



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110384520 A

(43)申请公布日 2019.10.29

(21)申请号 201810350484.0

(22)申请日 2018.04.18

(71)申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518051 广东省深圳市南山区玉泉路
毅哲大厦4、5、8、9、10楼

(72)发明人 赵传东 刘宝强 李泳

(74)专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事
务所(普通合伙) 44285

代理人 王仲凯

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

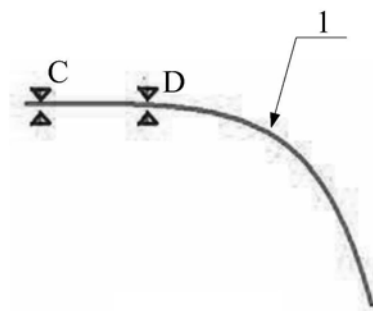
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

超声波成像系统及其导管

(57)摘要

本发明公开了一种超声波成像系统及其导管。导管包括导管本体,所述导管本体由金属丝绕制形成;所述导管本体的外表面和/或内表面上镀有高分子材料膜。本发明提供的导管中,在其导管本体的外表面和/或内表面上镀上了一层高分子材料膜,高分子材料膜将导管本体的螺旋金属丝拉紧贴在一起,以使导管的弹性大幅度提高。另外,高分子材料膜的塑性与金属丝的弹性形成良好的互补关系,类似钢筋水泥混合所达到的压力与拉力的互补,将高分子膜的塑性和钢丝的弹性完好的结合在一起,形成性能优良的全新性能的产品。



1. 一种导管,其特征在于,包括导管本体,所述导管本体由金属丝绕制形成;
所述导管本体的外表面和/或内表面上镀有高分子材料膜。
2. 根据权利要求1所述的导管,其特征在于,所述高分子材料膜为塑料膜、有机玻璃膜、聚乙烯膜、硅胶膜或橡胶膜。
3. 根据权利要求1所述的导管,其特征在于,所述高分子材料膜通过气相沉淀法、液体置换法或表面蒸镀法镀在所述导管本体上。
4. 根据权利要求1所述的导管,其特征在于,所述导管本体包括多层管体,每层管体由金属丝螺旋绕制形成;
所述管体的层数为n,所述导管本体的外表面或内表面上的高分子材料膜的厚度为L,所述金属丝的直径为d,所述导管本体的外径为D,
$$L=d^2+n/D。$$
5. 根据权利要求1所述的导管,其特征在于,所述导管本体的外表面或内表面上的高分子材料膜的厚度为20-40um。
6. 根据权利要求1所述的导管,其特征在于,所述导管本体内部穿过线缆且所述导管本体的一端与功能部件连接后,再进行镀高分子材料膜。
7. 根据权利要求1所述的导管,其特征在于,所述导管本体包括多层管体,每层管体由金属丝螺旋绕制形成,且任意相邻的两层管体的金属丝绕向相反。
8. 一种超声波成像系统,包括导管,其特征在于,所述导管为如权利要求1-7任一项所述的导管。

超声波成像系统及其导管

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,更具体地说,涉及一种超声波成像系统及其导管。

背景技术

[0002] 血管内超声回波采集与成像系统,是医疗诊断技术中的前沿技术,原理是将一根高速旋转的导管,经鞘管插入人体内部,伸入到心脏附近或者其它病变处,通过导管顶端的超声阵元的发射与回波信息的接收,将人体病理信息根据360°视角真实的分配到每个角度。这过程中有一个核心技术,就是要保证在360°角度内的任一角度的转速都要相等。但通过长长的导管与鞘管后,在安装超声阵元的顶端部位的转速总是受各种因素的影响,出现单位角度内转速不同的现象,这种现象就是IUVS(血管内超声)技术中称之为最难控制的NURD现象。

[0003] 目前常用的几种减轻NURD现象的技术是通过改变导管材料的硬度、绕制方法等方面进行改善,基本上就是在导管的弹性和塑性上进行平衡,导管的弹性用来平衡扭矩,而塑性用来吸收寄生机械振动。

[0004] 现有技术中导管由金属丝绕制形成,通过采用在不同温度、时间下的淬火工艺,以提高导管的弹性与塑性的总体性能,但是效果不理想。

[0005] 综上所述,如何有效地提高导管的总体性能,是目前本领域技术人员急需解决的问题。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明的第一个目的在于提供一种导管,该导管的结构设计可以有效地提高导管的总体性能,本发明的第二个目的是提供一种包括上述导管的超声波成像系统。

[0007] 为了达到上述第一个目的,本发明提供如下技术方案:

[0008] 一种导管,包括导管本体,所述导管本体由金属丝绕制形成;

[0009] 所述导管本体的外表面和/或内表面上镀有高分子材料膜。

[0010] 优选地,上述导管中,所述高分子材料膜为塑料膜、有机玻璃膜、聚乙烯膜、硅胶膜或橡胶膜。

[0011] 优选地,上述导管中,所述高分子材料膜通过气相沉淀法、液体置换法或表面蒸镀法镀在所述导管本体上。

[0012] 优选地,上述导管中,所述导管本体包括多层管体,每层管体由金属丝螺旋绕制形成;

[0013] 所述管体的层数为n,所述导管本体的外表面或内表面上的高分子材料膜的厚度为L,所述金属丝的直径为d,所述导管本体的外径为D,

[0014] $L=d^2+n/D$ 。

[0015] 优选地,上述导管中,所述导管本体的外表面或内表面上的高分子材料膜的厚度

为20-40um。

[0016] 优选地,上述导管中,所述导管本体内部穿过线缆且所述导管本体的一端与功能部件连接后,再进行镀高分子材料膜。

[0017] 优选地,上述导管中,所述导管本体包括多层管体,每层管体由金属丝螺旋绕制形成,且任意相邻的两层管体的金属丝绕向相反。

[0018] 一种超声波成像系统,包括导管,所述导管为如上述中任一项所述的导管。

[0019] 本发明提供的导管包括导管本体,导管本体由金属丝绕制形成。即金属丝螺旋盘绕最终绕制形成导管本体。导管本体的外表面和/或内表面上镀有高分子材料膜。即可以仅导管本体的内表面镀有高分子材料膜,且导管本体的外表面不镀有高分子材料膜;或者,导管本体的内表面不镀有高分子材料膜,且仅导管本体的外表面镀有高分子材料膜;或者,导管本体的外表面和内表面均镀有高分子材料膜。

[0020] 本发明提供的导管中,在其导管本体的外表面和/或内表面上镀上了一层高分子材料膜,高分子材料膜将导管本体的螺旋金属丝拉紧贴在一起,以使导管的弹性大幅度提高。另外,高分子材料膜的塑性与金属丝的弹性形成良好的互补关系,类似钢筋水泥混合所达到的压力与拉力的互补,将高分子膜的塑性和钢丝的弹性完好的结合在一起,形成性能优良的全新产品。

[0021] 为了达到上述第二个目的,本发明还提供了一种超声波成像系统,该超声波成像系统包括上述任一种导管。由于上述的导管具有上述技术效果,具有该导管的超声波成像系统也应具有相应的技术效果。

附图说明

[0022] 为了更清楚地说明本发明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,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,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。

[0023] 图1为本发明实施例提供的导管本体的内层管体抽出的主视图;

[0024] 图2为本发明实施例提供的导管本体的内层管体抽出的结构示意图;

[0025] 图3为现有技术中的导管进行弹性试验的示意图;

[0026] 图4为本发明实施例提供的导管进行弹性试验的示意图;

[0027] 图5为用于测量导管塑性的装置的结构示意图;

[0028] 图6为现有技术中的导管进行塑性试验的结果图;

[0029] 图7为本发明实施例提供的导管进行塑性试验的结果图。

[0030] 在图1-7中:

[0031] 1-导管本体、1a-管体、2-振动发生器、3-振动检测器。

具体实施方式

[0032] 本发明的第一个目的在于提供一种导管,该导管的结构设计可以有效地提高导管的总体性能,本发明的第二个目的是提供一种包括上述导管的超声波成像系统。

[0033] 下面将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清楚、完

整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,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,都属于本发明保护的范围。

[0034] 请参阅图1-图2,本发明实施例提供的导管包括导管本体,导管本体由金属丝绕制形成。即金属丝螺旋盘绕最终绕制形成导管本体。导管本体的外表面和/或内表面上镀有高分子材料膜。即可以仅导管本体的内表面镀有高分子材料膜,且导管本体的外表面不镀有高分子材料膜;或者,导管本体的内表面不镀有高分子材料膜,且仅导管本体的外表面镀有高分子材料膜;或者,导管本体的外表面和内表面均镀有高分子材料膜。

[0035] 本发明实施例提供的导管中,在其导管本体的外表面和/或内表面上镀上了一层高分子材料膜,高分子材料膜将导管本体的螺旋金属丝拉紧贴在一起,以使导管的弹性大幅度提高。

[0036] 在进行导管的弹性试验时,一般固定导管间隔设定距离的两点,然后使导管在自然重力下呈一定弧度下垂,导管弯曲的弧的半径是决定导管弹性的重要变量。弧的半径越大,弹性越好。

[0037] 如图3所示,现有技术中的导管进行弹性试验的示意图,固定导管本体的A点和B点进行试验。图4为对本发明实施例提供的导管进行弹性试验的示意图,固定导管本体的C点和D点进行试验。其中AB的间距和CD的间距相等,需要说明的是图3中现有技术中的导管与本发明中的导管本体结构和尺寸均相同。

[0038] 图3和4对比可知,图4中导管弯曲下垂的弧的半径远大于图3中导管弯曲下垂的弧的半径,经测量分析得出图4中导管弯曲下垂的弧的半径远是图3中导管弯曲下垂的弧的半径的16倍,图4试验中的导管,由钢丝绕制形成,钢丝的直径为0.12mm,双层反向绕制、镀膜厚度30um。

[0039] 另外,经过多次测量分析得出,本发明提供的导管弯曲下垂的弧的半径与现有技术中的导管弯曲下垂的弧的半径相比,弧半径可增加4-20倍。故本发明提供的导管具有优秀的NURD性能。

[0040] 另外,高分子材料膜的塑性与金属丝的弹性形成良好的互补关系,类似钢筋水泥混合所达到的压力与拉力的互补,将高分子膜的塑性和钢丝的弹性完好的结合在一起,形成性能优良的全新产品。

[0041] 在进行导管的塑性试验时,一般使用如图5所示的装置,导管两端被固定在一个可以调节压力的骨架上,骨架右侧设置振动发生器,通过振动发生器施加针对频率触发,将导管的拉力调节在0.4kg,并且振动发生器在1s内施加规定振幅频率的振动,停止后,导管将继续振荡并逐渐消失,检测振动发生器停止发出振动至导管的振荡消失的时间,时间越短则寄生震荡就越小,导管塑性性能越优秀。

[0042] 如图6所示,图6为现有技术中的导管进行塑性试验的结果图,图7为本发明实施例提供的导管进行塑性试验的结果图。需要说明的是图6中现有技术中的导管与本发明中的导管本体结构和尺寸均相同。

[0043] 图6和7对比可知,本发明提供的导管消除寄生震荡的时间比现有技术中的导管消除寄生震荡的时间缩短了4.5倍。本发明提供的导管下降到同一振幅下所需要的时间远远低于现有技术中的导管。

[0044] 在一具体实施例中,高分子材料膜为塑料膜、有机玻璃膜、聚乙烯膜、硅胶膜或橡胶膜。当然,还可以为其它材料的膜,在此不作限定。

[0045] 具体地,高分子材料膜可以通过气相沉淀法、液体置换法或表面蒸镀法镀在导管本体上。当然,还可以通过任意其它方法将高分子材料镀在导管本体表面,在此不作限定。

[0046] 导管本体可以包括多层管体,每层管体由金属丝螺旋绕制形成。其中,管体的层数为 n ,导管本体的外表面或内表面上的高分子材料膜的厚度为 L ,金属丝的直径为 d ,导管本体的外径为 D ,

[0047] $L=d^2+n/D$ 。

[0048] 需要说明的是,上述高分子材料膜的厚度为 L 、金属丝的直径为 d ,导管本体的外径为 D 的单位应该统一,可以为 mm 或丝,其中一丝为 0.01mm 。

[0049] 优选地,导管本体的外表面或内表面上的高分子材料膜的厚度为 $20\text{--}40\mu\text{m}$ 。具体的可以为 $30\mu\text{m}$,当然,高分子材料膜的厚度还可以根据实际情况自行设定,在此不作限定。

[0050] 为了防止将导管与功能部件连接时损坏导管,还可以给导管本体内部穿过线缆,并且导管本体的一端与功能部件连接后,再在导管本体上镀高分子材料膜。

[0051] 当导管本体的内部具有高分子材料膜时,高分子材料膜可以填充满导管本体和其内部线缆之间的间隙,如此使得导管的性能更加优良。

[0052] 导管本体可以包括多层管体,每层管体由金属丝螺旋绕制形成,且任意相邻的两层管体的金属丝绕向相反。如图1-2所示,当导管本体包括两层管体时,其中一层采取金属丝顺时针绕制形成,另一层采用金属丝逆时针绕制形成。两层管体的金属丝绕向相反,能有效的增加导管的轴向弹性。

[0053] 多层管体中相邻的两层管体之间可以具有间隙或者相互贴合。

[0054] 由于血管的直径很小,决定了插入血管内的导管的外径 $R \geq 1.5\text{mm}$ (有的导管做到了 1mm),导管长度 $H=1668\text{mm}$;导管内部需要通过信号线,具体需要通过2条信号线,要求导管内径 $\leq 0.8\text{mm}$ 。如此要求包括两层管体的导管的壁厚仅有 0.35mm ,要求绕制的钢丝直径 $< 0.15\text{mm}$ 。这样绕出来的导管弹性很弱,即导管的物理特性很很软,容易造成导管的驱动端与工作端出现严重的失调现象(不同步),如此本发明提供的导管在外表面和/或内表面镀有高分子材料膜,能够大大提高导管的弹性,避免上述情况的发生。

[0055] 金属丝可以为钢丝,或者其它金属丝,在此不作限定。

[0056] 基于上述实施例中提供的导管,本发明还提供了一种超声波成像系统,该超声波成像系统包括上述实施例中任意一种导管。由于该超声波成像系统采用了上述实施例中的导管,所以该超声波成像系统的有益效果请参考上述实施例。

[0057] 超声波成像系统的功能部件为超声换能器部件。具体地,导管本体内部穿过线缆后且导管本体的一端与超声换能器部件连接后,再在导管本体上镀高分子材料膜,以防止将导管与超声换能器部件连接时损坏导管。

[0058] 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。

[0059] 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发明。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,本文中定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明

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

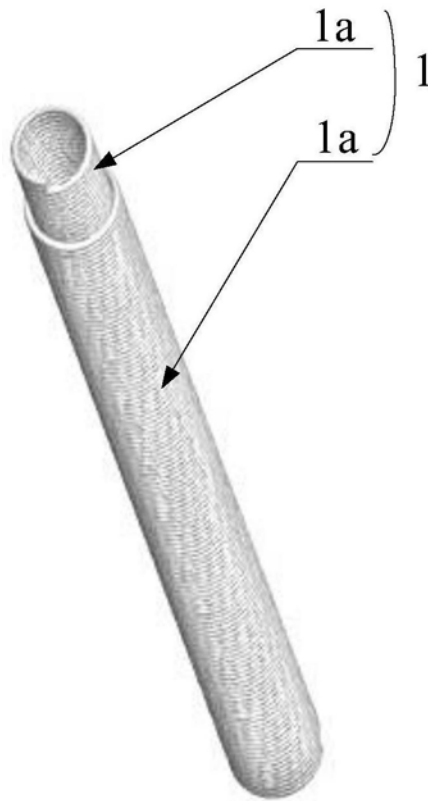


图2

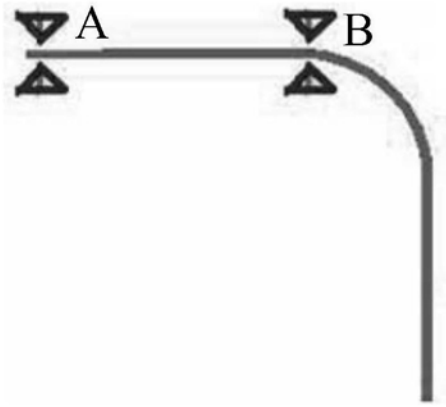


图3

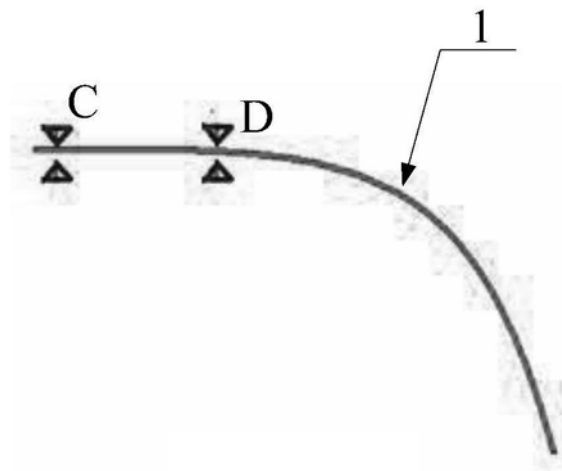


图4

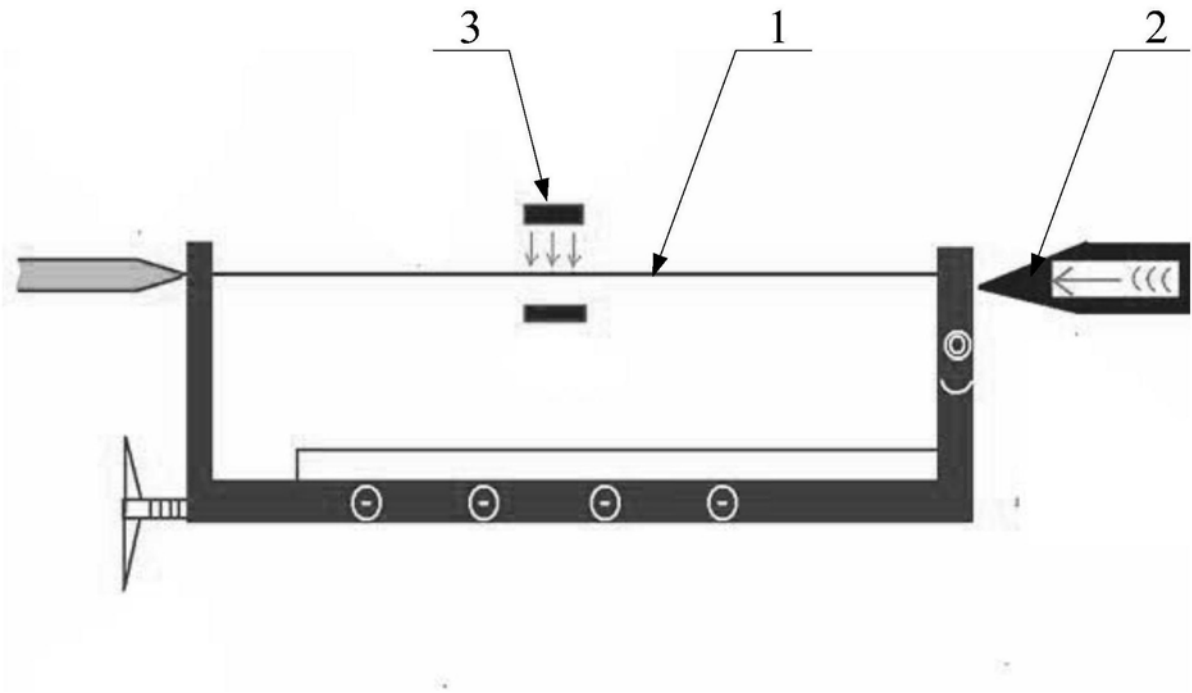


图5

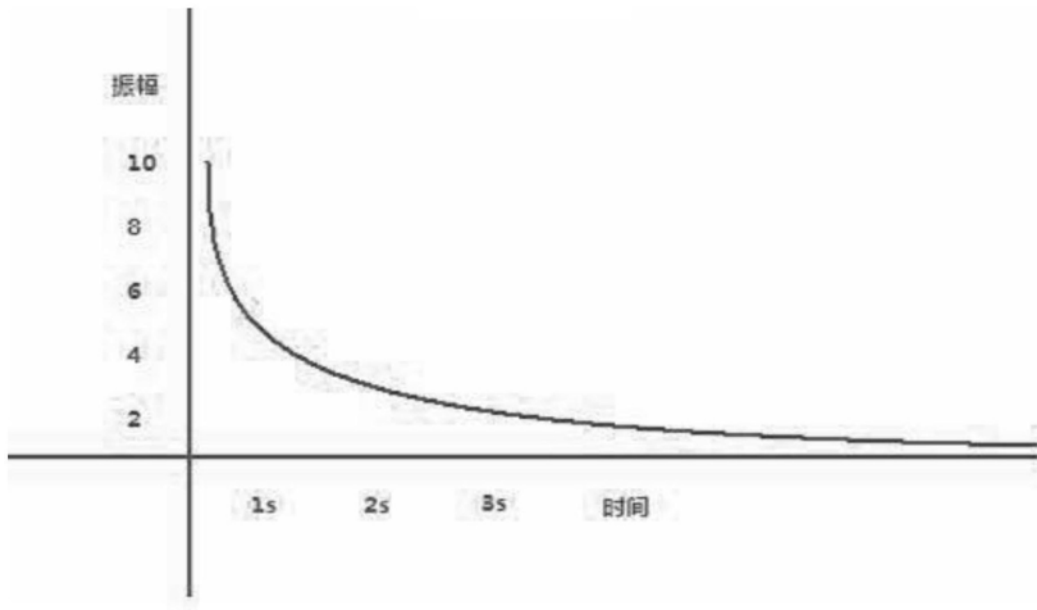


图6

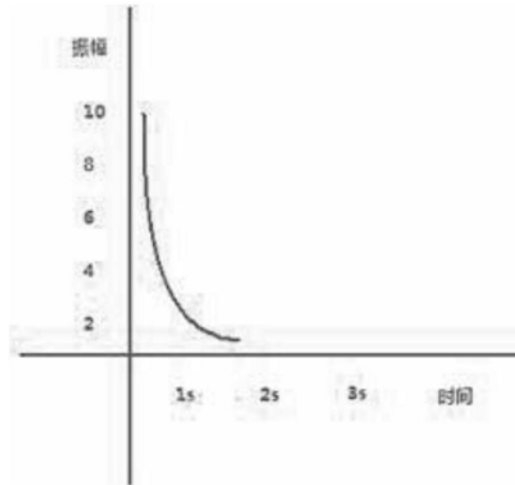


图7

专利名称(译)	超声波成像系统及其导管		
公开(公告)号	CN110384520A	公开(公告)日	2019-10-29
申请号	CN201810350484.0	申请日	2018-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	赵传东 刘宝强 李泳		
发明人	赵传东 刘宝强 李泳		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12		
代理人(译)	王仲凯		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波成像系统及其导管。导管包括导管本体，所述导管本体由金属丝绕制形成；所述导管本体的外表面和/或内表面上镀有高分子材料膜。本发明提供的导管中，在其导管本体的外表面和/或内表面上镀上了一层高分子材料膜，高分子材料膜将导管本体的螺旋金属丝拉紧贴在一起，以使导管的弹性大幅度提高。另外，高分子材料膜的塑性与金属丝的弹性形成良好的互补关系，类似钢筋水泥混合所达到的压力与拉力的互补，将高分子膜的塑性和钢丝的弹性完好的结合在一起，形成性能优良的全新性能的产品。

