

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2017 年 12 月 21 日 (21.12.2017)



(10) 国际公布号
WO 2017/214766 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 6/03 (2006.01) **G06T 11/00** (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2016/085434

(22) 国际申请日: 2016 年 6 月 12 日 (12.06.2016)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 上海联影医疗科技有限公司(SHANGHAI UNITED IMAGING HEALTHCARE CO., LTD) [CN/CN]; 中国上海市嘉定区城北路 2258 号, Shanghai 201807 (CN)。

(72) 发明人: 李弘棣(LI, Hongdi); 美国得克萨斯州休斯顿市柯比街 9230 号 600 单元, TX Texas 77054 (US)。董筠(DONG, Yun); 中国上海市嘉定区城北路 2258 号, Shanghai 201807 (CN)。吕杨(LYU, Yang); 中国上海市嘉定区城北路 2258 号, Shanghai 201807 (CN)。

(74) 代理人: 上海专利商标事务所有限公司(SHANGHAI PATENT & TRADEMARK LAW

OFFICE, LLC); 中国上海市桂平路 435 号, Shanghai 200233 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

(54) Title: POSITRON EMISSION TOMOGRAPHY SYSTEM AND IMAGE RECONSTRUCTION METHOD THEREFOR

(54) 发明名称: 正电子发射断层成像系统及其图像重建方法

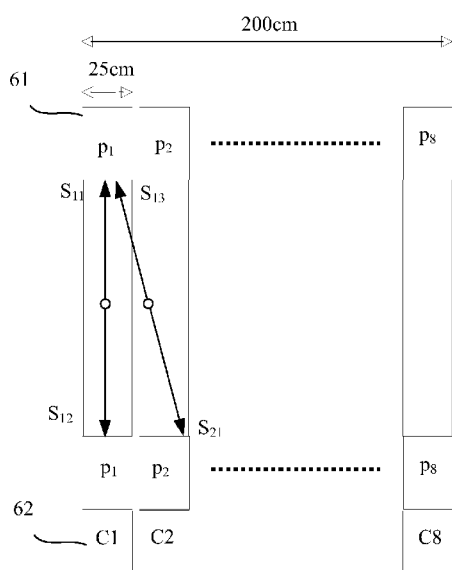


图 6

(57) Abstract: A positron emission tomography (PET) system and an image reconstruction method therefor. The PET system comprises: a plurality of detector units (25) arranged along an axial direction, each detector unit (25) being adapted to generate a plurality of single event counts; and a plurality of coincidence logic circuits (62), each coincidence logic circuit (62) being connected to one or more corresponding detector units (25). Single event data generated by the detector units (25) is sent to corresponding coincidence logic circuits (62). The plurality of coincidence logic circuits (62) concurrently generates coincidence counts of the plurality of detector units (25).

(57) 摘要: 一种正电子发射断层成像(PET)系统及其图像重建方法。该PET系统包括: 多个沿着轴向排列的探测器单元(25), 每一探测器单元(25)适于产生多个单事件计数; 多个符合逻辑电路(62), 每一符合逻辑电路(62)连接到一个或多个对应的探测器单元(25), 其中各探测器单元(25)产生的单事件数据发送到对应的符合逻辑电路(62), 该多个符合逻辑电路(62)并行地产生该多个探测器单元(25)的符合计数。

本国际公布：

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

正电子发射断层成像系统及其图像重建方法

技术领域

本发明主要涉及医学图像诊断设备，尤其涉及一种正电子发射断层成像
5 (Positron Emission Tomography, PET) 系统及其图像重建方法。

背景技术

PET 是核医学领域比较先进的一种临床检查影像技术，现已在医学生物研究和临床诊断及处理中担任重要角色。

10 PET 是从人体分子水平反映人体内脏器和组织的功能及代谢状况的诊断技术。PET 将含有正电子放射性的药物（如 ^{18}F -FDG）注入人体，由于 FDG 的代谢情况与葡萄糖非常相似，可聚集在消化葡萄糖的细胞内，尤其是生长迅速的肿瘤组织药物摄取是不一样的。 ^{18}F 衰变放出的正电子将与组织中的负电子发生湮灭反应，产生能量相等、方向相反的两个 γ 光子，通过环绕人体的探测器阵列，利用符合测量技术测量出这两个光子，就可获得正电子的位置信息，再用
15 图像重建软件进行处理后可得到正电子在人体内分布情况的断层图像。

图 1 是 PET 系统的常规结构。参考图 1 所示，在机架(Gantry) 11 中形成通道 12，一个检查床 13 可移入或移出通道 12。被检者躺在检查床 13 的床面 14 上，检查床 13 被移入通道 12 后，机架 11 内设置的环绕通道 12 的探测器阵列
20 可探测上述反应产生的光子。

当前 PET 系统的轴向扫描视野范围局限在 25 公分左右，远远短于人体全身的长度，比如 2 米。为了改进 PET 系统，已经提出了在机架的整个轴向长度上设置多个 PET 探测器单元，从而大幅地扩大在身体轴线方向上的扫描视野。例如，将身体轴线方向上的扫描视野扩大到约 2 米的长度，从而能够同时诊断
25 被检者的从头顶到脚趾的整个身体。

视野扩大会带来的灵敏度几十倍的提升，但是其超高的计数率是目前现有电子学逻辑所不能够应对的；同时，传统 PET 图像重建的成像速度也会因为高计数而变慢几十倍。

30 发明内容

本发明要解决的技术问题是提供一种正电子发射断层成像系统及其图像

重建方法，可以有效收取高计数率下海量的符合信号。

为解决上述技术问题，本发明提供了一种正电子发射断层成像系统，包括：
多个沿着轴向排列的探测器单元，每一探测器单元适于产生多个单事件计数；
多个符合逻辑电路，每一符合逻辑电路连接到一个或多个对应的探测器单元，
5 其中各探测器单元产生的单事件数据发送到对应的符合逻辑电路，该多个符合逻辑电路并行地产生该多个探测器单元的符合计数。

可选地，上述多个探测器单元产生的单事件数据均匀地分配到各符合逻辑电路进行符合计数。

10 可选地，上述多个探测器单元产生的单事件数据不均匀地分配到各符合逻辑电路进行符合计数。

可选地，至少部分上述符合逻辑电路对来自同一探测器单元的单事件数据进行符合计数。

可选地，至少部分上述符合逻辑电路对来自不同探测器单元的单事件数据进行符合计数。

15 可选地，上述正电子发射断层成像系统中符合逻辑电路的数量与探测器单元的数量相同。

可选地，上述每一符合逻辑电路对应地设置在一个探测器单元上。

可选地，上述正电子发射断层成像系统中符合逻辑电路的数量小于探测器单元的数量。

20 可选地，每一上述符合逻辑电路通过数据总线与对应的一个或多个探测器单元连接。

可选地，上述正电子发射断层成像系统还包括第一处理器，该第一处理器连接到该多个符合逻辑电路，各符合逻辑电路产生的符合计数发送到该第一处理器，该第一处理器对符合计数进行反向投影，该正电子发射断层成像系统使
25 用该反向投影进行正投影。

可选地，上述正电子发射断层成像系统还包括多个第一处理器，每一第一处理器连接到一个或多个符合逻辑电路，各符合逻辑电路产生的符合计数发送到各第一处理器，该多个第一处理器并行地对符合计数进行反向投影。

可选地，上述各符合逻辑电路产生的符合计数随机地发送到各第一处理器。

30 可选地，上述多个第一处理器布置在一个或多个通用计算机中。可选地，上述正电子发射断层成像系统还包括第二处理器，该第二处理器连接到该多个

第一处理器，各第一处理器产生的反向投影发送到第二处理器，该第二处理器对反向投影进行叠加，所述正电子发射断层成像系统使用叠加的反向投影进行正投影。

本发明还提出一种用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法，包括以下
5 步骤：在多个沿着轴向排列的探测器单元中的每一探测器单元产生多个单事件计数；将各探测器单元产生的单事件数据发送到对应的符合逻辑电路，该多个符合逻辑电路连接到一个或多个对应的探测器单元，且并行地产生该多个探测器单元的符合计数。

10 可选地，上述多个探测器单元产生的单事件数据均匀地分配到各符合逻辑电路进行符合计数。

可选地，上述多个探测器单元产生的单事件数据不均匀地分配到各符合逻辑电路进行符合计数。

可选地，上述用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法还包括将各符合逻辑电路产生的符合计数发送到第一处理器，该第一处理器对符合计数进行
15 反向投影，该正电子发射断层成像系统使用叠加的反向投影进行正投影。可选地，上述用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法还包括将各符合逻辑电路产生的符合计数发送到多个第一处理器，该多个第一处理器并行地对符合计数进行反向投影。

20 可选地，将上述各符合逻辑电路产生的符合计数随机地发送到各第一处理器。

可选地，将上述各第一处理器产生的反向投影发送到第二处理器，该第二处理器对反向投影进行叠加，所述正电子发射断层成像系统使用叠加的反向投影进行正投影。

本发明还提出一种正电子发射断层成像系统，包括：

25 多个环状的探测器单元，沿轴向依次排列；所述探测器单元用于对单事件计数；

多个符合逻辑电路，与一个或多个对应的探测器单元连接，用于对符合事件计数，所述符合事件包括由单个探测器单元获取的符合事件或者由符合配对规则的两个探测器单元所获取的符合事件；

30 计算装置，包括数个计算节点，用于随机地接收符合事件计数，并进行图像重建。

可选地，上述配对规则是指：对所述多个探测器单元进行顺序编号，第 N 个探测器单元仅与编号在后的探测器单元存在符合配对关系，其中 N 小于 K ， K 为探测器单元的总数， N 、 K 为自然数。

5 可选地，上述正电子发射断层成像系统包括 K 个环状的探测器单元，所述 K 个环状的探测器单元有多种配对组合，每一种配对组合包括一个或两个探测器单元，所述多个符合逻辑电路用于对所述配对组合获取的符合事件计数，其中 K 为探测器单元的总数， K 为自然数。

可选地，从上述配对组合中选择 $K(K+1)/2$ 种配对组合或小于 $K(K+1)/2$ 种配对组合，所述多个符合逻辑电路用于对所选择的配对组合获取的符合事件计数。

10 与现有技术相比，本发明的正电子发射断层成像系统及其图像重建方法通过分布式符合逻辑电路解决了延长轴向扫描视野、正电子发射断层成像探测器单元的高计数率和海量符合信号的电子学采集问题，从而能够使得超长轴向扫描视野的正电子发射断层成像系统的高灵敏度、快速成像性能得到充分发挥。

15 附图概述

本发明的特征、性能由以下的实施例及其附图进一步描述。

图 1 是 PET 系统的常规结构。

图 2 是本发明一实施例的 PET 系统的立体图。

图 3 是图 1 所示 PET 系统的机架壳体被移开后的立体图。

20 图 4 是图 2 所示 PET 系统中一个探测器单元被移开的示意图。

图 5 是图 2 所示 PET 系统的测量架构图。

图 6 是本发明一实施例的符合测量装置示意图。

图 7 是本发明一实施例的符合逻辑电路分布示意图。

图 8 是本发明一实施例的符合逻辑任务分配示意图。

25 图 9 是本发明另一实施例的符合逻辑任务分配示意图。

图 10 是本发明另一实施例的符合逻辑电路分布及任务分配示意图。

图 11 是本发明一实施例的 PET 系统的图像重建架构图。

图 12 是本发明另一实施例的 PET 系统的图像重建架构图。

30 具体实施方式

在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明，但是本发明

还可以采用其它不同于在此描述的其它方式来实现，因此本发明不受下面公开的具体实施例的限制。

图 2 是本发明一实施例的 PET 系统的立体图。参考图 2 所示，本实施例的 PET 系统在机架 21 中形成通道 22，一个检查床 23 可移入或移出通道 22。被
5 检者躺在检查床 23 的床面 24 上，检查床 23 被移入通道 22 后，机架 21 内设置的环绕通道 22 的探测器阵列可探测 γ 光子，探测器阵列被壳体 27 覆盖。

参考图 2 至图 4 所示，机架 21 沿被检者的身体轴线方向延长，并且探测器单元 25 设置在机架的整个长度上。因此大幅地扩大了身体轴线方向上的扫描视野。例如，身体轴线方向上的扫描视野被扩大至约 100cm 的长度，由此可
10 以同时诊断被检者的整个躯干。也可以使身体轴线方向上的扫描视野扩大至约 200cm 的长度，由此可以同时诊断被检者的从头顶到脚趾的整个身体。

本实施例的 PET 系统包括多个沿着轴向排列的探测器单元 25，每一探测器单元 25 适于产生多个单事件计数。探测器单元 25 由探测元件 26 和信号处理电路（图中未示出）构成。本实施例的探测器单元 25 中，以如下方式设置
15 许多探测元件 26：探测元件 26 沿探测器单元 25 的周向和身体轴线方向排列。

探测元件 26 例如是由闪烁晶体和光电倍增管构成。闪烁晶体接收来自被检体内的放射性同位素的成对湮灭 γ 射线，产生闪烁光。各闪烁晶体被配置为各闪烁晶体的长轴方向与探测器单元的径向大致一致。光电倍增管被设置在与正交于中心轴的径向有关的、闪烁晶体的一端部上。典型情况是，探测器单元
20 中所包含的多个闪烁晶体与多个光电倍增管被排列成同心圆筒状。在闪烁晶体中所产生的闪烁光在闪烁晶体内传播，并朝向光电倍增管。光电倍增管产生与闪烁光的光量相应的脉冲状电信号。所产生的电信号，被供给图 5 所示的信号处理电路 28。

图 5 是图 2 所示 PET 系统的测量架构图。参考图 5 所示，信号处理电路
25 28 根据来自光电倍增管的电信号生成单事件数据(Single Event Data)。具体情况是，信号处理电路 28 实施检测时刻测量处理、位置计算处理以及能量计算处理。在检测时刻测量处理中，信号处理电路 28 测量探测器的 γ 射线的检测时刻。具体情况是，信号处理电路 28 监视来自光电倍增管的电信号的峰值。然后，信号处理电路 28 测量电信号的峰值超过预先设定的阈值的时刻作为检测
30 时刻。即，信号处理电路 28 通过检出电信号的强度超过阈值这一情况，从而电检测湮灭 γ 射线。在位置计算处理中，信号处理电路 28 根据来自光电倍增

管的电信号，计算湮没 γ 射线的入射位置。湮没 γ 射线的入射位置与湮没 γ 射线入射到的闪烁晶体的位置坐标对应。在能量计算处理中，信号处理电路 28 根据来自光电倍增管的电信号，计算入射至闪烁晶体的湮没 γ 射线的能量值。所生成的单事件数据被供给至符合逻辑电路 29。符合逻辑电路 29 对与多个单事件有关的单事件数据实施符合计数处理。

符合逻辑电路 29 从重复供给的单事件数据中重复确定容纳在与预先设定的时间范围内的 2 个单事件有关的成对的单事件数据。例如时间范围被设定为 6ns~18ns 左右。该成对的单事件被推测为由来于从同一成对湮没点产生的成对湮没 γ 射线。成对的单事件概括地被称为符合事件。连结检测出该成对湮没 γ 射线的成对的探测元件的线被称为响应线(Line Of Response, LOR)。这样，符合逻辑电路针对每一 LOR 计数符合事件。

图 6 是本发明一实施例的符合测量装置示意图。参考图 6 所示，本实施例的 PET 系统包括多个沿着被检体的身体轴向排列的探测器单元 61，例如由 8 个探测器单元 61 沿被检体的身体轴向排列，组合成一个 PET 系统。每一个探测器单元 61 具有长度为 25cm 的轴向扫描视野，则组合后的 PET 系统可以达到长度为 200cm 的轴向扫描视野。

每一探测器单元 61 适于产生多个单事件计数。在此，以 PET 系统包含 8 个探测器单元为例进行说明，将每一探测器单元称为 $p_k, k=1,2,\dots,8$ ；PET 系统称为 $\mathcal{P}$ 。某个 p_k 上采集的许多单事件计数（或称信号）均称为 s_k 。PET 系统还包括多个符合逻辑电路 62。假设有 8 个符合逻辑电路 62，在此将每一符合逻辑电路 62 称为 $C_i, i=1,2,\dots,8$ 。每一符合逻辑电路 62 可独立设置在一个探测器单元 61 上。每一符合逻辑电路 62 连接到一个或多个对应的探测器单元 61，各探测器单元 61 产生的单事件数据发送到对应的符合逻辑电路 62，该多个符合逻辑电路 62 用以对探测器单元 61 产生的单事件数据进行符合计数。例如当符合逻辑电路 C_1 需要使用探测器单元 p_1, p_2, p_3, p_4 的单事件数据时，可以连接这些探测器单元。同理，符合逻辑电路 $C_1, C_2, \dots, C_8$ 等可以连接探测器单元 $p_1, p_2, p_3, \dots, p_8$ 中的任何一个或多个。这样，把每个探测器单元 p_k 上采集得到的单事件信号 s_k 通过数据总线发送到所有涉及 p_k 的符合逻辑电路上。该多个符合逻辑电路可以并行地产生该多个探测器单元的符合计数。图 7 是本发明一实施例的符合逻辑电路分布示意图。参考图 7 所示，符合逻辑电路 C_1 可接收单事件信号 $s_1, s_2, \dots, s_8$ ，符合逻辑电路 C_2 可接收单事件信号 $s_2, s_3, \dots, s_8$ ，符合逻辑电路

C_3 可接收单事件信号 $S_3, S_4, \dots, S_8, \dots$, 符合逻辑电路 C_8 可接收两个单事件信号 S_8 。

多个符合逻辑电路 62, 与一个或多个对应的探测器单元 61 连接, 用于对符合事件计数, 该符合事件包括由单个探测器单元 61 获取的符合事件或者由符合配对规则的两个探测器单元 61 所获取的符合事件。例如图 6 中两个不同的单事件信号 S_{11}, S_{12} 分别来自探测器单元 p_1 上两个相对的探测元件。满足要求的两个单事件计数也可能来自不同探测器单元 61, 例如图 6 中两个不同的单事件信号 S_{13}, S_{21} 分别来自探测器单元 p_1 和探测器单元 p_2 上两个倾斜相对的探测元件。在此, 从任何一个符合计数都可以得知其两个单事件是各来自哪个 p_k , 这里整个系统 P 的符合计数集合称为 $c_{(k_1, k_2)}$, $k_{1,2}=1, 2, \dots, 8$, k_1 和 k_2 体现了探测器单元 61 的符合配对关系。

对于轴向拓展而得的 PET 系统来讲, 其是否具备高灵敏度性能要取决于能否有效收集符合计数 $c_{(k_1, k_2)}$, 其中 $k_1 \neq k_2$ 。目前的电子学逻辑无法做到让所有的 s_k 同时输送到一个符合逻辑电路里去产生符合计数 $c_{(k_1, k_2)}$, 因为前端电子学将因高单事件计数率而发生死时间效应而瘫痪, 使得 PET 系统无法在正常的临床扫描活度下工作。本发明的实施例中, 多个符合逻辑电路 62 可以并行地接收探测器单元 61 的单事件数据, 且并行地产生多个探测器单元 61 的符合计数, 从而解决海量符合信号的收取和测量问题。

图 8 是本发明一实施例的符合逻辑任务分配示意图。各符合逻辑电路可以按照图 8 所示的方式对符合事件计数。需要计数的符合事件包括由单个探测器单元获取的符合事件或者由符合配对规则的两个探测器单元所获取的符合事件。例如符合配对规则是指: 对所述多个探测器单元进行顺序编号, 第 N 个探测器单元仅与编号在后的探测器单元存在符合配对关系, 其中 N 小于 K , K 为探测器单元的总数, N, K 为自然数。

按照上述配对规则, 符合逻辑电路 C_1 负责: 对来自同一探测器单元 p_1 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p_1 和探测器单元 p_2 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p_1 和探测器单元 p_3 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p_1 和探测器单元 p_4 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p_1 和探测器单元 p_5 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p_1 和探测器单元 p_6 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p_1 和探测器单元 p_7 的两个单事件进行符合计数, 以及对分别来自探测器单元

p1 和探测器单元 p8 的两个单事件进行符合计数, 从而产生符合计数 $c_{(1,1)}$, $c_{(1,2)}$, $c_{(1,3)}$, $c_{(1,4)}$, $c_{(1,5)}$, $c_{(1,6)}$, $c_{(1,7)}$, $c_{(1,8)}$; 符合逻辑电路 C₂ 负责: 对来自同一探测器单元 p2 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p2 和探测器单元 p3 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p2 和探测器单元 p4 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p2 和探测器单元 p5 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p2 和探测器单元 p6 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p2 和探测器单元 p7 的两个单事件进行符合计数, 对分别来自探测器单元 p2 和探测器单元 p8 的两个单事件进行符合计数, 从而产生符合计数 $c_{(2,2)}$, $c_{(2,3)}$, $c_{(2,4)}$, $c_{(2,5)}$, $c_{(2,6)}$, $c_{(2,7)}$, $c_{(2,8)}$; 以此类推, 符合逻辑电路 C₃ 负责产生符合计数 $c_{(3,3)}$, $c_{(3,4)}$, $c_{(3,5)}$, $\dots$, $c_{(3,8)}$; $\dots\dots$ 符合逻辑电路 C₈ 负责产生符合计数 $c_{(8,8)}$ 。也就是说, 根据单事件 s_k 的标记, 每一个 s_k 只和来自 p_k 或者 p_{k+1} 的 s_k 或者 s_{k+1} 做符合。因此整个系统 $\mathcal{P}$ 的符合计数可以按照其单事件是来自哪两个 p_k 来分类。

$c_{(1,1)}, c_{(2,2)}, \dots, c_{(8,8)}$ 就是单个 PET 探测器单元 p_k 上收到的符合计数, 而其他 $c_{(k_1, k_2)}$, 其中 $k_1 \neq k_2$, 就是由来自不同的探测器单元 p_{k_1} 的单事件 s_{k_1} 和探测器单元 p_{k_2} 的 s_{k_2} 符合而成。对于由 $k=8$ 个探测器单元构建的系统 $\mathcal{P}$ 而言, 按照图 8 所示的符合逻辑, 8 个探测器单元一共可以有 $k(k+1)/2=36$ 种配对组合, 每一种配对组合包括一个或两个探测器单元。在 36 种配对组合中, 包括 8 种来自同一探测器单元的符合配对, 以及 $K(K-1)/2=28$ 种来自不同探测器单元的符合配对。多个符合逻辑电路用于对上述 36 种配对组合获取的符合事件计数。在其他实施例中, 还可以从所述配对组合中选择部分配对组合, 即小于 $k(k+1)/2=36$ 种的配对组合, 多个符合逻辑电路用于对所选择的配对组合获取的符合事件计数。在图 8 所示实施例中, 各探测器单元产生的单事件计数不均匀地分配到各符合逻辑电路进行符合计数, C₁ 到 C₈ 分别是 8 个, 7 个, 6 个, $\dots\dots$, 1 个。图 9 是本发明另一实施例的符合逻辑任务分配示意图。参考图 9 所示, 各符合逻辑电路可以基本上均匀地分配各探测器单元的符合配对任务, C₁ 到 C₈ 分别是 5 个, 5 个, 5 个, 5 个, 4 个, 4 个, 4 个, 4 个。

图 10 是本发明另一实施例的符合逻辑电路分布及任务分配示意图。参考图 10 所示, 可以不在每个探测器单元上独立配置符合逻辑电路, 即多个探测器单元和符合逻辑电路不存在一一对应关系。各符合逻辑电路仍可以基本上均匀地分配各探测器单元的符合配对任务, 符合逻辑电路 C₁ 到 C₆ 均是 6 个, 其中符合逻辑电路 C₄ 分配到 $c_{(4,4)}$, $c_{(4,5)}$, $c_{(4,6)}$, $c_{(4,7)}$, $c_{(4,8)}$, $c_{(5,5)}$ 的符合计数产生, 符合逻辑

电路 C_5 分配到 $c_{(5,6)}$, $c_{(5,7)}$, $c_{(5,8)}$, $c_{(6,6)}$, $c_{(6,7)}$, $c_{(6,8)}$ 的符合计数产生, 符合逻辑电路 C_6 分配到 $c_{(1,7)}$, $c_{(7,7)}$, $c_{(7,8)}$, $c_{(1,8)}$, $c_{(2,8)}$, $c_{(8,8)}$ 的符合计数产生。

从另一角度看, 本发明的实施例提出一种 PET 系统的图像重建方法, 包括以下步骤: 在多个沿着轴向排列的探测器单元中的每一探测器单元产生多个单事件计数; 将各探测器单元产生的单事件计数发送到对应的符合逻辑电路, 该多个符合逻辑电路连接到一个或多个对应的探测器单元, 且并行地产生该多个探测器单元的符合计数。

图 11 是本发明一实施例的 PET 系统的图像重建架构图。参考图 11 所示, 本实施例的图像重建架构包括多个探测器单元 61、多个符合逻辑电路 62 和计算系统 63。多个探测器单元 61 和多个符合逻辑电路 62 的细节可以参考前文所示, 在此不再赘述。计算系统 63 连接多个符合逻辑电路 62。计算系统 63 可以根据系统发送过来的符合事件 $c_{(k_1, k_2)}$ 中 k_1, k_2 来确定反投影计算的方向, 从而通过反投影、正投影图像进行迭代重建, 如采用有序子集最大期望值迭代法

(Ordered Subsets Expectation Maximization, OSEM), 从而完成图像重建。

计算系统 63 可包括一个处理器以进行反投影计算。处理器可以是通用处理器 (CPU) 或者图像处理器 (GPU)。

图 12 是本发明另一实施例的 PET 系统的图像重建架构图。参考图 11 所示, 本实施例的图像重建架构包括多个探测器单元 61、多个符合逻辑电路 62 和计算系统 64。多个探测器单元 61 和多个符合逻辑电路 62 的细节可以参考前文所示, 在此不再赘述。计算系统 64 可包括多个计算节点 65, 各计算节点 65 对应地连接各符合逻辑电路 62。各计算节点 65 可以根据系统分配过来的符合事件 $c_{(k_1, k_2)}$ 中 k_1, k_2 来并行地确定正、反投影计算的方向, 从而采用 OSEM 算法计算反投影图像。考虑到计算任务的效率, 可以将符合事件随机地分配给各计算节点 65。反投影图像随后发送到图像累加节点 66 上进行累加, 累加完毕后, 图像就完成一次迭代, 累加的图像可以用来下一次正投影, 这样多次迭代, 最终完成图像重建。在本实施例中, 计算节点的实例是第一处理器, 图像累加节点的实例是第二处理器。处理器可以是通用处理器 (CPU) 或者图像处理器 (GPU)。

本发明上文描述的实施例, 通过分布式符合逻辑电路解决了延长轴向扫描视野, 探测器单元的高计数率和海量符合信号的电子学采集问题, 能够使得超长轴向扫描视野的 PET 系统的高灵敏度性能得到充分发挥。并且本发明的上述实施例解决对这些海量的符合信号进行快速重建的问题, 使得超长轴向扫描视

野的 PET 系统具备即时高清全身成像能力。

虽然本发明已参照当前的具体实施例来描述，但是本技术领域中的普通技术人员应当认识到，以上的实施例仅是用来说明本发明，在没有脱离本发明精神的情况下还可作出各种等效的变化或替换，因此，只要在本发明的实质精神

5 范围内对上述实施例的变化、变型都将落在本申请的权利要求书的范围内。

权 利 要 求

1. 一种正电子发射断层成像系统，包括：

5 多个沿着轴向排列的探测器单元，每一探测器单元适于产生多个单事件计数；

多个符合逻辑电路，每一符合逻辑电路连接到一个或多个对应的探测器单元，其中各探测器单元产生的单事件数据发送到对应的符合逻辑电路，该多个符合逻辑电路并行地产生该多个探测器单元的符合计数。

10 2. 根据权利要求 1 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，所述多个探测器单元产生的单事件数据均匀地分配到各符合逻辑电路进行符合计数。

3. 根据权利要求 1 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，所述多个探测器单元产生的单事件数据不均匀地分配到各符合逻辑电路进行符合计数。

4. 根据权利要求 1 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，至少部分符合逻辑电路对来自同一探测器单元的单事件数据进行符合计数。

15 5. 根据权利要求 1 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，至少部分符合逻辑电路对来自不同探测器单元的单事件数据进行符合计数。

6. 根据权利要求 1 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，该正电子发射断层成像系统中符合逻辑电路的数量与探测器单元的数量相同。

20 7. 根据权利要求 5 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，每一符合逻辑电路对应地设置在一个探测器单元上。

8. 根据权利要求 1 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，该正电子发射断层成像系统中符合逻辑电路的数量小于探测器单元的数量。

9. 根据权利要求 1、6 或 8 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，每一符合逻辑电路通过数据总线与对应的一个或多个探测器单元连接。

25 10. 根据权利要求 1 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，还包括第一处理器，该第一处理器连接到该多个符合逻辑电路，各符合逻辑电路产生的符合计数发送到该第一处理器，该第一处理器对符合计数进行反向投影，该系统使用该反向投影进行正投影。

11. 根据权利要求 1 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，还包括多

个第一处理器，每一第一处理器连接到一个或多个符合逻辑电路，各符合逻辑电路产生的符合计数发送到各第一处理器，该多个第一处理器并行地对符合计数进行反向投影。

12. 根据权利要求 11 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，各符合
5 逻辑电路产生的符合计数随机地发送到各第一处理器。

13. 根据权利要求 11 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，所述多个第一处理器布置在一个或多个通用计算机中。

14. 根据权利要求 11 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，还包括一个第二处理器，该第二处理器连接到该多个第一处理器，各第一处理器产生的反向投影发送到第二处理器，该第二处理器对反向投影进行叠加，所述正电子发射断层成像系统使用叠加的反向投影进行正投影。
10

15. 一种用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法，包括以下步骤：

在多个沿着轴向排列的探测器单元中的每一探测器单元产生多个单事件计数；

15 将各探测器单元产生的单事件数据发送到对应的符合逻辑电路，该多个符合逻辑电路连接到一个或多个对应的探测器单元，且并行地产生该多个探测器单元的符合计数。

16. 根据权利要求 15 所述的用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法，其特征在于，所述多个探测器单元产生的单事件数据均匀地分配到各符合逻辑电路
20 进行符合计数。

17. 根据权利要求 15 所述的用于 PET 系统的图像重建方法，其特征在于，所述多个探测器单元产生的单事件数据不均匀地分配到各符合逻辑电路进行符合计数。

18. 根据权利要求 15 所述的用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法，
25 其特征在于，还包括将各符合逻辑电路产生的符合计数发送到第一处理器，该第一处理器对符合计数进行反向投影，该正电子发射断层成像系统使用叠加的反向投影进行正投影。

19. 根据权利要求 15 所述的用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法，其特征在于，还包括将各符合逻辑电路产生的符合计数发送到多个第一处理器，该
30 多个第一处理器并行地对符合计数进行反向投影。

20. 根据权利要求 19 所述的用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法，其特征在于，将各符合逻辑电路产生的符合计数随机地发送到各第一处理器。

21. 根据权利要求 19 所述的用于正电子发射断层成像系统的图像重建方法，其特征在于，将各第一处理器产生的反向投影发送到第二处理器，该第二处理器对
5 反向投影进行叠加，所述正电子发射断层成像系统使用叠加的反向投影进行正投影。

22. 一种正电子发射断层成像系统，其特征在于，包括：

多个环状的探测器单元，沿轴向依次排列；所述探测器单元用于对单事件计数；

多个符合逻辑电路，与一个或多个对应的探测器单元连接，用于对符合事件
10 计数，所述符合事件包括由单个探测器单元获取的符合事件或者由符合配对规则的两个探测器单元所获取的符合事件；

计算装置，包括数个计算节点，用于随机地接收符合事件计数，并进行图像重建。

23. 根据权利要求 22 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，所述配对规则是指：对所述多个探测器单元进行顺序编号，第 N 个探测器单元仅与编号
15 在后的探测器单元存在符合配对关系，其中 N 小于 K，K 为探测器单元的总数，N、K 为自然数。

24. 根据权利要求 22 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，所述正电子发射断层成像系统包括 K 个环状的探测器单元，所述 K 个环状的探测器单元
20 有多种配对组合，每一种配对组合包括一个或两个探测器单元，所述多个符合逻辑电路用于对所述配对组合获取的符合事件计数，其中 K 为探测器单元的总数，K 为自然数。

25. 根据权利要求 24 所述的正电子发射断层成像系统，其特征在于，从所述配对组合中选择 $K(K+1)/2$ 种配对组合或小于 $K(K+1)/2$ 种配对组合，所述多个符合
25 逻辑电路用于对所选择的配对组合获取的符合事件计数。

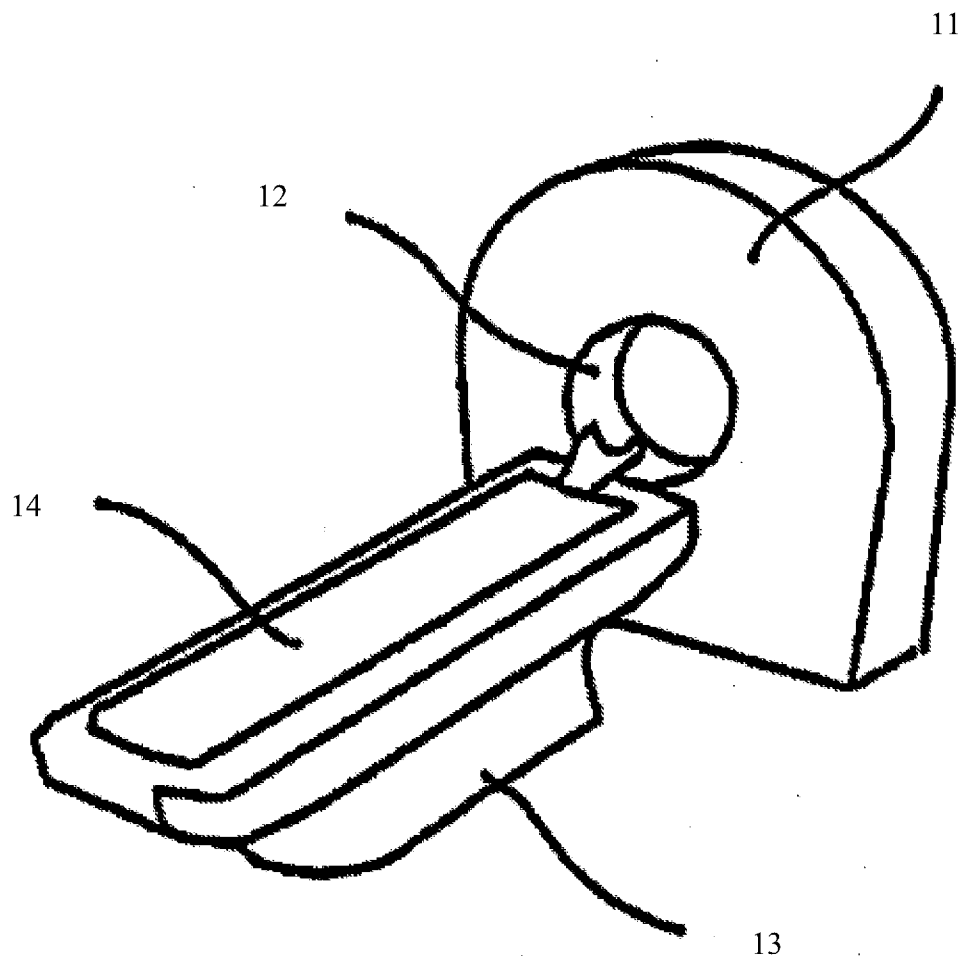


图 1

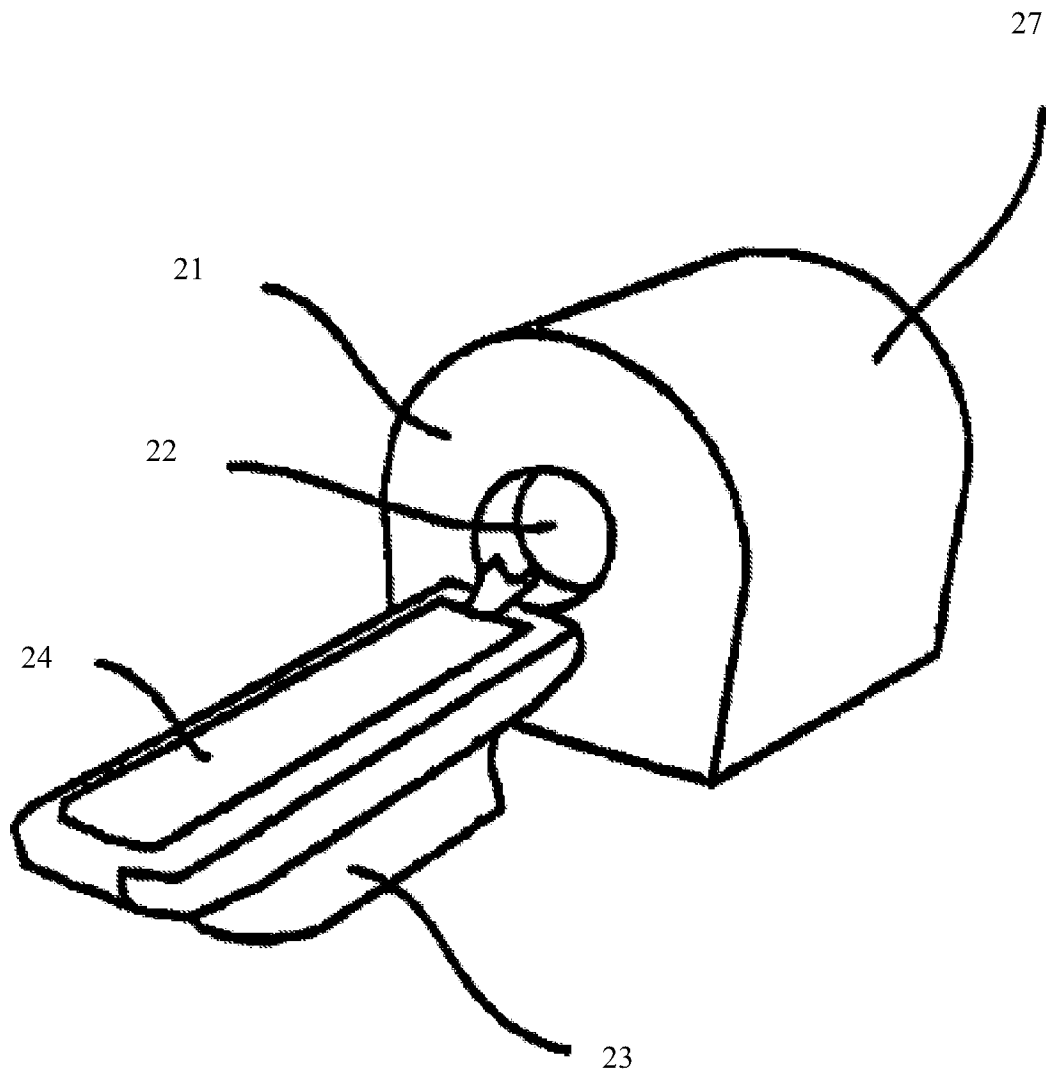


图 2

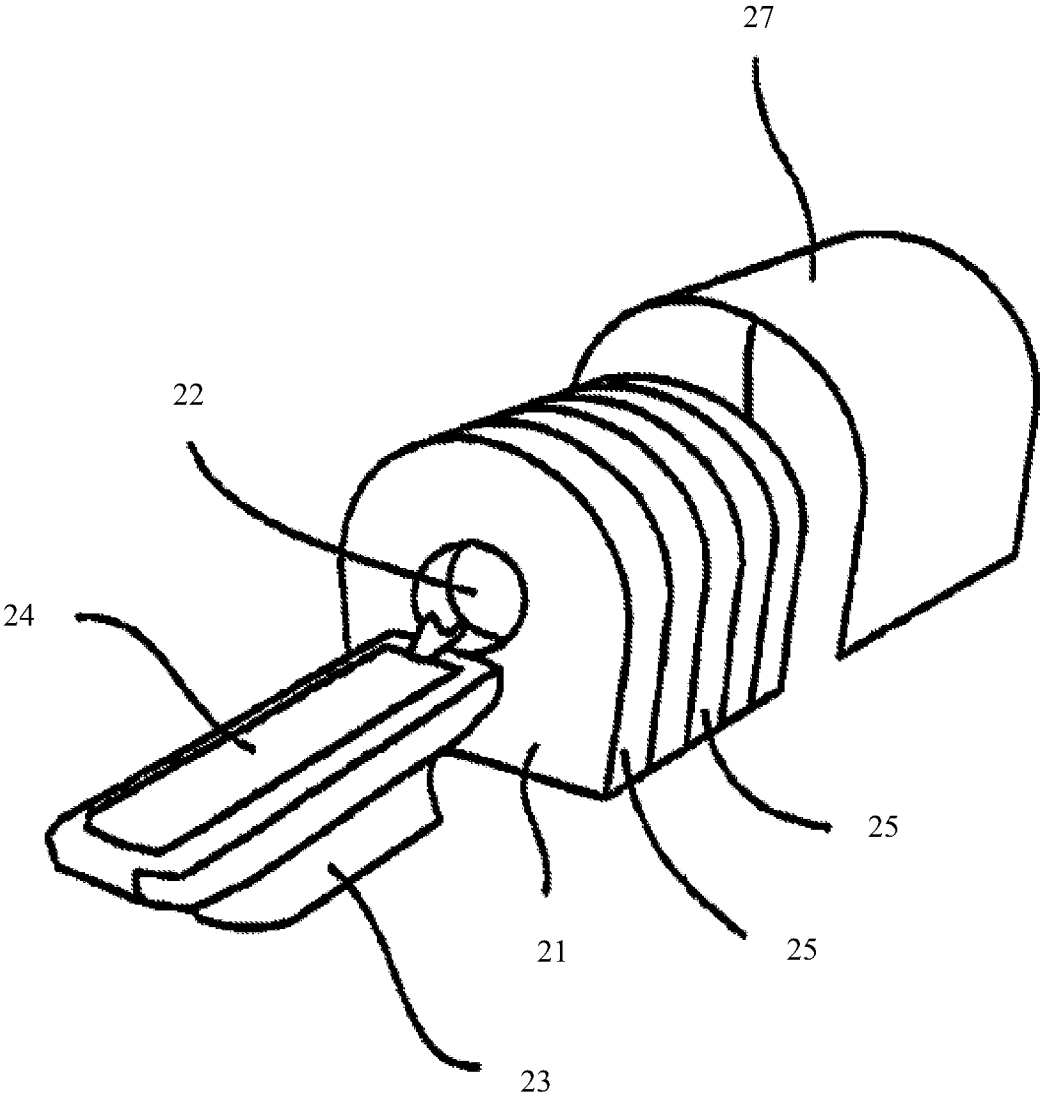


图 3

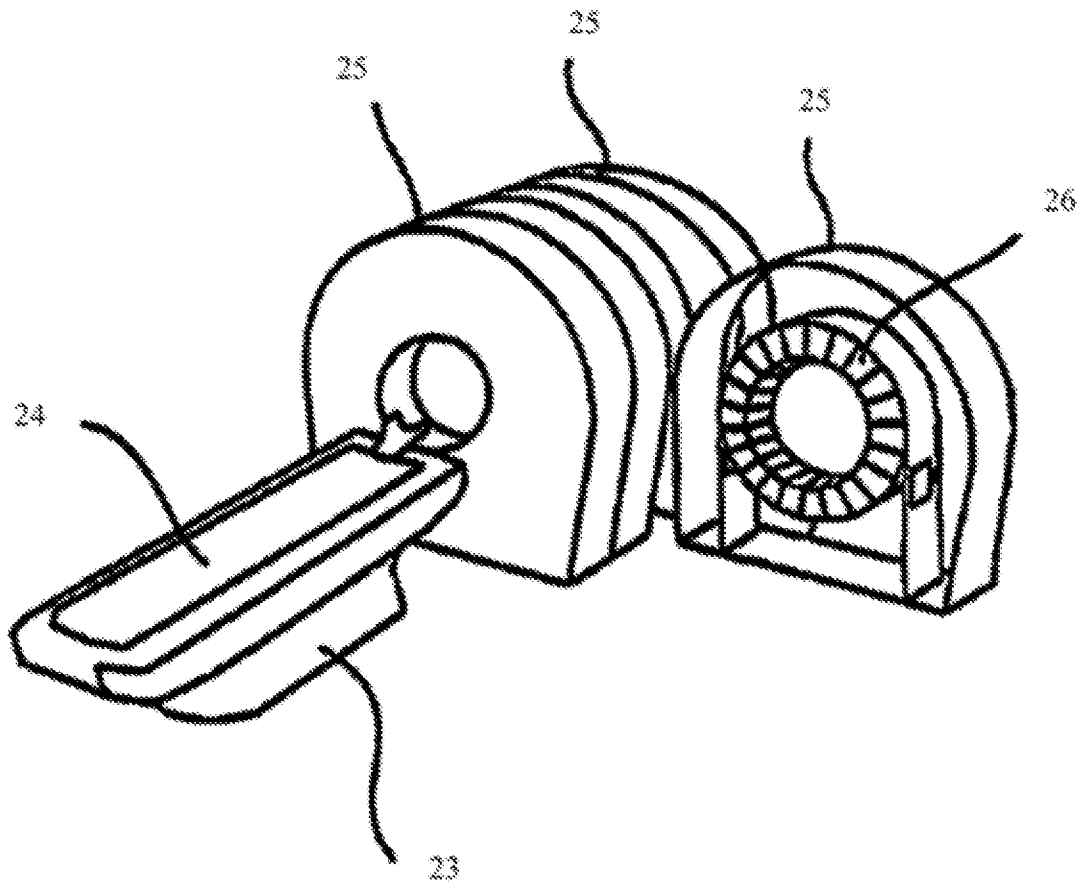


图 4

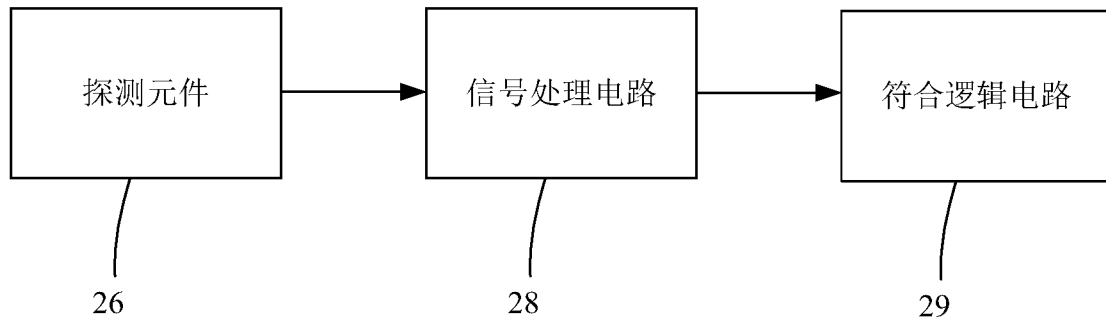


图 5

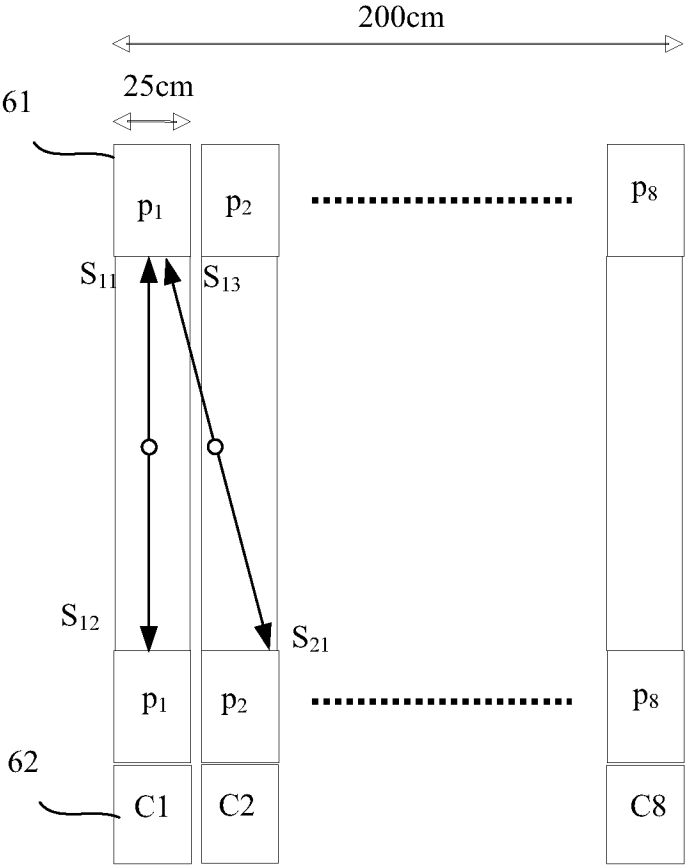


图 6

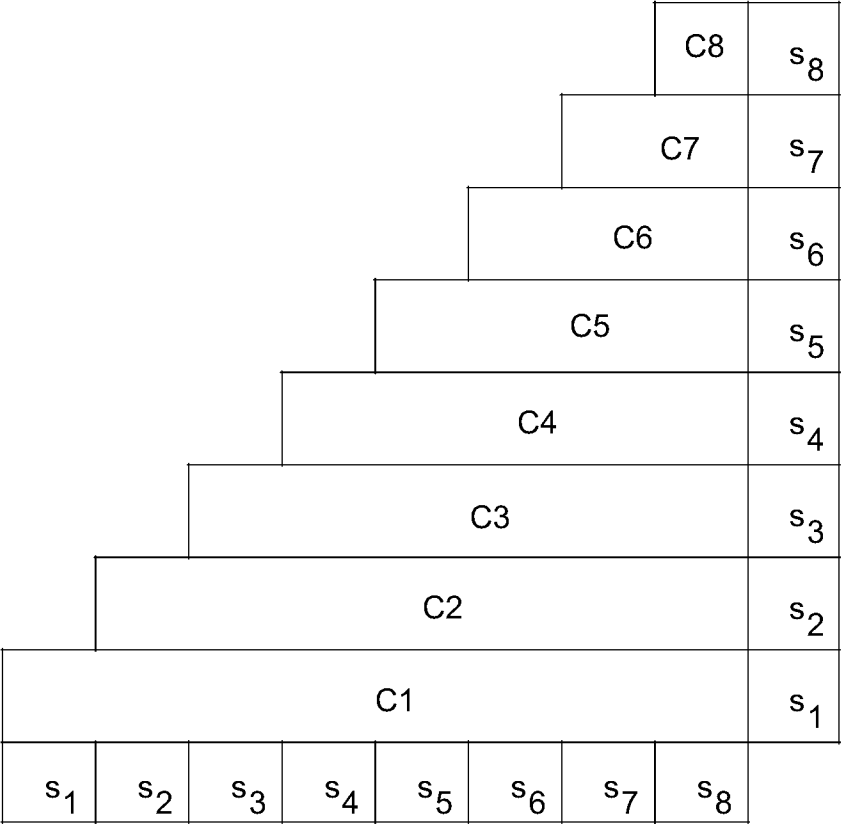


图 7

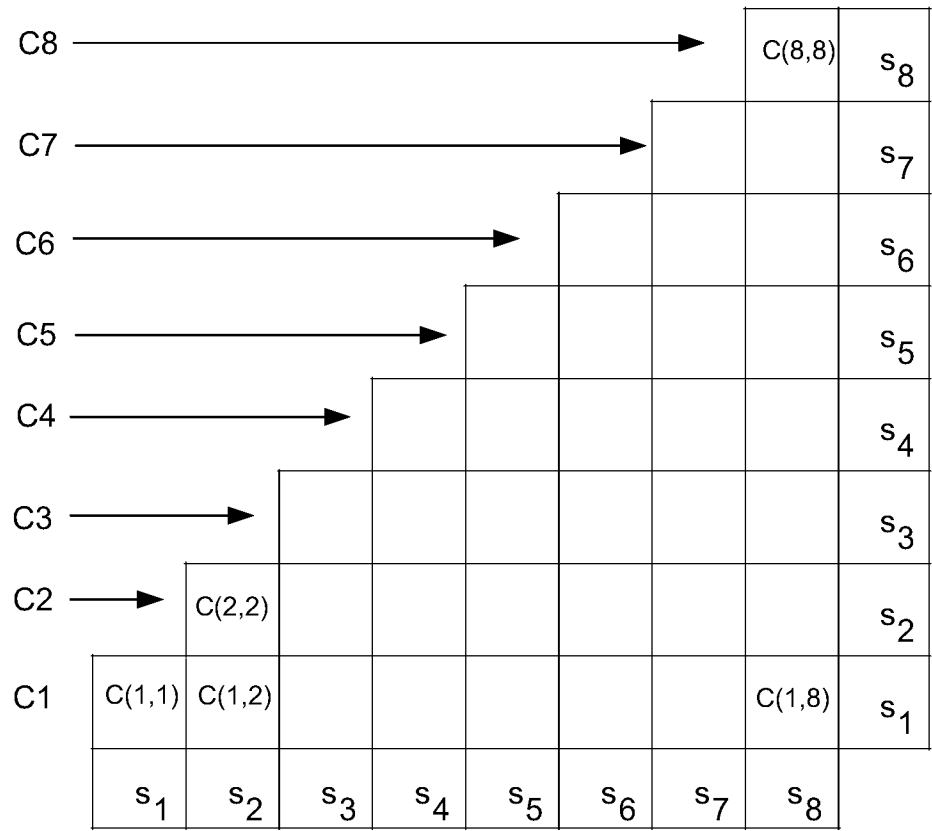


图 8

C8	C(1,8)	C(2,8)	C(,8)					C(8,8)	s ₈
C7	C(1,7)	C(2,7)							s ₇
C6	C(1,6)								s ₆
C5									s ₅
C4									s ₄
C3									s ₃
C2		C(2,2)							s ₂
C1	C(1,1)	C(1,2)							s ₁
	s ₁	s ₂	s ₃	s ₄	s ₅	s ₆	s ₇	s ₈	

图 9

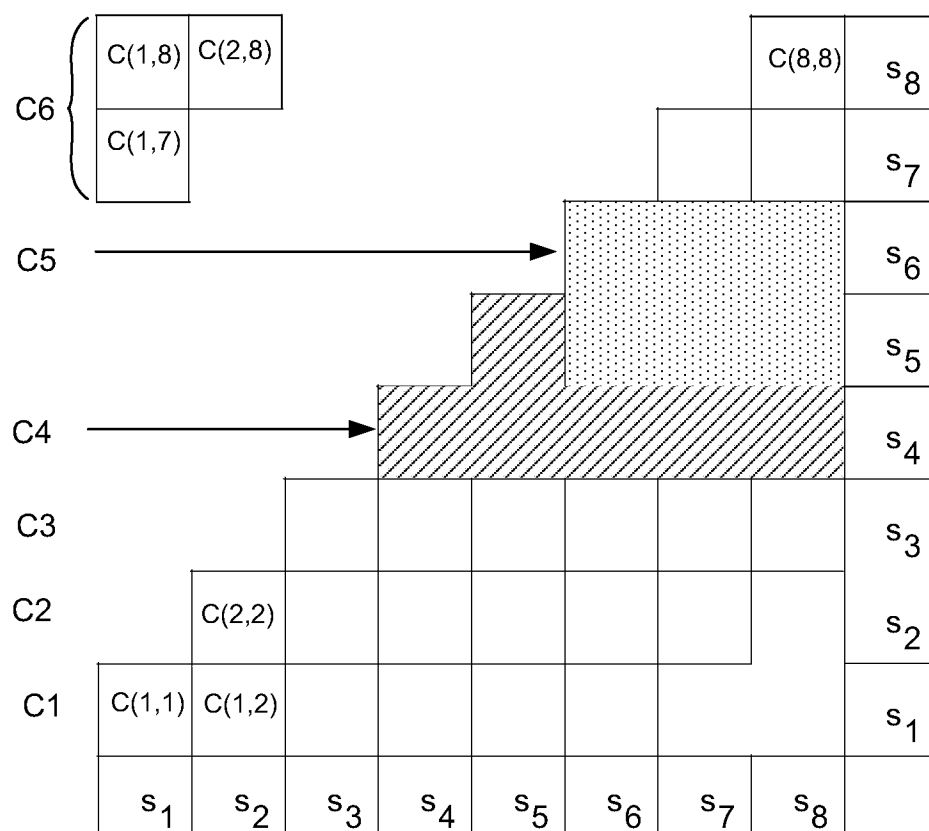


图 10

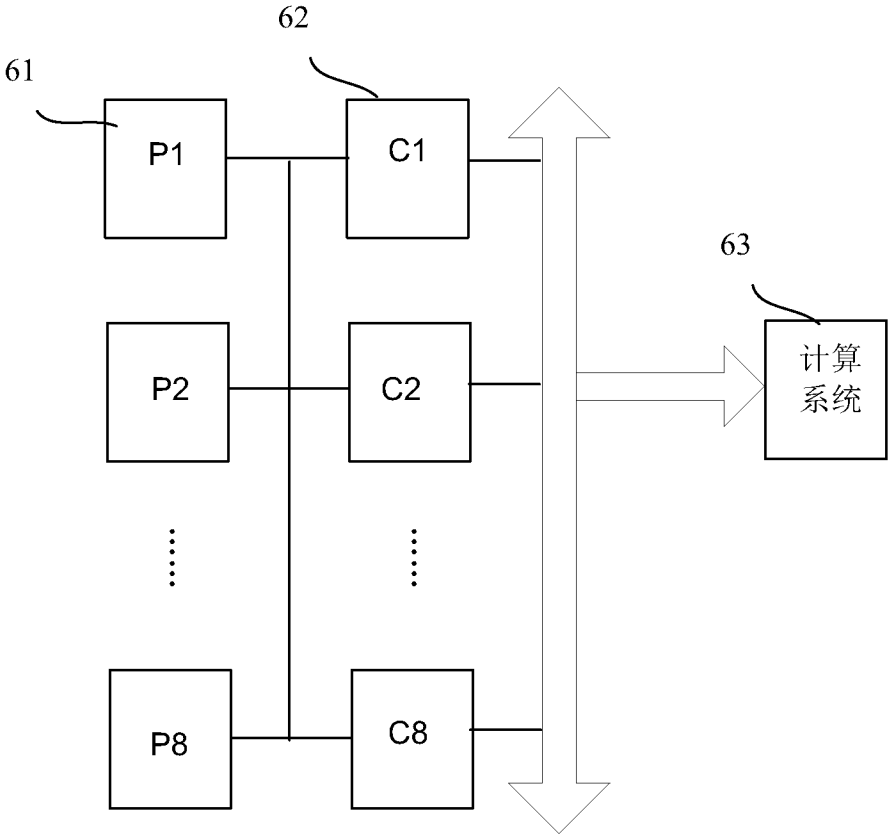


图 11

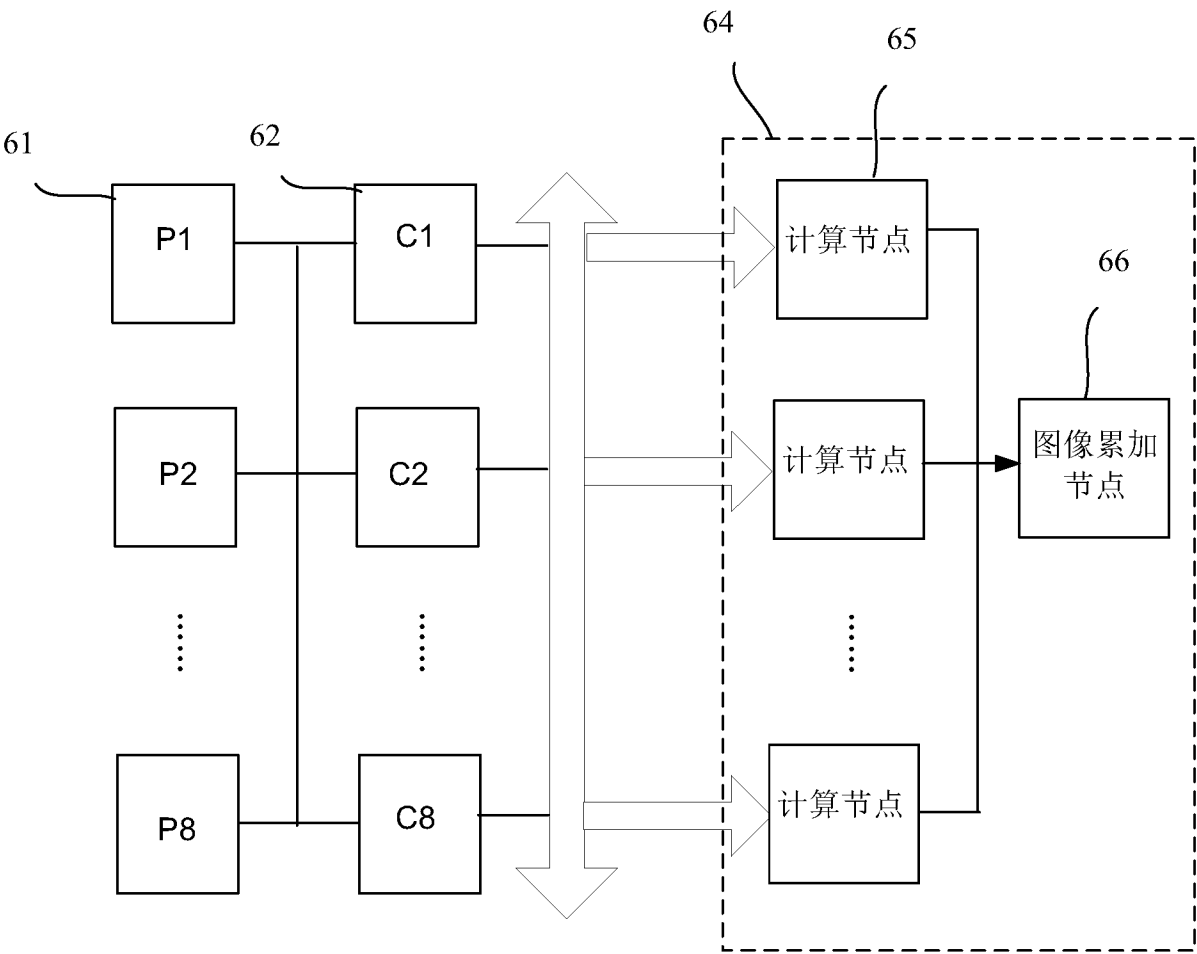


图 12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2016/085434

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 6/03(2006.01) i; G06T 11/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B; G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNKI CNPAT WPI EPODOC: UNITED IMAGING;LI, Hongdi; nuclear medicine, two, back projection, forward projection, pet, positron, gamma, coincide+, count+, multi+, detect+, ring+, reconstruct+, projection

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2015162580 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.), 29 October 2015 (29.10.2015), claim2, description, page 4, lines1-13, and figure1	1-9, 15-17, 22
Y	WO 2015162580 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.), 29 October 2015 (29.10.2015), claim2, description, page 4, lines1-13, and figure1	10-14, 18-21
Y	CN 102483459 A (SHIMADZU CORPORATION), 30 May 2012 (30.05.2012), description, paragraphs [0046] and [0054]-[0081], and figures 1 and 3	10-14, 18-21
A	CN 102283664 A (TOSHIBA CORPORATION et al.), 21 December 2011 (21.12.2011), the whole document	1-25
A	CN 101305297 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 12 November 2008 (12.11.2008), the whole document	1-25
A	CN 105125231 A (NEUSOFT MEDICAL SYSTEMS CO., LTD.), 09 December 2015 (09.12.2015), the whole document	1-25

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	“&”document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 16January 2017 (16.01.2017)	Date of mailing of the international search report 26January 2017 (26.01.2017)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer MA, Nan Telephone No.:(86-10) 62413348

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2016/085434

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
WO 2015162580 A1	29 October 2015	None	
CN 102483459 A	30 May 2012	CN 102483459 B	24 August 2016
		WO 2011027402 A1	10 March 2011
		US 2012126125 A1	24 May 2012
		US 8987674 B2	24 March 2015
		JP 5263402 B2	14 August 2013
CN 102283664 A	21 December 2011	EP 2397871 A2	21 December 2011
		JP 2012021977 A	02 February 2012
		US 8415631 B2	09 April 2013
		CN 102283664 B	26 June 2013
		US 2011309256 A1	22 December 2011
		JP 5751944 B2	22 July 2015
CN 101305297 A	12 November 2008	WO 2007054843 A1	18 May 2007
		CN 101305297 B	04 January 2012
		JP 5149192 B2	20 February 2013
		RU 2008123530 A	27 December 2009
		EP 1949136 A1	30 July 2008
		JP 2009519437 A	14 May 2009
		RU 2413245 C2	27 February 2011
		US 2008317194 A1	25 December 2008
CN 105125231 A	09 December 2015	None	

A. 主题的分类 A61B 6/03 (2006.01) i; G06T 11/00 (2006.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类																							
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) A61B; G06T 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) CNKI CNPAT WPI EPODOC: 联影, 李弘棣, 正电子, 核医学, 多个, 两个, 符合, 计数, 探测, 检测, 环, 重建, 重构, 反投影, 反向投影, 正投影, 正向投影, pet, positron, gamma, coincide+, count+, multi+, detect+, ring+, reconstruct+, projection																							
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>WO 2015162580 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N. V.) 2015年 10月 29日 (2015 - 10 - 29) 权利要求2、说明书第4页第1-13行、附图1</td> <td>1-9, 15-17, 22</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>WO 2015162580 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N. V.) 2015年 10月 29日 (2015 - 10 - 29) 权利要求2、说明书第4页第1-13行、附图1</td> <td>10-14, 18-21</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 102483459 A (株式会社岛津制作所) 2012年 5月 30日 (2012 - 05 - 30) 说明书第[0046]段, 第[0054]-[0081]段、附图1, 3</td> <td>10-14, 18-21</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 102283664 A (株式会社东芝 等) 2011年 12月 21日 (2011 - 12 - 21) 全文</td> <td>1-25</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 101305297 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2008年 11月 12日 (2008 - 11 - 12) 全文</td> <td>1-25</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 105125231 A (沈阳东软医疗系统有限公司) 2015年 12月 9日 (2015 - 12 - 09) 全文</td> <td>1-25</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	WO 2015162580 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N. V.) 2015年 10月 29日 (2015 - 10 - 29) 权利要求2、说明书第4页第1-13行、附图1	1-9, 15-17, 22	Y	WO 2015162580 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N. V.) 2015年 10月 29日 (2015 - 10 - 29) 权利要求2、说明书第4页第1-13行、附图1	10-14, 18-21	Y	CN 102483459 A (株式会社岛津制作所) 2012年 5月 30日 (2012 - 05 - 30) 说明书第[0046]段, 第[0054]-[0081]段、附图1, 3	10-14, 18-21	A	CN 102283664 A (株式会社东芝 等) 2011年 12月 21日 (2011 - 12 - 21) 全文	1-25	A	CN 101305297 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2008年 11月 12日 (2008 - 11 - 12) 全文	1-25	A	CN 105125231 A (沈阳东软医疗系统有限公司) 2015年 12月 9日 (2015 - 12 - 09) 全文	1-25
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																					
X	WO 2015162580 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N. V.) 2015年 10月 29日 (2015 - 10 - 29) 权利要求2、说明书第4页第1-13行、附图1	1-9, 15-17, 22																					
Y	WO 2015162580 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N. V.) 2015年 10月 29日 (2015 - 10 - 29) 权利要求2、说明书第4页第1-13行、附图1	10-14, 18-21																					
Y	CN 102483459 A (株式会社岛津制作所) 2012年 5月 30日 (2012 - 05 - 30) 说明书第[0046]段, 第[0054]-[0081]段、附图1, 3	10-14, 18-21																					
A	CN 102283664 A (株式会社东芝 等) 2011年 12月 21日 (2011 - 12 - 21) 全文	1-25																					
A	CN 101305297 A (皇家飞利浦电子股份有限公司) 2008年 11月 12日 (2008 - 11 - 12) 全文	1-25																					
A	CN 105125231 A (沈阳东软医疗系统有限公司) 2015年 12月 9日 (2015 - 12 - 09) 全文	1-25																					
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																							
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																							
国际检索实际完成的日期 2017年 1月 16日		国际检索报告邮寄日期 2017年 1月 26日																					
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10) 62019451		授权官员 马楠 电话号码 (86-10) 62413348																					

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2016/085434

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利	公布日 (年/月/日)
WO	2015162580	A1	2015年 10月 29日	无	
CN	102483459	A	2012年 5月 30日	CN	102483459 B 2016年 8月 24日
				WO	2011027402 A1 2011年 3月 10日
				US	2012126125 A1 2012年 5月 24日
				US	8987674 B2 2015年 3月 24日
				JP	5263402 B2 2013年 8月 14日
CN	102283664	A	2011年 12月 21日	EP	2397871 A2 2011年 12月 21日
				JP	2012021977 A 2012年 2月 2日
				US	8415631 B2 2013年 4月 9日
				CN	102283664 B 2013年 6月 26日
				US	2011309256 A1 2011年 12月 22日
				JP	5751944 B2 2015年 7月 22日
CN	101305297	A	2008年 11月 12日	WO	2007054843 A1 2007年 5月 18日
				CN	101305297 B 2012年 1月 4日
				JP	5149192 B2 2013年 2月 20日
				RU	2008123530 A 2009年 12月 27日
				EP	1949136 A1 2008年 7月 30日
				JP	2009519437 A 2009年 5月 14日
				RU	2413245 C2 2011年 2月 27日
				US	2008317194 A1 2008年 12月 25日
CN	105125231	A	2015年 12月 9日	无	