

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G06K 9/00 (2006.01)

A61B 5/05 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680034644.6

[43] 公开日 2009年8月19日

[11] 公开号 CN 101512547A

[22] 申请日 2006.7.21

[21] 申请号 200680034644.6

[30] 优先权

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

[86] 国际申请 PCT/US2006/028538 2006.7.21

[87] 国际公布 WO2007/014094 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 古斯塔沃·H·奥利弗拉

肯尼斯·J·卢卡拉

艾里克·斯楚纳尔

杰弗里·M·卡帕拓斯 卢卫国

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

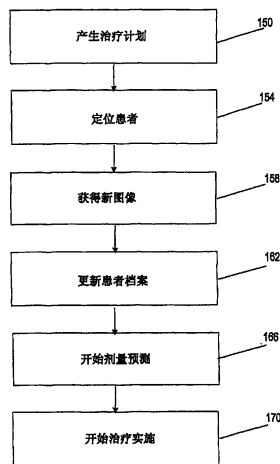
权利要求书4页 说明书16页 附图8页

[54] 发明名称

用于预测剂量实施的方法和系统

[57] 摘要

一种预测将要实施给患者的放射剂量的系统和
方法。该方法包括以下动作：产生患者的至少一
部分的第一图像，定义用于该患者的治疗计划，在
该患者基本上处于治疗位置的同时产生该患者的
至少一部分的第二图像，用第二图像更新该患者
档案，以及基于该患者档案和治疗计划来预测将
要实施给患者的放射剂量。



1. 一种在对患者实施治疗计划中预测实施给患者的辐射剂量的方法，该患者具有档案，该方法包括：
 - 产生所述患者的至少一部分的第一图像；
 - 定义用于所述患者的治疗计划；
 - 在所述患者基本上处于治疗位置的同时，产生所述患者的至少一部分的第二图像；
 - 用所述第二图像来更新所述患者档案；以及
 - 基于所述患者档案和所述治疗计划，预测将要实施给所述患者的所述放射剂量。

2. 如权利要求 1 所述的方法，其中，至少部分地通过实际的或想要的患者位置来确定所述档案。

3. 如权利要求 1 所述的方法，其中，所述患者档案包括与实施放射疗法的装置相关的数据，以及其中，所述装置数据被用来预测将要实施给所述患者的所述放射剂量。

4. 如权利要求 1 所述的方法，其中，所述患者档案包括运动数据。

5. 如权利要求 1 所述的方法，还包括：评估过去的的数据，以基于所述患者档案确定已知实施剂量和将被实施的预测剂量的组合。

6. 如权利要求 1 所述的方法，还包括：在所述治疗计划的实施期间收集数据，以及将所述预测剂量与实施给患者的实际剂量相比较。

7. 如权利要求 1 所述的方法，还包括：至少部分地响应所述预测剂量来改变患者位置。

8. 如权利要求 1 所述的方法，其中，响应于所述预测剂量来改变所述治疗计划。

9. 如权利要求 7 所述的方法，其中在治疗期间改变所述患者位置。

10. 如权利要求 7 所述的方法，其中在治疗之后为后续治疗改变所述患者位置。

11. 如权利要求 7 所述的方法，其中，基于实施的所述预测剂量的预期生物效应来改变所述患者位置。

12. 如权利要求 1 所述的方法，其中，预测将要实施的剂量包括使用可变形配准。

13. 如权利要求 12 所述的方法，其中，可变形配准被用来识别患者结构的轮廓。

14. 如权利要求 12 所述的方法，其中，可变形配准被用来确定剂量累积。

15. 如权利要求 1 所述的方法，还包括产生实时的运行预测剂量。

16. 如权利要求 15 所述的方法，还包括：使用反馈以基于所述实时的运行预测剂量来调节所述治疗计划或患者位置。

17. 如权利要求 1 所述的方法，还包括：获得与临床实施剂量和患者效果有关的数据，以及应用将所述预测剂量与所述患者效果相关联的生物模型。

18. 一种确定将要实施给患者的放射剂量的方法，该方法包括：

产生所述患者的治疗计划；

在所述患者基本上处于所述治疗位置的同时，获得所述患者的至少一部分的图像；

为多个患者档案的每一个计算将被实施给所述患者的多个剂量；

以及

选择所述患者档案中的一个，以进行所述治疗计划的实施。

19. 如权利要求 18 所述的方法，其中所述患者档案包括位置数据。

20. 如权利要求 18 所述的方法，其中所述患者档案包括运动数据。

21. 如权利要求 18 所述的方法，还包括：使用获得的图像和来自所述治疗计划的图像来配准所述患者。

22. 一种确定将要实施给患者的放射剂量的方法，该方法包括：

根据预定治疗计划将放射实施到患者；

在所述放射的实施期间获得所述患者的至少一部分的图像；

在所述放射的实施期间计算放射剂量，所述放射剂量至少部分地基于所述获得的图像；以及

判定是否修改所述放射的实施。

23. 如权利要求 22 所述的方法，还包括：响应于所述计算的放射剂量来修改所述治疗计划。

24. 如权利要求 22 所述的方法，还包括：响应于所述计算的放射剂量来调节所述患者的位置。

25. 如权利要求 22 所述的方法，还包括：响应于所述计算的放射剂量来停止所述放射的实施。

26. 一种确定将要实施给患者的放射剂量的方法，该方法包括：
产生用于所述患者的治疗计划，所述治疗计划包括第一图像；
获得所述患者的至少一部分的第二图像；
基于所述第二图像来定位所述患者；以及
基于所述第一图像和所述患者位置，预测将要实施给所述患者的
所述放射剂量。

27. 如权利要求 26 所述的方法，其中预测将要被实施给所述患者的
的放射剂量包括使用可变形配准。

用于预测剂量实施的方法和系统

相关申请

本申请要求 2005 年 7 月 22 日提交的美国临时专利申请号 60/701,580、名称为 SYSTEM AND METHOD FOR FEEDBACK GUIDED QUALITY ASSURANCE AND ADAPTATIONS TO RADIATION THERAPY TREATMENT 的优先权，在此将其全部内容引入供参考。

背景技术

在过去的几十年中，计算机和网络、放射疗法治疗计划软件和医学成像器械（CT、MRI、US 和 PET）的改进已经被引入放射疗法实践中。这些改进导致图像引导放射治疗（“IGRT”）的发展。IGRT 是使用患者的内部解剖结构的剖视图的放射疗法，以更好地将放射剂量瞄准在肿瘤中，同时减小健康器官的放射线暴露。实施给肿瘤的放射剂量用调强放射疗法来控制（“IMRT”），IMRT 涉及改变放射电子束的尺寸、形状和强度以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，同时减小由于肿瘤周边健康组织的放射所引起的急剧副作用。

IMRT 正在变为几个国家中的护理标准。但是，在许多情况下，由于时间、资源和付帐约束，IMRT 不被用来治疗患者。患者的日常图像可用于保证由 IMRT 计划产生的高梯度位于患者治疗的正确位置上。此外，这些图像可以提供必需的信息，以根据需要在线或离线地调整计划。

放射治疗领域中公知可能有许多会在患者的治疗过程中发生的不确定性和变化的源。这些源中的一些表示随机误差，如每天患者设置

位置的小差异。其他源归因于如果在治疗期间患者的肿瘤退化或患者体重减轻则可能发生的生理变化。第三种可能的类别与运动有关。运动可能与其他类别的任何一种叠加，如某些运动可能是更随机和不可预测的，如患者咳嗽或放屁，而其他运动可能更规则，如有时的呼吸运动。

发明内容

在放射疗法中，不确定性可能影响患者治疗的质量。例如，当向靶区实施治疗剂量时，标准管理是还治疗该靶周围的高剂量“边缘（margin）”区。这帮助确保该靶即使其位置在治疗过程期间或者在单次照射治疗期间改变也能接收期望的剂量。靶的位置越不明确，典型地需要使用更大的边缘。

自适应放射疗法通常指在放射疗法治疗过程中使用反馈来提高未来治疗的原理。反馈可被用于离线自适应治疗过程和在线自适应治疗过程。当患者不被处理时，诸如在各次照射治疗之间，发生离线自适应治疗过程。在这些方法的一个版本中，在每次照射治疗期间，在每次照射治疗之前或之后获得患者的新的 CT 图像。在从前几次照射治疗获得图像之后，这些图像被评估以决定靶结构的多次位置的有效包络。然后可以研制一个新计划以更好反映靶结构的运动范围，而不是使用运动的规范假定。离线自适应治疗的更复杂版本是在每次照射治疗之后重新计算实施的剂量并累加这些剂量，可以在该累加过程中利用形变技术来说明内部运动。然后将该累加剂量与计划剂量相比较，以及如果注意到任何偏差，可以修改随后次的照射治疗以说明这些变化。

当患者处于治疗室内时，可能地但不是必定地在治疗实施期间，典型地发生在线自适应治疗过程实施。例如，某些放射疗法治疗系统装备有成像系统，如在线 CT 或 X 射线系统。在治疗之前可以使用这些系统，以验证或调整用于治疗实施的患者设置。该成像系统也可以

用来在实际的治疗实施过程中调整该治疗。例如，可以在治疗同时使用成像系统，以修改该治疗实施来反映患者解剖结构的变化。

本发明的一个方面公开了用于应用自适应治疗技术的新机会，以及附加方面是提出用于自适应治疗的新方法。具体说来，自适应治疗典型地集中于反馈以修改患者的治疗，但是本发明集中于在质量保证环境中使用的自适应治疗过程。在系统级验证的环境中这尤其正确。

例如，检测器可用于收集表示多少治疗电子束已经通过患者的信息，由该信息可以确定治疗输出的大小以及用于该实施的任意放射图案。该实施验证过程的优点是它使得操作员能够检测机器实施中的错误，如不正确的叶图案或机器输出。

但是，证实该机器正确工作自身并不保证治疗计划的正确实施，因为人们还需要正视用来编程该机器的外部输入是有效和一致的。因此，本发明的一个方面包括用于整个治疗过程的提高的质量保证的自适应型反馈回路的广泛原理。在这方面，本发明包括这些步骤：定位用于治疗的患者，以及使用用于图像引导的方法来确定患者位置，基于图像引导根据治疗需要再定位该患者，以及开始治疗。然后，在治疗期间或之后，重新计算患者剂量并结合在治疗之前或治疗期间收集的患者图像信息。在完成这些步骤之后，收集质量保证数据以分析未按计划执行实施的程度，而且证实在最新可用数据的环境中计划的实施是合理的。在这点上，反馈的原理不再用来表示基于患者或实施的变化之治疗的改变，而是用来验证初始实施本身。

作为一个例子，这种情况是可能的：可能为患者研制治疗计划，但是用于计划的图像如通过应用不正确的密度校准而变坏。在此情况下，该治疗计划将基于不正确的信息，不可能将正确的剂量实施给患者。然而，许多质量保证技术不会检测该错误，因为它们将验证该机器按照指示操作而不是检查该机器的指令是否基于正确的输入信息。

同样，一些自适应治疗技术可以被应用于该实施，但是如果该例子的校准问题继续存在，那么该修改后的治疗将经受类似缺点。

有许多可用于为了质量保证目的而扩展反馈使用的过程。例如，在一个实施例中，该过程会包括上述的实施验证技术。这些方法提供的机器性能的验证是全系统质量保证工具箱的有价值元件。此外，实施验证过程可以被扩展为分析其他系统错误，如基于具有截断视野的图像的实施的实施。

在一个实施例中，本发明提供一种预测在向患者实施治疗计划时实施给患者的放射剂量的方法，该患者具有档案（profile）。该方法包括以下动作：产生患者的至少一部分的第一图像，定义用于该患者的治疗计划，在该患者基本上处于治疗位置时产生患者的至少一部分的第二图像，利用第二图像更新患者档案，以及基于患者档案和治疗计划预测将要实施给患者的放射剂量。

在另一实施例中，本发明提供一种确定将要实施给患者的放射剂量的方法。该方法包括以下动作：产生患者的治疗计划，在该患者基本上处于治疗位置时获得患者的至少一部分的图像，对于多个患者档案的每一个计算会实施给患者的多个剂量，以及选择用于实施治疗计划的一个患者档案。

在又一实施例中，本发明提供一种确定将要实施给患者的放射剂量的方法。该方法包括以下动作：根据预定治疗计划向患者实施放射，在放射的实施期间获得患者的至少一部分的图像，计算放射实施期间的放射剂量，该放射剂量至少部分地基于获得的影像，以及判定是否修改该放射的实施。

在另一实施例中，本发明提供一种确定将要实施给患者的放射剂量的方法。该方法包括以下动作：产生患者的治疗计划，该治疗计划

包括第一影像；获得患者的至少一部分的第二图像；基于该第二图像来定位患者；以及基于第一图像和患者位置来预测要实施给患者的放射剂量。

通过考虑详细描述和附图，本发明的其他方面将变得显而易见。

附图说明

图 1 是放射疗法治疗系统的透视图。

图 2 是可用于图 1 所示的放射疗法治疗系统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 是根据本发明一个实施例评估治疗计划的实施的方法的放射疗法治疗系统中使用的软件程序的示意图。

图 5 是根据本发明一个实施例预测要被实施给患者的放射剂量的方法的流程图。

图 6 是根据本发明一个实施例预测要被实施给患者的放射剂量的方法的流程图。

图 7 是根据本发明一个实施例预测要被实施给患者的放射剂量的方法的流程图。

图 8 是根据本发明一个实施例预测要被实施给患者的放射剂量的方法的流程图。

具体实施方式

在详细说明本发明的任意实施例之前，应当理解本发明的应用不限于下列说明书中阐述的或下列附图中所示的元件结构和元件布置的细节。本发明可以是其他实施例和以多种方式实践或进行。此外，应当理解在此使用的措辞和术语是用于描述，而不应该被认为是限制。在此“包括”、“包含”或“具有”及其变化的使用，意味着包含此后列出的项目及其等效以及附加项。除非另外指出或限制，术语“安装”、“连接”、“支撑”和“耦合”及其变体被广泛地使用，并包

含直接和间接的安装、连接、支撑和耦合。此外，“连接”和“耦合”不局限于物理或机械连接或耦合。

尽管在此可以用方向参考，如上、下、向下、向上、向后、底部、前面、后部等等描述附图，但是为了方便起见，相对于绘图（通常看来）进行这些参考。这些方向不意图以字面含义或任何形式限制本发明。此外，在此使用术语如“第一”、“第二”和“第三”以为了说明目的，而不意图表示或暗示相对重要性或显著性。

此外，应当理解本发明的实施例包括硬件、软件和电子元件或模块，为了论述，本发明可以被图示和描述为就像大部分元件单独以硬件实现一样。但是，所属领域的技术人员基于该详细描述的阅读，将认识到，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来实现。因而，应当注意，可以使用多个基于硬件和软件的装置以及多个不同的结构元件来实现本发明。此外，如随后的段落所述，附图中所示的特定机械布局是用来例示本发明的实施例，以及其它可选择的机械布局也是可以的。

图 1 图示了可以为患者 14 提供放射疗法的放射疗法治疗系统 10。该放射疗法治疗可以包括基于光子的放射疗法、近距离疗法、电子束疗法、质子、中子或微粒疗法或其他类型的治疗疗法。放射疗法治疗系统 10 包括机架 18。机架 18 可以支撑放射模块 22，该放射模块 22 可以包括可操作来产生放射束 30 的放射源 24 和线性加速器 26。尽管附图中所示的机架 18 是环状机架，即，它延伸通过整个 360° 弧以产生完整的环或圆，但是也可以采用其他类型的安装布置。例如，可以使用 C 型、部分环状机架或机器人臂。也可以采用能够将放射模块 22 定位在相对于患者 14 的各个旋转和/或轴向位置处的任何其他框架。此外，放射源 24 可以在不遵循机架 18 的的形状的路径上行进。例如，尽管所示的机架 18 通常是圆形的，放射源 24 可以在非圆形路径上行进。

放射模块 22 也可以包括可操作来修改或调整放射束 30 的调整装置 34。调整装置 34 提供放射束 30 的调整，并引导放射束 30 朝着患者 14。具体地说，放射束 34 被引导朝向患者的一部分。广泛说来，该部分可以包括整个身体，但是通常小于整个身体，以及可以通过二维面积和/或三维体积来定义。期望接收放射的部分可以被称为靶 38 或靶区，是关注区的例子。关注区的另一类型是危险区。如果一部分包括危险区，那么放射束优选从危险区转移。患者 14 可以具有多于一个的需要接收放射疗法的靶区。这种调整有时称为调强放射治疗（“IMRT”）。

调整装置 34 可以包括如图 2 所示的准直装置 42。准直装置 42 包括定义并调节放射束 30 可以通过的孔 50 的尺寸的一组颚件 46。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，以及如图 2 所示，调整装置 34 可以包括多叶准直仪 62，其包括可操作以从一个位置移动到另一个位置的多个交错叶片 66，以提供强度调整。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。在放射束 30 到达患者 14 上的靶 38 之前，多个交错叶片 66 调整放射束 30 的强度、尺寸和形状。每个叶片 66 由诸如电机或空气阀的致动器 70 独立地控制，以便叶片 66 可以迅速地打开和关闭来允许或阻挡放射线通过。致动器 70 可以由计算机 74 和/或控制器控制。

放射疗法处理系统 10 也可以包括可操作来接收放射束 30 的检测器 78，例如千伏或兆伏检测器。线性加速器 26 和检测器 78 也可以操作作为计算机 X 线断层摄影（CT）系统，以产生患者 14 的 CT 图像。线性加速器 26 朝着患者 14 中的靶 38 发射放射束 30。靶 38 吸收一些放射。检测器 78 探测或测量靶 38 吸收的放射量。随着线性加速器 26 围绕患者旋转并朝着患者 14 发射放射，检测器 78 从不同角度收集吸

收数据。收集的吸收数据被传输到计算机，以处理该吸收数据和产生患者的身体组织和器官的图像。这些图像也可以示出骨骼、软组织和血管。

利用具有扇形几何形状、多切片几何形状或锥形束几何形状的放射束 30 可以获得 CT 图像。此外，可以利用实施兆伏能量或千伏能量的线性加速器 26 获得 CT 影像。注意，可以将获得的 CT 图像与先前获得的 CT 图像（来自放射疗法治疗系统 10 或其他图像获取装置，如其他 CT 扫描器、MRI 系统和 PET 系统）配准。例如，先前获得的患者 14 的 CT 图像可以包括通过轮廓勾画过程产生的识别靶 38。可以将新获得的患者 14 的 CT 图像与先前获得的 CT 图像配准，以帮助识别新 CT 图像中的靶 38。该配准过程可以使用刚性或可变形的配准工具。

在某些实施例中，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 图像检测器以类似于如上所述的线性加速器 26 和检测器 78 的方式工作，以获得图像数据。图像数据被传输到计算机 74，在计算机 74 处处理该图像数据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 也可以包括患者支撑件，如支撑患者 14 的治疗床 82（图 1 所示）。治疗床 82 在 x、y 或 z 方向上沿至少一个轴 84 移动。在本发明的其他实施例中，患者支撑件可以是适于支撑患者身体的任意部分的装置。患者支撑件 82 不局限于必须支撑整个患者身体。系统 10 也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。

计算机 74，如图 2 和 3 所示，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。具体说来，计算机 74 可以包括操作来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 可被操作来从外部软件程序和硬件接收数据，以及注意到该数据可以

被输入到（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意适合的输入/输出装置。计算机 74 可以包括典型的硬件，如处理器、I/O 接口和存储装置或存储器。计算机 74 也可以包括如键盘和鼠标的输入装置。计算机 74 还可以包括如监视器的标准输出装置。此外，计算机 74 可以包括外围设备，如打印机和扫描器。

计算机 74 可以与其他计算机 74 以及放射疗法治疗系统 10 联网。其他计算机 74 可以包括附加和/或不同的计算机程序和软件，以及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 可以与网络 94 通信。计算机 74 和放射疗法治疗系统 10 也可以与（多个）数据库 98 和（多个）服务器 102 通信。注意到，（多个）软件程序 90 也可以驻留在（多个）服务器 102 上。

网络 94 可以根据任意网络技术或拓扑结构或这些技术和拓扑结构的组合来建立，以及可以包括多个子网络。图 3 所示的计算机和系统之间的连接可以通过局域网（“LAN”）、广域网（“WAN”）、公用交换电话网（“PSTN”）、无线网络、内联网、互联网或任何其他适合的网络制成。在医院或医疗护理设施中，图 3 所示的计算机和系统之间的通信可以通过 Health Level Seven（“HL7”）协议或具有任意版本的其他协议和/或其他需要的协议来进行。HL7 是规定在来自不同卖方的计算机应用程序（发送器和接收器）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系统的关键数据集。具体地说，HL7 可以定义要交换的数据、交换的计时以及与应用程序的出错通信。该格式通常实际上通用，以及可以被配置满足涉及的应用程序的需要。

图 3 所示的计算机和系统之间的通信也可以通过具有任意版本的医学数字成像和通信（“DICOM”）协议和/或其他需要的协议发生。

DICOM 是由 NEMA 开发的国际通信标准,定义用来在不同的医疗设备之间传送医学图像相关数据的格式。DICOM RT 指专用于放射疗法数据的标准。

图 3 中的双向箭头通常表示图 3 所示的网络 94 和计算机 74 和系统 10 的任意一个之间的双向通信和信息传输,但是,对于某些医学和计算机化的设备来说,可能仅仅需要单向通信和信息传输。

软件程序 90 包括图 4 所示的互相通信以执行放射疗法治疗过程的功能的多个模块。各个模块互相通信,以在开始治疗之前预测将要实施给患者的放射剂量。各个模块也互相通信,以在治疗计划的实施期间确定实施正在实施给患者的放射剂量。各个模块也互相通信,以确定实施给患者的放射剂量。注意到,不是下面论述的所有模块都需要通信和执行上述的各种功能。

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输入到系统 10 的数据来生成患者 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/或治疗前影像)。治疗计划模块 106 将该治疗分为多次照射治疗,并基于由医务人员的处方输入来确定每次照射或治疗的放射剂量。治疗计划模块 106 还基于靶 38 周围绘制的各个轮廓来确定用于靶 38 的放射剂量。在相同的治疗计划中,可以存在和包括多个靶 38。

软件程序 90 也包括患者定位模块 110,其可操作来为特定次的放射治疗相对于机架 18 的等中心定位和对准患者 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,并将患者 14 的当前位置与计划图像中的患者位置相比较。如果患者的位置需要被调整,那么患者定位模块 110 提供指令到驱动系统 86 以移动治疗床 82,或患者 14 可以被手动移动到新位置。在一个结构中,患者定位模块 110 可以从位于治疗室中的激光器接收数据,以提供患者相对于机架 18 的等

中心的位置。基于来自该激光器的数据，患者定位模块 110 提供指令到驱动系统 86，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。注意到，除激光器以外的装置和系统可用于提供数据到患者定位模块 110 以协助对准过程。

软件程序 90 也包括可操作来获得患者 14 的至少一部分的图像的图像模块 114。根据希望的协议，图像模块 114 可以指示诸如 CT 成像装置的机载图像装置在治疗开始之前，治疗期间和治疗之后获得患者 14 的图像。其他离线成像装置或系统可以用来获得患者 14 的治疗前图像，如非定量的 CT、MRI、PET、SPECT、超声、透射成像、荧光透视法、基于 RF 的定位等。该获得的图像可以用于患者 14 的配准和/或确定或预测要实施给患者 14 的放射剂量。获得的图像也可用于确定在先治疗期间患者 14 接收到的放射剂量。图像模块 114 也可以操作以在患者正在接受治疗的同时获得患者 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（下面论述）。

软件程序 90 也包括放射剂量预测模块 118，其可操作来在放射治疗之前预测要实施给患者 14 的放射剂量。剂量预测模块 118 可以确定患者的位置和/或移动和/或解剖结构的变化将对规定放射剂量的实施施加的影响。

剂量预测模块 118 可操作来接收患者数据（实时和历史）、患者图像（例如计划图像和/或治疗前影像）、患者位置（例如实际位置或希望位置）数据、运动数据、解剖位置数据和系统或机器数据。这些数据的一些或所有可以定义患者档案。剂量预测模块 118 可以基于患者档案中的一些或所有数据，来计算要被实施给患者的放射剂量。剂量预测模块 118 也可操作来将预测放射剂量与将要实施给患者 14 的预定放射剂量比较，以证实预定放射剂量不受由生成治疗计划起可能发生的患者解剖结构的任意变化的影响。该比较可以协助医务人员决定在实施治疗计划之前患者位置是否需要被调节、放射剂量是否需要被

调节、机器设置是否需要被调节以及是否需要其他调节。

在一些结构中，剂量预测模块 118 可以利用可变形配准以生成剂量预测。配准是用于确定跨越多个图像的患者解剖结构或生理系统的位置之间的相关性的方法。可变形配准是确定在患者的解剖结构或生理系统的位置之间的相关性的方法，以说明在图像、相（phase）或时间之间的解剖结构的非刚性变化。当使用可变形配准来预测要实施给患者 14 的剂量时，预测的剂量可以考虑累加的放射剂量，即，患者 14 从在先的治疗接收的放射剂量。

当使用可变形配准以产生剂量预测时，剂量预测模块 118 可以改变患者结构的（多个）轮廓。通常，为了计划而勾画轮廓，但是在本实施例中，剂量预测模块 118 可以基于剂量预测、患者数据、图像和/或整个治疗过程中的患者数据的变化来修改该（多个）轮廓。不需要操作员手动勾画图像的轮廓，如下的做法可以更快且更一致：执行可变形图像配准，然后使用该变形结果作为基础以修改初始轮廓设置来反映新的患者解剖结构。

剂量预测模块 118 使用可变形配准技术识别（多个）轮廓的益处是，产生的轮廓可以提供变形过程的验证。如果产生的轮廓接近反映人们将手动绘制的轮廓，那么很好地表示该变形过程是合理的；而如果该自动轮廓较少相关，那么向医务人员指出也许该变形不适当，但是还向医务人员提供验证手动轮廓以检查错误或不一致性的机会。

剂量预测模块 118 可以提供与预测剂量对于患者 14 的生物效应相关的信息到医务人员。剂量预测模块 118 可以基于患者 14 将要接收的预测放射剂量和/或患者的配准，来确定放射对于组织、肿瘤和器官的生物效应。基于该生物效应，医务人员可以调节患者 14、系统设置或进行治疗计划中的其他调节。在患者配准过程中可以结合生物信息，以识别患者 14 的优选位置，导致实施具有优选生物效应的实施剂量。

在一个例子中，剂量预测模块 118 也可被操作以基于刚好在治疗计划实施之前获得以配准患者 14 的（多个）治疗前图像，来计算预测的放射剂量，从而评估预测的放射剂量是否可被接受。如果预测的放射剂量不可接受，那么医务人员可以对患者位置和/或系统设置进行必要的调节直到放射剂量可被接受。如果对于剂量计算该治疗前图像不理想，那么治疗前图像可以用于配准，以及可以结合指定配准基于不同图像（例如计划图像）来重新计算放射剂量。用来计算预测放射剂量的治疗前图像的后种使用，可以评估配准可以如何影响放射剂量分布的一些效果。

剂量预测模块 118 也可被操作来为多个配准位置计算预测放射剂量。患者 14 可以被移动到各个位置中，以及剂量预测模块 118 可以基于患者数据（实时和历史的）、患者图像（例如计划图像和/或治疗前图像）、患者位置数据、解剖位置数据和系统或机器数据的一些或全部，计算每个位置的预测放射剂量。医务人员可以基于该计算的预测放射剂量来选择患者 14 的一个位置，其基于将被实施的放射剂量，而不基于图像配准或治疗前图像与基于不同图像（例如计划图像）的剂量计算的对准。

软件程序 90 也包括可操作来指示放射疗法治疗系统 10 根据治疗计划实施该治疗计划到患者 14 的治疗实施模块 122。治疗实施模块 122 可以产生并传送指令到机架、线性加速器 26、调整装置 34 和治疗床驱动系统 86 以实施放射到患者 14。该指令协调机架 18、调整装置 34 和治疗床驱动系统 86 的必要移动，以如治疗计划规定那样实施正确量的放射束 30 到正确靶。

治疗实施模块 122 还计算要实施的放射束 30 的合适图案、位置和强度，以匹配如由治疗计划规定的处方。放射束 30 的图案由调整装置 34 产生，更具体地说通过多叶准直仪中的多个叶片的移动而产生。治

疗实施模块 122 可以基于治疗参数使用规范、预定或模板叶图案，以产生用于放射束 30 的合适图案。

软件程序 90 也包括分析模块 126，其可操作来接收和分析来自任意模块 110，114，118 和 122、系统 10 的数据及其他数据，以确定患者移动或其他变化对于治疗实施的影响。例如，分析模块 126 可以在治疗计划的实施期间收集数据，并将预测的放射剂量与实施给患者 14 的实际剂量相比较。分析模块 126 可以接收来自图像模块 114 和剂量预测模块 118 的数据，以及在治疗被实施的同时分析作为治疗期间患者移动的结果的患者 14 接收的放射剂量的变化。在该例子中，图像模块 114 可以在治疗正在被实施时获得患者 14 的至少一部分的图像。图像模块 114 可以被设为以一定间隔自动地拍摄图像，或可以接收指令以按照医务人员需要拍摄图像。基于该信息（例如实施给患者 14 的放射剂量的改变）或新的剂量计算，医务人员可以选择调节患者 14 或系统设置或中止该治疗。如果期望任意调节，那么可以在治疗实施期间进行该调节。

分析模块 126 可以评估治疗期间的任意患者变化对于治疗实施的影响。分析模块 126 可以利用系统数据和/或患者位置数据在治疗过程期间生成运行预测剂量。运行预测剂量可以随着治疗实施的进行而实时产生，以判定是否需要调节系统或患者 14 和/或继续或暂停该治疗实施。分析模块 126 可以利用系统和患者反馈，以连续地或周期性地（按照医务人员的指示）更新治疗实施期间可以实时发生的运行预测剂量。

分析模块 126 可以使用剂量预测数据来分析其他方法，利用该方法可以优选设置患者 14 以供治疗实施。通过减小用于设置未来次的照射治疗的时间量，患者 14 和医务人员可以受益。分析模块 126 可以判定对于后续治疗患者 14 的位置和系统设置是否应该改变。分析模块 126 也可以识别应该在哪里和如何进行改变（例如，改变系统设置和/或再定位患者 14）。

分析模块 126 可以利用与实际上实施的剂量和实施放射剂量的生物效果相关的数据产生生物模型，该生物模型将临床剂量与患者效果相关联。实施的纯（net）放射剂量（使用变形技术累积）可用于评估会由继续治疗导致的生物效应，以及同样地，为优选的生物效应评估用于采用该治疗的可能备选方案。所得的次照射进度表、剂量分布和计划可以反映该信息的顶点（culmination）。

图 5 图示了预测将要实施给患者的放射剂量的方法的流程图。医务人员基于患者数据、图像或其他信息为患者 14 产生（在 150）治疗计划。当患者 14 准备治疗时，医务人员在治疗实施之前利用患者定位模块 110 的协助，将患者 14 基本上定位（在 154）在治疗床 82 上的治疗位置中。当患者 14 处于该位置中时，图像模块 114 获得（在 158）患者的新图像，该新图像可以帮助患者 14 的正确定位。附加定位调节可以根据需要进行。剂量预测模块 118 接收图像数据并更新（在 162）患者档案。医务人员利用剂量预测模块 118 开始（在 166）产生放射剂量预测。基于该剂量预测，可以调节患者 14 和/或系统设置。在重新调节（必要时）之后，医务人员根据治疗计划利用治疗实施模块 122 的协助开始（在 170）治疗。

图 6 图示了预测将要实施给患者的放射剂量的方法的流程图。医务人员基于患者数据、图像或其他信息为患者 14 产生（在 200）治疗计划。当患者 14 准备治疗时，医务人员在实施治疗之前利用患者定位模块 110 的协助，将患者 14 基本上定位（在 204）在治疗床 82 上的治疗位置中。当患者 14 处于该位置中时，图像模块 114 获得（在 208）患者的新图像，该新图像可以帮助患者 14 的正确定位。根据需要可以进行附加定位调节。医务人员使用剂量预测模块 118 开始为多个患者档案的每个（在 212）产生将被实施给患者 14 的多个放射剂量。患者档案可以包括不同的数据，以便医务人员基于将被实施给患者的期望放射剂量来选择（在 216）用于治疗实施的患者档案。在选择患者档案

之后，医务人员利用治疗实施模块 122 的协助开始（在 220）实施治疗。

图 7 图示了预测将要实施给患者的放射剂量的方法的流程图。医务人员基于患者数据、图像或其他信息为患者 14 产生（在 250）治疗计划。当患者 14 准备治疗时，医务人员在实施治疗之前利用患者定位模块 110 的协助，将患者 14 基本上放置（在 254）在治疗床 82 上的治疗位置中。医务人员利用治疗实施模块 122 的帮助开始（在 258）实施治疗计划的实施。在治疗计划的实施期间，图像模块 114 获得（在 262）患者 14 的图像。医务人员使用剂量预测模块 118 开始（在 266）产生放射剂量预测，其部分地基于患者 14 的最新获得图像。基于该计算的放射剂量，医务人员判定（在 270）是否需要修改治疗的实施。

图 8 图示了预测将要实施给患者的放射剂量的方法的流程图。医务人员基于患者数据、图像或其他信息为患者 14 产生（在 300）治疗计划。当患者 14 准备治疗时，医务人员在实施治疗之前利用患者定位模块 110 的协助，将患者 14 基本上定位（在 304）在治疗床 82 上的治疗位置中。当患者 14 处于该位置中时，图像模块 114 获得（在 308）患者的新图像，该新图像可以帮助患者 14 的正确定位。根据需要可以进行附加定位调节。医务人员基于最新获得的图像再定位（在 312）患者。医务人员开始（在 316）使用剂量预测模块 118 基于治疗计划至少一个图像和患者位置，产生预测放射剂量。基于该剂量预测，可以调节患者 14 和/或系统设置。利用治疗实施模块 122 的帮助，医务人员开始（在 320）实施治疗。

在以下的权利要求中阐述了本发明的各种特点和优点。

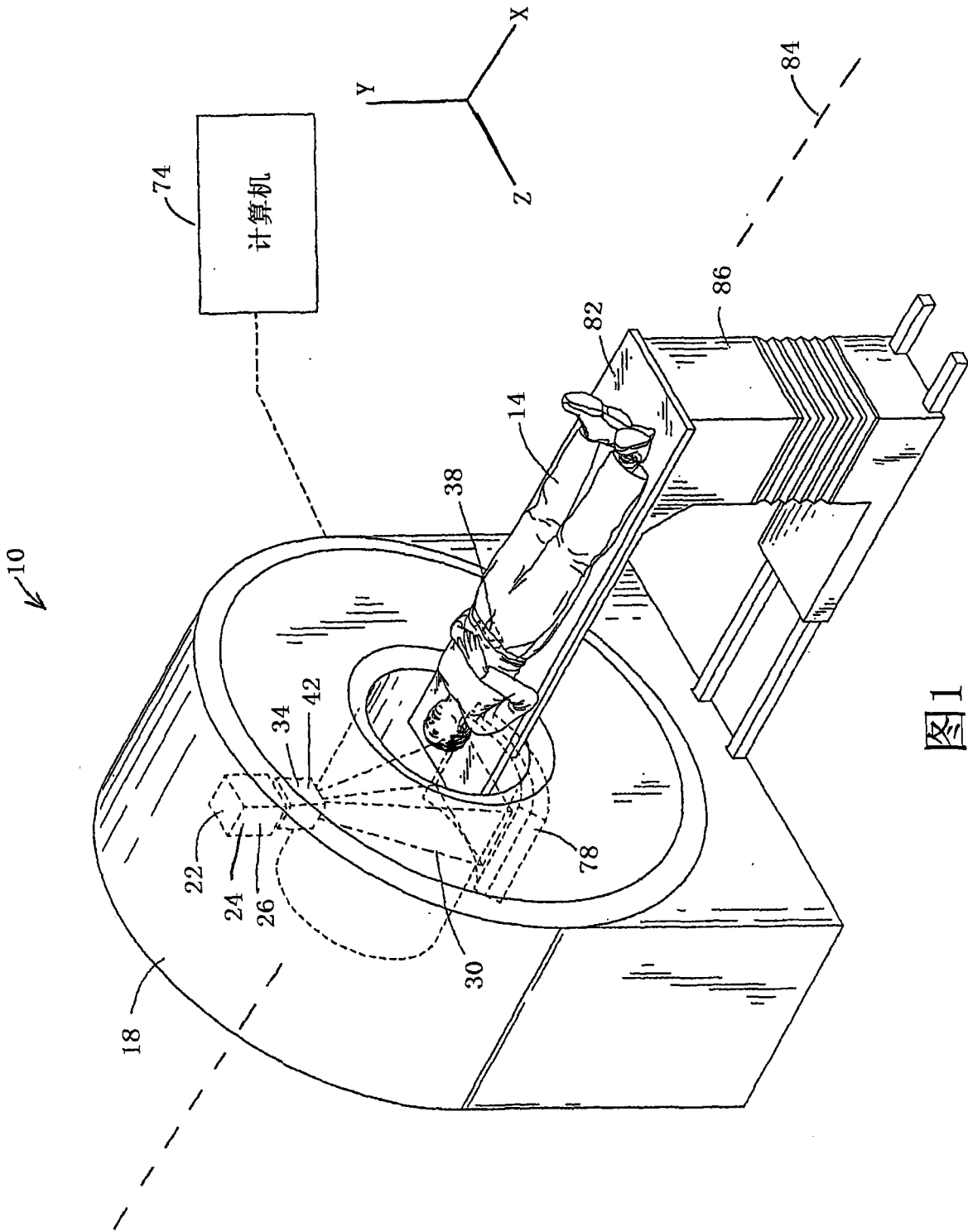


图1

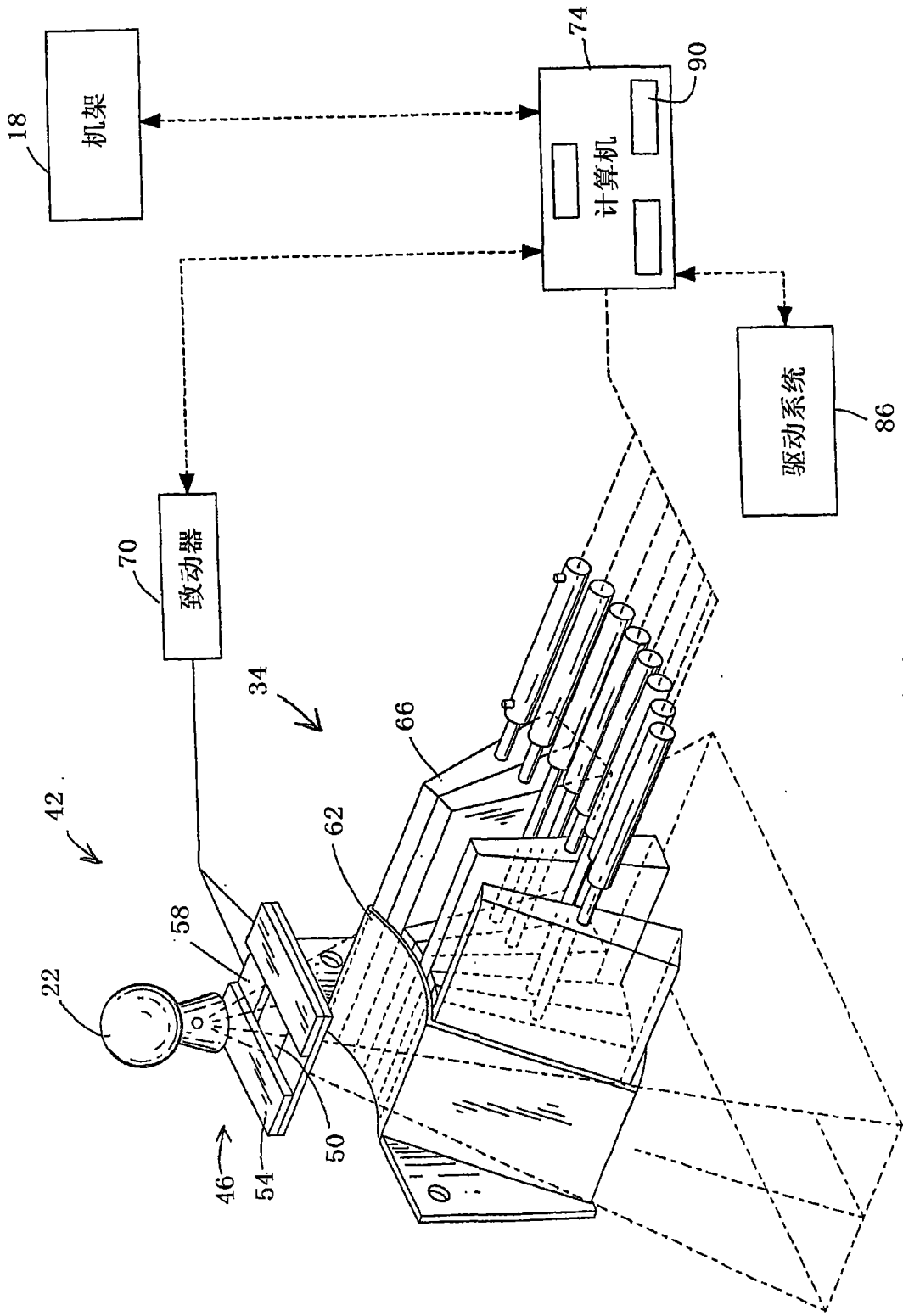


图2

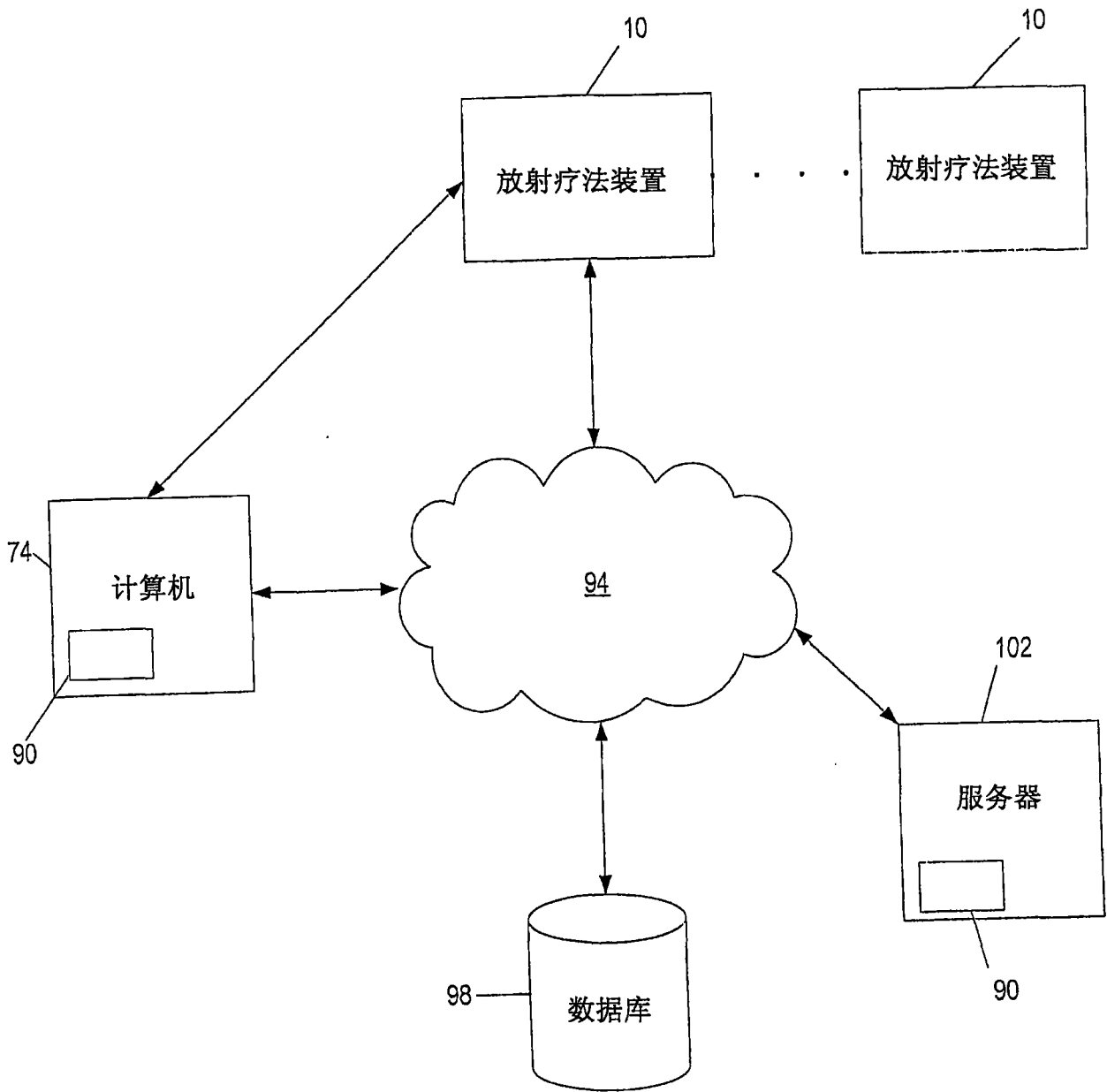


图3

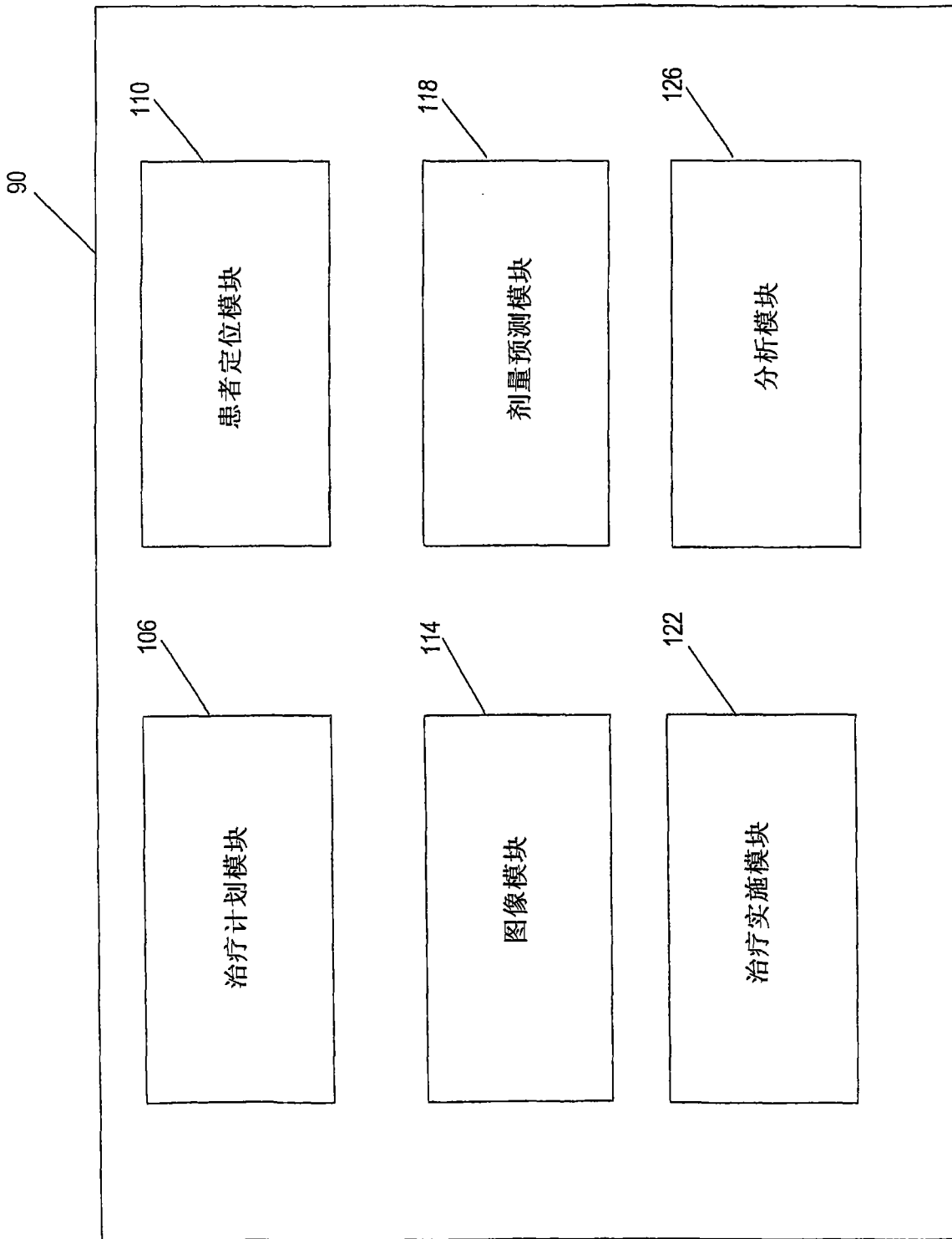


图4

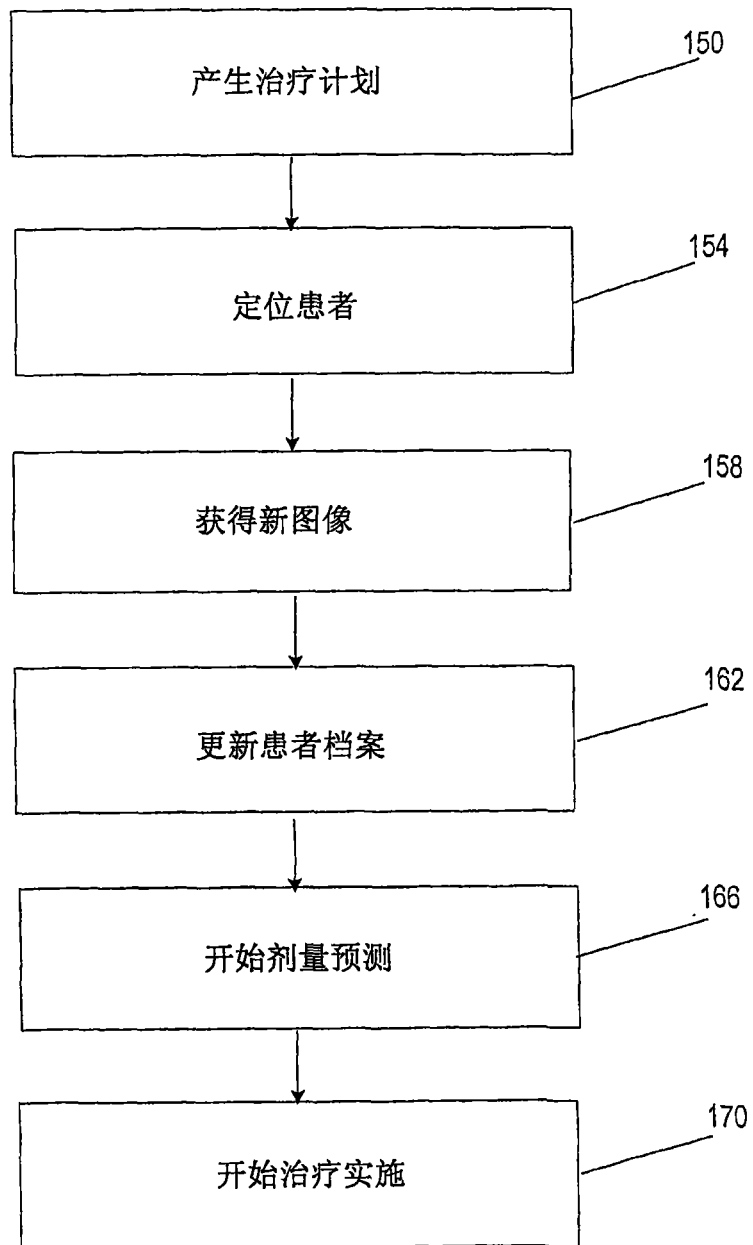


图5

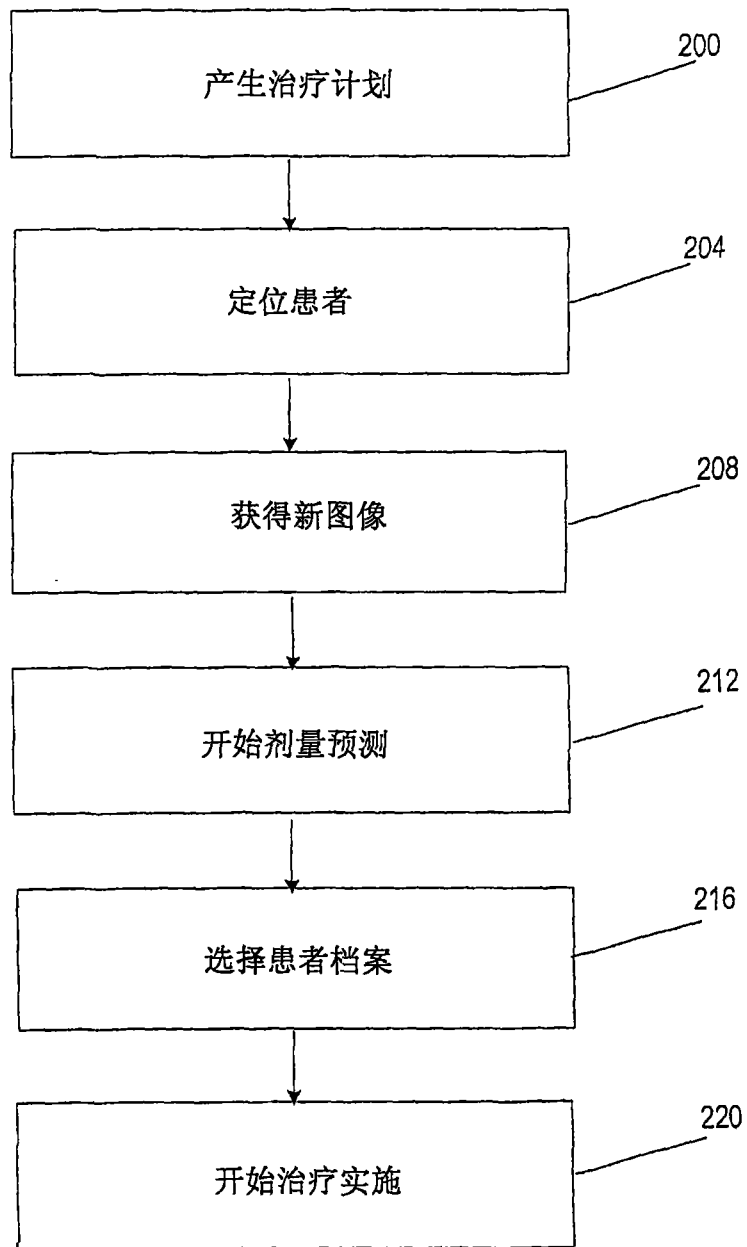


图6

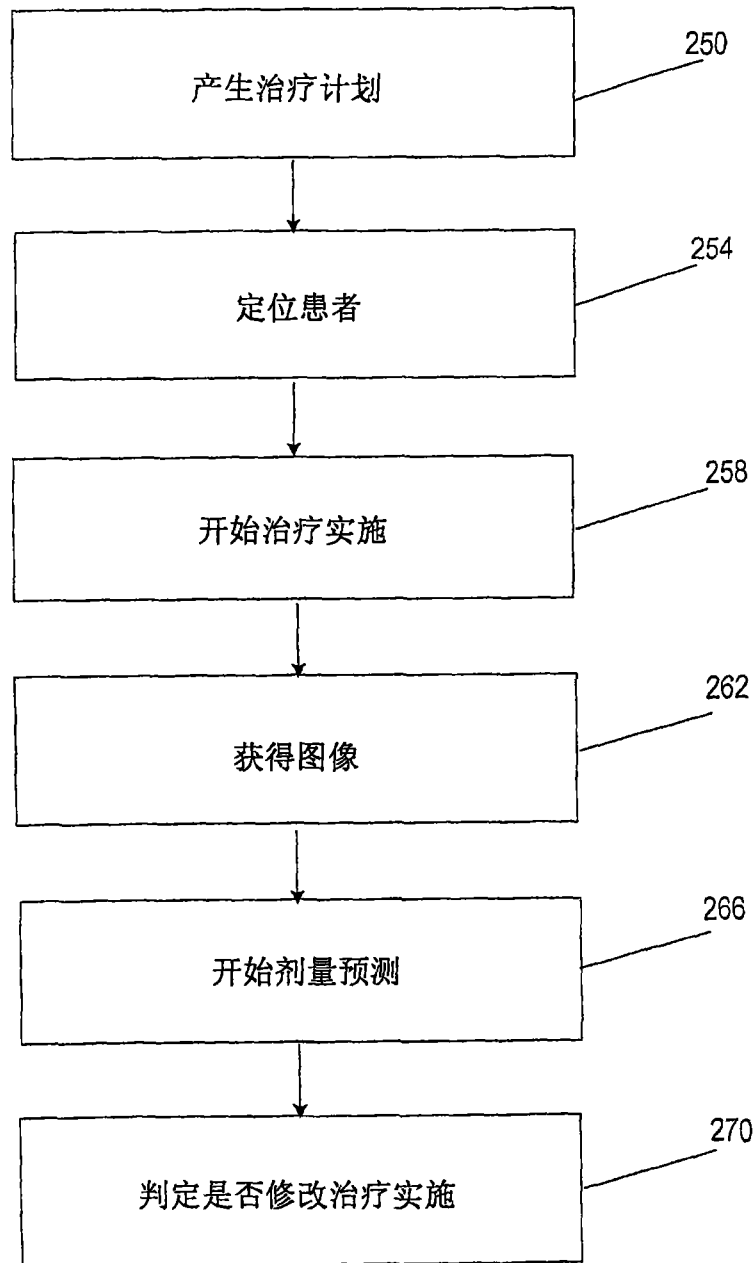


图7

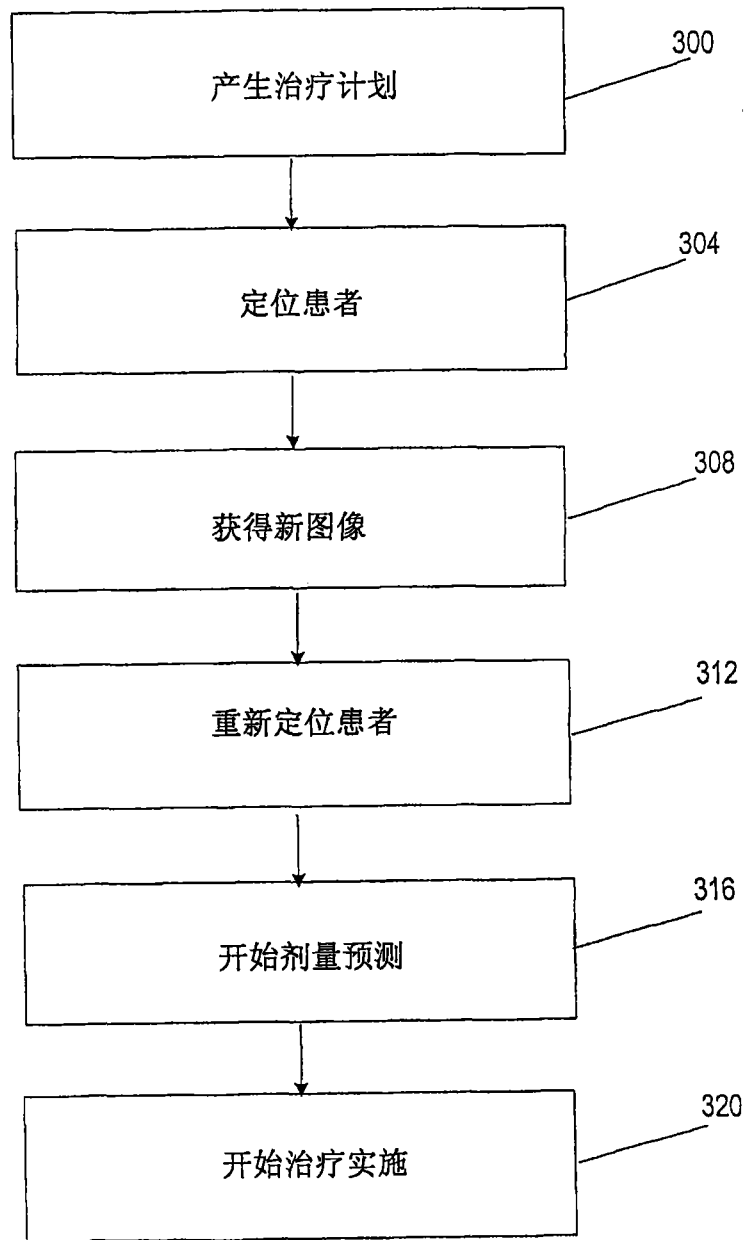


图8