



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110074819 A

(43)申请公布日 2019.08.02

(21)申请号 201910459596.4

(22)申请日 2019.05.29

(71)申请人 深圳北芯生命科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市新安街道留芳路6号庭威产业园3栋3楼E区

(72)发明人 陈丽丽 胡文城 李连波

(74)专利代理机构 深圳舍穆专利代理事务所
(特殊普通合伙) 44398

代理人 黄贤炬

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

F16C 3/02(2006.01)

权利要求书1页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

血管内超声导管换能器的传动轴

(57)摘要

本公开涉及一种血管内超声导管换能器的传动轴,其特征在于,包括:内层结构,其被形成为由编织线编织而成的第一弹簧结构,第一弹簧结构的节距从远端到近端逐渐增大;以及外层结构,其覆盖内层结构,外层结构被形成成为第二弹簧结构,并且第二弹簧结构的节距从远端到近端逐渐增大,第二弹簧结构的节距比第一弹簧结构的节距更稀疏。在这种情况下,传动轴的内层结构和外层结构的力学性能互补,从而能够在改善了传动轴的柔性的同时增强了传动轴的应力响应能力和力矩传递能力,有助于避免出现不均匀旋转伪像,同时提高血管内超声导管长程控制上的扭控性能,提高整体操控性,有效降低手术时间,更高效地提供医疗服务。



1. 一种血管内超声导管换能器的传动轴,所述传动轴包括近端部分和具有超声导管换能器的远端部分,其特征在于:

包括:

内层结构,其被形成为由编织线编织而成的第一弹簧结构,所述第一弹簧结构的节距从所述远端到所述近端逐渐增大;以及

外层结构,其覆盖所述内层结构,所述外层结构被形成为第二弹簧结构,并且所述第二弹簧结构的节距从所述远端到所述近端逐渐增大,所述第二弹簧结构的节距比所述第一弹簧结构的节距更稀疏。

2. 如权利要求1所述的传动轴,其特征在于:

在所述内层结构与所述外层结构之间,布置有粘接剂。

3. 如权利要求1所述的传动轴,其特征在于:

所述第一弹簧结构的杨氏模量大于所述第二弹簧结构的杨氏模量。

4. 如权利要求1所述的传动轴,其特征在于:

所述内层结构的壁厚大于所述外层结构的壁厚。

5. 如权利要求1所述的传动轴,其特征在于:

所述编织线由金属丝或高分子丝制成。

6. 如权利要求5所述的传动轴,其特征在于:

所述金属丝由选自钢合金、镍钛合金、铜合金、钴铬合金、纯白金、纯黄金或纯钨中至少一种制成。

7. 如权利要求5所述的传动轴,其特征在于:

所述高分子丝由选自尼龙、硅橡胶、聚氨脂、聚醚醚酮(PEEK)或液晶高分子(Liquid Crystal Polymer)中至少一种制成。

8. 如权利要求1所述的传动轴,其特征在于:

所述第一弹簧结构由至少一股所述编织线编织而成。

9. 如权利要求1所述的传动轴,其特征在于:

还包括覆盖所述外层结构的保护层。

10. 如权利要求1所述的传动轴,其特征在于:

所述编织线为扁丝。

血管内超声导管换能器的传动轴

技术领域

[0001] 本公开涉及一种血管内超声导管换能器的传动轴。

背景技术

[0002] IVUS系统又称血管内超声成像系统,主要由IVUS导管、IVUS回撤系统和IVUS主机系统组成。在实际操作中,一般是经由桡动脉或股动脉穿刺,将包含微型超声换能器及其传动轴的IVUS导管推送至血管病变区域。导管的管芯在回撤过程中会通过管芯前端的微型超声换能器获取血管的管腔和管壁断面结构信息,然后在主机系统进行成像并进行图像处理,最终将特定范围内的血管的管腔和管壁的横切面与纵切面分别以图像的形式展现出来。

[0003] 在超声换能器对血管的探测成像过程中,通常需要超声换能器的传动轴保持快速旋转,而且同时以均匀的速度回撤。为了安全通过路径弯曲多变且交叉的血管,传动轴往往需要具有较好的柔性,同时具备较大的力矩传递能力和较灵敏的应力响应能力。而目前市场上应用的传动轴通常要不力矩传递能力较大但刚性过大,在血管内的运动不顺畅,容易导致血管损伤,要不柔性较好但力矩传递能力较小或者应力响应较迟钝,使得超声换能器旋转和回撤的速度偏离预设值,出现不均匀的旋转伪像,给血管内超声成像的临床应用带来了手术耗时较长或成像质量较差的风险。

发明内容

[0004] 本公开有鉴于上述现有技术的状况而完成,其目的在于提供一种柔性更佳且应力响应能力和力矩传递能力较好的血管内超声导管换能器的传动轴。

[0005] 为此,本公开提供了一种由两层不同结构组成的血管内超声导管换能器的传动轴(在本申请中或简称“传动轴”)。其特征在于,所述传动轴包括近端部分和具有超声导管换能器的远端部分,其包括:内层结构,其被形成为由编织线编织而成的第一弹簧结构,所述第一弹簧结构的节距从所述远端到所述近端逐渐增大;以及外层结构,其覆盖所述内层结构,所述外层结构被形成为第二弹簧结构,并且所述第二弹簧结构的节距从所述远端到所述近端逐渐增大,所述第二弹簧结构的节距比所述第一弹簧结构的节距更稀疏。

[0006] 在本公开中,血管内超声换能器传动轴包含分为内层结构和外层结构的两个管层,这两个管层都包含节距可以逐渐变化的弹簧结构,而且外层的弹簧结构的节距比内层的更稀疏。在这种情况下,传动轴的内层结构和外层结构的力学性能互补,从而能够在改善了传动轴的柔性的同时增强了传动轴的应力响应能力和力矩传递能力,有助于提高血管内超声成像的质量。

[0007] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,在所述内层结构与所述外层结构之间,布置有粘接剂。由此,能够改善内层结构和外层结构的连接的可靠性。

[0008] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,所述第一弹簧结构的杨氏模量大于所述第二弹簧结构的杨氏模量。在这种情况下,第一弹簧结构的力矩传递能力和应力响应能力

较佳,第二弹簧结构的柔性较佳,传动轴的内层结构和外层结构的力学性能互补,从而能够改善传动轴的柔性,同时增强传动轴的应力响应能力和力矩传递能力。

[0009] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,所述内层结构的壁厚大于所述外层结构的壁厚。由此,能够进一步改善传动轴的应力响应能力和力矩传递能力。

[0010] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,所述编织线由金属丝或高分子丝制成。在这种情况下,内层结构的强度得到提升,从而能够进一步改善传动轴的应力响应能力和力矩传递能力。

[0011] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,所述金属丝由选自钢合金、镍钛合金、铜合金、钴铬合金、纯白金、纯黄金或纯钨中至少一种制成。由此,能够进一步改善传动轴的应力响应能力和力矩传递能力。

[0012] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,所述高分子丝由选自尼龙、硅橡胶、聚氨酯、聚醚醚酮(PEEK)或液晶高分子(Liquid Crystal Polymer)中至少一种制成。由此,能够进一步改善传动轴的应力响应能力和力矩传递能力。

[0013] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,所述第一弹簧结构由至少一股所述编织线编织而成。由此,能够进一步改善传动轴的柔性、应力响应能力和力矩传递能力。

[0014] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,还包括覆盖所述外层结构的保护层。由此,能够减少传动轴对血管的损伤。

[0015] 另外,本公开所涉及的传动轴中,可选地,所述编织线为扁丝。由此,能够既改善传动轴的应力响应能力和力矩传递能力,又有助于减小传动轴的外径。

附图说明

[0016] 图1是示出了本公开的实施方式所涉及的传动轴的应用示意图。

[0017] 图2是示出了本实施方式所涉及的传动轴的结构示意图。

[0018] 图3是示出了本实施方式所涉及的传动轴的靠近远端的局部放大图。

[0019] 图4是示出了本实施方式所涉及的内层结构的示意图。

[0020] 图5是示出了本实施方式所涉及的外层结构的示意图。

[0021] 图6是示出了本实施方式所涉及的包含保护层的传动轴的局部剖视图。

[0022] 符号说明:

[0023] 1...传动轴,11...近端,12...远端,13...内层结构,131...第一弹簧结构,1311...编织线,14...外层结构,141...第二弹簧结构,15...保护层,2...回撤装置,3...超声探头,31...超声换能器。

具体实施方式

[0024] 以下,参考附图,详细地说明本公开的优选实施方式。在下面的说明中,对于相同的部件赋予相同的符号,省略重复的说明。另外,附图只是示意性的图,部件相互之间的尺寸的比例或者部件的形状等可以与实际的不同。

[0025] 在下面的说明中,为了方便说明使用了小标题的方式进行描述,但是这些小标题仅起到提示作用,并不是为了将小标题下所描述的内容限制于小标题的主题中。

[0026] 图1是示出了本公开的实施方式所涉及的传动轴的应用示意图。

[0027] 在本实施方式中,传动轴1的两个端部可以分别被称呼为近端11和远端12。在本实施方式中,近端11可以连接到设置在体外的回撤装置2。在本实施方式中,远端12可以和包含超声换能器31的超声探头3连接。在这种情况下,远端12和超声探头3被放置在血管内,在回撤装置2的驱动下,传动轴1带着超声探头3均匀地回撤和旋转,超声换能器31探测血管内的结构,从而能够获得血管内部的超声成像。

[0028] 在一些示例中,传动轴1和超声探头3可以设置在鞘管(未示出)内部。在这种情况下,在血管内,鞘管覆盖传动轴1和超声探头3,传动轴1和超声探头3在鞘管内回撤和旋转,从而能够使传动轴1回撤和旋转更加顺畅,并且有助于保护血管不被传动轴1或超声探头3损伤。

[0029] 在一些示例中,鞘管可以由橡塑材料、树脂中的至少一种材料制成。具体而言,在一些示例中,鞘管可以为选自乙烯-醋酸乙烯共聚物(EVA)、聚醚醚酮、聚乙烯、线性低密度聚乙烯中的至少一种材料制成。由此,能够进一步改善传动轴1的回撤和旋转运动的顺畅度,并且有助于保护血管不被传动轴1或超声探头3损伤。

[0030] 图2是示出了本实施方式所涉及的传动轴的结构示意图。图3是示出了本实施方式所涉及的传动轴的靠近远端的局部放大图。

[0031] 在本实施方式中,传动轴1可以包括内层结构13和外层结构14,内层结构13可以被形成为由编织线1311编织而成的第一弹簧结构131,第一弹簧结构131的节距从远端12到近端11可以逐渐增大,外层结构14可以覆盖内层结构13,外层结构14可以被形成为第二弹簧结构141,第二弹簧结构141的节距从远端12到近端11可以逐渐增大,第二弹簧结构141的节距比第一弹簧结构131的节距可以更稀疏。

[0032] 在这种情况下,传动轴1的内层结构13和外层结构14的力学性能互补,从而能够在改善了传动轴1的柔性的同时增强了传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力,有助于提高血管内超声成像的质量。另外,传动轴1的内层结构13和外层结构14的力学性能互补,能够减少传动轴1在血管内运动时产生的扭结或其它有害变形,从而能够缩短手术时间和提高血管内超声成像的质量。

[0033] 在本实施方式中,在内层结构13与外层结构14之间,可以布置有粘接剂。由此,能够改善内层结构13和外层结构14的连接的可可靠性。

[0034] 在一些示例中,内层结构13与外层结构14之间,粘接剂可以只设置在传动轴1的两端。由此,能够改善内层结构13和外层结构14的连接的可可靠性,减少粘接剂对内层结构13或外层结构14的性能的影响,并且降低传动轴1的重量。

[0035] 在一些示例中,内层结构13与外层结构14之间的粘接剂可以选自环氧树脂和UV光固胶中的至少一种。由此,能够进一步改善内层结构13和外层结构14的连接的可可靠性。

[0036] 在另一些示例中,可以通过钎焊把内层结构13与外层结构14连接在一起。由此,能够改善内层结构13和外层结构14的连接的可可靠性。

[0037] 在另一些示例中,还可以通过机械卡接的方式把内层结构13与外层结构14连接在一起。

[0038] 在另一些示例中,内层结构13与外层结构14之间,可以不需要粘接剂,内层结构13与外层结构14通过相互之间的卡接或摩擦即可以连接在一起。

[0039] 在本实施方式中,第一弹簧结构131的杨氏模量可以大于第二弹簧结构141的杨氏

模量。在这种情况下,第一弹簧结构131的力矩传递能力和应力响应能力较佳,第二弹簧结构141的柔性较佳,传动轴1的内层结构13和外层结构14的力学性能互补,从而能够改善传动轴1的柔性,同时增强传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0040] 在本实施方式中,内层结构13的壁厚可以大于外层结构14的壁厚。由此,能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0041] 在本实施方式中,第二弹簧结构141的节距比第一弹簧结构131的节距可以更稀疏。在这种情况下,第二弹簧结构141的杨氏模量比第一弹簧结构131的杨氏模量大,从而能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0042] 在一些示例中,第一弹簧结构131和第二弹簧结构141的螺旋方向可以相反。从而能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0043] 在另一些示例中,第一弹簧结构131和第二弹簧结构141的螺旋方向可以相同。

[0044] (内层结构)

[0045] 图4是示出了本实施方式所涉及的内层结构的示意图。

[0046] 在本实施方式中,内层结构13可以被形成为由编织线1311编织而成的第一弹簧结构131。

[0047] 在本实施方式中,第一弹簧结构131的节距从近端11到远端12可以逐渐减小。在一些示例中,如图4所示,第一弹簧结构131从近端11到远端12的节距可以依次包括P1a、P1b和P1c,并且P1a大于P1b,P1b大于P1c。在这种情况下,一方面,第一弹簧结构131在靠近近端11的部分具有较大的杨氏模量,从而能够改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力,即传动轴1能够灵敏地、准确地把回撤装置2的回撤和旋转运动传递给超声探头3;另一方面,第一弹簧结构131在靠近远端12的部分具有较小的杨氏模量,从而能够改善传动轴1的柔性,即传动轴1能够在路径复杂多变的血管内灵巧地、顺畅地移动。

[0048] 在一些示例中,第一弹簧结构131的节距的变化可以是连续渐变的。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力,并且能够减少传动轴1的应力集中。

[0049] 在另一些示例中,第一弹簧结构131的节距的可以是阶梯式变化的。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力,并且能够方便设定和制造第一弹簧结构131的节距。

[0050] 在本实施方式中,第一弹簧结构131可以由至少一股编织线1311编织而成。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力。

[0051] 在一些示例中,第一弹簧结构131可以由6至9股编织线1311编织而成。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力。

[0052] 在另一些示例中,第一弹簧结构131可以由16至32股编织线1311编织而成。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力。

[0053] 在一些示例中,从近端11到远端12,构成第一弹簧结构131的编织线1311的股数可以变化。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力。

[0054] 在一些示例中,从近端11到远端12,构成第一弹簧结构131的编织线1311的股数可以减少。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力。

[0055] 在一些示例中,编织线1311可以为扁丝。由此,能够既改善传动轴1的应力响应能

力和力矩传递能力,又有助于减小传动轴1的外径。

[0056] 在另一些示例中,编织线1311的垂直于延伸方向的截面可以大致呈圆形。但本实施方式不限于此,编织线1311的截面形状还可以大致呈方形、椭圆形、其他规则形状或不规则形状。

[0057] 在本实施方式中,编织线1311可以由金属丝或高分子丝制成。在这种情况下,内层结构13的强度得到提升,从而能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0058] 在一些示例中,构成编织线1311的金属丝可以由选自钢合金、镍钛合金、铜合金、钴铬合金、纯白金、纯黄金或纯钨中至少一种制成。由此,能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0059] 在一些示例中,构成编织线1311的高分子丝可以由选自尼龙、硅橡胶、聚氨脂、聚醚醚酮(PEEK)或液晶高分子(Liquid Crystal Polymer)中至少一种制成。由此,能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0060] 在一些示例中,优选地,构成编织线1311的金属丝可以由钢合金制成。

[0061] (外层结构)

[0062] 图5是示出了本实施方式所涉及的外层结构的示意图。

[0063] 在本实施方式中,第二弹簧结构141的节距从近端11到远端12可以逐渐减小。在一些示例中,如图5所示,第二弹簧结构141从近端11到远端12的节距可以依次包括P2a、P2b和P2c,并且P2a大于P2b,P2b大于P2c。在这种情况下,一方面,第二弹簧结构141在靠近近端11的部分具有较大的杨氏模量,从而能够改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力,即传动轴1能够灵敏地、准确地把回撤装置2的回撤和旋转运动传递给超声探头3;另一方面,第二弹簧结构141在靠近远端12的部分具有较小的杨氏模量,从而能够改善传动轴1的柔性,即传动轴1能够在路径复杂多变的血管内灵巧地、顺畅地移动。

[0064] 在一些示例中,第二弹簧结构141的节距的变化可以是连续渐变的。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力,并且能够减少传动轴1的应力集中。

[0065] 在另一些示例中,第二弹簧结构141的节距的可以是阶梯式变化的。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力。

[0066] 在一些示例中,构成第二弹簧结构141的材料可以选自钢合金、镍钛合金、铜合金、钴铬合金、纯白金、纯黄金或纯钨中的至少一种。由此,能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0067] 在一些示例中,构成第二弹簧结构141的材料可以选自尼龙、硅橡胶、聚氨脂、聚醚醚酮(PEEK)或液晶高分子(Liquid Crystal Polymer)中的至少一种。由此,能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0068] 在一些示例中,优选地,第二弹簧结构141可以由钢合金制成。

[0069] 在一些示例中,第二弹簧结构141的垂直于延伸方向的截面可以大致呈圆形。由此,能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0070] 在另一些示例中,第二弹簧结构141可以由扁丝形成。由此,能够既改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力,又有助于减小传动轴1的外径。

[0071] 在另一些示例中,第二弹簧结构141的垂直于延伸方向的截面还可以大致呈椭圆

形、方形、其他规则形状或不规则形状。

[0072] 在一些示例中,第二弹簧结构141可以由一股弹簧丝螺旋形成。

[0073] 在另一些示例中,第二弹簧结构141还可以由多股弹簧丝螺旋形成。由此,能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0074] (保护层)

[0075] 图6是示出了本实施方式所涉及的包含保护层的传动轴的局部剖视图。

[0076] 在本实施方式中,传动轴1还可以包括覆盖外层结构14的保护层15。由此,能够减少传动轴1对血管的损伤。另外,还能够使传动轴1回撤和旋转更加顺畅,并且有助于保护血管不被传动轴1损伤或污染。

[0077] 在一些示例中,保护层15的材料可以具有生物兼容性。由此,能够减少传动轴1对血管的有害影响。

[0078] 在一些示例中,保护层15可以具有光滑的外壁。由此,能够减少传动轴1与周围环境之间的摩擦。

[0079] 在一些示例中,保护层15的材料可以选自聚酰亚胺、聚苯乙烯、聚氨酯、乳胶、硅胶中的至少一种。由此,能够进一步改善传动轴1回撤和旋转运动的顺畅度,并且有助于保护血管不被传动轴1损伤或污染。

[0080] 在一些示例中,保护层15和外层结构14之间可以布置有粘接剂。由此,能够改善保护层15和外层结构14的连接的可靠性。

[0081] 在一些示例中,保护层15与外层结构14之间,粘接剂可以只设置在传动轴1的两端。由此,能够改善保护层15和外层结构14的连接的可靠性,减少粘接剂对保护层15或外层结构14的性能的影响,并且降低传动轴1的重量。

[0082] 在一些示例中,保护层15和外层结构14之间的粘接剂可以选择UV光固胶。由此,能够改善保护层15和外层结构14的连接的可靠性。

[0083] 在一些示例中,保护层15可以通过自身的弹性裹紧外层结构14以达到连接的目的。由此,能够改善保护层15和外层结构14的连接的可靠性。

[0084] 在另一些示例中,保护层15和外层结构14之间可以不需要紧密连接,保护层15和外层结构14之间可以允许有相对滑动或移动。

[0085] 在本实施方式中,内层结构13和外层结构14的结构可以互换。即内层结构13可以被形成第二弹簧结构141,第二弹簧结构141的节距从远端12到近端11可以逐渐增大,外层结构14可以覆盖内层结构13,外层结构14可以被形成由编织线1311编织而成的第一弹簧结构131,第一弹簧结构131的节距从远端12到近端11可以逐渐增大,第二弹簧结构141的节距比第一弹簧结构131结构的节距可以更稀疏。在这种情况下,传动轴1的内层结构13和外层结构14的力学性能互补,从而能够在改善了传动轴1的柔性的同时增强了传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力,有助于提高血管内超声成像的质量。另外,传动轴1的内层结构13和外层结构14的力学性能互补,能够减少传动轴1在血管内运动时产生的扭结或其它有害变形,从而能够缩短手术时间和提高血管内超声成像的质量。

[0086] 在本实施方式中,传动轴1还可以包括更多的弹簧结构。由此,能够进一步增强传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0087] 在一些示例中,传动轴1可以包括第三弹簧结构。在一些示例中,第三弹簧结构可

以被设置在外层结构14的外面。在另一些示例中,第三弹簧结构被设置在外层结构14和内层结构13之间。在另一些示例中,第三弹簧结构被设置在内层结构13的里面。由此,能够进一步增强传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0088] 在一些示例中,第三弹簧结构的节距从远端12到近端11可以逐渐增大。由此,能够进一步改善传动轴1的柔性、应力响应能力和力矩传递能力。

[0089] 在一些示例中,第三弹簧结构可以由编织线1311编织而成。

[0090] 在一些示例中,第三弹簧结构可以由一股弹簧丝螺旋形成。

[0091] 在另一些示例中,第三弹簧结构还可以由多股弹簧丝螺旋形成。由此,能够进一步改善传动轴1的应力响应能力和力矩传递能力。

[0092] 虽然以上结合附图和实施方式对本公开进行了具体说明,但是可以理解,上述说明不以任何形式限制本公开。本领域技术人员在不偏离本公开的实质精神和范围的情况下可以根据需要对本公开进行变形和变化,这些变形和变化均落入本公开的范围。

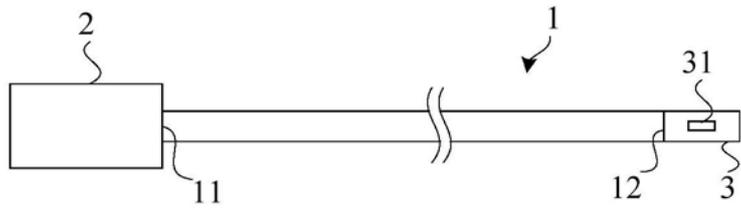


图1

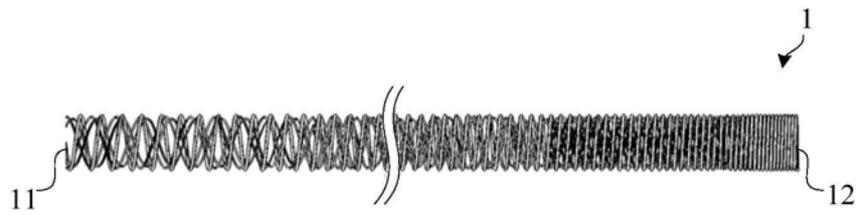


图2

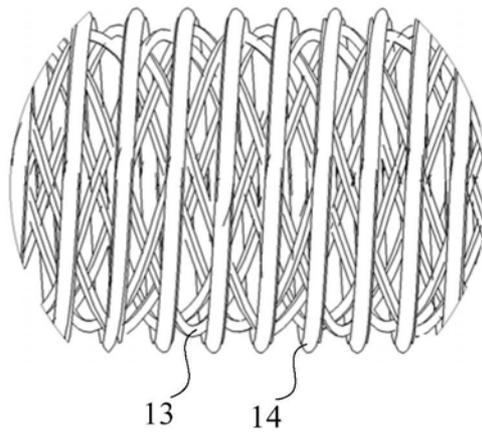


图3

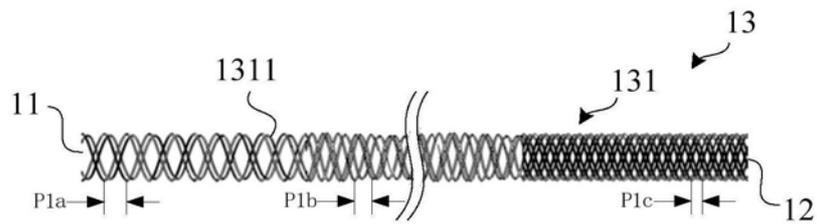


图4

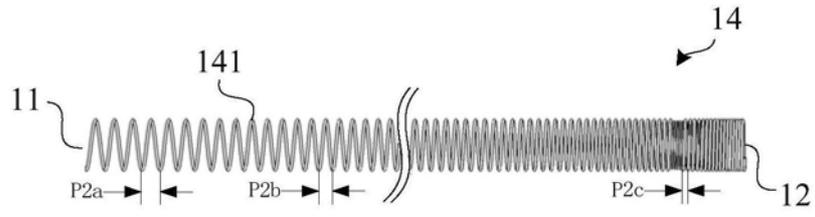


图5

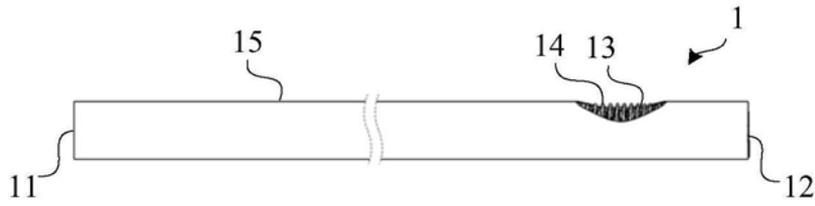


图6

专利名称(译)	血管内超声导管换能器的传动轴		
公开(公告)号	CN110074819A	公开(公告)日	2019-08-02
申请号	CN201910459596.4	申请日	2019-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
[标]发明人	陈丽丽 胡文城 李连波		
发明人	陈丽丽 胡文城 李连波		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 F16C3/02		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4444 F16C3/023 F16C2316/10 F16C2361/31		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种血管内超声导管换能器的传动轴，其特征在于，包括：内层结构，其被形成为由编织线编织而成的第一弹簧结构，第一弹簧结构的节距从远端到近端逐渐增大；以及外层结构，其覆盖内层结构，外层结构被形成为第二弹簧结构，并且第二弹簧结构的节距从远端到近端逐渐增大，第二弹簧结构的节距比第一弹簧结构的节距更稀疏。在这种情况下，传动轴的内层结构和外层结构的力学性能互补，从而能够在改善了传动轴的柔性的同时增强了传动轴的应力响应能力和力矩传递能力，有助于避免出现不均匀旋转伪像，同时提高血管内超声导管长程控制上的扭控性能，提高整体操控性，有效降低手术时间，更高效地提供医疗服务。

