

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl<sup>7</sup>

A61B 6/03

G01N 23/04



# [12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 0111331.6

[45] 授权公告日 2005 年 3 月 16 日

[11] 授权公告号 CN 1192746C

[22] 申请日 2001.1.14 [21] 申请号 0111331.6

[30] 优先权

[32] 2000.1.14 [33] DE [31] 10001357.0

[71] 专利权人 西门子公司

地址 联邦德国慕尼黑

[72] 发明人 卢茨·冈德尔

审查员 王翠平

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

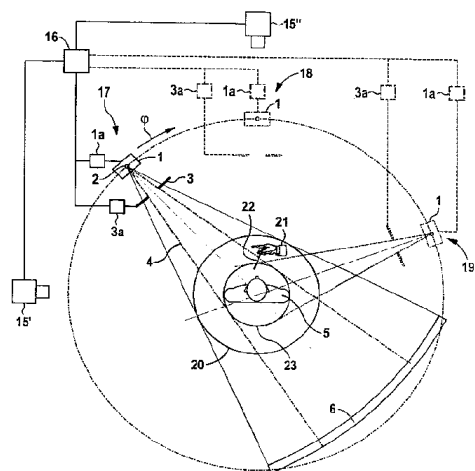
代理人 侯宇

权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 6 页

[54] 发明名称 CT 机的运行方法和 CT 机

[57] 摘要

在借助于从 CT 机的射线源(1)射出的射线对受检者(5)进行扫描的方法中,所述射线源可围绕系统轴(10)移动并具有可射出射线束(4)的焦点(2),射线束(4)在检测系统(6)上会聚。在扫描期间,当检查者的身体部分(21)处于射线束(4)所探测的检查区(20)内时,可以自动识别所述身体部分,而且对一个包围检查者身体部分(21)的第一空间区域而言,射入的射线量比一个相对而言未出现检查者身体部分的第二空间区域少。这起到了使射入检查者的射线剂量减少的效果。因此,例如通过改变射线管电流、通过调节射线遮挡板(3)或借助于设在射线路径中的吸收器(24)可以达到控制目的。



ISSN 1008-4274

1. 一种借助于带有射线源(1)的 CT 机对受检者(5)进行扫描的方法, 所述射线源可围绕一根系统轴(10)移动并具有可射出射线束(4)的焦点(2), 该  
5 射线束投射到一个输出扫描数据的检测系统(6)上, 其中在扫描期间进入检查者的身体部分(21)处于其中的一第一空间区域的射线量比进入到一个相对而言检查者的身体部分没有处于其中的具有相同大小并与系统轴(10)有相同的距离的第二空间区域的量要小, 其特征在于, 对检查者身体部分(21)的大小、位置或运动方向的特征进行检测和产生与此有关的参数, 并根据  
10 该参数自动确定所述第一空间区域的尺寸。

2. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中沿系统轴(10)检测身体部分(21)的位置, 并在产生参数时对其予以考虑。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中检测身体部分(21)所处区域的角度范围, 并在产生参数时对其予以考虑。

15 4. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中检测身体部分(21)与系统轴线(10)的距离, 并在产生参数时对其予以考虑。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中检测身体部分(21)在扫描期间的运动, 并在产生参数时对其予以考虑而且周期性地或连续地调节第一空间区域的尺寸。

20 6. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中通过缩小射线束(4)的截面来减小射入所述第一空间区域的射线量。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中通过暂时降低射线功率来减小射入第一空间区域的射线量。

25 8. 根据权利要求 7 所述的方法, 其中通过吸收一部分射线来减小射入第一空间区域的射线量。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中借助于用正常射线投影得到的数据对用减少的射线投影得到的数据进行内插。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中用减少射线前得到的数据代替用减少的射线投影得到的数据。

30 11. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法, 其中用互补投影数据代替用减少的射线投影得到的数据。

12. 一种带有一射线源(1)的 CT 机, 所述射线源可围绕一根系统轴(10)移动并具有一可射出一射线束(4)的焦点(2), 该射线束投射到一个输出扫描数据的检测系统(6)上, 其中在扫描期间进入检查者的身体部分(21)处于其中的一第一空间区域内的射线量比进入到一个相对而言检查者的身体部分没有处于其中的具有相同大小并与系统轴(10)有相同的距离的第二空间区域内的量要小, 所述 CT 机具有一个用于检查者的身体部分(21)的大小和位置的识别和分析系统(15, 15', 15'') 以及一个控制单元(16), 所述识别和分析系统产生相应的参数, 而所述控制单元根据得到的参数自动确定第一空间区域的尺寸。
- 10 13. 根据权利要求 12 所述的 CT 机, 其中通过缩小射线束(4)的截面来减小射入所述第一空间区域的射线量。
14. 根据权利要求 12 或 13 所述的 CT 机, 其中设有暂时降低射线功率的调节装置(1a), 借助于该装置可减小射入所述第一空间区域的射线量。
- 15 15. 根据权利要求 14 所述的 CT 机, 其包括对设在射线路径中的吸收器(24)进行调节的调节装置(24a), 借助于该调节装置可减少射入所述第一空间区域的射线量。
16. 根据权利要求 14 所述的 CT 机, 其包括对射线源(1)形成的射线束(4)进行限制的调节装置(3a), 借助于该装置可减少射入所述第一空间区域的射线量。

## CT机的运行方法和CT机

## 5 技术领域

本发明涉及一种借助于带放射源的CT机对受检者进行扫描的方法以及实施该方法的CT机。

## 背景技术

10 所述放射源可围绕系统轴移动并具有可射出射线束的焦点，射线束在输出扫描数据的检测系统上会聚，其中在扫描期间进入检查者的身体部分处于其中的一第一空间区域的射线量比进入到一个相对而言检查者的身体部分没有处于其中的具有相同大小并与系统轴有相同的距离的第二空间区域的量要小。

15 CT机是公知的技术，其具有一个放射源，例如X射线管，X射线管发出的视准锥形射线束穿过受检者例如患者后到达由多个检测元件构成的检测系统。射线源以及根据CT机的结构形式而设置的检测系统安装在一个门式台架(Gantry)上，所述台架可围绕受检者旋转。受检者的支承装置能够沿系统轴作相对于门式台架的移动或运动。发出可穿过受检者的射线束的位置和射线束穿过受检者的角度随门式台架的转动而不断改变。每一条射线射入检测系统的检测元件时都将产生一个信号，该信号表示从射线源射出的射线在其射向检测元件的路径上对受检者产生全透射的量。相对于射线源的位置获得的检测系统中检测元件的输出信号数组将以投影的形式示出。扫描包括在门式台架的不同位置上和/或在支承装置的不同位置上得到的投影数组。CT机在扫描期接收多次投影，以便建立受检者的层状二维断面图像。借助于由多行和多列检测元件阵列构成的检测系统可以同时接收25 到多层信息。

通常利用顺序扫描和螺旋式扫描对受检者的较大腔体进行扫描。在顺序扫描时，在门式台架进行旋转运动且受检者位于固定位置的状态下获得30 数据并由此完成平面层状扫描。在相邻层的扫描之间受检者每次移到一个新的位置，在新位置上可以进行下一层的扫描。这个过程一直要延续到对

所有已确定的待检层均完成扫描为止。在螺旋式扫描中，门式台架与射线源一起绕受检者连续旋转，同时支承台和门式台架彼此沿着系统轴作连续的相对移动。因此射线源描绘出与受检者有关的螺旋形轨迹，直到对所确定的待检空间完成扫描为止。根据由此得到的螺旋式数据可算出各层的图形。

5 此外，还有一种公知的 CT，在这种 CT 机中为了对非圆形截面的受检对象进行扫描，可在射线源围绕受检对象进行旋转时对 X 射线的功率进行调制。例如，如果对背朝上躺着的患者进行扫描，则在通常情况下 X 射线穿过患者身体的路径在横向上比在纵向上长。如果不能对 X 射线的功率进行调制，则必须对其进行调节，使得相对于以射线穿过身体的最长路径进行的投影而言，由检测系统输出的信号质量应足以对按顺序形成的图像进行计算。因此，对于所有其它投影而言，X 射线的功率不必很高。为了不对受检者施加过多的照射剂量，人们一直在试图根据与射线源的角位置有关的渐细截面来调整 X 射线的功率。例如，在 DE 19806063 A1 中便描述了这样的方法。

10 首先将 CT 机放到治疗区上。除了为纯粹诊断的目的而进行检查外，还可以在 CT 监视下作进一步的介入(例如，活组织检查，穿刺术)。在介入期间可连续检查为进行介入而需要的医疗器械例如探针的位置。在接通射线源和通过检查者手工引导这种医疗器械时，位于焦点和检测系统之间的射线束透射区中的检查者身体部分例如手受到较强射线照射。

15 US 5873826 公开了一种 X 射线 CT 机，在这种射线机中，为了减少引入检查者的射线剂量，在扫描期间可暂时减小 X 射线的射线功率。因此，在扫描之前需确定产生这种减小效果的空间区域而在扫描期间要用光源作标记。

20 US 5841830 公开了一种 CT 机，这种 CT 机具有可获得 X 射线诊断图像信息的第一强度和与 X 射线图像信息的第一较小强度相对应且与介入的外科器械运动有关的第二强度。诊断图像信息和与外科器械运动有关的图像信息叠加成最终图像。

30 发明内容

本发明的目的是提供一种 CT 机的运行方法，由此减少引入检查者的照

射剂量，同时使算出的图像达到很好的质量。此外，本发明的目的还在于提供一种完成所述方法的 CT 机。

根据本发明，上述有关 CT 机的运行方法的目的是通过一种借助于带有射线源的 CT 机对受检者进行扫描的方法来实现的，所述射线源可围绕一根系统轴移动并具有可射出射线束的焦点，该射线束投射到一个输出扫描数据的检测系统上，其中在扫描期间进入检查者的身体部分处于其中的一第一空间区域的射线量比进入到一个相对而言检查者的身体部分没有处于其中的具有相同大小并与系统轴有相同的距离的第二空间区域的量要小，对检查者身体部分的大小、位置或运动方向的特征进行检测和产生与此有关的参数，并根据该参数自动确定所述第一空间区域的尺寸。

而上述有关 CT 机的目的是通过一种带有一射线源的 CT 机来实现的，所述射线源可围绕一根系统轴移动并具有一可射出一射线束的焦点，该射线束投射到一个输出扫描数据的检测系统上，其中在扫描期间进入检查者的身体部分处于其中的一第一空间区域内的射线量比进入到一个相对而言检查者的身体部分没有处于其中的具有相同大小并与系统轴有相同的距离的第二空间区域内的量要小，所述 CT 机具有一个用于检查者的身体部分的大小和位置的识别和分析系统以及一个控制单元，所述识别和分析系统产生相应的参数，而所述控制单元根据得到的参数自动确定第一空间区域的尺寸。

本发明的出色之处在于，在准备开始扫描之前不必确定在检查期间一个或多个身体部分所处的检查区内的空间区域，便可减少引入检查者的照射剂量。本发明的明显优点在于可避免在 CT 机操作时的输入错误。本发明进一步的优点在于由于检查者在对其自身的安全性进行检查前没有必要设定不会超越的较大区域，所以能够将减少了引入照射量的空间区域的大小限制到最小值。而且不管事实上是否离开这个区域，都可以通过本发明所述的方法，在检查期间进行持续的和干预式的控制。

为了更好地理解本发明，在以下的描述中所指的处于 CT 机检查区内的检查者的身体部分是手，但这并不对本发明的保护范围构成限制。

就检查者的手所处的、照射强度降低的且自动限定的区域而言，存在不同的可能性：根据本发明的一个变型例，要求沿系统轴检测手的位置，并在产生参数时对其予以考虑。根据本发明的另一个变型例，要求自动检

测检查者的手所处区段的角度范围，并在产生参数时对其予以考虑。由此，还可以考虑手离射线源的距离以及焦点、受检者和手彼此间的位置。因此，可以在例如受检者处于焦点和手之间的角度范围内用较小的照射强度进行透射。照射强度仅在手处于焦点和受检者之间的角度范围内降低。这样做的优点是，可以在射线源围绕受检者旋转  $360^\circ$  而且不牺牲质量的情况下进行部分投影。因此对检查者而言只受到较少量射线的照射，这是因为一方面在对位于焦点和检查者之间的受检者进行投影时，穿过受检者的照射强度已经减弱，另一方面是由于在投影时焦点和检查者之间的距离按比例增大。由于照射剂量以离焦点距离平方的量下降，所以这些投影的总量只对检查者形成很小照射量而且还可以得到质量更好的投影。而且在这些变型例中，通过计算少量参数便可简单而快速地确定照射强度减小的区域。实际上，在自动产生参数时，还可以考虑将上述变型例相互结合。这样，便可以测出为得到相应的参数而共用的手离开系统轴的 Z 位置、角度范围和距离。

15 为了自动测出检查者的手在 CT 机检查区内的位置，优选设置合适的识别和分析系统。这些用于确定物体位置和运动的导航系统是众所周知的。所述导航系统的工作原理依不同的方法例如光学方法、磁或电磁方法等而不同。显然，由此还可以对在扫描期间由 CT 机本身产生的数据进行计算。

借助于识别和分析系统对检查者的手所处的射线束穿透区尺寸进行自动确定具有以下优点，其可以非常精确地确定所述区域而且在扫描期间可以通过检查者手工动态调整该区域。当手在检查区内运动时，系统将作出迅速反应而且在减小照射量的同时完成对所述区域的相应调整。因此，总是保持较小的区域扩展。为了对从识别和分析系统得出的数据进行处理和在此基础上对例如照射强度进行控制，在 CT 机的计算机和输出装置(射线源、遮光板等)之间连接一个控制单元。

25 可以用不同方式减小作用于检查者的照射剂量：根据第一实施形式，在围绕受检者旋转期间暂时减小射线源的射线功率。通常，射线源涉及 X 射线管。在射线管中射线功率因管电流的影响而改变。可随时调节 X 射线管的总动力区使之从零到最大照射强度。而且还可以是不连续变化的或连续的例如正弦形、以及周期性信号分布。这样，相对于检查区中的每个 Z 向位置和每个角位置而言，可对零和最大值之间的任何射线强度进行调节。

本发明减小射线强度的另一种可能的方式是暂时限制射线束。限制射线束可减小角度范围并由此减小对射线检查者造成危险的时间。而且这将降低施加的射线剂量。限制射线束可以通过调节与射线管有关的遮光板来实现。所述遮光板可相对于确定的 Z 向区域处于相同的位置，但是也可以  
5 在射线源围绕受检者运行期间进行动态调节。由此可以在确定的角度范围和/或 Z 区域内对射线束进行完全或部分遮光，也可以进行非对称遮光调节。

根据本发明的另一个变型例，可以通过在焦点和手之间设置一个吸收器来减小有关区域中的射线强度。该变型例的优点是，在定位之后吸收器基本上处于固定的位置上。如果将吸收器正确定位，则在通常情况下，在  
10 扫描期只需进行很小的修正。这对形成图像的质量有正面影响，因为在扫描期间不会产生较大质量的加速度，所述加速度是例如为暂时限制射线束而动态调节遮光所必需的。通过吸收器减小射线强度的程度可由吸收材料和吸收剂的浓度来确定。该程度也与从略微减小到完全遮住射线的  
15 时间有关。除了定位后位置固定的吸收器之外还可以设置一个与射线源一起旋转的吸收器。

还可以考虑将上述的可能性结合以减小作用于检查者的射线剂量。这样既可以在对确定区域扫描期间限制射线束，又可以降低 X 射线管的射线功率。

降低完成顺序扫描所需的射线强度通常会导致图像质量下降。合适的方式是应减小这种质量损失。为了实现这一目的，本发明的一种可能是通过用正常射线投影的数据进行内插来获得因射线减少而缺少的投影数据。  
20 如果与受检者相关的区域较小，则能够得到特别好的结果。根据另一种变型例，至少部分通过在减少前测得的投影数据来代替因射线减少而缺少的投影数据。然而这样做的前提是，使受检者相对于支承装置不产生运动。  
25 这种方法的基础是，为了确保介入时放入的器械有非常好的可视性和使算出的图像具有很高的对比度而且在减小射线强度时能容易地跟踪器械的运动，使受检者的自身位置不改变并且能够交换与受检者有关的数据。

最后，在本发明所述方法的另一个变型例中，可根据互补投影数据来获得因射线减少而缺少的投影数据。作为一个给定投影的互补投影来说，  
30 其实是沿环向错开  $180^\circ$  设置射线源。在相对于某一个角度范围射线强度减小的情况下，由此算出的数据一般质量较高而且因此适合形成良好的图像。



### 附图说明

下面将结合附图中描述的实施例说明本发明的其它细节，附图中：

图 1 是按照本发明的 CT 机的部分结构框架示图；

图 2 和图 5 及图 6 示出图 1 所示 CT 机的测量系统，其中检查者的手位  
5 于检查区内；

图 3 是几何关系示图；

图 4 是两个曲线图。

### 具体实施方式

10 按照本发明，提供了一种借助于带有射线源 1 的 CT 机对受检者 5 进行扫描的方法，所述射线源可围绕一根系统轴 10 移动并具有可射出射线束 4 的焦点 2，该射线束投射到一个输出扫描数据的检测系统 6 上，其中在扫描期间进入检查者的身体部分 21 处于其中的一第一空间区域的射线量比进入到一个相对而言检查者的身体部分没有处于其中的具有相同大小并与系统  
15 轴 10 有相同的距离的第二空间区域的量要小，对检查者身体部分 21 的大小、位置或运动方向的特征进行检测和产生与此有关的参数，并根据该参数自动确定所述第一空间区域的尺寸。

在图 1 中，概略且示意性地示出了本发明所述 CT 机，其包括具有焦点  
20 2 的射线源 1，射线源例如可以是一个 X 射线管，从焦点射出由设在射线管一侧的射线遮挡板 3 遮挡的锥形射线束 4，射线束穿过受检者 5(例如一个患者)，并射到检测系统 6 上。检测系统 6 包括由多个彼此平行的行 7 和多个彼此平行但不必具有相同宽度的列 8 的检测元件 9 构成的阵列。射线源 1 和检测系统 6 构成一个测量系统，该系统可围绕系统轴 10 移动。测量系统  
25 1, 6 和受检者 5 彼此可沿系统轴作相对移动，从而可在不同的投射角度和沿系统轴 10 的不同 Z 向位置对受检者 5 进行透射。因此，一个数据检测系统 11 利用由检测系统 6 的检测元件 9 产生的输出信号构成测量值，该测量值输入到计算机 12，计算机算出受检者 5 的图像，然后由监视器 13 显示所述图像。

图 1 所示的 X 射线 CT 机既可以用于顺序扫描也可以用于螺旋式扫描。  
30 在顺序扫描时，对受检者 5 进行层层扫描。因此射线源 1 将相对于系统轴线围绕受检者 5 移动，而且测量系统 1、6 将接收到多个投影，由此可建立

起受检者 5 的层状二维剖面图像。在相邻层的扫描之间受检者 5 每次将移到一个新的 Z 向位置。这个过程反复进行直到对包括重建区的所有层均完成检测为止。

5 在螺旋扫描期间，测量系统 1、6 沿螺旋形轨迹 14 相对于受检者 5 作连续运动，直到全部完成对重建区域的检测为止。由此可以产生空间数据组。计算机 12 根据来自测量系统的空间数据组用内插法计算平面数据组，根据平面数据组可以象顺序扫描那样重建所需图像。

10 识别和分析系统 15 检测位于 X 射线透射的检查区中受检者 5 之外的物体的大小、位置和运动。例如所述物体是检查者的一只手。根据本发明，可自动减少手所处的检查区空间范围内的射线。例如这可以借助于一个控制单元 16 来实现，所述控制单元可以作用于射线源 1 和暂时降低射线功率也可以影响射线遮挡板 3 的位置。

15 图 2 表示 CT 机的测量系统 1、6 在不同焦点位置 17、18 和 19 时的情况，其中为了更清楚起见，只针对焦点位置 17 描述检测系统 6。在检查区 20 内和由此在射线束 4 包围的区域内出现检查者的一只手 21，该手上持有一个医疗器械 22，例如一个探针。识别和分析系统包括两个用于检测位于检查区 20 内的手 21 的大小和位置的传感器 15'和 15"，在本实施例中，所述传感器为摄像机。将得到的数据传输到控制单元 16 中，控制单元控制射线源 1 的射线功率和对射线遮挡板 3 进行调整。因此 CT 机具有用于调节射线管电流的调节装置(例如可控制电流源)1a，和用于调节射线遮挡板的调节装置(例如电驱动器)3a。由于射线束 4 的截面以在扫描期受检者恰好完全处于射线束 4 穿透的测量区 23 内的方式穿过受检者 5，所以所形成的图像不会因上述设置而影响质量。受检者 5 位于手 21 和焦点 2 之间时的焦点位置对于检查者的危险性极小，这是因为大部分射线已经被受检者吸收，所以不会对手施加更多照射。此外，对该焦点的位置而言，射线源 1 离手 21 的距离是按比例增加的。所以同样可减少所射入的与距离的平方成正比的射线剂量。因此所采取的防护措施特别集中在离射线源 1 相对较近的手 21 所处的以及未减弱的射线会聚的焦点位置上。用标号 17 表示焦点位置，在该位置上，当射线源 1 沿  $\phi$  方向围绕受检者 5 旋转时，手 21 正好进入由射线束 4 包围的区域。根据与传感器 15'和 15"测得的手的大小和位置有关的简单几何关系(参见图 3)可以精确地算出手 21 刚好再次完全处于射线束 4 之外

20

25

30

时的焦点位置 17 以及焦点位置 19。随后，控制单元 16 自动控制例如射线管电流，使得 X 射线管处于焦点位置 17 和 19 之间时不发射 X 射线。这也适合于焦点位置 18 的实施例。

因此对射线管电流的控制只有一种可能性，即自动减少射入手 21 的射线剂量。根据本发明的另一个变型例，在扫描期间，可借助于控制单元 16 和调节装置 3a 动态调节射线遮挡板 3，使得射线不进入手 21。

在图 3 中示例性地示出了在需控制射线遮挡板 3 和射线管电流时应考虑的算法中的几何关系。应这样设置系统轴上带有坐标原点的笛卡儿坐标系，即，把在扫描时首先受到射线束 4 照射的手 21 的一部分例如指尖放到 Y 轴上。 $R_{FC}$  表示焦点 2 离系统轴 10 的距离(参见图 1)，而  $R_{ME}$  是指测量区的半径。用停机角度  $\alpha$  表示焦点 2 在从射线束与指尖直接接触的位置旋转到焦点位于 Y 轴的位置期间所扫过的角度范围。用识别和分析系统 15 计算指尖离系统轴的距离(参见图 2)并用 Y1 表示该距离。然后根据图 3 算出半扇形角  $\beta$ ：

$$15 \quad \frac{y1}{\sin \beta} = \frac{R_{Fc}}{\sin(\alpha + \beta)}$$

$$\beta = \arctan \frac{\sin \alpha}{\frac{R_{Fc}}{y1} - \cos \alpha}$$

20 由此可得出以下测量区的半径  $R_{Me}$ ：

$$R_{Me} = R_{Fc} \sin \beta$$

在图 4 左侧的曲线图中，绘出了停机角度  $\alpha$  和指尖离系统轴正常距离与角度  $\beta$  的关系。例如，如果指尖离系统轴的正常距离计为  $Y1/R_{Fc} = 0.5$ ，则在前面给出的停机角度  $\alpha = 30^\circ$  的情况下，得到的角度  $\beta$  为  $\beta = 23.8^\circ$ 。由此算出的正常测量区半径为  $R_{Me}/R_{Fc} = 0.4$ 。如果手从  $Y1/R_{Fc} = 0.5$  进到  $Y1/R_{Fc} = 0.3$  而且停机角度保持为  $\alpha = 30^\circ$ ，则角度必须从  $\beta = 23.8^\circ$  减小到  $\beta = 15.1^\circ$ 。在图 4 左侧的曲线图中通过与右侧曲线图相关的箭头 a 可以说明这种关系。

30 停机角度  $\alpha$  是为自动控制而能够调节的唯一一个可能的参数。另一个变型例给出了例如射线可射出的最大预定角度范围。在图 2 中，示出了射线对应的角度，所述角度包含穿过每个焦点位置 17 或 19 以及系统轴 10 的

直线。例如还可以预先确定测量区直径  $R_{Mc}$  的最小尺寸，由此，CT 机可以根据手 21 的大小和瞬间位置计算出所属的停机角度。图 4 中也以图示的形式表明了这种关系。例如预先给定  $R_{Me}/R_{Fc}=0.26$ (右侧曲线图)，如果手从  $Y1/R_{Fc}=0.5$  向  $Y1/R_{Fc}=0.3$  运动，那么如左侧曲线图中的箭头 b 所示，表明停机角  $\alpha$  将从  $\alpha=16.3^\circ$  增大到  $\alpha=45^\circ$ 。

如果同时调节多个参数，则 CT 机将在考虑所有给定参数的情况下，自动控制检查者的手所处的和减小了照射剂量的空间区的扩展。例如这种给定的内容是：

$$\alpha < 30^\circ$$

$$10 \quad R_{Me}/R_{Fc} > 0.2.$$

与图 2 相比，在图 5 中所示的情况下，检查者的手 21 移近受检者 5。这将由两个传感器 15' 和 15" 测到，而且控制单元 16 将控制射线遮挡板 3 减小射线 4 的截面。对射线遮挡板 3 的调节将一直持续到手 21 的位置基本上不再改变为止。由此测量区域 23' 减小到图 5 中所示的大小。如在图 2 所示  
15 实施例中所述的实例那样，通过控制射线管电流可在未减弱射线之前实现对手 21 的保护。在减小测量区 23' 的基础上，对包含受检者 5 的部分进行相应放大，以便更好地描绘细节和便于医疗器械定位。

图 6 中描述的是吸收状态，在该状态下，为了保护手 21，而在焦点 2 和手之间的照射路径上设置了吸收器 24。在所示的实施形式中，吸收器 24  
20 不与射线源 1 一起绕受检者 5 转动而是由控制单元 16 以及调节装置 24a 进行调节。

为了限制射入手的射线剂量，显然还可以将上述方法结合使用。这样，可以通过调节射线遮挡板 3 来减小测量区，通过改变射线管电流来暂时降低射线功率。此外，对于确定的 Z 区域和角度范围来说，设置吸收器是很  
25 有效的。

在上述实施例的情况下，所述 CT 机涉及的是第三代 CT 机，即在形成图像期间 X 射线源和检测器共同围绕系统轴转动的 CT 机。但本发明还可用于第四代 CT 机，在第四代 CT 机中只有 X 射线源转动而且与固定的检测器共同作用。

30 上述实施例涉及本发明所述 CT 机在医学上的应用。然而除了医学上的应用之外，本发明还可用于行李检查和材料检验。





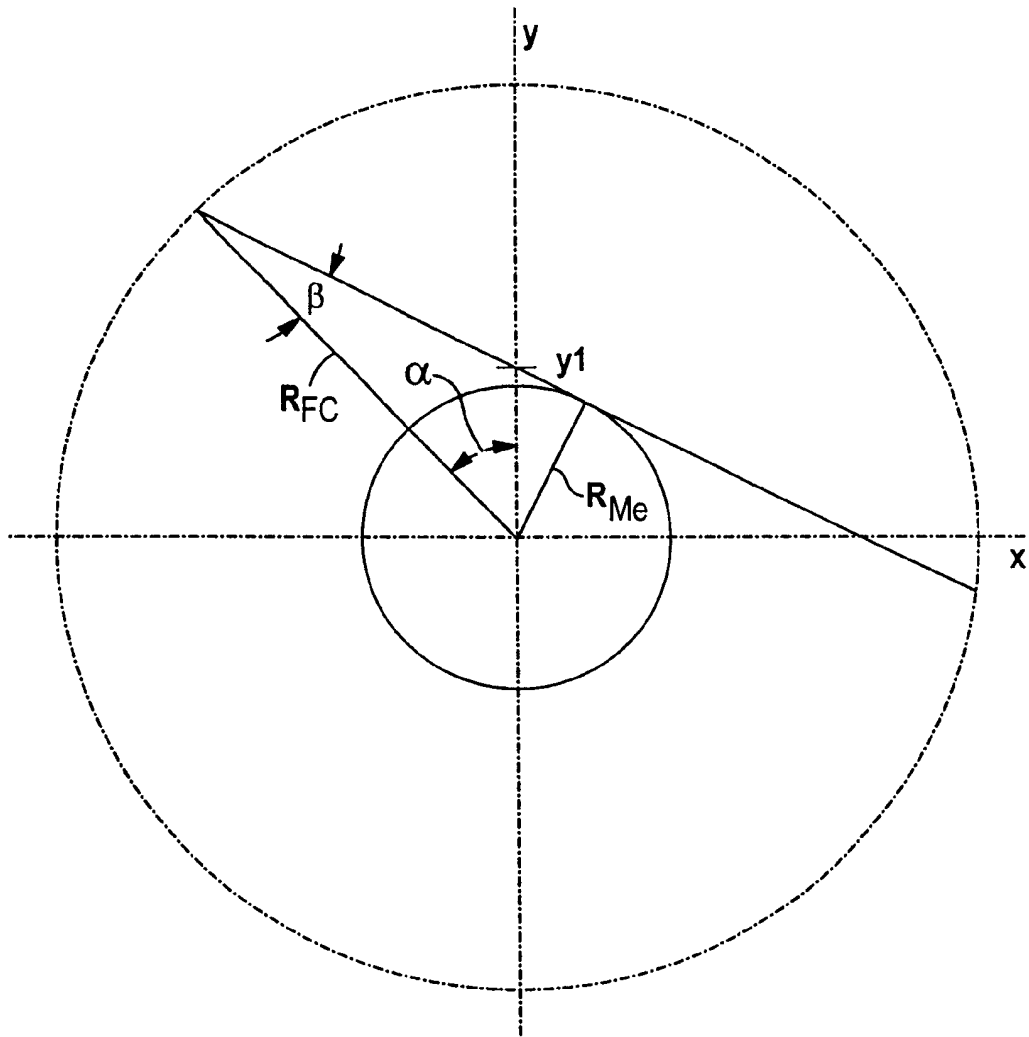


图 3

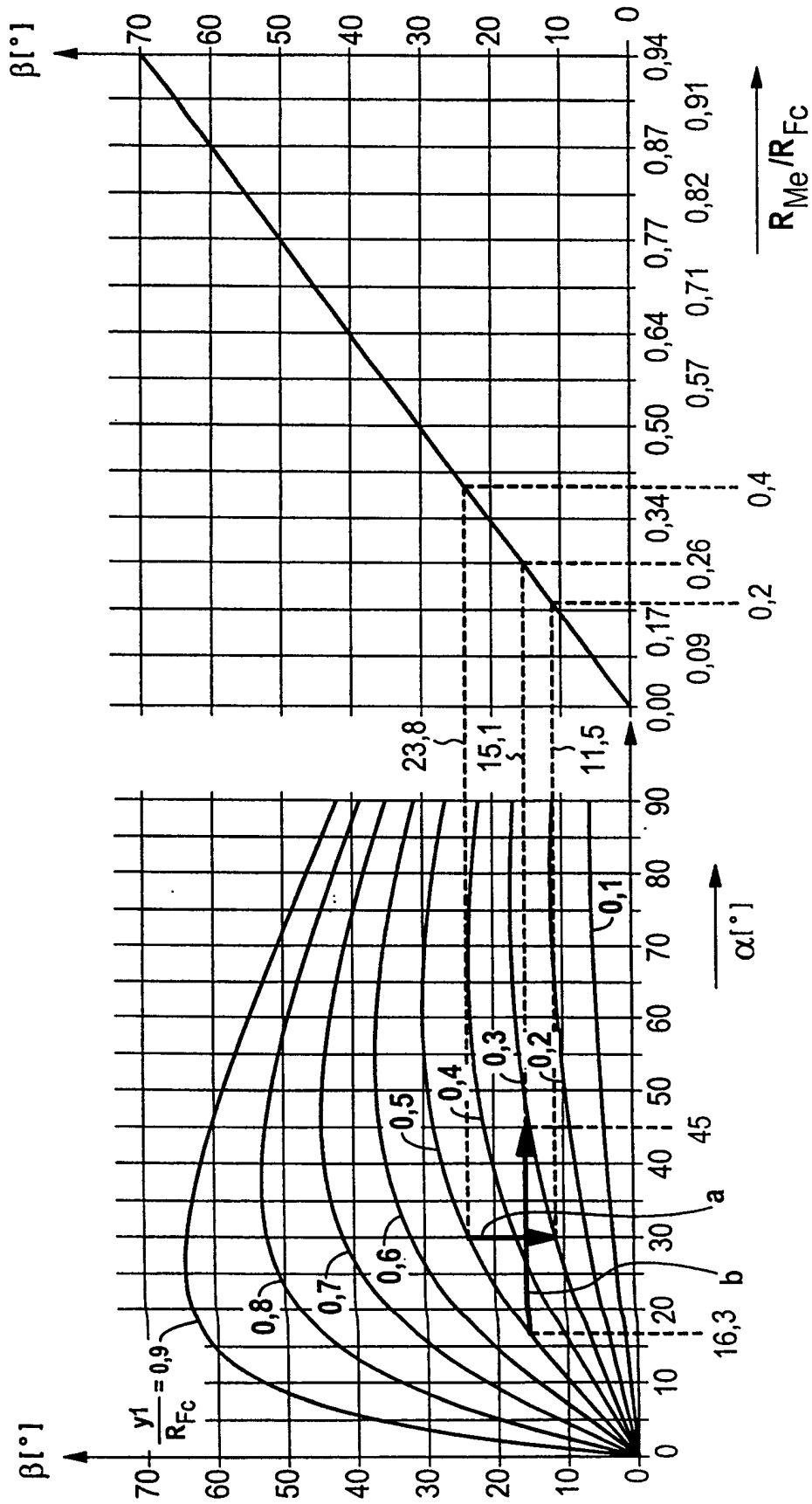


图 4



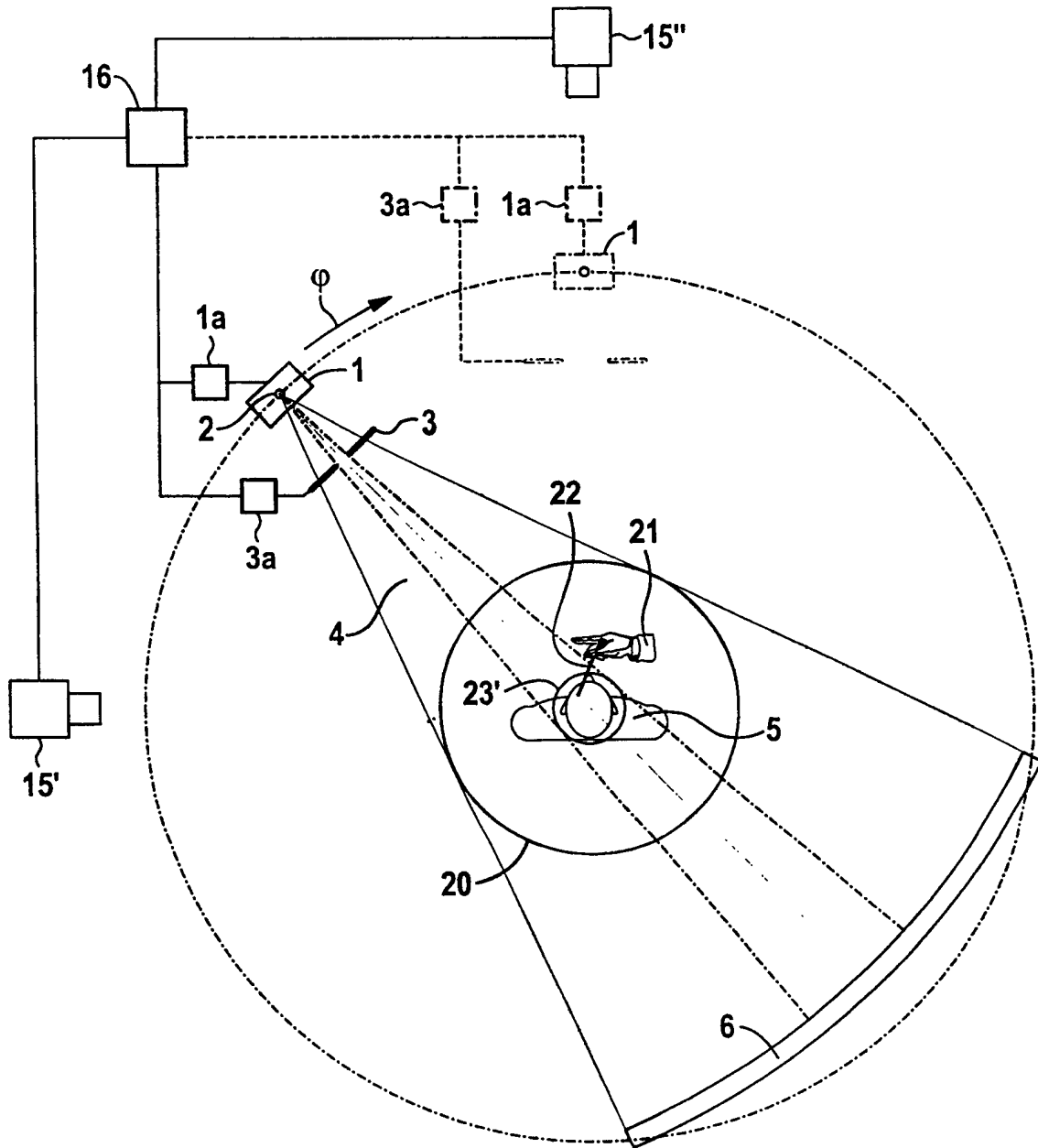


图 5

