



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 97117943.3

[45] 授权公告日 2004 年 9 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 1166262C

[22] 申请日 1997.9.5 [21] 申请号 97117943.3

[30] 优先权

[32] 1996.9.5 [33] US [31] 706613

[71] 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 J·思

审查员 倪晓红

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

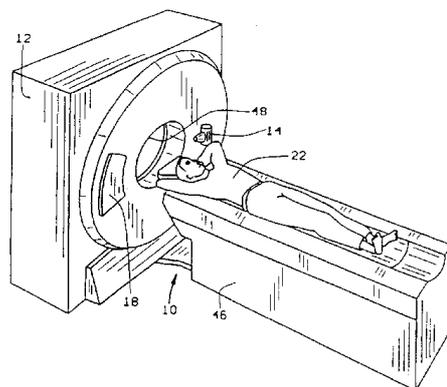
代理人 邹光新 张志醒

权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 2 页

[54] 发明名称 调整 X 射线管电流的方法和系统

[57] 摘要

本发明是一种系统，用于调整在计算机层析 X 射线摄影 (CT) 系统中的作为台架角度和切片位置的函数的 X 射线管电流。在一个实施方案中，最终图像的期望的噪声等级被选定，并且期望的最小 X 射线光子读数和期望的平均 X 射线光子读数被鉴别用于根据期望的噪声等级来产生图像。在扫描过程中，实际的 X 射线光子读数与期望的平均 X 射线光子读数和期望的最小 X 射线光子读数一起来产生一个 X 射线调整因子。然后这个调整因子用来调整 X 射线管电流。



1、一种用于调整供应给一个成像系统的 X 射线源的 X 射线管电流的方法，该成像系统使用探测器单元接收到的衰减数据来再现被该系统扫描的对象的图像，该方法包含下列步骤：

- 5 监视至少一个 X 射线管的通量参数，其中所述监视包括确定最小 X 射线光子值和平均 X 射线光子值中的至少一个值的步骤；

在监视的 X 射线管通量参数的基础上产生一个 X 射线管电流的比例因子，所产生的 X 射线管电流比例因子 S 是：

$$S = \left(\frac{\xi}{\omega_i}\right) f\left(\frac{\varepsilon}{\eta_i}\right)$$

10 其中：

$$f(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x \leq 1 \\ x & \text{如果 } x \geq 1 \end{cases}$$

ξ = 期望的平均光子读数；

15 ω_i = 实际的平均光子读数；

ε = 期望的最小光子读数；以及

η_i = 实际的最小光子读数；以及

利用所产生的 X 射线管电流的比例因子调整 X 射线管电流。

- 20 2、根据权利要求 1 的方法，其中，成像系统还包括一个数据采集系统，且该方法还包含这些步骤：

鉴别数据采集系统的超量程；以及

利用鉴别出来的数据采集系统的超量程来调整 X 射线管电流。

- 3、根据权利要求 1 的方法，其中，成像系统还包括带存储器的计算机，并且该方法还包括将期望的最小 X 射线光子读数和期望的平均 X 射线光子
25 读数存储在计算机存储器中的步骤。

4、根据权利要求 3 的方法，还包含将 X 射线管电流比例因子存储在计算机存储器中的步骤。

- 5、一种用于调整供应给一个成像系统的 X 射线源的 X 射线管电流的系
30 统，该调整系统包括具有至少一个元件的探测器，该调整系统被设置用

监视至少一个 X 射线管通量参数，其中为了监视至少一个 X 射线管通量参数所述系统被设置用于确定最小 X 射线光子值和平均 X 射线光子值中的至少一个值；

在所监视的 X 射线管通量参数的基础上产生一个 X 射线管电流比例因子，所产生的 X 射线管电流比例因子为：

$$S = \left(\frac{\xi}{\omega_i}\right) f\left(\frac{\varepsilon}{\eta_i}\right)$$

其中：

$$f(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x \leq 1 \\ x & \text{如果 } x \geq 1 \end{cases}$$

ξ = 期望的平均光子读数；

ω_i = 实际的平均光子读数；

ε = 期望的最小光子读数；以及

15 η_i = 实际的最小光子读数；以及

利用所产生的 X 射线管电流比例因子来调整 X 射线管电流。

6、根据权利要求 5 的系统，其中成像系统还包括一个数据采集系统，该系统还被设置用来：

鉴别数据采集系统的超量程；以及

20 利用鉴别出来的数据采集系统的超量程来调整 X 射线管电流。

7、根据权利要求 5 的系统，其中成像系统还包括带存储器的计算机，该系统被进一步设置用于将期望的最小 X 射线光子读数和期望的平均 X 射线光子读数存储在计算机存储器中。

8、根据权利要求 7 的系统，还被设置用于将 X 射线管电流比例因子储存在计算存储器中。

调整 X 射线管电流的方法和系统

技术领域

- 5 本发明通常涉及计算机层析 X 射线摄影法 (CT) 成像, 尤其涉及调整供给 CT 成像系统的 X 射线源的 X 射线管电流。

发明背景

在至少一种已知的 CT 系统构造中, 一个 X 射线源发射出一扇形射线束, 该射线束被校准后落在通常称之为“成像平面”的笛卡尔坐标系的一个 X-Y 平面中。X 射线束透过成像物体如病人。该射线束被物体衰减后,
10 照射到辐射探测器阵列上。在探测器阵列处接收到的衰减后的 X 射线束的辐射强度, 依赖于物体对 X 射线束的衰减作用。阵列的每个探测器元件都产生一个独立的电信号, 该信号是探测器位置处射线束衰减的测量结果。分别获得来自所有探测器的衰减测量结果, 以产生一个透射断面。

15 在已知的第三代 CT 系统中, X 射线源和探测器阵列和成像平面内的台架一起绕待成像的物体转动, 使得 X 射线束与物体相交的角度不停地改变。一组来自位于某个台架角度的探测器阵列的 X 射线衰减测量结果, 即发射数据, 被称之为一个“视图”。对物体的一次“扫描”包含 X 射线源和探测器的一周循环中在不同台架角度得到的一组视图。在一次轴向扫描
20 中, 对发射数据进行处理以建立一个对应于穿过对象得到的二维切片的图像。一种用于从一组发射数据中再现图像的方法在现有技术中被称为滤波过的背投影技术。这个过程将来自一次扫描的减弱测量结果转换成称之为“CT 指数”或“Hounsfield 单位”的整数, 用于控制阴极射线管显示屏上对应象素的亮度。

25 为减少多个切片所需的总的扫描时间, 可以进行螺旋扫描。为进行螺旋扫描, 在获取规定数量的切片的数据同时, 病人被移动。这样一个系统从一个扇形束螺旋扫描中产生一个单螺旋。由扇形束映射出来的螺旋得到发射数据, 由这个数据可再现每个预定的切片中的图像。在 1995 年 5 月 9 日申请的美国专利申请序列号 08/436, 176 中, 描述了可用来从经螺旋扫描
30 得到的数据中再现图像的图像再现算法, 并被分发给现代理人。

已经知道, 某些扫描参数如 X 射线管电流 (“mA”)、X 射线管供电电压 (“kV”)、切片厚度、扫描时间以及螺旋坡度将会影响图像的质量。

另外，X射线管电流一般直接与病人的X射线辐射剂量有关。例如，较高的X射线管电流可提高图像的质量但也增加了病人的辐射剂量。传统X射线管电流被固定以提供一个可接受的图像质量和较低的病人辐射剂量。

5 关于图像质量，如上解释过的那样，较高的X射线管电流等级通常地产生较低噪声的图像。相反，已经知道，较低的X射线管电流等级会在图像中导致严重的条纹状人工干扰。这种条纹通常是由于X射线的光子不足引起的。

10 尽管较高的X射线管电流等级使图像的噪声降低，这样高的X射线管电流等级使病人受到较高的X射线辐射剂量，并可能使CT系统的元件过载。特别是，X射线管电流的设定影响X射线管发出的X射线辐射通量大小。在固定的一段时间内，未经加热的X射线管所发出的X射线的辐射通量通常是有限制的。当超过这个限制后，X射线管必须被冷却以防止管子损坏。因此，如果使用了较高的X射线管电流，扫描就可能不得被中断，以便X射线管能够冷却下来。还知道，较高的X射线管电流等级还会使
15 CT系统的数据采集系统（DAS）超过量程，从而导致严重的阴影人工干扰。

为减少病人的辐射剂量，系统操作员可以手动改变X射线的剂量。X射线剂量可作为切片位置和发射角的函数即X射线源与被X射线辐照的对象的相对角向位置而改变。通常地，X射线辐射剂量的选择非常依赖于操作
20 员的经验。手动选择作为切片位置的函数的X射线辐射剂量常常是不准确的，即使有经验丰富的操作员，病人辐射剂量过多和病人辐射剂量不足的情况都有可能发生。此外，类似对象的扫描可能因进行这些扫描的操作员的不同而各异。

为更加一致地减少病人的剂量，已经知道在扫描过程中自动地改变作为
25 发射角函数的X射线管电流，例如，在题为“在CT扫描过程中通过调整X射线管电流的可变辐射剂量的应用”的美国专利号5379333中就描述了这样一种方法，该文已被转让给本发明的受让人。该方法要求操作员在数据采集之前拍摄两个观察图像。这两个观察图像是在互相垂直的方向获得的，最终的X射线管电流波形是在观察图像的衰减比例的基础上得到的。
30 在一次扫描中，X射线管电流被控制以符合预定的电流波形。

尽管这个方法有助于减少总的射线管的使用率，但必须拍摄额外的观察图像。获得额外的观察图像费时且麻烦，并使病人受到额外的辐射剂量。

此外，仅仅将 X 射线管电流作为发射角函数而作改变，在一次扫描中可能会在不同切片位置的相同发射角处导致过多的辐射剂量。例如，在扫描人体躯干时，肩部和肺部都会受到 X 射线辐射剂量。在 X 射线管和探测器沿两个肩骨的取向排列的发射角和切片位置，病人的衰减特性非常高，这就需要较高的 X 射线剂量来产生高质量的图像。然而，在扫描肺部即新的切片位置时，在相同的发射角，因为肺部的衰减特性与肩骨的衰减特性相对比较小，这样高的 X 射线剂量可能会过量。

希望既产生高质量的图像又减少病人的辐射剂量。此外还希望消除额外的观察图像的的必要，并在每个发射角和扫描位置避免不足和（或）过度的病人辐射剂量。

发明概述

这些和其它目的可在一个实施方案中的一个系统中获得，该系统在扫描过程中改变 X 射线管电流和产生的 X 射线通量，以便即使在相似的视角处，在不同的切片之间更好地适应不同的衰减特性。特别是在一个实施方案中，根据所产生的图像中所期望的噪声等级，X 射线管电流被作为切片位置和发射角的函数而改变或调整。在这个实施方案中，X 射线管电流被利用比例因子 s 来调整， s 定义为：

$$s = \frac{\xi}{\omega_i} f\left(\frac{\varepsilon}{\eta_i}\right)$$

其中：

$$f(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x \leq 1 \\ x & \text{如果 } x \geq 1 \end{cases}$$

ξ = 期望的平均光子读数；

ω_i = 实际的平均光子读数；

ε = 期望的最小光子读数；以及

η_i = 实际的最小光子读数。

在进行一次扫描之前，操作员选择所期望的（或可接收的）将要产生的图像的噪声等级。接着，期望的平均光子读数 ξ 和期望的最小光子读数 ε 由系统利用选定的噪声等级来确定。在扫描过程中，实际光子读数即扫描过程中所接收的信号强度，被与期望的光子读数进行比较以产生比例因子 S_i 。比例因子 S 与 X 射线管电流值相乘产生一个新的电流值，X 射线管电流被调节到与新电流的数值相同的数值。

通过上述根据所期望的图像中的噪声等级来调整 X 射线管电流，减少了

图像的辐射剂量同时保持了图像的质量。此外，通过减少这些与较低衰减特性有关的发射的 X 射线管电流，即使在不同切片的相同的发射角，病人的辐射剂量减少了，或者至少不会过量。另外，这种调整不需要任何附加的观察图像。

5 附图简述

图 1 是一个 CT 成像系统的示图。

图 2 是图 1 所示的系统的方块原理图。

图 3 表示根据本发明的一个实施方案进行一次扫描所执行的步骤的顺序。

10 附图详述

参照图 1 和与 2，计算机层析 X 射线摄影（CT）成像系统 10 被表示为包括代表“第三代”CT 扫描器的台架 12。台架 12 有一个 X 射线源或沿着正对探测器阵列 18 的 X - Y 平面发射 X 射线束的管子 14，探测器阵列 18 在台架 12 的对边。探测器阵列 18 是由一起检测透过治疗病人 22 的发射的 X 射线的探测器元件 20 组成的。每个探测器元件 20 产生一个信号电平代表照射的 X 射线束强度的电信号，以及此后透过病人 22 后 X 射线束的衰减。在一次获取 X 射线发射数据的扫描过程中，台架 12 和安在其上的元件绕转动中心 24 旋转。

台架 12 的转动及 X 射线源 14 的操作是由 CT 系统 10 的控制机构 26 来管理的。控制机构 26 包括一个向 X 射线源 14 提供能量和定时信号的 X 射线控制器 28 以及控制台架 12 的转动速度和位置的台架马达控制器 30。控制机构 26 中的数据收集系统（DAS）32 从来自探测器元件 20 的模拟数据中采样并将数据转换为数字信号，供以后处理。一个图像再现器 34 接收来自 DAS32 的采样并数字化的 X 射线数据，并进行高速图像再现。再现的图像被作为计算机 36 的输入，计算机 36 将图像储存在大容量存储设备 38 中。

计算机 36 还通过带有键盘的控制台 40 接收来自操作员的命令和扫描参数。相联的阴极射线管显示器 42 使操作员能够看到再现的图像和其它来自计算机 36 的数据。操作员提供的命令和参数被计算机 36 用来向 DAS 32、X 射线控制器 28 及台架马达控制器 30 提供控制信号和信息。另外，计算机 36 还操纵一工作台马达控制器 44，它控制马达带动的工作台 46 以便将病人固定在台架 12 中。特别地，工作台 46 将病人 22 的各部分移经台架的

开口 48。

本 X 射线管电流调整并不限于在任何特定的 CT 系统中使用，而且这样的调整也不限于任何特定的图像再现算法。与此类似，本 X 射线管电流调整并不限于与任何特定的扫描类型如螺旋和轴向扫描一起使用。此外还应该懂得，该电流调整的算法可在，例如计算机 36 中执行，以控制 X 射线控制器 28，来向 X 射线管 14（图 2）提供所期望的电流。

根据本发明的一个实施方案，X 射线管电流是在信号强度和选定的噪声等级的基础上进行调整的。对于噪声等级，已经知道，当探测器元件读数的方差主要取决于由量子噪声时，它与在探测器元件 20 处所测量的信号成正比。特别是：

$$\sigma^2 = \alpha$$

其中： α 是测量的信号；

σ 是信号的标准偏差。

对于一级近似最终图像的方差与测量信号的方差成正比，因为层析 X 射线照相法的再现过程基本上是线性的。因此，为了在最终的图像中达到期望的噪声等级，发射中信号的等级可以被识别出来。如上所示，信号的等级与当透过病人时射线束的衰减成比例。因此，如果病人的衰减特性是已知的，那么，可以利用期望的信号等级和 X 射线电流在最终的图像中产生期望的噪声等级。然而，在扫描之前，病人的衰减特性通常是未知的。利用已知的方法，病人的减弱特性被系统操作员“猜”出来，或者操作员进行观察扫描以确定病人的衰减特性。

在螺旋扫描中，X 射线管和探测器以基本恒定的速度绕病人转动。台架在每次台架转动中移动一个螺旋坡度。螺旋坡度是工作台在 X 射线源的一次转动中的位移与由 X 射线源的瞄准仪决定的切片宽度的比例。通常，在采用 1: 1 的螺旋坡度时，在两次转动或切片之间，病人的组织基本保持恒定。特别是，在第一次转动中的衰减特性或切片将与随后的第二次转动中的衰减特性或切片基本相似。与此类似，病人的衰减特性没有作为发射角的函数而迅速改变。特别是，在第一个发射角的衰减特性与在第一个发射角邻近的第二个角度的衰减特性基本相似。

根据本发明的一个实施方案，X 射线管电流是根据测得的衰减特性而作动态调整的。特别是，在一个实施方案中，测得的衰减特性即 X 射线光子的读数被用来产生 X 射线管电流的比例因子 S，用以调整 X 射线管电流。

更为特别的是，X射线通量的数据，如平均X射线光子读数和最小X射线光子读数是从探测器18获得并被用来产生比例因子S，从而调整X射线管电流。

图3图示了根据本发明的一个实施方案的执行步骤，以便调整X射线管电流。特别是，在开始扫描50后，感兴趣的对象的边界被定位52。边界的定位影响到探测器18的通道20上物体的平均光子读数。例如，如果边界没有被定位且扫描的对象的y尺寸比较窄、x尺寸比较宽，当X射线管14和探测器18沿X-Y平面的x轴排列时，将只有几个探测器元件或通道20接收衰减的信号。相反，没有对象的衰减作用，大部分通道20将直接暴露于X射线源14。因此，所有探测器通道20的平均光子读数将比较高，这就导致过度的估计。因此，边界被识别且被用来减少这类过度估计。可利用已知的手段来给边界定位，例如，利用简单的临界值方法。

一旦边界被定位，X射线通量的值就被确定了。在这个实施方案中，对象边界内的最小和平均X射线光子值被确定54。已经知道，简单的矩形波串平滑滤波可用来减少光子噪声的影响。最小和平均光子值可参照定位过的边界内部的通道20的一部分来确定。例如，最小和平均光子值可使用探测器阵列18的通道20的每1/2、1/3、1/4甚至1/n来计算。

使用上述X射线通量值，就可以确定所期望的X射线管电流56。特别是，一个映射函数被用来识别期望的X射线管电流读数。在一个实施方案中，映射函数被用来根据期望的（可接收的）噪声等级产生期望的X射线管电流读数。该噪声等级可以是用于特定类型研究的默认图像质量指标、一组推荐的参数、系统操作员的选择或任何其它的输入。期望的噪声等级为X射线曝光建立了基础。特别是对于期望的噪声等级，所期望的为获得该图像质量所需的平均X射线光子读数，可根据式（1）计算出来。与此相似，所期望的预定噪声等级下确保没有条纹的图像的最小X射线光子读数，可根据式（1）计算出来。最小X射线光子读数和平均X射线光子读数可被存储在计算机36的存储器中。

利用映射函数，比例因子S可通过将期望的平均光子读数和期望的最小光子读数与实际获得的平均光子读数和实际的最小光子读数进行比较而产生。比例因子S被用来调整X射线管电流和将X射线管电流调节到一个新的X射线管电流，以便使实际X射线通量更接近地符合期望的X射线通量。例如，比例因子可表示为：

$$S = \frac{\xi}{\omega_i} f\left(\frac{\varepsilon}{\eta_i}\right) \quad (2)$$

其中:

$$f(x) = \begin{cases} 1 & \text{如果 } x \leq 1 \\ x & \text{如果 } x \geq 1 \end{cases} \quad \text{且}$$

- ξ = 期望的平均光子读数;
 ω_i = 实际的平均光子读数;
 ε = 期望的最小光子读数; 以及
 η_i = 实际的最小光子读数.

调整过的 X 射线管电流可利用下面式子来确定:

调整过的 X 射线管电流 = S × 提供的 X 射线管电流,

(4)

- 15 这里, 提供的 X 射线管电流是 X 射线控制器 28 供应给 X 射线源 14 的电流。为实现这样的调整, 计算机 36 可以向 X 射线控制器发出一个 X 射线管电流调节命令。于是, X 射线管电流在扫描过程中作为切片位置和调节角度的函数而被调整。

- 20 比例因子 S 可在每次测量过后产生并被存储在计算机 36 的存储器中。然而, 比例因子 S 可以不经常地产生, 即每 N 个切片或台架每旋转 x 度产生一次。另外, 为减少 X 射线管电流调节的紧迫的时间要求, 从以前的切片导出的比例因子可以与当前的切片一起被用于电流调整。因此, 系统可以有 1 秒以上的时间来确定和进行所期望的调节。

- 25 X 射线管电流还可被调整以尽可能减少 DAS 的超量程。特别是, 已经知道, DAS32 的动态范围如果被超过的话, 会在产生的图像上导致严重的阴影人工干扰。DAS 的动态范围与 X 射线管电流产生的辐射通量直接有关。为鉴别 DAS 的超量程, 整个探测器 18 的最大光子读数被确定下来。比例因子与最大光子读数相乘, 以产生成比例的 DAS 最大值。如果成比例的 DAS 最大值超过了 DAS32 的动态范围, 比例因子 S 被减少, 以防止调整过的 X 射线管电流使 DAS 超量程。特别是, 比例因子 S 在根据式 (4) 调整 X 射线管电流之前就被减少了。

与此相似, 处于超量程状态的通道 20 的数量可以被鉴别出来。如果有

大量的通道 20 处于超量程状态，那么再现的图像可能会有与超量程有关的阴影人工干扰。因此，比例因子 S 被减少以减少通道的超量程。

在许多情况下，DAS 超量程和在量程以下在同一视图中都可能发生。例如，如果较大的病人 22 在肩部区域作偏心扫描，一些直接暴露于 X 射线源 14 的通道 20 将经历超量程，而其它被病人的肩骨挡住的通道 20 则经历低于量程。在这种情况下，可采取折衷的方法，以确保总体最佳的图像质量。例如，可以放宽超量程的要求。为放宽超量程的要求，与其没有超量程的通道，不如 m 个超量程的通道也是可接受的。如果超量程通道的数量比较少，相信图像的人工干扰不会严重。因此，比例因子 S 可选择为在一个发射视图中产生不超过 m 个超量程通道的最高值。

上述调整被认为在维持了整体图像质量的同时显著减少了 X 射线的剂量。此外，X 射线电流是作为切片和发射角的函数而被动态调整的。另外，对操作员的经验的依赖减少了，这就产生了更一致的图像质量。此外，不需要附加的观察图像来调整 X 射线管电流。

如上所示，平均及最少 X 射线光子值 X 射线通量参数用于 X 射线管调整方面。其它的 X 射线通量参数，如通量波形的形状或通量的标准偏差，可类似地用于这样的调整。另外，与其调整 X 射线管电流，X 射线流量不如于控制 X 射线源的瞄准仪的瞄准仪孔径尺寸和控制 X 射线管电压。例如操作员可能选择了一个太薄的切片厚度，使得 X 射线光子不足。利用上述通量的信息，系统能够向操作员发出警告或在扫描过程中当需要时动态地改变瞄准仪孔径。

从上述本发明的各种实施方案中，本发明的目的显然达到了。尽管本发明已经详细的叙述和图示，可以清楚地懂得，仅用图示和实例也可达到同样的目的，并且可不受限制。例如，这里叙述的 CT 系统是“第三代”系统，其中 X 射线源和探测器都随台架转动。可以使用许多其它 CT 系统，包括探测器为全环静止的探测器且只有 X 射线源随台架转动的“第四代”系统。因此，本发明的思想和范围只受所附权利要求的条款的限制。

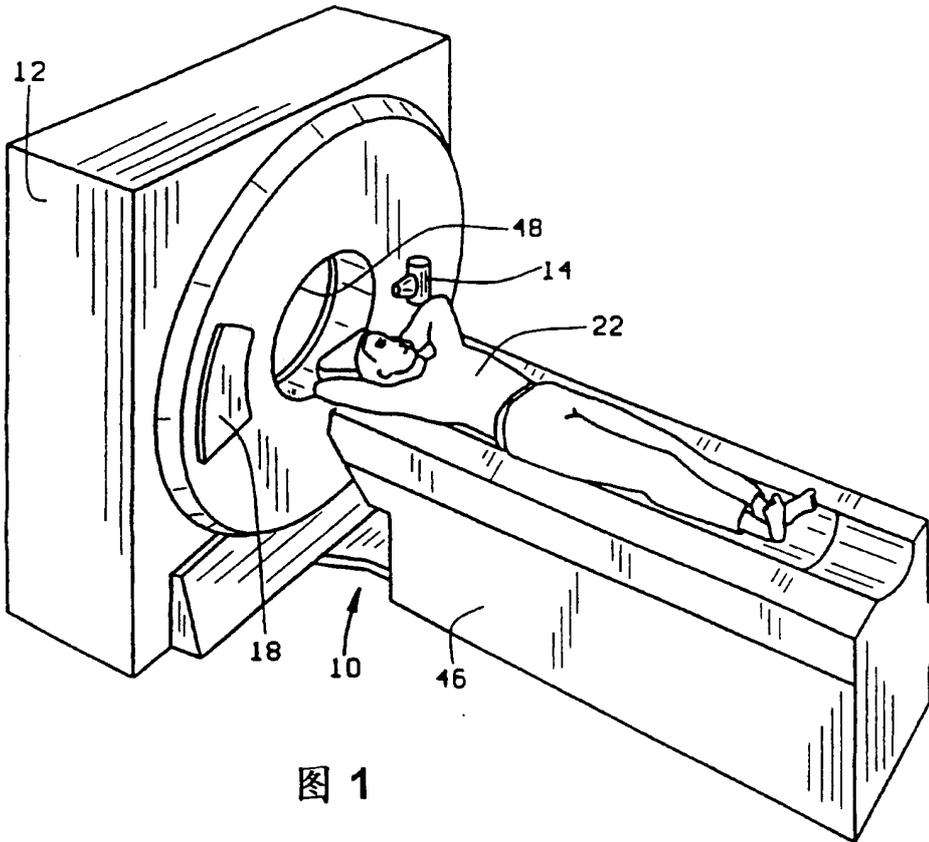


图 1

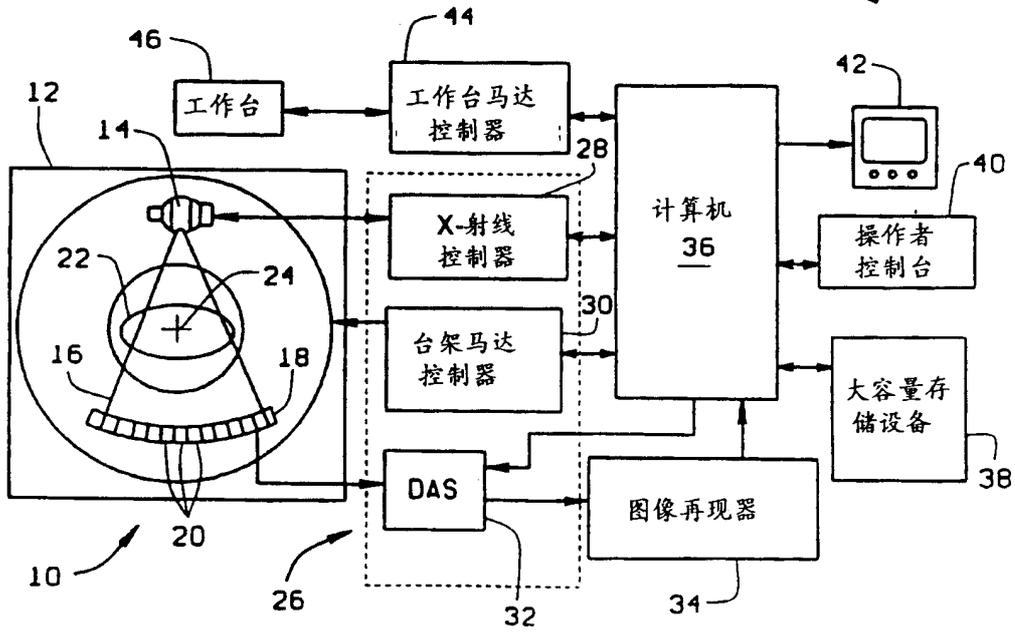


图 2

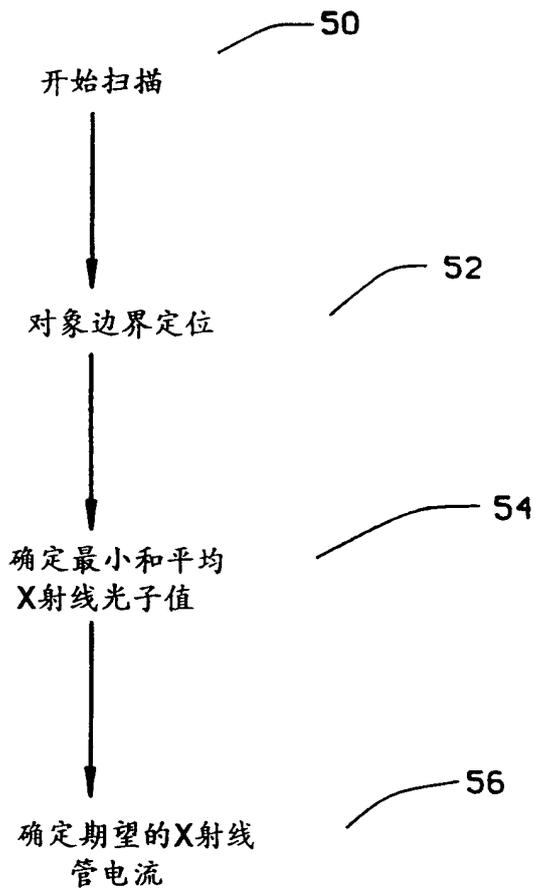


图 3