



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200310124094.5

[43] 公开日 2004 年 8 月 11 日

[11] 公开号 CN 1518955A

[22] 申请日 2003.11.27

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

[21] 申请号 200310124094.5

代理人 王 岳 梁 永

[30] 优先权

[32] 2002.11.27 [33] US [31] 10/306468

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

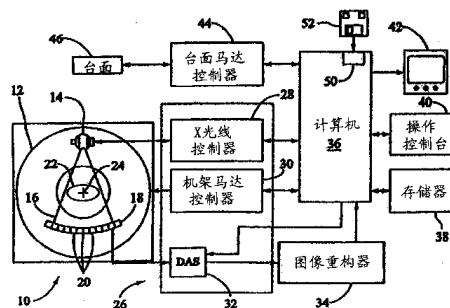
[72] 发明人 G·B·阿维纳斯 J·M·萨波尔
M·J·沃克

权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 8 页

[54] 发明名称 软组织容积可视化的方法和装置

[57] 摘要

一种获取数据的方法，包括利用多能计算机断层成像(MECT)系统(10)扫描对象(22)以获得数据从而产生解剖图像以及分解所获得的数据以产生代表骨骼物质的第一密度图像和代表软组织的第二密度图像。该方法进一步包括分割第一密度图像和第二密度图像中的至少一个以及容积再现第二密度图像。



1. 一种多能计算机断层成像 (MECT) 系统 (10), 包括:
 - 至少一个辐射源 (14);
 - 5 至少一个辐射探测器 (18); 以及在操作上耦联到所述辐射源和所述辐射探测器的计算机 (36), 设置所述计算机以:
 - 接收关于对象 (22) 扫描的第一能谱的数据;
 - 接收关于对象扫描的第二能谱的数据;
 - 10 分解所述接收到的数据以产生代表骨骼物质的第一密度图像和代表软组织的第二密度图像;
 - 在所述第一密度图像内识别小于预定尺寸的区域; 并且根据所述第一密度图像的所述识别区域从关于第一能谱的所述数据输入数据到所述第二密度图像中。
- 15 2. 根据权利要求 1 的 MECT 系统 (10), 其中设置所述计算机 (36) 以通过执行 CT 数差分解、康普顿和光电分解、基础材料分解 (BMD) 和对数减法分解 (LSD) 中的至少一种来分解所述接收到的数据。
3. 根据权利要求 1 的 MECT 系统 (10), 其中设置所述计算机 (36) 以通过将高对比度的骨骼区域和高对比度的钙化区域从低对比度的区域中分离出来从而在所述第一密度图像内识别小于预定尺寸的区域。
 - 20 4. 根据权利要求 1 的 MECT 系统(10), 其中进一步设置所述计算机(36) 以将所述第二密度图像内的结构的对比度与关于第一能谱的所述数据内的相应结构进行匹配。
 5. 根据权利要求 1 的 MECT 系统(10), 其中进一步设置所述计算机(36)
 - 25 以:
 - 利用含有从所述关于第一能谱的所述数据输入的关于所述识别区域的数据的所述第二密度图像来建立三维图像; 并再现所述的三维图像从而生成高对比度的再现图像。
6. 一种多能计算机断层成像 (MECT) 系统 (10), 包括:
 - 30 至少一个辐射源 (14);

- 至少一个辐射探测器（18）；以及
在操作上耦联到所述辐射源和所述辐射探测器的计算机（36），设置所述计算机以：
接收关于对象（22）的图像数据；
5 将所述接收到的图像数据分解成代表骨骼物质的第一密度图像和代表软组织的第二密度图像；
在所述第一密度图像内识别小于预定尺寸的区域；并
利用设置为使用二元像素的连接性的算法在所述第一密度图像内提取所述识别区域。
10 7. 根据权利要求 6 的 MECT 系统(10)，其中进一步设置所述计算机(36)以：
对所述第一密度图像设置阈值以产生代表骨骼和钙化的第一二元掩模图像；并
从所述第一二元掩模中提取所述第一密度图像内的所述识别区域从而
15 产生基本上代表钙化的第二二元掩模图像。
8. 根据权利要求 7 的 MECT 系统 (10)，其中设置所述计算机 (36) 以根据所述第一密度图像中的所述识别区域从所述接收到的图像数据输入数据到所述第二密度图像中。
9. 根据权利要求 6 的 MECT 系统(10)，其中进一步设置所述计算机(36)
20 以将所述第二密度图像与所述接收到的图像数据进行对比度匹配从而生成对比度匹配的软组织图像。
10. 根据权利要求 9 的 MECT 系统(10)，其中进一步设置所述计算机(36)以：
根据所述第一密度图像的所述识别区域从所述接收到的图像输入数据
25 到所述对比度匹配的软组织图像；
利用含有所述输入数据的所述对比度匹配的软组织图像建立三维图像；并
利用容积和表面再现中的至少一种来再现所述三维图像以产生高对比度的再现图像。
30 11. 根据权利要求 6 的 MECT 系统 (10)，其中设置所述计算机 (36) 以

在显示器上显示所述接收到的图像数据、所述第一密度图像和所述第二密度图像从而便于进行放射治疗计划和仿真计算。

软组织容积可视化的方法和装置

5 技术领域

本发明总体来说涉及一种医疗成像系统，更明确地涉及一种利用医疗成像系统的软组织容积可视化的方法和装置。

背景技术

尽管近来计算机断层成像（CT）技术有了很大发展，例如越来越快的
10 扫描速度、利用多行探测器的越来越大的覆盖范围以及越来越薄的片层，但是能量分辨率仍然是缺失的一块，即来自 X-射线源的广泛的 X-射线光子能谱和 CT 探测系统的能量分辨率的缺乏使得能量识别 CT 不可能。

X-射线穿过给定的对象后的衰减不是恒定的。相反，X-射线的衰减牢牢地依赖于 X-射线的光子能。这种物理现象表明其自身可以在图像中作为
15 射线束硬化伪影，例如不均匀的阴暗的条纹。某些射线束硬化伪影能够容易地校正，但另一些可能会较难校正。通常，校正射线束硬化伪影的公知的方法包括水校准，它包括校准每个 CT 机以消除与水类似的材料的射线束硬化以及反复的骨骼校正，其中骨骼在第一遍扫描图像中是分离的，然后校正来自第二遍扫描图像中的骨骼的射线束硬化。但是，来自与水和骨骼
20 不同的材料（例如金属和造影剂）的射线束硬化可能会很难校正。此外，即使利用上述校正方法，传统的 CT 也不能提供定量的图像值。而是，位于不同位置的同样的材料常常显示出不同的 CT 数值。

传统 CT 的另一个缺陷是缺乏材料特征化。例如，具有低密度的高衰减性材料在图像中可能导致和具有高密度的衰减性较低的材料产生的相同的
25 CT 数。因此，仅仅基于 CT 数会得到关于所扫描对象的材料成分的很少的信息或得不到信息。

另外，与传统的 X-射线方法类似的方法，至少某些公知的软组织容积可视化方法投射射线穿过对象。但是，没有将骨骼从对象内的其他材料中分离出来，因此可能很难形成对于诊断可能仍很重要的细微的结构的可视化。
30 传统上，CT 图像的骨骼分离是基于图像特性和 Hounsfield 数值进行的。

双重的能量分解非常有助于软组织和骨骼分离。但是，下面描述的方法和系统还可以消除包含了 CT 中的诊断信息的钙化。

发明内容

在一个方面，提供了一种获取数据的方法。该方法包括利用多能计算机断层成像（MECT）系统扫描对象来获取数据以产生解剖图像，并分解所获得的数据以产生代表骨骼物质的第一密度图像以及代表软组织的第二密度图像。该方法进一步包括分离第一密度图像和第二密度图像中的至少一个，并且容积再现第二密度图像。

另一方面，提供了一种多能计算机断层成像（MECT）系统。该 MECT 包括至少一个辐射源、至少一个辐射探测器以及在操作上耦联到辐射源和辐射探测器的计算机。设置计算机以接收关于对象扫描的第一能谱的数据，接收关于对象扫描的第二能谱的数据，分解接收到的数据以产生代表骨骼物质的第一密度图像和代表软组织的第二密度图像，在第一密度图像内识别小于预订尺寸的区域，并根据第一密度图像的识别区域从关于第一能谱的数据输入数据到第二密度图像中。

再一个方面，提供了一种多能计算机断层成像（MECT）系统。该 CT 系统包括至少一个辐射源、至少一个辐射探测器以及在操作上耦联到辐射源和辐射探测器的计算机。设置该计算机以接收对象的图像数据，将接收到的图像数据分解为代表骨骼物质的第一密度图像和代表软组织的第二密度图像，在第一密度图像内识别小于预订尺寸的区域并利用使用二元象素的连接性的算法来在第一密度图像内提取识别出的区域。

还有一方面，提供了一种嵌入有程序的计算机可读媒介。设置计算机可读媒介以指导计算机接收关于对象扫描的第一能谱的数据，接收关于对象扫描的第二能谱的数据，分解接收到的数据以产生代表骨骼物质的第一密度图像和代表软组织的第二密度图像，对第一密度图像设置阈值以产生代表骨骼和钙化的第一二元掩模图像，从第一二元掩模图像中提取所识别出的小于预定尺寸的区域以产生基本上代表钙化的第二二元掩模图像，并根据第一二元掩模图像的提取出的区域从接收到输入数据到第二密度图像中。

还有一个方面，提供了一种获取数据的方法。该方法包括利用多能计

算机断层成像（MECT）系统来扫描对象以获得数据从而产生解剖图像，分解所获得的数据以产生第一密度图像和第二密度图像并容积再现第一和第二密度图像中的至少一个。

附图的简要说明

- 5 图 1 是 MECT 成像系统的示意图。
图 2 是图 1 中所示的系统的方块图。
图 3 是表示预重构分析的流程图。
图 4 是表示后重构分析的流程图。
图 5 是利用图 1 和 2 中所示的 MECT 成像系统进行容积可视化的方法
10 的示意图。

图 6 是利用图 1 和 2 中所示的 MECT 成像系统进行的软组织容积可视化的方法的示意图。

- 图 7 是公知的外科导航系统的示意图。
图 8 是利用图 5 中所示的方法的外科导航系统的示意图。
15 图 9 是公知的放射治疗系统的示意图。
图 10 是利用图 5 中所示的方法的放射治疗系统的示意图。

发明的详细说明

这里所述的方法和装置便于增大利用基于图像分割的方法的多能成像的分割能力。这里所述的方法和系统便于对软组织进行实时容积建立和可视化。更具体的是，这里所述的方法和系统便于在保留图像内的钙化时从
20 图像中分离出骨骼物质，并且便于增大多能成像的分割能力以外科导航和放射治疗。

在一些公知的 CT 成像系统构造中，X-射线源射出扇形射线束（将其校准以使其位于笛卡尔坐标系的 x-y 平面内并通常将其称为“成像平面”）。X-
25 射线束穿过正在成像的对象例如病人。该射线束在被对象衰减之后，撞击在辐射探测器阵列上。在该探测器阵列上接收到的衰减的辐射线束的强度取决于通过对象的 X-射线束的衰减。该阵列的每个探测器元件产生单独的电信号，该电信号是对在探测器位置上的射线束强度的测量值。分别获得来自全部探测器的强度测量值从而产生透射轮廓。

30 在第三代 CT 系统中，X-射线源和探测器阵列绕着要成像的对象以成像

平面内的机架旋转，因此 X-射线束贯穿对象的角度经常变化。来自在一个机架角度的探测器阵列的一组 X-射线衰减测量值即投影数据称作一“视图”。对象的“扫描”包括在 X-射线源和探测器的一次旋转期间在不同的机架角度或视角上形成的一系列视图。

5 在轴向扫描中，处理投影数据以建立与从对象中提取的二维片层相对应的图像。用于重构来自一组投影数据的图像的一种方法在本领域中被称为滤波反向投影技术。这种方法将来自扫描的衰减测量值转化为称作“CT 数”或“Hounsfield 单位”(HU) 的整数，用它来控制阴极射线管显示器上的相应象素的明亮度。

10 为了缩短整个扫描时间，可以执行“螺旋式”扫描，其中当采集规定数目个片层数据时使患者移动。这种系统从扇形射线束螺旋式扫描中产生单独的螺旋线。由该扇形射线束绘制出的螺旋线生成投影数据，通过该数据可以重构每个规定片层内的图像。

15 用于螺旋式扫描的重构算法通常使用螺旋加权算法，它加权收集到的数据作为视角和探测器通道索引的函数。具体的，在滤波反向投影处理之前，根据螺旋式加权因子来加权数据，它既是机架角度又是探测器角度的函数。然后处理加权数据以产生 CT 数并构建相应于从对象提取出的二维片层的图像。

20 为了进一步缩短整个获取时间，已经引入了多片层 CT。在多片层 CT 中可以在任何瞬间同时获取多行投影数据。当结合螺旋扫描模式时，系统产生锥形射线束投影数据的单个的螺旋线。与单个的螺旋片层类似，加权方案是一种衍生出的可以在滤波反向投影算法之前将投影数据乘以权值的方法。

25 在此，以单数叙述并以词“一个 (a)”或“一个 (an)”开头的元件或步骤应该理解为不排除多个所述的元件或步骤，除非这种排除被明确地注明。而且，本说明书的方法和系统的“一个实施例”的标记不应当解释为排除了结合了所引的特征的附加实施例的存在。

而且在此，术语“重构图像”不意味着排除这里所述的方法和系统的实施例：其中产生代表图像的数据但不是可视图像。但是，许多实施例产生（或设置其产生）至少一个可视的图像。

这里要说明一种利用能量识别（还作为多能公知）计算机断层成像（MECT）系统的用于组织特征化和软组织容积可视化的方法和装置。首先要说明 MECT 系统 10 随后要说明利用 MECT 系统 10 的应用。

参照图 1 和 2，多能扫描成像系统例如多能多片层计算机断层成像 5 (MECT) 成像系统 10 显示为包括代表“第三代” CT 成像系统的机架 12。机架 12 具有 X-射线源 14，X-射线源 14 将 X-射线束 16 朝在机架 12 的对面上的探测器阵列 18 投射。探测器阵列 18 由多个探测器行（未显示）形成，探测器行含有多个一起感应穿过对象（例如医疗患者 22）投射的 X-射线的探测器元件 20。每个探测器元件 20 产生代表撞击 X-射线束的强度的电信号从而可利用它来估计射线束随着穿过对象或患者 22 之后的衰减。在扫描 10 获得 X-射线投影数据期间，安装的机架 12 和部件绕着旋转中心 24 旋转。图 2 仅显示了单独的一行探测器元件 20（即探测器行）。但是，多片层探测器阵列 18 包括多个平行的探测器元件 20 的探测器行，因此在扫描期间可以同时采集与多个准平行或平行片层相应的投影数据。

15 机架 12 上的部件的旋转和 X-射线源 14 的运行由 MECT 系统 10 的控制机构 26 来控制。控制机构 26 包括向 X-射线源 14 提供电能和时序信号的 X-射线控制器 28 以及控制机架 12 上的部件的旋转速度和位置的机架马达控制器 30。控制机构 26 中的数据采集系统 (DAS) 32 从探测器元件 20 中采 20 样模拟数据并将该数据转化成用于随后处理的数字信号。图像重构器 34 接收来自 DAS 32 的采样的数字化的 X-射线数据并执行高速的图像重构。将该重构的图像输入到计算机 36，计算机 36 将图像存储于存储装置 38 中。图像重构器 34 可以是专用的硬件或在计算机 36 上执行的计算机程序。

计算机 36 还接收操作者通过控制台 40（具有键盘）发出的命令和扫描参数。相连的阴极射线管显示器 42 允许操作者观察重构的图像和来自计算机 36 的其他数据。计算机 36 利用操作者提供的命令和参数来提供控制信号和信息给 DAS 32、X-射线控制器 28 和机架马达控制器 30。此外，计算机 36 操作台面马达控制器 44，马达控制器 44 控制动力化的台面 46 以将患者 22 定位在机架 12 内。特别地，台面 46 移动患者 22 的部分通过机架开口 48。

30 在一种实施例中，计算机 36 包括装置 50 例如软驱、光驱、DVD 光驱、

磁光盘（MOD）器件或任何其他的包括网络连接装置（例如用于从计算机可读媒介 52 上读取指令和/数据的以太网装置）的数字装置例如软盘、光盘、DVD、MOD 或其他数字源（例如网络或 Internet）以及将来开发的数字装置。在另一实施例中，计算机 36 执行存储的固件（未显示）中的指令。计算机 5 编程以执行这里所述的和所用到的功能，术语计算机不局限于那些本领域中称为计算机的集成电路，而是宽泛地指计算机、处理器、微型控制器、微型计算机、可编程逻辑控制器、专用集成电路以及其他可编程的电路，在此这些术语可以交换使用。CT 成像系统 19 是能量识别（还作为多能公知）计算机断层成像（MECT）系统，其中设置系统 10 能够响应不同的 X-射线谱。这可以利用传统的第三代 CT 系统来实现从而在不同的 X-射线管电势下顺序获得投影。例如，在背对背地或者交替地扫描下采集两个扫描，例如射线管以 80kVp 和 160kVp 的电势下运行。或者，在 X-射线源和探测器之间放置专用的过滤器从而使不同的探测器行收集不同的 X-射线能谱的投影。或者，可以利用整形 X-射线谱的特殊过滤器来进行两种扫描（背对 10 背地或者交替地）。还有一个实施例是使用能量感应探测器，从而记录每个到达探测器的 X-射线光子的光子能量。虽然上述的具体实施例指的是第三代 CT 系统，但是这里所述的方法等于运用了第四代 CT 系统（静止的探测器—旋转的 X-射线源）和第五代 CT 系统（静止的探测器和 X-射线源）。 15

可用不同的方法来获得多能测量值：(1) 用特定的能谱进行扫描，(2) 根据探测器中的能量沉积来探测光子能量以及(3) 光子计数。光子计数提供了清晰的光谱分离和用于平衡光子统计的可调的能量分离点。 20

MECT 便于减少或消除传统的 CT 中有关的多种问题，例如但不局限于：缺乏能量识别和物质特征化。在不存在对象散射的情况下，人们仅需要一个系统 10 来分开地探测两个区域的光子能谱：入射的 X-射线光谱的低能量和高能量部分。可以基于来自两个能量区域的信号来获得处于任何其他能量下的状态。这种现象是由基础事实造成的：在医疗 CT 感兴趣的能量区域中，两种物理过程支配着 X-射线的衰减，即(1) 康普顿 (Compton) 散射和(2) 光电效应。因此，从两个能量区域探测到的信号提供了充分的信息以揭开正在成像的物质的能量关系。而且，从两个能量区域探测到的 25 30 信号提供了充足的信息以确定由两种物质组成的对象的有关成分。

在示范实施例中，MECT 利用分解方法例如通过 CT 数差分解、康普顿和光电分解、基础物质分解（BMD）或对数减法分解（LSD）来分解高能图像和低能图像。

CT 数值差算法包括计算 CT 中的差值或在不同的管电势下获得的两个图像之间的 Hounsfield 数值。在一种实施例中，在象素 - 象素的基础上计算出差值。在另一种实施例中，在感兴趣的区域上计算平均的 CT 数差。康普顿和光电分解包括利用 MECT 10 来获得一对图像并分别表现从康普顿和光电处理中得到的衰减。BMD 包括获取两个 CT 图像，其中每个图像代表基础物质中的一个的等价密度。由于物质密度独立于 X-射线光子能量，因此这些图像基本没有射线束硬化伪影。此外，操作者可以选择基础物质来指定感兴趣的特定物质为目标，从而提高图像对比度。在使用中，BMD 算法是基于这样的概念：任何给定的物质的 X-射线衰减（在医疗 CT 的能量区域中）可以由其他两个给定的物质的合适的密度混合来表示，因此这两个物质被称为基础物质。在一种实施例中，利用 LSD 可以获得具有准单能 X-射线谱的图像，可以用两种物质中的每一个的有效衰减系数来表征被成像对象的特征，因此 LSD 没有结合射线束硬化校正。此外，LSD 没有校准，但是使用了组织取消参数的确定，该参数是给定的物质在每次曝光的平均能量下的有效衰减系数的比率。在示范实施例中，组织取消参数主要取决于用来采集图像的光谱和任何改变所测得的信号强度的附加因素，根据它，对一对理想的单能曝光是可期待的。

应当注意为了使多能 CT 系统最优化，光谱分离越大图像品质越好。而且，这两个能量区域中的光子统计应当相似，否则较差的统计区域将支配图像噪声。

本说明书中所述的方法和系统将上述原理应用到组织特征化和软组织容积可视化中。具体地，利用 MECT 系统 10 来产生这里所述的 CT 图像。预重构分析、后重构分析和探察图像分析是可以应用于 MECT 系统 10 中以提供组织特征化的三种技术。

图 3 是表示预重构分析 54 的流程图，其中在重构 58 之前完成分解 56。计算机 36 收集所采集的在旋转机架 12（图 1 中所示）的分立角度位置上的探测器阵列 18（图 1 中所示）产生的投影数据，并将信号传送给预处理器

60。预处理器 60 重分类从计算机 36 接受到的投影数据从而最优化随后的数学处理的顺序。预处理器 60 还校正来自计算机 36 的投影数据，例如探测器温度、主射线束强度、增益和偏移以及其他决定性的误差因数。预处理器 60 然后提取与高能视图 62 相应的数据并将其发送到高能路线通道 64，
5 并将与低能视图 66 相应的数据发送到低能通道 68。利用高能数据和低能数据，可以用分解运算法则来生成两个投影数据流，然后将其重构以获得属于两种不同材料的两个单独的图像。

图 4 是表示后重构分析的流程图，其中在重构 58 之后完成分解 56。计算机 36 收集所获得的在旋转机架 12（图 1 中所示）的分立角度位置上的探测器阵列 18（图 1 中所示）产生的投影数据，并将与高能视图 62 相应的数据发送到高能通路 64 以及与低能视图 66 相应的数据发送到低能通路 68。与高能系列投影 62 相应的第一 CT 图像 70 和与低能系列投影 66 相应的第二 CT 图像 72 被重构 58。然后执行分解 56 以分别获得属于两种不同材料的两个单独的图像。在探察图像分析中，信号流可以与图 3 或图 4 相似。但是，将台面相对于非旋转机架移动从而采集数据。
10
15

投影 X-射线成像中运用的双能技术可以便于诊断和监视骨质疏松症并确定平均的脂肪组织与贫瘦组织的比率（肥/瘦比率）。双能技术还能便于在对人体对象中的骨质疏松症的探测中进行横断面或断层摄影 X-射线成像，并能便于非破坏性的测试应用，例如爆炸物和/或违禁品探测。

本说明书中所述的方法和系统将多能成像应用于容积可视化。容许三维数据可视化的技术指的是容积再现。更具体的是，容积再现是用于对半透明体的计算 2-D 投影形成的三个空间维度的采样函数进行可视化的技术。容积再现应用于医疗成像，其中容积数据可从 X-射线 CT 扫描器中获得。CT 扫描器产生平行平面图像或片层的三维层叠，它们中的每一个都由 X-射线吸收系数阵列组成。典型的 X-射线 CT 图像具有 $512 \times 512 \times 12$ 比特的分辨率并且含有在叠层中高达 500 个的片层。在二维域中，可以一次显示一个片层。利用传统的 X-射线图像的 CT 图像的优点在于每个片层仅包含来自一个平面的信息。另一方面，传统的 X-射线图像包含所有平面的信息并且结果是阴影的累积，该累积是吸收 X-射线的任何物体（例如组织、骨骼、器官等等）的密度的函数。由 CT 扫描器生成的平行数据的叠层的可
20
25
30

用性激励了用于将数据视为三维领域而不是单独片层的技术的开发。因此现在可以从任何视点来观看 CT 图像数据。

使用了大量的不同的方法来将 CT 图像数据显示为三维域，例如包括在二元分割空间内再现体素、行进立方体（marching cube）以及射线投射。当 5 在二元分割空间再现体素时，可以对整个体素进行选择。这会产生“块状”图像。此外，在二元分割空间中体素再现可能会造成所算的表面法线中的动态范围的不足，这将会生成具有相对差的阴影的图像。

在三维域中利用观看 CT 图像数据的行进立方体解决了二元分割空间中的再现体素中存在的一些问题。但是利用行进立方体需要对被提取的和再现的中间表面的位置做二元判决。而且提取中间结构可能会导致虚假的肯定（不存在的伪影）和虚假的否定（丢掉了微小的或较差分辨率的特征）。10

在三维域中利用观看 CT 图像数据的射线投射便于使用三维数据而不必试图将任何的几何结构施加在其上。射线投射解决了表面提取技术中的一种最重要的局限，即表面提取技术在探测空间中显示薄壳投影的方法。更 15 具体的是，表面提取技术未考虑到这种情况：尤其是在医疗成像中，数据可能源自流体及其他物质，它们可能是局部透明的并应该对此建模。但是射线投射考虑到数据可能源自流体及其他物质并可以对局部透明的物质建模。

图 5 是利用 MECT 系统 10（图 1 和 2 中所示）的软组织容积可视化的 20 方法 80 的示意图。方法 80 描述了利用基于物理学的分割（多能分解数据）和基于图像的分割相结合的 3D 可视化。更具体的是，方法 80 包括获取 82 对象（未显示）的 MECT 解剖图像数据，其中解剖图像数据包括高能图像（H）和低能图像（L）。然后分解 84 解剖图像数据以获得表示对象内的软 25 组织的密度图像和表示对象内的骨骼物质的密度图像。然后利用基于图像的分割将高能图像、低能图像、软组织密度图像和骨骼物质密度图像分割 86 以确定对象内感兴趣的区域。在一种实施例中，利用基于图像的分割单独地分割 86 高能图像、低能图像、软组织密度图像和骨骼物质密度图像。在另一实施例中，结合利用基于图像的分割来分割 86 高能图像、低能图像、软组织密度图像和骨骼物质密度图像。

30 在基于图像的分割中可以利用几种分割技术来确定对象中感兴趣的区

域,包括但不局限于 Hounsfield 或 CT 数(阈值)技术、迭代设限设阈值(iterative thresholding)、k 方式分割(k-means segmentation)、边缘探测、边缘链接、曲线拟合、曲线平滑、2D/3D 形态过滤、区域生长、模糊聚集、图像/容积测量、启发法、基于知识的规则、决策树以及神经网络。对感兴趣的区域的
5 分割可以手工和/自动地执行。在一种实施例中,通过利用鼠标或任何其他合适的界面(例如触摸屏、眼睛跟踪和/语言命令)来显示数据和用户描绘的感兴趣的区域来手工地分割高能图像、低能图像、软组织密度图像和骨骼物质密度图像从而确定对象内的感兴趣的区域。此外,在一种实施例中,
10 通过利用使用了现有知识(如物块的形状和大小, shape and size of a mass))的算法来自动分割高能图像、低能图像、软组织密度图像和骨骼物质密度图像以确定对象中感兴趣的区域从而自动描绘出感兴趣的区域。在另一个实施例中,通过结合手工和自动分割来半自动地分割高能图像、低能图像、
15 软组织密度图像和骨骼物质密度图像以确定对象内感兴趣的区域。

然后 88 利用 基于图像分割的高能解剖图像数据、基于图像分割的软组织密度图像和基于图像分割的骨骼密度图像来获得含有对象内感兴趣的区域的骨骼物质的软组织图像。然后利用含有骨骼物质的软组织图像来建立
20 三维图像,依次利用它来再现 90 从而提供高对比度的再现图像。在替换实施例中,没有分割 86 高能图像、低能图像、软组织密度图像和骨骼物质密度图像而是使用高能图像、低能图像、软组织密度图像和骨骼物质密度图
像中的至少一个来建立三维图像,使用它来再现 90 从而提供高对比度的再
25 现图像。再现 90 利用传统的再现技术来执行,例如 The Visualization Toolkit, An Object-orientated Approach to 3Dgraphics, Will Shroeder、Ken Martin 和 Bill Lorensen, Prentice-Hall 1996 中描述的技术。在一种实施例中,利用容积再现来提供高对比度的再现图像。在另一实施例中,利用表面再现来提供高
对比度的再现图像。

图 6 是利用 MECT 系统 10 (图 1 和 2 中所示) 的软组织容积可视化的
方法 100 的示意图。更具体的是,方法 100 是方法 80 的一种实施例的一个
30 具体实例。在应用中,方法 100 包括获取 102 对象(未显示)内的感兴趣的
区域或者在对象的整个内的 MECT 解剖图像数据,其中解剖图像数据包括
高能图像和低能图像。然后分解 104 解剖图像数据以获得代表感兴趣的区
域内的软组织的密度图像 (I_s) 和代表感兴趣的区域内的骨骼物质的密度图

像 (I_b)。在一种实施例中，利用下面的分解方程式来获取表示软组织的密度图像： $I_s = \frac{H}{L^{w_s}}$ ，其中 $0 < w_s < w_b < 1$ 。此外，在一种实施例中，利用下面的分解方程式来获取代表骨骼物质的密度图像： $I_b = \frac{H}{L^{\frac{w_b}{w_s}}}$ ，其中， $0 < w_s < w_b < 1$ 。

5 然后将代表软组织的密度图像与感兴趣的区域内的标准 CT 图像进行对比度匹配 106。例如在示范实施例中，将软组织密度图像内的结构的对比度与高能解剖图像数据 H 中的相应结构匹配。在一种实施例中，通过对上述分解方程式中的 H 进行关于 I_s 、 I_b 、 w_b 和 w_s 的求解来将软组织密度图像与高能解剖图像数据 H 进行对比度匹配 106 从而获得以下关系式： $H = I_s^{\frac{w_b}{w_b - w_s}}$

10 10 I_b 。通过对上述方程式的对数进行微分，得出以下对比度方程式：

$$C(H) = \frac{w_b}{w_b - w_s} C(I_s) - \frac{w_s}{w_b - w_s} C(I_b), \text{ 其中 } C(\cdot) \text{ 表示图像中的对比度。根据}$$

上述 $C(H)$ 方程，可以证实当将软组织密度图像内的对比度和高能解剖图像数据中的相应结构进行匹配时，由骨骼物质密度图像产生的对比度 [$C(I_b)$] 可能需要抑制。在一种实施例中，为了减小细微的对比度同时保持缩放比例，15 对骨骼物质密度图像进行低通滤波从而消除所有的结构信息。因此根据以下的方程式可以获得匹配的软组织图像对比度 (I_{HS})：

$I_{HS} = I_s^{\frac{w_b}{w_b - w_s}} LPF(I_b^{\frac{-w_s}{w_b - w_s}})$ ，其中函数 $LPF(\cdot)$ 执行骨骼物质密度图像的低通滤波。在一种实施例中，使用 boxcar 滤波器作为 $LPF(\cdot)$ 来执行图像的低通滤波，其中 boxcar 滤波器通过对给定的相邻进行平均来平滑图像。利用 boxcar 滤波，图像中的每个点仅需要 4 个算术运算而与核尺寸无关。此外，20 在一种实施例中，可分离的核长度是可变的。在替换实施例中，通过分割骨骼图像来得出骨骼掩模。翻转骨骼掩模以获得软组织掩模。将翻转的骨骼掩模重叠在软组织图像上并将软组织区域与标准图像的软组织区域进行对比度匹配。专门关注掩模的边缘以减轻由骨骼-软组织过渡区域产生的问题。在一种实施例中，可以按照等级次序对边缘区域进行滤波，例如利用25 中值标准来抑制 3D 中的高强度过渡环。产生的图像是对比度匹配的软组织图像。

然后对骨骼物质密度图像设置阈值 108 以产生含有骨骼和钙化的第一二元掩模图像。更具体的是，由于骨骼物质密度图像既包括钙又包括骨骼，30 所以对骨骼物质密度图像设置阈值 108 从而将高对比度的骨骼区域和高对比度的钙化区域从低对比度的区域中分离出来。然后将小于预定的尺寸的岛从第一二元掩模图像中提取 110 出来从而产生基本上对应于钙化的第二

二元掩模图像。在一种实施例中，用利用二元象素的连接性的算法来从第一二元掩模图像中提取 110 小岛以产生第二二元掩模图像。例如在一种实施例中，使用四-连接性来确定所连的成分的尺寸并且将小于预定极限的岛提取 110 出来以产生第二二元掩模图像。在另一实施例中，使用八-连接性来确定所连的成分的尺寸并且将小于预定极限的岛提取 110 出来以产生第二二元掩模图像。
5

然后将来自对应第二二元掩模图像的高能解剖图像数据的原始象素值与对比度匹配的软组织图像相融合 112 以获得含有钙化的软组织图像。更具体的是，从高能解剖图像中提取对应第二二元掩模图像的高能解剖图像数据内的区域并将其与对比度匹配的软组织图像相融合从而产生含有钙化的软组织图像。然后利用含有钙化的软组织图像建立三维图像，依次利用它来再现 114 以提供高对比度的再现图像。再现 114 利用传统的再现技术来执行，例如 The Visualization Toolkit, An Object-orientated Approach to 3Dgraphics, Will Shroeder, Ken Martin 和 Bill Lorensen, Prentice-Hall 1996 中所述的技术。在一种实施例中，利用容积再现来提供高对比度的再现图像。在另一实施例中，利用表面再现来提供高对比度的再现图像。在替换实施例中，不希望对钙化识别进行可视化，并利用规格化的软组织图像数据来产生软组织的三维再现。
10
15

图 7 是公知的外科导航系统 130 的示意图。系统 130 包括外科患者 132、患者 132 的图像数据 134、具有参考坐标系上的参考点的参考装置 136（在患者 132 的外部）、与患者 132 耦合的用于确定患者 132 的位置和方位的位置和方位确定装置 138、外科装置 140、与装置 140 耦合的用于确定外科装置 140 的位置的外科装置的位置确定装置 142 和与计算机 146 相连的显示器 144。计算机 146 将患者的显示数据转化成目标的显示数据，转化装置位置和方位数据以显示在显示器 144 上，并提供患者 132 和参考点之间的已知关系。计算机 146 基本上同时地在显示器 144 上显示患者图像数据 134 和装置 140。
20
25

图 8 是使用方法 80（图 5 中所示）以同时对两个容积提供外科装置绘图并协助鉴别微小的软组织结构及其与骨骼的空间关系的外科导航系统 150 的示意图。系统 150 包括外科患者 152、含有多能 CT 数据的患者 152 的图
30

像数据 154、具有参考坐标系上的参考点的参考装置 156（在患者 152 的外部）、与患者 152 耦合的用于确定患者 152 的位置和方位的位置和方位确定装置 158、外科装置 160、与装置 160 耦合的用于确定外科装置 160 的位置的外科装置的位置确定装置 162 和与计算机 166 相连的显示器 164。计算机 5 166 将患者的显示数据转化成目标显示数据，转化装置位置和方位数据以显示在显示器 164 上，并提供患者 152 和参考点之间的已知关系。计算机 166 基本上同时地在显示器 164 上显示患者图像数据 154 和装置 160。此外，计算机 166 在显示器 164 上显示患者图像数据 154 的标准图像，在显示器 164 上显示患者图像数据 154 的单独软组织的图像，并且在显示器 164 上显示患者 10 图像数据 154 的单独骨骼图像。在一种实施例中，计算机 166 基本上同时地显示标准图像、仅软组织图像和仅骨骼图像。在另一实施例中，计算机 166 包括将在显示器 164 上的标准图像、单独软组织图像和单独骨骼图像的显示转换（toggle）的转换能力。

图 9 是公知的放射系统 180 的示意图。系统 180 包括放射治疗患者 182、患者 182 的图像数据 184、具有参考坐标系上的参考点的参考装置 166（在患者 182 的外部）、与患者 182 耦合的用于确定患者 182 的位置和方位的位置和方位确定装置 188、放射治疗子系统 190、用于设计路径和剂量的仿真和建模装置 192 以及和计算机 196 耦合的显示器 194。计算机 196 将患者的显示数据转化成目标的显示数据，转换辐射位置并将其显示在显示器 194 20 上，并提供患者 182 和参考点之间的已知关系。计算机 196 基本上同时地在显示器 194 上显示患者图像数据 184 和辐射位置。

图 10 是利用方法 80（图 5 中所示）以提供放射治疗设计和仿真计算的辐射系统 210 的示意图。系统 210 包括放射治疗患者 212、含有多能 CT 图像数据的患者 212 的图像数据 214、具有参考坐标系上的参考点的参考装置 216（在患者 212 的外部）、与患者 212 耦合的用于确定患者 212 的位置和方位的位置和方位确定装置 218、放射治疗子系统 220、用于设计路径和剂量的仿真和建模装置 220 以及和计算机 226 耦合的显示器 224。计算机 226 将患者的显示数据转化成目标的显示数据，转换辐射位置以便于显示在显示器 224 上，并提供患者 212 和参考点之间的已知关系。计算机 226 基本上同时地在显示器 224 上显示患者图像数据 214 和辐射位置。此外，计算机 226 30

在显示器 224 上显示患者图像数据 214 的标准图像，在显示器 224 上显示患者图像数据 214 的单独软组织图像，并且在显示器 224 上显示患者图像数据 214 的单独骨骼图像。在一种实施例中，计算机 226 基本上同时地显示标准图像、单独软组织图像和单独骨骼图像。在另一实施例中，计算机 226 包括将在显示器 224 上的标准图像、单独软组织图像和单独骨骼图像的显示转换的转换能力。

上述方法和系统便于增大利用基于图像的分割方法的多能成像的分割能力，可以便于对软组织进行实时容积建立和可视化。更具体的是，上述方法和系统便于在图像中保留钙化时将骨骼物质从图像中分割出来，便于提供同时对两个容积绘图的传统的外科装置，便于鉴别微小的软组织结构及其与骨骼的空间关系，便于计算机对放射治疗的剂量和通道的仿真，并且便于增强放射治疗设计和仿真计算。

以上详细说明了 MECT 方法和系统的示范实施例。该方法和系统并不局限于本说明书中的具体实施例，而是每个方法和系统的部分都可以单独并且与本说明书所述的其他部分相分离地加以利用。此外，每个方法和系统部件还可以与本说明书中所述的其他部分结合使用。

虽然已经结合各种具体实施例说明了本发明，但是本领域普通技术人员应当承认本发明可以在权利要求书的精神和范围内加以修改地实践。

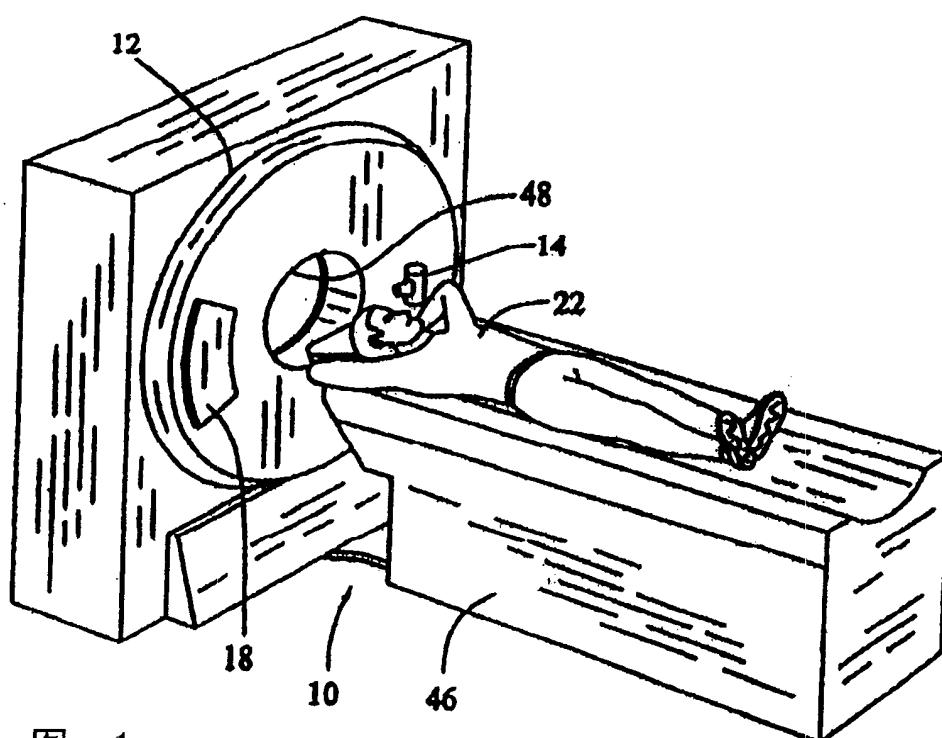


图 1

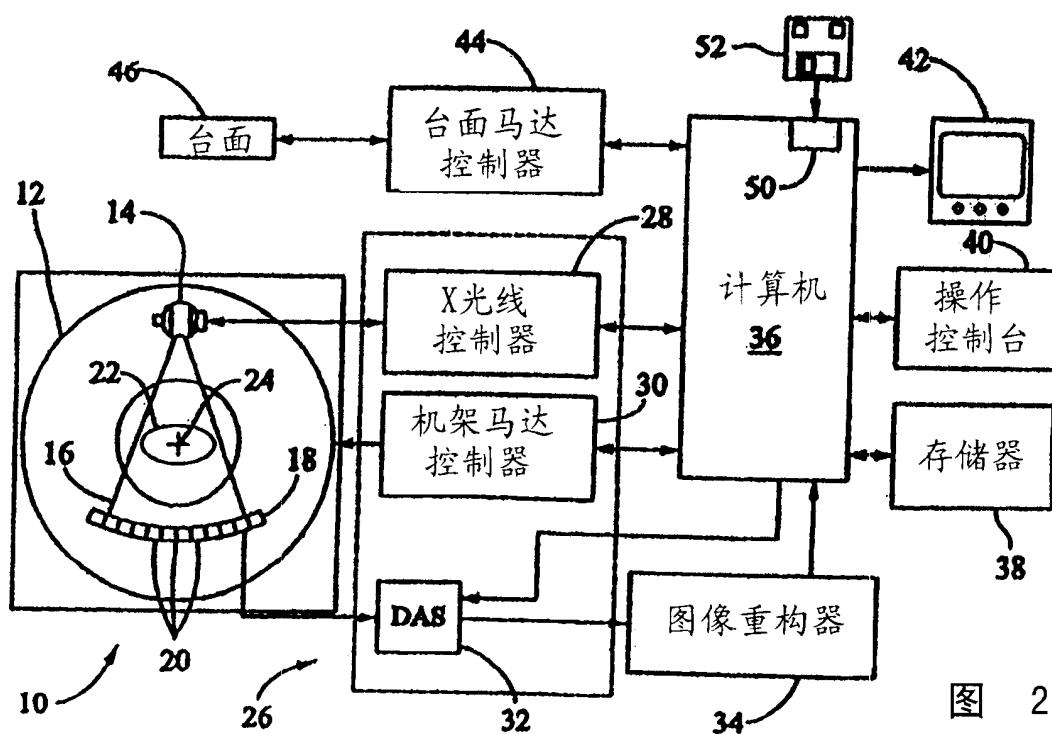
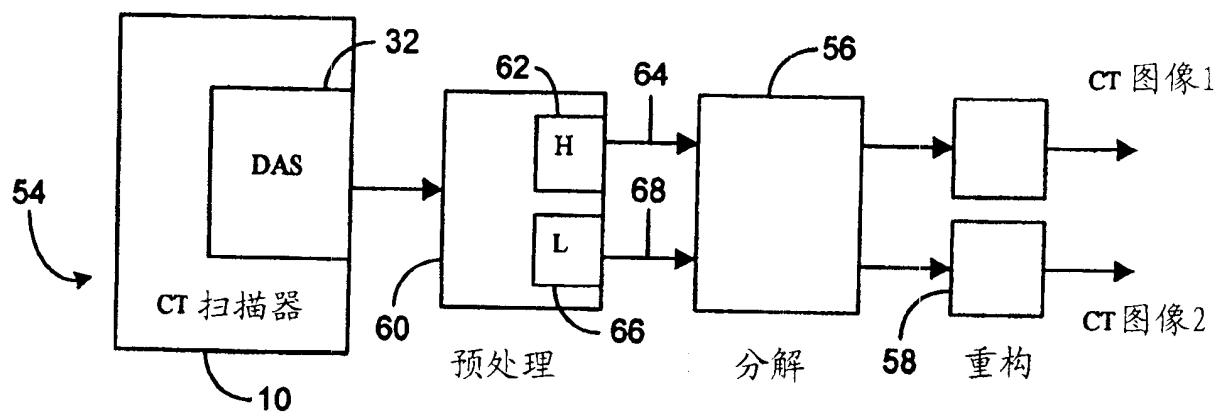
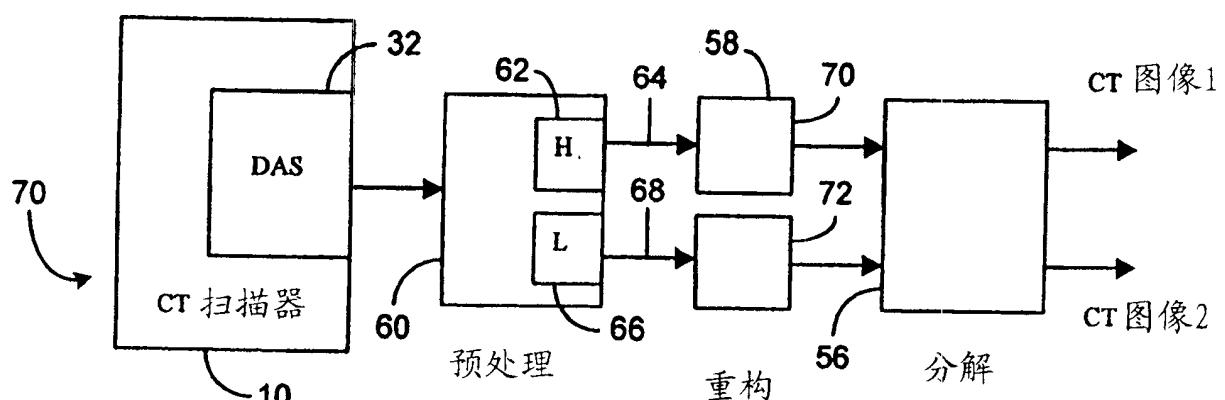


图 2



预-重构分析

图 3



后-重构分析

图 4

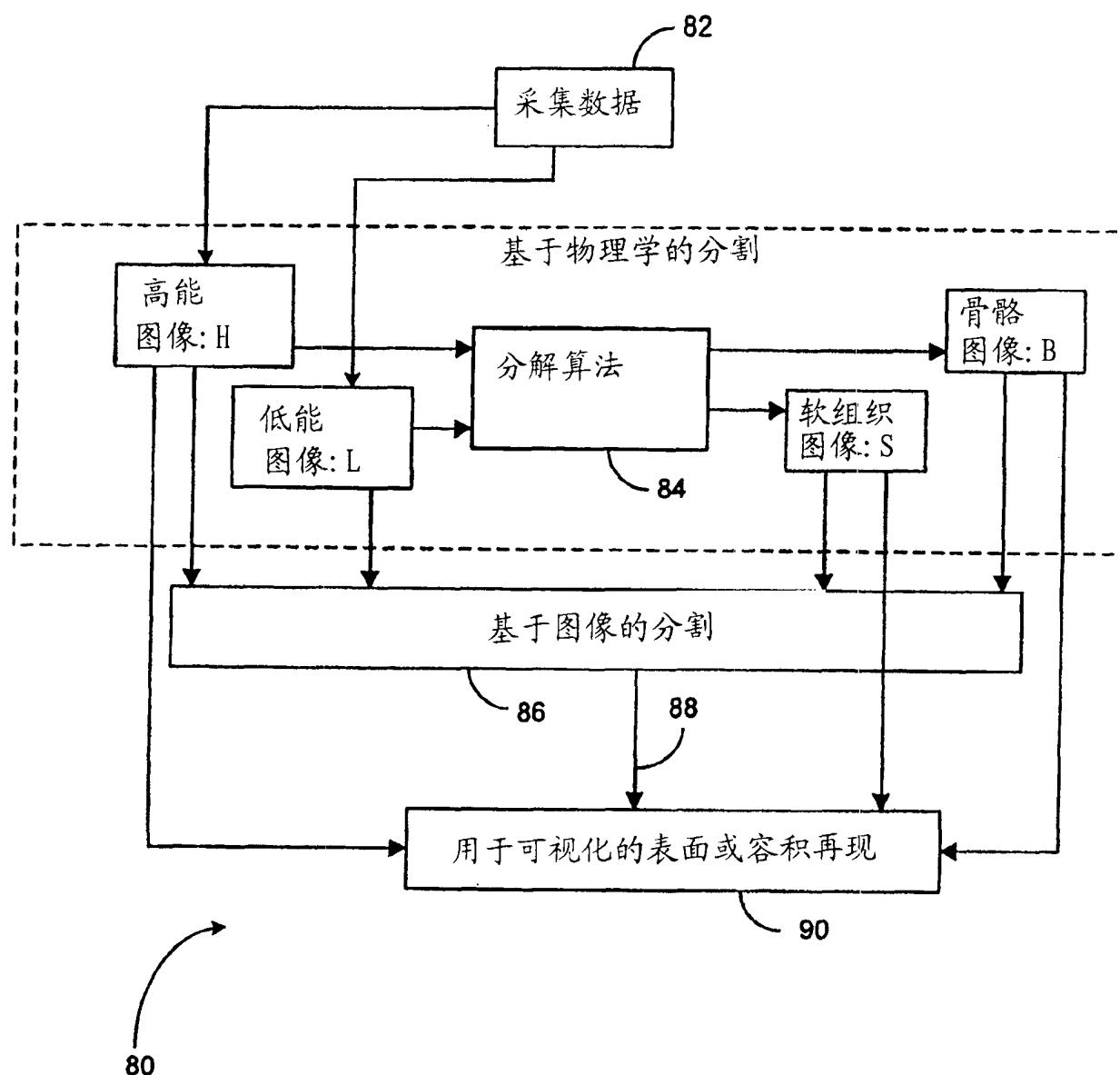


图 5

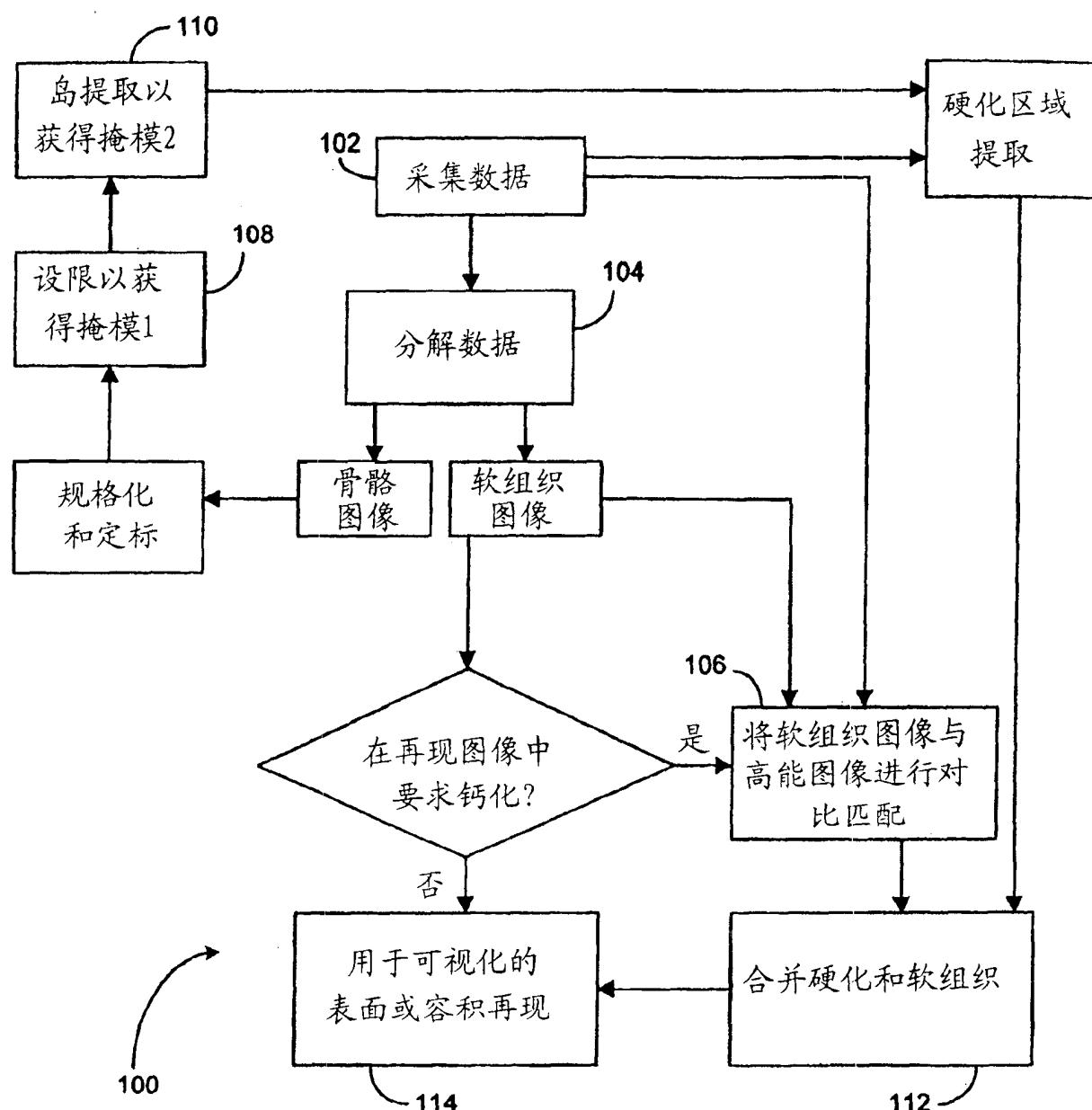


图 6

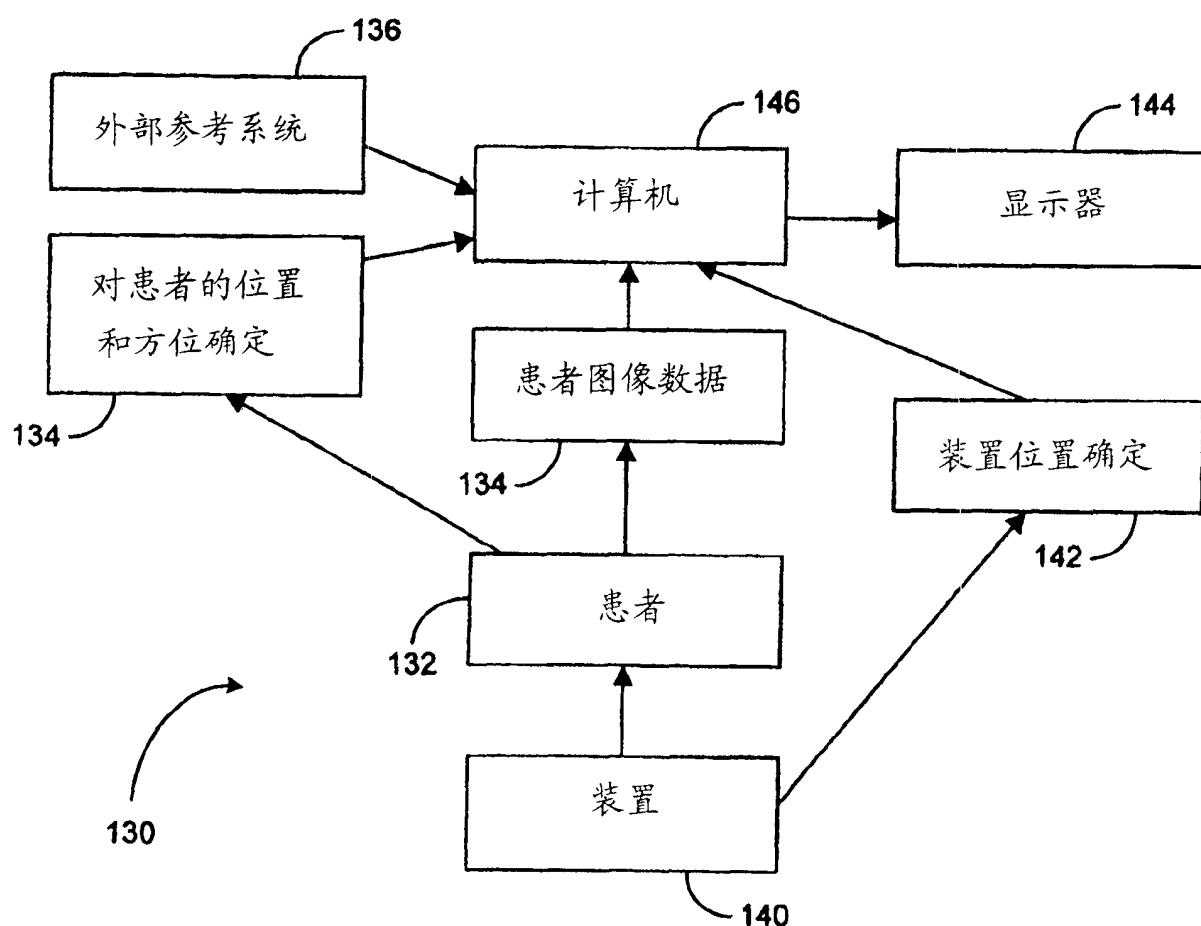


图 7

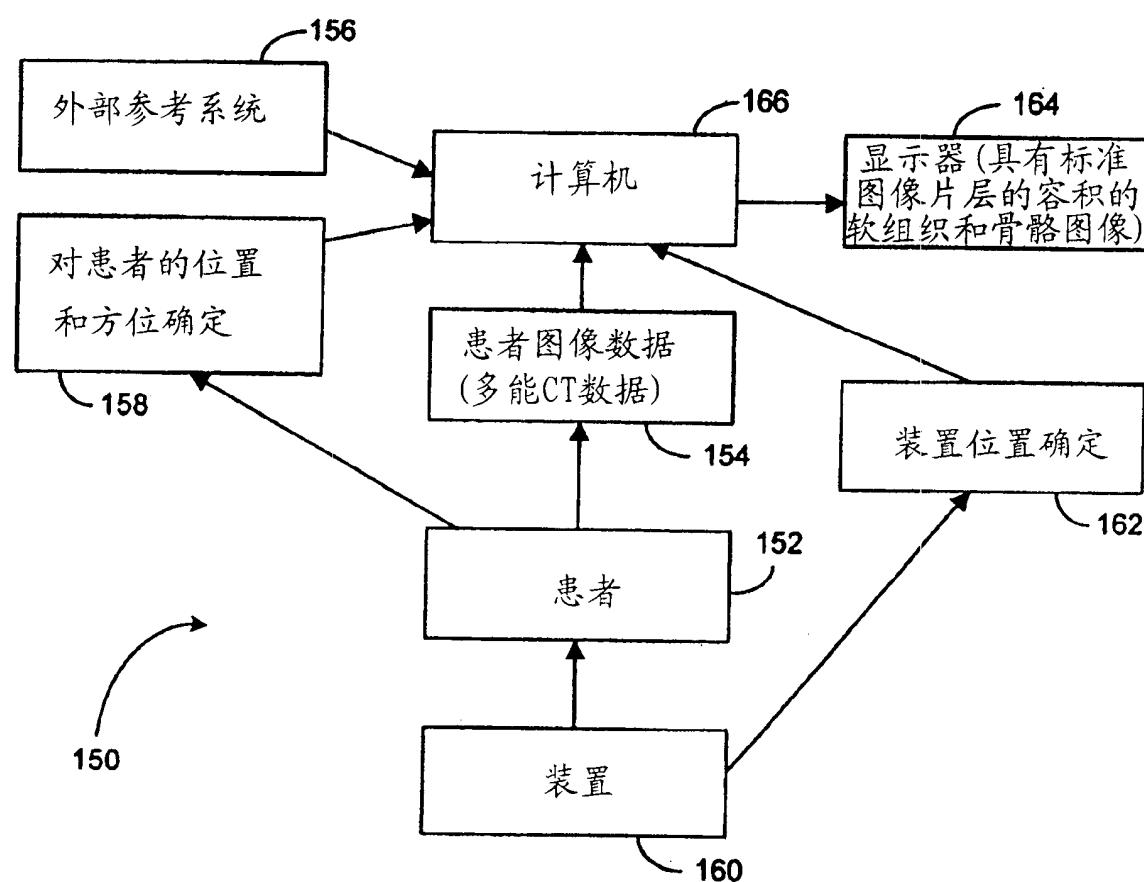


图 8

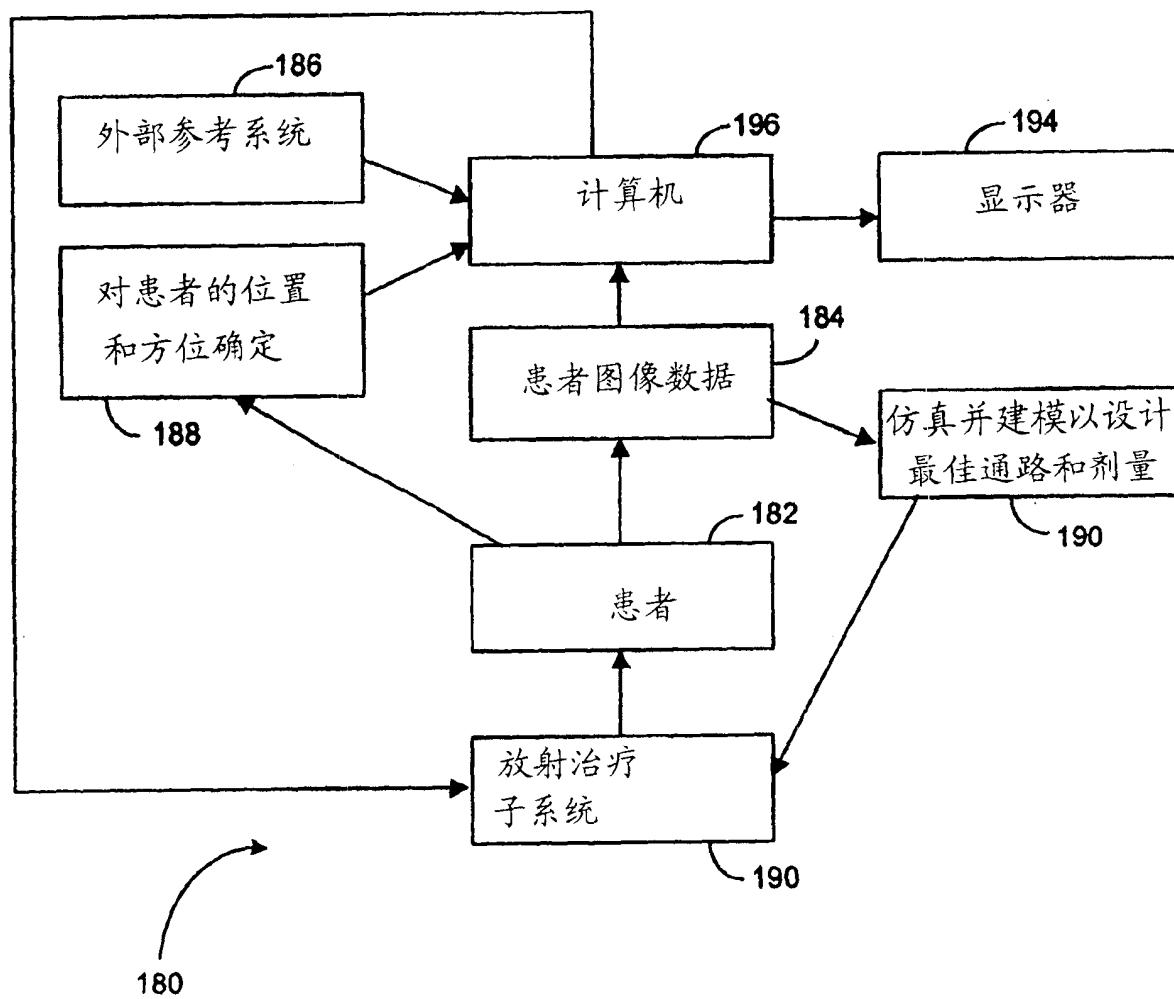


图 9

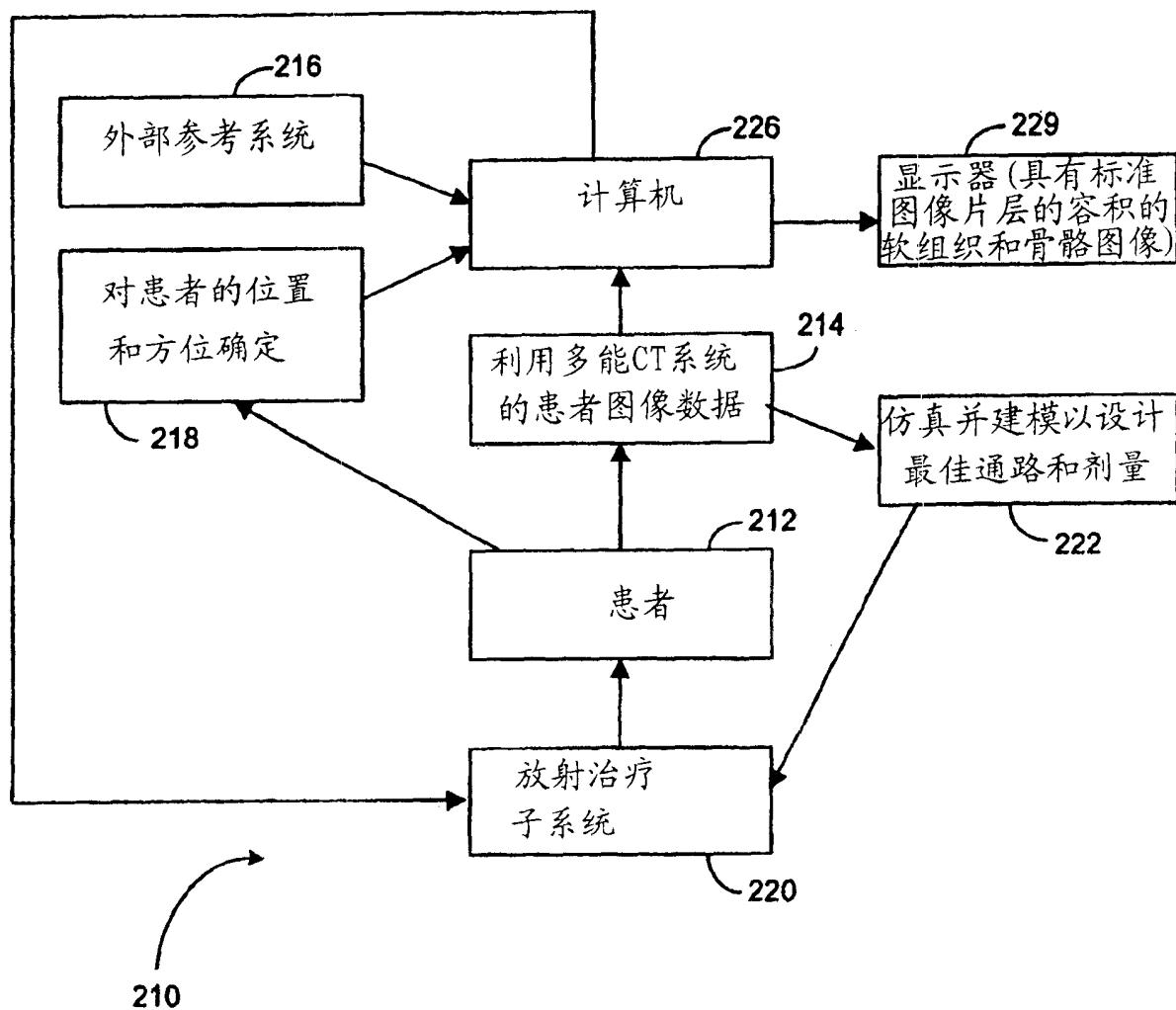


图 10