(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110268447 A
(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201880006014.0

(22)申请日 2018.01.02

(30)优先权数据
62/443,013 2017.01.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2019.07.05

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2018/050013 2018.01.02

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2018/127470 EN 2018.07.12

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 白传勇 A·安德烈耶夫 张滨 宋犀云 叶京汉 胡志强

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 孟杰雄

(51)Int.Cl.
G06T 11/00(2006.01)

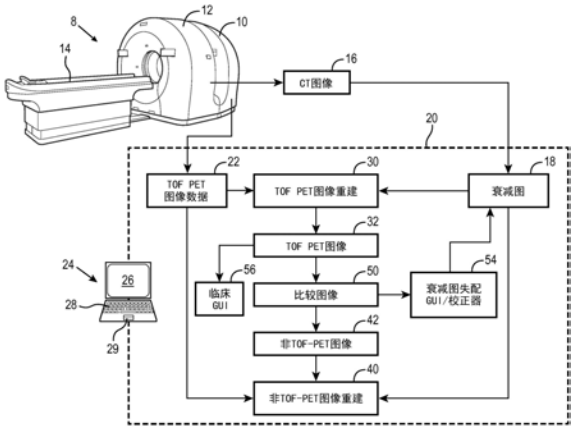
权利要求书3页 说明书7页 附图6页

(54)发明名称

使用飞行时间来探测和校正PET/CT成像中的未对准

(57)摘要

在正电子发射断层摄影(PET)成像中,重建具有TOF定位的PET成像数据(22)。对所述PET成像数据执行TOF图像重建(30)以产生TOF重建图像(32)。所述TOF图像重建利用所述PET成像数据的所述TOF定位。还对所述PET成像数据执行非TOF图像重建(40)以产生非TOF重建图像(42)。所述非TOF图像重建不利用所述PET成像数据的所述TOF定位。计算比较图像(50),其指示所述TOF重建图像与所述非TOF重建图像之间的差异。基于诸如衰减图(18)的对准校正的所述比较图像来确定用于所述TOF图像重建的调节(54),并且利用所确定的调节对所述PET成像数据重复所述TOF图像重建以产生经调节的TOF重建图像。



CN 110268447 A

1.一种正电子发射断层摄影(PET)图像重建设备,包括:

电子处理器(20);以及

非瞬态存储介质,其存储指令,所述指令能够由所述电子处理器读取和运行,以通过包括以下项的操作来重建具有TOF定位的PET成像数据(22):

对所述PET成像数据执行TOF图像重建(30)以产生TOF重建图像(32),其中,所述TOF图像重建利用所述PET成像数据的所述TOF定位;

对所述PET成像数据执行非TOF图像重建(40)以产生非TOF重建图像(42),其中,所述非TOF图像重建不利用所述PET成像数据的所述TOF定位;

计算比较图像(50),所述比较图像指示所述TOF重建图像与所述非TOF重建图像之间的差异;

基于所述比较图像来确定用于所述TOF图像重建的调节;并且

利用所确定的调节对所述PET成像数据执行所述TOF图像重建以产生经调节的TOF重建图像。

2.根据权利要求1所述的PET图像重建设备,其中,所述TOF图像重建(30)采用衰减图(18),所述非TOF图像重建(40)采用所述衰减图,并且所述调节包括所述衰减图的空间调节,所述空间调节包括以下中的至少一项:所述衰减图的空间移位和所述衰减图的空间旋转。

3.根据权利要求2所述的PET图像重建设备,其中,对所述衰减图(18)的所述空间调节的确定包括:

探测所述比较图像(50)中的图像特征的加宽轮廓;并且

基于探测到的加宽轮廓来确定所述空间调节。

4.根据权利要求1所述的PET图像重建设备,其中,所述TOF图像重建(30)采用衰减图(18),所述非TOF图像重建(40)采用所述衰减图,并且所述调节包括利用根据所述PET成像数据(22)导出的衰减校正来替换所述衰减图的与在所述比较图像(50)中识别的差异相对应的部分。

5.根据权利要求1所述的PET图像重建设备,其中:

对所述PET成像数据的TOF图像重建(30)的所述执行包括:对所述PET成像数据的具有高分辨率TOF定位的部分执行TOF图像重建以产生高分辨率TOF重建图像(R1);并且对所述PET成像数据的具有粗糙分辨率TOF定位的部分执行TOF图像重建以产生粗糙分辨率TOF重建图像(R3);并且

计算所述比较图像(50)包括计算图像R1+(R3-R2),其中,R2指代所述非TOF重建图像。

6.根据权利要求1-5中的任一项所述的PET图像重建设备,还包括:

显示器(26);以及

至少一个用户输入设备(28、29);

其中,对用于所述TOF图像重建(30)的所述调节的所述确定包括将所述比较图像(50)显示在所述显示器上并且经由所述至少一个用户输入设备接收所述调节。

7.一种正电子发射断层摄影(PET)成像设备,包括:

飞行时间(TOF)PET成像数据采集设备(10),其被配置为采集具有TOF定位的PET成像数据(22);

根据权利要求1-6中的任一项所述的PET图像重建设备;以及

显示器(26),其与所述PET图像重建设备操作性地连接以显示所述经调节的TOF重建图像。

8.一种存储指令的非瞬态存储介质,所述指令能够由电子处理器(20)读取和运行,以通过包括以下项的处理操作来处理具有飞行时间(TOF)定位的正电子发射断层摄影(PET)成像数据(22):

对所述PET成像数据执行TOF图像重建(30)以产生TOF重建图像(32),其中,所述TOF图像重建利用所述PET成像数据的所述TOF定位并且包括使用衰减图(18)的衰减校正;

对所述PET成像数据执行非TOF图像重建(40)以产生非TOF重建图像(42),其中,所述非TOF图像重建不利用所述PET成像数据的所述TOF定位并且包括使用所述衰减图的衰减校正;

计算比较图像(50),所述比较图像指示所述TOF重建图像与所述非TOF重建图像之间的差异;并且

使用所述比较图像来识别所述TOF重建图像中的误差。

9.根据权利要求8所述的非瞬态存储介质,其中,所识别的误差包括所述衰减图(18)相对于所述PET成像数据(22)的空间未对准。

10.根据权利要求8所述的非瞬态存储介质,其中,所述识别包括:

探测所述比较图像(50)中的图像特征的加宽轮廓;并且

基于探测到的加宽轮廓来识别所述衰减图相对于所述PET成像数据(22)的空间未对准。

11.根据权利要求10所述的非瞬态存储介质,其中,所述识别还包括基于所述探测到的加宽轮廓相对于所述图像特征的位置来识别所述衰减图(18)相对于所述PET成像数据(22)的所述空间未对准的方向。

12.根据权利要求10-11中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,所述识别还包括基于所述探测到的加宽轮廓的宽度来识别所述衰减图(18)相对于所述PET成像数据(22)的所述空间未对准的幅度。

13.根据权利要求9-12中的任一项所述的非瞬态存储介质,其中,所述处理操作还包括:

校正所识别的所述衰减图(18)的空间未对准以生成经校正的衰减图;并且

使用所述经校正的衰减图来重复包括衰减校正的所述TOF图像重建(30)以产生经改进的TOF重建图像(32)。

14.根据权利要求8所述的非瞬态存储介质,其中:

对所述PET成像数据的TOF图像重建(30)的所述执行包括:对所述PET成像数据的具有高分辨率TOF定位的部分执行TOF图像重建以产生高分辨率TOF重建图像(R1);并且对所述PET成像数据的具有粗糙分辨率TOF定位的部分执行TOF图像重建以产生粗糙分辨率TOF重建图像(R3);并且

计算所述比较图像(50)包括计算将所述高分辨率TOF重建图像(R1)、所述非TOF重建图像(R2)和所述粗糙分辨率TOF重建图像(R3)组合的图像。

15.一种处理具有飞行时间(TOF)定位的正电子发射断层摄影(PET)成像数据(22)的方

法,所述方法包括:

对所述PET成像数据执行TOF图像重建(30)以产生TOF重建图像(32),其中,所述TOF图像重建利用所述PET成像数据的所述TOF定位并且包括使用衰减图(18)的衰减校正;

对所述PET成像数据执行非TOF图像重建(40)以产生非TOF重建图像(42),其中,所述非TOF图像重建不利用所述PET成像数据的所述TOF定位并且包括使用所述衰减图的衰减校正;

基于所述TOF重建图像与所述非TOF重建图像的比较来识别所述TOF重建图像中的误差;并且

执行以下操作中的至少一项:(i)将所述误差显示在显示器(26)上;以及(ii)校正所述误差并且重复所述TOF图像重建以产生经改进的TOF重建图像;

其中,所述TOF图像重建、所述非TOF图像重建以及所述识别由电子处理器(20)执行。

16.根据权利要求15所述的方法,其中,所述识别包括识别所述衰减图(18)相对于所述PET成像数据(22)的空间未对准。

17.根据权利要求16所述的方法,其中,所述识别包括:

计算比较图像(50),所述比较图像指示所述TOF重建图像(32)与所述非TOF重建图像(42)之间的差异;

探测所述比较图像中的图像特征的加宽轮廓;并且

基于探测到的加宽轮廓来识别所述空间调节。

18.根据权利要求17所述的方法,其中,所述识别还包括基于所述探测到的加宽轮廓相对于所述图像特征的位置来识别所述衰减图(18)相对于所述PET成像数据(22)的所述空间未对准的方向。

19.根据权利要求17-18的任一项所述的方法,其中,所述识别还包括基于所述探测到的加宽轮廓的宽度来识别所述衰减图(18)相对于所述PET成像数据(22)的所述空间未对准的幅度。

20.根据权利要求16-19中的任一项所述的方法,其中,所述显示或者校正包括利用针对所识别的空间未对准校正的所述衰减图(18)来重复所述TOF图像重建(30)以生成经改进的TOF重建图像。

使用飞行时间来探测和校正PET/CT成像中的未对准

技术领域

[0001] 以下总体上涉及医学成像领域、正电子发射断层摄影(PET)成像和图像重建领域以及相关领域。

背景技术

[0002] 在正电子发射断层摄影(PET)成像中,放射性药物被施用到患者(例如,通过血管内灌注)。放射性药物可以例如是含葡萄糖的药剂,诸如氟去氧葡萄糖(FDG),其中,葡萄糖分子利用正电子发射放射性同位素(诸如氟18(^{18}F))进行标记。^{18}F标记的葡萄糖优选地集中在高新陈代谢组织中,使得得到的PET图像是表示新陈代谢分布的功能图像。在PET中探测到的每个放射性衰变事件通过发射的正电子与电子快速地湮灭从而产生两个相反方向的511keV伽玛射线的序列来产生。两个511keV伽玛射线由两个不同的PET探测器探测为定义连接两个探测的响应线(LOR)的基本上同时的事件。

[0003] 在常规PET中,两个511keV探测事件被认为是同时的(如果其两者在指定的窄时间窗口内发生),并且被重建的计数是沿着由各个探测器对定义的不同的LOR的探测计数。得到的PET成像数据使用图像重建算法来重建,诸如最大似然期望最大化(MLEM)、有序子集期望最大化(OSEM)等。通常采用基础重建上的各种改进,最通常包括例如根据对应的透射计算机断层摄影(CT)图像生成的衰减图的使用,以补偿被成像的对象中的一些511keV射线的吸收。其他已知改进包括各种散射校正方法,和/或经由在将先验信息引入重建中之前使用正则化和/或使用平滑滤波器等。

[0004] 在变型方法(被称为飞行时间(TOR)PET)中,基于两个探测之间的小但是有限时间差(或其缺乏)沿着LOR进一步定位产生每个事件的正电子(或更精确地,正电子-电子湮灭)的位置。直观地,如果湮灭在两个探测器之间居中发生,那么时间差将是零,因为这两个511keV伽玛射线行进到相应的探测器的相同距离。相反,如果相比于另一个探测器湮灭更接近于一个探测器发生,那么行进距离是不同的,并且最接近于湮灭事件的探测器将首先探测到其511keV事件,之后不久(大约1纳秒或更少)跟随有第二探测。

[0005] TOF PET要求具有足够高速度的辐射探测器,以分辨大约几百皮秒的时间差,从而提供大约10-20厘米或更少的沿着LOR的空间定位。TOF图像重建可以采用与常规PET图像重建相同的改进(例如,使用衰减图、散射校正等),并且经由TOF定位的探测到的计数的更好的空间定位减少噪声和其他伪影。因此,如果PET成像数据采集系统具有足够快速的辐射探测器,则其通常被用于采集具有TOF定位的PET成像数据,并且TOF图像重建被用于生成重建图像。

[0006] 以下公开了一种新的并且改进的系统和方法。

发明内容

[0007] 在一个公开的方面中,公开了一种正电子发射断层摄影(PET)图像重建设备,包括电子处理器和存储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通

过包括以下项的操作来重建具有TOF定位的PET成像数据:对所述PET成像数据执行TOF图像重建以产生TOF重建图像,其中,所述TOF图像重建利用所述PET成像数据的所述TOF定位;对所述PET成像数据执行非TOF图像重建以产生非TOF重建图像,其中,所述非TOF图像重建不利用所述PET成像数据的所述TOF定位;计算比较图像,其指示所述TOF重建图像与所述非TOF重建图像之间的差异;基于所述比较图像来确定用于所述TOF图像重建的调节;并且利用所确定的调节对所述PET成像数据执行所述TOF图像以产生经调节的TOF重建图像。

[0008] 在另一公开的方面中,一种非瞬态存储介质存储指令,所述指令可由电子处理器读取和运行以通过包括以下项的处理操作来处理具有TOF定位的PET成像数据:对所述PET成像数据执行TOF图像重建以产生TOF重建图像,其中,所述TOF图像重建利用所述PET成像数据的所述TOF定位并且包括使用衰减图的衰减校正;对所述PET成像数据执行非TOF图像重建以产生非TOF重建图像,其中,所述非TOF图像重建不利用所述PET成像数据的所述TOF定位并且包括使用所述衰减图的衰减校正;计算指示所述TOF重建图像与所述非TOF重建图像之间的差异的比较图像;并且使用所述比较图像来识别所述TOF重建图像中的误差。

[0009] 在另一公开的方面中,公开了一种处理具有TOF定位的PET成像数据的方法。所述方法包括:对所述PET成像数据执行TOF图像重建以产生TOF重建图像,其中,所述TOF图像重建利用所述PET成像数据的所述TOF定位并且包括使用衰减图的衰减校正;对所述PET成像数据执行非TOF图像重建以产生非TOF重建图像,其中,所述非TOF图像重建不利用所述PET成像数据的所述TOF定位并且包括使用所述衰减图的衰减校正;并且基于所述TOF重建图像和所述非TOF重建图像的比较来识别所述TOF重建图像中的误差。所述误差可以被显示在显示器上,和/或所述误差可以被校正并且所述TOF图像重建可以重复以产生经改进的TOF重建图像。所述TOF图像重建、所述非TOF图像重建以及所述识别适合由电子处理器执行。

[0010] 一个优点在于提供经改进的PET图像和定量准确度。

[0011] 另一优点在于探测相对于所述PET成像数据的在PET图像重建中使用的衰减图的空间未对准。

[0012] 另一优点在于探测相对于所述PET成像数据的在PET图像重建中使用的衰减图的空间未对准的方向。

[0013] 另一优点在于探测相对于所述PET成像数据的在PET图像重建中使用的衰减图的空间未对准的幅度。

[0014] 另一优点在于提供相对于所述PET成像数据的在PET图像重建中使用的所述衰减图的空间未对准的校正。

[0015] 另一优点在于探测在PET图像重建中使用的散射校正中的误差。

[0016] 另一优点在于提供在PET图像重建中使用的散射校正中的误差的校正。

[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/或可以提供其他优点,如本领域的普通技术人员在阅读并且理解本公开之后将变得显而易见的。

附图说明

[0018] 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各步骤安排的形式。附图仅是出于图示优选的实施例的目的而不应被解释为对本发明的限制。

[0019] 图1图解地图示了正电子发射断层摄影(PET)成像系统。

[0020] 图2、图5和图6图示了如本文所描述的体模PET成像模拟结果。

[0021] 图3和图4图示了如本文所描述的临床PET成像结果。

具体实施方式

[0022] PET成像数据与在重建PET成像数据中使用的衰减图之间的几何未对准是已知的问题。其通过使用包括PET成像数据采集机架和CT成像数据采集机架两者的组合或“混合”成像系统以及用于将患者运送到用于CT成像的CT机架中并且到用于PET成像的PET机架中的公共患者台在许多成像实验室中部分地解决。以这种方式,公共患者台为PET成像数据和根据CT图像生成的衰减图提供公共参考系。然而,PET成像数据与衰减图之间的空间对准应当理想地准确到PET图像的分辨率内,并且该对准精度水平在存在患者运动的情况下通常不通过混合PET/CT成像系统获得。还可以使用空间配准处理空间地配准PET和CT图像来实现对准;然而,通过使可用空间标志的识别困难的PET和CT中的基本上不同的对比机制使空间配准更不准确。然而,被用于空间配准的PET图像通常自身不是衰减校正的,其可以劣化PET图像并且从而将后续的CT图像空间配准折中。

[0023] 衰减图未对准可以在重建PET图像中引入伪影,诸如肺/软组织边界中的带伪影、重影病变和定量偏差(诸如错误肿瘤SUV值)等。在临床应用中,医师通常执行视觉检查以检查PET/CT未对准是否存在于患者研究中(例如,使用融合PET/CT图像),但是该方法能够未能探测足以生成临床上显著的伪影的未对准。

[0024] 飞行时间(TOF)PET为组成PET成像数据的计数提供TOF定位。在迭代TOF图像重建中使用的TOF定位通过将TOF信息并入重建模型中来改进得到的TOF重建PET图像。TOF定位为PET图像提供有效灵敏度增益,其提供实际的益处,诸如更快的PET扫描和/或减少的放射性药物剂量、经改进的小病变探测、减少的定量偏差等。鉴于此,通常不采用非TOF图像重建,其中,要重建的PET成像数据包括TOF定位。

[0025] 然而,在本文中应认识到,TOF重建图像与由不利用TOF定位的非TOF图像重建产生的非TOF重建图像的比较可以提供用于探测TOF重建中的误差的有用信息。例如,PET成像数据与衰减图之间的未对准可以容易地被探测,包括在一些情况下未对准的方向和幅度,并且可以然后被校正以改进TOF重建图像。

[0026] 更一般地,可以识别PET成像数据/衰减图未对准的其他源。在临床研究中,这样的未对准可以由于多样的源,诸如不正确的完成的对准校准、患者台弯曲或者偏转(其还可以是重量相关的)、患者运动(自愿或非自愿的)、组织和/或CT造影剂重新分布等。因为PET成像依赖于通常根据CT导出的衰减图以校正衰减,因此PET图像与CT图像之间的任何未对准可以不利地影响并且偏置PET图像中的重建活动分布。类似问题在散射校正中出现。

[0027] 在本文所公开的方法中,生成分离的TOF和非TOF重建图像,并且这些图像的比较实现衰减图相对于PET成像数据的未对准的探测。任选地,未对准自动地被校正,或者可以使用迭代探测和重新对准来半自动地校正。所公开的方法基于以下见解:与非TOF重建图像相比较,TOF重建图像具有由于衰减图未对准的减少的伪影。

[0028] 在不限于任何特定操作理论的情况下,对衰减图未对准伪影的敏感性中的TOF与非TOF之间的差异被认为是由于由TOF定位提供的经改进的空间定位。衰减图的未对准倾向

于以与特定未对准相关联的特定模式来偏置重建强度。在非TOF图像重建的情况下，固有计数仅被定位到LOR，并且因此对应于计数的湮灭事件可以(在概念意义上)沿着LOR在任何地方滑动，从而(错误地)容纳衰减图的未对准。相反，在TOF图像重建的情况下，根据TOF定位沿着LOR进一步定位固有计数，并且因此对应于计数的湮灭事件进一步被约束到LOR的部分，从而减少通过沿着LOR滑动湮灭事件(错误地)容纳衰减图的未对准的潜在性。

[0029] 参考图1，说明性成像系统是组合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和安装有同轴膛的CT机架或扫描器12两者，使得患者可以被加载到公共患者台14上并且加载到用于CT成像的CT机架12或者用于PET成像的PET机架10中。PET成像机架或扫描器10具有辐射探测器，其足够快以提供沿着响应线(LOR)的计数的TOF定位。例如，在一些非限制性范例中，探测器可以具有640皮秒时间分辨率，或者在具有更好的TOF分辨率的实施例中，探测器可以具有320皮秒时间分辨率。通过非限制性说明性范例，说明性PET/CT成像设备成像扫描器6可以是从Koninklijke Philips N.V.,Eindhoven,the Netherlands可购得的Vereos™数字PET/CT扫描器的PET机架。采用用于PET成像研究的组合PET/CT成像设备8的优点在于，CT扫描器12可以被用于采集通过将CT图像的亨斯菲尔德数适当转换为511keV(在正电子-电子湮灭事件期间发射的伽玛射线的能量)处的对应的吸收值转换为衰减图18的CT图像16。在其他预期实施例中，成像扫描器可以是混合PET/磁共振(MR)成像设备，在这种情况下，可以使用通过手动、自动或半自动图像分割在MR图像中所识别的各种器官和组织中的511keV辐射的已知衰减值的适合的替代根据MR图像生成衰减图18。

[0030] 如图1中图解地示出的，电子处理器20处理由PET成像机架或扫描器10采集的PET成像数据22以生成重建PET图像。电子处理器20可以例如被实现为运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、固态驱动器或者其他电子数字存储设备、其各种组合等)读取的指令的计算机24(例如，台式计算机、基于网络的服务器计算机、专用PET控制计算机、其各种组合等)。计算机24通常包括或者具有对用于显示重建PET(以及任选地CT)图像的至少一个显示器26(例如，LCD显示器、等离子显示器等)的操作性访问，并且任选地还包括一个或多个用户输入设备，诸如说明性键盘28、说明性小键盘29(或鼠标、轨迹球、显示器26的触敏交叠或者其他指点设备)等。

[0031] 电子处理器20对PET成像数据22执行TOF图像重建30(例如，MLEM、OSEM等，其任选地包括使用相对差惩罚先验、二次先验等的正则化)以产生TOF重建图像32。TOF图像重建30利用PET成像数据22的TOF定位。说明性TOF图像重建30还包括使用衰减图18的衰减校正。TOF图像重建30还可以执行散射校正，例如使用卷积减法散射校正、蒙特卡洛散射建模、采用对散射的高斯拟合等。

[0032] 此外，电子处理器20对PET成像数据22执行非TOF图像重建40以产生非TOF重建图像42。非TOF图像重建40不利用PET成像数据22的TOF定位，但是说明性非TOF图像重建40还包括使用衰减图18的衰减校正。相同的衰减图18被用于TOF图像重建30和非TOF图像重建40两者。然而，如本文其他地方所讨论的，与非TOF图像重建40相比较，由TOF图像重建30提供的有效灵敏度增益使前者对由于衰减图18相对于PET成像数据22的空间未对准(例如，衰减图18的空间移位和/或衰减图18的空间旋转)的伪影更鲁棒。

[0033] 因此，计算指示TOF重建图像32与非TOF重建图像42之间的差异的比较图像50。比

较图像50可以使用提供反映两幅图像32、42之间的差异的比较图像强度的任何比较计算来计算。在本文中的说明性范例中，比较图像50是根据平方差$(R1-R2)^2$在每体素(或更一般地，每图像元素)基础上计算的，其中，R1是针对TOF重建图像32的体素值，并且R2是针对非TOF重建图像42的体素值。除该说明性平方差$(R1-R2)^2$之外可以采用其他差异度量，诸如绝对值差|R1-R2|。

[0034] 在调节操作或者工具54中，基于比较图像50来确定针对TOF图像重建30的调节。例如，在一些实施例中，调节包括用于衰减图18的空间校正，例如空间移位和/或空间旋转，以考虑如由比较图像50指示的衰减图18相对于PET成像数据22的未对准。

[0035] 在其他实施例中，调节需要利用根据PET成像数据22导出的衰减校正来替换对应于在比较图像50中识别的差异的衰减图18的部分，其是例如根据使用TOF图像重建30但是在没有衰减校正的情况下生成的重建PET图像估计的。该方法是适合的，其中，存在推断衰减图18的对象区域不可靠(例如，由于扫描期间的患者运动或者CT对比度重新分布)的原因。

[0036] 在其他实施例中，调节可能需要在TOF图像重建30中采用的散射校正的调节。一般而言，散射校正误差预期在比较图像50中显现为相对对称、大面积和低强度的区域，而由于衰减图18的未对准的伪影预期显现为较高强度空间分立区域，通常以比较图像50中的图像特征的加宽轮廓的形式。

[0037] 调节操作或工具54可以采取各种形式。在一个实施例中，衰减图18相对于PET成像数据22的空间未对准的方向是基于相对于图像特征的探测到的加宽轮廓的位置来确定的，并且该空间未对准的幅度是基于加宽轮廓的宽度来确定的。在此基础上，操作54可以通过施加刚性移位或旋转自动地调节衰减图18以补偿衰减图未对准的因此确定的方向和幅度。

[0038] 在其他实施例中，调节操作或工具54包括在显示器26上显示的图形用户接口(GUI)，显示器26示出比较图像50并且允许操作(一个或多个)用户输入设备28、29的用户输入适当的调节，例如通过点击加宽轮廓并且使用GUI标尺来标记加宽轮廓和特征的位置和宽度，根据所述信息，电子处理器20可以计算调节。在其中利用根据PET成像数据22导出的衰减校正替换衰减图18的部分的调节的情况下，用户可以适合地绘制指示要替换的区域的轮廓。在散射校正调节的情况下，用户可以操作滑动条或其他GUI输入来调节散射校正的参数。这些仅仅是调节操作或者工具54的实施例的说明性范例。

[0039] 利用所确定的调节，利用所确定的调节(例如，移位或者旋转的衰减图18)在PET成像数据22上再次执行(即，重复)TOF图像重建30以产生经调节的TOF重建图像(替换TOF图像32)。在一些实施例中，该过程重复一次或多次，即，非TOF图像42也利用相同的调节重新计算并且比较图像50被重新计算，并且这样的过程可以迭代一次或多次，直到比较图像50不再指示衰减图18的空间未对准或者TOF图像重建30中的其他可识别的误差。最终TOF重建图像32然后被输出为要经由适合的临床GUI 56示出在显示器26上的最终临床图像，适合的临床GUI 56任选地可以例如包括最终图像到标准化摄取值(SUV)单元的转换，提供缩放、平移或以其他方式操纵显示的图像的能力等。

[0040] 在所公开的方法中，TOF重建图像32与非TOF重建图像42的比较提供自动探测衰减图18的未对准。任选地，衰减图被自动校正(即，重新对准)，或者使用迭代探测和重新对准来半自动地校正。一般而言，所公开的方法基于以下见解：与非TOF图像42(或具有较低TOF

分辨率的TOF图像)相比较,TOF图像32具有减少的未对准伪影。TOF定位被用于该目的,其帮助重建活动的更适当的放置,而不管由未对准的衰减图引入的误差。

[0041] 参考图2-6,通过由模拟体模PET成像(图2、图5和图6)和人类对象的实际医学成像(图3和图4)产生的范例进一步图示了前述公开的各方面。在这些范例中,为了探测PET/CT未对准,使用R1和R2的平方差(即,$(R1-R2)^2$)计算比较图像50。当在这些说明性范例中衰减图18根据CT图像16导出时,未对准还有时在本文中松散地被称为PET/CT未对准。

[0042] 现在参考图2,针对具有320ps TOF分辨率的数据呈现了体模PET成像模拟研究的结果。最上面的图像示出了"真实数据(ground truth)图像",即,实际体模。被标记"TOF重建图像(R1)"的图像对应于图1的TOF重建图像32。被标记"非TOF重建图像(R2)"的图像对应于图1的非TOF重建图像42。在该模拟中,引入10mm PET/CT未对准。图2的最下面的图像是对应于图1的比较图像50的平方差图像$(R1-R2)^2$。比较图像示出了加宽轮廓,即,观察到强带(月亮形状),这指示CT图像以CT图像移动到"患者"(即,体模)左侧的方式与PET图像未对准(因此,CT的纵隔与PET中的肺交叠),其中,定位加宽轮廓。与非TOF图像R2相比较,TOF图像R1示出了减少的未对准伪影。平方差图像$(R1-R2)^2$示出了强带(即,加宽轮廓),其中,CT中的软组织在PET图像的肺中交叠。重影图像也是显而易见的,其示出为$(R1-R2)^2$图像中的亮斑。

[0043] 参考图3,示出了患者研究的结果,其中,PET成像数据利用325ps TOF分辨率来采集。在图3中,图像从左到右是:非衰减校正(NAC)TOF图像;用于衰减校正(CT-AC)的CT图;具有CT-AC的TOF图像(R1);具有CT-AC的非TOF图像(R2);以及比较图像$(R1-R2)^2$。在比较图像中看到胃区域中的强带(即,胃特征的加宽轮廓),其指示PET/CT未对准。通过图像和临床工作流程的分析,确定该PET/CT未对准由针对CT成像施用的造影剂的CT扫描与PET扫描之间的重新分布引入。

[0044] 参考图4,示出了患者研究的结果,其中,PET成像数据利用325ps TOF分辨率并且利用引入的20mm PET/CT未对准来采集。在图4中,图像从左到右是:CT-AC非TOF图像(R2);CT-AC TOF图像(R1);和比较图像$(R1-R2)^2$。比较图像中的带对应于胸腔的加宽轮廓,并且指示CT与PET的未对准,其中,CT从后向上移动到胸部。该带的厚度是与真实引入的未对准一致的大约20mm。

[0045] 参考图5和图6,呈现了用于具有320ps TOF分辨率的体模PET成像模拟研究的结果。引入PET与CT之间的20mm未对准。在图5中,图像顶行从左到右是:真实数据体模图像;非TOF重建图像(R2);以及具有640ps的TOF分辨率的重建图像(R3)。底行上的图像从左到右是:具有320ps的TOF分辨率的TOF重建图像(R1);根据公式R1+(R3-R2)根据图R1、R2和R3计算的图像;以及利用指示的线轮廓根据公式R1+(R3-R2)计算的相同图像。图6绘制了图5的底部最右边图像中指示的线轮廓。

[0046] 图像R3是根据相同数据重建的低TOF分辨率图像(LresTOF),但是假定TOF分辨率低于数据的真实TOF分辨率。R3重建(1)故意地使用计算的高斯内核劣化数据的TOF分辨率并且(2)在迭代重建中对降低的TOF分辨率进行建模。可以使用R1、R2和R3的线性组合(例如,经校正的图像R1+(R3-R2))获得未对准校正。被计算为R1+(R3-R2)的图像示出了重影肿瘤的近完美移除、带伪影的显著减少和经改进的肿瘤恢复。其他校正方法可以被设计为迭代地探测未对准并且将PET图像和CT图像重新对准,直到探测到最小未对准。

[0047] 在该范例中,R1(320ps TOF)图像示出了最小伪影,但是仍然示出重影肿瘤。R2图像(非TOF)示出了最强伪影。R3图像(640ps TOF)具有R1和R2的那些之间的伪影水平。经校正的图像R1+(R3-R2)示出很大程度上减少的伪影并且重影肿瘤几乎消失。沿着图5的底部最右边图像中所示的轮廓线的图6中所示的线轮廓指示重影肿瘤的近完美移除和使用简单线性图像组合R1+(R3-R2)的很大程度上改进的肿瘤定量。

[0048] 更一般地,对于CTAC图像中的未对准补偿的优化性能而言,可以使用不同的图像组合。也可以使用不同的R3图像。在具有320ps TOF分辨率的图5和图6的模拟中,中间640ps TOF分辨率被选择以重建R3。对于具有不同的TOF分辨率的不同的系统,可以使用用于R3图像重建的不同的TOF分辨率。结果示出,如果数据的原始TOF分辨率不高(例如,如果TOF是原始数据中的640ps),则校正将是较不有效的,因为640ps TOF图像与非TOF图像之间的差异较不显著以有效地校正未对准。在该说明性范例中,对于未对准,校正是完全自动的。使用用于未对准校正的TOF的另一方式可以使用与PET的未对准探测和CT重新对准的迭代方法直接地应用到CT图像,直到残余未对准是可接受的。最终重新对准的CT图像可以然后被用于衰减和散射校正。该方法能够需要用户交互以确定未对准并且调用重新对准,因此是半自动的。如果可以探测特定严格的未对准区域,那么衰减和活动的TOF最大似然推导(TOF-MLAA方法)可以被用于那些区域。

[0049] 已经参考优选的实施例描述了本发明。在阅读并且理解前述详细描述之后可以想到修改和变化。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和变化,只要其落入权利要求书或其等价方案的范围之内。

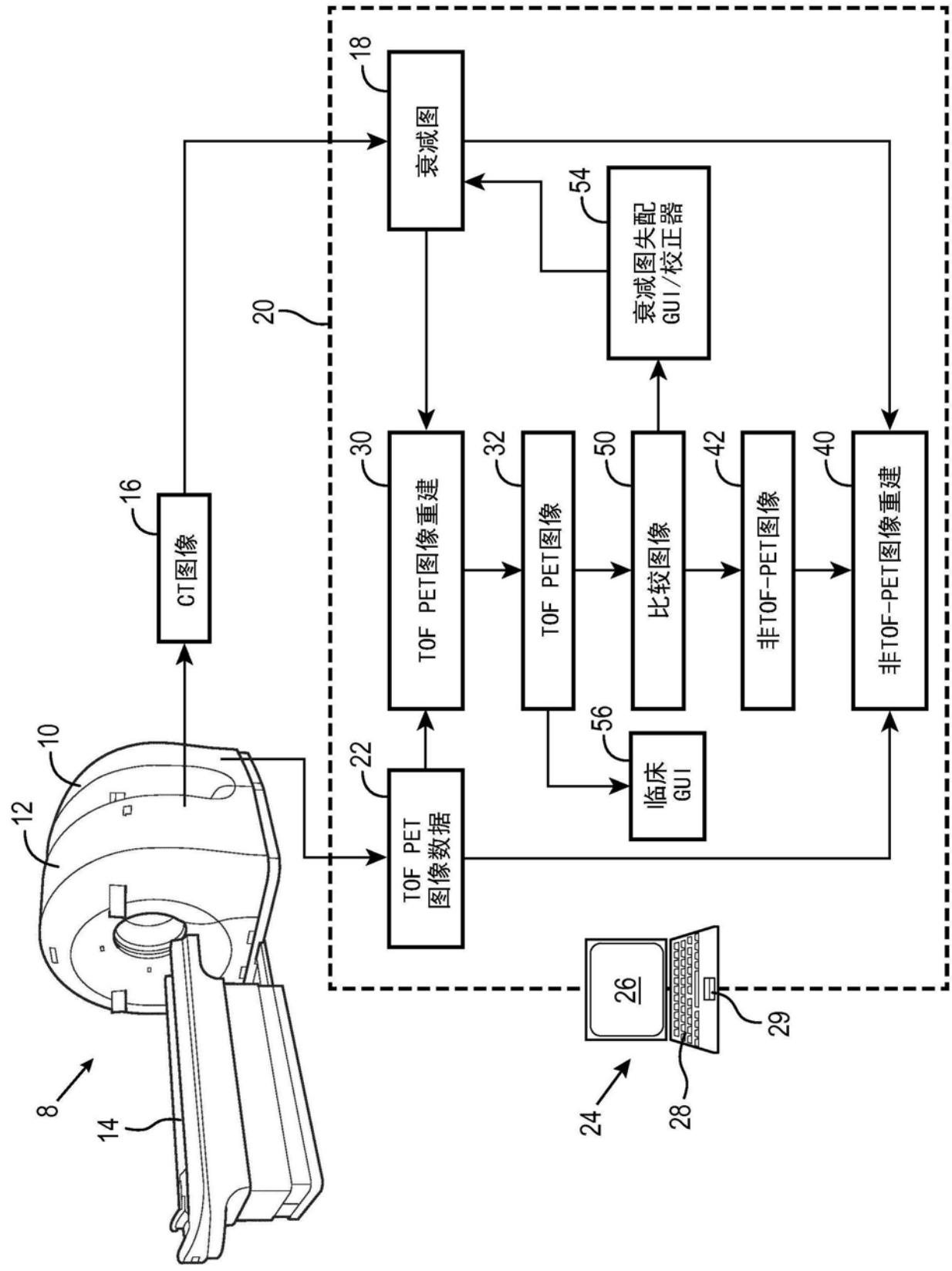

衰减图
18
衰减图失配
GUI/校正器
54
20
TOF PET图像重建
30
TOF PET图像
32
比较图像
50
非TOF-PET图像
42
非TOF-PET图像重建
40
CT图像
16
TOF PET
图像数据
22
临床
GUI
56
10
12
8
14
26
24
28
29

图1

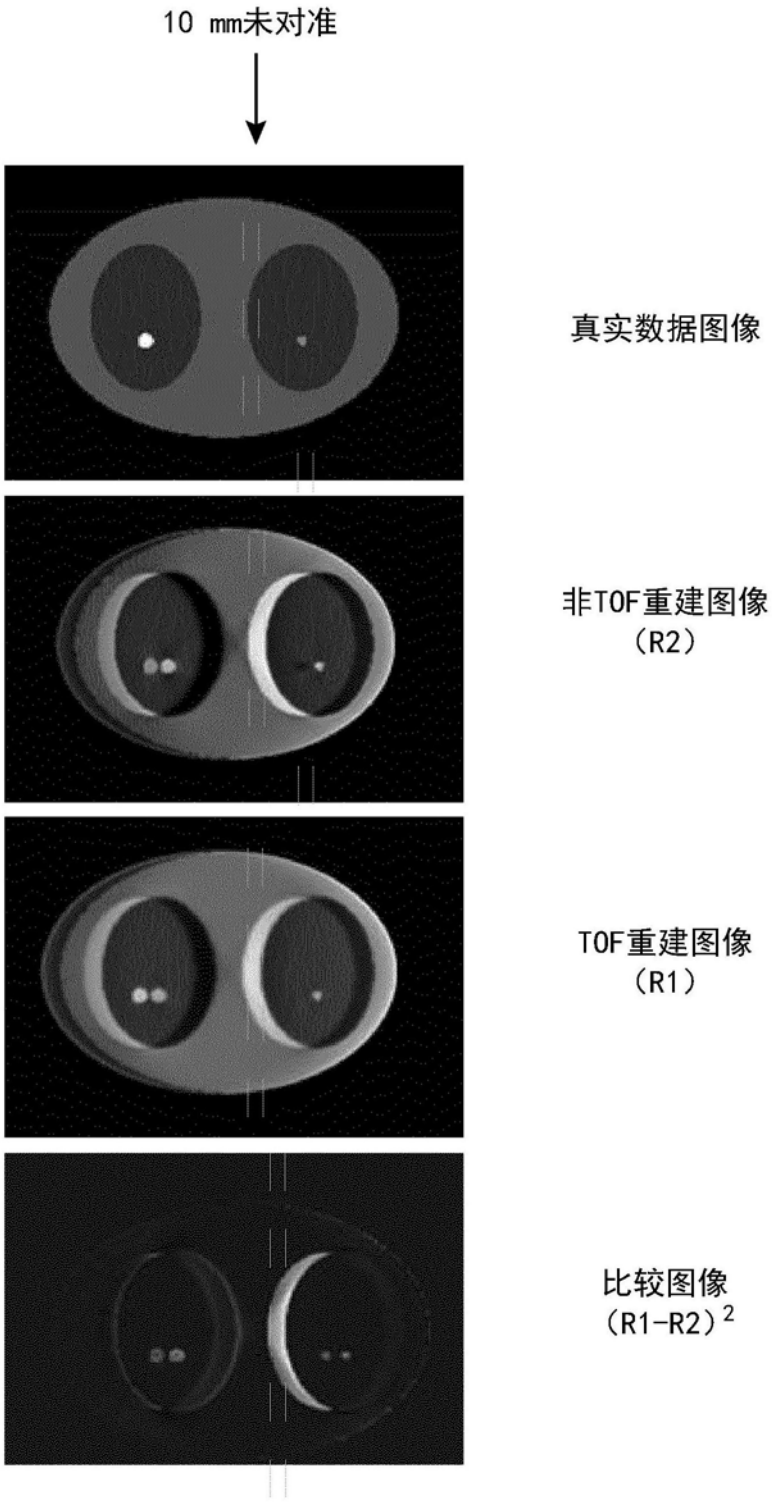


图2

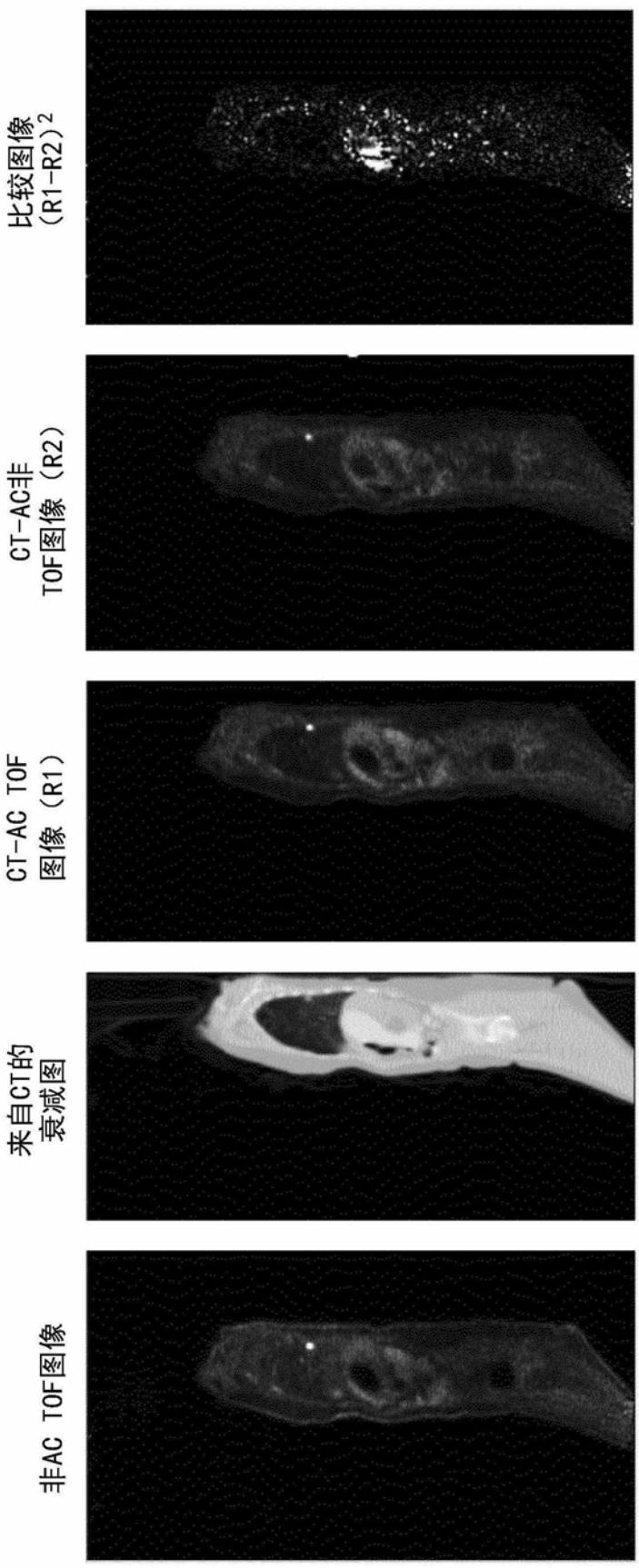


图3

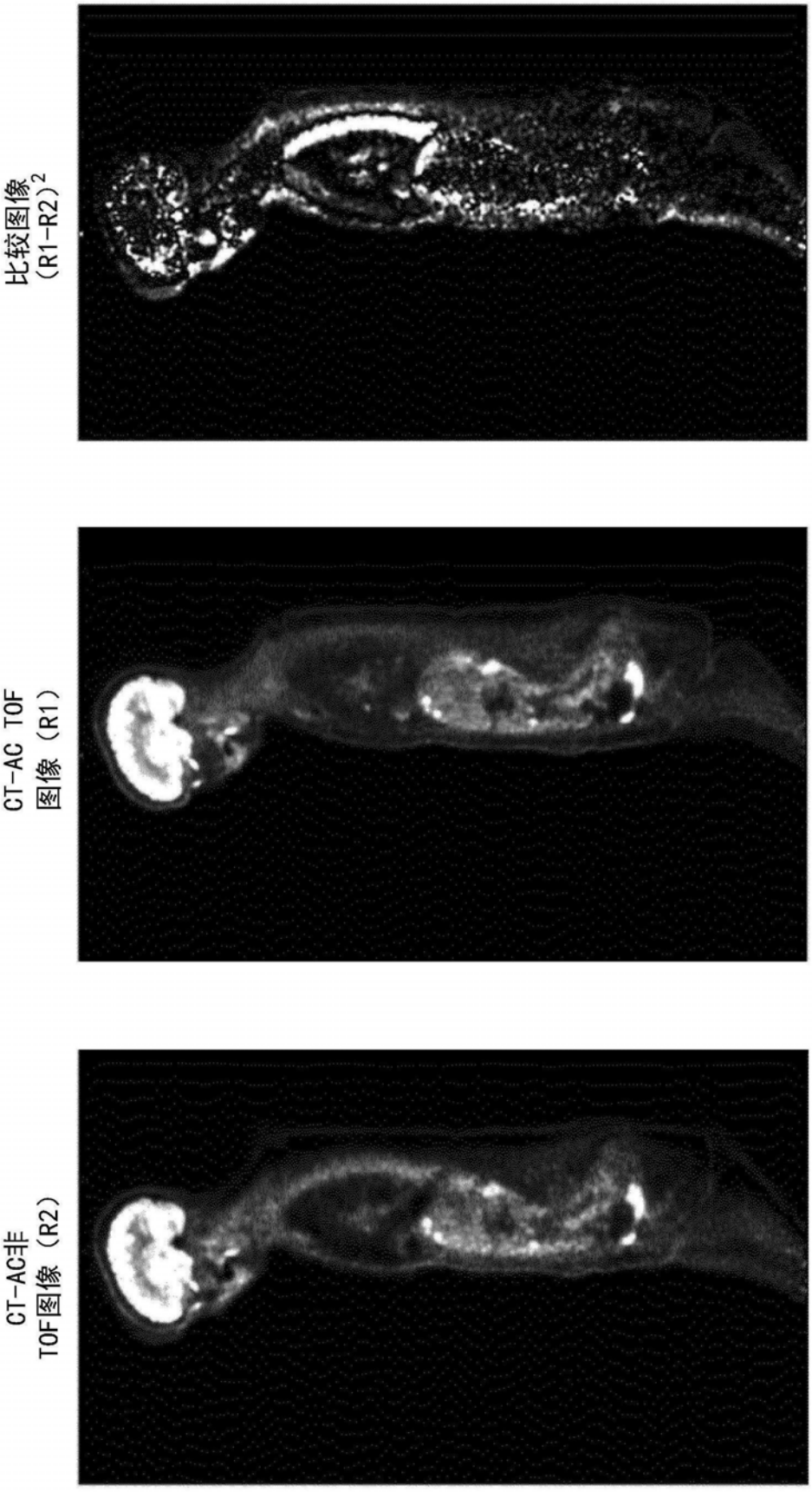


图4

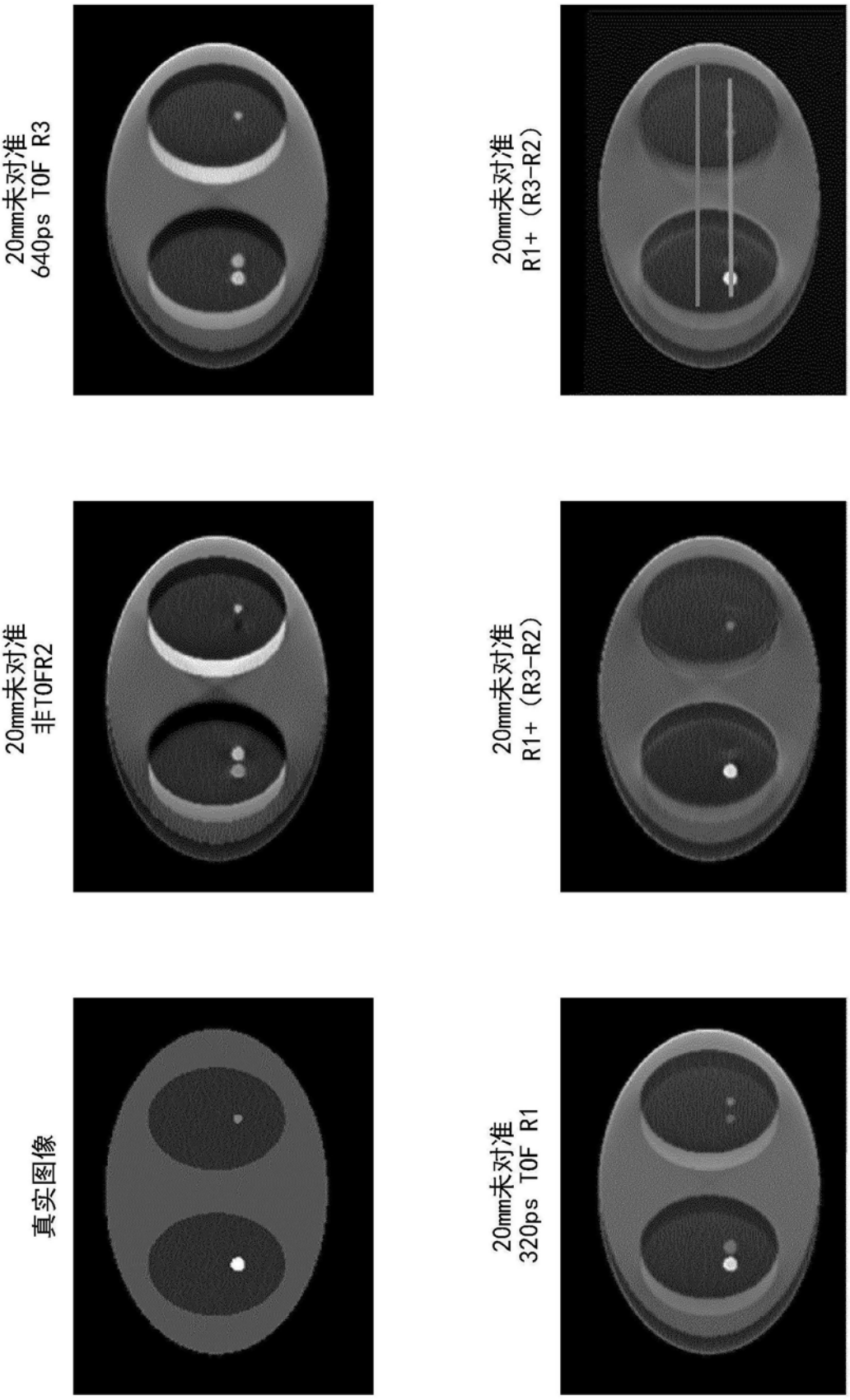

20mm未对准
640ps TOF R3
20mm未对准
R1+（R3-R2）
20mm未对准
非TOFR2
20mm未对准
R1+（R3-R2）
真实图像
20mm未对准
320ps TOF R1

图5

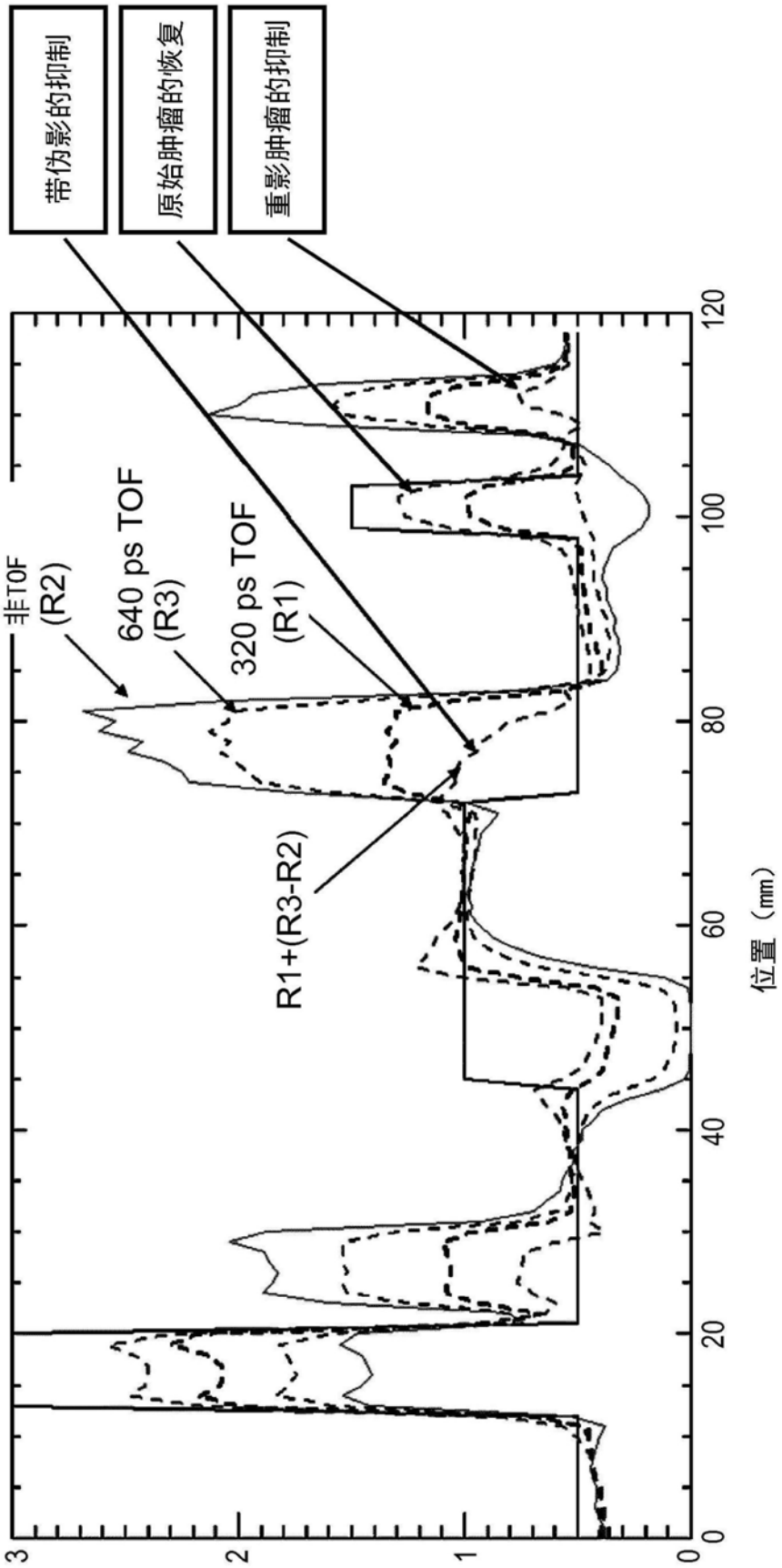

带伪影的抑制
原始肿瘤的恢复
重影肿瘤的抑制
非TOF
(R2)
640 ps TOF
(R3)
320 ps TOF
(R1)
R1+(R3-R2)
0
1
2
3
0
20
40
60
80
100
120
位置（mm）

图6