



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106901772 A

(43)申请公布日 2017. 06. 30

(21)申请号 201710223571.5

(22)申请日 2017.04.07

(71)申请人 沈阳东软医疗系统有限公司

地址 110179 辽宁省沈阳市浑南新区世纪
路16号

(72)发明人 赵亮 赵国涛 崔雨

(74)专利代理机构 北京博思佳知识产权代理有
限公司 11415

代理人 林祥

(51)Int.Cl.

A61B 6/03(2006.01)

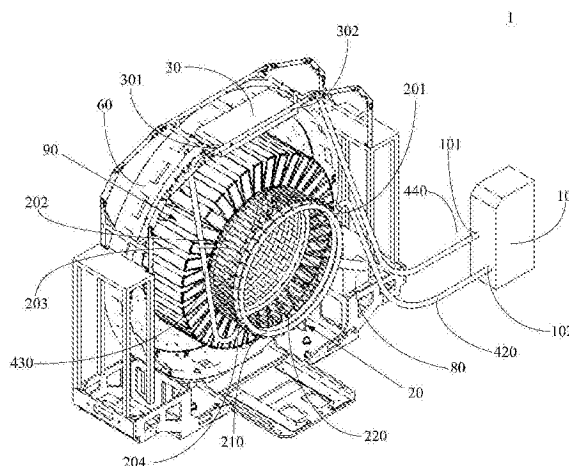
权利要求书1页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

冷却装置及医学成像设备

(57)摘要

本发明提供一种冷却装置及医学成像设备。所述冷却装置包括:水冷机,用于提供冷却流体,所述水冷机包括第一流体入口和第一流体出口;分水器,包括分水器入口和若干分水器出口,所述分水器入口与所述第一流体出口相连接;若干第一流体管道,与所述分水器出口相连接;集水器,包括集水器出口和若干集水器入口,所述集水器入口与所述第一流体管道相连接;风冷机,用于将所述冷却流体转化为冷却风,所述风冷机包括第二流体入口和第二流体出口;所述第二流体入口与所述集水器出口相连接,所述第二流体出口与所述第一流体入口相连接。采用同一循环冷却流体即可实现对待冷却装置进行流体冷却和风冷散热,提高了冷却装置的使用效率,降低了冷却成本。



1. 一种冷却装置,其特征在于,包括:

水冷机,用于提供冷却流体,所述水冷机包括第一流体入口和第一流体出口;

分水器,包括分水器入口和若干分水器出口,所述分水器入口与所述第一流体出口相连接;

若干第一流体管道,与所述分水器出口相连接;

集水器,包括集水器出口和若干集水器入口,所述集水器入口与所述第一流体管道相连接;

风冷机,用于将所述冷却流体转化为冷却风,所述风冷机包括第二流体入口和第二流体出口;所述第二流体入口与所述集水器出口相连接,所述第二流体出口与所述第一流体入口相连接。

2. 根据权利要求1所述的冷却装置,其特征在于,所述集水器套设于所述分水器的外部,所述分水器入口和所述分水器出口分别穿出于所述集水器。

3. 根据权利要求2所述的冷却装置,其特征在于:

所述集水器包括相互扣合的第一集水主体和第二集水主体,所述第一集水主体和所述第二集水主体之间形成有容置腔;所述集水器入口设置于所述第一集水主体上,所述集水器出口设置于所述第二集水主体上;

所述分水器包括分水主体,所述分水主体嵌设于所述容置腔内,所述分水器入口和所述分水器出口设置于所述分水主体上。

4. 根据权利要求1所述的冷却装置,其特征在于,还包括流体冷却板,所述第一流体管道设置于所述流体冷却板内。

5. 根据权利要求1所述的冷却装置,其特征在于,还包括温度传感器,与所述水冷机保持电性连接,用于检测所述第一流体管道内的冷却流体的温度,所述水冷机用于根据所述温度传感器检测到的温度调节所述水冷机内的所述冷却流体的温度。

6. 根据权利要求5所述的冷却装置,其特征在于,还包括流量控制器,设置于所述第一流体管道,用于根据所述温度传感器检测到的温度调节所述第一流体管道内的所述冷却流体的流量。

7. 一种医学成像设备,其特征在于,包括扫描架、装设于所述扫描架的若干探测器、以及如权利要求1-6中任一项所述的冷却装置,所述冷却装置用于对所述探测器进行冷却,所述冷却装置的所述第一流体管道设置于所述探测器上。

8. 根据权利要求7所述的医学成像设备,其特征在于,所述探测器包括光电探测器件和与所述光电探测器件连接的电子器件,所述第一流体管道设置于所述光电探测器件上,所述风冷机包括冷风出口,所述冷风出口朝向所述电子器件设置。

9. 根据权利要求7所述的医学成像设备,其特征在于,所述扫描架为圆环状扫描架,所述若干探测器沿所述扫描架的圆周方向均匀布设于所述扫描架内。

10. 根据权利要求7所述的医学成像设备,其特征在于,所述分水器、所述集水器以及所述风冷机均装设于所述扫描架内。

冷却装置及医学成像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗成像设备技术领域,尤其涉及冷却装置及医学成像设备。

背景技术

[0002] 核医学成像设备是目前医学上常用的成像设备,根据不同的CT技术可以包括不同类型的设备,例如,单电子发射计算机断层成像(Single-Photon Emission Computed Tomography, SPECT)设备和正电子发射计算机断层成像(Positron Emission Tomography, PET)设备等。核医学成像设备能够将含有放射性核素的药物在受检体内的分布形成图像,该图像可以反映受检体代谢、组织功能和结构形态。

[0003] 在核医学成像设备中,最为核心的部件为核探测器,该部件用于检测引入受检体内的放射性核素所发出的射线(例如 γ 射线),其中核探测器整体性能受工作温度的影响较大,探测器在整机系统空间中的温度需保持均衡一致,如若出现偏差最终对核医学成像设备的成像质量有很大影响。

[0004] 目前比较常用的核医学探测器主要分为普通光电倍增管探测器(Photomultiplier Tube, PMT)和硅光电倍增管探测器(Silicon Photomultipliers, SiPM)。其中SiPM半导体探测器作为一种新型的半导体探测器,其紧凑的结构及较高的信噪比,大大提高了PET设备的空间分辨率,其快速的时间响应特性能够满足TOF-PET(time of flight-TOF, 时间飞行)的技术要求。然而SiPM半导体探测器对温度及温度变化(温差)极其敏感,如果温度每上升1°,增益加大约5-10%,所以必须通过一定的冷却系统设计对SiPM半导体探测器进行温度控制,使SiPM半导体探测器工作性能达到最佳状态。

发明内容

[0005] 本发明提供一种冷却装置及医学成像设备。

[0006] 根据本发明实施例的第一方面,提供一种冷却装置,包括:

[0007] 水冷机,用于提供冷却流体,所述水冷机包括第一流体入口和第一流体出口;

[0008] 分水器,包括分水器入口和若干分水器出口,所述分水器入口与所述第一流体出口相连接;

[0009] 若干第一流体管道,与所述分水器出口相连接;

[0010] 集水器,包括集水器出口和若干集水器入口,所述集水器入口与所述第一流体管道相连接;

[0011] 风冷机,用于将所述冷却流体转化为冷却风,所述风冷机包括第二流体入口和第二流体出口;所述第二流体入口与所述集水器出口相连接,所述第二流体出口与所述第一流体入口相连接。

[0012] 进一步地,所述集水器套设于所述分水器的外部,所述分水器入口和所述分水器出口分别穿出于所述集水器。

[0013] 进一步地,所述集水器包括相互扣合的第一集水主体和第二集水主体,所述第一

集水主体和所述第二集水主体之间形成有容置腔;所述集水器入口设置于所述第一集水主体上,所述集水器出口设置于所述第二集水主体上;

[0014] 所述分水器包括分水主体,所述分水主体嵌设于所述容置腔内,所述分水器入口和所述分水器出口设置于所述分水主体上。

[0015] 进一步地,所述冷却装置还包括流体冷却板,所述第一流体管道设置于所述流体冷却板内。

[0016] 进一步地,所述冷却装置还包括温度传感器,与所述水冷机保持电性连接,用于检测所述第一流体管道内的冷却流体的温度,所述水冷机用于根据所述温度传感器检测到的温度调节所述水冷机内的所述冷却流体的温度。

[0017] 进一步地,所述冷却装置还包括流量控制器,设置于所述第一流体管道,用于根据所述温度传感器检测到的温度调节所述第一流体管道内的所述冷却流体的流量。

[0018] 根据本发明实施例的第二方面,提供一种医学成像设备,包括扫描架、装设于所述扫描架的若干探测器、以及如上所述的冷却装置,所述冷却装置用于对所述探测器进行冷却,所述冷却装置的所述第一流体管道设置于所述探测器上。

[0019] 进一步地,所述探测器包括光电探测器件和与所述光电探测器件连接的电子器件,所述第一流体管道设置于所述光电探测器件上,所述风冷机包括冷风出口,所述冷风出口朝向所述电子器件设置。

[0020] 进一步地,所述扫描架为圆环状扫描架,所述若干探测器沿所述扫描架的圆周方向均匀布设于所述扫描架内。

[0021] 进一步地,所述分水器、所述集水器以及所述风冷机均装设于所述扫描架内。

[0022] 本发明实施例的冷却装置,由水冷机提供冷却流体,既能够通过分水器将冷却流体分流到各个第一流体管道用于对待冷却装置进行流体冷却,又能通过风冷机将部分的冷却流体转化为冷却风对待冷却装置进行风冷散热。水冷机和风冷机通过分水器 and 集水器连接形成串并联组合形式的闭环的循环冷却管路,采用同一循环冷却流体即可实现对待冷却装置进行流体冷却和风冷散热,提高了冷却装置的使用效率,降低了冷却成本。

[0023] 本发明实施例的医学成像设备,由冷却装置的水冷机提供冷却流体,既能够通过分水器将冷却流体分流到各个第一流体管道用于对待冷却装置进行流体冷却,又能通过风冷机将部分的冷却流体转化为冷却风对待冷却装置进行风冷散热。水冷机和风冷机通过分水器 and 集水器连接形成串并联组合形式的闭环的循环冷却管路,采用同一循环冷却流体即可实现对待冷却装置进行流体冷却和风冷散热,提高了冷却装置的使用效率,降低了冷却成本,而且还能解决探测器温度不均衡性问题及温度过高的问题,从而使探测器的工作性能达到最佳状态。

附图说明

[0024] 图1是本发明实施例示出的一种医学成像设备的立体示意图。

[0025] 图2是本发明实施例示出的一种医学成像设备的正视图。

[0026] 图3是本发明实施例示出的一种医学成像设备的侧视图。

[0027] 图4是图3中医学成像设备的局部放大示意图。

[0028] 图5是本发明实施例示出的一种医学成像设备的探测器的结构示意图。

[0029] 图6是本发明实施例示出的一种医学成像设备的冷却装置的分水器和集水器单独设置的立体示意图。

[0030] 图7是本发明实施例示出的一种医学成像设备的冷却装置的分水器和集水器集成设置的立体示意图。

[0031] 图8是图7所示的分水器和集水器的侧视图。

[0032] 图9是图7所示的集水器的爆炸示意图。

[0033] 图10是图7所示的分水器的立体示意图。

具体实施方式

[0034] 这里将详细地对示例性实施例进行说明,其示例表示在附图中。下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本发明相一致的所有实施方式。相反,它们仅是与如所附权利要求书中所详述的、本发明的一些方面相一致的装置和方法的例子。

[0035] 在本发明使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本发明。在本发明和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解,本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或若干相关联的列出项目的任何或所有可能组合。

[0036] 应当理解,尽管在本发明可能采用术语第一、第二、第三等来描述各种信息,但这些信息不应限于这些术语。这些术语仅用来将同一类型的信息彼此区分开。例如,在不脱离本发明范围的情况下,第一信息也可以被称为第二信息,类似地,第二信息也可以被称为第一信息。取决于语境,如在此所使用的词语“如果”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”。

[0037] 下面结合附图,对本发明的冷却装置及医学成像设备进行详细介绍。在不冲突的情况下,下述的实施例及实施方式中的特征可以相互组合。

[0038] 参见图1至图6所示,其中图1至图3示出了一种医学成像设备1,本发明实施例提供一种冷却装置,可以应用于如图1至图3所示的医学成像设备1中,尤其是核医学成像设备,例如,SPECT成像设备或PET成像设备等,用于对医学成像设备1中的待冷却装置进行冷却。然而并不限于此,所述冷却装置还可用于其他设备中以对待冷却装置进行冷却。

[0039] 本发明实施例的冷却装置,包括:

[0040] 水冷机10,用于提供冷却流体,所述水冷机10包括第一流体入口101和第一流体出口102。

[0041] 分水器210,包括分水器入口201和若干分水器出口202,所述分水器入口201与所述水冷机10的第一流体出口102相连接。

[0042] 若干第一流体管道410,分别与所述分水器210的若干分水器出口202一一对应连接,如图4中所示。

[0043] 集水器220,包括集水器出口204和若干集水器入口203,所述若干集水器入口203与所述若干第一流体管道410一一对应连接,如图4中所示。

[0044] 风冷机30,用于将所述冷却流体转化为冷却风,所述风冷机30包括第二流体入口301和第二流体出口302。所述风冷机30的第二流体入口301与所述集水器220的集水器出口

204相连接,所述风冷机30的第二流体出口302与所述水冷机10的第一流体入口101相连接。

[0045] 在一种应用场景下,待冷却装置包括若干待冷却单元,本发明的冷却装置使用时,若干第一流体管道410可以一一对应地设置在若干待冷却单元上,例如设置在待冷却装置的核心部件上。水冷机10提供的冷却流体(例如,水、15%乙丙醇或其他可用于冷却的流体)先从第一流体出口102通过分水器210的分水器入口201流到分水器210内,然后再通过分水器210的若干分水器出口202将冷却流体分流到各个第一流体管道410内,实现同时对待冷却装置的多个待冷却单元进行流体冷却。典型地,可以通过第一流体管道410对待冷却装置的对降温要求较高的核心部件进行冷却。然后通过集水器220的集水器入口203将各个第一流体管道410内的冷却流体汇集到集水器220中,再由集水器220的集水器出口204将冷却流体通过风冷机的第二流体入口301引流到风冷机30,通过风冷机30将部分的冷却流体转化为冷却风对待冷却装置进行风冷散热,例如,对待冷却装置的对降温要求没有核心部件高的其他部件进行风冷散热。最后,冷却流体从风冷机30的第二流体出口302通过水冷机10的第一流体入口101返回到水冷机10中,完成一次流体冷却循环。水冷机10可对流回其中的冷却流体进行降温,使冷却流体达到期望的温度(例如,20摄氏度),供下一次冷却循环用,另外还可以通过外部其他设备(如供水设备)向水冷机10输送冷却流体,以补充在风冷散热中流失的冷却流体。重复上述冷却过程,从而实现循环冷却的效果。这样,既能通过流体冷却的方式对待冷却装置的核心部件进行流体冷却散热,又能通过风冷散热对待冷却装置的其他部件进行散热,进而实现对待冷却装置的全面冷却散热。

[0046] 由上述实施例可知,本发明的冷却装置,由水冷机提供冷却流体,既能够通过分水器 and 集水器将冷却流体分流到各个第一流体管道用于对待冷却装置进行流体冷却,又能通过风冷机将部分的冷却流体转化为冷却风对待冷却装置进行风冷散热。水冷机和风冷机通过分水器 and 集水器连接形成串并联组合形式的闭环的循环冷却管路,采用同一循环冷却流体即可实现对待冷却装置进行流体冷却和风冷散热,提高了冷却装置的使用效率,降低了冷却成本。

[0047] 在一实施方式中,所述水冷机10可以是一体式循环水冷机,可以包括压力循环泵、流体容器、冷却器,也可以是单独由部件分散式组成后实现流体泵送循环、流体存储、流体冷却散热的功能。

[0048] 参见图4和图5所示,在一实施方式中,本发明的冷却装置还包括流体冷却板40,所述第一流体管道410设置于所述流体冷却板40内,流体冷却板40可以连接在待冷却装置的核心部件上。水冷机10提供的冷却流体可以通过所述第一流体管道410从分水器210流经设置在待冷却装置上的流体冷却板40,进而对待冷却装置的核心部件进行流体冷却降温。

[0049] 可选地,流体冷却板40可以采用导热系数较高的铝合金板,第一流体管道410可以采用导热系数更高的铜管,并钎焊在流体冷却板40内。当冷却流体循环通过流体冷却板40的第一流体管道410时以热传递方式将待冷却装置的热量散发掉,并能够阻隔待冷却装置热量辐射的影响。

[0050] 参见图4所示,在一实施方式中,本发明的冷却装置还包括温度传感器510,温度传感器510与所述水冷机10保持电性连接,用于检测所述第一流体管道410内的冷却流体的温度。所述水冷机10用于根据所述温度传感器510检测到的温度调节从所述水冷机10的第一流体出口102流出的所述冷却流体的温度。

[0051] 进一步地,本发明的冷却装置还包括流量控制器520,流量控制器520设置于所述第一流体管道410,用于根据所述温度传感器510检测到的温度调节所述第一流体管道410内的所述冷却流体的流量。

[0052] 可选地,所述温度传感器510设置在待冷却装置的核心部件处,用于检测待冷却装置的核心部件的实时工作温度并能够将温度信号反馈到水冷机10以调节冷却流体的温度。流量控制器520设置在分水器210、集水器220以及流体冷却板40之间,实现流量调控功能,以温度传感器510检测的实时温度为基准调控每条第一流体管道410支路的冷却流体的具体流量,精准控制待冷却装置的每个核心部件的工作温度。

[0053] 在一实施方式中,本发明的冷却装置还包括第二流体管道420,所述第二流体管道420连接于所述分水器210的分水器入口201与所述水冷机10的第一流体出口102之间,用于将所述冷却流体从水冷机10引流到所述分水器210内。

[0054] 在一实施方式中,本发明的冷却装置还包括第三流体管道430,所述第三流体管道430连接于所述风冷机30的第二流体入口301与所述集水器220的集水器出口204之间,用于将所述冷却流体从所述集水器220引流到风冷机30内。

[0055] 在一实施方式中,本发明的冷却装置还包括第四流体管道440,所述第四流体管道440连接于所述风冷机30的第二流体出口302与所述水冷机10的第一流体入口101之间,用于将所述冷却流体从所述风冷机30引回到水冷机10内。

[0056] 在一实施方式中,本发明的冷却装置还包括罩设在待冷却装置、分水器210以及集水器220外部的罩壳(未图示)以及除湿机80。在一个例子中,待冷却装置包括光电探测器和后端电子部件,罩壳和除湿机80可以作为阻热、冷凝防护系统,当分水器210和集水器220或流体冷却板40中循环流过相较于工作环境温度过低的冷却流体时,在其表面会形成冷凝的现象,有可能对光电探测器、电路板等电子器件造成破坏,通过所述罩壳将分水器210和集水器220或流体冷却板40及光电探测器封闭在密闭的工作环境中,并通过所述除湿机80降低封闭空间内的湿度防止冷凝的发生,并能够防止后端电子部件的热量大幅度的辐射到光电探测器上对其温度造成影响。可选地,所述罩壳为绝热非金属板罩壳。

[0057] 本发明实施例的冷却装置,分水器210和集水器220可以是分开单独设置的(如图6所示的例子),也可以是集成设置在一起的。在图7至图10所示的例子中,分水器210和集水器220是集成设置在一起的,其中,所述集水器220套设于所述分水器210的外部,所述分水器入口201和所述分水器出口202分别穿出于所述集水器220。通过将集水器220套设在分水器210的外部,使得温度最低最容易产生冷凝水的分水器210内置到集水器220的内部,形成了具有双层壁形式的分水器210和集水器220,能够从根本上使分水器210的冷凝水消除。并且相比于直接将分水器210放置在环境温度中,将分水器210内置在集水器220内,能够有效减少分水器210的沿程温度损失,进而有效提高分水器210的冷却效率及解决减少分水器210冷凝等问题。

[0058] 参见图9和图10所示,在一实施方式中,所述集水器220包括相互扣合的第一集水主体221和第二集水主体222。第一集水主体221上形成有第一容置空间231,第二集水主体222上形成有第二容置空间232。所述第一集水主体221和所述第二集水主体222相互扣合后之间形成有容置腔233,也就是说,第一集水主体221和第二集水主体222两者扣合密封在一起,所述第一容置空间231和第二容置空间232共同形成所述容置腔233,可允许冷却流体从

中流过。所述分水器210包括分水主体211,所述分水主体211嵌设于所述容置腔233内,从而形成具有双层壁形式的分水器210和集水器220。

[0059] 进一步地,第一集水主体221和第二集水主体222上分别设有连接孔205,第一集水主体221和第二集水主体222通过紧固件穿设于各自的连接孔205中,从而相互扣合形成集水器220。在另一个实施例中,集水器220的第一集水主体221和第二集水主体222可以一体成型。

[0060] 在一实施方式中,所述集水器入口203设置于所述第一集水主体221上并与第一集水主体221相连通,所述集水器出口204设置于所述第二集水主体222上并与第二集水主体222相连通。所述分水器入口201和所述分水器出口202设置于所述分水主体211上并分别与分水主体211相连通。

[0061] 进一步地,所述分水器入口201和所述分水器出口202位于所述分水主体211的两侧。所述第二集水主体222上设有第一通孔206,所述分水器入口201通过所述第一通孔206而穿出于所述第二集水主体222。所述第一集水主体221上设有第二通孔207,所述分水器出口202通过所述第二通孔207而穿出于所述第一集水主体221。进而使分水器入口201和集水器出口204位于第一集水主体221的一侧,使分水器出口202和集水器入口203位于第二集水主体222的一侧。

[0062] 可选地,所述分水器入口201与所述第一通孔206之间设置密封圈密封连接,所述分水器出口202与所述第二通孔207之间设置密封圈密封连接,以保证分水器210和集水器220的密封性。

[0063] 在一实施方式中,所述分水主体211为环状封闭管体,所述第一集水主体221和所述第二集水主体222扣合形成环状封闭管体。可选地,所述分水主体211为圆环形封闭管体,所述第一集水主体221和所述第二集水主体222为圆环形封闭管体。或所述分水主体211为方形的环状封闭管体,所述第一集水主体221和所述第二集水主体222为方形的环状封闭管体。当然,分水主体211、第一集水主体221以及第二集水主体222的形状并不仅限于上述两种,任意环状封闭的形状都应当属于本发明的保护的范围内。另外,所述分水器210和集水器220的材质可以是无缝的不锈钢钢管(截面形式不作限定),但不限于此。

[0064] 在图7至图10所示的例子中,分水器210和集水器220安装时,先将分水器210的分水主体211嵌设在第一集水主体221的第一容置空间231内(或是第二集水主体222的第二容置空间232内),然后将第二集水主体222扣合在第一集水主体221上(或是将第一集水主体221扣合在第二集水主体222上),进而使分水主体211嵌设在集水器220的容置腔233内,最后再通过紧固件(未图示)穿设于第一集水主体221和第二集水主体222各自的连接孔205中,将第一集水主体221和第二集水主体222相互扣合形成集水器220,进而完成分水器210和集水器220的安装。

[0065] 再次参见图1至图3所示,本发明实施例还提供一种医学成像设备1,包括扫描架、装设于所述扫描架的若干探测器900、以及如上所述的冷却装置,所述冷却装置用于对所述探测器900进行冷却,所述冷却装置的所述第一流体管道410设置于所述探测器900上。需要说明的是,在如上所述的实施例和实施方式中关于所述冷却装置的描述同样适用于本发明的医学成像设备1。可选地,本发明的医学成像设备1,可以包括PET、PET/CT、PET/MR等设备,主要包括机架60、设置于机架60上的连接器70,沿连接器70的轴径的圆周方向阵列布置的

若干探测器900。

[0066] 由上述实施例可知,本发明的医学成像设备1,冷却装置的水冷机10、分水器210、集水器220以及风冷机30共同组成闭环式的循环冷却体系,水冷机10提供的冷却流体能够通过分水器引导冷却流体对探测器900进行流体冷却,而且还能通过集水器220将冷却流体引流到风冷机30,由风冷机30将冷却流体转化为冷却风对探测器900进行风冷散热。水冷机和风冷机通过分水器 and 集水器连接形成串并联组合形式的闭环的循环冷却管路,采用同一循环冷却流体即可实现对探测器900进行流体冷却和风冷散热,不仅提高了冷却装置的使用效率,降低了冷却成本,而且还能解决探测器900温度不均衡性问题及温度过高的问题,从而使探测器900的工作性能达到最佳状态。

[0067] 参见图5所示,在一实施方式中,所述探测器900包括光电探测器件901和与所述光电探测器件901连接的电子器件902,所述第一流体管道410设置于所述光电探测器件901上,所述风冷机30包括冷风出口303,所述冷风出口303朝向所述电子器件902设置。既能通过流体冷却的方式对探测器900的光电探测器件901进行流体冷却散热,又能通过风冷散热对探测器900的后端电子器件902以及扫描架内的其他电子器件进行散热,进而实现对探测器900和扫描架内的电子器件的全面冷却散热。

[0068] 在一实施方式中,所述流体冷却板40、所述第一流体管道410、所述分水器出口202以及所述集水器入口203的数量与所述待冷却组件的数量均相等。可选地,若干集水器入口203均匀布设于所述第一集水主体221上。若干分水器入口201均匀布设于所述分水主体211上。若干第一通孔206和若干集水器入口203间隔设置。并且,若干集水器入口203均匀布设于所述第一集水主体221上,若干分水器入口201均匀布设于所述分水主体211上,可以使得冷却流体在并联的多条管路支路中的总长度保持等长、压力降保持相同,从结构上保证支路中的流量基本相同。

[0069] 参见图4和图5所示,探测器900作为医学成像设备的核心部件接收、处理用于 γ 射线成像,也是主要的需要进行温度控制的单元。若干探测器900沿圆周均匀布置在连接器70上,在分水器210和集水器220上各设置有与探测器900环阵列数量相同的分水器出口202和集水器入口203,与探测器900流体冷却板中铜管通过软管连接形成并联式管路。进一步地,所述探测器900可以包括核心部件的光电探测器901和后端电子部件902,其中光电探测器901为温度敏感性部件但发热量很小,后端电子部件902对温度要求不高但自身的发热量较大。光电探测器901固定在流体冷却板40一侧靠近流体冷却板40中的第一流体管道410,而后端电子部件902设置在流体冷却板40的另一侧并用多孔板903封装,有利于散热。流体冷却板40同时还可以起到阻隔后端电子部件902热传递到光电探测器901上影响温度均衡的作用。另外,风冷机30通过串联的方式与分水器210和集水器220连接到一起,这样就可以用同一冷却流体进行热对流,从而产生强制冷风对发热量较大的后端电子部件902的进行散热。通过一体式循环水冷机提供冷却流体进入分水器210和集水器220后再分配到并联的若干探测器900的流体冷却板40中,再由配置的温度传感器510及流量控制器520联合对冷却流体的流量、初始温度进行动态控制,使圆周阵列布置的若干探测器900核心部件光电探测器901的工作温度偏差小于 1° ,最终达到温度均衡。

[0070] 在一实施方式中,所述扫描架包括机架60和罩设于所述机架60上的罩板(图中未示出),所述机架60和所述罩板之间形成有封闭的容置空间,探测器900以及所述分水器210

和集水器220均装设于所述容置空间内。可选地,所述机架20可以采用铝合金铸件结构。除湿机80可以装设在所述扫描架内,对所述容置空间内进行除湿。

[0071] 综上所述,本发明的医学成像设备1,水冷机10提供的冷却流体通过分水器210和集水器220的分水器210分配到并联的各个流体冷却板40中,再由配置的温度传感器510及流量控制器520联合对冷却流体的流量及初始温度进行动态控制,使圆周阵列布设在扫描架内的各个光电探测器901的工作温度偏差小于 1° ,最终达到温度均衡。冷却流体流经风冷机30后再由风冷机30采用强制风冷方式对后端电子部件902进行散热,有利于保证医学成像设备的整体性能参数及设备的稳定可靠性,提高最终的成像图像质量。另外,采用大热量零部件与温度高敏感部件的阻热设计,避免了无必要的热传递、热辐射,提高了冷却效率。即实现对探测器900的核心部件光电探测器901进行了精准恒温控制同时又对探测器900的后端电子部件902进行强制风冷散热,最终解决环状探测器阵列温度不均衡性问题及后端电子部件的温度过高问题,从而使探测器工作性能达到最佳状态。

[0072] 本发明实施例的医学成像设备1,通过所述冷却装置进行冷却的冷却方法,可以包括:

[0073] 步骤一:将水冷机10输出的冷却流体预设定一温度,通过第二流体管道420进入到分水器210中,再由分水器210分别导入到各个流体冷却板400内的第一流体管道410,进而对探测器900的光电探测器901进行流体冷却。可选地,可以将水冷机10输出的冷却流体预设定到 20°C ,通过第二流体管道420进入到分水器210中,再由分水器210分别导入到各个流体冷却板400内的第一流体管道410,对光电探测器901进行流体冷却,使其温度均衡控制在 $22^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ 。

[0074] 步骤二:温度传感器510实时监测各个光电探测器901的温度,如果检测到光电探测器901的温度出现一定的变化,就将信号反馈到水冷机10的控制器以调节改变冷却流体的预设定温度,同时水冷机10的控制器也会将信号传递到对应支路的流量控制器520以调节改变该支路中冷却流体的流量大小,这样做到温度闭环的检测控制。

[0075] 步骤三:冷却流体从流体冷却板400的第一流体管道410汇入到集水器220中,再由集水器220分配到串联的风冷机30中,风冷机30将部分冷却流体转换为冷风对后端电子部件902以及扫描架内的其他电子器件进行强制风冷散热,循环后冷却流体返回到水冷机10,完成闭环的冷却过程。

[0076] 步骤四:在整个循环冷却的过程中,通过除湿机80降低由非金属绝热罩板包围的防护空间的湿度,防止流体冷却板400、分水器210以及集水器220发生冷凝,影响光电探测器901的正常工作。保证了探测器900的核心部件光电探测器901温度均衡稳定,保护探测器900的工作性能保持最佳。并且,风冷机30采用同一循环冷却流体对后端电子部件902进行强制风冷散热,提高了冷却装置的使用效率,降低了冷却成本。

[0077] 以上所述仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明做任何形式上的限制,虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明,任何熟悉本专业的技术人员,在不脱离本发明技术方案的范围内,当可利用上述揭示的技术内容做出些许更动或修饰为等同变化的等效实施例,但凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属于本发明技术方案的范围内。

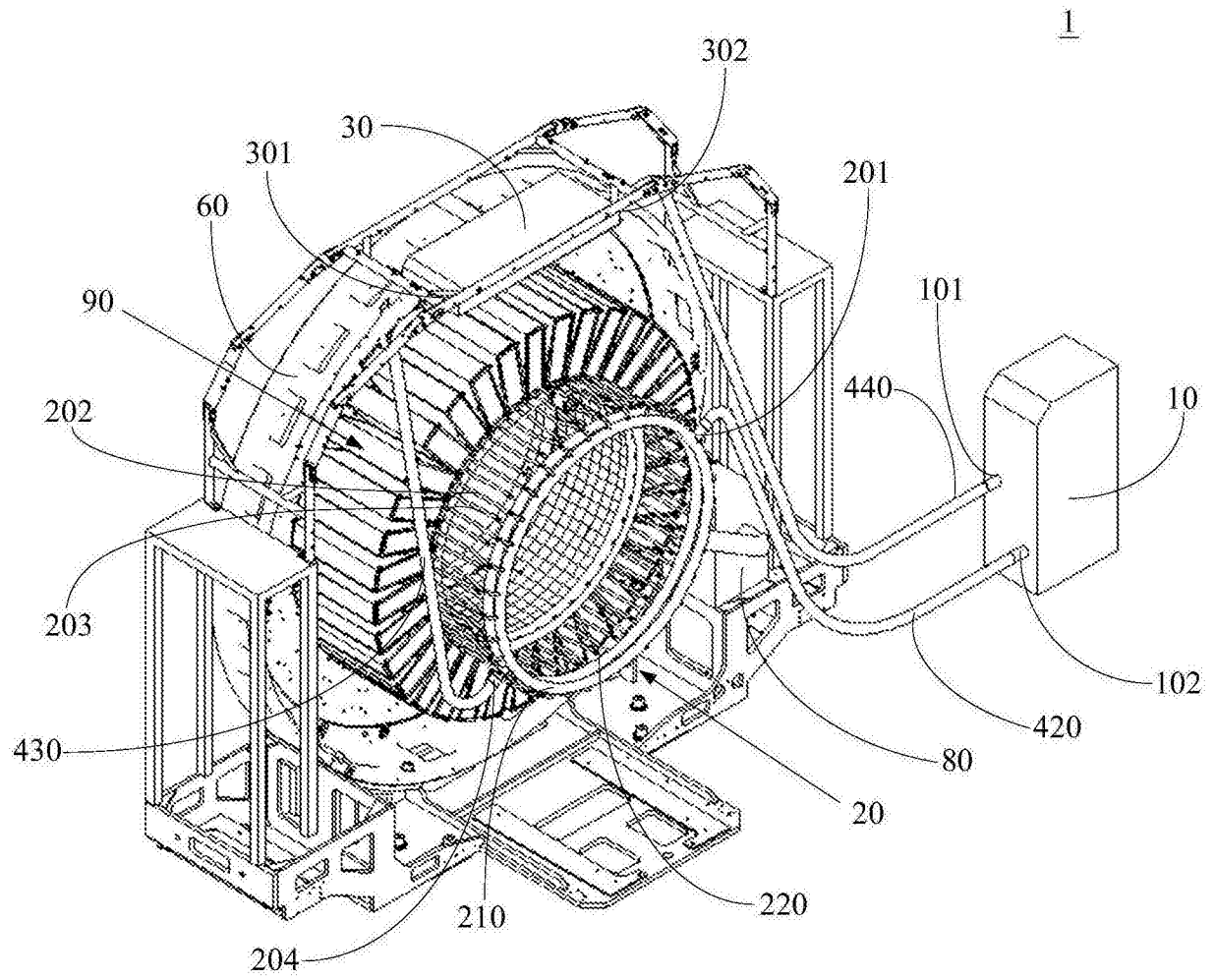


图1

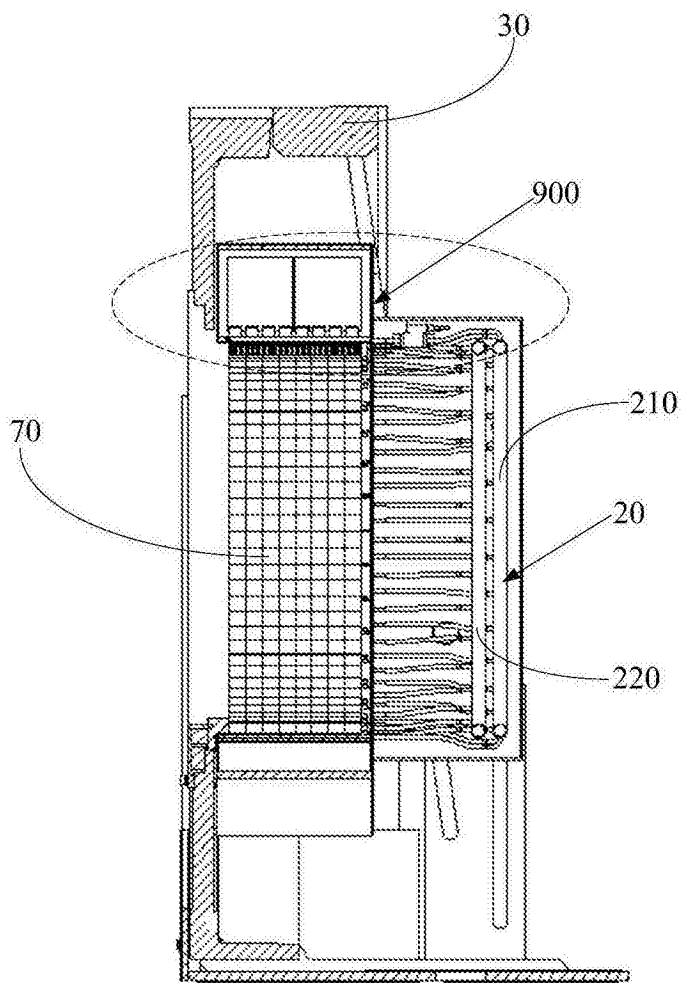


图3

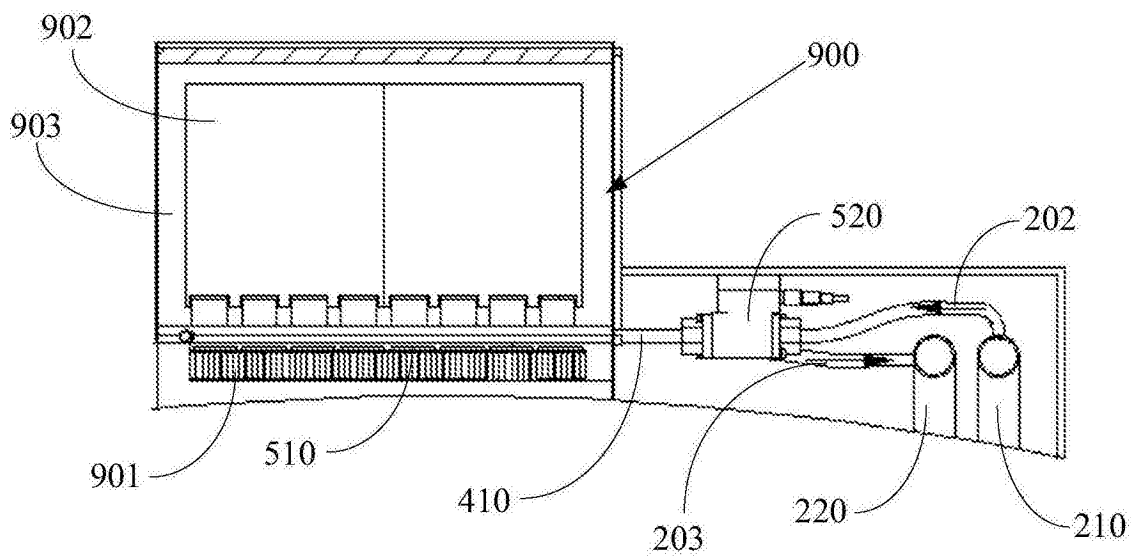


图4

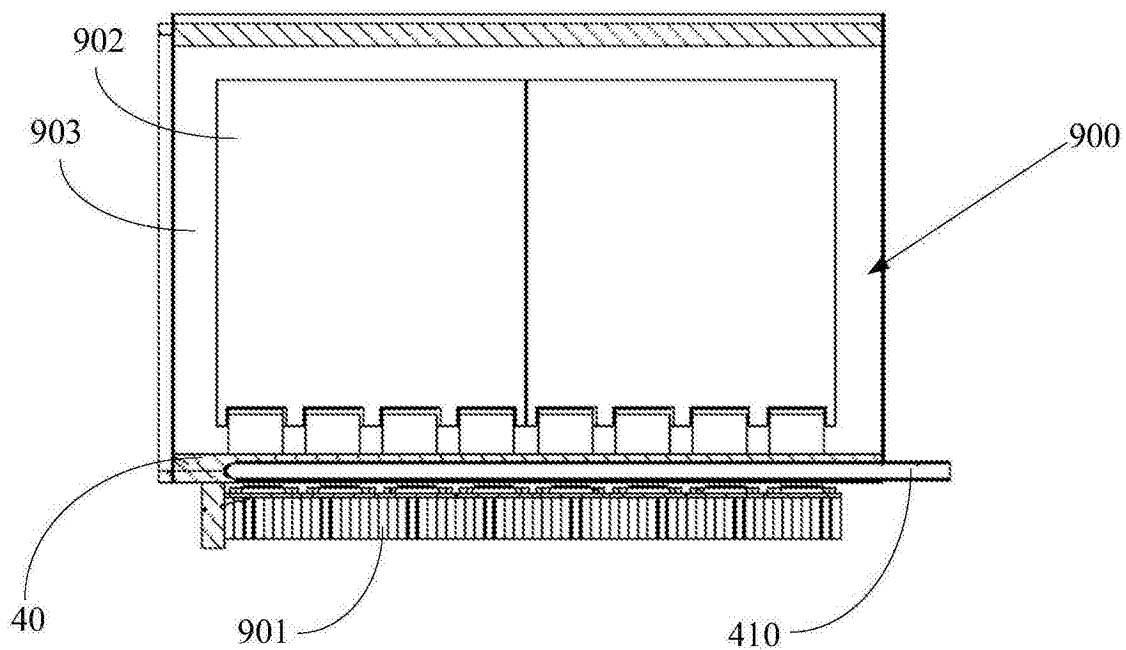


图5

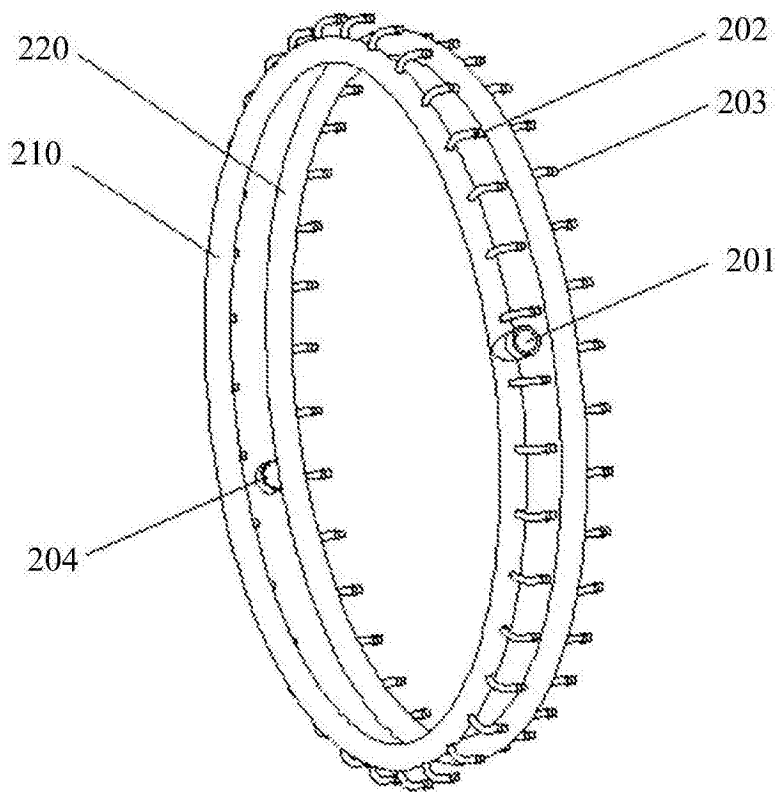


图6

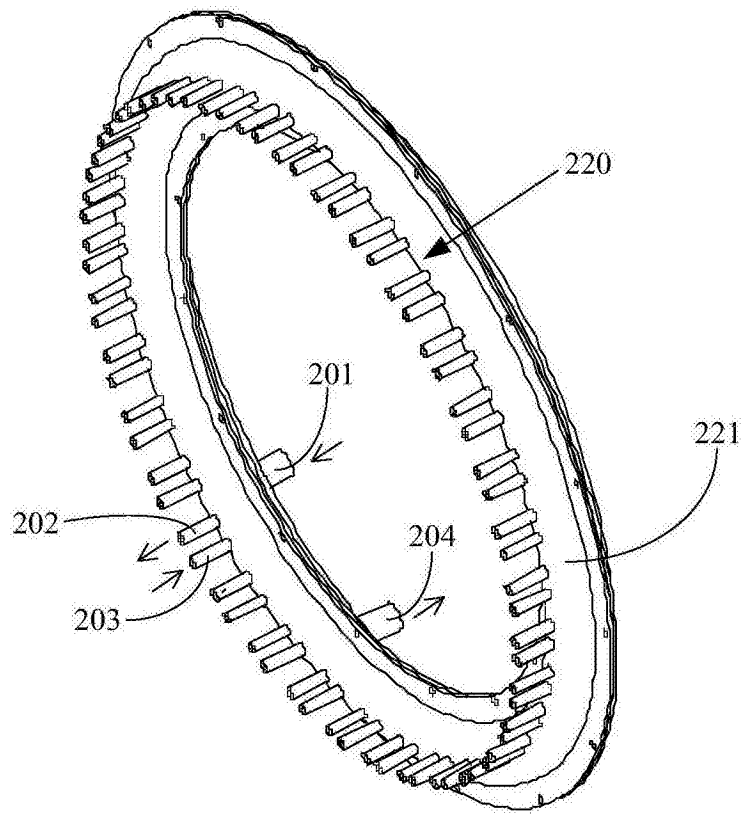


图7

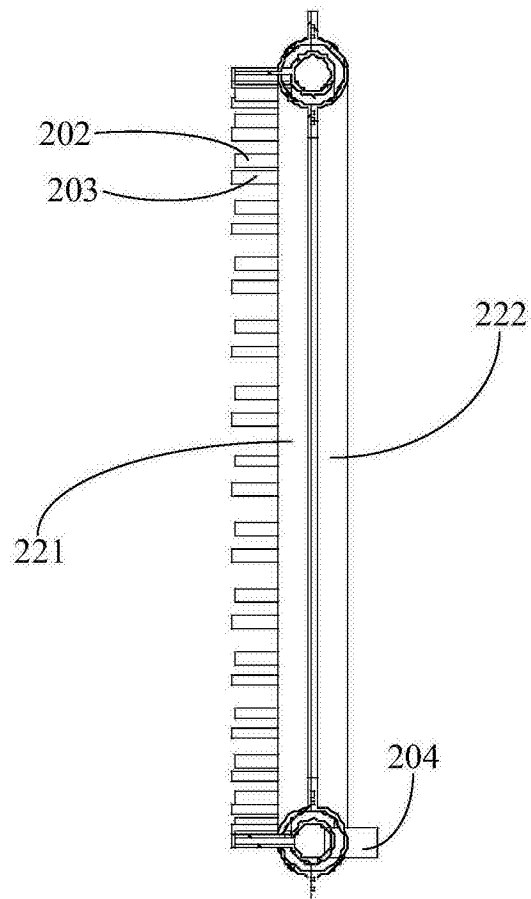


图8

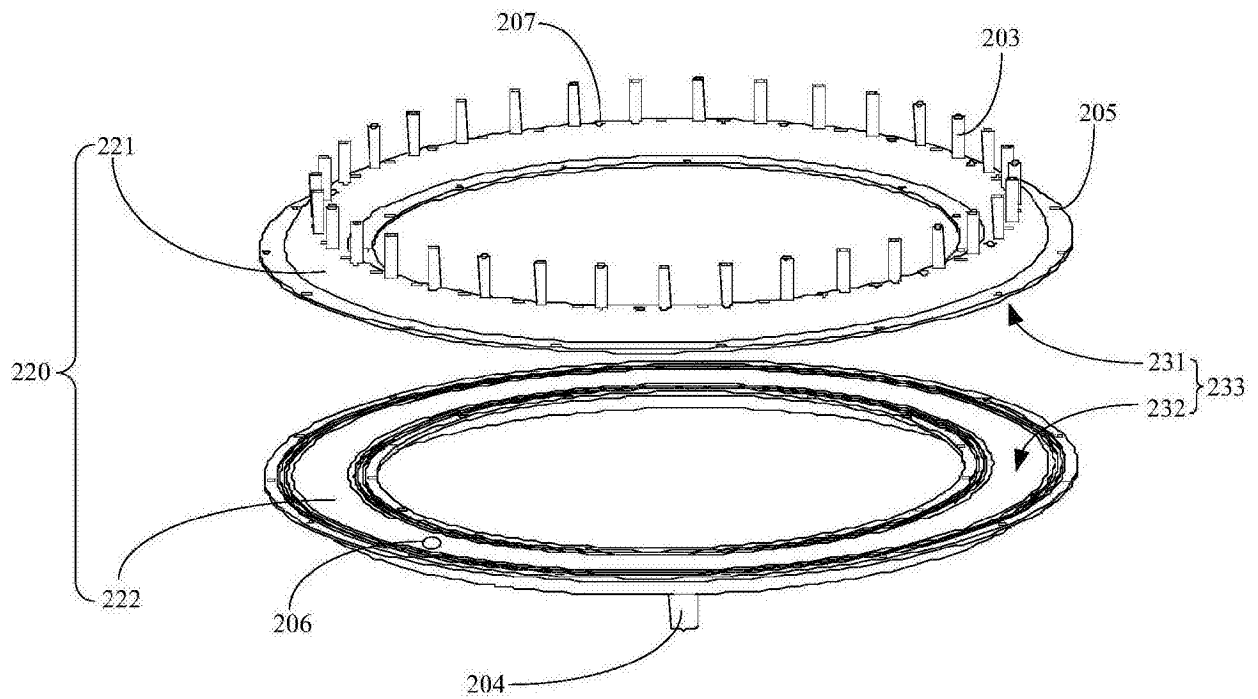


图9

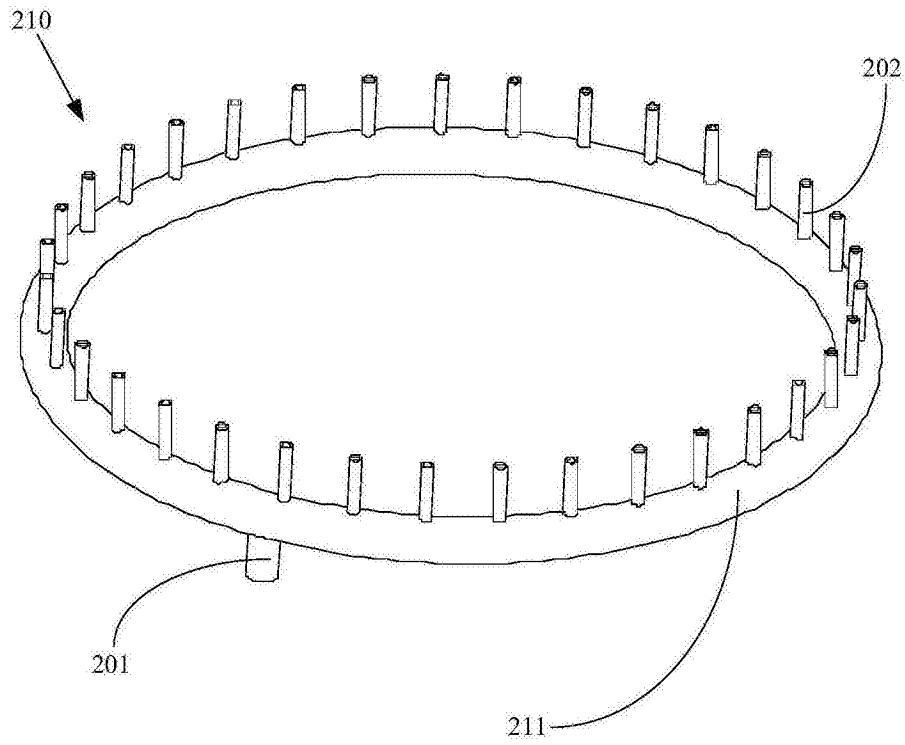


图10