



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116099101 A

(43) 申请公布日 2023.05.12

(21) 申请号 202310383331.7

(22) 申请日 2023.04.12

(71) 申请人 北京久事神康医疗科技有限公司
地址 100023 北京市大兴区经济技术开发区经海四路25号院3号楼1单元401室

(72) 发明人 王磊 吕纬岩 张超 杨尚
澹台楚娟 黄春磊

(74) 专利代理机构 北京天盾知识产权代理有限公司 11421
专利代理师 姜有保

(51) Int. Cl.
A61M 25/00 (2006.01)

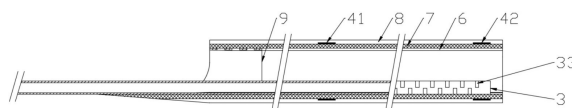
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

一种医用导管

(57) 摘要

本发明涉及一种医用导管,从近端到远端依次包括导管座、应力释放件、海波管和复合管体;所述海波管的远端插接于所述复合管体内,所述海波管的近端连接于所述导管座;所述海波管具有从近端到远端直径相同的贯穿空腔,且所述海波管的近端外径大于远端外径。本发明在与长鞘或者导引导管配合使用时,与长鞘或者导引导管重合处的空腔更大,能够提供更大的抽吸力和导管流量,且近端可提供更大的支撑性能。



1. 一种医用导管,从近端到远端依次包括导管座(1)、应力释放件(2)、海波管(3)和复合管体(5);其特征在于,所述海波管(3)的远端插接于所述复合管体(5)内,所述海波管(3)的近端连接于所述导管座(1);所述海波管(3)具有从近端到远端直径相同的贯穿空腔,且所述海波管(3)的近端外径大于远端外径。

2. 根据权利要求1所述的一种医用导管,其特征在于,所述复合管体(5)为空腔结构,其沿径向由内至外包括润滑内层(6)、中间加强层(7)和弹性外层(8);所述弹性外层(8)采用热敷工艺加工到所述中间加强层(7)外。

3. 根据权利要求2所述的一种医用导管,其特征在于,所述弹性外层(8)为分段式结构,且相邻段采用热对接方式连接,相邻段的邵氏硬度差不大于20D。

4. 根据权利要求2或3所述的一种医用导管,其特征在于,所述润滑内层(6)为PTFE或HDPE材质。

5. 根据权利要求2或3所述的一种医用导管,其特征在于,所述中间加强层(7)由至少一种具有形状记忆的超弹性金属丝编织而成。

6. 根据权利要求2或3所述的一种医用导管,其特征在于,所述弹性外层(8)由聚酰胺、聚醚酰胺和聚氨酯中的至少一种,并加入显影材料制成。

7. 根据权利要求2或3所述的一种医用导管,其特征在于,所述复合管体(5)的近端和远端分别设置不投射光线的显影标记,所述显影标记为开环或闭环结构,嵌于所述弹性外层(8)与所述中间加强层(7)之间。

8. 根据权利要求2或3所述的一种医用导管,其特征在于,所述复合管体(5)的所述弹性外层(8)外还设有亲水涂层。

9. 根据权利要求1至3任一项所述的一种医用导管,其特征在于,所述海波管(3)的远端外径小于所述复合管体(5)的内径,所述海波管(3)的远端外壁紧贴所述复合管体(5)内壁设置;所述复合管体(5)的近端敞口并平滑逐渐过渡到所述海波管(3)。

10. 根据权利要求9所述的一种医用导管,其特征在于,所述复合管体(5)的近端通过连接弧部件(9)过渡到所述海波管(3)。

一种医用导管

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,特别涉及一种血管介入治疗的医用导管。

背景技术

[0002] 在治疗脑卒中疾病时,介入治疗的导管类器械需要尽可能接近病变部位的血管通路,以使后续取栓装置或者其他治疗器械快速达到病变位置进行相应救治。通常,血管通路器械的远端需要柔顺以通过迂曲的血管,而近端需要具有较大的刚性为后续器械提供强有力的支撑作用以保证其能够顺利到位。而绝大部分血管通路器械在远端足够柔软的同时近端无法提供足够支撑;亦或者近端可以提供足够支撑而远端过硬无法通过迂曲血管顺利到位。同时,由于导管内腔尺寸的限制,在和取栓装置联合取栓时,导管通常需要进行负压抽吸,而较大的抽吸力则成为取栓成功的关键。因此,设计一款远端足够柔软能够顺利到位,近端足够刚性能够提供强支撑,并且可以提供大抽吸力的远端通路导管很有必要。

发明内容

[0003] 本发明要解决的技术问题是针对上述不足,提供一种医用导管。

[0004] 本发明是通过以下技术方案实现的:

一种医用导管,从近端到远端依次包括导管座、应力释放件、海波管和复合管体;所述海波管的远端插接于所述复合管体内,所述海波管的近端连接于所述导管座;所述海波管具有从近端到远端直径相同的贯穿空腔,且所述海波管的近端外径大于远端外径。

[0005] 进一步的,所述的一种医用导管,所述复合管体为空腔结构,其沿径向由内至外包括润滑内层、中间加强层和弹性外层;所述弹性外层采用热敷工艺加工到所述中间加强层外。

[0006] 进一步的,所述的一种医用导管,所述弹性外层为分段式结构,且相邻段采用热对接方式连接,相邻段的邵氏硬度差不大于20D。

[0007] 进一步的,所述的一种医用导管,所述润滑内层为PTFE或HDPE材质。

[0008] 进一步的,所述的一种医用导管,所述中间加强层由至少一种具有形状记忆的超弹性金属丝编织而成。

[0009] 进一步的,所述的一种医用导管,所述弹性外层由聚酰胺、聚醚酰胺和聚氨酯中的至少一种,并加入显影材料制成。

[0010] 进一步的,所述的一种医用导管,所述复合管体的近端和远端分别设置不投射光线的显影标记,所述显影标记为开环或闭环结构,嵌于所述弹性外层与所述中间加强层之间。

[0011] 进一步的,所述的一种医用导管,所述复合管体的所述弹性外层外还设有亲水涂层。

[0012] 进一步的,所述的一种医用导管,所述海波管的远端外径小于所述复合管体的内径,所述海波管的远端外壁紧贴所述复合管体内壁设置;所述复合管体的近端敞口并平滑

逐渐过渡到所述海波管。

[0013] 进一步的,所述的一种医用导管,所述复合管体的近端通过连接弧部件过渡到所述海波管。

[0014] 本发明的优点与效果是:

1. 本发明提供的医用导管,其中海波管的近端外径大于远端外径,海波管的远端插接于复合管体内,使其在与长鞘或者导引导管配合使用时,与长鞘或者导引导管重合处的空腔更大,能够提供更大的抽吸力和导管流量,且近端可提供更大的支撑性能;

2. 本发明提供的医用导管,其将远端柔软的复合管体与近端刚性的海波管结合,使其在通过迂曲血管时,既能够提供柔软的远端到位能力,也能够提供较强的近端支撑能力。

附图说明

[0015] 图1示出本发明提供的医用导管的结构示意图;

图2示出本发明提供的医用导管的复合管体的结构示意图;

图3示出本发明提供的医用导管的海波管与复合管体的连接方式示意图;

图4示出本发明提供的医用导管的海波管的结构示意图;

图5示出本发明提供的医用导管的连接弧部件的结构示意图;

图6示出本发明提供的医用导管的使用状态示意图;

图7示出图6中A-A剖视图。

[0016] 附图标记说明:1-导管座;2-应力释放件;3-海波管;31-海波管的远端;32-海波管的近端;33-切割槽;41-第一显影标记;42-第二显影标记;5-复合管体;6-润滑内层;7-中间加强层;8-弹性外层;9-连接弧部件;10-复合管体与连接弧部件的连接处;11-长鞘或导引导管;12-海波管和长鞘或导引导管之间的空腔。

具体实施方式

[0017] 为使本发明实施的目的、技术方案和优点更加清楚,下面结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行更加详细的描述。所描述的实施例是本发明的一部分实施例,而不是全部的实施例。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。基于本发明中的实施例,本领域技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。下面结合附图对本发明的实施例进行详细说明:

在本发明的描述中,需要理解的是,除非另有说明,“多个”的含义是两个或两个以上;术语“中心”、“纵向”、“横向”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明保护范围的限制。此外,术语“第一”、“第二”等仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。在本发明的描述中,还需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相

连。对于本领域的普通技术人员而言,可视具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0018] 在本说明书中,术语“近端”通常是指靠近医疗器械操作者的一端,“远端”通常是指远离医疗器械操作者的操作部分,常见为首先进入人体的一端。本领域技术人员所熟知的,“邵氏硬度”是指用邵氏硬度计测出的值的读数,它的单位是度(D)。PPI为像素密度单位,在发明中表示每英寸所拥有的交叉编织网格的数量。PTFE为聚四氟乙烯(Poly tetra fluoroethylene,简称为PTFE),是一种以四氟乙烯作为单体聚合制得的高分子聚合物。HDPE为高密度聚乙烯。

[0019] 图1示出本发明提供的医用导管的结构示意图。该医用导管从近端到远端依次包括导管座1、应力释放件2、海波管3和复合管体5。海波管3的远端插接于复合管体5内,海波管3的近端连接于导管座1。具体的是,通过一体注塑、易凝固胶水或其他形式将海波管3与导管座1连接,通过物理卡扣、热缩或其他形式将应力释放件2固定于海波管3与导管座1的外部。如图4所示,海波管3具有从近端到远端直径相同的贯穿空腔,可以为其他器械的通过提供通路,且海波管3的近端外径大于远端外径,使近端可提供更大的支撑性能。具体的是,海波管3呈锥形,其近端到远端平滑过渡。如图6、图7所示,海波管3的远端插接于复合管体5内,且海波管3的近端外径大于远端外径,使该医用导管在与长鞘或导引导管11配合使用时,海波管3和长鞘或导引导管11之间的空腔12更大,能够提供更大的抽吸力和导管流量。海波管的外层涂有疏水涂层(图中未示出),在其提供支撑性时不易滑动。复合管体5为该医用导管的远端部分,其提供柔软部分,在器械到位过程中可以通过迂曲的血管,无限接近病变部位。复合管体5与海波管3的结合段平滑过渡。海波管3为该医用导管的近端部分,其提供刚性部分,起强支撑作用。

[0020] 图2示出本发明提供的医用导管的复合管体的结构示意图。复合管体5为空腔结构,其沿径向由内至外包括润滑内层6、中间加强层7和弹性外层8。润滑内层6为PTFE、HDPE或其他具有润滑性质的材料,其作用为提高其内腔的润滑性,减小其他器械穿过时的摩擦力,利于其他治疗器械的推送。中间加强层7由至少一种具有形状记忆的超弹性金属丝编织而成,编织密度介于60-150PPI之间。具有形状记忆的超弹性金属包括但不限于304不锈钢、镍钛合金等。弹性外层8由聚酰胺、聚醚酰胺和聚氨酯中的至少一种,并加入显影材料制成,可使医生在X光下看到整个导管的形态。弹性外层8为分段式结构,具体的可分为至少五段,且相邻段采用热对接方式连接,相邻段的邵氏硬度差不大于20D。弹性外层8采用热敷工艺加工到中间加强层7外。复合管体5的弹性外层8外还设有亲水涂层(图中未示出),可显著提高导管表面润滑度,使导管可以在血管中更加顺滑。复合管体具有多种规格,直径为0.5-2mm之间,长度为20-60cm之间,可适配不同直径、长度的血管。

[0021] 如图1、2所示,复合管体5的近端和远端分别设置不投射光线的显影标记,显影标记为开环或闭环结构,嵌于弹性外层8与中间加强层7之间。具体的是,显影标记的内壁紧贴中间加强层7,其外表面被弹性外层8所覆盖。位于复合管体5近端的是第一显影标记41,用于在X光下可以清晰识别出该位置为与海波管结合处,以便其他器械经过该处时做出相应操作。位于复合管体5远端的是第二显影标记42,用于在X光下可以便于医生准确地把导管送达血管的指定位置。

[0022] 图3示出本发明提供的医用导管的海波管与复合管体的连接方式示意图。海波管3的远端外径小于复合管体5的内径,海波管3的远端插接于复合管体5内,使该医用导管在与

长鞘或导引导管11配合使用时,海波管3和长鞘或导引导管11之间的空腔12更大,能够提供更大的抽吸力和导管流量。海波管3的远端外壁紧贴复合管体5内壁设置。复合管体5的近端敞口并平滑逐渐过渡到海波管3,过渡部分并以弹性外层8的相同材料包裹。具体的是,如图5所示,复合管体5的近端通过连接弧部件9过渡到海波管3,连接弧部件9可呈扇形片状或编织网状结构。如图3所示,连接弧部件9的扇形大弧形端在复合管体与连接弧部件的连接处10连接于复合管体5,其扇形小弧形端连接于海波管3。连接弧部件9优选但不限于采用聚酰胺、聚醚酰胺和聚氨酯等材料制成。或者,复合管体5的弹性外层8近端一部分向外延伸并逐渐回缩呈扇形连接至海波管3。如图2所示,复合管体5内壁,与海波管3远端接触处设置一段切割槽33,目的是为了为了更好的使复合管体5与海波管3进行热焊接连接。

[0023] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,并非用来限定本发明的实施范围。但凡在本发明的保护范围内所做的等效变化及修饰,皆应认为落入了本发明的保护范围内。

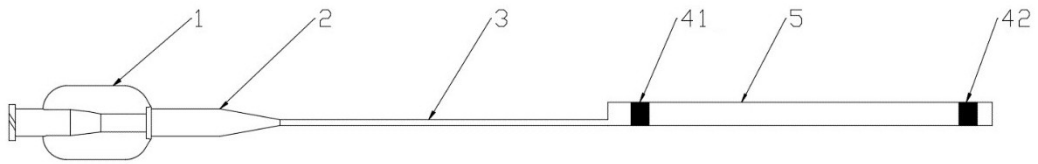


图 1

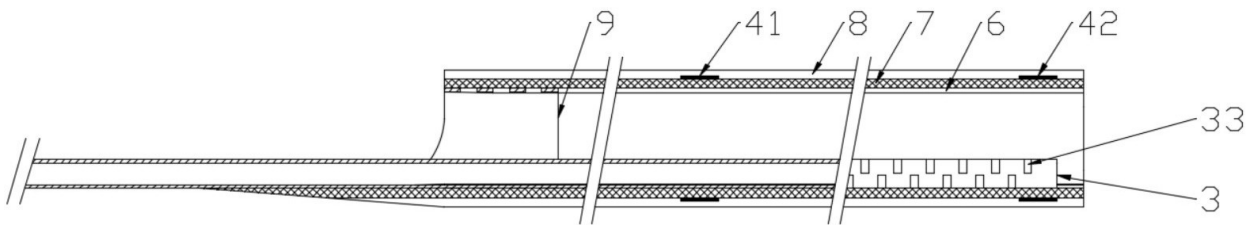


图 2

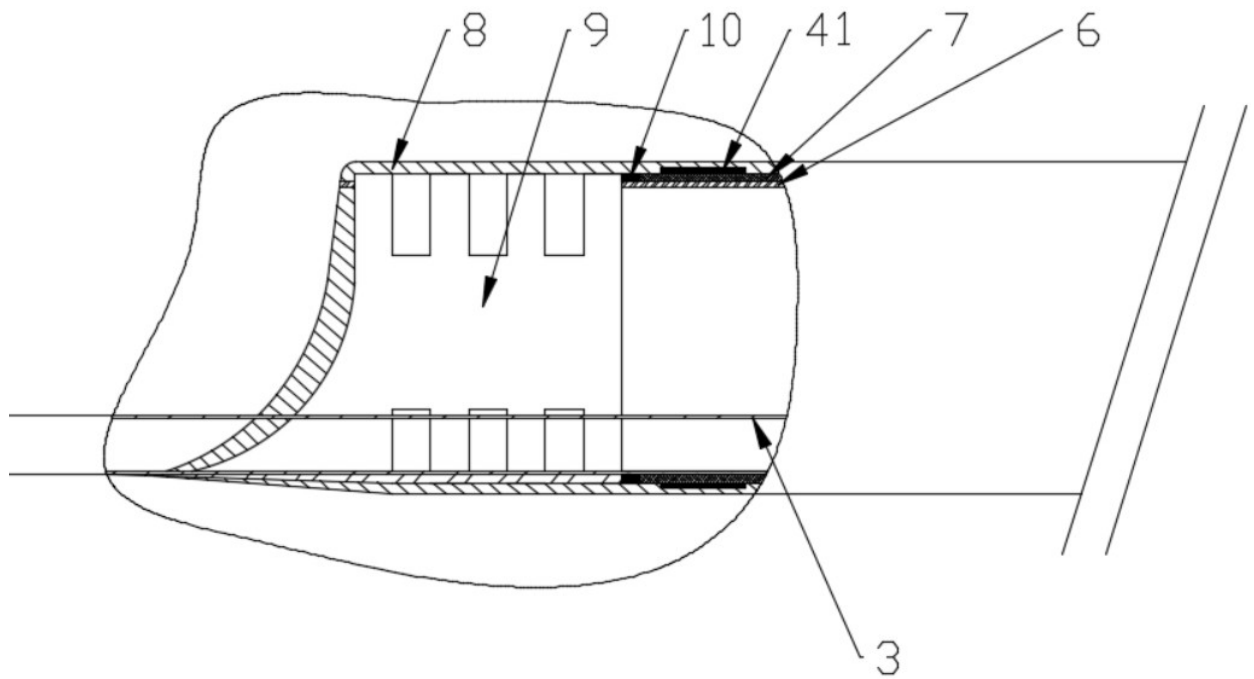


图 3

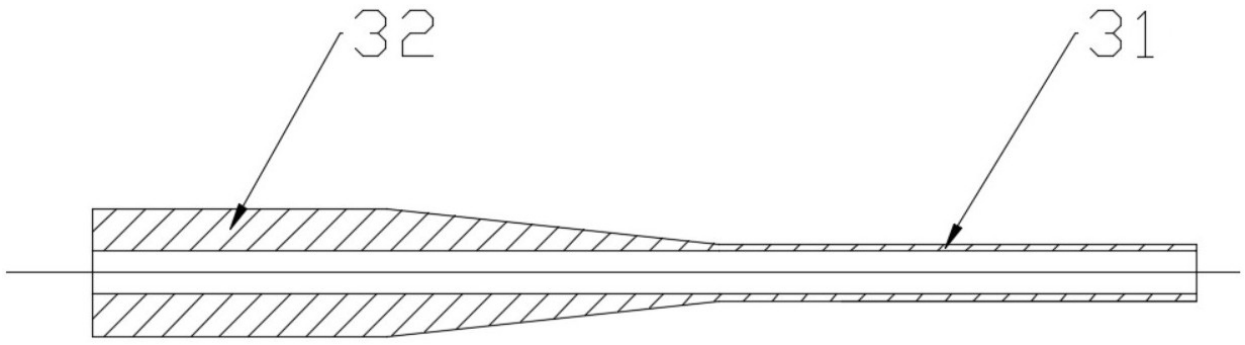


图 4

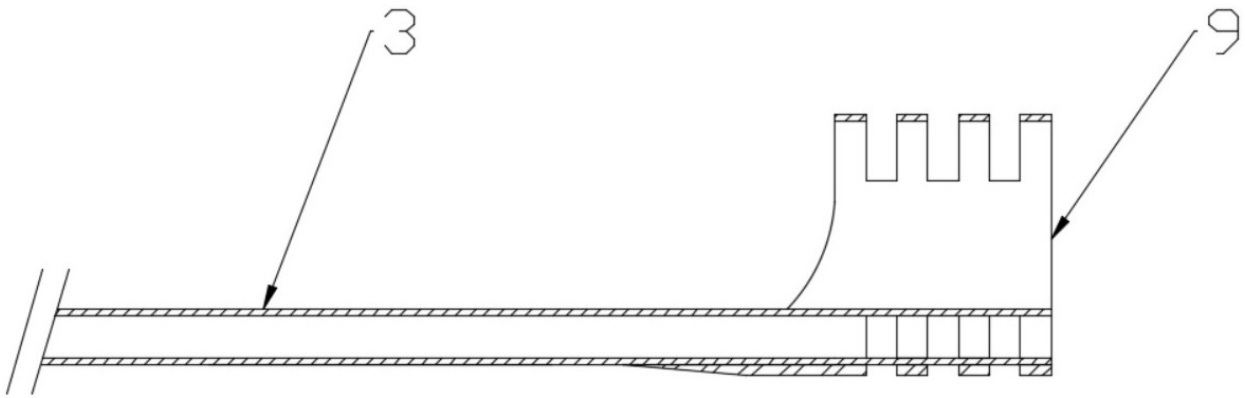


图 5

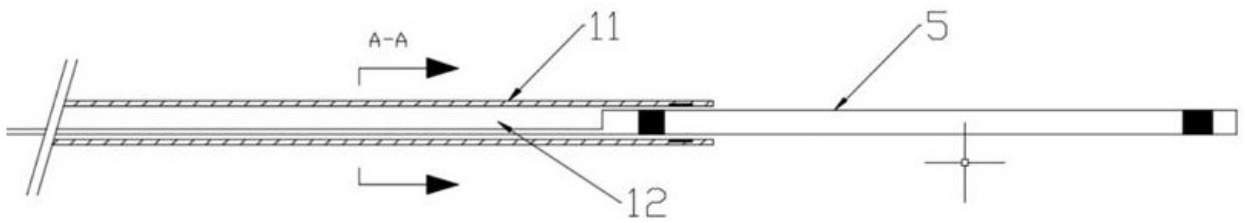


图 6

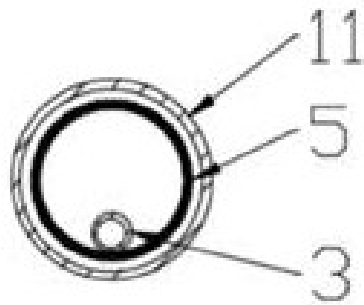


图 7