



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106063098 B

(45)授权公告日 2019.02.12

(21)申请号 201580010883.7

(22)申请日 2015.03.04

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106063098 A

(43)申请公布日 2016.10.26

(30)优先权数据
102014204736.6 2014.03.14 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.26

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2015/054539 2015.03.04

(87)PCT国际申请的公布数据
W02015/135814 DE 2015.09.17

(73)专利权人 奥林匹斯冬季和IBE有限公司
地址 德国汉堡

(72)发明人 W·马丁

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 吕俊刚

(51)Int.Cl.
H02K 33/00(2006.01)

审查员 黄倩

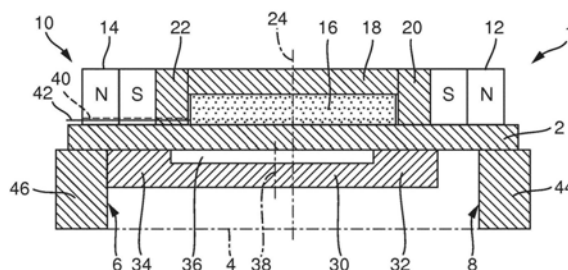
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

双稳态电磁致动器和外科手术器械

(57)摘要

双稳态电磁致动器和外科手术器械。本发明涉及一种双稳态电磁致动器(1),具体地用于外科手术器械,所述双稳态电磁致动器包括:布置在管(2)的外侧的定子(10)以及安装在所述管(2)中以便可沿纵轴移动的转子(30),该转子至少部分包括顺磁材料和/或铁磁材料,并且可以通过施加电磁场而在第一位置(6)与第二位置(8)之间可逆地移动,其中,所述定子(10)包括两个(具体地在轴向上反向地极化的)环形永磁体(12、14)、用于产生电磁场的线圈(16)以及具有两个定子极靴(20、22)的背衬铁元件(18)。本发明还涉及一种外科手术器械。根据本发明的致动器(1)其特征在于,所述环形永磁体(12、14)包括被嵌入到塑料基质中的硬磁粒子。



1. 一种双稳态电磁致动器(1),所述双稳态电磁致动器包括:布置在管(2)的外侧的定子(10)以及安装在所述管(2)中以便能沿纵轴移动的转子(30),所述转子至少部分地包括顺磁材料和/或铁磁材料,并且能够通过施加电磁场而在第一位置(6)与第二位置(8)之间可逆地移动,其中,所述定子(10)包括:两个环形永磁体(12、14)、用于产生所述电磁场的线圈(16)以及具有两个定子极靴(20、22)的背衬铁元件(18),其特征在于,各自具有圆柱形壁的所述环形永磁体(12、14)包括被嵌入到塑料基质中的硬磁粒子,其中,所述圆柱形壁限定用于将所述管保持在其中的内部,所述两个环形永磁体中的每一个具有形成在所述圆柱形壁中的一个开口或通道,所述开口或通道沿纵轴方向贯穿所述圆柱形壁,以在所述两个环形永磁体中的一个环形永磁体中的所述开口或通道中容纳所述线圈的至少一条线圈导线。

2. 根据权利要求1所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,所述环形永磁体被在轴向上反向地极化。

3. 根据权利要求1所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,以注塑成型方法生产所述环形永磁体(12、14)。

4. 根据权利要求1所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,在至少一个定子极靴(20、22)中设置用于所述线圈(16)的至少一条线圈导线(42、43)的、沿纵轴方向贯穿所述定子极靴(20、22)的开口(41)或通道(40)。

5. 根据权利要求1所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,所述环形永磁体(12、14)的外径小于或等于5mm。

6. 根据权利要求1所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,所述两个环形永磁体(12、14)各自布置在所述线圈(16)的一侧上。

7. 根据权利要求1所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,具有所述定子极靴(20、22)的所述背衬铁元件(18)包围所述线圈(16),并且所述定子极靴(20、22)在所述线圈(16)与所述环形永磁体(12、14)之间被布置在所述线圈(16)的两侧上,其中,所述转子(30)具有两个转子极靴(32、34),其中,所述定子极靴(20、22)的一个轴向宽度小于所述转子极靴(32、34)的一个轴向宽度。

8. 根据权利要求7所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,所述定子极靴(20、22)的所述轴向宽度小于所述致动器(1)在所述第一位置(6)和所述第二位置(8)之间的轴向冲程。

9. 根据权利要求7所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,具有所述转子极靴(32、34)的所述转子(30)的沿所述纵轴方向的总长度大于所述定子极靴(20、22)之间沿所述纵轴方向的外侧距离。

10. 根据权利要求1所述的双稳态电磁致动器(1),其特征在于,所述转子(30)在所述第一位置(6)和/或所述第二位置(8)毗邻止动件(44、46)。

11. 一种外科手术器械,所述外科手术器械具有根据权利要求1至10中任一项所述的双稳态电磁致动器(1)。

12. 根据权利要求11所述的外科手术器械,其特征在于,所述外科手术器械是内窥镜。

双稳态电磁致动器和外科手术器械

技术领域

[0001] 本发明涉及一种双稳态电磁致动器,具体地用于外科手术器械,所述双稳态电磁致动器包括:布置在管的外侧的定子以及安装在管中以便可沿纵轴移动的转子,该转子至少部分包括顺磁材料和/或铁磁材料,并且可以通过施加电磁场在第一位置与第二位置之间可逆地移动,其中,所述定子包括两个(具体地在轴向上反向地极化的)环形永磁体、用于产生电磁场的线圈和具有两个定子极靴的背衬铁元件;以及涉及外科手术器械。

背景技术

[0002] 双稳态电磁致动器具有保持在永磁场中的两个极端位置中的一个极端位置中的转子,并且可以通过切换电磁场从一个稳定位置移出而进入另一稳定位置。例如,这可以致动开关。在外科手术器械(具体地,内窥镜)的情况下,这些紧凑型致动器可以例如被用于改变焦点或扩大光学系统,或者用于改变观察的方向。这通过以下方式来实现,通过致动器移动光学部件,其中,该光学部件位于所述致动器的转子中或转子上。

[0003] 从DE 10 2008 042 701 A1已知用于诸如内窥镜的光学系统的线性电机。该电机具有带有两个永磁体的定子,所述两个永磁体在同一方向上被极化,并且利用背衬铁元件磁连接至彼此。线圈被布置在磁体之间。在靠近各个磁体的侧上,极靴被磁连接至背衬铁元件。电机转子包括由软磁材料构成的磁轭,该磁轭与定子的永磁体磁接合。通过向线圈提供电流,可以将转子从静止位置沿纵向移动。

[0004] 根据DE 10 2008 042 701 A1的转子由管状的软磁元件构成使得由于管状转子相对于管产生的摩擦力而导致必须消耗强力来将转子从一个位置移动到另一个位置。此外,根据DE 10 2008 042 701 A1的线性电机是相当大的。

[0005] 传统致动器使用也可以被设计成永磁体环的永磁体(例如,由诸如NdFeB或SmCo的磁材料组成)。这些磁性材料是易碎的,并且因此对机械负荷非常敏感。对于内窥镜,附加地期望使用微小的磁体和小的外径。这使得环形永磁体的生产非常昂贵。另外,环形永磁体在安装时非常容易损坏,并且即使在安装状态下也必须被特别保护以防止损坏。

[0006] 此外,使用彼此仅具有小尺寸偏差的两个环形永磁体是很重要的,因为否则可能在致动器中出现对称的过度偏差,这例如可能引起致动器的故障或运作不良。例如,在双稳态位置中的一个位置,在一侧上可能产生比在另一双稳态位置更小的保持力,这可能不是所期望的。这可以通过将传统环形永磁体分类成对来避免,所述永磁体对例如通过烧结来制造并且然后研磨成一定尺寸,以便例如如果可能的话在内窥镜中安装具有相同尺寸和相同磁性能的磁体。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种紧凑型双稳态电磁致动器以及具有相应双稳态电磁致动器的外科手术器械,所述双稳态电磁致动器被经济地生产并且使得能够在两个双稳态位置实现对称的力。

[0008] 该目的利用双稳态电磁致动器(具体地用于外科手术器械)来实现,所述双稳态电磁致动器包括布置在管的外侧的定子以及安装在管中以便可沿纵轴移动的转子,该转子至少部分包括顺磁材料和/或铁磁材料,并且可以通过施加电磁场在第一位置与第二位置之间可逆地移动,其中,所述定子包括两个(具体地在轴向上反向地极化的)环形永磁体、用于产生电磁场的线圈以及具有两个定子极靴的背衬铁元件,所述环形永磁体包括被内嵌在塑料基质中的磁粒子。

[0009] 通过包括内嵌在塑料基质中的硬磁粒子的环形永磁体的根据本发明的使用,使得能够实现环形永磁体的非常精确的生产。优选地,环形永磁体由内嵌在塑料基质中的磁粒子构成。

[0010] 具体地,例如借助于注塑成型工艺批量生产的环形永磁体被生产成仅具有非常轻微的结构偏差,因为使用相同的工艺参数来生产它们。因此,在许多已制造好的环形永磁体中可生产出几乎相同的环形永磁体。此外,由高分子材料和磁粒子的化合物制造的这种环形永磁体拥有更好的机械性能。也就是说,这些磁体比由固体材料构成的相应的磁体更不易碎。

[0011] 此外,磁体也可以通过相应的注塑成型技术而非常有效且经济地大量制造。硬磁粒子例如由NdFeB或SmCo构成。此外,塑料基质例如由聚合物构成。塑料基质例如可以具有聚苯硫醚(PPS)或分别由其构成。这是耐高温热塑性塑料。作为替代方案,可以使用诸如聚酰胺12的聚酰胺。

[0012] 优选地,以注塑成型方法制造环形永磁体。环形永磁体例如可以被注塑成型成任何几何形状,并且随后也被磁化。

[0013] 如果在至少一个环形永磁体中提供用于线圈的至少一条线圈导线的沿纵轴方向贯穿该环形永磁体的开口或通道,则是特别可取的。由于避免了围绕环形永磁体来输送至少一条线圈导线(即,或者从线圈导线的外侧到线圈或者从线圈导线的内侧到线圈),所以这使得双稳态电磁致动器能够被生产成具有非常小的直径。

[0014] 具体地,利用双稳态电磁致动器的该实施方式,通过使用两个环形永磁体再次能够提供环形永磁体的非常对称的设计,所述两个环形永磁体各自都具有用于线圈的至少一条线圈导线的沿纵轴方向贯穿环形永磁体的开口或通道。那么也就是说,磁体的弱化是对称的。然而,在这种情况下,仅磁体中的一个开口或通道必须用来容纳线圈的线圈导线。在其它环形永磁体中无需为线圈的线圈导线提供开口或通道。

[0015] 如果在至少一个定子极靴中提供用于线圈的至少一条线圈导线的沿纵轴方向贯穿该定子极靴的开口或通道,则也是可取的。从而,线圈的线圈导线也可以被引导通过定子极靴以及通过环形永磁体。优选地,两个定子极靴都具有沿纵轴方向穿过定子极靴的开口或通道。

[0016] 在其中两个环形永磁体和/或两个定子极靴都具有用于线圈的至少一条线圈导线的开口或通道的实施方式中,当开口或通道沿纵轴方向与其它环形永磁体的开口或通道和/或与其它定子极靴齐平时是特别可取的。

[0017] 优选地,环形永磁体的外径小于或等于5mm。特别优选地,所述外径小于3mm,并且尤其优选地小于2.5mm。环形永磁体的壁厚度(即,沿径向和/或轴向)优选地小于0.6mm,特别优选地小于0.4mm,并且更特别优选地小于0.3mm。优选地,环形永磁体各自被布置在线圈

的一侧上。

[0018] 还优选的是,具有定子极靴的背衬铁元件包括线圈,并且定子极靴在线圈与环形永磁体之间被布置在线圈的两侧上,其中,转子具有两个转子极靴,其中,定子极靴的一个轴向宽度小于转子极靴的一个轴向宽度。

[0019] 线圈中的线圈电流和功耗由此可以通过增加线圈的效率而被最小化。这通过致动器元件的几何形状来实现。由以下事实获得优选的几何形状:如在DE 10 2008 042 701 A1中所描述的,具有定子极靴的背衬铁元件不再围绕线圈和环形磁体二者,而是仅围绕线圈,并且环形磁体被布置在定子极靴的外侧。优选地,由于在磁环上不需要背衬铁元件的径向布置的软铁,因此轴向磁化的磁环被用于该目的。出于这个原因,定子可以在较小的径向安装空间中实现。由于定子极靴被布置在永磁体与线圈之间,因此由于极靴直接连接至背衬铁而获得较高的线圈效率。由此,可以减小定子的轴向长度并且从而也减小转子的轴向长度。

[0020] 由于转子本身具有转子极靴,因此其具有中心的、径向的逐渐变细形状(tapering),并且因此在转子的端部中的每个上都形成有极靴。因此,转子仅在极靴的位置处与管接触并且不再是整个表面。因此,减小了转子与其中布置转子的管之间的摩擦力。由于仅需克服较小的摩擦阻力,因此这增加了切换效率。另外,例如线性误差或弯曲的负面影响由于被减小为两个小接触表面或相应地接触线的更小的配合而被减小。

[0021] 总的来说,这产生了线圈或相应地致动器的良好的效率以及保持力与切换力之间的效率平衡。

[0022] 如果定子极靴的轴向宽度小于第一位置与第二位置之间的致动器的轴向冲程,则可以实现保持力与切换力之间的较大差异。

[0023] 有利地,具有转子极靴的转子的沿轴向的总长度大于定子极靴之间沿轴向的外侧距离。还优选的是,转子极靴的轴向中间平面之间的距离大于定子极靴的轴向中间平面之间的距离。由于这些有利特征,可以很容易地调节保持力与切换力之间的平衡,并且可以增大切换力。

[0024] 当定子极靴优选地彼此之间具有相同的轴向宽度时,和/或转子极靴彼此之间具有相同的轴向宽度时,和/或定子和/或转子横跨对称平面对称地形成时,沿轴向方向实现对称的致动器结构,使得在两端位置或分别在第一位置和第二位置,相同的保持力占主导地位并且相同的切换力被用于改变致动器中转子的位置。另外,仅所引用的几何尺寸中的一些可以被设计成对称的。当在操作期间致动器(例如,从一侧)经受恒定负荷时,可以是有利的是,沿轴向破坏致动器的整体对称并且在一个位置实现相比另一个位置更大的保持力和/或切换力。

[0025] 优选地,转子在第一位置和/或第二位置抵靠止动件。该止动件优选地被布置成使得在该位置处通过永磁体施加于转子上的力朝向所述转子所抵靠的止动件按压或拖拽该转子。

[0026] 在端位置(具体地,第一位置或第二位置)处的一个有利改进中,布置在端位置处的转子极靴至少部分地沿轴向覆盖与该转子极靴相对的定子极靴,其中,布置在端位置处的转子极靴的中间平面被布置成朝向该端位置沿轴向超过与所述转子极靴相对的定子极靴的中间平面。这涉及被布置成沿轴向更靠近当前端位置的转子极靴或相应地定子极靴。

在内窥镜上的情况下,这些极靴在远端位置处将是定子和转子的远端极靴。这些极靴彼此相对。在近端位置处,这些极靴是定子和转子的近端极靴。这些极靴彼此相对。

[0027] 在端位置处还有利的是,未被布置在端位置处的转子极靴至少部分地沿轴向覆盖与该转子极靴相对的定子极靴,其中,未被布置在端位置处的转子极靴的中间平面被布置成朝向该端位置沿轴向超过与所述转子极靴相对的定子极靴的中间平面。在内窥镜的示例中,这些例如在转子的远端位置的极靴是转子和定子的近端极靴,并且反之亦然。

[0028] 这两种情况单独地或一起意味着当由于磁通量的良好的传导而在各个端位置将电流供应给线圈时几乎不费力就能实现非常稳定且强壮的保持力。另外,用于转子上的切换力显著地增加。

[0029] 最终,利用具有根据本发明的上述双稳态电磁致动器的外科手术器械(具体地,内窥镜)来实现本发明。由于致动器可以被构建成非常小,因此其也可以在具有窄内窥镜轴的内窥镜中实现。

附图说明

[0030] 通过对根据本发明的实施方式的描述连同权利要求和所附附图一起,本发明的进一步的特征将变得明显。根据本发明的实施方式可以满足单独的特征或多个特征的组合。

[0031] 下面参照附图使用示例性实施方式来描述本发明,而不限制本发明的一般概念,其中,对于未在文中详细解释的根据本发明的所有细节,我们明确地参考附图。在附图中:

[0032] 图1示出了根据本发明的致动器的示意性横截面图,

[0033] 图2示出了环形永磁体的示意性截面图,

[0034] 图3示出了另一环形永磁体的示意性图,以及

[0035] 图4示出了环形永磁体的又一示意性截面图。

[0036] 在附图中,相同或相似类型的元件和/或部件被提供有相同的附图标记,使得省去重新介绍。

具体实施方式

[0037] 图1示出了根据本发明的双稳态电磁致动器1的横横截面。致动器1关于中心轴4基本上旋转对称,并且仅描绘了该致动器1的一半。致动器1的整个截面由横跨中心轴4的镜像获得。

[0038] 在下文中,将如此描述致动器1,犹如其在一外科手术器械内,即在具有远端和近端的内窥镜内。图1至图3中的远端方向是向右,并且近端方向是向左。

[0039] 径向布置在管2的外侧的是定子10,该定子10具有两个环形磁体12、14,所述两个环形磁体12、14沿相反的方向被轴向磁化使得在图1中所述磁体的南极彼此相对。当集成于内窥镜中时,环形磁体12是远端环形磁体,并且环形磁体14是近端环形磁体。

[0040] 圆柱形线圈16被对称布置在环形磁体12与环形磁体14之间,其中,由软磁材料构成的同样是圆柱形的背衬铁元件18也被径向布置到线圈16的外侧,并且与环形磁体12、14邻接且与其外侧径向齐平。背衬铁元件18远端终止在远端定子极靴20并且近端终止在近端定子极靴22。背衬铁元件18和定子极靴20、22可以被形成为均为软磁体的单个部件或不同的部件。远端极靴20和近端极靴22被布置在线圈16与远端环形磁体12和近端环形磁体14之

间。总的来说,这产生了齐平的径向外侧终止面。根据图1的定子10横跨对称平面24沿轴向对称。

[0041] 在管2的径向内侧,根据图1的致动器1具有优选地完全由软磁材料构成的转子30。该转子30在中间逐渐变细(taper)并且终止在远端转子极靴32和近端转子极靴34处,其中,远端转子极靴32基本上位于与远端定子极靴20相对的位置,并且近端转子极靴34基本上位于与近端定子极靴22相对的位置。转子30在中间逐渐变细使得留出向管2敞开的间隙36。由于转子30仅利用极靴32、34的内表面与管2接触,因此一方面减小了摩擦力,并且另一方面确保了转子30在管2中的非倾斜布置。转子30横跨对称平面38沿轴向对称。

[0042] 转子30的远端移动和近端移动受限于远端止动件44和近端止动件46。与被布置成在管2内可轴向移动的转子30相反,止动件44、46被沿轴向固定。

[0043] 图1示出了其中转子30通过永磁体12、14被保持在第一位置6的情况,其中,所述转子30与远端止动件44毗邻。第二位置将是转子30与近端止动件46毗邻的位置。

[0044] 如果期望转子30的位置从第一位置6改变到第二位置8,则电流被提供给线圈16,并且由该线圈16电磁地产生的磁场穿过背衬铁元件18和定子极靴20、22,而且通过管2进入转子30的极靴32、34以及至环形永磁体12、14的永磁场。在这种情况下,由线圈16产生的该磁场被定向使得其支持由环形磁体14产生的磁场并且与由环形磁体12产生的磁场抵消。由于图1至图3中所描绘的近端转子极靴34的几何形状完全覆盖近端定子极靴22,因此在这种情况下实现了非常有效的磁通量,并且在转子30上施加了强切换力。同时,减小了由远端环形磁体12施加的保持力。在切换之后(即,在转子30到达第二位置8之后),至线圈16的电流供应被中断,并且其接受环形磁体14的永磁场的保持力。

[0045] 根据本发明的双稳态电磁致动器具有环形磁体12和14,所述环形磁体12和14包括被嵌入在塑料基质中的硬磁粒子。这使得环形永磁体的生产能够非常容易、经济并且基本相同。在根据图1的实施方式中,在近端环形永磁体或相应地近端环形磁体14中示意性地指示出开口或相应地通道40,线圈导线42通过所述开口或通道被引导至线圈16。相应地,出于对称的原因,远端环形磁体12也可以具有相应的开口或通道40(然而,未示出)。该开口或相应地通道40可以被布置在环形磁体12或14中的某一位置处,使得横跨轴4的对称相对于开口或相应地通道40被破坏。另外,根据图1的示例性实施方式中的近端定子极靴22也具有通过其来引导线圈导线42的相应的通道40。这可以保持双稳态电磁致动器的直径非常小,并且此外,线圈导线42被保护引导至线圈。

[0046] 图2示意性地描绘了近端环形磁体14的截面图。示出了开口41,其使得在一个区域中完全不存在环形磁体材料。线圈导线42和43然后可以被引导通过该区域。

[0047] 图3示出了环形磁体14的另一示意性截面图。在这种情况下,开口41被配置成小得多。尽管是从外侧,但围绕所述开口仍然设置有磁性材料。

[0048] 图4示出了环形磁体14的另一示意性截面图,在该环形磁体14中设置有通道40。可以在注塑成型时设置该通道,或者其后进行钻孔。优选地,环形磁体12和14二者都设置有相同的开口41或相应地相同的通道40。相应的通道或相应的开口41也被设置在定子极靴20、22中的一个或二者中。

[0049] 在以注塑成型方法生产包括嵌入塑料基质的硬磁粒子的环形磁体时,在一批中,期望各个环形磁体的尺寸仅存在极小的偏差。这样的偏差可能仅是由于注塑成型之后材料

的收缩而引起,其中,一批的收缩基本上相同。另外,由于还存在磁粒子并且原则上仅塑料基质在硬化期间收缩,因此由塑料基质和硬磁粒子构成的混合物的收缩减小。生产出相应的由塑料基质和硬磁粒子组成的环形永磁体,其例如具有2.26mm的外径、1.7mm的内径以及0.35mm的宽度。发现磁体之间的最大的偏差为5 μ m。利用由诸如NdFeB或SmCo的硬磁材料专门生产的磁体,相应的大型环形磁体给出的偏差近似为20 μ m。

[0050] 所有提及的特征(包括单独取自附图的那些特性以及与其它特性结合地公开的单个特性)都单独地以及相结合地被视为发明所必需的。根据本发明的实施方式可以通过单独的特征或多个特征的组合来实现。

[0051] 附图标记列表

[0052] 1 致动器

[0053] 2 管

[0054] 4 中心轴

[0055] 6 第一位置

[0056] 8 第二位置

[0057] 10 定子

[0058] 12 远端环形磁体

[0059] 14 近端环形磁体

[0060] 16 线圈

[0061] 18 背衬铁元件

[0062] 20 远端定子极靴

[0063] 22 近端定子极靴

[0064] 24 定子的对称平面

[0065] 30 转子

[0066] 32 远端转子极靴

[0067] 34 近端转子极靴

[0068] 36 间隙

[0069] 38 转子的对称平面

[0070] 40 通道

[0071] 41 开口

[0072] 42、43 线圈导线

[0073] 44 远端止动件

[0074] 46 近端止动件

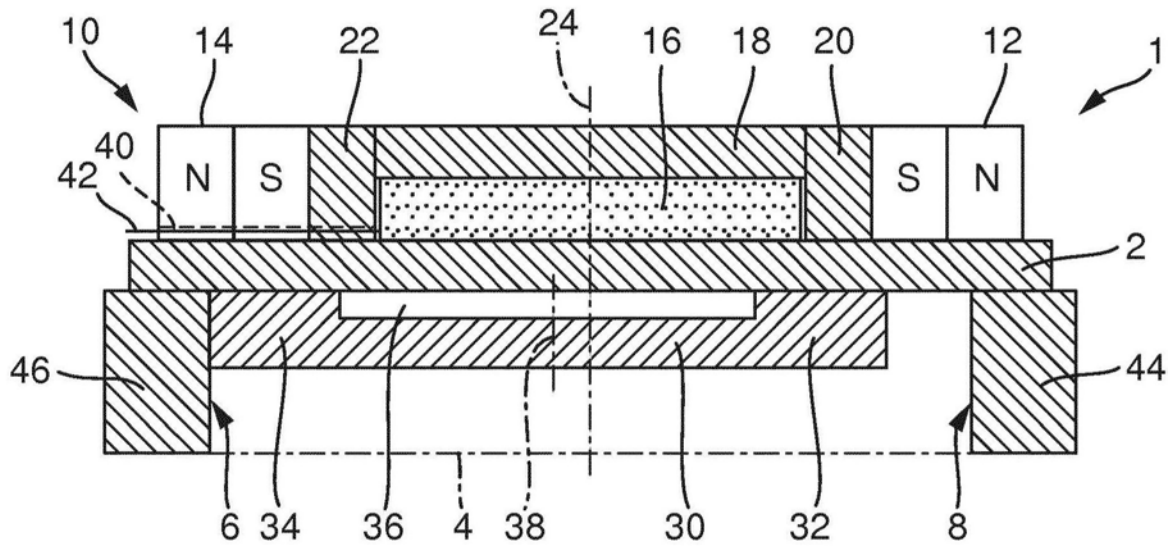


图1

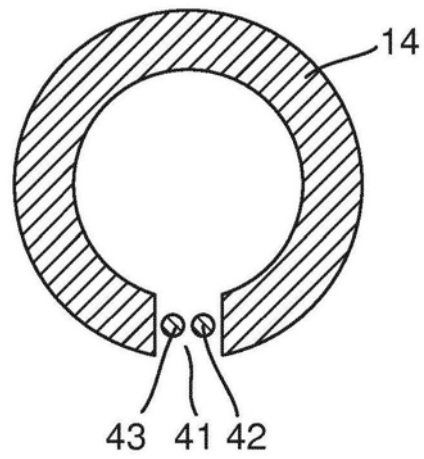


图2

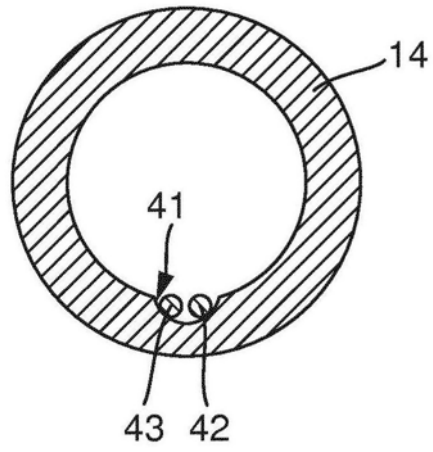


图3

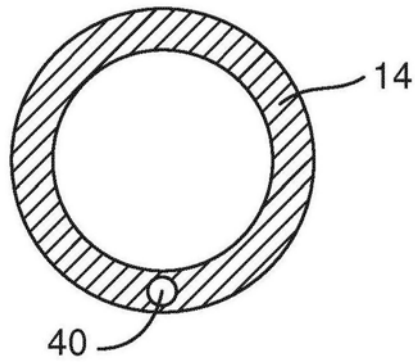


图4