



# (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1957847 B

(45) 授权公告日 2012. 02. 01

(21) 申请号 200610142407. 3

A61B 5/00(2006. 01)

(22) 申请日 2006. 10. 24

G06T 5/10(2006. 01)

(30) 优先权数据

102005050917. 7 2005. 10. 24 DE

(56) 对比文件

US 2003/0194049 A1, 2003. 10. 16, 全文.

CN 1460452 A, 2003. 12. 10, 全文.

US 6285733 B1, 2001. 09. 04, 全文.

(73) 专利权人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

审查员 杨德智

(72) 发明人 马丁·霍海塞尔 沃尔夫冈·黑尔

霍尔格·孔泽 卡尔·斯蒂尔斯托弗

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 邵亚丽 李晓舒

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

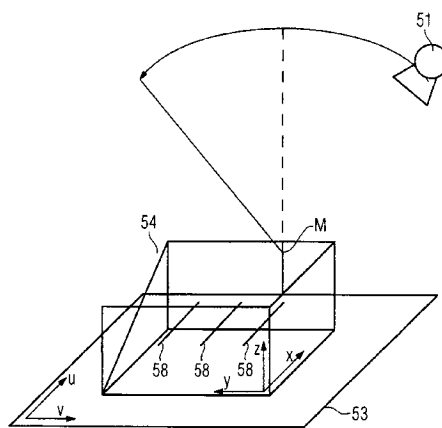
权利要求书 4 页 说明书 6 页 附图 4 页

## (54) 发明名称

再现对象的断层造影图像的方法和断层造影设备

## (57) 摘要

本发明涉及一种用于从运动的辐射源 (11) 穿过对象 (18) 而落在检测器 (13) 上的投影数据中再现对象 (18) 的断层造影图像的方法, 其中在再现时对投影数据进行滤波和反投影, 在辐射源 (11)、检测器 (13) 和位于待扫描对象 (18) 位置处的测试对象 (58) 具有至少一种相同的空间布局的条件下通过测试投影和迭代分析再现技术确定滤波器, 该滤波器在该给定布局下向该断层造影图像给出测试对象的投影数据的最佳滤波和反投影, 在该给定布局下扫描位于该测试对象位置处的对象 (18) 并获得投影数据, 利用该投影数据和根据步骤 1. 1 确定的滤波器再现该断层造影图像。此外本发明还涉及一种用于执行该方法的断层造影设备。



1. 一种用于从运动的辐射源 (11) 穿过对象 (18) 而落在检测器 (13) 上的投影数据中再现该对象 (18) 的断层造影图像的方法, 其中, 在该再现中对投影数据进行滤波和反投影, 其特征在于,

1. 1. 在辐射源 (11)、检测器 (13) 和位于待扫描对象 (18) 位置处的测试对象 (58) 的具有至少一种相同的空间布局的条件下通过测试投影和迭代再现技术确定滤波器, 该滤波器在该空间布局下向该断层造影图像给出测试对象的投影数据的最佳滤波和反投影, 其中, 在该迭代再现中, 对测量的投影进行反投影以形成起始图像, 从起始图像借助投影器获得计算的投影, 建立计算的投影和测量的投影之间的差值, 并与变化后的投影相加, 然后对相加后的和进行反投影, 从而从反投影得到的图像中又确定计算的投影, 如此一直进行迭代, 以获得最佳滤波器,

1. 2. 在该空间布局下扫描位于该测试对象位置处的对象 (18) 并获得投影数据,

1. 3. 利用该投影数据和根据步骤 1. 1 确定的滤波器再现该断层造影图像。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 再现对象 (18) 的至少一幅二维截面图像。

3. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 再现对象 (18) 的至少一幅三维立体图像。

4. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 为了确定滤波器和为了再现而采用一维投影。

5. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 为了确定滤波器和为了再现而采用二维投影。

6. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 以锥形辐射几何形状拍摄投影。

7. 根据权利要求 1 所述的方法, 其特征在于, 以扇形辐射几何形状拍摄投影。

8. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的方法, 其特征在于, 以平行射线几何形状拍摄投影。

9. 根据权利要求 6 或 7 所述的方法, 其特征在于, 用获得的投影数据进行重整为平行射线。

10. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 在小于 180 度的角度范围内对对象 (18) 进行扫描。

11. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 以投影之间至少  $2^{\circ}$  的角度间隔来扫描对象 (18)。

12. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 以各测量的投影之间的可变步长来进行扫描。

13. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 为每个投影角确定自己的滤波器并用于再现。

14. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 为辐射源和 / 或检测器 (13) 的每个投影位置确定自己的滤波器并用于再现。

15. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 为了确定要采用的滤波器对至少一个测试对象进行测量。

16. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 为了确定要采用的滤波器计算模拟的测试对象的投影。

17. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法, 其特征在于, 为了确定要采用的滤波器

采用导线 (58) 作为测试对象。

18. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法,其特征在於,为了确定要采用的滤波器采用多个小球体作为测试对象。

19. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法,其特征在於,为了确定要采用的滤波器采用噪声图像作为测试对象。

20. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法,其特征在於,为了确定要采用的滤波器采用噪声作为给定投影。

21. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法,其特征在於,首先确定要采用的滤波器,然后存储并在以后才使用。

22. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法,其特征在於,从原始迭代确定的滤波器中通过其对位置和 / 或投影角的平均值来计算较少数量的新的平均滤波器。

23. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法,其特征在於,用于一个特定位置和 / 或一个特定投影的滤波器通过在属于其它位置和 / 或投影的滤波器之间进行插值来计算。

24. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的方法,其特征在於,采用多个检测器和 / 或辐射源。

25. 一种用于从 X 射线成像中获得投影的断层造影设备,具有用于从运动的辐射源 (11) 穿过对象 (18) 而落在检测器 (13) 上的投影数据中再现该对象 (18) 的断层造影图像的装置,其中,在该再现中对投影数据进行滤波和反投影,其特征在於,

25.1 具有用于在辐射源 (11)、检测器 (13) 和位于待扫描对象 (18) 位置处的测试对象 (58) 的具有至少一种相同的空间布局的条件下通过测试投影和迭代再现技术确定滤波器的装置,该滤波器在该空间布局下向该断层造影图像给出测试对象的投影数据的最佳滤波和反投影,其中,在该迭代再现中,对测量的投影进行反投影以形成起始图像,从起始图像借助投影器获得计算的投影,建立计算的投影和测量的投影之间的差值,并与变化后的投影相加,然后对相加后的和进行反投影,从而从反投影得到的图像中又确定计算的投影,如此一直进行迭代,以获得最佳滤波器,

25.2 具有用于在该空间布局下扫描位于该测试对象位置处的对象 (18) 并获得投影数据的装置,

25.3 具有用于利用该投影数据和根据步骤 25.1 确定的滤波器再现该断层造影图像的装置。

26. 根据权利要求 25 所述的断层造影设备,其特征在於,具有数据存储器 (17),在其中长期存储预先确定的滤波器。

27. 根据权利要求 25 所述的断层造影设备,其特征在於,所述断层造影设备将获得的投影数据和存储的滤波器传送给分立图像计算机。

28. 根据权利要求 25 所述的断层造影设备,其特征在於,该设备具有多个检测器和 / 或辐射源。

29. 一种用于从磁共振成像中获得投影的断层造影设备,具有用于从运动的辐射源 (11) 穿过对象 (18) 而落在检测器 (13) 上的投影数据中再现该对象 (18) 的断层造影图像的装置,其中,在该再现中对投影数据进行滤波和反投影,其特征在於,

29.1 具有用于在辐射源 (11)、检测器 (13) 和位于待扫描对象 (18) 位置处的测试对象

(58) 的具有至少一种相同的空间布局的条件下通过测试投影和迭代再现技术确定滤波器的装置,该滤波器在该空间布局下向该断层造影图像给出测试对象的投影数据的最佳滤波和反投影,其中,在该迭代再现中,对测量的投影进行反投影以形成起始图像,从起始图像借助投影器获得计算的投影,建立计算的投影和测量的投影之间的差值,并与变化后的投影相加,然后对相加后的和进行反投影,从而从反投影得到的图像中又确定计算的投影,如此一直进行迭代,以获得最佳滤波器,

29.2 具有用于在该空间布局下扫描位于该测试对象位置处的对象(18)并获得投影数据的装置,

29.3 具有用于利用该投影数据和根据步骤 29.1 确定的滤波器再现该断层造影图像的装置。

30. 根据权利要求 29 所述的断层造影设备,其特征在于,具有数据存储器(17),在其中长期存储预先确定的滤波器。

31. 根据权利要求 29 所述的断层造影设备,其特征在于,所述断层造影设备将获得的投影数据和存储的滤波器传送给分立图像计算机。

32. 根据权利要求 29 所述的断层造影设备,其特征在于,该设备具有多个检测器和/或辐射源。

33. 一种用于从超声波成像中获得投影的断层造影设备,具有用于从运动的辐射源(11)穿过对象(18)而落在检测器(13)上的投影数据中再现该对象(18)的断层造影图像的装置,其中,在该再现中对投影数据进行滤波和反投影,其特征在于,

33.1 具有用于在辐射源(11)、检测器(13)和位于待扫描对象(18)位置处的测试对象(58)的具有至少一种相同的空间布局的条件下通过测试投影和迭代再现技术确定滤波器的装置,该滤波器在该空间布局下向该断层造影图像给出测试对象的投影数据的最佳滤波和反投影,其中,在该迭代再现中,对测量的投影进行反投影以形成起始图像,从起始图像借助投影器获得计算的投影,建立计算的投影和测量的投影之间的差值,并与变化后的投影相加,然后对相加后的和进行反投影,从而从反投影得到的图像中又确定计算的投影,如此一直进行迭代,以获得最佳滤波器,

33.2 具有用于在该空间布局下扫描位于该测试对象位置处的对象(18)并获得投影数据的装置,

33.3 具有用于利用该投影数据和根据步骤 33.1 确定的滤波器再现该断层造影图像的装置。

34. 根据权利要求 33 所述的断层造影设备,其特征在于,具有数据存储器(17),在其中长期存储预先确定的滤波器。

35. 根据权利要求 33 所述的断层造影设备,其特征在于,所述断层造影设备将获得的投影数据和存储的滤波器传送给分立图像计算机。

36. 根据权利要求 33 所述的断层造影设备,其特征在于,该设备具有多个检测器和/或辐射源。

37. 一种用于从光学成像中获得投影的断层造影设备,具有用于从运动的辐射源(11)穿过对象(18)而落在检测器(13)上的投影数据中再现该对象(18)的断层造影图像的装置,其中,在该再现中对投影数据进行滤波和反投影,其特征在于,

37.1 具有用于在辐射源 (11)、检测器 (13) 和位于待扫描对象 (18) 位置处的测试对象 (58) 的具有至少一种相同的空间布局的条件下通过测试投影和迭代再现技术确定滤波器的装置, 该滤波器在该空间布局下向该断层造影图像给出测试对象的投影数据的最佳滤波和反投影, 其中, 在该迭代再现中, 对测量的投影进行反投影以形成起始图像, 从起始图像借助投影器获得计算的投影, 建立计算的投影和测量的投影之间的差值, 并与变化后的投影相加, 然后对相加后的和进行反投影, 从而从反投影得到的图像中又确定计算的投影, 如此一直进行迭代, 以获得最佳滤波器,

37.2 具有用于在该空间布局下扫描位于该测试对象位置处的对象 (18) 并获得投影数据的装置,

37.3 具有用于利用该投影数据和根据步骤 37.1 确定的滤波器再现该断层造影图像的装置。

38. 根据权利要求 37 所述的断层造影设备, 其特征在于, 具有数据存储器 (17), 在其中长期存储预先确定的滤波器。

39. 根据权利要求 37 所述的断层造影设备, 其特征在于, 所述断层造影设备将获得的投影数据和存储的滤波器传送给分立图像计算机。

40. 根据权利要求 37 所述的断层造影设备, 其特征在于, 该设备具有多个检测器和 / 或辐射源。

## 再现对象的断层造影图像的方法和断层造影设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于从运动的辐射源落在检测器上的投影数据中再现对象的断层造影图像的方法,在该再现中对投影数据进行滤波和反投影。此外本发明还涉及一种采用不同的辐射来获取投影的断层造影设备。

### 背景技术

[0002] 计算机断层造影 (CT) 为医学和检测技术提供了一种检查和测量方法,借助这种方法可以检查患者或受检对象的内部结构,而不必在此过程中介入患者体内或损坏受检对象。在此对所检查的对象从不同角度拍摄多个投影,从这些投影中可以计算出该对象的三维描述。

[0003] 普遍公知通过所谓的滤波反投影 (Filtered Back Projection, FBP) 来解决该问题,例如参考以下文献 [Bu04]Buzug :Einführung in die Computertomographie. 1. Auflage 2004. Springer-Verlag, ISBN3-540-20808-9 和 [KS84] Kak, Slaney :Principles of Computerized Tomographic Imaging. 1987, IEEE Press. ISBN0-87942-198-3。FBP 是一种高性能计算方法,其中对测量的投影进行滤波并反投影到该图像上。在该方法中图像质量取决于所采用的滤波器或卷积核。对于简单的扫描几何形状来说可以分析准确地给定该滤波器或卷积核。主要是其中以均匀的角度步长拍摄很多投影的圆形轨道。打破这一假设的更为复杂的拍摄几何形状在尝试分析地确定滤波器时会产生问题。对此的一个例子就是断层造影图像的合成,其中在最普通的情况下在一个空闲轨道上只能从有限的角度范围获得很少的投影。

[0004] 对于这种再现问题适用迭代方法,如代数再现技术 (ART)。对该技术参考以下文献 [Bu04]Buzug :Einführung in die Computertomographie. 1. Auflage 2004. Springer. ISBN3-540-20808-9 ; [KS84] Kak, Slaney :Principles of Computerized Tomographic Imaging. 1987, IEEE Press. ISBN 0-87942-198-3 ; [WZM04] T. Wu, J. Zhang, R. Moore, E. Rafferty, D. Kopans, W. Meleis, D. Kaeli :Digital Tomosynthesis Mammography Using a Parallel Maximum Likelihood Reconstruction Method, Medical Imaging 2004 :Physics of Medical Imaging, Proceedings of SPIE VOL. , 5368 (2004) 1-11。有利的是在这种 ART 中迭代方法不需要在 FBP 中需要的滤波器。但由于其迭代特性计算持续时间明显更长并因此在实践中通常无法应用。ART 的另一个缺点在于与 FBP 不同无法利用该方法再现对象的部分区域。

[0005] 还要补充说明专利申请 US2005/0058240A1,其中发明人采用极度简化的启发式假设来分析计算再现滤波器。因此该方法局限于少数简单的拍摄几何形状和断层造影图像的合成。

[0006] 因此存在要找到一种有效方法来从投影数据中再现对象的断层造影图像的问题,该方法一方面不对再现的必要计算效率提出太大的要求,而另一方面可以用于任意拍摄几何形状以及辐射源、检测器与对象之间在测量期间的相对运动。

## 发明内容

[0007] 因此本发明要解决的技术问题在于提供一种方法来克服上述问题。

[0008] 发明人已经认识到,在数字成像中、准确地说是在从一维或二维投影照片或来自一维投影的二维图像中获得三维图像和立体数据的过程中,可以从迭代方法、优选为 ART 中获得用于任意扫描几何形状的滤波器,然后将该滤波器用于根据 FBP 方法的再现。

[0009] 为此在辐射源、检测器和作为待扫描对象的测试对象具有特定的空间布局的条件下借助对测量对象的投影用迭代再现技术对每个投影确定一个滤波器,该滤波器在给定的布局中将投影数据最佳地反投影到测试对象上。然后将这样确定的滤波器用于通过对检查对象的投影数据进行滤波和反投影来进行再现,该检查对象在给定布局下在位于测试对象的位置被扫描。

[0010] 在此虽然正确滤波器的计算强度很大,但对于给定的扫描几何形状来说只有一次。采用该给定滤波器的 FBP 的计算开销与经典 FBP 没有什么不同。

[0011] 与经典 FBP 相比,该方法提供了为任意扫描形体产生和应用与问题相匹配的滤波器的可能性。与 ART 相比显著提高了速度。此外该方法还提供了选择性地再现对象的部分区域(感兴趣区,ROI)的可能性,这在经典 FBP 中已公知。

[0012] 原则上该方法既可以用于断层造影图像又可以用于断层造影合成,并且对所有的成像断层造影方法来说都可以与射线类型无关地使用。

[0013] 根据这一认识,本发明人建议,改善本身公知的用于从运动的辐射源落在检测器上的投影数据中再现对象的断层造影图像的方法,其中为了再现对投影数据进行滤波和反投影,使得在辐射源、检测器和位于待扫描对象位置处的测试对象具有至少一种相同的空间布局的条件下通过测试投影和迭代分析再现技术确定滤波器,该滤波器在给定布局下向该断层造影图像给出测试对象的投影数据的最佳滤波和反投影,在给定布局下扫描位于测试对象位置处的对象并获得投影数据,利用该投影数据和确定的滤波器再现该断层造影图像。

[0014] 按照本发明,可以再现对象的至少一幅二维截面图像或三维立体图像。此外为了确定滤波器和再现而采用一维投影或二维投影。

[0015] 就拍摄几何形状而言不存在什么限制,从而可以例如以扇形辐射几何形状或锥形辐射几何形状来拍摄投影。通常辐射源和检测器在圆形轨道或螺旋轨道上相对于被扫描对象运动。在该方法中可以自由选择这些轨道。

[0016] 还可以用测量的数据进行重整(Rebinning),从而用于再现的投影数据例如以平行射线几何形状出现。

[0017] 本发明方法的另一个特征是,为了采集对象可以在 $< 180$ 度的角度范围内进行扫描。

[0018] 此外在该方法中可以比较大的角度间隔来扫描对象,例如投影之间的角度间隔可以至少为 $2^\circ$ 。还可以各测量的投影之间的可变步长来扫描。

[0019] 有利的,尤其是当辐射源的路径以非圆形变化时,为每个投影角确定自己的滤波器并用于再现。相应的还可以为辐射源和/或检测器的每个投影位置确定自己的滤波器并用于再现。该滤波器在最普通的情况下还可以与位置有关。

[0020] 有利的,为了确定要采用的滤波器可以对至少一个测试对象进行测量,或者可以计算对模拟测试对象的投影。

[0021] 测试对象应当包含尽可能多的位置频率。因此有利的是,例如采用一个或多个导线或小球体的设置。作为模拟测试对象合适的除了上述测试对象之外例如还有具有高斯形密度分布的噪声、球或棒。

[0022] 为了避免在采用的各计算系统中有太大的存储需要,有利的是从原始迭代确定的滤波器中通过其对位置和 / 或投影角的平均值来计算较少数量的新的平均滤波器。。如果采用这种数量减少的滤波器或者在开始时就只存在比在实际扫描期间测量投影的阶跃大的滤波器,则用于一个特定位置和 / 或一个特定投影的滤波器可以通过在属于其它位置和 / 或投影的滤波器之间进行插值来计算。

[0023] 根据本发明的基本思想和上述方法,该方法可用于各种类型的断层造影设备、但尤其是用于从 X 射线成像、从磁共振成像、从超声波成像或从光学成像中获得投影的断层造影设备。此外对于这种断层造影设备发明人建议具有数据存储器来长期存储预先确定的滤波器。

[0024] 尤其是应用于大型综合医院时,有利的是具有将获得的投影数据和存储的滤波器传送给其它分立图像计算机的程序。

#### 附图说明

[0025] 下面借助附图中的优选实施例详细描述本发明,尤其是还作为滤波器计算的数学基础。其中仅示出理解本发明所需的特征。在此采用以下附图标记:11:位于第一位置的 X 射线源;11':位于另一位置的 X 射线源;12:第一投影的 X 射线束;12':另一投影的 X 射线束;13:位于第一位置的检测器;13':位于另一位置的检测器;14:再现场;15:分析计算机;16:显示单元;17:滤波器的存储器;18:对象 / 患者;21:测量的投影;22:滤波 / 卷积;23:滤波后的投影;24:滤波器;25:反投影;26:图像 / 立体数据;31:测量的投影;32:起始图像;33:第 n 次迭代之后变化的投影;34:第 n 次迭代之后再现的图像;35:所计算的投影的计算(投影器);36:确定计算的投影和测量的投影之差;37:形成差和变化后投影之和;38:变化后的投影的反投影(反投影器);41:测量的投影;42:迭代变化的投影;43:算法;44:滤波器;51:X 射线源;53:检测器;54:再现区域;58:导线模型;61:X 射线源;62:X 射线束;63:检测器;65:分析计算机;66:显示单元;67:滤波器的存储器;68:胸部;69:压缩板。

[0026] 图中具体示出:

[0027] 图 1 示出具有 X 射线源的典型 CT 设置;

[0028] 图 2 示出 FBP 计算规则的流程图;

[0029] 图 3 示出迭代再现的流程图;

[0030] 图 4 示出滤波器计算的示意性描述;

[0031] 图 5 示出乳房 X 射线造影系统的拍摄几何;

[0032] 图 6 示出乳房 X 射线造影系统。

#### 具体实施方式



[0033] 图 1 示出公知的典型 CT 设置,其具有位于第一位置的 X 射线源 11,其发射出用于进行第一投影的 X 射线束,该射线束在穿透位于再现场 14 中的待检查对象、在此即患者 18 之后被位于该第一位置的检测器 13 检测到。检测器的数据传送到进行再现的分析计算机 15 中,然后显示在显示单元 16 上。X 射线源 11 在此按照理想方式在圆形轨道上运动,其中从不同角度拍摄大量投影。在图 1 中还示出位于另一角度位置的 X 射线源 11',其中发射出用于进行另一投影的 X 射线束 12',然后该射线束 12' 被位于另一位置的检测器 13' 检测到。

[0034] 这种 CT 设置的标准再现方法是滤波的反投影 (FBP)。大多数情况下在计算之前还要对射线进行分类 (重整),从而给出一组用平行射线以等间距的投影角度拍摄的投影。在最简单的情况下是平行的射线和圆形、等间距扫描的扫描轨道,此时 FBP 的计算规则分为两步,其在图 2 中示意性示出:

[0035] 1. 用对所有投影都相同的、频率特征为  $|w|$  的滤波器 24 对投影数据 21 进行卷积 22,其中  $|w|$  是投影的傅立叶变换的频率的绝对值。

[0036] 2. 将滤波后的投影 23 反投影到已完成的图像或立体数据 26 上。

[0037] 如果射线从焦点以锥形射出,则在卷积之前需要对数据进行依据几何形状的加权,或者需要重整为平行射线 (rebinning)。此外还可能需要对滤波器进行依据几何形状的修改。该算法的详细描述在 [KS84]Kak,Slaney:Principles of Computerized Tomographic Imaging. 1987, IEEE Press. ISBN 0-87942-198-3 或 [Bu04]Buzug:Einführung in die Computertomographie. 1. Auflage 2004. Springer-Verlag. ISBN3-540-20808-9 中。对普通的扫描几何形状不再能分析地给定具有代表性消耗的滤波器。

[0038] 数学上 FBP 可以用下面的等式描述:

[0039] 等式 (1)  $X = RWY$

[0040] 其中  $X$  表示待再现对象的所要查找的向量,  $R$  表示反投影矩阵,  $Y$  表示测量的投影数据的向量。矩阵  $W$  包括滤波和加权的组合,并在下面简称为滤波器。

[0041] 本发明的确定用于后面的 FBP 的最佳滤波器的迭代 ART 方法基于以下原理:将测量的投影与从已再现的对象中计算的投影进行比较,然后将误差用于校正对象的图像。在此第  $n$  次迭代  $X_n$  中的图像利用更新等式计算:

[0042] 等式 (2)  $X_n = X_{n-1} + RV(Y - PX_{n-1})$

[0043] 在该迭代开始时存在一幅合适的起始图像  $X_0$ ,如零图像。  $P$  在此表示系统矩阵,利用该矩阵在已知扫描几何体的条件下从已扫描的对象图像中计算出投影。  $V$  是条件矩阵,利用它可以影响收敛速度。在最简单的情况下  $V$  是具有相同值、如 1 的对角矩阵。

[0044] 在文献中用过的 ART 描述可以如下变换,其中  $X_{n-1}$  表示为“校正后数据”  $Y_{n-1}$  的反投影:

[0045] 等式 (3)  $X_{n-1} = RY_{n-1}$ ,

[0046] 从而等式 (2) 可改写如下:

[0047]  $X_n = RY_{n-1} + RV(Y - PRY_{n-1})$

[0048] 等式 (4)  $= R(Y_{n-1} + V(Y - PRY_{n-1}))$

[0049]  $= R((1 - VPR)Y_{n-1} + VY)$

[0050] 因此对于  $Y_n$  来说下式成立:

[0051] 等式 (5)  $Y_n = (1-VPR)Y_{n-1} + VY = KY_{n-1} + VY$

[0052] 其中 (6)  $K = (1-VPR)$ 。

[0053] 等式 (5) 中的递归表达可以展开为更清楚的表达

[0054] 等式 (7)  $Y_n = K^n Y + \frac{K^n - 1}{K - 1} VY = \left( K^n + \frac{K^n - 1}{K - 1} \right) Y = U_n Y$

[0055] 由此表明从  $Y$  中通过矩阵运算得到了  $Y_n$ 。

[0056] 如果将等式 (3) 和等式 (7) 与等式 (1) 比较, 则  $U_n$  必须对应于等式 (1) 的 FBP 滤波器矩阵  $W$ , 该矩阵在 FBP 中对数据进行滤波和加权。由此, 通过对事先已知对象的迭代分析再现可以为特定的投影找到可以为该投影在给定扫描几何形状的条件下用于 FBP 的最佳滤波器。

[0057] 迭代再现的过程在图 3 中示出。从起始图像 32 中借助投影器 35 获得计算的投影。然后建立计算的投影和测量的投影 31 之间的差值 36, 并在框 37 中与变化后的投影 33 相加。接着将该和一方面又存储到 33 中, 另一方面反投影到 38 中。在第二次迭代时从这样获得的图像 34 中确定计算的投影。该迭代将一直进行下去, 直到达到收敛或算法中断为止。该过程必须被这样初始化, 开始时在 33 中存储投影, 通过对该投影的简单反投影形成起始图像 32。在零图像的情况下 33 只包含值 0。

[0058] 由于其结构这样获得的滤波器与要解决的再现问题相匹配。通常加权和滤波随位置变化, 大多数情况下取决于正在观察的投影。但在很多情况下滤波器只随着位置和投影缓慢变化, 从而通常足以通过对合适的位置区域或投影区域取平均来减少滤波器的数量。还可以在对应于不同位置区域或投影区域的滤波器之间进行插值。

[0059] 迭代再现的经验显示, 属于中间步骤的滤波器  $U_n$  也能具有有利的再现特性。

[0060] 由于投影矩阵和反投影矩阵的复杂性并首先由于它们的大小, 多数情况下不能分析地或直接地计算  $U$  或  $U_n$ 。

[0061] 根据本发明, 滤波器的计算对预先给定的拍摄几何形状来说是通过确定与位置和投影有关的传输函数  $U_n$  来进行的。

[0062] 为了计算滤波器必须首先为给定的扫描几何形状确定投影  $Y$ 。在一个应用中可以通过测量合适测量对象如 CT 设备中的细导线的投影来进行。在另一个应用中可以通过在期望的扫描几何形状中模拟相同的对象来获得投影。

[0063] 利用这样获得的投影根据等式 (5) 迭代地再现要成像的对象。在此当达到期望的图像清晰度或期望的信噪比时中断迭代。在该迭代步骤之后可以借助普遍公知的方法通过比较  $Y_n$  和  $Y$  来确定整体上与位置有关的滤波器  $U_n$ 。对此可参阅文献 [0S75] Oppenheim, Alan V. Schafer, Ronald: Digital Signal Processing, Prentice Hall, 1975, ISBN 0132146355。

[0064] 下面给出确定  $U_n$  的几个例子。如果测试对象例如是一个细导线, 则可以将该导线系统理论地表示为脉冲。然后可以容易地从校正后的投影  $Y_n$  中获得与位置有关的传输函数  $U_n$ 。通过用多个相互错位的导线重复测量, 可以与位置和投影有关地确定  $U_n$ 。

[0065] 对于普通的测试对象例如可以借助短时傅立叶变换确定  $U_n$ 。

[0066] 在另一个实施方式中投影还可以包含模拟或测量的噪声。这样例如可以借助局部自动相关函数来确定  $U_n$ 。为此可参阅文献 [0S75] Oppenheim, Alan V. Schafer, Ronald:

Digital Signal Processing, Prentice Hall, 1975, ISBN 0132146355。

[0067] 滤波器计算的示意描述在图 4 中示出。在此从测量的投影 41 及其由此迭代改变的投影 42 中利用与投影匹配的算法 43 计算滤波器 44。

[0068] 如上所述,本发明的方法例如还是用于在乳房 X 射线造影中的断层造影图像合成。例如,为此在图 5 中用示意性的三维视图示出在四方形的再现区域 54 内的 X 辐射源 51、平面检测器 53 和由 3 个平行设置的导线组成的导线模型 58 的拍摄几何形状。利用这样的布局在一次测试测量中迭代地确定与相应投影对应的滤波器。

[0069] 如果一次性确定滤波器或一组滤波器,则可以在相同的几何布局下扫描实际要被扫描的对象,并通过该滤波器借助非常快速的 FBP 来计算断层造影数据。

[0070] 图 6 以截面示意图示出这种扫描情况。在此女性胸部 68 定位在平面监测器 63 上,并通过未详细示出的再现区域内的压缩板 69 来保持。X 射线管 61 在用箭头示出的圆形轨道上围绕中心 M 运动,从而通过以该方式旋转的射线扇形 62 扫描胸部 68,并通过具有多个在此未清楚示出的检测器元件的、固定的平面检测器确定多个投影角下的吸收值。根据事先拍摄的投影,在计算单元 65 中采用事先存放在存储器 67 中的滤波器,并利用该滤波器执行 FBP。为此所需的程序 Prgx 同样可以存放在存储器 67 中并在需要时调用。再现后的断层造影数据可以基于高性能的方法在该扫描之后非常快速地直接显示在显示屏 66 上。

[0071] 本发明的方法可用于图 1 的经典 CT 及其它采用多个检测器和辐射源来进行拍摄的设置中,例如在文献 [KKK05]Kachelriess M., Knaup M., Kalender W. A. : Phase-Correlated Imaging from Multithreaded Spiral Cone-Beam CT Scans of the Heart, International Meeting on Fully Three Dimensional Image Reconstruction, Salt Lake City ;Utah, USA, July 6-9, 2005 ;Proceedings of Fully 3D pp. 159-162 中所述。

[0072] 应当理解,本发明的上述特征在不脱离本发明的范围的情况下不仅可以用于各种给出的组合,还能用于其它组合或单独使用。

[0073] 文献:

[0074] Bu04Buzug:“Einführung in die Computertomographie”,1.Auflage 2004. Springer-Verlag. ISBN3-540-20808-9

[0075] KS84 Kak, Slaney:“Principles of Computerized Tomographic Imaging”, 1987, IEEE Press. ISBN 0-87942-198-3

[0076] OS75 Oppenheim, Alan V. Schafer, Ronald:“Digital Signal Processing”, Prentice Hall, 1975, ISBN 0132146355

[0077] WZM04 :T. Wu, J. Zhang, R. Moore, E. Rafferty, D. Kopans, W. Meleis, D. Kaeli :“Digital Tomosynthesis Mammography Using a Parallel Maximum Likelihood Reconstruction Method”, Medical Imaging 2004 :Physics of Medical Imaging, Proceedings of SPIE VOL. , 5368 (2004) 1-11

[0078] KKK05 :Kachelriess M., Knaup M., Kalender W. A. :“Phase-Correlated Imaging from Multithreaded Spiral Cone-Beam CT Scans of the Heart”, International Meeting on Fully Three Dimensional Image Reconstruction, Salt Lake City ;Utah, USA, July 6-9, 2005 ;Proceedings of Fully 3D pp. 159-162。

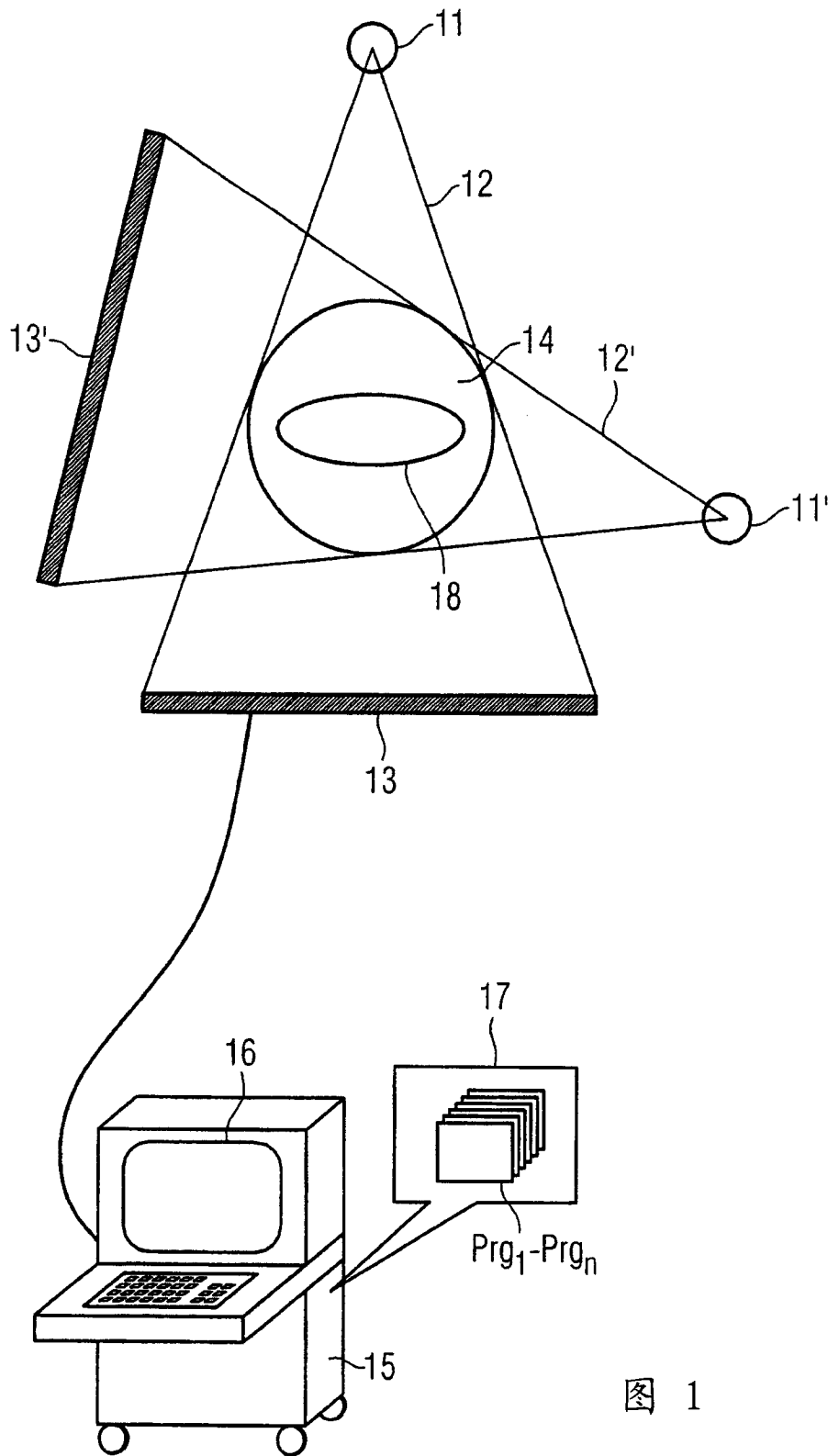


图 1

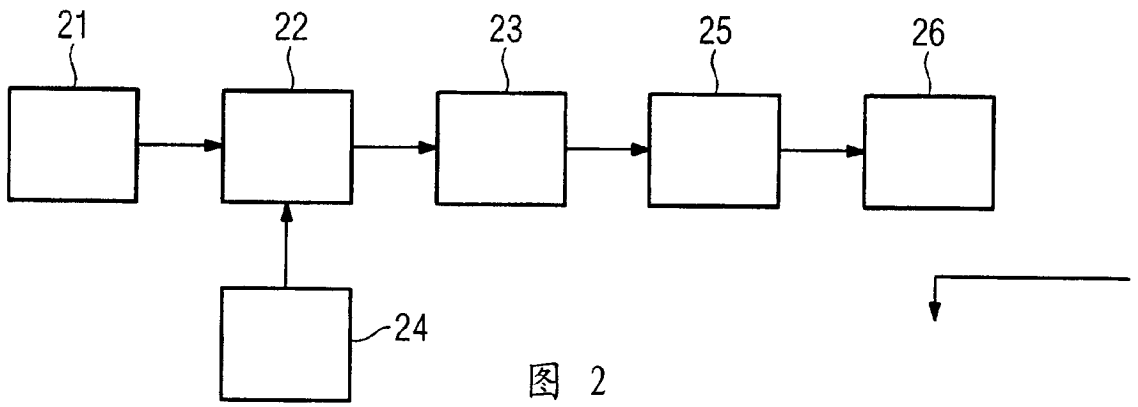


图 2

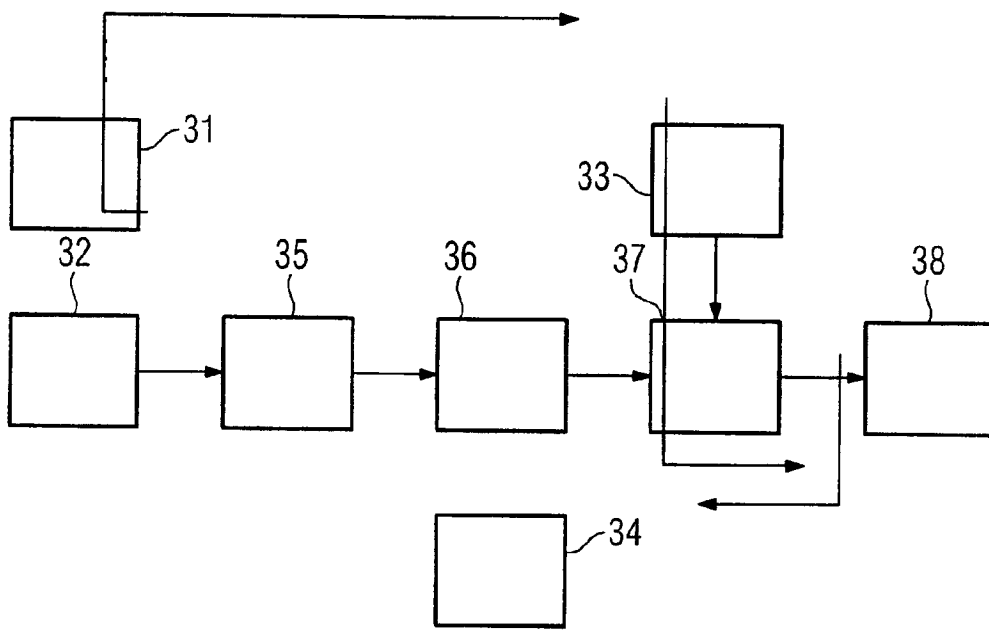


图 3

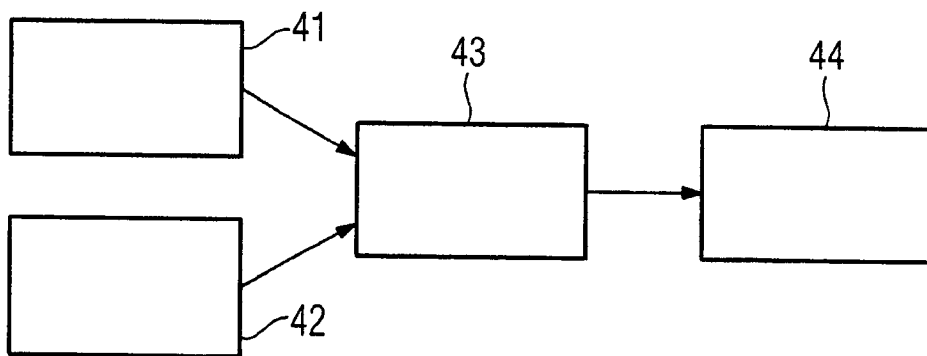


图 4

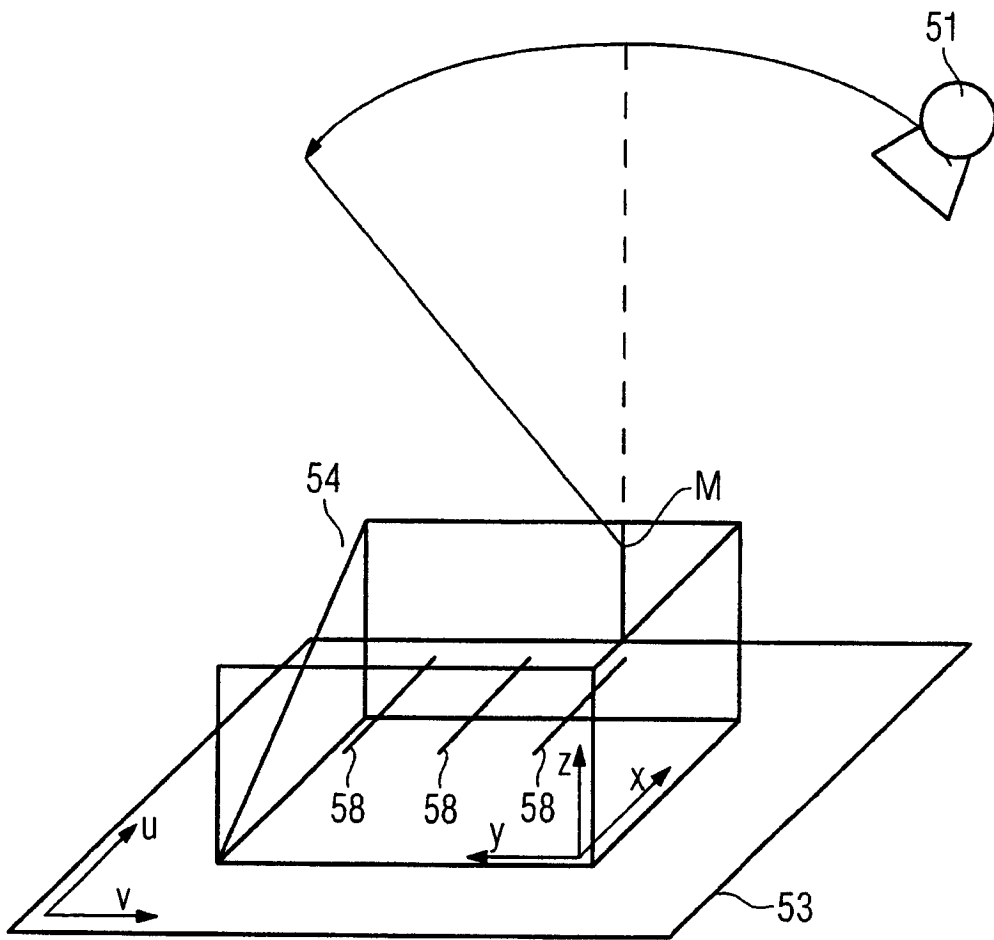


图 5

