

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
G06T 11/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580037142.4

[43] 公开日 2007 年 10 月 3 日

[11] 公开号 CN 101048802A

[22] 申请日 2005. 12. 21

[21] 申请号 200580037142.4

[30] 优先权

[32] 2004. 12. 30 [33] US [31] 60/640,426

[32] 2004. 12. 30 [33] EP [31] 04031043.5

[86] 国际申请 PCT/EP2005/013801 2005. 12. 21

[87] 国际公布 WO2006/069708 英 2006. 7. 6

[85] 进入国家阶段日期 2007. 4. 27

[71] 申请人 GSF - 环境与健康研究中心有限公司

地址 德国辛赫尔伯格

共同申请人 由高等教育局代表的俄勒冈大学代
表的俄勒冈州

[72] 发明人 徐 源 奥列格·蒂深科

克里斯托夫·赫申

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英

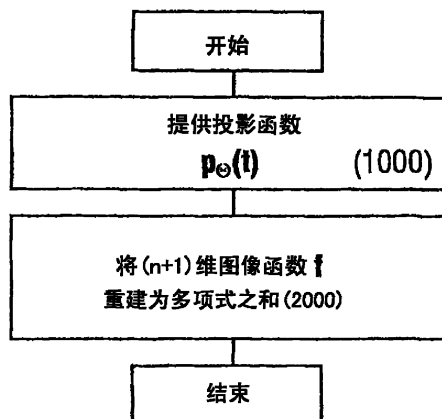
权利要求书 9 页 说明书 31 页 附图 8 页

[54] 发明名称

从氦数据重建 $(n+1)$ 维图像函数的方法和设备

[57] 摘要

重建表示被检查区域(1)的 $(n+1)$ 维图像函数 f 的方法包括从 n 维或更低维氦数据中确定图像函数 f 的步骤, 该氦数据包括相对于多个预定投影方向 (Θ) 测量的多个投影函数 $p_{\Theta}(t)$, 其中将该图像函数 f 确定为与投影函数 $p_{\Theta}(t)$ 的值相乘的和多项式。说明了使用该重建方法的类似例如计算机断层扫描设备的成像方法和成像设备。



1、一种重建表示检查区域(1)的 $(n+1)$ 维图像函数 f 的方法，包括如下步骤：

从包括对应于多个预定投影方向 (Θ) 而测量的多个投影函数 $p_{\theta}(t)$ 的 n 维或更低维数据中，确定所述图像函数 f ，

其特征在于：

将所述图像函数 f 确定为与所述多个投影函数 $p_{\theta}(t)$ 的值相乘的多个多项式之和。

2、如权利要求1所述的方法，其中，通过从1、2或3中选择 n ，使得所述图像函数 f 具有二维、三维或四维。

3、如权利要求1或2所述的方法，其中所述多项式是多个正交纹脉多项式之和。

4、如前面至少一个权利要求所述的方法，其中所述投影函数 $p_{\theta}(t)$ 包括离散投影剖面，其中每个离散投影剖面包括对应于具有相同投影方向 (v) 的多条投影线 (j) 的投影值 $\gamma(v, j)$ 。

5、如权利要求4所述的方法，其中通过求积分和 I ，对所述多项式的定义上的积分进行离散化。

6、如权利要求5所述的方法，其中通过高斯求积分和 I ，对所述多项式的所述定义上的积分进行离散化。

7、如权利要求5或6之一所述的方法，其中将所述图像函数 f 确定为被多项式矩阵 T 的对应元素乘的投影值 $\gamma(v, j)$ 的和。

8、如权利要求7所述的方法，包括如下步骤：

对所述多项式矩阵 T 进行校准,以便根据测量所述投影函数的预定条件来提供调整后的多项式矩阵 T^* 。

9、如权利要求8所述的方法,其中所述校准包括将所述多项式矩阵 T 与校准矩阵 β 相乘的步骤,所述校准矩阵 β 由能量发生器设备的能量分布函数、检测器设备的灵敏度分布函数以及所述对象(1)的散射函数中的至少一个确定。

10、如权利要求7到9中至少一个所述的方法,其中在测量所述投影函数 $p_\theta(t)$ 之前,存储了所述多项式矩阵 T 和所述调整后的多项式矩阵 T^* 中的至少一个。

11、如权利要求10所述的方法,其中在测量所述投影函数的过程之前将所述多项式矩阵 T, T^* 存储在所述测量设备(100)中。

12、如权利要求11所述的方法,其中测量所述投影函数的所述过程包括如下所述步骤:

将对象(1)布置在所述测量设备(100)中,

使所述对象(1)经过沿着所述多个预定投影方向(Θ)导向的能量输入,以及

测量所述投影函数 $p_\theta(t)$ 。

13、如权利要求12所述的方法,其中在使所述对象(1)经过所述能量输入以获得螺旋投影数据的步骤期间,将所述对象(1)和所述测量设备(100)中的至少一个转换到预定方向上。

14、如前面至少一个权利要求所述的方法,其中使所述多项式之和经过根据乘数函数减少更高阶多项式的贡献的预定乘数函数。

15、如前面至少一个权利要求所述的方法,其中从下面测量的氦

数据中确定所述图像函数 f ：

X 射线计算机断层扫描(CT)设备，
超声断层扫描设备，
PET 成像设备，
光断层扫描，
伽玛射线成像设备，
SPECT 成像设备，
基于中子的传输检测系统，或
电阻抗断层扫描设备。

16、用于对对象(1)中的检查区域(2)成像的成像方法，包括如下步骤：

将在多个预定的投影方向(Θ)上的多个能量输入束导向通过所述检查区域(2)，

确定包括用所述多个能量输入束测量的衰减值的投影函数 $p_{\theta}(t)$ ，
以及

使所述投影函数 $p_{\theta}(t)$ 经过根据前面至少一个权利要求所述的重建方法。

17、如权利要求 16 所述的成像方法，还包括如下步骤：

将所述图像函数 f 的近似表示为要获得的可视化图像。

18、如权利要求 16 或 17 所述的成像方法，其中以如下步骤确定所述投影函数 $p_{\theta}(t)$ ：

将在多个预定投影方向(Θ)上的多个扇形或锥形束导向通过所述检查区域(2)，以及

由对于每个所述扇形束或锥形束所测量的所述衰减值来确定所述投影函数 $p_{\theta}(t)$ 。

19、如权利要求 18 所述的成像方法，还包括如下步骤：

提供离散投影剖面，其中每个离散投影剖面的所述投影值 $\gamma(v, j)$ 包括与具有相同投影方向 (v) 的预定扇形束分量对应的衰减值，所述离散投影剖面表示所述投影函数 $p_{\theta}(t)$ 。

20、如权利要求 17 所述的成像方法，其中用如下步骤来确定所述投影剖面：

将在多个预定投影方向 (Θ) 的多个笔形束导向通过所述对象(1)中的检查区域(2)，

测量多个所述笔形束的衰减值，以及

提供离散投影剖面，其中每个离散投影剖面的所述投影值 $\gamma(v, j)$ 包括与具有相同投影方向 (v) 的笔形束对应的衰减值，所述离散投影剖面表示所述投影函数 $p_{\theta}(t)$ 。

21、如权利要求 20 所述的成像方法，其中导向多个笔形束的所述步骤包括如下步骤：

将多组平行笔形束导向通过所述检查区域(2)，其中每个离散投影剖面包括与所述多组平行笔形束之一对应的衰减值。

22、如权利要求 20 所述的成像方法，其中导向多个笔形束的所述步骤包括如下步骤：

将多组离散扇形或锥形束导向通过所述检查区域(2)，其中每个离散投影剖面包括与具有相同投影方向 (Θ) 的扇形或锥形束分量对应、但包含在不同组的离散扇形或锥形束中的衰减值。

23、如前面权利要求 16 到 19 中至少一个所述的成像方法，其中通过使用围绕所述对象(1)旋转的可移动辐射源来随后设定所述投影方向 (Θ) 。

24、如前面权利要求 16 到 23 中至少一个所述的成像方法，其中，将所述投影方向 (Θ) 设定在穿过所述检查区域(2)的至少一个共同平

面中。

25、如前面权利要求 16 到 23 中至少一个所述的成像方法,其中,将所述投影方向(Θ)设定在穿过所述检查区域(2)的可变倾斜平面中,以获得螺旋投影数据。

26、如权利要求 16 到 25 中至少一个所述的成像方法,其中所述对象(1)包括:

生物有机体或其一部分,
自然现象,
液体合成物,
固体材料,
加工件, 和/或
出于安全原因要检查的对象。

27、用于对对象(1)中的检查区域(2)成像的成像设备(100), 所述成像设备包括:

用于测量与多个预定投影方向(Θ)对应的投影函数 $p_{\theta}(t)$ 的测量设备(200,300),

其特征在于还包括

用于将图像函数 f 重建为与所测量的投影函数 $p_{\theta}(t)$ 的值相乘的多项式之和的重建电路(400), 将所述重建电路(400)与所述测量设备(200, 300)相连接。

28、如权利要求 27 所述的成像设备, 其中所述重建电路(400)适于用根据前面权利要求 1 到 26 中至少一个所述的方法来重建所述图像函数 f 。

29、如权利要求 27 或 28 所述的成像设备, 其中所述重建电路(400)包括用于将所述图像函数 f 确定为乘以多项式矩阵 T, T^* 的对应元素

的投影值 $\gamma_\theta(v, j)$ 之和的求和电路。

30、如权利要求 29 所述的成像设备,其中所述测量设备(200,300)或所述重建电路(400)包括用于存储所述多项式矩阵 T, T^* 的存储器。

31、如权利要求 27 到 30 中至少一个所述的成像设备,其中所述测量设备(200,300)包括

用于将能量输入导向通过所述对象(1)的能量发生器设备(200),
以及

用于测量所述投影函数 $p_\theta(t)$ 的检测器设备(300)。

32、如权利要求 31 所述的成像设备,其中所述能量发生器设备(200)包括至少一个能量输入源(210)和源载体(220),其中所述能量输入源(210)在所述源载体(220)上相对于所述对象是可移动的。

33、如权利要求 32 所述的成像设备,其中所述源载体(220)具有环形形状,并且所述能量输入源(210)能围绕所述对象(1)旋转。

34、如权利要求 33 所述的成像设备,其中所述能量输入源(210)能够沿着相对于所述对象的螺旋路径移动。

35、如权利要求 31 到 34 中至少一个所述的成像设备,其中所述检测器设备(300)包括至少一个用于检测衰减值的传感器阵列(310),所述衰减值表示与所述多个预定投影方向 (Θ) 对应的能量输入的衰减。

36、如权利要求 31 到 35 中的至少一个所述的成像设备,其中所述能量输入源(210)是用于发射电磁辐射的扇形或锥形束源。

37、如权利要求 36 所述的成像设备,其中,所述扇形或锥形束

源(210)包括用于形成所述扇形或锥形束源(210)的能量分布函数的源掩模(211)，所述源掩模(211)可以和所述扇形或锥形束源(210)一起移动。

38、如权利要求 31 到 35 中的至少一个所述的成像设备，其中所述能量输入源(210)是用于发射电磁或粒子辐射的笔形束源。

39、如权利要求 38 所述的成像设备，其中所述笔形束源(210)包括用于布置多个笔形束的源掩模(221)，所述源掩模(221)可以与所述笔形束源(210)一起移动。

40、如权利要求 37 或 39 所述的成像设备，其中所述源掩模(211)可以从所述能量输入源(210)移除。

41、如权利要求 37 或 39 所述的成像设备，其中所述源掩模(211)包括了具有通孔(213)的板(212)，所述板(212)由能量输入屏蔽材料制成。

42、如权利要求 31 到 41 中至少一个所述的成像设备，其中所述能量发生器设备(200)包括用于形成所述能量输入源(210)的能量分布函数的多个帧掩模(224)，将所述帧掩模(221)固定在所述源载体(220)的预定位置处。

43. 如权利要求 42 所述的成像设备，其中所述帧掩模(224)的位置以等弧长隔开。

44. 如权利要求 42 或 43 所述的成像设备，其中所述源载体(220)包括包含有所述帧掩模(224)的环形屏蔽(222)，所述环形屏蔽(222)在除了所述帧掩模(224)的所述位置以外的位置处屏蔽所述能量输入源(210)。

45. 如权利要求 31 到 44 中至少一个所述的成像设备, 其中所述检测器设备(300)包括用于对衰减值进行检测的多个帧传感器(320), 所述衰减值表示与所述多个预定投影方向(Θ)相对应的所述能量输入的衰减, 将所述帧传感器(320)固定在所述源载体(220)的预定位置上。

46. 如权利要求 45 所述的成像设备, 其中所述帧传感器(320)与所述帧掩模(224)相邻放置。

47. 如权利要求 31 到 46 中至少一个所述的成像设备, 其中所述测量设备(200,300)包括:

X 射线计算机断层扫描(CT)设备,
超声断层扫描设备,
PET 成像设备,
光断层扫描,
伽玛射线成像设备,
SPECT 成像设备,
基于中子的传输检测系统, 或者
电阻抗断层扫描设备。

48. 具有包括多项式之和的电子可读数据的数字存储介质或计算机程序产品, 所述数据能够与在根据权利要求 31 到 47 中之一所述的成像设备中的计算单元进行交互、用于执行根据权利要求 1 到 46 中至少一个所述的方法。

49. 具有包括多项式矩阵 T 的电子可读数据的数字存储介质或计算机程序产品, 所述数据能够与在根据权利要求 31 到 47 中之一所述的成像设备中的计算单元进行交互、用于执行根据权利要求 1 到 46 中至少一个所述的方法。

50. 计算机可读介质上的计算机程序，具有用于实现根据权利要求 1 到 46 中至少一个所述的方法的程序代码。

51. 包括计算机可读存储介质的装置，该存储介质包含用于实现根据权利要求 1 到 46 中至少一个所述的方法的程序指令。

从氦数据重建(n+1)维图像函数的方法和设备

相关申请的交叉引用

本申请要求 2004 年 12 月 30 日提交的 U.S.临时申请 60/640,426, 以及 2004 年 12 月 30 日提交的欧洲专利申请 No. 04031043.5 的权益。

对政府资助的致谢

本发明是在 U.S.A 国家自然科学基金授予批准 No. DMS-02011669 的政府资助下完成的。美国政府拥有本发明的某些权利。

技术领域

本发明涉及从包括与多个预定投影方向相对应测量的多个投影函数的 n 维或更低维的氦数据来重建(n+1)维图像函数的方法。此外, 本发明涉及基于上述重建方法对检查区域进行成像的方法和设备。

背景技术

在诸如材料科学、医疗检查、考古学、施工技术、有关安全事务的技术等等各种技术领域, 对样本的无损检查是一个重要目标。例如一种通过计算机断层扫描(CT)获得样本图像的方法是基于以 X 射线从不同投影方向透过样本平面照射, 接着基于不同方向上测量到的衰减数据重建该样本平面。可以根据氦空间中的所谓氦数据来说明测量到的所有衰减数据。

目前已知有针对氦数据的多种不同重建方法。如需常规图像重建的数学和物理原理介绍, 可以参考下列教科书: “Computed Tomography - Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications”(第一版, ISBN 3-89578-081-2) W.A.Kalender 著; “Image Reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computerized

Tomography” 1980 年, Academic 出版社, G. T. Herman 著; 以及 “Einführung in die Computertomographie” (Springer-Verlag, 柏林, 2004) Thorsten M. Buzug 著。可以将常规重建方法归纳为基于迭代重建的方法或基于所谓滤波反投影的方法。

迭代重建是一种基于多次迭代步骤的近似方法。投影中的每个点都对应于重建图像中的一条线。因此该投影是反投影。这作为第一步会导致十分粗糙的近似。随后, 针对该近似来模拟变换该氢数据的成像过程, 并且然后计算差值以便再次进行反投影。为了对重建图像进行优化, 要进行多次这种迭代。迭代重建最致命的缺陷是上述迭代会导致极长的计算时间。

滤波反投影方法基于说明氢数据的傅立叶变换与傅立叶变换后的图像数据之间关系的傅立叶切片定理。使用傅立叶切片定理的一般性缺陷在于重建中的内插步骤会导致错误和伪像, 这些错误和伪像甚至会有随着空间频率的增加而增加的趋势。这就限制了精细重建图像的能力。只有用具有高分辨率的检测器才能避免该缺陷。然而, 在剂量负担(dose burden)、成本以及数据处理时间方面限制了这些检测器的应用。另一个问题涉及要从中重建图像数据的氢数据的离散化(discretization)。为了获得最佳的滤波反投影重建, 有必要将投影辐射射线与检测器的传感器元件准确地匹配在一起。通常这是不可能的。因此, 以滤波反投影算法的方式重建氢数据会引入不确定性或平滑效应。通常不能通过滤波反投影算法克服该缺点。可以通过使用上面提到的迭代重建来避免该缺点, 但是上述迭代重建的计算量很庞大, 以至于其不会被广泛使用在实际的计算机断层扫描中。

所谓的 Feldkamp 算法或高级单层重建(advanced single slice reconstruction)方法尝试将滤波反投影算法适用于在具有扇形或锥面光束几何形状的螺旋计算断层扫描中采集数据的情况, 这导致数据点不均匀地分布在 z 轴方向上, 并且沿投影和积分(integration)发生处的射线彼此倾斜。根据傅立叶切片定理, 必须评估所有可能的射线, 否则高空间频率的错误将会增大。这会导致更多的不确定性和模糊。

通常, 常规技术通过使用需要更高计算能力的算法来减弱结构重

建的模糊，但其不能避免。

当前计算断层扫描的发展基于平板技术提供了所谓的多层 CT 和 CT 系统。这些发展都遭遇到两个更主要的问题。首先，数据量十分庞大，这种数据量的重建时间太长，或者需要用来处理这种数据量的计算机太昂贵。第二个问题是辐射的散射。对于该对象的较大辐射区域来说辐射的散射变成更大的问题。类似格栅的常规散射减少方法都不十分有效，无论怎样信噪比已经非常小，这就意味着插入格栅导致的信号的进一步减弱，会产生更多的伪像和更差图像。此外，假设为避免格栅线使格栅相对于检测器进行振荡，那么就 0.5 秒或更低的旋转时间而言，将格栅和检测器一起旋转很困难。

上述缺点不仅与常规 CT 成像相关，而且与涉及氦数据的所有可用的重建方法都相关。例如，目前还没有可用于中子传输成像的实用重建技术。另一个示例是，因为常规重建技术需要从被检查对象的中心来积分投影数据，所以将例如医学中的常规超声断层扫描的应用局限在小或软的组织对象。

发明目的

本发明的目的是提供从氦数据中重建图像函数的改进方法，使得无损检查的应用范围增加并且避免常规重建技术的缺点。具体地说，本发明的目的是提供产生图像函数的重建方法，该图像函数甚至在高频部分具有减轻的模糊和减弱的伪像。本发明目的的另一个方面是基于对氦数据的采集提供一种避免常规成像方法缺点的改进的成像方法。本发明的另一个目的是提供一种通过重建测量的氦数据来对被检查区域成像的改进设备。根据一个特定方面，本发明的目的是提供一种使能量输入量(例如，辐射剂量)以及检查区域中的散射效应均得到降低的成像设备。

通过包括专利权利要求 1、16 和 27 的特征的方法或设备来达到上述目的。在从属权利要求中定义了该发明的优选实施例和应用。

发明内容

根据本发明的第一个总体方面，从 n 维或更低维数的氦数据中，将表示被检查区域(下面为：ROI) 的 $(n+1)$ 维图像函数 f 确定为与投影函数 $p_{\theta}(t)$ 值相乘的多项式之和，所述投影函数 $p_{\theta}(t)$ 与通过该 ROI 的多个预定投影方向 (θ) 相对应测量。

与使用复杂变换或迭代计算的常规重建技术不同，本发明将图像函数 f 提供为多项式函数的近似。发明者发现该近似仅由来自氦数据的投影函数确定。作为近似结果(详情见下面小节 3.)，可以使用比迭代重建通常使用的时间更少的计算时间来计算该图像函数，并且至少可以与使用滤波反投影算法所用的时间相比。

本发明允许以非常少的伪像以及以直接结合到所测量的能量量子数或所测量的投影信号强度中的分辨率和噪声属性来进行快速重建。此外，该重建不使用任何内插来从扇形束数据构建平行数据。根据本发明重建的 $(n+1)$ 维图像不遭受由于重建本身引起的分辨率下降，而具有更少量由该重建引入的伪像。

根据当前的第一方案，本发明的主题是重建这种图像函数 f 的一种方法。该图像函数 f 是检查区域(ROI)的一种表示。通过 ROI 的局部参数或特征来确定该图像函数的值。该图像函数的维数取决于 ROI 的维数，具体取决于用来完整描述该 ROI 内每个点所需的参数的数量。在一般情况下，该图像函数具有 $(n+1)$ 维(n : 自然数, $n \geq 1$)。因此，这里所使用的术语“图像函数”并不是必须指可视图像，而是指实际 ROI 或其部分的特征表示，其中该表示可以是例如数字表示、图形表示或诸如此类。该“图像函数”表示一种近似，该近似的质量取决于所处理数据的数量但不取决于任何内插。下面说明了在检查区域中延伸的圆形单位圆盘上的图像函数的近似。如下面概述，可以用类似方式来完成椭圆形圆盘上的近似。

这里所用的术语“检查区域”(ROI)通常指被检查的对象或其一部分。如同上述参考图像函数描述的那样，可以将 ROI 描述为 2 维或更高维数的实体。ROI 可以被没有例如跳跃(step)的间断的光滑、连续函数描述。这是本发明的一个重要优点，然而，在本发明的所有实际应用中都满足重建光滑 ROI 的这个条件。甚至于被检查材料的

裂纹都不会表现为想像中的间断,而是由本发明的方法重建为模糊的跳跃。

这里所用的术语“投影方向”通常指的是在 $(n+1)$ 维空间中通过该 ROI 的能量输入的线性路线(course)。在 2 维或 3 维情况中,可以通过相对于所用坐标系的角度来定义投影方向。如果考虑扇形或锥形束的情况,术语“主投影方向”指的是扇形或锥形束中的中心束分量的方向。

在 ROI 处测量的氦数据包括了已经对应于穿过该 ROI 的多个预定投影方向确定的一组投影函数。以某个数量的“投影”来采集 n 维数据,该数量理论上可以无限大。通过对一维线上的感兴趣的影响进行积分来定义这些投影的特征。通过测量足够数量的这些积分“投影”,可以从氦数据中重建该对象的重要特征。

通常通过沿着各自投影方向穿过该 ROI 的能量输入束的相互作用(具体为例如,通过吸收、发散或反射的衰减)来确定这些投影函数的值。当投影函数是一维函数时,对应于所有可用投影方向的投影函数的全部分布在更高维空间(氦空间)中。通常,为了重建 $(n+1)$ 维图像函数,需要 n 维的氦数据。然而,也可能以具有较少维数的氦数据来重建。

这里所使用的术语“能量输入束”指的是所有类型的物理量,其沿着通过 ROI 的直线(或者本质上的直线)传播的同时其所携带的能量由于与 ROI 交互作用而发生改变。具体的说,术语“能量输入束”涵盖了电磁辐射、粒子辐射、声波或电流。

这里用的术语“氦数据”不仅仅指由上述通过 ROI 的投影获得的数据,而且指通过测量由检查对象中的反射得到的能量输出获得的数据。例如,可以通过使用超声波检查对象来获得这些氦数据(或者:类似氦数据)。可以针对类似氦数据实现图像函数重建是本发明的一个重要优点。

根据本发明的一个优选实施例,随着选定 n 为 1、2 或 3,图像函数 f 具有二维、三维或四维。2 维图像函数 f 的重建具有特别的优势,其可以以低计算能力来完成多项式与投影函数值的相乘。2 维图

像函数表示了被检查对象中的例如一个圆盘截面的图像。3 维图像函数的重建优点在于可以通过对 2 维情况的简单适应获得用于重建图像函数的计算。针对 2D 和 3D 情况基于本发明的计算是基于可以用很简单方式来实现的数学运算,并且有可能预先计算大量的值并将它们存储在计算机内或类似存储芯片或多个芯片的其它数据载体内。这就意味着随着预先计算了矩阵元素(见小节 3 中的等式 2.3)会大幅减少运算次数。

此外,本发明还有利地适用于 4 维情况,其中 ROI 包括空间上的三维并且将时间作为第四维。作为示例,通过被检查对象的三维表示的时间序列来表示 4 维图像函数,这些被检查对象例如运行中的马达引擎或例如心脏的活有机体器官。就重建 4 维图像函数而言,本发明本质上提供了例如,以计算机断层扫描无损成像的新应用。本发明的高精度重建允许减少例如 X 射线的能量输入,从而减少了计算时间。由于本发明获得的计算时间上的减少,可以通过在线成像处理实时地检查相对高频率的处理,例如跳动的心脏的函数。

根据本发明的优选实施例,基于正交纹脉(ridge)多项式的和来确定图像函数 f 。通过该实施例,改善了该图像函数近似的收敛,使得可以用允许有利减少能量输入剂量的数量减少的样本来测量投影函数。

投影函数的测量总是与实际中的离散化相关联。由于例如辐射传感器元件的离散化,测量的任何投影函数都是由根据单个能量射线或粒子辐射的衰减值组成。一方面,该离散化对于根据本发明的求和计算有优势。此外,可以将本发明的方法应用于重建由例如 CT 设备的常规设备获得的原始数据。另一方面,本发明的重建方法仅通过使用沿着它们进行积分投影的某些离散射线来达到上述目的。有可能通过多项式来近似紧致集上的图像函数。如果通过阶数低于投影方向数量的多项式来表示该 ROI,重建的图像函数甚至是个准确的复制。这个背后的基本思想是可以通过多项式精确地近似连续函数。

因此,根据本发明的特定优选地实施例,投影函数 $p_{\theta}(t)$ 包括离散的投影剖面(Profile),其中每个离散投影剖面包括与具有相同投影方

向(v)的多条投影线(j)相对应的投影值 $\gamma(v, j)$ 。与所有常规算法相比较的一个本质优点是基于本发明的方法不需要为以滤波反投影来工作的常规系统采集的所有信息。这就直接导致有可能降低能量输入,例如 CT 系统中的剂量,或者导致产生类似用于 3D 重建的超声的成像形态(modalities)。

根据特定的应用来选择用于重建被检查对象的属性的积分投影的数量和几何特征。具体地,根据要获得的空间分辨率,通过例如实验测量的方式来选择投影线和投影方向的数量和距离。

通常,用 ROI 上的积分来表示用于重建该图像函数的多项式,例如用在 ROI 的圆盘截面上的积分来表示。如本技术领域内所知可以对这些积分进行数字上的计算。然而,根据本发明的优选特征,可以通过求积分和 I 来对该多项式的定义中的积分进行离散化。求积分和 I 表示了对该积分的离散近似,正如数学背景的讨论(见第 3 节)中所概述的。实现求积分和便于无需任何中间调整步骤进行直接处理。特别优选的是通过求高斯积分和来对这些积分进行离散化,由于不考虑离散化保留了大量的多项式,求高斯积分和具有的重要优点是对这些积分的近似更为精确。

该重建方法的特征是对以相同投影方向获得的离散投影值进行测量,使得该 ROI 中的单位圆盘的周长被多条投影线分为等弧长。在这种情况下,可以构建多项式矩阵 T ,该矩阵的元素是各个多项式之和(见第 3 节)。通过该实施例,将该图像函数近似为离散投影值乘以对于所有投影方向相加的多项式矩阵 T 的对应元素的和 A :

$$A_{2m}(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \sum_{j=1}^n \gamma_{v,j} T_{j,v}(x, y)$$

正如通过下面给出的等式 2.1 所给定的(小节 3.2),计算该多项式矩阵 T 的各个元素。

该实施例的重要优点在于将该图像函数的重建简化为简单的二次求和计算,其使得计算时间减少。

因为通常所使用的矩阵仅取决于数据采集的几何条件,由于不需要重新进行二进制(re-binning)并且可以预先完成大量计算,计算的数

量及其类型允许快速地计算上述二次求和。这就意味着可以将其预先计算并存储在重建计算机内或另一个数据载体上。

基于以上矩阵相乘近似图像函数的另一个重要优点在于多项式矩阵 T 允许适应测量各投影值的特定条件。发明者发现测量投影函数的条件直接影响了多项式矩阵的元素。具体地说, 由于电子管(tube)的异质辐射或检测器元件的非线性响应而进行的系统校准可以用作校准属性, 并且将其加入到多项式矩阵 T 中以便通过在线(online)校准来改善图像质量。这种改善是由于不再需要常规重建方案的各种内插。因此, 通过本发明的优选特征, 引入了多项式矩阵 T 的校准, 以便提供调整后的多项式矩阵 T^* 。只要不修改测量条件, 可以将该调整后的多项式矩阵 T^* 用于重建不同对象的图像函数。

优选地, 将能量发生器设备的能量分布函数、用于测量投影函数的检测器设备的灵敏度分布函数以及该对象的散射函数中的至少一个用于构建校准矩阵 β 。可以通过将多项式矩阵简单地与该校准矩阵相乘得到调整后的多项式矩阵 T^* 。

$$T^* = \beta * T$$

可以通过校准测量并可能通过理论考虑来获得以上说明能量分布和灵敏度分布以及对象散射属性的多个函数。

可以在例如具有 PMMA 制成的同质球体(homogenous sphere)的 CT 设备中实现用于测量 X 射线源的能量分布(足跟效应)和传感器元件的灵敏度分布的校准测量。可以将从常规技术中已知的散射函数的理论估计用于校准。然而, 如果用直笔形或具有降低的散射效应的针形束来测量这些投影(见下文), 则本发明可以避免由于散射引起的强扰动。

用于近似图像函数的多项式矩阵 T 具有一个重要优点, 这就是多项式矩阵的元素仅取决于测量几何。具体地, 多项式矩阵 T 的各元素仅取决于投影线的数量和距离以及投影方向的选取。因此, 对于一组预先确定的几何测量条件, 只需要计算一次多项式矩阵。只要诸如能量或灵敏度分布的测量条件不发生改变, 用于倍乘测量值的调整后的多项式矩阵 T^* 也只需要计算一次。

优选地，在与测量投影函数的测量设备连接或包括在其中的存储器中，存储了多项式矩阵 T 和校准后的多项式矩阵 T^* 中的至少一个矩阵。尤其优选地是，在测量投影函数的过程之前存储了多项式矩阵 T 和/或调整后的多项式矩阵 T^* 或与不同测量条件相对应的多个矩阵。

根据本发明的一个优选实施例，将重建方法与投影函数测量相连接，其中测量投影函数的过程首先包括将要检查的对象布置在测量设备中以便调整该测量的几何条件的步骤。然后，该对象经过沿多个预定投影方向 (Θ) 的能量输入。对于每个能量输入，测量了投影函数 $p_{\theta}(t)$ 。

正如该实施例所给出的，测量与重建的结合代表了与常规技术相比的一个重要进步。由于重建速度快，在沿着投影方向的整个圆周的测量之后，可以立即确定图像函数。在扫描期间可以在测量设备中对数据测量和对象布置进行优化，以达到更好的结果。

根据本发明的另一修改，可以对螺旋投影数据进行处理，以便获得2维或3维图像函数。发明者发现可以将用于将重建方法适应于具有倾斜圆盘截面的测量的常规算法应用于本发明的重建方法。因此，在本发明的另一个实施例中，在能量输入经过该对象以获得螺旋投影数据的期间，将对象和测量设备中的至少一个转换到例如垂直于投影方向 (Θ) 的一个预定方向。

根据本发明的另一优选实施例，使多项式的和经过预定的乘数(multiplier)函数，该乘数函数减少了根据乘数函数的高阶多项式的贡献。有利地，该乘数函数使伪像减少，并且改善了对图像函数的近似。该乘数函数具有滤波器的效果，其具有以所考虑的正交基滤除高阶多项式的平滑转移函数。与常规技术相反，该滤波器不是传统的傅立叶(Fourier)域内的滤波器。

通常，可以将本发明用于从 n 维或更低维的氢数据或类似氢数据中重建 $(n+1)$ 维数据。本发明的一个重要优点就是可以将该重建用于各种应用中，诸如例如CT、PET、SPECT、Gamma照相机成像等的医疗成像中的很多应用。然而，还有很多更有可能的应用，诸如超声断层扫描成像、光断层扫描、任何用于工业测试或生物研究的多维成

像等等。优选地，从在 X 射线计算机断层扫描(CT)设备、超声断层扫描设备、PET 成像设备、伽玛(Gamma)射线成像设备、SPECT 成像设备、基于中子的传输检测系统或电阻抗断层扫描设备中测量的氩数据来确定图像函数 f 。

根据本发明的第二个总体方面，提供了用于对 ROI 成像的成像方法，其中将多条直线能量输入束导向通过 ROI 的预定投影方向，并且确定了相关的投影函数 $p_{\theta}(t)$ ，包括沿着该投影方向测量衰减。根据本发明，该投影函数 $p_{\theta}(t)$ 经过了如上述本发明第一方面所述的重建方法。与任何可比较的常规断层扫描成像方法相反，本发明的成像方法允许无需重新二进制(re-binning)直接处理测量到的投影数据。可以从由成像设备获得的原始数据中直接计算该图像函数。

根据该成像方法的应用，随后是以适当格式提供所需图像信息的下一步程序步骤。优选地，将图像函数的近似表示为可视化的图像，例如，以至少一个 2 维或 3 维图像或对应的视频表示(运动图像)来表示。可替换地，该图像函数可以经过进一步图像处理，例如用于自动检测预定特征。有利地，可以将现有技术领域的图像处理方法应用于根据本发明所确定的图像函数。提供可视化图像包括对象可视化的计算步骤，例如通过将图像函数的值转换为灰度值。

可以将本发明的成像方法应用于从在对象上作用的任意类型的能量输入获得的任何氩数据的集合上。具体地，并不存在对说明特定能量发生器产生的能量输入形状的分布函数的依赖性。例如，可以使用以某个分布来产生电磁或粒子辐射的很多类型的辐射源来实现该成像方法。

根据本发明的优选实施例，能量输入束是扇形束或锥形束。用具有扇形或锥形束特征的辐射源来对 ROI 进行照射具有特别的优点，该优点在于可以将类似例如 CT 或 SPECT 设备的常规成像设备用于实现本发明的成像方法。

这里所使用的术语“连续扇形束”或“连续锥形束”指的是根据辐射源的分布特征具有平滑辐射场的扇形或锥形束。这里所使用的术语“离散扇形束”或“离散锥形束”指的是根据以诸如掩模(mask)的

空间滤波器来成形的该辐射源的分布特征,具有离散辐射场的扇形或锥形束。

根据优选的修改,仅将所确定的扇形或锥形束分量用于构建上面提到的离散投影剖面,其中对一个离散投影剖面有所贡献的所有扇形或锥形束分量都具有相同的投影方向。如上概述的,扇形或锥形束分量的选取便于进行信号处理。

根据该成像方法的可替换实施例,可以将能量输入束成形为笔形束(或,针形束)。有利地,可以将类似例如中子源的可用粒子束源用于实现本发明的成像方法。另一个优点是根据笔形束的方向能够直接测量离散投影剖面。

可替换地,如果通过移动辐射源来以连续模式产生具有相同投影方向的多个笔形束,如上概述的,可以通过选择某些束分量来构建离散投影剖面。

如果将多组离散扇形或锥形束导向穿过 ROI,可以构建离散投影剖面,包括具有相同投影方向但是包含在不同离散扇形束集合中的束分量衰减值。该特征允许将常规成像设备简单适用于本发明的重建方法。

优选地,可以通过组合辐射源与源掩模来提供扇形束分量或离散笔形束,该掩模根据所需直束分量来使该源的初始辐射特征成形。

根据本发明的另一个优选实施例,随后通过使用绕对象旋转的可移动辐射源来设定投影方向(Θ)。有利地,该可旋转的辐射源允许根据特定的实际应用来自由调整投影方向。如果将投影方向(Θ)设定在至少一个横穿被检查区域的共同平面内,则便于构建投影剖面。然而,本发明人发现可以将投影方向(Θ)设定在横穿 ROI 的变化倾斜平面内,以便获得螺旋投影数据。在这种情况下,可以获得 ROI 的 3 维图像。

本发明成像方法的一个重要优点在于有关要被检查的对象或其大小都没有限制。因为本发明允许实际减少辐射剂量,所以可以优选地检查诸如生物有机体或其部分的对辐射敏感的对象。另一方面,在所有材料科学或技术领域中的无损检查是可能的,尤其是用于对固体

或液体材料进行成像以及在特定的技术设备中(例如, 引擎或机械部件, 类似例如在建筑技术中的部件)的检查。本发明的一个特定优点是通过选定能量输入的合适的几何条件, 特别是通过选定对一个投影剖面有贡献的投影方向和投影距离, 可以将成像方法适用于被检查的对象。对于类似机场安检的特定目的来说, 可以设定为低分辨率。另一方面, 可以用本发明的方法来重建并进一步处理在地质或甚至天文领域中采集的氦数据。

因为仅通过成像处理所用的射线数量来确定所产生的对象像素分辨率, 所以基于本发明的方法提供了优于其它重建方法的重建。这就意味着如果被检查的对象如同孩子那样小或者诸如例如机场为避免恐怖袭击潜在使用的 CT 扫描仪所需的分辨率很低, 则可以减少 X 射线的剂量。由于内插引起的问题, 这种直接关系在常规设备中无效。因为基于本发明的技术只需要通过人体的某些 X 射线, 这些射线将会产生小于甚至短途飞行期间在商务飞机中采集的任何剂量, 这使得可以无需暴露于太多的 X 射线就可以检测到甚至在身体内的武器或爆炸材料。这可以允许新的或更好的安检质量。

根据本发明的第三个总体方面, 用于对被检查区域成像的成像设备包括用于测量与通过 ROI 的多个预定投影方向(Θ)相对应的投影函数 $p_{\theta}(t)$ 的测量设备, 其中将连接到该测量设备上的重建电路适用于将图像函数 f 重建为乘以测量的投影函数 $p_{\theta}(t)$ 值的多项式之和。

优选地, 该重建电路适用于以根据本发明上述实施例的方法来重建该图像函数 f 。因此, 重建电路包括用于确定如上述投影值的和的图像函数 f 的求和电路。

优选地, 根据本发明的成像设备包括用于将能量输入束导向或穿过被检查对象的能量发生器设备, 以及用于测量投影函数 $p_{\theta}(t)$ 的检测器设备。该能量发生器设备包括至少一个能量输入源和源载体, 其中该能量输入源在源载体上相对于该对象可移动。

如果该源载体具有环形形状并且该能量输入源能够围绕对象旋转, 则易于设定投影方向。而且, 可以使能量输入源沿着相对于对象的螺旋路径进行移动。

优选地,检测器设备包括具有用于检测衰减值的传感器元件的至少一个传感器阵列,所述衰减值表示相对于多个预定投影方向的能量输入的衰减。

有利地,可以用常规能量或粒子辐射源来实现本发明。例如,可以将扇形或锥形束源用作发射电磁辐射的能量输入源。可替换地,可以使用发射电磁或粒子辐射的笔形束源。

根据本发明的特定优选实施例,成像设备的辐射源携带有一个源掩模,其用于成形该辐射源的能量分布函数并在该辐射源的辐射场内提供多条直笔形束。优选地,该源掩模可以和辐射源一起移动。如果该源掩模是可以从辐射源上分离的,则可以将辐射的几何条件有利地适用于各种应用。

根据本发明的另一个优选实施例,该源掩模包括由屏蔽材料制成、并包含有允许束分量以预定方向传输的通孔的板 (plate)。

作为定向束分量的可替换方法,能量发生器设备包括用于使该能量输入源的能量分布函数成形的多个固定帧(frame)掩模。可以将这些帧掩模以预定位置固定在源载体上,优选地以等弧长间隔开。

根据本发明的另一个优选实施例,该源载体包括包含有多个帧掩模的环形屏蔽(shield),该环形屏蔽(shield)在除了帧掩模以外的位置处对能量输入源进行了屏蔽。该实施例提供可以同时减少对象中的辐射剂量和散射的重要优点。

与常规设备相比,该检测器设备可以包括用于检测衰减值的多个固定帧传感器,所述衰减值表示对应于多个预定投影方向的能量输入的衰减。将这些帧传感器以预定位置固定在源载体上,优选地临近在环形屏蔽中辐射窗口上的帧掩模。

本发明另外的主题是具有包括多项式之和、特别是多项式矩阵 T 的电子可读数据的数字存储介质或计算机程序产品。这种数据能与本发明成像设备中的计算单元进行交互和/或执行(conduct)如本发明所述的方法,以及当该程序在计算机上运行时,能交互和执行具有用于执行如本发明所述方法的程序代码的计算机程序。

附图说明

下面参考所附各图，进一步说明本发明的细节和优点，这些图如下：

- 图 1 是示出根据本发明所述重建方法的基本步骤的流程图；
- 图 2 是示出氦数据采集的图；
- 图 3 是示出本发明重建方法的更多步骤的流程图；
- 图 4 是示出在本发明的成像方法中投影方向的设定的流程图；
- 图 5 是根据本发明所述成像设备的实施例的示意性表示；
- 图 6 到 8 是将扇形束和笔形束导向被检查对象的进一步说明；
- 图 9,10 是根据本发明所使用的束成形掩模的实施例的示意图；
- 图 11,12 是根据本发明所使用的氦数据采集的进一步说明；
- 图 13 是重建结果示例；
- 图 14 是螺旋氦数据采集的示意图，以及
- 图 15,16 是根据本发明所述成像设备的进一步实施例的示意图。

具体实施方式

下文中参考计算机断层扫描(小节 1., 2.1)中的应用来说明本发明。要强调的是可以用类似方式来以上述其它应用(小节 2.2 中的示例)实现本发明。此外，对优选实施例的下列说明主要指的是数据采集和数据处理。没有说明用于实现本发明的 CT 设备的细节，这些细节可以从常规 CT 设备中了解。

在下文中参考图 1 和图 2 说明对表示 ROI 的图像函数的重建基本原则。参考图 3 到图 14 说明本发明的成像方法以及根据本发明所使用的成像设备的细节。

1. 重建和成像的基本原则

(1.1)根据图 1，根据本发明所述重建方法的基本步骤包括提供表示氦数据的投影函数(步骤 1000)以及将图像函数重建为与投影函数值相乘的多项式之和(步骤 2000)。重建基于发明者的显著结果，根据该结果可以将多项式正交基上的函数扩展的部分和用氦投影表示。下面说明了这种关系的细节(小节 3.1)。

重建的实际实现具体取决于应用的领域和所期望的近似程度。在准连续投影函数(只经过传感器元件离散化)的基础上,可以直接计算上述部分和。如果将离散投影剖面用于确定该图像函数,则优选基于高斯求积分或具体基于多项式矩阵 T 的近似。下面,参考使用多项式矩阵 T 的优选实施例。技术人员可以用类似方式在准连续函数的基础上实现重建。

下面考虑参考了从1维氢数据(1维投影函数)重建2维图像函数。这对应于基于由从中重建该特定层的、一个单一层中的射线所得到的数据来进行的最简单成像情况。正如小节3中的概述,可以用类似方法实现更高维图像函数的重建。

对于所示出的实施例,ROI位于2维平面内。在该平面内定义了笛卡尔(Cartesian)坐标系的正交 x 和 y 方向,而正交 z 方向垂直导向该 x - y 平面。将能量输入束导向ROI意味着各个能量输入(例如,辐射)在ROI平面中沿着投影线 v 行进。如果ROI平面垂直于 z 方向,则所有具有相同投影方向(在2维情况中:投影角度)的投影线相互平行。

如果ROI平面是倾斜的,例如,具有螺旋度量的几何结构,则各条投影线没必要相互垂直。在这种情况下,可以从原始数据中选择根据彼此相互平行的预定投影线的测量值。

图2示出了对应于某个投影方向 v 的一个特定投影函数 $p_{\theta}(t)$ 的集合。多条平行投影线 l (虚线)根据当前投影方向穿过单位圆盘 B^2 ,其表示以相对于起始条件 (x',y') 的投影角度 Θ 进行旋转。来自辐射源200的辐射(示意示出)沿着该投影线 l 通过包含该单位圆盘的ROI。由于沿着该投影线的积分相互作用,辐射被衰减。用包含传感器元件线性阵列的检测器设备300(示意示出)来测量该衰减。传感器元件的信号表示在图2右半部分示出的投影函数 $p_{\theta}(t)$ 。

在所示出的2维情况中,氢数据 R_{ν} 包括根据多个不同投影方向测量的多个1维投影函数。投影方向数量的选取取决于所需的分辨率。根据本发明,可以通过多项式函数来近似任何表示ROI中结构特征的平滑函数。使用基于本发明的过程,通过几个变量的正交多项

式来完成该近似。在第 3 小节中给出了计算细节。根据小节 3.1 中的一般表达式 1.4 和 1.5，可以基于投影函数 $p_\theta(t)$ 将该图像函数直接计算为来自测量的氦数据 $R_{\phi v}$ 的部分和 S_{2m} 。

$$S_{2m}(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \frac{1}{\pi} \int_1^1 R_{\phi v}(f, t) \Phi_v(t; x, y) dt$$

确定的离散投影剖面 γ (用图 2 中的虚线表示) 包括了根据多条投影线 l 的衰减值。根据小节 3.2 中的一般表达式 2.1，可以从测量的投影值 γ 将该图像函数近似直接计算为二次和 A_{2m} 。

$$A_{2m}(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \sum_{j=1}^n \gamma_{v,t} T_{j,v}(x, y)$$

结果，和 S_{2m} 或 A_{2m} 直接提供了对要获得的该图像函数 f 的近似。

(1.2) 在图 3 和 4 中示出了根据本发明的成像方法的基本步骤。根据图 3，通过将能量输入束导向或穿过 ROI (步骤 1100) 并确定投影剖面 (步骤 1200) 的多个步骤来确定投影函数，特别是离散的投影剖面。随后，重建该图像函数 f (步骤 2000)，并且 (如果可用) 将该图像函数 f 表示为可视化图像 (步骤 3000)。

步骤 1100 包括将能量输入束导向 ROI 的步骤。这例如通过将可用的辐射或粒子源 (见下面) 导向或聚焦以将光束发射到 ROI 的平面中来实现。通过步骤 1200，确定了投影剖面。如果同时将具有相同投影方向的所有光束导向 ROI，如图 12 所示，这就包括直接测量。可替换地，参考图 7 示出了从具有扇形或锥形束分量的测量来构建离散投影剖面。在该情况中，将在辐射源不同位置处测量的衰减值分配在离散的投影剖面上，使得在相同投影方向测量的所有衰减值都对相同的投影剖面有所贡献。

图 4 中示出了步骤 1110 的更多细节。在测量开始时，根据实际使用的该成像设备的操作条件来设定并选择第一投影方向 Θ (步骤 1110)。设定投影方向意味着布置该能量发生器设备 (例如，辐射源) 和检测器设备，使得两个设备之间的连线通过 ROI。在具体的成像设备中，例如，基于超声测量的设备，将超声发生器和检测器设备布置在 ROI 同一边。通过步骤 1120，激活能量发生器使得能量输入束通

过或至少进入 ROI。因此,通过步骤 1130,由检测器设备来对衰减值进行检测。

在步骤 1130 之后,判断是否已经扫描了全部圆周。如果没有,则设定下一个投影方向(步骤 1110)。否则,根据图 3 中的步骤 1200 来确定投影剖面。

2. 本发明的实际实现

2.1 计算机断层扫描

图 5 示意性示出了成像设备 100 的实施例。该成像设备 100 包括了具有能量发生器 200 和检测器设备 300 的测量设备以及与测量设备相连接的重建设备 400。此外,提供了支撑设备 500,其是例如从 CT 系统已知的载体桌或任何其它用于在测量设备中布置被检查对象并且相对于能量发生器 200 和检测器设备 300 来调整该对象几何结构的载体或基底支撑器。正如本身从先前技术设备已知,提供了类似控制设备、显示设备等等(未示出)的更多组件。

正如从常规 CT 设备中已知,能量发生器 200 包括能量输入源 210,类似例如布置在源载体 220(例如,导轨)上的可移动 X 射线管。该检测器设备包括传感器阵列 310,其与能量输入源 210 以相对关系可移动地布置在源载体 220 上。通过这种结构,可以通过绕着支撑设备 500 旋转组件 210、310 的组合来设定通过 ROI 的投影方向(平行于图平面)。

将源载体 220 示为允许能量发生器 200 和检测器设备 300 围绕对象旋转的圆形。根据修改,源载体可以具有椭圆形形状或其它形状。这就表示了对被检查对象几何结构进行适应方面的优点。

如果将本发明应用于计算机断层扫描中,则成像设备 100 有类似当前医疗 CT 系统的结构。在 CT 系统中将连续的扇形或锥形束 5 导向穿过 ROI 2 以便采集投影数据,图 6 示意性示出了上述过程。该 CT 系统(未完全示出)包括环形源载体 220,其中 X 射线管(辐射源 210)和检测器设备 310 以整个系统在例如 0.3 到 0.5 秒内可以完成一个完整旋转的方式来旋转。检测器设备 310 包括例如 1 到 64 行传感器元件(如果多于一行则称之为多层 CT)并且每行近似有 700 和 1000 个传

传感器元件。在每次单个旋转时，读取数据约 1000 次。让例如病人的被检查对象躺在治疗台上通过该 CT 环移动，该移动是连续的。因为所采集的数据位于螺线(spiral)网上(见图 14)，通过此方法可以采集到所谓的螺旋或螺线 CT 数据集。

检测器设备 310 是布置在与 CT 环的半径相适的球面参考表面上的传感器元件的线性或 2 维阵列。不需要提供球面检测器设备是本发明的重要优点。可替换地，可以使用具有直线(1 维)或平面(2 维)传感器元件布置的平面检测器设备。虽然根据下面提到的相等间隔弧长位置平面检测器设备上的传感器元件不会感测到衰减值，但这不会影响到如本发明所述的重建的质量。由于平面检测器设备上的传感器元件布置与在相同位置处的球面检测器设备上的布置之间的固定几何结构，可以适应上述图像函数的近似。对于针对平面检测器设备需要额外内插步骤的先前技术的重建技术来说，这种简单的适应是不可能的。

对于基于本发明的重建方法，重建并不需要从该管的几何结构以及检测器的几何结构(当前检测器元件具有 0.5 到 1.0mm 的尺寸)来产生所有可能的射线。这是与尽可能多地读取检测器元件的常规滤波反投影算法的主要不同，因为每单位平方米读取了更多的检测器，所以进行内插的必要性减小，因此重建涉及到的模糊也减少了。对于基于本发明的重建方法，只需要某些射线。以针对成像条件达到平行束的正确数量的方式来调整这些射线。通过增加射线和投影的数量，可以达到更高的分辨率，这就意味着可以提高无伪像重建的像素数量。由于该重建，没有额外的模糊。

可以通过下面概述的常规 CT 系统来完成平行束分量的选择。参考扇形束，而锥形束可以用类似方式进行处理。如图 6 所示的每个扇形束 5 代表了一捆扇形束分量 5.1、5.2、5.3...。可以将扇形束分量 5.1、5.2、5.3...中的每个分量都看做是直笔形束。当这些这样的笔形束不具有相同的投影方向时，根据图 3 中的步骤 1200 确定离散投影剖面的过程服从图 7 中所示的概念。

图 7 示出了多个扇形束(例如，扇形束 5)，每个束包括扇形束分

量 5.1 到 5.4。实际上,束分量的数量可以实际高于图 7 所示的数量(见下面,图 8 和 9 的描述)。此外,可以修改扇形束的几何结构使得提供了交叉在 ROI 2 中心的扇形束分量。此外,可以省去不与 ROI 2 交叉的扇形束分量,例如通过源几何结构或掩模来省去。对于相对于所示的辐射源 210 的位置的第一主投影方向,扇形束分量 5.3 作为被检测设备 310(检测器阵列)的传感器元件 311 检测的直笔形束穿过 ROI 2。为了获得平行于该扇形束分量 5.3 的、另一条投影线的衰减值,在传感器元件 312 处检测到辐射源 210 的改变位置处辐射的扇形束 5' 的扇形束分量 5.2'。通过适当选择传感器元件位置和辐射源位置,具体通过以等弧长隔开这些位置的布置,可以将以具有相同投影并且尤其是平行的扇形束分量测量的衰减值用于构建离散投影剖面。

可以将这个概念用于从根据图 6 的常规 CT 设备采集的投影数据重建图像函数。由于从每个选定的投影方向可以知道辐射源 210 和检测设备 310 的位置以及在检测设备 310 内的传感器元件 311 的位置,可以从 CT 设备获得的原始数据的采集中简单地选择用于构建离散投影剖面的衰减值。

可以通过用图 8 到 10 中示出的离散扇形束来替代图 6 中示出的连续扇形束来自动对原始数据进行选择。通常,可以用发射连续扇形(或锥形)束的辐射源与只允许连续扇形束中的某些分量穿过的掩模相结合来产生离散扇形束。可以将这些分量认为是直笔形束。可以通过将源掩模放置在辐射源上并且可以在那里移动,或者通过将多个固定帧掩模布置在源载体或附加其上的环形防护罩来实现掩模的功能。将使用源掩模的实施例优选为可分离的并且可放置在辐射源上的源掩模。根据被检查的对象,可以从一组不同的源掩模中选择具有适当数量和间隔的直笔形束分量的源掩模,并将其附加在辐射源上。

根据图 8,通过装配有源掩模 211 的辐射源 210 来生成包括扇形束分量 6.1、6.2、...的离散扇形束 6。该源掩模 211 适于形成辐射源 210 的能量分布函数。为此目的,如图 9 和图 10 所示意示出的,该源掩模 211 包括了例如由钨制成的、具有通孔 213 的屏蔽(shielding)板 212。该屏蔽板 12 可以具有球面形状(图 9)或平面形状(图 10)或者

任何其它适合于成像设备的概要(schematic)条件的适当形状。通孔 213 的布置使得起始于辐射源的投影线穿过该圆周并与预定位置上的检测器元件成一条线,具体地说,可以将它们等弧长隔开布置。

将源掩模固定在辐射源上(例如,X射线管),具体通过可分离的固定元件来固定在辐射源 210 的输出窗口 215 的帧 214 上,所述固定元件例如类似夹子元件或快门(snap)连接。离散扇形束 6 包括例如 200 个直扇形束分量。

通过上述掩模产生的离散扇形束,只在辐射源和检测器设备的某些位置处读取来自沿着相应投影线检测衰减的检测器设备的传感器元件的信号。这些读取位置是在环形源载体上的那些弧长位置,如图 7 所示,这实现了以相同投影方向选择扇形束分量的条件。

为了减少被检查对象的辐射或粒子曝光,优选地仅在上述读取位置处将能量输入(例如,辐射)导向被检查对象,也就是只有当辐射源和检测器设备的组合朝向合适位置的时候,才读出传感器元件的信号。在移动辐射源期间,针对某些时期和/或辐射源的某些弧长位置来满足该条件。只要不满足读取条件,就将辐射源关闭或屏蔽。为了保持辐射源条件稳定,优选屏蔽辐射源。

可以通过在图 8 中以多个辐射窗 223 示意性示出的环形屏蔽 222 来实现该屏蔽功能。可以将该环形屏蔽 222 可分离地固定在源载体 220 上,以便使该屏蔽 222 的几何属性适于实际应用,尤其是适于所使用的掩模。作为示例,环形屏蔽 222 包括 201 个辐射窗 223,每个窗具有 6mm 的直径(具有的 CT 环直径: 80cm)。

如果为该环形屏蔽 222 的每个辐射窗 223 都提供了图 8 中仅作为示例表示的帧掩模 224,则可以省去上述源掩模 211。实际上,不必同时提供该源帧掩模 211、224。

在图 11 中示出了影响成像设备设计的本发明重建方法的一个重要优点。当在图 6 到 10 中以辐射源和检测器设备(它们可以彼此固定或者可以彼此独立移动)的旋转组合来说明本发明时,本发明允许以固定在成像设备中的检测器设备来采集数据。由于本发明不需要连续变化的投影方向而只需要辐射源的离散辐射位置,可以将辐射窗 223

之间的间隔(见上面)用于放置检测器设备的传感器元件。用辐射窗 223(空圈)和与辐射窗 223 相邻布置的传感器元件 313(实圈)来示出这种情形(图 11)。

通过在该管和检测器之间轻微倾斜,甚至可以将此嵌入在上面具有孔或者层的 CT 环中的环上。检查期间这个环保持不动,并且可以将其用于在根据几何结构不需要射线的地方关闭这些区域内的辐射。由于在旋转期间不打开或关闭当前使用系统中的该射线管,这就允许相当大地减少该 CT 系统中 X 射线的剂量。因为准连续的数据需要获得足够多的重建结果,所以对于以滤波反投影算法工作的常规系统类似这种构建是不可能的。因为只有某些射线会在对象中发生散射辐射并且需要更少数量的检测器检测这些辐射,单个射线的减少也会减少发散辐射的问题。

根据本发明的另一个实施例,可以用从图 12 中所示辐射源 210 的每个位置同时发射的直平行笔形束来照射被检查对象。这些直平行笔形束 7 分布在辐射场内,该场的范围由伸长的辐射源确定。如上所述用在辐射源上提供的掩模来形成平行笔形束 7。可替换地,如从第一代 CT 系统已知,可以使用发射一个笔形束的移动辐射源。图 12 的实施例具有特定的优势,其无需图 7 所示的分量选择用检测器设备 210 直接测量离散投影剖面。

图 13 示出了人工的对象的层的比较。在部分(a)中示出了原始对象,在部分(b)中示出了使用 128 个投影、每个投影 32 条射线的常规滤波反投影的重建,而(c)示出了根据本发明由 31 个投影和 31 条射线的重建。

如果将图 2 中所示的几何结构扩展到 3D 成像,则可以很容易地将当前实际使用的螺旋 CT 适用于本发明。图 14 示出了螺旋 CT 系统的几何条件以及如何将其与基于本发明的重建方法一起使用。有一个通过接近平面中圆盘的柱面的层,其可以以与 2D 情况中相同的方式重建。如图 7 中所见 2D 情况,应将辐射点之间的跳跃(step)隔开。具体地说,因为 CT 扫描仪的几何结构使病人沿 z 轴运动,所以可以仍使用上面提到的带有孔的内环(如图 8)。

如果假设用具有检测器阵列 310 的多层 CT 来代替单层 CT, 可以对于 2D 平面更容易找到并选择通过该对象的平行射线。

例如, 如果使用具有类似焦点(而不是圆点)的层的射线管, 从中可以通过另一个沿着 z 轴的孔板或如上所述上面有孔或层的环来选择某些射线, 可以达到这个目的。在这种情况下, 将在调整为单个层的柱面上获得数据。在 z 轴上可达到的分辨率还是只取决于机器每次旋转的射线数量以及检测器元件的大小。

2.2 更多的成像技术

参考 X 射线计算机断层扫描说明了上述对象成像特征。可以以类似方式将本发明用于以上面提到的其它成像技术。

图 15 中示出了样本的超声断层扫描的示例。该成像设备 100 包括组合的能量发生器和检测器设备 200、300 的固定布置, 其包括超声振荡器 210(转换器)、超声检测器 310。图 15 表示具有矩形布置的装置。也可以是相应的环形布置。在成像设备 100 中, 将对象 1 布置在支撑设备 500 上。有利地, 可以将该支撑设备 500 的影响引入到上述校准的调整矩阵中。在对象 1 和超声转换器之间, 布置了耦合流体。超声振荡器 210 产生了穿过对象的直超声场。在该对象中反射超声波。用超声检测器 310 来检测背反射, 并根据上面概述的原则进行处理。

图 16 中示出了对象 1 的电阻抗断层扫描的示例。成像设备 100 包括了电连接到电阻抗测量设备的电极 240 的布置。如常规电阻抗断层扫描中, 对数据进行测量, 并将数据用于在沿该对象中平行电流(current)方向测量的阻抗值基础上重建图像。

3. 数学说明

本发明的方法提供了例如在 CT 中用于从氦数据重建图像的直接方法。与滤波反投影方法中使用傅立叶变换技术不同, 本方法基于下面概述的圆盘上两个变量的正交多项式的正交展开。在小节(3.1)中给出了数学背景, 而在小节(3.2)中给出了优选近似。

下面的数学说明指的是由圆周围绕的圆盘。要强调的是可以将类似考虑用于由椭圆围绕的区域。对于椭圆等式 $(x^2/a^2) + (y^2/b^2) = 1$, 改

变变量使 $x = au$ 和 $y = bv$ 可以推导回圆盘 $u^2 + v^2 = 1$ 的情况。如果引入变量的相应修改，其它修改后的形状也是可能的。

对于这里所用数学工具的有关细节，可以参考 R.Marr 在“J. Math. Anal. Appl.”第 45 卷第 357-374 页中的“On the reconstruction of a function on a circular domain from a sampling of its line integrals”；F. Natterer：在 SIAM, Philadelphia, PA, 2001 对 1986 的原作“Classics in Applied Mathematics 32”的重印版本“The mathematics of computerized tomography”；F.Natterer 和 F. Wuebbeling 在 SIAM, Philadelphia, PA, 2001 的“Mathematical Methods in Image Reconstruction”；C. Dunkl 和 Yuan Xu：剑桥大学出版社(Cambridge University Press) 2001 的“Orthogonal polynomials of several variables”；Yuan Xu 在“Bull. London Math. Soc.”2000 年第 32 卷 447-457 页中的“Funk-Hecke formula for orthogonal polynomials on spheres and on balls”；以及 Yuan Xu 在“J. Approximation Theory”2001 年第 112 卷 295-310 页中“Representation of reproducing kernels and the Lebesgue constants on the ball”。

3.1 数学背景

令 $B^2 = \{(x, y) : x^2 + y^2 \leq 1\}$ 表示在该平面上的单位圆盘。该单位圆盘是封闭的、中心为 0 的有界(bounded)集；其关于 0 对称(即，如果 q 属于 D ，则 $-q$ 也属于 D)，并且其为凸。

令 θ 是从正 x 轴反时针测量的角度，并且 $l(\theta, t) = \{(x, y) : x \cos \theta + y \sin \theta = t\}$ 是一条线，其中 $-1 \leq t \leq 1$ 。将符号

$$(1.1) \quad I(\theta, t) = l(\theta, t) \cap B^2, \quad 0 \leq \theta \leq 2\pi, \quad -1 \leq t \leq 1;$$

用于表示在 B^2 内的线段。将方向 $(\cos \theta, \sin \theta)$ 中函数 f 的氢投影(X 射线)以参数 $t \in [-1, 1]$ 表示为 $R_\theta(f; t)$,

$$(1.2) \quad R_\theta(f; t) := \int_{l(\theta, t)} f(x, y) dx dy$$

($R_\theta(f; t)$ 对应于上面的函数 $p_\theta(t)$)

令 Π_n^2 表示在两个变量中总阶数为 n 的多项式空间，其具有维数

$$\dim \Pi_n^2 = (n+1)(n+2)/2.$$

令 $v_n(B^2)$ 表示相对于单位权重函数的在 B^2 上阶数为 n 的正交多项式空间；也就是说，如果 P 是 n 阶并且

$$\int_{B^2} P(x, y) Q(x, y) dx dy = 0, \text{ 对于所有的 } Q \in \Pi_{n-1}^2$$

则有 $P \in v_n(B^2)$ 。

$$\text{如果 } \frac{1}{\pi} \int_{B^2} P_{i,k}(x, y) P_{j,k}(x, y) dx dy = \delta_{i,j}, \quad 0 \leq i, j \leq k,$$

则 $v_k(B^2)$ 中的多项式集合 $\{P_{j,k} : 0 \leq j \leq k\}$ 是 $v_k(B^2)$ 的正交基。

对于 $v_n(B^2)$ 清楚地知道有几个正交基或标准正交基(见 C.F.Dunkl 和 Yuan Xu, 2001 年, 剑桥大学出版社的 “Orthogonal polynomials of several variables”)。这里使用根据纹脉多项式给出的基。

U_k 表示第二类 Chebyshev 多项式, 其中

$$U_k(x) = \frac{\sin(k+1)\theta}{\sin \theta}, \quad x = \cos \theta$$

对于 $\xi = (\cos \theta, \sin \theta)$ 和 $X = (x, y)$, 将该纹脉多项式 $U_k(\theta)$ 定义如下

$$U_k(\theta; x, y) := U_k(\langle X, \xi \rangle) = U_k(x \cos \theta + y \sin \theta).$$

很明显, U_k 是 Π_k^2 的一个元素。

U_k 的零值是 $\cos \theta_{j,k}, 1 \leq j \leq k$, 其中 $\theta_{j,k} = j\pi/(k+1)$ 。

通过 R. Marr 在 “J. Math. Anal. Appl.” 1974 年第 45 卷 357-374 页中的 “On the reconstruction of a function on a circular domain from a sampling of its line integrals”(也可以见 Yuan Xu 在 “Bull. London Math. Soc.” 2000 年第 32 卷 447-457 页中的 “FunkHecke formula for orthogonal polynomials on spheres and on balls”)来说明下面结果。

引理 1.1.

$v_n(B^2)$ 的标准正交基给出如下

$$P_k := \{U_k(\theta_{j,k}; x, y) : 0 \leq j \leq k\}, \quad \theta_{j,k} = \frac{j\pi}{k+1}$$

具体地, 集合 $P_k : \{0 \leq k \leq n\}$ 是 Π_n^2 的标准正交基。

标准希尔伯特(Hilbert)空间理论表示在 $L^2(B^2)$ 中的任何函数可以根据该标准正交基 $P_k : \{k \geq 0\}$ 展开为傅立叶正交序列。更准确地说, 如果 $f \in L^2(B^2)$ 那么

$$(1.3) \quad f = \sum_{k=0}^{\infty} \sum_{j=0}^k \hat{f}_{j,k} U_k(\theta_{j,k}), \quad \hat{f}_{j,k} = \frac{1}{\pi} \int_{B^2} f(x,y) U_k(\theta_{j,k}; x,y) dx dy$$

将该展开的第 n 个部分和表示为 $S_n f$ ；也就是说，

$$S_n f(x,y) = \sum_{k=0}^n \sum_{j=0}^k \hat{f}_{j,k} U_k(\theta_{j,k}; x,y), \quad \hat{f}_{j,k} = \frac{1}{\pi} \int_{B^2} f(x,y) U_k(\theta_{j,k}; x,y) dx dy$$

如本发明所述的重建方法基于下列显著结果，其表示了根据氦投影的部分和 $S_{2m} f$ 。

定理 1.2

对于 $m \geq 0$ ，可以将部分和算子 $S_{2m} f$ 写为

$$(1.4) \quad S_{2m}(f; x,y) = \sum_{v=0}^{2m} \frac{1}{\pi} \int_{-1}^1 R_{\phi_v}(f,t) \Phi_v(t; x,y) dt$$

其中

$$(1.5) \quad \Phi_v(t; x,y) = \frac{1}{2m+1} \sum_{k=0}^{2m} (k+1) U_k(t) U_k(\phi_v; x,y), \quad \phi = 2v\pi / (2m+1)。$$

类似定理用于柱面区域 $B_L = B^2 \times [0, L]$ ，其中 $L > 0$ 。令 $v_n^3(B^2)$ 是 B_L 上相对于权重函数 $(z(L-z))^{-1/2} / \pi^2$ 的 n 阶正交多项式空间；也就是说，如果对于三个变量的所有多项式 Q 使得 $\deg Q < n = \deg P$ ，

$$\frac{1}{\pi^2} \int_{B_L} P(x,y,z) Q(x,y,z) dx dy \frac{dz}{\sqrt{z(L-z)}} = 0, \quad \text{则 } P \in v_n^3(B_L)。$$

令 $\tilde{T}_k$ 是第一类切比雪夫(Chebyshev)多项式。

则 $\tilde{T}_k$ 定义为

$$T_0(z) = 1, \quad \tilde{T}_k(z) = \sqrt{2} T_k(2z/L - 1), \quad k \geq 1$$

多项式 $\tilde{T}_k$ 相对于 $[0, L]$ 上的 $(z(L-z))^{-1/2} / \pi^2$ 是标准正交的。令 $U_k(\theta_{j,k}; x,y)$ 如前面定义。

引理 1.3

$v_n^3(B^2)$ 的标准正交基给出如下

$$P_n := \{P_{n,k,j} : 0 \leq j \leq k \leq n\}, \quad P_{n,k,j}(x,y,z) = \tilde{T}_{n-k}(z) U_k(\theta_{j,k}; x,y)。$$

具体地，集合 $\{P_l : 0 \leq l \leq n\}$ 是 Π_n^3 的标准正交基。

对于 $f \in L^2(B_L)$, 相对于标准正交系统 $\{P_n : n \geq 0\}$, f 的傅立叶系数给出如下

$$\hat{f}_{n,k,j} = \frac{1}{\pi^2} \int_{BL} f(x,y,z) P_{n,k,j}(x,y,z) dx dy \frac{dz}{\sqrt{z(L-z)}}, \quad 0 \leq j \leq k \leq n.$$

令 $S_n f$ 表示傅立叶部分和算子,

$$S_n f(x,y,z) = \sum_{l=0}^n \sum_{k=0}^l \sum_{j=0}^k \hat{f}_{l,k,j} P_{j,k,n}(x,y,z)$$

保留了函数 $g: B^2 \mapsto R$ 的氢投影的符号 $R_\phi(g;t)$ 。对于 $[0,L]$ 内的固定的 z ,

$$(1.6) \quad R_\phi(f(.,.,z);t) := \int_{t(\phi,t)} f(x,y,z) dx dy.$$

下面定理类似于定理 1.2, 用于柱面 B_L 。

定理 1.4

对于 $m \geq 0$,

$$(1.7) \quad S_{2m} f(x,y,z) = \frac{1}{2m+1} \sum_{v=0}^{2m} \frac{1}{\pi^2} \int_{-1}^1 \int_0^L R_{\phi_v}(f(.,.,w);t) \Phi_v(w;t;x,y,z) \frac{dw dt}{\sqrt{w(L-w)}}$$

其中

$$\Phi_v(w,t;x,y,z) = \sum_{k=0}^{2m} (k+1) U_k(t) U_k(\phi_v; x,y) \sum_{l=0}^{2m-k} \tilde{T}_l(w) \tilde{T}_l(z).$$

为了利用氢数据的平行几何结构, 根据本发明优选使用了求积分以便得到对(1.4)和(1.7)中积分的离散近似。

如果 f 是个多项式, 那么 $R_\phi(f;.)/\sqrt{1-t^2}$ 也是个多项式。因此, 为在 $[-1,1]$ 上相对于 $\sqrt{1-x^2}$ 的积分选择求积分。用 $I_n g$ 来表示这种求积分。那么

$$(1.8) \quad \frac{2}{\pi} \int_{-1}^1 g(t) \sqrt{1-t^2} dt \approx \sum_{j=1}^n \lambda_j g(t_j) := I_n(g),$$

其中 $t_1, \dots, t_n$ 是在 $(-1,1)$ 中的不同点, 并且 λ_j 是使 $\sum_{j=1}^n \lambda_j = 1$ 的实数。

如果对于 g 是至多 ρ 阶的多项式(1.8)中的等式成立, 那么也就是

说求积分具有精确度(degree of exactness) ρ 。

在所有求积分的公式中，高斯(Gaussian)求积分具有最高阶的精确度。对于所有至多 $2n-1$ 阶的多项式 g 可以给出如下

$$\frac{1}{\pi} \int_{-1}^1 g(t) \sqrt{1-t^2} dt = \frac{1}{n+1} \sum_{j=1}^n g\left(\cos \frac{j\pi}{n+1}\right) := I_n^G(g);$$

也就是说，其精确度为 $2n-1$ 。注意 $j\pi/(n+1)$ 是切比雪夫(Chebyshev)多项式 U_n 的零值。

3.2 平行几何结构的重建算法

3.2.1 2D 图像的重建算法

用(1.4)中的求积分公式给出我们的重建算法，其中产生了下面定义的多项式 $A_{2m}f$ 。

算法 2.1

令 $\gamma_{v,j} = R_{\phi_v}(f; t_j)$. 对于 $m \geq 0$ 且 $(x, y) \in B^2$,

$$(2.1) \quad A_{2m}(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \sum_{j=1}^n \gamma_{v,j} T_{j,v}(x, y)$$

其中

$$T_{j,v}(x, y) = \frac{\lambda_j}{2(2m+1)\sqrt{1-t_j^2}} \Phi_v(t_j; x, y)$$

并且 λ_j 和 t_j 在(1.8)中给出。

对于给定的 f ，近似处理 $A_{2m}f$ 使用了 f 的氢数据

$$\{R_{\phi_v}(f; t_j) : 0 \leq v \leq 2m, 1 \leq j \leq n\}。$$

该数据由沿该圆盘的周长(由 ϕ_v 指定)的 $2m+1$ 个等间隔的方向上的氢投影组成，并且在每个方向上有 n 条平行线(由 t_j 指定)。如果这些平行氢投影是从一幅图像 f 取得的，那么该算法产生了给出对原始图像近似的多项式 $A_{2m}f$ 。

因为在测量之前可以将 $T_{j,v}$ 保存在例如硬盘驱动上，所以多项式 $A_{2m}f$ 特别便于数字实现。这就提供了非常简单的算法：给定氢数据，只需要进行加法和乘法来估算(2.1)中的 $A_{2m}f(x)$ 以便得到图像重建。

求积分的一个很好选择就是高斯(Gaussian)求积分。如果具体地

选择了 $n = 2m$ ，则求积分(1.9)的节点变成 $t_j = \cos \theta_{j,2m} = \cos j\pi/(2m+1)$ 。
在这种情况下，本发明的算法采取了具体的简单形式。

算法 2.2

令 $\gamma_{v,j} = R_{\phi_v}(f; \cos \theta_{j,2m})$. 对于 $m \geq 0, (x, y) \in B^2$,

$$(2.2) \quad A_{2m}(f; x; y) = \sum_{v=0}^{2m} \sum_{j=1}^{2m} \gamma_{v,j} T_{j,v}(x, y)$$

其中

$$(2.3) \quad T_{j,v}(x, y) = \frac{1}{(2m+1)^2} \sum_{k=0}^{2m} (k+1) \sin((k+1)\theta_{j,2m}) U_k(\phi_v; x, y)。$$

作为该定义的结果，可以获得下面结论。

定理 2.3

算法 2.1 中的算子 $A_{2m}f$ 保留了阶数 σ 的多项式。更准确地说，只要 f 是最大阶数 σ 的多项式，就有 $A_{2m}(f) = f$ 。具体地说，算法 2.2 中的算子 $A_{2m}f$ 保留了最大阶数 $2m-1$ 的多项式。

3.2.2 以采样函数(乘数函数)来对 2D 图像进行重建的算法

为了改善该近似的收敛，本发明的方法可以从某些具有更好收敛表现的、用于傅立叶正交展开的求和方法开始，而不是从 $S_{2m}f$ 开始。如果使用下面的采样函数(或，乘数函数)，则有利地保持了将到某阶数的多项式保留的属性。为此，使多项式之和经过预定的乘数函数，根据该乘数函数来减少更高阶多项式的贡献。

定义 2.4

如果 $\eta(t) = 1, 0 \leq t \leq 1$ 并且 $\sup p\pi \subset [0, 2\pi]$ ，则将 $C^r[0, \infty), r > 0$ 中的函数 η 称为采样函数。

令 η 是采样函数。算子 S_{2m}^η 定义如下

$$S_{2m}^\eta(f; x, y) = \sum_{k=0}^{2m} \eta\left(\frac{k}{m}\right) \hat{f}_{j,k} U_k(\theta_{j,k}; x, y)。$$

可以证明该算子 S_{2m}^η 具有更好的近似属性。事实上，如果 η 具有三阶导数，那么算子 S_{2m}^η 保留了阶数到 m 的多项式，并且其对 f 的近似与至多 m 阶的任何多项式的精度一样，一直到常数倍。本发明的算法基于下面这种情况：

定理 2.5

对于 $m \geq 0$, 算子 S_{2m}^η 可以写为

$$(2.4) \quad S_{2m}^\eta(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \frac{1}{\pi} \int_{-1}^1 R_{\phi_v}(f; t) \Phi_{2m}^\eta(t; x, y) dt$$

其中

$$(2.5) \quad \Phi_v^\eta(t; x, y) = \frac{1}{2m+1} \sum_{k=0}^{2m} \eta\left(\frac{k}{m}\right) (k+1) U_k(t_j) U_k(\phi_v; x, y)。$$

因此, 可以对(2.4)中的积分式求积分, 以通过乘数函数来得到重建算法。对于高斯(Gaussian)求积分(1.9), 产生下面算法。

算法 2.6

对于 $m \geq 0, (x, y) \in B^2$

$$(2.6) \quad A_{2m}^\eta(f; x, y) = \sum_{v=0}^{2m} \sum_{j=1}^{2m} R_{\phi_v}(f; \cos \theta_{j,2m}) T_{j,v}^\eta(x, y)$$

其中

$$T_{j,v}^\eta(x, y) = \frac{1}{(2m+1)^2} \sum_{k=0}^{2m} \eta\left(\frac{k}{m}\right) (k+1) \sin((k+1)\theta_{j,2m}) U_k(\Phi_v; x, y)。$$

对于给定的 f , 近似处理 $A_{2m}^\eta f$ 使用了与 $A_{2m} f$ 相同的 f 氢数据。它还具有用于数字实现的相同简单结构, 并且其保留到 m 阶的多项式。它的近似表现看起来好于 $A_{2m} f$ 。

根据本发明可替换的实施例, 也可以将不由乘数函数规定的其它求和方法用于改进收敛程度。

3.2.3 3D 图像的重建算法

为了获得在柱面域上的算法, 再次使用了高斯求积分。对于 z 中的积分, 使用了 $(z(L-z))^{-1/2}$ 的高斯求积分。设定

$$\xi_{i,n} = \frac{(2i+1)\pi}{2n} \text{ 且 } z_i = \frac{1 + \cos \xi_{i,n}}{2}, \quad 0 \leq i \leq n-1$$

其中 z_i 是 $T_n(z)$ 的零值。在 $[0, L]$ 上的高斯求积分采用如下形式,

$$(2.7) \quad \frac{1}{\pi} \int_0^L g(z) \frac{dz}{\sqrt{z(L-z)}} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} g(z_i),$$

只要 g 是至多 $2n-1$ 阶的多项式, 该式就成立。对于 t 中的积分, 使用

了与 B^2 的情况相同的求积分(1.8)。为了简化,只说明了使用高斯求积分(1.9)的重建算法。该算法产生了如下三个变量的多项式 B_{2m} :

算法 2.7

$$\text{令 } \gamma_{v,k,i} = R_{\phi_v}(f(\cdot, \cdot, z_i); \cos \psi_{j,2m})$$

对于 $m \geq 0$,

$$B_{2m}f(x; y, z) := \sum_{v=0}^{2m} \sum_{k=1}^{2m} \sum_{i=0}^{n-1} \gamma_{v,k,i} T_{v,k,i}(x, y, z)$$

其中

$$T_{v,k,i}(x, y, z) = \frac{1}{n(2m+1)} \Phi_v(z_i, \cos \psi_k; x, y, z)。$$

对于一个给定的函数 f , 近似处理 B_{2m} 使用了 f 的氢数据

$$\{R_{\phi_v}(f(\cdot, \cdot, z_i); \cos \psi_j) : 0 \leq v \leq 2m, 1 \leq j \leq 2m, 0 \leq i \leq n-1\}。$$

该数据由在垂直于 z 轴(由 z_i 指定)的 n 个圆盘上的氢投影组成,在每个圆盘上,在沿着该圆盘(由 ψ_j 指定)的周长的 $2m+1$ 个等间隔的方向以及每个方向的 $2m+1$ 条平行线(由 $\cos \psi_j$ 指定)上得到该氢投影。可以将该近似用于从平行氢数据重建 3D 图像。实际上,应该选定 z 方向的整数 n 使得 z 方向上的分辨率与每个圆盘上的分辨率可以相比。

算法 2.7 中的算子保留了阶数 $2m-1$ 的多项式。更准确地说,只有当 f 是个至多 $2m-1$ 阶的多项式时, $B_m(f) = f$ 。

在 z 方向上,优选地代替常数权重函数而使用权重函数 $(z(L-z))^{-1/2}$ 。原因在于第一类切比雪夫多项式简单易用,并且相应的高斯求积分(2.7)清楚。如果要使用常数权重函数的话,我们必须使用勒让德(Legendre)多项式,该多项式的零值(高斯求积分的节点)只可以数字给出。

可以以上面概述(小节 3.2.2)的类似方法来以采样函数(乘数函数)实现 3D 图像的重建算法。

3.2.4 算法的收敛

对于上述算法的收敛(convergence),可以示出如果 f 具有二阶连续导数,则该近似(例如,算法 2.2)表现为点态(pointwise)收敛和一致

收敛。相反，通过常规的滤波反投影方法，只有对于平滑带限函数可以获得收敛(见上面 F. Natterer)。

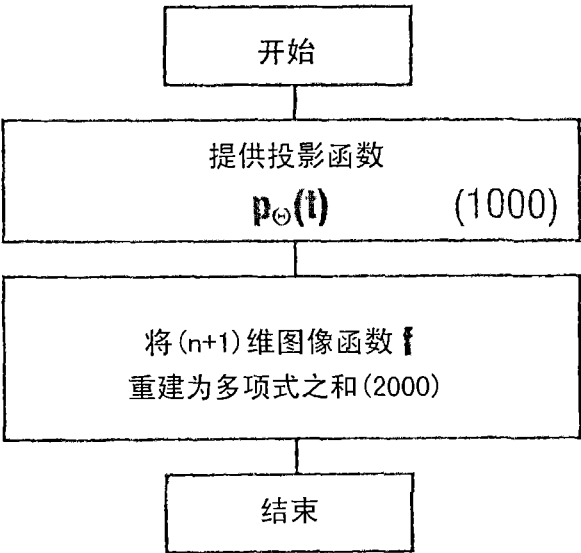


图1

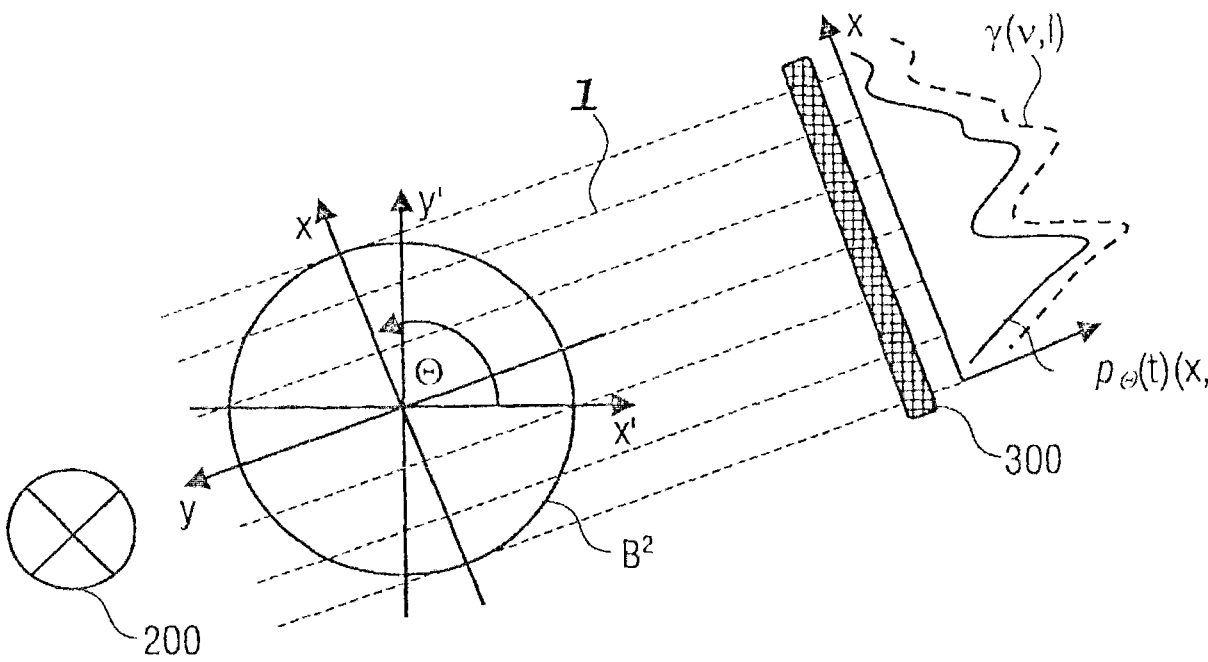


图2

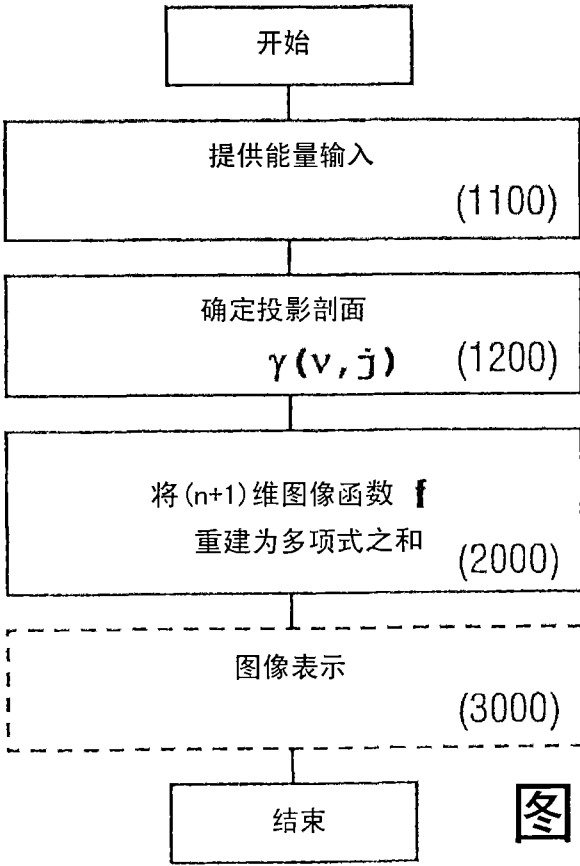


图3

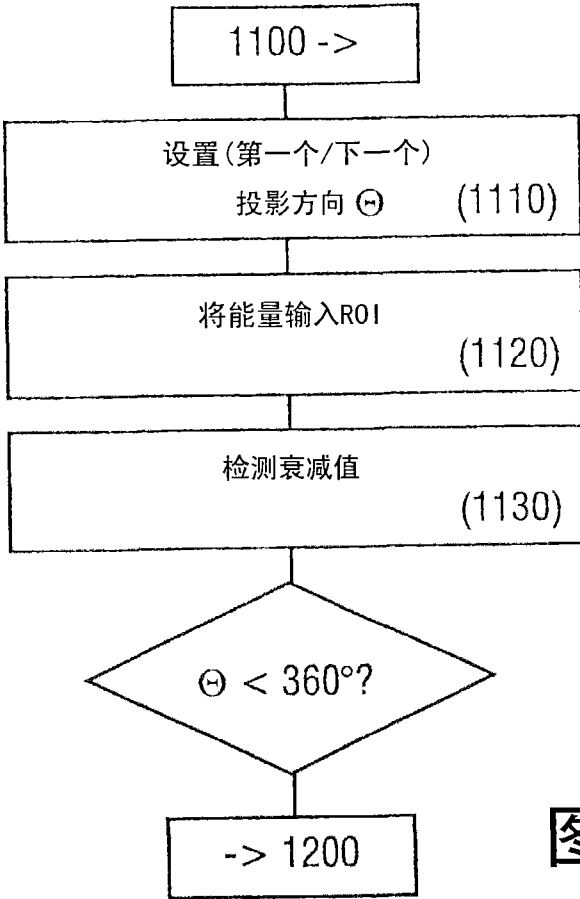


图4

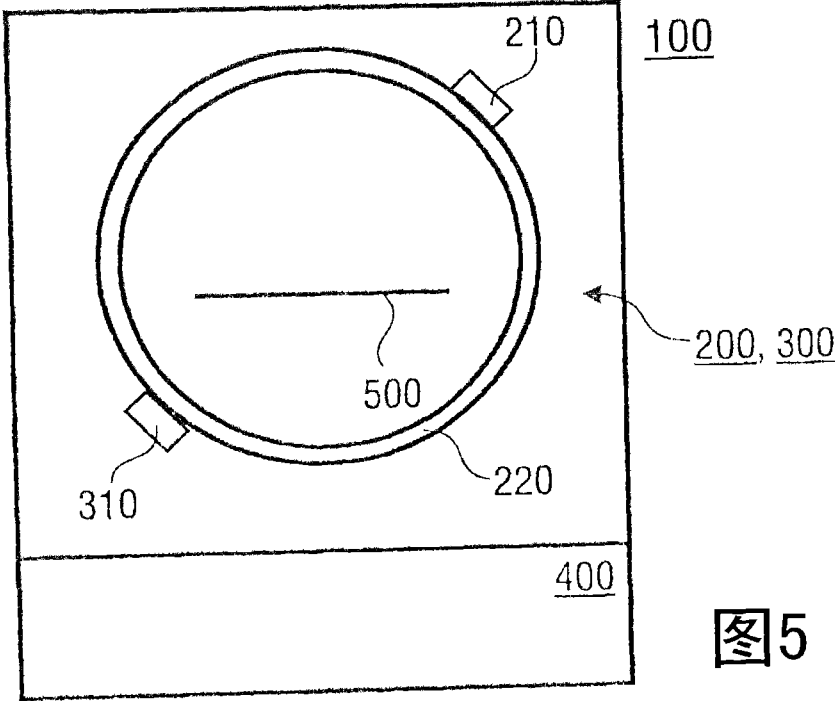


图5

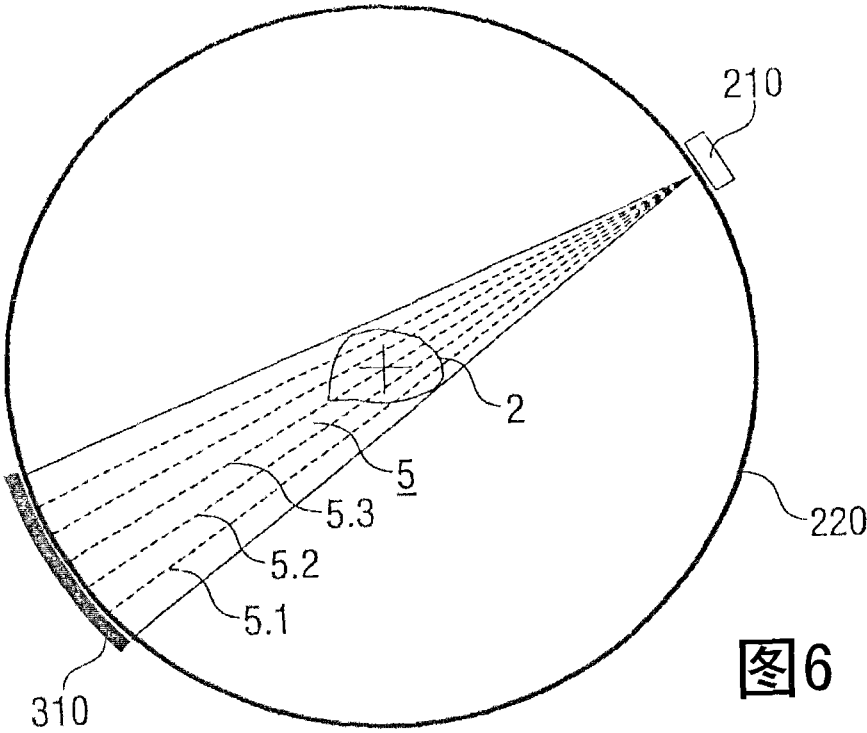


图6

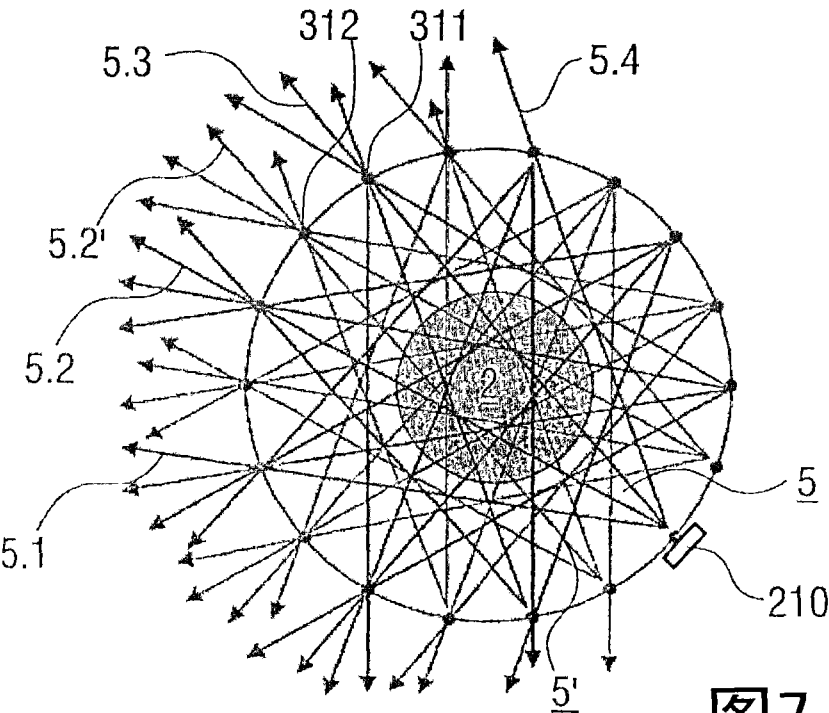


图7

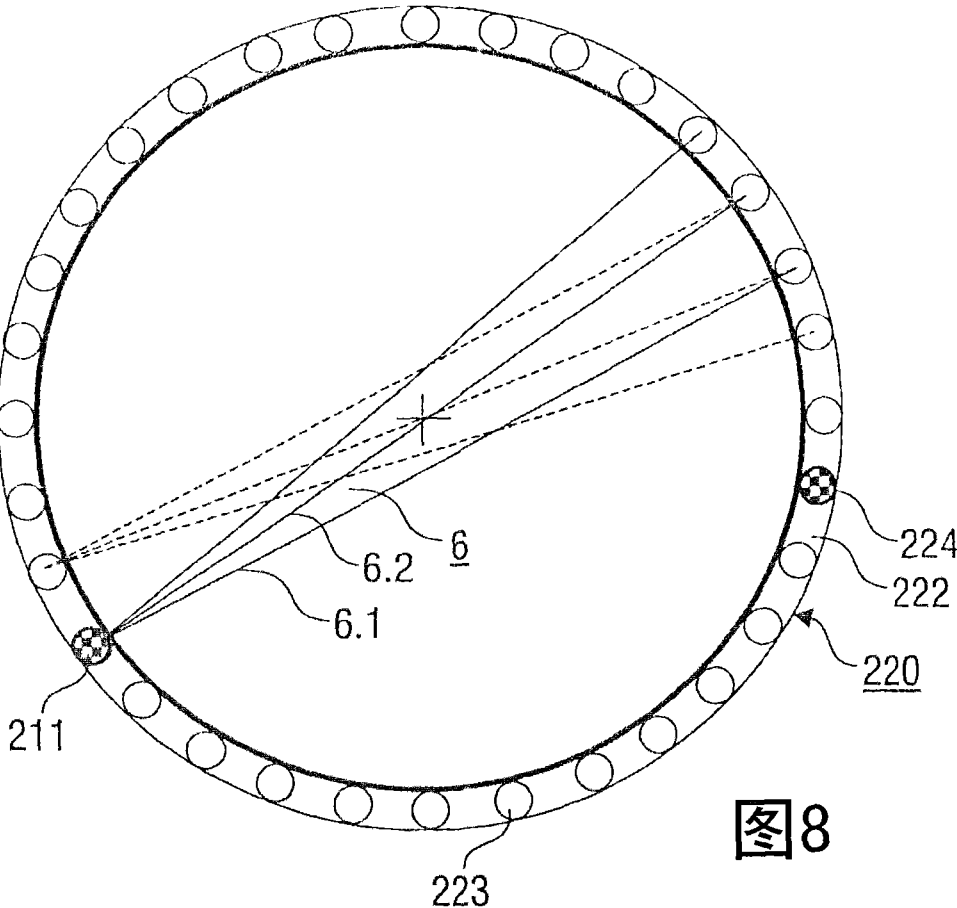
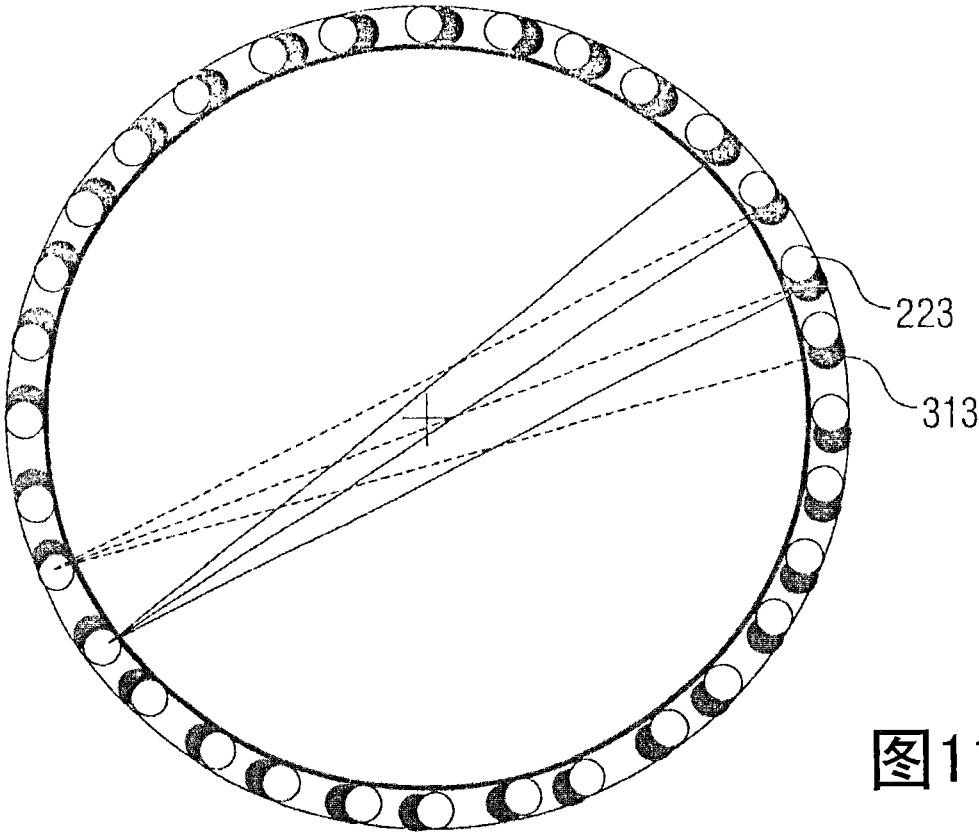
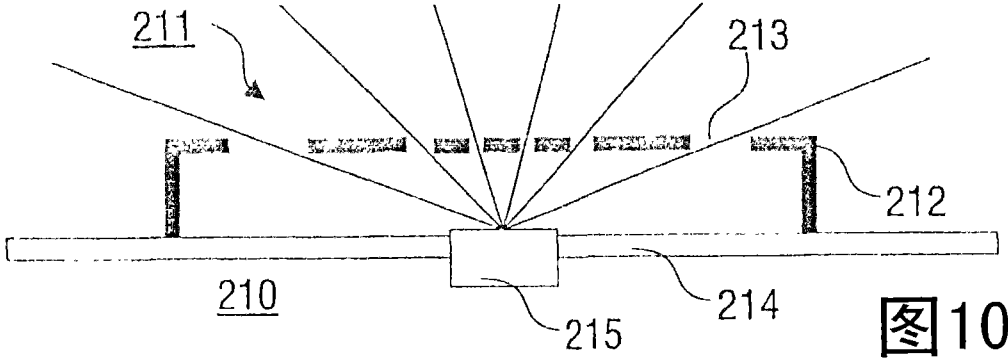
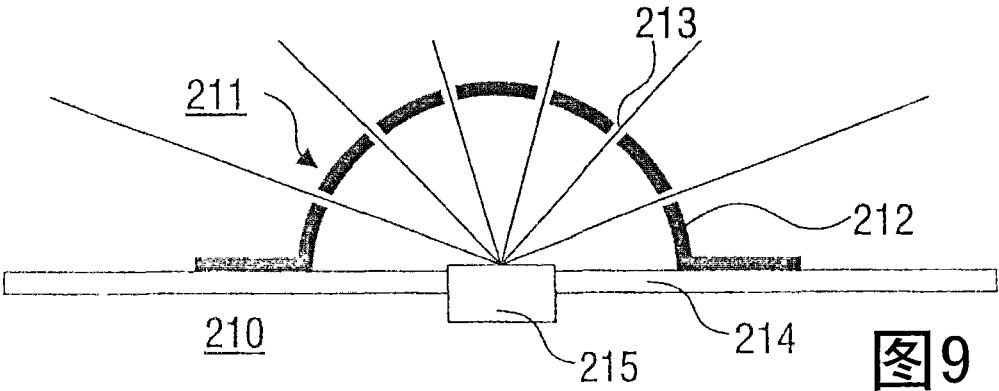


图8



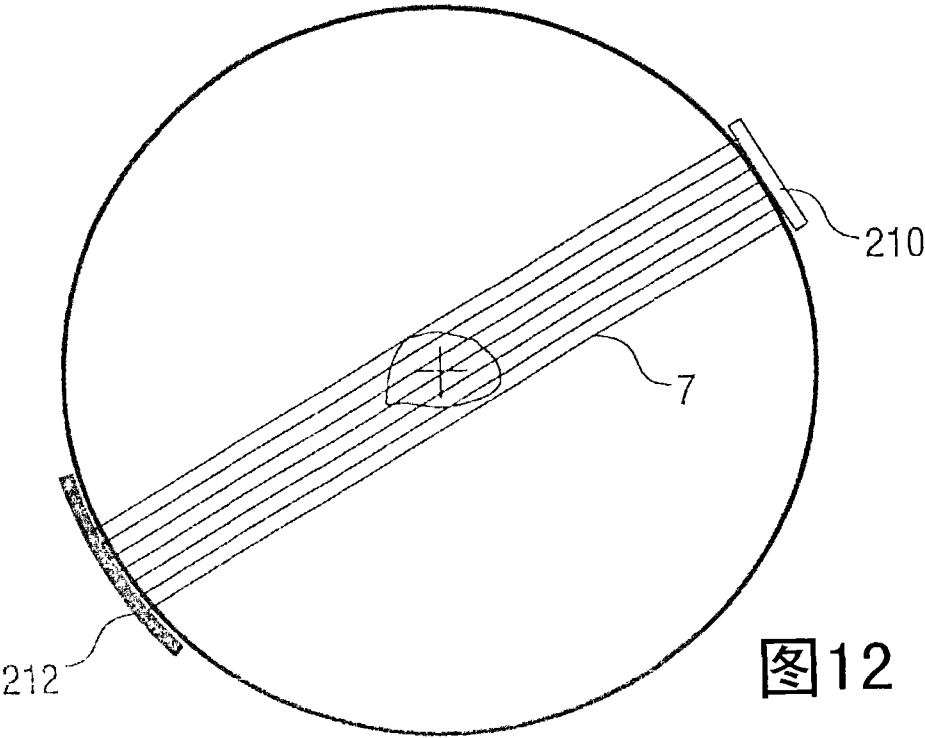


图12

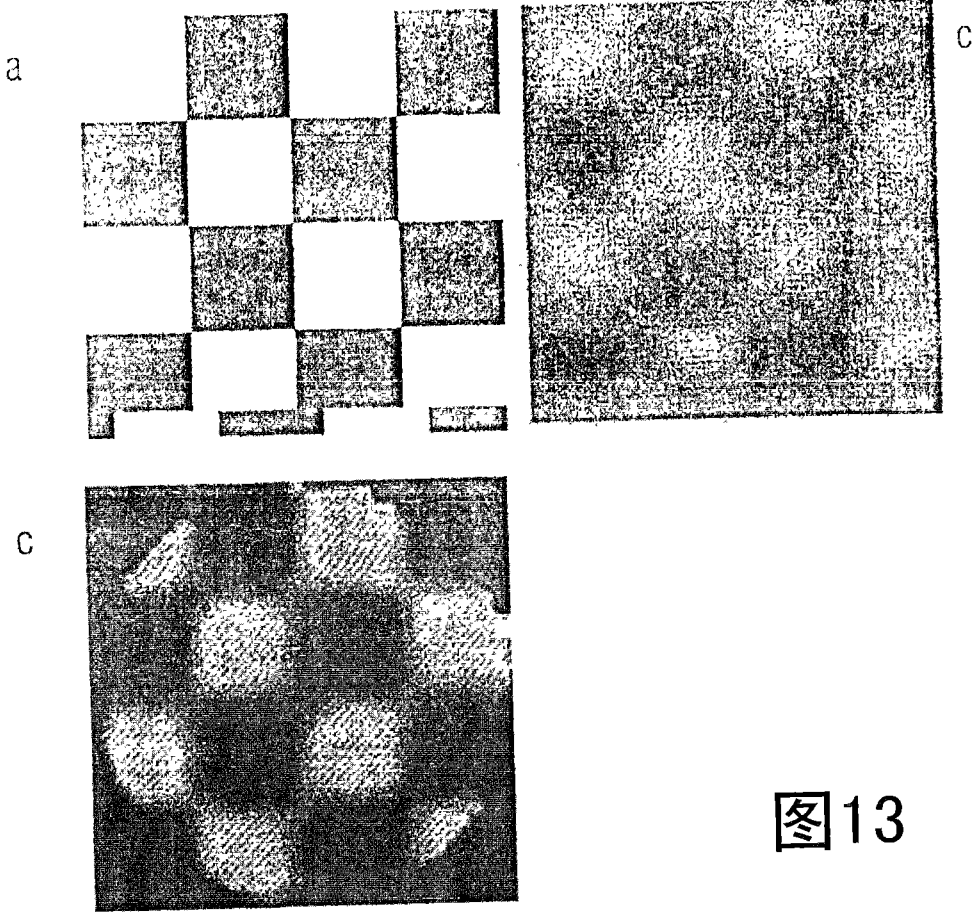


图13

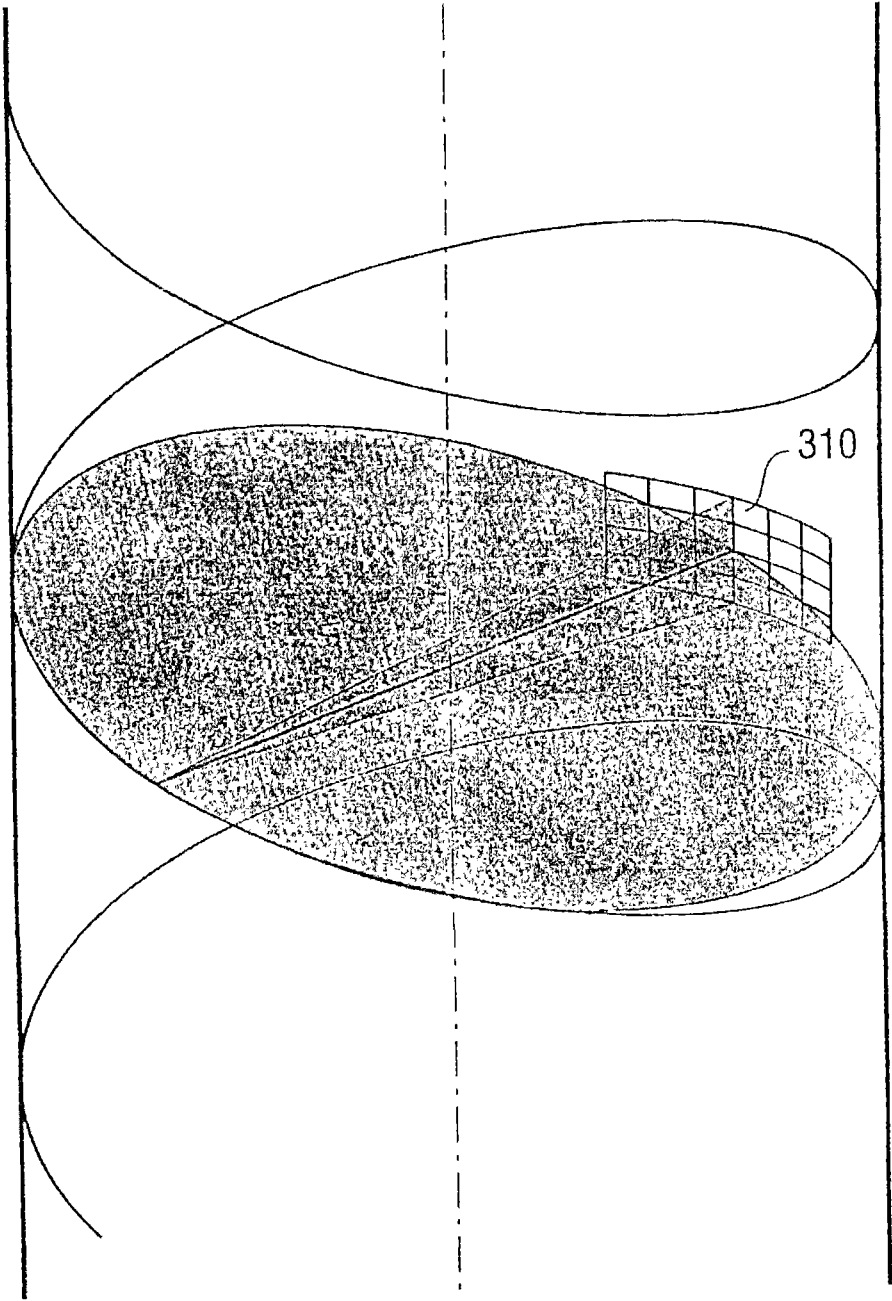


图14

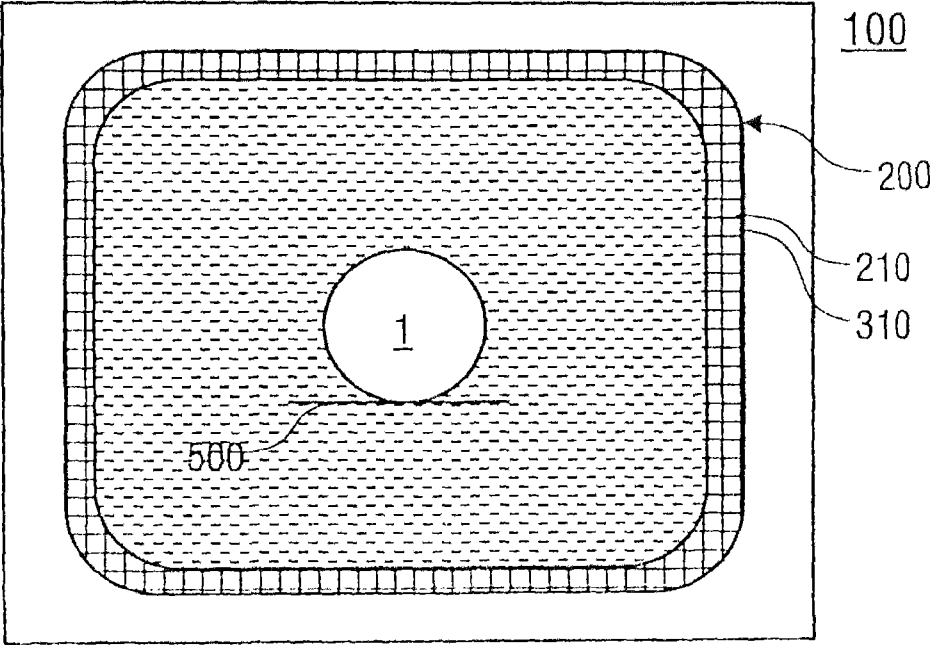


图15

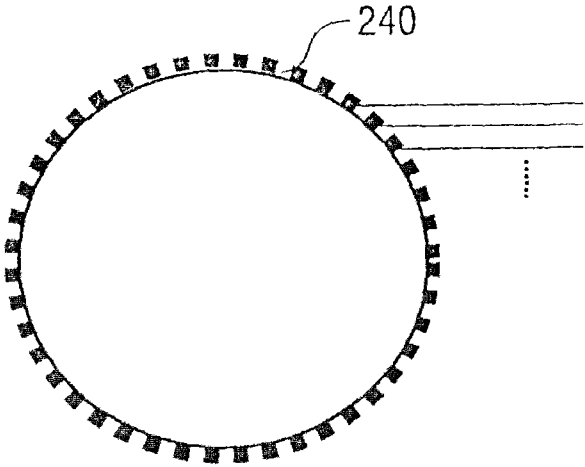


图16