(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105943069 B
(45)授权公告日 2019.07.12

(21)申请号 201610239910.4

(22)申请日 2010.12.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105943069 A

(43)申请公布日 2016.09.21

(30)优先权数据
12/760862 2010.04.15 US

(62)分案原申请数据
201010625184.2 2010.12.27

(73)专利权人 通用电气公司
地址 美国纽约州

(72)发明人 N.钱德拉 吴小页 T.L.托思 谢强

(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 姜甜

(51)Int.Cl.
A61B 6/03(2006.01)
A61B 6/00(2006.01)

(56)对比文件
US 2009180585 A1,2009.07.16,
JP 2009297442 A,2009.12.24,
CN 1765327 A,2006.05.03,

审查员 陈林杰

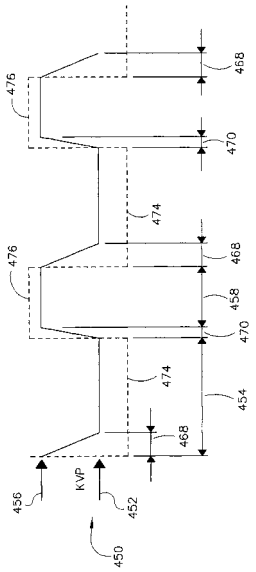
权利要求书1页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

获取多能量CT成像数据的系统及方法

(57)摘要

本发明名称为“获取多能量CT成像数据的系统及方法”。一种CT系统(10),包括:旋转机架(12),具有用于接收要扫描的目标(22)的开口(48),以及控制器(28),配置成:对于第一时间时期(454)应用第一kVp(452),对于第二时间时期(458)应用第二kVp(456),其中第二时间时期(458)不同于第一时间时期(454),在第一时间时期(454)的至少一部分期间获取第一非对称视图数据集(550),在第二时间时期(458)的至少一部分期间获取第二非对称视图数据集(554),以及使用所获取的第一和第二非对称视图数据集(550,554)来生成图像。



CN 105943069 B

1.一种成像方法,所述方法包括:基于发电机的特性来选择上升时间偏移时期;基于所述发电机的特性来选择不同于所述上升时间偏移时期的下降时间偏移时期;在第一时间帧期间并基于所述下降时间偏移时期来触发低kVp数据集的获取;在第二时间帧期间并基于所述上升时间偏移时期来触发高kVp数据集的获取,其中所述第一时间帧是大于所述第二时间帧的时间持续期的时间持续期;并且使用至少所获取的低kVp数据集和所获取的高kVp数据集来生成图像。

2.如权利要求1所述的方法,其中触发所述第一时间帧和所述第二时间帧的获取可单独来控制。

3.如权利要求1所述的方法,包括:在所述第一时间帧期间将第一kVp应用于X-射线源以生成低kVp X-射线;并且在所述第二时间帧期间将第二kVp应用于X-射线源以生成高kVp X-射线。

4.如权利要求1所述的方法,包括:在所述第一时间帧期间仅获得一个视图数据集;并且在所述第二时间帧期间仅获得一个视图数据集。

5.一种非暂时计算机可读存储媒体,具有存储于其上并表示指令集的计算机程序,所述指令集在由计算机执行时引起所述计算机:优化要在第一能量级别获取的成像数据和要在第二能量级别获取的成像数据之间的能量分离,所述优化基于发电机的上升时间特性和下降时间特性;当所述发电机将所述第一能量级别应用于成像源时对于第一时间时期的至少一部分获取成像数据的第一视图;当所述发电机将所述第二能量级别应用于所述成像源时对于第二时间时期的至少一部分获取成像数据的第二视图;并且使用所获取的成像数据的第一视图和所获取的成像数据的第二视图来生成图像。

6.如权利要求5所述的计算机可读存储媒体,其中所述指令引起所述计算机:对于所述第一时间时期经由所述发电机应用第一kVp能量级别;并且对于所述第二时间时期经由所述发电机应用第二kVp能量级别。

7.如权利要求6所述的计算机可读存储媒体,其中所述第一kVp能量级别大约是80kVp,而所述第二kVp能量级别大约是140kVp。

8.如权利要求6所述的计算机可读存储媒体,其中所述第二kVp能量级别大于所述第一kVp能量级别。

9.如权利要求6所述的计算机可读存储媒体,其中所述指令引起所述计算机单独控制应用所述第一kVp能量级别之前的第一时间滞后和应用所述第二kVp能量级别之前的第二时间滞后。

10.如权利要求8所述的计算机可读存储媒体,其中引起所述计算机优化所述能量分离的所述指令引起所述计算机:基于所述发电机的所述上升时间特性来确定上升时间偏移时期;并且基于所述发电机的所述下降时间特性来确定下降时间偏移时期。

11.如权利要求10所述的计算机可读存储媒体,其中所述上升时间偏移时期和所述下降时间偏移时期被确定为互不相同。

12.如权利要求10所述的计算机可读存储媒体,其中所述指令引起所述计算机:基于所确定的下降时间偏移时期来获取成像数据的所述第一视图;并且基于所确定的上升时间偏移时期来获取成像数据的所述第二视图。

获取多能量CT成像数据的系统及方法

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请是2009年12月11日提交的美国专利申请序号12/635901的部分继续(continuation-in-part),并要求对其的优先权,其公开合并到本文中。

技术领域

[0003] 本发明的实施例一般涉及诊断成像,并且更具体地涉及改善多能量CT成像应用中噪声的设备及方法。

背景技术

[0004] 通常,在计算X射线断层摄影(CT)成像系统中,X-射线源朝着对象或目标(例如患者或者一件行李)发射扇形或圆锥形束。在下文中,术语"对象"和"目标"将包括能够成像的任何事物。束在通过对象衰减后,撞击至辐射检测器的阵列上。在检测器阵列所接收的衰减的束辐射的强度通常取决于由对象引起的X-射线束的衰减。检测器阵列的每个检测器元件产生单独的电信号,其指示每个检测器元件接收的衰减束。所述电信号被传送至数据处理系统以用于分析,其最终产生图像。

[0005] 通常,X-射线源和检测器阵列围绕成像平面内的机架(gantry)以及围绕对象来旋转。X-射线源通常包括X-射线管,其在焦点处发射X-射线束。X-射线检测器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。然后,将光电二极管的输出传送至数据处理系统以用于图像重构。

[0006] CT成像系统可包括能量敏感的(ES)、多能量(ME)、和/或双能量(DE)CT成像系统(其可被称为ESCT、MECT、和/或DECT成像系统),以便获取数据用于材料分解或有效Z或单色图像估计。ESCT/MECT/DECT提供能量区别。例如,在无目标散射的情况下,系统基于来自谱的光子能量的两个相对区(入射X-射线谱的低能量部分和高能量部分)的信号而推导在不同能量的材料衰减。在与医疗CT有关的给定能量区中,两个物理过程支配X-射线衰减:(1)康普顿散射和(2)光电效应。这两个过程对于光子能量敏感,并且因此每个原子元素具有独特的能量敏感衰减特征(signature)。因此,从两个能量区检测的信号提供足够的信息以解析正在成像的材料的能量依赖性。而且,从两个能量区检测的信号提供足够的信息以确定在康普顿散射和光电效应方面的材料衰减系数。备选的是,材料衰减可表达为由两种假定材料组成的目标的相对组成,或扫描的目标内的密度和有效原子序数。如本领域中理解的,使用基本的数学改变,能量敏感衰减能根据两个基本材料、密度、有效Z数来表达,或表达为具有不同KeV的两个单色表示。

[0007] 此类系统可使用直接的转换检测器材料来替代闪烁体。在一示例中,ESCT、MECT和/或DECT成像系统之一配置成响应不同的X-射线谱。可使用能量敏感检测器,使得到达检

测器的每个X-射线光子与其光子能量一起被记录。一种获取投影数据以用于材料分解的技术包括使用能量敏感检测器，例如CZT或其他直接转换材料，具有电像素化结构(electronically pixelated structure)或附连到其的阳极。然而，此类系统通常包括操作的附加费用和复杂性，以便分开及区别每个接收的X-射线光子的能量含量。

[0008] 在一备选中，常规的基于闪烁体的第三代CT系统可用于提供能量敏感测量。此类系统可依次在X-射线管的不同峰值千伏特(kVp)操作级别来获取投影，其改变入射光子的能量的谱和峰值，包括发射的X-射线束。用两种不同能量谱的扫描的原则目的是获得诊断的CT图像，其通过在不同多色能量状态利用两种扫描来增强图像内的信息(对比度分离、材料特异性等)。

[0009] 已提出了一种技术来实现能量敏感扫描，包括在例如80kVp和140kVp获取两个扫描。这两个扫描可用以下方式来获得：(1)在时间中依次背靠背地获得，其中扫描要求机架围绕对象的两次旋转，两次旋转可能分隔数百毫秒至几秒，(2)作为旋转角度的函数来交错，要求围绕对象的一次旋转，或(3)使用双管/双检测器系统，其中管/检测器分隔～90度安装(作为示例)。

[0010] 高频、低电容发电机已使得有可能在交替视图和交错数据集上切换高频电磁能量投影源的kVp电位。结果，用于两个能量敏感扫描的数据可在时间交错的模式中获得，而不是用使得分隔数秒的单独扫描或用双管/双检测器系统。为了改善对比度以及降低或消除束硬化伪影，期望增加高和低kVp扫描之间的能量分离。能量分离可通过增加高kVp扫描中的能量来增加。然而，由于在高电压的系统稳定性，高kVp扫描可能受到限制。

[0011] 备选的是，能量分离可通过减少低kVp扫描中的能量来增加。然而，X-射线衰减可能对于低kVp投影出现而达到以下程度：系统噪声可能淹没接收的信号，而且X-射线衰减通常随着成像目标的大小增加而增加。正如可能在常规单个kVp成像中经历的，一些目标的成像例如在高达120kVp处能导致投影数据被污染，因为检测的信号变得如此之弱，以至于它们被其他干扰信号(例如电子系统噪声和散射的X-射线噪声)淹没掉。这能导致减少的信噪比(SNR)。因此，差的SNR可能是由电子噪声引起的，其可通过例如增加低和高kVp扫描之间的能量分离而缓和到一定程度。

[0012] 然而，存在一种限制，低于它可能不利于获得低kVp数据。可确定低信号阈值，低于该阈值信号可能被损坏。低信号阈值可基于例如与成像系统有关的几何因素和其他成像参数。通常，低信号阈值被确定并用于确立低kVP能量级别。

[0013] 因此，SNR和其他成像特性可通过增加高和低kVp扫描之间的能量分离来改进。然而，虽然通过指导发电机应用更大的高kVp能量和应用更小的低kVp能量可以增加能量分离，但总的益处可能由于高kVp端上的高电压稳定性问题和由于低kVp端上的电子和其他噪声而受到限制。因此，需要减少多能量成像应用中的噪声。

[0014] 因此，具有获得其中具有降低噪声的多能量成像数据的系统和方法将是合乎需要的。

发明内容

[0015] 本发明的实施例针对用于获得其中具有降低噪声的成像数据的方法和设备。

[0016] 根据本发明的一方面，一种CT系统包括具有用于接收要扫描的目标的开口的可旋

转机架和控制器，控制器配置成对于第一时间时期应用第一kVp，对于第二时间时期应用第二kVp，其中第二时间时期不同于第一时间时期，在第一时间时期的至少一部分期间获取第一非对称视图数据集，在第二时间时期的至少一部分期间获取第二非对称视图数据集，以及使用所获取的第一和第二非对称视图数据集来生成图像。

[0017] 根据本发明的另一方面，一种成像的方法包括基于发电机的特性来选择上升时间偏移时期，基于发电机的特性来选择不同于上升时间偏移时期的下降时间偏移时期，在第一时间帧期间并基于下降时间偏移时期来触发低kVp数据集的获取，在第二时间帧期间并基于上升时间偏移时期来触发高kVp数据集的获取，其中第一时间帧是大于第二时间帧的时间持续期的时间持续期，并且使用至少所获取的低kVp数据集和所获取的高kVp数据集来生成图像。

[0018] 根据本发明的又一方面，一种计算机可读存储媒体具有存储于其上并表示指令集的计算机程序，所述指令集在由计算机执行时引起所述计算机优化要在第一能量级别获取的成像数据和要在第二能量级别获取的成像数据之间的能量分离(该优化基于发电机的上升时间特性和下降时间特性)，当发电机将第一能量级别应用于成像源时对于第一时间时期的至少一部分获取成像数据的第一视图，当发电机将第二能量级别应用于成像源时对于第二时间时期的至少一部分获取成像数据的第二视图，并且使用所获取的成像数据的第一视图和所获取的成像数据的第二视图来生成图像。

[0019] 从连同附图提供的本发明的优选实施例的以下详细描述，这些和其他优势及特征将变得更容易理解。

附图说明

[0020] 图1是CT成像系统的绘图。

[0021] 图2是图1中所示的系统的框示意图。

[0022] 图3是CT系统检测器阵列的一个实施例的透视图。

[0023] 图4是检测器的一个实施例的透视图。

[0024] 图5是根据本发明一实施例的用于调节低kVp数据的流程图。

[0025] 图6是根据本发明一实施例的用于调节低kVp数据的流程图。

[0026] 图7是根据本发明一实施例的用于确定局部区域投影缩放的流程图。

[0027] 图8是根据本发明一实施例的获得低kVp和高kVp投影数据的图示。

[0028] 图9是根据本发明一实施例的用于与无创包裹检查系统一起使用的CT系统的绘图。

[0029] 图10是非对称采样间隔和对应的对称采样间隔的图示。

[0030] 图11是非对称采样间隔和对应的对称采样间隔的图示。

[0031] 图12是具有与其关联的相应滞后或偏移时期的高和低kVp结合(integration)时期的图形图示。

具体实施方式

[0032] 诊断装置包括X-射线系统、磁共振(MR)系统、超声系统、计算X射线断层摄影(CT)系统、正电子发射X射线断层摄影(PET)系统、超声、核医疗和其他类型的成像系统。X-射线

源的应用包括成像、医疗、安全、以及工业检查应用。然而，本领域技术人员将领会，实现可适用于与单层(single-slice)或其他多层(multi-slice)配置一起使用。而且，实现可用于X-射线的检测和转换。然而，本领域技术人员将进一步领会，实现可用于其他高频电磁能量的检测及转换。实现可用于“第三代”CT扫描仪和/或其他CT系统。

[0033] 本发明的操作环境相对于64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，本发明可同样适用于与其他多层配置一起使用，以及与具有在操作期间移动或“抖动”焦点的能力的系统一起使用。而且，本发明将相对于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，本发明可同样适用于其他高频电磁能量的检测及转换。本发明将相对于“第三代”CT扫描仪来描述，但同样可适用于其他CT系统。

[0034] 公开一种双能量CT系统及方法。本发明的实施例支持获取解剖细节以及组织特性信息以用于医疗CT，以及用于行李中的组件。能量区别信息或数据可用于降低束硬化和诸如此类的效应。该系统支持组织区别数据的获取，并因此提供指示疾病或其他病理的诊断信息。该检测器还能用于通过使用最佳能量加权来提升碘和钙(以及其他的高原子或材料)的对比度，从而检测、测量、以及表征可注射到对象中的材料，例如造影剂和其他专门的材料。造影剂能够例如包括注射到血流中以用于更好的可视化的碘。对于行李扫描，由能量敏感CT原理生成的有效原子序数允许降低图像伪影，例如束硬化，以及提供附加的区别信息以用于误报警的降低。

[0035] 参考图1和2，计算X射线断层摄影(CT)成像系统10示出为包括机架12，其表示“第三代”CT扫描仪。机架12具有X-射线源14，其朝着检测器组装件18投射X-射线16的束，检测器组装件18包括机架12相对侧上的准直器。在本发明的实施例中，X-射线源14包括静止靶或旋转靶。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，而DAS32将该数据转换为数字信号以用于随后的处理。每个检测器20产生模拟电信号，所述模拟电信号表示撞击X-射线束的强度并因此表示当其穿过患者22时的衰减束的强度。在获取X-射线投影数据的扫描期间，机架12和其上安装的组件围绕旋转中心24旋转。

[0036] 机架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和将电力和时序信号提供到X-射线源14的发电机29以及控制机架12的旋转速度和位置的机架电机控制器30。图像重构器34接收来自DAS 32的采样和数字化的X-射线数据，并执行高速重构。重构的图像以及本文描述的实施例用作对于计算机36的输入，计算机36将图像存储在海量存储装置38中，其可包括计算机RAM、盘和诸如此类。

[0037] 计算机36还经控制台40接收来自操作者的命令和扫描参数，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DAS 32、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14，其控制机动化的台46以放置患者22和机架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。

[0038] 系统10可在单极或双极模式中操作。在单极操作中，阳极接地且负电位应用于阴极，或者阴极接地且正电位应用于阳极。相反地，在双极操作中，应用的电位在阳极和阴极之间划分。在任一情况(单极或双极)下，电位被应用于阳极和阴极之间，并且使从阴极发射

的电子加速(经由电位向阳极)。当例如在阴极和阳极之间保持-140kV电压差并且管是双极设计时,阴极可保持在例如-70kV,并且阳极可保持在+70kV。相反地,对于阴极和阳极之间具有同样的-140kV偏离的单极设计,阴极因此保持在-140kV的此较高电位,而阳极接地,并且因此保持在大约0kV。因此,阳极操作为与管内阴极具有净140kV差。

[0039] 如图3中所示,检测器组装件18包括具有准直片或准直板19置于其间的轨道17。放置板19以在X-射线束撞击在例如位于检测器组装件18上的图4的检测器20上之前使X-射线16准直。在一个实施例中,检测器组装件18包括57个检测器20,例如将示出的,每个检测器20具有64×16个像素元件50的阵列大小。结果,检测器组装件18具有64排和912列(16×57个检测器),其允许在机架12每次旋转时收集64个同时层的数据。

[0040] 参考图4,检测器20包括DAS 32,每个检测器20包括布置在包装51中的多个检测器元件50。检测器20包括相对检测器元件50而放置在包装51内的销52。包装51位于具有多个二极管59的背后照亮的二极管阵列53之上。背后照亮的二极管阵列53又位于多层衬底54上。间隔物55位于多层衬底54之上。检测器元件50光耦合到背后照亮的二极管阵列53,而背后照亮的二极管阵列53又电耦合到多层衬底54。柔性电路56附连到多层衬底54的正面57和DAS 32。通过使用销52将检测器20放置在检测器组装件18内。

[0041] 在一个实施例的操作中,检测器元件50内的X-射线撞击生成越过包装51的光子,从而生成模拟信号,所述信号在背后照亮的二极管阵列53内的二极管上检测到。生成的模拟信号经过多层衬底54、经过柔性电路56、运送到达DAS 32,在其中将模拟信号转换为数字信号。

[0042] 以下讨论涉及本发明的一实施例,其包括来自单个能源的高和低kVp投影数据集,所述单个能源具有单个检测器和单个控制器。然而,要理解,本发明同样可用于包括但不限于具有两个更多源以及两个或多个检测器的广范围的系统。在此类系统中,单个控制器可用于控制多个源和检测器,或可使用多个控制器。

[0043] 此外,以下讨论涉及获得低kVp和高kVp投影数据,以及使用高kVp投影数据来校正低kVp投影数据,如将进一步描述的。然而,要理解,本发明通常可应用于通过使用在另一个kVp获得的数据来校正在一个kVp获得的数据。例如,在以下讨论中,假定低kVp数据相比高kVp数据包括更高级别的噪声(或更差的统计),这能导致图像伪影,并且因此高kVp数据用于校正低kVp数据。但是,例如在低kVp投影数据中相比获得的高kVp投影数据获得更低的噪声或更好的统计的情况中,也可同样应用本发明,并且该示例中的低kVp投影数据的高频分量或来自其的统计能同样用于针对高kVp投影数据中的高噪声和/或差统计来进行校正。

[0044] 参考图5,示出用于获取和缓和低kVp CT成像数据的技术200。技术200包括根据本发明的实施例在步骤202获取高和低kVp投影数据或数据集,使用例如图2的发电机29来激励源14,以及在步骤204确定是否应用低kVp信号缓和或校正步骤。在步骤204的确定可客观地基于低信号阈值(LST)、系统特性、图像获取设置和诸如此类。备选的是,步骤204处的确定可主观地基于用户观察,例如在最终图像中观察到拖尾(streaking)或其他伪影时。

[0045] 如果无缓和或校正步骤要应用(206),则使用在步骤202获取的高和低kVp投影数据在步骤208生成最终图像。然而,如果要应用缓和或校正(210),则在步骤212使用来自高kVp投影数据的高频数据来缓和低kVp投影数据,如将在图6中进一步示出的。根据双能量图像重构的已知方法,在步骤214使用获取的高kVp投影数据和调节的低kVp投影数据来生成

双能量图像。

[0046] 根据本发明的实施例，一旦在图5的步骤210已确定缓和低kVp数据，则从高kVp投影提取高频分辨率模式并且将其添加到获取的低kVp投影。根据一个实施例，如图6中所示，通过使用相邻的高kVp投影数据来增强或缓和低kVp信号分辨率。在这个实施例中，低kVp投影的通道(channel)针对LST来评估，并且如果一个或多个通道低于LST，则组合相邻的高kVp投影并从其提取高频分量。在一个实施例中，LST定义为其中低信号损坏开始的点，并且可相对基础模型(phantom)和基于操作状况而在经验上确定。例如，LST可基于一个或多个参数来确定，例如每次旋转的视图数量、焦点抖动、机架旋转周期、几何效率、组件几何结构(即，源、检测器等)、检测器光输出、DAS效率、DAS电子噪声、kVp、mA或诸如此类。

[0047] 因此，图6表示用于低kVp数据缓和的循环300，其在步骤302开始，其中为可能的缓和而识别低kVp投影。在步骤304，针对LST对识别的低kVp投影的通道进行评估。如果不低于LST(306)，则在步骤308进行关于是否应该评估更多低kVp数据集的询问。如果是(310)，则在步骤312考虑下一个低kVp投影数据集。然而，如果已评估所有的低kVp投影且没有剩下的要考虑(314)，则在步骤316使用高kVp数据和缓和的低kVp数据来重构图像，如关于图5在步骤214讨论的。

[0048] 可缓和低kVp数据，如图6中进一步示出的。因此，根据本发明的一实施例，当针对LST来评估低kVp投影数据时，如所述的，如果低kVp数据集的一个或多个通道低于LST(318)，则使用从高kVp投影数据H(n)提取的高频数据来校正低kVp投影数据集。

[0049] 因此，根据本实施例，在步骤320确定H(n-1)和H(n+1)，其邻近于要缓和的低kVp投影数据L(n)。在步骤322使用下式来确定平均或加权平均的高kVp投影$H_a(n)$：

[0050] $H_a(n) = (H(n-1)+H(n+1))/2$;等式1

[0051] 在步骤324使用平均或加权平均的高kVp投影$H_a(n)$来确定缩放的高kVp投影$H_S(n)$：

[0052] $H_s(n) = (1-H_a(n))*Sf(n)+1$;等式2

[0053] 本发明应用于数据的平均，无论是该平均是简单平均或通过加权的平均。平均通常包括数据的简单平均，而加权平均包括用不等的加权来平均数据，如本领域中所理解的。换言之，如本领域中所理解的，一些数据可多于其他数据来加权。然而无论如何，加权和非加权平均这两者都包括在本发明的实施例内，并且在涉及任何类型的平均时都涵盖。

[0054] 根据本发明的实施例，缩放因子Sf(n)可由多种方法确定，并将在下文中进一步说明。在步骤326，通过从缩放的高kVp投影$H_S(n)$滤除高频分量而形成过滤的高kVp投影$H_{sm}(n)$。在步骤328，通过从$H_S(n)$减去过滤的高kVp投影$H_{sm}(n)$而从缩放的高kVp投影$H_S(n)$提取高频，从而形成高频投影$H_\delta(n)$：

[0055] $H_\delta(n) = H_s(n) - H_{sm}(n)$;等式3

[0056] 在步骤330，通过从低kVp投影数据L(n)滤除高频分量而形成过滤的或基本的低kVp投影数据$L_m(n)$。一旦经过过滤，在步骤332，将高频数据$H_\delta(n)$添加到过滤的低kVp投影$L_m(n)$以形成用于重构的低kVp投影$L_R(n)$：

[0057] $L_R(n) = L_m(n) + H_\delta(n)$;等式4

[0058] 缩放因子Sf(n)可通过多种方法来确定。根据一个实施例，通过使用均值低kVp投影$L_M(n)$(如从低kVp投影L(n)所确定的)和平均或加权平均的高kVp投影$H_a(n)$(如上确定的)这两者来确定平均或加权平均的缩放因子Sf(n)：

[0059] $$Sf(n)=\frac{\sum 1-L_M(n)}{\sum 1-H_a(a)};\quad \text{等式 } 5$$

[0060] 根据另一个实施例，缩放因子Sf(n)在局部仓(local bin)或子区域上确定。根据这个实施例，确定缩放因子Sf(n)的方法包括计算用于通道仓(channel bin)的区域(例如75宽)的局部缩放因子，并创建通道相关的缩放因子矢量和对该缩放因子矢量进行低通过滤(例如具有150点宽的汉宁核)。该示例基于71通道单维低通信号校正滤波器。因此，参考图7，在步骤400确定用于通道仓的区域的局部区域缩放因子Sf_r，在步骤402根据每个子区域仓内的$Sf_r(j,n)$来创建具有恒定值的通道相关的缩放因子，并且在步骤404使用例如50点汉宁核对缩放因子进行低通过滤。

[0061] 为了进一步最小化或缓和低kVp CT成像数据中低信号的效应，高和低kVp投影数据可在这样一种方式中获得，即该方式可使用常规或已知的低信号缓和方案或通过使用例如上面图5中所示的方案来降低对缓和获取的数据的需要。根据一个方法，高和低kVp投影数据可在非对称采样间隔中获取，使得低kVp结合时期大于高kVp结合时期。因此，参考图8，发电机(例如图1和2的发电机29)可配置成输出低和高kVp 450。低kVp 452对于第一时期454输出，而高kVp 456对于第二时期458输出。如所示的，第一时期454对于大于第二时间时期458的时间时期而发生。由于系统的电容和其他已知效应，实际的或获取的kVp输出包括结果的下降时间468和上升时间470。

[0062] 对应地，低和高kVp结合包括低kVp结合时期474和高kVp结合时期476，导致其以连同从低kVp转变到高kVp来触发，反之亦然。因此，低kVp信号的结合对于大于高kVp信号的结合时间时期的时间时期而发生。这允许每样本捕获及结合更多的X-射线光子，从而增加例如电子噪声之上的期望检测信号。在一个实施例中，可通过非对称地组合固定触发间隔来实现改进。在一个示例中，数据可在例如处于低kVp的三个固定样本间隔期间以及随后依次在处于高kVp的两个固定样本间隔期间依次及对称地获取。但是，视图添加或对称方案中的采样有效地增加了噪声本底。因此，根据本发明的实施例，低和高kVp结合时期474、476包括非对称获取的数据，如将讨论的。要理解，信号和成本优化可通过组合实施例以及相应地评估折衷来实现。作为一个示例，总的低kVp结合可对于超过高kVp结合的时期来设置，但这样可包括对称获取的数据，如下面将讨论的。因此，在低kVp的扩展结合的噪声益处可由于对称获得此类数据而在一定程度上抵消。

[0063] 因此，当获取的数据具有非对称的时间间隔或具有多个/顺序的低kVp射击(shot)以及随后的多个/顺序的高kVp射击时，本发明的实施例包括对获取的投影数据进行加权以考虑到机架的对应位置，如本领域中所理解的。例如，当在步骤320确定相邻高kVp投影数据、并且随后如相对上述等式1所描述的来平均获取的数据时，则等式1可通过对相邻高kVp投影H(n-1)和H(n+1)进行加权来适当地修改，以考虑到获取的数据的非对称性。此外，本领域技术人员将认识到，多个相邻的高kVp投影可用于在步骤322获得平均或加权平均的高kVp投影$H_a(n)$。

[0064] 而能独立使用或连同本文公开的任何方法和技术一起使用的另一种方法是通过减少投影的数量来增加低kVp结合间隔。这能在针对方位角分辨率损失和视图混叠进行考虑和优化时进行。

[0065] 此外，有可能从定位(scout)数据确定何时可能损害投影。在一个实施例中，正交扫描投影数据是对于横向和前-后(AP)定位扫描而获取的。在考虑到蝶形衰减之后，对于每次旋转覆盖的每个Z宽度，视图平均可获得并分成中心和边缘区。将投影测量(PM)(对于水标准化的所述衰减)与低信号阈值(LST)进行比较，LST是扫描仪的操作状况的函数。在本发明的实施例中，患者衰减和LST能直接按照预先记录的信号强度或通过使用后记录的PM和LST来表明。因此，使用横向和AP定位扫描，能针对相应的横向和AP视图来确定LST-PM，而如果LST-PM小于设置的限制，则可使用对应截面(section)或视图中降低的视图速率。

[0066] 在上述讨论中，应理解，“低kVp”数据是一般术语，用于描述在双能量获取期间具有更差统计的投影数据集。例如，在双管-检测器配置(作为一示例，两组管-检测器对，以大约90度角偏置)中，附加的过滤能应用到高kVp管-检测器(例如，用于140kVp设置的附加Sn滤波器)和对其他管-检测器对的增加的低kVp(例如，从80kVp增加到100kVp)。然而，如所述的，具有更低kVp设置(100kVp)的数据集相比更高kVp设置(140kVp)具有更低的噪声是可能的。在这种情况下，上面概述的校正方法应用于更高kVp设置(140kVp)，而不是更低kVp设置(100kVp)。

[0067] 还应理解，上面概述的过程(“低kVp”数据的低通过滤以及高通过滤的“高kVp”数据的添加)是用于说明的目的，以展示利用“高kVp”信息对于“低kVp”缺陷进行校正。然而，根据本发明，其他方法能用于对此类缺陷进行校正。例如，对于显示出明显噪声的“低kVp”通道，我们能将对应的“高kVp”通道拟合(fit)到“低kVp”通道以获得错误的“低kVp”通道的估计。更具体地说，如果“低kVp”通道的通道k没有通过阈值测试，则从“高kVp”数据的k-n到k+n的邻近通道可用于执行从k-n到k+n的“低kVp”数据的多项式拟合，从而获得具有拟合的“高kVp”通道k的“低kVp”通道k的估计。

[0068] 还应理解，过滤参数(例如，图6中所描述的高通和低通)能根据测量的投影数据而动态改变。

[0069] 现在参考图9，包裹/行李检查系统510包括其中具有开口514的可旋转机架512，包裹或行李件可通过开口。可旋转机架512安置高频电磁能源516以及检测器组装件518，检测器组装件518具有由闪烁体单元组成的闪烁体阵列，类似于图4中示出的检测器。还提供传送装置系统520，其包括由结构524支撑的传送带522，以使包裹或行李件526自动及连续地通过开口514进行扫描。在受控和连续的方式中，通过传送带522使目标526通过开口514馈送，然后获取成像数据，并且传送带522从开口514去除包裹526。结果，邮政检查员、行李处理者、以及其他安全人员可以针对爆炸物、刀具、枪支、违禁品等无创地检查包裹526的内容。

[0070] 如所讨论的，多能量数据可在对称或非对称采样间隔期间获取。通常，视图数据可对称获取且组合以生成在给定kVp的成像数据。例如，结合时期可分成三个对称的窗口(图10)或两个对称的窗口(图11)(作为示例)。然而，当将此类对称获得的数据视图组合时，电子噪声(En)成比例地混合到正在组合的视图数据集的数量的平方根：

[0071] $$Noise \propto \sqrt{\#views * En}\,; \qquad \text{等式 7}$$

[0072] 换言之，在一个示例中，如果结合时期包括三个视图数据集的组合，则该结合时期期间的电子噪声通过因子$\sqrt{3}$来混合，该因子大约等于1.7。类似地，在另一个示例中，如果

任何结合时期包括两个视图数据集的组合，则该结合时期期间的电子噪声可通过因子$\sqrt{2}$来混合，该因子大约是1.4。对称间隔将相对图10和11来描述和示出。

[0073] 现在参考图10和11，示出包括对称和非对称两者的采样间隔。在图10中所示的第一示例中，结合时期550是用于图像数据结合的时期，其可对应于例如图8的低kVp结合时期474或高kVp结合时期476。如所述的，对于具有电子噪声En和三个对称视图数据集的结合时期，总电子噪声N因此大约是该电子噪声的1.7倍或大约是1.7×En。相反地，仍参考图10，根据本发明的实施例，图像数据可非对称地获取。即，单组视图数据可在结合时期550期间获得或采样。备选的是，数据可在对称布置中采样或结合。在对称布置中，视图数据可在三个不同且对称的视图窗口522期间获取。每组视图数据包括对应级别的电子噪声En。

[0074] 在图11中的第二示例中，结合时期554可对应于如图8中所示的低kVp结合时期474或高kVp结合时期476。如所述的，对于具有电子噪声En和两个对称视图数据集的结合时期，总电子噪声N因此大约是该电子噪声的1.4倍，因此大约等于1.4×En。相反地，仍参考图11，根据本发明的实施例，图像数据可非对称地获取。即，单组视图数据可在低kVp结合时期期间获得或采样，所述低kVp结合时期可对应于例如图8的低kVp结合时期474或高kVp结合时期476。结合时期554可在对称布置或非对称布置中结合，它们两个都示出以用于讨论目的。在对称布置中，视图数据可在两个不同视图窗口556期间获取。每个视图数据集包括对应级别的电子噪声En。

[0075] 由于非对称获取对应每个结合时期期间所获取的单组视图数据，所以不存在如相对图10和11讨论的对称说明中所描述的电子噪声的混合效应。因此，根据本发明的一个实施例，单组视图数据可通过结合用于每个相应低kVp和高kVp时期的成像信号而非对称地获取。由于低kVp结合时期期间噪声的效应通常具有更大的显著性(即，作为电子噪声的结果，SNR可能在低kVp相比在高kVp受更多损害)，因此本发明的实施例可包括在例如高kVp结合时期期间对称获取数据以及在低kVp结合时期期间非对称地获取数据。

[0076] 如本领域中理解的，当获得CT数据时，更长的结合时期可能在一定程度上影响图像分辨率。然而，在一些成像应用中，当考虑对抗图像噪声时，图像分辨率可扮演辅助角色。因此，要理解，非对称结合间隔可通过在图像噪声和图像分辨率之间进行优化来选择。在一个示例中，例如，低kVp信号的范围可比高kVp信号小3-8倍，因此低kVp结合时期可比高kVp结合时期大3-8倍。

[0077] 此外，要理解，结合间隔通常包括下降时间和上升时间期间的结合，例如相对图8所讨论的下降时间468和上升时间470。例如，低kVp结合时期474包括下降时间468，而高kVp结合时期476包括上升时间470。然而，在下降及上升时间期间的结合能负面地影响图像噪声，并且可能期望在例如高kVp结合时期期间选择性地结合具有下降及上升时间的扩展部分的两个或一个。换言之，由于增加的电子或其他噪声可能关联于多能量图像应用期间的下降及上升时间，且由于SNR在高kVp时期期间相比于低kVp时期趋向更高，所以可能期望偏移用于结合的触发点，使得与其关联的噪声优选地在高kVp时期期间结合。此外，下降时间及上升时间可通常具有不同的时间常数，且这两个时间期间的噪声可能不同。因此，根据一实施例，对于高kVp和低kVp结合时期的触发点可独立被触发，以针对例如图像分辨率最佳地优化噪声。触发点可通过确定要应用的kVp的触发点和用于获取视图数据的触发点之间的偏移量来选择。因此，根据本发明的一实施例，上升时间偏移及下降时间偏移的量可基于

发电机的特性来选择。

[0078] 现在参考图12,根据本发明的一实施例,可应用高和低kVp,和从其偏移的其各自的结合时期。为了说明该实施例,图12中示出的实施例将相对于高和低kVp应用、上升及下降时间和结合时期来讨论,它们对应于图8的相应要素。图12示出第一对高和低kVp应用并表示如图8中所示的高和低kVp射击的重复模式。低kVp是对于第一时期454的输出,而高kVp是对于第二时期458的输出。在一个实施例中,第二时期458开始于电压上升时间470的开始,并结束于电压下降时间468的开始。第一时期454开始于电压下降时间468的开始,并结束于下一个电压上升时间470的开始。高和低kVp电压在其相应的电压上升时间或下降时间470、468之后稳定到恒定状态。

[0079] 低和高kVp信号可在相应的时期474、476期间结合。然而,在一个示例中,与图8中所示的示例相比,图12中的低和高kVp结合时期474、476可能从上升时间470和下降时间468的开始处偏移或偏离,以便使对应于高kVp的下降及上升时间的噪声包括在高kVp结合信号中。在一个实施例中,触发低和高结合时期474、476可从经发电机应用相应的低和高kVp的触发点偏移相同量的时间。然而,在本发明的另一个实施例中,低和高结合时期474、476可通过有效地单独控制上升时间滞后或偏移时期558(偏移R)以及下降时间滞后或偏移时期560(偏移F)可单独来控制,如示出的。在一个实施例中,偏移R 558被设置为零,因此与上升时间470关联的噪声优选地包括在高kVp结合数据中。本领域技术人员将认识到,根据本发明的实施例,偏移R 558和偏移F 560可在最小化总噪声的方式中来单独控制。

[0080] 因此,根据本发明的实施例,可非对称地获得数据,以便最小化结合时期期间的总噪声。此外,根据一个实施例,上升及下降时间期间的偏移可选择性地并单独地控制,以便与其关联的噪声可优先地包含在高kVp结合数据中。如本领域中所理解的,偏移可继续重复,以优化获取的数据中的噪声性能以及优化和平衡竞争因子,所述竞争因子可包括例如噪声、分辨率、以及能量分离(作为示例)。

[0081] 本发明的实施例的实现在一示例中包括多个组件,例如一个或多个电子组件、硬件组件和/或计算机软件组件。多个此类组件能在本发明实施例的实现中组合或分离。本发明实施例的实现的示范组件采用和/或包括一组和/或一系列计算机指令,其用多种编程语言中的任何语言来编写或实现,如本领域技术人员将理解的。

[0082] 本发明实施例的实现在一示例中采用一个或多个计算机可读的存储媒体。用于本发明实施例的实现的计算机可读的信号承载媒体的示例包括图像重构器34的可记录数据存储媒体和/或计算机36的海量存储装置38。用于本发明实施例的实现的计算机可读存储媒体在一示例中包括磁、电、光、生物和/或原子数据存储媒体中的一种或多种。例如,计算机可读信号承载媒体的实现包括软盘、磁带、CD-ROM、DVD-ROM、硬盘驱动器和/或电子存储器。

[0083] 公开的方法和设备的技术贡献在于其提供了使用多能量成像源在多于一种能量范围来获取成像数据的计算机实现的设备和方法。

[0084] 根据本发明的一实施例,一种CT系统包括具有用于接收要扫描的目标的开口的可旋转机架和控制器,控制器配置成对于第一时间时期应用第一kVp,对于第二时间时期应用第二kVp,其中第二时间时期不同于第一时间时期,在第一时间时期的至少一部分期间获取第一非对称视图数据集,在第二时间时期的至少一部分期间获取第二非对称视图数据集,

以及使用所获取的第一和第二非对称视图数据集来生成图像。

[0085] 根据本发明的另一实施例，一种成像的方法包括基于发电机的特性来选择上升时间偏移时期，基于发电机的特性来选择不同于上升时间偏移时期的下降时间偏移时期，在第一时间帧期间并基于下降时间偏移时期来触发低kVp数据集的获取，在第二时间帧期间并基于上升时间偏移时期来触发高kVp数据集的获取，其中第一时间帧是大于第二时间帧的时间持续期的时间持续期，并且使用至少所获取的低kVp数据集和所获取的高kVp数据集来生成图像。

[0086] 根据本发明的又一实施例，一种计算机可读存储媒体具有存储于其上并表示指令集的计算机程序，所述指令集在由计算机执行时引起所述计算机优化要在第一能量级别获取的成像数据和要在第二能量级别获取的成像数据之间的能量分离(该优化基于发电机的上升时间特性和下降时间特性)，当发电机将第一能量级别应用于成像源时对于第一时间时期的至少一部分获取成像数据的第一视图，当发电机将第二能量级别应用于成像源时对于第二时间时期的至少一部分获取成像数据的第二视图，并且使用所获取的成像数据的第一视图和所获取的成像数据的第二视图来生成图像。

[0087] 虽然本发明已连同仅有限数量的实施例来详细描述，但应容易理解，本发明不限于此类公开的实施例。相反，能修改本发明以合并此前未描述的但与本发明的精神和范围相符合的任何数量的变化、变更、替换或等同布置。此外，虽然在上面讨论单能量和双能量技术，但本发明涵盖带有多于两个能量的方案。另外，虽然已描述本发明的各种实施例，但要理解，本发明的方面可只包括所述实施例的一些。因此，本发明不要视为由前面的描述来限制，而仅由随附权利要求的范围来限制。

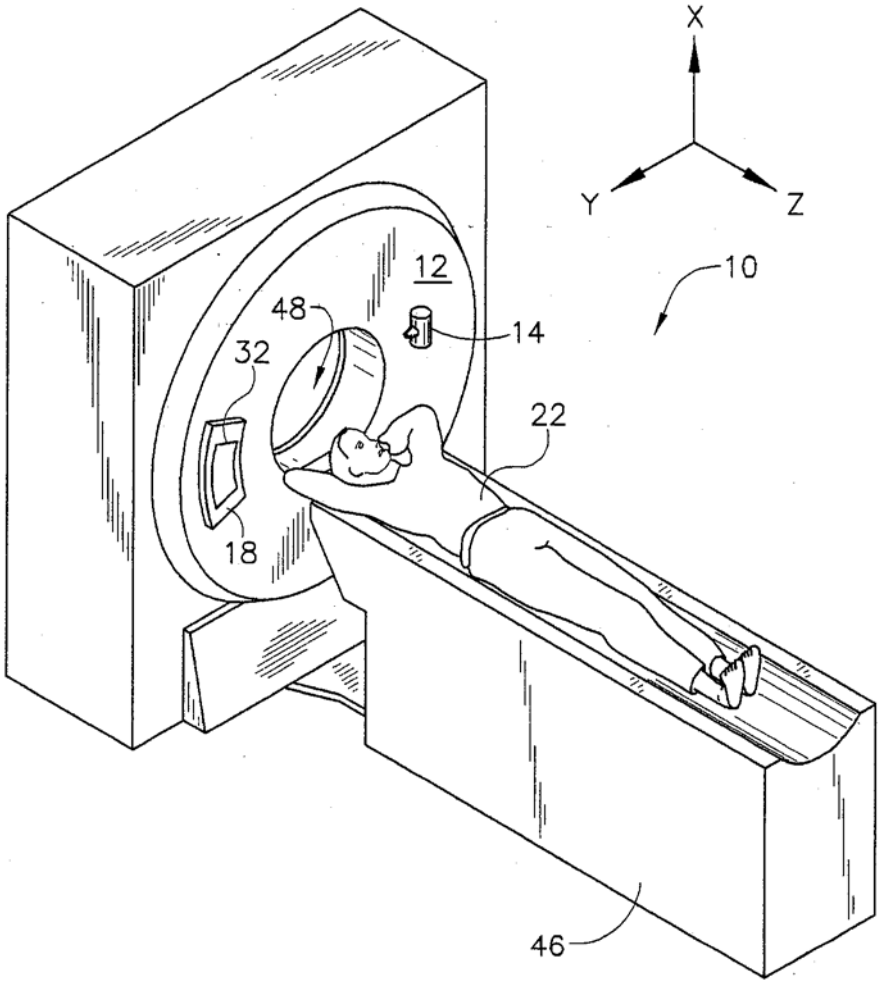

X
Y
Z
10
12
14
48
32
22
18
46

图 1

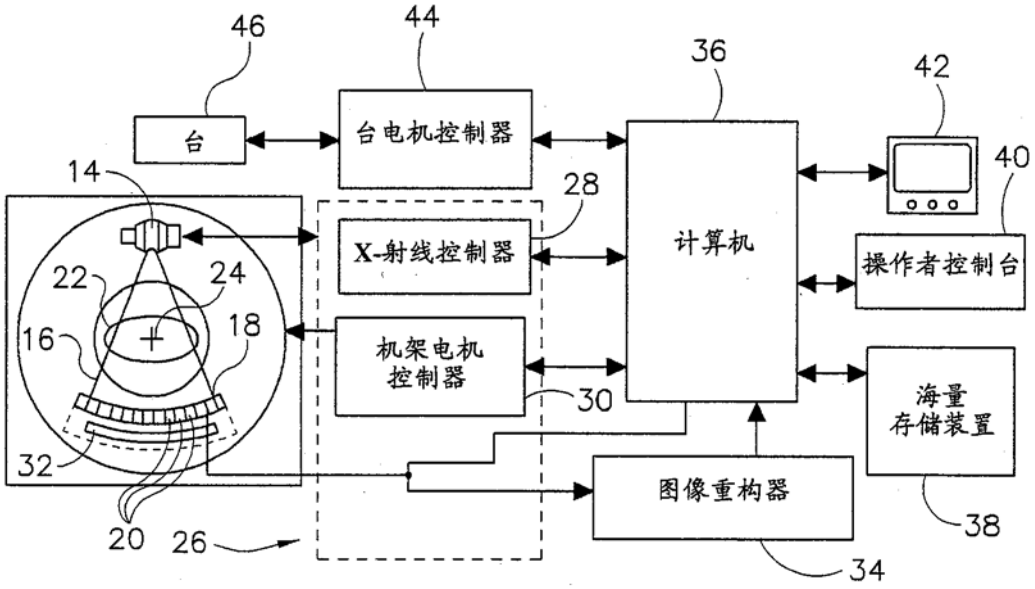

46
44
36
42
台
台电机控制器
14
28
40
X-射线控制器
计算机
操作者控制台
22
24
16
18
机架电机
控制器
30
海量
存储装置
32
图像重构器
38
20
26
34

图 2

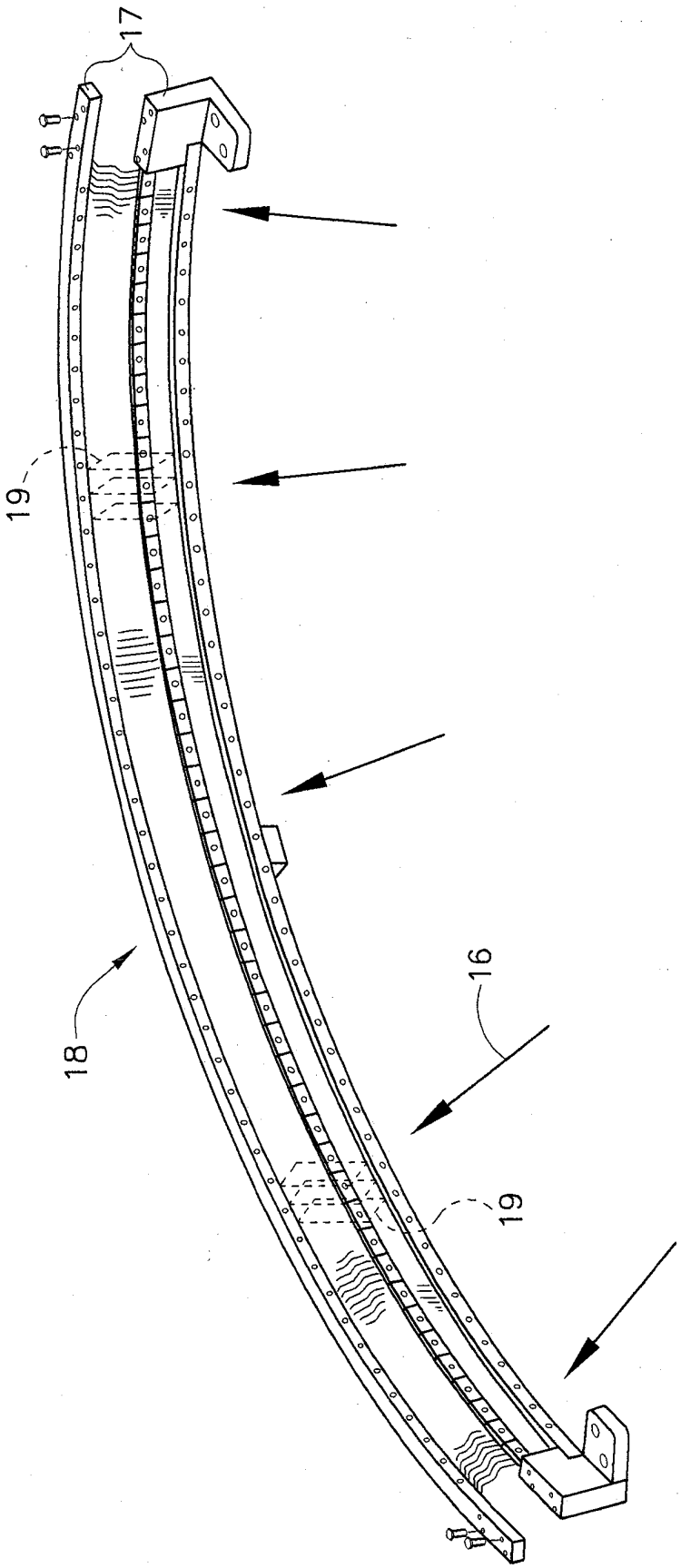


图 3

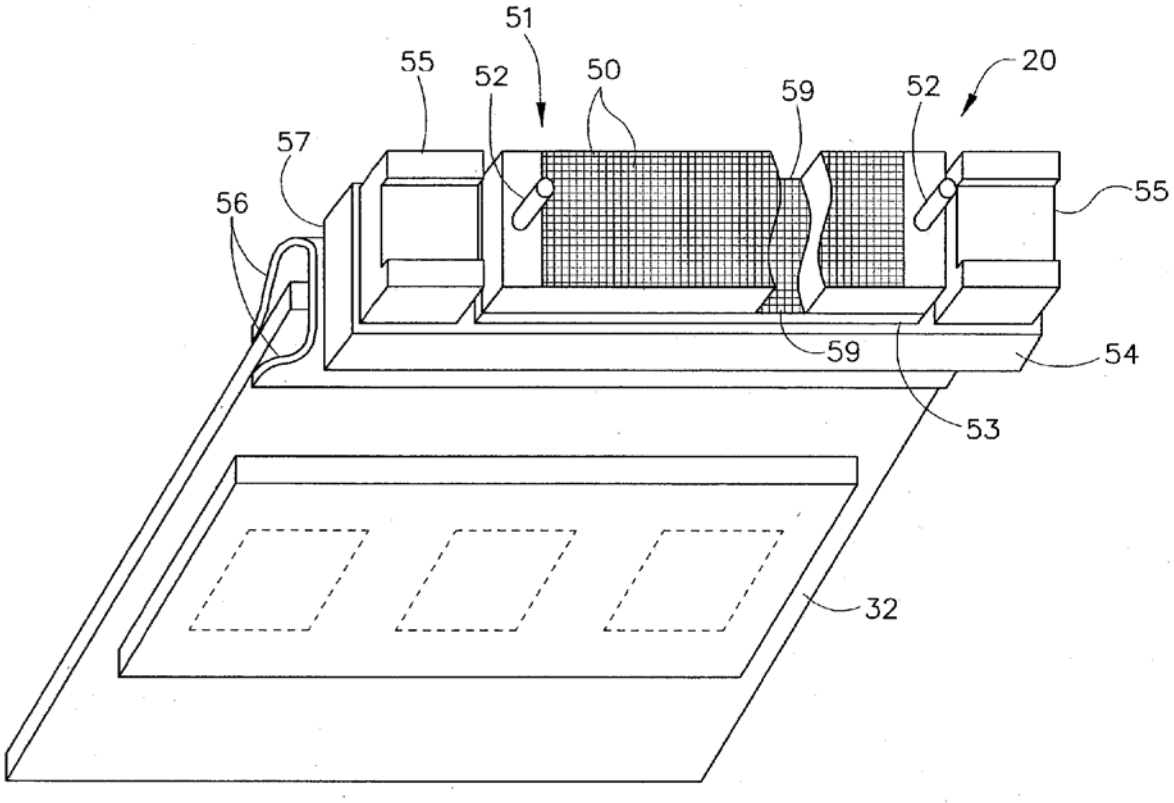


图 4

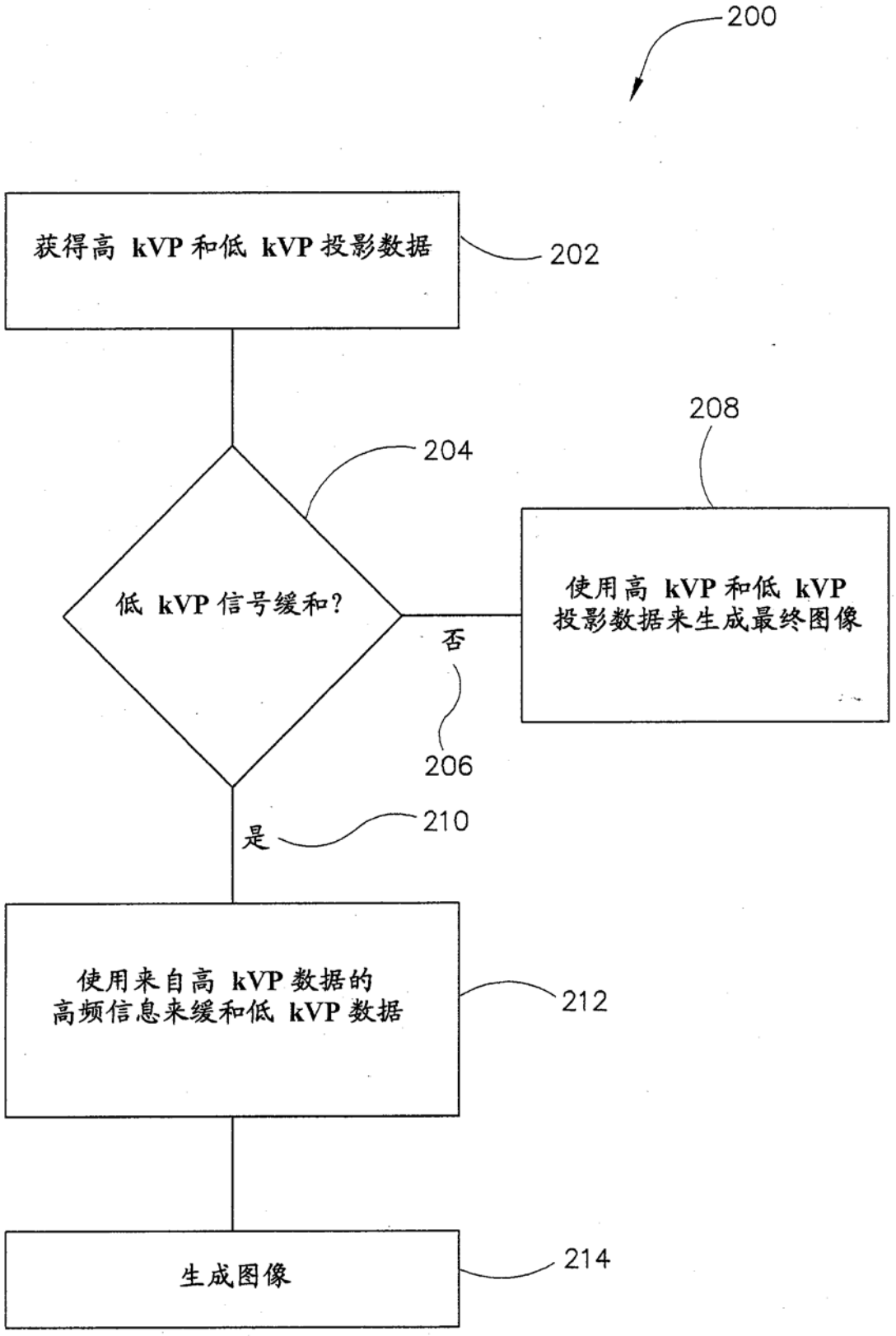

200
获得高 kVP 和低 kVP 投影数据
202
204
低 kVP 信号缓和?
208
使用高 kVP 和低 kVP 投影数据来生成最终图像
否
206
是
210
使用来自高 kVP 数据的高频信息来缓和低 kVP 数据
212
生成图像
214

图 5

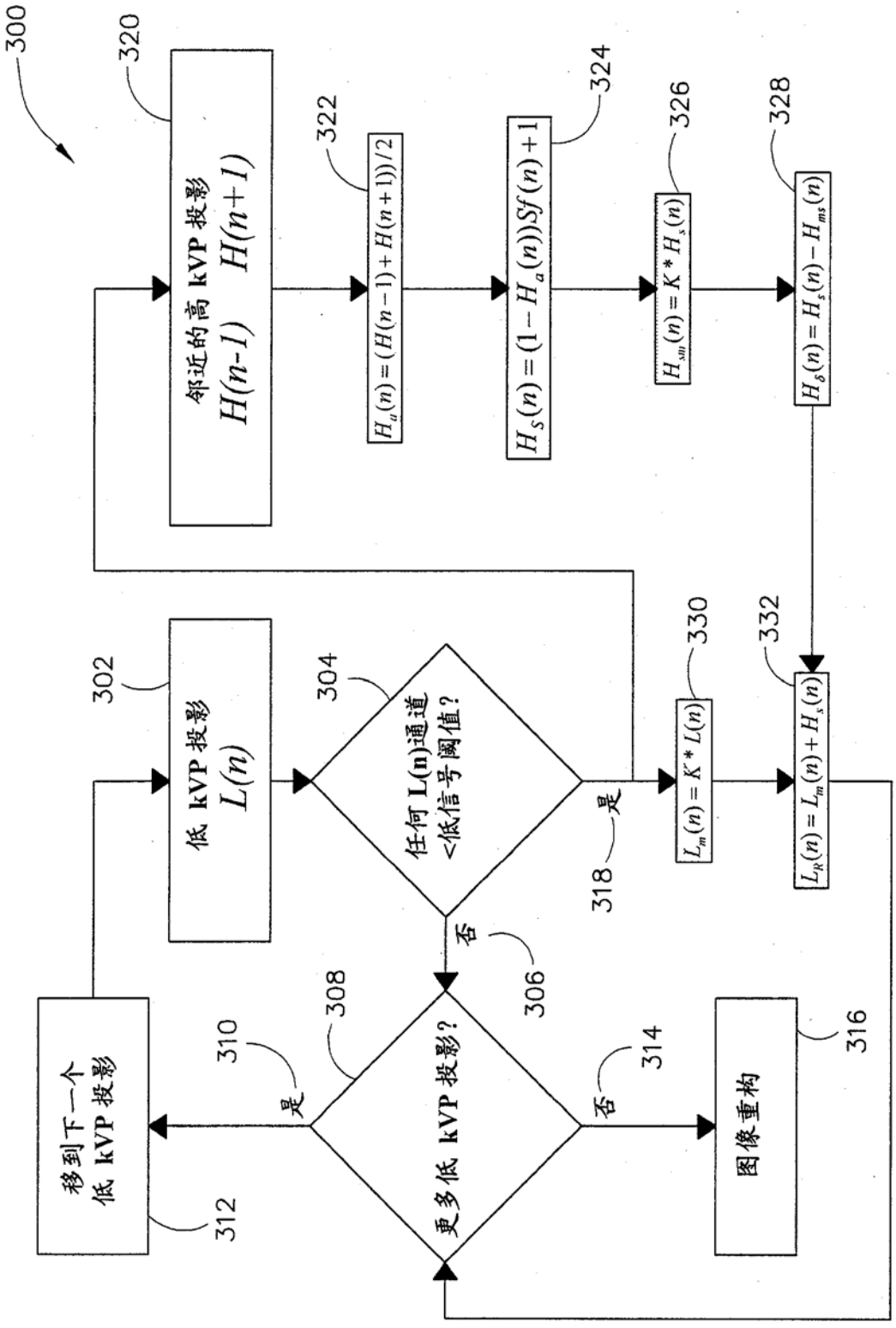

300
320
邻近的高 kVP 投影
H(n-1) H(n+1)
322
$H_a(n)=(H(n-1)+H(n+1))/2$
324
$H_S(n)=(1-H_a(n))Sf(n)+1$
326
$H_{sm}(n)=K*H_s(n)$
328
$H_\delta(n)=H_s(n)-H_{ms}(n)$
302
低 kVP 投影
L(n)
304
任何 L(n)通道
<低信号阈值?
318
是
330
$L_m(n)=K*L(n)$
332
$L_R(n)=L_m(n)+H_s(n)$
否
306
308
更多低 kVP 投影?
310
是
312
移到下一个
低 kVP 投影
314
否
316
图像重构

图 6

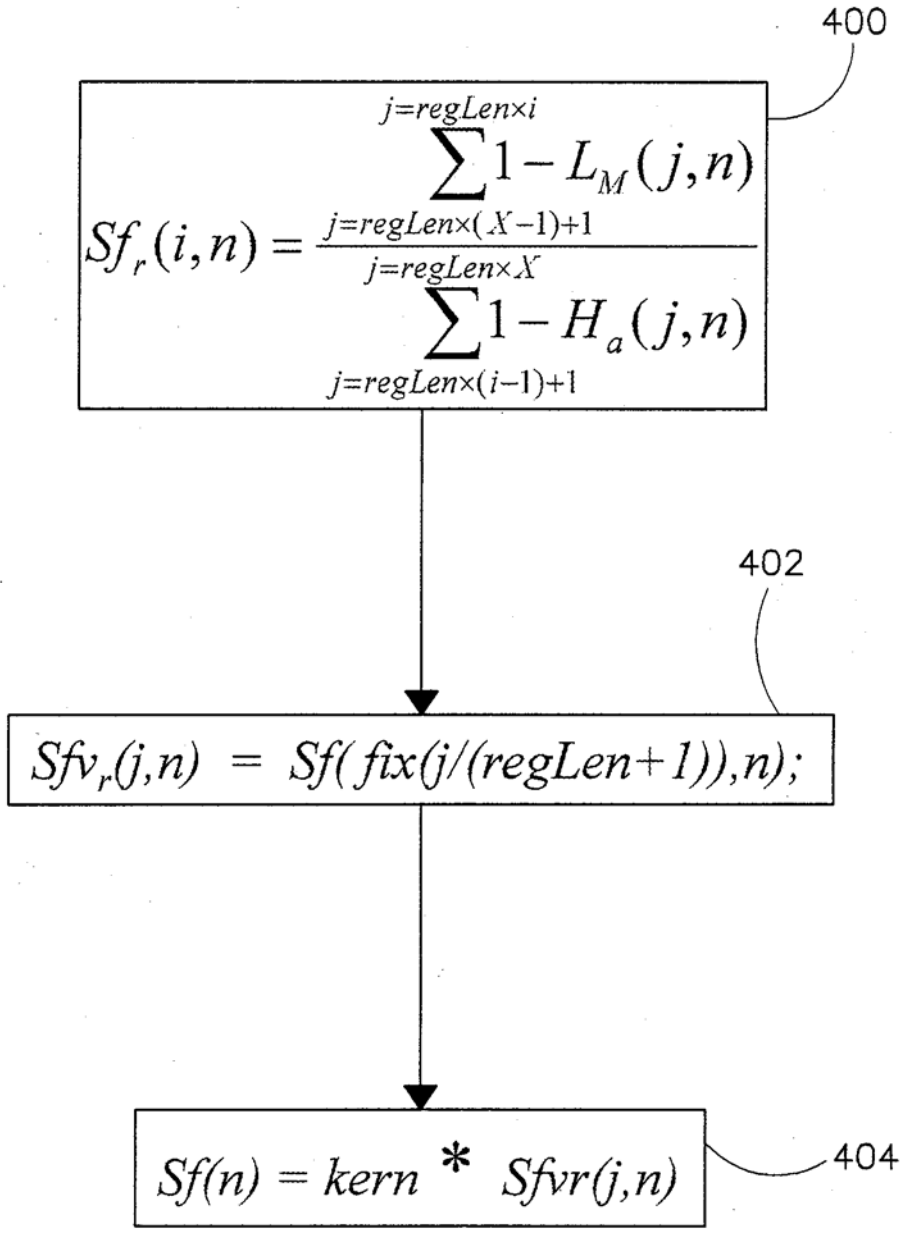

400
$Sf_r(i,n) = \frac{\sum_{j=regLen\times(X-1)+1}^{j=regLen\times i} 1 - L_M(j,n)}{\sum_{j=regLen\times(i-1)+1}^{j=regLen\times X} 1 - H_a(j,n)}$
402
$Sfv_r(j,n) = Sf(fix(j/(regLen+1)),n);$
$Sf(n) = kern * Sfvr(j,n)$
404

图 7

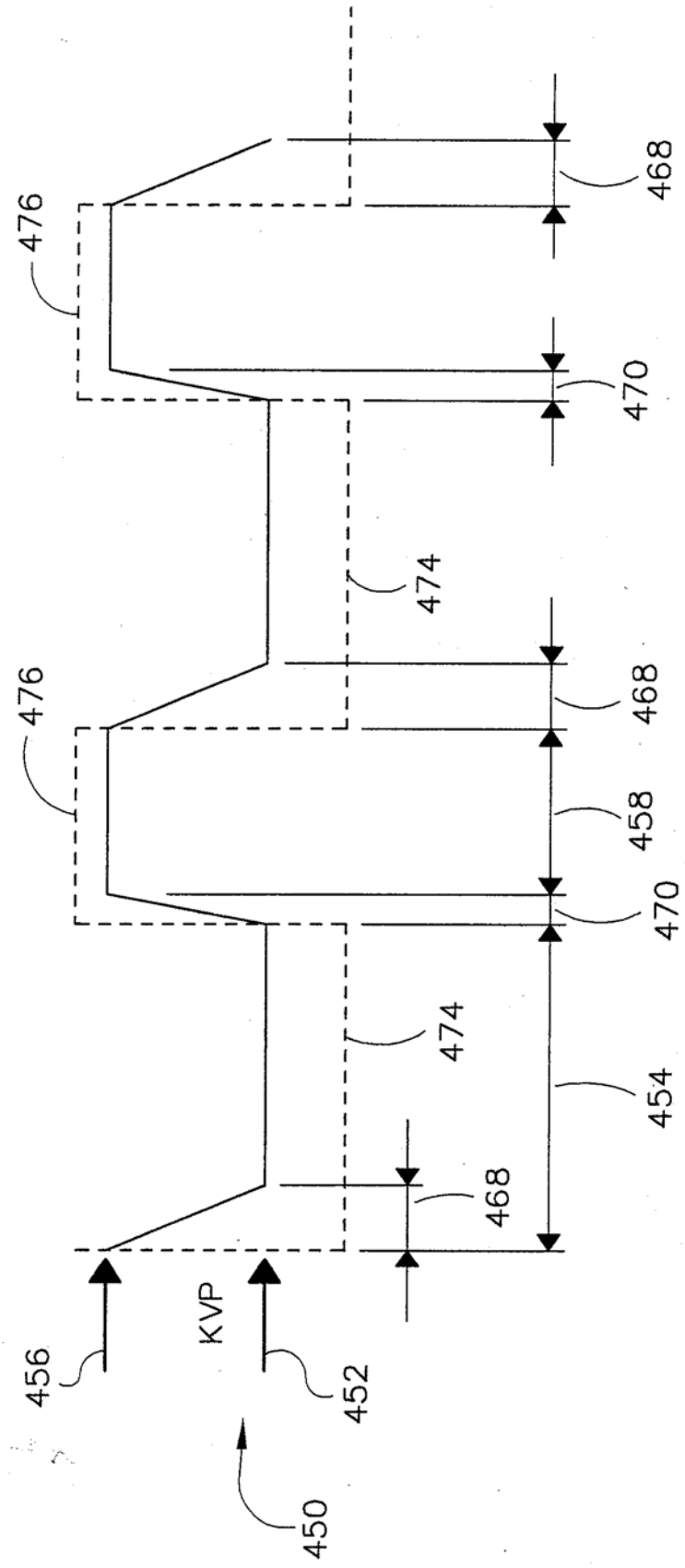


图 8

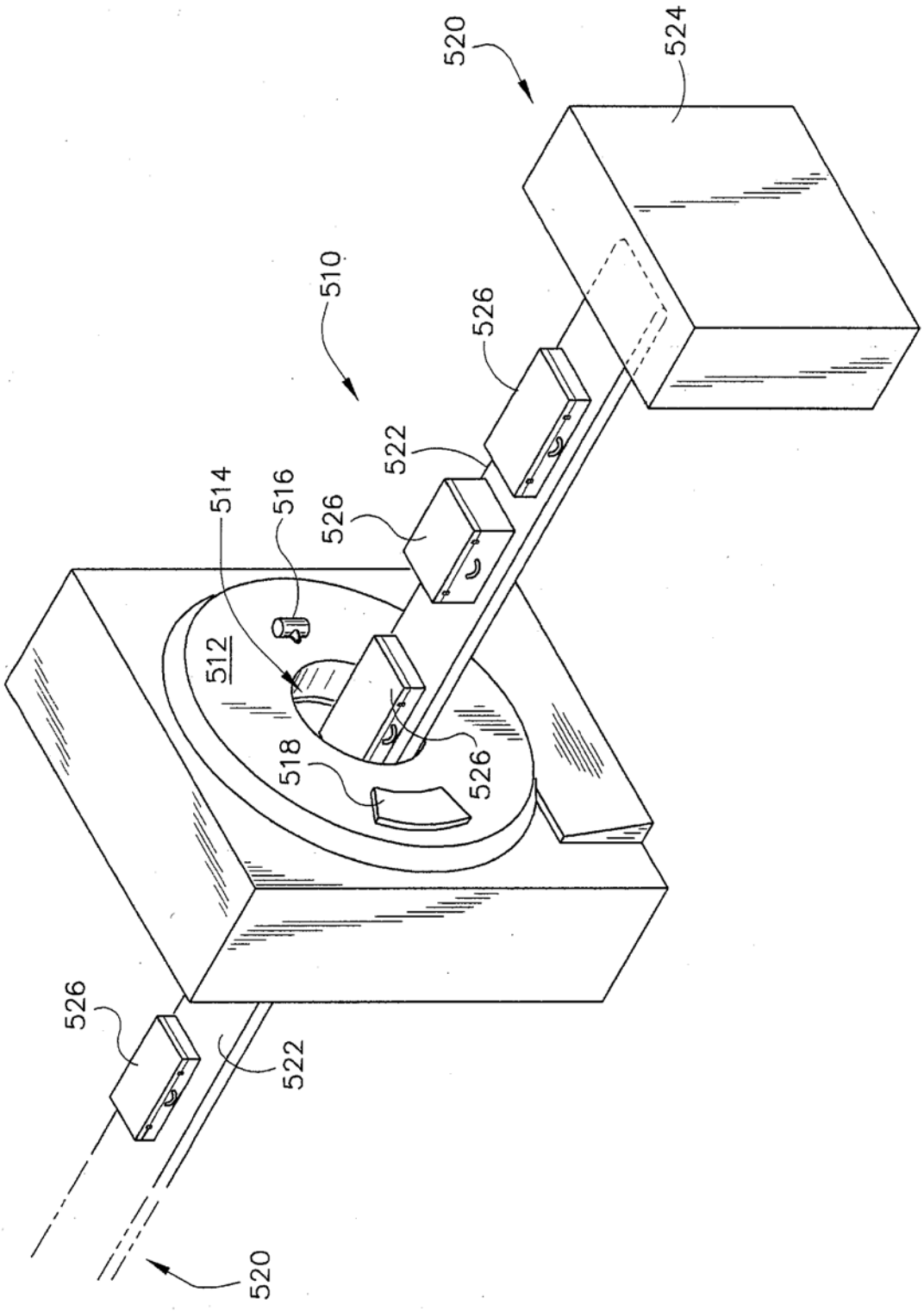


图 9

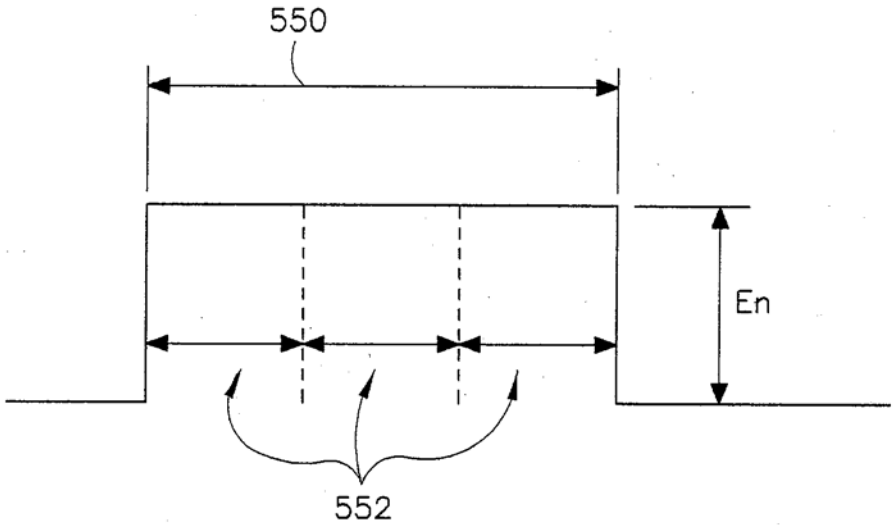


图 10

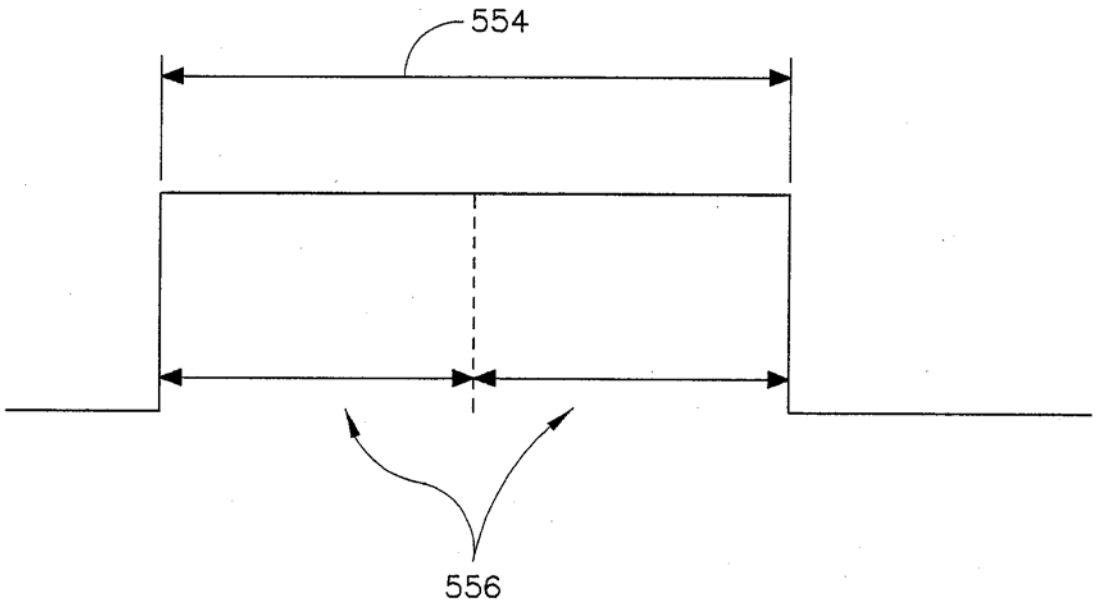


图 11

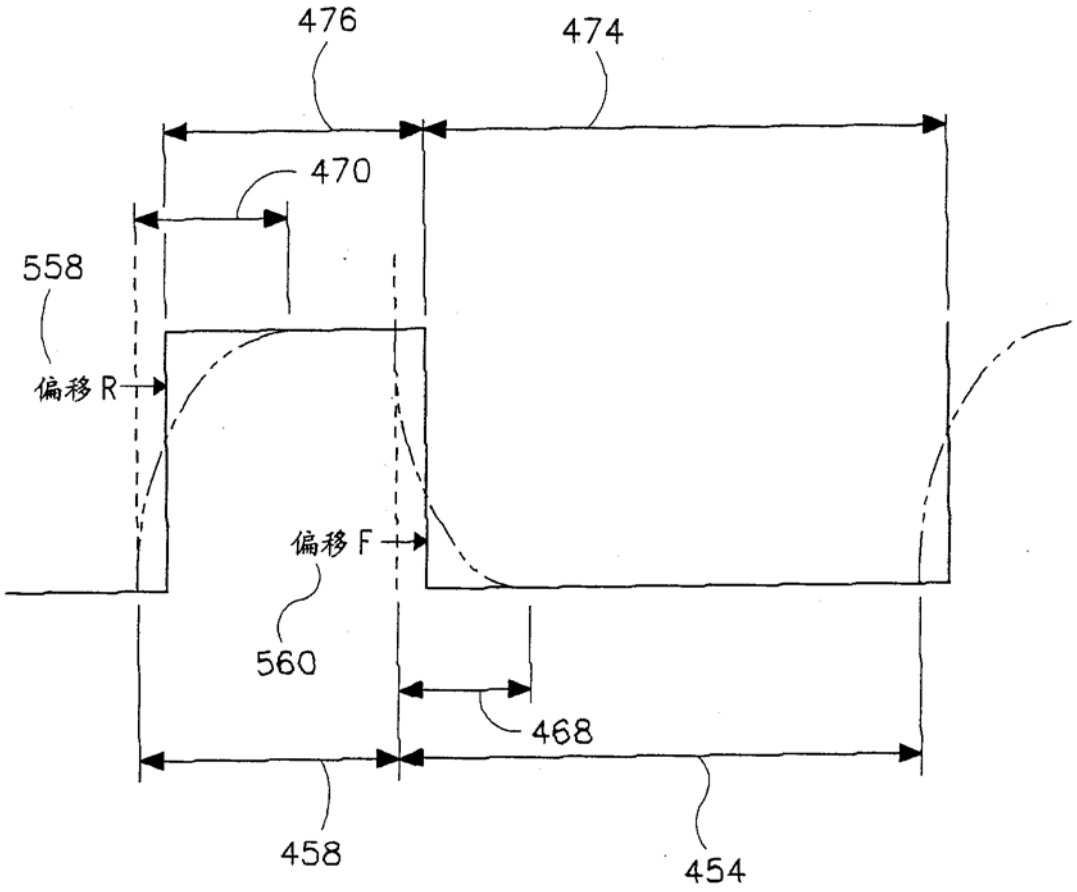


图 12