

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G06F 19/00 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200610172950.8

[43] 公开日 2007 年 6 月 13 日

[11] 公开号 CN 1979509A

[22] 申请日 2006.7.13

[21] 申请号 200610172950.8

[30] 优先权

[32] 2005.7.13 [33] US [31] 11/180270

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 SA·西罗海 G·B·阿维纳什

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李静岚 张志醒

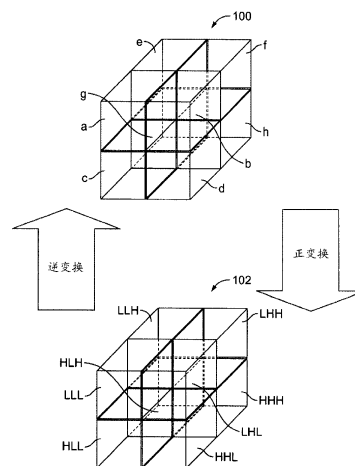
权利要求书 2 页 说明书 22 页 附图 10 页

[54] 发明名称

生成多分辨率结构以改进医疗成像工作流的方法和装置

[57] 摘要

提供了用于医学成像系统的具有纵轴的患者台面(26)的方法和系统。患者台面(26)包括具有第一端(46)、轴向放置的第二端(48)以及在两者之间延伸的第一和第二轴向定向的侧边缘的主体,该主体还包括延伸经过该主体的至少一个孔,和从第一和第二轴向定向的侧边缘中至少一个侧边缘延伸出来的槽(60),以及配置为使用第一端(46)和第二端(48)中至少一个与该主体相连接的基台。



- 1、一种用于处理数据的方法，包括：
采用整数小波分解将数据分解（278）成多个分辨率级别（150）；
5 编译（280）包含按照预定顺序的所述多个分辨率级别（150）的数据流（260）；
访问所述多个分辨率级别（150）中与工作流程应用有关的至少一个分辨率级别（266—268）；以及
在所述至少一个分辨率级别（266—268）执行所述工作流程应用。
- 10 2、根据权利要求1所述的方法，还包括：
识别处于所述多个分辨率级别（150）中至少一个的所述数据内的感兴趣项；
识别表示所述感兴趣项的数据块（264）；
访问所述数据块（264）以执行工作流程应用。
- 15 3、根据权利要求1所述的方法，所述工作流程应用与获取（202）、处理（212）、分析（224）、显示（234）、存档/检索（242）、连接（248）以及超出3D（254）中的一个功能域有关。
- 4、根据权利要求3所述的方法，还包括：
访问所述多个分辨率级别（150）中的次分辨率级别；
20 利用显示（234）功能域的至少一个所述工作流程应用处理所述次分辨率级别以形成三维图像；以及
在显示器（16）上显示所述三维图像。
- 5、根据权利要求1所述的方法，所述工作流程应用访问次分辨率级别，所述工作流程应用形成代表采用更高的分辨率级别所创建的图像的快速预览图像以及
25 及用于验证至少一个获取参数和所述数据内容的质量控制图像中的一个。
- 6、根据权利要求1所述的方法，还包括：
利用具有用于传输图像数据的滑动环的计算机X线断层摄影术（CT成像系统50）获取（272）所述数据；以及
基本上同时地执行所述分解（278）和获取（272）步骤，以减小由所述滑
30 动环传输的所述图像数据的带宽。

7、根据权利要求1所述的方法，还包括：

识别所述至少一个分辨率级别（266—268）的一部分；以及

利用所述 workflow 应用分析所述部分，其中所述 workflow 应用是计算机辅助检测、计算机辅助诊断、分割和模式识别中的一个。

5 8、根据权利要求1所述的方法，还包括：

识别所述数据内的感兴趣区域（ROI），所述 ROI 包括一段时间中的二维图像数据、三维图像数据、一段时间中的三维图像数据以及代表多个能量级别的图像数据中的一个；以及

10 识别在所述至少一个分辨率级别（266—268）包含所述 ROI 的所述数据流（260）内的至少一个数据块（264），所述执行步骤还包括对所述至少一个数据块（264）执行所述 workflow 应用。

9、一种用于处理图像数据的系统，包括：

变换模块（18），用于使用整数小波变换对多维数据进行正变换和逆变换，所述正变换生成多个分辨率级别（150）；

15 处理器（12），用于编译包含按照预定顺序的所述多个分辨率级别（150）的数据流（260）；以及

存储器（14），用于存储所述数据流（260），所述处理器（12）基于 workflow 应用访问所述多个分辨率级别（150）中的至少一个分辨率级别（266—268）。

10、根据权利要求9所述的系统，还包括：

20 所述变换模块（18）对所述多维数据执行所述正变换，以形成第一级分解；

所述处理器（12）识别在所述第一级分解内的第一数据块（264），所述第一数据块（264）包括所述多维数据的子集；以及

所述变换模块（18）对所述第一数据块（264）执行所述正变换，以形成第二级分解。

生成多分辨率结构以改进医疗成像工作流的方法和设备

5 技术领域

本发明一般涉及接收、管理和存储大量的图像数据，尤其涉及以可以容易地由应用使用的无损格式存储大量的图像数据。

背景技术

10 随着医疗成像技术的发展，所需的患者数据量也增加了。目前，是存储和传输代表立体的完整数据集。替换的，可以压缩或抽取完整的数据集以节省存储空间并提高传输数据的速度，但是在压缩过程中丢失了某些原始信息。此外，随着图像数据量的增加，访问、处理和显示该数据所需要的时间也增加了。

例如，第一应用读取完整的数据集，抽取数据以达到所需级别，然后处理
15 该数据。该过程由随后每个访问该数据集的应用重复。因此，当需要新的视图时，重复该数据抽取过程。此外，可能会处理处于显示器无法支持的级别的数据，这就导致时间和处理功耗的浪费。

另外，当例如从采集系统向远程观察和处理工作站传输数据时，要传输整个数据集。这很耗时，并且需要处理工作站上的大量带宽和存储空间。

20 因此，就需要一种更加有效的方式来存储和管理大量数据。本发明的特定实施例目的是满足这些需要和其他目的，这从以下的描述和附图中可以看出。

发明内容

在一个实施例中，用于处理数据的方法包括采用整数小波分解将数据分解
25 为多个分辨率级别。对包括多个按预定顺序的分辨率级别的数据流进行编译。访问所述多个分辨率级别中至少一个与 workflow 应用相关联的分辨率级别，并在所述至少一个分辨率级别上执行该 workflow 应用。

在另一个实施例中，用于处理图像数据的系统包括变换模块，所述变换模块采用整数小波变换对多维数据执行正变换和逆变换。正变换产生多个分辨率
30 级别。处理器编译包含多个按预定顺序的分辨率级别的数据流，存储器存储所

述数据流。处理器基于 workflows 应用访问所述多个分辨率级别中至少一个分辨率级别。

在另一个实施例中，用于形成数据的多分辨率结构的方法包括采用整数小波分解将数据分解为多个分辨率级别。所述数据包括至少三个维度，并且所述分辨率级别中的每一个都包括表示立体数据的数据块。对包括按照基于分辨率级别的顺序排列的数据块的数据流进行编译。在与 workflows 应用相关联的预定分辨率级别，访问所述数据流中的第一组数据块。对所述第一组数据块执行 workflows 应用。

10 附图说明

图 1 示出根据本发明的实施例的计算机系统的框图；

图 2 示出根据本发明的实施例的 CT 成像系统的框图；

图 3 示出根据本发明的实施例所形成的数据体；

图 4 示出根据本发明的实施例采用整数小波分解的正变换过程；

15 图 5 示出根据本发明的实施例的逆变换过程；

图 6 示出根据本发明的实施例采用 IWMMR 对三维立体数据集的多级别分解所进行的数据重组；

图 7 示出根据本发明的实施例包括三个多分辨率级别的数据流；

图 8 示出根据本发明的实施例使用整数小波分解的方法的流程图；

20 图 9 示出根据本发明的实施例的工作流应用的矩阵，其获益于使用通过 IWMMR 结构处理与保存的数据；

图 10 示出根据本发明的实施例 CAD 过程；

图 11 示出根据本发明的实施例的数据的分割过程的流程图；

图 12 示出根据本发明的实施例的特征提取过程；和

25 图 13 示出根据本发明的实施例可以在特征分类过程中使用的预先训练的分类算法。

在结合附图进行阅读时，会更好理解先前的综述以及以下对本发明特定实施例的详细描述。应该理解本发明并不局限于附图所示的配置和仪器。

30 具体实施方式

图 1 示出根据本发明的实施例的计算机系统 10 的框图。仅仅作为示例，计算机系统 10 可以是 PACS 或者其他处理工作站。计算机系统 10 包括的组成部分例如有与存储器 14 和显示器 16 相连的计算机 12。计算机 12 通过输入/输出接口 20 进行通信来与其他计算机、处理工作站和诸如医疗诊断系统的数据获取系统共享信息和数据。接口 20 可以与例如 LAN、WAN 或者因特网相互连接。变换模块 18 可以集成到计算机 12 中或者与计算机 12 相互连接。变换模块 18 对数据集执行正/反整数小波变换，以形成多分辨率数据集。对分辨率数据集排序并将其存储在如下所述的数据流中，形成整数小波多分辨率（IWMR）结构，该结构可以存储在存储器 14 中。所需级别的多分辨率数据集可以由计算机 12 进行访问和处理，然后输出到显示器 16 上。

图 2 示出根据本发明的实施例的 CT 成像系统 50 的框图。应该理解 CT 成像系统 50 仅仅用作例子，也可以使用其他数据获取系统，例如 MRI，超声和核医学。CT 成像系统 50 的控制子系统具有与台架相关联的控制模块 52，控制模块 52 包括为 X 射线源 56 提供功率和计时信号的 X 射线控制器 54，以及控制台架 60 的旋转速度和位置的支电机控制器 58。数据获取模块 62 从检测器阵列 64 接收投影数据，并将该数据转换为用于随后的计算机处理的数字形式。分解模块 66 可以从数据获取模块 62 或者计算机 68 接收数据，并使用整数小波变换将该数据分解成多分辨率数据集，以下将进一步讨论该多分辨率数据集。X 射线控制器 54、支电机控制器 58、数据获取模块 62 以及分解模块 66 都连接到计算机 68。应该理解的是，可以由计算机 68 实现分解模块 66 的功能。

计算机 68 还管理台面电机控制器 70 的运行，台面电机控制器 70 沿着 z 轴 74 移动患者台面 72。计算机 68 可以连接到图像重构器 76，图像重构器 76 根据现有技术中的已知方法执行高速图像重构。

计算机 68 通过操作员控制台 78 接收命令和扫描参数，操作员控制台 78 通常是能够使操作者输入 CT 扫描参数并显示重构图像的 CRT 显示器和键盘。大容量存储设备 80 是用于存储操作程序的装置。

在数据获取过程中，CT 成像系统 50 在搜集数据时可以用作传统的锥型束系统。在一步一照（step-and-shoot）获取方法中，当 X 射线源 56 和检测器阵列 64 沿着台架 60 围绕穿过患者 84 的 z 轴 74 进行整圈的旋转时，台面 72 保持静止。在多个角度位置中的每一个位置，数据获取模块 62 从包括检测器阵

列 64 的检测器 82 接收衰减数据。在完成一整圈旋转之后，计算机 68 命令台面电机控制器 70 将台面 72 沿着 z 轴 74 前进到另一个位置，并对患者 84 执行另一次旋转扫描。重复进行该过程直到完全扫描了患者 84 的期望部分。可替换的是，CT 成像系统 50 可以采用螺旋状的获取模式获取数据，其中在 X 射线源 56 和检测器阵列 64 旋转并获得扫描数据时，台面电机控制器 70 推进台面 72。在螺旋状的获取模式中，通过滑动环技术传输扫描数据。分解模块 66 采用整数小波分解将三维扫描数据分解成多个分辨率级别。

图 3 示出根据本发明的实施例所形成的数据体 100。数据体 100 仅仅是代表性的。应该理解诸如图像数据的数据可以作为一系列表示体素的值存储在数据块中。将数据体 100 从逻辑上分为用字母 a-h 表示的八个数据子集。如果数据体 100 包括图像数据，每个数据子集 a-h 表示感兴趣对象的一部分，例如患者 84 的一部分。

整数小波分解包括并向滤波和次采样过程，该过程产生一组分层的子带。单个级别的分解导致一个低频率子带和三个高频率子带。典型地，小波变换是实数（浮点数）滤波器，其结果也是实数值。直到最近，只有 S 变换（改进的哈尔小波）提供了基于整数的变换和重构。从该变换的本质可以了解到，保留浮点数据操作的精确性是非常困难的。最近，Calderbank 等人提出了称为“提升（lifting）”的技术，该技术能够用于任何小波变换，将其变为完全可逆的基于整数的变换。

一维中的一阶小波正变换是基于以下等式的：

$$L(n) = \lfloor (C(2n) + C(2n+1)) / 2 \rfloor, \text{ 其中 } n \in [0, N/2 - 1] \text{ 以及}$$

$$H(n) = C(2n) - C(2n+1),$$

其中，对于 $i \in [0, N-1]$ 的 $C(i)$ 表示输入数据，L 和 H 是所分解的低频和高频分量，C 是输入数据。运算“ $\lfloor \dots \rfloor$ ”生成比输入数据的大小为‘N’的运算对象小的最大整数。一阶小波正变换的逆变换是一阶小波逆变换，用以下等式描述：

$$C(2n) = L(n) + \lfloor (H(n) + 1) / 2 \rfloor; \text{ 以及}$$

$$C(2n+1) = C(2n) - H(n)$$

在上述等式中隐含地假设数据大小“n”为偶数。即使是对于理论分析和描述有效，这个假设也不能满足实际中遇到的无数的数据集。因此，在将一维变换扩展到二维（2D）变换时就必须处理输入数据的奇数和偶数大小。

- 5 以上所述小波正变换和小波逆变换的等式是用于一维单阶变换的。对每一个级别上的“LL”分量递归地执行单阶小波变换。用于变换的级别的数量由最小分辨率的固定的行和/或列大小确定。这个级别值由将原始图像的行或列大小的最大值分解成所需最小分辨率尺寸所必需的步骤确定。如果“n”是这个级别变量，则采用以下等式：

$$10 \quad n = \log_2(\max(\text{行}, \text{列})) - \log_2(d_{\text{size}})$$

其中“n”是分解的级别数量，“行”和“列”是原始图像尺寸， $\log_2$ 是以2为底的对数， d_{size} 是最小分辨率图像的可配置大小。

- 在每个级别执行对奇数行或列的特殊处理。对奇数行或者奇数列进行复制，目的是强制其变为偶数，从而使小波变换算法成为无缝单元。该添加增加了图像存储的大小，然而，由于高频子带的所添加的行或列都会为0，所以在执行压缩时忽略此添加。
- 15

采用以下等式管理2D正变换：

$$ll = \lfloor \lfloor (a+b)/2 \rfloor + \lfloor (c+d)/2 \rfloor / 2 \rfloor;$$

$$hl = \lfloor ((a-b) + (c-d))/2 \rfloor;$$

$$20 \quad lh = \lfloor (a+b)/2 \rfloor - \lfloor (c+d)/2 \rfloor; \text{ 以及}$$

$$hl = (a-b) - (c-d)$$

逆变换过程是采用最小分辨率“LL”频带并将该频带与和它相关联的“HL”、“LH”和“HH”频带合并以生成下一个更高的分辨率。重复这个过程直到实现了图像的全分辨率或者获得特定的分辨率级别。

- 25 采用以下等式管理2D逆变换：

$$a = ll + \lfloor (hl+1)/2 \rfloor + \lfloor (lh + \lfloor (hh+1)/2 \rfloor + 1)/2 \rfloor;$$

$$b = ll + \lfloor (hl+1)/2 \rfloor + \lfloor ((lh + \lfloor (hh+1)/2 \rfloor) + 1)/2 \rfloor - (lh + \lfloor (hh+1)/2 \rfloor);$$

$$c = ll + \lfloor (hl+1)/2 \rfloor - hl + \lfloor (lh + \lfloor (hh+1)/2 \rfloor - hh + 1)/2 \rfloor; \text{ 以及}$$

$$d = (ll + \lfloor (hl+1)/2 \rfloor - hl + \lfloor (lh + \lfloor (hh+1)/2 \rfloor - hh + 1)/2 \rfloor) - ((lh + \lfloor (hh+1)/2 \rfloor) - hh)$$

- 5 该逆变换是涉及单个级别重构的模块，允许用户从最小分辨率到全分辨率中指定所需级别用于重构。

图 4 示出根据本发明的实施例采用整数小波分解的三维（3D）正变换过程。该变换可以以任意顺序执行，只要正变换和逆变换以彼此相反的顺序执行。例如，变换模块 18 或者分解模块 66 采用整数小波变换过程，在 Z，X 然后 Y
10 维对图 3 中的数据体 100 执行正变换，结果形成第一级变换 102（图 3）。输入数据 104 代表数据体 100 的八个数据子集 a-h。对输入数据 104 在 Z 维上执行三维变换并得到中间结果 106，该过程可以由以下等式完成：

$$L_1 = \lfloor (a+e)/2 \rfloor;$$

$$H_1 = a - e;$$

$$15 \quad L_3 = \lfloor (c+g)/2 \rfloor;$$

$$H_3 = c - g;$$

$$L_2 = \lfloor (b+f)/2 \rfloor;$$

$$H_2 = b - f;$$

$$L_4 = \lfloor (d+h)/2 \rfloor; \text{ 以及}$$

$$20 \quad H_4 = d - h$$

对中间结果 106 在 X 维上执行 3D 变换，并得到中间结果 108，该过程可以由以下等式完成：

$$LL_U = \lfloor (L_1 + L_2)/2 \rfloor;$$

$$HL_U = L_1 - L_2;$$

$$LL_L = \lfloor (L_3 + L_4)/2 \rfloor;$$

$$HL_L = L_3 - L_4;$$

$$LH_U = \lfloor (H_1 + H_2)/2 \rfloor;$$

$$HH_U = H_1 - H_2;$$

$$5 \quad LH_L = \lfloor (H_3 + H_4)/2 \rfloor; \text{ 以及}$$

$$HH_L = H_3 - H_4$$

对中间结果 108 在 Y 维上执行 3D 变换, 并得到中间结果 110, 该过程可以由以下等式完成:

$$LLL = \lfloor (LL_U + LL_L)/2 \rfloor;$$

$$10 \quad HLL = LL_U - LL_L;$$

$$LHL = \lfloor (HL_U + HL_L)/2 \rfloor;$$

$$HHL = HL_U - HL_L;$$

$$LLH = \lfloor (LH_U + LH_L)/2 \rfloor;$$

$$HLH = LH_U - LH_L;$$

$$15 \quad LHH = \lfloor (HH_U + HH_L)/2 \rfloor; \text{ 以及}$$

$$HHH = HH_U - HH_L$$

中间结果 110 表示第一级分解 (1, 1, 1), 作为第一级变换 102 图示出来 (图 3)。可以对其他级别的分解重复图 4 的正变换, 简化了整数小波多分辨率 (IWMR) 结构。例如, 可以将 LLL 块逻辑分为 a-h, 如图 3 数据体 100 中那样。分解模块 66 采用整数小波正变换过程在 Z, X 和 Y 维对数据体 LLL 执行正变换, 得到第二级分解 (2, 2, 2)。

图 5 示出根据本发明的实施例的 3D 逆变换过程。该变换是按照与正变换相反的顺序的。分解模块 66 按照与正变换相反的顺序执行逆变换, 在 Y 维然后 X 和 Z 维上从图 4 的中间结果 110 开始。对中间结果 110 在 Y 维上执行逆变换并得到中间结果 112, 该过程可以由以下等式完成:

$$25 \quad LLU = LLL + \lfloor (HLL + 1)/2 \rfloor;$$

$$LLL = LLU - HLL ;$$

$$HLU = LHL + \lfloor (HHL + 1) / 2 \rfloor ;$$

$$HLL = HLU - HHL ;$$

$$LHU = LLH + \lfloor (HLH + 1) / 2 \rfloor ;$$

$$5 \quad LHL = LHU - HLH ;$$

$$HHU = LHH + \lfloor (HHH + 1) / 2 \rfloor ; \text{ 以及}$$

$$HHL = HHU - HHH$$

对中间结果 112 在 X 维上执行 3D 逆变换并得到中间结果 114, 该过程可以由以下等式完成:

$$10 \quad L1 = LLU + \lfloor (HLU + 1) / 2 \rfloor ;$$

$$L2 = L1 - HLU ;$$

$$L3 = LLL + \lfloor (HLL + 1) / 2 \rfloor ;$$

$$L4 = L3 - HLL ;$$

$$H1 = LHU + \lfloor (HHU + 1) / 2 \rfloor ;$$

$$15 \quad H2 = H1 - HHU ;$$

$$H3 = LHL + \lfloor (HHL + 1) / 2 \rfloor ; \text{ 以及}$$

$$H4 = H3 - HHL$$

对中间结果 114 在 Z 维上执行 3D 逆变换并得到中间结果 116, 该中间结果与图 4 的输入数据 104 相等, 该过程可以由以下等式完成:

$$20 \quad a = L1 + \lfloor (H1 + 1) / 2 \rfloor ;$$

$$e = a - H1 ;$$

$$c = L3 + \lfloor (H3 + 1) / 2 \rfloor ;$$

$$g = c - H3 ;$$

$$b = L2 + \lfloor (H2 + 1) / 2 \rfloor;$$

$$f = b - H2;$$

$$d = L4 + \lfloor (H4 + 1) / 2 \rfloor; \text{ 以及}$$

$$h = d - H4$$

- 5 图 6 示出根据本发明的实施例采用 IWMR 对 3D 立体数据集的多级分解的数据重组。示出了多个分辨率级别 150。仅仅作为例子，可以将数据体 100 组织成具有三个分解级别的多分辨率结构，其中最小的低频分量的大小为 $(\frac{x}{2^n}, \frac{y}{2^m}, \frac{z}{2^k})$ ，这里 x, y 和 z 是数据的原始大小，n, m 和 k 是每一维中双重分解的级别。在这个例子中，n=m=k=3，意思是该立体数据集在所有维上都被
- 10 分解成相同数量的级别。

在这个例子中，采用图 4 的等式对数据体 100 进行分解以形成第一级分解 (1, 1, 1)。类似地，对 LLL (1, 1, 1) 进行分解以形成第二级分解 (2, 2, 2)，接着对子集 LLL (2, 2, 2) 进行分解，得到第三级分解 (3, 3, 3)。为了清楚起见，在图 6 中没有示出所有子集。

- 15 该技术的效果是，图 5 的多分辨率结构为管理非常大量数据的问题提供了解决方案，并采用整数小波的完全可逆性作为基本构建块。整数小波变换的维度分离性和模块化特性允许将该结构扩展到任何数量的维度。此外，该结构允许将任意多维数据重新排序为多分辨率结构。

- 以下的示例采用了 CT 检查的一组典型的尺寸，这里 x = 512, y = 512 以及 z = 2048（为了在双重计算中简单起见而采用 2048）。如果整个数据体的体绘制是应用的任务之一，则对于一个双 16 比特值，所需的 RAM 为 512*512*2048*2=1GB。典型地，由于效率和速度的原因（以及显示设备上的有效可视空间），不可能显示整个数据体。因此，诸如抽取之类的任务用于减少数据，并显示整个数据体的减小后的图像。可替换的是，如果数据已经是减少后的形式，例如 2 级分解，则可视化所必需的数据仅仅是 512/4*512/4*2048/4*2=128*128*512*2=16MB。与原始的 1GB 数据相比，这是有效的 2 阶量级的减少。应该理解的是，因为整数小波变换的完全可逆性，
- 20
- 25

所以仅仅是对数据进行重新排序，并且一直可以提供完整的 512x512x2048 的 CT 检查数据。

另外，可以如上所述对各向异性的数据体进行变换和分解。通常，可以对较高采样的维度进行分解，直到较低采样的维度各向异性比例小于或者等于 1.5。例如，数据体可以具有 1:1:5 的体素维度，在 X 和 Y 维上是各向同性的，而在 Z 维上是各向异性的。在 X 和 Y 维上执行第一分解，使体素比例变为 2:2:5。在 X 和 Y 维上执行第二分解，使体素比例变为 4:4:5。可以采用与各向同性体相同的方式执行第三分解和随后的分解，保持 1:1:1.25 的比例。

图 7 示出根据本发明的实施例的包括三个多分辨率级别的数据流 260。在该示例 (3, 3, 3) 中，在数据流 260 内一开始是最小分辨率 n，第三分辨率级别 268，接着是 n-1，第二分辨率级别 267 或 (2, 2, 2)，接着是 n-2，第一分辨率级别 266 或 (1, 1, 1)。如图所示，第一数据块 264 开始于 LLL (3, 3, 3) 块。因此，该数据被存储为立体数据块，它们相互连接形成多分辨率数据流，积累得到全分辨率。

作为例子，可以对数据流 260 进行排序以保持 DICOM 多帧格式的方法或格式，在 DICOM 多帧格式中，采用了一个全局文件标题，接着是来自原始数据格式的多个图像的数据。例如，在文件标题之后，该文件的第一数据元素可以是第一张切片的第一体素，按行排列至第一张的最末体素。然后第二张切片的第一体素连接第一张切片的最末体素，第二张切片按行排列至第二张切片的最末体素等等。

参考图 6，可以采用 DICOM 多帧格式和 IWMR 的组合形成数据流 260。标题 262 包括关于每个立体数据块的信息。标题 262 可以包含的信息诸如多分辨率方案的版本，正变换的类型，小波分解的级数，每个子带级别的行和列的值（分辨率）以及从最小到最大的所有子带的压缩尺寸。

因此，由来自数据体如图 3 的数据体 100 的多分辨率结构的数据块子集构成实际空间中的数据体，例如图 6 中的 LLL (3, 3, 3)。为了重构感兴趣的特定立体，只需要访问一部分数据块而不是所有的数据块。该部分取决于想要达到的目的，例如由处理算法定义的期望的分辨率级别，显示器的分辨能力或者已经定义的 ROI（感兴趣区域）。因此，相比于仅仅以 DICOM 多帧格式存储的数据，可以更快地对数据进行“打包”和“解包”，此外，仅仅需要访问期

望分辨率的数据，而不是先访问全分辨率的数据然后在不期望或者不必要时对数据进行抽取或者处理所有的数据，这需要更多时间和处理功率。采用 IWMMF 结构，可以容易地显示和/访问用户想要的图像数据的缩放版本。因此，当用户选择要显示的图像时，系统基于显示能力显示缩放版本。即使是正在获取图像

5 时也可以显示缩放版本。然而，如同采用先前的压缩方法一样没有数据丢失。

图 8 示出根据本发明的实施例的使用整数小波分解方法的流程图。在步骤 270 开始获取协议。应该理解的是，可以使用很多不同的协议，例如根据体内特定的解剖结构或者功能获取数据。在图 8 中，使用 CT 扫描器作为例子，例如 CT 成像系统 50，但是应该理解的是，可以使用不同的数据采集系统，数据

10 也不局限于图像数据。

在步骤 272 中，采用数据获取模块 62 获取数据。仅仅作为示例，通过螺旋形 CT 扫描获取体素形式的图像数据以形成具有三个维度（例如 X，Y 和 Z）的切片。此外，也可以获得第四维时间和第五维密度和/或函数，例如对比度改变的速率。可选地，数据可以是非图像数据或者包括非图像数据，例如 ECG

15 或者其他患者监视数据。

在步骤 274，按照一维（1D）数据流的形式如窦腔 X 射线照片将数据传输到计算机 68。可选地，该数据也可以流向分解模块 66。

在步骤 276，可以采用反向投影将该数据信号转换为矩阵以生成数据体。在步骤 278，分解模块 66 采用正向整数小波变换，在 3D, 4D 或一般的 n 维（nD）

20 中对数据体进行分解，视情况而定。可选地，在步骤 274 之前可以完全或部分地完成步骤 276 和 278，减小信号带宽以允许更多的数据在一段时间内流过 CT 滑动环，这将在以下用加速获取进一步描述。

在步骤 280，计算机 68 形成包括标题 262 的数据流 260。在步骤 282，存储数据流 260，例如存储在大容量存储设备 80 和/或将其传输到另一台计算机或者处理工作站，例如计算机系统 10。因此，可以直接访问所需要的数据流 260

25 的子集，例如以特定的次分辨率级别对应于 ROI 的数据。

图 9 示出根据本发明的实施例的工作流应用的矩阵 200，其获益于使用通过 IWMMR 结构处理与保存的数据。将矩阵 200 划分为不同的功能域，例如获取 202，处理 212，分析 224，显示 234，存档/检索 242，连接 248 以及超出 3D

30 254。超出 3D 254 功能域包括具有 X，Y 和 Z 之外的一个或者多个维度的工作

流应用，例如时间和多能量情况。应该理解的是，矩阵 200 并不局限于将多分辨率级别数据用于功能域以及所示 workflow 应用，而是用作对可使用的工作流应用的示例说明。

将数据分解成多分辨率级别支持比例空间的概念，其中不同比例（或者分辨率级别）的数据集能够提供不同的信息。根据想要达到的目的，技术人员可能想在不同的比例下操作以进行放大或缩小。先前，该处理通过抽取来完成，其不能给出比例空间的概念，而只是简单的数据减少。IWMR 不是数据减少，而是以正确的、所需要的比例为用户提供数据。因此，仅在显示的内容方面减少了数据，而不是减少进行操作的数据。

10 在获取 202 功能域中，快速预览，质量控制，计算机辅助检测（CAD），伪影减少以及获取速度加快是 workflow 应用的所有例子。典型地，在获得可视图像之前，获取系统采用各种处理算法。例如，在计算机放射线照相术（CR）和数字放射线照相术（DR）中，采用各种图像滤波和增强算法处理所获取的原始数据。在 CT 中，将视图（投影空间）数据重构成局部解剖的图像组。这个处理对于质量保证/质量控制技术人员来说是耗时的任务，因为对 CR 和 DR 15 的典型大数据组（2000x2500 个像素）和 CT 中超过 3000（每张具有 512x512 个像素）张（随着扫描分辨率如虚拟计算 X 线断层摄影术（VCT）的提高而导致的切片数量的急剧上升）的算法的处理时间造成延时。

快速预览能力的例子是超动态范围滤波（UDR），超动态范围滤波对 CR/DR 20 图像进行增强。在典型的全尺寸 CT 图像中，在基于 Pentium 3 750MHz 或者 Sun Blade UltraSparcIII 处理器的系统中，处理时间（从存储器到存储器）大约为 1.7 秒。然而，UDR 处理采用从先前所述的基于整数小波的压缩过程中生成的数据即 IWMR 结构，并且在 21 英寸监视器（具有大约 625 x 512 个像素）上将 UDR 应用到处于合理可视级别的次分辨率图像，因此 UDR 处理是实时的，需要大约 50 毫秒，这是采用外部计时器所无法测量的时间长度。因此，显示具有处理过的外表的图像，该图像能够充分表示最终处理的全比例图像。例如，25 可以应用或不应用 UDR 处理来生成级别 3（313 x 256 个像素）的重构图像。可替换的是，可以在通过采用相同参数的 UDR 处理的级别 4（625 x 512 个像素）的图像中显示相同的解剖数据。

30 次分辨率 IWMR 可以与 UDR 一起使用以增强 CR/DR 图像，为技术人员

提供对最终处理的（全比例）图像的快速预览。UDR 处理具有的特性是处理后的外观从感觉上类似于相同参数设置的大比例空间。其他处理技术可能需要将它们的参数映射到 IWMR 变换的二元比例空间中。可以类似地扩展到 3D 立体数据集，使得在次分辨率 IWMR 域中能够对重构算法或者其他滤波方法进行充分预览。

质量控制访问次分辨率级别来为技术人员提供图像用以快速验证获取参数、所获得的或者正在获取的患者的视图等等。因此，可以在获取数据时或者在获取完成之后立即对数据进行检查，而不用等待较长的处理时间，例如处理全分辨率图像或者将完整的数据集抽取为所需分辨率级别所必需的时间。

10 计算机辅助检测（CAD）在很多不同的功能域得益于 IWMF，下面用图 10—13 对其进行进一步讨论。转到伪影减少，图像获取过程中诸如纵向结构或者横向结构的伪影给图像处理算法带来了很大的挑战。为了减少伪影，可以按照不同的比例访问 IWMR 数据，从而使伪像容易识别和修正。

另外，获取系统还有数据吞吐瓶颈，例如先前所讨论的 CT 滑动环，该瓶颈限制了患者有效区域的数据获取速度和时间。为了提高获取速度，可以将 IWMF 数据连同无损压缩算法（例如 TruRez）一起用于明显减小信号带宽，相反的说，在相同的时间内允许更多的数据流经滑动环，从而提高获取速度。

在处理 212 功能域中，很多类型的工作流应用得益于 IWMF。噪声减少结合了基于多分辨率技术的冗余利用和基于分割技术的空间连接，以采用高计算效率的实施方式获得稳健的噪声减少。例如，为了减少随机噪声，已经提出了很多采用多分辨率分解（例如基于小波的技术）的噪声减少滤波器来将图像分解成各种频带。对每个频带都单独处理，然后将所有频带重新组合以重新构成图像。这类技术具有修改图像的特定空间频带的优点。这些图像压缩技术的必然结果是在给定比例中基本上使用了所有的冗余以实现高压缩比，而不牺牲这些图像中的压缩质量。另一类滤波器是基于分割的。这类技术基于结构和非结构对图像进行分解，分别处理结构和非结构，然后将经过处理的结构和非结构重新合并以形成最终的经过滤波的图像。与先前的情况不同的是，这类方法利用结构的

25 空间连接来对结构和非结构执行基本上不同的操作。

IWMF 还增强了在处理过程中的工作流应用，例如伪影减少，图像增强和图像重构。另外，由于未经处理的数据以 IWMF 格式进行存储，因此在将来的

30

处理中能够容易地访问多分辨率级别。

在分析 224 中的工作流应用增强了技术人员分析数据的能力。应用包括诸如 CAD, 分割, CADx, 模式识别和配准 (registration) 之类的领域。CAD (计算机辅助检测) 是检测特征的技术, 在图 10 中会对其进行讨论。CADx 是计算机辅助诊断, 其中通过将特征分成潜在的很多不同类别 (例如恶性的或者良性的) 中的一个而对该特征进行必需的判断。分割, 模式识别和配准将在以下与 CAD 一起进一步讨论。

在显示 234 中的工作流应用包括体绘制, 感兴趣体 (VOI) 的绘制和 CAD 结果参考。术语“体绘制”用于描述允许三维数据可视化的技术。体绘制是一种通过计算半透明立体的 2D 投影来可视化空间三维的采样函数的技术。利用 CAD 结果参考, IWMMF 允许访问可用来显示 CAD 算法的找寻结果的次分辨率数据组而不必执行额外的处理。

大的立体数据集给体绘制引擎带来处理和存储的限制, 使得难以实现用户与绘制的数据集之间的交互。一种实现可用交互的现有技术方法包括数据体抽取, 即不断消除数据元素并利用延时的全分辨率显示整个绘制的视图。这种方法是不理想的, 因为没有使用所提供的所有数据, 而且必须在每次运行该应用时抽取数据。相反, IWMMF 格式允许为了体绘制而访问多分辨率数据集, 而不必通过低通滤波进行抽取以在较小的比例下获得最佳的数据表示。这减少了处理时间, 还提高了图像质量, 即使是在实时图像操作中也是一样的。此外, 还能采用 IWMMF 数据格式以处理和存储器高效率的方式执行分割驱动 VOI 可视化和位置驱动 VOI 可视化。因此, 通过使用 IWMMF, 体绘制是交互的和实用的, 允许仅仅以显示为目的的处理。由于数据的打包方式, 可以通过从所需分辨率级别中直接检索数据来进行较低分辨率处理。

目前, 采用体绘制来处理来自 CT 成像系统 50 的体数据, CT 成像系统 50 产生平行平面图像的三维堆栈, 每个堆栈都由一组 X 射线吸收系数组成。典型地, CT 图像具有 512*512*512 比特的分辨率, 并且在一个堆栈中可以达到 500 张切片。在 2D 域中, 能够一次一张的观察这些切片。与传统 X 射线图像相比, CT 图像的优势在于 CT 图像包含来自单个平面的信息。另一方面, 传统 X 射线图像包含来自所有平面的信息, 这导致阴影的累积, 其中阴影是吸收 X 射线的任何物质如组织, 骨骼和器官等等的密度函数。

有多种不同的数据体可视化方法，例如在二进制分区空间中绘制体素、步进立方体法（Marching cubes）和光束投射法（Ray casting）。在二进制分区空间中绘制体素时，可以选择整个体素。不幸的是，这会产生“块状的”图像。所计算的表面法线还会缺少动态范围，这就生成明暗处理相对差的图像。

- 5 步进立方体法解决了上述问题，但是导致了其他问题。步进立方体法最大的缺点是需要提取或绘制的中间表面的位置上进行二进制判定。此外，提取中间结构可能导致假阳性（不存在的伪影）和假阴性（丢掉了小的或者定义不足的特征）

- 10 光束投射法允许对 3D 图像的最佳应用，而且不打算在 3D 数据上强加任何几何结构。光束投射法解决了表面提取技术的最重要的限制之一，即如何显示薄外壳在获取空间中的投影。表面提取技术不能考虑到特别是在医学成像中，数据可以从液体或者其他物质中产生，该液体或者其他物质可能是部分透明的并且应该形成这样的模型。光束投射法则不受此限制。

- 15 工作流应用的另一个功能域是存档/检索 242，其提高了技术人员以所需要的分辨率级别恰好访问他们希望进行操作的那一部分数据的能力。三维或更多维的文件格式和压缩如先前根据图 7 所解释的。能够在 2D（一部分大图像）、2D 加时间（属于 2D 区域的功能属性，例如在一个平面中流经血管的血液）、3D（整个数据体的子集）、3D 加时间（立体区域的功能属性，例如肿瘤体中的对比度/新陈代谢的摄取）或者多光谱、多阶段以及多示踪剂数据集中访问感兴趣的区域。

- 20 连接 248 是矩阵 200 中的下个功能域。在过去，DICOM 已经存储了每个图像的每个切片的标题信息。采用 DICAM 多帧标准格式，一个全局文件标题包括所有所需要的标题信息，并且按照原始数据格式存储多个图像。通过合并 IWMF 和 DICOM 多帧格式，IWMF 结构的文件格式能够利用现有的 DICOM 多帧标准并使用先前所述的文件格式与其他装置进行通信，例如其他成像系统。此外，这样排列按照 IWMF 格式的多维数据，使得最低分辨率的数据总是第一个被访问。这就允许将数据感知地逐渐解码到更高（更大）分辨率，而用户或者算法部分不必等到全部数据都可用。

- 30 下一个功能域是超出 3D 254，包括诸如动态 3D 运动，多光谱，多示踪剂以及多阶段之类的工作流应用。IWMF 格式易于扩展以表示动态 3D 运动或花

费一段时间得到的多阶段格式的体积数据，例如呼吸选通的 CT 图像，脑部灌注图像，心脏图像等等。在一段时间中或者在解剖周期中的体积数据的可视性包括处理并显示庞大数量的数据，这超过了当前计算机的能力。抽取数据成更小的集合需要处理多个数据体，这不利于实时的可视化。然而，IWMMF 提供了

5 不需要进行实时处理就可以访问次分辨率数据的格式，这就可以交互显示这种数据集。因此，采用 IWMMF 的 3D 数据处理能够容易地扩展到超出 3D 的维度。作为附加示例，对于实时 3D 获取系统（例如 4D 超声），可以利用 IWMMF 格式表示动态解剖运动以提高吞吐量和消除数据瓶颈。类似地，IWMMF 格式可扩展到多光谱数据，例如双重能量 X 射线或者 CT 成像。多光谱成像包括采用例如

10 不同的获取参数、能量级别以及波长所获得的多能量数据集。在多光谱成像中，获取并重构多能量的空间相关数据以获得分解图像，例如软组织和骨骼图像。因此，技术人员可以选择采用特定应用只浏览感兴趣的光谱信息。作为另一个示例，IWMMF 结构能够扩展到采用一个或者多个成像模态获取的一个或者多个示踪剂数据集。例如，应用可以获取第一，第二和第三示踪剂的数据集，但是

15 可以仅仅对特定 ROI 和示踪剂如何在该 ROI 中活动感兴趣。IWMMF 结构还可以用于多阶段学习。例如，使用造影剂的三阶段肝脏学习获取三个 3D 图像集，其中，可以在动脉阶段、延时的动脉阶段和门静脉/静脉阶段获得这些图像集。

IWMMF 结构特别适合于多比例和单一或多模态图像配准问题（还用于分析 224 中的配准）。该结构的数据格式允许直接分层的配准方法而不必首先构建该

20 分层结构，这就能够根据用户目的的实现从粗配准到精确配准。可以使用多比例，多区域，金字塔方法执行配准。在该方法中，能够在每一种比例上优化突出变化的不同的成本函数。这种成本函数可以是相关方法，例如数学相关和信号变化测量，或者是统计方法，例如熵测量和交互信息。以给定的比例对图像重新采样，并且划分成多个区域。对不同的区域计算各自的偏移矢量。对偏移矢量

25 进行插值以生成平滑的偏移变换，该变换用于对其中一个图像进行卷积。对图像进行重新采样，并且以下一个更高的比例重复进行该卷积的配准过程，直到达到预定的最终比例。

以下提供了 CAD workflow 应用的额外信息。图 10 示出根据本发明实施例的 CAD 过程 300 的流程图。CAD 预先具有固有比例空间维度的复杂性，例如

30 在肺中寻找球形瘤要求检测算法从 2mm 到 30mm 的比例范围中检测特征。典

型地，现有算法通过改变特征检测组成或者通过对数据进行次采样而以各种比例运行，以完成对整个比例范围的特征的检测。对于 IW MF，该数据已被转换，并以允许对 CAD 算法的检测组成的不同比例进行直接访问的格式进行了存储，从而加快了整个 CAD 算法的速度。

5 在步骤 302，CAD 能够从以下一个或多个来源的组合中获取数据：来自 X 线断层摄影术数据源的图像获取系统信息，诊断 X 线断层摄影术数据（例如，在投影或者氩域中的原始数据，3D 重构立体图像数据集的单个或者多个重构 2D 图像（患者的“切片”），以及非图像信息数据库（例如，患者病历）。应该理解的是，也可以采用其他数据源。

10 在图 11 中进一步讨论分割（步骤 304）。图 11 示出根据本发明的实施例的数据的分割过程 320 的流程图。可以将分割定义为对将被操作的部分数据或所有数据进行定义的过程。在步骤 322，接收或访问 X 线断层摄影术数据。这可以通过 CT 成像系统 50 的计算机 68 或诸如计算机 12 的处理系统来实现。在步骤 324，实现数据的预处理。

15 例如，对于分割可以定义感兴趣的区域（ROI）来计算 X 线断层摄影术数据中的特征。可以以几种方式来定义该 ROI，例如使用整个数据集或者使用一部分数据，诸如在特定区域中的候选区域。能用于实现该目的的几种技术或者技术组合包括但是不局限于：迭代阈值，k 方法分割，边缘检测，边缘链接，曲线拟合，曲线平滑，2D/3D 形态学滤波，区域增长，模糊聚类，图像/数据体
20 测量，试探法，基于知识的规则，判定树和神经网络。

ROI 的分割可以人工地（步骤 328）和/或者自动执行（步骤 326）。对于人工分割，技术人员选择被设计用来以一个或者多个预定分辨率等级显示数据的协议。然后用户使用鼠标或者任何其它合适的接口（例如触摸屏，眼睛追踪，语音命令）描绘 ROI 区域。对于自动分割，算法能够使用诸如块的形状和大小
25 那样的现有知识自动描述 ROI。现有知识可以由技术人员基于预先扫描输入，并可以存储在患者标识数据中。另外，可以使用半自动方法，该半自动方法是步骤 326 和 328 的组合。一旦完成分割，在步骤 330 计算机 68 按照预期完成后处理。

返回图 10，在步骤 314 和 316，获取参数和基于患者的信息可以组合到步
30 骤 304 的分割处理中。获取参数的例子是 kVp 和剂量，基于患者信息的例子是

年龄, 性别, 吸烟史, 家庭遗传病史等等。

在步骤 306 的特征提取和步骤 308 的分类之前, 在步骤 312 中结合来自训练的现有知识。训练阶段包括对正常和异常损伤的已知样本计算几个候选特征。然后采用特征选择算法以对候选特征进行分类, 并仅仅选择有用的一个特征, 删除不提供信息或者提供冗余信息的那些特征。该判定基于候选特征的不同组合而产生的分类。从实际观点看, 还使用特征选择算法来减少维度, 因为如果要计算的特征数很大则计算时间会非常长。因此, 得到能够最佳地将正常损伤和异常损伤区分开来的特征集。在 CAD 系统中在感兴趣区域上提取这个最佳特征集。最佳特征集选择可以利用众所周知的距离测量方法来执行, 这些公知的距离测量方法包括偏差测量, Bhattacharya 距离, Mahalanobis 距离等。

返回步骤 306, 图 12 示出根据本发明实施例的特征提取过程 340 的流程图。在图 12 中对数据源执行计算。

在步骤 342, 可以使用诸如形状、大小、纹理、亮度、梯度、边缘强度、位置、近似度、直方图、对称性、偏心距、方向、边界、矩、分形维度、熵等等的 ROI 统计从基于图像的数据中 (例如从 X 线断层摄影术图像中) 提取多个特征测量。对于投影空间数据, 可以从数据集中提取诸如位置、形状、特征在视图中的投影大小或者从视图到视图的位置一致性之类的特征。关于基于获取和基于患者的数据, 数据本身可以用作特征, 例如患者病历 (例如年龄, 性别, 吸烟史) 和获取数据 (例如 kVp, 剂量)。

在步骤 344, 根据采用公知距离标准如散度、Bhattacharya 距离、Mahalanobis 距离分离不同类别组的能力, 评估从步骤 342 中提取的特征。在步骤 346, 基于该距离标准划分特征等级。在步骤 348, 通过消除相关特征来减少维度。在步骤 350, 选择最高等级的特征并对其增加特征 (基于降序的等级划分), 直到性能不再提高为止。在步骤 352, 输出最佳特征集。

返回图 10, 流程进行到特征分类的步骤 308。如先前在步骤 314 和 316 中所述, 可以在特征分类中合并一个或者多个获取参数和基于患者的信息。图 13 示出根据本发明的实施例的可以在特征分类过程中使用的预先训练分类算法 360 的流程图。图 13 的步骤用于将一个或者多个特征或者 ROI 分成正常损伤和异常损伤的类别。

在步骤 362, 通过将来自 X 线断层摄影术的图像的多个相关特征测量应用

到处于合适分辨率级别的数据来选择特征。测量可以是形状、大小、纹理、亮度、梯度、边缘强度、位置、近似度、直方图、对称性、偏心距、方向、边界、矩、分形维度、熵等等。

在步骤 364 中，根据源于公知的感兴趣的正常和异常情况的数据库，对特征测量进行规范化，例如通过结合来自训练的先验知识（图 10 的步骤 312）。在步骤 366 中采用公知的现有技术方法对特征进行分类。判定树分析，判别函数分析，贝叶斯分类器，贝叶斯最小风险方法，聚类技术，相似度测量方法，神经网络，基于规则的方法，模糊逻辑等等都能够用于分类。

在步骤 368 中，对特征和/或者特征群进行标记。在对可疑候选损伤进行了识别和分类之后，必须将其位置和特点显示给数据的评定者。在特定的 CAD 应用中，这是通过在可疑损伤附近或者周围叠加标记（例如箭头或者圆圈）来完成的。在其他情况中，CAD 提供在多个数据中的任意数据上显示计算机测定（并且可能已经诊断确定）的标记的能力。采用这种方式，评定者可以仅仅观看一条数据，来自一组 CAD 操作的结果能够重叠在该数据上（通过唯一分割（ROI）、特征提取和分类流程来定义），从而形成唯一标记风格（例如不同的颜色）。在步骤 370，提供经过标记的输出。

流程返回到关于数据可视化的图 10 和步骤 310。例如，人或者机器观察者可以浏览 X 线断层摄影术图像数据。CAD 技术能够对一个或者所有数据进行操作，并且显示每种数据的结果，或者将显示结果集中到一条数据上。这会带来通过简化分割过程提高 CAD 性能而同时不增加要浏览的数据量或类型的优势。

应该理解的是，可以通过合并来自所有数据的特征来一次性地执行 CAD，或者并行地执行 CAD。该并行操作包括对每个数据分别执行 CAD 操作，并合并所有 CAD 操作的结果（与、或运算或者两者的组合运算）。另外，能够顺序或者并行地执行用于检测多种疾病的 CAD 操作。

虽然已经采用各种特定实施例描述了本发明，本领域技术人员会理解在不脱离权利要求的精神和范围的情况下，能够采用各种修改实现本发明。

部件列表：

10：计算机系统

	12: 计算机
	13: 图 10
	14: 存储器
	16: 显示器
5	18: 变换模块
	20: 输入/输出接口
	21: 可视级别
	50: CT 成像系统
	52: 与台架相关联的控制模块
10	54: X 射线控制器
	56: X 射线源
	58: 台架电机控制器
	60: 台架位置
	62: 数据获取模块
15	64: 检测器阵列
	66: 分解模块
	68: 计算机
	70: 台面电机控制
	72: 患者台面
20	74: z 轴
	76: 图像重构器
	78: 操作员控制台
	80: 大容量存储装置
	82: 来自检测器的衰减数据
25	84: 患者
	100: 数据体
	102: 第一级变换
	104: 输入数据
	106: 中间结果
30	108: 中间结果

	110: 中间结果
	112: 中间结果
	114: 中间结果
	116: 中间结果
5	150: 多个分辨率级别
	200: 矩阵中的域
	202: 比如获取
	212: 获取 202, 处理
	224: 分析中的工作流应用
10	234: 显示中的工作流应用
	242: 存档/检索
	248: 连接
	254: 超出 3D
	260: 数据流
15	262: 标题
	264: 第一数据块
	266: 第一分辨率级别
	267: 第二分辨率级别
	268: 第三分辨率级别
20	270: 发明。在步骤
	272: 在步骤
	274: 部分地在步骤之前
	276: 在步骤
	278:, 步骤 276 和
25	280: 在步骤
	282: 262。在步骤
	300: CAD 过程的
	302: 在步骤
	304: 分割 (步骤
30	306: 在步骤中的特征提取

308: 流程进行到步骤
310: 10 和步骤
312: 根据训练 (步骤
314: 先前在步骤中讨论的
5 316: 在步骤 314 和
320: 分割过程
322: 之上。在步骤
324: 12。在步骤
326: 步骤组合
10 328: 手工执行 (步骤
330: 完成, 在步骤
340: 特征提取过程
342: 在步骤中提取的特征
344: 在步骤
15 346: 距离。在步骤
348: 标准。在步骤
350: 特征。在步骤
352: 提高。在步骤
360: -训练的分类算法
20 362: 在步骤
364: 在步骤
366: 10)。在步骤
368: 在步骤
370: 颜色)。在步骤

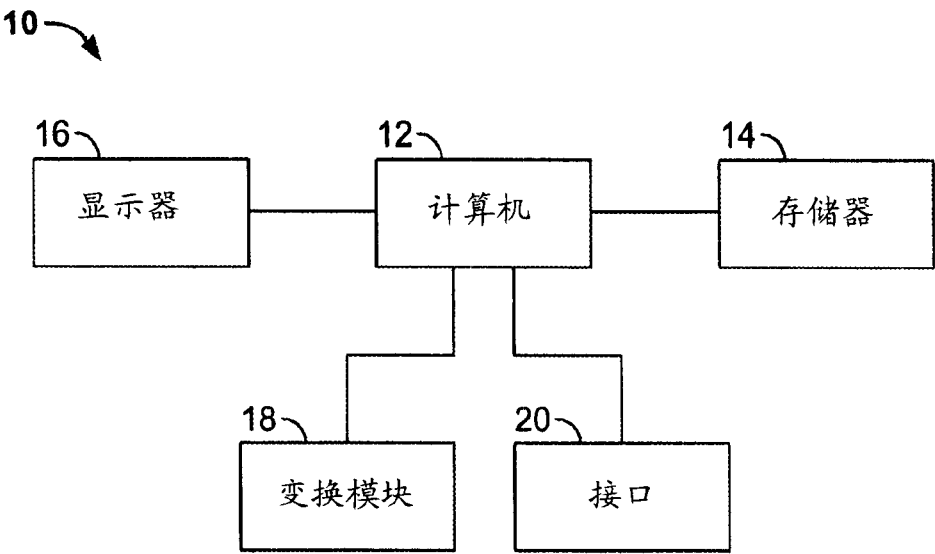


图 1

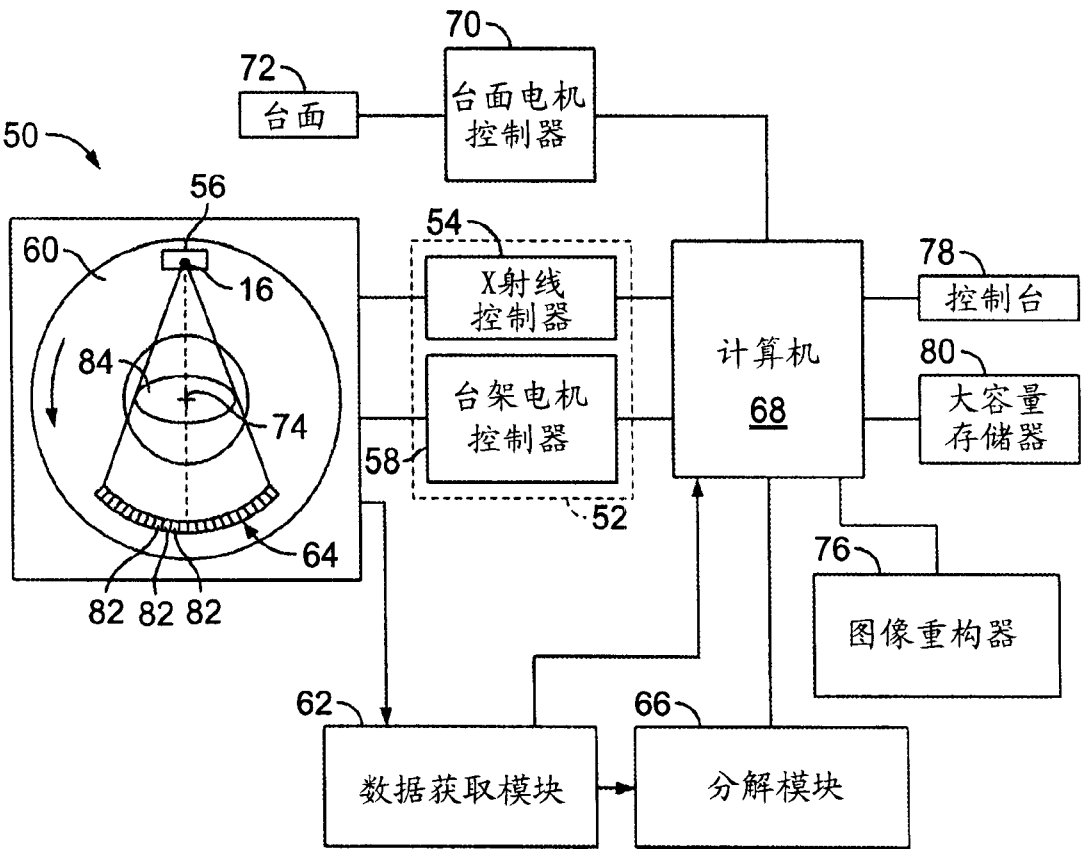


图 2

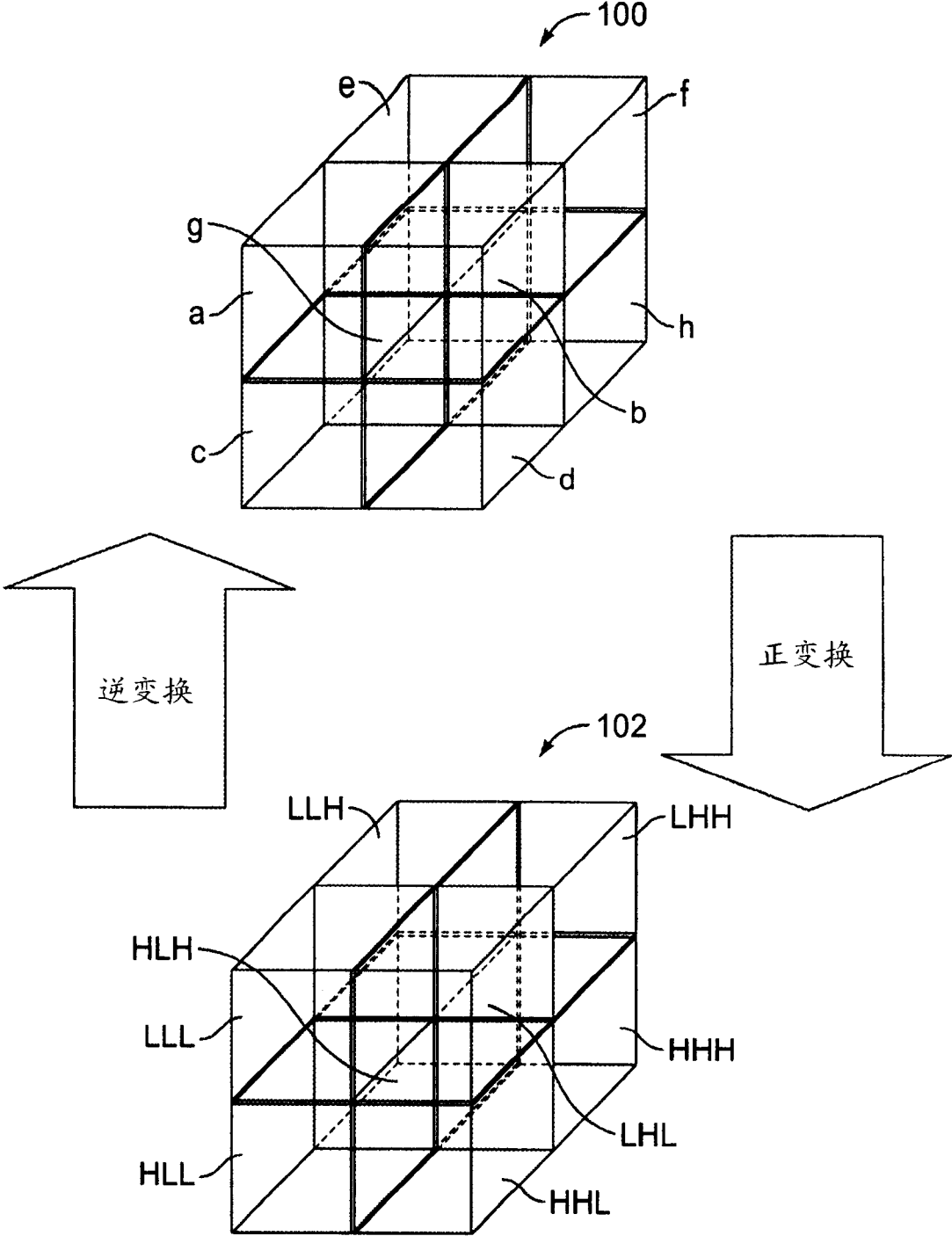


图 3

正变换:

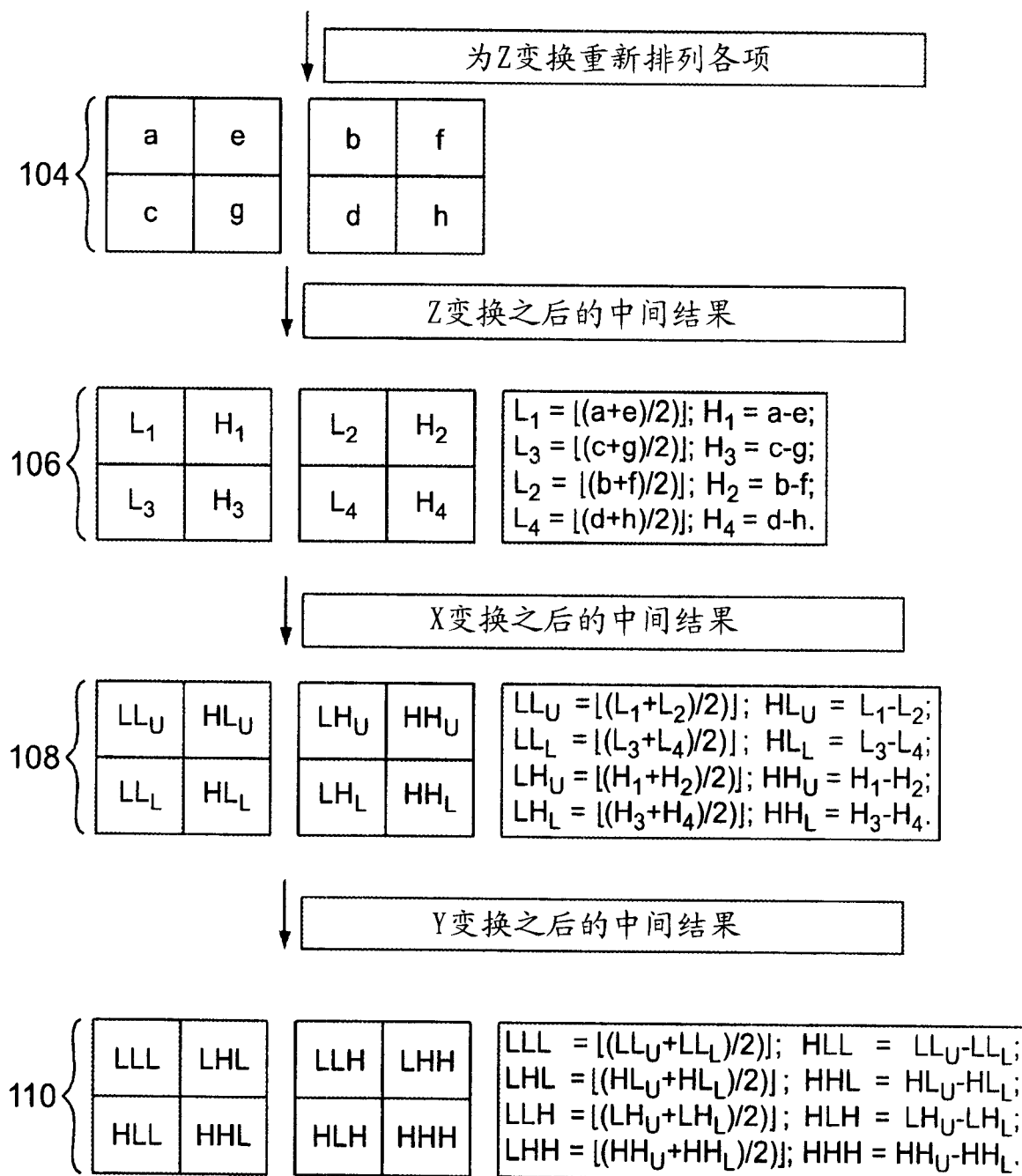


图 4

逆变换:

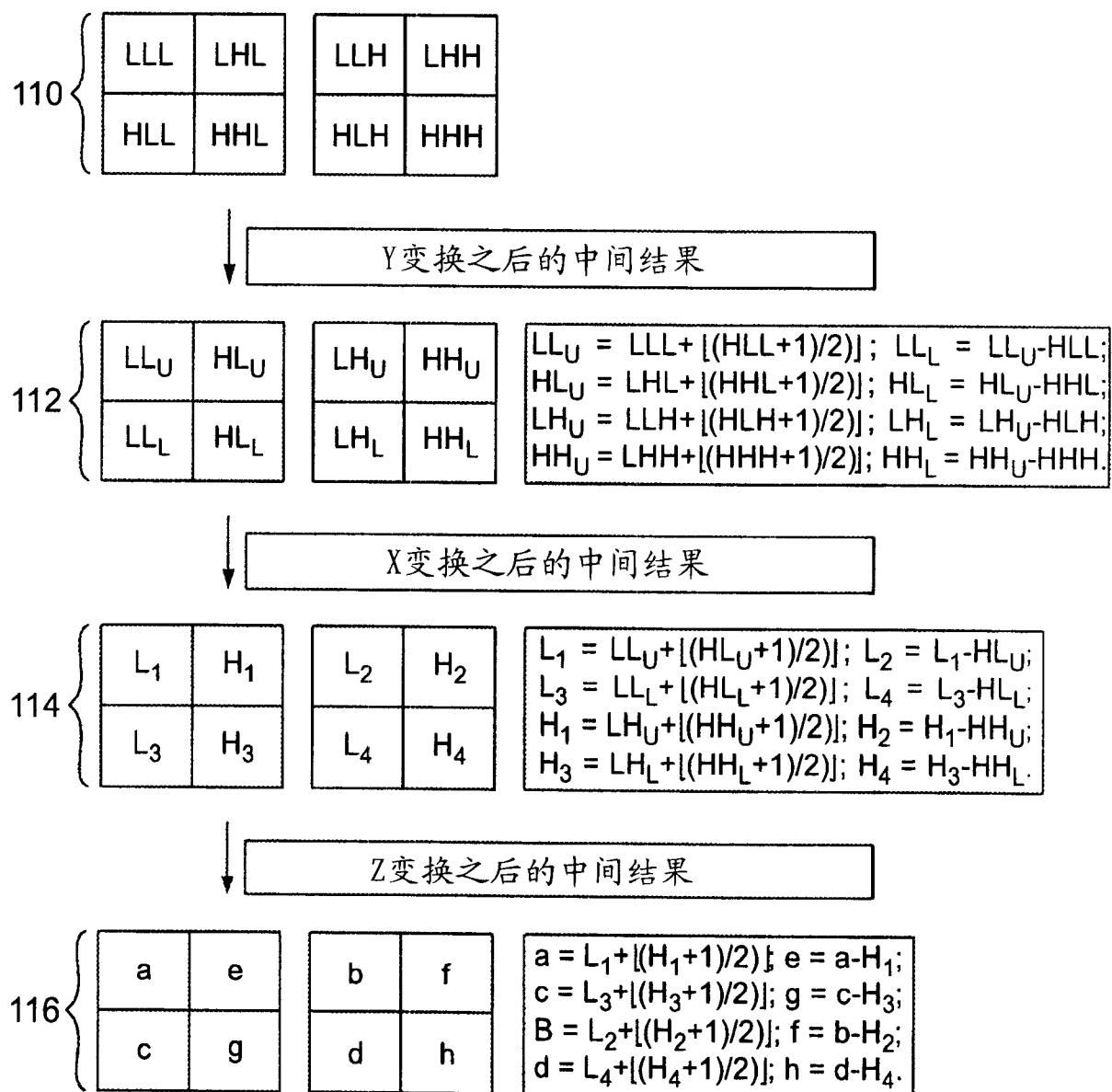


图 5

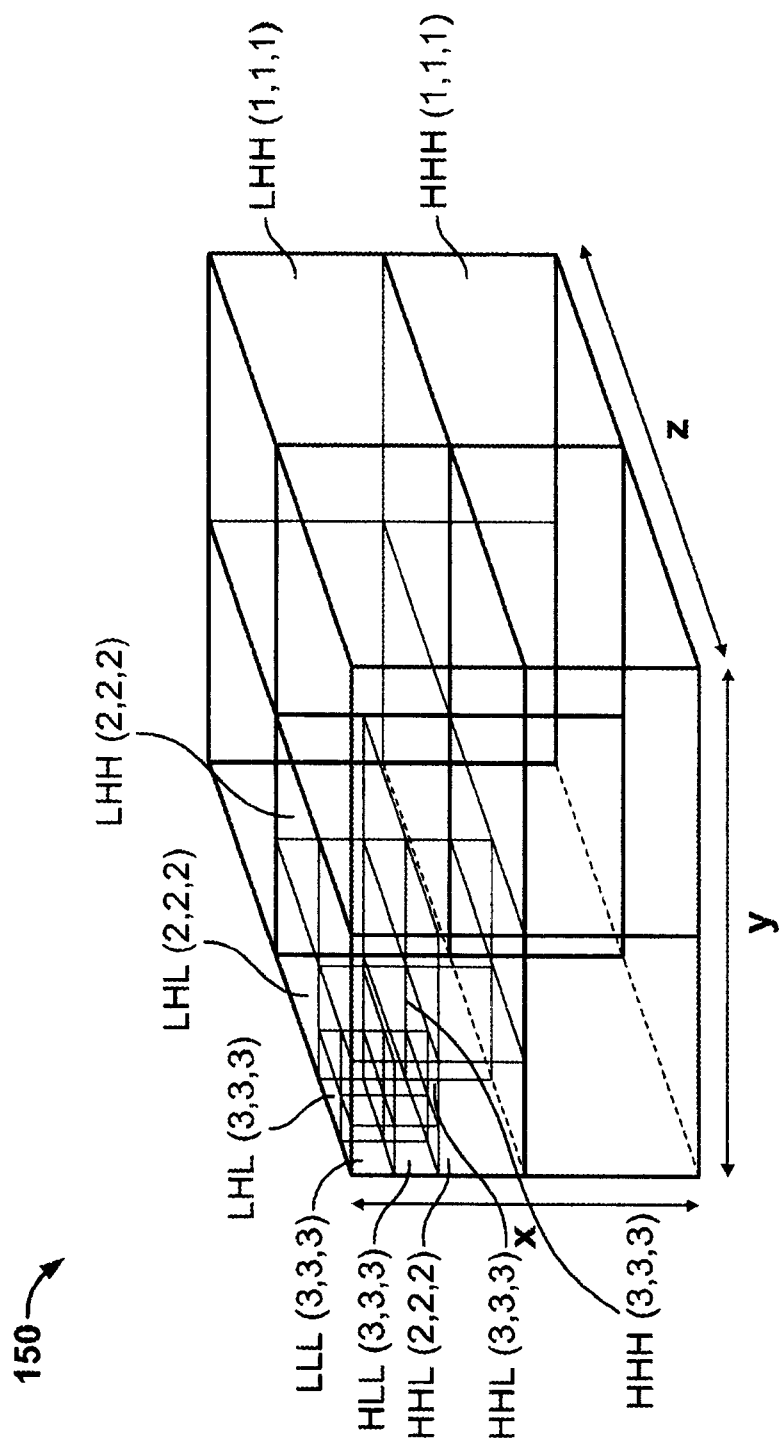


图 6

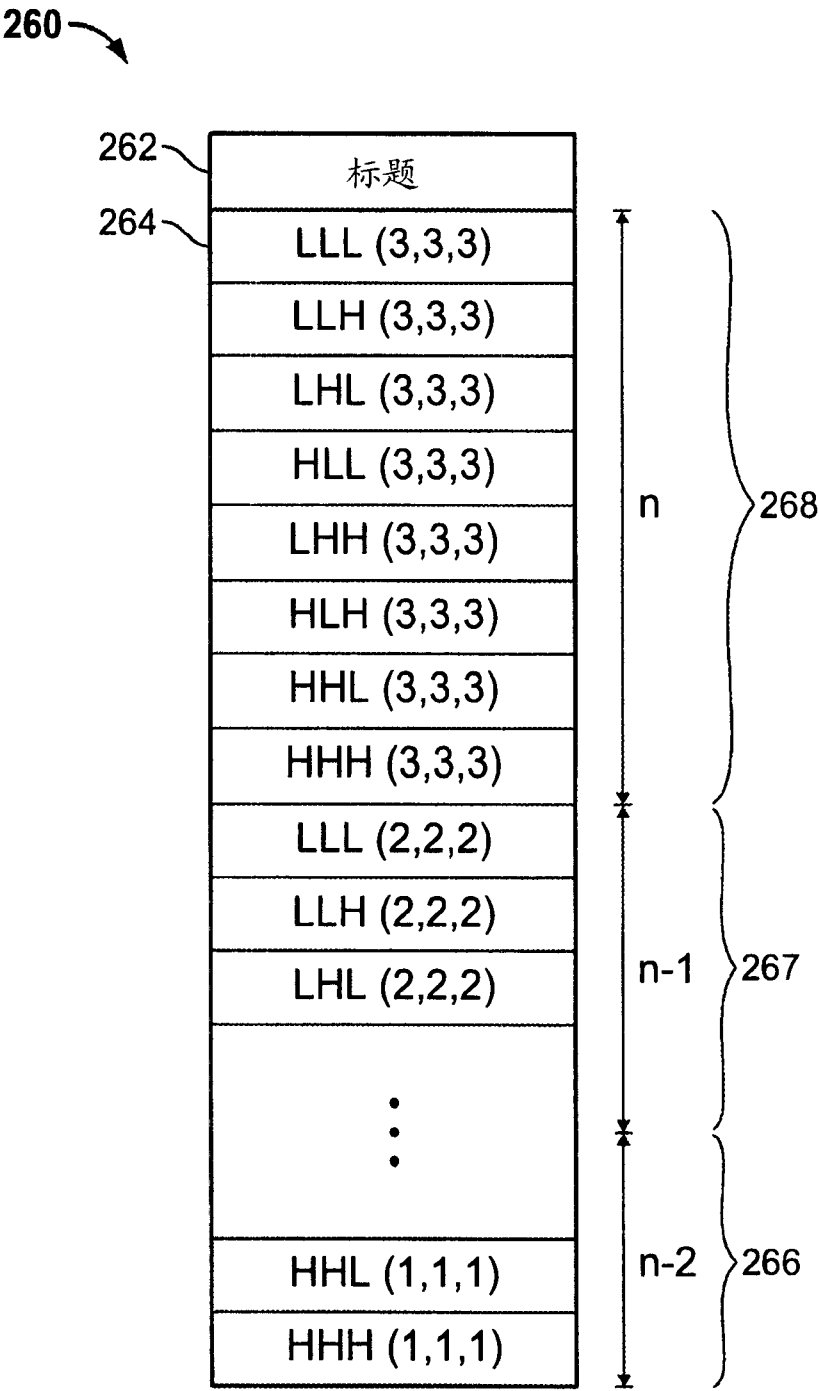


图 7

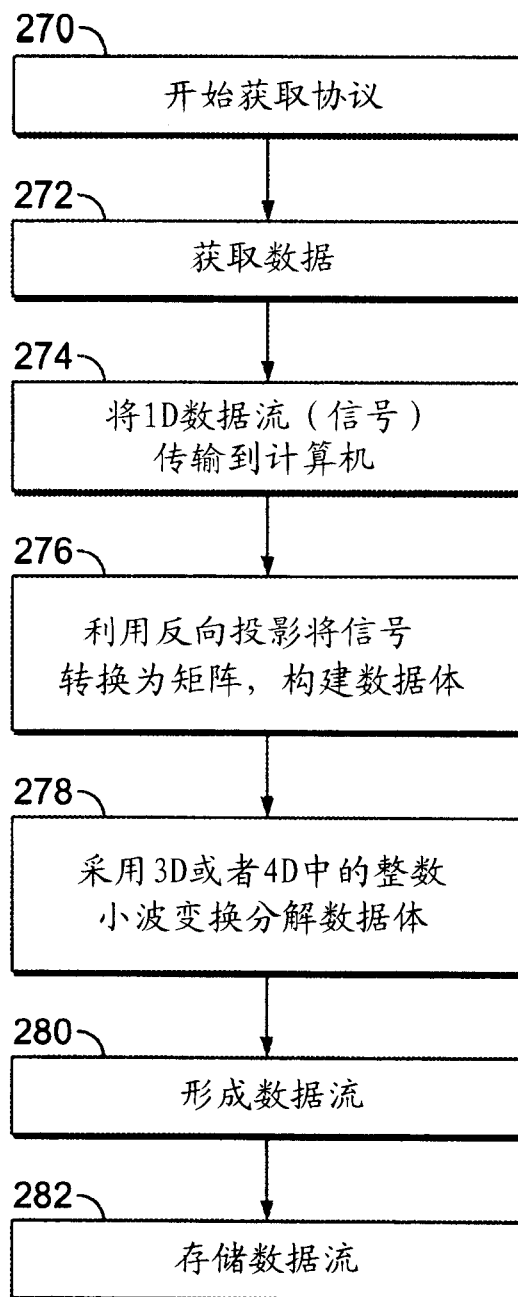


图 8

200 →

工作流应用						
功 能 域	获取 <u>202</u>	快速预览	质量控制	CAD	伪像减少	加快获取速度 (滑动环带宽)
	处理 <u>212</u>	减少噪声	伪像减少	图像增强	图像重构	为进一步 处理存储未 处理的数据
	分析 <u>224</u>	CAD	分割	CADx	模式识别	配准
	显示 <u>234</u>	体绘制	感兴趣体绘制	CAD结果参考		
	存档/检索 <u>242</u>	文件格式 (3D或更高)	压缩 (3D或更高)	感兴趣 区域访问		
	连接 <u>248</u>	DICOM多帧	数据重组			
	超出3D <u>254</u>	动态3D运动	多光谱	多示踪剂	多阶段	

图 9

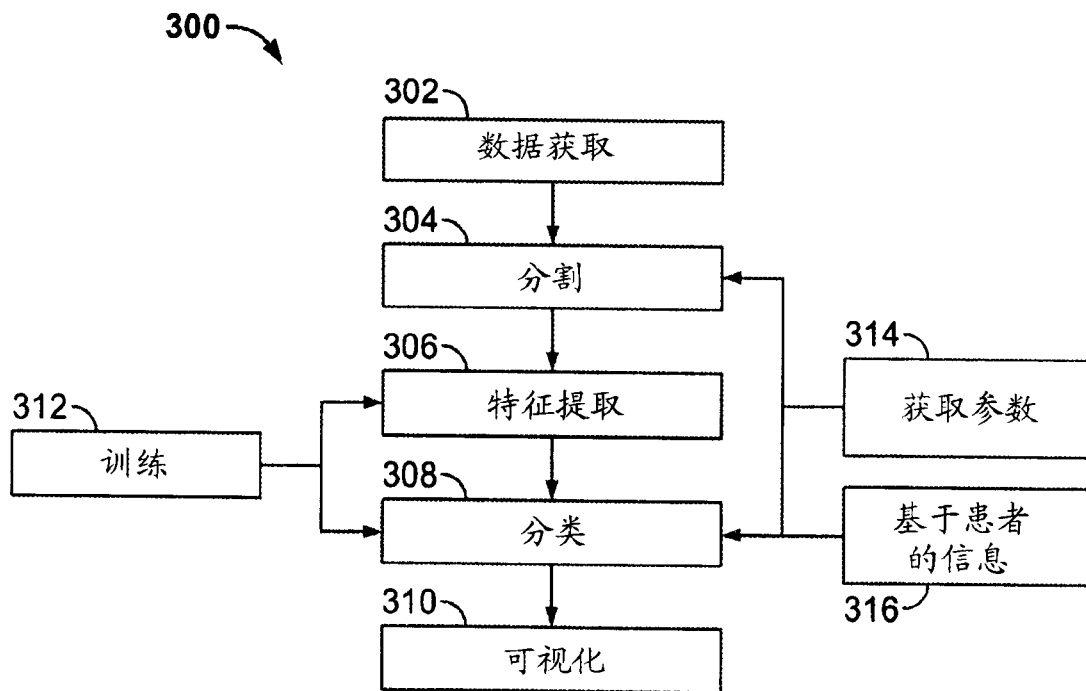


图 10

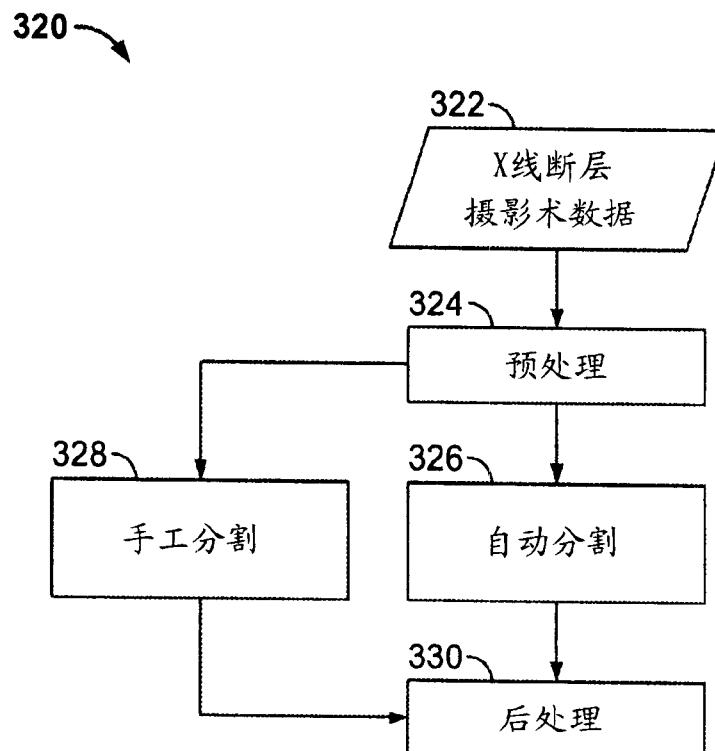


图 11

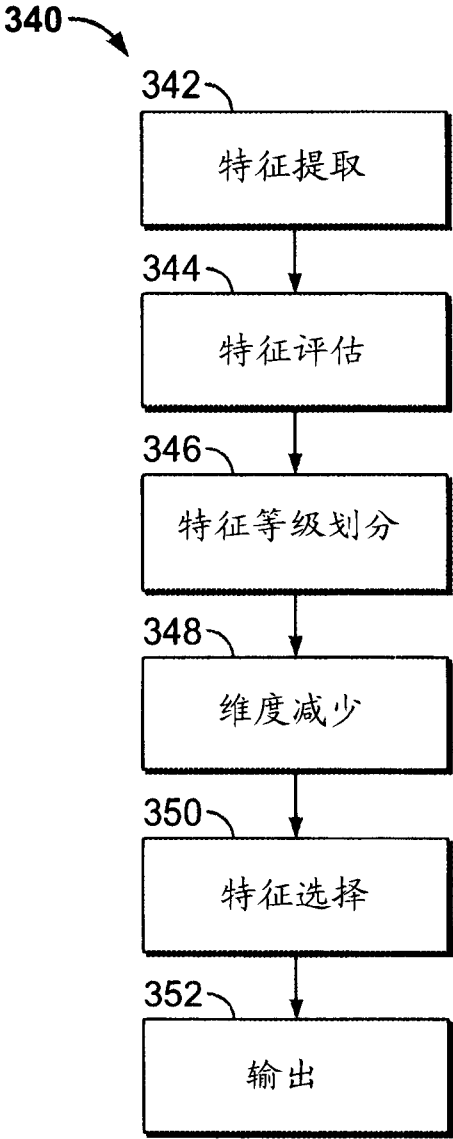


图 12

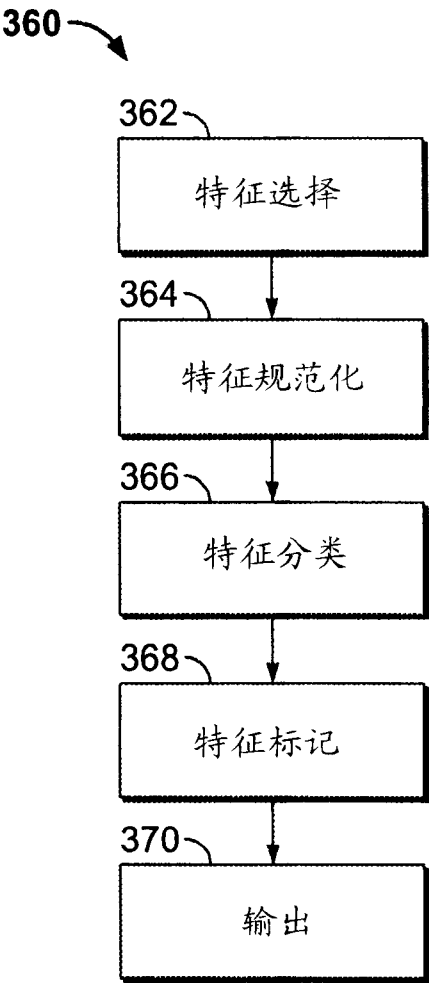


图 13