



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103442644 B

(45)授权公告日 2017.05.24

(21)申请号 201180059249.4

(22)申请日 2011.12.08

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 103442644 A

(43)申请公布日 2013.12.11

(30)优先权数据  
61/420,834 2010.12.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2013.06.07

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/CA2011/001381 2011.12.08

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02012/075577 EN 2012.06.14

(73)专利权人 拜耳医药保健有限责任公司  
地址 美国特拉华州

(72)发明人 G·库奇 J·库奇

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所  
11105

代理人 张文辉

(51)Int.Cl.  
A61B 6/10(2006.01)  
A61B 6/03(2006.01)  
G06T 7/00(2017.01)  
G06F 19/00(2011.01)

(56)对比文件  
US 2003/0233039 A1,2003.12.18,  
CN 101512547 A,2009.08.19,  
US 5844241 A,1998.12.01,  
US 2008/0298540 A1,2008.12.04,  
CN 101458826 A,2009.06.17,  
US 2003/0233039 A1,2003.12.18,

审查员 陈雪妮

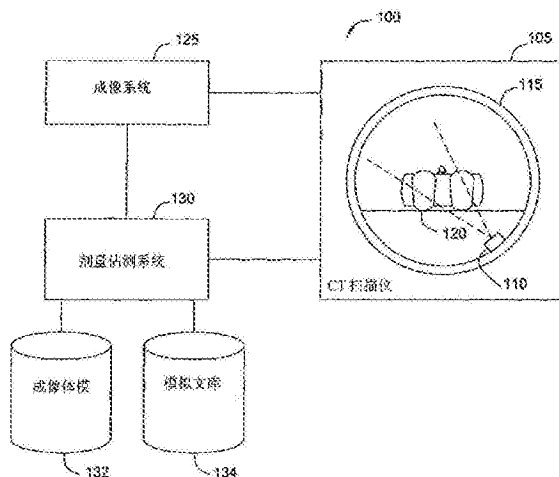
权利要求书3页 说明书14页 附图10页

(54)发明名称

产生用于估测由医学成像扫描导致的患者  
辐射剂量的合适模型

(57)摘要

本发明公开了用于估测在计算机化断层摄影(CT)扫描过程中的患者辐射暴露的技术。更具体地,本发明的实施方案提供了产生用于实现这种估测的合适患者模型的有效方案、通过内插多个模拟的结果来估测患者剂量的方案、和服务提供者访问多个CT扫描提供者可利用的剂量估测服务的方案。



1. 一种计算机实现的用于产生与第一个体相对应的成像模型的方法,所述方法包括:
  - 基于对应于一个或多个第二个体的多个成像扫描的分析,选择被分析的成像扫描中的多个以作为相应多个参比定位器图像与最初的成像体模关联,其中所述选择基于被分析的成像扫描在几何学、大小和定位上与最初的成像体模的确定的相似性;
  - 为接受成像扫描的所述第一个体选择最初的成像体模;
  - 接收所述个体的一个或多个侦查图像;
  - 确定与所述最初的成像体模有关的至少一个所述定位器图像和所述个体的至少一个侦查图像之间的转化;和
  - 基于所述转化,使所述最初的成像体模变形。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中确定与所述最初的成像体模有关的至少一个所述定位器图像和所述个体的至少一个侦查图像之间的转化包括,执行图像配准过程,所述图像配准过程将在所述定位器图像之一中的点集合映射至所述个体的所述侦查图像之一中的对应点集合。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中基于所述个体的年龄和性别来选择所述最初的成像体模。
4. 根据权利要求1所述的方法,所述方法另外包括:
  - 接收参数集合,所述参数集合描述计算机化断层摄影扫描和用于执行计算机化断层摄影CT扫描的所述计算机化断层摄影扫描装置;
  - 使用变形的成像体模和接收的参数集合模拟所述计算机化断层摄影扫描;和
  - 基于所述模拟,估测由执行所述计算机化断层摄影扫描引起的所述个体吸收的辐射的量。
5. 一种用于产生与第一个体相对应的成像模型的系统,其包括:
  - 用于基于对应于一个或多个第二个体的多个成像扫描的分析,选择被分析的成像扫描中的多个以作为相应多个参比定位器图像与最初的成像体模关联的器件,其中所述选择基于被分析的成像扫描在几何学、大小和定位上与最初的成像体模的确定的相似性;
  - 用于为接受成像扫描的第一个体选择最初的成像体模的器件;
  - 用于接收所述个体的一个或多个侦查图像的器件;
  - 用于确定与所述最初的成像体模有关的至少一个所述定位器图像和所述个体的至少一个侦查图像之间的转化的器件;和
  - 用于基于所述转化使所述最初的成像体模变形的器件。
6. 一种计算机实现的用于确定接受成像扫描的个体吸收的辐射剂量估测的方法,所述方法包括:
  - 接收参数集合,所述参数集合描述所述成像扫描和用于执行所述成像扫描的图像扫描装置;
  - 接收与所述个体相对应的变形的成像体模,其中所述变形的成像体模根据权利要求1或4所述的方法被变形;
  - 评价多个以前完成的估测辐射剂量吸收的模拟;和
  - 在基于所述评价确定所述多个模拟的两个或更多个模拟在指定容差量度内匹配接收的参数集合和所述接收的变形的成像体模以后,在所述两个或更多个模拟中内插辐射剂量

估测,以确定所述接受成像扫描的个体吸收的辐射剂量估测。

7. 根据权利要求6所述的方法,所述方法另外包括,在确定所述多个模拟不包括至少两个在所述指定容差量度内匹配所述接收的参数集合和所述接收的变形的成像体模的模拟以后:

使用所述接收的变形的成像体模和所述接收的所述参数集合,执行所述成像扫描的模拟;

基于所述模拟,估测由执行所述成像扫描引起的所述个体吸收的辐射的量;和  
将执行的模拟添加至所述多个模拟。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中通过经由图像配准过程确定至少一个与最初的成像体模有关的定位器图像和所述个体的至少一个侦察图像之间的转化而使所述接收的变形的成像体模变形。

9. 根据权利要求7所述的方法,其中如下使所述接收的变形的成像体模变形:

分割与所述个体有关的参比计算机化断层摄影扫描,以鉴别存在于所述参比计算机化断层摄影扫描中的所述个体的多个解剖学标志的三维(3D)位置,

使所述分割的参比计算机化断层摄影扫描中的一个或多个鉴别的解剖学标志与最初的成像体模中的对应解剖学标志匹配;

从匹配的解剖学标志确定三维(3D)移位映射;

体素化所述最初的成像体模;和

转化体素化的成像体模以匹配所述三维移位映射。

10. 一种用于确定接受成像扫描的个体吸收的辐射剂量估测的系统,其包括:

用于接收参数集合的器件,所述参数集合描述所述成像扫描和用于执行所述成像扫描的图像扫描装置;

用于接收与所述个体相对应的变形的成像体模的器件,其中所述变形的成像体模根据权利要求1或4所述的方法被变形;

用于评价多个以前完成的估测辐射剂量吸收的模拟的器件;

用于基于所述评价确定所述多个模拟的两个或更多个模拟在指定容差量度内匹配接收的参数集合和所述接收的变形的成像体模的器件;以及

用于当所述多个模拟的两个或更多个模拟在指定容差量度内匹配时,在所述两个或更多个模拟中内插辐射剂量估测以确定所述接受成像扫描的个体吸收的辐射剂量估测的器件。

11. 根据权利要求10所述的系统,另外包括:

用于当所述多个模拟不包括至少两个在所述指定容差量度内匹配所述接收的参数集合和所述接收的变形的成像体模的模拟时,使用所述接收的变形的成像体模和所述接收的参数集合来执行所述成像扫描的模拟的器件;

用于基于所述模拟估测由执行所述成像扫描引起的个体吸收的辐射的量的器件;和

用于将执行的模拟添加至所述多个模拟的器件。

12. 根据权利要求11所述的系统,进一步包括用于经由图像配准过程确定至少一个与最初的成像体模有关的定位器图像和所述个体的至少一个侦察图像之间的转化的器件,其中所述接收的变形的成像体模基于所述确定的转化而变形。

13. 根据权利要求11所述的系统,进一步包括:

用于分割与所述个体有关的参比计算机化断层摄影扫描以鉴别存在于所述参比计算机化断层摄影扫描中的所述个体的多个解剖学标志的三维 (3D) 位置的器件,

用于使所述分割的参比计算机化断层摄影扫描中的一个或多个鉴别的解剖学标志与最初的成像体模中的对应解剖学标志匹配的器件;

用于从匹配的解剖学标志确定三维 (3D) 移位映射的器件;

用于体素化所述最初的成像体模的器件;和

用于转化体素化的成像体模以匹配所述三维移位映射的器件。

## 产生用于估测由医学成像扫描导致的患者辐射剂量的合适模型

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方案总体地涉及用于估测在计算机化断层摄影 (CT) 扫描过程中的患者辐射暴露的方案。

### 背景技术

[0002] 如已知的,CT扫描系统使用电离辐射(X-射线)来建立体内的组织、器官和其它结构的图像。由CT扫描得到的X-射线数据可以转化成在计算机显示屏上的图像。例如,CT扫描会提供用于建立与患者身体的扫描部分相对应的三维(3D)体积的数据集合。然后将所述3D体积切片,以沿着患者身体的轴线以小间隔建立身体组织的图像。这样的切片可以包括侧向切片和横向切片(以及其它切片),取决于要成像的组织或结构。

[0003] CT扫描和电离辐射用于医学成像的应用在过去的十年中已经指数地增长。并且诸如CT扫描等现代技术会提供比常规X-射线成像远远更多的详细的和有价值的诊断信息。但是,与此同时,患者被暴露于基本上更大剂量的辐射。例如,典型的胸部CT将使患者暴露于常规胸部X-射线的剂量的100-250倍之间的某个位置,取决于CT扫描系统的电压和电流、进行操作所遵循的方案、以及被扫描的患者的大小和形状。

[0004] 尽管CT扫描的应用(和导致的辐射暴露)增加,患者在操作过程中暴露的辐射的量,重要的是,在许多操作中的累积剂量,不是针对患者定期跟踪的参数,这些参数也不是患者的医疗记录的可容易接近的部分。发生该现象的部分原因是,不可在活患者中直接测量由内脏器官和组织吸收的辐射的量作为CT检查的一部分,并且从尸体得到的结果尽管更准确,但是没有与活组织中的剂量吸收较好地对应。

[0005] 类似地,目前使用的用于估测剂量的方案也会提供不准确的结果。例如,一个方案是,依赖于有限数目的物理成像体模来代表给定的患者。但是,可利用的成像体模不会充分地代表在接受CT扫描的个体群体中的人的大小和体重的广泛变异。结果,单点表面测量是目前在大多数情况下进行的测量,其中丝毫不估测剂量。但是,这会导致较差的和广泛变化的结果,取决于测量单点剂量的位置。更通常地,辐射暴露的表面测量不会提供内部组织、器官和结构的实际吸收的准确量度。

### 发明内容

[0006] 实施方案提供了用于估测在计算机化断层摄影(CT)扫描过程中的患者辐射暴露的技术。一个实施方案包括一种计算机实现的用于产生与个体相对应的成像模型的方法。该方法通常可以包括:为接受成像扫描的个体选择最初的成像体模,其中所述成像体模具有一个或多个有关的定位器图像,和接收个体的一个或多个侦查图像。该方法可以另外包括:确定与成像体模有关的至少一个定位器图像之间的转化,和基于所述转化,使最初的成像体模变形。

[0007] 在一个具体实施方案中,所述成像扫描是计算机化断层摄影(CT)扫描,在其它情

况下,所述成像扫描是荧光屏透视检查扫描、PET扫描、血管造影术扫描等。该方法可以另外包括:接收参数集合,所述参数集合描述成像扫描和用于执行CT扫描的CT扫描装置,使用变形的成像体模和接收的参数集合模拟成像扫描,和基于所述模拟,估测由执行成像扫描引起的个体吸收的辐射的量。在一个具体实施方案中,所述模拟是蒙特卡罗(Monte Carlo)模拟。

[0008] 另一个实施方案包括一种用于产生与个体相对应的成像模型的方法。该方法通常可以包括:为接受计算机化断层摄影(CT)扫描的个体选择最初的成像体模,和分割与所述个体有关的参比CT扫描,以鉴别存在于参比CT扫描中的所述个体的多个解剖学标志的三维(3D)体积。该方法还可以包括:使分割的参比CT扫描中的一个或多个鉴别的解剖学标志与最初的成像体模中的对应解剖学标志匹配,和基于匹配的解剖学标志而使最初的成像体模变形。

[0009] 额外的实施方案包括存储应用程序的计算机可读的存储介质以及具有处理器和存储器的系统,所述应用程序当在处理器上执行时会执行上面列举的方法,所述存储器存储企业信息资产管理应用程序,后者当在处理器上执行时会执行上面列举的方法。

## 附图说明

[0010] 为了可以详细地理解实现上面列举的方面的方式,可以参考附图更具体地描述在上面简要总结的本发明的实施方案。但是,应当指出,附图仅仅图解了本发明的典型实施方案,因此不会限制本发明的范围,因为本发明可以接纳其它等效实施方案。

[0011] 图1图示了根据本发明的一个实施方案,构造成提供患者辐射剂量的估测的CT扫描系统和有关的计算系统的一个实施例。

[0012] 图2图示了根据一个实施方案,用于获得CT扫描数据的成像系统的一个实施例。

[0013] 图3图示了根据一个实施方案,用于估测和跟踪累积患者剂量的剂量估测系统的一个实施例。

[0014] 图4图示了根据一个实施方案,建立用于估测由CT扫描引起的患者辐射剂量的合适模型的方法。

[0015] 图5A图示了根据一个实施方案,代表可变形的体模的一个实施例图像。

[0016] 图5B图示了根据一个实施方案,与图5A所示的体模相对应的人体的一部分的二维(2D)参比图像的一个实施例。

[0017] 图6图示了根据一个实施方案,建立用于估测由CT扫描引起的辐射剂量的合适模型的另一种方法。

[0018] 图7图示了根据一个实施方案,叠加在患者的对应CT切片上的体模的一个实施例切片。

[0019] 图8图示了根据一个实施方案,叠加在患者的对应横向CT切片上的成像体模的横向切片的一个实施例。

[0020] 图9图示了根据一个实施方案,成像体模的CT图像分割和器官体积移位的一个实施例。

[0021] 图10图示了根据一个实施方案,给多个CT扫描提供者提供患者剂量估测的剂量估测服务方法。

[0022] 图11图示了根据一个实施方案,构造成支持多个CT扫描提供者的患者剂量估测服务系统的一个实施例计算基本结构。

### 具体实施方式

[0023] 本发明的实施方案一般地涉及用于估测在计算机化断层摄影(CT)扫描过程中的患者辐射暴露的方案。更具体地,本发明的实施方案提供了产生用于实现这种估测的合适患者模型的有效方案、通过内插多个模拟的结果来估测患者剂量的方案、和服务提供者访问多个CT扫描提供者可得到的剂量估测服务的方案。如下面详细地描述的,所述剂量管理系统会提供用于跨模态跟踪辐射剂量和将信息以有意义的且容易理解的形式呈现给从业人员的单个系统。在定制诊断成像试验中的累积剂量的常规考虑可以导致更多信息的决策制定过程,且最终有益于患者安全性和护理。

[0024] 在一个实施方案中,产生虚拟成像体模以将接受CT扫描的给定患者模型化。所述虚拟成像体模可以如下产生:使现有的数学体模变形,以更好地匹配在CT扫描中被暴露于辐射的患者的大小、形状和/或器官位置。首先,可以基于例如患者的年龄和性别来选择数学体模。患者特异性的几何学可以如下实现:使用通过分析该患者的侦察图像定位器得到的转化,使选择的数学体模变形。应当指出,在该背景下,如本领域普通技术人员会理解的,“定位器”通常是指患者的2D图像投影(通常是前面/后面X-射线图像和/或侧面X-射线图像)。在这样的方案中,选择的数学体模可以具有它自身的定位器图像参比集合。选择给定的虚拟体模的参比图像以匹配体模的几何学、大小和定位(例如,举起臂或垂在侧面),且可以选自从多个个体得到的成像。

[0025] 然后使用图像配准技术来将患者的定位器图像中的点映射至与虚拟体模有关的参比图像(或图像)中的点。这样做会产生一组转化,所述转化可以用于使虚拟体模变形,以更好地匹配患者的几何学。一个类似的方案包括:使用体模的3D数据(选择的CT扫描)的参比集合,和使用3D图像配准技术来将给定患者的CT扫描中的点映射至与给定的体模有关的参比CT扫描中的点。

[0026] 类似地,可以使用图像分割来鉴别CT扫描内的3D体积,后者与患者的CT扫描中的目标器官、组织或结构相对应。所述3D体积可以是包围盒或者被认为会代表器官等的更精确的3D体积。一旦鉴别出,可以确定在体模中的器官的位置和患者的CT扫描中的对应位置之间的移位。不是作用于单个图像点(如在2D/3D图像配准技术中),所述图像分割方案如下工作:使用得自CT图像的更大3D体积作为数据点来确定从虚拟体模和给定患者的转化。

[0027] 在这些情况中的每一种中,与单独的未修改的体模相比,得到的杂合体模会提供要用于剂量模拟中的特定患者的远远更准确的数学表示。一旦确定转化,所述杂合虚拟体模可以用于模拟患者的给定的CT操作。例如,已经开发出众所周知的蒙特卡罗模拟技术,用于估测虚拟体模的器官吸收剂量。这样的模拟技术使用虚拟体模(作为相对于给定的患者的转化)以及与CT扫描仪模型和要进行的操作有关的许多设置,以便计算器官吸收剂量的准确估测。例如,使用kVp(即,最大千伏电压)、X-射线发生器靶角、扇形角、准直、切片厚度、焦点至轴线距离、平面过滤器(材料和厚度)和束形过滤器(材料和几何学),可以将CT扫描仪模型化。当然,可以根据可用性或根据需要选择这些(和其它参数),以适应特定情况的需要。

[0028] 但是,使用蒙特卡罗模拟估测器官吸收的器官剂量可以需要大量的计算时间,其远远长于执行实际的CT扫描所需的时间。鉴于CT扫描系统在许多成像设施处的高度利用,在总累积剂量的估测值不会超过预期的最大值的情况下,该延迟完全不是易处理的。即使在执行给定的操作之前不使用估测值的情况下,除非可以在与执行操作所需的时间相对相同的次序确定患者剂量的估测值,那么维持给定的扫描系统的剂量估测的记录将变得难以处理——因为所述模拟将简单地落在执行的当前扫描之后越来越远。就在云中提供多个成像设施的剂量估测服务的SaaS提供者而言,该问题指数地增长。

[0029] 因此,在一个实施方案中,通过在2个(或更多个)以前完成的模拟之间内插,可以产生为给定的操作确定的患者剂量的估测值。如果不可得到“封闭的”模拟,那么可以将杂合虚拟体模、CT扫描仪和操作数据添加至要执行的完整蒙特卡罗模拟队列中。随着时间,大模拟文库允许随着操作的计划和执行而实时地提供剂量估测。这样做允许捕获给定患者的累积剂量的量、以及观察累积剂量限度。

[0030] 此外,在一个实施方案中,服务软件(SaaS)或云提供者模型可以用于执行剂量估测、维持计算的模拟文库、以及运行蒙特卡罗模拟。在这样的情况下,CT扫描提供者可以给SaaS提供者供给给定的CT操作的参数。例如,在成像中心处的客户端软件(或甚至安全的基于网络的门)可以用于给SaaS提供者供给选择的虚拟体模以及用于建立杂合体模的转化,所述杂合体模会将特定个体和要在执行CT操作中使用的设备和方案模型化。一旦接收,服务提供者可以从所述文库中选择适当的模拟,以内插患者器官吸收剂量的估测值并将其返回成像中心。

[0031] 重要的是,SaaS提供者不需要接收关于接受CT扫描的给定个体或患者的任何实际的鉴别信息。相反,SaaS提供者仅接收与虚拟体模和CT系统/操作有关的信息。结果,服务提供者的操作可以不要求与个人健康信息隐私有关的多种法律和/或规章的顺应性。此外,通过提供多个成像中心的剂量估测,得到的模拟文库变得更多样化,且与仅从由单个成像中心执行的扫描操作产生的模拟文库相比,会远远更多可能地找到用于内插的候选物。更进一步,集中模拟文库和蒙特卡罗模拟允许使用基于云的服务改进体模、蒙特卡罗模拟引擎和将被所有成像中心共享的内插技术。最后,该方案将它留在成像中心,以维持将累积剂量与特定患者关联的信息。允许实际的患者数据与每个单个提供者一起保留。与此同时,使用图像和数据交换的多种标准化的方案,SaaS提供者当然可以与成像中心通信,所述方案包括、例如:在医学中数字成像和通信(DICOM)、图像档案和通信系统(PACS)、健康水平七大国际(HL7)标准、ICD-9、ICD-10诊断和操作代码等。

[0032] 另外,下面的描述参考本发明的实施方案。但是,应当理解,本发明不限于具体的描述的实施方案。相反,预见到下述特征和要素(无论是否与不同的实施方案相关)的任意组合来实现和实践本发明。此外,尽管本发明的实施方案可以实现胜过其它可能的方案和/或胜过现有技术的优点,给定的实施方案是否会实现特定优点不限制本发明。因而,下述的方面、特征、实施方案和优点仅仅是示例性的,并且不会视作所附权利要求的要素或限制,除非在权利要求中明确地列举。同样地,对“本发明”的提及不应解释为本文公开的任何发明主题的概括,也不应视作所附权利要求的要素或限制,除非在权利要求中明确地列举。

[0033] 本领域技术人员会明白,本发明的方面可以具体化为系统、方法或计算机程序产品。因此,本发明的方面可以呈完全硬件实施方案、完全软件实施方案(包括固件、驻留软

件、微代码等)或组合软件和硬件方面(它们都可以在本文中一般地称作“电路”、“模块”或“系统”)的实施方案的形式。此外,本发明的方面可以呈计算机程序产品的形式,所述产品具体化在一种或多种具有在其上面具体化的计算机可读的程序代码的计算机可读介质中。

[0034] 可以使用一种或多种计算机可读介质的任意组合。所述计算机可读介质可以是计算机可读的信号介质或计算机可读的存储介质。计算机可读的存储介质可以是,例如,但不限于,电子的、磁的、光学的、电磁的、红外的或半导体的系统、装置或器件,或前述的任意适当组合。计算机可读的存储介质的更具体例子(非穷尽列表)包括下述的:具有一根或多根导线的电连接、便携式计算机软盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦除可编程只读存储器(EPROM或闪速存储器)、光纤、便携式光盘只读存储器(CD-ROM)、光存储设备、磁存储设备或前述的任意适当组合。在本文件的上下文中,计算机可读的存储介质可以是任意实体介质,其可以含有或存储由指令执行系统、装置或器件使用或与其结合的程序。

[0035] 各图中的流程图和框图说明了根据本发明不同实施方案的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的体系结构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以表示模块、分段或者代码的一部分,其包括一个或多个用于实现指定的逻辑功能的可执行指令。在某些可选的实现方式中,在方框中提及的功能可以不按在图中指出的顺序进行。例如,连续显示的两个方框实际上可以基本上同时执行,或者方框有时可能以相反顺序执行,这取决于所涉及的功能。框图和/或流程图的每个方框以及框图和/或流程图中的多个方框的组合,可以由实现指定功能或动作的基于硬件的专用系统实现,或者由专用的硬件与计算机指令组合实现。

[0036] 本发明的实施方案可以通过云计算基本结构提供给末端用户。云计算通常表示通过网络提供大小可变的计算资源作为服务。更正式地,云计算可以定义为这样的计算能力:其提供计算资源和它的基础技术体系结构(例如,服务器、存储器、网络)之间的抽象,从而实现共享的可配置的计算资源库的方便请求式网络访问,所述计算资源库可以在微小管理工作或服务提供者相互作用下快速地提供和释放。因而,云计算允许用户访问在“云”中的虚拟计算资源(例如,存储器、数据、应用程序以及甚至完全虚拟化的计算系统),无需关心用于提供计算资源的基础物理系统(或那些系统的位置)。

[0037] 通常,在每次使用都付费(pay-per-use)的基础上将云计算资源提供给用户,其中仅对用户收取实际使用的计算资源(例如,用户消费的存储器空间的量或由用户实例化的许多虚拟化系统)的费用。用户可以在任何时间从任何地方通过因特网访问停留在云中的任何资源。在本发明的背景下,服务提供者可以在预测和报告角度给成像中心提供患者剂量的估测。例如,可以使用剂量估测接口将虚拟体模和CT数据呈递给基于云的提供者。

[0038] 各图中的流程图和框图说明了根据本发明不同实施方案的系统、方法和计算机程序产品的可能实现的体系结构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以表示模块、分段或者代码的一部分,其包括一个或多个用于实现指定的逻辑功能的可执行指令。还应当指出,在某些可选的实现方式中,在方框中提及的功能可以不按在图中指出的顺序进行。例如,连续显示的两个方框实际上可以基本上同时执行,或者方框有时可能以相反顺序执行,这取决于所涉及的功能。还应当指出,框图和/或流程图的每个方框以及框图和/或流程图中的多个方框的组合,可以由实现指定功能或动作的基于硬件的专用系统实现,

或者由专用的硬件与计算机指令组合实现。

[0039] 此外,下面描述的本发明的具体实施方案依赖于计算机体层摄影术CT扫描系统的具体实施例,其中使用客户-服务器体系结构来将剂量估测提供给成像集合。但是,应当理解,本文描述的技术可以适合与其它医学成像技术一起使用,所述其它医学成像技术依赖于将个体暴露于有限的辐射剂量作为成像操作的一部分(例如,PET扫描、常规X-射线成像和荧光屏透视检查和血管造影术等)。

[0040] 图1图示了根据本发明的一个实施方案,构造成提供患者辐射剂量的估测的CT扫描环境100和有关的计算系统的一个实施例。如图所示,所述CT扫描环境100包括CT扫描系统105、成像系统125和剂量估测系统130。另外,所述剂量估测系统130包括成像体模132的数据库和模拟文库134。

[0041] 如图所示,CT扫描仪105提供这样的装置:其用于用来自X-射线源110的X-射线轰击受试者120。从X-射线源110发射的X-射线以不同的速率穿过受试者120的组织、器官和结构(它们中的一些被这样的组织、器官和结构吸收),所述速率取决于X-射线穿过的物质的密度和类型。设置在环115中的传感器会检测穿过受试者120的辐射的量。得到的传感器信息被传递至成像系统125。所述成像系统125提供计算装置,所述计算装置被构造成接收、存储得自CT扫描仪的传感器数据和从其产生图像。

[0042] 所述成像系统125允许操作员执行给定的CT操作以及接收进行CT扫描所得到的数据。例如,基于它们的阻断从源110发射的X-射线的能力,可以将所述成像系统125构造成“窗”、各种体结构。通常相对于轴向或横向平面,与身体的长轴线垂直地建立CT扫描图像(经常被称作“切片”)。但是,CT扫描仪105可以允许成像数据在不同的平面中或者作为结构的体积(3D)表示来重新格式化。执行CT扫描后,可以存储由CT扫描仪105产生的成像数据,从而允许以其它方式回顾或评价得到的扫描图像。在一个实施方案中,使用众所周知的DICOM标准,可以将成像数据格式化,并存储在PACS储存库中。

[0043] 在一个实施方案中,所述剂量估测系统130提供计算系统和软件应用程序,其被构造成估测接受给定的CT扫描的给定患者的患者吸收剂量的量。应当指出,这样的估测可以在预测意义上(即,在执行扫描之前)进行,但是也可以在扫描之后进行。

[0044] 在预测情况下,所述剂量估测系统130可以在执行CT扫描之前提供患者剂量的预测。此外,在一个实施方案中,剂量估测系统130可以被构造成基于可配置的阈值而自动地产生警报。用于产生警报的标准可以使用规则引擎,所述规则引擎可以考虑年龄、性别、ICD9/ICD10编码和关于给定患者或操作的其它信息(例如,指定的累积剂量限度)。更通常地,剂量阈值可以是足够灵活的,以反映关于剂量监测的任何法定要求、惯例要求或治疗要求。在一个实施方案中,可以存储得到的剂量估测,作为由成像中心、医院或其它提供者维护的患者的医学记录/历史的一部分。

[0045] 此外,可以任选地使用剂量阈值来建立呈递给适当的从业人员的事件报告。事件报告可以包括操作的描述和超过规则或阈值的任何剂量估测以及给从业人员干预或决策制定提供背景所需的任何补充信息。在一个实施方案中,使用可定制的XML模板,可以将这样的报告打印/发送电子邮件。

[0046] 成像体模132可以提供人组织部分、器官、结构等的被接受的数学模型。例如,成像体模132可以提供一组不均匀的合理基础样条(NURBS),其用于建立人体(或其部分)的三维

(3D) 模型。可替换地,使用构造固体几何学 (CSG) 或其它数学表示,可以表示成像体模。可以提供不同的成像体模132,以基于年龄和性别将个体一般地模型化。但是,如上面所指出的,仅仅基于年龄和/或性别而选择的成像体模的虚拟几何学和身体形状可以与(或不与)接受CT操作的实际人的大小、形状和器官位置相对应。因此,在一个实施方案中,所述剂量估测系统130可以被构造成使虚拟体模变形,以将特定患者更好地模型化。在下面更详细地讨论了用于使虚拟成像体模122变形的实施例实施方案。

[0047] 在使成像体模变形以将特定个体模型化以后,剂量估测系统130可以执行模拟以估测由给定的CT扫描操作引起的首过剂量沉积的量。例如,在一个实施方案中,使用CT扫描参数、CT操作参数和变形的体模,可以执行蒙特卡罗模拟,以实现剂量的估测。但是,也可以使用其它模拟方案。给定的剂量估测模拟的结果可以存储在模拟文库134中。

[0048] 例如,基于X-射线管电流和电压、CT扫描仪模式、kVp、X-射线发生器靶角、扇形角、准直、切片厚度、焦点至轴线距离、平面过滤器(材料和厚度)、束形过滤器(材料和几何学),可以将CT扫描仪参数化用于模拟。尽管在模拟过程中可以使用多种方案,在一个实施方案中,使用kVp、靶角和过滤来将X-射线谱模型化,如在“Computation of bremsstrahlung X-ray spectra over an energy range 15 KeV to 300 KeV,”W.J.Iles,Regne Umt.National Radiological Protection Board,NRPB,1987中所述。

[0049] 另外,焦点至轴线距离决定了X-射线源至旋转轴线的距离,扇形角决定了光束在切片平面上如何宽泛地扩散。当然,可以根据可用性或根据需要选择这些(和其它参数),以适合特定情况的需要。但是,通常针对在体模中限定的每个解剖学区域存储每个切片的能量沉积。可以针对每个CT模型进行CTDI<sub>vol</sub>体模的标准化模拟。与每个解剖学区域的质量相组合的这种按切片的能量沉积信息足以计算给定的扫描区域的每个区域的吸收的剂量(使用我们的全体模拟的子集)。

[0050] 但是,执行蒙特卡罗模拟通常需要大量处理时间才能完成——远远长于执行CT扫描本身。因此,在一个实施方案中,所述剂量估测系统130通过在模拟文库134中的2个(或更多)模拟之间内插来估测剂量。例如,使用现有模拟数据的多变量散射内插,可以计算出首过患者剂量。随着更多的适用模拟的添加,患者剂量信息被精化。类似地,随着这些扫描仪的校准测量和规范的得到,可以将新扫描仪模型添加至模拟文库134。

[0051] 所述模拟文库134提供蒙特卡罗模拟结果的数据库。在一个实施方案中,所述模拟文库134将关于剂量/能量沉积的信息(随着供给和随着针对个别患者变形)存储在—组体模上,用于—组支持的医学成像扫描仪,例如,CT、RF、XA成像模态,以及其它。在一个实施方案中,在给定获取参数、患者描述和扫描区域的情况下,所述模拟文库134用于提供剂量分布的实时查找和/或计算。

[0052] 如指出的,随着额外蒙特卡罗模拟的结束,可以随时间自动地增强模拟文库134。例如,随着CT扫描检查的发生,可以将要执行的模拟添加至队列中。可以将优先级施用给在具有稀疏现有数据点的区域中的模拟。这样做会提高鉴别模拟以内插(即,提高被模拟文库134覆盖的模拟“空间”)的概率。类似地,在模拟文库134中可得到的更多的模拟允许更严格的阈值用于在给定的情况下选择模拟以内插——导致在剂量估测中的更大的准确度。

[0053] 应当指出,尽管在图1中显示为CT扫描环境100的一部分,剂量估测系统130(和体模132和文库134)可以提供为被/从CT扫描环境100访问的主机服务。例如,成像中心可以使

用在成像系统125上的客户端接口(例如,安全的网络门户或专用的客户端应用程序)与主机剂量估测提供者交互作用。在下面关于图11和12更详细地讨论了这样的一个实施方案的一个实施例。

[0054] 图2图示了根据一个实施方案,用于获得CT扫描数据和管理患者剂量预测的成像系统125的一个实施例。如图所示,所述成像系统125包括、但不限于,中央处理器(CPU)205、CT系统接口214、网络接口215、互连217、存储器225和存储器230。所述成像系统125还可以包括将输入输出设备212(例如,键盘、显示器和鼠标设备)与成像系统125相连的输入输出设备接口210。

[0055] CPU205检索和执行存储在存储器225中的程序指令。类似地,CPU205存储和检索驻留在存储器225中的应用程序数据。所述互连217会促进程序指令和应用程序数据在CPU205、输入输出设备接口210、存储器230、网络接口215和存储器225之间的传递。包括CPU205来代表单个CPU、多个CPU、具有多个处理芯的单个CPU等。并且,通常包括存储器225来代表随机存取存储器。所述存储器230可以是磁盘驱动器存储设备。尽管显示为单个单元,所述存储器230可以是固定式和/或可去除式存储设备的组合,所述存储设备例如磁盘驱动、固态存储设备(SSD)、网络连接的(NAS)或存储区域网(SAN)。此外,存储器230(或与存储器储存库的连接)可以符合与卫生保健环境有关的数据存储器(例如,PACS储存库)的多种标准。

[0056] 如图所示,所述存储器220包括成像控制部件222、图像存储部件224和剂量估测接口226。和存储器235成像协议232和警报阈值234。所述成像控制部件222与用于执行给定的CT扫描操作的软件应用程序相对应——如成像协议232所指定的。成像协议232通常指定使用特定扫描模式执行特定CT操作的位置、时间和持续时间。图像存储部件224会提供这样的软件:其被构造成在执行给定的CT操作的同时存储衍生出的图像和CT数据,或者其与合适的存储储存库相互作用以存储这样的图像和数据。例如,可以通过TCP/IP连接(经由网络接口)发送CT扫描数据至PACS储存库,或者从PACS储存库发送。

[0057] 剂量估测接口226提供软件部件,所述软件部件构造成与剂量估测系统130接口,以得到由特定CT操作可以产生的患者剂量的估测。如指出的,在一个实施方案中,所述剂量估测接口226可以与CT成像环境的局部系统相互作用。但是,在一个替代实施方案中,所述剂量估测接口226可以与主机服务提供者相互作用。在这样的情况下,所述接口226可以将患者剂量估测的请求发送至主机服务提供者。此外,这样的请求可以指示成像体模、向该体模和CT扫描设备的转化以及关于给定的成像扫描所遵循的协议。在任一种情况下,当在预测意义上(即,在执行操作之前)使用时,患者剂量估测可以与警报阈值和规则相等,以确定在执行给定的操作之前是否应当发出任何警报(例如,指示给定的操作将(或可能)超过给定患者、器官或身体部分等的累积剂量限度的警报)。

[0058] 图3图示了根据一个实施方案,用于估测和跟踪累积患者剂量的剂量估测系统130的一个实施例。如图所示,剂量估测系统130包括、但不限于,中央处理器(CPU)305、网络接口315、互连320、存储器325和存储器330。所述剂量估测系统130还可以包括将输入输出设备312(例如,键盘、显示器和鼠标设备)与剂量估测系统130相连的输入输出设备接口310。

[0059] 象CPU205一样,包括CPU305来代表单个CPU、多个CPU、具有多个处理芯的单个CPU等。并且,通常包括存储器325来代表随机存取存储器。使用互连317来在CPU305、输入输出

设备接口310、存储器330、网络接口315和存储器325之间传递程序指令和应用程序数据。所述网络接口315被构造成经由通信网络来传递数据,例如,以接收来自成像系统的剂量估测请求。存储器330,诸如硬盘驱动器或固态(SSD)存储驱动器,可以存储非易失性数据。

[0060] 如图所示,存储器320包括剂量估测工具321,后者会提供一组软件部件。示例性地,所述剂量估测工具321包括蒙特卡罗模拟部件322、模拟选择部件324、图像配准/分割部件326和剂量内插部件328。并且,存储器330含有成像体模数据332、CT成像协议334和模拟文库336。

[0061] 所述蒙特卡罗模拟部件322被构造成,基于使用成像体模数据322和CT成像设备的特定集合和指定的成像协议334的模拟来估测患者辐射剂量。如指出的,在一个实施方案中,可以使成像体模数据332变形或以其它方式转化,以更好地匹配给定患者的体格特征。

[0062] 图像配准/分割部件326可以被构造成,在使用该体模执行蒙特卡罗模拟之前,确定用于使成像体模数据332变形的转化集合。例如,图像配准/分割部件326可以使用图像配准技术评价与体模有关的参比或定位器图像以及患者的侦察定位器图像。图像配准是使2个图像在共同的坐标系统中对齐的过程。图像配准算法确定一组转化,以设定2个图像之间的对应。一旦确定患者的侦察图像和体模的参比图像之间的转化,可以使用相同的转化来使体模变形。这样的变形可以将虚拟体模的几何学缩放、平移和旋转,以与患者对应。

[0063] 在另一个实施方案中,使用图像分割来鉴别患者的器官、组织和解剖学结构的大小和相对位置。在这样的情况下,可以分割患者的可利用的CT扫描数据,以鉴别据信与器官(或其它目标结构)相对应的几何体积。例如,在一个实施方案中,可以使用图像分割来鉴别据信含有特定器官或结构的包围盒。可以使用其它分割方案来提供与器官或结构相对应的更确定的3D体积区域。一旦被鉴别出,该信息就用于移位虚拟体模中的对应器官(或目标结构)的几何学。

[0064] 应当指出,尽管显示为剂量估测服务器130的一部分,在一个实施方案中,所述图像配准/分割部件326是成像系统125的一部分,或者以其它方式是处于成像设备处的计算基本结构的一部分。这样做允许提供者提供剂量估测服务来接收用于使给定的虚拟体模变形的转化,而不接收可以用于鉴别在成像设备处接受CT扫描的患者的任何信息。该方案可以简化(或消除)与处理受保护的健康信息或医学记录的实体有关的某些法律或法规要求。

[0065] 在结束蒙特卡罗模拟以后,将得到的患者剂量估测以及供给模拟部件322的参数存储在模拟文库335中。剂量内插部件328又被用于从模拟文库335中的模拟确定患者剂量估测,无需执行完整的蒙特卡罗模拟。为此,模拟选择部件324可以对比CT扫描的参数、用于执行CT扫描的设备、和被变形以代表特定个体的成像体模。该信息被用于鉴别用于内插的2个(或更多个)模拟的集合。尽管可以使用多种方案,在一个实施方案中,所述选择部件324可以使用距离度量来将变形的体模、CT操作和CT设备与模拟文库335中的对应值进行对比。在一个实施方案中,选择前2个(或前N个)选项用于内插。可替换地,选择具有在指定阈值内的总相似性量度的任意模拟用于内插。在这样的情况下,通过或多或少地调节阈值,可以将模拟用于内插。

[0066] 在给定描述扫描仪和待检患者的参数集合(kVp、靶角、扫描架倾斜、高度、体重等)的情况下,所述系统允许为每个变量设定可定制的容差(例如,实际的kVp是在模拟的10kV内)。当检索模拟时,仅在所有给定参数的容差内的那些模拟将在计算中成为因子。在一个

实施方案中,使用已知的Shepard氏方法,可以内插模拟结果。跨模拟结果集合的标准差被用作不确定性的量度(例如就使用的5个模拟集合而言,胸部吸收的剂量具有0.2mSv的SD,且肝脏吸收的剂量具有0.15mSv的SD)。

[0067] 图4图示了根据一个实施方案,建立用于估测由CT扫描引起的患者辐射剂量的合适模型的方法400。更具体地,方法400解释了在其中使用图像配准技术来使虚拟体模变形的一个实施例实施方案。如图所示,所述方法400开始于步骤405,其中剂量估测工具选择具有预映射的定位器图像的虚拟体模。如指出的,可以基于接受CT扫描操作的目标个体的年龄和性别来选择虚拟体模。在步骤410,剂量估测工具接收进行剂量估测的个体的侦察图像。所述侦察图像提供个体的2D图像投影,诸如在执行完整CT操作之前由CT扫描系统采集的前面/后面和/或侧面侦察图像。可替换地,所述侦察图像可以是作为先前CT扫描操作的一部分得到的个体的3D体积。在步骤415,得到预映射的定位器图像,其与使选择的虚拟体模变形的用途相对应。可以基于要扫描的患者的相关区域来选择预映射的图像。例如,就将接受(或以前接受)胸部CT扫描的患者而言,选择的参比图像可以描绘具有与虚拟体模紧密匹配的身体几何学的个体的该区域。

[0068] 图5A图示了根据一个实施方案,代表可变形的体模的一个实施例图像。如图所示,图像500提供虚拟图像体模的前面/后面视图501和侧面视图502。如在视图501和502中所示,该体模的几何学包括代表肋骨505、脊柱515和腿522的骨结构。另外,视图501和502包括代表器官(包括胃510和肾515)的几何学。虚拟体模(如在视图501和502中所示)提供人器官、组织和结构的大小、形状和定位的大致接近。

[0069] 尽管明显地大致接近实际的人解剖学,虚拟体模被普遍接受为会提供适当准确的剂量吸收估测。图5B图示了根据一个实施方案,与图5A所示的体模相对应的人体部分的2D参比图像的一个实施例。如图所示,在参比图像中的骨、组织、器官的相对位置、大小、形状与虚拟体模中的对应位置较好地匹配。

[0070] 再次参考方法400,在步骤420,剂量估测工具执行图像配准过程,以确定患者的侦察图像和用于代表虚拟体模的参比图像之间的转化。图像配准的结果是,从2D侦察定位器中的点映射至参比图像中的点(或反之亦然)。类似地,在患者的3D侦察图像的情况下(即,当前的或先前的CT扫描),3D图像配准技术可以在患者的3D侦察图像的点与3D坐标空间中的体模相对应的参比图像中的点之间映射。

[0071] 在步骤425,该相同的转化被用于使代表虚拟体模的几何学变形。通过使用得自图像配准过程的转化使虚拟体模变形,由虚拟体模的几何学代表的大小、形状和器官位置与实际患者的几何学远远更准确地匹配。例如,使用图5B所示的参比图像和患者的侦察定位器执行图像配准过程会提供转化,所述转化可以用于使图5A所示的虚拟体模变形。所述变形的虚拟体模可以用于估测由给定的CT操作引起的器官吸收剂量(在执行这样的操作之前或之后)。也就是说,为患者定制从蒙特卡罗模拟得到的剂量估测,以及当用于估测在多次扫描中的患者剂量时更准确和更一致。

[0072] 图6图示了根据一个实施方案,产生用于估测由CT扫描引起的辐射剂量的合适模型的另一种方法。更具体地,方法600解释了在其中使用图像分割技术来使虚拟体模变形的一个实施例实施方案。象方法400一样,方法600开始于这样的地方:其中剂量估测工具选择成像体模来变形,例如,基于患者的年龄和性别(步骤605)。但是,作为检索患者的2D图像定

位器的替代,剂量估测工具接受患者的某个部分的3D扫描体积(在步骤610),例如,得自先前的胸部和腹部CT的CT扫描。得到后,使用图像分割来鉴别组织、器官、结构或图像体积中的其它标志(步骤615)。尽管可以使用多种可利用的分割方案,在一个实施方案中,图像分割提供包围每个鉴别的器官或结构的最小包围盒。

[0073] 在步骤620,剂量估测工具匹配在CT扫描分割中鉴别的器官和其它解剖学标志(例如,骨位置),后者具有在虚拟体模中的对应标志。例如,图7图示了根据一个实施方案,叠加在虚拟体模的对应切片上的CT扫描的一个实施例切片。在该实施例中,所述虚拟体模切片700包括:代表被体模约束的体积的线702,以及心脏701、肺703、脊柱704和肱骨705的切片部分。但是,在虚拟体模中的心脏和肺器官的定位和位置没有与在CT中描绘的这些器官的位置较好地对应。例如,肺的开放空间区域(在706)没有匹配体模中的肺702器官的大小或位置。类似地,体模的边界线702没有与患者较好地对应。因此,使用该体模来估测剂量,会产生比实际发生的远远更大的剂量吸收,因为该体模没有考虑在该患者中的大量脂肪组织。

[0074] 与此同时,体模的其它标志与患者较好地对齐。例如,脊柱和臂通常在体模(脊柱704肱骨705)和CT中并列。因此,在步骤625,所述剂量估测系统基于匹配的解剖学或结构标志来确定3D移位映射。

[0075] 例如,在图7中,体模切片700显示了未修改的或未变形的体模,体模切片710显示了使用图6的方法移位以后(或使用根据图4方法的图像配准技术变形以后)的相同体模切片。

[0076] 如在体模切片710中所示,在使用鉴别的器官体积和特定患者的移位变形之后,边界线702'现在更紧密地跟随患者CT扫描的轮廓,并且所述体模的肺703'和心脏701'已经被移位,以更好地反映这些器官在扫描中的位置。与此同时,其它解剖学标志(诸如脊柱和肱骨)保持在相同的一般位置。在切片700中所示的成像体模显示为叠加在切片720中的患者对应CT扫描切片上。类似地,在切片710中所示的变形的体模显示为叠加在切片730中的患者对应CT扫描切片上。

[0077] 再次参考图6,在步骤630,剂量估测工具产生虚拟体模的被移位的器官、组织和结构的转化的3D表示。如上面指出的,所述虚拟体模可以被描述为一系列不均匀的合理基础样条(NURBS),而CT扫描数据通常被表示为一系列称作“体素”(“体积元素”的缩写)的3D坐标单点值,体素将像素的概念延伸至三维,并且多种已知的方案可用于将NURB或CSG数据集“体素化”。这样做会将NURB或CSG数据的几何或数学表示转化成体素值的3D阵列。在一个实施方案中,执行步骤630(体素化步骤),以便避免在在数学体模(基于NURB或CSG)的蒙特卡罗模拟中经常成为问题的不连续性。此外,基于体素的模型非常适用于基于GPU的计算方法,以实现提高的速率。

[0078] 产生转化的体模以后,它可以用于估测由给定的CT操作引起的器官吸收剂量(在执行这样的操作之前或之后)。象图像分割方案一样,为患者定制使用体模(其使用分割方案变形)执行的剂量估测,从而产生更准确和更一致的剂量估测(对于单次和多次扫描)。

[0079] 图8图示了根据一个实施方案,叠加在患者的对应横向CT切片上的成像体模的横向切片的一个实施例。在该实施例中,横向视图800与图7的视图710相对应,横向视图850与图7的视图730相对应。通过混合单个切片的线性部分来建立纵向图像,从而建立横向视图。

如图所示,横向视图800和805会提供全长视图,包括在患者的叠加的CT图像中不存在的部件,例如,脑801和肾802。如在视图800中所示,虚拟体模的边界810没有与患者的轮廓(即,由患者的皮肤限定的身体大小)较好地对应。但是,在视图850中,体模的边界815已经被移位,以更好地匹配该患者的参比CT扫描数据。类似地,同样可以移位内脏器官、结构和其它组织。

[0080] 重要的是,该实施例表明,移位可以针对虚拟体模的要素而发生,所述要素不是患者的CT扫描数据的一部分。例如,通过可得到其CT扫描数据的其它器官的运动,可以移位肾802,正如视图850中的肾802'的移位位置所示。此外,该实施例表明,即使在可得到CT扫描数据的情况下,也需要虚拟体模来估测患者剂量。尽管这发生在该实施例中的CT扫描限于胸部和腹部的情况下,X-射线散射将会导致该患者的脑、肾和其它器官和组织的某些吸收。换言之,需要虚拟体模来估测器官的器官剂量吸收,而不是成像为给定的CT扫描或操作的一部分。

[0081] 图9图示了根据一个实施方案,成像体模的CT图像分割和器官体积移位的另一个实施例。在该实施例中,与成像相对应的CT体积900包括一组包围盒,其代表多种器官的分割的图像位置,例如,肝905、胆囊910和右肾上腺915。另外,体积900显示了箭头,所述箭头代表这些器官的基于CT扫描数据的图像分割的移位。在该特定实施例中,肝905已经向下和向右移位,而胆囊910已经向肝905的上面和前面移位,右肾上腺915已经向上和向左移动进以前被肝905占据的空间中。此外,在该实施例中,器官由包围盒代表,并基于几何形心而移位。但是,在一个替代实施方案中,图像分割(就体模或患者的CT图像数据而言)可以提供更准确的几何体积,其代表器官组织或身体结构的要素。在这样的情况下,所述移位可以基于器官的质量形心,例如,基于质量或考虑到给定的器官体积的拓扑学的其它方案,将肝的形心定位在一侧。

[0082] 如在该实施例中所示,基于它在CT参比扫描中的对应位置在体模中移位一个器官(例如,肝905),可能需要移位其它器官(例如,胆囊910和右肾上腺915)作为结果。发生该现象是因为,当使用体模来执行剂量估测分析时,2个器官不会清楚地占据相同的身体体积。因此,在一个实施方案中,所述剂量估测工具可以移位器官、组织或结构,直到达到“稳态”。

[0083] 应当指出,在图4和6中图解的实施例实施方案可以单独使用,或者彼此结合使用,以使虚拟体模变形。基于可利用的成像体模、映射的2D和/或3D参比图像、以及定位器侦查图像的可用性和类型、和/或给定患者的先前CT扫描数据,可以定制特定方案或选择的方案的组合,以适合在特定情况下的需要。

[0084] 在一个实施方案中,使用云提供者模型主机系统来执行剂量估测、维护计算的模拟文库、以及运行蒙特卡罗模拟,以用新案例来增加模拟文库。例如,图10图示了给多个CT扫描提供者提供患者剂量估测的剂量估测服务方法1000。

[0085] 如图所示,方法1000开始于步骤1005,其中剂量估测服务接收图像体模(或参考图像体模)以及2D或3D图像配准转化或3D体积位移场和体模体素化。在一个替代实施方案中,所述剂量估测服务可以接收描述变形的体模的数据,诸如由上述的2D或3D图像配准过程或CT场位移技术引起的转化的NURBS。

[0086] 在步骤1010,所述剂量估测服务接收CT扫描系统的参数和在患者上执行的(或将要执行的)CT扫描的成像计划。在接收患者的参数、扫描设备和CT扫描提供者以后,剂量估

测服务可以在文库中鉴别出2个(或更多个)与转化的体模、CT扫描系统参数和成像计划匹配的模拟(步骤1015)。所述提供者可以设定将要为每个变量设定的可定制的容差(例如,实际的kVp是在模拟的10kV以内)。在进一步评价模拟中,仅在所有(或指定集合)的给定参数的容差内的模拟成为计算的因子。在一个实施方案中,使用已知的Shepard氏方法,可以内插模拟结果。跨模拟结果集合的标准差被用作不确定性的量度(例如就使用的5个模拟集合而言,胸部吸收的剂量具有0.2mSv的SD,肝吸收的剂量具有0.15mSv的SD)。

[0087] 在步骤1020,剂量估测服务确定在步骤1015处鉴别的匹配模拟是否在容差参数内(或满足其它阈值或标准)。如果不是,则将图像体模(和变形/转化)和接收的参数添加至患者队列/扫描仪/图像计划脚本中以模拟(步骤1025)。如指出的,所述模拟可以使用蒙特卡罗模拟技术来确定为个别患者(基于变形的体模)和特定成像设备(基于CT扫描仪和校准/设置数据)定制的器官吸收剂量的估测。

[0088] 但是,随着SaaS提供者的模拟文库的增长,大多数请求应当鉴别一组模拟来内插。在步骤1030,剂量估测服务执行多变量散射内插,其中使用在步骤1015处鉴别的匹配模拟来估测特定患者的器官吸收剂量和有关的CT扫描操作。应当指出,这样的分析可以比完整蒙特卡罗模拟远远更迅速地执行,从而允许剂量估测与在给定的成像设备(或多个设备)处执行的一系列操作向协调,以及与给定的操作同时提供(例如,以确保不会超过累积剂量限度)。在一个实施方案中,目前使用的多变量散射内插方法被称作'Shepard氏方法'。该方法的例子参见Shepard,Donald(1968)。“A two-dimensional interpolation function for irregularly-spaced data”.Proceedings of the 1968ACM National Conference.第517-524页。

[0089] 在步骤1035,在内插过程完成以后,将剂量估测返回请求系统(例如,在成像设备处在计算系统上运行的剂量估测客户端程序)。在客户端处,剂量管理系统跟踪患者器官等效剂量、有效剂量、CTDI、DLP、DAP降低至检查水平。还累加该信息,以提供给定患者的历史的器官等效剂量、有效剂量、CTDI、DLP、DAP的累积跟踪。使用该信息的进一步汇集来提供人均器官等效剂量、患者有效剂量、CTDI、DLP、DAP的设置宽展示。因而,剂量估测服务可以给成像设备提供各种各样的信息。该相同的信息可用于运行剂量估测系统的局部实例的成像设备。

[0090] 图11图示了根据一个实施方案,构造成支持多个CT扫描提供者的患者剂量估测服务系统的一个实施例计算基本结构1100。如图所示,访问剂量估测服务1130的基于云的提供者1125经过网络1120从成像设备1105接收剂量估测请求1-2。在每个成像设备1105处,使用CT系统1110来给患者提供成像服务。成像/剂量客户端1115与剂量估测服务1130通信,以请求和接收患者剂量的估测,其中基于操作和患者来定制剂量估测。如指出的,基于特定患者的身体形态学,所述请求可以包括CT操作参数、扫描设备和模态和变形的体模(或用于变形体模的转化)。

[0091] 在剂量估测服务1130处,使用模拟文库1135来选择模拟,用于内插患者剂量的量,其中使用在CT扫描仪的请求和模块中的数据和操作(在图11中显示为体模/CT系统数据1140)。如果没有良好的候选物模拟可用于内插,那么服务1130可以向模拟队列添加请求来执行。然后响应于请求来执行蒙特卡罗模拟,从而提供给定患者的患者剂量估测和成像操作以及新模拟数据点来添加至文库1125。

[0092] 有利地,本发明的实施方案提供了用于估测由CT(和其它)X-射线成像技术引起的辐射剂量的多种技术。如本文所述,可以使用图像配准技术和/或图像分割技术来建立杂合成像体模,其更准确地匹配个体的身体大小和形状。这样做会提高从模拟确定的剂量估测的准确度。也就是说,与单独的未修改的体模相比,得到的杂合体模会提供特定患者的远远更准确的数学表示来用于剂量模拟中。

[0093] 确定转化以后,可以使用杂合虚拟体模来模拟患者的给定的CT操作。例如,可以使用蒙特卡罗模拟技术来估测虚拟体模的器官吸收剂量。这样的模拟技术使用虚拟体模(随着相对于给定的患者的转化)以及与CT扫描仪模型和要执行的操作有关的许多参数,以便计算器官吸收剂量的准确估测。但是,使用蒙特卡罗模拟估测器官吸收的器官剂量可能需要大量计算时间,远远长于执行实际的CT扫描所需的时间。因此,在一个实施方案中,通过在2个(或更多个)以前完成的模拟之间内插,可以产生为给定的操作确定的患者剂量估测。如果不可得到“接近”模拟,那么可以将杂合虚拟体模、CT扫描仪和操作数据添加至要执行的完整蒙特卡罗模拟的队列中。随着时间,大模拟文库允许随着操作的计划和执行而实时地提供剂量估测。这样做允许捕获给定患者的累积剂量的量、以及观察累积剂量限度。此外,在一个实施方案中,SaaS提供者访问提供给多个成像设施的剂量估测服务。在这样的情况下,所述服务提供者可以具有稳健的模拟文库来用于解释成像提供者的剂量估测。

[0094] 尽管前述内容涉及本发明的实施方案,可以设计本发明的其它和进一步的实施方案,而不脱离本发明的基本范围,并且本发明的范围由所附的权利要求书确定。

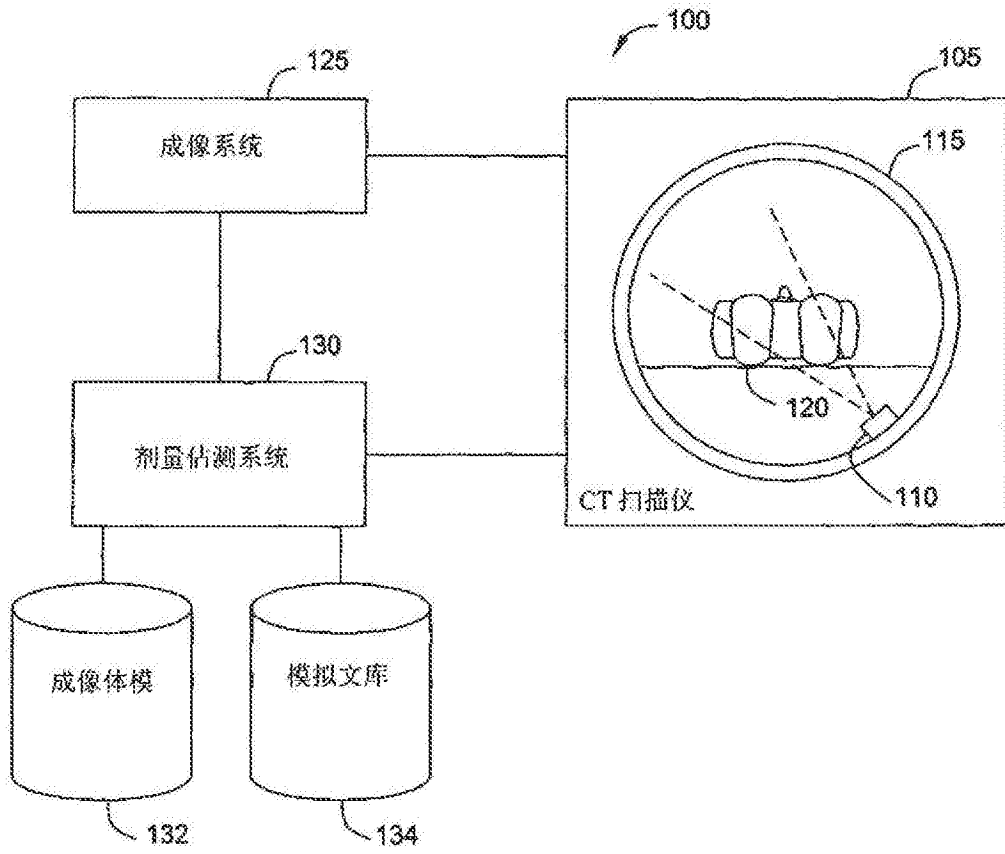


图1

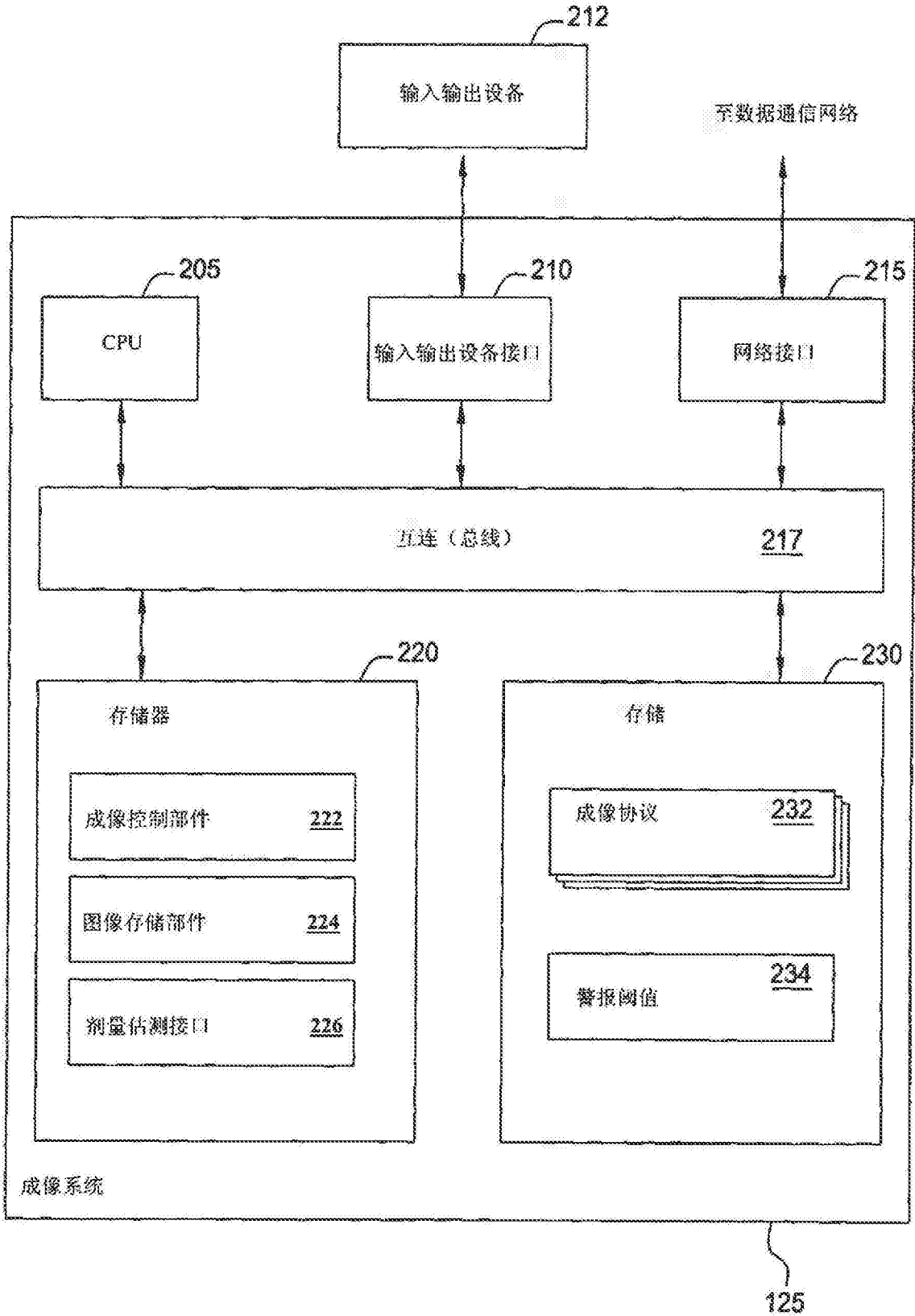


图2

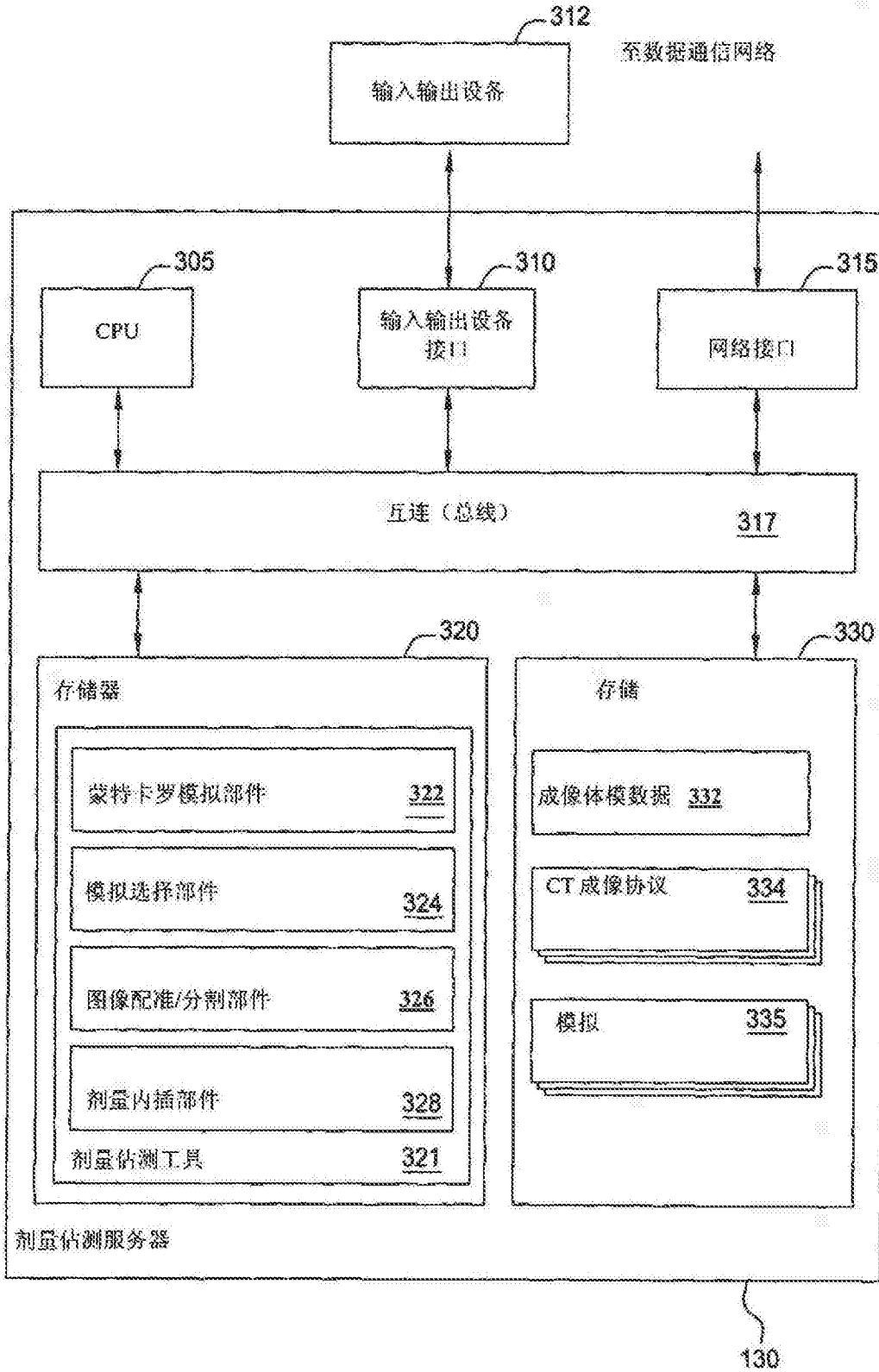


图3

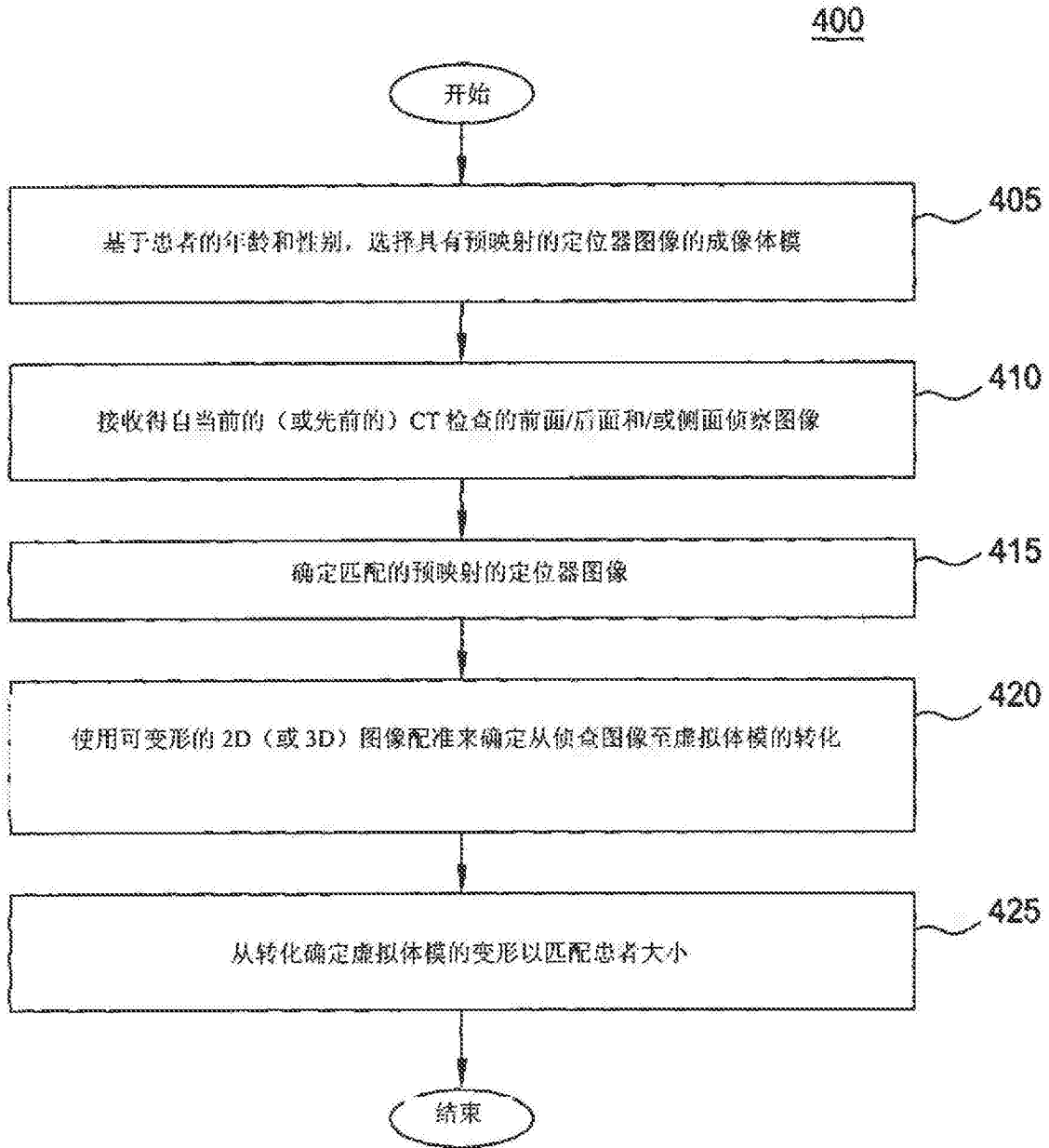


图4

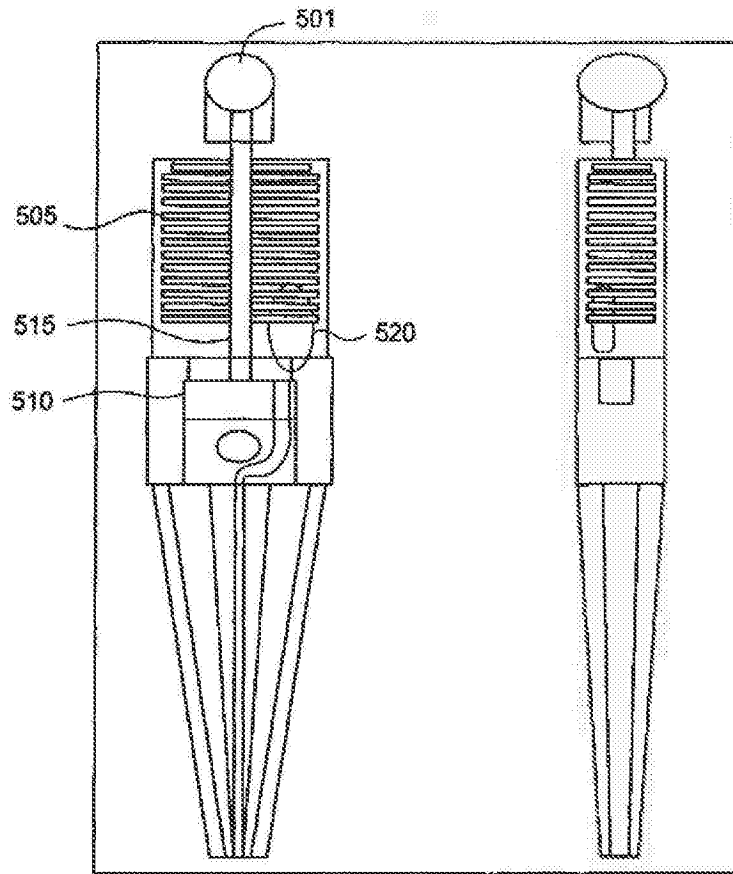


图5A

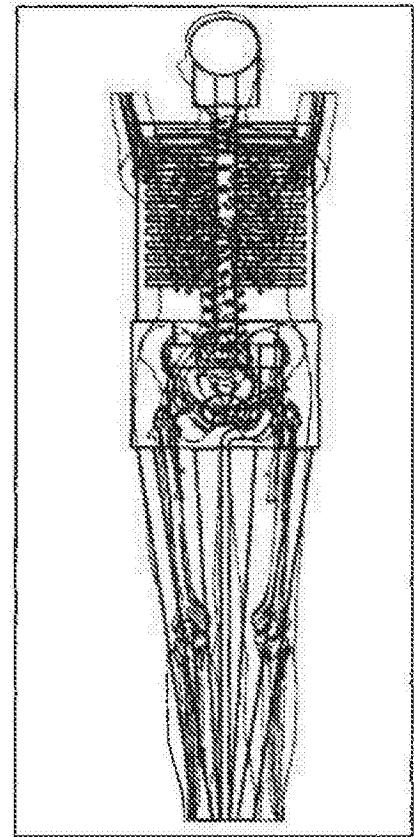


图5B

500

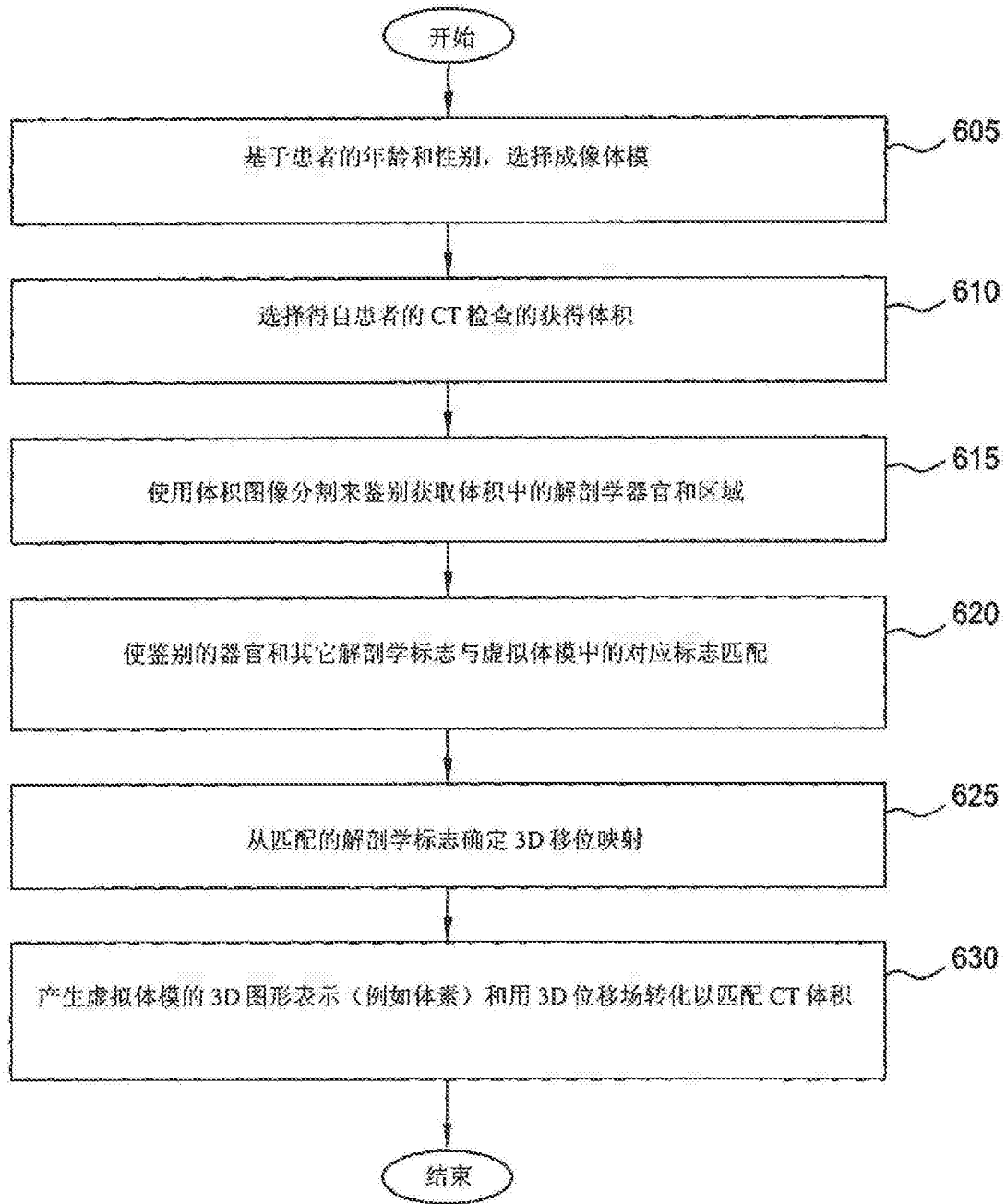


图6

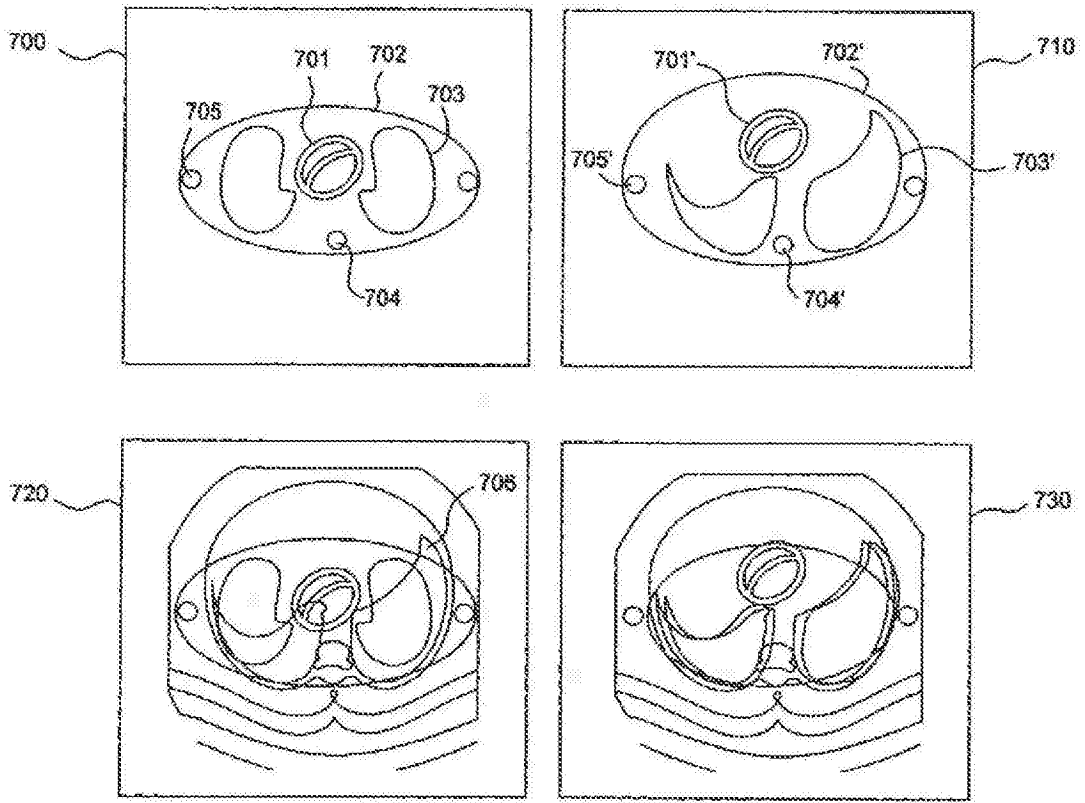


图7

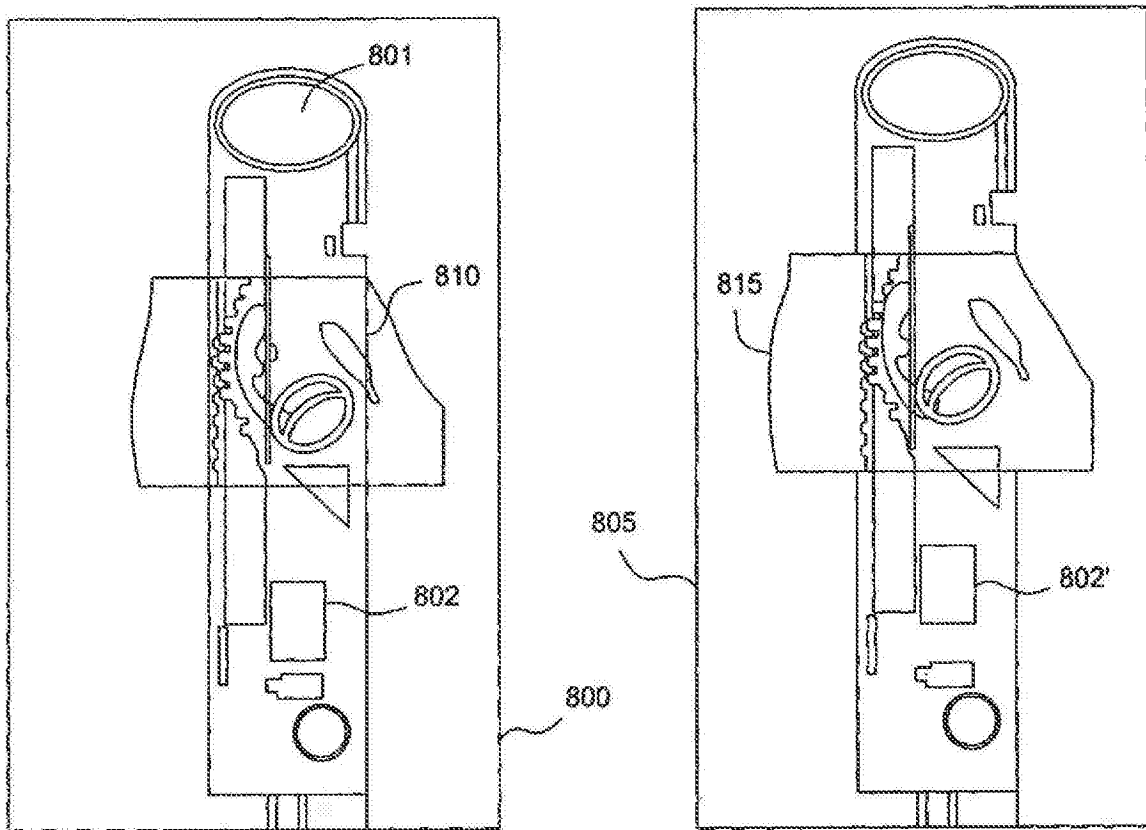


图8

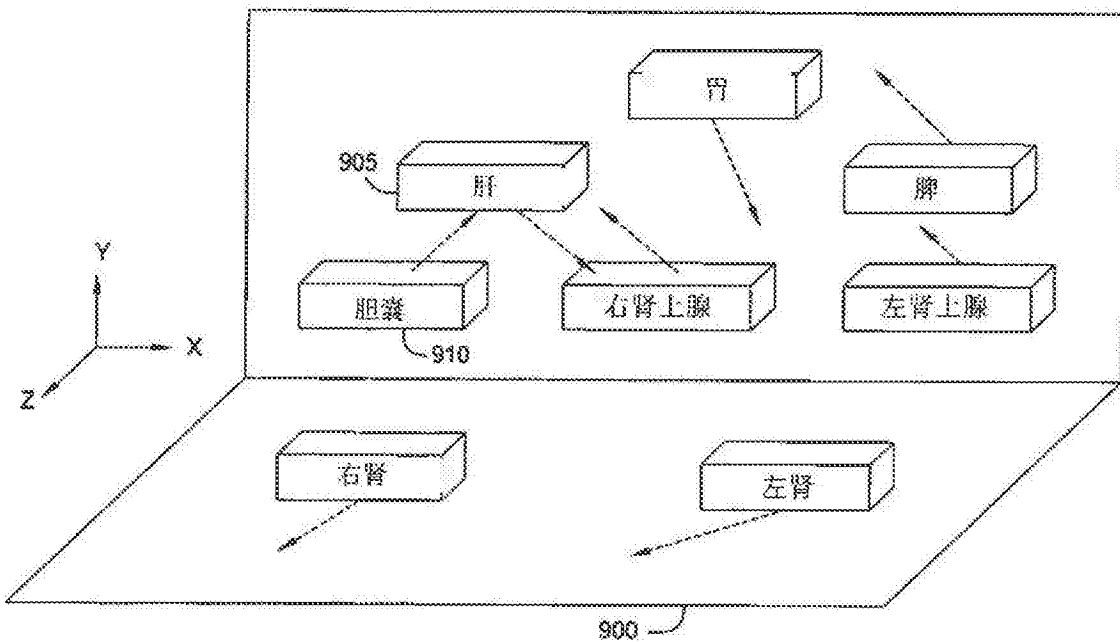


图9

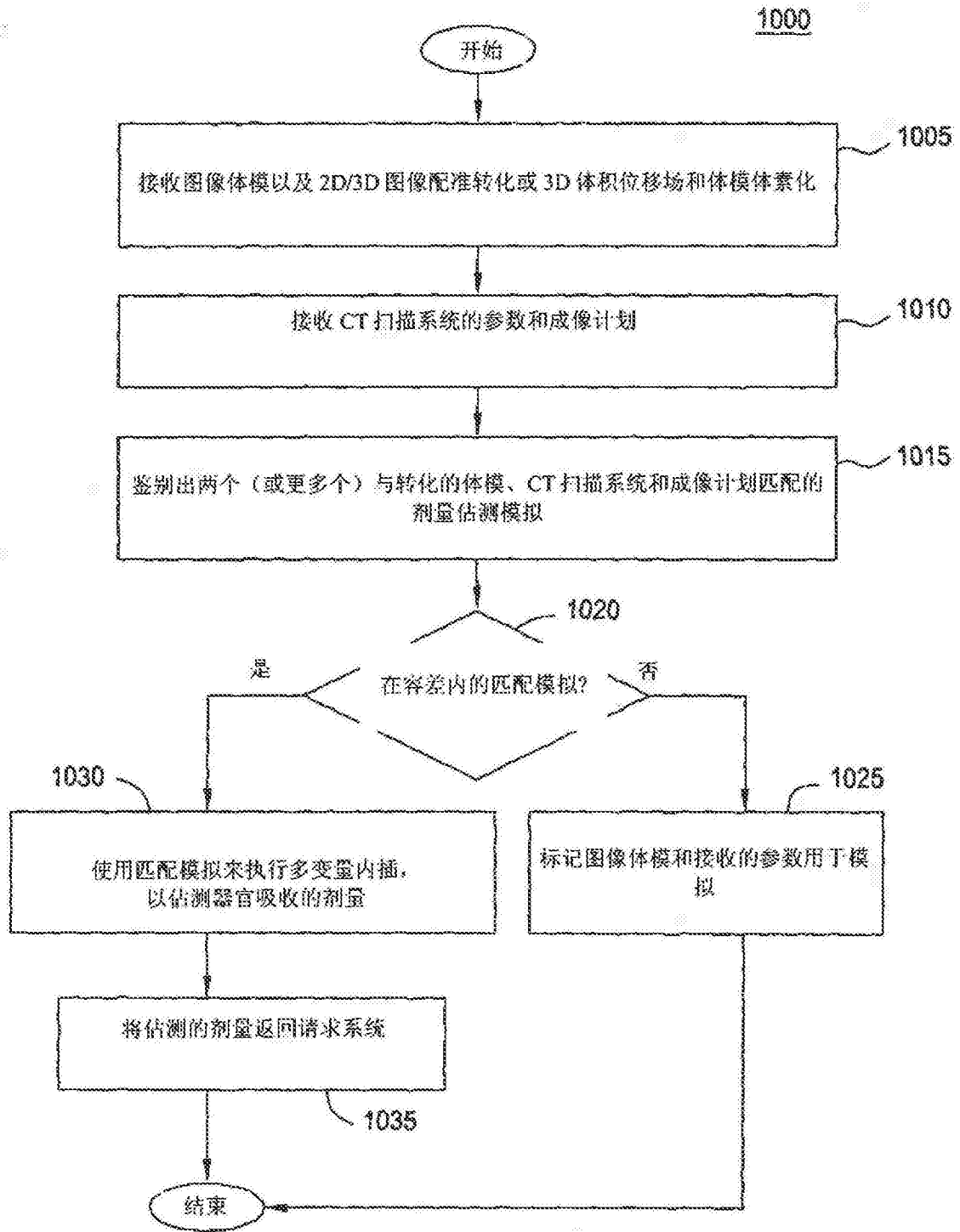


图10

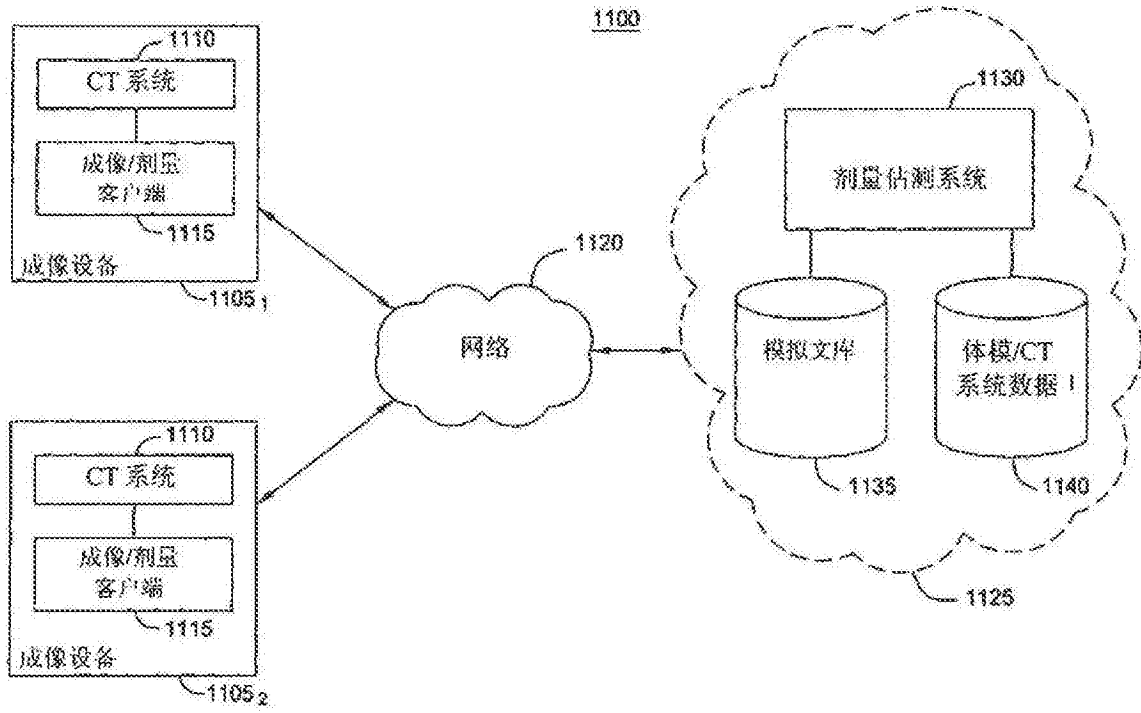


图11