



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112145746 A

(43) 申请公布日 2020.12.29

(21) 申请号 202011367918.1

(22) 申请日 2020.11.30

(71) 申请人 上海微创医疗器械(集团)有限公司

地址 200135 上海市浦东新区中国(上海)

自由贸易试验区牛顿路501号

(72) 发明人 刘沛丰 季晓飞 王龙飞 张劼

常兆华

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理

有限公司 44224

代理人 高洁

(51) Int. Cl.

F16K 11/085 (2006.01)

A61B 17/3207 (2006.01)

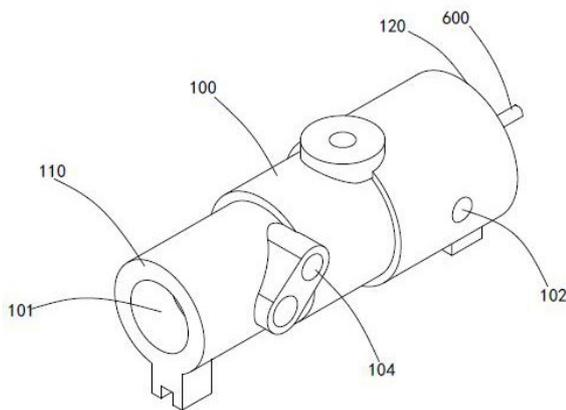
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

驱动装置和旋磨设备

(57) 摘要

本发明涉及一种驱动装置和旋磨设备,包括:安装套,安装套内沿轴向形成容置腔室,且安装套轴向的两端分别为驱动端和连接端;驱动轴,沿轴向穿设于容置腔室中,且绕轴线可转动;连通阀,设置于容置腔室中,连通阀的内部形成有输入通道和贯通连通阀的冷却通道,输入通道的一端与冷却通道相连通,另一端与外部连通以引入冷却介质,冷却通道间隙配合套设于驱动轴外且在背对驱动端的一侧和朝向驱动端的一侧分别形成第一出口和第二出口,第一出口用于输出冷却介质。本实施例的连通阀能够在故障时快速升温而发生形变并锁紧驱动轴使其停止转动,从而防止血管在缺少降温措施的状态下继续旋磨导致损伤。



1. 一种驱动装置,其特征在于,包括:

安装套,所述安装套内沿轴向形成容置腔室,且所述安装套的轴向两端分别为驱动端和连接端;

驱动轴,沿轴向穿设于所述容置腔室中,且绕轴线可转动;

连通阀,设置于所述容置腔室中,所述连通阀内形成有输入通道和贯通所述连通阀的冷却通道,所述输入通道的一端与所述冷却通道相连通,另一端与外部连通以引入冷却介质,所述冷却通道间隙配合套设于所述驱动轴外且在背对所述驱动端的一侧和朝向所述驱动端的一侧分别形成第一出口和第二出口,所述第一出口用于输出所述冷却介质。

2. 根据权利要求1所述的驱动装置,其特征在于,所述连通阀由热变形温度在 $[130^{\circ}\text{C}, 270^{\circ}\text{C}]$ 之间的材质制成。

3. 根据权利要求2所述的驱动装置,其特征在于,所述连通阀由热变形温度在 $[180^{\circ}\text{C}, 220^{\circ}\text{C}]$ 之间的材质制成。

4. 根据权利要求1所述的驱动装置,其特征在于,所述连通阀的材质为聚醚酰亚胺。

5. 根据权利要求1所述的驱动装置,其特征在于,所述冷却通道包括沿所述驱动端至所述连接端的方向依次相连的第二冷却通道和第一冷却通道,所述第一冷却通道的径向尺寸大于所述第二冷却通道的径向尺寸,且所述第一冷却通道上远离所述第二冷却通道的部位的径向尺寸大于所述第一冷却通道上接近所述第二冷却通道的部位的径向尺寸。

6. 根据权利要求5所述的驱动装置,其特征在于,所述第二冷却通道的径向尺寸与所述驱动轴的径向尺寸之间的差值为 $0.15\text{mm}-0.2\text{mm}$ 。

7. 根据权利要求1所述的驱动装置,其特征在于,所述驱动装置还包括引流盖,所述连通阀和所述引流盖沿所述驱动端至所述连接端的方向依次设于所述容置腔室内且密封接触,所述引流盖内形成供所述驱动轴穿过的引出通道,所述引出通道背对所述连通阀的一侧用于连接输出管以输出冷却介质。

8. 根据权利要求7所述的驱动装置,其特征在于,所述引出通道的径向尺寸小于所述冷却通道的径向尺寸。

9. 根据权利要求1所述的驱动装置,其特征在于,所述安装套的表面开设有与所述输入通道相连通以从外部引入所述冷却介质的引入孔。

10. 根据权利要求1所述的驱动装置,其特征在于,所述驱动装置还包括输出管,所述输出管与所述第一出口相连且间隙配合套设于所述驱动轴。

11. 根据权利要求1所述的驱动装置,其特征在于,所述安装套的表面开设有排出孔,所述排出孔通过所述第二出口与所述容置腔室相连通,以从所述容置腔室排出所述冷却介质。

12. 根据权利要求1所述的驱动装置,其特征在于,所述驱动装置还包括动力部件,所述动力部件设置于所述容置腔室内并相对于所述连通阀更靠近所述驱动端,且所述动力部件与所述驱动轴相连,用于驱动所述驱动轴转动。

13. 根据权利要求12所述的驱动装置,其特征在于,所述动力部件包括:

驱动转子,同轴固定于所述驱动轴,用于同步驱动所述驱动轴相对于所述安装套转动;

回转支撑结构,设于所述驱动转子的外表面与所述安装套的内表面之间,用于为所述驱动转子的转动提供支撑。

14. 根据权利要求13所述的驱动装置,其特征在于,所述驱动转子包括涡轮转子,所述安装套的侧壁开设供气通道,所述供气通道用于连接涡轮转子与外部气源以驱动所述涡轮转子旋转。

15. 根据权利要求13所述的驱动装置,其特征在于,所述回转支撑结构包括设于所述动力部件的轴向两端的回转支承,所述回转支承的内圈套设于所述驱动转子的外周表面,所述回转支承的外圈固定于所述安装套的内表面。

16. 根据权利要求15所述的驱动装置,其特征在于,所述回转支撑结构还包括支撑套,填充于所述回转支承的外表面与所述安装套的内表面之间,用于为所述回转支承提供支撑。

17. 一种旋磨设备,其特征在于,包括旋磨机构和如权利要求1-16中任一所述的驱动装置,所述驱动装置与所述旋磨机构相连以驱动所述旋磨机构。

18. 根据权利要求17所述的旋磨设备,其特征在于,所述驱动装置与所述旋磨机构可拆卸式连接。

驱动装置和旋磨设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,特别是涉及驱动装置和旋磨设备。

背景技术

[0002] 冠状动脉斑块旋磨术的过程主要由冠状动脉斑块旋磨设备完成,旋磨设备通过柔性的驱动轴带动头端涂覆金刚石涂层的旋磨头同轴旋转将冠状动脉血管斑块磨削消融成细小微粒。旋磨设备包括旋磨导管系统和旋磨控制器。其中旋磨导管系统包括旋磨推进器和旋磨导管,旋磨推进器主要由涡轮马达提供旋转驱动力,控制旋磨头伸缩并固定导丝,同时将配制好的冲刷液从外部输至远端持续冲刷旋磨头为其降温,可以起到冷却和润滑旋磨头、冷却旋磨推进器中的驱动结构、防止冠状动脉痉挛和起到冲刷旋磨下来的病变碎屑的作用。

[0003] 在旋磨过程中,磨削热和柔性导管摩擦产热引起的血液和血管组织温升超过6℃时将导致血细胞团聚在血管壁细胞上而出现功能障碍。因此冲刷液必须及时提前注入,且保持流速大于2ml/min以确保降温效果。

[0004] 目前的冲刷液灌注,通常情况下是用输液袋通过与旋磨推进器的马达仓的进液管连接以重力和外部加压实现冲刷液的流动。而冲刷液流动是通过输液袋上的滚轮松开或挤压输液管来实现液体流动的开启或停止,这需要医护人员手动操作,是一种被动操作的功能。

[0005] 此外,在术前准备过程中需要人工确认冲刷液是否可以正常流动,医生会在旋磨推进器和旋磨导管对接完成后开启冲刷液,确认马达仓下方以及旋磨导管远端同时有冲刷液滴下即可以表明冲刷液的注入通道正常导通。

[0006] 实际工作中,作为一个被动开启的功能,打开冲刷液的操作在手术过程中存在被忽略、未及时开启的可能,且冲刷液的注入通道是否导通、冲刷液是否充足也需要人工主动确认,如何防止这种错误的发生引起血液温度升高进而引发的血细胞凝结堵塞血管并出现慢血流、无复流等并发症,成为当前手术操作中亟待解决的问题。

发明内容

[0007] 基于此,有必要针对人工控制冲刷液注入的操作以及检测冲刷液是否可以正常注入的操作容易被忽略的问题,提供一种驱动装置和旋磨设备。

[0008] 一种驱动装置,包括:

安装套,所述安装套内沿轴向形成容置腔室,且所述安装套的轴向两端分别为驱动端和连接端;

驱动轴,沿轴向穿设于所述容置腔室中,且绕轴线可转动;

连通阀,设置于所述容置腔室中,所述连通阀内形成有输入通道和贯通所述连通阀的冷却通道,所述输入通道的一端与所述冷却通道相连通,另一端与外部连通以引入冷却介质,所述冷却通道间隙配合套设于所述驱动轴外且在背对所述驱动端的一侧和朝向所述驱

动端的一侧分别形成第一出口和第二出口,所述第一出口用于输出所述冷却介质。

[0009] 上述驱动装置,至少具有以下有益的技术效果:

(1)本发明的驱动装置运行时,一旦由于各种原因(忘记或未及时打开驱动装置所连接的外部供给设备、通道因故障未导通、供给设备中冷却介质不足)导致冷却介质不能正常进入冷却通道,高速转动的驱动轴与冷却通道的壁面频繁接触产生的热量会导致连通阀迅速升温。在驱动轴高速运行且冷却介质不能正常进入冷却通道的情况下,连通阀的温度上升至热变形温度时会发生形变并与驱动轴粘结为一体,进而直接阻碍并卡死驱动轴使其无法正常转动,避免在缺少降温措施的状态下旋磨血管导致血管功能障碍进而对患者的健康造成伤害。

[0010] (2)通过采用本实施例的驱动装置,在出现操作者忘记或未及时打开供给设备、通道因故障未导通、供给设备中冷却介质不足等情况导致冷却功能故障时,连通阀能够快速升温以锁紧驱动轴使其停止转动,从而防止血管在缺少降温措施的状态下继续旋磨导致损伤。

[0011] 在其中一个实施例中,所述连通阀由热变形温度在 $[130^{\circ}\text{C}, 270^{\circ}\text{C}]$ 之间的材质制成。

[0012] 在其中一个实施例中,所述连通阀由热变形温度在 $[180^{\circ}\text{C}, 220^{\circ}\text{C}]$ 之间的材质制成。

[0013] 在其中一个实施例中,所述连通阀的材质为聚醚酰亚胺。

[0014] 在其中一个实施例中,所述冷却通道包括沿所述驱动端至所述连接端的方向依次相连的第二冷却通道和第一冷却通道,所述第一冷却通道的径向尺寸大于所述第二冷却通道的径向尺寸,且所述第一冷却通道上远离所述第二冷却通道的部位的径向尺寸大于所述第一冷却通道上接近所述第二冷却通道的部位的径向尺寸。

[0015] 在其中一个实施例中,所述第二冷却通道的径向尺寸与所述驱动轴的径向尺寸之间的差值为 $0.15\text{mm}-0.2\text{mm}$ 。

[0016] 在其中一个实施例中,所述驱动装置还包括引流盖,所述连通阀和所述引流盖沿所述驱动端至所述连接端的方向依次设于所述容置腔室内且密封接触,所述引流盖内形成供所述驱动轴穿过的引出通道,所述引出通道背对所述连通阀的一侧用于连接输出管以输出冷却介质。

[0017] 在其中一个实施例中,所述引出通道的径向尺寸小于所述冷却通道的径向尺寸。

[0018] 在其中一个实施例中,所述安装套的表面开设有与所述输入通道相连通以从外部引入所述冷却介质的引入孔。

[0019] 在其中一个实施例中,所述驱动装置还包括输出管,所述输出管与所述第一出口相连且间隙配合套设于所述驱动轴。

[0020] 在其中一个实施例中,所述安装套的表面开设有排出孔,所述排出孔通过所述第二出口与所述容置腔室相连通,以从所述容置腔室排出所述冷却介质。

[0021] 在其中一个实施例中,所述驱动装置还包括动力部件,所述动力部件设置于所述容置腔室内并相对于所述连通阀更靠近所述驱动端,且所述动力部件与所述驱动轴相连,用于驱动所述驱动轴转动。

[0022] 在其中一个实施例中,所述动力部件包括:

驱动转子,同轴固定于所述驱动轴,用于同步驱动所述驱动轴相对于所述安装套转动;回转支撑结构,设于所述驱动转子的外表面与所述安装套的内表面之间,用于为所述驱动转子的转动提供支撑。

[0023] 在其中一个实施例中,所述驱动转子包括涡轮转子,所述安装套的侧壁开设供气通道,所述供气通道用于连接涡轮转子与外部气源以驱动所述涡轮转子旋转。

[0024] 在其中一个实施例中,所述回转支撑结构包括设于所述动力部件的轴向两端的回转支承,所述回转支承的内圈套设于所述驱动转子的外周表面,所述回转支承的外圈固定于所述安装套的内表面。

[0025] 在其中一个实施例中,所述回转支撑结构还包括支撑套,填充于所述回转支承的外表面与所述安装套的内表面之间,用于为所述回转支承提供支撑。

[0026] 一种旋磨设备,包括旋磨机构和如以上所述的驱动装置,所述驱动装置与所述旋磨机构相连以驱动所述旋磨机构。

[0027] 通过采用本实施例的旋磨设备,在驱动装置中的驱动轴高速运行的同时,当操作者忘记或未及时打开供给设备、通道因故障未导通、供给设备中冷却介质不足等情况导致冷却功能故障时,连通阀的温度能够快速上升至热变形温度而发生形变并与驱动轴粘为一体,进而直接阻碍并卡死驱动轴使其无法正常转动,从而防止血管在缺少降温措施的状态下继续旋磨血管导致血管功能障碍并对患者的健康造成伤害。

[0028] 在其中一个实施例中,所述驱动装置与所述旋磨机构可拆卸式连接。

附图说明

[0029] 图1为本发明一实施例提供的驱动装置立体图;

图2为图1驱动装置的主视图;

图3为图2的A-A向剖面的视图;

图4为图3中的连通阀的放大图;

图5为连通阀的立体图;

图中,100、安装套;101、容置腔室;102、引入孔;103、排出孔;104、供气通道;110、驱动端;120、连接端;

200、驱动轴;

300、连通阀;301、输入通道;302、冷却通道;3021、第一冷却通道;3022、第二冷却通道;302a、第一出口;302b、第二出口;303、固定槽;

400、引流盖;401、引出通道;

500、动力部件;510、驱动转子;520、回转支撑结构;521、回转支承;522、支撑套;

600、输出管。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图对本发明作进一步说明。

[0031] 为了便于理解本发明,下面将参照相关附图对本发明权利要求所限定的各种实施例进行更全面的描述。附图中给出了本发明的较佳实施例,其包含各种特定的细节以助于该理解,但这些细节应当被视为仅是示范性的。但是,本发明可以以许多不同的形式来实

现,并不限于本文所描述的实施例。相应地,本领域普通技术人员将认识到,在不背离由随附的权利要求所限定的本发明的范围的情况下,可以对本文所描述的各种实施例作出变化和改进。此外,为了清楚和简洁起见,可能省略对熟知的功能和构造的描述。

[0032] 对本领域技术人员显而易见的是,提供对本发明的各种实施例的下列描述,仅是为了解释的目的,而不是为了限制由随附的权利要求所限定的本发明。

[0033] 贯穿本申请文件的说明书和权利要求,词语“包括”和“包含”以及词语的变型,例如“包括有”和“包括”意味着“包含但不限于”,而不意在(且不会)排除其他部件、整体或步骤。结合本发明的特定的方面、实施例或示例所描述的特征、整体或特性将被理解为可应用于本文所描述的任意其他方面、实施例或示例,除非与其不兼容。

[0034] 应当理解的是,单数形式“一”、“一个”和“该”包含复数的指代,除非上下文明确地另有其他规定。在本发明中所使用的表述“包含”和/或“可以包含”意在表示相对应的功能、操作或元件的存在,而非意在限制一个或多个功能、操作和/或元件的存在。此外,在本发明中,术语“包含”和/或“具有”意在表示申请文件中公开的特性、数量、操作、元件和部件,或它们的组合的存在。因此,术语“包含”和/或“具有”应当被理解为,存在一个或多个其他特性、数量、操作、元件和部件、或它们的组合的额外的可能性。

[0035] 在本发明中,表述“或”包含一起列举的词语的任意或所有的组合。例如,“A或B”可以包含A或者B,或可以包含A和B两者。

[0036] 应当理解的是,当元件被称为“固定于”另一个元件,它可以直接在另一个元件上或者也可以存在居中的元件;当一个元件被认为是“连接”或“耦合”另一个元件,它可以是直接或耦合到另一个元件或者可能同时存在居中元件。

[0037] 为了更加清楚地描述本发明的结构特征,本发明采用“近端”和“远端”作为方位词,其中“近端”表示在使用所述驱动装置或旋磨设备的过程中靠近操作者的一端,“远端”表示远离操作者的一端。

[0038] 除非另有定义,本文所使用的所有的技术术语和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员所通常理解的含义相同。还应理解的是,术语(比如常用词典中限定的那些术语),应解释为具有与相关领域和本说明书的上下文中一致的含义,并且不应以理想化或过于形式化的意义来解释,除非在本文中明确地这样限定。

[0039] 如图1-图3所示,本发明一实施例中,提供一种驱动装置,包括:

安装套100,所述安装套100内沿轴向形成容置腔室101,且所述安装套100轴向的两端分别为驱动端110和连接端120;

驱动轴200,沿轴向穿设于所述容置腔室101,且绕轴线可转动;

连通阀300,设置于所述容置腔室101中,所述连通阀300的内部形成有输入通道301和贯通所述连通阀300的冷却通道302,所述输入通道301的一端与所述冷却通道302相连通,另一端与外部连通以引入冷却介质,所述冷却通道302间隙配合套设于所述驱动轴200外且在背对所述驱动端110的一侧和朝向所述驱动端110的一侧分别形成第一出口302a和第二出口302b,分别用于从冷却通道302的两端输出所述冷却介质。

[0040] 需要说明的是,除非特别限定,在本文的文字描述中的“轴向”指的是安装套的轴向,“轴线”指的是安装套的轴线。

[0041] 具体的,将驱动轴200与外部的驱动设备相连,驱动轴200从连接端120伸出的一端

的端部连接旋磨导管和旋磨头,并将外部用于输注冷却介质的供给设备与输入通道301相连接,即可进行旋磨操作。冷却介质可以根据需要选用具有不同配比的生理盐水或冷却气体等。

[0042] 正常旋磨操作时,开启外部的供给设备通过输入通道301、冷却通道302、输出管600向驱动轴200端部的旋磨导管和旋磨头输注冷却介质,将驱动轴200端部的旋磨导管和旋磨头伸入人体血管的内部,启动驱动设备即可带动驱动轴200、旋磨导管和旋磨头旋转,旋磨头将冠状动脉血管斑块磨削消融成细小微粒,冷却介质可以为旋磨部位的血管降温并冲刷旋磨下来的血管病变碎屑。在这个过程中,由于驱动轴200本身具有较大的长度尺寸且刚度较小,因而会有一定的弯曲弧度,在其旋转的过程中会发生沿径向的甩动从而与冷却通道302的壁面接触,由于旋磨手术中驱动轴200的高速转动一般在6-12wRPM,最高可达20wRPM左右,高速转动的状态下驱动轴200与冷却通道302的壁面频繁接触会产生大量热量导致连通阀300升温,因此需要向冷却通道302内注入冷却介质,进入冷却通道302的冷却介质吸收热量并从第一出口302a和第二出口302b同时流出,达到为连通阀300降温的目的,冷却介质从第二出口302b流出后进入容置腔室101并可从安装套100表面,或者从驱动端110、连接端120流出,持续向冷却通道302输入冷却介质即可为连通阀300持续降温。

[0043] 一旦由于各种原因(忘记或未及时打开供给设备、通道因故障未导通、供给设备中冷却介质不足)导致冷却介质不能正常进入冷却通道302,高速转动的驱动轴200与冷却通道302的壁面频繁接触产生的热量会导致连通阀300的温度迅速大幅升高(最高可升至300℃以上)。在驱动轴200高速运行且冷却介质不能正常进入冷却通道302的情况下,连通阀300的温度上升至热变形温度时会发生形变并与驱动轴200粘结为一体,进而直接阻碍并卡死驱动轴200使其无法正常转动,避免在缺少降温措施的状态下旋磨血管导致血管功能障碍而损害患者健康。

[0044] 通过采用本实施例的驱动装置,在出现操作者忘记或未及时打开供给设备、通道因故障未导通、供给设备中冷却介质不足等情况导致冷却功能故障时,连通阀300能够快速升温以锁紧驱动轴200使其停止转动,从而防止血管在缺少降温措施的状态下旋磨导致损伤。

[0045] 值得说明的是,上述旋磨血管的过程中,由于人体血管内部压力小于外界大气压力,在压力差的作用下能够促进冷却介质主要趋向于从第一出口302a流出进而向驱动轴200的远端即向血管内流动。

[0046] 当然,上述实施例中主要利用连通阀300的温度上升而发生形变并与驱动轴200粘结为一体,阻断驱动轴200的正常运行。可以理解的,在其他一些实施例中,当温度的升高被外界感知时(例如结合操作者的触感感知、红外温度监测仪监测等方法),操作者即知晓冷却异常,然后立即迅速关闭驱动装置也能够防止在缺少降温措施的状态下旋磨血管导致血管功能障碍,此处并不作限制。

[0047] 在一些实施例中,所述连通阀300由热变形温度在[130℃,270℃]之间的材质制成。具体的,可以根据实际手术需要以及驱动装置中驱动轴的具体材质选择具有合适的预设热变形温度的材质制作连通阀300,连通阀300的热变形温度稳定且在合理范围内,能够在冷却功能故障时及时形变并锁紧驱动轴200,从而驱动装置能够及时停止升温,避免对血管造成损伤;同时,在具备必要降温措施的情况下,所述连通阀300的小幅度升温不会影响

驱动轴的正常旋转以及驱动装置的正常使用;并且,根据不同需要可在上述范围内选择具有不同热变形温度的材质,从而灵活满足更多的使用需求。更进一步的,连通阀300由热变形温度在 $[180^{\circ}\text{C}, 220^{\circ}\text{C}]$ 之间的材质制成,进一步提高连通阀300的可靠性,确保在合适的温度范围内锁紧驱动轴200。

[0048] 在一些实施例中,所述连通阀300的材质为聚醚酰亚胺。

[0049] 聚醚酰亚胺是琥珀色透明固体,具有优良的机械性能及耐磨性能,热变形温度为 $198^{\circ}\text{C}-208^{\circ}\text{C}$,可在 -160 到 180°C 的工作温度下长期使用。在没有冷却介质灌注的情况下,随摩擦时间的增加,连通阀300的内部温度会大幅度升高且超过其热变形温度而发生形变,甚至 300°C 以上导致材料熔化,连通阀300发生形变后即可阻碍并卡死驱动轴200使其无法旋转,避免在忘记打开输液袋或输液袋中的冷却介质不足的情况下进行手术引起明显的升温对患者造成严重伤害。同时,由于聚醚酰亚胺对于温度有一定的耐受性,不会在温度仅小幅度升高(例如升高 $10-50^{\circ}\text{C}$)时熔融导致驱动轴200被锁死,因此不会影响驱动轴的正常旋转以及在具备必要降温措施的条件时驱动装置的正常使用,且稳定性好、使用寿命长。

[0050] 本实施例的连通阀300的温度上升至热变形温度时会形变并与驱动轴200粘结为一体,进而直接阻碍并锁紧驱动轴200使其停止转动,从而防止血管在缺少降温措施的状态下继续旋磨导致损伤,安全性更高,防止因人为失误导致严重的医疗事故。

[0051] 当然,在其他一些实施例中,连通阀300还可选用其他热变形温度在 $[130^{\circ}\text{C}, 270^{\circ}\text{C}]$ 范围内的材质,均可以实现在缺少降温措施时锁紧驱动轴200以防止损伤,同时不会影响在具有合理降温措施时小幅度升温的状态下所述驱动装置的正常使用,此处不做限制。

[0052] 参考图4,在一些实施例中,所述冷却通道302包括沿所述驱动端110至所述连接端120的方向依次相连的第二冷却通道3022和第一冷却通道3021,所述第一冷却通道3021的径向尺寸大于所述第二冷却通道3022的径向尺寸,且所述第一冷却通道3021上远离所述第二冷却通道3022的部位的径向尺寸大于所述第一冷却通道3021上接近所述第二冷却通道3022的部位的径向尺寸。

[0053] 具体的,由于所述第一冷却通道3021的径向尺寸大于所述第二冷却通道3022的径向尺寸,第一冷却通道3021的径向尺寸沿接近第二冷却通道3022至远离第二冷却通道3022的方向具有增大的趋势,可以形成类似喇叭口的形状,即在该方向上第一冷却通道3021与驱动轴200之间的间隙逐渐增大,有利于促进大部分冷却介质趋向于第一出口302a流动并输送至远端的旋磨头。

[0054] 在一些实施例中,所述第二冷却通道3022的径向尺寸与所述驱动轴200的的径向尺寸之间的差值为 $0.15\text{mm}-0.2\text{mm}$ 。

[0055] 具体的,采用该尺寸差后,第二冷却通道3022不会影响冷却介质趋向于第一冷却通道3021的流动;并且,第二冷却通道3022与驱动轴200之间的间隙较小,能够约束驱动轴200的径向移动,防止其发生沿径向的自由甩动,从而确保驱动力的正常传递。

[0056] 参考图3,在一些实施例中,所述驱动装置还包括引流盖400,所述连通阀300和所述引流盖400沿所述驱动端110至所述连接端120的方向依次设于所述容置腔室101内且密封接触,所述引流盖400内形成供所述驱动轴200穿过的引出通道401,所述引出通道401背对所述连通阀300的一侧用于连接输出管600以输出冷却介质。

[0057] 具体的,结合图5所示,连通阀300朝向引流盖400的一侧端面上设有固定槽303,将

密封环嵌入固定槽303内即可实现引流盖400与连通阀300的密封相连。本实施例中,可直接将输出管600与引流盖400的引出通道401相连即可利用引流盖400实现与冷却通道302相连接,设置的引流盖400便于第一出口302a与输出管600的配合安装;引流盖400与连通阀300密封接触能够避免冷却介质从引流盖400与连通阀300之间溢出。

[0058] 进一步的,所述引出通道401的径向尺寸小于所述第一冷却通道3021的最大径向尺寸。由于引出通道401的径向尺寸小于第一冷却通道3021的最大径向尺寸,当冷却介质进入到较小尺寸的引出通道401时,在流量不变的情况下流速会有明显的提升,从而提升对于远端旋磨导管、旋磨头的冷却效果。

[0059] 参考图1,在一些实施例中,所述安装套100的侧壁开设有与所述输入通道301相连接以从外部引入所述冷却介质的引入孔102。

[0060] 具体的,将供给设备与引入孔102相连后,供给设备中的冷却介质即可通过引入孔102流入输入通道301,进而流入冷却通道302中发挥冷却功效。

[0061] 可以理解的,在其他一些实施例中,输入通道301可以通过输送管等结构与外部的供给设备相连,此处不做具体限制。

[0062] 参考图1,在一些实施例中,所述驱动装置还包括输出管600,所述输出管600与所述第一出口302a相连且间隙配合套设于所述驱动轴200。

[0063] 本实施例中,输出管600可将冷却介质向驱动轴200远端的旋磨导管和旋磨头输送,为所旋磨的血管降温;并且,输出管600与驱动轴200间隙配合,能够约束驱动轴200的径向移动,防止其发生沿径向的自由甩动,从而确保驱动力的正常传递。

[0064] 参考图3,在一些实施例中,所述安装套100的侧壁开设有排出孔103,所述排出孔103通过所述第二出口302b与所述容置腔室101相连接,以从所述容置腔室排出所述冷却介质。

[0065] 具体的,冷却介质从第二出口302b流出并进入容置腔室101后可从安装套100侧壁的排出孔103流出,避免聚积在容置腔室101内部,确保可以持续向冷却通道302输入冷却介质为连通阀300降温。当然,在其他实施例中,容置腔室101可直接贯通驱动装置设置,冷却介质从驱动端110、连接端120直接流出。

[0066] 参考图3,在一些实施例中,所述驱动装置还包括动力部件500,所述动力部件500设置于所述容置腔室101内并相对于所述连通阀300更靠近所述驱动端110,且所述动力部件500与所述驱动轴200相连,用于驱动所述驱动轴200转动。动力部件500集成于驱动装置一体设计,能够节约空间,简化了整体结构设计。

[0067] 可以理解的,在其他一些实施例中,驱动轴200可外伸出驱动端110并与外部的动力设备相连,启动外部的动力设备也可带动驱动轴200旋转,此处不做限制。

[0068] 继续参考图3,在一些实施例中,所述动力部件500包括:

驱动转子510,同轴固定于所述驱动轴200,用于同步驱动所述驱动轴200相对于所述安装套100转动;

回转支撑结构520,设于所述驱动转子510的外表面与所述安装套100的内表面之间,用于为所述驱动转子510的转动提供支撑。

[0069] 具体的,驱动转子510转动即可使驱动轴200发生相对于所述安装套100的转动,回转支撑结构520设在驱动转子510的外表面与所述安装套100的内表面之间,将驱动转子510

与安装套100可转动地连接,在驱动转子510转动时回转支撑结构520位置稳定,可为驱动转子510的转动提供支撑,避免其转动过程中在容置腔体内部发生位移。

[0070] 在一些实施例中,所述驱动转子510包括涡轮转子,所述安装套100的侧壁开设供气通道104,所述供气通道104用于连接涡轮转子与外部气源以驱动所述涡轮转子旋转。

[0071] 具体的,将外部气源连接至供气通道104,外部气源向涡轮转子吹送高压气体驱动涡轮转子转动即可带动驱动轴200高速转动,驱动轴200同时带动远端的旋磨导管、旋磨头同步高速转动,将冠状动脉血管斑块磨削消融成细小微粒。

[0072] 本实施例的涡轮转子的结构和驱动方式较为简单,利用高压气流作为动力源,绿色节能且不会由于运行产生过多热量。

[0073] 参考图3,在一些实施例中,所述回转支撑结构520包括设于所述动力部件500的轴向两端的回转支承521,所述回转支承521的内圈套设于所述驱动转子510的外周表面,所述回转支承521的外圈固定于所述安装套100的内表面。

[0074] 具体的,回转支承521可以同时承受较大的轴向、径向负荷,能够为驱动转子510提供稳定的支撑;回转支承521设于动力部件500轴向的两端,可以平衡支撑驱动转子510。

[0075] 在有些情况下,容置腔室101的垂直于其轴向的径向尺寸较大,此时,回转支承521的外圈无法直接与容置腔室101的内表面连接固定。参考图3,在一些实施例中,所述回转支撑结构520还包括支撑套522,填充设于所述回转支承521的外圈表面与所述安装套100的内表面之间,用于为所述回转支承521提供支撑。

[0076] 本实施例的支撑套522有效弥补了所述回转支承521的外表面与所述容置腔室101的内表面之间的间隙,分别与回转支承521的外表面和安装套100的内表面固定连接,使回转支承521与安装套100牢固相连,避免驱动轴200高度旋转过程中回转支承521的外表面与安装套100的内表面分离导致支撑失效进而引发严重的安全事故。

[0077] 本发明还提供一种旋磨设备,包括旋磨机构和以上所述的驱动装置,所述驱动装置的连接端与所述旋磨机构相连以驱动所述旋磨机构。旋磨机构通常包括旋磨导管和旋磨头,旋磨头的表面设置有研磨层,用于对生物体内的病灶斑块进行磨削处理。在一个优选实施例中,具体使用时,所述驱动装置与所述旋磨机构可拆卸式连接,如此,当旋磨机构中的连通阀与驱动轴锁紧时,只需要更换驱动装置即可继续实施旋磨手术,而无需整体更换旋磨设备,也无需将旋磨机构从患者体内撤出并更换为一套新的旋磨设备后重新置入体内,不仅降低了操作不当所带来的损耗成本,而且缩短了手术时间,减少了对患者的伤害。将外部用于输注冷却介质的供给设备与驱动装置上的输入通道301相连接,即可进行旋磨操作。

[0078] 通过采用本发明的驱动装置和旋磨设备,在出现操作者忘记或未及时打开供给设备、通道因故障未导通、供给设备中冷却介质不足等情况导致冷却功能故障时,连通阀的温度能够快速上升至热变形温度而发生形变并与驱动轴粘结为一体,进而直接阻碍并卡死驱动轴使其无法正常转动,从而防止血管在缺少降温措施的状态下继续旋磨血管导致血管功能障碍并对患者的健康造成伤害。

[0079] 以上描述中,尽管可能使用例如“第一”和“第二”的表述来描述本发明的各个元件,但它们并未意于限定相对应的元件。例如,上述表述并未旨在限定相对应元件的顺序或重要性。上述表述用于将一个部件和另一个部件区分开。

[0080] 本文中在本发明的说明书中所使用的术语仅是为了描述特定的实施例的目的,而

并非意在限制本发明。单数的表述包含复数的表述,除非在其间存在语境、方案上的显著差异。

[0081] 以上所述仅是本发明的示范性实施方式,而非用于限制本发明的保护范围,本发明的保护范围由所附的权利要求确定。例如,本发明的驱动装置不仅限于与旋磨机构连接组成旋磨设备,也可以与抽吸旋切导管、牙科钻头、骨科钻头是具有旋转轴的医疗器械相连接配合,以形成多种类型的医疗设备、实施不同类型的医学治疗或整形。

[0082] 本领域技术人员可以理解的是,以上所述实施例的各技术特征可以相应地省去、添加或者以任意方式组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,并且,本领域技术人员能够想到的简单变换方式以及对现有技术做出适应性和功能性的结构变换的方案,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0083] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,虽然已经参考各种实施例示出和描述了本发明,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干形式和细节上的各种变形和改进,而不背离由随附的权利要求所限定的本发明的范围,这些都属于本发明的保护范围。因此,发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

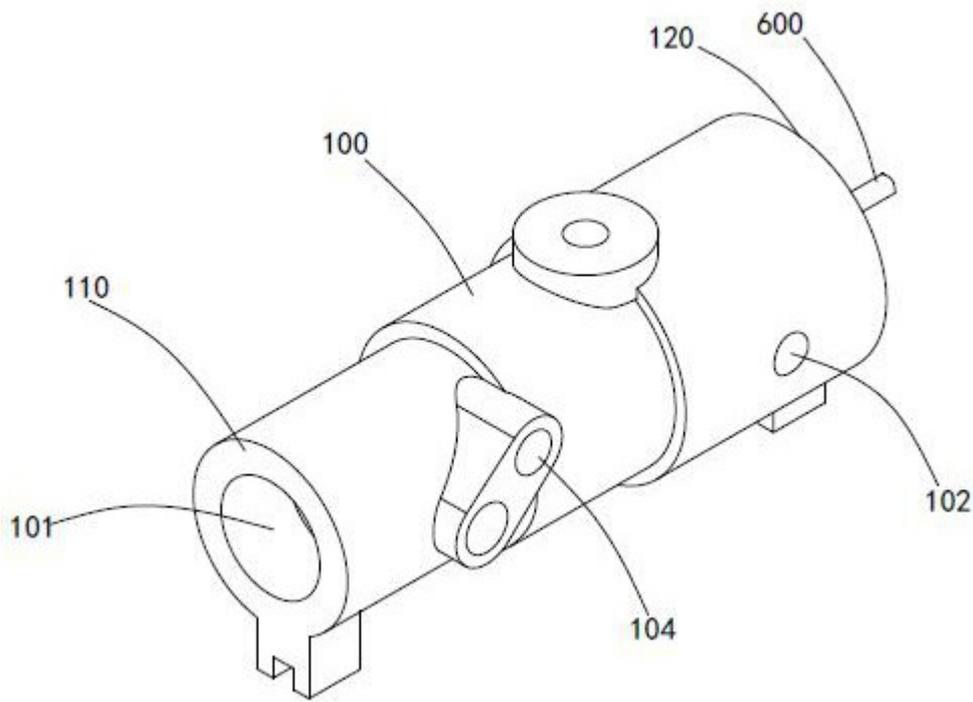


图1

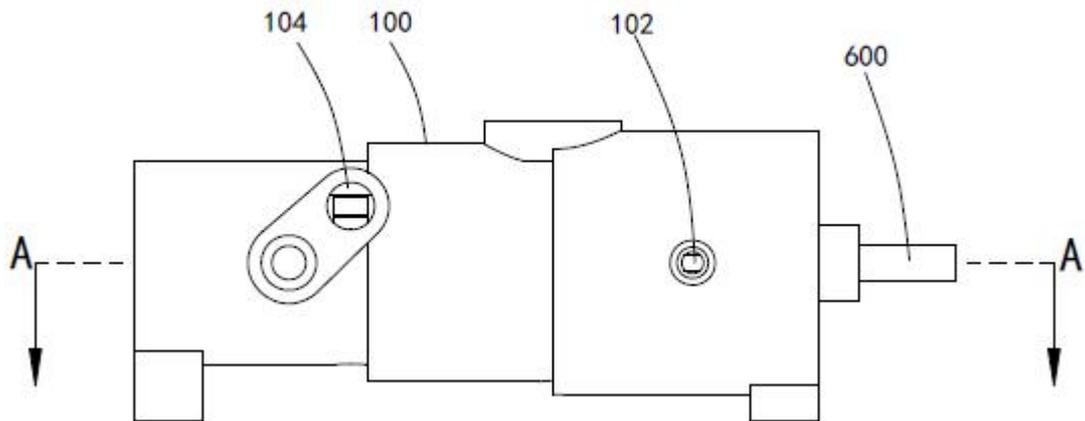


图2

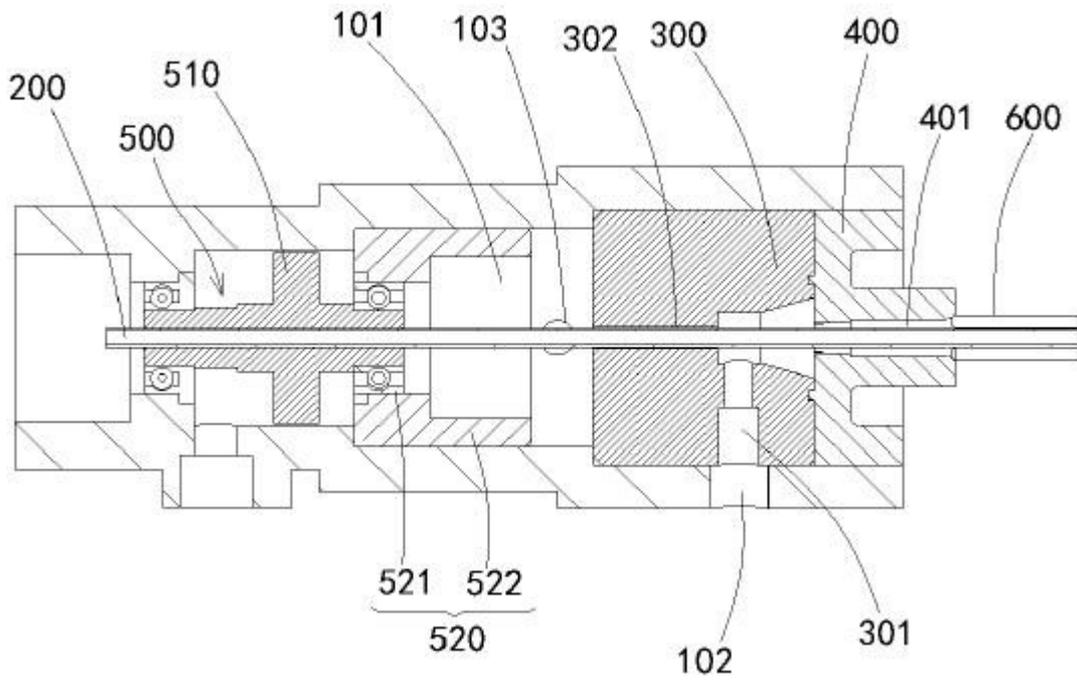


图3

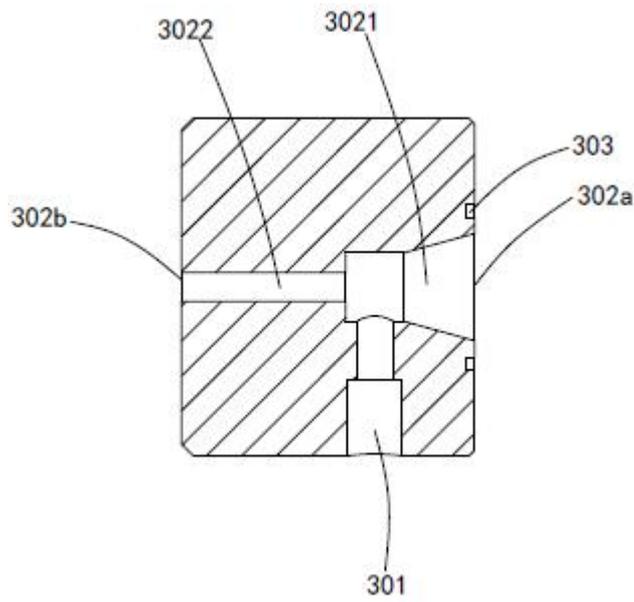


图4

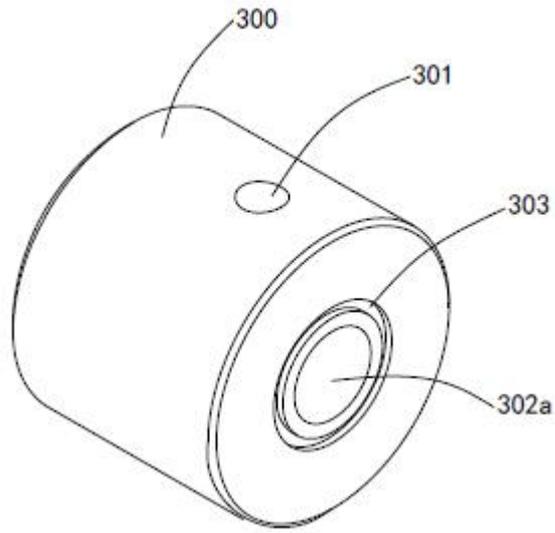


图5