



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109431485 A

(43)申请公布日 2019.03.08

(21)申请号 201811313702.X

(22)申请日 2018.11.06

(71)申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 邹强 刘峥

(74)专利代理机构 天津市三利专利商标代理有限公司 12107

代理人 徐金生

(51)Int.Cl.

A61B 5/026(2006.01)

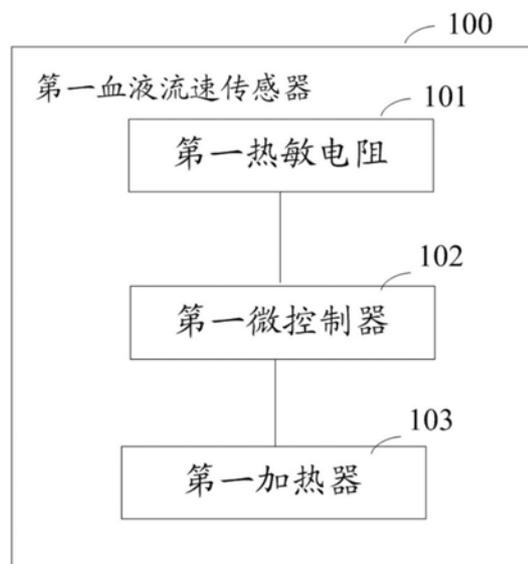
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置

(57)摘要

本发明公开了一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置,包括:第一血液流速传感器,位于球囊导管中不具有球囊的另一端内壁;所述第一血液流速传感器包括第一热敏电阻和第一微控制器,其中:第一热敏电阻,用于实时检测其所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液的温度,并转换成对应的电阻值输出给第一微控制器;第一微控制器,与第一热敏电阻相连接,用于实时接收第一热敏电阻发来的电阻值,判断第一热敏电阻所在位置的球囊导管外部的动脉血管中的血液是否出现堵塞问题。本发明能够实时测量球囊导管对血管的具体扩张和疏通结果,判断血管的特定位置是否还存在堵塞现象,有助于医务人员实时了解患者的血管疏通情况。



1. 一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置,其特征在于,包括:

第一血液流速传感器(100),位于球囊导管中不具有球囊的另一端内壁;

所述第一血液流速传感器(100)包括第一热敏电阻(101)和第一微控制器(102),其中:

第一热敏电阻(101),用于实时检测其所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液的温度,并转换成对应的电阻值输出给第一微控制器;

第一微控制器(102),与第一热敏电阻(101)相连接,用于实时接收第一热敏电阻(101)发来的电阻值,当单位时间内第一热敏电阻(101)的电阻值变化幅度大于或者等于预先设置的人体血管正常流速对应的、单位时间内的电阻值变化幅度最小值,判断第一热敏电阻(101)所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速正常,没有堵塞,否则,判断出现堵塞问题。

2. 如权利要求1所述的血液流速检测装置,其特征在于,所述第一微控制器(102)与外部计算机通过液态金属导线(300)相连;

所述第一微控制器(102),用于将单位时间内第一热敏电阻(101)的电阻值变化幅度发送给外部计算机;

外部计算机,用于预先存储并设置在单位时间内第一热敏电阻(101)的电阻值变化幅度与血液流速值之间的一一对应关系,然后,在收到所述第一微控制器(102)发来的单位时间内第一热敏电阻(101)的电阻值变化幅度时,读取对应的血液流速值并通过显示屏实时显示。

3. 如权利要求2所述的血液流速检测装置,其特征在于,所述液态金属导线(300)上,还连接有间隔分布的多个共形电极(500)。

4. 如权利要求2所述的血液流速检测装置,其特征在于,所述液态金属导线(300)为多次弯折的蛇形导线。

5. 如权利要求1所述的血液流速检测装置,其特征在于,所述第一血液流速传感器(100)还包括第一加热器(103);

第一微控制器(102),与第一加热器(103)相连接,用于当判断第一热敏电阻(101)所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速异常,出现堵塞问题时,发送触发启动信号给第一加热器(103),使得第一加热器(103)启动加热操作,使得第一加热器(103)周边动脉血管温度上升;

第一加热器(103),用于在收到第一微控制器(102)发来的触发启动信号后,启动进行加热。

6. 如权利要求1至5中任一项所述的血液流速检测装置,其特征在于,还包括第二血液流速传感器(200),位于球囊导管一端具有的球囊旁的预设位置;

所述第二血液流速传感器(200)包括第二热敏电阻(201)、第二微控制器(202)和第二加热器(203),其中:

第二热敏电阻(201),用于实时检测其所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液的温度,并转换成对应的电阻值输出给微控制器;

第二微控制器(202),分别与第二热敏电阻(201)和第二加热器(203)相连接,用于实时接收第二热敏电阻(201)发来的电阻值,当单位时间内第二热敏电阻(201)的电阻值变化幅度小于预先设置的人体血管正常流速对应的、单位时间内的电阻值变化幅度最小值时,判

断第二热敏电阻 (101) 所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速异常, 出现堵塞问题, 实时发送触发启动信号给第二加热器 (203), 使得第二加热器 (203) 启动加热操作;

第二加热器 (203), 用于在收到第二微控制器 (202) 发来的触发启动信号后, 启动进行加热。

## 一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及血液情况监测技术领域,特别是涉及一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置。

### 背景技术

[0002] 一直以来,心血管病都是世界人群死亡的重要原因之一。目前,经皮冠状动脉腔内血管成形术(PTCA)是治疗冠状动脉粥样硬化性管腔狭窄最基本最主要的介入性技术。该技术通过经皮穿刺周围动脉,将带球囊的导管送入冠状动脉血管到达狭窄节段,扩张球囊使狭窄管腔扩大,血流畅通。

[0003] 同时,经皮冠状动脉腔内血管成形术(PTCA)更广泛地采用裸金属支架和药物洗脱支架,这些支架可以提供额外的预防再狭窄的保护,同时避免像心脏搭桥手术那样的风险。

[0004] 因此,目前采用基于球囊的导管系统的血管成形术,已经成为治疗冠心病的标准,取代了冠状动脉旁路手术。

[0005] 但是,目前的球囊导管系统,通过导管和球囊的配合,将所通过的血管进行扩张与疏通处理后,医务人员无法知道血管的具体扩张和疏通结果,无法判断导管和球囊所经过的血管是否还存在堵塞现象

[0006] 因此,目前迫切需要提出一种血液流速检测装置,其能够实时测量球囊导管对血管的具体扩张和疏通结果,判断导管和球囊所经过的血管是否还存在堵塞现象,有助于医务人员实时了解患者的血管疏通情况。

### 发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的目的是提供一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置,其能够实时测量球囊导管对血管的具体扩张和疏通结果,判断导管和球囊所经过的血管是否还存在堵塞现象,有助于医务人员实时了解患者的血管疏通情况,有利于广泛应用,具有重大的生产实践意义。

[0008] 为此,本发明提供了一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置,包括:

[0009] 第一血液流速传感器,位于球囊导管中不具有球囊的另一端内壁;

[0010] 所述第一血液流速传感器包括第一热敏电阻和第一微控制器,其中:

[0011] 第一热敏电阻,用于实时检测其所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液的温度,并转换成对应的电阻值输出给第一微控制器;

[0012] 第一微控制器,与第一热敏电阻相连接,用于实时接收第一热敏电阻发来的电阻值,当单位时间内第一热敏电阻的电阻值变化幅度大于或者等于预先设置的人体血管正常流速对应的、单位时间内的电阻值变化幅度最小值,判断第一热敏电阻所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速正常,没有堵塞,否则,判断出现堵塞问题。

[0013] 其中,所述第一微控制器与外部计算机通过液态金属导线相连;

[0014] 所述第一微控制器,用于将单位时间内第一热敏电阻的电阻值变化幅度发送给外

部计算机；

[0015] 外部计算机,用于预先存储并设置在单位时间内第一热敏电阻的电阻值变化幅度与血液流速值之间的一一对应关系,然后,在收到所述第一微控制器发来的单位时间内第一热敏电阻的电阻值变化幅度时,读取对应的血液流速值并通过显示屏实时显示。

[0016] 其中,所述液态金属导线上,还连接有间隔分布的多个共形电极。

[0017] 其中,所述液态金属导线为多次弯折的蛇形导线。

[0018] 其中,所述第一血液流速传感器还包括第一加热器；

[0019] 第一微控制器,与第一加热器相连接,用于当判断第一热敏电阻所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速异常,出现堵塞问题时,发送触发启动信号给第一加热器,使得第一加热器启动加热操作,使得第一加热器周边动脉血管温度上升；

[0020] 第一加热器,用于在收到第一微控制器发来的触发启动信号后,启动进行加热。

[0021] 其中,还包括第二血液流速传感器,位于球囊导管一端具有的球囊旁的预设位置；

[0022] 所述第二血液流速传感器包括第二热敏电阻、第二微控制器和第二加热器,其中：

[0023] 第二热敏电阻,用于实时检测其所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液的温度,并转换成对应的电阻值输出给微控制器；

[0024] 第二微控制器,分别与第二热敏电阻和第二加热器相连接,用于实时接收第二热敏电阻发来的电阻值,当单位时间内第二热敏电阻的电阻值变化幅度小于预先设置的人体血管正常流速对应的、单位时间内的电阻值变化幅度最小值时,判断第二热敏电阻所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速异常,出现堵塞问题,实时发送触发启动信号给第二加热器,使得第二加热器启动加热操作；

[0025] 第二加热器,用于在收到第二微控制器发来的触发启动信号后,启动进行加热。

[0026] 由以上本发明提供的技术方案可见,与现有技术相比较,本发明提供了一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置,其通过测量血管中所选择的特定位置的血液的流速,能够实时测量球囊导管对血管的具体扩张和疏通结果,判断血管的特定位置是否还存在堵塞现象,有助于医务人员实时了解患者的血管疏通情况,有利于广泛应用,具有重大的生产实践意义。

## 附图说明

[0027] 图1为本发明提供的一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置的结构方框图；

[0028] 图2本发明提供的一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置一种实施例的结构方框图；

[0029] 图3本发明提供的一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置在球囊导管的一种实施例的分布状态示意图；

[0030] 图4为本发明提供的一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置中血液流速传感器与液态金属导线的封装连接位置关系示意图；

[0031] 图5为本发明提供的一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置中共形电极与液态金属导线的封装位置关系示意图；

[0032] 图6为本发明提供的一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置中液态金属导线的封装位置关系示意图。

## 具体实施方式

[0033] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案,下面结合附图和实施方式对本发明作进一步的详细说明。

[0034] 参见图1至图6,本发明提供了一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置,配套用于伸入动脉血管中的球囊导管使用,所述球囊导管的一端具有球囊,该装置具体包括:第一血液流速传感器100,位于球囊导管中不具有球囊的另一端内壁;

[0035] 所述第一血液流速传感器100包括第一热敏电阻101和第一微控制器102,其中:

[0036] 第一热敏电阻101,用于实时检测其所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液的温度,并转换成对应的电阻值输出给第一微控制器;

[0037] 第一微控制器102,与第一热敏电阻101相连接,用于实时接收第一热敏电阻101发来的电阻值,当单位时间内第一热敏电阻101的电阻值变化幅度(即电阻值变化率)大于或者等于预先设置的人体血管正常流速对应的、单位时间内的电阻值变化幅度最小值,判断第一热敏电阻101所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速正常,没有堵塞,否则,判断第一热敏电阻101所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速异常,出现堵塞问题。

[0038] 在本发明中,需要说明的是,球囊导管是目前用于治疗冠心病、心肌梗死疾病手术中的主要工具。本发明采用的液态金属在球囊导管中血液流速检测的应用设计,在传统球囊导管的基础上加入了新的集成组件,用于测量血液流速,使用液态金属作为电路中的柔性传导线路,充分发挥液态金属的可拉伸性与导电性,可以实现血管成形术与血液流速检测的同步进行,有助于实时地判断当前位置下血管是否存在堵塞现象。

[0039] 还需要说明的是,对于血管中的血液,血液的温度,与血液的流速直接相关,血液的流速,会影响到血液的温度变化,当某个位置(如第一血液流速传感器所对应的血管位置)的血液流速快时,这时候,该位置的血液没有堵塞,那么该位置的血液温度高,在单位时间内变化幅度(例如增加幅度或者减低幅度)也大,而球囊导管具有良好的导热性(导管壁非常薄),从而热敏电阻所检测输出的电阻值在单位时间内的变化幅度也大,也就是说,直接影响热敏电阻的电阻值变化速度。而当血液流经堵塞的位置时,血液的流速将变慢,这时候,该被堵塞的位置在单位时间内变化幅度(例如增加幅度或者减低幅度)也小,不容易拨动,对应地,热敏电阻在对该位置进行检测时,检测输出的电阻值在单位时间内变化幅度也小。

[0040] 因此,对于本发明,可以通过单位时间内,第一血液流速传感器100所包括的热敏电阻的电阻值输出变化情况,来对应判断第一热敏电阻101所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液的流速快慢,从而对应判断是否该位置存在堵塞问题,血液流速快,说明没有堵塞,血液流速慢,说明存在堵塞问题。

[0041] 在本发明中,具体实现上,为了让医务人员等用户,可以实时了解第一血液流速传感器100所检测获得的、其所在位置球囊导管外部的动脉血管堵塞情况,所述第一微控制器102与外部计算机通过液态金属导线300相连,所述液态金属导线300贯穿通过球囊导管;

[0042] 所述第一微控制器102,用于将单位时间内第一热敏电阻101的电阻值变化幅度(即电阻值变化率)发送给外部计算机;

[0043] 外部计算机,用于预先存储并设置在单位时间内第一热敏电阻101的电阻值变化

幅度(即电阻值变化率)与血液流速值之间的一一对应关系,然后,在收到所述第一微控制器102发来的单位时间内第一热敏电阻101的电阻值变化幅度(即电阻值变化率)时,读取对应的血液流速值并通过显示屏实时显示。

[0044] 需要说明的是,对于本发明,同时通过液态金属导线,可以向第一热敏电阻101和第一微控制器102输送工作电流。

[0045] 具体实现上,所述第一热敏电阻,可以为PTC热敏电阻。

[0046] 具体实现上,所述液态金属导线300贯穿通过球囊导管后,具体通过连接垫400与外部计算机相连接。

[0047] 需要说明的是,对于本发明,液态金属导电的连接垫与外部计算机相连,起到供电与控制传感器的作用。该连接垫具有多个连接端子,用于与液体金属导线相连接,起到接线器的作用。

[0048] 在本发明中,所述液态金属导线300首先可以起到导电的作用,利用它的柔性,在球囊导管扩张与收缩的时候,保持电路不受影响。具体结构为:一根导电丝,材质是由镓铟合金制成的。

[0049] 需要说明的是,对于本发明,通过液态金属导线连接垫与外部的显示设备相连,实现在手术过程中,让医务人员可以对血管中的血液流速进行实时观察。外部计算机的图形用户界面,还可以引导操作人员进行部分手术,如导管插入、消融前或刺激前测量、消融后或刺激后测量。在整个过程中,记录下所有的时间节点、血液流速情况等指标。

[0050] 在本发明中,具体实现上,所述液态金属导线300上,还连接有间隔分布的多个电极500。

[0051] 如图3所示,这四个电极,形状一样的电极,即共形电极,电极可以采用普通的电极材料,四个电极的形状相同,是帖附在球囊导管壁上,通过测量电位差的改变来检测气囊是处于扩张状态还是处于收缩状态。

[0052] 在本发明中,具体实现上,所述液态金属导线300为多次弯折的蛇形导线。

[0053] 需要说明的是,采用液态金属作为电路中的柔性传导线路,采用蛇形布线的方式与血液流速传感器相连接,充分发挥了液态金属的可拉伸性和导电性。同时,由于正常手术中球囊导管中的球囊部分,需要根据情况改变大小,使用液态金属作为传导线路,可以保证整个电路不受影响。参见图4至图6所示,液态金属导线300具体可以采用两层聚酰亚胺覆盖层(每层约为10微米)进行封装,可以为中间的液态金属层提供绝缘和支撑。

[0054] 参见图4所示,在本发明中,液态金属导线均采用图4的方式进行封装,采用两层聚酰亚胺覆盖层进行封装,可以为中间的液态金属层提供绝缘和支撑,并将液态金属线路封装在球囊导管内。

[0055] 此外,对于本发明,将位于球囊导管最远端的第一血液流速传感器,使用导热环氧材料进行封装,以便于让其具有的热敏电阻,能够更好的感应到外部血液的温度变化。

[0056] 在本发明中,具体实现上,为了在判断发现第一热敏电阻101所在位置球囊导管外部的动脉血管中的血液出现堵塞情况时,及时进行缓解,所述第一血液流速传感器100还包括第一加热器103;

[0057] 第一微控制器102,与第一加热器103相连接,用于当判断第一热敏电阻101所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速异常,出现堵塞问题时,发送触发启动信号给第

一加热器103,使得第一加热器103启动加热操作,使得第一加热器103周边动脉血管温度上升,实现对动脉血管的扩张作用;

[0058] 第一加热器103,用于在收到第一微控制器102发来的触发启动信号后,启动进行加热。

[0059] 需要说明的是,当热量作用于血管的管壁时,血管的温度升高,血管会扩张,从而促进血液循环的速度加快。而当温度较低时,血管收缩,血液循环减慢。

[0060] 在本发明中,具体实现上,考虑到位于球囊导管的球囊处,由于球囊的存在以及球囊鼓起扩张时,球囊所在血管的血液相对其他部位来说,流速受到一定的影响,流速会相对较慢,因此,为了进一步增强球囊对血管的扩张效果,本发明还包括第二血液流速传感器200,位于球囊导管一端具有的球囊旁的预设位置(例如间隔预设距离);

[0061] 所述第二血液流速传感器200包括第二热敏电阻201、第二微控制器202和第二加热器203,其中:

[0062] 第二热敏电阻201,用于实时检测其所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液的温度,并转换成对应的电阻值输出给微控制器;

[0063] 第二微控制器202,分别与第二热敏电阻201和第二加热器203相连接,用于实时接收第二热敏电阻201发来的电阻值,当单位时间内第二热敏电阻201的电阻值变化幅度(即电阻值变化率)小于预先设置的人体血管正常流速对应的、单位时间内的电阻值变化幅度最小值时,判断第二热敏电阻101所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速异常,出现堵塞问题,这时候,实时发送触发启动信号给第二加热器203,使得第二加热器203启动加热操作,使得第二加热器203周边动脉血管温度上升,从而实现对球囊旁边的动脉血管的扩张作用,增强球囊对血管的扩张、疏通效果;

[0064] 第二加热器203,用于在收到第二微控制器202发来的触发启动信号后,启动进行加热。

[0065] 需要说明的是,由于球囊的存在,第二热敏电阻101所在位置的球囊导管外部的动脉血管中血液流速出现异常,是一种球囊工作操作下的常态,即会出现一定的血管血液堵塞问题,在一定程度上影响血液的流速,使得变慢。

[0066] 在本发明中,具体实现上,第二微控制器202所执行的处理操作,可以由第一微控制器102执行,即将第一微控制器102和第二微控制器202集成在一起,这时候,第二血液流速传感器200所在位置,只需要放置第二热敏电阻201和第二加热器203。

[0067] 在本发明中,具体实现上,所述第一加热器103和第二加热器203可以为任意一种微型化的加热器,例如为微型陶瓷加热器。加热器具体的加热方式可以为:将热敏电阻与继电器串联,就可以实现对热敏电阻的恒温控制。

[0068] 需要说明的是,加热元件放置在远端热敏电阻器旁边,通过反馈回路来维持热敏电阻的恒定温度。血流从远端热敏电阻中提取热量,加热元件的功率将增加,以维持远端热敏电阻的给定温度。比例积分-导数采用PID控制器保持恒温反馈回路,提高加热元件的功率。同样,当血流减少时,PID控制器降低加热元件的功率,并允许远端热敏电阻冷却。

[0069] 需要说明的是,对于本发明,参见图3所示,所述第二微控制器202通过液态金属导线300,与第一微控制器102串联连接,从而实现工作电流的传导。

[0070] 参见图3所示,第一血液流速传感器100,位于球囊导管1中不具有球囊2的另一端

内壁；

[0071] 第二血液流速传感器200,位于球囊导管1的一端(即前端)具有的球囊2旁的预设位置(例如间隔预设距离)；

[0072] 所述球囊2内具有的液态金属导线300与四个间隔分布的电极500相连接。

[0073] 与现有技术相比较,本发明由于采取以上技术方案,其具有以下有益技术效果:

[0074] 1、采用液态金属作为电路中的柔性传导线路,并且采用蛇形布线,充分发挥了液态金属的可拉伸性和导电性。

[0075] 2、使用热敏传感器和加热器的方式,制作血液流速传感器,受血液流速的影响,热敏电阻的阻值会发生改变,从而实现实时检测。

[0076] 综上所述,与现有技术相比较,本发明提供的一种应用于球囊导管中的血液流速检测装置,其通过测量血管中所选择的特定位置的血液的流速,能够实时测量球囊导管对血管的具体扩张和疏通结果,判断血管的特定位置是否还存在堵塞现象,有助于医务人员实时了解患者的血管疏通情况,有利于广泛应用,具有重大的生产实践意义。

[0077] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

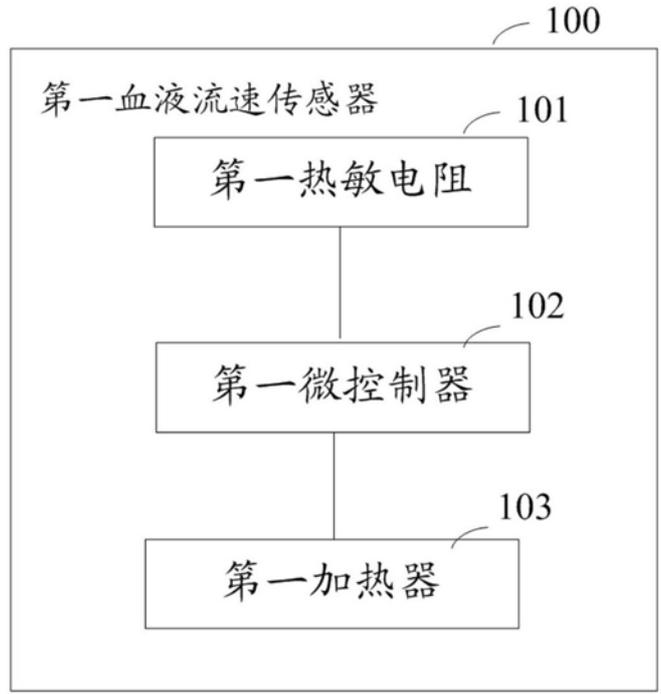


图1

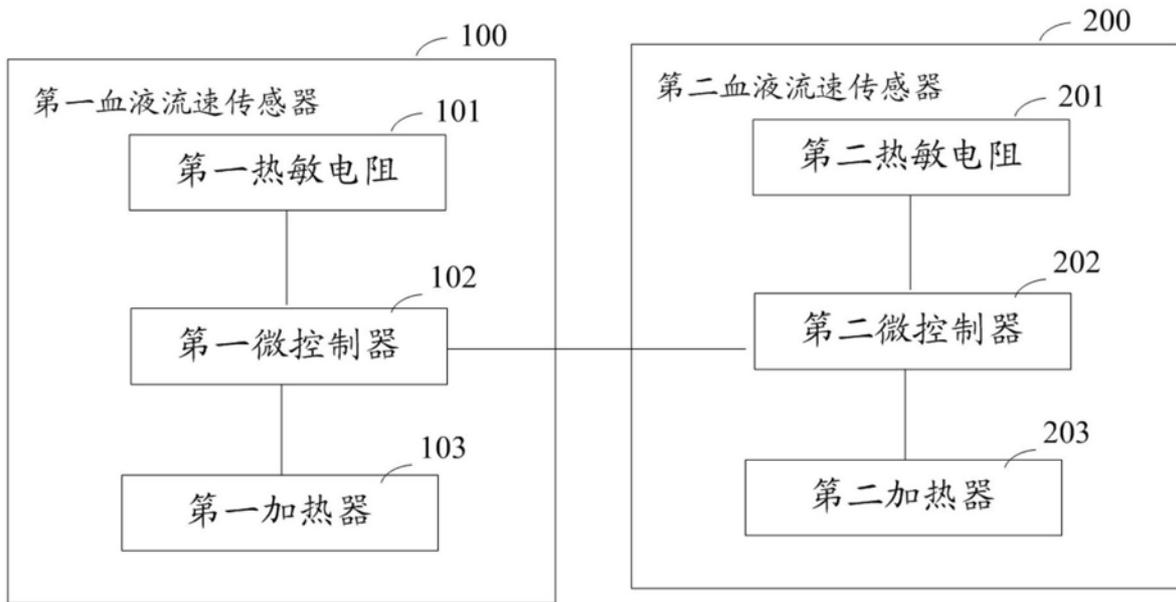


图2

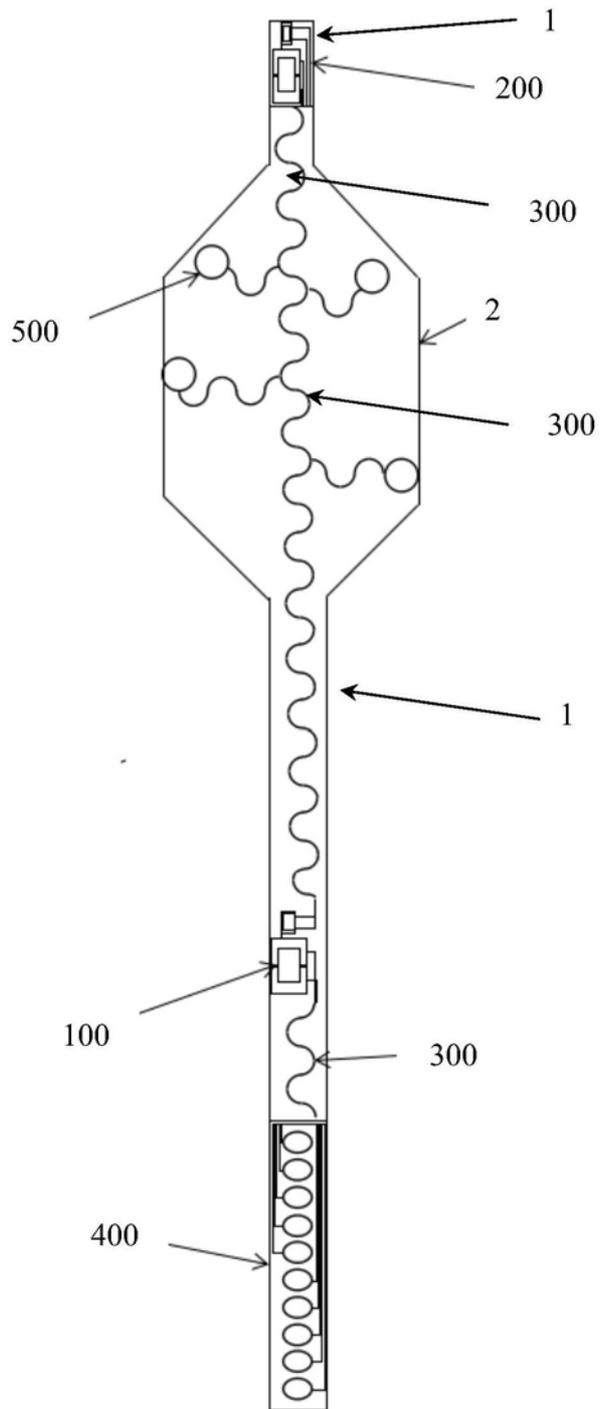


图3



图4



图5

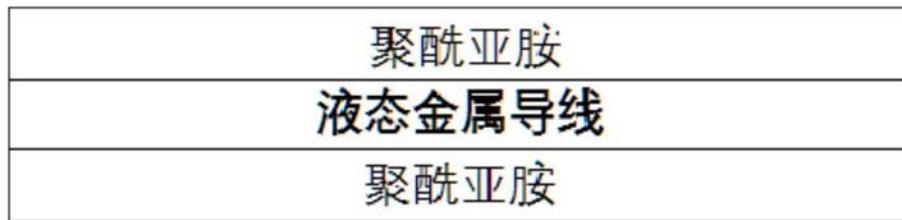


图6