



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103339657 B

(45) 授权公告日 2016. 08. 31

(21) 申请号 201280007348. 2

(22) 申请日 2012. 01. 18

(30) 优先权数据

61/438, 344 2011. 02. 01 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 08. 01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2012/050234 2012. 01. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/104740 EN 2012. 08. 09

(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 L·戈申

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 刘瑜 王英

(51) Int. Cl.

G06T 11/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2009092219 A1, 2009. 04. 09,

CN 101900695 A, 2010. 12. 01,

CN 201666881 U, 2010. 12. 08,

US 2003215120 A1, 2003. 11. 20,

AU 2003215269 A1, 2003. 09. 09,

JP 2008148886 A, 2008. 07. 03,

US 7826587 B1, 2010. 11. 02,

审查员 袁玉

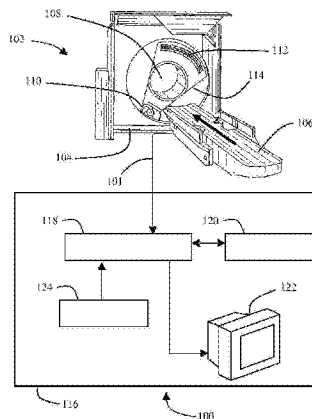
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

用于双能量 CT 图像重建的方法和系统

(57) 摘要

提供了一种用于双能量 CT 图像重建的方法和系统。在一个方面中, 在成像扫描期间使用快速 kVp 切换 X 射线源, 以产生针对 L 个连续投影角度的低能量 X 射线束, 并且之后产生针对 H 个连续投影角度的高能量 X 射线束, 其中, L 远小于 H。提供了多种方法以用于估计在低能量投影数据集和高能量投影数据集中的得到的欠采样数据。可以使用若干公开的结构传播实施例中的任意一个, 从已知的高能量投影数据, 估计缺失的低能量投影数据。



1. 一种用于双能量CT图像重建的方法,所述方法包括:

执行成像扫描,在所述成像扫描中,以交替的方式以低X射线能量测量L个连续投影角度并以高X射线能量测量H个连续投影角度,从而生成低能量投影数据集和高能量投影数据集,其中,L远小于H,所述低能量投影数据集包括以所述低能量的投影角度测量结果,而所述高能量投影数据集包括以所述高能量的投影角度测量结果;

从所述高能量投影数据集估计所述低能量投影数据集的欠采样部分,以产生估计的完整低能量投影数据集,其中,低能量估计被执行而无需对所述低能量投影数据集或所述高能量投影数据集的图像重建,并且其中,估计所述低能量投影数据集的所述欠采样部分包括基于所述高能量投影数据集的结构传播插值。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,低能量X射线和高能量X射线是利用快速kVp切换X射线源交替地产生的。

3. 如权利要求1所述的方法,还包括从所述低能量投影数据集去除噪声,之后估计所述欠采样部分以生成所估计的完整低能量投影数据集,并且之后将噪声注入到所估计的完整低能量投影数据集中。

4. 如权利要求3所述的方法,其中,所述结构传播插值包括以下中的任意一个或多个:梯度方向保持、局部相似性变换、以及最近邻计算。

5. 如权利要求1所述的方法,其中,L/H不超过0.5。

6. 如权利要求5所述的方法,其中,向X射线源供给的电压被改变,以产生低能量X射线和高能量X射线,并且所述方法还包括改变向所述X射线源供给的电流,从而使所述低能量X射线的强度大于所述高能量X射线的强度。

7. 如权利要求1所述的方法,还包括估计所述高能量投影数据集的欠采样部分,以产生估计的完整高能量投影数据集,其中,高能量估计被执行而无需对所述低能量投影数据集或所述高能量投影数据集的图像重建。

8. 一种用于双能量CT图像重建的系统,所述系统包括逻辑设备,所述逻辑设备被配置为:

接收并在存储器中存储在成像扫描期间采集的双能量CT成像数据,在所述成像扫描中,以交替的方式以低X射线能量测量L个连续投影角度并以高X射线能量测量H个连续投影角度,从而生成低能量投影数据集和高能量投影数据集,其中,L远小于H,所述低能量投影数据集包括以所述低能量的投影角度测量结果,而所述高能量投影数据集包括以所述高能量的投影角度测量结果;并且

从所述高能量投影数据集估计所述低能量投影数据集的欠采样部分,以产生估计的完整低能量投影数据集,其中,低能量估计被执行而无需对所述低能量投影数据集或所述高能量投影数据集的图像重建,并且其中,估计所述低能量投影数据集的所述欠采样部分包括基于所述高能量投影数据集的结构传播插值。

9. 如权利要求8所述的系统,其中,所述成像扫描是使用快速kVp切换X射线源以交替地产生低能量X射线和高能量X射线而执行的。

10. 如权利要求8所述的系统,还包括被如下配置的逻辑设备,从所述低能量投影数据集去除噪声,之后估计所述欠采样部分以生成所估计的完整低能量投影数据集,并且之后将噪声注入到所估计的完整低能量投影数据集中。

11. 如权利要求10所述的系统,还包括被如下配置的逻辑设备,使用以下中的任意一个或多个执行所述的噪声去除:低对比聚类算法、双边滤波、扩散滤波器、总变差去噪、以及均值漂移算法。

12. 如权利要求8所述的系统,其中, L/H 不超过0.5。

13. 如权利要求12所述的系统,其中,所述成像扫描是通过改变向X射线源供给的电压以产生低能量X射线和高能量X射线,并且改变向所述X射线源供给的电流从而使所述低能量X射线的强度大于所述高能量X射线的强度,来执行的。

14. 如权利要求8所述的系统,还包括被如下配置的逻辑设备,估计所述高能量投影数据集的欠采样部分,以产生估计的完整高能量投影数据集,其中,高能量估计被执行而无需对所述低能量投影数据集或所述高能量投影数据集的图像重建。

用于双能量CT图像重建的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明大体涉及成像领域,并且更具体地涉及一种用于重建双能量或其他多能量计算机断层摄影(CT)成像数据的方法和系统。本申请的主题尤其用于与医学成像系统的结合。然而,在其更广泛的方面中,本申请的主题不限于医学成像领域,并且可以应用于其他领域,例如在机场或其他检查点中出于安全目的的成像。

背景技术

[0002] 能谱CT,并且尤其是快速kVp(千伏峰值)切换双能量CT,是一种在某些情况中能够扩展单能量CT的能力的成像模态。作为一个范例,正被成像的两种不同材料可以以大致相同的方式衰减单能量X射线束,从而使得难以用单能量X射线束区分这两种材料。如果替代地采用两个或更多X射线束,其中每个束具有不同于其他(一个或多个)束的能量,由不同能量X射线束提供的额外的信息可以用于更容易地区分这两种材料。因此,双能量CT技术利用以两种X射线光子能量采集到的两种X射线衰减值,以解决由材料的质量衰减系数引起的光电和康普顿贡献,因此通过未知材料的光电和康普顿贡献的值,对该未知材料进行识别。该方案尤其适于具有接近诊断能量范围的平均值的k边能量的诸如碘的材料。因为两个基函数的任意两个线性独立的加和跨过整个衰减系数空间,所以任何材料均能表示成两种其他材料(所谓的基础材料,例如水和碘)的线性组合。基础材料图像提供新的应用,例如生成单色图像、材料抵消(cancellation)图像、有效原子序数图像或电子密度图像。

[0003] 在典型的CT采集, X射线源和X射线探测器一起在共用机架支撑物上围绕待成像的对象旋转。所述源和探测器被设置在被成像对象的相对两侧上,从而随着由X射线源发射的X射线穿过被成像对象以待由X射线探测器探测而使得X射线得以衰减。由探测器在旋转期间于各个观察角度记录的经衰减的X射线的信号(称之为投影)之后可以使用已知的重建技术进行处理,以生成该对象的图像。在一些备选布置中,仅X射线源旋转,同时设置在围绕被成像对象的完整或部分环中的一系列固定的X射线探测器记录投影数据。

[0004] 执行双能量CT成像扫描需要以两种能量提供X射线束的一个或多个X射线源,以及能够在不同能量的X射线束通过被成像对象之后记录这些X射线束的一个或多个X射线探测器。最近的技术进展已经提供了针对这样的(一个或多个)源和这样的(一个或多个)探测器的若干设计。在一种常规途径中,提供了快速kVp切换X射线源。在这种途径中,以受控的方式改变向X射线源供给的电压以及可能还有电流,以在投影之间以交替的方式提供高能量X射线束和低能量X射线束。探测器相应地被配置为探测高能量X射线和低能量X射线两者,例如利用两个堆叠层的探测器元件,每层分别适于探测较高或较低能量的X射线。由于在投影之间以交替的方式采集能谱数据,因此快速kVp切换X射线源的使用允许获得良好的时间分辨率。

[0005] 在图2中示意性地图示了利用快速kVp切换进行的这种常规双能量CT扫描。在该图示中,水平轴标示出随着X射线源和X射线探测器围绕被成像对象旋转的投影角度,而垂直轴标示出X射线束在每个投影角度处的能量。每个条代表在其处生成X射线并且记录X射线

数据的投影角度。如能够看到的，X射线源在产生低能量 E_L 和高能量 E_H 的X射线束之间交替进行。然而，在这种常规方法中，射线束的强度保持为常量 I_0 。各条之间的间隙说明X射线束的能量从低水平切换到高水平，以及从高水平切换回低水平需要一些时间量。因此，针对一些中间投影角度，由于同时切换并旋转X射线源，因此没有记录数据。

[0006] 利用快速kVp切换CT扫描的一个潜在的困难是，相应的低能量和高能量数据集的常规重建导致低质量图像。亦即，没有足够的低能量数据以单独从低能量数据生成充分质量的图像，并且没有足够的高能量数据以单独从高能量数据生成充分质量的图像。通过将投影角度划分成低能量投影和高能量投影，低能量投影数据集和高能量投影数据集两者均为欠采样的。

发明内容

[0007] 根据本发明的各方面，提供了一种用于双能量CT图像重建的方法和系统。在一个方面中，在成像扫描期间使用快速kVp切换X射线源，以交替地产生针对L个连续投影角度的低能量X射线束和针对H个连续投影角度的高能量X射线束，其中，L远小于H。提供了用于估计在所述低能量投影数据集和所述高能量投影数据集中的得到的欠采样数据的方法。可以使用若干公开的结构传播实施例中的任意一个，从已知的高能量投影数据估计缺失的低能量投影数据。

[0008] 多个优点和益处在本领域技术人员阅读以下对优选实施例的详细描述后将变得显而易见。本发明可以采取各种部件和部件的布置，以及各种过程操作和过程操作的安排的形式。附图仅出于图示优选实施例的目的，而不得解释为对本发明的限制。

附图说明

[0009] 图1是示范性CT成像系统，其中固定机架部分被去掉，以揭示机架内的旋转X射线源和数据测量系统；

[0010] 图2是常规快速kVp切换CT扫描的示意性图示；

[0011] 图3图示了用于重建双能量CT数据的过程；

[0012] 图4是针对重建双能量CT成像数据有用的快速kVp切换CT扫描的示意性图示；

[0013] 图5是当 $L=1$ 并且 $H=16$ 时，来自图4的CT扫描的示意性图示；

[0014] 图6是当 $L=1$ 并且 $H=16$ 时，低kVp投影数据集的代表性正弦图；以及

[0015] 图7是当 $L=1$ 并且 $H=16$ 时，高kVp投影数据集的代表性正弦图的部分。

具体实施方式

[0016] 本公开的主题用于与任意双能量成像系统的结合，例如双能量CT成像系统。更具体地，参考图1，在示范性实施例中，成像系统100为医学CT成像系统。CT成像采集系统102包括机架104和沿z轴移动的对象支撑物106（例如台或躺椅）。待成像的患者或其他对象（未示出）躺在或被放置在对象支撑物106上，并被移动以置于机架104的膛108内。一旦患者或对象在膛108内就位，X射线源110发射X射线的投影以待由机架104内部的X射线数据测量系统112收集。（图1中机架104的部分114被去掉，以示出容纳在机架104内部的X射线源110和X射线数据测量系统112。）X射线源110可以发射具有至少两种不同能量水平的X射线，并且X射

线数据测量系统112可以探测具有那些不同能量水平的X射线。X射线源110和数据测量系统112一起围绕膛108旋转,以从各个位置记录CT成像数据,或投影。在一些实施例中,这样的旋转可以在对象支撑物106为固定时发生。在其他实施例中,这样的旋转可以在“螺旋”扫描中,结合对象支撑物106沿z轴的线性移动而发生。旋转是可行的,因为X射线源110和数据测量系统112每个均被安装到机架104内部的共用转子(未示出)。

[0017] CT成像采集系统102的数据测量系统112因此以探测到的X射线的形式采集CT成像数据。系统102之后将所采集的CT成像数据通过通信链路101转存到CT成像、处理及显示系统116。尽管出于图示目的本文将系统102和116示为并描述为分离的系统,但它们在其他实施例中可以是单一系统的部分。当系统102和116为分离的系统时,通信链路101可以为允许数据在系统之间转存的任意链路,例如局域网,因特网,诸如计算机磁盘、CD-ROM或闪存驱动器的存储器存储介质的物理转存,等。通信链路101可以是有线的、无线的、或它们的组合。因此,系统102和116可以位于不同房间、不同建筑物、或者甚至不同城市中。

[0018] 经由通信链路101,所采集的CT成像数据传送至图像处理器118,图像处理器118将所采集的CT成像数据存储于存储器120中。图像处理器118应用图像重建技术,以电子地处理所采集的CT成像数据,并生成重建的成像数据,所述重建的成像数据包括被成像患者或其他对象的图像。图像处理器118能够在关联显示器122上示出得到的重建的成像数据。可以为用户提供诸如键盘和/或鼠标设备的用户输入设备124,以控制处理器122。

[0019] 成像系统100可以是仅提供基于CT的成像的单机单元,如图1中所示的。尽管未在此处示出,但是成像系统100可以额外地包括与基于CT的成像部件协作的用于PET和/或SPECT成像,或某种其他成像模态的合适部件。

[0020] 因此,本文所描述的功能能够作为软件逻辑得以执行。本文中使用的“逻辑”包括但不限于硬件、固件、软件和/或每种的组合,以执行(一个或多个)功能或(一个或多个)动作,和/或以导致来自另一部件的功能或动作。例如,基于期望的应用或需要,逻辑可以包括软件控制的微处理器、诸如专用集成电路(ASIC)的离散逻辑、或其他编程的逻辑设备。逻辑还可以完全实现为软件。

[0021] 本文中使用的“软件”包括但不限于令计算机或其他电子设备以期望的方式执行功能、动作,和/或行为的一个或多个计算机可读和/或可执行指令。所述指令可以具体化为各种形式,例如例程、算法、模块或者包括单独的应用或来自动态链接库的代码的程序。软件也可以以各种形式实施,例如单机程序、函数调用、小服务程序、小应用程序、存储在诸如存储器120的存储器中的指令、操作系统的部分或其他类型的可执行指令。本领域技术人员将认识到,软件的形式依赖于例如所期望应用的要求、其运行的环境、和/或设计者/编程者的期望,等。

[0022] 本文所描述的系统和方法能够实施在各种平台上,所述平台包括例如网络式控制系统和单机控制系统。额外地,本文所示和所描述的逻辑优选地驻存在诸如存储器120的计算机可读介质之中或之上。不同的计算机可读介质的范例包括闪速存储器、只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、可编程只读存储器(PROM)、电可编程只读存储器(EPROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、磁盘或磁带、包括CD-ROM和DVD-ROM的光学可读介质,等。进一步地,本文所描述的过程和逻辑能够合并到一个大的工艺流程中,或者划分成许多子工艺流程。在本文中已描述的工艺流程的顺序不是关键的,并且能够重新排列,同时仍能

实现相同的结果。确实,本文中所描述的工艺流程可以根据需要或期望,在它们的实施方式中重新排列、合为一体、和/或重新组织。

[0023] 本公开提供了一种用于重建双能量计算机断层摄影(CT)成像数据的方法和系统。在图3中图示了示范性方法的过程300。在第一步骤302中,执行快速kVp切换成像采集。快速kVp切换成像采集302产生两个数据集:欠采样的高能量投影数据集304和欠采样的低能量投影数据集306。更具体地,在采集期间,以交替的方式,以低X射线能量记录L个连续投影角度,之后以高X射线能量记录H个连续投影角度。 $L \ll H$ 。这示意性地图示在图4中。该图示中,水平轴标示出随着X射线源和X射线探测器围绕被成像对象旋转的投影角度,而垂直轴标示出X射线束在每个投影角度处的能量。每个条代表在其处生成X射线并且记录X射线数据的投影角度。如能够看出的,所述X射线源在产生针对 $l=1, 2, \dots, L$ 个连续投影角度的低能量X射线束 E_l ,和之后产生针对 $h=1, 2, \dots, H$ 个投影角度的高能量X射线束 E_h 之间交替进行。在一个能量水平处的最后的条与在下一能量水平处的第一个条之间的间隙说明所述X射线束的能量从低水平切换到高水平,并且从高水平切换回到低水平需要一些时间量。因此,针对一些中间投影角度,由于同时切换并旋转所述X射线源,因此没有记录数据。在相同能量水平处的相邻条之间的间隙的缺乏说明这样的测量之间不需要延迟,因为所述X射线束的能量保持恒定。就这种框架而言,能够看出,图2中图示的现有技术采集模式代表了其中 $L=H=1$ 的情况。

[0024] $L:H$ 的比率优选为远小于1。在各种实施例中, L/H 可以为不大于约0.50,不大于约0.25,不大于约0.10,不大于约0.06,不大于约0.05,或者不大于约0.04。在本公开的最优选实施例中, $L=1$ 但 H 远大于1,诸如,例如 H 至少等于5,或者 H 至少等于10,或者 H 至少等于15,或者 H 至少等于20,或者 H 至少等于25。图5图示了其中 $L=1$ 并且 $H=16$ 的具体范例。如本领域技术人员将认识到的,选择针对 L 和 H 的合适值将依赖于正被使用的具体装置和扫描方法的各种扫描参数。这样的扫描参数包括例如扫描类型、X射线源的电流和电压能力(mA和kVp)、螺距、旋转时间、重建或卷积滤波器、正被成像的是一个或多个什么对象,等。

[0025] 当比率 $L:H$ 远小于1时,低能量和高能量投影的角度欠采样的基本问题仍然存在。低能量投影非常稀疏,而高能量投影常常整体上是完整的,尽管后者可能是几乎完整的。

[0026] 在本申请的语境中,“低”能量和“高”能量是相对的而非绝对的描述语。亦即,“低”能量水平 E_l 小于“高”能量水平 E_h ,并且“高”能量水平 E_h 大于“低”能量水平 E_l 。这两种能量水平 E_l, E_h 不必低于或高于任何其他基准值。此外,本领域技术人员将认识到,任意给定的X射线束将通常包括具有能量分布的X射线光子;它们将不都具有完全相同的能量。因此,对X射线束的能量的参考指的是所述X射线束中的能量分布的某个特性,例如最突出的能量、平均能量、最高能量,等。

[0027] 如已讨论的,所述X射线束的能量 E 通过调制向所述X射线源供给的电压(kVp)而得以改变。然而,本文所描述的快速kVp切换能够不利地引起在匹配低能量和高能量能谱CT数据之间的噪声特性中的困难。这是因为许多当前可用的CT系统不能以与调制X射线源电压(kVp)相同的速率调制X射线源电流(mA)。X射线源电流确定所述X射线束的强度。尽管有这些硬件困难,但是在一些实施例中同时调制X射线源电压(即,束能量)和电流(即,束强度)可以是有用的。

[0028] 例如,在许多情况中,相比于高能量投影数据304,低能量投影数据306的噪声大得

多。为了帮助降低信噪比,低能量X射线束的强度 I_l 可以大于高能量X射线束的强度 I_h 。在其他实施例中,低能量束和高能量束的强度可以是相同的。在另外的实施例中,低能量X射线束的强度可以小于高能量X射线束的强度。

[0029] 返回图3,在接下来并且是任选的步骤308和310中,分别分析数据集304和306,以从数据中去除噪声。因为投影数据304、306包含被成像对象结构的累积信息,所以在成像数据中对低对比结构的高灵敏度能够是有用的。因此,2010年12月1日提交的题为《Contrast to Noise Ratio(CNR)Enhancer》的待决美国临时专利申请US61/418422中的低对比聚类(LCC)算法是用于执行步骤308和310的有吸引力的选择。通过引用该申请中LCC算法以及其他噪声估计技术的公开内容将该申请并入本文。一般而言,LCC算法包括三个主要步骤:噪声建模、局部结构估计、以及聚类。在所述噪声建模的步骤中,分析数据304、306,以估计数据噪声模式。在所述局部结构估计的步骤中,处理数据304、306,以改进整个数据上的局部对比噪声比。在所述聚类的步骤中,执行对数据的最终分段平滑近似。这种LCC算法提供了对成像数据中的低对比结构的高灵敏度。

[0030] 作为对LCC算法的替换,在步骤308和/或步骤310中能够采用若干公知的边缘保持噪声去除算法中的任意一种。这样的算法包括诸如由C.Tomasi和R.Manduchi在《Bilateral Filtering for Gray and Color Images》(Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on Computer Vision)中公开的双边滤波;诸如由P.Perona和J.Malik在《Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion》(IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,第12卷,第7期(1990年),第629-639页)中公开的扩散滤波器;诸如由L.Rudin、S.Osher和E.Fatemi在《Nonlinear Total Variation Based Noise Removal Algorithms》(Physica D,第60卷(1992年),第259-268页)中公开的总变差去噪;或者诸如由D.Comaniciu和P.Meer在《Mean Shift:a Robust Approach Toward Feature Space Analysis》(IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence,第24卷,第5期(2002年),第603-619页)中公开的均值漂移算法。通过引用这些出版物中各自关于噪声去除算法的公开内容将这些出版物的中每个并入本文。

[0031] 在如图3中所图示的过程300的下一个步骤312中,估计欠采样高kVp投影数据集304中的缺失数据。当 L 远小于 H 时,高kVp投影数据集304几乎是完整的。确实,如果 H 足够大,则可以省略估计步骤312。然而,如果在高kVp投影数据集304内的估计是期望的或是必要的,则常规的方向插值技术非常好地执行该估计。文献中已经提出了各种用于生物医学图像数据的线性或非线性插值的备选方法。这样的出版物包括T.Lehmann、C. Gönner和K.Spitzer的《Survey:Interpolation Methods in Medical Image Processing》(IEEE Transactions on Medical Imaging,第18卷,第11期(1999年),第1049-1075页);T.Lehmann、C. Gönner和K.Spitzer的“《Addendum:B-Spline Interpolation in Medical Image Processing》(IEEE Transactions on Medical Imaging,第20卷,第7期(2001年),第660-665页);P.Thévenaz、T.Blu和M.Unser的《Interpolation Revisited》(IEEE Transactions on Medical Imaging,第19卷,第7期(2000年),第739-758页);G.Grevera和J.Upuda的《An Objective Comparison of 3-D Image Interpolation Methods》(IEEE Transactions on Medical Imaging,第17卷,第4期(1998年),第642-652页);J.Hladuvka

和E. Gröller的《Direction-Driven Shape-Based Interpolation of Volume Data》(Proceedings Vision, Modeling, and Visualization, 斯图加特, 德国(2001年), 第113-120和521页); 以及M. Bertram、G. Rose、D. Schäfer、J. Wiegert和T. Aach的《Directional Interpolation of Sparsely Sampled Cone-Beam CT Sinogram Data》(Proceedings IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, 维也纳, 奥地利(2004年))。通过引用这些出版物中各自关于数据差值技术的公开内容将这些出版物的中每个并入本文。

[0032] 在本申请的语境中的一个尤其有吸引力的技术是Bertram等人的技术, 在该技术中利用结构张量, 以估计局部领域中灰度值变化的方向, 之后利用这种信息以进行方向内插。如果执行任选的噪声去除步骤308、310, 则在从其去除噪声的高kVp投影数据304上执行插值步骤312。无论如何, 插值312产生估计的、完整采样的高kVp投影数据集。

[0033] 在如图3中所图示的过程300的下一个步骤314中, 估计欠采样低kVp投影数据集306中的缺失数据。当L远小于H时, 低kVp投影数据集306是稀疏的。在优选的实施例中, 使用结构传播插值技术执行估计314, 所述结构传播插值技术将高kVp数据304的结构信息传播到低kVp数据306。存在至少三种不同的用于执行这个步骤314的方法: 梯度方向保持方法、局部相似性变换方法、以及最近邻方法。

[0034] 关于所述梯度方向保持方法, 这种方法背后的基本原理在于通过高kVp投影数据304的梯度, 捕获被扫描对象的结构信息。亦即, 通过所述梯度的方向, 限定成像数据内的不同对象之间的边界, 所述不同对象例如为不同器官或组织。因此, 所述梯度方向保持方法在使(低kVp投影数据306的)梯度方向对应于高kVp投影数据304的梯度方向的约束下估计低kVp投影数据306中的缺失数据。能够通过以下表达式的最小化, 近似这种原理:

$$[0035] \quad \{\hat{L}(i, j)\} = \underset{L(i, j) \in L_m}{\operatorname{argmin}} \sum_i \sum_j \left(\frac{\frac{\partial L}{\partial j}(i, j)}{\frac{\partial L}{\partial i}(i, j)} - \frac{\frac{\partial H}{\partial j}(i, j)}{\frac{\partial H}{\partial i}(i, j)} \right)^2 w(\|\nabla H(i, j)\|) \quad (\text{等式1}),$$

[0036] 其中L为包括低kVp投影数据306的正弦, H为对应的高kVp投影数据304的正弦, i为探测器读数上的索引, j为投影角度上的索引, L_m 为低kVp投影数据306中的缺失数据样本的集合, 而w为加权函数, 其为单调递增函数。

[0037] 然而, 上文的最小化问题可以是病态的或奇异的, 从而得到非唯一解。为了获得鲁棒解, 可以在所述最小化中包括正则化函数, 例如:

$$[0038] \quad \{\hat{L}(i, j)\} =$$

$$[0039] \quad \underset{L(i, j) \in L_m}{\operatorname{argmin}} \sum_i \sum_j \left(\psi \left(\frac{\partial H}{\partial i}(i, j) \right) (L(i, j+1) - L(i, j-1)) - \frac{\partial H}{\partial j}(i, j) (L(i+1, j) - L(i-1, j)) \right)^2 w(\|\nabla H(i, j)\|) \quad (\text{等式2}),$$

[0040] (等式2),

[0041] 其中 Ψ 为如下定义的正则化函数:

$$[0042] \quad \psi(x) = \begin{cases} x, & |x| > \varepsilon \\ \varepsilon, & \text{其他} \end{cases} \quad (\text{等式3}),$$

[0043] 并且其中 ε 是小的数字。能够使用加权线性最小二乘法有效地解决等式2的最小化

问题。

[0044] 在等式2的最小化表达式中,中心差分有限近似用于近似方程1中的导数。然而,也能够利用前向和后向差分有限近似,以便允许逐段进行正弦图处理。在这种语境中,正弦图段被定义为两个相邻的低kVp投影数据测量结果之间的“缺失”的低kVp投影数据。例如图6中在602示出了正弦图段。该图示出了以L=1并且H=16采集的低kVp投影数据集306的代表性正弦图600。水平轴标示投影角度,并且垂直轴标示由探测器在每个角度记录的数据。因此,图6中数据的每根垂直线604对应于低kVp投影角度中的一个。垂直线之间的空间对应于16个交错的高kVp投影,加上在低能量与高能量之间的每个过渡处的一个投影,总计18个投影角度构成每个正弦图段。

[0045] 现在转到所述局部相似性变换方法,该方法背后的潜在假设为,能够通过高kVp投影数据集304的相似性变换,局部地近似低kVp投影数据集306中的缺失数据。针对低kVp投影正弦图中的线段中的每个,估计局部相似性变换,其中,线段为正弦图部分中两个相邻低kVp投影数据测量结果之间的行段。例如这在图6中606处示出。在多数情况中,局部相似性变换相较于所述梯度方向保持方法更不精确,但是与所述梯度方向保持方法相比局部相似性变换更简单且更快速。

[0046] 在所述局部相似性变换方法的一个应用中,设 L^i 为在以L=1双kVp方案采集的低kVp投影数据集306正弦图中的长度H+4的第i个线段。注意, L^i 除了第一个和最后一个输入以外的所有输入均为空(缺失读数)。设 H^i 为在高kVp投影数据集304正弦图中的对应线段。在这种情况下,能够由两个参数定义所述局部相似性变换:比例参数 α 和平移参数 t 。如下估计所述两个参数:

$$\begin{aligned} \alpha^i &= \frac{\bar{L}_1^i - \bar{L}_{n+4}^i}{\bar{H}_1^i - \bar{H}_{n+4}^i} \\ t^i &= \bar{L}_1^i (\bar{H}_{n+4}^i - \bar{H}_1^i) + \bar{H}_1^i (\bar{L}_{n+4}^i - \bar{L}_1^i) \end{aligned} \quad (\text{等式4和5}),$$

[0048] 一旦估计了变换参数,则如下估计低kVp投影数据集306的缺失读数:

$$\bar{L}^i = \alpha^i \bar{H}^i + t^i \quad (\text{等式6}).$$

[0050] 这种方法能够鲁棒地并且非常有效地应用于整个正弦图上,因为使用封闭形式的表达式估计所述变换参数。

[0051] 现在转向所述最近邻方法,这种方法背后的潜在假设为,能够通过高kVp投影数据集304的平移变换,局部地近似低kVp投影数据集306中的缺失数据。在这种方法中,针对低kVp正弦图中的每个数据点,使用最近邻类似方法(nearest neighbor like approach),估计局部平移变换。针对低kVp投影数据306中的每个缺失数据点,在高kVp正弦图上估计最优轨迹。例如,图7图示了当L=1并且H=16时高kVp投影数据集304的代表性正弦图的部分700。因此,区域702对应于高kVp数据304的部分,而其他区域704对应于低kVp投影数据306的部分。换言之,在对应的低kVp投影正弦图(未示出)中,区域702是缺失数据点,而区域704包含数据点。因此,例如,点706是缺失的低kVp数据,因此需要针对点706估计缺失的低kVp数据。轨迹708、710始于当前数据点706,并且终于在对应于两个不同投影角度的邻近区域704中的两个未缺失的低kVp数据点。使用快速行进算法估计所述最优轨迹。所述快速行进算法的能量函数依赖于贯穿所述轨迹的各点与当前缺失数据点的相似性,并且还依赖于所述轨迹

的曲率。一旦估计出所述轨迹,将所述轨迹的两个终点用于估计从高kVp数据304到低kVp数据306的两个平移变换。所述两个变换用于估计针对低kVp缺失数据点的两个估计值。使用所述两个估计值的加权平均计算最终估计值,其中每个估计值的权重是所述轨迹到另一终点的代价的值。

[0052] 在所述最近邻方法的一个应用中,设 $C(\cdot)$ 为代价函数,所述代价函数依赖于两个数据点的邻域的相似性以及依赖于所述轨迹的局部曲率。之后,针对低kVp投影数据集306中的每个缺失数据点 p ,执行如下的估计。使用快速行进算法和所述代价函数 $C(\cdot)$,估计高kVp投影数据集304正弦图中从对应于数据点 p 的输入到对应于两个不同投影角度的两个未缺失低kVp数据点的输入的最优轨迹 T^- 和 T^+ 。使用如下的平移变换估计缺失数据点的值:

$$[0053] \quad \hat{I}(p) = \frac{(H(p)+L(T_{\otimes}^+)-H(T_{\otimes}^+))C(T^-) + (H(p)+L(T_{\otimes}^-)-H(T_{\otimes}^-))C(T^+)}{C(T^-)+C(T^+)} \quad (\text{等式7}),$$

[0054] 其中 T_{\otimes}^+ 和 T_{\otimes}^- 分别为轨迹 T^+ 和 T^- 的终点。

[0055] 在图3中所图示的算法300接下来的步骤316和318中,将噪声注入回数据304和306中(假设采用了任意的步骤308和310)。其中 $L:H$ 远小于1,高kVp投影数据集304几乎是完整的。因此,针对高kVp投影,可以在步骤316中简单地将噪声加回到数据。针对低kVp投影数据集306,其中投影是非常稀疏的,噪声估计也是非常稀疏的。因此,可以将来自高kVp投影数据的噪声估计加到低kVp投影数据。然而,由于目前的CT系统的限制,在低能量能谱数据和高能量能谱数据之间匹配噪声可能是困难的,目前的CT系统不能以与调制X射线源电压(kVp)相同的速率调制X射线源电流(mA)。为了克服这种困难,可以用补偿因子乘以高kVp噪声估计,所述补偿因子被设置为补偿各噪声水平之间的差。噪声补偿因子能够依赖于(例如)X射线管能谱、系统滤波器、被扫描对象、以及能谱能量箱中的每个的能谱吸收曲线。在乘法之后,可以在步骤318中,将来自高kVp投影数据的噪声加到低kVp投影数据,以生成最终估计。

[0056] 一旦估计出所有的缺失数据,过程300的结果是估计的完整高kVp投影数据集320和估计的完整低kVp投影数据集322。能够在可用双能量CT应用的宽能谱内利用这些数据集320、322。这样的应用包括(例如)对高能量图像和低能量图像的滤波反向投影重建、材料分离、单色图像重建、基础材料图像重建、骨去除、碘图、虚拟非对比图像(VNC)、双能量电子清洗、病变特征、以及其他应用。通过本文公开的过程所获取的一个益处在于,确定完整的数据集320、322,而无需重建欠采样数据集304、306,或者执行任何其他图像重建。

[0057] 已参考优选实施例描述了本发明。显而易见地,他人在阅读并理解之前的详细描述后会想到修改和变化。例如,尽管上文描述的优选实施例为双能量能谱CT应用,但该发明构思也等效应用于更高阶能谱CT。即,其应用于三能量、四能量、以及其中涉及超过两个能量水平的其他环境。例如,可以有一个高能量水平但有两个不同的低能量水平,以增加系统的灵敏度。

[0058] 本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和变化,只要它们落入权利要求书或其等效要件的范围。本发明可以采取各种构成、部件和布置、所公开的实施例的元素的组合及子组合的形式。

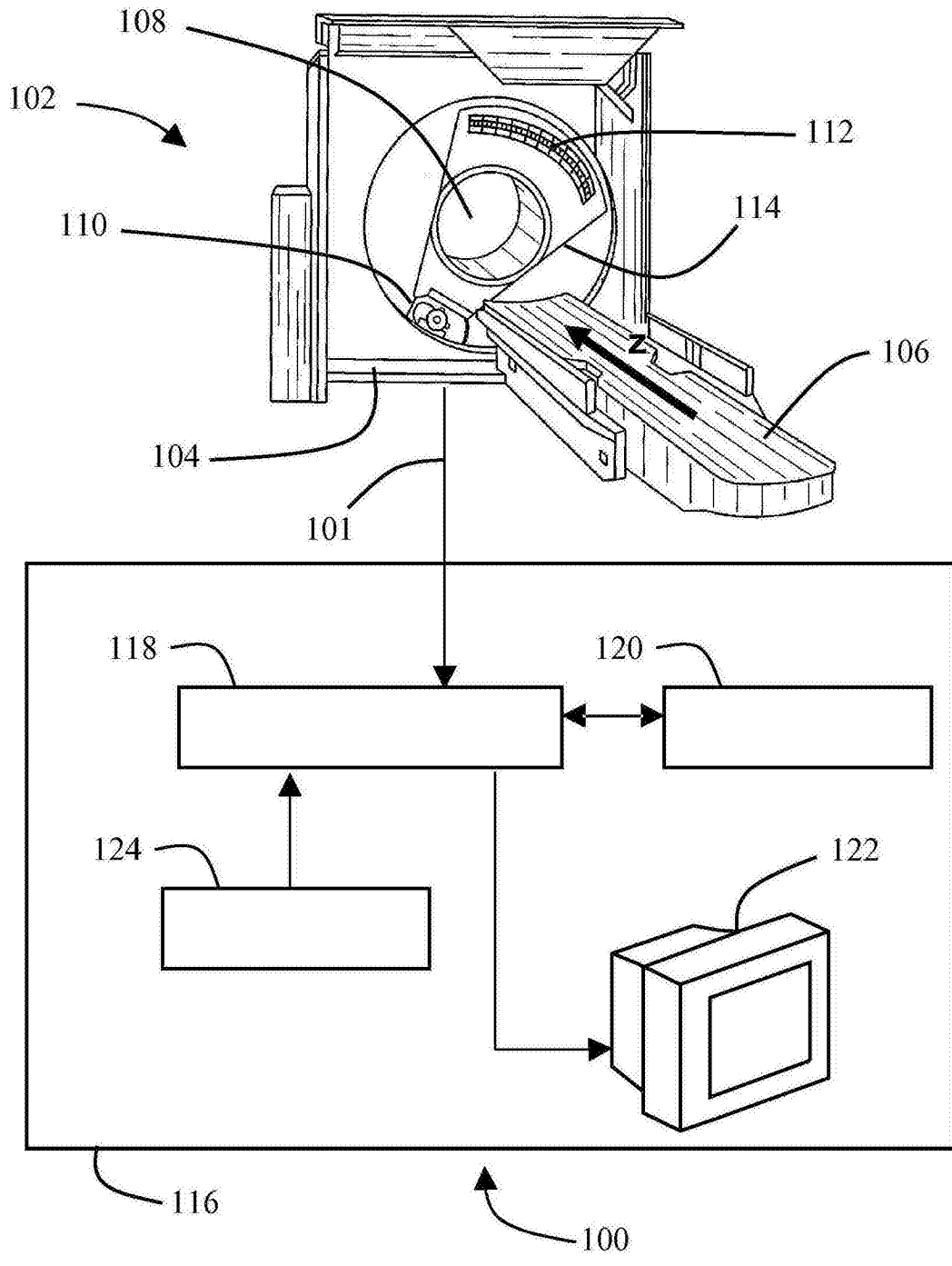


图1

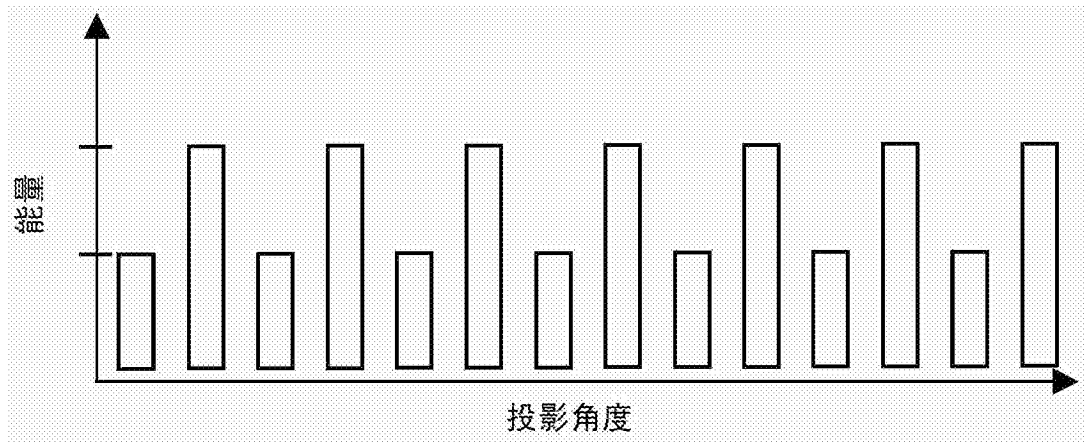


图2(现有技术)

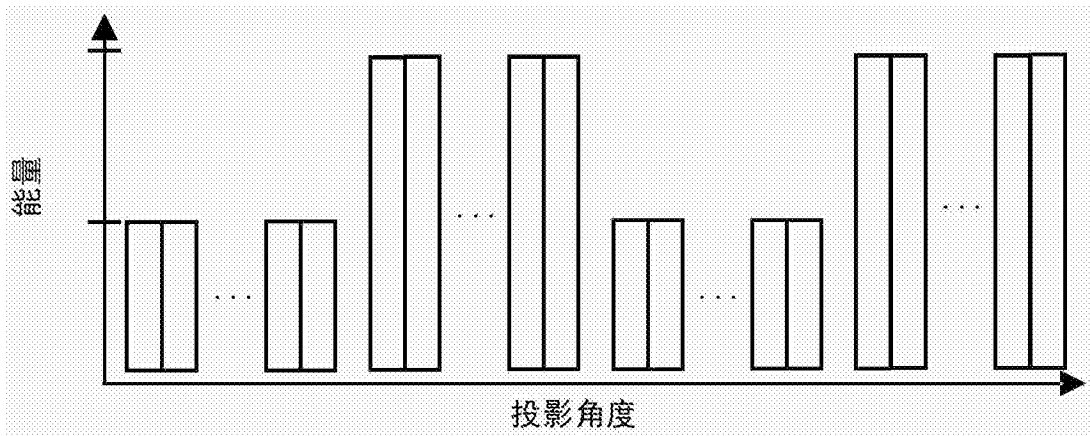


图4

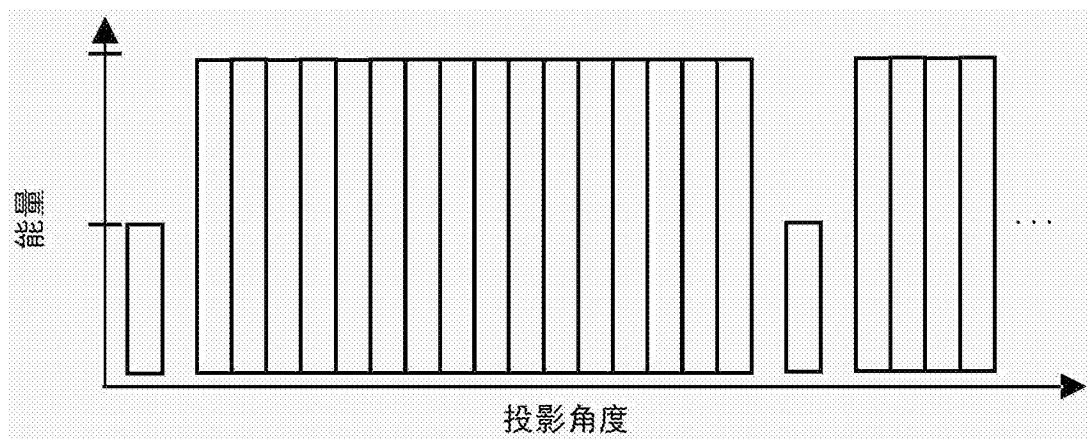


图5

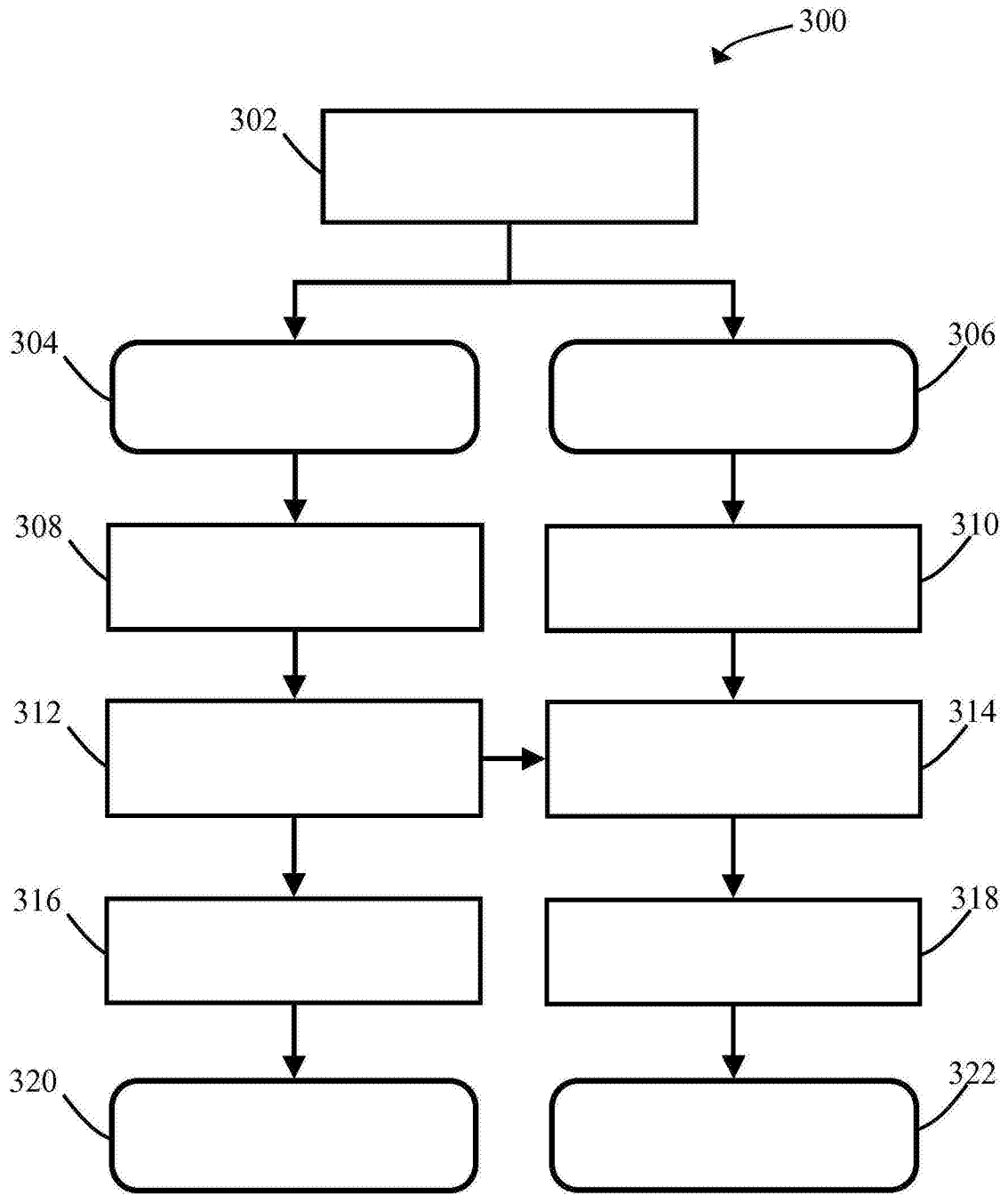


图3

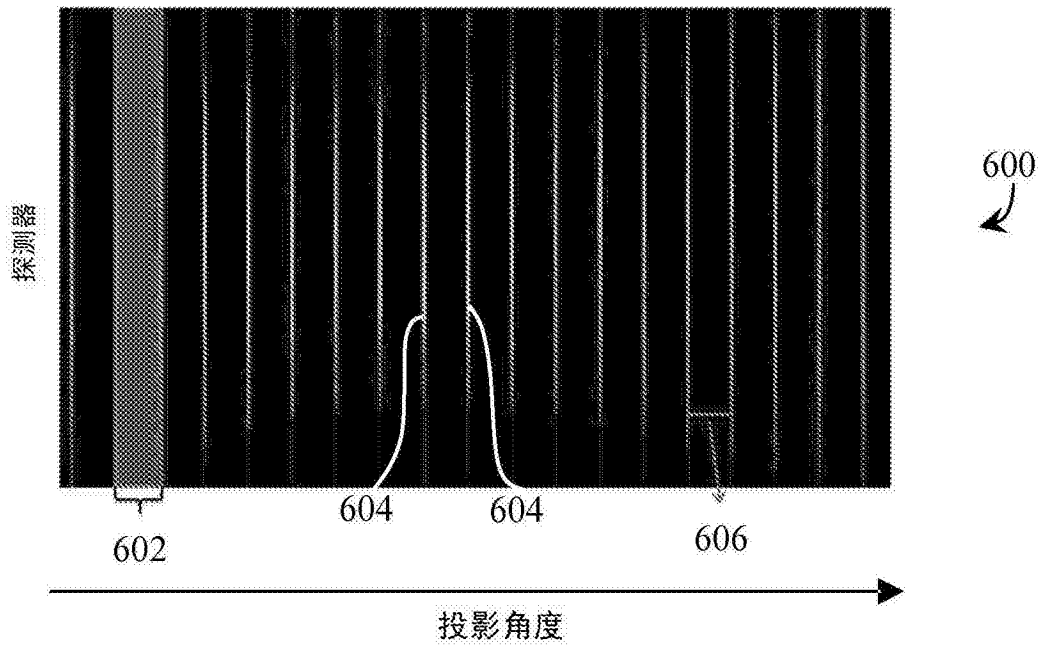


图6

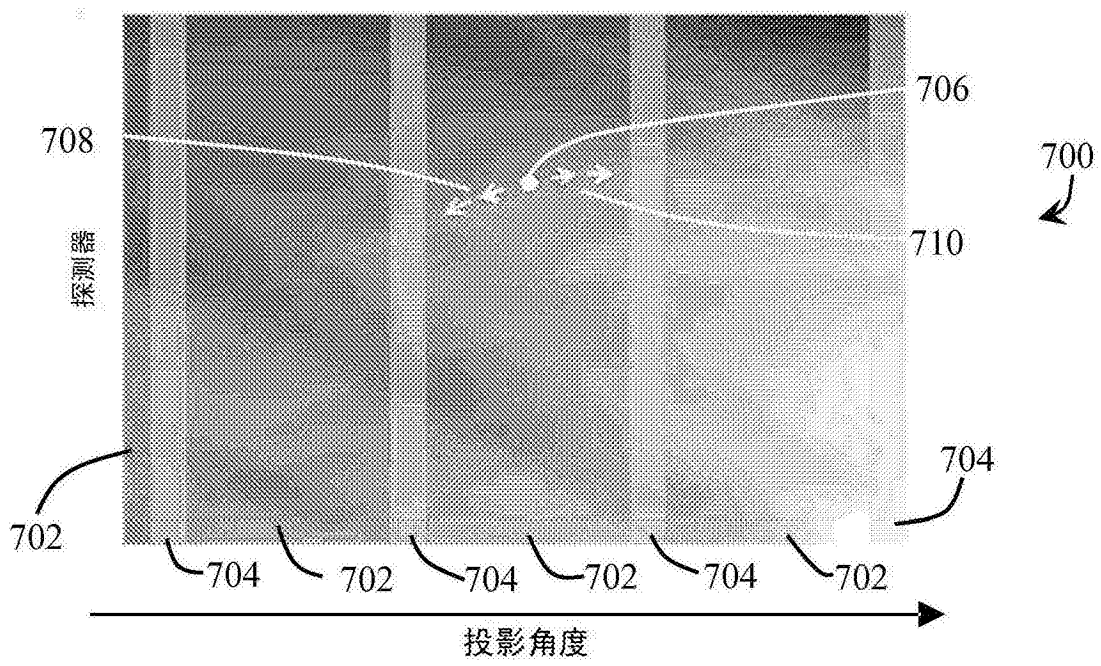


图7