



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410059357.3

[43] 公开日 2005 年 2 月 2 日

[11] 公开号 CN 1572254A

[22] 申请日 2004. 6. 18

[21] 申请号 200410059357.3

[30] 优先权

[32] 2003. 6. 19 [33] US [31] 10/250,274

[71] 申请人 GE 医药系统环球科技公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 布赖恩·D·劳恩斯伯里

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

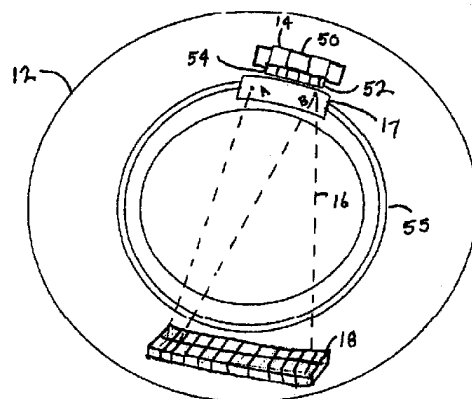
代理人 黄小临 王志森

权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

[54] 发明名称 用于可计算式 X 线断层照相术系统的
集成电弧阳极 X 射线源

[57] 摘要

一种成像系统(10)包括围绕在台面(46)上的物体来旋转的台架(12)。阴极发射器(52)连接到台架(12),并且产生电子束。同样也连接到台架(12)的阳极(17)相对于阴极发射器(52)是固定的,并且响应于电子束而产生 X 射线通量(16)。检测器(20)连接到台架(12),并且适用来接收 X 射线通量(16)和由此产生检测器信号。



1. 一种成像系统 (10), 包括:
适用来进行旋转的台架 (12);
5 阴极发射器 (52), 连接到所述台架 (12), 并且被适用来产生电子束;
扩展表面阳极 (17), 连接到所述台架, 并且相对于所述阴极发射器 (52)
是固定的, 所述扩展表面阳极 (17) 被适用来响应于所述电子束而产生 x 射
线通量 (16); 以及
检测器 (18), 连接到所述台架 (12), 并且被适用来接收所述 x 射线通
10 量 (16), 并且由此产生检测器信号。
 2. 根据权利要求 1 所述的系统 (10), 其中所述阴极发射器 (52) 包括
阵列阴极发射器。
 3. 根据权利要求 2 所述的系统 (10), 其中所述阵列阴极发射器包括场
发射器 (54)。
 - 15 4. 根据权利要求 2 所述的系统 (10), 其中所述场发射器 (54) 适用来
将所述电子束聚焦在所述阳极 (17) 上的任何点处。
 5. 根据权利要求 1 所述的系统 (10), 其中来自所述阴极发射器 (52)
的电子束沿着所述阳极 (17) 切向移动。
 6. 一种用于扫描物体的方法, 包括:
20 从阴极发射器 (52) 产生第一聚焦电子束;
在阳极 (17) 的第一部分中接收所述第一聚焦电子束;
产生第一 x 射线通量 (16);
当所述阳极 (17) 相对于所述阴极发射器 (52) 保持固定的同时围绕所
述物体旋转所述阴极发射器 (52) 和所述阳极 (17);
25 从所述阴极发射器 (52) 产生第二聚焦电子束;
在所述阳极 (17) 的第二部分中接收所述第二聚焦电子束; 以及
产生第二 x 射线通量 (16)。
 7. 根据权利要求 6 所述的方法, 还包括从所述阴极发射器 (52) 沿着所
述阳极 (17) 切向移动电子束。
 - 30 8. 根据权利要求 6 所述的方法, 还包括从所述阴极发射器 (52) 沿着所
述阳极 (17) 正交地移动电子束。

9. 一种可计算式 X 线断层照相术系统 (10), 包括:

台架 (12), 被适用来响应于来自成像计算机 (36) 的信号而围绕物体进行旋转;

5 x 射线源 (14), 包括阵列阴极发射器 (52), 所述阵列阴极发射器 (52) 连接到所述台架 (12), 并且被适用来在三维坐标中向电弧阳极 (17) 上聚焦电子束,

所述电弧阳极 (17) 连接到所述台架 (12), 并且相对于所述阵列阴极发射器 (52) 是固定的, 所述电弧阳极 (17) 被适用来响应于所述电子束而产生 x 射线通量 (16); 以及

10 检测器 (18), 连接到所述台架 (12), 并且被适用来接收所述 x 射线通量 (16), 并且由此产生检测器信号。

10. 根据权利要求 9 所述的系统 (10), 其中所述阵列阴极发射器 (52) 包括场发射器 (54)。

用于可计算式 X 线断层照相术系统的
集成电弧阳极 X 射线源

5

技术领域

本发明一般地涉及一种成像系统，具体涉及容积可计算式 X 线断层照相术。

10

背景技术

可计算式 X 线断层照相术或 CT 扫描是一种使用超薄 x 射线束来拍摄身体内的照片的方法。当 x 射线束通过身体时，它被在身体内的骨头、组织和液体吸收，由此改变作为结果而产生的光束强度。从身体出现的衰减的 x 射线束的强度被将 x 射线束光子(photon)转换为电子信号的器件所测量。这些信号被转换为详细的图像。

15

典型的 CT 扫描器(诸如第三代或第四代 CT 扫描器)包括台架,该台架具有用于可旋转地支持在扫描器的旋转或扫描轴周围的环形盘的环形框架。所述盘包括一个足够大的中央开口,以便接收在扫描轴上延伸的病人,并且所述盘在扫描过程期间围绕病人旋转。x 射线管被定位在直径上从 x 射线检测器的阵列跨过中央开口的盘上。当盘被旋转时, x 射线管沿着扫描平面通过病人向检测器阵列投射能量束或 x 射线束。通过围绕扫描轴和相对于病人来旋转 x 射线源, x 射线被从很多不同方向上投射通过病人。然后,使用扫描器计算机从由检测器阵列提供的数据中重新构造病人的被扫描部分的图像。

20

在当前的第三和第四代的 CT 系统中,通过在台架的单次旋转期间获取部分或整体器官容积图像来得到临床效果(clinical effect)。为了使能这一点,一种具有大(例如大于 80 厘米)高度或“z”方向(即与扫描旋转轴平行的方向)的检测器连接到具有对应宽度的“锥面光束”角的 x 射线源,以照明整个检测器。

25

但是,在旋转期间,产生图像后生现象(artifact),它当锥角达到大范围时影响系统。各种重建方案已经被设计来消除这些后生现象,但是这些需要:当 x 射线源围绕病人旋转时, x 射线源位置沿着“z”方向迅速地改变。当前

30

的 x 射线管不具备这种能力。

与当前的 CT 系统相关联的缺点已经使得用于 CT 扫描的新技术将是有益的变得明显。这种新技术使得当 x 射线源围绕病人旋转时，x 射线源位置沿着“z”方向迅速地改变。新技术也应当实质上消除当锥角达到较大范围时影响系统的图像后生现象。本发明是针对这些方面的。

发明内容

按照本发明的一个方面，一种成像系统包括适用来进行旋转的台架。一种阴极发射器连接到所述台架，并且适用来产生电子束。同样也连接到台架的阳极相对于阴极发射器是固定的，并且适用来响应于电子束而产生 x 射线通量。检测器连接到台架，并且适用来接收 x 射线通量，并且由此产生检测器信号。

按照本发明的另一个方面，一种用于扫描物体的方法包括：从阴极发射器产生第一聚焦电子束，并且在阳极的第一部分中接收第一聚焦电子束。第一 x 射线通量由此被产生。阴极发射器当阳极保持固定的同时围绕物体进行旋转，和第二聚焦电子束是从阴极发射管所产生的。第二聚焦电子束是在阳极的第二部分中被接收的，并且由此产生第二 x 射线通量。

本发明使能没有通过点 x 射线源限制而引起的锥面光束后生现象的大检测器容积成像。本发明也处理高速扫描，这是因为当其使用了固定阳极时来源不被阳极承载可靠性所限制。所述系统也向上述扫描提供 360 度的旋转覆盖范围（与现有技术的方案相反，它们被限制到“半扫描”）。

结合附图，通过随后的说明，本发明的其他优点和特征将变得明显，并且可以通过在所附的权利要求中具体指出的手段和组合来实现。

附图说明

为了更完全地了解本发明，现在将描述参照附图举例给出的本发明的一些实施例，其中：

图 1 是按照本发明的一个实施例的 CT 扫描系统的图；

图 2 是图 1 中所说明的系统的方框示意图；

图 3 是图 1 和 2 的 x 射线扫描部件的放大视图；

图 4 是按照本发明的另一个实施例的用于扫描物体的方法的方框图。

组成部分列表

- | | |
|--------|-------------------------|
| 10. | 可计算式 X 线断层照相术 (CT) 扫描系统 |
| 12. | 台架 |
| 16. | x 射线 |
| 5 18. | 探测器阵列 |
| 22. | 病人 |
| 28. | x 射线控制器 |
| 34. | 图像重建器 |
| 38. | 海量存储器 |
| 10 42. | 监控器 |
| 46. | 台面 |
| 50. | x 射线管 |
| 54. | 场发射器 |
| 14. | x 射线源 |
| 17. | 固定电弧阳极 |
| 20. | 检测元件 |
| 26. | 控制机构 |
| 32. | x 射线控制器和数据采集系统 (DAS) |
| 36. | 主计算机 |
| 40. | 操作员控制台 |
| 44. | 移动控制器 |
| 48. | 病人孔 |
| 52. | 阵列阴极发射器 |
| 55. | 固定架 |

15 具体实施方式

参照特别适合于医疗领域的可计算式 X 线断层照相术 (CT) 扫描系统 10 来说明本发明。但是，本领域内的技术人员可以明白，本发明适用于可能需要 CT 扫描的各种其他用途。

参见图 1 和 2，其中说明了一种可计算式 X 线断层照相术成像系统 10，其包括围绕在病人孔 48 内的台面 46 上的病人 22 的台架 12。所述台架 12 具有与其连接的 x 射线源 14，它从固定电弧阳极 17 向在台架 12 的相反一侧上的探测器阵列 18 投射 x 射线束 16。

系统 10 还包括具有 x 射线控制器 32 和数据采集系统 (DAS) 32 的控制机构 26。系统 10 还包括控制部件，诸如移动控制器 44、主计算机 36，操作员控制台 40、监控器 42、图像重建器 34 和海量存储器 38，所有这些将在后面被讨论。

在系统 10 内，连接到台架 12 的 x 射线源 14 包括电子束 x 射线管 50 和阵列阴极发射器 52。阴极发射器 52 激活和产生在电子束 x 射线管 50 中所聚焦的电子束。所聚焦的电子束激励阳极表面，并且阳极 17 产生 x 射线通量 16。将进一步参照图 3 和 4 来讨论这些部件。

x 射线源 14 的操作被 CT 系统 10 的控制机构 26 所控制。控制机构 26 包

括向 x 射线源 14 提供电源和定时信号的 x 射线控制器 28。在控制机构 26 中的 DAS 32 从检测元件 20 中采样模拟数据，并且将所述数据转换为数字信号，以便进行后续处理。图像重建器 34 从 DAS 32 接收所采样和数字化的 x 射线数据，并且进行高速图像重建。重建的图像作为到计算机 36 的输入而被接收，
5 该计算机 36 在海量存储器 38 中存储所述图像。

通过病人 22 的所投射的 x 射线通量 16 在检测器阵列 18 内的多个检测元件 20 内被接收。每个检测元件 20 产生电信号，该电信号表示照射的 x 射线束 16 的强度，因此表示当 x 射线束 16 通过病人 22 时 x 射线束 16 的衰减程度。

10 计算机 36 也经由用户界面或图形用户界面 (GUI) 来接收和提供信号。具体上，计算机 36 从操作员控制台 40 接收命令和扫描参数，所述操作员控制台 40 最好包括键盘和鼠标 (未示出)。一种相关联的阴极发射器射线管显示器 42 允许操作员观察来自计算机 36 的所重建的图像和其他数据。操作员提供的命令和参数被计算机 36 使用来向 x 射线控制器 28、DAS 32 和台面马达控制器 44 提供控制信号和信息，所述台面马达控制器 44 与台面 46 进行通信以便控制系统部件的操作和移动。
15

相对于 CT 来说明本发明；但是，它或者用于任何类型的使用检测器的 x 射线系统，包括：早期胸部肿瘤 X 射线投透视法、血管 x 射线成像、骨头扫描等。其他的实施例包括非医疗的应用，诸如焊缝检验、金属检验和使用数字 x 射线检测器来建立 1、2 或 3 维图像的任何应用。
20

参见图 3，其中说明了图 1 和 2 的 x 射线扫描部件和台架 12 的放大视图。本发明将诸如 CT 扫描器的 Imatron 家族的、电子束扫描器中使用的固定电弧阳极与第三代旋转-旋转扫描器几何结构组合。

阵列阴极发射器 52 包括场发射器 54 (其中包含在本领域内公知的多种类型)，它可以被独立地寻址，以便在任何时间点在电弧阳极表面上的一个或多个位置处产生焦点。寻址在切线方向中的发射器可以便利新型图像采集序列，以便获得改善的时间分辨率，而寻址在轴向中的发射器允许大的、快速的容积图像采集。
25

阴极发射器 52 连接到台架 12 以允许快速和复杂的焦点移动，以产生用于被设计来寻址锥面光束后生现象和心脏运动的各种采样方案的信号。
30

关于后者，这种类型的 x 射线源对于下述情况是理想的：具有高时间分

分辨率的心脏成像与台架旋转和扫入扫描超过 360 度的单个扫描器的电子束相组合。替代实施例也包括为了快速容积扫描而可移动地连接到台架(12)的阴极发射器 52。

5 固定电弧阳极 17 被实现为曲面。阳极 17 接收阴极发射器信号, 并且由此产生 x 射线通量。本发明的一个实施例包括固定架 55, 在其上安装阳极 17。重要的是注意, 阳极 17 相对于发射器 52 是固定的, 而发射器 52 和阳极 17 都在成像序列期间与台架 12 一起旋转。

阳极 17 工作在 x 射线产生的 x 射线透射(transmission)或反射模式中。

10 x 射线源 14 围绕病人呈 360 度旋转, 并且相对于来源 14 固定的阳极 17 从在 x、y 和 z 方向中沿着阳极表面移动的电子束中产生 x 射线通量 16。所说明的是从由点 A 和 B 所表示的不同的 x、y、z 坐标产生的 x 射线通量 16。

参见图 4, 说明了可计算式 X 线断层照相术扫描系统的方框图 100。逻辑在操作框 102 中开始, 其中 x 射线源 14 被主计算机 36 激活。随后, 在操作框 104 中, x 射线源阴极发射器 52 将电子束聚焦在阳极 17 上。

15 在操作框 106 中, 阳极 17 从在阳极表面上聚焦的电子束中产生 x 射线通量。

在操作框 108 中, x 射线通量 16 通过台面 46 上的病人 22, 并且被检测器 18 所检测到。

20 在操作框 110 中, 所检测的 x 射线通量 16 在 DAS 32 中被获取, 并且被存储以供未来使用。

在查询框 112 中, 在主计算机 36 中或由技术人员进行检查关于是否已经收集了足够的数据来产生图像。对于否定的响应, 操作框 114 启动, 并且阴极发射器 52 在至少一个方向中, 例如在 x、y 或 z 方向中或其组合中, 被移动。换句话说, 在用于采集 x 射线投射数据的扫描期间, 台架 12 与安装在其上的部件围绕中心 z 轴旋转。阴极发射器 52 然后聚焦在阳极 17 上的新点。
25 操作框 106 然后重新启动。

否则, 在操作框 116 中, 图像重建器 34 重建一个图像, 或者在海量存储器 38 中存储数据以便将来使用。

30 在运行中, 一种用于扫描物体的方法包括: 从阴极发射器 52 中产生第一聚焦电子束, 并且在阳极 17 的第一部分中接收第一聚焦的电子束。由此产生第一 x 射线通量 16。阴极发射器 52 围绕物体(病人 22)进行旋转, 而阳极

17 保持固定，以及第二聚焦的电子束是从阴极发射器 52 中产生的。第二聚焦电子束在阳极 17 的第二部分中被接收，并且由此产生第二 x 射线通量。

5 从上面，可以看出已经为本领域带来了一种新的可计算式 X 线断层照相术扫描系统 10 和方法。应当明白，前述的对于优选实施例的说明仅仅是说明表示本发明的原理的应用的许多特定实施例的一些。在不脱离所附的权利要求所限定的本发明的范围的情况下，多种和其他的装置对于本领域内的技术人员来说是显而易见的。

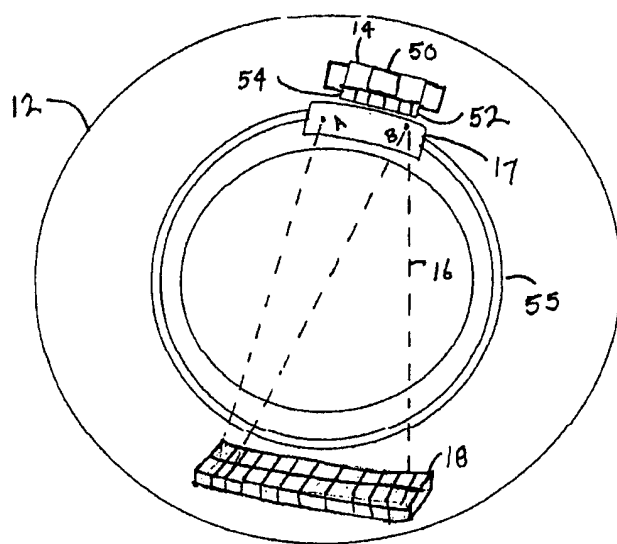


图 3

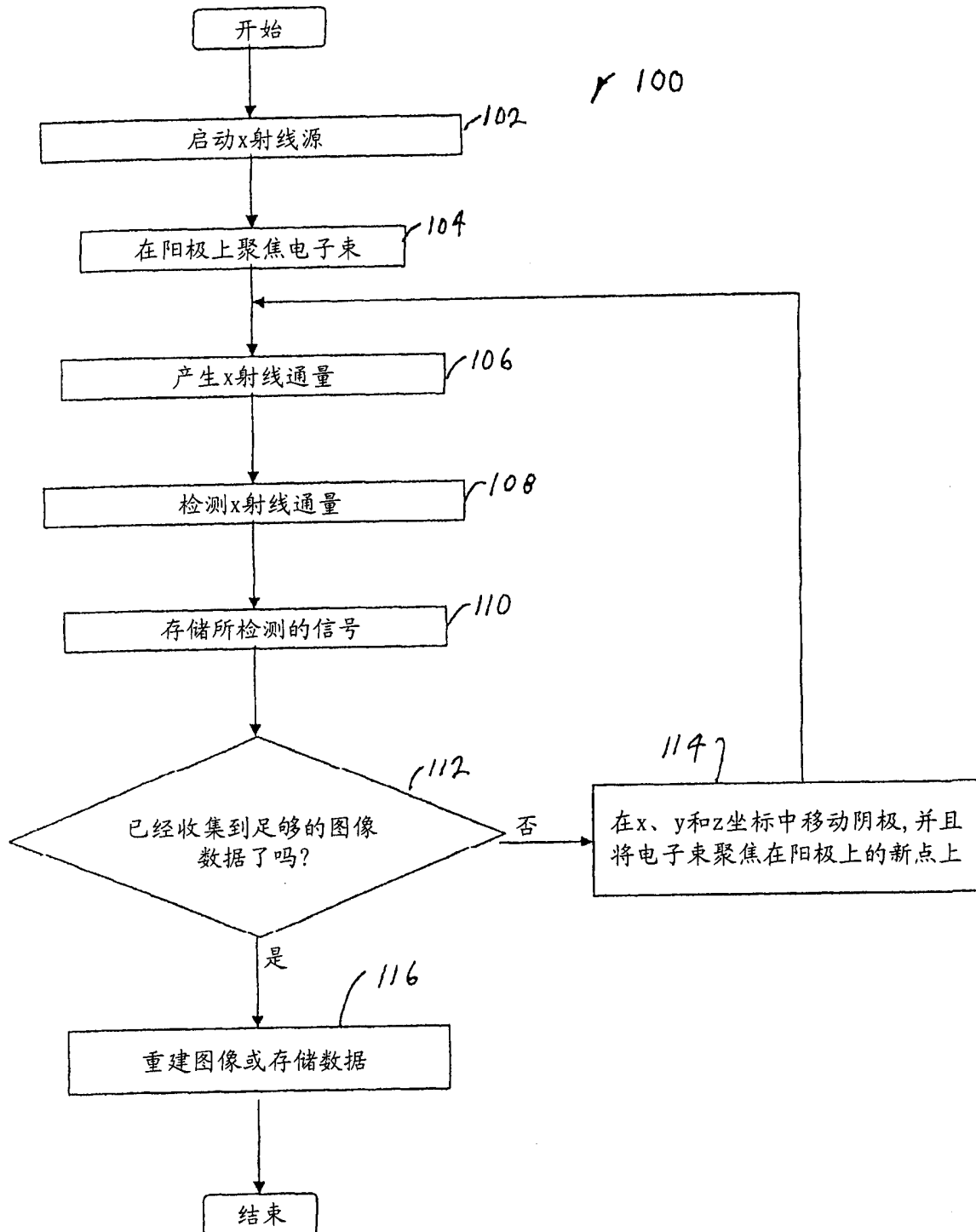


图 4