



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 116718498 B

(45) 授权公告日 2023.10.27

(21) 申请号 202310990540.8

(22) 申请日 2023.08.08

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 116718498 A

(43) 申请公布日 2023.09.08

(73) 专利权人 圣塔菲医疗科技(常州)有限公司
地址 213000 江苏省常州市天宁区常州检
验检测产业园4号楼601室

(72) 发明人 陶凯 罗洋 孙运强 张争辉
缪辉 马金竹 董双鹏 王祚龔
季文婷

(74) 专利代理机构 常州市权航专利代理有限公
司 32280
专利代理师 周胜男

(51) Int.Cl.
G01N 3/36 (2006.01)
G01N 3/06 (2006.01)
G01M 13/00 (2019.01)

(56) 对比文件

- US 5176153 A, 1993.01.05
- US 2014076029 A1, 2014.03.20
- DE 19903476 A1, 2000.08.03
- US 2015359634 A1, 2015.12.17
- CN 106716098 A, 2017.05.24
- US 4682491 A, 1987.07.28
- CN 114608981 A, 2022.06.10
- US 2011303026 A1, 2011.12.15
- CN 113834615 A, 2021.12.24
- CN 218444453 U, 2023.02.03
- CN 115389352 A, 2022.11.25
- US 2023157799 A1, 2023.05.25
- US 5272909 A, 1993.12.28
- US 2006155159 A1, 2006.07.13
- US 2015059866 A1, 2015.03.05
- US 2015359633 A1, 2015.12.17
- US 2010225478 A1, 2010.09.09
- US 2003125804 A1, 2003.07.03

审查员 刘昌硕

权利要求书1页 说明书6页 附图6页

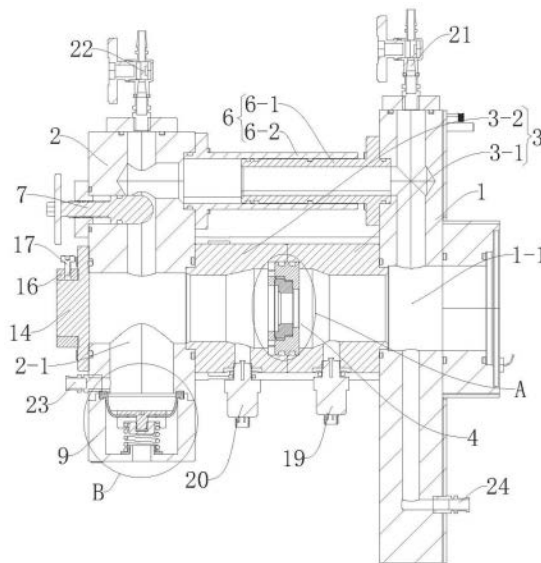
(54) 发明名称

一种心血管植入物疲劳试验机

(57) 摘要

本发明涉及一种心血管植入物疲劳试验机，包括主板、调节箱体和安装腔体，主板的内部设置有至少一个独立的主板内腔；调节箱体的内部设置有调节内腔，且与主板内腔一一对应连通；安装腔体连接在调节箱体与主板之间，且与对应的主板内腔和调节内腔形成独立的循环流道；安装腔体包括流入腔体和流出腔体，以及安装在流入腔体和流出腔体相接端内的瓣膜载体回流阀，瓣膜载体回流阀包括回流底座和安装在回流底座内的瓣膜夹具，回流底座上设置有多个可封闭的回流孔。本发明可以根据试验品的规格选择不同的瓣膜载体回流阀，无需拆装、更换安装腔体，降低了试验的繁琐性，使用更加方便。

CN 116718498 B



1. 一种心血管植入物疲劳试验机,其特征在于,包括
主板(1),其内部设置有至少一个独立的主板内腔(1-1);
调节箱体(2),其内部设置有调节内腔(2-1),且与所述主板内腔(1-1)一一对应连通;
安装腔体(3),其连接在所述调节箱体(2)与主板(1)之间,且与对应的主板内腔(1-1)和调节内腔(2-1)形成独立的循环流道;

所述安装腔体(3)包括流入腔体(3-1)和流出腔体(3-2),所述流入腔体(3-1)和流出腔体(3-2)的相接端内安装有瓣膜载体回流阀(4),所述瓣膜载体回流阀(4)包括回流底座(4-1)和安装在所述回流底座(4-1)内的瓣膜夹具(4-2),所述回流底座(4-1)上设置有多个可封闭的回流孔(4-3);

所述回流底座(4-1)的内圈设置有安装环槽(4-5),所述瓣膜夹具(4-2)装配在所述安装环槽(4-5)内;

所述安装环槽(4-5)所在侧的回流底座(4-1)上安装瓣膜夹具盖(4-4),所述瓣膜夹具盖(4-4)利用连接螺栓(4-6)与所述回流底座(4-1)相相连;

所述回流孔(4-3)呈环形分布在所述回流底座(4-1)上,且所述回流孔(4-3)内可装入封堵螺钉(4-8);

所述调节箱体(2)的下方设置有底部开设有通气孔(8)的能量腔体(9),所述能量腔体(9)与所述调节内腔(2-1)之间设置有弹性隔膜(10),所述弹性隔膜(10)的下方设置有安装在所述能量腔体(9)内的弹簧(11)。

2. 根据权利要求1所述的心血管植入物疲劳试验机,其特征在于,所述调节箱体(2)与所述主板(1)之间连接有与调节内腔(2-1)以及主板内腔(1-1)连通的且长度可调的回流管(6)。

3. 根据权利要求2所述的心血管植入物疲劳试验机,其特征在于,所述调节箱体(2)的前侧安装有液体流量控制阀(7)。

4. 根据权利要求1所述的心血管植入物疲劳试验机,其特征在于,所述通气孔(8)的上方设置有弹簧底座(13),所述弹性隔膜(10)上安装有隔膜夹具(12),所述弹簧(11)的底部安装在弹簧底座(13)上,顶部配合在隔膜夹具(12)上。

5. 根据权利要求1所述的心血管植入物疲劳试验机,其特征在于,所述调节箱体(2)的前侧安装有与所述安装腔体(3)相对的观察窗(14),所述观察窗(14)外设置有可移动的高速相机机构(15)。

6. 根据权利要求5所述的心血管植入物疲劳试验机,其特征在于,所述观察窗(14)的外围设置有光源(16);

所述高速相机机构(15)包括相机架(15-1),以及固定在所述相机架(15-1)上的高速相机(15-2)。

7. 根据权利要求1所述的心血管植入物疲劳试验机,其特征在于,所述主板(1)的后侧设置有设备箱(18),所述设备箱(18)内安装有与所述主板内腔(1-1)一一对应的驱动电机。

8. 根据权利要求1所述的心血管植入物疲劳试验机,其特征在于,所述流入腔体(3-1)和流出腔体(3-2)的底部分别安装有压力采集器;

所述调节内腔(2-1)、主板(1)腔体的顶部分别设置有排气阀;

所述调节箱体(2)的前侧底部设置有排液阀(23)。

一种心血管植入物疲劳试验机

技术领域

[0001] 本发明属于疲劳试验装置技术领域,具体涉及一种心血管植入物疲劳试验机。

背景技术

[0002] 心血管植入物如人工心脏瓣膜、血管支架等在投入使用前,需要对其使用寿命进行评估,而疲劳试验机的体外测试就是一种重要的评估手段。

[0003] 现有的用于人工心脏瓣膜体外测试的疲劳试验机,安装腔体为两段式结构,可以方便瓣膜的拆装,即将试验品置于瓣膜夹具内,并将瓣膜夹具安装在两节安装腔体之间,而安装腔体的两端则利用螺钉分别固定在调节箱体和主板上。但是不同瓣膜厂商所生产的瓣膜形状、尺寸均不相同,在试验不同的试验品时,需要更换对应的安装腔体,不仅增加了试验过程的繁琐性,而且频繁的拆装,极易造成调节箱体上以及主板上安装腔体装配处的损坏。

[0004] 另外,现有的疲劳试验机上,每个循环流道均是由主板、调节箱体、安装腔体和回流管组成,并且是通过安装在调节箱体上的试验液体流量阀对循环流道内的流量进行调节控制。但是此种流量控制方式精度不高,对于流量控制要求高的试验环境无法满足。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种心血管植入物疲劳试验机,以解决试验流量控制精度差的问题。

[0006] 本发明的一种心血管植入物疲劳试验机是这样实现的:

[0007] 一种心血管植入物疲劳试验机,包括

[0008] 主板,其内部设置有至少一个独立的主板内腔;

[0009] 调节箱体,其内部设置有调节内腔,且与所述主板内腔一一对应连通;

[0010] 安装腔体,其连接在所述调节箱体与主板之间,且与对应的主板内腔和调节内腔形成独立的循环流道;

[0011] 所述安装腔体包括流入腔体和流出腔体,所述流入腔体和流出腔体的相接端内安装有瓣膜载体回流阀,所述瓣膜载体回流阀包括回流底座和安装在所述回流底座内的瓣膜夹具,所述回流底座上设置有多个可封闭的回流孔。

[0012] 进一步的,所述回流底座的内圈设置有安装环槽,所述瓣膜夹具装配在所述安装环槽内;

[0013] 所述安装环槽所在侧的回流底座上安装瓣膜夹具盖,所述瓣膜夹具盖利用连接螺栓与所述回流底座相连;

[0014] 所述回流孔呈环形分布在所述回流底座上,且所述回流孔内可装入封堵螺钉。

[0015] 进一步的,所述调节箱体与所述主板之间连接有与调节内腔以及主板内腔连通的且长度可调的回流管。

[0016] 进一步的,所述调节箱体的前侧安装有液体流量控制阀。

[0017] 进一步的,所述调节箱体的下方设置有底部开设有通气孔的能量腔体,所述能量腔体与所述调节内腔之间设置有弹性隔膜,所述弹性隔膜的下方设置有安装在所述能量腔体内的弹簧。

[0018] 进一步的,

[0019] 所述通气孔的上方设置有弹簧底座,所述弹性隔膜上安装有隔膜夹具,所述弹簧的底部安装在弹簧底座上,顶部配合在隔膜夹具上。

[0020] 进一步的,所述调节箱体的前侧安装有与所述安装腔体相对的观察窗,所述观察窗外设置有可移动的高速相机机构。

[0021] 进一步的,所述观察窗的外围设置有光源;

[0022] 所述高速相机机构包括相机架,以及固定在所述相机架上的高速相机。

[0023] 进一步的,所述主板的后侧设置有设备箱,所述设备箱内安装有与所述主板内腔一一对应的驱动电机。

[0024] 进一步的,所述流入腔体和流出腔体的底部分别安装有压力采集器;

[0025] 所述调节内腔、主板腔体的顶部分别设置有排气阀;

[0026] 所述调节箱体的前侧底部设置有排液阀。

[0027] 采用了上述技术方案后,本发明具有的有益效果为:

[0028] (1)本发明可以根据试验品的规格选择不同的瓣膜载体回流阀,无需拆装、更换安装腔体,降低了试验的繁琐性,使用方便,避免造成疲劳试验机上安装腔体安装处的损坏;

[0029] (2)本发明可以将回流孔作为试验液体回流的通道,并且根据流量要求选择所开启的回流孔的数量,实现了循环流道中对试验液体流量的高精度调整控制,保证了试验的有效性和精准性。

附图说明

[0030] 下面结合附图和实施例对本发明进一步说明。

[0031] 图1是本发明优选实施例的心血管植入物疲劳试验机的结构图;

[0032] 图2是本发明优选实施例的心血管植入物疲劳试验机的剖面图;

[0033] 图3是图2中A部分的放大图;

[0034] 图4是图2中B部分的放大图;

[0035] 图5是本发明优选实施例的心血管植入物疲劳试验机的安装腔体和瓣膜载体回流阀分解图;

[0036] 图6是本发明优选实施例的心血管植入物疲劳试验机的高度相机机构的结构图;

[0037] 图中:主板1,主板内腔1-1,调节箱体2,调节内腔2-1,安装腔体3,流入腔体3-1,流出腔体3-2,装配环槽3-3,瓣膜载体回流阀4,回流底座4-1,瓣膜夹具4-2,回流孔4-3,瓣膜夹具盖4-4,安装环槽4-5,连接螺栓4-6,连接耳4-7,封堵螺钉4-8,支撑条5,回流管6,回流管I6-1,回流管II6-2,液体流量控制阀7,通气孔8,能量腔体9,弹性隔膜10,弹簧11,隔膜夹具12,上夹具12-1,下夹具12-2,螺母12-3,弹簧底座13,观察窗14,高速相机机构15,相机架15-1,高速相机15-2,对准环15-3,光源16,安装螺栓17,设备箱18,压力采集器I19,压力采集器II20,排气阀I21,排气阀II22,排液阀23,注水接头24。

具体实施方式

[0038] 为使本发明实施方式的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本发明实施方式中的附图，对本发明实施方式中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施方式是本发明一部分实施方式，而不是全部的实施方式。基于本发明中的实施方式，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施方式，都属于本发明保护的范围。

[0039] 因此，以下对在附图中提供的本发明的实施方式的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围，而是仅仅表示本发明的选定实施方式。基于本发明中的实施方式，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施方式，都属于本发明保护的范围。

[0040] 如图1-6所示，一种心血管植入物疲劳试验机，包括主板1、调节箱体2和安装腔体3，主板1的内部设置有至少一个独立的主板内腔1-1；调节箱体2的内部设置有调节内腔2-1，且与主板内腔1-1一一对应连通；安装腔体3连接在调节箱体2与主板1之间，且与对应的主板内腔1-1和调节内腔2-1形成独立的循环流道；安装腔体3包括流入腔体3-1和流出腔体3-2，流入腔体3-1和流出腔体3-2的相接端内安装有瓣膜载体回流阀4，瓣膜载体回流阀4包括回流底座4-1和安装在回流底座4-1内的瓣膜夹具4-2，回流底座4-1上设置有多个可封闭的回流孔4-3。

[0041] 本实施例的试验品以人工心脏瓣膜为例。

[0042] 主板1内设置有多个独立的主板内腔1-1，每个主板内腔1-1对应设置一个调节箱体2，以及用于连接调节箱体2与主板1的安装腔体3，主板内腔1-1通过安装腔体3与调节箱体2内部的调节内腔2-1连通。

[0043] 安装腔体3由流入腔体3-1和流出腔体3-2组成，可以方便瓣膜载体回流阀4的安装，而安装腔体3的两端分别通过螺栓固定在调节箱体2以及主板1上。

[0044] 优选的，为了保证主板1与调节箱体2之间的稳定性，安装腔体3的外围安装有与其轴向平行且两端固定在主板1和调节箱体2上的支撑条5。

[0045] 支撑条5的一端螺纹连接在主板1上，另一端穿入调节箱体2内并利用螺栓固定。

[0046] 具体的，流入腔体3-1和流出腔体3-2相向端的内孔孔径大于两者相背离端的孔径，能够方便循环流道内的试验液体在回流时从回流孔4-3内通过。

[0047] 流入腔体3-1和流出腔体3-2的相接端内壁上设置有装配环槽3-3，回流底座4-1安装在装配环槽3-3内。

[0048] 优选的，回流底座4-1的外环面上设置有密封槽，密封槽内可安装密封圈，以保证回流底座4-1与安装腔体3之间配合的密封性。

[0049] 为了方便瓣膜夹具4-2的安装，回流底座4-1的内圈设置有安装环槽4-5，瓣膜夹具4-2装配在安装环槽4-5内。

[0050] 回流底座4-1为环状结构，安装环槽4-5设置在其内壁上，且位于回流底座4-1朝向流出腔体3-2的一侧。

[0051] 为了实现对瓣膜夹具4-2的固定，安装环槽4-5所在侧的回流底座4-1上安装瓣膜夹具盖4-4，瓣膜夹具盖4-4利用连接螺栓4-6与回流底座4-1相相连。

[0052] 具体的，瓣膜夹具盖4-4为环形结构，且设置有多个向外突出的连接耳4-7，连接耳

4-7上设置有装配孔,连接螺栓4-6穿过装配孔连接在回流底座4-1上的螺纹孔内。并且瓣膜夹具盖4-4采用环状带连接耳4-7的结构,可以方便连接回流底座4-1的同时,避免遮挡回流孔4-3。

[0053] 瓣膜夹具4-2采用硅胶或橡胶材质,其内孔根据所需要测试的人工心脏瓣膜的尺寸设计,人工心脏瓣膜可从瓣膜夹具4-2任意侧装入瓣膜夹具4-2内,且其瓣叶朝向流出腔体3-2的所在侧。当人工心脏瓣膜卡进瓣膜夹具4-2中时,利用硅胶或橡胶材料的可压缩拉伸性将人工心脏瓣膜包裹住,保证人工心脏瓣膜的牢固性。

[0054] 待安装瓣膜夹具4-2时,将流出腔体3-2和流入腔体3-1分开,将瓣膜夹具4-2放置在回流底座4-1内的安装环槽4-5中,并利用瓣膜夹具盖4-4以及连接螺栓4-6将其固定在回流底座4-1内以形成瓣膜载体回流阀4,然后将瓣膜载体回流阀4放置于装配环槽3-3内,最后将流入腔体3-1和流出腔体3-2对接即可。

[0055] 为了在瓣膜载体回流阀4上实现试验液体的回流,从而形成一个完整的循环流道,因此在回流底座4-1上设置有回流孔4-3,而为了方便精准地调整回流过程中试验液体的流量,回流孔4-3呈环形分布在回流底座4-1上,且回流孔4-3内可装入封堵螺钉4-8。

[0056] 在本实施例中,回流底座4-1上设置有16个回流孔4-3。

[0057] 当驱动系统向前推动试验液体时,试验液体将人工心脏瓣膜推开,并从主板1流向调节箱体2;当驱动系统往回运动时,人工心脏瓣膜关闭,试验液体通过回流孔4-3实现试验液体回流,从而形成完整的循环流道。

[0058] 通过封堵螺钉4-8的设置,可以根据需要选择不同数量的回流孔4-3进行封堵,从而作为循环流道中试验液体流量控制的手段,结构更加简单,流量控制更加准确。

[0059] 调节箱体2与主板1之间连接有与调节内腔2-1以及主板内腔1-1连通的且长度可调的回流管6。

[0060] 回流管6的设置,能够与主板1、调节箱体2和安装腔体3配合,形成另一种方式的循环流道。即当驱动系统向前推动试验液体时,试验液体将人工心脏瓣膜推开,并从主板1流向调节箱体2;当驱动系统往回运动时,人工心脏瓣膜关闭,试验液体通过回流管6实现试验液体回流,从而形成循环流道。

[0061] 长度可调的回流管6结构,能够方便在更换人工心脏瓣膜时,只需延长回流管6的长度,即可将流入腔体3-1和流出腔体3-2分开,无需对其进行拆卸,使用更加方便。

[0062] 具体的,回流管6为两节或两节以上的可拆卸式伸缩套管结构。

[0063] 在本实施例中,回流管6为两节式结构,即回流管I6-1以及套在回流管I6-1一端的回流管II6-2,回流管I6-1能够在回流管II6-2内伸缩。

[0064] 优选的,回流管I6-1和回流管II6-2的套装处安装有O型密封圈,且O型圈安装在回流管I6-1外壁上的密封槽内,从而配合在回流管I6-1的外壁和回流管II6-2的内壁之间,以保证两者配合处的密封性。

[0065] 为了调节回流管6所参与形成的循环流道内试验液体的流量,调节箱体2的前侧安装有液体流量控制阀7。

[0066] 另外,在回流管6不参与循环流道时,需要将试验液体流量控制阀7完全关闭,从而可以保证试验液体回流仅仅从回流孔4-3通过,不会经过回流管6。

[0067] 为了能够储蓄能量继而推动试验液体的回流,调节箱体2的下方设置有底部开设

有通气孔8的能量腔体9,能量腔体9与调节内腔2-1之间设置有弹性隔膜10,弹性隔膜10的下方设置有安装在能量腔体9内的弹簧11。

[0068] 现有的疲劳试验机的能量腔体9,内部是由一个球形橡胶隔膜作为主要的能量储蓄结构,并且能量腔体9是封闭的,通过补气或者抽气来改变隔膜的状态,在使用过程中,能量腔体9内的空气需要及时观察进行补气或者抽气,并且隔膜的形变量难以控制,完全取决于能量腔体9内部空气的多少,空气少隔膜可变形量就会很少进而影响驱动系统,如果空气多会使隔膜内翻使致使系统内部压力增大影响运动状态。长时间使用后,出现空气泄漏的情况是不可避免的,也会直接影响试验的进行。

[0069] 本发明通过弹簧11与弹性隔膜10以及带有通气孔8的能量腔体9的配合实现能量的储蓄,可以达到疲劳试验系统自动控制行程的目的。

[0070] 具体的,由于能量腔体9的底部开设有通气孔,使用弹簧11伸缩代替原来能量腔体9内充入空气的多少,无需再对能量腔体9内进行补气或抽气。在试验过程中,系统会根据标准以及人工心脏瓣膜的规格,自动调整推水行程,使试验自动达到标准后,保持平稳的状态,不会出现因充入空气的多少而使推水行程过大或过小,其中推水行程过大时会对人工心脏瓣膜造成破坏,而推水行程过小则无法达到试验的标准结果。本发明通过弹簧11的设置,能够自动调整伸缩量来达到最佳的系统运动状态,同时达到试验标准要求。

[0071] 无需对能量腔体9内进行补气或抽气。

[0072] 疲劳试验内充满试验液体后,在一定的水压下,弹簧11被压缩,使弹性隔膜10处于自然状态,当驱动系统开始运动后,弹簧11作为能量储蓄的反馈机构可以和驱动系统同步,实现循环运动。并且由于通气孔8的存在,无需对能量腔体9进行补气或者抽气等。

[0073] 为了方便弹簧11的安装,通气孔8的上方设置有弹簧底座13,弹性隔膜10上安装有隔膜夹具12,弹簧11的底部安装在弹簧底座13上,顶部配合在隔膜夹具12上。

[0074] 通气孔8的上方设置有凸台,弹簧底座13固定在凸台上,隔膜夹具12包括上夹具12-1和下夹具12-2,上夹具12-1位于弹性隔膜10的上方,其螺柱向下穿过弹性隔膜10并与下夹具12-2配合,并与位于下夹具12-2下方的螺母12-3锁定。弹簧11的底部安装在弹簧底座13上,顶部罩在下夹具12-2内,实现弹簧11的安装以及与弹性隔膜10的配合。

[0075] 优选的,弹簧底座13采用耐磨材料制作,能够延长其使用寿命。

[0076] 为了方便观察安装腔体3内人工心脏瓣膜的开合状况,调节箱体2的前侧安装有与安装腔体3相对的观察窗14,观察窗14外设置有可移动的高速相机机构15。

[0077] 观察窗14采用透明材质制作。

[0078] 为了方便观察,观察窗14的外围设置有光源16。

[0079] 光源16可以采用但不限于白色LED照明光圈。

[0080] 具体的,观察窗14的剖面为“凸”字形结构,光源16安装在其外环面上,并利用安装螺栓17固定,光源16可以直接照射观察窗14,提高高速相机机构15观察时的清晰度。现在疲劳试验机在试验过程中,一般采用目视观察试验情况,不能清晰地分辨人工心脏瓣膜的开合状态,也无法对人工心脏瓣膜的实时状态进行分析,因此本发明选择采用高速相机机构15对试验情况进行观察记录。高速相机机构15包括相机架15-1,以及固定在相机架15-1上的高速相机15-2。

[0081] 具体的,相机架15-1朝向观察窗14的一侧设置有对准环15-3,高速相机15-2的相

机镜头可以通过对准环15-3与观察窗14对准,从而观察安装腔体3内人工心脏瓣膜的开合情况,并通过数据通讯线连接到电脑,对此采集到的数据进行分析记录和保存。

[0082] 一个疲劳试验机可以对应设置一个或多个高速相机机构15,本实施例设置有一个,通过移动相机架15-1实现整个高速相机机构15的移动,分别与所要检测的循环流道相对,从而进行对应的观察记录,实现观察每个循环流道的需求。

[0083] 为了对疲劳试验机的工作提供动力,主板1的后侧设置有设备箱18,设备箱18内安装有与主板内腔1-1一一对应的驱动电机(图中未显示)。

[0084] 驱动电机即作为对应循环流道的驱动系统,以驱动循环流道内的试验液体流动。

[0085] 其中,驱动电机可以选用但不仅限于音圈电机。

[0086] 为了能够实时监测人工心脏瓣膜两侧试验液体的压力值,流入腔体3-1和流出腔体3-2的底部分别安装有压力采集器。

[0087] 压力采集器包括安装在流入腔体3-1底部的压力采集器I19,以及安装在流出腔体3-2底部的压力采集器II20。

[0088] 为了在向循环流道内注入试验液体时,其内部的空气能够完全排出,调节内腔2-1、主板1腔体的顶部分别设置有排气阀。

[0089] 其中,排气阀包括安装在主板1顶部的排气阀I21,以及安装在调节箱体2顶部的排气阀II22。

[0090] 调节箱体2的前侧底部设置有排液阀23。

[0091] 排液阀23能够便于将循环流道内的试验液体排出。

[0092] 另外,主板1背离调节箱体2的一侧设置有多个与主板内腔1-1一一对应的注水接头24。

[0093] 在本实施例中,注水接头24安装在设备箱18内,并与疲劳试验系统的补液机构相连,从而可以向循环流道内注入试验液体。

[0094] 在进行人工心脏瓣膜试验时,驱动电机通电,其输出轴做有规律的往复直线运动,从而带动循环流道内的试验液体进行循环流动,实现对人工心脏瓣膜的疲劳试验。

[0095] 在上述过程中,若选择无需回流管6参与的循环流道,则需事先将液体流量控制阀7完全关闭,并选择性地封堵回流孔4-3,以精准控制循环流道内试验液体的流量。

[0096] 本发明通过瓣膜载体回流阀4的设置,不仅可以在对不同规格的人工心脏瓣膜试验时,无需拆卸更换安装腔体3,减少疲劳试验机损坏的几率,而且能够实现对循环流道内试验液体流量的精准控制,有效地保证试验结果的有效性和精准性。

[0097] 以上述依据本发明的理想实施例为启示,通过上述的说明内容,相关工作人员完全可以在不偏离本项发明技术思想的范围内,进行多样的变更以及修改。本项发明的技术性范围并不局限于说明书上的内容,必须要根据权利要求范围来确定其技术性范围。

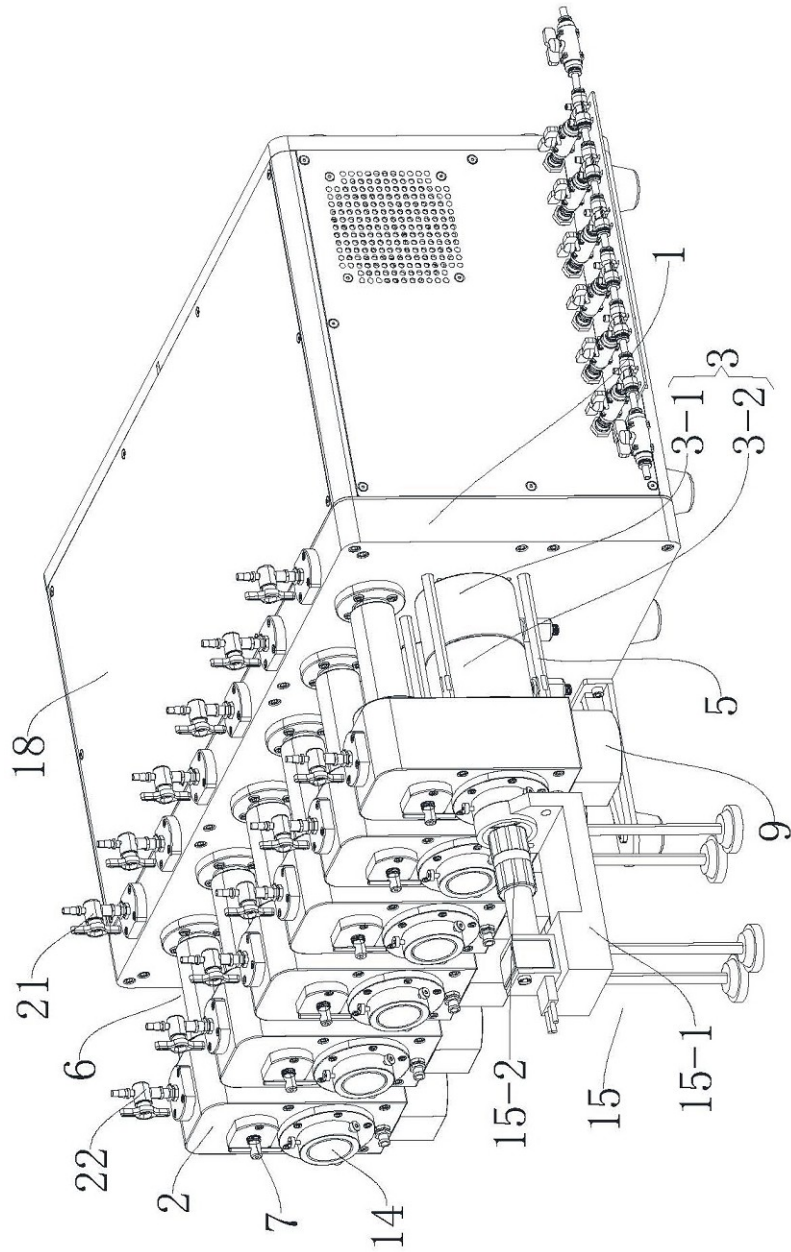


图 1

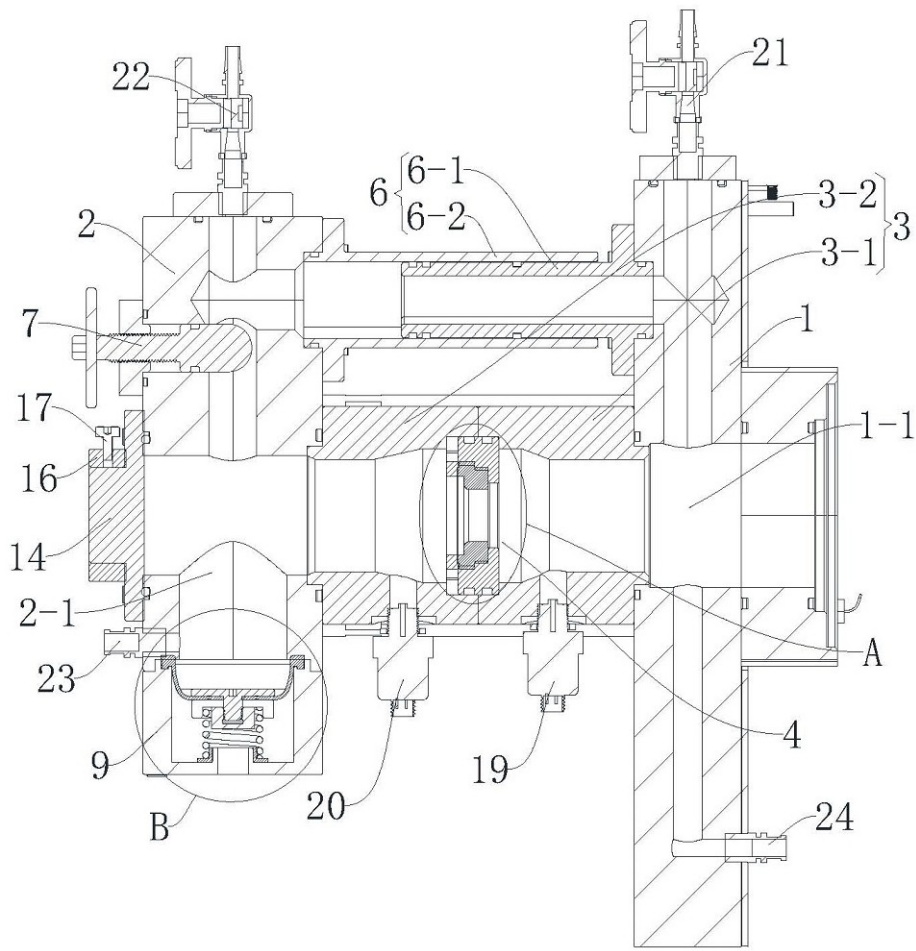


图 2

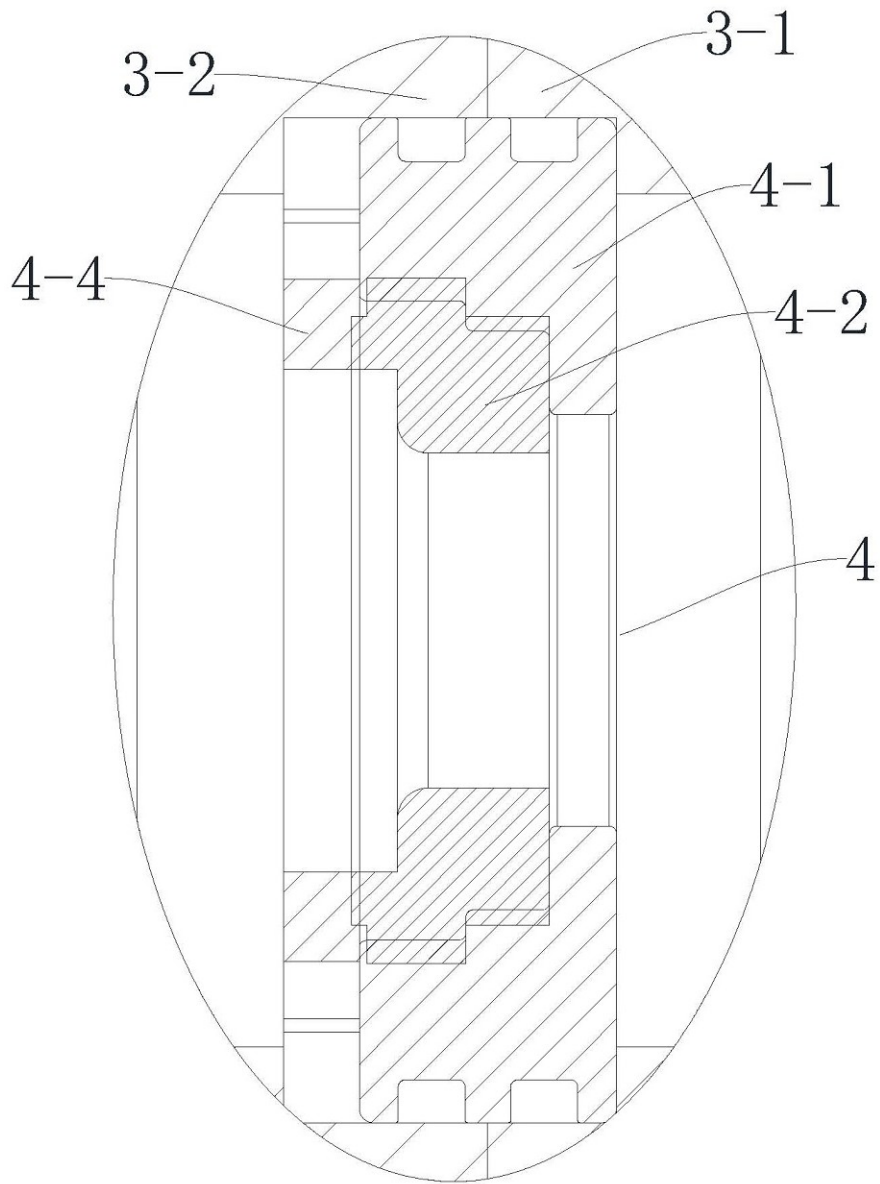


图 3

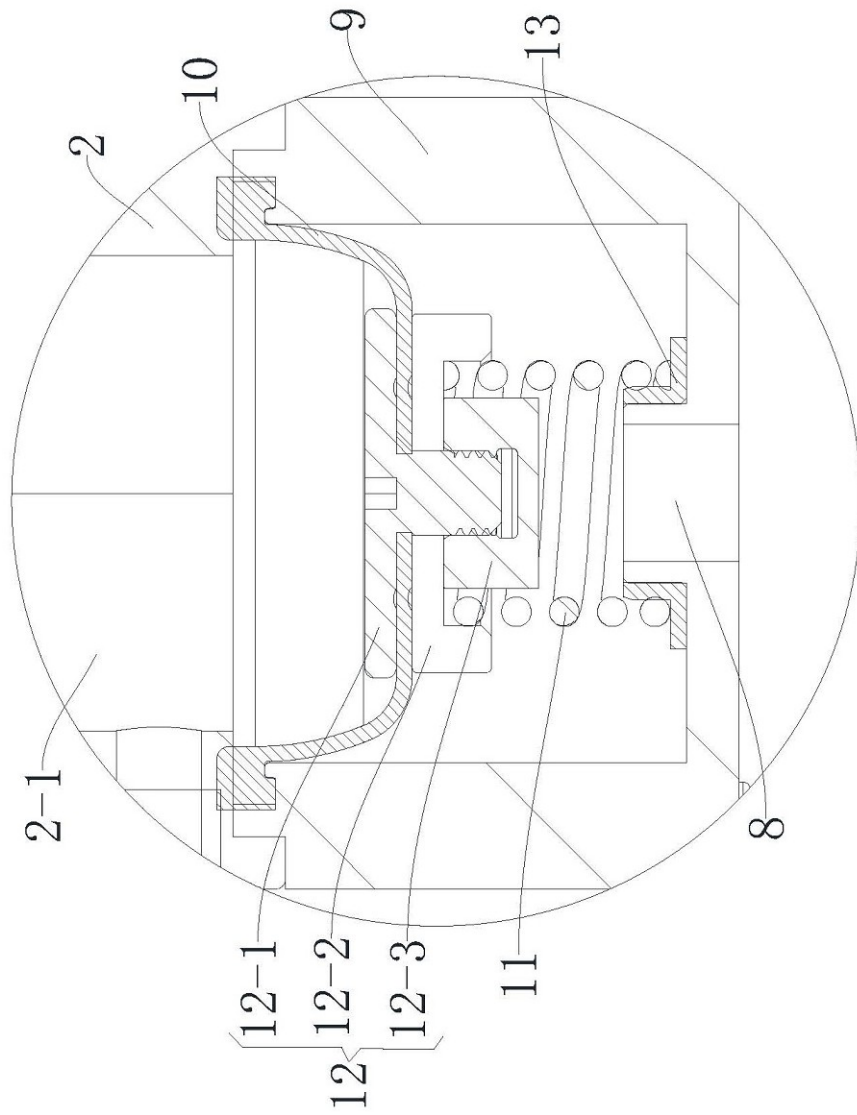


图 4

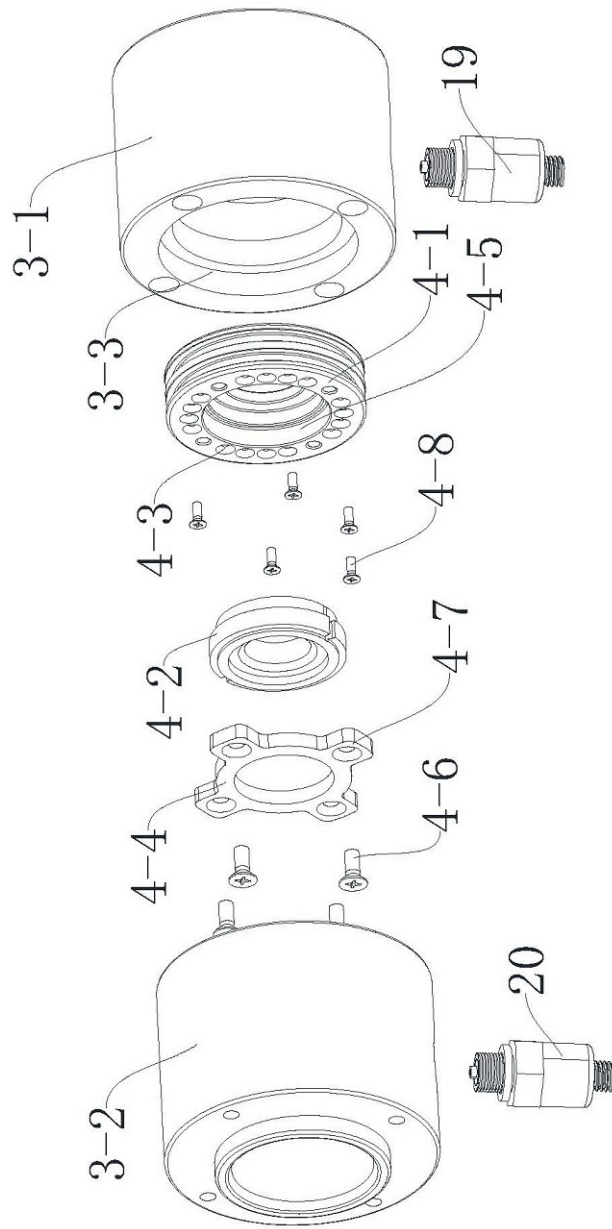


图 5

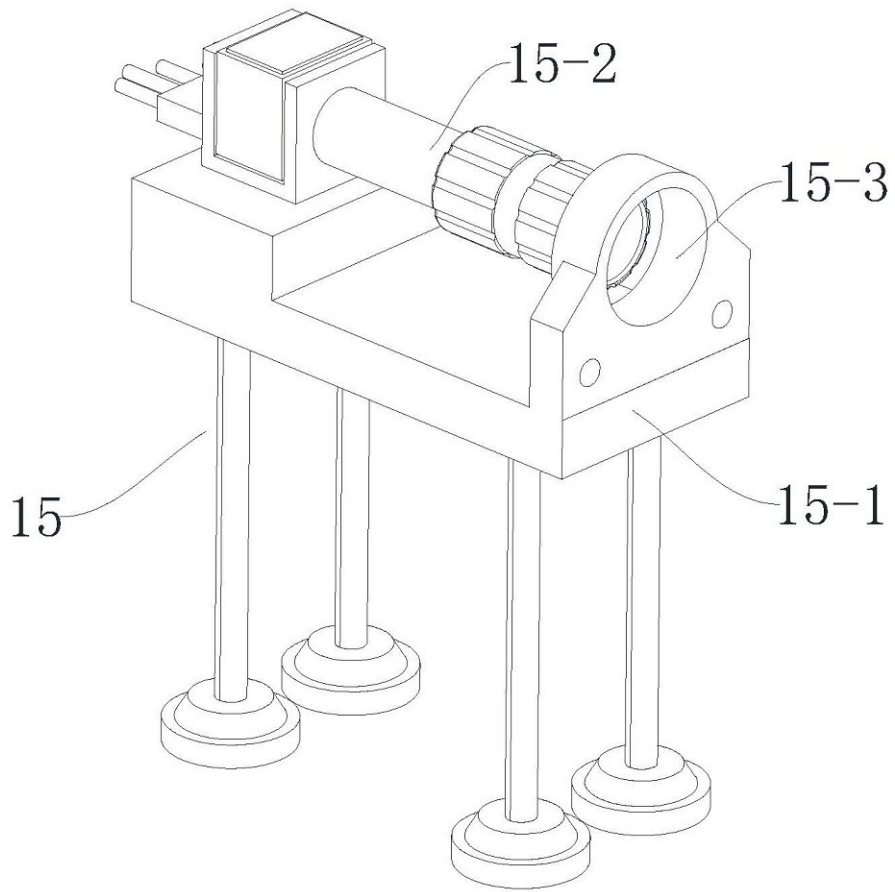


图 6