(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102596281 B
(45)授权公告日 2015.05.13

(21)申请号 201080049896.2

(22)申请日 2010.11.04

(30)优先权数据
102009046406.9 2009.11.04 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2012.05.03

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2010/066777 2010.11.04

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2011/054890 DE 2011.05.12

(73)专利权人 弗雷森纽斯医疗护理德国有限责任公司
地址 德国洪堡

(72)发明人 M·布兰德 M·普林茨 F·普雷内尔

(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 党晓林 王小东

(51)Int.Cl.
A61M 1/10(2006.01)
F04B 43/12(2006.01)

(56)对比文件

US 2005/0010077 A1,2005.01.13,说明书第3段,第20段及图5.

US 2005/0010077 A1,2005.01.13,说明书第3段,第20段及图5.

CN 101534880 A,2009.09.16,说明书第4页第4段.

US 2008/0213113 A1,2008.09.04,说明书第31段,第61段及图1,图18.

WO 2009/044220 A1,2009.09.04,全文.

审查员 黄小玲

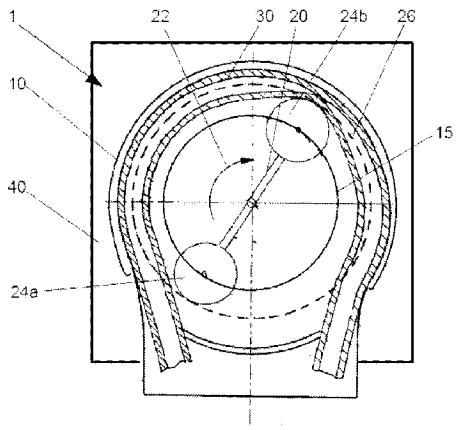
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

软管泵

(57)摘要

本发明涉及用于医学技术的软管泵,包括定子(40)和转子(20),其中定子(40)具有辊座(12),该辊座形成与容纳在其中的软管(30)的接触区,转子(20)配设有适于咬合容纳在辊座(12)和滚动件(24)之间的软管的多个滚动件。辊座(12)由此至少部分具有导电表面用于减少和/或避免软管(30)带静电。



CN 102596281 B

1. 一种用在医学技术中的软管泵 (1)，其包括定子 (40) 和转子 (20)，

其中，该定子 (40) 具有辊座 (12)，该辊座形成与所容纳的软管 (30) 接触的接触区，并且在该转子 (20) 上设有多个滚动件 (24)，这些滚动件适于闭塞容纳在该辊座 (12) 和该滚动件 (24) 之间的软管，

其特征在于，

该辊座 (12) 至少部分具有导电表面，用以减少和 / 或避免该软管 (30) 带静电，其中

该导电表面具有等电位，并且

该定子 (40) 是由非导电塑料注射成型的定子，并且该导电表面是嵌件成型的金属嵌件 (10) 的表面。

2. 根据权利要求 1 所述的软管泵，其特征在于，所述等电位呈接地形式。

3. 根据权利要求 2 所述的软管泵，其特征在于，在该等电位和该导电表面 (12) 之间设有电阻 (R)。

4. 根据权利要求 1 所述的软管泵，其特征在于，这些滚动件 (24) 具有导电表面，并且存在从所述滚动件的导电表面到所述辊座 (12) 的导电表面的导电接触。

5. 根据权利要求 1 所述的软管泵，其特征在于，整个所述辊座 (12) 具有连续的导电表面。

6. 根据权利要求 1 所述的软管泵，其特征在于，所述辊座 (12) 具有面向内部的圆筒形表面，并且这些滚动件 (24) 构成为辊子。

7. 根据权利要求 1 所述的软管泵 (1)，其特征在于，所述辊座的轮廓在一个或两个部位上具有开口 (18)，以便充当软管进出该软管泵的入口或出口。

8. 根据权利要求 1 所述的软管泵，其特征在于，该嵌件 (10) 呈圆柱形基本形状，该圆柱形基本形状包括凸缘 (14)。

9. 根据权利要求 1 所述的软管泵，其特征在于，所述导电表面由注射成型件的局部传导性涂层制成。

10. 根据权利要求 8 所述的软管泵，其特征在于，所述凸缘 (14) 是完整环形的并且是径向向内地取向的。

11. 根据权利要求 1 所述的软管泵，其特征在于，所述导电表面是嵌件成型的金属箔嵌件的表面。

12. 一种用于体外血液处理的医用器械，所述医用器械包括根据权利要求 1 所述的软管泵 (1)。

13. 根据权利要求 12 所述的医用器械，其中，该器械具有包括面向使用者的多个操作及功能前面板，所述操作及功能前面板是作为注射成型件来成型的，其中，具有辊座的该软管泵以一体件形式集成在所述操作及功能前面板中。

14. 根据权利要求 12 所述的医用器械，其中，该医用器械是用于透析和 / 或输液或输血的设备。

软管泵

技术领域

[0001] 本发明涉及软管泵。

背景技术

[0002] 软管泵在医学领域被用于输送体外流体或以精确量提供体外流体。软管泵的一种应用是在透析装置中，在透析装置中，透析液循环的透析液、透析流体和 / 或血液需要被泵送。在软管泵中，软管沿着圆柱形内直径布设并在局部通过多个径向向外施力的施压滚子被闭塞或堵塞，闭塞的位置通过被驱动的滚子沿软管的移动来移位，由此实现流体泵送。软管泵的优点在于比较好的可计量性。因为只有软管接触所输送的流体，所以软管泵可通过软管更换被快速且成本合算地清理。

[0003] 因为在这些滚子和软管之间的接触连同弯曲和摩擦，所以可能在软管上出现摩擦带电。塑料表面尤其倾向于这种带电。因此，定子的表面和转子即其被驱动的滚子的表面与软管的接触和摩擦产生并交换电荷，并且当这些滚子从软管中被取出时，这些电荷无法足够快速地被中和，而是作为静电荷留在相应的表面上。这些电荷的出现是因为该软管最初被这些滚子的压力压在作为定子的相应接触面的辊座和这些滚子上。当滚子继续滚动时，每个滚子抬离其管段，结果，可以出现软管、辊座和这些滚子的上述静电荷。另外，在软管离开泵的区域内，这些滚子完全抬离软管。当转子随后进一步转动并且每个滚子再次在软管进入泵的区域接触到软管时，集中在滚子上的静电荷可能转移到软管，由此造成相应的干扰脉动。这些电荷导致软管、尤其是其外表面带静电。根据摩擦带电来实现电荷隔离是因为不同的材料具有不同的电子亲和性，并且当这样的材料被分离开时，电子无法以足以均衡电荷的自由度移动。

[0004] 除了由滚子和软管之间的接触产生的电荷外，静电荷也能出现在软管和辊座之间。这是因为，当转子移动且每个滚子抬离相应的管段时，软管的弹性回复力造成它回复至其圆形基本形状，结果，软管不再以面方式接触其辊座，而只是以线方式接触。这是软管部分抬离管床，可由此出现静电荷。

[0005] 在医学领域中，采用了具有高阻抗测量输入的诊断装置如ECG装置，这些装置的测量结果可能因软管上的静电荷被干扰或失真。通过主管德国联邦行政机关 BFARM 的介绍，该本身已知的问题通过仪器（即泵和诊断装置）的共用的等电位 (Potentialausgleich) 来缓解，但无法被消除。尤其当滚子被压下到软管上时，这些静电荷如上所述以电干扰脉冲形式出现。干扰的环境空气可能使该问题变得严重。抗静电喷涂被认为是一种不足以消除这种电荷的做法。由特殊材料如含有金属的材料构成的软管因生物相容性的缘故而也不适用于减少电荷。

[0006] 虽然许多 ECG 装置可通过使用合适的过滤器滤除这些干扰、尤其是干扰脉冲，但这样的过滤器无法被用于特殊应用，例如心脏起博器信号的检查，因为要检测的心脏起博器信号非常接近干扰信号。就像在 US3,580,893 中那样，可将接地电线直接连接到软管上以防止带电。另外，由 WO2004/109206A1 公开了具有接地用电触点的软管连接器。或者，如

WO2009/044220A1 所述，接地器可连接至相应的软管。该现有技术的缺点是，它不是应对电荷的产生，而是应对电荷的传递和有害作用。对此，在 US5,127,907 中选择以下做法，处于相对运动中的零件由相似材料构成。在这些已知的解决方案中，需要附加装备和附加成本被证明是不利的。

发明内容

[0007] 本发明的目的是阻止或至少减轻来自软管泵的静电荷或电脉冲对电子设备的干扰影响。

[0008] 根据本发明，提供一种用于医学技术的软管泵，其包括定子和转子，其中，定子具有辊座，该辊座形成与所容纳的软管的接触区，在转子上配备有多个滚动件，它们适合闭塞容纳在辊座和滚动件之间的软管。辊座此时至少部分具有导电表面用于减少和 / 或阻止软管带静电。这些滚动件此时可以是滚子或球，并且辊座也可具有多个独立的导电表面区域。在滚动件滚过的区域内，软管因其内部回复力而趋向于变形回其初始圆柱形状，并且软管区域在此变形过程中抬离辊座，并且人们已经认识到，静电荷可能因为在这些独立区域内的电荷交换不足而生成在软管表面上。辊座的金属表面向电荷交换提供帮助，并且阻止或至少减轻了相应的静电荷生成。

[0009] 通过该实施方式，在软管泵和 / 或软管系统上不需要为防止静电荷而设置可被使用者看到的附加装置。不需要操作人员执行任何附加的改装步骤，并且操作人员具有对软管泵和可整合有该软管泵的医用器械的不变的外观感受。

[0010] 还可以在导电表面上设置尤其呈接地形式的等电位。该等电位可如此发生，即，位于软管泵附件并可能受到损坏的敏感电子器件（例如通过导电体）被设置在与软管泵、尤其是其辊座相同的电位上。等电位也可通过接地到供电网来产生，接地到供电网允许电荷被自由均衡，由此阻止或至少有效减轻软管表面带电。优选设置在等电位和导电表面之间的电阻限制了漏电电流，因此阻止干扰信号经过接地传导至连接在那里的其它器件。

[0011] 此外，滚动件也优选具有导电表面，该导电表面在圆柱形滚子的情况下是周面，并且存在从这些表面至辊座的导电表面的导电接触。由此一来，在位于每个滚动件和辊座之间的软管的两侧存在相同的电位，由此进一步减轻在软管上产生静电荷。

[0012] 在本发明的另一个实施例中，整个辊座具有连续的导电表面。原则上，辊座可以具有只是部分的导电表面，尤其仅在某些区段具有导电表面，但是这样的连续导电表面改善了电荷平衡。特别有利的是，由此阻止（或至少减少）静电荷的生成，该方式比随后消散或均衡可能已产生的电荷的方式有效得多。这也保证了在辊座上没有形成突出的和 / 或不平的区域，这样的区域会阻碍滚动件的滚动过程并由此不利于泵送作用，并且可能对软管耐用性产生有害影响。

[0013] 在结构方面，软管泵 (Schlauchpumpe) 可被设计为辊子软管泵 (Schlauchrollenpumpe)，即，辊座具有朝内的圆筒形表面，并且这些滚动件构成为辊子。辊子软管泵可以成本合算地制造，并且就精确计量输送而言具有良好性能。作为其替代方式，软管泵也可具有球形的压下件或滚动件，如以下将会在进一步的实施例中具体描述的那样。

[0014] 此外，辊座的圆筒形表面可以在一个或两个部位具有开口，作为软管进出软管泵

的入口或出口。这实现了不折弯的软管引导。

[0015] 在另一个实施例中，定子以注射成型件的形式制造，所述导电表面是嵌件成型的金属嵌件的表面，或是嵌件成型的金属箔的表面。金属件的嵌件成型实现了金属与塑料的良好机械结合。因为注射成型件的塑料由非导电塑料构成，所以可能在辊座上出现的电荷没有通过塑料转移至泵的其它区域和 / 或相应的医用器械。在此，定子的塑料材料是不导电的，因此电荷无法经定子传递。

[0016] 在另一个改进实施方式中，嵌件可呈包括凸缘的圆筒形基本形状，该凸缘最好是完整环形的并且径向朝内取向。这种形状大致相当于具有底部的罐子形状，该底部赋予圆筒形基本形状以抗变形刚性。此时，有利地在底部开设同心开口，转子的驱动轴可穿过该同心开口。或者，凸缘可以朝外取向，即，当嵌件被嵌件成型时，凸缘指向塑料方向并且保证良好的金属 - 塑料结合。

[0017] 在一个替代实施例中，辊座的所述导电表面也可通过先前制造的注射成型件的导电涂层来实现。该辊座应当具有精确的圆度，这种圆度也可以良好地用现代注射成型设备来获得。如此制造的注射成型件的涂层例如电镀涂层或粘合层保持了表面精度，尤其是其圆度。也可以将导电金属件如不锈钢板插入软管泵的相应模制的容槽中，这是一种简单且与嵌件成型方法相比成本更划算的制造方法，通过滚动件的压力，该金属件将会良好地紧贴该辊座的注射成型的圆筒形表面。

[0018] 另外，医用器械可包括相应的软管泵，在此，该器械具有朝向使用者的操作及功能前面板，该操作及功能前面板以注射成型件形式形成，并且在此，带有辊座的软管泵被一体集成在该操作及功能前面板中。由此实现了这种器械的整体式正面，进而实现了有吸引力的整体设计。

附图说明

[0019] 借助附图来详细描述本发明，附图所示为：

[0020] 图 1 是辊子软管泵的示意图，

[0021] 图 2 是相应的辊子软管泵的俯视图，

[0022] 图 3 示出嵌件的一种可行方式，以及

[0023] 图 4 示出嵌件的另一种可行方式。

具体实施方式

[0024] 图 1 示出辊子软管泵 (Schlauchrollenpumpe) 的示意图。在这里，软管 30 设置在嵌件 10 的圆筒形容槽中，并且由此在其周向约 270° 范围内与该嵌件内表面接触。该表面以下将被称为辊座 12。具有两个驱动臂的转子 20 与嵌件 10 同轴布置，呈圆柱滚子状的滚动件 24a、24b 可转动地安装在每个驱动臂上。该转子通过马达（未示出）在驱动方向 22 上被驱动。由此，上滚动件 24b 径向向外压在软管 30 上，使得软管在局部被闭塞。当驱动装置现在驱动该转子前进时，该闭塞点顺时针转动。下滚动件 24a 由此接触到软管，并以同样方式闭塞软管，于是在软管纵向上输送在两个闭塞点之间的流体量。该软管由此相对嵌件 10 及其辊座 12 处于固定位置，并且在滚动件 24a、24b 和软管之间发生滚动动作。该滚动件的外滚动半径 26 的大小由此被确定为大致比嵌件 10 的内半径小了软管 30 壁厚的两

倍，以便充分闭塞该软管而无需过度挤压软管。

[0025] 为实现所期望的、由滚动件 24a、24b 施加于软管 30 的径向压力，每个滚动件还可配备有压缩弹簧 28，压缩弹簧支承在转子 20 上并通过滚子臂 29 相应地向外压迫滚子 24a、24b，如图 2 所示。两个滚子臂 29 中的每一个以可回转方式安装在转子 20 上，并且具有压缩弹簧 28 能压迫于其上的承压面，并且具有其中一个滚子 24a、24b 的支座。也可使用更多的滚动件。

[0026] 嵌件 10 此时构成为罐状，并且由金属材料如不锈钢板制成。这意味着，它具有圆筒形基本形状并在轴向一端以凸缘 14 为界，该凸缘径向朝内延伸并使同轴的开口 16 敞开，该开口 16 用于转子 20 的驱动轴。在图 1 和图 3 中，凸缘 14 的圆筒形端面是与凸缘端 15 的内直径一同示出的。根据图 1，软管经由开口 18 被引入嵌件 10 的内部，该开口与凸缘有一段距离地开设在嵌件 10 的圆筒形基本形状中。因为该开口沿周向延伸了大约 90°，所以辊座的滚动长度大约为 270°。为了满足软管泵的输送功能，应当始终有至少一个滚动件闭塞该软管，因此在两个滚动件的情况下，180° 的滚动长度可能就够用了。

[0027] 作为图 3 的实施例的替代方式，凸缘 14 也可以径向向外，或者除了图 3 所示的凸缘 14 外，另一个朝外的凸缘可以设置在该嵌件的另一端上。

[0028] 前文已经介绍了以下技术效果：在传统软管泵中，在滚子沿着软管移动、软管抬离其辊座且主要是当每个滚子在软管进入软管泵的区域内被下压到软管上时，会产生摩擦电荷和干扰脉冲。尤其在这些塑料面彼此接触时，产生这样的电荷和干扰脉冲。

[0029] 在本发明中，嵌件 10 由金属材料构成，因此辊座（即，嵌件的圆筒形内表面）具有导电表面。由此，阻止或显著减轻了电荷隔离效果和相应的带电，因为通过在导电表面上的自由电荷交换阻止了局部电荷过多或电荷不足的形成。另外，滚动件也可具有导电表面，由此在软管和滚动件之间的接触点上也减轻和 / 或阻止了相应的带静电。

[0030] 也可以在包括滚子 24a 和 24b 的转子 20 和辊座之间产生导电连接，例如通过在转子 20 驱动轴上的滑动触点，该滑动触点与嵌件 10 以导电方式（未示出）相连，因此进一步加强阻止带电的作用。

[0031] 在上述的实施例中，整个辊座被设计成是导电的。不过，只通过使辊座仅在软管 30 进出区域具有导电接地部分就能获得干扰脉冲的显著减轻。位于软管外表面上的电荷或者相应的干扰脉冲可通过该接地被“带走”。

[0032] 可以成本合算地由金属板材以精确的圆度和光滑表面来深冲制造嵌件 10。该嵌件安置在注射成型模具中。在注射成型模具中，嵌件被嵌件成型，并且形成与嵌件成型的软管泵主体之间的形状配合方式的固定连接。该软管泵也可被集成在相应的医用器械的前面板 (Frontplatte) 中，以便使用者容易接近。在此情况下，该嵌件被嵌件成型到相应的前面板中。

[0033] 或者，该嵌件也可以由金属箔构成，金属箔可呈环形被安置在注射成型模具中并且被嵌件成型。

[0034] 或者，辊座的金属表面也可以事后被施加到塑料注射成型件上。MID 技术（模制互连设备）可被用于这种导电涂层。虽然该技术主要被用于产生电路的立体导电路径，但也可以按照该方式产生连续的导电面。为做到这一点，采用何适的可涂覆塑料，它可电镀适合的金属层。如果该可涂覆塑料在双组分注射成型工艺中仅用在辊座区域内，则其它材料可

被用于该器械的正面。不锈钢箔或不锈钢板也可以被夹入和 / 或粘入圆筒形容座中。

[0035] 嵌件 10(见图 3) 具有开口 18，根据图 1，该开口用作软管的入口和出口，因此滚动长度 (即软管在辊座上的承压面) 为 270° 。作为替代方式，可以使用根据图 4 的嵌件，该嵌件在彼此相对的位置处具有两个较小的开口。该嵌件可以被用在这样的软管泵中，在这里，软管在第一侧被引入圆筒形区域内，在那里绕过一圈半并在相反的第二侧离开泵。该软管也可以在泵内被引导经过更多圈。

[0036] 图 4 示意示出电阻 R，该电阻电连接在嵌件 10 和等电位 (Potentialausgleich) 或尤其是接地之间。该等电位也可与转子 20 相连。电阻 R 具有限制干扰信号的漏电电流的作用。通过这种方式，当灵敏的设备与等电位或接地相连时，阻止干扰信号经等电位传导至该设备。

[0037] 目前在实施例中已经描述了辊子软管泵，它采用滚子作为滚动件或压下件。本发明同样可用于包括球形滚动件的软管泵。这样的软管泵像是径向球轴承，此时外圈是定子，软管位于该外圈的周向凹道中并且最好在局部被两个向外压迫的球连续地闭塞。对泵的驱动被直接传给这些球，这些球按照与径向球轴承相似的方式在球笼中导向移动。

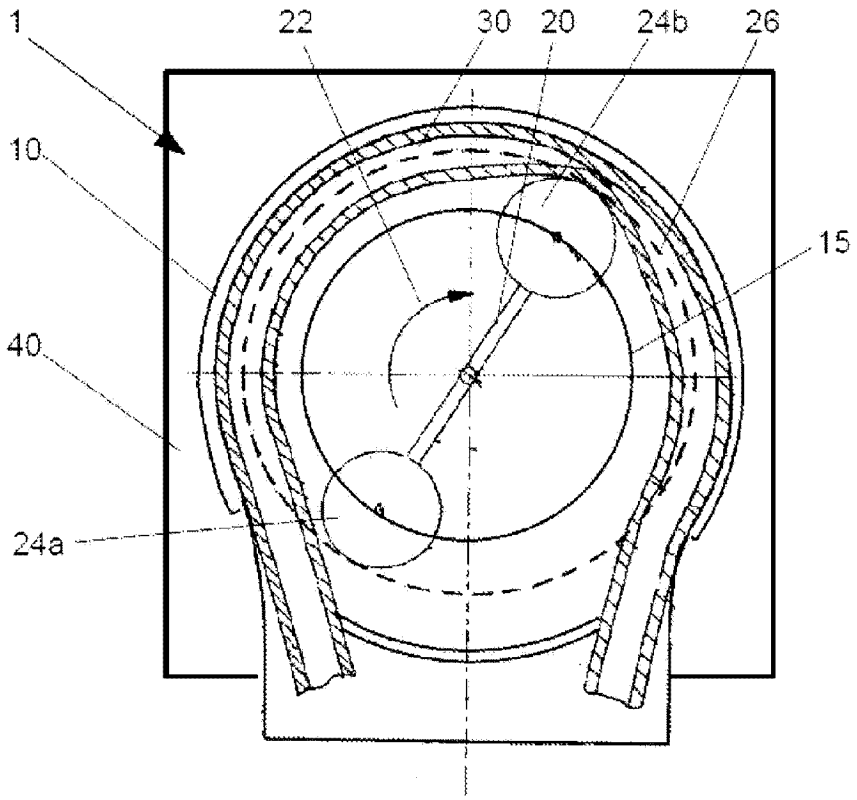


图 1

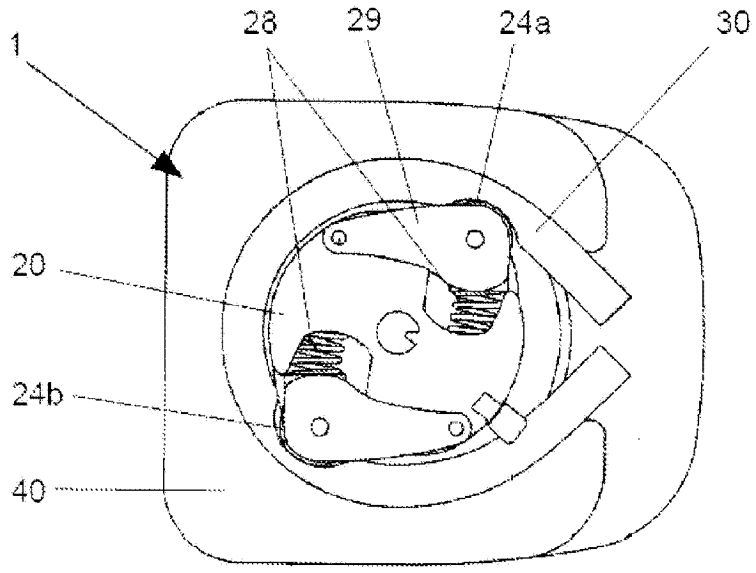


图 2

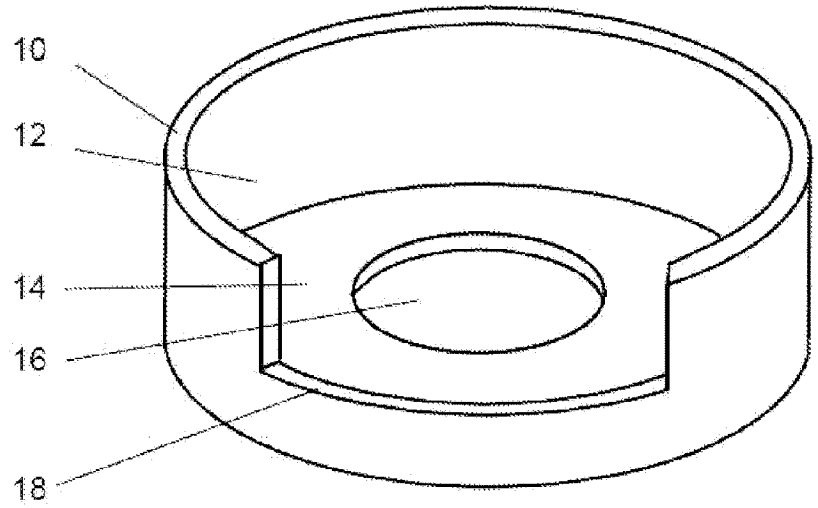


图 3

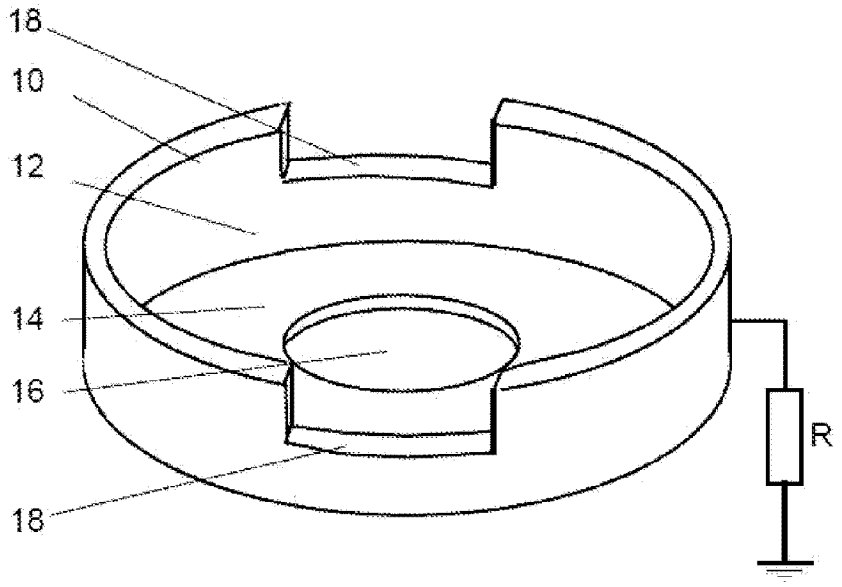


图 4