

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102218198 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 19

(21) 申请号 201110153629. 6

(22) 申请日 2007. 05. 24

(30) 优先权数据

60/808343 2006. 05. 25 US

60/881092 2007. 01. 18 US

(62) 分案原申请数据

200780027640. X 2007. 05. 24

(71) 申请人 威廉博蒙特医院

地址 美国密执安州

(72) 发明人 阎蒂 A. 马丁内斯

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 刘春元 蒋骏

(51) Int. Cl.

A61N 5/10(2006. 01)

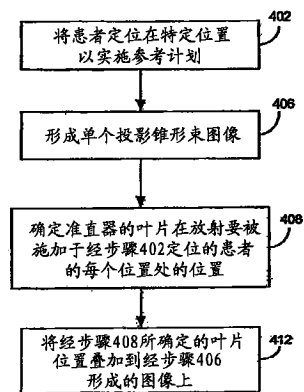
权利要求书 1 页 说明书 10 页 附图 10 页

(54) 发明名称

一种形成入口图像的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种形成入口图像的方法。所述方法包括:形成感兴趣对象的二维图像;将准直器部件的图像叠加在所述二维图像上,其中所述图像表示所述准直器部件在放射治疗射束要被送往所述感兴趣对象时所处的位置。



1. 一种形成入口图像的方法,所述方法包括:
形成感兴趣对象的二维图像;
将准直器部件的图像叠加在所述二维图像上,其中所述图像表示所述准直器部件在放射治疗射束要被送往所述感兴趣对象时所处的位置。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中根据体积图像形成所述二维图像。
3. 如权利要求 1 所述的方法,进一步包括确定所述准直器部件在所述放射治疗射束要被送往所述感兴趣对象时所处的位置。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述感兴趣对象在治疗疗程期间显著改变位置和形状并且所述二维图像是荧光检查图像。
5. 如权利要求 1 所述的方法,其中所述感兴趣对象在治疗疗程期间不显著改变其位置和形状并且所述二维图像是射线摄影图像。

一种形成入口图像的方法

[0001] 本申请为分案申请。其母案的发明名称为“用于体积图像引导的适应性放射治疗的实时、在线和离线治疗剂量追踪和反馈过程”，申请日为 2007 年 5 月 24 日，申请号为 200780027640. X。

[0002] 申请人根据 35 U. S. C. § 119(e) 的规定要求 1) 于 2006 年 5 月 25 日提交的美国临时专利申请序列号 60/808, 343 和 2) 于 2007 年 1 月 18 日提交的美国临时专利申请序列号 60/881, 092 的优先权，它们的内容均全文引用于此作为参考。

[0003] 发明背景。

发明领域

[0004] 本发明大体上涉及图像引导的放射治疗，特别地，本发明涉及体积(volumetric)图像引导的适应性放射治疗。

[0005] 相关技术讨论

目前，在线的治疗剂量(dose)构建(construction)和估计包括入口(portal)的前剂量(ex-dose)重构以对传统线性加速器上的治疗剂量进行重构。特别地，使用 MV 入口成像器对出射剂量(exit dose)进行测量来估计患者体内的治疗剂量。然而，该方法还没有被用于患者治疗剂量的构建，原因在于该剂量重构方法缺少治疗期间的患者解剖(anatomy)信息，并且难以对散射的出射剂量进行适当校准。

[0006] 过去，单一的预处理(pretreatment)计算的断层摄影(tomography)扫描已经被用于设计放射治疗的患者治疗计划。由于诸如例如器官运动、收缩和变形之类的患者变化的缘故，使用这样的单一预处理扫描会导致很大的计划目标空白(target margin)以及正常组织剂量的不确定性，这些从治疗疗程(treatment session)开始到治疗疗程结束都会发生。

[0007] 发明简述

本发明的一个方面涉及一种用于放射治疗的系统，其包括生成对象的感兴趣区域的体积图像数据的成像系统，以及根据参考计划向所述对象的感兴趣区域发射治疗放射射束的放射源。所述用于放射治疗的系统进一步包括处理系统，其接收并评估所述体积图像数据以及所述治疗放射射束的至少一个参数以提供实时、在线或离线的评估以及所述参考计划的在线或离线修改。

[0008] 本发明的第二方面涉及一种利用放射来治疗对象的方法，其包括生成对象的感兴趣区域的体积图像数据，以及根据参考计划向所述对象的感兴趣区域发射治疗放射射束。所述方法进一步包括对所述体积图像数据以及所述治疗放射射束的至少一个参数进行评估以提供实时、在线或离线的评估以及所述参考计划的在线或离线的修改。

[0009] 本发明的第三方面涉及一种用于放射治疗的计划和控制系統，其包括用于对对象的感兴趣区域的体积图像以及根据参考计划送往(direct towards)所述对象的感兴趣区域的治疗放射射束的参数进行捕捉和评估以便提供实时、在线或离线的评估以及所述参考计划的在线或离线修改的系统。所述系统进一步包括根据体积图像和治疗放射射束的所捕

捉参数中的一个或多个来显示信息的监视器。

[0010] 本发明的第四方面涉及一种对放射治疗疗程进行计划和控制的方法,所述方法包括对对象的感兴趣区域的体积图像以及根据参考计划送往所述对象的感兴趣区域的治疗放射射束的参数进行捕捉和评估以便提供实时、在线或离线的评估以及所述参考计划的在线或离线修改。所述方法进一步包括根据体积图像和治疗放射射束的所捕捉参数中的一个或多个来显示信息。

[0011] 本发明的第五方面涉及一种用于放射治疗的系统,其包括被编程为在对象在线时的实时时间段内根据参考计划向对象的感兴趣区域发射治疗放射射束的放射源。所述系统进一步包括成像系统,所述成像系统在对象在线时的实时时间段内生成所述对象的感兴趣区域的在线体积图像数据,以及在非实时的离线时间段内生成所述对象的感兴趣区域的离线体积图像数据。所述系统进一步包括接收并处理在线和离线体积图像数据中的一个或多个以改变所述参考计划的处理系统。

[0012] 本发明的第六方面涉及一种利用放射对对象进行治疗的方法,其包括:计划在对象在线时的实时时间段内根据参考计划向对象的感兴趣区域发射治疗放射射束。所述方法包括在对象在线时的实时时间段内生成所述对象的感兴趣区域的在线体积图像数据,以及在非实时的离线时间段内生成所述对象的感兴趣区域的离线体积图像数据。所述方法进一步包括根据在线和离线体积图像数据中的一个或多个来改变所述参考计划。

[0013] 本发明的第七方面涉及一种形成入口图像的方法,该方法包括形成感兴趣对象的二维图像并且将准直器(collimator)部件的图像叠加(superimpose)在所述二维图像上。所述图像表示所述准直器部件在放射治疗射束要被送往所述感兴趣对象时所处的位置。

[0014] 本发明的一个或多个方面提供了以下优势:提供在线和离线的治疗剂量重构和治疗决策工具,所述治疗决策工具提供了实时、在线和离线治疗评估以及参考计划的在线或离线的修改。

[0015] 当结合附图阅读以下的描述和所附权利要求时,本发明的其它目标、优势和特征将变得很明显。

附图说明

[0016] 图 1 示意性示出了根据本发明的放射治疗系统的实施例,其采用了剂量追踪和反馈过程以及对累积治疗剂量的自动构建、估计和评估以及用于适应性计划优化的患者解剖和剂量反馈的可能工作流程;

图 2a - c 示出了要被用于图 1 的用于执行剂量追踪和反馈的放射治疗系统的机载(onboard)成像系统和 / 或放射治疗系统的各种实施例;

图 3a - b 提供了形成 kV 入口图像的可能过程的直观表示;

图 4a - b 示出了具有感兴趣器官的射束方向视图(beam eye view)的 kV 入口图像和参考图像;

图 5 示出了质量保证工作站上的可能图像,其示出具有用于日 kV 入口图像的位置 / 体积追踪图的 kV 入口图像;

图 6 是用于形成图 3 - 5 中任一 kV 入口图像的步骤序列的流程图;

图 7 示出了要用于图 1 - 2 的系统的放射治疗过程的实施例。

[0017] 发明的优选实施例

根据本发明,在图1—7中示出了诸如锥形射束(cone beam)计算机化断层摄影(CBCT)图像引导的适应性放射治疗(IGART)系统100之类的体积图像引导的适应性放射治疗系统,以及用于对日累积治疗剂量进行自动构建和评估的相应工作流序列,其中相同的部件由相同的附图标记来表示。如图1所示,CBCT IGART系统100包括多个主要系统:1)诸如x射线锥形射束计算断层摄影系统200之类的三维体积成像系统,2)兆伏成像系统300,包括放射治疗源,例如线性加速器302和成像器304,3)kV入口成像器处理器/软件系统400和4)治疗剂量追踪和反馈系统600,以下对其中的每一个进行讨论。

[0018] 三维体积成像系统

锥形射束计算断层摄影系统200的机械操作与传统的计算断层摄影系统类似,区别在于通过源和检测器少于两次的旋转(优选为一次旋转)来获得整个体积图像。与传统的计算断层摄影中所使用的一维(1-D)检测器不同,这可能通过使用二维(2-D)检测器来进行。

[0019] 美国专利号6,842,502中描述了一种已知锥形射束计算断层摄影成像系统的示例,其全部内容结合于此作为参考。该专利描述了包括千伏x射线管以及具有无定形硅检测器阵列的平板成像器的锥形射束计算断层摄影成像系统的实施例。当患者躺在治疗台上时,所述x射线管和平板成像器绕患者一致地旋转以便拍摄多个图像,如先前所描述的那样。

[0020] 如图2a—c所示,图示了要用于本发明的各种体积成像系统。虽然以下讨论将要描述图2a的锥形射束计算断层摄影系统200和兆伏入口成像系统300,但是该讨论可同样应用于图2b—c的扫描槽(slot)锥形射束计算断层摄影和兆伏入口成像系统。图2a示出了壁装式锥形射束计算断层摄影系统200和兆伏入口成像系统300,它们适于与以英国Crawley的Elekta的Synergy的商标销售的锥形射束计算断层摄影系统和兆伏入口成像系统一起使用。这样的系统200和300在2007年4月12日提交的题为“Scanning Slot Cone-Beam Computed Tomography and Scanning Focus Spot Cone-Beam Computed Tomography”的未决的美国专利申请序列号11/786,781中被描述,其全文结合于此以供参考。

[0021] 锥形射束计算断层摄影系统200包括安装在台架(gantry)208上的诸如x射线管202之类的x射线源、旋转准直器204和平板成像器/检测器206。如图2a所示,平板成像器206能够被安装于医学线性加速器302的台架208的平的、圆形可旋转鼓(drum)210的表面,其中x射线管202所产生的x射束212与放射治疗源302所产生的治疗射束306近似正交。注意,将x射线管和成像器安装于可旋转鼓的示例在美国专利号6,842,502中被描述,其全文引用于此以供参考。

[0022] 注意,检测器206可由半导体传感器的二维阵列所构成,所述半导体传感器均可由无定形硅(a-Si:H)和薄膜晶体管制成。对来自每个传感器的模拟信号进行积分(integrate)并数字化。数字值被传送到数据存储服务器102。

[0023] 在来自准直器204的扇形束横贯(traverse)患者P的宽度并且以上述方式撞击整个检测器206之后,计算机234指示鼓210进行旋转以使得x射线源202、准直器204和检测器206绕患者P旋转到另一位置,以使得上述扫描过程能够被重复并且生成另一个二维投影。x射线源202、准直器204和检测器206继续上述旋转直至获取了用于形成锥形射束

计算断层摄影图像的足够数量的二维图像。为此将需要少于两次的旋转(预计也能够从少于 360° 的旋转来形成图像)。在计算机 234 中对来自每个位置的二维投影进行组合以生成要显示与之前所描述的锥形射束计算断层摄影类似的方式在显示器 236 上显示的三维图像。

[0024] 虽然准直器 208 的上述实施例是旋转的,但是可以如 2007 年 4 月 12 日提交的题为“Scanning Slot Cone-Beam Computed Tomography and Scanning Focus Spot Cone-Beam Computed Tomography”的未决的美国专利申请序列号 11/786,781 中所描述的那样替代性地使用线性移动的准直器,所述专利申请全文引用于此以供参考。

[0025] 旋转治疗源和成像器

如图 2a 所示,系统 300 包括诸如线性源 302 之类的独立放射治疗 x 射线源以及独立安装于旋转鼓 210 的检测器 / 成像器 304。源 302 以高于 x 射线管 202 的功率进行操作从而允许对躺在可移动台 210 (可经由计算机 234 在 x、y 和 z 方向上进行移动) 上的患者体内的目标体积进行治疗。线性源 302 生成 x 射束或诸如光子、质子或电子之类的粒子,所述粒子具有从 4 MeV 到 25 MeV 变动的能量。

[0026] 如以上所提到的,所述粒子被用来治疗患者的特定感兴趣区域,例如瘤。在到达所述感兴趣区域之前,粒子束通过多叶准直器 308 而被成形为具有特定的截面区域。选择所述截面区域以使得粒子束与待治疗的感兴趣区域交互而不是与患者的健康区域交互。可通过成像器 304 以已知的方式对穿过感兴趣区域的放射进行成像。

[0027] 体积成像系统以及放射源和成像器的可替换实施例

图 2b 示出了锥形射束计算断层摄影系统 200a 和兆伏入口成像系统 300a 的另一实施例。在该实施例中,系统 200a 和 300a 可适于与以加利福尼亚 Palo Alto 的 Varian Medical Systems 的 Trilogy 的商标出售的锥形射束计算断层摄影系统和兆伏入口成像系统一起使用。系统 200a 包括与图 2a 的实施例中所使用的相类似的 x 射线管 202、旋转准直器 204 和平板成像器 / 检测器 206。与图 2a 的安装在鼓上的系统 200 不同,x 射线管 202 和准直器 204 被安装在臂 214 上,所述臂 214 通过枢轴安装到系统 300a 的支架 (support) 308。类似地,平板成像器 206 安装在臂 216 上,所述臂 216 安装到支架 308。

[0028] 如图 2a 的实施例,图 2b 的 x 射线管 202 所产生的 x 射束 212 与放射治疗源 302 所产生的治疗射束 304 近似正交。如图 2b 所示,系统 300 包括与之前针对图 2a 所描述的相似的线性源 302 和检测器 306。因此,线性源 302 生成 x 射束或诸如光子或电子之类的粒子束,所述粒子具有从 4 MeV 到 25 MeV 变动的能量以便允许对躺在可移动台 210 (可经由计算机 234 在 x、y 和 z 方向上进行移动) 上的患者体内的目标体积进行治疗。与图 2a 的安装在鼓上的系统 300 不同,线性源 302 和检测器 306 利用支架 308 来连接。

[0029] 图 2c 示出了扫描槽锥形射束计算断层摄影系统 200c 的另一实施例。在该实施例中,系统 200c 包括与图 2a 的实施例中所使用的那些相似的千伏 x 射线管 202、旋转准直器 204 和平板成像器 / 检测器 206。与图 2a 的安装在鼓上的系统 200 不同,x 射线管 202 和准直器 204 安装在 C 型臂 218 的一端,而平板成像器 206 安装在 C 型臂 218 的另一端。C 型臂 218 安装到可移动基座 220 上以使得其能够关于图 2c 所示的轴 A 和 B 进行转动 (pivot)。

[0030] 治疗剂量追踪和反馈系统

如图 1 所示,治疗剂量追踪和反馈系统 600 包括工作站或数据服务器 110,其包括用于对从服务器 102 所接收的由锥形射束计算断层摄影系统 200 所生成的患者的三维体积图像

执行分割 / 配准(registration)过程的处理器。工作站 110 能够识别和配准每个体积图像内的每个图像数据体积。这样的识别和配准考虑到从一个治疗疗程到另一治疗疗程对相同的图像数据体积进行位置追踪。

[0031] 治疗剂量追踪和反馈系统 600 进一步包括工作站或数据服务器 112, 其包括处理器, 所述处理器专用于根据参考计划 502 基于 1) 工作站 110 所执行的分割 / 配准过程和 2) 从源 302 所发射的放射射束在其撞击患者时被测量并存储在服务器 102 中的参数来执行治疗剂量构建过程, 所述参数例如所述射束的角位置、射束能量和截面形状。这样的参数可以采样以下形式: 台架 208 的角位置、准直器 308 的角方向、多叶准直器 308 的叶片位置、台 210 的位置和放射射束的能量。一旦图像数据的子体积的位置和形状已知, 就可以根据从源 302 发射的放射射束在其撞击患者时的上述参数来确定 / 构建每个相同子体积所接收的治疗剂量。对用于系统 200 所生成的每个体积图像的每个图像数据子体积进行这样的确定。

[0032] 所述治疗剂量追踪和反馈系统 600 进一步包括工作站或数据服务器 114, 其包括处理器, 所述处理器专用于执行适应性计划过程, 其能够 1) 根据离线或在线信息以实时方式对特定日的放射治疗处理进行调整或 2) 根据离线信息以非实时方式对放射治疗处理进行调整。所述调整基于工作站 112 所计算的剂量与治疗计划优选的剂量相差多少。注意, 术语“实时”是指放射治疗源被激活并对患者进行治疗时的时间段。术语“在线”指当患者处于治疗台上时, 而“离线”是指当患者离开治疗台时。

[0033] 总体来说, 治疗剂量追踪和反馈系统 600 能够根据体积图像信息和在治疗疗程期间以实时方式测量的治疗射束参数来执行实时的治疗剂量构建和 4D 适应性计划。系统 600 还能够以非实时的方式执行适应性计划。这样的实时和非实时时间过程将参考图 7 示意性示出的过程被更为详细地描述。注意, 在可替换的实施例中, 所述工作站 110、112 和 114 能够被组合为单个工作站, 其中与工作站 110、112 和 114 相关联的过程由一个或多个处理器来执行。注意, 工作站 112 所确定的实时治疗剂量构建和工作站 114 所确定的 4D 适应性计划能够被显示在质量保证(QA)评估站 116 的监视器 117 上。如果需要, 医疗人员能够根据监视器 117 上所显示的信息对所计算的 4D 适应性计划进行改变以便使其处于可接受的参数之内。因此, QA 评估站 116 用作确保在未来对治疗疗程进行实时改变的置信度的方式。在这种情形中, QA 评估站 116 以及治疗剂量追踪和反馈系统 600 可被共同看作 4D 计划 and 控制系统。

[0034] 根据以上对机载锥形射束计算断层摄影系统 200、兆伏成像和放射治疗系统 300、QA 评估站 116 和考虑中的治疗剂量追踪和反馈系统 600 的描述, 能够理解图 1 的 CBCT IGART 系统 100 的操作。特别地, 之前所描述的在线体积成像信息和实时治疗射束参数能够从系统 200、300 和 400 捕捉并存储在数据存储服务器 102 中。所述体积成像信息和治疗射束参数接着被发送到数据监视器作业(job)控制器 104, 所述数据监视器作业控制器 104 根据预先设计的治疗日程和协议自动为工作站 110、112 和 114 中每一个分配任务并且控制这些任务的完成。所述任务被存储在临时作业队列 118 中, 以用于根据临床优先级分派给工作站 110、112 和 114 中每一个。所述临床优先级能够基于物理评估 / 决策制定站 122 上的治疗评审和评估而根据临床用户的请求 120 进行重新分配。此外, 所述站 122 还提供用于治疗 / 计划修改决策的命令。修改服务器 124 从站 122 接收命令并且根据从适应性计划工作站 114 所创建的优化的适应性计划来修改系统 300 上正在进行治疗计划、射束或患

者位置。

[0035] 如图 1 所示,来自服务器 102 的原始数据还被发送到工作站 110。所述工作站 110 专用于对锥形射束计算断层摄影系统 200 所生成的患者的三维体积图像执行自动分割 / 配准过程。来自服务器 102 的原始数据还被发送到工作站 112 和工作站 114。工作站 112 根据原始数据来执行日治疗剂量和累积治疗剂量构建 / 评估。工作站 114 根据原始数据执行适应性计划。这三个工作站 110、112 和 114 分别以其作业队列 126、128 和 130 的次序自动执行它们的任务。以上所描述的分割 / 配准、治疗剂量构建 / 评估和适应性计划随后将针对图 7 示意性示出的过程进行描述。

[0036] 如图 1 所示,从工作站 110、112 和 114 所生成的分割 / 配准、治疗剂量构建评估和适应性计划的信息被发送到 QA 评估站 116,如果必要,所述 QA 评估站 116 与临床用户进行交互来对来自以上工作站 110、112 和 114 的结果进行验证和修改。来自 QA 评估站 116 的输出接着被存储在所导出数据服务器 102 中。

[0037] QA 点 116 向作业执行日志(log)服务器 132 提供更新执行状态,所述作业执行日志服务器 132 提供关于当前是否进行信息处理、处理是否完成或者是否出现错误的信息。无论工作站 112 和 114 分别在何时完成治疗剂量构建或适应性计划修改的任务,评估站 116 都提供治疗评估信息,其包括当前治疗状态和所完成的治疗剂量以及根据来自先前治疗的患者和治疗数据所估计的结果参数。在 QA 评估站 116 的用户接着能够向高优先级作业请求服务器 120 提供命令或新的临床日程来请求新的信息或修改临床治疗日程。此外,用户还能够决定通过服务器 124 执行新的适应性计划或执行治疗 / 患者位置校正。

[0038] CBCT IGART 系统 100 执行多个过程,包括经由 kV 入口成像处理器 / 软件 400 进行的 kV 入口成像过程和图像引导的适应性放射治疗过程 500,二者将在以下参考图 3 - 7 进行描述。

[0039] 预处理过程

作为放射治疗过程如何进行的示例,假设已经在诊所经历了先前放射治疗疗程的患者在特定日安排有另一疗程。所述患者在所安排的那天到达诊所并且来到与图 3a 所示类似的治疗室。所述治疗室包括之前参考图 2a 所描述的锥形射束计算断层摄影系统 200 和兆伏入口成像系统 300。所述患者躺在台 110 上并且准备由医务人员进行在线治疗疗程(“在线”被定义为当患者定位于放射治疗处理台 110 上所执行的事件和过程)。

[0040] 在该时间点,用于将治疗放射应用于患者的参考治疗计划在之前已经根据先前的放射治疗疗程针对该患者得以确定。参考治疗计划是根据要被治疗的感兴趣区域的最可能的计划体积图像而在进行治疗之前被设计的。所述参考治疗计划包含患者设置位置、治疗机器参数和预期的要应用于患者各区域的日剂量和累积剂量。这样的参考计划指定患者要对暴露于放射的(一个或多个)区域以及所述(一个或多个)区域要在单个疗程期间从放射源接收的剂量。因此,所述参考计划将包括与多叶准直器 308 所形成的射束的射束角度 / 台架位置、射束能量和截面区域相关的信息。根据所述参考计划,患者被指示移动到就按照参考计划向患者的感兴趣区域实施放射而言最优的特定位置,例如他或她的侧面。当处于所述特定位置时,在放射治疗疗程之前执行采用 kV 处理器 / 软件 400 的预处理 kV 入口成像过程。图 3 - 6 示意性示出了预处理 kV 入口成像过程。特别地,所述过程包括根据患者在治疗前的锥形射束计算断层摄影图像 404 来形成二维投影 / 放射摄影图像,其中图像 404

包含当患者经所述过程的步骤 406 而在台 210 上处于特定位置时的感兴趣区域。根据所述参考计划,放射源 302 要被移动到一个或多个位置以当所述患者处于特定位置时在每个位置处施加放射。在放射源 302 的每个位置处,多叶准直器 308 的叶片(leaf)将被移动以形成期望的轮廓(outline),以用于将放射束形成为特定的截面形状。经步骤 408,确定所述叶片在放射源的每个位置处的位置,如图 3a - b 的多叶片轮廓 410 所示意性表示。

[0041] 接着在图 3b 和 4 - 6 中所示的工作站 110 的处理器中对患者处于特定位置时所述感兴趣区域的锥形射束计算断层摄影图像 404 和叶片 / 轮廓 410 的位置进行存储和处理。这样的处理包括:经步骤 412,根据锥形射束图像 404 将每个轮廓 410 叠加在二维的投影 / 放射摄影图像上以形成诸如图 3b 和 4b 所示的治疗射束方向 (BEV) 视图 kV 入口图像。注意,所述 kV 入口图像能够被形成为用于静态患者解剖验证的 kV 数字重构放射摄影 (DRR) 图像或用于动态患者解剖运动 (例如呼吸运动) 验证的数字重构荧光检查 (fluoroscopic) (DRF) 图像。在任一种情况下,具有相应轮廓 410 的每个 kV 入口图像 (例如,图 4b) 与根据所要执行的实时放射治疗计划而生成的治疗参考放射摄影图像 (例如,图 4a) 进行比较。所述 kV 入口图像的诸如瘤或器官之类的一个或多个感兴趣区域应当被相对于参考图像的相应感兴趣区域的位置位移至少预定量,接着采取步骤对用于日治疗疗程的实时放射治疗计划进行调整。如果所述位移在预定量之下,则不对所述实时放射计划进行调整。

[0042] 除了治疗剂量之外,kV 入口图像还可以被构建以用于如图 3a - b 所示的治疗记录和验证。此外,CBCT 图像上出现的感兴趣器官被自动分割并配准到预处理 CT 图像中。因此,能够创建每个感兴趣器官的日剂量和累积剂量体积的关系。在一些实施方式中,采用数值滤波器通过对患者解剖变化的稳态和非稳态随机过程二者执行参数估计而对每个感兴趣器官中的最终治疗剂量进行估计。可实施诸如最小平方估计、基于主成分分析 (PCA) 的估计和奇异值分解 (SVD) 分析之类的用于样本估计的方法。

[0043] 所述估计然后被用来提供用于治疗评估和计划修改决策的信息以确定何时开启适应性计划修改引擎。

[0044] 在线、离线图像引导的适应性放射治疗计划

在完成 kV 成像过程之后,导致初始的放射治疗计划被修改或保留,患者被重新定位以按照修改 / 原始的参考计划接受放射治疗,并且如图 7 示意性示出的那样执行图像引导的适应放射治疗过程 500。特别地,参考计划 502 经过程 504 被应用到线性源 302 以使得源 302 根据参考计划 502 而被移动到参考计划 502 中所指定的位置,并且对从源 302 所发射的放射束在撞击患者时的参数进行格式化,所述参数例如角位置、射束能量和射束的截面形状。这样的在线和实时参数能够采用台架 208 的角位置、准直器 308 的角定向、多叶准直器 308 的叶片位置、台 210 的位置和放射束的能量的形式。过程 504 还能够包括按照参考计划 502 将多叶准直器 304 的各叶片移动到期望位置以使得线性源 302 所生成的放射治疗射束被准直从而按照参考计划 502 对患者的特定形状区域进行放射。

[0045] 一旦经过程 504 实施了参考计划 502,就能够对参考计划 502 进行改变以考虑在放射治疗疗程期间所出现的各种因素。例如,过程 500 可需要 (entail) 使得系统 100 经过程 506 对线性源 302 的实时、在线机器治疗参数及其放射输出在线进行监视。过程 506 需要对诸如射束角度、射束能量和射束的截面形状之类的治疗参数进行监视。这样的参数可需要台架位置、准直器 308 的角位置、多叶准直器 308 的叶片位置、台 210 的位置、射束的能量。

[0046] 以上所提到的监视过程 506 所获得的实时、在线信息被提供给图 1 的工作站 112 以使得其能够在在线和离线的日剂量及累积剂量构建过程 508 期间得以使用。

[0047] 在放射治疗射束经过程 504 被应用于患者的同时,经由锥形射束计算断层摄影系统 200 对待治疗的感兴趣区域进行成像。三维体积图像被用于以实时和在线的方式对各个感兴趣的单独体积进行配准和追踪。在配准和追踪之前,必须由服务器 102 经过程 510 来确定校正参数以便应用于体积图像。所述校正参数与以下事实相关联:体积图像的刚体(rigid body)分量通常由于多种因素而没有以优选方式被定向,所述因素例如患者在台 210 上的位置和准直器的角位置。基于那些因素的测量,经过程 510 来确定校正参数,当其被应用到三维图像时,所述图像被重定向到优选位置。经重定向的三维图像被存储在图 1 的工作站 102 中。工作站 102 包含所存储的一个或多个感兴趣区域的三维图像的库。

[0048] 一旦确定了校正参数,分割可变形的(segmentation-deformable)器官配准工作站 110 经过程 512 从服务器 102 接收校正参数和系统 200 所生成的体积图像。工作站 110 执行过程 512 以便将体积图像上所出现的患者解剖元素与关联于参考计划的参考计划体积图像上的那些元素进行匹配。图像配准结果被用来将临床医生共同描绘的计划体积图像上的预处理的器官轮廓映射到治疗体积图像上的对应点。适用于该过程的配准方法是十分标准化的,例如有限元方法和图像近似度最大化方法。然而,已经执行了许多修改来对这些方法进行优化以用于放射治疗中感兴趣器官和 CBCT 图像的特定应用,例如以下出版物中所描述的:1) Liang J. 等,“Reducing Uncertainties in Volumetric Image Based Deformable Organ Registration”, Med Phys, 30(8), 2003, pp. 2116-2122, 2) Chi Y. 等,“Sensitivity Study on the Accuracy of Deformable Organ Registration Using Linear Biomechanical Models”, Med Phys, 33: (2006), pp. 421-33, 3) Zhang T. 等,“Automatic Delineation of Online Head and Neck CT Images: Towards Online Adaptive Radiotherapy”, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 68(2), (2007) pp. 522-30 和 4) Yan D. 等,“A Model to Accumulate Fractionated Dose in a Deforming Organ”, International Journal of Radiation Oncology, Biology Physics, 44(3): (1999), pp. 665-675, 在此将其全部内容并入作为参考。

[0049] 一旦体积图像中的每个点都被追踪,该信息就被发送给工作站 112,其还经过程 506 接收参数。在工作站 112,执行在线的日剂量和累积剂量构建过程 508。日剂量构建过程需要为实时治疗对经过程 512 所追踪的体积图像内的每个图像数据体积接收的剂量进行计算和构建。在某日的治疗疗程完成之后,将每个图像数据体积的日剂量存储在服务器 102 中。每个图像数据体积的日剂量能够与从先前的治疗疗程所计算/构建的相同图像数据体积的日剂量相结合,以使得经过程 508 确定每个图像数据体积随时间的累积剂量并将其存储在服务器 102 中。构建日治疗剂量和累积治疗剂量的进一步细节在以下出版物中进行了讨论:1) Yan D. 等,“A Model to Accumulate Fractionated Dose in a Deforming Organ”, International Journal of Radiation Oncology, Biology Physics, 44(3): (1999), pp. 665-675, 2) Yan D. 等,“Organ/Patient Geometric Variation in External Beam Radiotherapy and Its Effect”, Medical Physics, 28(4), (2001), pp. 593-602 和 3) Lockman D. 等,“Estimating the Dose Variation in a Volume of Interest

with Explicit Consideration of Patient Geometric Variation”, *Medical Physics*, 27:(2000), pp. 2100-2108,在此将其全部内容并入作为参考。

[0050] 如图 7 所示,工作站 114 分别在患者器官配准和治疗剂量构建过程 512 和 508 之后执行治疗评估 514。治疗评估有两个目的,(a)确定当前实施的治疗是否与先前针对治疗质量保证所计划的相同;和(b)通过包括所观察和量化的患者解剖/剂量变化对正在进行的治疗计划进行修改,从而对治疗结果进行优化。这样的治疗评估 514 能够被实时、在线和离线地执行。

[0051] 最终的治疗剂量和结果估计被用来提供用于治疗评估和计划修改决策的信息以确定何时经图 7 的过程 514 开启适应性计划修改引擎。数值滤波器被用来通过对患者解剖变化的稳态和非稳态随机过程这二者执行参数估计来对每个感兴趣器官中的最终治疗剂量进行估计。实施诸如最小平方估计(LSE)、基于主成分分析(PCA)的估计和奇异值分解(SVD)估计之类的用于样本估计的方法。将这些滤波器用于不同治疗位置的器官几何学和剂量估计在以下文档中进行了详细讨论:1) Yan D. 等,“Organ/Patient Geometric Variation in External Beam Radiotherapy and Its Effect”, *Medical Physics*, 28(4), (2001), pp. 593-602,2) Lockman D. 等,“Estimating the Dose Variation in a Volume of Interest with Explicit Consideration of Patient Geometric Variation”, *Medical Physics*, 27:(2000), pp. 2100-2108,3) Sohn M. 等,“Modeling Individual Geometric Variation Based on Dominant Eigenmodes of Organ Deformation: Implementation and Evaluation”, *Phys Med Biol*, 50: (2005) pp. 5893-908 和 4) Yan D. 等,“Image-Guided/Adaptive Radiotherapy”, *Medical Radiology-Radiation Oncology*, Volume: New Technologies in Radiation Oncology, Edited by W. Schlegel, T. Bortfeld and AL Grosu, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York Hong Kong, (2005) ISBN 3-540-00321-5, 在此将其全部内容并入作为参考。

[0052] 治疗评估的第一任务与工作站 112 经过程 514 执行的治疗实施和计划比较相关。如果所述比较示出特定图像子体积的日治疗剂量或累积治疗剂量与相应子体积的日计划剂量和累积计划剂量处于特定容限(tolerance)之外(参见 Yan D. 等,“A New Model for ‘Accept Or Reject’ Strategies in On-Line and Off-Line Treatment Evaluation”, *International Journal of Radiation Oncology, Biology Physics*, 31(4): (1995) pp. 943-952,其全文结合于此以供参考),于是这意味着当前实施的参考计划需要在当前的治疗疗程期间进行修订。注意,能够对以上所描述的感兴趣子体积的日剂量和累积剂量在诸如图 7 的监视器 117 上以与图 5 底部所示的图类似的方式进行及时追踪/显示。

[0053] 除了对剂量进行比较,通过经先前图 6 所描述的过程形成 kV 入口图像来测试要关于治疗射束进行治疗的感兴趣区域的定位。如果实时的 kV 入口图像与参考入口图像相比较并且发现所述实时 kV 入口图像的感兴趣子体积相对于参考入口图像中的相应子体积在位置上位移或者在形状上变形处于特定容限之外,则所述参考计划在该实例中也需要被改变,例如调整多叶准直器的叶片。注意,以上所描述的感兴趣子体积的位置能够如图 5 底部的图所示的那样被及时追踪/显示,其中从一个日治疗疗程到另一日治疗疗程对特定子体积的 x、y 和 z 位置进行追踪。

[0054] 如果以上所述的比较处于相应容限之外,则在在线或离线的适应性计划优化过

程 516 中执行参考治疗计划的修订。适应性计划优化与传统的放射治疗计划有所不同，其中仅使用预处理计算断层摄影图像数据。而适应性计划旨在利用来自患者解剖 / 剂量追踪的个体治疗历史作为反馈以对治疗控制参数进行优化。适应性计划优化技术的示例在以下出版物中有所描述：1) Yan D. 等，“An Off-Line Strategy for Constructing a Patient-Specific Planning Target Volume for Image Guided Adaptive Radiotherapy of Prostate Cancer”，International Journal of radiation Oncology, Biology Physics, 48(1), (2000) pp. 289-302, 2) Birkner M. 等，“Adapting Inverse Planning to Patient and Organ Geometrical Variation: Algorithm and Implementation”，Med Phys, 30(10): (2003), pp. 2822-2831, 3) Yan D. 等，“On-Line Adaptive Strategy for Dose Per Fraction Design”，Proceeding, XIIIth International Conference on The Use of Computers in Radiotherapy, Heidelberg, Germany(2000), pp. 518-520 和 4) Yan D. 等，“Strategies for Off-Line and On-line Image Feedback Adaptive Radiotherapy”，编辑：BK Paliwal, DE Herbert, JF Fowler, MP Mehta, Biological & Physical Basis of IMRT & Tomotherapy, AAPM Symposium Proceeding No.12, 2002, pp. 139-50。

[0055] 注意，以上关于图 7 所描述的过程能够包括通过捕捉来自系统 200 的数据体积图像数据和在生成治疗射束期间的治疗射束参数信息而获得的实时数据 / 信息。这样的实时信息能够经过程 506、508、510、512 来处理并且在过程 514 中被用来确定是否应当“实时”修订治疗计划。如果确定了建议进行修订，则所述实时数据 / 信息能够与根据先前的治疗疗程所确定的感兴趣体积的位置 / 形状信息和之前的剂量信息(离线信息)结合使用来重新制定治疗计划。

[0056] 虽然以上描述论证了“实时”数据 / 信息如何能够被用来通过图 7 的过程对治疗计划进行修订，但是该描述可同样应用于非实时的适应性治疗。在这种情况下，过程 506、508、510 和 512 使用来自先前治疗疗程的离线信息并且过程 514 确定未来将要使用的治疗计划是否应当被“实时”修改。

[0057] 总体而言，系统 100 和过程 500 提供了体积图像引导的适应性放射治疗，其能够实时、在线和离线执行以用于剂量构建和反馈。因此，它们为图像引导的实时、在线和离线放射治疗提供了所有可能的反馈信息。因此，系统 100 和过程 500 能够完全地利用个体治疗信息，所述治疗信息主要包括在先前治疗中所实施的患者剂量，当前治疗中的患者解剖以及为剩余治疗实施所估计的患者解剖。

[0058] 以上讨论仅公开和描述了本发明的示例性实施例。本领域技术人员很容易认识到，根据这些讨论和附图以及权利要求，能够在不偏离以下权利要求所限定的本发明的精神和范围的情况下对其进行各种变化、修改和改变。

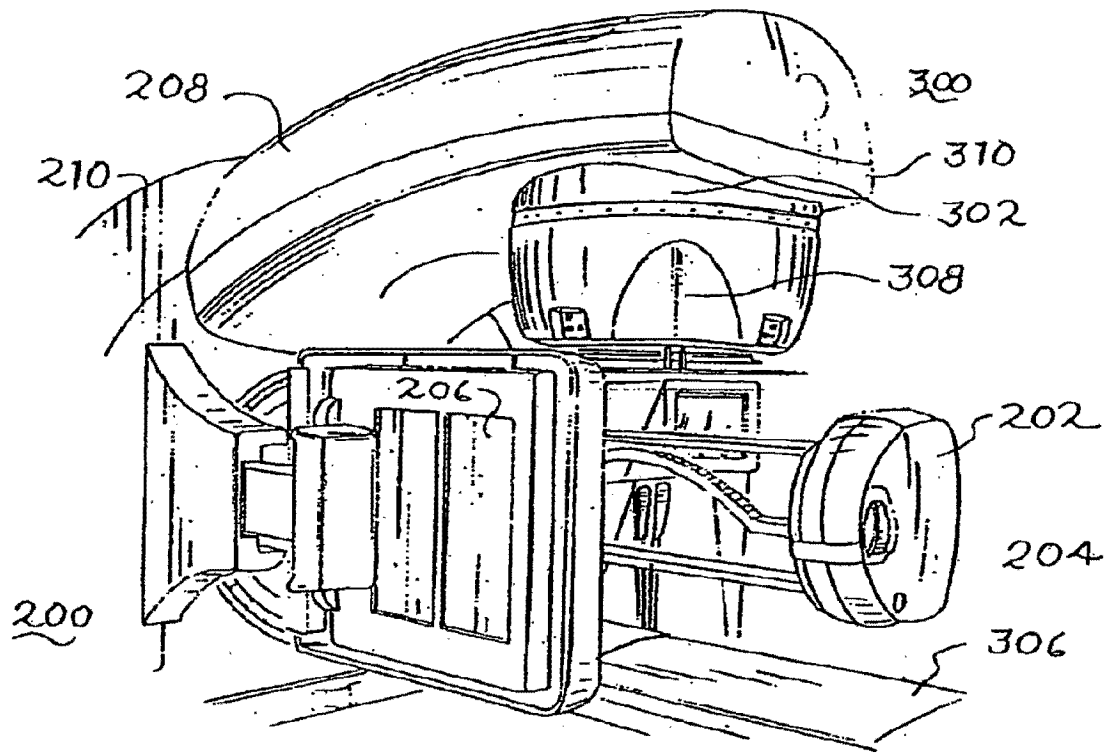


图 2a

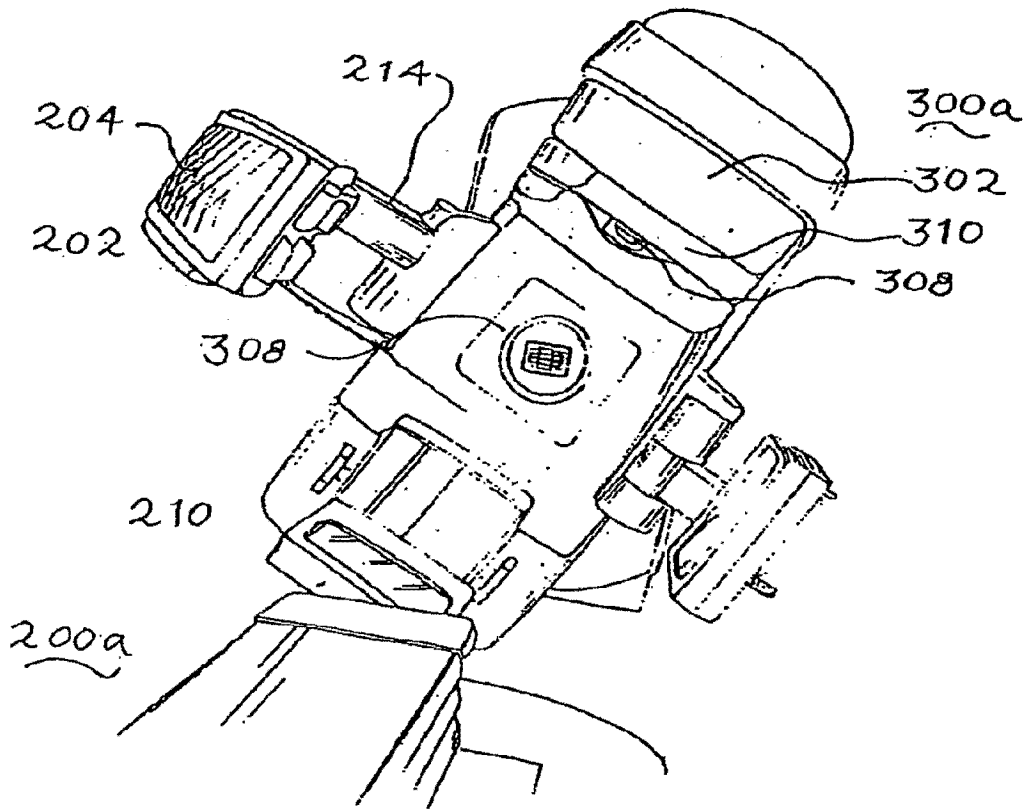


图 2b

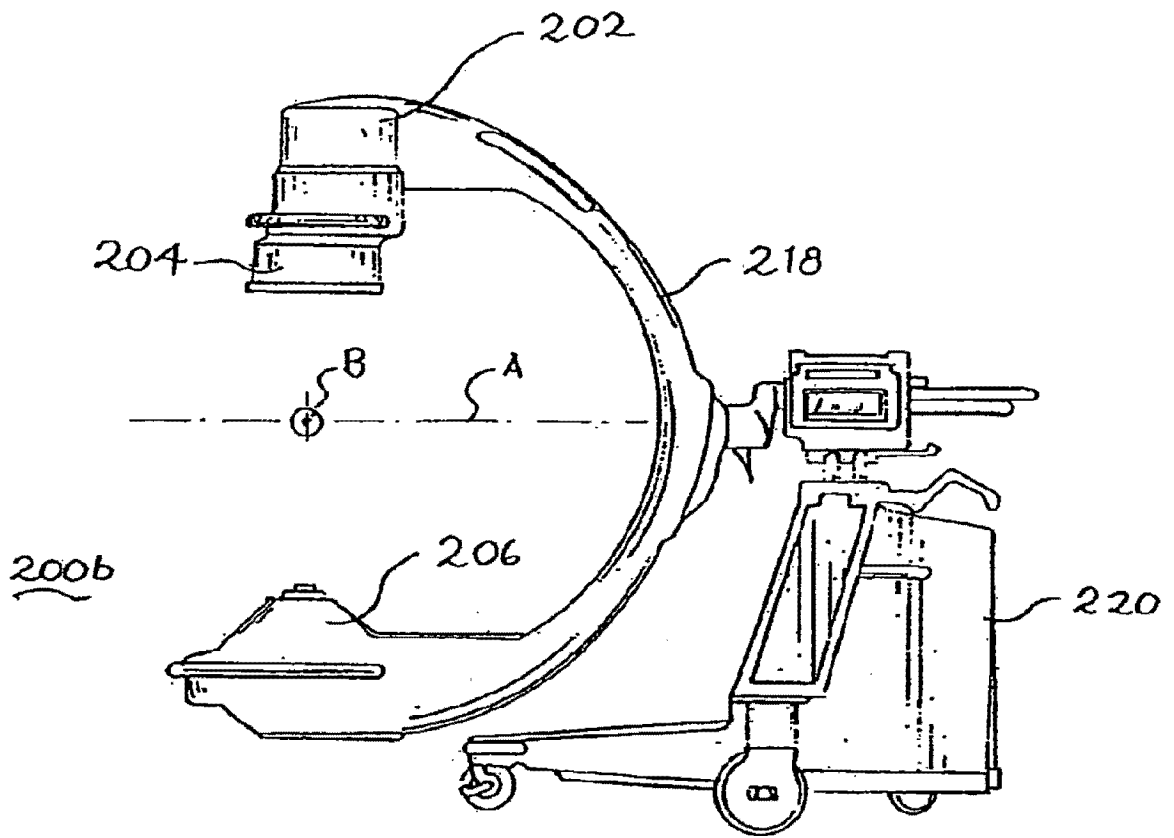


图 2c

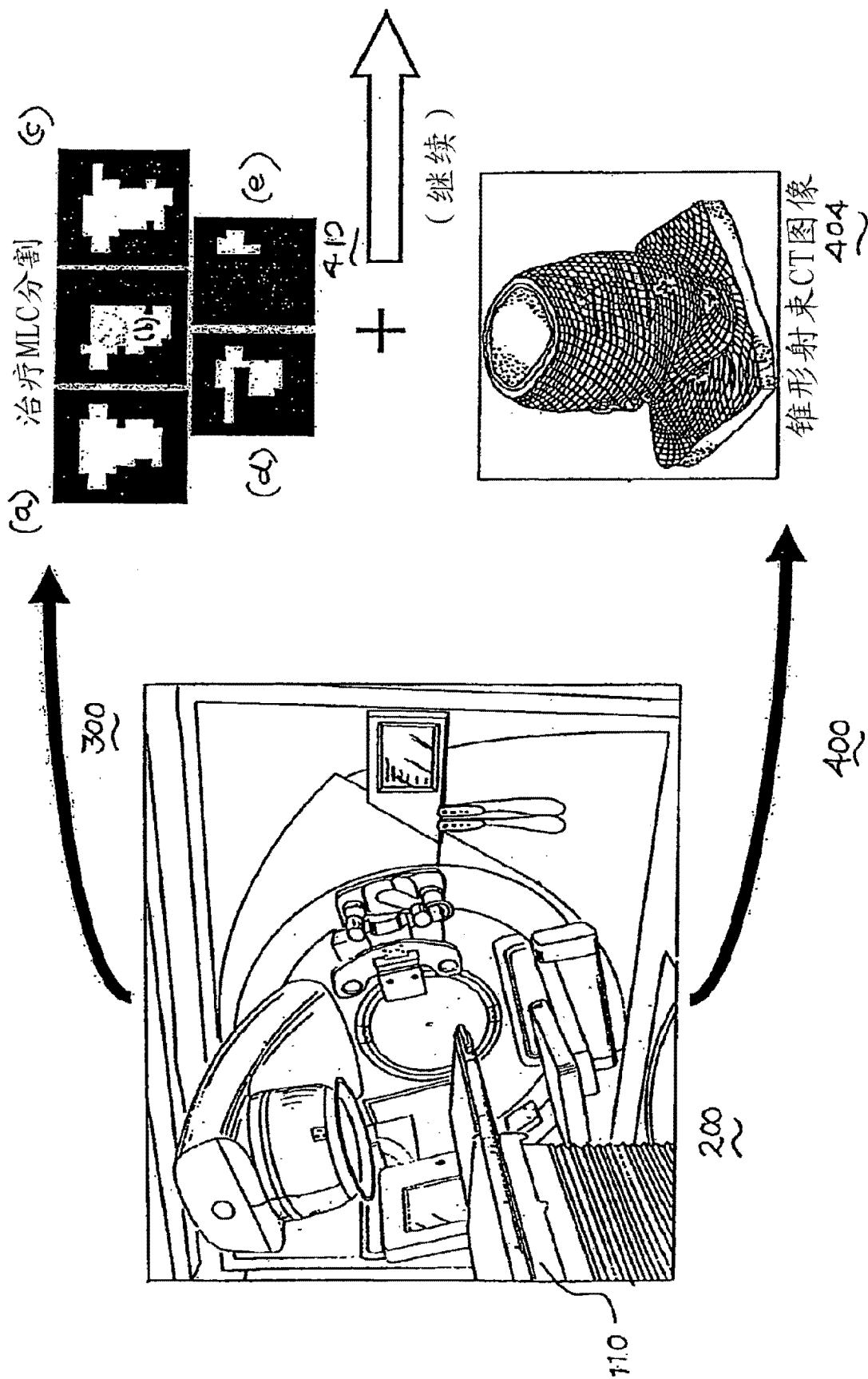


图 3a

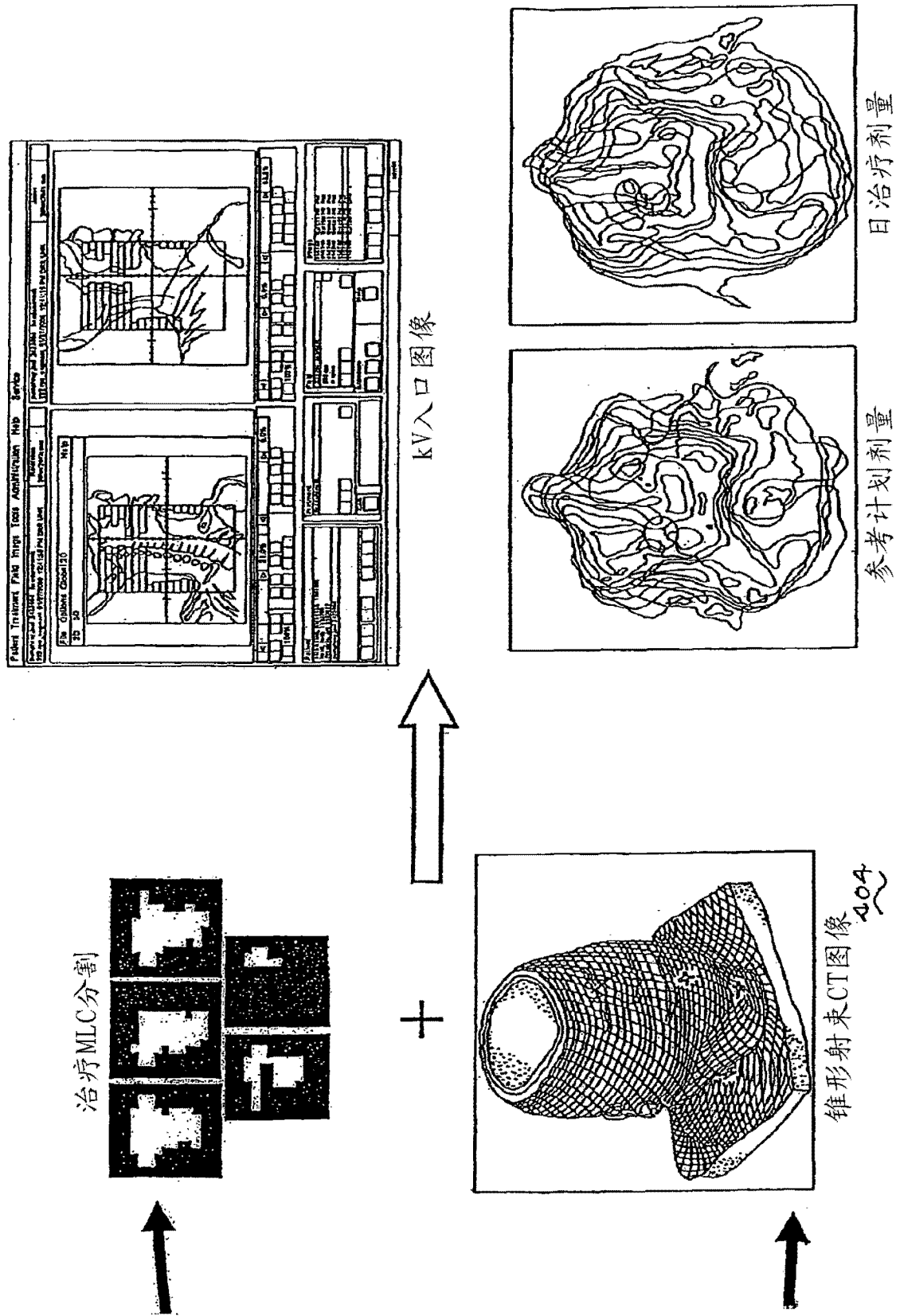


图 3b

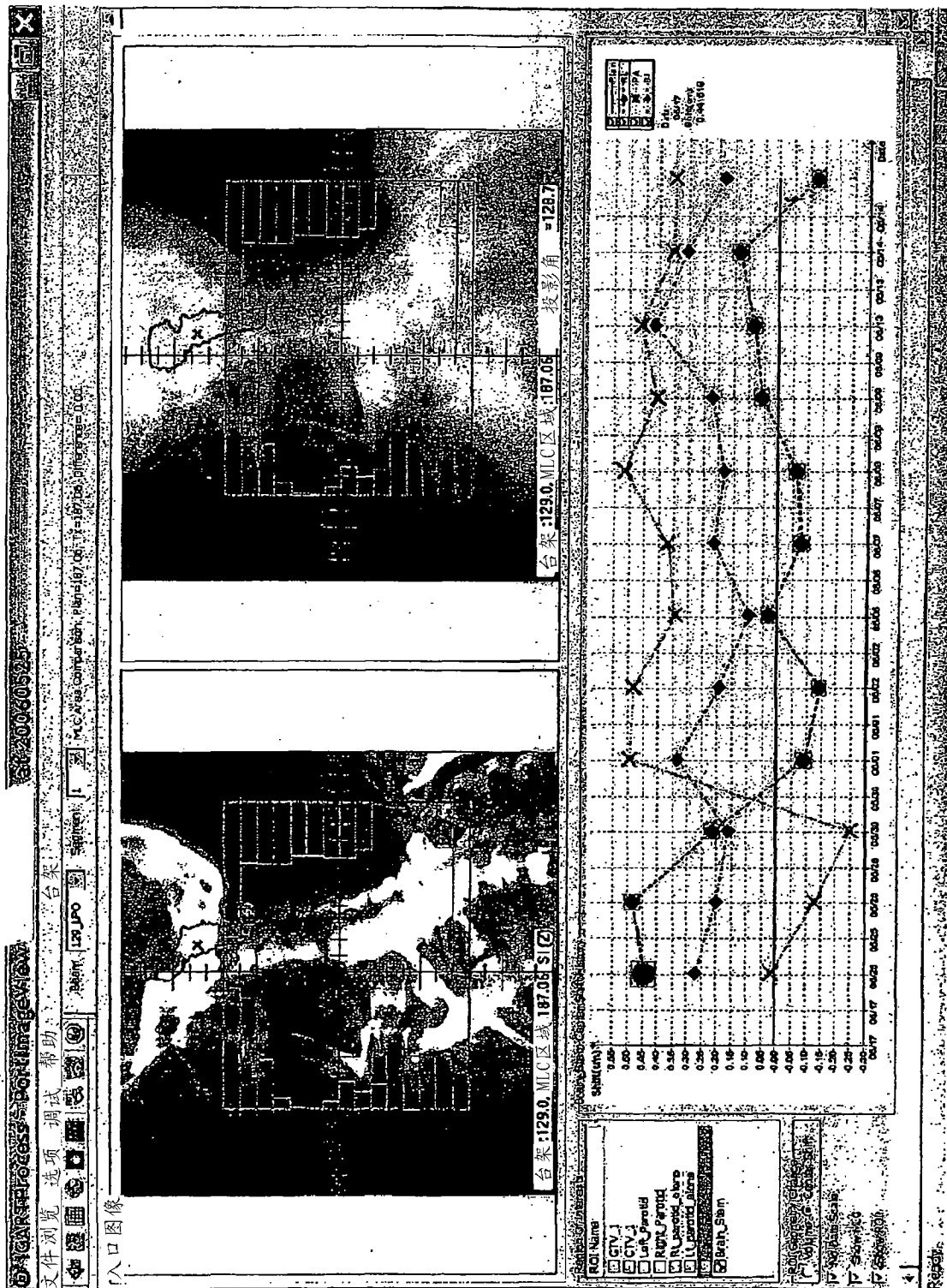


图 3c. 日 kV 入口图像上的位置/体积追踪

图 5

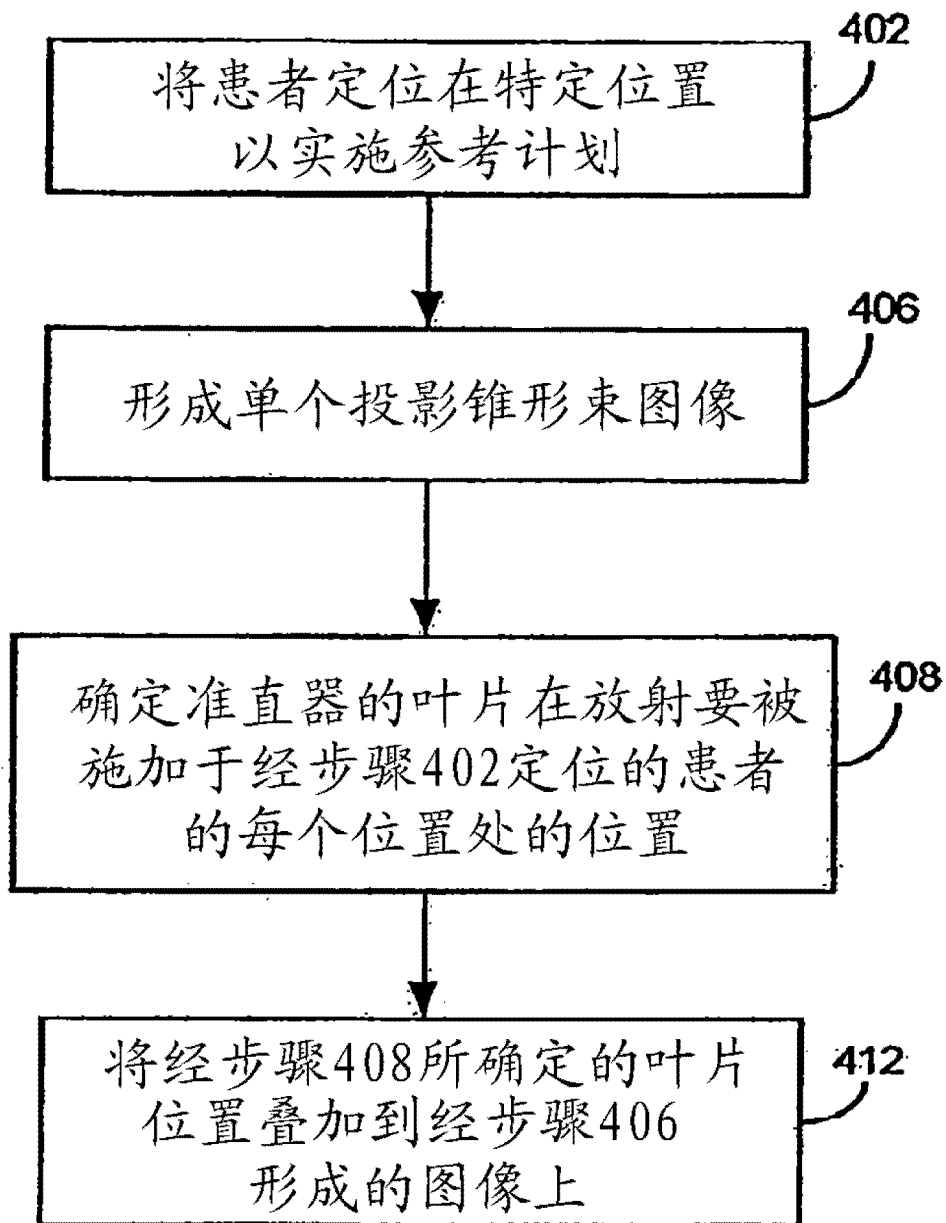


图 6

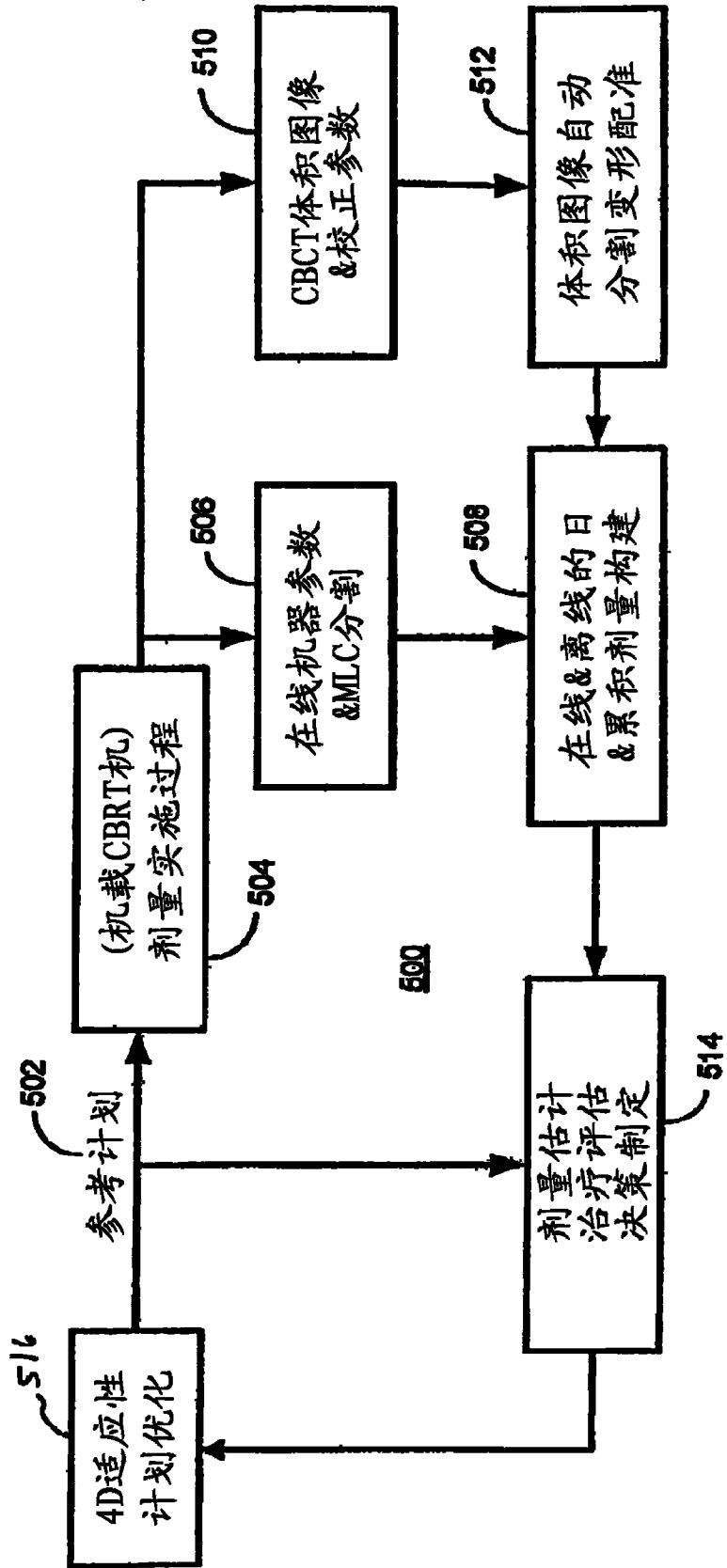


图 7