



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106548464 B

(45)授权公告日 2019.04.02

(21)申请号 201610976174.0

(22)申请日 2016.11.07

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106548464 A

(43)申请公布日 2017.03.29

(73)专利权人 赛诺联合医疗科技(北京)有限公司

地址 100013 北京市朝阳区和平里西街21号4号楼201室

(72)发明人 李楠 朱程

(74)专利代理机构 北京三高永信知识产权代理有限公司 11138

代理人 江崇玉

(51)Int.Cl.

G06T 5/00(2006.01)

(56)对比文件

- CN 102144927 A,2011.08.10,
- CN 101454804 A,2009.06.10,
- US 2010/0156416 A1,2010.06.24,
- CN 101856234 A,2010.10.13,
- CN 104331914 A,2015.02.04,

审查员 马晋涛

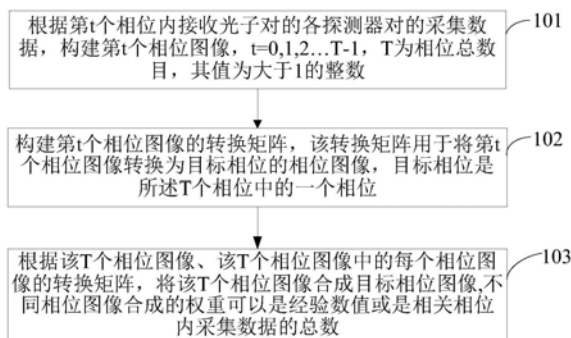
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

一种构建相位图像的方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种构建相位图像的方法及装置,属于医疗器械领域。所述方法包括:根据第t个相位内接收 γ 光子对各探测器对的采集数据,构建所述第t个相位图像, $t=0,1,2\cdots T-1$,T为相位总数目,其值为大于1的整数;构建所述第t个相位图像的转换矩阵,所述转换矩阵用于将所述第t个相位图像转换为目标相位的相位图像,所述目标相位是所述T个相位中的一个相位;根据所述T个相位图像、所述T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵将所述T个相位图像合成目标相位图像,不同相位图像合成的权重可以是经验数值或是相关相位内采集数据的总数。所述装置包括:第一构建模块、第二构建模块和合成模块。本发明能够降低构建的相位图像的噪声。



1. 一种构建相位图像的方法,其特征在于,所述方法包括:

根据第 t 个相位内接收 γ 光子对各探测器对的采集数据,构建所述第 t 个相位图像, $t=0,1,2\cdots T-1$, T 为相位总数目,其值为大于1的整数;

构建所述第 t 个相位图像的转换矩阵,所述转换矩阵用于将所述第 t 个相位图像转换为目标相位的相位图像,所述目标相位是所述 T 个相位中的一个相位;

按如下公式将所述 T 个相位图像合成目标相位图像 $\hat{x}_e(y)$;

$$\hat{x}_e(y) = \sum_t M_{t \rightarrow e} \cdot \hat{x}_t(y_t) \cdot \frac{\sum_m y_{mt}}{\sum_m y_m};$$

在上述公式中, $\hat{x}_t(y_t)$ 为所述第 t 个相位图像, $M_{t \rightarrow e}$ 为所述第 t 个相位图像的转换矩阵, y_{mt} 为在第 t 相位内所述各探测器对的采集数据, y_m 为在所有相位中所述各探测器对的采集数据。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述构建所述第 t 个相位图像的转换矩阵,包括:

获取电子计算机断层扫描4D-CT设备构建的所述第 t 个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像;

根据所述第 t 个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第 t 个相位的转换矩阵。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述根据所述第 t 个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第 t 个相位的转换矩阵,包括:

根据所述第 t 个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,通过B样条函数构建所述第 t 个相位的转换矩阵。

4. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述将所述 T 个相位图像合成目标相位图像之后,还包括:

将所述目标相位图像和所述目标相位的CT图像融合成一幅图像,显示所述融合的一幅图像。

5. 一种构建相位图像的装置,其特征在于,所述装置包括:

第一构建模块,用于根据第 t 个相位内接收 γ 光子对各探测器对的采集数据,构建所述第 t 个相位图像, $t=0,1,2\cdots T-1$, T 为相位总数目,其值为大于1的整数;

第二构建模块,用于构建所述第 t 个相位图像的转换矩阵,所述转换矩阵用于将所述第 t 个相位图像转换为目标相位的相位图像,所述目标相位是所述 T 个相位中的一个相位;

合成模块,用于按如下公式将所述 T 个相位图像合成目标相位图像 $\hat{x}_e(y)$;

$$\hat{x}_e(y) = \sum_t M_{t \rightarrow e} \cdot \hat{x}_t(y_t) \cdot \frac{\sum_m y_{mt}}{\sum_m y_m};$$

在上述公式中, $\hat{x}_t(y_t)$ 为所述第 t 个相位图像, $M_{t \rightarrow e}$ 为所述第 t 个相位图像的转换矩阵, y_{mt} 为在第 t 相位内所述各探测器对的采集数据, y_m 为在所有相位中所述各探测器对的采集数据。

6. 如权利要求5所述的装置,其特征在于,所述第二构建模块包括:

获取单元,用于获取电子计算机断层扫描4D-CT设备构建的所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像;

构建单元,用于根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第t个相位的转换矩阵。

7. 如权利要求6所述的装置,其特征在于,所述构建单元,用于根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,通过B样条函数构建所述第t个相位的转换矩阵。

8. 如权利要求5所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:

融合模块,用于将所述目标相位图像和所述目标相位的CT图像融合成一幅图像,显示所述融合的一幅图像。

一种构建相位图像的方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,特别涉及一种构建相位图像的方法及装置。

背景技术

[0002] PET/CT (Positron emission tomography/Computed tomography,正电子发射断层显像/X线计算机断层成像仪)设备是一种高端核医学影像诊断设备,其包括PET设备和CT设备。PET设备用于构建人体器官内的病灶图像,CT设备用于拍摄人体的CT图像,这样医生根据该CT图像并结合该病灶图像,能及早发现病灶、准确定位病灶,以及帮助医生诊断疾病。

[0003] 目前在构造病灶图像时,PET设备先对病人进行扫描多个运动周期,每个运动周期划分成T个相位,然后根据每个运动周期的第t个相位内PET设备采集的采集数据,构建第t个相位的相位图像,t为大于或等于0且小于T的整数;其中,第t个相位的相位图像就是包括人体器官的病灶的病灶图像。

[0004] 在实现本发明的过程中,发明人发现现有技术至少存在以下问题:

[0005] 目前在重建某个相位的相位图像时,利用该相位内采集的采集数据来构建该相位的相位图像,使得构建出的相位图像的噪声较高。

发明内容

[0006] 为了降低构建的相位图像的噪声,本发明提供了一种构建相位图像的方法及装置。所述技术方案如下:

[0007] 第一方面,提供了一种构建相位图像的方法,所述方法包括:

[0008] 根据第t个相位内接收 γ 光子对各探测器对的采集数据,构建所述第t个相位图像,t=0,1,2...T-1,T为相位总数目,其值为大于1的整数;

[0009] 构建所述第t个相位图像的转换矩阵,所述转换矩阵用于将所述第t个相位图像转换为目标相位的相位图像,所述目标相位是所述T个相位中的一个相位;

[0010] 根据所述T个相位图像、所述T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵,将所述T个相位图像合成目标相位图像,不同相位图像合成的权重可以是经验数值或是相关相位内采集数据的总数。

[0011] 可选的,所述构建所述第t个相位图像的转换矩阵,包括:

[0012] 获取电子计算机断层扫描4D-CT设备构建的所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像;

[0013] 根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第t个相位的转换矩阵。

[0014] 可选的,所述根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第t个相位的转换矩阵,包括:

[0015] 根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,通过B样条函数构建所述第t个相位的转换矩阵。

[0016] 可选的,所述根据所述T个相位图像、所述T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵,将所述T个相位图像合成目标相位图像,不同相位图像合成的权重可以是经验数值或是相关相位内采集数据的总数,包括:

[0017] 按如下公式将所述T个相位图像合成目标相位图像 $\hat{x}_e(y)$;

$$[0018] \quad \hat{x}_e(y) = \sum_t M_{t \rightarrow e} \cdot \hat{x}_t(y_t) \cdot \frac{\sum_m y_{mt}}{\sum_m y_m};$$

[0019] 在上述公式中, $\hat{x}_t(y_t)$ 为所述第t个相位图像, $M_{t \rightarrow e}$ 为所述第t个相位图像的转换矩阵, y_{mt} 为在第t相位内所述各探测器对的采集数据, y_m 为在所有相位中所述各探测器对的采集数据。

[0020] 可选的,所述将所述T个相位图像合成目标相位图像之后,还包括:

[0021] 将所述目标相位图像和所述目标相位的CT图像融合成一幅图像,显示所述融合的一幅图像。

[0022] 第二方面,提供了一种构建相位图像的装置,所述装置包括:

[0023] 第一构建模块,用于根据第t个相位内接收 γ 光子对各探测器对的采集数据,构建所述第t个相位图像, $t=0,1,2 \cdots T-1$,T为相位总数目,其值为大于1的整数;

[0024] 第二构建模块,用于构建所述第t个相位图像的转换矩阵,所述转换矩阵用于将所述第t个相位图像转换为目标相位的相位图像,所述目标相位是所述T个相位中的一个相位;

[0025] 合成模块,用于根据所述T个相位图像、所述T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵将所述T个相位图像合成目标相位图像,不同相位图像合成的权重可以是经验数值或是相关相位内采集数据的总数。

[0026] 可选的,所述第二构建模块包括:

[0027] 获取单元,用于获取电子计算机断层扫描4D-CT设备构建的所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像;

[0028] 构建单元,用于根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第t个相位的转换矩阵。

[0029] 可选的,所述构建单元,用于根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,通过B样条函数构建所述第t个相位的转换矩阵。

[0030] 可选的,所述合成模块,用于

[0031] 按如下公式将所述T个相位图像合成目标相位图像 $\hat{x}_e(y)$;

$$[0032] \quad \hat{x}_e(y) = \sum_t M_{t \rightarrow e} \cdot \hat{x}_t(y_t) \cdot \frac{\sum_m y_{mt}}{\sum_m y_m};$$

[0033] 在上述公式中, $\hat{x}_t(y_t)$ 为所述第t个相位图像, $M_{t \rightarrow e}$ 为所述第t个相位图像的转换矩阵, y_{mt} 为在第t相位内所述各探测器对的采集数据, y_m 为在所有相位中所述各探测器对的采集数据。

[0034] 可选的,所述装置还包括:

[0035] 融合模块,用于将所述目标相位图像和所述目标相位的CT图像融合成一幅图像,显示所述融合的一幅图像。

[0036] 本发明提供的技术方案的有益效果是:

[0037] 通过T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵,将该T个相位的相位图像合成一个目标相位图像,这样利用了全部相位内各探测器对的采集数据来构建一幅目标相位图像,从而降低了目标相位图像的噪声。

附图说明

[0038] 图1-1是本发明实施例提供的一种PET设备结构示意图;

[0039] 图1-2是本发明实施例提供的一种 γ 光子对产生示意图;

[0040] 图1-3是本发明实施例1提供的一种构建相位图像的方法流程图;

[0041] 图2-1是本发明实施例2提供的一种构建相位图像的方法流程图;

[0042] 图2-2是本发明实施例2提供的一种PET/CT设备结构示意图;

[0043] 图3是本发明实施例3提供的一种构建相位图像的装置结构示意图;

[0044] 图4是本发明实施例4提供的一种处理终端结构示意图。

具体实施方式

[0045] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0046] 在PET/CT系统中,CT扫描通常可以在很短时间内完成,获得的图像几乎是某时刻的快照。但是PET扫描速度较慢,每个体位通常会花费几分钟时间,因此不可能在病人屏气状态下完成数据采集。受心脏搏动和呼吸运动的影响,PET图像和CT图像对相同病灶在位置及相位上存在一定程度的不匹配。一方面,PET采集会将运动的病灶在不同位置时采集的数据叠加,对应的成像反映的是病灶位置的一个平均效应,这不可避免的带来了分辨率的下降,导致图像模糊和定量分析SUV值(标准化摄取值)准确性降低。另一方面,CT图像与PET图像配准融合产生偏差(特别在运动幅度最大的膈膜附近),用瞬间的CT图像去对平均的PET图像做衰减校正必然出现误差,会在PET图像上产生局部伪影,可能影响胸腹部肿瘤的准确诊断与治疗计划的制定。

[0047] 为了去除心脏搏动或校正呼吸运动所造成的影响,目前在PET/CT上通常使用门控技术,即通过特定的设备采集心脏或呼吸的运动信号,并以此为基础产生门控信号并发送给PET/CT采集控制系统。PET/CT采集控制系统接收到门控信号后,根据一定的阈值触发PET,与运动信号同步采集病灶的图像信息。采集到的数据按周期时相归类分析,保证在运动周期内的同一相位区间内病灶近似保持静止。这样将相同时相内的PET图像进行重建,减小了运动伪影,改善图像质量,提高了病灶定位的准确度和SUV值测量准确性。所有周期相位的图像综合分析,可以得到病灶三维空间影像随时间变化的运动信息,对临床诊断、分期和病灶放疗靶区的勾画有着重要的意义。另外,选择与CT位置最相匹配的相位,其衰减校正受运动影响最小,这提高了图像融合的精度和衰减校正的准确性,最终进一步提高了病灶SUV值测量准确性。

[0048] 在PET/CT系统中,PET模块是一种高端核医学影像诊断设备,其可以对病人进行扫

描,然后构造病人体内的病灶图像,帮助医生及早发现病灶。参见图1-1,PET设备包括处理终端1、一个或多个探测器环2。每个探测器环2由多个探测器3组成,在实际实现时每个探测器环2可以由若干探测器3组成,这些探测器3可以为闪烁探测器,终端设备1可以为计算机等。

[0049] 在实际扫描过程中,可先利用放射性核素对代谢物质进行标记,然后可以采用注射方式向病人注射利用放射性核素标记的代谢物质。该代谢物质进入病人体内,会被病人体内的器官所吸收,以及用于标记该代谢物质的放射性核素也连同该代谢物质一起被吸收。其中,需要说明的是:如果病人体内的某个器官有病灶,该病灶对放射性核素标记的代谢物质摄取高。例如,假设病人的肝内生长了肿瘤,由于肿瘤细胞的生长速度远大于病人体内的正常细胞,使该肿瘤对代谢物质的摄取要远多于病人体内的其他正常部位。

[0050] 仍参见图1-1,病人在注射放射性药物之后,将病人放置在探测器环2中,让探测器环2对病人进行扫描。由于放射性核素的衰变,放射性示踪剂在被病人体内的器官和病灶部位吸收后,用于标记的放射性核素很快就会湮灭,并产生一对方向完全相反的一对 γ 光子,两者的方向互成180度。例如,参见图1-2,放射性核素在湮灭时产生了一对 γ 光子,分别为 γ 光子1和 γ 光子2,且 γ 光子1的方向和 γ 光子2的方向互成180度。在探测器环2扫描病人的过程中,每个放射性核素湮灭时产生的一对 γ 光子会同时被探测器环2上的两个探测器所接收。处理终端1将该两个探测器组成一对探测器对,并记录该对探测器对的标识信息和接收该 γ 光子对的时间等数据,该探测器对的标识信息可以由该两个探测器的位置信息组成。

[0051] 其中,放射性核素可以为 ^{18}F 、 ^{11}C 等,放射性药物可以为放射性核素标记的葡萄糖、多巴胺等。让病人注射的代谢物质与病人需要检测的器官有关。如果病人需要检测的器官为心脏、肺、肝脏等器官,让病人注射的放射性药物可以为FDG。如果病人需要检测的器官为大脑,让病人注射的代谢物质可以为多巴胺。

[0052] 其中,需要说明的是:PET设备可以对病人扫描一段时间,该段时间为N个运动周期,N为大于1的整数,例如N可以为10、15或20等数值。由于受病人体内的心脏搏动或肺部的呼吸运动的影响,病人体内的器官和病灶的位置是按照运动周期周期性地变动。如果该器官是心脏,则该器官的运动周期为心脏的跳动周期,如果该器官为肺或肝脏等器官,则该器官的运动周期为肺的呼吸周期。在利用PET设备扫描病人的实际操作中,会使用探测器环2对病人扫描N个运动周期,处理终端1会记录下该N个运动周期的每个运动周期内接收 γ 光子对的探测器对的标识信息和该探测器对接收的 γ 光子对的时间等数据。处理终端1还将每个运动周期划分成T个时间段,每个时间段称为一个相位,所以每个运动周期包括T个相位,T为大于1的整数,例如T可以为4、5或6等数值。

[0053] 在扫描结束后,对于第t个相位,处理终端1记录了N个第t个相位内接收 γ 光子对各探测器对和各探测器对接收 γ 光子对的时间等数据。然后,处理终端1根据该第t个相位内接收 γ 光子对各探测器对接收 γ 光子对的时间,统计该各探测器对接收 γ 光子对的数目,得到各探测器对的采集数据。最后,处理终端1根据该N个运动周期内的第t个相位内各探测器对的采集数据,构建出一个第t个相位的相位图像,该第t个相位的相位图像即为包括病人的器官和病灶的图像,可以呈现给医生,帮助医生进行疾病的诊断。在实现本发明技术方向时,还发现目前处理终端1只是利用了T分之一的采集数据来构造第t个相位的相

位图像,剩下的T-1份采集数据都未用于构造第t个相位的相位图像,导致构造的相位图像的噪声较大。在本发明中可以通过如下任一实施例来构造出某个相位的相位图像,且构造的相位图像的噪声较低。

[0054] 实施例1

[0055] 参见图1-3,本发明实施例提供了一种构建相位图像的方法,所述方法包括:

[0056] 步骤101:根据第t个相位内接收 γ 光子对各探测器对的采集数据,构建第t个相位图像, $t=0,1,2\cdots T-1$,T为相位总数目,其值为大于1的整数。

[0057] 步骤102:构建第t个相位图像的转换矩阵,该转换矩阵用于将第t个相位图像转换为目标相位的相位图像,目标相位是所述T个相位中的一个相位。

[0058] 步骤103:根据该T个相位图像、该T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵,将该T个相位图像合成目标相位图像,不同相位图像合成的权重可以是经验数值或是相关相位内采集数据的总数。

[0059] 可选的,上述步骤102,可以包括:

[0060] 1021:获取4D-CT设备构建的第t个相位的CT图像和目标相位的CT图像。

[0061] 1022:根据第t个相位的CT图像和目标相位的CT图像,构建第t个相位的转换矩阵。

[0062] 可选的,上述步骤1022,可以为:

[0063] 根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,通过B样条函数构建所述第t个相位的转换矩阵。

[0064] 可选的,上述步骤103,可以为:

[0065] 按如下公式将所述T个相位图像合成目标相位图像 $\hat{x}_e(y)$;

$$[0066] \quad \hat{x}_e(y) = \sum_t M_{t \rightarrow e} \cdot \hat{x}_t(y_t) \cdot \frac{\sum_m y_{mt}}{\sum_m y_m};$$

[0067] 在上述公式中, $\hat{x}_t(y_t)$ 为所述第t个相位图像, $M_{t \rightarrow e}$ 为所述第t个相位图像的转换矩阵, y_{mt} 为在第t相位内所述各探测器对的采集数据, y_m 为在所有相位中所述各探测器对的采集数据。

[0068] 可选的,在上述步骤103之后,该方法还可以包括:

[0069] 将目标相位图像和目标相位的CT图像融合成一幅图像,显示融合的一幅图像。

[0070] 在本发明实施例中,通过T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵,将该T个相位的相位图像合成一个目标相位图像,这样利用了全部相位内各探测器对的采集数据来构建一幅目标相位图像,从而降低了目标相位图像的噪声。

[0071] 实施例2

[0072] 本发明实施例提供了一种构建相位图像的方法。本实施例的执行主体可以为上述实施例介绍的处理终端,且该构建方法是在利用PET设备对病人进行扫描后执行的。参见图2-1,该方法包括:

[0073] 步骤201:对于N个运动周期中的每个运动周期,确定在该运动周期的第t相位内接收 γ 光子对的探测器对以及获取该各探测器对的采集数据。

[0074] 其中,在对病人扫描的过程中由于处理终端记录了接收 γ 光子对的探测器对的标

识信息和各探测器对接收 γ 光子对的时间等信息,因此根据记录的数据可以确定出在该运动周期的第 t 个相位内接收 γ 光子对各探测器对,根据记录该各探测器对接收 γ 光子对的时间,统计出各探测器对接收 γ 光子对的数目,即得到在该运动周期的第 t 相位内该各探测器对的采集数据。运动周期包括 N 个,都按上述方式得到 N 个第 t 相位内各探测器对的采集数据。在本实施例中, $t=0,1,2,\dots,T-1$ 。

[0075] 步骤202:根据 N 个运动周期的第 t 个相位内的各探测器对的采集数据,构建第 t 个相位的相位图像。

[0076] 在PET设备中事先定义了如下公开(1)所示的相位图像构建模型:

$$[0077] \quad \bar{y} = E[y] = A \cdot x + r \dots \dots (1);$$

[0078] 在上述公式中 $y = [y_1, y_2, \dots, y_M]^T$, 表示各探测器对的采集数据, M 为探测器对的总数目, A 为系统矩阵, 用数学的形式表达了PET设备中每个空间位置的点源被探测器探测到的概率, 反映了系统的物理特性, r 表示噪声的平均值, x 表示待构建的相位图像, $E[\cdot]$ 表示期望值算子。

[0079] 根据公式(1)的构建模型可以得出在第 t 个相位的相位图像构建模型, 如下公式(2)所示。

$$[0080] \quad E[y_t] = A \cdot x_t + r_t \dots \dots (2)$$

[0081] 在上述公式(2)中, $t=0, 1, \dots, T-1$, T 为一个运动周期包括的相位总数, y_t 为第 t 个相位内各探测器对的采集数据, x_t 为第 t 相位的待构建相位图像, r_t 为第 t 相位的噪声的平均值, $y_t = [y_{1t}, y_{2t}, \dots, y_{Mt}]^T$ 。

[0082] 其中, $E[y_t]$ 是一个求平均值运算算子, 表示去除掉统计噪声后的期望值。所对应的 $E[y_t] = \bar{y}_t = [\bar{y}_{1t}, \bar{y}_{2t}, \dots, \bar{y}_{Mt}]^T$, 其中, \bar{y}_{1t} 表示探测器对1在每个运动周期的第 t 相位内的采集数据的平均值, $\bar{y}_{2t}, \dots, \bar{y}_{Mt}$ 的含义与 \bar{y}_{1t} 的含义相同, 就不一一说明。

[0083] 根据上述公式(2), 可以得出第 t 相位的相位图像 x_t 的估计值 $\hat{x}_t(y)$, 如下公式(3)所示:

$$[0084] \quad \hat{x}_t(y) = \underset{x_t \geq 0}{\operatorname{argmax}} [L(x_t, y_t)] = \underset{x_t \geq 0}{\operatorname{argmax}} \left[\sum_m y_{mt} \log \bar{y}_{mt} - \bar{y}_{mt} \right] \dots \dots (3)$$

[0085] 其中, $t=0, 1, 2, \dots, T-1$, $m=1, 2, \dots, M$, $L(x_t, y_t)$ 是针对相位 t 的 log-likelihood 函数, 如下公式(4)所示:

$$[0086] \quad L(x_t, y_t) = \log p_r(y_t | x_t) = \sum_m y_{mt} \log \bar{y}_{mt} - \bar{y}_{mt} \dots \dots (4)$$

[0087] p_r 为系统矩阵表示的概率函数, 针对的是物体在第 t 相位时采集到的数据。

[0088] 由于每个运动周期具有 T 个相位, 因此对每个相位都按上述方式得到 T 个相位的相位图像, 求解公式(4)可以通过传统的OSEM或MLEM算法。

[0089] 步骤203:构建第 t 个相位图像的转换矩阵, 该转换矩阵用于将第 t 个相位图像转换为目标相位的相位图像, 目标相位是 T 个相位中的一个相位。

[0090] 本步骤可以通过如下第一和第二两个步骤来实现, 包括:

[0091] 第一步:获取4D-CT设备构建的第 t 个相位的CT图像和目标相位的CT图像。

[0092] 参见图2-2, 通常PET设备和4D-CT设备都是结合使用, 两者并排设置, 在对病人扫

描时,首先病人先经过4D-CT设备再经过PET设备,PET设备和4D-CT设备依次对病人扫描。其中,4D-CT设备在对病人扫描的过程中立即就可以构建出病人的CT图像。在本步骤中,可以从4D-CT设备中获取第t个相位的CT图像和目标相位的CT图像。

[0093] 第二步:根据第t个相位的CT图像和目标相位的CT图像,构建第t个相位的转换矩阵。

[0094] 本步骤可以为:根据第t个相位的CT图像和目标相位的CT图像,通过B样条函数构建第t个相位的转换矩阵。

[0095] 在实际实现时,对第t个相位的CT图像中的任一个像素点,为了便于说明称该像素点为第一像素点,从目标相位的CT图像中获取该第一像素点对应的目标像素点,第一像素点在第t个相位的CT图像中的位置与目标像素点在目标相位的CT图像中的位置不同,通过B样条函数计算出第一像素点和目标像素点的差异信息;按上述方法计算出第t个相位的CT图像中的其他每个像素点的差异信息,将第t个相位的CT图像中的每个像素点的差异信息组成第t个相位的转换矩阵。

[0096] 步骤204:根据该T个相位图像、该T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵,将该T个相位图像合成目标相位图像,不同相位图像合成的权重可以是经验数值或是相关相位内采集数据的总数。

[0097] 具体的,按如下公式将该T个相位图像合成目标相位图像 $\hat{x}_e(y)$;

$$[0098] \quad \hat{x}_e(y) = \sum_t M_{t \rightarrow e} \cdot \hat{x}_t(y_t) \cdot \frac{\sum_m y_{mt}}{\sum_m y_m};$$

[0099] 在上述公式中, $\hat{x}_t(y_t)$ 为所述第t个相位图像, $M_{t \rightarrow e}$ 为第t个相位图像的转换矩阵, y_{mt} 为在第t相位内所述各探测器对的采集数据, y_m 为在所有相位中各探测器对的采集数据。

[0100] 其中,在合成得到目标相位图像后,还可以将目标相位图像与目标相位的CT图像融合成一幅图像,并显示该一幅图像给医生。

[0101] 在本发明实施例中,将T个相位的相位图像合成一个目标相位图像,这样利用了全部相位内各探测器对的采集数据来构建一幅目标相位图像,从而降低了目标相位图像的噪声。将该目标相位图像呈现给医生,能够更好地帮助医生诊断疾病。

[0102] 实施例3

[0103] 参见图3,本发明实施例提供了一种构建相位图像的装置300,所述装置300包括:

[0104] 第一构建模块301,用于根据第t个相位内接收 γ 光子对各探测器对的采集数据,构建所述第t个相位图像, $t=0,1,2 \dots T-1$,T为相位总数目,其值为大于1的整数;

[0105] 第二构建模块302,用于构建所述第t个相位图像的转换矩阵,所述转换矩阵用于将所述第t个相位图像转换为目标相位的相位图像,所述目标相位是所述T个相位中的一个相位;

[0106] 合成模块303,用于根据所述T个相位图像、所述T个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵将所述T个相位图像合成目标相位图像,不同相位图像合成的权重可以是经验数值或是相关相位内采集数据的总数。

[0107] 可选的,所述第二构建模块302包括:

[0108] 获取单元,用于获取电子计算机断层扫描4D-CT设备构建的所述第t个相位的CT图

像和所述目标相位的CT图像；

[0109] 构建单元,用于根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第t个相位的转换矩阵。

[0110] 可选的,所述构建单元,用于根据所述第t个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,通过B样条函数构建所述第t个相位的转换矩阵。

[0111] 可选的,所述合成模块303,用于

[0112] 按如下公式将所述T个相位图像合成目标相位图像 $\hat{x}_e(y)$;

$$[0113] \quad \hat{x}_e(y) = \sum_t M_{t \rightarrow e} \cdot \hat{x}_t(y_t) \cdot \frac{\sum_m y_{mt}}{\sum_m y_m};$$

[0114] 在上述公式中, $\hat{x}_t(y_t)$ 为所述第t个相位图像, $M_{t \rightarrow e}$ 为所述第t个相位图像的转换矩阵, y_{mt} 为在第t相位内所述各探测器对的采集数据, y_m 为在所有相位中所述各探测器对的采集数据。

[0115] 进一步地,所述装置300还包括:

[0116] 融合模块,用于将所述目标相位图像和所述目标相位的CT图像融合成一幅图像,显示所述融合的一幅图像。

[0117] 在本发明实施例中,将T个相位的相位图像合成一个目标相位图像,这样利用了全部相位内各探测器对的采集数据来构建一幅目标相位图像,从而降低了目标相位图像的噪声。将该目标相位图像呈现给医生,能够更好地帮助医生诊断疾病。

[0118] 实施例4

[0119] 参见图4,本发明实施例提供了一种处理终端400。该处理终端400用于实施上述实施例中提供的构建相位图像的方法。具体来讲:

[0120] 处理终端400可以包括处理器410、收发器420、存储器430、输入单元440、显示单元450、音频电路460以及电源470等部件,如图4所示,本领域技术人员可以理解,图4中示出的终端结构并不构成对终端的限定,可以包括比图示更多或更少的部件或者组合某些部件,或者不同的部件布置。其中:

[0121] 处理器410可以是终端的控制中心,利用各种接口和线路连接整个终端设备的各个部分,如收发器420和存储器430等,通过运行或执行存储在存储器430内的软件程序和/或模块,以及调用存储在存储器430内的数据,执行处理终端400的各种功能和处理数据,从而对处理终端400进行整体监控。可选的,处理器410可包括一个或多个处理核心。在本发明中,处理器410可以用于确定门控信号的相关处理。收发器420可以用于接收和发送数据,终端可以通过收发器420接收和发送数据,终端可以通过因特网收发数据,收发器可以是网卡。

[0122] 存储器430可用于存储软件程序以及模块,处理器410通过运行存储在存储器430的软件程序以及模块,从而执行各种功能应用以及数据处理。存储器430可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序(比如确定门控信号功能等)等;存储数据区可存储根据终端的使用所创建的数据(比如湮灭点位置信息等)等。此外,存储器430可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储

器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他易失性固态存储器件。输入单元440可以用于接收输入的数字或字符信息,以及产生与用户设置以及功能控制有关的键盘、鼠标、操作杆、光学或者轨迹球信号输入。显示单元450可以用于显示由用户输入的信息或提供给用户的信息以及终端的各种图形用户接口,这些图形用户接口可以由图形、文本、图标、视频和其任意组合来构成。显示单元450可包括显示面板451,可选的,可以采用LCD(Liquid Crystal Display,液晶显示器)、OLED(Organic Light-Emitting Diode,有机发光二极管)等形式来配置显示面板451。音频电路460、扬声器461,传声器462可提供用户与终端之间的音频接口,音频电路460可将接收到的音频数据转换为电信号。电源470可以通过电源管理系统与处理器410逻辑相连,从而通过电源管理系统实现管理充电、放电、以及功耗管理等功能。电源470还可以包括一个或一个以上的直流或交流电源、再充电系统、电源故障检测电路、电源转换器或者逆变器、电源状态指示器等任意组件。

[0123] 具体在本实施例中,处理终端400还包括有存储器,以及一个或者一个以上的程序,其中一个或者一个以上程序存储于存储器中,且经配置以由一个或者一个以上处理器执行。上述一个或者一个以上程序包含用于进行以下操作的指令:

[0124] 根据第 t 个相位内接收 γ 光子对各探测器对的采集数据,构建所述第 t 个相位图像, $t=0,1,2\cdots T-1$, T 为相位总数目,其值为大于1的整数;

[0125] 构建所述第 t 个相位图像的转换矩阵,所述转换矩阵用于将所述第 t 个相位图像转换为目标相位的相位图像,所述目标相位是所述 T 个相位中的一个相位;

[0126] 根据所述 T 个相位图像、所述 T 个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵,将所述 T 个相位图像合成目标相位图像,不同相位图像合成的权重可以是经验数值或是相关相位内采集数据的总数。

[0127] 可选的,所述构建所述第 t 个相位图像的转换矩阵,包括:

[0128] 获取电子计算机断层扫描4D-CT设备构建的所述第 t 个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像;

[0129] 根据所述第 t 个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第 t 个相位的转换矩阵。

[0130] 可选的,所述根据所述第 t 个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,构建所述第 t 个相位的转换矩阵,包括:

[0131] 根据所述第 t 个相位的CT图像和所述目标相位的CT图像,通过B样条函数构建所述第 t 个相位的转换矩阵。

[0132] 可选的,所述根据所述 T 个相位图像、所述 T 个相位图像中的每个相位图像的转换矩阵以及在所述 T 个相位中的每个相位内所述各探测器对的采集数据,将所述 T 个相位图像合成目标相位图像,包括:

[0133] 按如下公式将所述 T 个相位图像合成目标相位图像 $\hat{x}_e(y)$;

$$[0134] \quad \hat{x}_e(y) = \sum_t M_{t \rightarrow e} \cdot \hat{x}_t(y_t) \cdot \frac{\sum_m y_{mt}}{\sum_m y_m};$$

[0135] 在上述公式中, $\hat{x}_t(y_t)$ 为所述第 t 个相位图像, $M_{t \rightarrow e}$ 为所述第 t 个相位图像的转换矩

阵, y_{mt} 为在第 t 相位内所述各探测器对的采集数据, y_m 为在所有相位中所述各探测器对的采集数据。

[0136] 可选的, 所述将所述 T 个相位图像合成目标相位图像之后, 还包括:

[0137] 将所述目标相位图像和所述目标相位的 CT 图像融合成一幅图像, 显示所述融合的一幅图像。

[0138] 在本发明实施例中, 将 T 个相位的相位图像合成一个目标相位图像, 这样利用了全部相位内各探测器对的采集数据来构建一幅目标相位图像, 从而降低了目标相位图像的噪声。将该目标相位图像呈现给医生, 能够更好地帮助医生诊断疾病。

[0139] 本领域普通技术人员可以理解实现上述实施例的全部或部分步骤可以通过硬件来完成, 也可以通过程序来指令相关的硬件完成, 所述的程序可以存储于一种计算机可读存储介质中, 上述提到的存储介质可以是只读存储器, 磁盘或光盘等。

[0140] 以上所述仅为本发明的较佳实施例, 并不用以限制本发明, 凡在本发明的精神和原则之内, 所作的任何修改、等同替换、改进等, 均应包含在本发明的保护范围之内。

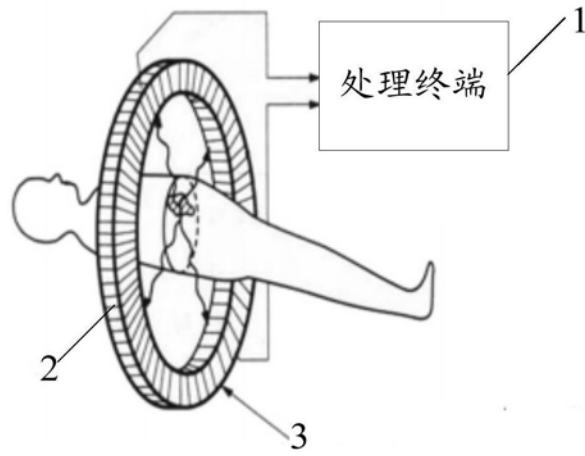


图1-1

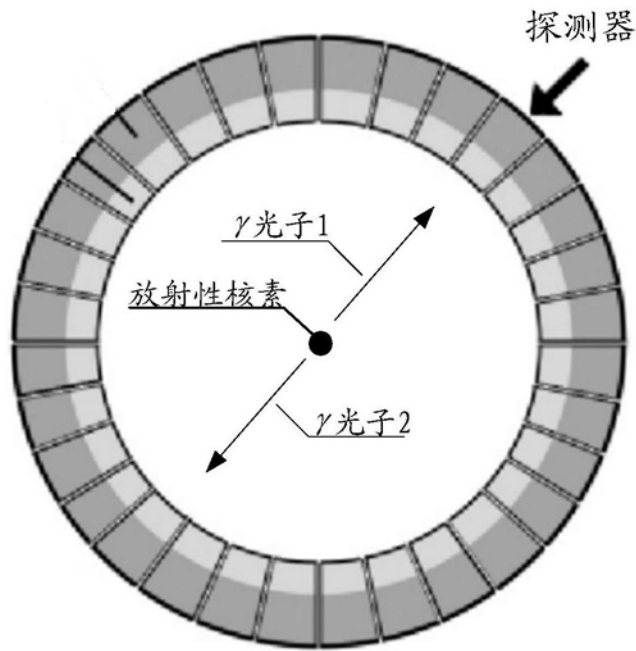


图1-2

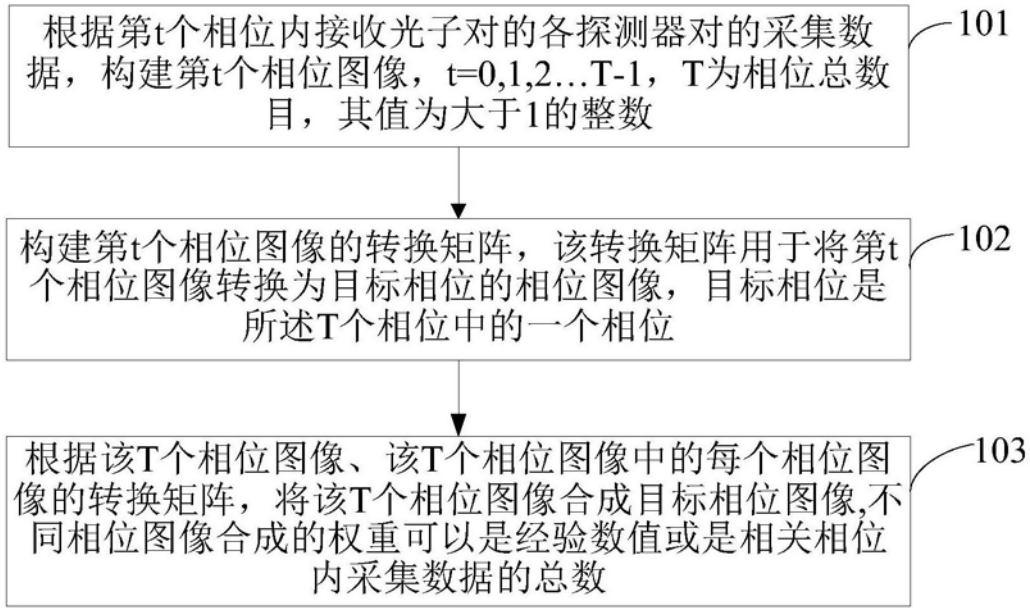


图1-3

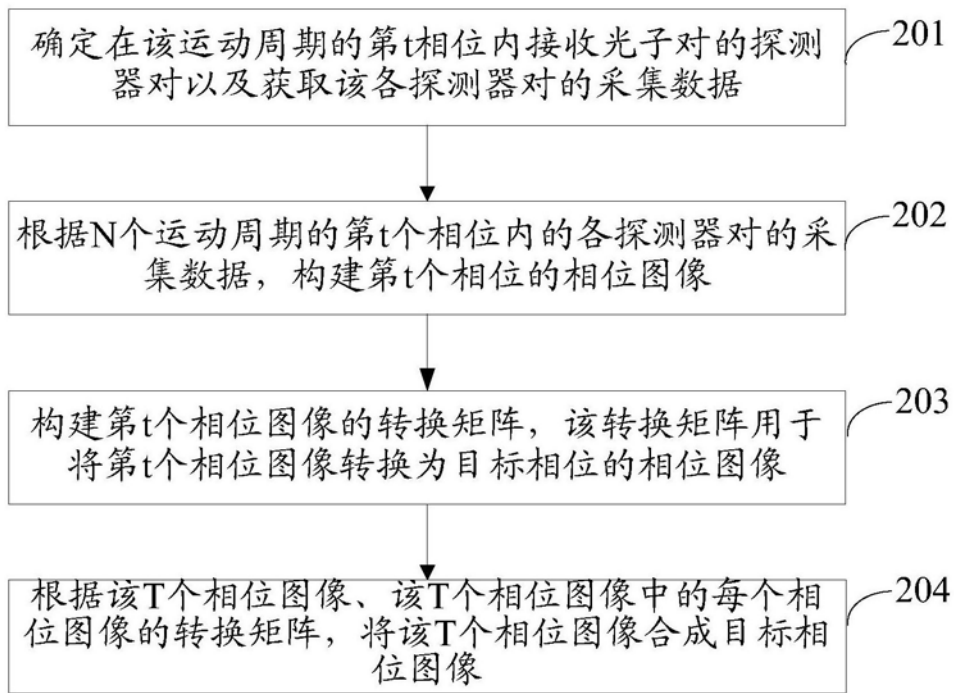


图2-1

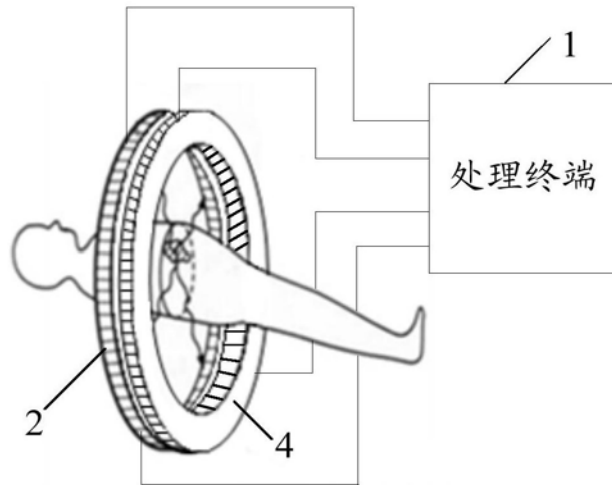


图2-2

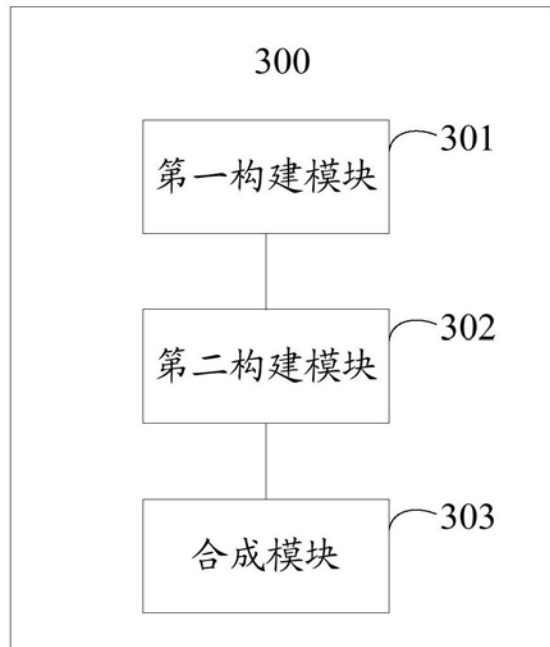


图3

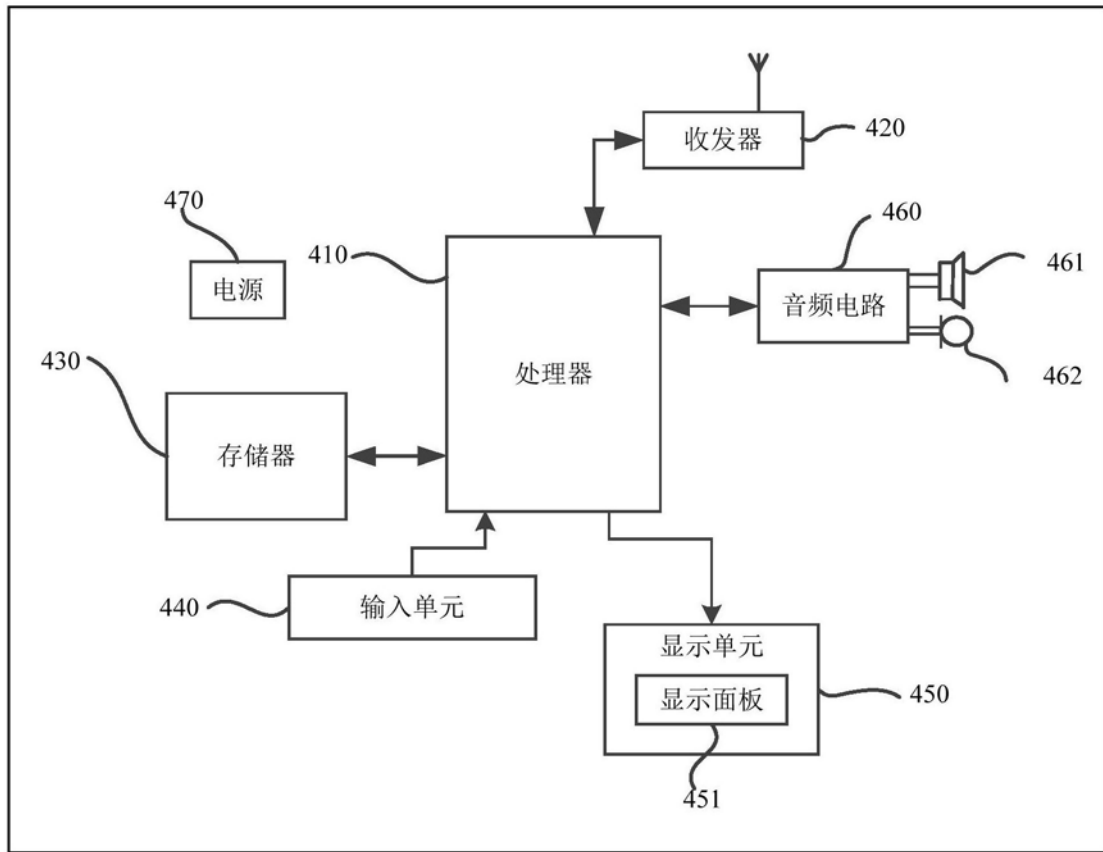


图4