

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61N 5/10 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780040628.2

[43] 公开日 2009年10月7日

[11] 公开号 CN 101553281A

[22] 申请日 2007.10.11

[21] 申请号 200780040628.2

[30] 优先权

[32] 2006.11.2 [33] US [31] 11/592,789

[86] 国际申请 PCT/US2007/021884 2007.10.11

[87] 国际公布 WO2008/057166 英 2008.5.15

[85] 进入国家阶段日期 2009.4.30

[71] 申请人 艾可瑞公司

地址 美国加利福尼亚

[72] 发明人 傅东山 R·D·卡恩 王宏武

王柏 母治平 M·A·科尔

G·库杜瓦利 C·R·莫勒

[74] 专利代理机构 北京润平知识产权代理有限公司

代理人 周建秋 王凤桐

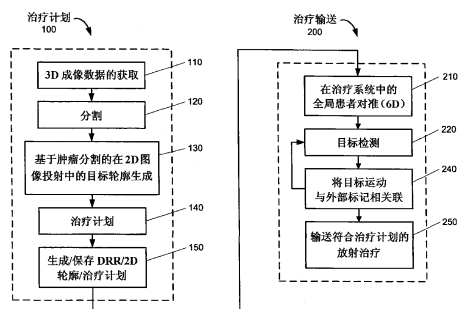
权利要求书9页 说明书26页 附图21页

[54] 发明名称

使用直接目标配准的目标跟踪

[57] 摘要

一种用于使用2D取轮廓和适应性开窗而在图像引导的放射治疗期间直接跟踪放射目标的系统、方法和设备。



1、一种方法，该方法包括：

使用目标的直接配准来检测所述目标，所述目标具有在多达三个平移方向上的运动；以及

跟踪所述目标以使治疗射束与所述目标的运动同步。

2、根据权利要求1所述的方法，该方法还包括预对准在治疗输送系统中的患者，其中一个或多个数字重建放射照片与相应的x射线图像相匹配。

3、根据权利要求1所述的方法，其中检测所述目标包括：

生成所述目标的二维轮廓；

生成在所述一个或多个数字重建放射照片中的每一个数字重建放射照片中的感兴趣的区域，其中所述感兴趣的区域包括所述目标的二维轮廓；以及

将在所述数字重建放射照片中的感兴趣的区域与相应的x射线图像相匹配。

4、根据权利要求3所述的方法，其中匹配所述感兴趣的区域包括根据搜索算法而在所述相应的x射线图像中的搜索窗口内移动感兴趣的区域以最大化相似性量度。

5、根据权利要求4所述的方法，该方法还包括确定用于在每个二维投射中的目标检测的质量量度，包括：

在所选择的数字重建放射照片中生成第一多个偏移关联窗口；

在相应的x射线图像中配准所述第一多个偏移相关窗口以在所述相应的x射线图像中找到与所述第一多个偏移关联窗口相匹配的第二多个偏移关联

窗口，其中所述第一多个偏移关联窗口和所述第二多个偏移关联窗口包括多个偏移关联对；

确定多个偏移关联对中的每对偏移关联对之间的位移；以及
分配用于在感兴趣的体积的每个二维投射中的目标检测的质量量度。

6、根据权利要求 5 所述的方法，该方法还包括：

在第一投射中的数字重建放射照片中选择具有最高质量量度的感兴趣的区域以在第二投射中生成有限的搜索窗口；以及

在所述第二投射中的有限的搜索窗口内搜索以最大化在所述第二投射中的质量量度。

7、根据权利要求 6 所述的方法，该方法还包括计算在所述第一投射和所述第二投射中的对应于感兴趣的区域的位置的三维平移以确定在参考的三维治疗框架中的所述目标的位置。

8、根据权利要求 7 所述的方法，该方法还包括跟踪具有在所述目标的位置与外部呼吸标记之间的关联模型的目标以与所述目标的移动同步地输送治疗。

9、根据权利要求 4 所述的方法，其中所述搜索算法包括多级梯度搜索算法。

10、根据权利要求 1 所述的方法，该方法还包括预对准在治疗坐标系中的患者，其中预对准所述患者包括将所述患者的被分割的脊柱的两个二维投射与在两个相应的投射中的所述患者的二维治疗中 x 射线图像相匹配。

11、根据权利要求 1 所述的方法，该方法还包括预对准在治疗坐标系中的患者，其中预对准所述患者包括将所述患者的被分割的脊柱的三个或更多二维投射与在三个或更多相应的投射中的患者的二维治疗中 x 射线图像相匹配。

12、根据权利要求 2 所述的方法，其中所述一个或多个数字重建放射照片包括基准标记，并且其中预对准在治疗坐标系中的患者包括将一个或多个二维投射中的基准标记与在一个或多个相应的投射中的患者的二维治疗中 x 射线图像相匹配。

13、根据权利要求 3 所述的方法，其中所述一个或多个数字重建放射照片从三维成像数据中获得，并且其中所述三维成像数据包括用于治疗计划的计算断层扫描图像数据、磁共振图像数据、正电子发射断层扫描图像数据以及 3D 旋转血管造影图像数据中的一者或多者。

14、根据权利要求 7 所述的方法，该方法还包括：

使所述目标和治疗源之间的相对位置符合治疗计划；以及
根据所述治疗计划将治疗输送到所述目标。

15、一种制造的产品，该产品包括：

机器可存取介质，所述机器可存取介质包括数据，该数据当被机器存取时使得所述机器执行以下操作：

使用目标的直接配准来检测所述目标，所述目标具有在多达三个平移方向上的运动；以及

跟踪所述目标以使治疗射束与所述目标的运动同步。

16、根据权利要求 15 所述的制造的产品，其中所述机器可存取介质还包括使得所述机器执行以下操作的数据：预对准在治疗输送系统中的患者，其中一个或多个数字重建放射照片包括与相应的 x 射线图像相匹配的目标。

17、根据权利要求 15 所述的制造的产品，其中检测所述目标包括：

生成所述目标的二维轮廓；

生成在一个或多个数字重建放射照片中的每一个数字重建放射照片中的感兴趣的区域，其中所述感兴趣的区域包括所述目标的二维轮廓；以及

将在所述数字重建放射照片中的感兴趣的区域与相应的 x 射线图像相匹配。

18、根据权利要求 17 所述的制造的产品，其中匹配感兴趣的区域包括根据搜索算法而在所述 x 射线图像中的搜索窗口内移动感兴趣的区域以最大化相似性量度。

19、根据权利要求 18 所述的制造的产品，其中所述机器可存取介质还包括使得所述机器执行以下操作的数据：

确定用于在每个二维投射中的目标检测的质量量度，包括：

在所选择的数字重建放射照片中生成第一多个偏移关联窗口；

在相应的治疗中 x 射线图像中配准所述第一多个偏移关联窗口以在所述相应的治疗中 x 射线图像中找到与所述第一多个偏移关联窗口相匹配的第二多个偏移关联窗口，其中所述第一多个偏移关联窗口和所述第二多个偏移关联窗口包括多个偏移关联对；

确定多个偏移关联对中的每对偏移关联对之间的位移；以及

分配用于在感兴趣的体积的每个二维投射中的目标检测的质量量度。

20、根据权利要求 19 所述的制造的产品，其中所述机器可存取介质还包括使得所述机器执行以下操作的数据：

在第一投射中的数字重建放射照片中选择具有最高质量量度的感兴趣的区域以在第二投射中生成有限的搜索窗口；以及

在所述第二投射中的有限的搜索窗口内搜索以最大化在所述第二投射中的质量量度。

21、根据权利要求 20 所述的制造的产品，其中所述机器可存取介质还包括使得所述机器执行以下操作的数据：计算在所述第一投射和所述第二投射中的对应于感兴趣的区域的位置的三维平移以确定在参考的三维治疗框架中的所述目标的位置。

22、根据权利要求 21 所述的制造的产品，其中所述机器可存取介质还包括使得所述机器执行以下操作的数据：跟踪具有在所述目标的位置与外部呼吸标记之间的关联模型的目标以与所述目标的移动同步地输送治疗。

23、根据权利要求 18 所述的制造的产品，其中所述搜索算法包括多级梯度搜索算法。

24、根据权利要求 15 所述的制造的产品，其中所述机器可存取介质还包括使得所述机器执行以下操作的数据：预对准在治疗坐标系统中的患者，其中预对准所述患者包括将所述患者的被分割的脊柱的两个二维投射与在两个相应的投射中的所述患者的二维 x 射线图像相匹配。

25、根据权利要求 15 所述的制造的产品，其中所述机器可存取介质还包括使得所述机器执行以下操作的数据：预对准在治疗坐标系统中的患者，

其中预对准所述患者包括将所述患者的被分割的脊柱的三个或更多二维投射与在三个或更多相应的投射中的患者的二维 x 射线图像相匹配。

26、根据权利要求 16 所述的制造的产品，其中所述一个或多个数字重建放射照片包括基准标记，并且其中预对准在治疗坐标系统中的患者包括将一个或多个二维投射中的基准标记与在一个或多个相应的投射中的患者的二维治疗中 x 射线图像相匹配。

27、根据权利要求 17 所述的制造的产品，其中所述一个或多个数字重建放射照片从三维成像数据中获得，并且其中所述三维成像数据包括用于治疗计划的计算断层扫描图像数据、磁共振图像数据、正电子发射断层扫描图像数据以及 3D 旋转血管造影图像数据中的一者或多者。

28、根据权利要求 21 所述的制造的产品，其中所述机器可存取介质还包括使得所述机器执行以下操作的数据：

使所述目标和治疗源之间的相对位置符合治疗计划；以及
根据所述治疗计划将治疗输送到所述目标。

29、一种系统，该系统包括：

治疗输送系统，该治疗输送系统包括第一处理装置、成像系统和放射治疗源，其中，所述第一处理装置被配置为控制所述成像系统来检测和跟踪目标，该目标具有在多达三个平移方向上的运动。

30、根据权利要求 29 所述的系统，该系统还包括：

治疗计划系统，该治疗计划系统包括第二处理装置和显示装置，其中所述第二处理装置被配置为：

从感兴趣的体积的三维成像数据中分割和去除脊柱以使目标可见，

根据在所述三维成像数据的一个或多个二维投射中的三维成像数据生成多个数字重建放射照片，其中每个数字重建放射照片包括所述目标的二维轮廓和围绕所述二维轮廓的感兴趣的区域，以及

在所述显示装置上显示所述多个数字重建放射照片。

31、根据权利要求 30 所述的系统，其中为了检测所述目标，所述第一处理装置被配置为在相应的 x 射线图像中的搜索窗口中匹配多个数字重建放射照片中的数字重建放射照片的感兴趣的区域。

32、根据权利要求 31 所述的系统，其中为了匹配所述感兴趣的区域，所述第一处理装置被配置为根据搜索算法而在所述相应的 x 射线图像中的搜索窗口内移动感兴趣的区域以最大化相似性量度。

33、根据权利要求 32 所述的系统，其中所述第一处理装置还被配置为确定用于在每个二维投射中的目标检测的质量量度，其中所述第一处理装置被配置为：

在所述数字重建放射照片中生成第一组偏移关联窗口；

在相应的 x 射线图像中配准所述第一组偏移关联窗口以在所述相应的治疗中 x 射线图像中找到一组匹配的偏移关联窗口；

确定匹配的偏移关联窗口对之间的位移；以及

分配用于在所述感兴趣的体积的每个二维投射中的目标检测的质量量度。

34、根据权利要求 33 所述的系统，其中所述第一处理装置还被配置为

在第一投射中的数字重建放射照片中选择具有最高质量量度的感兴趣的区域以在第二投射中生成有限的搜索窗口，以及在所述第二投射中的有限的搜索窗口内搜索以最大化在所述第二投射中的质量量度。

35、根据权利要求 34 所述的系统，其中所述第一处理装置还被配置为计算在所述第一投射和所述第二投射中对应于感兴趣的区域的位置的三维平移以确定在参考的三维治疗框架中的所述目标的位置。

36、根据权利要求 35 所述的系统，其中所述第一处理装置还被配置为跟踪具有在所述目标的位置与外部呼吸标记之间的关联模型的目标以与所述目标的移动同步地输送治疗。

37、根据权利要求 29 所述的系统，其中所述治疗输送系统还包括患者定位系统，其中所述第一处理装置还被配置为通过将所述患者的被分割的脊柱的两个二维投射与在两个相应的投射中的所述患者的二维 x 射线图像相匹配来预对准在治疗坐标系统中的患者。

38、根据权利要求 29 所述的系统，其中所述治疗输送系统还包括患者定位系统，其中所述第一处理装置还被配置为通过将所述患者的被分割的脊柱的三个或更多二维投射与在三个或更多相应的投射中的所述患者的二维 x 射线图像相匹配来预对准在治疗坐标系统中的患者。

39、根据权利要求 29 所述的系统，其中所述治疗输送系统还包括患者定位系统，其中所述第一处理装置还被配置为通过将在患者中的包括基准标记的一个或多个二维投射与在一个或多个相应的投射中的患者的 x 射线图像相匹配来预对准在治疗坐标系统中的患者。

40、根据权利要求 30 所述的系统，其中所述三维成像数据包括用于治疗计划的计算断层扫描图像数据、磁共振图像数据、正电子发射断层扫描图像数据以及 3D 旋转血管造影图像数据中的一者或多者。

41、根据权利要求 35 所述的系统，其中所述第一处理装置还被配置为使所述目标和所述治疗源之间的相对位置符合治疗计划；以及根据所述治疗计划将治疗从所述治疗源输送到所述目标。

42、根据权利要求 30 所述的系统，其中所述第一处理装置和所述第二处理装置是相同的处理装置。

43、根据权利要求 30 所述的系统，其中所述第一处理装置和所述第二处理装置是不同的处理装置。

44、一种设备，该设备包括：

用于使用目标的直接配准来跟踪所述目标的装置，所述目标具有在多达三个平移方向上的运动；以及

用于使治疗源与所述目标的运动同步的装置。

45、根据权利要求 44 所述的设备，该设备还包括：

用于使所述目标的运动与外部标记相关联的装置；以及

用于使治疗与放射目标的运动相一致的装置。

使用直接目标配准的目标跟踪

技术领域

本发明的实施方式涉及图像引导的放射治疗系统，以及具体地涉及在放射治疗期间跟踪移动的放射目标。

背景技术

诸如肿瘤和病灶的病理解剖体可由诸如手术的侵入性操作来治疗，但这对患者可能是有害的并且很危险。治疗病理解剖体（例如肿瘤、病灶、脉管畸形、神经错乱等）的非侵入性方法是外部射束放射疗法。在外部射束放射疗法的一种类型中，在将患者定位成使肿瘤位于射束的旋转中心（等中心）的情况下，外部放射源用于将一系列的x射线射束从多个角度对准肿瘤部位。随着放射源的角度改变，每个射束穿过肿瘤部位，但在其到达肿瘤的途中穿过不同区域的健康组织。结果，肿瘤处的累积的放射剂量是高的，并且对健康组织的平均放射剂量是低的。

术语“放射疗法”是指其中放射被施加到目标区域用于治疗目的而不是坏死目的的操作。与放射手术环节中使用的放射量相比，在放射疗法治疗环节中使用的放射量通常小大约一个数量级。放射疗法的典型特征在于每次治疗的低剂量（例如 100-200 厘戈瑞（cGy）、短的治疗时间（例如，每次治疗 10 到 30 分钟）和超分级（hyperfractionation）（例如 30 到 45 天的治疗）。为了方便起见，这里使用的术语“放射治疗”意味着放射手术和/或放射疗法，除非通过其它方式指出。

图像引导的放射疗法和放射手术系统包括基于机架的系统和基于机器人的系统。在基于机架的系统中，放射源被连接到（attached to）机架上，该机架在单个平面中围绕旋转中心（等中心）移动。放射源可以被刚性地连

接到机架或通过装有万向接头的机械装置来连接。每次在治疗期间输送放射射束，射束的轴穿过等中心。因此治疗角度被放射源的旋转范围和患者定位系统的自由度所限制。在基于机器人的系统中，例如由加利福尼亚的艾可瑞公司（Accuray Incorporated of California）制造的 CYBERKNIFE®（射波刀®）立体定向放射手术系统，放射源不被约束于单个旋转平面并且具有 5 个或更多自由度。

在常规的图像引导的放射治疗系统中，通过将患者的二维（2D）治疗中 x 射线图像与 2D 数字重建放射照片（DRR）进行比较来完成治疗期间的患者跟踪，所述 2D 数字重建放射照片从用于诊断和治疗计划的三维（3D）预治疗成像数据中获得。预治疗成像数据可以是例如计算断层扫描（CT）数据、磁共振成像（MRI）数据、正电子发射断层扫描（PET）数据或 3D 旋转血管造影（3DRA）。通常，治疗中 x 射线成像是立体的，从两个或者更多不同的观察点（例如直角）生成患者的图像。

DRR 是通过释放（精确地投射）穿过 3D 成像数据的射线来模拟治疗中 x 射线成像系统的几何结构而生成的合成的 x 射线图像。然后，生成的 DRR 具有与治疗中 x 射线成像系统相同的尺度和观察点，并且可以与治疗中 x 射线成像系统进行比较以确定患者的位置。为了生成 DRR，3D 成像数据被分成体素（体积元素），并且每个体素被分配一个从 3D 成像数据获得的衰减（损失）值。然后 DRR 中的每个像素的相对强度就是所投射的穿过 3D 图像的每个射线的体素损失的总和。在 DRR 被生成之前，通过在 3D 成像数据上执行 3D 变换（旋转和平移）来模拟不同的患者姿势。

在一些图像引导的系统中，在治疗期间，3D 变换和 DRR 生成被实时地反复执行。在例如由加利福尼亚州森尼维耳市的艾可瑞公司制造的 CYBERKNIFE® 立体定向放射手术系统的其它系统中，在治疗开始之前预计算对应于期望范围的患者姿势的一组 DRR（在每次投射中）。

治疗中 x 射线图像与 DRR 的每次比较生成相似性量度，或者等价地，生成差异量度（例如交叉关联性、平均信息量、交互信息、梯度关联性、模式强度、梯度差异、图像强度梯度），所述差异量度可以被用于搜索可以对治疗中 x 射线图像生成具有更高相似性量度的 DRR 的 3D 变换（或者用于直接搜索上面所述的预计算的 DRR）。当相似性量度被充分地最大化（或者等价地，差异量度被最小化）时，对应于 DRR 的 3D 变换可以被用于将治疗计划的 3D 坐标系统与治疗输送系统的 3D 坐标系统对准，从而使放射源和患者的相对位置符合治疗计划。在预计算的 DRR 的情况下，最大化相似性量度可以被用于计算两个最近的 DRR 之间的微分 3D 变换。

图像引导的放射治疗系统提供用于治疗很多种病理解剖体（病状）的有效的和非侵入性的解决方案。然而，某些类型的病状呈现特别困难的治疗挑战。这些类型的病状可能包括位于诸如肺、肝脏、胰腺的相对大的器官中的相对小的肿瘤，其中肿瘤密度非常接近于周围健康组织的密度，并且很难使用标准成像技术（例如，x 射线成像）对肿瘤进行可视化。通常，这些肿瘤的直径大约 15 毫米或更小，但取决于肿瘤的类型和特定的器官，较大的肿瘤可能呈现相同或相似的问题。当肿瘤由于在治疗期间患者的呼吸而运动时，这种挑战特别困难，必须实时或接近实时地跟踪肿瘤。

一种处理在放射治疗期间的目标区域的运动的常规方法包括放置在目标区域中或目标区域附近的基准标记的图像跟踪。基准标记的位置和运动与目标区域的位置和运动相关联，从而可以实现治疗射束的位置的实时校正以跟随目标区域的运动。这个方法具有这样的缺点，即需要侵入性手术操作来放置基准标记。

常规的图像引导的治疗系统试图使用 DRR 和治疗中 x 射线图像来将病状置于相对大的观察区域，以试图最大化图像信息。然而，在上面所讨论的小的、难以辨别的和移动的病状的情况下，常规的方法可能计算复杂并且很

耗时、减慢治疗系统的成像处理功能以及呈现出对于精确的肿瘤跟踪来说输出数据速率太低的问题。

附图说明

通过示例而非限制的方式在附图中示出了本发明，其中：

图 1A 是示出了本发明的实施方式被实施的治疗计划和治疗输送过程的概况的流程图；

图 1B 是示出了在一个实施方式中的放射目标检测的流程图；

图 2 示出了在一个实施方式中的图像引导的机器人放射手术系统；

图 3A 示出了在一个实施方式中的成像和治疗输送坐标系统；

图 3B-3E 示出了在一个实施方式中的 x 射线图像和 DRR 的 2D-2D 配准；

图 4 是示出了在一个实施方式中的全局的患者对准的流程图；

图 5A 和 5B 示出了在一个实施方式中的脊柱分割和切除；

图 6A-6C 示出了在一个实施方式中的肿瘤可视化和分割；

图 6D 示出了在一个实施方式中的分割工具；

图 7 示出了在一个实施方式中在治疗计划系统中的肺部肿瘤的分割；

图 8A 和 8B 示出了在一个实施方式中的围绕放射目标的感兴趣的区域；

图 9 示出了在一个实施方式中的多个 ROI 的生成；

图 10A 示出了在一个实施方式中在图 8A 的第一投射中的 2D 轮廓的肺部肿瘤和感兴趣的区域；

图 10B 示出了在图 10A 的感兴趣的体积的第一投射中的治疗中 x 射线图像中的搜索窗口；

图 10C 示出了在一个实施方式中的作为搜索窗口内的感兴趣的区域的位置的函数的相似性量度的值；

图 10D 示出了在一个实施方式中的多级匹配；

图 11A 和 11B 示出了在一个实施方式中的对应于正确的肿瘤检测的偏移关联窗口；

图 12A 和 12B 是示出了在一个实施方式中的用于正确的目标检测的质量量度的图表；

图 13A 和 13B 是示出了在一个实施方式中的用于不正确的目标检测的质量量度的图表；

图 14A 和 14B 示出了在一个实施方式中的对应于不正确的目标检测的偏移关联窗口；

图 15A 和 15B 示出了在一个实施方式中的搜索窗口减少；

图 16 是示出了在一个实施方式中的用于目标检测的方法的流程图；以及

图 17 是示出了可以实施本发明的实施方式的系统的框图。

具体实施方式

在以下描述中，提出了许多具体细节，例如具体的组件、装置、方法等，以提供对本发明的实施方式的全面理解。然而，对于本领域技术人员来说显然的是，这些具体细节不需要被应用来实施本发明的实施方式。在其它情况下，没有详细描述已知的材料或方法以避免不必要地模糊本发明的实施方式。在此使用的术语“x 射线图像”可以表示可视的 x 射线图像（例如，显示在显示屏上）或者 x 射线图像的数字表示（例如与 x 射线检测器的像素输出相对应的文件）。在此使用的术语“治疗中 x 射线图像”可以指在放射手术或者放射疗法过程的治疗输送阶段期间在任何点及时捕捉的图像，所述治疗输送阶段期间可以既包括放射源打开时的时期也包括放射源关闭时的时期。有时，为了便于说明，CT 成像数据在此可以用作示例性的 3D 成像模态。可以理解的是，来自任何类型的 3D 成像模态的数据，例如 CT 数据、MRI

数据、PET 数据、3DRA 数据等等，也可以在本发明的各种实施方式中使用。

除非在下面叙述中另外明显指出，可以理解诸如“分割”、“生成”、“配准”、“确定”、“对准”、“定位”、“处理”、“计算”、“选择”、“估计”、“跟踪”等等的术语可以指计算机系统或者类似电子计算装置的行为和程序，所述类似电子计算装置可以操作表示为在计算机系统的寄存器和存储器内的物理（例如电子）量的数据和把该数据转换成以类似方式表示为在计算机系统存储器或寄存器或者其他这样的信息存储、传送或显示装置内的物理量的其它数据。在此描述的方法的实施方式使用计算机软件被执行。如果写成符合公认标准的编程语言，被设计成执行所述方法的指令序列可以被编译以用于在各种硬件平台上执行和用于与各种操作系统接口。另外，本发明的实施方式没有针对任何特定的编程语言被描述。应当理解，可以使用各种编程语言来实施本发明的实施方式。

描述了通过使用放射目标的直接配准以同步放射治疗源与放射目标的运动来用于检测和跟踪具有在多达三个平移方向上的运动的移动放射目标的方法、设备和系统。本发明的实施方式使用预处理图像增强技术（已知为二维（2D）取轮廓）来定义围绕放射目标（例如，肺部肿瘤）的轮廓的有限的感兴趣的区域。这些感兴趣的区域用与治疗中 x 射线图像中的有限大小的搜索窗口相匹配的有限大小的 DRR 中的区域表示，以定位放射目标。有限大小的 DRR 中的感兴趣的区域和治疗中 x 射线图像中的搜索窗口可以减少图像配准的计算任务并提高目标检测的速度。减少的计算时间还可以释放用于计算检测质量量度的处理时间，所述检测质量量度提供用于低对比度（low contrast）的目标的检测的质量保证步骤。为了易于论述，可以针对诸如肺部肿瘤的特定类型的病理解剖体来描述本发明的实施方式。在可替换实施方式中，这里描述的技术可用于检测和跟踪在其它器官（例如，肝脏、胰腺等）中的其它类型的病理解剖体。

图 1A 是示出了在一个实施方式中的治疗计划和治疗输送过程的概况的流程图，下面将更详细地描述该实施方式。在图 1A 中，治疗计划 100 起始于从诸如 CT 扫描仪、MRI 扫描仪等的 3D 成像系统获取 3D 成像数据（操作 110）。执行 3D 成像数据的分割（操作 120）以定义和识别放射目标、在治疗期间要避开的关键结构、和/或诸如可在治疗期间用于患者对准的脊柱或头骨的骨结构的边界。

下一个操作（操作 130）是生成与在治疗输送期间使用的 DRR 的投射相对应的 3D 成像数据的 2D 投射中的放射目标的轮廓。二维取轮廓方法在本领域是公知的，并通常使用具有不同类型的空间算子的灰度边缘检测，所述空间算子例如 Sobel 算子和 Frei-Chen 算子。治疗计划（操作 140）接着通过医学物理师或其它临床医师来执行以特定的均匀性和水平实现到达放射目标的指定放射剂量，同时保持到达健康组织和关键结构的放射剂量在指定水平以下。一旦在计划中治疗目标被实现，则在治疗期间生成与期望的患者位置相对应的 DRR 组，并且治疗计划和 DRR 被保存（操作 150）。在其它实施方式中，可以在放射治疗期间实时生成 DRR。在一个实施方式中，如果脊柱和/或其他骨结构会遮蔽或放射目标，那么可以从去除了这些结构的 3D 成像数据生成 DRR 组以增加放射目标的可见性/对比度。这些结构的去除可以通过处理 3D 成像数据中的体素掩模来执行，这在本领域是公知的。在一个实施方式中，可以从仅保留脊柱和可选地保留一些周围组织、并去除运动假象（例如，呼吸假象）的 3D 成像数据中生成 DRR 组，这可用于增强如下所述的患者对准。

治疗输送过程 200 起始于治疗系统中的全局的患者对准（预对准）（操作 210），接着是目标检测（操作 220），目标运动与外部标记的关联（操作 240）以及与治疗计划相一致的放射治疗的输送。如下所述，这些步骤在图 1B 中被详述。

全局的患者对准（操作 210）可以使用大的感兴趣的体积的 DRR 和 x 射线图像在包括三个平移和三个旋转的六维中执行，所述大的感兴趣的体积可以包括用于全局对准的可识别的界标，例如基准标记和/或骨结构（例如，脊柱、头骨）和/或模式强度变化。可替换地，可使用如上所述的那些增强的 DRR 来执行对准，所述增强的 DRR 包括分割的脊柱和其它数据。在不同的实施方式中，可以根据治疗中成像系统的几何结构通过匹配在 1 个投射、2 个投射、或 3 个或更多投射中的 DRR 和 x 射线图像来执行全局定位。

一旦实现了初始全局定位，则可以执行放射目标检测（操作 220）。在一个实施方式中，如图 1B 所示，目标检测可以包括以下步骤，在后面会更详细地描述：

1. 在多个投射中定义围绕放射目标的 2D 轮廓的多个感兴趣的区域（ROI）（操作 221）；
2. 捕获包含放射目标的感兴趣的体积的现场（live）（例如，治疗中 x 射线）图像（操作 222）；
3. 选择一个投射（操作 223）；
4. 在所选择的投射中选择 ROI（操作 224）；
5. 执行目标配准以定位放射目标（操作 225）；
6. 定义许多偏移关联窗口，所述偏移关联窗口从所选择的 ROI 偏移（操作 226）；
7. 重复和关联对于每个偏移关联窗口的目标配准（操作 227）；
8. 根据偏移关联结果计算质量量度（操作 228）；
9. 重复操作 224-228 直到在所选择的投射中的所有 ROI 被测试（操作 229）；
10. 重复操作 223-229 直到在所有投射中的所有 ROI 被测试（操作 230）；
11. 选择具有最好的质量量度的 ROI（操作 231）；

12. 确定质量量度对于治疗输送是否足够好（操作 232），以及如果质量量度足够好，则：

13. 输出用于治疗输送的所选择的 ROI 的目标位置（操作 233）。但是，如果质量量度不够好，则确定目标跟踪失败（操作 234）。

如果目标检测成功，则之后治疗输送过程通过关联目标的位置与患者上的外部标记（所述患者上的外部标记可以由独立的光学跟踪系统（例如，激光跟踪系统）进行可视化地跟踪）并开始另一组现场图像的捕获而进行到操作 240。操作 220 和 240 可以被重复进行，跟踪放射目标直到形成在外部标记的移动与放射目标的被检测的位置之间的关联模型。操作 220 和 240 还可以被重复进行以更新关联模型。

图 2 示出了可用于实施本发明的实施方式的图像引导的、基于机器人的放射治疗系统 200 的配置，例如由加利福尼亚州森尼维耳市的艾可瑞公司制造的 CYBERKNIFE® 立体定向放射手术系统。在图 2 中，放射治疗源是安装在机器人臂 202 的末端的线性加速器（LINAC）201，所述机器人臂 202 具有多个（例如，5 个或更多个）自由度从而定位 LINAC 201 以利用从各个角度输送的射束在许多平面上在围绕患者的操作体积中照射病理解剖体（目标区域或者体积）。治疗可以包括具有单个等中心、多个等中心或具有非等中心方式的射束路径。

图 2 的治疗输送系统包括治疗中成像系统，所述治疗中成像系统可以包括 x 射线源 203A 和 203B 以及 x 射线检测器（成像器）204A 和 204B。两个 x 射线源 203A 和 203B 可以安装在操作室的天花板上的固定位置并且可以被对准以从两个不同的角度位置（例如，分开 90 度）投射成像 x 射线射束来在机器等中心 205 处（其在治疗期间提供用于定位治疗床 206 上的患者的参考点）相交以及在穿过患者后照亮各自的检测器 204A 和 204B 的成像平面。在其它实施方式中，系统 200 可以包括多于或者少于两个的 x 射线源以及多

于或者少于两个的检测器，并且任意一个检测器是可移动的而不是固定的和/或安装在地面水平面以下。在另外的实施方式中，x 射线源和检测器的位置可以互换。

治疗计划

如上所述，在获取 3D 成像数据之后在治疗计划 100 中的第一步骤是分割（操作 120）。医学图像分割是将 3D 医学图像（例如 CT、MRI、PET 或 3DRA 图像）划分成区域的过程，所述区域关于一个或多个特性或特征（例如，组织类型、密度）是均匀的。在放射治疗系统（包括基于框架的放射治疗系统和图像引导的放射治疗系统）中，分割是治疗计划中的一个步骤，其中目标病理解剖体（例如，肿瘤或病灶）和关键解剖结构（例如，脊椎（spinal chord））的边界或体积被定义并映射到治疗计划。对于在病理解剖体的治疗期间获得放射剂量的高度适形性和均匀性的同时使健康组织免于不必要的放射来说分割的精度是很关键的。

如上所述，分割可用于操作 3D 图像数据来去除不想要的特征或假象以用于改善图像配准。图 5A 和 5B 示出了一个示例。图 5A 示出了从未修改的 3D 图像文件中生成的在一个投射中的 DRR。相反，图 5B 示出了从脊柱分割和消除非脊柱的特征之后的相同的 3D 图像文件中生成的 DRR。在特定实施方式中，这种类型的 DRR 可用于增强在治疗系统内的患者的初始全局对准（例如，当没有使用基准标记时）。

图 6A 和 6B 示出了分割的不同使用。图 6A 示出了来自未修改的 3D 扫描数据的 DRR，其中，脊柱 607 的特征与肺部肿瘤 608 的边界重叠，使得很难定义肿瘤轮廓。在图 6B 中，脊柱被分割并从 3D 扫描数据中删除以产生具有更直观的肿瘤的 DRR。图 6C 示出了肿瘤也被如何分割以用于 2D 轮廓生成，如下所述。

可以通过分割工具而使上述过程自动化，所述分割工具例如在可从加利

福尼亚州森尼维耳市的艾可瑞公司得到的 MultiPlan™ (多计划™) 治疗计划系统中提供的工具。分割工具可用于操作患者的医学图像 (例如, CT 或诸如 MRI、PET 等的其它图像体积)。可替换地, 可以使用其它工具。

图 6D 是示出了分割工具如何允许用户从医学图像的三个切割平面同时描绘感兴趣的体积中的脊柱的屏幕截图 600, 所述三个切割平面即: 轴平面 601、矢状面 602 和冠状面 603。

在轴平面 601 上, 显示了二维轮廓。当被用户定义时, 所述轮廓可以是实线轮廓, 或者所述轮廓可以是被计算机从邻近轮廓内插的虚线轮廓。用户可以通过调整轮廓大小、对轮廓缩放或者移动轮廓而修改轮廓。

在矢状面 602 和冠状面 603 上, 感兴趣的脊柱体积的所投射的侧面轮廓 605 被显示。所有用户定义的轮廓 (例如轮廓 604) 的中心被连接成脊柱 606 的中心轴。用户可以通过移动或者拖拽轮廓的中心来移动、添加或删除轮廓。当轮廓的中心在矢状面或者冠状面上被移动时, 在轴向图像切片上定义的实际轮廓被相应移动。当用户选择相邻的轴向轮廓的两个中心点之间的任意点时, 新轮廓在该位置被添加, 轮廓被自动设置成内插到两个相邻的轴轮廓中。当用户在两个相邻轮廓的区域外或者图像边界外拖拽和放下轮廓的中心点时, 轮廓从感兴趣的体积中被去除。一旦脊柱以几何格式被描绘和存储, 脊柱被转换成体积格式而成为仅包含与脊柱相关的体素的三维图像体积。

在特定实施方式中的治疗计划中的下一个步骤是基于目标分割生成放射目标的 2D 轮廓 (操作 130)。图 7 是示出了在前述轴平面、矢状面和冠状面中的肺部肿瘤 701 的 CT 图像的屏幕截图 700 (在肺部肿瘤的情况下, 当肿瘤的 x 射线密度非常接近于周围组织的 x 射线密度时, MRI 或其它非 x 射线成像模态可以与 CT 数据结合使用以使肿瘤可见)。上面关于脊柱分割所述的相同的取轮廓工具可用于分割 3D 图像中的肿瘤, 并对自动 2D 轮廓生成过程提供数据输入, 所述自动 2D 轮廓生成过程可用于在治疗输送期间在

DRR 上创建和叠加 2D 肿瘤轮廓。用于自动生成 2D 轮廓的方法（例如，自动边缘检测）在本领域是公知的，并例如在 Delp & Chu 在 1983 年发表的 Edge Detection Using Contour Tracing, 47 (Center for Robotics and Integrated Manufacturing (机器人技术及集成制造中心)) 中被描述。

治疗计划过程终止于实际的治疗计划的形成、生成 DRR 并保存（例如，数字地）该计划、DRR 和 2D 目标轮廓以用于治疗输送的后续使用（操作 140 和 150）。操作 140 和 150 的细节在本领域是公知的，因此没有详细描述。

治疗输送

全局对准

如上所述，在治疗输送中的第一步骤是在治疗输送系统内的全局的患者对准（操作 210）。为了帮助理解后面的全局对准（预对准）和目标检测的描述，图 3A 示出了治疗输送系统（例如治疗输送系统 200）的 3D 坐标系统、治疗中成像系统（例如在治疗输送系统 200 中的治疗中成像系统）的 2D 坐标系统和 3D 图像（例如，CT、MRI、PET 等）的 3D 坐标系统之间的关系。在图 3A 中，坐标系统 xyz （其中 x 垂直于并指向图 3A 的平面）与预治疗图像的 3D 坐标相关，坐标系统 $x'y'z'$ （其中 x' 垂直于并指向图 3A 的平面）与治疗输送系统相关，以及投射 A 和 B 与治疗中成像系统相关，在所述治疗中成像系统中 S_A 和 S_B 表示 x 射线源（诸如 x 射线源 103A 和 103B）以及 O_A 和 O_B 是 x 射线检测器（诸如 x 射线检测器 104A 和 104B）的成像平面的中心。在图 2 中，投射 A 和投射 B 是分别从方向 $O_A S_A$ 和 $O_B S_B$ 观察的。这两个 2D 图像投射与 DRR 比较以实现图像配准和对准，用于全局患者定位和用于这里描述的放射目标跟踪的实施方式。

3D 变换可以由图 3A 中所示的从坐标系统 xyz 到坐标系统 $x'y'z'$ 的三个平移 ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$) 和三个旋转 ($\Delta \theta_x, \Delta \theta_y, \Delta \theta_z$) 定义。两个 3D 坐标系统之间的 3D 刚性变换 (rigid transformation) 可以从基础三角学获得，如下：

$$\begin{aligned} x &= x', \quad y = (y' - z')/\sqrt{2}, \quad z = (y' + z')/\sqrt{2}, \\ \theta_x &= \theta_{x'}, \quad \theta_y = (\theta_{y'} - \theta_{z'})/\sqrt{2}, \quad \theta_z = (\theta_{y'} + \theta_{z'})/\sqrt{2}. \end{aligned} \quad (1)$$

在投射 A 的 2D 坐标系统 (x_A, y_A) 中, 3D 刚性变换可以被分解成平面内变换 $(\Delta x_A, \Delta y_A, \Delta \theta_A)$ 和两个平面外旋转 $(\Delta \theta_{x_A}, \Delta \theta_{y'})$ 。相似地, 在投射 B 的 2D 坐标系统 (x_B, y_B) 中, 分解包括平面内变换 $(\Delta x_B, \Delta y_B, \Delta \theta_B)$ 和两个平面外旋转 $(\Delta \theta_{x_B}, \Delta \theta_{z'})$ 。图 3B 到 3E 示出了这里所述的平面内变换和平面外旋转, 其中 2D x 射线图像由平面 301 表示, 以及 2D DDR 由平面 302 表示。注意到两个投射的使用过于约束 (over-constrain) 3D 刚性变换的 6 个参数的解, 等式 (1) 的 3D 刚性变换可以被简化。投射 A 中的平移 x_A 是与投射 B 中的 x_B 相同的参数, 并且投射 A 中的平面外旋转 θ_{x_A} 与投射 B 中的 θ_{x_B} 相同。如果 α_A 和 α_B 分别是投射 A 和投射 B 的几何放大因子 (例如与放射源到患者 (source-to-patient) 和患者到探测器 (patient-detector) 的距离相关的尺度因子), 则坐标系统 (x', y', z') 和 2D 坐标系统之间的平移具有下面的关系:

$$\Delta x' = (\alpha_B \Delta x_B - \alpha_A \Delta x_A)/2, \quad \Delta y' = \alpha_A \Delta y_A, \quad \Delta z' = \alpha_B \Delta y_B. \quad (2)$$

对于投射 A, 给出一组对应于两个平面外旋转 $(\Delta \theta_{x_A}, \Delta \theta_{y'})$ 的不同结合的 DRR, 使用相似性量度, 2D 平面内变换 $(\Delta x_A, \Delta y_A, \Delta \theta_A)$ 可以由 2D 到 2D 图像比较而估计出, 并且两个平面外旋转 $(\Delta \theta_{x_A}, \Delta \theta_{y'})$ 可以通过将 x 射线图像与这组 DRR 图像进行匹配而计算出, 如下所述。相似地, 可以使用相同的过程来解决投射 B 的 2D 平面内变换 $(\Delta x_B, \Delta y_B, \Delta \theta_B)$ 和平面外旋转 $(\Delta \theta_{x_B}, \Delta \theta_{z'})$ 。如下所述, 所述平面内变换和平面外旋转可以通过在 x 射线图像与这组 DRR 图像之间进行配准来获得, 这对于投射 A 和投射 B 来说是独立的。当识别出具有匹配的平面外旋转的 DRR 图像时, 所述平面内旋转和平面外旋转具有下面的关系:

$$\Delta\theta_y = \Delta\theta_B, \quad \Delta\theta_z = \Delta\theta_A. \quad (3)$$

如果平面外旋转 θ_y 在投射 A 的参考 DRR 图像组中被忽略, 那么当 $\Delta\theta_y$ 很小的时候(例如小于 5°), 平面内变换可以被 $\Delta(x_A, \Delta y_A, \Delta\theta_A)$ 近似地描述。一旦作出这样的简化假设, 并给出对应于各种平面外旋转 $\Delta\theta_{x_A}$ 的参考 DRR 图像组, 可以通过本领域已知的一个或多个搜索方法来找到平面内变换 $(\Delta x_A, \Delta y_A, \Delta\theta_A)$ 和平面外旋转 $\Delta\theta_{x_A}$ 。这些方法通常使用相似性量度的计算, 随后通过梯度搜索算法的应用来最大化治疗中 x 射线图像与所选择的 DRR 之间的相似性。相似性量度的示例包括(但不限于)标准化的横截面、差异图像的平均信息量、交互信息、梯度相关性、模式强度和梯度差异。可以对投射 B 作出相应的简化。

给出投射 A 中的结果 $(\Delta x_A, \Delta y_A, \Delta\theta_A, \Delta\theta_{x_A})$ 和投射 B 中的结果 $(\Delta x_B, \Delta y_B, \Delta\theta_B, \Delta\theta_{x_B})$, 在 3D 图像坐标系统中的 3D 刚性变换的近似可以使用下面的表达式获得:

$$\begin{aligned} \Delta x &= (-\alpha_A \Delta x_A + \alpha_B \Delta x_B) / 2, \quad \Delta y = (\alpha_A \Delta y_A - \alpha_B \Delta y_B) / \sqrt{2}, \\ \Delta z &= (\alpha_A \Delta y_A + \alpha_B \Delta y_B) / \sqrt{2}, \\ \Delta\theta_x &= (\Delta\theta_{x_A} + \Delta\theta_{x_B}) / 2, \quad \Delta\theta_y = (\Delta\theta_B - \Delta\theta_A) / \sqrt{2}, \\ \Delta\theta_z &= (\Delta\theta_B + \Delta\theta_A) / \sqrt{2}. \end{aligned} \quad (4)$$

因此, 需要将治疗输送系统中的患者的 3D 坐标系统与 3D 治疗计划的坐标系统对准的 3D 变换完全可以通过两组四个参数 $(\Delta x_A, \Delta y_A, \Delta\theta_A, \Delta\theta_{x_A})$ 和 $(\Delta x_B, \Delta y_B, \Delta\theta_B, \Delta\theta_{x_B})$ 来定义。

全局对准的过程(操作 210)在图 4 中示意性地示出。该过程起始于获取治疗中 x 射线图像(操作 401)。在操作 402 中, 如上所述, x 射线图像与 DRR 组进行比较和配准, 所述 DRR 组从 3D 扫描数据中创建并从治疗计划

系统中输入。配准的结果是 2 组 2D 变换参数，所述 2 组 2D 变换参数用在操作 403 中以计算在操作 404 中所需要的 3D 变换来使得患者对准。

全局对准过程的一个结果是在后续的目标检测的操作（操作 220）中，搜索限于在每个投射中的 2 个平面内平移 (x, y)，因为 6D 全局对准过程消除了平面内和平面外旋转误差。应当理解，上面描述的几何变换可以通过计算用于每对成像投射的变换来被应用到具有多于 2 个成像投射（例如 3 个或更多）的成像系统。

目标检测

再次参考图 1B，目标检测（操作 220）起始于操作 221，即对应于治疗中成像系统的多个投射中的多个感兴趣的区域（ROI）的定义，所述 ROI 围绕治疗计划期间创建的放射目标的 2D 轮廓。对于肺部肿瘤的示例性的情况，该过程在图 8A、8B 和 9 中示出。图 8A 和 8B 分别示出了在两个投射（例如，投射 A 和 B）中的 DRR 800A 和 800B，该 DRR 800A 和 800B 被选择用于在上面所述的全局患者对准后的直接目标配准。在示出的示例中，DRR 已经从 3D 图像数据中被合成，并且去除脊柱以增强肿瘤的对比度。在图 8A 中，2D 肿瘤轮廓 801A 已经被叠加在 DRR 800A 上，并且在投射 A 中的初始 ROI 802A 已经围绕肿瘤轮廓 801A 被生成。相似地，在图 8B 中，2D 肿瘤轮廓已经被叠加在 DRR 800B 上，并且在投射 B 中的初始 ROI 802B 已经围绕肿瘤轮廓 801B 被生成。这些初始 ROI 可以被选择以很接近地符合它们各自的 DRR 的在水平和垂直尺寸上的肿瘤轮廓的尺寸，使得 ROI 包括肿瘤轮廓和肿瘤轮廓外的一些组织。

在定义初始 ROI 之后，可以定义包括比初始 ROI 更多面积和比初始 ROI 更少面积的另外的 ROI，以提供用于更好的肿瘤检测的机会。例如，如果肿瘤边界没有被正常定义（ill-defined），和/或难以使用任何普通 3D 成像技术来成像，则在治疗计划阶段生成的肿瘤的 2D 轮廓可能包括多于或少于所

有肿瘤的部分。结果，不同大小的 ROI 可以产生更好的肿瘤检测和/或治疗。这些不同大小的 ROI 在图 9 中示出，其中，除了基于轮廓的 ROI 802 之外，还定义了较大的 ROI 803 和较小的 ROI 804。在其它实施方式中，根据临床医师的判断可以使用大于或小于 3 个的 ROI。在一个实施方式中，根据肿瘤的大小，ROI 之间的步长可以从大约 1 mm 到大约 5 mm 之间变化。然而，可以根据临床医师的判断选择任何步长。

在目标检测的下一个步骤中，即操作 222，在治疗中成像系统的多个投射中捕获患者的现场图像。在操作 223 中，选择投射中的一个。在操作 224 中，选择 ROI 中的一个来用于目标检测。在操作 225 中，通过将所选择的 ROI（包含目标的 DRR 图像）叠加在相应的治疗中 x 射线图像（反映了如上所述的患者的全局地预对准）上并执行在治疗中 x 射线图像中的搜索窗口内的搜索来执行目标配准以检测目标位置。在一个实施方式中，搜索算法可以与用于全局对准的搜索算法相同（例如，计算相似性量度和梯度搜索以最大化相似性），但约束于搜索窗口的面积。在其它实施方式中，搜索可以是在搜索窗口内的用于最大化相似性量度的确定性的搜索（例如，光栅搜索）。另外，搜索可以使用如下所述的多级匹配以加快配准过程。图 10A-10C 示出了该过程。

图 10A 是显示了 2D 轮廓 801A 和感兴趣的区域 802A 的图 8A 的被分割的 DRR 800A 的再现（reproduction）。图 10B 示出了具有搜索窗口 803A 的在投射 A 中的相应的治疗中 x 射线图像 810A。在一个实施方式中，搜索窗口 803A 的面积可以被选择为在感兴趣的区域 802A 的面积 2 到 4 倍的范围内。在其它实施方式中，搜索窗口的面积可以由临床医师基于经验和/或临床数据而确定为更大或更小。

可以通过叠加治疗中 x 射线图像 810A 的搜索窗口 803A 中的感兴趣的区域 802A、移动搜索窗口 803A 中的感兴趣的区域 802A（如由图 10B 中的

搜索窗口 803A 中的感兴趣的区域 802A 的几个示例位置所示的) 并搜索使感兴趣的区域 802A 和与感兴趣的区域 802A 叠加的搜索窗口 803A 的部分之间的相似性量度最大化的位置来执行目标检测。如图 10C 所示, 感兴趣的区域在搜索窗口内的移动描述了相似性量度表面 804A, 当感兴趣的区域 802A 与治疗中 x 射线图像中的肿瘤完全对准时, 所述相似性量度表面 804A 具有最大值 805A。可以使用多级搜索来减少搜索将困于相似性表面 804A 的局部最大化而没找到搜索窗口中的全局最大化的可能性。如图 10D 所示, 示例性的多级搜索开始于低分辨率的搜索级别 809, 并进行到较高的分辨率级别 808、807 和 806。在最低分辨率级别 809, 所选择的 ROI 和搜索窗口的尺寸通过子采样而被减少一个尺度因子。当相似性量度在最低分辨率被最大化时, 结果被传送到下一个较高的分辨率级别, 在较高的分辨率级别中相似性量度被再次最大化等等, 直到相似性量度在最高的分辨率级别被最大化。图 10D 示出了具有 4 个分辨率级别的一个实施方式, 其中在每个连续的级别, 分辨率被加倍。其它实施方式可以使用多于或少于 4 个的级别以及在每个级别使用不同的分辨率因子。

一旦相似性量度被最大化, 可以确定质量量度。在操作 226 中, 第一组偏移关联窗口围绕目标的额定位置被定义, 所述目标的额定位置由操作 225 中的前述搜索算法来确定。每个偏移关联窗口偏离额定目标位置不同的量, 使得每个偏移关联窗口包含目标和周围组织的不同部分。在操作 227 中, 每个偏移关联窗口在治疗中 x 射线图像中被配准 (例如, 如在操中一样) 以找到在相应的治疗中 x 射线图像中的偏移关联窗口的第二个匹配组。图 11A 示出了在 DRR 800A 中定义的第一组偏移关联窗口 815A。在图 11B 中, 同一组偏移关联窗口 815A 被叠加在治疗中 x 射线图像 810A 中。

如果在操作 225 中的初始目标检测是正确的, 则在治疗中 x 射线图像中的匹配的偏移关联窗口组将匹配具有小的移动或没有移动的第一组偏移关

联窗口的位置。即，当实现了最好的匹配时，每个匹配的偏移关联窗口的最终位置将接近第一组偏移关联窗口的初始位置。相反，如果初始目标检测是不正确的，则当实现了最好的匹配时，匹配的偏移关联窗口的最终位置可能明显不同于第一组偏移关联窗口的初始位置。

初始位置与最终位置之间的差异可以被特征化为第一组偏移关联窗口与匹配的偏移关联窗口组之间的在治疗中 x 射线图像的 x 和 y 坐标中的位移。然后，在操作 228 中，对于 25 个不同的偏移关联窗口的示例，质量量度例如被计算为 x 和 y 方向上的平均位移，如图 12A 和 12B 所示。在图 12A 和 12B 中，偏移关联窗口的位移落入具有近似等于 0 的平均值的范围内。在实践中，基于临床医师的经验和/或临床数据来选择使用的偏移关联窗口的数量和每个窗口的位移。在其它实施方式中，可以使用不同的质量量度（例如，绝对（absolute）或平方距离的和）。

通过图 13A 和 13B 的图表示出了错误的或不适当的肿瘤检测，其中偏移关联窗口的 x 和 y 位移是非常（highly）可变和不规则的。这个结果在图 14A 和 14B 中示出，其中偏移关联窗口 816A、817A 和 818A 的最终位置明显不同于在 DRR 800A 和治疗中 x 射线图像 810A 中的它们的初始位置。

在确定了所选择投射中的所选择的 ROI 的质量量度之后，过程在操作 229 中询问是否在所选择投射中的所有的 ROI 都被测试了，以及如果没有，则重复操作 224-228。如果在所选择投射中的所有 ROI 都被测试了，则过程在操作 230 中询问是否所有投射都被测试了。如果没有则重复进行操作 223-229 直到所有投射被测试。

通常，治疗中 x 射线图像的质量在感兴趣的体积的每个投射中不相同，因为 x 射线穿越具有不同的解剖结构的不同路径。结果，由上述质量量度确定的在每个投射中的肿瘤检测的质量在一个投射中可能更高。因此，操作 227 和 228 可以包括另外的步骤。在一个实施方式中，在一个投射中的高质量的

目标检测可用于通过约束在其它投射中的搜索窗口来改善在另一个投射中的目标检测。图 15A 示出了在感兴趣的体积的第一投射中的治疗中 x 射线图像 850A，其中，肿瘤 851A 位于搜索窗口 852A 内，所述搜索窗口 852A 具有由上述偏移关联质量量度确定的正确的肿瘤检测。结果，肿瘤 851A 的 x 和 y 坐标被很好地定义。图 15B 示出了在第二投射中的感兴趣的体积的治疗中 x 射线，其中假设初始搜索不正确地检测了肿瘤 851B（在第二投射中的肿瘤 851A 的投射）并产生了低的质量量度。因为图像 850A 和 850B 共享相同的 x 轴（见图 3A 和上面的论述），肿瘤 851B 的 x 坐标由肿瘤 851A 的 x 坐标定义，并且被约束的搜索窗口 852B 可以在图像 850B 中被定义，用于限制在图像 850B 的 x 轴中的搜索并允许最优化在图像 850B 的 y 轴的搜索。

在特定实施方式中，在不同投射中的操作可以并行执行。图 16 是示出了用于目标检测的方法 500 的一个实施方式的流程图。在操作 501 中，一个或多个 ROI 在对应于患者的全局预对准的投射中的 DRR 中生成（即操作 210），其中每个 ROI 关于放射目标的 2D 轮廓被定义。在操作 502 中，将在 DRR 中的 ROI 与治疗输送系统的每个投射中的相应的治疗中 x 射线图像相匹配。操作 502 包括操作 503 和 504。

在操作 503 中，根据搜索算法在每个投射中的治疗中 x 射线图像中的搜索窗口内移动 ROI 以最大化相似性量度。在操作 504 中，确定用于在每个投射中的目标检测的质量量度。操作 504 包括操作 505 到 509。操作 505 生成在所选择的 DRR 中的第一组偏移关联窗口。在操作 506 中，第一组偏移关联窗口在相应的治疗中 x 射线图像中被配准以找到在相应的治疗中 x 射线图像中的与第一组偏移关联窗口相匹配的第二组偏移关联窗口，使得第一和第二组偏移关联窗口形成偏移关联窗口的匹配对。操作 507 确定来自第一组偏移关联窗口和第二组偏移关联窗口的偏移关联窗口的匹配对之间的位移。操作 508 为 VOI 的每个投射中的肿瘤检测分配质量量度。

方法继续到操作 509, 选择在第一投射中具有最高质量量度的 ROI 以限制在第二投射中的搜索窗口。接着, 操作 510 在第二投射中的有限的搜索窗口内搜索以最大化在第二投射中的肿瘤检测的质量。在操作 511 中, 选择在每个投射中的下一个 ROI 并且方法在操作 501 处重复。

在一个实施方式中, 方法包括: 分割和从感兴趣的体积 (VOI) 的 3D 成像数据中去除骨结构, 以使从 3D 成像数据中生成的 DRR 中的放射目标可见; 将 DRR 与治疗中 x 射线图像匹配; 选择包括放射目标的 2D 轮廓的 DRR 中的感兴趣的区域; 以及在匹配的治疗中 x 射线图像中的搜索窗口内搜索以将 ROI 与在匹配的治疗中 x 射线图像中的相应的 ROI 相匹配。

图 17 示出了系统 1300 的一个实施方式, 所述系统 1300 可用于执行实施本发明的实施方式中的放射治疗。如下所述以及如图 17 所示, 系统 1300 可以包括诊断成像系统 1000、治疗计划系统 2000 以及治疗输送系统 3000。

诊断成像系统 1000 可以是能够产生患者的医学诊断图像的任何系统, 所述医学诊断图像可以被用于随后的医学诊断、治疗计划和/或治疗输送。例如, 诊断成像系统 1000 可以是计算断层扫描 (CT) 系统、磁共振成像 (MRI) 系统、正电子发射断层扫描 (PET) 系统、超声波系统等等。为了便于讨论, 有时关于 CT 成像模态来讨论诊断成像系统 1000。然而, 诸如上面所述的那些成像模态的其它的成像模态也可以被使用。

诊断成像系统 1000 包括: 成像源 1010, 用来产生成像射束 (例如, x 射线、超声波、无线电频率波等); 和成像检测器 1020, 用来检测和接收由成像源 1010 产生的射束, 或者由来自成像源的射束激发的次级射束或发射 (例如, 在 MRI 或 PET 扫描中)。在一个实施例中, 诊断成像系统 1000 可包括两个或更多诊断 x 射线源和两个或更多相应的成像检测器。例如, 两个 x 射线源可布置在要被成像的患者周围, 以彼此成角度 (例如, 90 度、45 度等) 的方式被固定, 并且穿过患者对准成像检测器, 该成像检测器可沿直

径方向与 x 射线源相对。也可使用单个大的成像检测器或多个成像检测器，这些检测器将由每个 x 射线成像源照亮。可替换地，可使用其它数量和配置的成像源和成像检测器。

成像源 1010 和成像检测器 1020 可以耦合到数字处理系统 1030 以控制成像操作和处理图像数据。诊断成像系统 1000 包括：总线或其它装置 1035，用来在数字处理系统 1030、成像源 1010 和成像检测器 1020 之间传送数据和命令。数字处理系统 1030 可包括一个或多个通用处理器（例如微处理器），诸如数字信号处理器（DSP）的专用处理器，或诸如控制器或现场可编程门阵列（FPGA）的其它类型的装置。数字处理系统 1030 也可包括其它组件（未示出），例如存储器、存储装置、网络适配器等。数字处理系统 1030 可配置成以标准的格式产生数字诊断图像，例如以 DICOM（医学中的数字成像和通信）格式。在其它实施方式中，数字处理系统 1030 可生成其它标准或非标准数字图像格式。数字处理系统 1030 可在数据链路 1500 上传输诊断图像文件（例如前述 DICOM 格式的文件）到治疗计划系统 2000，该数据链路 1500 可以是例如直接链路、局域网（LAN）链路或诸如因特网的广域网（WAN）链路。此外，在系统之间被传送的信息可以进（pull）出（push）连接系统的通信介质，例如在远程诊断或治疗计划配置中。在远程诊断或治疗计划中，用户可将本发明的实施方式来用于诊断或治疗计划，尽管在系统用户与患者之间存在物理间隔。

治疗计划系统 2000 包括处理装置 2010 以接收和处理图像数据。处理装置 2010 可以表示一个或者多个通用处理器（例如微处理器）、诸如数字信号处理器（DSP）的专用处理器、或诸如控制器或者现场可编程门阵列（FPGA）的其它类型的装置。处理装置 2010 可以被配置成执行用于进行这里所述的治疗计划和/或图像处理操作的指令，例如这里所述的脊柱分割工具。

治疗计划系统 2000 也可以包括通过总线 2055 耦合到处理装置 2010 的

系统存储器 2020，以用于存储要被处理装置 2010 执行的信息和指令，所述系统存储器 2020 可以包括随机存取存储器 (RAM) 或者其它动态存储装置。系统存储器 2020 也可以被用于在处理装置 2010 执行指令期间存储临时变量或者其它中间信息。系统存储器 2020 也可以包括只读存储器 (ROM) 和/或其它耦合到总线 2055 的静态存储装置以用于存储处理装置 2010 的静态信息和指令。

治疗计划系统 2000 也可以包括存储装置 2030，该存储装置 2030 表示耦合到总线 2055 以用于存储信息和指令的一个或多个存储装置 (例如磁盘驱动器或者光盘驱动器)。存储装置 2030 可以被用于存储指令，以用于执行这里讨论的治疗计划步骤和/或用于存储这里讨论的 3D 成像数据和 DRR。

处理装置 2010 也可以被耦合到显示装置 2040 以用于将信息 (例如 VOI 的 2D 或 3D 表示) 显示给用户，所述显示装置 2040 诸如阴极射线管 (CRT) 或液晶显示器 (LCD)。诸如键盘的输入装置 2050 可以被耦合到处理装置 2010 以用于将信息和/或命令选择传送到处理装置 2010。一个或多个其它的用户输入装置 (例如鼠标、跟踪球或光标方向键) 也可以被用于传送方向信息，从而选择处理装置 2010 的命令和控制显示器 2040 上的光标移动。

可以理解的是，治疗计划系统 2000 只表示治疗计划系统的一个示例，该治疗计划系统可以具有不同的配置和机构，其可以包括比治疗计划系统 2000 更多或者更少的组件以及可以用于本发明。例如，一些系统通常具有多个总线，例如外围总线、专用缓存总线等。治疗计划系统 2000 也可以包括 MIRIT (医学图像查看和导入工具) 以支持 DICOM 导入 (所以图像可以被融合并且目标在不同的系统上被描绘以及然后被导入到治疗计划系统中以用于计划和剂量计算)、允许用户进行治疗计划的扩展的图像融合能力以及观察在各种成像模态 (例如 MRI、CT、PET 等) 中的任何一种上的剂量分配。治疗计划系统在本领域是公知的，因此不做详细讨论。

治疗计划系统 2000 可以与诸如治疗输送系统 3000 的治疗输送系统共享其数据库（例如存储在存储装置 2030 中的数据），从而在治疗输送之前不需要从治疗计划系统中导出。治疗计划系统 2000 可以通过数据链路 2500 被链接到治疗输送系统 3000，所述数据链路 2500 可以是上面关于数据链路 1500 所述的直接链路、LAN 链路或者 WAN 链路。应该注意的是，当数据链路 1500 和 2500 被实施为 LAN 或 WAN 连接时，断成像系统 1000、治疗计划系统 2000 和/或治疗输送系统 3000 中的任何一个可以位于分散的位置从而使系统可以在物理上相互远离。可替换地，诊断成像系统 1000、治疗计划系统 2000 和/或治疗输送系统 3000 中的任何一个可以在一个或者多个系统中相互集成。

治疗输送系统 3000 包括疗法和/或手术放射源 3010，以根据治疗计划给予目标体积规定的放射剂量。治疗输送系统 3000 也可以包括成像系统 3020 以捕获用于上述与诊断图像配准或关联的患者体积（包括目标体积）的治疗内图像从而关于放射源定位患者。成像系统 3020 可以包括上述成像系统中的任何一个。治疗输送系统 3000 也可以包括数字处理系统 3030 以控制放射源 3010、成像系统 3020 和诸如治疗床 3040 的患者支撑装置。数字处理系统 3030 可以被配置成根据两个或者多个立体投射，利用在诊断成像系统 1000 中由数字处理系统 1030 生成的数字重建放射照片（例如来自分割的 3D 成像数据的 DRR）和/或在治疗计划系统 2000 中由处理装置 2010 生成的 DRR，来配准来自成像系统 3020 的 2D 放射照片图像。数字处理系统 3030 可以包括一个或者多个通用处理器（例如微处理器）、诸如数字信号处理器（DSP）的专用处理器、或诸如控制器或者现场可编程门阵列（FPGA）的其它类型的装置。数字处理系统 3030 也可以包括诸如存储器、存储装置、网络适配器等等的其它组件（未示出）。数字处理系统 3030 可以通过总线 3045 或其它类型的控制和通信接口耦合到放射源 3010、成像系统 3020 以及治疗床

3040。

数字处理系统 3030 可以实施方法（例如上面所述的方法 1200）以将从成像系统 3020 获得的图像与预操作治疗计划图像配准，从而将患者在治疗输送系统 3000 内的治疗床 3040 上对准，以及从而精确地关于目标体积定位放射源。

治疗床 3040 可以耦合到具有多个（例如 5 个或者更多）自由度的另一个机器人臂（未示出）。床臂可以具有 5 个旋转自由度和一个基本垂直的线性自由度。可替换地，床臂可以具有 6 个旋转自由度和一个基本垂直的线性自由度或者至少 4 个旋转自由度。床臂可以被垂直安装到柱或者壁上，或者水平安装到基座、地板或者天花板上。可替换地，治疗床 3040 可以是另一个机械机构的组件，例如由加利福尼亚州的艾可瑞公司开发的 Axum®（阿克苏姆®）治疗床，或者是本领域的普通技术人员所公知的另外类型的常规治疗台。

可替换地，治疗输送系统 3000 可以是另一类型的治疗输送系统，例如，基于机架的（等中心的）强度可调制的放射疗法（IMRT）系统。在基于机架的系统中，放射源（例如，LINAC）以此种方式安装在机架上，即所述放射源在对应于患者的轴向切片的平面中旋转。然后，放射在旋转的圆形平面上从多个位置被输送。在 IMRT 中，放射射束的形状由多叶式准直器来定义，所述多叶式准直器允许部分射束被封锁，从而入射到患者上的剩余射束具有预定义的形状。结果的系统生成任意成形的放射射束，该放射射束在等中心互相相交以将剂量分配输送到目标区域。在 IMRT 计划中，最优化算法选择主要射束的子集，并确定患者应该被每个子集照射的时间量，从而最好地满足指定的剂量约束条件。在一个特定实施方式中，基于机架的系统可以具有装有万向接头的放射源头部件。

应当注意，这里描述的方法和设备不限于仅用于医学诊断成像和治疗。

在替代实施例中，这里的方法和设备可用于医学技术领域之外的应用，例如工业成像和材料的非破坏性测试（例如，汽车工业中的电机组、航空工业中的飞机机身、建筑业中的焊接和石油工业中的钻孔岩心）以及地震勘测。在这样的应用中，例如，“治疗”可广泛地指由治疗计划系统控制的操作的实现，例如射束（例如，放射的、声学的等等）的应用，以及“目标”可以指非解剖对象或区域。

本发明的实施方式包括这里描述的各种操作。这些操作可以通过硬件组件、软件、固件或它们的组合来执行。这里描述的在各种总线上提供的任何信号可以与其它信号时分复用并在一个或多个公共总线上提供。另外，电路组件或块之间的互连可以被显示为总线或单独的信号线。每个总线可以可替换地为一个或多个单独的信号线，以及每个单独的信号线可以可替换地为总线。

一些实施方式可被实施作为计算机程序产品，该计算机程序产品可包括存储在机器可读介质上的指令。这些指令被用于给通用或专用处理器编程来执行所描述的操作。机器可读介质包括用于以机器（例如，计算机）可读形式（例如，软件、处理应用）存储或传输信息的任何机构。机器可读介质可包括但不限于磁存储介质（例如，软盘），光存储介质（例如，CD-ROM），磁光存储介质，只读存储器（ROM），随机存取存储器（RAM），可擦可编程存储器（例如，EPROM 和 EEPROM），闪存，电的、光的、声的或其它形式的传播信号（例如，载波、红外信号、数字信号等），或其它类型的适合存储电子指令的介质。

另外，一些实施方式可以在分布式计算环境中实施，其中，机器可读介质存储在多于一个的计算机系统上和/或被多于一个的计算机系统所执行。另外，在计算机系统之间传送的信息可以进（pull）出（push）例如在远程诊断或监视系统中连接计算机系统的通信介质。在远程诊断或监视中，用户可

以诊断或监视患者，尽管在用户与患者之间存在物理间隔。另外，治疗输送系统可以远离治疗计划系统。

虽然在这里以特定的顺序示出并描述了方法的操作，但每个方法的操作顺序可以改变从而某些操作可以以相反的顺序执行或者某些操作可以至少部分地与其它操作同时执行。在另一实施方式中，不同的操作的指令或子操作可以是间歇的和/或交互的方式。另外，一些操作可以在特定方法的反复（iteration）期间被重复。

在前述说明书中，已经参考特定的示例性实施方式描述了本发明。然而，明显的是，可以在不偏离如所附权利要求中阐述的本发明的宽泛的精神和范围的情况下对本发明作出各种修改和改变。因此，本说明书和附图被认为是说明性意义的而不是限制性意义的。

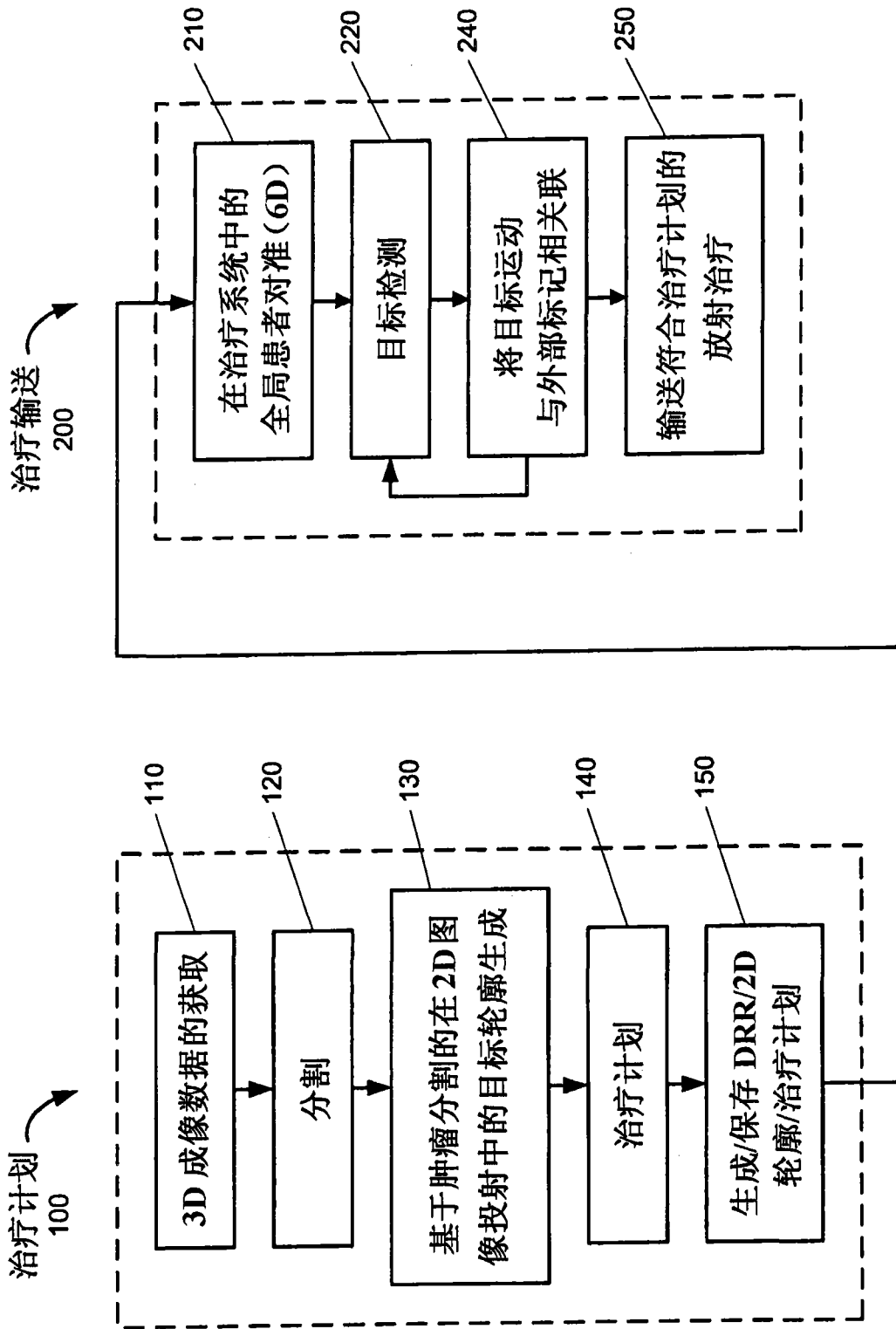


图 1A

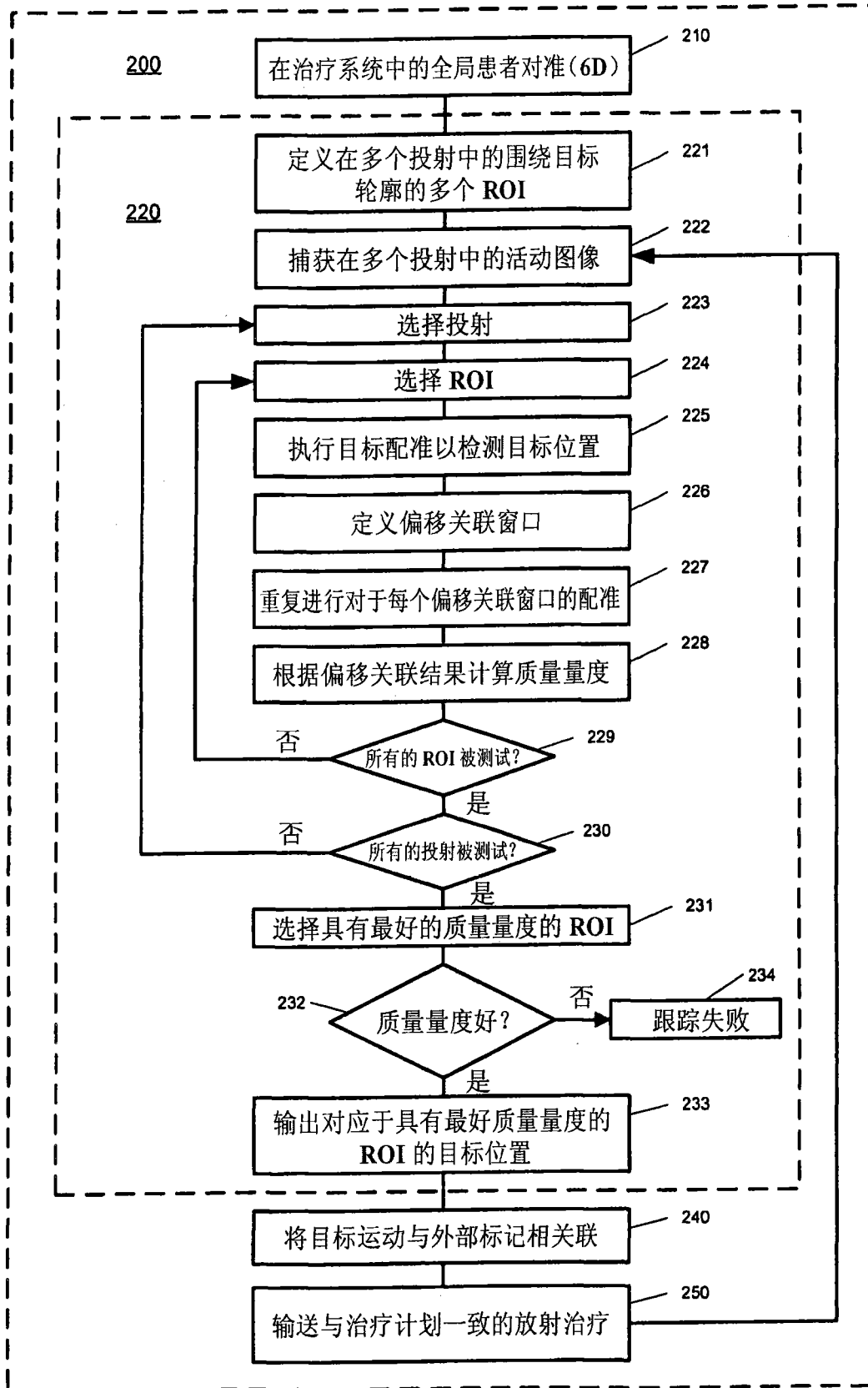


图 1B

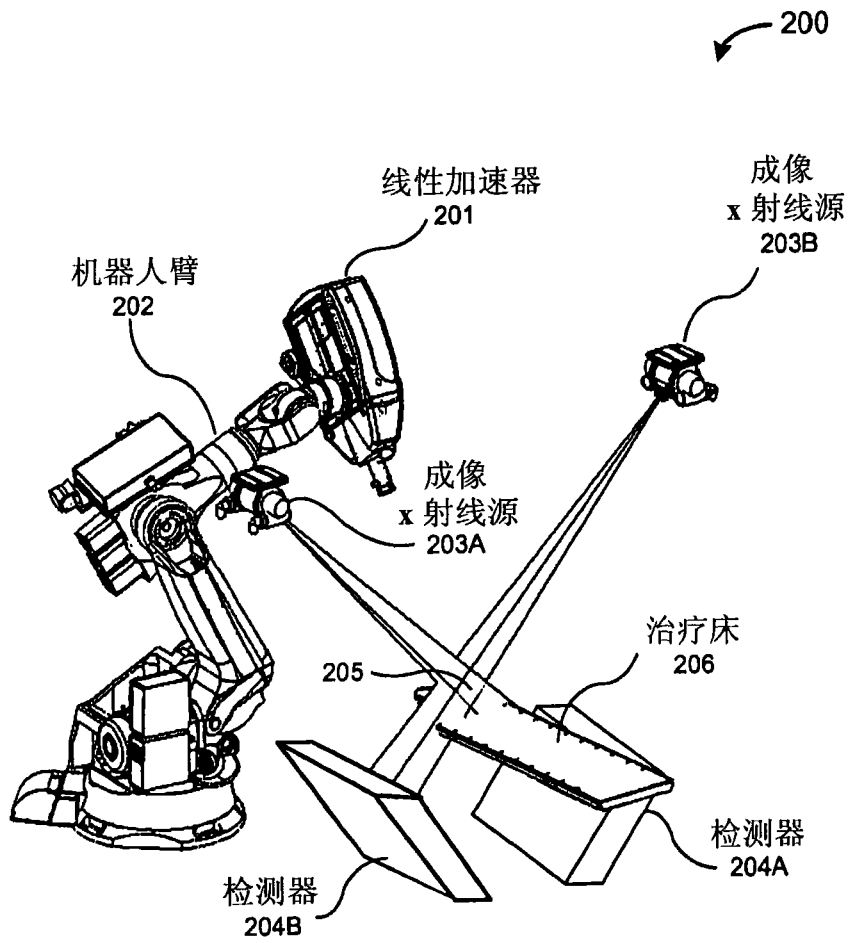


图 2

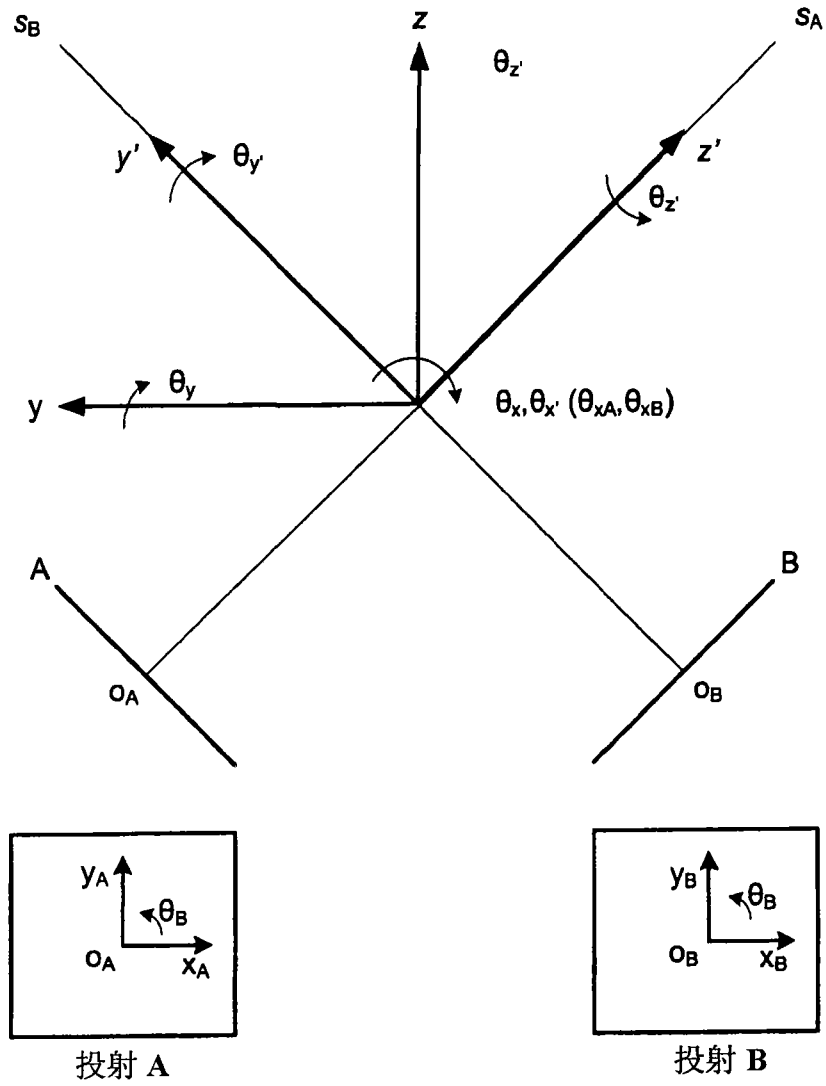


图 3A

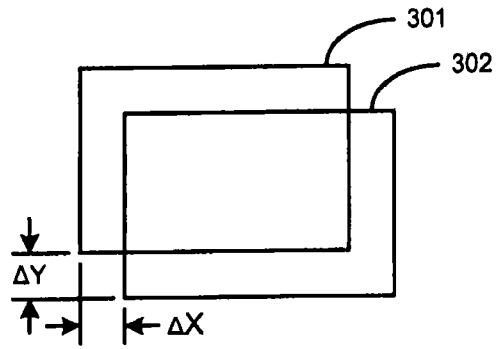


图 3B

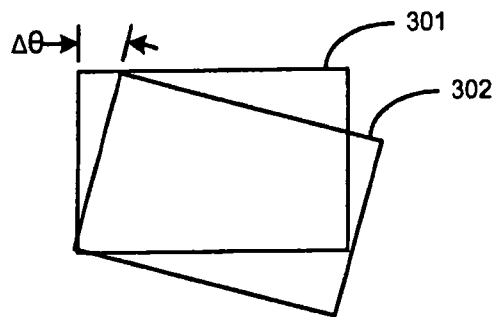


图 3C

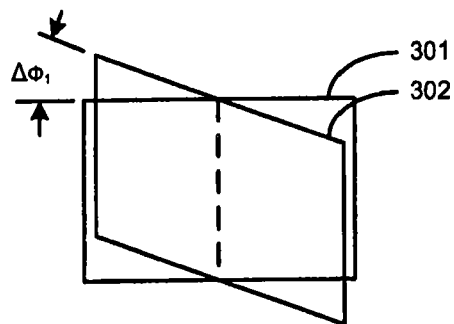


图 3D

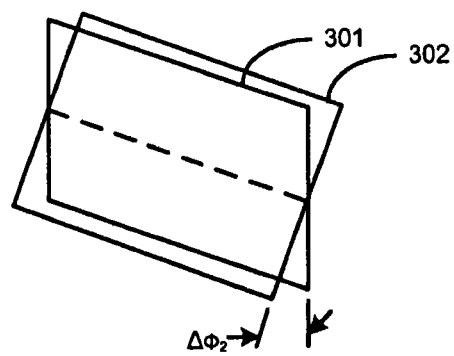


图 3E

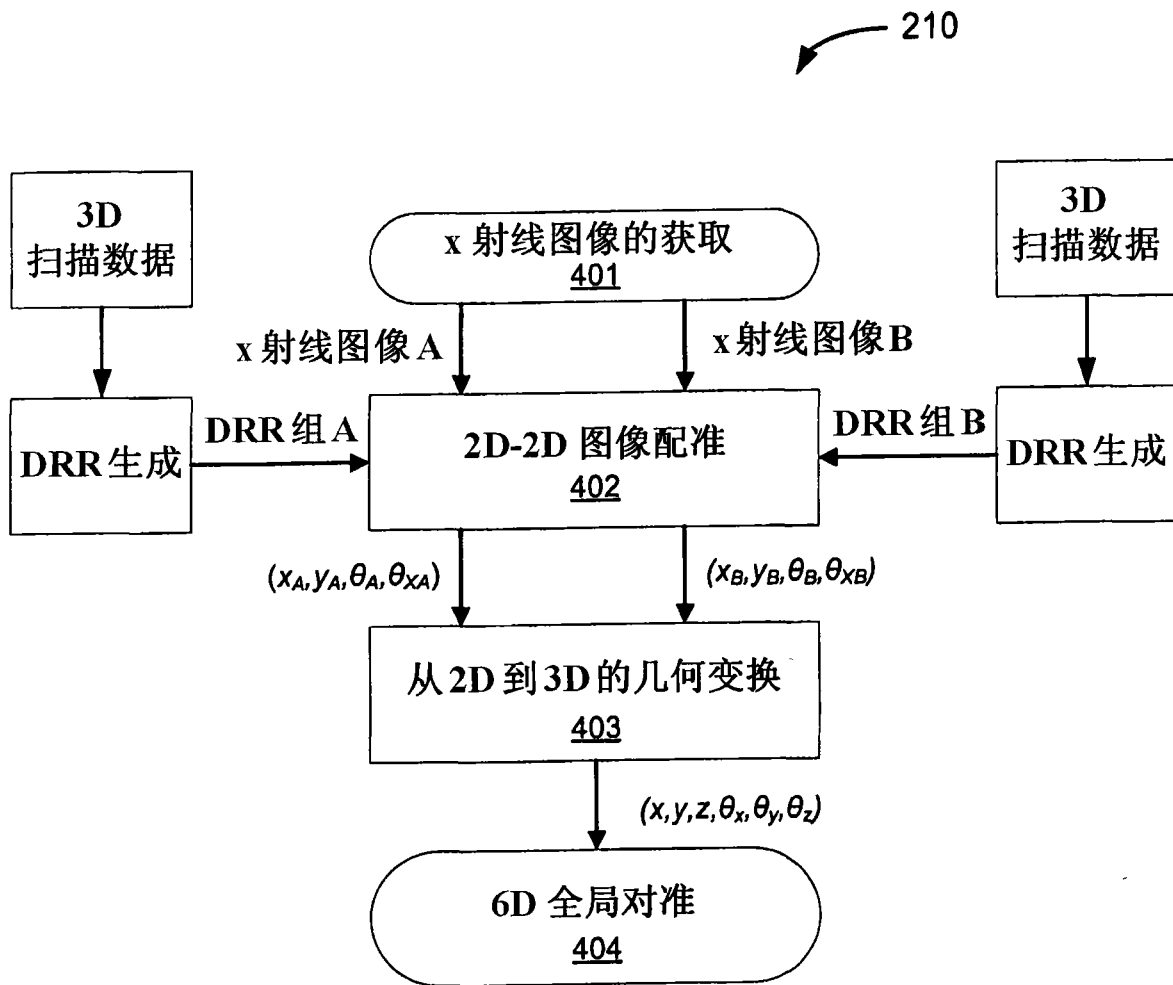


图 4



图 5A

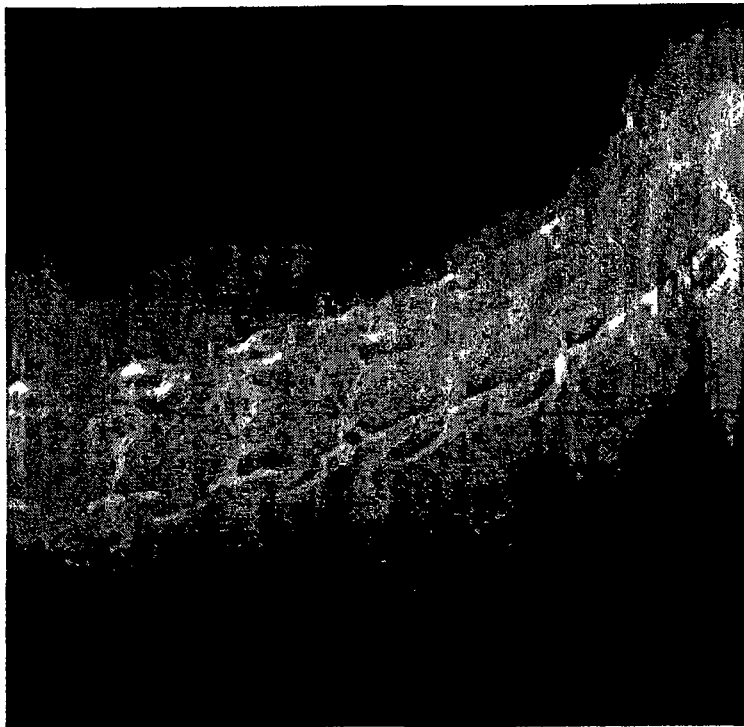


图 5B

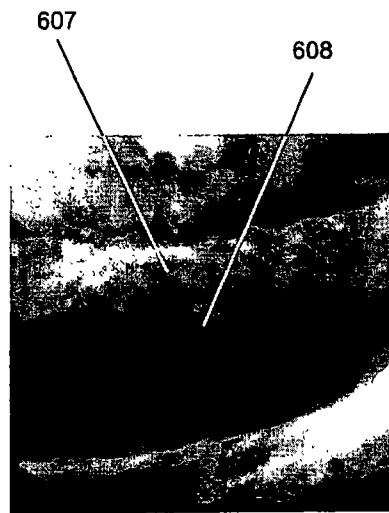


图 6A

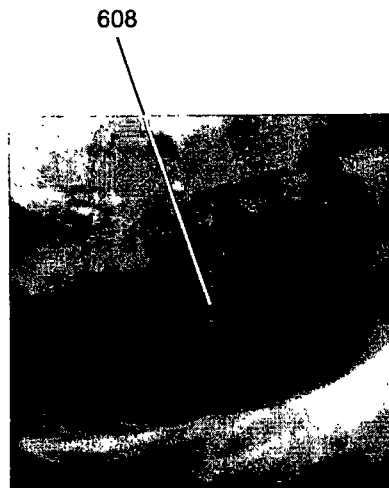


图 6B

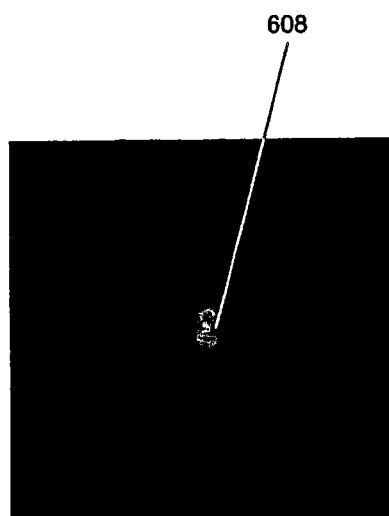


图 6C

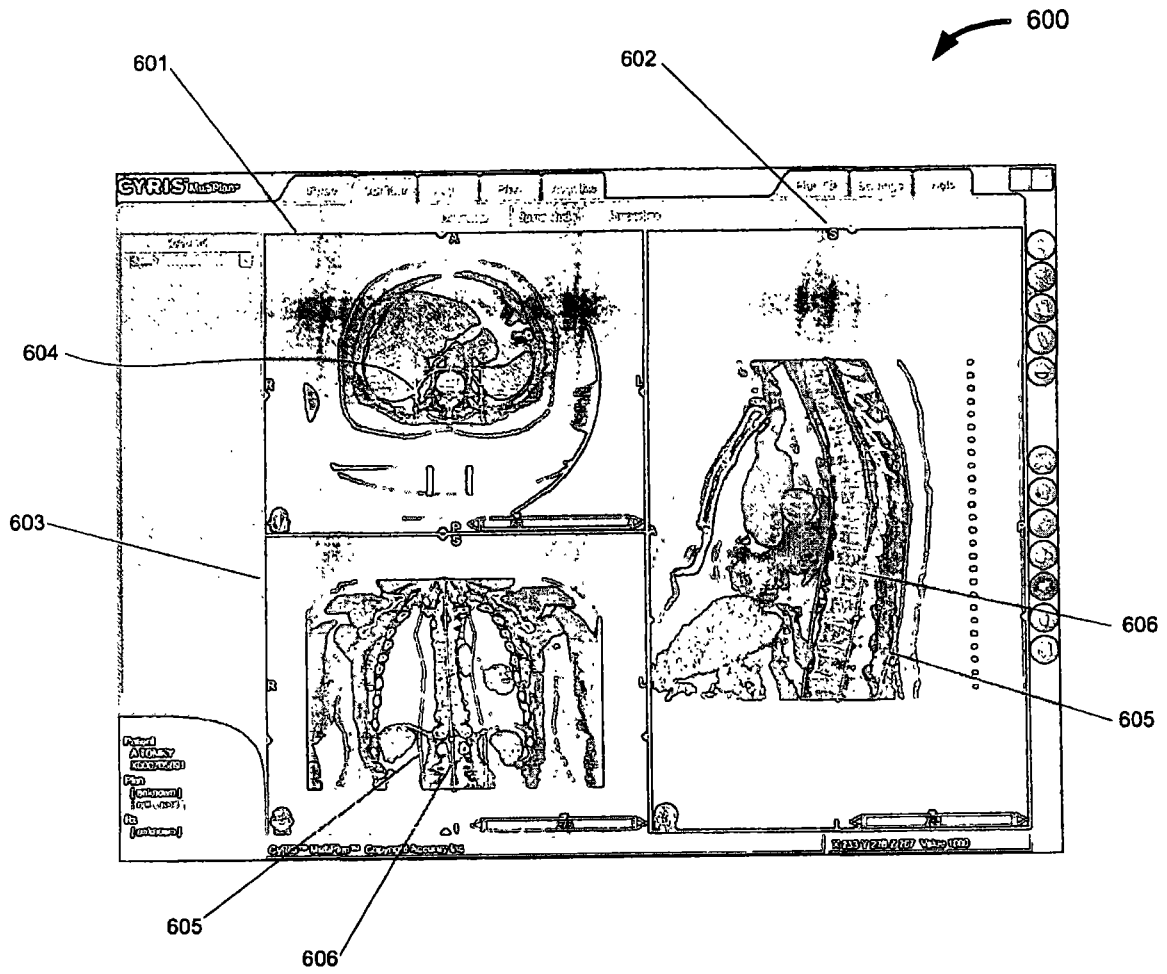


图 6D

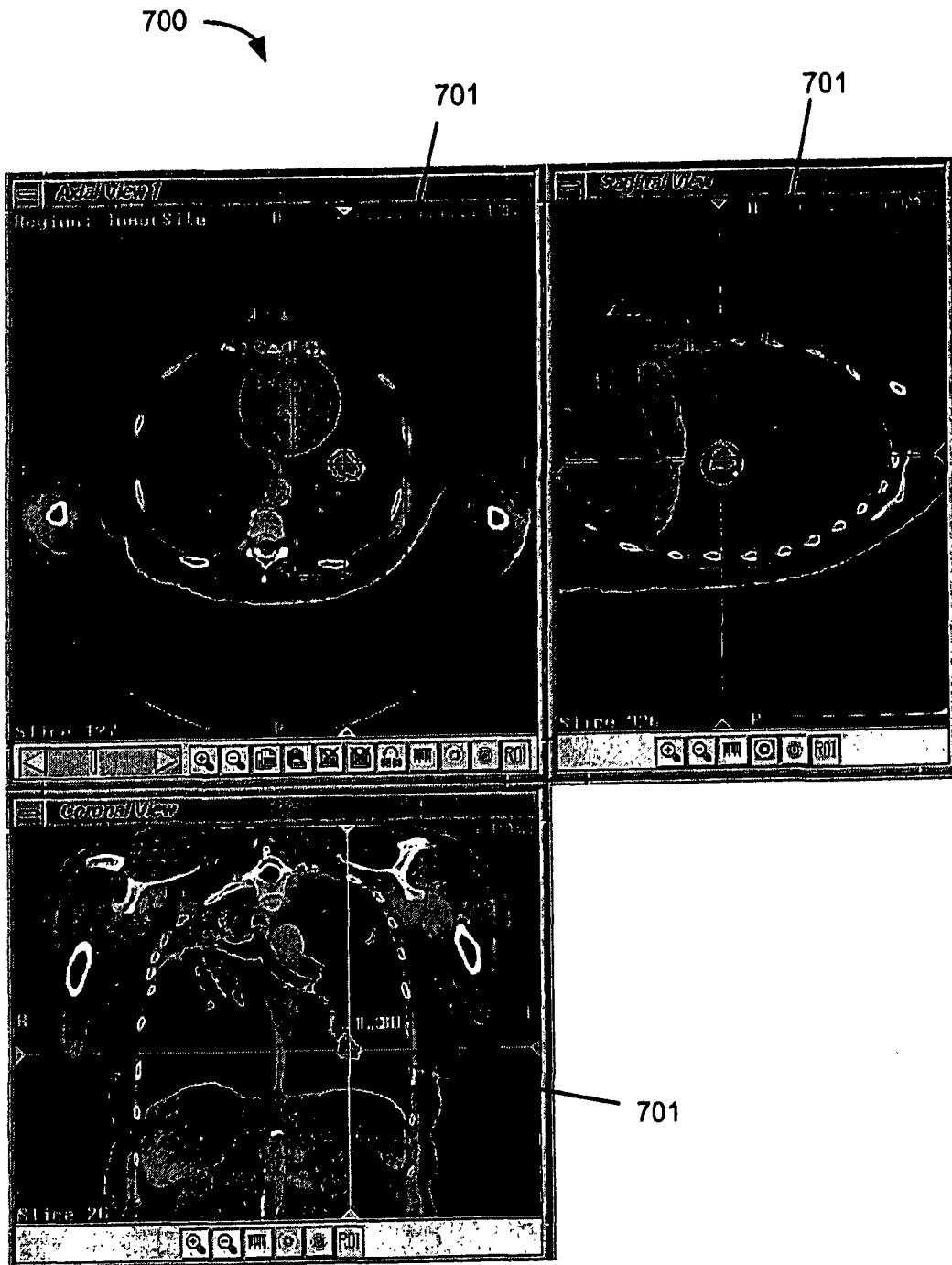


图 7

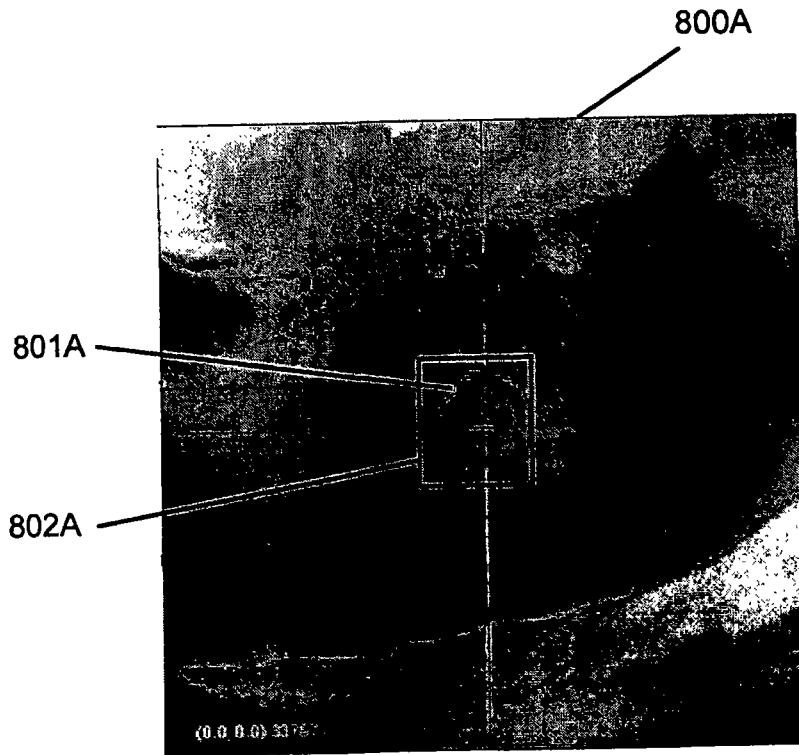


图 8A

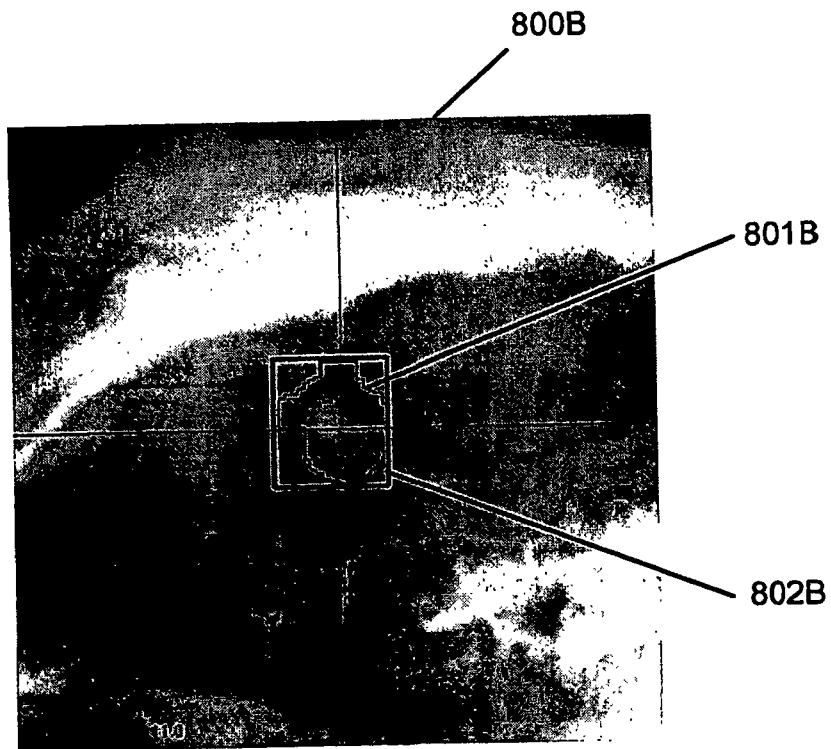


图 8B

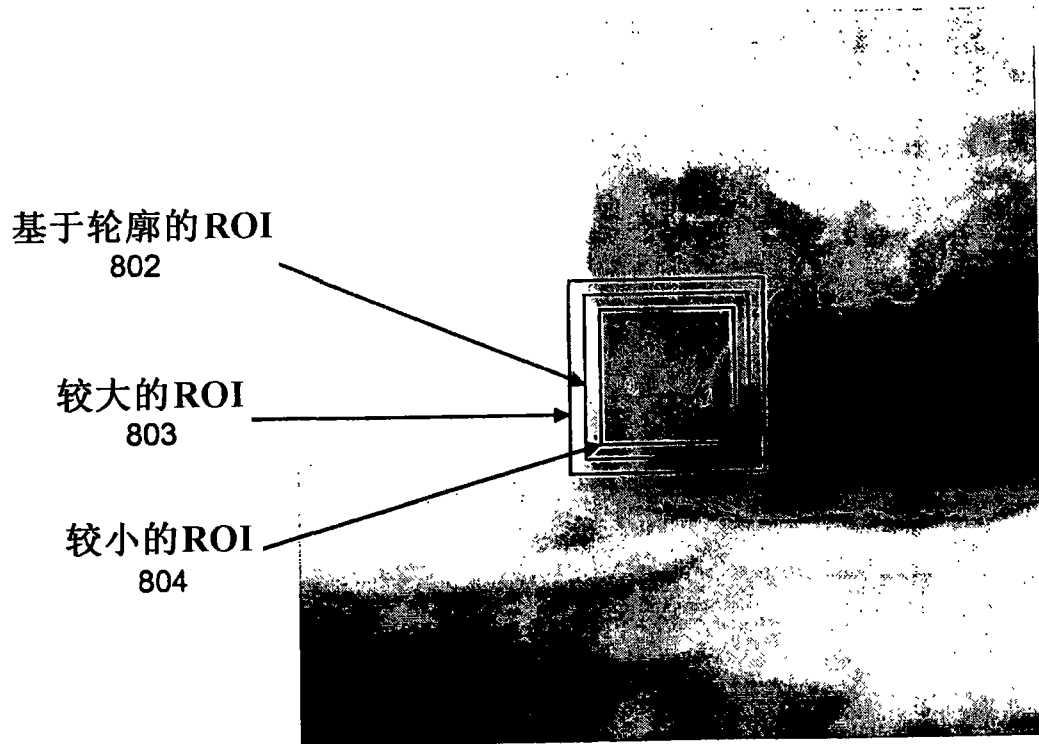


图 9

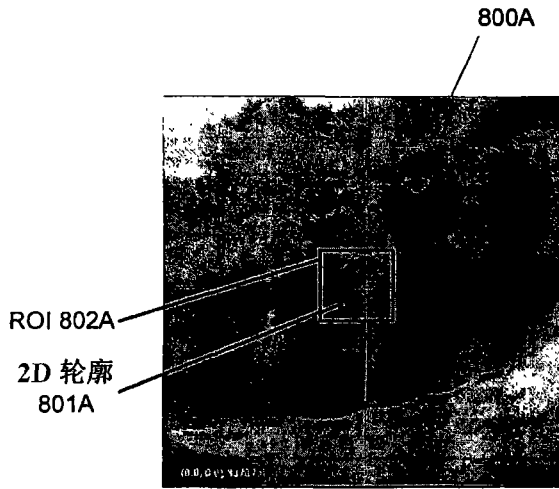


图 10A

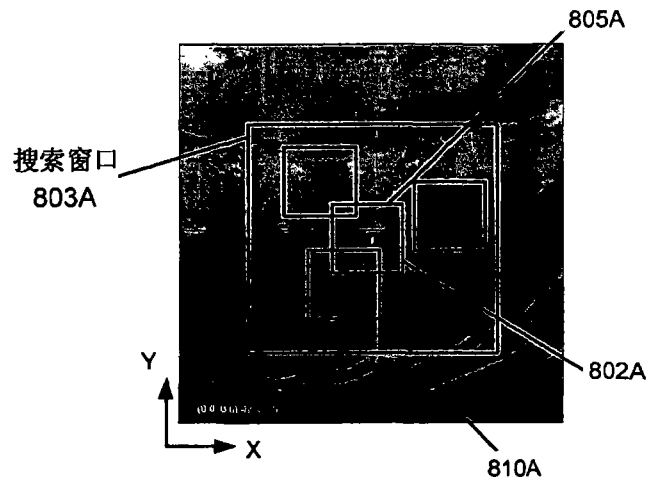


图 10B

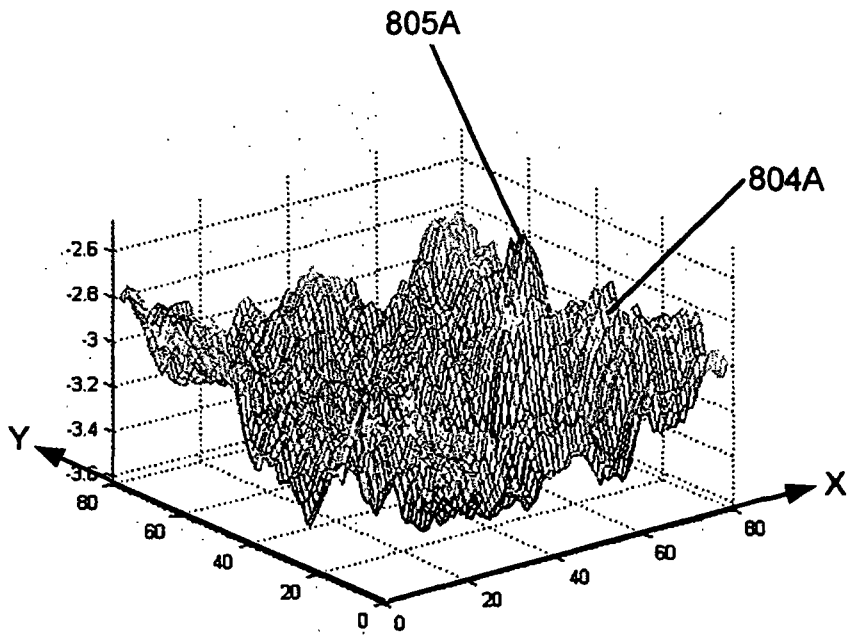


图 10C

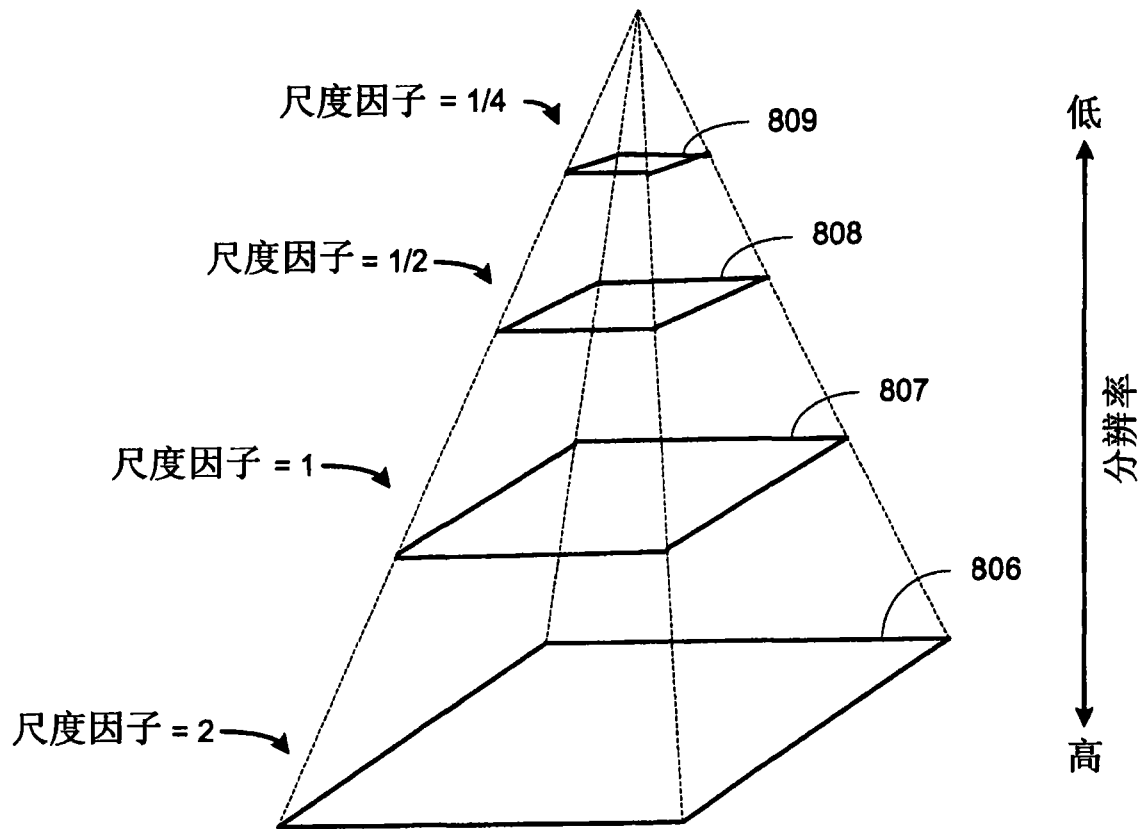


图 10D

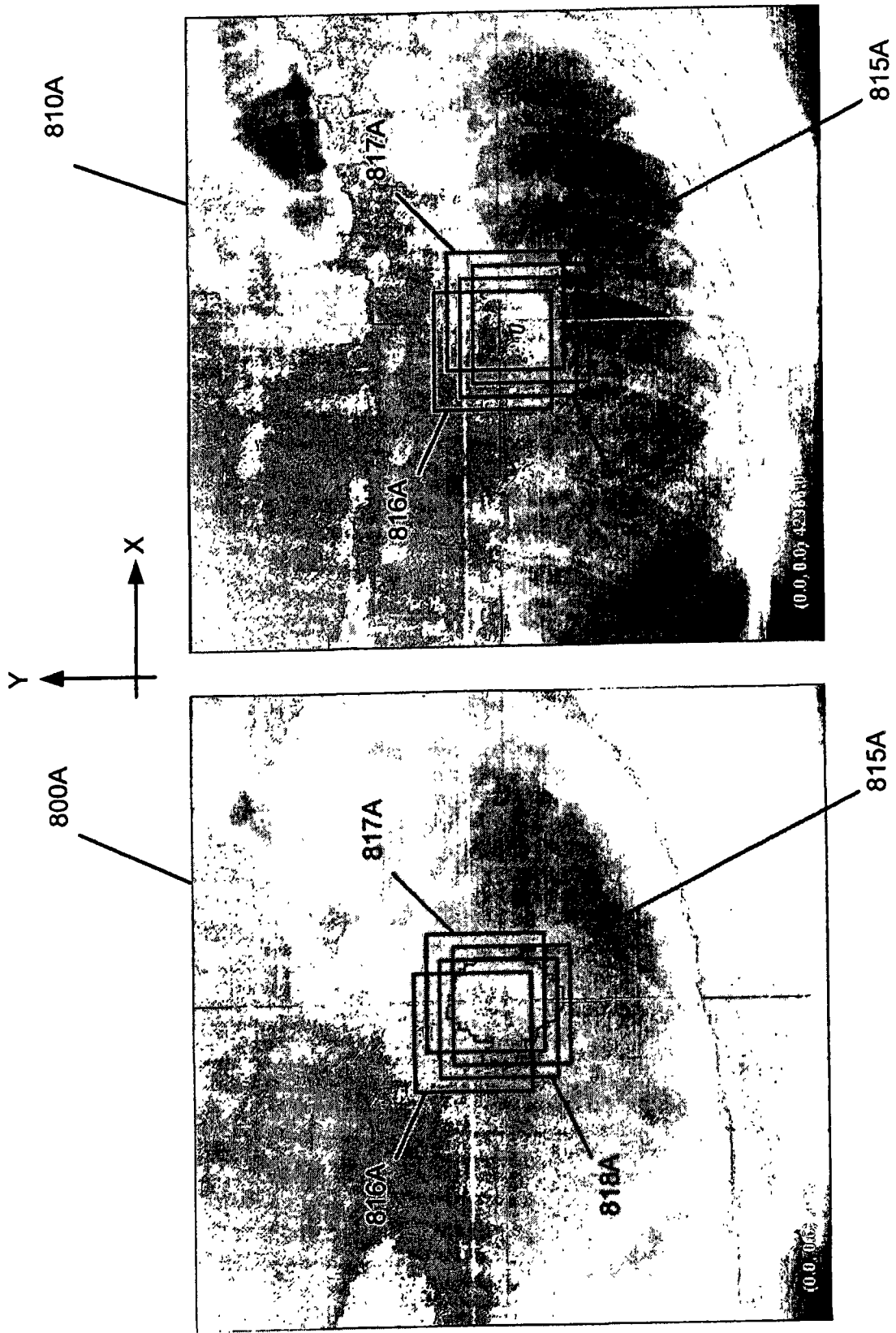


图 11A

图 11B

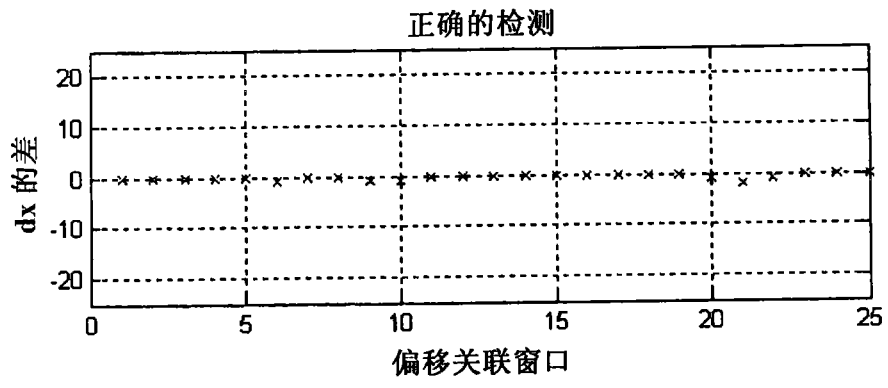


图 12A

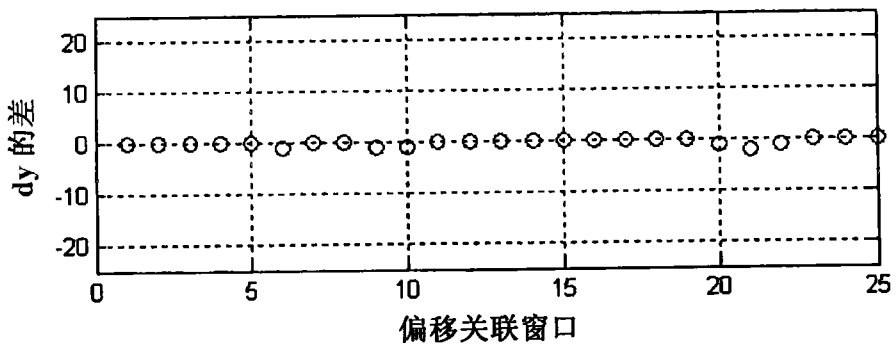


图 12B

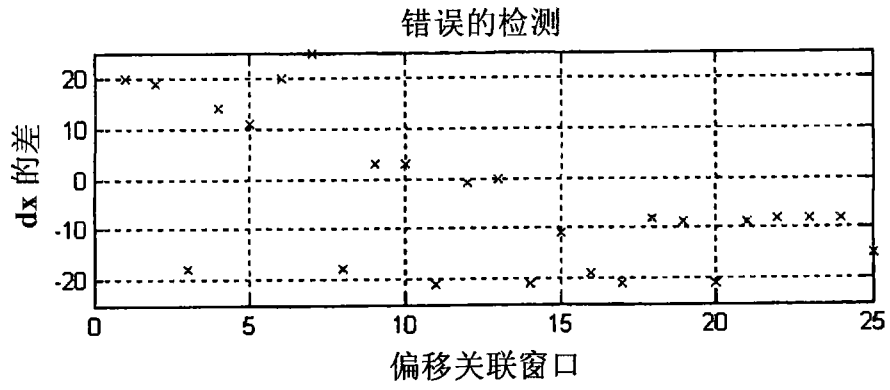


图 13A

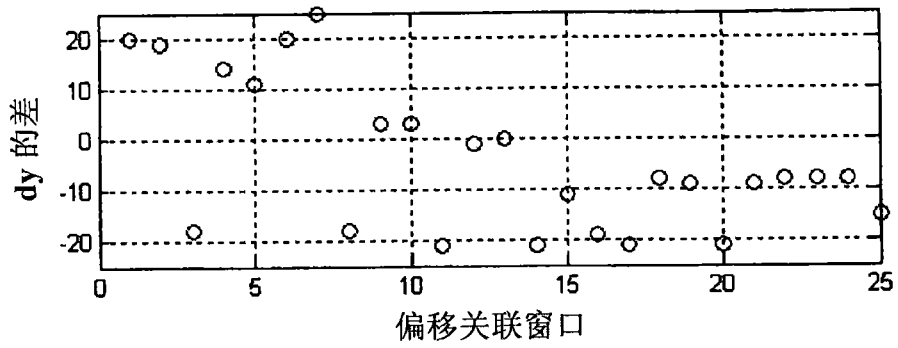


图 13B

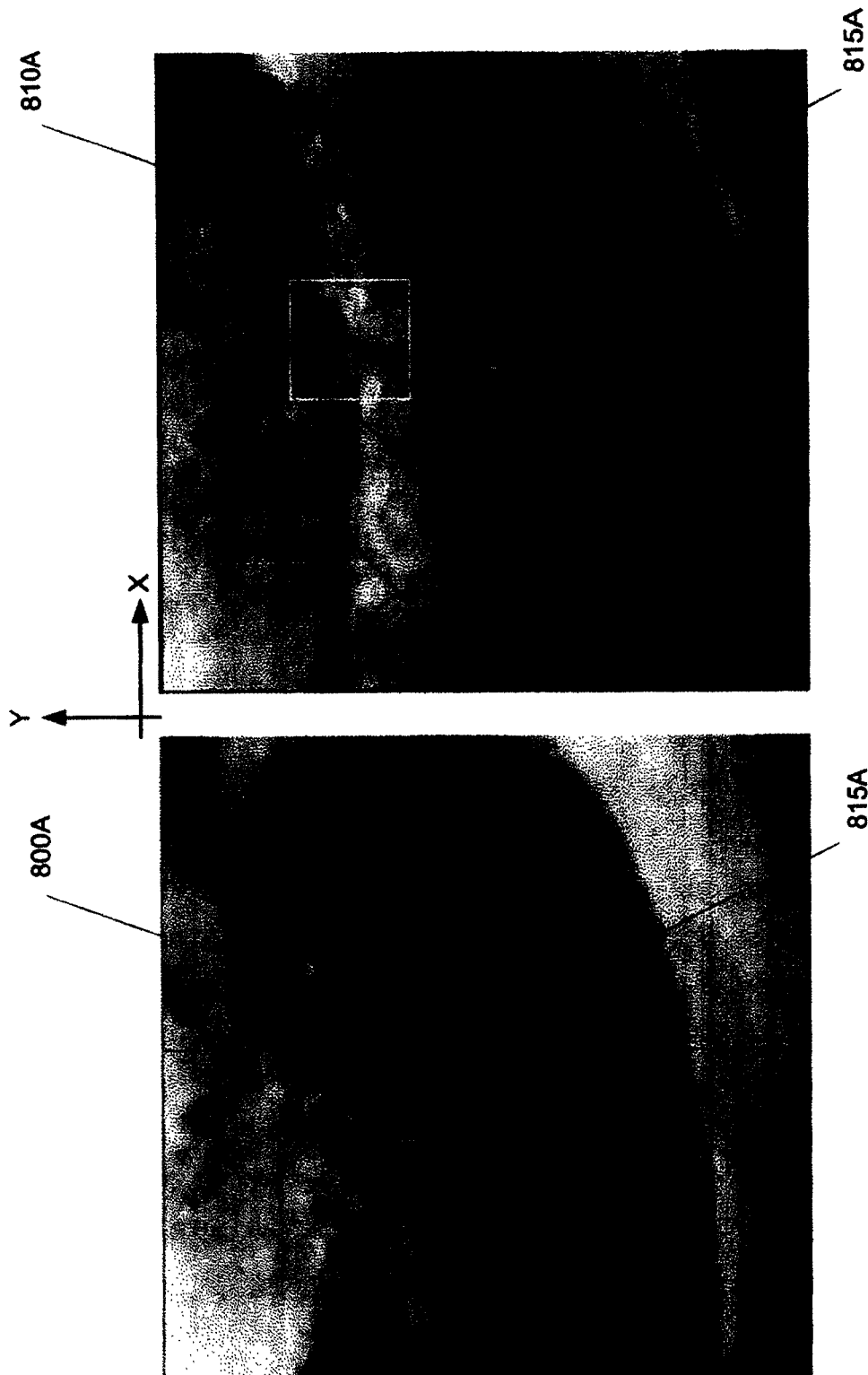


图 14B

图 14A

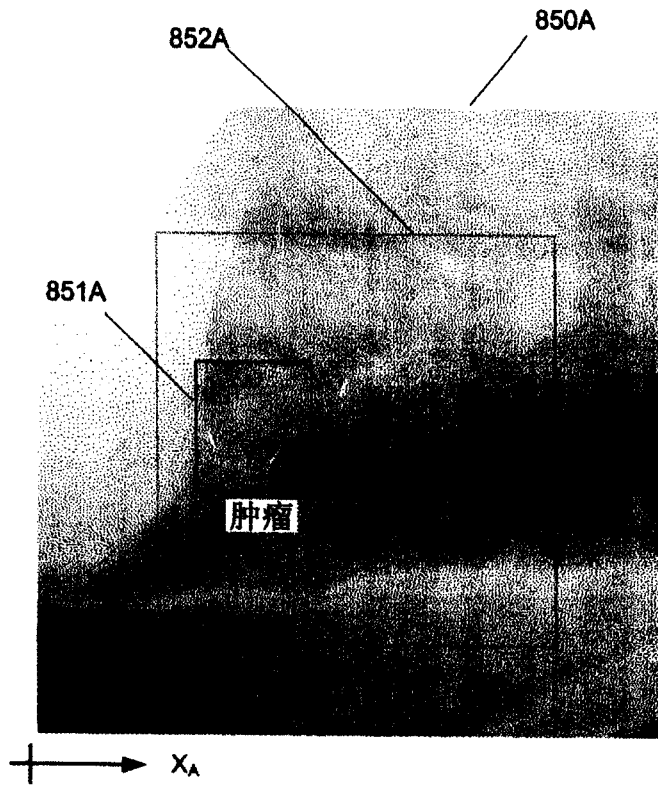


图 15A

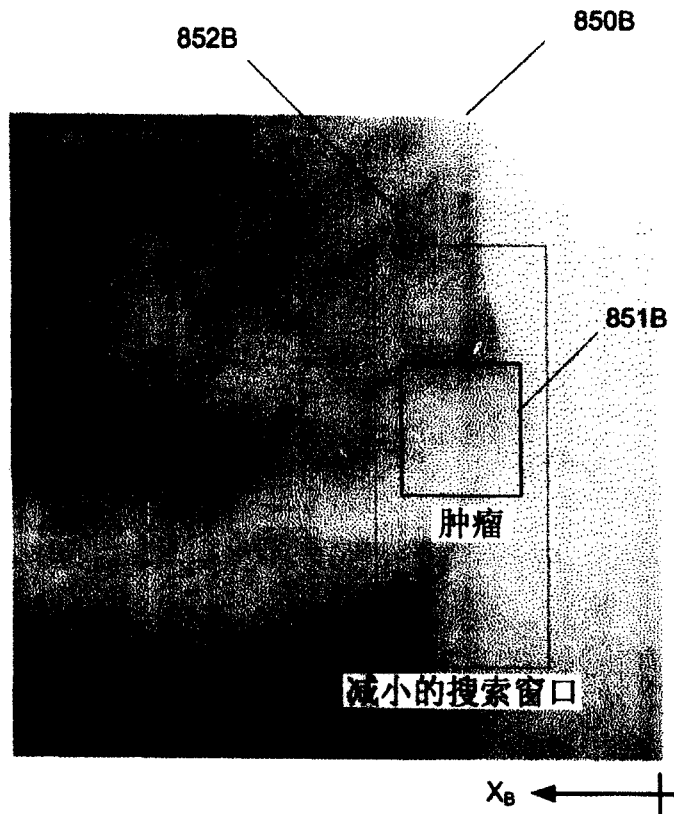


图 15B

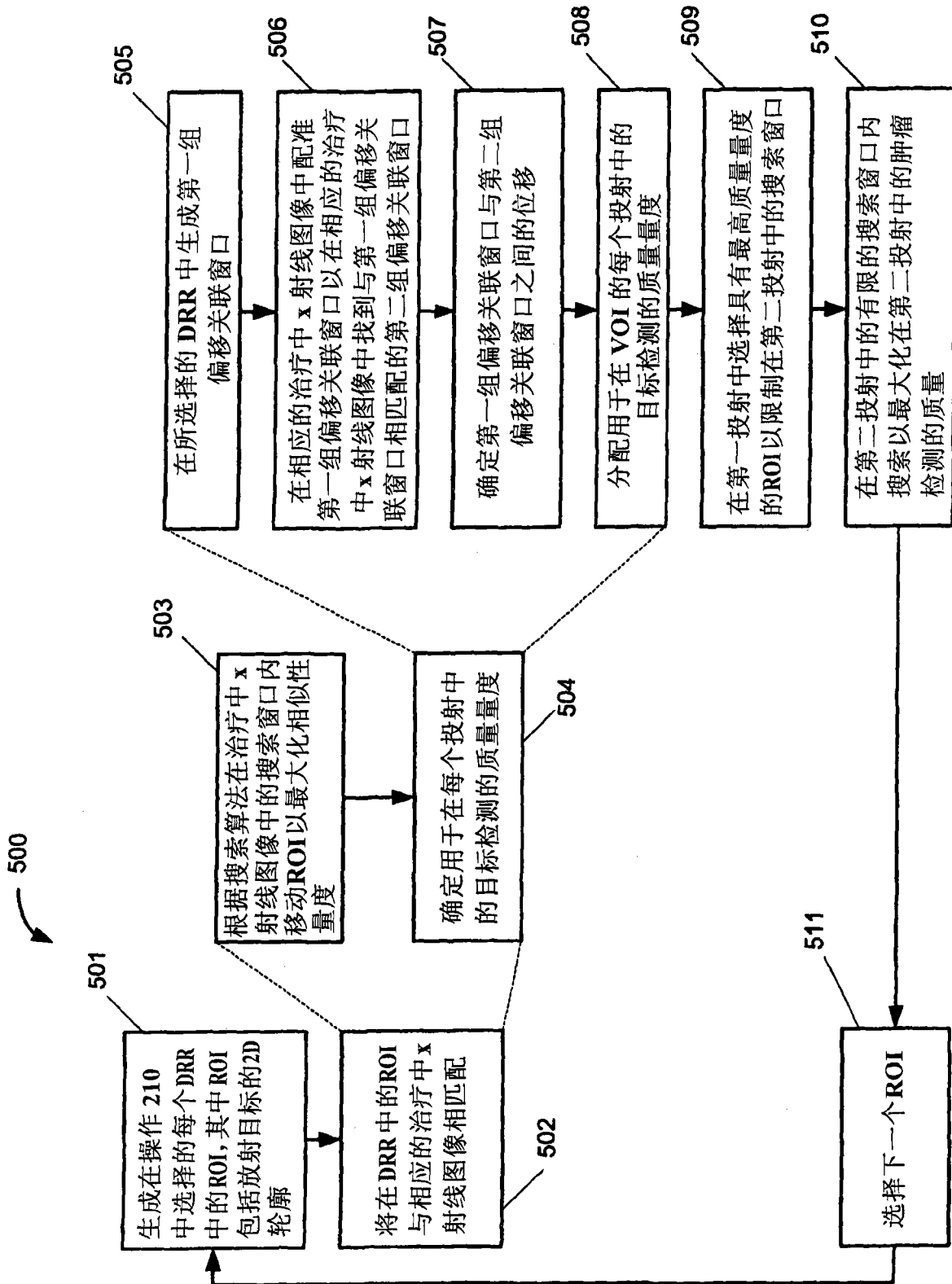


图 16

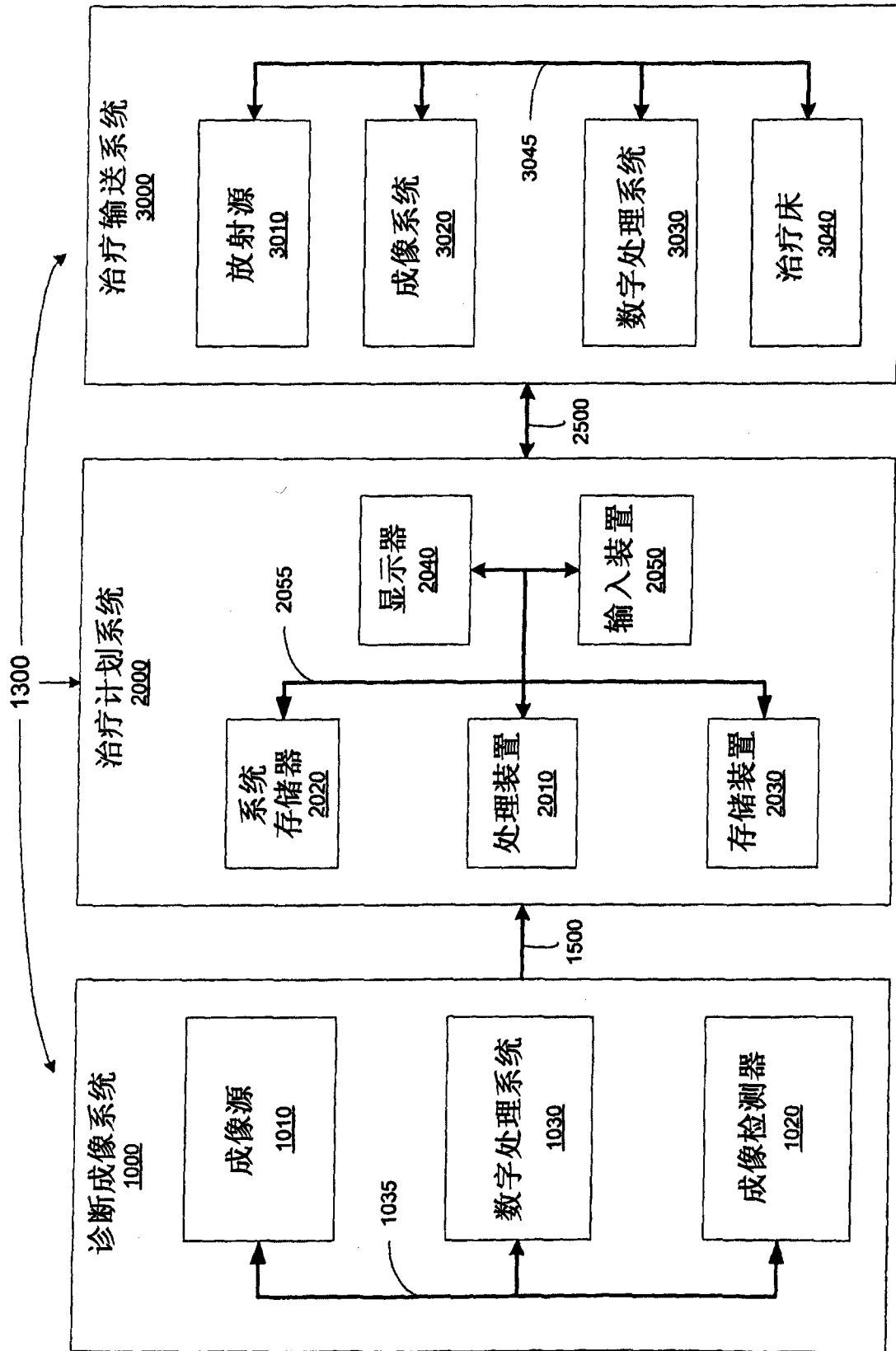


图 17