



(21) 申请号 201880020713.0

(22) 申请日 2018.03.26

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110536640 A

(43) 申请公布日 2019.12.03

(30) 优先权数据
62/476,062 2017.03.24 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.24

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/057623 2018.03.26

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/172566 EN 2018.09.27

(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 A·F·萨洛蒙 张滨 A·格迪克
P·奥利维尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 刘兆君

(51) Int.Cl.
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101528131 A, 2009.09.09
CN 101855564 A, 2010.10.06
US 2008107229 A1, 2008.05.08
US 2016174919 A1, 2016.06.23
CN 101238391 A, 2008.08.06
CN 101305297 A, 2008.11.12
CN 101536913 A, 2009.09.23
CN 101077303 A, 2007.11.28
CN 101681520 A, 2010.03.24
US 2014148684 A1, 2014.05.29
US 2008273785 A1, 2008.11.06
CN 102781331 A, 2012.11.14

审查员 吴琼

权利要求书3页 说明书9页 附图6页

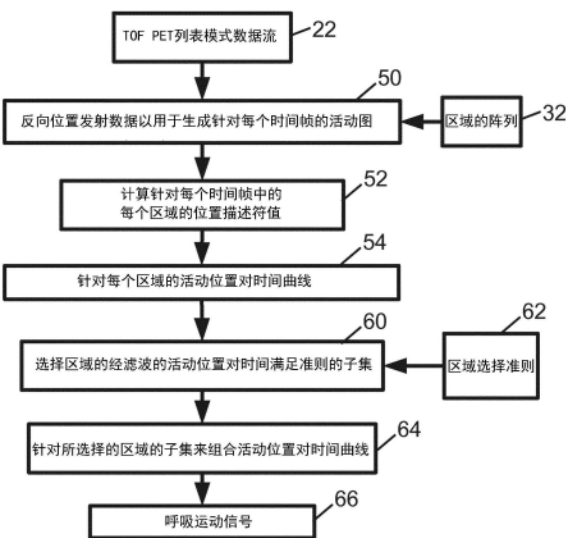
(54) 发明名称

从PET列表数据中的呼吸运动信号的噪声鲁棒的实时提取

(57) 摘要

一种在由正电子发射断层摄影(PET)或单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像设备(10)采集的成像视场(FOV)中的成像对象的发射数据(22)上操作的运动信号生成方法。在所述成像FOV中定义区域的阵列(32)而无需参考所述成像对象的解剖结构。针对在成像FOV中定义的区域阵列的每个区域,根据由PET或SPECT成像设备采集的所述发射数据来计算活动位置对时间曲线(54)。对所述活动位置对时间曲线进行频率选择性滤波,以生成经滤波的活动位置对时间曲线。通过组合区域的至少所选择的子集的经滤波的活动位置对时间曲线来生成至少一个运动信

号(66)。



1. 一种发射成像数据处理设备,包括:

电子处理器(20);以及

存储有指令的非瞬态存储介质,所述指令可由所述电子处理器读取和运行以执行呼吸运动信号生成方法,所述呼吸运动信号生成方法包括:

操作正电子发射断层摄影(PET)或单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像设备(10)以采集成像视场(FOV)中的成像对象的发射数据(22);

针对在所述成像视场中定义的区域(32)中的每个区域,根据由所述正电子发射断层摄影或单光子发射计算机断层摄影成像设备采集的所述发射数据来计算活动位置对时间曲线(54);以及

在对所述活动位置对时间曲线进行频率选择性滤波以选择呼吸频带中的内容之后,通过组合区域的所述阵列中的所述区域的至少子集的所述活动位置对时间曲线来生成至少一个呼吸运动信号(66);

其中,从由所述正电子发射断层摄影或单光子发射计算机断层摄影成像设备(10)采集的所述发射数据(22)计算所述活动位置对时间曲线(54)包括:

根据由所述正电子发射断层摄影或单光子发射计算机断层摄影成像设备采集的所述发射数据来生成针对相继的时间间隔的所述区域的活动图;以及

为针对相继的时间间隔的所述区域的所述活动图计算统计活动位置描述符的值;并且

其中,所述统计活动位置描述符包括所述活动图的中心的沿着与所述成像对象的轴向解剖轴(z)平行的横向方向的位置,和/或所述活动图的中心距所述成像对象的轴向解剖轴(z)的最小距离。

2. 根据权利要求1所述的发射成像数据处理设备,其中,所述呼吸运动信号生成方法还包括:

选择区域的所述阵列(32)中的所述区域的子集,对于所述子集,所述活动位置对时间曲线(54)包括满足区域选择准则(62)的所述呼吸频带中的内容;

其中,在对所述活动位置对时间曲线进行频率选择性滤波以选择所述呼吸频带中的内容之后,通过组合区域的所述阵列中的区域的仅选择的子集的所述活动位置对时间曲线来生成所述至少一个呼吸运动信号(66)。

3. 根据权利要求2所述的发射成像数据处理设备,其中,

在初始相继时间间隔中,执行对区域的所述阵列(32)中的所述区域的所述子集的所述选择;以及

在选择区域的所述阵列中的区域的所述子集之后,针对所述初始相继时间间隔之后随后的相继时间间隔仅使用区域的所述阵列中的区域的所选择的子集来执行所述活动位置对时间曲线的计算(54)和所述至少一个呼吸运动信号(66)的生成。

4. 根据权利要求2-3中的任一项所述的发射成像数据处理设备,其中,所述呼吸运动信号生成方法还包括:

如果区域的所述阵列中的区域的所选择的子集包括满足所述区域选择准则的小于阈值数量的区域,则输出所述呼吸运动信号(66)的零值(62)。

5. 根据权利要求1-3中的任一项所述的发射成像数据处理设备,其中,所述活动位置对

时间曲线(54)的计算和所述至少一个呼吸运动信号(66)的生成与操作所述正电子发射断层摄影或单光子发射计算机断层摄影成像设备(10)以采集所述成像视场中的所述成像对象的发射数据(22)同时进行,并且所述呼吸运动信号生成方法还包括:

操作显示器(26)以在所述正电子发射断层摄影或单光子发射计算机断层摄影成像设备的操作期间显示作为时间的函数的所述呼吸运动信号。

6. 根据权利要求1-3中的任一项所述的发射成像数据处理设备,其中,所述呼吸运动信号生成方法还包括:

在所述成像视场中定义区域的所述阵列(32)而无需参考所述成像对象的解剖结构。

7. 根据权利要求1-3中的任一项所述的发射成像数据处理设备,其中,所述呼吸运动信号生成方法还包括:

在所述成像视场中定义区域的所述阵列(32),区域的所述阵列具有所述区域的交叠。

8. 根据权利要求1-3中的任一项所述的发射成像数据处理设备,其中,

所述操作包括操作飞行时间(TOF)正电子发射断层摄影成像设备(10),以采集包括响应线(LOR)的发射数据(22),所述响应线具有沿所述响应线的飞行时间定位;以及

从所述发射数据生成针对相继的时间间隔的所述区域的所述活动图包括将每条响应线沿着所述响应线反向定位到其最大飞行时间似然位置。

9. 根据权利要求1-3中的任一项所述的发射成像数据处理设备,其中,生成所述至少一个呼吸运动信号(66)包括:

对所述活动位置对时间曲线(54)进行频率选择性滤波以选择所述呼吸频带中的内容;

计算每个经滤波的活动位置对时间曲线与参考呼吸运动信号的相关性;以及

将每个经滤波的活动位置对时间曲线与所述呼吸运动信号相加或相减,其中,基于所述相关性的符号来选择相加或相减。

10. 根据权利要求1-3中的任一项所述的发射成像数据处理设备,其中,生成所述至少一个呼吸运动信号(66)包括:

对所述活动位置对时间曲线(54)进行频率选择性滤波以选择所述呼吸频带中的内容;

计算每个经滤波的活动位置对时间曲线与参考呼吸运动信号的相关性;

基于所计算的相关性来将所述成像视场分成两个或更多个部分;以及

对于所述成像视场的每个部分,将针对所述成像视场的该部分中的区域的经滤波的活动位置对时间曲线进行组合,以生成针对所述成像视场的该部分的呼吸运动信号。

11. 一种在由正电子发射断层摄影(PET)或单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像设备(10)采集的成像视场(FOV)中的成像对象的发射数据(22)上操作的运动信号生成方法,所述运动信号生成方法包括:

在所述成像视场中定义区域的阵列(32)而无需参考所述成像对象的解剖结构;

针对在所述成像视场中定义的区域中的每个区域,根据由所述正电子发射断层摄影或单光子发射计算机断层摄影成像设备采集的所述发射数据来计算活动位置对时间曲线(54);

对所述活动位置对时间曲线进行频率选择性滤波,以生成经滤波的活动位置对时间曲线;以及

通过组合区域的所述阵列中的所述区域的至少子集的经滤波的活动位置对时间曲线

以选择呼吸频带中的内容来生成至少一个运动信号(66)；

其中，从由所述正电子发射断层摄影或单光子发射计算机断层摄影成像设备(10)采集的所述发射数据(22)计算所述活动位置对时间曲线(54)包括：

根据由所述正电子发射断层摄影或单光子发射计算机断层摄影成像设备采集的所述发射数据来生成针对相继的时间间隔的所述区域的活动图；以及

为针对相继的时间间隔的所述区域的所述活动图计算统计活动位置描述符的值；并且

其中，所述统计活动位置描述符包括所述活动图的中心的沿着与所述成像对象的轴向解剖轴(z)平行的横向方向的位置，和/或所述活动图的中心距所述成像对象的轴向解剖轴(z)的最小距离。

12. 根据权利要求11所述的运动信号生成方法，还包括：

选择区域的所述阵列(32)中的所述区域的子集，对于区域的所述子集，所述活动位置对时间曲线(54)包括满足区域选择准则(62)的频带中的内容；

其中，通过组合区域的所述阵列中的区域的仅所选择子集的经滤波的活动位置对时间曲线来生成所述至少一个运动信号(66)。

13. 根据权利要求11所述的运动信号生成方法，其中，所述成像视场中的区域的所述阵列(32)被定义有所述区域的交叠。

14. 根据权利要求11-13中的任一项所述的运动信号生成方法，其中，所述成像视场中的所述成像对象的所述发射数据(22)由具有飞行时间定位的正电子发射断层摄影成像设备(10)采集，并且从所述发射数据生成针对相继的时间间隔的区域的所述活动图包括将每条发射数据的响应线(LOR)沿着所述响应线反向定位到其最大飞行时间似然位置。

15. 根据权利要求11-13中的任一项所述的运动信号生成方法，其中，生成所述至少一个运动信号(66)包括：

计算每个滤波活动位置对时间曲线(54)与参考运动信号的相关性；以及

将每个经滤波的位置对时间曲线与所述呼吸运动信号相加或相减，其中，基于所述相关性的符号来选择相加或相减。

从PET列表数据中的呼吸运动信号的噪声鲁棒的实时提取

技术领域

[0001] 以下总体涉及医学成像领域、发射成像领域、正电子发射断层摄影 (PET) 成像领域、单光子发射计算机断层摄影 (SPECT) 成像领域、患者监测领域、呼吸监测领域和相关领域。

背景技术

[0002] 在诸如正电子发射断层扫描 (PET) 或单光子发射计算机断层扫描 (SPECT) 的发射成像中,向患者或其他成像对象施用放射性药物,所述放射性药物被设计为优选地积聚在靶器官或组织中并且包括放射性同位素,例如PET中的正电子发射同位素。将成像对象加载到成像设备(例如,用于PET成像的PET扫描器,或用于SPECT成像的 γ 相机)中,并且通常使用迭代重建算法来收集和重建发射成像数据,以生成重建图像。为了提高准确度,可以提供成像对象的衰减图,例如从对象的透射计算机断层摄影 (CT) 图像计算,并且衰减图用于校正对成像对象的身体中检测到的辐射的衰减的重建(例如在PET的情况下为511keV伽马射线)。

[0003] 根据感兴趣区域的尺寸,对象可以在整个发射成像会话保持单个固定位置;或者,如果要对比在成像设备的单个视场 (FOV) 中捕获的更大的体积进行成像,则可以采用多阶段成像,其中对象支撑体(例如,卧榻)逐步地移动患者通过成像FOV,在每个步骤获得单独的图像。连续的患者运动也是可能的,即患者可以在成像数据采集期间以连续方式移动通过FOV,并且在采集时针对患者位置调整所得数据以生成大于成像设备FOV的图像。

[0004] 已知的图像劣化源是对象的运动。一种这样的运动源是呼吸。减少呼吸运动伪影的一种方法是处理在单个呼吸阶段期间获得的数据-为此目的,通常选择呼气末,因为它相对静止且持续时间相对较长(通常为呼吸循环的约30%)。可以使用呼吸带或其他专用设备来监测呼吸。然而,这样的设备对于患者来说可能是不舒服的,并且可能贡献于测量的辐射的散射和/或吸收,从而降低图像质量。

[0005] 被称为“数据驱动”方法的其他方法试图从发射成像数据中提取呼吸信号。这种方法在诸如透射计算机断层摄影 (CT) 成像的成像模态的情况下是有效的,其中获得强信号,从该信号可以描绘和监测诸如肺/膈膜界面的解剖特征以用于呼吸运动。数据驱动的方法不太容易应用于发射成像。这是由于为了患者的放射安全性而使用的放射性药物剂量低,这导致低发射信号强度并因此导致低的信噪比 (SNR)。此外,发射成像通常捕获功能信息,例如高代谢致癌肿瘤通常是“明亮”特征或“热点”,这是由于肿瘤中的高血管系统导致肿瘤中施用的放射性药物的高浓度。

[0006] Kesner的美国专利US 2008/0273785 (“Kesner”)公开了一种用于提取呼吸信号的数据驱动方法,用于PET图像的回顾性门控。在该方法中,以0.5秒的时间间隔生成PET图像的时间序列,并且针对图像的每个体素提取经频率滤波的活动对时间曲线。通过滤波以限制呼吸频率,预期活动对时间曲线与呼吸相关,并且这些曲线被组合以产生呼吸信号。可以采用体素加权,其中体素权重基于活动-时间-曲线的平均值,或者基于体素与空间梯度的

接近度。可以将一些体素权重设置为零,以便排除那些体素对组合呼吸信号的贡献。

[0007] 以下公开了新的和改进的装置和方法。

发明内容

[0008] 在一个公开的方面,一种发射成像数据处理设备包括电子处理器和存储有指令的非瞬态存储介质,所述可由电子处理器读取和运行,以执行如下的呼吸运动信号生成方法。操作正电子发射断层摄影(PET)或单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像设备以采集成像视场(FOV)中的成像对象的发射数据。针对在成像FOV中定义的区域阵列的每个区域,根据由PET或SPECT成像设备采集的发射数据来计算活动位置对时间曲线。在对活动位置对时间曲线进行频率选择性滤波以选择呼吸频带中的内容之后,通过组合区域阵列中的至少一个区域的子集的活动位置对时间曲线来生成至少一个呼吸运动信号。

[0009] 在另一个公开的方面,一种运动信号生成方法对由PET或SPECT成像设备采集的成像FOV中的成像对象的发射数据进行操作。所述运动信号生成方法包括:在所述成像FOV中定义区域阵列而无需参考所述成像对象的解剖结构。针对在成像FOV中定义的区域阵列的每个区域,根据由PET或SPECT成像设备采集的所述发射数据来计算活动位置对时间曲线;对所述活动位置对时间曲线进行频率选择性滤波,以生成经滤波的活动位置对时间曲线;并且通过组合滤波的活动位置对时间曲线来生成至少一个运动信号。

[0010] 在另一个公开的方面中,公开了一种发射成像数据处理设备,包括:PET或SPECT成像设备,电子处理器和存储有指令的非瞬态存储介质,所述指令可由电子处理器读取和运行,以执行呼吸运动信号生成方法。所述方法包括:操作所述PET或SPECT成像设备以采集成像FOV中的成像对象的发射数据;针对相继的时间间隔,从所述发射数据计算在所述成像FOV中定义的区域中的活动图;从所述活动图计算经轴活动位置对时间曲线,经轴活动位置包括活动图的中心距成像对象的轴向解剖轴(z)的最小距离;并且至少基于横轴活动位置对时间曲线来生成呼吸运动信号。

[0011] 一个优点在于产生具有降低噪声的呼吸信号。

[0012] 另一个优点在于提供更鲁棒的发射成像呼吸门控。

[0013] 另一个优点在于提供以低时间延迟生成的呼吸信号,以便与发射成像数据收集同时显示。

[0014] 另一个优点在于提供来自发射数据的自动呼吸信号生成,而无需参考成像对象的解剖结构。

[0015] 另一个优点在于从发射数据提供自动呼吸信号生成,所述发射数据检测是否存在呼吸运动。

[0016] 另一个优点在于从发射数据提供一个以上的呼吸信号生成,这使得能够检测例如上腹部和下腹部中的呼吸运动之间的相移。

[0017] 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

[0018] 本发明可以采取各种部件和各部件的布置以及各种步骤和各步骤的安排的形式。附图仅出于图示优选的实施例的目的并且不应被解释为对本发明的限制。

[0019] 图1示意性地图示了发射成像设备,其提供成像以及数据驱动的呼吸运动信号的生成。

[0020] 图2示意性地图示了由图1的设备适当地执行的呼吸运动信号的数据驱动的生成。

[0021] 图3-6示意性地示出了图2中所示的生成呼吸运动信号的数据驱动方法的各方面。

具体实施方式

[0022] 回顾性呼吸门控的方法,例如本文先前讨论的Kesner的方法,具有某些缺点。它们需要针对每个时间间隔(例如,Kesner中的0.5秒时间窗口)执行图像重建,以便确定每个时间间隔中每个体素的活动。进行时间分辨率(通过使用较短时间窗口改进)与噪声(通过使用较长时间窗口来针对每幅重建图像改进)之间的折衷。图像重建在计算上是昂贵的,不利于实时呼吸信号提取,并且不能以有效的方式利用飞行时间定位。

[0023] 原则上可以通过组合在成像视场(FOV)中的所有体素的活动对时间曲线以生成呼吸信号来降低噪声。然而,大多数体素将不具有强呼吸信号分量,因此可能比组合呼吸信号的信号贡献更多的噪声。基于活动对时间曲线的平均值或者基于体素与空间梯度的接近度的体素加权可以用于优选地将具有更强的呼吸循环分量的体素组合。然而,基于活动对时间曲线的平均值的加权本身可能由于该曲线的噪声而是有噪声的;而基于与空间梯度的接近度的加权需要处理重建图像以识别大空间梯度的区域,并且即使这样,这些梯度也可能与强的呼吸信号分量无关。

[0024] 本文公开的数据驱动的呼吸运动信号生成技术克服了现有技术的这些和其他缺点。本文公开的方法是解剖学不可知的,并且不需要患者的大空间梯度或其他解剖学特征的区域(或重建后处理识别)的先验知识。所公开的方法很好地适合于发射成像,因为它们呼吸信号提取自动聚焦在所谓的“热点”上,即随着呼吸运动而移动的具有高放射性病变尺寸的区域。所公开的方法是基于区域的,而不是基于体素的,并预计表现出改善的SNR。这些区域可以根据预期的病变大小进行调整,但不需要在位置或大小方面与现存的病变相匹配。此外,所公开的方法自动检测成像FOV何时不受呼吸运动的强烈影响,在这种情况下,可以适当地省略呼吸运动校正。

[0025] 所公开的呼吸运动信号生成方法具有其他优点。他们不采用计算成本高昂的图像重建,而是采用反向-定位。通常,通过针对检测到的衰减事件计算三维空间中最可能的衰变事件位置来执行反向定位。在飞行时间(TOF)正电子发射断层扫描(PET)成像的情况下,反向定位可以有利地利用沿着响应线(LOR)的TOF定位来提供更准确的反向-定位。在这种情况下,根据高斯分布模型(或其他选择的概率分布),为每个事件适当地分配沿LOR的位置概率,并且该事件的反向定位是找到最大概率值的位置。在非TOF PET或单光子发射计算机断层扫描(SPECT)成像的情况下,反向定位可以通过例如将针对每个像素的反向位置值设置为对通过体素的LOR或SPECT投影的计数来执行。在任一种情况下,通过反向定位快速生成活动图有助于在需要时执行呼吸运动信号的实时提取。此外,与简单的体素活动对时间曲线相比,所公开的方法为每个区域生成活动位置曲线,从而提供额外信息。在所公开方法

的一些实施例中,生成经轴和横轴运动曲线两者,其可以更有效地捕获呼吸运动的空间特征。

[0026] 参考图1,说明性发射成像系统包括组合式正电子发射断层摄影(PET)/透射计算机断层摄影(CT)成像设备8,其包括PET成像机架或扫描器10以及CT成像机架或扫描器12两者,安装有同轴的膛,使得患者可以被装载到共同的患者台14上并且被装载到用于CT成像的CT扫描架12或用于PET成像的PET扫描架10中。PET成像机架或扫描器10具有用于检测511keV伽马射线的辐射检测器,并且响应线(LOR)由假定源自单个正电子-电子湮灭事件的两个基本上同时的伽马射线检测限定。在一些实施例中,PET扫描架的辐射检测器是高速检测器,其能够检测由单个正电子-电子湮灭事件发射的两个511keV伽马射线的检测之间的时间差。该测量的时间差使得能够进行沿着LOR的正电子湮灭事件的进一步的飞行时间(TOF)定位。每个LOR都标记有采集时间(有限TOF差异通常在皮秒级,并且对于LOR时间戳目的是可忽略的)。CT机架12(如果提供的话)采集透射CT图像16,其可以例如通过将CT图像16的亨氏数适当地转换为511keV(正电子湮灭事件期间发射的伽马射线)处的相应的吸收值来生成衰减图18。通过非限制说明性示例,说明性PET/CT成像设备成像扫描器8可以是VereosTM数字PET/CT扫描器的PET机架,可从荷兰埃因霍温的皇家飞利浦有限公司获得。

[0027] 说明性发射成像设备是PET成像设备10,其以时间戳LOR的形式采集发射成像数据;在其他实施例中,发射成像设备可以是伽马相机,其以单光子发射计算机断层摄影(SPECT)投影数据的形式采集发射成像数据。在SPECT成像中,每个投影由单个辐射光子或粒子检测事件定义,并且再次加时间戳。如本领域中已知的,SPECT成像中的投影在空间上限于平面或(更常见地)狭窄角锥或线,通过使用吸收辐射高的原子量(高Z)材料(例如铅或铅化合物)制成的准直器,其被安装在辐射探测器头上。与PET成像一样,任选的CT扫描架12可以生成CT图像16,其被转换为衰减图18,用于在SPECT重建期间执行衰减校正。

[0028] 如图1中示意性示出的,电子处理器20处理由PET成像台架或扫描器10采集的发射数据22(在说明性PET成像实施例中包括LOR,或者在替代SPECT成像实施例中包括由伽马相机采集的投影)到生成呼吸运动信号并生成重建图像。电子处理器20可以例如实现为执行从存储指令的一个或多个非瞬态存储介质(例如,一个或多个硬盘驱动器、光盘、固态驱动器或其他电子数字存储设备,其各种组合等)读取和运行指令的计算机24(例如,台式计算机,基于网络的服务器计算机,专用控制计算机,其各种组合等)。计算机24通常包括或可操作地访问至少一个显示器26(例如,LCD显示器、等离子显示器等)以显示重建的图像,并且任选地还包括一个或多个用户输入设备,例如说明性键盘28、说明性触控板29(或鼠标、轨迹球、显示器26的触敏覆盖层、或其他指示设备)等。

[0029] 发射成像数据22是在相对延长的时间段内(即在包含由成像对象执行的许多呼吸的时间间隔内)采集的,以便提供足够的发射成像数据以实现可接受的信噪比(SNR)。如图1中示意性地所示,电子处理器20由存储在非瞬态存储介质上的指令编程,用于执行对发射成像数据22进行操作的呼吸运动信号生成过程30。说明性呼吸运动信号生成过程30在的区域定义32的预定义集合上操作。例如,PET成像台架或扫描器10的图像视场(FOV)可以被划分为包括球形(或圆柱形,或其他形状)区域的空间阵列的区域,所述区域优选地交叠,以便基本上覆盖整个成像FOV。还定义了时间间隔,通常作为所选持续时间的时间段,例如在一个说明性示例中每时间间隔一秒。时间间隔可以任选地在时间上交叠。对于区域的阵列32

中的每个区域和每个时间间隔,执行反向位置和运动描述符处理36以生成位置描述符(或者在替代实施例中,多个位置描述符)。例如,位置描述符可以包括沿着z方向(经轴位置)的区域中的活动的中心。额外地或替代地,位置描述符可以包括区域中的活动的中心距x-y平面中的区域的中心的径向距离(横向位置;也就是说,描述符是活动图的中心与成像对象的轴向解剖轴z的最小距离)。然后,区域选择和运动描述符组合处理38组合具有最强呼吸运动指示的那些区域的位置描述符,以生成最终呼吸运动信号。

[0030] 电子处理器20还由存储在(相同或不同)非瞬态存储介质中的指令编程暂以执行呼吸门控图像重建过程40,其对发射数据22进行操作,呼吸运动如由呼吸运动信号生成过程30所估计,并且任选地还基于衰减图18,以执行重建的PET图像的衰减校正。说明性呼吸-门控图像重建过程40操作以重建对应于所选呼吸阶段的发射数据22的子集(通常为呼气末,因为该阶段是静止的并且具有长持续时间)以生成具有减少的由于呼吸运动引起的模糊的重建图像。例如,图像重建40可以采用迭代图像重建技术,例如最大似然-期望最大化(MLEM),有序子集期望最大化(OSEM)等等,并且可以任选地包括使用边缘保留噪声抑制实验,散射校正或用于增强图像质量的其他已知技术的正则化。

[0031] 说明性电子处理器20还由存储在(相同或不同)非瞬态存储介质指令编程以执行图像显示处理42以生成重建图像的可视化,例如单幅二维(2D)切片图像,2D最大强度投影(MIP),体积重建图像的三维(3D)绘制,等等,其可以显示在至少一个显示器26上,和/或存储在图片存档及通信系统(PACS),和/或由打印设备打印,和/或以其他方式使用。

[0032] 继续参考图1并进一步参考图2,描述了呼吸运动信号生成过程30的说明性实施例。在该说明性示例中,发射数据22包括飞行时间(TOF)正电子发射断层摄影(PET)列表模式数据流。每个发射数据包括由两个接近同时的(即在定义的符合时间窗口内)511keV伽马射线检测之间定义的响应线(LOR),其中基于两者之间的时间差(或没有时间差)沿着两个511keV伽马射线检测事件的LOR的TOF定位。在操作50中,在每个时间间隔上采集的发射数据被反向定位以生成每个时间间隔并且针对区域的阵列32针对的每个区域生成活动图。可以通过对时间窗口中的所有发射数据执行反向定位来执行操作50,以生成整个成像FOV的活动图,然后在空间上分割该活动图以生成区域的阵列32的各个区域的活动图。替代地,可以通过对区域的阵列32中的每个区域分别执行反向定位来执行操作50。在TOF PET发射数据的说明性示例中,通过将每个LOR沿着LOR反向定位到其最大TOF似然位置来生成区域的活动图。(这与图像重建不同,图像重建利用沿LOR的TOF概率分布来提供与通过反向定位在操作50中生成的活动图相比更准确的图像重建)。

[0033] 在操作52中,针对区域的阵列32中的每个区域并且针对每个时间间隔,计算位置描述符的值。例如,位置描述符可以包括沿着z方向(经轴位置)的区域中的活动的中心。额外地或替代地,位置描述符可以包括区域中的活动的中心距x-y平面中的区域的中心的径向距离(横向位置)。对于区域的阵列32中的每个区域,操作52的结果是活动位置对时间曲线54。

[0034] 在操作60中,基于区域的活动位置对时间曲线是否满足区域选择准则62,例如,呼吸频带中的能量的分数(例如,在一个说明性示例中,在0.05Hz和0.50Hz之间,对应于2-20秒/呼吸的范围)大于某个阈值,从区域的阵列32中选择区域的子集。预期对特殊情况(例如婴儿成像对象)采用调整的呼吸频带。通常,预期操作60将选择区域的阵列32的相对较少数

量的区域,例如可能选择10-20个区域或更少的区域。预期这些选定区域是在呼吸循环的至少一部分上包含至少一部分热点的区域,其中热点位于肺、胸膜或其他解剖学特征中,其随呼吸强烈移动。作为非限制性说明性实例,热点可以是肿瘤病变,或心肌,肝脏边缘或表现出高水平活动的其他解剖学特征。有利地,尽管热点可以与解剖结构相关联,但是操作60不依赖于解剖结构的任何先验知识——而是在操作60中以经验方式基于准则62选择的区域中的最佳子集。

[0035] 在操作64中,组合在操作60中选择的区域的活动位置对时间曲线以生成呼吸运动信号66。在一种方法中,操作64包括对活动位置对时间曲线进行频率选择性滤波以选择呼吸频带中的内容(例如,在一些实施例中使用带通滤波器为0.05-0.50Hz的带通滤波器)。利用参考呼吸运动信号计算了每个滤波活动位置对时间曲线的相关性。参考呼吸运动曲线可以是最佳地满足区域选择准则62的区域的经滤波的活动位置对时间曲线,例如根据一个说明性准则在呼吸频带中具有其最大能量分数的曲线。然后将经滤波的活动位置对时间曲线加到呼吸运动信号或从呼吸运动信号中减去,其中,基于相关的符号选择加法或减法运算。

[0036] 参考图3-6,通过图示的方式进一步描述了区域的阵列32的使用。图3描绘了在成像FOV 72(其是体积)中成像的成像对象70。区域的阵列32在成像FOV 72中定义。示例性区域的阵列32的说明性区域是球形区域,其交叠以便基本上填充成像FOV 72,如图3所示。在图3中还示出了两个热点74,76,其可以例如是优先吸收放射性药物,并因此表现为在PET成像的高活性区域高代谢活性的恶性肿瘤。图4示出了在两个热点74,76的附近的放大图,其中一个特定区域32_o被标记,其包含热点76。图5示出了热点76随呼吸的运动,其中相继的时间间隔被标记为“a”,“b”,“c”,……,“n”,“o”和“p”。图6示出了针对每个时间间隔“a”,“b”,“c”,……,“n”,“o”和“p”的活动中心的图,以及得到的活动位置对时间曲线66绘制。附图是图解性表示:在一些预期的实际实施中,典型的最高运动幅度预计在2-3cm或更小的量级——因此在实践中,运动影响特征的轨迹通常包含在至少单个球形区域中。在图5中,给定典型区域的直径10cm,包括例如图6中所示的所有位置a,b,...,h的大运动轨迹因此可能是不寻常的情况,并且更典型的运动轨迹可仅包括a,b,c,d或仅e,f,g,h。

[0037] 所公开的用于生成呼吸信号的方法既快速且噪声鲁棒,并且在导出的幅度和呼吸周期-门控信号提取中提供增强的准确性。在所公开的方法中,考虑许多交叠区域(例如,400-500个球形区域)的阵列32并且跟踪它们的活动位置(例如,中心)。这样,相反方向上的同时运动分量不会通过全局平均相互抵消,并且小肿瘤的运动信息被特定区域外的发射数据中包含的噪声掩盖得更少。对于所有局部呼吸运动曲线(每个上述区域一个),计算该区域是否包含显著的呼吸运动信息的个体似然性(例如,通过图2的操作60)。在合适的方法中,这采用基于每个信号曲线中的呼吸特征频率的分数的选择准则62。仅高可能性信号分量(即,区域)用于计算全局运动信号66。这样,大多数检测到的噪声被排除在全局呼吸信号估计之外。为了确定在信号组合过程64中是否应该加上或减去区域的活动位置对时间曲线,适当地计算(中间)全局曲线估计与每个新区域曲线之间的互相关。使用得到的符号信息,相反空间方向上的运动不被抵消。相反,改善了最终呼吸信号曲线66的质量。

[0038] 除了列表模式事件的平均轴向(z方向)位置,还任选地包括经轴运动信息,并且由此在处理的数据中进一步增加运动信噪比。这是通过使用圆柱坐标系的两个主要分量,径向分量(在经轴平面中)和z分量(在轴向方向上),的患者运动建模来实现的。

[0039] 有利地,所公开的呼吸运动信号生成方法可以在已经识别出最受运动影响的区域的初始采集阶段之后实时执行。在图2中,这对应于(通过操作60对区域的初始选择之后),仅重复针对这些选定区域更新的活动位置对时间曲线(对应于在初始时间间隔之后仅针对所选择的区域执行重复操作50、52)并且仅对所选区域执行组合操作64。换句话说,针对初始相继时间间隔,执行对区域的阵列32的中的区域的子集的选择60。在选择区域的阵列中的区域的子集之后,针对初始相继时间间隔之后随后的相继时间间隔,仅使用所选择的区域的阵列中的区域的子集来执行活动位置对时间曲线54的计算和呼吸运动信号66的生成。在给定足够的处理能力的情况下,这种处理可以实时完成。任选地,可以偶尔重复区域选择操作60,例如每30秒更新区域可能性。

[0040] 针对每个区域的活动位置对时间曲线54的准确性部分地取决于由反向定位操作50生成的活动图的准确度如何反映真实的活动分布。如前所述,TOF PET的反向定位操作50可以利用沿LOR的TOF定位信息。有利地,随着开发了具有改进的时间分辨率的相继的几代TOF PET检测器,所述TOF定位趋向于更高的空间分辨率(即更严格的空间定位)。因此,随着TOF定位分辨率的持续改进,所公开的方法应表现出提高的准确性。

[0041] 在下文中,描述了说明性实施例的一些其他示例。区域的阵列32适当地包括成像FOV中的多个交叠的例如球形区域,如图3所示。对于具有时间宽度T的每个时间间隔t,针对每个区域计算对应的TOF事件的一个或多个平均活动位置描述符(任选地在PET发射数据采集期间,或者替代地在采集完成之后回溯地)。作为说明性示例,在PET中使用两个不同的活动位置描述符d,基于圆柱坐标:(i)表示头尾动脉的局部z轴位置,以及(ii)与z轴的径向距离,包含前后和内侧运动分量。对得到的活动位置对时间曲线 $s_{r,d}(t)$ 进行每个区域r和每个描述符d的频率分析。该分析提供了预定义呼吸频带内的信号能量分数,这里使用算子BP(例如,在1/2Hz与1/18Hz之间,即在0.05-0.50Hz之间)进行符号表示,以提取呼吸频段的能量分数:

$$[0042] \quad S_{r,d} = \frac{\sum_{\forall t} \left(BP \left(s_{r,d}(t) \right) \right)^2}{\sum_{\forall t} \left(s_{r,d}(t) \right)^2} \quad (1)$$

[0043] 其中, $BP(\cdots)$ 是提取呼吸频带(例如在一些实施例中为0.05-0.50Hz)中的分量的算符。 $S_{r,d}$ 被称为呼吸频带中的能量分数,并且可以被认为呼吸运动影响的特征至少部分地位于区域r内的似然性。在归一化后使用:

$$[0044] \quad \overline{s(t)} = \frac{s(t)}{\sqrt{E(s(t))}} \quad (2)$$

[0045] 其中, $E(s(t))$ 是由下式给出的信号能量:

$$[0046] \quad E(s(t)) = \frac{\sum_{\forall t} (s(t))^2}{L} \quad (3)$$

[0047] 其中, L是离散信号长度,采样率为 $r = 1/T$,所有产生的呼吸信号曲线 $BP\{s_{r,d}(t)\}$ 使用对应的 $S_{r,d}$ 进行排序,并且组合最高分数信号曲线以减少噪声伪影。在该

说明性示例中,使用的区域选择准则62是:

$$[0048] \quad S_{r,d} \geq \alpha_{thres} \cdot \max_{r,d} \{S_{r,d}\} \quad (4)$$

[0049] 其中,例如,在一些说明性实施例中为 $\alpha_{thres}=0.9$ 。

[0050] 为了组合所选择的信号曲线(图2的操作64),首先用最高分数曲线初始化全局信号曲线。随后,根据相关系数 c ,将所有剩余的所选信号曲线相加或相减,其中,

$$[0051] \quad c(s_1(t), s_2(t)) = \sum_{\forall t} s_1(t) \cdot s_2(t) \quad (5)$$

[0052] 根据:

$$[0053] \quad s_{全局} \rightarrow s_{全局} + \text{sign}(c(s_{全局}, s_{r,d})) \cdot s_{r,d} \quad (6)$$

[0054] 对于所有 r 和 d ,满足公式(4)。

[0055] 最后,得到全局信号曲线 $s_{全局}$ 根据等式(2)来归一化,以使其易于与例如测量的参考信号相比较。注意 $s_{全局}$ 不包含关于空间幅值或运动轨迹的信息,但它可用于选择PET列表模式数据和随后的运动补偿PET成像。

[0056] 对于在采集发射数据期间生成呼吸运动信号的实时应用,如果可用的计算能力不足以针对每个个体时间帧(例如0.5s)执行信号处理和信号组合算法,则 $S_{r,d}$ 可以被计算并且在初始采集周期(例如30s)之后针对每个区域在公式(6)中使用相关符号。然后,一旦最初知道相关的分数和符号,就可以根据公式(6)将单个信号的组合简化为简单求和。可以不时更新分数和相关符号,以便迭代地增加信号估计精度。

[0057] 返回参考图2,操作60选择表现出强呼吸运动的区域的阵列32的那些区域。但是,在某些情况下,可能没有强的呼吸运动。例如,考虑“全身”扫描,其中,逐步地患者移动以从头到脚扫描。在患者以躯干定位在成像FOV中的扫描,可以预期表现出强烈的呼吸运动。相比之下,以患者的头部在成像FOV中的扫描,或者以患者的下肢在成像FOV中的扫描,可能表现出可忽略的呼吸运动。在这种情况下,在操作60中选择的区域的数量可以很小,或甚至为零。这使得能够自动检测不需要呼吸运动门控的情况。例如,如果区域的阵列中的所选区域的子集包括小于满足区域选择准则62的阈值数量的区域,则呼吸运动信号生成器可以任选地输出呼吸运动信号66的零值。返回参考图1,呼吸门控的图像重建40然后可以省略呼吸门控,而是在呼吸运动信号相等于零的情况下重建所有发射数据。

[0058] 在说明性实施例中,区域选择/运动描述符组合处理38(例如,说明性操作60,图2的64)进行操作以产生一个单一的呼吸运动信号66。然而,在其他预期的实施例中,所述处理可以为成像FOV的不同部分产生两个(或更多个)呼吸运动信号。例如,上腹部与下腹部的呼吸运动之间可以存在物理呼吸运动信号中的相移。可以采用各种方法。在一种方法中,可以采用成像FOV的先验已知的解剖学隔室化,并且所公开的处理(例如,图2的处理)分别应用于成像FOV的每个不同隔室(即,部分)。在另一个预期的方法中,可以凭经验分析活动位置对时间曲线54以识别成像FOV的两个或更多个邻接区域,其区域表现出其活动位置对时间曲线的不同相位偏移。采用公式(1)-(6)的框架来实现这一点的一种方法是使用相关性 $c(s_{全局}, s_{r,d})$ 来将相位分配给每个活动位置对时间曲线,其可以与区域的阵列32的区域的空間布局一起使用,以识别具有大致相同相位的成像FOV的邻接部分。在该方法中,输出可以包括两个不同的呼吸运动信号,例如一个针对上腹部而另一个针对下腹部。

[0059] 说明性实施例生成呼吸运动信号。然而,可以额外地或替代地执行类似处理以生成心脏运动信号。为此,将时间间隔减小到适合于更快的心脏循环的较小值,例如,在一个非限制性示例中, $0.5/(5\text{Hz})=0.1$ 秒,并且呼吸频带适当地由包含可靠范围的心脏心率的心脏频带代替,例如0.6Hz至5.0Hz。

[0060] 已经参考优选实施例描述了本发明。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。

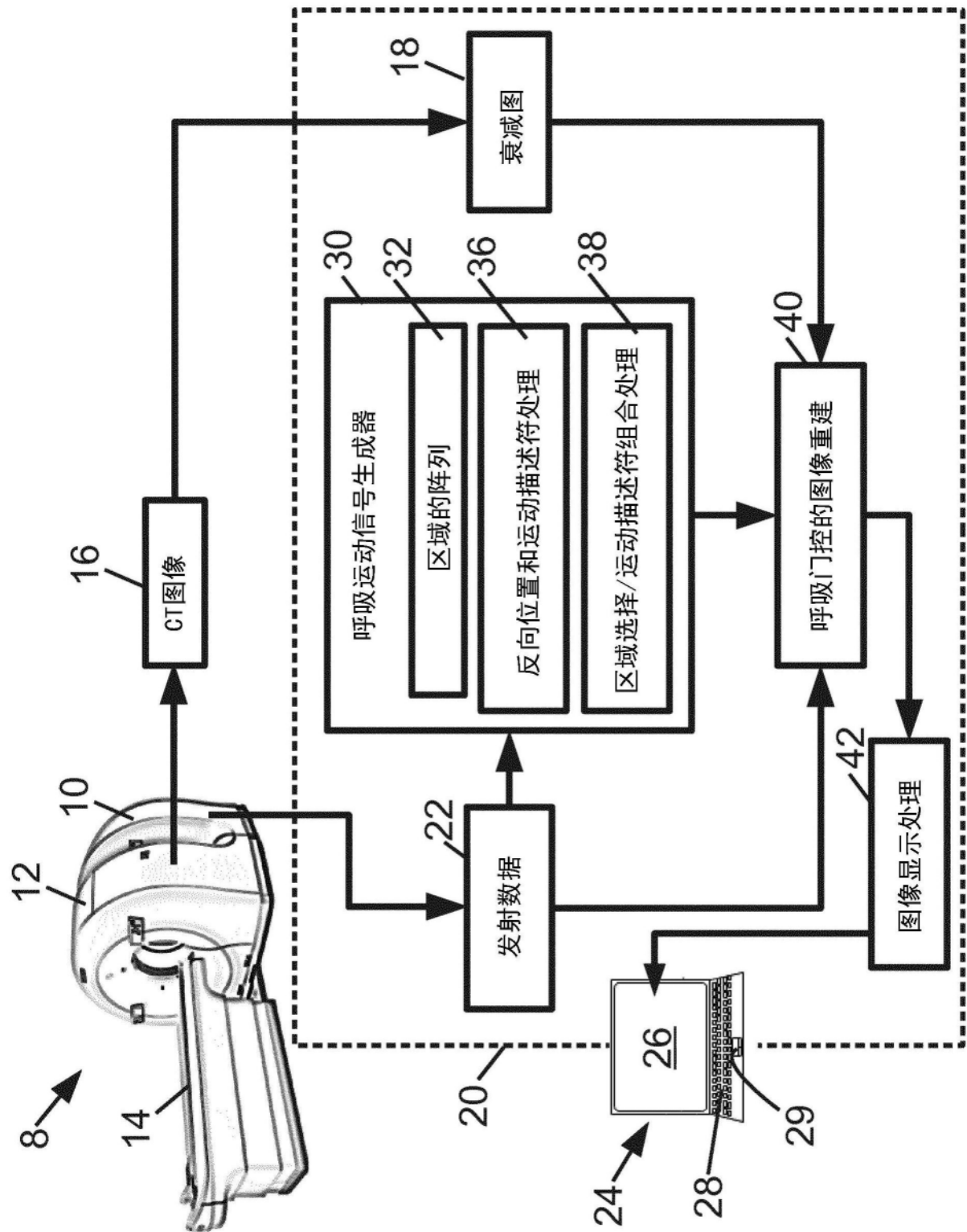


图1

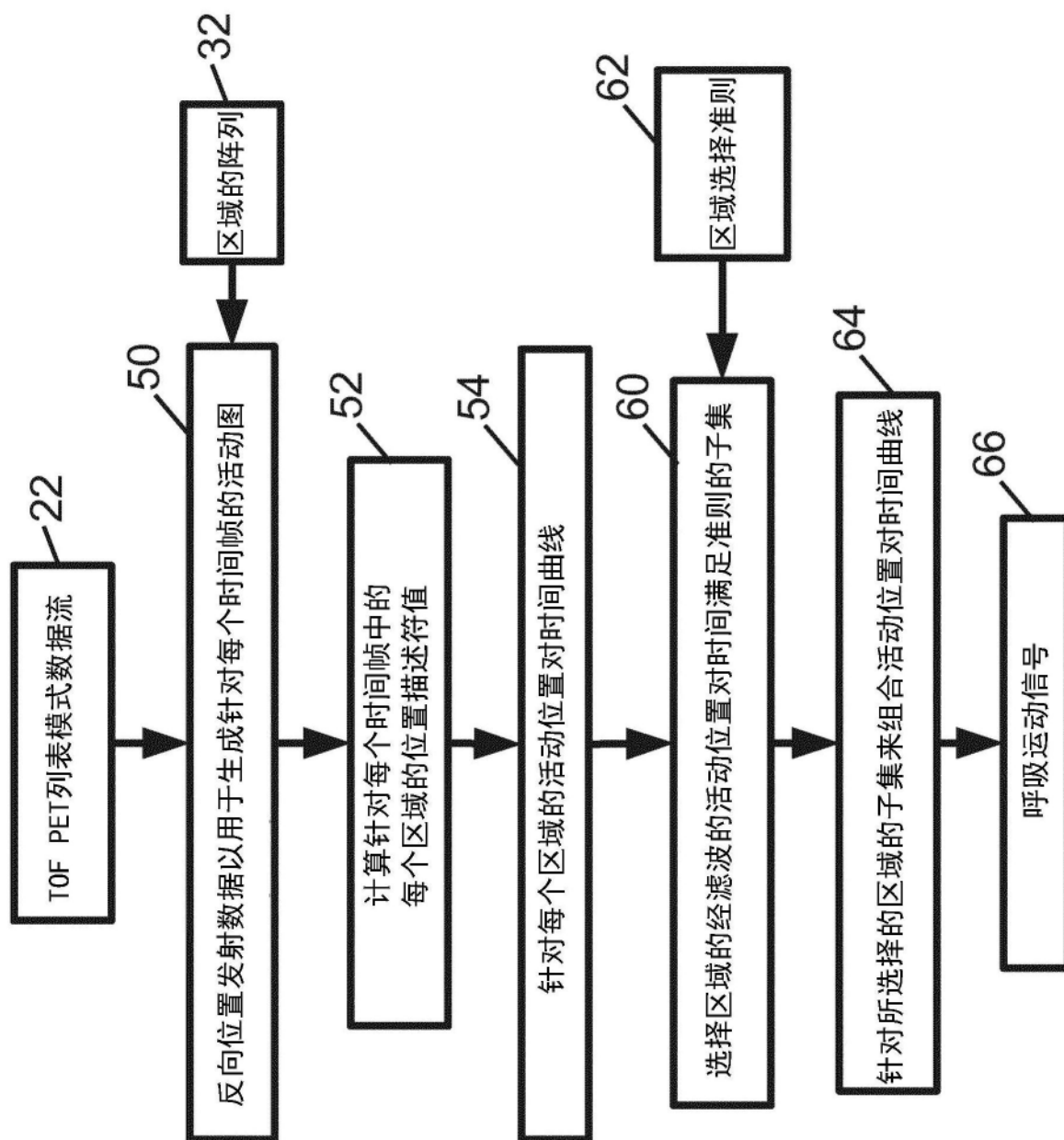


图2

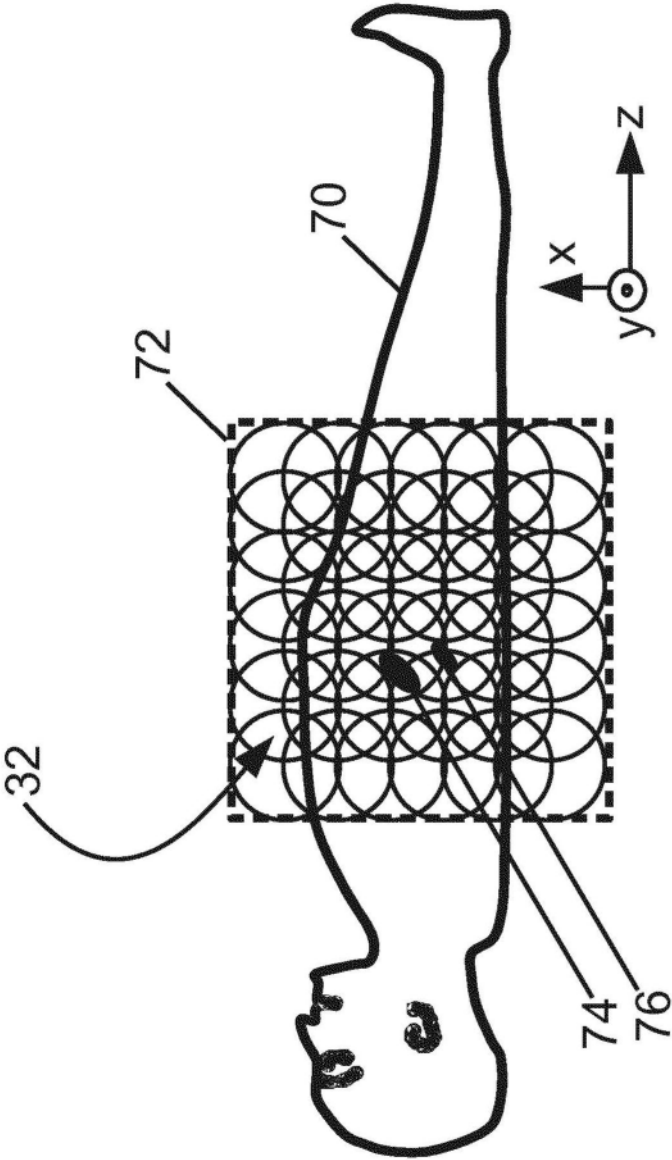


图3

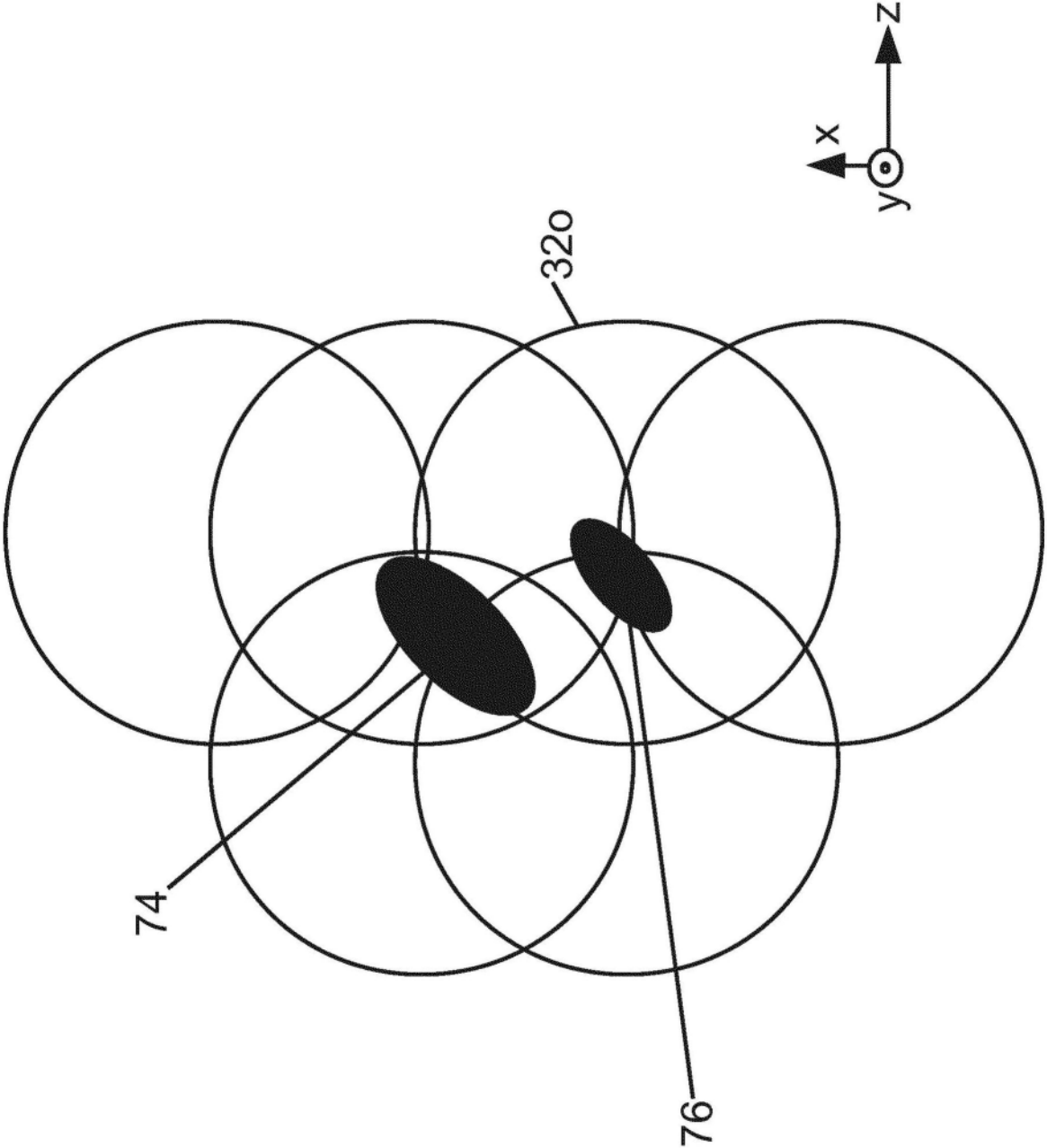


图4

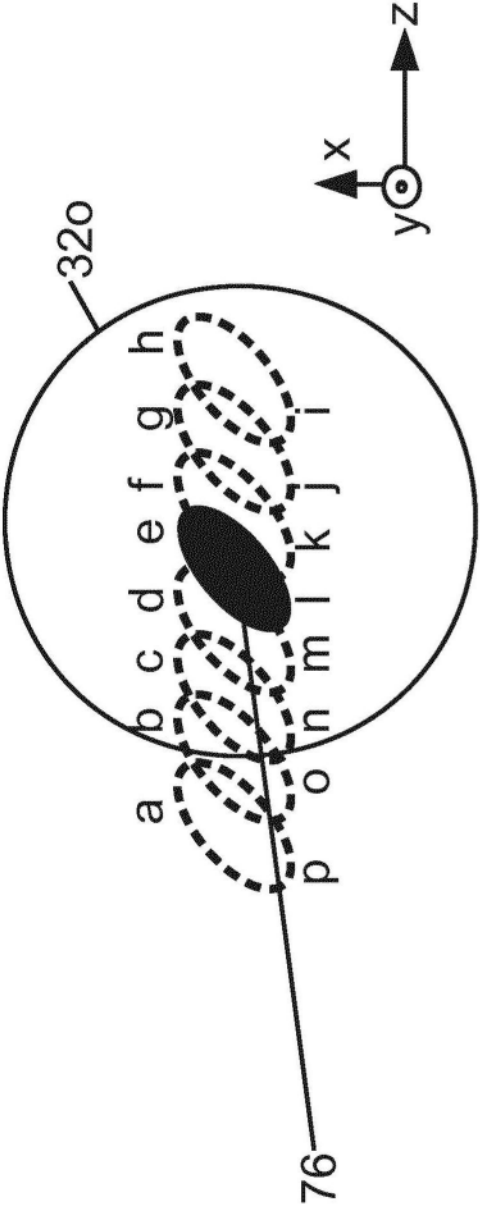


图5

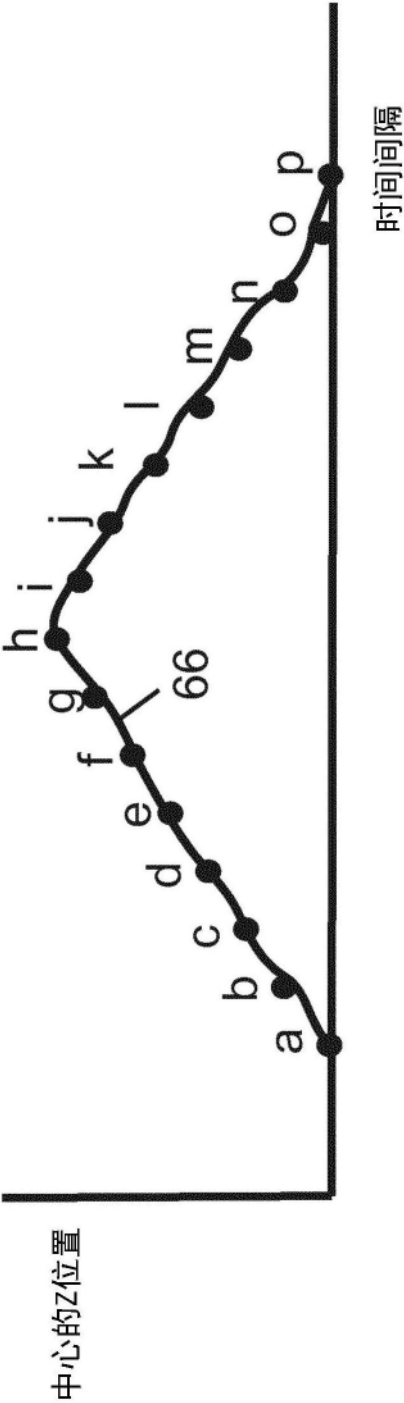


图6