



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210121153 U

(45)授权公告日 2020.03.03

(21)申请号 201822265872.7

(22)申请日 2018.12.31

(73)专利权人 深圳北芯生命科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市宝安区新安街
道留芳路6号庭威产业园3栋3楼E区

(72)发明人 张家佳

(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 8/00(2006.01)

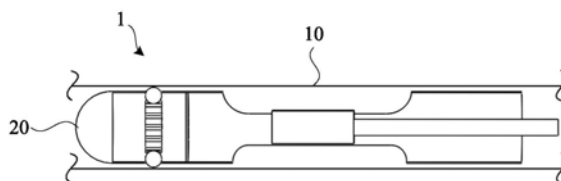
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)实用新型名称

带减震机构的血管内超声装置

(57)摘要

本公开描述了一种带减震机构的血管内超声装置,其包括:鞘管,其具有远端部分和近端部分;超声探头,其靠近鞘管的远端部分,并且超声探头能够沿着鞘管相对移动;减震机构,其设置在超声探头的前端,减震机构包括支撑部和沿着支撑部的周向设置且与鞘管的内壁接触的滚珠。在这种情况下,血管内超声装置通过减震机构的滚珠减小与鞘管之间的摩擦,同时还能减少壳体在垂直鞘管方向上的振动,从而降低因为不均匀旋转进而导致的成像异常的可能性。



1. 一种带减震机构的血管内超声装置,其特征在于,
包括:
鞘管,其具有远端部分和近端部分;
超声探头,其靠近鞘管的所述远端部分,并且所述超声探头能够沿着所述鞘管相对移动;
- 减震机构,其设置在所述超声探头的前端,所述减震机构包括支撑部、设置在所述支撑部外周的弹性部、以及设置在所述弹性部上且与所述鞘管的内壁接触的滚珠。
2. 如权利要求1所述的血管内超声装置,其特征在于,
所述弹性部具有与所述滚珠配合的多个凹槽。
3. 如权利要求2所述的血管内超声装置,其特征在于,
在所述超声探头的前端,设置有容纳所述减震机构的壳体,
所述壳体具有与所述滚珠对应的开孔,以便使所述滚珠从所述壳体突出。
4. 如权利要求3所述的血管内超声装置,其特征在于,
所述滚珠可移动地介于所述弹性部的所述凹槽与所述壳体之间。
5. 如权利要求1所述的血管内超声装置,其特征在于,
所述弹性部为金属弹片,所述金属弹片的两端与支撑部连接。
6. 如权利要求5所述的血管内超声装置,其特征在于,
所述滚珠布置在所述金属弹片的中间段。
7. 如权利要求3所述的血管内超声装置,其特征在于,
所述开孔的内径小于所述滚珠的外径。
8. 如权利要求1所述的血管内超声装置,其特征在于,
在所述减震机构中,设置有两个以上的滚珠。
9. 如权利要求5所述的血管内超声装置,其特征在于,
在所述支撑部的外周上设置有至少两个呈T型的突起,其用于与金属弹片配合,所述突起沿着支撑部的长度方向设置。
10. 如权利要求1所述的血管内超声装置,其特征在于,
所述远端部分还包括设置于所述减震机构与传感器之间的阻挡部。
11. 如权利要求10所述的血管内超声装置,其特征在于,
所述支撑部固定于所述阻挡部。

带减震机构的血管内超声装置

技术领域

[0001] 本公开涉及一种带减震机构的血管内超声装置。

背景技术

[0002] 血管内超声成像(Intravascular ultrasound tomography, IVUS)是结合了无创的超声诊断与微创的导管介入技术的新型诊断方法。由于IVUS能实现实时准确地描述血管壁复杂的三维解剖结构,除了可以评估管腔狭窄程度外,还可以进一步检测动脉粥样硬化斑块的易损性和斑块负荷,因此在冠状动脉介入治疗中,逐步动摇了冠状动脉血管造影术(Coronary angiography, CAG)作为诊治冠心病“金标准”的地位,而成为广泛应用于临床的新的诊断方式。

[0003] 商品化的IVUS血管内超声探头按结构大致可划分为两类:电子扫描阵列式探头和机械旋转式探头。电子扫描阵列式探头由多个阵元(目前为止最多为64个)呈环型排列在导管顶端,通过电子开关的逐次连续激励来获得360度横断面图像。其优点是没有旋转的部件,没有连接单个晶体的导线,导丝通过中央腔,易于通过目标病变,使用时不需要注射液体。但却具有图像分辨率较差,在导管周围极易存在超声死区的缺点,虽然提高阵元数目可以提高成像分辨率,但同时会增大探头的体积,严重影响其作为血管内探头的应用。

[0004] 机械旋转式探头通过导管内柔韧的驱动旋转轴旋转以获取360度的二维横断面图像。在机械扇扫的单探头导管内,换能器与导管鞘之间需要充满生理盐水,以获得最佳的声学耦合。这种机械扇扫探头虽然较电子扫描阵列式探头具有成像分辨率高的优点,但是,当导管通过一个高度狭窄病变或在弯曲的血管段,正在进行旋转扫查的探头主轴在很大程度上会与导管摩擦,导管的自由旋转会受到阻碍,成像图形会发生旋转扭曲。

发明内容

[0005] 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能够减少壳体与鞘管之间的摩擦,同时能减少探头在垂直鞘管方向上的振动的血管内超声装置。

[0006] 为此,本公开提供了一种带减震机构的血管内超声装置,其包括:鞘管,其具有远端部分和近端部分;超声探头,其靠近鞘管的所述远端部分,并且所述超声探头能够沿着所述鞘管相对移动;减震机构,其设置在所述超声探头的前端,所述减震机构包括支撑部、设置在所述支撑部外周的弹性部、以及设置在所述弹性部上且与所述鞘管的内壁接触的滚珠。

[0007] 在这种情况下,血管内超声装置通过减震机构的滚珠减小与鞘管之间的摩擦,同时还能减少壳体在垂直鞘管方向上的振动,从而降低因为不均匀旋转进而导致的成像异常的可能性。

[0008] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,所述弹性部具有与所述滚珠配合的多个凹槽。由此,滚珠能够稳定地设置在弹性部的凹槽中。

[0009] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,在所述超声探头的前端,设置有容

纳所述减震机构的壳体,所述壳体具有与所述滚珠对应的开孔,以便使所述滚珠从所述壳体突出。由此,滚珠能够与鞘管接触,从而减少壳体与鞘管之间的摩擦。

[0010] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,所述滚珠可移动地介于所述弹性部的所述凹槽与所述壳体之间。由此,鞘管能够利用滚珠的弹性减少探头在垂直鞘管方向上的振动。

[0011] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,所述弹性部为金属弹片,所述金属弹片的两端与支撑部连接。由此,金属弹片能够利用自身的弹性使得滚珠在弹性部的凹槽与壳体之间移动。

[0012] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,所述滚珠布置在所述金属弹片的中间段。由此,使得滚珠容易与鞘管接触并受力。

[0013] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,所述开孔的内径小于所述滚珠的外径。由此,滚珠会紧密地与开孔贴合,且不会弹出壳体。

[0014] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,在所述减震机构中,设置有两个以上的滚珠。由此,支撑部可以通过滚珠保持平衡。

[0015] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,在所述支撑部的外周上设置有至少两个呈T型的突起,其用于与金属弹片配合,所述突起沿着支撑部的长度方向设置。由此,能够通过T型突起使金属弹片的两端稳定的与支撑部结合。

[0016] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,所述远端部分还包括设置于所述减震机构与所述传感器之间的阻挡部。在这种情况下,能够防止液体与支撑部接触,降低了液体对滚珠效果的不利影响。

[0017] 另外,在本公开所涉及的超声装置中,可选地,所述支撑部固定于所述阻挡部。由此,能够提高支撑部的稳定性。

[0018] 根据本发明,能够提供一种减少壳体与鞘管之间的摩擦,同时能减少探头在垂直鞘管方向上的振动的血管内超声装置。

附图说明

[0019] 现在将仅通过参考附图的例子进一步详细地解释本公开的实施例,其中:

[0020] 图1是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的使用示意图。

[0021] 图2是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的超声探头的立体分解图。

[0022] 图3是示出了本公开的实施方式所涉及的超声探头的壳体的立体图。

[0023] 图4是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的超声探头的前视图。

[0024] 图5是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的支撑部的立体结构图

[0025] 图6是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的减震机构的弹性部的立体图。

[0026] 图7是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的减震机构的支撑部的立体图。

[0027] 图8是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的立体图。

[0028] 图9是示出了图8所涉及的血管内超声装置沿着剖面线A-A'方向的剖面图。

具体实施方式

[0029] 本公开引用的所有参考文献全文引入作为参考,如同完全阐述的那样。除非另有定义,本公开所使用的技术和科学术语具有与本公开所属领域的普通技术人员通常理解相同的含义。为本领域技术人员提供了本申请中所使用的许多术语的一般指南。本领域技术人员将认识到可以用于本公开的实践中的与本公开所描述的那些相似或等同的许多方法和材料。实际上,本公开决不限于所描述的方法和材料。

[0030] 图1是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的使用示意图。图2是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的超声探头20的爆炸图。

[0031] 如图1和图2所示,在本实施方式中,血管内超声装置1包括鞘管10、超声探头20和减震机构22。在本实施方式所涉及的血管内超声装置中,鞘管10具有远端部分和近端部分,超声探头20设置在靠近鞘管10的远端部分,并且超声探头20能够沿着鞘管10相对移动,减震机构22设置在超声探头20的前端。在本实施方式所涉及的血管内超声装置中,减震机构22还包括支撑部221、设置在所述支撑部221外周的弹性部222、以及设置在所述弹性部222上且与所述鞘管10的内壁接触的滚珠223。

[0032] 在这种情况下,血管内超声装置通过减震机构22的滚珠223减小与鞘管10之间的摩擦,同时还能减少壳体21在垂直鞘管10方向上的振动,从而降低因为不均匀旋转进而导致的成像异常的可能性。具体而言,成像异常可以是指成像伪影、成像扭曲或画面撕裂等情况。

[0033] 在一些示例中,鞘管10可以由聚合物材料或复合材料中的一种或多种制成。在这种情况下,鞘管10可以具有良好的生物兼容性、可挠性、良好的耐腐蚀以及抗血栓性能。

[0034] 在本公开中,鞘管10具有外壁和内壁。在介入手术过程中,鞘管10的外壁与血管内的血液接触。在一些示例中,鞘管10的外壁还可以设置有涂层(图未示)。具体而言,这些涂层例如可以是无机涂层、天然高分子涂层、合成高分子涂层和药物涂层。具体的涂层选择应该考虑具体的血管内的情况。

[0035] 在一些示例中,超声探头20与鞘管10的内壁发生相对位移。换言之,超声探头20会与鞘管10的内壁接触并产生摩擦。在另一些示例中,在鞘管10的内壁可以设置有涂层。由此,能够减小超声探头20与鞘管10内壁的摩擦力,使超声探头20在内壁中能够顺利移动。

[0036] 在一些示例中,在鞘管10可以设置一段成像窗口(未图示)。具体而言,成像窗口是指在鞘管10上的对应位置的管壁(区段)由对超声不敏感的材料制成。

[0037] 在另一些示例中,成像窗口可以由薄壁塑料管材制成。在这种情况下,能够在传导超声波时具有最少能量的衰减、反射或折射。

[0038] (超声探头20)

[0039] 图3是示出了本公开的实施方式所涉及的超声探头的壳体的立体图。图4是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的超声探头的前视图。

[0040] 在本实施方式中,超声探头20可以包括壳体21、减震机构22、阻挡部23和传感器24(参见图2)。

[0041] 在一些示例中,在超声探头20的前端,可以设置有容纳减震机构22的壳体21。另外,壳体21可以具有与滚珠223对应的开孔212,以便使滚珠223从壳体21突出。由此,滚珠223能够与鞘管10接触,从而能够减少壳体21与鞘管10之间的摩擦。

[0042] 在一些示例中,壳体21可以是呈圆筒状的。由此,能够有利于超声探头20在鞘管10内进行旋转回撤操作。

[0043] 在一些示例中,壳体21可以具有头端214和尾端213(参见图3)。在一些示例中,头端214可以呈半球形。由此,能够方便超声探头20在鞘管10内进行相对位移。

[0044] 在一些示例中,尾端213可以具有直径小于等于壳体21的直径的通孔,以便使传感器24的信号线经由该通孔与外部的主机相连接。

[0045] 在一些示例中,壳体21可以具有开口211。由此,能够避免壳体21对传感器24发射的超声波产生反射和阻挡。在一些示例中,传感器24可以设置在开口211所在的位置。由此,能够降低壳体21对传感器24的影响。另外,在一些示例中,壳体21上可以具有两个或多个开口211。

[0046] 在一些示例中,传感器24可以是超声换能器。在另一些示例中,传感器24也可以是光束传感器。

[0047] 在一些示例中,开孔212的内径可以小于滚珠223的外径。在这种情况下,滚珠223既可以紧密地与开孔212贴合,且不会滚出壳体21,又可以与鞘管10之间具有足够的接触以及具有足够的弹性,从而能够同时减少壳体21与鞘管10之间的摩擦与探头在垂直鞘管10方向上的振动。在另一些示例中,开孔212的内径也可以大于滚珠223的外径。由此,滚珠223能够更好地与鞘管10接触,提高减震的效果。

[0048] 在一些示例中,减震机构22可以设置于超声探头20的接近头端214的位置。

[0049] (减震机构22)

[0050] 图5是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的支撑部的立体结构图。图6是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的支撑部与配置在支撑部上的滚珠的立体结构图。图7是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的减震机构的支撑部的立体图。

[0051] 在本实施方式中,如上所述,减震机构22可以包括支撑部221和配置在支撑部221上的滚珠223(参见图5)。

[0052] 在一些示例中,弹性部222可以具有与滚珠223配合的多个凹槽2221。由此,滚珠223能够稳定地设置在弹性部222的凹槽2221中。

[0053] 在一些示例中,凹槽2221的宽度可以大于滚珠223的直径。由此,滚珠223能够稳定地设置在凹槽2221中。在另一些示例中,凹槽2221的宽度还可以小于滚珠223的直径。在这种情况下,能够将滚珠223限制在凹槽2221内,以抑制滚珠223不会在使用的过程中脱出凹槽2221。

[0054] 在一些示例中,滚珠223可以是弹性滚珠223。具体而言,弹性滚珠223可以由橡胶或硅胶制成的。在另一些示例中,滚珠223还可以是刚性滚珠223。具体而言,刚性滚珠223可以由例如铁、铜或合金等材料制成。在这种情况下,可以制作出适应不同情况的滚珠223,从而更好地起到减震的作用。

[0055] 在一些示例中,在超声探头20的前端还可以设置有容纳减震机构22的壳体21,壳体21可以具有与滚珠223对应的开孔212,以便使滚珠223从壳体21突出。由此,滚珠223能够与鞘管10接触,从而减少壳体21与鞘管10之间的摩擦。

[0056] 在一些示例中,壳体21可以是呈圆筒状的。由此,能够利于超声探头20在鞘管10内

进行操作。

[0057] 在一些示例中,壳体21上还可以具有开口211。由此,能够避免壳体21对传感器24发射的超声波产生反射和阻挡(参见稍后描述的图8)。在另一些示例中,壳体21上还可以设置有两个或两个以上的开口211。

[0058] 在一些示例中,开孔212的内径可以小于滚珠223的外径。在这种情况下,滚珠223既可以紧密地与开孔212贴合,且不会弹出壳体21,又可以与鞘管10之间具有足够的接触以及具有足够的弹性,从而能够同时减少壳体21与鞘管10之间的摩擦与探头在垂直鞘管10方向上的振动。在另一些示例中,开孔212的内径还可以大于滚珠223的外径。由此,滚珠223能够更好地与鞘管10接触,提高减震的效果。

[0059] 在一些示例中,滚珠223可移动地介于支撑部221的凹槽2221与壳体21之间。由此,鞘管10能够利用滚珠223的弹性减少探头在垂直鞘管10方向上的震动。

[0060] 在一些示例中,弹性部222可以是金属弹片,金属弹片的两端与支撑部221相连接。由此,金属弹片能够利用自身的弹性使得滚珠223在支撑部221的凹槽2221与壳体21之间移动。在另一些示例中,弹性部222还可以是塑料弹片、橡胶弹片等。

[0061] 如图7所示,在一些示例中,支撑部221的外周上可以设置有至少两个呈T型的突起2211,其用于与弹性部222例如金属弹片配合,突起2211可以沿着支撑部221的长度方向设置。由此,能够通过T型突起2211使弹性部222的两端稳定的与支撑部221结合。在另一些示例中,支撑部221的外周上还可以设置有扇形突起、倒三角形突起以及其他不规则形状的突起。

[0062] 在一些示例中,滚珠223可以布置在弹性部222的中间段。由此,使得滚珠223容易与鞘管10接触并受力。在一些示例中,滚珠223可以是等角分布设置在减震机构22上。由此,能够使得支撑部221均匀受力。在另一些示例中,滚珠223还可以是非等角分布设置在减震机构22上。

[0063] 在一些示例中,在减震机构22中可以设置有两个以上的滚珠223。由此,支撑部221可以通过滚珠223保持平衡。进一步地,在减震机构22中还可以设置有例如3、4、5、6个滚珠223,从而能够提高减震机构22的减震效果。

[0064] (阻挡部23)

[0065] 图8是示出了本公开的实施方式所涉及的血管内超声装置的立体图。图9是示出了图8所涉及的血管内超声装置沿着剖面线A-A'方向的剖面图。

[0066] 在一些示例中,超声探头20还可以包括设置于减震机构22与传感器24之间的阻挡部23(参见图8)。在这种情况下,能够防止例如血管内的血液与支撑部221接触,从而减少了液体对滚珠223的减震效果造成的不利影响。

[0067] 在一些示例中,传感器24所在部位可以通过填充粘接剂或封装胶进而固定传感器24与壳体21之间的位置关系。在这种情况下,通过阻挡部23可以保证粘接剂或封装胶在注入超声探头时不会渗入减震机构20,能够防止出现减震机构22被渗入的粘接剂或封装胶破坏其减震效果的情况。具体而言,破坏减震机构22的减震效果的情况可以是例如,粘接剂会降低支撑部221的弹性,又例如,粘接剂会增大滚珠223与凹槽2211的摩擦力,从而使得滚珠223无法减小与鞘管10之间的摩擦以及壳体21在垂直鞘管10方向上的振动。

[0068] 在一些示例中,阻挡部23可以设置于传感器24后端。在这种情况下,阻挡部23可以

阻挡粘接剂或封装胶进入传感器24后端,由此能够减小粘接剂对数据传输部25的工作状态造成影响的可能。

[0069] 在一些示例中,支撑部221可以固定于阻挡部23。由此,能够提高支撑部221的稳定性。具体而言,支撑部221可以通过与阻挡部23连接从而达到固定的目的。进一步地,支撑部221可以是通过连接杆与阻挡部23连接。由此,能够在保证支撑部221弹性的同时固定其位置。

[0070] 以上在具体实施方式中描述了本公开的各种实施例。尽管这些描述直接描述了上述实施例,但是应该理解的是,本领域技术人员可以想到对这里示出和描述的特定实施例的修改和/或变形。落入本说明书范围内的任何这样的修改或变形也意图包括在其中。除非特别指出,否则发明人的意图是说明书和权利要求书中的词语和短语被赋予普通技术人员的普通和习惯的含义。

[0071] 虽然已经示出和描述了本公开的特定实施例,但是对于本领域技术人员而言显而易见的是,基于本公开的教导,可以做出变形和修改而不偏离本公开及其更广泛的方面,因此所附权利要求将在其范围内涵盖在本公开的真实精神和范围内的所有这些改变和修改。本领域技术人员将理解,一般而言,本公开中使用的术语一般意图为“开放”术语(例如术语“包括”应被解释为“包括但不限于”,术语“具有”应被解释为“至少具有”,术语“包括”应被解释为“包括但不限于”等)。

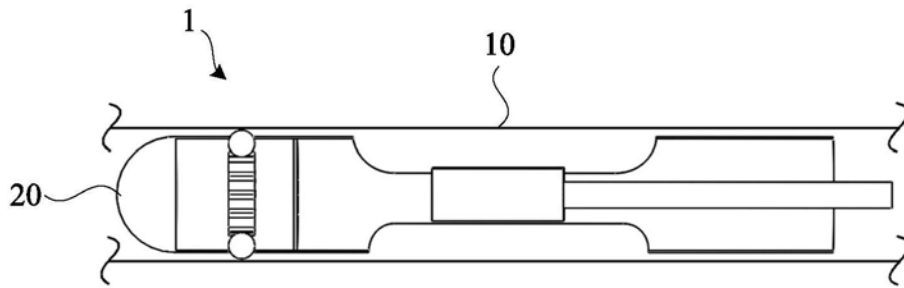


图1

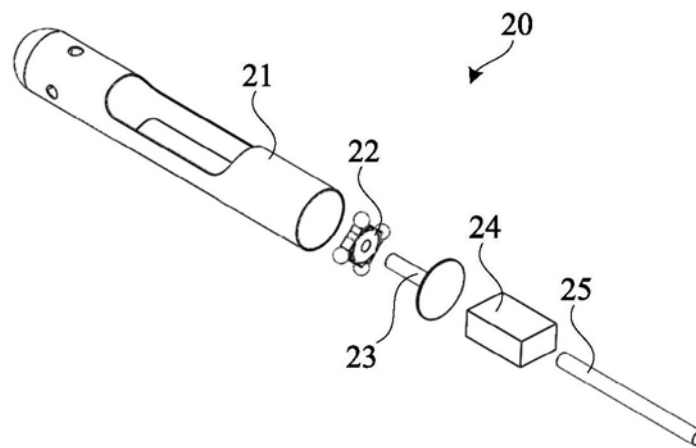


图2

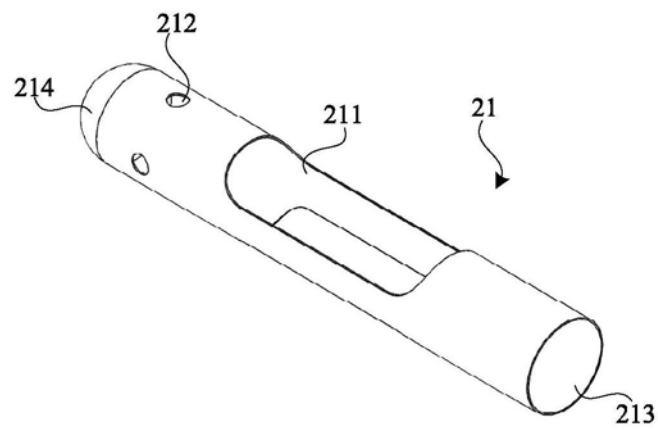


图3

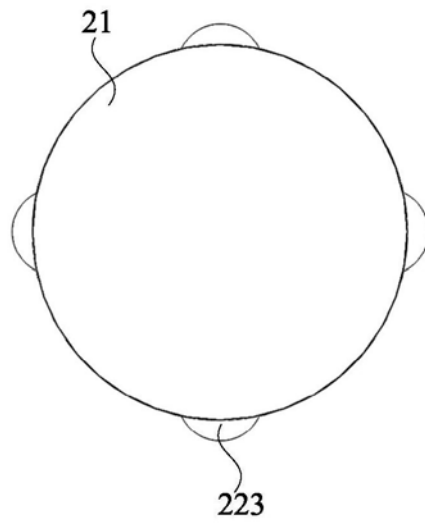


图4

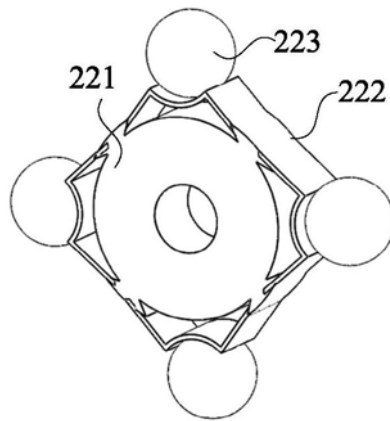


图5

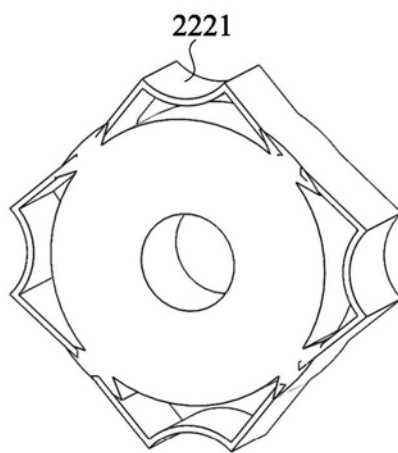


图6

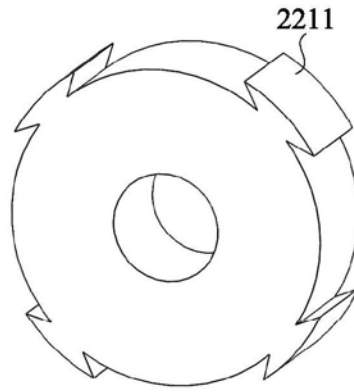


图7

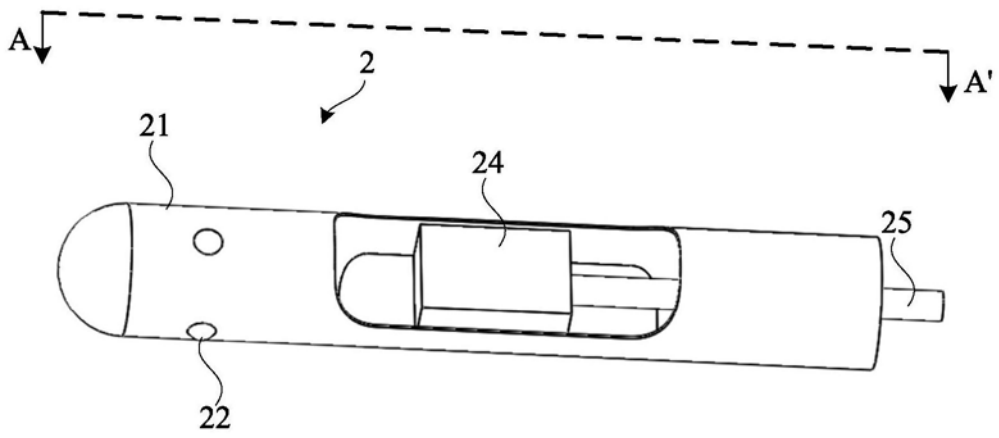


图8

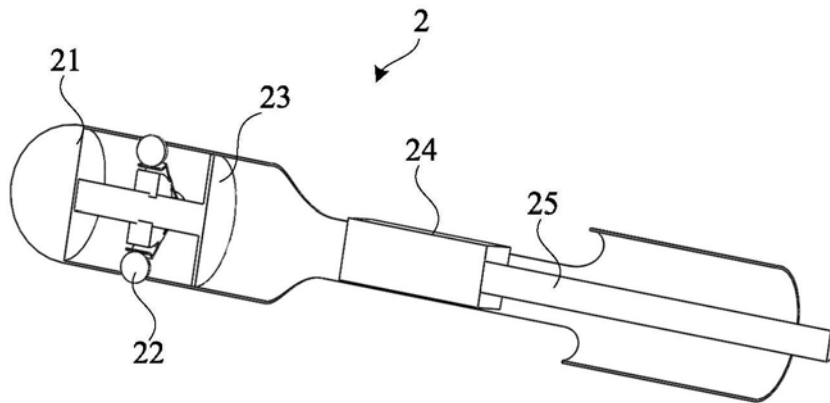


图9

专利名称(译)	带减震机构的血管内超声装置		
公开(公告)号	CN210121153U	公开(公告)日	2020-03-03
申请号	CN201822265872.7	申请日	2018-12-31
[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		
发明人	张家佳		
IPC分类号	A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开描述了一种带减震机构的血管内超声装置，其包括：鞘管，其具有远端部分和近端部分；超声探头，其靠近鞘管的远端部分，并且超声探头能够沿着鞘管相对移动；减震机构，其设置在超声探头的前端，减震机构包括支撑部和沿着支撑部的周向设置且与鞘管的内壁接触的滚珠。在这种情况下，血管内超声装置通过减震机构的滚珠减小与鞘管之间的摩擦，同时还能减少壳体在垂直鞘管方向上的振动，从而降低因为不均匀旋转进而导致的成像异常的可能性。

