

[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 200680036223.7

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

G06Q 50/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 8 月 12 日

[11] 公开号 CN 101505652A

[22] 申请日 2006.7.21

[21] 申请号 200680036223.7

[30] 优先权

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

[86] 国际申请 PCT/US2006/028535 2006.7.21

[87] 国际公布 WO2007/046910 英 2007.4.26

[85] 进入国家阶段日期 2008.3.28

[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

艾里克·斯楚纳尔 詹森·海枚尔

卢卫国 陈 泉

[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

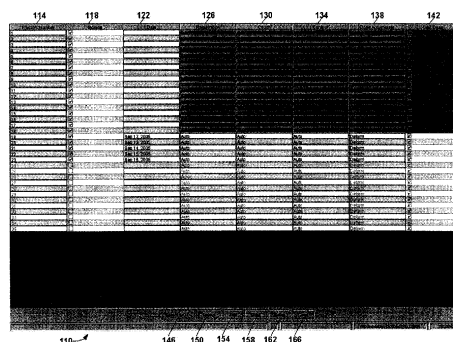
权利要求书 5 页 说明书 13 页 附图 7 页

[54] 发明名称

用于适应性放射疗法的方法和界面

[57] 摘要

用于开发和分析放射疗法治疗计划的系统和方法，以及呈现与放射疗法治疗计划相关的数据的计算机生成用户界面。该用户界面包括在治疗计划中识别的分割的列表、识别分割的实施状态的数据、以及识别分割的处理状态的数据。该系统包括：计算机处理器；连接到该计算机存储器上并存储与放射疗法治疗计划中的至少一个分割相关的信息的数据存储器，其中该分割被作为放射疗法治疗计划的实施的一部分被实施到患者；以及软件，存储在可由计算机处理器访问的计算机可读介质中，该软件可操作来自动处理与该至少一个分割相关的信息。



1. 一种用于呈现与放射疗法治疗计划相关的数据的计算机生成用户界面，所述用户界面包含：

在所述治疗计划中识别的分割列表；

识别所述分割的实施状态的数据；和

识别所述分割的处理状态的数据，并且

其中，所述处理状态与治疗前、治疗期间或治疗后得到的数据相关以回溯分析所述实施。

2. 如权利要求 1 所述的用户界面，其中，所述识别实施状态的数据包括是否已经对患者实施所述分割的指示。

3. 如权利要求 1 所述的用户界面，其中，所述识别所述分割的处理状态的数据包括用于所述分割的每日图像是否已被处理的指示。

4. 如权利要求 1 所述的用户界面，其中，所述识别所述分割的处理状态的数据包括将如何处理每日图像的指示。

5. 如权利要求 1 所述的用户界面，进一步包含是否已经将每日图像与计划图像相关联的指示。

6. 如权利要求 1 所述的用户界面，其中，所述治疗计划包含轮廓集，并且其中所述用户界面进一步包含轮廓集将被如何与其他图像相关联的指示。

7. 如权利要求 1 所述的用户界面，其中，所述治疗计划包括轮廓集，并且其中所述用户界面进一步包括是否已经为新图像生成轮廓集的指示。

8. 如权利要求 1 所述的用户界面，其中，所述界面指示是否已经执行了剂量计算。

9. 如权利要求 1 所述的用户界面，其中，所述界面指示已经执行或将执行的剂量计算所使用的方法。

10. 如权利要求 1 所述的用户界面，进一步包括剂量如何累积和该步骤是否已执行的指示。

11. 如权利要求 1 所述的用户界面，进一步包括要使用变形来累积剂量以及是否执行了该累积的指示。

12. 如权利要求 1 所述的用户界面，其中，所述识别所述分割的处理状态的数据包括已处理的分割的阴影。

13. 如权利要求 12 所述的用户界面，其中，所述阴影被用来指示所述处理的状态。

14. 一种用来开发和分析放射疗法治疗计划的系统，所述系统包含：

计算机处理器；

连接到所述计算机处理器的数据存储器，所述数据存储器存储：与放射疗法治疗计划的至少一个分割有关的信息，所述分割作为实施所述放射疗法治疗计划的一部分被实施到患者；与所述分割的实施状态有关的信息；以及与所述分割的处理状态有关的信息；和

存储在可由所述计算机处理器访问的计算机可读介质中的软件，所述软件可操作以自动处理与所述至少一个分割有关的所述信息，并且

其中，所述处理状态与治疗前、治疗期间或治疗后得到的数据相关联以回溯分析所述实施。

15. 如权利要求 14 所述的系统，其中，所述软件自动地对每日获取的患者图像与计划图像相互关联。

16. 如权利要求 14 所述的系统，其中，所述治疗计划包括轮廓集，并且其中，所述软件基于对所述患者实施所述分割期间或接近对所述患者实施所述分割时获取的数据自动生成新的或更新的轮廓集。

17. 如权利要求 14 所述的系统，其中，所述治疗计划包括剂量，并且其中，所述软件基于对所述患者实施所述分割期间或接近对所述患者实施所述分割时生成的数据自动地执行剂量计算。

18. 如权利要求 14 所述的系统，进一步包含用于获取与所述至少一个分割相关的所述信息的装置。

19. 如权利要求 18 所述的系统，其中，所述软件通过所述用于获取的装置进行获取后自动地处理所述数据。

20. 如权利要求 18 所述的系统，其中，所述软件响应于用户输入自动地处理所述数据。

21. 如权利要求 14 所述的系统，其中，所述软件可操作从而当由一个或多个分割或处理步骤得到的结果超过预定阈值时生成通知。

22. 如权利要求 21 所述的系统，其中，超过所述阈值的所述结果基于患者剂量。

23. 如权利要求 21 所述的系统，其中，超过所述阈值的所述结果基于可变形配准。

24. 如权利要求 21 所述的系统，其中，超过所述阈值的所述结果基于生成的轮廓。

25. 如权利要求 21 所述的系统，其中，超过所述阈值的所述结果基于其他自动化步骤。

26. 如权利要求 14 所述的系统，其中，所述软件可操作以使用 γ 指数来分析一个或多个所述分割相关的所述信息。

27. 如权利要求 14 所述的系统，其中，所述软件可操作以使用 ξ 指数来分析一个或多个所述分割相关的所述信息。

28. 一种评估放射疗法治疗计划的方法，所述方法包括：
获取患者的至少一部分的参考图像；
访问在所述患者的所述治疗计划中识别的分割的列表，每个分割与一组实施条件或参数相关；
检索与其中一个所述分割相关的图像；
生成在所述参考图像和与其中一个所述分割相关的所述图像之间的变形图；和
如果任何所述实施条件或参数不同则对于至少一个所述分割评估应该已经实施到所述患者的放射剂量。

29. 如权利要求 28 所述的方法，其中，所述患者被定位在第一位置。

30. 如权利要求 29 所述的方法，其中，对于不同于所述第一位置的患者位置评估所述放射剂量。

31. 如权利要求 28 所述的方法，其中，对于不同于所述实施的治疗计划的患者治疗计划评估所述放射剂量。

32. 如权利要求 28 所述的方法，进一步包含基于所述结果调节所述治疗计划。

33. 如权利要求 28 所述的方法，进一步包含确定可选实施条件或参数对于累积治疗的影响。

34. 如权利要求 28 所述的方法，其中，所述治疗计划包括第一图像，并且其中，所述第一图像用第二图像替代。

35. 如权利要求 28 所述的方法，其中，所述参考图像为不同于计划图像的图像。

36. 如权利要求 28 所述的方法，进一步包含基于所述参考图像来回溯分析实施到所述患者的所述放射剂量。

用于适应性放射疗法的方法和界面

相关申请

本申请要求于 2005 年 10 月 14 日提交的名为“Method and interface for adaptive radiation therapy”的美国临时专利申请 No. 60/726,548 的优先权，该申请的全部内容通过参考包括在这里。

背景技术

适应性放射疗法，或称为 ART，是在实施放射疗法时结合反馈的概念。很多操作已被称为 ART，包括：使用在线成像对患者再定位；使用患者图像的组合作对患者进行再勾画轮廓和再计划；以及在剂量重新计算的基础上修改患者计划。

发明内容

ART 的一个综合版本根据基于放射剂量来修改患者方案而建立。在患者放射治疗前或治疗过程中采集在线图像集。在放射治疗过程中可以接收额外反馈，该额外反馈指示机器功能信息和/或患者传输数据。然后，对该信息、患者图像和潜在的患者计划信息进行处理，来确定患者实际上从治疗接收的剂量。该处理既可以即时地 (on the fly) 进行，也可以作为后处理进行。

放射剂量信息可通过患者接收的每个治疗分割(treatment fraction)来添加。由于患者解剖和生理改变，适合确定表示在治疗过程中可能出现的患者解剖和生理变化的变形和/或组织绘制。同样，可以改变定义治疗和患者的回避区域的轮廓集，并且这些轮廓可进行更新。

一旦这些信息全部得到处理，则放射疗法治疗系统就可以确定由患者接收的累积剂量，并根据特定靶或回避区域来组织这些信息。在

这些信息的基础上，系统可为患者制定一个更适应患者的任何变化或任何偏航（off-course）放射的新计划。并且，系统还可以对假设的情形进行评估，例如评估通过使用不同的放疗计划、不同的方案等时会对患者的治疗产生怎样的影响。

为了完成这类 ART 评估，通常要进行许多处理步骤，从而产生许多辅助的数据集。例如，每个分割(fraction)可能都需要一个将每日图像与计划图像相关联的变形图、更新的轮廓集和更新的剂量。由于每位患者可能接收 30 个以上的分割，因此有数目庞大的文件需要管理。此外，还有许多来自重要的预处理步骤的额外的文件，这些步骤例如检测器数据分析、或考虑到密度校准或相关、治疗床差异、未完成图像填补等的图像处理。最后，应指出，文件的数目可以随着考察的假设实施选项而指数增加，该假设实施选项例如不仅仅评估计划和实施的剂量还评估已经对不同的患者部位实施的剂量或利用实施方案的不同组合实施的剂量。

这样说来，本发明一方面提供一个图形用户界面（“GUI”）和用于管理该数据的框架。特别地，用户不需要组织或维护适应性分析需要的过多数据文件，而可以只需要关注提供已执行的所有处理的概况的仪表板。

本发明还给出了一种用于呈现放射疗法治疗计划相关的数据的计算机生成用户界面。该用户界面包含在治疗计划中识别的分割的列表、识别分割的实施状态的数据和识别分割的处理状态的数据，并且其中，处理状态与治疗前、治疗中或治疗后得到的数据相关以对放射实施进行回溯分析。

本发明还提供了一种用于开发和分析放射疗法治疗计划的系统。该系统包含计算机处理器、数据存储器 and 软件。数据存储器被连接到计算机处理器，并存储：与放射疗法治疗计划中至少一个分割相关的

信息，其中已经对患者实施所述分割治疗作为放射疗法治疗计划的一部分；与所述分割的实施状态有关的信息；与所述分割的处理状态有关的信息。软件被存储在计算机处理器可访问的计算机可读介质中，并可操作用来自动处理与至少一个分割有关的信息，以及其中，处理状态与治疗前、治疗中和治疗后得到的数据相关以对放射实施进行回溯分析。

本发明还提供一种评估放射疗法治疗计划的方法。该方法包含以下行为：获取患者的至少一部分的参照图像；访问在患者的治疗计划中识别的分割的列表，每个分割与一组实施放射条件或参数相关联；检索与其中一个分割相关联的图像；生成在参照图像与其中一个分割相关联的图像之间的变形图；以及当任何实施放射条件或参数不同时对于至少一个分割评估应该已经实施到患者的放射剂量。

附图说明

图 1 是放射疗法治疗系统的透视图。

图 2 示出可用于图 1 中所示的放射疗法治疗系统的多叶式准直器的透视图。

图 3 是图 1 的放射疗法治疗系统的示意图示。

图 4 示出由图 1 中所示的放射疗法治疗系统生成的屏幕，该屏幕显示了治疗计划的各分割的状态。

图 5 示出由图 1 中所示的放射疗法治疗系统生成的屏幕，该屏幕显示了治疗计划与实施到患者的实际剂量之间的比较。

图 6 示出由图 1 中所示的放射疗法治疗系统生成的屏幕，该屏幕显示了治疗计划与假设剂量之间的比较。

图 7 是评估根据本发明的一个实施例的放射疗法治疗计划的方法的流程图。

具体实施方式

在详细描述本发明的任何具体实施例之前，应理解的是本发明在

其应用上不限于在下列描述或下图中阐明的部件的具体构造和布置。本发明可以是其他的具体实施例，并且能够以各种方式实施或执行。同时，还应理解的是在此使用的措词和术语是为了描述目的，而不应被认为具有限制性。这里使用的“包括”、“包含”或“具有”及其变体是指涵盖了此后列出的项及其等效物以及其他的项。除非特别指明或限定，术语“安装”、“连接”、“支持”和“耦合”及其变体被广义地使用，并包含直接或间接的安装、连接、支持和耦合。进一步地，“连接”和“耦合”不限于物理的或机械的连接或耦合。

尽管在此进行例如上、下、向下、向上、向后、底部、前部、后部等的方向参考来描述附图，但这些参考为了方便相对应附图（正常观察）给出。这些方向不意图以字面意义或以任何形式限制本发明。此外，这里使用的例如“第一”、“第二”和“第三”的术语是为了描述，而不意图表明或暗示相对重要性或显著性。

此外，应理解的是本发明的实施例既包括硬件和软件，也包括电子部件或模块，为了讨论，其可能会被说明和描述成就像大部分部件仅以硬件实施。但是，本领域普通技术人员在阅读该详细描述后应认识到，在至少一个实施例中，本发明的基于电子的部分可由软件实施。由此，应注意，可以使用多个基于硬件和软件的装置以及多个不同结构的部件来实施本发明。再者，正如在下段文字中所描述的，附图中图示的特殊机械构造是为了举例说明本发明的实施例，还可能有其他可选择的机械构造。

图1显示了可向患者14提供放射治疗的放射疗法治疗系统10。放射治疗可包括基于光子的放射治疗、近距离放射疗法、电子束疗法、质子、中子或粒子疗法，或其他类型的治疗方法。放射疗法治疗系统10包括机架18。机架18可支持放射模块22，其可以包括放射源24和可操作生成放射束30的线性加速器26。尽管附图中显示的机架18为环形机架，即该机架延伸完全的360°角以形成完整的环形或圆，但还

可以采用其他类型的安装布置。例如，可使用 C-型、部分环形机架或机器人臂。还可以使用能将放射模块 22 定位在多个相对于患者 14 的旋转和/或轴位置处的框架。此外，放射源 24 可以以不遵循机架 18 的形状的路径行进。例如，尽管图示的机架 18 通常是圆形，但是放射源 24 也可以非圆形路径运行。

放射模块 22 还可以包括可操作以改变或调节放射束 30 的调节装置 34。调节装置 34 提供放射束 30 的调节，并引导放射束 30 朝向患者 14。特别地，放射束 34 被引导朝向患者的一部分。广义地讲，该部分包括全身，但通常比全身小一点，并且可由二维面积和/或三维体积来定义。希望接收放射的一个部分是感兴趣区域的例子，其可被称为靶 38 或靶区域。其他类型的感兴趣区域是危险区域。如果某部分包括危险区域，则放射束最好从危险区域转移（divert from）。患者 14 可能有一处以上的需要接收放射治疗的靶区域。这种调节有时候被称为强度调节放射治疗（“IMRT”）。

调节装置 34 可包括如图 2 中所示的准直装置 42。准直装置 42 包括一组定义和调节放射束 30 可通过的孔 50 的大小的夹件 46。夹件 46 包括上夹件 54 和下夹件 58。上夹件 54 和下夹件 58 可移动以调节孔 50 的大小。

在一个实施例中，以及如图 2 所示，调节装置 34 可包含一个多叶准直器 62，其包括多个交错叶片 66，这些叶片可操作以从一个位置移动到另一位置来提供强度调节。还应指出的是，叶片 66 可移动到在最小和最大开放位置之间的任何一个位置。在放射束 30 到达患者 14 上的靶 38 之前，多个交错叶片 66 调节放射束 30 的强度、大小和形状。每个叶片 66 独立地由诸如电机或气阀的致动器 70 控制，从而使得叶片 66 可迅速打开和闭合来允许或阻挡放射线的通过。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 还可包括检测器 78，例如千伏或兆伏检测器，该检测器可操作以接收放射束 30。线性加速器 26 和检测器 78 还可作为计算机 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 向患者 14 中的靶 38 发射放射束 30。靶 38 吸收一些放射。检测器 78 检测或测量由靶 38 吸收的放射量。检测器 78 随着线性加速器 26 围绕患者 14 旋转并向患者 14 发射放射线，从不同的角度采集吸收数据。采集到的吸收数据被传送到计算机 74 来处理吸收数据并生成患者身体组织和器官的图像。该图像还可以图示骨骼、软组织和血管。

CT 图像可通过具有扇形几何形状、多层几何形状或锥束几何形状的放射束 30 得到。此外，CT 图像还可通过传送兆伏能量或千伏能量的线性加速器 26 获取。还应指出的是，所得 CT 图像可与先前得到的 CT 图像（来自放射疗法治疗系统 10 或其他图像采集装置，例如其他 CT 扫描仪、MRI 系统和 PET 系统）配准。例如，先前得到的患者 14 的 CT 图像可包括通过勾画轮廓过程而识别的靶 38。新获取的患者 14 的 CT 图像可与先前得到的 CT 图像配准，以帮助识别在新 CT 图像中的靶 38。配准过程可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 可包括 x 射线源和一 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 相同的方式操作以获取图像数据。图像数据被传送到计算机 74 中进行处理，从而生成患者身体组织和器官的图像。

放射疗法治疗系统 10 还可以包括患者支件，例如治疗床 82（如图 1 所示），其支撑患者 14。治疗床 82 至少沿着在 x、y 或 z 方向上的一个方向移动。在本发明的其他实施例中，患者支件可以是适于支撑患者身体的任意部分的装置。患者支件不限于仅必需支撑患者的全身。系统 10 还可包括可操作以操纵治疗床 82 的位置的驱动系统 86。驱动系统 86 可通过计算机 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。特别地, 计算机 74 可包括 (多个) 软件程序 90, 该软件程序 90 操作以与放射疗法治疗系统 10 通信。(多个) 软件程序 90 可操作以接收来自外部软件程序和硬件的数据, 并且值得注意的是这些数据可被输入到 (多个) 软件程序 90。

计算机 74 可包括任何合适的适于让医务人员访问的输入/输出装置。计算机 74 可包括典型硬件, 例如处理器、I/O 接口和存储装置或存储器。计算机 74 还可包括例如键盘和鼠标的输入装置。计算机 74 可进一步包括标准的诸如监视器的输出装置。此外, 计算机 74 可包括诸如打印机和扫描仪的外围设备。

计算机 74 可与其他计算机 74 和放射疗法治疗系统 10 连网。其他的计算机 74 可包括额外的和/或不同的计算机程序和软件, 并且不需要与这里描述的计算机 74 相同。计算机 74 和放射疗法治疗系统 10 可通过网络 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。数据库 98 是数据存储器或数据存储位置, 并操作作为数据的存放处。应注意的是, (多个) 软件程序 90 还可驻留于 (多个) 服务器 102 上。

网络 94 可根据任何网络技术或拓扑学或结合网络技术和拓扑学而建立, 并且可包括多个子网。在计算机和图 3 所示的系统之间的连接可通过局域网 (“LAN”)、广域网 (“WAN”)、公共交换电话网 (“PSTN”)、无线网络、内联网、互联网或其他合适的网络而建立。在医院或医疗保健设施内, 在计算机和图 3 中所示系统之间的通信可通过任何版本的 7 级健康标准 (“HL7”) 协议或其他协议和/或其他需要的协议而建立。HL7 是一个规定在医疗保健环境中在两台来自不同卖主的计算机应用 (发送器和接受器) 之间的接口的执行以进行电子数据的标准协议。HL7 可允许医疗护理机构交换来自不同的应用系

统的重要数据集。具体地，HL7 可以定义要交换的数据、相互交换的时间以及到应用的误差的通信。格式通常在本质上是通用的，并且可配置成满足涉及应用的需要。

在计算机和图 3 中系统之间的通信还可通过任何版本的医学数字成像及通信（“DICOM”）协议和/或其他需要的协议建立。DICOM 是由 NEMA 开发的国际通信标准，其定义用来在医疗设备的不同部分之间传送医疗图像相关数据的格式。DICOM RT 表示专用于放射治疗数据的标准。

图 3 中的双向箭头通常表示在网络 94 以及计算机 74 和图 3 中所示系统 10 中的任何一个之间的两向通信和信息传送。但是，对于某些医疗和计算机化设备而言，只需要单向的通信和信息传送。

软件程序 90 生成具体表现为多个“屏幕”或“页面”的用户界面，其中用户与该用户界面交互以与软件程序 90 通信。像这样，用户界面的所有屏幕不限于任何附图中所示的布置。屏幕可包括但不限于字段（field）、栏、行、对话框、标签、按钮、单选按钮和下拉菜单。字段标题可改变，并且不限于附图中显示的那些。

图 4 显示了用户界面的一个屏幕 110，其包括示出患者 14 的放射疗法治疗计划的电子表格状的格式。当生成用户界面的计算机 74 被显示为连接到放射疗法治疗系统 10 时，计算机 74 还可以是用来生成放射疗法治疗计划和分析在放射疗法治疗计划的实施期中生成的数据的单机系统的一部分。

如图 4 所示，屏幕 110 包括多个与治疗计划有关的数据栏。特别地，屏幕 110 包括许多治疗分割栏 114、“包括”栏 118、数据栏 122、配准栏 126、治疗床栏 130、轮廓栏 134、剂量累积栏 138 和与患者 14 的放射疗法治疗计划有关的计算剂量栏 142。分割栏 114 的数目表明了

在放射疗法治疗计划期间将要对患者 14 实施的放射治疗的数目或放射剂量。“包括”栏 118 表示这些分割应该被处理并且包括在总剂量内。日期栏 122 表示向患者 14 实施放射剂量或计划向患者 14 实施放射剂量的日期。配准栏 126 表示了用来配准患者以进行评估的方法。例如，对患者 14 的评估可基于用于治疗的真实配准，或者可以针对假设的患者位置评估结果。这些假设的位置可包括任何来自无患者配准（没有图像指导的最初设置）、定义了但未在治疗期间使用的可选配准（alternate registration）、手动配准、使用基准标记的自动配准、使用共同信息的自动配准、提取特征融合或其他自动算法等。治疗床栏 130 表示了治疗床复位将自动进行。轮廓栏 134 表示了用于轮廓生成的选择方法。选项可包括手动勾画轮廓、基于变形的勾画轮廓或各种自动轮廓勾画法则。默认设置可配置成任何优选的轮廓勾画方法，但在该例子中，“自动”配置成基于变形的轮廓勾画，如果需要可以具有手动查看和编辑的能力。剂量累积栏 138 表示形变配准被用于累积剂量的过程。计算剂量栏 142 表示将对每个每日图像计算放射剂量。可选择的选项是不计算剂量（而是使用预定剂量格，例如计划剂量）、使用不同的计划来计算剂量、或者使用诸如体积密度（bulk-density）替换的不同方法计算剂量。

屏幕 110 还包括用于操纵放射疗法治疗计划数据的多个按钮。尤其是，屏幕 110 包括选择 IVDT 按钮 146、选择按钮 150、添加按钮 154、开始按钮 158、保存按钮 162 和加载按钮 166。选择 IVDT 按钮 146 用来选择或跳过（override）默认的图像校准曲线或图像值密度（image-value-to-density）表。该选项还可用于对图像施加其他密度校正或处理。选择按钮 150 允许用户选择用于分析的患者和/或治疗分割的集合。添加按钮 154 允许用户在评估中添加其他的治疗分割。添加的可以是可能存储在不同计划中且开始处理的已有的分割，或者可能是潜在以新的或改动计划实施的新分割。开始按钮 158 启动数据的处理。保存按钮 162 用来保存对于治疗计划的任何对修改以及数据的处理结果。加载按钮 166 用来检索患者的当前处理状态。

初看之下，用户很容易看出哪些分割已经实施并已执行适应性的处理（阴影区域，第 1-18 行）；哪些分割已经实施但没有被处理（第 19-23 行）；以及哪些分割还没有实施（第 24-35 行）。在处理栏中的每个框的内容表明了要用的处理类型。例如，剂量累积是通过变形执行的。原则上，步骤可以多种方式评估，单元格可指示进行了不同类型的剂量累积的。

在一种形式中，计算机 74 被编程为自动确定什么数据和/或分割已被处理、什么数据和/或分割准备好进行处理、以及什么数据和/或分割不能用来处理（例如还未实施放射的分割）。在该信息的基础上，计算机 74 可以最少的用户设置或介入来执行许多或所有的处理任务。

在一个示例性情形中，用户大致可以每周一次地访问为患者 14 生成屏幕 110 的软件程序 90。如图 4 所示，用户最近在分割数 18 后访问屏幕 110，到该时间为止的所有数据已经被处理。屏幕 110 示出又实施了五个患者分割，并且自从用户最近访问屏幕 110 这五个患者分割准备好以进行处理。软件程序 90 检测到这五个新分割可用来处理，并且自动地选择优选处理选项（例如基于特性/优选项选择器、患者协议、以前放射的处理等）。用户可以通过采取合适的行为，例如点击“开始”按钮 158 来启动处理。用户可允许软件程序 90 运行直到数据处理完成。在某些实施过程中，软件程序 90 可以在用户查看治疗分割之前或期间自动进行处理，使得用户一旦进入屏幕则数据就准备好以供查看。

软件程序 90 包括用于屏幕 110 的默认设定和处理治疗计划数据的方。用户不需要使用默认设定，而可以跳过它们（例如逐单元格水平、通过栏、通过患者等）。在某些情形下，这种跳过不会影响数据的自动处理。在其他的情形中，处理期间可能需要用户的介入。例如，配准栏 126 的一个选项可能是基于为了所述治疗分割如何设置或配准患

者 14 来评估实施的放射剂量。虽然如此，但是用户可能想研究应该已经实施的剂量如何不同地治疗患者 14。

作为另一例子，实施到患者 14 的剂量可以使用 γ 指数来评估。 γ 指数被用于同时测试在稳定区域中的百分数剂量差异以及在高梯度区域中的距离误差（distance to agreement）。百分数剂量差值是在均匀剂量的区域—稳定区域—中有用的度量，但是不适于高梯度区域。距离误差是对于高剂量梯度区域更合适的度量。 γ 指数由 Low 等引入（Daniel A..Low, William B. Harms, Sasa Mutic, James A.. Purdy, “A technique for the quantitative evaluation of dose distributions,” Medical Physics, Volume 25, Issue 5, 1998 年 5 月, pp. 656-661）。给出百分比剂量/距离标准（例如 5%-3mm），对于在剂量轮廓（一维）、图像（二维）或容积（三维）中的每个采样点计算 γ 。其中 $\gamma \leq 1$ 则满足标准；而 $\gamma > 1$ 则不满足标准。

作为另一个例子，实施到患者 14 的剂量可使用 ξ 指数评估。 ξ 指数是由 Van Dyk 等（1993）为治疗计划调试（treatment planning commissioning）提出的程序的归纳。使用该方法，首先比较在它们的梯度分量上对分布进行比较，然后进行剂量差值（ ΔD ）和距离误差（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），有四种可能的组合。假定 V_{ref} 为在参考分布中的体素，而 V_{eval} 是在评估分布中的体素，这些组合为：

- V_{ref} 为高剂量梯度， V_{eval} 为高剂量梯度
- V_{ref} 为高剂量梯度， V_{eval} 为低剂量梯度
- V_{ref} 为低剂量梯度， V_{eval} 为高剂量梯度
- V_{ref} 为低剂量梯度， V_{eval} 为低剂量梯度

在提供的对比工具中，对于其中参照分布和对比分布均具有低剂量梯度的区域，可得到 ΔD 值。对于所有其他的情形，将进行 DTA 分析。梯度比较解释了在重建分布和计划分布之间可能有剂量梯度的完

全不匹配的事实。一旦得到 ΔD 和DTA值,可发现每个体素的数字指数与由Low等(1998)提出的 γ 指数相似。数字指数 ξ 由下列公式获得:

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

1或更小的 ξ 值被认为是可以接受的。尽管体积可具有高梯度体素和低梯度体素,但由于 ξ 值没有量纲,所以该方法适于均化或显示。

在这些类型的情况中,软件程序90可组织数据处理以使得速度最大和/或使用户介入的数目最小。例如,在配准的情况下,用户可能希望首先利用程序计算所有的数据预处理,然后能立即检查或进入部分或全部的配准场景(registration scenario),并且随后使得软件程序90完成所有剩余的处理。通过这种方式,即使希望用户介入来决定处理或评估的细节,也可以提高用户介入的效率并使之易于被理解。类似地,可以对每个分割图像自动生成所有轮廓,但是可以在一个离散的时间观察到(如果需要还可编辑)所有这些轮廓,而不需要与软件进行完全不同的交互。

用户界面还可包括一种脚本语言,或者包括使用户能更精确定义和记录复杂偏好的宏性能。该特征允许用户指定它们期望何时或怎样被通知、处理应如何进行、或者结果应如何评估。类似地,用户界面可包括报警功能,当处理数据时,若患者剂量超过了某阈值或容许量,则通知用户。这种报警特征可与在背景中出现的应用处理一起使用,或者自动地使用,并且通知可包括屏幕消息、页面、电子邮件或其他快速通信的方法。

本发明的另一方面是其评估假设情形的灵活性。图 4 所示的 114-142 栏不仅仅是处理步骤，还有许多附加的可被纳入的处理可能性，代表了如何执行计算以达到期望临床比较的全局目标的一切细节。例如，细节包括这类主题，例如如何填补或处理未完成图像，以及使用什么算法来变形或勾画轮廓，允许用户理解这些项对评估的影响。全局项包括例如使用什么计划进行计算剂量、使用什么图像来计划或作为剂量累积的基础、应该积累哪个剂量集以及应该将它们与其他什么集比较等主题。通过评估这些项，用户可以知道通过使用不同设置、不同计划、教频繁或教不频繁地调节计划等会如何影响患者的治疗。在图 5 和 6 中有研究的情况类型。图 5 对最初计划的实施与包括患者变化和适应性计划中途变化的实际实施情况进行比较。图 6 对最初计划的实施与未使用适应性计划应该已经实施的情况进行比较。

图 7 是评估放射疗法治疗计划的方法的流程图。医务人员根据患者的数据、图像或其它信息为患者 14 生成（见 200）治疗计划。当患者 14 准备好进行治疗时，医务人员在实施放射治疗前将患者 14 定位（见 204）在治疗床 82 上。可以获取患者 14 的参考图像来帮助定位。如果需要，可进行额外的定位调整。在患者 14 被合适地定位后，系统获取（见 208）患者的一张或多张图像。在启动治疗计划的实施之前，用户访问（见 212）在治疗计划中的分割列表，并检索（见 216）与其中一个分割相关联的图像。系统产生（见 220）在参考图像和与其中一个分割相关联的图像之间的变形图。在变形图的基础上，若任何实施条件或参数不同，则系统将对于至少一个分割评估（见 224）应该已经实施到患者的放射剂量。

本发明的各个特征在下列权利要求中进行阐明。

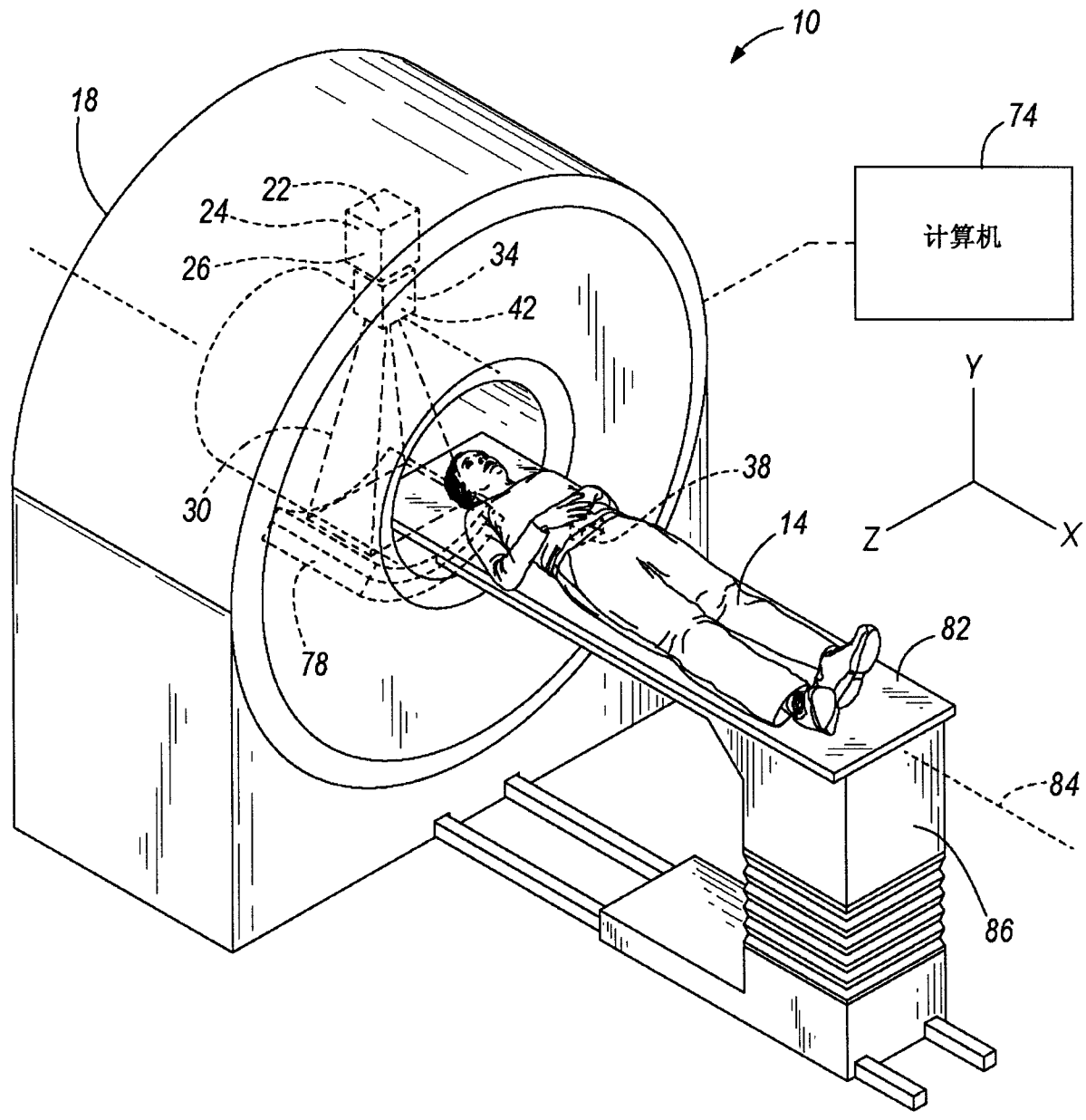


图1

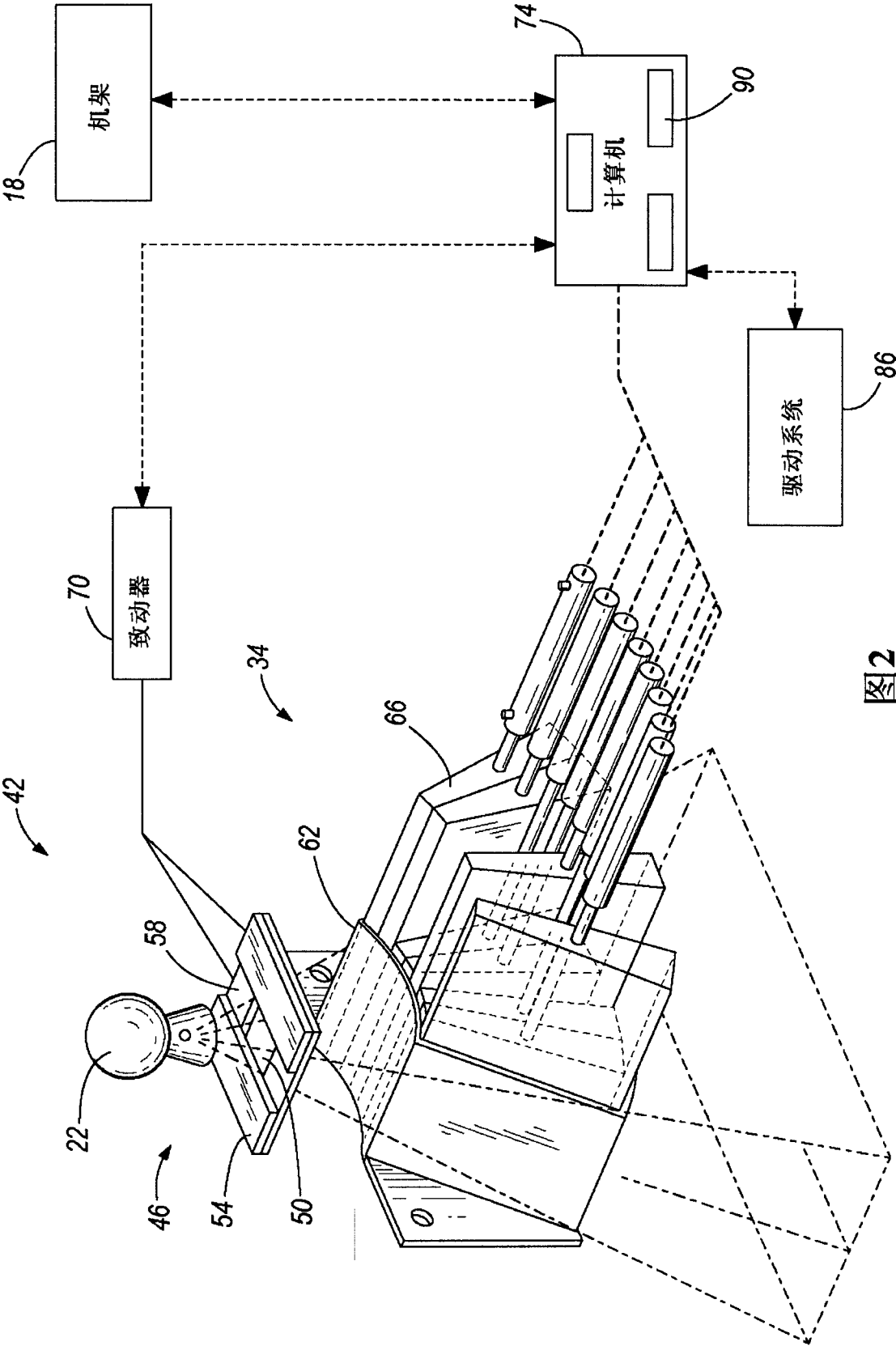


图2

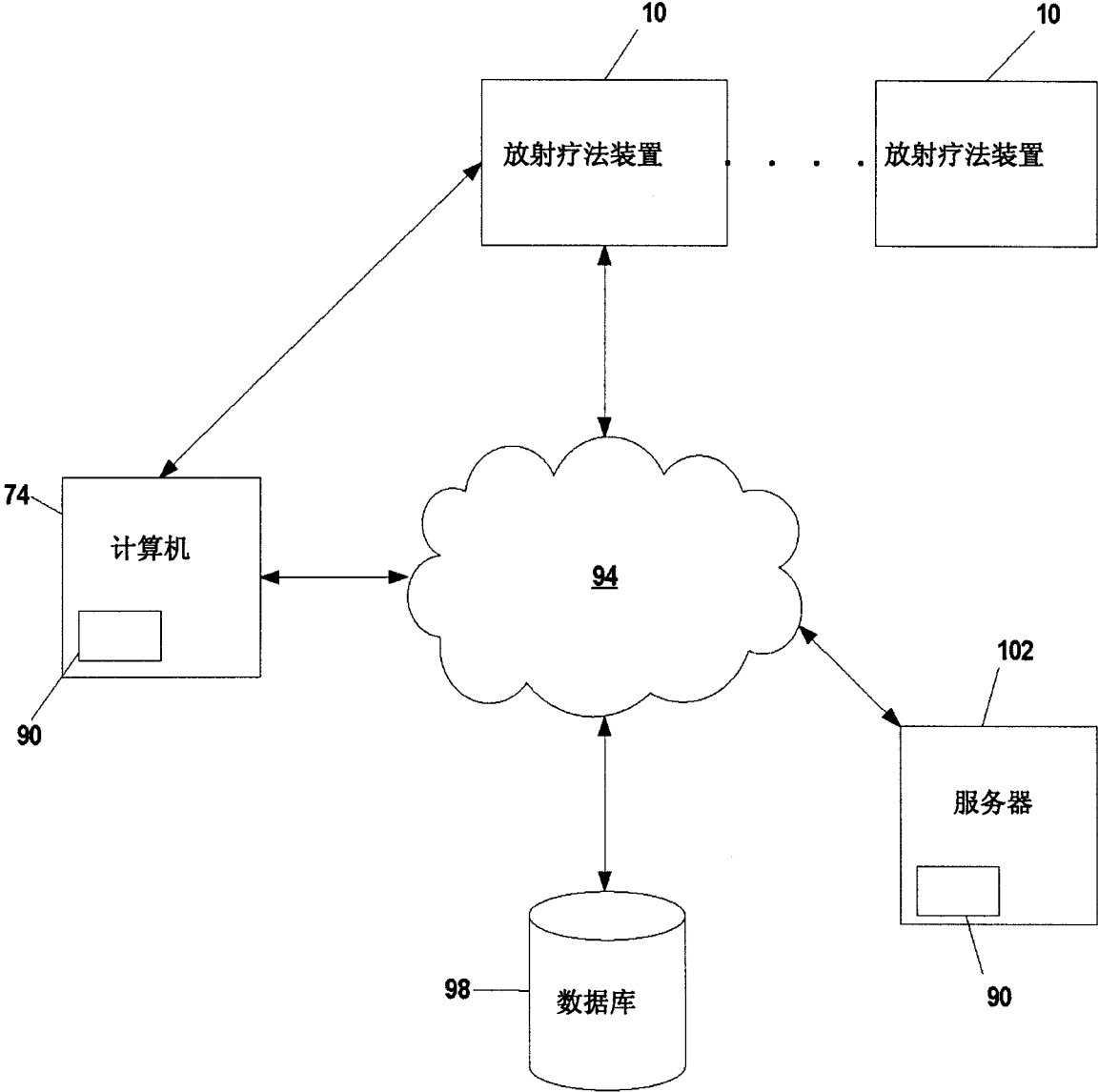


图3

114		118		122		126		130		134		138		142	
Fraction Number		Include		Date		Registration		Object		Control		Data Accumulate		Set Data	
1	☒														
2	☒														
3	☒														
4	☒														
5	☒														
6	☒														
7	☒														
8	☒														
9	☒														
10	☒														
11	☒														
12	☒														
13	☒														
14	☒														
15	☒														
16	☒														
17	☒														
18	☒														
19	☒			Sep 12, 2005		Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
20	☒			Sep 13, 2005		Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
21	☒			Sep 14, 2005		Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
22	☒			Sep 15, 2005		Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
23	☒			Sep 16, 2005		Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
24	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
25	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
26	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
27	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
28	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
29	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
30	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
31	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
32	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
33	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
34	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
35	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	
36	☒					Auto		Auto		Auto		Defarm		☒	

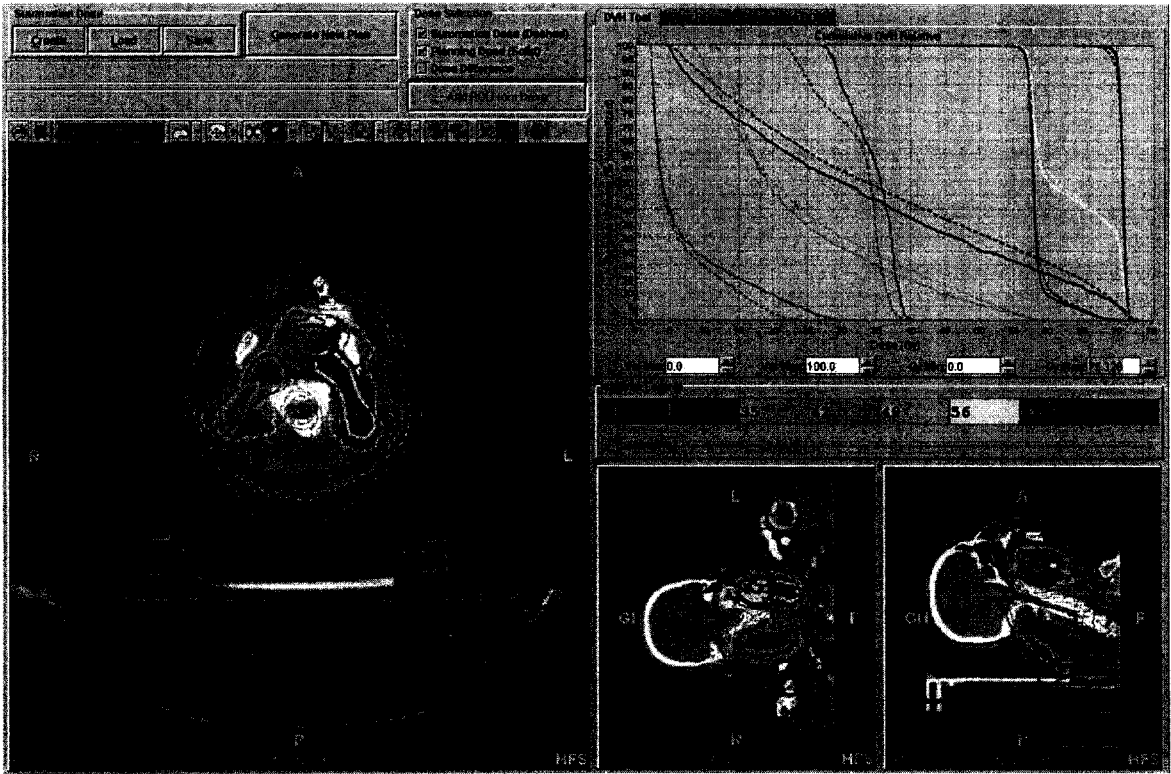


图5

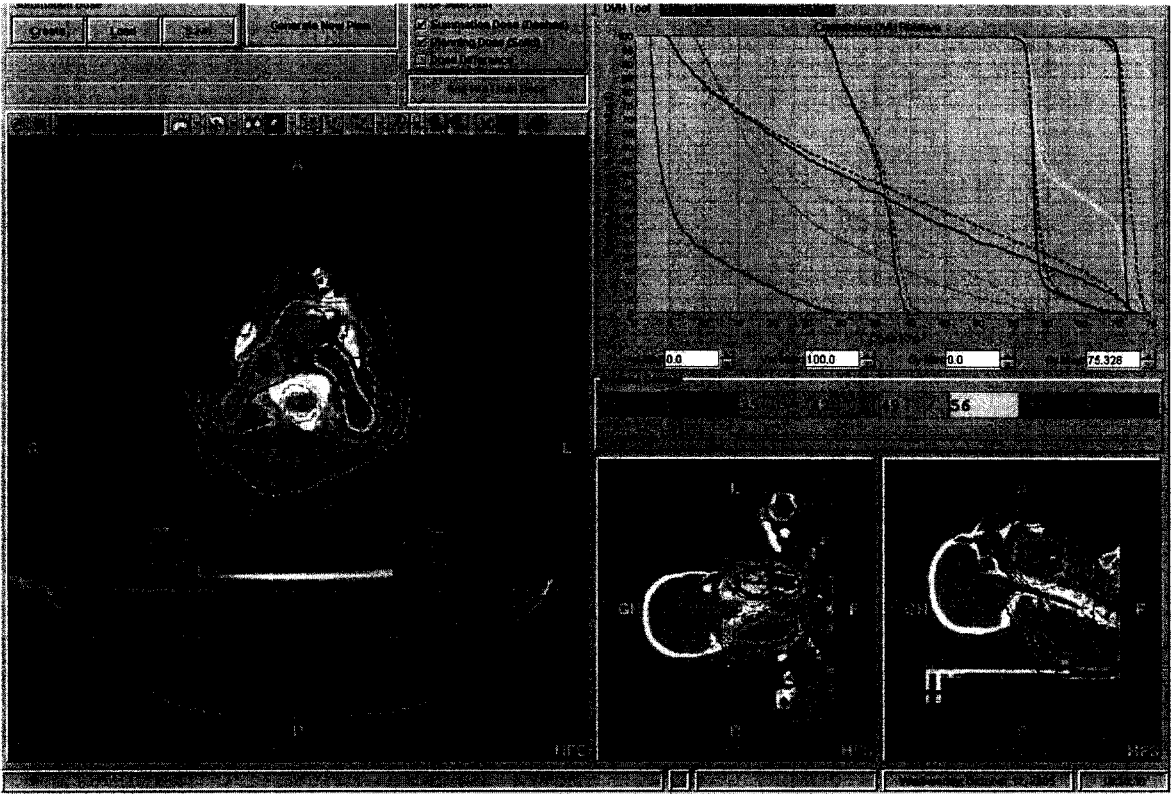


图6

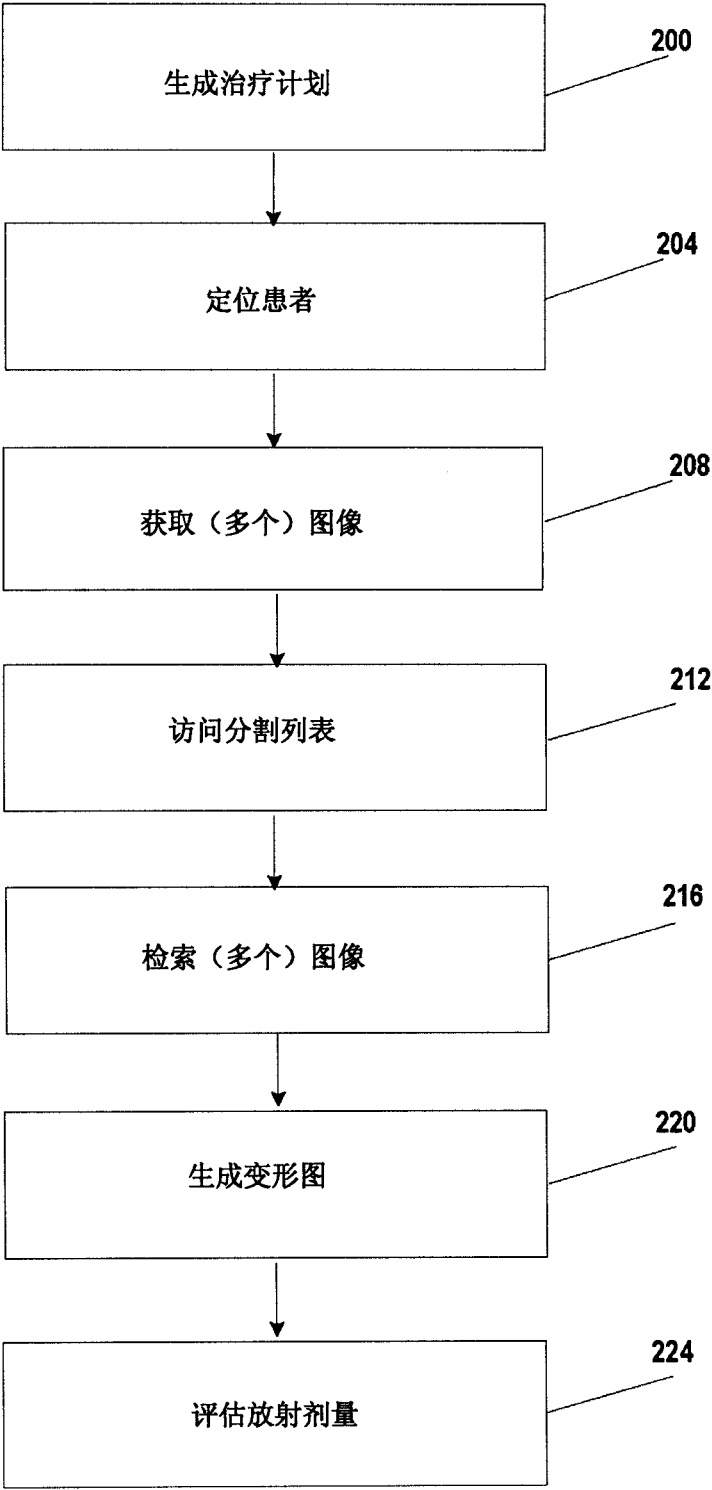


图7