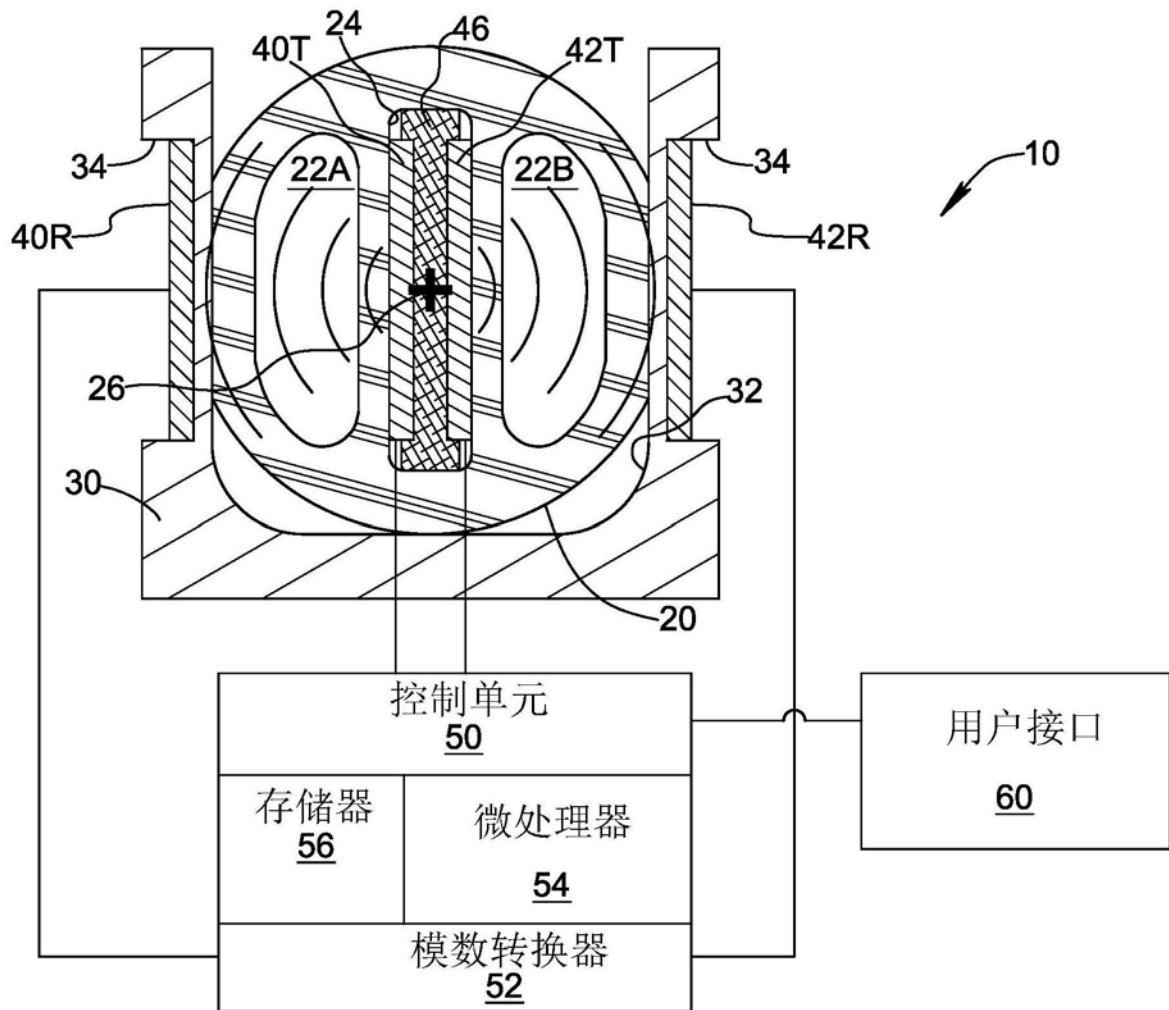


图3

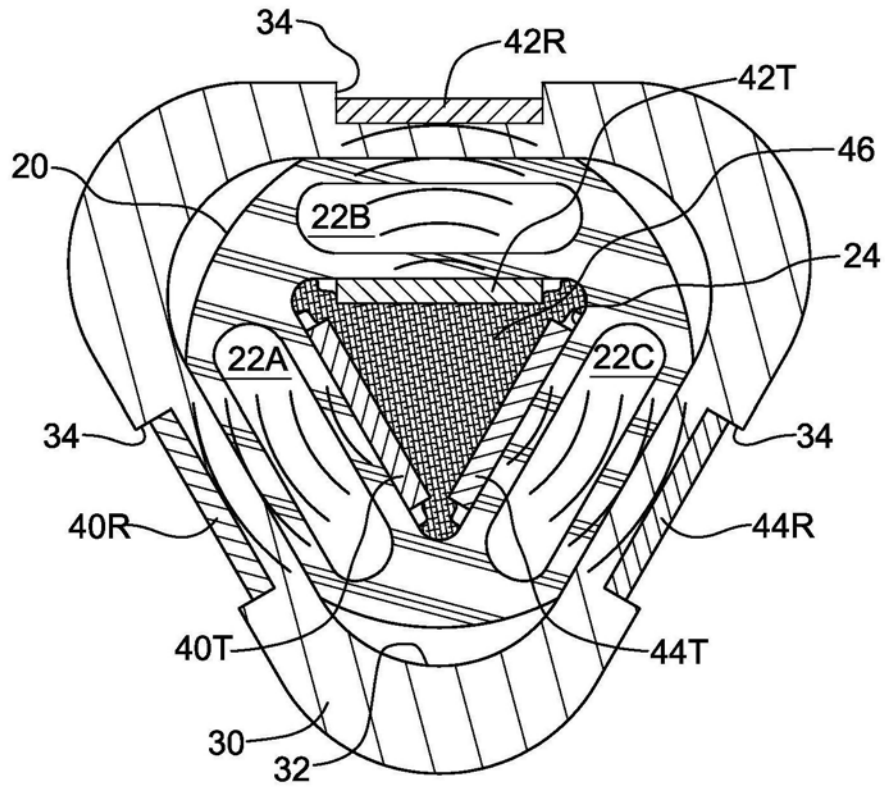


图4

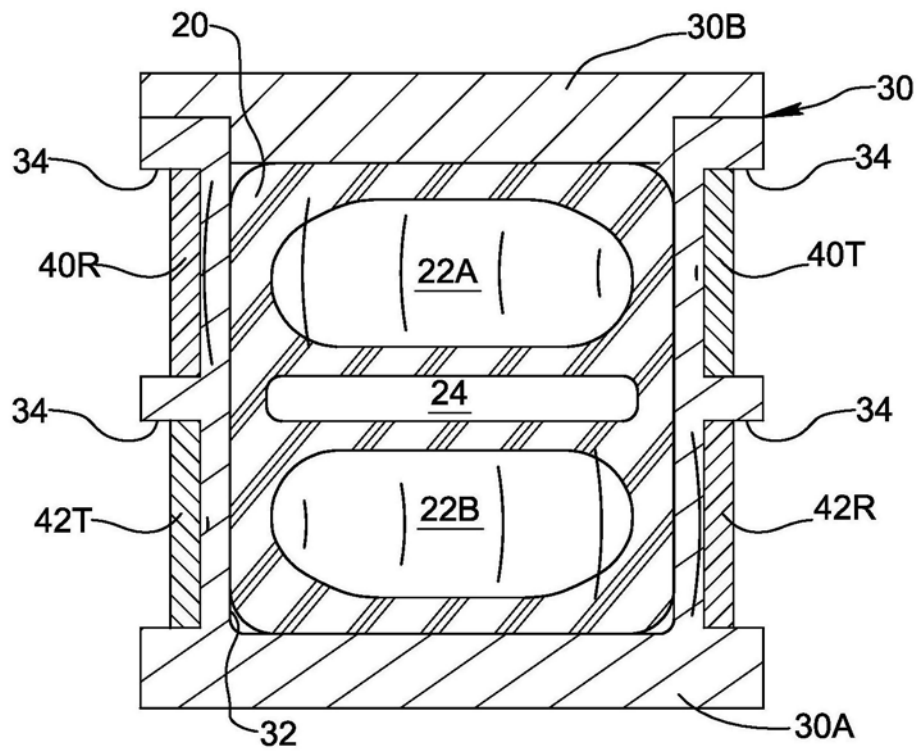


图5

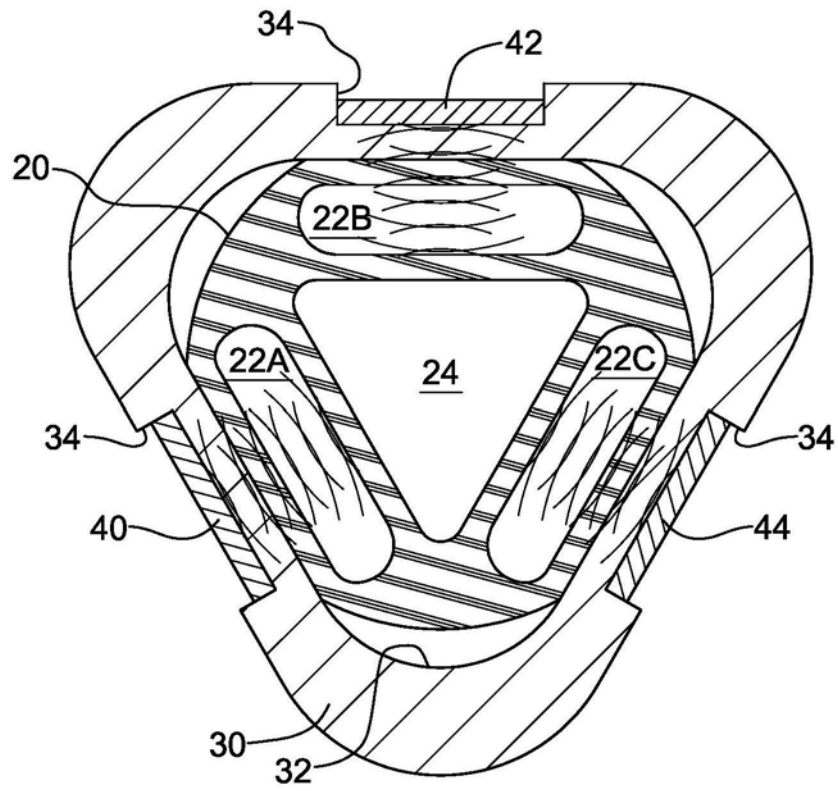


图6