

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680034734.5

[51] Int. Cl.

G06K 9/00 (2006.01)

H05G 1/28 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

[43] 公开日 2008 年 9 月 17 日

[11] 公开号 CN 101268474A

[22] 申请日 2006.7.21

[21] 申请号 200680034734.5

[30] 优先权

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

[86] 国际申请 PCT/US2006/028558 2006.7.21

[87] 国际公布 WO2007/014110 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 肯尼斯·J·卢卡拉

古斯塔沃·H·奥利弗拉 卢卫国

艾里克·斯楚纳尔 詹森·海枚尔

托马斯·R·麦克基

杰弗里·M·卡帕拓斯

[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

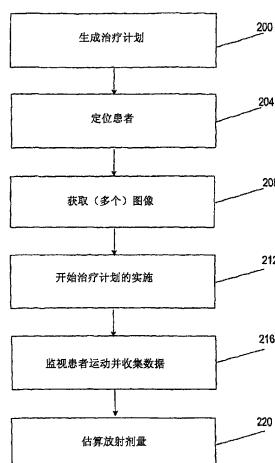
权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 8 页

[54] 发明名称

用于估算实施剂量的方法和系统

[57] 摘要

一种估算实施给接受放射疗法的患者的放射剂量的系统和方法(图 5)。该方法包括下列步骤：生成一系列基于时间的患者图像(208)，收集一系列基于时间的表示患者运动的数据(216)，以及根据所述一系列基于时间的患者图像和所述一系列基于时间的数据估算实施给患者的放射剂量(220)。



1. 一种估算实施到接受放射疗法的患者的放射剂量的方法，该方法包括：

生成基于时间的一系列患者图像；

收集表示患者运动的基于时间的一系列数据；以及

根据所述基于时间的一系列患者图像和所述基于时间的一系列数据，估算实施到所述患者的放射剂量。

2. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括把所述患者运动数据与所述图像数据相关联。

3. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述一系列患者图像包括相，并且其中所述方法还包括计算在每个相中实施的所述剂量的步骤。

4. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括根据所述一系列图像来计算实施到所述患者的累积剂量。

5. 根据权利要求 4 所述的方法，还包括利用可变形配准来关联所述图像。

6. 根据权利要求 1 所述的方法，还包括获取关于实施的临床剂量和患者效应的数据，并应用把所述临床剂量与所述患者效应相关联的生物学模型。

7. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述基于时间的一系列患者图像由 4D CT、4D MRI 和 4D PET 中的一个生成。

8. 根据权利要求 1 所述的方法，其中，所述基于时间的一系列患者运动数据源自机载检测器和外部装置中的一个。

9. 根据权利要求 8 所述的方法，其中，所述外部装置是照相机、肺活量计和胸带中的一个。

10. 一种确定实施到患者的放射剂量的系统，该系统包括：

包括计算机处理器的放射疗法治疗装置，该放射疗法治疗装置可操作用来向患者实施治疗计划；以及

存储在所述计算机处理器可访问的计算机可读介质中的软件程序，所述软件可操作用来接收基于时间的一系列患者图像，输入表示患者运动的基于时间的一系列数据，并根据所述基于时间的一系列患者图像和所述基于时间的一系列数据来估算实施到所述患者的放射剂量。

11. 根据权利要求 10 所述的系统，还包括运动检测系统，以及其中所述运动检测系统可操作用来检测所述患者的运动并与所述计算机处理器通信。

12. 根据权利要求 10 所述的系统，其中，所述基于时间的一系列图像包括相，以及其中，所述软件程序还可操作用来估算每次在最佳表示所述患者位置的所述图像的一个或多个相中实施到所述患者的所述放射剂量。

13. 根据权利要求 10 所述的系统，其中，所述软件程序可操作用来根据所述一系列图像来计算实施到所述患者的累积放射剂量。

14. 根据权利要求 13 所述的系统，其中，所述软件程序还可操作用来使用可变形配准来关联所述一系列图像。

15. 一种估算实施到接受放射疗法的患者的放射剂量的方法，该方法包括：

为所述患者生成治疗计划；

根据所述治疗计划开始放射疗法治疗；

在实施所述放射疗法治疗期间生成所述患者的 4D CT 图像；以及

计算在每个所述 4D CT 图像上的放射剂量。

16. 根据权利要求 15 所述的方法，其中，所述 4D CT 图像包括相，并且其中，计算所述 4D CT 图像的所述放射剂量包括计算在每个相中实施的所述放射剂量。

17. 根据权利要求 15 所述的方法，还包括根据所述 4D CT 图像来计算实施到所述患者的累积剂量。

18. 根据权利要求 17 所述的方法，还包括利用可变形配准来关联所述 4D CT 图像。

19. 一种估算实施到接受放射疗法的患者的放射剂量的方法，该方法包括：

为所述患者生成治疗计划，该治疗计划包括参考图像；

从布置在放射疗法治疗系统上的成像装置获取 4D CT 图像；

使用变形把所述参考图像和所述 4D CT 图像相关联；以及

计算在所述得到的 4D CT 图像上的放射剂量。

20. 根据权利要求 19 所述的方法，其中，所述参考图像是计划图像和治疗前图像中的一个。

21. 根据权利要求 19 所述的方法，还包括获取患者运动数据并把所述患者运动数据与所述 4D CT 图像数据相关联。

22. 根据权利要求 19 所述的方法，其中，所述 4D CT 图像包括相，并且其中，计算所述 4D CT 图像的所述放射剂量包括计算在每个相中

实施的所述放射剂量。

23. 根据权利要求 19 的方法，还包括根据所述 4D CT 图像来计算实施到所述患者的累积剂量。

24. 根据权利要求 23 所述的方法，还包括使用可变形配准来关联所述图像。

25. 根据权利要求 19 所述的方法，其中，所述治疗计划可以包括多个子计划。

26. 根据权利要求 25 所述的方法，其中，所述子计划是预期计划和回顾计划中的一个。

27. 根据权利要求 25 所述的方法，其中，所述子计划是选通计划、呼吸暂停计划、自由呼吸计划、三维计划、和呼吸同步实施计划中的一个。

28. 根据权利要求 19 所述的方法，还包括至少部分地根据所述变形和所述参考图像的组合来修改所述 4D CT 图像。

29. 根据权利要求 19 所述的方法，还包括根据所述 4D CT 图像和所述变形的组合来修改所述参考图像。

30. 一种估算实施到患者的放射剂量的方法，该方法包括：
生成基于时间的一系列患者图像；
检索表示患者运动的模拟的基于时间的一系列数据；以及
根据所述基于时间的一系列患者图像和所述模拟的基于时间的一系列数据，估算将要实施到所述患者的放射剂量。

用于估算实施剂量的方法和系统

技术领域

本申请要求 2005 年 7 月 22 日提交的、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 的优先权，其全部内容通过引用而包含于此。

背景技术

在过去的几十年里，已经把计算机和联网技术、放射疗法治疗计划软件以及医学成像器械（CT、MRI、US 和 PET）的改进结合进了放射疗法实践中。这些改进促进了图像导引放射疗法（"IGRT"）的发展。IGRT 是利用患者内部解剖结构的剖面图像以更好地把放射剂量对准肿瘤同时减少对健康器官的辐射的放射疗法。用调强放射疗法（IMRT）控制实施到肿瘤的放射剂量，包括改变放射束的尺寸、形状、以及强度以便符合患者肿瘤的尺寸、形状和位置。IGRT 和 IMRT 导致肿瘤的改进控制，同时还降低了由辐射肿瘤周围健康组织所可能导致的急剧副作用。

IMRT 正在成为多个国家的护理标准。然而，在很多情况下，由于时间、资源和付款的限制，并不用 IMRT 来治疗患者。可以使用患者的每日图像来确保 IMRT 计划生成的高梯度位于用于患者治疗的正确位置上。而且，这些图像可以根据需要提供在线或离线调整计划所需的信息。

在放射疗法领域中，公知地，存在可能在患者治疗的疗程中出现的不确定性和变化的来源。这些来源中的一些表示随机误差，诸如每

天患者摆位位置的小差异。其它来源归因于生理改变，如果在治疗期间患者的肿瘤退化或患者体重下降则可能发生该生理变化。第三种可能的类型与运动有关。运动可能与其它类型叠加，因为有些运动可能更加随机并且不可预测，诸如患者咳嗽或放屁，而有时其它运动可以是比较有规律的，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的治疗质量。例如，当向靶区实施治疗剂量时，标准惯例是也处理靶周围的高剂量“边缘（margin）”区域。这有助于确保靶即使在治疗疗程期间或者甚至在单次放射治疗期间位置改变也能接收到预期剂量。靶位置限定越不明确，通常就越需要使用较大的边缘区。

适应性放射疗法通常指的是在放射疗法治疗的疗程期间使用反馈来改善将来治疗的原理。在离线适应性疗法过程和在线适应性疗法过程中，可以使用反馈。在没有正在治疗患者的同时，诸如在治疗次期间，离线适应性疗法过程发生。在离线适应性疗法的一个版本中，在每次放射治疗期间，在每次前后获取患者的新 CT 图像。在从前几次治疗获取图像之后，对图像进行评估从而确定靶结构的多日位置的有效包络。接着，可以制订（develop）新的计划以便更好地反映靶结构的运动范围，而不是利用运动的规范假设。离线适应性疗法的更复杂版本，是在每次之后重新计算实施的剂量，并累积这些剂量，在累积期间可以利用变形技术以便解决内部运动。之后可以比较累积剂量和计划剂量，如果发现任何差异，则可以修改后续次治疗以便解决这些变化。

通常在患者处于治疗室内的同时发生在线适应性疗法过程，可能而不是必须在治疗实施期间发生。例如，有些放射疗法治疗系统带有成像系统，诸如在线 CT 或 X 射线系统。可以在治疗前使用这些系统来验证或调节患者摆位以实施治疗。成像系统还可以用来在实际的治

疗实施期间对治疗进行调整。例如，成像系统可以与治疗系统协同使用，以便修改治疗实施从而反映患者解剖结构的变化。

本发明的一个方面，是公开适应性疗法技术应用的新时机，另一个方面是提供适应性疗法的新方法。具体而言，通常适应性疗法集中在用来修改患者治疗的反馈上，但是本发明集中在用于质量保证环境中的适应性疗法过程。在全系统检查的情况下，这尤为正确。

例如，可以用检测器来收集表示多少治疗束穿过患者的信息，据此可以确定治疗输出的大小以及用于实施的任何放射样式。该实施验证过程的好处是，使操作者能够检测机器实施中的错误，诸如不正确的叶片样式或机器输出。

然而，验证机器是否运行正常本身并不能保证治疗计划的正确实施，因为还需要验证用来对机器进行编程的外部输入是有效并且一致的。因此，本发明的一个方面包括用于整个治疗过程的改进的质量保证的适应性类型反馈环的更广义概念。在这方面，本发明包括下列步骤：定位治疗的患者，使用用于图像导引的方法来确定患者的位置，根据图像导引按照治疗的需要重定位患者，以及开始治疗。随后，在治疗期间或之后，重新计算患者的剂量并结合治疗之前或期间已经收集到的患者图像信息。这些步骤都完成之后，收集质量保证数据以便分析没有按计划执行实施的程度，检验证在新的可用数据的情况下计划的实施是否合理。在这点上，反馈的概念不再用来根据患者或实施的变化表示治疗的变化，而是用来验证原始实施本身。

作为例子，可以为患者制订治疗计划，除非用来计划的图像变坏，诸如采用了不正确的密度校准。在这种情况下，治疗计划将基于不正确的信息，可能向患者实施不正确的剂量。然而，很多质量保证技术不会检测到该错误，因为它们验证机器是否按指令运行，而不检查给机器的指令是否基于正确的输入信息。同样地，有些适应性疗法技术

可以应用到这种实施中，但是如果该例子的校准问题仍存在，则适应性治疗仍面临同样的缺陷。

为了质量保证，可以使用多个过程来扩展反馈的使用。例如，在一个实施例中，该过程将包括上面描述的实施验证技术。这些方法所提供的机器性能的检查，是整个系统质量保证工具箱中的一个有价值的部分。而且，实施验证过程可以被扩展到分析其它系统错误，诸如基于具有残缺视野的图像的实施。

在一个实施例中，本发明提供了一种估算实施到接收放射疗法的患者的放射剂量的方法。该方法包括下列行为：生成一系列基于时间的患者图像，收集一系列基于时间的表示患者运动的数据，以及根据所述一系列基于时间的患者图像和所述一系列基于时间的数据估算实施给患者的放射剂量。

在另一个实施例中，本发明提供了一种用于确定实施到患者的放射剂量的系统。该系统包括：包括计算机处理器的放射疗法治疗装置，该放射疗法治疗装置可操作来向患者实施治疗计划，以及保存在可由计算机处理器访问的计算机可读介质中的软件程序。该软件程序可操作用来接收一系列基于时间的患者图像，输入一系列基于时间的表示患者运动的数据，以及根据所述一系列基于时间的患者图像和所述一系列基于时间的数据估算实施到患者的放射剂量。

在又一个实施例中，本发明提供了一种估算实施到接收放射疗法的患者的放射剂量的方法。该方法包括下列行为：为患者生成治疗计划，根据治疗计划开始放射疗法治疗，在放射疗法治疗的实施期间生成患者的4DCT图像，计算每个4DCT图像上的放射剂量。

在另一个实施例中，本发明提供了一种估算实施到接收放射疗法的患者的放射剂量的方法。该方法包括下列行为：为患者生成治疗计

划，治疗计划包括参考图像；从位于放射疗法治疗系统上的成像装置获取 4DCT 图像；利用变形把参考图像和 4DCT 图像相关联；以及计算在得到的 4DCT 图像上的放射剂量。

在另一个实施例中，本发明提供了一种估算将要实施到患者的放射剂量的方法。该方法包括下列行为：生成一系列基于时间的患者图像，检索（retrieve）一系列模拟的基于时间的表示患者运动的数据，以及根据所述一系列基于时间的患者图像和所述一系列模拟的基于时间的数据，估算将要实施到患者的放射剂量。

结合下面的详细描述以及所附附图，将会明白本发明的其它方面。

附图说明

图 1 是放射疗法治疗系统的透视图。

图 2 是图 1 中所示的放射疗法治疗系统中可以使用的多叶片准直仪的透视图。

图 3 是图 1 的放射疗法治疗系统的示意性说明。

图 4 是放射疗法治疗系统中所用的软件程序的示意图。

图 5 是根据本发明的一个实施例估算实施到患者的放射剂量的方法的流程图。

图 6 是根据本发明的一个实施例估算实施到患者的放射剂量的方法的流程图。

图 7 是根据本发明的一个实施例估算实施到患者的放射剂量的方法的流程图。

图 8 是根据本发明的一个实施例估算将要实施到患者的放射剂量的方法的流程图。

具体实施方式

在详细解释本发明的实施例之前，应该明白本发明的应用并不局限于下列描述中提出的或在下列附图中给出的结构和部件配置的细

节。本发明可以是其它实施例并以其它方式实施或执行。还应该明白此处所用的措词或术语是用于描述而不是用于限制的。本文所用的“包括”、“包含”或“具有”及其各种变形，意思是包含其后所列的项目和其等价物以及其它项目。除非特别指定或另外限制，术语“安装”、“连接”、“支持”和“耦合”及其变形被宽泛地使用并包含直接和间接的安装、连接、支持和耦合。此外，“连接”和“耦合”并不局限于物理或机械连接或耦合。

虽然本文在描述附图时使用了方向性参考，诸如上、下、向下、向上、向后、底、前、后等，然而这些标记只是为了方便相对于附图进行的（如正常看来）。这些方向不意图字面上或以任何形式限制本发明。此外，这里使用的诸如“第一”、“第二”和“第三”这样的术语，是用来描述的，而不用来指示或暗示其相对重要性或显著性。

此外，应该明白，本发明的实施例包括硬件、软件和电子部件或模块，为了讨论，这些可以被说明或描述成大部分部件单独用硬件实施。然而，本领域中的普通技术人员，在阅读完这里的详细描述的基础上，将意识到在至少一个实施例中，可以用软件来实施基于本发明的各个方面的电子器件。同样地，应该注意到，可以用基于硬件和软件的多个装置以及多种不同结构的部件来实施本发明。此外，如在后面段落中描述的，附图中示出的具体机械构造是用来举例说明本发明的实施例的，还可以使用其它备选的机械构造。

图 1 示出了能够为患者提供放射治疗的放射疗法治疗系统 10。放射疗法治疗可以包括基于光子的放射疗法、短程疗法、电子束疗法、光子、中子或粒子疗法、或其它类型的疗法。放射疗法治疗系统 10 包括机架 18。机架 18 可以支持放射模块 22，放射模块 22 可以包括放射源 24 和线性加速器 26，其可操作用来生成放射束 30。虽然附图中示出的机架 18 是环形机架，即其延伸通过整个 360° 弧从而生成一个封闭的环或圆，但是还可以采用其它类型的安装布置。例如，可以使用 C

型、部分环形机架或机器人臂。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 的任何其他框架。此外，放射源 24 可以在不遵循机架 18 的形状的路线上行进。例如，放射源 24 可以在非圆形路线上移动，即使示出的机架 18 通常是圆形的。

放射模块 22 还可以包括可操作用来修改或调制放射束 30 的调制装置 34。调制装置 34 提供放射束 30 的调制并引导放射束 30 朝着患者 14。具体而言，引导放射束 30 朝向患者的一部分。广泛来说，该部分包括整个身体，但是通常比整个身体小并可由二维面积或三维体积来定义。期望接收辐射的部分，其可以被称为靶 38 或靶区 38，是关注区域的一个例子。另一类型的关注区域是危险区域。如果某部分包括危险区域，则放射束最好从危险区域转移。患者 14 可以具有不止一处需要接收放射疗法的靶区。这种调制有时被叫做调强放射疗法（“IMRT”）。

如图 2 所示，调制装置 34 可以包括准直装置 42。准直装置 42 包括一组颚件 46，其定义并调节放射束 30 可以通过的孔 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 可移动以便调节孔 50 的尺寸。

在图 2 示出的一个实施例中，调制装置 34 可以包括多叶片准直仪 62，其包括多个交错叶片 66，其可操作以从一个位置移动到另一个位置以便提供强度调整。还应该注意，叶片 66 可以被移动到最小和最大打开位置之间的任意位置。多个交错叶片 66 在放射束 30 到达患者 14 身上的靶 38 之前调制放射束 30 的强度、尺寸和形状。每个叶片 66 都由诸如马达或空气阀的致动器 70 独立控制，以便叶片 66 可以快速打开或关闭从而允许或阻止射线通过。致动器 70 可以由计算机 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，例如千伏或兆伏电

压检测器，可操作用于接收放射束 30。线性加速器 26 和检测器 78 还可以用作 X 射线计算机断层摄影 (CT) 系统，以便生成患者 14 的 CT 图像。线性加速器 26 向患者 14 的靶 38 发射放射束 30。靶 38 吸收一些辐射。检测器 78 检测或测量靶 38 所吸收的辐射量。随着线性加速器 26 绕着患者 14 旋转并发出辐射，检测器 78 从不同角度收集吸收数据。收集的吸收数据被发送给计算机 74，以便处理吸收数据并生成患者身体组织和器官的图像。图像还可以示出骨骼、软组织和血管。

可以利用具有扇形几何形状、多片几何形状或锥形束几何形状的放射束 30 获得 CT 图像。此外，还可以利用传递兆伏电压能量或千伏电压能量的线性加速器 26 获得 CT 图像。还应该注意，可以将所获得的 CT 图像与先前获得的 CT 图像（来自放射疗法治疗系统 10 或其它图像获得装置，诸如其他 CT 扫描仪、MRI 系统以及 PET 系统）配准。例如，用于患者 14 的先前获得的 CT 图像可以包括勾画轮廓过程完成的识别出的靶 38。可以将用于患者 14 的新获得的 CT 图像与先前获得的 CT 图像配准，以便帮助识别新 CT 图像中的靶 38。该配准过程可以使用刚性的或可变形的配准工具。

在有些实施例中，放射疗法治疗系统 10 可以包括 X 射线源和 CT 图像检测器。X 射线源和 CT 图像检测器以与上述线性加速器 26 和检测器 78 相似的方式工作，以便获得图像数据。图像数据被发送给计算机 74，在此对其进行处理以便生成患者身体组织和器官的图像。

放射疗法治疗系统 10 还可以包括支持患者 14 的患者支持件，诸如治疗床 82（在图 1 中示出）。治疗床 82 沿着 x, y 或者 z 方向中的至少一个轴 84 移动。在本发明的其它实施例中，患者支持件可以是适于支持患者身体任一部分的装置。患者支持件不限于必须支持起整个患者身体。系统 10 还可以包括可操作来操纵治疗床 82 的位置的驱动系统 86。驱动系统 86 可以由计算机 74 控制。

在图 2 和 3 中示出的计算机 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。尤其是，计算机 74 可以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 能够从外部软件程序和硬件接收数据，并且应该注意的是，还可以把数据输入给（多个）软件程序 90。

计算机 74 可以包括适于由医务人员访问的任何适合的输入/输出装置。计算机 74 可以包括诸如处理器、I/O 接口以及存储装置或存储器的典型硬件。计算机 74 还可以包括诸如键盘和鼠标的输入装置。计算机 74 还可以包括诸如监视器的标准输出装置。此外，计算机 74 可以包括诸如打印机和扫描仪的外围设备。

计算机 74 可以与其它计算机 74 以及放射疗法治疗系统 10 联网。其它计算机 74 可以包括其它和/或不同计算机程序以及软件，并且不必与此处描述的计算机 74 相同。计算机 74 和放射疗法治疗系统 10 可以与网络 94 通信。计算机 74 和放射疗法治疗系统 10 还可以与（多个）数据库 98 和（多个）服务器 102 通信。应该注意，（多个）软件程序 90 还可以驻留在（多个）服务器 102 上。

可以根据任意网络技术或网络布局或技术和布局的组合来构建网络 94，网络 94 可以包括多个子网络。图 3 中示出的计算机和系统之间的连接可以通过局域网（“LAN”）、广域网（“WAN”）、公共交换电话网络（“PSTN”）、无线网络、内联络、因特网、或任意其它合适的网络来完成。在医院或医疗设施中，图 3 中所示的计算机和系统之间的通信，可以通过健康信息交换第七层协议（“HL7”）或具有任何版本的其它协议和/或其它要求的协议来完成。HL7 是规定两个来自不同卖方的计算机应用程序（发送方和接收程方）之间的接口的实施的标准协议，用于医疗环境中的电子数据交换。HL7 可以允许医疗机构交换来自不同应用程序系统的关键数据集。尤其是，HL7 可以定义将要交换的数据、交换的计时以及与应用程序的出错通信。格式通

常实质上是通用的，并可配置为满足所涉及应用程序的需要。

图 3 中所示出的计算机和系统之间的通信还可以通过具有任意版本的医学数字成像和通信（“DICOM”）协议和/或其它需要的协议进行。DICOM 是 NEMA 制定的国际通信标准，其定义了用来在医学设备的不同件之间传输关于医学图像的数据的格式。DICOM RT 指的是放射治疗数据专用的标准。

图 3 中的双向箭头通常表示图 3 中所示出的网络 94 与计算机 74 和系统 10 中的任一个之间的双向通信和信息传输。然而，对于某些医学和计算机化设备来说，可能只需单向通信和信息传输。

图 4 是软件程序 90 的示意图。软件程序 90 包括多个互相通信以便执行放射疗法治疗过程的功能的模块。

软件程序 90 包括治疗计划模块 106，其可操作用于根据由医务人员输入到系统 10 的数据为患者 14 生成治疗计划。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 把治疗分成多次，并根据医务人员输入的处方为每次或每个治疗确定放射剂量。治疗计划模块 106 还根据围绕靶 38 画出的各种轮廓为靶 38 确定放射剂量。在同一治疗计划中可以出现并包括多个靶 38。

软件程序 90 还包括患者定位模块 110，其可操作用来为特定次的治疗相对于机架 18 的等中心定位并对准患者 14。当患者在患者支持件 82 上的同时，患者定位模块 110 获取患者 14 的图像并对患者 14 的当前位置和在参考图像中的患者位置进行比较。参考图像可以是计划图像、任何治疗前图像、或者计划图像和治疗前图像的组合。如果需要调节患者的位置，患者定位模块 110 就提供指令给驱动系统 86 以便移动患者支持件 82，或者把患者 14 手动移动到新位置处。在一种结构中，

患者定位模块 110 可以从位于医疗室内的激光器接收数据，以便提供患者相对于机架 18 的等中心的位置数据。根据来自激光器的数据，患者定位模块 110 向驱动系统 86 提供指令，驱动系统 86 移动治疗床 82 以获得患者 14 相对于机架 18 的正确对准。应该注意到，除了激光器之外的装置和系统也可用于向患者定位模块 110 提供数据以协助对准过程。

患者定位模块 110 还可操作用来在治疗期间检测和/或监视患者运动。患者定位模块 110 可以与运动检测系统 114 通信和/或包括运动检测系统 114，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。患者运动可以是无规律的或者不能预期的，并且不需遵循平滑的或者可再现的路径。

软件程序 90 可以包括图像模块 118，其可操作用来获取患者 14 的至少一部分的图像。图像模块 118 可以根据期望协议，在治疗开始之前、治疗期间、和治疗之后，指示诸如 CT 成像装置的机载图像装置获取患者 14 的图像。还可以使用其它离线成像装置或者系统来获取患者 14 的治疗前图像，这些离线成像装置或者系统诸如非定量 CT、MRI、PET、SPECT、超声、透射成像、荧光检查、基于 RF 的定位等等。所获取的（多个）治疗前图像可以用于患者 14 的配准和/或生成变形映射（deformation map），以便识别在一个或多个计划图像和一个或多个治疗前图像之间的差异。

获取的图像还可以用于患者 14 的配准和/或确定或者预测将要实施到患者 14 的放射剂量。获取的图像还可用于确定患者在先前的治疗期间接收的放射剂量。图像模块 118 还可操作用来在患者正在接收治疗的同时获取患者 14 的至少一部分的图像，以便实时确定患者 14 正在接收的放射剂量。

软件程序 90 还包括放射剂量计算模块 122，其可操作用来计算实

施到患者 14 的放射剂量。剂量计算模块 122 可以确定患者的位置和/或运动对规定放射剂量的实施的影响。剂量计算模块 122 可以根据各种类型的计划，计算实施到患者 14 的放射剂量的量或将要实施到患者 14 的辐射量。剂量计算模块 122 可以根据任何计划在计划的任何时刻计算放射剂量的量。例如，该计划可以是：预期计划，其中医务人员检查剂量选项以便确定哪个计划用于治疗的实施；或者回溯计划，其中医务人员检查实施到患者 14 的剂量量及其效果，以便确定是否需要改变计划或者为将来的治疗实施考虑不同的（多个）计划。计划的类型可以包括但不局限于 4D、自由呼吸、跟踪、3D、IMRT、选通、呼吸暂停（breathhold）以及呼吸同步实施。“4D CT”图像是 3D 图像容积的集，其每个表示运动模式的一个“相”，诸如呼吸运动。剂量计算模块 122 可以在这些容积的一个上更准确地重新计算剂量。

剂量计算模块 122 可操作用来接收患者数据（实时以及历史性的）、患者图像（例如计划图像和/或治疗线图像）、患者位置数据、解剖位置数据、以及系统或者机器数据。剂量计算模块 122 可以通过下述方法来确定实施到患者 14 的放射剂量的量，即，利用来自运动检测系统 114 的数据以识别患者在任一给定时间所处的相，以及对于每次处于与患者的瞬时位置最佳匹配的 4D CT 图像的相中则重新计算放射剂量。换句话说，剂量计算模块 122 把患者运动数据与图像数据相关联起来，并计算实施的剂量。可以逐相计算实施的剂量，或者可以作为在所有相中实施的累积剂量来计算实施的剂量。根据对患者实际正在接收的放射剂量的量的更好的理解，医务人员可以调整治疗计划、治疗期间患者的位置/配准、剂量量、剂量分布、以及其它参数和系统设置。还可以在更新后的 4D CT 图像以及其它类型的 4D 图像上执行剂量计算，该其他类型的 4D 图像诸如治疗之前或者治疗期间获得的 4D PET 或者 4D MRI。

剂量计算模块 122 可以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。剂量计算模块 122 可以根据患者 14 已经接收的放

射剂量的量和/或患者配准来确定辐射对于组织、肿瘤和器官产生的生物效应。根据该生物效应，医务人员可以调整患者 14、系统设置，或者对治疗计划进行其它调整。可以在患者配准过程中结合生物信息，以便识别得到具有优选生物效应的实施剂量的患者 14 的优选位置。

剂量计算模块 122 可以利用关于实际实施的放射剂量以及所实施放射剂量的生物效应的数据，并应用把临床放射剂量与患者效应相关联的生物模型。实施的净放射剂量（利用变形技术累积的放射剂量）可用于估算继续该治疗会产生的生物效应，以及同样地，可以为优选的生物效应评估用于修改治疗的可能备选。可以修改和/或更新得到的分次进度表、剂量分布、以及计划，以便反映信息的极点（culmination）。

软件程序 90 还可以包括可操作用来接收数据的变形模块 126，该数据诸如来自图像模块 118 以及治疗计划模块 106 的图像数据，及来自治疗计划模块 106 的患者和系统数据，以便生成图像的变形映射。变形模块 126 可以使用变形技术来确定所有实施的治疗的放射剂量的累积。

可以用变形映射把大量图像关联起来以供计算剂量之用。例如，变形映射可以把对剂量计算有用的计划图像和在线图像关联起来，其中在线图像具有定性值但较少直接用于剂量计算。随后，这种关系可以用来将更定量的图像“再映射”到在线或者更少定量的图像的定性形状。所生成的再映射图像将比计划图像或者在线图像更适合剂量计算或者定量性的应用，因为它将具有第一图像的定量性益处，但还具有如包含于第二图像中的更新的解剖信息。这在很多情况下都很有用，诸如第一图像（例如计划图像）是 CT 图像并且第二图像缺乏定量性图像值时（例如 MRI、PET、SPECT、超声、或者非定量性 CT 等图像）。变形映射还可以关联诸如 3D 图像（例如计划图像或者治疗前图像）的参考图像和诸如 4D CT 图像这样的基于时间的一系列图像，以便确定实施到患者 14 的放射剂量的量。

代替或者除定量性限制之外，变形模块 126 也可以校正几何失真、不完美、和/或不完全，例如，较好地表示解剖结构但包括几何失真的当前的 MRI 图像，可以被再映射到不失真的 CT 图像。或者，可使用多个图像来在表示解剖变化的同时校正失真。

变形映射可用于计算在计划图像之后获取的患者图像上的放射剂量。其还可用于累积多次实施的剂量。可以根据物理空间（physical space）中的剂量位置来增加剂量，但另一种方法将把变形方法结合到该过程中，以便根据接收剂量的结构来增加剂量，即使结构已经改变了位置。变形模块 126 可以计算患者 14 已经从前几次实施中接收的辐射的剂量。

在把一个图像配准另一个图像的情况下描述上述变形过程的同时，其还可以通过可变形地把一组两个或多个图像与另一组一个或多个图像配准来操作。例如，如果有两对图像，每对都包括 MRI 和 CT 图像，则变形映射能够在 MRI 具有更多信息的区域中把两个 MRI 图像配准到一起，而在 CT 具有更多信息的区域中把 CT 图像配准到一起。由此能把这些变形结合起来。或者图像之间的变形映射可以一起使用，例如用于使用 CT 变形映射来校正 MRI 图像中的几何失真和变形，在已经校正该失真之后，使用 MRI 变形映射以更好地分析软组织的运动。从一般意义来讲，因为通过应用指示诸如解剖尺寸、形状和内容的信息的变形技术，可以更好理解并由此改善不良图像，所以该过程使得能够经由变形改善成像。应该注意，变形映射还可以关联诸如 3D 图像（例如计划图像或者治疗前图像）的参考图像和诸如 4D CT 图像的基于时间的一系列图像，以便确定实施到患者 14 的放射剂量的量。该信息可以被结合到图像重建、修改、或者增强过程中。

软件程序 90 还包括治疗实施模块 130，其可操作用来指示放射疗法治疗系统 10 根据治疗计划向患者 14 实施治疗计划。治疗实施模块

126 可以生成并传送指令给机架 18、线性加速器 26、调制装置 34 以及驱动系统 86，以便向患者 14 实施辐射。指令协调机架 18、调制装置 34 以及驱动系统 86 的必要运动，以便按照治疗计划中规定的向正确的靶实施正确量的放射束 30。

治疗实施模块 130 还计算将要实施的放射束 30 的合适样式、位置以及强度，以便与治疗计划规定的处方匹配。放射束 30 的样式由调制装置 34 生成，具体而言是通过多叶片准直仪中的多个叶片的运动生成。治疗实施模块 130 可以根据治疗参数使用规范的、预定的或者模板叶片样式来生成放射束 30 的合适的样式。

图 5 是估算实施到患者 14 的放射剂量的方法的流程图。医务人员根据患者数据、图像或者其它信息为患者 14 生成（在 200）治疗计划。当患者 14 准备好治疗时，医务人员在实施治疗之前利用患者定位模块 110 的协助，把患者 14 定位（在 204）在治疗床 82 上。可以获取患者 14 的图像以便帮助定位。可以根据需要进行另外的位置调整。正确地定位患者 14 之后，图像模块 118 获取（在 208）患者的一个或多个图像。图像可以是基于时间的一系列图像，诸如 4D CT 图像。医务人员启动（在 212）治疗计划的实施。在治疗计划实施期间，运动检测系统 114 监视并收集（在 216）关于患者运动的数据。剂量计算模块 126 根据放射疗法治疗实施之前获取的图像以及运动数据，估算（在 220）实施到患者 14 的放射剂量。

图 6 是估算实施到患者 14 的放射剂量的另一种方法的流程图。医务人员根据患者数据、图像或者其它信息为患者 14 生成（在 250）治疗计划。当患者 14 准备好治疗时，医务人员在实施治疗之前利用患者定位模块 110 的协助，把患者 14 定位（在 254）在患者支持件 82 上。可以获取患者 14 的图像以便帮助定位。可以根据需要进行另外的位置调整。医务人员启动（在 258）治疗计划的实施。在治疗实施期间，图像模块 118 获取（在 262）患者的一个或多个图像。图像可以是基于时

间的一系列图像，诸如 4D CT 图像。剂量计算模块 126 根据图像计算（在 266）实施到患者 14 的放射剂量。

图 7 是估算实施到患者 14 的放射剂量的方法的流程图。医务人员根据患者数据、图像或者其它信息为患者 14 生成（在 300）治疗计划。治疗计划包括参考图像，诸如计划图像或者治疗前图像。当患者 14 准备好治疗时，医务人员在实施治疗之前利用患者定位模块 110 的协助，把患者 14 定位（在 304）在患者支持件 82 上。可以获取患者 14 的图像以便帮助定位。可以根据需要进行另外的位置调整。正确地定位患者 14 之后，医务人员启动（在 308）治疗计划的实施。图像模块 118 获取（在 312）患者的一个或多个图像。图像可以是基于时间的一系列图像，诸如 4D CT 图像。变形模块 126 利用变形把参考图像和新获取的图像关联起来（在 316）。剂量计算模块 122 根据由变形过程得到的图像来计算（在 320）实施到患者 14 的放射剂量。

图 8 是估算实施到患者 14 的放射剂量的方法的流程图。医务人员根据患者数据、图像或者其它信息为患者 14 生成（在 350）治疗计划。治疗计划可以包括图像，诸如基于时间的一系列图像或者 4D CT 图像。医务人员取得（在 354）模拟或者预先存在的运动数据。剂量计算模块 126 根据基于时间的图像序列以及运动数据，估算（在 358）将要实施到患者 14 的放射剂量。当患者 14 准备好治疗时，医务人员在实施治疗之前利用患者定位模块 110 的协助，把患者 14 定位（在 362）在治疗床 82 上。可以获取患者 14 的图像以便帮助定位。可以根据需要进行另外的位置调整。正确地定位患者 14 之后，医务人员启动（在 366）治疗计划的实施。

本发明的一个应用是校正可能由不良计划或者治疗计划的不良实施导致的不良治疗。软件程序 90 可以分析净实施剂量，并生成校正的计划以便实施净期望放射剂量或者选择以与想要的生物效应匹配的剂量。初始治疗不必局限于基于光子的放射疗法，而是可以是包括短程

疗法、电子束疗法、质子、中子或者粒子疗法的任何形式的治疗，或者其它类型的治疗。

在下列权利要求中陈述了本发明的各种特征和优点。

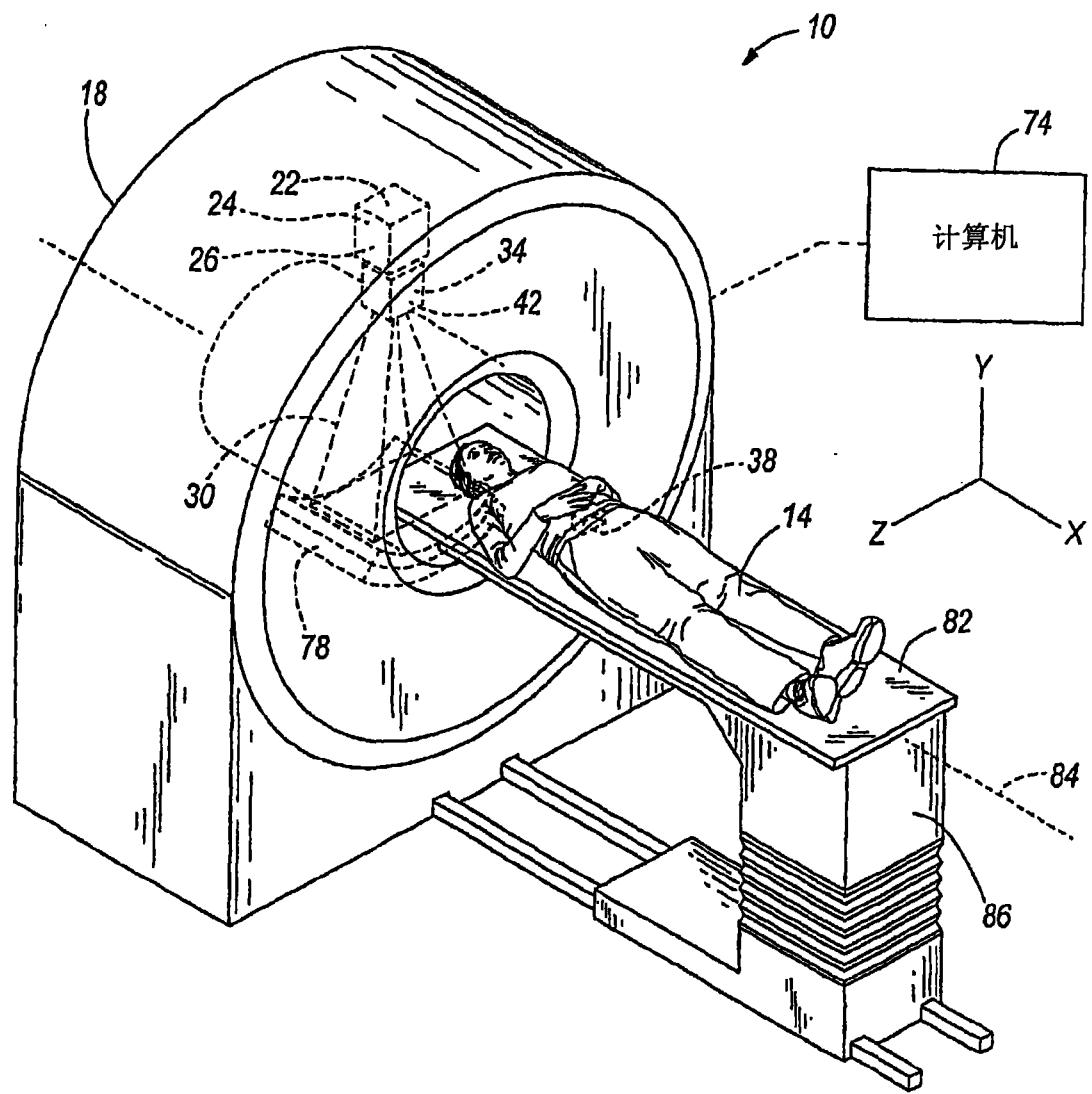


图1

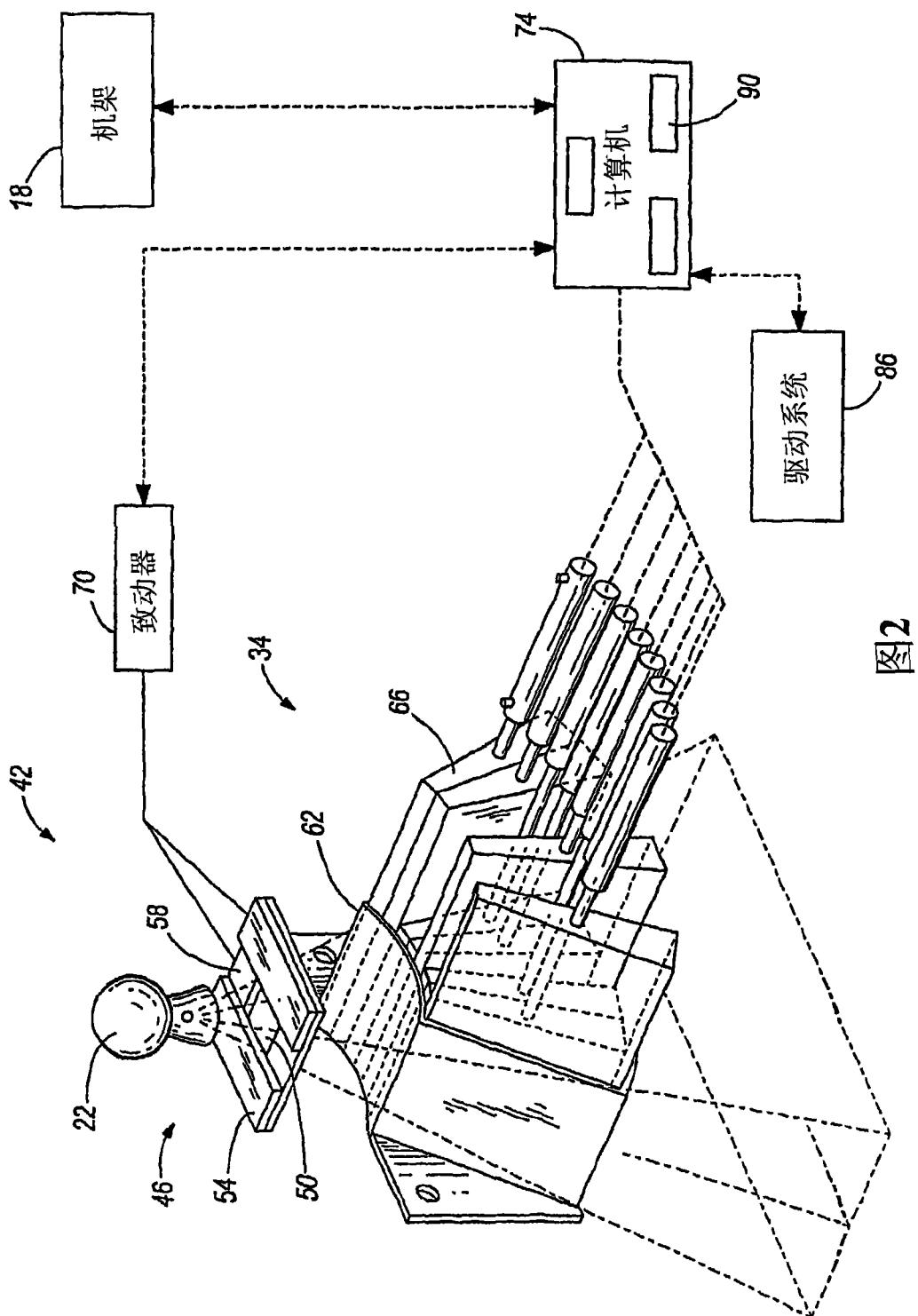


图2

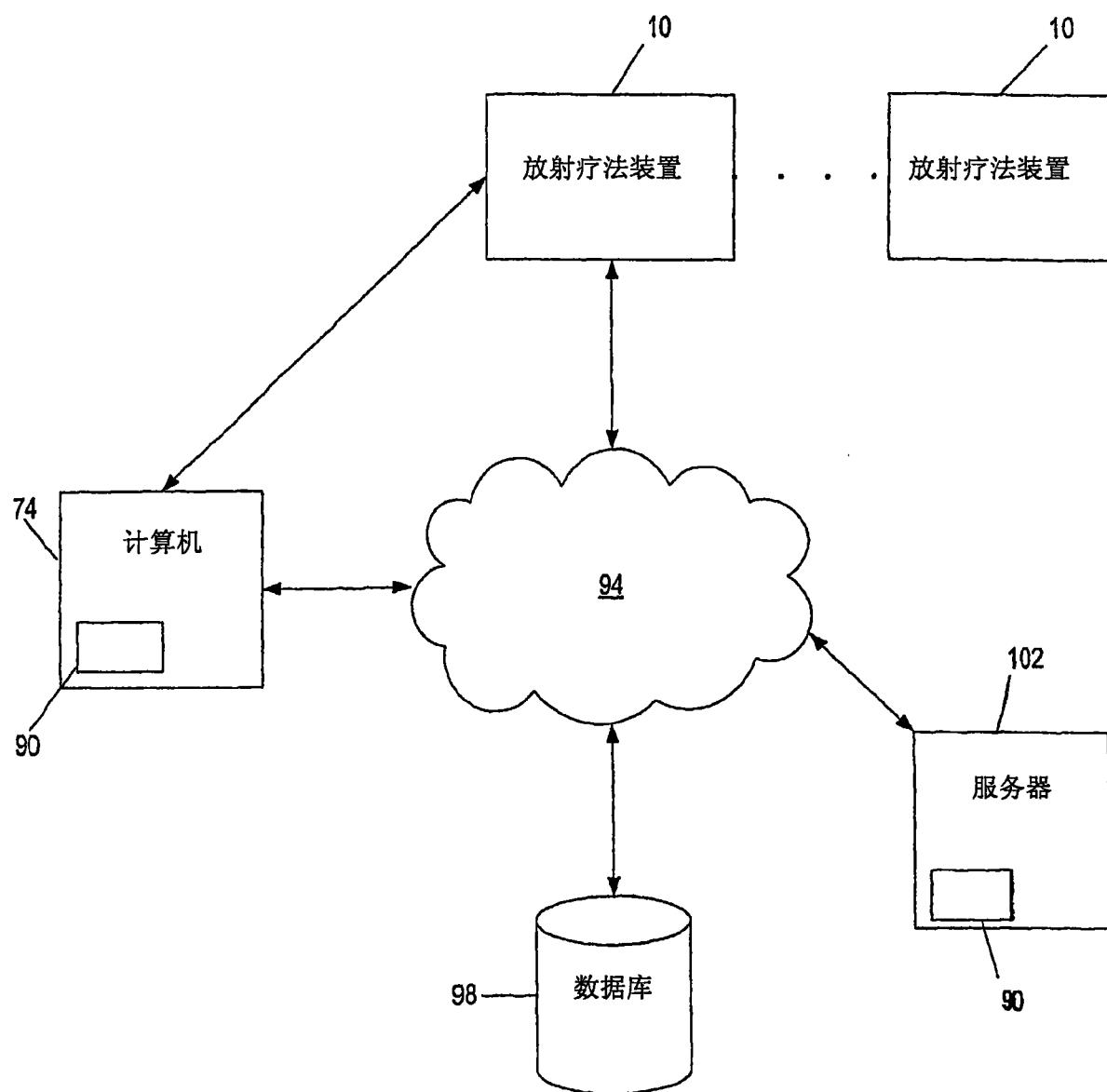


图3

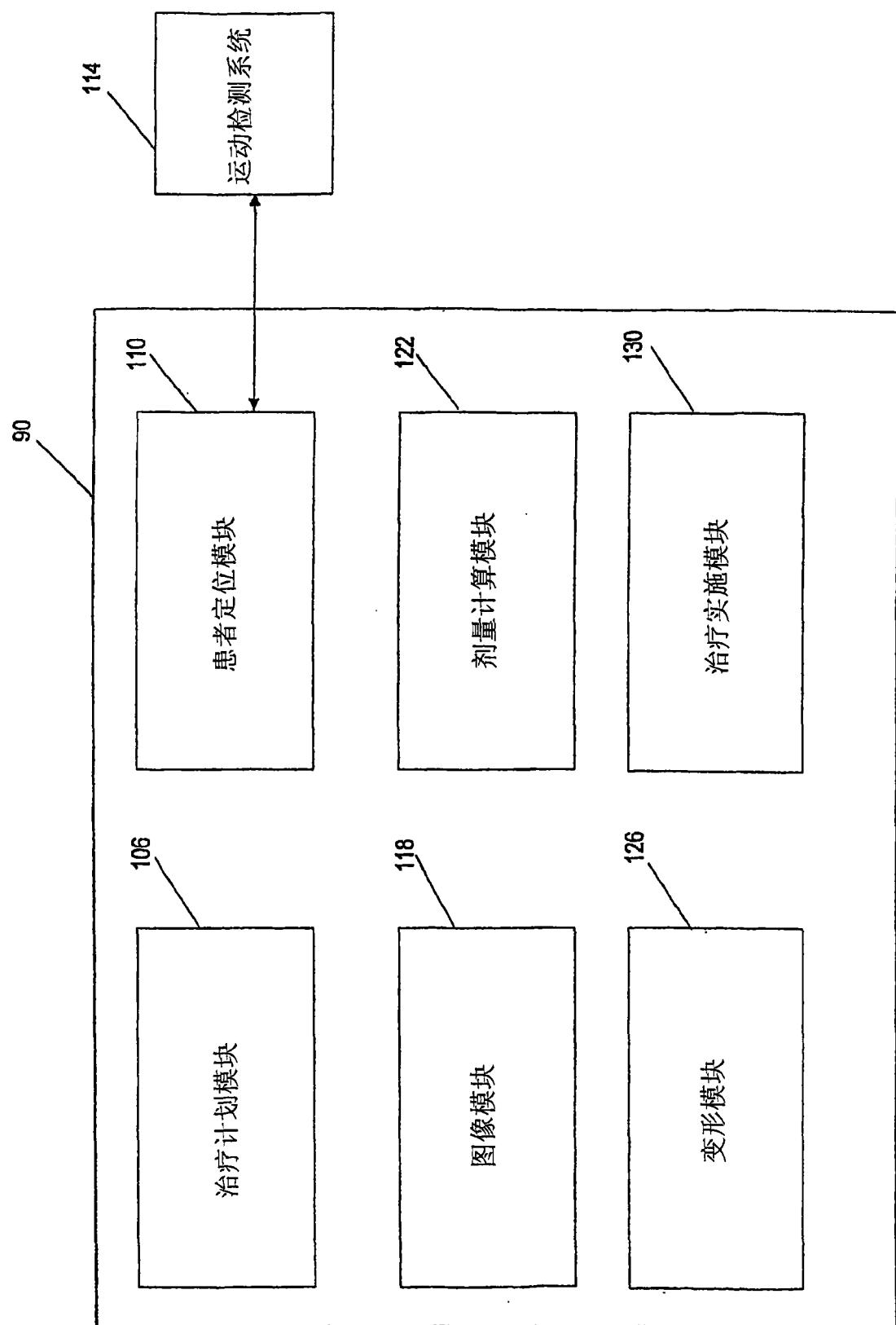


图4

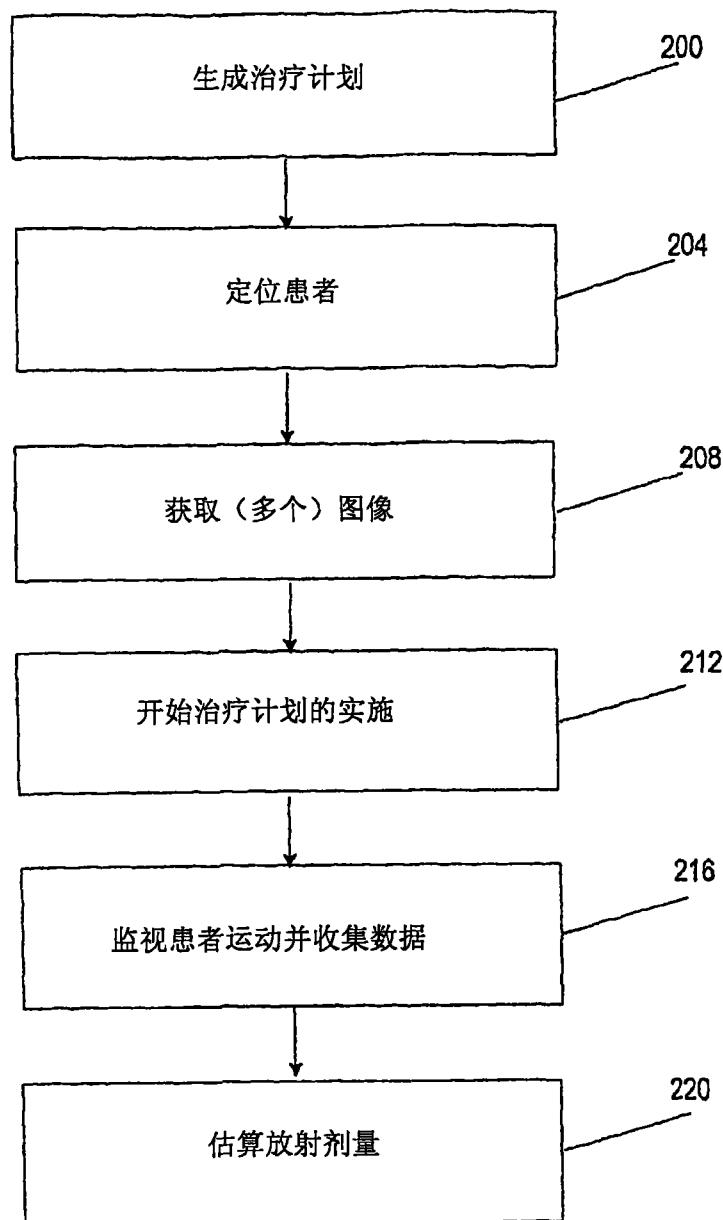


图5

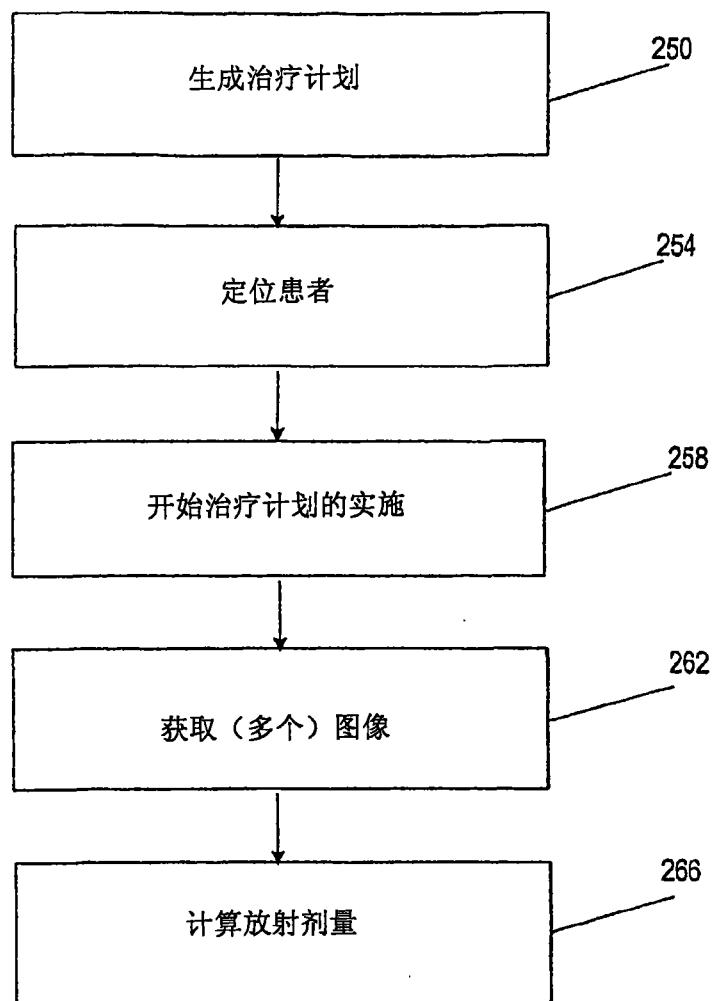


图6

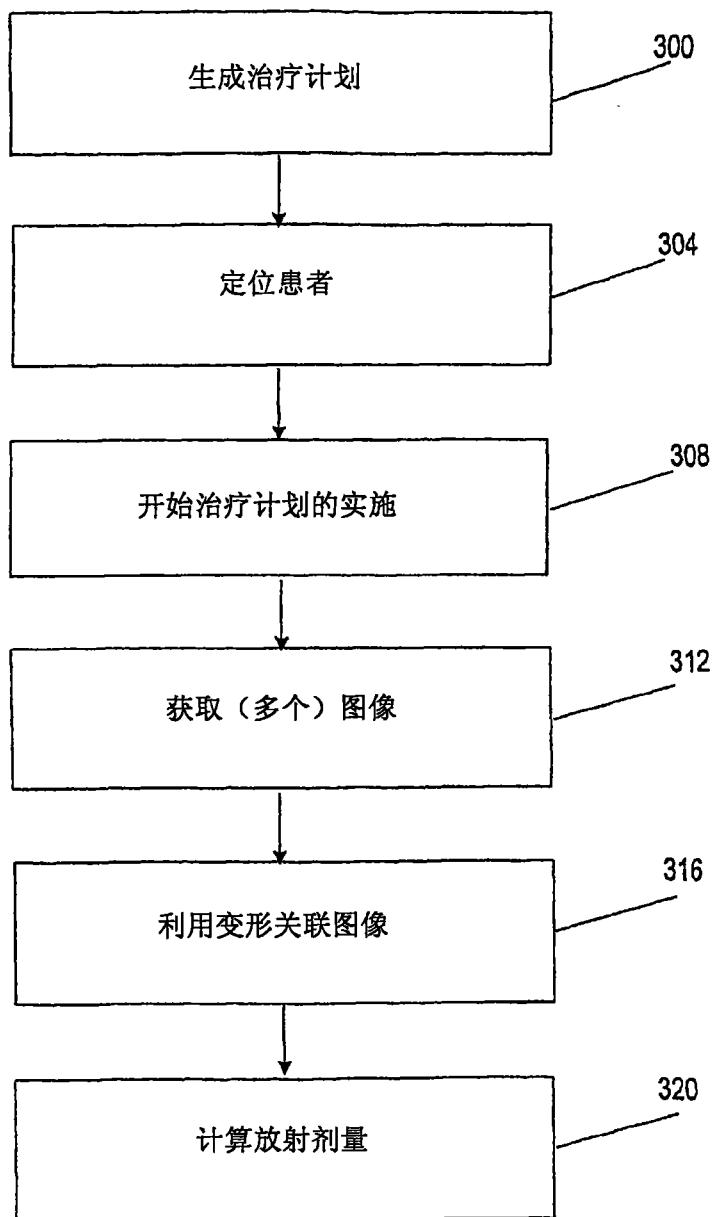


图7

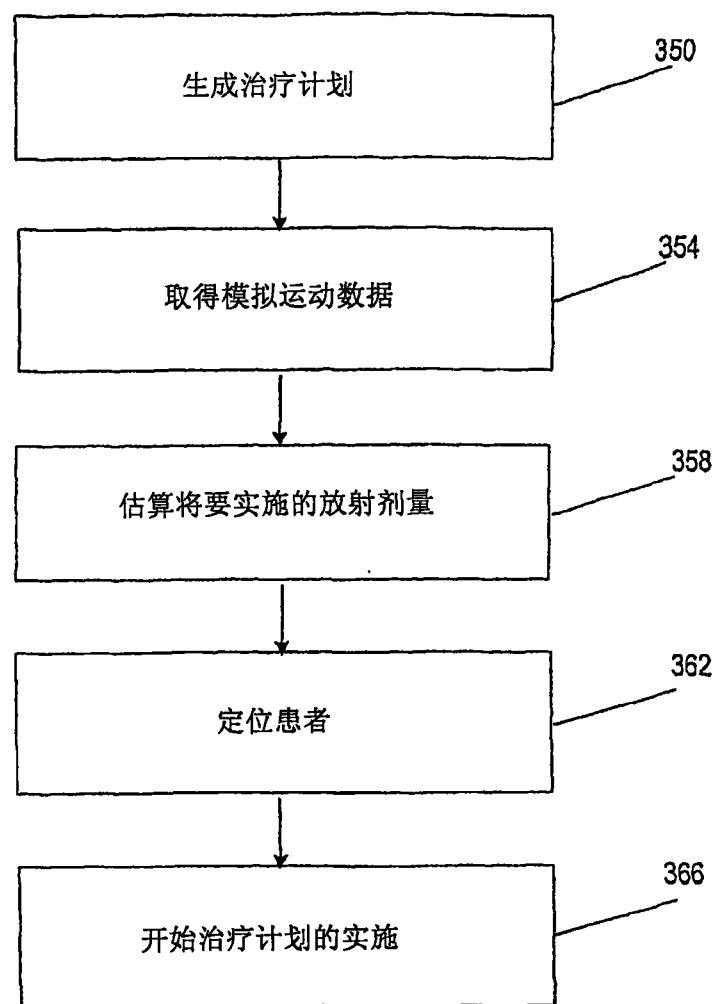


图8