



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105228527 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 06

(21) 申请号 201480026292. 4

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 03. 14

A61B 6/03(2006. 01)

(30) 优先权数据

61/799, 195 2013. 03. 15 US

14/206, 415 2014. 03. 12 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 11. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/028893 2014. 03. 14

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/144469 EN 2014. 09. 18

(71) 申请人 瓦里安医疗系统公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 G · F · 弗舒普 H · 莫斯塔法维

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 张维 潘聪

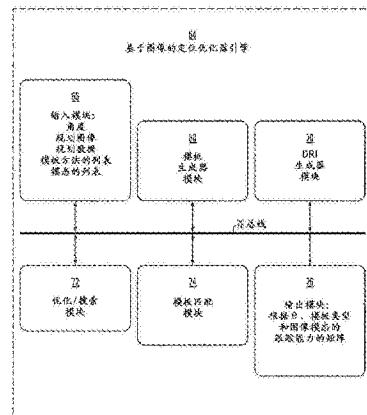
权利要求书2页 说明书17页 附图19页

(54) 发明名称

使用从规划 CT 和轮廓生成的模板的用于
IGRT 的肿瘤可见性的前瞻性评价

(57) 摘要

描述了用于生成模拟治疗时间射线照片的双
能量 (DRR) 的规划 CT 以便前瞻性地评价针对模板
匹配算法的问题存在于其中的角度，并且因此评
价肿瘤的可见性。本发明使用模板匹配来量化来自
不同角度或方向的目标的“跟踪能力”。峰值旁
瓣比用于测量跟踪能力。该过程的结果影响治疗
规划。例如，基于该结果，对于其中模板的位置不
能够被验证并且因此肿瘤的位置不能够被验证的
角度，规划更少剂量或没有剂量。



1. 一种优化对放射治疗目标的跟踪作为治疗规划的部分的方法,包括:
由计算机通过从治疗规划图像和数据来模拟治疗时间图像;
由计算机从所述规划图像和数据来生成模板;
由计算机在所述模板和所模拟的图像之间进行模板匹配以量化肿瘤的跟踪能力作为治疗规划的部分;以及
由计算机来优化选择针对在所述治疗期间的每个成像角度的模板生成和成像模态以使跟踪能力建量最大化。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述优化步骤包括:针对每个成像角度,搜遍模板生成方法和成像模态以使所述跟踪能力建量最大化。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,所述跟踪能力建量包括峰值旁瓣比。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述成像角度包括从 0 度到 360 度通过离散的增量。
5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述优化步骤包括:针对每个成像角度,在模板生成方法和成像模态中进行循环。
6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括数字重建射线照片(DRR)。
7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括双能量(DE) 数字重建射线照片(DRR)。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括兆伏(MV) 数字重建射线照片(DRR)。
9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括千伏(KV) 数字重建射线照片(DRR)。
10. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括数字断层融合(DTS)。
11. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括兆伏 / 千伏(MV/KV) 数字重建射线照片(DRR)。
12. 一种预测肿瘤的跟踪能力作为治疗规划的部分的方法,包括:
由计算机从规划 CT 来模拟治疗时间图像;
由计算机从所述规划数据来生成模板;以及
由计算机在所述模板和所模拟的图像之间进行模板匹配以量化所述肿瘤的跟踪性能。
13. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括数字重建射线照片(DRR)。
14. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括双能量(DE) 数字重建射线照片(DRR)。
15. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括兆伏(MV) 数字重建射线照片(DRR)。
16. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括千伏(KV) 数字重建射线照片(DRR)。
17. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括数字断层融合(DTS)。
18. 根据权利要求 12 所述的方法,其中,所述治疗时间图像包括兆伏 / 千伏(MV/KV) 数

字重建射线照片 (DRR)。

19. 一种计算机程序产品，包括被构建为存储可由移动设备中的处理器执行的指令的计算机可读存储介质，所述指令当被执行时使所述处理器：

由计算机通过从治疗规划图像和数据来模拟治疗时间图像；

由计算机从所述规划图像和数据来生成模板；

由计算机在所述模板和所模拟的图像之间进行模板匹配以量化肿瘤的跟踪能力作为治疗规划的部分；以及

由计算机来优化选择针对在所述治疗期间的每个成像角度的模板生成和成像模态以使跟踪能力建量最大化。

20. 根据权利要求 19 所述的方法，其中，所述优化步骤包括：针对每个成像角度，搜遍模板生成方法和成像模态以使所述跟踪能力建量最大化。

使用从规划 CT 和轮廓生成的模板的用于 IGRT 的肿瘤可见性的前瞻性评价

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于 2013 年 3 月 15 日提交的题为“Prospective Evaluation of Tumor Visibility for IGRT Using Templates Generated from Planning CT and Contours”的美国临时申请序列号 61/799,195 的优先权，将其公开内容整体通过引用并入本文中。共同拥有的于 2012 年 10 月 26 日提交的美国专利申请序列号 13/662,365，将其公开内容整体通过引用并入本文中。

技术领域

[0003] 本申请总体涉及医学成像，并且更具体地涉及用于在无标记 (markerless) 和具有植入标记 (marker) 的情况下评价图像中的肿瘤可见性的系统和方法。

背景技术

[0004] 放射治疗已经用于治疗肿瘤，例如肺部和腹部中的肿瘤。在治疗时间期间对肿瘤进行定位允许更加精确的剂量递送，其对于使肿瘤剂量和正常组织剂量之间的比率最大化是至关重要的。由于这些肿瘤可能在治疗期间移动，跟踪 (track) 肿瘤的能力是重要的并且对于图像引导放射治疗 (IGRT) 是至关重要的。跟踪肿瘤能够利用包括植入标记以及植入信标 (beacon) 的多种模态 (modalities) 来完成。因为一些治疗师不情愿将标记植入到患者中，所以存在无标记跟踪技术。无标记肿瘤跟踪技术能够使用导出的肿瘤位置模板 (template) 来与 X 射线生成的图像相匹配。有时，这些 X 射线生成的图像可以是简单的射线照片 (radiograph)，但是有时可以利用诸如能够去除干扰骨结构的双 kV 射线照片或数字断层融合图像的其它成像模态来完成更好的跟踪。

发明内容

[0005] 本公开的实施例涉及具有用于生成单能量 (SE) 数字重建射线照片 (DRR) 或双能量 (DE) DRR 的基于图像的定位优化器引擎的规划计算机断层照相 (CT) 的方法、计算机系统以及计算机程序产品，SE DRR 或 DE DRR 模拟治疗时间射线照片以便前瞻性地评价针对模板匹配算法的问题存在于其中的角度，并且因此在治疗之前评价肿瘤的可见性。该基于图像的定位优化器引擎被配置为概括为在治疗之前优化模板、模态和角度以使得能够做出对在治疗期间的模态的更明智的选择。

[0006] 该基于图像的定位优化器引擎包括输出模块用于接收角度、规划图像、规划数据、模板、模态的输入模块、模板生成器模块、数字重建图像 (DRI) 生成器模块、优化 / 搜索模块、模板匹配模块以及用于生成根据角度、模板类型和图像模态的跟踪能力的矩阵。

[0007] 该基于图像的定位优化器引擎被配置为使用模板匹配来量化 (quantify) 来自不同角度或方向的该目标的该跟踪能力。峰值旁瓣比 (peak-to-side lobe ratio) 用于测量跟踪能力。该过程的结果影响治疗规划。例如，基于该结果，对于其中模板的位置不能够被

验证并且因此肿瘤的位置不能够被验证的角度规划更少的剂量或没有剂量。

[0008] 该基于图像的定位优化器引擎被配置为使用规划 CT 以便出于使其在治疗时间时的定位自动化的目的而前瞻性地量化肿瘤可见性。规划 CT 的系统和方法前瞻性地生成针对该肿瘤在治疗期间要从其被成像的每个角度的模板。这些联机 (online) 成像角度也用于模拟联机图像。这些能够是 SE DRR、DE DRR、数字断层融合 (DTS) 或兆伏 (MV) 图像，其模拟可在治疗期间从不同角度获得的治疗时间图像。对这些模拟的联机图像和对应模板的模板匹配用于量化针对该角度、模板类型和联机成像模态的肿瘤可见性。一种用于量化的方法是基于对模板匹配的匹配评分表面输出进行分析并计算峰值旁瓣比 (PSR)。

[0009] 该基于图像的定位优化器引擎被配置为提供在治疗规划中使用的预测或在瞄准预测肿瘤所处的角度的剂量或治疗中使用的预测；换言之，将剂量放置在肿瘤被定位并且因此被跟踪的高置信度的区域中。利用规划 CT，医生对肿瘤、骨和其它风险器官画轮廓。本发明使用这样的构思：双能量 DRR 作为有效源用于评价双能量是否给予用于肿瘤跟踪治疗的更好图像。本发明使用模板技术以匹配在使用治疗期间可以评价肿瘤的方式。附加地，本发明用于确定单能量数字重建射线照片或双能量数字重建射线照片是否给予更好的结果。

[0010] 之前还没有提出用于 IGRT 的对联机图像中的肿瘤可见性的前瞻性和定量评估，而且也没有使用规划 CT 和轮廓化作为用于实现该目标的方法的有效实施方式。使用用于优化治疗规划和 IGRT 过程的该方法结果是新颖的。

[0011] 模板匹配已经被开发用于定位移动的对象。对于放射治疗患者，医生开发规划。当开发规划时，医生在 3-d 规划 CT 中对许多对象画轮廓。模板匹配算法获取这些轮廓的子集，以及由它们包围的 CT 体素，并且开发随后与治疗时间射线照相图像进行匹配的模板以用于监控肿瘤在剂量递送期间的位置。

[0012] 该方法在没有植入诸如射线不透明标记或 RF 信标的定位基准 (fiducial) 的情况下对肿瘤的治疗是特别有效的。该方法也在植入的射线不透明标记假定在植入之后在身体中的不规则形状时是有效的。该匹配在该模板相对于该联机图像的不同偏移处被完成，以便说明在可允许裕度 (margin) 内的目标的可能运动。

[0013] 在不同偏移处的匹配的值被视为“匹配评分表面 (match score surface)”。算法工作的能力取决于对应于目标位置的峰值匹配评分对匹配评分表面的旁瓣的比率。更高比率意味着在已经正确地将目标定位在放射照相图像中的更多的置信度。

[0014] 当轮廓是规划 CT 中的三维结构时，该结构能够用于开发针对共面的或非共面的治疗的所有角度的模板。

[0015] 广泛地说，一种优化对放射治疗目标的跟踪作为治疗规划的部分的方法，包括：由计算机通过从治疗规划图像和数据来模拟治疗时间图像；由计算机从该规划图像和数据来生成模板；由计算机来在该模板和所模拟的图像之间进行模板匹配以量化肿瘤的跟踪能力作为治疗规划的部分；以及由计算机来优化选择针对在该治疗期间的每个成像角度的模板生成和成像模态以使跟踪能力度量最大化。

[0016] 本发明的结构和方法被公开在下面的详细描述中。本发明内容不意在限定本发明。本发明由权利要求书限定。本发明的这些和其它实施例、特征、方面和优点将参考下面的描述、权利要求书和附图变得更好理解。

附图说明

- [0017] 本发明将参考其具体实施例进行描述，并且将参考附图，在附图中：
- [0018] 图 1 是图示了根据本发明的云计算环境中的云计算机的高级方框图。
- [0019] 图 2 是图示了用于实施根据本发明的一个或多个实施例的放射系统的图。
- [0020] 图 3 是图示了根据本发明的基于图像的定位优化器引擎的软件系统图。
- [0021] 图 4A 是图示了根据本发明的用于前瞻性评价的模板匹配算法的方框图，以及图 4B 是图示了根据本发明的在治疗期间的模板匹配算法的方框图。
- [0022] 图 5 是图示了根据本发明的规划体积图像 (CT) 和带轮廓结构的实施例的流程图。
- [0023] 图 6 是图示了根据本发明的规划计算机断层照相 (CT) 的方框图。
- [0024] 图 7 是图示了根据本发明的规划计算机断层照相 (CT) 的方框图。
- [0025] 图 8 是图示了根据本发明的规划计算机断层照相 (CT) 的方框图。
- [0026] 图 9 是图示了根据本发明的优化模板匹配算法的过程的方框图。
- [0027] 图 10 是图示了根据本发明的一些实施例的生成模板的方法的方框图。
- [0028] 图 11 是图示了根据本发明的生成模板的方法的方框图。
- [0029] 图 12 是图示了根据本发明的一些实施例的处理输入图像的方法的图。
- [0030] 图 13 是图示了根据本发明的一些实施例的匹配评分表面的示例的图。
- [0031] 图 14 是图示了影响虚假检测概率和丢失目标的概率的阈值参数的图。
- [0032] 图 15 是图示了用于在没有使用植入手标记的情况下执行跟踪的技术的图。
- [0033] 图 16A 图示了根据本发明的一些实施例的用于使用模拟源位置中的体积图像生成数字断层融合图像的技术；图 16B 和图 16C 也是用于通过使用模拟源位置中的体积图像来生成数字断层融合图像的技术的示例。
- [0034] 图 17 是图示了利用其可以实施本发明的实施例的计算机系统的方框图。

具体实施方式

[0035] 参考图 1-图 17 来提供本发明的结构化实施例和方法的描述。应理解，不旨在将本发明限于特别公开的实施例，但是本发明可以使用其它特征、元件、方法和实施例来实践。各个实施例中的类似的元件通常指的是具有类似的附图标记。

[0036] 图 1 是图示了可由云客户端 12 访问以供医师查看并调节多个图像显示的窗口 / 水平参数的根据本发明的云计算环境 10 的系统实施例的高级方框图。运行云操作系统的云计算机 14，其可以包括其它附加的云计算机以用于数据通信。云客户端 12 通过网络 16 与云计算机 14 无线地或经由有线连接进行通信。云客户端 12 宽泛地被定义为包括但不限于台式计算机、移动设备、笔记本电脑、智能 TV 和智能汽车。各种移动设备可适用于本发明，包括具有处理器、存储器、屏幕、具有无线局域网 (WLAN) 和广域网 (WAN) 的连接能力的移动电话、如 iPhone 的智能电话、如 iPad 的平板电脑、如 Chromebook 的基于浏览器的笔记本电脑。该移动设备被配置具有完全或部分操作系统 (OS) 软件，其提供用于运行基本和高级软件应用的平台。用作云客户端 12 的该移动设备通过网络浏览器访问云计算机 14。

[0037] 在该实施例中，云计算机 14(还被称为网络 /HTTP 服务器)包括处理器 18、认证模块 20、医学图像的虚拟存储 22、用于运行云操作系统 26 的 RAM 24、虚拟客户端 28、医学图像控制引擎 30 以及数据库 32。数据库 32 能够通过通信耦合到网络 16 被并入作为云计算

机 14 的部分或在云计算机 14 的外部。云计算机 14 能够被实施为安装和操作在云计算机中的一个云计算机上的自动计算机器的模块。在一些实施例中，云计算机 14 的操作系统能够包括用于提供其预期功能特征的若干子模块，诸如虚拟客户端 28、医学图像控制引擎 30 和医学图像的虚拟存储 22。

[0038] 在备选实施例中，认证模块 20 能够被实施为认证服务器。认证模块 20 被配置为认证云客户端 12 是否是访问与虚拟存储 22 中的特定患者相关联的一幅或多幅医学图像的授权用户并授予许可。认证服务器 20 可以采用各种认证协议来对用户进行认证，该认证协议诸如传输层安全性 (TLS) 或安全套接层 (SSL)，其是提供用于通过如互联网的网络的通信的安全性的密码协议。

[0039] 医学图像能够被存储在云计算环境 10 中的云计算机 14 的虚拟存储 22 中。云客户端 12(诸如智能电话或平板电脑)能够通过网络 16 访问云计算机 14 中的医学图像的虚拟存储 22 并且在云客户端 12 的显示器上显示医学图像。医师将能够查看和调节来自手持设备上的远程位置的医学图像。

[0040] 图 2 图示了可以用于实施本文中描述的一个或多个实施例的放射系统 34。系统 34 包括机架 36、用于支撑患者 40 的患者支撑 38 和用于控制机架 36 的操作的控制系统 12(或 14)。系统 34 还包括在患者 40 被支撑在支撑 38 上的同时将辐射的射束 44 投射向患者 40 的治疗辐射源 42、以及成像器 46 和位于相对于(例如，在支撑 14 下面的)辐射源 42 的操作位置处的旋转轴 48。辐射源 42 能够被配置为在不同实施例中生成锥形射束、扇形射束或其它类型的辐射射束。

[0041] 在图示的实施例中，辐射源 42 是用于提供诊断能量的诊断辐射源。在这样的情况下，成像器 46 被配置为接收诊断辐射并响应于其而生成图像信号。在其它实施例中，除了为诊断辐射源，辐射源 42 还是用于提供治疗能量的治疗辐射源。在这样的情况下，成像器 46 被配置为选择性地接收诊断辐射或治疗辐射并响应于其而生成图像信号。在另外的实施例中，除了为诊断辐射源，辐射源 42 是治疗辐射源。在这样的情况下，成像器 46 被配置为接收治疗辐射并响应于其而生成图像信号。在其中辐射源 46 被配置为递送治疗辐射的实施例中，系统 34 可以任选地还包括用于改变辐射射束的特性(例如形状)的准直器。

[0042] 在一些实施例中，治疗能量一般为 160 千电子伏特 (keV) 或更大的那些能量，并且更典型的为 1 兆电子伏特 (MeV) 或更大的那些能量，并且诊断能量一般是低于高能量范围的那些能量，并且更典型地低于 160keV 的那些能量。例如，在一个实施例中，其旨在提供说明并且不限于本公开，兆电子伏特的范围中的治疗能量被应用到位置 50，千电子伏特的范围中的治疗能量被应用到位置 52，并且千电子伏特的范围中的治疗能量被应用到位置 54。在其它实施例中，治疗能量和诊断能量能够具有其它能量水平，并且是指分别用于治疗目的和诊断目的的能量。在一些实施例中，辐射源 42 能够生成在大约 10keV 和大约 20MeV 之间的范围内的多个光子能量水平处的 X 射线辐射。能够生成在不同能量水平处的 X 射线辐射的辐射源被描述在于 2001 年 11 月 2 日提交的题为“RADIOTHERAPY APPARATUS EQUIPPED WITH AN ARTICULABLE GANTRY FOR POSITIONING AN IMAGING UNIT”的美国专利申请序列号 10/033,327 中，以及于 2003 年 10 月 15 日提交的题为“MULTI-ENERGY XRAY SOURCE”的美国专利申请序列号 10/687,573 中。在图示的实施例中，辐射源 42 耦合到环形机架并且被定位在膛 (bore) 内。在其它实施例中，辐射源 42 可以耦合到臂机架。

[0043] 在图示的实施例中,控制系统 12 包括耦合到控制 58 的处理器 56(诸如计算机处理器)。控制系统 12 还可以包括用于显示数据的监视器 60 和用于输入数据的输入设备 62(诸如键盘或鼠标)。在图示的实施例中,机架 36 是可绕患者 40 旋转的并且在成像和 / 或治疗流程期间,机架 36 绕患者 40 旋转(如在 CT 流程和 / 或拱治疗(arch-therapy) 中)。在其它实施例中,机架 36 在流程期间不绕患者 40 旋转。在这样的情况下,机架 36 可以被固定,并且患者支撑 38 是可旋转的。辐射源 42 和机架 36 的操作(在机架 36 可旋转的情况下)由控制 58 控制,其将功率和计时信号提供到辐射源 42 并基于从处理器 56 接收到的信号来控制机架 36 的旋转速度和位置。尽管控制 58 被示出为是与机架 36 和处理器 56 分离的部件,但是在备选实施例中,控制 58 能够被并入作为机架 36 或处理器 56 的部分。

[0044] 应当指出,辐射系统 34 不限于以上描述的示例,并且在其它实施例中辐射系统 34 可以具有其它配置。例如,在其它实施例中,辐射系统 34 可以具有不同的形状。在其它实施例中,辐射系统 34 可以具有不同范围的运动和 / 或自由度。例如,在其它实施例中,辐射源 42 可以完全地通过 360° 范围或部分地通过小于 360° 的范围绕患者 40 旋转。另外,在其它实施例中,辐射源 42 可相对于患者 40 平移。在另外的实施例中,辐射系统 34 可以是具有成像能力的任何成像系统。

[0045] 图 3 是图示了基于图像的定位优化器引擎 64 的软件系统图,该基于图像的定位优化器引擎能够是被安装在云客户端 12、云计算机 14 或任何计算设备中的软件。基于图像的定位优化器引擎 64 包括输入模块 66、模板生成器 68、数字重建图像(DRI)生成器模块 70、优化 / 搜索模块 72、模板匹配模块 74 和输出模块 76。输入模块 66 被配置为接收多个输入,诸如角度 Θ 、规划图像、规划数据、模板方法的列表和模态的列表。模板生成器 68 被配置为生成来自存储的存储器的各种类型的模板。DRI 生成器模块 70 被配置为数字地重建图像。优化 / 搜索模块 72 被配置为在评估角度 Θ 、模板的类型和用于优化模板的选择的不同模态中运行过程。模板匹配模块 74 被配置为在搜索区域内以将模板与模态中的一个模态(诸如 SE DRR 和 DE DRR)进行比较。对于关于 SE DRR 和 DE DRR 的附加的信息,参见 Mostafavi 等人的“Detection and Localization of Radiotherapy Targets by Template Matching”(第 34 届 IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 国际会议,第 6023 到 6027 页,2012 年八月 / 九月);De Man 等人的“Distance-driven Projection and Backprojection in Three Dimensions”(Institute of Physics Publishing,第 2463 到 2475 页,2004 年 5 月 19 日);Long 等人的“3D Forward and Back-Projection of X-Ray CT Using Separable Footprints”(IEEE Transactions on Medical Imaging,第 29 卷,第 11 期,第 1839 至 1850 页,2010 年 11 月);Robert L. Siddon 的“Fast Calculation of the Exact Radiological Path for a Three-Dimensional CT Array”(Medical Physics,第 12 卷,第 2 期,第 252 到 255 页,1985 年三月 / 四月),将其整体通过引用全部并入本文中。输出模块 76 被配置为生成根据 Θ 、模板类型和图像模态的跟踪能力的矩阵。

[0046] 图 4A 是图示了用于关于 DRR 或 DE DRR 84 的前瞻性评价的模板匹配算法 80 的方框图,而图 4B 是图示了在治疗期间的关于联机图像 106 的模板匹配算法 104 的方框图。模板算法 80 和 104 涉及模板生成和模板匹配,跟随有对匹配评分表面的分析以用于检测和定位目标。本公开的实施例涉及针对无标记肿瘤和具有植入标记的肿瘤的模板生成。针对无标记肿瘤的模板生成和具有植入标记或基准点(fiducials)的模板生成之间的差异是最

小的,因为两者都使用在治疗规划期间绘制的轮廓。

[0047] 在步骤 82 处,基于图像的定位优化器引擎 64 被配置用于规划 CT 图像。为了从 CT 图像生成针对给定 X 射线源旋转角度的模板,在步骤 86 处,模板生成器模块 68 被配置为指定围绕基准点的集合的兴趣体素 (VOI)。之后通过使用对应于模拟源角度的成像几何结构对 VOI 内部的体素的前向投影来生成模板。彼此靠近地被植入的多个基准点能够被分组以形成在步骤 88 处的模板的集合 (或单个集合)。为了展示从所有机架角度跟踪的能力,基于图像的定位优化器引擎 64 被配置为生成针对在步骤 92 处的在 N 度 (例如 N = 3) 隔开的 M 多个模拟机架角度 (例如, M = 120) 的基于 CT 的模板,因此覆盖 360 度完全旋转,并且用于随后在步骤 90 处的模板选择。在步骤 102 处,目标的检测和定位通过以下来执行:计算 (在步骤 98 处被称为匹配评分,并且在步骤 100 处通过自适应阈值进行) 在感兴趣搜索区域 (ROI) 上的不同偏移处的模板和图 4A 中的 DRR 或 DE DRR 84 之间,或模板和图 4B 中的联机投影图像之间的相似度的度量。在步骤 96 处,搜索 ROI 以预期目标位置为中心,并且其尺寸由在每个方向上预期的运动裕度定义。在步骤 94 处,基于图像的定位优化器引擎 64 被配置为计算模板匹配、来自三个输入源,DRR 或 DE DRR 84、模板选择 90 和搜索区域 96 的绘制。作为匹配评分的特定相似度度量的选择取决于成像模态以及模板和图 4A 中的 DRR 或 DE DRR 之间、或模板和图 4B 中的联机图像之间的预期差异。归一化交叉相关和交互信息 (mutual information) 是用于生成匹配评分的两种可能的方法。交互信息在几何图案在图像之间一致但是存在包括对比反差的随机对比差异时执行良好。这能够大多数出现在模板和联机图像对应于不同的模态时,例如当将 PET 或 MRI 与 CT 图像匹配时。比交互信息计算起来更快的归一化交叉相关用于计算匹配评分,因为在数据中模板和联机图像两者都通过 X 射线生成。计算在不同像素偏移处的匹配评分产生在搜索区域上定义的匹配评分表面,其示例被示出在图 4A 和图 4B 中。表面的峰值指示目标与图 4A 中的 DRR 或 DE DRR 或与图 4B 中的联机图像的可能匹配。“旁瓣”是远离峰值邻域的匹配评分的值,即搜索区域中的非目标位置。峰值是否对应于目标的位置取决于其相对于旁瓣有多突出。因此,与阈值相比较的决策变量是峰值旁瓣比 (PSR),其被定义为峰值除以旁瓣的标准差。这暗示自适应阈值是旁瓣的标准差的恒定倍数,因此保持虚假检测率恒定。

[0048] 作为示例,当生成联机图像时,图像能够被隔离作为单幅射线照片、射线照片序列或多幅图像。联机图像角度被馈送到模板选择中,其是根据模板生成创建的模板的集合的结果。一旦已经创建了联机图像、SE DRR 或 DE DRR,模板匹配给出联机图像输出、SE DRR 输出和 / 或 DE DRR 输出。模板匹配被执行在搜索区域内以便将模板与治疗联机图像、DRR 或 DE DRR 相比较。模板匹配的结果是针对特定角度的可见性度量或可见性评分。可见性评分是从匹配分数表面得到的数字值,其中,峰值旁瓣比被执行以识别自适应阈值。被比较的数据源之间的相关系数产生导致真实匹配的图中的峰值。

[0049] 一旦 (来自 SE DRR 或来自 DE DRR 的) 最高评分值被选定并且如果该值满足阈值要求,则角度对于跟踪是有效的。阈值内的较高评分值提供肿瘤的准确位置并且因此允许医生有效地跟踪肿瘤的位置以便治疗身体的正确部分。当在模板匹配中联机图像、SE DRR 和 / 或 DE DRR 相对于彼此被偏移时,它们创建旁瓣。峰值与在排除了峰值之后的旁瓣的标准差的比率是可见性的度量。利用可见性度量,肿瘤能够被检测到并被定位。然而,如果评分值和给定阈值之间的匹配不存在,则峰值旁瓣比会太低以至于不能预测肿瘤所处的角度。

度；因此，结果不能够被跟踪。联机图像、SE DRR 和 / 或 DE DRR 的使用利用与模板匹配对比以在治疗之前失败或成功预测其中肿瘤能够或不能够被看见的角度。

[0050] 图 5 图示了规划体积图像和带轮廓的结构 110，其中，在步骤 112 处肿瘤可见性引擎选择角度 $\theta(\theta)$ 。在步骤 114 处角度 θ 针对源角度 θ 被馈送，其中肿瘤可见性引擎生成模板，并且在步骤 116 处生成模拟的联机图像。在步骤 118 处执行模板匹配以将在从步骤 114 生成的模板中的源角度和从步骤 116 生成的模拟联机图像生成的源角度进行比较。模板匹配 118 的结果是针对用于模拟的联机图像的在步骤 120 处的方向 θ 的可见性度量。如果得到的可见性度量是足够的，则模拟的联机图像在步骤 122 处被分类为具有用于跟踪肿瘤的适合的角度。如果是这种情况，能够在步骤 124 处实施优化的剂量递送规划。如果在步骤 122 处得到的可见性度量是不够的，则模拟的联机图像被分类为对于治疗规划是不适合的并且优化的剂量递送规划不能够在选定的角度 θ 处被实施。

[0051] 图 6 是图示了根据本发明的规划 CT 的方框图。图 6 图示了规划 CT 128，其中，肿瘤可见性引擎系统地生成 SE DRR 和 DE DRR 并通过模板匹配将它们进行比较以产生匹配评分。模板生成 130 从由医师生成的轮廓演进。一旦不同的角度 θ 或角度源已经被选定以产生图像，则图像被识别出并且图像角度被确定。肿瘤可见性引擎在步骤 130 处生成模板，在步骤 132 处生成 SE DRR，在步骤 136 处生成 DE DRR。第一，将 SE DRR 输出与在步骤 134 处的模板匹配进行比较。在该方面中，将模板匹配与 SE DRR 132 进行比较以获得单能量评分值，因为 SE DRR 正在被使用。第二，在步骤 136 处将双能量输出与 DE DRR 进行系统地比较。此时，将在步骤 138 处的模板匹配与 DE DRR 136 输出进行比较以获得双能量评分值，因为 DE DRR 正在被使用。DE DRR 136 的优点之一在于其能够去除骨特征 (bony feature)，骨特征能够引起关于模板匹配的问题。模板匹配中的系统过程的结果是针对方向 θ 的可见性度量。在步骤 140，如果双能量大于单能量，则使用双能量输出。另一方面，如果单能量大于双能量，则使用单能量输出。如果双能量或单能量大于预定阈值，则数据对于跟踪在选定角度 θ 处的肿瘤是足够的并且是适合的。

[0052] 图 7 是图示了规划 CT 144 的方框图，其中，肿瘤可见性引擎并行地生成 SE DRR 和 DE DRR 并通过模板匹配将它们进行比较以产生匹配评分。角度 θ 针对源角度 θ 被馈送，并且肿瘤可见性引擎在步骤 146 处生成 SE DRR，在步骤 148 处生成模板，并且在步骤 150 处生成 DE DRR。同时执行模板匹配。在步骤 152 处，将 SE DRR 输出与模板匹配相比较以获得单能量评分值。同时，在步骤 154 处将双能量输出与 DE DRR 相比较以获得双能量评分值。模板匹配中的并行过程的结果是针对方向 θ 的可见性度量。在步骤 156，如果双能量大于单能量，则使用双能量输出。另一方面，如果单能量大于双能量，则使用单能量输出。如果选定的输出大于预定阈值，则数据对于跟踪肿瘤是足够的并且是适合的。

[0053] 图 8 是图示了规划 CT 160 的方框图，其中肿瘤可见性引擎仅仅生成 SE DRR。角度针对源角度 θ 被馈送，并且肿瘤可见性引擎在步骤 164 处生成 SE DRR，并且在步骤 162 处生成模板。在步骤 166 处，将 SE DRR 输出与模板匹配相比较以获得单能量评分值。模板匹配的结果是针对方向 θ 的可见性度量。在步骤 168，如果单能量输出大于预定阈值，则数据对于跟踪肿瘤是足够的并且是适合的。

[0054] 图 9 是图示了根据本发明的优化模板匹配算法的过程 170 的方框图。在步骤 172 处，基于图像的定位优化器引擎 64 被配置为选择角度 θ 。在步骤 174 处，基于图像的定位

优化器引擎 64 被配置为选择并生成模板类型 T。在步骤 176 处,基于图像的定位优化器引擎 64 被配置为选择模态并模拟来自包括 SE、DRR 或 DEDRR 的许多模态的图像。在步骤 177 处,基于图像的定位优化器引擎 64 被配置为确定具有从步骤 176 选择的图像和从步骤 174 选择的模板的模板匹配评分。在步骤 178 处,基于图像的定位优化器引擎 64 被配置为确定是否已经选择并处理了所有模态。在步骤 178 中的结果不是已经选择并处理了的所有模态时,过程 170 返回以选择另一模态。如果确定结果是肯定的,则在步骤 180 处,基于图像的定位优化器引擎 64 被配置为确定是否已经选择并处理了所有模板。过程在没有选择并处理了所有模板时返回到步骤 174 以选择不同的模板。如果在步骤 180 处已经选择并处理了所有模板,则过程继续到步骤 182 以确定是否已经选择并处理了所有角度。如果没有选择并处理了所有角度,则过程返回到步骤 172 以选择不同的角度以用于处理。如果已经选择并处理了所有角度,则基于图像的定位优化器引擎 64 被配置为在步骤 184 处生成优化的输出 $M(\theta, T, Im)$ 。

[0055] 图 10 和图 11 图示了根据一些实施例的生成模板的方法 186。如图 10 所示,方法 186 包括从用户接收表示由用户对对象的识别的输入(项 188)。在一些实施例中,用户可以检查体积图像以识别(一个或多个)感兴趣对象。用户可以之后通过一些手段(诸如通过使用图形用户接口)来创建围绕感兴趣对象的轮廓。在一些实施例中,创建的轮廓和/或与其相关联的数据可以是输入的示例。在一些情况下,体积图像可以包括不规则形状的标记 194 的图像(图 11)。在这样的情况下,用户可以检查体积图像的不同切片以识别标记 194,因为其出现在不同的切片中,并且之后在体积图像的不同切片的每个切片中绘制围绕标记 194 的轮廓 196。在一些实施例中,图 10 的方法 186 中的项 188 可以通过设备(例如,处理器)从用户接收表示对对象(例如,标记 194)的识别的输入来完成。在其它实施例中,表示对对象的识别的用户输入可以被存储在设备中,并且项 188 可以通过存储输入(例如,设备本身可以获取所存储的输入)的相同的设备来完成。在另外的实施例中,表示在第一设备中的识别的用户输入以及项 188 可以通过从第一设备获取所存储的输入的第二设备来完成。

[0056] 返回到图 10,在方法 186 中,从项 188 获得的输入由处理器用于确定包括体积图像的体素的兴趣体积(VOI)(项 190)。在一些实施例中,VOI 包括在由用户在体积图像的切片中的每个切片中绘制的(一个或多个)轮廓 196 内的体素。另外,在一些实施例中,VOI 可以包括在(一个或多个)轮廓 196 外部的附加的体素。例如,在一些实施例中,VOI 可以包括来自体积图像的距(一个或多个)绘制的轮廓 196 的某一规定距离的体素。在其它实施例中,VOI 可以包括来自体积图像的在定义的三维空间几何结构内的体素。例如,如图 11 所示,可以基于(一个或多个)轮廓 196 来定义圆柱形几何结构 198(VOI 的示例),使得在(一个或多个)轮廓 196 内的所有体素在圆柱形几何结构 198 内。在一些情况下,圆柱形几何结构 198 还可以被定义为具有圆形横截面,以及垂直于圆形横截面并且平行于(与其对齐)成像设备的机架的旋转轴(例如,图 2 的系统 34 的旋转轴 48)的纵轴 200。在其它实施例中,三维空间几何结构可以具有来自圆柱形几何结构的不同的形状。另外,在其它实施例中,三维空间几何结构可以使用其它标准来定义。

[0057] 返回到图 10 的方法 186,接下来,处理器使用 VOI 198 中的体素中的至少一些体素来确定(例如,计算、生成、获得等)模板(项 192)。在一些实施例中,对模板的确定可以通

过处理器执行对 VOI 198 中的体素中的至少一些体素的前向投影来完成。通过非限制性举例的方式,前向投影可以是

[0058] 对 VOI 198 中的体素中的至少一些体素的前向最大强度投影、前向均值投影、或前向中值投影。在一些实施例中,在执行前向投影之前,处理器还可以将 VOI 198 中的体素重新采样成平行于输入图像的平面的图像平面 202。因此,对 VOI 198 中的体素的重新采样可以基于输入图像的取向。在这样的情况下并且取决于在其处生成输入图像的机架角度,用于对体素的重新采样的图像平面 202 的取向可以被调节为与输入图像的取向相对应。

[0059] 如以上实施例中示出的,定义 VOI 198 是有利的,因为其将用于处理(例如,前向投影)的体素的数量限制为原始体积图像的某一子集。这继而得到具有对应于定义的 VOI 198 的尺寸的模板图像。因此,得到的模板图像将具有覆盖(一个或多个)感兴趣对象的尺寸,而在 VOI 198 外部的其它对象将从被包含在模板图像中被排除。这也是有利的,因为其将模板图像限制到对于出于跟踪目的覆盖(一个或多个)感兴趣对象足够大的大小。在一些实施例中,基于来自用户的输入自动地确定并完成模板图像的大小。

[0060] 在一些实施例中,从项 192 确定的模板图像可以被存储在非暂态介质中以供稍后处理。备选地或附加地,模板图像可以被显示在屏幕中以允许用户观看。另外,在一些实施例中,处理器可以使用以上技术针对不同的机架角度来确定多幅模板图像。例如,处理器可以确定对应于具有 3° 间隔的机架角度的模板图像的集合。在一个实施方式中,处理器可以生成仅仅一半数量的模板图像(例如,覆盖 180° 范围),并且之后通过水平地翻转模板图像来生成剩余的模板图像。模板图像可以被存储在非暂态介质中以供稍后处理,和 / 或被显示在屏幕中以允许用户观看。另外,在一些实施例中,在方法 186 中涉及的任何参数和 / 或输入可以被存储在非暂态介质中以供稍后获取和 / 或处理。例如,在一些实施例中,用于定义 VOI 198 的参数和 / 或输入可以被存储在非暂态介质中。

[0061] 图 12 图示了根据一些实施例的用于处理输入图像 204 的方法 208。如图 12 所示,第一滤波器 210 可以被应用到输入图像 204 以增强输入图像 204 中的对象。在已经应用了第一滤波器 210 之后,第二滤波器 212 可以被应用使得经处理的图像 206 具有与模板图像的分辨率的程度对应(例如,匹配或接近相似)的分辨率的程度。

[0062] 在图示的实施例中,第一滤波器 210 是滚球滤波器。在一个实施方式中,滚球滤波器可以至少部分通过球直径 $wb = (c2+wp2).1/2$ 来定义,其中,wp 是基准宽度(例如,标记 194 的宽度,诸如横截面尺寸),并且 c 可以是任何常数。在一些实施例中,wp 对于未被盘绕的 Visicoil 线可以是 0.35mm,或对于被盘绕的 Visicoil 线可以是 2.0mm。在其它实施例中,wp 对于盘绕的栓塞线圈可以是 3.0mm。在另外的实施例中,wp 可以是圆柱形金种子的直径,诸如 0.8mm。应当指出,wp 应当不限于以上示例,并且 wp 可以具有与以上示例不同的其它值。另外,在一些实施例中,c 可以是在 0.1mm 和 1mm 之间的值,并且更优选地,在 0.2mm 和 0.5mm 之间的值,并且更优选地,在 0.3mm 和 0.4mm 之间的值(例如 0.35mm)。在其它实施例中,c 可以是与描述的那些不同的其它值。在一些实施例中,滚球滤波器可以被应用到输入图像 204 以相对于其周围对象增强对象(例如,标记 194 或组织结构)。在其它实施例中,滚球滤波器可以被应用到输入图像 204 以增强对象的边界(例如,组织结构的边界)。

[0063] 另外,在图示的实施例中,第二滤波器 212 是低通滤波器。在一个实施方式中,低

通滤波器可以至少部分通过两个参数 wx 、 wy 来定义。参数 wx 用于对输入图像 204 进行配置,使得经处理的图像 206 具有在与(用于生成模板图像的)体积图像的像素大小相对应的 x 方向上的分辨率。参数 wy 用于对输入图像 204 进行配置,使得经处理的图像 206 具有在与(用于生成模板图像的)体积图像的切片间隔相对应的 y 方向上的分辨率。在一些实施例中, wx 可以被确定为常数(例如,0.3 或其它值中的任何值)乘以体积图像中的像素大小。另外,在一些实施例中, wy 可以被确定为常数(例如,0.3 或其它值中的任何值)乘以体积图像中的切片间隔。另外,在一些实施例中,低通滤波器可以是高斯形状低通滤波器。在一个实施方式中,高斯形状低通滤波器可以通过关于输入图像 204 的 x 方向和 y 方向上的 1 个标准差宽度来指定。

[0064] 应当指出,在其它实施例中,可以存在用于定义低通滤波器的(一个或多个)其它参数。例如,附加于以上描述的参数 / 作为对以上描述的参数的备选,(一个或多个)其它滤波器参数可以包括源轴距离(SAD)、源检测器距离(SDD)、检测器像素大小、或它们的组合。

[0065] 在其它实施例中,第一滤波器 210 和第二滤波器 212 中的每个滤波器可以是与描述的示例不同的其它类型的滤波器中的任何滤波器。

[0066] 如图 13 所示,匹配评分可以定义在搜索区域上的匹配评分表面 214。如附图中示出的,匹配评分表面 214 可以具有峰值 216 和至少一个旁瓣 218。在一些实施例中,匹配评分表面 214 中的值可以任选地被归一化,其中,最高峰值 216 具有 1.0 的值。

[0067] 在一些情况下,在匹配评分表面 214 中存在峰值的事实可能不表示(一个或多个)感兴趣对象是在经处理的图像 206 中。换言之,匹配评分表面 214 中的峰值 216 可能不表示在经处理的图像 206 和模板图像之间的“真”匹配。这是因为确定匹配评分表面 214 的以上技术将总是得到匹配评分表面 214 中的峰值 216,无论是否存在“真匹配”。因此,在一些实施例中,可以期望确定峰值 216 是否表示在经处理的图像 206 和模板图像 220 之间的匹配。

[0068] 为了完成这一点,在一些实施例中,处理器可以确定峰值 216 相对于(一个或多个)旁瓣 218 有多突出。例如,在一个实施方式中,处理器可以被配置为通过将峰值 216 的值除以旁瓣 218 的值来确定峰值旁瓣比。在另一实施例中,处理器可以确定(一个或多个)旁瓣 218 的标准差,并且通过将峰值 216 的值除以(一个或多个)旁瓣 218 的标准差来确定峰值旁瓣比。在确定了峰值旁瓣比之后,处理器可以之后将峰值旁瓣比与阈值进行比较以确定在经处理的图像 206 和模板图像之间是否存在匹配。如果峰值旁瓣比超过阈值,则处理器可以确定模板(感兴趣对象)存在。否则,处理器可以确定模板不存在。如果目标存在,则峰值 216 的位置可以被用作目标的位置。在一些实施例中,阈值可以基于诸如图 14 中示出的并且本文中讨论的针对给定图像的旁瓣统计来确定。备选地,阈值可以基于针对多幅图像的旁瓣统计来确定。

[0069] 另外,如讨论的,在一些实施例中,处理器可以将经处理的图像 206 与(在取向/机架角度方面)毗邻经处理的图像 206 的若干模板图像进行比较以引起感兴趣对象的轻微旋转。在这样的情况下,针对模板图像中的每幅模板图像,处理器可以确定对应的峰值旁瓣比。处理器还可以选择具有最高峰值旁瓣比的模板图像作为经匹配的模板图像,并且使用在这样的模板图像中的峰值 216 的位置作为目标的位置。

[0070] 在一个或多个实施例中，处理器可以自动地被配置为识别（一个或多个）旁瓣 218。例如，在一些实施例中，处理器可以被配置为从匹配评分表面 214 排除峰值 216 和其邻域，并且剩余的表面将具有（一个或多个）旁瓣 218，并且不具有峰值 216。在一些实施例中，处理器可以确定用于排除峰值 216 的掩码（mask）。例如，处理器可以通过将模板图像与其本身在不同偏移处交叉相关以获得自相关表面来确定掩码。之后处理器识别自相关表面超过阈值的位置。例如，阈值可以是在 0.1 和 0.3 之间的任何值，或更优选地在 0.15 和 0.25 之间的任何值（例如，0.2）。匹配评分表面 214 中超过阈值的所有值将是排除区的部分。当排除区被应用到匹配评分表面 214 时，峰值 216 和其邻域将被去除。

[0071] 备选地，处理器可以识别自相关表面低于阈值的位置。例如，阈值可以是在 0.1 和 0.3 之间的任何值，或更优选地在 0.15 和 0.25 之间的任何值（例如，0.2）。匹配评分表面 214 中低于阈值的所有值将是接受区的部分。当接受区被应用到匹配评分表面 214 时，（一个或多个）旁瓣 218 将保持为剩余表面的部分，而峰值 216 和其邻域将被去除。在这样的情况下，掩码表示接受区，而非排除区。

[0072] 在一个或多个实施例中，掩码（其可以表示排除区或接受区）可以被存储在非暂态介质中。例如，掩码可以被保存为（X, Y）坐标的列表，其中，（0, 0）指代峰值位置。

[0073] 如图 14 所示，阈值确定在搜索区域中的非目标点处虚假地检测到目标的概率 PFD。阈值还确定丢失实际上存在的目标的概率 PA。

[0074] 在以上实施例中，已经参考标记 194 描述了（一个或多个）感兴趣对象。标记 194 可以具有细长配置、球形配置、椭圆形配置、随机三维配置、或其它配置中的任何配置。在其它实施例中，（一个或多个）感兴趣对象可以是多个标记。在这样的情况下，VOI（例如，圆柱形几何结构 198）可以包括由用户在体积图像的切片中的每个切片中绘制的标记的轮廓 196 内的体素。因此，从图 10 的方法 186 获得的（一幅或多幅）得到的模板图像将包括标记 194 的图像。当（一幅或多幅）这样的模板图像用于模板匹配过程中时，基于标记 194 的组（犹如它们是单个对象）来将经处理的图像 206 与（一幅或多幅）模板图像相比较。

[0075] 另外，在其它实施例中，（一个或多个）感兴趣对象可以是组织结构（无标记基准点）。在这样的情况下，（一幅或多幅）模板图像可以被生成，使得其具有与组织结构相对应的特征。例如，如图 15 所示，在一些实施例中，模板图像 220 可以包括具有与组织结构相似的形状的区域 222。模板图像 220 还可以包括围绕区域 222 的第一层 / 区域 224，以及围绕第一层 / 区域 224 的第二层 / 区域 226。如图 15 所示，模板图像 220 中的区域 222、224、226 具有不同的相应的颜色 / 灰度值。

[0076] 各种技术可以被采用以生成模板图像 220。在一些实施例中，人可以观察体积图像的切片并识别感兴趣对象。人可以之后在体积图像的相应的切片中创建围绕感兴趣对象的轮廓。在一些实施例中，处理器（例如，处理器 54 或另一处理器）可以被配置为接收创建的轮廓作为来自用户的输入 212，并且基于输入 212 来自动创建三维模型。在一些实施例中，三维模型可以具有至少部分通过由人绘制的轮廓定义的体积。例如，三维模型的体积可以具有与创建的轮廓相交的表面。另外，在一些实施例中，三维模型还可以包括通过处理器自动地创建的第一层，使得第一层围绕体积，并且通过处理器自动地创建的第二层，使得第二层围绕第一层。第一层可以具有第一预定厚度，并且第二层可以具有第二预定厚度。此外，处理器可以分配体积内部的所有体素以具有第一颜色 / 灰度（如图 15 中的模板 214 中

的区域 222 中示出的颜色), 分配第一层内部的所有体素以具有第二颜色 / 灰度 (如模板 214 中的区域 224 中示出的颜色), 并且分配第二层内部的所有体素以具有第三颜色 / 灰度 (如模板 214 中的区域 226 中示出的颜色)。在创建了三维模型之后, 其可以被存储在非暂态介质中以供稍后处理。

[0077] 在使用期间, 输入图像 204 通过处理器来接收。为了与输入图像 204 交叉相关, 处理器对三维轮廓进行重新切片以便使二维轮廓平行于输入图像平面。重新切片可以例如是通过治疗等中心 (例如, 如由用户在规划期间识别的肿瘤的中心点)。为了匹配输入图像的几何结构, 处理器可以被前向配置为对该二维轮廓进行投影。之后处理器可以在前向投影的轮廓图像中生成围绕轮廓的两层 222、224, 因此得到二维模板 (如图 13 的示例中示出的模板 214)。

[0078] 在一些实施例中, 当基于 (一个或多个) 无标记基准 (例如, 组织结构) 来执行方法 200 时, 输入图像 204 可以被处理使得经处理的图像 206 看起来像模板图像 220。例如, 在图像处理 204/208 中, 第一滤波器 210 可以被应用以突出显示组织结构的边界, 并且第二滤波器 212 可以被应用以平滑组织结构的边界内部的特征。如在图 15 的示例中示出的, 使用这样的技术, 输入图像 204 可以被处理以实现具有涂抹 (smear) 的特征的经处理的图像 206, 使得经处理的图像 206 与模板图像 220 相似。在一些实施例中, 第一滤波器 210 可以是滚球滤波器, 并且第二滤波器 212 可以是低通滤波器 (例如, 中值滤波器、均值滤波器等等)。在其它实施例中, 第一滤波器 210 可以是另一类型的滤波器。例如, 在涉及 (一个或多个) 无标记基准的一些实施例中, 第一滤波器 210 可以是能够增强组织结构的边界的任何类型的滤波器。另外, 对于 (一个或多个) 无标记基准, 在一个实施方式中, 第二滤波器 212 可以是中值滤波器。

[0079] 在输入图像 204 被处理以获得经处理的图像 206 之后, 并且在已经获得模板图像 220 之后, 之后在类似之前描述的模板匹配过程 206 中将经处理的输入图像 206 与模板图像 220 相比较。

[0080] 在其它实施例中, 输入图像 204 可以是从多个角度上相邻的投影而非单个投影制作的DTS 图像。数字断层融合图像是使用投影图像重建的图像 (例如, 体积图像), 其中, 涉及的投影图像的数量可以小于针对 CT 图像的数量。在这样的情况下, 图像处理 204 是任选的, 并且 DTS 输入图像 204 本身 (例如, DTS 输入图像 204 的切片) 可以用于与模板 214 相比较。在其它实施例中, 图像处理 204 可以被执行以在将增强的输入图像与模板 214 相比较之前增强 DTS 输入图像 204 中的特征。用于与输入图像 204 相比较的模板 214 可以是从 CT 体积图像 110 构建的 DTS 图像。在这样的情况下, 形成模板 214 的 DTS 图像可以被认为是“人工”DTS 图像, 因为其不是根据传统技术而被构建的, 在传统技术中 DTS 图像从多幅投影图像来重建。

[0081] 各种技术可以用于获得来自体积 CT 图像的人工 DTS 图像的集合。在一些实施例中, 处理器 (例如, 处理器 54 或另一处理器) 被配置为在计算上将体积图像 110 中的体素 (例如, 如由用户识别的兴趣区域中的体素) 前向投影到中间平面的集合上以创建图像切片 230a-230e (图 16A)。在一种技术中, 当执行前向投影以创建图像切片 230a-230e 时, 处理器可以在数学上将模拟源沿着部分围绕体积图像 110 中的对象的轨迹 (例如, 弧形路径) 移动到与用于形成联机 DTS 图像 204 的投影的角度间隔相对应的不同位置。这样的技术以

图形方式被图示在图 16B 中。如图 16B 所示,从具有角度间隔 234 的不同位置 232a-232g 执行前向投影。在一些实施例中,角度间隔 234 可以等于用于形成联机 DTS 图像 204 的投影的角度间隔。在其它实施例中,角度间隔 234 可以不同于(例如,大于或小于)用于形成联机 DTS 图像 204 的投影的角度间隔。为了创建切片 230(例如,230a),执行从不同位置 232a-232g 到切片 230 的平面(例如,切片 230a 的平面)上的前向投影。例如,当执行从位置 232b 到图像切片 230 的平面上的前向投影时,将沿着投影路径 236 的通过体积图像 110 中的兴趣体素的所有点(包括在图像切片 230a 的平面的前面的点 238a 和在图像切片 230a 的平面的后面的点 238b) 投影到图像切片 230a 的平面上。尽管在示例中示出了一个投影路径 236,但是应当理解,可以存在针对任何给定位置 232 的从位置 232 延伸的并且与创建的切片的平面相交的多个投影路径 236,由此创建到针对任何给定位置 232 创建的切片的平面上的二维前向投影图像。也可以从其它位置(例如,232a、232c-232g) 到图像切片 230a 的平面上执行前向投影。在图像切片 230a 的平面处的前向投影随后被汇总以创建图像切片 230a。可以重复相同的技术以创建其它图像切片 230b-230e。尽管在示例中示出了五个图像切片 230a-230e,但是在其它实施例中可以存在超过五个图像切片 230 或少于五个图像切片。在一些情况下,图像切片 230a-230e 可以被认为是对应于在 DTS 重建算法中的反投影(back projection)的中间阶段。

[0082] 在一些实施例中,对模拟源的数学移动可以被认为当处理器已经执行来自多个角度位置的前向投影时已经由处理器执行。另外,在一些实施例中,当执行前向投影时,针对模拟源的轨迹 236 的弧形中心可以与用于获得联机 DTS 图像 204 的轨迹的弧形中心相同。另外,在一些实施例中,针对模拟源的轨迹的弧形长度可以与针对用于获得联机 DTS 图像 204 的轨迹的弧形长度相同。在其它实施例中,针对模拟源的轨迹的弧形长度可以不同于(例如,长于)针对用于获得联机 DTS 图像 204 的轨迹的弧形长度以实现更好的深度分辨率。

[0083] 在一些实施例中,在形成了图像切片 230a-230e 之后,图像切片 230a-230e 本身可以被用作模板 214。在其它实施例中,图像切片 230a-230e 可以被去模糊(deblur)以创建相应的去模糊的图像切片,并且去模糊的图像切片随后被用作模板 214。

[0084] 各种技术可以被采用以对图像切片 230a-230e 去模糊。在一些实施例中,为了对切片 230 去模糊,处理器可以确定从其它切片中的对象贡献的模糊图像,并且可以将该模糊图像从被去模糊的切片 230 减去。例如,为了对图像切片 230b 去模糊,其它切片 230a 和 230c-230e 被前向投影到图像切片 230b 的平面上,并且随后被汇总以创建针对图像切片 230b 的模糊图像。图 16C 图示了该技术。如图 16C 所示,为了创建针对切片 230b 的模糊图像,处理器(例如,处理器 54 或另一处理器)被配置为在计算上将其它图像切片 230a 和 230c-230e 中的像素前向投影到图像切片 230b 的平面上。在一种技术中,当执行前向投影以创建模糊图像时,处理器可以在数学上将模拟源沿着部分围绕感兴趣对象的轨迹 240(例如,弧形路径)移动到与用于形成联机 DTS 图像 204 的投影的角度间隔相对应的不同位置。如图 16C 所示,从具有角度间隔 244 的不同位置 242a-242g 执行前向投影。在一些实施例中,角度间隔 244 可以等于用于形成联机 DTS 图像 204 的投影的角度间隔。在其它实施例中,角度间隔 244 可以不同于(例如,大于或小于)用于形成联机 DTS 图像 204 的投影的角度间隔。另外,在一些实施例中,用于生成模糊图像的角度间隔 244 可以与用于生

成图像切片 230 的角度间隔 234 相同。在其它实施例中,用于生成模糊图像的角度间隔 244 可以与用于生成图像切片 230 的角度间隔 234 不同。为了创建针对图像切片 230b 的模糊图像,执行从不同位置 242a-242g 到图像切片 230b 的平面上的前向投影。例如,当执行从位置 242b 到图像切片 230b 的平面上的前向投影时,将在不同的图像切片 230a 和 230c-230e 处的沿着投影路径 236 的所有点(包括在图像切片 230b 的平面的前面的点 946a 和在图像切片 230b 的平面的后面的点 246b) 投影到图像切片 230b 的平面上。尽管在示例中示出了一个投影路径 236,但是应当理解,可以存在针对任何给定位置 242 的从位置 242 延伸的并且与去模糊的切片的平面相交的多个投影路径 236,由此创建到针对任何给定位置 242 去模糊的切片的平面上的二维前向投影图像。也从其它位置(例如,242a、242c-242g) 到图像切片 230b 的平面上执行前向投影。在图像切片 230b 的平面处的前向投影随后被汇总以创建针对图像切片 230b 的模糊图像。可以重复以上技术以创建针对其它相应的图像切片 230a 和 230c-230e 的对应的模糊图像。

[0085] 在一些实施例中,在去模糊过程期间对模拟源的数学移动可以被认为当处理器已经执行来自多个角度位置的前向投影时已经由处理器执行。另外,在一些实施例中,在去模糊过程中,针对模拟源的轨迹的弧形中心可以与用于获得联机 DTS 图像 204 的轨迹的弧形中心相同。另外,在一些实施例中,针对模拟源的轨迹的弧形长度可以与针对用于获得联机 DTS 图像 204 的轨迹的弧形长度相同。在其它实施例中,针对模拟源的轨迹的弧形长度可以不同于(例如长于) 针对用于获得联机 DTS 图像 204 的轨迹的弧形长度。

[0086] 在获得了模糊图像之后,处理器之后将模糊图像从切片 230b 减去以对切片 230b 去模糊。执行相同的过程以对集合中的其它切片(例如,230a 和 230c-230e) 去模糊以得到去模糊的图像切片的集合。在一些实施例中,去模糊的图像切片可以被存储为非暂态介质中的模板 216 以供稍后处理(例如,与联机图像 204 的模板匹配)。

[0087] 以上技术得到形成针对给定机架角度的模板 214 的集合的去模糊的切片 230a-230e 的集合。在一些实施例中,处理器可以选择去模糊的切片 230a-230e 的中间切片(或最靠近中心的切片中的一个切片) 以用于与联机 DTS 图像 204(例如,联机 DTS 图像 204 中的对应切片) 相比较。在其它实施例中,处理器可以将模板 214 的多个切片与联机 DTS 图像 204 的多个切片进行比较以实现粗糙的三维匹配。

[0088] 以上技术比其中 CT 体素被一直前向投影以模拟用于重建参考 DTS 图像的投影图像(而非上述中间图像) 的另一可能方法更好,因此节省计算时间和资源。另外,以上技术消除了(如当使用生成 DRR 的方法时要求的) 执行反投影的需要。

[0089] 在获得了输入 DTS 图像 204(并且任选地被处理以增强其中的特征) 之后,并且在已经获得了模板图像 220 之后,输入图像 204 随后在模板匹配过程 206 中与模板图像 220 进行比较,如之前描述的那样。

[0090] 图 17 是图示了在其上可以实施本发明的实施例的计算机系统 248 的实施例的方框图。计算机系统 248 包括总线 250 或用于通信信息的其它通信机制,以及与总线 250 耦合用于处理信息的处理器 252。处理器 252 可以是图 1 的处理器 54 的示例,或用于执行本文中描述的各种功能的另一处理器。在一些情况下,计算机系统 248 可以用于实施处理器 54(或本文中描述的其它处理器)。计算机系统 248 还包括诸如随机存取存储器(RAM) 的主存储器 254,或耦合到总线 250 用于存储由处理器 252 执行的信息和指令的其它动态存储

设备。主存储器 254 还可以用于存储在对由处理器 252 执行的指令的执行期间的临时变量或其它中间信息。计算机系统 248 还包括耦合到总线 250 以用于存储针对处理器 252 的静态信息和指令的只读存储器 (ROM) 256 或其它静态存储设备。数据存储设备 258 (诸如磁盘或光盘) 被提供并被耦合到总线 250 以用于存储信息和指令。

[0091] 计算机系统 248 可以经由总线 250 耦合到显示器 260, 诸如阴极射线管 (CRT) 或平板以用于向用户显示信息。包括字母数字和其它键的输入设备 262 耦合到总线 250 以用于将信息和命令选择传达给处理器 252。用户输入设备的另一类型是用于将方向信息和命令选择传达给处理器 252 并且用于控制显示器 260 上的光标移动的光标控制 264, 诸如鼠标、滚球或光标方向键。该输入设备通常具有允许设备指定平面中的位置的在两个轴上的两个自由度, 第一轴 (例如, x) 和第二轴 (例如, y)。

[0092] 计算机系统 248 可以用于执行根据本文中描述的实施例的各种功能 (例如, 计算)。根据一个实施例, 这种用途由计算机系统 248 响应于处理器 252 执行在主存储器 254 中包含的一个或多个指令的一个或多个序列来提供。这样的指令可以从诸如存储设备 258 的另一计算机可读介质被读取到主存储器 254 中。对在主存储器 254 中包含的指令的序列的执行使得处理器 252 执行本文中描述的过程步骤。在多处理布置中的一个或多个处理器还可以被采用于执行在主存储器 254 中包含的指令的序列。在备选实施例中, 可以使用硬接线电路来代替软件指令或与软件指令组合以实施本发明。因此, 本发明的实施例不限于硬件电路和软件的任何特定组合。

[0093] 计算机系统 248 还包括耦合到总线 250 的通信接口 266。通信接口 266 提供耦合到连接到本地网络 270 的网络链接 268 的双向数据通信。例如, 通信接口 266 可以是综合业务数字网络 (ISDN) 卡或调制解调器以提供到对应类型的电话线的数据通信连接。作为另一示例, 通信接口 266 可以是局域网 (LAN) 卡以提供到兼容 LAN 的数据通信连接。无线链接也可以被实施。在任何这样的实施方式中, 通信接口 266 发送和接收承载表示各种类型的信息的数据流的电信号、电磁信号或光信号。

[0094] 网络链接 268 通常提供通过一个或多个网络到其它设备的数据通信。例如, 网络链接 268 可以提供通过局域网 270 到主机 272 或到装备 274 (诸如辐射射束源的或操作耦合到辐射射束源的开关) 的连接。通过网络链接 268 传输的数据流能够包括电信号、电磁信号或光信号。承载到计算机系统 248 和来自计算机系统 248 的数据的通过各种网络的信号, 以及在网络链接 268 上并且通过通信接口 266 的信号是传输信息的载波的示范性形式。计算机系统 248 能够通过 (一个或多个) 网络、网络链接 268 和通信接口 266 发送消息并接收数据, 包括程序代码。

[0095] 已经特别详细地参考可能实施例描述了本发明。本领域技术人员将认识到, 本发明可以被实践在其它实施例中。部件、术语的大写、属性、数据结构或任何其它编程或结构方面的特定命名不是强制的或重要的, 实施本发明或其特征的机制可以具有不同的名称、格式或协议。该系统可以经由如描述的硬件和软件的组合来实施, 或全部在硬件元件中或全部在软件元件中被实施。在本文中描述的各种系统部件之间的功能的特定划分不仅仅是示范性的并且不是强制性的; 由单个系统部件执行的功能可以代替地由多个部件来执行, 并且由多个部件执行的功能可以代替地由单个部件来执行。

[0096] 在各种实施例中, 本发明能够被实施为用于单独地或以任何组合执行上述技术的

系统或方法。在另一实施例中，本发明能够被实施为包括计算机可读存储介质和计算机程序代码的计算机程序产品，该计算机程序代码被编码在该介质上以用于使计算设备或其它电子设备中的处理器执行上述技术。

[0097] 如本文中使用的，对“一个实施例”或“实施例”的任何引用意味着结合实施例描述的特定特征、结构或特性被包含在本发明的至少一个实施例中。在本说明书中的各个地方中的短语“在一个实施例中”的出现不一定全部指代相同的实施例。

[0098] 以上的一些部分在对计算机存储器内的数据位的操作的算法和符号表示方面被呈现。这些算法描述和表示是由在数据处理领域中的技术人员用于以最有效地将其工作的内容传达给本领域技术人员的手段。算法一般被认为是得到期望结果的步骤（指令）的有条理的序列。步骤是要求对物理量的物理操纵的步骤。通常，尽管不是必需的，这些量采取能够被存储、被传输、被组合、被比较、被变换并且以其它方式被操纵的电信号、磁信号或光信号的形式。其有时主要出于常见用法的原因也方便来将这些信号指示为位、值、元件、符号、字母、术语、数字等。另外，其有时也方便将要求对物理量的物理操纵的步骤的某些布置指示为模块或代码设备，而不失一般性。

[0099] 然而，应当牢记，这些术语和类似的术语中的全部应与合适的物理量相关联并且仅仅是被应用到这些量的方便标签。除非另行特别陈述为从下面的讨论显而易见的，应认识到，在本说明书中，利用诸如“处理”或“计算”或“计算出”或“显示”或“确定”等的讨论是指计算机系统或者类似的电子设备计算模块和 / 或设备（其操纵并变换被表示为计算机系统存储器或寄存器或其它这样的信息存储、传输或显示设备内的物理（电子）量的数据）的动作和处理。

[0100] 本发明的某些方面包括以算法的形式在本文中描述的过程步骤和指令。应当指出，本发明的过程步骤和指令能够被实现在软件、固件和 / 或硬件中，并且当被实现在软件中时，能够被下载以驻存并且从由各种操作系统使用的不同平台被操作。

[0101] 本发明还涉及一种用于执行本文中的操作的装置。该装置可以专门出于要求的目的而被构建，或其可以包括由存储在计算机中的计算机程序选择性地激活或重新配置的通用计算机。这样的计算机程序可以被存储在计算机可读存储介质中，该计算机可读存储介质诸如但不限于任何类型的盘，包括软盘、光盘、CD-ROM、磁性光盘、只读存储器（ROM）、随机存取存储器（RAM）、EPROM、EEPROM、磁性或光学卡、专用集成电路（ASIC）或适合于存储电子指令的任何类型的介质，并且其均耦合到计算机系统总线。另外，在本说明书中提到的计算机和 / 或其它电子设备可以包括单个处理器或可以是采用用于提高的计算能力的多个处理器设计的体系结构。

[0102] 本文中提出的算法和显示不与任何特定计算机、可视化系统或其它装置固有地相关。各种通用系统还可以与根据本文中的教导的程序一起使用，或其可以证实便于构建更专门的装置以执行要求的方法步骤。用于各种这些系统的要求的结构将从本文中提供的描述变得显而易见。另外，本发明不参考任何特定编程语言来描述。应认识到，各种编程语言可以用于实施如本文中描述的本发明的教导，并且以上对特定语言的任何引用被提供用于本发明的实现和最好模式的公开内容。

[0103] 在各种实施例中，本发明能够被实施为软件、硬件、和 / 或用于控制计算机系统、计算设备或其它电子设备或其任何组合或多个的其它元件。根据本领域众所周知的技术，

这样的电子设备能够包括例如处理器、输入设备（诸如键盘、鼠标、触摸板、跟踪垫、操纵杆、跟踪球、麦克风和 / 或其任何组合）、输出设备（诸如屏幕、扬声器等）、存储器、长期存储（诸如磁性存储、光学存储等）和 / 或网络连接性。这样的电子设备可以是便携式的或非便携式的。可以用于实施本发明的电子设备的示例包括移动电话、个人数字助理、智能电话、自助机、台式计算机、膝上型电脑、消费者电子设备、电视、机顶盒等。用于实施本发明的电子设备可以使用操作系统，诸如从位于加利福尼亚州库比帝诺的苹果公司可获得的 iOS、从位于加利福尼亚州山景城的谷歌公司可获得的 Android、从华盛顿州雷德蒙德的微软公司可获得的 Microsoft Windows 7、从加利福尼亚州森尼维尔市的 Palm 公司可获得的 webOS 或适于使用在设备上的任何其它操作系统。在一些实施例中，用于实施本发明的电子设备包括用于通过一个或多个网络通信的功能，该一个或多个网络包括例如蜂窝电话网络、无线网络和 / 或诸如因特网的计算机网络。

[0104] 一些实施例可以使用词语“耦合”和“连接”以及其衍生词来描述。应当理解，这些术语不旨在为针对彼此的同义词。例如，一些实施例可以使用用于指示两个或更多个元件直接与彼此物理或电接触的术语“连接”来描述。在另一示例中，一些实施例可以使用用于指示两个或更多个元件直接与彼此物理或电接触的术语“耦合”来描述。然而，术语“耦合”也可以意味着两个或更多个元件不是与彼此直接接触，而是也可以与彼此协作或交互。实施例不限于本上下文中。

[0105] 如本文中使用的，术语“包括”、“包括了”、“包含”、“包含了”、“具有”、“具有了”或其任何其它变型旨在覆盖非排他性包含。例如，包括元件的列表的过程、方法、物品或装置不一定限于仅仅那些元件而是可以包括这样的过程、方法、物品或装置未明确列出或固有的其它元件。另外，除非明确相反地声明，“或者”是指包含而非排除性或者。例如，条件 A 或 B 通过以下中的任何一项来满足：A 为真（或存在）并且 B 为假（或不存在），A 为假（或不存在）并且 B 为真（或存在），以及 A 和 B 两者都为真（或存在）。

[0106] 如本文中使用的术语“一”或“一个”被定义为一个或多于一个。如本文中使用的术语“多个”被定义为两个或多于两个。如本文中使用的术语“另一”被定义为至少为第二个或更多个。

[0107] 普通技术人员应当不要求在开发本文描述的方法和系统中的附加的解释，而是可以通过审查相关技术领域中的标准参考工作来找到在准备这些方法和系统中的一些可能有帮助的引导。

[0108] 尽管已经参考有限数量的实施例来描述本发明，但是已经得益于以上描述的本领域技术人员应当将认识到可以在不偏离如本文中描述的本发明的范围的情况下设想其它实施例。应当指出，在本说明书中使用的语言主要出于可读性和指导目的而被选择，并且可以不被选择以描绘或刻画本发明的主题。使用的术语不应当被解释为将本发明限于在说明书和权利要求书中公开的具体实施例，而是应当被解释为包括根据本文中阐述的权利要求书操作的所有方法和系统。因此，本发明不受本公开内容限制，而是相反其范围应全部由权利要求书确定。

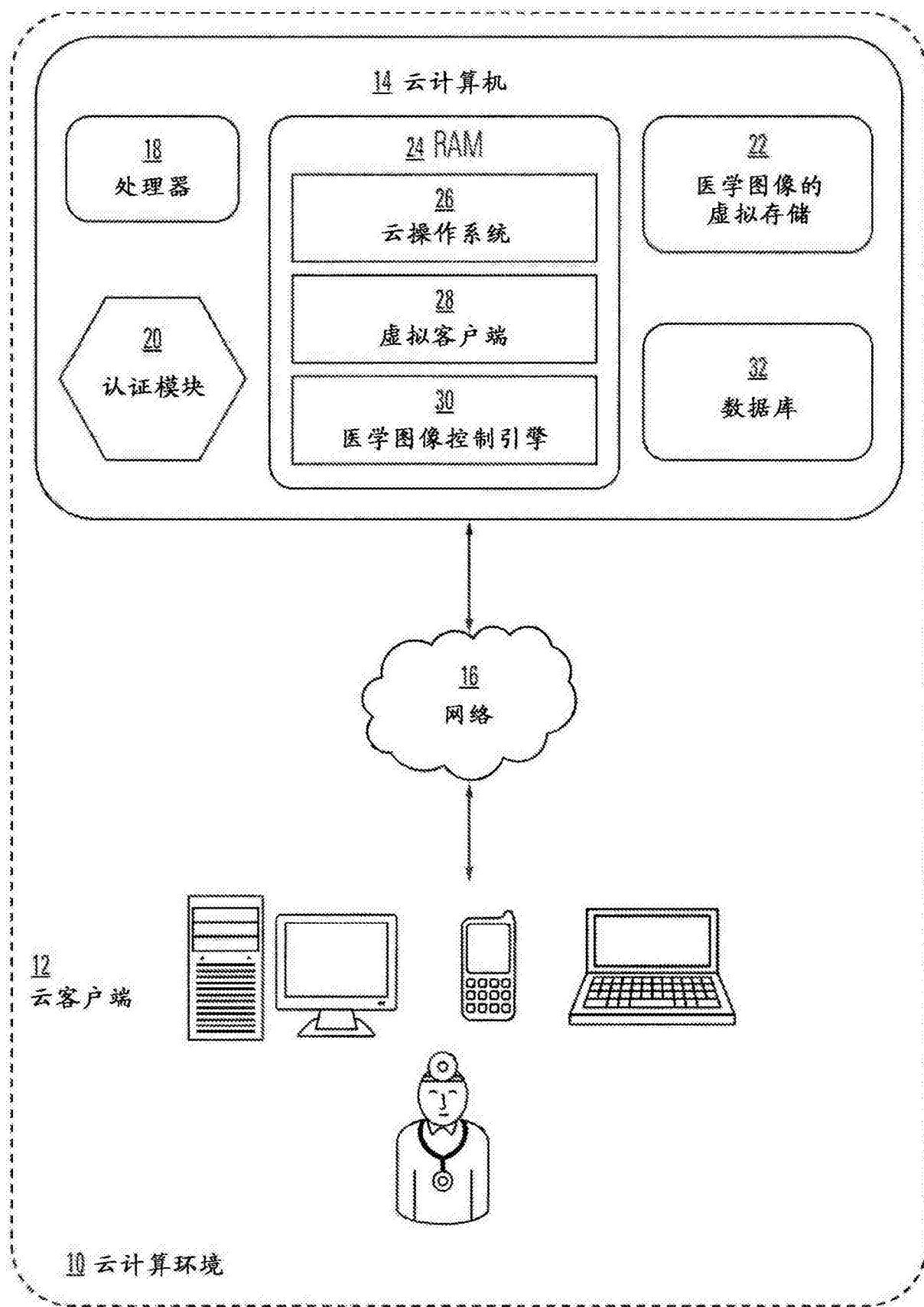


图 1

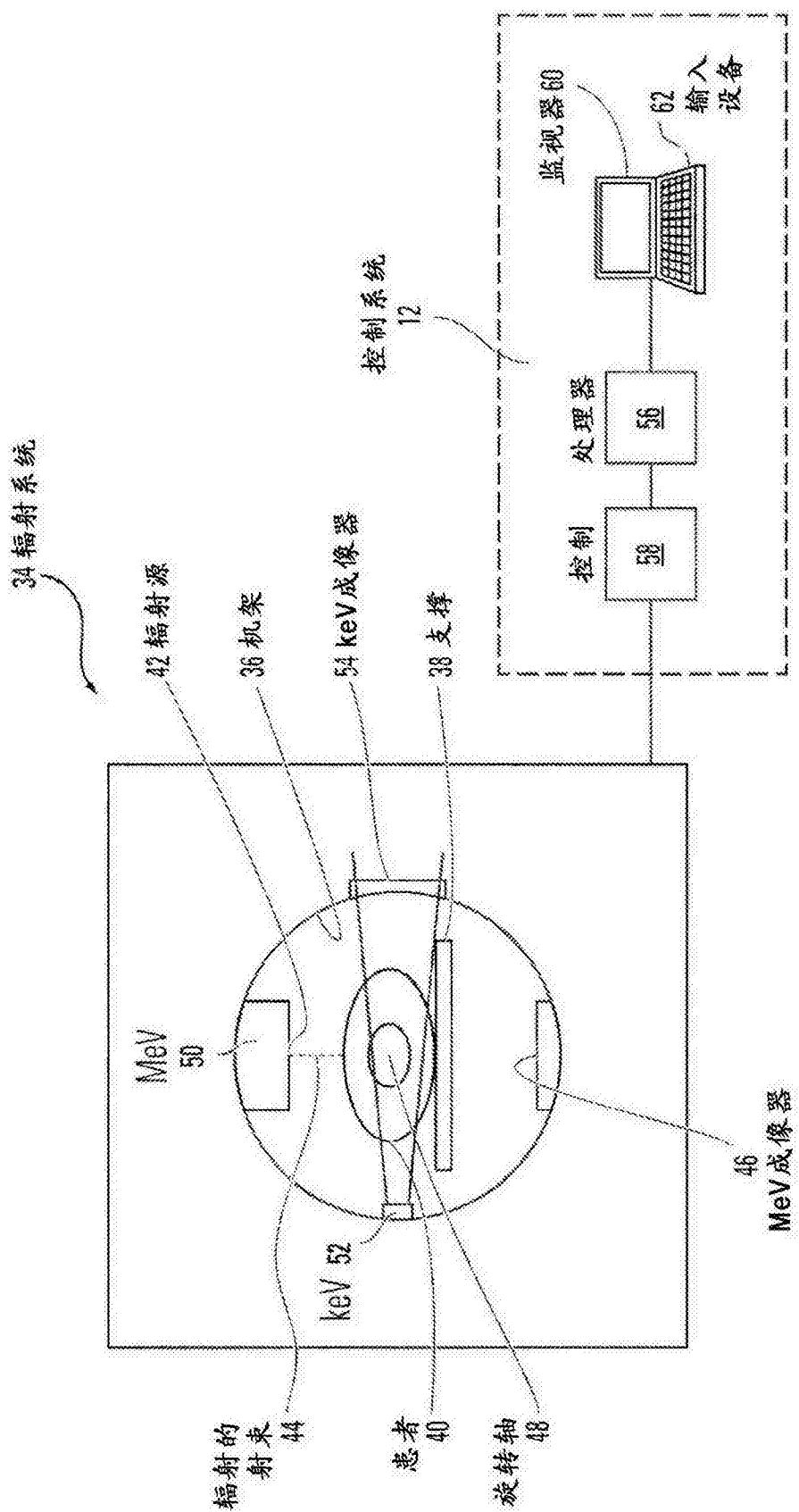


图 2

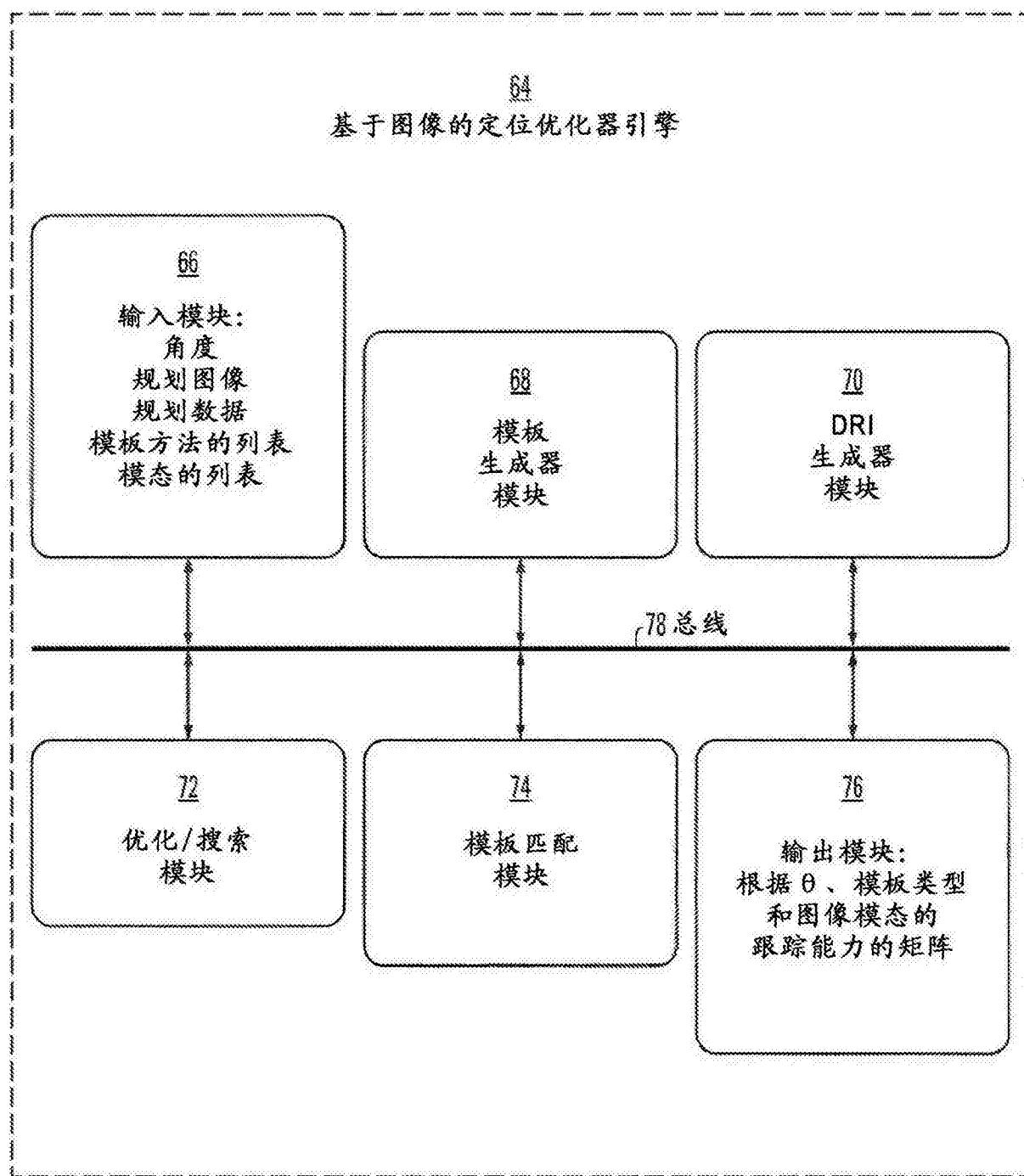


图 3

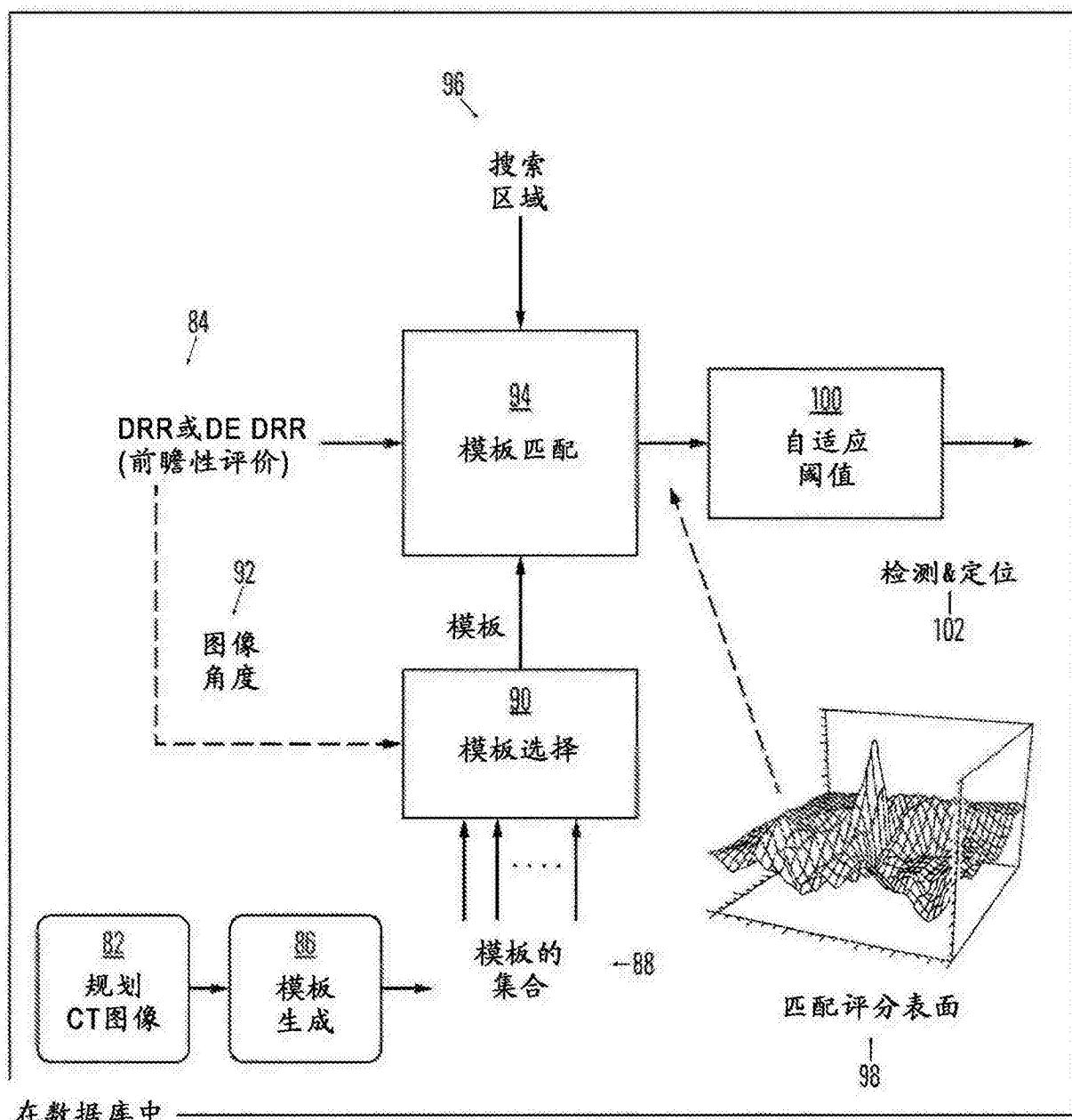
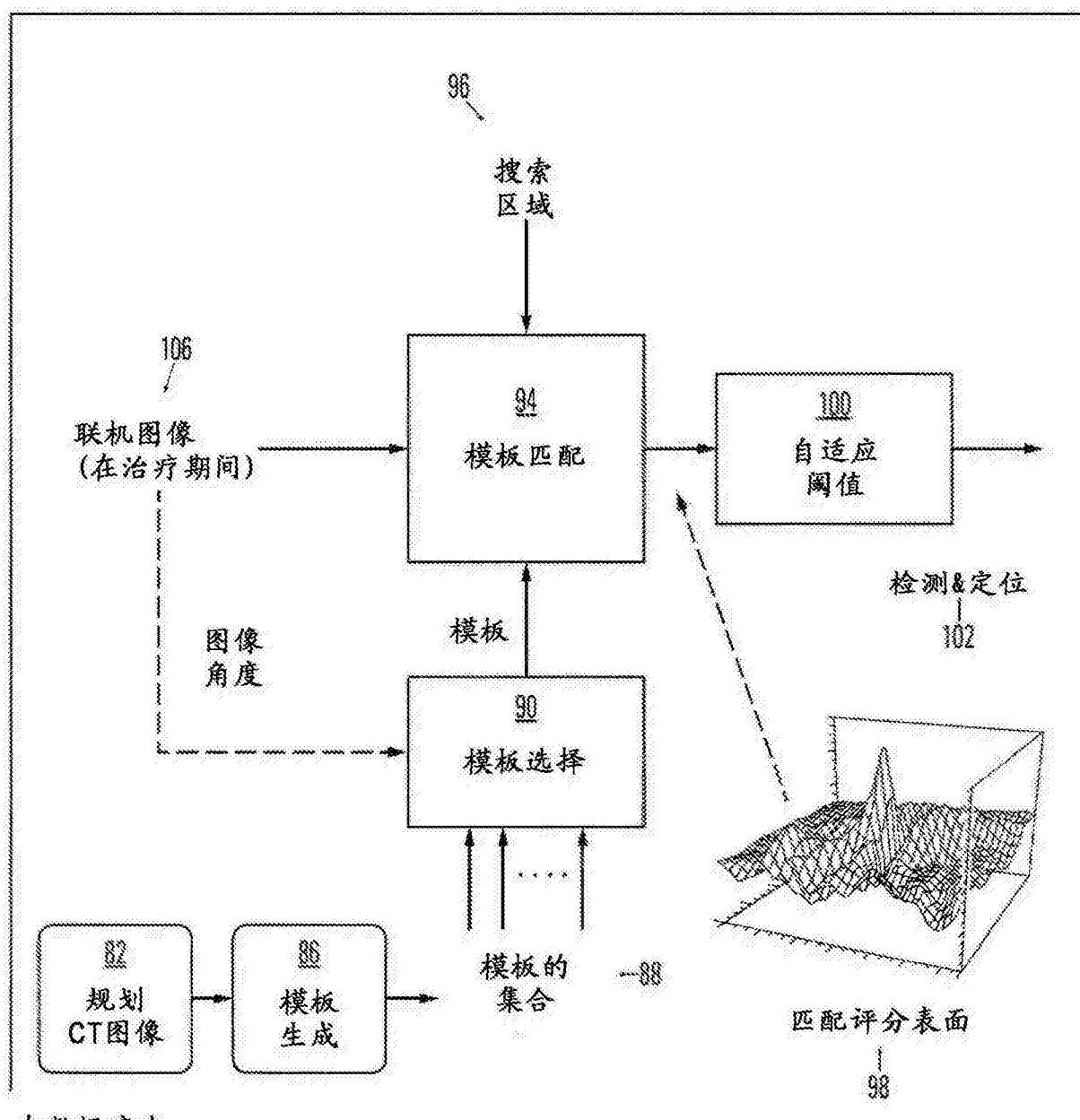


图 4A



模板匹配算法的方框图

104

图 4B

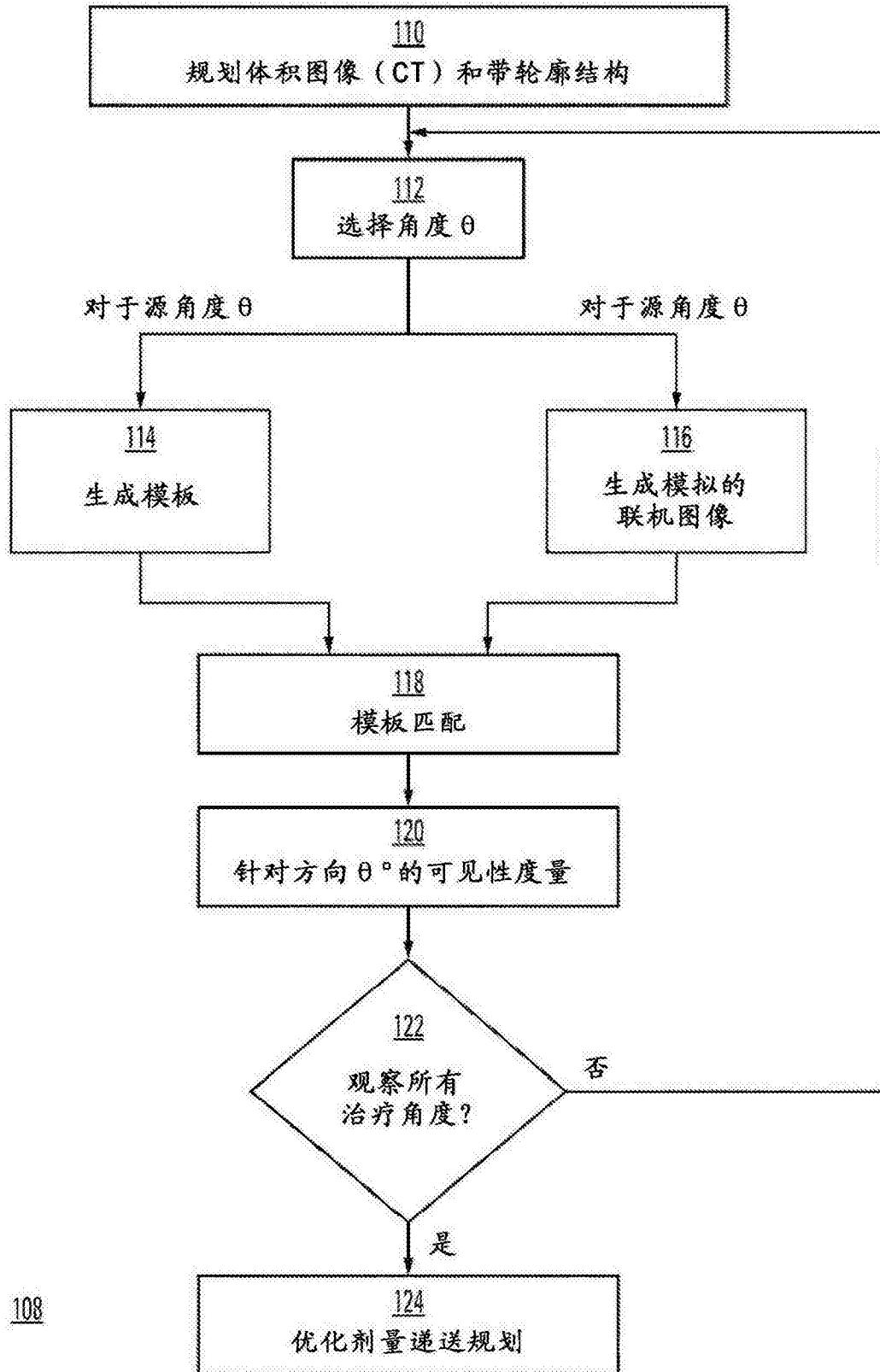
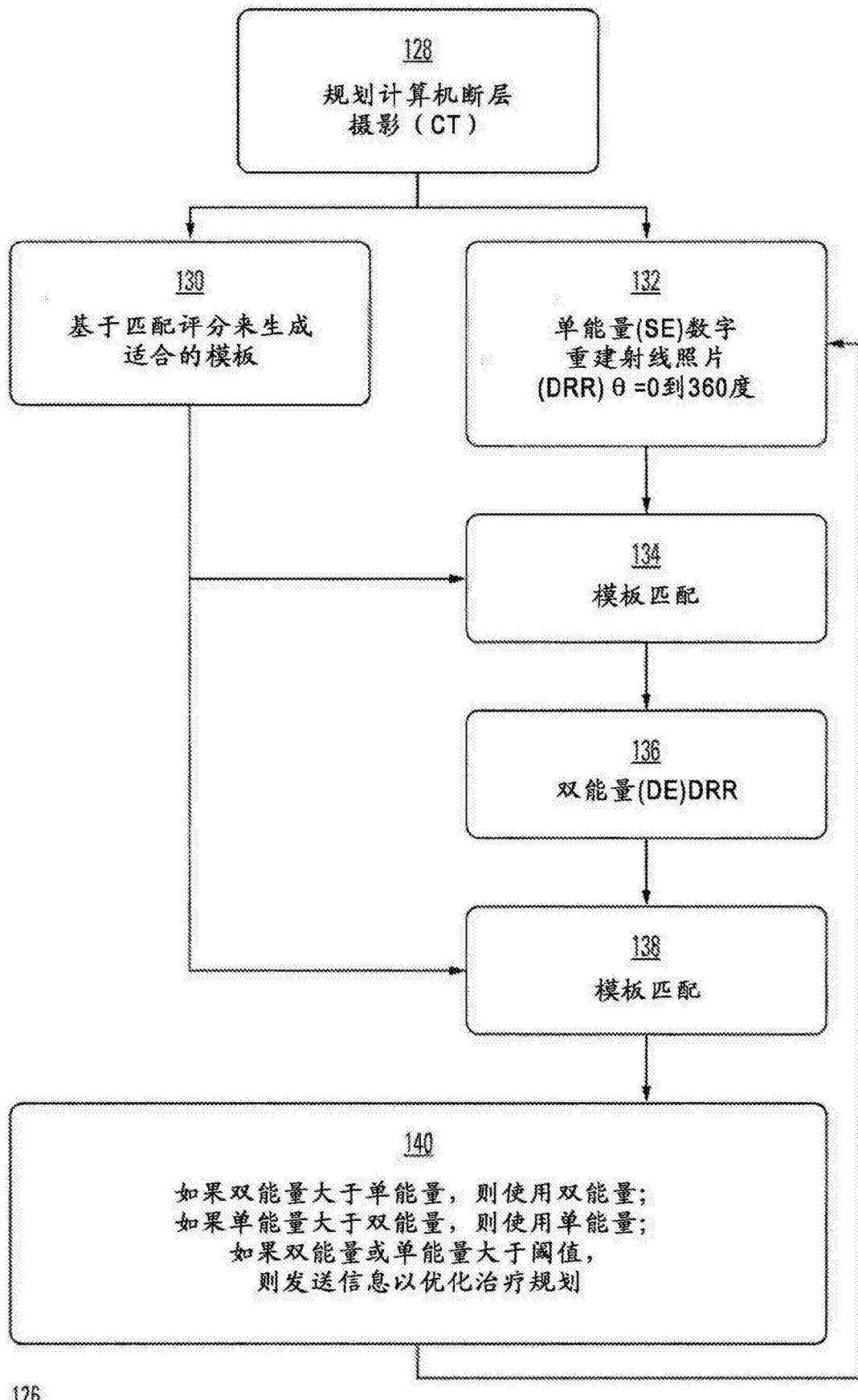
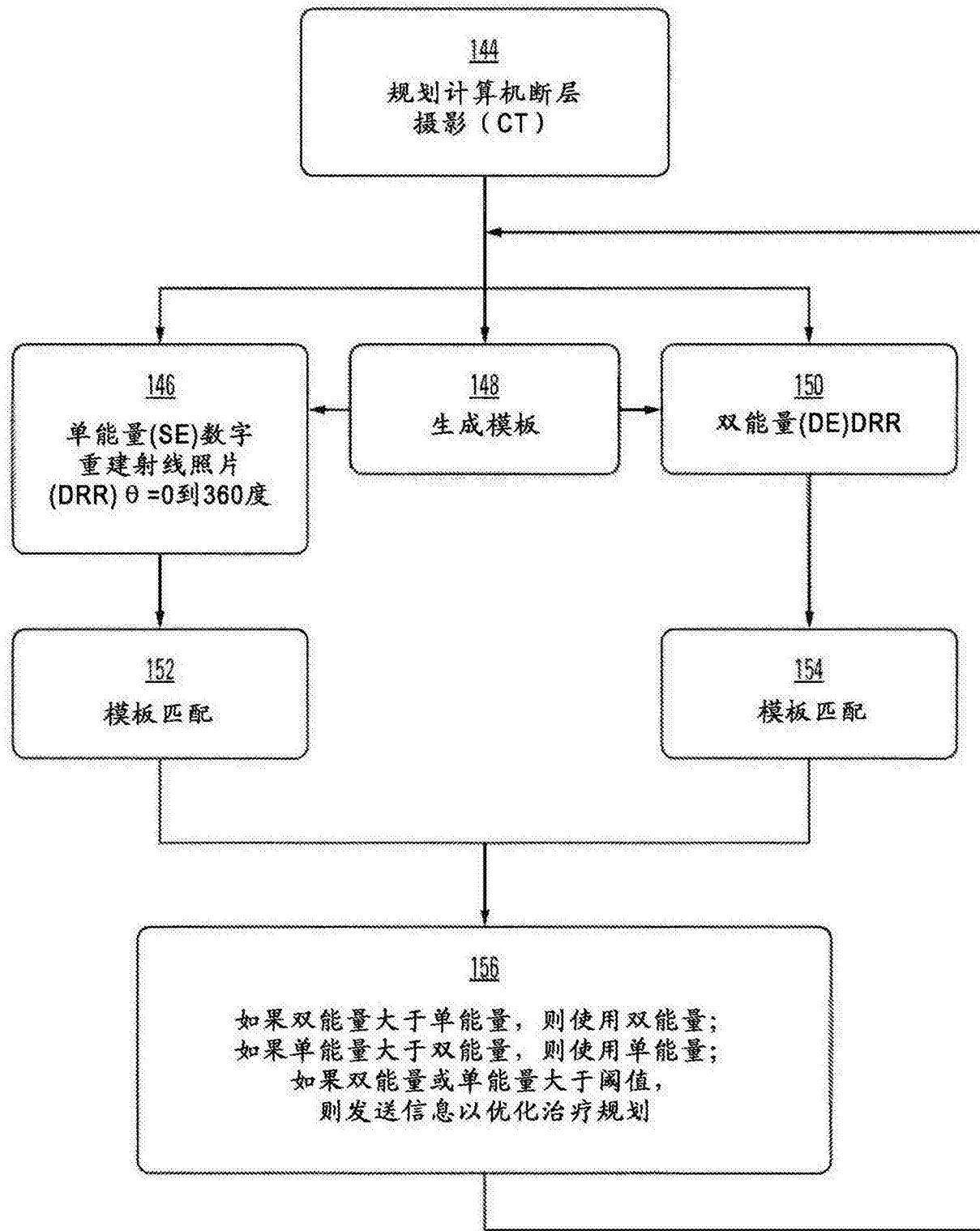


图 5



126

图 6



142

图 7

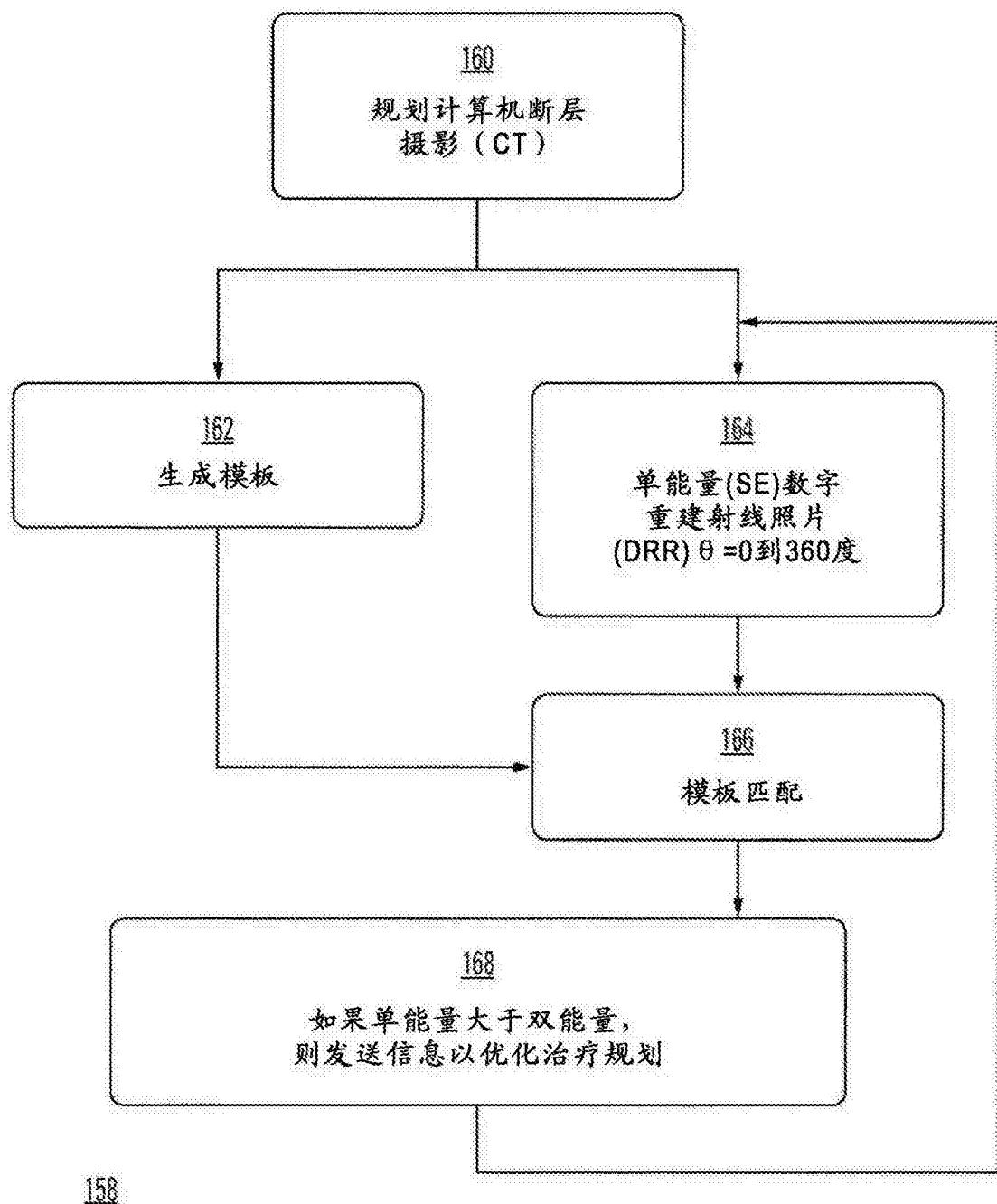


图 8

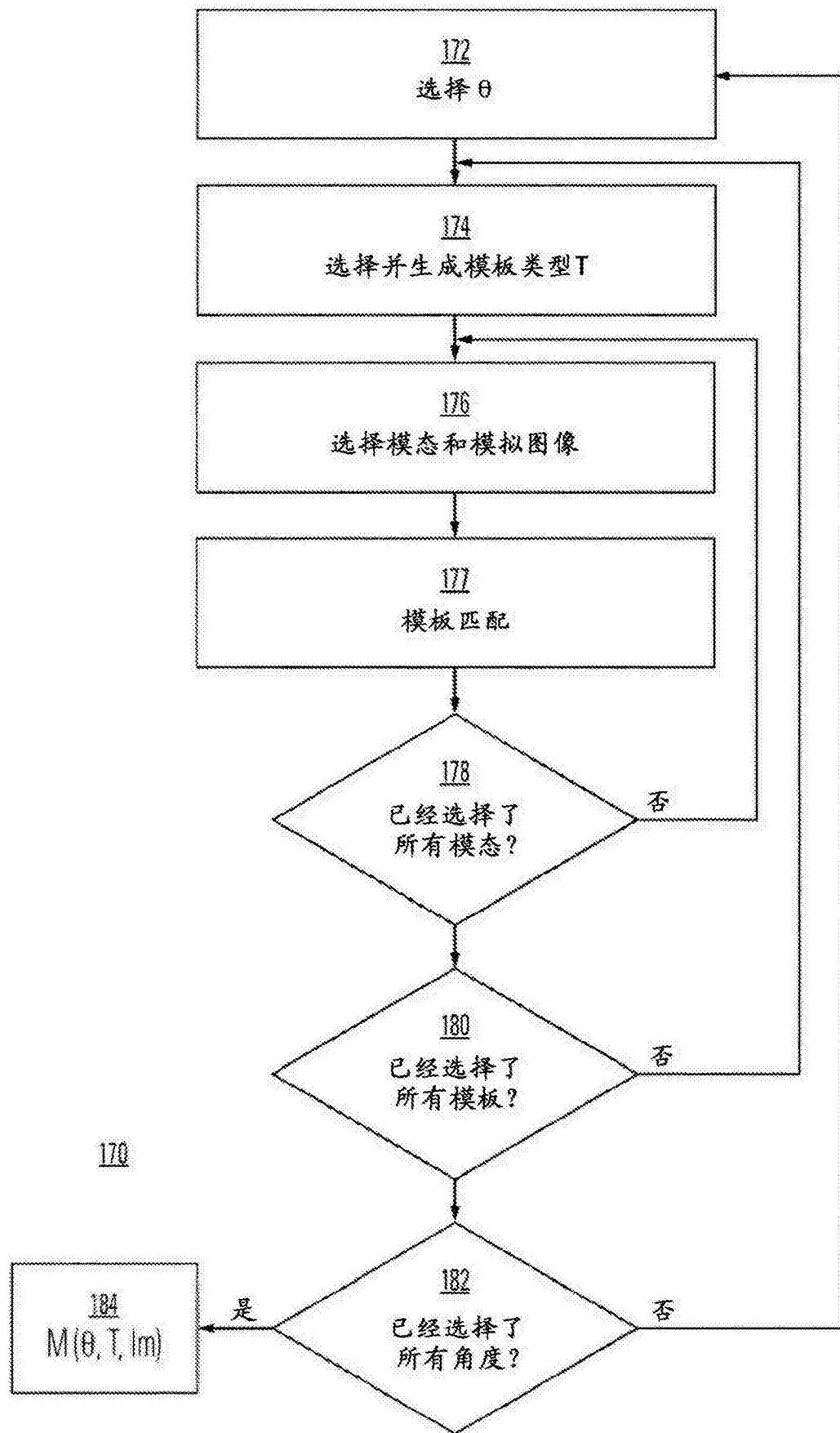


图 9

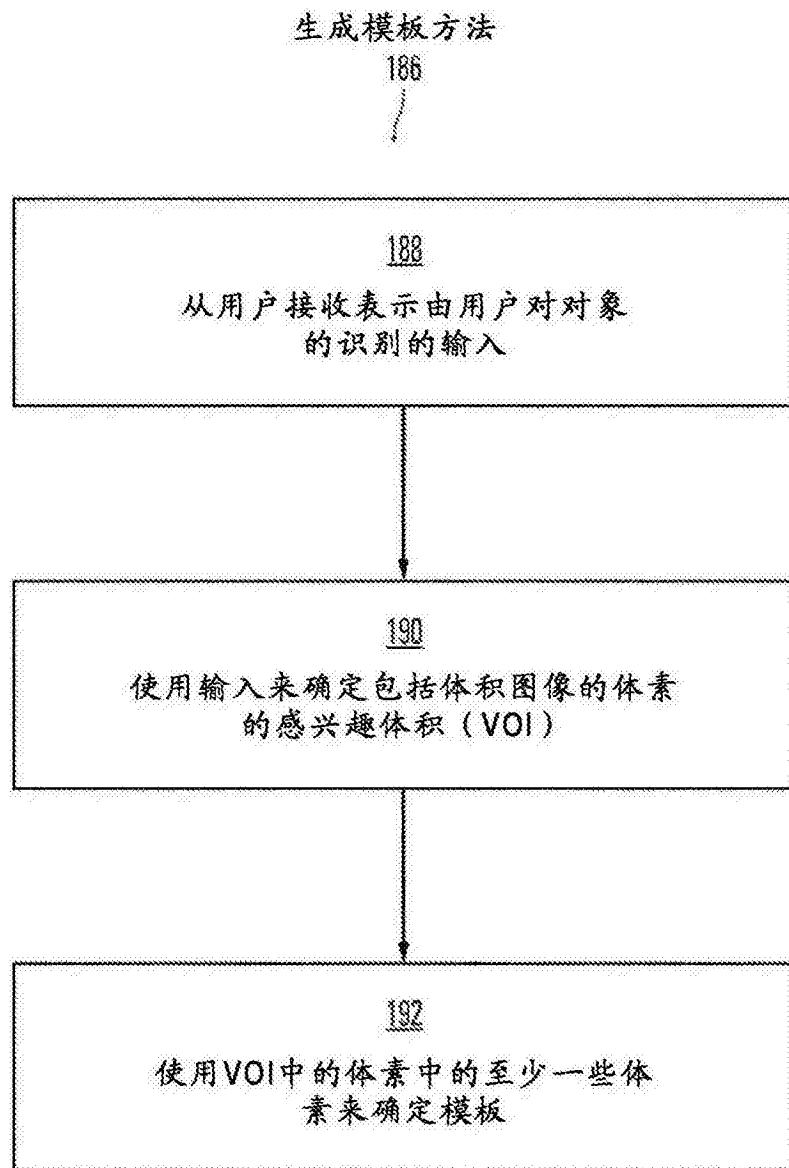


图 10

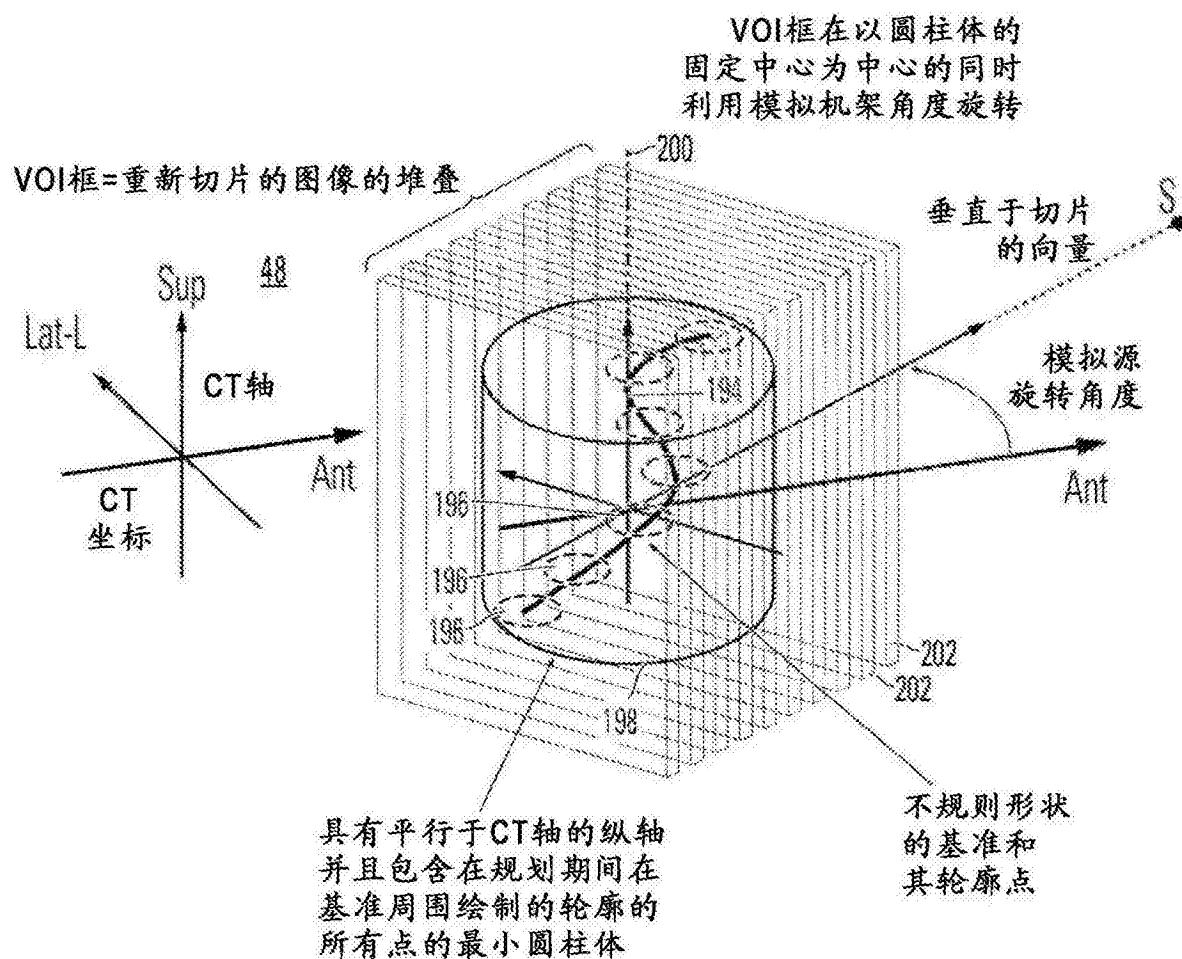


图 11

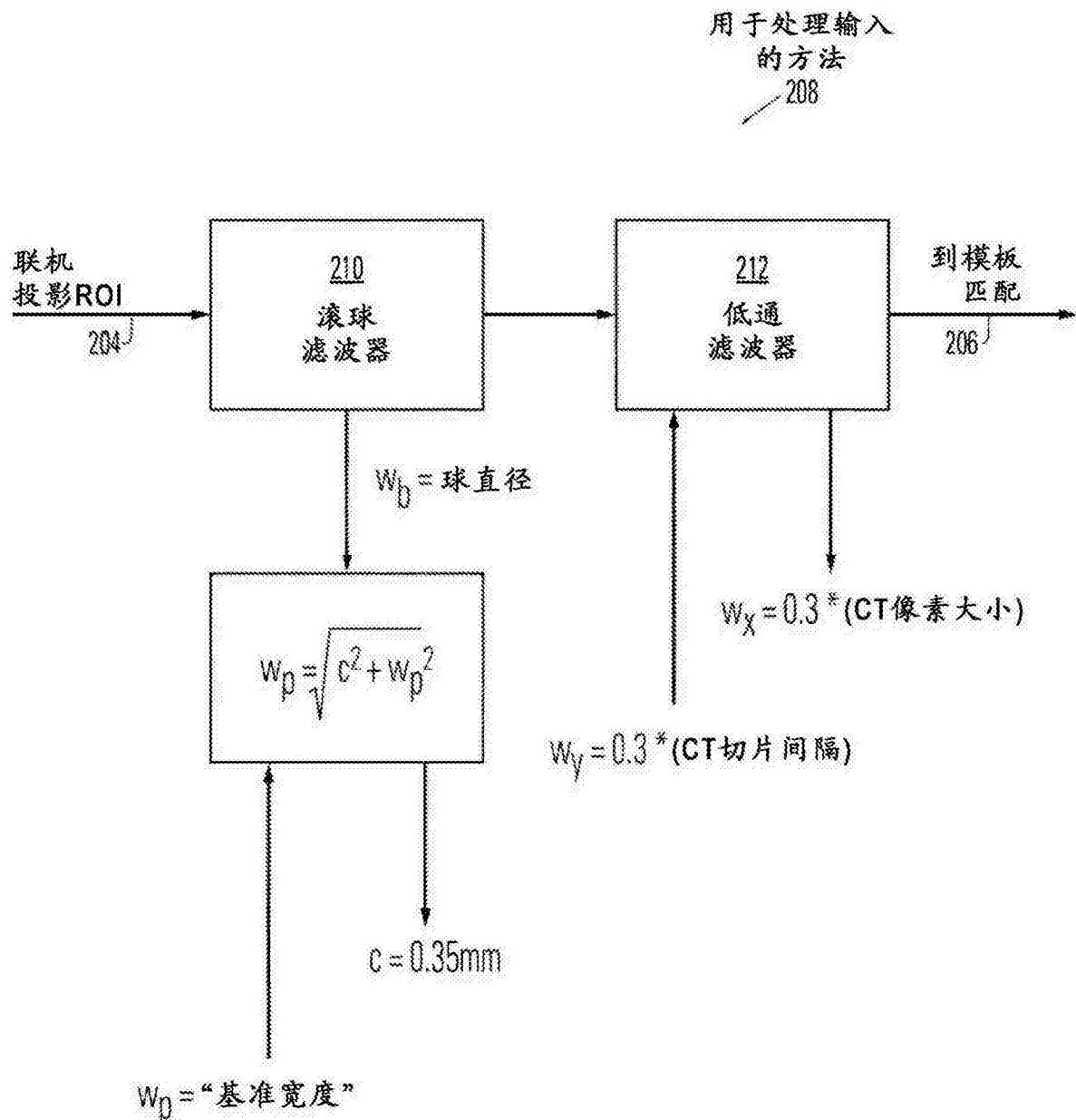


图 12

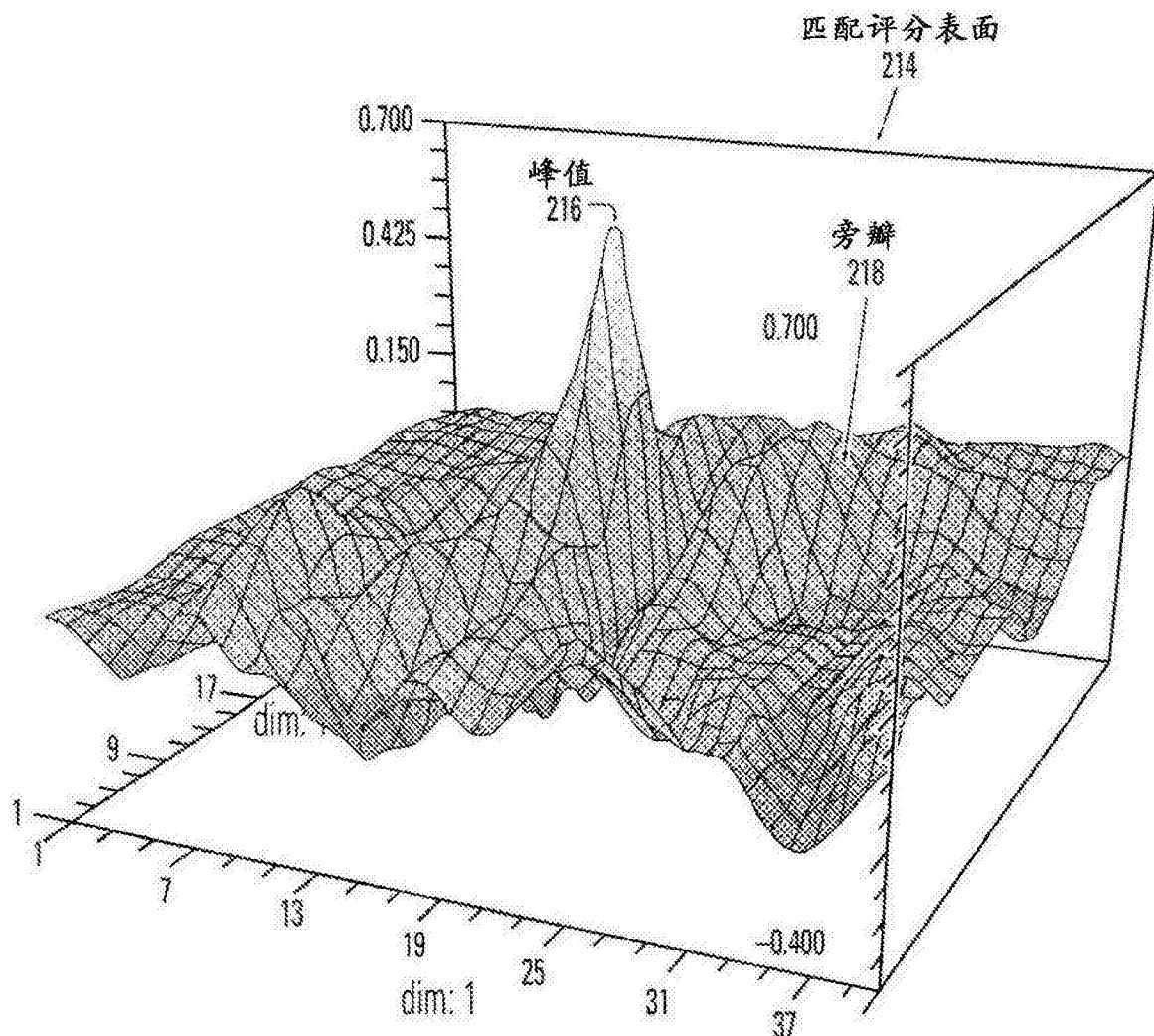


图 13

根据观察到的针对每个匹配（自适应阈值）的旁瓣统计来设定用于接受峰值的阈值

- P_{FD} =单点虚假检测概率；与治疗危险有关

- P_A =当目标存在时没有检测到目标的概率；与由于不必要的射束保持的干扰有关

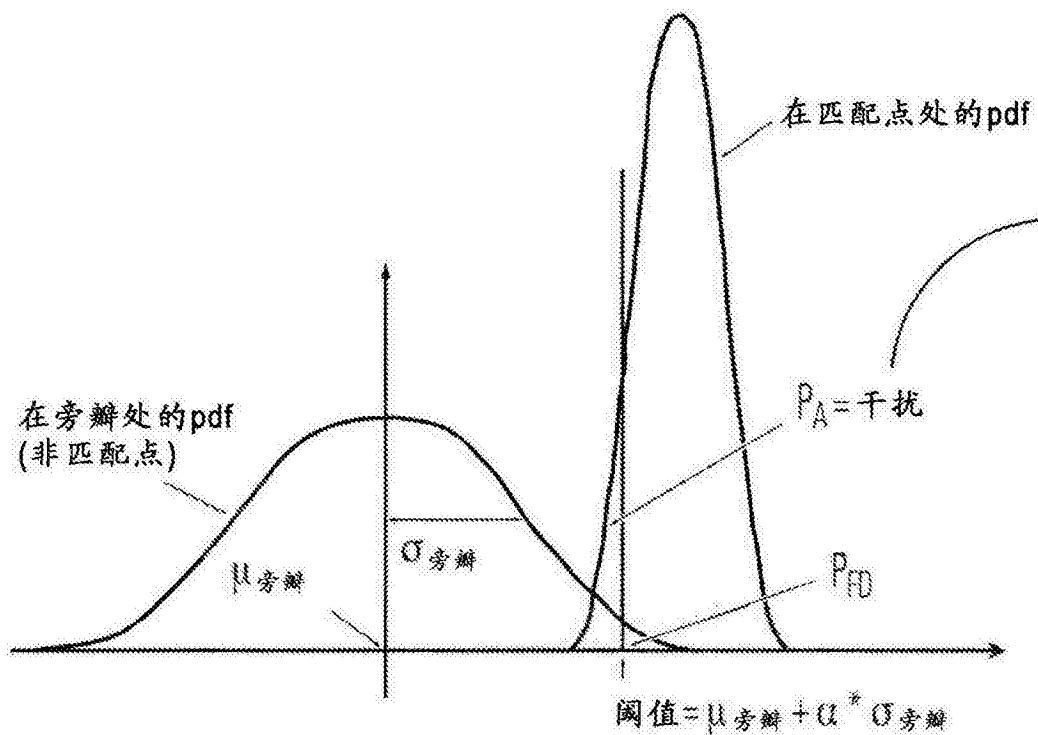


图 14

能够利用在固定角度(例如AP±20°)获取的
两个荧光段来估计一天的3D轨迹

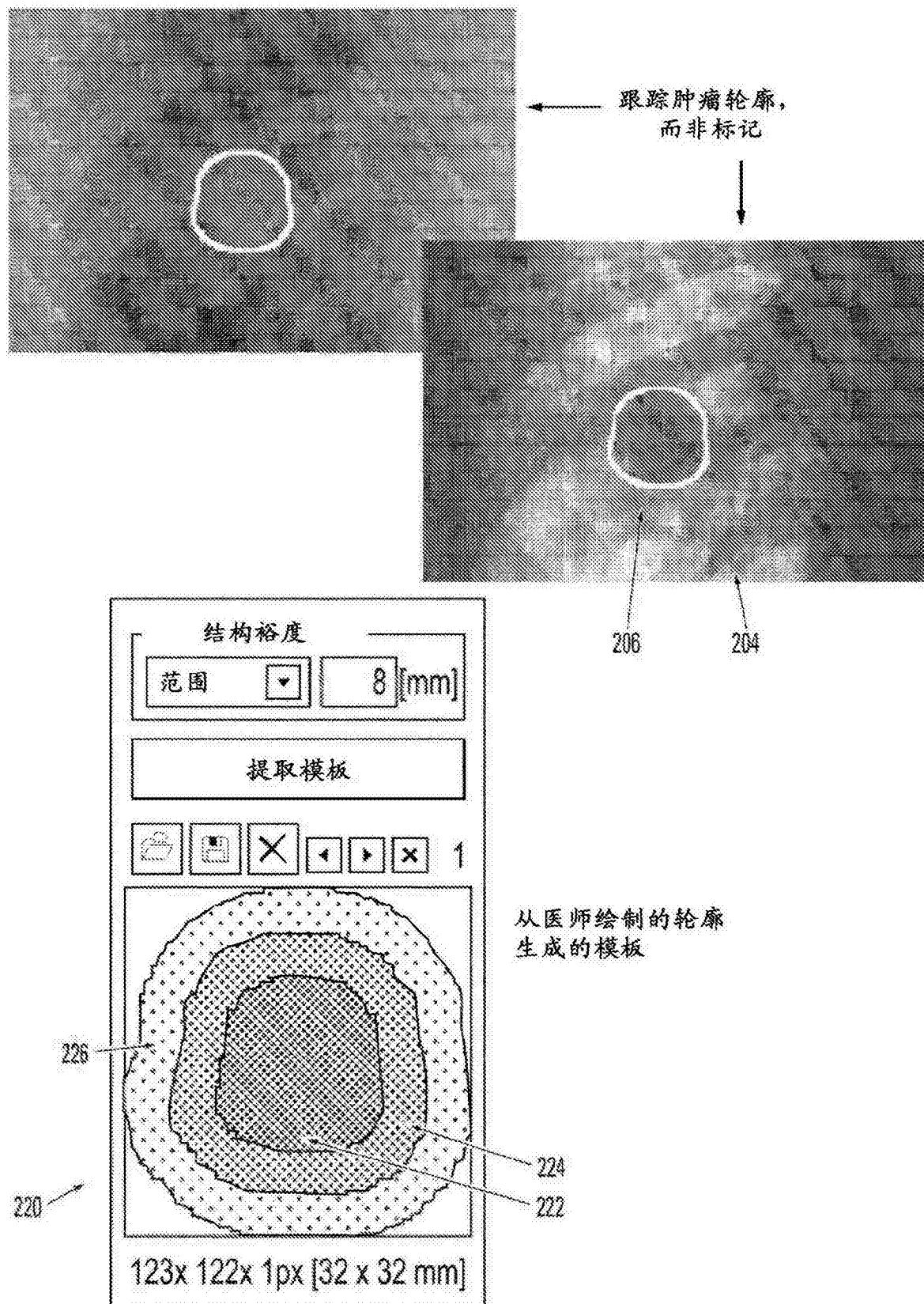


图 15

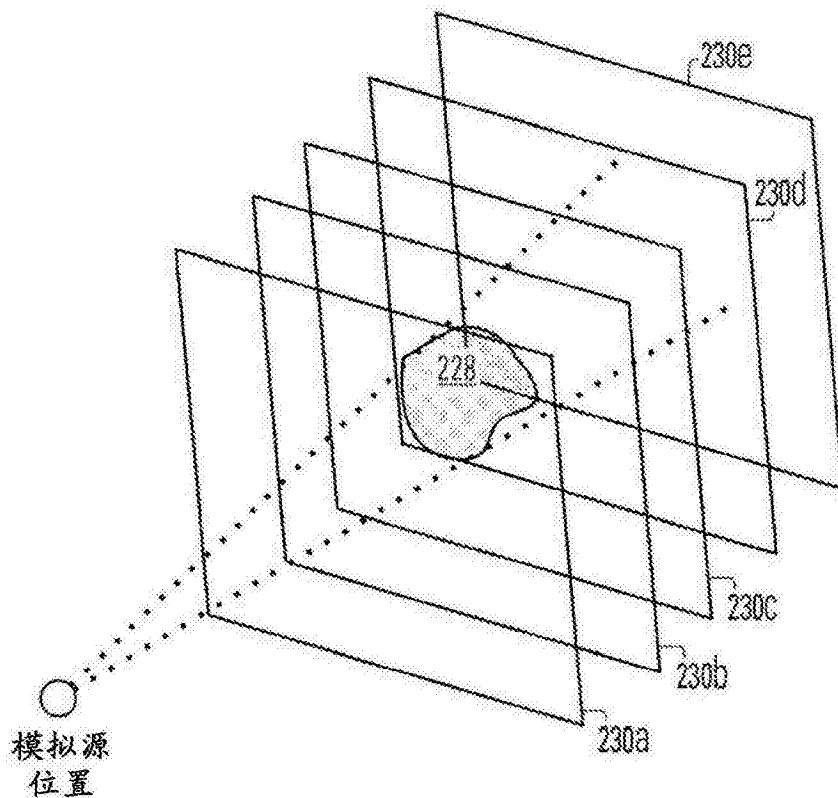


图 16A

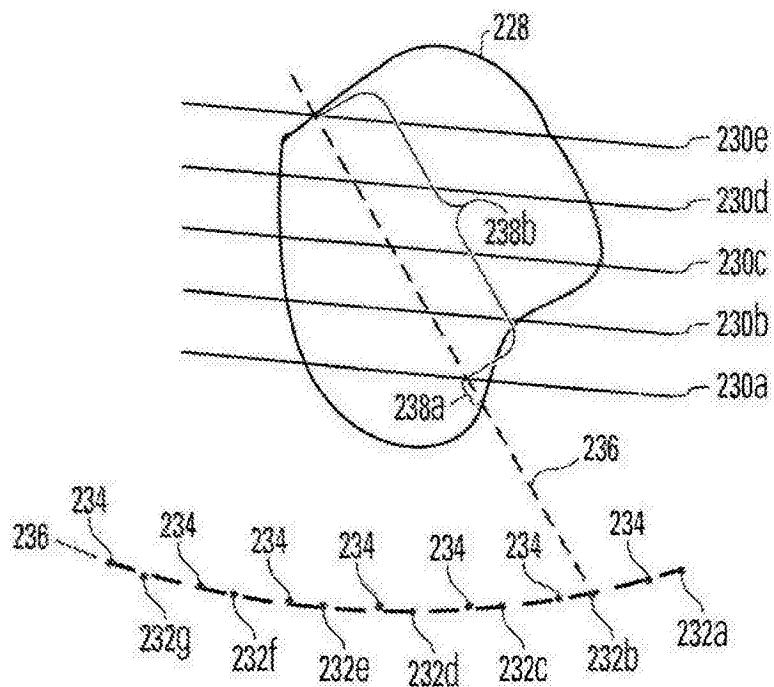


图 16B

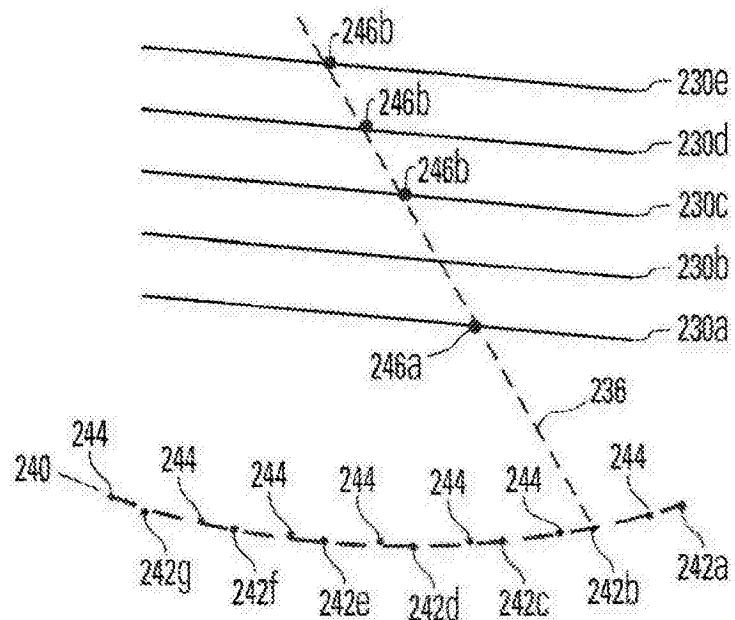


图 16C

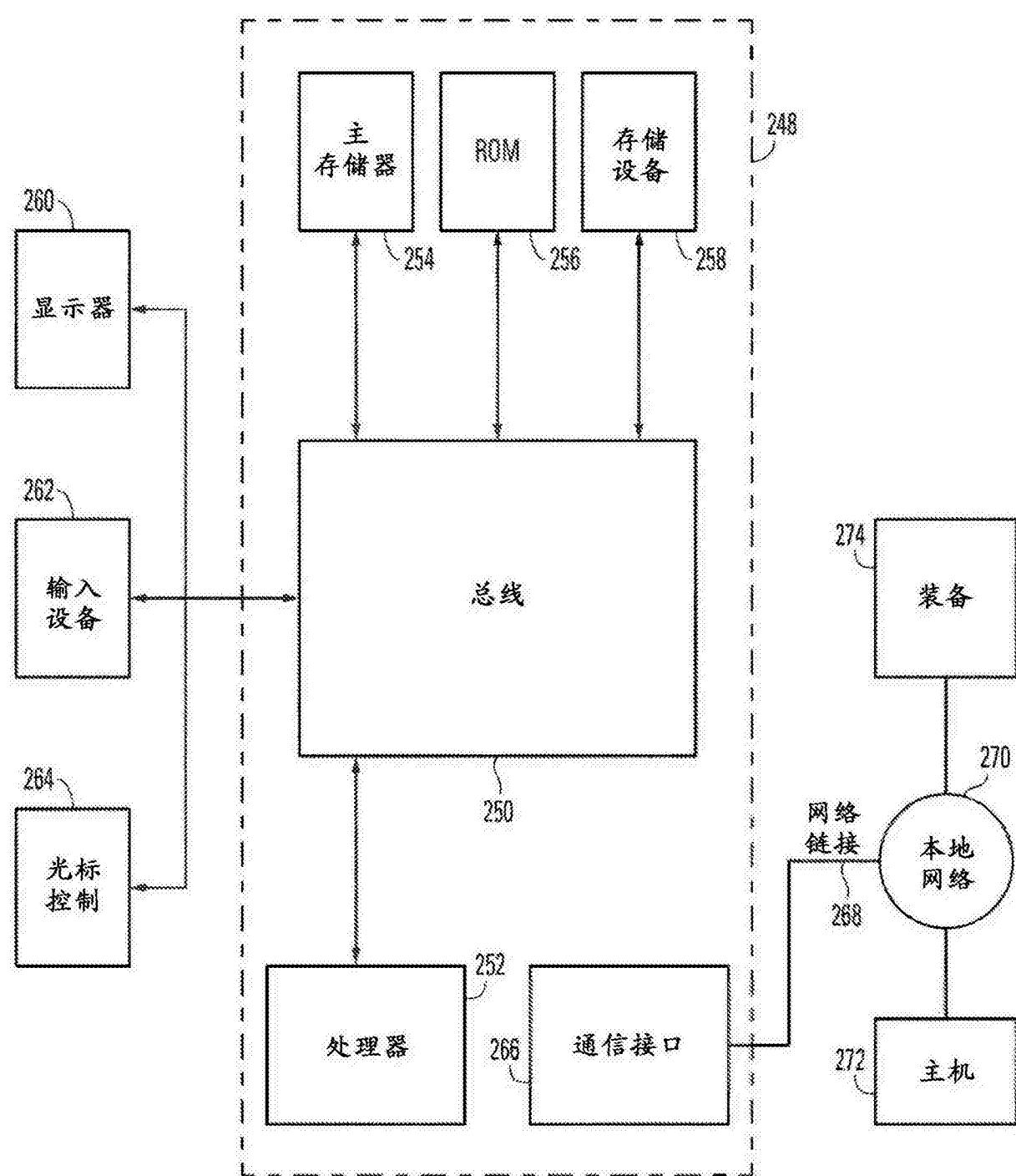


图 17