



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 204951911 U

(45) 授权公告日 2016.01.13

(21) 申请号 201520714990.5

(22) 申请日 2015.09.15

(73) 专利权人 仇汉诚

地址 100088 北京市西城区新街口外大街
16号二炮总医院血管神经外科

(72) 发明人 仇汉诚 匡华 任雪帅

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 李海建

(51) Int. Cl.

A61M 25/10(2013.01)

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

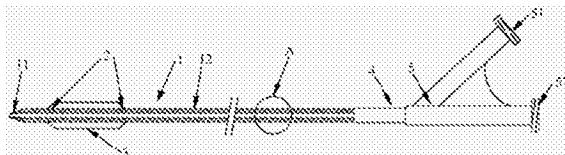
权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54) 实用新型名称

一种球囊导管

(57) 摘要

本实用新型提供了一种球囊导管，包括导管座，与导管座连接的管身和设置于管身远端表面的球囊；管身包括管身本体和设置在管身本体远离导管座一端的尖管段，尖管段远离管身本体一端的外径小于管身本体的外径，且管身本体具有能够供导丝和支架通过的内腔，尖管段的内径大于导丝的外径，尖管段的内腔壁上设置有能够使尖管段径向向外裂开的裂口。该球囊导管通过增大管身本体的内径，将管身本体设计成“薄壁大腔”结构，使之能够通过支架，从而实现仅采用球囊导管这一件器械即可完成球囊预扩与支架释放，避免更换器械，使手术过程尽量简化，从而在治疗血管狭窄时降低了手术难度，提高了手术成功率，也极大程度降低了手术费用，减轻患者负担。



1. 一种球囊导管,包括导管座(5),与所述导管座(5)连接的管身(1)和设置于所述管身(1)远端表面的球囊(3),其特征在于,所述管身(1)包括管身本体(12)和设置在所述管身本体(12)远离所述导管座(5)一端的尖管段(11),所述尖管段(11)远离所述管身本体(12)一端的外径小于所述管身本体(12)的外径,且所述管身本体(12)具有能够供导丝和支架(02)通过的内腔,所述尖管段(11)的内径大于所述导丝的外径,所述尖管段(11)的内腔壁上设置有能够使所述尖管段(11)径向向外裂开的裂口(13)。

2. 如权利要求1所述的球囊导管,其特征在于,所述裂口(13)为2-10个,沿所述尖管段(11)的径向均匀分布,且所述裂口(13)沿所述尖管段(11)的母线方向延伸。

3. 如权利要求1所述的球囊导管,其特征在于,所述尖管段(11)为自靠近所述管身本体(12)的一端向远离所述管身本体(12)的一端渐缩的锥形管段。

4. 如权利要求3所述的球囊导管,其特征在于,所述管身本体(12)的内径为0.42-1.67mm,外径为0.55-1.85mm;所述管身(1)的长度为120-190cm。

5. 如权利要求4所述的球囊导管,所述锥形管段的内径为0.38-1.58mm,长度为1-5mm。

6. 如权利要求4所述的球囊导管,所述球囊(3)的充盈直径为1-10mm,长度为10-30mm。

7. 如权利要求4所述的球囊导管,其特征在于,所述球囊导管的示标(2)为两个,分别设置在所述管身本体(12)表面并位于所述球囊(3)的远端和近端。

8. 如权利要求7所述的球囊导管,其特征在于,所述示标(2)的外径为0.49-1.76mm,长度为0.2-1mm;

所述示标(2)为铂示标、铂合金示标、金示标、镍钛合金示标或不锈钢示标,通过焊接或热熔的方式与所述管身本体(12)连接。

9. 如权利要求1-8任一项所述的球囊导管,其特征在于,所述尖管段(11)为高分子软管,通过焊接或热熔方式与所述管身本体(12)相连;

所述球囊(3)为高分子软囊,通过焊接或热熔方式与所述管身本体(12)相连。

10. 如权利要求9所述的球囊导管,其特征在于,所述管身(1)与所述导管座(5)之间还设置有应变释放套管(4)。

一种球囊导管

技术领域

[0001] 本实用新型涉及介入手术器械技术领域,更具体地说,涉及一种球囊导管。

背景技术

[0002] 临幊上治疗血管狭窄时,有时候会預先用球囊导管对狭窄部位进行扩张处理,然后撤出球囊导管更换微导管,再通过微导管内腔输送支架进行后续治疗,该过程由于需要更换器械,导致手术难度较大,影响了手术成功率。

[0003] 综上所述,如何实现在治疗血管狭窄时降低手术难度,以提高手术成功率,是目前本领域技术人员亟待解决的技术问题。

实用新型内容

[0004] 有鉴于此,本实用新型的目的在于提供一种球囊导管,以实现在治疗血管狭窄时降低手术难度,以提高手术成功率。

[0005] 为了达到上述目的,本实用新型提供如下技术方案:

[0006] 一种球囊导管,包括导管座,与所述导管座连接的管身和设置于所述管身远端表面的球囊,所述管身包括管身本体和设置在所述管身本体远离所述导管座一端的尖管段,所述尖管段远离所述管身本体一端的外径小于所述管身本体的外径,且所述管身本体具有能够供导丝和支架通过的内腔,所述尖管段的内径大于所述导丝的外径,所述尖管段的内腔壁上设置有能够使所述尖管段径向向外裂开的裂口。

[0007] 优选的,上述球囊导管中,所述裂口为2-10个,沿所述尖管段的径向均匀分布,且所述裂口沿所述尖管段的母线方向延伸。

[0008] 优选的,上述球囊导管中,所述尖管段为自靠近所述管身本体的一端向远离所述管身本体的一端渐缩的锥形管段。

[0009] 优选的,上述球囊导管中,所述管身本体的内径为0.42-1.67mm,外径为0.55-1.85mm;所述管身的长度为120-190cm。

[0010] 优选的,上述球囊导管中,所述锥形管段的内径为0.38-1.58mm,长度为1-5mm。

[0011] 优选的,上述球囊导管中,所述球囊的充盈直径为1-10mm,长度为10-30mm。

[0012] 优选的,上述球囊导管中,所述球囊导管的示标为两个,分别设置在所述管身本体表面并位于所述球囊的远端和近端。

[0013] 优选的,上述球囊导管中,所述示标的外径为0.49-1.76mm,长度为0.2-1mm;

[0014] 所述示标为铂示标、铂合金示标、金示标、镍钛合金示标或不锈钢示标,通过焊接或热熔的方式与所述管身本体连接。

[0015] 优选的,上述球囊导管中,所述尖管段为高分子软管,通过焊接或热熔方式与所述管身本体相连;

[0016] 所述球囊为高分子软囊,通过焊接或热熔方式与所述管身本体相连。

[0017] 优选的,上述球囊导管中,所述管身与所述导管座之间还设置有应变释放套管。

[0018] 从上述的技术方案可以看出,本实用新型提供的球囊导管包括导管座,与导管座连接的管身和设置于管身远端表面的球囊;其中,管身包括管身本体和设置在管身本体远离导管座一端(即管身本体的远端)的尖管段,尖管段远离管身本体一端(即尖管段的远端)的外径小于管身本体的外径,且管身本体具有能够供导丝和支架通过的内腔,尖管段的内径大于导丝的外径,即导丝穿过尖管段时,裂口不会开裂,尖管段的内腔壁上设置有能够使尖管段径向向外裂开的裂口。

[0019] 本实用新型的球囊导管通过增大管身本体的内径,将管身本体设计成“薄壁大腔”结构,使之能够通过支架;而且当支架进入到尖管段时,会对尖管段的内腔壁施加作用力,使裂口发生破裂,尖管段径向向外裂开,从而将支架送出,避免了出现因锥形尖端结构导致尖端内径偏小、支架无法释放的情况;同时,保留尖管段,由于尖管段的远端的外径小于管身本体的外径,即尖管段的远端较细,所以尖管段的远端与狭窄病变之间的尺寸相差较大,在尖管段远端的导引下球囊导管较易穿过狭窄病变。

[0020] 综上可知,本实用新型的球囊导管通过球囊能够实现对血管的狭窄部位进行预扩张处理,再通过球囊导管内腔递送支架,当支架推送到尖管段时,预留的裂口破裂,支架成功释放。故本实用新型实现了仅采用球囊导管这一件器械即可完成球囊预扩与支架释放,避免更换器械,使手术过程尽量简化,从而在治疗血管狭窄时降低了手术难度,提高了手术成功率,也极大程度降低了手术费用,减轻患者负担。

附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本实用新型实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本实用新型的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

- [0022] 图1是本实用新型实施例提供的球囊导管的结构示意图;
- [0023] 图2是图1中A部分的放大结构示意图;
- [0024] 图3是本实用新型一种实施例提供的尖管段的横截面结构示意图;
- [0025] 图4是图3中的裂口撕裂后的结构示意图;
- [0026] 图5是本实用新型另一种实施例提供的尖管段的横截面结构示意图;
- [0027] 图6是图5中的裂口撕裂后的结构示意图;
- [0028] 图7是本实用新型实施例提供的球囊导管利用球囊预扩的结构示意图;
- [0029] 图8是本实用新型实施例提供的尖管段的内腔穿过支架时的结构示意图。

具体实施方式

[0030] 本实用新型实施例提供了一种球囊导管,能够在治疗血管狭窄时降低手术难度,提高手术成功率。

[0031] 为使本实用新型实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本实用新型实施例中的附图,对本实用新型实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本实用新型一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本实用新型中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于

本实用新型保护的范围。

[0032] 请参考附图 1-8, 本实用新型实施例提供的球囊导管包括导管座 5, 与导管座 5 连接的管身 1 和设置于管身 1 远端表面的球囊 3; 其中, 管身 1 包括管身本体 12 和设置在管身本体 12 远离导管座 5 一端(即管身本体 12 的远端)的尖管段 11, 尖管段 11 远离管身本体 12 一端(即尖管段 11 的远端)的外径小于管身本体 12 的外径, 且管身本体 12 具有能够供导丝和支架 02 通过的内腔, 尖管段 11 的内径大于导丝的外径, 即导丝穿过尖管段时, 裂口不会开裂, 尖管段 11 的内腔壁上设置有能够使尖管段 11 径向向外裂开的裂口 13。

[0033] 需要说明的是, 如图 2 所示, 本实用新型的球囊导管的管身 1 为同轴的双腔结构, 管身内腔 14 设计成“薄壁大腔”结构, 用于通过导丝与支架 02, 管身外腔 15 用于充盈球囊 3。如图 1 所示, 导管座 5 为“Y”型, 具有两个开口, 第一开口 51 与管身外腔 15 连通, 通过第一开口 51 将生理盐水或造影剂等注入球囊 3 内腔, 可充盈球囊 3; 第二开口 52 与管身内腔 14 连通, 两开口均带有标准鲁尔接头, 用于与其他医疗器械相连。

[0034] 本实用新型的球囊导管通过增大管身本体 12 的内径, 将管身本体 12 设计成“薄壁大腔”结构, 使之能够通过支架 02; 而且当支架 02 进入到尖管段 11 时, 会对尖管段 11 的内腔壁施加作用力, 使裂口 13 发生破裂, 尖管段 11 径向向外裂开, 从而将支架 02 送出, 避免了出现因锥形尖端结构导致尖端内径偏小、支架 02 无法释放的情况; 同时, 保留尖管段 11, 由于尖管段 11 的远端的外径小于管身本体 12 的外径, 即尖管段 11 的远端较细, 所以尖管段 11 的远端与狭窄病变之间的尺寸相差较大, 在尖管段 11 远端的导引下球囊导管较易穿过狭窄病变。

[0035] 综上可知, 本实用新型的球囊导管通过球囊 3 能够实现对血管 01 的狭窄部位 B 进行预扩张处理, 再通过球囊导管内腔递送支架 02, 当支架 02 推送到尖管段 11 时, 预留的裂口 13 破裂, 支架 02 成功释放。故本实用新型实现了仅采用球囊导管这一件器械即可完成球囊 3 预扩与支架 02 释放, 避免更换器械, 使手术过程尽量简化, 从而在治疗血管 01 狹窄时降低了手术难度, 提高了手术成功率, 也极大程度降低了手术费用, 减轻患者负担。

[0036] 本实用新型的裂口 13 优选为 2-10 个, 沿尖管段 11 的径向均匀分布, 且裂口 13 沿尖管段 11 的母线方向延伸, 也就是沿直线形设置。当然, 裂口 13 的延伸方向还可以与尖管段 11 的母线具有夹角, 或者, 裂口 13 还可以为曲线形或其他不规则形, 只要能保证在支架 02 通过时破裂即可。

[0037] 本实施例中, 裂口 13 沿尖管段 11 的径向被等分成 2-10 份。具体的, 裂口 13 可以为 3 个或 4 个, 如图 3、图 5 和图 7 所示, 当球囊导管内通过的器械直径不超过尖管段 11 内径时如通过导丝, 裂口 13 无破裂, 尖管段 11 结构完整; 当通过的器械直径超过尖管段 11 内径或器械有支撑力作用在尖管段 11 内腔壁时如通过支架 02, 裂口 13 破裂, 器械即可送出, 如图 4、图 6 和图 8 所示, 破裂部位会呈现三叶草或四叶草形状。当然, 裂口 13 还可以为 2 个、5 个或其他个数, 此时, 破裂部位呈现为其他形状。

[0038] 如图 1 和图 7 所示, 本实用新型优选的实施例中, 尖管段 11 为自靠近管身本体 12 的一端向远离管身本体 12 的一端渐缩的锥形管段。支架 02 在推送至尖管段 11 部位时, 由于支架 02 对尖管段 11 内腔壁的挤压, 尖管段 11 内壁预留的裂口 13 破裂, 支架 02 即可释放。本实用新型即保证了球囊导管过狭窄部位 B 的能力, 又不影响支架 02 的释放。

[0039] 上述锥形管段可以为圆锥形, 还可以为棱形锥, 如三棱锥形、四棱锥形等; 锥形管

段导致其远端的内径偏小,但由于锥形管段预留有裂口 13,即使锥形管段内腔过小,当球囊导管内送出的支架 02 尺寸过大或有支撑力直接作用在锥形管段内壁上时,裂口 13 会发生破裂(裂口 13 会扇形张开,形成较大的腔),支架 02 仍可从锥形管段内送出,这样即保证了球囊导管过狭窄病变的能力,又不影响支架 02 的释放。同时,锥形管段由近端向远端渐缩,其外表面和内腔壁过渡比较平滑,便于支架 02 进入尖管段 11 的内腔,并有利于尖管段 11 较轻松通过狭窄病变。

[0040] 本领域技术人员可以理解的是,本实用新型的尖管段 11 还可以为自靠近管身本体 12 的一端向远离管身本体 12 的一端渐缩的圆弧管段,或者为外径小于管身本体 12 外径的圆柱管状,以及其他远端具有小尺寸的形状。

[0041] 为了保证手术的顺利进行,管身本体 12 的内腔可通过导丝和支架 02,其内径为 0.42—1.67mm,外径为 0.55—1.85mm;管身 1 的长度(即能够伸入血管 01 内的有效长度,不包含接头和管身 1 与导管座 5 之间的应变释放套管 4)为 120—190cm。该尺寸的管身本体 12 的内腔较大,壁厚较薄,能够较顺利地通过支架 02,降低了手术难度。

[0042] 进一步的技术方案中,锥形管段的内径为 0.38—1.58mm,长度为 1—5mm。该长度的锥形管段能够保证较好的导引作用,同时还能避免管身 1 裂开的长度过大。本实施例的锥形管段的内径与管身本体 12 的内径相差较小,便于支架 02 对锥形管段的内腔壁施加作用力,进而有利于裂口 13 破裂。

[0043] 为了对血管 01 的狭窄部位 B 达到较好的预扩张处理效果,球囊 3 的充盈直径(指内外径差)为 1—10mm,长度为 10—30mm。

[0044] 本实用新型的球囊导管中,球囊导管上在 X 射线下可显影的示标 2 为两个,分别设置在管身本体 12 表面并位于球囊 3 的远端和近端,采用铂、铂合金、金、镍钛合金或不锈钢,通过焊接或热熔的方式与管身本体 12 连接。

[0045] 上述示标 2 设置在球囊 3 的两端,能够精确地获知导管远端以及球囊 3 到达的位置,当然,该示标 2 还可以设置在尖管段 11 的近端和球囊 3 中部,从而减小裂口 13 破裂对示标 2 位置造成的影响。

[0046] 进一步的,示标 2 的外径为 0.49—1.76mm,长度为 0.2—1mm;本实施例的示标 2 内嵌于管身本体 12 的外表面,避免示标 2 增加整个球囊导管的外径。当然,上述示标 2 的外径还可以与管身本体 12 的外径相同,使两者平齐。

[0047] 为了进一步优化上述技术方案,尖管段 11 为高分子软管,通过焊接或热熔方式与管身本体 12 相连。球囊 3 为高分子软囊,通过焊接或热熔方式与管身本体 12 相连。本实施例的尖管段 11 和球囊 3 均采用聚合物材料制成,质地比较柔软,能够避免损伤血管 01。

[0048] 上述实施例提供的球囊导管中,管身 1 与导管座 5 之间还设置有应变释放套管 4。该应变释放套管 4 能够对管身 1 进行加长,同时起到保护管身 1 的作用。

[0049] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。

[0050] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本实用新型。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本实用新型的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本实用新型将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理

和新颖特点相一致的最宽的范围。

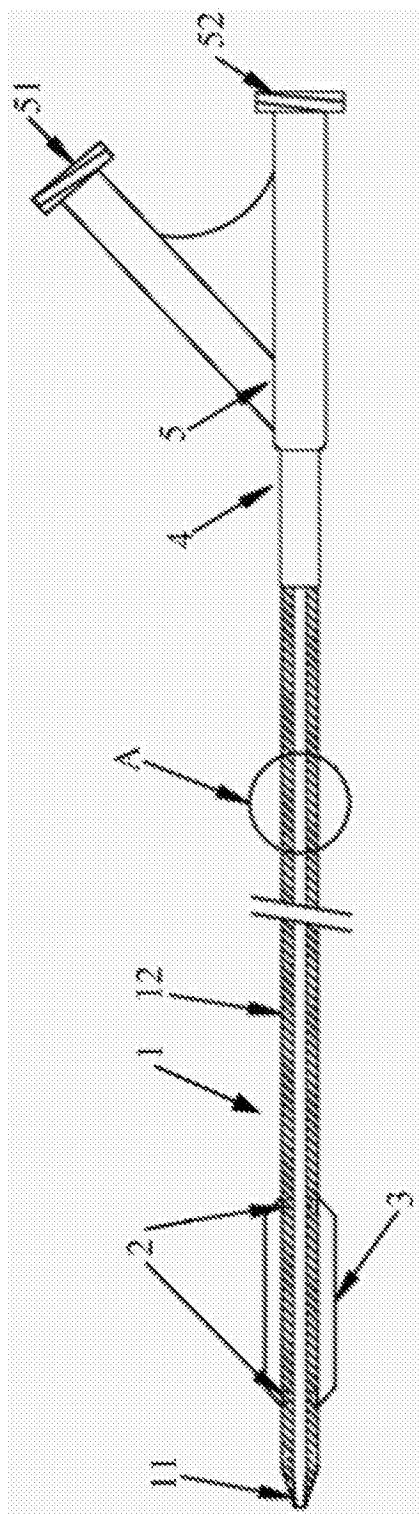


图 1

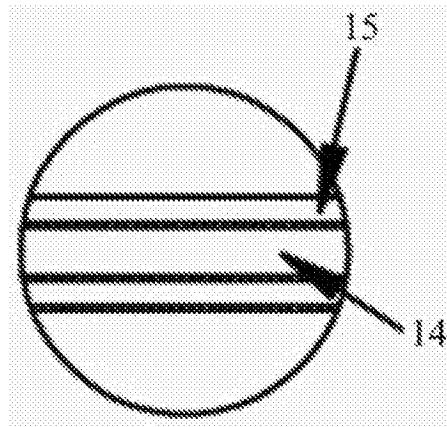


图 2

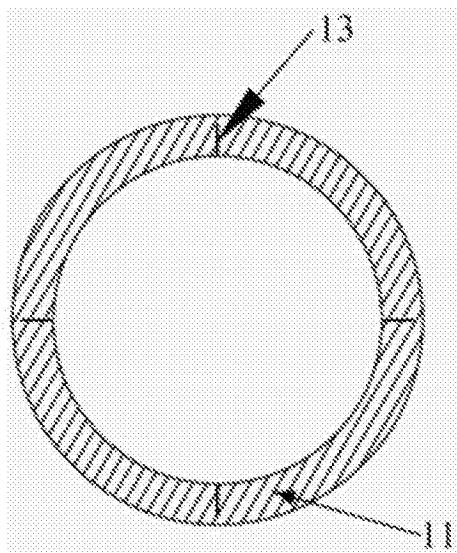


图 3

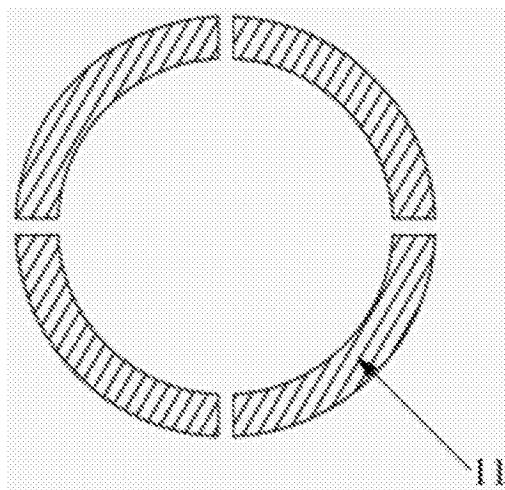


图 4

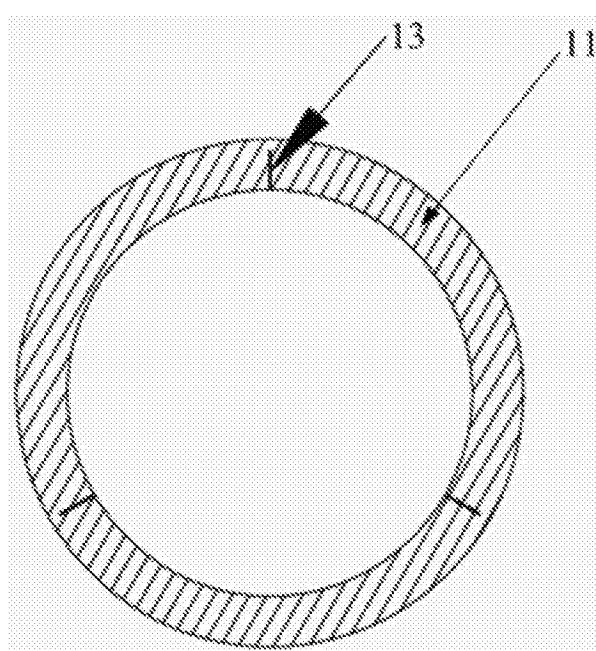


图 5

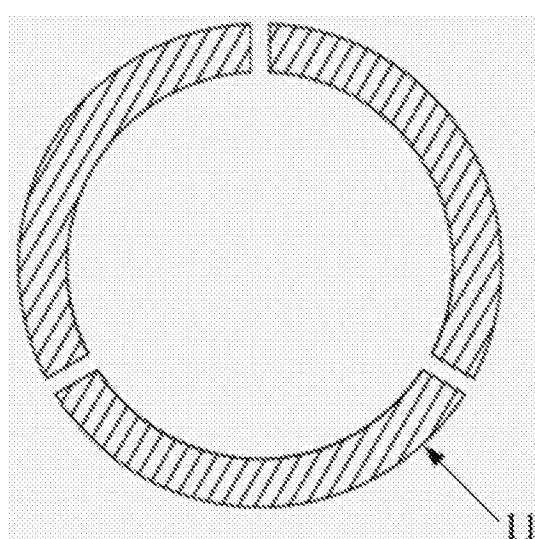


图 6

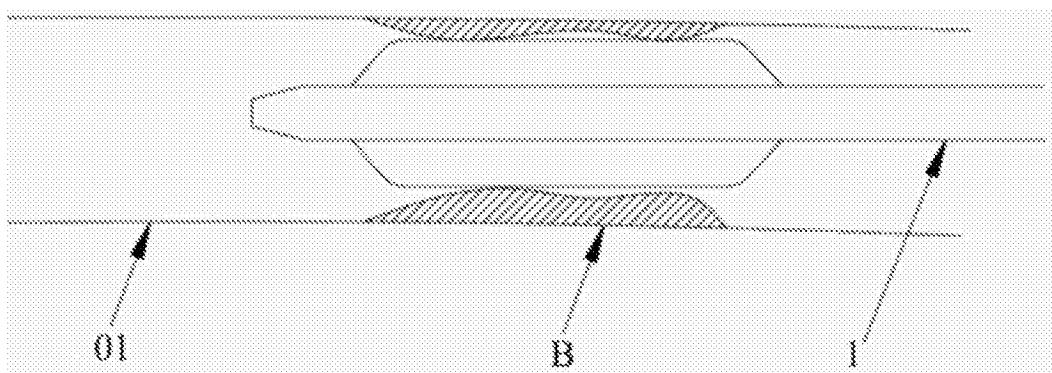


图 7

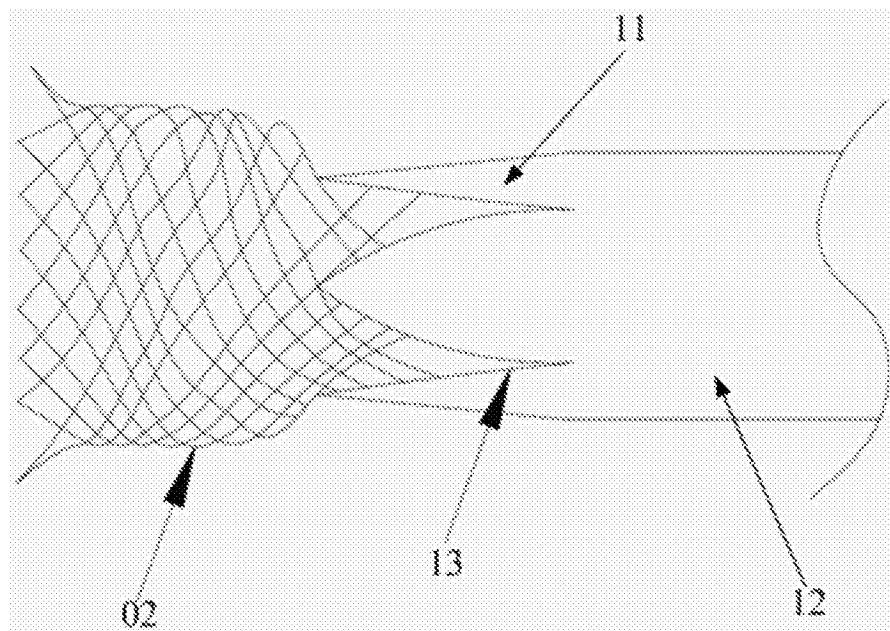


图 8