



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102846333 B

(45) 授权公告日 2016. 08. 10

(21) 申请号 201210220584. 4

(22) 申请日 2012. 06. 29

(30) 优先权数据

13/174480 2011. 06. 30 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 吴小页 谢强 P. 赛纳思 X. 刘

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 叶晓勇 李浩

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

G01N 23/04(2006. 01)

G06T 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010/0204563 A1, 2010. 08. 12,

US 2005/0249431 A1, 2005. 11. 10,

US 2007/0297660 A1, 2007. 12. 27,

US 2006/0072803 A1, 2006. 04. 06,

US 2009/0092222 A1, 2009. 04. 09,

US 6104777 A, 2000. 08. 15,

WO 2007/007063 A1, 2007. 01. 18,

审查员 卢晓萍

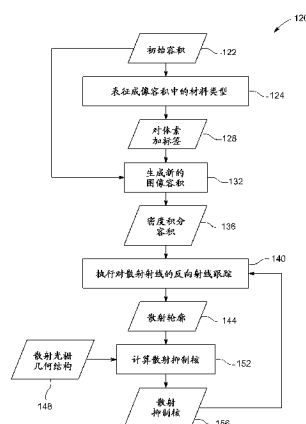
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54) 发明名称

用于 X 射线成像中的散射校正的方法和系统

(57) 摘要

本发明的名称为：“用于 X 射线成像中的散射校正的方法和系统”。公开用于使用散射 X 射线的反向跟踪来得出散射信息的方式。在某些实施例中，与从源进行到探测器的跟踪方案相反，跟踪从探测器上的相应位置到 X 射线辐射源的散射射线。在一种这样的方式中，反向跟踪使用密度积分容积来实现，这减少所执行的积分步骤。



1. 一种用于估计散射的方法,包括:
基于从源到探测器的X射线传送来生成初始容积;
基于材料类型来表征在所述初始容积中的多个体素;
基于所述多个体素来生成密度积分容积;以及
跟踪一个或多个散射X射线,开始于所述探测器并且朝所述源前进,以便生成所述探测器上的多个离散位置的散射轮廓。
2. 如权利要求1所述的方法,包括:
使用所述散射轮廓或者至少部分基于所述散射轮廓的核来校正一个或多个重构图像中的散射。
3. 如权利要求1所述的方法,其中,基于包括软组织、骨、空气和造影剂的材料类型来表征所述多个体素。
4. 如权利要求1所述的方法,其中,表征所述多个体素包括应用分段算法,其中所述分段算法的输出对应于不同的相应材料类型。
5. 如权利要求1所述的方法,其中,表征所述多个体素包括将所观测强度值或强度差与对应于不同相应材料类型的相应阈值进行比较。
6. 如权利要求1所述的方法,其中,所述密度积分容积的各体素表示从所述源到相应体素的密度积分。
7. 如权利要求1所述的方法,包括:
至少基于所述散射轮廓以及与所述探测器关联的散射光栅几何结构来生成散射抑制核。
8. 如权利要求7所述的方法,包括:
基于所述散射抑制核来更新所述散射轮廓,以便生成修正的散射轮廓。
9. 一种图像处理系统,包括:
存储器,以及
处理组件,所述存储器和处理组件配置成:
基于材料类型来表征在初始重构容积中的多个体素;
基于所述多个体素来生成密度积分容积;
反向跟踪从相应接收点到相应传送点的一个或多个散射X射线,以便生成探测器上的多个离散位置的散射轮廓;以及
使用所述散射轮廓或者至少部分基于所述散射轮廓的核来生成一个或多个散射校正图像。
10. 如权利要求9所述的图像处理系统,其中:
基于从包括所述相应传送点的源到包括所述相应接收点的探测器的X射线传送来生成所述初始重构容积。
11. 如权利要求9所述的图像处理系统,其中,基于与医疗图像中观测的多种材料对应的材料类型来表征所述多个体素。
12. 如权利要求9所述的图像处理系统,其中,表征所述多个体素包括应用分段算法,其中所述分段算法的输出对应于不同的相应材料类型。
13. 如权利要求9所述的图像处理系统,其中,表征所述多个体素包括将所观测强度值

或强度差与对应于不同相应材料类型的相应阈值进行比较。

14. 如权利要求9所述的图像处理系统, 其中, 所述密度积分容积的各体素表示从所述相应传送点到相应体素的密度积分。

15. 如权利要求9所述的图像处理系统, 其中:

至少基于所述散射轮廓和散射光栅几何结构来生成散射抑制核。

16. 一种图像处理装置, 包括:

用于生成密度积分容积的装置, 其中所述密度积分容积的各体素表示从X射线源到相应体素的密度积分;

用于通过跟踪经由所述密度积分容积从探测器上的相应位置到所述源的一个或多个散射X射线, 来生成散射轮廓的装置; 以及

用于使用所述散射轮廓或者至少部分基于所述散射轮廓的核来校正一个或多个重构图像中的散射的装置。

17. 如权利要求16所述的图像处理装置, 还包括: 用于将所述密度积分容积使用基于材料类型所表征的初始容积来生成的装置。

18. 如权利要求17所述的图像处理装置, 还包括: 用于使用分段过程或者基于强度值或强度差的阈值, 以及基于材料类型来表征所述初始容积的装置。

19. 如权利要求16所述的图像处理装置, 还包括:

用于至少基于所述散射轮廓以及与所述探测器关联的散射光栅几何结构来生成散射抑制核的装置。

20. 如权利要求16所述的图像处理装置, 还包括:

用于基于从所述源到所述探测器的X射线传送来生成初始容积的装置。

用于X射线成像中的散射校正的方法和系统

背景技术

[0001] 非侵入式成像技术允许患者或对象的内部结构的图像在无需对患者或对象执行侵入式过程的情况下得到。具体来说,诸如计算机层析成像(CT)之类的技术使用诸如通过目标容积的X射线的差分传送之类的各种物理原理来采集图像数据以及构造层析成像图像(例如人体或其它被成像结构的内部的三维表示)。但是,对采集的各种物理限制或约束可引起重构图像中的伪影或其它缺陷。

[0002] 例如,在宽圆锥X射线CT系统中,可归因于散射的信号相对于主信号的比率可能较高。这种散射可表示重构图像中的噪声或伪影。适当散射缓解可包括散射抑制以及防散射光栅的使用二者。一维(1D)光栅可用于帮助降低散射,其中1D光栅的高度确定散射降低程度。为了抑制更大散射,能够使用二维(2D)光栅,但是以复杂度和成本为代价。但是,甚至使用防散射光栅,散射的存在也可引起重构图像中的图像伪影。

发明内容

[0003] 在一个实施例中,提供一种用于估计散射的方法。按照这种方法,初始容积基于从源到探测器的X射线传送来生成。基于材料类型来表征在初始容积中的多个体素。密度积分容积基于根据材料类型所表征的多个体素来生成。跟踪一个或多个散射X射线,开始于探测器并且朝源前进,以便生成探测器上的多个离散位置的散射轮廓。

[0004] 在另一个实施例中,提供一种图像处理系统。图像处理系统包括:存储器,存储一个或多个例程;以及处理组件,配置成运行存储器中存储的一个或多个例程。一个或多个例程在由处理组件运行时:基于材料类型来表征初始重构容积中的多个体素;基于根据材料类型所表征的多个体素来生成密度积分(intensity integrated)容积;反向跟踪从相应接收点到相应传送点的一个或多个散射X射线,以便生成探测器上的多个离散位置的散射轮廓;以及使用散射轮廓或者至少部分基于散射轮廓所得出的核(kernel)来生成一个或多个散射校正图像。

[0005] 在另一个实施例中,提供一个或多个非暂时计算机可读介质。一个或多个非暂时计算机可读介质对一个或多个例程进行编码,例程在由处理器运行时使该处理器执行包括下列步骤的动作:生成密度积分容积,其中密度积分容积的各体素表示从X射线源到相应体素的密度积分;通过跟踪经由密度积分容积从探测器上的相应位置到源的一个或多个散射X射线来生成散射轮廓;以及使用散射轮廓或者至少部分基于散射轮廓所得出的核来校正一个或多个重构图像中的散射。

附图说明

[0006] 通过参照附图阅读以下详细描述,将会更好地理解本发明的实施例的这些及其它特征和方面,贯穿附图,相似符号表示相似部件,附图包括:

[0007] 图1是按照本公开的方面的、供产生图像中使用的CT成像系统的简图;

[0008] 图2示出散射射线的自顶向下射线跟踪;

- [0009] 图3示出散射射线的自顶向下射线跟踪的进一步的方面；
- [0010] 图4描绘示出按照本公开的方面的、用于散射射线的反向射线跟踪的一个实现的步骤的流程图；
- [0011] 图5示出按照本公开的方面的初始重构容积；
- [0012] 图6示出按照本公开的方面的密度积分容积；
- [0013] 图7示出按照本公开的方面的散射射线的反向射线跟踪；以及
- [0014] 图8示出按照本公开的方面的附加散射射线的反向射线跟踪。

具体实施方式

[0015] 在采用一维或二维防散射光栅的情况下，基于图像处理的计算散射校正仍然可用于进一步抑制因散射引起的图像伪影以及实现良好图像质量。没有准确的散射校正算法，可归因于散射效应的所产生图像伪影会是有害的。在本公开中，描述基于物理模型的校正算法及其对散射伪影抑制的使用。

[0016] 有鉴于此，图1中提供计算机层析成像CT成像系统10的示例，该系统10设计成采集在围绕患者的各种视图处并且适合于层析成像重构的X射线衰减数据。在图1所示的实施例中，成像系统10包括定位成与准直仪14相邻的X射线辐射源12。X射线源12可以是X射线管、分布式X射线源（例如固态或热离子X射线源）或者适合于采集医疗或其它图像的任何其它X射线源。

[0017] 准直仪14准许X射线16进入患者18定位在其中的区域。在所示示例中，将X射线16校准成为经过被成像容积的锥形束，即锥束。X射线辐射20的一部分通过或围绕患者18（或者其它感兴趣受检者）而经过，并且冲击一般以参考标号22所表示的探测器阵列。阵列的探测器元件产生表示入射X射线20的强度的电信号。采集和处理这些信号，以便重构患者18体内的特征的图像。

[0018] 源12由系统控制器24来控制，系统控制器24为CT检查序列供应电力并且控制信号。在所示实施例中，系统控制器24经由可以是系统控制器24的组件的X射线控制器26来控制源12。在这种实施例中，X射线控制器26可配置成向X射线源12提供电力和定时信号。

[0019] 此外，探测器22耦合到系统控制器24，系统控制器24控制探测器22中生成的信号的采集。在所示实施例中，系统控制器24使用数据采集系统28来采集由探测器所生成的信号。数据采集系统28接收由探测器22的读出电子器件所收集的数据。数据采集系统28可接收来自探测器22的取样模拟信号，并且将数据转换成数字信号，供处理器30进行后续处理，下面对此进行讨论。备选地，在其它实施例中，数模转换可由设置在探测器22本身上的电路来执行。系统控制器24还可运行关于所采集图像信号的各种信号处理和过滤功能，例如动态范围的初始调整、数字图像数据的交织等等。

[0020] 在图1所示的实施例中，系统控制器24耦合到旋转子系统32和线性定位子系统34。旋转子系统32使X射线源12、准直仪14和探测器22能够围绕患者18旋转一个或多个转动，例如围绕患者主要在x、y平面中旋转。应当注意，旋转子系统32可包括门架(gantry)，其上设置了相应X射线发射和探测组件。因此，在这种实施例中，系统控制器24可用于操作门架。

[0021] 线性定位子系统34可使患者18、或者更具体来说是支承患者的桌台能够在CT系统10的膛中、例如沿z方向相对于门架的旋转位移。因此，桌台可在门架中线性移动（以连续或

步进方式),以便生成患者18的特定区域的图像。在所示实施例中,系统控制器24经由电动机控制器36来控制旋转子系统32和/或线性定位子系统34的移动。

[0022] 一般来说,系统控制器24命令成像系统10的操作(例如经由上述源12、探测器22和定位系统的操作),以便运行检查协议以及处理所采集数据。例如,系统控制器24经由上述系统和控制器可使支承源12和探测器22的门架围绕感兴趣受检者旋转,使得可在相对于受检者的各种视图得到X射线衰减数据。在当前上下文中,系统控制器24还可包括信号处理电路、用于存储由计算机所运行的程序和例程(例如用于运行本文所述的图像处理 and/或散射校正技术的例程)以及配置参数和图像数据等等的关联存储器电路。

[0023] 在所示实施例中,将系统控制器24所采集和处理的图像信号提供给处理组件30用于图像的重构。处理组件30可以是一个或多个常规微处理器。由数据采集系统28所收集的数据可直接地或者在存储于存储器38之后传送给处理组件30。适合于存储数据的任何类型的存储器可由这种示范系统10来使用。例如,存储器38可包括一个或多个光、磁和/或固态存储器存储结构。此外,存储器38可位于采集系统地点,和/或可包括用于存储数据、处理参数和/或用于以下所述的图像重构和/或散射校正的例程的远程存储装置。

[0024] 处理组件30可配置成经由通常配备有键盘和/或其它输入装置的操作员工作站40从操作员接收命令和扫描参数。操作员可经由操作员工作站40来控制系统10。因此,操作员可观察重构图像和/或另外使用操作员工作站40来操作系统10。例如,耦合到操作员工作站40的显示器42可用于观察重构图像以及控制成像。另外,图像还可由可耦合到操作员工作站40的打印机44来打印。

[0025] 此外,处理组件30和操作员工作站40可耦合到其它输出装置,其中可包括标准或专用计算机监视器及关联处理电路。一个或多个操作员工作站40可进一步链接在系统中,用于输出系统参数、请求检查、查看图像等等。一般来说,系统中提供的显示器、打印机、工作站和类似装置可以是数据采集组件本地的,或者可远离这些组件,例如在机构或医院中的其它位置,在经由诸如因特网、虚拟专用网络等等的一个或多个可配置网络链接到图像采集系统的完全不同的位置。

[0026] 还应当注意,操作员工作站40还可耦合到图片存档和通信系统(PACS)46。PACS 46又可耦合到远程客户端48、放射科信息系统(RIS)、医院信息系统(HIS)或者耦合到内部或外部网络,使得不同位置的其他人可访问原始或经处理的图像数据。

[0027] 虽然前面的讨论分别地处理成像系统10的各种示范组件,但是这些各种组件可设置在共同平台或者互连平台中。例如,处理组件30、存储器38和操作员工作站40可作为配置成按照本公开的方面进行操作的通用或专用计算机或工作站来共同提供。在这类实施例中,通用或专用计算机可作为相对于系统10的数据采集组件的独立组件来提供,或者可在与这类组件共同的平台中提供。同样,系统控制器24可作为这种计算机或工作站的一部分或者作为专用于图像采集的独立系统的一部分来提供。

[0028] 有鉴于典型CT成像系统的以上讨论,将会理解,取决于给定系统的散射抑制需要,所采用的校正算法能够改变。在某些实现中,散射校正可直接地或者使用其中散射轮廓通过跟踪经过容积的射线来计算的第二阶段(second pass)算法来应用于投影的每个。按照本讨论,基于初始图像容积来执行散射校正,其中具有散射射线跟踪,但是消除了散射射线跟踪过程期间的一个积分循环。积分循环的消除可产生计算时间的改进,例如使消耗在散

射校正的计算时间减少到1/100或更少。

[0029] 不像其中近似散射轮廓基于所测量投影的、基于投影的散射校正方式,按照本实施例的准确散射轮廓捕获利用整个图像容积。在这些实施例中,在各视角,来自源的X射线在与容积中的材料进行相互作用时被跟踪。相互作用沿所有可能的方向创建散射X射线。这些射线再次被衰减或散射,从而造成级联散射事件。在X射线CT中,其中仅遇到一个散射相互作用的单个事件说明最严重的图像伪影,因为这种类型的事件包含散射轮廓中的某种级别的高频内容。

[0030] 在用于单个事件的常规跟踪方式中,可执行从源的射线投射。可在射线穿透容积时跟踪原射线(primary ray)衰减。在容积中的给定点的相互作用可使用适当的微分截面来计算。在给定角度的散射射线被跟踪,并且其衰减被计算,直到它退出该容积。然后累计散射射线的强度。这些步骤可用于计算在容积中的给定相互作用点并且散射到给定角度的一个原射线的散射事件。这些步骤可对于所有入射射线、所有相互作用点以及散射射线被散射的方向重复进行。

[0031] 这些常规步骤如图2所示,其中第一原射线80与容积82(例如患者18)在第一表面点84进行相互作用。在第一相互作用点86,第一原射线80沿第一表面点84和第一相互作用点86所限定的线段88、被组成容积82的材料衰减。沿线段88的衰减跟踪是积分过程。在第一相互作用点86,第一初级束80的强度、能量谱、第一相互作用点86处的材料类型和密度以及散射角90确定沿从第一相互作用点86到容积出口点94的线段96的散射射线92强度。第一相互作用点86的最终散射束强度沿线段96再次经过衰减,这是另一个积分过程。

[0032] 转到图3,按照常规处理,如果取与第二原射线102关联的第二相互作用点100,则对于沿线段104的衰减积分重复进行相同积分过程。将会理解,已经针对第一原射线80散射事件计算了沿线段104的积分的部分、沿线段96的衰减。这种常规方式中的积分冗余是自顶向下(从源12到散射或相互作用点)射线跟踪过程固有的,这增加散射捕获的计算时间。虽然沿线段96的冗余积分值能够缓存在计算机存储器中供后来使用,但是自顶向下跟踪策略采用计算资源来将第二相互作用点100与延长线段96进行匹配,以便使用缓存线段96积分数据,从而创建复杂存储器缓冲器和线匹配。

[0033] 本方式采用反向射线跟踪来避免上述积分冗余。在这种反向射线跟踪方式中,射线跟踪在探测器22开始。按照反向射线跟踪算法的一个实现,可采用如图4的流程图120所述的下列步骤。转到图4,初始容积122例如基于感兴趣患者或对象的扫描来重构。在所示实现中,表征初始容积122中的不同材料类型(框124)。

[0034] 例如,在医疗成像上下文中,具有存在或者可存在于人体内部的几种不同类型的材料(例如软组织、骨、空气、造影剂、金属植入物等)。这些材料常常以相对较大容积出现,因而主导整个散射轮廓,而诸如钙的少量其它材料对于最终散射轮廓没有太多影响。因此,在医疗成像上下文中,与给定材料对应的初始容积的体素可基于材料类型或组成来加标签或者与表征给定体素的信息关联。

[0035] 材料表征124能够基于分段算法的输出和/或基于与关联所观测强度或强度差与特定材料的阈值相比较的、所观测强度值或者差(例如所观测的Hounsfield单位(HU)值差)。在表征之后,如上所述,利用所识别材料类型的适当微分截面对体素加标签,包括来自康普顿散射和相干散射的贡献。

[0036] 基于初始图像容积122,生成新的图像容积(即,密度积分容积136)(框132)。密度积分容积136是沿原射线方向的密度积分。在密度积分容积136中,各体素表示从源12直到每个相应体素的密度积分,从而创建初级束衰减图供后续使用。作为举例,并且转到图5和图6,图5示出初始容积122,其中 u_{cal} 是在在谱校准之后的位置 (x, y, z) 170处的表观衰减系数,以及 $d(x, y, z)$ 是作为位置 (x, y, z) 170的强度。实际上, u_{cal} 和 d 之积通过图像重构过程来生成,其中投影数据通过谱校准和归一化为水的HU值来校正。也就是说,用于生成初始容积122的图像重构过程通常指派在各体素(例如在与位置170关联的体素)处的值,该值是相应体素位置处的衰减系数 u_{cal} 和密度 d 之积。

[0037] 但是,转到图6,取而代之密度积分容积136中的体素值是基于与射线穿过材料的距离对应的密度积分值的,该距离例如体素位置170与材料表面入口点172之间的距离(例如在所示示例中从位置172到位置170的 $\sum u_{cal} d(x, y, z)$)。

[0038] 此外,基于从位置170到上游的密度积分值,在位置170的束能量谱 $S_A(E)$ 也通过结合入射束谱 $S_0(E)$ 以及从位置170到位置172的密度积分值来确定,表示为:

$$[0039] \quad (1) \quad S_A(E) = S_0(E) \exp(-u(E) * d(x, y, z))$$

[0040] 其中, $u(E)$ 为给定材料的质量衰减系数。

[0041] 与常规方式(即,散射事件的自顶向下跟踪)相反,某些当前实施例采用自底向顶跟踪方案来提供散射射线的反向射线积分跟踪(即,框140),由此生成散射轮廓144。这种方式的示例如图7所示,图7示出单个射线的反向射线跟踪。

[0042] 从用于散射检测的接收点180开始,计算从容积出口点94到第一相互作用点86(即,对于线段96)的密度积分,并且在第一相互作用点86的散射强度 $V(A)$ 能够表示为:

[0043]

$$\begin{aligned} (2) \quad V(A) &= \exp\left\{-\sum_{C \rightarrow A} d(x, y, z) u_{eff}\right\} * density(A) * K(\theta_1, S(E)) * \exp\left\{-\sum_{A \rightarrow B} d(x, y, z) u_{eff}\right\} \\ &= \exp\left\{-\sum_{C \rightarrow A \rightarrow B} d(x, y, z) u_{eff}\right\} * density(A) * K(\theta_1, S(E)) \end{aligned}$$

[0044] 其中,第一容积出口点94表示为点C,第一相互作用点86表示为点A,以及第一表面点84表示为点B,密度(A)是点A(即,第一相互作用点86)处的密度,以及 $K(\theta_1, S(E))$ 是通过角度 θ_1 和有效束能量 $S(E)$ 所确定的散射微分截面。在医疗X射线CT的能量范围中,微分截面因相干散射的强能量相关性而对 $S(E)$ 敏感。有效衰减系数 $u(E)$ 通过下式来确定:

$$[0045] \quad (3) \quad u_{eff} = f(S_0(E)) \sum_{C \rightarrow A \rightarrow B} d(x, y, z) u_{cal}$$

[0046] 其中,函数 $f()$ 基于已知X射线衰减物理学得出。

[0047] 在得到第一相互作用点86到给定接收点180的散射强度之后,跟踪继续进行到第二相互作用点100。在这个步骤中,仅需要从第一相互作用点86到第二相互作用点100的积分,并且将其累计到从第一容积出口点94到第一相互作用点86的现有积分,以便得到沿线段104的散射信号的衰减,从而消除第二次计算第一容积出口点94到第一相互作用点86之间的积分冗余。这种过程继续进行到投射射线延伸到图像容积、即密度积分容积136外部。

[0048] 在完成沿一个射线跟踪散射强度时,能够同样地跟踪其它射线,如图8所示。在所示例中,新跟踪线200源自同一个接收点180,并且均匀地分布于密度积分容积136,以便完成给定接收点180处的散射强度。通过对各个接收点重复这种过程,可对相应探测器位置来生成散射轮廓144。在一个实现中,由于散射轮廓144的有限带宽,离散接收点能够在接收侧的各个位置处均匀排列,并且后来被插值,以便与探测器像素排列起来用于散射校正。

[0049] 回到图4,在所示例中,示出计算散射抑制核156的附加步骤(框152)。具体来说,在具有沿1D或2D方向排列的防反射光栅的系统中,可作为入射散射X射线(从散射轮廓144确定)对防散射光栅的几何结构148的函数来计算散射抑制核156(框152)。该散射抑制核156可应用于散射轮廓144的计算,以便更新或生成由探测系统所接收的散射轮廓,其从所测量投影中减去供散射校正。

[0050] 本发明的技术效果包括基于初始容积和初始容积的材料类型表征来生成密度积分容积。其它技术效果包括通过跟踪从探测器上的位置到X射线源的散射X射线、即反向跟踪,来生成诸如CT系统的X射线系统的散射轮廓。进一步的技术效果包括基于散射轮廓和散射光栅几何结构来生成散射抑制核。

[0051] 本书面描述使用示例来公开本发明,其中包括最佳模式,并且还使本领域的任何技术人员能够实施本发明,包括制作和使用任何装置或系统以及执行任何结合的方法。本发明的可取得专利的范围由权利要求来限定,并且可包括本领域的技术人员想到的其它示例。如果这类其它示例具有与权利要求书的字面语言的没有不同的结构元件,或者如果它们包括具有与权利要求书的字面语言的非实质差异的等效结构元件,则它们意在落入权利要求书的范围之内。

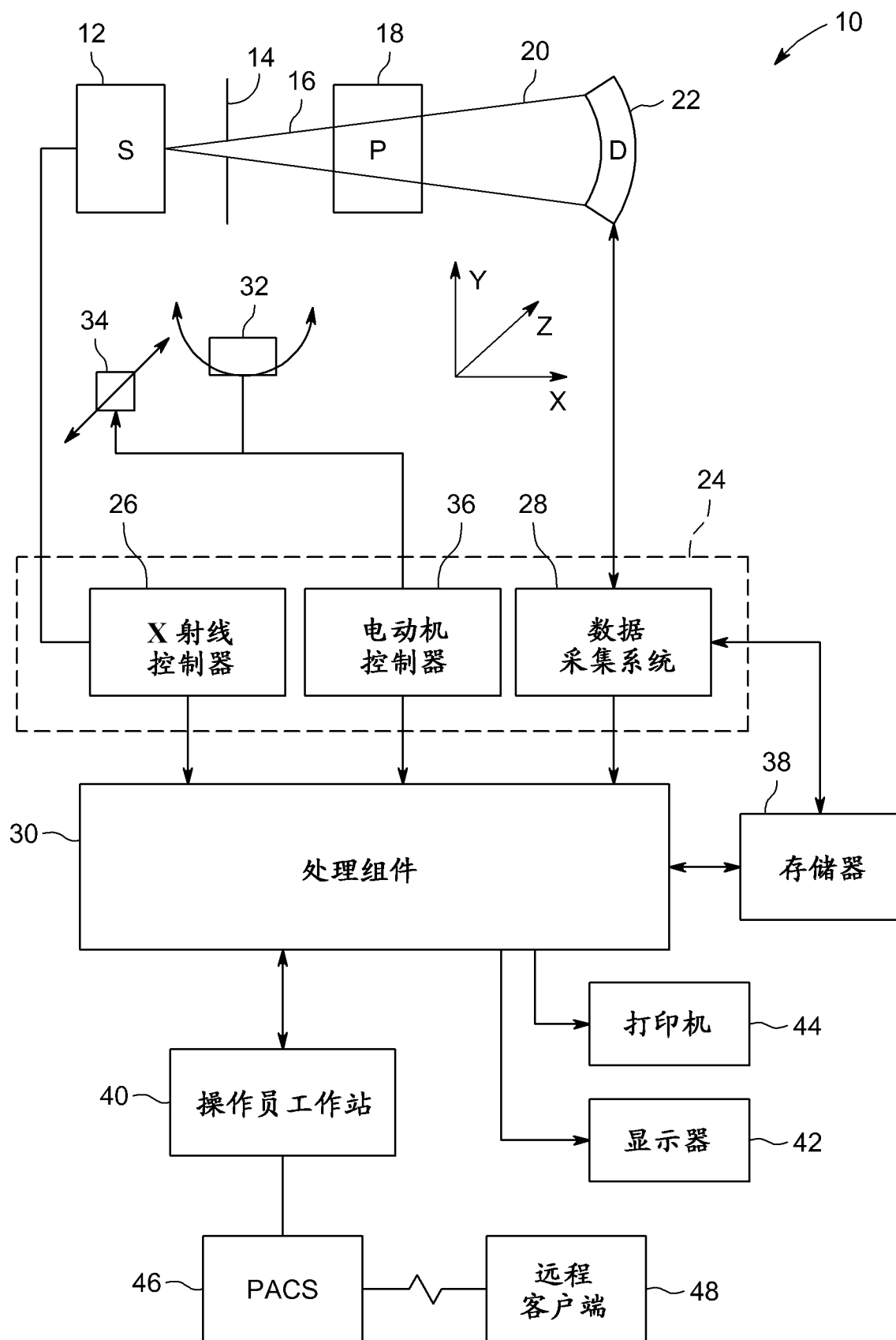
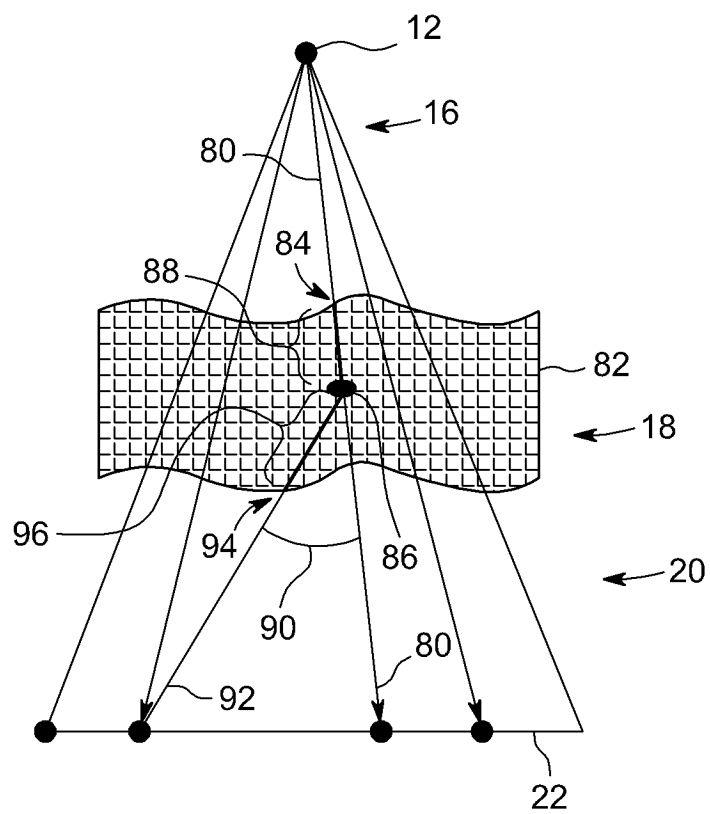
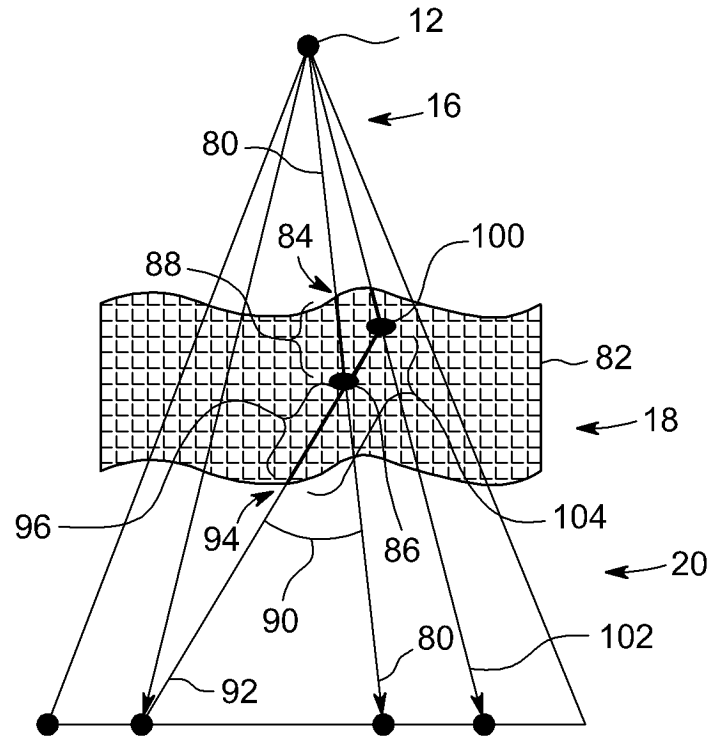


图 1



(现有技术)

图 2



(现有技术)

图 3

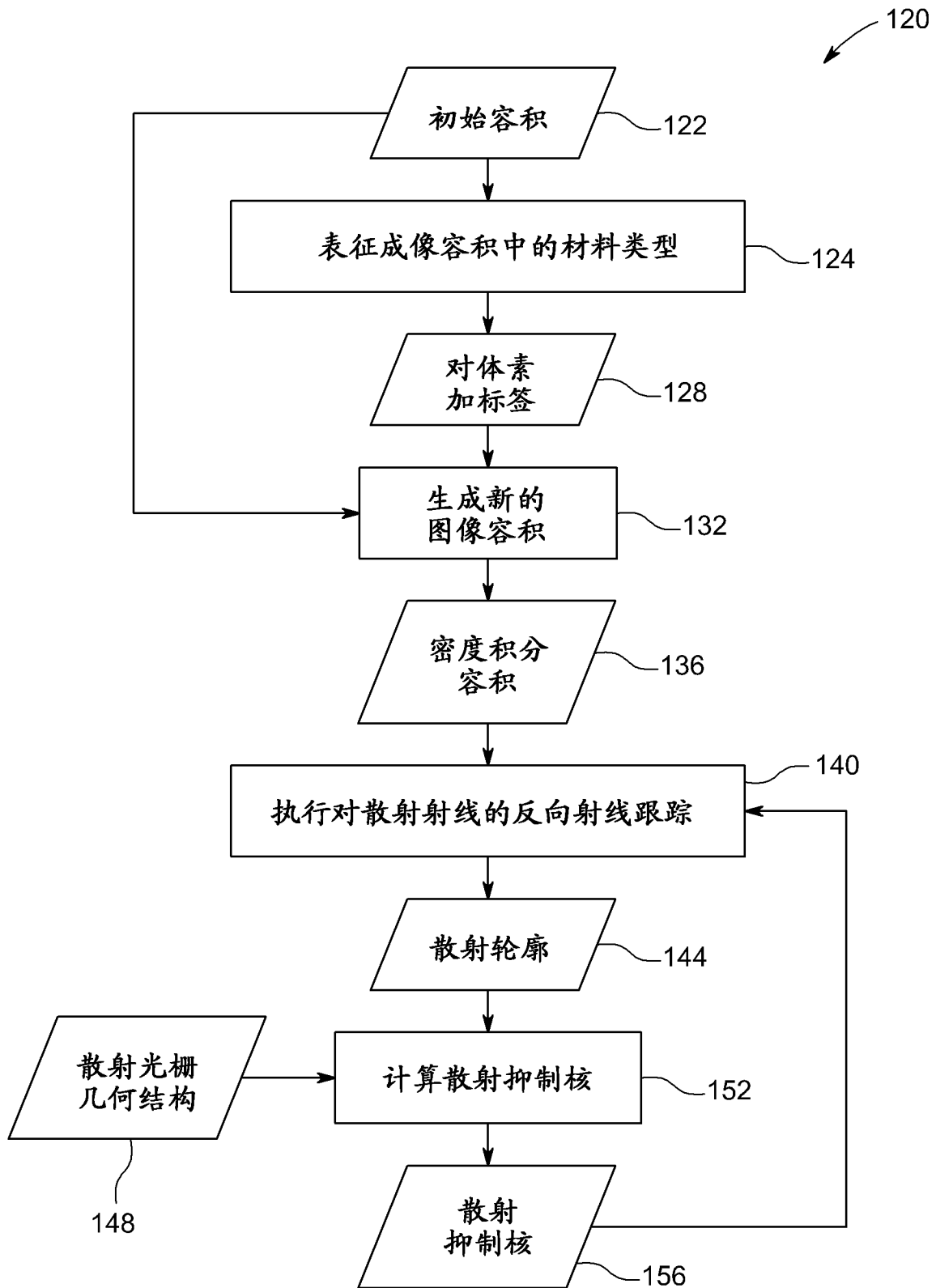


图 4

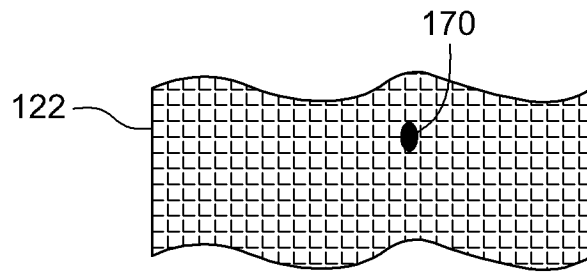


图 5

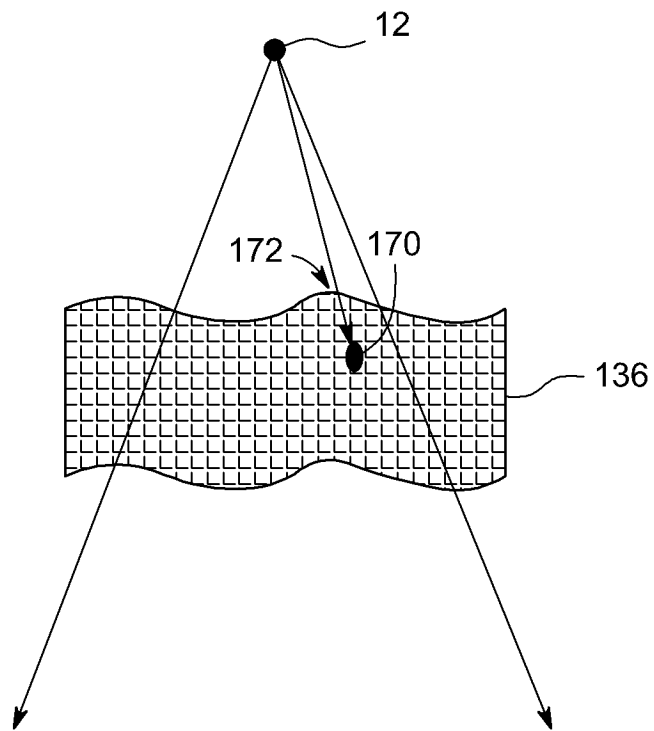


图 6

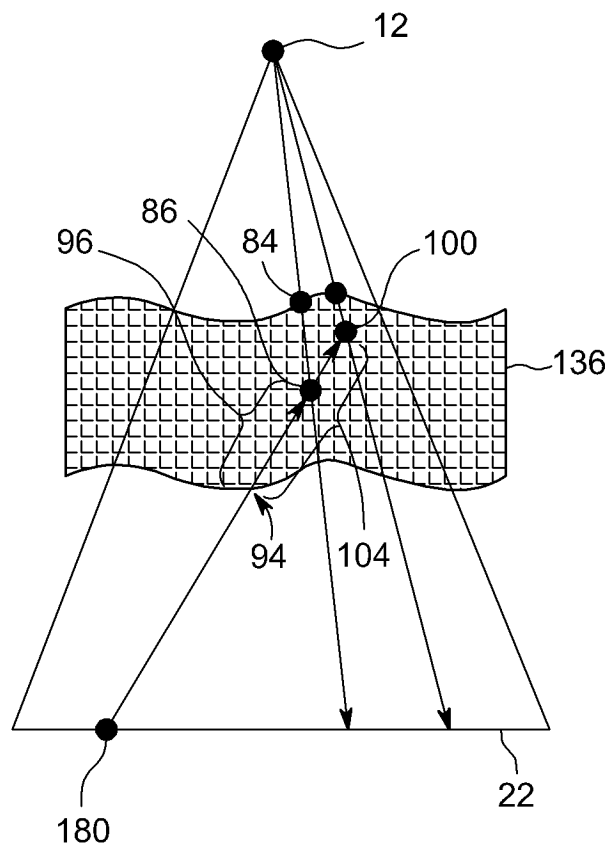


图 7

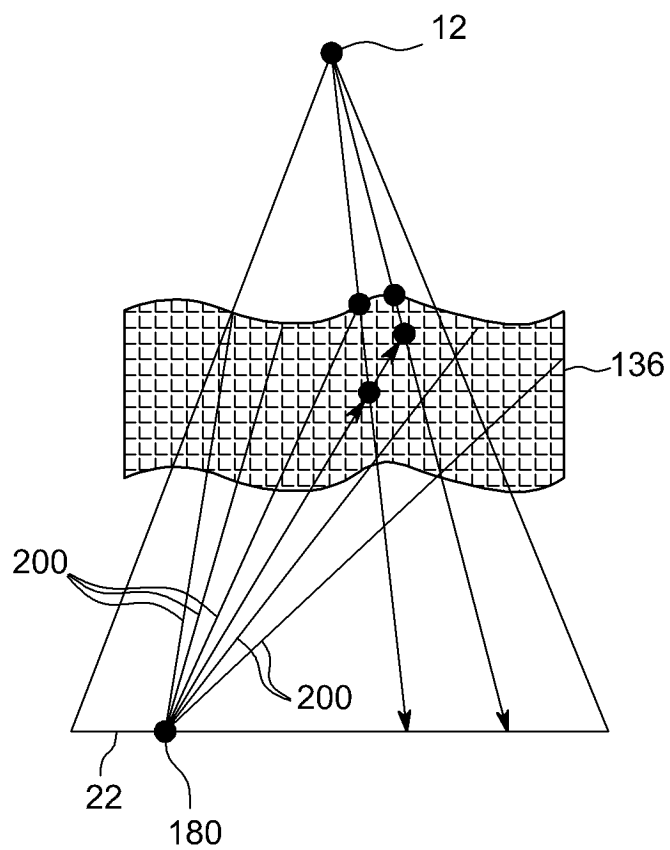


图 8