

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

G01T 1/163 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610006214.5

[43] 公开日 2006年8月16日

[11] 公开号 CN 1817306A

[22] 申请日 2003.3.5

[21] 申请号 200610006214.5

分案原申请号 03106853.7

[30] 优先权

[32] 2002.3.20 [33] JP [31] 077464/2002

[32] 2002.3.28 [33] JP [31] 090200/2002

[71] 申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京

[72] 发明人 雨宫健介 上野雄一郎 北口博司

梅垣菊男 小岛进一 柳田憲史

横井一磨 岡崎隆司

[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

代理人 秦晨

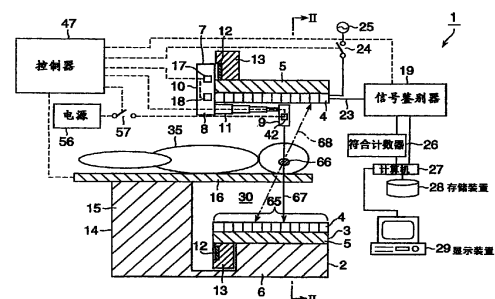
权利要求书 1 页 说明书 52 页 附图 12 页

[54] 发明名称

放射成象装置、放射成象方法和放射成象支持
方法

[57] 摘要

本发明的放射成象装置包含一个 x - 射线源以发射 x - 射线, 一个 γ - 射线检测部件以输出 γ - 射线检测信号, 一个 x - 射线检测部件以输出 x - 射线检测信号。x - 射线源绕着放置检查对象的床运动。 γ - 射线检测部件有许多辐射检测器, 这些辐射检测器在床的纵向排列并位于床的周围。x - 射线检测部件位于 γ - 射线检测部件沿着床的纵向的一端和另一端之间形成的区域内。x 射线源也位于这个区域内。因为 x - 射线检测部件位于该区域, 就可以准确地把 PET 象和 x - 射线计算断层影象结合起来。



1. 一种放射成象方法，包含以下步骤：

用安置在一个放射成象装置内的许多辐射检测器来检测从检查对象发射出的 γ -射线；以及

用在某些点上的某些所述辐射检测器来检测通过所述检查对象的 x-射线。

2. 一种放射成象方法，包含以下步骤：

用在一个放射成象装置中的许多辐射检测器中的一些检测器来检测通过检测对象的 x-射线；以及

当一些检测器检测 x-射线时，用除了这些检测器以外的所述辐射检测器来检测从所述检查对象发射出的 γ -射线。

3. 按照权利要求 1 的放射成象方法，还包含以下步骤：

基于 γ -射线检测信号产生所述检查对象的第一类断层影象信息；

基于 x-射线检测信号产生所述检查对象的第二类断层影象信息；

以及

产生所述检查对象的第三类断层影象信息，所述第三类断层影象信息包括所述第一类断层影象信息和第二类断层影象信息。

4. 按照权利要求 1 的放射成象方法，其中用于检测 γ -射线的辐射检测器被用作检测 x-射线的所述辐射检测器。

5. 按照权利要求 4 的放射成象方法，还包含以下步骤：

向一个 γ -射线检测信号处理器输入 γ -射线检测信号；

检测通过所述检查对象的 x-射线；以及

向一个 x-射线检测信号处理器输出 x-射线检测信号。

6. 按照权利要求 1 的放射成象方法，还包含在沿支持所述检查对象的床的纵向设置的一个检查范围内使 x-射线源移动的步骤，所述 x-射线源发射 x 射线照射到所述检查对象上。

放射成象装置、放射成象方法和放射成象支持方法

本申请是申请日为 2003 年 3 月 5 日的中国专利申请 03106853.7 的分案申请。

技术领域

本发明涉及一种放射成象装置和放射成象方法，更具体地讲，涉及可理想地适用于用 X-射线计算断层摄影术和正电子发射计算断层摄影术（以后称为“PET”）来实现放射成象和用 X-射线计算断层摄影术和单光子发射计算断层摄影术（以后称为“SPECT”）来实现放射成象的一种放射成象装置和放射成象方法。

背景技术

作为用人体作为检查对象的放射成象方法，可以用 x-射线计算断层摄影术，PET，和 SPECT，等等方法。在 PET 和 SPECT 中，测量和从人体发射出的辐射的积分值（在一个飞行方向内）相关的一个物理量，积分值的背投影（back projection）使计算在人体中每一个体素的物理量和实现成象成为可能。对这种成象，必须处理大量数据。近年来计算机技术的快速发展使高速并准确地提供人体的断层摄影术摄影成为可能。

用 PET 和 SPECT，可以在分子生物学的水平上检测功能和新陈代谢，而这是 x-射线计算断层摄影术和其他方法所不能检测的，因而就可能提供医学检查对象身体的一个功能象。

PET 是这样一种方法，包括对检查对象注入包含正电子发射体（ ^{15}O ， ^{13}N ， ^{11}C ， ^{18}F 等，半衰期为 2 到 110 分）的放射性药剂（以后称为 PET 放射性药剂）以及检查在人体中消耗较多 PET 药剂的位置。作为 PET 放射性药剂的一个例子，可以用

2-[F-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose, ^{18}FDG 。因为由于糖代谢, ^{18}FDG 高度地集中在肿瘤组织中, ^{18}FDG 被用于确定肿瘤。在集中在特定点的 PET 放射性药剂中一个正电子发射同位素原子发射出一个电子, 该正电子与一个邻近细胞的一个电子耦合并一起消失, 同时辐射出具有 511keV 的一对 γ -射线。这对 γ -射线沿着基本相反的方向发射 ($180^\circ \pm 0.6^\circ$)。用辐射检测器来检测这对 γ -射线 (称为 γ -射线对) 就可以知道在哪两个辐射检测器之间正电子被发射出来。检测许多 γ -射线对就可以确定消耗较多 PET 放射性药剂的位置。例如, 如前所述, ^{18}FDG 高度集中于具有亢进糖代谢的癌细胞中。因而就可以用 PET 来发现癌病灶。用过滤背投影方法可以把得到的数据转换成每一个体素的辐射密度, 该方法在 IEEE Transactions On Nuclear Science, NS-21, pages 228-229 中已经描述, 这些数据用来形成 γ -射线位置 (放射性核集中的位置, 也即癌细胞的位置) 的象。

在 SPECT 中, 放射性药剂 (以后称为 SPECT 放射性药剂), 包含一种物质, 它具有集中在一种特定肿瘤或分子上的性质以及包含单光子发射同位素原子 (^{99}Tc , ^{67}Ga , ^{201}Tl 等等), 把这种放射性药剂注入一个检查对象, 从身体的这些核素发射出的 γ -射线用 γ -射线检测器来检测。从单光子发射体发射出的 γ -射线的能量约几百 keV。因为 SPECT 放射性药剂集中在癌的病灶区, 因而就可能确定癌的区域。在 SPECT 的情况下, 也是把得到的数据用象过滤背投影这样的方法转化为每一个体素的数据。另外, 在 SPECT 中, 也常采用透射象。 ^{99}Tc , ^{67}Ga , 和 ^{201}Tl 的半衰期比用于 PET 的放射性同位素的半衰期要长, 例如为 6 小时到 3 天。

如上所述, 在 PET 和 SPECT 中, 因为用内部新陈代谢来得到一张功能象, 放射性药剂集中的部位能够以高的对比度被提取出来。然而, 不能知道它相对于邻近器官的位置。因而近年来下述的技术得到了注意: 作为用 x-射线计算断层摄影术得到的断层影象的构造形态象和作为用 PET 或 SPECT 得到的断层影象的功能象被结合起来以实现高级的诊断。作为该技术的一个例子, 可以用在 JP-A-7-20245 中所描

述的技术。

在 JP-A-7-20245 的一种放射成象装置中，x-射线计算断层摄影术成象装置和 PET 成象装置是级联放置，检查对象躺在上面的床可以水平移动，而用成象装置对检查对象进行检查。也就是说，先用 x-射线计算断层影象装置对检查对象进行 x-射线计算断层摄影术检查，再用 PET 成象装置对检查对象进行 PET 检查。从两个成象装置得到的象数据，即 PET 数据和 x-射线计算断层摄影术数据结合起来以确定检查对象的病灶位置。

JP-A-9-5441 描述了一种放射成象装置，它也作为带有级联放置的一个 x-射线计算断层摄影术成象装置和一个 SPECT 成象装置的床。由这些成象装置得到的象数据，即 x-射线计算断层摄影术数据和 SPECT 数据被结合起来以确定检查对象的病灶位置。

在上述公开的放射成象装置中，两个不同的检查是以不同的位置进行的。因而检查不可避免地有一时间延迟。

发明内容

本发明把提供一种能改进诊断准确性的放射成象装置和放射成象方法作为其目的。

为达到上述目的的第一个发明的特征在于至少有一部份 x-射线检测部件是位于 γ -射线检测部件沿着床的纵向的一端和另一端之间所形成的区域内。x-射线检测部件输出 x-射线检测信号，而 γ -射线检测部件输出 γ -射线检测信号。

在第一个发明中，因为至少有一部份 x 射线检测部件位于该区域，即使在一次检查期间，检查对象动了，而又不是床的移动引起的，可以改进由第一信息和第二信息所建立的检查对象断层影象的准确性。第一信息是从由 γ -射线检测部件输出的 γ -射线检测信号得到的，而第二信息是从 x-射线检测部件输出的 x-射线检测信号得到的。用该断层摄形象，就可以改进对于检查对象诊断的准确性。更具体地讲，可以准确地知道一个癌的位置和尺寸。尤其是可以准确地对淋巴结癌进

行诊断，而淋巴结是一种小器官。

更明确地讲，建立起的断层摄形象是通过把由第一类信息产生的第一类断层摄形象信息（例如，包括放射性药剂集中部位的象），和第二类信息产生的第二类断层影象信息（例如，包括骨骼的象）结合起来得到的。因为至少有一部份 x-射线检测部件是位于所述区域内，第一断层影象信息和第二断层影象信息能够被准确地结合，从而改进断层影象的准确性。

最好把 γ -射线检测部件和 x-射线检测部件集成在一起以组成一个辐射检测部件，它又作为 γ -射线检测部件，又作为 x-射线检测部件，而该辐射检测部件由许多又输出 γ -射线检测信号，又输出 x-射线检测信号的辐射检测器组成。以这样的配置，就不必要分别提供 γ -射线检测部件和 x-射每检测部件，而形成了既有 γ -射线检测部件功能，又有 x-射线检测部件功能的辐射检测部件。该辐射检测部件既输出 γ -射线检测信号，又输出出 x-射线检测信号。这样，辐射成象装置变得紧凑了。

为达到上述目的的第二个发明的特征在于，包含一个位于床周围的 γ -射线检测部件，它检测 γ -射线并输出 γ -射线检测信号，包含一 x-射线检测部件，它就在检测 γ -射线的位置上，检测 x-射线并输出 x-射线检测信号。因为提供了就在检测 γ -射线位置上检测 x-射线并输出 x-射线检测信号的 x-射线检测部件，即使在一次检查期间，检查对象动了而又不是由于床的移动引起，还可以和第一个发明的情况一样，得到准确的断层影象。因而可能改进对检查对象诊断的准确性。

为达到上述目的的第三个发明的特征在于，包含一 γ -射线检测部件，它检测从检查对象被 x-射线照射的位置上，从检查对象发射出的 γ -射线并输出 γ -射线的检测信号。第三个发明也可以使它和第一个发明的情况一样，得到准确的断层影象，即使在一次检查期间，检查对象动了而不是由于床的移动引起。

为达到上述目的的第四个发明的特征在于，为检测从检查对象发出的 γ -射线的辐射检测器也检测通过检测对象的 x-射线，另外该放

射成像装置包含信号处理装置，以输出从辐射检测输出的 γ -射线检测信号和 x-射线检测信号。因为检测 γ -射线的辐射检测器也检测 x-射线，第四个发明就象第一个发明的情况一样，可以改进对检查对象诊断的准确性并得到一紧凑的放射成像装置。

为达到上述目的的第五个发明的特征在于，包含一个 x 射线源，它位于 γ -射线检测部件沿着纵向的一端到另一端之间形成的区域内，以及包含一个 x-射线检测部件，以输出 x-射线的检测信号。因为第五个发明有位于该区域内的 x-射线源，x-射线照射到检查对象上，而从检查对象发射出的 γ -射线能够在 γ -射线检测部件中检测到。因而，即使在一次检查期间，检查对象动了而又不是床的移动引起，仍然就象第一个发明中情况一样，可以得到准确的断层影像。

为达到上述目的的第六个发明的特征在于，包含沿着床的纵向按等距离形成的许多缝隙，一 γ -射线检测部件以输出 γ -射线的检测信号，一 x-射线检测部件以输出 x-射线的检测信号，一个 x-射线源以通过缝隙把 x-射线照射到检测对象上，以及一个 x-射线源移动装置以沿着纵向移动 x-射线源。在第六个发明中，x-射线通过在 γ -射线检测部件上形成的缝隙能被照射到检查对象上，通过检查对象的 x-射线能够在 x-射线检测部件中检测到。而 γ -射线能够在 γ -射线检测部件内检测到。因而就象在第一个发明中的情况那样，可以改进对检查对象诊断的准确性。因为 x-射线源能沿着床的纵向移动，因而不需要在床的纵向移动检查对象，就能够对检查对象既进行 x-射线检测检查，又进行 γ -射线检测检查。

为达到上述目的的第七个发明的特征是，包含一个 γ -射线检测装置和一个和 γ -射线检测装置相连，但又可以脱开的 x-射线检测装置。该 γ -射线检测装置有一个 γ -射线检测部件以输出 γ -射线的检测信号，而 x-射线检测装置有一个 x-射线检测部件以输出 x-射线的检测信号，有一个 x-射线源以通过在 γ -射线检测部件上形成的缝隙把 x 射线照射到检测对象上，和一个 x-射线源移动装置以沿床的纵向移动 x-射线源。第七个发明能够得到第六个发明的效果并能够把 x-射线检测

装置和 γ -射线检测装置分开，从而用 x -射线检测装置来进行一次 x -射线检测的检查。

第八个发明的特征在于，包含一个像拾出装置和一个控制器。该控制器进行控制以使众多的辐射检测器和一个电源相连，把电压加到众多的辐射检测器上，在把电压加到辐射检测器后又过了一设定的时间， x -射线从 x -射线源发射出来，并用第一 x 射线源移动装置使已经发射 x -射线的 x 射线源沿着周边方向移动。按照第八个发明，因为电压加到辐射检测器上，而在把电压加到辐射检测器上又过了一设定的时间， x -射线从 x -射线源发射出来，因而如下面第十三个发明的情况那样， x -射线是在 γ -射线检测期间内发射的。因此就可以缩短包括检测 γ -射线的检查和检测 x -射线的检查的放射成象所需的时间。

为达到上述目的的第九个发明的特征在于通过被注射了放射性药剂的检查对象的 x -射线被检测，而由于在检查对象中的放射性药剂而从检查对象发射出的 γ -射线是在检查对象 x -射线照射的同一位置被检测。按照第九个发明，因为 γ -射线在检查对象被 x -射线照射的位置被检测，因而即使在一次检查中，检查对象移动而又不是因为床的移动而引起，仍可以改进检查对象断层影象的准确性。断层影象用由 γ -射线检测信号得到的第一信息和由 x -射线检测信号得到的第二信息得到。更明确地讲，可以准确地把第一断层影象信息和第二断层影象信息如上所述地结合起来，从而改进断层影象的准确性。断层影象准确性的提高就使对淋巴结癌进行准确地诊断成为可能，而淋巴结是一个小器官。

为达到上述目的的第十个发明的特征在于 γ -射线从检查对象中放射性药剂集中的部位发射出来，而 x -射线被照射到检查对象上以检测通过该部位的 x -射线，而当上面放着检查对象的床处于某一位置以检测通过该部位的 x -射线时，从该部位发射的 γ -射线同时被检测。第十个发明有与第九个发明相同的效果。

为达到上述目的的第十一个发明的特征在于， γ -射线被一个 γ -射线检测部件所检测，而 x -射线通过在 γ -射线检测部件上形成的缝

隙并照射到检查对象的放射性药剂集中的部位。第十一个发明具有与第七个发明相同的效果。

为达到上述目的的第十二个发明的特征在于 γ -射线被 γ -射线检测部件所检测，该部件包含众多的，基本沿着平行于床的纵向排列的辐射检测器，而x-射线被照射到在 γ -射线检测部件在上述方向上的一端和另一端之间的检查对象上。第十二个发明可得到与第一个发明相同的效果。

第十三个发明的特征在于，通过检测对象的x-射线是在放射成象检查期间被检测的。在第十三个发明中，因为x-射线是在为得到 γ -射线检测信号的放射成象检查期间被检测的，因此就可以缩短包括检测x-射线的检查和检测 γ -射线的检查在内的放射成象所需的时间。另外，放射成象检查时期的范围是从为得到检查对象断层影象所需的 γ -射线检测信号，开始进行 γ -射线检测的时刻到停止 γ -射线检测信号输出的 γ -射线检测终止的时刻。

为达到上述目的的第十四个发明的特征在于通过检查对象的x-射线是在某些点用检测从检查对象发射出 γ -射线的众多辐射检测器中某些检测器来检测的。按照这个特征，可以得到第十三个发明的效果，以及不必需分别提供一个辐射检测器以检测 γ -射线和一个辐射检测器以检测x-射线。该辐射检测器可以合用。因而就可以得到一个紧凑的放射成象装置。另外，因为辐射检测器可以为检测x-射线和 γ -射线所合用，就可以改进基于所得到的检测信号产生的断层影象的准确性。因而就可以改进对于检查对象诊断的准确性。

为达到上述目的第十五个发明的特征在于在放射成象装置中众多的辐射检测器中一些检测器检测通过检测对象的x-射线，而当一些检测器检测x-射线时，除了这一些辐射检测器以外的辐射检测器检测从检查对象发射出的 γ -射线。在第十五个发明中，当一些辐射检测器检测x-射线时，除了这些辐射检测器以外的辐射检测器检测 γ -射线，因而获得第十三个发明的效果。另外，在第十五个发明中，当一些辐射检测器检测x-射线时，除了这些辐射检测器以外的辐射检测器检测

γ -射线,所以即使在一次检查中,检查对象动了而又不是由于床的运动引起的,仍然可以改进检查对象断层影象的准确性,该象是由由 γ -射线检测信号得到的第一类信息和由x-射线检测信号得到的第二类信息产生出来的。因而就可以改进对检查对象诊断的准确性。

最好是在一部份放射成象检查的时期内来检测x-射线。因为x-射线检测时期短,x-射线照射在检查对象上所用的辐射剂量是等于或小于允许的曝光量。

最好是用检测 γ -射线以得以 γ -射线检测信号的辐射检测器来检测x-射线以得到x-射线检测信号。因为x-射线检测信号和 γ -射线检测信号是从每一个辐射检测器得到的,因而就可以改进检查对象断层影象的准确性。本发明提供一种放射成象装置,包含一x-射线源,它围绕支持检查对象的床运动;以及一辐射检测装置,它有一个 γ -射线检测部件以输出 γ -射线检测信号,和一个x-射线检测部件以输出x-射线检测信号,其中至少一部份所述x-射线检测部件是位于所述 γ -射线检测部件沿着所述床纵向的一端和另一端之间形成的区域内。

根据本发明的上述放射成象装置,其中所述x射线源位于该区域内。

根据本发明的上述放射成象装置,还进一步包含一个x-射线源移动装置,以沿着纵向移动所述x-射线源。

根据本发明的上述放射成象装置,其中所述 γ -射线检测部件和所述x-射线检测部件被集成以组成一个辐射检测部件,它起了所述 γ -射线检测部件的作用,又起了所述x-射线检测部件的作用,而所述的辐射检测部件由许多辐射检测器组成以又输出所述的 γ -射线检测信号,又输出所述的x-射线检测信号。

根据本发明的上述放射成象装置,其中所述 γ -射线检测部件和所述x-射线检测部件是分别提供的。

根据本发明的上述放射成象装置,还包含一个断层影象产生装置以用从所述 γ -射线检测信号得到的第一类信息和从所述x-射线检测信号得到的第二类信息来产生断层影象。

根据本发明的上述放射成象装置，还包含：一个第一类信号处理装置以输入从所述 γ -射线检测部件的辐射检测器来的 γ -射线检测信号并输出用以产生包含放射性药剂聚集部位的第一类断层影象信息的第一类信息；以及一个第二类信号处理装置以输入从所述 x-射线检测部件的所述辐射检测器来的所述 x-射线的检测信号并输出用以产生包含骨骼的第二类断层影象信息的第二类信息，所述的第二类信号处理装置是对所述 x-射线检测部件的每一个辐射检测器都提供的。

根据本发明的上述放射成象装置，还包含一个第一类信号处理器以输入从所述 γ -射线检测部件的所述辐射检测器来的 γ -射线检测信号并输出用以产生包含放射性药剂聚集部位的第一类断层影象信息的第一类信息；以及一个第二类图象处理器以输入从所述 x-射线检测部件的所述辐射检测器来的所述 x-射线的检测信号并输出用以产生包含骨骼的第二类断层影象信息的第二类信息，所述的第二类信号处理器是对所述 x-射线检测部件的每一个所述辐射检测器都提供的。

根据本发明的上述放射成象装置，其中所述的第一类信号处理装置包含：一个 γ -射线检测信号处理器，它从所述 γ -射线检测部件的所述辐射检测器输入所述 γ -射线检测信号，并被提供给每一个所述辐射检测器；以及一个计数器，它输入来自所述 γ -射线检测信号处理器的输出信号并输出在一设置的时间内检测 γ -射线的一对所述辐射检测器的位置信息和被检测到的 γ -射线的计数信息作为所述的第一类信息，以及所述放射成象装置还包含一个断层影象产生装置以用所述位置信息，所述计数信息，和所述第二类信息来产生断层影象信息。

本发明还提供一种放射成象装置，包含：一个 x-射线源以围绕床运动来发射 x-射线；一个 γ -射线检测部件，它位于围绕着所述床的位置，它检测 γ -射线，并输出 γ -射线检测信号；以及一个 x-射线检测部件以在 γ -射线被检测的位置上检测 x-射线并输出 x-射线检测信号。

根据本发明的上述放射成象装置，还包含一个断层摄影术产生装

置，它用从所述 γ -射线检测信号得到的第一类信息来产生第一类断层影象信息，用从所述 x-射线检测信号得到的第二类信息来产生第二类断层影象信息，和产生包括所述第一类断层影象信息和第二类断层影象信息的第三类断层影象信息。

根据本发明的上述放射成象装置，还包含一个第一类 x-射线源移动装置以围绕着床在周边方向上移动所述 x-射线源，以及一个第二类 x-射线源移动装置以沿着纵向移动所述 x-射线源。

本发明还提供一种放射成象装置，包含：一个 x-射线源以把 x-射线照射到一个检查对象上；一个 x-射线检测部件以检测 x-射线并输出 x-射线检测信号，所述 x-射线从所述 x-射线源发射并通过所述检查对象；以及一个 γ -射线检测部件以检测在所述检查对象被 x-射线照射的位置上从所述检查对象发射出的 γ -射线并输出 γ -射线检测信号。

本发明还提供一种放射成象装置，包含：一张床，以放置检查对象；辐射检测器以检测从所述检查对象发射出的 γ -射线；以及一个 x-射线源以把 x-射线照射到所述检查对象上；其中所述辐射检测器检测通过所述检查对象的 x-射线，以及所述成象装置还包含信号处理装置以输入 γ -射线检测信号和 x-射线检测信号，所述信号是从所述辐射检测器输出的。

本发明还提供一种放射成象装置，包含：一张床，以放置检查对象；一个 γ -射线检测部件，它被放在基本行于所述床的纵向并输出 γ -射线检测信号；一个 x-射线源，它位于在所述 γ -射线检测部件沿着纵向的一端和另一端之间形成的区域内；以及一个 x-射线检测部件以输出 x-射线检测信号。

本发明还提供一种放射成象装置，包含：一张床，以放置检查对象；一个 γ -射线检测部件，它有许多缝隙，这些缝隙沿着纵向带间距地基本平行于所述床的纵向放置，并输出 γ -射线检测信号；一个 x-射线检测部件以输出 x-射线检测信号；一个 x-射线源以把 x-射线通过所述缝隙照射到所述的检查对象上；以及一个 x-射线源移动装置以使所述 x-射线源沿着纵向移动。

根据本发明的上述放射成象装置，还包含：一个第一类导轨以在纵向引导所述 x-射线源移动装置；以及一个第二类导轨以在垂直于纵向的方向上绕着床引导所述 x-射线源移动装置。

根据本发明的上述放射成象装置，其中所述 γ -射线检测部件和所述 x-射线检测部件被集成以组成一个辐射检测部件以作为所述 γ -射线检测部件并作为所述 x-射线检测部件，所述辐射检测部件是由许多输出 γ -射线检测信号且输出 x-射线检测信号的辐射检测器组成。

根据本发明的上述放射成象装置，其中所述 γ -射线检测部件是位于所述床的周围，所述 x-射线检测部件是位于所述 γ -射线检测部件的外面以检测通过在所述 γ -射线检测部件上形成的所述缝隙的 x-射线。

根据本发明的上述放射成象装置，其中所述 γ -射线检测部件是位于所述床的周围，而所述 x-射线检测部件是位于 γ -射线检测部件的内部。

根据本发明的上述放射成象装置，其中组成所述 γ -射线辐射检测部件和所述 x-射线辐射检测部件的所述辐射检测器是半导体辐射检测器。

本发明还提供一种放射成象装置，包含一张床，以放置检查对象；一个 γ -射线检测装置；和一个 x-射线检测装置，它可拆卸地连接到所述 γ -射线检测装置，其中所述 γ -射线检测装置有一个 γ -射线检测部件，它位于基本平行于所述床的纵向并输出 γ -射线检测信号，以及所述 x-射线检测装置有一个 x-射线检测部件以输出 x-射线检测信号，一个 x-射线源以把 x-射线通过在 γ -射线检测部件上形成的缝隙照射到所述的检查对象上，和一个 x-射线源移动装置以在纵向移动所述 x-射线源。

本发明还提供一种放射成象装置，包含：一张床，以放置检查对象；一个象拾出装置；和一个控制器，其中所述象拾出装置有许多第一类辐射检测器并包含一个 γ -射线检测部件，它位于所述床的周围，一个 x-射线检测部件，它有许多第二类辐射检测器并输出 x-射线检测

信号，一个 x-射线源以把 x-射线发射到检查对象，一个第一类 x-射线源移动装置，以使 x-射线沿着环绕床的周边方向移动；以及所述成象装置还包含一个第一类信号处理器以输入所述第一类辐射检测器来的 γ -射线检测信号和输出第一类信息，一个第二类处理器以输入从所述第二类辐射检测器来的 x-射线检测信号并输出第二类信息，以及所述的控制器进行控制以使许多辐射检测器和一电源相连以把电压加到许多检测器上，使在把电压加到所述辐射检测器上又过了一设置的时间以后，x 射线从所述 x-射线源发射出来，使发射所述 x-射线的所述 x-射线源用所述第一类 x-射线源移动装置沿着周边方向移动。

根据本发明的上述放射成象装置，其中所述辐射检测器是半导体辐射检测器。

根据本发明的上述放射成象装置，其中所述 γ -射线检测部件和所述 x-射线检测部件被集成以组成一个辐射检测部件，它作为所述 γ -射线检测部件和作为所述 x-射线检测部件，而组成所述辐射检测部件的所述的第一类和第二类辐射检测器是输出所述 γ -射线检测信号和所述 x-射线检测信号的许多辐射检测器。

根据本发明的上述放射成象装置，其中所述 γ -射线检测部件和所述 x-射线检测部件是分开提供的。

根据本发明的上述放射成象装置，还包含一个断层影象产生装置以用所述第一类信息产生第一类断层影象信息，它包括放射药剂集中部位的象，并用所述第二类信息产生第二类断层影象信息，它包括骨骼的象，并产生包括所述第一类断层影象信息和所述第二类断层影象信息的第三类断层影象信息。

根据本发明的上述放射成象装置，还包含：一个第一类 x-射线源移动装置以使所述 x-射线源围绕着所述床沿周边方向运动；以及一个第二类 x-射线源移动装置以使所述 x-射线源沿着所述床的纵向运动，其中所述控制器控制所述第一类 x-射线源移动装置在周边方向的运动和控制所述第二类 x-射线源移动装置在轴向的运动。

本发明还提供一种放射成象方法，包含以下步骤：检测通过注射

了放射性药剂的检查对象的 x-射线；以及检测在所述检查对象被 x-射线照射的位置上由于所述检查对象中的所述放射性药剂而发射的 γ -射线。

根据本发明的上述放射成象方法，其中所述 γ -射线是从所述检查对象体内 x-射线通过处的部位发射出来的。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含一个用从所述 γ -射线检测信号得到的第一类信息和从所述 x-射线检测信号得到的第二类信息来产生断层影象信息的步骤。

本发明还提供一种放射成象方法，包含以下步骤：检测从检查对象中放射性药剂集中的部位发射出的 γ -射线；把 x-射线照射到所述检查对象上并检测通过该部位的 x-射线，在检测辐射时所述检查对象被置于一床上；检测该部位发射出的 γ -射线，这时所述检查对象被放置上去的所述的床位于检测通过该部位的 x-射线的位置。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含用一公用的辐射检测器来检测所述 γ -射线和所述 x-射线的一个步骤。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含在所述 x-射线被检测时，使 x-射线源运动以围绕着所述检查对象发射 x-射线的一个步骤。

本发明还提供一种放射成象方法，包含以下步骤：检测从检查对象中放射性药剂集中的部位发射出的 γ -射线；把 x-射线照射到所述检查对象上并检测通过该部位的 x-射线，在检测辐射时，所述检查对象被置在一床上；用 γ -射线检测部件检测 γ -射线，该部件包含许多基本沿着平行于所述床的纵向排到的辐射检测器；以及把 x-射线通过在所述 γ -射线检测部件上形成的缝隙照射到所述检查对象的该部位。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含用一个 x-射线检测部件检测通过在所述 γ -射线检测部件上形成的缝隙并透过所述检查对象该部位的 x-射线的一个步骤。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含基本沿着平行于所述的纵向移动发射 x-射线的 x-射线源的一个步骤。

本发明还提供一种放射成象方法，包含以下步骤：检测从检查对象中放射性药剂集中的部位发射出的 γ -射线；把 x-射线照射到所述检查对象上并检测通过该部位的 x-射线，在检测辐射时，所述检查对象被放置在一床上；用 γ -射线检测部件检测 γ -射线，该部件包括许多基本沿着平行于所述床的纵向排列的辐射检测器；以及把 x-射线照射到沿着该方向的在所述 γ -射线检测部件一端和另一端之间的检查对象上。

本发明还提供一种放射成象方法，包含以下步骤：在一次放射成象检查期间检测从所述检查对象发射的 γ -射线以得到为产生所述检查对象的断层影象信息所必须的 γ -射线检测信号；以及在所述放射成象检查期间检测通过所述检查对象的 x-射线。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含以下步骤：用从 γ -射线检测信号得到的第一类信息产生第一类断层影象信息；用从 x-射线检测信号得以的第二类信息产生第二类断层影象信息；以及在所述检查对象上产生包括所述第一类断层影象信息和所述第二类断层影象信息的第三类断层影象信息。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含以下步骤：把 γ -射线检测信号输入到一个 γ -射线检测信号处理器；以及把 x-射线检测信号输入到一个 x-射线检测信号处理器。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含在一部份所述放射成象检查的期间内检测 x-射线的的一个步骤。

根据本发明的上述放射成象方法，其中用来检测 γ -射线的辐射检测器被用作检测 x-射线的所述辐射检测器。

本发明还提供一种放射成象方法，包含以下步骤：用安置在一个放射成象装置内的许多辐射检测器来检测从检查对象发射出的 γ -射线；以及用在某些点上的某些所述辐射检测器来检测通过所述检查对象的 x-射线。

本发明还提供一种放射成象方法，包含以下步骤：用在一个放射成象装置中的许多辐射检测器中的一些检测器来检测通过检测对象的

x-射线；以及当一些检测器检测 x-射线时，用除了这些检测器以外的所述辐射检测器来检测从所述检查对象发射出的 γ -射线。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含以下步骤：基于 γ -射线检测信号产生所述检查对象的第一类断层影象信息；基于 x-射线检测信号产生所述检查对象的第二类断层影象信息；以及产生所述检查对象的第三类断层影象信息，所述第三类断层影象信息包括所述第一类断层影象信息和第二类断层影象信息。

根据本发明的上述放射成象方法，其中用于检测 γ -射线的辐射检测器被用作检测 x-射线的所述辐射检测器。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含以下步骤：向一个 γ -射线检测信号处理器输入 γ -射线检测信号；检测通过所述检查对象的 x-射线；以及向一个 x-射线检测信号处理器输出 x-射线检测信号。

根据本发明的上述放射成象方法，还包含在沿所述检查对象的纵向设置好的一个检查范围内使 x-射线源移动的步骤，所述 x-射线源发射 x 射线照射到所述检查对象上。

本发明还提供一种放射成象支持方法，包含以下步骤：在一个放射成象检查时期内，检测从一检查对象发射出的 γ -射线以得到为产生所述检查对象断层影象信息所需要的 γ -射线检测信号，所述检测是由一个放射成象支持供应商来进行的；在检测 γ -射线的放射成象检查期间检测通过所述检查对象的 x-射线；用 γ -射线检测信号和 x-射线检测信号产生所述检查对象的断层影象数据；以及产生的断层摄影术数据被所述放射成象支持提供商提供给医疗机构。

根据本发明的上述放射成象支持方法，其中断层影象数据是通过通信线路被所述放射成象支持供应商提供给所述医疗机构的。

根据本发明的上述放射成象支持方法，其中 x-射线是在所述放射成象检查时期一部份时间内被检测的。

根据本发明的上述放射成象支持方法，其中为得到 x-射线检测信号的 x-射线是用为得到 γ -射线检测信号而检测 γ -射线的辐射检测器来检测的。

从下面对本发明各实施方案的叙述并结合附图，本发明的其他目的，特点，优点将清楚显示出来。

附图说明

图 1 是一张纵向截面图，它给出用于按照本发明一个优选实施方案一种放射成象方法的放射成象装置；

图 2 是一张沿着图 1 的直线 II-II 取的截面图；

图 3A 是给出图 1 的 x-射线源的一张纵向截面图，其中快门是关闭的；

图 3B 是给出图 1 的 x-射线源的一张纵向截面图，其中快门是打开的；

图 4 是给出按照在图 1 所示实施方案 1 的信号鉴别器的详细结构框图；

图 5 是给出图 1 中通用控制器的详细结构框图；

图 6 是一张解释性图，它给出用于本实施方案的放射成象方法的控制进程表；

图 7 是一张解释性图，它给出输入到图 4 中波形成形装置去的 γ -射线检测信号的波形；

图 8 是一张解释性图，它给出从图 4 中波形成形装置输出的 γ -射线检测信号的波形；

图 9 是一张显示由计算机执行的程序的流程图；

图 10 是信号鉴别器的另一个实施方案的结构框图；

图 11 是给出用作实施方案 2 的放射成象支持方法断层影象数据传送系统的结构框图，而实施方案 2 是本发明的另一个实施方案；

图 12 是一张给出按照实施方案 3 的一种放射成象装置的纵向截面图，该实施方案是本发明的一个优选实施方案；

图 13 是沿着图 12 的直线 A-A 得到的截面图；

图 14 是一张给出按照实施方案 4 的一种放射成象装置的纵向截面图，该实施方案是本发明的另一个实施方案；

图 15 是沿着图 14 的直线 B-B 得到的截面图；

图 16 是一张给出按照实施方案 5 的一种放射成象装置的纵向截面图，该实施方案是本发明的另一个实施方案；

图 17 是沿着图 16 的直线 C-C 得到的截面图；

图 18 是一张给出按照实施方案 6 的一种放射线象装置的纵向截面图，该实施方案是本发明的另一个实施方案；以及

图 19 是沿着图 18 的直线 D-D 得到的截面图。

具体实施方式

在上面的公开出版物中所描述的放射成象装置中，两种不同的检查是在不同的位置进行的，也即，先进行一个检查以检测通过检查对象的 x-射线，然后在检查对象移动以后再进行一个检查，以检测从检查对象发射出的 γ -射线，在上面出版物中所描述的这种放射检查中，因为检查的位置要不可避免地移动，就会出现另一个问题，也即，当检查对象在成象装置间移动或者检查对象的角度改变时，成象装置得到的各组象信息之间，就可能不能准确地找到对应关系。这个问题被本发明者等人所发现。经过对本问题的解决方法恰当的研究以后，本发明者等人发现这样一个事实，即通过注射放射性药剂的检查对象的 x-射线被检测，而从检查对象中放射性药剂发射的 γ -射线是在检查对象被 x-射线照射的位置被检测，这样用由 γ -射线检测信号得到的第一类信息建立的象数据就能够准确地和用由 x-射线检测信号得到的第二类信息所建立的象数据结合。另外本发明者等人还发现上述问题可以用把至少一部份 x-射线检测部件置于 γ -射线检测部件沿床的纵向的一端和另一端之间形成的区域内来解决。具体的例子将在后面讨论。

(实施方案 1)

下面将参照图 1 和图 2，说明作为本发明的一个优选实施方案的一种放射成象装置。这个实施方案的放射成象装置 1 包含一个象拾出装

置 2, 一个检查对象支持装置 14, 一个信号鉴别器 19, 一个符合计数器 26, 一个计算机 (例如, 一个工作站) 27, 一个存储装置 28, 一个显示装置 29, 和一通用控制器 27。该检查对象支持装置 14 包括一个支持部件 15 和安装在支持部件 15 顶部上的一张床 16, 该床可以沿着纵向移动。该象拾出装置已安装在和床 16 的纵向相垂直的方向上, 它有一辐射检测器环 3 和一个 x-射线源周边移动装置 7。辐射检测器环 3 包含一环状支持部件 5 以及许多辐射检测器 4, 它在环形支持部件 5 内部环状排列。在辐射检测器环 3 的辐射检测器 4 的内部形成一个通过孔区域 30, 其中安插床 16。在环状支持部件 5 中, 在沿通过孔区域 30 的轴向和周边方向排列着许多辐射检测装置 (总数有 10000 个)。包含在辐射检测器环 3 中的许多辐射检测器 4 组成一圆柱形辐射检测部分 65。在该实施方案中, 在周边方向上排列成环状的所有的辐射检测器 4, 沿着通过此区域 30 的周边方向或轴向是不动的。该辐射检测器 4 是一种半导体辐射检测器, 它有一个 5-mm 立方的半导体装置作为一检测部件, 该装置由碲化镉 (CdTe) 组成。检测部件也可以由砷化镓 (GaAs) 或碲锌镉 (CZT) 组成。环状支持部件 5 置于支持构件 6 上。支持构件 6 和 15 相互连接并固定在检查室的地板上。

该 x-射线源周边移动装置 7 包含一个 x-射线源装置 8 和一个环状 x-射线源装置固定部件 13。该 x-射线源装置固定部件 13 在环状支持部件 5 的外表面连接在环状支持部件 5 的一端。一环状导轨 12 置于 x-射线源装置固定部件 13 的一端。导轨 12 和 x-射线源装置固定部件 13 围绕着通过孔区域 30。X-射线源装置 8 有一个 x-射线源 9, 一个 x 射线源驱动器 10, 和一个轴向移动臂 11。x-射线源驱动器 10 包含一个电机 17 和一个功率传送机构 (图中未画), 它有一减速齿轮箱。功率传送机构连接到电机 17 的转动轴。轴向移动臂 11 连接在 x-射线源驱动器 10 的箱上并延伸进通过孔区域 30。x-射线源 9 连接到轴向移动臂 11。轴向移动臂 11 沿着通过孔区域 30 的轴向延伸, 从而使 x-射线源 9 沿着通过孔区域 30 的轴向移动。轴向移动臂 11 向前延伸作为对位于 x-射线源驱动器 10 上电机 18 驱动响应。x-射线源驱动器 10 以

这样的方式联接在导轨 12，使它不致掉下并使它能沿着环形导轨 12 移动，x-射线源驱动器 10 有一个小齿轮（图中没有画出）以从前面所述的功率传送机构得到旋转力。小齿轮与导轨 12 上的齿条啮合。

如在图 3A 所示，x-射线源 9 有一个熟知的 x-射线管 42，一辐射屏蔽室 43，和一个快门 44。x-射线管 42 放在有一个开口 46 的辐射屏蔽室 43 内。由辐射屏蔽材料组成的快门 44 通过一个轴 45 可旋转地连接到辐射屏蔽室 43。x-射线管 42（图中未画出）包含装在一个外部圆柱筒中的电压源以在阳极，阴极，阴极电流源，和阳极阴极之间加上电压。一高压电源 56 通过开关 57 连接到一电流源和一电压源上。当电流从电流源流向阴极时，灯丝发射电子。这些电子被电压源加在阴极和阳极之间的电压（几百 kV）加速并与作为靶的阳极碰撞（W，Mo，等）电子与阳极碰撞产生约 30 到 80keV 的 x-射线。这些 x-射线 67，当快门 44 是打开时就从开口 46 发射出来。

辐射检测器 4 通过导线 23 连接到它们各自的信号鉴别器 19 上，对每一个辐射检测器提供一个信号鉴别器 19。图 4 给出信号鉴别器 19 的具体配置。信号鉴别器 19 包含一个转换开关 31，一波形成形装置 20，一 γ -射线鉴别器 21，和一个 x 射线检测信号处理器 22 以计算 x-射线的强度。作为一个转换机构的转换开关 31 包含一个可动端 32 和固定端 33 和 34。导线 23 连接到可动端 32。波形成形装置 20 连接到固定端 33 和 γ -射线鉴别器 21。x-射线检测信号处理器 22 连接到固定端 34。电源 25 的正端通过一电阻器连接到导线 23，导线 23 连接到装在放射成象装置 1 上的辐射检测器 4。电源 25 的负端通过电源开关 24 与辐射检测器 4 相连接。 γ -射线鉴别器 21 通过符合计数器 26 和计算机 27 相连。对 γ -射线鉴别器 21 提供一个符合计数器 26 并与之相连。也可以对每几个 γ -射线鉴别器 21 提供一个符合计数器 26。每一个 x 射线检测信号处理器 22 都连接到计算机 27。存储装置 28 和显示装置 29 连接到计算机 27。信号鉴别器 19 是一个信号处理器。该信号处理器包括一个第一信号处理器，它包含 x-射线检测信号处理器 22，和一个第二信号处理器，它包含波形成形装置 20 和 γ -射线鉴别

器 21。

如图 5 中所示，通用控制器 47 有一通用控制部件 48，一检测器电源控制部件 49 和一个 x-射线源移动控制部件 50，一个 x-射线发射控制部件 51，一个转换开关控制部件 52 和一个床移动控制部件 53。一个按钮开关 54 和一个输入装置 55 被连接到通用控制器 47 上。

本实施方案给出用一个象检测装置 2 来进行一 x-射线计算断层摄影术检查（用辐射检测器检测从 x-射线源 9 发射出来通过检查对象身体的 x-射线 67 的行为）和一 PET 检查（用辐射检测器检测在一个检查对象 35 的身体中存在的病灶区域，由于 PET 放射药剂，发射出来 γ -射线 68 的行为）。

在解释在本实施方案中的特定检查之前，先要解释在此实施方案中辐射检测的原理。本实施方案是基于本发明者等人的下述考虑。x-射线计算断层影象数据（由 x-射线计算断层摄影术得到的并包括检测对象内部器官和骨骼象的断层影象）是基于由辐射检测器检测到的 x-射线强度建立的，这种检测是在事先确定的时间内，把从 x-射线源发射出的 x-射线向一特定的方向辐射出去，并用辐射检测器来重复（扫描）检测通过人体的 x 射线。为了得到准确的 x-射线计算断层影象数据，最好在一次 x-射线计算断层摄影术检查中，没有从检查对象的身体中由于 PET 放射药剂而发射出的 γ -射线进入检测 x-射线的辐射检测器。为了此目的，基于本发明者等人的新的知识，即“如果按照 γ -射线的入射率来缩短 x 射线辐射到检测对象上的时间，那么在一个辐射检测器中 γ 射线的影响是可以忽略的”，本实施方案企图缩短以 x-射线照射到检查对象上的时间。为了确定以 x-射线照射的时间 T，首先要考虑 γ -射线进入一个辐射检测器的入射率。假定在一次 PET 检查中，基于进入检查对象 PET 放射性药剂数量的在人体中的放射性是 N (Bq)，产生的 γ -射线穿透人体的比率是 A，从一个辐射检测器的立体角算出的入射率是 B，而辐射检测器的灵敏度是 C，那么被一个辐射检测器检测到的 γ -射线的入射率 α (rays/sec) 由表达式 (1) 给出。

$$\alpha = 2NABC \quad \dots (1)$$

在表达式(1)中,系数“2”表示当一个正电子被湮灭时有一对 γ -射线(2条射线)发射出。在照射时间T这段时间内被一个检测装置检测到 γ -射线的概率W是由表达式(2)给出。

$$W=1-\exp(-T\alpha) \quad \dots (2)$$

通过减小表达式(2)中W的数值来确定照射时间T,进入一个辐射检测器的 γ -射线的影响,在一次x-射线计算断层摄影术检查中变得小到可以忽略。

下面将说明x-射线照射时间T的一个例子。根据表达式(1)和(2)计算了特定的x-射线照射时间。在一次PET检查中,由于把放射性药剂注射入检查对象而引起身体内的辐射强度最大值约为370 MBq ($N=370 \text{ MBq}$),而 γ -射线通过身体的穿透率A约为0.6 ($A=0.6$),如果检查对象的身体被假定是半径15cm的水。例如,如果每边为5mm的辐射检测器安置成半径为50cm的环状,从一个辐射检测器的立体角算出的入射率B是 8×10^{-6} ($B=8 \times 10^{-6}$)。另外,当用半导体辐射检测器时辐射检测器的检测灵敏度C最大值约为0.6 ($C=0.6$)。从这些数值,一个辐射检测器的 γ -射线检测率 α 约为2000 (rays/sec)。例如,假设x-射线照射时间T是1.5 μsec 。在x-射线检测时一个辐射检测器检测到 γ -射线的概率W是0.003。由于这个理由, γ -射线几乎是可忽略的。在进入身体放射性剂量是360 MBq或更小,如x-射线照射时间是1.5 μsec 或更少,在这种情况下, $W < 0.003$,也即 γ -射线检测概率变成0.3%或更小,而这是可以忽略的。

在进行放射成象以前,先要用注射的方法使PET放射药剂进入检查对象35,使得进入身体的放射性剂量是370MBq或更少。检查对象是一个检测对象。PET放射性药剂要按照检查目的(局域化的癌或检查心脏的动脉搏血流等等)来选择。进入检查对象35的PET放射药剂集中在对象35的病灶区域66(例如癌的区域)上。把注以PET放射性药剂的检查对象放置在检查对象支持装置14上面的床16上。这时床16已从象检测装置2撤出。

在开始放射成象以前,放射成象装置的操作者(例如,一个放射

技师)用输入装置 55 输入对检查对象 35 的检查范围和 x-射线计算断层摄影术检查的次数。这些信息被输入到通用控制器 47 的一个控制器存储装置(图中没有画出)并输入到通用控制器 48。在测量范围上的通过孔区域 30 要比例如辐射检测环 3 在轴线方向的长度短。通用控制器 48 根据输入的信息计算 PET 检查所需的时间并设置 PET 检查的时间区间,它等效于 γ -射线检测的时间区间,设置在 PET 检查时间区间内 x-射线检测的起始时间(x-射线计算断层摄影术检查的起始时间)以及设置 x-射线计算断层摄影术检查的时间区间,它等于 x-射线检测时间区间。这些操作可以得到如图 6 中所示的控制进程表的一个例子,包括 x-射线计算断层摄影术检查的起始时间。建立起的控制进程表的信息被存储在一个控制器存储装置中。因为控制进程表被显示在一个显示装置上(未画出),操作者能注视该进程表。该控制进程表在 PET 检查过程中要进行四次 x-射线计算断层摄影术检查。

当开始放射成象时,操作者按下按钮开关 54 以给通用控制器 48 输入一个检查起始信号。当检查起始信号输入时,通用控制器 40 向床移动控制部件输出一个床移动起信号和关于检查对象 35 的检查范围的信息。这些信息原已存在控制器存储装置中。床移动控制部件 53 旋转一个电机(未画出)以按照床移动起始信号和检查范围的信息移动床,该电机被安装在支持部件 55 上以移动床 16,而床移动控制部件 53 把床 16 移动得检查对象 35 的检查范围进入通过孔区域 30。

在这种状态下,用本实施方案进行 x-射线断层摄影术检查和 PET 检查。这些检查是用象拾取装置 2 来执行的。这些检查的内容将在下面具体讨论。

通用控制器 47 控制辐射检测器 4 的电源, x-射线源的移动,床的移动,转换开关 31 的转换,以及 x-射线从 x-射线源的发射。下面将顺序讨论通用控制器 47 的功能。首先,当输入一个检查起始信号时,通用控制部件 48 向检测器电源控制部件 49 输出一个电源接通信号。当电源接通信号输入时,检测器电源控制部件 49 合上电源开关 24。电源 25 的电压就加到辐射检测器 4 上以使辐射检测器能够检测 γ -射

线和 x-射线。作为对合上电源开关 24 的响应，集中在检查对象 35 病灶区域 66 上 PET 放射药剂产生的并以 511 keV 的能量从人体发射出来的成对 γ -射线 68 就被辐射检测部件 65 的各辐射检测器检测到。 γ -射线检测时间区间（参看图 6）起始于合上电源开关 24。 γ -射线检测时间区间也就是放射成象检查时间区间。从病灶区 66 沿着所有的方向发射出许多 γ -射线时。在控制进程表的第一次 x-射线计算断层摄影术检查中 x-射线计算断层摄影术检查起始时间之前一个事先确定的时间，通用控制部件 48 向 x-射线发射控制部件 51 输出一个 x-射线管起始信号。该 x-射线发射控制部件 51 输出一个第一开关合上信号作为对该信号的响应并合上开关 57。从而把高压电源 56 来的电压加到 x-射线管 42 的电压源上，而电流流向一电流源。片刻以后，如前所述，x-射线管 42 就产生 x 射线。这时，快门 44 是关闭的，x-射线不能发射到 x-射线源 9 的外面。

从插在通过孔区域 30 中并躺在床 16 上的检查对象 35 发出 γ -射线 68，该射线被辐射检测部件 65 的辐射检测器 4 检测到。检测 γ -射线 68 的辐射检测器 4 输出 γ -射线检测信号作为检测信号。 γ -射线检测信号通过对应导线 23 输入到它们对应的信号鉴别器 19，并按以下将讨论的那样处理。通过使轴向移动臂 11 收缩，把 x-射线源 9 藏于 x-射线源驱动器 10 中，以便不干扰用辐射检测器 4 对 γ -射线 68 的检测。

在 x-射线计算断层摄影术检查起始信号输出之前，通用控制部件 48 向 x-射线源移动控制部件 50 输出一个第一 x-射线源移动信号。作为对该信号的响应，x-射线源移动控制部件 50 输出一个第二开关合上信号。这样连接到电机 18 和电源的一个第二开关（未画出）就合上，而由于电机 18 的驱动，x-射线源 9 就沿通过孔区域 30 的轴向移动。当 x-射线源移动到检查范围内一个事先确定的位置时，x-射线源移动控制部件 50 输出一个第二开关打开信号以打开第二开关。这样 x-射线源 9 沿着通过孔区域 30 的轴线方向的运动就停止。之后，通用控制部件 48 对 x-射线源移动控制部件 50，x-射线发射控制部件 51，转换

开关控制部件 52 输出 x-射线计算断层摄影术检查起始信号。x-射线发射控制部件 51 输出一快门打开信号以合上第二开关（图中未画），这开关是连接快门用电机和电源的。快门用电机被驱动以打开快门 44（参看图 3B）。在 x-射线管 42 中产生的 x-射线 67 通过开口 46 发射并以扇形射线束的形式辐射到在床 16 上的检查对象 35 上。当 x-射线计算断层摄影术检查起始信号输入时，x-射线源移动控制部件 50 输出一个 x-射线源旋转起始信号以合上连接电机 17 和电源的第一开关（图中未画）。小齿轮由于电机 17 旋转而旋转。因而，x-射线源装置 8 沿着导轨 12 运动，而 x-射线 9 以一设置好的速率绕着检查对象 35 运动。以这样的方式，开始一次 x-射线计算断层摄影术检查。

x-射线发射控制部件 51 控制从 x-射线源 9 发射 x-射线 67 的时间。也就是说，在 x-射线计算断层摄影术检查中，x-射线发射控制部件 51 交替地在第一设置时间和第二个设置时间输出快门打开信号和快门关闭信号以控制快门的打开/闭合。这样就控制了从 x-射线源 9 的 x-射线发射或停止发射。该控制使快门 44 在第一设置时间内打开而在第二设置时间内关闭。因而，x-射线是以脉冲的形式从 x-射线源 9 发射出的。作为第一设置时间的照射时间 T 被设置在，例如， $1\mu\text{sec}$ 以使 γ -射线在辐射检测器 4 上的检测概率变得可以忽略。第二个设置时间是时间 T_0 ，在这段时间内 x-射线源 9 在一个辐射检测器 4 和在沿周边方向上邻近它的另一个辐射检测器之间运动，这时间由 x-射线源 9 在导轨 12 周边方向上的运动速率确定。第一和第二设置时间是存储在控制器存储装置中。

照射到检查对象 35 上并通过检查对象 35 的这些 x-射线 67 被很多个辐射检测器 4 检测到，这些辐射检测器位于以这样一个辐射检测器为中心的周边方向上，该辐射检测器位于以通过孔区域 30 的轴心作为基点，从 x-射线源 9 转过 180° 的位置上。这些辐射检测器 4 输出 x 射线检测信号作为 x-射线 67 的检测信号。这些 x-射线检测信号通过它们对应的导线 23 被输入到它们对应的信号鉴别器 19。在辐射检测部件 65 中，检测上述 x-射线的辐射检测器 4，为方便起见，被称为“第

一类辐射检测器 4”。另外，在辐射检测部件 65 中，检测 γ -射线的辐射检测器 4，为方便起见，被称为“第二类辐射检测器 4”。因为轴向移动臂 11 在一次 x-射线计算断层摄影术检查时，可以由 x-射线源移动控制部件 50 的控制来伸长。所以 x-射线源 9 能在通过孔区域 30 的轴线方向在检查范围内运动。当从 x-射线源 9 发射出的 x-射线 67 通过检查对象 35 的病灶区 66 时，第一类辐射检测器 4 检测通过病灶区 66 的 x-射线 67。

下面将讨论转换开关 31 的转换控制。在信号鉴别器 19 中，从第二类辐射检测器 4 输出的 γ -射线检测信号被传送到 γ -射线鉴别器 21，而从第一类辐射检测器 4 输出的 x 射线检测信号被传送到 x-射线检测信号处理器 22。这样检测信号的传送是由转换开关 31 或信号鉴别器 31 实现的。把转换开关 31 的动端 32 连接到固定端 33 或固定端 34 的转换操作是基于在输入 x-射线计算断层摄影术检测起始信号以后，从转换开关控制部件 52 输出的第一转换信号和第二转换信号来进行的。第一转换信号把动端 32 和固定端 33 相连而第二转换信号把动端 32 和固定端 34 相连。接受了 x-射线计算断层摄影术检查起始信号的转换开关控制部件 52 选择第一类辐射检测器 4，对已连上被选择的第一类辐射检测器转换开关 31 输出第二转换信号，从而把动端 32 和固定端 34 连接上。

在转换开关控制部件 52 中，如以下讨论的那样，来选择第一类辐射检测器 4。转换开关控制部件 52 输入一个与电机 17 相连的编码器 58（参阅图 5）的检测信号并找到 x-射线源驱动器 10 的位置，也即找到在周边方向上 x-射线源 9 的位置，从而用已存储着的各辐射检测器 4 的位置数据来选择位于以 180° 正对 x-射线源 9 位置的那个辐射检测器 4。从 x-射线源 9 发射的 x-射线 67 在导轨 12 的周边方向上有一定宽度，因此除了选中的辐射检测器 4 外，在周边方向上还有许多辐射检测器 4 检测到通过检查对象 35 身体的 x-射线。转换开关控制部件 52 也选择这些辐射检测器 4。这些辐射检测器 4 是第一类辐射检测器。当 x-射线源 9 沿着周边方向运动时，第一类辐射检测器 4 也随之改变。

看上去似乎是第一类辐射检测器 4 随着 x-射线源 9 的周边运动一起在周边方向运动。当 x-射线源 9 沿着周边方向运动，作为对编码器 58 的检测信号的响应，转换开关控制部件 52 选择另一个辐射检测器 4 时，第二转换信号输入到与新的辐射检测器 4 相联的转换开关 31，而动端 32 被连接到固定端 34 上。另外，转换开关控制部件 52 输出第一转换信号到与不再是第一类辐射检测器 4 的新的辐射检测器 4 相联的转换开关 31，并把动端 32 与固定端 33 相联接。在 x-射线计算断层摄影术检查过程中，顺序地进行如上所述的转换开关的转换控制。

当图 6 的第一次 x-射线检查完成后，通用控制部件 48 分别向 x-射线源移动控制部件 50，x-射线发射控制部件 51，以及转换开关控制部件 52 输出 x-射线计算断层摄影术检查终止信号。下面将讨论接受了 x-射线计算断层摄影术检查终止信号的这三个控制部件的动作。首先，x-射线源移动控制部件 50 输出一个 x-射线源转动停止信号，打开第一开关以停止电机 17 的转动，以及停止 x-射线源 9 的转动。x-射线源移动控制部件 50 输出一个第二开关闭合信号以闭合第二开关，使电机 18 倒转以使轴向移动臂 11 收缩，并把 x-射线源 9 藏进 x-射线源驱动器 10 中。x-射线发射控制部件 51 输出一个快门关闭信号以关闭快门 44。快门 44 的关闭使对检查对象 35 的 x-射线 67 的照射停止。在 x 射线计算断层摄影术终止信号输入后，快门 44 立即关闭。x-射线发射控制部件 51 进一步输出第一开关打开信号以打开开关 57 并停止从高压电源 56 加电压到 x-射线管 42 上。转换开关控制部件 52 输出第一转换信号到所有可动端 32 连接到固定端 34 的转换开关 31 上，从而把转换开关 31 的可动端 34 连向固定端 33。

当在第一个计算断层摄影术检测完成以后又经过了事先设定的时间，为了进行第二次 x-射线计算断层摄影术检查，通用控制器 47 的控制部件进行上述控制，同样在第三次和第四次 x-射线计算断层摄影术检查中，通用控制器 47 进行相同的控制。当第四次 x-射线计算断层摄影术检查完成而剩下的 PET 检查也完成时，通用控制部件 48 向检测器电源控制部件 49 输出一个电源断开信号以结束放射成象。检测

器电源控制部件 49 打开电源开关 24 以响应该信号。这样，对辐射检测器加电压就被停止。上述控制完成了该放射成象。

上述控制进程的信息包括在检查起始信号输入后输出床移动起始信号，电源接通信号，x-射线管起始信号，第一 x-射线源移动信号，x-射线计算断层摄影术检查起始信号，x-射线计算断层摄影术检查终止信号，电源断开信号等等时间信息。另外，输出 x-射线管起始信号，第一 x-射线源移动信号，x-射线计算断层摄影术检查起始信号，和 x-射线计算断层摄影术终止信号这些时间信息的次数等效于在放射成象检查时期内进行的 x-射线计算断层摄影术检查的次数。由包含在控制进程表信息中的时间信息所规定的时间内，通用控制部件 48 向通用控制器 47 中的相应控制部件输出相应的控制信号。

在放射成象检查时期，从检查对象 35 的病灶区域 66 发出的 γ -射线 68，无论在正在进行 x-射线计算断层摄影术检查的情况或没有在进行 x-射线计算断层摄影术的情况都能被第二类辐射检测器检测到。因而，按照本实施方案，即使在进行 x-射线计算断层摄影术检查，也能进行 PET 检查。换言之，即使在 PET 检查期间，也能进行 x-射线计算断层摄影术检查。

辐射检查部件 65 的单个辐射检测器 4 有时作为第一类辐射检测器 4 而有时作为第二类辐射检测器 4，这按照 x-射每源 9 的位置而定。由于这个原因，单个辐射检测器 4 分别地又输出 x-射线检查信号，又输出 γ -射线检测信号。第一类辐射检测器 4 用 $1\mu\text{sec}$ 检测通过检查对象 35 的 x 射线，这 $1\mu\text{sec}$ 对应于第一设置时间。如上所述，第一类辐射检测器 4 检测到从检查对象 35 的病灶区 66 发生的 γ -射线 68 的概率是小到可以忽略的。从检查对象 35 的病灶区 66 上 PET 放射药剂产生的许多 γ -射线 68 不是沿一个特定方向发射而是向所有方向发射。如前所述， γ -射线 68 是成对地，基本沿着相反方向发射，它们被辐射检测部件 65 的任意一个第二类辐射检测器 4 检测到。

下面将讨论当从辐射检测器 4 输出的 x-射线检测信号和 γ -射线检测信号输入到信号鉴别器 19 后的信号处理。从第一类辐射检测器输出

的 x-射线象检测信号通过如上所述的转换开关 31 的固定端 34 被输入到 x-射线检测信号处理器 22。x-射线检测信号处理器 22 用一个积分器对每一个设置时间区间内的 x-射线检测信号进行积分，并把每一个设置时间区间内 x 射线检测信号的积分值输出，也即输出 x-射线的强度信息。除了输出 x 射线强度信息外 x-射线检测信号处理器 22 还输出 x-射线检测的位置信息，包括与该 x-射线检测信号处理器 22 相连接的那些辐射检测器的位置。

从第二类辐射检测器 4 输出的 γ -射线检测信号通过转换开关 31 的固定端 33 输入到波形成形装置 20。输入到波形成形装置 20 的 γ -射线检测信号一开始突然下降接着以指数率趋近于 0，如图 7 所示。为了在 γ -射线鉴别器 21 中平滑地处理 γ -射线检测信号，波形成形装置 20 把具有如图 7 中所示波形的 γ -射线检测信号转换成例如图 8 所示的在时间轴上具有高斯分布的波形并输出该信号。顺便指出， γ -射线 511 keV 的能量并不总是全部转化为辐射检测器 4 的半导体装置中的电荷。因而， γ -射线鉴别器 21 用比 511 keV 小的 450 keV 能量作为第一个能量设置值，而当一个具有等于或大于这个能量设置值的 γ -射线检测信号被输入时， γ -射线鉴别器 21 就产生一个具有事先确定能量的脉冲信号。也即， γ -射线鉴别器 21 是这样一个装置，当一个具有等于或大于第一能量设置值的 γ -射线检测信号输入时，就产生一个具有上述能量的脉冲信号。 γ -射线鉴别器 21 是一个 γ -射线检测信号处理器，它对于输出的脉冲信号，还提供其时间信息和位置信息，位置信息是表明和该 γ -射线鉴别器 21 相联的那些辐射检测器的位置。而时间信息是输入 γ -射线检测信号到 γ -射线鉴别器 21 的时间和从 γ -射线鉴别器 21 输出脉冲信号的时间。

如前所述，为了在 γ -射线鉴别器 21 中处理具有能量等于或大于第一能量设定值的 γ -射线检测信号，在 γ -射线鉴别器 21 内部（或在 γ -射线鉴别器 21 的前级）提供一个第一滤过器，以允许具有能量等于或大于第一能量设置值的 γ -射线检测信号通过。对于已经通过第一滤过器的 γ -射线检测信号 γ -射线鉴别器 21 产生一个脉冲信号。

从信号鉴别器 19 的 γ -射线鉴别器 21 输出的脉冲信号被送入符合计数器 26。符合计数器 26 用从第二类辐射检测器中二个检测器（第二类一对辐射检测器，以通过孔区域 30 的轴中心为中心，位置差 180° （严格讲， $180^\circ \pm 0.60^\circ$ ）输出的 γ -射线检测信号所对应的脉冲信号进行符合计数，以检测 γ -射线对的 γ -射线 68，符合计数器 26 对这样的 γ -射线检测信号计算计数率（ γ -射线计数率信息）。符合计数器 26 根据和脉冲信号并存的时间信息判断脉冲信号是否对应于在 γ -射线对中 γ -射线的检测信号。那就是说，当二组时间信息的差等于或小于所设置的时间（例如，10nsec），就可以判断脉冲信号对应于由一个质子消失而产生的 γ -射线对 68。另外，符合计数器 26 还把加在脉冲信号上的位置信息数字化，作为第二类辐射检测器 4 的对应对的位置信息，也即 γ -射线检测点的位置信息。

γ -射线鉴别器 21 和符合计数器 26 组成第一类信号处理器，它用以重建一个断层影象，它产生包括 γ -射线计数率信息和 γ -射线对的 γ -射线检测器位置信息的第一类信息。x-射线检测信号处理器 22 是第二类号处理器，它用于重建一个断层影象，它产生包括 x-射线强度信息和 x-射线检测的位置信息的第二类信息。更明确地讲， γ -射线检测点的位置信息是检测 γ -射线的那个辐射检测器 4 的位置信息。更具体讲，x-射线检测的位置信息是检测到 x-射线那个检测器 4 的位置信息。符合计数器 26 接受作为 γ -射线检测信号处理器的 γ -射线鉴别器 21 的输出信号而输出为建立第一类断层影象信息（更明确地讲，PET 象数据）所需的第一类信息。

计算机 27 根据在图 9 中所示的从 36 到 41 各步骤中的程序进行处理。进行这样处理的计算机 27 是建立断层摄影术数据的一个装置，它用第一类信息（具体讲， γ -射线计数率信息， γ -射线检测点的位置信息）来建立第一类断层影象信息，用第二类信息（具体讲，x-射线强度信息和 x-射线检测位置的信息）来建立第二类断层影象信息（具体讲，x-射线计算断层影象数据，用第一类断层影象信息和第二类断层影象信息来建立第三类断层影象信息（具体讲，复合断层影象数据）。

由符合计数器 26 计数的 γ -射线检测信号计数率, 从符合计数器 26 输出 γ -射线检测点的位置信息, 从 x-射线检测信号处理器 22 输出的 x-射线强度信息和与 x 射线强度信息一起的 x-射线检测位置信息被输入计算机 (步骤 36)。被输入的 γ -射线检测信号的计数率信息, γ -射线检测点的位置信息, x-射线的强度信息和 x-射线检测的位置信息被存储在存储装置 28 中 (步骤 37)。

检查对象 35 的一个截面的断层影象 (此后, 一个截面是指检查对象站着时的一个截面) 被再现 (步骤 38)。该再现的断层影象被称为 x-射线计算断层影象。再现断层影象的具体步骤将在下面讨论。首先用 x-射线强度信息对每一个体素计算 x-射线在检查对象 35 身体中的衰减率。在本实施方案中, 用 x-射线强度信息对每一个体素计算了 x-射线的衰减率。该信息是从四次 x-射线计算断层摄影术检查检测到的 x 射线检测信号得到。衰减率存储在存储装置 28 中。为了再现 x-射线计算断层影象, 要用从存储装置 28 中读出的 x 射线检测信号的衰减率来计算在 x-射线源 9 的位置和已检测到 x-射线的辐射检测器 4 的位置 (从 x-射线检测的位置信息得到) 之间检查对象身体中的线性衰减系数。由编码器 58 检测到的在运动过程中 x-射线源 9 的位置被 x-射线检测信号处理器 22 加到 x 射线强度信息上并送到计算机 27。应用线性衰减系数, 根据在每一个体素上的线性衰减系数的值, 来计算在每一个体素上的 CT 值, 而系数是按照过滤背投影方法 (filtered back projection method) 得到的。x-射线计算断层摄影术像的数据是从 CT 值得到的并存储在存储装置 28 中。在步骤 38 中, 显示聚集了 PET 放射性药剂病灶区一个截面的 x-射线计算断层影象也能够被建立。

包含检查对象 35 的病灶区 (例如, 一个癌) 的截面断层影象用在相应位置上 γ -射线检测信号的计数率来再现 (步骤 39)。用 γ -射线检测信号的计数率再现的断层影象将称作一个 PET 象。该处理过程将详细讨论。用从存储装置 28 读出的 γ -射线检测信号的计数率, 计算在一对第二类辐射检测器 4 (由 γ -射线检测点的位置信息指明) 的半导体装置之间人体中 γ -射线对的数目 (由许多正电子的湮灭而产生

的 γ -射线对的数目)。第二类辐射检测器4已经检测了由质子湮灭而产生的 γ -射线。用产生的 γ -射线对的数目,在每一个体素上产生的 γ -射线的密度就可按照过滤背投影方法算出。根据产生的 γ -射线对密度就可能得到一个PET象的数据。PET象的数据被存入存储装置28中。

PET象的数据和x-射线计算断层影象的数据被结合起来以得到包括两组数据的复合断层影象的数据,而这些数据被存入存储装置28中(步聚40)。在一个病灶区域上的PET象数据和在其上的x-射线计算断层摄影术像数据被互相结合以得到在检查对象病灶区断面上的复合断层影象数据。通过在两组象数据中对准通过孔区域30的中心轴,就能够容易地并且准确地进行PET象数据和x-射线计数断层影象数据的组合。也即,PET象数据和x-射线计算断层影象数据是基于从公共的辐射检测器4输出的检测信号建立的,因而如前所述能够准确地实现对准。复合断层摄影术数据从存储装置28调出并输出到显示装置29(步骤41),并在显示装置29上显示。在显示器29的复合断层影象包括x-射线计算断层影象,因而可以容易地查出PET象中病灶区在检查对象身体中的位置。也即,因为x-射线计算断层影象包含内部器官和骨骼的象,医生可以从内部器官或骨骼的位置确定病灶区域(例如,癌的病灶区域)的位置。

另外,x-射线计数断层影象要求多个扫描数据项,因而可以用x-射线源驱动器10使x-射线源9沿着导轨12移动,从而从辐射检测器4算出所要求的数据量。通过x-射线源9的这种周边扫描,本实施方案得到关于在检查对象一个截面上的x-射线检测信号的二维截面数据。通过伸长轴向移动臂11并使x-射线源9沿着通过孔区域30的轴的移动,可以得到在另一个截面上关于x-射线象检测信号的二维截面数据。把这些二维截面数据组积累起来,就可以得到三维截面数据。用这些三维截面数据项,就可以得到三维x-射线计算断层影象数据。另外,当x-射线源9旋转时,使轴向移动臂11沿通过孔区域30的轴向连续伸长,就可以进行x-射线螺旋形扫描。x-射线检测信号在另一个截面上的二维截面数据也可以不

用伸长轴向移动臂而用沿着通过孔区域 30 的轴向移动床 16 来得到。

在本实施方案中，因为辐射检测部件 65 由许多辐射检测器 4 组成，它们既输出 x-射线检测信号，又输出 γ -射线检测信号，因而辐射检测部件 65 既作为 x-射线检测部件，又作为 γ -射线检测部件。在本实施方案中，x-射线检测部件位于 γ -射线检测部件沿着床 16 的纵向的一端和另一端之间形成的区域内。另外，辐射检测部件 65 作为一个 x-射线检测部件以检测 x-射线 67 和输出从 x-射线源 9 发射出并通过检查对象 35 的 x-射线 67 的检测信号。辐射检测部件 65 同时又作为 γ -射线检测部件，以检测 γ -射线 68 并输出 γ -射线 68 的检测信号。 γ -射线是从检查对象 35 中这样一个部位（病灶区 66）由于有 PET 放射性药剂发射出来的，这个部位有 x-射线 67 通过检查对象 35，并在检查对象 35 被 x-射线照射的位置上。既有 γ -射线检测部件又有 x-射线检测部件的象拾出装置 2 是一个辐射检测装置。

本实施方案能产生如下效果：

(1) 在本实施方案中，在检测从检查对象 35 发射出 γ -射线的放射成象检查时期的一部份时间内，在检测 γ -射线的同时，通过检查对象 35 的 x-射线也被检测，因而在进行一次 PET 检查同时，也可以进行一次 x-射线计算断层摄影术检查。因而可以缩短为一次 PET 检查和一次 x-射线计算断层摄影术检查的放射成象所需的总的检查时间。象 JP-A-7-20245，特别当 x-射线计算断层摄影术检查和 PET 检查是被连续地进行而 x-射线计算断层摄影术检查被不止一次进行，在第一次 x-射计算断层摄影术检查和第一次 PET 检查完成以后，要进行下述操作：当第一次 PET 检查完成后要停止加在 PET 成象装置的辐射检测器（称为辐射检测器 A）上的电压，移动床以把检查对象 35 的检查范围送到 x-射线计算断层摄影术成象装置的位置。此后，把电压加到 x-射线计算断层摄影术装置的辐射检测器上（称为辐射检测器 B），然后进行 x-射线计算断层摄影术检查。当 x-射线计算断层摄影术检查完成后，停止把电压加在辐射检测器 B 上，移动床以把检查对象 35 的

检查范围送到 x-射线计算断层成象装置的位置。之后，电压再一次加到辐射检测器 A 上以完成一次 PET 检查。当 PET 检查完成后，停止把电压加到辐射检测器 A。之后，按需要重复上述操作。如前所述，在 JP-A-7-20245 的放射成象中，床的移动，电压加到辐射检测器上，停止加电压这些操作，要根据 x-射线计算断层摄影术检查的次数，多次进行。因而要用长的时间来完成放射成象。

(2) 在本实施方案中，因为 x-射线计算断层摄影术检查在放射成象检查时期的一部份时间内进行，因而加在检查对象 35 上 x-射线辐射的辐射剂量等于或小于允许的照射量。

(3) 已经检测 γ -射线的辐射检测器 4 被用作检测 x-射线的辐射检测器 4。这样，在辐射成象装置 1 中，没有必要分别地提供检测 x-射线检测器 4 和已检测 γ -射线的辐射检测器 4，因而该配置能够比较简单和比较小。辐射检测器 4 既输出 x-射线的检测信号，又输出 γ -射线的检测信号。

(4) 因为在放射成象检查期间，x-射线计算断层摄影术检查进行不止一次，即使在放射成象检查期间，检查对象动了，仍然可以在这个运动以后得到 x-射线检测信号。因而，根据放射成象检查期间的 γ -射线检测信号和在放射成象检查期间进行的二次或更多次的 x-射线计算断层摄影术检查中检测到的 x-射线检测信号，就可能得到检查对象 35 一个准确的断层影象(包括一个病灶区域,骨骼,内部器官的象),即使检查对象 35 动了。也就是说，因为检查对象的运动影响了一个 x-射线计算断层影象和一个 PET 象，这将在后面讨论，仍然可能用受影响的象来得到一准确的复合断层影象，这将在后面讨论。

(5) 在本实施方案中，已经检测 γ -射线的辐射检测器 4 也用作检测 x-射线的辐射检测器 4 (为得到 x-射线检测信号的 x-射线被检测 γ -射线以得到 γ -射线检测信号的辐射检测器 4 所检测)。因而，在本实施方案中，可在用 x 射线检测信号在一病灶区域的位置上 (PET 放射药剂聚集于此) 建立一第一断层影象 (x-射线断层影象)，包括检查对象 35 的内部器官，骨骼及其他等等的象，而 x 射线检测信号

是安置得象一个环的辐射检测器 4 的一种输出信号, 以及用 γ -射线检测信号建立一第二断层影象 (PET 象), 包括检查对象 35 的病灶区域的一个象, 而 γ -射线检测信号是辐射检测器 4 的另一种输出信号。第一断层影象的数据和第二断层影象的数据是根据既检测传播到的 x-射线, 又检测传播到的 r 射线的辐射检测器 4 的输出信号来建立的。因此就有可能在病灶区的位置上准确地对准和组合第一类断层影象的数据和第二类断层影象的数据。由于这个原因, 可以容易地得到一张准确的断层影象 (复合断层影象) 包括病灶区域, 内部器官, 以及骨骼。用这么一张复合断层影象, 就可以根据内部器官和骨骼准确地确定病灶区的位置。例如, 通过把第一断层影象数据和第二断层影象数据以象拾出装置 2 的通孔区域 30 的轴心为中心对准, 容易地得到包括组合断层影象的象数据。

(6) 在本实施方案中, x-射线检测部件检测从 x-射线源 9 辐射并通过检查对象 35 的一个病灶区的 x 射线, 而 γ -射线检测部件检测从一个部位 (病灶区) 由放射性药剂发射出的 γ -射线, 而在该部位, 在 x-射线到检查对象 35 的位置上, x-射线在检查对象 35 的身体内传播。因而就可能进行在同一位置上的 x-射线计算断层摄影术检查和 PET 检查而不需要用床 16 来移动检查对象。在检查过程中, x-射线检查部件输出通过检查对象 35 病灶区的 x-射线检测信号而 γ -射线检测部件输出从病灶区发射的 γ -射线的检测信号。在组合在病灶区的位置上从 x-射线检测信号得到的第一断层影象数据和在病灶区位置上从 γ -射线检测信号得到的第二断层影象数据时, 即使该检查对象在检查过程中不能在床 16 上保持不动, 两组断层影象数据仍能准确地组合。也就是说, 可以准确地得到组合断层影象数据。因而可以用在显示装置 29 上显示的病灶区的组合断层影象数据 (组合断层影象) 来改进对病灶区诊断的准确性。特别是, 即使一病灶区存在于这样一个部位, 该部位有几个内部器官并有复杂的位置关系, 由本实施方案得到的组合断层影象仍可以正确地找到病灶区的位置, 从而改进了对病灶区诊断的准确性。

(7) 在本实施方案中, 在放射成象期间, 用 x-射线源轴向移动装置 (也即轴向移动臂 11), 可以使 x-射线源 9 沿着辐射检测部件 65 的轴向移动。因而, 不必沿着辐射检测装置 65 的轴向移动检查对象 35, 仍然可以在一定的检查范围内进行 x-射线计算断层摄影术检查, 同时在其上进行 PET 检查。当不用 x-射线源 9 在轴向的移动, 而用移动床 16 来在该检查范围内进行 x-射线计算断层摄影术检查, 那么聚集 PET 放射性药剂那个部位也要沿轴向运动。因而产生 γ -射线对的位置也沿轴向运动, 从而产生 PET 象数据时的噪声要增加, 因而就不能得到准确的 PET 象数据。在本实施方案中, 因为产生 γ -射线对的正电子没有沿着轴向运动, 就可能得到准确的 PET 象数据, 从而改进了复合断层影象数据的准确性。

(8) 在本实施方案中, 可以用包含在辐射检测部件 65 中的辐射检测器 4 来检测从检查对象 35 发射出的许多 γ -射线对, 也可以检测从 x-射线源 9 发射出并通过检查对象 35 的 x-射线, 而 x-射线源 9 沿着周边的方向运动。虽然常规的技术要求一个检测 x-射线的象拾出装置和另一个检测 γ -射线的象拾出装置, 本实施方案只要一个象拾出装置以检测 x-射线和 γ -射线, 从而简化了即进行 x-射线计算断层摄影术检查又进行 PET 检查的放射成象装置的配置。

(9) 本实施方案能够从公用的辐射检测器得到为建立第一断层影象所必需的 x-射线检测信号和为建立第二断层影象所必需的 γ -射线检测信号, 从而能够显著缩短检查检查对象 35 所需的时间。(检查时间) 换言之, 本实施方案能够在在一个短的时间内得到为建立第一类断层影象所需的 x-射线检测信号和为建立第二类断层影象所需的 γ -射线检测信号和为建立第二类断层影象所需的 γ -射线检测信号。本实施方案可以不必像常规技术的情况中那样把检查对象从检测穿透 x-射线的的一个象拾出装置移动到检测 γ -射线的另一个象拾出装置, 因而能够进一步缩短检查检查对象的时间。

(10) 本实施方案旋转 x-射线源 9 而没有沿着通过孔区域 30 的周边方向和轴向移动辐射检测部件 65, 从而与为移动辐射检测部件 65

的电机相比较，为转动 x-射线源可以减小其电机的容量。同样与前者电机的功率消耗相比较，可以减小驱动后者电机所需的功率消耗。

(11) 因为输入到 x-射线检测信号处理器 22，也即第一信号处理器中的 γ -射线检测信号的个数被大大地减少，因而可能得到准确的第一断层影象数据，这样，用把第一断层影象数据和第二断层影象数据组合起来得到的象数据，就可以精确地知道病灶区域的位置。

(12) 在本实施方案中，x-射线源 9 在辐射检测部件 65 的内部转动，因而环状支持部件 5 的直径增加了，从而在环状支持部件 5 内部能够放在沿着周边方向上的辐射检测器 4 的数目也能够增加。在周边方向上辐射检测器 4 的数目的这种增加导致灵敏度和分辨率的改进，从而改进在检查对象 35 的截面上的分辨率。

(13) 在本实施方案中，因为与 x-射线源 9 相连接的轴向移动臂 11 和 x-射线源 9 是位于辐射检测器 4 的内部，因而就有挡住从检查对象 35 发射出的 γ -射线的可能性，使正好在它们后面的辐射检测器检测不到 γ -射线，并丢掉为建立一个 PET 象所需的检测数据。然而，因为 x-射线源 9 和轴向移动臂 11 在本实施方案中，如前所述，是被 x-射线源驱动器 10 驱动沿着周边方向旋转的，数据的丢失实际上不是一个问题。尤其，x 射线源 9 和轴向移臂 11 的转动速率大约为 1sec/slice，因而比起一次 PET 检查所需的时间，这时间最少是几分钟的量级，是足够短的。因而从这方面看，数据的丢失实际上也是没问题的。另外，当没有进行 x-射线断层摄影术检查，只进行 PET 检查时，因为 x-射线源 9 是藏在 x-射线源驱动器 10 中，x-射线源 9 和轴向移动臂 11 并不干扰 γ -射线的检测。

另外，为了得到建立 x-射线计算断层影象的 x-射线检测信号所需的时间比为了得到建立 PET 象的 γ -射线象检测信号所需的时间要短。因而如在得到 γ -射线检测信号的检查时间内，一直用 x-射线源 9 发射出的 x-射线照射检查对象并得到 x-射线检测信号，就可能改正由于检查对象的运动引起的 PET 象数据对基于 x-射线检测信号得到的连续 x-射线计算断层影象的偏离，即使检查对象在检查过程中移动。

在实施方案 1 中，通用控制器 47 的控制功能可以用在计算机 27 中的程序来完成。在此情况下，有控制功能的计算机 27 实质上是把断层影象数据产生器和通用控制器相结合的一个装置。

虽然在实施方案 1 中 x-射线的照射是以扇形光束的形式进行的，但照射并不限于这种形式。例如，x-射线可以以锥形光束的形式照射以得到三维复合断层影象数据。虽然用 CdTe 的半导体辐射检测器被用作实施方案 1 中的辐射检测器 4，用 CZT 和 GaAs 的半导体辐射检测器也是可用的。另外，也可以用闪烁器，它是除了半导体辐射检测器以外的另一种辐射检测器，虽然在实施方案 1 中 x-射线源或 x 射线源和辐射检测器绕着检查对象转动，x 射线源和辐射检测器也可以固定不动而检查对象绕着它们旋转。

在实施方案 1 中，在沿着孔 30 的轴向对检查对象的一次检查是通过移动床来完成的。同样，也可以在轴向移动象拾出装置而床 16 固定不动来进行该检查。另外，辐射检测器的安置也不限于圆柱形，例如像六角棱柱这样的多边形栓柱体也是可用的。

当事先没有确定检查对象病灶区的位置时，则移动床 16 以对检查对象进行全身 PET 检查。在进行 PET 检查时，x-射线源沿着周边方向旋转并对正在进行 PET 检查的部位进行 x-射线计算断层摄影术检查。

如图 6 中所示，在实施方案 1 中，进行四次 x-射线计算断层摄影术检查。当检查对象能够很好固定改当检查范围小而 PET 检查又在一个短的时间内完成，x-射线计算断层摄影术检查的次数也可以只是一次。

在实施方案 1 中，可以用图 8 中的信号鉴别器 19A 来代替图 4 中的的信号鉴别器 19。如图 10 中所示，信号鉴别器 19A 包含一个波形成形装置 20，一个 γ -射线鉴别器 21 和一个脉冲高度分析器 58。提供给每一个辐射检测 4 的信号鉴别器 21 没有转换开关 31，而波形成形装置 20 是通过导线 23 连到相应的辐射检测器 4 上。脉冲高度分析器 59 连接到波形成形装置 20 和计算机 27 上。连接到波形成形装置

20的 γ -射线鉴别器21被连接到符合计数器26上。脉冲高度分析器59是一个x-射线检测信号处理器。

当用信号鉴别器19A时，x-射线发射控制部件51输出一个快门打开信号作为x-射线计算断层摄影术检查起始信号输入的响应，以及输出一个快门关闭信号作为对x-射线计算断层摄影术检查终止信号输入的响应。这样，在x-射线计算断层摄影术检查期间，当x-射线被发射时，快门44总是开着的，而辐射检测器4既检测x-射线又检测 γ -射线。信号鉴别器19A具有从辐射检测器4的输出信号中分出x-射线检测信号和 γ -射线检测信号的功能。也就是说，信号鉴别器19A是一个对从一个辐射检测器4输出的x-射线检测信号和 γ -射线检测信号进行能量鉴别的装置。波形成形装置20既对 γ -射线检测信号，又对x-射线检测信号进行成形，使之形成高斯分布并输出该信号。作为波形成形装置20输出的 γ -射线检测信号和x-射线检测信号被输入到 γ -射线鉴别器21和脉冲高度分析器59。 γ -射线鉴别器21需要处理 γ -射线检测信号，而脉冲高度分析器59需要处理x-射线检测信号。 γ -射线鉴别器21和信号鉴别器19中的 γ -射线鉴别器21有相同的功能。照射到检查对象35上x-射线的能量是80keV。脉冲高度分析器59输出对x-射线检测信号在每一段设置时间内的积分值，也即当具有能量在第二能量设置值（70keV）到第三能量设置值（90keV）范围内的x-射线检测信号从波形成形装置20输入时，脉冲高度分析器59输出关于x-射线强度的信息。在对具有这样特定能量的x-射线检测信号处理时，脉冲高度分析器59的荷载显著下降。

（实施方案2）

参照图11，下面将讨论用如图1中所示的放射成象装置1的一种放射成象支持方法。在作为医疗机构的医院中，进行放射成象检查对象的姓名每天要输入到一个信息终端63，当要求放射成象支持提供商进行成象服务时这些姓名要通过服务器62和医院的通信线路传送到放射成象支持提供商的服务器60。在每一批放射成象数据上，传送去

的检查日期和检查对象的姓名显示在放射成象支持提供商的信息终端 61 的显示装置上。为放射成象支持提供商所有的，为检查所用的放射成象装置 1 是安装在医院内。在医院中 PET 放射性药剂被注入到检查对象 35 体内。作为放射成象支持提供商的雇员，一放射技师使已注以放射性药剂的检查对象 35 在床 16 上躺好。当放射技术如实施方案 1 所述的那样，按了按钮开关 54 时，在通用控制器 47 的控制下，就对该检查对象 35 用放射成象装置 1 进行放射成象，也即进行一次 PET 检查和 x-射线断层摄影术检查。该放射成象使能够得到 γ -射线检测信号和 x-射线检测信号，而这些信号，如实施方案 1 中所述，是从辐射检测器 4 输出的。经过处理得到的信息被输入到计算机 27，来进行如图 9 中的处理，并产生复合断层摄影术数据。复合断层影象数据和检查对象的姓名信息从计算机 27 被一起输出到服务器 60，再通过通信线路 64 和服务器 62 把象数据输入到请求检查医院的信息终端并显示在显示装置上。医院的医生在观察显示的复合断层摄影术时对病灶区进行诊断。因为用放射成象装置 1 来进行放射成象，因而可获得该实施方案的 (1) 到 (13) 的效果。特别是，如前所述，在本实施方中，在放射成象检查期间，x-射线计算断层摄影术检查是在进行 PET 检查时进行的。因而就可能向医院提供包括病灶区和骨骼的一张准确的断层影象。医院中的医生根据该断层影象能够对病灶区恰当地进行诊断。该放射成象支持方法还意味着放射成象是在这些部位上进行，其上至少某些 x-射线的检测位置和某些 γ -射线的检测位置是相同的（即至少某些辐射检测器 4 是公用的，以及某些辐射检测器 4 既输出 x-射线检测信号又输出 γ -射线检测信号）。

在这个实施方案中，也可以有不用放射成象装置 1，而用放射成象装置 1A，1B，1C，和 1D 中任何一个，这些装置将在后面讨论。

(实施方案 3)

参照图 12 和 13，下面将讨论本发明另一个实施方案即实施方案 3 中的一种放射成象装置。本实施方案的放射成象装置 1A 包含一个象

拾出装置 2A 和一个检查对象支持装置 14, 还包含在实施方案 1 中讨论过的一个信号鉴别器 19, 一个符合计数器 26, 一个计算机 27, 一个存储装置 28 和一个显示装置 29 (未画出)。本实施方案中检查对象支持装置 14 的结构和实施方案 1 中是相同的。

象拾出装置 2A 位于与床 16 的纵向相垂直的方向上, 它有一个辐射检测器环 3A, 一个 x-射线源周边移动装置 7, 一个驱动控制器 70, 一个 x-射线源控制器 71。该辐射检测器环 3A 包括一环状保持部件 5A 和在环状保持部件 5A 内部环状排列的许多辐射检测器 4。如图 12 和 13 所示, 在辐射检测器环 3A 上, 沿轴向有许多半圆形的缝隙 69。更明确地讲, 缝隙 69 是在环状保持部件 5A 形成的。除了缝隙 69 的位置, 在环状保持部件 5A 的内部安置许多辐射检测器 (半导体辐射检测器), 这和实施方案 1 的情况是相同的。在辐射检测器环 3A 内包含的许多辐射检测器 4 组成一辐射检测部件 65A。环状保持部件 5A 放在一支持构件 6 上面。具有 γ -射线检测部件和 x-射线检测部件的象拾出装置 2A 也是一个辐射检测装置。辐射检测部件 65A 有 γ -射线检测部件和 x-射线检测部件。

本实施方案 x-射线源周边移动装置 7 与实施方案 1 中的具有相同的结构。一 x-射线源装置 8 (图 12 中未画出) 的 x-射线源驱动器 10 包含电机 17 和 18 (参阅图 1)。在本实施方案中, 该 x-射线源 9 和一个轴向移动臂 18 置于辐射检测部件 65A 的外面, 更明确地讲, 在辐射检测器环 3A 的外面。驱动控制器 70 和 x-射线源控制器 71 是位于环状保持部件 5A 的外表面。本实施方案是用一个象拾出装置 2A 来进行 x-射线计算断层摄影术检查和 PET 检查的另一个例子。

在进行放射成象以前, 和实施方案 1 一样, 用注射的方法使 PET 放射性药剂事先进入检查对象 35 体内并使进入体内的放射性剂量是 370MBq 或更少。检查对象 35 要等待一段事先确定的时间, 直到 PET 放射性药剂在体内分布开以便可以取象并集中在病灶区域 66。在事先确定的时间过去以后, 使检查对象 35 躺在检查对象支持装置 14 的床 16 上。通过移动检查对象 35 所躺的床 16 并让检查对象 35 插入通过

孔区域 30 并用象拾出装置 2A, 本实施方案的 x-射线计算断层摄影术检查和 PET 检查就进行了。

x-射线源控制器 71 控制从 x-射线源发射 x-射线的时间。也就是说, 在 x-射线计算断层摄影术检查期间, x-射线源控制器 71 重复下述控制: 输出一个 x-射线产生信号以关闭在 x-射线管 42 的阳极 (或阴极) 和 x-射线源 9 中的电源之间的开关 57 (参阅图 1), 在第一设置时间过去以后, 输出一个 x-射线停止信号以打开开关 57, 在第二设置时间过去以后再合上开关 57。在第一设置时间内, 电压加在阳极和阴极之间, 而在第二设置时间内, 电压没有加上。该控制使脉冲形式的 x-射线 67 从 x-射线管 42 发射出来。该实施方案的 x-射线源 9 和实施方案 1 不一样没有快门 44。就象在实施方案 1 的情况那样, 作为第一设置时间的照射时间 T 被设置在, 例如, 1 μ sec 以使第一类辐射检测器 4 检测到 γ -射线的概率是可以忽略的。第二设置时间是时间 T_0 , 在这时间内, x-射线源 9 在一个辐射检测器 4 和另一个与它相邻的辐射检测器 4 之间运动, 因而 T_0 由 x-射线源 9 沿着在导轨 12 的周边方向的运动速率决定。第一和第二设置时间被存入 x-射线源控制器 71。

x-射线源 9 被斜向连接以使从 x-射线源 9 发射出的 x-射线 67 通过缝隙 69 到达的辐射检测器是与正对缝隙 69 的辐射检测器 4 沿着通过孔区域 30 的轴向相邻。缝隙 69 是允许 x-射线通过的开口。当一次 x-射线计算断层摄影术检查开始时, 驱动控制器 70 输出一驱动起始信号以关闭连接到电机 17 和电源的第一开关 (未画出)。电机 17 被供给电流使之旋转, 该旋转力通过功率传送机构传送到一个小齿轮, 该齿轮也转起来。因为该小齿轮与导轨 12 上的齿条啮合, x-射线源装置 8, 也即, x-射线源 9 将沿着导轨 12 在周边方向运动。x-射线源 9 绕着辐射检测器环 3A 以一个设置的速率运动。当该次 x-射线计算断层摄影术检查结束后, 驱动控制器 70 输出一个驱动停止信号以打开第一开关。这样, x-射线源 9 在周边方向上的运动就停下来。缝隙 69 是位于一个半园上, 而 x-射线源 9 也在这个范围内运动。在本实施方案中, 辐射检测器 65A 并没有沿着周边方向或沿着通过孔 30 的轴向。控制

信号从不动的 x-射线源控制器 71 和驱动控制器 70 传送到可移动的 x-射线源 8, 这种传送是用一种公开知道的技术以使不干扰 x-射线源 8 的运动。

当开始 x-射线计算断层摄影术检查时, 从驱动控制器 70 输出的驱动起始信号输入到 x-射线源控制器 71。X-射线源控制器 71 根据该驱动开始信号的输入输出一个 x-射线产生信号。接着, x-射线源控制器 71 重复输出 x-射线停止信号和 x-射线产生信号。通过重复输出 x-射线停止信号和 x-射线产生信号, x-射线源 9 在第一设置时间, 也即 $1\mu\text{sec}$, 发射 x-射线, 而在第二设置时间, 停止 x-射线的发射。在 x-射线源 9 的周边运动期间, 这种发射和发射停止是重复进行的。从 x-射线源 9 发射出的 x-射线 67 是以扇形光束的形式, 穿过缝隙 69, 照射到插在穿过孔区域 30 的检查对象 35 上的。因为 x-射线源 9 沿着周边方向运动。在床 16 上的检查对象 35 被 x-射线 67 从所有方向照射。这些 x-射线 67 通过检查对象 35 并被多个辐射检测器 4 检测到, 这些检测器位于以这样一个辐射检测器 4 为中心的周边方向上, 该辐射检测器位于以通过孔区域 30 的轴心作为基点从缝隙 69 转过 180° 的位置上。这第一类检测器 4 输出 x-射线检测信号。这些 x-射线检测信号通过各自的导线 23 输入到它们各自的信号鉴别器 19。

在周边方向上 x-射线源 9 的运动是在 x-射线 67 所通过的缝隙 69 的位置上在缝隙 69 的范围内完成的, 如图 12 中所示。在缝隙 69 处完成了 x-射线断层摄影术检查以后, 驱动控制器 70 合上连接 x-射线源驱动器 10 的电机 18 和电源的开关 (图中未画出)。这样, 电机 18 被驱动以使轴向移动臂收缩, 而 x-射线源 9 移动缝隙 69A 的位置上。当轴向移动臂 11 展开和收缩时, x-射线 67 从 x-射线源的发射被 x-射线源控制器 71 的动作所停止。

当 x-射线源 9 到达缝隙 69A 的位置, x-射线源控制到器 71 从 x-射线源 9 发射 x-射线 67。X-射 67 通过缝隙 69A 和对着缝隙 69A 的病灶区 66。从病灶区 66 通过的 x-射线 67 被辐射检测器 4 检测到。

从插在通过孔区域 30 内床 16 上检查对象 35 的病灶区 66 内于 PET

放射性药剂发射出 511keV 的 γ -射线 68。除了第一类辐射检测器 4 以外的辐射检测器（第二类辐射检测器）4 检测 γ -射线 68 并输出 γ -射线 68 的检测信号。这些 γ -射线检测信号通过各自的导线 23 被送到它们各自的信号鉴别器 19。

在信号鉴别器 19 中开关 31 的转换操作由驱动控制器 70 来控制。驱动控制器 70 执行和实施方案 1 的转换开关控制部件 52 相同的控制来把动端 32 的连接指向固定端 33 或固定端 34。当驱动控制器 70 由于 x-射线源在周边方向上的运动而选择了另一个辐射检测器时，和作为一个新选中的第一类辐射检测器 4 的那个辐射检测器相连的动端 32 被连向固定端 34。而和作为一个从第一类辐射检测器 4 退出的辐射检测器 4 相连的动端 32 由驱动控制器根据 x-射线源 9 在周边方向上的运动连向固定端 33。

和实施方案 1 一样，在本实施方案中，在辐射检测部件 65A 中的每一个辐射检测器 4 按照 x-射线源 9 的位置在某个时间被用作第一类辐射检测器 4，而在另外时间被用作第二类辐射检测器 4。这样，一个辐射检测器 4 在不同时间上输出 x-射线检测信号，或输出 γ -射线检测信号。在 1 μ sec 的第一设置时间内被第一类辐射检测器 4 检测到从检查对象 35 发出 γ -射线 68 的概率如前所述是小到可以忽略的。

当检查对象 35 的病灶区 66 的位置事先没有确定时，那么要沿着检查对象 35 的身体，在每一个允许作一次 PET 检查的范围（辐射检测部件 65 的轴向长度），进行一次 PET 检查。在每一次 PET 检查中，x-射线源 9 沿着周边方向旋转，对进行 PET 检查的每一个点上，进行一次 x-射线断层摄影术检查。当检查对象 35 的病灶区 66 的位置已事先被另一个检查所确定，那么移动床 16 以把事先确定的病灶区域插入通过孔区域 30 并用象拾出装置 2A 环绕病灶区域进行 PET 检查和 x-射线计算断层摄影术检查。

从辐射检测器 4 输出的 x-射线拾出信号和 γ -射线检测信号在信号鉴别器 19 中和实施方案 1 的情况一样被处理。从每一个信号鉴别器 19 的 γ -射线鉴别器 21 输出的脉冲信号送到符合计数器 26，符合计

数器完成和实施方案 1 中一样的处理。计算机 27 完成图 9 中所示的步骤 36 到 41 的处理，这在实施方案 1 中已经讨论过，从而得到在检查对象 35 的病灶区 66 的位置的截面的复合断层影象数据，并把复合断层影象数据显示在显示装置 29 上。

在本实施方案中，和实施方案 1 一样，在得到 γ -射线 78 的检测信号以建立检查对象 35 的断层影象数据的放射成象期间，进行了检测从病灶区域 66 发出的 γ -射线的 PET 检查和检测通过检查对象 35 的 x-射线 67 的 x-射线计算断层摄影术检查。为 x-射线计算断层摄影术检查所需时间比为 PET 检查所需的时间短。本实施方案的 x-射线计算断层摄影术检查是这样启动的；当像放射技师这样的操作者在一个操作面版（未画出）按下按钮以启动 x-射线计算断层摄影术检查时，驱动控制器 70 的 x-射线计算断层摄影术检查起始信号被输入，而驱动控制器 70 输出上述驱动起始信号。在本实施方案中，也如图 6 中所示，在一个辐射检测时期，可以进行两次或更多次 x-射线计算断层摄影术检查。

在本实施方案中，可以用通过一个缝隙 69 的 x-射线 67 的检测信号并让 x-射线源 9 沿着周边方向运动来得到检查对象 35 在一个截面上的两维截面数据。检查对象 35 在另一个截面上的两维截面数据可以通过伸长轴向移动臂并把 x-射线源 9 移向另一个缝隙 69 的位置来得到。通过积累这些二维截面数据组，就能得到三维截面数据。

按照本实施方案，能够得到效果（1）到（11）。本实施方案还能得到如下讨论的效果（14）和（15）：

（14）在本实施方案中，x-射线源 9 在圆柱形辐射检测部件 65A 外面旋转，因而辐射检测器部件的直径减小。质子消失所发射的一对 γ -射线是从 $180^\circ \pm 0.60^\circ$ 的方向发射的。因而，当辐射检测部件直径减小时，误差也减小，从而改进了象分辨率。另外，辐射检测器 4 的数目也能被减少。

（15）在本实施方案中，因为 x-射线源 9 与之相连的轴向移动臂 11 和 x-射线源 9 是放在辐射检测器 4 外面，因而就使挡住从检查对象

35 发射出的 γ -射线,使正好位于它们后面的辐射测器 4 检测不到 γ -射线从而丢失为建立 PET 象所必须的检测数据的这种现象不可能发生。

(实施方案 4)

参照图 14 和 15,下面将讨论按照本发明另一个实施方案,即实施方案 4 的一个放射成象装置。本实施方案的一种放射成象装置 1B 包含一个象拾出装置 2B 和一个检查对象支持装置 14,还包含图 10 的 γ -射线鉴别器 21,实施方案 1 的符合计数器 26,一个计算机 27,一个存储装置 28 和一个显示装置 29(图 14 中未画出)。因为与实施方案 3 的差别在于象拾出装置 2B,下面将主要讨论象拾出装置 2B。

象拾出装置 2B 包含许多辐射检测器环 3B,一个 x-射线源装置 8A,一个 x-射线检测装置 77,一个检测器支持装置 72,周边导轨 74,一个 x-射线源轴向导轨 75 和一个检测器轴向导轨 76。

许多辐射检测器环 3B 被在支撑构件 6 上的各个检测器支持装置 72 相互平行地分开放置。辐射检测器环 3B 在环状保持部件 5B 的内表面上,沿着周边方向和轴向,放有许多辐射检测器 4。环状保持部件 5B 和检测器支持装置 72 相连。在各个辐射检测环 3B 之间形成缝隙 73。环状周边导轨 74 是位于环状保持部件 5B 的外表面。x-射线源轴向导轨 75 和检测器轴向导轨 76 被沿着轴向放置在环状保持部件 5B 的外表面。相互分开 180° 。

x-射线源装置 8A 有一个 x-射线源驱动器 10 和一个放在 x-射线源驱动器 10 上的 x-射线源 9。x-射线源驱动器 10 在它的箱中有一个电机,一个减速齿轮机构,以及为周边运动和轴向运动的两类小齿轮(未画出)。当 x-射线源装置 8A 沿着周边方向运动时,减速齿轮机构就连接到周边运动的小齿轮上,以把电机转动得到的驱动力传送到周边运动的小齿轮上。当 x-射线源装置 8A 沿着轴向运动时,减速齿轮机构就连接到轴向运动小齿轮上,以把电机转动得到的驱动力传送到轴向运动的小齿轮上。因为周边运动的小齿轮和在周边导轨 74 上的齿条啮合以

及因为轴向运动的小齿轮和导轨 75 上的齿条啮合, 该自推动的 x-射线源装置 8A 就能够在环状保持部件 5B 的外表面上沿着所有方向运动。x-射线源 9 以这样方式被装进 x-射线源装置 8A, 以使它面对环状保持部件 5B。

x 射线检测装置 77 通过半圆形的连接构件 (未画出) 在环状保持部件 5B 外面连接到 x-射线源装置 8A。这样, 当 x-射线源装置 8A 沿着周边的导轨 74 在环状保持部件 5B 的周边方向上运动时, x-射线检测装置由于 x-射线源装置 8 的运动, 也在环状保持部件 5B 的外面, 在环形保持部件 5B 的周边方向上沿着周边导轨 74 运动。当 x-射线源装置 8 沿着 x-射线源轴向导轨 75 在环状保持部件 5B 的轴向运动时, x-射线检测装置 77 由于 x-射线源装置 8A 的运动, 也在环形握得部件 5B 的外面, 沿着检测器导轨 76 在环形保持部件 5B 的轴向运动。x-射线检测装置 77 在通过孔区域 30 的周边方向有许多 x-射线检测器 78。许多 x-射线检测器 78 组成一个 x-射线检测部件。许多 x-射线检测器 78 可以也安排在环状保持部件 5B 的轴向。

一个圆柱形的 γ -射线检测部 80 由在所有的辐射检测器环 3B 上的辐射检测器 4 组成。射线检测部件是位于 γ -射线检测部件沿床 16 纵向的一端和另一端之间形成的区域内。辐射检测器 4 和 x-射线检测器 78 是如实施方案 1 中所述的半导体辐射检测器。在本实施方案中, x-射线源 9 位于幅检测器环 3B 的外面, 也即在 γ -射线检测部件 80 的外面。

与实施方案 1 和 3 中把 x-射线检测部件和 γ -射线检测部件集成在一起不同, 在本实施方案中, x-射线检测部件和 γ -射线检测部件是分别提供的。x-射线检测部件和 γ -射线检测部件是分开的这种配置也应用于实施方案 5 和 6, 这将在以后讨论。具有 γ -射线检测部件和 x-射线检测部件的象拾出装置 2B 也是一个辐射检测装置。

通过移动床 16, 把注以 PET 放射性药剂的检查对象 35 移动到通过也区域 30 中事先确定的位置上。当如象一个放射技师这样的操作者在一个操作面版上 (未画出) 按下 x-射线计算断层摄影术检查起始按

钮时，x-射线计算断层摄影术检查起始信号被输出到一个驱动控制器（未画出）和一个x-射线源控制器（未画出），本实施方案的x-射线计算断层摄影术检查就开始了。被输入x-射线计算断层摄影术检查起始信号的x-射线源控制器合上开关57（参阅图1）这样，x-射线67就从x-射线源9发射出来。从x-射线源9发射出来的x-射线67通过缝隙73照射检查对象35上。驱动控制器的控制使电机转动，从而使x-射线源装置8A沿着周边导轨74移动。x-射线源装置8A和x-射线检测器77在相邻两个检测器支持装置72之间形成的间隔79内移动和转动。因而，从x-射线源9发射的x-射线67是从所有的方向照射到检查对象35上。通过检查对象35的x-射线67被x-射线检测部件的x-射线检测器78所检测。在x-射线67通过一个缝隙73对检查对象35的照射结束以后，为了把x-射线源装置8A和x-射线检测器77移向邻近的缝隙73（例如，一个缝隙73A），x-射线源装置8A被沿着x-射线源轴向导轨75移动。同时，x-射线检测器77被沿着检测器轴向导轨76移动。当x-射线源装置8A沿着x-射线源轴向导轨75移动时，因为开关57已被x-射线源控制器的控制所打开，x-射线没有从x-射线源9发射出。当x-射线源装置8A到达邻近缝隙73A时，x-射线源装置8A和x-射线检测器77就沿着周边导轨74移动。在这时，通过x-射线源控制器的动作，x-射线67从x-射线源9中发射出来。x-射线67通过缝隙73A发射到检查对象35的病灶区66。通过病灶区66的x-射线67被x-射线检测器78所检测。当x-射线源装置到达一事先确定的x-射线计算断层摄影术检查结束的位置，x-射线断层摄影术检查就完成了。

γ -射线检测部件80的辐射检测器4检测从病灶区域66发射出的 γ -射线68。从辐射检测器4输出的 γ -射线检测信号通过一波形成形装置20被输入到 γ -射线鉴别器21。该 γ -射线鉴别器21进行和实施方案1中相同的处理以输出一脉冲信号。符合计数器26被输入一个从每一个信号鉴别器19的 γ -射线鉴别器输出的脉冲信号并进行如实施方案1一样的处理。从x-射线检测器78输出的x-射线检测信号被

一信号处理器（未画出）处理。该信号处理器输出关于 x-射线强度的信息，该信息是 x-射线检测信号的一个积分值。被输入 x-射线强度信息的计算机进行如在实施方案 1 中所讨论的，在图 9 中所示的步骤 36 到 41 的处理，计算在检查对象 35 的病灶区 66 上截面中的复合断层影象数据并把复合断层影象数据并示在显示装置 29 上。

在本实施方案中，也在得到 γ -射线 68 的检测信号以建立检查对象 35 的断层影象数据的放射成象期间，进行了检测从病灶区 66 发射 γ -射线 68 的 PET 检查和检测通过检查对象 35 的 x-射线 67 的 x-射线断层摄影术检查。在这个实施方案中，在一次放射成象期间，x-射线计算断层摄影术检查也可以进行不止一次。

根据本实施方案，能够得到实施方案 3 的效果 (1), (2), (4), (6), (7), (10), (11), (14), 和 (15)。另外，还可以获得下述效果。

(16) 在本实施方案中，因为 x-射线检测部件（更明确地讲，x-射线检测器 78）是置于 γ -射线检测部件 80 沿着轴向的一端和另一端之间，在进行 PET 检查的检查对象 35 的一个事先确定的区域上，因而能够在同一位置进行 x-射线计算断层摄影术检查而不需把检查对象 35 从床 16 上移开。这样，即使检查对象 35 在床 16 上移动，也可以准确地组合在病灶区上的第一断层影象数据和第二断层影象数据。例如，通过把象数据以象拾出装置 2B 的通过孔区域 30 的轴心为中心对准，就可以容易地把第一断层影象数据和第二断层影象数据组合起来。因而，特别当病灶区位于这样的部位，在该部位各内部器官的位置有复杂的关系，由本实施方案得到的断层影象可以恰当地找到病灶区的位置，从而改进对病灶区诊断的准确性。

(17) 本实施方案能够免除对用在实施方案 1 中的转换开关 31 的需要。也就是说，位于环状保持部件 5B 上的辐射检测器 4 通过导线 23 被连接到 γ -射线鉴别器 21 并联接到波形成形装置 20。而 x-射线检测器 78 是通过导线（未画出）直接连到信号处理器。因而电路结构能够简化。另外，就可以免除对转移开关以及其他等等控制的需要，从而简化了控制方法。

(18) 在本实施方案中, x-射线源装置 8A 和 x-射线检测装置 77 能够旋转 360° 。因而, 在 x-射线计算断层摄影术检查中, 为得到一张断层影象可以得到 360° 方向上的数据, 从而改进一张 x-射线断层影象的图象质量。

(19) 在本实施方案中, x-射线源装置 8A 和 x-射线检测装置 77 是相对于通过孔区域 30 的中央轴互相正对着。因而, 当去取得一张二维截面象时, 可以平行于截面地照射 x-射线, 从而改进 x-射线计算断层影象的图象质量。

(20) 在本实施方案中, x-射线能够平行于缝隙 73 照射。因而, 可以把缝隙 73 的宽度减小到基本等于光束宽度的这样一个宽度。缝隙 73 是在进行 PET 检查时丢失数据的区域。通过减小缝隙 73 的宽度, 就可以增加改进 PET 检查中的图形质量。

(21) 在本实施方案中, x-射线检测装置 77 是和为 PET 检查检测 γ -射线的辐射检测器 4 分开提供的。因而, 就可以任意地设置在 x-射线检测装置 77 内 x-射线检测器 78 的阵列间隔, 从而容易地增加 x-射线计算断层影象的分辩率。

(实施方案 5)

参照图 16 和 17, 下面将讨论按照本发明另一个实施方案, 即实施方案 5 的一种放射成象装置。本实施方案的放射成象装置 1c 包含一个象拾出装置 2c 和一个检查对象支持装置 14, 并且还包含一个图 10 的 γ -射线鉴别器 21, 一个实施方案 1 的符合计数器 26, 一个计算机 27, 一个存储装置 28, 和一个显示装置 29 (在图 16 未画出)。有 γ -射线检测部件和 x-射线检测部件的象拾出装置 2c 也是一个辐射检测装置。

本实施方案的象拾出装置 2c 的结构比起象拾出装置 2A 要多加一个轴向伸长臂 81 和一个 x-射线检测部件 82。另外, 一个 x-射线源装置保持装置 13 被置于一支持构件 83 上面, 而该构件 83 又是可拆卸地连接在支持构件 6 上。轴向伸长臂 81 连接到 x-射线源驱动器 10 的外盒上, 其位置与轴的伸长臂 11 以 180° 相正对。x-射线检测部件 82 位于轴向伸长臂 81 的前端并包含沿着通过孔区域 30 的周边方向上的许

多 x-射线检测器，如图 17 中所示。本实施方案的一个 x-射线源周边移动装置 7A 有一个 x-射线源 9，一个 x-射线源驱动器 10，一个 x-射线装置保持装置 13，轴向伸长臂 11 和 81 和 x 射线检测部件 82。排列象圆柱的许多辐射检测器 4 组成一 γ -射线检测部件 80A。轴向伸长臂 81 的伸长通过电机 18 的驱动来实现，这和轴向伸长臂 11 的情况是一样的。象拾出装置 2c 的其他配置与象拾出装置 2A 是相同的。另外，象拾出装置 2c 有一个 x-射线象拾出装置 84 和一个 γ -射线象拾出装置 85。X-射线象拾出装置 84 有 x-射线源周边移动装置 7A，一个驱动控制器 70，一个 x-射线源控制器 71 和支持构件 83。 γ -射线象拾出装置 85 有一个辐射检测器环 3A 和支持构件 6。

通过沿着导轨 12 移动 x-射线源驱动器 10，x-射线源 9，轴向伸长臂 11，x-射线检测部件 82 和轴向伸长臂 81，在缝隙 69 周边长度的范围内，绕着床 16 上的检查对象 35 转动，这和实施方案 3 中的情况是一样的。从 x-射线源 9 发射出的 x-射线 67，通过缝 69A，照射到例如注以 PET 放射性药剂的检查对象 35 上并通过病灶区域 66。通过病灶区 66 的 x-射线 67 被 x-射线检测部件 82 的 x-射线检测器 78 所检测到。通过移动轴向伸长臂 11 和 81，x-射线源 9 和 x-射线检测部件 82 互相正对着沿着通过孔区域 30 的轴向运动。从病灶区 66 由 PET 放射性药剂发射出的 γ -射线 68 被 γ -射线检测部件 80A 的辐射检测器 4 检测到。

从 x-射线检测器 78 输出的 x-射线检测信号和从辐射检测器 4 输出的 γ -射线检测信号被和实施方案 4 一样的处理。这种处理使得能够得到在检查对象 35 的病灶区 66 的位置上，在截面内的复合断层影象数据，并把复合断层影象数据在显示装置 29 上显示出来。

按照本实施方案，可以得到实施方案 4 的效果(1)，(2)，(4)，(6)，(7)，(10)，(11)，(14)到(17)和(19)到(21)。本实施方案能进一步得到下面的效果。

(22) 在本实施方案中，x-射线源 9 和 x-射线检测部件 82 是以这样的方式连接到 x-射线源驱动器 10，以使它们互相正对着，通过 x-

射线驱动装置 10 在周边方向的运动, 能够进行一次 x-射线检查。因而在一次 x-射线计算断层摄影术检查中, 可以同时控制 x-射线源 9 和 x-射线检测部件 82 在通过孔区域 30 的周边方向的运动。从而简化了控制方法。

(23) 在本实施方案中, x-射线象拾出装置 84 是可拆卸的。当该装置 84 被拆卸开时, 能够用 x-射线象拾出装置 84 单能进行 x-射线计算断层摄影术检查。

(实施方案 6)

参照图 18 和 19, 下面将讨论按照作为本发明另一个实施方案的实施方案 6 的一种放射成象装置。本实施方案的一种放射成象装置 ID 包含一个象拾出装置 2D 和一个检查对象支持装置 14, 还包含一图 10 的 γ -射线鉴别器 21, 一个实施方案 1 的符合计数器 26, 一台计算机 27, 一台存储装置 28 和一台显示器装置 29 (在图 18 中未画出)。象拾出装置 2D, 概念化地讲, 是把象拾出装置 2c 的 x-射线象拾出装置 84 (图 16), 加在象拾出装置 2B 上 (图 14)。也就是说, 象拾出装置 2D 包含该 x-射线拾出装置 84 和一个 γ -射线拾出装置 85A。 γ -射线象拾出装置 85A 有许多实施方案 4 的辐射检测器环 3B, 一个支持构件 6, 和一环状支持构件 72 以把辐射检测器环 3B 置于支持构件 6 上, 在本实施方案中, x-射线检测部件 82 和轴向伸长臂 81 是位于辐射检测器环 3B 的外面。在本实施方案中, x-射线源 9 和 x-射线检测器 82 能够在 x-射线源的驱动下, 沿着通过孔区域 30 的周边方向, 在环状支持部件 72 以外的区域移动。x-射线检测部件 82 (未画出) 有和实施方案 5 中相同的结构。具有 γ -射线检测部件和 x-射线检测部件的象拾出装置 20 也是一个辐射检测装置。

从 x-射线检测器 78 输出的 x-射线检测信号和从辐射检测器 4 输出的 γ -射线检测信号象实施方案 4 中那样处理。这种处理使可能得到在检查对象 35 病灶区 66 上截面内的复合断层影象数据, 并把复合断层影象数据在显示装置 29 上显示出来。

按照本实施方案,可以得到实施方案5的效果(1),(2),(4),(6),(7),(10),(11),(14)到(17)和(19)到(23)。与实施方案5相比较,本实施方案可以减小辐射检测器环的直径。

在实施方案1-6中,至少x-射线检测部件的一部份可以位于 γ -射线检测部件在沿着床的纵向的一端和另一端之间形成的区域内。

本领域的技术人员应当理解,虽然上述叙述是对于本发明的各个实施方案作的,但本发明并不限于这些实施方案,可以作各种改变和修改而没有偏离本发明的精神和所附权利要求的范围。

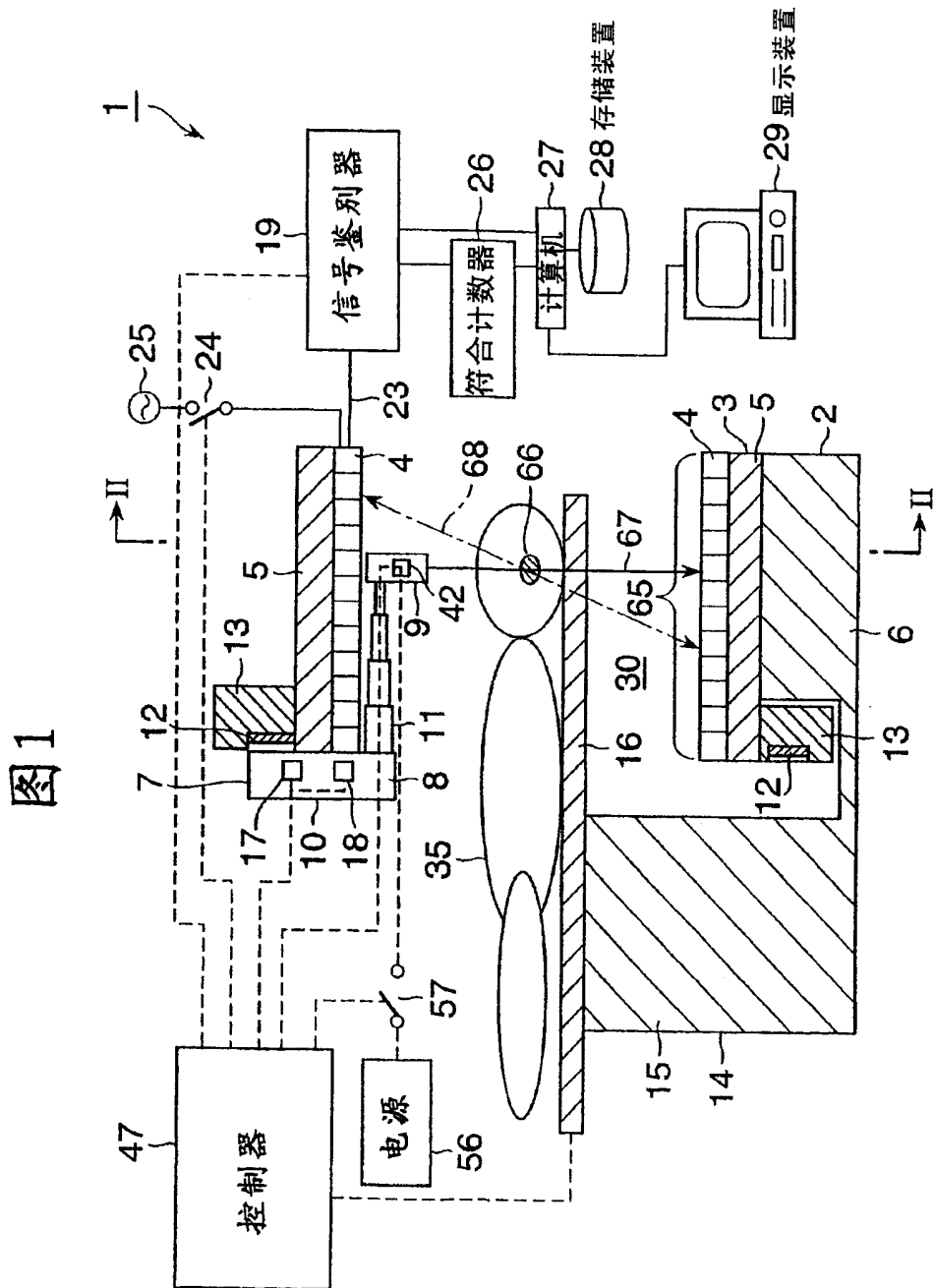


图2

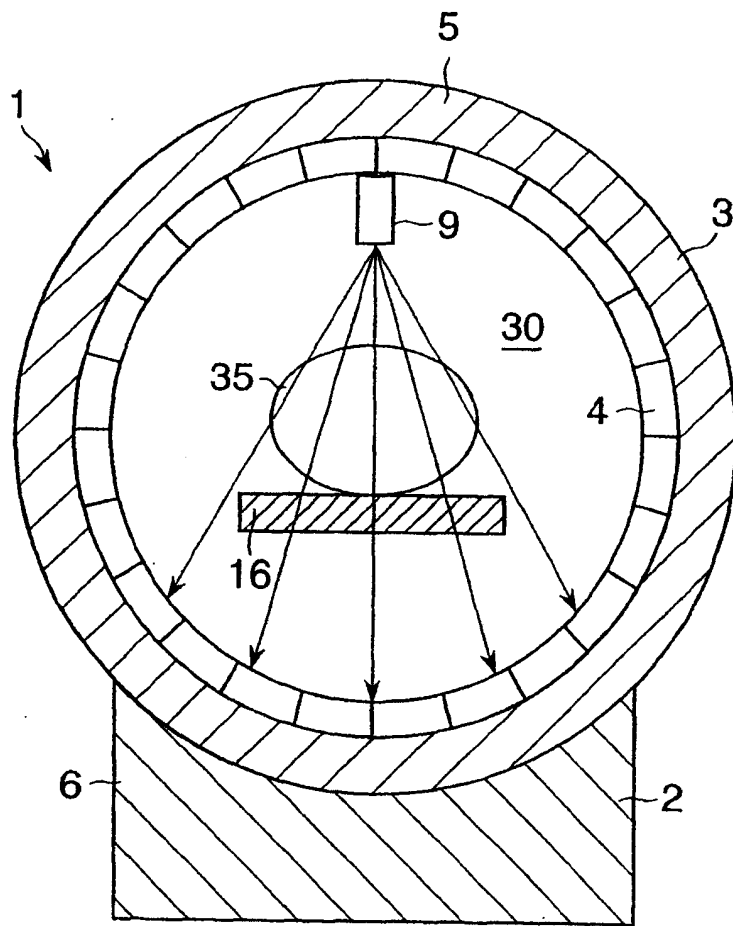


图 3A

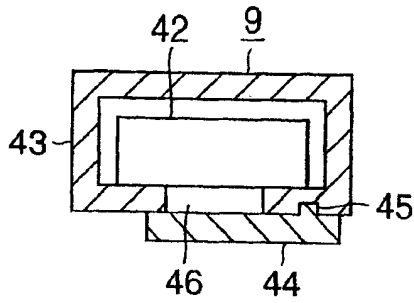


图 3B

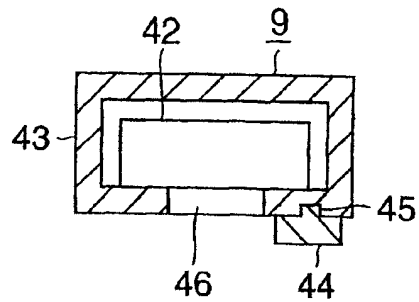


图 4

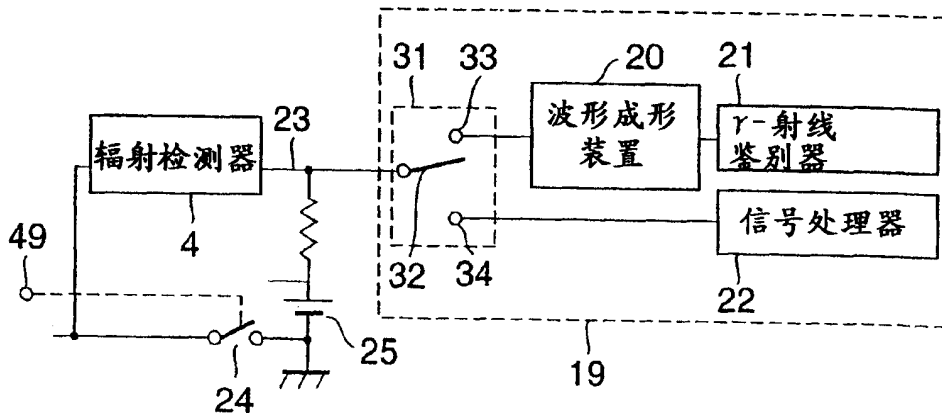


图5

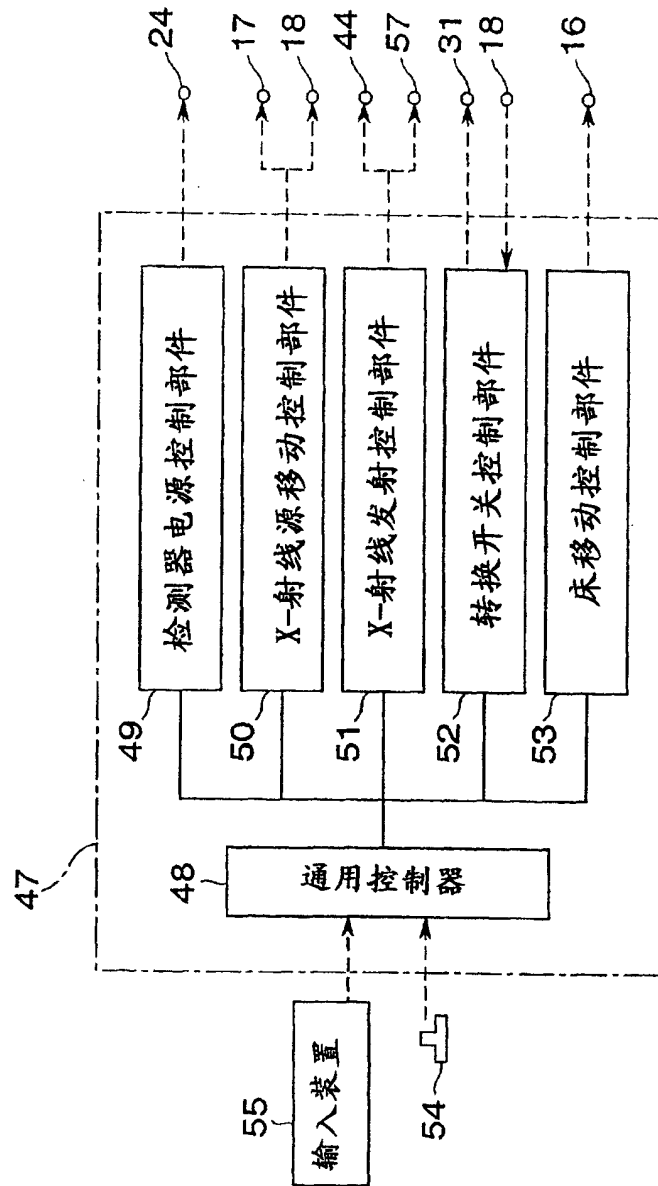


图6

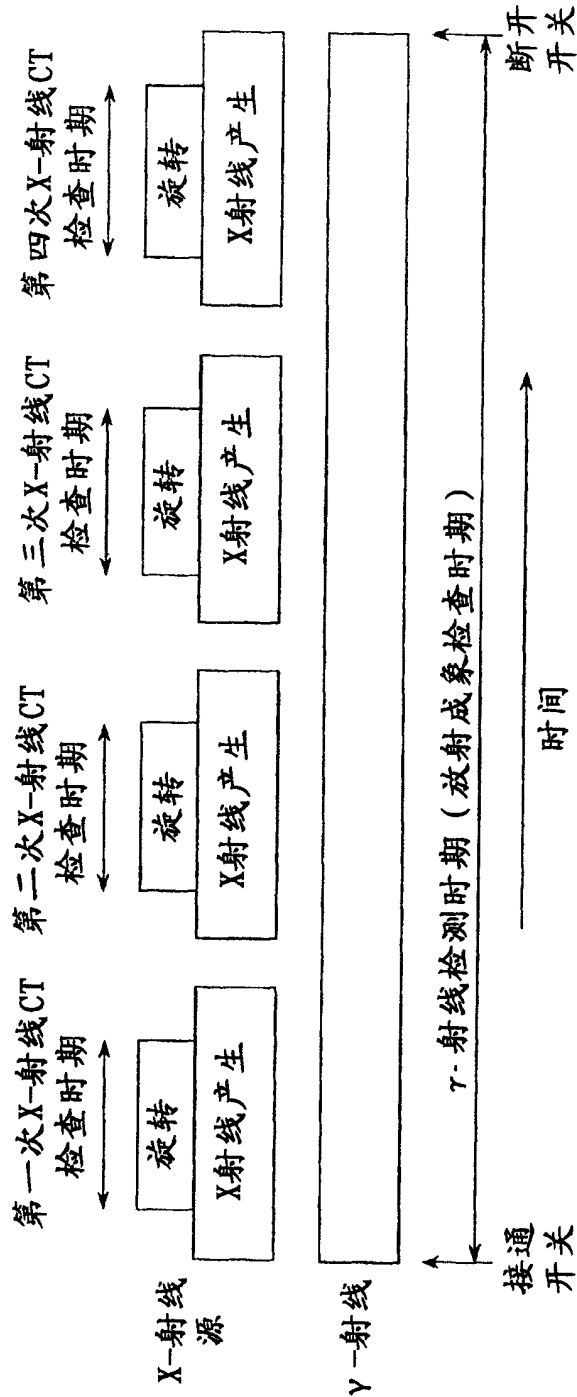


图7

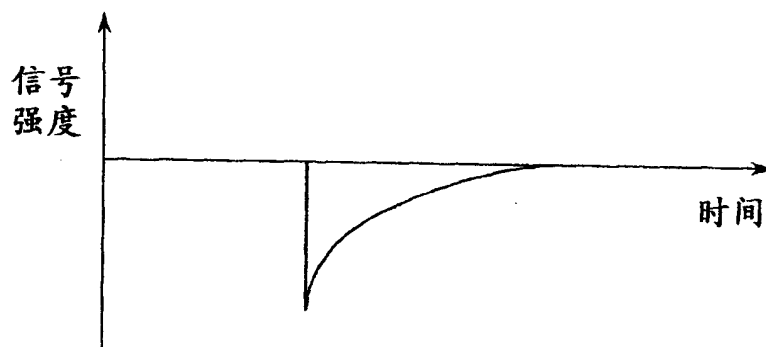


图8

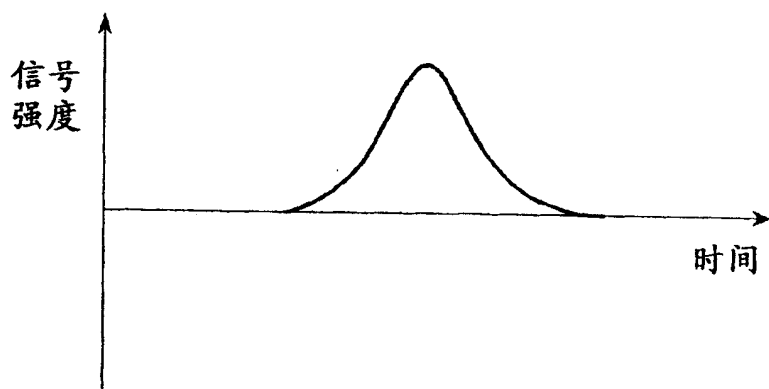


图9

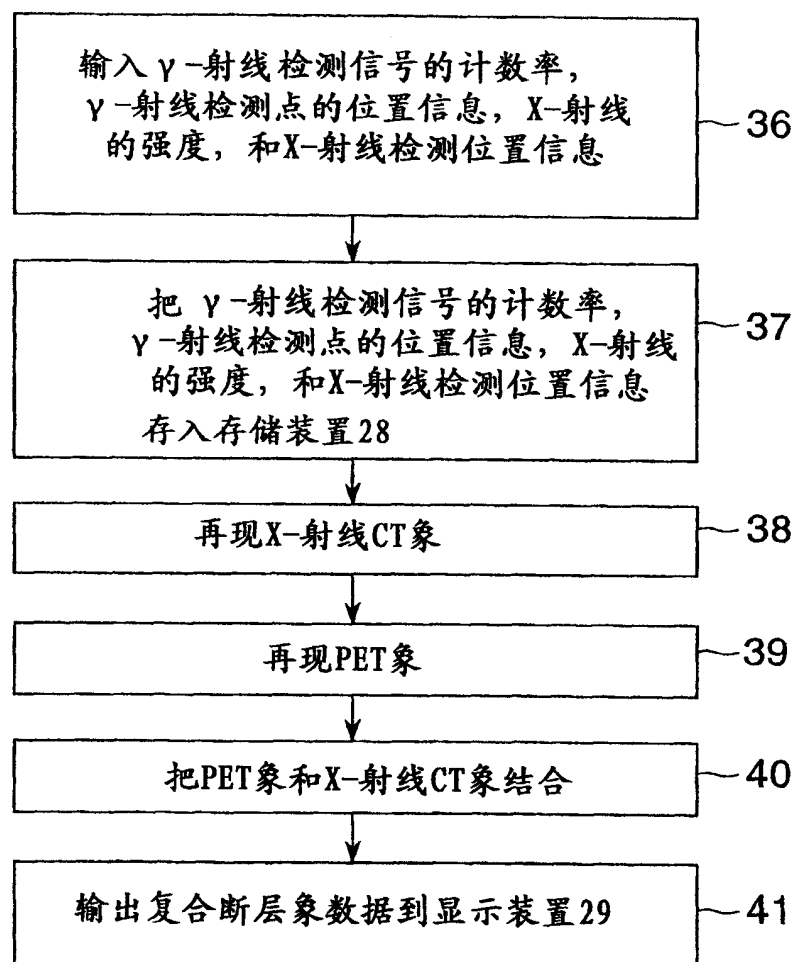


图 10

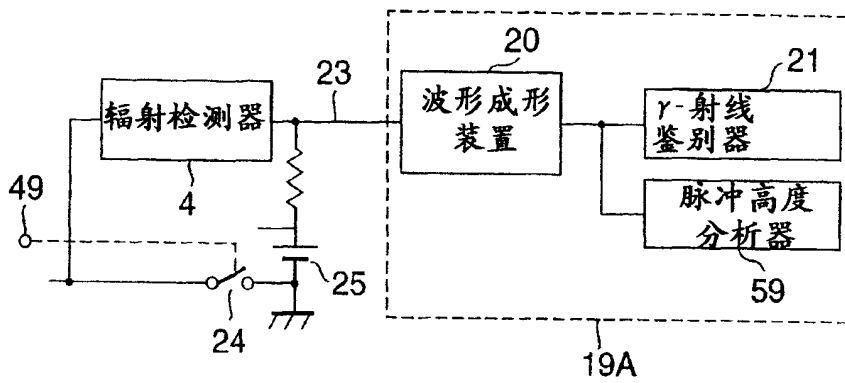


图 11

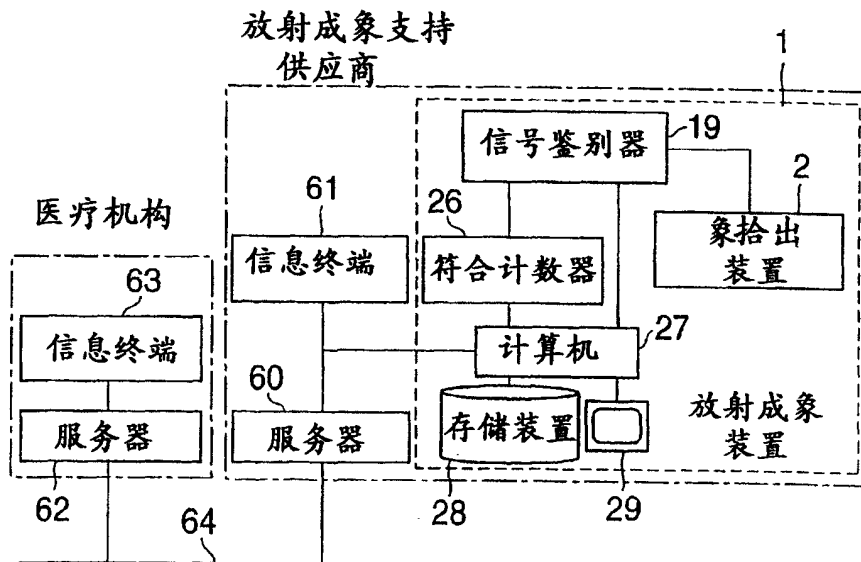


图12

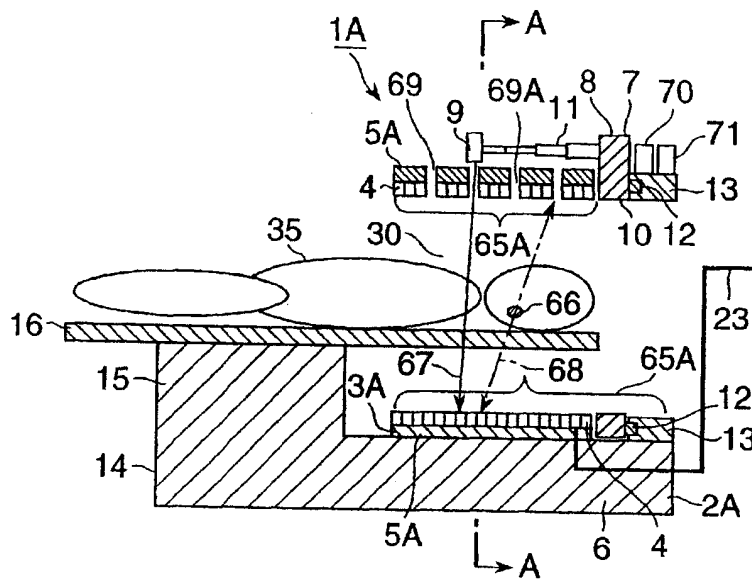


图13

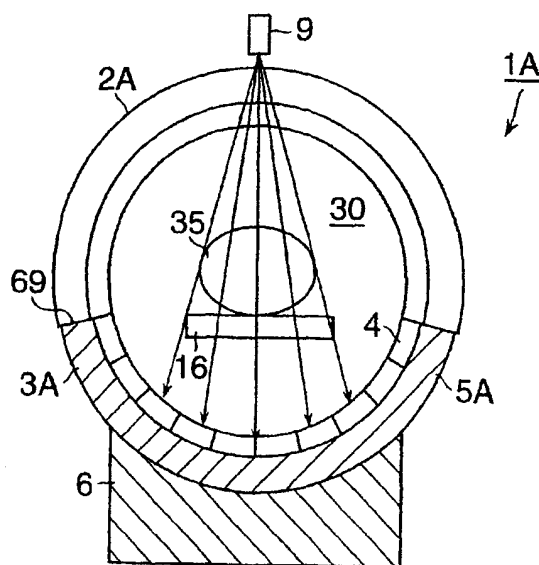


图 14

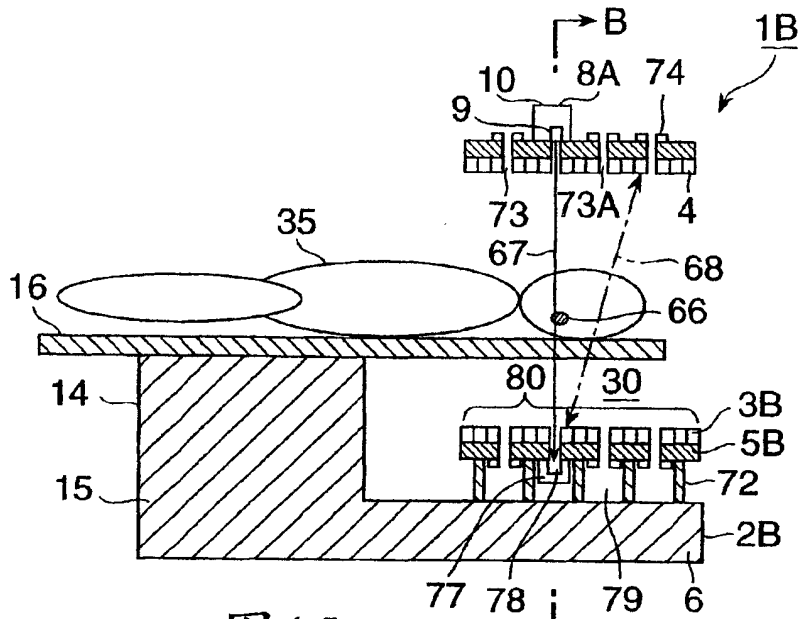


图 15

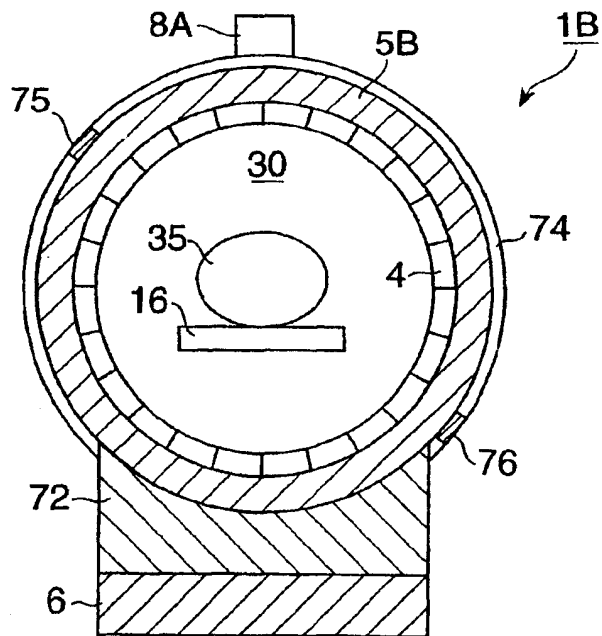


图16

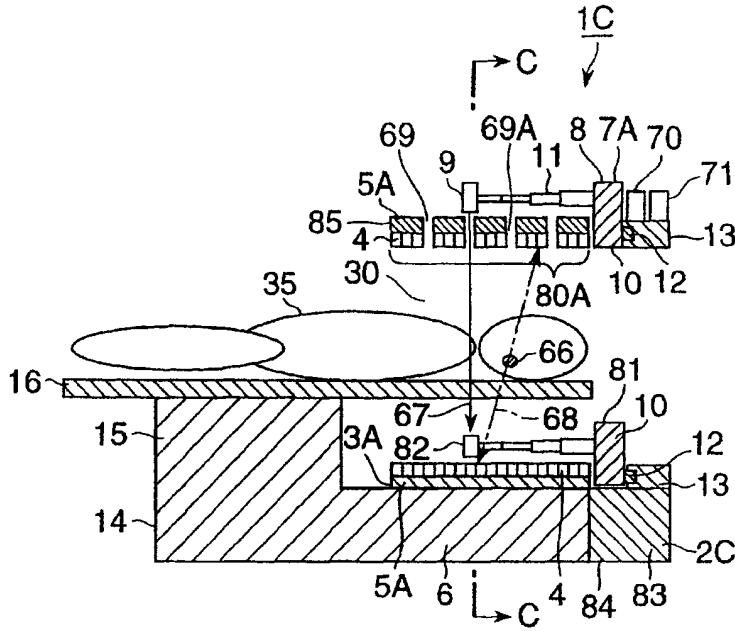


图17

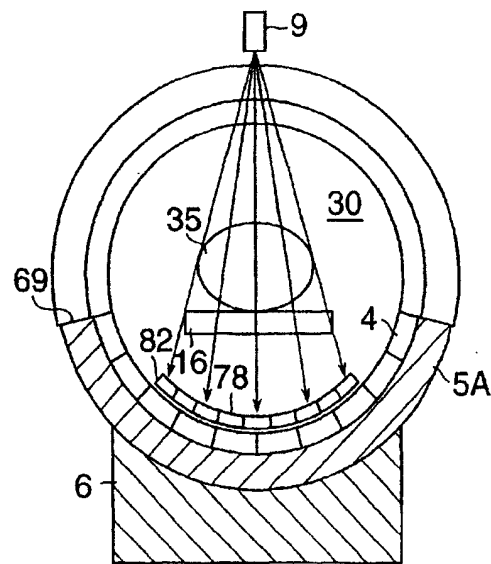


图18

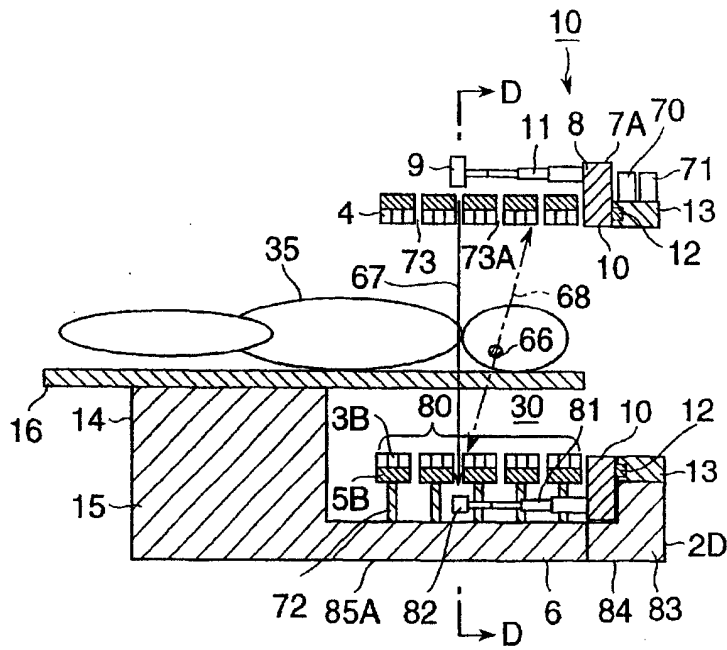


图19

