



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107847216 A

(43)申请公布日 2018.03.27

(21)申请号 201680042033.X

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2016.07.15

代理人 孟杰雄 王英

(30)优先权数据

62/193,617 2015.07.17 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61N 5/10(2006.01)

2018.01.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/066912 2016.07.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/013019 EN 2017.01.26

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 E·德赫甘马尔瓦斯特

D·丰塔纳罗萨

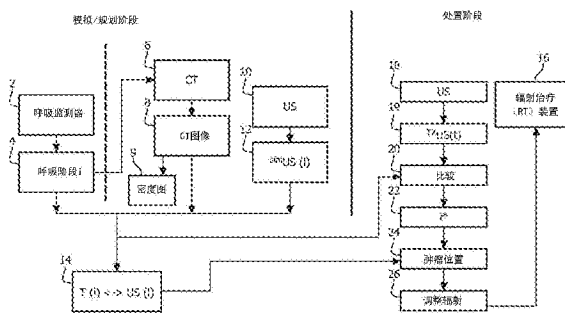
权利要求书3页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

对肺癌辐射的指导

(57)摘要

一种超声设备(18)被布置为采集横膈膜的超声图像(19)。使用所述横膈膜的所述超声图像(19)和将肿瘤位置分配给不同几何形状的所述横膈膜的模拟阶段超声图像的集合的预定关系(14)或者使用将肿瘤位置分配给表示不同几何形状的所述横膈膜的网格的集合的预定关系(114)来确定肿瘤的当前位置(24)。例如,所述肿瘤可以是肺部肿瘤。



1. 一种肿瘤检测设备,包括:

电子设备,其被编程为:

接收超声图像(19);并且

通过以下操作中的一项使用所接收的超声图像来确定肿瘤的当前位置(24):

(i) 将所述超声图像(19)与多幅模拟阶段超声图像(12)进行比较以识别最相似的模拟阶段超声图像,并且使用将所述肿瘤的位置分配给所述多幅模拟阶段超声图像中的每幅模拟阶段超声图像的预定关系(14)来确定所述肿瘤的所述当前位置(24);以及

(ii) 将在所述超声图像(19)中成像的解剖特征与表示在不同位置中的所述解剖特征的多个网格(112)进行比较以识别最相似的网格,并且使用将所述肿瘤的位置分配给所述多个网格中的每个网格的预定关系(114)来确定所述肿瘤的所述当前位置(24)。

2. 根据权利要求1所述的肿瘤检测设备,其中,所述当前位置(24)是通过包括以下的操作来确定的:

将所述超声图像(19)与多幅模拟阶段超声图像(12)进行比较以识别最相似的模拟阶段超声图像;并且

使用将所述肿瘤的位置分配给所述多幅模拟阶段超声图像中的每幅模拟阶段超声图像的预定关系(14)来确定所述肿瘤的所述当前位置(24)。

3. 根据权利要求1所述的肿瘤检测设备,其中,所述当前位置(24)是通过包括以下的操作来确定的:

将在所述超声图像(19)中成像的解剖特征与表示所述解剖特征的多个网格(112)进行比较以识别最相似的网格;并且

使用将所述肿瘤的位置分配给所述多个网格中的每个网格的预定关系(114)来确定所述肿瘤的所述当前位置(24)。

4. 根据权利要求3所述的肿瘤检测设备,其中,所述解剖特征是横膈膜,并且所述肿瘤是肺部肿瘤。

5. 根据权利要求1-4中的任一项所述的肿瘤检测设备,还包括:

超声设备(18),其被布置为采集由所述电子设备接收的所述超声图像(19)。

6. 根据权利要求1-5中的任一项所述的肿瘤检测设备,其中,所述电子设备被编程为使用所接收的超声图像并且不检测所接收的超声图像中的所述肿瘤来确定所述肿瘤的所述当前位置(24)。

7. 一种肿瘤检测设备,包括:

超声设备(18),其被布置为采集横膈膜的超声图像(19);以及

电子数据处理设备,其被编程为使用所述横膈膜的所述超声图像(19)和将肿瘤位置分配给不同几何形状的所述横膈膜的模拟阶段超声图像的集合或分配给表示不同几何形状的所述横膈膜的网格的集合的预定关系(14、114)来确定肿瘤的当前位置(24)。

8. 根据权利要求7所述的肿瘤检测设备,其中,所述预定关系(14)将肿瘤位置分配给不同几何形状的所述横膈膜的模拟阶段超声图像的集合,并且所述肿瘤检测设备还包括:

模拟阶段电子数据处理设备,其被配置为通过包括以下的操作来生成所述预定关系(14):

确定所述肿瘤的计算机断层摄影(CT)图像中的肿瘤位置;并且

将所确定的肿瘤位置与所述横膈膜的所述模拟阶段超声图像进行相关。

9. 根据权利要求8所述的肿瘤检测设备,其中,所述相关包括:

将所确定的肿瘤位置与在采集所述肿瘤的所述CT图像期间测量的呼吸阶段进行相关;

将所述模拟阶段超声图像与在采集所述模拟阶段超声图像期间测量的呼吸阶段进行相关;并且

使用经相关的呼吸阶段将所确定的肿瘤位置与模拟阶段超声图像的所述集合进行相关。

10. 根据权利要求8所述的肿瘤检测设备,其中,:

所述模拟阶段超声图像(12)与在不同位置中的所述肿瘤的图像(8)是同时采集的;并且

所述关系(14)是通过将所述肿瘤的所述图像(8)中的一幅中的所述肿瘤的每个位置与同时采集的模拟阶段超声图像对齐来确定的。

11. 根据权利要求7所述的肿瘤检测设备,其中,所述预定关系(114)将肿瘤位置分配给表示不同几何形状的所述横膈膜的网格的集合,并且所述肿瘤检测设备还包括:

模拟阶段电子数据处理设备,其被配置为通过包括以下的操作来生成所述预定关系(114):

确定所述肿瘤和所述横膈膜的计算机断层摄影(CT)图像中的肿瘤位置;并且

通过在所述CT图像中将所述网格拟合到不同几何形状的所述横膈膜来生成所述网格。

12. 根据权利要求11所述的肿瘤检测设备,其中,所述模拟阶段电子数据处理设备不处理任何超声图像而生成所述预定关系(114)。

13. 根据权利要求8-12中的任一项所述的肿瘤检测设备,其中,所述模拟阶段电子数据处理设备还被配置为:

根据所述肿瘤的所述CT图像中的一幅或多幅来生成包括所述肿瘤的区域密度图(9)。

14. 根据权利要求8-13中的任一项所述的肿瘤检测设备,其中,所述模拟阶段电子数据处理设备还被配置为:

生成用于处置所述肿瘤的辐射治疗计划。

15. 根据权利要求7所述的肿瘤检测设备,其中,所述预定关系(14)将肿瘤位置分配给不同几何形状的所述横膈膜的模拟阶段超声图像的集合,并且所述电子数据处理设备被编程为通过包括以下的操作来确定所述肿瘤的所述当前位置(24):

根据下式来计算模拟阶段超声图像索引 i^* (22):

$$i^* = \arg \max_i \left(\text{SIM} \left(\text{sim}US_i, T_x US(t) \right) \right)$$

其中, $\text{sim}US_i$ 指代模拟阶段超声图像(12),并且 $T_x US(t)$ 是所述横膈膜的所述超声图像(19);并且

根据下式来确定所述肿瘤的所述当前位置(24):

$$T_x T(t) = \text{sim}T_{i^*}$$

其中, $\text{sim}T_{i^*}$ 是根据所述预定关系(14)对应于所述模拟阶段超声图像 $\text{sim}US_{i^*}$ 的所述肿瘤的位置。

16. 根据权利要求7所述的肿瘤检测设备,其中,所述预定关系(114)将肿瘤位置分配给表示不同几何形状的所述横膈膜的网格的集合,并且所述电子数据处理设备被编程为通过包括以下的操作来确定所述肿瘤的所述当前位置(24):

根据下式来计算估计的呼吸阶段 i^* (22):

$$i^* = \arg \max_i \left(L(\text{sim}_{M_i}, T_x US(t)) \right)$$

其中, sim_{M_i} 指代网格(112), $T_x US(t)$ 是所述横膈膜的所述超声图像(19),并且L测量 sim_{M_i} 与 $T_x US(t)$ 之间的相似度;并且

根据下式来计算所述肿瘤的所述当前位置(24):

$$T_x T(t) = \text{sim}_{T_{i^*}}$$

其中, $\text{sim}_{T_{i^*}}$ 是根据所述预定关系(114)对应于所述网格 $\text{sim}_{M_{i^*}}$ 的所述肿瘤的位置。

17. 根据权利要求7-16中的任一项所述的肿瘤检测设备,其中,所述肿瘤是肺部肿瘤。

18. 根据权利要求17所述的肿瘤检测设备,其中,所述电子数据处理设备被编程为使用所述横膈膜的所述超声图像(19)但不检测所述超声图像中的所述肿瘤来确定所述肿瘤的所述当前位置(24)。

19. 一种肿瘤检测方法,包括:

采集患者的横膈膜的超声图像(19);并且

使用所采集的超声图像(19)和肿瘤定位关系(14、114)来确定所述患者的肿瘤的当前位置(24);

其中,所述确定不包括检测所采集的超声图像中的所述肿瘤。

20. 根据权利要求19所述的方法,还包括:在所述采集和所述确定之前的模拟阶段期间,通过包括以下中的一项的操作来生成所述肿瘤定位关系(14、114):

(i) 采集所述患者的所述横膈膜的模拟阶段超声图像(12),使用除了超声成像之外的成像模态(6)来采集在不同位置中的所述肿瘤的图像(8),并且使用在所述模拟阶段期间采集的在不同位置中的所述肿瘤的所述图像来确定所述肿瘤的位置与所述模拟阶段超声图像之间的关系(14);以及

(ii) 使用除了超声成像之外的成像模态(6)来采集在不同位置中的所述横膈膜和所述肿瘤的参考图像(8),并且使用所述参考图像来确定所述肿瘤的位置与所述横膈膜的几何形状之间的关系(114),

其中,确定所述肿瘤的所述当前位置(24)的操作包括根据所述超声图像(19)来确定所述横膈膜的当前几何形状(117)。

对肺癌辐射的指导

背景技术

[0001] 以下涉及朝向肿瘤的靶向辐射。

[0002] 在辐射治疗 (RT) 中, 治疗性辐射射束被施加到肿瘤。为了避免损伤邻近的健康组织或器官, 通常使用对包含肿瘤的患者区域的计算机断层摄影 (CT) 或磁共振 (MR) 图像预先规划 RT。在一种方法中, 辐射治疗规划 (有时被称为 RT “模拟”) 计算肿瘤和周围组织中的模拟吸收辐射剂量分布, 并且在模拟中调整辐射治疗的参数 (例如, 射束位置、多叶准直器设置、断层摄影参数等) 以获得满足规划标准的模拟辐射治疗剂量 (例如至少获得肿瘤中的最小剂量并将关键的健康器官/组织中的剂量保持在某个指定的最大阈值以下)。在对肺部肿瘤或胸腔内其他肿瘤的 RT 中, 呼吸运动会产生问题的, 这是因为肺部肿瘤伴随着患者的吸气和呼气而移动, 使得难以瞄准肿瘤。

[0003] 处理肺部肿瘤的移动的常规解决方案是规划 RT, 以便在整个呼吸周期内应用具有足够大的裕量的辐射来包围肿瘤。不幸的是, 这会将额外的剂量注入到周围的健康组织中。考虑到其他重要器官 (例如, 心脏) 与肺部肿瘤的潜在接近性, 这可能是特别有问题的。

[0004] 一种变体方法是针对特定的呼吸阶段 (例如, 呼气) 设计裕量, 并且使用肺活量计或其他呼吸监测器来执行呼吸门控以确定患者所处的呼吸阶段。以这种方式, 可以在已知肿瘤处于特定位置的同时在呼吸周期的部分期间关闭辐射射束。然而, 呼吸阶段与肺部肿瘤位置之间的相关性是间接的且可能很弱。

发明内容

[0005] 根据一个方面, 一种肿瘤检测设备包括被编程为接收超声图像并使用所接收的超声图像来确定肿瘤的当前位置的电子设备。在一些实施例中, 所述肿瘤的所述当前位置是通过以下操作来确定的: 将所述超声图像与多幅模拟阶段超声图像进行比较以识别最相似的模拟阶段超声图像; 并且使用将所述肿瘤的位置分配给所述多幅模拟阶段超声图像中的每幅模拟阶段超声图像的预定关系来确定所述肿瘤的所述当前位置。在一些实施例中, 所述肿瘤的所述当前位置是通过以下操作来确定的: 将在所述超声图像中成像的解剖特征与表示在不同位置中的所述解剖特征的多个网格进行比较以识别最相似的网格; 并且使用将所述肿瘤的位置分配给所述多个网格中的每个网格的预定关系来确定所述肿瘤的所述当前位置。在一些实施例中, 所述解剖特征是横膈膜, 并且所述肿瘤是肺部肿瘤。

[0006] 根据另一方面, 一种肿瘤检测设备包括: 超声设备, 其被布置为采集横膈膜的超声图像; 以及电子数据处理设备, 其被编程为使用所述横膈膜的所述超声图像和将肿瘤位置分配给不同几何形状的所述横膈膜的模拟阶段超声图像的集合或分配给表示不同几何形状的所述横膈膜的网格的集合的预定关系来确定所述肿瘤的当前位置。

[0007] 根据另一方面, 一种肿瘤检测方法包括: 采集患者的横膈膜的超声图像; 并且使用所采集的超声图像和肿瘤定位关系来确定所述患者的肿瘤的当前位置。所述确定不包括检测所采集的超声图像中的所述肿瘤。例如, 所述肿瘤可以是肺部肿瘤。

[0008] 一个优点在于, 在肺部肿瘤的辐射治疗期间, 较少量的辐射被递送到重要器官。

[0009] 另一优点在于在辐射治疗期间改善了对移动肿瘤的靶向。

[0010] 在阅读和理解本公开内容后,其他优点对于本领域普通技术人员来说将变得明显。应当理解,特定实施例可以不获得这些优点中的任一个,也可以获得这些优点中的一个、两个、更多个或全部。

附图说明

[0011] 本发明可以采取各种部件和各种部件的布置以及各个步骤和各个步骤的排列的形式。附图仅用于图示优选实施例的目的,而不应被解释为限制本发明。

[0012] 图1图解性示出了包括在模拟阶段期间拍摄的超声图像的第一优选实施例。

[0013] 图2图解性示出了不包括在模拟阶段期间拍摄的超声图像的第二优选实施例。

[0014] 图3示出了采集对应的超声图像/体积和CT图像/体积的范例。

[0015] 图4示出了CT体积上的超声体积的叠加的两个范例。

[0016] 图5示出了示范性格网。

[0017] 图6示出了US图像与网格的示意性叠加。

[0018] 图7图解性示出了方法的第一优选实施例。

[0019] 图8图解性示出了方法的第二优选实施例。

具体实施方式

[0020] 在本文公开的方法中,在辐射治疗(RT)期间利用横膈膜的成像位置来确定和跟踪肺部肿瘤的位置。本文已经认识到,横膈膜的位置提供了针对肿瘤位置的良好代理物。呼吸是由横膈膜驱动的,在吸气期间,横膈膜在下位方向上收缩并移动,引起肺部扩张,由此,肺部肿瘤的运动是由横膈膜的运动引起的,并且因此通常与该膈膜的这种运动相关。有利地,可以通过超声成像来监测膈膜位置。相反,由于肺部中的空气,在RT期间超声成像直接测量和跟踪肺部肿瘤的位置是不切实际的。

[0021] 为了利用上述方法,公开了将在模拟阶段或规划阶段期间收集的信息与在处置阶段通过超声成像的膈膜位置相匹配以获得肺部肿瘤的位置。

[0022] 参考图1,在模拟阶段或规划阶段期间,将肺部肿瘤位置与膈膜的超声图像相关。在一些实施例中,呼吸监测器2监测呼吸阶段4,使得捕捉呼吸周期内的肿瘤位置;然而,在一些实施例中,设想到省略呼吸监测。在图1的图示性实施例中,可以使用计算机断层摄影(CT)成像系统6来拍摄患者的计算机断层摄影(CT)图像8。用于辐射治疗规划的这些CT图像通常是三维图像。此外,CT图像是在各个时间采集的(有时被称为4DCT)。在典型的4DCT方法中,采用基于呼吸阶段4的呼吸门控将CT成像数据分配给不同的呼吸阶段“分箱”,每个呼吸阶段“分箱”被重建以生成不同的呼吸阶段处的肿瘤的图像。

[0023] CT图像8告知肺部肿瘤的位置,并且可以用于生成用于辐射治疗规划的密度图9。为了生成密度图9,可以针对在RT中使用的治疗性辐射的吸收系数与在CT成像中使用的X射线的吸收系数的差异来调整CT图像8。更一般地,CT成像系统6可以由为肺部肿瘤和横膈膜两者提供对比度的另一成像模式来代替。例如,可以设想到可以使用磁共振成像(MRI)系统来代替CT成像系统6。在这种情况下,可以通过诸如以下的方法来生成密度图:即,分割MRI图像以识别不同的组织类型(例如,肺中的骨骼、脂肪、肌肉、空气)并为每个组织区域分配

适当的辐射吸收值。

[0024] 同样,在模拟阶段期间,使用超声成像设备或系统10来采集患者的超声图像。如前所述,超声图像通常不提供针对肺部肿瘤的良好对比度,但是超声图像确实能对横膈膜进行成像。因此,在由超声成像系统10采集的超声图像12中捕捉患者的横膈膜的几何形状。如本领域中已知的,在吸气期间,横膈膜收缩以扩张肺,并且在呼气期间横膈膜松弛。横膈膜的详细运动可能是复杂的,并且可能包括针对横膈膜的各个部分的非刚性形变、平移、旋转或其各种组合的方面。本文使用的术语横膈膜的“几何形状”和类似的措辞涵盖横膈膜的所有这样的运动、旋转、变形或其他几何变化。

[0025] 通常,超声图像12可以是二维的或三维的。如果采用二维超声图像12,则图像的取向应当被选取为捕捉膈膜的主要下位/上位(吸气/呼气)运动。例如,通常通过将超声探头定位在膈膜下方(即,相对于膈膜在下位)(例如,肋下或肋间斜探头位置),能够在倾斜的冠状平面中获得二维US图像,所述倾斜的冠状平面与大致平面的膈肌肌肉表(muscle sheet)相交,以有效地捕捉这个运动。由于超声图像12稍后将与在RT处置阶段期间采集的超声图像进行比较,因此超声探头也应当被定位为不干扰(例如阻挡)(一条或多条)RT射束。肋下探头位置通常对于将超声探头定位在(一条或多条)RT射束下位是有效的。

[0026] 通过手动、半自动或自动分割CT图像8来获得肺部肿瘤的位置 $T(i)$ 。将该肿瘤位置 $T(i)$ 与对应的超声图像 $US(i)$ 相关以生成恶性肿瘤的位置 $T(i)$ 与在模拟阶段期间采集的横膈膜的超声图像 $US(i)$ 之间的关系14,这种关系14被指代为 $T(i)-US(i)$ 。通过关系14,膈膜的位置可以与肿瘤的位置相关。为了将CT信息与超声信息相关,许多不同的技术是可能的。一种这样的技术是同时测量CT信息和超声信息。这样,可以将来自CT信息的时间戳与来自超声信息的时间戳相匹配以实现相关。在这种情况下,索引 i 适当地指代时间戳。(注意,在该实施例中,呼吸监测器2用于执行呼吸门控以生成4DCT图像)。另一种这样的技术是使用呼吸信号4将CT信息与超声信息相关。如果使用这种技术,则不需要同时收集CT信息和超声信息,并且这里索引 i 指代呼吸阶段。

[0027] 简要参考图4,又一说明性技术是基于两种模态中的膈膜的位置将超声图像/体积与CT图像/体积彼此相关。由于CT图像/体积和超声图像/体积在空间上被共配准,因此对于“四维”CT(4DCT)系列(时间是第四维;并且4DCT将在下面进行描述)中的每个CT体积,可以发现其中超声体积中的膈膜位置与CT中的膈膜位置(例如参见图4)具有最佳叠加的超声体积。因此,对于每个CT体积 CT_i ,将存在在相似的呼吸阶段采集的对应的超声图像/体积 $^{sim}US_i$ 。图4示出了在矢状视图410和冠状视图420中超声体积在CT体积上的叠加。例如,图4示出了在两种模态中膈膜的良好叠加。在这种情况下,索引 i 适当地是指示从其中膈膜处于与对应的超声图像 $^{sim}US(i)$ 中的膈膜位置相同的位置(在某种拟合公差内)的CT图像获得恶性肿瘤位置 $T(i)$ 的任意索引。(还要注意,在该实施例中,除非需要执行呼吸门控以生成4DCT图像,否则任选地省略呼吸监测器2)。

[0028] 参考图3,使用呼吸阶段被用于将恶性肿瘤位置与超声图像相关(使得在该说明性范例中,索引 i 指代呼吸阶段)的方法来描述说明性范例。图3示出了呼吸信号300。为了测量呼吸信号,可以使用肺活量计(它是用于测量进入和流出肺的空气体积的设备)。测量呼吸信号的另一种技术是使用被放置在患者身上的腹带形式的呼吸监测器。又一种技术是将光学定位的物体放置在患者身上并测量该物体的移动。这些设备中的任一个都可以用作图1

的呼吸监测器2。作为又一范例,可以使用CT图像、MRI图像或任何其他类型的合适图像来基于图像的随时间的循环变化来生成呼吸信号4。

[0029] 继续参考图3,可以在不同的卧榻位置处拍摄患者的CT图像。本领域普通技术人员将会理解,关于CT,不同的卧榻位置意味着躺在卧榻上的患者的不同轴向位置,例如,以仰卧(面朝上)位置或俯卧(面朝下)位置,并且沿着水平轴移动通过CT机6的机架。图像310是在不同的卧榻位置处拍摄的图像的范例。

[0030] 为了详细说明,在每个卧榻位置处采集若干CT切片。每幅图像对应于呼吸信号相位/幅度(例如,呼吸信号310的相位/幅度)。具有相似的呼吸信号相位/幅度的切片被分箱在一起并且基于它们的卧榻位置而被分类。最后,它们被连接成对应于呼吸信号相位的3D体积(例如,图像330)。能够利用类似的呼吸信号来采集超声图像/体积(例如,图像340),然后以“四维”CT(4DCT)系列(时间是第四维)将超声图像/体积与CT体积(例如,图像330)相关联。

[0031] 说明性超声图像340是利用在肋下位置或肋间位置中的超声探头采集的。值得注意的是,在图3中,超声图像340上的高强度(明亮)线示出患者的横膈膜。

[0032] 现在回到图1,使用在模拟阶段期间收集的信息(例如,密度图9)来开发辐射治疗(RT)计划。通常通过模拟患者中的辐射剂量分布来生成RT计划,假定指定的RT参数,例如,射束数量/角度(对于多射束RT)、多叶准直器设置、断层摄影参数(对于例如采用线性加速器的断层摄影RT)等。一般来说,治疗性辐射射束可以是在RT中使用的任何类型的射束,例如,加速的电子束、质子束等。如前所述,为了产生密度图9,可以适当调整用CT生成的图像8的吸收系数,以考虑(一条或多条)RT射束的类型和粒子能量。在模拟阶段期间调整RT参数以优化患者中的模拟辐射剂量分布,以便开发RT计划。在此之后,在模拟阶段之后出现的处置阶段中,执行辐射治疗疗程,其中,根据RT计划递送辐射治疗。在处置阶段期间将治疗性辐射递送给患者。在处置阶段期间,通过诸如线性加速器(LINAC)之类的辐射治疗(RT)装置16来递送辐射治疗。RT装置16根据使用密度图9开发的RT计划将一条或多条治疗性辐射射束递送给患者。治疗性辐射可以是加速的电子束、质子束等。在辐射治疗期间,使用超声成像设备或系统18来拍摄患者的超声图像19。超声图像19可以是二维的或三维的,并且被足够快地采集以提供(大致)实时的关于横膈膜的几何形状的信息,例如在一些实施例中每0.5秒或更快地采集关于横膈膜的几何形状的信息。当由治疗阶段超声仪器18采集的超声图像19要与模拟超声图像 $^{sim}US(i)$ 12相关时,应当选择探头位置和超声设备18以产生相同取向的超声图像19,并且超声图像19与模拟阶段超声图像 $^{sim}US(i)$ 12相当。用于采集模拟超声图像12的超声仪器10与在辐射治疗递送期间使用的处置超声仪器18能够任选地是相同的仪器,尽管这有时是不切实际的,这是因为辐射治疗规划可能时在与执行辐射治疗处置递送的房间不同的房间(或甚至不同的建筑物)中执行的。

[0033] 在操作20中,在模拟阶段与处置阶段之间比较并关联信息。为了实现这一点,在通过RT装置16将治疗性辐射递送给患者的处置阶段期间,使用超声成像系统18来采集实时超声(US)图像/体积19($^{Tx}US(t)$,其中,t表示时间,并且上标Tx指代处置阶段超声图像)并将实时超声(US)图像/体积19与模拟日US图像/体积($^{sim}US_i$,其中,上标sim指代模拟阶段超声图像)进行比较。能够使用各种相似度量(例如,互信息、归一化互相关、在US图像/体积中分割的膈膜之间的差异或距离的平方和)来定量比较US图像/体积。针对每幅实时US图像/体

积19,可以找到最接近的模拟阶段US图像/体积12,并且使用最接近的模拟阶段US图像/体积12,通过使用以下等式来找到靶标(例如,肺部肿瘤)的位置:

$$[0034] \quad i^* = \arg \max_i \left(\text{SIM}(\text{simUS}_i, T^x \text{US}(t)) \right)$$

[0035] 其中, SIM() 指代两幅/个US图像/体积之间的相似度测量函数。

[0036] 这产生在操作22中示出的 i^* , 其是与处置图像 $T^x \text{US}(t)$ 最接近地匹配的模拟图像 simUS_{i^*} 的索引。

[0037] 然后,在操作24中,基于恶性肿瘤位置 $T(i)$ 与模拟超声图像 $\text{US}(i)$ 之间的关系14来确定肺部肿瘤的实际位置。例如,可以使用以下等式来完成这一点:

$$[0038] \quad T^x T(t) = \text{sim} T_{i^*}$$

[0039] 其中, $\text{sim} T_{i^*}$ 是针对根据关系14获得的索引 i^* 的恶性肿瘤位置,并且 $T^x T(t)$ 是在采集图像 $T^x \text{US}(t)$ 时的肿瘤位置。将注意到,确定该肿瘤位置24而无需识别横膈膜的超声图像19中的恶性肿瘤。基于肺部肿瘤位置 $T^x T(t)$,可以在操作26中调整由RT装置16递送的辐射。例如,该调整可以包括关闭RT装置16的治疗性辐射射束一段时间,在此期间肿瘤已经由于呼吸而移出其靶标位置,或者可以包括操作RT装置16以实时移动治疗性射束,从而跟踪肿瘤的呼吸相关的运动。

[0040] 应当将在辐射处置期间用于超声成像的超声探头18在空间上与线性加速器(LINAC)坐标系(或者更一般地说,与递送辐射疗法的辐射治疗装置16的坐标系,所述辐射治疗装置16可以是LINAC或其他辐射治疗系统,取决于治疗性辐射线的类型)共配准,并且与模拟CT坐标系(即,CT图像8的坐标系)和模拟超声图像12共配准。CT图像8的CT坐标系与辐射治疗装置16之间的配准能够采用任何用于将规划坐标系与治疗坐标系配准的配准技术,例如使用应用的框标和/或依靠固有的解剖标记和/或采用由辅助成像系统采集的侦察扫描等。可以通过使用诸如电磁跟踪或光学跟踪的任何跟踪技术在CT坐标系中跟踪超声探头来获得模拟超声图像与模拟CT图像的共配准。图2图解性示出了第二优选实施例。在该实施例中,在模拟阶段期间没有采集超声图像(因此省略了模拟阶段超声成像系统10),这简化了模拟阶段,这是因为放射科医师不再需要协调图1的说明性实施例的模拟超声图像12的采集。在模拟阶段期间,所图示的CT成像系统6(或者能够对肿瘤和膈膜两者进行成像的MRI或其它成像系统)采集示出肺部肿瘤和膈膜两者的患者的图像。这些图像通常可以是三维的,但是同样如果用于RT规划,那么三维图像通常是适当的,以便生成用于在RT模拟/规划中使用的三维密度图9。4DCT图像8包括肺部和横膈膜两者。如在图1的实施例中那样,使用CT图像8来生成密度图9。通过手动、半自动或自动分割CT图像8来获得肺部肿瘤的位置 $T(i)$ 。也设想到可以使用MRI图像而不是CT图像来生成密度图和肿瘤位置。

[0041] 为了获得关于膈膜位置的模拟阶段信息以与肿瘤位置 $T(i)$ 相协调,执行网格拟合操作110以将网格拟合到CT图像8中的肺,从而生成表示膈膜的几何形状的拟合网格 $M(i)$ 112。由于肺和膈膜紧密连接,因此为了提高准确度,网格拟合操作110可以拟合肺和膈膜两者以生成拟合的肺/膈膜网格 $M(i)$ 112。在任一情况下,将从CT图像获得的肿瘤位置 $T(i)$ 与从同一CT图像获得的拟合网格 $M(i)$ 112相关的关系114(即,关系 $T(i) \leftrightarrow M(i)$) 随后取代图1的实施例的 $T(i) \leftrightarrow \text{US}(i)$ 关系14。将注意到,由于使用相同的CT图像来获得 $T(i)$ 和 $M(i)$ 两者,因此呼吸阶段4未被用作索引并且能够被省略,除非(如在说明性的图2中)它被用于CT

成像系统6的呼吸门控。

[0042] 继续参考图2,在处置阶段期间,如图1的实施例中那样,RT装置16将治疗性辐射递送给患者,同时使用处置超声波设备或系统18来采集患者的超声图像;这再次可以由实时超声图像 $T_xUS(t)$ 来表示。当辐射治疗射束被施加到患者以执行RT处置时,实时(例如,每0.5秒或更快地)采集超声图像。使用诸如电磁转发器(EM)、OSS、光学框标等的定位技术将超声探头18在空间上配准到线性加速器(LINAC)坐标系(或其它RT装置16坐标系),并且因此超声探头18也被配置到CT坐标系。针对由处置超声系统18采集的每幅/个超声图像/体积,找到最佳的肺/膈膜网格,使得肺/膈膜网格112的膈膜部分与超声图像/体积中的膈膜图像之间的叠加最大化。在一个说明性的计算方法中,能够使用针对经处理的超声图像/体积上的图像/体积相似度量度的点集来测量叠加,而不分割膈膜或者通过分割超声图像/体积中的膈膜来测量点集与点集的相似度量。这些仅仅是说明性的范例。能够基于选定的CT体积来估计靶标的位置。

[0043] 在图2中将上述操作图示如下。在操作117中,识别膈膜(例如,点集可以识别膈膜)。在操作118中,采用膈膜叠加度量,其测量实时超声图像中CT/MRI膈膜网格与膈膜的图像的叠加。在操作22中,可以使用以下等式来计算 i^* :

$$[0044] \quad i^* = \arg \max_i \left(L(\text{sim}_{M_i}, T_xUS(t)) \right)$$

[0045] 其中, $T_xUS(t)$ 是实时超声(US)图像;t表示时间;上标 T_x 指代处置阶段; sim_{M_i} 表示拟合网格112;并且 L 测量 sim_{M_i} 与 $T_xUS(t)$ 之间的相似度。

[0046] 随后,在操作24中,可以如下获得肿瘤位置:

$$[0047] \quad T_xT(t) = \text{sim}_{T_{i^*}}$$

[0048] 其中, $\text{sim}_{T_{i^*}}$ 是在CT图像中的从其生成最优拟合网格 $\text{sim}_{M_{i^*}}$ 的恶性肿瘤的位置。将会注意到,类似于图1的实施例,确定该肿瘤位置24而不识别横膈膜的超声图像19中的恶性肿瘤。

[0049] 在图2的说明性实施例的变型实施例中,不使用跟踪探头的跟踪系统,并且超声(US)探针18不是相对于RT系统而被定位的。对于这种场景,使用任何配准方法基于US图像中的膈膜特征将每幅/个实时US图像/体积与CT肺部网格的所有实例进行配准。具有最佳配准结果的网格(配准之后的最佳相似度量)能够用于估计靶标位置。

[0050] 在图1的实施例或图2的实施例中,靶标位置24可以被传送到辐射治疗装置16以便执行调整26,例如通过在靶标肿瘤移动时移动辐射射束或通过当靶标肿瘤运动大于预先指定的阈值和/或移出指定的空间范围时停止递送辐射(例如,关闭辐射)。

[0051] 图5通过示出肺部在完全吸气时的说明性网格530和肺部在完全呼气时的网格535来进一步图示图2的实施例。

[0052] 图6图示了US图像620与图5的模拟日肺部网格530、535的叠加,并且还包含肿瘤的图解性指示。所图示的US图像能够用于找到适当的呼吸阶段并估计肿瘤位置。US图像610中的膈膜610也被标记。

[0053] 实际上,膈膜左侧的US成像可能是具有挑战性的,这是因为含有气体的胃可能会干扰成像。因此,为了跟踪左肺中的肿瘤,对右侧的膈膜进行成像也是有利的。然而,也能够

尝试对左侧进行US成像。

[0054] 图7和图8图示了方法实施例。一般来说,由于肺中的空气,在RT期间超声成像直接测量和跟踪肺部肿瘤的位置是不实际的。因此,在一些实施例中,图7和图8的肿瘤定位方法在使用超声图像时不包括检测超声图像中的肿瘤。

[0055] 图7图示了第一方法的优选实施例。参考第一方法,在步骤700中,采集通常不示出肿瘤的模拟阶段US图像。在步骤710中,使用除了US之外的图像模态(例如使用CT)采集在不同位置中的肿瘤的图像。在步骤720中,使用在不同位置中的肿瘤的图像以及US图像与其他模态图像(例如在成像期间记录的呼吸阶段)之间的相关性来确定肿瘤的位置与US图像之间的关系。在步骤730中,开始辐射治疗。在步骤740中,在执行辐射治疗的同时,采集患者的US图像。在步骤750中,使用来自步骤720的关系来确定肿瘤的当前位置。在步骤760中,基于所确定的肿瘤位置来调整辐射。

[0056] 图8图示了第二方法的优选实施例,如果模拟阶段超声不可用,则适合使用所述第二方法。参考第二方法,在步骤800中,使用除了US之外的成像模态(例如使用CT)来采集具有在不同位置中的肿瘤的参考图像。在步骤810中,使用参考图像来确定肿瘤的位置与横膈膜的位置之间的关系。在步骤820中,采集处置阶段US图像。在步骤830中,根据处置阶段US图像来确定横膈膜的当前几何形状。在步骤840中,使用来自步骤830的当前膈膜几何形状以及来自步骤810的肿瘤位置与横膈膜位置之间的关系来确定肿瘤的当前位置。在步骤760中,基于所确定的肿瘤位置来调整辐射。

[0057] 将意识到,由诸如计算机、电子辐射治疗控制器等或其各种组合的电子数据处理设备适当地执行本文公开的各种数据处理(例如,生成图2的实施例的密度图9和关系14、114,网格拟合110,图2的实施例的比较操作20或对应的操作117、118等)。还将意识到,可以由存储能由电子数据处理设备(例如,计算机)读取和运行以执行所公开的技术的指令的非瞬态存储介质来实施本文公开的这些各种数据处理。这样的非瞬态存储介质可以包括硬盘驱动器或其他磁性存储介质、光盘或其他光学存储介质、诸如RAID磁盘阵列的基于云的存储介质、闪存存储器或其他非易失性电子存储介质等。

[0058] 当然,在阅读和理解了前面的描述后,他人将会想到修改和变化。本发明旨在被解释为包括所有这样的修改和变化,只要它们落入权利要求或其等价方案的范围内。

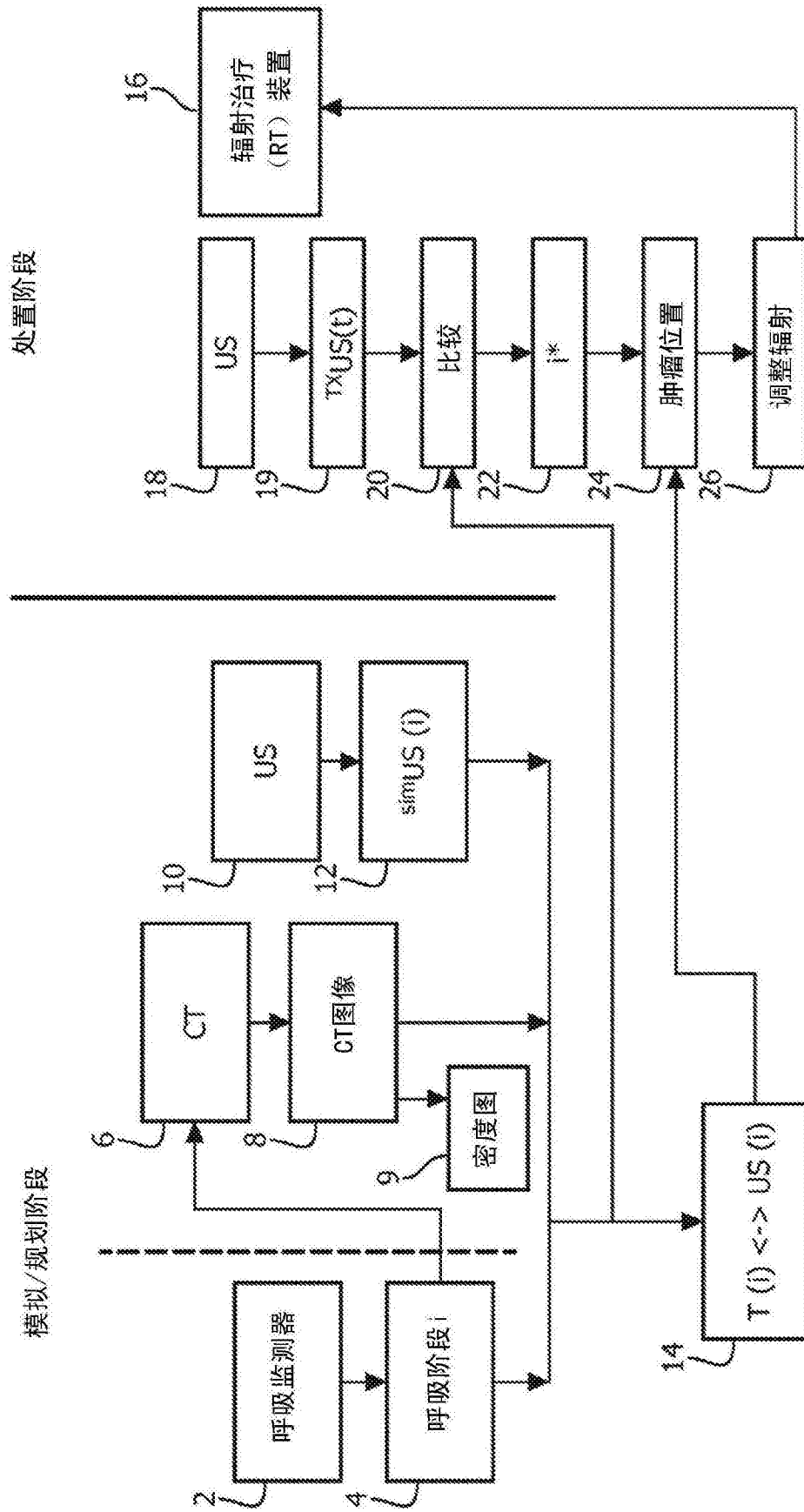


图1

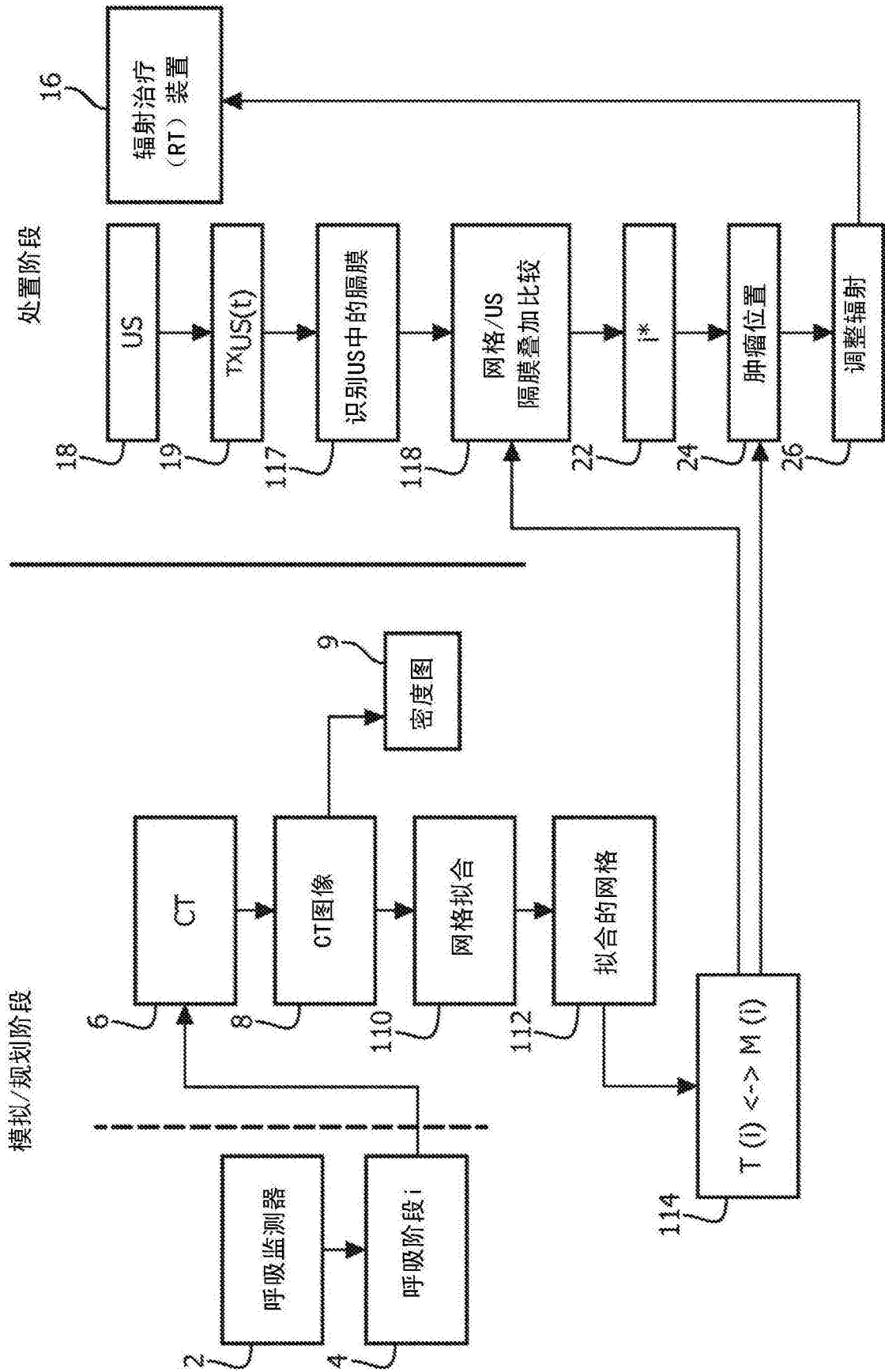


图2

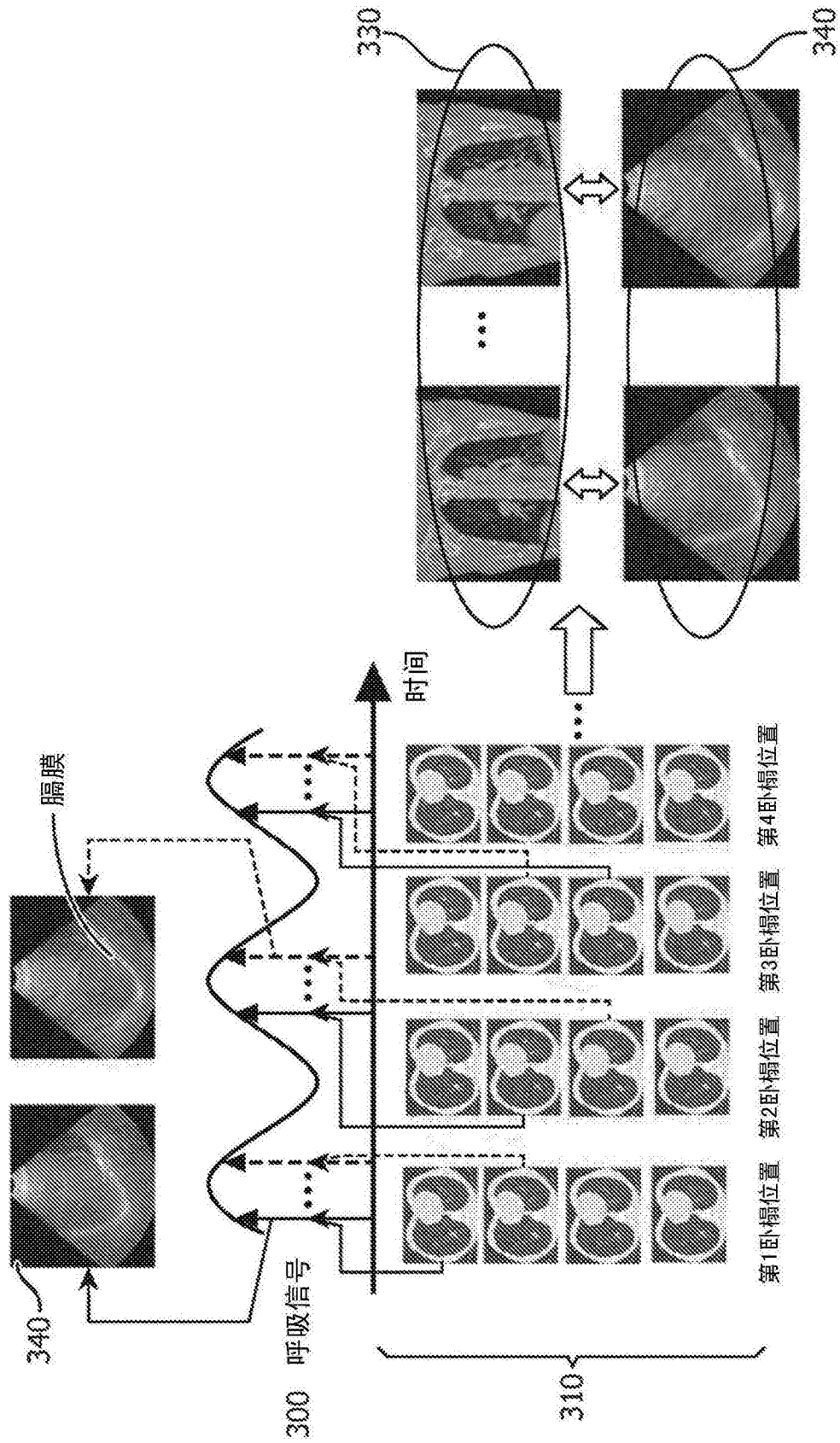


图3

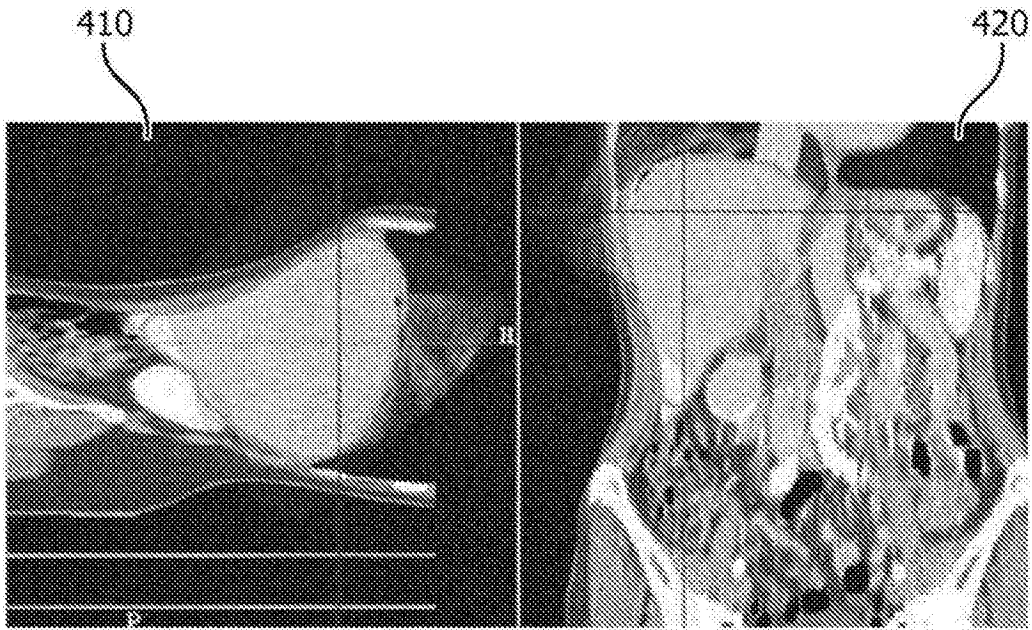


图4

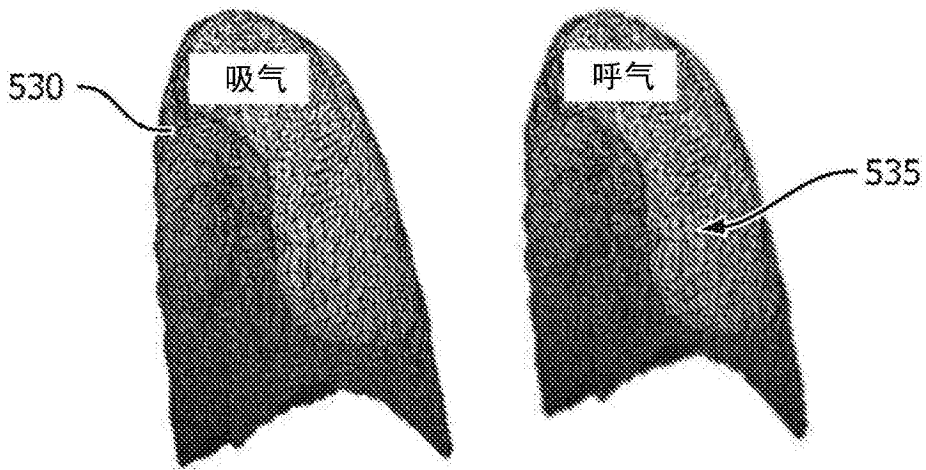


图5

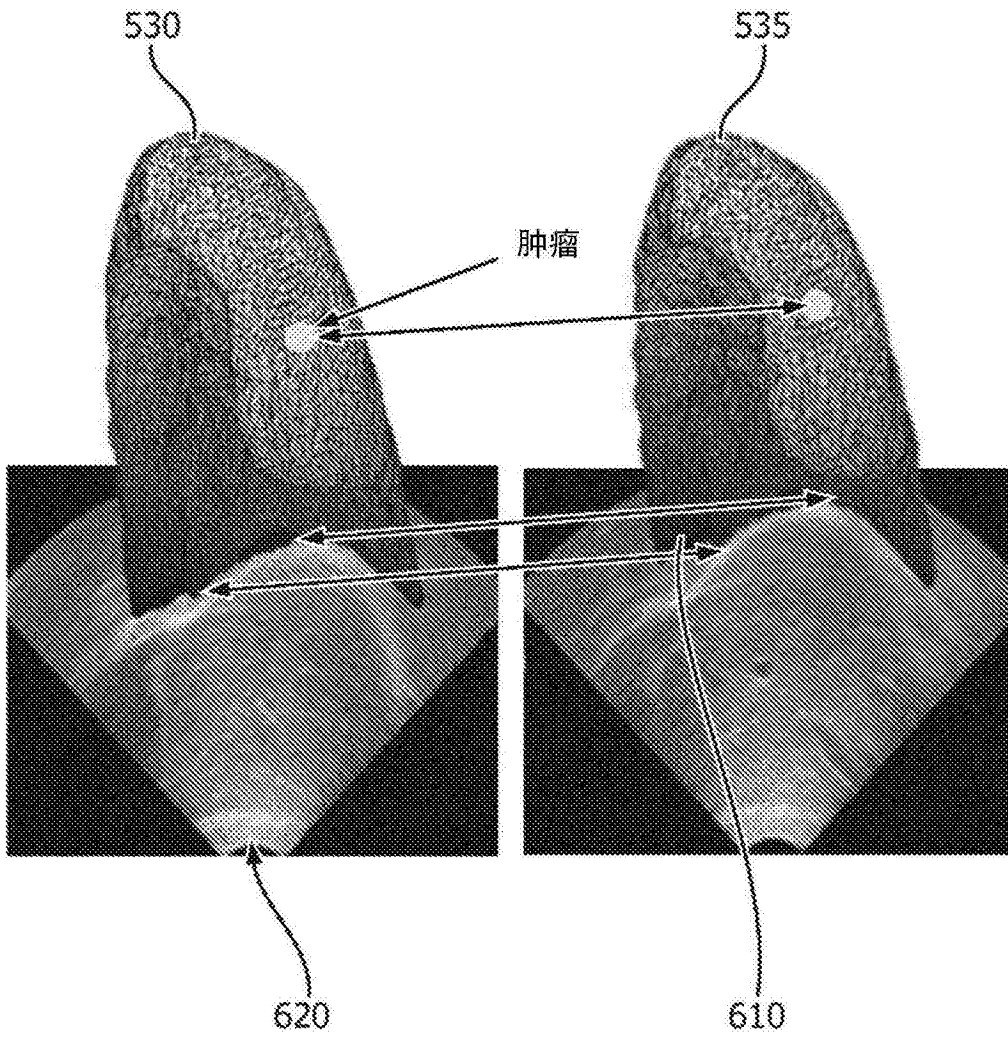


图6

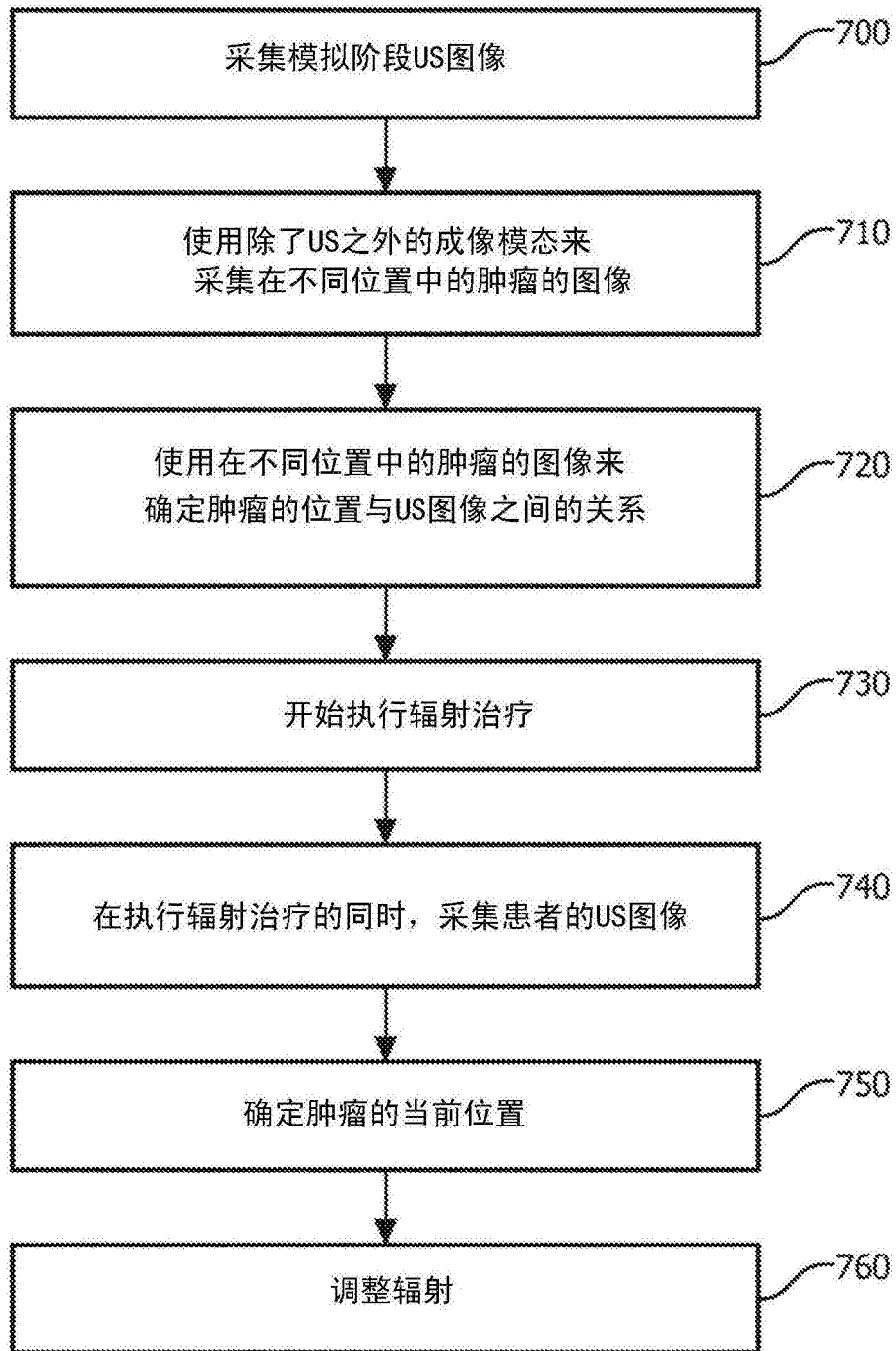


图7

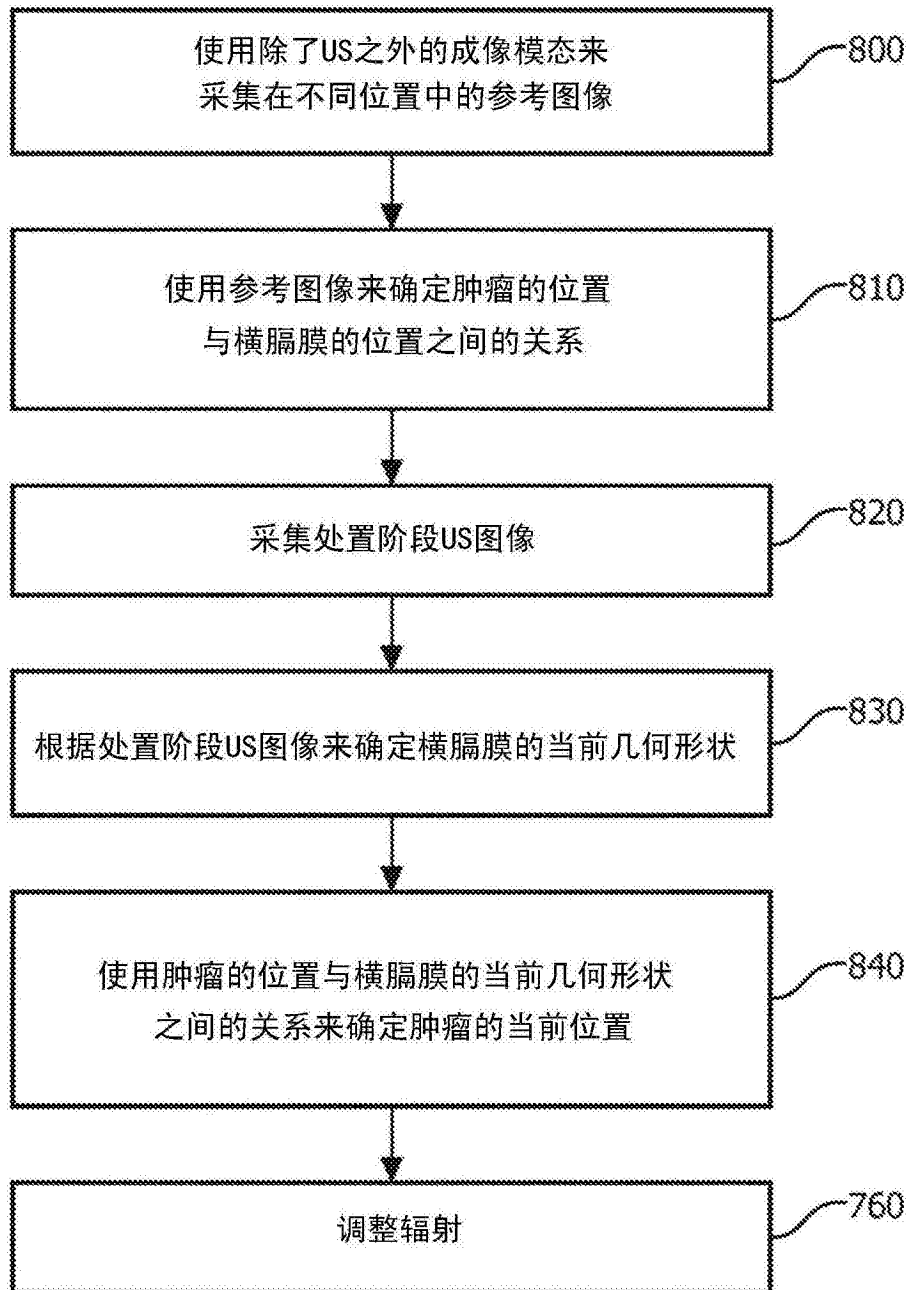


图8

专利名称(译)	对肺癌辐射的指导		
公开(公告)号	CN107847216A	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201680042033.X	申请日	2016-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	E德赫甘马尔瓦斯特 D 丰塔纳罗萨		
发明人	E·德赫甘马尔瓦斯特 D·丰塔纳罗萨		
IPC分类号	A61B8/08 A61N5/10		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/5261 A61N5/1037 A61N5/1049 A61N5/1067 A61N2005/1058		
代理人(译)	王英		
优先权	62/193617 2015-07-17 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声设备(18)被布置为采集横膈膜的超声图像(19)。使用所述横膈膜的所述超声图像(19)和将肿瘤位置分配给不同几何形状的所述横膈膜的模拟阶段超声图像的集合的预定关系(14)或者使用将肿瘤位置分配给表示不同几何形状的所述横膈膜的网格的集合的预定关系(114)来确定肿瘤的当前位置(24)。例如，所述肿瘤可以是肺部肿瘤。

