



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107110983 B

(45)授权公告日 2020.02.07

(21)申请号 201580068529.X

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.12.14

G01T 1/17(2006.01)

(续)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107110983 A

(56)对比文件

(43)申请公布日 2017.08.29

US 2009072154 A1, 2009.03.19,

(30)优先权数据

US 2006091314 A1, 2006.05.04,

62/091,801 2014.12.15 US

US 2010057819 A1, 2010.03.04,

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

US 5241181 A, 1993.08.31,

2017.06.15

CN 103648391 A, 2014.03.19,

(86)PCT国际申请的申请数据

CN 103596502 A, 2014.02.19,

PCT/IB2015/059594 2015.12.14

Larry G. Byars et al. Variance

(87)PCT国际申请的公布数据

Reduction on Randoms from Delayed

W02016/097977 EN 2016.06.23

Coincidence Histograms for the HRRT.

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司

《Nuclear Science Symposium Conference

地址 荷兰艾恩德霍芬

Record》.2005, 第5卷

(72)发明人 T·L·劳伦斯 S·X·王

Larry G. Byars et al. Variance

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

Reduction on Randoms from Delayed

72002

Coincidence Histograms for the HRRT.

代理人 李光颖 王英

《Nuclear Science Symposium Conference

Record》.2005, 第5卷

(续)

审查员 华艳

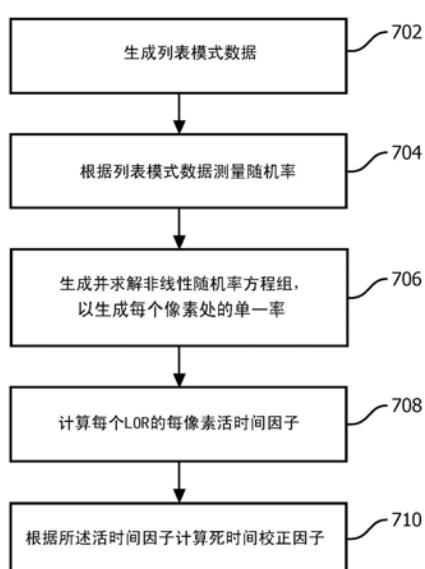
权利要求书3页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

基于像素的死时间校正

(57)摘要

一种正电子发射断层摄影(PET)装置和方法使用多个辐射探测器(20),所述多个辐射探测器围绕成像区域(16)设置并且被配置为探测从所述成像区域发出的511keV辐射事件。将校准体模设置在所述成像区域中。一个或多个处理器被配置为:采集并存储体模的列表模式数据;使用符合511keV事件探测器(34)以时间偏移(54)测量来自所述列表模式数据的每条响应线(LOR)的随机率;根据随机事件率确定每个探测器像素的单一率,例如,经由绘制每个探测器像素的单一率的直方图;计算每条LOR的活时间因子;计算作为活时间因子的倒数的死时间校正因子;并且根据所述死时间校正因子校正图像。



CN 107110983 B

[转续页]

[接上页]

(51)Int.Cl.

G01T 1/24(2006.01)

(56)对比文件

Peng Xie et al. Prognostic value of

18F-FDG PET-CT metabolic index for
nasopharyngeal carcinoma.《Journal Cancer
Research and Clinical Oncology》.2010,第
136卷

1. 一种正电子发射断层摄影 (PET) 系统, 包括:

多个辐射探测器 (20), 其被配置为探测定义响应线 (LOR) 的符合辐射事件对, 所述符合辐射事件对是从成像区域发出的, 并且由所述辐射探测器的探测器像素探测到; 以及至少一个处理器, 其被配置为:

令所述辐射探测器采集包括由所述探测器像素探测到的单事件的列表模式数据; 并且

计算由探测器像素的对定义的每条LOR的死时间校正因子,

其中, 计算每条LOR的所述死时间校正因子包括:

根据所述列表模式数据确定每条LOR的随机率;

根据所确定的随机率确定每个探测器像素的单一率; 并且

分别基于探测器像素i和j的所述单一率 S_i 和 S_j 来计算由所述探测器像素i和j定义的所述LOR的活时间因子 LT_{ij} 。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 确定每个探测器像素的单一率的操作包括求解方程组 $R_{ij} \propto S_i * S_j$, 其中, R_{ij} 是由探测器像素i和j定义的LOR的所确定的随机率; 符号“ \propto ”指代比例关系; 并且 S_i 和 S_j 分别是探测器像素i和j的未知单一率。

3. 根据权利要求2所述的系统, 其中, 求解所述方程组 $R_{ij} \propto S_i * S_j$ 包括所述至少一个处理器还被配置为:

生成每个探测器像素的所述单一率的直方图映射, 其中, 直方图包括缩放因子。

4. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 计算所述死时间校正因子包括所述至少一个处理器还被配置为:

使用 $DT_{ij} = \frac{1}{LT_{ij}}$ 根据所述活时间因子计算所述死时间校正因子, 其中, DT_{ij} 是从i到j的每条LOR的所述死时间校正因子。

5. 一种用于计算正电子发射断层摄影 (PET) 扫描器中的每个探测器像素的死时间校正因子的方法, 所述方法包括:

使用PET辐射探测器探测从成像区域发出的多个511keV辐射事件; 并且

使用电子数据处理设备计算由所述PET辐射探测器的探测器像素的对定义的每条响应线 (LOR) 的死时间校正因子;

其中, 计算所述死时间校正因子包括:

确定每条LOR的随机率;

根据所确定的随机率确定所述PET辐射探测器的每个探测器像素的单一率; 并且

分别基于探测器像素i和j的所述单一率 S_i 和 S_j 来计算由所述探测器像素i和j定义的所述LOR的活时间因子 LT_{ij} 。

6. 根据权利要求5所述的方法, 其中, 确定每个探测器像素的单一率的操作包括求解方程组 $R_{ij} = 2\tau S_i * S_j$, 其中, R_{ij} 是由探测器像素i和j定义的所述LOR的所确定的随机率; τ 是符合窗口宽度; 并且 S_i 和 S_j 分别是探测器像素i和j的未知单一率。

7. 根据权利要求6所述的方法, 其中, 求解所述方程组 $R_{ij} = 2\tau S_i * S_j$ 还包括:

生成每个探测器像素的所述单一率的直方图映射, 其中, 直方图包括缩放因子。

8. 根据权利要求5所述的方法, 其中, 计算所述死时间校正因子包括:

使用 $DT_{ij} = \frac{1}{LT_{ij}}$ 根据所述活时间因子 LT_{ij} 计算所述死时间校正因子, 其中, DT_{ij} 是 i 与 j 之间的每条LOR的所述死时间校正因子。

9. 根据权利要求5-8中的任一项所述的方法, 其中, 所述探测包括采集成像对象的PET成像数据, 并且所述方法还包括:

使用所述电子数据处理设备对所述PET成像数据进行重建以生成所述成像对象的PET图像, 并且对所述PET图像进行变换, 以生成所述成像对象的标准化摄取值(SUV)数据, 所述标准化摄取值数据包括感兴趣区域的参数化SUV图像或SUV值;

其中, 所述重建和所述变换包括使用所述LOR的所述死时间校正因子来针对探测器死时间对所述PET成像数据进行校正。

10. 一种承载软件的非暂态计算机可读介质, 所述软件用于控制一个或多个处理器执行根据权利要求5-9中的任一项所述的方法。

11. 一种正电子发射断层摄影(PET)成像系统, 包括:

PET辐射探测器(20), 其被设置在成像区域周围, 所述PET辐射探测器被配置为探测从所述成像区域发出的辐射事件; 以及

校准体模(14), 其被配置为被设置在所述成像区域中, 所述体模包括正电子发射放射性同位素; 以及

一个或多个处理器, 其被配置为:

在所述体模的放射性随着时间衰变时使用所述PET辐射探测器采集所述体模的列表模式数据;

基于所采集的列表模式数据和在所述列表模式数据的所述采集时的所述体模的已知放射性衰变率来确定放射性水平对单一率的曲线;

根据所述列表模式数据确定连接所述PET辐射探测器的两个探测器像素的每条响应线(LOR)的随机事件率;

基于所述LOR的所述随机事件率来确定每个探测器像素的单一率;

基于探测器像素 i 和探测器像素 j 的所述单一率来计算所述探测器像素 i 与所述探测器像素 j 之间的每条LOR的活时间因子; 并且

计算作为针对每条LOR计算的所述活时间因子的倒数的该LOR 的死时间校正因子。

12. 根据权利要求11所述的系统, 其中, 确定每个探测器像素的单一率的操作包括求解方程组 $R_{ij} = 2\tau S_i * S_j$, 其中, R_{ij} 是由探测器像素 i 和 j 定义的LOR的所确定的随机率; τ 是所述PET成像系统的符合511KeV事件探测器的符合窗口宽度; 并且 S_i 和 S_j 分别是探测器像素 i 和 j 的未知单一率。

13. 根据权利要求11-12中的任一项所述的系统, 其中, 所述一个或多个处理器还被配置为:

使用针对每条LOR计算的所述死时间校正因子针对该LOR调节所述PET成像系统的符合511keV事件对探测器(34)的符合窗口宽度。

14. 根据权利要求13所述的系统, 其中, 根据 $DT_{ij} \Delta t$ 针对由像素对 i 、 j 定义的每条LOR调节所述符合窗口宽度, 其中, Δt 是未调节的符合窗口宽度, 并且 DT_{ij} 是所述LOR的所述死时间校正因子。

15. 根据权利要求11-12中的任一项所述的系统,其中,根据所述列表模式数据确定每条LOR的随机事件率的操作以预定时间偏移(54)使用所述PET成像系统的符合511keV事件探测器(34),所述预定时间偏移大到足以避免探测到由电子正电子湮灭事件产生的真实符合511keV事件对。

基于像素的死时间校正

技术领域

[0001] 下文总体上涉及医学成像。其在用于定量分析、成像或者其他任务的正电子发射层摄影(PET)探测器的校准方面具有独特应用,下文将具体参考其进行描述。然而,应当理解,也可以将其应用于其他使用情形,而不必局限于上文提到的应用。

背景技术

[0002] PET定量分析技术寻求对组织放射性浓度进行定量评估,通常通过每单位质量注入活性或者另一规范化因子缩放所述的组织放射性浓度。所述定量分析是以患者图像强度与成像试剂的摄取之间的线性关系为基础的。对于氟18(F18)放射性同位素而言,最常用的定量图像分析度量是标准化摄取值(SUV),该值要么是逐像素计算的从而产生参数图像,要么是在感兴趣区域(ROI)上计算的。然而,用于将图像强度转化成组织放射性浓度的线性关系是根据SUV校准导出的,所述SUV校准通常被计算成针对整个系统的单条曲线,即,对每个探测器像素使用相同SUV校准曲线。SUV校准曲线还结合了像素死时间。在临床成像期间,PET系统通常在接近所谓的“瘫痪探测器”模式的模式下或者就在该模式下工作,其中,探测器死时间是重要因子。产生这一死时间的原因在于伽马粒子探测事件之间的最短时间,也就是说,如果两个伽马事件以(过)短演替撞击到探测器上,那么第二个事件将不会被探测到,因为探测器在探测到第一事件之后尚未复位。由于使用了单条系统级SUV校准曲线,因而假设对于所有像素而言死时间都是相同的。在SUV校准曲线当中,由于死时间期间的“缺失的”计数引起的高放射性水平上的下降的观测计数的原因,死时间被看作针对单一率对放射性曲线的亚线性。

[0003] SUV校准通常使用含有处于高活性水平处的F18的圆柱源。校准源位于机架ISO中心处,并且与患者的床平行(即,沿轴向取向的圆柱轴)。周期性地执行PET数据采集,直到所述源衰变到探测不到的水平为止。在ISO中心处放置圆柱源的原因在于去除由定位和源不均匀导致的变化的因素。由于在整个衰变过程中,作为时间的函数的校准源的放射性浓度都是已知的,因而结果是将图像强度与放射性水平联系起来的预期曲线。这一过程被称为SUV校准。

[0004] 参考图1,其示出了SUV校准与患者扫描之间的差异。所述SUV校准使用均匀的圆柱体模,同时使探测器处于获取相同曝光量并且具有相同的单一(singles)计数率的位置A、B、C上。但是,在患者扫描过程中,处于A和B处的探测器接收比处于C处的探测器高的曝光量,因而它们的单一率是不同的。

[0005] 然而,所述单条系统级SUV校准曲线并没有将这样的探测器像素级影响考虑在内。

[0006] US 2009/072154A1公开了一种用于降低正电子发射层析成像(PET)或者与另一医学成像设备结合的正电子发射断层摄影成像(PET)中的随机变异的方法。随机事件(延迟事件)副鼻窦造影图的元件的平均可以通过将延迟事件副鼻窦造影图当中的扇区和(fan sums)除以从延迟事件副鼻窦造影图的标题取得的单一率来估计。

[0007] 文章“Variance Reduction on Randoms from delayed coincidence

histograms for the HRRT”, Larry G. Byars et al., IEEE Nuclear Science Symposium Conference, Piscataway, NJ, USA, October 2005 报道了一种降低随机符合 (VRR) 的变动的新型算法, 其已经针对 HRRT 得到了验证。根据作者所述, VRR 对于实现以普通泊松模型为基础利用迭代法重建的低统计动态研究的定量是很关键的。在 HRRT 上, 不能在投影空间内执行 VRR, 因为当在平行投影空间内采用最近邻近似法和轴向压缩进行直方图绘制之后个体 LOR 被混合。所提出的算法对 $4.5 \cdot 10^9$ 条 LOR 使用经典随机率方程。

发明内容

[0008] 根据一个方面, 一种诊断成像系统包括多个辐射探测器和至少一个处理器。所述多个辐射探测器被配置为探测定义响应线 (LOR) 的符合辐射事件, 所述辐射事件是从成像区域发出的, 并被所述辐射探测器的探测器像素所探测。所述至少一个处理器被配置为: 使辐射探测器采集包括所述探测器像素探测到的单事件的列表模式数据; 并且计算由探测器像素的对定义的每条 LOR 的死时间校正因子。计算每条 LOR 的所述死时间校正因子包括: 根据所述列表模式数据计算每条 LOR 的随机率; 根据所确定的随机率确定每个探测器像素的单一率; 并且分别基于探测器像素 i 和 j 的所述单一率 S_i 和 S_j 来计算由所述探测器像素 i 和 j 定义的所述 LOR 的活时间 $LT_{i,j}$ 因子。

[0009] 根据另一方面, 公开了一种用于计算正电子发射断层摄影 (PET) 扫描器中的每像素死时间校正因子的方法。所述方法包括: 使用 PET 辐射探测器探测从成像区域发出的多个 511keV 辐射事件; 并且使用电子数据处理设备计算由 PET 辐射探测器的探测器像素的对定义的每条响应线 (LOR) 的死时间校正因子。计算所述死时间校正因子包括: 确定每条 LOR 的随机率; 根据所确定的随机率计算所述 PET 辐射探测器的每个探测器像素的单一率; 并且分别基于探测器像素 i 和 j 的所述单一率 S_i 和 S_j 来计算由所述探测器像素 i 和 j 定义的所述 LOR 的活时间 $LT_{i,j}$ 因子。

[0010] 根据另一方面, 一种正电子发射断层摄影 (PET) 成像系统, 包括: 围绕成像区域设置的被配置为探测从成像区域发出的辐射事件的 PET 辐射探测器、被配置为设置到所述成像区域内的包括正电子发射放射性同位素的校准体模以及一个或多个处理器, 所述一个或多个处理器被配置为: 随着体模的放射性随着时间的推移衰变而使用 PET 辐射探测器采集体模的列表模式数据; 基于所采集的列表模式数据和在所述列表模式数据的采集过程中的体模的已知放射性衰变率确定放射性水平对单一率的曲线; 根据所述列表模式数据确定连接 PET 辐射探测器的两个探测器像素的每条响应线 (LOR) 的随机事件率; 基于 LOR 的随机事件率确定每个探测器像素的单一率; 基于探测器像素 i 和 j 的单一率计算处于探测器 i 和探测器 j 之间的每条 LOR 的活时间因子; 并且计算每条 LOR 的作为针对该 LOR 计算的活时间因子的倒数的死时间校正因子。

[0011] 优选地, 确定每个探测器像素的单一率的操作包括求解方程组 $R_{ij} = 2\tau S_i * S_j$, 其中, R_{ij} 是由探测像素 i 和 j 定义的所述 LOR 的所确定的随机率; τ 是 PET 成像系统的符合 511keV 事件探测器的符合窗口宽度; 并且 S_i 和 S_j 分别是探测器像素 i 和 j 的未知单一率, 其中, 求解所述方程组 $R_{ij} = 2\tau S_i * S_j$ 包括所述至少一个处理器还被配置为: 执行每探测器像素的单一率的最小二乘。

[0012] 一个优点在于该系统中的每个像素的死时间校正因子。

[0013] 另一个优点在于将像素单一率与死时间校正因子链接。

[0014] 在阅读并理解了下述详细说明的情况下,本领域技术人员将认识到本发明的进一步的优点。

附图说明

[0015] 本发明可以采取各种部件和部件布置的形式,并且可以采取各种步骤和步骤安排的形式。附图仅是为了对优选实施例进行说明,而不应被解释为对本发明的限制。

[0016] 图1描绘了圆柱形体模与患者之间的差异。

[0017] 图2图示了要校准的核成像系统。

[0018] 图3描绘了平均单一率对放射性的曲线图。

[0019] 图4描绘了死时间校正因子对每像素单一率的曲线图以及活时间因子对每像素单一率的曲线图。

[0020] 图5描绘了平均每像素单一率对平均每像素随机率曲线图。

[0021] 图6描绘了针对校准源的不同帧的单一率的二维直方图。

[0022] 图7描绘了一种用于校准诊断成像系统的方法。

具体实施方式

[0023] 本文公开的校准技术通过提供根据信号测量结果导出的针对每个探测器像素的完整死时间完成图而客服了上文描述的问题。有利地,原始的SUV校准技术保持相同,但是通过获得探测器元件的活时间(或者死时间,其含有与活时间相同的信息)的映射而对该技术进行了扩展。对于患者扫描而言,所公开的技术确定随机事件,所述随机事件是使用延迟时间估计出的,并且确立了探测器元件单一率、放射性、活时间和死时间校正之间的联系。

[0024] 参考图2,正电子发射断层摄影(PET)成像系统10要被校准,以进行定量分析,例如,SUV。所述校准技术使用放置在PET扫描器10的成像区域16(或腔膛)内的常规校准源14。说明性PET扫描器10还包括经由其将患者载入检查区域16的患者床或支撑物70(在校准过程中未使用)以及一个或多个PET探测器环20。所述校准源14如先前参考图1的左图所述,即,位于机架ISO中心(即,与PET探测器环的所有探测器等距)并且与患者床70平行(即,圆柱轴沿所述轴向被取向)的含有处于高活性水平处的F18的圆柱源。由PET探测器环20经由构成PET环20的探测器阵列的闪烁器和硅光电倍增器(SiPM)或者其他探测器(例如光电倍增管(PMT)或雪崩光电二极管(APD))等探测辐射事件。校准处理器24执行包括每像素死时间校正的SUV校准,以生成包括死时间的SUV校准26。

[0025] 本文公开的包括死时间校正的校准有利地利用了在患者(或者更一般而言的对象)成像期间使用的基于符合的数据处理设备。相应地,首先描述对象成像。

[0026] 在成像期间,通过时钟30为每个探测到的伽马光子事件进行时间戳记。在数字PET系统中,通常在支持SiPM的电路上对每个事件进行时间戳记。符合对探测器34将探测到的事件的时间戳记进行比较,以确定定义端点和/或(例如)发生在预选的符合时间窗口内的事件的对。

[0027] 辐射探测器环20(包括晶体(例如,数千)、光探测器(例如,数百、数千)以及支持电路模块(例如,数十))围绕成像区域16布置,以探测从成像区域16内发射的辐射事件(例如,

伽马射线)。如所描绘的,可以将多个探测器20布置到多个模块22当中,每个模块发送至少指示每个事件的能量和时间的数字信号。扫描器10还包括用于将患者或者成像对象定位于成像区域16中的支撑机构70。在一些实例中,支撑机构70可沿大致横穿(一个或多个)PET环20的轴向移动,从而将患者的感兴趣区域定位于视场中,并且在某些成像技术中促进三维成像数据的采集。

[0028] 在利用扫描器10进行成像的准备中,向将受到扫描的对象施用适当的放射性药剂,并且将对象定位于成像区域16内。放射性药剂包括经历放射性衰变的放射性同位素,所述放射性衰变将引起正电子的发射。每个正电子与附近的电子相互作用并湮灭,由此生成两个方向相反(180度)的每者具有大约511keV的能量的伽马射线。这两个方向相反的伽马射线可以基本上在相同的时间上,即,同时撞击相对的探测器。

[0029] 对探测器34识别属于对应的电子-正电子湮灭事件的基本上同时的或者符合的伽马射线探测的对。这一处理可以包括(例如)开能量窗口(例如,舍弃处于设置在511keV左右的选定能量窗口以外的辐射探测事件)和符合探测电路(例如,舍弃时间上的相互间隔大于选定时间窗口的辐射探测事件的对)。

[0030] 在识别出事件的对时,响应线(LOR)处理器36对事件的对进行处理,以识别出连接两个伽马射线探测的空间LOR。由于通过正电子-电子湮灭事件发射的两个伽马射线是空间反向的,因而已知电子-正电子湮灭事件发生在LOR上的某处。在TOF-PET中,探测器以及时钟30的时间戳记具有足够高的时间分辨率,能够探测到两个基本符合伽马射线探测之间的渡越时间(TOF)差异。在这样的TOF PET成像系统中,TOF处理器38对符合对的每个事件的时间之间的差异进行分析,从而沿LOR对正电子-电子湮灭事件进行定位。

[0031] 重建引擎40将包括LOR的成像数据集(任选具有TOF定位)重建成存储在存储设备或内存42当中的图像,并且能够被显示、打印、归档、摄制、处理、传送至另一设备、显示到监视器44上等等。放射科医师或其他适当临床医师能够使用原始数据和/或经重建的图像来控制TOF-PET扫描器10,对对象进行诊断,等等。

[0032] 为了执行定量分析,例如,说明性的标准化摄取值(SUV)分析,SUV分析模块50应用由校准处理器24生成的SUV校准26将图像强度值转换为归一化组织放射性浓度值,从而生成SUV数据。如果SUV是在每像素的基础上计算的,那么将得到能够显示到监视器44上的SUV图像。或者,SUV可以是针对感兴趣区域(ROI)计算的,并呈现为针对ROI的数值,其同样适于显示到监视器44上。如本文讨论的,SUV校准26包括在每像素基础上的死时间校正。本文使用的“探测器像素”一词表示PET环20的能够探测单个事件的探测器像元。

[0033] 应当认识到,可以通过一个或多个处理部件执行上文描述的处理以及其他处理。因而,本文描述的处理可以通过单个处理部件、各独立处理部件、不同的处理部件组合和/或它们的组合进行处理。

[0034] 已经描述了对象成像,由描述校准处理器24执行以生成SUV校准26的处理。这一校准处理利用了在成像期间使用的基于符合的数据处理机构34、36。具体而言,如本文所述地基于使用对探测器34与所施加的时间偏移54测量的随机率估计每个像素的单一率。之后,使用每个像素的单一率估计该像素的死时间。

[0035] 为了执行校准,将圆柱形体模14放置到扫描器10内的等中心点,其圆柱轴被水平取向,即沿所述轴向,并横穿PET环20的平面。圆柱源含有处于高放射性水平处的放射性药

剂,例如F18,其中,随着所述放射性药剂衰变对真实的符合、随机事件和单一率对其进行评估。单一是指探测器20探测到的任何511keV事件,包括真实的符合事件以及随机事件和散射事件。真实符合事件由在符合时间窗口内探测到的两个511keV粒子构成,根据所述符合时间窗口可以推断出这两个511keV粒子是由单个电子-质子湮灭事件生成的。随机事件由在符合时间窗口内探测到的但实际上并非源自于单个电子-质子湮灭事件的两个511keV粒子(或者落在511keV能量窗口内的粒子)构成。

[0036] 不能将发生在符合时间窗口内的随机与真实的符合时间区分开。但是,这里应当认识到可以使用下文的基本原理测量随机率。由于构成所述随机的两个事件是统计独立的(例如,并非源自于共同的电子-质子湮灭事件),因而这样的事件的对的发生率应当与它们间隔的时间间隔无关。为了定量,将符合窗口指代为 Δt ,并指定分别发生在时间 t_1 和 t_2 处的两个单事件 s_1, s_2 。此外还定义偏移时间 T 。于是,将随机事件率定义为单一对 s_1, s_2 的率,对此而言, t_2-T 落在 t_1 的符合窗口 Δt 内。在这种估计当中,所述偏移 T 被选择为大到足以排除真实符合事件,换言之,在符合窗口 Δt 和偏移窗口 $T+ \Delta t$ 之间不存在交叠。由于各随机事件是统计独立的,因而偏移率(即,分别发生在时间 t_1, t_2 上的事件 s_1, s_2 的比率,其中, t_2-T 落在时间 t_1 的符合窗口 Δt 内)应当等于所述实际事件率。

[0037] 鉴于上述内容,于是能够通过对探测器34强加时间偏移54(前面指代为偏移 T)而测出随机率,使得利用符合探测设备34测量所述随机率。

[0038] 为了执行所述校准,通过PET扫描器10执行对体模14的列表模式采集,以采集用于校准PET扫描器10,尤其是探测器20的列表模式数据。校准源14位于机架ISO中心并与患者床平行,从而排除探测器变动的因素。周期性地执行列表模式采集,直到校准源衰变到使得明显死时间为零的水平。

[0039] 探测器20通常是可瘫痪探测器,其中,在死时间内发生在探测器处的单事件将重新开启死时间周期。明显死时间与探测器20(即,像素或晶体)的单一率直接相关。但是,PET系统的主要输出是真实的符合事件。典型地,每个探测器20,即像素或晶体的单一率是不可用的,也不容易在硬件数据链中获得。例如,可以在模块水平上将单一率作为测量探测器模块22的性能的某种类型的“暗电流”度量而测量。然而,在实践中,单事件和随机事件两者都具有跨像素对的局部空间变异。随机事件率与单一率,即,每个探测元件的单一率的平方成比例,并且继而与探测器死时间有关。如本文所公开的,使用对于每条LOR可容易地获得的随机事件,能够利用适当的信号分解方法估计出单一率。随机事件率是如前所述使用延迟技术估计的,所述技术向符合路径之一添加时间延迟偏移54,例如, $T=100\text{ns}$,使得将具有这一偏移54的“符合”事件分类为随机事件和非真实符合事件,并使用测量符合率的相同机构在每探测器像素对的基础上测量随机率。

[0040] 继续参考图2,并且进一步参考图3,校准处理器24通过在SUV校准期间直接测量单一率而确定单一率与放射性药剂的放射性的关系。参考图3,校准处理器24针对整个系统使在SUV校准期间采集的单一率平均化,并将平均值分配给每个探测器20,图3对着探测器曝光量,即,体模的放射性绘制了其曲线图。探测器20的像素在机架中被布置为沿切线方向 x 具有大约 $N_x=576$ 个探测器元件,沿轴向 y 大约有 $N_y=40$ 个探测器元件,从而在该系统中得到23040个,即, 576×40 个或者 $N_x \times N_y$ 个像素。继续参考图3,所述曲线图接近线性,但是随着平均单一率的提高斜率是下降的,从而指示探测器20的瘫痪状态。再次,这一亚线性斜率

的原因在于某些单事件未能被探测到,因为其发生在探测器像素的死时间期间,同时探测器像素正在从前一单事件的探测进行复位。就常规而言,在图3的SUV校准中的捕获的亚线性关系将提供死时间校正,但这是系统级校正,因而不能考虑不同探测器像素的不同死时间。

[0041] 单一率相对于测量的死时间的关系就是所确定的死时间校正因子,其是在SUV校准期间通过(例如)提取作为图3的数据的亚线性度量的死时间而测量的。参考图4,对着每像素单一率绘制死时间校正因子的曲线图(图的左侧)。所述死时间校正因子被适当地实施为符合窗口的乘数,以对由于随机事件使探测器20瘫痪而导致的死时间进行补偿。备选地或额外地,校准处理器24根据所述死时间因子,或者直接根据图3的数据计算活时间因子。活时间因子是死时间校正因子的倒数-而死时间测量探测器像素由于瘫痪而不起作用的时间部分,而活时间测量探测器起作用,即,处于非瘫痪状态下的时间部分。换言之,活时间是死时间的备选(即倒数)表示,并且当在本文以最广义使用时,“死时间”一词包含其倒数或活时间值的表示。从图4可以看出,活时间相较于死时间具有实践上的优点,其中,活时间是处于0和1之间的范围内的真实概率型值。可以将活时间看作是在处理额外数据期间探测器20的数据损失概率。活时间因子是作为探测器20的每像素单一率的函数计算的(图的右侧)。图4的左手侧是死时间校正因子对单一率,图4的右侧是活时间因子对单一率。两者曲线图按互逆方式描绘了同一校正。在较低的单一率处,活时间因子为1,指示探测器能够捕获所有的光子,即,未瘫痪。随着单一率的提高,活时间因子下降。这意味着,有更多的单事件或计数未被探测到。

[0042] 图3-4的处理通常是在模块级别或系统级别上执行的,因为未使用PET符合探测设备34、36。这意味着,就常规而言,所述SUV校准不能提供每探测器像素的死时间。

[0043] 参考图5,作为一个像素的具有时间偏移54的“符合”事件的比率被测得的随机率,即,延迟率通常是单一率的平方函数,即,针对探测器像素对i、j(其中,探测器像素i具有(金标准)单一率 S_i ,探测器j具有(金标准)单一率 S_j),像素对i、j的随机事件率 R_{ij} 为 $R_{ij} \propto S_i \times S_j$ (其中,符号 \propto 是按照其常规含义使用的,以指代比例关系)。在一个实施例中,使用每个探测元件的单一率,其是使用关系 $R_{ij} = 2\tau S_i S_j$ 测量的,其中, τ 是符合窗口宽度,并且 R_{ij} 是在施加了偏移54的情况下使用符合结构34、36针对每个像素对i、j采集的。在另一实施例中,对于SUV校准而言,在考虑了归一化差异(由于圆柱形校准源14的径向对称,并且忽略了任何的像素之间的变异)之后,所有的探测元件的单一率是一致的,并且因此可以将在多个像素上求平均的系统单一率取作每探测器像素的单一率。

[0044] 在下本文,将更加详细地描述有随机事件率计算出的每探测器像素的单一率 R_{ij} 。探测器对i和j之间的测量的随机率(本文中又称为延迟率)根据下式与每个探测器i和探测器j的对应单一率有关:

$$R_{ij} = 2\tau S_i * S_j \quad (1)$$

[0046] 其中, R_{ij} 是从i到j的响应线的测量的随机率; τ 是符合窗口宽度; S_i 和 S_j 是对应探测器像素i和j上的单一率。可以针对机架内的每个能够定义响应线的像素对i、j解所述方程(在适当的方案中,针对连接像素的线穿过成像区域16的每个像素对i、j定义LOR)。考虑所有这样的像素对i、j,方程1形成非线性方程组,一个方程针对每个探测器对,其中, R_{ij} 是来自于SUV校准的已知随机率测量结果, S_i 和 S_j 是未知数。所述方程组是严重超定的,因为每

个像素i可以与大量的其他像素j配对，并且反之亦然。在一个实施例中，校准处理器24使用全局优化法，例如，最小二乘极小化方法等解所述非线性方程组。

[0047] 在另一实施例中，参考图6，校准处理器通过生成随机事件的2D直方图600、602、604来求解非线性方程组。直方图600、602、604是具有缩放因子的单一率的映射。所述缩放因子是按下式获得的：

$$[0048] \alpha = \frac{s}{\sum s_{xy}} \quad (2)$$

[0049] 其中，S是系统单一率(例如，如图3的校准数据中提供的)， s_{xy} 是针对2D空间中的探测器像素根据随机事件导出的单一率，其中， $x=0, 1 \dots N_x$ ，并且 $y=0, 1 \dots N_y$ 。所有的个体单一率的加和应当与系统单一率S相同。针对机架内的探测器环20的上半部分606和下半部分608对直方图600、602、604进行划分。在这一具体实施例中，总共有6帧表示整个身体扫描的床位置的一部分，其中，继续参考图6，示出了帧2的直方图600、帧4的直方图602和帧6的直方图604。每个像素的强度对应于根据随机事件导出的单一率。在一个实施例中，单一率被表示为直方图中的颜色。在另一实施例中，根据灰度级强度对单一率进行视觉表示。从直方图600、602、604可以看出，具有高单一率的像素与具有低单一率的像素存在高达30%的变动。在另一实施例中，可以通过查找表格表示所述2D直方图。

[0050] 为了获得每个像素的死时间，校准处理器24计算处于每条LOR的末端的两个像素i和j的活时间(LT)。校准处理器24使用下式将所述活时间作为每个探测器的单一率的组合来计算：

$$[0051] LT_{ij} = f(S_i) * f(S_j) \quad (3)$$

[0052] 其中，f是每像素的单一率的活时间因子， LT_{ij} 是i和j之间的LOR的活时间因子。例如， $f(S_i)$ 是对应于从图4的曲线图读出的单一率 S_i 的活时间因子。将死时间校正因子作为如下式描绘的针对LOR的活时间因子的倒数予以计算：

$$[0053] DT_{ij} = \frac{1}{LT_{ij}} \quad (4)$$

[0054] 其中， DT_{ij} 是针对从i到j的每条LOR的死时间校正因子。在一种用于实施所述校正的说明性方案中，使用所确定的死时间校正因子 DT_{ij} 作为对符合窗口 Δt 的乘数，以针对该死时间对真实符合率进行校正。校准处理器24将死时间校正因子 DT_{ij} 作为SUV校准的部分存储到校正存储器26当中，以供系统在执行SUV或者对患者图像的其他定量分析时使用。

[0055] 参考图7，作为总结，其示出了一种用于计算每像素的死时间校正因子的方法。在步骤702中，采集校准体模14的列表模式数据。在步骤704中，根据所述列表模式数据计算每条LOR的随机率，其方式是将所述对探测器34应用于所述具有偏移54的列表模式数据。在步骤706中，根据方程1生成随机率方程的非线性系统，并对其进行求解，以生成每个探测器像素处的单一率。可以如参考图6所述使用2D直方图等对该非线性系统求解，或者通过最小二乘优化法等对其进行求解。在步骤708中，适当地使用方程3计算每个符合对的LOR的活时间因子。在步骤710中，按照方程4将死时间校正因子作为每条LOR的活时间的倒数予以计算。

[0056] 可以对图3的SUV校准进行调节，以去除死时间引入的非线性，因为现在通过(例如)将符合窗口缩放为 $DT_{ij} \Delta t$ 而对死时间进行单独校正。一种这样做的方式是将单一率对放射性曲线的下面部分拟合至直线，因为在SUV校准的这一区域当中死时间是可忽略的。将这一线性化的SUV校准曲线适当地存储为SUV校准26的部分(连同图4的数据或者由其导出

的参数方程(例如,函数f)以及任选的图5或者由这一曲线提取的缩放因子 τ)。

[0057] SUV分析模块50可以对SUV校准26做如下应用。在给定对象的列表模式成像数据集的情况下,通过将对探测器34应用于具有偏移54的列表模式数据而获得每条LOR i, j 的随机 R_{ij} 。应用方程1生成方程组,通过解该方程组确定相应的探测器像素 i, j 的单一率 S_i 和 S_j 。之后,应用(利用被存储为SUV校准26的部分的图4的校准数据作为函数f)方程3生成LOR i, j 的活时间 LT_{ij} 。因而,根据图4,死时间 DT_{ij} 是其倒数。尔后,通过常规方式对所述列表模式成像数据进行处理,例如,在没有偏移54的情况下应用符合设备34、36,但是其中,根据 DT_{ij} Δt 调节每个像素对 i, j 的符合窗口,以便生成由重建引擎40进行重建以生成具有死时间校正的图像的LOR数据。由于通过消除死时间的失真影响而使这一图像更为准确,因而这一图像其本身就是可用的。如果希望定量分析,那么通过所述SUV校准曲线的线性化版本(即,图3的线性化版本,其再次被存储为SUV校准26的部分)对该图像进行处理,从而将强度值转化为(归一化)活性或摄取水平。

[0058] 如此处使用的,存储器包括任何存储数据的设备或系统,例如,随机存取存储器(RAM)或只读存储器(ROM)。包括处理器在内的电子数据处理设备结合适当的固件或软件实施各种处理部件24、34、36、38、40、50。这样的电子数据处理设备可以包括任何对输入数据进行处理以生成输出数据的设备或系统,例如,微处理器、微控制器、图形处理单元(GPU)、专用集成电路(ASIC)、FPGA等;控制器包括任何对另一设备或系统加以控制的设备或系统,并且通常包括至少一个处理器;用户输入设备包括任何允许该用户输入设备的技术人员向另一设备或系统提供输入的设备,例如,鼠标或键盘;显示设备包括任何用于显示数据的设备,例如,液晶显示器(LCD)或发光二极管(LED)显示器。

[0059] 已经参考优选实施例描述了本发明。在阅读并理解了前述详细说明的同时,本领域技术人员可能想到修改和变化。这意味着,应当将本发明推断为包括所有此类落在所附权利要求或者其等价方案的范围内的修改和变化。

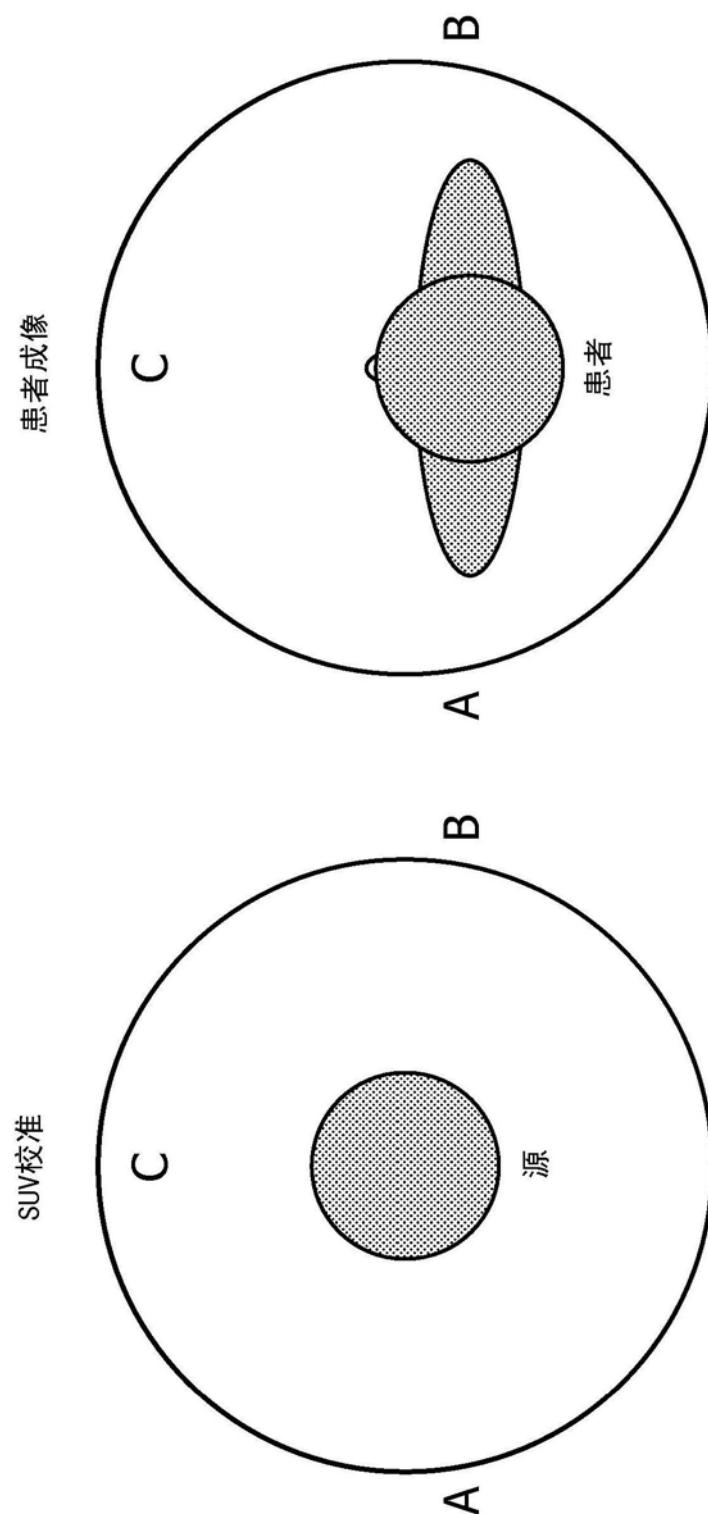


图1现有技术

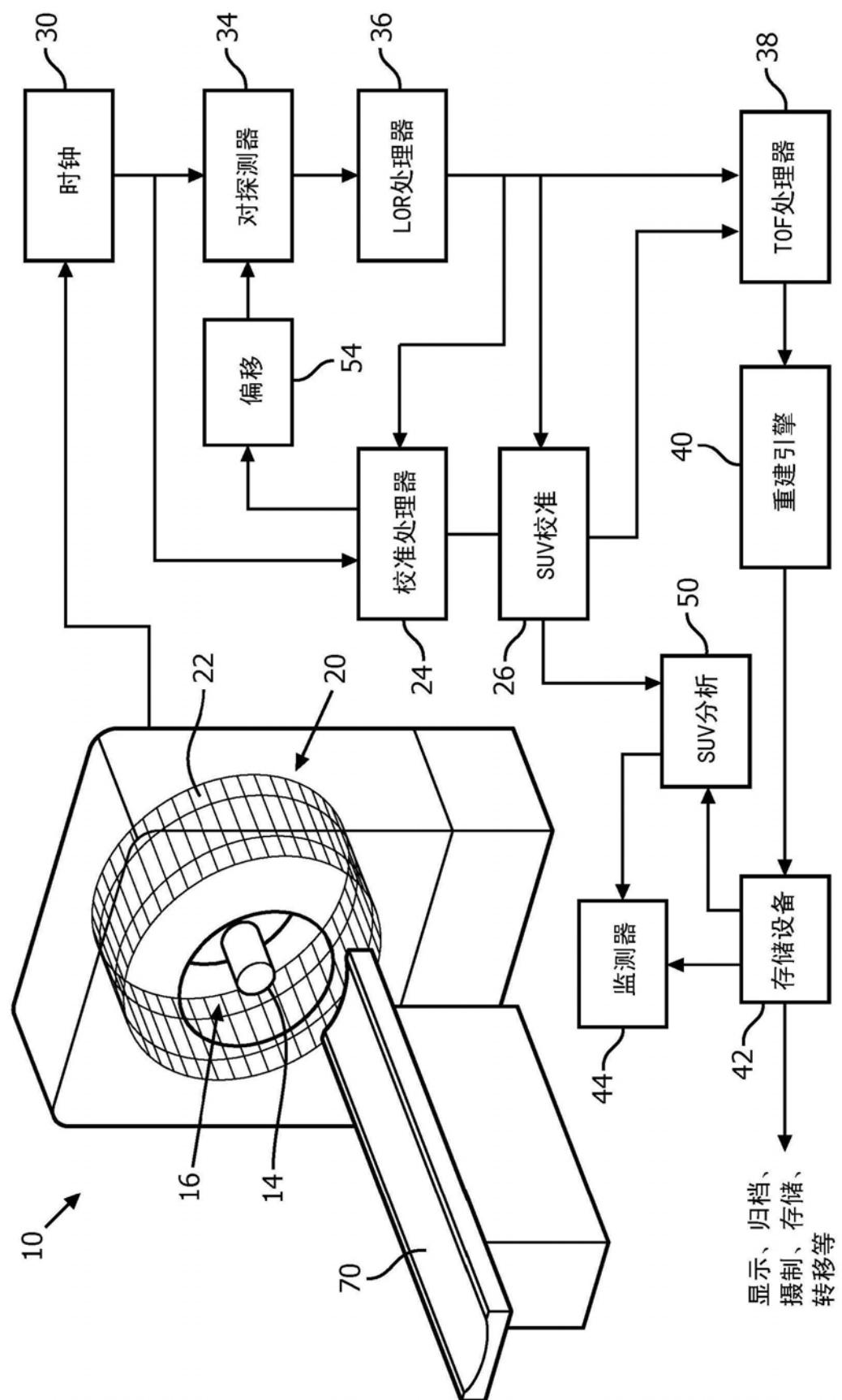


图2

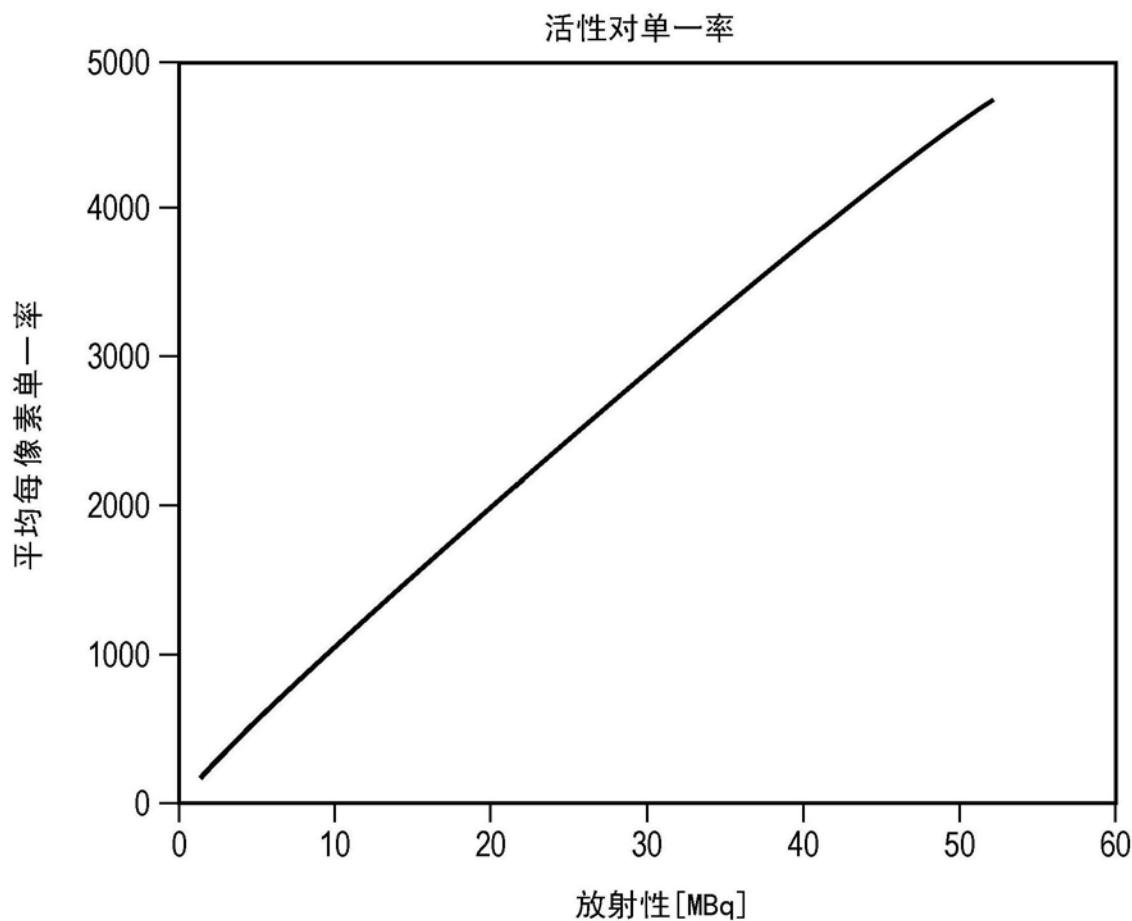


图3

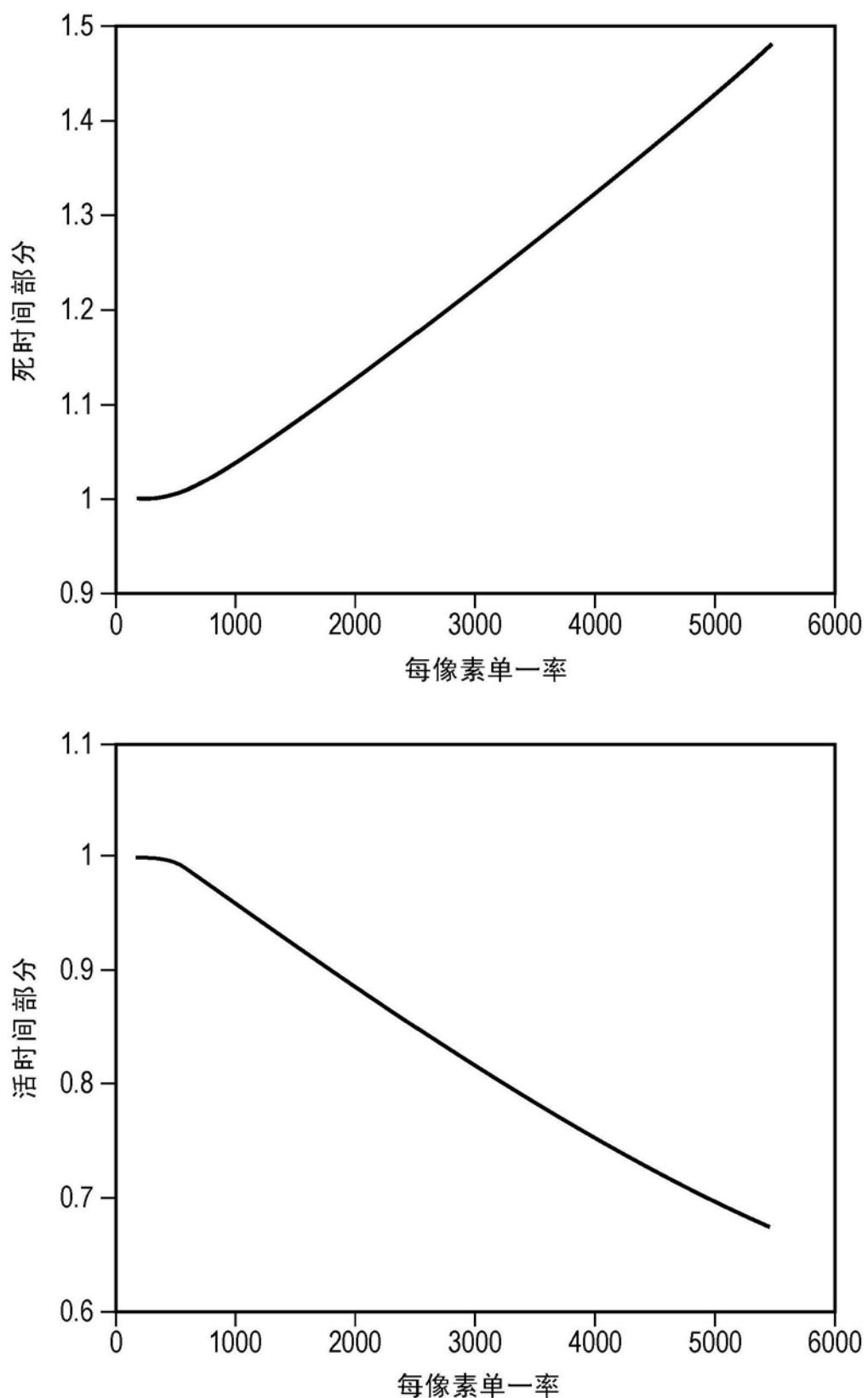


图4

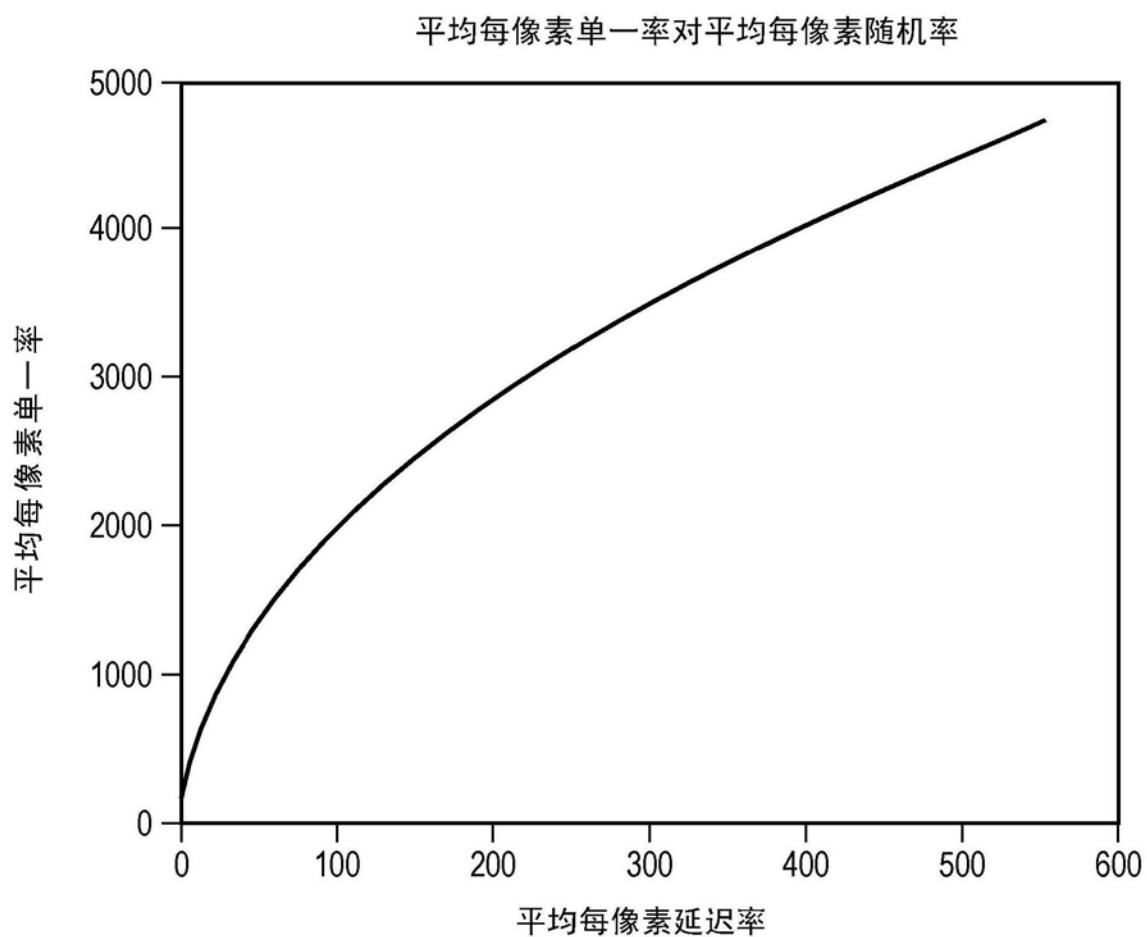


图5

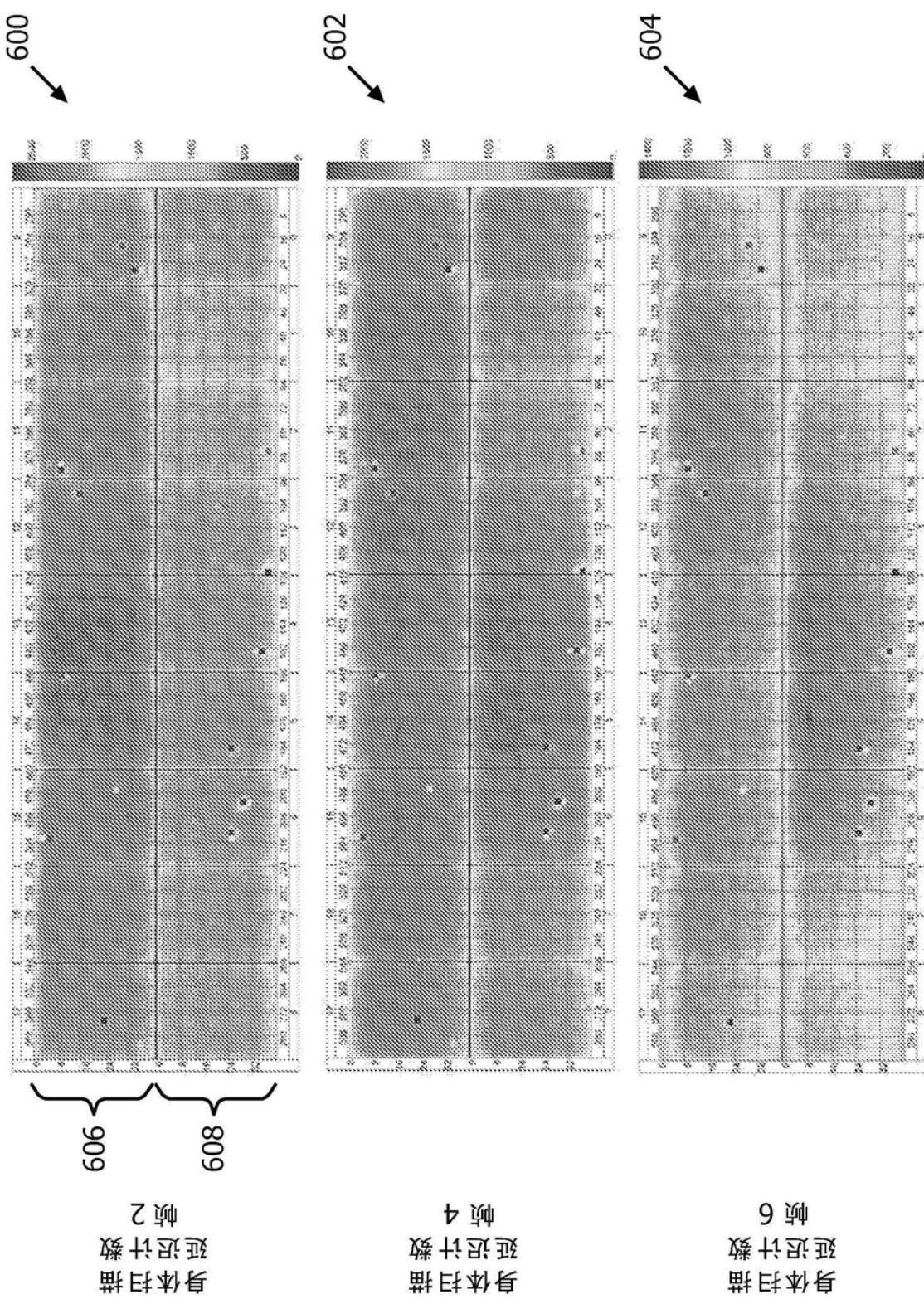


图6

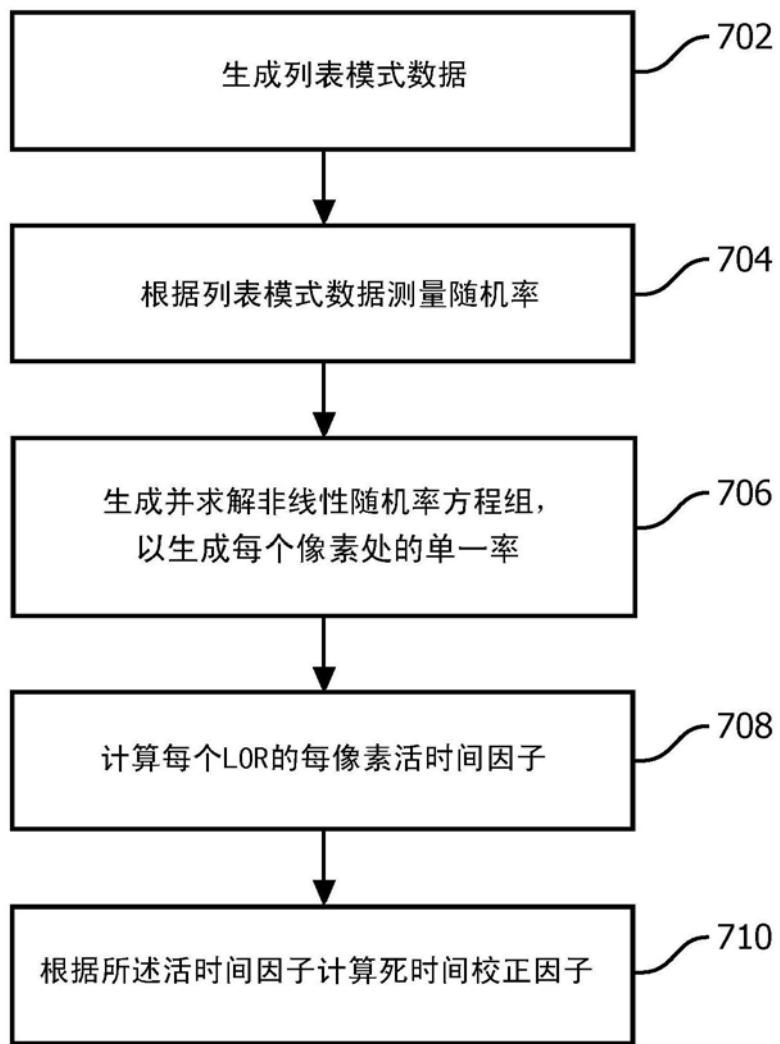


图7