



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111670462 B

(45) 授权公告日 2024. 08. 27

(21) 申请号 201980011385.2
 (22) 申请日 2019.01.24
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 111670462 A
 (43) 申请公布日 2020.09.15
 (30) 优先权数据
 62/624,155 2018.01.31 US
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2020.07.31
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/EP2019/051801 2019.01.24
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02019/149621 EN 2019.08.08

(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 叶京汉 宋犀云 白传勇
 A·安德烈耶夫 C-H·董 胡志强
 (74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
 72002
 专利代理人 刘兆君
 (51) Int. Cl.
 G06T 11/00 (2006.01)
 (56) 对比文件
 CN 104335247 A, 2015.02.04
 CN 105556340 A, 2016.05.04
 审查员 赵盼

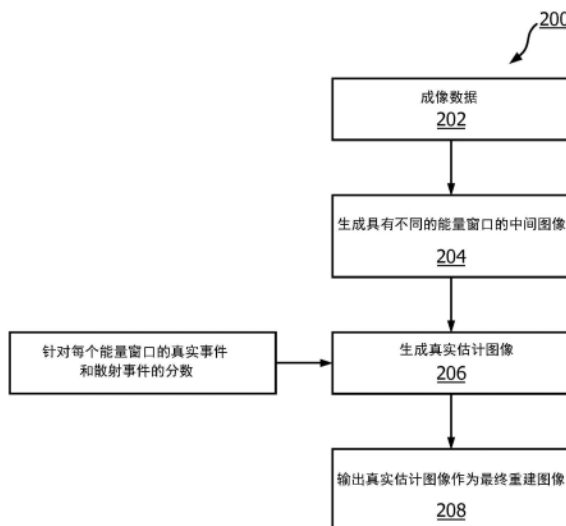
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

正电子发射断层摄影(PET)的散射校正

(57) 摘要

一种存储有指令的非瞬态计算机可读介质, 所述指令能够由包括至少一个电子处理器 (20) 的工作站 (18) 读取和运行的指令以执行图像重建方法 (100)。所述方法包括: 根据接收到的成像数据来生成多幅中间图像, 所述多幅中间图像根据被划分到不同能量窗口中的数据在没有散射校正的情况下被重建; 生成所生成的中间图像中的真实计数的分数和散射事件的分数; 根据所述中间图像、所述中间图像中的真实计数的分数和所述中间图像中的散射计数的分数来生成最终重建图像; 并且至少以下之一: 控制非瞬态计算机可读介质以存储最终图像以及控制显示设备 (24) 显示最终图像。



1. 一种存储有指令的非瞬态计算机可读介质,所述指令能够由包括至少一个电子处理器(20)的工作站(18)读取和运行以执行图像重建方法(100),所述方法包括:

根据接收到的成像数据来生成(102、204、304、308、404、504、604)多幅中间图像,所述多幅中间图像根据被划分到不同能量窗口中的数据在没有散射校正的情况下被重建;

生成(104、506、608)所生成的中间图像中的真实计数或事件的分数和散射计数或事件的分数;

根据所述中间图像中的真实计数或事件的分数和散射计数或事件的分数来生成(106、306、406)散射估计图像;

对所述散射估计图像进行前向投影(108、408)以生成散射投影估计;

使用所述散射投影估计来利用散射校正从所述成像数据重建(110)最终图像;并且

至少以下之一:控制(112、208、312、412)所述非瞬态计算机可读介质以存储所述最终图像以及控制显示设备(24)显示所述最终图像。

2. 根据权利要求1所述的非瞬态计算机可读介质,其中,使用所述散射投影估计,利用散射补偿来根据所有成像数据重建所述最终图像。

3. 根据权利要求1所述的非瞬态计算机可读介质,其中,使用针对所述成像数据的所述散射投影估计,利用散射补偿来根据所述成像数据中的能量高于能量窗口阈值的计数来重建所述最终图像。

4. 根据权利要求1所述的非瞬态计算机可读介质,其中,在没有散射校正的情况下重建的所述多幅中间图像包括高能量窗口图像和低能量窗口图像,并且其中,所述方法还包括:

使用所述散射估计图像来针对散射对所述高能量窗口图像进行迭代地补偿,并且重复所述散射估计图像的所述生成。

5. 根据权利要求4所述的非瞬态计算机可读介质,其中,重复迭代输入,直到满足停止准则。

6. 根据权利要求1所述的非瞬态计算机可读介质,其中,真实计数的分数和散射计数的分数的所述生成包括:

根据具有真实计数和散射计数的已知贡献的能量分布的估计的真实图像,来模拟(606)对接收到的成像数据的采集。

7. 根据权利要求6所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述模拟操作使用蒙特卡洛模拟器。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的非瞬态计算机可读介质,其中,生成重建的所述最终图像还包括:

从所述中间图像减去所述散射估计图像以生成所述最终图像。

9. 根据权利要求1-7中的任一项所述的非瞬态计算机可读介质,其中,接收到的成像数据包括正电子发射断层摄影PET成像数据;并且所述中间图像包括高能量窗口HEW和低能量窗口LEW,所述高能量窗口针对根据所述PET成像数据中的能量高于HEW阈值的计数的在没有散射校正的情况下重建的中间图像,所述低能量窗口针对根据所述PET成像数据中的能量低于LEW阈值的计数的在没有散射校正的情况下重建的中间图像。

10. 根据权利要求9所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述方法还包括:

将小于511keV的PET成像数据分离到低能量窗口图像中,并且将大于511keV的PET成像

数据分离到高能窗口图像中。

11. 根据权利要求1-7中的任一项所述的非瞬态计算机可读介质,其中,接收到的成像数据包括单正电子发射计算机断层摄影SPECT成像数据;并且所述中间图像包括高能窗口HEW和低能量窗口LEW,所述高能窗口针对根据所述SPET成像数据中的能量高于HEW阈值的计数的在没有散射校正的情况下重建的中间图像,所述低能量窗口针对根据所述SPECT成像数据中的能量低于LEW阈值的计数的在没有散射校正的情况下重建的中间图像。

12. 根据权利要求11所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述方法还包括:

将小于在成像会话之前施予给患者的SPECT放射性药物同位素的真实能量值的SPECT成像数据分离为LEW图像,并将大于真实能量值的成像数据分离为HEW图像。

13. 根据权利要求1所述的非瞬态计算机可读介质,其中,真实计数的分数和散射计数的分数的所述生成包括:

将PET成像数据拟合为一维真实计数能量分布和一维散射计数分布;并且

基于所拟合的一维真实计数和散射计数分布,生成真实计数的分数和散射计数的分数。

14. 根据权利要求13所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述一维真实计数能量分布包括高斯分布,并且所述一维散射计数分布包括多项式分布。

15. 根据权利要求13和14中的任一项所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述散射估计图像被给出为:

$$s = s_H + s_L = \frac{r_S + 1}{r_T - r_S} (r_T y_L - y_H)$$

其中,s表示散射估计图像, s_H 表示来自高能窗口的散射贡献事件; s_L 表示来自低能量窗口的散射贡献事件; r_T 表示高能窗口图像与低能量窗口图像中的真实事件的比率; r_S 表示高能窗口图像与低能量窗口图像中的散射事件的比率; y_H 表示高能窗口图像,并且 y_L 表示低能量窗口图像。

16. 根据权利要求1所述的非瞬态计算机可读介质,所述方法包括:

生成所述成像数据的能量直方图;

将所述能量直方图拟合为一维真实计数能量分布和一维散射计数能量分布;并且

其中,生成真实计数的分数和散射计数的分数是基于所拟合的一维真实计数和所拟合的一维散射计数分布的。

17. 根据权利要求16所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所述一维真实计数能量分布包括高斯分布,并且所述一维散射计数分布包括多项式分布。

正电子发射断层摄影(PET)的散射校正

技术领域

[0001] 以下总体涉及医学成像领域、医学图像解读领域、图像重建领域以及相关领域。

背景技术

[0002] 在正电子发射断层扫描(PET)成像中,有时散射的符合占检测到的符合的比例很大。散射符合在PET重建期间中应该被校正。当前,单散射模拟(SSS)方法被广泛用于PET中的散射校正。该方法通过计算一对符合伽玛光子在被检测到之前经历单个散射事件的概率来模拟散射分布。单独的SSS并不能确定散射对总的检测到的符合的贡献的相对量。

[0003] 散射贡献的相对量通常通过尾部拟合方法或基于蒙特卡洛模拟的方法来确定。当使用基于尾部拟合的方法进行散射估计时,有时得到的图像可能会带有相当显著的伪影,例如,如果患者遇到计算机断层摄影(CT)与PET扫描之间的运动,或者患者很大,使得尾部的噪声或截断率高,或者尾部的随机校正不准确,使得牺牲了散射估计的准确性。使用蒙特卡洛模拟散射量估计,尽管不再考虑由于尾部中的噪声引起的伪影,但对于单床采集或床端帧,无法准确估算轴外视场(FOV)活动的散射贡献,因为轴向外FOV活动是未知的。

[0004] 以下公开了克服这些问题的新的和改进的系统和方法。

发明内容

[0005] 在一个公开的方面中,一种非瞬态计算机可读介质存储能够由包括至少一个电子处理器的工作站读取和运行以执行图像重建方法的指令。所述方法包括:根据接收到的成像数据来生成多幅中间图像,所述多幅中间图像根据被划分到不同能量窗口中的数据在没有散射校正的情况下被重建;生成所生成的中间图像中的真实计数的分数和散射事件的分数;根据所述中间图像、所述中间图像中的真实计数的分数和所述中间图像中的散射计数的分数来生成最终重建图像;以及至少以下之一:控制非瞬态计算机可读介质以存储所述最终图像以及控制显示设备显示所述最终图像。

[0006] 在另一个公开的方面中,一种非瞬态计算机可读介质存储能够由包括至少一个电子处理器的工作站读取和运行以执行图像重建方法的指令。所述方法包括:根据接收到的成像数据来生成多幅中间图像,所述多幅中间图像根据被划分到不同能量窗口中的数据在没有散射校正的情况下被重建;通过以下操作来生成所生成的中间图像中的真实计数的分数和散射计数的分数:生成所述成像数据的能量直方图;将所述能量直方图拟合为一维真实计数能量分布和一维散射计数能量分布。并且基于所拟合的一维真实计数和散射计数分布来生成真实计数的分数和散射计数的分数,将散射估计图像进行前向投影以生成散射投影估计;使用所述散射投影估计来利用散射校正从所述成像数据重建所述最终图像;以及至少以下之一:控制非瞬态计算机可读介质以存储所述最终图像以及控制显示设备显示所述最终图像。

[0007] 在另一个公开的方面中,一种非瞬态计算机可读介质存储能够由包括至少一个电子处理器的工作站读取和运行以执行图像重建方法的指令。所述方法包括:根据接收到

的成像数据来生成多幅中间图像,所述多幅中间图像根据被划分到不同能量窗口中的数据在没有散射校正的情况下被重建;通过模拟从估计的真实图像中采集的成像数据的采估计集来生成所生成的中间图像中的真实计数的分数和散射计数的分数,其中,所述真实图像的能量分布具有对能量窗的真实计数和散射计数的已知贡献;前向投影所述散射估计图像以生成散射投影估计;使用所述散射投影估计来利用散射校正从所述成像数据重建所述最终图像;以及至少以下之一:控制非瞬态计算机可读介质以存储所述最终图像以及控制显示设备显示所述最终图像。

[0008] 一个优点在于提供对成像数据中的散射贡献的准确估计。

[0009] 另一个优点在于减少了成像数据中的伪影。

[0010] 另一个优点在于重建具有散射补偿的图像。

[0011] 另一个优点在于提供了并入了轴外FOV散射贡献的散射估计。

[0012] 另一个优点在于利用真实和散射符合的能谱的准确拟合来提供散射估计。

[0013] 另一个优点在于通过利用真实和散射符合的能谱的拟合来提供散射估计来进行估计以改善对低能量窗(LEW)与高能量窗(HEW)重建图像的不同散射含量的估计。

[0014] 给定实施例可以不提供前述优点,提供前述优点中的一个、两个、更多或全部,和/或可以提供其它优点,对于本领域普通技术人员而言,在阅读和理解了本公开后,这将变得显而易见。

附图说明

[0015] 本公开可以采取各种部件和部件的布置以及各个步骤和步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的,且不应被解释为限制本公开。

[0016] 图1图解地示出了根据一个方面的图像重建系统;

[0017] 图2示出了图1的系统的操作的示例性流程图;并且

[0018] 图3-7示出了图1的系统的操作的其他示例性流程图。

具体实施方式

[0019] 以下涉及PET成像中改进的散射校正,其利用了以下期望:如果将数据划分到较低和较高的能量分区中,则较低能量的分区应比较高能量的分区包含更多的散射。这是因为散射事件的任何非弹性都转化为来自散射511keV伽马射线的能量损失,而散射则不太可能为伽马射线增加能量。

[0020] 为了根据此见解来提供实际的散射估计,以下使用了一种方法:(i)生成高能量窗口(HEW)图像和低能量窗口(LEW)图像;(ii)根据HEW图像和LEW图像生成散射估计图像;(iii)正向投影所述射估计图像以生成散射投影估计;并且(iv)使用所述散射投影估计来执行高分辨率图像重建。

[0021] 操作(iii)可以适当地采用任何常规的前向投影步骤,而操作(iv)可以适当地采用任何已知的方法在给定散射估计的高分辨率迭代PET重建中提供散射校正。因此,操作(iv)可以例如采用重建算法,所述重建算法并入了针对并入单散射模拟(SSS)使用的类型的散射投影估计。

[0022] 在一些实施例中,将PET成像数据分为HEW和LEW,并且以快速(例如,低分辨率)重

建开始的步骤(i)用于生成初始HEW图像。HEW图像被输入到蒙特卡洛模拟器,所述模拟器生成真实事件和散射事件样本,并且计算HEW图像对LEW图像中的真实事件的分率或比率 r_T 以及HEW图像对LEW图像中的散射事件的 r_S 。这些比率可以在每个像素的基础上计算,任选地具有强制执行这些比率的预期的缓慢空间变化的约束。然后,通过根据HEW和LEW图像来生成散射估计,将计算出的比率 r_T 和 r_S 用于完成步骤(ii)。任选地,计算出的比率 r_T 和 r_S 替代地可以被反馈以细化真实估计图像,从而在抽出最终的散射估计图像之前,通过一个或多个迭代重复来改善蒙特卡洛采样。

[0023] 在其他实施例中,比率 r_T 和 r_S 是从到真实和散射符合的能谱的拟合曲线导出的,然后根据给定比率从LEW和HEW图像生成真实估计图像和散射估计图像。在这种情况下,不执行蒙特卡洛模拟。

[0024] 在其他实施例中,如上所述地采用蒙特卡洛模拟方法,除了在生成HEW和LEW图像中采用高分辨率迭代图像重建之外,使得可以前向投影所得到的散射估计图像并将其直接应用于校正HEW图像以生成最终的临床图像。

[0025] 参考图1,示出了说明性医学成像系统10。如图1中所示,系统10包括图像采集设备12。在一个示例中,图像采集设备12可以包括PET/CT成像系统的PET机架,所述PET/CT成像系统还包括计算机断层摄影(CT)机架13。在其他示例中,图像采集设备12可以是不具有CT部件的独立PET扫描器。患者台14被布置为将患者装载到PET机架12或CT机架13的检查区域16中。在其他实施例中,图像采集设备12可以包括单光子发射计算机断层摄影(SPECT)设备的伽马相机,其还可以包括SPECT/CT成像系统的部件,所述SPECT/CT成像系统包括CT机架13。

[0026] 系统10还包括计算机或工作站18或具有典型部件的其他电子数据处理设备,所述部件例如至少一个电子处理器20,至少一个用户输入设备(例如,鼠标、键盘、轨迹球等)22和显示设备24。在一些实施例中,显示设备24可以是与计算机18分开的部件。工作站18还可以包括一个或多个非瞬态存储介质26(例如,磁盘、RAID或其他磁存储介质;固态驱动器、闪存驱动器、电子可擦除只读存储器(EEROM)或其他电子存储器;光盘或其他光学存储介质;其各种组合;等等)。显示设备24被配置为显示包括一个或多个字段的图形用户接口(GUI)28,以从用户输入设备22接收用户输入。

[0027] 所述至少一个电子处理器20与一个或多个非瞬态存储介质26可操作地连接,非瞬态存储介质26存储可由至少一个电子处理器20读取和运行的指令,以执行所公开的操作,包括执行图像重建方法或过程100,所述方法或过程100并入了本文所公开的散射估计和校正。在一些示例中,可以至少部分地通过云处理来执行图像重建方法或过程100。

[0028] 参考图2,图像重建方法100的说明性实施例被示意性地示出为流程图。为了开始该过程,图像采集设备12由至少一个电子处理器20配置或控制,以采集成像数据。在102,所述至少一个电子处理器20被编程为根据接收到的成像数据来生成多个中间图像,所述多个中间图像根据被划分到不同能量窗口内的数据在没有散射校正的情况下被重建。在一个实施例中,图像采集设备12包括PET成像设备,并且被至少一个电子处理器20配置或控制,以采集PET成像数据。至少一个电子处理器20被编程为从PET成像数据的计数中将PET成像数据分离为在散射校正的情况下重建的低能量窗口(LEW)图像,并且从PET成像数据的计数中将大于511keV的成像数据分离成在没有散射校正的情况下重建的高能量窗口重建(HEW)图

像。

[0029] 在说明性示例中,HEW的低阈值与LEW的高阈值相同,但是也预期具有不同的HEW和LEW阈值,例如,提供HEW和LEW数据集的一些交叠或间隙。在本文的说明性示例中,针对HEW和LEW两者的单个阈值为511keV,对应于由电子-正电子湮灭事件导致的两个方向相反的伽马射线的能量。因此,在说明性示例中,至少一个电子处理器20被编程为将小于511keV的成像数据分离为LEW图像,并且将接近或大于511keV的成像数据分离为HEW图像。当检测到的对中的至少一个伽玛光子具有低于阈值的能量时,可以将成像数据分配给LEW图像。对于HEW图像,检测到的对中的两个伽马光子都需要高于能量阈值以对其进行分配。

[0030] 在另一个实施例中,图像采集设备12包括SPET成像装置,并且被至少一个电子处理器20配置或控制,以采集SPET成像数据。第一和第二能量窗口之间的截止不是基于大约511keV,而是基于在成像会话之前向患者施用的SPECT放射性药物同位素的真实能量值。至少一个电子处理器20被编程为将小于在成像会话之前施予给患者的SPECT放射性药物同位素的真实能量值的SPECT成像数据分离为LEW图像并且将大于真实能量值的成像数据分离为HEW图像。

[0031] 在104,对至少一个电子处理器20进行编程,以生成在所生成的中间图像中真实计数(或事件)的部分,以及在所生成的中间图像中的散射计数(或事件)的分数。在一些实施例中,至少一个电子处理器20被编程为模拟从具有真实分布和散射计数的已知贡献的能量分布或直方图从估计的真实图像中对所采集的成像数据的采集,以估计相应的分数。在一些示例中,模拟操作使用蒙特卡洛模拟器。此方法的前提是,由于正电子-电子湮灭事件输出511keV伽马射线(或SPECT放射性药物同位素的能量值),并且非弹性散射事件预期降低这些511keV伽马射线的能量(或SPECT放射性药物同位素的能量值),因此HEW图像应具有相对较低的散射贡献。通过该模拟操作,对至少一个电子处理器20进行编程以生成真实计数的分数和散射计数的分数。

[0032] 在另一实施例中,至少一个电子处理器20被编程为使成像数据拟合一维真实计数能量分布和一维散射计数分布。在一些示例中,一维真实计数能量分布包括高斯分布并且一维散射计数分布包括多项式分布,但是可以考虑使用其他参数化分布。然后可以使用拟合的真实和散射能量分布来估计真实计数的分数和散射计数的分数。

[0033] 在106,至少一个电子处理器20被编程为从中间图像并且从中间图像中的真实计数的分数和散射计数的分数来生成散射估计图像。通过模拟或能量分布拟合,利用HEW图像相对于LEW图像中的真实计数的分数以及LEW图像相对于HEW图像中的散射计数的分数,然后将至少一个电子处理器20编程为生成基于高能量窗口图像、低能量窗口图像和所述分数来生成散射估计图像。散射估计图像(或散射估计图像的个体体素值)通过公式1生成:

$$[0034] \quad s = s_H + s_L = \frac{r_S + 1}{r_T - r_S} (r_T y_L - y_H) \quad (1)$$

[0035] 其中,s表示散射估计图像, s_H 表示来自高能量窗口的散射贡献事件; s_L 表示来自低能量窗口的散射贡献事件; r_T 表示高能量窗口图像与低能量窗口图像中的真实事件的比率; r_S 表示高能量窗口图像与低能量窗口图像中的散射事件的比率; y_H 表示高能量窗口图像,并且 y_L 表示低能量窗口图像。

[0036] 在其他实施例中,散射估计图像的模拟和重建包括使用散射估计图像针对散射迭

代地补偿高能窗口图像,并且重复散射估计图像的模拟和重建。重复迭代输入,直到满足停止准则。

[0037] 在108,至少一个电子处理器20被编程为前向投影散射估计图像以生成散射投影估计。可以使用任何合适的前向投影操作或算法来执行此操作。

[0038] 在110,至少一个电子处理器20被编程为根据所述成像数据来重建最终图像。在一些实施例中,使用所述散射投影估计通过散射补偿来执行最终图像的重建。在一个示例中,使用所述散射投影估计值,利用散射补偿来根据所有成像数据重建所述最终图像。在另一示例中,使用散射投影估计,利用散射补偿根据成像数据中的能量高于高能窗口阈值的能量的计数来重建所述最终图像。在一些实施例中,可以使用没有散射校正的所有成像数据从重建的图像中减去散射估计图像,以实现散射校正并因此生成最终重建图像。

[0039] 在112,所述至少一个电子处理器20被编程为控制显示设备24显示临床图像。在一些示例中,至少一个电子处理器20被编程为控制非瞬态存储介质26,用于将临床图像存储在合适的数据库(例如图片存档和通信系统)中。

[0040] 图3-7示出了图像重建方法100的其他实施例的其他示例性流程图。参考图3,图像重建方法200的另一说明性实施例被示意性地示出为流程图。在202,从图像采集设备12采集成像数据。在204,根据所采集的成像数据生成具有不同能量窗口的中间图像。在206,根据中间图像以及针对每个窗口的真实事件和散射事件的分数来生成真实估计图像。这些分数是已知的,并且例如可以从非瞬态存储介质26中检索到。在208,输出所生成的真实估计图像(例如,显示在显示设备24上或存储在非瞬态存储介质26中)作为最终重建图像。

[0041] 参考图4,图像重建方法300的另一说明性实施例被示意性地示出为流程图。在302,从图像采集设备12采集成像数据。在304,根据所采集的成像数据生成具有不同能量窗口的中间图像。在306,根据中间图像以及针对每个窗口的真实事件和散射事件的分数来生成散射估计图像。这些分数是已知的,并且例如可以从非瞬态存储介质26中检索到。在308,在没有散射校正的情况下生成图像。在310,从图像中减去(在306生成的)散射估计图像,来在不进行散射校正的情况下(在308生成)生成最终重建图像。在312,输出所生成的最终重建图像(例如,显示在显示设备24上或存储在非瞬态存储介质26中)。

[0042] 参考图5,图像重建方法400的另一说明性实施例被示意性地示出为流程图。在402,从图像采集设备12采集成像数据。在404,根据所采集的成像数据生成具有不同能量窗口的中间图像。在406,根据中间图像以及针对每个窗口的真实事件和散射事件的分数来生成散射估计图像。这些分数是已知的,并且例如可以从非瞬态存储介质26中检索到。在408,从散射估计图像生成散射前向投影。在410,使用散射前向投影来生成具有散射校正的重建图像。在412,输出所生成的最终重建图像(例如,显示在显示设备24上或存储在非瞬态存储介质26中)。

[0043] 图6和7示出了示例性的流程图,以生成真实的计数的分数和散射计数的分数(在104、206、306和406处描述的)。参考图6,在502,从图像采集设备12采集成像数据。在504,生成用于所采集的成像数据的能量窗的成像数据能量直方图。在506,为每个能量窗口生成真实事件和散射事件的分数。

[0044] 参考图7,在602,从图像采集设备12采集成像数据。在604,根据所采集的成像数据生成具有不同能量窗口的中间图像。在606,利用关于不同能量窗的信息来模拟成像数据的

采集。在608,为每个能量窗口生成真实事件和散射事件的分数。在610,根据中间图像以及真实事件和散射事件的分数来生成真实估计图像。

[0045] 范例

[0046] 基于事件能量将采集的成像数据分为HEW和LEW,并分别重建为没有进行散射校正的HEW和LEW图像。对于PET成像,分割能量可以为511keV(包括由探测器17的有限能量分辨率决定的裕量),但是可以选择其他分割能量(例如,在成像会话之前施予患者的SPECT放射性药物同位素的真实能量值)。HEW和LEW数据均包含非散射(真实)符合事件和散射符合事件。HEW和LEW图像中的图像体素值可以表示为 y_H 和 y_L ,这些体素值可以根据公式2来确定:

$$[0047] \quad y_H = t_H + s_H$$

$$[0048] \quad y_L = t_L + s_L \quad (2)$$

[0049] 其中, y_H 表示高能量窗口图像的体素的值, y_L 表示低能量窗口图像的相应体素的值, t_H 表示高能量窗口图像在该体素上的真实贡献事件, t_L 表示来自该体素的低能量窗口图像的真实贡献事件, s_H 表示来自该体素的高能量窗口的散射贡献事件;并且 s_L 表示来自该体素的低能量窗口的散射贡献事件。

[0050] 根据公式3定义高能量窗口图像与低能量窗口图像中的真实事件的比率以及高能量窗口图像与低能量窗口图像中的散射事件的比率:

$$[0051] \quad r_T = t_H / t_L$$

$$[0052] \quad r_S = s_H / s_L, \quad (3)$$

[0053] 其中, r_T 表示高能量窗口图像中与低能量窗口图像中真实事件的比率,并且 r_S 表示高能量窗口图像与低能量窗口图像中散射事件的比率。

[0054] 一旦确定了这些比率,就可以根据公式4来计算真实估计:

$$[0055] \quad t = t_H + t_L = \frac{r_T + 1}{r_T - r_S} (y_H - r_S y_L), \quad (4)$$

[0056] 其中,t表示真实估计图像。该真实估计图像可以直接用作最终重建图像。

[0057] 在一些实施例中,以上真实估计图像是从HEW图像和LEW图像的组合导出的。由于每个HEW和LEW图像都包含来自测量的部分符合事件,因此,如果将所有重合事件都用于重建,则可以降低图像中的噪声。以下方案根据HEW和LEW图像估计散射贡献,并且可以使用散射估计利用散射校正使用所有符合事件来重建更高的分辨率并且较低噪声的图像。

[0058] 根据公式1计算散射估计(如下所示)

$$[0059] \quad s = s_H + s_L = \frac{r_S + 1}{r_T - r_S} (r_T y_L - y_H) \quad (1)$$

[0060] 其中,s表示散射估计。

[0061] 在一些实施例中,可以使用没有散射校正的所有成像数据从重建的图像中减去散射估计图像,以实现散射校正并因此生成最终重建图像。

[0062] 为了应用这些公式,确定对比率 r_T 和 r_S 的估计。通常, $r_T > r_S$ 在任何合适的点具有能量分割点。作为初始估计,如果能量窗口在511keV上对称,并且能量分裂点恰好在511keV上,则 r_T 大约为1/3,假设针对真实符合计数的2D能量直方图分布为2D高斯函数;可以将 r_S 设置为一个较低的值,例如初始估计为零。如果 r_S 为0,则 $4y_H$ 为真实估计,如公式4所指示。

[0063] 如果比率 r_T 和 r_S 是不变的,则任何位置的局部比率与来自总计数的比率相同。比率 r_T 和 r_S 可以从符合伽马的能量直方图中找到。在一些示例中,一个光子的能量分布概率函数根据公式5表示:

$$[0064] \quad f(x) = s(x) + t(x), \quad (5)$$

[0065] 其中, $s(x)$ 是来自散射的贡献,而 $t(x)$ 是非散射事件的贡献。在一种方法中,假设散射贡献函数 $s(x)$ 是多项式,并且假设 $t(x)$ 是在511keV对称的高斯函数。然后,可以使用参数化的高斯函数 $t(x)$ 来将采集的PET成像数据的单子的能量分布拟合到公式(5),其中参数为例如高斯函数的均值、幅值和方差,并且针对 $s(x)$ 使用参数化低阶多项式函数,其中,参数是多项式项的系数(例如,使用二阶多项式 $s(x) = A_0 + A_1x + A_2x^2$,则参数为 A_0, A_1 和 A_2)。因此,在此示例中,拟合将具有六个参数:高斯均值、幅值和方差以及系数 A_0, A_1, A_2 。可以通过进行物理可行的假设,高斯均值为511keV,来减少这种情况。将单子能量分布拟合到参数化公式(5)可以采用任何合适的优化算法,例如Levenberg-Marquardt或其他最小二乘法优化。

[0066] PET成像数据包括符合计数,每个符合计数由两个时间上符合的单子(在符合时间窗口内)定义。将符合计数表示为表示为“A”的第一单个事件和表示为“B”的第二时间上符合的单个事件,根据公式6,二维能量直方图被表示为事件A和B的能谱的乘积:

$$[0067] \quad f(x, y) = (s(x) + t(x))(s(y) + t(y)), \quad (6)$$

[0068] 其中, x 和 y 分别是单子事件A和B的光子能量。公式6可以如公式7所示地进行扩展:

$$[0069] \quad f(x, y) = s(x)s(y) + s(x)t(y) + s(y)t(x) + t(x)t(y), \quad (7)$$

[0070] 在公式(5)和(6)中, $s(x)$ 表示来自第一辐射事件 x 的散射贡献, $s(y)$ 表示来自第二辐射事件 y 的散射贡献, $t(x)$ 表示来自第一辐射事件 x 的真实贡献,并且 $t(y)$ 表示来自第二辐射事件 y 的真实贡献。第一项 $s(x)s(y)$ 表示符合对的两个光子都被散射的事件;第二项 $s(x)t(y)$ 和第三项 $s(y)t(x)$ 表示符合对中的仅一个光子被散射的事件。并且最后一项 $t(x)t(y)$ 表示非散射的符合事件。

[0071] 公式8表示在HEW中收集的体素计数:

$$[0072] \quad Y_H = \int_{E_c}^{E_2} \int_{E_c}^{E_2} (s(x)s(y) + s(x)t(y) + s(y)t(x) + t(x)t(y)) dy dx, \quad (8)$$

[0073] 其中, y_H 表示高能量窗口图像, E_2 表示针对高能量窗口图像的最大能量极限, E_c 表示HEW和LEW能量范围之间的间隔。

[0074] 根据公式8,HEW的真实符合贡献被表示为公式9:

$$[0075] \quad T_H = \int_{E_c}^{E_2} \int_{E_c}^{E_2} t(x)t(y) dy dx, \quad (9)$$

[0076] 并且HEW的散射符合贡献由公式10表示:

$$[0077] \quad S_H = Y_H - T_H. \quad (10)$$

[0078] 类似地,在LEW中收集的体素计数由公式11表示:

$$[0079] \quad Y_L = \int_{E1}^{E_c} \int_{E1}^{E_c} (s(x)s(y) + s(x)t(y) + s(y)t(x) + t(x)t(y)) dy dx \quad (11)$$

[0080] 其中, Y_L 表示低能量窗口图像; 并且 E_L 表示低能量窗口图像的最小能量极限。

[0081] 根据公式11, LEW的真实符合贡献被表示为公式12:

$$[0082] \quad T_L = \int_{E_L}^{E_c} \int_{E_L}^{E_c} t(x)t(y)dydx \quad (12)$$

[0083] 其中, T_L 表示LEW图像中的真实事件贡献。

[0084] 根据公式12, LEW的散射符合贡献表示为公式13:

$$[0085] \quad S_L = Y_L - T_L \quad (13)$$

[0086] 其中, s_L 表示LEW图像中散射事件的贡献。

[0087] 然后根据公式(3), 得到比率 $r_t = t_H/t_L$ 和比率 $r_s = s_H/s_L$ 。应当注意, 在这种方法中, 无需蒙特卡洛模拟就可以获得这些比率。在变型实施例中, 使用蒙特卡洛模拟来完善这些初始比率估计。

[0088] 已经参考优选实施例描述了本公开。本领域技术人员通过阅读和理解前述的详细描述, 可以进行各种修改和变型。目的是, 本发明被理解为包括所有这样的修改和变动, 只要它们落了权利要求书或其等价方案的范围之内。

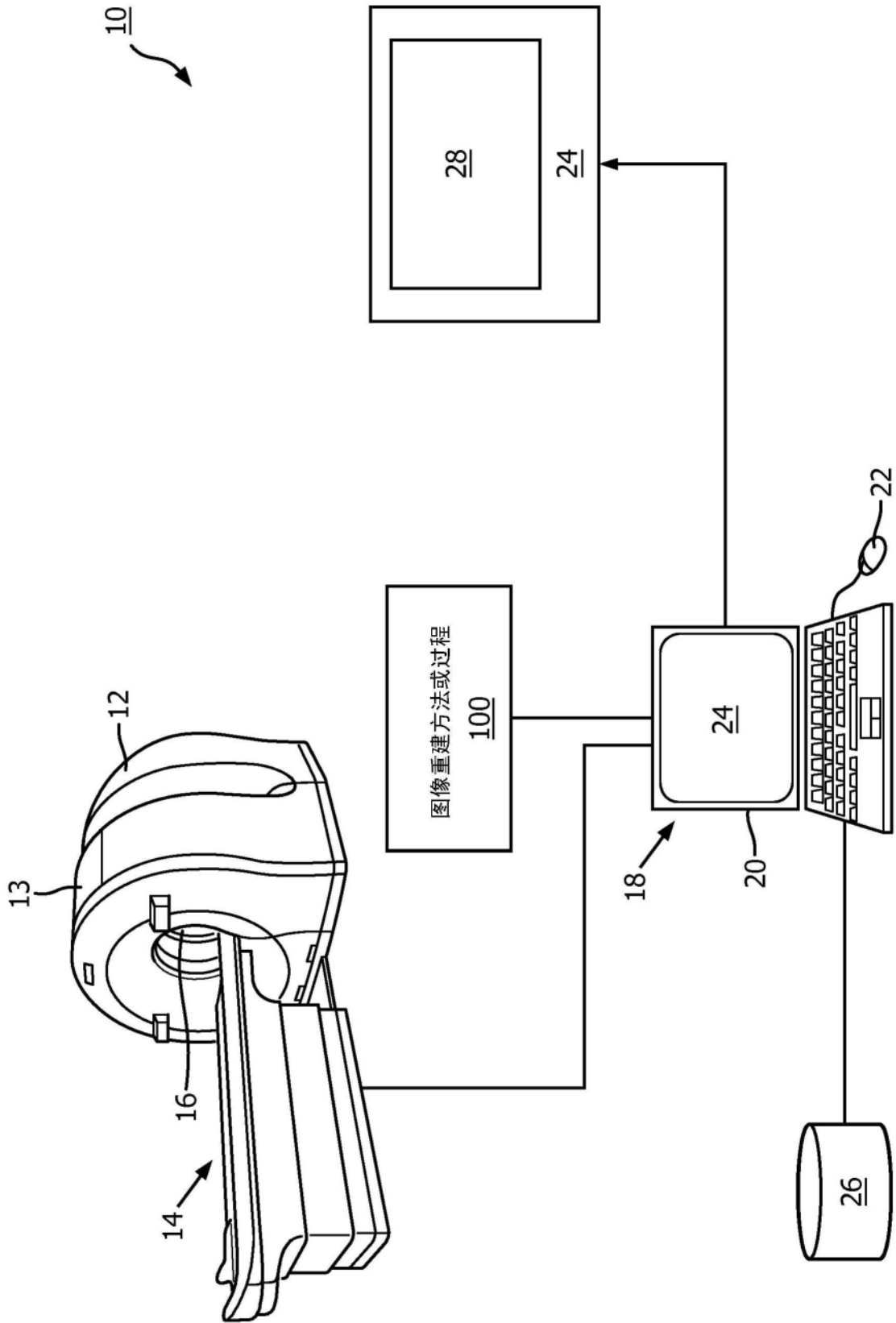


图1

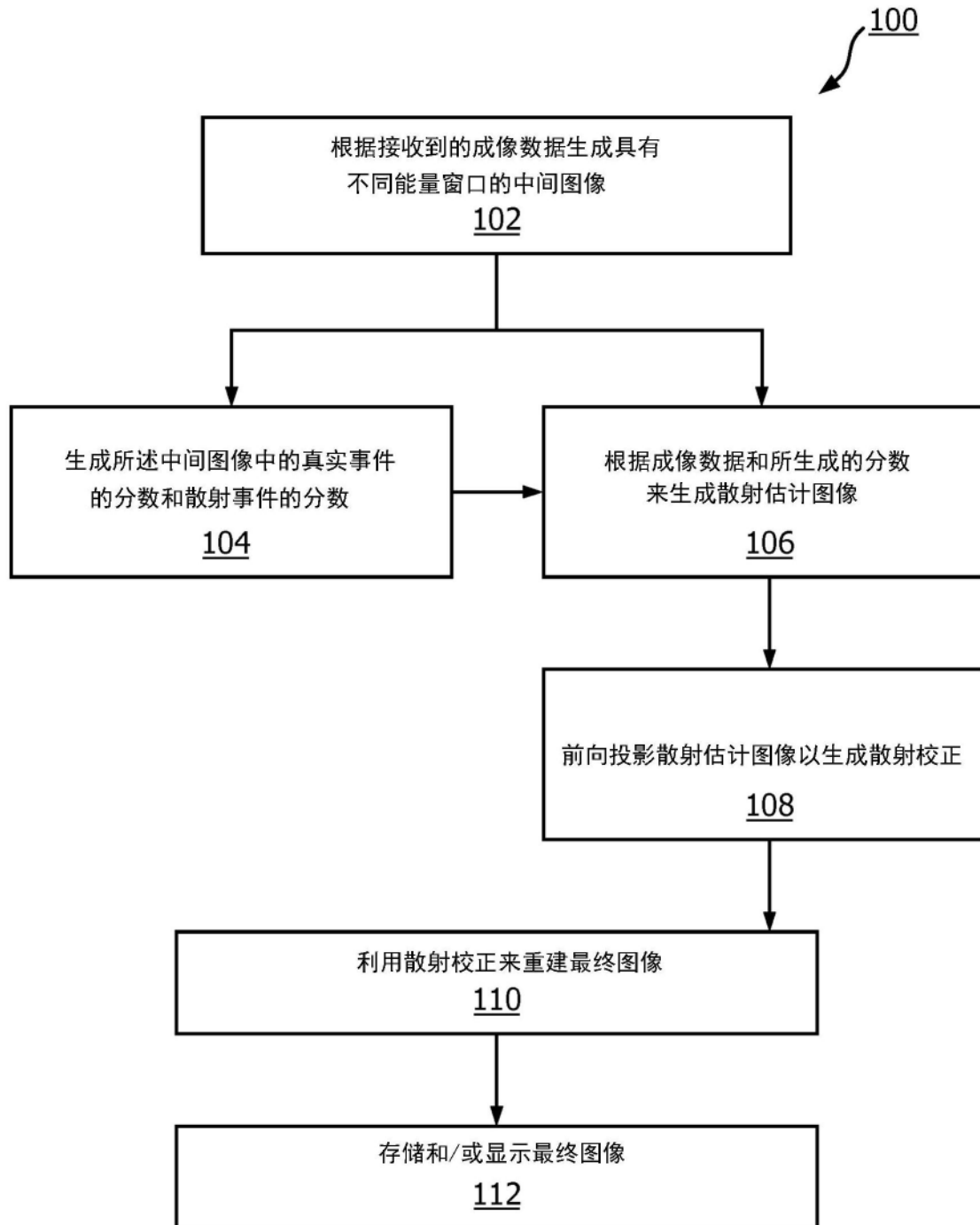


图2

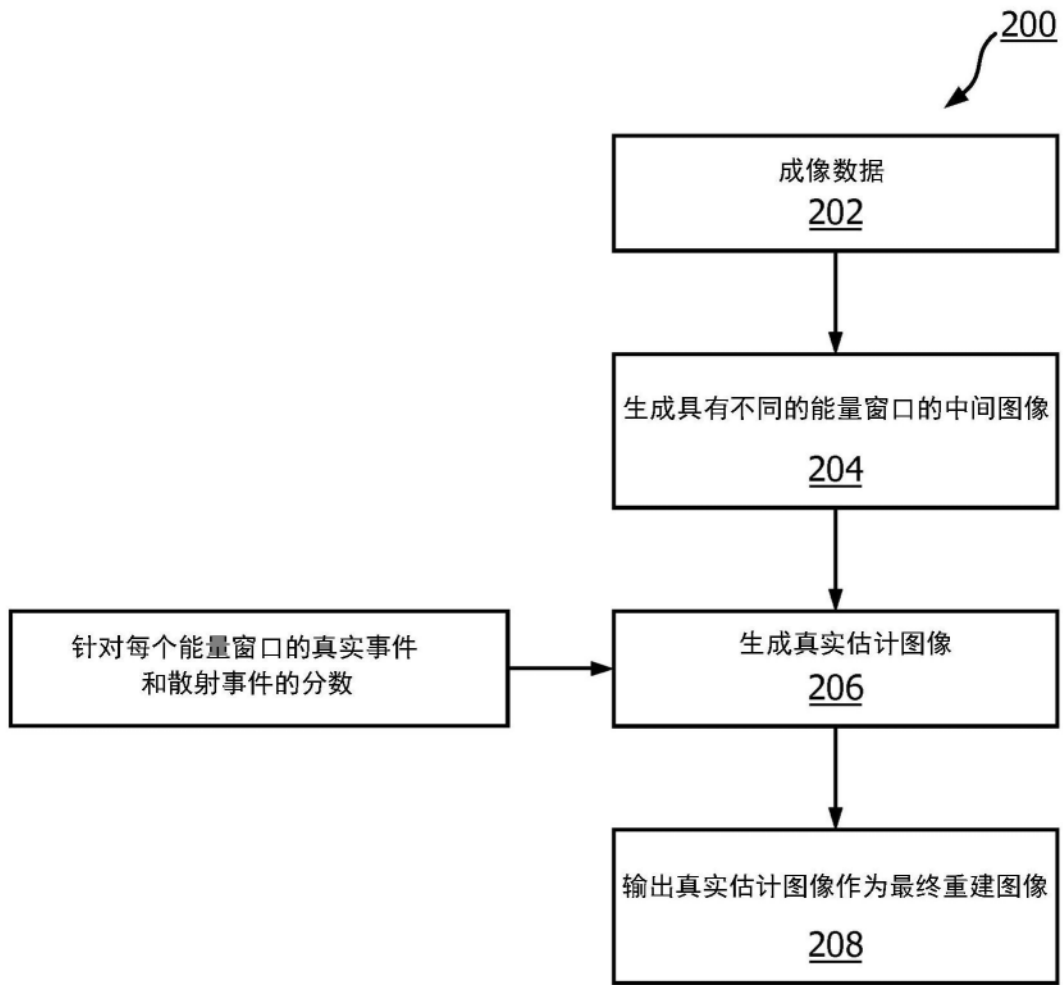


图3

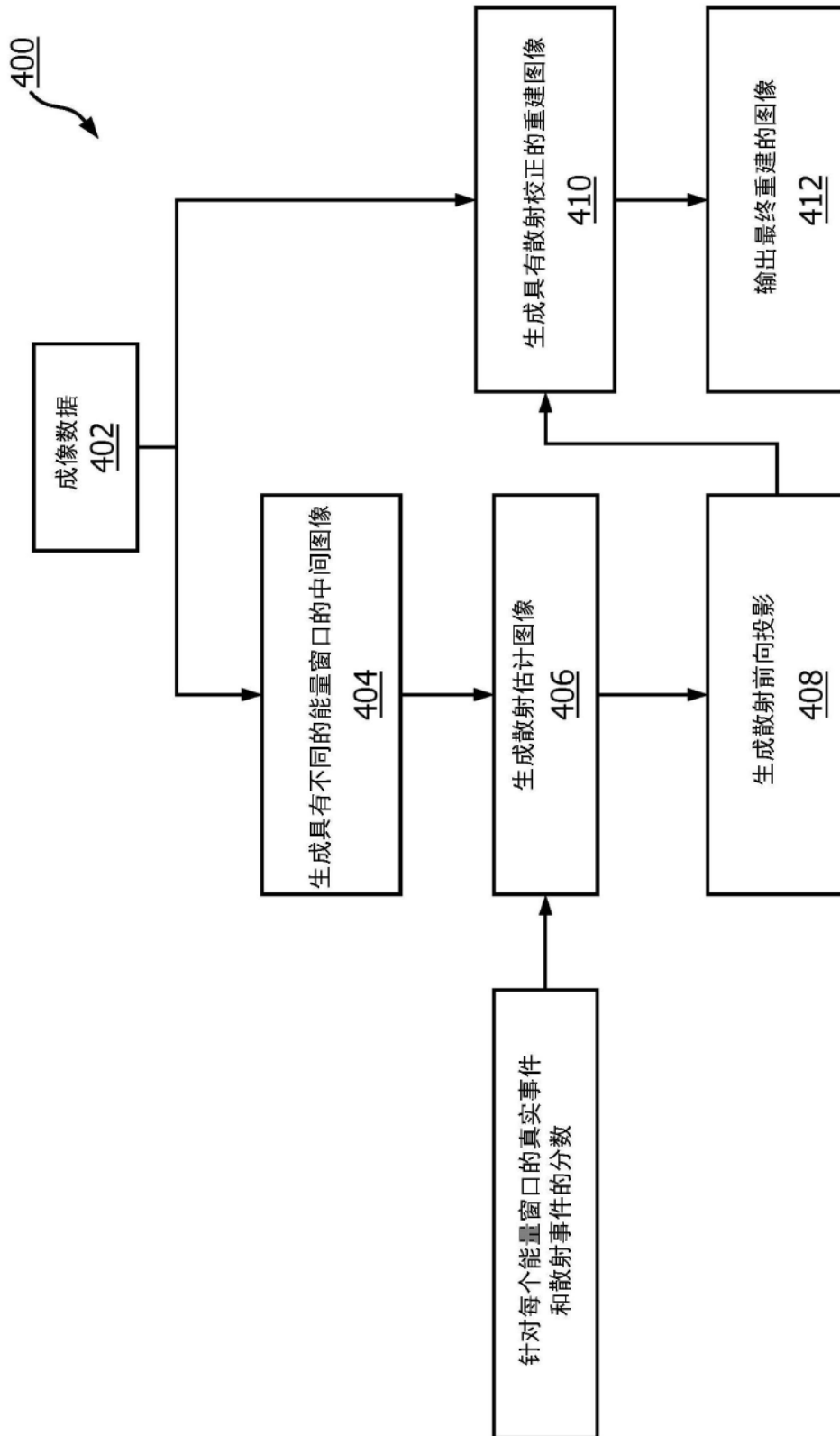


图5

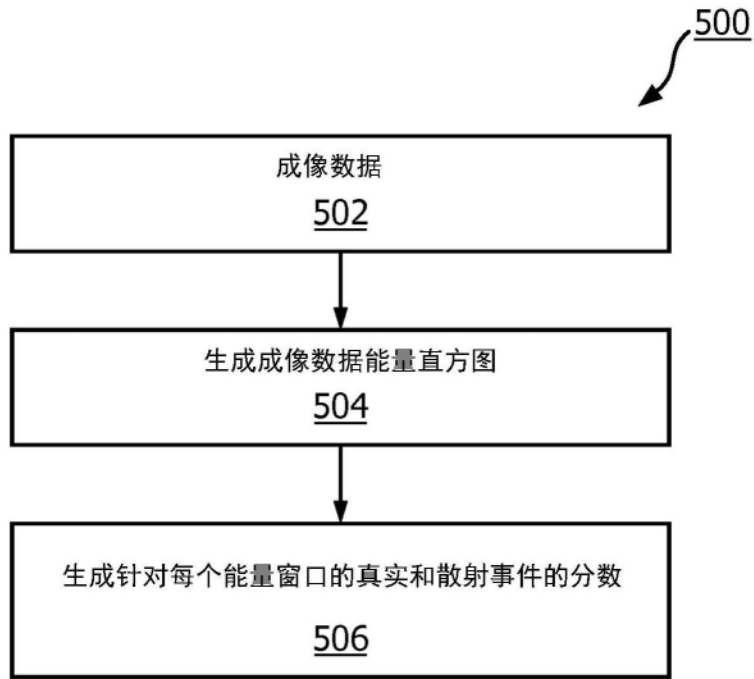


图6

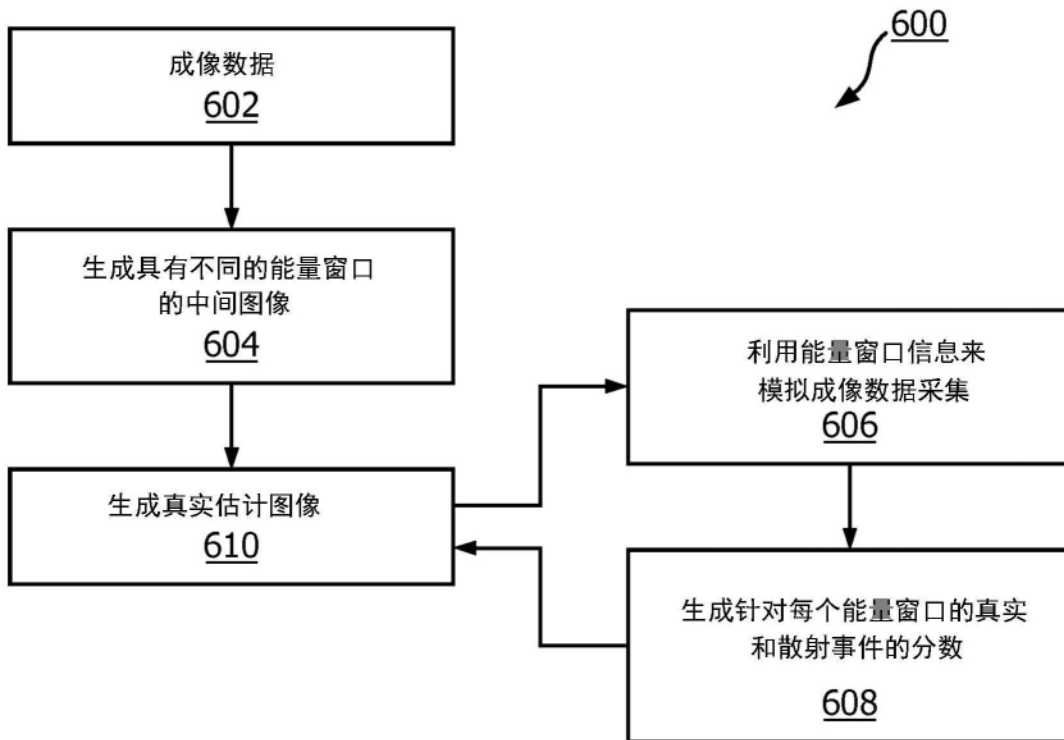


图7