

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 6/03 (2006.01)

G06T 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200310119614.3

[45] 授权公告日 2008 年 3 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 100374080C

[22] 申请日 2003.10.4

[21] 申请号 200310119614.3

[30] 优先权

[32] 2002.10.4 [33] US [31] 60/416,072

[32] 2003.6.24 [33] US [31] 10/602,565

[73] 专利权人 GE 医药系统环球科技公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 谢 强 罗伯特·H·阿姆斯特朗

彼得·J·阿杜尼

罗伯特·F·森齐格

[56] 参考文献

US 6351513 B1 2002.2.26

CN 1271261 A 2000.10.25

US 5640436 A 1997.6.17

US 6307909 B1 2001.10.23

US 5625660 A 1997.4.29

审查员 王艳妮

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 魏晓刚 李晓舒

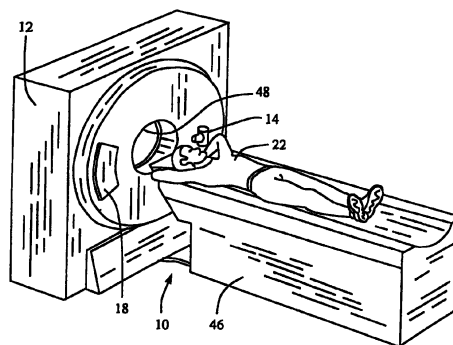
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 5 页

[54] 发明名称

用于截断补偿的方法和装置

[57] 摘要

一种方法包括使用完全采样视野(60)数据增加部分采样视野(76)数据。



1. 一成像装置 (10), 包括:

一辐射源 (14);

一响应辐射的检测器 (18), 定位于接收所述辐射源所发出的辐射的位置; 和

一可操作的与所述辐射源和所述检测器连接在一起的计算机 (36), 所述计算机被设定为:

接收一来自物体 CT 扫描的数据, 该数据包括完全采样视野 (60) 数据和部分采样视野 (76) 数据;

利用完全采样视野数据增加接收到的部分采样视野数据; 和

利用完全采样视野数据和增加的部分采样视野数据重建物体图象,

其中所述计算机 (36) 进一步设定为可估算损失投射数据的分布, 并根据下面的公式, 计算部分采样视野 (76) 数据的边界参数 p_l 和 p_r ,

$$p_l = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(i, k) \quad \text{和} \quad p_r = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(N-i, k)$$

其中 m 是所用的采样数, N 是检测器通道数, k 是投射视图指数。

2. 根据权利要求 1 的装置 (10), 其中所述计算机 (36) 进一步设定为利用从相邻检测器列获得的投射数据估算损失投射数据的分布。

3. 根据权利要求 1 的装置 (10), 其中所述计算机 (36) 进一步设定为可在接近多个截断点处利用一阶多项式拟合 n 个采样来计算斜率 s_l 和 s_r 。

4. 根据权利要求 3 的装置 (10), 其中所述计算机 (36) 进一步设定为可利用由多个检测器列所算出的数值的加权平均值来估算斜率 s_l 和 s_r 。

5. 根据权利要求 1 的装置 (10), 其中所述计算机 (36) 进一步设定为对物体进行扫描以从围绕物体的多个旋转角度得到扇形束检测器数据; 并且将扇形束检测器数据重排序为具有跨越视野的平行传输路径的数据组。

6. 根据权利要求 5 的装置 (10), 其中所述计算机 (36) 进一步设定为对每个平行路径的数据组求和以得到每个路径的路径衰减。

7. 根据权利要求 6 的装置 (10), 其中所述的计算机 (36) 进一步设定为可应用最大衰减路径来估算物体的总积分衰减。

8. 根据权利要求 1 的装置 (10), 其中所述的计算机 (36) 进一步设

定为

可提供一在代表完全采样视野(60)区域和代表部分采样(76)区域之间作出标记的重建图象。

9. 一种成像方法,其使用一成像装置,该成像装置包括一辐射源(14);一响应辐射的检测器(18),定位于接收所述辐射源所发出的辐射的位置;和一可操作的与所述辐射源和所述检测器连接在一起的计算机(36),所述成像方法包括:

接收一来自物体CT扫描的数据,该数据包括完全采样视野(60)数据和部分采样视野(76)数据;

利用完全采样视野数据增加接收到的部分采样视野数据;和

利用完全采样视野数据和增加的部分采样视野数据重建物体图象,

其中所述计算机(36)进一步设定为可估算损失投射数据的分布,并根据下面的公式,计算部分采样视野(76)数据的边界参数 p_l 和 p_r ,

$$p_l = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(i, k) \text{ 和 } p_r = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(N-i, k)$$

其中 m 是所用的采样数, N 是检测器通道数, k 是投射视图指数。

10. 根据权利要求9的成像方法,其中进一步包括:

利用从相邻检测器列获得的投射数据估算损失投射数据的分布。

11. 根据权利要求9的成像方法,其中进一步包括:

提供一在代表完全采样视野(60)区域和代表部分采样(76)区域之间作出标记的重建图象。

用于截断补偿的方法和装置

本申请要求 2002 年 10 月 4 日申请的、美国临时申请号为 60/416,072 的申请的权益。

技术领域

本发明一般涉及计算机断层扫描 (CT) 图象重建的方法和装置, 尤其涉及用于截断(truncation)补偿方案的方法和装置。

背景技术

在一些扫描条件下, 病人身体部分可能会超出检测器测量的范围, 这样会导致出现图象伪影和成象物体的不完整显现。一些已知的减少伪影但对超出视野 (FOV) 的病人身体部分不进行成像的方法已被公开。然而, 对超出视野 (FOV) 的病人身体部分进行成像是令人期待的。

发明内容

一方面, 提供了一种方法。该方法包括利用完全采样视野数据来增强部分采样视野数据。

另一方面, 提供了一成像装置。该成像装置包括一辐射源, 一响应辐射并处于接收从辐射源发出的辐射线的位置的检测器, 和一与辐射源和检测器可操作的连接在一起的计算机。计算机设置为可接收对物体进行计算机断层扫描所得的数据, 这些数据包括完全采样视野数据和部分采样视野数据。计算机还被设置为可利用全面采样视野数据来增强接收到的部分采样视野数据, 并且利用全面采样视野数据和增强的部分采样视野数据对物体进行图象重建。

又一方面, 提供了一经程序编码的计算机可读媒体, 该程序可指令计算机对部分采样视野数据进行增强并利用全面采样视野数据与增强的部分采样视野数据进行图象重建。

附图说明

图 1 是一 CT 成像系统实施例的示意图。

图 2 是图 1 所示系统的方框图。

图 3 示出了截断伪影。

图 4 显示了所有通道总积分衰减作为一胸部体模投射角的函数的图形。

图 5 是临床情况下的截断图。

图 6 是表示截断投射对总衰减的影响的图形。

图 7 是斜率和边界估算图。

图 8 是用于截断投射的配合水圆柱体的示图。

图 9 是一根据预期总衰减绘制的投射延伸的示图。

图 10 显示了多幅图象。

具体实施方式

这里提供了在计算机断层扫描系统中扩展视野的截断补偿方法和装置。如下面将进行更详细的解释，一方面，一种方法至少部分地基于平行采样几何学的性质，所有通道积分衰减总量与投射角度无关。将参考附图描述该装置和方法，其中在所有附图中相同的数字表示相同的部件。这些附图是用来进行描述而不是限定，这样有助于对本发明的装置和方法的实施例进行解释说明。

在一些已知的 CT 成像系统结构中，辐射源投射出一扇形束，该扇形束被校准为位于笛卡儿坐标系的 X-Y 平面内且一般称为“成像平面”。辐射束穿过被成像物体，例如一个病人。该辐射束在穿过该物体发生衰减后，照射到一个辐射检测器阵列上。检测器阵列接收到的衰减后的辐射束的强度依赖于穿过所述物体后辐射束的衰减程度。检测器阵列的每个元件产生一个单独的电信号，该电信号是在该检测器处的辐射束衰减的测量值。从所有检测器分别获得衰减测量值以产生一转换剖面。

在第三代 CT 系统中，辐射源和检测器阵列随着一位于成像平面内的机架并且环绕要成像物体旋转从而使得辐射束与物体相交的角度不断变化。在某一机架角度从检测器阵列所得的一组辐射衰减测量值，也即投射数据，称为一个“视图”。对物体的一次“扫描”包括在辐射源和检测器的一次旋转

过程中在不同机架角度，或视角形成的一组视图。

在轴向扫描中，投射数据经过处理重建成一相当于通过物体获得的二维断层图象。一种利用一组投射数据重建图象的方法在本领域称作过滤反投影(filter back projectio)技术。该技术将来自扫描的衰减测量值转换成称为“CT值”或“豪恩斯弗尔德单位”的整数，其用于控制显示装置上相应象素的亮度。

为了减少总扫描时间，可执行一“螺旋”扫描。为了执行“螺旋”扫描，在获取指定断层数数据的同时移动病人。该系统通过扇形束螺旋扫描产生一单一螺旋。由扇形束绘制的螺旋产生投射数据，从该投射数据可以重建每个指定断层的图象。

在这里所使用的，每个叙述为单数形式和在其前面含有单词“一”或“一个”的元件或步骤，除非有明确的叙述，应当理解为不排除包括多个所述元件或步骤的含义。另外，参考本发明的“一个实施例”并不表示排除还存在可结合所叙述特征的其它实施例。

同样，在这里所使用的短语“重建图象”并不表示排除下述的本发明的实施例，即其产生一代表图象的数据而不是一可视的图象。因此，在这里使用的术语“图象”含义广泛，既指可视的图象也指代表可视图象的数据。然而，许多实施例产生（或设置为产生）至少一幅可视图象。

图1是一CT成像系统10的图示。图2是图1所示系统10的方框图。在示范性的实施例中，示出了包括代表“第三代”CT成像系统的机架12的计算机断层扫描(CT)成像系统10。机架12具有一辐射源14，其可向位于机架12对面的检测器阵列18发射一锥面X-光束16。

检测器阵列18由多个检测器列（未示出）组成，该检测器列包括多个检测器元件20，其共同检测穿过一物体，如一病人的投射X-射线束。每个检测器元件20产生一表示辐射束照射强度和由此所得的穿过物体或病人22的辐射束衰减的电信号。具有多断层检测器18的成像系统10能够提供一表示物体22容积的多个图象。该多个图象中的每一个相应于容积的一单独“断层”。断层的“厚度”或孔径依赖于检测器列的厚度。

在扫描中为了获得辐射投射数据，机架12和安装在其上的部件环绕一个旋转中心24旋转。图2仅示出了一列检测器元件20（即一个检测器列）。然而，多断层检测器阵列18包括多个检测器元件20组成的平行检测器列，

由此在扫描过程中可以同时获得相当于多个准平行或平行的断层的投射数据。

机架 12 的旋转和辐射源 14 的运作由 CT 系统 10 的控制机构 26 支配。控制机构 26 包括一为辐射源 14 提供能量和定时信号的辐射控制器 28 和一控制机架 12 旋转速度和位置的机架电动机控制器 30。控制机构 26 中的一数据接收系统 (DAS) 32 从检测器元件 20 处采集模拟数据并将该数据转换为数字数据以备随后处理。一图象重建装置 34 接收从 DAS 采样并数字化的辐射数据并进行高速图象重建。重建后的图象作为输入送入计算机 36, 并通过计算机 36 存储在一大容量存储设备 38 中。

计算机 36 同时通过带有键盘的控制台 40 从操作人员处接收命令和扫描参数。操作人员通过一相关联的阴极射线管显示装置 42 观察从计算机 36 得到的重建图象和其它数据。操作人员给出的命令和参数经计算机 36 向 DAS 32、辐射控制器 28 和机架电动机控制器 30 提供控制信号和信息。此外, 计算机 36 操纵一控制着电动床 46 的床电动机控制器 44 以将病人 22 安置在机架 12 中。特别的, 床 46 移动病人 22 部分身体通过机架开口 48。

在一个实施例中, 计算机 36 包括一设备 50, 例如, 一个软盘驱动器或 CD-ROM 驱动器, 用来读取一计算机可读媒体 52 如软盘或 CD-ROM 上的指令和/或数据。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。一般的, 在图 2 中所示的 DAS 32, 图象重建装置 34 和计算机 36 中的至少一个中的处理器按程序工作以执行以下过程。当然, 该方法不仅可应用于 CT 系统 10 中还可以用于许多其它类型和种类的成像系统。在一个实施例中, 计算机 36 已被程式化以完成上述功能, 因此, 如在此所使用的, 术语计算机不仅限于本领域中所指计算机的那些集成电路, 还广泛地指计算机、处理器、微控制器、微型计算机、可编程逻辑控制器、专用集成电路和其它可编程电路。尽管这里所述的方法是应用于医疗装置中的, 但可预期的, 本发明可以有益于增进非医疗成像系统的功能, 例如在工业或运输环境中典型应用的系统, 如, 但不限于, 用于机场或其它运输中心的行李扫描 CT 系统。

在某些扫描条件下, 病人 22 的身体部分超出了检测器 18 的测量范围, 这将会导致出现图象伪影和被成像物体的不完整显现。X-射线管和检测器 18 在一绕病人孔径 72 旋转的框架上刚性的固定在一起。旋转过程中, 在一

“完全采样视野” 60 范围内持续测量。穿过位于完全采样视野 76 之外的物体 22 任一区域的 X-射线的衰减在一个限定的旋转角度范围内测量，这一区域称为“部分采样视野”区域。换句话说，处于完全采样视野 76 中的身体部分位于扇形束 16 内因而在全部机架角度可以得到测量，所收集的数据定义为完全采样视野数据。然而，某些部分在某些角度位于扇形束 16 内而在其它角度位于扇形束 16 外，从这些部分所收集的数据定义为部分采样视野数据。

一些可使伪影减小而不对超出视野 (FOV) 病人部分进行成像的已知方法已被公开。然而，对超出 FOV 的病人部分进行成像是被期待的。这在许多领域包括肿瘤学、自旋血管造影术、熔合成像系统和经济(In Economy)CT 扫描仪中都非常有益处。当前的已知多断层 CT 扫描仪的硬件将重建视野 (FOV) 范围限制在约 50 厘米 (cm.)。尽管这在大部分临床应用中已经足够，但扩展视野以对位于这个视野 (FOV) 以外的物体进行成像仍是被期待的。这在例如肿瘤学或 CT/PET 中的应用具有显著的优越性。对肿瘤学来说，期望较大的 FOV。这主要应归于这样的事实，对于辐射治疗计划，病人的四肢经常位于扫描视野 (FOV) 之外从而使肿瘤处于一较好位置。已知的 CT 重建算法忽略了截断投射且产生了具有严重伪影的图象。这些伪影可能会影响治疗计划中对衰减路径计算的精确性。图 3 示出了一个体模 (phantom) 实例。对于熔合成像系统例如 CT/PET (计算机断层扫描/正电子发射断层扫描)，PET 系统的视野 (FOV) 可能与现有的 CT 设计不匹配。具有一个与 CT 和其它成像系统、CT/PET、CT/NUC (CT/原子核) 或 CT/MR (CT/磁共振) 相一致匹配的视野 (FOV) 是被期待的。这种修正可以用来调整视野 (FOV) 使之相匹配。对于 PET 这可使其获得较好的衰减修正。这里叙述的是通过一种算法逼近来增加超出由于检测器硬件所限的视野 (FOV) 的重建视野。这种修正算法可应用于多种重建算法包括，但不限于，全扫描、半扫描/分段、螺旋扫描、基于心脏分段 (cardiac sector) 的算法。另外，系统 10 设置为使用这里所述的算法。

图 4 示出了用于胸部体模扫描的作为带有平行辐射束采样几何形状的投射角度的函数而绘制的总衰减量。注意其曲线几乎是一水平线。然而，这种特性在扇形束采样几何形状中是不存在的。当被扫描物体位于扫描视野 (FOV) 之外，这种特性不再有效。这种不足的量等于超出投射视野的物体

部分。几乎在所有的临床病例中，仅在投射角的一部分出现投射截断，如图 5 所示。在这个例子中，在 3 点钟位置的投射没有截断而在 12 点钟的投射严重地截断了。因此，可以通过未截断投射（即例如图 5 中 3 点钟周围的位置）来估算截断视图的截断量（例如图 5 中 12 点钟周围的位置）。在修正过程中的先期步骤是通过软件在投射的预处理过程中将扇形束重变换为平行束。在一个实施例中，这个先期步骤就是操作的第一步。该处理在现有技术中是公知的并不需要特殊的数据采集。一旦重变换结束，对所有检测器通道的投射进行积分得到总衰减曲线，如图 6 所示。注意总衰减曲线的倾角与截断视图相对应。曲线的水平部分对应于物体没有截断的视图。一旦估算出位于视野（FOV）之外的物体总量，下一步就是估算投射损失的分布。为了达到这个目的，在一个实施例中，首先计算图 7 所示截断投射的边界数据，如下面方程 1 所示的 p_l 和 p_r 。为了降低噪声，在一个实施例中，使用采样数 m 的平均值。根据经验 $m=3$ 对降低噪声有益。在另一个实施例中， m 大于 1 且小于 5。

$$\text{方程 1: } p_l = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(i, k) \quad \text{和} \quad p_r = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m p(N-i, k)$$

其中 N 是检测器通道数， k 是投射视图指数。另外，在一实施例中，靠近两末端的斜率 s_l 和 s_r 也被估算出。通过一阶多项式在末端拟和 n 个采样得到该斜率估算。根据经验 $n=5$ 是有益的。在一个实施例中， n 大于 2 且小于 8。在另一个实施例中， n 大于 3 且小于 7。

为了进一步提高估算的可靠性，还可使用从相邻检测器列得到的投射。由于人体解剖结构在小范围（几个毫米）内一般变化很小，从相邻列获得的边界采样和斜率估算一般差异不大。因此，估算参数（ p_l ， p_r ， s_l 和 s_r ）可以从几个检测器列所计算得到数值的加权平均值。基于边界和斜率信息，可以估算出一最适合截断投射的水圆柱体的位置和大小。如果我们水的衰减系数表示为 μ_w ，圆柱体的半径为 R ，到圆柱体中心的距离为 X ，投射值 $p(x)$ ，以及斜率 $p'(x)$ ，可以由下面的方程描述。

$$\text{方程 2: } p(x) = 2\mu_w \sqrt{R^2 - x^2} \quad \text{和} \quad p'(x) = \frac{-2\mu_w x}{\sqrt{R^2 - x^2}}$$

我们在截断投射边界对 $p(x)$ 和 $p'(x)$ 都进行计算，目的在于估算 R 和 x 从而得到附加于投射损失的圆柱体的大小和位置。估算这些参数的公式可以

下述方程描述:

$$\text{方程 3: } x_l = \frac{-(s_l)(p_l)}{4\mu_w^2} \quad \text{和} \quad R_l = \sqrt{\frac{p_l^2}{4\mu_w^2} + x_l^2}$$

$$\text{方程 4: } x_r = \frac{-(s_r)(p_r)}{4\mu_w^2} \quad \text{和} \quad R_r = \sqrt{\frac{p_r^2}{4\mu_w^2} + x_r^2}$$

上面的变量代表需从截断物体延伸的圆柱物体的估算位置和大小。一旦这些参数确定,通过方程(2)即可计算出延伸的投射值。上述过程如图8所示。

在这个例子中,为了简明使用了一圆柱状充水体模。在现实中,其它物体形状,例如椭圆柱,也可以用来增加适应性。如果知道被扫描物体特性的先验信息,当然可以在选择附加物体的形状和材料时参考该信息。在估算投射损失数据时可以使用迭代法。

在该投射两个末端的估算圆柱体并不能总是恢复整个投射的衰减总量,这是因为这些物体是根据斜率和边界采样独自确定的。没有使用任何从总衰减曲线(图6)导出的信息。为了确保对衰减总量损失的适当补偿,左边的衰减分布 T_l 相对于右边的衰减分布 T_r 是基于 p_l 和 p_r 的大小确定的。

$$T_l = \frac{p_l T}{p_l + p_r} \quad \text{和} \quad T_r = \frac{p_r T}{p_l + p_r}$$

其中 T 是根据图6确定的衰减损失的总量。另外,如果在延伸曲线下的衰减量不足以补偿衰减损失,估算出的投射被伸展以弥补衰减的不足,如图9所示。另一方面,如果在延伸曲线下的衰减数量超出了衰减损失,估算出的投射通过一类似的方式进行压缩。在一个实施例中,计算过程如下。首先计算超出伸展投射曲线(图9中所示的阴影区域)之下面积的预期总衰减(如方程(5)所示)的比率。如果该比率大于一, x 轴按该比率缩放从而使得初始估算投射(图9中所示的虚线)进一步扩展(图9中所示的粗实线)。类似的,如果比率远小于一, x 轴的扩展投射可以被压缩。

图10所示的是未经修正和已经修正的重建体模图象的例子。以轴向扫描模式用 $4 \times 1.25\text{mm}$ 检测器配置对一肩部体模进行扫描。一个15厘米塑料体模以这种方式连接在该肩部体模上,使得该塑料体模的边缘靠近65cm视野的边界。截断物体几乎完全被覆盖。注意图10(a)是未经截断修正(目前产品所限)的具有50cm视野的重建图象,图10(b)是经过在此所述的修正后

的具有 65cm 视野的重建图象。作为参考，图 10(c)示出了部分截断的体模。

尽管上述系统和方法仅仅使用了衰减总量守恒、边界采样的数量和斜率来估算损失投射分布，但还可以使用另外的信息来估算。例如，可以应用断层 X 光摄影装置的 Helgason-Ludwig 条件（HL 条件）以进一步改进上述技术。另外，可以采用不同的阈值以确保该算法在错误测量条件下适当地运行。例如，可以对图 9 所示伸展比率设置上限和下限以防止由于不可靠测量而增加错误的情况。另外， s_l 和 s_r 的斜率计算值可设置为落在合理的范围。如果已知被扫描物体的特性与水显著不同，可以使用已知材料（代替水）的衰减系数进行方程（3）和（4）所示的大小和位置的计算。

由于内插数据与位于完全采样视野内的数据具有不同的图象质量，对视野变为外插处的图象进行标记是有益的。在一个实施例中，提供了一在代表完全采样视野数据和部分采样视野数据之间的区域的重建图象的草图。图 10(d)示出了边界用一虚线进行标记。也可以用一个色码或 CT 值的移动来标记。由于标记可能会影响图象数据的观察效率，因此提供了一个简单的方式来打开和关闭标记。系统 10 的使用者可以打开或关闭标记。

尽管已通过大量具体实施例对本发明进行了描述，本领域的技术人员可以认识到本发明可采用权利要求书精神和范围内的改进来实现。

部件列表

10	CT 成像系统
12	机架
14	辐射源
16	辐射束
18	探测器列
20	多个探测器元件
22	物体
24	旋转中心
26	控制机构
28	辐射控制器
30	机架电动机控制器
32	数据接收系统 (DAS)
34	图象重建装置
36	计算机
38	存储设备
40	控制台
42	显示设备
44	工作台电动机控制器
46	机动工作台
48	机架开口
50	设备
52	计算机可读媒体
60	完全采样视野
72	病人孔径
76	位于完全采样视野之外的物体部分

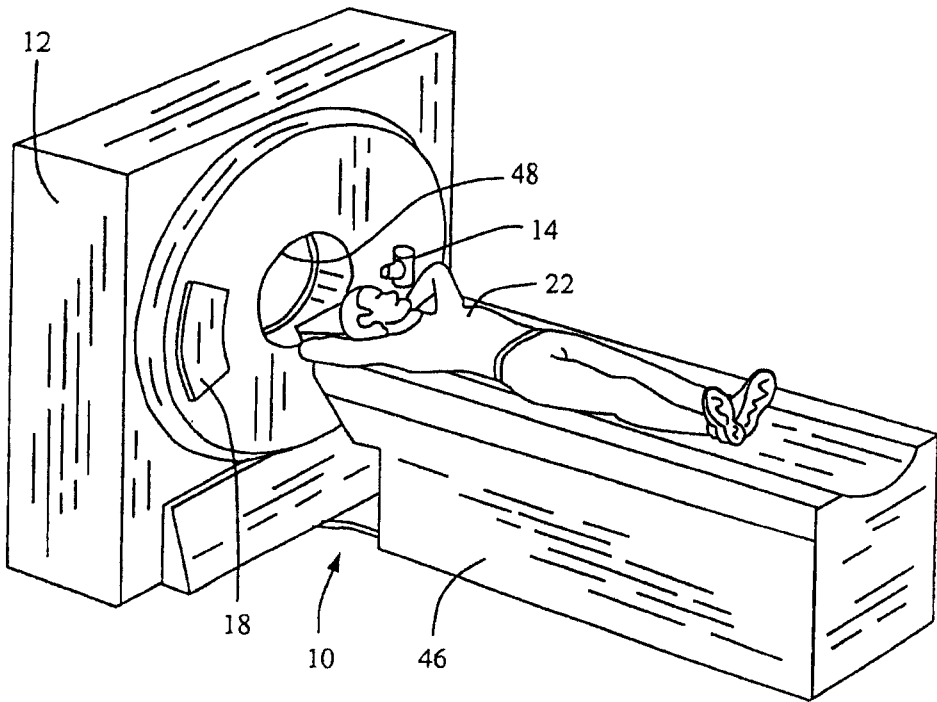


图 1

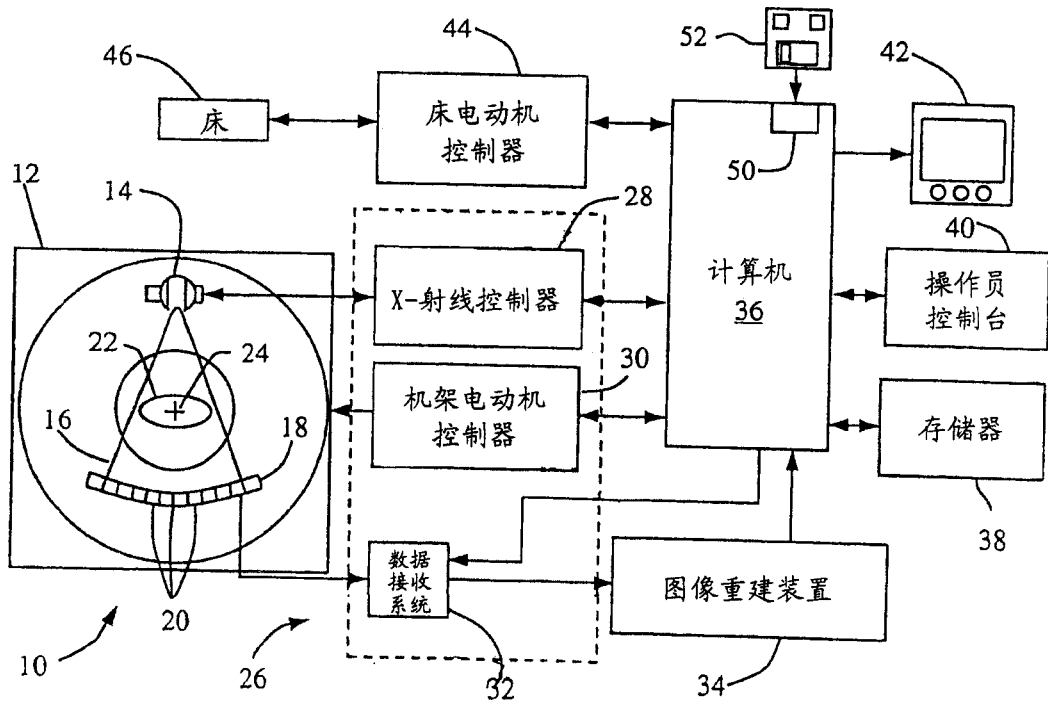
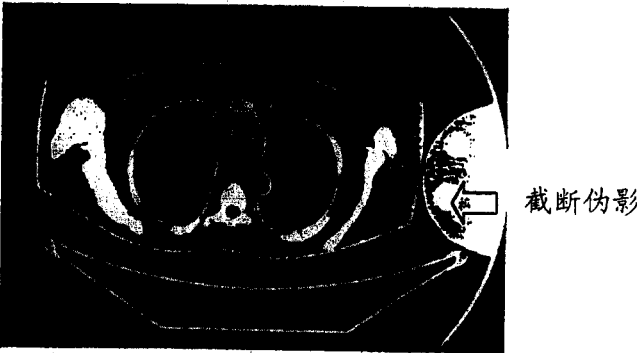
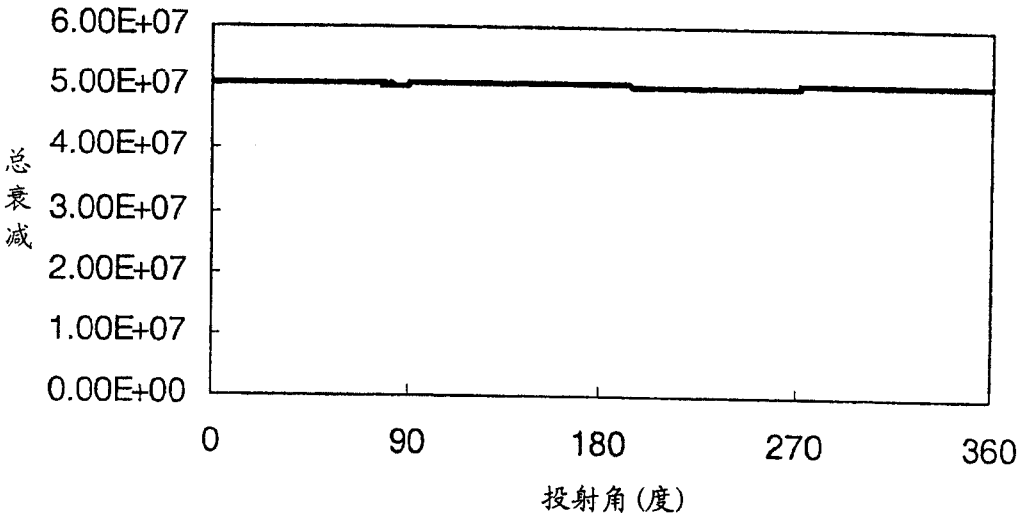


图 2



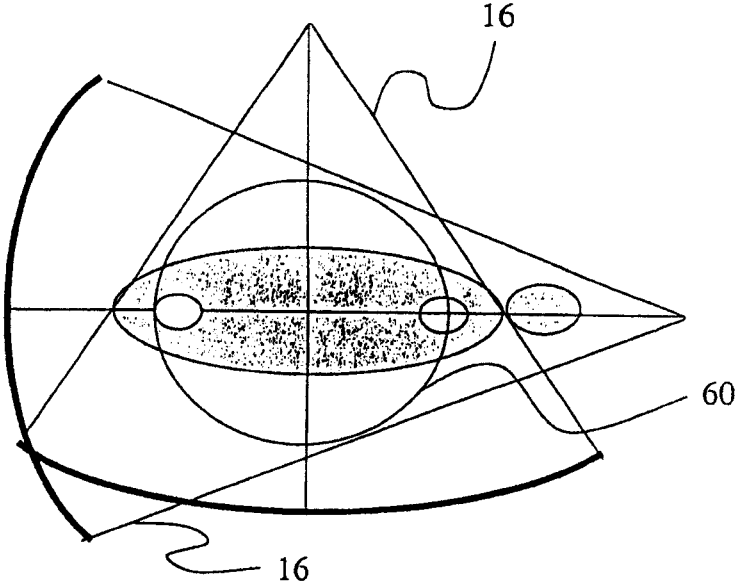
截断伪影图

图 3



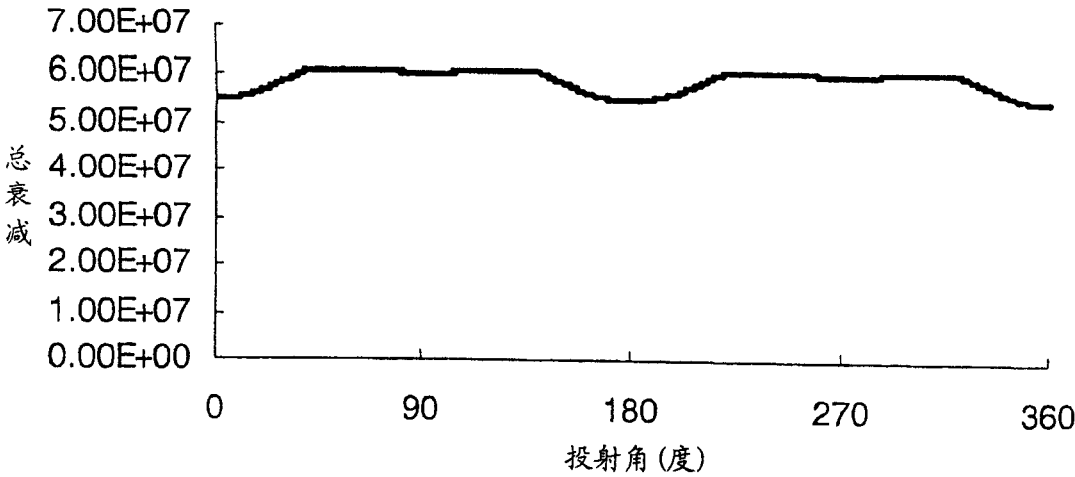
全通道积分总衰减作为胸部体模投射角的函数

图 4



临床情况下的截断图

图 5



截断投射对总衰减的影响图

图 6

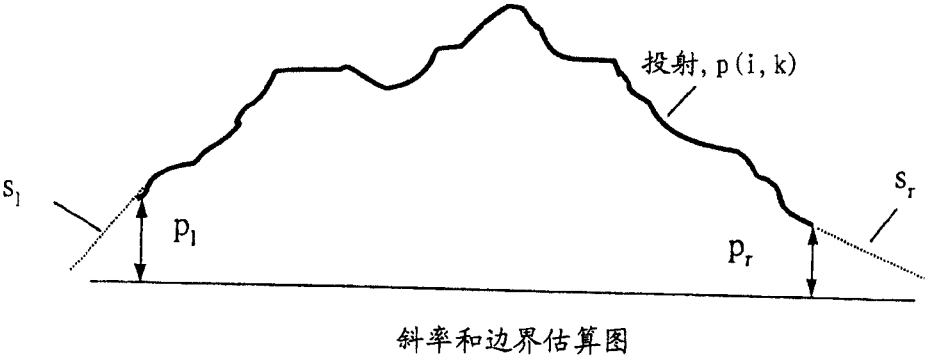


图 7

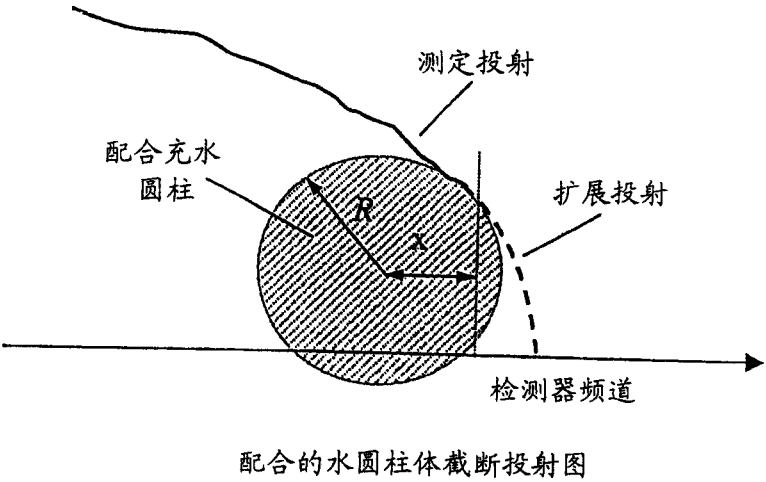


图 8

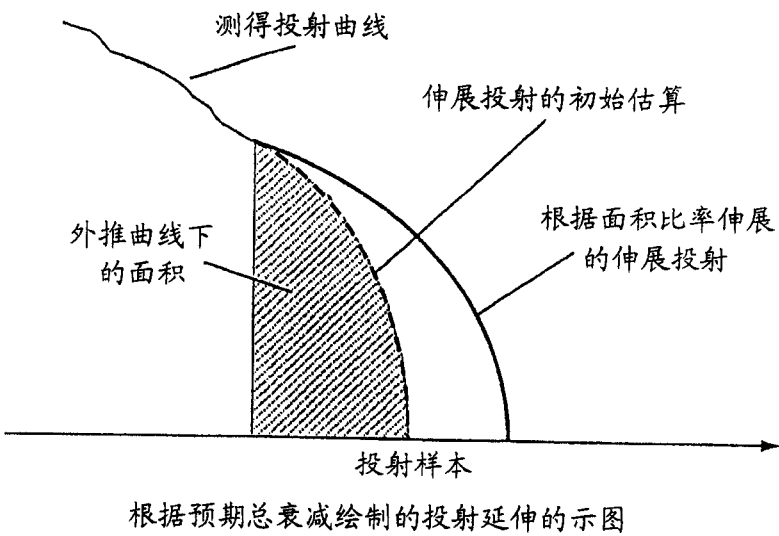


图 9

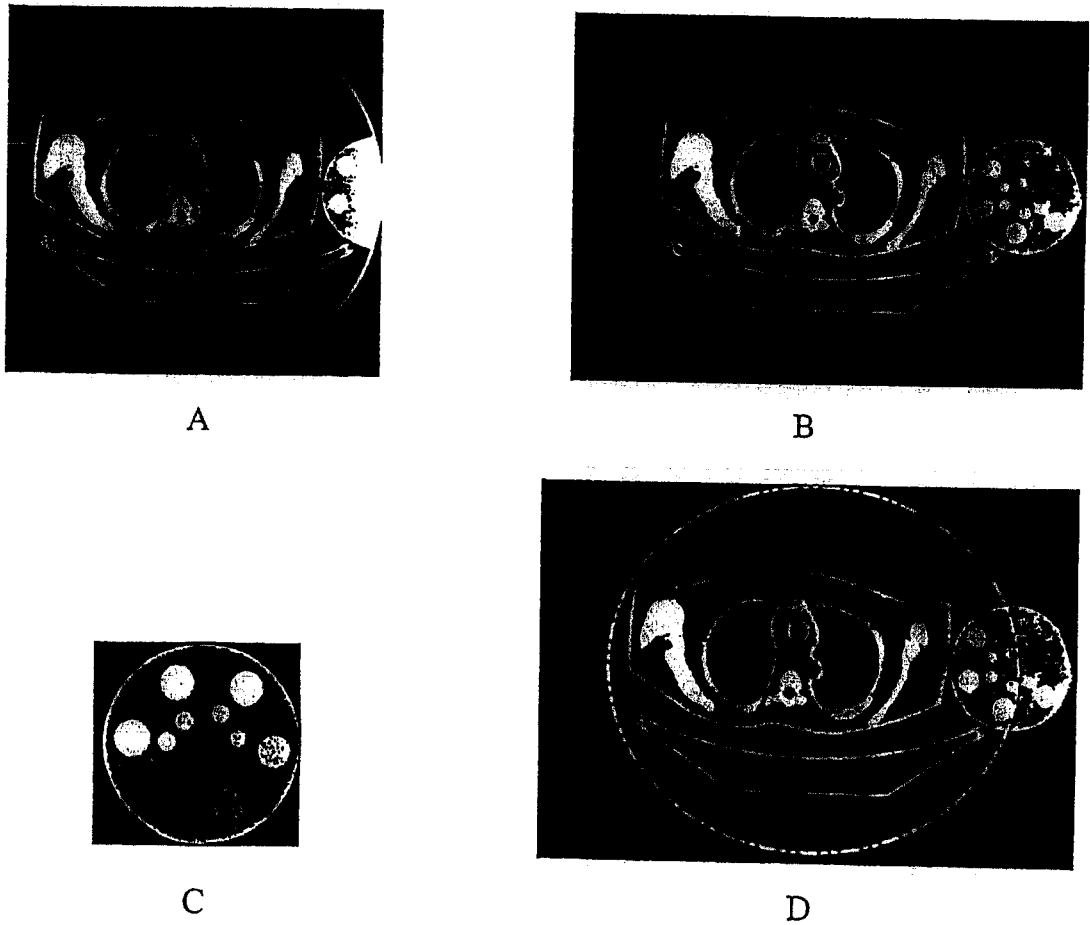


图 10