



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102665545 B

(45) 授权公告日 2015.02.25

(21) 申请号 201180004171.6

(22) 申请日 2011.10.28

(30) 优先权数据  
2010-245606 2010.11.01 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2012.04.10

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2011/074991 2011.10.28

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02012/060305 JA 2012.05.10

(73) 专利权人 独立行政法人放射线医学综合研究所  
地址 日本千叶  
专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 小畠隆行 山谷泰贺 菅野岩  
山形仁 高山卓三 冈本和也

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038  
代理人 孙蕾

(51) Int. Cl.  
A61B 5/055(2006.01)  
G01T 1/161(2006.01)  
G01R 33/48(2006.01)

(56) 对比文件

WO 2010/103644 A1, 2010.09.16, 说明书第[0029]-[0032]段, 附图2.

WO 2010/103644 A1, 2010.09.16, 说明书第[0017]段, 附图2.

WO 2008/129666 A1, 2008.10.30, 说明书第[0059]段, 附图21.

CN 101322042 A, 2008.12.10, 说明书第1页倒数第6行至第2页第4行.

WO 2009/107005 A2, 2009.09.03, 说明书第5页第15-24行.

US 2008/284428 A1, 2008.11.20, 说明书第[0015]段, 附图1.

US 2009/0299170 A1, 2009.12.03, 全文那.  
审查员 叶思

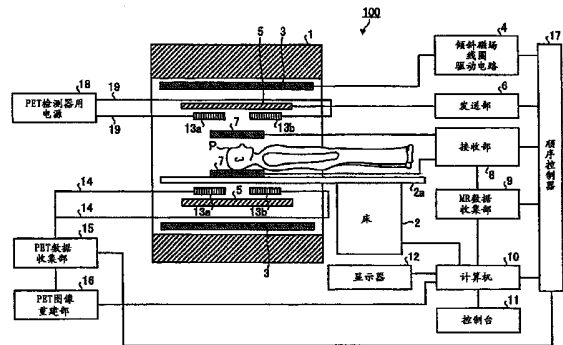
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

PET-MRI 装置

(57) 摘要

在实施方式的PET-MRI装置中, 作为连续的构造物的静磁场磁铁使圆筒状的腔内发生静磁场。另外, 第1检测部以及第2检测部形成环状, 并检测从被投放给被检体的正电子发射核素放射出的γ射线。并且, 第1检测部与第2检测部以夹着静磁场的磁场中心的方式在腔的轴方向隔开间隔地配置。



CN 102665545 B

1. 一种 PET-MRI 装置,其特征在于,具备:  
静磁场磁铁,是使圆筒状的腔内发生静磁场的连续的单一的构造物;  
发送用高频线圈,对置于上述静磁场内的被检体施加高频脉冲;  
倾斜磁场线圈,对被施加了上述高频脉冲的上述被检体施加倾斜磁场;  
接收用高频线圈,检测通过施加上述高频脉冲以及上述倾斜磁场而从上述被检体产生的磁共振信号;  
MR 图像重建部,根据通过上述接收用高频线圈检测到的磁共振信号,重建 MR 图像;  
环状的第 1 检测部以及第 2 检测部,检测从被投放给上述被检体的正电子发射核素放射出的  $\gamma$  射线;以及  
PET 图像重建部,根据基于通过上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部检测到的  $\gamma$  射线而生成的投影数据,重建 PET 图像,  
上述第 1 检测部与上述第 2 检测部以夹着上述静磁场的磁场中心的方式在上述腔的轴方向隔开间隔地配置。
2. 根据权利要求 1 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部被设置在上述发送用高频线圈的内周侧。
3. 根据权利要求 1 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部被设置在上述发送用高频线圈的外周侧。
4. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
还具备移动部,根据摄像模式,沿着上述腔的轴方向移动上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部。
5. 根据权利要求 4 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
当对 PET 图像以及 MRI 图像同时进行摄像的摄像模式被执行的情况下,在摄像开始前,上述移动部将上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部移动到夹着上述静磁场的磁场中心的位置。
6. 根据权利要求 4 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
当只对 PET 图像进行摄像的摄像模式被执行的情况下,在摄像开始前,上述移动部将上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部移动成邻接。
7. 根据权利要求 4 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
当只对 MR 图像进行摄像的摄像模式被执行的情况下,上述移动部使上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部向上述静磁场外移动。
8. 根据权利要求 4 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
上述移动部根据对 PET 图像进行摄像的摄像条件和 / 或对 MRI 图像进行摄像的摄像条件,移动上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部。
9. 根据权利要求 4 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
还具备振动缓冲部,通过上述移动部将上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部移动到摄像用的位置之后,固定各检测部的位置,并且缓和从上述倾斜磁场线圈传送至各检测部的振动。
10. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,  
上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部以固定在夹着上述静磁场的磁场中心的位置的状态

态被设置。

11. 根据权利要求 10 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,

上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部经由缓和由上述倾斜磁场线圈生成的振动的振动缓冲部被固定在装置上。

12. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,

与上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部连接的信号线以及电源线被布线为不通过上述静磁场的磁场中心的周围。

13. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,

上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部将与检测到的上述  $\gamma$  射线相关的信号从模拟信号转换成数字信号之后,进一步转换成光信号并输出。

14. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,

上述第 1 检测部以及上述第 2 检测部将与检测到的上述  $\gamma$  射线相关的信号从模拟信号转换成数字信号之后,进一步转换成无线信号并输出。

15. 根据权利要求 1、2 或 3 所述的 PET-MRI 装置,其特征在于,还具备:

床部,使载置了上述被检体的顶板沿着上述膛的轴方向移动;

控制部,控制上述床部,以使上述被检体的摄像部位阶段性地移动到上述第 1 检测部的大致中心位置、上述第 1 检测部与上述第 2 检测部之间所夹着的区域的大致中心位置、以及上述第 2 检测部的大致中心位置,并控制成当上述摄像部位移动到上述第 1 检测部或上述第 2 检测部的大致中心位置时,对上述 MR 图像以及上述 PET 图像的双方或一方进行摄像,控制成当上述摄像部位移动到上述第 1 检测部与上述第 2 检测部之间所夹着的区域的大致中心位置时,对上述 PET 图像进行摄像。

## PET-MRI 装置

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及 PET (Positron Emission Tomography : 正电子发射断层扫描) -MRI (Magnetic Resonance Imaging : 磁共振成像) 装置。

### 背景技术

[0002] 以往, 在头部等的检查中, 利用 MRI 装置的情况较多。另外, 期待在头部的检查中, 例如, 在阿尔茨海默病的诊断中利用 PET 装置。因此, 近年来, 期待实现组合了 PET 装置与 MRI 装置的 PET-MRI 装置。

[0003] 但是, 由于在 MRI 装置中使用强的高频磁场, 因此, 在实现 PET-MRI 装置时, 存在不能使用在以往的 PET 装置中被用于检测器的光电倍增管 (Photomultiplier Tube : PMT) 等的制约。因此, 例如, 提出了代替 PMT 而使用了 APD (Avalanche Photodiode : 雪崩光电二极管) 元件或 SiPM (Silicon Photomultiplier : 硅光电倍增管) 等的 PET-MRI 装置。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1 : 日本特表 2008-525161 号公报

### 发明内容

[0007] 然而, 在以往的 PET-MRI 装置中, 有时在作为 MR 图像的有效摄像区域的磁场中心配置 PET 检测器。这样的配置在对 PET 图像进行摄像的观点下是最优的。但是, 在对 MR 图像进行摄像的观点下, 由于被设置在磁场中心的 PET 检测器的材料的影响, 有时不能得到足够画质的 MR 图像, 不一定是最优的。

[0008] 实施方式的 PET-MRI 装置具备 : 静磁场磁铁、发送用高频线圈、接收用高频线圈、MR 图像重建部、第 1 检测部、第 2 检测部、PET 图像重建部。作为连续的构造物的静磁场磁铁使圆筒状的腔内发生静磁场。发送用高频线圈对置于上述静磁场内的被检体施加高频脉冲。倾斜磁场线圈对被施加了上述高频脉冲的上述被检体施加倾斜磁场。接收用高频线圈检测通过施加上述高频脉冲以及上述倾斜磁场而从上述被检体产生的磁共振信号。MR 图像重建部根据通过上述接收用高频线圈检测到的磁共振信号来重建 MR 图像。第 1 检测部以及第 2 检测部形成环状, 并检测从被投放给上述被检体的正电子发射核素放射出的  $\gamma$  射线。PET 图像重建部根据基于通过上述第 1 检测部以及第 2 检测部检测到的  $\gamma$  射线而生成的投影数据来重建 PET 图像。并且, 上述第 1 检测部与上述第 2 检测部以隔着上述静磁场的磁场中心的方式在上述腔的轴方向隔开间隔地配置。

[0009] 根据上述构成的 PET-MRI 装置, 能够抑制 PET 检测器的影响导致的 MR 图像的画质劣化。

[0010] 附图说明

[0011] 图 1 是表示本实施例 1 涉及的 PET-MRI 装置的结构图。

[0012] 图 2 是表示本实施例 1 涉及的 PET 检测器的周围的各部分的配置的图。

[0013] 图 3 是表示在本实施例 1 涉及的 PET 检测器的周围的腔的轴方向观察时的各部分的配置的图。

[0014] 图 4 是表示本实施例 1 涉及的振动缓冲机构的图。

[0015] 图 5 表示本实施例 1 涉及的 PET-MRI 装置中的有效摄像区域的图。

[0016] 图 6 表示本实施例 2 涉及的 PET 检测器的周围的各部分的配置的图。

[0017] 图 7 是用于说明本实施例 3 涉及的静态调强的图。

[0018] 具体实施方式

[0019] 以下,参照附图针对本实施方式涉及的 PET-MRI 装置详细进行说明。

[0020] 实施例 1

[0021] 首先,针对本实施例 1 涉及的 PET-MRI 装置的结构进行说明。图 1 是表示本实施例 1 涉及的 PET-MRI 装置 100 的结构图。如图 1 所示,该 PET-MRI 装置 100 具有静磁场磁铁 1、床 2、倾斜磁场线圈 3、倾斜磁场线圈驱动电路 4、发送用高频线圈 5、发送部 6、接收用高频线圈 7、接收部 8、MR 数据收集部 9、计算机 10、控制台 11、显示器 12、PET 检测器 13a 以及 13b、信号线 14、PET 数据收集部 15、PET 图像重建部 16、顺序控制器 17、PET 检测器用电源 18 以及电源线缆 19。

[0022] 作为连续的构造物的静磁场磁铁 1 使大致圆筒状的腔内发生静磁场。在此,腔形成为容纳静磁场磁铁 1、倾斜磁场线圈 3 等的大致圆筒状的台架的内壁。床 2 具有载置被检体 P 的顶板 2a。在摄像时,该床 2 通过使顶板 2a 向腔内移动,来使被检体 P 移动到静磁场内。

[0023] 倾斜磁场线圈 3 对于被检体 P,施加与静磁场相同方向(Z 方向)的磁场强度相对于来自磁场中心的 X、Y、Z 方向的距离呈直线地变化的倾斜磁场  $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ 。该倾斜磁场线圈 3 形成为大致圆筒状,并被配置在静磁场磁铁 1 的内周侧。倾斜磁场线圈驱动电路 4 在顺序控制器 17 的控制下,驱动倾斜磁场线圈 3。

[0024] 发送用高频线圈 5 根据从发送部 6 发送的高频脉冲,对置于静磁场内的被检体 P 施加高频磁场。该发送用高频线圈 5 形成为大致圆筒状,并被配置在倾斜磁场线圈 3 的内周侧。发送部 6 在顺序控制器 17 的控制下,对发送用高频线圈 5 发送高频脉冲。

[0025] 接收用高频线圈 7 检测通过施加高频磁场以及倾斜磁场而从被检体 P 产生的磁共振信号。例如,接收用高频线圈 7 是根据摄像对象的部位而被配置在被检体 P 的表面的表面线圈。例如,当被检体 P 的身体部分被摄像时,在被检体的上部以及下部配置两个接收用高频线圈 7。接收部 8 在顺序控制器 17 的控制下,接收通过接收用高频线圈 7 检测到的磁共振信号。并且,接收部 8 将接收到的磁共振信号送至 MR 数据收集部 9。

[0026] MR 数据收集部 9 在顺序控制器 17 的控制下,收集从接收部 8 送出的磁共振信号。并且,MR 数据收集部 9 将收集到的磁共振信号放大以及检波之后进行 A/D 转换,并送至计算机 10。计算机 10 通过控制台 11 进行控制,并根据从 MR 数据收集部 9 送出的磁共振信号来重建 MR 图像。并且,计算机 10 使重建后的 MR 图像显示于显示器 12。

[0027] PET 检测器 13a 以及 13b 将从被投放给被检体 P 的正电子发射核素放射出的  $\gamma$  射线作为计数信息来检测。这些 PET 检测器 13a 以及 13b 形成环状,并被配置在发送用高频线圈 5 的内周侧。例如,PET 检测器 13a 以及 13b 通过将具有闪烁体与光检测器的检测器模块配置成环状而形成。在此,闪烁体例如是 LYSO(Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate :

硅酸镧钇)、LSO(Lutetium Oxyorthosilicate:硅酸镧)、LGSO(Lutetium Gadolinium Oxyorthosilicate:硅酸镧-钇)等。另外,光检测器例如是APD(Avalanche Photodiode:雪崩光电二极管)元件、SiPM(Silicon Photomultiplier:硅光电倍增管)等半导体检测器。并且,PET检测器13a以及13b将检测到的计数信息经由信号线14送至PET数据收集部15。

[0028] PET数据收集部15在顺序控制器17的控制下,生成同时计数信息。该PET数据收集部15使用通过PET检测器13a以及13b检测到的 $\gamma$ 射线的计数信息,将大致同时检测到从正电子发射核素放射出的 $\gamma$ 射线(包含湮没放射线)的计数信息的组合生成为同时计数信息。

[0029] PET图像重建部16将通过PET数据收集部15生成的同时计数信息作为投影数据来重建PET图像。通过该PET图像重建部16重建后的PET图像被发送至计算机10并显示于显示器12。顺序控制器17根据摄像时执行的各种摄像顺序,控制上述的各部分。PET检测器用电源18经由电源缆线19,对PET检测器13a以及13b供给用于驱动光检测器的电力。

[0030] 接着,针对PET检测器13a以及13b的周围的各部分的配置进行说明。图2是表示本实施例1涉及的PET检测器13a以及13b的周围的各部分的配置的图。另外,图2所示的点20表示静磁场的磁场中心。另外,图2所示的虚线所包围的区域21表示MR图像的有效摄像区域。

[0031] 如图2所示,在实施例1中,PET检测器13a以及13b被配置在膛22的内周侧。并且,PET检测器13a与PET检测器13b以夹着由静磁场磁铁1发生的静磁场的磁场中心20的方式,在膛22的轴方向隔开间隔地配置。即,在本实施例1中,避开成为MR图像的有效摄像区域的磁场中心的周围,配置PET检测器13a以及13b。由此,抑制PET检测器的影响导致的MR图像的画质劣化。

[0032] 另外,与PET检测器13a以及13b连接的信号线14以及电源缆线19被布线为不通过由静磁场磁铁1发生的静磁场的磁场中心20的周围。例如,如图2所示,与PET检测器13a连接的信号线14以及电源缆线19被合为1根,从PET检测器13a起被布线到与磁场中心20相反的一侧。同样地,与PET检测器13b连接的信号线14以及电源缆线19被合为1根,从PET检测器13b起被布线到与磁场中心20相反的一侧。另外,例如,信号线14以及电源缆线19也可以与和发送用高频线圈5连接的缆线合为1根进行布线。

[0033] 另外,PET检测器13a以及13b将与检测到的 $\gamma$ 射线相关的信号从模拟信号转换成数字信号之后,进一步转换成光信号进行输出。另外,PET检测器13a以及13b将与检测到的上述 $\gamma$ 射线相关的信号从模拟信号转换成数字信号之后,也可以进一步转换成无线信号并进行输出。这样,通过将从PET检测器13a以及13b输出的信号转换成光信号或无线信号,从而能够防止由数字信号生成的噪音。

[0034] 另外,PET-MRI装置100具有使PET检测器13a以及13b沿着膛22的轴方向移动的移动机构。图3是表示在本实施例1涉及的PET检测器13a以及13b的周围的膛22的轴方向观察时的各部分的配置的图。该图3表示从配置了PET检测器13a的一侧的开口部观察膛内时的各部分的配置。

[0035] 如图3所示,例如,移动机构23是被配置在膛22的下侧的内壁面的两根轨道。该

移动机构 23 例如嵌合在被形成于 PET 检测器 13a 的外周面的槽状地形成的轨道接受部, 将 PET 检测器 13a 沿着膛 22 的轴方向可移动地支承。另外, PET 检测器 13b 的一侧也同样地设置用于移动 PET 检测器 13b 的移动机构 23。

[0036] 在此, PET 检测器 13a 以及 13b 能够分别从移动机构 23 装卸, 能够从膛 22 的两侧插入或取出。这样, 通过将 PET 检测器 13a 以及 13b 设为可装卸的结构, 从而将比较容易地组装入以往的 MRI 装置, 并能谋求广泛地普及。

[0037] 并且, 移动机构 23 在计算机 10 的控制下, 根据摄像模式移动 PET 检测器 13a 以及 13b。例如, 移动机构 23 根据计算机 10 从操作者接受到的摄像条件, 自动地移动 PET 检测器 13a 以及 13b。或者, 移动机构 23 也可以根据经由控制台 11 从操作者输入的移动指示, 移动 PET 检测器 13a 以及 13b。

[0038] 作为具体的例子, 例如, 当执行将 PET 图像以及 MRI 图像同时进行摄像的摄像模式时, 在摄像开始前, 移动机构 23 使 PET 检测器 13a 以及 13b 移动到夹着静磁场的磁场中心 20 的位置。另外, 例如, 执行只对 PET 图像进行摄像的摄像模式时, 在摄像开始前, 移动机构 23 进行移动以使 PET 检测器 13a 以及 13b 相邻。另外, 例如, 当执行只对 MR 图像进行摄像的摄像模式时, 移动机构 23 使 PET 检测器 13a 以及 13b 向静磁场外移动。

[0039] 另外, 例如, 移动机构 23 根据对 PET 图像进行摄像的摄像条件和 / 或对 MRI 图像进行摄像的摄像条件, 移动 PET 检测器 13a 以及 13b。例如, 当移动 PET 检测器 13a 以及 13b 时, 移动机构 23 根据作为 MR 图像的摄像条件而设定的 FOV(Field Of View: 视野) 的大小或接收用高频线圈 7 的种类, 使移动后的各 PET 检测器的间隔变化。

[0040] 另外, PET-MRI 装置 100 具有振动缓冲机构, 当通过移动机构 23 将 PET 检测器 13a 以及 13b 移动到摄像用的位置之后, 固定各 PET 检测器的位置, 并且缓和从倾斜磁场线圈 3 传到各 PET 检测器的振动。图 4 是表示本实施例 1 涉及的振动缓冲机构 24 的图。如图 4 所示, 例如, 振动缓冲机构 24 被设置在 PET 检测器 13a 与移动机构 23 的嵌合部。另外, 在 PET 检测部 13b 与移动机构 23 的嵌合部也同样地设置有振动缓冲机构 24。

[0041] 接着, 针对本实施例 1 涉及的 PET-MRI 装置 100 中的有效摄像区域进行说明。图 5 是表示本实施例 1 涉及的 PET-MRI 装置 100 中的有效摄像区域的图。如图 5 所示, 在 PET-MRI 装置 100 中, PET 检测器 13a 的内周面所包围的区域 25a 与 PET 检测器 13b 的内周面所包围的区域 25b 分别成为只能够对 PET 图像进行摄像的有效摄像区域。

[0042] 另外, 如图 5 所示, 在 PET 检测器 13a 的内周面与 PET 检测器 13b 的内周面之间形成的区域 26 以及 MR 图像的有效摄像区域 21 双方所包含的区域 27 变为能够同时对 PET 图像以及 MR 图像进行摄像的有效摄像区域。该有效摄像区域 27 变为将圆锥的底面粘在一起的形状。

[0043] 这样, 在本实施例 1 涉及的 PET-MRI 装置 100 中, 分别设定能够对 MRI 图像进行摄像的有效摄像区域 21 以及能够对 PET 图像进行摄像的有效摄像区域 25a 以及 25b, 另外, 设定能够同时对 MRI 图像以及 PET 图像进行摄像的有效摄像区域 27。

[0044] 如上述那样, 本实施例 1 涉及的 PET-MRI 装置 100 具备: 静磁场磁铁 1、发送用高频线圈 5、倾斜磁场线圈 3、接收用高频线圈 7、计算机 10、PET 检测器 13a 以及 13b、PET 图像重建部 16。作为连续的构造物的静磁场磁铁 1 使圆筒状的膛 22 内发生静磁场。发送用高频线圈 5 对置于静磁场内的被检体 P 施加高频脉冲。倾斜磁场线圈 3 对被施加了高频脉冲

的被检体 P 施加倾斜磁场。接收用高频线圈 7 检测通过施加高频脉冲以及倾斜磁场而从被检体 P 产生的磁共振信号。计算机 10 根据通过接收用高频线圈 7 检测到的磁共振信号来重建 MR 图像。PET 检测器 13a 以及 13b 形成环状,并检测从被投放给被检体 P 的正电子发射核素放射出的  $\gamma$  射线。PET 图像重建部 16 根据基于通过 PET 检测器 13a 以及 13b 检测到的  $\gamma$  射线而生成的投影数据来重建 PET 图像。并且, PET 检测器 13a 与 PET 检测器 13b 以夹着静磁场的磁场中心 20 的方式在膛 22 的轴方向隔开间隔地配置。这样,在本实施例 1 中,避开成为 MR 图像的有效摄像区域的磁场中心的周围,配置 PET 检测器 13a 以及 13b。因而,根据本实施例 1,能够抑制 PET 检测器的影响导致的 MR 图像的画质劣化。

[0045] 另外,在本实施例 1 中, PET 检测器 13a 以及 13b 被设置在发送用高频线圈 5 的内周侧。由此,对于在发送用高频线圈 5 的内周侧具有摄像用空间的以往的 MRI 装置,由于能够容易地追加 PET 检测器 13a 以及 13b,因此,能够容易地实现 PET-MRI 装置。

[0046] 另外,在本实施例 1 中,移动机构 23 根据摄像模式沿着膛 22 的轴方向移动 PET 检测器 13a 以及 13b。由此,在 PET 图像以及 MRI 图像的双方或一方被摄像时,能够根据实施的摄像的种类,将 PET 检测器 13a 以及 13b 移动到合适的位置。

[0047] 另外,在本实施例 1 中,当执行同时对 PET 图像以及 MRI 图像进行摄像的摄像模式时,在摄像开始前,移动机构 23 将 PET 检测器 13a 以及 13b 移动到夹着静磁场的磁场中心 20 的位置。由此,当同时对 PET 图像以及 MRI 图像进行摄像时,能够容易地对高画质的 MR 图像进行摄像。

[0048] 另外,在本实施例 1 中,当执行只对 PET 图像进行摄像的摄像模式时,在摄像开始前,移动机构 23 进行移动以使 PET 检测器 13a 以及 13b 相邻。由此,在只是 PET 图像被摄像时,能够确保宽阔的摄像区域。

[0049] 另外,在本实施例 1 中,当执行只对 MR 图像进行摄像的摄像模式时,移动机构 23 将 PET 检测器 13a 以及 13b 向静磁场外移动。由此,在只是 MR 图像被摄像时,能够得到没有由于 PET 检测器 13a 以及 13b 导致的图像劣化的 MR 图像。

[0050] 另外,在本实施例 1 中,移动机构 23 根据对 PET 图像进行摄像的摄像条件和 / 或对 MRI 图像进行摄像的摄像条件,移动 PET 检测器 13a 以及 13b。由此,在 PET 图像以及 MR 图像的双方或一方被摄像时,能够自动地设定 PET 检测器 13a 与 PET 检测器 13b 的间隔。

[0051] 另外,在本实施例 1 中,通过移动机构 23 将 PET 检测器 13a 以及 13b 移动到摄像用的位置之后,振动缓冲机构 24 固定各 PET 检测器的位置,并且缓和从倾斜磁场线圈 3 传到各 PET 检测器的振动。由此,能够保护 PET 检测器 13a 以及 13b 免受由倾斜磁场线圈 3 生成的机械振动。

[0052] 另外,在本实施例 1 中,与 PET 检测器 13a 以及 13b 连接的信号线 14 以及电源缆线 19 被布线为不通过静磁场的磁场中心 20 的周围。由此,能够抑制由从 PET 检测器 13a 以及 13b 输出的信号生成的噪音。

[0053] 另外,在本实施例 1 中, PET 检测器 13a 以及 13b 将与检测到的  $\gamma$  射线相关的信号从模拟信号转换成数字信号之后,进一步转换成光信号并输出。由此,能够进一步确实抑制由从 PET 检测器 13a 以及 13b 输出的信号生成的噪音。

[0054] 另外,在本实施例 1 中, PET 检测器 13a 以及 13b 将与检测到的  $\gamma$  射线相关的信号从模拟信号转换成数字信号之后,进一步转换成无线信号并输出。由此,能够进一步确实



地抑制由从 PET 检测器 13a 以及 13b 输出的信号生成的噪音。

#### [0055] 实施例 2

[0056] 接着,针对实施例 2 进行说明。在实施例 1 中,针对 PET 检测器 13a 以及 13b 被设置在发送用高频线圈 5 的内周侧的情况进行了说明。对此,在实施例 2 中,针对 PET 检测器 33a 以及 33b 被设置在发送用高频线圈 5 的外周侧的情况进行说明。另外,本实施例 2 涉及的 PET-MRI 装置的基本的构成与图 1 所示的构成相同,只是 PET 检测器 33a 以及 33b 的配置不同。

[0057] 图 6 是表示本实施例 2 涉及的 PET 检测器 33a 以及 33b 的周围的各部分的配置的图。另外,在此,针对发挥与图 2 所示的各部分相同的功能的各部分,添加相同的符号并省略详细的说明。如图 6 所示,本实施例 2 中,PET 检测器 33a 以及 33b 被设置在发送用高频线圈 5 的外周侧。该构成用于例如在摄像身体部分时将全身用发送用 RF 线圈作为发送用高频线圈 5,将身体部分专用的表面线圈作为接收用高频线圈 7 的情况等中。

[0058] 在该构成中,例如,PET 检测器 33a 以及 33b 以固定于夹着静磁场的磁场中心的位置的状态进行设置。在此,PET 检测器 33a 以及 33b 与实施例 1 相同,也可以经由缓和由倾斜磁场线圈 3 生成的振动的振动缓冲机构而被固定于装置。例如,PET 检测器 33a 以及 33b 经由振动缓冲机构固定在倾斜磁场线圈 3 的内周面。由此,即使在本实施例 2 中,也能够保护 PET 检测器 33a 以及 33b 免受过由倾斜磁场线圈 3 生成的机械振动。

[0059] 这样,即使在本实施例 2 中,也避开成为 MR 图像的有效摄像区域的磁场中心的周边,配置 PET 检测器 33a 以及 33b。因而,根据本实施例 2,与实施例 1 相同,能够抑制 PET 检测器的影响导致的 MR 图像的画质劣化。

#### [0060] 实施例 3

[0061] 接着,针对实施例 3 进行说明。在实施例 3 中,针对在上述实施例 1 或 2 中说明了的 PET-MRI 装置中,一边使载置了被检体 P 的顶板 2a 在膛 22 内的轴方向阶段性地移动一边重复摄像的情况进行说明。这样的摄像法被称为静态调强。另外,在此,针对在实施例 1 所说明了的 PET-MRI 装置中进行静态调强的情况进行说明。

[0062] 图 7 是用于说明本实施例 3 涉及的静态调强的图。在本实施例 3 涉及的静态调强中,床 2 通过使顶板 2a 移动,从而使被检体 P 沿着膛 22 的轴方向移动。另外,计算机 10 控制床 2,以使得按照 PET 检测器 13b 的大致中心位置、PET 检测器 13a 与 PET 检测器 13b 之间所夹着的区域的大致中心位置、PET 检测器 13a 的大致中心位置的顺序来将被检体 P 的摄像部位阶段性地移动。

[0063] 由此,如图 7 所示,被安装在被检体 P 的摄影位置的接收用高频线圈 7 阶段性地移动。具体而言,接收用高频线圈 7 在膛 22 的轴方向,阶段性地移动 PET 检测器 13a 的中心与 PET 检测器 13b 的中心之间的间隔的一半的距离  $d$ 。其结果在膛 22 的轴方向,摄像部位依次移动至能够只摄像 PET 图像的范围 41、能够同时摄像 MRI 图像以及 PET 图像的范围 42、以及能够只摄像 PET 图像的范围 41。

[0064] 并且,例如,当摄像部位移动到 PET 检测器 13a 的大致中心位置或者 PET 检测器 13b 的大致中心位置时,计算机 10 控制 PET-MRI 装置 100 以便对 PET 图像进行摄像。另外,当摄像部位移动到 PET 检测器 13a 与 PET 检测器 13b 之间所夹着的区域的大致中心位置时,计算机 10 控制 PET-MRI 装置 100 以便对 PET 图像以及 MRI 图像的双方或一方进行摄像。由

此,能够一边阶段性地移动摄像部位,一边依次对 PET 图像、MR 图像以及 PET 图像的双方或一方进行摄像。即使在该实施例 3 中,与实施例 1 以及 2 同样,抑制 PET 检测器的影响导致的 MR 图像的画质劣化。

[0065] 另外,在上述实施例 1 ~ 3 中,针对配置两个 PET 检测器 13a 以及 13b 的情况进行了说明。但是,PET-MRI 装置的实施方式并不限于此。例如,PET 检测器的数量也可以是三个以上。即,即使在配置三个以上的 PET 检测器 13a 以及 13b 的情况下,在各 PET 检测器之间所夹着的区域中,也能够对 PET 图像与 MR 图像同时进行摄像。

[0066] 如上述那样,根据实施例 1、2 或 3,能够实现一种能够抑制 PET 检测器的影响导致的 MR 图像的画质劣化的 PET-MRI 装置。

[0067] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种形态进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

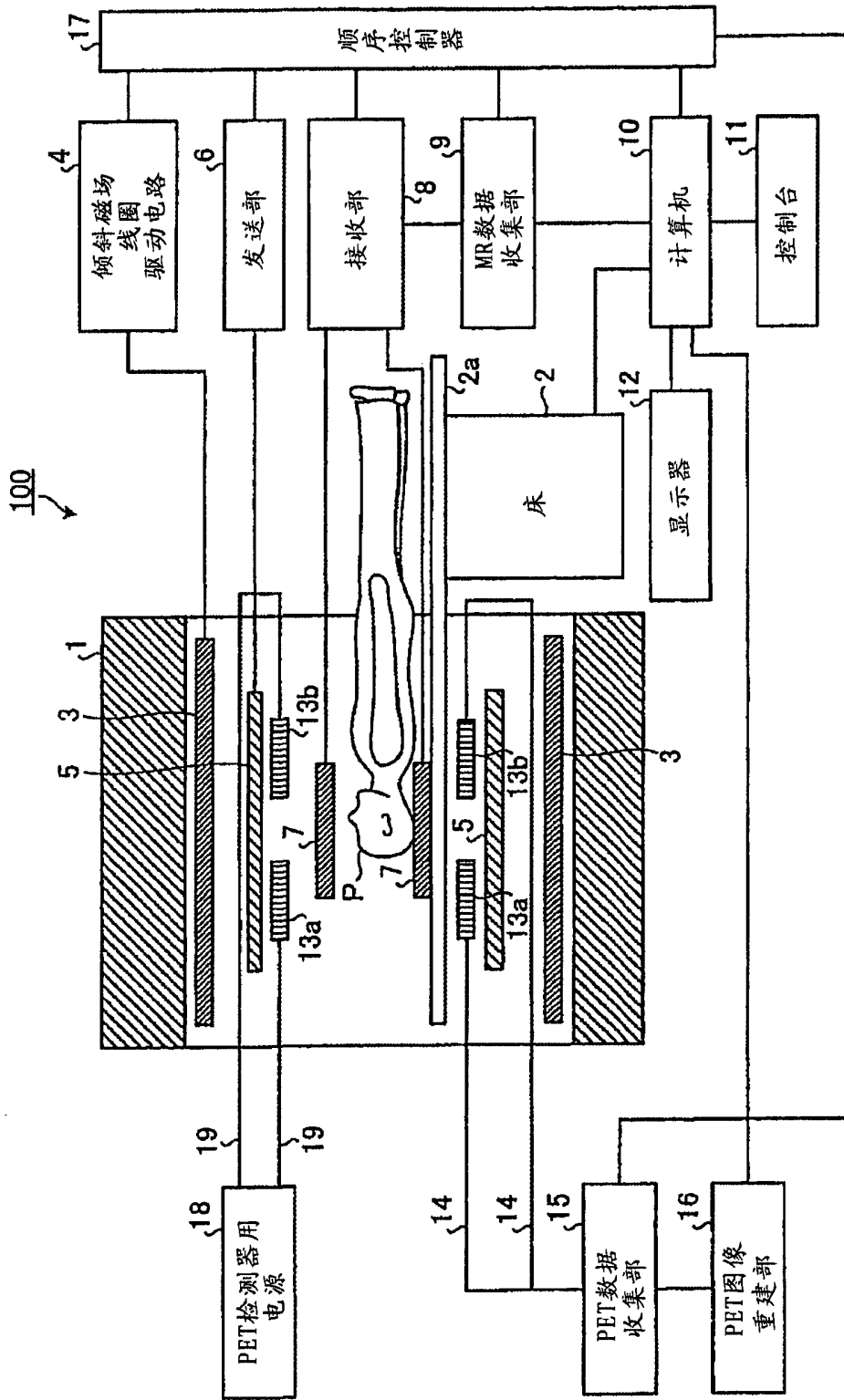


图 1

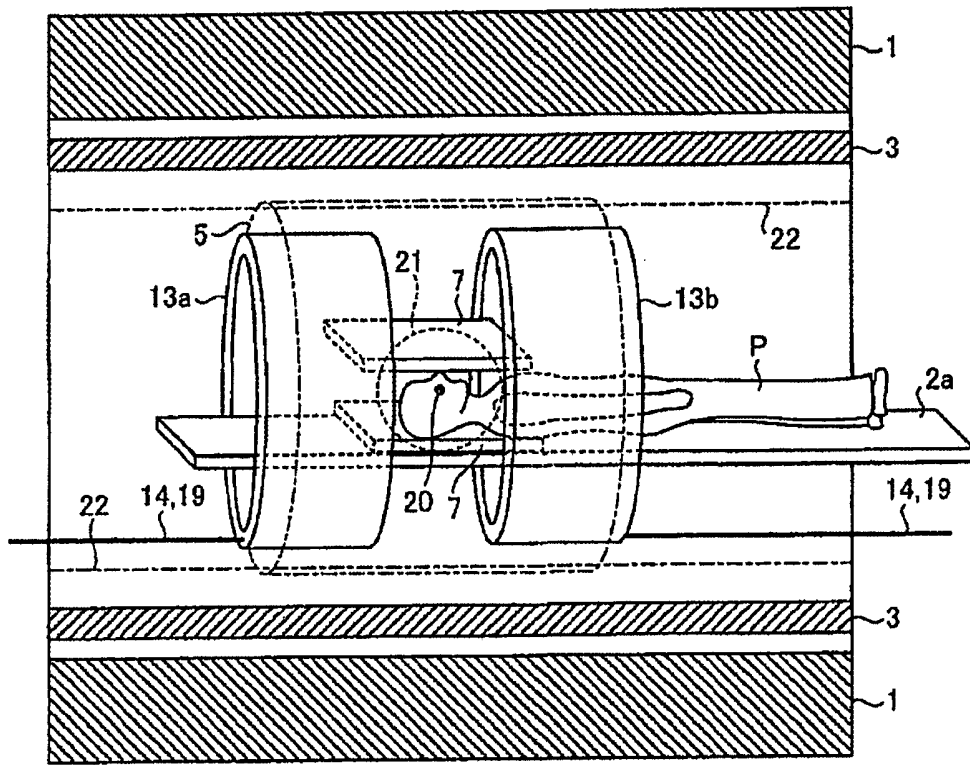


图 2

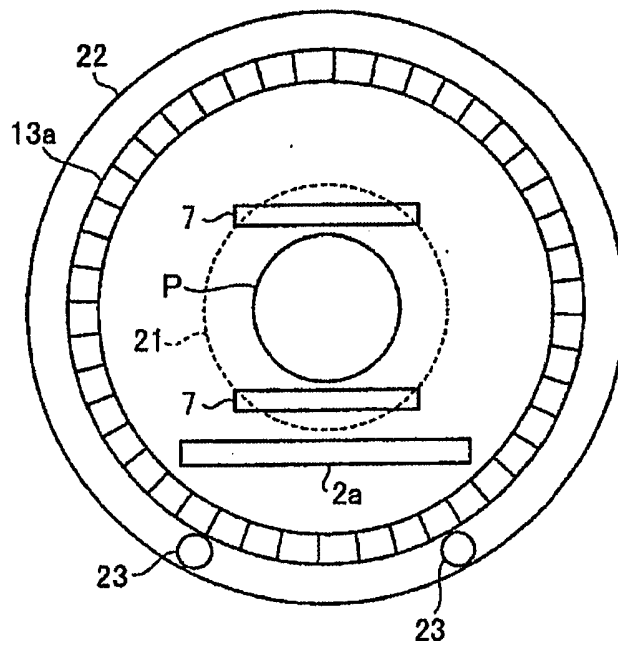


图 3

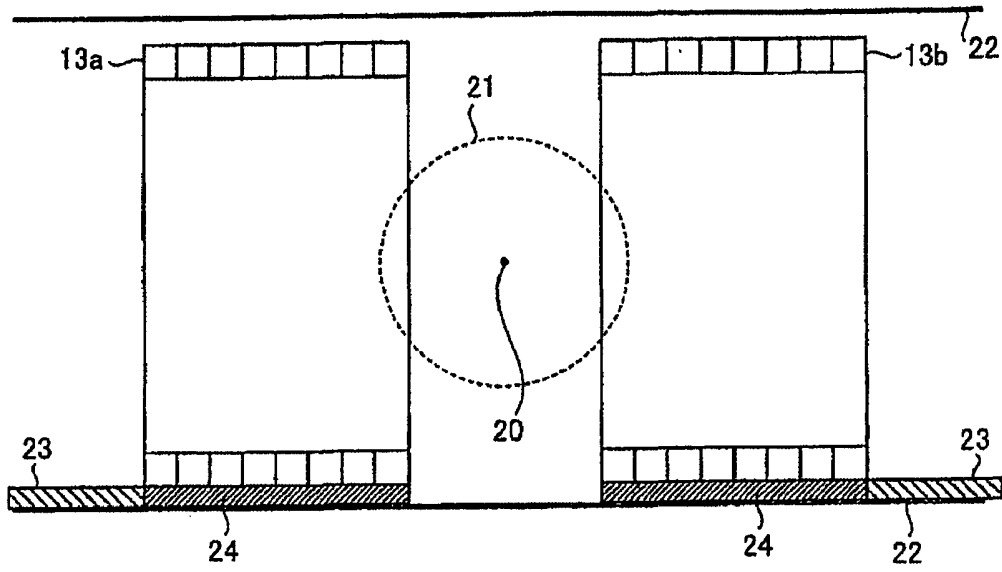


图 4

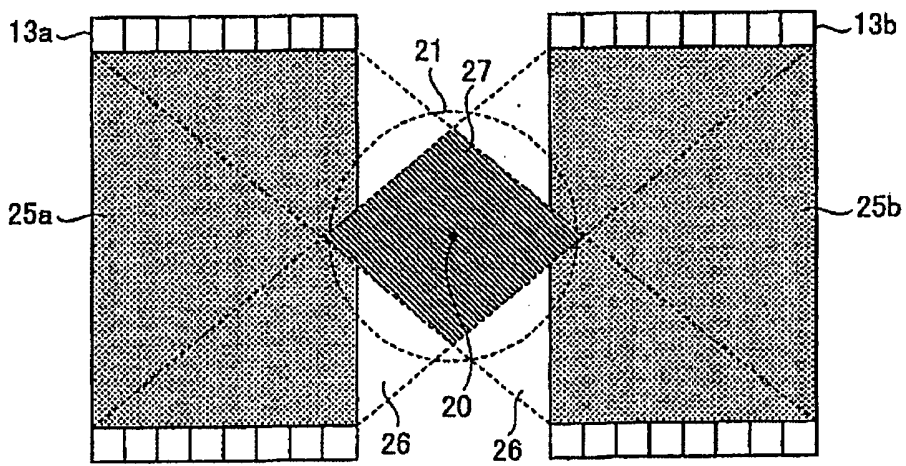


图 5

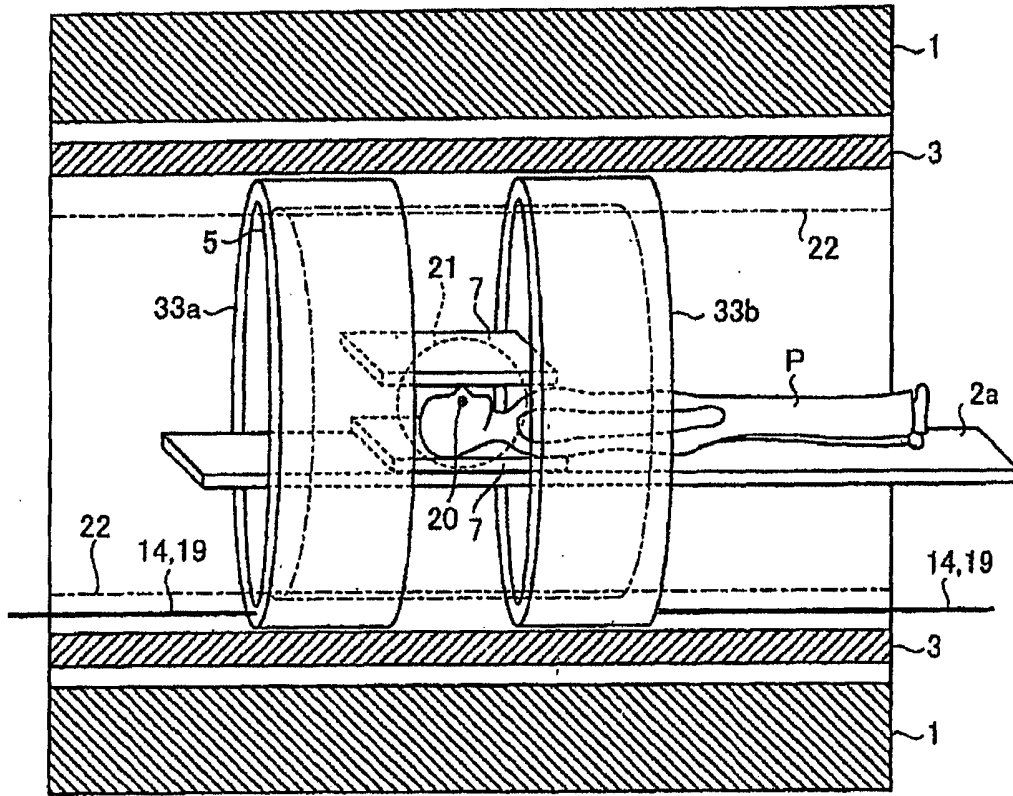


图 6

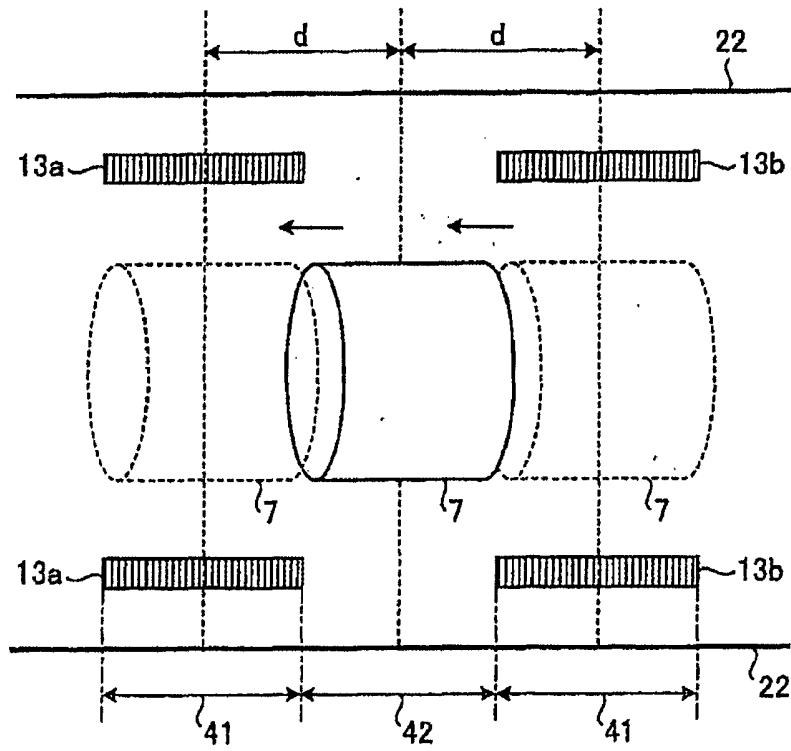


图 7