



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104700377 B

(45)授权公告日 2019.07.30

(21)申请号 201310655322.5

(22)申请日 2013.12.06

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104700377 A

(43)申请公布日 2015.06.10

(73)专利权人 GE医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72)发明人 刘丹 王学礼 曲彦玲

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 姜甜 汤春龙

(51)Int.Cl.

G06T 5/50(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

(56)对比文件

CN 1775176 A,2006.05.24,

CN 103445803 A,2013.12.18,

CN 102768759 A,2012.11.07,

CN 102609908 A,2012.07.25,

US 2011103542 A1,2011.05.05,

审查员 郭明华

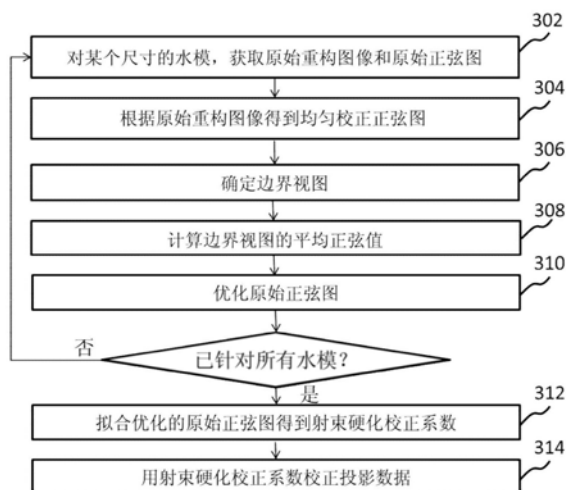
权利要求书3页 说明书8页 附图5页

### (54)发明名称

获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法和装置

### (57)摘要

本发明提供一种获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法和装置。该方法包括如下步骤:首先针对特定尺寸的对象,获取其原始重构图像和原始正弦图;然后对原始重构图像进行误差减少处理后得到误差减少正弦图;然后采样并计算原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值;然后根据误差减少正弦图对原始正弦图进行优化,以确定针对特定尺寸的对象优化函数的系数向量;最后对原始正弦图优化函数的系数向量进行拟合,以得到针对特定尺寸的对象射束硬化校正系数。



1. 一种获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法, 包括步骤:

针对特定尺寸的对象, 获取其原始重构图像和原始正弦图;

对原始重构图像进行投影, 并基于投影值的平均值对所述原始正弦图进行误差减少处理后得到误差减少正弦图;

采样并计算原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值;

根据误差减少正弦图对原始正弦图进行优化使得所述原始正弦图与所述误差减少正弦图之间的误差最小, 以确定针对特定尺寸的对象优化函数的系数向量;

对原始正弦图的优化函数的系数向量进行拟合, 以得到针对特定尺寸的对象射束硬化校正系数。

2. 如权利要求1所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法, 其特征在于, 可以针对多种不同尺寸的对象, 分别计算优化函数的系数向量, 并且所述拟合是对所有优化函数的系数向量进行拟合。

3. 如权利要求1所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法, 其特征在于, 所述误差减少处理进一步包括步骤:

按视图, 针对每个检测器, 将其所检测到的X射线所穿过的像素点的CT值进行求和, 然后除以所穿过的像素点的个数, 得到值的集合 $P'$ ;

找出原始正弦图中与之对应的投影值的集合 $P$ , 采用下列公式计算:  $P \times \frac{a}{P'}$ , 得到误差减少正弦图, 其中 $a$ 是系统对所述对象定义的系数。

4. 如权利要求1所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法, 其特征在于, 所述采样并计算原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值进一步包括步骤:

确定原始正弦图的边界视图及其邻近视图, 作为第一采样视图, 以及确定误差减少正弦图的边界视图及其邻近视图, 作为第二采样视图;

分别计算第一采样视图和第二采样视图的平均值, 作为原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值。

5. 如权利要求1所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法, 其特征在于, 所述根据误差减少正弦图对原始正弦图进行优化进一步包括步骤:

计算使  $\left| Q \times \frac{a}{Q'} - \left( Q + \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n Q^i \times B^j \times b(i, j) \right) \right|^2$  尽可能接近零的系数向量 $b$ , 其中 $Q$ 和 $Q'$ 分别是原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值,  $B_j$ 是所用的基函数,  $j=1, 2, \dots, n$ ,  $n$ 为所采用的基函数的个数,  $i=1, 2, \dots, m$ ,  $m$ 为定义的最高阶数。

6. 如权利要求5所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法, 其特征在于, 所述对原始正弦图的优化函数的系数向量进行拟合进一步包括:

根据  $\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n Q^i \times B^j \times b(i, j) = \sum_{k=1}^h P^k \times C_k$  计算出射束硬化校正系数向量 $c$ , 其中 $k=1, 2, \dots, h$ ,  $h$ 为定义的最高阶数。

7. 一种获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置, 包括:

获取装置, 其针对特定尺寸的对象, 获取其原始重构图像和原始正弦图;

误差减少装置, 其对原始重构图像进行投影, 并基于投影值的平均值对所述原始正弦图进行误差减少处理后得到误差减少正弦图;

平均装置, 采样并计算原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值;

优化装置, 其根据误差减少正弦图对原始正弦图进行优化使得所述原始正弦图与所述误差减少正弦图之间的误差最小, 以确定针对特定尺寸的对象优化函数的系数向量;

拟合装置, 其对原始正弦图的优化函数的系数向量进行拟合, 以得到针对特定尺寸的对象射束硬化校正系数。

8. 如权利要求7所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置, 其特征在于, 可以针对多种不同尺寸的对象, 分别计算优化函数的系数向量, 并且所述拟合装置是对所有优化函数的系数向量进行拟合。

9. 如权利要求7所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置, 其特征在于, 所述误差减少装置进一步用于:

按视图, 针对每个检测器, 将其所检测到的X射线所穿过的像素点的CT值进行求和, 然后除以所穿过的像素点的个数, 得到值的集合 $P'$ ;

找出原始正弦图中与之对应的投影值的集合 $P$ , 采用下列公式计算:  $P \times \frac{a}{P'}$ , 得到误差减少正弦图, 其中 $a$ 是系统对所述对象定义的系数。

10. 如权利要求7所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置, 其特征在于, 所述平均装置进一步用于:

确定原始正弦图的边界视图及其邻近视图, 作为第一采样视图, 以及确定误差减少正弦图的边界视图及其邻近视图, 作为第二采样视图;

分别计算第一采样视图和第二采样视图的平均值, 作为原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值。

11. 如权利要求7所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置, 其特征在于, 优化装置进一步用于:

计算使  $\left| Q \times \frac{a}{Q'} - \left( Q + \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n Q^i \times B^j \times b(i, j) \right) \right|^2$  尽可能接近零的系数向量 $b$ , 其中 $Q$ 和 $Q'$ 分别是原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值,  $B_j$ 是所用的基函数,  $j=1, 2, \dots, n$ ,  $n$ 为所采用的基函数的个数,  $i=1, 2, \dots, m$ ,  $m$ 为定义的最高阶数。

12. 如权利要求11所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置, 其特征在于, 拟合装置进一步用于:

根据  $\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n Q^i \times B^j \times b(i, j) = \sum_{k=1}^h P^k \times C_k$  计算出射束硬化校正系数向量 $c$ , 其中 $k=1, 2, \dots, h$ ,  $h$ 为定义的最高阶数。

13. 一种对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的方法, 其特征在于, 采用如权利要求1-6中任一个所述的方法获得的射束硬化校正系数对特定尺寸的其他对象的计算机断层

扫描数据进行射束硬化校正。

14. 一种对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的装置, 其特征在于, 包括:

如权利要求7-12中任一个所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置; 以及

校正计算装置, 利用所述射束硬化校正系数对特定尺寸的其它对象的计算机断层扫描数据进行射束硬化校正。

15. 一种计算机断层扫描设备, 包括:

扫描装置, 用于利用X射线对对象进行扫描以获得原始数据, 以便生成原始重构图像;

处理器, 可操作耦接到所述扫描装置, 并可编程以实现:

针对特定尺寸的对象, 获取其原始重构图像和原始正弦图;

对原始重构图像进行投影, 并基于投影值的平均值对所述原始正弦图进行误差减少处理后得到误差减少正弦图;

采样并计算原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值;

根据误差减少正弦图对原始正弦图进行优化使得所述原始正弦图与所述误差减少正弦图之间的误差最小, 以确定针对特定尺寸的对象和优化函数的系数向量;

对原始正弦图的优化函数的系数向量进行拟合, 以得到针对特定尺寸的对象射束硬化校正系数。

16. 一种非易失存储介质, 其存储了当在处理器中执行时实施根据如权利要求1-6中任一个所述的方法的指令。

## 获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明总体上涉及计算机断层扫描(Computed Tomography, CT), 更特别地涉及获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法和装置。

### 背景技术

[0002] 辅助诊断装置包括磁共振(Magnetic Resonance, MR)系统、超声系统、计算X射线断层扫描系统、正电子发射X射线断层摄影(PET)系统、核医疗和其他类型的成像系统。

[0003] 例如, 在采用CT系统对病人进行CT X射线成像中, X射线用于对病人身体的内部结构和感兴趣区(ROI)的特征进行成像。该成像由CT扫描器完成。操作时, 对摄影对象进行扫描并收集原始数据, 对原始数据进行预处理, 而后重构图像, 为改善图像质量, 还进行后处理。

[0004] 由于真实物体的射线衰减性能的光谱相关性, 在多色的X射线的情况下将会观察到由被穿透物体透射出的X射线的平均能量向较高的能量值偏移。该效应被称为“射束硬化”。在物体的重构图像中通过相对于理论情况的灰度值偏移可观察到的线性的、与光谱相关的射线衰减。这尤其是通过具有高核电荷数及高密度的材料(例如骨头)引起的重构图像中的灰度值偏移——或射束硬化虚像——使重构后的图像干扰对图像的正确判断, 并可能在最坏的情况下导致做检查的医生对图像的错误解释。

[0005] 在预处理中, 进行射束硬化校正至少可部分地排除这种虚像。一些现有的射束硬化技术对于对中扫描已显现出改进的均匀性, 但对于偏心扫描, 在图像上还呈现出带状伪像。

### 发明内容

[0006] 本发明的一个实施例提供一种获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的方法。该方法包括如下步骤: 首先针对特定尺寸的对象, 获取其原始重构图像和原始正弦图; 然后对原始重构图像进行误差减少处理后得到误差减少正弦图; 然后采样并计算原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值; 然后根据误差减少正弦图对原始正弦图进行优化, 以确定针对特定尺寸的对象优化函数的系数向量; 最后对原始正弦图的优化函数的系数向量进行拟合, 以得到针对特定尺寸的对象射束硬化校正系数。

[0007] 本发明的另一个实施例一种获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置。该装置包括获取装置、误差减少装置、平均装置, 优化装置和拟合装置。其中, 获取装置针对特定尺寸的对象, 获取其原始重构图像和原始正弦图; 误差减少装置对原始重构图像进行误差减少处理后得到误差减少正弦图; 平均装置采样并计算原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值; 优化装置根据误差减少正弦图对原始正弦图进行优化, 以确定针对特定尺寸的对象优化函数的系数向量; 拟合装置对原始正弦图的

优化函数的系数向量进行拟合,以得到针对特定尺寸的对象射束硬化校正系数。

[0008] 一种对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的方法,其特征在于,采用如权利要求1-6中任一个所述的方法获得的射束硬化校正系数对特定尺寸的其它对象的计算机断层扫描数据进行射束硬化校正。

[0009] 本发明的在一个实施例提供一种对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的装置,其包括如上所述的获得对计算机断层扫描数据进行射束硬化校正的射束硬化校正系数的装置以及校正计算装置,该校正计算装置利用所述射束硬化校正系数对特定尺寸的其它对象的计算机断层扫描数据进行射束硬化校正。

[0010] 本发明的第四实施例提供一种计算机断层扫描设备,其包括扫描装置和处理器。其中扫描装置用于利用X射线对对象进行扫描以获得原始数据,以便生成原始重构图像;处理器可操作耦接到所述扫描装置,并可编程以实现:针对特定尺寸的对象,获取其原始重构图像和原始正弦图;对原始重构图像进行误差减少处理后得到误差减少正弦图;采样并计算原始正弦图的平均值和误差减少正弦图的平均值;根据误差减少正弦图对原始正弦图进行优化,以确定针对特定尺寸的对象优化函数的系数向量;对原始正弦图优化函数的系数向量进行拟合,以得到针对特定尺寸的对象射束硬化校正系数。

[0011] 本发明的第五实施例提供了一种计算机程序产品,包括存储在非易失性记录介质上的指令,当该指令在处理器中执行时,实施本发明实施例中所揭示的方法的步骤。

[0012] 本发明的第六实施例,提供了一种非易失存储介质,其存储了当在处理器中执行时实施本发明实施例中所揭示的方法的步骤的指令。

## 附图说明

[0013] 为了更透彻地理解本公开的内容,下面参考结合附图所进行的下列描述,在附图中:

[0014] 图1是根据本公开的CT成像系统的构造图;

[0015] 图2是图1中所示的系统的示意框图;

[0016] 图3是根据本公开实施例的射束硬化校正的处理流程图;

[0017] 图4是根据本公开实施例的确定边界视图的方法示意图;

[0018] 图5是采用现有的射束硬化校正后重构的水模的一个图像;

[0019] 图6是采用现有的射束硬化校正后重构的水模的另一个图像;

[0020] 图7是采用根据本公开实施例的射束硬化校正后重构的水模的一个图像;

[0021] 图8是采用根据本公开实施例的射束硬化校正后重构的水模的另一个图像;

[0022] 图9是采用现有的射束硬化校正后重构的头颅的一个图像;

[0023] 图10是采用根据本公开实施例的射束硬化校正后重构的头模的一个图像;

[0024] 图11是根据本公开实施例的用于获得射束硬化校正系数的装置的框图。

[0025] 图12是根据本公开实施例的用于射束硬化校正的装置的框图。

## 具体实施方式

[0026] 在下面的详细描述中,参考作为其一部分的附图,其中以图示的方式示出了其中可以实现本公开的具体实施例。以足够的细节描述这些实施例,使得本领域技术人员能够

实现本公开,并且应该理解在不脱离本公开各个实施例的范围的情况下,可对实施例进行组合,或者可以利用其他实施例并且可以做出结构、逻辑和电气上的变化。因此,下面的详细描述不应该被视作限制性的,而应是说明性的。本发明的范围是由随附的权利要求书及其等同物限定的。

[0027] 参考图1和2,计算机X射线断层摄影(CT)成像系统10示出为包括扫描架12。在一个非限定示例中,系统10包括“第三代”CT扫描仪。扫描架12具有X射线源14,其将X射线束16朝检测器组装件18投射在扫描架12的相反侧上。检测器组装件18由多个检测器20和数据获取系统(DAS)32形成。所述多个检测器20感测穿过医疗患者22的投影的X射线,其中每个检测器20产生模拟电信号,其表示碰撞x射线束以及由此当其通过患者22时的衰减束的强度。检测器20通常包括用于使在检测器接收的X射线束准直的准直器、邻近准直器的用于将X射线转换为光能的闪烁体(scintillator)、以及用于接收来自于邻近闪烁体的光能以及从其产生电信号的光电二极管。通常,闪烁体阵列的每个闪烁体将X射线转换为光能。每个闪烁体将光能释放至邻近其的光电二极管。每个光电二极管检测光能并生成对应的电信号检测器阵列18的每个检测器20产生单独的电信号,该电信号代表撞击辐射束(例如X射线束)的强度并且因此可以用于估计在辐射束穿过物体或患者22是辐射束的衰减。

[0028] 在获取X射线投影数据的扫描期间,扫描架12和其上安装的组件围绕旋转中心24旋转。扫描架12的旋转和X射线源14的操作可通过CT系统10的控制机构26来管控。控制机构26包括X-射线控制器28,其提供电力和定时信号给X射线源14和机架电机控制器30,该机架电机控制器30控制扫描架12的旋转速度和位置。控制机构26中的数据采集系统DAS32采样来自检测器20的模拟数据并将该数据转换为数字信号供后续处理。DAS32输出包括在特定机架旋转角度(例如视角)获得的衰减测量的投影数据集。在扫描架12旋转时,可以在单个旋转期间获得多个视图。单个旋转是扫描架12的一个完整的360度旋转。每个视图具有对应的视角,和在扫描架12上的特定位置。

[0029] 重构的图像应用为对计算机36的输入,该计算机36将图像存储在海量存储装置38中。

[0030] 计算机36还经操作者控制台40接收来自操作者的命令和扫描参数,操作者控制台40具有某种形式的操作者接口,例如键盘、鼠标、语音激活的控制器、或任何其他适合的输入设备。关联的显示器42允许操作者观察来自计算机36的其他数据和重构的图像。操作者提供的命令和参数可由计算机36用于向DAS32、X-射线控制器28和机架电机控制器30提供控制信号和信息。此外,计算机36操作台电机控制器44,其控制机动化的台46以放置患者22和扫描架12。尤其是,台46将患者22整体或部分地移动穿过图1的机架开口48。

[0031] 在一个实施例中,计算机36包括设备50,例如,软盘驱动器、CD-ROM驱动器、DVD驱动器、磁光盘(MOD)设备,或包括诸如以太网设备的网络连接设备的任何其他数字设备,用于从计算机可读介质52读取指令和/或数据,所述计算机可读介质52例如软盘、CD-ROM、DVD或例如网络或英特网的另一个数字源,以及要开发的数字装置。在另一个实施例中,计算机36执行存储在固件(未示出)中的指令。在一些配置中,计算机36和/或图像重构器34被编程为执行此处所述的功能。

[0032] 图3是根据本公开实施例的射束硬化校正的处理流程图。我们采用各种大小的水模来计算射束硬化校正系数。然而本发明不限于仅采用水模而可适用于采用任何模。各种

大小的水模对应可能扫描的各种尺寸的扫描视野(Scan Field ofView,SFOV)。假设我们选定了N种大小不同的水模。

[0033] 针对某一个尺寸的水模,首先,在步骤302,获取原始重构图像 $I^{\text{orig}}$ 和原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ ,该原始重构图像 $I^{\text{orig}}$ 和原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ 可以是对DAS32的投影数据在图像重构器34中进行重构后输入的,也可以是从海量存储装置38获取的,可选地,也可以是从计算机36获取的。

[0034] 在步骤304,对原始重构图像进行正投影,其中需要对投影值进行误差减少处理,得到误差减少正弦图 $I^{\text{unifsin}}$ 。误差减少处理的方式例如,但不限于:按视图,针对每个检测器,将其所检测到的X射线所穿过的像素点的CT值进行求和,然后除以像素点的个数,得到的值的集合记为 $P'$ ,找出原始正弦图中与之对应的投影值的集合记为 $P$ ,采用下列公式计算:

$$[0035] \quad I^{\text{unif sin}} = P \times \frac{a}{P'},$$

[0036] 其中 $a$ 是固定的系数,例如是系统对水模定义的值,由此得到误差减少正弦图 $I^{\text{unifsin}}$ 。

[0037] 然后,在步骤306,确定边界视图。在原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ 中,从上至下找出检测器通道与水模第一个相交的视图 $\text{Orig\_View1}$ ,例如第400个视图,同时从下至上找出另一个方向上检测器通道与水模第一个相交的视图 $\text{Orig\_View2}$ ,例如第200个视图,如图4所示,横坐标代表视图,纵坐标代表检测器的通道。上面一条线是从上面开始第一个与原始正弦图相交的水平线,交点对应的横坐标代表第400个视图,下面一条线是从下面开始第一个与原始正弦图相交的水平线,交点对应的横坐标代表第200个视图。同样,在误差减少正弦图 $I^{\text{unifsin}}$ 中找出与 $\text{Orig\_View1}$ (例如第400个视图)和 $\text{Orig\_View2}$ (例如第200个视图)对应的视图 $\text{Unif\_View1}$ (例如第400个视图)和 $\text{Unif\_View2}$ (例如第200个视图)。

[0038] 接下来在步骤308,计算边界视图的平均正弦值。需要对原始正弦图和误差减少正弦图分别计算。首先要采样,在原始正弦图中,将两个边界视图及其前后若干个视图的正投影值一起取平均值。例如针对 $\text{Orig\_View1}$ ,找出其前后20个视图,对 $\text{Orig\_View2}$ ,找出其前后20个视图,计算总共这42个视图的正投影值的平均值得到平均视图 $\text{Orig\_Aver}$ ,对误差减少正弦图进行同样的操作,针对 $\text{Unif\_View1}$ ,找出其前后20个视图,针对 $\text{Unif\_View2}$ ,也找出其前后20个视图,计算总共这42个视图的正投影值的平均值得到平均视图 $\text{Unif\_Aver}$ 。其中,所平均的视图个数可以作为参数来理解,它取决于噪声的大小,可以根据实验来设定,可以是10个、20个或40个,但优选地在两个正弦图中所取的个数是相等的。

[0039] 然后在步骤310,以平均视图为样本来优化原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ ,使得原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ 尽可能贴近误差减少正弦图 $I^{\text{unifsin}}$ 。优化的方式参考下式来示出:

$$[0040] \quad \left| Q \times \frac{a}{Q'} - \left( Q + \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n Q^i \times B_j \times b(i, j) \right) \right|^2 = 0$$

[0041] 其中, $Q$ 和 $Q'$ 分别是 $\text{Orig\_Aver}$ 和 $\text{Unif\_Aver}$ ,我们以 $Q \times \frac{a}{Q'}$ 作为理想的正投影值,其中 $a$ 是固定的系数,例如是系统对水模定义的值以此为目标,通过一组基函数 $B_j$ ( $j=1, 2, \dots, n$ ,  $n$ 为所采用的基函数的个数,也是通过实验人为确定的)对原始正投影值 $P$ 进行优



化,  $i=1,2,\dots,m$ ,  $m$ 为自定义的最高阶数,这一步骤的目的是确定优化函数的系数向量 $b$ 。

[0042] 针对不同大小的水模,需要重复步骤302-310,从而确定针对 $N$ 种大小的水模的 $N$ 个系数向量 $b$ 。

[0043] 在步骤312,对着 $N$ 个系数向量 $b$ 进行拟合,以得到射束硬化校正系数 $c$ 。拟合例如可以采用如下所示的公式:

$$[0044] \quad \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n P^i \times B_j \times b(i, j) = \sum_{k=1}^h P^k \times C_k$$

[0045] 其中 $h=1,2,\dots,h$ ,  $h$ 为自定义的最高阶数,可以与 $m$ 相同或者不同。

[0046] 此后,就可以利用射束硬化校正系数向量 $c$ 对不同尺寸的其它对象的计算机断层扫描数据进行射束硬化校正了。校正的公式与上述拟合中提到的公式类似,校正后的投影数据 $P_{new}$ 为:

$$[0047] \quad P_{new} = \sum_{k=1}^h P^k \times C_k$$

[0048] 需要注意的是,作为一个系统,需要具有对各种大小的对象进行射束硬化校正的能力。但以单个对象来看,从步骤302到312,只进行一遍,就可以得到针对该单个对象的射束硬化校正系数。

[0049] 图5是采用现有的射束硬化校正后重构的水模的一个图像,这是在偏心5.6mm扫描得到的结果,可以看出在水模和边界之间存在一个黑圈,这是不希望出现的。图6是采用现有的射束硬化校正后重构的水模的另一个图像,这是在偏心5cm扫描得到的结果,可以看出,随着偏心距离的增加,问题更加严重,在图像中存在一个较宽的带状伪像,这显然也是不希望出现的。图7是采用根据本公开实施例的射束硬化校正后重构的水模的一个图像,同样在偏心5.6mm扫描得到,黑圈明显消失。图8是采用根据本公开实施例的射束硬化校正后重构的水模的另一个图像,这是在偏心5cm扫描得到,带状伪像消失,得到相对均匀的图像,这是所期望的,符合实际的图像。现在来看在实践中对患者头部进行成像的结果。图9是采用现有的射束硬化校正后重构的头颅的一个图像,是在5cm偏心扫描情况下得到,可以看出,颅骨内的图像存在带状伪像,这会影响医生的诊断。图10是采用根据本公开实施例的射束硬化校正后重构的头模的一个图像,同样是在5cm偏心扫描情况下得到,可以看出,颅骨内的图像的带状伪像问题明显缓解。实际上,采用本发明的方法,可以消除或缓解在略微的偏心扫描时可能产生的“黑圈”,以及在明显的偏心扫描时可能产生的带状伪像。

[0050] 图11是根据本公开实施例的用于获得射束硬化校正系数的装置的框图。其中用于获得射束硬化校正系数的装置1100包括:获取装置1101、误差减少装置1102、平均装置1103、优化装置1104和拟合装置1105。其中获取装置1101至少与误差减少装置1102、平均装置1103和优化装置1104相耦接,误差减少装置1102至少与平均装置1103和优化装置1104相耦接,优化装置1104还至少与平均装置1103和拟合装置1105想耦接。在图11中,为了图示方便,将各个装置相互耦接。然而需要注意的是,各个装置可以以任何其他的连接方式相耦接,只要能实现如下所述的各个功能。并且,多个装置的功能可以合并在一个装置中实现,而每一个装置也可以进一步划分成更多的装置来实现,并且,同一个装置在系统中的数量可以大于1。

[0051] 获取装置1101主要用于获取原始重构图像和原始正弦图。误差减少装置1102主要

用于得到相对理想的正弦图。平均装置1103主要用于计算水模的边界视图附近一些视图的平均正投影值。优化装置1104主要用于根据平均装置1103的结果和原始正弦图来计算优化的基函数系数。拟合装置1105主要用于基于优化装置1104多次的结果来拟合射束硬化校正系数。

[0052] 假设我们选定了N种大小不同的水模。针对某一个尺寸的水模,首先,获取装置1101获取原始重构图像 $I^{\text{orig}}$ 和原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ ,该原始重构图像 $I^{\text{orig}}$ 和原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ 可以是对DAS32的投影数据在图像重构器34中进行重构后输入的,也可以是从海量存储装置38获取的,可选地,也可以是从计算机36获取的。

[0053] 然后误差减少装置1102对原始重构图像进行正投影,其中需要对投影值进行误差减少处理,得到误差减少正弦图 $I^{\text{Unifsin}}$ 。误差减少处理的方式例如,但不限于:按视图,针对每个检测器,将其所检测到的X射线所穿过的像素点的CT值进行求和,然后除以像素点的个数,得到的值的集合记为 $P'$ ,找出原始正弦图中与之对应的投影值的集合记为 $P$ ,采用下列公式计算:

$$[0054] \quad I^{\text{Unif sin}} = P \times \frac{a}{P'},$$

[0055] 其中 $a$ 是固定的系数,例如是系统对水模定义的值,由此得到误差减少正弦图 $I^{\text{Unifsin}}$ 。

[0056] 然后,平均装置1103通过其边界确定装置11031确定边界视图。在原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ 中,从上至下找出检测器通道与水模第一个相交的视图Orig\_View1,例如第400个视图,同时从下至上找出另一个方向上检测器通道与水模第一个相交的视图Orig\_View2,例如第200个视图,如图4所示,横坐标代表视图,纵坐标代表检测器的通道。上面一条线是从上面开始第一个与原始正弦图相交的水平线,交点对应的横坐标代表第400个视图,下面一条线是从下面开始第一个与原始正弦图相交的水平线,交点对应的横坐标代表第200个视图。同样,在误差减少正弦图 $I^{\text{Unifsin}}$ 中找出与Orig\_View1(例如第400个视图)和Orig\_View2(例如第200个视图)对应的视图Unif\_View1(例如第400个视图)和Unif\_View2(例如第200个视图)。

[0057] 接下来平均装置1103通过其平均计算装置11032计算边界视图的平均正弦值。需要对原始正弦图和误差减少正弦图分别计算。首先要采样,在原始正弦图中,将两个边界视图及其前后若干个视图的正投影值一起取平均值。例如针对Orig\_View1,找出其前后20个视图,对Orig\_View2,找出其前后20个视图,计算总共这42个视图的正投影值的平均值得到平均视图Orig\_Aver,对误差减少正弦图进行同样的操作,针对Unif\_View1,找出其前后20个视图,针对Unif\_View2,也找出其前后20个视图,计算总共这42个视图的正投影值的平均值得到平均视图Unif\_Aver。其中,所平均的视图个数可以作为参数来理解,它取决于噪声的大小,可以根据实验来设定,可以是10个、20个或40个,但优选地在两个正弦图中所取的个数是相等的。

[0058] 然后优化装置1104以平均视图为样本来优化原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ ,使得原始正弦图 $I^{\text{origsin}}$ 尽可能贴近误差减少正弦图 $I^{\text{Unifsin}}$ 。优化的方式参考下式来示出:

$$[0059] \quad \left| Q \times \frac{a}{Q'} - \left( Q + \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n Q^i \times B_j \times b(i, j) \right) \right|^2 = 0$$

[0060] 其中,  $Q$  和  $Q'$  分别是  $Orig\_Aver$  和  $Unif\_Aver$ , 我们以  $Q \times \frac{a}{Q'}$  作为理想的正投影值, 其中  $a$  是固定的系数, 例如是系统对水模定义的值以此为目标, 通过一组基函数  $B_j$  ( $j=1, 2, \dots, n$ ,  $n$  为所采用的基函数的个数, 也是通过实验人为确定的) 对原始正投影值  $P$  进行优化,  $i=1, 2, \dots, m$ ,  $m$  为自定义的最高阶数。这一步骤的目的是确定优化函数的系数向量  $b$ 。

[0061] 针对不同大小的水模, 需要重复上面的操作, 从而确定针对  $N$  种大小不同的水模的  $N$  个系数向量  $b$ 。

[0062] 拟合装置 1105 对这  $N$  个系数向量  $b$  进行拟合, 以得到射束硬化校正系数  $c$ 。拟合例如可以采用如下所示的公式:

$$[0063] \quad \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n P^i \times B_j \times b(i, j) = \sum_{k=1}^h P^k \times C_k$$

[0064] 其中  $h=1, 2, \dots, h$ ,  $h$  为自定义的最高结束, 可以与  $m$  相同或不同。

[0065] 此后, 就可以利用射束硬化校正系数  $c$  对不同尺寸的其它对象的计算机断层扫描数据进行射束硬化校正了。

[0066] 图 12 是根据本公开实施例的用于射束硬化校正的装置的框图, 其中用于射束硬化校正的装置包括如图 11 所示的用于获得射束硬化校正系数的装置 1100 和与之相连的校正计算装置 1202。在用于获得射束硬化校正系数的装置 1100 获得校正系数向量  $c$  之后, 校正计算装置 1202 应用该系数向量  $c$  对投影数据  $P$  进行校正得到  $P_{new}$ :

$$[0067] \quad P_{new} = \sum_{k=1}^h P^k \times C_k$$

[0068] 在本文中, 术语“一”或“一个”包括单数各或多于一个的复数个。术语“或”被用于指不排除的或 (nonexclusive or), 除非另有所指。

[0069] 还如本文所使用的, 词语“重构图像”并不打算排除其中产生表示图像的数据而不产生可视图像的本公开的实施例。因此, 本文中使用的术语“图像”广泛地指可视图像和表示可视图像的数据。然而, 许多实施例产生 (或被配置为产生) 至少一个可视图像。

[0070] 本公开的操作环境相对于 16 层计算 X 射线断层摄影 (CT) 系统来描述。然而, 本领域技术人员将领会, 本公开可同样适用于多层配置的系统, 以及适用于在操作期间移动或“抖动”焦点的能力的系统。而且, 本公开将相对于 X 射线的检测及转换来描述。然而, 本领域技术人员将进一步领会到, 本公开可同样适用于其他高频电磁能量的检测及转换。虽然具体实施例参考了第三代 CT 系统, 但是本文所述的方法同样应用于第四代 CT 系统 (例如带有旋转 X 射线源的静止型检测器) 和第五代 CT 系统 (例如静止型检测器和 X 射线源)。另外, 预期本公开的益处可扩展到除 CT 以外的其他成像模式, 例如 MRI、SPECT 和 PET。

[0071] 各种实施例或其部件可作为计算机系统的一部分实现。该计算机系统可以包括计算机、输入设备、显示单元和例如用于访问因特网的接口。微处理器可以连接到通信总线。计算机还可以包括存储器。该存储器可以包括随机存取存储器 (RAM) 和只读存储器 (ROM)。该计算机系统还可以包括存储设备, 其可以使硬盘驱动器或诸如软盘驱动器、光盘驱动器等的可移动存储设备。该存储设备还可以使用于装载计算机程序或其他指令到计算机系统或其他类似的装置。

[0072] 在本公开的各种实施例, 创建此处描述的获取射束硬化校正系数的方法可以处理

机的形式体现。处理机的典型示例包括通用计算机、编程的微处理器、数字信号处理器 (DSP)、微控制器、外围集成电路元件,以及能够实现此处所述方法的步骤的其他设备或设备的布置。

[0073] 如本文所使用的,术语“计算机”并不限于在本领域中被作为计算机的那些集成电路,而是可以包括任何基于处理器或基于未处理的系统,包括使用微控制器,精简指令集电路 (RISC),专用集成电路 (ASIC),逻辑电路和能够执行此处所述功能的任何其他电路或处理器的系统。上述事例只是示范性的,而且并不打算以任何方式限制术语“计算机”的定义和/或含义。诸如计算机、处理器、微控制器、微型计算机、可编程逻辑控制器、专用集成电路和其他可编程电路之类的这些术语在本文是可互换使用的。

[0074] 处理机构执行一组指令 (例如,对应所述的方法步骤),该指令存储在一个或多个存储元件中 (还称作计算机可用介质)。存储元件的形式可以为数据库或存在于处理机中的物理存储元件。存储元件还可以按照需要持有数据或其他信息。物理存储器可以是,例如但不限于:电子、磁、光、电磁、红外或半导体系统、装置、设备或传播介质。物理存储器的更具体事例包括但不限于下例:随机存取存储器 (RAM)、只读存储器 (ROM)、可擦可编程只读存储器 (EPROM或闪存)、硬盘驱动器 (HDD) 和只读光盘存储器 (CDROM)。上述存储器类型只是示范性的,因此对于可用于存储计算机程序的存储器的类型并不是限制性的。

[0075] 所述指令组可以包括各种命令,该命令指示处理机执行特定的操作,例如本公开各种实施例的过程。指令组的形式可以是软件程序。软件可以是诸如系统软件或应用软件的各种形式。此外,软件的形式可以是单独程序,在较大程序中的程序模块或一部分程序模块的集合。软件还包括以面向对象编程为形式的模块化程序设计。由处理机处理输入数据可以是相应于用户的命令,或相应于先前处理的结果,或相应于由另一个处理机做出的请求。

[0076] 本公开的各种实施例,获取射束硬化校正系数的方法可由软件、硬件或其组合实现。例如通过使用标准编程语言 (例如C、C++、Java等) 可以软件实现由本公开的各种实施例提供的方法。如这里使用的,术语“软件”和“固件”可以互换,并且包括存储在存储器中的用于由计算机执行的任何计算机程序性。

[0077] 另外,虽然这里所述的方法是在以计算X射线断层摄影 (CT) 系统的医学场景中描述的,但是可以预期这些益处还有利于磁共振 (MR) 系统、超声系统、正电子发射X射线断层摄影 (PET) 系统、核医疗和其他类型的成像系统。可以针对特定器官或结构进行操作,这包括生物器官,例如脑、胃、心脏、肺或肝;生物结构,例如横膈膜、胸壁、胸腔、肋骨、脊骨、胸骨或骨盆;肿瘤、或损伤或伤口 (sore),例如压迫性骨折。

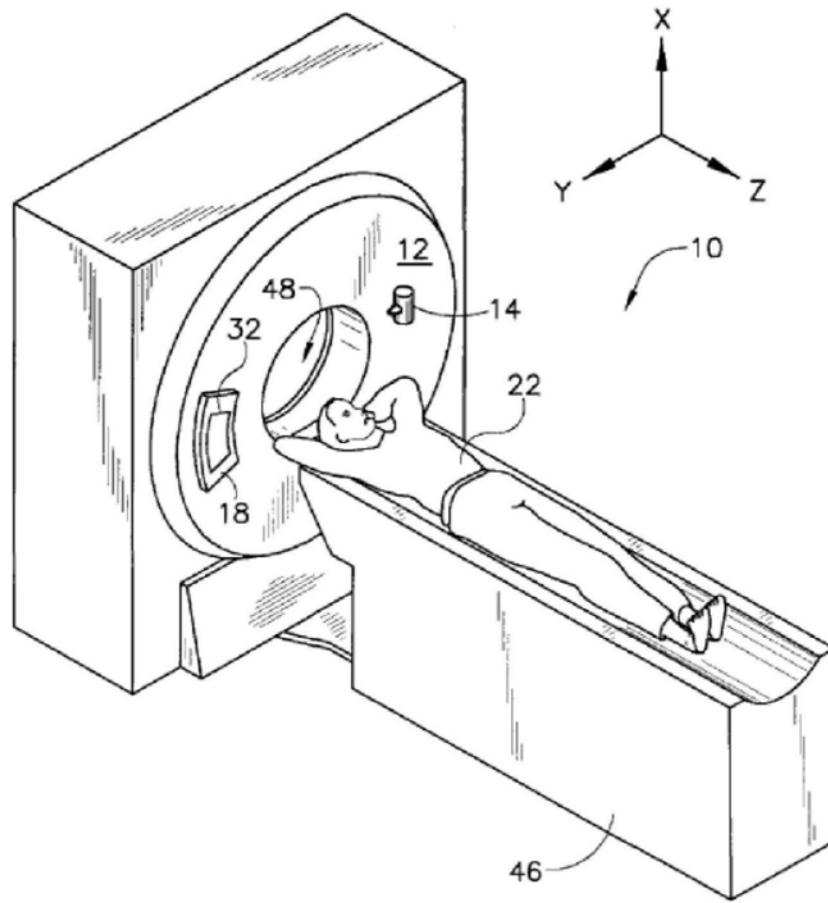


图1

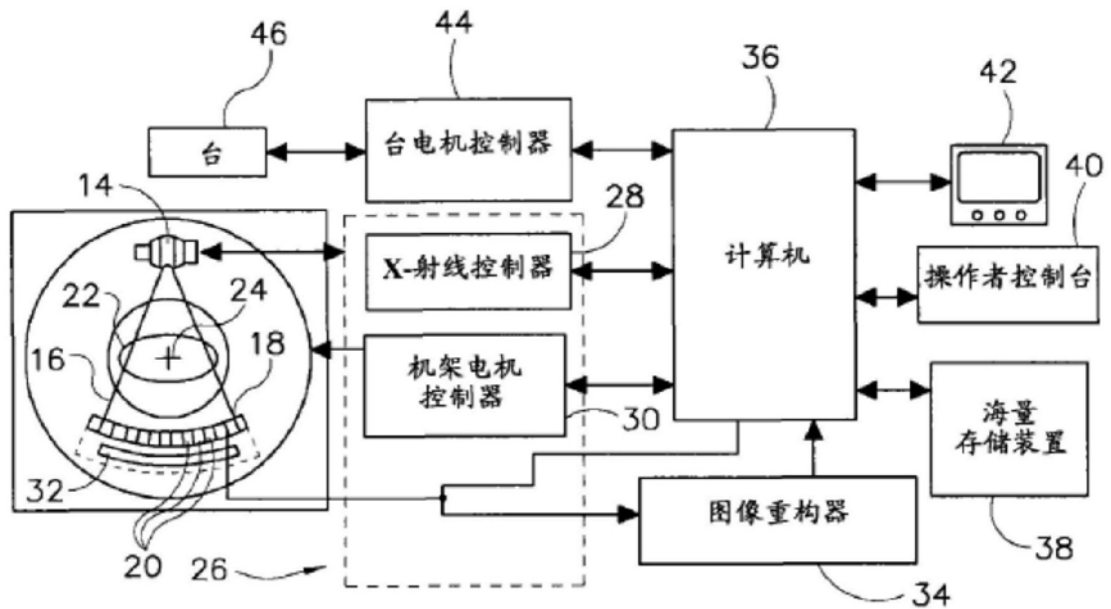


图2

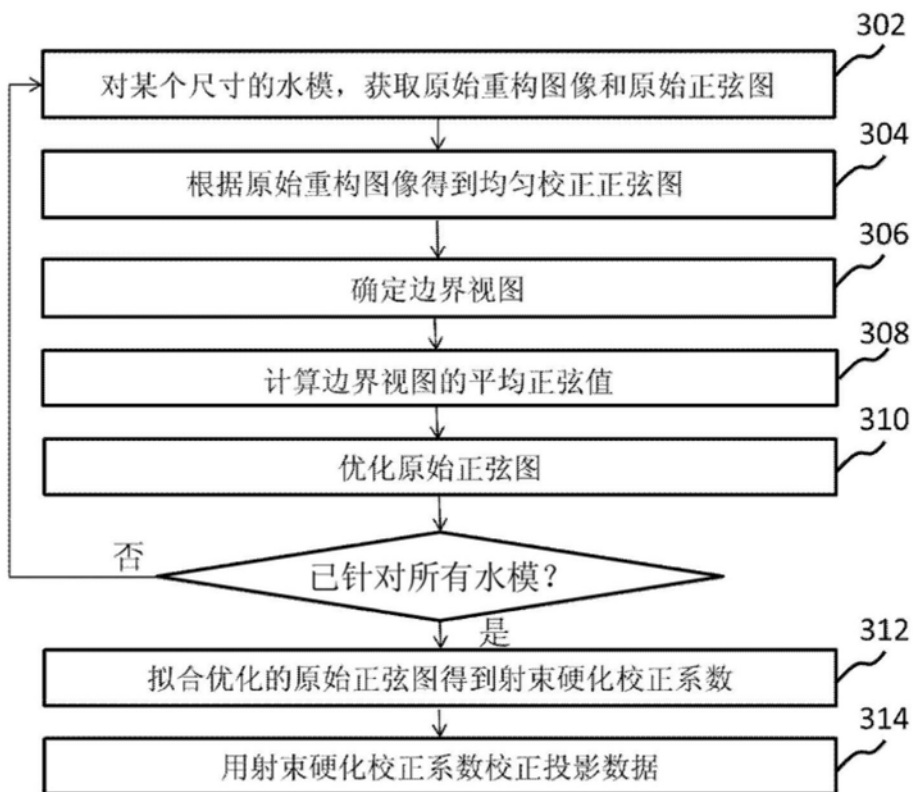


图3



图4

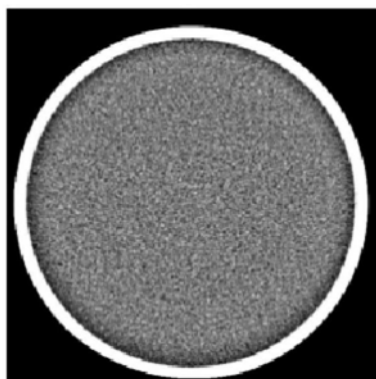


图5

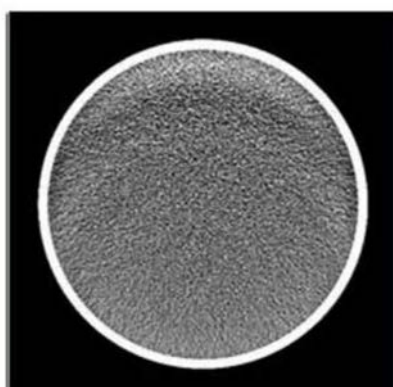


图6

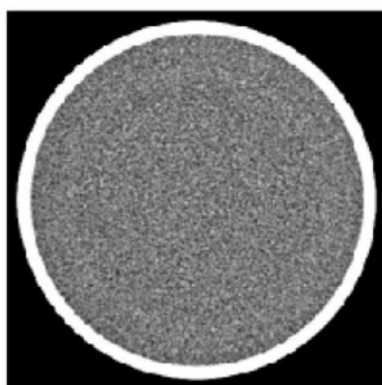


图7

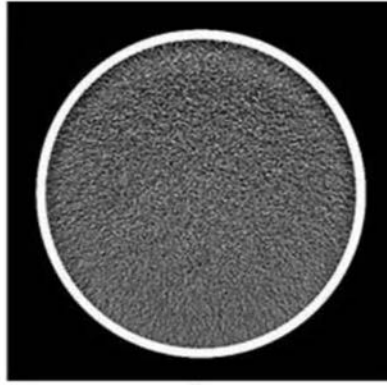


图8

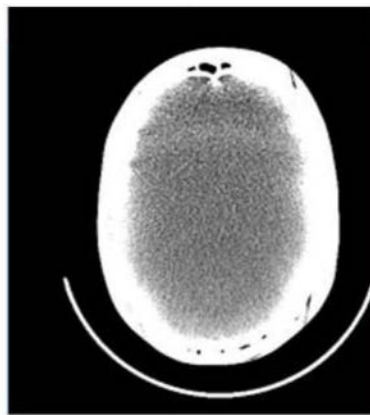


图9

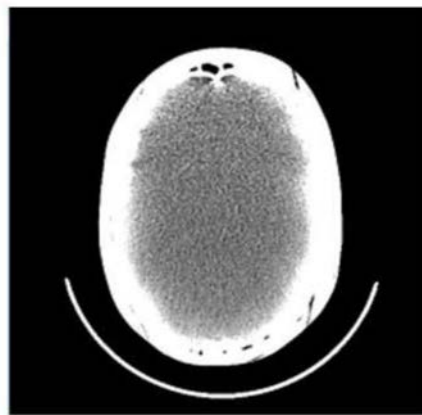


图10



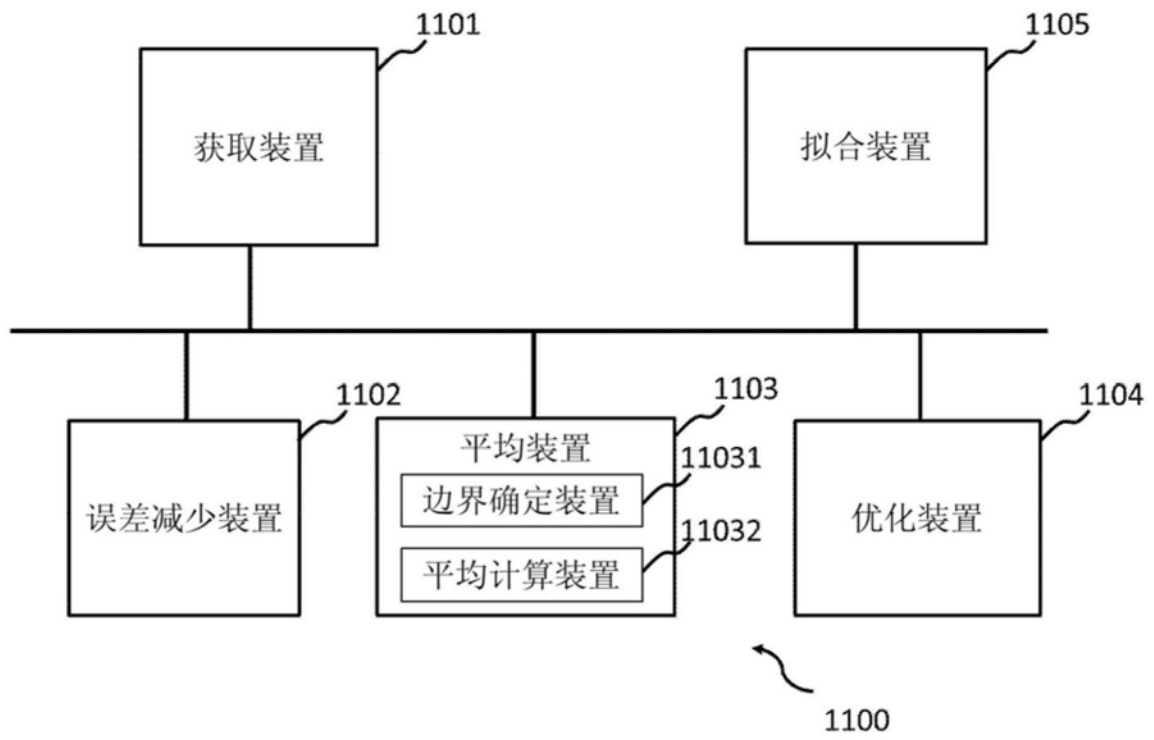


图11

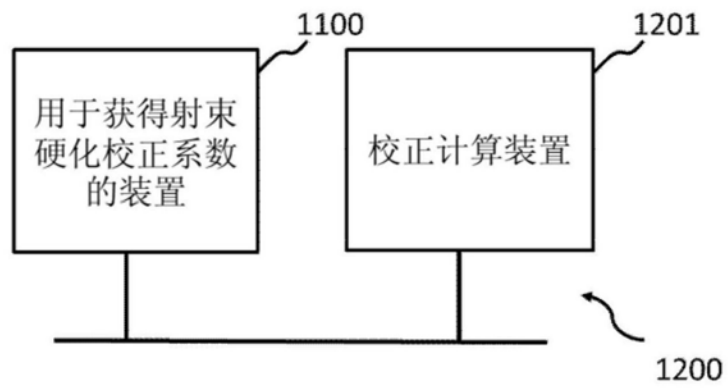


图12