



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118873832 A

(43) 申请公布日 2024. 11. 01

(21) 申请号 202411272890.1

A61M 60/515 (2021.01)

(22) 申请日 2024.09.12

(71) 申请人 张莉

地址 628040 四川省广元市利州区文化路
250号

申请人 广元市第一人民医院

(72) 发明人 王义 管玉龙 张莉 赵永军

李鹏 姚型柱

(74) 专利代理机构 北京神州信德知识产权代理

事务所(普通合伙) 11814

专利代理师 王瑞

(51) Int. Cl.

A61M 60/113 (2021.01)

A61M 60/38 (2021.01)

A61M 60/40 (2021.01)

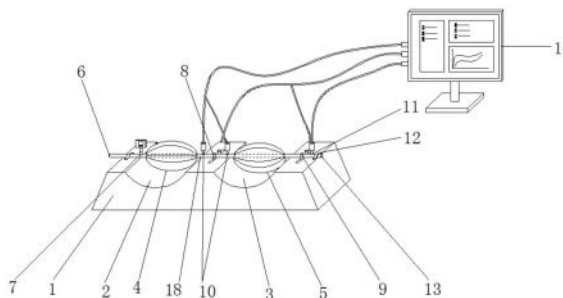
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工
智能监控系统

(57) 摘要

本发明公开了一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工智能监控系统,包括仿生搏动泵底座,所述仿生搏动泵底座上固定有仿生心脏搏动泵主体、第一电磁活塞挤压柱组和第二电磁活塞挤压柱组,所述仿生心脏搏动泵主体由血液输入管、搏动囊-房、房瓣连接管、搏动囊-室、室瓣连接管组成,所述人工智能监控系统包括信息采集组件和监控系统主机。本发明仿生心脏搏动泵主体能够模仿人体心脏的房(A)室(V)和心脏瓣膜功能,采用组成材料自然属性-弹力为主要驱动和次要驱动力为体外循环流量的双重驱动,通过监测和控制系统来实现对流量和频率的控制,一次性、一体化搏动灌注囊可以一次性使用避免交叉感染,即开即用。



1. 一种体外循环期间仿生心脏搏动泵,包括仿生搏动泵底座(1),其特征在于,所述仿生搏动泵底座(1)上固定有仿生心脏搏动泵主体、第一电磁活塞挤压柱组(8)和第二电磁活塞挤压柱组(9),所述仿生心脏搏动泵主体由血液输入管(6)、搏动囊-房(4)、房瓣连接管(18)、搏动囊-室(5)、室瓣连接管(13)组成;

所述血液输入端(6)、搏动囊-房(4)、房瓣连接管(18)、搏动囊-室(5)和室瓣连接管(13)依次连通,所述血液输入端(6)后侧安装有流量计接口(7),所述房瓣连接管(18)上安装有两个搏动囊-房测压接口(10),所述室瓣连接管(13)上安装有搏动囊-室测压接口(11);

所述第一电磁活塞挤压柱组(8)安装于仿生搏动泵底座(1)位于房瓣连接管(18)的位置内部,所述第二电磁活塞挤压柱组(9)安装于仿生搏动泵底座(1)位于室瓣连接管(13)的位置内部;

所述搏动囊-房(4)和搏动囊-室(5)均包括由外向内设置的强弹力钢丝网罩(15)、橡胶搏动囊(16)和生物膜(17);

所述血液输入端(6)和体外循环机的动脉端连接,室瓣连接管(13)和主动脉插端连接。

2. 根据权利要求1所述的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵,其特征在于,所述仿生搏动泵底座(1)上依次开设有安放槽一(2)和安放槽二(3),搏动囊-房(4)设置于安放槽一(2)内,搏动囊-室(5)设置于安放槽二(3)内。

3. 根据权利要求1所述的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵,其特征在于,所述血液输入端(6)和室瓣连接管(13)通过固定支架(12)安装于仿生搏动泵底座(1)上。

4. 根据权利要求1所述的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵的人工智能监控系统,其特征在于,所述人工智能监控系统包括信息采集组件和监控系统主机(14),所述信息采集组件包括流量计、两个搏动囊-房测压传感器和搏动囊-室测压传感器。

5. 根据权利要求4所述的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵的人工智能监控系统,其特征在于,两个所述搏动囊-房室测压传感器分别外接于两个搏动囊-房室测压接口(10)上,搏动囊-室输出测压传感器外接于搏动囊-室输出测压接口(11)上,流量计外接于流量计接口(7)上。

6. 根据权利要求4所述的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵的人工智能监控系统,其特征在于,所述流量计、两个搏动囊-房室测压传感器、搏动囊-室输出测压传感器的信息输出端分别通过信号线与监控系统主机(14)的信号输入端连接,所述监控系统主机(14)的信号输出端通过信号线与第一电磁活塞挤压柱组(8)和第二电磁活塞挤压柱组(9)连接。

一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工智能监控系统

技术领域

[0001] 本发明涉及仿生心脏搏动泵技术领域,尤其涉及一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工智能监控系统。

背景技术

[0002] 体外循环(Cardiopulmonary Bypass,CPB)是心血管手术的保障和必备,其形成的灌注方式分为搏动灌注(PF)和非搏动灌注(NPF),PF是公认的器官保护的一种方式,搏动灌注更接近于体内血液的自然流动。人体的循环系统是随着心脏的收缩和扩张来推动血液通过动脉和静脉而搏动的。但NPF仍是最流行的灌注模式,它是由滚压泵和离心泵默认产生的,平流灌注是一种稳定、持续的血液流动,不模仿人体自然的搏动血流。可能导致某些并发症,如血管麻痹综合征和肺、肾损害。另一种替代方法是模仿心脏产生的动脉搏动,有些人认为这更符合生理性。

[0003] 研究证实PF可能有利于CPB患者的术后恢复,这些患者在住院时间和恢复速度方面比接受平流灌注的患者更好。尽管缺乏持久积极作用的可靠证据,2019年欧洲心胸外科协会/欧洲心胸麻醉协会/欧洲心血管灌注委员会关于成人心脏手术CPB的指南建议,对于肺和肾预后阴性的高风险患者,可以考虑搏动灌注(IIa类,证据水平B)。

[0004] 传统上,搏动性由最大收缩压与最小舒张压的差值定义。这个简单的公式,虽然通常适用于搏动性的测量,但不足以表示与搏动灌注模式相关的血流动力学能量,因为PF的形成取决于能量梯度,而不仅仅是压力或流量梯度。

[0005] 能量等效压力(EEP)是一种建议的测量方法,用于反映平流和搏动灌注之间的差异。它是基于血流动力学功率曲线下的面积与泵流量曲线下的面积的关系。EEP和平均动脉压(MAP)之间的差异,即具有相同平均压和流量的搏动和非搏动波形之间的差异,称为剩余血流动力学能量(SHE)。EEP应高于MAP;然而,对于完全NPF,这些值是相等的。

[0006] 目前实现PF由两种方式,一是由体外循环机滚动泵,二是使用专用搏动泵和主动脉内球囊泵(IABPs)产生搏动来实现,但均有不足之处。前者的临床效果早已定论,由于循环管路成倍的消耗,CPB管路元件抑制SHE水平高达80%,基本无效;支持PF的许多数据来自于CPB中使用搏动泵和IABP来产生搏动的研究。不确定的是,这是否显示出对特定患者群体的特定益处,或者IABP是否提供了足够水平的SHE,可以在临床观察到益处。IABP产生的SHE明显高于泵产生的搏动,这可以解释其改善的结果。IABP可以防止能量损失,由于IABP的并发症发生率为50%,因此不适合低危患者在CPB期间进行搏动产生。因提供心电图门控搏动的系统,并不适用于心脏手术的麻醉阶段,也可能在开放主动脉后立即有益,或在病情最严重的患者中作为术后强心辅助。

[0007] 目前实现PF由两种方式,一是由体外循环机滚动泵,二是使用搏动泵和主动脉内球囊泵(IABPs)产生搏动来实现,但均有不足之处;因此在临床应用的具有明显的局限性,因而探索一种新的搏动灌注装置迫在眉睫且是十分有益。

发明内容

[0008] 基于背景技术存在的技术问题,本发明提出了一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工智能监控系统。

[0009] 本发明提出的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵,包括仿生搏动泵底座,所述仿生搏动泵底座上固定有仿生心脏搏动泵主体、第一电磁活塞挤压柱组和第二电磁活塞挤压柱组,所述仿生心脏搏动泵主体由血液输入管、搏动囊-房、房瓣连接管、搏动囊-室、室瓣连接管组成;

[0010] 所述血液输入端、搏动囊-房、房瓣连接管、搏动囊-室和室瓣连接管依次连通,所述血液输入端后侧安装有流量计接口,所述房瓣连接管上安装有两个搏动囊-房测压接口,所述室瓣连接管上安装有搏动囊-室测压接口;

[0011] 所述第一电磁活塞挤压柱组安装于仿生搏动泵底座位于房瓣连接管的位置内部,所述第二电磁活塞挤压柱组安装于仿生搏动泵底座位于室瓣连接管的位置内部;

[0012] 所述搏动囊-房和搏动囊-室均包括由外向内设置的强弹力钢丝网罩、橡胶搏动囊和生物膜;

[0013] 所述血液输入端和体外循环机的动脉端连接,室瓣连接管和主动脉插端连接。

[0014] 优选的,所述仿生搏动泵底座上依次开设有安放槽一和安放槽二,搏动囊-房设置于安放槽一内,搏动囊-室设置于安放槽二内。

[0015] 优选的,血液输入端和室瓣连接管通过固定支架安装于仿生搏动泵底座上。

[0016] 本发明提出一种体外循环期间仿生心脏搏动泵的人工智能监控系统,所述人工智能监控系统包括信息采集组件和监控系统主机,所述信息采集组件包括流量计、两个搏动囊-房测压传感器和搏动囊-室测压传感器。

[0017] 优选的,两个所述搏动囊-房室测压传感器分别外接于两个搏动囊-房室测压接口上,搏动囊-室输出测压传感器外接于搏动囊-室输出测压接口上,流量计外接于流量计接口上。

[0018] 优选的,所述流量计、两个搏动囊-房室测压传感器、搏动囊-室输出测压传感器的信息输出端分别通过信号线与监控系统主机的信号输入端连接,所述监控系统主机的信号输出端通过信号线与第一电磁活塞挤压柱组和第二电磁活塞挤压柱组连接。

[0019] 本发明中的有益效果为:

[0020] 1、仿生心脏搏动泵主体:该搏动囊膨胀后外形呈纺锤体形设计,仿生模拟人体心脏的房(A)室(V)和心脏瓣膜功能,能产生搏动性血流,类似或接近正常心脏工作的生理,有利于脏器和微循环的灌注;材料采用具有良好生物相容性材料制造,该搏动能量源通过体外循环机关注流量和搏动灌注囊自主搏动来实现,搏动囊囊壁分内层、中层和外层,内层为生物膜,能够保护血液,中层为具有良好弹性和高顺应性橡胶层,外层为多根强弹力钢丝罩,辅助橡胶搏动囊的收缩,中外层结构的弹力和顺应性为搏动能量,产生剩余血流动力学能量,房室囊间连接处和室囊出口模拟二尖瓣和主动脉瓣瓣膜口,温度恒定:非机械和电磁等做功不会产热,不需降温处理;

[0021] 2、驱动方式:目前血泵常用的驱动方式分为气动式、液动式、电机驱动、电磁驱动等,气、液驱动需要外置气、液源,体积大;电机驱动由于全程输出刚性驱动力,容易使血细胞破坏造成溶血,随着电磁学技术的发展,电磁驱动被应用到血泵领域,也有电磁感应的发

热问题,本装置的驱动方式有两种,一是为组成材料自然属性-弹力为主要驱动,次要驱动力为体外循环流量,避免了气动式、液动式、电机驱动、电磁驱动为驱动方式的缺点;

[0022] 3、搏动灌注频率和每搏量可调且符合人体生理:该功能是通过监测和控制系统来实现,分心脏麻痹阶段和心脏跳动阶段模式,信息源是体外循环机的流量(V,ml/min)和监测搏动囊膨胀末容积(三者处理后校正值),根据流量设定初始每搏量(SV)和频率(HR),每搏量由搏动囊容积确定,容积由监测系统监测的压力来确定(容积-压力,实物测定),频率由控制系统来实现,其设定频率根据正常人心率为参考;当心脏恢复跳动后,监控系统采集心动图,形成同步搏动;

[0023] 4、搏动灌注流量与体外循环机转流量同步:该功能是通过监测和控制系统来实现,信息源是体外循环机的流量,根据流量设定初始每搏量和频率,运行初始每搏量和频率后,再人工智能化调整每搏量(最终达到房内容量)和频率,达到优化后的正常基本生理心脏功能参数(脉搏波),使总的输出或搏出流量与体外循环机的流量相同;

[0024] 5、人工智能化监控:监测参数:体外循环流量、房内压、室内压、房室容积、每搏量、搏动频率、输出压力形成数据参数,有利于临床研究和总结;

[0025] 6、一次性、一体化搏动灌注囊:一次性使用避免交叉感染,即开即用;

[0026] 7、扩展用途:可用于ECMO终端,改进构造有可能用于左心转流或临时人工心脏,具备预警功能。

附图说明

[0027] 图1为本发明提出的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工智能监控系统的结构示意图;

[0028] 图2为本发明提出的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工智能监控系统的仿生心脏搏动泵主体结构示意图;

[0029] 图3为本发明提出的一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工智能监控系统的仿生搏动泵底座结构示意图。

[0030] 图中:1、仿生搏动泵底座;2、安放槽一;3、安放槽二;4、搏动囊-房;5、搏动囊-室;6、血液输入管;7、流量计接口;8、第一电磁活塞挤压柱组;9、第二电磁活塞挤压柱组;10、搏动囊-房室测压接口;11、搏动囊-室输出测压接口;12、固定支架;13、室瓣连接管;14、监控系统主机;15、强弹力钢丝网罩;16、橡胶搏动囊;17、生物膜;18、房瓣连接管。

具体实施方式

[0031] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。

[0032] 参照图1-3,一种体外循环期间仿生心脏搏动泵及人工智能监控系统,包括仿生搏动泵底座1,所述仿生搏动泵底座1上固定有仿生心脏搏动泵主体、第一电磁活塞挤压柱组8和第二电磁活塞挤压柱组9,所述仿生心脏搏动泵主体由血液输入管6、搏动囊-房4、房瓣连接管18、搏动囊-室5、室瓣连接管13组成;

[0033] 所述血液输入端6、搏动囊-房4、房瓣连接管18、搏动囊-室5和室瓣连接管13依次连通,所述血液输入端6后侧安装有流量计接口7,所述房瓣连接管18上安装有两个搏动

囊-房测压连接口10;

[0034] 所述第一电磁活塞挤压柱组8安装于仿生搏动泵底座1位于房瓣连接管18的位置内部,所述第二电磁活塞挤压柱组9安装于仿生搏动泵底座1位于室瓣连接管13的位置内部;

[0035] 搏动囊-房4和搏动囊-室5均包括由外向内设置的强弹力钢丝罩15、橡胶搏动囊16和生物膜17,该搏动囊膨胀后外形呈纺锤体形设计,仿生模拟人体心脏的房(A)室(V)和心脏瓣膜功能,能产生搏动性血流,类似或接近正常心脏工作的生理,有利于脏器和微循环的灌注;材料采用具有良好生物相容性材料制造,该搏动能量源通过体外循环机关注流量和搏动灌注囊自主搏动来实现,搏动囊囊壁分内层、中层和外层,内层为生物膜,能够保护血液,中层为具有良好弹性和高顺应性橡胶层,外层为多根强弹力钢丝网罩,辅助橡胶搏动囊的收缩,中外层结构的弹力和顺应性为搏动能源,产生剩余血流动力学能量,房室囊间连接处和室囊出口模拟二尖瓣和主动脉瓣瓣膜口,温度恒定:非机械和电磁等做功不会产热,不需降温处理;

[0036] 初始驱动动能借助于体外循环机产生的流量,能较好的充盈搏动囊A,作为人体的左心房;搏动驱动力主要动能来源搏动囊的橡胶和钢丝扩张后产生的顺应性弹力,开放后面的房瓣,则供应到搏动囊V,V充盈到一定容积和压力后,再开放室瓣,则完成一次搏动灌注,房瓣和室瓣的开闭由控制系统设定和控制;

[0037] 血液输入管6和体外循环机的管路动脉端连接,血液输出管13和主动脉插管端连接;

[0038] 房室瓣的开闭通过电磁活塞柱一8、电磁活塞柱二9压迫开口管道实现,房瓣和室瓣交替进行。

[0039] 仿生搏动泵底座1上依次开设有安放槽一2和安放槽二3,搏动囊-房4设置于安放槽一2内,搏动囊-室5设置于安放槽二3内。

[0040] 血液输入管6和血液输出管13通过固定支架安装于仿生搏动泵底座1上。

[0041] 本发明提出一种体外循环期间仿生心脏搏动泵的人工智能监控系统,人工智能监控系统包括信息采集组件和监控系统主机14,信息采集组件包括流量计7、两个搏动囊-房室测压传感器10和一个输出测压传感器11。

[0042] 搏动囊-房测压传感器10安装于连接管上,两个搏动囊-房室测压传感器10位于电磁活塞柱一8的两侧,输出测压传感器11安装于室瓣后方血液输出管13上,且输出测压传感器11位于电磁活塞柱二9的后端。

[0043] 外置的流量计、两个搏动囊-房测压传感器、搏动囊-室测压传感器的信息输出端分别通过信号线与监控系统主机14的信号输入端连接,所述监控系统主机14的信号输出端通过信号线与第一电磁活塞挤压柱组8和第二电磁活塞挤压柱组9连接。

[0044] 操作流程如下:

[0045] 1. 体外循环动脉端与搏动囊的血液输入端6相连;

[0046] 2. 充分完成搏动囊内排气,搏动囊的血液输出管13与体外循环静脉回流端相连,成闭环,试运行,检验状态,开启监控系统主机14,完成模拟运行,检验状态;

[0047] 3. 主动脉插管完成后,与搏动囊血液输出管13相连,等待正式体外循环;

[0048] 4. 完成体外循环后该装置丢弃。

[0049] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,根据本发明的技术方案及其发明构思加以等同替换或改变,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

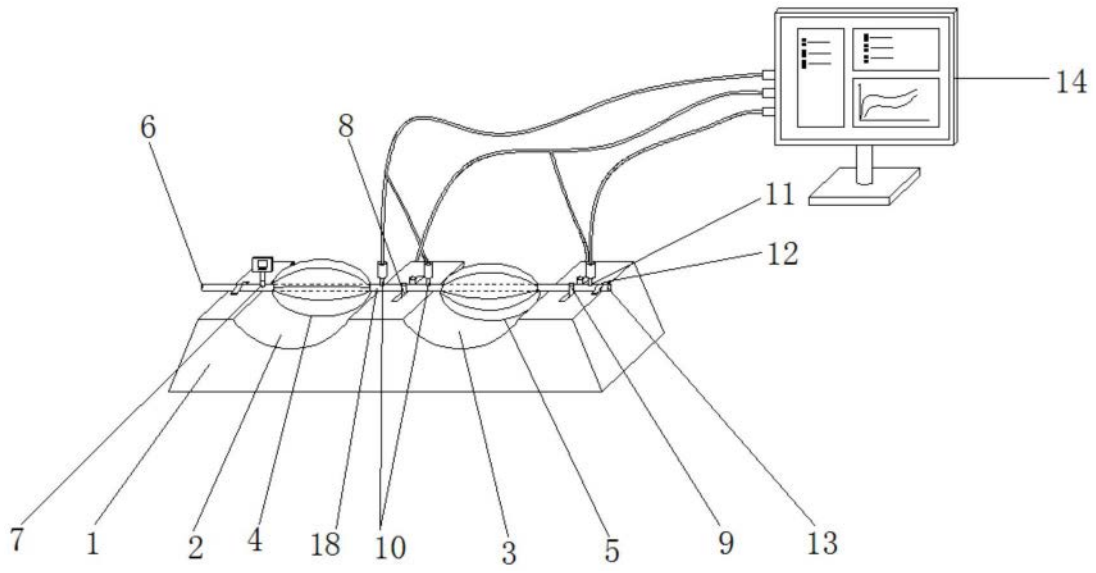


图1

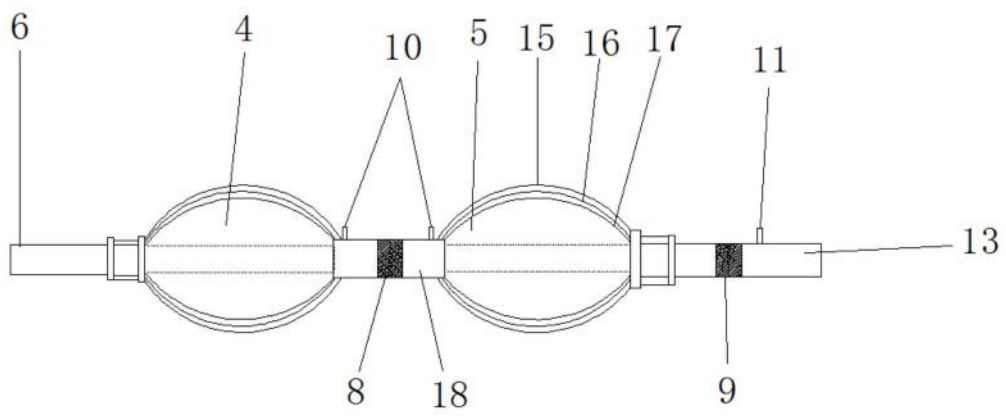


图2

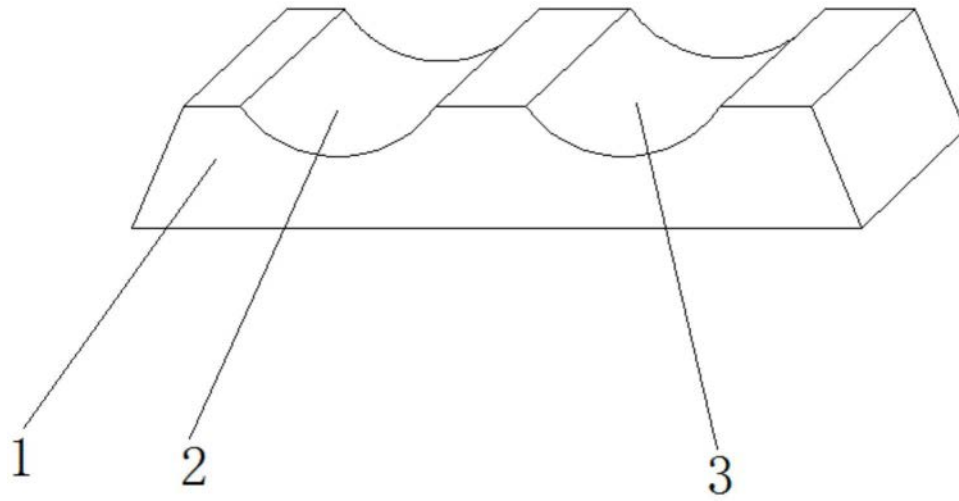


图3