



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112274209 A

(43) 申请公布日 2021.01.29

(21) 申请号 202011586810.1

(22) 申请日 2020.12.29

(71) 申请人 北京泰杰伟业科技有限公司

地址 101204 北京市平谷区马坊镇盘龙西路21号院4号楼

(72) 发明人 唐航 许永松 秦川 吴健 穆磊
王秀文 陈飞 王金磊

(74) 专利代理机构 北京慧诚智道知识产权代理
事务所(特殊普通合伙)
11539

代理人 李楠

(51) Int. Cl.

A61B 17/12 (2006.01)

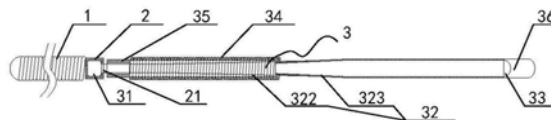
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54) 发明名称

一种弹簧圈输送解脱系统

(57) 摘要

本发明实施例涉及一种弹簧圈输送解脱系统包括:弹簧圈、显影码刻和输送解脱装置;显影码刻与弹簧圈固定连接;输送解脱装置包括弹性球囊和输送管;弹性球囊的远端容置于显影码刻内,近端与输送管粘接;输送管与弹性球囊的内部连通,构成容置气体的腔室;输送管的近端设置有充气密封部件,且在近端一侧距离充气密封部件一定距离的位置上设有断裂结构;外部的充气设备通过充气密封部件向腔室充气;弹簧圈和显影码刻在弹性球囊和输送管的作用下,经微导管内部输送至目标位置;断裂结构接受外力断裂,腔室内的气体泄露,弹性球囊收缩,从显影码刻中脱出,使得显影码刻与弹性球囊分离,从而使得弹簧圈和显影码刻与输送解脱装置解脱。



1. 一种弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述弹簧圈输送解脱系统包括:弹簧圈、显影码刻和输送解脱装置;

所述显影码刻包括远端、近端和位于所述远端、近端之间的内部空腔;所述远端与所述弹簧圈固定连接;所述近端具有开口;

所述输送解脱装置包括弹性球囊和输送管;所述弹性球囊的远端穿过所述开口容置于所述内部空腔,近端与所述输送管的远端粘接;所述输送管与所述弹性球囊的内部连通,构成容置气体的腔室;所述输送管的近端设置有充气密封部件,且在所述近端一侧距离所述充气密封部件一定距离的位置上设有断裂结构;

外部的充气设备通过充气密封部件向所述腔室充气,所述弹性球囊膨胀与所述内部空腔的腔壁贴合;所述弹簧圈和所述显影码刻在所述弹性球囊和所述输送管的作用下,经微导管内部输送至目标位置;所述断裂结构接受外力断裂,所述腔室内的气体泄露,所述弹性球囊收缩,从所述内部空腔中脱出,使得所述显影码刻与所述弹性球囊分离,从而使得所述弹簧圈和显影码刻与所述输送解脱装置解脱。

2. 根据权利要求1所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述输送管包括柔性管和输送钢管;

所述柔性管的远端与所述弹性球囊粘接;所述输送钢管的远端套接在所述柔性管的近端。

3. 根据权利要求2所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述输送解脱装置还包括支撑弹簧;

所述支撑弹簧套设在所述柔性管的外壁上。

4. 根据权利要求2所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述输送解脱装置还包括第一保护管;

所述第一保护管套设在所述弹性球囊与所述柔性管的粘接处。

5. 根据权利要求2所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述输送钢管和所述柔性管均为锥形。

6. 根据权利要求3所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述支撑弹簧的外径为0.2mm-0.6mm。

7. 根据权利要求1所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述输送解脱装置还包括第二保护管;

所述第二保护管套设在所述输送管的近端。

8. 根据权利要求1所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述断裂结构为环形槽。

9. 根据权利要求1所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述弹簧圈采用铂钨合金材质制成。

10. 根据权利要求1所述的弹簧圈输送解脱系统,其特征在于,所述显影码刻为外径0.25mm-0.35mm,内径0.15mm-0.28mm,长度0.3mm-0.5mm的铂合金管状结构。

一种弹簧圈输送解脱系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,尤其涉及一种弹簧圈输送解脱系统。

背景技术

[0002] 目前,临床上对于动脉瘤尤其是脑动脉瘤患者,通常向动脉介入弹簧圈进行填塞治疗,然而,弹簧圈植入治疗动脉瘤必须要实现其植入部分的可控解脱。弹簧圈解脱方式有多种,其中,机械解脱的主流方法是套圈式,即增加一活动连接杆,活动连接杆末端是球形特征,活动连接杆首端是跟弹簧圈连接,解脱丝是跟活动连接杆组装一并放入输送导管,通过回撤解脱丝来实现弹簧圈解脱。但是在解脱时,解脱点容易受到机械力的作用,从而造成植入物位置偏差,增加医生手术风险,影响治疗效果,甚至危及病人的生命。

发明内容

[0003] 本发明的目的是针对现有技术所存在的缺陷,提供一种弹簧圈输送解脱系统,该弹簧圈输送解脱系统采用气体解脱的方式进行弹簧圈和显影码刻的解脱,结构简单,操作方便,并且弹簧圈的植入位置不会因解脱而发生偏移。

[0004] 为实现上述目的,本发明提供了一种弹簧圈输送解脱系统,包括:弹簧圈、显影码刻和输送解脱装置;

所述显影码刻包括远端、近端和位于所述远端、近端之间的内部空腔;所述远端与所述弹簧圈固定连接;所述近端具有开口;

所述输送解脱装置包括弹性球囊和输送管;所述弹性球囊的远端穿过所述开口容置于所述内部空腔,近端与所述输送管的远端粘接;所述输送管与所述弹性球囊的内部连通,构成容置气体的腔室;所述输送管的近端设置有充气密封部件,且在所述近端一侧距离所述充气密封部件一定距离的位置上设有断裂结构;

外部的充气设备通过充气密封部件向所述腔室充气,所述弹性球囊膨胀与所述内部空腔的腔壁贴合;所述弹簧圈和所述显影码刻在所述弹性球囊和所述输送管的作用下,经微导管内部输送至目标位置;所述断裂结构接受外力断裂,所述腔室内的气体泄露,所述弹性球囊收缩,从所述内部空腔中脱出,使得所述显影码刻与所述弹性球囊分离,从而使得所述弹簧圈和显影码刻与所述输送解脱装置解脱。

[0005] 优选的,所述输送管包括柔性管和输送钢管;

所述柔性管的远端与所述弹性球囊粘接;所述输送钢管的远端套接在所述柔性管的近端。

[0006] 进一步优选的,所述输送解脱装置还包括支撑弹簧;

所述支撑弹簧套设在所述柔性管的外壁上。

[0007] 进一步优选的,所述输送解脱装置还包括第一保护管;

所述第一保护管套设在所述弹性球囊与所述柔性管的粘接处。

[0008] 进一步优选的,所述输送钢管和所述柔性管均为锥形。

[0009] 更进一步优选的,所述支撑弹簧的外径为0.2mm-0.6mm。

[0010] 优选的,所述输送解脱装置还包括第二保护管;

所述第二保护管套设在所述输送管的近端。

[0011] 优选的,所述断裂结构为环形槽。

[0012] 优选的,所述弹簧圈采用铂钨合金材质制成。

[0013] 优选的,所述显影码刻为外径0.25mm-0.35mm,内径0.15mm-0.28mm,长度0.3mm-0.5mm的铂合金管状结构。

[0014] 本发明实施例提供的弹簧圈输送解脱系统,通过弹性球囊、充气密封部件和断裂结构的设置,将弹性球囊容置于显影码刻的内部空腔,当对充气密封部件充气时,弹性球囊膨胀,使得弹性球囊与显影码刻的内壁贴合,将弹簧圈和显影码刻经微导管输送至目标位置;之后断裂结构接收外力断裂,充气密封部件处的气体无法输送至弹性球囊,弹性球囊收缩,从显影码刻的内部空腔脱出,从而实现了弹簧圈和显影码刻与输送解脱装置的分离解脱的效果,即采用气体解脱的方式实现了弹簧圈和显影码刻的解脱。在解脱的过程中,弹簧圈的植入位置不会发生偏移。该弹簧圈输送解脱系统结构简单,操作方便。

[0015]

附图说明

[0016] 图1为本发明实施例提供的弹簧圈输送解脱系统的结构示意图;

图2为本发明实施例提供的弹性球囊的状态示意图之一;

图3为本发明实施例提供的弹性球囊的状态示意图之二;

图4为本发明实施例提供的弹簧圈输送解脱系统与微导管配合的状态示意图。

[0017]

具体实施方式

[0018] 下面通过附图和实施例,对本发明的技术方案做进一步的详细描述。

[0019] 本发明实施例提供的弹簧圈输送解脱系统,与微导管配合使用,将弹簧圈和显影码刻输送至目标位置后,采用气体解脱的方式,实现弹簧圈和显影码刻的解脱,其结构简单、操作方便。需要说明的是,为更加清楚地解释说明本发明的技术方案,在本发明中规定使用者操作端为近端,植入端为远端。

[0020] 图1为本发明实施例提供的弹簧圈输送解脱系统的结构示意图。如图1中所示,本发明实施例提供的弹簧圈输送解脱系统,包括:弹簧圈1、显影码刻2和输送解脱装置3。

[0021] 弹簧圈1作为血管介入治疗的植入物,留在瘤腔内,起栓塞作用。弹簧圈1要具备性能稳定、无毒、生物相容性好、弹性好的特点,因此,优选采用铂钨合金材质制成。需要说明的是,弹簧圈1的缠绕方式有多种,比如螺旋方式,随机缠绕方式,或者弹簧圈再次缠绕弹簧圈等方式,本发明对此不做限定,只要满足使动脉瘤内形成血栓的效果即可。本实施例是以螺旋方式缠绕的弹簧圈为例进行解释说明的,如图1中所示。

[0022] 显影码刻2包括远端、近端和位于远端、近端之间的内部空腔(图中未示出)。其中,显影码刻2的远端封闭,与弹簧圈1固定连接。近端具有开口21。在实际应用中,显影码刻2与弹簧圈1一起留在瘤腔内,以标记弹簧圈1在瘤腔内的位置。在一个具体的例子中,为使显影

码刻2在X光照射下具有良好的显影效果,显影码刻2优选铂金材质。在另一个例子中,为使弹簧圈1和输送解脱装置3之间的连接和解脱更加快速和顺畅,显影码刻2优选外径0.25mm-0.35mm,内径0.15mm-0.28mm,长度0.3mm-0.5mm的管状结构。

[0023] 输送解脱装置3包括弹性球囊31和输送管32。

[0024] 弹性球囊31的远端穿过开口21容置于内部空腔,近端与输送管32的远端粘接。在一个具体的例子中,弹性球囊31为外径0.15mm-0.35mm的薄壁球,采用热塑性聚氨酯弹性体橡胶(Thermoplastic polyurethanes,TPU)材质支撑。弹性球囊31膨胀时,与显影码刻2的内部空腔的腔壁贴合。弹性球囊31收缩时,与显影码刻2的内部空腔的腔壁分离。如图2和图3分别示出了弹性球囊31收缩和膨胀时的状态。

[0025] 输送管32与弹性球囊31的内部连通,构成容置气体的腔室10,如图2中所示。再如图1中所示,输送管32的近端设置有充气密封部件33。充气密封部件33与输送管32的近端粘接。在一个例子中,充气密封部件33采用涤纶树脂(Polyethylene terephthalate,PET)材质制成,可以通过夹闭的方式进行固定。

[0026] 结合图1和图4所示,为实现弹簧圈1和显影码刻2通过气体解脱方式与输送解脱装置3之间的解脱,在输送管32的近端一侧距离充气密封部件33一定距离的位置上设有断裂结构321。断裂结构321具体可以为环形槽(图中未示出)。

[0027] 为提高输送管32的推送性,使得输送解脱装置3对弹簧圈1和显影码刻2的推送力传导更加顺畅,在一个优选的例子中,输送管32包括柔性管322和输送钢管323。

[0028] 柔性管322的远端与弹性球囊31的近端粘接。具体的,柔性管322为外径0.15mm-0.35mm的薄壁管,采用涤纶树脂(Polyethylene terephthalate,PET)材质制成。柔性管322优选为锥形,使得输送管32具有柔软的梯度。

[0029] 输送钢管323的远端套接在柔性管322的近端。输送钢管323采用不锈钢管或镍钛管。其远端为锥度磨削的锥形。柔性管322和输送钢管323的设置使得输送管32的远端柔顺,近端支撑稳定。

[0030] 在一个优选的方案中,输送解脱装置3还包括支撑弹簧34。支撑弹簧34套设在柔性管322的外壁上,对柔性管322起到保护作用,且提高了与微导管100的贴合效果。在一个例子中,支撑弹簧34外径为0.2mm-0.6mm,采用直径为0.03mm-0.08mm的不锈钢丝绕制而成。

[0031] 在另一个优选的方案中,输送解脱装置3还包括第一保护管35。第一保护管35套设在弹性球囊31与柔性管322的粘接处,对粘接处起保护和支撑作用,防止在输送的过程中,粘接处断裂,造成弹簧圈1和显影码刻2的植入失败。

[0032] 更优选的,输送解脱装置3还包括第二保护管36。第二保护管36套设在输送管32的近端,一方面可以保护充气密封部件33收到外力的损伤,另一方面对腔室10内的气体起到密封的作用。

[0033] 以上介绍了本发明实施例提供的弹簧圈输送解脱系统的各个部件及它们之间的连接关系,下面结合图1、2、3和4对弹簧圈输送解脱系统的使用方式进行详述。

[0034] 外部的充气设备通过输送钢管323的近端的充气密封部件33向腔室10内充气,弹性球囊31膨胀,与显影码刻的内部空腔的腔壁贴合,充气密封部件33夹闭;第二保护管36套接在输送钢管323的近端,防止腔室10内的气体泄漏,弹簧圈1和显影码刻2在弹性球囊31、柔性管322和输送钢管323的共同作用下,经微导管100内部输送至目标位置;断裂结构321

接受外力断裂,腔室10内的气体泄露,弹性球囊31收缩,从显影码刻2的内部空腔中脱出,使得显影码刻2与弹性球囊31分离,从而使得弹簧圈1和显影码刻2与输送解脱装置3解脱。

[0035] 本发明实施例提供的弹簧圈输送解脱系统,通过弹性球囊、充气密封部件和断裂结构的设置,将弹性球囊容置于显影码刻的内部空腔,当对充气密封部件充气时,弹性球囊膨胀,使得弹性球囊与显影码刻的内壁贴合,将弹簧圈和显影码刻经微导管输送至目标位置;之后断裂结构接收外力断裂,充气密封部件处的气体无法输送至弹性球囊,弹性球囊收缩,从显影码刻的内部空腔脱出,从而实现了弹簧圈和显影码刻与输送解脱装置的分离解脱的效果,即采用气体解脱的方式实现了弹簧圈和显影码刻的输送解脱。在解脱的过程中,弹簧圈的植入位置不会发生偏移。该弹簧圈输送解脱系统结构简单,操作方便。

[0036] 以上所述的具体实施方式,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施方式而已,并不用于限定本发明的保护范围,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

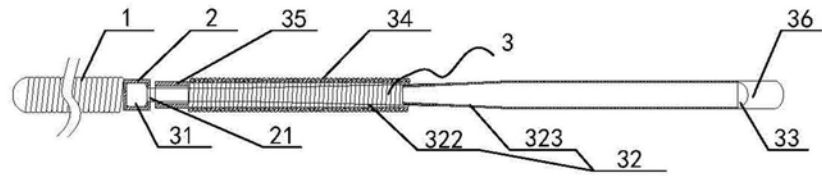


图1

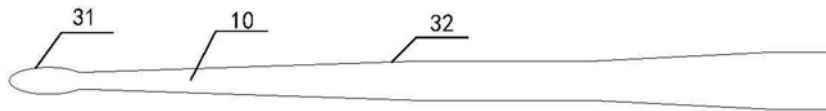


图2



图3

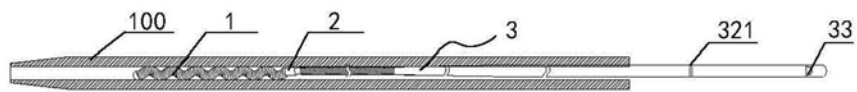


图4