



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104027128 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 10

(21) 申请号 201410284377. 4

(22) 申请日 2014. 06. 23

(71) 申请人 中国科学院合肥物质科学研究院  
地址 230031 安徽省合肥市蜀山湖路 350 号

(72) 发明人 王玉 曹瑞芬 陈朝斌 胡丽琴  
吴宜灿

(74) 专利代理机构 北京科迪生专利代理有限责  
任公司 11251  
代理人 孟卜娟 卢纪

(51) Int. Cl.  
A61B 6/03(2006. 01)  
A61N 5/00(2006. 01)  
G06T 7/00(2006. 01)

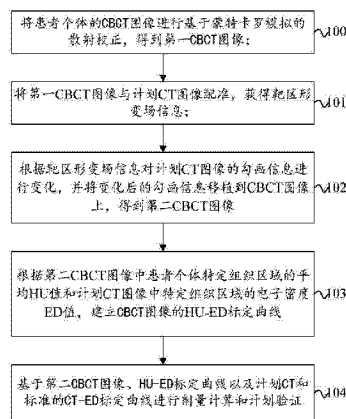
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54) 发明名称

一种基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法

(57) 摘要

本发明公开一种基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法,其方法包括:将患者个体的 CBCT 图像进行基于蒙特卡罗模拟的散射校正,得到第一 CBCT 图像;将第一 CBCT 图像与计划 CT 图像配准,获得靶区形变场信息;根据靶区形变场信息对计划 CT 图像的勾画信息进行变化,并将变化后的勾画信息移植到 CBCT 图像上,得到第二 CBCT 图像;根据第二 CBCT 图像中患者个体特定组织区域的平均 HU 值和计划 CT 图像中特定组织区域的 ED 值,建立 CBCT 图像的 HU-ED 标定曲线;基于第二 CBCT 图像、HU-ED 标定曲线以及计划 CT 和标准 CT-ED 标定曲线进行剂量计算和计划验证。本发明的技术方案,节省患者的治疗时间和治疗费用,实现精确的自适应放疗和个体放疗。



1. 一种基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1)、将患者个体的 CBCT 图像进行基于蒙特卡罗模拟的散射校正,得到第一 CBCT 图像;

(2)、将所述第一 CBCT 图像与计划 CT 图像配准,获得靶区形变场信息;

(3)、根据所述靶区形变场信息对计划 CT 图像的勾画信息进行变化,并将所述变化后的勾画信息移植到所述 CBCT 图像上,得到第二 CBCT 图像;

(4)、根据所述第二 CBCT 图像中患者个体特定组织区域的平均亨斯菲尔德单位 HU 值和所述计划 CT 图像中所述特定组织区域的电子密度 ED 值,建立第二 CBCT 图像的 HU-ED 标定曲线;

(5)、基于所述第二 CBCT 图像、所述 HU-ED 标定曲线以及所述计划 CT 和标准的 CT-ED 标定曲线进行剂量计算和计划验证。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,将患者个体的 CBCT 图像进行基于蒙特卡罗模拟的散射校正,得到第一 CBCT 图像,具体包括:

(a)、采用蒙特卡罗程序建立 CBCT 系统模型;

(b)、通过均匀水模实测剂量数据验证所述 CBCT 系统模型的正确性;

(c)、正确性验证后的所述 CBCT 系统模型结合所述蒙特卡罗程序建立不同厚度模体的散射核数据;

(d)、所述散射核数据结合先验模型得到临床不同扫描模式的通用型散射校正模型;

(e)、将患者个体的所述 CBCT 图像的投影数据采用所述通用型散射校正模型计算获得散射辐射成分;

(f)、将所述散射辐射成分从所述 CBCT 图像的投影数据中扣除后进行滤波反投影三维重建,得到所述第一 CBCT 图像。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,根据所述第二 CBCT 图像中患者个体的特定组织区域的平均亨斯菲尔德单位 HU 值和所述计划 CT 图像中所述特定组织区域的电子密度 ED 值,建立所述特定组织区域的所述第二 CBCT 图像的 HU-ED 标定曲线,包括:

从所述第二 CBCT 图像选取所述特定组织区域,并从所述第二 CBCT 图像中获取所述特定组织区域的所述平均亨斯菲尔德单位 HU 值;

从所述计划 CT 图像中选取所述特定组织区域,并从所述计划 CT 图像中获取所述特定组织区域的所述电子密度 ED 值;

根据所述特定组织区域的所述平均亨斯菲尔德单位 HU 值和所述特定组织区域的所述电子密度 ED 值,建立所述第二 CBCT 图像的 HU-ED 标定曲线。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述特定组织区域包括肿瘤靶区、危及器官或者周围正常组织。

5. 根据权利要求 1-4 任一所述的方法,其特征在于,基于所述第二 CBCT 图像、所述 HU-ED 标定曲线以及所述计划 CT 和标准的 CT-ED 标定曲线进行剂量计算和计划验证,具体包括:

采用蒙特卡罗有限笔形束和 Batho 三维非均匀修正的剂量计算方法,结合所述第二 CBCT 图像和所述 HU-ED 标定曲线,求解出基于所述第二 CBCT 图像的全空间剂量分布,得到第一剂量分布;

采用所述剂量计算方法,结合所述计划 CT 和所述标准的 CT-ED 标定曲线,求解出基于所述计划 CT 图像的全空间剂量分布,得到第二剂量分布;

采用伽马分析和剂量-体积直方图方法比较所述第一剂量分布和所述第二剂量分布;当所述伽马分析中剂量偏差在 5% 以内并且伽马通过率在 95% 以上,所述剂量-体积直方图中各危及器官剂量合理并且靶区剂量足够时,所述计划 CT 图像继续适用于治疗计划的制定;若不能满足所述要求时,则按照所述第二 CBCT 图像重新做计划。

## 一种基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及放射治疗技术领域,尤其涉及一种基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法。

### 背景技术

[0002] 图像引导放射治疗 (Image-guided Radiotherapy, IGRT) 技术用于治疗前或治疗中采集病人的图像数据,自动追踪靶目标,及时自动调整放疗时的摆位误差及靶区运动所引起的误差,确保将处方剂量准确的给予到特定的治疗区域,实现精确放疗。目前临床上大多采用锥形束电子计算机 X 射线断层扫描 (Cone Beam computed tomography ;锥形束 CT ; CBCT) 设备在治疗前获取病人的图像信息对病人的摆位进行验证并对靶区变化进行监测。

[0003] 随着疗程的进行,会发生肿瘤消退或增长、患者体重减轻等情况,即靶区和正常器官的位置、形状发生变化,导致靶区的投照剂量不足或正常组织受照剂量存在危险。这时先前基于病人计划 CT 图像制定的治疗计划将不再适用。若重新做计划,则需要对患者重新进行 CT 扫描,给患者的治疗增加时间、费用并增加了患者的额外照射剂量。

### 发明内容

[0004] 针对现有放射治疗技术中随着治疗进行病人靶区形状发生变化,原先计划已经不再适用的缺陷,本发明提供了一种基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法及装置,通过建立散射校正模型和个体 HU-ED 标定曲线实现基于 CBCT 图像的剂量验证,节约时间和成本。

[0005] 本发明提供一种基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法,包括以下步骤:

[0006] (1)、将患者个体的 CBCT 图像进行基于蒙特卡罗模拟的散射校正,得到第一 CBCT 图像;

[0007] (2)、将所述第一 CBCT 图像与计划 CT 图像配准,获得靶区形变场信息;

[0008] (3)、根据所述靶区形变场信息对计划 CT 图像的勾画信息进行变化,并将所述变化后的勾画信息移植到所述 CBCT 图像上,得到第二 CBCT 图像;

[0009] (4)、根据所述第二 CBCT 图像中患者个体特定组织区域的平均亨斯菲尔德单位 HU 值和所述计划 CT 图像中所述特定组织区域的电子密度 ED 值,建立所述第二 CBCT 图像的 HU-ED 标定曲线;

[0010] (5)、基于所述第二 CBCT 图像、所述 HU-ED 标定曲线以及所述计划 CT 和标准的 CT-ED 标定曲线进行剂量计算和计划验证。

[0011] 可选地,如上所述的方法中,将患者个体的 CBCT 图像进行基于蒙特卡罗模拟的散射校正,得到第一 CBCT 图像,具体包括:

[0012] (a)、采用蒙特卡罗程序建立 CBCT 系统模型;

[0013] (b)、通过均匀水模实测剂量数据验证所述 CBCT 系统模型的正确性;

[0014] (c)、正确性验证后的所述 CBCT 系统模型结合所述蒙特卡罗程序建立不同厚度模

体的散射核数据；

[0015] (d)、所述散射核数据结合先验模型得到临床不同扫描模式的通用型散射校正模型；

[0016] (e)、将所述患者个体的 CBCT 图像的投影数据采用所述通用型散射校正模型计算获得散射辐射成分；

[0017] (f)、将所述散射辐射成分从所述 CBCT 图像的投影数据中扣除后进行滤波反投影三维重建,得到所述第一 CBCT 图像。

[0018] 可选地,如上所述的方法中,根据所述第二 CBCT 图像中特定组织区域的平均亨斯菲尔德单位 HU 值和所述计划 CT 图像中所述特定组织区域的电子密度 ED 值,建立所述第二 CBCT 图像的 HU-ED 标定曲线,包括:

[0019] 从所述第二 CBCT 图像选取所述特定组织区域,并从所述第二 CBCT 图像中获取所述特定组织区域的所述平均亨斯菲尔德单位 HU 值;

[0020] 从所述计划 CT 图像中选取所述特定组织区域,并从所述计划 CT 图像中获取所述特定组织区域的所述电子密度 ED 值;

[0021] 根据所述特定组织区域的所述平均亨斯菲尔德单位 HU 值和所述特定组织区域的所述电子密度 ED 值,建立所述第二 CBCT 图像的所述 HU-ED 标定曲线。

[0022] 可选地,如上所述的方法中,所述特定组织区域包括肿瘤靶区、危及器官或者周围正常组织。

[0023] 可选地,如上所述的方法中,基于所述第二 CBCT 图像、所述 HU-ED 标定曲线以及所述计划 CT 图像和标准的 CT-ED 标定曲线进行剂量计算和计划验证,具体包括:

[0024] 采用蒙特卡罗有限笔形束和 Batho 三维非均匀修正的剂量计算方法,结合所述第二 CBCT 图像和所述 HU-ED 标定曲线,求解出基于所述第二 CBCT 图像的全空间剂量分布,得到第一剂量分布;

[0025] 采用所述剂量计算方法,结合所述计划 CT 和所述标准的 CT-ED 标定曲线,求解出基于所述计划 CT 图像的全空间剂量分布,得到第二剂量分布;

[0026] 采用伽马分析和剂量-体积直方图方法比较所述第一剂量分布和所述第二剂量分布;当所述伽马分析中剂量偏差在 5% 以内并且伽马通过率在 95% 以上,所述剂量-体积直方图中各危及器官剂量合理并且靶区剂量足够,所述计划 CT 图像继续适用于治疗计划的制定;若不能满足所述要求时,则按照所述第二 CBCT 图像重新做计划。

[0027] 本发明的基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法,通过采用上述技术方案,采用基于蒙卡模拟的散射校正提高散射估计的准确性,同时根据病人 CBCT 图像建立个体 HU-ED 标定曲线,直接基于 CBCT 图像进行剂量计算,对原治疗计划进行剂量验证,克服了现有技术中基于病人计划 CT 图像制定的治疗计划不再适用,需要对患者重新进行 CT 扫描,给患者的治疗增加时间、费用的缺陷,采用本发明的方案,不仅可以随时对患者靶区形变进行监测和调整,而且整个过程中病人无需重新进行 CT 扫描,接收尽可能少的额外剂量,并避免个体间成像差异,实现精确的自适应放疗和个体放疗。

## 附图说明

[0028] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现

有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0029] 图1为本发明实施例提供的基于改善的CBCT图像的离线剂量验证方法的流程图。

[0030] 图2为本发明实施例中采用蒙特卡罗程序EGS模拟ELEKTA XVI系统的X射线球管的示意图。

### 具体实施方式

[0031] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0032] 图1为本发明实施例提供的基于改善的CBCT图像的离线剂量验证方法的流程图。如图1所示,本实施例的基于改善的CBCT图像的离线剂量验证方法,具体可以包括以下步骤:

[0033] 100、将患者个体的CBCT图像进行基于蒙特卡罗模拟的散射校正,得到第一CBCT图像;

[0034] 由于限制CBCT图像用于剂量计算和计划验证的主要因素是图像中存在较多的伪影,而主要伪影是由机头和模体造成的射线散射。散射导致CBCT图像上特定组织区域的亨斯菲尔德单位(Hounsfield Units ;HU)值不能准确的表征特定组织区域的射线衰减情况,从而掩盖了组织的真实信息。因此本发明的基于改善的CBCT图像的离线剂量验证方案中,首先采用了基于蒙特卡罗模拟的散射校正的方案,提高散射估计的准确性。

[0035] 101、将第一CBCT图像与计划CT图像配准,获得靶区形变场信息;

[0036] 本实施例中的计划CT图像为患者个体诊疗的CT。

[0037] 采用Demons配准算法将第一CBCT图像与计划CT图像配准,具体通过匹配计划CT图像和CBCT图像相应体素局部邻域点集,计算CBCT图像每一个体素CT值的线性变换系数,并在每一次Demons迭代过程中,对原CBCT图像逐体素做CT值线性变换,最后利用Demons公式计算形变场信息。这样就获得了病人在治疗时位置变化信息,即形变场信息。

[0038] 102、根据靶区形变场信息对计划CT图像的勾画信息进行变化,并将变化后的勾画信息移植到CBCT图像上,得到第二CBCT图像;

[0039] 医师通过治疗计划系统在计划CT图像上将肿瘤靶区、危及器官或者正常组织勾画出来,并根据勾画信息来制定放射治疗计划。通过CBCT图像与计划CT图像配准融合后得到形变场信息可以知道病人体位在三维空间的三个方向上的位移,从而将CT图像上勾画信息进行相应的三维空间上的变化,变化后的勾画信息直接拷贝到CBCT图像上,这样用于剂量验证的勾画信息就与实时治疗时病人的位置一致,保证了剂量验证的实时性和准确性。

[0040] 103、根据第二CBCT图像中患者个体特定组织区域的平均HU值和计划CT图像中特定组织区域的电子密度(Electronic Density ;ED)值,建立第二CBCT图像的HU-ED标定曲线;

[0041] 针对每位患者建立个体 CBCT 图像的 HU-ED 标定曲线。投影数据散射校正后三维重建为 CBCT 图像与计划 CT 进行配准,选取特定组织区域(肿瘤靶区、危及器官或者周围正常组织等),CBCT 图像上所述特定区域内多个点的平均 HU 值和计划 CT 图像上该区域的电子密度值建立 HU-ED 关系。该方法可以避免个体间成像差异,实现个体化放疗。

[0042] 104、基于第二 CBCT 图像、HU-ED 标定曲线以及计划 CT 和标准的 CT-ED 标定曲线进行剂量计算和计划验证。

[0043] 本实施例的基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法,通过采用上述技术方案,采用基于蒙卡模拟的散射校正提高散射估计的准确性,同时根据病人图像建立个体 HU-ED 标定曲线,直接基于 CBCT 图像进行剂量计算,对原治疗计划进行剂量验证,克服了现有技术的基于病人计划 CT 图像制定的治疗计划不再适用,需要对患者重新进行 CT 扫描,给患者的治疗增加时间、费用并增加了患者的额外照射剂量的缺陷,采用本实施例的方案,不仅可以随时对患者靶区形变进行监测和调整,并且整个过程中病人无需重新进行 CT 扫描,接收尽可能少的额外剂量,避免个体间成像差异,实现精确的自适应放疗和个体放疗。

[0044] 进一步可选地,在上述图 1 所示实施例的技术方案的基础上,其中步骤 100 “将患者个体的 CBCT 图像进行基于蒙卡模拟的散射校正,得到第一 CBCT 图像”,具体可以包括如下步骤:

[0045] (a) 采用蒙卡程序建立 CBCT 系统模型;

[0046] 选用某种 CBCT 临床扫描模式,利用蒙特卡罗电子-光子簇射 (Electron-Gamma Shower ;EGS) 程序包模拟 CBCT 成像系统,对系统各部件参数和减方差技巧 (Variance Reduction Techniques) 进行探索和优化。

[0047] (b) 通过均匀水模实测剂量数据验证 CBCT 系统模型的正确性;

[0048] 例如采用二维电离室实测均匀水模进行特定 CBCT 扫描模式时水下 1cm 处的平面剂量分布和三维水箱实测沿着射线轴水下百分深度剂量分布 (Percentage Depth Dose, PDD),与蒙特卡罗中的 Dosxyznrc 程序计算结果进行比较,验证模型的正确性,选用的比较标准为偏差在 2% 以内。

[0049] 例如图 2 本发明实施例中采用蒙特卡罗程序 EGS 模拟 ELEKTA XVI 系统的 X 射线球管的示意图。例如,可以根据 XVI 使用说明书中提供的技术参数分别采用 X-TUBE、FLATFILT、CONSTAK、JAW、SLAB 等部件模拟 XVI 系统中的靶 1, X 射线源室外壳 2,初级过滤器 3,初级准直器 4,屏蔽铅 5,次级准直器 6,次级过滤器 7。EGS 中的 Beamnrc 程序生成的相空间文件作为 Dosxyznrc 程序的输入文件计算均匀水模的百分深度剂量 (Percentage Depth Dose, PDD) 和特定深度的 cross-line 和 in-line 方向的剂量分布与实测数据比较验证模型的正确性。

[0050] (c) 正确性验证后的 CBCT 系统模型结合蒙特卡罗程序建立不同厚度模体的散射核数据;

[0051] (d) 散射核数据结合先验模型得到临床不同扫描模式的通用型散射校正模型;

[0052] 根据验证后的模型和笔形束方法建立不同厚度模体的散射核数据,将散射核与实测分布卷积并进行迭代运算产生新的散射分布作为下一轮迭代运算的散射分布初值,直到计算结果收敛时,确定散射校正模型中的参数 (A, B, a,  $\beta$ ,  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$ ) 的值。针对不同大小的模体构建散射校正模型,在探测器平板上某一像素点散射值的先验模型为:

[0053]

$$S_c(x, y) = \sum_{n=1}^N \sum_{m=1}^M I_{scan}(x_m, y_n) A_f(x_m, y_n) C_s(x - x_m, y - y_n) \quad (1)$$

$$[0054] \quad I_{scan} = I_p + S_c \quad (2)$$

$$[0055] \quad A_f(x_m, y_n) = A (I_p(x_m, y_n) / I_0(x_m, y_n))^a (\ln(I_0(x_m, y_n) / I_p(x_m, y_n)))^\beta \quad (3)$$

$$[0056] \quad C_s(x_m, y_n) = \exp(-(x-x_m)^2/2\sigma_1^2) \exp(-(y-y_n)^2/2\sigma_2^2) \quad (4) + B \exp(-(x-x_m)^2/2\sigma_1^2) \exp(-(y-y_n)^2/2\sigma_2^2)$$

[0057] 其中：

[0058]  $S_c$  为散射信号；

[0059]  $(x_m, y_n)$  为 KV 级探测器平板采集信号矩阵中  $(M*N)$  的某一像素点；

[0060]  $I_p, I_0$  分别为蒙卡模拟有、无模体时直穿的射线信号；

[0061]  $I_{scan}$  为实测有模体时射线信号；

[0062]  $(A, B, a, \beta, \sigma_1, \sigma_2)$  为待确定的模型参数。

[0063] (e) 将患者个体的 CBCT 图像的投影数据采用通用型散射校正模型计算获得散射辐射成分；

[0064] (f) 将散射辐射成分从 CBCT 图像的投影数据中扣除后进行滤波反投影三维重建，得到第一 CBCT 图像。

[0065] 进一步可选地，上述图 1 所示实施例中的步骤 103 “根据第二 CBCT 图像中患者个体的特定组织区域的平均亨斯菲尔德单位 HU 值和计划 CT 图像中特定组织区域的电子密度 ED 值，建立特定组织区域的 HU-ED 标定曲线”，具体可以包括如下步骤：

[0066] (A) 从第二 CBCT 图像选取特定组织区域，并从第二 CBCT 图像中获取特定组织区域的平均 HU 值；

[0067] (B) 从计划 CT 图像中选取特定组织区域，并从计划 CT 图像中获取特定组织区域的电子密度 ED 值；

[0068] (C) 根据特定组织区域的平均 HU 值和 ED 值，建立第二 CBCT 图像的 HU-ED 标定曲线。

[0069] 上述方法可以避免个体间成像差异，实现个体化放疗。

[0070] 需要说明的是，上述实施例中的特定组织区域包括肿瘤靶区、危及器官或者周围正常组织。

[0071] 进一步可选地，在上述实施例的技术方案的基础上，其中步骤 104 “基于第二 CBCT 图像、HU-ED 标定曲线以及计划 CT 和标准的 CT-ED 标定曲线进行剂量计算和计划验证，具体可以包括如下步骤：

[0072] (i) 采用蒙特卡罗有限笔形束 (Monte Carlo Finite Size Pencil Beam, MCFSPB) 和 Batho 三维非均匀修正的剂量计算方法，结合第二 CBCT 图像和 HU-ED 标定曲线，求解出基于第二 CBCT 图像的全空间剂量分布，得到第一剂量分布；

[0073] (ii) 采用上述剂量计算方法，结合计划 CT 图像和标准的 CT-ED 标定曲线，求解出基于计划 CT 图像的全空间剂量分布，得到第二剂量分布；

[0074] (iii) 采用伽马分析和剂量 - 体积直方图 (Dose Volume Histogram, DVH) 方法比较第一剂量分布和第二剂量分布；比较的标准是伽马分析中剂量偏差在 5% 以内并且伽马



通过率在 95% 以上, 剂量 - 体积直方图中各危及器官剂量合理并且靶区剂量足够。当比较结果符合这一标准时, 计划 CT 图像继续适用于治疗计划的制定; 若不能满足标准要求, 则按照第二 CBCT 图像重新制定计划。

[0075] 需要说明的是, 至于如何按照第二 CBCT 图像重新做计划 CT, 本申请中不做限定。

[0076] 上述实施例的基于改善的 CBCT 图像的离线剂量验证方法, 通过采用上述技术方案, 采用基于蒙特卡罗模拟的散射校正提高散射估计的准确性, 同时根据病人图像建立个体 HU-ED 标定曲线, 直接基于 CBCT 图像进行剂量计算, 对原治疗计划进行剂量验证, 克服了现有技术中基于病人计划 CT 图像制定的治疗计划不再适用, 需要对患者重新进行 CT 扫描, 给患者的治疗增加时间、费用并增加了患者的额外照射剂量的缺陷。采用本实施例的方案, 不仅可以随时对患者靶区形变进行监测和调整, 而且整个过程中病人无需重新进行 CT 扫描, 接收尽可能少的额外剂量, 并避免个体间成像差异, 实现精确的自适应放疗和个体放疗。

[0077] 最后应说明的是: 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案, 而非对其限制; 尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明, 本领域的普通技术人员应当理解: 其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改, 或者对其中部分技术特征进行等同替换; 而这些修改或者替换, 并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

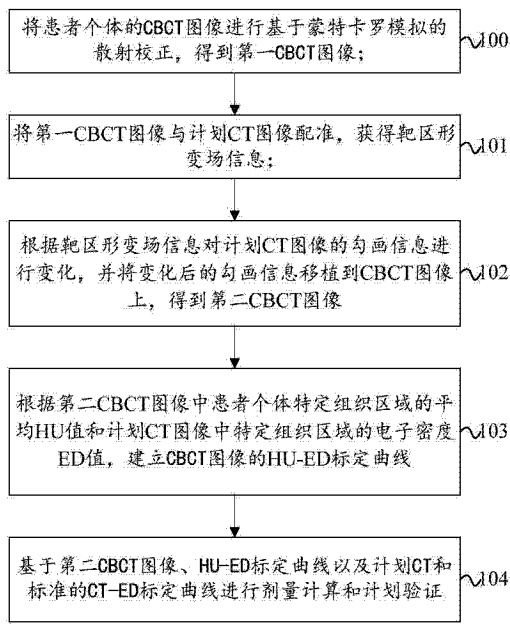


图 1

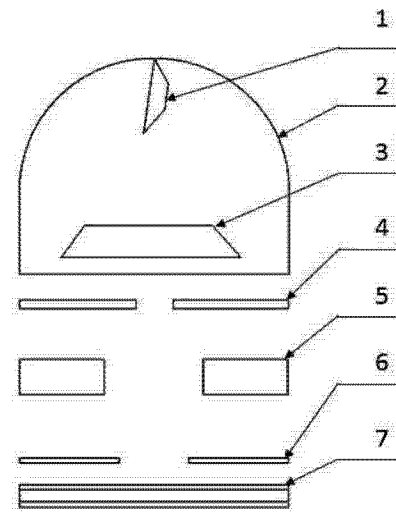


图 2