



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113367767 B

(45) 授权公告日 2023.01.24

(21) 申请号 202110652041.9

A61M 25/10 (2013.01)

(22) 申请日 2021.06.11

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 104582597 A, 2015.04.29

申请公布号 CN 113367767 A

CN 110604607 A, 2019.12.24

CN 110811762 A, 2020.02.21

(43) 申请公布日 2021.09.10

CN 112842460 A, 2021.05.28

(73) 专利权人 南京欣科医疗器械有限公司

WO 2019174625 A1, 2019.09.19

地址 211100 江苏省南京市江宁区龙眠大

CN 108452426 A, 2018.08.28

道578号康缘医药科技园3栋北楼3-4

WO 2009152352 A3, 2010.04.29

层(江宁高新园)

CN 111601560 A, 2020.08.28

(72) 发明人 郭琪 邱培

P.J.Bruggeman, et al.《Electrical

(74) 专利代理机构 北京汇彩知识产权代理有限

breakdown of a bubble in a water-filled capillary》.《Journal of Applied Physics

公司 11563

99,116101 (2006)》.2006,

专利代理师 王键

审查员 张文静

(51) Int. Cl.

A61B 17/22 (2006.01)

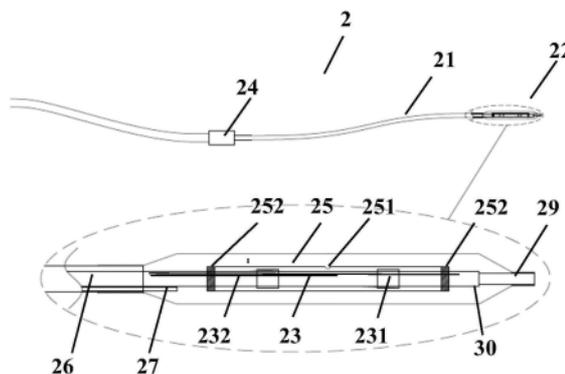
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54) 发明名称

一种微孔诱导冲击波球囊导管及系统

(57) 摘要

本申请涉及一种微孔诱导冲击波球囊导管及系统,该系统由电场发生设备和冲击波球囊导管组成,电场发生设备包括人机交互模块、控制模块、电源模块和高压脉冲输出模块,电场发生设备与冲击波球囊导管电连接,冲击波球囊导管包括轴向延伸的细长构件、在细长构件的远端部分设置的工作囊体、在细长构件的腔内设置的导线和注液管、在工作囊体内设置的电场发生机构和包裹电场发生机构设置的微孔诱导冲击波发生装置,电场发生机构通过导线与高压脉冲输出模块电连接,在微孔诱导冲击波发生装置上设有贯通其壁的微孔机构,微孔机构能够利用自身的表面张力阻止液体进入,使得微孔诱导冲击波发生装置能够将电场发生机构与流入工作囊体内的液体隔绝。



1. 一种微孔诱导冲击波球囊导管,包括轴向延伸的细长构件,在所述细长构件的远端部分设置的工作囊体、在所述细长构件的腔内设置的导线和注液管,所述工作囊体与所述注液管流体连通,其特征在于,在所述工作囊体内设置有电场发生机构,包裹所述电场发生机构设置有微孔诱导冲击波发生装置,所述电场发生机构通过所述导线与外接设备电连接,在所述微孔诱导冲击波发生装置上设有微孔机构,所述微孔机构贯通所述微孔诱导冲击波发生装置的壁,所述微孔机构能够利用自身的表面张力阻止液体进入,使得所述微孔诱导冲击波发生装置能够将所述电场发生机构与流入所述工作囊体内的液体隔绝。

2. 根据权利要求1所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述微孔机构的表面属性和尺寸结构符合下列定量关系:

$$P < -\frac{4\delta\cos\beta}{D}$$

其中P为所述工作囊体内液体绝对压力, δ 为表面张力系数,D为孔当量水力直径, β 为液体在微孔壁面上的接触角。

3. 根据权利要求2所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述微孔机构是由多个有序排布或无序排布的微孔组成的阵列结构。

4. 根据权利要求2所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述微孔机构是由多个微孔组成的蜂窝状的阵列结构。

5. 根据权利要求1所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述微孔机构具有疏水性。

6. 根据权利要求1所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述微孔诱导冲击波发生装置为电绝缘部件。

7. 根据权利要求1所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述电场发生机构包括由正电极和负电极组成的电极对,所述正电极和所述负电极分别通过所述导线与所述外接设备电连接。

8. 根据权利要求7所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述电场发生机构包括多个所述电极对,多个所述电极对通过连接导线并联连接,并通过所述导线与所述外接设备电连接。

9. 根据权利要求1所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述细长构件的腔内设置有回液管,所述回液管分别与所述工作囊体和所述注液管流体连通。

10. 根据权利要求1所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,在所述工作囊体外设置有保护囊体,所述保护囊体与所述细长构件连接并包裹所述工作囊体。

11. 一种微孔诱导冲击波球囊导管系统,其特征在于,由电场发生设备和微孔诱导冲击波球囊导管组成,所述电场发生设备包括人机交互模块、控制模块、电源模块和高压脉冲输出模块,所述人机交互模块与所述控制模块电连接,所述控制模块分别与所述电源模块和所述高压脉冲输出模块电连接,所述高压脉冲输出模块与所述微孔诱导冲击波球囊导管电连接,所述微孔诱导冲击波球囊导管包括轴向延伸的细长构件,在所述细长构件的远端部分设置的工作囊体、在所述细长构件的腔内设置的导线和注液管、在所述工作囊体内设置的电场发生机构和包裹所述电场发生机构设置的微孔诱导冲击波发生装置,所述工作囊体与所述注液管流体连通,所述电场发生机构通过所述导线与所述高压脉冲输出模块电连

接,在所述微孔诱导冲击波发生装置上设有微孔机构,所述微孔机构贯通所述微孔诱导冲击波发生装置的壁,所述微孔机构能够利用自身的表面张力阻止液体进入,使得所述微孔诱导冲击波发生装置能够将所述电场发生机构与流入所述工作囊体内的液体隔绝。

12.根据权利要求11所述的微孔诱导冲击波球囊导管系统,其特征在于,所述微孔机构的表面属性和尺寸结构符合下列定量关系:

$$P < -\frac{4\delta\cos\beta}{D}$$

其中P为所述工作囊体内液体绝对压力, δ 为表面张力系数,D为孔当量水力直径, β 为液体在微孔壁面上的接触角。

13.根据权利要求12所述的微孔诱导冲击波球囊导管系统,其特征在于,所述微孔机构是由多个有序排布或无序排布的微孔组成的阵列结构;或者所述微孔机构是由多个微孔组成的蜂窝状的阵列结构。

14.根据权利要求11所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述微孔机构具有疏水性。

15.根据权利要求11所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述微孔诱导冲击波发生装置为电绝缘部件。

16.根据权利要求11所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述电场发生机构包括由正电极和负电极组成的电极对,所述正电极和所述负电极分别通过所述导线与所述高压脉冲输出模块电连接。

17.根据权利要求16所述的微孔诱导冲击波球囊导管,其特征在于,所述电场发生机构包括多个所述电极对,多个所述电极对通过连接导线并联连接,并通过所述导线与所述高压脉冲输出模块电连接。

一种微孔诱导冲击波球囊导管及系统

技术领域

[0001] 本申请属于微创介入治疗领域,具体涉及一种应用于钙化病变血管治疗的微孔诱导冲击波球囊导管及系统。

背景技术

[0002] 随着人口老年化的加剧及生活水平的提高,血管疾病发病率逐年增加。血管病情的发展使得血管壁中的斑块演变成钙沉积,从而使动脉变窄,限制血流。当血管出现钙化时,现有的主要常规做法是利用球囊进行扩张、支架植入或采用旋切球囊对斑块进行旋切。然而,这些治疗方法有很明显的缺陷,常伴随血管损伤和并发症。如球囊扩张和支架植入过程中会产生血管内膜撕裂,这通常会造成血管内皮增生,产生再狭窄风险。

[0003] 为了解决该难题,美国冲击波医疗(SHOCKWAVE MEDICAL)公司提出将液电效应碎石技术应用在血管成形术中(专利申请号:201880040835.6)。它的基本原理是通过对液体施加一定电场,液体在电场作用下产生空化,空化产生的气泡瞬时坍塌,产生冲击波,从而达到在不对血管内膜造成损伤的前提下实现破碎钙化病变组织的目的。然而,该方法存在一个问题就是电场直接施加在液体内部,其产生足够强度冲击波所需的电场强度高,电流输出大。一旦出现球囊破损漏液的情况,高电压强电流通过人体,会造成严重人体触电事故,甚至危害患者及医护人员生命安全。此外,高电压大电流输出也会造成过量的电热转换及能量释放,这对导管的设计提出了更苛刻的要求。因此,亟需设计一种能够利用低电压弱电流的能量源来形成冲击波的球囊导管系统,以提高产品安全性。

发明内容

[0004] 本申请的目的是克服现有的技术缺陷,设计一种微孔诱导冲击波球囊导管及系统,该微孔诱导冲击波球囊导管及系统通过设置有效的微孔诱导冲击波发生装置来大幅度降低实现液体空化所需的电场强度阈值,进而实现低电压弱电流条件下产生强冲击波,大幅度降低产品在使用过程中的风险。

[0005] 本申请的一个目的是通过以下技术方案实现的:

[0006] 一种微孔诱导冲击波球囊导管,包括轴向延伸的细长构件,在所述细长构件的远端部分设置的工作囊体、在所述细长构件的腔内设置的导线和注液管,所述工作囊体与所述注液管流体连通,在所述工作囊体内设置有电场发生机构,包裹所述电场发生机构设置微孔诱导冲击波发生装置,所述电场发生机构通过所述导线与外接设备电连接,在所述微孔诱导冲击波发生装置上设有微孔机构,所述微孔机构贯通所述微孔诱导冲击波发生装置的壁,所述微孔机构能够利用自身的表面张力阻止液体进入,使得所述微孔诱导冲击波发生装置能够将所述电场发生机构与流入所述工作囊体内的液体隔绝。

[0007] 本申请的上述目的还可以通过以下技术方案实现:

[0008] 在一个实施方式中,所述微孔机构的表面属性和尺寸结构符合下列定量关系:

$$[0009] \quad P < -\frac{4\delta\cos\beta}{D}$$

[0010] 其中P为所述工作囊体内液体绝对压力， δ 为表面张力系数，D为孔当量水力直径， β 为液体在微孔壁面上的接触角。在计算过程中，对于圆形微孔，D为微孔直径，对于方形、三角形等非圆形或其他形状的微孔结构，D为该微孔结构的当量水力直径。

[0011] 在一个优选的实施方式中，所述微孔机构由多个微孔组成。

[0012] 在一个优选的实施方式中，所述微孔机构是由多个有序排布或无序排布的微孔组成的阵列结构。

[0013] 在一个优选的实施方式中，所述微孔机构是由多个微孔组成的蜂窝状的阵列结构。

[0014] 在一个优选的实施方式中，所述微孔机构中的微孔能够阻止液体通过而允许气体通过。

[0015] 在一个优选的实施方式中，所述微孔机构具有疏水性。

[0016] 在一个优选的实施方式中，所述微孔机构中的微孔表面涂覆有疏水涂层，或者所述微孔机构具有疏水性的微孔结构，或者所述微孔机构由疏水性的材料制成，或者所述微孔机构是上述结构的组合。

[0017] 在一个优选的实施方式中，所述微孔机构具有毫米级、微米级或纳米级的孔隙结构。

[0018] 在一个优选的实施方式中，所述微孔诱导冲击波发生装置为电绝缘部件。

[0019] 在一个实施方式中，所述细长构件的腔内设置有回液管，所述回液管分别与所述工作囊体和所述注液管流体连通。

[0020] 在一个优选的实施方式中，所述回液管的远端出口设置在所述工作囊体的远端，所述注液管的远端出口设置在所述工作囊体的近端。

[0021] 在一个优选的实施方式中，所述回液管的远端出口设置在所述工作囊体的近端，所述注液管的远端出口设置在所述工作囊体的远端。

[0022] 在一个实施方式中，所述细长构件包括导丝腔管，所述导丝腔管的近端出口设置在导管手柄上，所述导丝腔管的远端出口设置在所述冲击波球囊导管的远端，所述导丝腔管与所述冲击波球囊导管的其他部件流体隔绝。

[0023] 在一个优选的实施方式中，所述细长构件包括外鞘管，所述工作囊体的近端与所述外鞘管的远端密封连接，所述工作囊体的远端与所述导丝腔管的远端部分密封连接。

[0024] 在一个实施方式中，在所述工作囊体外设置有保护囊体，所述保护囊体与所述细长构件连接并包裹所述工作囊体。

[0025] 在一个实施方式中，所述电场发生机构包括由正电极和负电极组成的电极对，所述正电极和所述负电极分别通过导线与所述外接设备电连接。

[0026] 在一个优选的实施方式中，所述电场发生机构包括多个电极对，多个所述电极对通过连接导线并联连接，并通过所述导线与所述外接设备电连接。

[0027] 在一个优选的实施方式中，所述连接导线与所述导线为一体式设计。

[0028] 本申请的另一个目的是通过以下技术方案实现的：

[0029] 一种微孔诱导冲击波球囊导管系统，由电场发生设备和上述的微孔诱导冲击波球

囊导管组成,所述电场发生设备包括人机交互模块、控制模块、电源模块和高压脉冲输出模块,所述人机交互模块与所述控制模块电连接,所述控制模块分别与所述电源模块和所述高压脉冲输出模块电连接,所述高压脉冲输出模块与所述微孔诱导冲击波球囊导管电连接,所述微孔诱导冲击波球囊导管包括轴向延伸的细长构件,在所述细长构件的远端部分设置的工作囊体、在所述细长构件的腔内设置的导线和注液管、在所述工作囊体内设置的电场发生机构和包裹所述电场发生机构设置的微孔诱导冲击波发生装置,所述工作囊体与所述注液管流体连通,所述电场发生机构通过所述导线与所述高压脉冲输出模块电连接,在所述微孔诱导冲击波发生装置上设有微孔机构,所述微孔机构贯通所述微孔诱导冲击波发生装置的壁,所述微孔机构能够利用自身的表面张力阻止液体进入,使得所述微孔诱导冲击波发生装置能够将所述电场发生机构与流入所述工作囊体内的液体隔绝。

[0030] 本申请的上述目的还可以通过以下技术方案实现:

[0031] 在一个实施方式中,所述电场发生机构包括由正电极和负电极组成的电极对,所述正电极和所述负电极分别通过所述导线与所述高压脉冲输出模块电连接。

[0032] 在一个优选的实施方式中,所述电场发生机构包括多个电极对,多个所述电极对通过连接导线并联连接,并通过所述导线与所述高压脉冲输出模块电连接。

[0033] 同现有技术相比,本申请的优点在于:

[0034] 现有技术中的冲击波球囊导管都是将电极裸露在外,使其直接与工作囊体内的液体接触,即直接将电场施加在液体上产生液电效应。通过该方式产生液电效应所需的电场强度高,一般需要3000V左右的高电压。高电压使得电极对之间的流体完全击穿放电,放电电阻小,电流大(一般为20A以上)。一旦出现球囊破损漏液的情况,高电压强电流通过人体,会造成严重人体触电事故,甚至危害患者及医护人员生命安全。与之不同的是,本申请在冲击波发生单元内设置微孔诱导冲击波发生装置,该微孔诱导冲击波发生装置上设置的微孔机构利用液体自身表面张力自动阻止工作囊体内的液体接触到电场发生机构,电场发生机构仅对微孔内的微液桥进行击穿,击穿电压显著下降,最低电压可达500V。此外,微液桥与电场发生结构中的电极不接触,他们之间存在未被击穿的空气,使得发电电阻明显增加,电流随之大幅度减小(一般为0.1A~0.2A)。可见通过设置微孔诱导冲击波发生装置可以明显降低液电效应空泡发生的阈值(实现液体空化所需的电场强度阈值),使放电电压及放电电流大幅度下降,进而实现低电压弱电流条件下产生强冲击波,明显提高了系统安全性,降低了系统在使用过程中的风险。

附图说明

[0035] 图1为本申请的微孔诱导冲击波球囊导管的整体结构示意图。

[0036] 图2为位于本申请微孔机构的单个微孔中的液体受力分析示意图。

[0037] 图3为微孔内液电效应诱发原理图。

[0038] 图4为微孔诱导冲击波发生装置内电阻分布图。

[0039] 图5为本申请的微孔机构的一种实施方式的结构示意图

[0040] 图6为本申请的冲击波球囊导管的远端部分的结构示意图。

[0041] 图7为本申请的微孔诱导冲击波球囊导管系统的整体结构示意图。

具体实施方式

[0042] 为使本申请的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下参照附图并举实施例,对本申请进一步详细说明。

[0043] 实施例一

[0044] 如图1所示,一种微孔诱导冲击波球囊导管2包括轴向延伸的细长构件21、在所述细长构件21的远端部分设置的工作囊体22、在所述细长构件21的近端设置的导管手柄24、在所述细长构件21的腔内设置的导线26和注液管27,在所述工作囊体22内设置的电场发生机构23和包裹所述电场发生机构23设置的微孔诱导冲击波发生装置25,所述工作囊体22与所述注液管27流体连通,所述电场发生机构23通过所述导线26与外接设备电连接,所述微孔诱导冲击波发生装置25为电绝缘部件,在所述微孔诱导冲击波发生装置25上设有微孔机构251,所述微孔机构251贯通所述微孔诱导冲击波发生装置的壁,所述微孔机构251能够利用自身的表面张力阻止液体进入,使得所述微孔诱导冲击波发生装置25能够将所述电场发生机构23与流入所述工作囊体22内的液体隔绝。

[0045] 为了有效防止工作囊体22内部的液体通过微孔机构251进入微孔诱导冲击波发生装置51,形成水淹的放电恶化现象,微孔机构251中微孔2511的表面属性、尺寸结构符合下列定量关系:

$$[0046] \quad P < -\frac{4\delta\cos\beta}{D} \quad (1)$$

[0047] 上式中P为所述工作囊体内液体绝对压力, δ 为表面张力系数,D为孔当量水力直径, β 为液体在微孔壁面上的接触角。在计算过程中,对于圆形微孔,D为微孔直径,对于方形、三角形等非圆形或其他形状的微孔结构,D为该微孔结构的当量水力直径。

[0048] 如图2所示,其中LD表示液体,GS表示气体,WB表示微孔壁,其理论推导过程如下:

$$[0049] \quad \text{液体表面张力 } F_{\delta} = \rho\pi D \quad (2)$$

[0050] 表面张力在y方向分量为:

$$[0051] \quad F_y = F_{\delta}\cos\alpha = F_{\delta}\cos(\pi-\beta) = -\delta\pi D\cos\beta \quad (3)$$

[0052] 假设囊体内液体(LD)绝对压力为P,则液体压力在微孔入口处产生的沿微孔轴向方向的受力可表示为:

$$[0053] \quad F_f = P \frac{\pi D^2}{4} \quad (4)$$

[0054] 当工作囊体内液体压力在微孔入口处产生的沿微孔轴向方向的受力小于表面张力在y方向分量,即 $F_f < F_y$ 时,液体无法克服表面张力作用通过该微孔2511,液体将被有效拦截,进而通过微孔将集成电场发生机构与流入工作囊体内的液体隔绝。

[0055] 将式3-4带入可得:

$$[0056] \quad P \frac{\pi D^2}{4} < -\delta\pi D \cos\beta \quad (5)$$

$$[0057] \quad \text{上式也可表示为 } P < -\frac{4\delta\cos\beta}{D} \quad (1)$$

[0058] 因此,只要微孔251的内径D和表面张力系数 δ 及与工作囊体内液体的接触角 β 符合上述公式,液体将被有效拦截,无法通过微孔。

[0059] 对于方形、三角形等非圆形或其他不规则的孔隙结构,上述公式也成立,公式1中

的D为该孔隙结构的当量水力直径。

[0060] 液电效应产生的条件主要受两个因素影响:空化自由能阈值和空化核心形成所需的电场强度。现有的冲击波球囊导管都是直接将电场施加在液体上产生液电效应,宏观体相液体内部空化产生所需的自由能阈值高。而且体相液体内部电场均匀分布,产生液电效应所需的电场强度高,一般需要3000V左右的高电压。此外,高电压对电极对之间的流体完全击穿放电,放电电阻小,电流大(一般为20A以上)。界面流体力学表明,微孔内的液体在表面张力作用下会形成微液桥,而微液桥具有尺度效应,其液电效应空泡发生的阈值明显低于池内大空间宏观流体。本申请基于上述原理,在工作囊体22与电场发生机构23之间设置在微孔诱导冲击波发生装置25,该装置密封包裹所述电场发生机构23,并且在微孔诱导冲击波发生装置25上设有微孔机构251,该微孔机构251可允许气体通过,但不允许水通过,水在微孔内形成微尺度液桥,电场发生机构23产生的电场只需对微孔内的微液桥进行击穿,击穿电压显著下降。

[0061] 如图3所示,微孔机构可利用液体自身表面张力自动拦截工作囊体内的液体进入电场发生机构。微孔机构中的微孔内会在远离电极的出口处形成弯月液弧A,电场E施加在弯月液弧A上,由于界面效应,气液界面及固液界面处的液体空化产生的自由能阈值大幅度降低,产生空化所需自由能与体相液体相比明显下降。此外,尺度效应会令弯月液弧A的内部电场分布产生奇化,电场分布不均匀,界面局部电场强度高的区域会最早形成空化核心,进而诱发空泡。因此,设置微孔机构能够促进空泡的产生,降低空化核心形成所需的电压,最低电压可达500V。

[0062] 如图3所示,由于工作囊体内的液体(LD)与电场发生机构不直接接触,本申请的液桥与电场发生机构23中的电极之间存在未被击穿的空气(GS),空气(GS)及液体(LD)均分布有电场,由于空气上所施加的电场强度并没有达到空气的击穿临界点,而弯月液弧A上被施加的电场达到液体击穿电场强度临界点,液弧内可以产生击穿电弧。由于在放电过程中,电极放电需经过未被击穿的绝缘空气,电子需要经过空气层和弯月液弧A传导,传导电阻明显增加。如图4所示,由于弯月液弧A的电阻R2相对较小,该过程电阻主要来自于微孔两侧空气层的电阻R1和R3,因此电流随之大幅度减小(一般为0.1A~0.2A)。因此,通过设置具有微孔机构251的微孔诱导冲击波发生装置25可以明显降低液电效应空泡发生的阈值,使放电电压及放电电流大幅度下降,进而能够实现低电压弱电流条件下产生强冲击波,明显提高了系统安全性,降低了系统在使用过程中的风险。

[0063] 在一个实施方式中,所述细长构件21的腔内设置有回液管30,所述回液管30分别与所述工作囊体22和所述注液管27流体连通。当冲击波产生时,工作囊体22内部压力升高,回液管30的设置可以避免工作囊体22内部压力过高引起球囊破损风险。在一个优选的实施方式中,所述回液管的远端出口设置在所述工作囊体22的远端,所述注液管27的远端出口设置在所述工作囊体22的近端,该结构可提高流体通流效率,快速泄压。所述微孔诱导冲击波发生装置25为管体,其两端252密封连接在所述回液管30上。在另一个实施方式中,所述回液管的远端出口设置在所述工作囊体的近端,所述注液管的远端出口设置在所述工作囊体的远端。如图5所示,所述微孔机构251由多个贯通所述微孔诱导冲击波发生装置25管壁的微孔2511组成。多个所述微孔2511被有序排布或无序排布组成微孔阵列,或者多个微孔组成蜂窝状的阵列。微孔的表面属性、尺寸结构满足上述公式1的要求,使得微孔能够阻止

液体通过而允许气体通过。在一个优选的实施方式中,所述微孔机构具有疏水性,以便于进一步阻止液体通过微孔。可以使用现有技术中的常用手段使得微孔结构具有疏水性,例如在微孔的表面涂覆疏水涂层,或者在所述微孔上设计具有疏水性的结构,或者将所述微孔机构由疏水性的材料制成,或者是采用上述手段的组合。使得即使是毫米级的微孔尺寸,只要满足公式1的要求,也能实现阻止液体通过微孔的目的。因此,本发明的所述微孔机构可以选用毫米级、微米级或纳米级的孔隙结构。

[0064] 在一个实施方式中,所述细长构件21的腔内设置有导丝腔管29,所述导丝腔管29的近端出口设置在导管手柄24上,所述导丝腔管29贯穿整个细长构件21的内腔,其远端出口伸出所述细长构件21的远端,所述工作囊体22的近端与所述细长构件21固定连接,所述工作囊体22的远端与所述导丝腔管29的远端固定连接。所述导丝腔管29与所述冲击波球囊导管2的其他部件流体隔绝,避免液体通过导丝腔管29进入冲击波球囊导管2的内部。所述导丝腔管29用于容纳导丝,以便引导导管到达指定位置。当所述回液管的远端出口被设置在工作囊体的近端时,所述微孔诱导冲击波发生装置25的两端252可以密封连接在所述导丝腔管上。

[0065] 在一个实施方式中,所述细长构件还包括外鞘管,所述工作囊体的近端与所述外鞘管的远端密封连接,所述工作囊体的远端与所述导丝腔管的远端部分密封连接。

[0066] 在一个实施方式中,如图6所示,在所述工作囊体22外设置有保护囊体28,所述保护囊体28的近端与所述细长构件21密封连接并包裹所述工作囊体22,所述保护囊体的远端与所述导丝腔管29的远端固定连接。在系统运行过程中,如果工作囊体22发生破损,人体组织不会直接暴露于电场,从而避免电击风险。

[0067] 在一个实施方式中,所述电场发生机构23包括由正电极和负电极组成的电极对231,所述正电极和所述负电极分别通过导线26与所述电源模块13电连接。所述电场发生机构23可以包括多个电极对231,多个所述电极对通过连接导线261并联连接,并通过所述导线26与所述电源模块13电连接。例如,所述电场发生机构23包括有两个电极对,每个电极对中的正负两个电极分别通过所述连接导线并联连接,并通过所述导线与所述电源模块13电连接。在一个优选的实施方式中,所述连接导线与所述导线为一体式设计。本申请的电极对采用并联连接作用面积大,医生不需要反复操作,节省时间,而且冲击波更均匀,效果更好,对血管损伤更小。

[0068] 实施例二

[0069] 如图7所示,一种微孔诱导冲击波球囊导管系统,由电场发生设备1和上述的微孔诱导冲击波球囊导管2组成,所述电场发生设备1包括人机交互模块11、控制模块12、电源模块13和高压脉冲输出模块,所述人机交互模块11与所述控制模块12电连接,所述控制模块12分别与所述电源模块13和高压脉冲输出模块14电连接,所述高压脉冲输出模块与所述冲击波球囊导管2电连接,所述微孔诱导冲击波球囊导管2包括轴向延伸的细长构件21、在所述细长构件21的远端部分设置的工作囊体22、在所述细长构件21的近端设置的导管手柄24、在所述细长构件21的腔内设置的导线26和注液管27,在所述工作囊体22内设置的电场发生机构23和包裹所述电场发生机构23设置的微孔诱导冲击波发生装置25,所述工作囊体22与所述注液管27流体连通,所述电场发生机构23通过所述导线26与所述高压脉冲输出模块14电连接,所述微孔诱导冲击波发生装置25为电绝缘部件,在所述微孔诱导冲击波发生

装置25上设有微孔机构251,所述微孔机构251贯通所述微孔诱导冲击波发生装置的壁,所述微孔机构251能够利用自身的表面张力阻止液体进入,使得所述微孔诱导冲击波发生装置25能够将所述电场发生机构23与流入所述工作囊体22内的液体隔绝。所述微孔诱导冲击波球囊导管2的具体结构如实施一所述,在此不再赘述。

[0070] 以上对本申请所进行的描述,其目的在于让熟悉此领域技术的人士能够了解本发明的内容并加以实施,并不能以此限制本发明的保护范围,凡根据本发明的精神实质所作的等效变化或修饰,都应涵盖在本发明的保护范围内。

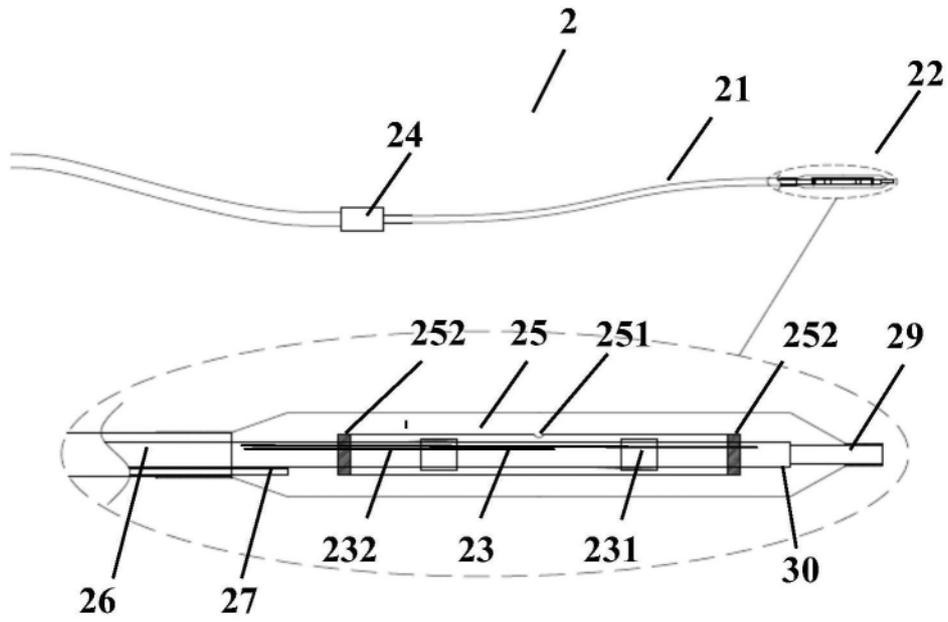


图1

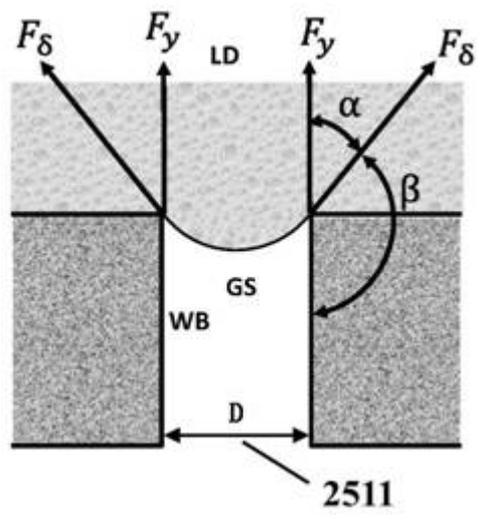


图2

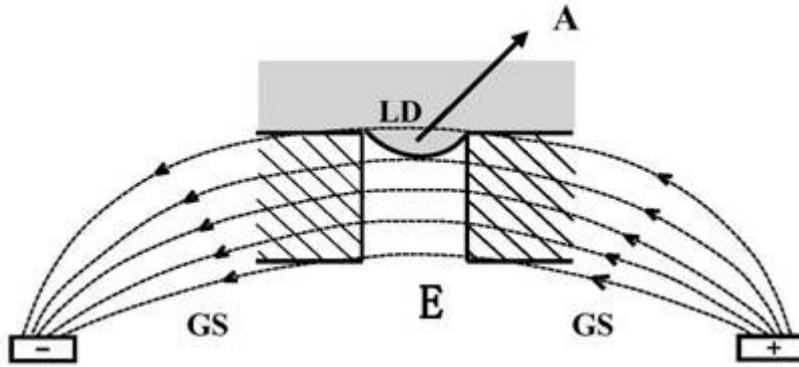


图3



图4

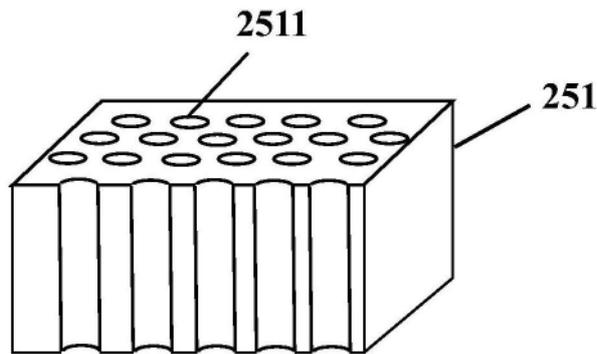


图5

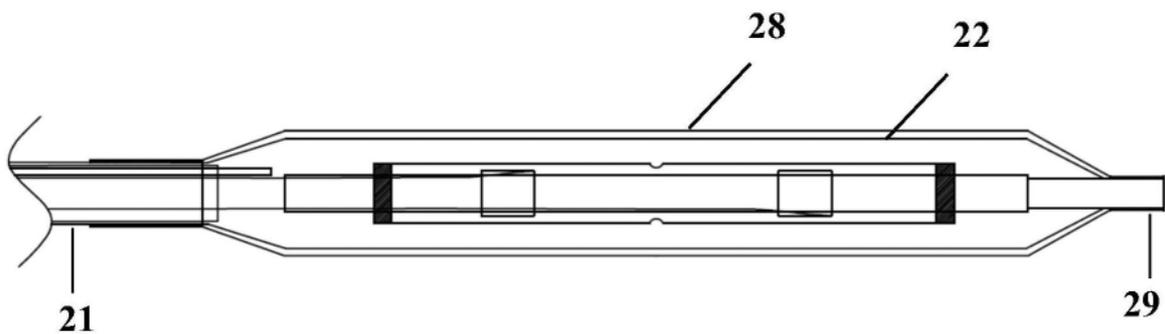


图6

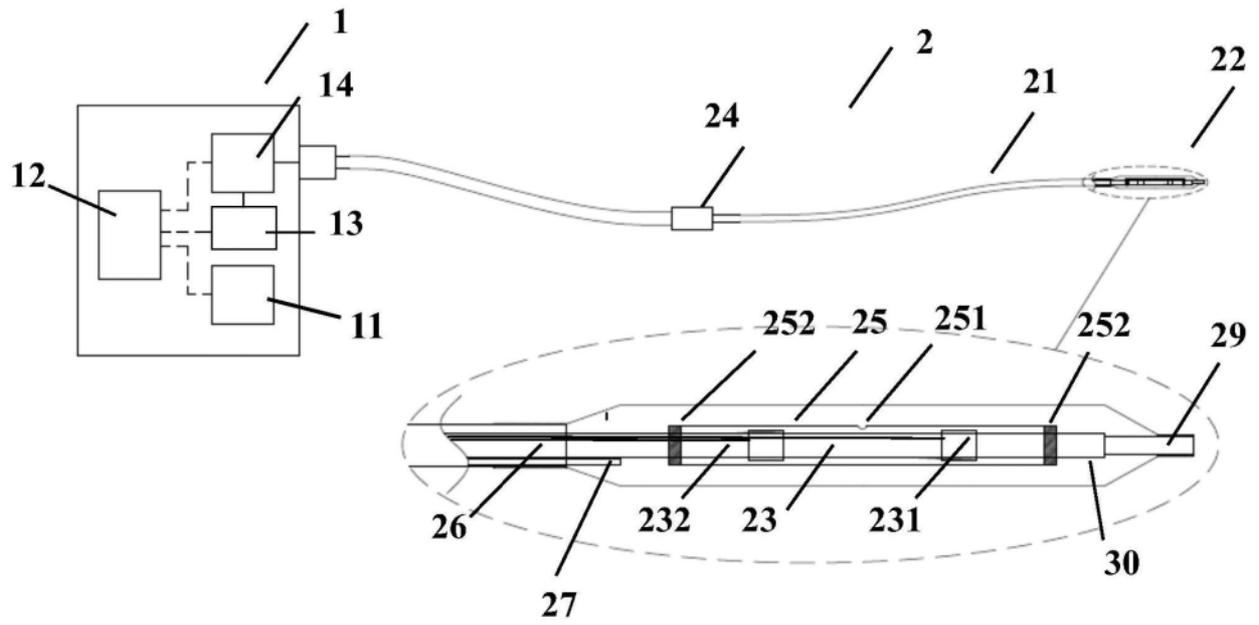


图7