

CT 扫描系统和方法

本申请要求于 2023 年 11 月 9 日提交的、申请号为 202311490575.1 的中国专利申请的优先权，其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

本公开涉及辐射扫描领域，尤其涉及一种 CT 扫描系统和 CT 扫描方法。

背景技术

计算机断层（英文表述为 Computed Tomography，简称为 CT）扫描技术被广泛应用于医学检查、安全检查、工业检测等领域。例如，应用于安全检查领域的 CT 扫描系统可以检测行李、包裹等物品。

在 CT 扫描技术中，利用 X 射线穿过物体的不同程度吸收来获取物体内部的结构信息。通常，CT 扫描系统可以包括射线源、探测器和计算机系统。例如，X 射线源发射 X 射线通过待检测物体，探测器接收经过待检测物体的 X 射线，并将其转换为电信号，电信号经过放大和数字化处理，被传输到计算机系统，计算机系统使用图像重建算法对接收到的数据进行处理，生成二维或三维的图像。CT 扫描技术结合了 X 射线成像和计算机图像重建技术，能够提供高分辨率、三维的图像数据，可以帮助安检人员准确地检测潜在的危险品或其他安全威胁。

随着技术的发展，螺旋 CT 扫描技术被越来越广泛地应用于医学检查、安全检查、工业检测等领域。在螺旋 CT 扫描系统中，通过连续旋转扫描的方式获取待检测对象的断层图像数据。相对于传统 CT 扫描技术，螺旋 CT 扫描技术具有扫描速度快、时空分辨率高等优点。然而，如何进一步提高螺旋 CT 扫描系统的扫描速度，是研发人员一直关注的重要课题之一。

在本部分中公开的以上信息仅用于对本公开的公开构思的背景的理解，因此，以上信息可包含不构成相关技术的信息。

发明内容

本公开提供了一种 CT 扫描系统及其扫描方法。

根据本公开的第一个方面，提供一种 CT 扫描系统，其中，系统包括：

传送装置, 用于使扫描对象在扫描通道中沿预定的传送方向移动;

分布式射线源, 其中, 分布式射线源包括 m 个靶点, m 个靶点被配置为按照预定的顺序被激活以发出射线束, m 为大于等于 2 的正整数, m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束, m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束, 第一能量低于第二能量;

探测器阵列, 探测器阵列用于探测从分布式射线源发出并穿过扫描对象的射线, 并根据探测到的射线生成投影数据, 其中, 探测器阵列被配置为: 响应于第一射线束穿过扫描对象, 生成第一投影数据; 以及, 响应于第二射线束穿过扫描对象, 生成第二投影数据, 以及

图像重建装置, 图像重建装置被配置为: 根据第一投影数据和第二投影数据, 生成扫描对象的计算机断层扫描图像,

其中, 分布式射线源被配置为在扫描对象被扫描时绕第一轴线旋转, 其中, 第一轴线平行于传送方向。

根据一些示例性的实施例, 系统还包括电压供给装置, 电压供给装置用于分别给分布式射线源的 m 个靶点提供电压; 电压供给装置被配置为: 给 m 个靶点中至少一个靶点供给第一电压, 以及, 给 m 个靶点中至少另一个靶点供给第二电压, 其中, 第一电压低于第二电压。

根据一些示例性的实施例, 系统还包括电压供给装置, 电压供给装置用于分别给分布式射线源的 m 个靶点提供电压; 电压供给装置被配置为: 给 m 个靶点中至少一个靶点供给第一电压, 以及, 给 m 个靶点中至少另一个靶点供给第二电压, 其中, 第一电压基本等于第二电压。

根据一些示例性的实施例, 系统还包括至少一个射线过滤部, 至少一个射线过滤部设置于 m 个靶点中至少一个靶点的出束路径上, 用于将 m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束调制为具有第一能量的第一射线束。

根据一些示例性的实施例, CT 扫描系统还包括控制器, 控制器被配置为控制分布式射线源的以下方面中的至少一个方面: m 个靶点的激活时刻、 m 个靶点发出的射线束的持续时间、 m 个靶点发出的射线束的强度和 m 个靶点发出的射线束的能量。

根据一些示例性的实施例, 在分布式射线源中, m 个靶点沿第一排列方向间

隔排列，其中，第一排列方向平行于第一轴线。

根据一些示例性的实施例，分布式射线源包括具有多个靶点的 X 射线发生管，或者，分布式射线源包括多个具有单靶点的 X 射线发生管。

根据一些示例性的实施例，探测器阵列包括单排探测器。

根据一些示例性的实施例，探测器阵列包括 n 排探测器， n 为大于等于 2 的正整数。

根据一些示例性的实施例，探测器阵列包括面阵探测器。

根据一些示例性的实施例，探测器阵列包括 n_1 排探测器， n_1 为大于等于 1 的正整数， m 大于 n_1 。

根据一些示例性的实施例， m 个靶点沿第一排列方向间隔排列，其中，第一排列方向平行于第一轴线； n 排探测器沿第一排列方向间隔排列。

根据一些示例性的实施例， m 个靶点中的至少两个靶点在切线方向上偏移设置，切线方向为沿与分布式射线源的旋转方向相切的切线延伸的方向。

根据一些示例性的实施例，CT 扫描系统还包括后准直器，后准直器位于探测器阵列面向分布式射线源的一侧。

根据一些示例性的实施例，每排探测器包括多个探测器模块，在垂直于第一轴线的平面中，至少一排探测器的多个探测器模块沿圆弧线连续排列；在垂直于第一轴线的平面中，至少一个靶点与圆弧线的圆心偏移设置。

根据本公开的第二个方面，提供一种 CT 扫描方法，其中，方法包括：

使传送装置带动扫描对象在扫描通道中沿预定的传送方向运动；

按照预定的顺序激活分布式射线源包括的 m 个靶点以发出射线束，从而形成扫描区域，其中， m 为大于等于 2 的正整数， m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束， m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束，第一能量低于第二能量；

使扫描对象穿过扫描区域；

在扫描对象穿过扫描区域的过程中，利用探测器阵列探测从分布式射线源发出并穿过扫描对象的射线，并根据探测到的射线生成投影数据，其中，响应于第一射线束穿过扫描对象，生成第一投影数据；以及，响应于第二射线束穿过扫描对象，生成第二投影数据；

根据第一投影数据和第二投影数据，生成扫描对象的计算机断层扫描图像，

其中，分布式射线源被配置为在扫描对象被扫描时绕第一轴线旋转，其中，第一轴线平行于传送方向。

附图说明

为了更好地理解本公开，将根据以下附图对本公开进行详细描述：

图 1 是根据本公开的一些示例性实施例的 CT 扫描系统的结构示意图；

图 2A 是传统 CT 扫描的扫描原理图；

图 2B 是根据本公开实施例的采用分布式射线源的 CT 扫描的扫描原理图。

图 3A 是根据本公开的一些示例性实施例的分布式射线源的结构示意图；

图 3B 是从另一视角观察的图 3A 中的分布式射线源的结构示意图；

图 3C 示意性示出了用于控制分布式射线源出来的电流的波形图；

图 4 是根据本公开的一些示例性实施例的又一分布式射线源的结构示意图；

图 5A 是根据本公开实施例的 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图，其中示意性示出了分布式射线源和单排探测器；图 5B 是传统 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图，其中示意性示出了单靶点射线源和多排探测器；

图 5C 是根据本公开实施例的 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图，其中示意性示出了分布式射线源和多排探测器；图 5D 是传统 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图，其中示意性示出了单靶点射线源和更多排探测器；

图 5E 是根据本公开实施例的 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图，其中示意性示出了分布式射线源和面阵探测器；图 5F 是传统 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图，其中示意性示出了单靶点射线源和面阵探测器；

图 6A 至图 6D 分别示意性示出了根据本公开的一些示例性实施例的源、探的一些排列方式；

图 7A 至图 7C 分别示意性示出了根据本公开的一些示例性实施例的 CT 扫描系统中分布式射线源的多个靶点的排列方式，其中，图 7A 是所述分布式射线源的透视图，图 7B 是处于一个旋转状态中的源、探的示意图，图 7C 是处于另一个旋转状态中的源、探的示意图；

图 8A 示意性示出了传统的 CT 扫描系统中的源、探的排布方式，图 8B 示意性示出了根据本公开实施例的 CT 扫描系统中的源、探的一种示例性排布方式，图 8C 示意性示出了根据本公开实施例的 CT 扫描系统中的源、探的安装结构示

意图；

图 9 示意性示出了根据本公开的一些示例性实施例的 CT 扫描系统包括的后准直器；

图 10A 示意性示出了传统的 CT 扫描系统的扫描范围，图 10B 示意性示出了根据本公开的一些示例性实施例的 CT 扫描系统的扫描范围；

图 11 是根据本公开的一些示例性实施例的 CT 扫描方法的流程图；

图 12A 和图 12B 分别示意性示出了根据本公开实施例的所述 CT 扫描系统与传统的螺旋 CT 系统在相同扫描参数下的重建结果对比图；以及

图 13 示意性示出了根据本公开实施例的 CT 扫描系统的成像装置的方框图。

具体实施方式

下面将详细描述本公开的具体实施例，应当注意，这里描述的实施例只用于举例说明，并不用于限制本公开。在以下描述中，为了提供对本公开的透彻理解，阐述了大量特定细节。然而，对于本领域普通技术人员显而易见的是：不必采用这些特定细节来实行本公开。在其他实例中，为了避免混淆本公开，未具体描述公知的结构、材料或方法。

在整个说明书中，对“一个实施例”、“实施例”、“一个示例”或“示例”的提及意味着：结合该实施例或示例描述的特定特征、结构或特性被包含在本公开至少一个实施例中。因此，在整个说明书的各个地方出现的短语“在一个实施例中”、“在实施例中”、“一个示例”或“示例”不一定都指同一实施例或示例。此外，可以以任何适当的组合和/或子组合将特定的特征、结构或特性组合在一个或多个实施例或示例中。此外，本领域普通技术人员应当理解，这里使用的术语“和/或”包括一个或多个相关列出的项目的任何和所有组合。

在此使用的术语仅仅是为了描述具体实施例，而并非意在限制本公开。在此使用的术语“包括”、“包含”等表明了特征、步骤、操作和/或部件的存在，但是并不排除存在或添加一个或多个其他特征、步骤、操作或部件。

在此使用的所有术语（包括技术和科学术语）具有本领域技术人员通常所理解的含义，除非另外定义。应注意，这里使用的术语应解释为具有与本说明书的上下文相一致的含义，而不应以理想化或过于刻板的方式来解释。

因为螺旋 CT 扫描技术相对于传统 CT 扫描技术具有扫描速度快、时空分辨

率高等优点，所以，螺旋CT扫描技术被越来越广泛地应用于医学检查、安全检查、工业检测等领域。在螺旋CT扫描系统中，通过连续旋转扫描的方式获取待检测对象的断层图像数据。

例如，以应用于安全检查场景的螺旋CT扫描系统为例，螺旋CT扫描系统包括射线源、探测器、扫描通道、控制系统和计算机系统。射线源和探测器通过支撑件安装于机架上，在扫描对象通过扫描通道中时，射线源和探测器可以围绕扫描对象旋转。控制系统用于控制扫描参数和图像获取过程，例如扫描速度、剂量等。计算机系统用于图像重建、图像处理和分析。螺旋CT扫描技术的基本原理是通过连续旋转扫描和图像重建来获取扫描对象的断层图像。具体地，扫描对象放置在扫描通道中，例如行李传送带上的行李箱。X射线源和探测器开始旋转，围绕扫描对象进行连续旋转扫描。X射线通过扫描对象，被探测器接收并转换为电信号。电信号经过放大和数字化处理后，传输到计算机系统。计算机系统使用重建算法对接收到的数据进行处理，生成重建图像。螺旋CT扫描系统可以利用连续旋转扫描和图像重建技术，提供高分辨率的断层图像。

提高螺旋CT扫描系统的扫描速度，是相关领域的技术人员持续关注的课题之一。发明人经研究发现，近年来，提高螺旋CT扫描速度主要从两个方面入手，一是提高滑环的旋转速度，二是增加探测器的排数。

然而，对于应用于医学检查领域的螺旋CT扫描设备而言，螺旋CT扫描设备的滑环转速和探测器排数已经提高到了极限的水平，通过进一步提高滑环转速或者增加探测器排数的手段来提高扫描速度变得比较困难。

对于应用于安全检查领域的螺旋CT扫描设备而言，由于扫描通道的尺寸较大，且螺旋CT扫描设备的滑环转速受到成像部件力学和机械性能的制约，所以，通过提高滑环转速的手段来提高扫描速度也比较困难；在CT扫描设备中，探测器属于成本较高的部件，增加探测器排数，会显著增加探测器的数量，相应地，整个CT扫描设备的成本也会显著增加。

发明人经进一步研究发现，在螺旋CT扫描设备中，探测器排数的增多会带来锥角伪影、射线束的空间立体角增加、后准直器结构复杂度增加等问题。例如，增加探测器排数会导致射线束的空间立体角增加，从而使散射比例增大，严重影响图像质量和数值准确性；而且，随着射线束的空间立体角增加，需要提高辐射防护等级，这会导致设备重量和扫描通道长度增加。

发明人经进一步研究发现,在安全检查领域中,可以采取非旋转方式的静态多射线源 CT 扫描技术来替代螺旋 CT 扫描技术。在静态多射线源 CT 扫描技术中,多个射线源按照一定的几何排列布置在扫描通道周围,通过交替出束曝光的方式产生类似螺旋扫描的数据用于图像重建。由于多个射线源交替出束的频率可以很快,因此可以产生比滑环旋转的扫描速度更高的扫描速度。

然而,在采用静态多射线源 CT 扫描技术的 CT 扫描设备中,由于探测器需要接收位于不同位置的射线源发出的射线,所以,不能使用后准直器来抑制散射信号。而且,位于不同位置的射线源的不同靶点照射到探测器上的入射角是完全不同的,这会导致每个角度的投影数据的能谱都有差异,不利于能谱校正和双能、多能重建。

鉴于此,本公开的实施例提供一种 CT 扫描系统,其中,系统包括:传送装置,用于使扫描对象在扫描通道中沿预定的传送方向移动;分布式射线源,其中,分布式射线源包括 m 个靶点, m 个靶点被配置为按照预定的顺序被激活以发出射线束, m 为大于等于 2 的正整数, m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束, m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束,第一能量低于第二能量;探测器阵列,探测器阵列用于探测从分布式射线源发出并穿过扫描对象的射线,并根据探测到的射线生成投影数据,其中,探测器阵列被配置为:响应于第一射线束穿过扫描对象,生成第一投影数据;以及,响应于第二射线束穿过扫描对象,生成第二投影数据;以及图像重建装置,图像重建装置被配置为:根据第一投影数据和第二投影数据,生成扫描对象的计算机断层扫描图像,其中,分布式射线源被配置为在扫描对象被扫描时绕第一轴线旋转,其中,第一轴线平行于传送方向。在该 CT 扫描系统中,将分布式射线源技术和旋转式螺旋 CT 扫描技术结合为一体,使用分布式射线源代替传统的螺旋 CT 扫描系统中的单点射线源,可以在不需要增加探测器排数的情况下实现高扫描速度的 CT 扫描。

图 1 是根据本公开的一些示例性实施例的 CT 扫描系统的结构示意图。如图 1 所示,CT 扫描系统可以包括:传送装置 3,用于使扫描对象 30 在扫描通道 31 中沿预定的传送方向 Z 移动;分布式射线源 1,其中,分布式射线源 1 包括 m 个靶点 10, m 个靶点 10 被配置为按照预定的顺序被激活以发出射线束, m 为大于等于 2 的正整数, m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量

的第一射线束, m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束, 第一能量低于第二能量; 探测器阵列 2, 探测器阵列 2 用于探测从分布式射线源 1 发出并穿过扫描对象 30 的射线, 并根据探测到的射线生成投影数据, 其中, 探测器阵列 2 被配置为: 响应于第一射线束穿过扫描对象 30, 生成第一投影数据, 以及, 响应于第二射线束穿过扫描对象 30, 生成第二投影数据; 以及图像重建装置 4, 图像重建装置 4 被配置为: 根据第一投影数据和第二投影数据, 生成扫描对象 30 的计算机断层扫描图像。

示例性地, 传送装置 3 的实现形式可以是皮带传送, 也可以是链条传送、齿轮传送或者其他的传动方式, 本公开的实施例对此不进行限制。例如, 扫描对象 30 被放置于传送装置 3 的传送表面上。

在本公开的实施例中, CT 扫描系统采用了分布式射线源 1。分布式射线源 1 包括发出射线束的多个靶点 10。多个靶点 10 可以按照预定的几何形状、预定的间隔距离排列, 例如, 预定的几何形状可以包括直线、弧线、平面、曲面等形状。

具体地, 在本公开的实施例中, 分布式射线源 1 包括具有多个靶点的 X 射线发生管, 或者, 分布式射线源 1 包括多个具有单靶点的 X 射线发生管。

图 3A 是根据本公开的一些示例性实施例的分布式射线源的结构示意图, 图 3B 是从另一视角观察的图 3A 中的分布式射线源的结构示意图。结合参照图 3A 和图 3B, 分布式射线源 1 包括具有 m 个靶点 10 的 X 射线发生管。 m 个靶点 10 被配置为按照预定的顺序被激活以发出射线束, 图 3A 和图 3B 中示意性示出了多个靶点 10 发出的射线束。

示例性地, X 射线发生管可以是采用冷阴极碳纳米管的 X 射线发生器。具体地, X 射线发生管可以包括冷阴极碳纳米管发射单元、加速器系统、靶点材料和冷却系统。冷阴极碳纳米管发射单元可以包括多个冷阴极碳纳米管作为电子发射源。碳纳米管通过合适的制备工艺固定在发射单元中, 并与电子源电路连接。冷阴极碳纳米管的发射特性使其能够提供稳定的电子发射, 并产生高强度的电子束。加速器系统用于加速冷阴极碳纳米管发射的电子束。它可以包括一组电子透镜和电场加速器, 通过调节电场和透镜的参数, 控制电子束的聚焦和加速。靶点材料是电子束撞击的目标, 电子束撞击靶点材料以产生 X 射线辐射。例如, 靶点材料可以是高原子序数金属, 如钨或钼等。冷阴极碳纳米管发射的电子束撞击靶点材料时, 会产生特征 X 射线和连续谱 X 射线。由于 X 射线发生过程中会产生

大量热量，需要冷却系统来确保系统稳定运行。冷却系统可以采用风冷或液冷方式，通过散热装置将热量有效地散发出去。

需要说明的是，此处以采用冷阴极碳纳米管的 X 射线发生管为示例，对分布式射线源进行了说明，但是，本公开的实施例不局限于这种形式的 X 射线发生器，其他合适结构的分布式射线源均可以应用于本公开实施例提供的 CT 扫描系统中。

需要说明的是，请参照图 1，在本公开的实施例中，CT 扫描系统还包括电压供给装置 40，电压供给装置 40 用于分别给分布式射线源的 m 个靶点提供电压；电压供给装置 40 被配置为：给 m 个靶点中至少一个靶点供给第一电压，以及，给 m 个靶点中至少另一个靶点供给第二电压，其中，第一电压低于第二电压。

例如，通过电压供给装置 40 所供给的第一、第二电压不同，将调制 m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束，m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束，使得第一能量低于第二能量。

图 3C 示意性示出了用于控制分布式射线源出束的电流的波形图。如图 3C 所示，示意性示出的电流可以应用于具有 5 个靶点的分布式射线源。分布式射线源的 5 个靶点按照如图 3C 所示的时序交替出束，每次输出探测器和数采系统均完成一次数据采集。

需要说明的是，在本文中，示意性示出了具有 5 个靶点的分布式射线源，本公开的实施例对分布式射线源的靶点的数量不做特别的限制，在其他实施例中，分布式射线源 1 可以包括更少数量（例如 4 个、3 个）或更多数量（例如 6 个、9 个、10 个）的靶点。

返回参照图 1，CT 扫描系统还可以包括控制器 5，控制器 5 被配置为控制分布式射线源 1 的以下方面中的至少一个方面：m 个靶点 10 的激活时刻、m 个靶点 10 发出的射线束的持续时间、m 个靶点 10 发出的射线束的强度和 m 个靶点 10 发出的射线束的能量。

在本公开的实施例中，可以按照预定的时序控制各个靶点的出束，特别有利地，可以分别独立控制各个靶点发出的射线束的持续时间、强度和能量。

图 2A 是传统 CT 扫描的扫描原理图，图 2B 是根据本公开实施例的采用分布式射线源的 CT 扫描的扫描原理图。

如图 2A 所示, 在传统 CT 扫描中, 单个射线源 1' 发出的射线束经过检测对象后, 被探测器 2' 探测后形成投影数据。单个射线源对应多排探测器或者面阵探测器。

如图 2B 所示, 在本公开的实施例中, 探测器阵列可以包括 n_1 排探测器或面阵探测器, n_1 为大于等于 1 的正整数; 分布式射线源 1 包括 m 个靶点, m 为大于等于 2 的正整数, 且 m 大于 n_1 。即, 在本公开的实施例中, 分布式射线源的靶点的数量大于探测器阵列的排数。

图 4 是根据本公开的一些示例性实施例的又一分布式射线源的结构示意图。

如图 4 所示, 在本公开的实施例中, 电压供给装置 40 分别给分布式射线源的 m 个靶点提供电压可以基本相等, 例如, 所述第一电压可以基本等于第二电压。在这种情况下, CT 扫描系统还包括至少一个射线过滤部 50, 至少一个射线过滤部 50 设置于 m 个靶点中至少一个靶点的出束路径上, 用于将 m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束调制为具有第一能量的第一射线束。

具体地, 可以通过改变过滤部 50 的材料类型, 将 m 个靶点出射线束口放置一组具有至少 2 种材料的射线过滤部 50, 例如铜和锡或者铝和钽等, 射线穿过不同材料过滤片后, 会将 h 个靶点调制为具有第一能量的第一射线束, 将 j 个靶点调制为具有第二能量的第二射线束, 使得第一能量低于第二能量, 其中 h 和 j 分别为大于等于 1 且小于 m 的正整数, $h+j=m$ 。

在根据本公开实施例的采用分布式射线源的 CT 扫描中, 具有多个靶点的分布式射线源依次发出具有第一能量的第一射线束、第二能量的第二射线束经过检测对象后, 被探测器探测后形成第一投影数据和第二投影数据, 图像重建装置 4 根据第一投影数据和第二投影数据, 生成扫描对象 30 的计算机断层扫描图像。具有多个靶点的分布式射线源对应数量较少的探测器。此处的“数量较少”可以包括如下情况: 探测器的排数相比传统 CT 扫描减少; 或者, 面阵探测器的面积相比传统 CT 扫描减少。另外, 根据本公开实施例的采用分布式射线源的 CT 扫描还具有抑制锥角伪影、降低散射影响、优化剂量等优势。

下面对双能 CT 重建图像的原理进行详细说明:

首先, 利用双能射线扫描待测物品, 获得双能投影数据;

然后, 根据预先创建的查找表或者通过求解方程组的方法, 计算双能投影数据对应的基材料系数投影值。其中, 创建查找表的方法是选定两种基材料, 计算

双能射线通过这两种材料不同厚度下的投影值,按照高低能投影值和不同厚度组合的关系,得到查找表。解析求解方程组的方法是利用实际得到的高低能投影值,通过求解基材料分解下的高低能投影方程组,得到相应厚度组合。

然后,由基材料的投影值,就可以得到基材料系数的分布图像。从基材料系数分布中可以得到待测物品的原子序数、特征密度图像和任意能量下待测物品的衰减系数图像,从而对待测物品进行物质分类和自动识别。

也就是,在公开实施例中,CT扫描系统中,分布式X射线源1可以为能量可调节的单能加速器,通过调制 m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束, m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束。采用此方式得到的投影图像数据进行双能CT重建,得到的扫描对象30的图像信息包括高能衰减系数,低能衰减系数,原子序数,电子密度等信息,从而对待测物品进行物质分类和自动识别。

本公开多源螺旋CT系统包括分布式X射线源、探测器、滑环及机架、物体传送装置、数据采集系统和数据处理系统。其中,分布式X射线源为本公开与传统螺旋CT的主要差别。

返回参照图1,CT扫描系统还可以包括数据采集系统8和数据处理系统9。例如,数据采集系统8可以被配置为采集信号触发和数据传输功能。在射线源的一个靶点出束之前,数据采集系统8发出采集信号,探测器开始积分(或者计数);该靶点停束之后,数据采集系统8发出停止采集信号,探测器完成积分(或者计数)。数据采集系统8将探测器该次采集的结果传送给后续的数据处理系统9。即探测器采集数据和靶点出束是同步的。

数据处理系统9被配置为对采集数据的校正、重建、自动识别、图像处理和显示。校正包括本底校正、增益校正和取负对数变换为线积分的过程。重建可以采用解析类算法或者迭代类算法,计算被扫描物体的衰减系数或者CT数。如果采集的是双能数据或者能谱数据,也可以使用双能重建算法或者能谱重建算法计算被扫描物体的密度、原子序数信息以及选定的基材料系数信息。自动识别则是将重建结果进行分割、统计、分类等运算,并和特征数据库进行比对,判断被扫描物体中是否存在符合检查特征的成分,给出判断结论。图像处理和显示则是将重建结果和自动识别结果以断层图像或者三维渲染图像的形式显示在屏幕上,供用户观察和判断。

参照图 1, 分布式射线源 1 被配置为在扫描对象 30 被扫描时绕第一轴线 AX1 旋转, 其中, 第一轴线 AX1 平行于传送方向 Z。

在一些示例性的实施例中, CT 扫描系统还包括用于支撑分布式射线源 1 和探测器阵列 2 的支撑件 6 (参照图 8C), 支撑件 6 被配置为: 当扫描对象 30 被扫描时带动分布式射线源 1 和探测器阵列 2 绕第一轴线 AX1 旋转。

在本文中, 为了描述方便, 对于 CT 扫描系统, 建立 XYZ 空间坐标系, 如图 1 所示, X 方向为扫描通道的宽度方向, Y 方向为扫描通道的高度方向, Z 方向为扫描对象在扫描通道中的传送方向。在该 XYZ 空间中, 射线源 1 或探测器阵列 2 存在旋转运动, 绕第一轴线 AX1 旋转的旋转方向用 W 方向表示。对于分布式射线源, 建立 D1-D2 方向, 其中, 在图 1 所示的实施例中, 第一排列方向 D1 (如图 7A 所示) 平行于方向 Z, 用于表示分布式射线源的多个靶点在方向 Z 上的排列; 如图 7B 和图 7C 所示, 切线方向 D2 为沿与分布式射线源 1 的旋转方向 W 相切的切线延伸的方向, 即, 切线方向 D2 表示在各个旋转状态下垂直于射线源的径向方向的方向。对于探测器阵列, 建立 D3-D4 方向, 其中, 如图 6A 和图 6B 所示, 第二排列方向 D3 平行于方向 Z, 用于表示多排探测器在方向 Z 上的排列; 如图 6C 和图 6D 所示, 第三排列方向 D4 垂直于方向 Z, 用于表示一排探测器的多个探测器模块在垂直于方向 Z 的方向上的排列。

需要说明的是, 此处的各个方向仅出于方便描述本公开实施例的目的, 不意图限制本公开的保护范围。

例如, 支撑件 6 可以包括用于 CT 设备的滑环结构。具体地, 滑环结构可以包括固定部分、旋转部分、接触器和导电环。固定部分又称为固定环, 可以安装在 CT 设备的固定部分 (例如, CT 扫描系统的机架或底座) 上。旋转部分又称为旋转环, 分布式射线源 1 和探测器阵列 2 与旋转部分连接。固定环是滑环的固定端, 旋转环是滑环的转动端。接触器是固定在旋转部分的一组导电刷子或接触片。它们与旋转部分的金属环接触, 从而建立电气连接。接触器可以由导电材料 (例如碳) 制成, 具有良好的导电性和耐磨性。导电环是固定在固定部分的一组金属环。它们与旋转部分的接触器接触, 形成电气连接。导电环可以由高导电性的金属 (例如铜) 制成, 以确保良好的电气传输。

在本公开的实施例中, 探测器阵列 2 可以包括适用于 CT 扫描系统中的各种类型的探测器。例如, 从排数、几何探测器效率上划分, 探测器阵列 2 可以包括

单排探测器、多排探测器或者面阵探测器。从采集 X 射线信号的方式上划分, 探测器阵列 2 可以包括能量沉积型探测器或光子计数探测器。从探测能量上区分, 探测器阵列 2 可以包括单能探测器、双能探测器或者能谱探测器。

图 5A 是根据本公开实施例的 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图, 其中示意性示出了分布式射线源和单排探测器。图 5B 是传统 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图, 其中示意性示出了单靶点射线源和多排探测器。

结合参照图 1 和图 5A, 探测器阵列 2 包括单排探测器 20。例如, 在图 5A 所示的实施例中, 分布式射线源 1 包括 4 个靶点 10。在图 5B 的实施例中, 在传统的 CT 扫描系统中, 设置有单靶点的射线源 1' 和 4 排探测器 2'。结合参照图 5A 和图 5B, 在垂直于第一轴线 AX1 的平面内, 具有 4 个靶点 10 的分布式射线源 1 和单排探测器 20 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率与单靶点的射线源 1' 和 4 排探测器 2' 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率基本相同。相应地, 具有 4 个靶点 10 的分布式射线源 1 和单排探测器 20 的扫描组合与单靶点的射线源 1' 和 4 排探测器 2' 的扫描组合可以得到基本相同的图像效果。在这种情况下, 相对于 4 排探测器 2', 探测器成本可降低为 1/4。

也就是说, 根据本公开实施例的 CT 扫描系统可以包括具有 m 个靶点的分布式射线源 1 和单排探测器 20, 在垂直于第一轴线 AX1 的平面内, 具有 m 个靶点的分布式射线源 1 和单排探测器 20 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率与单靶点的射线源 1' 和 m 排探测器 2' 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率基本相同, 而探测器成本可降低为 1/m。

图 5C 是根据本公开实施例的 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图, 其中示意性示出了分布式射线源和多排探测器。图 5D 是传统 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图, 其中示意性示出了单靶点射线源和更多排探测器。

结合参照图 1 和图 5C, 探测器阵列 2 包括 n 排探测器, n 为大于等于 2 的正整数。例如, 在图 5C 所示的实施例中, 分布式射线源 1 包括 4 个靶点 10, 即 $m=4$; 探测器阵列 2 包括 3 排探测器 20, 即 $n=3$ 。在图 5D 的实施例中, 在传统的 CT 扫描系统中, 设置有单靶点的射线源 1' 和 12 排探测器 2'。结合参照图 5C 和图 5D, 在垂直于第一轴线 AX1 的平面内, 具有 4 个靶点 10 的分布式射线源 1 和 3 排探测器 20 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨

率与单靶点的射线源 1' 和 12 排探测器 2' 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率基本相同。相应地, 具有 4 个靶点 10 的分布式射线源 1 和 3 排探测器 20 的扫描组合与单靶点的射线源 1' 和 12 排探测器 2' 的扫描组合可以得到基本相同的图像效果。在这种情况下, 相对于 12 排探测器 2', 探测器成本可降低为 1/4。

也就是说, 根据本公开实施例的 CT 扫描系统可以包括具有 m 个靶点的分布式射线源 1 和 n 排探测器 20, 在垂直于第一轴线 AX1 的平面内, 具有 m 个靶点的分布式射线源 1 和 n 排探测器 20 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率与单靶点的射线源 1' 和 p 排 ($p=m \times n$) 探测器 2' 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率基本相同, 而探测器成本可降低为 $1/m$ 。

在图 5C 所示的实施例中, 由于组合使用了分布式射线源和多排探测器, 射线束的锥角减小了, 锥角效应对重建图像的影响也降低了, 从而可以提高重建图像的质量。进一步地, 可以将分布式射线源与相距较远的多排探测器结合, 从而可以增加射线束在物体运动方向 (即 Z 方向) 上的覆盖范围, 提高扫描速度。

图 5E 是根据本公开实施例的 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图, 其中示意性示出了分布式射线源和面阵探测器。图 5F 是传统 CT 扫描系统的源、探组合的结构示意图, 其中示意性示出了单靶点射线源和面阵探测器。

结合参照图 1 和图 5E, 探测器阵列 2 包括面阵探测器 20, 面阵探测器可以包括多排探测器模块。例如, 在图 5E 所示的实施例中, 分布式射线源 1 包括 4 个靶点 10, 即 $m=4$; 面阵探测器包括 6 排探测器模块。在图 5F 的实施例中, 在传统的 CT 扫描系统中, 设置有单靶点的射线源 1' 和面阵探测器 2', 面阵探测器 2' 包括 24 排探测器模块。结合参照图 5E 和图 5F, 在垂直于第一轴线 AX1 的平面内, 具有 4 个靶点 10 的分布式射线源 1 和面阵探测器 20 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率与单靶点的射线源 1' 和面阵探测器 2' 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率基本相同。相应地, 具有 4 个靶点 10 的分布式射线源 1 和面阵探测器 20 的扫描组合与单靶点的射线源 1' 和面阵探测器 2' 的扫描组合可以得到基本相同的图像效果。在这种情况下, 相对于面阵探测器 2', 探测器成本可降低为 1/4。

也就是说, 根据本公开实施例的 CT 扫描系统可以包括具有 m 个靶点的分布

式射线源 1 和具有 n 排探测器模块的面阵探测器 20, 在垂直于第一轴线 AX1 的平面内, 具有 m 个靶点的分布式射线源 1 和面阵探测器 20 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率与单靶点的射线源 1' 和具有 p 排 ($p=m \times n$) 探测器模块的面阵探测器 2' 的组合在扫描对象 30 所在的区域中提供的射线扫描的分辨率基本相同, 而探测器成本可降低为 $1/m$ 。

在图 5E 所示的实施例中, 将分布式射线源与面积较小的面阵探测器结合, 可以降低面阵探测器成本同时实现高分辨率成像。

图 6A 至图 6D 分别示意性示出了根据本公开的一些示例性实施例的源、探的一些排列方式。

图 6A 是沿 Y 方向观察的源、探的一种示例性排布方式。如图 6A 所示, 在一些实施例中, 分布式射线源 1 可以包括 m 个靶点 10, m 个靶点 10 在第一排列方向 D1 上间隔排列, 第一排列方向 D1 可以基本平行于第一轴线 AX1。例如, m 个靶点 10 可以沿平行于第一排列方向 D1 的一条直线间隔排列。可选地, m 个靶点 10 可以等间隔距离的方式排列。例如, 在分布式射线源中, m 个靶点沿第一排列方向以预设的间隔距离 dz 等间隔排列。

继续参照图 6A, n 排探测器 20 可以在第三排列方向 D3 上间隔排列, 第三排列方向 D3 可以基本平行于第一轴线 AX1。例如, n 排探测器 20 可以等间隔距离的方式排列。

图 6B 是沿 Y 方向观察的源、探的另一种示例性排布方式。如图 6B 所示, 在一些实施例中, 分布式射线源 1 可以包括 m 个靶点 10, m 个靶点 10 在第一排列方向 D1 上间隔排列, 第一排列方向 D1 可以为弧线方向。例如, m 个靶点 10 可以沿一条弧线或曲线间隔排列。可选地, m 个靶点 10 可以等间隔距离的方式沿一条弧线或曲线间隔排列。例如, 在分布式射线源中, m 个靶点沿第一排列方向以预设的间隔距离 dz 等间隔排列。

继续参照图 6B, n 排探测器 20 可以在第三排列方向 D3 上间隔排列, 第三排列方向 D3 可以基本平行于第一轴线 AX1。例如, n 排探测器 20 可以等间隔距离的方式排列。

图 6C 是沿 Z 方向观察的源、探的一种示例性排布方式。如图 6C 所示, 在一些实施例中, 探测器阵列 2 可以包括单排探测器、多排探测器或面阵探测器。对于单排探测器、多排探测器或面阵探测器而言, 每排探测器或面阵探测器包括

多个探测器模块 21, 在垂直于第一轴线的平面中, 至少一排探测器的多个探测器模块 21 沿第四排列方向 D4 连续排列。第四排列方向 D4 可以为弧线方向。即, 多个探测器模块 21 可以沿一条弧线或曲线连续排列。

在该实施例中, m 个靶点 10 可以在第一排列方向 D1 上间隔排列, 第一排列方向 D1 可以为直线方向或曲线方向。

图 6D 是沿 Z 方向观察的源、探的另一种示例性排布方式。如图 6D 所示, 在一些实施例中, 探测器阵列 2 可以包括单排探测器、多排探测器或面阵探测器。对于单排探测器、多排探测器或面阵探测器而言, 每排探测器或面阵探测器包括多个探测器模块 21, 在垂直于第一轴线的平面中, 至少一排探测器的多个探测器模块 21 沿第四排列方向 D4 连续排列。第四排列方向 D4 可以为垂直于第一轴线 AX1 的直线方向。即, 多个探测器模块 21 可以沿一条直线连续排列。

在该实施例中, m 个靶点 10 可以在第一排列方向 D1 上间隔排列, 第一排列方向 D1 可以为直线方向或曲线方向。

需要说明的是, 图 6A 至图 6D 示例性示出了源、探组合的一些排布方式, 本公开的实施例不局限于此处列举的几种排布方式, 在不冲突的情况下, 图 6A 至 5D 中列举的几种排布方式可以相互组合, 并且, 本公开的实施例还可以包括其他合适的排布方式。

图 7A 至图 7C 分别示意性示出了根据本公开的一些示例性实施例的 CT 扫描系统中分布式射线源的多个靶点的排列方式, 其中, 图 7A 是分布式射线源的透视图, 图 7B 是处于一个旋转状态中的源、探的示意图, 图 7C 是处于另一个旋转状态中的源、探的示意图。需要说明的是, 图 7B 和图 7C 分别是沿 Z 方向观察的源、探的示意图。

结合参照图 1、图 7A 至图 7C, 在本公开的一些示例性的实施例中, 在分布式射线源 1 中, m 个靶点 10 中的至少两个靶点在切线方向 D2 上偏移设置, 其中, 切线方向 D2 为沿与分布式射线源 1 的旋转方向 W 相切的切线延伸的方向。例如, 在图 7B 所示的旋转状态中, 切线 L 正好沿水平方向延伸; 在图 7C 所示的旋转状态中, 切线 L 沿倾斜方向延伸。

如图 7A 至图 7C 所示, 示意性示出了 m 个靶点 10 中的 3 个靶点, 为了描述方便, 将这 3 个靶点分别标记为第一靶点 11、第二靶点 12、第三靶点 13。

m 个靶点中的至少两个靶点 (例如第一靶点 11 和第二靶点 12) 在切线方向

D2 上以第一偏移量 $od1$ 偏移设置。 m 个靶点中的至少两个靶点（例如第二靶点 12 和第三靶点 13）在切线方向 D2 上以第二偏移量 $od2$ 偏移设置。

在一些示例性的实施例中，第一偏移量 $od1$ 和第二偏移量 $od2$ 基本相等。

需要说明的是，在本文中，除非另有特别说明，“基本相等”包括两个量严格相等或者两个量在工程意义上相等的情况，例如，当两个量之间的比值在 0.8~1.2 的范围内时，可以认为两个量基本相等。

如图 7A 至图 7C 所示，第 i 个靶点 mi 在 XYZ 坐标系中的坐标为 (xi, yi, zi) 。例如，在 m 个靶点沿第一排列方向 D1 等间隔距离排列时， m 个靶点的 Z 坐标 zi 是公差为 dz 的等差数列，其中， dz 为等间隔距离。 ρ_i 为靶点 mi 到旋转中心 O（即第一轴线 AX1 在垂直于 Z 方向平面上的正投影点）的距离。 β_i 为靶点 mi 的旋转角度，即，靶点 mi 与旋转中心 O 的连线相对于方向 Y 的角度。第 i 个靶点 mi 在 XYZ 坐标系中的坐标 xi, yi 可以通过下式计算：

$$xi = \rho_i \sin \beta_i,$$

$$yi = \rho_i \cos \beta_i,$$

在本公开的实施例中，将部分靶点 10 在切线方向上做错位排布，即，将 ρ_i 和 β_i 设计成不同的值，使得部分靶点 10 在垂直于 Z 方向的平面上位于不同的位置。通过这样的错位排布，使得射线投影数据包含信息冗余度更低，信息质量更高。

在本公开的实施例中，可以将全部 m 个靶点 10 在切线方向均做错位排布，即， m 个靶点 10 中任意两个靶点在切线方向 D2 上均偏移设置。通过这样的错位排布，进一步使得射线投影数据包含信息冗余度更低，信息质量更高。

进一步地，在本公开的实施例中，相邻靶点 10 之间的偏移量根据分布式射线源的旋转速度 ω 、传送装置的移动速度 v 和靶点在 Z 方向上的间隔距离 dz 确定。即，第一偏移量 $od1$ 、第二偏移量 $od2$ 均根据分布式射线源的旋转速度 ω 、传送装置的移动速度 v 和靶点在第一排列方向 D1（平行于 Z 方向）上的间隔距离 dz 确定。

发明人经研究发现，相邻靶点 10 的旋转角度差 $\Delta\beta$ 应介于整数倍个 $v\omega/dz$ 之间。即， $\Delta\beta = kv\omega/dz$ ，其中 k 为非整数。这样，在进行连续螺旋扫描的过程中，在切线方向进行错位排布的多个靶点发出的射线束可以从不同角度照射扫描对象，然后，探测器探测的投影数据可以包含冗余度交底的信息，从而可以提高图

像质量。

图 8A 示意性示出了传统的 CT 扫描系统中的源、探的排布方式，图 8B 示意性示出了根据本公开实施例的 CT 扫描系统中的源、探的一种示例性排布方式，图 8C 示意性示出了根据本公开实施例的 CT 扫描系统中的源、探的安装结构示意图。

如图 8B 和图 8C 所示，每排探测器 20 可以包括多个探测器模块 21，在垂直于第一轴线 AX1 的平面中，至少一排探测器的多个探测器模块 21 沿圆弧线 RL2 连续排列。圆弧线 RL2 具有圆心 O2。在垂直于第一轴线 AX1 的平面中，至少一个靶点 10 与圆弧线的圆心 O2 偏移设置。即，在本公开的实施例中，探测器模块 21 不沿着以靶点为圆心的圆弧布置。即，探测器相对于射线源的靶点可以进行非向心排布。

如图 8A 所示，在传统的 CT 扫描系统中，探测器相对于射线源的靶点需要进行向心排布，即，探测器模块 21' 沿着以靶点 2' 为圆心的圆弧线排布。

图 8A 和图 8B 中分别示意性示出了滑环的旋转范围 RR1 和 RR2。参照图 8A 和图 8B，在本公开的实施例中，相较于图 8A 中的滑环的旋转范围 RR1，本公开实施例中的滑环的旋转范围 RR2 被缩小，即，滑环的旋转半径减小，从而可以减小 CT 扫描设备的尺寸，并减轻设备重量。

在本公开的实施例中，由于分布式射线源的每个靶点相对于探测器在扇束平面内的位置是相同的，因此可以在探测器 20 前安装沿扇角方向的后准直器 25，以抑制散射信号的干扰，如图 9 所示。在本公开的一些示例性实施例中，CT 扫描系统还可以包括后准直器 25，后准直器 25 位于探测器阵列 2 面向分布式射线源 1 的一侧。

与图 5C 和图 5D 类似，后准直器 25 包括多个子准直器，在垂直于第一轴线的平面中，多个子准直器沿直线或弧线连续排列。

在本公开的实施例中，使用抗散射后准直器来抑制散射光子对图像质量的影响。发明人经研究发现，对于多排探测器和面阵探测器，后准直器的结构复杂，加工难度大，成本较高。在本公开的实施例中，由于将分布式射线源应用于螺旋 CT 扫描系统中，可以使用单排探测器，相应地，可以减小后准直器的结构复杂度，降低其加工难度，并降低其成本。

图 10A 示意性示出了传统的 CT 扫描系统的扫描范围，图 10B 示意性示出了

根据本公开的一些示例性实施例的 CT 扫描系统的扫描范围。

如图 10A 所示,传统的 CT 扫描系统包括单靶点射线源 1',在扫描对象 30 位于的感兴趣区域 ROI),从 Z 方向看,越靠近射线源 1' 的射线覆盖范围越窄,越靠近探测器阵列 2' 的射线覆盖范围越宽。

如图 10B 所示,分布式射线源 1 的 m 个靶点 10 形成的射线束在扫描对象 30 位于的感兴趣区域 ROI 中形成扫描范围,扫描范围包括第一位置 P1 和第二位置 P2,第一位置 P1 比第二位置 P2 更靠近分布式射线源 1,第二位置 P2 位于第一位置 P1 与探测器阵列 2 之间。扫描范围在第一位置 P1 处形成有平行于传送方向的第一直线段 LS1,扫描范围在第二位置 P2 处形成有平行于传送方向的第二直线段 LS2,第一直线段 LS1 的宽度大于第二直线段 LS2 的宽度。

在本公开的一些示例性的实施例中,第一直线段 LS1 的宽度大与第二直线段 LS2 的宽度之比大于 1 且小于等于 1.5。

也就是说,在本公开的实施例中,越靠近射线源,射线的覆盖范围越宽;越靠近探测器阵列,射线的覆盖范围越窄。通过设计射线源的数量和位置,使得在感兴趣区域 ROI 内,射线覆盖的宽处宽度(即第一位置处宽度)和窄处宽度(即第二位置处宽度)不低于图 10A 所示的单源螺旋 CT 模式下射线覆盖的宽处宽度和窄处宽度。因此,在本公开实施例提供的 CT 扫描系统中,可以在大幅节省探测器的情况下,获得不低于原单源螺旋 CT 的扫描速度,同时多源形成的扫描路径更密集,在成像质量方面带来更大优势。

在本公开的一些示例性实施例中,m 个靶点 10 中的至少一个靶点发出的射线束被整形为扇形束。例如,m 个靶点 10 发出的射线束可以均被整形为扇形束。因此,对于分布式射线源的每个靶点,相对于探测器所形成的是倾斜的扇束,因此散射信号强度小于单源多排探测器所形成的锥束,有利于减小 CT 扫描设备的辐射防护压力。

基于此,本公开的一些示例性的实施例提供一种 CT 扫描系统,其中,系统包括:传送装置,用于使扫描对象在扫描通道中沿预定的传送方向移动;分布式射线源,其中,分布式射线源包括 m 个靶点,m 个靶点被配置为按照预定的顺序被激活以发出射线束,m 为大于等于 2 的正整数,m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束,m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束,第一能量低于第二能量;探测

器阵列,探测器阵列用于探测从分布式射线源发出并穿过扫描对象的射线,并根据探测到的射线生成投影数据,其中,探测器阵列被配置为:响应于第一射线束穿过扫描对象,生成第一投影数据;以及,响应于第二射线束穿过扫描对象,生成第二投影数据,以及图像重建装置,图像重建装置被配置为:根据第一投影数据和第二投影数据,生成扫描对象的计算机断层扫描图像,其中,分布式射线源被配置为在扫描对象被扫描时绕第一轴线旋转,其中,第一轴线平行于传送方向;以及在分布式射线源中,m个靶点中的至少两个靶点在切线方向上偏移设置,切线方向为沿与分布式射线源的旋转方向相切的切线延伸的方向。在该CT扫描系统中,将分布式射线源技术和旋转式螺旋CT扫描技术结合为一体,使用分布式射线源代替传统的螺旋CT扫描系统中的单点射线源,可以在不需要增加探测器排数的情况下实现高扫描速度的CT扫描。进一步地,将分布式射线源的部分靶点在旋转方向的切线方向上做错位排布,通过这样的错位排布,使得射线投影数据包含信息冗余度更低,信息质量更高。

本公开的另一些示例性的实施例还提供一种CT扫描系统,其中,系统包括:传送装置,用于使扫描对象在扫描通道中沿预定的传送方向移动;分布式射线源,其中,分布式射线源包括m个靶点,m个靶点被配置为按照预定的顺序被激活以发出射线束,m为大于等于2的正整数,m个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束,m个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束,第一能量低于第二能量;探测器阵列,探测器阵列用于探测从分布式射线源发出并穿过扫描对象的射线,并根据探测到的射线生成投影数据,其中,探测器阵列被配置为:响应于第一射线束穿过扫描对象,生成第一投影数据;以及,响应于第二射线束穿过扫描对象,生成第二投影数据,以及图像重建装置,图像重建装置被配置为:根据第一投影数据和第二投影数据,生成扫描对象的计算机断层扫描图像,其中,CT扫描系统还包括后准直器,后准直器位于探测器阵列面向分布式射线源的一侧。在该CT扫描系统中,将分布式射线源技术和旋转式螺旋CT扫描技术结合为一体,使用分布式射线源代替传统的螺旋CT扫描系统中的单点射线源,可以在不需要增加探测器排数的情况下实现高扫描速度的CT扫描。进一步地,通过设置后准直器,可以抑制散射光子对图像质量的影响。并且,在该实施例中,将分布式射线源应用于螺旋CT扫描系统中,可以使用单排探测器,以此方式,可以减小后准直器的结构

复杂度,降低其加工难度,并降低其成本。

本公开的又一些示例性的实施例还提供一种CT扫描系统,其中,系统包括:传送装置,用于使扫描对象在扫描通道中沿预定的传送方向移动;分布式射线源,其中,分布式射线源包括 m 个靶点, m 个靶点被配置为按照预定的顺序被激活以发出射线束, m 为大于等于2的正整数, m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束, m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束,第一能量低于第二能量;探测器阵列,探测器阵列用于探测从分布式射线源发出并穿过扫描对象的射线,并根据探测到的射线生成投影数据,其中,探测器阵列被配置为:响应于第一射线束穿过扫描对象,生成第一投影数据;以及,响应于第二射线束穿过扫描对象,生成第二投影数据,以及图像重建装置,图像重建装置被配置为:根据第一投影数据和第二投影数据,生成扫描对象的计算机断层扫描图像,其中,探测器阵列包括至少一排探测器,每排探测器包括多个探测器模块,在垂直于第一轴线的平面中,至少一排探测器的多个探测器模块沿圆弧线连续排列;以及在垂直于第一轴线的平面中,至少一个靶点与圆弧线的圆心偏移设置。在该CT扫描系统中,将分布式射线源技术和旋转式螺旋CT扫描技术结合为一体,使用分布式射线源代替传统的螺旋CT扫描系统中的单点射线源,可以在不需要增加探测器排数的情况下实现高扫描速度的CT扫描。进一步地,探测器相对于靶点非向心布置,有利于减小CT扫描设备的尺寸,并减轻设备重量。

本公开的实施例还提供一种CT扫描方法,图11是根据本公开的一些示例性实施例的CT扫描方法的流程图,如图11所示,CT扫描方法可以包括步骤S110~S150。需要说明的是,步骤S110~S150并不是对CT扫描方法的顺序的限制,在不冲突的情况下,CT扫描方法可以并行执行或者以不同于本文中文字记载的先后顺序执行。

在步骤S110中,使传送装置3带动扫描对象30在扫描通道31中沿预定的传送方向 Z 运动。

在步骤S120中,按照预定的顺序激活分布式射线源1包括的 m 个靶点10以发出射线束,从而形成扫描区域,其中, m 为大于等于2的正整数, m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束, m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束,第一能量低于

第二能量。

在步骤 S130 中，使扫描对象 30 穿过扫描区域。

在步骤 S140 中，在扫描对象 30 穿过扫描区域的过程中，利用探测器阵列 2 探测从分布式射线源 1 发出并穿过扫描对象的射线，并根据探测到的射线生成投影数据，其中，响应于第一射线束穿过扫描对象，生成第一投影数据；以及，响应于第二射线束穿过扫描对象，生成第二投影数据。

在步骤 S150 中，根据第一投影数据和第二投影数据，生成扫描对象 30 的计算机断层扫描图像。

在本公开的实施例中，分布式射线源 1 和探测器阵列 2 被配置为在扫描对象 30 被扫描时绕第一轴线 AX1 旋转，并且，扫描对象 30 在扫描时移动穿过扫描区域。

在分布式射线源 1 中，m 个靶点 10 中的至少两个靶点在切线方向 D2 上偏移设置。将分布式射线源的部分靶点在旋转方向的切线方向上做错位排布，通过这样的错位排布，使得射线投影数据包含信息冗余度更低，信息质量更高。

例如，分布式射线源 1 可以具有 5 个可独立出束的靶点，探测器阵列 2 为单排探测器。

扫描方法可以按照以下步骤执行。CT 扫描系统启动，滑环开始旋转；扫描对象经由传送装置 3 的入口进入扫描通道。射线源的 5 个源点按照如图 3C 所示的时序交替出束，每次输出探测器和数采系统均完成一次数据采集。滑环旋转一圈射线源 1 完成 360 轮出束，即探测器采集到 5×360 行投影数据；数据处理系统进行数据处理；扫描对象 30 离开传送装置 3 的出口，完成扫描。

上述 CT 扫描系统中靶点的数量、探测器排数、滑环旋转一圈射线源的出束次数及其它几何参数可以根据不同的实际应用需求调整。源、探的排布方式和几何参数应遵循 X 射线对待重建区域的覆盖不重复不遗漏的要求，满足实现螺旋 CT 重建的数据条件。

根据本公开实施例的 CT 扫描系统与传统的螺旋 CT 系统在相同扫描参数下的重建结果对比图像如图 12A 和图 12B 所示。根据图 12A 和图 12B 可以看出，可以在不需要增加探测器排数的情况下实现高扫描速度的 CT 扫描，并且在高扫描速度的情况下保证重建图像的质量。

图 13 示意性示出了根据本公开实施例的 CT 扫描系统的成像装置的方框图。

如图 13 所示, 根据本公开实施例的 CT 扫描系统的成像装置 4 可以包括处理器 401, 其可以根据存储在只读存储器 (ROM) 402 中的程序或者从存储部分 408 加载到随机访问存储器 (RAM) 403 中的程序而执行各种适当的动作和处理。处理器 401 例如可以包括通用微处理器 (例如 CPU)、指令集处理器和/或相关芯片组和/或专用微处理器 (例如, 专用集成电路 (ASIC)) 等等。处理器 401 还可以包括用于缓存用途的板载存储器。处理器 401 可以包括用于执行根据本公开实施例的方法流程的不同动作的单一处理单元或者是多个处理单元。

在 RAM 403 中, 存储有电子设备 400 操作所需的各种程序和数据。处理器 401、ROM 402 以及 RAM 403 通过总线 404 彼此相连。处理器 401 通过执行 ROM 402 和/或 RAM 403 中的程序来执行根据本公开实施例的方法流程的各种操作。需要注意, 程序也可以存储在除 ROM 402 和 RAM 403 以外的一个或多个存储器中。处理器 401 也可以通过执行存储在一个或多个存储器中的程序来执行根据本公开实施例的方法流程的各种操作。

根据本公开的实施例, 电子设备 400 还可以包括输入/输出 (I/O) 接口 405, 输入/输出 (I/O) 接口 405 也连接至总线 404。电子设备 400 还可以包括连接至 I/O 接口 405 的以下部件中的一项或多项: 包括键盘、鼠标等的输入部分 406; 包括诸如阴极射线管 (CRT)、液晶显示器 (LCD) 等以及扬声器等的输出部分 407; 包括硬盘等的存储部分 408; 以及包括诸如 LAN 卡、调制解调器等网络接口卡的通信部分 409。通信部分 409 经由诸如因特网的网络执行通信处理。驱动器 410 也根据需要连接至 I/O 接口 405。可拆卸介质 411, 诸如磁盘、光盘、磁光盘、半导体存储器等等, 根据需要安装在驱动器 410 上, 以便于从其上读出的计算机程序根据需要被安装入存储部分 408。

附图中的流程图和框图, 图示了按照本公开各种实施例的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上, 流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段、或代码的一部分, 上述模块、程序段、或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意, 在有些作为替换的实现中, 方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如, 两个接连地表示的方框实际上可以基本并行地执行, 它们有时也可以按相反的顺序执行, 这依所涉及的功能而定。也要注意, 框图或流程图中的每个方框、以及框图或流程图中的方框的组合, 可以用执行规定的功

能或操作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

以上对本公开的实施例进行了描述。但是,这些实施例仅仅是为了说明的目的,而并非为了限制本公开的范围。尽管在以上分别描述了各实施例,但是这并不意味着各个实施例中的措施不能有利地结合使用。本公开的范围由所附权利要求及其等同物限定。不脱离本公开的范围,本领域技术人员可以做出多种替代和修改,这些替代和修改都应落在本公开的范围之内。

权 利 要 求

1.一种CT扫描系统,其中,所述系统包括:

传送装置,用于使扫描对象在扫描通道中沿预定的传送方向移动;

分布式射线源,其中,所述分布式射线源包括 m 个靶点,所述 m 个靶点被配置为按照预定的顺序被激活以发出射线束, m 为大于等于2的正整数,所述 m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束,所述 m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束,所述第一能量低于所述第二能量;

探测器阵列,所述探测器阵列用于探测从所述分布式射线源发出并穿过所述扫描对象的射线,并根据探测到的射线生成投影数据,其中,所述探测器阵列被配置为:响应于所述第一射线束穿过所述扫描对象,生成第一投影数据;以及,响应于所述第二射线束穿过所述扫描对象,生成第二投影数据,以及

图像重建装置,所述图像重建装置被配置为:根据所述第一投影数据和所述第二投影数据,生成所述扫描对象的计算机断层扫描图像,

其中,所述分布式射线源被配置为在所述扫描对象被扫描时绕第一轴线旋转,其中,所述第一轴线平行于所述传送方向。

2.如权利要求1所述的系统,其中,所述系统还包括电压供给装置,所述电压供给装置用于分别给所述分布式射线源的 m 个靶点提供电压;

所述电压供给装置被配置为:给所述 m 个靶点中至少一个靶点供给第一电压,以及,给所述 m 个靶点中至少另一个靶点供给第二电压,其中,所述第一电压低于所述第二电压。

3.如权利要求1所述的系统,其中,所述系统还包括电压供给装置,所述电压供给装置用于分别给所述分布式射线源的 m 个靶点提供电压;

所述电压供给装置被配置为:给所述 m 个靶点中至少一个靶点供给第一电压,以及,给所述 m 个靶点中至少另一个靶点供给第二电压,其中,所述第一电压基本等于所述第二电压。

4.如权利要求3所述的系统,其中,所述系统还包括至少一个射线过滤部,

所述至少一个射线过滤部设置于所述 m 个靶点中至少一个靶点的出来路径上，用于将所述 m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束调制为具有第一能量的第一射线束。

5.如权利要求 1-4 中任一项所述的系统，其中，所述 CT 扫描系统还包括控制器，所述控制器被配置为控制所述分布式射线源的以下方面中的至少一个方面：

m 个靶点的激活时刻、 m 个靶点发出的射线束的持续时间、 m 个靶点发出的射线束的强度和 m 个靶点发出的射线束的能量。

6.如权利要求 1-5 中任一项所述的系统，其中，在所述分布式射线源中，所述 m 个靶点沿第一排列方向间隔排列，其中，所述第一排列方向平行于所述第一轴线。

7.如权利要求 1-6 中任一项所述的系统，其中，所述分布式射线源包括具有多个靶点的 X 射线发生管，或者，所述分布式射线源包括多个具有单靶点的 X 射线发生管。

8.如权利要求 1-7 中任一项所述的系统，其中，所述探测器阵列包括单排探测器。

9.如权利要求 1-7 中任一项所述的系统，其中，所述探测器阵列包括 n 排探测器， n 为大于等于 2 的正整数。

10.如权利要求 1-7 中任一项所述的系统，其中，所述探测器阵列包括面阵探测器。

11.如权利要求 1-7 中任一项所述的系统，其中，所述探测器阵列包括 n_1 排探测器， n_1 为大于等于 1 的正整数， m 大于 n_1 。

12.如权利要求9所述的系统,其中,所述 m 个靶点沿第一排列方向间隔排列,其中,所述第一排列方向平行于所述第一轴线;所述 n 排探测器沿所述第一排列方向间隔排列。

13.如权利要求1所述的系统,其中,在所述分布式射线源中,所述 m 个靶点中的至少两个靶点在切线方向上偏移设置,所述切线方向为沿与所述分布式射线源的旋转方向相切的切线延伸的方向。

14.如权利要求1-13中任一项所述的系统,其中,所述CT扫描系统还包括后准直器,所述后准直器位于所述探测器阵列面向所述分布式射线源的一侧。

15.如权利要求8、9、11、12和14中任一项所述的系统,其中,每排探测器包括多个探测器模块,在垂直于所述第一轴线的平面中,至少一排探测器的多个探测器模块沿圆弧线连续排列;

在垂直于所述第一轴线的平面中,至少一个靶点与所述圆弧线的圆心偏移设置。

16.一种CT扫描方法,其中,所述方法包括:

使传送装置带动扫描对象在扫描通道中沿预定的传送方向运动;

按照预定的顺序激活分布式射线源包括的 m 个靶点以发出射线束,从而形成扫描区域,其中, m 为大于等于2的正整数,所述 m 个靶点中至少一个靶点发出的射线束被调制为具有第一能量的第一射线束,所述 m 个靶点中至少另一个靶点发出的射线束被调制为具有第二能量的第二射线束,所述第一能量低于所述第二能量;

使所述扫描对象穿过所述扫描区域;

在所述扫描对象穿过所述扫描区域的过程中,利用探测器阵列探测从所述分布式射线源发出并穿过所述扫描对象的射线,并根据探测到的射线生成投影数据,其中,响应于所述第一射线束穿过所述扫描对象,生成第一投影数据;以及,响应于所述第二射线束穿过所述扫描对象,生成第二投影数据;

根据所述第一投影数据和所述第二投影数据,生成所述扫描对象的计算机

断层扫描图像，

其中，所述分布式射线源被配置为在所述扫描对象被扫描时绕第一轴线旋转，其中，所述第一轴线平行于所述传送方向。