



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103403579 A

(43) 申请公布日 2013. 11. 20

(21) 申请号 201280009042. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 04. 20

G01T 1/161 (2006. 01)

(30) 优先权数据

13/091, 761 2011. 04. 21 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 08. 15

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/060787 2012. 04. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02012/144633 JA 2012. 10. 26

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 丹尼尔·加格农

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 舒艳君 李洋

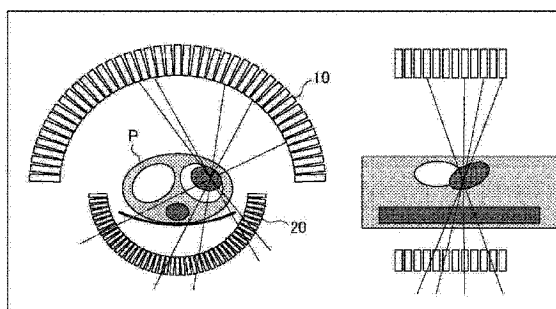
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

正电子断层扫描仪

(57) 摘要

实施方式所涉及的正电子断层(Positron Emission Tomography, PET)扫描仪具备第1检测器(10)和第2检测器(20)。第1检测器(10)沿着包围被检体的圆周而设置,且配置在相对于该圆周的中心的第1角度范围。第2检测器(20)以与该圆周不同的曲率半径来设置,且配置在与第1检测器(10)对置的第2角度范围。



1. 一种正电子断层扫描仪,其具备:
第1检测器,沿着包围被检体的圆周而设置,且配置在相对于该圆周的中心的第1角度范围;
第2检测器,以与上述圆周不同的曲率半径来设置,且配置在与上述第1检测器对置的第2角度范围。
2. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,
作为上述第2角度的范围,上述第2检测器被配置在30度以上的范围。
3. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,
配置上述第1检测器的上述第1角度的范围和配置上述第2检测器的上述第2角度的范围合计小于360度。
4. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,
配置上述第1检测器的上述第1角度的范围和配置上述第2检测器的上述第2角度的范围合计为360度以上。
5. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述第2检测器被配置在离上述中心的距离相比设置上述第1检测器的圆周近的位置。
6. 根据权利要求5所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述第2检测器被配置在与设置上述第1检测器的圆周到上述中心的距离相比,近10%以上的位置。
7. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述第1检测器包含多个第1检测器元件,
上述第2检测器包含多个第2检测器元件,
上述第2检测器元件各自具有小于上述第1检测器元件的检测面。
8. 根据权利要求7所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述第2检测器平坦。
9. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述正电子断层扫描仪还具备第3检测器,该第3检测器被配置在与上述第1检测器对置的第2角度范围。
10. 根据权利要求9所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述第1检测器包含多个第1检测器元件,
上述第2检测器平坦,且包含多个第2检测器元件,
上述第3检测器平坦,且包含多个第3检测器元件,
上述第2检测器元件以及上述第3检测器元件各自具有小于上述第1检测器元件的检测面。
11. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述第2检测器以与载置上述被检体的床的下方接触的方式被配置。
12. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述第2检测器被配置在载置上述被检体的床的上方。
13. 根据权利要求1所述的正电子断层扫描仪,其中,

上述第 2 检测器在上述圆周的切线方向以及上述圆周的半径方向中的至少一个方向上可动。

14. 根据权利要求 1 所述的正电子断层扫描仪,其中,
上述第 1 检测器以及上述第 2 检测器在包围被检体的圆周方向上进行旋转。

正电子断层扫描仪

技术领域

[0001] 实施方式涉及正电子断层(Positron Emission Tomography, PET) 扫描仪(scanner)。

背景技术

[0002] 在医用成像(imaging)的领域中,正电子(Positron)放射断层摄影(以下,适当地称为“PET”)的利用正在递增。在PET成像(imaging)中,放射性药剂通过注入、吸入、或者经口摄取而被投放到要进行图像化的被检体。在投放了放射性药剂之后,由于物理性质以及生物体分子的性质,药剂集中于人体内的特定部位。药剂的实际空间分布、药剂的积聚区域浓度、以及从投放到最终的排出为止的过程中的动态均具有重要的临床意义。在该过程(process)中,附着于放射性药剂的正电子放射体根据半衰期、分支比等同位素的物理性质而放射正电子。

[0003] 放射性核素放射正电子。如果所放射的正电子与电子碰撞,则发生湮灭事件(annihilation event),而破坏正电子以及电子。大多数情况下,湮灭事件生产向大致180度相反方向以511keV飞翔的2条 γ 射线(gamma ray)。

[0004] 通过检测2条 γ 射线,并在其检测位置间引出直线即、LOR(Line-Of-Response:同时计数线),从而能够分割出原本湮灭的位置。该过程只识别可能发生相互作用(interaction)的线,但是通过蓄积很多那样的线,通过断层摄影重建过程,从而能够推定原本的分布。除了2个闪烁事件(scintillation event)的位置之外,如果能够利用准确的定时(数百皮秒以内的),则通过计算TOF(Time-Of-Flight),还可以追加与沿着LOR的事件的推定位置相关的信息。PET扫描仪的时间分辨率的界限决定沿着该线的定位的精度。确定原本的闪烁事件的位置时的界限决定PET扫描仪的最终的空间分辨率。另一方面,同位素的固有特性(例如,正电子的能量)(根据2条 γ 射线的正电子范围以及共线性)也有助于特定的药剂的空间分辨率的决定。

[0005] 通过收集大量的事件,创造出通过断层摄影重建来推定出的被检体的图像所需的信息。在对应的检测器元件中大致同时发生的2个检测到的事件,为了划定投影位置或者重建的正弦图(sinogram),形成能够根据这些事件的几何学性质来可进行直方图(histogram)化的LOR。事件还单独地施加给图像。

[0006] 因此,数据(data)收集以及图像重建的基本的要素为LOR。LOR是横穿系统与被检体的间隙(system-patient aperture)的线。关于事件的位置能够得到进一步的信息。第1、通过采样(sampling)以及重建,对点进行重建或者位置确定的系统的能力在视野整体中并不是空间不变的,而是在中央部比较好,但朝向周边部逐渐降低的情况是周知的。为了对该举动添加特征,一般而言,使用PSF(Point-Spread-Function)。为了将PSF加入到重建过程而开发了工具(tool)。第2、使用与成对的 γ 射线的检测相关的各检测器的 γ 射线的到达期间的飞行时间或者时间差,沿着LOR确定大概发生事件的位置。

[0007] 必须对大量的湮灭事件重复上述检测过程。虽然必须对每个成像病历进行解析来

确定为了辅助成像任务(imaging task)而需要几次计数(即,成对的事件),但在目前的惯例中,通过典型的 100cm 长的氟代脱氧葡萄糖(Fluoro-Deoxyglucose, FDG)的检查认为需要积蓄数亿计数。积蓄该数量的计数所需的时间由药剂的注入量、扫描仪的灵敏度以及计数性能来决定。

[0008] 现有技术文献

[0009] 专利文献

[0010] 专利文献 1 :美国专利第 6,455,856 号说明书

[0011] 专利文献 2 :美国专利第 6,946,658 号说明书

发明内容

[0012] 本发明要解决的问题在于,提供一种能够适当地配置检测器的 PET 扫描仪。

[0013] 实施方式所涉及的 PET 扫描仪具备第 1 检测器和第 2 检测器。上述第 1 检测器沿着包围被检体的圆周而设置,且配置在相对于该圆周的中心的第 1 角度的范围。上述第 2 检测器以与上述圆周不同的曲率半径来设置,且配置在与上述第 1 检测器对置的第 2 角度的范围。

附图说明

[0014] 图 1 是表示以往的全环 PET 扫描仪的图。

[0015] 图 2 是表示一实施方式所涉及的 PET 扫描仪的结构图。

[0016] 图 3A 是表示图 2 所示的实施方式的灵敏度增大的图。

[0017] 图 3B 是表示图 2 所示的实施方式的灵敏度增大的图。

[0018] 图 3C 是表示图 2 所示的实施方式的灵敏度增大的图。

[0019] 图 4 是表示两半(two-half)扫描仪的轴方向的灵敏度的图。

[0020] 图 5 是表示两半扫描仪的另一实施方式的图。

[0021] 图 6 是表示两半扫描仪的另一实施方式的图。

[0022] 图 7 是表示两半扫描仪的另一实施方式的图。

[0023] 图 8 是表示两半扫描仪的另一实施方式的图。

[0024] 图 9 是表示两半扫描仪的另一实施方式的图。

[0025] 图 10A 是表示平坦的上部扫描仪根据应该被扫描(scan)的对象部位来定位的实施方式的图。

[0026] 图 10B 是表示平坦的上部扫描仪根据应该被扫描的对象部位来定位的实施方式的图。

[0027] 图 11 是表示组装有两半扫描仪的 PET/CT (Computed Tomography)系统的实施方式的图。

[0028] 图 12A 是表示以往的 PET/CT 系统的实施方式的图。

[0029] 图 12B 是表示组装有两半扫描仪的 PET/CT 系统的实施方式的图。

[0030] 图 12C 是表示组装有两半扫描仪的 PET/CT 系统的实施方式的图。

[0031] 图 13 是表示通过实施方式所涉及的 PET/CT 系统来执行的控制方法的步骤的流程图。

[0032] 图 14 是表示一实施方式中的 PET/CT 系统的结构的图。

具体实施方式

[0033] 以下,参照对相同或者对应的部位添加了类似的参照编号的附图,说明实施方式所涉及的 PET 扫描仪、医用图像诊断装置、以及控制方法。

[0034] 一实施方式所涉及的 PET 扫描仪具备第 1 检测器部(以下,适当地称为“第 1 检测器”)和第 2 检测器部(以下,适当地称为“第 2 检测器”)。第 1 检测器沿着包围被检体的圆周而设置,且配置在相对于该圆周的中心的第 1 角度范围内。第 2 检测器以与该圆周不同的曲率半径来设置,被配置在与第 1 检测器对置的第 2 角度范围内。

[0035] 例如,第 1 检测器在被检体托板(patient pallet,还被称为“床”等)的周围设置在圆周方向。另外,例如,第 1 检测器在轴方向(例如,被检体的体轴方向)具有一定的宽度。另外,例如,第 1 检测器的横断方向对于圆周的圆心(即,由该第 1 检测器确定的 PET 扫描仪的中心轴线),是 180 度以上小于 360 度的角度的范围。另外,例如,第 2 检测器与第 1 检测器分离,且与第 1 检测器对置设置。另外,例如,第 2 检测器具有比第 1 检测器的曲率半径小的曲率半径。另外,例如,第 2 检测器的横断方向是相对于由第 1 检测器确定的 PET 扫描仪的中心轴线而言,不足 180 度的角度的范围。

[0036] 另外,例如,作为第 2 角度的范围,第 2 检测器被配置在 30 度以上的范围。另外,例如,配置第 1 检测器的第 1 角度的范围和配置第 2 检测器的第 2 角度的范围合计(实质上)小于 360 度。另外,例如,配置第 1 检测器的第 1 角度的范围和配置第 2 检测器的第 2 角度的范围合计(实质上)也可以为 360 度以上。

[0037] 另外,例如,第 2 检测器被配置在离圆周中心的距离相比设置第 1 检测器的圆周更近的位置。即,第 2 检测器与第 1 检测器相比较,更接近上述中心轴线而设置。另外,例如,第 2 检测器被配置在与配置第 1 检测器的圆周到中心的距离相比,近 10% 以上的位置。即,第 2 检测器与第 1 检测器相比较,离中心轴线接近第 1 检测器的半径的至少 10% 的程度而设置。

[0038] 另外,例如,第 1 检测器包含多个第 1 检测器元件,第 2 检测器包含多个第 2 检测器元件,第 2 检测器元件各自具有比第 1 检测器元件小的检测面(还被称为“表面区域”等)。

[0039] 另外,例如,第 2 检测器也可以是平坦的。

[0040] 另外,例如,PET 扫描仪还具备配置于与第 1 检测器对置的第 2 角度范围的第 3 检测器。例如,第 1 检测器包含多个第 1 检测器元件,第 2 检测器是平坦的,且包含多个第 2 检测器元件,第 3 检测器是平坦的,且包含多个第 3 检测器元件。另外,第 2 检测器元件以及第 3 检测器元件各自具有比第 1 检测器元件小的检测面。

[0041] 另外,例如,第 2 检测器还可以与载置被检体的床的下方接触地配置。即,第 2 检测器被设置为与床的下方接触。另外,例如,第 2 检测器也可以配置在载置被检体的床的上方。另外,例如,第 2 检测器在圆周方向(或者圆周的切线方向)以及圆周的半径方向中的至少一个方向上可动。另外,例如,第 1 检测器以及第 2 检测器在包围被检体的圆周方向上旋转。即,第 1 检测器以及第 2 检测器也可以构成为在床的周围,以任何轴向(axial)角度(angle)进行旋转。

[0042] 另外,一实施方式所涉及的 PET 扫描仪具备第 1 检测器和第 2 检测器。第 1 检测

器相对于包围被检体的圆周的圆心而被配置在第 1 角度范围,并包含多个第 1 检测器元件。第 2 检测器在与第 1 检测器对置的第 2 角度范围,在圆周方向(或者圆周的切线方向)以及圆周的半径方向中的至少一个方向上可动地配置,并包含与第 1 检测器元件不同种类的多个第 2 检测器元件。

[0043] 在此,例如,第 1 检测器元件分别包含光电倍增管(PMT(Photomultiplier Tube)),第 2 检测器元件分别包含与第 1 检测器元件不同种类的光传感器(photo sensor)。例如,第 1 检测器元件分别包含具有第 1 厚度和第 1 表面区域的闪烁晶体(scintillation crystal)。例如,第 2 检测器元件分别包含具有与第 1 厚度不同的第 2 厚度的闪烁晶体。另外,例如,第 2 检测器元件分别包含具有与第 1 表面区域不同的第 2 表面区域的闪烁晶体。另外,例如,第 2 检测器元件分别包含半导体(solid-state)光传感器。另外,例如,第 2 检测器元件分别包含硅(silicon)光电倍增管。另外,例如,第 2 检测器元件分别包含 APD(Avalanche Photodiode)。

[0044] 即,例如,第 1 检测器元件分别包含光电倍增管,第 2 检测器元件各自包含与第 1 检测器元件的光电倍增管不同种类的光传感器。例如,第 2 检测器元件各自包含硅光电倍增管、半导体光传感器、或者 APD。

[0045] 另外,一实施方式所涉及的 PET 扫描仪具备第 1 检测器和第 2 检测器。第 1 检测器相对于包围被检体的圆周的圆心被配置在第 1 角度范围,并包含多个第 1 检测器元件。第 2 检测器在与第 1 检测器对置的第 2 角度的范围,在圆周方向(或者圆周的切线方向)以及圆周的半径方向中的至少一个方向上可动地配置,并包含与第 1 检测器元件不同种类的多个第 2 检测器元件。第 2 检测器元件分别具有与第 1 检测器元件不同的特性。

[0046] 例如,第 2 检测器元件各自的时间分辨率、能量分辨率、以及灵敏度中的至少一个与第 1 检测器元件不同。

[0047] 另外,一实施方式所涉及的 PET 扫描仪具备第 1 检测器和第 2 检测器。第 1 检测器相对于包围被检体的圆周的圆心被配置在第 1 角度范围。第 2 检测器在与第 1 检测器对置的第 2 角度范围,在圆周方向(或者圆周的切线方向)以及圆周的半径方向中的至少一个方向可动地配置。另外,第 1 检测器的能量窗(energy window)与第 2 检测器的能量窗不同。

[0048] 另外,一实施方式所涉及的医用图像诊断装置具备第 1 检测器、第 2 检测器、以及数据收集部。第 1 检测器相对于包围被检体的圆周的圆心被配置在第 1 角度范围,并包含多个第 1 检测器元件。第 2 检测器在与第 1 检测器对置的第 2 角度范围,在圆周方向(或者圆周的切线方向)以及圆周的半径方向中的至少一个方向上可动地配置,并包含与第 1 检测器元件不同种类的多个第 2 检测器元件。数据收集部从第 1 检测器收集第 1 事件数据,从第 2 检测器收集第 2 事件数据,并将第 1 事件数据和第 2 事件数据向进行事件数据的处理的数据处理部发送。例如,数据处理部进行事件数据的分析或重建。

[0049] 另外,一实施方式所涉及的医用图像诊断装置还具备图像取得部和控制部。图像取得部取得被检体的图像。例如,图像取得部包含对被检体进行扫描,而取得 CT 图像数据的 CT 扫描仪。控制部根据图像确定关心区域,根据所确定的关心区域,使第 2 检测器在圆周方向(或者圆周的切线方向)以及圆周的半径方向中的至少一个方向移动。例如,控制部根据从 CT 图像数据得到的投影数据,确定关心区域的被检体的体轴方向的范围。另外,例

如,控制部根据从 CT 图像数据得到的断面图像,确定关心区域的位置。并且,例如,控制部根据所确定的体轴方向的范围使载置被检体的床在长度方向移动,根据所确定的位置使第 2 检测器在圆周方向以及圆周的半径方向中的至少一个方向移动。

[0050] 另外,例如,控制部在移动了床以及第 2 检测器之后,对被检体进行基于 PET 的扫描,收集事件数据(event data)。

[0051] 另外,例如,医用图像诊断装置还具备床移动机构,上述床移动机构根据来自控制部的控制信号使床进行移动。另外,例如,医用图像诊断装置还具备检测器移动机构,上述检测器移动机构根据来自控制部的控制信号使第 2 检测器进行移动。另外,例如, PET/CT 系统还可以具备第 3 检测器。第 3 检测器在与第 1 检测器对置的第 2 角度范围,在圆周方向(或者圆周的切线方向)以及圆周的半径方向中的至少一个方向可动地配置,并包含与第 1 检测器元件不同种类的多个第 3 检测器元件。此时,数据收集部还从第 3 检测器收集第 3 事件数据,并将第 1 事件数据、第 2 事件数据以及第 3 事件数据向数据处理部发送。

[0052] 另外,一实施方式所涉及的控制方法是由医用图像诊断装置执行的控制方法。控制方法从第 1 检测器收集第 1 事件数据,从第 2 检测器收集第 2 事件数据,并将第 1 事件数据和第 2 事件数据向数据处理部发送。第 1 检测器相对于包围被检体的圆周的圆心被配置在第 1 角度范围,并包含多个第 1 检测器元件。第 2 检测器收集第 1 事件数据,在与第 1 检测器对置的第 2 角度范围,在圆周方向(或者圆周的切线方向)以及圆周的半径方向中的至少一个方向上可动地配置,并包含与第 1 检测器元件不同种类的多个第 2 检测器元件。数据处理部进行事件数据的处理。

[0053] 另外,例如,控制方法取得被检体的图像,根据所取得的图像确定关心区域,根据所确定的关心区域,使第 2 检测器在圆周方向以及圆周的半径方向中的至少一个方向移动。

[0054] 另外,一实施方式所涉及的医用图像诊断装置包含对被检体进行扫描,取得 CT 图像数据的 CT 扫描仪。另外,控制方法取得被检体的 CT 图像数据,根据从所取得的 CT 图像数据中得到的投影数据,来确定关心区域的被检体的体轴方向的范围,根据从 CT 图像数据得到的断面图像,确定关心区域的位置。并且,控制方法根据所确定的体轴方向的范围使载置被检体的床在长度方向移动,根据所确定的位置使第 2 检测器在圆周方向以及圆周的半径方向中至少一个方向移动。

[0055] 图 1 是表示以往的全环(full-ring)PET 扫描仪的图。PET 成像系统为了检测从被检体放射的 γ 射线,使用被配置在相互对置的位置上的检测器。为了检测从任何角度飞来的 γ 射线,一般使用检测器环(ring)。从而,为了能够收集尽可能多的放射线,PET 扫描仪一般是大致圆筒状,当然,是各向同性的。为了弥补缺失的角度还能够使用部分环,或者使检测器旋转,但这些方法给扫描仪的整体的灵敏度带来严峻的后果。在包含于平面中的所有的 γ 射线有机会与检测器发生相互作用的圆筒形形状中,增加轴线方向的尺寸会对捕获放射线的灵敏度即、能力带来非常有利的影响。因此,最好的构造是有可能检测所有的 γ 射线的球体构造。当然,为了适用于人体,球面构造必须非常大,因此,变得非常昂贵。从而,由于检测器的轴线区域是可变的,因此,圆筒形的形状是现代的 PET 扫描仪的构造的现实的出发点。

[0056] 如果 PET 扫描仪的整体的形状变得明显,则下一课题在于在 γ 射线路径内配置尽

可能多的闪烁材料,将尽可能多的 γ 射线转换成光。在该过程中需要考虑优化的 2 个重要性。一方面,为了“面内(in-plane)”灵敏度,需要在检测器的圆周的周围设置尽可能多的晶体(晶体的厚度)。另一方面,对于所提供的晶体的厚度,检测器圆筒(cylinder)的轴线长确定总系统灵敏度。该灵敏度大致与轴线长的平方(由圆筒的中央的点确定范围的立体角)成比例。实际的成本(cost)的讨论不可避免地变为优化过程的一部分。晶体以及相关传感器的最优分布成为全部系统成本的核心。一般而言,其相当于 PET 成像系统的全部成本的最高三分之二。

[0057] 以往,圆筒形的形状是为了 PET 扫描仪而选择的构造。如图 1 所示,圆筒形的形状能够在横截面中捕捉所有的事件。根据检测器的轴线方向范围,确定能够定义多少那样的平面和能够利用多少倾斜平面。

[0058] 如图 1 所示,PET 扫描仪由表示检测器元件的一系列的小方框(block)形成。为了简单,仅仅示出 2、3 打(dozen)检测器元件。实际上,为了妥当地提取出形状需要数百像素(pixel)。可以说即使针对轴线方向也相同。检测器元件在一般的情况下是两方向都相同的规定的大小,也可以是两方尺寸不同的大小。当被检体被载置在扫描仪被检体托板(床)时,被检体的横截面表示胸部、肺、心脏、以及脊椎。另外,图 1 表示从“心脏”向圆周方向以及轴线方向的双方发出,表示由在 PET 扫描仪上的几个点收集的正电子湮灭事件的 2、3 根推定的 LOR。

[0059] PET 扫描仪的整体的尺寸以覆盖全部人体的方式,一般而言,从直径 70cm 到 90cm 是多样的。轴方向的尺寸能够进一步变更。在以往的 PET 扫描仪中,存在至少 15cm 的轴方向的有效范围(至少覆盖心脏),但能够并且希望具有更大的规模。

[0060] 另外,在现在的临床诊疗中,将被检体大致放置在 PET 扫描仪的中央。如果被检体占据一般 PET 扫描仪直径的 50% 以下,则优选将被检体稍微低于中心来放置,在 PET 扫描仪开口部内设置用于被检体的更广的“呼吸”空间。

[0061] 尽管如此,PET 扫描仪的目标在于,在轴向面以及横截面的双方中,从被检者处收集尽可能多的 LOR。

[0062] 以往的构造对正电子湮灭事件的收集提供有效的形状,另一方面,还规定用于制造 PET 扫描仪的严格的要求。从而,用于抑制其成本的选项几乎没有被提供过。

[0063] 虽然提出了增加 PET 扫描仪的轴方向范围的尝试,但没有变更横截面中对于完全提取的规则。

[0064] 如果提供检测器元件的非常高的相对的成本,则需要对增加 PET 扫描仪开口部(即,更大的直径)或者其轴方向范围的所有的尝试显著地增加成本。为了收容需要 85cm 或者其以上的治疗用定位(固定化)工具(tool)(与放射线治疗单元一致),并且减少许多被检体存在的幽闭恐惧的压力(stress)改善被检体的舒适性,优选使 PET 扫描仪的直径变大。为了提高灵敏度(收集的事件的数量),并且,为了覆盖更大的器官或者身体部分,优选延伸 PET 扫描仪的轴方向范围。例如,整个肺一般最高横跨 25 ~ 30cm,头部以及首部至少需要 30cm。

[0065] 因此,PET 扫描仪设计者所面对的现实的问题在于,当代表 PET 扫描仪的主要的成本的检测器材料的量一定时,制成怎样的形状才能优化事件计数数的同时还能够实现用于重建的妥当的提取。

[0066] 并且,在以往的设计中,没有提供对被检体的特定器官或者对象部位进行扫描的 PET 扫描仪的变更或优化方法,与应该优化的被检体或者被检体的部位无关,所有的图像都通过同一方法取得。

[0067] 图 2 是表示一实施方式所涉及的 PET 扫描仪的构造的图。如图 2 所示,一实施方式所涉及的 PET 扫描仪为了优化正电子湮灭事件的收集而具有新的形状。具体而言,一实施方式所涉及的 PET 扫描仪如图 2 所示,具备被分割的 2 个检测器,即,第 1 检测器 10 和第 2 检测器 20,虽然在图 2 中省略了图示,但是此外,适当地包含控制电路或支承物等。第 1 检测器 10 被配置为覆盖(cover)包围被检体 P 的圆周中大概上半部分的范围,第 2 检测器 20 被配置成与第 1 检测器 10 对置,大概覆盖下半部分的范围。一实施方式所涉及的 PET 扫描仪是两半扫描仪(two-half scanner)。在此,如图 2 所示,PET 扫描仪的下半部分(第 2 检测器 20)为了与被检体 P 的尺寸相匹配而缩小。换言之,第 2 检测器 20 具有比第 1 检测器 10 的曲率半径小的曲率半径。一般而言,被检体 P 的尺寸是 PET 扫描仪的直径(例如,在图 2 中第 1 检测器 10 的直径)的大约一半。与图 1 所示的以往的构造相比较,被检体托板 a 的下方的空间是无用的空间,无益于被检体 P 的舒适性。

[0068] 另外,如图 2 所示,由图 1 所示的以往的构造收集的 LOR 全部依然由 PET 扫描仪的较小的下半部分(第 2 检测器 20)来收集。另外,通过检测器环的上半部分(第 1 检测器 10)、和第 1 检测器 10 以及第 2 检测器 20 的间隙的 LOR 没有横穿被检体 P,因此,不需要在被检体 P 的扫描中收集。第 2、通过在第 2 检测器 20 中使用与直径的减少成比例地变得更小的较小的检测器元件,从而,在第 1 检测器 10 与第 2 检测器 20 之间,存在相同数量的推测的 LOR。作为注意点,新的两半扫描仪具有和与以往的全环扫描仪相同的横断方向的灵敏度和相同的提取能力,另一方面,实现节约检测器的成本的最高 20~25% 的点。并且,两半扫描仪的底部的部分接近被检体 P。因此,能够实现:轴方向的立体角(3D)的增加;对性能的改善或晶体的厚度的量的减少有益的灵敏度的增加;以及进一步的成本的节约。

[0069] 图 3A~3C 是表示图 2 所示的实施方式的灵敏度增大的图。另外,在图 3A~3C 以及以下中,有时将第 1 检测器 10 的一部分表示为“第 1 检测器 10'”,将第 2 检测器 20 的一部分表示为“第 2 检测器 20'”。本实施方式的灵敏度的增加通过对图 3A~3C 观察轴向面而可知。PET 扫描仪(第 1 检测器 10' 以及第 2 检测器 20')的中央的点光源与以往的环相比,不会生成更多的同时发生事件(在图 3A 中由正方形图案部分示出的)。其理由是来该点光源的附加的 LOR 偏离上部检测器(第 1 检测器 10')的范围,因此,为了引出那样的附加的 LOR,不能使用来自更近的检测器(第 2 检测器 20')的附加的立体角(在图 3A 中由水平线图案示出的)。但是,针对其他的放射点,如图 3B 以及图 3C 的垂直线图案部分所示,灵敏度可能大量地增加。但是,在“容积灵敏度”的准确的计算中,需要更复杂的模型工具(model tool)。

[0070] 图 4 是表示两半扫描仪的轴方向的灵敏度的图。所取得的计数的分布还明显地受到图 2 所示的两半扫描仪的影响。在以往的中央环形状中,射线源的轴方向的灵敏度特性是三角形。这表示随着从 PET 扫描仪的轴方向的中心向 FOV(Field Of View)的端部行进,如图 4 的左侧所示,创造出同时发生事件的机会逐渐变少。全部系统灵敏度在 FOV 的端部变为零(zero)的事实会对重建造成问题,特别地,阻碍一定的统计学特性。

[0071] 在图 4 的右侧所示的极端的案例(case)中,由于射线以及光源与下部检测器(第 2

检测器 20') 之间的零距离, 进入下方的 γ 射线全部被检测。从而, 全部系统灵敏度单纯地是上部检测器(第 1 检测器 10') 的立体角, 表示在轴向 FOV 的中央稍微隆起。在中间的情况, 认为从三角形形状向几乎平坦的分布的一方渐进地远离。

[0072] 另外, 一定的数量的推定的 LOR 确保妥当的断层摄影的重建。另外, 较小的检测器元件与较小的(即, 较良好的) 最终的空间分辨率对应。空间分辨率是以“响应管(tube of response)”为依据的, 即, 以和与 2 个检测器元件的表面相邻的容积(和与 2 个检测器元件的中心相邻的无维的线对照性地) 多少成比例的反复重建所伴随的模型(model)为依据的。另外, 如果利用较良好的空间分辨率, 则能够改善成像性能。或者, 如果利用较良好的空间分辨率, 则通过使用较少、较大的晶体元件, 从而作为 PET 扫描仪的上下两部件, 能够利用稍微大的检测器元件。

[0073] 图 5 ~ 9 是表示两半扫描仪的另一实施方式的图。在另一实施方式中, 如图 5 所示, 两半扫描仪的分割比率不一定相等。例如, 第 1 检测器 10 被配置成对于第 1 检测器 10 的圆周的中心, 覆盖 180 度以上不足 360 度的广的范围的角度。另一方面, 第 2 检测器 20 被配置成覆盖不足 180 度的角度。此时, 鉴于被检体的宽度或被检体托板的宽度等, 第 2 检测器 20 例如优选被配置成覆盖 30 度以上的范围。这样, 为了在被检体托板的周围提供更大的开口部, 能够实施不同的比率。如图 6 所示, LOR 即使通过该新的形状, 依旧能够全部捕获。基于所提供的两半构造的“节约”量的效果能够通过上述方法来推定。

[0074] 在此, 如图 5 所示, 例如, 第 2 检测器 20 与第 1 检测器 10 相比较, 被配置在距离被检体托板(palette) 更近的位置。另外, 例如, 第 2 检测器 20 被配置在与设置第 1 检测器 10 的圆周到中心的距离相比, 近 10% 以上的位置。即, 第 2 检测器与第 1 检测器相比, 从中心轴线接近第 1 检测器的半径的至少 10% 的程度来设定。

[0075] 在另一实施方式中, 较小的环部分(第 2 检测器 20) 在图 6 中, 如示出为弯曲的托板(左侧) 或平坦的托板(右侧) 那样, 能够与被检体托板相接触, 能够提供更高层次的灵敏度 / 几何学性能的增加。这两种托板一般都能够能够在 PET 成像, 特别地, 在放射线疗法中使用。

[0076] 当被分割成 2 个部分的环是上下对称形时, 在上述的实施方式中, 较小的第 2 检测器 20 覆盖下半部分的范围, 且接近被检体托板而配置。对此, 如图 7 的左侧所示, 当较小的第 2 检测器 20 被配置成覆盖上半部分的范围时, 若干的 LOR (例如, 图 7 所示的 5 根 LOR 中, 最右侧的 1 根 LOR) 因形状而无法被捕获。从而, 如图 7 的右侧所示, 当将较小的第 2 检测器 20 放置在上部时, 两半的垂直位置存在制约。

[0077] 图 7 的右侧表示技术上能够允许的形狀, 但是实际上, 使较小的上部部分(第 2 检测器 20) 下降(或者同等地使被检体托板上升) 接近被检体, 会对被检体造成不舒服的情况。如果识别图 7 省略检测器系统的其余的部分(光电倍增管、电子设备电路、支承物、电缆、其他) 而只示出检测器元件的情况下, 这变得特别地明显。

[0078] 但是, 在另一实施方式中, 在上部可以具有较小的部分。首先, 检测器可由硅光电倍增管(Silicon Photomultiplier, SiPM) 或者雪崩光电二极管(Avalanche Photodiode, APD) 等半导体传感器而构成。如果使用那样的传感器, 则通过检测器的小型化能够使用不明显的大小的检测器。第 2、半导体底部(base) 的检测器(与环的残部不同) 是可动的, 并在首先对被检体 P 进行了定位之后, 能够将上部的检测器放置于成像位置。第 3、环的上部分实际上能够进一步划分成多个部件, 能够容易地定位, 当不进行成像时能够进行收纳。最

后,与图 7 所示的实施方式类似,如图 8 所示,能够将检测器元件的几个配置成 1 个或者多个平坦的线性部分。

[0079] 例如,如图 8 所示,PET 扫描仪还可以具备第 1 检测器 10、第 2 检测器 20、以及第 3 检测器 30。第 1 检测器 10 被配置为沿着圆周长来设置,覆盖下半部分的范围。另外,第 1 检测器 10 被配置为接近被检体托板。另一方面,第 2 检测器 20 以及第 3 检测器 30 是平坦的,被配置为覆盖上半部分的范围。另外,第 2 检测器 20 以及第 3 检测器 30 也被配置成与被检体托板接近,但如上所述,例如,如果使用半导体底部的检测器,则能够使检测器小型化。另外,“一半”不一定严谨地意味着 180 度的范围。在另一实施方式也相同。

[0080] 另外,应该注意的点是:包含上/下翻转对称性的上述两半扫描仪的几个实施方式,对于旋转是一样的这一点。实际上,除了心脏、或者右(或者左)胸部等的局部成像,一般而言,在水平轴线的周围,除了对称性之外(上/下分割以及翻转)什么都不选择。在这些情况下,如果在对象部位或者器官的附近能够得到较佳的空间分辨率的检测器,则能够应用。

[0081] 在上述 PET 扫描仪的实施方式各自中,实质上(即使完全不相同)在与全环形状相同的时间内生成相同的图像,但其结果,用于检测的材料减少 20%~50%。此种减少是对于以相同的成本来改善系统性能、或者针对相同的成像性能而降低成本而言是重要的。

[0082] 作为注意点,存在在上述两部分(Two part)形状各自中,LOR 以较大的入射角(对于入射面不成直角)进入较小的部分的检测器元件,因此,由于附加的视差误差造成更高的空间上的不清晰的这一点。但是,由于对于被检体由更小的环部分来形成的非常高的立体角,更高的视差误差至少部分性地通过晶体的厚度的减少来补偿。

[0083] 能够使用相同的原理来优化 PET 成像,但另一方面,认识到从完全的提取中的若干脱离。TOF 信息能够提供与若干对象部位的准完全的成像状态以及重建对应的足够的“局部”特性,但另一方面,成像向从部位远离的方向渐进地劣化。图 10A 以及 10B 是表示平坦的上部扫描仪根据应该扫描的关心区域(region of interest,或者对象部位)进行定位的实施方式的图。例如,几个重要的成像作业,例如,心脏或者胸部成像如图 10A 以及图 10B 所示,明显地集中于从身体的比较小的部位收集到的信息。

[0084] 图 10A 是表示通过如示例那样定位的 2 个平坦的上部检测器(第 2 检测器 20 以及第 3 检测器 30),心脏几乎接受完全的角度提取,提供用于优化或者准优化的重建的足够的信息的图。如图 10B 所示,示出了位于身体的对称的相反侧的点明显地只接受少的 LOR,在该形状下对于该点而言,右侧的检测器(第 3 检测器 30)完全无用,只能够使用下方的检测器(第 1 检测器 10)的小的部分。但是,TOF 成像本质上能够将 2 个部位更好地隔离。另外,当那样的 PET 扫描仪是复合型 PET/CT 系统或者 PET/MR (Magnetic Resonance) 系统的一部分时,CT 或者 MR 的图像能够用于对象的部位或者器官的识别、和 PET 检测器的定位的优化。

[0085] 在另一实施方式中,只有 1 种检测器具有 TOF 的能力。另外,作为注意点,是当不完全的提取时,得到用于重建的足够的时间信息,为了从该附加信息中得到收益,明显需要双方的检测器。但是,当是完全的提取时,可知大部分的事件从混合的检测器中得来。

[0086] 例如,假设用于得到有用的 TOF 信息的最小限度的总时间分辨率为 1ns(商用系统现在达到 500~600ps)。当系统由 2 种检测器构造、即,(1)具有 300ps 的时间分辨率的能力的类型(type)A 的检测器(将检测器 A 看作完整的、或者至少极快的检测器来测量时)、和

(2) 只有 2ns (2000ps) 的能力的类型 B 的检测器构成时, 仅仅由类型 A 的检测器构筑的系统大概具有 $\text{SQRT}(300^2 + 300^2)$ 或者大致 425ps 的总系统时间分辨率(使用古典的二次组成)。仅仅由类型 B 的检测器构筑的系统大概具有 $\text{SQRT}(2000^2 + 2000^2)$ 或者 2.8ns 或者 2,800ps 的总系统时间分辨率。但是, 大部分的事件是类型 A 以及类型 B 的复合型的系统, 实质上通过类型 B 的检测器以 2ns 进行控制, 对前置的检测器电子设备电路以及图像质量提供有用的优点。

[0087] 当使用不同的类型的检测器时, 大部分的性能根据相同的二次组成。但是, 在能量分辨率的情况下, 当 2 种的类型的差异十分大时, 大概必须将不同的处理(例如, 接受窗口)应用于不同的取得链(chain)。能量窗调整是对 2 种类型的检测器的灵敏度进行调整时的重要的要素。为了确认来自双方的检测器的散射接受是否均衡, 与各个检测器的固有的举动一致的能量窗也是必须的。即, 有时第 1 检测器 10 的能量窗与第 2 检测器 20 的能量窗不同。

[0088] 最后, 虽然对于本领域的技术人员而言是不言而喻的, 但为了在系统上执行典型的校准(calibration)作业, 需要进行重要的修正。定时以及能量分辨率、和系统归一化会变得更复杂。

[0089] 基于上述的实施方式, PET 扫描仪包含在被检体托板的周围且设置在圆周方向上的第 1 检测器、和与第 1 检测器脱离, 且对置地设置的第 2 检测器。第 1 检测器包含多个第 1 检测器元件, 另外, 第 2 检测器部包含多个第 2 检测器元件。如以上讨论的那样, 第 2 检测器元件也可以是与第 1 检测器元件不同的种类(type)的检测器元件。

[0090] 例如, 在一实施方式中, 第 1 检测器元件各自包含光电倍增管和具有第 1 厚度以及第 1 像素表面区域(pixel surface area)的闪烁晶体, 另一方面, 第 2 检测器元件各自具有与第 1 厚度不同的第 2 厚度、和具有与第 1 像素表面区域不同的第 2 像素表面区域的闪烁晶体。

[0091] 另外, 在一实施方式中, 第 2 检测器元件各自包含与第 1 检测器元件的光电倍增管不同的光传感器。例如, 在一实施方式中, 第 2 检测器元件各自包含硅光电倍增管等半导体光传感器。

[0092] 另外, 第 2 检测器构成为具有与第 1 检测器不同的成像特性。例如, 在一实施方式中, 第 1 检测器以及第 2 检测器具有不同的能量以及时间分辨率。另外, 在另一实施方式中, 用于第 1 检测器的能量窗(event acceptance window)与用于第 2 检测器的能量窗不同。

[0093] (PET/CT 系统)

[0094] 接着, 作为实施方式所涉及的医用图像诊断装置的一个例子, 说明 PET/CT 系统。图 11、图 12B 以及 12C 是表示组装了两半扫描仪的 PET/CT 系统的实施方式的图。上述的两半形状(two-half geometries)能够通过几个方法组装入现有的 CT 系统。在某一实施方式中, 如图 11 所示, 将较小型、可动、半导体检测器设置在被检体托板的上部, 可作为现有的 CT 系统的增设设备而形成一体型 PET/CT 装置。如以上论述的那样, 2 台上部检测器是可动的, 例如, 在神经学扫描或者心血管扫描的用途中, 能够配置在被检体的周围的、依存于图像化的被检体的对象部位(也称为“关心区域(region of interest)”)的位置。

[0095] 制造大口径 PET 系统很昂贵, 根据上述检测器形状, 能够制造新的大口径系统, 进一步能够维持能够允许的费用构成。特别地, 相同量的检测器材料不同地且更有效地分配。

[0096] 例如,图 12A 是表示以往的方法的图,图 12B 是表示上部分(第 1 检测器 10)是具有较大的直径的环的一半,另一方面,下部分(第 2 检测器 20)具有缩小后的直径的实施方式的图。在图 12C 所示的另一实施方式中,下部的检测器部分是平坦的(第 2 检测器 20)

[0097] 在上述的实施方式中,实质上(即使不是全部)在与全环形状相同的时间内生成相同的图像,但其结果,检测器材料减少 20%~50%。如果使用该增大后的效率,则能够以相同的成本提高系统性能,或者能够对于相同的成像性能而言减少成本。

[0098] 图 13 是表示由实施方式所涉及的 PET/CT 系统执行的控制方法的步骤(step)的流程图。即,图 13 是表示在一实施方式中,使用 CT 扫描仪和 PET 扫描仪,取得设置在被检体托板上的被检体的成像数据的方法的图。CT 扫描仪构成为对被检体进行扫描。PET 扫描仪包含在被检体托板的周围沿圆周方向设置,且具有规定轴方向范围,相对于扫描仪的中心轴线将低于 360 度的范围确定为横断方向的第 1 检测器;和第 1 检测器分开,且对置地设置的第 2 检测器。在此,第 2 检测器构成为在被检体的周围能够在半径方向以及圆周方向移动。

[0099] 在步骤 S1301 中,PET/CT 系统 1400 的图像取得部(例如,后述的 CT 装置 1406)控制 CT 扫描仪取得被检体的 CT 图像数据。或者,图像取得部也可以从存储部(例如,后述的存储部 1410)取出上次取得的 CT 图像数据。

[0100] 在步骤 S1302 中,控制部(例如,后述的控制器(controller) 1407)根据基于所取得的 CT 图像数据而得到的投影图像,确定关心区域(例如,被检体的心脏、胸部、或者其他的器官等)的轴方向的范围。例如,控制部使用矢状(sagittal)或者冠状(coronal)的 CT 图像,确定关心区域的轴方向(例如,被检体的体轴方向)的范围。

[0101] 在步骤 S1303 中,控制部(例如,后述的控制器 1407)根据基于所取得的 CT 图像数据得到的横断 CT 图像,确定关心区域的位置(例如,中心的 xy 坐标)。

[0102] 作为关注点,能够由操作者手动地执行,或者由在数据处理部上运行的图像处理软件(software)来自动地执行步骤 S1302 以及 1303。

[0103] 在步骤 S1304 中,控制部(例如,后述的控制器 1407)根据在步骤 S1302 中确定的关心区域的轴方向的范围、和被检体托板上的被检体的当前位置,在长度方向自动地对被检体托板进行定位。例如,控制部以关心区域的轴方向的中心定位在检测器的轴方向的中心附近的方式,对被检体托板在长度方向自动地进行定位。并且,如以下讨论的那样,控制器 1407 能够向床移动机构(作为机械子系统的托板以及托板定位部 1402)发送命令(控制信号),床移动机构使被检体托板在长度方向移动,进行基于 PET 扫描的关心区域的良好图像化。

[0104] 在步骤 S1305 中,控制部(例如,后述的控制器 1407)根据在步骤 S1303 中确定的关心区域的位置,使第 2 检测器 20 以及第 3 检测器 30 自动地在半径方向以及圆周方向中的至少一个方向移动。并且,控制器 1407 向检测器移动机构(后述的 PET 检测器位置定位部 1403)发送命令(控制信号),检测器移动机构使第 2 检测器 20 以及第 3 检测器 30 移动。参照图 9 以及图 10A。例如,在图 9 所示的例子(的情况下),控制部使第 2 检测器 20 以及第 3 检测器 30 以向被检体 P 接近的方式向半径方向移动,并且以向作为关心区域的心脏的部位接近的方式沿着圆周方向(或者,圆周的切线方向)向右侧移动。另外,控制部还可以针对第 1 检测器 10,如图 9 所示的那样,在圆周方向旋转移动。此时,控制部例如还可以以第 1

检测器 10 和移动后的第 2 检测器 20 以及第 3 检测器 30 对置的方式,使第 1 检测器 10 在圆周方向旋转移动。根据通过 PET 扫描对哪一器官进行图像化处理,即,根据关心区域的位置,控制部进行第 2 以及第 3 的检测器部的双方或者一方的重新定位。

[0105] 在步骤 S1306 中,将被检体托板定位在长度方向,将第 2 检测器 20 以及第 3 检测器 30 在半径方向以及圆周方向中的至少一个方向移动之后,数据收集部(例如,后述的数据取得系统 1404)执行被检体的 PET 扫描,从第 1 检测器 10 取得第 1 事件数据,从第 2 检测器 20 取得第 2 事件数据,以及从第 3 检测器部 30 取得第 3 事件数据的全部或者任一个。

[0106] 在步骤 S1307 中,数据收集处理部(例如,后述的数据处理部 1405)根据所取得的第 1、第 2、以及第 3 事件数据的全部或者任一个来重建被检体的对象部位的 PET 图像。

[0107] 图 14 是表示一实施方式中的 PET/CT 系统 1400 的结构图。PET/CT 系统 1400 具备 CT 装置 1406 和 PET 检测器装置 1401。

[0108] PET 检测器装置 1401 例如包含图 11、图 12B、以及图 12C 所示的检测器阵列。另外,PET/CT 系统 1400 包含具备托板定位部(床移动机构)的可动被检体托板 1402。可动被检体托板 1402 构成为,例如根据从控制器 1407 接收到的命令(控制信号),将被检体托板定位在 PET 检测器装置 1401 以及 CT 装置 1406 的内部。

[0109] 控制器 1407 控制包含基于托板定位部 1402 的被检体托板的位置控制的 PET/CT 系统 1406 的全部功能。托板定位部 1402 包含构成为使被检体托板至少在长度方向移动的机构。

[0110] 控制器 1407 还控制在托板上的被检体的周围对 1 个或者多个 PET 检测器部进行定位的 PET 检测器定位部 1403。例如,如图 11 所示,PET 检测器定位部 1403 包含构成为根据被图像化的被检体的关心区域,使 1 个或者多个“上部”检测器阵列(array)在被检体的周围向圆周方向以及半径方向的两方向移动的机构。

[0111] 如上述的图 13 的流程图所示,控制器 1407 向托板定位部 1402 以及 PET 检测器定位部 1403 发送命令(控制信号),根据从被检体的 CT 扫描得到的定位信息、和托板以及检测器的当前位置,在 PET 扫描之前,对托板和检测器进行定位。

[0112] 数据取得系统 1404 在 PET 扫描期间从 PET 检测器装置 1401 得到 PET 事件数据,将事件数据发送给数据处理部 1405,进行 PET 图像的重建。数据取得系统 1404 在基于数据处理部 1405 的处理之前,还能够将 PET 事件数据保存在存储单元(unit) 1410 中。

[0113] 操作者界面(interface)部 1408 构成为例如进行开始 CT 扫描或者 PET 扫描、或者在 CT 图像上设定关心区域的操作者命令的接收、以及与扫描相关联的参数(parameter)的接收的双方或者一方。被检者的 PET 图像以及 CT 图像和与扫描相关联的动作参数显示在显示部 1409 上。

[0114] 对于本领域的技术人员而言不言而喻,控制器 1407 以及数据处理部 1405 能够包含能够安装为 ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (Field Programmable Gate Array)、或者其他 CPLD (Complex Programmable Logic Device) 的那样的不连续逻辑门(gate)的 CPU (Central Processing Unit)。FPGA 或者 CPLD 的安装可以编码(code)化为 VHDL (Very High Speed Integrated Circuit Hardware Description Language)、Verilog、或者其他的任意的硬件(hardware)描述语言,编码也可以在 FPGA 或者 CPLD 内直接保存在电子存储器中,或者也可以保存在其他的电子存储器

(memory) 中。另外, 存储部 1410 还可以是 ROM (Read-Only Memory)、EPROM (Erasable Programmable Read-Only Memory)、EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory)、或者闪存器等非易失性的。另外, 存储部 1410 还可以是静态(static) RAM (Random-Access Memory) 或者动态(dynamic) 随机存取存储器(RAM) 等易失性的。设置微控制器(microcontroller) 或者微处理器(microprocessor) 等处理器, 管理电子存储器、FPGA 或者 CPLD 与存储单元之间的相互作用即可。

[0115] 或者, 控制器 1407 或者数据处理部 1405 内的 CPU 能够执行包含执行在本说明书中所述的功能的一组计算机(computer) 可读的命令的计算机程序。在此, 程序保存在任意的上述的非暂时性电子存储器以及硬盘装置、CD(Compact Disc)、DVD(Digital Versatile Disc)、闪存驱动器(FLASH drive) 或者其他的任意的既知的存储介质的双方或者一方中。另外, 也可以将计算机可读的命令作为美国(America) 的英特尔(Intel) 公司的 Xenon 处理器(Xenon processor) (注册商标)、或者美国的 AMD 公司(Advanced Micro Devices, Inc.) 的 Opteron 处理器(Opteron processor) (注册商标) 等处理器、以及微软 VISTA (注册商标)、UNIX (注册商标)、Solaris (注册商标)、LINUX (注册商标)、Apple (注册商标)、MAC-OS (注册商标) 等操作系统(operating system)、以及本领域的技术人员周知的其他的操作系统一起动作的实用的应用程序(application)、背景程式(background daemon)、或者操作系统的构成元件、或者它们的组合来准备。

[0116] 一旦由数据处理部 1405 进行处理, 则被处理后的信号进行向存储部 1410 的保存、以及由显示部 1409 的显示的双方或者一方。对于本领域的技术人员而言不言而喻, 存储部 1410 也可以是硬盘装置、CD-ROM 装置、DVD 装置、闪存器(FLASH) 装置、RAM、ROM、或者该领域周知的其他的任意的电子保存装置。显示单元 1409 也可以被安装为 LCD(Liquid Crystal Display) 显示装置、CRT (Cathode Ray Tube) 显示装置、等离子(plasma) 显示装置、有机发光二极管(OLED (Organic Light Emitting Diode))、发光二极管(LED (Light Emitting Diode)), 或者该领域所周知的任意的其他的显示装置。那样, 在本说明书中提供的存储部 1410 以及显示部 1409 的记载是单纯的具体例, 并没有限定本发明的范围。

[0117] 另外, 上述的实施方式并不限定 PET/CT 系统, 还能够同样适用于作为 PET 装置与 MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置的复合的 PET/MR 系统。此时, 控制部也可以根据基于所收集到的磁共振信号重建出的 MR 图像数据, 确定关心区域的被检的体轴方向的范围。另外, 例如, 控制部也可以同样地根据 MR 图像数据, 确定关心区域的位置。并且, 例如, 控制部也可以根据所确定的体轴方向的范围使载置被检体的床在长度方向移动, 根据所确定的位置使检测器在圆周方向以及圆周的半径方向中的至少一个方向移动。另外, 例如, 当根据在摄像之前输入系统的摄像条件等对象部位变得明显时, 控制部也可以不根据图像, 而根据所输入的摄像条件, 对床或检测器进行移动控制。

[0118] 根据以上所述的至少一实施方式的 PET 扫描仪, 能够妥当地配置检测器。

[0119] 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, 并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施, 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。

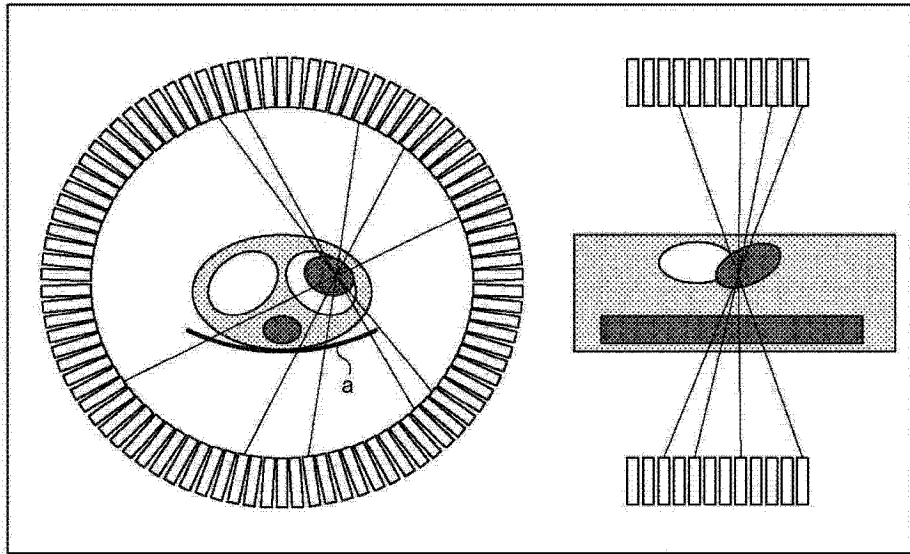


图 1

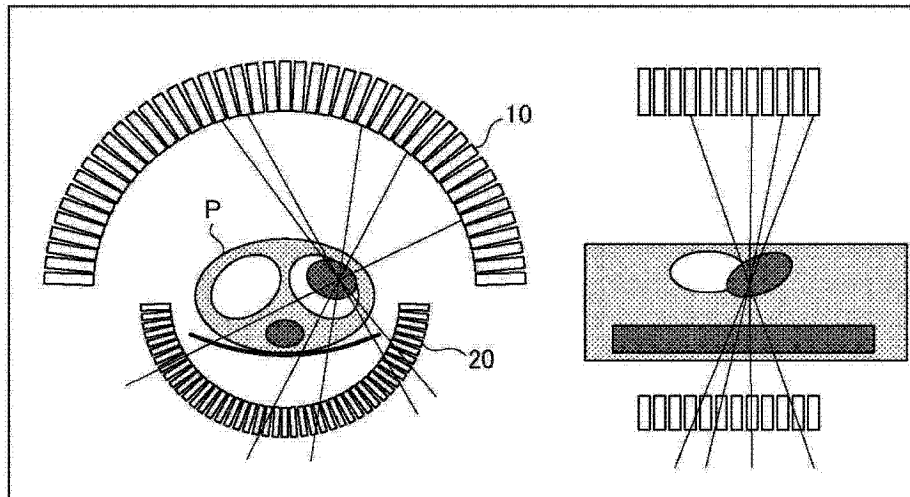


图 2

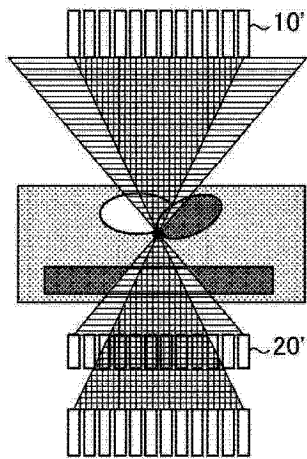


图 3A

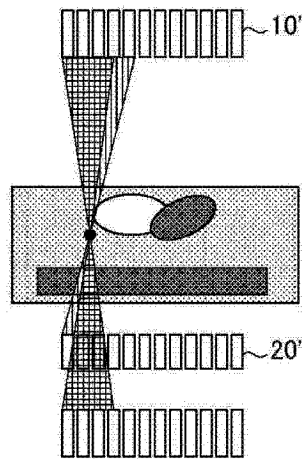


图 3B

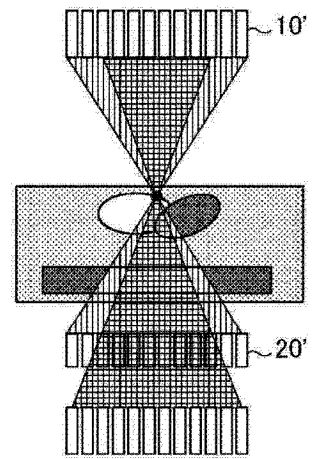


图 3C

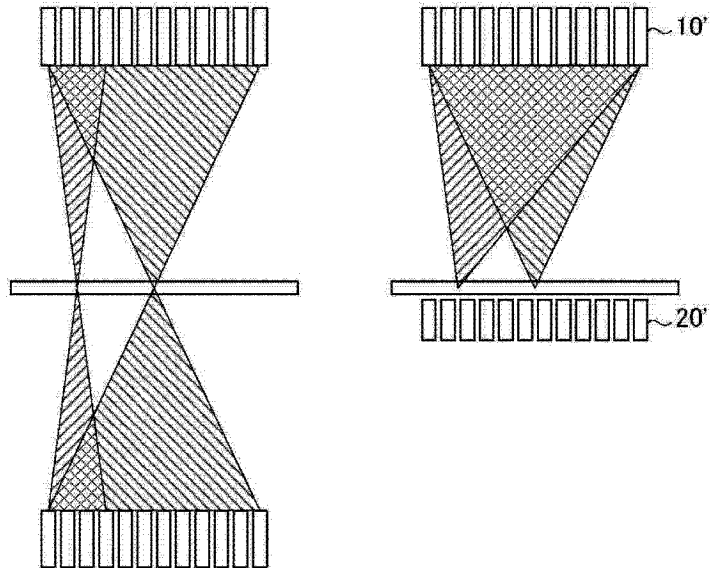


图 4

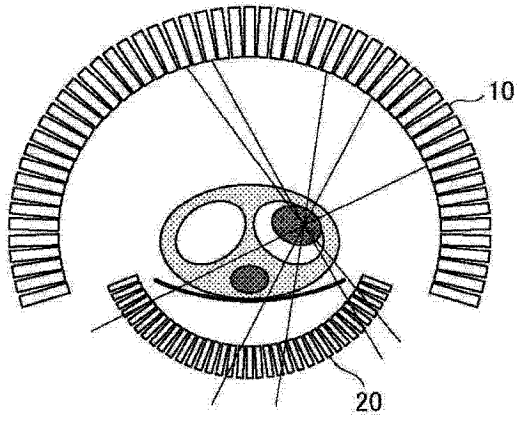


图 5

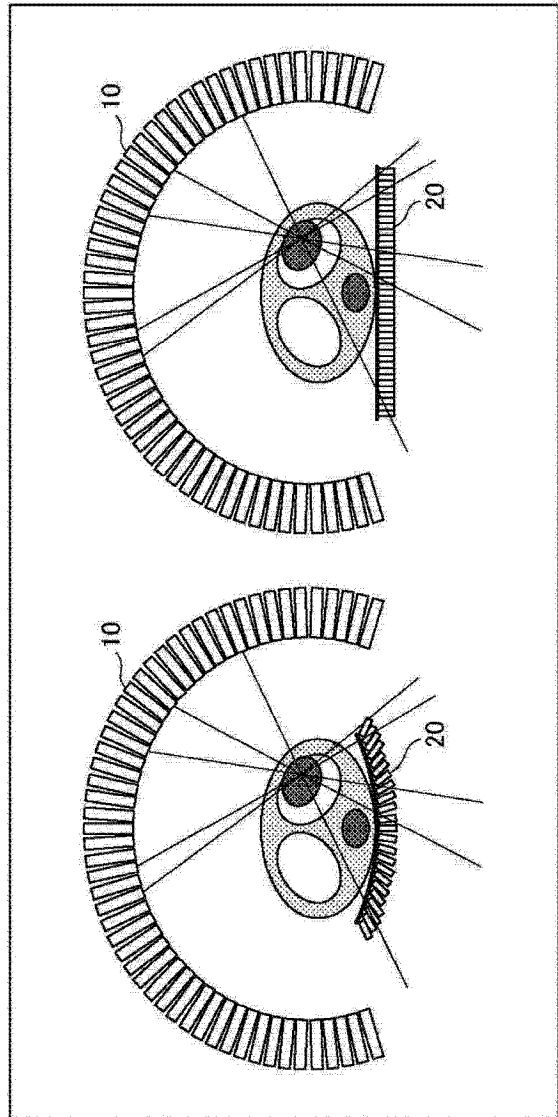


图 6

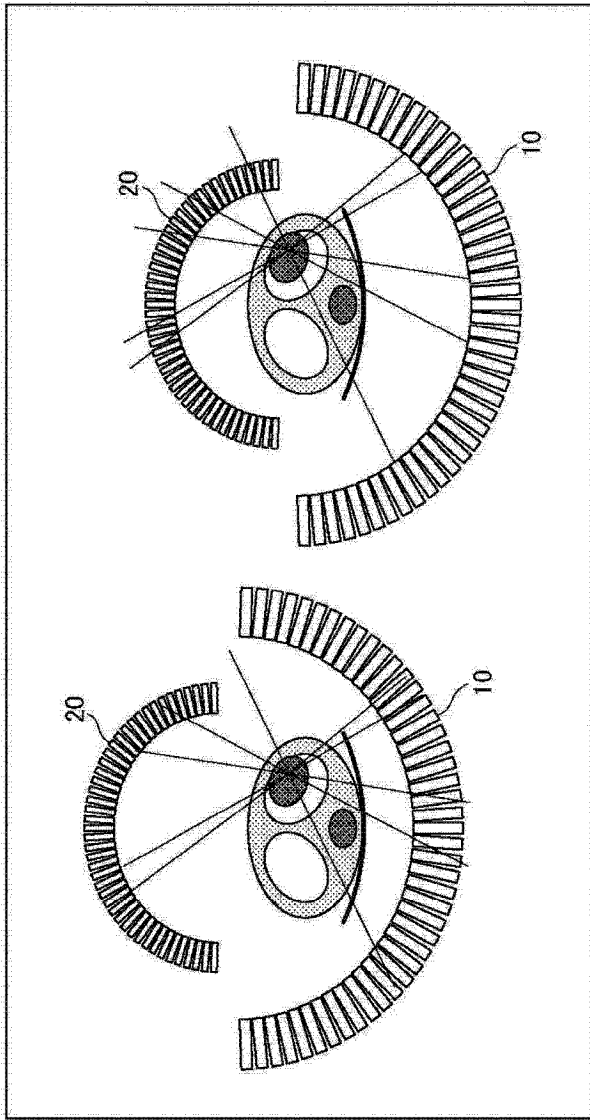


图 7

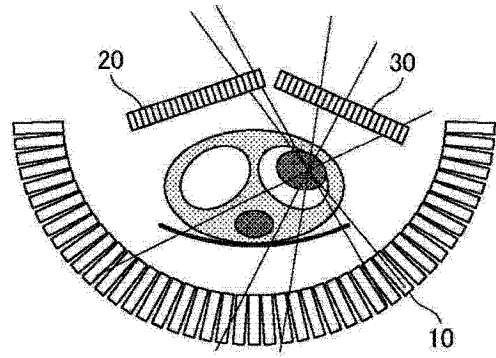


图 8

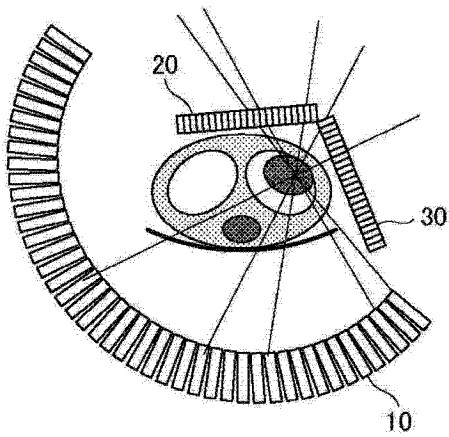


图 9

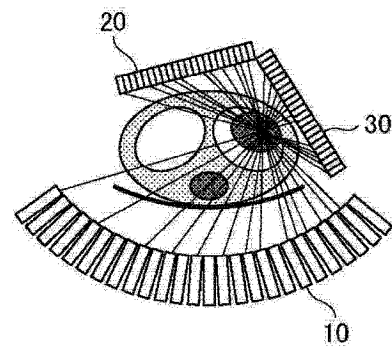


图 10A

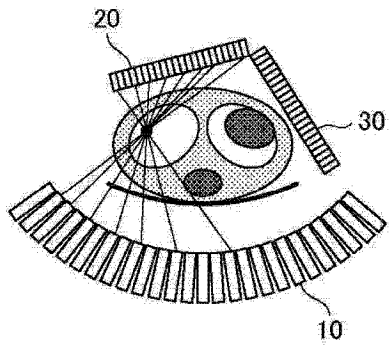


图 10B

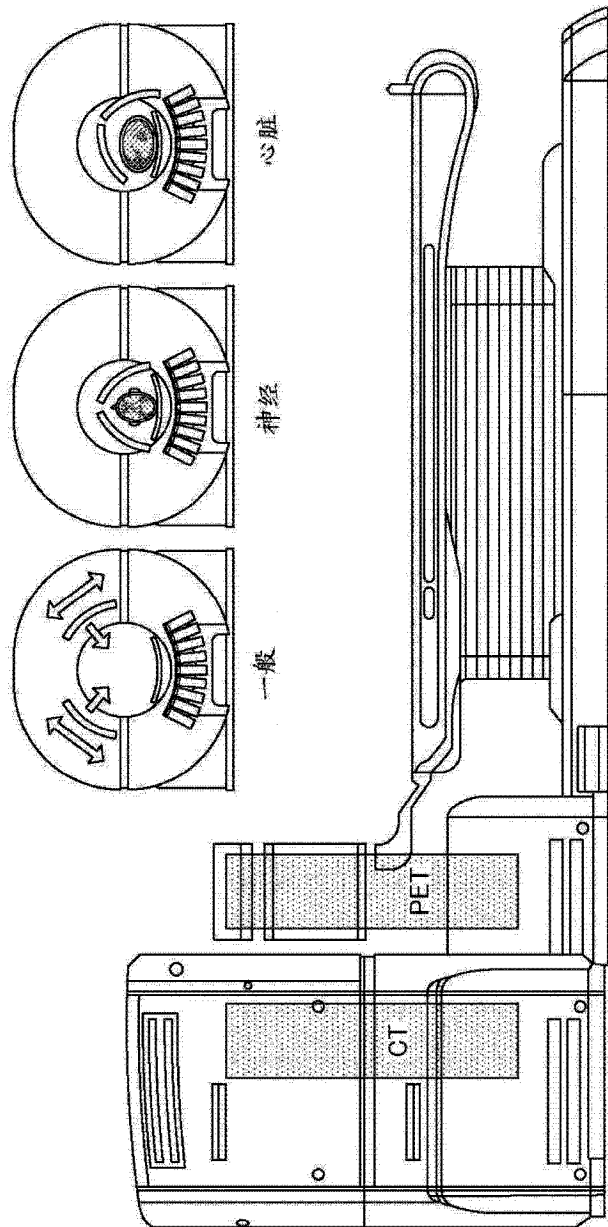


图 11

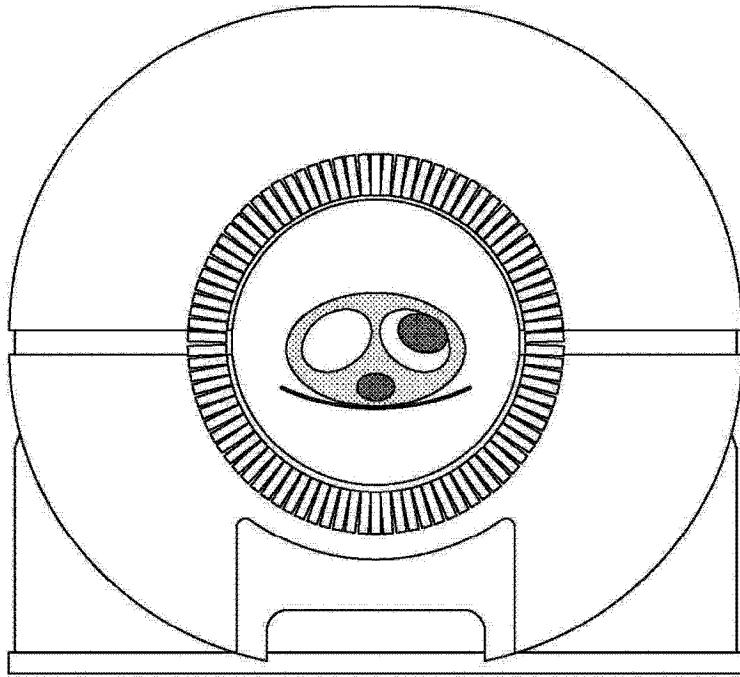


图 12A

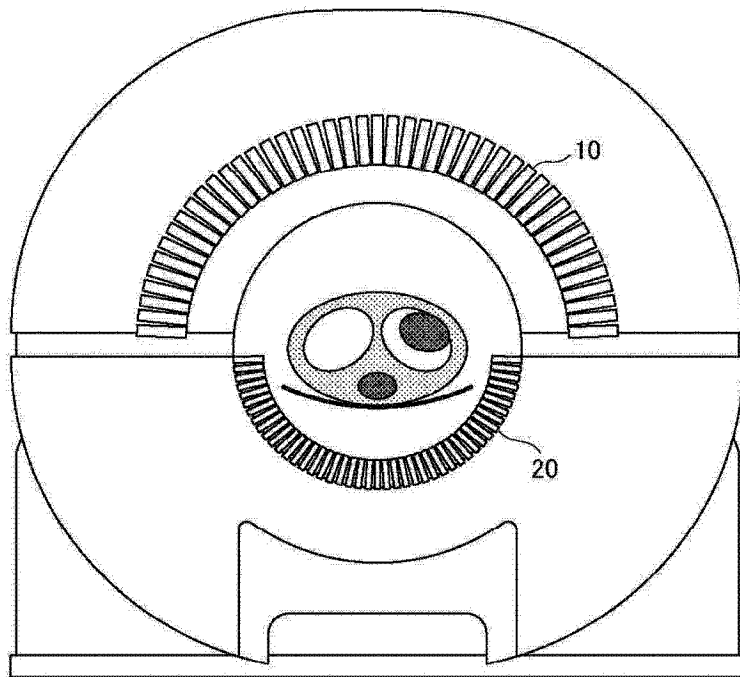


图 12B

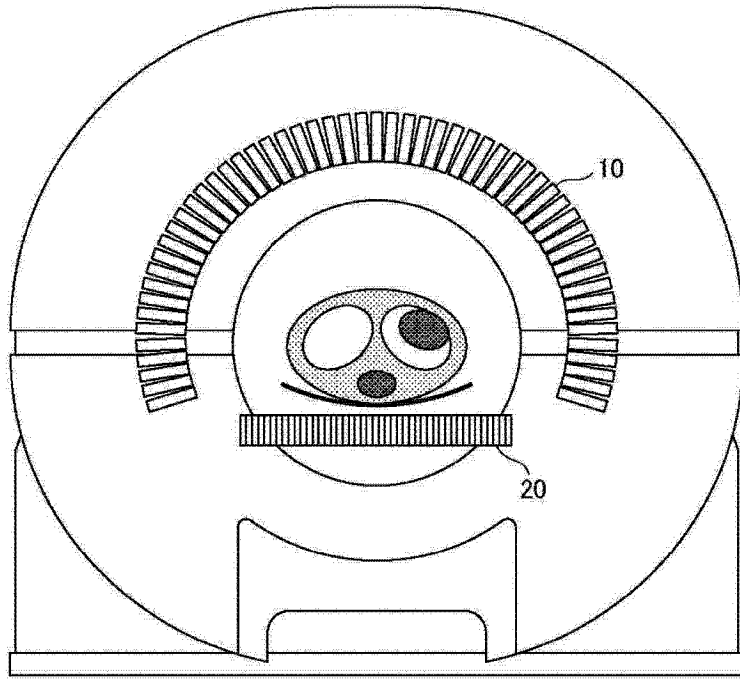


图 12C

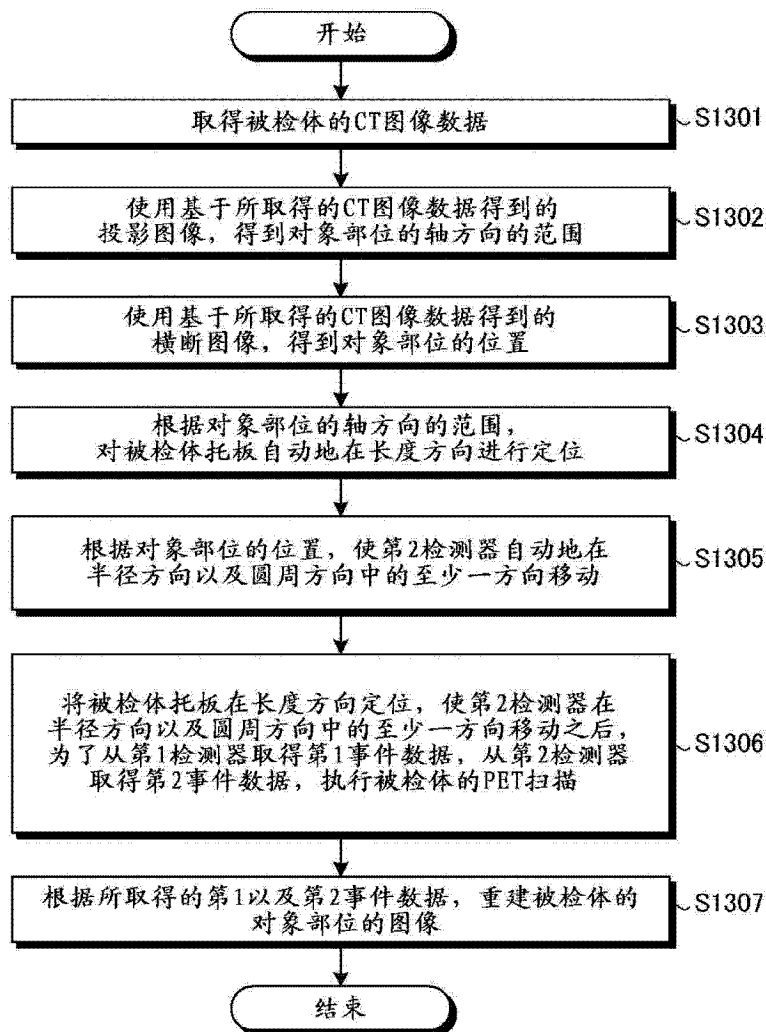


图 13

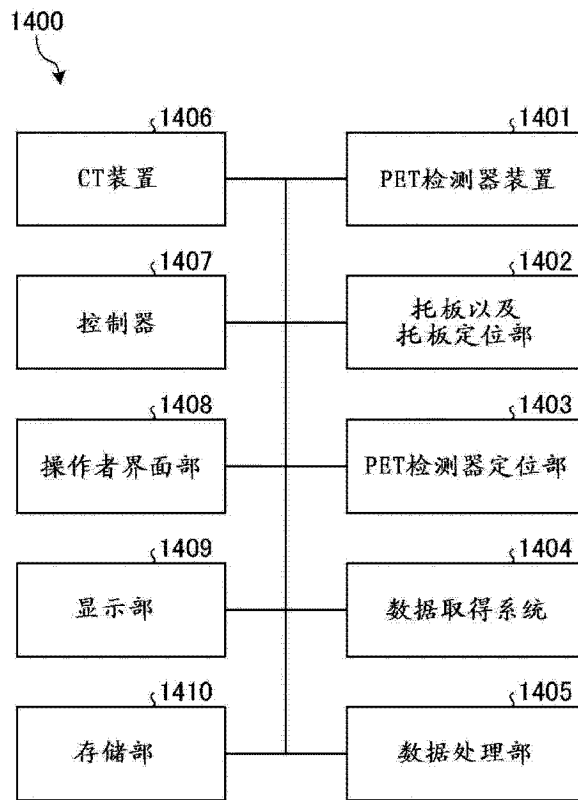


图 14