



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107923982 B

(45) 授权公告日 2022.01.04

(21) 申请号 201680046429.1

J · J · 格里斯默 M · A · 查波

(22) 申请日 2016.07.28

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 107923982 A

代理人 孟杰雄 王英

(43) 申请公布日 2018.04.17

(51) Int.CI.

G01T 1/161 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

(30) 优先权数据  
62/202,414 2015.08.07 US

(56) 对比文件

CN 103220978 A, 2013.07.24

CN 101401725 A, 2009.04.08

CN 201365927 Y, 2009.12.23

CN 103961124 A, 2014.08.06

CN 104093360 A, 2014.10.08

CN 104220899 A, 2014.12.17

US 2008069295 A1, 2008.03.20

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2018.02.07

审查员 于毅

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/IB2016/054493 2016.07.28

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02017/025842 EN 2017.02.16

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 N · 塞拉菲诺 D · 匹托克

权利要求书2页 说明书6页 附图5页

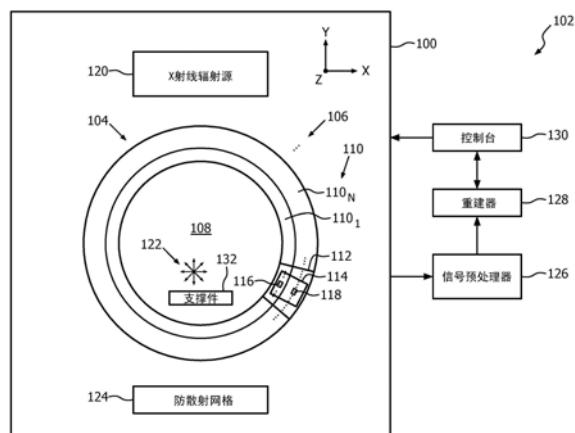
(54) 发明名称

混合式PET/CT成像探测器

(57) 摘要

一种成像系统 (102) 包括：探测器阵列 (104)，所述探测器阵列具有环 (106)，所述环具有探测伽马辐射和X射线辐射的第一层 (110i) 和仅探测伽马辐射的第二层 (110N)，其中，所述第一层和所述第二层是同心闭合环。一种方法包括：响应于在PET模式中进行成像而利用双层探测器的第一层来探测伽马辐射；响应于在PET模式中进行成像而利用所述双层探测器的第二层来探测伽马辐射；并且使用利用所述第一层和所述第二层探测到的辐射来生成PET图像数据。所述方法还包括响应于在CT模式中进行成像而利用所述第一层来探测X射线辐射；并且利用所述第一层探测到的辐射来生成CT图像数据。所述方法还包括显示所述图像数据。所述成像系统允许用于PET/CT成像两者的单一机架。

B  
CN 107923982 B



1. 一种成像系统(102),包括:

辐射敏感探测器阵列(104),其具有至少一个探测器环(106),所述探测器环包括:

第一层(110<sub>1</sub>),其被配置为探测伽马辐射和X射线辐射并且生成指示所述伽马辐射和所述X射线辐射的信号;以及

第二层(110<sub>N</sub>),其被配置为仅探测伽马辐射并且生成指示所述伽马辐射的信号,

其中,所述第一层和所述第二层是所述至少一个探测器环的同心环;以及

信号预处理器(126),其被配置为处理所述信号,所述信号指示由所述第一层探测到的所述伽马辐射、由所述第一层探测到的所述X射线辐射以及由所述第二层探测到的所述伽马辐射,

所述成像系统的特征在于,所述信号预处理器被配置为基于一组预定的PET能量阈值将由所述第一层探测到的所述伽马辐射分箱到一组预定的PET能量分箱中,并且基于一组预定的CT能量阈值将由所述第一层探测到的所述X射线辐射分箱到一组预定的CT能量分箱中。

2. 根据权利要求1所述的成像系统,还包括:

单个机架,其中,具有同心的所述第一层和所述第二层的所述至少一个探测器环被设置在所述单个机架中。

3. 根据权利要求1所述的成像系统,还包括:

重建器(128),其被配置为重建经处理的信号并且生成正电子发射断层摄影(PET)图像数据和计算机断层摄影(CT)图像数据,所述信号指示由所述第一层探测到的所述伽马辐射、由所述第一层探测到的所述X射线辐射以及由所述第二层探测到的所述伽马辐射。

4. 根据权利要求1所述的成像系统,其中,所述信号预处理器被配置为将所述一组预定的PET能量分箱中的511keV光子的位置外推到所述第二层的对应的像素位置。

5. 根据权利要求1所述的成像系统,其中,所述信号预处理器被配置为利用来自所述一组预定的PET能量分箱的能量信息以及PET定时信息和CT定时信息来将在所述第一层中被部分吸收的康普顿光子和在所述第二层中被部分吸收的康普顿光子相加为用于所述第二层的对应的像素位置的511keV光子。

6. 根据权利要求3所述的成像系统,其中,所述重建器被配置为根据所述一组预定的CT能量分箱中的预定的一个CT能量分箱来重建由所述第一层探测到的所述X射线辐射。

7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的成像系统,其中,所述第一层包括直接转换材料,其中,所述直接转换材料包括碲锌镉、多个硅钢带或固态石榴石。

8. 根据权利要求1至6中的任一项所述的成像系统,其中,所述第一层包括直接转换材料,其中,所述直接转换材料包括具有其中嵌入有闪烁材料的量子点的封装材料。

9. 根据权利要求1至6中的任一项所述的成像系统,其中,所述第一层包括被光学耦合到光电传感器的闪烁体。

10. 根据权利要求1至6中的任一项所述的成像系统,还包括:

X射线辐射源(120),其被配置为移出检查区域以采集PET数据,并且移入所述检查区域以采集CT数据。

11. 根据权利要求1至6中的任一项所述的成像系统,还包括:

防散射网格(124),其被配置为移出检查区域以用于PET扫描,并且移入所述检查区域

以用于CT扫描。

12. 一种成像方法,包括:

响应于在PET模式中进行成像而利用双层PET/CT探测器的第一层来探测伽马辐射;

响应于在PET模式中进行成像而利用所述双层PET/CT探测器的第二层来探测伽马辐射;

使用利用所述第一层和所述第二层探测到的所述伽马辐射来生成PET图像数据;

响应于在CT模式中进行成像而利用所述双层PET/CT探测器的所述第一层来探测X射线辐射;

使用利用所述第一层探测到的所述X射线辐射来生成CT图像数据;并且

在视觉上显示所述PET图像数据和所述CT图像数据,

所述方法的特征在于,基于一组预定的PET能量阈值将由所述第一层探测到的所述伽马辐射分箱到一组预定的PET能量分箱中,并且基于一组预定的CT能量阈值将由所述第一层探测到的所述X射线辐射分箱到一组预定的CT能量分箱中。

13. 根据权利要求12所述的成像方法,还包括:

将利用所述第一层探测到的所述伽马辐射能量分箱在包括511keV的能量分箱中;并且

将来自经能量分箱的伽马辐射的511keV光子的位置外推到所述第二层的像素位置。

14. 根据权利要求12所述的成像方法,还包括:

将利用所述第一层探测到的所述伽马辐射能量分箱在具有从120keV至480keV的窗口的能量分箱中;

基于经能量分箱的伽马辐射来识别在所述第一层中吸收的分裂康普顿光子;并且

基于针对所述第一层和所述第二层的定时信息将在所述第一层中吸收的经识别的分裂康普顿光子与在所述第二层中吸收的所述分裂康普顿光子的剩余部分相加为针对所述第二层中的像素的511keV光子。

15. 根据权利要求12至14中的任一项所述的成像方法,还包括:

在从10keV至120keV的能量范围内,将利用所述第一层探测到的所述X射线辐射能量分箱在一组预定的能量分箱中;并且

针对所述一组预定的能量分箱的所述分箱中的至少一个分箱选择性地重建经能量分箱的X射线辐射。

## 混合式PET/CT成像探测器

### 技术领域

[0001] 以下总体上涉及成像探测器，并且更具体地涉及被配置为利用相同的探测器来探测伽马射线和X射线两者的混合式正电子发射(PET)/计算机断层摄影(CT)成像探测器。

### 背景技术

[0002] 正电子发射断层摄影(PET)成像是一种功能成像模式，其生成并显示被注入到体内的放射性同位素的分布的三维(3D)断层摄影图像。尽管PET图像提供了同位素分布的定量表示，但是它们缺乏关于同位素分布之处的周围组织的解剖结构的结构信息。计算机断层摄影(CT)成像生成具有解剖组织结构的信息的3D断层摄影图像。已经将PET图像与CT图像进行组合(例如，叠加、融合等)以提供具有参考解剖学框架的功能信息。

[0003] 能够利用单独的PET机架和单独的CT机架来独立地采集PET数据集和CT数据集。也能够利用包括PET机架部分和CT机架部分两者的单个系统来采集PET数据集和CT数据集。利用这种配置，PET机架部分和CT机架部分沿着扫描轴线彼此物理地间隔开并且具有分离的且不同的成像平面。连续地使用PET机架部分和CT机架部分，在扫描之间将对象或目标从一个机架部分移动到另一机架部分，并且独立地采集PET数据集和CT数据集，这是因为PET数据集并不是利用CT机架部分采集的，而CT数据集并不是利用PET机架部分采集的。

[0004] 遗憾的是，利用上述配置，在PET扫描与CT扫描之间的(有意的和/或无意的)患者移动可能导致组合的PET与CT图像的错误配准。此外，患者在PET扫描与CT扫描之间从一个机架/机架部分移动到另一机架/机架部分，这增加了总扫描时间。此外，单独的且连接的系统需要两个分开的机架/机架部分以及针对每个机架/机架部分的支撑硬件，这些中的每个都增加了制造和/或维修的复杂性和/或成本。

### 发明内容

[0005] 本申请的各方面解决了上述问题和其他问题。

[0006] 根据一个方面，一种成像系统包括具有至少一个环的辐射敏感探测器阵列。所述至少一个环包括第一层和第二层，所述第一层被配置为探测伽马辐射和X射线辐射并且生成指示所述伽马辐射和所述X射线辐射的信号，所述第二层被配置为仅探测伽马辐射并且生成指示所述伽马辐射的信号。所述第一层和所述第二层是所述至少一个环的同心闭合环。所述成像系统还包括信号预处理器，所述信号预处理器被配置为处理所述信号，所述信号指示由所述第一层探测到的所述伽马辐射、由所述第一层探测到的所述X射线辐射以及由所述第二层探测到的所述伽马辐射，其中，所述信号预处理器被配置为基于一组预定的PET能量阈值将由所述第一层探测到的所述伽马辐射分箱到一组预定的PET能量分箱中，并且基于一组预定的CT能量阈值将由所述第一层探测到的所述X射线辐射分箱到一组预定的CT能量分箱中。

[0007] 在实施例中，所述信号预处理器被配置为基于由所述第二层探测到的所述伽马辐射来沿响应线识别重合伽马对。优选地，所述信号预处理器被配置为估计所述重合伽马对

沿着所述响应线的位置。

[0008] 在另一方面中,一种方法包括:响应于在PET模式中进行成像而利用双层PET/CT探测器的第一层来探测伽马辐射,响应于在PET模式中进行成像探测而利用所述双层PET/CT探测器的第二层来探测伽马辐射,并且使用利用所述第一层和所述第二层探测到的所述伽马辐射来生成PET图像数据。所述方法还包括:响应于在CT模式中进行成像而利用所述双层PET/CT探测器的所述第一层来探测X射线辐射,并且使用利用所述第一层探测到的所述X射线辐射来生成CT图像数据。所述方法还包括在视觉上显示所述PET图像数据和所述CT图像数据。所述方法还包括:基于一组预定的PET能量阈值将由所述第一层探测到的所述伽马辐射分箱到一组预定的PET能量分箱中,并且基于一组预定的CT能量阈值将由所述第一层探测到的所述X射线辐射分箱到一组预定的CT能量分箱中。优选地,所述方法还包括将所述CT图像数据重叠在所述PET图像数据上。

[0009] 在另一方面中,一种成像探测器阵列包括至少一个环,所述至少一个环包括多个探测器模块,每个探测器模块包括多个探测器。每个探测器包括第一层和第二层,所述第一层具有多个第一像素,所述第一层被配置为探测伽马辐射和X射线辐射并且生成指示所述伽马辐射和所述X射线辐射的信号,所述第二层具有多个第二像素,所述第二层被配置为仅探测伽马辐射并且生成指示所述伽马辐射的信号。所述第一层和所述第二层在入射伽马辐射和入射X射线辐射的方向上一个在另一个的顶部上垂直地叠置。

[0010] 在阅读和理解了以下的详细描述后,本领域普通技术人员将意识到本发明的其他方面。

## 附图说明

[0011] 本发明可以采取各种部件和各种部件的布置以及各个步骤和各个步骤的安排的形式。附图仅用于图示优选实施例的目的,而不应被解释为限制本发明。

[0012] 图1示意性地图示了具有混合式PET/CT成像探测器的范例成像系统。

[0013] 图2示意性地图示了基于直接转换的混合式PET/CT成像探测器的范例。

[0014] 图3示意性地图示了基于闪烁体/光电传感器的混合式PET/CT成像探测器的范例。

[0015] 图4示意性地图示了示出支撑X射线辐射源和防散射网格的可移动支撑件的主视图。

[0016] 图5示意性地图示了具有在检查区域外部的X射线辐射源和防散射网格的图4的配置的侧视图。

[0017] 图6示意性地图示了具有在检查区域内部的X射线辐射源和防散射网格的图4的配置的侧视图。

[0018] 图7示意性地图示了X射线源的另一配置的范例。

[0019] 图8图示了根据本文中的实施例的范例方法。

## 具体实施方式

[0020] 图1示意性地图示了混合式PET/CT扫描器102。

[0021] 探测器阵列104包括沿着z轴相对于彼此布置的一个或多个探测器环106。每个探测器环106包括围绕检查区域108的腔。所图示的探测器环106包括至少两个层110,包括内

层 $110_1$ 、……和外层 $110_N$ ，其中，N是正整数。内层 $110_1$ 和外层 $110_N$ 分别是闭合环，在x-y平面中相对于彼此同心地布置。在所图示的实施例中，探测器阵列104以及因此层 $110_1$ 和 $110_N$ 被设置在单个PET/CT机架100中。

[0022] 在一个实例中，层110包括多个模块112，每个模块112包括多个探测器114，并且每个探测器114包括内层 $110_1$ 和外层 $110_N$ 的子部分。在该实例中，个体模块112被连接到混合式PET/CT扫描器102以构建探测器环106。探测器114包括第一层 $110_1$ 和第二层 $110_N$ 的像素116和118，所述像素116和118被配置为探测在(一个或多个)预定能带中的辐射并且生成和输出指示所述辐射的信号。如下面更加详细地描述的，内层 $110_1$ 被配置为利用相同的像素116来探测伽马射线和X射线两者的单个层，而外层 $110_N$ 被配置为仅利用像素118来探测伽马射线。

[0023] 针对CT成像，仅激活内层 $110_1$ 以探测X射线辐射。针对PET成像，激活内层 $110_1$ 和外层 $110_N$ 两者以探测伽马辐射。这样，探测到由内层 $110_1$ 进行光电衰减的511keV光子和/或来自被沉积在内层 $110_1$ 中的康普顿散射伽马射线的能量，并且能够与来自外层 $110_N$ 的输出进行组合。这可以减轻由于内层 $110_1$ 中的伽马射线吸收而导致的数据丢失。此外，由于内层 $110_1$ 对总的伽马衰减有贡献，因此能够减小外层 $110_N$ 的宽度。因此，能够降低成本而不丢失PET信息。

[0024] 本文描述的探测器阵列104还可以相对于具有分开的且独立的PET探测器模块和CT探测器模块的系统降低了制造和/或维修复杂性和成本。例如，探测器114能够被构建、被组装到模块112中，并且整个扫描器102能够在一条装配线上被组装到一个设施中，这简化了构造和组装，提供了物流优势。此外，由于PET扫描与CT扫描之间的患者移动得到了缓解，因此在配准期间PET图像与CT图像的对准能够得以改进，这也能够减少总的扫描时间。

[0025] X射线辐射源120被配置为生成并发射穿过检查区域108的X射线辐射。X射线包括具有20keV至120keV的能带中的能量的辐射。如下面更加详细地描述的，X射线辐射源112能够被固定地或可移动地(旋转地和/或平移地)耦合到扫描器102。在检查区域108内部的试剂的放射性同位素的放射性衰变122期间经由正电子湮灭事件发射伽马辐射，并且所述伽马辐射穿过检查区域108。伽马射线包括具有120keV至520keV的能带中的能量的辐射。

[0026] 在所图示的实施例中，采用防散射网格124。防散射网格(ASG)124被设置为邻近内层 $110_1$ 的辐射接收面。在一个实例中，防散射网格124包括具有X射线吸收材料(例如，铅、钨等)的隔片，所述隔片对散射的X射线辐射进行衰减。如下面更加详细地描述的，防散射网格124被配置为弧形或闭合的环，并且其能够相对于检查区域108(旋转地和/或平移地)移动或固定。在另一实施例中，防散射网格124被省略。

[0027] 信号预处理器126处理来自探测器阵列104的信号。针对内层 $110_1$ ，这包括基于一组预定的兴趣能量阈值对探测到的伽马辐射和/或X射线辐射进行鉴别和分箱的能量。例如，在PET成像期间，探测到的伽马射线能够被分箱到诸如120-480keV和480-520keV的能量分箱中，并且在CT成像期间，探测到的X射线能够被分箱到诸如0-40keV、40-80keV和80-120keV的能量分箱中。本文中也预想到其他数量的分箱和/或分箱宽度。

[0028] 针对PET模式，预处理器126通过识别沿着响应线(LOR)在时间重合时(或接近同时地)探测到的光子来识别在外层 $110_N$ 中探测到的重合伽马对，并且通过指示所述重合伽马对的事件或列表模式数据来生成事件。数据还可以包括飞行时间(TOF)信息，其允许预处理

器126沿着LOR估计事件的位置。

[0029] 针对PET模式,预处理器126将由内层110<sub>1</sub>探测到的511keV光子的位置(例如,从上述范例能量分箱480-520keV)外推到第二层110<sub>N</sub>中的对应的PET像素。此外,用于康普顿散射伽马射线的预处理器126利用来自例如上述范例能量分箱120-480keV的能量信息以及将康普顿分裂光子相加回到它们的原始511keV能级的对应的定时。然后将这些事件分配给第二层110<sub>N</sub>中的对应的PET像素。

[0030] 重建器128被配置为根据探测器104的输出来重建PET体积图像数据和/或图像和CT体积图像数据和/或图像。针对PET,这包括重建外层110<sub>N</sub>的数据以及来自被映射到外层110<sub>N</sub>的内层110<sub>1</sub>的PET数据。针对CT,这包括根据用于谱(能量依赖)成像的一个或多个特定的能量分箱来选择性地重建数据和/或组合来自所有CT分箱的数据并在CT能量谱上重建常规的CT图像数据。重建器128能够是单个重建器或包括PET重建器和CT重建器。

[0031] 计算机被配置为操作者控制台130并且包括诸如监视器或显示器的人类可读输出设备以及诸如键盘和鼠标的输入设备。驻留在操作者控制台130上的软件允许操作者例如经由图形用户接口(GUI)或以其他方式与混合式PET/CT扫描器102进行交互。这种交互可以包括选择成像模式(例如,PET模式和/或CT模式),开始扫描等。对象支撑件132支撑检查区域108中的对象或目标。

[0032] 图2示意性地图示了针对两层(N=2)环106的模块118的范例。

[0033] 内层110<sub>1</sub>包括PET/CT直接转换材料202,所述PET/CT直接转换材料202将吸收的入射伽马辐射和/或X射线辐射直接转换为具有指示吸收的入射伽马辐射和/或X射线辐射的能量的峰值高度的电信号(例如,电压或电流脉冲)。合适的直接转换材料的范例包括碲锌镉(CZT)、硅钢带和/或其它材料。PET/CT直接转换材料202中的衰减能被量化并由直接转换材料的厚度来设定。

[0034] 外层110<sub>2</sub>包括被光学耦合到PET光电传感器206的PET闪烁体204。用于PET闪烁体204的合适的闪烁材料的范例包括硅酸钇镥(LYSO)、氧化镥镥(BGO)和/或吸收511keV的伽马射线的其他闪烁材料。光电传感器206被调谐以感测由PET闪烁体204发射的光并生成指示所述光的电信号。

[0035] 在一个实例中,内层110<sub>1</sub>和外层110<sub>2</sub>被固定地耦合在一起。在另一实例中,内层110<sub>1</sub>和外层110<sub>2</sub>被能移除地耦合在一起。在这种情况下,个体层110能够被分离并且被独立地维修,这可以降低成本,这是因为不需要更换整个探测器。在所图示的实施例中,直接转换材料202被耦合到PET闪烁体204的辐射接收面。

[0036] 电路208被电耦合到直接转换材料202和读出电子器件210。电路208将来自直接转换材料202的信号路由到读出电子器件210,所述读出电子器件210将来自内层和外层110的信号路由到信号预处理器126(图1)。在该范例中,电路208沿着模块118的垂直于PET/CT直接转换材料202和PET闪烁体204的伽马射线和X射线接收侧的一侧进行设置。

[0037] 利用这种配置,信号预处理器126(图1)包括用于内层110<sub>1</sub>的输出的能量鉴别器,所述能量鉴别器例如利用一个或多个比较器来鉴别来自直接转换材料202的电信号,每个比较器具有不同的预定能量阈值,所述预定能量阈值对应于感兴趣能量。计数器响应于满足阈值的对应的比较器的输出而递增针对每个阈值的计数值。分箱器基于计数对信号进行能量分箱,并因此将探测到的伽马射线或X射线分箱到多个能量分箱中。

[0038] 在变型中,直接转换材料202包括其中嵌入有支持闪烁材料的量子点的颗粒的封装材料。在一个实例中,直接转换材料202是单个层,所述单个层针对均匀分布在封装材料中的不同能量范围具有不同的量子点组。在另一实例中,直接转换材料202包括多个层,每个层包括针对不同能量范围的单个能量范围的单个量子点组。

[0039] 在2015年8月7日提交的标题为“QUANTUM DOT BASED IMAGING DETECTOR”的序号为62/202397的申请中描述了量子点直接转换探测器的范例,通过引用将其整体并入本文。2014年9月23日提交的标题为“Encapsulated materials in porous particles”的EP 14186022.1中描述了其中嵌入有闪烁材料的量子点的封装材料的范例,通过引用将其整体并入本文。

[0040] 图3示意性地图示了针对两层(N=2)环106的模块118的另一范例。在该实施例中,外层110<sub>2</sub>和读出电子器件210与结合图2所描述的相同。

[0041] 在该范例中,内层110<sub>1</sub>包括间接转换结构,所述间接转换结构包括被光学耦合到光电传感器304的闪烁材料302。通常,由闪烁材料302吸收的伽马或X射线被转换为光子,所述光子被光电传感器304感测,所述光电传感器304生成指示所述光子的电信号。

[0042] 合适的闪烁材料302的范例是硫氧化钆(GOS)。另一范例是LYSO,其为具有其中嵌入有支持闪烁材料的量子点的颗粒的封装材料,例如在2015年8月7日提交的标题为“QUANTUM DOT BASED IMAGING DETECTOR”的序号为62/202397的申请中所描述的。

[0043] 在光电传感器304被耦合到倒装芯片的情况下,信号从光电传感器304通过倒装芯片被路由到电路208,如本文所述,和/或以其他方式被路由到读出电子器件210。同样,电路208沿着如本文所述的模块118的一侧进行设置,但是在本文中也预想到其他配置。同样,内层110<sub>1</sub>和外层110<sub>2</sub>被固定地或可移除地耦合在一起。

[0044] 利用该配置,信号预处理器126(图1)包括脉冲整形器,所述脉冲整形器处理来自PET/CT光电传感器304的信号(其能够首先被放大)并且生成指示探测到的辐射的能量的脉冲(例如,电压、电流等)。

[0045] 图4、图5和图6示意性地图示了与范例X射线辐射源120和防散射网格124相连接的探测器环106。图4示出了透过环106的腔观看检查区域108的视图。图5和图6分别示出了探测器环106的侧视图,其中,X射线辐射源120和防散射网格124在检查区域108的外部(图5)和内部(图6)。

[0046] 在该范例中,托架或支撑件402支撑X射线管120和防散射网格124两者。支撑件402以及因此X射线管120和防散射网格124被能移动地安装到扫描器102以至少在检查区域108外部的位置502(图5)与检查区域108内部的位置602(图6)之间平移。支撑件402以及因此X射线管120和防散射网格124也被配置为绕检查区域108旋转。

[0047] 支撑件402能够经由滑动件、球等轴承被耦合在PET/CT扫描器102中,并且经由电动机和皮带、链条、导螺杆、齿轮等在位置502与602之间移动。控制器将基于扫描器102是处于PET模式中还是处于CT模式中来驱动电动机。在PET模式中,支撑件402被放置在用于PET成像的位置502处,而在CT模式中,支撑件402被放置在用于CT成像的位置602处。

[0048] 应该意识到,提供图4-6以示出被附接到相同的支撑件(相同的支撑件402)的X射线管120和防散射网格124,所述相同的支撑件被配置为针对PET成像和CT成像而分别被移出和移入检查区域108。应该理解,层106、支撑件402、X射线管120以及防散射网格124的相

对尺寸和/或位置不是限制性的。

[0049] 图7示意性地图示了变型,其中,X射线辐射源120包括贯穿环106被定位在模块118<sub>1</sub>、118<sub>2</sub>、118<sub>3</sub>、118<sub>4</sub>、……之间的间隙704<sub>1</sub>、704<sub>2</sub>、704<sub>3</sub>、704<sub>4</sub>、……中的固态X射线生成器702<sub>1</sub>、702<sub>2</sub>、702<sub>3</sub>、702<sub>4</sub>、……。依次对X射线生成器702<sub>1</sub>、702<sub>2</sub>、702<sub>3</sub>、702<sub>4</sub>、……加脉冲以获得针对环的完整圆周的CT数据。

[0050] 在一个实例中,防散射网格124能够如结合图4、图5和图6所讨论的那样与生成器702<sub>1</sub>、702<sub>2</sub>、702<sub>3</sub>、702<sub>4</sub>、……的激活相协调地附接到支撑件402并且由支撑件402移动。在变型中,防散射网格124是完整的圆并且在505与602之间平移,但是不像图4-6中那样绕检查区域旋转。

[0051] 图8图示了根据本文中的实施例的范例方法。

[0052] 应该意识到,下面的动作的排序是为了解释的目的而不是进行限制。正因如此,本文中也预想到其他排序。另外,可以省略这些动作中的一个或多个和/或可以包括一个或多个其他动作。

[0053] 在802处,由成像系统的双层成像探测器的第一层和第二层探测伽马辐射,并且第一层和第二层生成指示所述伽马辐射的第一信号和第二信号。

[0054] 在804处,处理第一信号和第二信号,这生成PET图像数据。

[0055] 在806处,由成像系统的双层成像探测器的相同的第一层探测X射线辐射,并且第一层生成指示所述X射线辐射的第三信号。

[0056] 在808处,处理第三信号,这生成CT图像数据。

[0057] 在810处,组合并显示PET图像与CT图像数据。

[0058] 已经参考各个实施例在本文中描述了本发明。他人在阅读和理解本文中的描述的情况下可以想到修改和替代。本文旨在将本发明解释为包括所有这样的修改和替代,只要它们落入权利要求书及其等价方案的范围内。

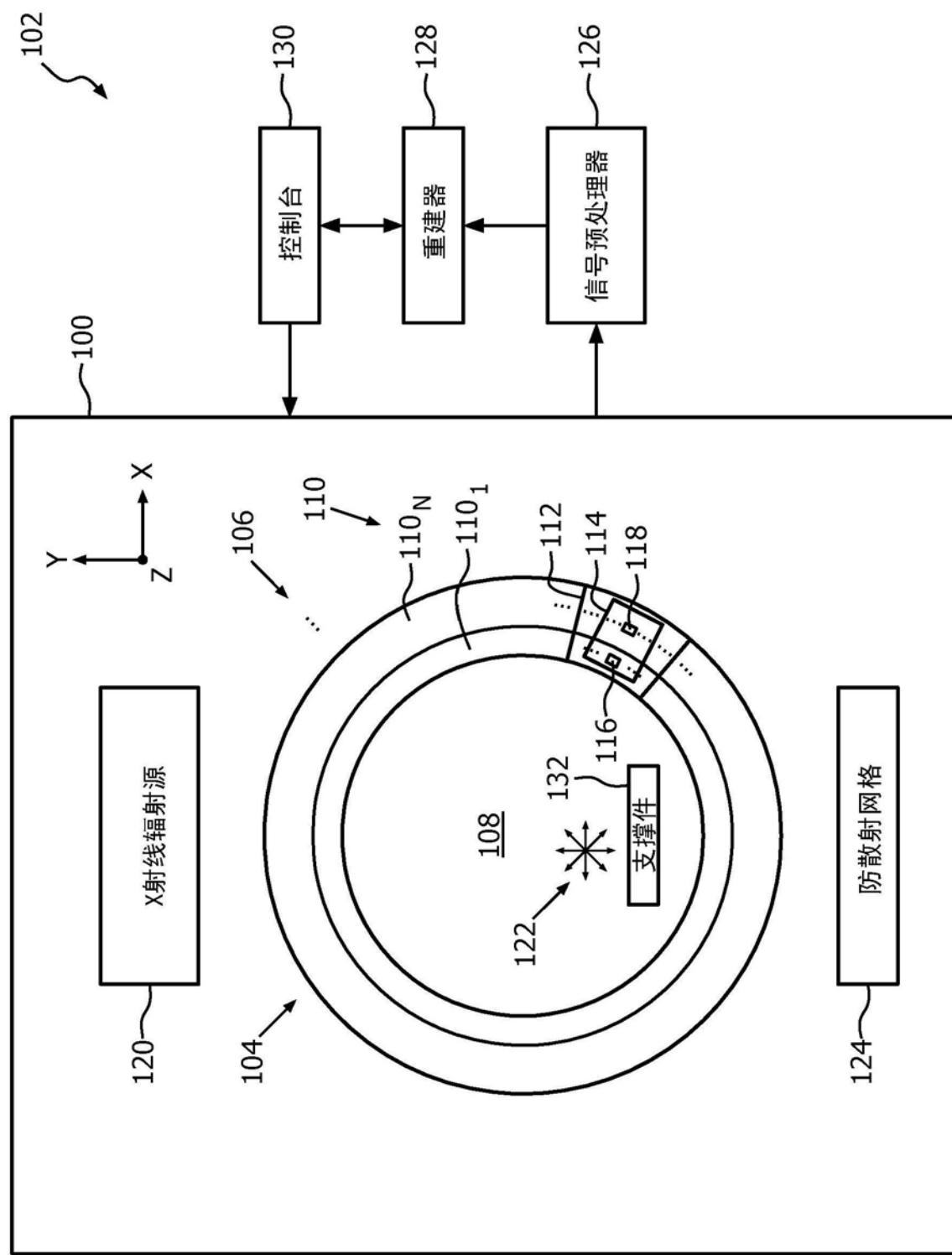


图1

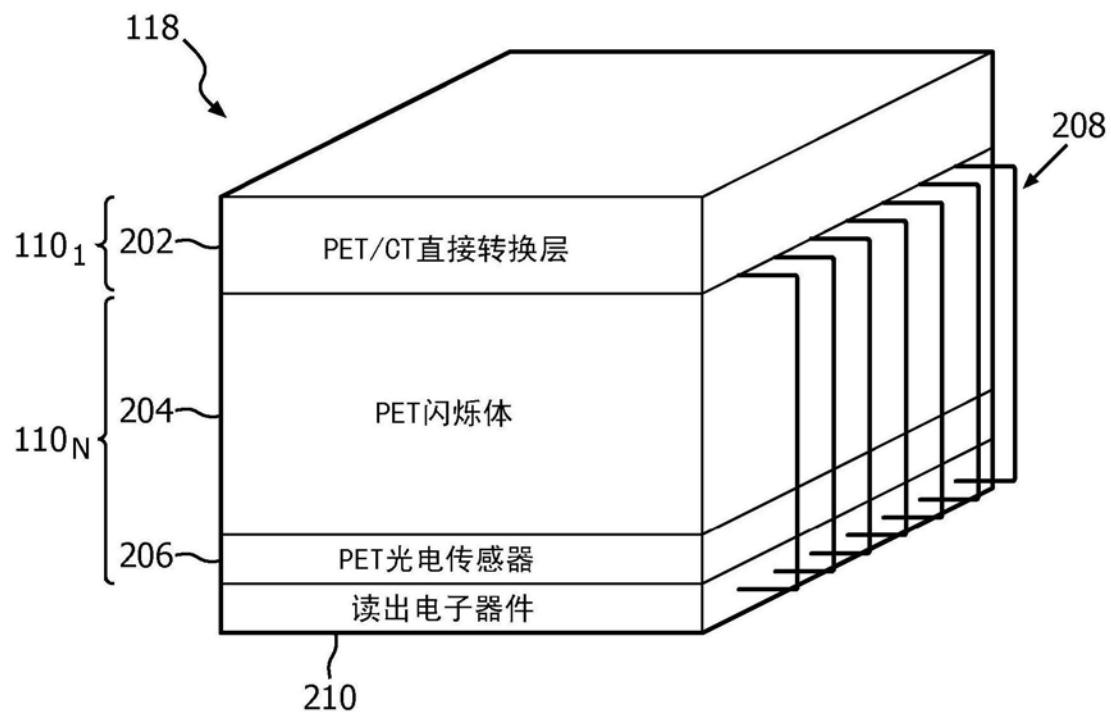


图2

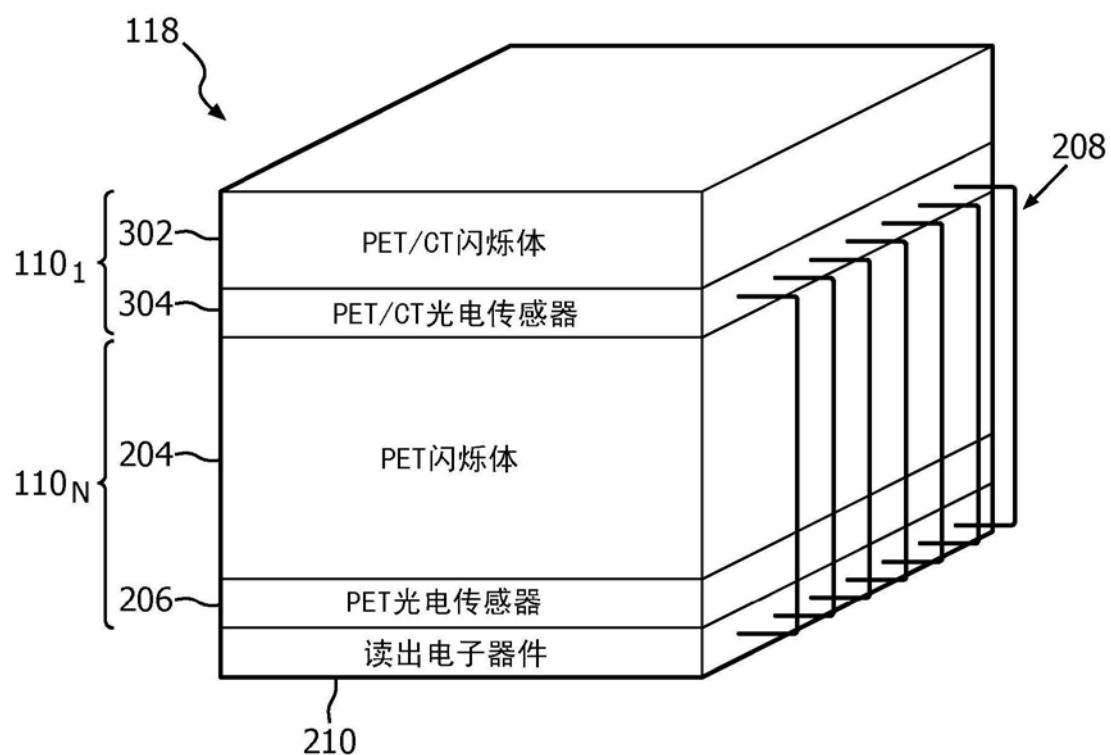


图3

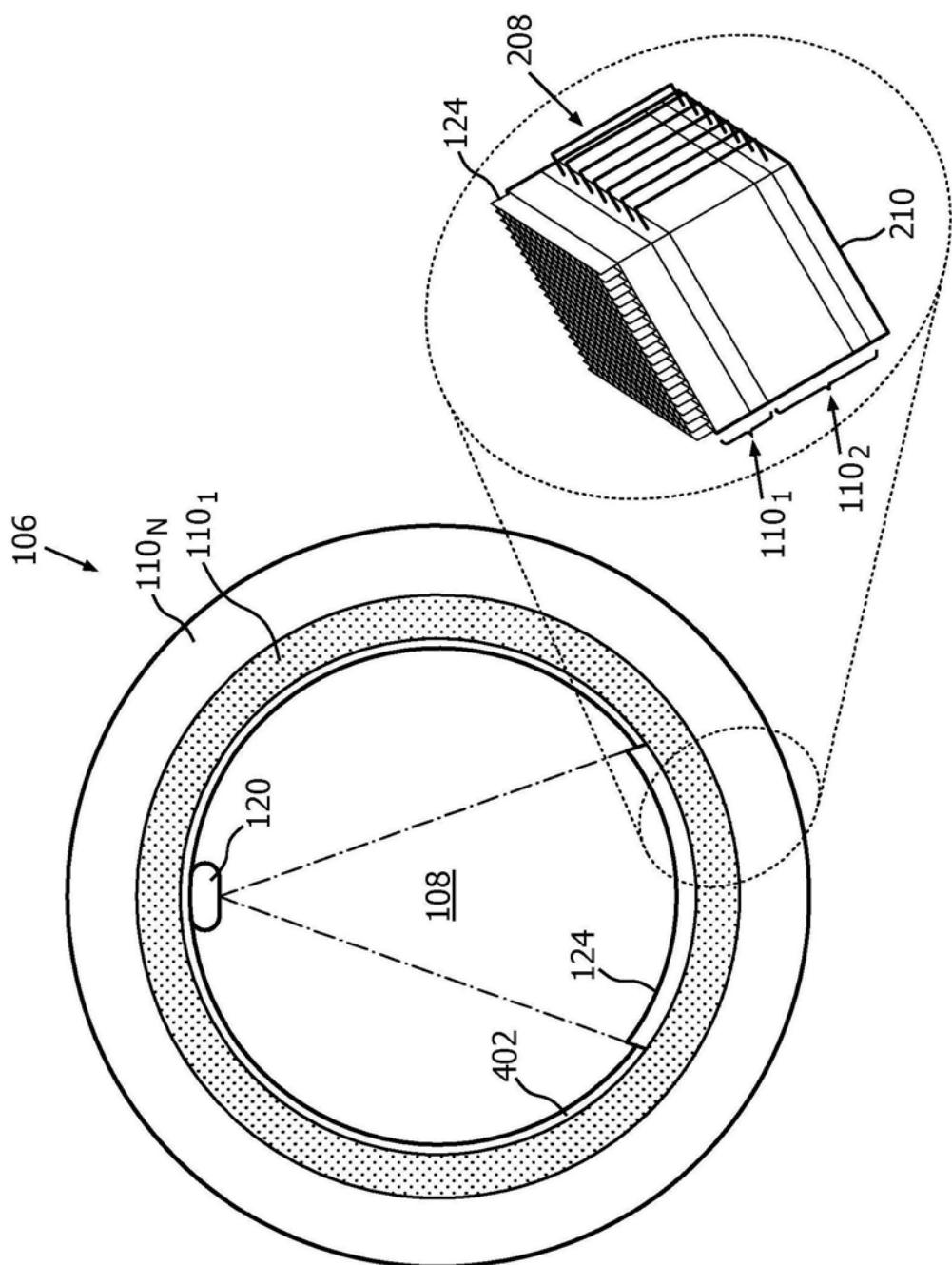


图4

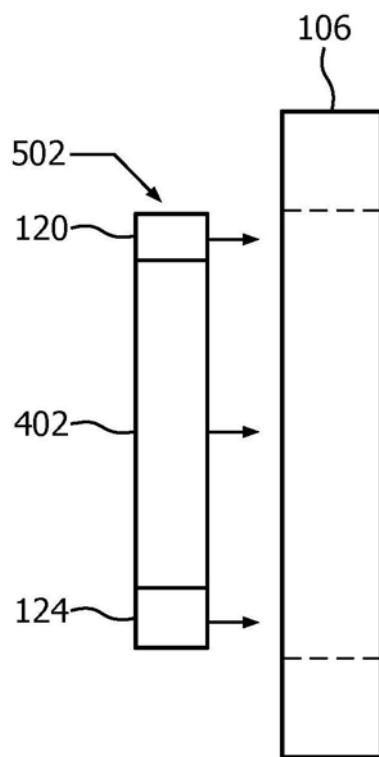


图5

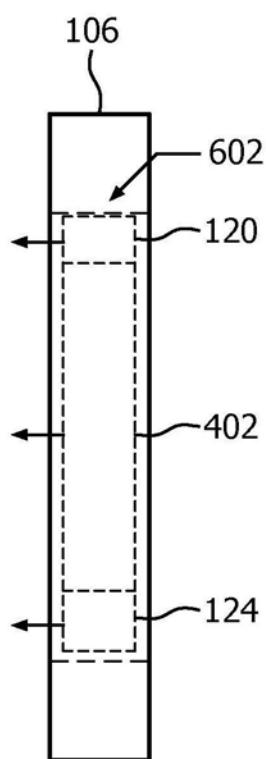


图6

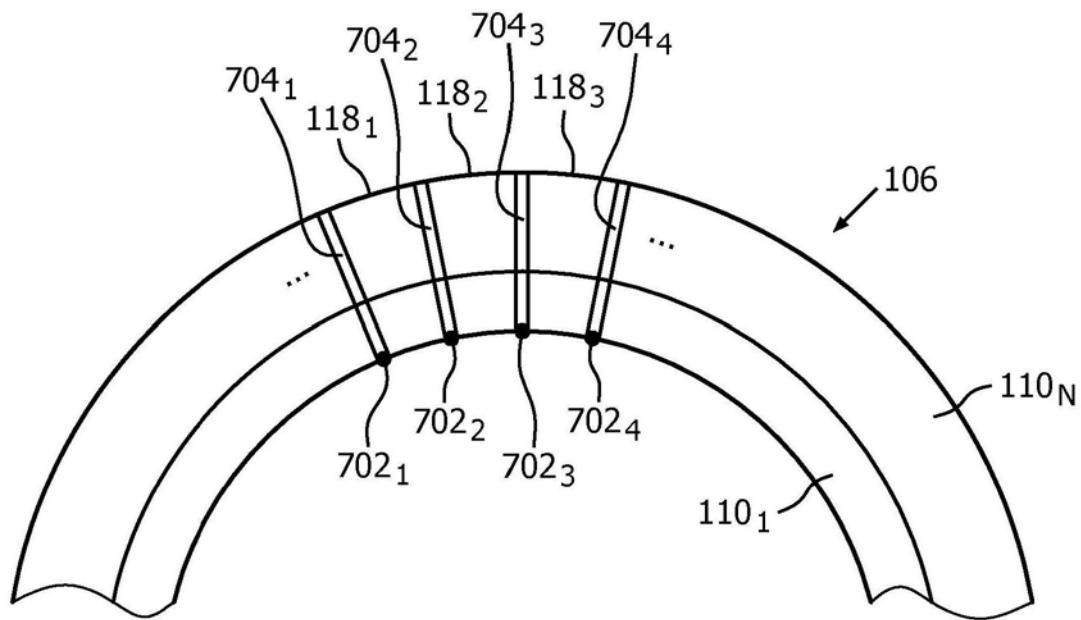


图7

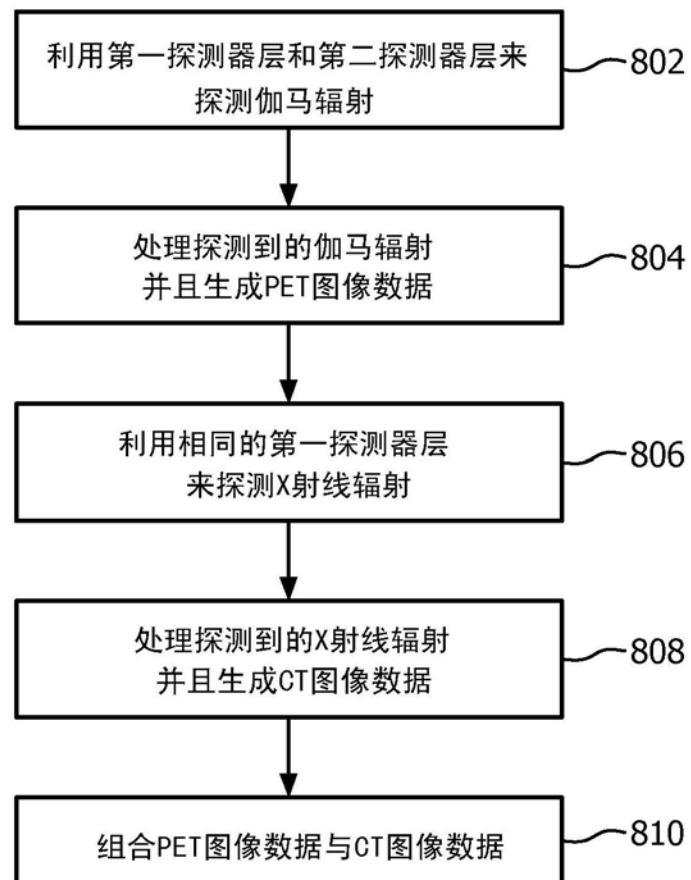


图8