



(21)申请号 201280074553.0

(22)申请日 2012.06.05

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104486997 A

(43)申请公布日 2015.04.01

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.01.07

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2012/040923 2012.06.05

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/184103 EN 2013.12.12

(73)专利权人 拉皮斯坎系统股份有限公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 W.M.汤普森 W.R.B.莱昂哈特
E.J.莫顿

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

代理人 吴俊

(51)Int.Cl.

A61B 6/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 101185577 A,2008.05.28,
US 2005/0276377 A1,2005.12.15,
CN 101842052 A,2010.09.22,
CN 101048802 A,2007.10.03,全文.
US 7728397 B2,2010.06.01,全文.
CN 101512379 A,2009.08.19,
US 2011/0188725 A1,2011.08.04,
H.Bruder et al..Efficient Extended
Field of View (eFOV) Reconstruction
Techniques for Multi-Slice Helical CT.
《Medical Imaging 2008:Physics of Medical
Imaging》.2008,

审查员 洪虹

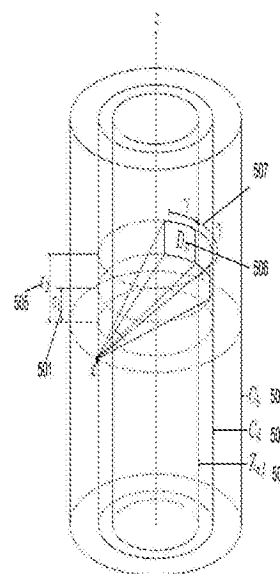
权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

X射线扫描系统的射线源激发模式的最佳化

(57)摘要

本专利申请公开一种计算机断层扫描系统,该系统具有编程为使射线源激发模式最佳化的非旋转X射线源。在一个实施例中,该CT系统是快速锥束CT扫描器,它使用布置为偏置几何结构的由多个射线源组成的固定环和由检测器组成的固定环。应理解,射线源激发模式由控制器实现,控制器实施多种方法来确定射线源激发模式,该射线源激发模式适合于X射线源和检测器偏置设置的几何结构。



1. 一种用于获得具有一定长度的物体的辐照图像的X射线成像装置,包括:

在所述物体周围沿第一环布置的多个X射线管,每个X射线管包括预定数目的X射线源,每个X射线源与相邻射线源的间距相等,每个X射线源在预定发射周期中发射X射线;和
控制器,配置为

通过安装虚拟圆柱的表面的源点的均匀分布的三角形网格确定源激发模式,该虚拟圆柱具有一长度,其中该虚拟圆柱处于所述物体周围,并且该虚拟圆柱的长度等于或大于物体的长度,以及

根据所述激发模式,促使每个X射线源在每个源点处发射X射线,其中,所述激发模式促发所述虚拟圆柱的表面上大致等边三角形的取样格。

2. 如权利要求1所述的X射线成像装置,其中,所述虚拟圆柱的长度等于物体的长度加上一定的距离,该距离在0毫米至100毫米范围内。

3. 如权利要求1所述的X射线成像装置,其中,所述X射线源是固定不动的。

4. 如权利要求1所述的X射线成像装置,其中,所述激发模式按非相继次序使所述X射线源发射X射线。

5. 如权利要求1所述的X射线成像装置,其中,所述激发模式按非螺旋模式使所述X射线源发射X射线。

6. 如权利要求1所述的X射线成像装置,其中,所述激发模式是旋转不变的。

7. 如权利要求1所述的X射线成像装置,其中,所述X射线成像装置限定出一重建腔体,该重建腔体包括多个体元,其中,X射线以多个角度与该重建腔体的每个体元相交,所述多个角度在0度至360度范围内基本均匀地分布。

8. 如权利要求1所述的X射线成像装置,还包括在所述物体周围沿第二环布置的多个传感器,这些传感器用于检测从所述多个X射线源发射并穿过所述物体的X射线,其中,这些传感器布置为沿预定轴线与X射线源偏置。

9. 一种用于获得具有一定长度的物体的辐照图像的X射线成像装置,包括:

a. 多个X射线管,每个X射线管包括预定数目的X射线源,每个X射线源在预定发射周期中发射X射线,其中,X射线源以环形模式布置在与物体的移动方向正交的平面上;和

b. 控制器,配置为

通过安装虚拟圆柱的表面的源点的均匀分布的三角形网格确定源激发模式,其中,该虚拟圆柱具有一长度,该虚拟圆柱处于所述物体周围,并且该虚拟圆柱的长度等于或大于物体的长度,以及

根据所述激发模式,促使每个X射线源发射X射线,其中,所述激发模式从所述虚拟圆柱的表面上大致等边三角形的取样格中的所述源以旋转不变的次序促发大致均匀分布的X射线。

10. 如权利要求9所述的X射线成像装置,其中,在工作过程中,所述X射线管是固定不动的。

11. 如权利要求10所述的X射线成像装置,其中,所述物体在输送带上移动,该输送带具有在250毫米/秒至500毫米/秒范围内的速度。

12. 如权利要求9所述的X射线成像装置,其中,所述虚拟圆柱的长度等于物体的长度加上一定的距离,该距离在0毫米至100毫米范围内。

13. 如权利要求9所述的X射线成像装置,还包括用于产生投影数据的多个检测器,其中,控制器基于所述投影数据修改激发模式。

14. 如权利要求9所述的X射线成像装置,还包括用于产生投影数据的多个检测器,其中,所述X射线源和所述检测器组合后呈现出多重对称。

15. 一种限定出包括多个体元重建腔体以扫描物体的X射线成像装置,包括:

a. 多个X射线管,每个X射线管包括预定数目的X射线源,每个X射线源在预定发射周期中发射X射线,其中,在工作过程中,X射线源是固定不动的,并且X射线源布置在一个平面上;

b. 多个检测器,其中,这些检测器处于至少一个与X射线源所在平面平行的平面上,并且所述检测器和所述X射线源不共面,其中,所述检测器产生投影数据;和

c. 控制器,配置为

通过安装虚拟圆柱的表面的源点的均匀分布的三角形网格确定源激发模式,其中,该虚拟圆柱具有一长度,该虚拟圆柱处于所述物体周围,并且该虚拟圆柱的长度等于或大于物体的长度,以及

促使配置为按照激发模式使所述X射线源中的每一个发射X射线,其中,所述激发模式使X射线源以多个角度发射与所述重建腔体的每个体元相交的X射线,所述多个角度在所述虚拟圆柱的表面上大致等边三角形的取样格中、在0度至360度范围内基本上均匀分布。

16. 如权利要求15所述的X射线成像装置,其中,所述虚拟圆柱的长度等于物体的长度加上一定的距离,该距离在0毫米至100毫米范围内。

17. 如权利要求15所述的X射线成像装置,其中,使用所述投影数据实现重建的方法之数据存储要求低于使用以相继或螺旋激发模式产生的投影数据实现重建的方法之数据存储要求。

18. 如权利要求15所述的X射线成像装置,其中,使用所述投影数据实现重建的方法之计算处理能力要求低于使用以相继或螺旋激发模式产生的投影数据实现重建的方法之计算处理能力要求。

X射线扫描系统的射线源激发模式的最佳化

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请要求于2011年2月24日提交的同名美国临时专利申请61/446,098的权益,该专利申请的内容通过引用整体并入本文。

[0003] 本专利申请还涉及于2011年7月27日提交的美国专利申请13/146,645,该专利申请是于2010年1月27日提交的PCT/GB2010/050125的371国家阶段申请,而PCT/GB2010/050125的优先权又依赖于2009年1月28日提交的英国申请0901338.4。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0004] 本专利申请还涉及于2011年1月13日提交的美国专利申请13/054,066,该专利申请是于2009年7月15日提交的PCT/GB2009/001760的371国家阶段申请,而PCT/GB2009/001760的优先权又依赖于2008年7月15日提交的英国申请0812864.7。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0005] 本专利申请还涉及于2011年3月11日提交的美国专利申请13/063,467,该专利申请是于2009年9月13日提交的PCT/GB09/51178的371国家阶段申请,而PCT/GB09/51178的优先权又依赖于2008年9月13日提交的英国申请0816823.9。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0006] 本专利申请还涉及于2011年2月22日提交的美国专利申请13/032,593。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0007] 本专利申请还涉及于2010年5月26日提交的美国专利申请12/787,930,而该专利申请的优先权依赖于2009年5月26日提交的美国临时专利申请61/181,068。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0008] 本专利申请还涉及于2010年5月26日提交的美国专利申请12/788,083,而该专利申请的优先权依赖于2009年5月26日提交的美国临时专利申请61/181,070。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0009] 本专利申请还涉及于2011年4月14日提交的美国专利申请13/086,708,该专利申请是于2009年6月16日提交的美国专利7,949,101的延续案。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0010] 本专利申请还涉及于2010年6月3日提交的美国专利申请12/792,931,而该专利申请的优先权依赖于2009年6月3日提交的美国临时专利申请61/183,591。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0011] 本专利申请还涉及于2012年1月9日提交的美国专利申请13/346,705,该专利申请是于2010年7月13日提交的美国专利12/835,682的延续案,而美国专利12/835,682的优先权依赖于2009年7月14日提交的美国临时专利申请61/225,257。上述的每个专利申请通过引用整体并入本文。

[0012] 本专利申请还涉及于2010年5月26日提交的美国专利申请12/787,878,该专利申请的优先权依赖于2009年5月26日提交的美国临时专利申请61/181,077,而美国临时专利申请61/181,077是:

[0013] 1. 于2009年6月16日提交的美国专利申请12/485,897的部分延续案,美国专利申请12/485,897是于2005年10月25日提交并且现已授予美国专利7,564,939的美国专利申请10/554,656的延续案,美国专利申请10/554,656是于2004年4月23日提交的PCT/GB04/01729的371国家阶段申请,而PCT/GB04/01729的优先权又依赖于2003年4月25日提交的英国申请0309387.9;

[0014] 2. 于2009年2月16日提交的美国专利7,903,789的部分延续案,美国专利7,903,789是于2005年10月25日提交的美国专利7,512,215的延续案,美国专利7,512,215是于2004年4月23日提交的PCT/GB2004/01741的371国家阶段申请,而PCT/GB2004/01741的优先权又依赖于2003年4月25日提交的英国申请0309383.8;

[0015] 3. 于2005年10月25日提交的美国专利7,664,230的部分延续案,美国专利7,664,230是于2004年4月23日提交的PCT/GB2004/001731的371国家阶段申请,而PCT/GB2004/001731的优先权又依赖于2003年4月25日提交的英国申请0309371.3;

[0016] 4. 于2008年2月19日提交并且现已授予美国专利7,505,563的美国专利申请12/033,035的部分延续案,美国专利申请12/033,035是于2005年10月25日提交并且现已授予美国专利7,349,525的美国专利申请10/554,569的延续案,美国专利申请10/554,569是于2004年4月23日提交的PCT/GB04/001732的371国家阶段申请,而PCT/GB04/001732的优先权又依赖于2003年4月25日提交的英国专利申请0309374.7;

[0017] 5. 于2010年4月12日提交的美国专利7,929,663的部分延续案,美国专利7,929,663是于2008年9月16日提交并且现已授予美国专利7,724,868的美国专利申请12/211,219的延续案,美国专利申请12/211,219是于2005年10月25日提交并且现已授予美国专利7,440,543的美国专利申请10/554,655的延续案,美国专利申请10/554,655是于2004年4月23日提交的PCT/GB2004/001751的371国家阶段申请,而PCT/GB2004/001751的优先权又依赖于2003年4月25日提交的英国专利申请0309385.3;

[0018] 6. 于2010年1月29日提交的美国专利8,085,897的部分延续案,美国专利8,085,897是于2005年10月25日提交并且现已授予美国专利7,684,538的美国专利申请10/554,570的延续案,美国专利申请10/554,570是于2004年4月23日提交的PCT/GB2004/001747的371国家阶段申请,而PCT/GB2004/001747的优先权又依赖于2003年4月25日提交的英国专利申请0309379.6;

[0019] 7. 于2011年1月25日授予的美国专利7,876,879和于2008年6月19日提交的美国专利申请12/142,005的部分延续案,这两者都是于2006年12月15日提交的PCT/GB2006/004684的371国家阶段申请,而PCT/GB2006/004684的优先权又依赖于2005年12月16日提交的英国专利申请0525593.0;

[0020] 8. 于2011年12月7日提交的美国专利申请13/313,854的部分延续案,美国专利申请13/313,854是于2009年6月4日提交并且现已授予美国专利8,094,784的美国专利申请12/478,757的延续案,美国专利申请12/478,757是于2009年2月2日提交的美国专利申请12/364,067的延续案,美国专利申请12/364,067是于2008年2月19日提交并且现已授予美国专利7,505,563的美国专利申请12/033,035的延续案,美国专利申请12/033,035是于2005年10月25日提交并且现已授予美国专利7,349,525的美国专利申请10/554,569的延续案,美国专利申请10/554,569是于2004年4月23日提交的PCT/GB04/001732的371国家阶段

申请,而PCT/GB04/001732的371的优先权又依赖于2003年4月25日提交的英国专利申请0309374.7。另外,该美国专利申请的优先权依赖于2008年7月15提交的英国专利申请0812864.7;和

[0021] 9.于2010年2月25日提交的美国专利申请12/712,476的部分延续案,美国专利申请12/712,476的优先权依赖于2009年2月26提交的美国临时专利申请61/155,572和于2009年2月25日提交的英国专利申请0903198.0。

[0022] 上述PCT、外国专利申请和美国专利申请之中的每一个以及与它们相关的任何申请通过引用整体并入本文。

技术领域

[0023] 本发明涉及X射线扫描,尤其涉及记算机断层(CT)X射线扫描系统产生的图像的改进型重建方法。

背景技术

[0024] 目前,使用常规的X射线系统产生物体内部的三维图像,以用于各种目的,包括安全检测、医疗诊断、过程成像、以及非破坏性试验。目前有多种不同的系统结构可产生用于创建三维图像的图像扫描数据。

[0025] 在一个示例性系统中,X射线源绕被检测物体旋转。来自于射线源的X射线准直扇束穿过被检测物体,到达相对于射线源来说位于物体的另一侧的X射线检测器的一维阵列。按若干角度之中的每个角度收集透射X射线数据,以形成二维正弦图。此信息经过图像重建算法处理,以产生被检测物体的二维截面图像。

[0026] 在另一个示例性系统中,X射线源以辐照锥体的形式发射X射线,辐照锥体穿过物体至正对射线源的X射线检测器二维阵列。射线源和检测器阵列绕被检测物体旋转,产生的X射线投影数据被重建为三维图像。

[0027] 在另一个示例性系统中,被检测对象沿基本上为直线型的轨迹平移,而射线源和检测器组件在垂直于物体运动轴线的平面内旋转,以形成经过改进的三维图像。在此情况中,射线源绕物体呈螺旋形运动,射线源点的轨迹位于物体周围的圆柱面上。物体穿过射线源和检测器的平面的速度与射线源和检测器组件绕物体旋转的速度相关,此比值描述为螺旋的节距。

[0028] 申请人开发了一种新一代X射线系统,该系统利用布置在单个真空管壳中的不只一个电子枪和一个或多个高压阳极来实现X射线源。在此系统中,X射线源利用可按任何选定次序激发的多个栅极控制电子枪使X射线束以非相继方式绕被检测物体运动,来自于每个源电子束被导向为照射分布在被检测物体周围的阳极部分。这样,能够按照动态和高通量的物体成像要求以很高的速度形成非螺旋形射线源轨迹。另外,电子枪在静电控制下的快速切换使得X射线管的有效焦点快速移动,并且快速产生多组断层X射线扫描数据,而无需利用运动部件。

[0029] 通过适当配置激发次序,能够以比常规系统高得多的速度收集一组最佳X射线投影数据。在上文所列的专利申请中揭示了这些系统的一些例子,这些专利申请通过引用结合在此。

[0030] 虽然申请人说明了相继激发电子枪的一种途径,但是需要开发一种以最佳方式激发电子枪序列以避免产生图像伪影的改进方法。

[0031] 尤其是,申请人认识到,常规的X射线源螺旋运动无法以最佳方式对物体内的投影空间进行取样,由于取样受限,因而后续会形成图像伪影。申请人进一步认识到,利用多发射器X射线源技术,能够确定最佳射线源激发次序,该激发次序不代表螺旋扫描几何结构,并且会导致产生改良的三维图像。

发明内容

[0032] 在一个实施例中,本发明揭示一种用于获得具有一定长度的物体的辐照图像的X射线成像装置,该X射线成像装置包括:在物体周围沿第一环布置的多个X射线管,每个X射线管包括预定数目的X射线源,每个X射线源与相邻X射线源的间距相等,每个X射线源在预定发射周期中发射X光线;以及配置为按照激发模式使所述X射线源中的每一个发射X射线的控制器,其中,所述激发模式使来自于X射线源的X射线在具有一定长度的虚拟圆柱的表面上基本均匀地分布,该虚拟圆柱处于物体的周围,虚拟圆柱的长度等于或大于物体的长度。X射线源是固定不动的。

[0033] 可选地,虚拟圆柱的长度等于物体的长度加上一定的距离,该距离在0毫米至100毫米范围之内。激发模式使X射线源以非相继次序发射X射线。激发模式使X射线源以非螺旋模式发射X射线。激发模式是旋转不变的。

[0034] 可选地,X射线成像装置限定出一重建腔体,该重建腔体包括多个体元,其中,X射线以多个角度与重建腔体的每个体元相交,所述多个角度在0度至360度范围内基本上均匀分布。X射线成像装置还包括在物体周围沿第二环布置的多个传感器,这些传感器用于检测从多个X射线源发射并穿过物体的X射线,其中,这些传感器布置为沿预定轴线与X射线源偏置。

[0035] 在另一个实施例中,本发明揭示一种用于获得具有一定长度的物体的辐照图像的X射线成像装置,该X射线成像装置包括:多个X射线管,每个X射线管包括预定数目的X射线源,每个X射线源在预定发射周期中发射X射线,其中,X射线源以环形模式布置在与物体的移动方向正交的平面上;以及配置为按照激发模式使所述X射线源之中的每一个发射X射线的控制器,其中,所述激发模式使所述射线源以旋转不变的次序激发。在工作过程中,X射线管是固定不动的。

[0036] 可选地,物体在运输带上移动,该运输带具有在250毫米/秒至500毫米/秒范围内的速度。激发模式使来自于X射线源的X射线在具有一定长度的虚拟圆柱的表面上均匀分布,其中,虚拟圆柱处于物体周围,虚拟圆柱的长度等于或大于物体的长度。虚拟圆柱的长度等于物体的长度加上一定的距离,其中,所述距离在0毫米至100毫米范围内。

[0037] 可选地,X射线成像装置还包括用于产生投影数据的多个检测器,其中,控制器基于所述投影数据修改激发模式。可选地,X射线成像装置还包括用于产生投影数据的多个检测器,其中,射线源和检测器组合后呈现出多重对称。

[0038] 在另一个实施例中,本发明揭示一种X射线成像装置,该X射线成像装置限定出包括多个体元,的重建腔体以扫描物体,该X射线成像装置包括多个X射线管,每个X射线管包括预定数目的X射线源,每个X射线源在预定发射周期中发射X射线,其中,在工作过程中,X射

线源固定不动,X射线源布置在一个平面上;多个检测器,其中,这些检测器处于至少一个与射线源所在平面平行的平面上,并且检测器和X射线源相对于该平面不共面,检测器产生投影数据;以及配置为按照激发模式使所述X射线源之中的每一个发射X射线的控制器,其中,所述激发模式使X射线源以多个角度发射与重建腔体的每个体元相交的X射线,所述多个角度在0度至360度范围内基本上均匀分布。

[0039] 可选地,激发模式使来自于X射线源的X射线在具有一定长度的虚拟圆柱的表面上均匀分布,其中,虚拟圆柱处于物体周围,虚拟圆柱的长度等于或大于物体的长度。虚拟圆柱的长度等于物体的长度加上一定的距离,其中,所述距离在0毫米至100毫米范围内。使用所述投影数据实现重建的方法之数据存储要求低于使用以相继或螺旋激发模式产生的投影数据实现重建的方法之数据存储要求。使用所述投影数据实现重建的方法之计算处理能力要求低于使用以相继或螺旋激发模式产生的投影数据实现重建的方法之计算处理能力要求。

[0040] 本发明的上述实施方式和其它实施方式将通过附图和下文的详细说明来更深入地描述。

附图说明

[0041] 通过参照附图做出的下述详细说明,能够更好地理解本发明的这些特性和优点以及其它特性和优点。在附图中:

[0042] 图1示出了一种适合于与本发明结合使用的X射线发射器;

[0043] 图2是本发明的X射线成像系统的示意图,该X射线成像系统包括若干个如图1所示的发射单元;

[0044] 图3是本发明的第二实施例的X射线成像系统的布置图;

[0045] 图4是本发明的第三实施例的X射线成像系统的布置图;

[0046] 图5示出了一种实时断层分析(RTT)系统的示例性几何结构;

[0047] 图6示出了射线源在圆柱表面上的规则网格上的位置;

[0048] 图7(a)示出了使用螺旋几何结构的取样模式的第一图;

[0049] 图7(b)示出了使用由本发明中所揭示的方法产生的激发模式的取样模式的第二图;以及

[0050] 图8是不同激发模式的投影密度的曲线图。

具体实施方式

[0051] 下面将说明多个实施例。以下揭示内容的目的是使所属领域的普通技术人员能够实践本发明。在本说明中使用的语言应按本文中所用的术语的含义理解,不应理解为排除任何特定的实施方式或用于限制所附的权利要求。在不脱离本发明的精神和范围的前提下,在此定义的总体原则也可适用于其它实施方式和应用。而且,所用的术语和用语仅用于说明示例性实施方式的目的,不应理解为限制性的。因此,本发明应按涵盖与所揭示的原理和特性相符的众多可替代方案、修改方案和等效方案的最宽范围来理解。为了清楚起见,未详细说明与本发明相关的技术领域中所公知的技术材料的细节,以免使本发明变得难以理解。

[0052] 图1示出了一种多发射器X射线源10,其中,阳极32被一组电子枪18照射,整个组件处于真空管壳25中。每个电子源由通过一系列控制针脚30施加在电子枪组件上的电位控制。公共焦点电位28可控制每个电子枪的射线管的焦点,以便根据阳极的热负荷来平衡图像的空间分辨率。本领域技术人员应理解,可以配置其它的可替代电子枪布置形式,从而有选择性地照射阳极的区域,所有这种实施方式都属于本发明的范围。

[0053] 多焦点X射线管10包括陶瓷成形件12和在成形件的两侧14、16之间延伸的电子枪(或发射元件)18。若干个栅极丝20形式的栅极元件支撑在成形件12上,并在垂直于发射元件18的两侧14、16之间的缝隙上方延伸,但是位于平行于它的平面上。若干个聚焦丝22形式的聚焦元件支撑在发射元件的栅极丝的相对侧的另一个平面上。聚焦丝22平行于栅极丝20,并且它们的间距与栅极丝的间距相同,每条聚焦丝22与相应的栅极丝20对齐。

[0054] 射线源10装在发射单元25的外壳24中,成形件12支撑在该外壳的基座24a上。聚焦丝22支撑在两条支撑轨26a、26b上,并与成形件12隔开,这两条支撑轨平行于发射元件18延伸,并且,所述支撑轨安装在外壳的基座24a上。支撑轨26a、26b是导电的,从而所有聚焦丝22电连接在一起。一个支撑轨26a连接至连接器28,连接器28从外壳的基座24a探出,为聚焦丝22提供电连接。每条栅极丝20在成形件的一侧16向下延伸,并连接至相应的电连接器30,电连接器30为每条栅极丝20提供独立的电连接。

[0055] 阳极32支撑在外壳的侧壁24b、24c之间。阳极平行于发射元件18延伸。因此,栅极丝20和聚焦丝22在发射元件18和阳极32之间延伸。连接至阳极的电连接器34穿过外壳的侧壁24b。

[0056] 发射元件18支撑在成形件的端部中,并且通过经由外壳中的连接器36、38输送至发射元件的电流加热。

[0057] 为了从一个位置产生一束电子,一对相邻的栅极丝20可连接至相对于元件18为正值的抽取电位,而其余栅极丝连接至相对于元件18为负值的阻断电位。通过选择用于抽取电子的一对栅极丝20,能够选择电子束的位置。由于X射线将从阳极32上被电子轰击的点发射,因此,通过选择将用于抽取电子的一对栅极丝,还能够选择X射线源的位置。所有聚焦元件22都相对于栅极丝20保持正电位,从而在任何一对栅极丝之间抽取的电子也会在相应的一对聚焦元件22之间穿过,并被该对聚焦元件22聚焦。

[0058] 图2示出了一种适合用于多发射器X射线管型X射线成像系统的控制系统,其中,在栅极控制系统(该系统确定待照射的阳极区域)和从X射线传感器阵列采集数据的操作之间保持精确计时。图像重建引擎把二维投影数据组合为一组三维数据,以备操作员检查。

[0059] X射线扫描器50设置为常规几何结构,包括由发射单元25组成的阵列,该发射单元阵列以弧形方式布置在扫描器中轴线X周围,并布置在朝扫描器轴线X发射X射线的方向上。在发射器内布置有一圈传感器52,这些传感器朝向扫描器轴线。传感器52和发射单元25沿轴线X彼此偏置,从而从发射单元发射的X射线从距其最近的传感器旁边经过,穿过物体,并被距其最远的若干传感器检测。用于检测来自每个射线源的X射线的传感器52之数目取决于从管25中的每个射线源位置发射的X射线扇面的宽度。扫描器由控制系统控制,该控制系统执行由图2中的功能块表征的若干功能。

[0060] 系统控制功能块54控制图像显示单元56、X射线管控制功能块58和图像重建功能块60,并从它们接收数据。X射线管控制功能块58控制焦点控制功能块62、栅极控制功能块

64和高压电源68,焦点控制功能块62控制每个发射单元25中的聚焦丝22的电势,栅极控制功能块64控制每个发射单元25中的各条栅极丝20的电势,高压电源68向每个发射功能块的阳极32供电,并向发射元件18供电。图像重建功能块60控制一传感器控制功能块70,并从该传感器控制功能块70接收数据,进而该传感器控制功能块70控制传感器52,并从传感器52接收数据。

[0061] 在工作时,待扫描的物体沿轴线X经过,来自于X射线管25的X射线束穿过物体。在每个扫描周期中,每个管25中的每个射线源位置仅使用一次,当物体沿轴线X移动时,扫描周期不断重复。每个射线源位置产生X射线扇面,X射线在穿过物体后被若干传感器52检测。

[0062] 在先前的专利申请中,申请人说明了从管25中的射线源位置发射X射线的次序选择为使得X射线管的热负荷最小。这是通过适当安排发射次序、使得每个射线源位置与前一个和后一个射线源位置不相邻从而彼此间隔来实现的。如下所述,本发明揭示了一种安排从管25中的射线源位置发射X射线的次序的改进方式。

[0063] X射线成像系统的各种构造都涵盖在本申请的范围之内。例如,图3示出了一种系统,在该系统中,由区域75限定的物体重建空间被一系列直线型X射线管段60、61、62、63、64照射,每个X射线管段包含一系列独立的X射线源发射点,即,70、71、72、73、74。然后,可按预定次序激发每个X射线管中的射线源(标记为1、2、3、4、5)。

[0064] 图4示出了一种系统构造,其中,图像重建区域86被一排射线源点80环绕,一圈检测器82布置在与射线源点的平面相邻的平面上。X射线源80在轴线X周围间隔布置,传感器82在轴向上与射线源80偏置。当一个射线源80a发射X射线束84时,该X射线束84会偏射,穿过物体86,并到达若干个传感器82。当需要检测来自于每个射线源位置80的X射线的传感器82已知时,若不需要任何共用检测器,则能够选择可同时发射的射线源位置。例如,若有24个射线源位置80和24个传感器82,并且每个射线源位置需要5个传感器,则可同时使用按 90° 间隔布置在物体周围的四个传感器80a、80b、80c和80d。

[0065] 在本专利申请中,具有非旋转X射线源的计算机断层扫描系统编程为使射线源激发模式最佳化。在一个实施例中,该CT系统是快速锥束CT扫描器,它使用布置为偏置几何结构的由多个射线源组成的固定环和由检测器组成的固定环。应理解,射线源激发模式是通过控制器实现的,控制器具有处理器和用于存储多个编程指令的记忆体。指令编程为实现本文所揭示的射线源激发模式方法。当处理器执行指令时,控制器使X射线源按照确定的射线源激发模式激发。

[0066] 还应理解,具有非旋转X射线源的计算机断层扫描系统提供某些优点,包括:由于消除了由被扫描物体周围的射线源的物理旋转导致的时间开销,因而能缩短扫描时间。但是,由于X射线源和检测器的几何结构在z方向上偏置一定的距离 ϵ_1 501(如图5所示),因此在常规的旋转机架式CT系统中使用的图像重建方法不能应用于这种几何结构。因此,需要适合于X射线源和检测器偏置设置的几何结构的射线源激发模式确定方法。

[0067] 请参考图5, Z_a 和 C_a 分别代表轴线沿z轴布置的半径为‘a’的圆柱和其边界。代表物体的功能体f假定支撑在 Z_a 1502上——它是具有有限长度l并以原点为中心的 Z_a 的子集。可能的射线源和检测器位置的集合分别由 C_b 503和 C_d 504给出,其中, $a < d < b$ 。令 $\epsilon_2 > \epsilon_1 > 0$ 代表z方向的射线源-检测器偏移量,则相对于某些源位置 $x \in C_b$,活跃检测器区域 D_x 506是由 ϵ_1 501、 ϵ_2 505和角范围 $-\gamma$, γ 507限定的 C_d 的子集。

[0068] 假定几何结构是平移不变的,则当从任何射线源位置 $x \in C_b$ 的视角观察时,活跃检测器区域是相同的。考虑任意的 $x \in C_b$,令 $\Pi \alpha, x$ 为包含 x 并且与包含 x 的经轴平面在 x 处相交为正切于 C_b 的直线的平面。对于某个 $s \in R$ 和 $\alpha \in S^2$,即,单位二维球面(2-sphere),此平面有公式 $y \cdot \alpha = s$ 。令 $L \alpha, x$ 为 $\Pi \alpha, x$ 中与 x 和 z 轴相交的直线。可以假定,偏移量 $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ 定义为,对于任何 $x \in C_b$,存在 $\alpha \in S^2$,使得对于在 α 的任意小的邻近范围内的 α' ,在与 f 的支撑结构相交并平行于 $L \alpha', x$ 的平面 $\Pi \alpha', x$ 中的所有射线都被测量。

[0069] 相应地,射线源点 x 处于与二维检测器阵列的下边缘相隔距离 ε_1 并且与该检测器阵列的上边缘相隔距离 ε_2 的平面上。该段检测器阵列从与扫描区的旋转轴线和中心相交的平面向外延伸一段距离 $\pm \gamma 507$ 。射线源占据圆柱 $C_b 503$ 的表面上的点,而检测器处于圆柱 $C_d 504$ 的表面上。物体包含在圆柱 $Z_{a,1502}$ 中。在扫描过程中,物体沿轴线 z 移动。

[0070] 在一个实施例中,系统执行最佳射线源激发序列,该射线源激发序列实现对物体内的投影空间进行均匀取样,从而最大限度地减少图像伪影。在此,系统施加要求对投影空间进行均匀取样的约束。这概括为以下公式:

$$[0071] \quad \Phi(i) = (k(i-1) \bmod N_s) + 1 \quad (1)$$

[0072] 其中, N_s =系统中的射线源的数目, k =激发射线源之间的增量, i =投影编号。注意,对于螺旋扫描, $k=1$ 。

[0073] 为了找到 k 的最优值,目标是使用射线源点600的均匀分布三角形网格(例如图6所示的网格)对圆柱 $C_b 503$ 的表面进行拟合。在此,计算 k 的适当方程组是:

$$[0074] \quad l_1^2 = d^2 + \left(\frac{k^{-1} p_z}{N_s} \right)^2 \quad (2)$$

$$[0075] \quad l_2^2 = (2d)^2 + p_z^2 \left(\frac{2k^{-1}}{N_s} - 1 \right)^2 \quad (3)$$

$$[0076] \quad l_3^2 = d^2 + p_z^2 \left(1 - \frac{k^{-1}}{N_s} \right)^2 \quad (4)$$

[0077] 其中, d 是相邻射线源之间的距离, p_z 是 z 向节距, k^{-1} 是 k 模 N_s 操作的逆值, l_1, l_2 和 l_3 是每个三角形的三个边的长度。

[0078] 为了使网格三角形尽可能等边,选择 k^{-1} 的适当值,使 l_1, l_2 和 l_3 的标准偏差最小。然后选择 k 的值,使 k^{-1} 尽可能接近该值,因为并不是 k 的所有值都具有逆模 N_s 值。

[0079] 更具体地说,对于具有由 $S = s_1, \dots, s_S$ 表示的一组分立射线源的系统,1转周期的激发次序可定义为序列 $\dots \Phi(1), \dots, \Phi(s); \dots$,的周期性扩展,该序列由某个函数 $\Phi: \{1, \dots, s\} \rightarrow \{1, \dots, s\}$ 决定。

[0080] 此定义可以推广,以涵盖任意 R 转周期的激发次序。如上所述,激发次序决定RTT系统中的物理射线源的通断顺序。对于特定的激发次序 Φ ,当 i 从1向 S 变化时,射线源 $S_{\Phi(1)}, \dots, S_{\Phi(S)}$ 依次接通。

[0081] 虽然不是必须的,但是最好构造一个能利用所有射线源的激发模式,即,在该激发次序中,函数 Φ 是双射函数(即, $\{1, \dots, S\}$ 的排列)。这能确保所有射线源都被利用,并且能证明使用旋转一词是合理的,因为从物理射线源 $s_1, \dots, s_S$ 的一系列投射在概念上类似于常规CT扫描器的机架的一圈旋转,但是在技术上基本是不同的。考虑到这种限制以及激发次序具有1转周期的假定,对于任何激发次序,可以采用 $\Phi(1) = 1$ 的惯例,而不失一般性。

[0082] 对于具有S个射线源的RTT系统,若对于某个固定整数k具有以下公式,则由函数 Φ 定义的激发次序可称为是序数-1次旋转不变的:

$$[0083] \quad \Phi(i) \equiv (\Phi(i+1)-k) \pmod{|S|}, \forall i=1, \dots, |S| \quad (5)$$

[0084] 从几何学上解释来说,这意味着,从某个射线源 S_i 的角度来看,若系统移动至射线源 S_{i+1} ,则所有其它射线源在三维空间中相对于该射线源的位置不发生变化。换句话说,若系统是多重对称的,则它是旋转不变的。在一种示例性应用中,系统具有呈24重对称的检测器和传感器配置。

[0085] 序数-1次旋转不变的激发次序由如下的函数 Φ 给出:

$$[0086] \quad \Phi(i) = (k(i-1) \bmod |S|) + 1; \quad (6)$$

[0087] 其中,k是与jSj互质的一个整数,并且始终属于1转周期。

[0088] 序数-1次旋转不变的激发次序的一个特例是相继激发次序。它是仅由恒等映射 $f_i(i) = i$ 定义的1转周期激发次序,表现出经典的单螺旋射线源轨迹。

[0089] 对于大于一转的周期,需要定义更高序数的旋转不变激发次序,这种激发次序可视为上述的序数-1次情况的一般化,其中,整数k选择为使得 $\gcd(k; N_s) > 1$ 。若 $m = \gcd(k; N_s)$,则对于每 N_s/m 个射线源,需要重复由公式(5)产生的序列。为了避免这种情况,引入了第二个增量q,它与k互质,并且对于每 N_s/m 个射线源递增一次。若 $q=1$,则对于 $1 < r < N_s/m$,这可由如下定义的函数 Φ_r 表示:

$$[0090] \quad \Phi_r(i) = [(k(i-1) + m(r-1) + [(i-1)m/N_s])] \bmod N_s + 1; \quad (7)$$

[0091] 其中,[.]是朝负无穷大操作符的舍入。这种激发次序常常称为多螺旋,因为它可视为多个射线源定义螺旋轨迹。

[0092] 激发次序的选择在一定程度上由实施的重建算法决定。若使用采取某个射线源轨迹选择的分析算法,则激发模式应近似于该轨迹。为了在完全一般化的程度上考虑激发次序最佳化的问题,需要一种不依赖于激发次序选择的方法。

[0093] 在一个实施例中,激发次序选择为使得在虚拟圆柱的表面上产生均匀间距的取样网格。虚拟圆柱优选限定一定的距离,该距离超过被扫描物体的长度,并且还要加上允许数据采集装置涵盖物体中的所有点的足够长度。在一个实施例中,虚拟圆柱的长度等于物体长度加上一段附加距离,例如10、50或100毫米,或其中的任何增量。在一个优选实施例中,使用零点处于虚拟圆柱的中心点的坐标系,圆柱的长度等于物体长度 ± 50 毫米。激发模式优化为使得射线源均匀覆盖圆柱表面,即,圆柱表面上的各点之间的距离与各个方向上的相邻射线源点之间的距离尽可能相等。优选在虚拟圆柱的全长上实现射线源的均匀覆盖。利用公式(5)的序数-1次旋转不变激发次序,可以构造一种激发次序,使得圆柱表面上形成近似于等边三角形的取样网格。

[0094] 优选地,激发次序选择为使得与重建腔体的每个体元相交的X射线的角度在360度范围内沿物体的长度均匀分布。在此,该角度是指在X射线在经轴平面的投影中检测器相对于射线源的角度。例如,对于具有768个射线源的系统,满足这两个性质的激发次序可通过在公式(4)中以 $k=35$ 替代来得出。

[0095] 圆柱 C_b 的表面上的一段射线源点的位置在图7(a)和7(b)中示出。图7(a)表明,当 $k=1$ 时(即,常规螺旋扫描激发模式),一组射线源点在表面上排成直线,这表明表面上的很大区域没有被覆盖。与此相反的是,图7(b)示出了射线源点的三角形映射阵列,对于所建模

的系统,该映射阵列使用的射线源增量 k 值为35。

[0096] 为了理解这种非螺旋射线源轨迹的实际影响,可考虑图8所示的数据,其中示出了沿穿过物体的一条线(投影腔体的中心处垂直于 z 轴的的线)的投影密度曲线,在射线束中没有物体。图805示出了标准螺旋扫描几何结构的投影线密度曲线,它表明投影密度有相当大的不均匀性,并且导致重建图像伪影,例如条纹。与此相反的是,图810所示的投影密度要均匀得多,这种投影密度是使用本文所述的方法获得的,这样产生的重建图像要干净得多,几乎没有因投影数据取样误差而导致的伪影。

[0097] 另外,按照本文所揭示的方法获得的最佳激发模式能够改善重建方法的实施,更具体地说,对于某些重建算法,例如ART、求解线性方程组的方法、线性方程迭代求解方法、或直接求解方程组的任何其它重建方法,相对于常规的激发模式(例如相继或螺旋模式),采用由本文中所揭示的激发模式产生的投影数据,能够最大限度地降低实施算法的数据存储要求和/或计算处理能力要求。

[0098] 本文所揭示的方法有多种优点。第一,任何图像重建算法的精度都高度取决于投影密度的均匀性。例如,代数重建方法的效果取决于可用于该方法的方程式。均匀一致的取样投影空间能为代数重建提供尽可能好的方程组,从而支持以很高的扫描速率产生高质量三维图像。例如,对于具有固定X射线源并配置为集成有移动输送带的箱包扫描器或货柜扫描器的CT系统,即使输送带的速度高于200毫米/秒(例如250毫米/秒或500毫米/秒),也能产生高质量三维图像。

[0099] 第二,可根据实测投影数据改变射线源激发次序。例如,在检测薄片状爆炸物质时,沿薄片的长度方向的X射线衰减比穿过薄片厚度方向的X射线衰减大得多。因此,可根据需要适当提高薄片长边方向上的投影密度,并适当降低穿过薄片平面的投影密度。

[0100] 第三,可使扫描系统具有多次扫描能力,其中,在对物体进行第一次扫描时,采用本文所揭示的均匀分布的射线源激发模式,在后续的扫描中,适当修改射线源激发轨迹,以减轻特殊区域的X射线衰减,从而平衡总体扫描投影密度。相应地,对于某次扫描,可根据从上一次扫描获得的图像数据来动态调整射线源激发模式。

[0101] 第四,X射线扫描系统可配有一组具有多重径向对称性的射线源和检测器。此时,仍能完成均匀取样,但是,利用可多次重用的多组较少的系数,并为每个对称序数使用一次,能够简化图像重建过程。

[0102] 第五,可避免具有极高或极低X射线密度的扫描区域,这种情况通常发生在采用相继激发次序或螺旋模式时。当进给速率足够高时,这些区域实际上可能产生零空间。但是,对于按本文所述的方法最佳化的激发次序,X射线密度的分布要均匀得多,与该区域相交的X射线的角度的分布也均匀得多。采用相继激发次序时,在重建腔体内会存在仅从很窄的角度范围照射的区域。采用本文所述的最佳化激发次序,与区域相交的X射线的角度的分布更均匀,因而在数据重建时受限角度型伪影更少。

[0103] 总而言之,对于采用切换射线源和偏置检测器几何结构的CT扫描器,常规的螺旋射线源轨迹远未达到最佳。使用能在圆柱表面上实现均匀的射线源点网格采样的激发次序,能够获得更好的结果。

[0104] 上述例子仅是本发明的系统的众多应用的一些示例。例如,虽然具有768个射线源的系统的 k 值为 $k=35$,但是应理解,具有384、450或900个射线源的系统会具有不同的 k 值,

即,在具有384个射线源的系统中,采用 $k=25$ 可能是最佳的,这取决于取样的角度分布或 z 方向的节距。虽然在上文中仅说明了本发明的一些实施例,但是应理解,在不脱离本发明的精神或范围的前提下,本发明也可按许多其它特定的形式实现。因此,本文中的例子和实施例仅是示例性的,而非限制性的,可在所附权利要求书限定的范围之内对本发明进行修改。

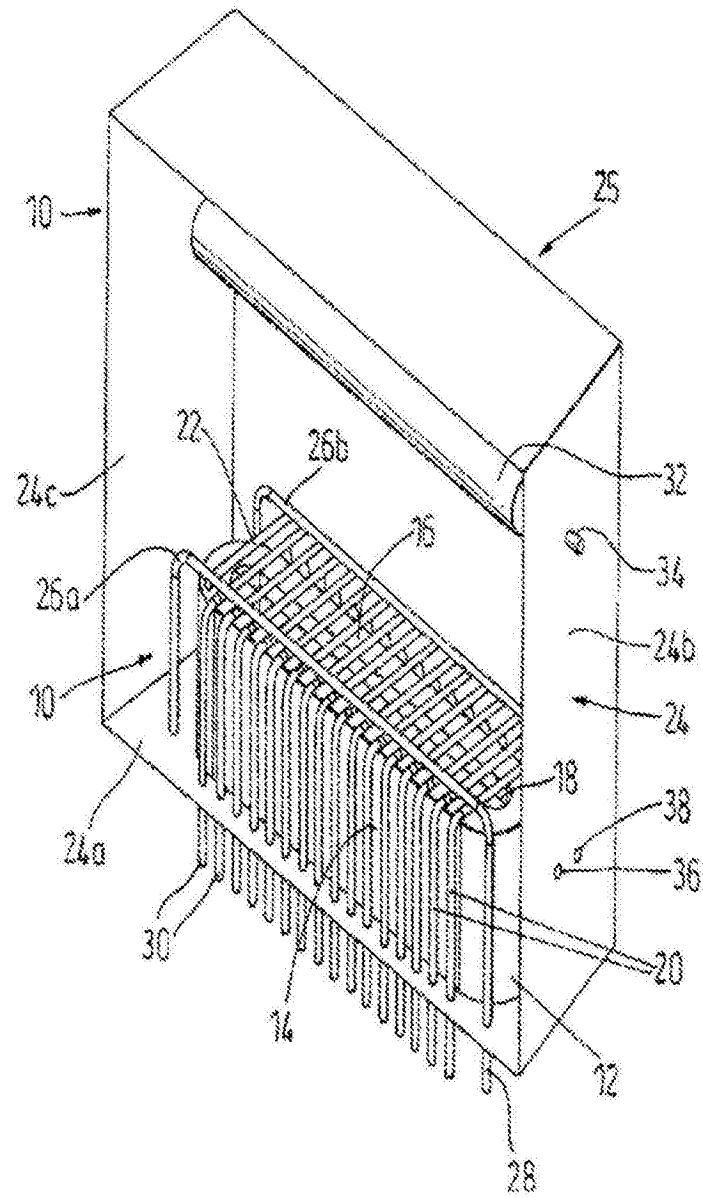


图1

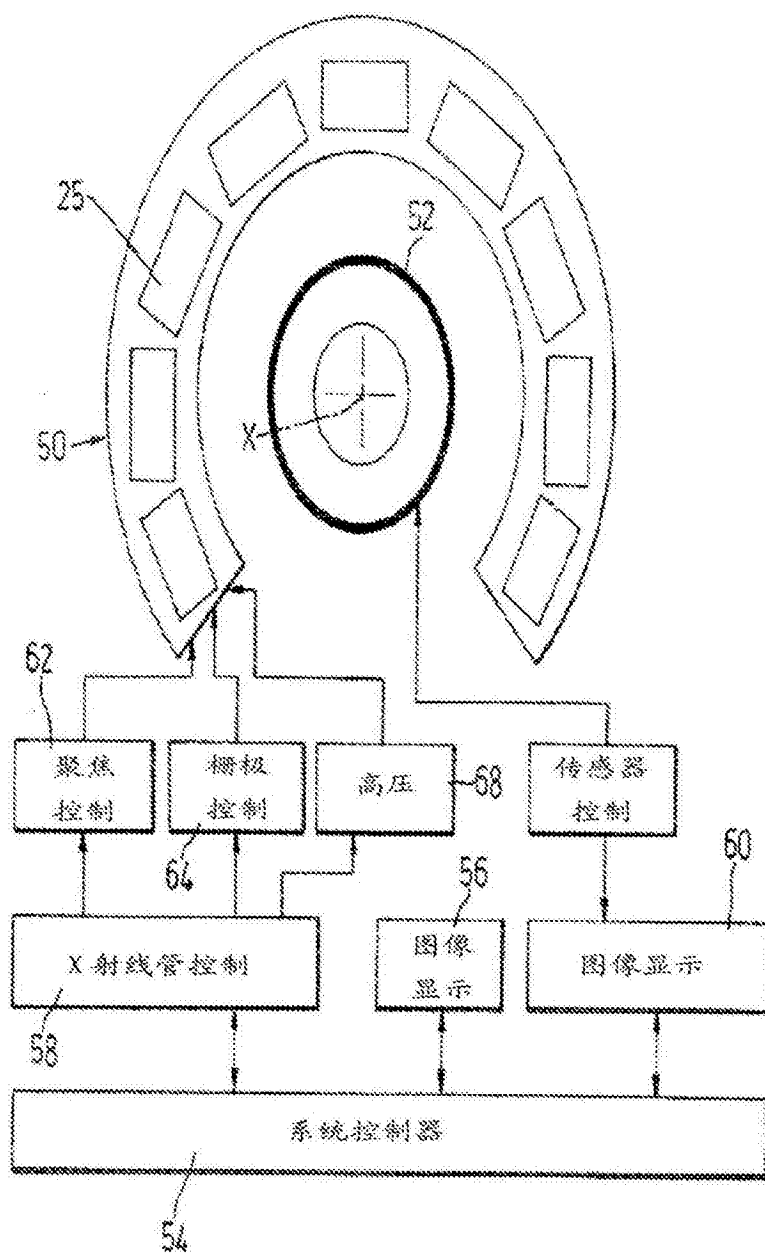


图 2

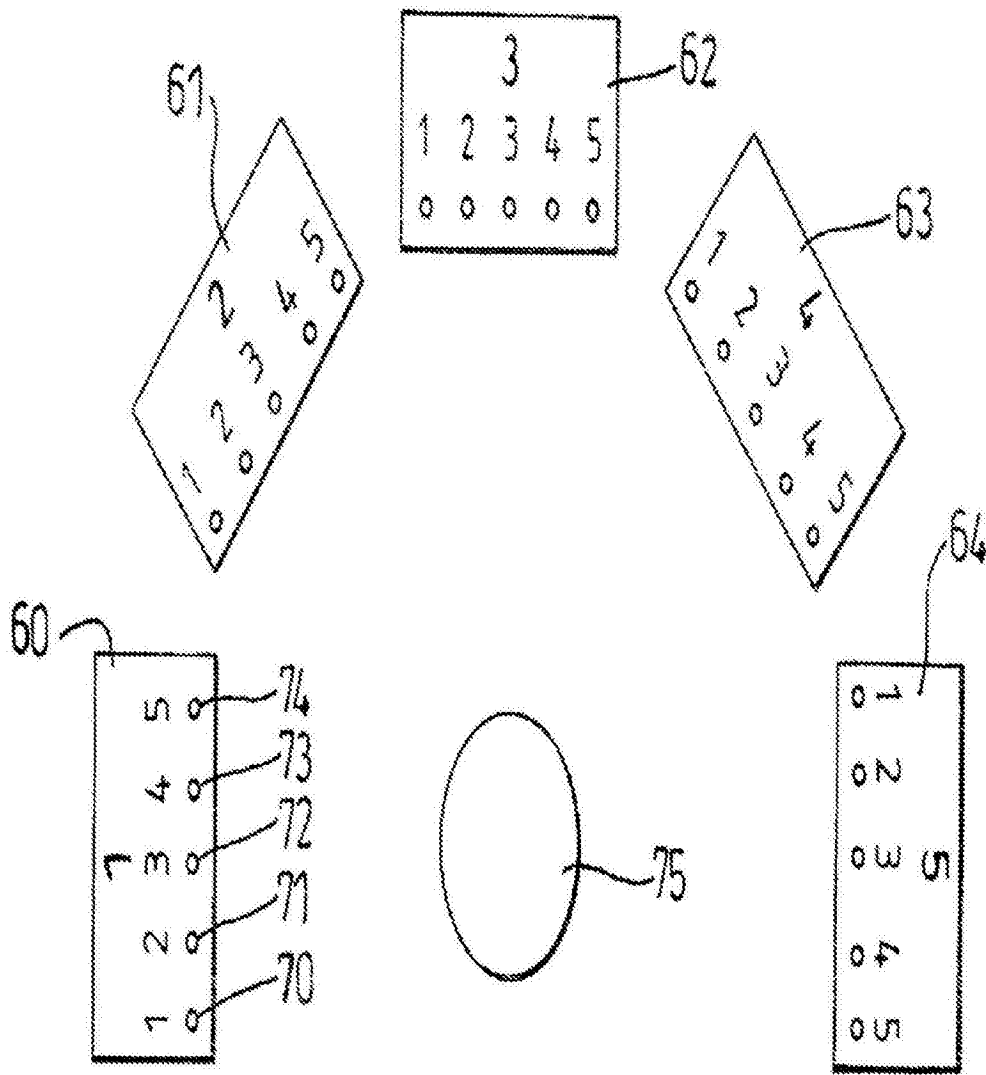


图3

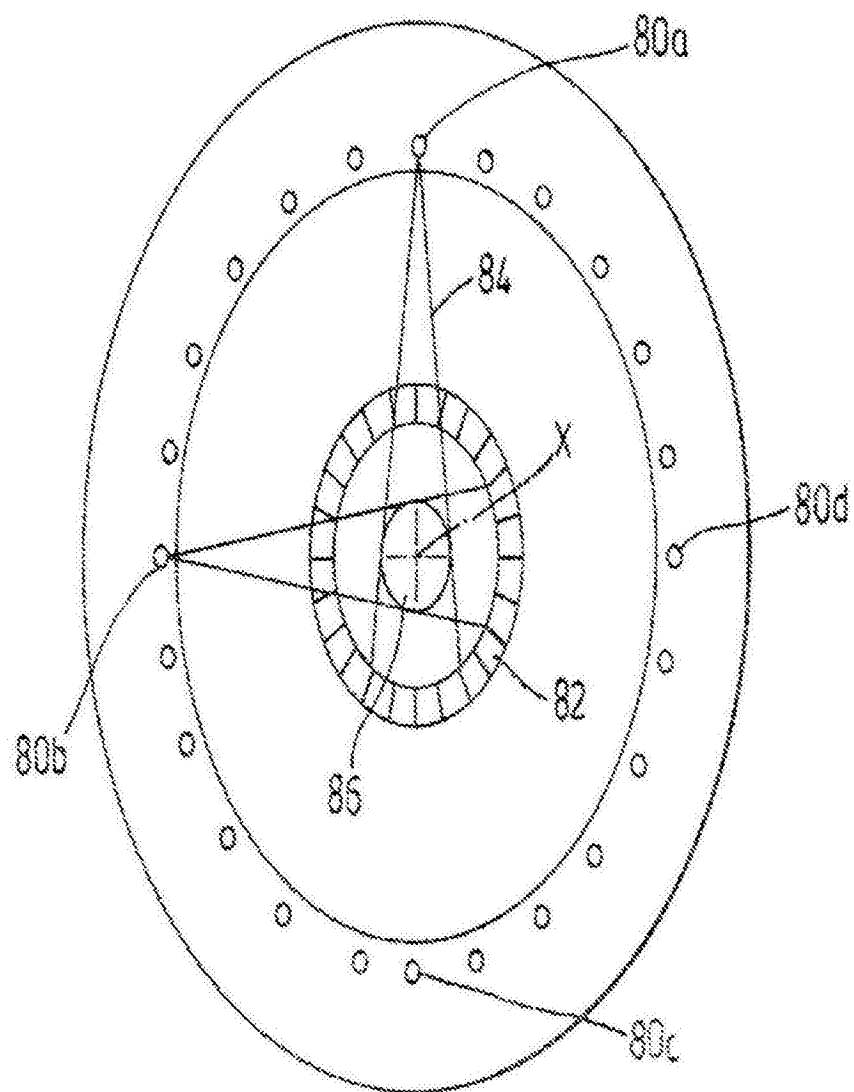


图4

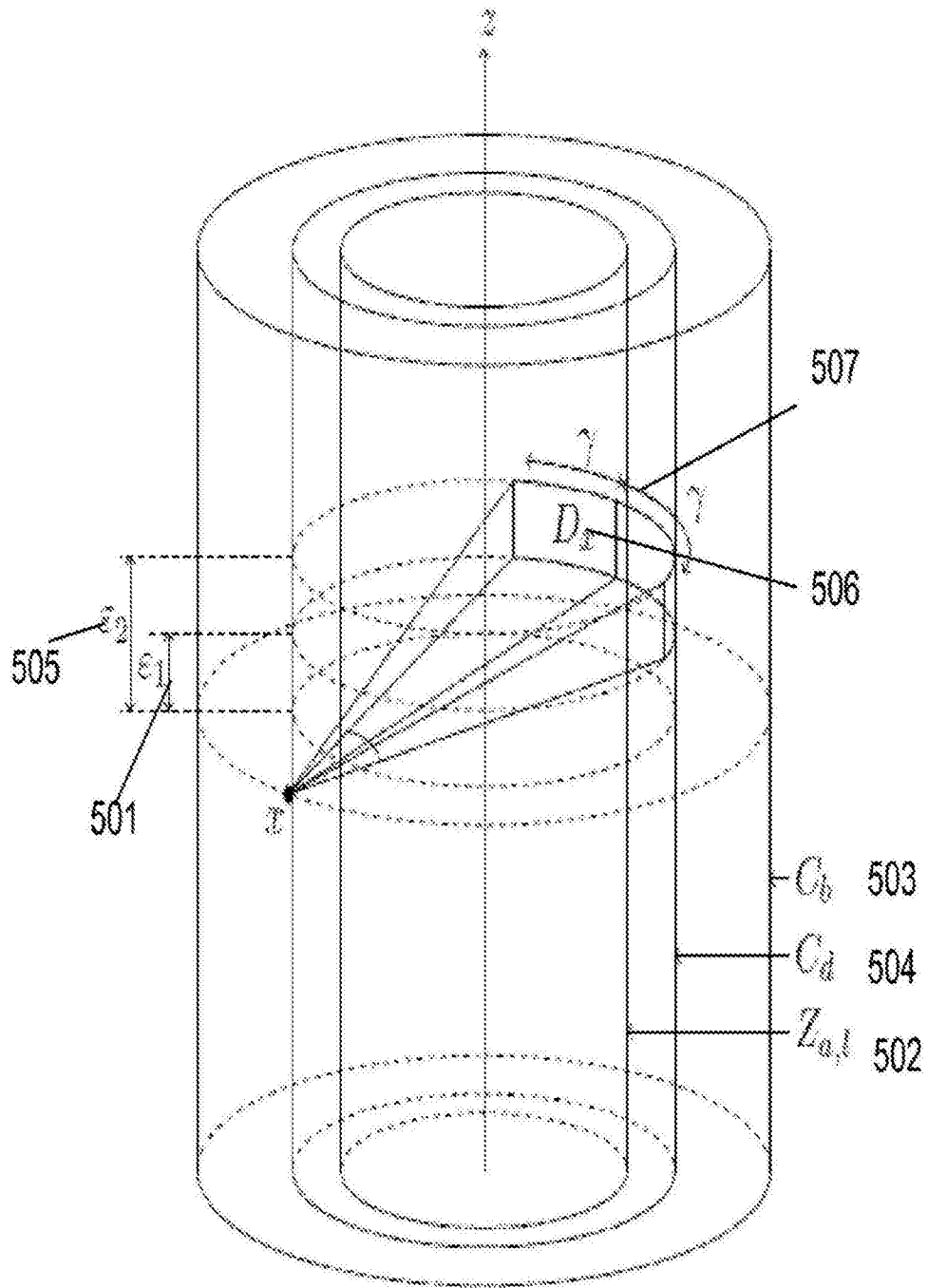


图5

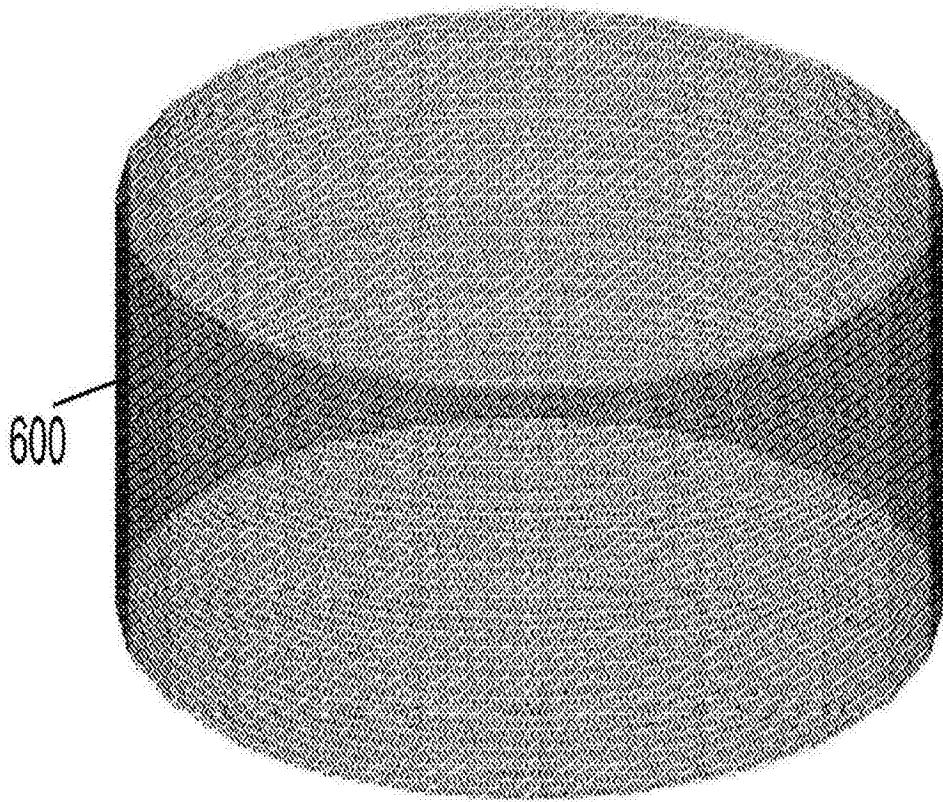
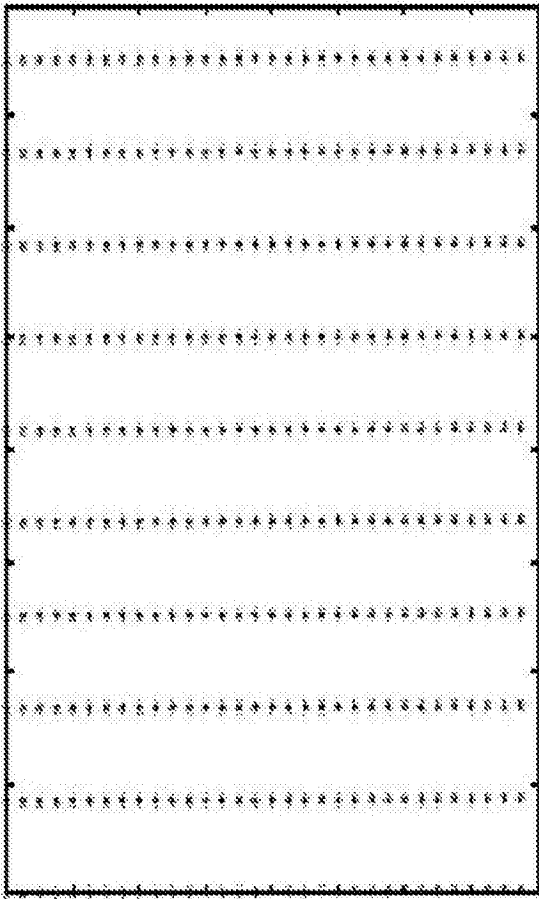
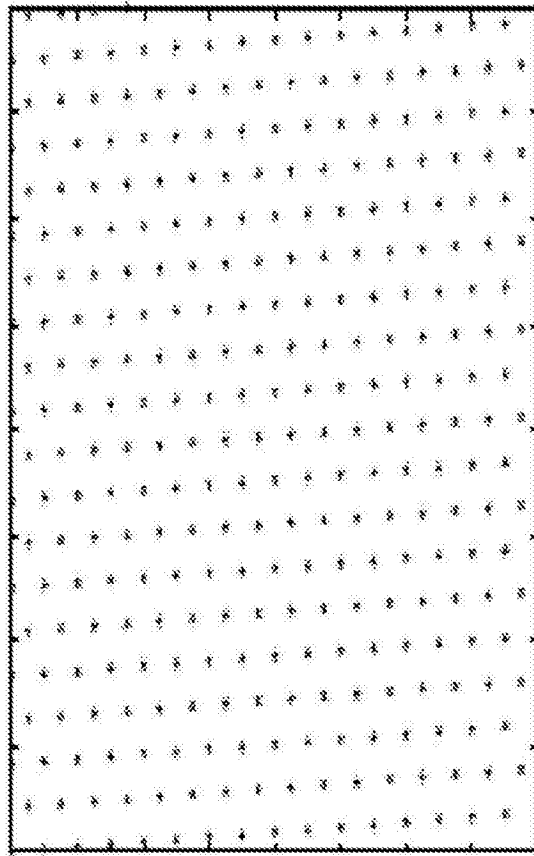


图6



(a) 相继

图7 (a)



$$k=35$$

图7 (b)

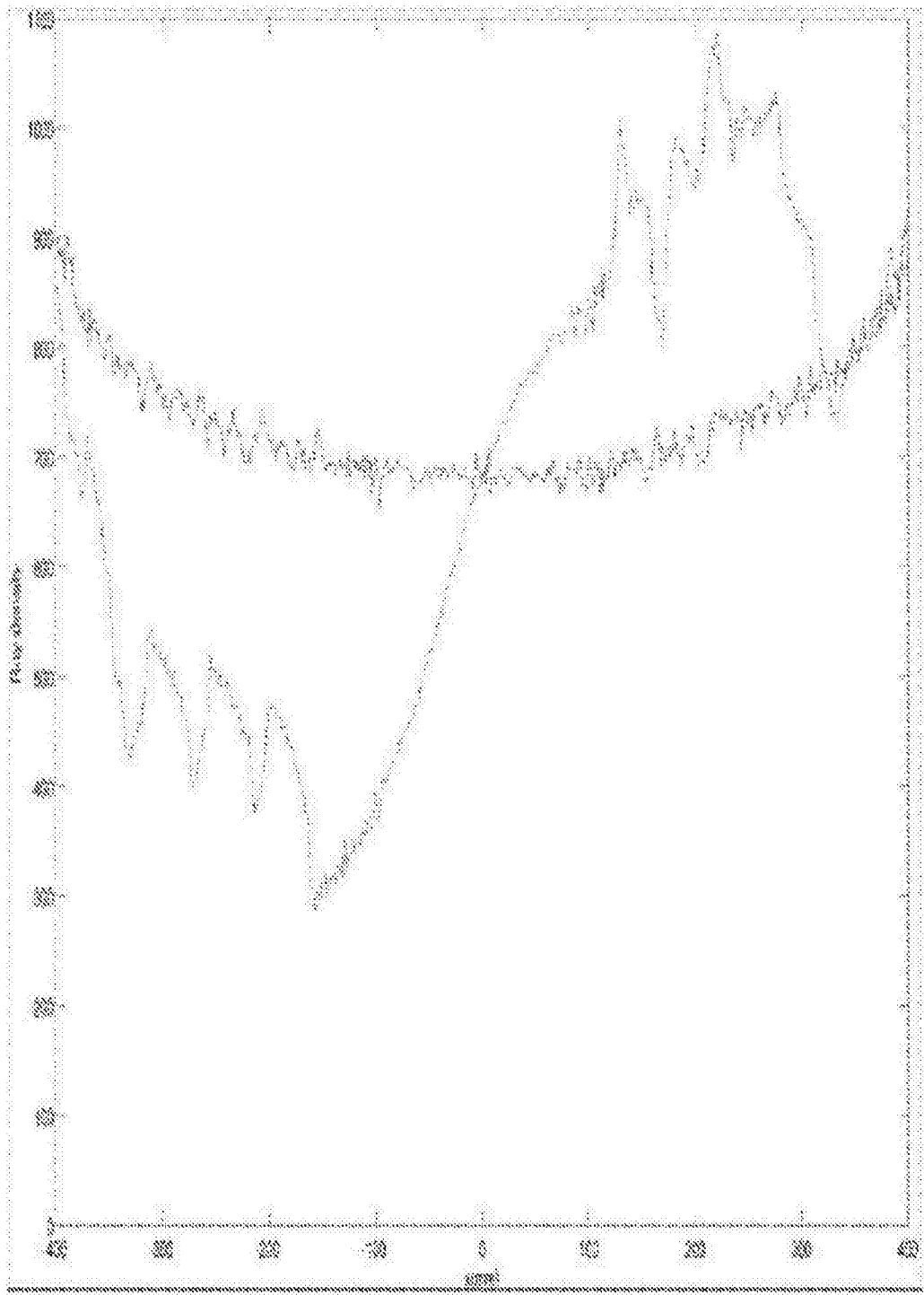


图8