

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410095405.4

[45] 授权公告日 2010 年 1 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 100579452C

[22] 申请日 2004.12.30

[21] 申请号 200410095405.4

[30] 优先权

[32] 2003.12.30 [33] US [31] 10/748612

[73] 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 D·M·霍夫曼

[56] 参考文献

CN1268337A 2000.10.4

JP2002-306466A 2002.10.22

JP2001-112747A 2001.4.24

WO02/26134A1 2002.4.4

审查员 李玉菲

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 程天正 梁永

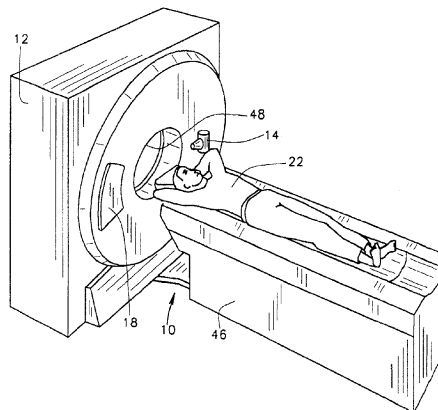
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 2 页

[54] 发明名称

减少射线散射的多检测器 CT 成像方法和装置

[57] 摘要

一种扫描对象(22)以减少图像变差的方法,包括采用多切片 CT 成像系统(10)以螺旋模式扫描对象,该多切片 CT 成像系统(10)具有多个沿 z 轴方向排列的检测器阵列(18, 19)和一个具有束焦点的射线源(14)。该方法还包括:在扫描期间,在 z 轴方向摆动射线源焦点以为每个视图有选择地优先照射通过被扫描对象的各个检测器阵列。只有当从收集数据的检测器阵列被有选择地照射时,才为每个视图从所述每个检测器阵列收集数据。



1. 一种用于扫描对象(22)以减少图像变差的方法,所述方法包括:

采用多切片CT成像系统(10)以螺旋模式扫描对象,该多切片CT成像系统(10)具有沿z轴方向排列的多个检测器阵列(18,19)和一个具有束焦点的射线源(14);

在所述扫描期间,在z轴方向摆动射线源(14)焦点,以为每个视图有选择地优先照射通过被扫描对象的所述多个检测器阵列中的各检测器阵列,以使得射线源(14)在所述多个检测器阵列中的一个检测器阵列的方向上要比朝向所述多个检测器阵列中的其它检测器阵列照射大得多的射线;

为每个视图从被有选择地优先照射的检测器阵列收集数据。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述摆动包括移动对象前准直器。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述摆动包括动力地控制射线管焦点。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述对象(22)为医学患者。

5. 一种用于扫描对象(22)以减少图像变差的方法,所述方法包括:

采用多切片CT成像系统(10)以螺旋模式扫描对象,该多切片CT成像系统(10)具有沿z轴方向排列的多个检测器阵列(18,19)和一个具有束焦点的射线源(14);

在所述扫描期间,在z轴方向摆动射线源(14)焦点,以为每个视图有选择地优先照射通过被扫描对象的所述多个检测器阵列中的各检测器阵列,以使得射线源(14)在所述多个检测器阵列中的一个检测器阵列的方向上要比朝向所述多个检测器阵列中的其它检测器阵列照射大得多的射线;

使射线源(14)脉动,从而当焦点在所述多个检测器阵列中的各检测器阵列被有选择地优先照射的位置之间摆动时关闭射线源(14);以及

为每个视图从被有选择地优先照射的检测器阵列收集数据。

6. 一种CT成像装置,包括:

位于旋转台架(12)上的、具有束焦点的射线源(14),以及

沿z轴排列并构型成用于检测来自所述射线源穿过待成像对象(22)的射线的多个检测器阵列(18,19);

所述 CT 成像装置构型成用于：

以螺旋模式扫描对象；

在所述扫描期间，在 z 轴方向摆动射线源（14）焦点，以为每个视图有选择地优先照射通过被扫描对象的所述多个检测器阵列中的各检测器阵列，以使得射线源（14）在所述多个检测器阵列中的一个检测器阵列的方向上要比朝向所述多个检测器阵列中的其它检测器阵列照射大得多的射线；和

为每个视图从被有选择地优先照射的检测器阵列收集数据。

7. 根据权利要求 6 所述的装置，还包括可移动的对象前准直器，且为了摆动射线源（14）的焦点，所述装置构型成用于移动所述对象前准直器。

8. 根据权利要求 6 所述的装置，其中为了摆动射线源（14）的焦点，所述装置还构型成用于动力地控制射线源焦点。

9. 根据权利要求 6 所述的装置，还包括一个构型成用于支撑在所述射线源（14）和所述多个检测器阵列（18, 19）之间的患者（22）的可移动台床（46）。

10. 一种 CT 成像装置，包括：

位于旋转台架（12）上的具有束焦点的射线源（14），以及

沿 z 轴排列并构型成用于检测来自所述射线源穿过待成像对象（22）的射线的多个检测器阵列（18, 19）；

所述 CT 成像装置构型成用于：

以螺旋模式扫描对象；

在所述扫描期间，在 z 轴方向摆动射线源（14）焦点，以为每个视图有选择地优先照射通过被扫描对象的所述多个检测器阵列中的各检测器阵列，以使得射线源（14）在所述多个检测器阵列中的一个检测器阵列的方向上要比朝向所述多个检测器阵列中的其它检测器阵列照射大得多的射线；

使射线源（14）脉动，从而当焦点在所述多个检测器阵列中的各检测器阵列被有选择地优先照射的位置之间摆动时关闭射线源（14）；和

为每个视图从被有选择地优先照射的检测器阵列收集数据。

减少射线散射的多检测器 CT 成像方法和装置

技术领域

本发明通常涉及计算机断层摄影（CT）成像方法和装置，且更具体地涉及具有多个检测器阵列的 CT 成像方法和装置。

背景技术

至少一种已知的 CT 成像系统采用包括闪烁体和光电二极管阵列的多切片（slice）检测器阵列。每个检测器含有多个检测器单元，这些检测器单元用于测量通过患者的单个或多个切片平面的图像背投的对象衰减信息。在此所采用的“检测器单元”为由其可获得衰减数据的检测器阵列的最小部分。

至少一种已知的 CT 成像系统采用多能量扫描以区分具有不同密度的组织或材料。例如，CT 成像系统已在医学应用中用于识别钙和碘。一种已知的方法采用由具有单个检测器系统的 CT 成像系统获得的单切片图像。对于在空间精确叠加的 X 射线束，采用两个不同的 X 射线束滤波器或采用两个不同的 X 射线管峰值电压。两个不同的滤波器或管电压在不同时刻施加以获得同一体积的两幅图像。对这两幅图像进行处理以分开不同密度的材料。例如，在至少一种已知的方法中，处理涉及图像相减。在一个 X 射线管峰值电压下或利用第一滤波器获取切片数据。接下来，改变 X 射线管峰值电压或改变 X 射线管处的滤波器，或者两者均改变，从而在成像对象的同一位置处获取第二切片数据。通常再采用图像相减对两个切片数据进行处理以分开同一层面内不同密度的材料。但是，该处理是复杂且耗时的，从而在 CT 用户中未获得广泛接受。

在另一种已知的 CT 装置中，采用更简单的双能量或多能量检测处理。但是，当专用于 CT 成像装置时，直接变换 CT 检测器对 X 射线的计数速度不足以支持 CT 通量速度和扫描时间。这类用于当前模式的检测器具有较高的非线性，从而难于达到无伪影扫描。

发明内容

因而，在本发明的一些方面，提供一种扫描对象以减少图像变差的方法。该方法包括采用多切片 CT 成像系统以螺旋模式扫描对象，该多切片 CT 成像

系统具有多个沿 z 轴方向排列的检测器阵列和一个具有束焦点 (beam focal spot) 的射线源 (radiation source)。该方法还包括在扫描期间在 z 轴方向摆动射线源焦点以为每个视图有选择地优先照射通过被扫描对象的各个检测器阵列。只有当从其收集数据的检测器阵列被有选择地照射 (illuminate) 时, 才为每个视图 (view) 从检测器阵列收集数据。

在本发明的另一方面, 提供一种 CT 成像装置。该 CT 成像装置包括位于旋转台架 (gantry) 上的具有束焦点的射线源和多个沿 z 轴排列并构型成用于检测从射线源发射穿过待成像对象的射线的检测器阵列。该 CT 成像装置构型成用于以螺旋扫描模式扫描对象, 在扫描期间沿 z 轴方向摆动射线源焦点以为每个视图有选择地优先照射通过被扫描对象的各个检测器阵列。只有当从其收集数据的检测器阵列被有选择地照射时, 才为每个视图从检测器阵列收集的数据。

附图说明

图 1 是表示本发明的 CT 成像装置有些结构的示意图。

图 2 是表示图 1 中的 CT 成像装置的功能性框图。

图 3 是表示图 1 和 2 中的及本发明各种双检测器结构的 CT 成像装置的一部分的简化剖面示意图。

具体实施方式

在一些已知的 CT 成像系统结构中, X 射线源投射扇形束, 使该扇形束准直以使其位于笛卡尔坐标系统的 $X-Y$ 平面内, 该平面通常称为“成像平面”。X 射线束穿过待成像对象-如患者。当被对象衰减后, X 射线束撞击到射线检测器阵列上。检测器阵列接收的衰减的射线束强度取决于对象对 X 射线束的衰减。阵列的每个检测器元件产生单独的电信号, 该电信号表示束强度在该检测器位置的测量值。相互独立地获取来自所有检测器的强度测量值以产生透射分布图 (transmission profile)。

在第三代 CT 系统中, X 射线源和检测器阵列与台架一起在成像平面内绕待成像对象旋转, 使得 X 射线束与对象相交的角度恒定改变。由位于一个台架角度的检测器产生的一组 X 射线衰减测量值, 即投影数据, 被称作“视图”。对象的“扫描”包括在 X 射线源和检测器的一次旋转期间, 以不同台架角度或视图角度所得到的一组视图。

在轴向扫描中，对投影数据进行处理以建立对应于穿过对象所呈现的二维切片的图像。从一组投影数据重建图像的方法在现有技术中称为滤波背投技术。该处理将扫描得到的衰减测量值转换为称作“CT 数”或“Hounsfield 单位”（HU）的整数，其用于控制阴极射线管显示器上相应象素的亮度。

为减少总扫描时间，可进行“螺旋”扫描。为进行“螺旋”扫描，在获取规定数目的切片的数据之时，移动患者。这种系统从扇形束螺旋扫描生成单个螺旋。按照扇形束画出的螺旋产生可用于重建每个规定切片中的图像的投影数据。

螺旋扫描的重建算法典型地采用螺旋加权算法，其对采集的数据进行加权，作为视图角度和检测器通道索引的函数。具体地，在滤波背投处理之前，按照螺旋加权系数对数据进行加权，其为台架角度和检测器角度的函数。而后对该加权的数据进行处理以生成 CT 数并建立对应于穿过对象所呈现的二维切片的图像。

为进一步减少总获取时间，已引入了多切片 CT。在多切片 CT 中，在任何时刻同时获取多行投影数据。当结合螺旋扫描模式时，该系统生成锥形束投影数据的单个螺旋。类似于单切片螺旋扫描-加权方案，可得出一种方法以在滤波背投之前用权重乘以投影数据。

如在此所采用的，以单数表述和带有单词“一个”的元件或步骤应当理解为不排除复数个所述元件或步骤，除非明确表明该排除的情况。此外，参考本发明“一个实施例”不意味解释为排除也包含所述特征的其它实施例的存在。

还如在此所采用的，短语“重建图像”不意味排除生成代表图像的数据而不生成可视图像的本发明的实施例。但是，许多实施例生成（或构型为生成）至少一幅可视图像。

参见图 1 和 2，其示出了一个代表“第三代”CT 成像系统的多切片扫描成像系统，例如计算机断层（CT）成像系统 10，其包括台架 12。台架 12 具有射线源 14，例如 X 射线管（在此也称为 X 射线源），该射线源向在台架 12 对侧的检测器阵列 18 投射射线束 16，如 X 射线。检测器阵列 18 由多个检测器行（未示出）形成，检测器行包括多个检测器元件或“单元”20，它们一起检测穿过对象-如在阵列 18 和源 14 之间的患者的所投射的射线。每个检测器元件

20 产生表示撞击的射线束强度的电信号，从而可用于估计当 X 射线束穿过对象或患者 22 时的衰减。在获取射线投射数据的扫描期间，台架 12 和安装在其中的部件绕旋转中心 24 旋转，且该旋转定义了成像系统 10 的 z 轴。图 2 仅示出单行检测器元件 20（即一个检测器行）。但是，多切片检测器阵 18 包括多个平行的检测器元件 20 的检测器行，使得在扫描期间可同时获得对应于多个准平行或平行切片的投影数据。此外，本发明的结构包括多个检测器阵列，如下面所详细描述。

台架 12 上部件的旋转和射线源 14 的运行由 CT 系统 10 的控制机构 26 控制。控制机构 26 包括射线控制器 28，如向射线源 14 提供电源和定时信号的 X 射线控制器，以及控制台架 12 上部件的旋转速度和位置的台架电机控制器 30。控制机构 26 中的数据采集系统（DAS）32 从检测器元件 20 采样模拟数据并将该数据转换成用于后续处理的数字信号。图像重建器 34 从 DAS 32 接收所采样的和数字化的 X 射线数据并进行高速图像重建。该重建的图像作为输入施加到计算机 36，计算机 36 将该图像存储到存储装置 38 中。图像重建器 34 可以是专用硬件或在计算机 36 上执行的计算机程序。

计算机 36 还通过具有键盘的控制台 40 接收来自操作者的命令和扫描参数。一个相关联的阴极射线管显示器 42 使操作者能够观察重建的图像以及其它来自计算机 36 的数据。操作者提供的命令和参数被计算机 36 使用来向 DAS 32、射线控制器 28 和台架电机控制器 30 提供控制信号和信息。此外，计算机 36 操作台床电机控制器 44，该台床电机控制器 44 控制电机驱动的台床 46 以将患者定位在台架 12 内。特别地，台床 46 使患者 22 的一部分移动穿过台架开口 48。移动的方向为 z 轴方向。

在一个实施例中，计算机 36 包括装置 50，例如，软盘驱动器，CD-ROM 驱动器，DVD 驱动器，磁光盘（MOD）装置，或任何其它包括网络连接装置在内的数字装置，如用于从计算机可读介质 52 读取指令和/或数据的以太装置，计算机可读介质 52 如软盘、CD-ROM、DVD、或其它诸如网络或因特网一类的数字源，以及尚待研制的数字装置。在另一个实施例中，计算机 36 执行存储在固件（未示出）中的指令。计算机 36 被编程来完成在此描述的功能，且如在此使用的，术语计算机不限于现有技术中称为计算机的那些集成电路，还广义地指计算机、处理器、微控制器、微机、可编程逻辑控制器、专用集成

电路, 以及其它可编程电路, 且这些术语在此可以互换使用。虽然上述特定实施例指的是第三代 CT 系统, 但是在此描述的方法同样可应用于第四代 CT 系统 (静态检测器-旋转射线源) 和第五代 CT 系统 (静态检测器和射线源)。此外, CT 以外的其它成像模式也可受益于本发明。另外, 虽然在此描述的方法和装置描述为用于医学环境, 但是非医学成像系统也可受益于本发明, 如那些通常在工业环境或运输环境-但不限于用于机场或其它运输中心的行李扫描系统中采用的系统。

当多切片 CT 成像系统, 如成像系统 10, 以螺旋模式使用时, 如果旋转间距宽度适当 (例如, 至少一个检测器单元宽), 则通过对象 22 相邻切片平面由多检测器单元 20 在 z 轴方向在时间上以连续点探查。在本发明的有些结构中, 参见图 3, 至少两个可以是不同类型的分离的检测器阵列 18 和 19 沿 z 轴方向排列, 例如, 沿 z 轴方向彼此相邻。在这种方式中, 穿过对象 22 的相邻切片平面可以由每个检测器阵列 18、19 在略微不同的时间探查, 这取决于扫描间距。在有些结构中提供有具有常规闪烁体/光电感应器元件或单元 20 的第一检测器阵列 18。第一检测器 18 收集经处理以建立 CT 切片的解剖学细节的衰减数据。在有些结构中, 还提供有具有与检测器阵列 18 的检测器元件不同的检测器元件 20 的第二检测器阵 19。例如, 提供构型为用于获取 X 射线计数和能量数据的直接转换检测器阵列 19。这种类型的检测器目前用于 CT-骨质量检测 (CT-BMD) 系统和伽马照相系统。由第二检测器 19 获得的信息对于组织区分特别有用, 并且能够用于在医学 CT 中导出关于各种组织材料的成分和密度的信息, 或者更常用于分辨扫描对象 22 内的不同成分。该信息可允许区分碘、钙, 以及其它材料。例如, 在医疗应用中, 来自检测器阵列 18 和 19 的信息可被叠加, 以建立具有同一位置和带有解剖学细节和组织区分 (材料类型和密度) 的叠加信息的单幅图像。

在有些结构中, 直接转换检测器阵列 19 设置在单切片结构中, 而在其它结构中, 直接转换检测器阵列设置在多切片结构中。多切片结构可用于提供关于各种组织材料的信息或来自多切片的数据。直接转换检测器阵列 19 还可在多切片上进行积分以改善各材料的统计。在有些结构中, 在用于 X 射线计数和能量区分模式 (见照片) 的直接转换检测器阵列 19 相邻处设置一个闪烁体/二极管检测器阵列 18。该操作模式对患者 22 的 CT 检查增加小量的额外剂量,

因为与常规 CT 扫描相比其只需要一部分 X 射线射线来进行能量区分。

多个检测器阵列（例如检测器阵列 18 和 19）的使用允许解剖学细节和组织特性信息在图像上的叠加，以及对散射的测量和校正。直接转换检测器阵列 19 可用于预先测量患者 22 并用于调整切片内及切片间的 X 射线管 14 的电流。成像系统 10 可利用来自检测器阵列 18 和 19 的数据实现 CT 校正，如束硬化（hardening）和检测器校正。此外，在有些结构中，X 射线束 kVp 在 z 轴方向改变，或者在 X 射线管或检测器阵列 18 和 19 处设置具有在 z 轴方向可变化衰减的 X 射线衰减材料。这种变化可用于增强直接转换检测器阵列 19 的区域内多能量 X 射线信息的采集。直接转换检测器阵列 19 数据而后可经处理从而以简单的操作模式分开患者切片平面内材料的不同密度。多重多能量 CT 切片可在收集标准 CT 切片的同时进行收集，不过是在不同的解剖学区域中进行的。该多能量 CT 切片可被在以后的时间叠加以分开多类型材料。

在本发明的有些结构中，当检测器阵列 18 和 19 同时工作时，落在一个检测器阵列 18 或 19 上的来自射线束 16 的散射线发生散射。在 z 轴方向散射的射线可交叉并减弱分别由另一检测器阵列 19 或 18 收集的数据。明显的减弱产生于，例如，X 射线束 16 撞击到闪烁体/光电检测器阵列 18 上而散射到直接转换能量区分检测器阵列 19 上。该散射的射线可反过来影响检测器阵列 19 对每个 x 射线计数和测量其最有效使用的能量的能力。在成像系统 10 的医学应用中，例如，这种影响对于组织特性可能是有害的。

本发明的有些结构通过在 z 轴方向摆动和/或动力控制束 16 的焦点来避免散射射线在检测器之间的相互交叉影响。随着焦点在 z 轴方向移动，本发明的有些而非全部结构还采用射线控制器 28 来选通或使射线源 14 脉动。随着使用多切片 CT 成像系统 10 采用螺旋方式扫描对象 22，焦点在 z 轴方向摆动以有选择地优先为每个视图照射穿过对象 22 的多个检测器阵列中的一个。例如，在一种如图 3 表示的结构中，检测器阵列 18 由于焦点的摆动被在第一时间间隔优先照射。（在此所采用的“有选择地优先照射”指的是射线源 14 向一个检测器阵列发射比其它检测器阵列大得多的射线）。只有当该选择的检测器阵列被优先照射时，才从该检测器阵列（在该情况下为检测器阵列 20）收集（即获取）数据。射线焦点而后在 z 轴向移动以使得另一检测器（例如检测器阵列 19）被有选择地优先照射长达一个时间间隔内之久。只有当该检测器被有选择

地优先照射时，才为每个视图从每检测器阵列 18 或 19 收集数据。

在本发明的有些结构中，射线控制器 28 还选通射线源 14，从而当焦点在各检测器阵列有选择地优先照射的位置之间摆动时关闭射线源 14。当焦点处于这些位置时射线源 14 打开，这些位置使得可从受照射的检测器阵列收集数据。通过以这种方式使射线源 14 脉动，就减少或最小化了患者或对象 22 接收的射线剂量。在扫描旋转期间，焦点对每个检测器为每个视图移动和脉动。在使射线源 14 脉动的结构中，多个检测器阵列中的每个检测器阵列 18、19 仅在适当的时间期间才收集数据。

在其它结构中，且特别是在束运动很快的结构中，从束运动中提供了足够的束分离。可采用具有受动力（即电力）控制的焦点的、诸如 X 射线管 14 之类的射线源结合固定的对象前或患者前准直器来提供焦点摆动。在这种结构中，射线控制器 28，连同计算机 36，可用于向 X 射线管 14 提供摆动信号。在有些结构中，移动对象前或患者前准直器以提供射线源 14 的焦点在 z 轴方向的有效摆动。虽然在图中未示出，对象前或患者前准直器可设置在邻近于 X 射线源 14 或作为 X 射线源 14 的一部分，作为不透过从源 14 发出的射线的可移动叶片。移动这些叶片以确保从源 14 发出的射线指向所希望的方向。在又一些结构中，焦点的摆动由对象前或患者前准直器的移动和焦点的动力控制联合完成。可采用至少两种技术来实现 X 射线源 14 的焦点摆动。在一种技术中，采用可操纵的电子束结合单个 X 射线管阴极结合来摆动焦点。在另一种技术中，X 射线管具有两个交替选通以照射两个不同焦点的阴极。每种技术均可结合如上所述移动的对象前或患者前准直器来使用。

本发明结构可用于获得解剖学细节和组织特性信息的叠加。而且，可以测量射线的散射并补偿其影响。在有些结构中，设置有直接转换检测器阵列，该检测器阵列可用于预先测量患者并调整切片内或切片间的系统 ma。可采用束硬化或智能检测器校正技术来提供智能 CT 校正。从多检测器阵列结构获得的组织区别数据可用于提供指示疾病推移的诊断信息。该区别数据可包括检测斑块中的钙，其可作为不稳定性或者稳定性的指示，和碘的存在和含量，其可用于显示通过脉管的流量等。

本发明的结构，通过减少和避免射线散射的有害影响，增强了成像系统 10 检测不同材料以及表征不同组织特性的能力。还改进了每个检测系统的图像质

量。

虽然本发明就各种特定实施例进行描述，但是本领域技术人员应当认识到，本发明可以采用在权利要求书的精神和范围内的修改方案来加以实现。

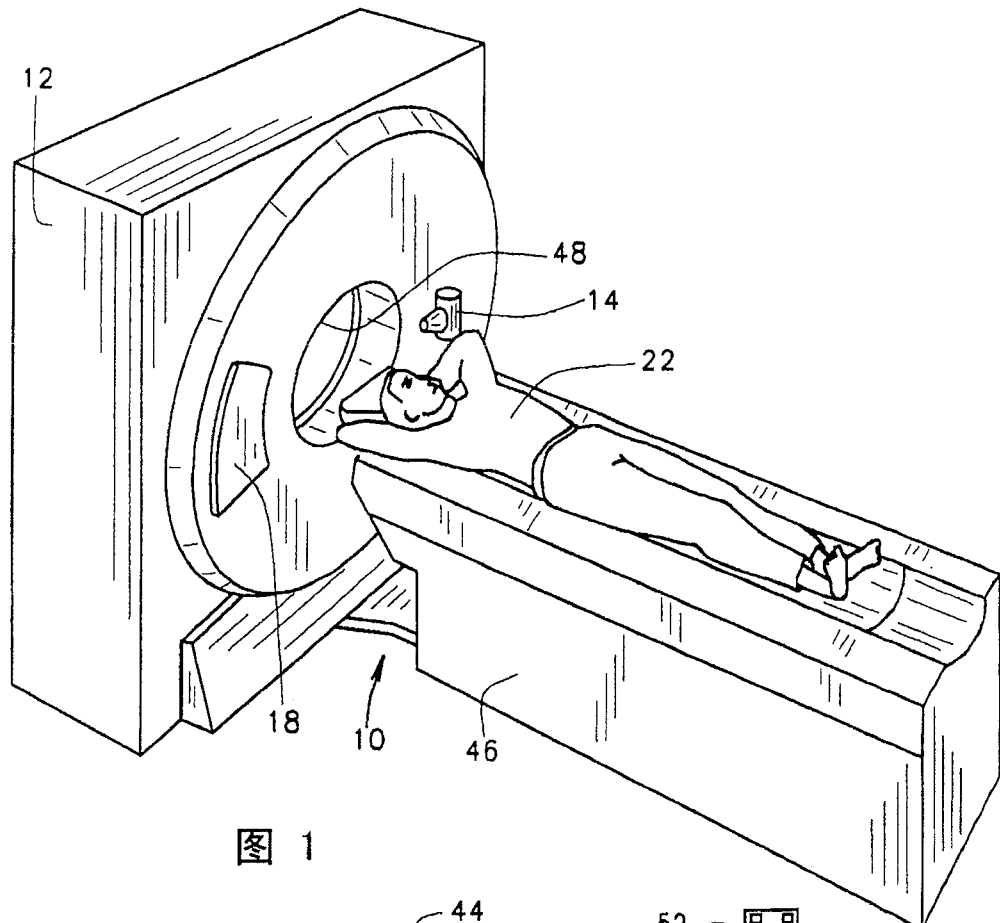


图 1

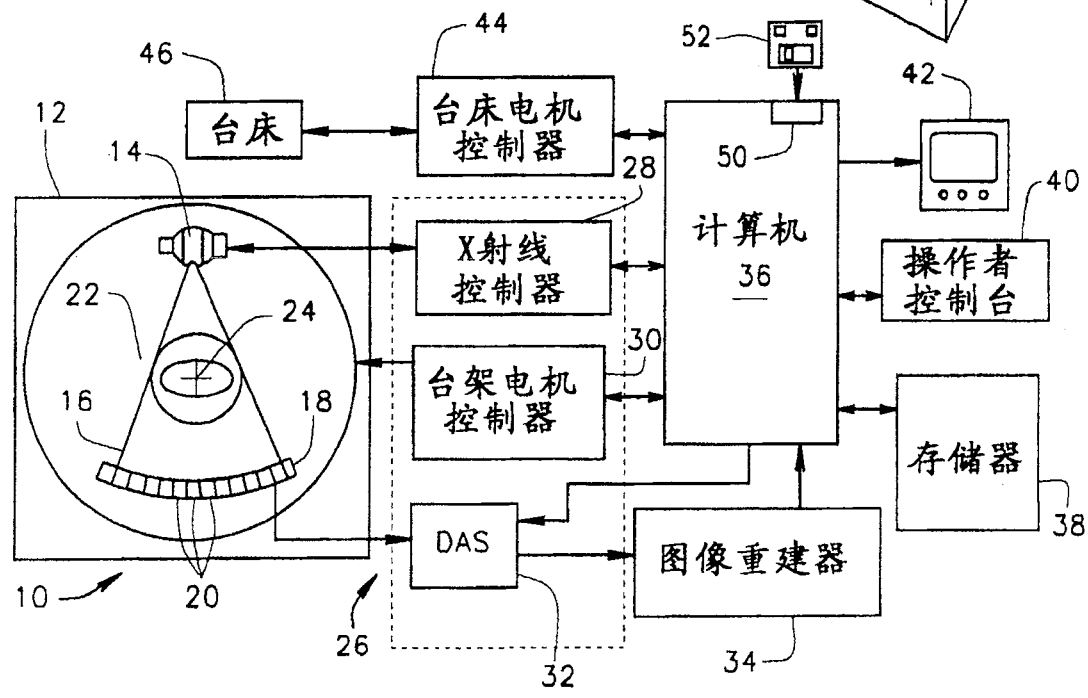


图 2

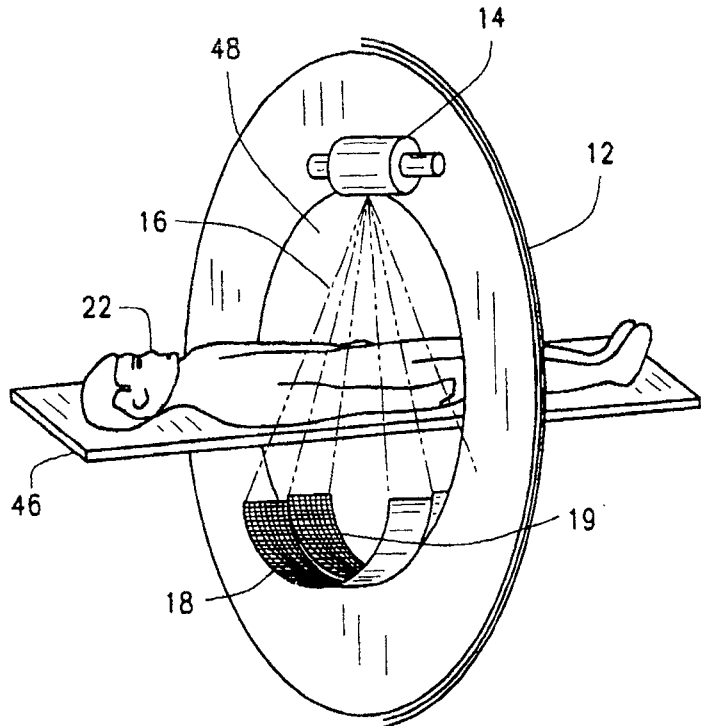


图 3