



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680034608.X

[43] 公开日 2008年9月17日

[11] 公开号 CN 101268476A

[22] 申请日 2006.7.21

[21] 申请号 200680034608.X

[30] 优先权

[32] 2005.7.22 [33] US [31] 60/701,580

[32] 2005.10.14 [33] US [31] 60/726,548

[86] 国际申请 PCT/US2006/028537 2006.7.21

[87] 国际公布 WO2007/014093 英 2007.2.1

[85] 进入国家阶段日期 2008.3.20

[71] 申请人 断层放疗公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 艾里克·斯楚纳尔

肯尼斯·J·卢卡拉

古斯塔沃·H·奥利弗拉 卢卫国

杰弗里·M·卡帕拓斯

詹森·海枚尔 约翰·H·胡贺斯

托马斯·R·麦克基

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限责  
任公司

代理人 郑立 林月俊

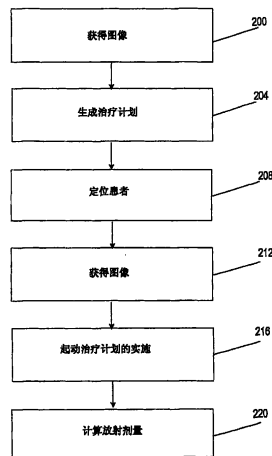
权利要求书7页 说明书17页 附图6页

## [54] 发明名称

用于处理与放射疗法治疗计划相关的数据的方法和系统

## [57] 摘要

一种自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的系统和方法。该方法包括以下行为：获得患者的图像数据；至少部分地基于图像数据，生成用于患者的治疗计划，该治疗计划包括将要向患者实施的计算的放射剂量；获得基本上在治疗位置中的患者的在线图像；向患者实施计算的放射剂量的至少一部分；以及自动地重新计算患者所接收的放射剂量。



1. 一种自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的方法，该方法包括：

获得患者的图像数据；

至少部分地基于所述图像数据，生成用于所述患者的治疗计划，所述治疗计划包括要向所述患者实施的计算的放射剂量；

获得基本上在治疗位置中的所述患者的在线图像；

向所述患者实施所述计算的放射剂量的至少一部分；以及

自动地重新计算所述患者接收的所述放射剂量。

2. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括自动执行所述图像数据的可变形配准，以累积跨越全部图像实施的所述放射剂量。

3. 如权利要求 2 所述的方法，进一步包括响应所述可变形配准而修改所述治疗计划。

4. 如权利要求 3 所述的方法，其中，自动修改所述治疗计划进一步包括重新计算跨越全部图像在将来的治疗中将要实施的剂量的行为。

5. 如权利要求 3 所述的方法，其中，所述累积的放射剂量包括实施的放射剂量和放射剂量的将来实施。

6. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括自动执行所述图像数据的可变形配准，以累积要在将来治疗中实施的预测的放射剂量。

7. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括至少部分地基于所述实施的放射剂量，自动显示不同的治疗计划。

8. 如权利要求 7 所述的方法，其中，所述不同的计划为新计划或旧计划的修改版本。

9. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括自动地向使用者提供剂量测定信息。

10. 如权利要求 9 所述的方法，进一步包括自动地提供实施的放射剂量、计划的放射剂量、所述实施的放射剂量与所述计划的放射剂量的比较、伽马函数以及 xi 函数中的一个。

11. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括自动地处理所述患者的图像。

12. 如权利要求 11 所述的方法，其中，自动地处理所述图像的行为进一步包括融合图像、治疗床移位、密度校正以及配准参数的应用中的至少一个。

13. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括自动地识别将实施的放射剂量与患者影响相关联的生物模型，以及利用所述生物模型来修改所述放射疗法治疗计划。

14. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括定义软件宏来定制至少一个自动化过程。

15. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括自动地识别落在定义的容差之外的患者治疗参数，以及自动地通知使用者所述容差的违犯。

16. 如权利要求 15 所述的方法，其中，所述自动通知经由电子邮件发生。

17. 如权利要求 15 所述的方法，其中，所述自动通知经由移动电话和寻呼机中的一个发生。

18. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括建立阈值以确定何时发生自动重新计划。

19. 如权利要求 18 所述的方法，进一步包括基于所述阈值停止治疗。

20. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括生成多于一个的治疗计划，并且允许使用者选择所述计划中的一个。

21. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括部分地基于实施到所述患者的放射剂量，自动地生成用于所述患者的不同的治疗计划。

22. 如权利要求 21 所述的方法，其中，所述不同的计划为新计划或旧计划的修改版本。

23. 如权利要求 1 所述的方法，进一步包括基于所述患者的当前解剖结构和预期的解剖结构变化，自动地重新计划。

24. 如权利要求 1 所述的方法，其中，自动地计算所述患者接收的放射剂量包括结合来自较早治疗实施的以前的剂量测定数据。

25. 一种自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的方法，该方法包括：

获得患者的图像数据；

至少部分地基于所述图像数据，生成用于所述患者的治疗计划，所述治疗计划包括要向所述患者实施的计算的放射剂量；

输入与放射疗法治疗有关的新的数据，该数据不包括在所述治疗

计划内；

向所述患者实施所述计算的放射剂量的至少一部分；以及  
自动地重新计算所述患者接收的所述放射剂量。

26. 如权利要求 25 所述的方法，其中，所述新的数据是用于所述患者的配准信息和摆位信息中的一个。

27. 如权利要求 25 所述的方法，其中，在所述治疗计划的实施期间获得所述新的数据。

28. 如权利要求 25 所述的方法，其中，所述新的数据为图像数据。

29. 如权利要求 28 所述的方法，其中，所述图像数据来自计划图像。

30. 如权利要求 28 所述的方法，其中，所述图像数据来自以前的离线图像。

31. 如权利要求 25 所述的方法，其中，所述新的数据为机器相关数据。

32. 如权利要求 25 所述的方法，其中，自动地计算所述患者接收的所述放射剂量包括使用计划图像、所述计划图像的修改版本、当所述患者基本上处在治疗位置中时获得的图像以及图像的组合中的一种来计算所述患者接收的所述放射剂量。

33. 一种用于自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的系统，该系统包括：

放射疗法治疗装置，其包括计算机处理器，所述放射疗法治疗装置可用于根据治疗计划向患者实施放射；以及

软件程序，其存储在可由所述计算机处理器访问的计算机可读介质中，所述软件可用于：

获得患者的图像数据；

至少部分地基于所述图像数据，生成用于所述患者的治疗计划，所述治疗计划包括要向所述患者实施的计算的放射剂量；

获得基本上在治疗位置中的所述患者的在线图像；

向所述患者实施所述计算的放射剂量的至少一部分；以及自动地重新计算所述患者接收的所述放射剂量。

34. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于自动执行所述图像数据的可变形配准，以累积跨越全部图像实施的所述放射剂量。

35. 如权利要求 34 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于响应所述可变形配准而修改所述治疗计划。

36. 如权利要求 35 所述的系统，其中，所述软件可用于自动修改所述治疗计划包括：所述软件可用于重新计算跨越全部图像在将来的治疗中将要实施的剂量。

37. 如权利要求 35 所述的方法，其中，所述累积的放射剂量包括实施的放射剂量和放射剂量的将来实施。

38. 如权利要求 34 所述的方法，其中，所述软件进一步可用于自动执行所述图像数据的可变形配准，以累积要在将来治疗中实施的预测的放射剂量。

39. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于至少部分地基于所述实施的放射剂量来自动显示不同的治疗计划。

40. 如权利要求 39 所述的系统，其中，所述不同的计划为新计划或旧计划的修改版本。

41. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于自动地向使用者提供剂量测定信息。

42. 如权利要求 41 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于自动地提供实施的放射剂量、计划的放射剂量、所述实施的放射剂量与所述计划的放射剂量的比较、伽马函数以及  $\chi^2$  函数中的一个。

43. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于自动地处理所述患者的图像。

44. 如权利要求 43 所述的系统，其中，所述软件可用于自动地处理所述图像包括可用于融合至少一个图像、治疗床移位、密度校正以及配准参数的应用。

45. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于自动地识别将实施的放射剂量与患者影响相关联的生物模型，以及利用所述生物模型来修改所述放射疗法治疗计划。

46. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于定义软件宏来定制至少一个自动化过程。

47. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于自动地识别落在定义的容差之外的患者治疗参数，以及自动地通知使用者所述容差的违犯。

48. 如权利要求 47 所述的系统，其中，所述自动通知经由电子邮件发生。

49. 如权利要求 47 所述的系统，其中，所述自动通知经由移动电话和寻呼机中的一个发生。

50. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于建立阈值以确定自动重新计划何时发生。

51. 如权利要求 50 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于基于所述阈值停止治疗。

52. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于生成多于一个的治疗计划，并且允许使用者选择所述治疗计划中的一个。

53. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于部分地基于实施到所述患者的所述放射剂量，自动地生成用于所述患者的不同的治疗计划。

54. 如权利要求 53 所述的系统，其中，所述不同的计划为新计划或旧计划的修改版本。

55. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件进一步可用于基于所述患者的当前解剖结构和预期的解剖结构变化，自动地重新计划。

56. 如权利要求 33 所述的系统，其中，所述软件可用于自动地计算所述患者接收的所述放射剂量包括：所述软件可用于结合来自较早治疗实施的以前的剂量测定数据。

## 用于处理与放射疗法治疗计划相关的数据的方法和系统

### 相关申请

本申请要求 2005 年 7 月 22 日递交的名称为“SYSTEM AND METHOD FOR FEEDBACK GUIDED QUALITY ASSURANCE AND ADAPTATIONS TO RADIATION THERAPY TREATMENT”的美国临时专利申请 No. 60/701,580、以及 2005 年 10 月 14 日递交的名称为“METHOD AND INTERFACE FOR ADAPTIVE RADIATION THERAPY”的美国临时专利申请 No. 60/726,548 的优先权，其整体内容通过引用结合于此。

### 背景技术

过去几十年来，计算机和网络方面、放射疗法治疗计划软件以及医学成像器械（CT、MRI、US 和 PET）的改进已被结合到放射疗法实践中。这些改进已导致图像引导放射疗法（“IGRT”）的发展。IGRT 是这样的放射疗法，该放射疗法使用患者的内部解剖结构的横截面图像，以更好地将放射剂量瞄准肿瘤，同时减少对健康器官的放射暴露。实施给肿瘤的放射剂量用调强放射疗法（“IMRT”）控制，其包括改变放射束的尺寸、形状和强度以与患者的肿瘤的尺寸、形状和位置保持一致。IGRT 和 IMRT 导致改进的肿瘤的控制，同时减少了由肿瘤周围的健康组织的放射引起的急剧副作用的可能性。

IMRT 在多个国家中正在成为医疗的标准。然而，在许多情形中，由于时间、资源和付款限制而无法使用 IMRT 来治疗患者。患者的日常图像能够用于保证由 IMRT 计划生成的高梯度位于用于患者治疗的正确位置上。同样，这些图像能够提供必要的信息，以如果需要则在线或离线修改计划。

在放射疗法的领域中众所周知的是，存在能够在患者的治疗期间发生的不确定性和变化的许多来源。这些来源中的一些表示随机误差，诸如患者每天的摆位位置的小差别。其它来源可归因于生理变化，如果在治疗期间患者的肿瘤退化或者患者体重减轻，则这可能发生。第三种可能的类别与运动有关。运动可能与其它类别中的任一种叠加，因为一些运动可能更加随机和不可预测，诸如患者咳嗽或放屁，而其它运动有时则能够更加规则，诸如呼吸运动。

### 发明内容

在放射疗法中，不确定性能够影响患者治疗的质量。例如，当向靶区域实施治疗剂量时，标准惯例是也治疗靶周围的高剂量“边缘”区域。这帮助确保即使在治疗过程期间乃至在单次照射期间靶的位置改变靶也能接收期望的剂量。靶的位置越不明确，典型地需要使用的边缘越大。

适应性放射疗法一般指的是在放射疗法治疗的过程期间使用反馈以改善未来治疗的概念。反馈能够用于离线适应性疗法过程和在线适应性疗法过程。当患者没有正在被治疗时，诸如在两次治疗中间，离线适应性治疗过程发生。在这个的一个版本中，在每次照射期间，在每次照射之前或之后获得患者的新的 CT 图像。在从前几次治疗获得图像之后，图像被评估以确定靶结构的多天位置的有效包络。新的计划然后能够被提出以更好地反映靶结构的运动的范围，而不是使用运动的规范假设。离线适应性疗法的更复杂版本是在每次照射之后重新计算实施的剂量并累积这些剂量，在这个累积期间潜在地利用变形技术以说明内部运动。累积的剂量然后能够与计划的剂量相比较，并且如果注意到有任何差异，则随后的照射次能够被修改以说明这些变化。

当患者在治疗室中时，以及潜在地但不是必要需地在治疗实施期间，在线适应性疗法过程典型地发生。例如，一些放射疗法治疗系统装备有成像系统，诸如在线 CT 和 x 射线系统。在治疗之前能够使用这

些系统，以便为了治疗实施而验证或调节患者的摆位。成像系统也可以用于在实际治疗实施期间修改治疗。例如，成像系统潜在地能够与治疗同时使用，以便修改治疗实施以反映患者解剖结构的变化。

本发明的一个方面是披露用于应用适应性疗法技术的新机会，而另外的方面是展现用于适应性疗法的新颖方法。具体地，适应性疗法已典型地集中在反馈上以修改患者的治疗，但本发明集中在用于质量保证环境中的适应性疗法过程。这在全系统验证的环境中尤其真实。

例如，检测器能够用于收集指示多少治疗束已穿过患者的信息，由此能够确定治疗输出的量值以及用于实施的任何放射样式。这个实施验证过程的益处在于，它使得操作者能够检测机器实施的出错，诸如不正确的叶样式或机器输出。

然而，验证机器正在正确运行自身并不确保治疗计划的正确实施，因为还需要验证用于编程机器的外部输入是有效和一致的。这样一来，本发明的一个方面就包括用于整个治疗过程的改进质量保证的适应性类型的反馈环的更广泛的概念。在这个方面，本发明包括以下步骤：定位用于治疗的患者，并且使用用于图像引导的方法以确定患者的位置；基于图像引导按照需要重新定位患者用于治疗；以及开始治疗。然后，在治疗期间或之后，重新计算患者的剂量并结合在治疗之前或期间已收集的患者图像信息。在完成这些步骤之后，质量保证数据被收集以分析实施不只如计划那样执行的程度，而且验证计划的实施在新近可得的数据的环境中是合理的。在这点上，反馈的概念不再用于指示在患者或实施的变化的基础上的治疗的变化，而是验证最初实施自身。

作为例子，可能的是，可以为患者提出治疗计划，但是诸如通过应用不正确的密度校准，用于计划的图像变坏。在这种情况下，治疗计划将会基于不正确的信息，并且可能不向患者实施正确的剂量。然

而，许多质量保证技术不会检测这种错误，因为它们将检验机器像指示那样操作，而不是检查对机器的指令是否基于正确的输入信息。同样地，一些适应性疗法技术能够应用于这种实施，但是如果这个例子的校准问题持续，那么修改后的治疗将遭受类似的缺陷。

存在若干过程，其能够用于扩展反馈用于质量保证目的的用途。例如，在一个实施例中，这个过程将包括以上描述的检验技术。这些方法提供的机器性能的验证是总体系统质量保证工具箱的有价值的部件。此外，实施检验过程能够被扩展以分析其它系统错误，诸如基于具有截断视场的图像的实施。

在一个实施例中，本发明提供了一种自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的方法。该方法包括以下行为：获得患者的图像数据；至少部分地基于图像数据，生成用于患者的治疗计划，该治疗计划包括将要向患者实施的计算的放射剂量；获得基本上在治疗位置中的患者的在线图像；向患者实施计算的放射剂量的至少一部分；以及自动地重新计算患者所接收的放射剂量。

在另一个实施例中，本发明提供了一种自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的方法。该方法包括以下行为：获得患者的图像数据；至少部分地基于图像数据，生成用于患者的治疗计划，该治疗计划包括将要向患者实施的计算的放射剂量；输入与放射疗法治疗有关的新的数据，该数据不包括在治疗计划内；向患者实施计算的放射剂量的至少一部分；以及自动地重新计算患者所接收的放射剂量。

在还有另一个实施例中，本发明提供了一种用于自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的系统。该系统包括放射疗法治疗装置和软件程序。放射疗法治疗计划包括计算机处理器，放射疗法治疗装置可用于根据治疗计划向患者实施放射。软件程序存储在可由计算机处理器访问的计算机可读介质中，并且可用于：获得患者的图像数据；

至少部分地基于图像数据生成用于患者的治疗计划，该治疗计划包括将要向患者实施的计算的放射剂量；获得基本上在治疗位置中的患者的在线图像；向患者实施计算的放射剂量的至少一部分；以及自动地重新计算患者接收的放射剂量。

通过考虑详细的描述和附图，本发明的其它方面将会变得明显。

#### 附图说明

图 1 是放射疗法治疗系统的透视图。

图 2 是能够在图 1 中图示的放射疗法治疗系统中使用的多叶准直仪的透视图。

图 3 是图 1 的放射疗法治疗系统的示意图。

图 4 是放射疗法治疗系统中使用的软件程序的示意图。

图 5 是根据本发明的一个实施例的自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的方法的流程图。

图 6 是根据本发明的一个实施例的自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的方法的流程图。

#### 具体实施方式

在详细解释本发明的任何实施例之前，可以理解的是，本发明在其应用方面不限于在以下描述中阐述的或者在以下附图中图示的部件的构造和布置的细节。本发明能够具有其它实施例，并且能够以各种方式被实施或执行。同样，可以理解的是，在此使用的措辞和术语目的是为了描述，并且不应当被认为是限制。在此的“包括”、“包含”或“具有”及其变化的使用意味着包括其后列举的项目及其等价物以及另外的项目。除非另外指定或限制，否则，术语“安装”、“连接”、“支持”和“耦合”及其变化被广泛地使用，并且包括直接和间接的安装、连接、支持和耦合。进一步，“连接”和“耦合”不限于物理或机械的连接或耦合。

尽管在描述附图时，在此可以进行方向性参考，诸如上、下、向下、向上、向后、底部、前面、后面等等，但是这些参考是为了方便起见相对于附图（如正常观察的那样）进行的。这些方向不打算在字面上或以任何形式限制本发明。另外，术语如“第一”、“第二”和“第三”为了描述的目的而在此使用，并且不打算指示或暗示相对的重要性或显著性。

另外，应当理解的是，本发明的实施例包括硬件、软件以及电子元件或模块，为了讨论的目的，它们可以被图示或描述为好像大多数部件单独用硬件实现。然而，本领域以及基于阅读这个详细描述的技术人员将会认识到，在至少一个实施例中，本发明的基于电子的方面可以用软件实现。同样地，应当注意到的是，多个基于硬件和软件的装置，以及多个不同结构的部件可以用于实现本发明。进而，并且如随后的段落中描述的那样，附图中图示的特定机械构造打算示范本发明的实施例，并且其它备选机械构造是可能的。

图 1 图示了能够向患者 14 提供放射疗法的放射疗法治疗系统 10。放射疗法治疗能够包括基于光子的放射疗法、短程疗法、电子束疗法、质子、中子或粒子疗法或其它类型的治疗疗法。放射疗法治疗系统 10 包括机架 18。机架 18 能够支持放射模块 22，该放射模块 22 能够包括放射源 24 和线性加速器 26，其可用于生成放射束 30。尽管附图中示出的机架 18 是环形机架，亦即它延伸通过全 360° 弧以产生完整的环或圈，但是也可以使用其它类型的安装布置。例如，能够使用非环形机架，诸如 C 型、部分环型机架或机器人臂。也可以使用能够在相对于患者 14 的各种旋转和/或轴向位置处定位放射模块 22 的任何其它框架。另外，放射源 24 可以在不遵循机架 18 的形狀的路径中行进。例如，虽然图示的机架 18 通常是圆形的，放射源 24 可以在非圆形路径中行进。

放射模块 22 还能够包括调制装置 34，其可用于修改或调制放射束

30。调制装置 34 提供放射束 30 的调制，并且朝向患者 14 指引放射束 30。特别地，放射束 34 被指引朝向患者的一部分。一般地说，该部分可以包括整个身体，但是一般小于整个身体，并且能够通过二维面积和/或三维体积来定义。期望接收放射的部分，其可以被称为靶 38 或靶区域，是所关心的区域的例子。靶 38 还可以包括围绕或部分围绕靶的边缘。所关心的另一种类型的区域是危险区域。如果一部分包括危险区域，则放射束优选地从危险区域转移。患者 14 可以具有多于一个的需要接收放射疗法的靶区域。这样的调制有时被称为调强放射疗法（“IMRT”）。

调制装置 34 可以包括如图 2 所示的准直装置 42。准直装置 42 包括一组颚件 46，其限定并调节放射束 30 可以穿过的孔 50 的尺寸。颚件 46 包括上颚件 54 和下颚件 58。上颚件 54 和下颚件 58 可移动以调节孔 50 的尺寸。

在一个实施例中，如图 2 所示，调制装置 34 可以包括多叶准直仪 62，其包括多个交错的叶 66，这些叶可用于从一个位置移动到另一个位置，以提供强度调制。还要注意的，叶 66 能够被移动到在最小和最大打开位置之间的任何位置。在放射束 30 到达患者 14 上的靶 38 之前，多个交错的叶 66 调制放射束 30 的强度、尺寸和形状。叶 66 中的每一个由诸如电机或空气阀之类的致动器 70 独自地控制，以便叶 66 能够迅速地打开和关闭以允许或阻挡放射穿过。致动器 70 可由计算机 74 和/或控制器控制。

放射疗法治疗系统 10 还可以包括检测器 78，例如千伏或兆伏检测器，可用于接收放射束 30。线性加速器 26 和检测器 78 还可以作为计算机 X 线断层摄影（CT）系统操作以生成患者 14 的 CT 图像。线性加速器 26 朝向患者 14 中的靶 38 发射放射束 30。靶 38 吸收放射中的一些。检测器 78 检测或测量由靶 38 吸收的放射量。随着线性加速器 26 围绕患者 14 旋转并朝向患者 14 发射放射时，检测器 78 从不同的角度

收集吸收数据。收集的吸收数据被传送到计算机 74，以处理吸收数据并生成患者的身体组织和器官的图像。图像还能够图示骨、软组织和血管。

CT 图像能够用放射束 30 获得，该放射束 30 具有扇形几何形状、多片几层形状或锥形束几何形状。另外，CT 图像能够用实施兆伏能量或千伏能量的线性加速器 26 获得。还要注意的，可以将获得的 CT 图像与先前获得的 CT 图像配准（来自放射疗法治疗系统 10 或其它图像获得装置，诸如其它 CT 扫描仪、MRI 系统和 PET 系统）。例如，先前获得的用于患者 14 的 CT 图像可以包括通过勾画轮廓过程做出的识别的靶 38。可以将新近获得的用于患者 14 的 CT 图像与先前获得的 CT 图像配准以辅助识别新 CT 图像中的靶 38。配准过程可以使用刚性的或可变形的配准工具。

在一些实施例中，放射疗法治疗系统 10 可以包括 x 射线源和 CT 图像检测器。该 x 射线源和 CT 图像检测器以与如上所述的线性加速器 26 和检测器 78 类似的方式操作以获得图像数据。图像数据被传送到计算机 74，在那里它被处理以生成患者的身体组织和器官的图像。

放射疗法治疗系统 10 还能够包括支持患者 14 的患者支持物，诸如治疗床 82（在图 1 中图示）。治疗床 82 沿着 x、y 或 z 方向中的至少一个轴 84 移动。在本发明的其他实施例中，患者支持物能够是适合于支持患者的身体的任何部分的装置。患者支持物不限于必须支持整个患者的身体。系统 10 还能够包括驱动系统 86，其可用于操纵治疗床 82 的位置。驱动系统 86 能够由计算机 74 控制。

图 2 和 3 中图示的计算机 74 包括用于运行各种软件程序和/或通信应用程序的操作系统。具体地，计算机 74 能够包括操作以与放射疗法治疗系统 10 通信的（多个）软件程序 90。（多个）软件程序 90 可用于接收来自外部软件程序和硬件的数据，并且要注意的是，数据可

以被输入到（多个）软件程序 90。

计算机 74 能够包括适合于由医务人员访问的任何适当的输入/输出装置。计算机 74 能够包括典型的硬件，诸如处理器、I/O 接口以及存储装置或存储器。计算机 74 还能够包括输入装置，诸如键盘和鼠标。计算机 74 能够进一步包括标准输出装置，诸如监视器。另外，计算机 74 能够包括外围设备，诸如打印机和扫描仪。

计算机 74 能够与其它计算机 74 和放射疗法治疗系统 10 联网。其它计算机 74 可以包括另外的和/或不同的计算机程序和软件，并且不需要与在此描述的计算机 74 相同。计算机 74 和放射疗法治疗系统 10 能够与网络 94 通信。计算机 74 和放射疗法治疗系统 10 还能够与（多个）数据库 98 和（多个）服务器 102 通信。要注意的是，（多个）软件程序 90 也能够驻留在（多个）服务器 102 上。

网络 94 能够根据任何网络技术或拓扑或技术和拓扑的组合建立，并且能够包括多个子网络。图 3 中示出的计算机和系统之间的连接能够通过局域网（“LAN”）、广域网（“WAN”）、公共交换电话网络（“PSTN”）、无线网络、内联网、因特网或任何其它适当的网络进行。在医院或医疗设施中，图 3 中示出的计算机和系统之间的通信能够通过健康水平 7（“HL7”）协议或具有任何版本的其它协议和/或其它需要的协议进行。HL7 是标准协议，其指定来自不同卖方的两个计算机应用程序（发送方和接收方）之间的接口的实现，用于医疗环境中的电子数据交换。HL7 能够允许医疗机构交换来自不同应用程序系统的关键数据集。具体地，HL7 能够定义将要交换的数据、交换的时间以及向应用程序的出错的通信。格式一般实质上是通用的，并且能够配置用于满足有关的应用程序的需要。

图 3 中示出的计算机和系统之间的通信还能够通过具有任何版本的医学数字成像和通信（DICOM）协议和/或其它需要的协议发生。

DICOM 是由 NEMA 开发的国际通信标准,其定义用于在不同医疗设备之间传送医疗图像相关数据的格式。DICOM RT 指的是专用于放射疗法数据的标准。

图 3 中的双向箭头一般表示在网络 94 以及图 3 中示出的计算机 74 和系统 10 中的任何一个之间的双向通信和信息传送。然而,对于某种医疗和计算机化的设备来说,可能仅仅需要单向通信和信息传送。

本发明的一个方面是一种用于便利适应性和质量保证过程并使该过程更加有效的方法。由于即使可能看起来对于一个或两个图像简单并快速的过程可能对于具有很大数目的日常图像的情况变得冗长和不切实际,所以这特别重要。软件程序 90 能够自动地或半自动地执行许多过程。在一个实施中,自动化包括单独的步骤以及作为整体的过程。例如,在收集诸如在线 CT 之类的日常图像后,患者能够被自动地定位和/或配准(经受临床观察),并且能够在日常图像上自动地计算预测的放射剂量以指示将要被实施用于规定患者位置的放射剂量。

一旦放射疗法治疗实施开始,出口数据就能够被自动地收集以分析治疗,并且能够被用于如果检测到显著差异的话则中断或改变治疗。在治疗期间能够获得另外的图像或患者监视数据,以检测患者位置或解剖结构的任何变化。在治疗之后,基于相关患者图像和治疗监视数据,能够自动地重新构造放射剂量(这还能够包括诸如治疗床移位和校准曲线选择之类的步骤的自动处理)。

患者图像能够使用变形技术被自动地配准到计划图像,以便提供更新的日常轮廓和用于准确地累积多天剂量的手段。剂量能够被自动地累积,并且度量标准能够被自动地应用以确定实施在患者身上的效果以及了解实施是否落在临床容差(例如 NTCP、TCP、EUD、BEU 等等)之内。如果在治疗中注意到任何差异,则能够自动地通知医务人员以观察治疗。如果期望在当前或将来治疗中的任何变化,则能够自

动地生成新的计划以补偿测量到的差异。

自动化适应性和质量保证过程的另一个方面是：使用者能够定义宏，其定制自动化过程。这个过程的部分能够被替换或修改，并且能够贯穿该过程实施用于通知的新的或修改的度量标准。

自动处理由软件程序 90 和/或另外的软件或硬件执行。软件程序 90 包括多个模块，其相互通信以执行放射疗法治疗过程的功能。各种模块相互通信以自动地分析与放射疗法治疗过程有关的数据。

软件程序 90 包括治疗计划模块 106，其可操作以基于由医务人员向系统 10 输入的数据生成用于患者 14 的治疗计划。该数据包括患者 14 的至少一部分的一个或多个图像（例如计划图像和/或治疗前图像）。治疗计划模块 106 将治疗分成多次照射，并且基于医务人员输入的处方确定用于每次照射或治疗的放射剂量。治疗计划模块 106 还基于围绕靶 38 画出的各种轮廓确定用于靶 38 的放射剂量。多个靶 38 可以存在并包括在相同的治疗计划中。

软件程序 90 还包括患者定位模块 110，其可操作以为了具体的治疗照射次相对于机架 18 的等中心定位并对准患者 14。当患者在治疗床 82 上时，患者定位模块 110 获得患者 14 的图像，并且将患者 14 的当前位置与患者在计划图像或先前获得的图像中的位置相比较。如果患者的位置需要调节，则患者定位模块 110 向驱动系统 86 提供指令以移动治疗床 82，或者患者 14 能够被手动移动到新的位置。在一个构造中，患者定位模块 110 能够从位于治疗室中的激光器接收数据，以提供相对于机架 18 的等中心的患者位置数据。基于来自激光器的数据，患者定位模块 110 向驱动系统 86 提供指令，该驱动系统 86 移动治疗床 82 以实现患者 14 相对于机架 18 的正确对准。要注意的是，除了激光器之外的装置和系统能够被用于向患者定位模块 110 提供数据以辅助对准过程。

患者定位模块 110 还可用于在治疗期间检测和/或监视患者运动。患者定位模块 110 可以与运动检测系统 112 通信和/或结合，运动检测系统 112 诸如 x 射线、室内 CT、激光定位装置、照相机系统、肺活量计、超声、张力测量、胸带等等。患者运动能够是不规则或非预期的，并且不需要遵循光滑或可再现的路径。

软件程序 90 还包括图像模块 118，其可用于获得患者 14 的至少一部分的图像。图像模块 118 能够根据期望协议指示诸如 CT 成像装置之类的机载图像装置来在治疗开始之前、治疗期间以及治疗之后获得患者 14 的图像。其它离线成像装置或系统可以用于获得患者 14 的治疗前图像，诸如非定量的 CT、MRI、PET、SPECT、超声、透射成像、荧光检查、基于 RF 的定位等等。其它成像装置可以远离系统 10，并且可以机载在系统 10 上。获得的（多个）图像能够用于患者 14 的配准和/或用于生成变形映射图以识别计划图像、治疗前图像和/或参考图像的一个或多个之间的差异。获得的图像还能够用于确定或预测将要向患者 14 实施的放射剂量。获得的图像还能够用于确定在先前的治疗期间患者 14 接收的放射剂量。图像模块 118 还可用于获得当患者正在接受治疗时患者 14 的至少一部分的图像，以确定患者 14 正在实时接收的放射剂量。

软件程序 90 还包括放射剂量计算模块 122，其可用于接收患者数据（实时和历史的）、患者图像数据（例如计划图像、治疗前图像和/或其它参考图像）、患者位置数据、解剖位置数据以及系统或机器数据。剂量计算模块 122 还可用于计算将要向患者 14 实施的放射剂量，和/或确定在一个或多个治疗期间实施给患者 14 的放射剂量的量。放射剂量计算模块 122 还可用于重新计算在治疗计划的当前还有将来的治疗中将要向患者 14 实施的放射剂量。在一个方面，基于患者 14 的一个或多个图像的变形配准，为那些治疗重新计算放射剂量。

作为一个例子，使用伽马指数能够评估向患者 14 实施的剂量。伽马 ( $\gamma$ ) 指数用于同时测试平坦区中的百分比剂量差和高梯度区中的一致距离(distance to agreement)。百分比剂量差在均匀剂量的区—平坦区中是有用的度量，但不适合于高梯度区。一致距离对于高剂量梯度区是更合适的度量。Low 等人介绍了  $\gamma$  指数 (Daniel A. Low, William B. Harms, Sasa Mutic, James A. Purdy, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions”, Medical Physics, 第 5 期第 25 卷, 1998 年 5 月,第 656 页-第 661 页)。给定百分比剂量/距离标准 (例如 5%—3mm)，为在截面剂量分布 (1-D)、图像 (2-D) 或容量 (3-D) 的每个采样点计算  $\gamma$ 。无论什么情况下， $\gamma \leq 1$  则满足标准；而  $\gamma > 1$  则不满足标准。

作为另一个例子，使用  $\xi$  指数能够评估向患者 14 实施的剂量。 $\xi$  ( $\xi$ ) 指数是由 Van Dyk 等人 (1993) 为治疗计划试运行而概述的过程的概括。使用这种方法，首先比较分布的梯度成分，继之以剂量差 ( $\Delta D$ ) 和一致距离 (DTA) 分析。由于存在两个剂量分布和两个剂量梯度分类 (高剂量梯度或低剂量梯度)，所以存在四个可能的组合。假定  $v_{ref}$  为参考分布中的体素，并且  $v_{eval}$  为评估分布中的体素，则这些组合为：

- $v_{ref}$  是高剂量梯度， $v_{eval}$  是高剂量梯度
- $v_{ref}$  是高剂量梯度， $v_{eval}$  是低剂量梯度
- $v_{ref}$  是低剂量梯度， $v_{eval}$  是高剂量梯度
- $v_{ref}$  是低剂量梯度， $v_{eval}$  是低剂量梯度

在提议的比较工具中，对于其中参考和比较分布都具有低剂量梯度的区，获得  $\Delta D$  值。对于所有其它情况，进行 DTA 分析。梯度比较说明以下事实：可能在重建和计划的分布之间存在剂量梯度的完全失配。一旦获得  $\Delta D$  和 DTA 值，就能够找到用于每个体素的数字指数，其类似于 Low 等人 (1998) 提出的伽马指数。数字指数  $\xi$  通过以下找到：

$$\xi_{\text{高梯度体素}} = \left| \frac{DTA}{DTA\text{公差}} \right|, \quad \xi_{\text{低梯度体素}} = \left| \frac{\Delta D}{\Delta D\text{公差}} \right| \quad (1)$$

1 或更小的  $\xi$  值被认为是可接受的。尽管容量能够既具有高梯度体素又具有低梯度体素，但是因为  $\xi$  值是无量纲的，所以这种方法可从平均或显示。

剂量计算模块 122 能够使用 4D CT 图像、运动校正 3D 图像或其它患者运动跟踪方法来确定患者的位置和/或移动对规定放射剂量的实施的影响。“4D CT” 图像是每个表示诸如呼吸之类的运动模式的“相位”的 3D 图像容量的集合。剂量计算模块 122 能够对这些容量中的一个更加精确地重新计算剂量。

剂量计算模块 122 能够通过以下行为确定实施到患者 14 的放射剂量：使用来自运动检测系统 114 的数据来识别患者在任何给定时间所处的相，并且为最佳匹配患者的即时位置的 4D CT 图像的相中的每个时间重新计算放射剂量。基于对患者正在实际接收的放射剂量的量的更好理解，在患者正在接受治疗的同时，医务人员能够对治疗计划、患者位置/配准、剂量的量、剂量分布以及其它参数和系统设置进行调节。还能够治疗之前或治疗期间获得的更新的 4D CT 图像以及诸如 4D PET 或 4D MRI 的其它类型的 4D 图像上进行剂量计算。

剂量计算模块 122 能够向医务人员提供关于放射剂量对患者 14 的生物效应的信息。基于患者 14 已接收的放射剂量的量和/或基于患者的配准，剂量计算模块 122 能够确定放射对组织、肿瘤和器官的生物效应。基于生物效应，医务人员能够调节患者 14、系统设置，或者进行治疗计划中的其它调节。生物信息能够结合在患者配准过程中，以识别用于患者 14 的优选位置，其导致具有优选生物效应的实施剂量。

剂量计算模块 122 能够利用关于实际实施的放射剂量和实施的放

射剂量的生物效应的数据，来应用将临床剂量和患者影响相关联的生物模型。实施的（使用变形技术累积的）净放射剂量能够用于评估由继续治疗会产生的生物效应，并且同样地，将为了优选的生物效应而评估用于修改治疗的可能的备选方案。结果的次照射进度表、剂量分布和计划能够反映这个信息的顶点。

软件程序 90 还包括变形模块 126，其可用于接收数据，诸如来自图像模块 118 与治疗计划模块 106 的图像数据和来自治疗计划模块 106 的其它患者与系统数据，以生成图像的变形映射（deformation map）。变形模块 126 能够使用变形技术来为实施的全部治疗确定放射剂量的累积。

为了剂量计算的目的，变形映射能够用于将多个图像相关。例如，变形映射能够将可用于剂量计算的计划图像与具有定性值但是用于剂量计算的较少直接效用的在线图像进行相关。这种关系然后能够用于将更加定量的图像“重新映射”到在线的定性形状或较少定量的图像。所得到的重新映射的图像因为会具有第一图像的定量益处还具有如在第二图像中包含的更新的解剖结构信息，所以将会比计划图像或在线图像中的任一种更加适合于剂量计算或定量应用。这在多种情况下都有用，诸如其中第一图像（例如计划图像）为 CT 图像，并且其中第二图像缺乏定量图像值（例如 MRI、PET、SPECT、超声或非定量 CT 等图像）。变形映射还能够将诸如 3D 图像的参考图像（例如计划图像或治疗前图像）和诸如 4D CT 图像的基于时间的一系列图像相关，以确定实施到患者 14 实施的放射剂量的量。

代替定量限制或除了定量限制之外，变形模块 126 能够对几何失真、不完美性和/或不完整性进行校正。例如，很好表示解剖结构但是包括几何失真的当前 MRI 图像可以被重新映射到没有失真的 CT 图像。或者多个图像能够用于同时校正失真同时表示解剖结构变化。

变形映射能够用于在计划图像之后获得的患者图像上计算剂量。还有用的是为多个实施的放射次累积剂量。剂量能够基于剂量在物理空间中的位置而相加，但另一种方法是将变形方法结合到过程中，以便即使接收剂量的结构具有变化的位置也能基于该结构来添加剂量。变形模块 126 能够计算患者 14 已从以前实施的放射次中接收的放射剂量。

虽然在配准一个图像到另一个图像的环境下描述了上面的变形过程，但是对于可变形地配准一组两个或更多图像与另一组一个或多个图像，它也能够行得通。例如，如果存在两对图像，每对包括 MRI 和 CT 图像，那么变形映射能够在 MRI 具有较多信息的区域中将两个 MRI 图像配准在一起，并且在 CT 具有较多信息的区域中将 CT 图像配准在一起。然后能够组合这些变形。或者，图像之间的变形映射能够一起使用，诸如用于使用 CT 变形映射来校正 MRI 图像和变形中的几何失真、不完美性和/或不完整性，然后，使用 MRI 变形映射来校正该失真、不完美性和/或不完整性，用于软组织活动的更好分析。在一般意义上，这个过程使得能够经由变形改进成像，因为差的图像能够被更好地理解，并因此成像通过应用变形技术而被改进，该变形技术指示如解剖结构尺寸、形状和内容的信息。这种信息能够结合到图像重构、修改或增强过程中。

软件程序 90 还包括治疗实施模块 130，其可用于根据治疗计划指示放射疗法治疗系统 10 向患者 14 实施治疗计划。治疗实施模块 130 能够生成并传送指令给机架 18、线性加速器 26、调制装置 34 和驱动系统 86，以向患者 14 实施放射。该指令协调机架 18、调制装置 34 和驱动系统 86 所需的移动，以便以如治疗计划中指定的恰当的量向正确的靶实施放射束 30。

治疗实施模块 130 还计算将要实施的放射束 30 的适当的样式、位置和强度，以匹配如治疗计划规定的处方。放射束 30 的样式由调制装

置 34 生成，并且更具体地由多叶准直仪中的多个叶的运动生成。治疗实施模块 130 能够利用规范的、预定的或模板叶样式来基于治疗参数而生成放射束 30 的适当样式。治疗实施模块 130 还能够包括能够被访问的用于典型情况的模式库，在其中比较当前患者的数据以确定用于放射束 30 的样式。

图 5 图示了根据本发明的一个实施例的自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的方法的流程图。医务人员获得（在 200）患者的图像数据，以基于（多个）图像、患者数据或其它信息来生成（在 204）用于患者 14 的治疗计划。治疗计划包括将要向患者实施的放射剂量的量。当患者 14 准备好治疗时，在治疗实施之前医务人员在患者定位模块 110 的协助下将患者 14 定位（在 208）在治疗床 82 上。当患者在治疗床 82 上时，医务人员起动（在 212）患者 14 的一个或多个图像的获取。在患者 14 被正确定位以后，医务人员起动（在 216）治疗计划和放射剂量的实施。剂量计算模块 122 自动重新计算（在 220）患者接收的放射剂量。

图 6 图示了根据本发明的一个实施例的自动地处理与放射疗法治疗计划有关的数据的方法的流程图。医务人员获得（在 250）患者的图像数据，以基于（多个）图像、患者数据或其它信息来生成（在 254）用于患者 14 的治疗计划。治疗计划包括将要向患者实施的放射剂量的量。当患者 14 准备好治疗时，在治疗实施之前医务人员在患者定位模块 110 的协助下将患者 14 定位（在 258）在治疗床 82 上。当患者在治疗床 82 上时，医务人员可以起动患者 14 的一个或多个图像的获取。在治疗的实施之前，医务人员将另外的数据输入（在 262）到治疗计划模块 106 和剂量计算模块 126 中。在患者 14 被正确定位以后，医务人员起动（在 266）治疗计划和放射剂量的实施。剂量计算模块 122 自动重新计算（在 270）患者接收的放射剂量。

本发明的各种特征和优点在以下权利要求中阐述。

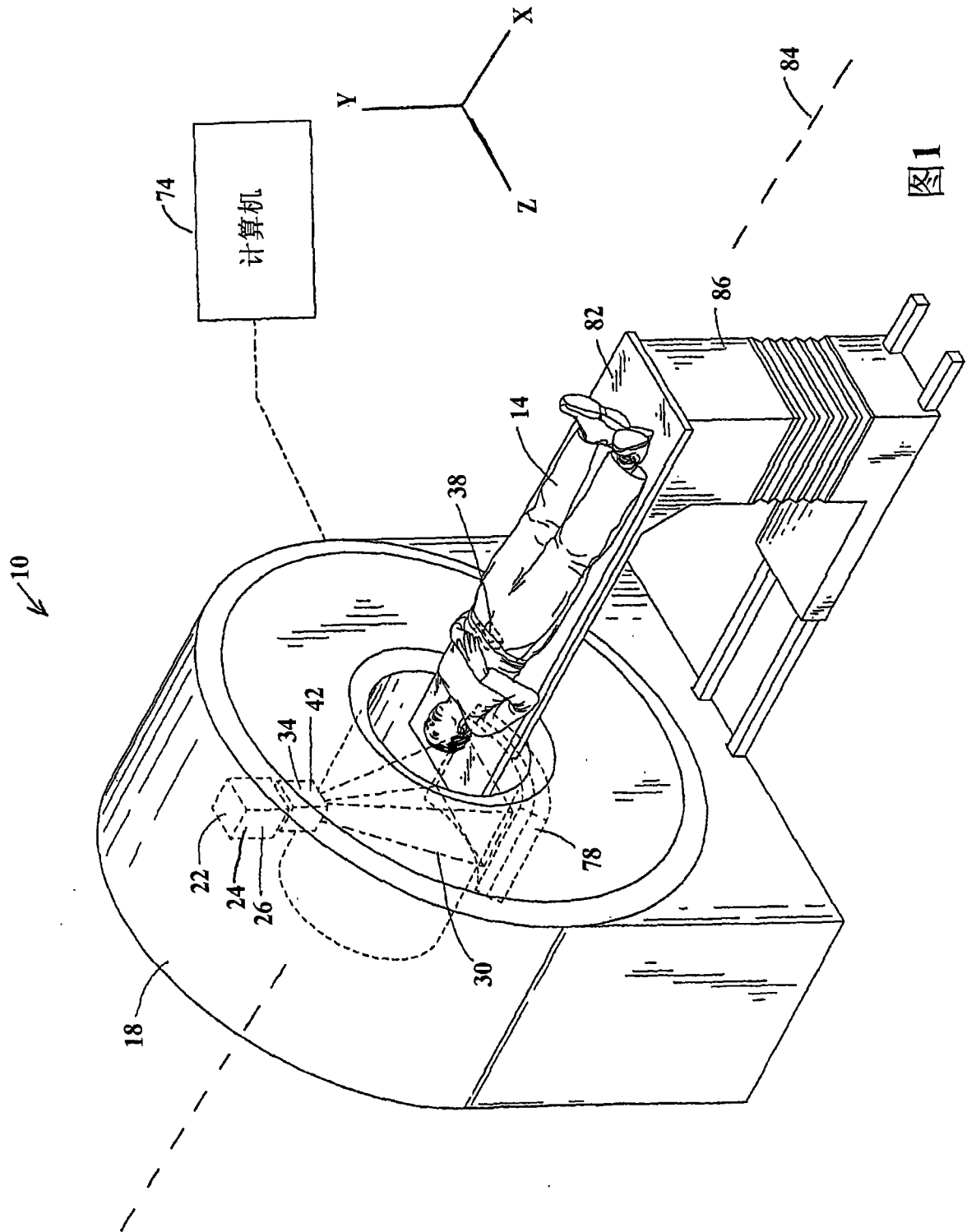


图1

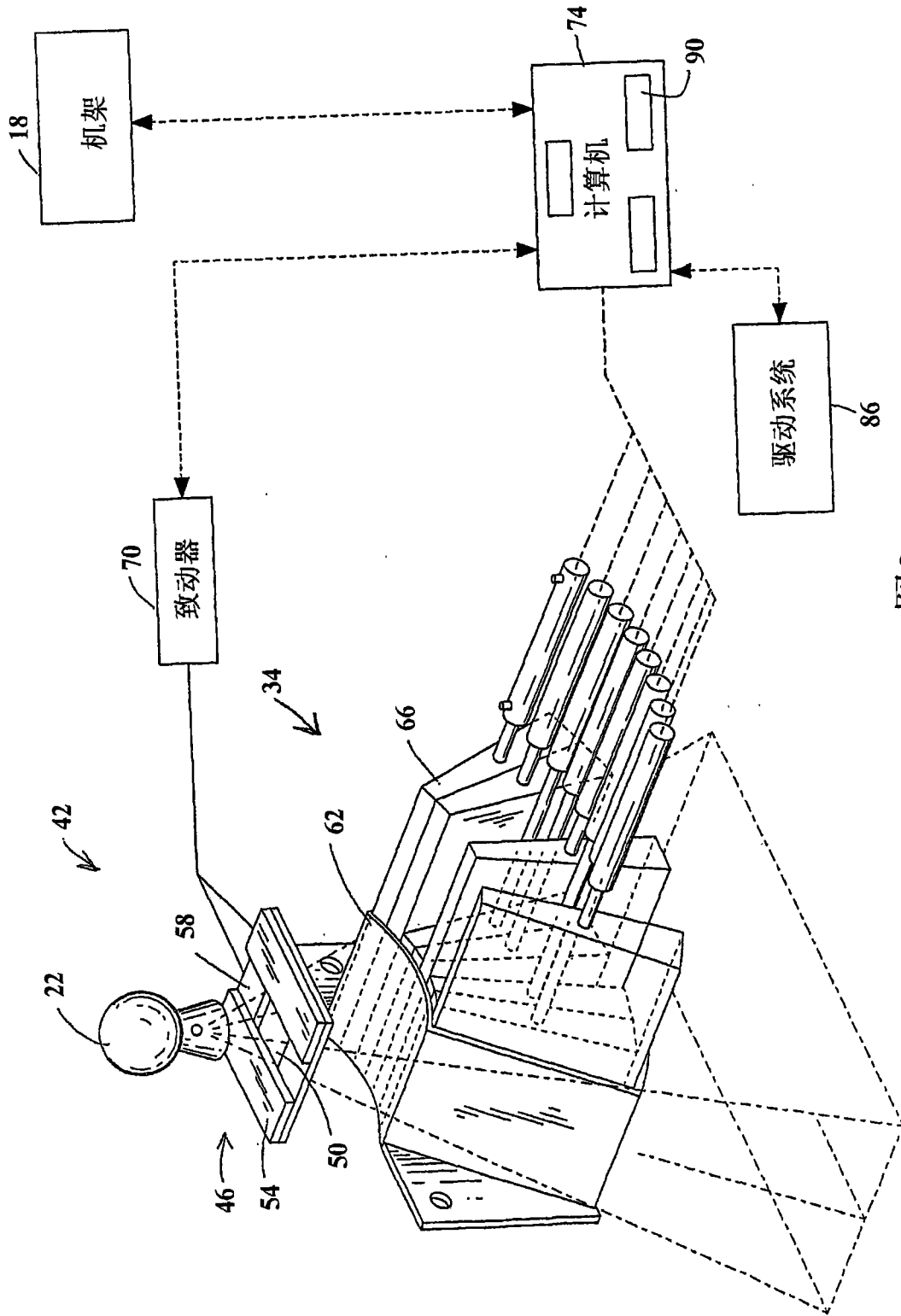


图2

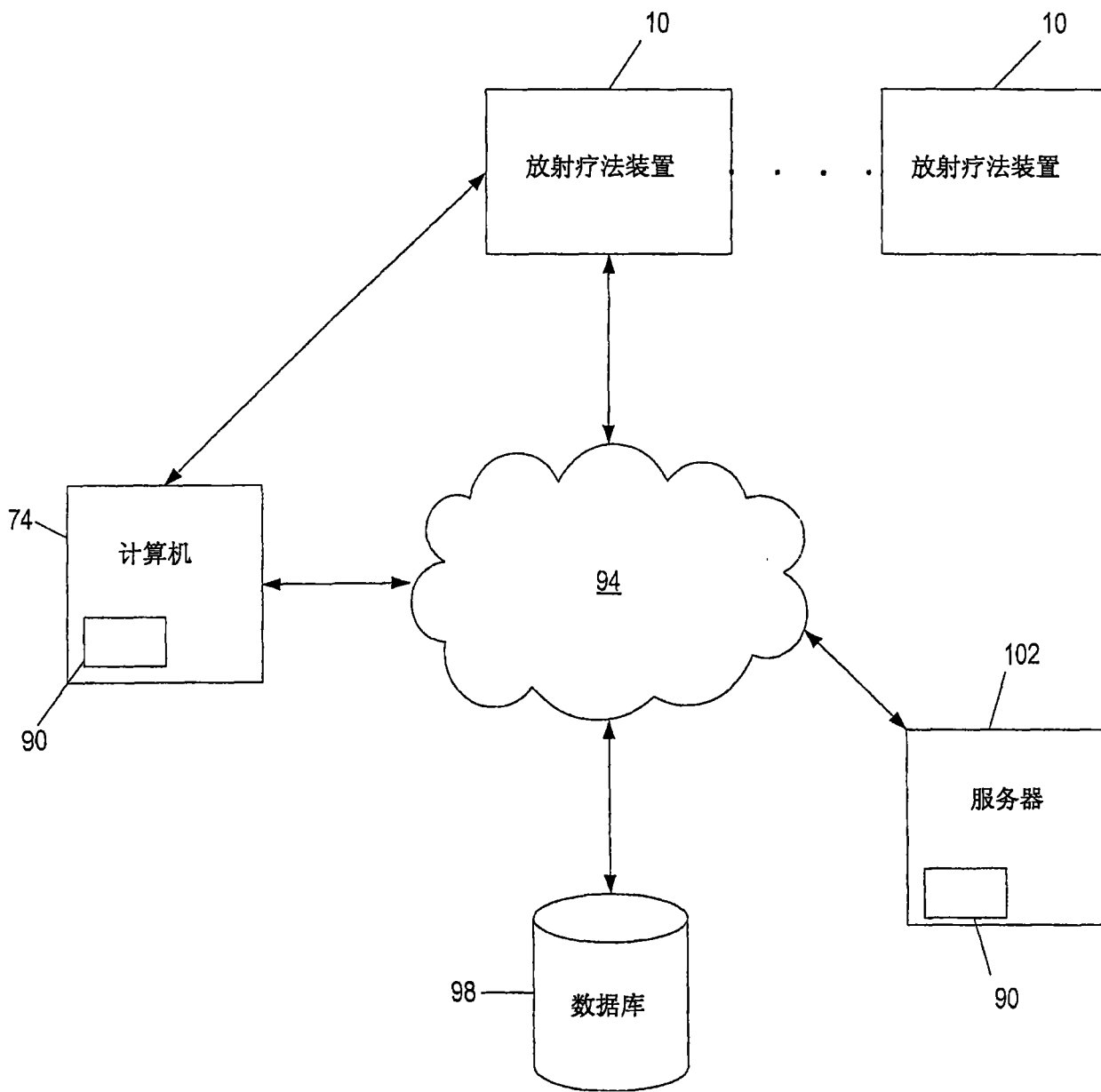


图3

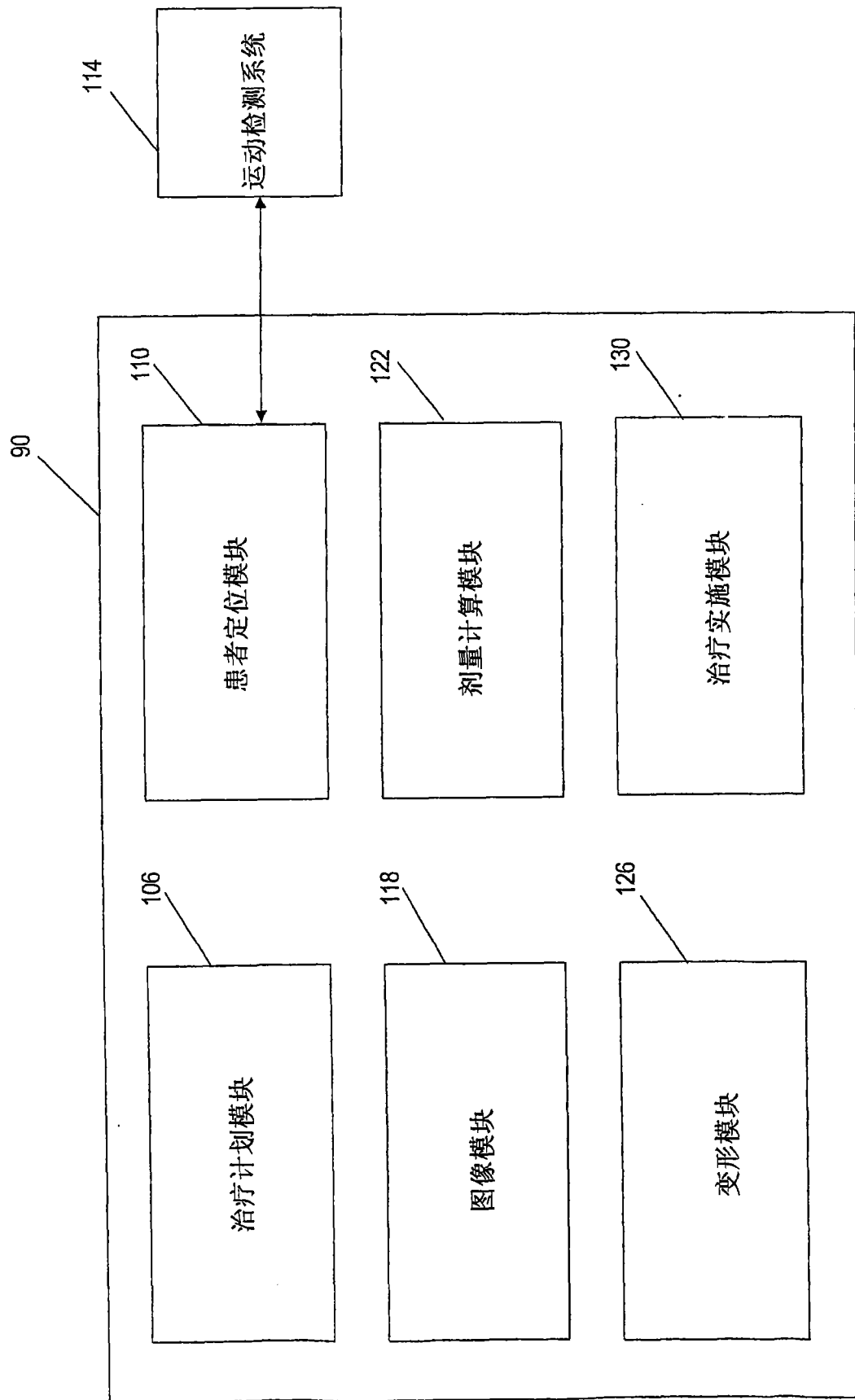


图4

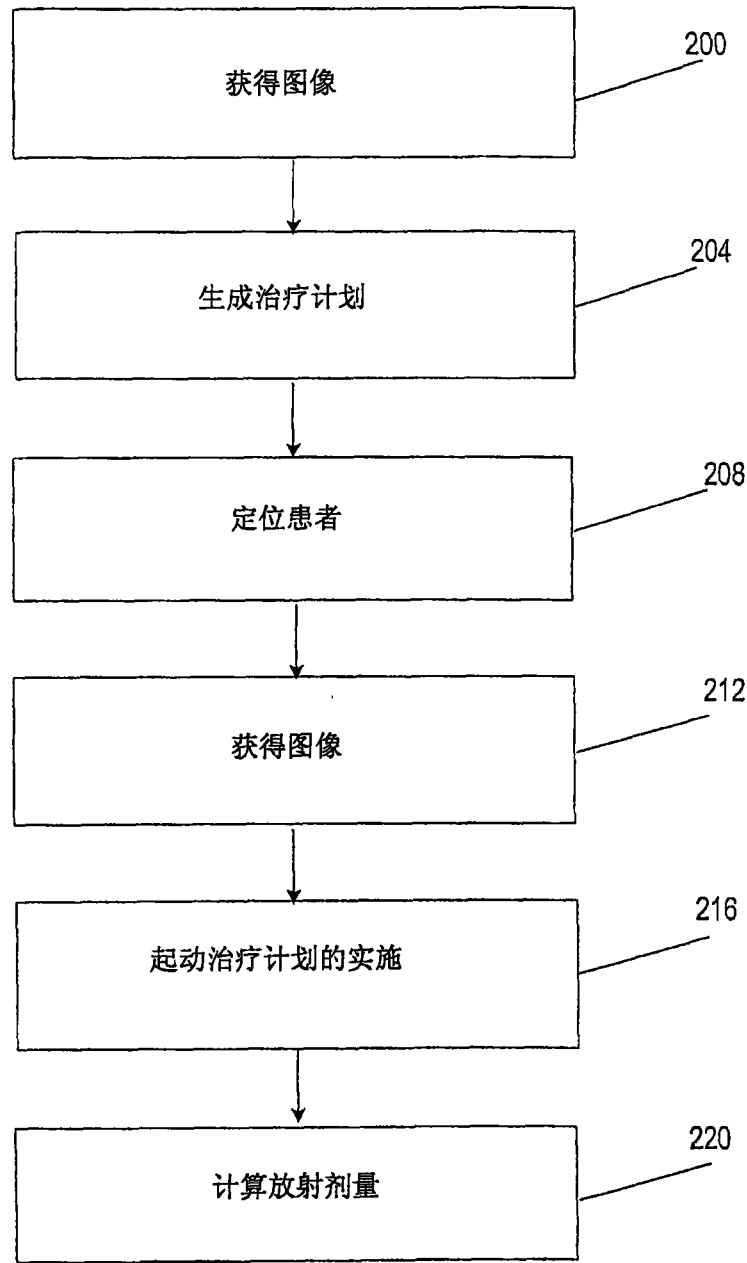


图5

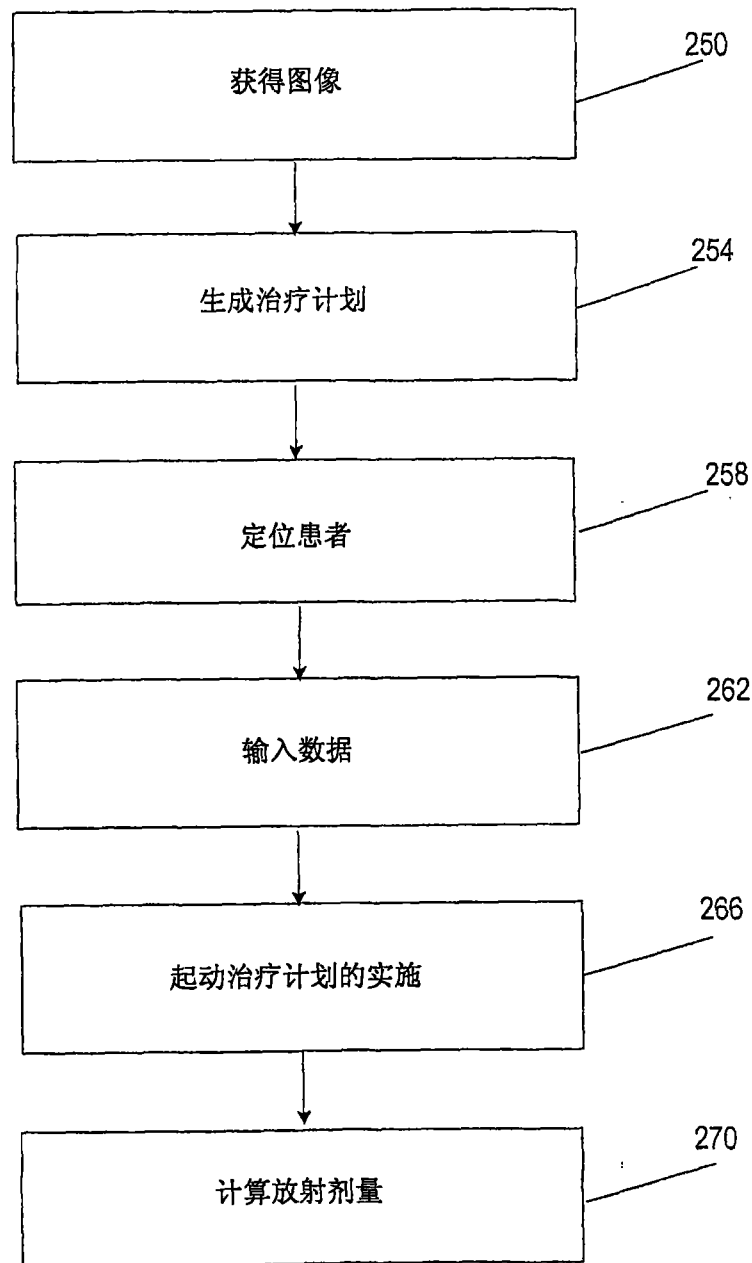


图6