



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101268467 B

(45) 授权公告日 2012. 07. 18

(21) 申请号 200680034597. 5

保罗·J·莱克韦德

(22) 申请日 2006. 07. 21

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

(30) 优先权数据

责任公司 11219

60/701, 580 2005. 07. 22 US

代理人 郑立 林月俊

(85) PCT申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2008. 03. 20

G06F 19/00 (2011. 01)

(86) PCT申请的申请数据

审查员 姜玲玲

PCT/US2006/028556 2006. 07. 21

(87) PCT申请的公布数据

W02007/014108 EN 2007. 02. 01

(73) 专利权人 断层放疗公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 卢卫国 古斯塔沃·H·奥利弗拉

杰弗里·M·卡帕托斯

肯尼斯·J·卢卡拉

艾里克·斯楚纳尔

约翰·H·胡贺斯

托马斯·R·麦克基

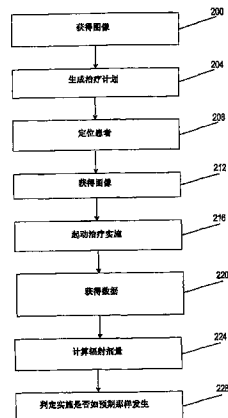
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 6 页

(54) 发明名称

用于评估治疗计划的实施中的质量保证标准的方法和系统

(57) 摘要

与放射疗法治疗计划的实施有关的评估质量保证标准的系统和方法。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，该治疗计划包括要向患者实施的计算的辐射剂量；获得基本上在治疗位置中的患者的在线图像；向患者实施计算的辐射剂量的至少一部分；监视与治疗计划的实施相关的质量保证标准；计算患者所接收的辐射剂量；以及基于质量保证标准和患者所接收的辐射剂量判定治疗计划的实施是否如预期那样发生。



1. 一种用于验证向患者进行的放射疗法治疗计划的实施的统一系统,该系统包括:
放射疗法治疗装置,所述放射疗法治疗装置可用于向患者实施辐射;
治疗计划模块,用于基于由医务人员向所述统一系统输入的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辐射剂量,以及所述数据包括所述患者的至少一部分的计划图像;
患者定位模块,用于为了特定次的治疗定位并布置患者以及用于获得基本上在治疗位置中的所述患者的 CT 图像;
治疗实施模块,用于根据治疗计划指示放射疗法治疗装置向所述患者实施所述治疗计划;
反馈模块,用于获得与放射疗法治疗装置以及患者参数有关的反馈数据;
分析模块,用于:分析所述反馈数据;计算由所述患者接收的所述辐射剂量;以及基于所述反馈数据和由所述患者接收的所述辐射剂量,来判定所述治疗计划的实施是否如预期那样发生。
2. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述分析模块进一步可用于识别在所述治疗计划的实施期间发生的问题。
3. 如权利要求 2 所述的系统,其中,所述问题被识别为机器出错。
4. 如权利要求 2 所述的系统,其中,所述问题被识别为解剖学误差。
5. 如权利要求 2 所述的系统,其中,所述问题被识别为临床出错。
6. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述分析模块进一步可用于识别在所述治疗计划的实施期间发生的问题,并且其中所述问题涉及放射疗法治疗装置出错、解剖学误差和临床出错。
7. 如权利要求 1 所述的系统,其中,判定所述治疗计划的实施是否如预期那样发生包括使用可变形的配准来累积关于所述实施的剂量的数据。
8. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述分析模块进一步可用于使用记录的患者摆位数据或运动数据,以判定所述治疗计划的实施是否如预期那样发生。
9. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述分析模块进一步可用于使用新近获得的图像数据和预先记录的图像数据的结合,以判定所述治疗计划的实施是否如预期那样发生。
10. 如权利要求 1 所述的系统,其中所述治疗计划模块进一步可用于基于所述治疗计划的实施是否如预期那样发生而修改所述治疗计划,并且其中所述修改还考虑用于任何的质量保证标准的预测趋势。
11. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述分析模块进一步可用于获得与实施的临床剂量和患者影响有关的数据、以及应用使所述临床剂量与所述患者影响相关联的生物模型。
12. 如权利要求 1 所述的系统,其中,所述分析模块进一步可用于基于所述患者接收的辐射剂量计算所述患者接收的累积的辐射剂量。

用于评估治疗计划的实施中的质量保证标准的方法和系统

[0001] 相关申请

[0002] 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 的优先权, 其整体内容通过引用结合于此。

背景技术

[0003] 过去几十年来, 计算机和网络方面的改进、放射疗法治疗计划软件以及医学成像仪器 (CT、MRI、US 和 PET) 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组织的截面图像, 以更好地将辐射剂量瞄准肿瘤同时减少对健康器官的辐射暴露。实施给肿瘤的辐射剂量用强度调制放射疗法 (“IMRT”) 控制, 其包括改变放射束的尺寸、形状和强度, 以与患者肿瘤的尺寸、形状和位置保持一致。IGRT 和 IMRT 导致改进对于肿瘤的控制, 同时减少了由肿瘤周围的健康组织的辐射引起的剧烈副作用的可能性。

[0004] IMRT 在几个国家中正在成为护理的标准。然而, 在许多情形中, 由于时间、资源和付款限制 (billing constraint) 而没有使用 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。并且, 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。

[0005] 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现出随机误差, 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复发或者患者体重减轻, 则可能发生生理变化。第三种可能的类别与运动有关。运动能够潜在地与其它类别中的任何一种叠加, 因为一些运动可能更加随机和不可预测, 诸如患者咳嗽或通过气体, 而其它运动有时则能够更加规则, 诸如呼吸运动。

发明内容

[0006] 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, 标准实施是, 也处理靶周围的高剂量“边缘 (margin)”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。

[0007] 自适应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。反馈能够用于离线自适应治疗过程和在线自适应治疗过程。当患者未被治疗时, 诸如在两次治疗中间, 离线自适应治疗过程发生。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 (envelope)。新的计划然后能够被开发以更好地反映靶结构的运动的范围, 而不是使用运动的典范假设。离线自适应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

以考虑内部运动。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考虑变化。

[0008] 在线自适应疗法过程典型地当患者在治疗室中时以及潜在地但不是必要地在治疗实施期间发生。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整患者的摆位。这些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协同使用,以便修改治疗实施以反映患者解剖组织的变化。

[0009] 本发明的一个方面是公开用于应用自适应疗法技术的新机会,而另外的方面是展现用于自适应疗法的新颖方法。具体地,自适应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自适应疗法过程。这特别地在整个系统验证的环境中是真实的。

[0010] 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以及用于实施的任何辐射模式。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,诸如不正确的叶模式或机器输出。

[0011] 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自适应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:定位患者用于治疗,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仅仅按照计划执行的程度,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基于患者或实施的变化之治疗的变化,而是验证它自身最初的实施。

[0012] 作为例子,可能的是,可以为患者开发治疗计划,但是诸如通过应用不正确的密度校准则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,并且不可能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误差,因为它们将检验机器按照指示进行操作,而不是检查对机器的指示是否基于正确的输入信息。同样地,一些自适应疗法技术能够适用于这种实施,但是如果这个例子的校准问题依然存在,那么修改后的治疗将遭受类似的缺陷。

[0013] 存在若干过程,这些过程能够用于扩展反馈用于质量保证目的用途。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集有价值的组成部分。此外,实施检验过程能够被扩展以分析其它系统出错,诸如基于具有截断视场的图像的实施。

[0014] 在一个实施例中,本发明提供了一种系统级质量保证的方法。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辐射剂量;获得基本上在治疗位置的病人的在线图像;将计算的辐射剂量的至少一部分实施给病人;监视与治疗计划的实施相关的质量保证标准;自动地计算患者所接收的辐射剂量;以及基于质量保证标准和患者所接收的辐射剂量来判定治疗计划的实施是否如预期那样发生。

[0015] 在另一个实施例中,本发明提供了一种用于验证放射疗法治疗计划向患者的实施的统一系统。该系统包括放射疗法治疗装置和软件程序。放射疗法治疗装置包括计算机处理器并且可用于向患者实施辐射。软件程序被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,该治疗计划包括要向患者实施的计算的辐射剂量;获得基本上在治疗位置中的患者的在线图像;向患者实施计算的辐射剂量的至少一部分;监视与治疗计划的实施相关的质量保证标准;自动地计算患者所接收的辐射剂量;以及基于质量保证标准和患者所接收的辐射剂量来判定治疗计划的实施是否如预期那样发生。

[0016] 在还有另一个实施例中,本发明提供了一种系统级质量保证的方法。该方法包括以下行为:获得患者的第一图像数据;至少部分地基于图像数据生成用于患者的治疗计划,该治疗计划包括要向患者实施的计算的辐射剂量;获得基本上在治疗位置中的患者的在线图像;生成在第一图像和在线图像之间的变形图;向患者实施计算的辐射剂量的至少一部分;监视与治疗计划的实施相关的质量保证标准;基于变形图确定患者所接收的辐射剂量;以及基于质量保证标准和患者所接收的辐射剂量来判定治疗计划的实施是否如预期那样发生。

[0017] 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

[0018] 图 1 是放射疗法治疗系统的透视图。

[0019] 图 2 是能够用于图 1 图示的放射疗法治疗系统中的多叶准直仪的透视图。

[0020] 图 3 是图 1 的放射疗法治疗系统的示意图。

[0021] 图 4 是根据本发明一个实施例的评估治疗计划的实施的方法的放射疗法治疗系统图表中使用的软件程序的示意图。

[0022] 图 5 是根据本发明一个实施例的验证系统级质量保证的方法的流程图。

[0023] 图 6 是根据本发明一个实施例的验证系统级质量保证的方法的流程图。

具体实施方式

[0024] 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组成部分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及其等价物以及另外的项。除非特别指定或限制,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。

[0025] 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。

[0026] 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多数的组成部分单独地以硬件实现。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组成部分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,并且其它可替代的机械构造是可能的。

[0027] 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。放射疗法治疗系统 10 能够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,亦即它延伸通过整个 360° 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。

[0028] 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。广泛地说,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 / 或三维体积来限定。预期接收辐射的部分,其可以被称为靶 38 或靶区域,是所关心的区域的例子。所关心的另一种类型的区域是危险区域。如果一个部分包括危险区域,则放射束优选地偏离该危险区域。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强度调制放射疗法 (“IMRT”)。

[0029] 调制装置 34 能够包括如图 2 所示的准直装置 42。准直装置 42 包括一组颚件 46,其限定并调整放射束 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 可移动以调整孔 50 的尺寸。

[0030] 在一个实施例中,如图 2 所示,调制装置 34 能够包括多叶准直仪 62,其包括多个交错的叶 66,这些叶操作以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。每个叶 66 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止辐射穿过。致动器 70 能够由计算机 74 和 / 或控制器控制。

[0031] 放射疗法治疗系统 10 还能够包括检测器 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 还能够作为计算机 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 吸收辐射的一些。检测器 78 检测或测量由靶 38 吸收的辐射量。随着线性加速器 26 围绕患者 14 旋转并朝向患者 14 发射辐射,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。这些图像还能够图示骨、软组织和血管。

[0032] 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、多片几何形状或锥

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 100 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,先前获得的患者 14 的 CT 图像能够包括通过勾画轮廓(contour)过程做出的识别靶 38。可以将新近获得的患者 14 的 CT 图像与先前获得的 CT 图像配准以协助识别新 CT 图像中的靶 38。配准过程能够使用刚性的或可变形的配准工具。

[0033] 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,在计算机处处理图像数据以生成患者的身体组织和器官的图像。

[0034] 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(图 1 所示)。治疗床 82 沿着 x、y 或 z 方向中的至少一个轴 84 移动。在本发明的另一个实施例中,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。

[0035] 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。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 能够包括诸如处理器、I/O 接口以及存储装置或存储器之类的典型硬件。计算机 74 还能够包括诸如键盘和鼠标之类的输入装置。计算机 74 能够进一步包括诸如监视器之类的标准输出装置。另外,计算机 74 能够包括诸如打印机和扫描仪之类的外围设备。

[0036] 计算机 74 能够与其它计算机 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。

[0037] 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而建立,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”)、公共切换电话网络(“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 Health Level Seven(“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,其指定在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,并且能够配置为满足包括的应用程序的需要。

[0038] 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,其定义用于在不同件的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。

[0039] 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,可以仅仅需要单向的通信和信息传送。

[0040] 软件程序 90 包括多个模块,这些模块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判定放射疗法治疗计划的实施是否如预期那样发生。

[0041] 软件程序 90 包括治疗计划模块 106,其可用于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/或治疗前的图像)。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辐射剂量。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 的辐射剂量。多个靶 38 可以存在并包括在相同的治疗计划中。

[0042] 软件程序 90 还包括患者定位模块 110,其可用于为了特定次的照射来相对于机架 18 的等中心定位并布置患者 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 的当前位置与参考图像中的患者位置相比较。参考图像能够是计划图像、任何治疗前图像或计划图像和治疗前图像的组合。如果患者的位置需要调整,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(isocenter)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 的恰当对准。要注意的是,装置和系统,除了激光器之外,能够用于向患者定位模块 110 提供数据以辅助对准过程。

[0043] 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、拉伸测量、胸带等等。患者运动可以是不规则或非预期的,并且不需要遵循平滑或可再现的路径。

[0044] 软件程序 90 还包括治疗实施模块 114,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 114 能够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 以向患者 14 实施辐射。该指令协调机架 18、调整装置 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恰当的靶实施放射束 30。

[0045] 治疗实施模块 114 还计算将要实施的放射束 30 的适当的模式、位置和强度,以匹配如治疗计划指定的处方。放射束 30 的模式由调制装置 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 114 能够利用规范的、预定的或模板叶模式来基于治疗参数而生成放射束 30 的适当模式。治疗实施模块 114 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 的模式。

[0046] 软件程序 90 还包括反馈模块 118,其可用于在患者治疗期间从放射疗法治疗系统 10 接收数据。反馈模块 118 能够从放射疗法治疗装置接收数据,并且能够包括与以下有关的信息:患者传送数据、离子室数据、MLC 数据、系统温度、部件速度和/或位置、流速等等。反馈模块 118 还能够接收与以下有关的数据:治疗参数、患者接收的辐射剂量的量、治疗期

间获得的图像数据以及患者运动。另外,反馈模块 118 能够从使用者和 / 或其它来源接收输入的数据。反馈模块 118 获得并存储数据,直到需要进一步的处理。

[0047] 软件程序 90 还包括分析模块 122,该分析模块可用于分析来自反馈模块 118 的数据,从而判定治疗计划的实施是否如预期那样发生,并且基于新近获得的数据验证计划的实施合理。分析模块 122 还能够基于接收的数据和 / 或另外输入的数据,判定在治疗计划实施期间是否已发生问题。例如,分析模块 122 能够判定问题是否涉及放射疗法治疗装置 10 的出错、诸如患者运动之类的解剖误差和 / 或诸如数据输入出错之类的临床出错。分析模块 122 能够检测涉及治疗床 82、装置输出、机架 18、多叶准直仪 62、患者摆位的放射疗法治疗装置 10 中的出错,以及放射疗法治疗装置 10 的组成部分之间的定时误差。例如,分析模块 122 能够判定在计划期间是否执行治疗床移位、在计划期间是否适当地使用和考虑固定装置、在治疗期间位置和速度是否正确。分析模块 122 能够判定放射疗法治疗装置 10 的输出参数中是否发生变化或改变。关于机架 18,分析模块 122 能够判定在机架 18 的速度和定位中是否存在出错。分析模块 122 能够接收数据以判定多叶准直仪 62 是否正确操作。例如,分析模块 122 能够为任何给出的治疗计划判定叶 66 是否在正确的时间运动、任何叶 66 是否固定在适合的位置、叶定时是否被正确地校准以及叶调制模式是否正确。分析模块 122 还能够为任何给定的治疗计划验证患者摆位、取向和位置。分析模块 122 还能够验证在机架 18、治疗床 62、线性加速器 26 和叶 66 之间的定时是正确的。

[0048] 分析模块 122 还能够利用可变形配准数据来确保患者 14 跨越多次照射接收正确的辐射剂量。当分析剂量时,有用的是,累积跨越多次照射治疗的剂量以判定任何误差是否正在加剧或它们是否相互正在减轻。配准是用于确定跨越多个图像的患者解剖学或生理学的位置之间的相互关系的方法。可变形配准是确定患者的解剖学或生理学位置之间的相互关系以考虑图像、相或时间之间的解剖学中的非刚性变化的方法。基于来自放射疗法治疗装置 10 的在线图像和反馈,重新计算向患者 14 实施的辐射剂量,以确保正确的剂量已被或正在被实施给患者 14。

[0049] 分析模块 122 还能够为了质量保证目的而利用与基于变形的图像的轮廓勾画有关的数据。可变形配准技术能够用于生成用于新图像的自动或半自动的轮廓。一般地,轮廓集已被定义用于计划或其它的基线患者图像,但对于新的图像,轮廓集通常并不容易可得。代替需要操作员来为图像手动勾画轮廓,它能够更快更一致地执行可变形图像配准,然后使用变形结果作为基础,以修改原始轮廓集来反映新的患者解剖组织。基于模板的轮廓勾画算法的类似族已被开发,以基于先前可得的图像和轮廓集来生成用于新近可得图像的轮廓。这些基于模板的算法可以基于先前的患者图像和轮廓,或者潜在地基于规范或图册(atlas)的患者图像和轮廓,为新的患者图像勾画轮廓。这能够被执行用于自适应疗法,作为用于累积日常图像中剂量的手段,所述日常图像每个具有自动的日常轮廓。此外,尽管以前这些算法基于规范或图册图像在生成新的轮廓的环境中使用,但是本发明的新方面是,将这些技术应用于在图像引导放射疗法期间产生的图像数据和图像类型的具体资源。具体地,这包括相同患者的多个图像的基于变形和模板的轮廓勾画,其中,可以仅为图像中的一个而存在轮廓集。患者的这多个图像可以从在线或室内患者成像系统的使用而产生,其中图像潜在地在不同的日子取得,或这些图像可以从诸如 CT 扫描仪这样的“4D”成像系统导出,其中每个图像表示运动相,诸如呼吸相。还应当注意的是,在线或室内成像系统可以是

与参考图像相同的、类似或不同的仪器。例如，参考图像可以是 CT 图像，而在线图像能够是 CT、锥形束 CT、兆伏 CT、MRI、超声或不同仪器。通过向质量保证应用程序和自适应疗法移植这些轮廓勾画技术，既可以从图像的轮廓勾画中节省可观的时间量，并且这个方法还能够改进跨越相同患者多个图像（在不同时间拍摄或表示不同相）的轮廓的一致性。已知的是，手动轮廓会遭受不可再现性，而自动生成的轮廓通过将最初轮廓的原理应用于随后轮廓的生成能够潜在地更加一致。

[0050] 使用可变形配准技术的轮廓勾画过程的另一个好处是生成的轮廓能够提供变形过程的验证。如果生成的轮廓密切反映了手动绘制的轮廓，那么就良好地指出变形过程是合理的；而如果自动轮廓较不相关，则它向使用者表明可能变形是不适合的，而且还向使用者提供机会来检验手动轮廓以检查出错或不一致性。这种方法的另一个方面在于，基于变形的轮廓能够用作用于自适应过程的轮廓的草图，并且被手动编辑以反映用于在线图像的期望轮廓。当这样做时，变形过程然后能够重新运行，约束变形图以使初始轮廓匹配到手动编辑的自动轮廓，并且这通过图像的剩余有助于直接一致的结果。

[0051] 分析模块 122 还可用于为了质量保证的目的利用变形图来在各种图像上进行剂量计算。变形图能够用于关联多个图像，其中，一个图像是可用于剂量计算的计划图像，而诸如在线图像之类的另一图像具有定性的值但较少直接用于剂量计算。该关系然后能够用于将更加定量的图像“重新映射”到在线或较少定量的图像的定性形状。结果的重新映射的图像会比其它两个图像中的任一个更加适合于剂量计算或定量应用，因为它会具有第一个图像的定量的好处，但是具有如第二个图像中包含的那样的更新的解剖信息。这可用于多种情况，诸如其中第一个图像（例如计划图像）是 CT，并且其中另外的图像缺少定量图像值（例如 MRI、PET、SPECT、超声或非定量 CT 等图像）。这种方法的类似应用将会是代替或除了定量限制之外还校正几何失真、不完美性和 / 或不完整性。例如，很好地表示了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。

[0052] 如上面提到的那样，重要的是能够在计划图像之后获得的患者图像上重新计算剂量。给定这些剂量，还有用的是为多个实施的辐射次累积这些剂量。这些剂量能够基于剂量在物理空间中的位置而添加，但更好的方法是将变形方法结合到过程中，以便基于该机构具有变化的位置也能基于接收剂量的结构来添加剂量。然而，可以基于这种技术来执行新颖类型的自适应疗法。

[0053] 在重新计算剂量的环境中，存在本发明的几个其它方面以改进或便于这个过程。例如，在记录应用于患者的任何日常配准之后，潜在地基于图像引导，这些相同的配准能够在重新计算剂量时可选地应用于患者图像。这能够自动地或半自动地进行。可选择地，能够用不同的配准来重新计算剂量。好处在于，通过自动地使用记录的配准，重新计算实施剂量的过程被简化和流线化。此外，通过有能力为不同的配准重新计算剂量，能够进行实验以判定其它患者对准协议是否或多或少有效。并且通过不使用记录的配准，能够确定在没有图像引导的情况下治疗如何受影响。

[0054] 剂量重新计算过程还能够通过填充不完全图像而增强。这是因为有限尺寸的图像，无论是在轴平面和 / 或高级 / 低级方向上有限，都会降低剂量计算的精确性。克服这个的方法是用诸如来自计划图像或其它图像数据来填充有限尺寸的图像。这种填充方法能够

工作用于轴向或高级 / 低级有限的的数据。另外,用于填充高级 / 低级数据的另一种方法是在必要时重复不完全图像的末端切片,直到数据足够大以便改进剂量计算为止。

[0055] 剂量重新计算的另外方面使得计算剂量需要考虑真实 4D 运动。以前的教导描述了用于生成“4D CT”图像的方法,该“4D CT”图像是基于时间的一系列图像或 3D 图像容积的集合,其每个表示诸如呼吸之类的运动模式的“相”。这些图像已用于勾画轮廓,并且甚至用于生成预期“相”的某个周期的治疗计划。然而,患者呼吸常常会偏离由“4D CT”图像集所指示的理想可再现模式。本发明提供了用于在这些容积的一个上更加精确地重新计算剂量的方法。这需要运动检测系统 112 来监视患者治疗期间的运动。这种运动可以是不规则或非预期的,并且不需要遵循平滑或可再现的轨迹。并且运动能够用若干监视系统中的任何一种来检测,所述若干监视系统包括 x 射线、室内 CT、激光定位装置、照相机系统、肺活量计、超声、拉伸测量等等。给出这些测量,能够通过以下为患者实际实施重新计算剂量:使用测量的数据来指示患者在任何给定时间所处的相,并且为每次在 4D CT 图像的相最佳匹配患者的即时位置时重新计算剂量。这也能够使用与患者治疗同时收集的 CT 图像进行。在这后者的情况下,可能不需要相识别。在一个实施例中,变形技术将用于累积不同相或图像之间的剂量。另外,在治疗之前或期间的更新的 4D CT 图像的生成能够结合该方法使用,如诸如 4D PET 或 4D MRI 之类的并非严格 CT 的其它类型 4D 图像所能够的那样,尽管这些将典型地需要某种修改以定量地使用这些图像。

[0056] 这种技术的一个应用是校正诸如能够由不良计划或计划的不良实施导致的不良治疗。分析模块 122 能够分析实施的净剂量,并且生成校正计划以便实施净期望剂量或者被选择以匹配预期生物效应的剂量。最初的治疗不需要被限制到基于光子的放射疗法,而能够是任何形式的治疗,包括短程疗法、电子束疗法、质子、中子或粒子疗法或其它类型的治疗。

[0057] 本发明的另一个方面在于,自适应疗法的概念不仅能够基于单独接收的剂量被应用,而且能够基于患者的治疗中预测的趋势、临床结果、机器变化和 / 或生物标记被应用。例如,如果检测到的趋势是肿瘤正在缩小,或者正常的组织结构正在逐渐迁移,则自适应计划过程不仅能够考虑患者的当前状态以及迄今实施的剂量,而且还能够生成反映组织中预期的进一步变化的计划。类似地,当在治疗的过程期间分析累积的剂量信息时,临床医师还能够基于临床发现或可用的生物标记或测试,考虑患者正在经历的临床作用和副作用的水平。如果感觉到很少副作用,那么可能追求更加积极的自适应疗法治疗,反之,如果检测到更多的并发症,那么疗法可能被修改以更好地避免受影响的区域。进而,计划能够适合于补偿检测到的机器变化,诸如输出、能量或校准方面的变化。

[0058] 这个主题的变体是执行放射活体检查。在治疗早期,或在放射治疗完全开始前,患者可以接收具有对于局部区域的高辐射剂量或潜在具有仅仅对于局部区域的剂量的治疗次。对这个区域的影响能够被监视以确定那个区域的性质,诸如是否是肿瘤以及什么肿瘤类型。能够基于这些结果确定适当的治疗过程,并且已经实施的剂量能够并入到计划过程中。

[0059] 图 5 图示了验证系统级质量保证的方法的流程图。医务人员获得 (在 200) 患者的图像并基于患者数据、图像或其它信息来生成 (在 204) 患者 14 的治疗计划。当患者 14 准备好治疗时,在治疗实施之前医务人员 (在 208) 在患者定位模块 110 的协助下将患者 14

定位在治疗床 82 上。医务人员起动 (在 212) 患者 14 的在线图像的获取以协助定位过程。必要时能够进行另外的定位调整。在患者 14 被恰当地定位以后,使用者在治疗实施模块 114 协助之下,根据治疗计划起动 (在 216) 治疗。在治疗计划的实施期间,反馈模块 118 获得 (在 220) 与放射疗法治疗装置 10 以及患者参数有关的数据。在治疗期间和 / 或之后,分析模块 122 计算 (在 224) 患者 14 接收的辐射剂量,并判定 (在 228) 治疗计划的实施是否如预期那样发生。

[0060] 图 6 图示了验证系统级质量保证的方法的流程图。医务人员获得 (在 250) 患者的图像,并基于患者数据、图像或其它信息来生成 (在 254) 用于患者 14 的治疗计划。当患者 14 准备好治疗时,在治疗实施之前医务人员 (在 258) 在患者定位模块 110 的协助下将患者 14 定位在治疗床 82 上。医务人员起动 (在 262) 患者 14 的在线图像的获取以协助定位过程。必要时能够进行另外的定位调整。医务人员起动 (在 266) 治疗计划中的图像中的一个和在线图像之间的变形图的生成。在患者 14 被正确定位以后,使用者在治疗实施模块 114 协助之下,根据治疗计划起动 (在 270) 治疗。在治疗计划的实施期间,反馈模块 118 获得 (在 274) 与放射疗法治疗装置 10 以及患者参数有关的数据。在治疗期间和 / 或之后,分析模块 122 计算 (在 278) 患者 14 接收的辐射剂量,并判定 (在 282) 治疗计划的实施是否如预期那样发生。

[0061] 本发明的各种特征和优点在以下权利要求中阐述。

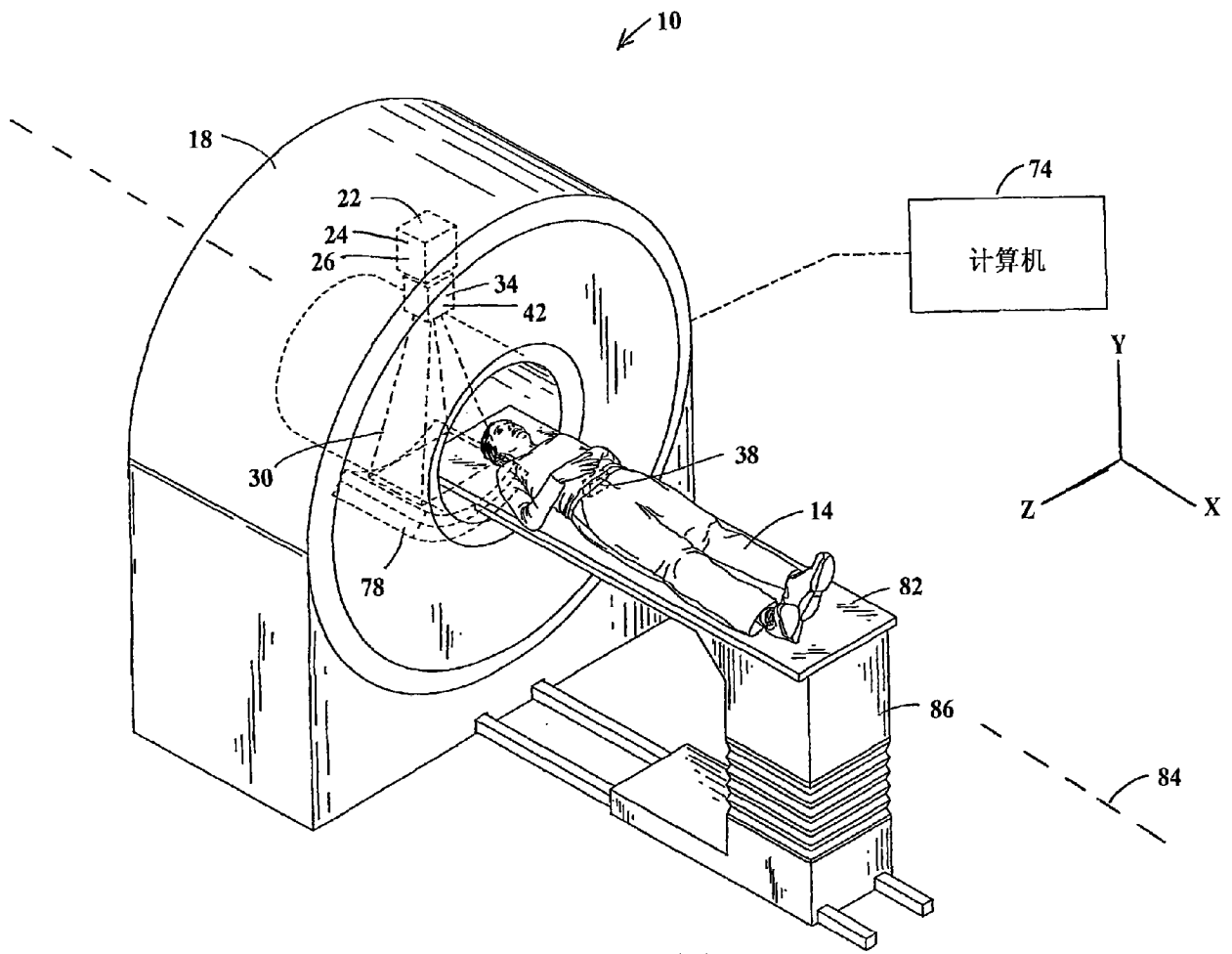
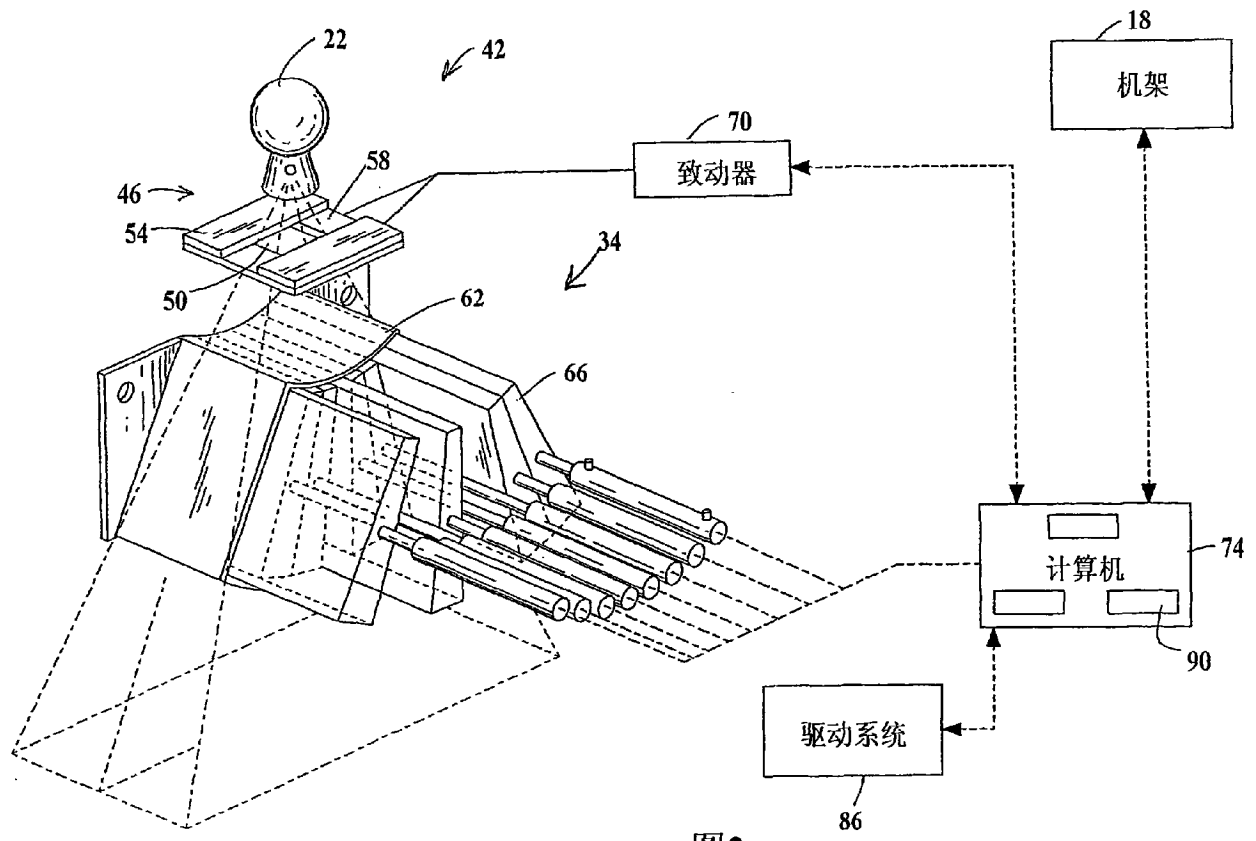


图1



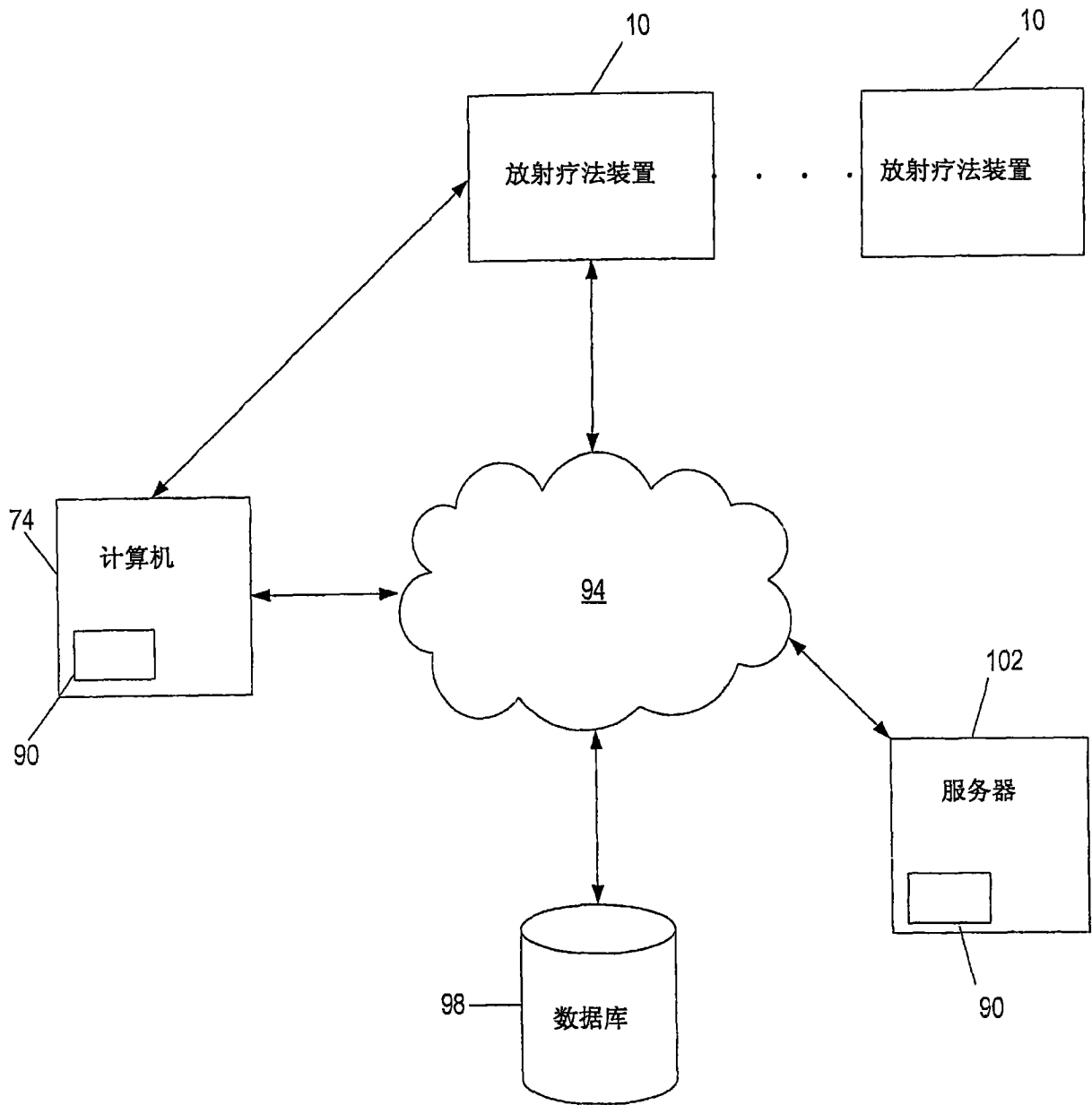


图3

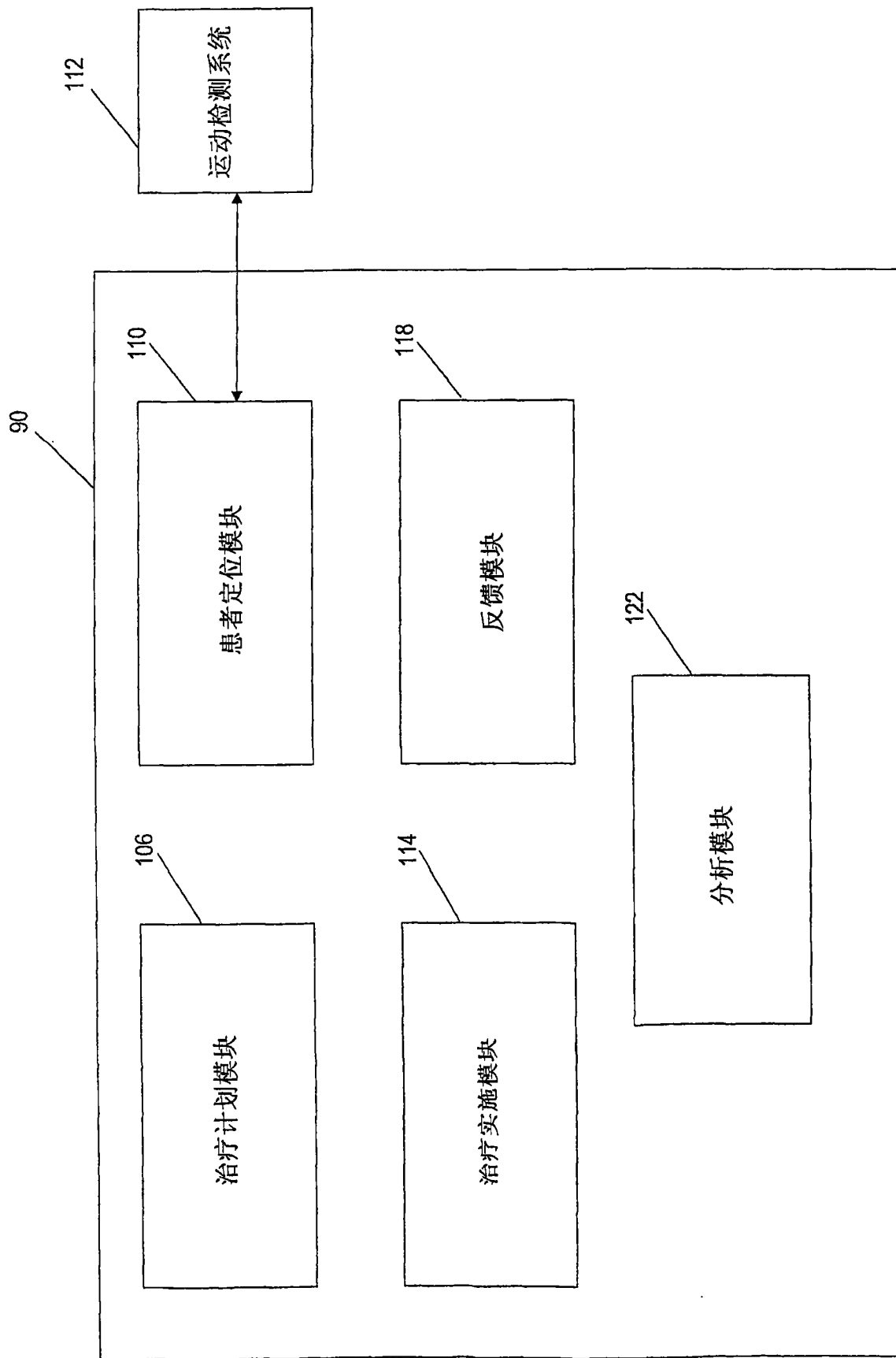


图4

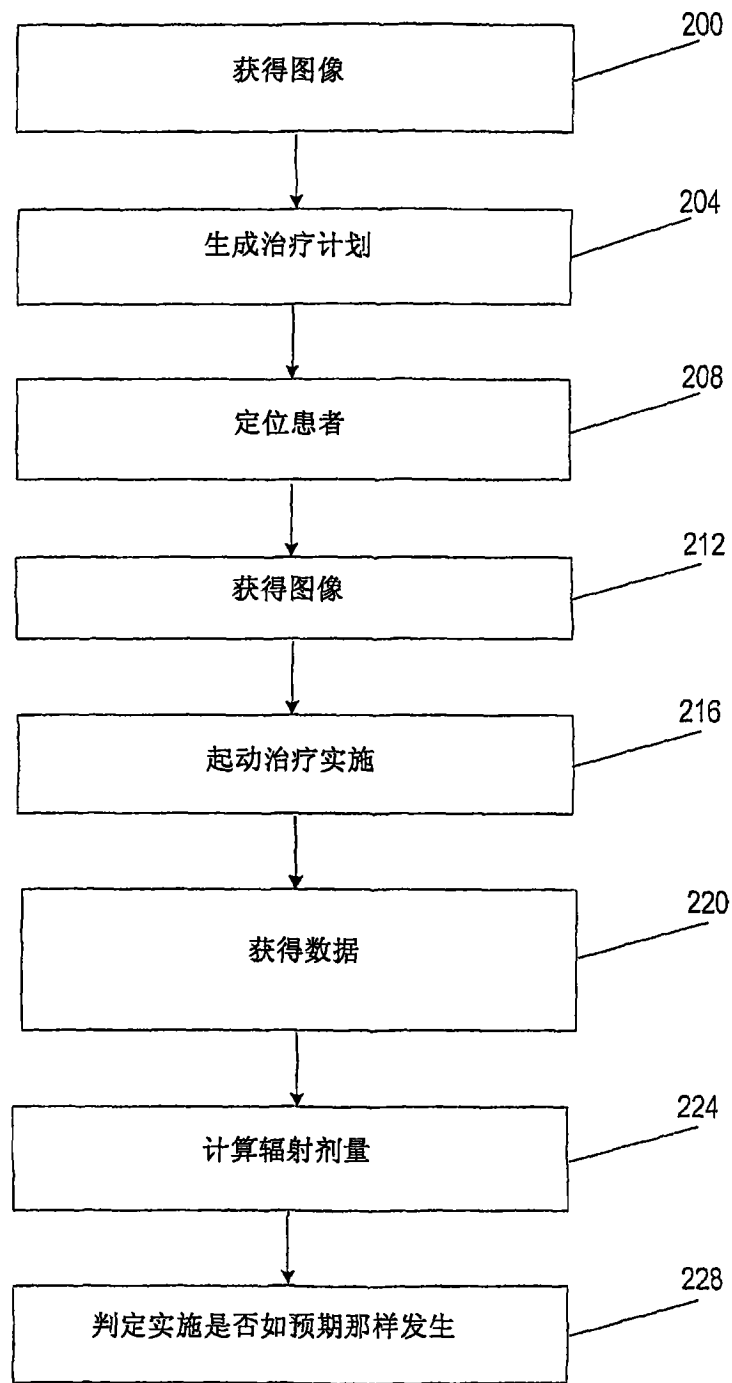


图5

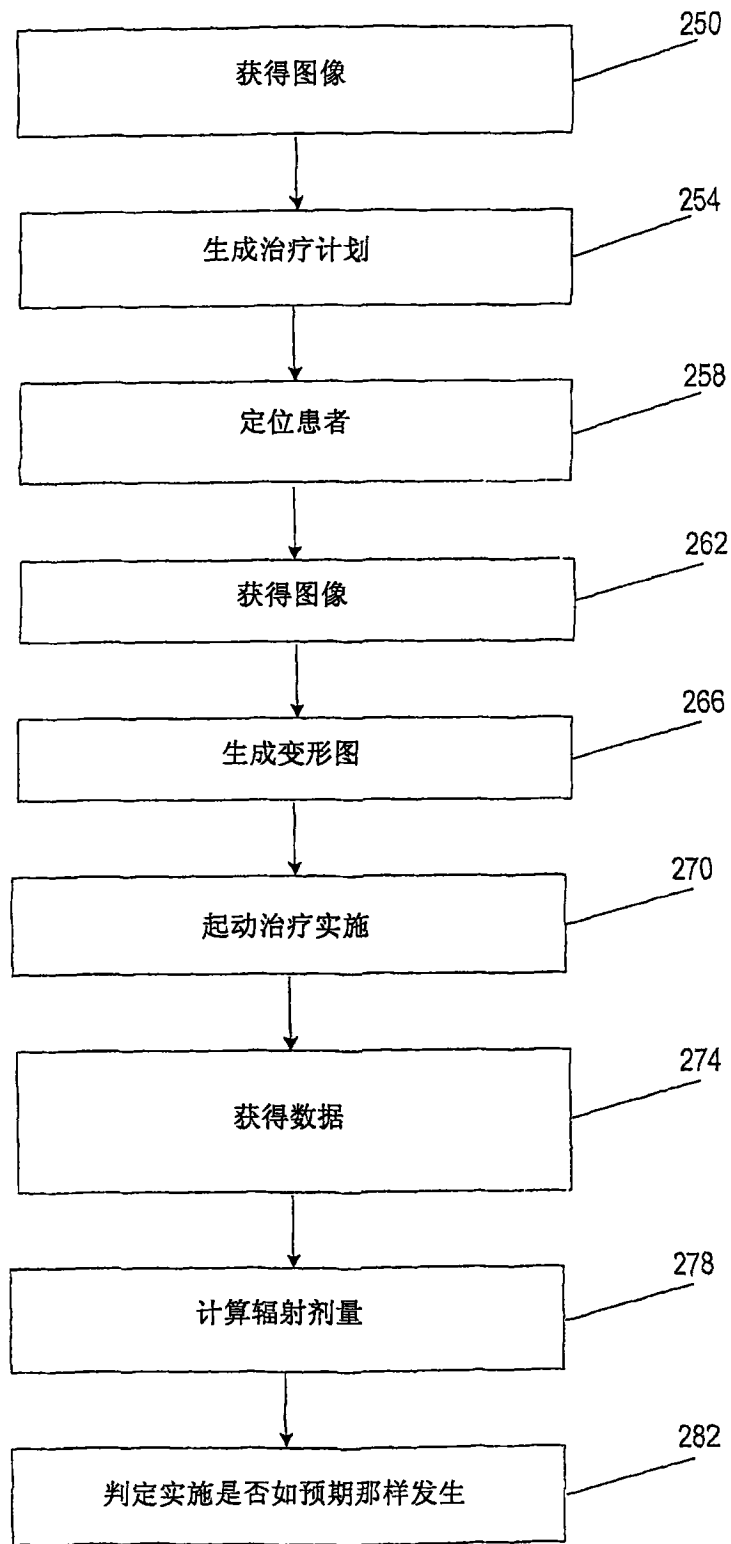


图6