



[12] 发 明 专 利 说 明 书

[21] ZL 专利号 00800601.6

[45] 授权公告日 2005 年 7 月 13 日

[11] 授权公告号 CN 1210000C

[22] 申请日 2000.4.14 [21] 申请号 00800601.6

[30] 优先权

[32] 1999.4.15 [33] US [31] 60/129398

[32] 1999.11.19 [33] US [31] 60/166500

[86] 国际申请 PCT/US2000/010170 2000.4.14

[87] 国际公布 WO2000/062674 英 2000.10.26

[85] 进入国家阶段日期 2000.12.15

[71] 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 W·-T·林 I·N·阿马德

P·M·埃迪克

审查员 汪妍瑜

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

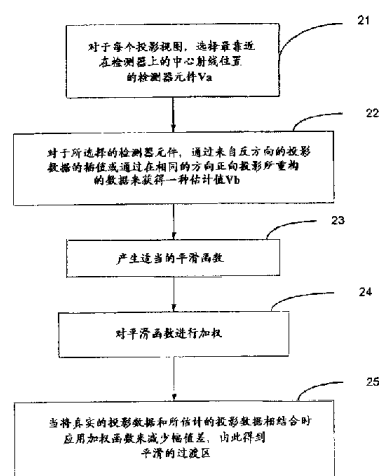
代理人 王 岳 叶恺东

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 3 页

[54] 发明名称 在利用仅覆盖一半视场的减小尺寸的检测器的计算机 X-射线断层成像系统中应用的方法和装置

[57] 摘要

描述了一种获得对象的投影数据的计算机 X-射线断层成像(CT)系统和方法,其包括 X-射线源和检测器。该检测器相对于与 CT 系统的旋转中心在检测器上的投影相对应的中心位置移动了其宽度的一半。依据本发明的方法,对于每个投影视图,选择表示最靠近成像系统的旋转中心在检测器上的投影的位置的检测器元件的值 V_a 。然后,对于所选择的检测器元件,检测器元件值 V_b 是从在相同方向所重构的数据的正向投影或相反的方向中估计的。然后选择能够消除 V_a 和 V_b 之差的平滑函数。应用加权的平滑函数以消除 V_a 和 V_b 之差。当将真实的投影数据和所估计的投影数据相结合时应用该过程来减小幅值差,由此产生平滑的过渡区。



1. 一种获得对象的投影数据的体积型计算机 X-射线断层成像即 VCT 系统, 该 VCT 系统包括:

X-射线源, 该 X-射线源对对象投影 X-射线;

5 检测器, 该检测器相对于与 VCT 系统的旋转中心在检测器上的投影相对应的中心位置偏移了其宽度的一半, 该检测器接收从 X-射线源投影的 X-射线并产生响应辐照在其上的 X-射线的电信号;

从检测器读取电信号并将该电信号转换为数字信号的数据采集系统; 以及

10 能够执行重构算法的计算机, 该计算机从数据采集系统部分接收电信号, 其中当计算机执行重构算法以处理所说的数字信号时, 计算机重构图像。

2. 权利要求 1 所述的 VCT 系统, 其中该检测器包括多个检测器元件, 且其中, 对于多个投影视图中的每一个, 通过计算机选择与检测器元件相关的检测器元件值 V_a , 该检测器元件值 V_a 表示连接该 X-射线源和具有该检测器元件值的检测器元件的射线穿过的对象的线性衰减系数的线积分, 以及其中该计算机估计与检测器元件值 V_a 相对的检测器元件的值 V_b , 其中对于每个投影视图, V_a 对应于所测量的投影数据, 而 V_b 对应于估计的投影数据, 其中一旦获得每个投影视图的值 V_a 和 V_b , 计算机应用平滑函数来消除在 V_a 和 V_b 之间的差。

3. 权利要求 2 所述的 VCT 系统, 其中该检测器是具有相对较高分辨率的面积检测器。

4. 权利要求 3 所述的 VCT 系统, 其中在应用平滑函数之前, 对该平滑函数进行加权, 其中将经加权的平滑函数应用到所测量的和所估计的投影数据中以减小在检测器的中心射线位置上的值 V_a 和 V_b 之间的差, 并消除在 VCT 系统的视场的中心附近的区域中的值 V_a 和 V_b 之间的差。

5. 权利要求 4 所述的 VCT 系统, 其中通过将 V_a 和 V_b 之差的一半加入到相关的所测量的和所估计的投影数据中来对平滑函数进行加权。

6. 权利要求 4 所述的 VCT 系统, 其中通过从相关的所测量的和

所估计的投影数据中减去 V_a 和 V_b 之差的一半来对平滑函数进行加权。

7. 一种应用计算 X-射线机断层成像 (CT) 系统获得对象的投影数据的方法, 该方法包括如下的步骤:

5 从 X-射线源向对象投影 X-射线;

在检测器的投影视图上接收 CT 系统在检测器上的投影的 X-射线, 该检测器相对于与 VCT 系统的旋转中心在检测器上的投影相对应的中心位置偏移了其宽度的一半, 该检测器包括许多检测器元件, 该检测器元件产生响应在辐射在其上的 X-射线的电信号;

10 数字化该电信号;

对于每个投影视图, 选择最靠近 CT 系统的中心射线位置的检测器元件的检测器元件值 V_a ;

对于所选择的检测器元件值, 经过从反方向采集的投影数据的插值或从在相同的方向中重构的数据的正向投影中估计与检测器元件值

15 V_a 相关的检测器元件的值 V_b ;

选择能够消除在值 V_a 和 V_b 之间的差的平滑函数, 投影视图的值 V_a 对应于所测量的投影数据, 而投影视图的值 V_b 对应于估计的投影数据;

对平滑函数进行加权; 以及

20 当结合所测量的投影数据和估计的投影数据时应用加权的平滑函数来减小差值以产生平滑的过渡区。

8. 如权利要求 7 所述的方法, 其中通过将 V_a 和 V_b 之差的一半加入到相关的所测量的和所估计的投影数据中来对平滑函数进行加权。

25 9. 如权利要求 7 所述的方法, 其中通过从相关的所测量的和所估计的投影数据中减去 V_a 和 V_b 之差的一半来对平滑函数进行加权。

在利用仅覆盖一半视场的减小尺寸的检测器的计算机
X-射线断层成像系统中应用的方法和装置

5 本申请要求分别以在 1999 年 4 月 15 日和 1999 年 11 月 19 日申请的申请号为 No. 60/129, 398 和 60/166, 500 的临时申请的申请日为优先权, 在此以引用的方式将它们全部结合在本申请中。

 本发明涉及一种应用在体积型计算机 X-射线断层成像 (VCT) 系统中应用的方法和装置, 该系统应用一种尺寸减小的面积检测器, 这种面积检测器仅覆盖一半的视场, 由此降低这种面积检测器的尺寸和成本但不增加或基本不增加假象。

 计算机 X-射线断层成像 (CT) 是这样的一种技术: 一般包含对患者进行 X-射线辐射、采集患者的部分身体的数字 X-射线投影数据以及处理和背式投影数字 X-射线投影数据以产生图象, 然后将该图象显示在 CT 系统的监视器上。CT 系统通常包括台架、工作台、X-射线管、X-射线检测器阵列、计算机和显示检测器。计算机给台架的控制器发送指令以使台架使 X-射线管和/或检测器阵列以特定的转速转动。

 在第三代 CT 系统中, 在部分由检测器阵列和 X-射线管组成的台架和患者的身体之间产生相对转动。由于产生这种相对转动, 计算机控制通过 X-射线管和检测器阵列执行的数据采集过程以采集数字 X-射线照相。然后计算机进行处理并通过执行重构算法背向投影数字 X-射线照相数据, 并在显示监视器上显示所重构的 CT 图象。

 如今所应用的许多 CT 系统都利用在台架中的单行检测器, 这种单行的检测器通常称为检测器元件的线性阵列。更先进的 CT 系统应用两至四个线性检测器阵列以构成多行检测器。虽然这两者检测器结构都可以用于螺旋扫描方案, 但是由于通过增加检测器阵列的螺旋间距多行检测器能够在更少的时间中扫描患者特定的轴线区域, 所以它有利于患者扫描。螺旋间距通常定义为在台架旋转一圈中支撑患者的工作台的位移与检测器间距之比。例如, 一个螺旋间距是指在 CT 系统的 CT 台架的旋转一圈中将患者工作台移动等于检测器间距的量。

 通常, 线性检测器或多行检测器阵列覆盖由 X-射线源发射的 X-

射线扇形束的整个视场。换句话说，通过检测器阵列吸收穿过或照射所扫描的对象的面积的 X-射线，该对象可能是或不是患者。

在 CT 成像系统中，比较理想的是并且在某些情况下也是必需的是减小检测器阵列的尺寸。例如，在新近发展的 CT 技术中应用包括许多行线性检测器阵列的面积检测器阵列进行 CT 数据采集。当前，仍然还没有能够覆盖整个成像的视场或患者范围的检测器面板。此外，一些应用线性检测器阵列的系统支持对于所扫描的患者的很大的视场。理想的是在这种情况下也减小检测器阵列的大小和成本。

用于克服这些局限性的一种方法是将相对较小的检测器阵列平移其宽度的一半。例如，假设为覆盖患者的所需的视场的检测器阵列的最初的尺寸应该是 80 厘米。可以应用等于最初检测器的宽度一半的更小的检测器，即在这种情况下为 40 厘米。这种检测器偏移它的一半的宽度（在这种情况下为 20 厘米）以使它大致覆盖 CT 成像系统的视场的一半。在本实例中，通过宽度等于它的最初宽度值的一半的检测器获得了在患者上的相同的视场。

还能够增加具有固定宽度的检测器的系统的视场。通常，CT 成像系统的中心旋转的投影与检测器面板的中心对准。在 CT 成像中的旋转中心是 X-射线源和检测器阵列绕其旋转的点的物理位置。然而，通过使检测器相对于它的原始位置偏移它的一半宽度能够增加这种系统的视场（FOV）。虽然检测器仍然测量穿过成像系统的物理旋转中心（即，在 ISO）的 X-射线的投影数据，但是成像系统的旋转中心的投影是在已经平移的线性检测器、多行检测器或面积检测器的边沿附近。这种结构反过来又有效地使原始成像系统结构的视场加倍，这就能够较大地增加成像系统的视场。将检测器移动它的一半宽度的系统结构通常称为半检测器移动。

在扇形束 CT 系统中，在这种 CT 系统中 X 射线源是辐射具有孔径张角的 X-射线的点，该具有孔径张角的 X-射线仅辐射检测器面板并类似于扇形，需要采集 CT 台架的整个旋转的一部分旋转的投影数据。具体地说，需要在台架绕患者的圆形轨道旋转 180° 加上该扇形角的角度间距的同时采集投影数据。在再一次测量中，扇形角 X-射线的孔径张角的度量，具有该孔径张角的 X-射线仅辐射在成像系统的轴向平面

中的检测器阵列。可以清楚地看到，由于不需要在台架绕患者旋转的整个 360° 的过程中测量投影，一些投影数据必定是冗余的。

在 CT 系统的半检测器移动结构中，在台架的整个 360° 旋转中采集数据。在每个视角或台架上，仅测量一半的投影数据。应用来自台架的其它视图的数据来完成在给定的视角上的投影数据。在本领域中完成这种处理的方法是公知的。然而，当将所测量的覆盖成像系统的视场的一半的投影数据与从其它的台架的视图中产生的数据相结合时，所得到的投影数据并不能与投影数据的中心附近相匹配。如果没有降低或消除这些不匹配的话，它将在所重构的图像中产生不希望的假象。

当前应用减小由在视场中的投影数据的不连续性引起的假象的一种技术是利用加权函数来平滑在过渡区中的数据的不连续性。这种技术要求检测器具有额外的检测器元件，这些额外的检测器元件延伸通过成像系统的旋转中心在检测器上的投影。由于台架绕患者旋转 360° ，在两方向上稍稍移动延伸通过旋转中心在检测器上的投影的检测器面板区称为过渡区。实际的数据是通过检测器在一半过渡区中测量的，以及从台架的可替换视图中产生第二半过渡区中的数据。对在过渡区内所测量的和所综合的数据乘以用于平滑不连续性的加权系数。通常，较大的过渡区产生更好的图像质量，但是由于这种系统的结构的视场稍小于比应用半检测器移动结构所产生的视场，所以它还导致了更高的系统成本。可替换的是，需要更多的延伸过旋转中心在检测器上的投影的检测器元件，这造成了更高的系统成本。

需要改善对所测量的数据和在过渡区内所产生的数据的完整性，以能够实现或要求检测器阵列的完整视场，以便单个检测器元件数可以减少。

在应用半检测器移动结构的多行或体积型 CT 系统中，在成像系统的一半视场中测量投影数据，同时另一半投影数据必需从反向的射线中产生或合成（即，从台架的角度位置中采集射线，该射线提供了所成像的材料的线性衰减系数的类似的线积分数据）。不幸的是，如果检测器是它的最初的宽度的两倍并且没有偏移，则在 CT 台架的其它的投影角上测量的投影数据与已经测量的射线方向不具有相同

的方向。这是因为从源发射的 X-射线具有径向角度（即，射线在轴向平面之中的方向）和仰角（即，射线在轴向平面之外的方向）。因此，人们需要一种 VCT 系统，这种 VCT 系统应用在半检测器移动结构中的面积检测器并实现其优点，由此克服前述的困难。

- 5 本发明提供一种获得对象的投影数据的计算机 X-射线断层成像（CT）系统，该 CT 系统部分包括 X-射线源和检测器。检测器相对于与 CT 系统的旋转中心在检测器上的投影相对应的中心位置移动它的宽度的一半。依据本发明的方法，对于每个投影视图，选择表示连接源和检测器元件的射线穿过对象的线性衰减的线积分的所处理的检测器元件值 V_a ；这个信号的位置表示来自最靠近成像系统的旋转中心在检测器上的投影的位置的检测器元件的信号。然后，对于所选择的检测器元件，检测器元件值 V_b 是从在相同方向所重构的数据的正向投影或相反的方向中估计的。然后选择能够消除 V_a 和 V_b 之差的平滑函数。然后应用该平滑函数来消除 a 和 V_b 之差。

- 15 附图 1 所示为本发明的 CT 系统方块图。

附图 2 所示为依据本发明的方法应用的检测器偏移。

附图 3 所示为依据优选的实施例说明本发明的方法的方块图。

- 在描述本发明的方法和装置之前，参考附图 1 总体上讨论一下本发明的 VCT 系统。附图 1 所示为适合于实施本发明的方法和装置的体积型 CT 扫描系统的方块图。虽然可以理解的是本发明并不限于对任何特定对象的成像，但仍然结合体积型 CT 扫描系统在重构患者的解剖学特征的图像的应用中进行讨论。正如本领域的熟练技术人员将理解的是，本发明还可以用于工业过程。此外，本发明并不限于医用 CT 设备，而是包括工业系统，在这些工业系统中 X-射线源和检测器结构都保持固定同时在扫描时间中绕对象旋转。

- 25 在体积型 CT 扫描系统中，台架绕对象比如病人旋转，并采集投影数据。计算机 1 控制体积型 CT 扫描系统的运行。当在此称台架的旋转时，该术语是指 X-射线管 2 的旋转和/或检测器 3 的旋转，可取的是该检测器 3 是一种较高分辨率的面积检测器。台架包括 X-射线管 2 和面积检测器 3。控制器 4A 和 4B 受体积型 CT 扫描系统计算机 1 控制并分别连接到 X-射线管 2 和检测器 3。控制器 4A 和 4B 使适当的旋

转运动传递到 X-射线管 2 和/或检测器 3。并不是每个控制器都需要。可以使用单一控制器部件使台架旋转。还应该指出的是，为实施本发明的方法计算机 1 控制图像扫描时间、图像分辨率和/或轴向覆盖区的变化。

- 5 当对检测器 3 进行采集时计算机 1 通过给数据采集系统 6 发指令并控制台架的速度来控制数据采集过程。此外，计算机 1 指令数据采集系统 6 构造通过面积检测器 3 获得的射线照相的分辨率，由此能够改变系统的分辨率。如图所示数据采集系统 6 包括读出电子系统。

- 10 面积检测器 3 包括检测器元件阵列（未示）。每个检测器元件测量与其相关的强度值，该强度值与辐照到检测器元件上的 X-射线能量的大小相关。当本发明的装置和方法并入到体积型 CT 扫描系统中，产生了一种新的体积型 CT 扫描系统。因此，本发明还提供一种新颖的体积型 CT 扫描系统。

- 15 还应该指出的是本发明并不限于任何特定的计算机来执行本发明的数据采集和处理的任任务。如这里所使用的术语“计算机”是指任何能够执行计算并需要完成本发明的任任务的机器。因此，用于实现本发明的控制算法 10 的计算机可以是能够执行所需的任任务的任何计算机。

- 20 关于本发明，一种通过实施变型的数据平滑方案的方法消除了需要应用附加的检测器元件来覆盖过渡区的需要。此外，如果已经应用覆盖整个视场的较大的检测器阵列来采集数据，则一种变型的方法应用迭代算法来估计已经测量的投影数据。该迭代算法包括如下的步骤：重构 CT 数据、估计在所测量的投影数据和通过正向投影程序产生的数据之间的误差、消除和/或减小该误差以及重复该过程直到满
- 25 足停止准则。该停止准则可以是对测量在所重构的数据在两种所迭代的方法之间的差的度量的阈值。这种度量的一个实例是在本领域中十分公知的最小二乘方准则。正向投影程序是一种通过计算沿着将 X-射线源的位置连接到检测器的射线在对象或患者的 CT 重构中的线性衰减系数的线积分来模拟数据实验采集的方法。

- 30 由于在过渡区中的误差可以以类似的方式处理，下文将在相同的条件中讨论这两种方法。

本发明的一种技术通过正向投影从前面的重复步骤中所获得的重构的数据或通过对从一组反向射线中获得的冗余检测器数据进行插值来形成 X-射线投影数组 $\{P_a\}$ ，该反向射线在 $\{P_a\}$ 的相反的方向中形成了另一投影数据组。如前面所提到的，这种正向投影技术是这样的一种方法，即射线从假想的 X-射线源发射；这些射线对着每个检测器元件穿过所重构的体积。沿着该射线，对所重构的值沿着射线的线性衰减值求和并表示为线性衰减系数的线积分。在本领域中十分公知的几种技术都可以用于实施正向投影处理。

正向投影所重构的数据的迭代技术（表示为 IFPT）通常适合于产生与较大的锥形角相对应的投影数据（即，当用于 VCT 系统中时），而对冗余的投影数据进行插值的技术（表示为 RPD T）更适合于对更靠近中平面（即，零度锥角的平面）的投影数据。与扇形角类似，锥形角是指在与扇形角方向正交的方向上从 X-射线源发射的 X-射线的角度范围。在应用 IFPT 或 RPD T 所获得的估计检测器值和原始值（如果实际已经测量了该数据则将获得该值）之间的差可能使 CT 系统的旋转中心在检测器上的投影的图像产生畸变。为简洁起见，CT 系统的旋转中心在检测器上的投影的位置称为中心射线位置。

RPD T 技术对于多行检测器或面积检测器的中央的行有效，而 IFPT 在对于 RPD T 方法无效的锥角上的多行或面积检测器中的行都有效。

为降低在所重构的图像中的畸变或假象，已经研究出了一种应用平滑函数的方法，参考附图 3 该平滑函数表述如下：

1. 对于每个投影视图，选择最接近在检测器上的中心射线位置 21 的已知的检测器元件，在此以后称为 V_a 。

2. 对于相同的检测器元件，得出一种估计值 22（即，对来自替换的视图中的投影数据的插值（RPD T）或对所重构的数据进行正向投影（IFPT）），在此以后称为 V_b 。

3. 产生适当的平滑函数 23。

4. 通过在 V_a 和 V_b 之间的差值的一半加权平滑函数，并根据需要将该函数加到所测量的数据和合成的数据中/从所测量的数据和合成的数据中减去该函数。平滑函数降低在中间射线位置上的在 V_a 和 V_b 之间的差并逐渐平滑在成像系统 24 的视场的中心附近的区域中的

这种差。

这可以从下面的讨论中得出，使 $d=V_a-V_b$ ，其中 d 是在视场的中心的投影数据中的不连续量。作为实例，可以用来逐步平滑该差的可能的平滑函数是一种如下定义的指数函数：

$$V=0.5d e^{-ax} \quad (等式 1)$$

这里 X_0 是距离与检测器元件值 V_a 相对应的检测器位置的距离的绝对值， a 是控制与平滑函数相关的曲线的斜率的系数。将指数函数加到位于中心射线位置（对应于成像系统中的旋转中心在检测器上的投影的检测器位置）的一侧的投影值中（从位于中心射线位置（对应于成像系统中的旋转中心在检测器上的投影的检测器位置）的一侧的投影值中减去该指数函数）以降低（提高）所估计的值，以及从在中心射线位置的替换侧的投影值中减去（加到在中心射线位置的替换侧的投影值中）以降低（增加）更高（更低）的所测量的值。换句话说，它提供了一种方法，当将真实投影数据和估计投影数据结合在一起时这种方法降低了在中心射线的投影数据的不一致性，因此该方法在数据中提供了一种光滑的过渡区，该过渡区降低或消除了假象 25。

应用上面所描述的方法，可以消除检测器在中心射线位置上的重叠量，由此提供一种成本效率合算的方案设计。

目前，在已有的技术中如何在半检测器移动结构的体积型 CT（VCT）系统中应用面积检测器并不清楚。前文已经描述了 VCT 系统和通过产生过渡区消除在成像系统的视场中的投影数据的不连续性的不同的公知的技术，下文将描述本发明的另一方面。因此，将概括上述讨论以得到一般性的实施例。

应用变量 f_θ 和 $f_{\theta'}$ 来分别表示在源角度 θ 处所得到的正向和反向射线（相同的角度方位但以相反的方向通过的射线）的信号强度，这里

$$f_\theta(n)=0 \quad \text{对于 } N_2 < n < N \quad (等式 2)$$

$$f_{\theta'}(n)=0 \quad \text{对于 } 1 < n < N_2 \quad (等式 3)$$

应用变量 n 表示在检测器阵列中的位置。例如，如果检测器阵列具有 1000 个检测器， $1 < n < 1000$ 。N 是水平检测器元件的数量， N_2 是中心射线在检测器上的位置。理想的 $f_\theta(N_2)$ 应该精确地等于 $f_{\theta'}(N_2)$ ，因为

两者都穿过对象的相同的部分。但是由于下面的原因这永远不可能:

(a) 每个射线的实际形状是从源发出并在检测器终止的空的四面体。没有完全相同的射线通过对象的相同的部分, 除非对象是完全均匀的并圆形对称。

5 (b) 在扫描周期中对象/患者的运动都可能在每个正向/反向射线对中引入附加的误差。

(c) 迄今为止还没有研制出完美的有效的插值方案。这就是说插值过程可能引入误差。

假设 $d(\theta)$ 是在角度源位置 θ 的 $f_\theta(N_2)$ 和 $f_{\theta'}(N_2)$ 之差, 如果
10 $d(\theta)$ 是完全随机的, 则可能由所重构的图像感应的误差会被与其它的 CT 随机误差相连的量子噪声所掩盖。然而, 如果误差是某种系统的误差, 它将在所重构的图像中引入明显的假象。由于这个原因, 必需在过渡区应用平滑处理。换句话说, 研究出一种平滑函数来使在检测器元件 N_2 所表示的中心射线位置周围的 f_θ 和 $f_{\theta'}$ 的幅值误差更小。

15 应用 W 和 W' 分别表示 f_θ 和 $f_{\theta'}$ 的平滑函数。当对 W 和 W' 求导时, 必需考虑一定的规则, 对于本领域的熟练技术人员来说这些规则都是可以理解的。此外, 正如本领域的熟练技术人员将会理解的是, 除了在此所特别说明的函数外, 不同的平滑函数可以用于此目的。例如

$$W(n) + W'(n) = 1 \quad \text{对于所有的 } n \quad (\text{等式 } 4)$$

$$20 \quad \frac{\delta W}{\delta n} = \frac{\delta W'}{\delta n} = 0 \quad \text{在 } n = N_2 \pm \Delta n \quad (\text{等式 } 5)$$

这里 Δn 设定 W 和 W' 的平滑范围, δ 是微分算子。应该指出的是, 对于这种类型的应用常规的平滑函数还通常称作尾翼函数 (feathering function)。应用 W 和 W' 在正向和反向射线之间寻找过渡区。应该指出的是, 为使平滑函数有效, Δn 必需是比零大的整数。
25 实际上, Δn 越大, 平滑函数的效果越好。然而, Δn 增加得太多可能要求附加的检测器元件来延伸到在中心射线位置的检测器元件 N_2 之外。因此, 应该选择 Δn 足够大但是又不大到要求对过渡区增加附加的检测器元件。这样, 对 f_θ 和 $f_{\theta'}$ 作如下的限制:

$$f_\theta(n) = 0 \quad \text{对于 } N_2 + \Delta n < n < N \quad (\text{等式 } 6)$$

$$30 \quad f_{\theta'}(n) = 0 \quad \text{对于 } 1 < n < N_2 - \Delta n \quad (\text{等式 } 7)$$

在滤波背向-投影方法中所应用的实际检测器信号是 Wf_θ 和

5 $W'f_{\theta'}$ 。还应该指出的是, 由于更宽的过渡区易于消除在正向和反向射线之间的许多不匹配的误差, 所以对于每个半视场 (FOV) 的投影数据不需要叠加反向射线。换句话说, 每半个 FOV 数据 (加上附加的 Δn 检测器值) 填充以零以获得长度为 N 的检测器数据, 在此之后进行常规的滤波背向投影程序。不包含插值过程。

起因是当开始增加在 CT 系统中即在面积检测器中的检测器的行数时附加检测器元件 (Δn 乘以行数) 变得更大。因此, 需要通过设计一种使 Δn 最小的方法和装置来改善常规的方法。

10 在本发明中这种方法可以将 Δn 减小到 1, 而计算机模拟表明常规的平滑方法要求 Δn 大约 20 才能实现相当的假象水平。在 VCT 应用中这种优点更有意义, 在 VCT 中在面积检测器的过渡区中所需的检测器元件的数目可能比在线性阵列中所需的元件还多三次幂的数量级。

15 在正向和反向射线中可能有系统误差, 通过插值或正向投影获得在反向射线中系统误差。通过求 $f_{\theta}(N_2)$ 和 $f_{\theta'}(N_2)$ 之差测量幅值误差。使 $d(\theta) = f_{\theta}(N_2) - f_{\theta'}(N_2)$ 。将 $d(\theta)$ 看作 $f_{\theta}(N_2)$ 和 $f_{\theta'}(N_2)$ 之间的幅值误差, 在此 θ 是 X-射线源的角度位置。

我们的方法是应用例如在等式 1 中所述的指数函数来消除幅值误差, 在等式 1 中 a 是控制指数函数的平滑性的控制系数。将正向和反向射线函数 $f_{\theta}(n)$ 和 $f_{\theta'}(n)$ 分别转换成投影数据 $g_{\theta}(n)$, $1 < n < N$:

20
$$g_{\theta}(n) = f_{\theta}(n) - p_{\theta}(N_2 - n) \quad (\text{等式 } 8)$$

$$g_{\theta'}(n) = f_{\theta'}(n) + p_{\theta}(n - N_2) \quad (\text{等式 } 9)$$

使等式 8 和等式 9 的 $g_{\theta}(N_2) = g_{\theta'}(N_2)$ 。分量 $p_{\theta}(n)$ 表示平滑函数; 这种函数的一种实例描述在等式 1 中。

对于每个投影图像, 实施下面的过程:

- 25 1. 获得原始的半 FOV 投影数据, 称其为 $f_{\theta}(n)$, 并依据等式 2 补零。
2. 获得反向射线 $f_{\theta'}(n)$ 的数组, 并依据等式 3 进行补零。
3. 依据等式 8 和等式 9 基于幅值误差 $d(\theta)$ (这里 $d(\theta) = f_{\theta}(N_2) - f_{\theta'}(N_2)$) 应用平滑函数。
- 30 4. 产生 $g_{\theta}(n)$ 以形成 N -检测器数组。
5. 对 $h_{\theta}(n)$ 应用常规的滤波背向投影。

6. 对所有的投影角度重复步骤 1 至 5。

作为本发明的一种方法，对于在那些可以通过对在不同的角度之外的其它投影数据进行插值来获得反向射线的任何 CT 扫描器来说上面的过程都是有效的。在如下的 2D 扇形束中比较理想：另一半 FOV 数据总是可以大致地从冗余的扇形束投影数据中计算出。当将这种方法扩展到 3D 的 VCT 中时，当使用圆形轨道时仅在中平面（仰角为零的 X-射线平面）上能够精确地插值。

我们的结果表明当将相同的方法应用到应用圆形轨道的 VCT 中时，对于在 ± 1.5 度的锥形角度（或者在此称为仰角）这种方法比常规的平滑方法（应用超过中心射线的位置的 20 个附加的检测器）更优越。如果应用完整的检测器，由于反向射线的角度方位与已经测量的数据差别极大，所以对于较大的锥形角度这种结果就不正确。为理解这种概念，考虑 X-射线穿过 CT 扫描器的旋转轴线并偏离检测器的中平面；因此仰角不为零。现在，转动射线源和检测器点 180° 。无疑，该射线并不穿过患者模型的相同的区域。为补救这种情况，可以应用迭代的方法来提高图像的质量。该过程如下：

1. 依据上述的步骤 1 至 6 获得初始的 3D 图像。从上述的讨论中可知，在所重构的图像中极有可能存在假象。

2. 在该方法的第二次迭代中应用正向投影方法获得每个半 FOV 投影数据组的“反向射线”并依据上文所述的依据步骤 3 至步骤 6 将它们与从来自另一半 FOV 投影中所测量的投影数据相结合形成一个完整的投影数据组。在投影数据组中逐行地实施平滑函数。

3. 继续到本方法的步骤 2 直到重构收敛，即图像的质量不再改变/提高。

25 应该注意的是，结合一定的实施例已经讨论了本发明。然而，本发明并不限于这些实施例。例如，这里所讨论的平滑函数并不意味着排除可以用于该目的的该类型的其它函数。此外，这些方案并非限于一种扫描方案，即它们还可以应用到轴向扫描（在扫描周期中患者的工作台并不移动）和螺旋扫描方案中。在本领域的熟练技术人员会理解这些方式，在这些方式中应用这些概念并类推以实现特定领域的应用很有用的其它面积检测器扫描方案。

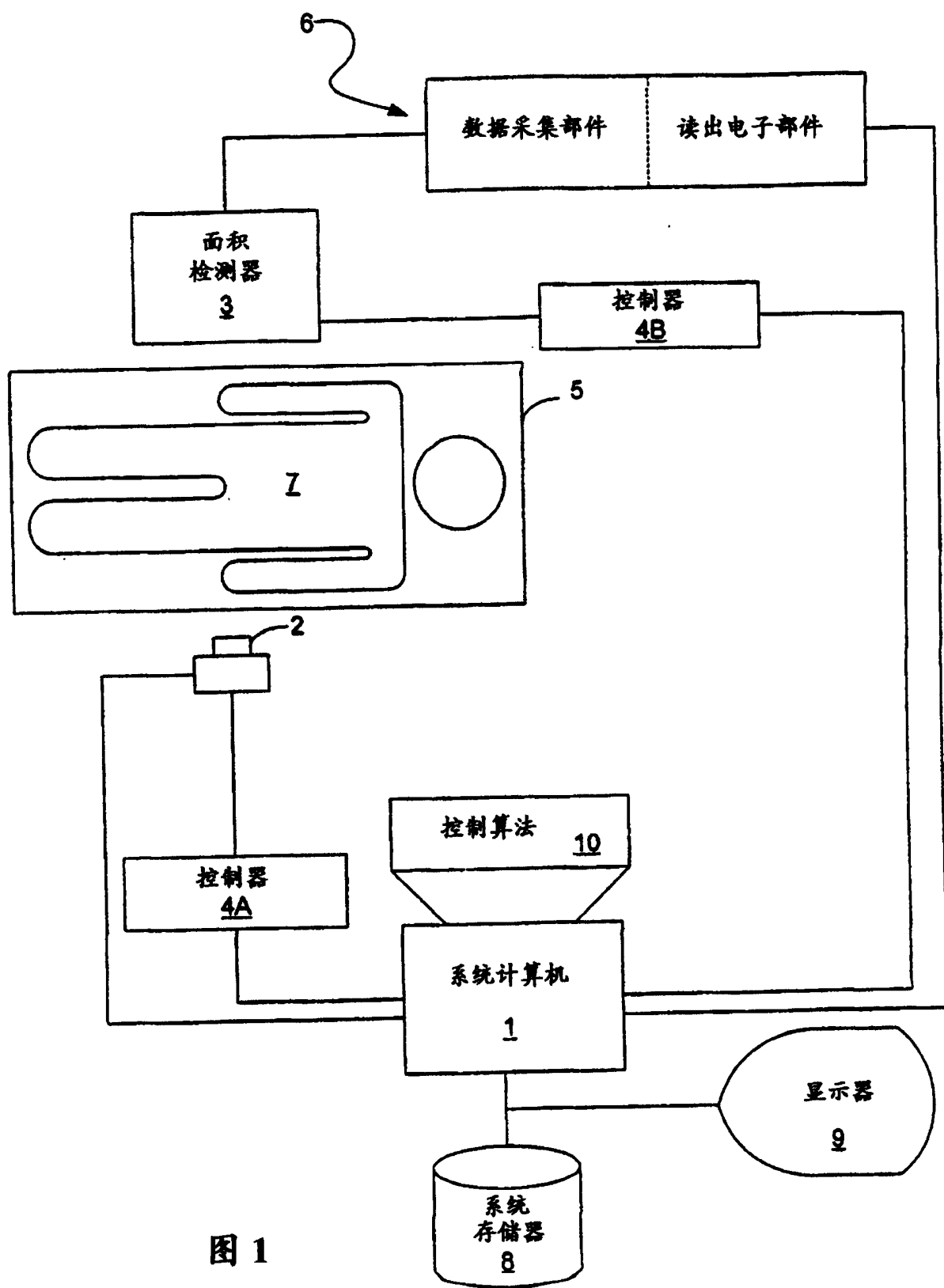


图 1

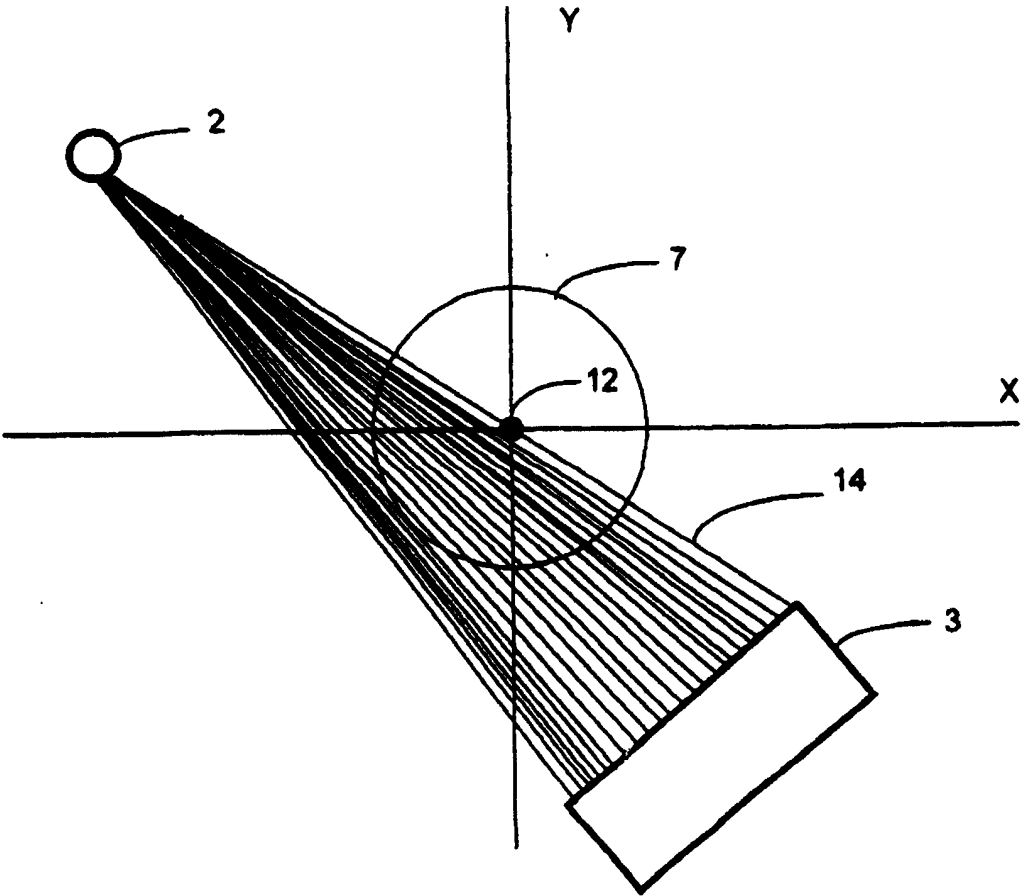


图 2

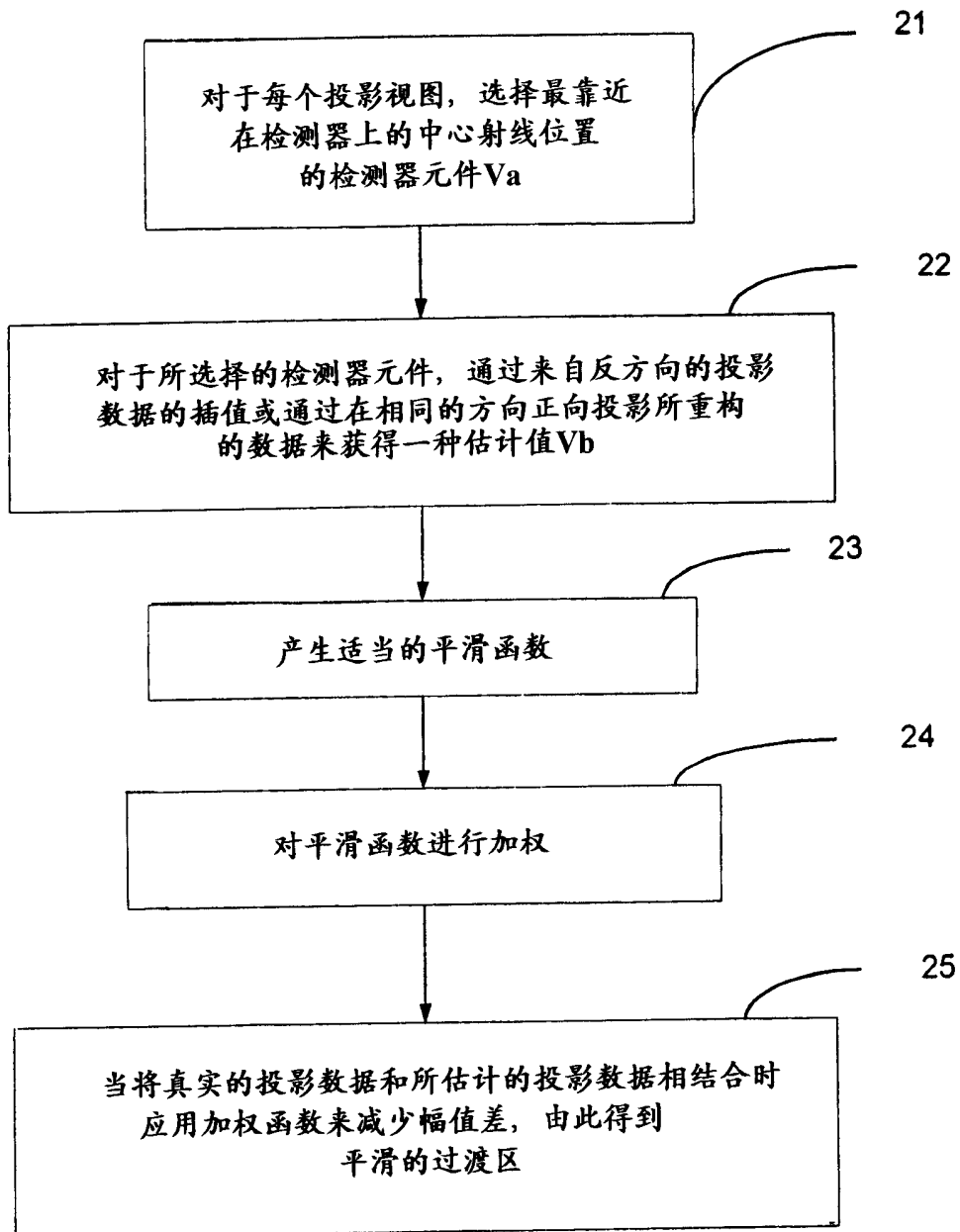


图 3