



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210784421 U

(45)授权公告日 2020.06.19

(21)申请号 201921486013.9

(22)申请日 2019.09.06

(73)专利权人 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 张家佳 蔡杰

(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 8/00(2006.01)

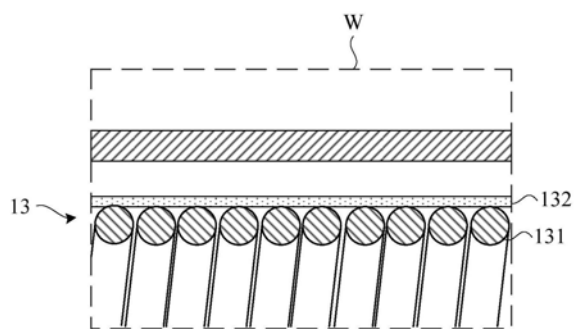
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)实用新型名称

血管内超声系统

(57)摘要

本实用新型提供了一种血管内超声系统,其包括:主机;鞘管,其具有导引内腔,鞘管具有靠近主机的近端部分和远离主机的远端部分;传动轴,其可沿着鞘管的导引内腔移动,传动轴还包括弹簧和设置在弹簧上的硬化层;超声探头,其包括有超声换能器,超声探头与传动轴连接且位于靠近远端部分的鞘管内;以及回撤装置,其受主机的控制,并且回撤装置控制鞘管内的传动轴的移动,回撤装置包括与鞘管相连接并且包括驱动电机的驱动模块;其中,传动轴内还包括用于连接超声换能器与主机的信号线,信号线贯穿弹簧。在硬化层的作用下,信号线与传动轴的弹簧不易发生缠绕,由此,能够有效地保护信号线与传动轴的弹簧。



1. 一种血管内超声系统,其特征在于,
包括:
主机;
鞘管,其具有导引内腔,所述鞘管具有靠近所述主机的近端部分和远离所述主机的远端部分;
传动轴,其可沿着所述鞘管的所述导引内腔移动,所述传动轴还包括弹簧和设置在所述弹簧上的硬化层;
超声探头,其包括有超声换能器,所述超声探头与所述传动轴连接且位于靠近所述远端部分的所述鞘管内;以及
回撤装置,其受所述主机的控制,并且所述回撤装置控制所述鞘管内的所述传动轴的移动,所述回撤装置包括与所述鞘管相连接并且包括驱动电机的驱动模块;
其中,所述传动轴内还包括用于连接所述超声换能器与所述主机的信号线,所述信号线贯穿所述弹簧。
2. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于,
所述硬化层通过在所述弹簧上涂覆固化胶而形成。
3. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于,
在所述信号线的外周,还设置有保护层。
4. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于,
所述硬化层的杨氏模量大于所述弹簧的杨氏模量。
5. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于,
所述传动轴的具有所述硬化层的部分位于体外。
6. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于,
所述驱动模块包括驱动所述传动轴平移的平移电机和驱动所述传动轴旋转的旋转电机。
7. 根据权利要求2所述的血管内超声系统,其特征在于,
所述固化胶选自环氧树脂、苯酚、乙二胺和二乙烯三胺中的一种。
8. 根据权利要求3所述的血管内超声系统,其特征在于,
所述保护层选自聚四氟乙烯、二硫化钼、聚氯乙烯和聚酯弹性体中的一种。
9. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于,
所述弹簧的位于体外部分的节距比位于体内部分的节距小。
10. 根据权利要求2所述的血管内超声系统,其特征在于,
所述固化胶的粘度在500cPs以下。

血管内超声系统

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种血管内超声系统。

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IVUS导管被推送至血管病变区域。导管的传动轴在回撤过程中会通过连接在传动轴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。导管在回撤的过程中,要求保持快速旋转,且回撤速度要均匀。

[0003] 在现有技术中,回撤系统主要由旋转电机、平移电机、可移动台、滑环、滑轨以及电路部分等组成。旋转电机的轴与导管的传动轴相连,带动传动轴以及超声换能器旋转成像。平移电机通过齿轮连接的方式,控制可移动平台沿滑轨前后平移运动。滑环位于可移动平台上,主要作用是将位于传动轴中、随传动轴旋转的信号线与固定在可移动平台上的、无旋转运动的电路板信号线耦合。

[0004] 当前市场上的IVUS系统的超声探头主要分机械式旋转探头与相控阵式探头。其中机械式旋转探头在成像过程中,因为高速旋转及反复的回撤会导致弹簧中的导线较容易被绞,从而影响导线电学性能,甚至造成断裂。

实用新型内容

[0005] 本实用新型有鉴于上述现有技术的状况而完成,其目的在于提供一种能够提高传动轴硬度,降低信号线被绞可能的血管内超声系统。

[0006] 为此,本实用新型提供了一种血管内超声系统,其包括:主机;鞘管,其具有导引内腔,所述鞘管具有靠近所述主机的近端部分和远离所述主机的远端部分;传动轴,其可沿着所述鞘管的所述导引内腔移动,所述传动轴还包括弹簧和设置在所述弹簧上的硬化层;超声探头,其包括有超声换能器,所述超声探头与所述传动轴连接且位于靠近所述远端部分的所述鞘管内;以及回撤装置,其受所述主机的控制,并且所述回撤装置控制所述鞘管内的所述传动轴的移动,所述回撤装置包括与所述鞘管相连接并且包括驱动电机的驱动模块;其中,所述传动轴内还包括用于连接所述超声换能器与所述主机的信号线,所述信号线贯穿所述弹簧。

[0007] 在本实用新型中,血管内超声系统的传动轴部分具有硬化层,在这种情况下,当超声探头通过回撤装置在鞘管内进行旋转回撤时,传动轴与信号线也会一并旋转回撤,在硬化层的作用下,信号线与传动轴的弹簧不易发生缠绕,由此,能够有效地保护信号线与传动轴的弹簧。

[0008] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,所述硬化层通过在所述弹簧上涂覆固化胶而形成。在这种情况下,可以通过固化胶硬化后形成的硬化层来保护传

动轴的弹簧以及信号线,降低了发生缠绕的可能。

[0009] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,在所述信号线的外周,还设置有保护层。在这种情况下,信号线可以通过保护层与弹簧进一步的隔离,由此,能够防止信号线被弹簧绞断。

[0010] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,所述硬化层的杨氏模量大于所述弹簧的杨氏模量。由此,能够提高弹簧的硬度。

[0011] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,所述传动轴的具有所述硬化层的部分位于体外。在这种情况下,硬化层能够在不影响传动轴在人体内推送的情况下提高传动轴的硬度,由此,能够保护体外部分传动轴的弹簧以及信号线。

[0012] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,所述驱动模块包括驱动所述传动轴平移的平移电机和驱动所述传动轴旋转的旋转电机。由此,能够通过驱动模块来控制传动轴的平移与旋转。

[0013] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,所述固化胶选自环氧树脂、苯酚、乙二胺和二乙烯三胺中的一种。由此,能够提高传动轴的弹簧的硬度。

[0014] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,所述保护层选自聚四氟乙烯、二硫化钼、聚氯乙烯和聚酯弹性体中的一种。由此,能够有效地隔离信号线与传动轴。

[0015] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,所述弹簧的位于体外部分的节距比位于体内部分的节距小。在这种情况下,较小的节距更有利于固化胶的涂覆,由此,能够有效地形成硬化层。

[0016] 另外,在本实用新型所涉及的血管内超声系统中,可选地,所述固化胶的粘度在500cPs以下。由此,能够避免出现粘度过大导致转动不灵敏等情况的发生。

[0017] 根据本实用新型,能够提供一种能够提高传动轴硬度,降低信号线被绞可能的血管内超声系统。

附图说明

[0018] 现在将仅通过参考附图的例子进一步详细地解释本实用新型的实施例,其中:

[0019] 图1是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统的示意图。

[0020] 图2是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统的超声导管的结构示意图。

[0021] 图3是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统的超声导管的W区域的部分结构放大图。

[0022] 图4是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统的回撤装置的立体图。

[0023] 图5是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统的回撤装置的剖面图。

[0024] 图6是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统的回撤装置的剖面立体图。

[0025] 标号说明:

[0026] 1...超声导管,11...鞘管,12...超声探头,121...超声换能器,122...信号线,13...传

动轴,131…弹簧,132…硬化层,2…回撤装置,21…驱动模块,211…旋转电机,212…平移电机,22…外壳,23…滑轨,3…主机。

具体实施方式

[0027] 下面,结合附图和具体实施方式,进一步详细地说明本实用新型。在附图中,相同的部件或具有相同功能的部件采用相同的符号标记,省略对其的重复说明。

[0028] 图1是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统S的示意图。图2是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统S的超声导管1的结构示意图。图3是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统S的超声导管1的W区域的部分结构放大图。

[0029] 如图1所示,本实用新型提供了一种血管内超声系统S,该血管内超声系统S包括超声导管1、控制超声导管1回撤的回撤装置2和对超声导管1所获得的信息进行处理的主机3。

[0030] 在本实用新型中,超声导管1可以包括鞘管11、超声探头12、传动轴13(参见图2)。其中,鞘管11可以具有导引内腔,鞘管11具有靠近主机3的近端部分和远离主机3的远端部分,近端部分还具有伸缩套管;传动轴13,其可沿着鞘管11的导引内腔移动,传动轴13还包括弹簧131和设置在弹簧131上的硬化层132(参见图3);

[0031] 超声探头12,其包括有超声换能器121,超声探头12与传动轴13连接且位于靠近远端部分的鞘管11内;其中,传动轴13内还包括用于连接超声换能器121与主机3的信号线122,信号线122贯穿弹簧131。

[0032] 在本实用新型中,血管内超声系统S的传动轴13部分具有硬化层132,在这种情况下,当超声探头12通过回撤装置2在鞘管11内进行旋转回撤时,传动轴13与信号线122也会一并旋转回撤,在硬化层132的作用下,信号线122与传动轴13的弹簧131不易发生缠绕,由此,能够有效地保护信号线122与传动轴13的弹簧131。

[0033] 在本实施方式中,血管内超声系统S可以使用在对例如人体血管内病变区域成像的用途。医生等可以通过将血管内超声系统S的超声导管1送至人体血管的病变区域(例如狭窄处),并对该病变区域边回撤边超声成像,从而能够获得该区域的血管内超声影像。

[0034] 在一些示例中,血管内超声系统S的超声导管1、回撤装置2和主机3之间可以通过信号线122传输数据。在另一些示例中,血管内超声系统S的超声导管1、回撤装置2和主机3之间还可以是通过无线传输的方式传输数据。

[0035] 在一些示例中,鞘管11的内径可以大于超声探头12的外径。由此,超声探头12能够在鞘管11内顺利进行移动。

[0036] 在一些示例中,鞘管11的近端部分还可以设置有伸缩套管,鞘管11的内径可以大于伸缩套管的内管的外径。由此,伸缩套管的内管能够在鞘管11中进行移动。在另一些示例中,内管还可以设置有限位机构。由此,能够限制内管在鞘管11内的移动范围。具体而言,限位机构可以是设置于内管管壁的凸起。

[0037] 在一些示例中,鞘管11的远端部分可以由声波阻抗较低的材料制成。由此,能够便于由超声换能器121发射的超声波穿过。

[0038] 在另一些示例中,鞘管11的近端部分可以由刚度较大的材料制成。由此,能够提高近端部分的稳定性,便于操作。在另一些示例中,鞘管11的刚度可以由远端部分至近端部分

逐渐增大。在这种情况下,能够使鞘管11的刚度从远端部分到近端部分逐渐增大,减少发生折断的可能性。

[0039] 在一些示例中,鞘管11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11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。

[0040] 在一些示例中,超声探头12可以具有用于导引由超声换能器121发射的超声波的开口。具体而言,用于导引超声波的开口是设置于超声换能器121的声波发射的对应位置。由此,能够通过开口对超声波的发射方向进行导引。

[0041] 在一些示例中,在超声探头12内,可以具有用于固定超声换能器121的固定胶以及保护超声换能器121的填充胶。由此,能够将超声换能器121固定在超声探头12内部,并能够通过填充胶起到保护超声探头12的超声换能器121的作用。在一些示例中,固定胶和填充胶可以为具有生物兼容性的胶水。

[0042] 在一些示例中,固定胶可以为例如环氧树脂等材料,填充胶可以为例如硅胶(silicone)或与固定胶的性质不同的环氧树脂等材料。由此,能够提高胶水的生物兼容性。

[0043] 在一些示例中,在超声探头12与传动轴13之间可以设置有隔板。在这种情况下,隔板能够仅允许连接超声探头12的信号线122通过,并且还能够防止超声探头12中的填充胶流入传动轴13。在一些示例中,隔板与超声探头12可以一体成型。由此,能够避免隔板发生滑动或者位移。

[0044] 在一些示例中,传动轴13可以与超声探头12相连接。在另一些示例中,传动轴13可以与隔板相连接。由此,能够通过传动轴13带动超声探头12进行旋转和回撤。

[0045] 如图3所示,在一些示例中,硬化层132通过在弹簧131上涂覆固化胶而形成。在这种情况下,可以通过固化胶硬化后形成的硬化层132来保护传动轴13的弹簧131以及信号线122,降低了发生缠绕的可能。

[0046] 在一些示例中,固化胶可以选自环氧树脂、苯酚、乙二胺和二乙烯三胺中的至少一种。由此,能够提高传动轴13的弹簧131的硬度。在一些示例中,固化胶的粘度在500cPs以下。由此,能够避免出现粘度过大导致转动不灵敏等情况的发生。

[0047] 在一些示例中,硬化层132可以形成在传动轴13的外周,并形成筒状。由此,能够容纳传动轴在其中并进行旋转回撤等操作。在另一些示例中,硬化层132可以是环状套管,环状套管套在传动轴的外周。另外,在一些示例中,硬化层132也可以涂覆在传动轴13的外周,并与传动轴13紧密结合,硬化层132与传动轴13的外周形成匹配的形状。

[0048] 在一些示例中,硬化层132的杨氏模量可以大于弹簧131的杨氏模量。由此,能够提高弹簧131的硬度。

[0049] 在一些示例中,弹簧131的位于体外部分的节距可以比位于体内部分的节距小。在这种情况下,较小的节距更有利于固化胶的涂覆,由此,能够有效地形成硬化层132。

[0050] 在一些示例中,传动轴13的具有硬化层132的部分可以位于体外。在这种情况下,硬化层132能够在不影响传动轴13在人体内推送的情况下提高传动轴13的硬度,由此,能够保护体外部分传动轴13的弹簧131以及信号线122。

[0051] 在一些示例中,硬化层132可以设置于鞘管11的近端部分的伸缩套管部分的传动轴13。在这种情况下,能够通过硬化层132强化伸缩套管部分的传动轴13,使得伸缩套管处

的传动轴13不易扭曲。

[0052] 在一些示例中,在信号线122的外周,还可以设置有保护层(未图示)。在这种情况下,信号线122可以通过保护层与弹簧131进一步的隔离,由此,能够防止信号线122被弹簧131绞断。

[0053] 在一些示例中,保护层可以选自聚四氟乙烯、二硫化钼、聚氯乙烯、和聚酯弹性体中的至少一种。由此,能够有效地隔离信号线122与传动轴13进而保护信号线122。

[0054] 图4是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统S的回撤装置2的立体图。图5是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统S的回撤装置2的剖面图。图6是示出了本实用新型的实施方式所涉及的血管内超声系统S的回撤装置2的剖面立体图。

[0055] 如图4、图5、图6所示,在本实用新型中,回撤装置2可以包括与鞘管11相连接并且包括驱动电机的驱动模块21。在一些示例中,驱动模块21可以包括平移电机212和旋转电机211。由此,能够对传动轴13进行回撤和旋转的操作。在一些示例中,平移电机212和旋转电机211可以一体成型。由此,能够减小驱动模块21所占用的体积。

[0056] 在本实用新型中,回撤装置2受主机3的控制,并且回撤装置2控制鞘管11内的传动轴13的移动,回撤装置2包括与鞘管11相连接并且包括驱动电机的驱动模块21;

[0057] 在一些示例中,回撤装置2可以包括用于容纳驱动模块21的外壳22。由此,能够降低各个模块受到的外界干扰。在另一些示例中,平移电机212和旋转电机211可以分别独立设置在回撤装置2内部。另外,在一些示例中,平移电机212可以设置在外壳22的外部。在这种情况下,平移电机212能够通过带动外壳22平移,从而实现回撤装置2的回撤操作。

[0058] 在一些示例中,外壳22内周可以设置有与平移电机212相配合的滑轨23。由此,能够稳定平移电机212回撤时的方向。在另一些示例中,在外壳22内周可以设置有多条滑轨23。由此,能够提高平移电机212回撤时的稳定性。

[0059] 在一些示例中,滑轨23可以沿着回撤装置2外壳22的长度方向设置。由此,能够使得平移电机212沿着回撤装置2的长度方向回撤。在一些示例中,在滑轨23,还可以设置有限位部。具体而言,限位部可以设置在滑轨23上的突起。由此,能够防止平移电机212脱轨的情况发生。

[0060] 另外,在一些示例中,滑轨23可以设置在外部。在这种情况下,平移电机212可以通过与外部的滑轨23连接,从而使得外壳22整体进行平移,由此,通过回撤装置2能够对传动轴13进行回撤操作。

[0061] 在一些示例中,传动轴13可以具有与回撤装置2配合的卡合机构,以使传动轴13能够与回撤装置2机械连接。由此,能够使得传动轴13与回撤装置2紧密连接。

[0062] 在一些示例中,旋转电机211可以直接与传动轴13进行连接。由此,能够使得传动轴13进行旋转。

[0063] 在一些示例中,驱动模块21可以包括驱动传动轴13平移的平移电机212和驱动传动轴13旋转的旋转电机211。由此,能够通过驱动模块21来控制传动轴13的平移与旋转。

[0064] 虽然以上结合附图和实施例对本实用新型进行了具体说明,但是可以理解,上述说明不以任何形式限制本实用新型。本领域技术人员在不偏离本实用新型的实质精神和范围的情况下可以根据需要对本实用新型进行变形和变化,这些变形和变化均落入本实用新

型的范围内。

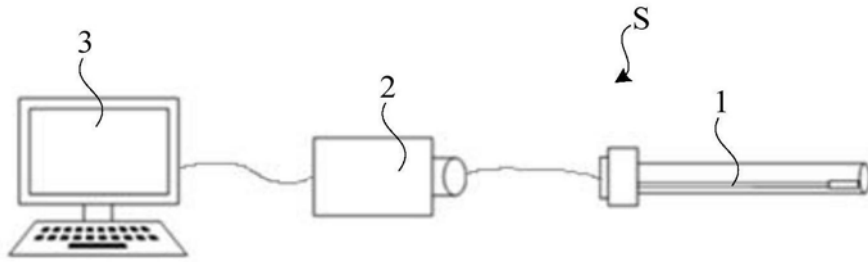


图1

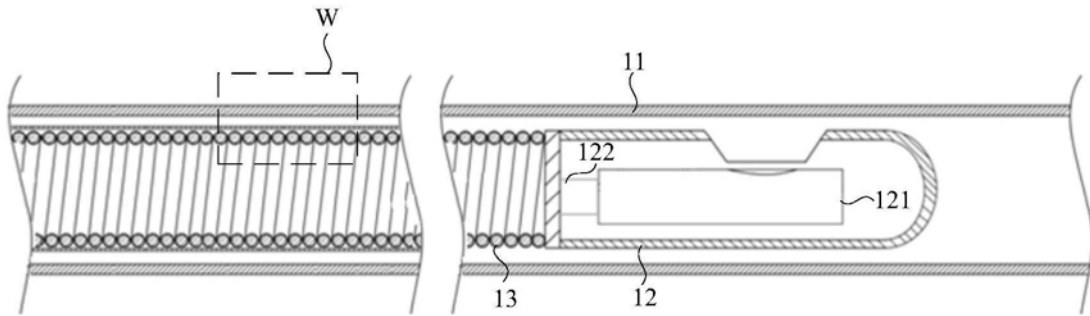


图2

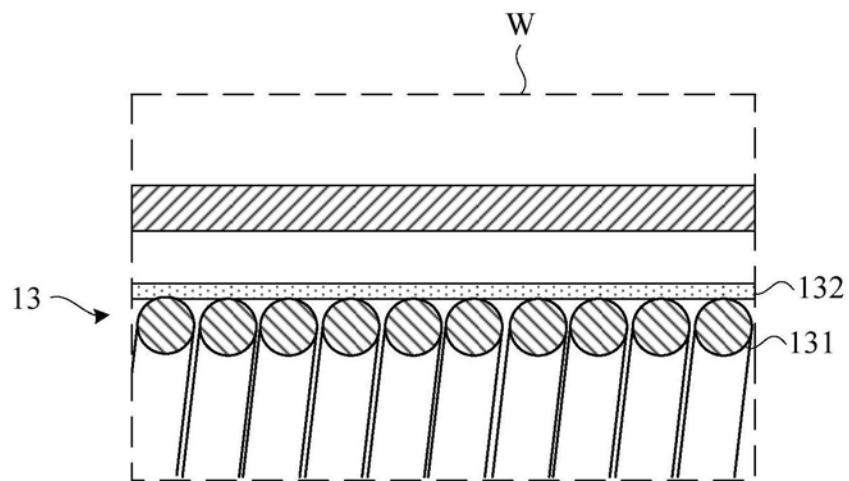


图3

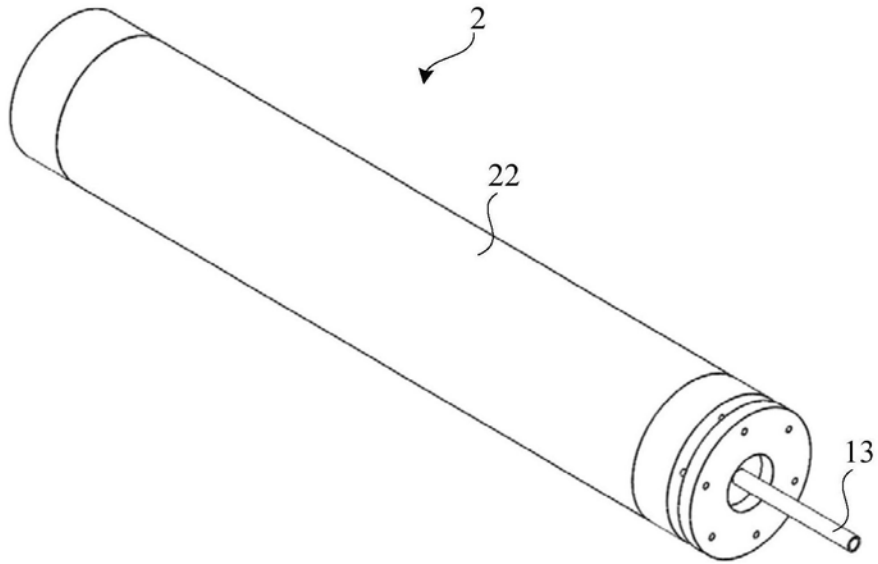


图4

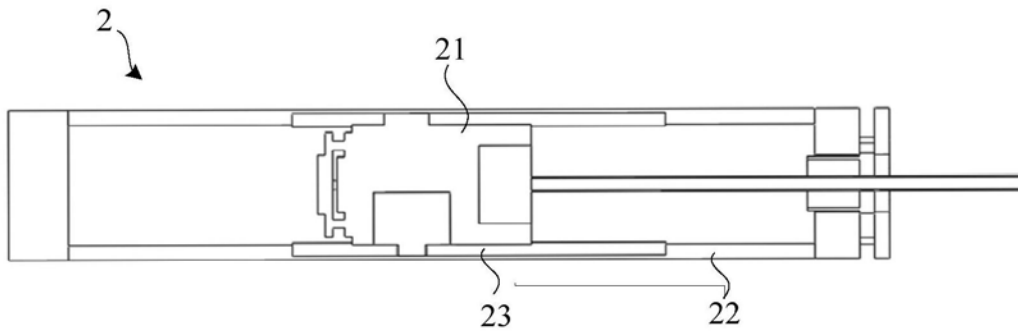


图5

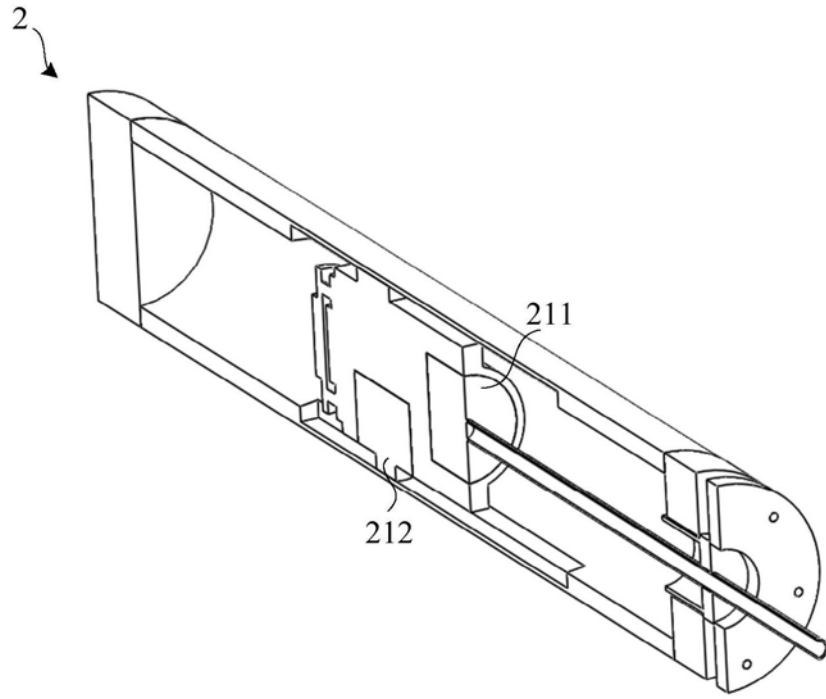


图6

专利名称(译)	血管内超声系统		
公开(公告)号	CN210784421U	公开(公告)日	2020-06-19
申请号	CN201921486013.9	申请日	2019-09-06
[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	张家佳 蔡杰		
发明人	张家佳 蔡杰		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/00		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本实用新型提供了一种血管内超声系统，其包括：主机；鞘管，其具有导引内腔，鞘管具有靠近主机的近端部分和远离主机的远端部分；传动轴，其可沿着鞘管的导引内腔移动，传动轴还包括弹簧和设置在弹簧上的硬化层；超声探头，其包括有超声换能器，超声探头与传动轴连接且位于靠近远端部分的鞘管内；以及回撤装置，其受主机的控制，并且回撤装置控制鞘管内的传动轴的移动，回撤装置包括与鞘管相连接并且包括驱动电机的驱动模块；其中，传动轴内还包括用于连接超声换能器与主机的信号线，信号线贯穿弹簧。在硬化层的作用下，信号线与传动轴的弹簧不易发生缠绕，由此，能够有效地保护信号线与传动轴的弹簧。

