

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01T 1/161 (2006.01)

H01L 31/024 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610139302.2

[43] 公开日 2007 年 4 月 4 日

[11] 公开号 CN 1940596A

[22] 申请日 2006.9.22

[21] 申请号 200610139302.2

[30] 优先权

[32] 2005.9.30 [33] JP [31] 2005-289262

[71] 申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

[72] 发明人 上野雄一郎 石津崇章 小桥启司

雨宫健介 土屋一俊

[74] 专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

代理人 熊志诚

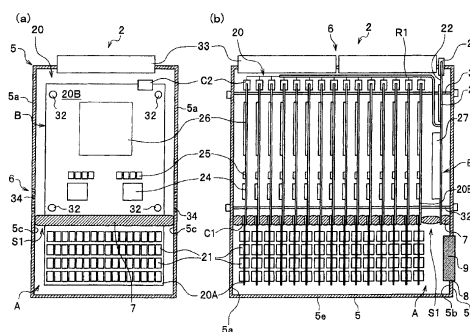
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 7 页

[54] 发明名称

核医学诊断装置、正电子发射断层成像装置及
检测器单元

[57] 摘要

本发明提供一种通过有效地冷却放射线检测器并提高放射线检测器的防湿及防尘效果，从而能提高时间分辨率及能量分辨率，能提高诊断精度的核医学诊断装置。该核医学诊断装置在收发部件(5)内设置有借助于绝热部件(7)容纳放射线检测器(21)的第一区域 A 及容纳信号处理装置的第二区域 B。另外，在收发部件(5)上，以与第一区域 A 连通的方式设有具备防尘过滤器(9)的通气口(8)；以与第二区域 B 连通的方式设有成为冷却空气的入口的通气孔(34)和成为出口的单元风扇(33)。



1.一种核医学诊断装置，在保持被检体的床的周围配置有检测器单元的核医学诊断装置中，其特征在于，上述检测器单元具有：

包含检测放射线的多个放射线检测器及分别输入上述各放射线检测器的各个检测信号的多个信号处理装置的多个单元基板；

内部装有上述多个单元基板，并划分为配置上述多个放射线检测器的第一区域和配置上述多个信号处理装置的第二区域的收放部件；以及

将冷却上述信号处理装置的气体冷却材料导入到上述第二区域内，并从那里排出的冷却材料排出装置；

在上述收放部件上形成有与上述第一区域和上述收放部件的外部连通的通气口，在上述通气口上设置有防尘过滤器。

2.一种核医学诊断装置，在保持被检体的床的周围配置有检测器单元的核医学诊断装置中，其特征在于，上述检测器单元具有：

包含检测放射线的多个放射线检测器及分别输入上述各放射线检测器的各个检测信号的多个信号处理装置的多个单元基板；

内部装有上述多个单元基板的收放部件；

划分为配置上述多个放射线检测器的第一区域和配置上述信号处理装置的第二区域的隔断部件；以及

将冷却上述信号处理装置的气体冷却材料导入到上述第二区域内，并从那里排出的冷却材料排出装置；

在上述收放部件上形成有与上述第一区域和上述收放部件的外部连通的通气口，在上述通气口上设置有防尘过滤器。

3.根据权利要求2所述的核医学诊断装置，其特征在于，上述隔断部件是绝热部件。

4.根据权利要求2所述的核医学诊断装置，其特征在于，上述隔断部件是电磁波屏蔽部件。

5.根据权利要求1所述的核医学诊断装置，其特征在于，具备上述防尘过滤器的通气口，设置于不与相邻的检测器单元相对的一

侧。

6.根据权利要求1所述的核医学诊断装置,其特征在于,

向上述第二区域导入上述气体冷却材料的通气孔形成于上述收放部件上,上述通气孔设置于靠近上述放射线检测器处,上述冷却材料排出装置夹着上述信号处理装置设置于与上述放射线检测器相反一侧。

7.根据权利要求1所述的核医学诊断装置,其特征在于,

上述放射线检测器与上述信号处理装置设置于单一基板上。

8.根据权利要求1所述的核医学诊断装置,其特征在于,

上述放射线检测器设置于第一基板上,

上述信号处理装置设置于通过连接器与第一基板结合的第二基板上。

9.根据权利要求8所述的核医学诊断装置,其特征在于,

上述通气孔的结构为,将上述气体冷却材料相对上述第二基板从侧面导入。

10.根据权利要求1所述的核医学诊断装置,其特征在于,

上述放射线检测器是半导体放射线检测器。

11.根据权利要求1所述的核医学诊断装置,其特征在于,

上述收放部件,具有遮光性。

12.一种正电子发射断层成像装置,在保持被检体的床的周围配置有检测器单元的正电子发射断层成像装置中,其特征在于,上述检测器单元具有:

包含检测放射线的多个放射线检测器及分别输入上述各放射线检测器的各个检测信号的多个信号处理装置的多个单元基板;

内部装有上述多个单元基板的收放部件;

划分为配置上述多个放射线检测器的第一区域和配置上述信号处理装置的第二区域的隔断部件;以及

将冷却上述信号处理装置的气体冷却材料导入到上述第二区域内,并从那里排出的冷却材料排出装置;

在上述收放部件上形成有与上述第一区域和上述收放部件的外部连通的通气口,在上述通气口上设置有防尘过滤器。

13.一种检测器单元,其特征在于,具备:

包含检测放射线的多个放射线检测器及分别输入上述各放射线检测器的各个检测信号的多个信号处理装置的多个单元基板；内部装有上述多个单元基板，并划分为配置上述多个放射线检测器的第一区域和配置上述多个信号处理装置的第二区域的收放部件；以及将冷却上述信号处理装置的气体冷却材料导入到上述第二区域内，并从那里排出的冷却材料排出装置；在上述收放部件上形成有与上述第一区域和上述收放部件的外部连通的通气口，在上述通气口上设置有防尘过滤器。

14.一种检测器单元，其特征在于，具备：

包含检测放射线的多个放射线检测器及分别输入上述各放射线检测器的各个检测信号的多个信号处理装置的多个单元基板；内部装有上述多个单元基板的收放部件；划分为配置上述放射线检测器的第一区域和配置上述信号处理装置的第二区域的隔断部件；以及将冷却上述信号处理装置的气体冷却材料导入到上述第二区域内，并从那里排出的冷却材料排出装置；在上述收放部件上形成有与上述第一区域和上述收放部件的外部连通的通气口，在上述通气口上设置有防尘过滤器。

15. 根据权利要求 14 所述的检测器单元，其特征在于，
上述隔断部件具有绝热性。

16. 根据权利要求 14 所述的检测器单元，其特征在于，
上述隔断部件由屏蔽电磁波的材料构成。

17. 根据权利要求 13 所述的检测器单元，其特征在于，
向上述第二区域导入上述气体冷却材料的通气孔形成于上述收放部件上，上述通气孔设置于靠近上述放射线检测器处，上述冷却材料排出装置夹着上述信号处理装置设置于与上述放射线检测器相反一侧。

18. 根据权利要求 13 所述的检测器单元，其特征在于，
上述放射线检测器与上述信号处理装置设置于单一基板上。

19. 根据权利要求 13 所述的检测器单元，其特征在于，
上述放射线检测器设置于第一基板上，
上述信号处理装置设置于通过连接器与上述第一基板结合的第二基板上。

核医学诊断装置、正电子发射断层成像装置及检测器单元

技术区域

本发明涉及利用了放射线的核医学诊断装置，尤其涉及适合进行 X 线 CT、正电子发射断层成像(Positron Emission Computed Tomography，以下简称“PET”)、单光子发射断层成像(Single Photon Emission Computed Tomography，以下简称“SPECT”)等多种放射线检查的核医学的诊断装置、正电子发射断层成像装置及检测器单元。

背景技术

利用放射线的检查技术，能够非破坏地检查被检体内部。尤其在对人体的放射线检查技术中，有 X 线 CT、PET、SPECT 等。这些技术均为将检查对象的物理量作为放射线飞行方向的积分值进行计测，并通过将其积分值进行反投影，以计算被检体内的各个体像素的物理量并将其图像化的技术。这些技术中，需要进行庞大的数据处理，随着近几年计算机技术的飞速发展，使得能够提供高速且高清晰的图像。

作为核医学诊断装置的 PET 及 SPECT 是可检测用 X 线 CT 等核医学诊断装置所不能检测的分子生物学水平上的功能或代谢的方法，可提供身体的功能图像。

PET 是给予以所谓 ^{18}F 、 ^{15}O 、 ^{11}C 的正电子发射原子核素标记的放射性药剂，计测其分布并使其图像化的方法。药剂使用氟脱氧 D 型葡萄糖 [2-(F-18)fluoro-2-deoxy-D-glucose、 ^{18}F FDG] 等，该药剂利用糖代谢高度集中在肿瘤组织的特点，使用于特定的肿瘤部位上。进入体内的放射线原子核素，衰变而放出正电子 (β^+)。被放出的正电子与电子结合而消灭时，放出具有 511keV 能量的一对衰变 γ 线(衰变 γ 线对)。由于该衰变 γ 线对大致向相反方向 ($180^\circ \pm 0.6^\circ$) 放射，因此，通过利用围绕被检体的周围配置的多个放射线检测器同时检测衰变 γ 线对，并存储其放射方向数据，就能够得到投影数据。通过将投影数据反投影(使用滤波向后投影法等)，可辨认放射位置(放

射线原子核素的聚集位置)并使之图像化。

SPECT 是给予以单光子发射原子核素标记的放射性药剂,并计测其分布使之图像化的方法。从药剂发射具有大致 100keV 的能量的单一 γ 线,用放射检测器计测该单一 γ 线。在该单一 γ 线的计测中,由于无法分辨其飞行方向,因此,在 SPECT 中,将准直器插入到放射线检测器的前面,通过只检测来自特定方向的 γ 线来得到投影数据。PET 同样地利用滤波向后投影法等对投影数据进行反投影而得到图像数据。与 PET 不同之处在于,由于对单一 γ 线进行计测,不必同时计测,可减少放射线检测器的数量等,装置结构简单。

上述的现有的 PET、SPECT 等核医学诊断装置,为了得到图像,作为放射线检测器使用闪烁器。该闪烁器首先将入射的 γ 线转换为可见光,其后,通过光电子倍增管(光电倍增管)进行重新转换为电信号这样的处理。另外,闪烁器,不仅转换为可见光时的光量子的发生量少,如上所述,由于需要两个阶段的转换过程,因此,能量分辨率较低,存在不一定能够提高诊断精度的问题。其能量分辨率降低,尤其成为 PET 的 3D 成像时不能进行定量评价的原因。这是因为,因能量分辨率较低而不得不降低 γ 线的能量临界值,从而在 3D 成像时检测许多作为所增加的噪音的体内散射。

于是,近年来,作为核医学诊断装置用的放射线检测器,半导体放射线检测器为人瞩目。该半导体放射线检测器,将入射的 γ 线直接转换成电信号,由于所生成的电子和空穴对的数量较多,因而具有能量分辨率较高的特征。

这些放射线检测器(闪烁器及半导体放射线检测器)的特性,一般来讲,具有温度依赖性。这里所说的特性是指时间分辨率及能量分辨率。众所周知,通过在更低的温度条件下使用放射线检测器,能够提高这些特性。

在下述的专利文献 1—日本特开 2005-128000 号公报(0058~0060 段)中,记载有有效地冷却信号处理装置及放射线检测器的冷却结构,通过以低温保持放射线检测器,能够实现图像质量及定量性的提高,并能进行更高精度的诊断。

可是,对于放射线检测器,除了温度以外,防湿性及防尘性也很重要。尤其是在半导体检测器的情况下,有必要对检测器施加高的偏压,若尘埃附着在检测器和电路板上的外加高压部分,则漏电流增加,能量分辨率和时间

分辨率降低。若在尘埃附着的基础上湿度增高，则能量分辨率和时间分辨率更降低。

还有，在现有技术中，为了防止尘埃附着将放射线检测器做成密封结构，但考虑到维修保养性而将放射线检测器做成完全密封状态，这在技术上是困难的，且放射线检测器的湿度控制也很困难，而且若长时间使用装置，则发生尘埃混入的问题。

发明内容

本发明的目的在于提供一种核医学诊断装置、正电子发射断层成像装置及检测器单元，其在有效地冷却放射线检测器的同时，不损害维修保养性，能够提高放射线检测器的防湿及防尘效果，提高时间分辨率及能量分辨率，从而能进行高精度的诊断。

为了解决上述课题，本发明在保持被检体的床的周围配置了检测器单元的核医学诊断装置中，其特征在于，上述检测器单元具有：包含检测放射线的多个放射线检测器及分别输入上述各个放射线检测器的各个检测信号的多个信号处理装置的多个单元基板；内部装有上述多个单元基板，并划分为配置上述多个放射线检测器的第一区域和配置上述多个信号处理装置的第二区域的收放部件；以及将冷却上述信号处理装置的气体冷却材料导入到第二区域内，并从那里排出的冷却材料排出装置，再有，在上述收放部件上形成有与上述第一区域和上述收放部件的外部连通的通气口，且在上述通气口上设置有防尘过滤器。

本发明的核医学诊断装置做成，分离放射线检测器和信号处理装置，并在冷却信号处理装置一侧的同时，在放射线检测器一侧设置附带有防尘过滤器的通气口的结构。通过冷却材料排出装置，放射线检测器抑制来自发热体即信号处理器的热量传播，并抑制放射线检测器的温度上升。再有，通过在连通设置放射线检测器的第一区域部分设置可通入空气的通气口，并将防尘过滤器设置在通气口上，防止尘埃通入放射线检测器内。再有，通过设置有具备防尘过滤器的通气口，立即达到装置外部所设定的湿度，使得湿度控制较容易。

根据本发明，由于在低温下保持放射线检测器，同时，做成可防湿及防

尘的结构，因此，不仅显著提高时间分辨率及能量分辨率，还提高定量性，从而能够提高诊断精度。

附图说明

图 1 是表示本实施例的核医学诊断装置的结构立体图。

图 2 是示意地表示图 1 的成像装置的圆周方向的截面图。

图 3 (a) 是从正面一侧观察到的用于本实施例的核医学诊断装置上的检测器单元时的剖视图，(b) 是同一检测器单元的侧剖视图。

图 4 是表示将检测器单元安装到成像装置的单元支撑部上的状况的立体图。

图 5 是表示将检测器单元安装到单元支撑部上的状态的剖视图。

图 6 是表示冷却装置的变形例的分解立体图。

图 7 是冷却装置的变形例的分解剖视图。

其中：

1— PET 装置（核医学诊断装置）、 2—检测器单元、 5—收放部件、
6—冷却材料排出装置、 7—绝热部件、 8—通气口、 9—防尘过滤器、
20—单元基板、 20A—检测器基板（第一基板）、
20B—信号处理基板（第二基板）、 21—检测器（半导体放射线检测器）、
22—结合基板、 24—模拟 ASIC（信号处理装置）、 33—单元风扇、
34—通气孔、 40—单元支撑部、 A—第一区域、 B—第二区域、
H—被检者（被检体）

具体实施方式

下面，参照图 1~图 5，对本发明的优选实施例即核医学诊断装置进行说明。再有，在本实施例中，作为核医学诊断装置虽以 PET 为例进行说明，但本发明不限于 PET 装置上，也可以应用于 SPECT 等其它核医学诊断装置。

如图 1 所示，PET 装置 1（核医学诊断装置）具备：成像装置 11；处理该成像装置 11 成像而得到的检测数据并将其转换成图像数据的数据处理装置 12；将该数据处理装置 12 输出的图像数据以二维或三维显示的显示装置 13；以及沿身体轴线方向可进退移动地承载被检者（被检体）H（参照图 2）的床 14。

如图2所示,上述成像装置11,具备具有多个半导体放射线检测器(以下简称检测器,详细内容后述)21的检测器单元2。该检测器单元2配置于成像装置11的罩11A内,且以被检者H的身体轴线Z为中心在圆周方向上配置多个,以便围绕插入到成像装置11的空间S内的床14。

对被检者H给予放射性药剂,例如包含半衰期为110分钟的 ^{18}F 的氟脱氧D型葡萄糖(FDG)。该放射性药剂聚集在例如癌的患部C上。如图2所示,从该FDG放出的正电子衰变时产生的一对 γ 线(放射线),从被检者H的体内同时向 $180^\circ \pm 0.6^\circ$ 的方向放出。这些 γ 线可以由位于 180° 相反方向上的两个检测器21检测。根据从各个检测器21输出的检测信号,特定出被检者H的体内的 γ 线的发生源(放射性药剂的聚集部)。再有,如图2所示的检测器单元2及其周边部的结构,是为了说明其配置而简略地表示的,至于其详细结构将在后面详述。

还有,上述成像装置11还具备冷却装置50(图2表示其构成要素的一部分)。该冷却装置50是用于冷却各个检测器单元2的,在本实施例中,作为冷却空气(气体冷却材料)使用空气。至于冷却装置50的详细内容,将在后面叙述。

如图2所示,上述数据处理装置12,具有同时计测装置12A及图像信息生成装置12B。数据处理装置12,读取从内置于后面叙述的检测器2中的结合基板22(参照图3(b))的综合FPGA28(参照图3(b))输出的数据(后面叙述的信息组数据)。同时计测装置12A从读取的数据中,根据来自同一发生源的一对 γ 线特定出发生源的位置,并将这些位置信息存储在未图示的存储器中。而且,图像信息生成装置12B,根据该特定出的位置信息,生成被检者H的PET图像信息(断层图像信息),并将其显示在显示装置13上。

具体来讲,在同时计测装置12A中,比较多个检测数据的检测时刻数据,并将同时计测时间窗长度,例如将在10ns以内的两个数据判断为有效数据对。再有,在图像信息生成装置12B中,从上述有效数据对的检测器21的ID汇集 γ 线对的飞行方向数据,并根据这些数据实施图像的重构,从而生成PET图像。然后,将生成的PET图像输出到显示装置13上。

如图3(a)、图3(b)所示,上述检测器单元2的结构包含收放部件5、

冷却材料排出装置 6、绝热部件（隔断部件）7 及单元基板 20。附带说一下，成像装置 11（参照图 2）的结构为，例如沿圆周方向装卸自如地配置有 60~70 个检测器 2，使得保养检查容易进行。

上述单元基板 20，具有作为第一基板的检测器基板 20A 和多个检测器 21，且将这些检测器 21 呈矩阵状地分别配置于检测器基板 20A 的两面。

上述检测器基板 20A 以多块并列在图 2 所示的被检者 H 的身体轴线 Z 方向（床 14 的长度方向）上的状态下，配置于收放部件 5 内。在本实施例中，如图 3（b）所示，作为其一例设置有共计 15 块检测器基板 20A。

再有，在图 3（a）中，作为一例，在检测器基板 20A 的每一个单面上设有的检测器 21 是，在沿成像装置 11 的圆周方向（检测器单元 2 的并列方向）为 16 个，在沿成像装置 11 的直径方向（与检测器单元 2 的并列方向正交的方向）为 4 个，共计 64 个。即，在本实施例中，检测器 21 以成像装置 11 的中心轴（与被检者 H 的身体轴线 Z 大致同轴）为中心，并排配置在圆周方向上。还有，在本实施例中，通过减小检测器 21 的排列间距而使检测器 21 较密地配置，从而实现了检测器基板 20A 上的检测器 21 的高密度安装。因此，能够提高检测器基板 20A 上的 γ 线的检测效率，并可缩短检查时间。

上述检测器 21，具有夹在未图示的阴极与阳极之间并叠层的半导体部件。该半导体部件，由 CdTe（碲化镉）、TlBr（溴化铊）、GaAs（砷化镓）等中的任一种单晶体构成。阳极和阴极使用 Pt（铂）、Au（金）、In（铟）等中的任一种材料。通过做成这种结构的检测器 21，不仅能够提高电荷的收集效率，还能够减少径直通过的 γ 线的量，从而能够增加半导体部件和 γ 线之间的相互作用（计数）（提高灵敏度）。再有，检测器 21 不一定要做成这样的叠层结构，既可以做成单层，也可以做成适宜的层结构。

这里，在 PET 装置 1 中，所设置的检测器 21 的数量越多，检测 γ 线越容易，而且，能够提高检测 γ 线时的位置精度。因此，检测器 21 最好如上所述较密地配置。还有，如图 5 所示，检测器单元 2 在成像装置 11 的罩 11A（参照图 2 及图 5）内，以靠近圆周方向配置为宜。通过采取这种配置结构，能够提高所得到的图像的位置分辨率。

采用这种结构，各个检测器 21 检测用于 PET 装置 1 上的 511keV 的 γ 线

(放射线), 并输出与其 γ 线的能量 (与半导体部件发生相互作用的能量) 相对应的模拟信号 (γ 线检测信号)。

如图 3 (b) 所示, 在上述信号处理基板 20B 的另一端 (上端) 上设置有基板连接器 C2, 通过借助于该基板连接器 C2 连接的连接线 R1, 信号处理基板 20B 和结合基板 22 实现电连接。

上述信号处理基板 20B, 在上述的各个检测器 21 中安装有处理所输出的 γ 线检测信号的集成电路 (模拟 ASIC24、AD25、数字 ASIC26)。再有, 模拟 ASIC24 起本实施例的信号处理装置的作用。

一个模拟 ASIC24, 具备 32 组具有慢速型和快速型的模拟信号处理电路 (模拟信号处理装置)。模拟信号处理电路设置在每一个检测器 21 上, 且一个模拟信号处理电路连接在一个检测器 21 上。这里, 快速型具有用于特定 γ 线的检测时刻的输出定时信号的定时截止电路。还有, 慢速型以求检测到的 γ 线的峰值为目的, 且按如下顺序连接设置有极性放大器 (线性放大器)、带通滤波器 (波形整形装置) 及峰值保持电路 (峰值保持装置)。附带说一下, 由于慢速型为了求峰值需要某种程度的处理时间, 因而取名为“慢速”。附带说一下, 从检测器 21 输出并通过了电容器和电阻的 γ 线检测信号, 由充电放大器及极性放大器放大。放大了的 γ 线检测信号通过带通滤波器输入到峰值保持电路。峰值保持电路保持检测信号的最大值, 换句话说, 保持与检测到的 γ 线的能量成比例的 γ 线检测信号的峰值。一个模拟 ASIC24 将 32 组模拟信号处理电路 LSI 化。

这些集成电路, 对从检测器 21 输出的微弱的 γ 线检测信号进行放大, 并计测检测到的 γ 线的能量及检出的时刻。而且, 在所计测的能量及检出时刻的数据中附加预先个别地设定在各个检测器 21 上的检测器 ID, 并作为信息组数据 (数字数据) 输出。

还有, 在上述信号处理基板 20B 上, 在其端部 (下端部) 设置有连接器 C1, 通过该连接器 C1 上述信号处理基板 20B 与上述检测器基板 20A 实现机械及电连接。再有, 在该检测器基板 20A 和信号处理基板 20B 的重叠部分, 可以用螺钉 (未图示) 使之装卸自如地相互结合。通过使用这样的检测器基板 20A 和信号处理基板 20B 的电连接结构, 能够以抵损失将信号从检测器基

板 20A 向信号处理基板 20B 传输。附带说一下，若损失降低，例如作为检测器 21 的能量分辨率则提高。

这样，由于检测器基板 20A 和信号处理基板 20B 的连接由连接器 C1 进行，使得基板间的装卸容易。因此，例如在检测器 21 或模拟 ASIC24 等上出现不良情况时，只要替换不良部分，即只替换检测器基板 20A 或信号处理基板 20B 即可。因此，能够消除因出现不良情况而将基板整体替换成全新部件的无畏的浪费，并可削减维修保养费用。

上述结合基板 22 具备：用于向各个单元基板 20 供给电压的升压装置即高压电源 27，汇集通过各个信号处理基板 20B 的基板连接器 C2 输出的上述信息组数据的综合现场可编程门阵列（FPGA—Field Programmable Gate Array）28 以及将这些汇集的数剧组数据传输到数据处理装置 12（参照图 2）的数据传送装置 29。在本实施例中，结合基板 22 与信号处理基板 20B（单元基板 20）同样地并列，并配置于后述的收放部件 5 内的后方一侧（图 3（b）的右侧）。再有，结合基板 22 的位置，不限于于此，也可以是收放部件 5 的前方一侧等。

上述高压电源 27，连接于设置在成像装置 11 的外部的低压电源（未图示）上，通过 DC-DC 换流器从低电压升压到 300V 并供给各个检测器 21。还有，高压电源 27 由于装载在结合基板 22 上并配置于收放部件 5 内，因此，通过将检测器单元 2 安装在单元支撑部 40（图 2）上，能够容易地设置在成像装置 11 上。再有，在本实施例的成像装置 11 中，虽然将各个检测器 21 配置成朝向床 14 的长度方向（前后方向），但不限于于这种结构，例如也可以将各个检测器 21 配置成朝向成像装置 11 的圆周方向。

再有，上述单元基板 20 不限于于上述结构，例如，也可以由单一的基板构成并使其安装检测器 21 及各种集成电路等。这样一来，不仅降低相当于不使用连接器 C1 部分的成本，还使装置的装配简单。还有，还可降低杂散电容，提高检测器 21 的特性进而装置的特性。

如图 3（a）、图 3（b）及图 4 所示，上述收放部件 5 是内部具有空间的四方形箱，相对于设置在成像装置 11 的罩 11A 内的环状的单元支撑部 40（参照图 4）安装在圆周方向上。

在本实施例中，如上所述，容纳在收放部件 5 内的单元基板 20，沿进深方向（床 14 的长度方向）互不重叠地、每隔既定间隔并排有 15 列的同时，结合基板 22，隔着既定间隔配置于收放部件 5 的后部一侧（图 3（b）的右侧）。这些单元基板 20 及结合基板 22，利用沿收放部件 5 的长度方向（床 14 的长度方向）延伸并横架在收放部件 5 上的 4 根基板固定棒 32，通过使其贯通信号处理基板 20B 的四个角附近并予以支撑，从而支撑于收放部件 5 上。

另外，在上述收放部件 5 的上部，设置有排气用单元风扇 33。该单元风扇 33 内部装有由未图示的薄型电动机驱动其转动的风扇，并具有将收放部件 5 内的空气朝向设置于收放部件 5 的上方（外侧）的排气管道 43（图 2）排出的功能。再有，单元风扇 33 从供给结合基板 22 的未图示的低压电源供给电力而工作。单元风扇 33 既可以是连续工作型，或者也可以是在检测到收放部件 5 内的温度已达到既定温度后工作的结构。采用这样的结构，能够抑制电力消耗。

还有，在收放部件 5 内，设置有作为划分为配置检测器 21 的第一区域 A 和配置信号处理装置的第二区域 B 的隔断部件的绝热部件 7。该绝热部件 7 以既定的厚度设置（堵缝）于如图 3（b）所示的单元基板 20 的连接器 C1 的位置上的单元基板 20 相互之间、单元基板 20 和结合基板 22 之间、单元基板 20 和收放部件 5 的内侧面 5b 之间以及结合基板 22 和收放部件 5 的内侧面 5b 之间，以及如图 3（a）所示的各个单元基板 20 和收放部件 5 的内侧面 5c、5c 之间及结合基板 22 和收放部件 5 的内侧面（未图示）之间分别形成的间隙 S1 中。换句话说，以绝热部件 7 作为界限，划分为检测器基板 20A 的全部检测器 21 所位于的收放部件 5 的内侧空间（第一区域 A）和信号处理基板 20B 及结合基板 22 所位于的收放部件 5 的内侧空间（第二区域 B）。由于该绝热部件 7 的存在，能够防止由第二区域 B 的集成电路（数字 ASIC26 等）所发生的热传播到第一区域 A，因此，能够防止检测器 21 暴露于高温之中。

作为上述绝热材料 7，能够使用导热系数较低且对间隙 S1 的填充性良好的材料，例如氨基甲酸乙酯。理想的是能够屏蔽电磁波的部件（电磁波屏蔽部件），例如可以用金属薄片包裹氨基甲酸乙酯。通过使用这种能够屏蔽电磁波的部件，能够保护检测器 21 免受从集成电路（数字 ASIC26 等）产生的电

磁波的影响。由此,可提高检测器 21 的时间分辨率及能量分辨率。还有,绝热部件 7 通过使用具有弹性的部件,例如橡胶等具备弹性的部件,使得进行间隙 S1 的堵缝作业更加简化,再有,即使在移送 PET 装置 1 时单元基板 20 产生振动,也能对其很好地抑制。

再有,在上述例子中,虽然将绝热部件 7 填充到单元基板 20 的连接器 C1 的位置,但这只不过是一个例子,也可以设置在能够防止来自集成电路(数字 ASIC26 等)的热传播到检测器 21 一侧的任意位置,例如模拟 ASIC24 的下方附近的位置等。

如图 3(b) 所示,上述冷却材料排出装置 6 由单元风扇 33 和多个通气孔 34 构成。单元风扇 33,用于将收放部件 5 内的空气强制性地向外部排出,且夹着收放部件 5 的信号处理基板 20B 地设置在检测器 21 的相反一侧(180 度的相反一侧),即图 3 所示的收放部件 5 的上部。通气孔 34 用于将冷却空气从检测器单元 2 的外部导入到收放部件 5 内,且形成于收放部件 5 的宽度方向(图 2 的圆周方向)的两侧部 5a、5a,并将冷却空气相对信号处理基板 20B 的面从侧面导入。在本实施例中,通气孔 34,沿信号处理基板 20B 在各个侧部 5a 上形成有 4 个,还有,虽然未图示,沿信号处理基板 20B 的排列方向(床 14 的长度方向)形成有多组(例如相当于信号处理基板 20B 及结合基板 22 的块数部分)图 3(a) 所示排列的通气孔 34。由此,既定量的空气大致均匀地导入到收放部件 5 内,能够均匀地冷却各个信号处理基板 20B 及结合基板 22。

另外,上述通气孔 34,在与收放部件 5 的第二区域 B 连通地形成的同时,形成于靠近检测器 21(第一区域 A)的位置,换句话说,形成于离单元风扇 33 最远的位置。由此,如图 5 的点划线所示,由于能够使冷却空气均匀地流遍全部信号处理基板 20B 及结合基板 22,因此,能够提高冷却效率。

如图 3(b) 所示,在上述收放部件 5 中,在长度方向后方一侧的侧部 5d 的与第一区域 A 连通的位置上设置有通气口 8,且设置有覆盖该整个通气口 8 的防尘过滤器 9。再有,具备该防尘过滤器 9 的通气口 8,不限于收放部件 5 的长度方向后方一侧的侧部 5d 上,也可以是收放部件 5 的其它侧部或下部 5e。还有,具备防尘过滤器 9 的通气口 8,也可以不是一处而设置在多处。

作为上述防尘过滤器 9，能够举出高效空气微粒（HEPA—High Efficiency Particulate Air）过滤器。再有，防尘过滤器 9 不限于由单一的过滤器构成的过滤器，也可以是将多种过滤器组合的过滤器。还有，不限于 HEPA 过滤器，也可以是纸、无纺布布等其它种类的过滤器。通过将这种防尘过滤器 9 设置在收放部件 5 的通气口 8 上，能够防止尘埃从收放部件 5 的外部进入设置有多个检测器 21 上的第一区域 A 内。还有，通过将具备防尘过滤器 9 的通气口 8 设置在不与相邻的检测器单元 2 面对的一侧，从而能够更密地配置在检测器单元 2 的圆周方向上，能够实现检测灵敏度的提高。

如图 4 所示，具有如此构成的收放部件 5 的检测器单元 2，安装于设置在成像装置 11 的罩 11A（参照图 2）内的单元支撑部 40 上。单元支撑部 40 呈环状，在其外圆周面上，沿圆周方向的每个既定间距设置有多个开口部 40a，在各个开口部 40a 上，以从单元基板 20 的检测器基板 20A 一侧插入的方式构成有检测器单元 2。再有，使用未图示的螺钉等将检测器单元 2 固定在单元支撑部 40 上。由此，将检测器单元 2 做成可对单元支撑部 40 进行装卸的结构，因而便于维修保养等。

再有，在本实施例中，如图 5 所示，由于相邻接的检测器单元 2 的收放部件 5 之间以微小角度互相靠近配置，因此，最大限度地减少径直通过的 γ 线的量，从而可提高放射线的检测灵敏度。因此，可缩短检查时间。

如图 2 所示，上述冷却装置 50 主要具备：送风装置 51；将来自该送风装置 51 的空气导入到单元支撑部 40 上的管道 52；设置于单元支撑部 40 上的导风通道 42；围绕该导风通道 42 的外侧设置的排气管道 43；以及设置于该排气管道 43 上的排气风扇 44。再有，导风通道 42，如图 5 所示，由开口缘 40b、收放部件 5 的侧部 5a 及横架在各个收放部件 5 上的顶板 42a 形成在收放部件 5 相互之间。

上述送风装置 51 及管道 52 设置于罩 11A 的外部。送风装置 51 配置于成像装置 11 的侧方或后方等不妨碍成像装置 11 的操作或维修保养等的地方，且通过内置风扇吸入设置有成像装置 11 的房间内的空气，并经管道 52 通过未图示的通道供给导风通道 42。在送风装置 51 的吸气口一侧，安装有未图示的空气净化过滤器，将通过该空气净化过滤器的空气用作冷却空气。作为

空气净化过滤器，可使用吸尘性能较高的高效空气微粒(HEPA)过滤器或电吸尘过滤器等。

上述导风通道 42，通过设置于收放部件 5 的侧部 5a 上的通气孔 34 与收放部件 5 内的第二区域 B 连通。与设置于收放部件 5 上的单元风扇 33 的驱动相辅相成地、将来自导风通道 42 的空气导入到收放部件 5 内。排气管道 43 通过单元风扇 33 与收放部件 5 的内部连通，且通过驱动单元风扇 33，向排气管道 43 排出收放部件 5 内部的空气。在排气管道 43 上，设置有向设置成成像装置 11 的房间内开口的排气口 43a 共 3 处，通过设置于各个排气口 43a 上的排气扇 44，使排气管道 43 内的空气向房间内排出。

再有，本实施例的结构虽然做成，吸入设置成像装置 11 的房间内的空气，并将其用作冷却空气，冷却后重新向检查室内放出；但也可以做成如下的结构：从检查室外吸入空气，再将冷却后的空气向检查室外排出。

下面，对本实施例的 PET 装置 1 的作用进行说明。若操作电源开关对成像装置 11 供电时，则送风装置 51、单元风扇 33 及排气扇 44 与成像装置 11 的动作联动地动作。从送风装置 51，通过管道 52 向单元支撑部 40 的导风通道 42 送出冷却空气，该送出的冷却空气通过设置于收放部件 5 的侧部 5a 上的通气孔 34 导入到收放部件 5 内的第二区域 B 内。此时，由于单元风扇 33 被驱动而使收放部件 5 内的第二区域 B 的空气强制性地排出，因此，收放部件 5 内的第二区域 B 中的空气的流动如图 5 的点划线所示，从通气孔 34 向单元风扇 33 产生，可以冷却模拟 ASIC24 等集成电路，能够抑制第二区域 B 的温度上升。

供给到收放部件 5 内的冷却空气，通过单元风扇 33 强制性地被排放到排气管道 43 中。从排气管道 43 排出的冷却后的空气，通过设置在排气口 43a 上的排气风扇 44，由排气口 43a 排出到房间内。通过上述过程，进行使用了由冷却装置 50 产生的冷却空气的冷却。

然而，在冷却装置 50 上，在对单元支撑部 40 的气体通入一侧虽设置有未图示的过滤器，但这里的过滤器用于防止将较大粒径的尘埃导入到成像装置 11 内。这是因为，若要除去比所要除去粒径范围还要小的尘埃，则开口率降低，使空气的流通不良，降低冷却能力。由此，则让用设置在冷却装置 50

一侧上的过滤器所未能除尽的粒径的细小的尘埃在检测器单元 2 中流通。其结果，在检测器单元 2 内，尘埃因长时间运行而堆积在第二区域 B 内。虽然在收放部件 5 内部划分为配置检测器 21 的第一区域 A 和容纳模拟 ASIC24（信号处理装置）等的集成电路的第二区域 B，但实际上，不能完全隔断第一区域 A 和第二区域 B，换句话说，不能完全隔断空气流，这是因为在绝热部件 7 和单元基板 20 之间、绝热部件 7 和结合基板 22 之间、绝热部件 7 和收放部件 5 的内侧面 5b、5b 之间，绝热部件 7 和收放部件 5 内的角部之间等处形成微小间隙，或者，由于绝热部件 7 的裂化等形成如上所述的微小间隙。假如在收放部件 5 上未设置本实施例的通气口 8（参照图 3）的场合，则在单元风扇 33 的运行过程中，如图 5 所示，由在第二区域 B 发生的空气流（上升气流），第二区域 B 内的空气通过上述间隙被抽吸，则第二区域 B 内处于负压状态。而后，当单元风扇 33 停止时，空气从第二区域 B 瞬间通入第一区域 A。因此，随空气通入第一区域 A，堆积在第二区域 B 中的尘埃也同时被带进。其结果，尘埃附着在检测器 21 等上，发生有损检测器 21 的特性之类的问题。

还有，在 PET 装置 1 的运行过程中，由于安置 PET 装置 1 的整个检查室设计成通过空调设备将低湿度的空气通入到检测器单元 21 中，因此，假如未设置本实施例的通气口 8，而第一区域 A 由于上述微小的间隙的存在而在中途处于不完全的密封状态，则设置有检测器 21 的第一区域 A 的湿度，不能够立即达到由空调设备所设定的湿度，使得湿度控制变得困难。即使能够控制湿度，要达到设定湿度也需要较长时间。

于是，在本实施例中，通过在与收放部件 5 的第一区域 A 连通的位置设置通气口 8，则可防止第一区域 A 处于负压状态。因此，当停止单元风扇 33 时，能够防止空气从第二区域 B 通过微小间隙流入第一区域 A，能够防止堆积在第二区域 B 中的尘埃进入第一区域 A。因此，能够防止有损放射线检测器 21 的性能的不良情况。

另外，在本实施例中，由于在上述通气口 8 的整个开口上设置有防尘过滤器 9，因而能够防止来自通气口 8 的尘埃进入。还有，对于湿度，由于设置防尘过滤器 9 使第一区域 A 出于几乎与敞开状态相当的状态，因此，能够

使第一区域 A 立即达到由空调设备所设定的湿度。因此，容易控制第一区域 A 的湿度。

再有，在本实施例中，作为放射线检测器虽使用了半导体放射线检测器，但不限于此，例如也可以使用闪烁器。作为放射线检测器使用了闪烁器时的信号处理装置，可由光电倍增管及位置运算装置等构成。此时，也可以通过在覆盖闪烁器的收放部件上设具有置防尘过滤器的通气口来得到防尘及防湿效果。

还有，将本实施例所使用的 CdTe 作为半导体材料的检测器 21，由于与光反应而产生电荷，因此，理想的是，为防止来自外部的光进入而照射检测器 21 而采取遮光装措施。具体来讲，图 4 所示的收放部件 5 及单元支撑部件 40，由铝或铝合金等具有遮光性的材料构成，且包括两者嵌合的部分在内，做成没有光进入的间隙的结构。

对于从空间 S 方向进入的光，通过将圆筒板 40c 配置成其外圆周面位于收放部件 5 的下端附近，从而能够可靠地防止光线到达检测器 21。还有，通过由铝合金（或铝）构成圆筒板 40c，能够提高遮光性。再有，作为防止从空间 S 方向进入的光线的其它方法，既可做成用未图示的遮光罩等覆盖收放部件 5 的结构，也可做成在检测器 21 上涂敷遮光材料以形成遮光膜来代替遮光罩等的结构。

下面，对冷却装置的其它实施例，参照图 6 及图 7 进行说明。该冷却材料 50A 由导入部件 60 和排出部件 70 构成。

导入部件 60，如图 6 所示，设置于 PET 装置 1 的后面一侧（背面一侧），呈覆盖单元支撑部 40 的整个后面一侧（背面一侧）的环状。还有，导入部件 61 由环状的内管部 61a、环状的外管部 61b 部、接合内管部 61a 和外管部 61b 的遮蔽部 61c、多个吸气风扇 62 及过滤器 63 构成。内管部 61a 及外管部 61b 沿前后方向按既定的长度形成，且互相以相同的长度形成。遮蔽部 61c 在前后方向的中间位置（参照图 7）与内管部 61a 及外管部 61b 互相接合。各个吸气风扇 62 相对遮蔽部 61c 沿其圆周方向设置。过滤器 63 用于防止来自 PET 装置 1 的外部的空气中所含的尘埃进入，配置于屏蔽部 63 的后面一侧（背面一侧上），使其覆盖夹在内管部 61a 及外管部 61b 之间的整个区域。由此，可

以将除去了从 PET 装置 1 的外部吸入的粒径较大的尘埃的冷却空气导入到导入部 71a 内。还有, 通过将多个吸气风扇 62 设置在检测器单元 2 的排列方向上, 能够以均匀的风量向各个导风通道 42 供给冷却空气, 能够均匀地冷却各个检测器单元 2。

上述排出部件 70 具有覆盖各个检测器单元 2 的构架 71 和多个排气扇 72。构架 71 呈覆盖从上述单元支撑部 40 突出的各个检测器单元 2 的外侧的形状, 且形成有从单元支撑部 40 的开口缘 40b (参照图 7) 延伸, 并在检测器单元 2 的单元风扇 33 的外侧 (图 7 的上部) 成为空气通道的空间。还有, 在构架 71 的后面一侧 (背面一侧) 形成有与上述各个导风通道 42 连通的导入部 71a。排气扇 72, 如图 6 所示, 沿检测器单元 2 的排列方向隔着间距配置于构架 71 的外面。如此, 通过设置多个排气扇 72, 可将来自各检测器单元 2 的废气有效地向 PET 装置 1 的外部排出。

根据本实施例的效果如下:

(1) 根据本实施例, 由于在与收放了检测器 21 的第一区域 A 连通的收放部件 5 上设有安装了防尘过滤器 9 的通气口 8, 因而, 能够防止尘埃附着在检测器 (半导体放射线检测器) 21 上, 能够防止检测器 21 的特性恶化。因此, 能够抑制装置特性的长时间后的变化, 且能够大幅度地降低装置维修的频度。

(2) 根据本实施例, 由于将安装了防尘过滤器 9 的通气口 8 设置在与收放有检测器 21 的第一区域 A 连通的收放部件 5 上, 因而, 对检测器 21 的湿度控制变得容易, 使检测器 21 的特性, 即装置特性稳定化并能够提高诊断精度。

(3) 根据本实施例, 由于将出故障可能性较高的集成电路 (模拟 ASIC24、ADC25、数字 ASIC26) 安装在信号处理基板 20B 上, 而且将检测器 21 安装在检测器基板 20A 上, 将结合基板 22 做成可从检测器单元 2 的收放部件 5 装卸的结构, 因而, 基板更换和维修等的维修保养性非常良好。

(4) 根据本实施例, 通过将用于由冷却装置 50 冷却的冷却空气向成像装置 11 的进气一侧和第一区域 A 一侧的防尘过滤器, 分为吸尘性能互不相同的过滤器使用, 即在进气一侧使用吸尘性能较低的网眼较大的过滤器, 和在

第一区域 A 一侧使用的吸尘性能较高的网眼较小的过滤器，这样，不会降低检测器单元 2 的冷却能力，可对电路元件和检测器 21 适当地防尘。还有，通过在进气一侧使用网眼较大的过滤器，由于能降低压力损失，能减小设置于成像装置 11 上的单元风扇 33 或排气扇 44 的数量或转速，因此，不仅降低耗电，还能大幅度地降低装置的运行噪音。

(5) 根据本实施例，通过对发热部分即信号处理装置和虽然不发热但需要保持在低温的检测器 21 进行绝热，能够抑制检测器 21 部分的温度上升。因此，能够提高检测器 21 的时间分辨率及能量分辨率，提高从 PET 装置 1 得出的图像的画质及定量性，提高诊断精度。

(6) 根据本实施例，由于将检测器基板 20A 和信号处理基板 20B 做成不同的基板并以连接器 C1 连接的结构，因此，可以抑制从信号处理系统向检测器 21 的热传导，能将检测器 21 的温度上升抑制得较低。因此，能够更进一步提高从 PET 装置 1 得出的图像的画质及定量性，提高诊断精度。

(7) 根据本实施例，由于能够抑制检测器 21 的温度上升，使检测器 21 的特性稳定（减少长时后的变化、降低故障率），在提高 PET 装置 1 的可靠性的同时，可减少运行成本。

再有，在本实施例中，虽然利用绝热部件 7 将检测器单元 2 内划分为收放检测器 21 的第一区域 A 和收放信号处理装置的第二区域 B，但不限于于此，也可以将海绵状的材质分别插入单元基板 20 之间、单元基板 20 和结合基板 22 之间、单元基板 20 和收放部件 5 之间、结合基板 22 和收放部件 5 之间，从而划分为第一区域 A 和第二区域 B。

另外，在本实施例中，也可以不是绝热材料 7 等其它部件，而是将收放部件本身与第一区域 A 和第二区域 B 形成一体。由此，可以减少零部件数量。

还有，在本实施例中，作为划分第一区域 A 和第二区域 B 的部件，虽然以绝热部件 7 为例作了说明，但不限于于此，通过采用具有传导性的物质来代替绝热部件 7，可阻止从信号处理装置产生的电磁波传播到检测器 21。

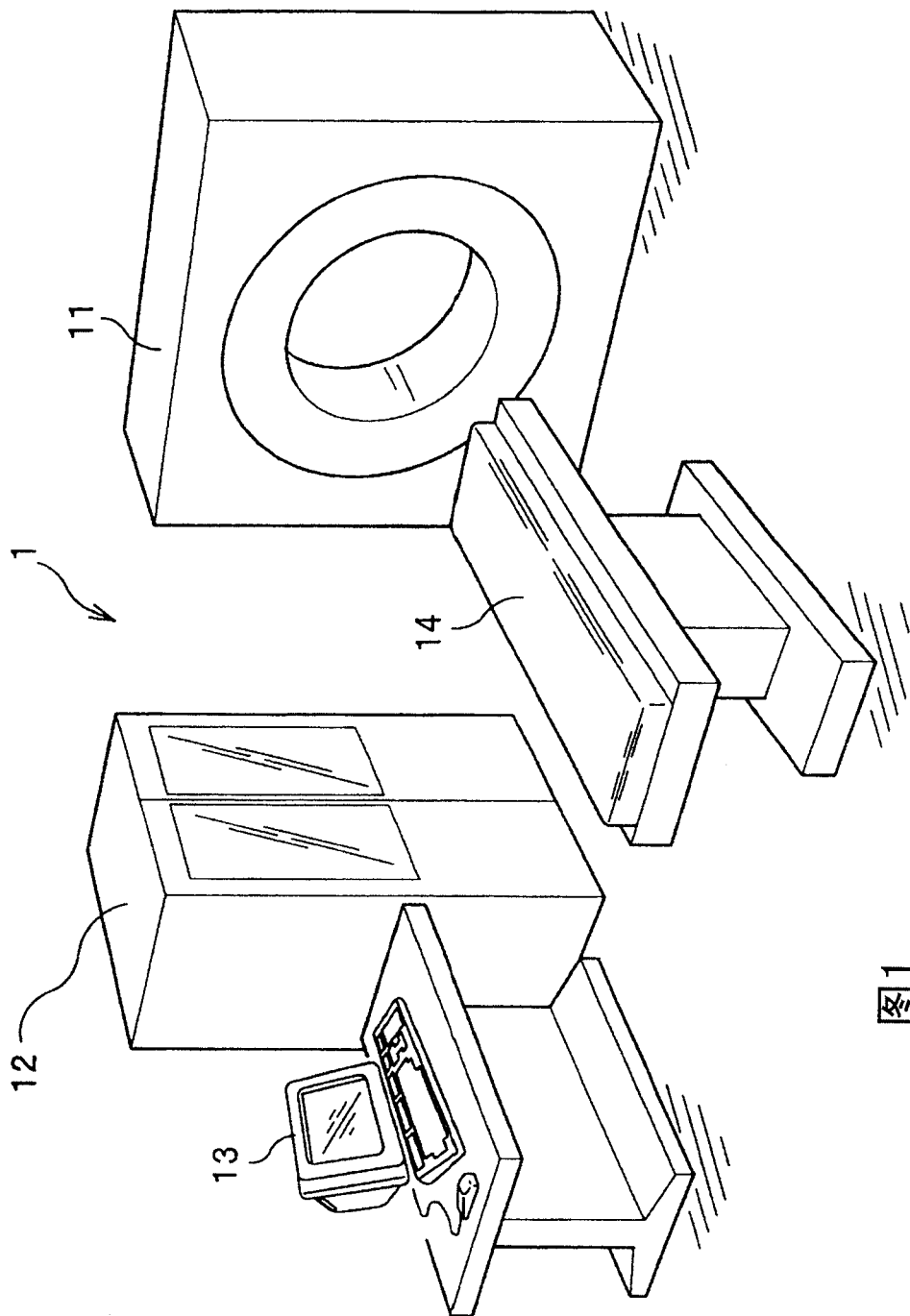
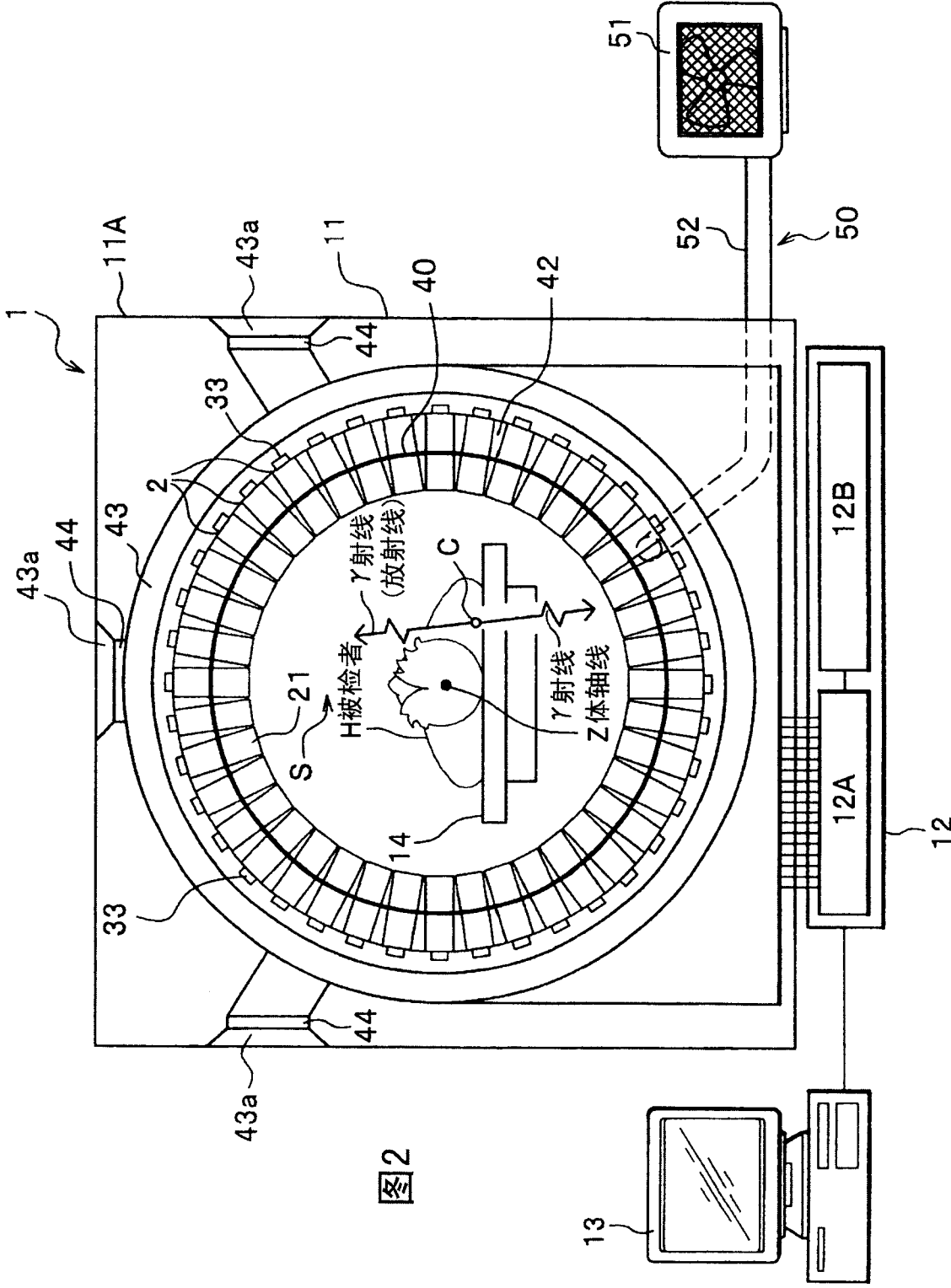


图1



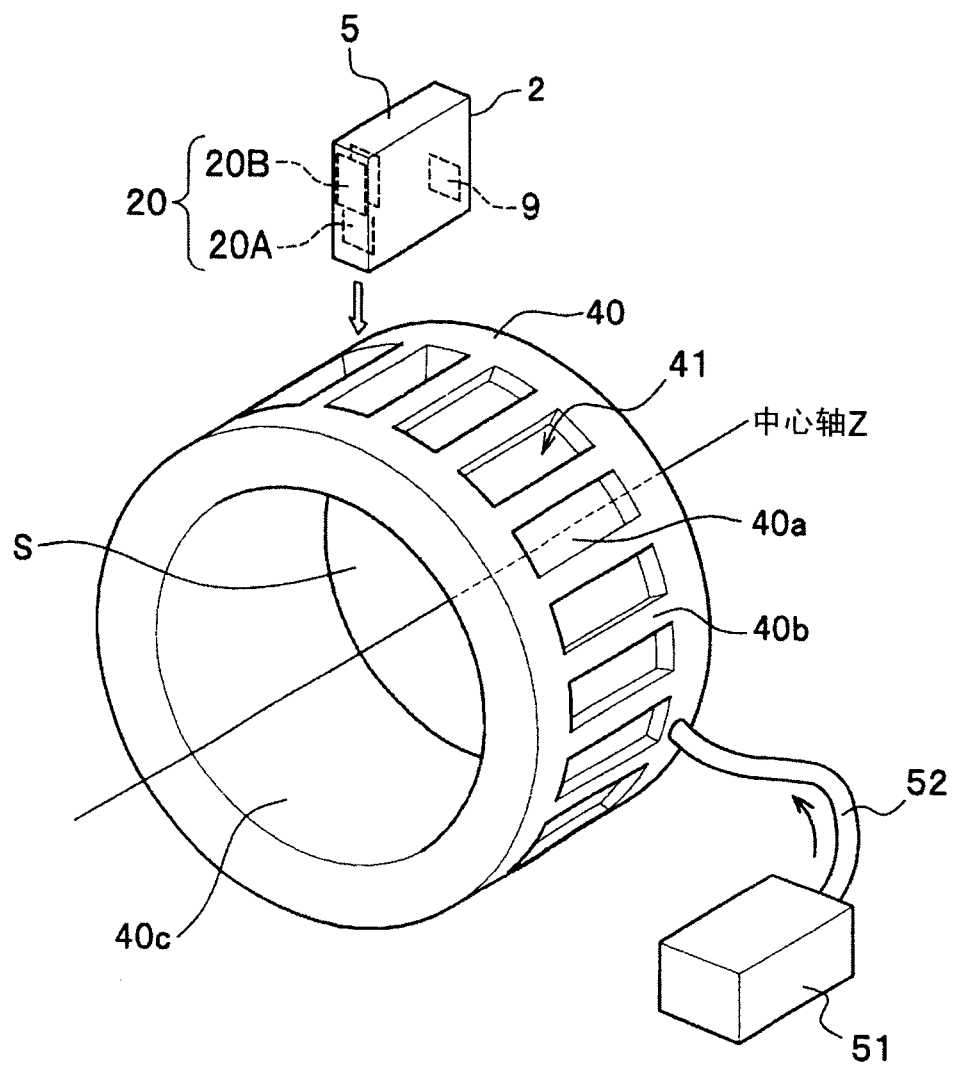


图4

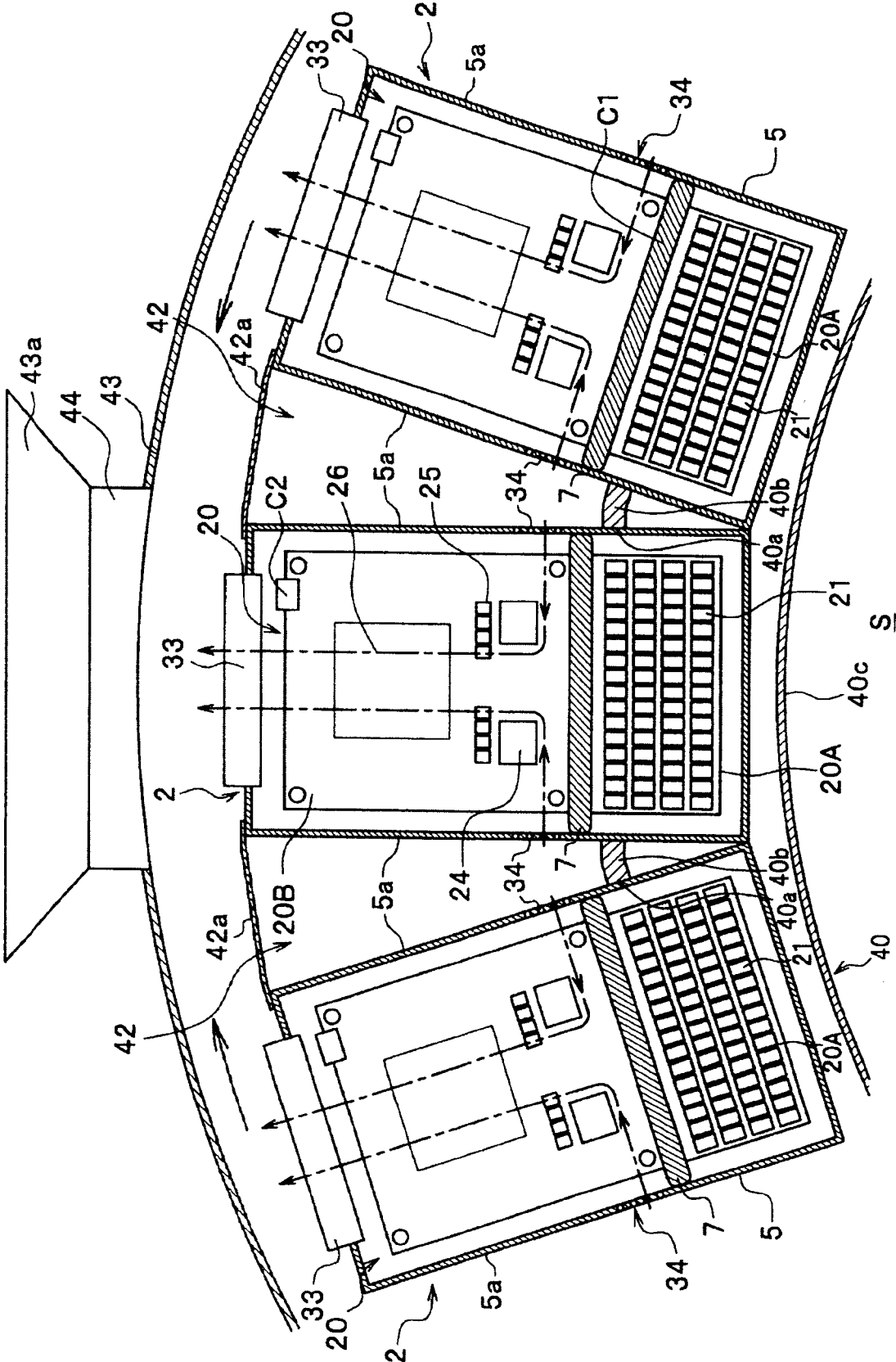


图5

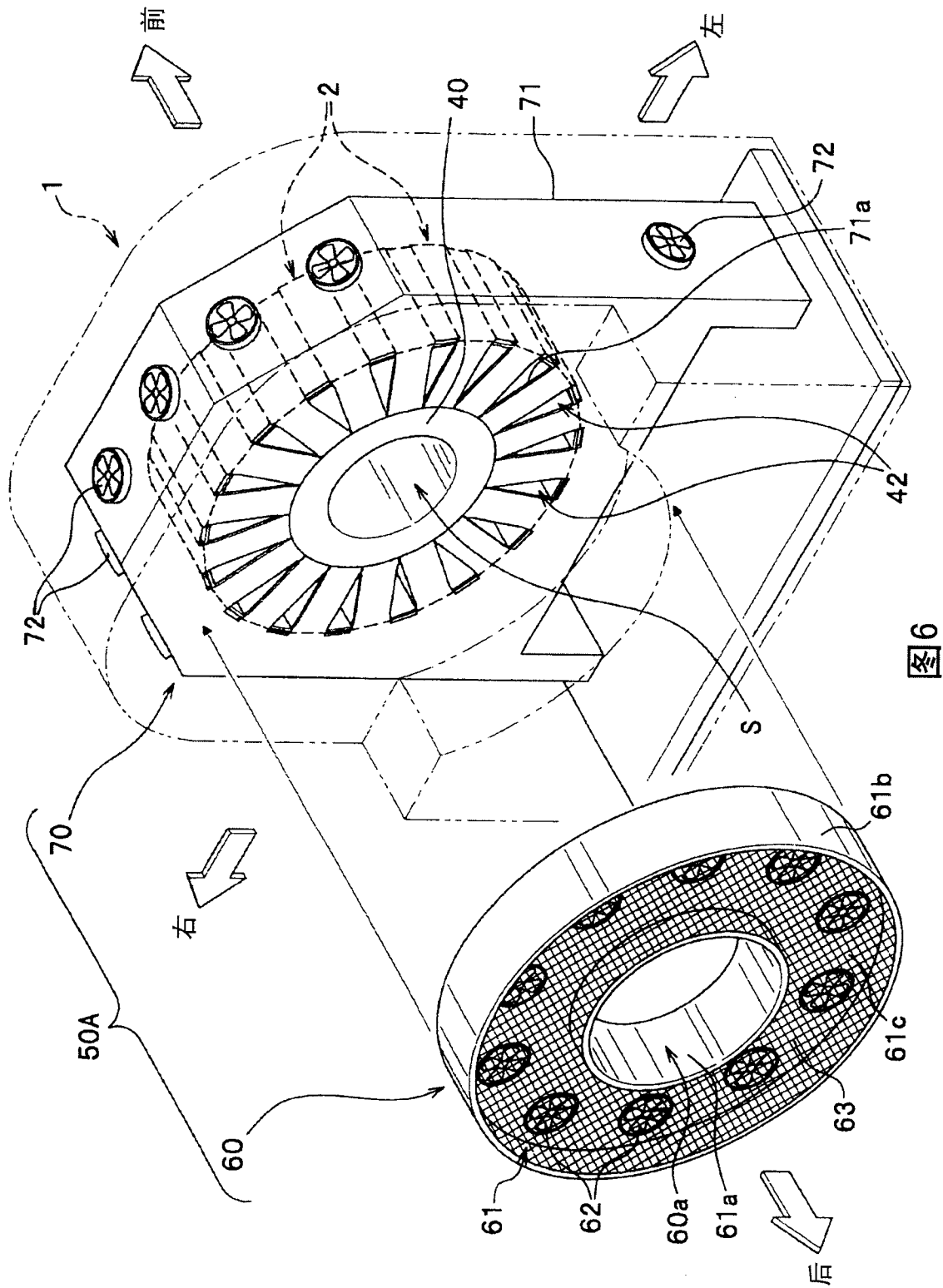


图6

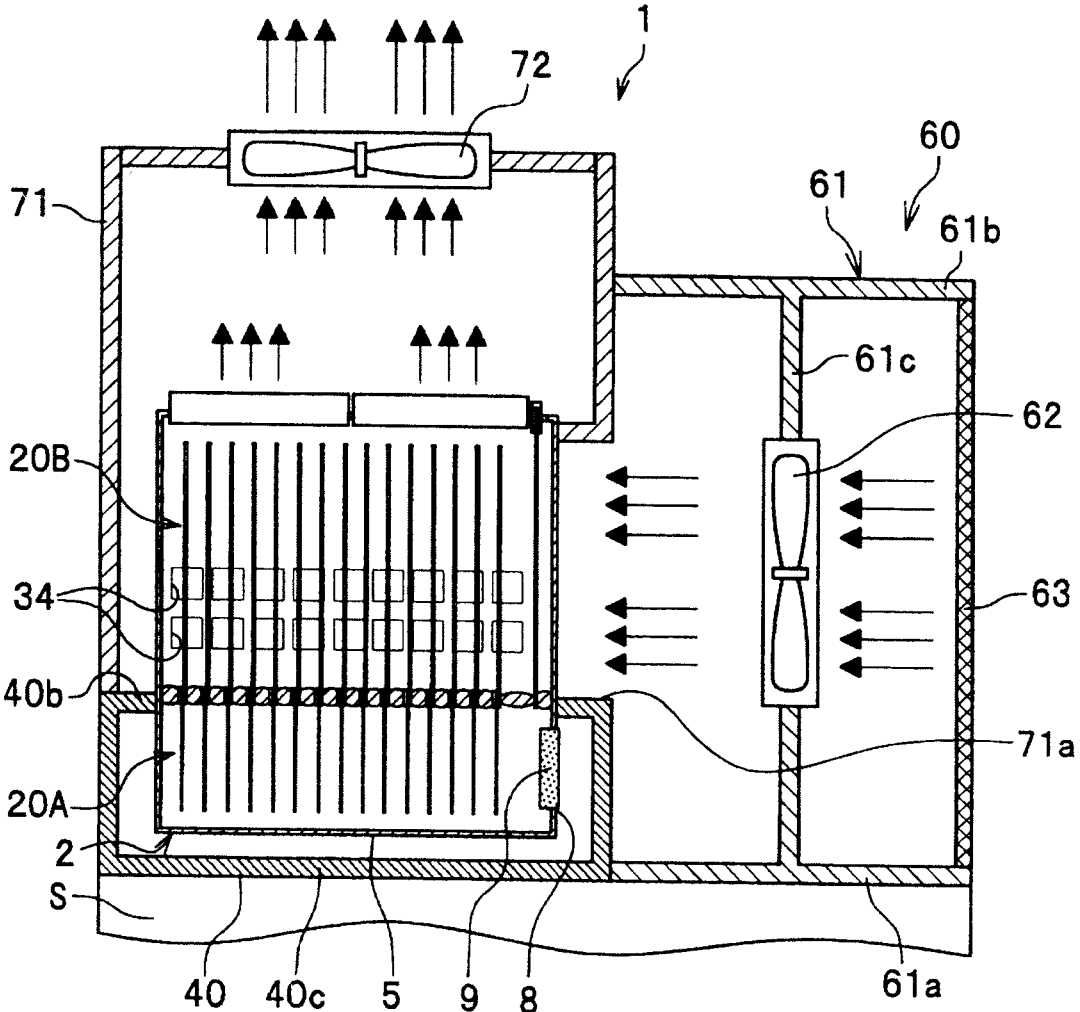


图7