



(45) 授权公告日 2014.12.03

权利要求书3页 说明书16页 附图10页

1. 一种医用图像诊断装置,其特征在于,具备:

简易 PET 图像数据生成部,根据将从投放了放射性同位素的被检体放射出的 γ 射线的发生源的位置对于规定投影面于规定方向进行投影的信息,生成简易 PET 图像数据;

PET 图像数据生成部,根据上述简易 PET 图像数据的评价结果,使用根据检测从上述被检体放射出的 γ 射线的检测结果而生成的 PET 摄影模式的投影数据来生成 PET 图像数据;以及

显示部,显示上述简易 PET 图像数据以及上述 PET 图像数据。

2. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还具备:

图像数据合成部,将上述简易 PET 图像数据重叠于从上述被检体收集到的形态图像数据,生成评价用图像数据,

上述 PET 图像数据生成部根据上述评价用图像数据的评价结果来生成上述 PET 图像数据,

上述显示部显示上述评价用图像数据以及上述 PET 图像数据。

3. 根据权利要求 2 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述简易 PET 图像数据生成部根据在从上述被检体放射出的 γ 射线的检测位置信息中从与上述形态图像数据的摄影方向或者垂直于摄影断面的方向对应的方向检测到的检测位置信息,生成上述简易 PET 图像数据。

4. 根据权利要求 3 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还具备:

X 射线 CT 摄影部,从上述被检体收集 X 射线 CT 摄影模式的投影数据;

形态图像数据生成部,根据通过上述 X 射线 CT 摄影部从上述被检体收集到的 X 射线 CT 摄影模式的投影数据,将上述摄影方向上的扫描图像或者上述摄影断面中的 MPR、即多平面重建图像数据的至少某一个生成为上述形态图像数据。

5. 根据权利要求 3 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述图像数据合成部将上述简易 PET 图像数据重叠于通过另外设置的 X 射线 CT 装置或者 MRI 装置而从上述被检体收集到的上述摄影方向上的扫描图像或者上述摄影断面中的 MPR、即多平面重建图像数据的至少某一个,生成上述评价用图像数据。

6. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述简易 PET 图像数据生成部根据在上述 PET 摄影模式的投影数据的收集过程中所检测到的上述 γ 射线的检测位置信息,生成上述简易 PET 图像数据。

7. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述简易 PET 图像数据生成部通过在与上述 γ 射线的发生源的位置对应的数据表的地址,依次配置亮度随着从检测时刻开始的时间经过而减弱的测量点,从而生成上述简易 PET 图像数据。

8. 根据权利要求 7 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述显示部实时显示具有亮度随着上述时间经过而减弱的多个测量点的上述简易 PET 图像数据。

9. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,还具备:

指示信号输入部,根据上述简易 PET 图像数据的评价结果,输入用于进行上述 PET 图像数据的生成的指示信号,

上述 PET 图像数据生成部按照上述指示信号,将上述 PET 摄影模式的投影数据进行重建处理,生成上述 PET 图像数据。

10. 根据权利要求 1 所述的医用图像诊断装置,其特征在于,

上述简易 PET 图像数据生成部使用根据上述 γ 射线的检测位置信息以及检测时刻信息而推定的该 γ 射线的发生源的位置,生成上述简易 PET 图像数据。

11. 一种医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,包含:

简易 PET 图像数据生成部根据将从投放了放射性同位素的被检体放射出的 γ 射线的发生源的位置对于规定投影面于规定方向进行投影的信息,生成简易 PET 图像数据,

PET 图像数据生成部根据上述简易 PET 图像数据的评价结果,使用根据检测从上述被检体放射出的 γ 射线的检测结果而生成的 PET 摄影模式的投影数据来生成 PET 图像数据,显示部显示上述简易 PET 图像数据以及上述 PET 图像数据。

12. 根据权利要求 11 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,还包含:

图像数据合成部将上述简易 PET 图像数据重叠于从上述被检体收集到的形态图像数据,生成评价用图像数据,

上述 PET 图像数据生成部根据上述评价用图像数据的评价结果生成上述 PET 图像数据,

上述显示部显示上述评价用图像数据以及上述 PET 图像数据。

13. 根据权利要求 12 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,

上述简易 PET 图像数据生成部根据在从上述被检体放射出的 γ 射线的检测位置信息中从与上述形态图像数据的摄影方向或者垂直于摄影断面的方向对应的方向检测到的检测位置信息,生成上述简易 PET 图像数据。

14. 根据权利要求 13 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,还包含:

X 射线 CT 摄影部从上述被检体收集 X 射线 CT 摄影模式的投影数据,

形态图像数据生成部根据通过上述 X 射线 CT 摄影部从上述被检体收集到的 X 射线 CT 摄影模式的投影数据,将上述摄影方向上的扫描图像或者上述摄影断面中的 MPR、即多平面重建图像数据的至少某一个生成成为上述形态图像数据。

15. 根据权利要求 13 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,

上述图像数据合成部将上述简易 PET 图像数据重叠于通过另外设置的 X 射线 CT 装置或者 MRI 装置而从上述被检体收集到的上述摄影方向上的扫描图像或者上述摄影断面中的 MPR、即多平面重建图像数据的至少某一个,生成上述评价用图像数据。

16. 根据权利要求 11 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,

上述简易 PET 图像数据生成部根据在上述 PET 摄影模式的投影数据的收集过程中所检测到的上述 γ 射线的检测位置信息,生成上述简易 PET 图像数据。

17. 根据权利要求 11 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,

上述简易 PET 图像数据生成部通过在与上述 γ 射线的发生源的位置对应的数据表的地址,依次配置亮度随着从检测时刻开始的时间经过而减弱的测量点,从而生成上述简易 PET 图像数据。

18. 根据权利要求 17 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,

上述显示部实时显示具有亮度随着上述时间经过而减弱的多个测量点的上述简易 PET

图像数据。

19. 根据权利要求 11 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,还包含:

指示信号输入部根据上述简易 PET 图像数据的评价结果,输入用于进行上述 PET 图像数据的生成的指示信号,

上述 PET 图像数据生成部按照上述指示信号,将上述 PET 摄影模式的投影数据进行重建处理,生成上述 PET 图像数据。

20. 根据权利要求 11 所述的医用图像诊断装置的控制方法,其特征在于,

上述简易 PET 图像数据生成部使用根据上述 γ 射线的检测位置信息以及检测时刻信息而确定的该 γ 射线的发生源的位置,生成上述简易 PET 图像数据。

医用图像诊断装置以及控制方法

[0001] 本申请主张 2011 年 4 月 6 日申请的日本专利申请号为 2011-084330 及 2012 年 2 月 28 日申请的日本专利申请号为 2012-41290 的优先权,并在本申请中引用上述日本专利申请的全部内容。

技术领域

[0002] 实施方式涉及医用图像诊断装置以及控制方法。

背景技术

[0003] 使用有 X 射线诊断装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置、X 射线 CT(Computed Tomography)装置以及核医学成像(imaging)装置等的医用图像诊断伴随着计算机(computer)技术的发展取得急速的进步,在现在的医疗中正变得不可欠缺。

[0004] 上述的 X 射线诊断装置或 X 射线 CT 装置以通过描绘脏器或肿瘤等的轮廓来进行诊断的、所谓的形态诊断为目的。对此,上述的核医学成像装置通过从体外测量从选择性地取入到生物体组织的放射性同位素或者由放射性同位素进行标记的标记化合物所放射出的 γ 射线,并将测量到的 γ 射线的辐射剂量分布进行图像化,从而能够实现对于被检体的功能诊断。

[0005] 作为核医学成像装置,在临床上使用有 γ 照相机(gamma camera)、单光子发射型 CT 装置(SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)装置)、以及正电子发射型 CT 装置(PET(Positron Emission Computed Tomography)装置)等。

[0006] γ 照相机对于从被投放了通过放射性同位素进行标记的药剂(以下,称为放射性同位素。) 的被检体的内部放射出的 γ 射线,通过与上述被检体对置地配置的平面检测器来测定。由此, γ 照相机是将被投影到该平面检测器上的放射性同位素的分布生成为二维图像数据(data)(γ 图像数据)的装置。 γ 照相机通过安装于平面检测器的前面的准直仪(collimator)来确定 γ 射线的入射方向。

[0007] SPECT 装置在被投放了放射性同位素的被检体的周围移动与 γ 照相机相同的平面检测器。或者,SPECT 装置在被投放了放射性同位素的被检体的周围配置多个与 γ 照相机相同的平面检测器。由此,SPECT 装置对于从多个方向对上述被检体进行检测的 γ 射线信息,进行与 X 射线 CT 装置相同的重建处理,生成图像数据(SPECT 图像数据)。

[0008] 另一方面,PET 装置从被投放了通过放射出阳电子(正电子)的核素进行标记的放射性同位素的被检体,通过配置在被检体的周围的环(ring)状的检测器,来检测该阳电子与电子结合消失时放射出的一对 γ 射线。PET 装置通过将由检测器检测的一对 γ 射线信息进行重建处理,来进行图像数据(PET 图像数据)的生成。

[0009] 另外,近年来,还正在开发一种 X 射线 CT 装置与 PET 装置一体化的、所谓 X 射线 CT 组合型正电子 CT 装置(以下,称为 PET-CT 装置)。根据该 PET-CT 装置,将能够有效地进行对于同一被检体的形态诊断以及功能诊断。另外,根据该 PET-CT 装置,在通过 PET 摄影所收集到的投影数据进行重建处理而生成 PET 图像数据时,能够通过使用根据 X 射线 CT 图像

数据的像素值而生成的减弱校正数据（减弱图（map））来校正上述投影数据，从而得到优质的 PET 图像数据。

[0010] 在 PET 图像数据的收集，根据从被投放给被检体的放射性同位素放射出的 γ 射线的检测方向以及检测位置的信息来生成正弦图（sinogram）等投影数据，并将该投影数据进行重建处理，从而进行 PET 图像数据的生成。并且，通过将得到的 PET 图像数据显示于显示部等，来判定使 PET 图像数据的画质劣化的身体活动等影响（以下，称为画质劣化要素）在上述投影数据中的有无以及其程度，当存在不能容许的画质劣化要素时，进行再次收集投影数据的方法。

[0011] 但是，在这样的以往的方法中，由于投影数据的重建处理需要大量的时间，因此，当再次收集投影数据时需要再次进行对于被检体的放射性同位素的投放。另外，在通过观察 PET 图像数据确认存在画质劣化要素的时刻，被检体已经远离检查室的情况较多，此时，需要要求被检体再次返回。并且，对于这样的被检体的放射性同位素的再投放或再次返回的要求具有不仅大幅度地降低检查效率，还增大被检体的负担的问题点。

发明内容

[0012] 本发明要解决的问题在于，提供一种能够在短时间内判定通过 PET 摄影收集到的投影数据中的画质劣化要素的有无、程度的医用图像诊断装置以及控制方法。

[0013] 实施方式的医用图像诊断装置具备简易 PET 图像数据生成部、PET 图像数据生成部以及显示部。简易 PET 图像数据生成部根据将从投放了放射性同位素的被检体放射出的 γ 射线的发生源的位置对于规定投影面于规定方向进行投影的信息，生成简易 PET 图像数据。PET 图像数据生成部根据上述简易 PET 图像数据的评价结果，使用根据检测从上述被检体放射出的 γ 射线的检测结果而生成的 PET 摄影模式的投影数据，生成 PET 图像数据。显示部显示上述简易 PET 图像数据以及上述 PET 图像数据。

[0014] 根据实施方式的医用图像诊断装置，将能够在短小时内判定通过 PET 摄影收集到的投影数据中的画质劣化要素的有无、程度。

附图说明

[0015] 图 1 是表示本实施方式中的医用图像诊断装置的整体结构的框（block）图。

[0016] 图 2 是表示本实施方式的医用图像诊断装置所具备的 X 射线 CT 摄影部的具体的结构的框图。

[0017] 图 3 是表示本实施方式的医用图像诊断装置所具备的 PET 摄影部的具体的结构的框图。

[0018] 图 4 是表示设置于本实施方式的 PET 摄影部的检测器模块（module）的具体的结构的图。

[0019] 图 5A 以及图 5B 是表示本实施方式的简易 PET 摄影模式中的 γ 射线的检测方向以及检测位置的图。

[0020] 图 6 是用于说明在本实施方式的图像数据合成部生成的评价用图像数据的图。

[0021] 图 7 是用于说明通过本实施方式的移动机构部移动的 X 射线 CT 台架部以及 PET 台架部的图。

[0022] 图 8 是表示本实施方式中的 PET 图像数据的生成步骤的流程图 (flowchart)。

[0023] 图 9 是表示本实施方式的变形例中的医用图像诊断装置的整体结构的框图。

[0024] 图 10A 以及图 10B 是用于说明根据本实施方式以及其变形例的评价用图像数据判定的画质劣化要素的具体例的图。

[0025] 图 11 以及图 12 是用于说明简易 PET 图像数据生成处理的变形例的图。

具体实施方式

[0026] 以下,参照附图将医用图像诊断装置的实施方式进行说明。

[0027] 以下所述的本实施方式的医用图像诊断装置首先根据通过对于将 X 射线管以及 X 射线探测器固定在规定的的位置的状态下的被检体进行 X 射线摄影而收集的扫描图像摄影模式的投影数据,来生成扫描图像。接着,医用图像诊断装置根据从被投放有放射性同位素的上述被检体的体内放射出的 γ 射线的检测方向以及检测位置,生成 PET 摄影模式的投影数据。在此,医用图像诊断装置生成 PET 摄影模式的投影数据,并且根据与从上述 γ 射线的检测结果中提取出的上述 X 射线摄影的 X 射线照射方向 (具体而言, X 射线照射方向的中心方向) 大致相等的方向检测到的 γ 射线的检测位置,生成简易 PET 图像数据。并且,医用图像诊断装置将得到的简易 PET 图像数据重叠于上述的扫描图像,生成评价用图像数据。并且,如果通过观察在显示部实时显示与 γ 射线的检测位置对应的观测点的评价用图像数据,确认在 PET 摄影模式的投影数据中没有包含作为画质劣化要素的身体活动或药剂泄露的影响,则医用图像诊断装置将该投影数据 (PET 摄影模式的投影数据) 进行重建处理,生成诊断用的 PET 图像数据。

[0028] 另外,在以下的实施方式中,针对能够生成基于扫描图像摄影模式的投影数据的作为形态图像数据的扫描图像与能够生成基于 PET 摄影模式的投影数据的作为功能图像数据的 PET 图像数据的医用图像诊断装置进行叙述。但是,在以下的实施方式中,也可以将根据使 X 射线管以及 X 射线探测器在被检体的周围高速旋转而得到的 X 射线 CT 摄影模式的投影数据而生成的三维图像数据或者规定断面 (例如,冠状 (coronal) 断面) 中的 MPR 图像数据等作为形态图像数据。

[0029] (装置的结构)

[0030] 针对本发明的实施方式中的医用图像诊断装置的结构,使用图 1 ~ 图 7 进行说明。另外,图 1 是表示本实施方式中的医用图像诊断装置的整体结构的框图,图 2 以及图 3 是表示本实施方式的医用图像诊断装置所具备的 X 射线 CT 摄影部以及 PET 摄影部的具体的结构的框图。

[0031] 图 1 所示的本实施方式的医用图像诊断装置 100 具备 X 射线 CT 摄影部 1、PET 摄影部 2、形态图像数据生成部 3、功能图像数据生成部 4、图像数据合成部 5、显示部 6。X 射线 CT 摄影部 1 从被检体 150 收集 X 射线 CT 摄影模式的投影数据。本实施方式涉及的 X 射线 CT 摄影部 1 通过投影数据生成部 12 来检测从被固定于规定的的位置的旋转台架部的 X 射线发生部 11 放射出、并透过被检体 150 的 X 射线,来生成扫描图像摄影模式的投影数据。PET 摄影部 2 通过被排列在被检体 150 的周围的检测器模块 21 来检测从被投放了放射性同位素的被检体 150 的体内放射出的一对 γ 射线,并根据该检测方向以及检测位置来生成 PET 摄影模式的投影数据。形态图像数据生成部 3 使用在 X 射线 CT 摄影部 1 生成的扫描图像摄

影模式的投影数据,生成作为形态图像数据的扫描图像。功能图像数据生成部 4 根据从与 X 射线 CT 摄影部 1 中的 X 射线照射方向(具体而言,X 射线照射方向的中心方向)大致相同的方向检测到的 γ 射线的检测位置来生成简易 PET 图像数据。另外,功能图像数据生成部 4 根据在 PET 摄影部 2 生成的 PET 摄影模式的投影数据来生成作为功能图像数据的 PET 图像数据。图像数据合成部 5 通过将简易 PET 图像数据重叠于扫描图像,来生成以评价 PET 摄影模式的投影数据所具有的画质劣化要素为目的的评价用图像数据。显示部 6 显示在图像数据合成部 5 生成的评价用图像数据或在功能图像数据生成部 4 生成的 PET 图像数据。

[0032] 另外,医用图像诊断装置 100 具备有:顶板 7、移动机构部 8、输入部 9、系统(system)控制部 10。顶板 7 被安装在未图示的床上,载置被检体 150。移动机构部 8 通过使具有 X 射线 CT 摄影部 1 的 X 射线 CT 台架部以及具有 PET 摄影部 2 的 PET 台架部(都未图示)向体轴方向(图 1 的 z 方向)移动,来将被检体 150 的检查对象部位配置给各个摄影区域。输入部 9 进行被检体信息的输入、扫描图像摄影模式、简易 PET 摄影模式以及 PET 摄影模式的选择的输入、这些摄影模式中的摄影条件的设定的输入、扫描图像、简易 PET 图像数据以及 PET 图像数据的生成条件以及显示条件的设定的输入、以及各种指令信号的输入等。系统控制部 10 综合地控制医用图像诊断装置 100 所具有的上述的各单元。

[0033] 接着,针对医用图像诊断装置 100 所具备的上述的各单元(unit)的结构与功能,更详细地进行说明。

[0034] 如图 2 所示,图 1 所示的 X 射线 CT 摄影部 1 具备 X 射线发生部 11、投影数据生成部 12、旋转台架部 13 以及固定台架部 14。X 射线发生部 11 具备 X 射线管 111、高电压发生器 112、X 射线光阑器 113、滑动环(slip ring)114。X 射线管 111 对于被检体 150 照射 X 射线。高电压发生器 112 发生在 X 射线管 111 的阳极与阴极之间施加的高电压。X 射线光阑器 113 设定从 X 射线管 111 放射出的 X 射线的照射范围。滑动环 114 对于旋转台架部 13 供给规定的电力。

[0035] X 射线管 111 是发生 X 射线的真空管,使通过由高电压发生器 112 供给的高电压进行加速后的电子与钨靶(tungsten target)碰撞来放射 X 射线。另一方面,X 射线光阑器 113 被设置在 X 射线管 111 与被检体 150 之间,具有将从 X 射线管 111 放射出的 X 射线集中在规定的摄影区域的功能以及设定针对被检体 150 的 X 射线的照射强度分布的功能。例如,X 射线光阑器 113 使从 X 射线管 111 放射出的 X 射线束成形为与摄影区域对应的锥束(cone beam)状或者扇束(fan beam)状的 X 射线束。

[0036] 接着,投影数据生成部 12 具备 X 射线检测器 121、数据收集单元 122、以及数据传送电路 123。X 射线检测器 121 检测透过了被检体 150 的 X 射线。数据收集单元 122 是 DAS(Data Acquisition System)单元,对于从 X 射线检测器 121 输出的多个通道(channel)的检测信号进行电流/电压转换与 A/D(Analog/Digital)转换。以下,将数据收集单元 122 称为 DAS 单元 122。数据传送电路 123 对于 DAS 单元 122 的输出信号进行并(parallel)/串(serial)转换、电/光/电转换以及串/并转换。

[0037] 投影数据生成部 12 的 X 射线检测器 121 例如具备二维排列的未图示的多个 X 射线检测元件,该 X 射线检测元件分别由将 X 射线转换成光的闪烁体(scintillator)与将光转换成电信号的光电二极管(photo diode)构成。并且,这些 X 射线检测元件沿着以 X 射线管 111 的焦点为中心的圆弧被安装于旋转台架部 13。

[0038] 另一方面, DAS 单元 122 对于 X 射线检测器 121 的检测信号进行电流 / 电压转换与 A/D 转换。并且, 数据传送电路 123 具有未图示的并 / 串转换器与电 / 光 / 电转换器和串 / 并转换器, 从 DAS 单元 122 输出的检测信号在安装于旋转台架部 13 的并 / 串转换器中转换成按时间序列的 1 通道的投影数据, 并通过使用了电 / 光 / 电转换器的光通信被供给到安装于固定台架部 14 的串 / 并转换器。

[0039] 接着, 1 通道的投影数据在串 / 并转换器中, 转换成多个通道的投影数据, 作为扫描图像摄影模式的投影数据被保存在形态图像数据生成部 3 的投影数据存储部 31。

[0040] 另外, 上述的数据传送方法只要是能够在设置于旋转台架部 13 的投影数据生成部 12 与设置于固定台架部 14 的外部的形态图像数据生成部 3 之间进行信号传送, 则也可以替换为其他的方法, 例如, 也可以使用已经叙述的滑动环等设备 (device)。

[0041] 此时, X 射线发生部 11 的 X 射线管 111 以及 X 射线光阑器 113 与上述的投影数据生成部 12 的 X 射线检测器 121 以及 DAS 单元 122 隔着被检体 150 对置地安装于旋转台架部 13。并且, 在扫描图像摄影模式下, 如图 2 所示, 以 X 射线管 111 以及 X 射线光阑器 113 被配置在被检体 150 的上方, X 射线检测器 121 被配置在下方的方式, 将旋转台架部 13 固定在规定的位置。

[0042] 接着, 如图 3 所示, 图 1 的 PET 摄影部 2 具有检测器模块 21 与检测数据处理部 22。检测器模块 21 在被检体 150 的周围排列成同心圆状, 并检测从被投放了放射性同位素的被检体 150 的体内放射出的一对 γ 射线。检测数据处理部 22 进行检测到的 γ 射线与噪音 (noise) 的辨别、 γ 射线的检测时刻或检测位置的测量、基于同时测量到的一对 γ 射线的检测位置的检测方向的测量, 另外, 通过使规定期间中的 γ 射线的计数 (count) 值与 γ 射线检测位置以及 γ 射线检测方向对应地累积运算, 来生成 PET 摄影模式的投影数据。另外, 连接同时测量到的一对 γ 射线的检测位置的线段被称为同时测量线 (LOR: Line Of Response)。从被检体 150 的体内放射的一对 γ 射线的发生源位于 LOR 上。

[0043] 由多个构成的检测器模块 21 (21-1 ~ 21-Nm) 以载置于顶板 7 的状态在配置于 PET 摄影部 2 的摄影区域的被检体 150 的周围, 排列成同心圆状。从被检体 150 放射出的 γ 射线通过这些检测器模块 21 暂时转换成可见光之后, 转换成电信号 (检测信号)。

[0044] 图 4 是表示设置于本实施方式的 PET 摄影部的检测器模块的具体的结构的图。如图 4 所示, 检测器模块 21-1 ~ 21-Nm 分别具有长方形的闪烁体 211、光电倍增管 212、以及光导 (light guide) 213。闪烁体 211 检测从被检体 150 放射出的 γ 射线并转换成可见光。光电倍增管 212 将通过闪烁体 211 转换后的可见光转换成电信号, 并且将转换后的微弱的电信号放大。光导 213 将从闪烁体 211 输出的可见光向光电倍增管 212 传送。

[0045] 闪烁体 211 使用锗酸铋 (bismuth germanid) ($\text{BGO} : (\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12})$)、铊 (thallium) 激活的碘化钠 (sodium iodide) ($\text{NaI}(\text{Tl})$)、氟化钡 (barium fluoride) (BaF_2) 等材料。特别地, 在 PET 摄影部 2 的检测器模块 21 中, 每单位体积的 γ 射线光电吸收率高的锗酸铋或响应速度快的氟化钡为优选。

[0046] 光电倍增管 212 是例如将由数百个构成的光子放大到 $10^7 \sim 10^{10}$ 个电子, 并在作为输出级的阳极收集该电子并转换成电信号的装置, 具备有未图示的光电阴极与电子倍增器。在光电阴极中, 使用其波长特性与闪烁体 211 的发光波长大致相等的多碱物质或者由氧或铯进行激活的双碱 (bi-alkali) 物质, 发生光电子数相对于入射光子数通常为 20% ~

30%。另一方面,电子倍增器由根据2次电子发射现象,沿着电子的搬运路径配置的多级的电极与收集放大后的电子的阳极构成。并且,由于管电压为200V~300V时的每1级的放大率大约为5倍,因此,为了得到上述的 10^7 的放大率而设置10级左右的电极。

[0047] 光导213是用于将闪烁体211与光电倍增管212光学地耦合的部件,为了有效地将从闪烁体211输出的可见光向光电倍增管212传送,使用光透过性优异的塑料(plastic)材料。

[0048] 返回图3,PET摄影部2的检测数据处理部22具备分别与上述的检测器模块21-1~21-Nm连接的Nm通道的数据处理单元221-1~221-Nm。另外,检测数据处理部22具备根据从数据处理单元221-1~221-Nm输出的 γ 射线的检测位置信息来测量 γ 射线的检测方向的检测方向测量部222。另外,检测数据处理部22具备通过将规定期间中的检测信号的计数值与 γ 射线检测位置以及 γ 射线检测方向对应地依次进行累积相加,来生成PET摄影模式的投影数据的投影数据生成部223。

[0049] 另外,在此,假设通过检测器模块21-a以及21-b来检测从对被检体150投放的放射性同位素S放射出的一对 γ 射线的情况,只示出与检测器模块21-a以及21-b连接的数据处理单元221-a以及221-b。

[0050] 检测数据处理部22的数据处理单元221-a以及221-b分别具备信号合成部231、信号辨别部232、波形整形部233、检测时刻测量部234、检测位置测量部235。信号合成部231将从检测器模块21-a或者21-b的光电倍增管212供给的多个通道的检测信号进行相加合成。信号辨别部232使用在信号合成部231合成的检测信号,根据各自的峰值进行 γ 射线导致的检测信号与噪音的辨别。波形整形部233将从信号合成部231输出的合成后的检测信号整形为矩形波。检测时刻测量部234根据从波形整形部233供给的矩形波的前缘(front edge)等,来测量与在信号辨别部232辨别出的检测信号对应的 γ 射线的检测时刻。检测位置测量部235根据从检测器模块21-a或者21-b的光电倍增管212供给的多个通道的检测信号,来测量与在信号辨别部232中辨别出的检测信号对应的 γ 射线的检测位置。列举一个例子,检测位置测量部235通过进行基于Anger logic的重心计算,来确定放射出来自一条 γ 射线的多个光子的闪烁体211,并将确定的闪烁体211的位置作为 γ 射线的检测位置。另外,针对构成数据处理单元221的各单元的具体的结构与功能,由于在日本特开2007-107995号公报等中进行了记载,因此,省略详细说明。

[0051] 接着,检测数据处理部22的检测方向测量部222根据从分别设置于数据处理单元221-1~221-Nm的检测时刻测量部234供给的 γ 射线的检测时刻以及从检测位置测量部235供给的 γ 射线的检测位置的信息,来测量从被检体150的体内放射出的 γ 射线的检测方向。例如,检测方向测量部222将检测时刻的差变为规定的时间幅度的两个检测位置,作为大致同时检测出从被检体150的体内放射出的一对 γ 射线的位置。并且,例如,检测方向测量部222设连结这两个检测位置的线段为LOR,LOR的方向为 γ 射线的检测方向来进行测量。

[0052] 另一方面,投影数据生成部223生成根据检测从被检体150放射的 γ 射线的检测结果的PET摄影模式的投影数据。投影数据生成部223具备具有累积运算功能的未图示的存储电路,将从检测方向测量部222供给的检测信号的计数值与上述的 γ 射线的检测位置以及检测方向对应地保存在上述存储电路。并且,例如,每当在规定期间进行基于检测器模

块 21-a 与检测器模块 21-b 的 γ 射线的检测,则检测信号的计数值在与检测位置以及检测方向对应的上述存储电路的地址 (address) 中进行累积相加。

[0053] 另外,检测数据处理部 22 即使在与检测器模块 21-a 以及检测器模块 21-b 不同的其他的检测器模块 21 中检测一对 γ 射线的情况下,也通过与上述相同的方法来测量 γ 射线的检测位置与检测方向,并将检测信号的计数值在与 γ 射线的检测位置以及检测方向对应的上述存储电路的地址中进行累积相加。即,在规定期间内依次检测的 γ 射线的计数值在与检测位置以及检测方向对应的存储电路的地址中进行累积相加,由此,生成 PET 摄影模式的投影数据。

[0054] 接着,图 1 所示的形态图像数据生成部 3 具备投影数据存储部 31、扫描图像生成部 32 以及扫描图像存储部 33。通过以将旋转台架部 13 固定在规定的位置的状态,一边使后述的 X 射线 CT 台架部向被检体 150 的体轴方向 (z 方向) 依次滑动一边进行的 X 射线摄影而收集到的扫描图像摄影模式的投影数据,将摄影模式的识别信息或摄影位置信息 (即, X 射线 CT 台架部的位置信息) 等作为附带信息而付与,并保存于投影数据存储部 31。

[0055] 扫描图像生成部 32 根据作为其附带信息的摄影位置信息,来合成根据摄影模式的识别信息而从投影数据存储部 31 读出的扫描图像摄影模式的投影数据。由此,扫描图像生成部 32 生成在体轴方向大范围的扫描图像。并且,所得到的扫描图像被暂时保存在扫描图像存储部 33。另外,此时生成的扫描图像变为与通过通常的 X 射线诊断装置得到的透视图像数据类似的图像。

[0056] 另一方面,功能图像数据生成部 4 具备简易 PET 图像数据生成部 41、投影数据存储部 42 以及 PET 图像数据生成部 43。

[0057] 简易 PET 图像数据生成部 41 根据将从投放了放射性同位素的被检体 150 放射的 γ 射线的发生源的位置对于规定投影面于规定方向进行投影的信息,来生成简易 PET 图像数据。在本实施方式中,将形态图像数据的摄影方向作为规定方向,将形态图像数据的摄影断面作为规定投影面。并且,本实施方式涉及的简易 PET 图像数据生成部 41 根据在从被检体 150 放射的 γ 射线的检测位置信息中,从与形态图像数据的摄影方向对应的方向检测到的检测位置信息,来生成简易 PET 图像数据。换言之,在本实施方式中,简易 PET 图像数据生成部 41 根据在从被检体 150 放射的 γ 射线的检测位置信息中,从与形态图像数据的摄影断面垂直的方向所对应的方向检测到的检测位置信息,来生成简易 PET 图像数据。另外,形态图像数据的摄影方向是在扫描图像摄影时,从 X 射线发生部 11 照射成锥束状或者扇束状的 X 射线束的中心方向。以下,有时将形态图像数据的摄影方向记载为 X 射线照射方向的中心方向。

[0058] 另外,简易 PET 图像数据生成部 41 根据在 PET 摄影模式的投影数据的收集过程中所检测到的 γ 射线的检测位置信息来生成简易 PET 图像数据。在本实施方式中,简易 PET 图像数据生成部 41 根据在 PET 摄影模式的投影数据的收集过程中从规定方向检测到的 γ 射线的检测位置信息,来生成简易 PET 图像数据。

[0059] 另外,简易 PET 图像数据生成部 41 通过在与 γ 射线的发生源的位置对应的数据表的地址中,依次配置伴随着从检测时刻开始的时间经过而亮度减弱的测量点,从而生成简易 PET 图像数据。本实施方式涉及的简易 PET 图像数据生成部 41 通过在与从作为规定方向的形态图像数据的摄影方向检测到的 γ 射线的检测位置对应的数据表的地址中,依

次配置伴随着从检测时刻开始的时间经过而亮度减弱的测量点,从而生成简易 PET 图像数据。

[0060] 例如,简易 PET 图像数据生成部 41 具备未图示的分布数据形成部、经过时间测量部以及查找表 (look up table),当通过检测数据处理部 22 的检测方向测量部 222 测量到的 γ 射线的检测方向与扫描图像摄影模式下的 X 射线照射方向的中心方向 (例如,图 2 的 y 方向) 大致相同时,在与该 γ 射线的检测位置对应的数据表 (data sheet) 的地址中依次配置具有规定的亮度的测量点。由此,简易 PET 图像数据生成部 41 生成将 γ 射线发生源的分布状态投影到与上述的 X 射线照射方向的中心方向正交的投影面的简易 PET 图像数据。

[0061] 即,当通过 PET 摄影部 2 的检测器模块 21 来检测将与 X 射线照射方向的中心方向大致相同的方向 (y 方向) 作为检测方向 γ 射线时,上述的经过时间测量部测量从通过检测数据处理部 22 的检测时刻测量部 234 测量出的上述 γ 射线的检测时刻到观测时刻的经过时间。在此,上述的查找表将经过时间与测量点的亮度值的对应数据,以包含投放药剂信息的 PET 摄影模式的摄影条件为单位进行预先保管。经过时间测量部从查找表中提取与上述经过时间的测量结果对应的亮度值。

[0062] 并且,分布数据形成部通过在与 γ 射线的检测位置对应的数据表的地址中配置具有伴随着时间经过而变化的亮度值的多个测量点,来生成通过其亮度在检测时刻具有最大值、并随着时间经过而减弱的多个测量点构成的简易 PET 图像数据。

[0063] 图 5A 以及 B 是表示本实施方式的简易 PET 摄影模式中的 γ 射线的检测方向以及检测位置的图。图 5A 表示扫描图像摄影模式中的 X 射线照射方向的中心方向。另外,图 5B 表示从被检体 150 的体内放射的 γ 射线在与 X 射线照射方向的中心方向大致相同的方向进行检测时的检测位置 a1 ~ aN 以及 b1 ~ bN。其中,为了是说明简单,将图 5A 中的 X 射线照射方向的中心方向作为 y 方向。另外,在图 5B 中,只说明垂直于体轴方向的一个断面中的 γ 射线检测位置,省略了针对垂直于体轴方向的其他多个断面中的 γ 射线检测位置的说明,但在本实施方式中,垂直于体轴方向的其他多个断面中的 γ 射线检测位置也通过同样的方法进行检测。

[0064] 在图 5A 所示的一个例子中,在本实施方式中作为形态图像数据使用的扫描图像是将被检体 150 的组织形态对 zx 平面在 y 方向上进行投影的图像数据。从而,如图 5B 所示,由于连结检测位置 a1 以及检测位置 b1 的 LOR 在 y 方向上是大致相同的方向,因此,将存在于该 LOR 上的某一位置的发生源 S1 的位置,对于 zx 平面在 y 轴方向上进行投影的位置是发生源 S1 的 z 坐标以及 x 坐标,并且为检测位置 a1 的 z 坐标以及 x 坐标,为检测位置 b1 的 z 坐标以及 x 坐标。

[0065] 另外,将图 5B 所示的发生源 S2 的位置对于 zx 平面在 y 方向上进行投影的位置为检测位置 a2 以及检测位置 b2 各自的 z 坐标以及 x 坐标,将图 5B 所示的发生源 S3 的位置对于 zx 平面在 y 方向上进行投影的位置为检测位置 a3 以及检测位置 b3 各自的 z 坐标以及 x 坐标。另外,将图 5B 所示的发生源 S4 的位置对于 zx 平面在 y 方向上进行投影的位置为检测位置 a4 以及检测位置 b4 各自的 z 坐标以及 x 坐标,将图 5B 所示的发生源 S_N 的位置对于 zx 平面在 y 方向上进行投影时的位置为检测位置 a_N 以及检测位置 b_N 各自的 z 坐标以及 x 坐标。

[0066] 即,如果 LOR 的方向是与垂直于摄影断面的方向(摄影方向)大致一致的方向,则将 γ 射线的发生源的位置向摄影断面进行投影的位置即使不特定摄影方向上的该发生源的位置,也能够根据用于决定该 LOR 的方向的两个检测位置信息来求得。另外,形态图像数据的摄影方向以及摄影断面不仅为 y 方向以及 zx 断面,也能够由操作者任意进行变更。例如,简易 PET 图像数据生成部 41 能够通过将在检测位置测量部 235 所测量出的检测位置的信息,转换成由设定的摄影方向以及摄影断面所确定的正交坐标系中的位置信息,从而求得将 γ 射线的发生源的位置向摄影断面进行投影的位置。这样,简易 PET 图像数据生成部 41 不进行重建处理,而生成描绘出摄影断面中的 γ 射线的发生源的位置的简易 PET 图像数据。

[0067] 返回图 1,在功能图像数据生成部 4 的投影数据存储部 42 中,暂时保存有 PET 摄影模式的投影数据,该 PET 摄影模式的投影数据是由 PET 摄影部 2 所具备的检测数据处理部 22 的投影数据生成部 223 将由多个构成的检测信号的计数值进行累积相加而生成的。并且, PET 图像数据生成部 43 使用 PET 摄影模式的投影数据来生成 PET 图像数据。PET 图像数据生成部 43 将从投影数据存储部 42 读出的 PET 摄影模式的投影数据进行重建处理来生成诊断用 PET 图像数据。

[0068] 接着,图像数据合成部 5 具有未图示的加法合成处理部,并具有如下功能,即、通过合成保存在形态图像数据生成部 3 的扫描图像存储部 33 中的在体轴方向大范围的扫描图像、以及在功能图像数据生成部 4 的简易 PET 图像数据生成部 41 中大致实时(real time)生成的简易 PET 图像数据,从而生成以评价 PET 摄影模式的投影数据中的画质劣化要素为目的的评价用图像数据的功能。此时,扫描图像与简易 PET 图像数据的合成根据上述的扫描图像摄影模式的摄影位置信息(即,X 射线 CT 台架部的位置信息)以及简易 PET 摄影模式的摄影位置信息(即, PET 台架部的位置信息)来进行。

[0069] 图 6 是用于说明在本实施方式的图像数据合成部中生成的评价用图像数据的图。图 6 所示的图像数据 1000 表示根据通过以图 5A 的箭头所示的 y 方向为中心的 X 射线照射而收集到的扫描图像摄影模式的投影数据,形态图像数据生成部 3 的扫描图像生成部 32 所生成的被检体 150 的大范围的扫描图像。另外,图 6 所示的图像数据 2000 表示根据在与上述的 X 射线照射方向的中心方向相同的方向上检测到的 γ 射线的检测位置,功能图像数据生成部 4 的简易 PET 图像数据生成部 41 所生成的简易 PET 图像数据。另外,图 6 所示的图像数据 3000 分别表示图像数据合成部 5 通过合成上述的简易 PET 图像数据与扫描图像而生成的评价用图像数据。

[0070] 并且,在显示部 6 所示的上述的评价用图像数据中,例如,当构成简易 PET 图像数据的测量点分别分布于扫描图像的用虚线所示的检查对象脏器的内部时,判定为 PET 摄影模式的投影数据的收集时的身体活动的影响在能够容许的范围内。

[0071] 接着,图 1 的显示部 6 具备未图示的显示数据生成部、转换处理部以及监视器(monitor)。显示数据生成部将在图像数据合成部 5 中生成的评价用图像数据或在功能图像数据生成部 4 的 PET 图像数据生成部 43 中生成的 PET 图像数据转换成规定的显示格式(format),来生成显示数据,转换处理部对于通过显示数据生成部生成的显示数据,进行 D/A 转换或 TV 格式转换等转换处理并显示于监视器。在本实施方式中,显示部 6 实时显示具有伴随时间经过而亮度减弱的多个测量点的简易 PET 图像数据。具体而言,在本实施方式

中,显示部 6 实时显示评价用图像数据。

[0072] 另一方面,移动机构部 8 具备未图示的台架旋转部、台架移动部以及移动机构控制部。台架旋转部按照从移动机构控制部供给的台架旋转控制信号,使搭载有 X 射线管 111 以及 X 射线检测器 121 的 X 射线 CT 摄影部 1 的旋转台架部 13 旋转,并配置在适合扫描图像的图像数据生成的位置。

[0073] 台架移动部按照从移动机构控制部供给的台架移动控制信号,使具有 X 射线 CT 摄影部 1 的 X 射线 CT 台架部以及具有 PET 摄影部 2 的 PET 台架部沿着设置于床面的导轨 (guide rail) 向被检体 150 的体轴方向移动。

[0074] 移动机构控制部向台架旋转部供给根据从输入部 9 经由系统控制部 10 供给的扫描图像摄影模式以及 PET 摄影模式的摄影条件而生成的台架旋转控制信号,并向台架移动部供给台架移动控制信号。

[0075] 图 7 是用于说明通过本实施方式的移动机构部来移动的 X 射线 CT 台架部以及 PET 台架部的图。如图 7 所示,在检查室的床面 160 上安装有具有载置被检体 150 的顶板 7 的床 161,在顶板 7 的体轴方向 (z 方向) 配设有导轨 162。并且,移动机构部 8 以将被检体 150 的检查对象部位 (检查对象脏器) 配置在 X 射线 CT 摄影部 1 的摄影区域以及 PET 摄影部 2 的摄影区域的方式,来使具有 X 射线 CT 摄影部 1 的 X 射线 CT 台架部 163 以及具有 PET 摄影部 2 的 PET 台架 164 沿着导轨 162 向体轴方向移动。由此,设定扫描图像摄影模式以及 PET 摄影模式中的摄影位置。

[0076] 接着,图 1 的输入部 9 具备键盘 (keyboard)、选择开关 (switch)、鼠标等输入设备、显示面板 (panel),通过与显示部 6 组合使用来形成交互 (interactive) 的接口 (interface)。并且,被检体信息的输入、扫描图像摄影模式、简易 PET 摄影模式以及 PET 摄影模式的选择、这些摄影模式中的摄影条件的设定、扫描图像、简易 PET 图像数据以及 PET 图像数据的生成条件以及显示条件的设定、对被检体 150 投放的放射性同位素的信息 (投放药剂信息) 的输入、另外,以 X 射线 CT 摄影开始指示信号、PET 摄影开始指示信号以及 PET 图像数据生成指示信号为首的各种指示信号的输入等使用上述的显示面板或输入设备来进行。在本实施方式中,输入部 9 根据简易 PET 图像数据的评价结果来输入用于进行 PET 图像数据的生成的指示信号 (PET 图像数据生成指示信号)。具体而言,在本实施方式中,输入部 9 根据评价用图像数据的评价结果来输入 PET 图像数据生成指示信号。更具体而言,输入部 9 从观察了评价用图像数据的操作者,来接受 PET 图像数据生成指示信号,并将接受到的 PET 图像数据生成指示信号输入系统控制部 10。

[0077] 另一方面,系统控制部 10 具备未图示的 CPU 与存储电路,从输入部 9 供给的上述的输入信息、选择信息以及设定信息被保存在上述存储电路中。并且,CPU 根据从上述存储电路所读出的这些信息,来综合地控制医用图像诊断装置 100 所具备的各单元,执行扫描图像、简易 PET 图像数据、评价用图像数据以及 PET 图像数据的生成。例如,按照从输入部 6 通知 PET 图像数据生成指示信号的系统控制部 10 的控制,PET 图像数据生成部 43 通过将 PET 摄影模式的投影数据进行重建处理,来生成 PET 图像数据。

[0078] (PET 图像数据的生成步骤)

[0079] 接着,针对本实施方式中的 PET 图像数据的生成步骤沿着图 8 的流程图进行说明。图 8 是表示本实施方式中的 PET 图像数据的生成步骤的流程图。

[0080] 在针对被检体 150 的 X 射线 CT 摄影以及 PET 摄影之前,医用图像诊断装置 100 的操作者对于被检体 150,投放由 ^{11}C 、 ^{13}N 、 ^{15}O 、 ^{18}F 等阳电子(正电子)放射核素进行标记的放射性同位素(RI)(图 8 的步骤(step)S1)。接着,操作者进行初始设定(图 8 的步骤 S2)。即,操作者在输入部 9 中进行被检体信息的输入、投放药剂信息(即,放射性同位素的种类、投放量 V0、投放时刻 t0 等)的输入、扫描图像摄影模式以及 PET 摄影模式中的摄影条件的设定、扫描图像、简易 PET 图像数据、评价用图像数据以及 PET 图像数据的生成条件以及显示条件的设定等。并且,这些输入信息、设定信息被保存在系统控制部 10 的存储电路中。

[0081] 接着,将被检体 150 载置于顶板 7 之后,操作者在输入部 9 中输入台架移动指示信号,并以将被检体 150 配置在 X 射线 CT 摄影部 1 的摄影区域的方式来使 X 射线 CT 台架部 163 沿着导轨 162 向体轴方向移动。并且,如果 X 射线 CT 台架部 163 的移动结束,则操作者在输入部 9 中输入用于开始以生成扫描图像为目的的 X 射线 CT 摄影的指示信号(X 射线 CT 摄影开始指示信号)(图 8 的步骤 S3)。

[0082] 接收了该指示信号的系统控制部 10 执行扫描图像摄影模式的投影数据(第 1 投影数据)的生成(图 8 的步骤 S4)。即,系统控制部 10 根据从自己的存储电路读出的扫描图像摄影模式的摄影条件,来控制设置于 X 射线 CT 摄影部 1 的各单元,并对于将安装有 X 射线管 111 以及 X 射线检测器 121 的旋转台架部 13 以固定于规定的位置的状态依次向体轴方向移动的被检体 150,进行 X 射线摄影。并且,此时得到的扫描图像摄影模式的投影数据将摄影模式的识别信息或摄影位置信息(即,X 射线 CT 台架部 163 的位置信息)等作为附带信息,保存在形态图像数据生成部 3 的投影数据存储部 31。

[0083] 另一方面,形态图像数据生成部 3 的扫描图像生成部 32 进行扫描图像的生成以及保存(图 8 的步骤 S5)。即,扫描图像生成部 32 根据作为其附带信息的摄影位置信息,合成根据摄影模式的识别信息而从投影数据存储部 31 读出的扫描图像摄影模式的投影数据,并根据需要进行以降低噪音、强调轮廓为目的的滤波处理等,生成体轴方向上大范围的扫描图像。并且,所得到的扫描图像被保存在扫描图像存储部 33。

[0084] 如果通过上述的步骤结束扫描图像的生成与保存,则操作者在输入部 9 中,再次输入台架移动指示信号,并以将被检体 150 的检查对象部位配置在 PET 摄影部 2 的摄影区域的方式,使 PET 台架部 164 沿着导轨 162 向体轴方向移动。并且,如果 PET 台架部 164 的移动结束,则操作者在输入部 9 中输入用于开始以生成简易 PET 图像数据以及 PET 图像数据为目的的 PET 摄影的指示信号(PET 摄影开始指示信号)(图 8 的步骤 S6)。

[0085] 接收了该指示信号的系统控制部 10 根据从自己的存储电路读出的 PET 摄影模式的摄影条件,控制设置于 PET 摄影部 2 的各单元,开始对于被检体 150 的 PET 摄影。并且,PET 摄影部 2 的数据处理单元 221 所具备的投影数据生成部 223 通过将从检测方向测量部 222 供给的检测信号的计数值与 γ 射线的检测位置以及检测方向对应地进行保存,并且将在规定时间内于同一检测位置以及检测方向检测到的检测信号的计数值依次进行累积相加,从而生成 PET 摄影模式的投影数据(第 2 投影数据),并将得到的投影数据(第 2 投影数据)保存在功能图像数据生成部 4 的投影数据存储部 42。(图 8 的步骤 S7)。

[0086] 另一方面,当通过上述的检测方向测量部 222 测量到的 γ 射线的检测方向与扫描图像摄影模式中的 X 射线照射方向的中心方向相同时,功能图像数据生成部 4 的简易 PET 图像数据生成部 41 通过在与该 γ 射线的检测位置对应的数据表的地址依次配置其亮度随

着时间经过而减弱的测量点,从而生成将 γ 射线发生源的分布状态投影到与上述的 X 射线照射方向正交的投影面的简易 PET 图像数据(图 8 的步骤 S8)。

[0087] 接着,图像数据合成部 5 合成在形态图像数据生成部 3 的扫描图像存储部 33 中所保存的在体轴方向上大范围的扫描图像与在功能图像数据生成部 4 的简易 PET 图像数据生成部 41 中大致实时生成的简易 PET 图像数据,来生成评价用图像数据,并显示于显示部 6 的监视器(图 8 的步骤 S9)。

[0088] 另一方面,观察在显示部 6 所显示的评价用图像数据的医用图像诊断装置 100 的操作者根据该评价用图像数据,判定已经收集到的 PET 摄影模式的投影数据(第 2 的投影数据)中的画质劣化要素的有无(图 8 的步骤 S10)。并且,当判定为不存在画质劣化要素时(图 8 的步骤 S10 为否),在输入部 9 中输入 PET 图像数据生成指示信号,经由系统控制部 10 接收到该指示信号的功能图像数据生成部 4 的 PET 图像数据生成部 43 通过将从投影数据存储部 42 读出的 PET 摄影模式的投影数据进行重建处理,从而生成诊断用的 PET 图像数据,并将所得到的 PET 图像数据显示于显示部 6 的监视器(图 8 的步骤 S11)。在此,在步骤 S11 中,显示部 6 既可以显示 PET 图像数据,也可以显示评价用图像数据与 PET 图像数据。

[0089] 另外,通过观察在上述的步骤 9 生成的评价用图像数据,判定为在 PET 摄影模式的投影数据中存在不容许的画质劣化要素时(图 8 的步骤 S10 为是),操作者在输入部 9 中输入用于再次收集该投影数据的指示信号。并且,接收了该指示信号的系统控制部 10 通过控制 PET 摄影部 2 所具有的各单元来重复上述的步骤 S7 ~ 步骤 S9,从而执行新的投影数据的生成与评价用图像数据的生成以及显示。

[0090] 另外,在上述的步骤中,在 X 射线 CT 摄影开始前进行了对于被检体 150 的放射性同位素的投放,但也可以在 X 射线 CT 摄影结束的时刻进行。另外,通过静态调强(step and shoot)方式来进行被检体 150 的全身 PET 摄影时,在本实施方式中,在步骤 S11 之后,以将与在步骤 S11 中生成的 PET 图像数据的检查对象部位部分重复的检查对象部位配置在 PET 摄影部 2 的摄影区域的方式来移动 PET 台架部 164,之后,进行步骤 S7 以后的处理。

[0091] (变形例)

[0092] 接着,针对本实施方式的变形例使用图 9 进行说明。图 9 是表示本实施方式的变形例中的医用图像诊断装置的整体结构的框图。

[0093] 在上述的实施方式中,针对能够生成作为形态图像数据的扫描图像与作为功能图像数据的 PET 图像数据的医用图像诊断装置进行了叙述,但在本变形例中,针对只生成上述的 PET 图像数据的医用图像诊断装置进行叙述。

[0094] 即,在本变形例的医用图像诊断装置中,首先,将通过其他的医用图像诊断装置生成的被检体 150 的形态图像数据保存在形态图像数据存储部。接着,本变形例的医用图像诊断装置根据从被投放了放射性同位素的被检体 150 的体内放射出的 γ 射线的检测方向以及检测位置来生成 PET 摄影模式的投影数据,并且根据从在上述 γ 射线的检测结果中提取出的上述形态图像数据的摄影方向或者与垂直于摄影断面的方向大致相同的方向所检测到的 γ 射线的检测位置来生成简易 PET 图像数据。并且,本变形例的医用图像诊断装置将得到的简易 PET 图像数据重叠于从形态图像数据存储部读出的上述的形态图像数据,来生成评价用图像数据。并且,本变形例的医用图像诊断装置如果通过观察在显示部实时显

示出 γ 射线的检测位置的评价用图像数据,确认了在 PET 摄影模式的投影数据中没有包含不能容许的画质劣化要素,则将该投影数据进行重建处理来生成诊断用的 PET 图像数据。

[0095] 另外,在表示本变形例中的医用图像诊断装置的整体结构的图 9 的框图中,具有与图 1 所示的医用图像诊断装置 100 的单元相同的结构以及功能的单元添加同一符号,省略详细的说明。

[0096] 即,图 9 所示的本变形例的医用图像诊断装置 200 具备:PET 摄影部 2、形态图像数据存储部 50、功能图像数据生成部 4、图像数据合成部 5a、显示部 6。PET 摄影部 2 通过排列在其周围的检测器模块 21 来检测从被投放了放射性同位素的被检体 150 的体内放射出的一对 γ 射线,并根据该检测方向以及检测位置生成 PET 摄影模式的投影数据。在形态图像数据存储部 50 中,预先保管有通过另外设置的其他的医用图像处理装置等收集到的形态图像数据。功能图像数据生成部 4 根据从该形态图像数据的摄影方向或者与垂直于摄影断面的方向大致相同的方向检测到的 γ 射线的检测位置来生成简易 PET 图像数据,另外,根据在 PET 摄影部 2 中生成的 PET 摄影模式的投影数据来生成作为功能图像数据的 PET 图像数据。图像数据合成部 5a 通过将简易 PET 图像数据重叠于形态图像数据,从而生成以评价 PET 摄影模式的投影数据中的画质劣化要素为目的的评价用图像数据。显示部 6 显示在图像数据合成部 5a 中生成的评价用图像数据或在功能图像数据生成部 4 中生成的 PET 图像数据。

[0097] 另外,医用图像诊断装置 200 具备:载置被检体 150 的顶板 7、通过使具有 PET 摄影部 2 的未图示的 PET 台架部向体轴方向(图 9 的 z 方向)移动而将被检体 150 的检查对象部位向 PET 摄影部 2 的摄影区域配置的移动机构部 8a。另外,医用图像诊断装置 200 具备进行被检体信息的输入、简易 PET 摄影模式以及 PET 摄影模式的选择、这些摄影模式中的摄影条件的设定、简易 PET 图像数据、评价用图像数据以及 PET 图像数据的生成条件以及显示条件的设定、各种指令信号的输入等的输入部 9a,和综合地控制医用图像诊断装置 200 所具有的上述的各单元的系统控制部 10a。

[0098] 并且,在形态图像数据存储部 50 中,例如,通过 X 射线 CT 装置或 MRI 装置生成的扫描图像、被检体 150 的冠状断面中的 MPR(Multi Planar Reconstruction) 图像数据、另外,通过 X 射线诊断装置而生成的透视图像数据等将摄影位置信息作为附带信息进行预先保管。

[0099] 另一方面,图像数据合成部 5a 具有未图示的相加合成处理部,并具有如下功能,即、合成被保存于形态图像数据存储部 50 的体轴方向大范围的形态图像数据,和在功能图像数据生成部 4 的简易 PET 图像数据生成部 41 中大致实时生成的简易 PET 图像数据,并生成以评价 PET 摄影模式的投影数据所具有的画质劣化要素为目的的评价用图像数据的功能。此时,形态图像数据与简易 PET 图像数据的合成根据附加于各自的图像数据的摄影位置信息来进行。

[0100] 接着,移动机构部 8a 具备未图示的台架移动部与移动机构控制部。台架移动部按照从移动机构控制部供给的台架移动控制信号,使具有 PET 摄影部 2 的 PET 台架部沿着设置于床面的导轨向被检体 150 的体轴方向移动。另一方面,移动机构控制部向上述的台架移动部供给根据从输入部 9a 经由系统控制部 10a 而供给的 PET 摄影模式的摄影条件而生成的台架移动控制信号。

[0101] 输入部 9a 具备键盘、选择开关、鼠标等输入设备、显示面板,通过与显示部 6 组合使用来形成交互的接口。并且,被检体信息的输入、简易 PET 摄影模式以及 PET 摄影模式的选择、这些摄影模式中的摄影条件的设定、简易 PET 图像数据以及 PET 图像数据的生成条件以及显示条件的设定、对被检体 150 投放的放射性同位素的信息(投放药剂信息)的输入、另外,以 PET 摄影开始指示信号以及 PET 图像数据生成指示信号为首的各种指示信号的输入等使用上述的显示面板或输入设备来进行。

[0102] 另一方面,系统控制部 10a 具备未图示的 CPU 与存储电路,从输入部 9a 供给的上述的输入信息、选择信息以及设定信息被保存在存储电路中。并且,CPU 根据从上述存储电路读出的这些信息来综合地控制医用图像诊断装置 200 所具备的各单元,执行简易 PET 图像数据、评价用图像数据以及 PET 图像数据的生成。

[0103] 另外,由于本变形例中的 PET 图像数据的生成步骤与图 8 所示的步骤 S6 ~ 步骤 S10 的步骤相同,因此省略说明。

[0104] 接着,针对通过上述的实施方式以及其变形例的评价用图像数据进行判定的画质劣化要素的具体例,使用图 10A 以及图 10B 进行说明。图 10A 以及图 10B 是用于说明通过实施方式以及其变形例的评价用图像数据来进行判定的画质劣化要素的具体例的图。

[0105] 图 10A 表示在 PET 摄影模式的投影数据中发生起因于被检体 150 的身体活动导致的显著的画质劣化要素时的评价用图像数据,此时,简易 PET 图像数据所示的由多个构成的测量点的一部分显示在扫描图像等形态图像数据所示的检查对象脏器的外部。从而,操作者能够根据简易 PET 图像数据的检查对象脏器附近所示的测量点的位置、数量,来判断是否再收集投影数据。

[0106] 另一方面,图 10B 表示对于被检体 150 投放放射性同位素时,在 PET 摄影模式的投影数据中发生起因于药剂注入部的药剂泄露所引起的画质劣化要素时的评价用图像数据,此时,表示 γ 射线的发生源的大量的测量点显示在形态图像数据所示的被检体上肢的药剂注入部附近。在检查对象脏器以外的部位检测到起因于这样的药剂泄露等所导致的大量的 γ 射线时,这些成为画质劣化要素,将难以得到良好的 PET 图像数据。此时,操作者能够根据评价用图像数据的检查对象脏器以外的部位所示的测量点的位置、数量以及发生频率等,来判断是否再收集投影数据。

[0107] 根据以上所示的本实施方式以及其变形例,当根据从被投放了放射性同位素的被检体放射出的 γ 射线的检测信息来生成投影数据,并将该投影数据进行重建处理来生成 PET 图像数据时,能够根据基于从规定方向检测的 γ 射线而生成的简易 PET 图像数据,来在短时间内判定上述投影数据中的画质劣化要素的有无、程度。

[0108] 特别地,通过合成显示从上述被检体收集到的扫描图像等形态图像数据与上述简易 PET 图像数据,从而能够正确、且容易地把握投影数据收集时所发生的基于被检体的身体活动的影响或放射性同位素投放时的药剂泄露的影响等。

[0109] 另外,在简易 PET 图像数据中,由于实时显示其亮度在检测时刻具有最大值而随着时间的经过减弱的测量点,因此,将能够实时捕捉起因于上述的身体活动或药剂泄露等引起的画质劣化要素的时间变化。

[0110] 即,根据本实施方式以及其变形例,根据 PET 摄影模式的投影数据来生成 PET 图像数据时,将能够通过实时观察根据从规定方向检测到的 γ 射线的检测位置信息而生成的

简易 PET 图像数据,来判定上述投影数据中的各种画质劣化要素的有无、程度。并且,根据本实施方式以及其变形例,当在上述投影数据中存在不能容许的画质劣化要素时,能够不等待生成 PET 图像数据,而进行对于该被检体的投影数据的再收集。

[0111] 因此,通常能够生成良好的 PET 图像数据,并提高诊断精度。另外,当发生画质劣化要素时,由于即时实施投影数据的再收集,因此,变得不需要放射性同位素的再投放或再次返回,不仅大幅度地改善检查效率,也能够减轻被检体的负担。

[0112] 以上,针对本发明的实施方式以及其变形例进行了说明,但本发明并不限于上述的实施方式以及其变形例,也能够进一步变形来实施。例如,在上述的实施方式中,针对能够生成基于扫描图像摄影模式的投影数据的作为形态图像数据的扫描图像、与生成基于 PET 摄影模式的投影数据的作为功能图像数据的 PET 图像数据的医用图像诊断装置进行了叙述。但是,上述的实施方式也可以将根据使 X 射线管 111 以及 X 射线检测器 121 在被检体 150 的周围高速旋转而得到的 X 射线 CT 摄影模式的投影数据而生成的三维图像数据或者规定断面(例如,冠状断面)中的二维的图像数据作为形态图像数据。此时的二维的图像数据也可以是根据将 X 射线 CT 摄影模式的投影数据进行重建处理而得到的三维数据(体数据(volume data))的 MPR(Multi Planar Reconstruction) 图像数据或者 MIP(Maximum Intensity Projection) 图像数据。

[0113] 另外,在上述的实施方式中,针对通过使 X 射线 CT 台架部 163 以及 PET 台架部 164 沿着导轨 162 向体轴方向移动,来将被检体 150 的检查对象部位配置在 X 射线 CT 摄影部 1 以及 PET 摄影部 2 的摄影区域的情况进行了叙述。但是,上述的实施方式也可以通过使载置了被检体 150 的顶板 7 向体轴方向移动,来进行对于上述的摄影区域的检查对象部位的配置。

[0114] 另外,在上述的实施方式以及其变形例中,针对使用合成扫描图像等的形态图像数据与简易 PET 图像数据而生成的评价用图像数据,来评价 PET 摄影模式的投影数据中的画质劣化要素的情况进行了叙述,但也可以使用简易 PET 图像数据来评价上述的画质劣化要素。例如,在发生了药剂泄露时的简易 PET 图像数据中,如图 10B 所示例的那样,在远离被推定为检查对象脏器的部位的部位中描绘多个测量点。从而,作为画质劣化要素判定有无药剂泄露时,上述的实施方式以及其变形例也可以将简易 PET 图像数据作为评价用图像数据进行显示。此时,PET 图像数据根据简易 PET 图像数据的评价结果而生成。

[0115] 另外,在上述的实施方式以及其变形例中,针对将 γ 射线的发生源的位置作为对于规定投影面于规定方向进行投影的信息,使用 LOR 的方向变为规定方向的检测位置信息来生成简易 PET 图像数据的情况进行了叙述。但是,也可以是通过以下说明的变形例来生成简易 PET 图像数据的情况。图 11 以及图 12 是用于说明简易 PET 图像数据生成处理的变形例的图。

[0116] 如上述那样,PET 装置将检测时刻的差变为规定的时间幅度的两个检测位置作为大致同时检测出一对 γ 射线的位置,来生成用于重建 PET 图像数据的投影数据。另一方面,近年来,使用检测时刻间的时间差,来推定 LOR 上的 γ 射线的发生源的位置的 TOF(Time Of Flight)-PET 装置正在实用化。即,如图 11 所示,TOF-PET 装置能够使用检测时间差,来推定在 LOR 的各位置中存在 γ 射线发生源的概率分布 D1。因此,当医用图像诊断装置 100 或者医用图像诊断装置 200 为 TOF-PET 装置时,简易 PET 图像数据生成部 41 使用根据 γ 射

线的检测位置信息以及检测时刻信息而推定的该 γ 射线的发生源的位置来生成简易 PET 图像数据。

[0117] 例如,如图 11 所示,简易 PET 图像数据生成部 41 求得将 LOR 中的概率分布 D1 对于作为摄影断面的 zx 平面在 y 方向进行投影的概率分布 D2。并且,例如,简易 PET 图像数据生成部 41 通过将变为概率分布 D2 的峰值 (peak) 的位置作为上述的测量点,来生成简易 PET 图像数据。

[0118] 在使用了 TOF 功能的变形例中,不管 LOR 的方向是任何的方向,都能够用于简易 PET 图像数据。例如,在使用了 TOF 功能的变形例中,能够使用在规定时间内依次确定的所有的 LOR,来生成简易 PET 图像数据。其结果,在使用了 TOF 功能的变形例中,能够正确地评价画质劣化要素的有无、程度。其中,在该变形例中,为了进行使用检测时间差来推定 γ 射线的发生源的位置的处理,与使用规定方向的 LOR 的方法相比较,简易 PET 图像数据的生成以及显示中的实时性有些许降低。

[0119] 因此,使用 TOF 功能时,简易 PET 图像数据生成部 41 也可以限定简易 PET 图像数据的生成所使用的 LOR。例如,当规定方向是 y 方向时,简易 PET 图像数据生成部 41 也可以将简易 PET 图像数据的生成中所使用的 LOR 限定为 xy 平面所包含的 LOR。另外,例如,简易 PET 图像数据生成部 41 也可以将简易 PET 图像数据的生成中所使用的 LOR 限定为 xy 平面所包含的 LOR、且方向在 xy 平面上变为规定范围的方向的 LOR。另外,例如,如图 12 所示,简易 PET 图像数据生成部 41 也可以将简易 PET 图像数据的生成中所使用的 LOR 限定为方向与 x 方向大致相同的 LOR。另外,简易 PET 图像数据生成部 41 也可以并用使用 TOF 功能的方法、和使用与上述的规定方向大致相同的的方向的 LOR 的方法,来生成简易 PET 图像数据。

[0120] 另外,本发明的实施方式涉及的医用图像诊断装置 100 以及其变形例涉及的医用图像诊断装置 200 的一部分也能够通过将计算机作为硬件 (hardware) 来使用而实现。例如,上述的医用图像诊断装置 100 (200) 所具备的系统控制部 10 (10a) 等能够通过使搭载于计算机的 CPU 等处理器 (processor) 执行规定的控制程序 (program) 来实现各种功能。此时,系统控制部 10 (10a) 等可以将上述的控制程序预先安装 (install) 在计算机中,另外,也可以保存在计算机可读的存储介质或者经由网络 (network) 来进行配置的控制程序安装在计算机中。

[0121] 以上,如说明的那样,根据实施方式以及变形例,能够在短时间内判定通过 PET 摄影收集到的投影数据中的画质劣化要素的有无、程度。

[0122] 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。

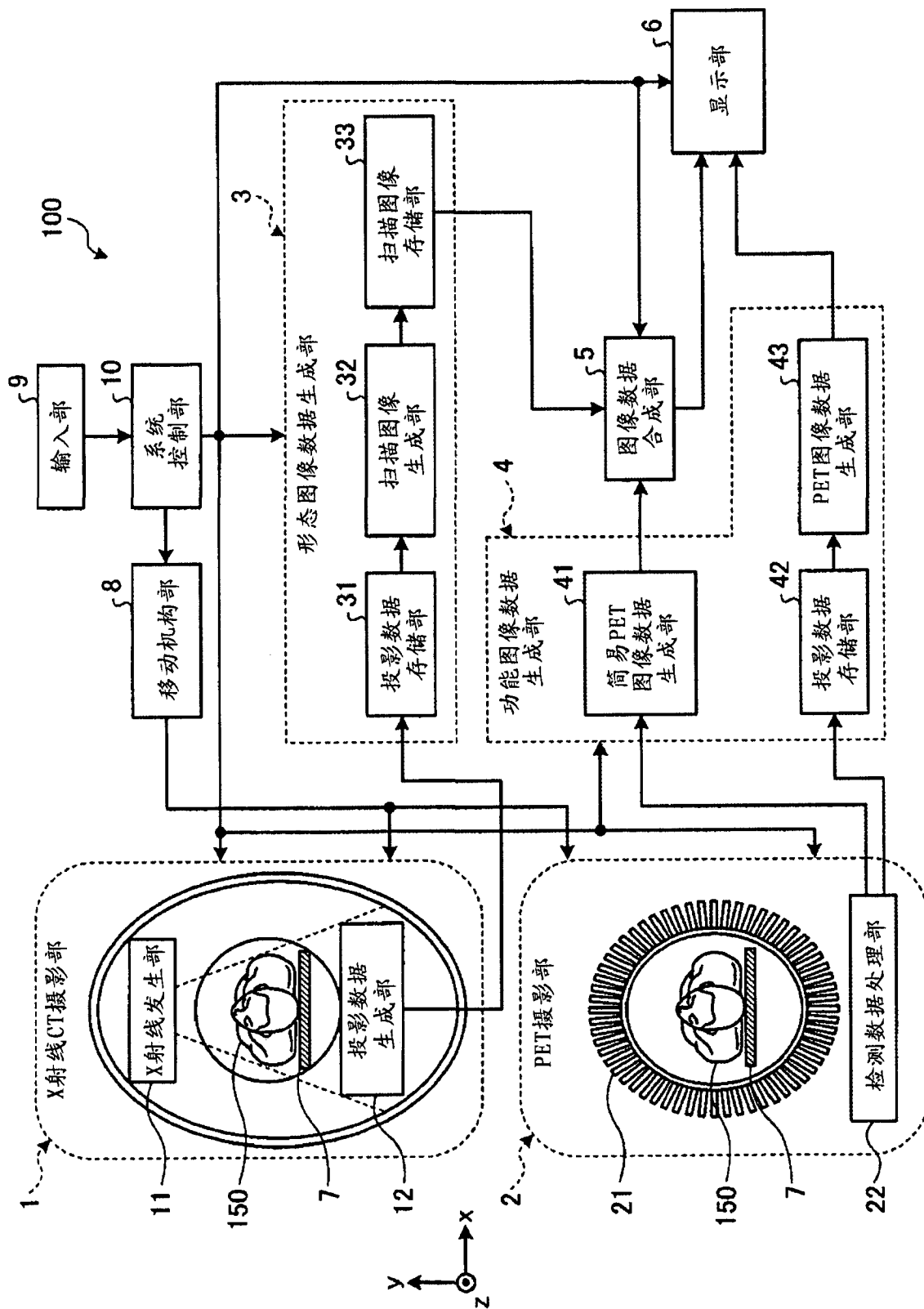


图 1

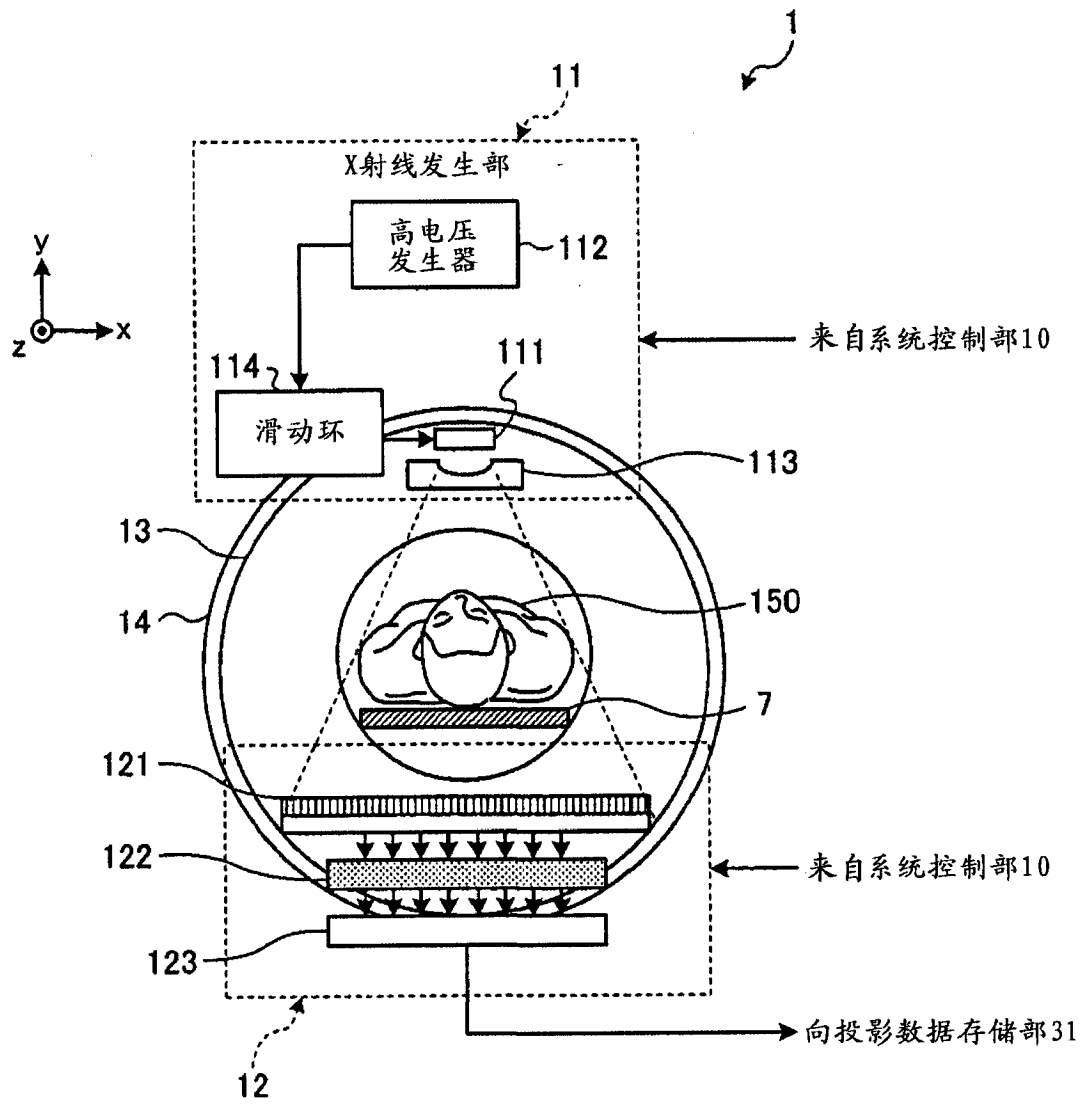


图 2

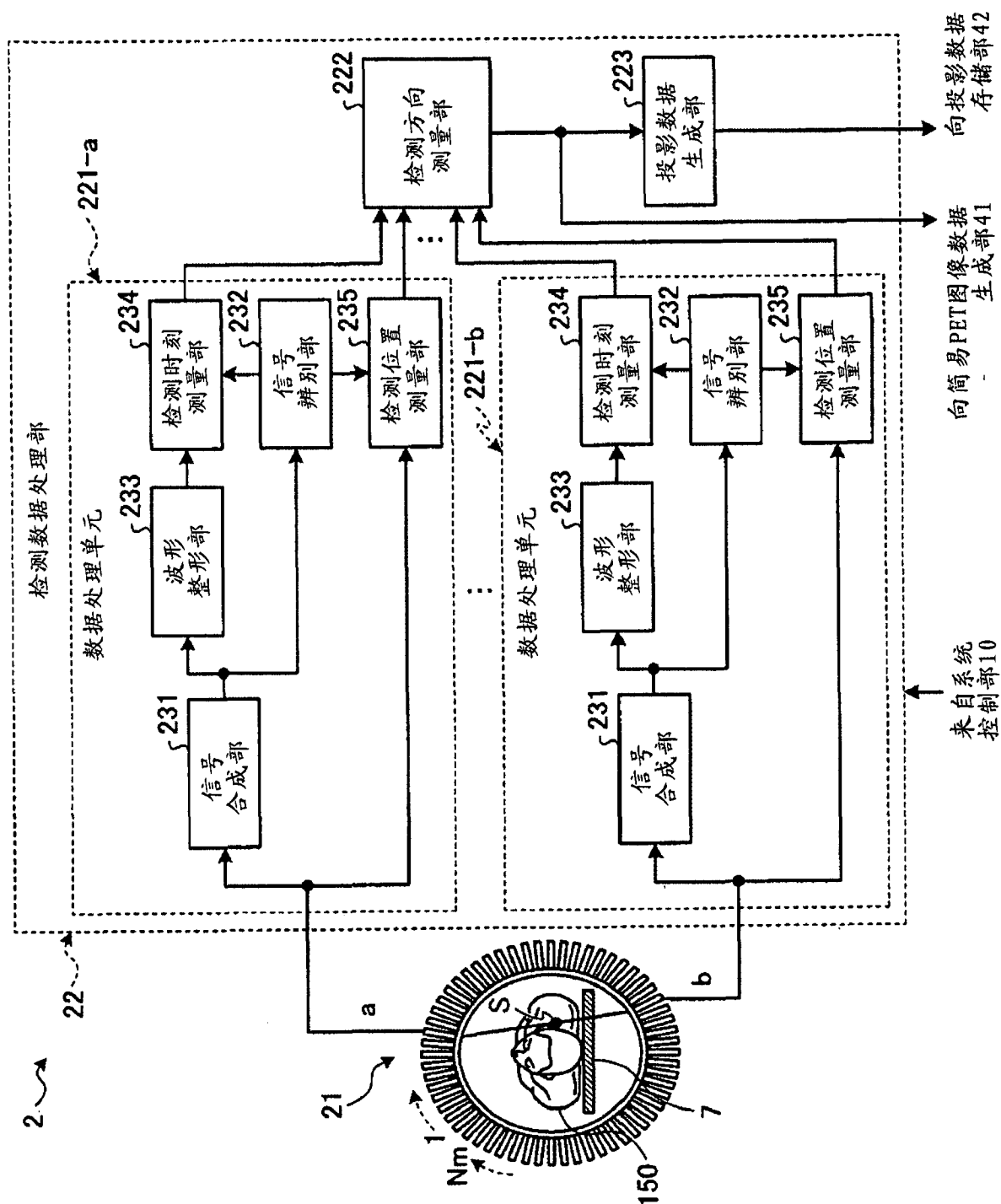


图 3

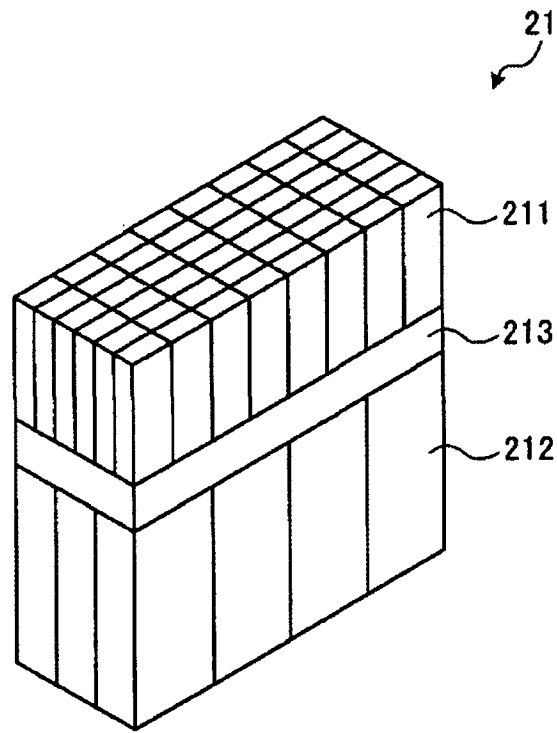


图 4

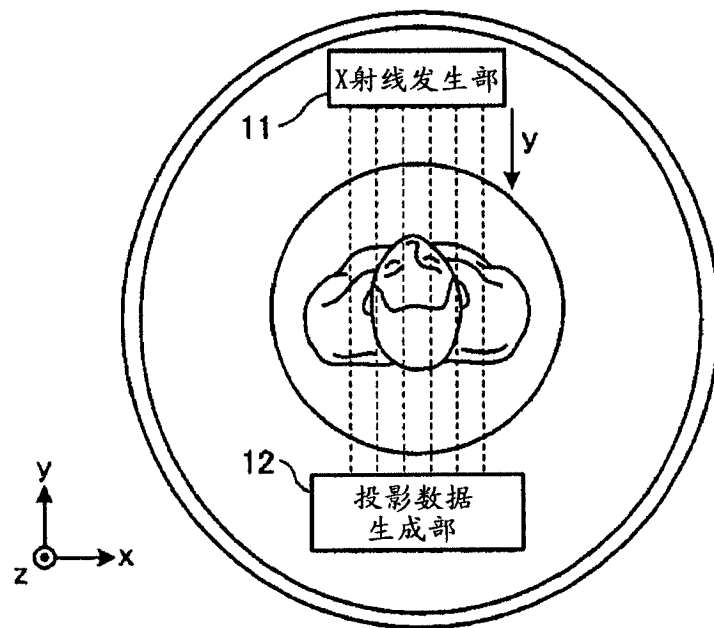


图 5A

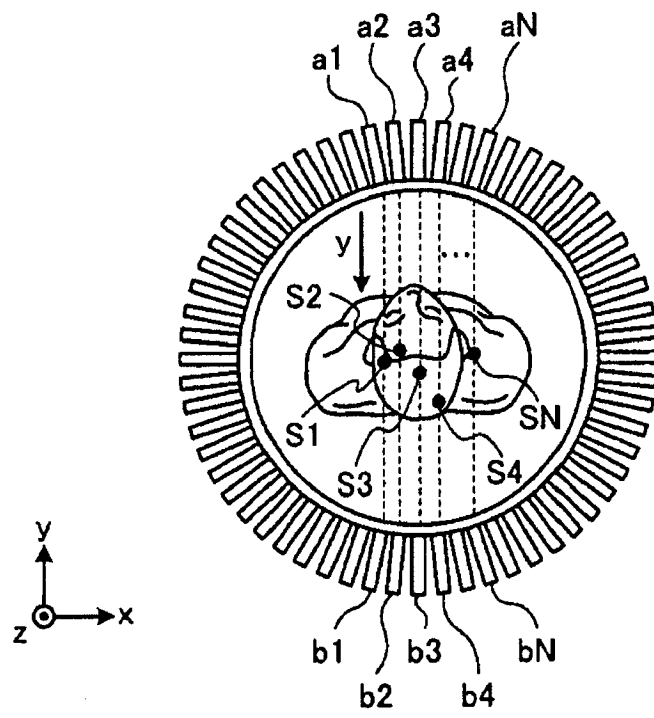


图 5B

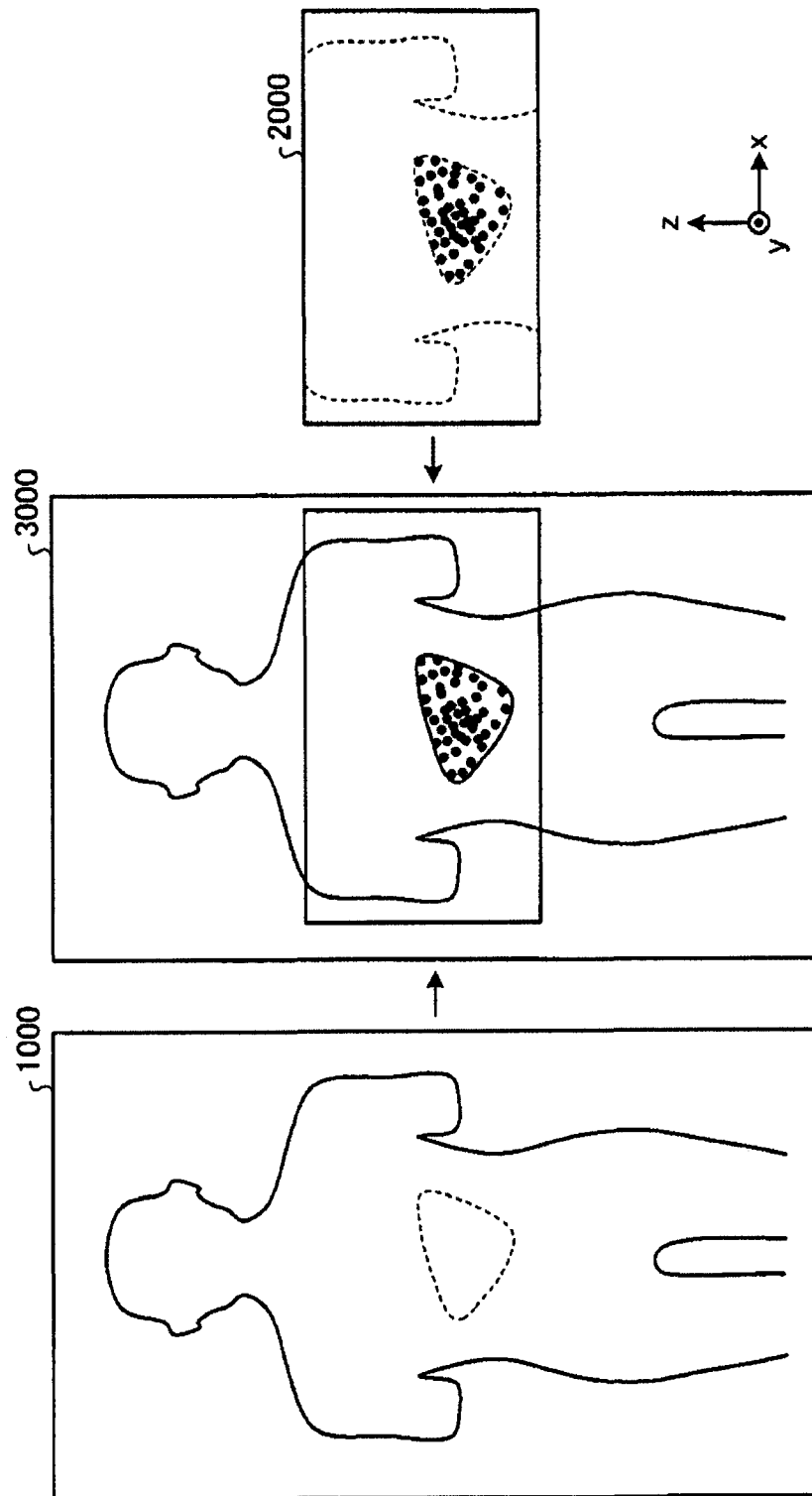


图 6

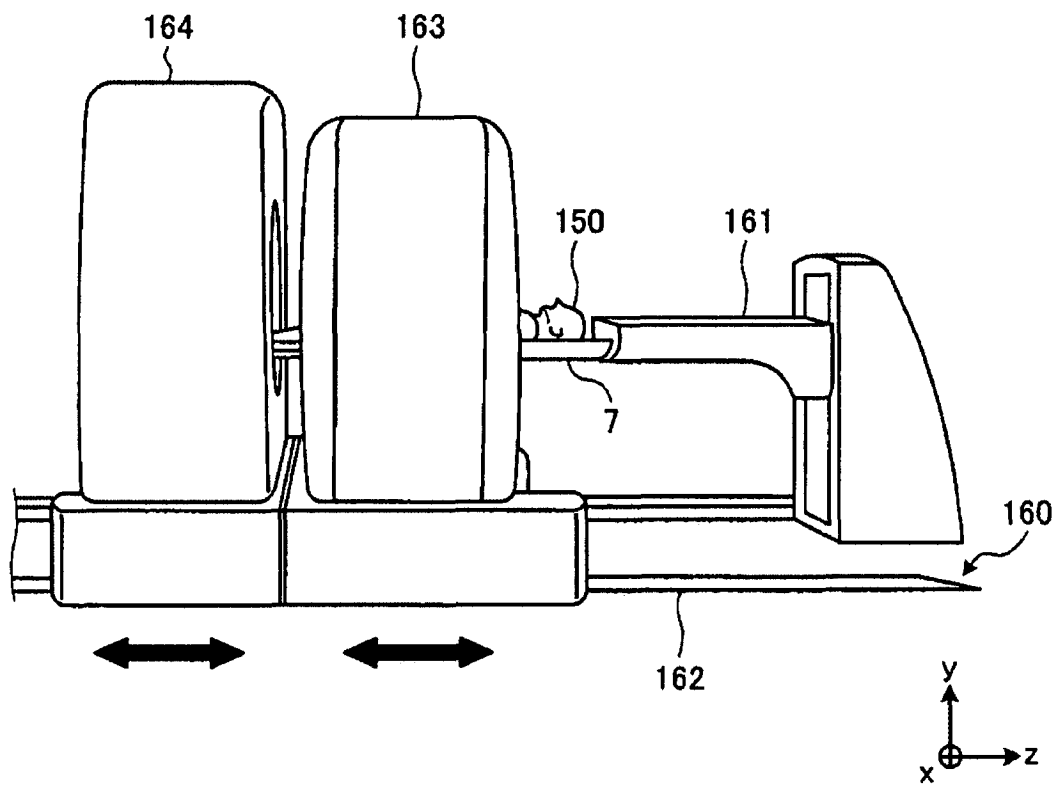


图 7

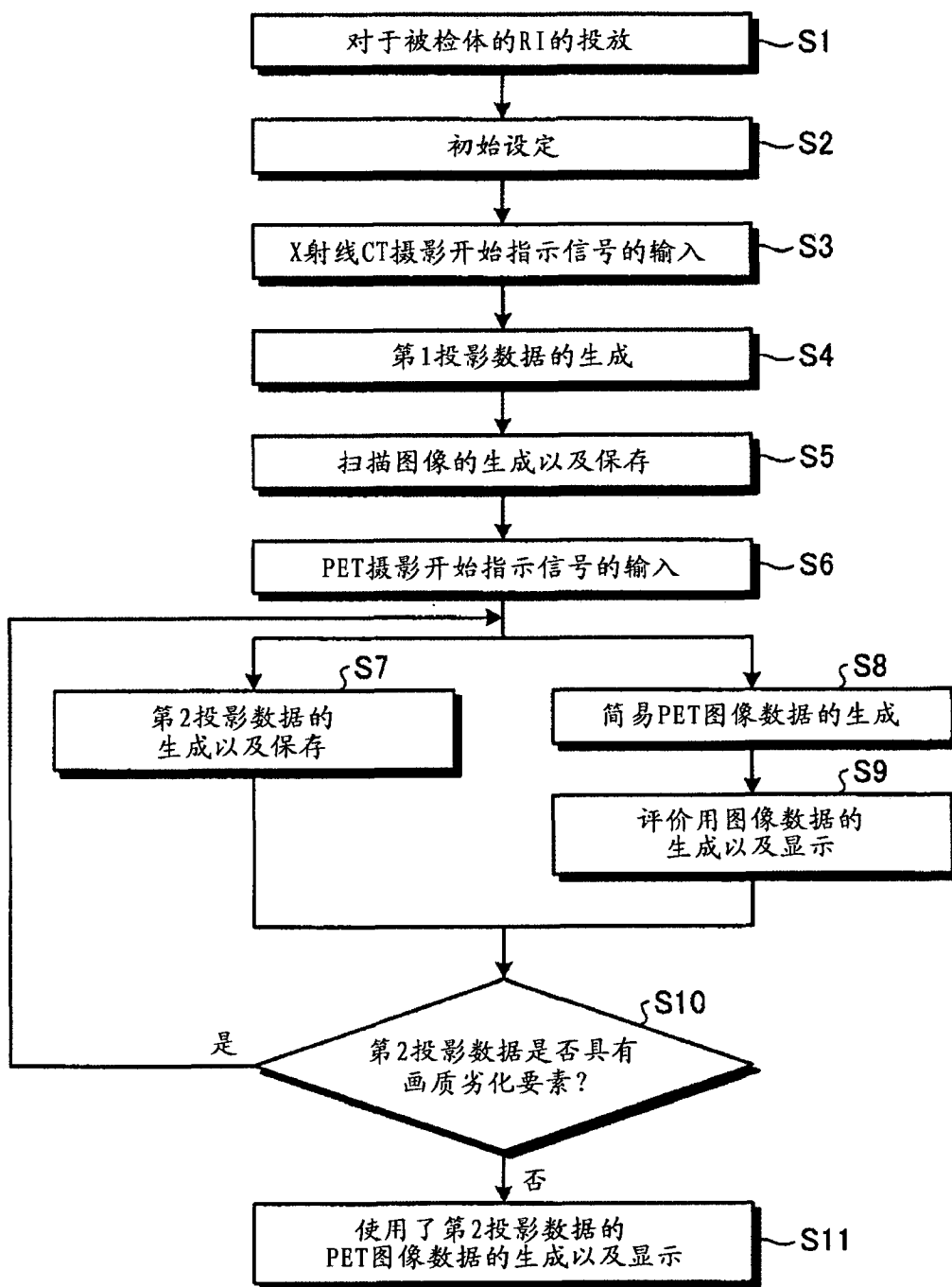


图 8

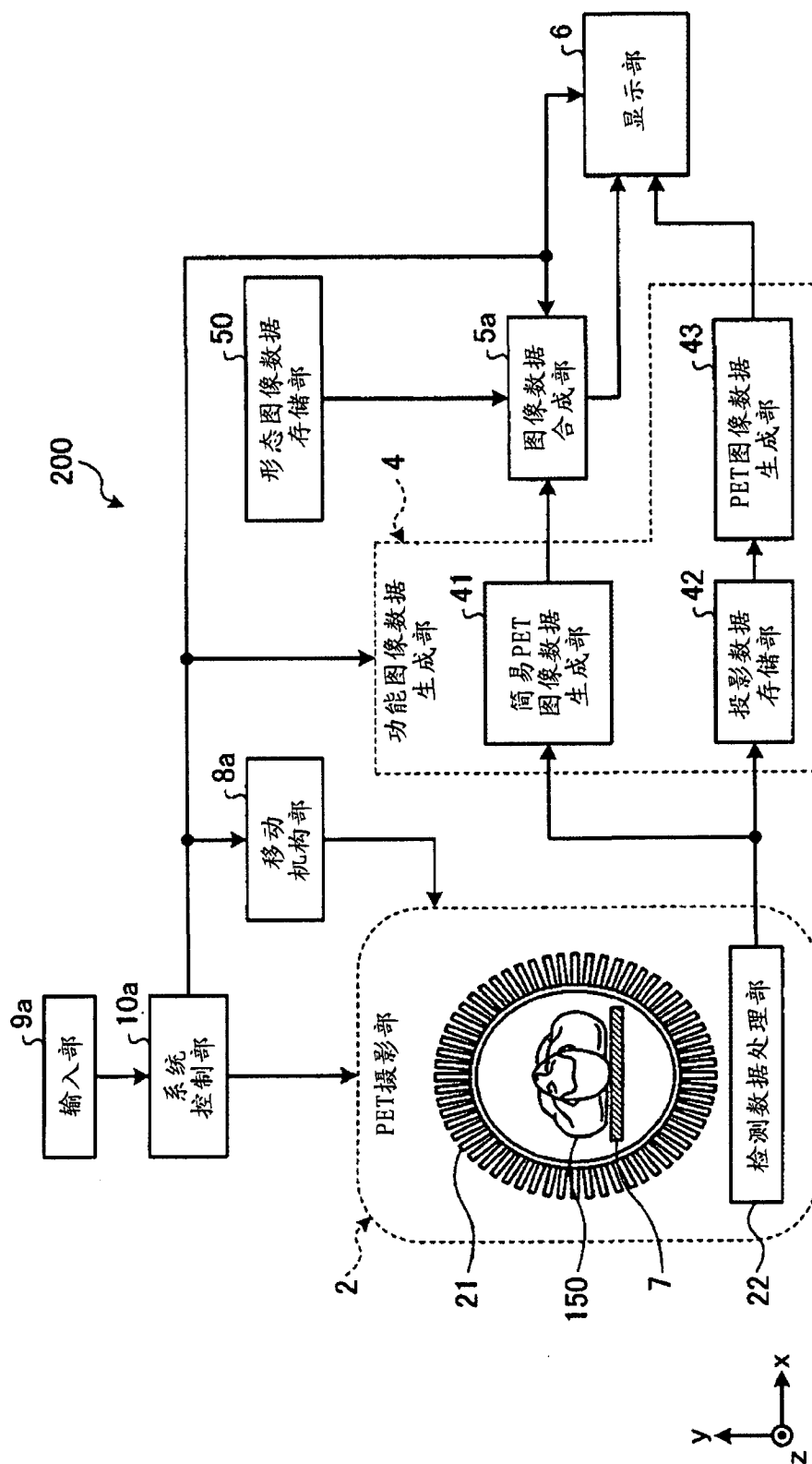


图 9

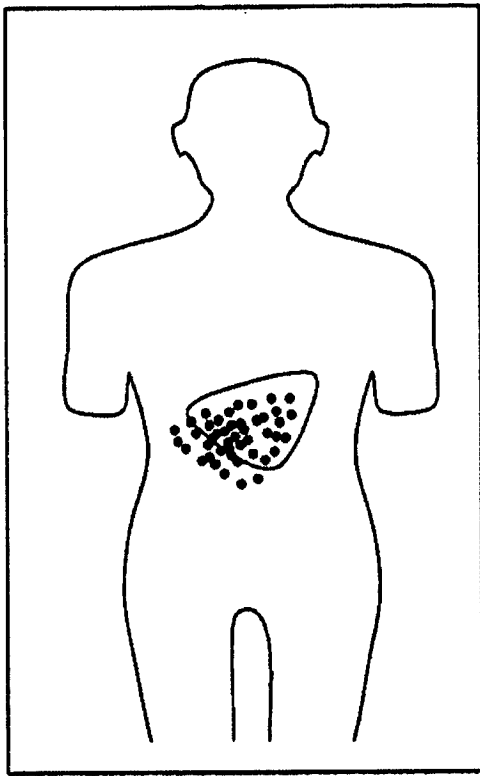


图 10A

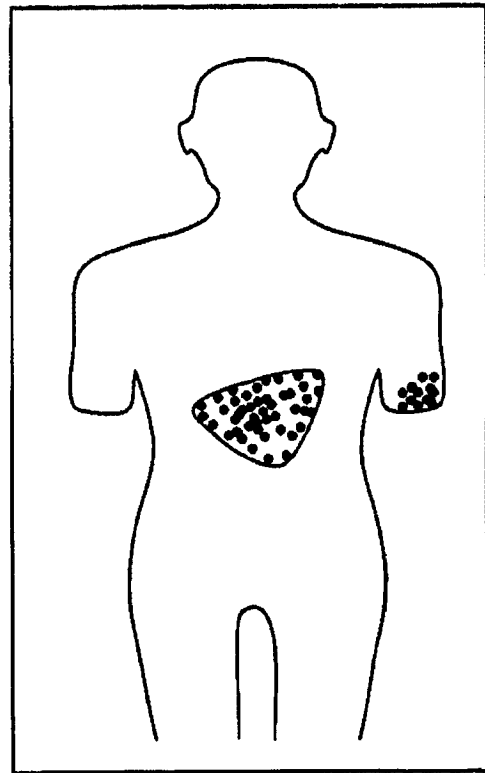


图 10B

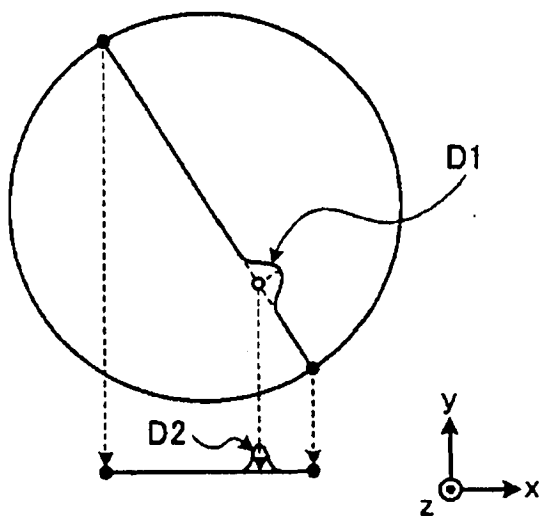


图 11

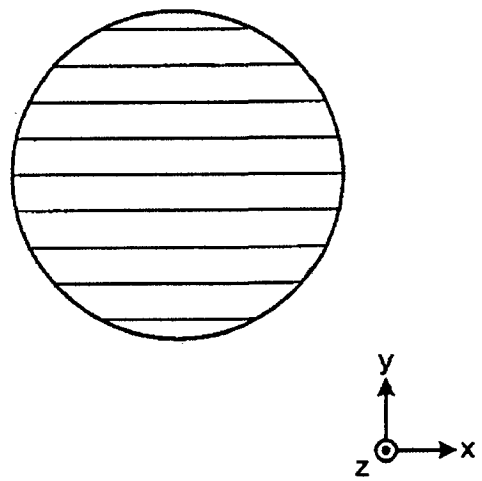


图 12