



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 116056757 A

(43) 申请公布日 2023. 05. 02

(21) 申请号 202180056810.7

(22) 申请日 2021.08.03

(30) 优先权数据

63/062,792 2020.08.07 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2023.02.07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2021/044405 2021.08.03

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2022/031750 EN 2022.02.10

(71) 申请人 反射医疗公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 Y·沃罗涅科

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

专利代理师 魏子翔 于静

(51) Int.Cl.

A61N 5/01 (2006.01)

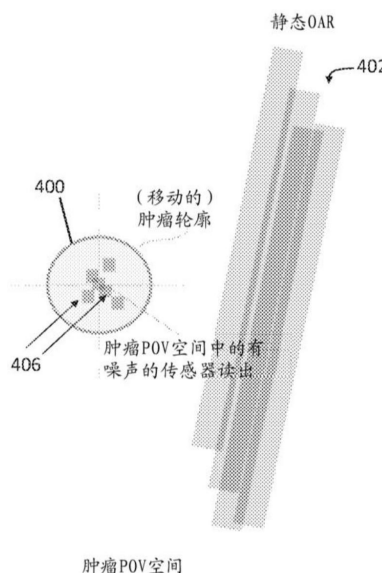
权利要求书5页 说明书30页 附图15页

(54) 发明名称

多传感器引导的放射疗法

(57) 摘要

本文公开了使用来自一个或多个目标传感器的传感器数据的放射疗法治疗规划方法和放射疗法递送方法。放射疗法治疗规划方法的一种变型包括基于目标传感器的传感器表征概率密度函数 (PDF) 生成传感器表征图像, 以及计算可以应用于根据在辐射递送环节期间采集的传感器数据生成的传感器图像的一组激发过滤器。除此之外, 放射疗法治疗规划方法的一种变型包括基于多个目标传感器的多个传感器表征PDF来生成多个传感器表征图像, 以及计算用于多个目标传感器中的每一者的多组激发过滤器。这些激发过滤器可以与根据在辐射递送环节期间从一个或多个目标传感器采集的目标传感器数据生成的传感器图像一起使用, 以计算用于将治疗辐射递送到目标区域的辐射剂量。



1. 一种放射疗法系统,包括:
患者平台;
治疗辐射源,所述治疗辐射源能够移动到所述患者平台周围的一个或多个激发方位;
目标传感器系统,所述目标传感器系统包括采集传感器数据的目标传感器;和
控制器,所述控制器与所述治疗辐射源和所述目标传感器系统通信,其中所述控制器被配置为通过将根据传感器数据生成的图像与从所述目标传感器的传感器表征概率密度函数(PDF)导出的移位不变激发过滤器卷积来计算用于递送到目标区域的辐射注量图,并且其中所述控制器被配置为根据所计算的辐射注量图来递送辐射。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述目标传感器是第一目标传感器,并且所述目标传感器系统包括第二目标传感器。
3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述第一目标传感器和所述第二目标传感器中的至少一者是被配置为耦接到位于所述患者平台上的患者的方位传感器。
4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述方位传感器被配置为耦接到目标区域。
5. 根据权利要求3所述的系统,其中所述方位传感器包括X射线源和设置在所述X射线源对面的X射线检测器,所述X射线检测器被配置为检测可植入基准的位置。
6. 根据权利要求3所述的系统,其中所述方位传感器包括被配置为跟踪附着到患者皮肤上的光学基准的光学成像系统,并且其中所述目标传感器系统还包括被配置为检测所述光学基准的位置的光学相机。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述传感器表征PDF是表示传感器数据误差率的传感器误差表征PDF。
8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述传感器表征PDF表示传感器数据变化率。
9. 根据权利要求1所述的系统,其中所述传感器表征PDF包括以下中的一者或多者:传感器数据的1-D图、传感器数据的2-D图和/或传感器数据的3-D图,以及表示传感器数据可变性的直方图。
10. 根据权利要求1所述的系统,其中根据方位传感器数据生成的所述图像是以对应于所述方位传感器数据的位置为中心的德尔塔函数、高斯函数和/或截断高斯函数。
11. 根据权利要求1所述的系统,其中所述目标传感器包括一个或多个图像传感器,所述传感器数据包括成像数据,并且所述目标传感器的所述传感器表征PDF包括图像。
12. 根据权利要求11所述的系统,其中所述一个或多个图像传感器包括选自PET传感器、MRI传感器和CT传感器组成的组的图像传感器。
13. 根据权利要求2所述的系统,其中所述控制器被配置为接收来自所述第一目标传感器的第一传感器数据读数和来自所述第二目标传感器的第二传感器数据读数,其中所述移位不变激发过滤器是用于所述第一目标传感器的第一移位不变激发过滤器,并且所述传感器表征PDF是用于所述第一目标传感器的第一传感器表征PDF,并且其中所述控制器进一步被配置为通过将(a)第一传感器数据图像与所述第一移位不变激发过滤器进行卷积的结果和(b)根据所述第二传感器数据生成的第二图像与从所述第二目标传感器的第二传感器表征PDF导出的第二移位不变激发过滤器进行卷积的结果相加,来计算用于递送的注量图。
14. 根据权利要求13所述的系统,其中所述第一目标传感器是第一类型的传感器,并且所述第二目标传感器是不同于所述第一类型的第二类型的传感器。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中所述第二目标传感器是方位传感器。
16. 根据权利要求14所述的系统,其中所述第一目标传感器是正电子湮没发射路径传感器,并且所述第二目标传感器是目标区域方位传感器。
17. 根据权利要求14所述的系统,其中所述第一目标传感器是图像传感器,并且所述第二目标传感器是方位传感器。
18. 根据权利要求14所述的系统,其中所述第一目标传感器包括以下中的至少一者:3-D PET传感器、2-D X射线传感器、投影图像传感器、荧光透视图像传感器、CT图像传感器和MR传感器,并且所述第二目标传感器包括方位传感器。
19. 一种辐射递送方法,所述方法包括:
从目标传感器采集传感器数据读数;
根据所述传感器数据读数生成传感器图像;
通过将所述传感器图像与从所述目标传感器的传感器表征概率密度函数(PDF)导出的移位不变激发过滤器卷积来计算用于递送到目标区域的辐射注量图;以及
根据所计算的辐射注量图将辐射递送到所述目标区域。
20. 根据权利要求19所述的方法,其中所述传感器表征PDF是表示传感器数据误差率的传感器误差表征PDF。
21. 根据权利要求19所述的方法,其中所述传感器表征PDF表示传感器数据变化率。
22. 根据权利要求21所述的方法,其中所述传感器表征PDF包括以下中的一者或多者:传感器数据的1-D图、传感器数据的2-D图和/或传感器数据的3-D图,以及表示传感器数据可变性的直方图。
23. 根据权利要求19至22中任一项所述的方法,其中所述目标传感器是方位传感器。
24. 根据权利要求23所述的方法,其中所述传感器图像是以对应于方位传感器数据读数的位置为中心的德尔塔函数、高斯函数和/或截断高斯函数。
25. 根据权利要求24所述的方法,其中所述方位传感器包括目标区域方位传感器。
26. 根据权利要求24所述的方法,其中所述方位传感器包括被配置为跟踪可植入基准的X射线投影系统。
27. 根据权利要求24所述的方法,其中还包括将光学基准附着到患者的皮肤上,然后使用光学成像系统来跟踪所述光学基准。
28. 根据权利要求19所述的方法,其中所述目标传感器是零位传感器,其中所述传感器数据读数是表示所述目标区域的质心的恒定方位值,并且所述零位传感器的所述传感器表征PDF包括表示所述目标区域的所述质心随时间推移的位置的多个方位值。
29. 根据权利要求28所述的方法,其中所述传感器图像是以对应于所述方位传感器数据读数的位置为中心的德尔塔函数、高斯函数和/或截断高斯函数。
30. 根据权利要求28所述的方法,其中所述传感器表征PDF包括所述目标区域的运动停留直方图。
31. 根据权利要求28所述的方法,其中使用4-D CT成像数据来确定所述多个方位值。
32. 根据权利要求19所述的方法,其中所述移位不变激发过滤器对应于治疗辐射源的激发方位,并且计算用于递送的注量包括通过将所述传感器图像在所述激发方位上的投影与针对所述激发方位的所述移位不变激发过滤器卷积来计算在所述激发方位处用于递送

的注量。

33. 根据权利要求19所述的方法,其中所述目标传感器包括一个或多个图像传感器,所述传感器数据读数包括成像数据,并且所述目标传感器的所述传感器表征PDF包括根据所述成像数据生成的图像。

34. 根据权利要求33所述的方法,其中所述一个或多个图像传感器包括选自由PET传感器、MRI传感器和CT传感器组成的组的图像传感器。

35. 根据权利要求19所述的方法,其中所述目标传感器是第一目标传感器,所述传感器数据读数是第一传感器数据读数,所述图像是第一传感器数据图像,所述移位不变激发过滤器是第一移位不变激发过滤器,并且所述传感器表征PDF是第一传感器表征PDF,并且其中所述方法还包括:

从第二目标传感器采集第二传感器数据读数;

根据所述第二传感器数据读数生成第二传感器数据图像;并且

其中计算用于递送的注量图包括将(a)所述第一传感器数据图像与所述第一移位不变激发过滤器进行卷积的结果和(b)所述第二传感器数据图像与从所述第二目标传感器的第二传感器表征PDF导出的第二移位不变激发过滤器进行卷积的结果相加。

36. 根据权利要求35所述的方法,其中所述第一目标传感器数据读数包括第一类型的数据,并且所述第二目标传感器数据读数包括不同于所述第一类型的数据的第二类型的数据。

37. 根据权利要求35或36所述的方法,其中所述第二传感器表征PDF是传感器误差表征PDF。

38. 根据权利要求36所述的方法,其中所述第二目标传感器是方位传感器。

39. 根据权利要求36所述的方法,其中所述第一目标传感器数据读数包括正电子湮没发射路径数据,并且所述第二目标传感器数据读数包括目标区域位置数据。

40. 根据权利要求36所述的方法,其中所述第一目标传感器数据读数包括部分成像数据,并且所述第二目标传感器数据读数包括目标区域位置数据。

41. 根据权利要求36所述的方法,其中所述第一目标传感器数据读数包括以下中的至少一者:3-D PET成像数据、2-D X射线成像数据、投影成像数据、荧光透视成像数据、CT成像数据和MR成像数据,并且所述第二目标传感器数据读数包括目标区域位置数据。

42. 根据权利要求19所述的方法,其中所述移位不变激发过滤器对应于治疗辐射源的激发方位,并且计算用于递送的注量包括通过将所述传感器数据读数投影在所述激发方位上、生成所投影的传感器数据读数的第二传感器图像,以及将所述第二传感器图像与针对所述激发方位的所述移位不变激发过滤器卷积,来计算在所述激发方位处用于递送的注量。

43. 一种基于传感器的治疗规划方法,所述方法包括:

基于目标传感器针对*i*个激发方位中每一者的传感器表征概率密度函数(PDF)来生成传感器表征图像 N_i ,以及

基于所述传感器表征图像 N_i 通过遍历移位不变激发过滤器 p_i 的值来计算针对*i*个激发方位中每一者的 p_i ,使得满足以下条件:

$$\mathbf{D} = \mathbf{A} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{p}_0 * \mathbf{N}_0 \\ \vdots \\ \mathbf{p}_{i-1} * \mathbf{N}_{i-1} \end{bmatrix}$$

其中D是针对目标区域的规定剂量,并且A是用于所述目标区域的已知剂量计算矩阵。

44. 根据权利要求43所述的方法,其中所述目标传感器是方位传感器,所述传感器表征PDF包括以下中之一者或多者:方位传感器数据的1-D图、方位传感器数据的2-D图、方位传感器数据的3-D图,以及表示方位传感器数据可变性的直方图,并且所述传感器表征图像 N_i 包括以下中之一者或多者:方位传感器误差数据和方位传感器误差直方图。

45. 根据权利要求44所述的方法,其中方位传感器数据包括空间坐标。

46. 根据权利要求43所述的方法,其中计算移位不变激发过滤器 p_i 还包括遍历 p_i 的值以最小化从临床医生针对规定剂量D和辐射注量图F定义的约束和目标导出的代价函数C(D, F)。

47. 根据权利要求43所述的方法,其中所述目标传感器是具有表示所述目标区域的质心的恒定方位值的零位传感器,并且所述传感器表征PDF包括表示所述目标区域的所述质心随时间推移的位置的多个方位值,并且

其中生成所述传感器表征图像 N_i 包括生成所述目标区域的运动停留直方图。

48. 根据权利要求47所述的方法,其中使用4-D CT成像数据来确定所述多个方位值。

49. 根据权利要求47所述的方法,其中生成所述传感器表征图像 N_i 包括生成所述目标区域的反向运动停留直方图。

50. 根据权利要求43所述的方法,其中所述目标传感器是图像传感器,所述传感器表征PDF包括多个图像传感器数据,并且其中生成所述传感器表征图像 N_i 包括组合所述多个图像传感器数据。

51. 根据权利要求49所述的方法,其中所述多个图像传感器数据包括以下中的至少一者:3-D PET成像数据、2-D X射线成像数据、投影成像数据、荧光透视成像数据、CT成像数据和MR成像数据。

52. 根据权利要求43所述的方法,其中所述目标传感器是第一目标传感器,所述传感器表征图像 N_i 是第一组传感器表征图像,并且所述移位不变激发过滤器 p_i 是第一组移位不变激发过滤器,并且其中所述方法还包括:

基于第二目标传感器针对i个激发方位中每一者的传感器表征PDF来生成第二组传感器表征图像 M_i ;以及

基于所述第一组传感器表征图像 N_i 和所述第二组传感器表征图像 M_i 通过遍历所述第一组移位不变激发过滤器 p_i 和第二组移位不变激发过滤器 q_i 的值来计算针对i个激发方位中每一者的 p_i 和 q_i ,使得满足以下条件:

$$\mathbf{D} = \mathbf{A} \cdot \begin{bmatrix} \mathbf{p}_0 * \mathbf{N}_0 + \mathbf{q}_0 * \mathbf{M}_0 \\ \vdots \\ \mathbf{p}_{i-1} * \mathbf{N}_{i-1} + \mathbf{q}_{i-1} * \mathbf{M}_{i-1} \end{bmatrix}.$$

53. 根据权利要求52所述的方法,其中计算移位不变激发过滤器 p_i 和 q_i 还包括遍历 p_i 和 q_i 的值以最小化从临床医生针对规定剂量D和辐射注量图F定义的约束和目标导出的代价函数C(D, F)。

54. 根据权利要求52所述的方法,其中所述第一目标传感器是第一方位传感器,并且所述第二目标传感器是第二方位传感器。

55. 根据权利要求54所述的方法,其中所述第一方位传感器和所述第二方位传感器的所述传感器表征PDF中的每一者包括以下中的一者或多者:方位传感器数据的1-D图、方位传感器数据的2-D图和/或方位传感器数据的3-D图,以及表示方位传感器数据可变性的直方图,并且所述传感器表征图像 N_i 和 M_i 包括所述目标区域的运动停留直方图。

56. 根据权利要求55所述的方法,其中所述第一方位传感器和所述第二方位传感器的方位传感器数据包括空间坐标。

57. 根据权利要求52所述的方法,其中所述第一目标传感器是第一图像传感器,所述第二目标传感器是第二图像传感器。

58. 根据权利要求57所述的方法,其中所述第一图像传感器和所述第二图像传感器的所述传感器表征PDF中的每一者包括多个图像传感器数据,并且其中生成所述传感器表征图像 N_i 和 M_i 包括分别组合来自所述第一图像传感器和所述第二图像传感器的所述多个图像传感器数据。

59. 根据权利要求57所述的方法,其中来自所述第一图像传感器和所述第二图像传感器的所述多个图像传感器数据包括以下中的至少一者:3-D PET成像数据、2-D X射线成像数据、投影成像数据、荧光透视成像数据、CT成像数据和MR成像数据。

60. 根据权利要求52所述的方法,其中所述第一目标传感器是方位传感器,所述第二目标传感器是图像传感器。

61. 根据权利要求60所述的方法,其中所述方位传感器的所述传感器表征PDF包括以下中的一者或多者:方位传感器数据的1-D图、方位传感器数据的2-D图和/或方位传感器数据的3-D图,以及表示方位传感器数据可变性的直方图,并且其中所述图像传感器的所述传感器表征PDF包括多个图像传感器数据。

62. 根据权利要求61所述的方法,其中所述传感器表征图像 N_i 是所述目标区域的运动停留直方图,并且其中所述传感器表征图像 M_i 是所述多个图像传感器数据的组合。

63. 根据权利要求62所述的方法,其中所述方位传感器数据包括空间坐标,并且所述多个图像传感器数据包括以下中的至少一者:3-D PET成像数据、2-D X射线成像数据、投影成像数据、荧光透视成像数据、CT成像数据和MR成像数据。

多传感器引导的放射疗法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2020年8月7日提交的美国临时专利申请号63/062,792的优先权,其公开内容据此全文以引用方式并入本文。

背景技术

[0003] 放射疗法是一种非侵入性的过程,涉及对肿瘤或病变施加高水平的辐射。这种高水平的辐射可以减缓癌细胞的生长,或使癌细胞的生长停止。一些放射疗法系统具有能够在患者周围移动的治疗辐射源,使得辐射从患者周围的各种方位和/或角度被引导至肿瘤。患者通常位于平台上,该平台可以与、也可以不与治疗辐射源协同移动,以照射肿瘤。

[0004] 向肿瘤施加高水平的辐射同时还限制对周围健康组织的辐射暴露可能具有挑战性。辐射是不可见的,而且肿瘤通常位于患者体内,这一事实进一步加剧了这一困难。尽管治疗计划是基于患者和肿瘤的规划图像生成的,但是治疗环节通常在数天或数周后发生,在这段时间内,肿瘤在患者体内的位置可能已经改变。一些放射疗法系统具有成像系统,该成像系统可以用于采集患者和/或肿瘤的图像,使得可以在治疗环节开始时确定它们的位置。可以将关于患者、肿瘤和其他患者结构的位置的信息与它们在规划图像中的位置进行比较。如果存在任何差异,则移动患者(例如,通过移动平台并且/或者调整患者在平台上的姿势和/或方位),使得患者(和/或肿瘤)位置与规划图像中的位置匹配。这有助于确保治疗辐射源根据治疗计划照射肿瘤。

[0005] 然而,患者在治疗环节期间可能会移动,这种移动可能导致肿瘤移动并且从该治疗环节开始时的原始位置改变其位置。在一些情况下,运动可能是由于不可避免的生理过程(诸如呼吸、消化等)和/或意外的患者运动(例如,患者由于不适、咳嗽而移位)引起的。在治疗环节开始时采集的图像不能在该治疗环节已经开始之后(即,当治疗辐射源开始向肿瘤发射辐射时)捕获肿瘤位置的变化。一些放射疗法治疗规划方法可以通过基于规划图像限定肿瘤的运动包络来说明由于能够预测的周期性生理运动(诸如呼吸)引起的肿瘤运动。这导致产生向该运动包络所包围的区域递送高水平辐射的治疗计划,从而确保向肿瘤递送足够消融水平的辐射。然而,该方法也可能导致照射到碰巧位于运动包络内的健康组织。

[0006] 因此,需要改进放射疗法治疗规划方法和放射疗法递送方法,以将杀肿瘤水平的辐射递送至患者目标区域,同时需要限制健康组织的辐射暴露。

发明内容

[0007] 本文公开了使用来自一个或多个目标区域传感器的传感器数据的放射疗法治疗规划方法和放射疗法递送方法。在一些变型中,一个或多个目标区域传感器可以是一个或多个患者传感器。放射疗法治疗规划方法可以包括基于目标传感器的传感器表征概率密度函数(PDF)生成传感器表征图像,并且计算可以应用于在辐射递送环节(例如,非治疗性质量保证或QA环节,或替代性地治疗环节)期间采集的传感器数据的一组激发过滤器。目标传感器的传感器表征PDF可以表示目标传感器的噪声特性和/或可变性和/或误差分布。激发

过滤器可以是移位不变的。目标传感器可以包括一个或多个方位传感器、图像传感器等。本文所述的放射疗法递送方法可以包括从目标传感器采集一个或多个传感器数据读数,通过将传感器数据读数生成的图像与治疗计划激发过滤器进行卷积来计算用于递送的辐射注量图,以及根据计算的辐射注量图来递送辐射。图像和/或方位传感器数据可以在辐射递送环节(例如,在没有患者时的非治疗性QA环节,或替代性地,在有患者时的治疗环节)期间频繁地采集,并且可以例如在朝目标区域发射辐射束之前的几秒或几毫秒内采集。在一些变型中,目标区域可以是治疗环节期间向其递送治疗辐射的患者目标区域。放射疗法系统可以使用对图像和/或方位传感器数据的频繁采集来实时调整辐射注量图,以考虑患者和/或肿瘤运动,从而有助于将辐射递送引导至肿瘤的实际位置。

[0008] 在一些变型中,放射疗法治疗规划可以使用来自多个目标区域传感器的传感器数据来计算多组对应的激发过滤器。例如,放射疗法治疗规划方法可以包括基于第一目标传感器的第一传感器表征概率密度函数(PDF)生成第一传感器表征图像、基于第二目标传感器的第二传感器表征PDF生成第二传感器表征图像、计算可以应用于从第一目标传感器在辐射递送环节(例如,QA或治疗环节)期间采集的传感器数据的第一组激发过滤器,以及计算可以应用于从第二目标传感器在辐射递送环节(例如,QA或治疗环节)期间采集的传感器数据的第二组激发过滤器。第一目标传感器和第二目标传感器可以是相同的传感器类型并且/或者可以是不同的传感器类型。在辐射递送环节期间,传感器数据可以从第一目标传感器和第二目标传感器两者采集,并且用于生成传感器数据图像,这些传感器数据图像与它们各自的激发过滤器进行卷积并组合生成用于递送的辐射注量图。在一些变型中,放射疗法递送方法可以包括从第一目标传感器采集第一传感器数据读数、从第二目标传感器采集第二传感器数据读数、通过将根据第一传感器数据读数生成的第一图像与第一激发过滤器进行卷积的结果和根据第二传感器数据读数生成的第二图像与第二激发过滤器进行卷积的结果相加来计算用于递送的辐射注量图,以及根据计算的辐射注量图来递送辐射。使用从两个或更多个目标传感器实时采集的数据计算用于递送的辐射注量可以有助于提供目标区域位置的准确指示,并且/或者有助于促进治疗辐射向目标区域的精确递送。

[0009] 本文还公开了使用患者成像数据和方位数据来计算可以应用于在辐射递送环节(例如,QA或治疗环节)期间采集的图像的激发过滤器以计算用于递送的辐射注量图的放射疗法治疗规划方法。在一些变型中,放射疗法治疗规划方法可以包括基于传感器表征PDF生成传感器表征图像,该传感器表征PDF包括表示目标区域的质心随时间推移的位置的多个方位值;以及基于该传感器表征图像计算激发过滤器。传感器表征图像可以包括目标区域的一个或多个运动停留直方图。质心的方位值可以从任何适当的成像模态确定,例如4-D CT成像数据。放射疗法递送方法可以包括从图像传感器采集成像数据、根据采集的成像数据生成图像,以及通过将生成的图像与激发过滤器进行卷积来计算用于递送的辐射注量图。该方法然后可以包括根据计算的辐射注量图将辐射递送到目标区域。基于包括表示目标区域的质心随时间推移的位置的多个方位值的传感器表征PDF来计算激发过滤器可以产生将规定的杀肿瘤剂量递送到目标区域、同时减少对周围健康组织的照射的治疗计划。

[0010] 辐射递送方法的一种变型包括从目标传感器采集传感器数据读数、根据传感器数据读数生成传感器图像、通过将传感器图像与从目标传感器的传感器表征概率密度函数(PDF)导出的移位不变激发过滤器进行卷积来计算用于递送到目标区域的辐射注量图,以

及根据计算的辐射注量图将辐射递送到目标区域。传感器表征PDF可以是表示传感器数据误差率和/或传感器数据变化率的传感器误差表征PDF。例如,传感器表征PDF可以包括以下中的一者或多者:传感器数据的1-D图、传感器数据的2-D图和/或传感器数据的3-D图,以及表示传感器数据可变性的直方图。在一些变型中,目标传感器可以是方位传感器。例如,方位传感器可以包括目标区域方位传感器,并且/或者方位传感器可以包括被配置为跟踪可植入基准的X射线投影系统。传感器图像可以是以对应于方位传感器数据读数的位置为中心的德尔塔函数、高斯函数和/或截断高斯函数。一些方法可以包括将光学基准附着到患者的皮肤上,然后使用光学成像系统来跟踪该光学基准。

[0011] 在一些变型中,目标传感器可以是零位传感器,其中传感器数据读数是表示目标区域质心的恒定方位值,该零位传感器的传感器表征PDF包括表示目标区域的质心随时间推移的位置的多个方位值。传感器图像可以是以对应于方位传感器数据读数的位置为中心的德尔塔函数、高斯函数和/或截断高斯函数。传感器表征PDF可以包括目标区域的运动停留直方图。例如,可以使用4-D CT成像数据来确定多个方位值。

[0012] 在一些变型中,移位不变激发过滤器可以对应于治疗辐射源的激发方位,并且计算用于递送的注量可以包括通过将传感器图像在激发方位上的投影与针对该激发方位的移位不变激发过滤器进行卷积来计算用于在该激发方位处递送的注量。目标传感器可以包括一个或多个图像传感器,传感器数据读数可以包括成像数据,并且目标传感器的传感器表征PDF可以包括根据成像数据生成的图像。一个或多个图像传感器可以包括选自由PET传感器、MRI传感器和CT传感器组成的组的图像传感器。

[0013] 在一些变型中,目标传感器可以是第一目标传感器,传感器数据读数可以是第一传感器数据读数,图像可以是第一传感器数据图像,移位不变激发过滤器可以是第一移位不变激发过滤器,传感器表征PDF可以是第一传感器表征PDF,并且该方法还可以包括从第二目标传感器采集第二传感器数据读数、根据第二传感器数据读数生成第二传感器数据图像,并且其中计算用于递送的注量图可以包括将(a)第一传感器数据图像与第一移位不变激发过滤器进行卷积的结果和(b)第二传感器数据图像与从第二目标传感器的第二传感器表征PDF导出的第二移位不变激发过滤器进行卷积的结果相加。第一目标传感器数据读数可以包括第一类型的数据,第二目标传感器数据读数可以包括不同于第一类型数据的第二类型的数据。例如,第二传感器表征PDF可以是传感器误差表征PDF。第二目标传感器可以是方位传感器。在一些变型中,第一目标传感器数据读数可以包括正电子湮没发射路径数据,并且第二目标传感器数据读数可以包括目标区域位置数据。第一目标传感器数据读数可以包括部分成像数据,并且第二目标传感器数据读数可以包括目标区域位置数据。第一目标传感器数据读数可以包括3-D PET成像数据、2-D X射线成像数据、投影成像数据、荧光透视成像数据、CT成像数据和MR成像数据中的至少一者,并且第二目标传感器数据读数可以包括目标区域位置数据。在一些变型中,移位不变激发过滤器可以对应于治疗辐射源的激发方位,并且计算用于递送的注量可以包括通过将传感器数据读数投影在激发方位上、生成投影的传感器数据读数的第二传感器图像,以及将第二传感器图像与针对激发方位的移位不变激发过滤器进行卷积,来计算在激发方位处用于递送的注量。

[0014] 本文还描述了放射疗法系统的变型。放射疗法系统的一种变型可以包括患者平台、能够移动到患者平台周围的一个或多个激发方位的治疗辐射源、包括采集传感器数据

的目标传感器的目标传感器系统,以及与治疗辐射源和目标传感器系统通信的控制器,其中控制器被配置为通过将根据传感器数据生成的图像与从目标传感器的传感器表征PDF导出的移位不变激发过滤器进行卷积来计算用于递送到目标区域的辐射注量图,并且其中控制器被配置为根据计算的辐射注量图来递送辐射。目标传感器可以是第一目标传感器,并且目标传感器系统可以包括第二目标传感器。在一些变型中,第一目标传感器和第二目标传感器中的至少一者可以是配置为耦接到位于患者平台上的患者的方位传感器。例如,方位传感器可以被配置为耦接到目标区域。在一些变型中,方位传感器可以包括被配置为跟踪附着到患者皮肤上的光学基准的光学成像系统,并且目标传感器系统还可以包括被配置为检测光学基准的方位的光学相机。传感器表征PDF可以是表示传感器数据误差率或者能够表示传感器数据变化率的传感器误差表征PDF。例如,传感器表征PDF可以包括以下中的一者或多者:传感器数据的1-D图、传感器数据的2-D图和/或传感器数据的3-D图,以及表示传感器数据可变性的直方图。从方位传感器数据生成的图像可以是以对应于方位传感器数据的位置为中心的德尔塔函数、高斯函数和/或截断高斯函数。替代性地或除此之外,目标传感器可以包括一个或多个图像传感器,传感器数据可以包括成像数据,并且目标传感器的传感器表征PDF可以包括图像。一个或多个图像传感器可以包括选自PET传感器、MRI传感器和CT传感器组成的组的图像传感器。控制器可以被配置为接收来自第一目标传感器的第一传感器数据读数和来自第二目标传感器的第二传感器数据读数,其中移位不变激发过滤器是用于第一目标传感器的第一移位不变激发过滤器,并且传感器表征PDF是用于第一目标传感器的第一传感器表征PDF,并且其中控制器可以进一步被配置为通过将(a)第一传感器数据图像与第一移位不变激发过滤器进行卷积的结果和(b)从第二传感器数据生成的第二图像与从第二目标传感器的第二传感器表征PDF导出的第二移位不变激发过滤器进行卷积的结果相加,来计算用于递送的注量图。第一目标传感器可以是第一类型的传感器,并且第二目标传感器可以是不同于第一类型的第二类型的传感器。第二目标传感器可以是方位传感器。在一些变型中,第一目标传感器可以是正电子湮没发射路径传感器,并且第二目标传感器可以是目标区域方位传感器。替代性地或除此之外,第一目标传感器可以是图像传感器,并且第二目标传感器可以是方位传感器。第一目标传感器可以包括3-D PET传感器、2-D X射线传感器、投影图像传感器、荧光透视图像传感器、CT图像传感器和MR传感器中的至少一者,并且第二目标传感器可以包括方位传感器。

[0015] 本文描述了使用目标传感器数据的治疗规划方法。一种基于传感器的治疗规划方法可以包括基于目标传感器针对*i*个激发方位中每一者的传感器表征PDF来生成传感器表征图像 N_i ,以及基于这些传感器表征图像 N_i 通过遍历移位不变激发过滤器 p_i 的值来计算针对*i*个激发方位中每一者的 p_i ,使得满足以下条件:

$$[0016] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} p_0 * N_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * N_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0017] 其中D是针对目标区域的规定剂量,并且A是用于目标区域的已知剂量计算矩阵。

[0018] 本文描述的用于生成治疗计划的方法是在没有患者的情况下实施的。这些治疗规划方法本身不包括向患者递送治疗辐射。

[0019] 目标传感器可以是方位传感器,传感器表征PDF可以包括以下中的一者或多者:方

位传感器数据的1-D图、方位传感器数据的2-D图、方位传感器数据的3-D图,以及表示方位传感器数据可变性的直方图,并且传感器表征图像 N_i 可以包括以下中的一者或多者:方位传感器误差数据和方位传感器误差直方图。方位传感器数据可以包括空间坐标。在一些变型中,计算移位不变激发过滤器 p_i 还可以包括遍历 p_i 的值以最小化从临床医生针对规定剂量D和辐射注量图F定义的约束和目标导出的代价函数C(D,F)。在一些变型中,计算移位不变激发过滤器 p_i 还可以包括遍历 p_i 的值以最小化从临床医生针对规定剂量D和辐射注量图F定义的约束和目标导出的代价函数C(D,F)。

[0020] 在一些变型中,目标传感器可以是具有表示目标区域质心的恒定方位值的零位传感器,并且传感器表征PDF可以包括表示目标区域的质心随时间推移的位置的多个方位值,并且其中生成传感器表征图像 N_i 可以包括生成目标区域的运动停留直方图。可以使用4-D CT成像数据来确定多个方位值。在一些治疗规划方法中,生成传感器表征图像 N_i 可以包括生成目标区域的反向运动停留直方图。在一些变型中,目标传感器可以是图像传感器,传感器表征PDF可以包括多个图像传感器数据,并且生成传感器表征图像 N_i 可以包括组合多个图像传感器数据。多个图像传感器数据可以包括3-D PET成像数据、2-D X射线成像数据、投影成像数据、荧光透视成像数据、CT成像数据和MR成像数据中的至少一者。目标传感器可以是第一目标传感器,传感器表征图像 N_i 可以是第一组传感器表征图像,并且移位不变激发过滤器 p_i 可以是第一组移位不变激发过滤器,并且该方法还可以包括基于第二目标传感器针对i个激发方位中每一者的传感器表征PDF来生成第二组传感器表征图像 M_i ,以及基于第一组传感器表征图像 N_i 和第二组传感器表征图像 M_i 通过遍历第一组移位不变激发过滤器 p_i 和第二组移位不变激发过滤器 q_i 的值来计算针对i个激发方位中每一者的 p_i 和 q_i ,使得满足以下条件:

$$[0021] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} p_0 * N_0 + q_0 * M_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * N_{i-1} + q_{i-1} * M_{i-1} \end{bmatrix}.$$

[0022] 在一些变型中,计算移位不变激发过滤器 p_i 和 q_i 还可以包括遍历 p_i 和 q_i 的值以最小化从临床医生针对规定剂量D和辐射注量图F定义的约束和目标导出的代价函数C(D,F)。第一目标传感器可以是第一方位传感器,并且第二目标传感器可以是第二方位传感器。在一些变型中,第一方位传感器和第二方位传感器的传感器表征PDF中的每一者可以包括以下中的一者或多者:方位传感器数据的1-D图、方位传感器数据的2-D图和/或方位传感器数据的3-D图,以及表示方位传感器数据可变性的直方图,并且传感器表征图像 N_i 和 M_i 可以包括目标区域的运动停留直方图。第一方位传感器和第二方位传感器的方位传感器数据可以包括空间坐标。替代性地,第一目标传感器可以是第一图像传感器,并且第二目标传感器可以是第二图像传感器。第一图像传感器和第二图像传感器的传感器表征PDF中的每一者可以包括多个图像传感器数据,并且生成传感器表征图像 N_i 和 M_i 可以包括分别组合来自第一图像传感器和第二图像传感器的多个图像传感器数据。来自第一图像传感器和第二图像传感器的多个图像传感器数据可以包括3-D PET成像数据、2-D X射线成像数据、投影成像数据、荧光透视成像数据、CT成像数据和MR成像数据中的至少一者。

[0023] 在一些变型中,第一目标传感器可以是方位传感器,并且第二目标传感器可以是图像传感器。方位传感器的传感器表征PDF可以包括方位传感器数据的1-D图、方位传感器

数据的2-D图和/或方位传感器数据的3-D图,以及表示方位传感器数据可变性的直方图中的一者或多者,并且图像传感器的传感器表征PDF可以包括多个图像传感器数据。例如,传感器表征图像 N_i 可以是目标区域的运动停留直方图,并且传感器表征图像 M_i 可以是多个图像传感器数据的组合。方位传感器数据可以包括空间坐标,并且多个图像传感器数据可以包括3-D PET成像数据、2-D X射线成像数据、投影成像数据、荧光透视成像数据、CT成像数据和MR成像数据中的至少一者。

附图说明

- [0024] 图1A描绘了放射疗法系统的流程图表示。
- [0025] 图1B至图1C描绘了放射疗法系统的一种变型。
- [0026] 图1D描绘了放射疗法系统的一种变型。
- [0027] 图2A描绘了使用来自传感器的数据的治疗规划方法的流程图表示。
- [0028] 图2B描绘了方位传感器数据读数的传感器图像。
- [0029] 图2C至图2K描绘了方位传感器的传感器误差图像。
- [0030] 图2L描绘了方位传感器的传感器误差表征概率分布函数的传感器表征图像。
- [0031] 图3A至图3E描绘了传感器图像的变化。
- [0032] 图4A至图4D描绘了基于来自传感器的数据的肿瘤观察点空间和患者观察点(静态)空间中的肿瘤运动和肿瘤方位的示意性表示。
- [0033] 图5描绘了辐射递送方法的一种变型的流程图表示。
- [0034] 图6描绘了结合来自多个目标传感器的目标传感器数据的治疗规划方法的流程图表示。
- [0035] 图7描绘了辐射递送方法的一种变型的流程图表示。
- [0036] 图8A至图8D描绘了基于来自恒定值(“零位”)传感器的数据的肿瘤观察点空间和患者观察点(静态)空间中的肿瘤运动和肿瘤方位的示意性表示。
- [0037] 图9描绘了结合来自目标传感器的目标传感器数据的治疗规划方法的流程图表示。
- [0038] 图10描绘了辐射递送方法的一种变型的流程图表示。
- [0039] 图11A至图11C描绘了放射疗法治疗规划方法和辐射递送方法的一个示例的模拟结果。

具体实施方式

[0040] 本文公开了使用采集的目标区域传感器数据的放射疗法治疗规划方法和辐射递送方法。在一些变型中,可以在有患者时的治疗环节期间采集传感器数据,而在其他非治疗性变型中,可以在没有患者时的QA环节期间采集传感器数据。放射疗法系统可以包括一个或多个目标区域传感器(在本文中也称为目标传感器),并且可以使用由一个或多个目标传感器在辐射递送(例如,QA或治疗环节)期间采集的数据来计算在辐射递送环节期间将被递送到一个或多个目标区域的辐射注量。目标区域传感器可以包括图像传感器(例如,X射线探测器、PET检测器和/或光学传感器等),并且/或者可以包括能够耦接到患者和/或目标区域的方位传感器(例如,体模和/或注量测量装置,诸如离子室和/或射线照相胶片)。放射疗

法治疗规划方法可以包括针对每个患者目标区域,基于在治疗环节期间使用的一个或多个目标传感器的传感器表征PDF来计算移位不变激发过滤器。在治疗环节期间,可以使用来自目标传感器的读数生成传感器图像,然后将该传感器图像与移位不变激发过滤器进行卷积以计算递送辐射注量。递送辐射注量的计算可以在向患者目标区域发射治疗辐射后的1小时内(例如,约60分钟内、约30分钟内、约20分钟内、约15分钟内、约10分钟内、约5分钟内、约3分钟内、约1分钟内、约0.5分钟内、约20秒内、约2秒内、约1秒内、约0.5秒内、约0.25秒内、约0.2秒内、约0.1秒内等)进行。在一些变型中,一个或多个目标传感器可以包括一个或多个能够与患者的不同解剖结构相关联的方位传感器,并且可以例如包括感测一个或多个患者目标区域、一个或多个危及器官(OAR)和/或一个或多个可以被放射疗法系统用作解剖体表标志和/或辐射递送参考点的骨结构的方位的方位传感器。替代性地或除此之外,目标传感器可以包括一个或多个图像传感器,例如,PET检测器阵列、MV检测器阵列、kV检测器阵列和/或光学检测器(例如,检测可见光和/或红外光的相机)。在这些情况下,传感器数据读数可能已经是图像,因此可能不需要额外生成传感器数据图像。在一些变型中,可以通过将标记耦接到患者并且使用相机监视该标记的方位和/或运动来感测患者的方位。

[0041] 在一些变型中,放射疗法治疗规划可以使用来自多个目标传感器的传感器表征数据来计算多组对应的激发过滤器。例如,放射疗法治疗规划方法可以包括基于第一目标传感器的第一传感器表征PDF生成第一传感器表征图像、基于第二目标传感器的第二传感器表征PDF生成第二传感器表征图像、计算可以应用于从第一目标传感器在治疗环节期间采集的传感器数据的第一组激发过滤器,以及计算可以应用于从第二目标传感器在治疗环节期间采集的传感器数据的第二组激发过滤器。第一目标传感器和第二目标传感器可以是相同的传感器类型并且/或者可以是不同的传感器类型。在治疗环节期间,传感器数据可以从第一目标传感器和第二目标传感器两者采集,并且用于生成第一传感器数据图像和第二传感器数据图像,这些传感器数据图像然后与它们各自的激发过滤器进行卷积,以生成用于递送的辐射注量图。

[0042] 虽然本文所提供的该示例是在调强放射疗法(IMRT)、立体定向体放射疗法(SBRT)和/或生物引导放射疗法(BgRT)的背景下实施的,但是应当理解,本文所述的系统和方法可以用于任何类型的外束放射疗法。此外,虽然本文所述的一些方法是在可以向患者递送辐射的治疗环节的背景下描述的,但是相同的方法可以用于不包括向患者递送辐射的质量保证(QA)环节中。也就是说,本文所述的方法也能够以非治疗性方式使用,诸如在QA过程或环节中使用,其中辐射被递送至体模和/或注量测量装置而不是患者。因此,被描述为将辐射递送至患者目标区域的方法也可以用于将辐射递送至位于放射疗法系统的患者区域中的体模的目标区域。在一些变型中,体模可以是拟人的,并且/或者可以任选地安装在运动模拟器上以模拟患者运动。注量测量装置的示例可以包括但不限于电离室、二极管和/或薄膜晶体管(TFT)阵列、热释光剂量计(TLD)、剂量计,等等。

[0043] 系统

[0044] 图1A是外束放射疗法系统的框图表示。放射疗法系统(100)包括一个或多个治疗辐射源(102)和患者平台(104)。治疗辐射源可以包括X射线源、电子源、质子源和/或中子源。例如,治疗辐射源(102)可以包括线性加速器(直线加速器)、钴-60源和/或X射线机。治疗辐射源可以能够在患者平台周围移动,使得辐射束可以从多个激发方位和/或角度被引

导至患者平台上的患者。在一些变型中,放射疗法系统可以包括一个或多个射束成形元件和/或组件(106),该一个或多个射束成形元件和/或组件可以位于治疗辐射源的射束路径中。例如,放射疗法系统可以包括设置在辐射束路径中的直线加速器(102)和射束成形组件(106)。射束成形组件可以包括一个或多个可移动光阑和多叶准直器(例如,二元多叶准直器、2-D多叶准直器等)。直线加速器和射束成形组件可以安装在机架上,该机架包括被配置为调整该直线加速器和射束成形组件的方位的运动系统。患者平台(104)也可以是能够移动的。例如,患者平台(104)可以被配置为沿单条运动轴线(例如,沿IEC-Y轴)线性地平移患者,并且/或者可以被配置为沿多条运动轴线(例如,2个或更多个自由度、3个或更多个自由度、4个或更多个自由度、5个或更多个自由度等)移动患者。在一些变型中,放射疗法系统可以具有5-DOF患者平台,该5-DOF患者平台被配置为沿IEC-Y轴、IEC-X轴、IEC-Z轴以及俯仰轴和偏航轴移动。

[0045] 在一些变型中,放射疗法系统(100)可以包括一个或多个目标区域传感器(108)。目标传感器可以包括图像传感器(例如,X射线检测器、PET检测器、MR线圈和/或光学传感器等)和/或方位传感器(例如,可植入信标、表面标记等)和/或复合传感器(例如,X射线跟踪的可植入基准系统)。在一些变型中,方位传感器或复合传感器可以使用任何微创方法(例如,使用针头经皮放置)以外科方式植入肿瘤或目标区域中,并且/或者可以植入目标区域附近的患者皮肤中。放射疗法系统可以包括具有多个传感器元件和/或部件的目标传感器系统。在一些变型中,目标传感器系统可以包括成像系统。例如,BgRT系统(诸如被配置为基于PET发射数据递送辐射的EGRT系统)可以具有目标传感器系统,该目标传感器系统具有一个或多个PET检测器阵列(即,PET成像系统)。PET发射数据可以用于表征一个或多个患者肿瘤的方位以及/或者患者的生物状态和/或生理状态。替代性地或除此之外,放射疗法系统可以具有包括CT成像系统的目标传感器系统。CT成像系统可以包括X射线源(例如,kV X射线源)和位于该X射线源对面的X射线检测器。不透射线的可植入基准可以放置在预定的患者区域处(例如,使用经皮方法、针头植入等),并且CT成像系统或X射线投影系统可以被配置为对基准的位置进行成像和跟踪。任选地,目标传感器可以包括位于治疗辐射源对面的X射线检测器(例如,MV X射线检测器)。X射线检测器数据可以用于表征患者的方位。目标传感器系统的一个示例可以包括小于约1cm的可注射或可植入的反射器,其可以放置到患者目标区域中。目标传感器系统还可以包括使用雷达信号的检测器,该雷达信号可以用于识别反射器的位置。替代性地或除此之外,目标传感器系统可以包括光学检测器,该光学检测器被配置为感测可见光谱和/或近红外光谱中的光。例如,目标传感器系统可以包括相机,该相机被定位成使得患者平台处于其视场中,并且该相机可以被配置为采集视频流(例如,随时间推移的一系列图像),从该视频流可以确定患者的位置和/或运动。任选地,为了便于检测患者的位置和/或运动,可以将标记、标签、光学基准和/或任何视觉标记耦接到患者,这可以便于通过相机检测患者的方位和/或运动。例如,可以使用粘合剂和/或带条将光学基准耦接到患者的皮肤。在一些变型中,标记或标签可以包括光发射器(例如,发射具有预选的波长和/或脉冲频率的光),并且相机可以被配置为检测来自该发射器的光。替代性地或除此之外,标记或标签可以是具有可以区别于周围光学环境的光学特性的物体。例如,标记、标签或其他这样的光学基准可以具有独特的纯色、特别的视觉图案、高对比度标识和/或高光学反射率特性,这些特征可以便于相机的图像处理器进行检测。也就是说,标记或标

签可以包括视觉上独特的图案或图形,以允许其容易地与背景特征区分开。在一些变型中,标记或标签可以是注射到患者皮肤的局部区域中的颜料(例如,纹身)。该颜料可以包括不透射线的材料,其可以使用X射线(例如,CT)成像系统检测。

[0046] 在一些变型中,目标传感器可以包括被配置为或被布置成检测患者的位置和/或运动的方位传感器。在一些变型中,至少一个方位传感器可以附着到目标区域(例如,肿瘤或病变)附近的解剖结构,以及/或者其位置和/或移动可以与目标区域的位置和/或移动相关联的解剖结构。

[0047] 放射疗法系统的一些变型可以包括一个或多个具有不同感测模态的目标传感器。例如,放射疗法系统可以具有包括成像系统(例如,PET成像系统、CT成像系统、MR成像系统、光学或可见光成像系统、荧光透视成像系统)的目标传感器系统,以及包括方位传感器的目标传感器,该方位传感器可以在治疗环节期间附着到患者。放射疗法系统可以具有包括CT成像系统(即,kV X射线源和检测器、X射线投影系统)的第一目标传感器系统、包括PET成像系统(即,以连续的环或以两个分开的相对弧布置的多个PET阵列)的第二目标传感器系统,以及/或者包括治疗辐射源和位于该治疗辐射源对面的MV检测器的第三目标传感器系统。放射疗法系统可以包括第一目标传感器系统和第二目标传感器,其中第一目标传感器系统包括CT成像系统,第二目标传感器包括在与患者目标区域的位置相关联的位置处耦接到患者的方位传感器。替代性地或除此之外,放射疗法系统可以具有附着到患者身体的预定区域的多个方位传感器,这些方位传感器可以提供关于患者目标区域的位置的附加信息。

[0048] 虽然本文的说明在向患者递送辐射的背景下描述了目标传感器,但是应当理解,目标传感器还可以包括在没有患者时的非治疗性过程(例如,QA过程或环节)期间递送辐射的背景下的传感器。上述目标传感器还可以用于QA过程或环节中,以将辐射递送到体模和/或注量测量装置;也就是说,目标传感器和/或传感器系统也可以用于不涉及向患者递送辐射的非治疗性过程中。如本文所述的目标传感器和/或传感器系统的各种功能、结构和系统可以在其中患者被体模替代的QA过程或环节期间使用。例如,目标传感器系统可以包括成像系统(例如,PET成像系统、CT成像系统、MR成像系统、光学或可见光成像系统、荧光透视成像系统),该成像系统可以用于QA过程中,其中辐射被递送至体模而不是患者。方位传感器、标记、标签、光学基准和/或任何视觉标记可以应用于体模,如同其将应用于患者一样。本文所述的任何目标传感器(例如,图像传感器和/或方位传感器,和/或复合传感器等)可以在非治疗性过程期间与体模和/或注量测量装置一起使用。

[0049] 放射疗法系统(100)还包括与治疗辐射源(102)、射束成形元件或组件(106)、患者平台(104)和一个或多个目标传感器(108)(例如,一个或多个目标传感器系统)通信的控制器(110)。控制器(110)可以包括一个或多个处理器以及与一个或多个处理器通信的一个或多个机器可读存储器,其可以被配置为执行或实施本文所述的任何方法。一个或多个机器可读存储器可以存储指令,以使处理器执行与系统相关联的模块、进程和/或功能,诸如一个或多个治疗计划、目标传感器数据(例如,成像数据、位置/方位数据、运动数据)、基于治疗计划和/或临床目标计算辐射注量图、将注量图分割为放射疗法系统指令(例如,其可以指导机架、治疗辐射源、射束成形组件、患者平台和/或放射疗法系统的任何其他部件的操作),以及与治疗规划和/或辐射递送相关联的图像和/或数据处理。在一些变型中,存储器可以存储治疗计划数据(例如,治疗计划激发过滤器、注量图、规划图像)、目标传感器数据、

用于处理传感器数据以导出递送辐射注量图的指令,以及用于递送导出的注量图的指令(例如,用于协同操作治疗辐射源、射束成形组件和患者平台的指令)。放射疗法系统的控制器可以通过有线或无线通信信道连接到其他系统。例如,放射疗法系统控制器可以与放射疗法治疗规划系统控制器进行有线或无线通信,使得注量图、激发过滤器、目标传感器数据(例如,传感器表征概率密度函数)、规划图像(例如,CT图像、MRI图像、PET图像、4-D CT图像)、患者数据和其他临床相关信息可以从该放射疗法治疗规划系统转移到放射疗法系统。递送的辐射注量、任何剂量计算结果以及在治疗环节期间采集的任何临床相关信息和/或数据可以从放射疗法系统转移到放射疗法治疗规划系统。放射疗法治疗规划系统可以使用该信息来调整治疗计划并且/或者针对后续的治疗环节调整辐射递送。

[0050] 图1B描绘了放射疗法系统(100)的一种变型。放射疗法系统(100)可以包括能够围绕患者治疗区域(112)旋转的机架(110)、安装在机架上的一个或多个PET检测器(108)、安装在机架上的治疗辐射源(102)、设置在治疗辐射源的射束路径中的射束成形模块(106),以及能够在患者治疗区域(112)内移动的患者平台(119)。在一些变型中,机架(110)可以是连续旋转的机架(例如,能够旋转 360° 并且/或者以角展度小于约 360° 的弧旋转)。机架(110)可以被配置为围绕患者治疗区域(112)以约20RPM至约70RPM旋转。例如,机架(110)可以被配置为以约60RPM旋转。射束成形模块(106)可以包括可移动光阑和动态多叶准直器(MLC)。射束成形模块可以被布置成在系统等中心(例如,患者治疗区域的中心)处在纵向方向上提供1cm、2cm或3cm的可变准直宽度。光阑可以位于治疗辐射源与MLC之间,或者可以位于MLC下方。替代性地,射束成形模块可以包括分体式光阑,其中光阑的第一部分位于治疗辐射源与MLC之间,光阑的第二部分位于MLC下方并且耦接到光阑的第一部分,使得两个部分一起移动。治疗辐射源(102)可以被配置为在患者治疗区域(112)周围的预定激发方位(例如, $0^{\circ}/360^{\circ}$ 至 359° 的激发角)发射辐射。例如,在具有能够连续旋转的机架的系统中,当治疗辐射源旋转时,在沿着由该治疗辐射源外接的圆的各种角方位(例如,激发角)处,可以存在约50个至约100个激发方位(例如,50个激发方位、60个激发方位、80个激发方位、90个激发方位、100个激发方位等)。这些激发方位可以均匀分布,使得每个激发方位之间的角位移是相同的。

[0051] 图1C是放射疗法系统(100)的透视部件视图。如图所示,射束成形模块还可以包括设置在二元MLC(122)上方的初级准直器或光阑(107)。该放射疗法系统还可以包括位于治疗辐射源(102)对面的MV X射线检测器(103)。任选地,放射疗法系统(100)还可以包括在可旋转环(111)上的kV CT成像系统,该可旋转环附接到可旋转机架(110),以致机架(110)旋转也引起环(111)旋转。该kV CT成像系统可以包括kV X射线源(109)和位于X射线源(109)对面的X射线检测器(115)。治疗辐射源或直线加速器(102)和PET检测器(108)可以安装在机架的同一横截平面上(即,PET检测器与由直线加速器和射束成形模块限定的治疗平面共面),而kV CT扫描器和环可以安装在不同的横截平面上(即,不与治疗平面共面)。图1B和图1C的放射疗法系统(100)可以具有包括kV CT成像系统的第一目标传感器系统,以及包括PET检测器的第二目标传感器系统。任选地,第三目标传感器系统可以包括MV X射线源和MV检测器。由这些目标传感器系统中的一者或多者采集的目标传感器数据可以包括X射线成像数据和/或PET成像数据,放射疗法系统控制器可以被配置为存储所采集的目标传感器数据并且使用目标传感器数据来计算递送辐射注量。在一些变型中,可以包括附加的目标传

感器,诸如方位传感器,控制器可以被配置为从方位传感器接收位置和/或运动数据并且将该数据与其他目标传感器数据结合以计算递送辐射剂量。在2017年11月15日提交的美国专利号10,695,586中提供了可以与本文所述的任何方法一起使用的放射疗法系统的附加描述。

[0052] 患者平台(104)可以能够在治疗区域(112)中沿着IEC-Y移动到离散的预定位置。这些离散的预定位置可以称为“射束工位”。例如,放射疗法治疗规划系统可以指定200个射束工位,其中每个射束工位距其相邻射束工位约2mm(例如,2.1mm)。射束工位的数量可以从约50个变化到约500个,并且每个射束工位之间的间距可以至少为约0.5mm(例如,约1mm或更大、约2mm或更大、约20mm或更大、约50mm或更大,等等)。在治疗环节期间,放射疗法治疗系统可以将患者平台移动到这些射束工位中的每个射束工位,并且可以在向患者递送辐射的同时将平台停止在某个射束工位处。在一些变型中,在平台已经沿第一方向(例如,进入孔中)步进到200个射束工位中的每个射束工位之后,平台可以沿与第一方向相反的第二方向(例如,从孔中离开,反向)步进到200个射束工位中的每个射束工位,其中在平台停止在某个射束工位处的同时将辐射递送至患者。替代性地或除此之外,在平台已经沿第一方向(例如,进入孔中)步进到200个射束工位中的每个射束工位之后,其中辐射在这些射束工位中的每个射束工位处递送,平台可以反向移动,使得其返回第一射束工位。当平台移回第一射束工位时,可以不递送辐射。然后,平台可以再次沿第一方向步进到200个射束工位中的每个射束工位,以便第二遍递送辐射。在一些变型中,平台可以在辐射向患者递送时连续移动,并且可以不在射束工位处停下。在2017年11月15日提交的美国专利号10,702,715中提供了可以与本文所述的任何放射疗法系统和方法一起使用的患者平台的附加描述。

[0053] 图1D描绘了放射疗法系统(150)的另一种变型,其可以用于根据本文所述的任何方法来递送辐射。放射疗法系统(150)可以具有在图1A的框图中表示的放射疗法系统的部件。放射疗法系统(150)可以包括:机架(151),其包括能够围绕患者区域旋转的第一对臂(152)和能够围绕患者区域旋转的第二对臂(154);成像系统,其包括治疗辐射系统,该治疗辐射系统包括安装在第一对臂(152)中的第一臂(152a)上的MV辐射源(156)和安装在第一对臂(152)中的第二臂(152b)上的MV检测器(158),以及安装在第二对臂(154)中的第一臂(154a)上的kV辐射源(160)和安装在第二对臂(154)中的第二臂(154b)上的kV检测器(162)。第一对臂(152)中的第一臂和第二臂可以彼此相对地定位(例如,在患者区域的相对两侧上,面对彼此,以及/或者彼此成约180度),使得MV辐射源(156)和MV检测器(158)彼此相对地定位(例如,MV检测器位于MV辐射源的射束路径中)。第二对臂(154)中的第一臂和第二臂可以彼此相对地定位(例如,在患者区域的相对两侧上,面对彼此,以及/或者彼此成约180度),使得kV辐射源(160)和kV检测器(162)彼此相对地定位(例如,kV检测器位于kV辐射源的射束路径中)。在该系统中,目标传感器系统可以包括kV辐射源和kV检测器。任选地,第二目标传感器系统可以包括MV辐射源和MV检测器。目标传感器数据可以包括在每个kV X射线源(和/或MV X射线源)脉冲之后由kV检测器(和/或MV检测器)采集的成像数据。目标传感器数据的示例可以包括X射线投影成像数据,诸如2D投影数据。放射疗法系统控制器可以被配置为存储所采集的目标传感器数据并且使用目标传感器数据来计算递送辐射剂量。在一些变型中,可以包括附加的目标传感器,诸如方位传感器,控制器可以被配置为从方位传感器接收位置和/或运动数据并且将该数据与其他目标传感器数据结合以计算递送辐射注

量。

[0054] MV辐射源(156)(即,治疗辐射源)可以被配置为在患者区域周围的预定激发方位处发射辐射。在MV辐射源沿单个平面围绕患者区域移动的一些变型中,激发方位可以称为激发角,其可以为 $0^{\circ}/360^{\circ}$ 至 359° 。替代性地或除此之外,机架和/或机架臂可以被配置为将MV辐射源移动到3-D空间中任何坐标处(即,由坐标(x, y, z)标示)的激发方位。例如,机架臂(152,154)可以是具有铰接式接头的机械臂,其可以被配置为将MV辐射源定位和/或定向在任何期望的激发方位处。机架可以被配置为连续地移动MV辐射源通过激发方位,或者可以被配置为将MV辐射源步进到每个激发方位(即,将MV辐射源移动到激发方位并且在该激发方位处保持静止)。替代性地或除此之外,MV辐射源可以被配置为仅在这些预定的激发方位处发射辐射,或者可以被配置为连续地发射辐射,甚至当其从一个激发方位移动到下一个激发方位时。

[0055] 放射疗法治疗规划方法

[0056] 目标传感器和/或目标传感器系统可以被配置为在辐射递送环节(例如,治疗环节或QA环节)期间实时地提供传感器数据的连续流。控制器或放射疗法系统可以被配置为基于该目标传感器数据来计算辐射注量图,并且在采集传感器数据的同一天递送计算的辐射注量,例如,在采集目标传感器数据的数小时内(例如,小于约2小时、小于约1小时等)、在采集目标传感器数据的数分钟内(例如,小于约45分钟、小于约30分钟、小于约15分钟、小于约5分钟、小于约3分钟等),以及/或者在采集目标传感器数据的数秒内(例如,小于约5秒、小于约3秒、小于约2秒、小于约1秒、小于约0.5秒、小于约250ms、小于约100ms等)。控制器可以被配置为在从约0.1秒至约10分钟的指定时间窗口中连续地采集目标传感器数据。在一些变型中,控制器可以被配置为在短时间窗口(例如,约2秒或更短、约1秒或更短、约0.5秒或更短等)中连续地采集目标传感器数据,并且使用在短时间窗口期间采集的目标传感器数据来计算将在后续递送窗口(例如,其可以与采集时间窗口类似地短)内递送的辐射。例如,传感器数据采集时间窗口可以与递送窗口大致成比例。在一些变型中,递送窗口是将要递送计算的辐射的时间间隔。例如,在其中治疗辐射源围绕患者区域连续旋转的放射疗法系统中,其中每个激发方位/角度的停留时间为约10ms,递送窗口可以为100ms,在此期间治疗辐射源本来会在10个激发方位/角度处发射辐射脉冲。然而,在短时间段内采集的传感器数据可能是有噪声的(例如,具有低信噪比)并且/或者可能不包含关于患者目标区域的大量信息。例如,在0.5秒时间窗口内采集的PET成像数据和/或X射线成像数据可能不足以生成具有足够分辨率的图像以识别患者目标区域的位置。然而,如果目标传感器的噪声特性和/或可变性在治疗环节之前是已知的,则可以将该信息结合到治疗计划中。本文所述的放射疗法治疗规划方法可以包括计算结合了在治疗环节(或任何辐射递送环节,包括QA环节)期间激活的一个或多个目标传感器的噪声特性和/或传感器可变性(例如,传感器概率密度函数)的激发过滤器。计算的激发过滤器可以应用于在治疗环节期间采集的目标传感器数据。尽管存在任何有噪声的和/或不完整的目标传感器数据,这也可以便于将治疗辐射递送到移动的患者目标区域。类似地,目标传感器可以用于QA环节,其中患者被体模替代,该体模可以包括模拟患者目标区域的位置和/或特性的区域。在一些变型中,体模可以安装在运动台上,以模拟患者目标区域在实际治疗环节期间的运动。在一些变型中,运动可以基于目标区域的运动停留直方图。计算的激发过滤器可以应用于在QA环节期间采集的目标传感器数

据,以将辐射递送到目标区域。对递送到体模目标区域的辐射的测量可以促进对放射疗法系统的治疗计划和功能的评价。在一些变型中,在QA环节期间从目标传感器采集的数据可以用于修改治疗计划以及/或者调整放射疗法系统的部件。

[0057] 本文所述的放射疗法治疗规划方法可以包括针对每个目标传感器模态生成一组移位不变激发过滤器。这些移位不变激发过滤器可以是线性函数或算子,或者可以是非线性函数或算子。例如,如果在治疗环节期间将使用单个方位传感器来采集实时患者方位数据(例如,位置和/或运动数据),则治疗规划系统可以使用该方位传感器的转换为图像的表征数据来计算一组激发过滤器。方位传感器的表征数据可以包括传感器误差PDF。在治疗环节期间,可以将计算的激发过滤器应用于方位传感器数据图像(其基于实时采集的方位传感器数据生成),以计算用于递送的辐射注量图。在一些变型中,方位传感器数据图像可以是以方位传感器数据读数为中心的离散3-D德尔塔函数、均值以方位传感器数据读数为中心的离散化高斯函数图像、截断高斯函数等。在另一个示例中,如果用于单个成像模态的图像传感器(例如,kV检测器、PET检测器、MV检测器等)将用于在治疗环节期间采集实时的患者和/或患者目标区域方位数据(例如,位置和/或运动数据),则治疗规划系统可以使用由相同的图像传感器生成(并且/或者以相同的成像模态生成)的规划图像作为PDF来计算一组激发过滤器,该规划图像可以是低噪声和非稀疏的。在治疗环节期间,可以将计算的激发过滤器应用于实时采集的图像传感器数据(其可以是有噪声的或稀疏的),以计算用于递送的辐射注量图。在一种变型中,可以在治疗环节期间使用两种或更多种不同的目标传感器模态,以在治疗环节期间采集实时的患者和/或患者目标区域方位数据(例如,位置和/或运动数据)。例如,放射疗法系统可以包括成像系统,该成像系统包括一个或多个图像传感器(例如,PET检测器、X射线检测器),该一个或多个图像传感器被配置为在治疗环节期间采集成像数据。此外,方位传感器可以耦接到患者,并且被配置为在治疗环节期间采集位置和/或运动数据。该治疗规划系统可以使用由相同的一个或多个图像传感器生成(并且/或者以相同的成像模态生成)的规划图像作为PDF来计算第一组激发过滤器,并且使用方位传感器的转换为图像(例如,传感器表征图像)的误差PDF来计算第二组激发过滤器。在治疗环节期间,为了计算递送注量,控制器可以将第一组激发过滤器应用于实时采集的成像数据,将第二组激发过滤器应用于实时采集的方位数据(即,从采集的方位数据生成的方位传感器数据图像),然后将它们组合在一起计算用于递送的辐射注量图。在治疗环节期间可以使用目标传感器模态的任何组合来采集关于患者和/或一个或多个患者目标区域的数据(例如,患者和/或目标区域的位置、运动,以及/或者生物状态和/或生理状态)。因此,放射疗法治疗规划方法可以包括针对目标传感器模态中的每个模态计算一组激发过滤器。在治疗环节期间,激发过滤器可以应用于它们各自的目标传感器数据,然后组合以计算用于递送的辐射注量图。

[0058] 本文描述的用于生成治疗计划的方法是在没有患者的情况下实施的。这些治疗规划方法本身不包括向患者递送治疗辐射。

[0059] 放射疗法治疗规划方法:单个传感器

[0060] 图2A中描绘了结合来自目标传感器的目标传感器数据的放射疗法治疗规划方法的一种变型。方法(200)可以包括获得(202)目标传感器表征PDF、生成(204)基于目标传感器针对治疗辐射源的每个激发方位 i 的传感器表征PDF的目标传感器表征图像 N_i ,以及基于

这些目标传感器表征图像 N_i 和针对患者目标区域的规定剂量标准来计算(206)对应于 i 个激发方位中每一者的移位不变激发过滤器。在一些变型中,目标传感器表征PDF可以由先前的模型和/或计算结果提供,在这种情况下,获得(202)传感器表征PDF可以是任选的。传感器表征PDF可以是传感器误差PDF。传感器表征PDF可以从多个目标传感器数据导出。即,

$$[0061] \quad M = \sum_{j=1}^k m_j$$

[0062] 其中 m_j 是转换为图像的传感器数据读数, M 是传感器表征PDF的图像,它是 k 个传感器数据读数的总和。例如,方位传感器的传感器表征PDF(其可以是传感器误差PDF)可以包括方位传感器数据读数或传感器误差的直方图。方位传感器数据读数可以是一维的(1-D;位置由单个坐标 x 指定)、二维的(2-D;位置由两个坐标 x 和 y 指定),和/或三维的(3-D;位置由三个坐标 x 、 y 和 z 指定)。在一些变型中,方位传感器数据读数可以是相对于初始或基线位置的位置变化或偏差。除此之外或替代性地,传感器表征PDF直方图可以表示方位传感器数据可变性。也就是说,对于“真实”方位值,方位传感器数据读数可能由于传感器噪声和/或其他可变性而不同。传感器表征PDF可以是方位传感器数据或误差读数在一段时间内的累积。

[0063] 图2L是方位传感器表征PDF的图像的示例。图2B至图2K描述了可以如何生成(204)图2L的传感器表征PDF图像的一个示例。方位传感器数据读数可以是例如两个坐标值(x , y)。该方位数据读数可以转换为图像或绘图。例如,方位传感器数据读数(0,0)可以转换为图2B中所描绘的传感器图像,该图像是以(0,0)为中心的德尔塔函数图。替代性地,方位传感器数据读数(0,0)可以转换为以(0,0)为中心的高斯函数;也就是说,以“真实”值为中心的高斯函数或截断高斯函数,其具有基于方位传感器的分辨率和/或放射疗法系统能够精确地递送辐射束的分辨率(例如,粒度)计算的FWHM。可以采集附加的方位传感器数据读数,并且传感器表征PDF可以是方位传感器数据读数的列表。传感器表征PDF可以从方位传感器数据读数的列表导出的直方图。方法(200)包括生成传感器表征PDF的图像,并且在该示例中,这可以包括绘制每个方位传感器读数与图2B中表示的方位传感器读数(其以(0,0)为中心)相比的误差(或差异):图2C是100个方位传感器数据读数与(0,0)处的读数相比的误差(或差异)的传感器误差图像,图2D是200个方位传感器读数与(0,0)处的读数相比的误差的传感器误差图像,图2E是300个方位传感器读数与(0,0)处的读数相比的误差的传感器误差图像,图2F是400个方位传感器读数与(0,0)处的读数相比的误差的传感器误差图像,图2G是500个方位传感器读数与(0,0)处的读数相比的误差的传感器误差图像,图2H是600个方位传感器读数与(0,0)处的读数相比的误差的传感器误差图像,图2I是700个方位传感器读数与(0,0)处的读数相比的误差的传感器误差图像,图2J是800个方位传感器读数与(0,0)处的读数相比的误差的传感器误差图像,并且图2K是900个方位传感器读数与(0,0)处的读数相比的误差的传感器误差图像。随着采集更多的方位传感器读数,每个读数被转化为德尔塔函数并被聚集,可以生成传感器误差表征PDF的传感器图像(例如,图2L)。可以使用类似的方法来生成用于1-D或3-D传感器读数的方位传感器误差表征PDF。在概念上,图2L中描绘的传感器误差表征PDF图像可以表示传感器对于(0,0)处的“真实”方位值(即,传感器误差表征PDF)的可变性。也就是说,当对象位于(0,0)处时,方位传感器可以提供不是(0,0)

的数据读数,并且方位传感器可以提供任何特定数据读数值的概率与图2L传感器误差表征PDF图像中的该数据值的密度一致。在该示例中,方位传感器将输出接近“真实”方位值的数据读数值(即,图像密度最大的部分在(0,0)周围)的可能性大于该方位传感器将输出在误差PDF的外边缘处的数据读数值(即,外边缘的密度最小)的可能性。在一些变型中,如果传感器误差/可变性呈正态分布,则传感器表征PDF的图像可能是高斯“球”。

[0064] 图3A至图3E描绘了各种传感器图像的示例。在一些变型中,传感器图像可以是2-D高斯函数(图3A)、3-D高斯函数(图3B)或3-D截断高斯函数(图3D)。传感器图像可以是2-D德尔塔函数(图3C)或3-D德尔塔函数。一些目标传感器可能具有非对称噪声。图3E描绘了目标传感器具有不对称噪声和/或误差和/或可变性的传感器表征PDF的图像的一个示例。

[0065] 可以针对放射疗法系统的*i*个激发方位中的每一者生成传感器表征PDF的图像(*N*)。例如,治疗辐射源可以具有100个激发方位,这些激发方位代表该治疗辐射源可以从其向患者发射辐射束的不同位置(可以是预定的)。生成(204)传感器表征图像 N_i 可以包括针对每个激发方位,计算传感器表征PDF图像 N (例如,图2L的传感器误差表征PDF图像)在*i*个激发方位中每一者上的投影,使得传感器表征图像 N_i 是传感器表征图像 N 在激发方位1上的投影,传感器图像 N_2 是传感器表征图像 N 在激发方位2上的投影,以此类推。替代性地,传感器表征PDF的图像可以在每个激发方位处使用该激发方位处的射束目视空间来直接计算。

[0066] 用于激发方位*i*的激发过滤器 p_i 可以表示用于在激发方位*i*处递送到患者目标区域的辐射注量图 F_i 与目标传感器表征图像 N_i 之间的关系,使得 $F_i = p_i * N_i$ (例如,激发过滤器与传感器表征PDF图像进行卷积)。

[0067] 在一些变型中,激发过滤器可以是矩阵 P_i ,利用矩阵乘法,可以使用该矩阵将目标传感器表征图像 N_i 的图像转换为用于递送的辐射注量 F_i (例如,注量图),在这种情况下,传感器表征图像可以线性化为向量。即:

[0068] $F_i = P_i \cdot N_i$ (将激发矩阵与向量化传感器表征图像相乘)。

[0069] 虽然在本文所述的示例中激发过滤器可以是线性函数或算子,但是在一些变型中,激发过滤器可以是非线性函数或算子(例如,截断卷积函数、卷积之后阈值化、与softmax算子进行矩阵乘法)。替代性地或除此之外,目标传感器数据的图像可以先预处理(例如,使用一个或多个非线性函数),然后再使用线性激发过滤器(例如,移位不变线性激发过滤器)将其转换为用于递送的辐射注量。

[0070] 多个激发方位(例如,*i*个激发方位)上的辐射注量 F (例如,注量图)可以表示为:

$$[0071] \quad F = \begin{bmatrix} p_0 * N_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * N_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0072] 例如,用于50个激发方位的辐射注量可以是:

$$[0073] \quad F = \begin{bmatrix} p_0 * N_0 \\ \vdots \\ p_{49} * N_{49} \end{bmatrix}$$

[0074] 在放射疗法治疗规划期间,临床医生可以为患者目标区域和/或危及器官(OAR)提供剂量处方。剂量处方可以包括例如用于患者目标区域和/或OAR的剂量目标和目的。辐射

剂量(即,由受试者吸收的辐射量)和辐射注量(即,由辐射源发射的辐射量,通常由辐射束或辐射子束指定)通过剂量计算矩阵A相互关联(例如,相互映射)。即,

$$[0075] \quad D = A \cdot F$$

[0076] 剂量计算矩阵表示多个辐射子束中的每一者对患者目标区域(和/或OAR)的每个体素的剂量贡献。例如,剂量计算矩阵A可以是($k \times n$)矩阵,其中n可以是可能的辐射子束 $\{b_i\}$ 的数量,k可以是患者目标区域的预选体素的数量。剂量计算矩阵A的第i列(具有k个元素)表示单位加权的子束 b_i 对k个体素中每一者的剂量贡献。剂量计算矩阵A可以例如通过沿着穿过患者目标区域的路径对每个子束的孔径进行射线跟踪并且计算单位加权的子束对k个体素中每一者的贡献来逐列计算。子束孔径可以由(即,二元MLC或2-D MLC的)单个MLC叶片开口限定的MLC孔径。可以在本文所述的任何方法中使用的用于计算剂量计算矩阵的算法的示例可以包括蒙特卡洛模拟、筒串卷积叠加、笔形束卷积,以及其他。每个患者目标区域和/或OAR可以具有其自己的剂量计算矩阵。

[0077] 如上所述,辐射注量图F可以由激发过滤器p与目标传感器表征图像N进行卷积来表示($F = p * N$)。因此,

$$[0078] \quad D = A \cdot F = A \cdot (p * N)$$

[0079] 其中A是剂量计算矩阵。i个激发方位上的累积剂量可以是:

$$[0080] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} p_0 * N_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * N_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0081] 其中 $p_0 \cdots p_{i-1}$ 是激发过滤器, $N_0 \cdots N_{i-1}$ 是目标传感器表征图像在i个激发方位中每一者上的投影。

[0082] 除了定义剂量处方之外,临床医生还可以设置指定剂量分布和/或辐射注量图的一个或多个约束以及/或者代价或惩罚函数C(D,F)。代价函数的示例可以包括但不限于目标区域的最小剂量、OAR上的平均或最大剂量,以及/或者注量平滑度、总辐射输出、总组织剂量、治疗时间等。

[0083] 放射疗法治疗规划系统可以被配置为计算辐射注量图F,使得满足剂量处方和约束C(D,F)。放射疗法治疗规划系统可以遍历不同的辐射注量值和/或辐射注量图,以找到使代价函数C(D,F)最小化同时仍然满足剂量处方要求的注量值和/或注量图。为了根据方法(200)计算(206)激发过滤器(例如,移位不变激发过滤器),放射疗法治疗规划系统可以在给定剂量计算矩阵A和目标传感器表征图像N的情况下建立用于使代价函数C(D,F)最小化的最优化问题。计算激发过滤器p可以包括遍历不同的激发过滤器值,使得代价函数C(D,F)被最小化,同时仍然根据剂量处方获得剂量目标和目的:

$$[0084] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} p_0 * N_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * N_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0085] 在一些变型中,可以通过将激发过滤器与目标传感器表征图像的卷积转换为矩阵乘法来重建上述最优化问题:

$$[0086] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} N_0 * p_0 \\ \vdots \\ N_{i-1} * p_{i-1} \end{bmatrix} = A \cdot \begin{bmatrix} \text{toep}(N_0) & & \\ & \ddots & \\ & & \text{toep}(N_{i-1}) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0087] 其中,目标传感器表征图像与激发过滤器的卷积已经被转换为目标传感器表征图像的常对角矩阵的块对角线与用于每个激发方位的激发过滤器的列向量之间的矩阵乘法。使用常对角矩阵建立最优化问题导致了作为移位不变卷积的激发过滤器。由于剂量计算矩阵A和目标传感器表征图像 N_i 是已知的(即,先前基于治疗规划图像、目标传感器数据、目标传感器PDF、目标传感器误差PDF等计算的),因此它们可以组合到单个矩阵中,表示为 A^{GIGRT} :

$$[0088] \quad D = A^{GIGRT} \cdot \begin{bmatrix} p_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0089] 通过将已知量分组到单个矩阵中,以上公式对于放射疗法治疗规划优化器而言在计算上可能是高效的。例如,矩阵 A^{GIGRT} 可以在最优化过程开始时计算一次,而不是在激发过滤器值每次迭代时重新计算。放射疗法治疗规划系统可以被配置为对激发过滤器值进行迭代,直到满足一个或多个停止条件。此类停止条件可以包括以下中的一种或多种:剂量目标和目的已经在可接受的容差内得到满足;辐射注量图值已经收敛,使得迭代之间的变化小于预定的剩余标准;代价函数值已经在多次迭代上收敛;已经达到迭代的阈值次数(例如,总迭代次数的上限),等等。最终的激发过滤器值可以保存在放射疗法治疗规划系统的存储器中。在患者平台在从多个激发方位递送辐射期间停止在预定的离散平台方位(即,射束工位)处的一些变型中,可以针对每个射束工位上的每个激发方位计算激发过滤器。例如,患者平台可以具有200个射束工位,其中每个射束工位与相邻射束工位相距约2mm。

[0090] 使用本文所述的方法计算的激发过滤器结合目标传感器的噪声特性和/或可变性作为计算的一部分。例如,在目标传感器是方位传感器的情况下,可以基于方位传感器表征PDF来计算激发过滤器,该方位传感器表征PDF可以是传感器方位表征PDF或传感器数据误差表征PDF。通过这样做,通过将激发过滤器与使用实时目标传感器数据生成的传感器图像进行卷积而在治疗环节期间计算的递送注量图可以更准确地将辐射引导至患者目标区域的实际位置。相比之下,典型的放射疗法治疗方法没有结合目标传感器误差和/或可变性PDF的图像作为注量图优化期间的因素。也就是说,典型的治疗规划方法既不根据目标传感器数据也不根据目标传感器噪声或可变性来定义辐射注量,因此,在治疗环节期间,辐射递送也许不能够准确地适应实时且有噪声的目标传感器数据。

[0091] 在上述方法中使用目标传感器表征PDF的图像进行放射疗法治疗规划优化了注量,并且计算与静态帧大不相同的肿瘤观察点(POV)帧中的激发过滤器。图4A至图4D描绘了使用方位传感器作为示例来解释目标传感器数据读数PDF的物理含义的概念图。一个示例性场景是位于骨(402)附近的肿瘤(400),其中肿瘤(400)在移动,而骨(402)是静止的。方位传感器可以耦接到肿瘤(例如,通过使用图像引导来放置针头),例如在肿瘤的中心耦接到肿瘤,使得方位传感器数据读数指示肿瘤质心的位置。图4A描绘了肿瘤POV帧中的肿瘤(400)和骨(402),以及理想方位传感器(即,其总是给出真实方位数据值而没有任何可变性和误差)的输出(404)。在肿瘤POV中,原点在肿瘤质心处,并且方位传感器输出反映肿瘤质

心的真实方位的单个方位值 (404), 例如 (0, 0, 0)。骨 (402) 从肿瘤 (400) 的POV开始移动。图 4B描绘了静态帧中的相同肿瘤 (400) 和骨 (402), 以及耦接到肿瘤的理想方位传感器的输出 (404a至404c)。在该静态帧中, 原点是当患者首次定位在患者平台上时 (例如, 使用CT和/或MRI成像引导来定位) 肿瘤质心的位置。理想方位传感器数据读数具有不同的值, 反映移动的肿瘤质心的不同位置。这与图4A的肿瘤POV中的方位传感器数据读数形成对比, 后者将总是提供相同的传感器数据读数值。基于方位传感器数据读数生成的该肿瘤运动的图像可以是肿瘤方位直方图或肿瘤停留矩阵。典型地, 放射疗法治疗规划系统和方法在静态帧 (图 4B) 中表征肿瘤方位, 而不在肿瘤POV帧 (图4A) 中表征肿瘤方位, 因为静态帧中的方位传感器数据读数反映了肿瘤在与放射疗法系统相同的参考帧中的实际位置。此外, 就肿瘤POV帧中的理想方位传感器而言, 尽管肿瘤在运动, 该方位传感器数据读数也是恒定的。

[0092] 然而, 就有噪声的方位传感器而言, 肿瘤POV中的放射疗法治疗规划可以提供意想不到的优点。这些优点可以包括例如在存在有噪声的方位传感器的情况下, 辐射递送更精确地跟踪患者目标区域。另一个优点可以包括减轻当在静态帧中执行治疗规划时常见的运动相关剂量伪影, 这可以减少对周围非目标组织的照射, 同时仍然将规定剂量递送至患者目标区域。图4C描绘了肿瘤POV帧中的肿瘤 (400) 和骨 (402), 以及有噪声的方位传感器的输出 (406)。与理想方位传感器相比, 有噪声的方位传感器可以为空间中的相同位置提供不同的方位传感器数据读数, 其中不同的读数可能是传感器可变性和/或误差的结果。此类传感器可变性和/或误差可以由传感器误差表征PDF来表示。在肿瘤POV中, 原点在肿瘤质心处, 并且方位传感器根据以真实方位数据值为中心的传感器误差表征PDF输出多个方位值 (406)。如上所述, 方位传感器误差表征PDF在治疗环节之前可能是已知的 (例如, 测量的或导出的), 值得注意的是, 不管肿瘤的位置或运动是怎样的 (400)。图4D描绘了静态帧中的相同肿瘤 (400) 和骨 (402), 以及耦接到肿瘤的有噪声的方位传感器的输出 (408a至408c)。在该静态帧中, 原点可以是当患者首次定位在患者平台上时 (例如, 使用CT和/或MRI成像引导来定位) 肿瘤质心的位置。对于移动的肿瘤质心的不同位置中的每一者, 有噪声的方位传感器数据读数可能是可变的。在图4D中描绘的该示例中, 肿瘤 (400) 可以移动到三个位置, 并且在这些位置中的每一者处, 方位传感器数据读数可以根据传感器表征PDF而变化。也就是说, 在第一肿瘤位置 (409a) 处, 方位传感器数据读数可以是以该第一位置的真实方位数据值为中心的第一集群 (408a) 中的任何值; 在第二肿瘤位置 (409b) 处, 方位传感器数据读数可以是以该第二位置的真实方位数据值为中心的第二集群 (408b) 中的任何值; 并且在第三肿瘤位置 (409c) 处, 方位传感器数据读数可以是以该第三位置的真实方位数据值为中心的第二集群 (408c) 中的任何值。由于肿瘤在其运动轨迹上被“涂抹”, 以及有噪声的方位传感器中的可变性和/或误差, 所有方位传感器数据读数的累积图像可能描绘出模糊的肿瘤图像。此外, 由于肿瘤正在移动并且其位置正在被有噪声的方位传感器跟踪 (即, 肿瘤的真实方位未知), 因此可能难以确定静态帧中的方位传感器误差表征PDF。

[0093] 在静态帧中 (即, 使用在治疗规划期间采集的模糊或“涂抹”肿瘤图像) 计算递送注量图和/或激发过滤器的放射疗法治疗规划系统可能导致递送的剂量对运动伪影 (例如, 剂量峰化伪影) 敏感。如果治疗当天的肿瘤运动不同于采集治疗规划图像时的肿瘤运动, 则此类运动伪影可能尤其显著。相比之下, 基于肿瘤在其中静止的肿瘤POV帧中的传感器表征PDF来计算递送注量图和/或激发过滤器的放射疗法治疗规划方法 (诸如方法 (200) 和本文

所述的其他方法)不需要肿瘤运动的先验知识。在肿瘤POV帧中计算的递送注量图和/或激发过滤器可以导致递送的剂量具有较少的运动伪影。

[0094] 虽然上文在作为方位传感器的目标传感器的背景下描述了方法(200),但是方法(200)也适用于包括成像系统的目标传感器系统。成像系统可以包括一个或多个图像传感器,包括但不限于PET检测器、MRI检测器、CT检测器、光学相机(包括用于荧光透视的相机),等等。用于包括成像系统的目标传感器系统的目标传感器表征PDF可以是“完整”图像,其具有足够的成像数据以识别肿瘤质心的位置和/或几何形状,以及/或者标出肿瘤边界和/或OAR边界的轮廓。该“完整”图像L可以在一个或多个诊断成像环节期间通过采集多个成像数据 1_j 并将它们组合(例如,相加)以形成治疗规划图像来获得。即,

$$[0095] \quad L = \sum 1_j$$

[0096] 成像数据 1_j 可以包括样本或图像传感器读数,诸如3-D PET成像数据(例如,正电子湮没发射路径,其可以称为响应线或LOR)、2-D X射线成像数据、投影成像数据(例如,X射线投影)、荧光透视成像数据、CT成像数据和/或MR成像数据(来自MRI成像脉冲序列的k空间中的子样本)。在一些变型中,可以使用放射疗法系统的成像系统来采集治疗规划图像。例如,用于治疗规划的图像可以使用放射疗法系统的机载kV CT成像系统和/或MR成像系统和/或PET成像系统来采集。治疗规划图像的示例可以包括但不限于3-D PET图像、2-D X射线图像、X射线投影图像、荧光透视图像、CT图像和/或MR图像。针对治疗辐射源的i个激发方位中的每一者生成(204)传感器图像 N_i 可以包括计算“完整”图像N在i个激发方位中的每一者上的投影。计算(206)移位不变激发过滤器可以如上所述进行。

[0097] 放射疗法递送方法:单个传感器

[0098] 图5描绘了放射疗法递送方法的一种变型,其使用在治疗规划期间(例如,根据方法(200))计算的移位不变激发过滤器和在治疗环节期间从目标传感器(或目标传感器系统)采集的目标传感器数据来计算在该治疗环节期间用于递送的辐射注量。方法(500)可以包括在治疗环节(或任何辐射递送环节)期间采集(502)目标传感器数据、基于采集的目标传感器数据生成(504)传感器图像、通过将生成的传感器图像与移位不变激发过滤器进行卷积来计算(506)用于递送的辐射注量图,以及根据计算的辐射注量图将辐射递送(508)到患者目标区域。采集(502)目标传感器数据可以包括在治疗环节开始时以及/或者在治疗辐射源向患者递送辐射的整个治疗环节中采集方位传感器数据读数。在治疗环节期间采集(502)目标传感器数据可以包括仅在治疗环节开始时(即,在治疗辐射源第一次被激活之前)采集目标传感器数据,或者可以包括在整个治疗环节中采集目标传感器数据。例如,采集(502)目标传感器数据可以包括在治疗环节开始时采集定位CT图像和/或PET预扫描图像(和/或其他先前描述的成像模态中的任一种),并且还可以包括在治疗环节中当治疗辐射源正在向患者递送辐射时的这部分期间采集CT成像数据和/或PET成像数据。在一些变型中,在治疗环节的辐射递送部分期间采集的成像数据可以在较短或有限的时间间隔(例如,约30秒或更短、约10秒或更短、约2秒或更短、约1秒或更短、约0.5秒或更短等)中采集。目标传感器数据可以刚好在递送治疗辐射束之前采集。例如,目标传感器数据可以在递送辐射之前不到约5秒(例如,不到约3秒、不到约2秒、不到约1秒、不到0.5秒、不到0.1秒等)采集。在一些变型中,当治疗辐射源位于前一激发方位(例如,激发方位 $i-1$)处时并且/或者当治疗辐射源正在向激发方位(例如,激发方位 i)移动时(例如,在这些激发方位之间转移时),

可以针对该激发方位采集目标传感器数据。替代性地或除此之外,当治疗辐射源位于某个激发方位(例如,激发方位*i*)时,可以针对该激发方位采集目标传感器数据。例如,在辐射递送部分期间采集的成像数据可以是PET LOR、X射线投影,以及/或者来自MRI成像脉冲序列的*k*空间中的子样本。

[0099] 基于采集的传感器数据生成(504)传感器图像可以包括例如聚集该采集的成像数据以生成像素和/或体素强度值的映射图。因为成像数据可以在有限的时间间隔内采集,所以得到的传感器图像(或图像映射)可以称为部分或有限时间采样(LTS)图像。LTS图像可能具有高水平的噪声(即,高信噪比),使得在单独考虑时,可能无法提供足够的信息来识别患者目标区域或OAR的轮廓和/或质心。替代性地或除此之外,成像数据可以在治疗环节开始时采集(例如,CT定位扫描和/或PET预扫描)。在一些变型中,生成(504)传感器图像可以包括将采集的传感器数据读数绘制为以该传感器数据读数为中心的德尔塔函数或高斯函数。例如,生成(504)该方位传感器的传感器图像可以包括将采集的方位传感器数据读数绘制为以该方位传感器数据读数为中心的德尔塔函数或高斯函数。

[0100] 计算(506)用于在激发方位*i*处递送的辐射注量图可以包括将方位传感器图像(例如,德尔塔函数)与在治疗规划期间使用针对该方位传感器的传感器表征PDF生成的对应激发过滤器*p*进行卷积。例如,为了计算在时刻*j*处,用于在激发方位*i*处递送的辐射注量 $f_{i,j}$,放射疗法系统的控制器将对应于激发方位*i*的激发过滤器与方位传感器德尔塔函数图像 $\delta_{i,j}$ 在激发方位*i*上的投影进行卷积:

$$[0101] \quad f_{i,j} = p_i * \delta_{i,j}$$

[0102] 类似地,在其中目标传感器包括成像系统的变型中,计算(506)用于递送的辐射注量图可以包括将部分或LTS图像与在使用“完整”图像进行治疗规划期间生成的对应激发过滤器*p*进行卷积,其中该“完整”图像是使用该成像系统(或相同的成像模态)生成的。例如,为了计算在时刻*j*处,用于在激发方位*i*处递送的辐射注量 $f_{i,j}$,放射疗法系统的控制器将对应于激发方位*i*的激发过滤器与部分或LTS图像 $x_{i,j}$ 在激发方位*i*上的投影进行卷积:

$$[0103] \quad f_{i,j} = p_i * x_{i,j}$$

[0104] 递送注量 $f_{i,j}$ 是在静态帧(即,与放射疗法系统相同的参考帧)中计算的。在治疗规划期间,在肿瘤POV帧中计算并优化激发过滤器*p*。然而,因为激发过滤器*p*是移位不变的,所以它们可以应用于在静态帧中采集的目标传感器数据,并且仍然可以导致递送满足规定剂量(例如,剂量目标和目的)的治疗辐射。

[0105] 在患者平台在递送辐射期间停止在一系列预定的离散平台方位(即,射束工位)处的变型中,可以针对每个射束工位重复方法(500)。例如,放射疗法递送方法可以包括将患者平台移动到第一射束工位、使用本文所述的方法(例如,方法(500))基于目标传感器数据读数来计算用于递送的辐射注量图、通过从*i*个激发方位发射来自治疗辐射源的辐射来将辐射递送至患者目标区域,然后将患者平台移动到第二射束工位,并且重复如本文所述的辐射注量计算和递送过程。可以针对在放射疗法治疗规划期间限定的所有射束工位重复该方法。例如,患者平台可以具有200个射束工位,其中每个射束工位与相邻射束工位相距约2mm。该放射疗法治疗规划系统可以被配置为计算*i*个激发过滤器(一个激发过滤器在所有射束工位上用于*i*个激发方位中的每一者),然后将这*i*个激发过滤器传送到放射疗法系统控制器存储器。在治疗环节期间,放射疗法系统控制器可以将患者平台移动到第一射束工

位b1、从控制器存储器检索激发过滤器,并且通过将目标传感器图像($x_{i,b1}$)在第一射束工位b1处的激发方位i上的投影与激发过滤器 p_i 进行卷积来计算用于在激发方位i处递送的辐射剂量图 $f_{i,b1}$,对于在第一射束工位处的所有激发方位均是如此。。在一些变型中(例如,在放射疗法系统包括1-D MLC的情况下),计算用于递送的辐射剂量图 $f_{i,b1}$ 还可以包括提取与激发方位i处的MLC视场相对应的剂量切片(即,目标传感器图像($x_{i,b1}$)在第一射束工位b1处的激发方位i上的投影与激发过滤器 p_i 进行卷积的结果)。然后将用于递送的辐射剂量图 $f_{i,b1}$ 分割成MLC开口,接着可以由治疗辐射源(例如,直线加速器脉冲)递送该剂量图。在治疗辐射源递送第一射束工位b1处的所有i个激发方位的辐射剂量图 $f_{i,b1}$ 之后,放射疗法系统控制器然后将患者平台移动到第二射束工位b2并执行类似的计算和辐射递送,之后针对200个射束工位处的激发方位中的每一者重复该操作。

[0106] 方法(500)还能够以非治疗性方式使用,例如,在QA环节中,其中患者被替换为体模和/或剂量测量装置。任选地,体模和/或剂量测量装置可以安装在运动台上,该运动台可以是被配置为根据模拟患者和/或患者目标区域运动的运动轨迹来移动体模和/或剂量测量装置的机械设备。在一些变型中,运动可以基于目标区域的运动停留直方图。体模和/或剂量测量装置可以如上与患者一起设置所述那样,与目标传感器和/或目标传感器系统一起设置。方法(500)在应用于非治疗性辐射递送环节(例如,QA环节)时,可以包括在QA环节期间采集(502)目标传感器数据、基于采集的目标传感器数据生成(504)传感器图像、通过将生成的传感器图像与移位不变激发过滤器进行卷积来计算(506)用于递送的辐射剂量图,以及根据计算的辐射剂量图将辐射递送(508)到目标区域(例如,体模目标区域)。

[0107] 放射疗法治疗规划方法:两个或更多个传感器

[0108] 图6中描绘了结合来自多个目标传感器(即,两个或更多个目标传感器)的目标传感器数据的放射疗法治疗规划方法的一种变型。方法(600)可以包括获得(602)多个目标传感器中每一者的目标传感器表征PDF、生成(604)针对目标传感器中每一者且基于该传感器的表征PDF的目标传感器表征图像,以及基于目标传感器中每一者的相应传感器表征图像来计算(606)用于目标传感器中每一者的移位不变激发过滤器,以满足患者目标区域的规定剂量标准。放射疗法治疗规划中的目标传感器的数量和类型可以对应于将在治疗环节期间使用的目标传感器的数量和类型。目标传感器可以全部是一种感测模态,或者不同感测模态的混合。例如,多个目标传感器可以包括具有不同成像模态的成像系统(例如,CT成像系统和PET成像系统、PET成像系统和荧光透视系统、PET成像系统和光学相机、MR成像系统和光学相机,等等),或者具有相同成像模态的多个成像系统(例如,第一CT成像系统和第二CT成像系统)。多个目标传感器可以包括多个方位传感器,其中一些方位传感器可以在解剖结构处耦接到患者,这些解剖结构的位置和/或运动可以与患者目标区域和/或OAR的位置和/或运动相关联。多个目标传感器可以包括一个或多个成像系统和一个或多个方位传感器。

[0109] 在一些变型中,多个目标传感器的目标传感器表征PDF可以由先前的模型和/或计算提供,在这种情况下,获得(602)目标传感器的传感器表征PDF可以是任选的。如先前所述,多个目标传感器中每一者的传感器表征PDF可以从多个目标传感器数据导出。传感器表征PDF的图像可以是多个目标传感器表征数据的图像的总和。在存在两个目标传感器的示例中,目标传感器中每一者的传感器表征PDF的图像可以由下式给出:

$$[0110] \quad X = \sum x_j$$

$$[0111] \quad Y = \sum y_j$$

[0112] 其中x和y是各个传感器数据读数的图像,并且X和Y分别是第一目标传感器和第二目标传感器的传感器表征PDF。例如, x_j 可以是j个方位传感器数据读数的图像(例如,以方位传感器数据读数为中心的德尔塔函数或高斯函数),X是方位传感器表征PDF的图像。第二系统可以是例如PET成像系统, y_j 可以是PET成像数据的j个样本(例如,j个LOR),Y是用于治疗规划的PET图像。

[0113] 生成(604)传感器表征图像可以包括针对i个激发方位中的每一者生成第一目标传感器的第一图像X,并且针对i个激发方位中的每一者生成第二目标传感器的第二图像Y。例如,为了生成用于具有50个激发方位的放射疗法系统的放射疗法治疗计划,生成(604)目标传感器中每一者的传感器表征图像可以包括针对第一目标传感器生成一系列传感器表征图像 X_i ,这些传感器表征图像是图像X在i个激发方位中每一者上的投影,以及针对第二目标传感器生成一系列传感器表征图像 Y_i ,这些传感器表征图像是图像Y在i个激发方位中每一者上的投影。

[0114] 计算(606)每个目标传感器的移位不变激发过滤器可以包括针对每个激发方位计算用于每个目标传感器的激发过滤器。也就是说,每个目标传感器具有其自己的一组i个激发过滤器。例如,放射疗法治疗规划系统可以被配置为计算(在i个激发方位上)用于第一目标传感器的第一组移位不变激发过滤器 p_i ,以及计算用于第二目标传感器的第二组移位不变激发过滤器 q_i 。在上述激发过滤器计算方法上扩展,用于在激发方位i处递送到患者目标区域的辐射注量图 F_i 可以表示为:

$$[0115] \quad F_i = p_i * X_i + q_i * Y_i$$

[0116] 假设两个目标传感器与患者目标区域协同移位,用于递送的辐射注量图 F_i 可以是激发过滤器与目标传感器数据卷积的总和。上述公式连同下文描述的最优化方法可以扩展到包括任意大量的目标传感器。

[0117] 多个激发方位(例如,i个激发方位)上的辐射注量F(例如,注量图)可以表示为:

$$[0118] \quad F = \begin{bmatrix} p_0 * X_0 + q_0 * Y_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * X_{i-1} + q_{i-1} * Y_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0119] 例如,用于50个激发方位的辐射注量可以是:

$$[0120] \quad F = \begin{bmatrix} p_0 * X_0 + q_0 * Y_0 \\ \vdots \\ p_{49} * X_{49} + q_{49} * Y_{49} \end{bmatrix}$$

[0121] 扩展上述剂量公式,其中A是剂量计算矩阵,D是在i个激发方位上累积的剂量(其可以由临床医生在定义剂量处方和/或目标时指定):

$$[0122] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} p_0 * X_0 + q_0 * Y_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * X_{i-1} + q_{i-1} * Y_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0123] 其中 $p_0 \cdots p_{i-1}$ 是用于第一目标传感器的激发过滤器, $q_0 \cdots q_{i-1}$ 是在*i*个激发方位上用于第二目标传感器的激发过滤器。

[0124] 剂量*D*可以由一个或多个代价或惩罚函数*C(D, F)*约束,如先前所述。为了根据方法(600)计算(606)激发过滤器(例如,移位不变激发过滤器),放射疗法治疗规划系统可以在给定剂量计算矩阵*A*以及目标传感器表征图像*X*和*Y*的情况下建立用于使代价函数*C(D, F)*最小化的最优化问题。计算激发过滤器*p*和*q*可以包括遍历不同的激发过滤器值,使得代价函数*C(D, F)*被最小化,同时仍然根据剂量处方获得剂量目标和目的:

$$[0125] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} p_0 * X_0 + q_0 * Y_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * X_{i-1} + q_{i-1} * Y_{i-1} \end{bmatrix}$$

$$[0126] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} \text{toep}(X_0) & & & \text{toep}(Y_0) & & \\ & \ddots & & & \ddots & \\ & & \text{toep}(X_{i-1}) & & & \text{toep}(Y_{i-1}) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} \\ q_0 \\ \vdots \\ q_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0127] 其中,目标传感器表征图像*X*和*Y*与激发过滤器*p*和*q*的卷积已经被转换为目标传感器表征图像的常对角矩阵的块对角线与用于每个激发方位的激发过滤器(在这种情况下,为两组激发过滤器)的列向量之间的矩阵乘法。由于剂量计算矩阵*A*以及目标传感器表征图像*X*和*Y*是已知的(即,先前基于治疗规划图像、目标传感器数据、目标传感器PDF等计算的),因此它们可以组合到单个矩阵中,表示为 A^{GIGRT} :

$$[0128] \quad D = A^{GIGRT} \cdot \begin{bmatrix} p_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} \\ q_0 \\ \vdots \\ q_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0129] 通过将已知量分组到单个矩阵中,以上公式对于放射疗法治疗规划优化器而言在计算上可能是高效的。例如,矩阵 A^{GIGRT} 可以在最优化过程开始时计算一次,而不是在激发过滤器值每次迭代时重新计算。放射疗法治疗规划系统可以被配置为对激发过滤器值*p*和*q*进行迭代,直到满足一个或多个停止条件(诸如先前描述的停止条件中的任一个)。最终的激发过滤器值*p*和*q*可以被保存在放射疗法治疗规划系统的存储器中。在患者平台在从多个激发方位递送辐射期间停止在预定的离散平台方位(即,射束工位)处的一些变型中,放射疗法治疗规划系统可以计算所有射束工位上的激发过滤器。例如,患者平台可以具有200个射束工位,其中每个射束工位与相邻射束工位相距约2mm。在放射疗法治疗规划期间,方法(600)可以用于计算能够在200个射束工位上应用的两组*i*个激发过滤器(*p*和*q*,每组具有*i*个激发过滤器,一个激发过滤器用于*i*个激发方位中的每一者)。

[0130] 放射疗法递送方法:两个或更多个传感器

[0131] 图7描绘了放射疗法递送方法的一种变型,其使用在治疗规划期间(例如,根据方法(600))计算的多组移位不变激发过滤器和在治疗环节期间从多个目标传感器(或目标传

传感器系统)采集的目标传感器数据来计算在该治疗环节期间用于递送的辐射注量。方法(700)可以包括在治疗环节(或任何辐射递送环节)期间从多个目标传感器采集(702)目标传感器数据、基于针对每个目标传感器采集的目标传感器数据生成(704)针对该传感器的传感器图像、将生成的传感器图像与其用于每个目标传感器的相应激发过滤器进行卷积(706)、通过将每个目标传感器的卷积结果相加来计算(708)用于递送的辐射注量图,以及根据计算的辐射注量图将辐射递送(710)到患者目标区域。目标传感器数据可以从如先前所述的目标传感器的任何组合采集;目标传感器和/或目标传感器系统的数量和/或类型可以由临床医生确定。例如,目标传感器数据可以从PET成像系统和一个或多个方位传感器采集。目标传感器数据可以从X射线成像系统(例如,CT成像系统)或MR成像系统以及一个或多个方位传感器采集。采集(702)目标传感器数据可以包括在治疗环节开始时以及/或者在治疗辐射源向患者递送辐射的整个治疗环节中从多个目标传感器采集方位传感器数据读数。在治疗环节期间采集(702)目标传感器数据可以包括仅在治疗环节开始时(即,在治疗辐射源第一次被激活之前)从多个目标传感器中的一者或多者采集目标传感器数据,或者可以包括在整个治疗环节中从多个目标传感器中的一者或多者采集目标传感器数据。例如,采集(702)目标传感器数据可以包括在治疗环节开始时采集定位CT图像和/或PET预扫描图像(和/或其他先前描述的成像模态中的任一种),并且还可以包括在治疗环节中当治疗辐射源正在向患者递送辐射时的这部分期间采集CT成像数据和/或PET成像数据。采集(702)目标传感器数据可以包括在治疗环节开始时采集患者定位CT图像和/或PET预扫描图像,并且在治疗环节的辐射递送部分期间采集方位传感器数据。在一些变型中,在治疗环节的辐射递送部分期间采集的成像数据可以在较短或有限的时间间隔(例如,约2秒或更短、约1秒或更短、约0.5秒或更短等)中采集。例如,在辐射递送部分期间采集的成像数据可以是PET LOR、X射线投影,以及/或者来自MRI成像脉冲序列的k空间中的子样本。目标传感器数据可以刚好在递送治疗辐射束之前采集。例如,目标传感器数据可以在递送辐射之前不到约5秒(例如,不到约3秒、不到约2秒、不到约1秒等)采集。在一些变型中,当治疗辐射源位于前一激发方位(例如,激发方位 $i-1$)处时并且/或者当治疗辐射源正在向激发方位(例如,激发方位 i)移动时(例如,在这些激发方位之间转移时),可以针对该激发方位采集目标传感器数据。替代性地或除此之外,当治疗辐射源位于某个激发方位(例如,激发方位 i)时,可以针对该激发方位采集目标传感器数据。

[0132] 在一些变型中,生成(704)传感器图像可以包括将采集的传感器数据读数绘制为以该传感器数据读数为中心的德尔塔函数或高斯函数。例如,生成(704)该方位传感器的传感器图像 x_i 可以包括将采集的方位传感器数据读数绘制为以该方位传感器数据读数为中心的德尔塔函数或高斯函数。替代性地或除此之外,生成(704)成像系统的传感器图像 y_i 可以包括例如聚集该采集的成像数据以生成像素和/或体素强度值的映射图。因为成像数据可以在有限的时间间隔内采集,所以得到的传感器图像(或图像映射)可以称为部分或有限时间采样(LTS)图像。LTS图像可能具有高水平的噪声(即,高信噪比),使得在单独考虑时,可能无法提供足够的信息来识别患者目标区域或OAR的轮廓和/或质心。替代性地或除此之外,成像数据可以在治疗环节开始时采集(例如,CT定位扫描和/或PET预扫描)。虽然这里的示例是以基于来自方位传感器(第一目标传感器)和成像系统(第二目标传感器系统)的目标传感器数据治疗患者为背景描述的,但是应当理解,类似的方法可以应用于任何数量和/

或类型的目标传感器及其组合,如先前所描述的。

[0133] 将传感器图像与其相应的激发过滤器进行卷积 (706) 可以包括从放射疗法系统控制器的存储器检索在治疗规划期间针对该特定的目标传感器和激发方位 i 计算的激发过滤器、计算传感器图像在时刻 j 处在激发方位 i 上的投影, 以及将激发过滤器与投影的图像进行卷积。可以对这些目标传感器中的每一者重复这些步骤。也就是说, 对于第一目标传感器:

$$[0134] \quad p_i * x_{i,j}$$

[0135] 其中 p_i 是在激发方位 i 处用于第一目标传感器的激发过滤器, $x_{i,j}$ 是第一目标传感器数据在时刻 j 处在激发方位 i 上的投影。例如, 在其中第一目标传感器是方位传感器的变型中, 传感器图像可以是方位传感器德尔塔函数 δ_j , 并且 $\delta_{i,j}$ 可以是该德尔塔函数图像在激发方位 i 上的投影。

$$[0136] \quad p_i * \delta_{i,j}$$

[0137] 对于第二目标传感器:

$$[0138] \quad q_i * y_{i,j}$$

[0139] 其中 q_i 是在激发方位 i 处用于第二目标传感器的激发过滤器, $y_{i,j}$ 是第二目标传感器数据在时刻 j 处在激发方位 i 上的投影。例如, 在其中第二目标传感器系统是成像系统的变型中, 传感器图像可以是 LTS 图像, 并且放射疗法系统控制器可以被配置为将该激发过滤器与 LTS 图像在激发方位 i 上的投影进行卷积。可以针对在治疗环节期间使用并且在治疗规划期间针对其计算对应的激发过滤器的任何数量 (例如, 所有) 的目标传感器来计算激发过滤器与传感器数据的图像在激发方位上的投影的卷积。

[0140] 基于在时刻 j 处采集的目标传感器数据计算 (706) 用于在激发方位 i 处递送的辐射注量图 $f_{i,j}$ 可以包括将卷积结果 (704) 相加:

$$[0141] \quad f_{i,j} = p_i * x_{i,j} + q_i * y_{i,j}$$

[0142] 在其中第一目标传感器是方位传感器并且方位传感器图像是德尔塔函数的示例中:

$$[0143] \quad f_{i,j} = p_i * \delta_{i,j} + q_i * y_{i,j}$$

[0144] 与针对单个目标传感器计算递送注量一样, 在静态帧 (即, 与放射疗法系统相同的参考帧) 中计算递送注量 $f_{i,j}$ 。在治疗规划期间, 在肿瘤 POV 帧中计算并最优化激发过滤器 p 和 q 。然而, 因为激发过滤器 p 是移位不变的, 所以它们可以应用于在静态帧中采集的目标传感器数据, 并且仍然可以导致在肿瘤 POV 帧中递送满足规定剂量 (例如, 剂量目标和目的) 的治疗辐射。

[0145] 在患者平台在递送辐射期间停止在一系列预定的离散平台方位 (即, 射束工位) 处的变型中, 可以针对每个射束工位重复方法 (700)。例如, 放射疗法递送方法可以包括将患者平台移动到第一射束工位、使用本文所述的方法 (例如, 方法 (500)、方法 (700)) 基于目标传感器数据读数来计算用于递送的辐射注量图、通过从 i 个激发方位发射来自治疗辐射源的辐射来将辐射递送至患者目标区域, 然后将患者平台移动到第二射束工位, 并且重复如本文所述的辐射注量计算和递送过程。可以针对在放射疗法治疗规划期间限定的所有射束工位重复该方法。例如, 患者平台可以具有 200 个射束工位, 其中每个射束工位与相邻射束工位相距约 2mm。在该示例中, 治疗辐射源可以被配置为在 100 个激发方位处发射辐射 ($i =$

100)。如果使用两个目标传感器(和/或目标传感器系统),则放射疗法治疗规划系统可以被配置为计算2组激发过滤器(每组具有100个激发过滤器,一个激发过滤器用于 $i=100$ 个激发方位中的每一者),一组100个激发过滤器用于第一目标传感器,第二组100个激发过滤器用于第二目标传感器。规划系统可以将这两组激发过滤器传送到放射疗法系统控制器存储器。在治疗环节期间,放射疗法系统控制器可以将患者平台移动到第一射束工位、从控制器存储器检索激发过滤器,并且通过将第一目标传感器图像与其对应激发过滤器进行卷积的结果和第二目标传感器图像与其对应激发过滤器进行卷积的结果相加,来计算用于在激发方位 i 处递送的辐射注量图。在一些变型中(例如,在放射疗法系统包括1-D MLC的情况下),计算用于递送的辐射注量图还可以包括提取由第一目标传感器图像与其对应的激发过滤器进行卷积生成的注量切片,该注量切片与激发方位处的MLC视场相对应,以及提取由第二目标传感器图像与其对应的激发过滤器进行卷积生成的注量切片,该注量切片与(同一)激发方位处的MLC视场相对应,然后将这些注量切片相加,以获得用于递送的辐射注量图。在治疗辐射源递送第一射束工位处的所有 i 个激发方位的辐射注量图之后,放射疗法系统控制器然后将患者平台移动到第二射束工位并执行类似的计算和辐射递送,之后针对200个射束工位处的激发方位中的每一者重复该操作。

[0146] 方法(700)还能够以非治疗性方式使用,例如,在QA环节中,其中患者被替换为体模和/或注量测量装置。任选地,体模和/或注量测量装置可以安装在运动台上,该运动台可以是被配置为根据模拟患者和/或患者目标区域运动的运动轨迹来移动体模和/或注量测量装置的机械设备。在一些变型中,运动可以基于目标区域的运动停留直方图。体模和/或注量测量装置可以如上与患者一起设置所述那样,与目标传感器和/或目标传感器系统一起设置。方法(700)在应用于非治疗性辐射递送环节(例如,QA环节)时,可以包括在QA环节期间从多个目标传感器采集(702)目标传感器数据、基于针对每个目标传感器采集的目标传感器数据生成(704)针对该传感器的传感器图像、将传感器图像与其用于每个目标传感器的相应激发过滤器进行卷积(706)、通过将每个目标传感器的卷积结果相加来计算(708)用于递送的辐射注量图,以及根据计算的辐射注量图将辐射递送(710)到目标区域(例如,体模目标区域)。

[0147] 放射疗法治疗规划方法:恒定值传感器

[0148] 放射疗法治疗规划方法的另一种变型可以结合来自其中传感器数据读数是静态帧(其也是与放射疗法系统和患者相同的参考帧)中的恒定值的目标传感器的数据。因为传感器数据读数是恒定值,所以这种传感器可以称为“零位传感器”或恒定值传感器。恒定值传感器可以是这样的传感器:其中传感器读数不变;也就是说,传感器数据读数返回相同的值或读出。在一些变型中,恒定值传感器可以是这样的目标传感器:其传感器输出在辐射递送环节期间仅读出一,例如,在治疗环节期间仅读出一(或者在一些变型中,每个患者定位仅读出一,而患者定位在治疗环节期间可以发生多于一次)。恒定值传感器的一个示例可以是方位传感器,其中放射疗法系统在放射疗法环节期间将方位传感器数据读数读出一。在一些变型中,恒定值传感器系统可以包括CT成像系统和/或PET成像系统,其在治疗环节开始时的患者定位阶段期间采集成像数据,但是在治疗环节的辐射递送阶段期间不采集成像数据。CT定位图像和/或PET预扫描图像可以用于识别患者目标区域质心的初始方位和/或患者目标区域的初始边界。在一些变型中,CT定位图像和/或PET预扫描图像可以用于

识别患者目标区域运动包络的中心(例如,肿瘤运动包络或内部目标体积(即ITV)的中心)的位置(在静态帧中)。

[0149] 图8A至图8D描绘了使用输出肿瘤质心在静态帧中的初始位置的恒定值目标传感器来解释恒定值传感器在肿瘤POV帧和静态帧中的物理含义的概念图。可以使用任何适当的传感器模态来识别肿瘤质心在静态帧中的位置,这些传感器模态包括但不限于CT成像、PET成像、MR成像、使用可见光或红外光的光学成像、方位感测(例如,使用附接到肿瘤和/或附近体表标志的传感器、对附接到肿瘤和/或附近体表标志的基准进行X射线跟踪等)等中的一者或多者。在该示例中,恒定值目标传感器可以是输出静态帧中的目标区域(例如,肿瘤)质心的初始部分的方位传感器。替代性地或除此之外,恒定值目标传感器可以是包括成像系统的目标传感器系统,并且肿瘤质心的位置可以基于由成像系统采集的成像数据来计算。图8A描绘了肿瘤POV帧中的肿瘤(800)和骨(802),其中原点(0,0,0)在肿瘤(800)的质心处,而图8B描绘了静态帧中的肿瘤(800)和骨(802),其中原点(0,0,0)在肿瘤质心的初始位置处。图8C描绘了肿瘤POV帧中的肿瘤(800)和ITV(801)的放大视图。替代性地或除此之外,肿瘤POV帧的原点(0,0,0)可以是ITV的质心。ITV的边界可以在静态帧中定义,并且可以包围肿瘤在其中移动的体积(例如,运动包络)。如图8B中所描绘的,恒定值传感器读数(804)未改变;不管肿瘤(800)的运动(即,方位变化)如何,该读数都保持相同,并且在该示例中表示肿瘤质心的位置。然而,因为肿瘤(800)相对于恒定值传感器读数(804)正在移动,所以在其中肿瘤静止的肿瘤POV帧中,看起来传感器读数(804)正在改变,即,不是恒定的。图8A和图8C概念性地描绘了肿瘤POV帧中的静止肿瘤(800),其中肿瘤(800)在传感器读数(其反映静态帧中的值)看起来在不同值(例如,804a至804c)上变化时……。尽管恒定值传感器在静态帧中给出恒定读数(804),而与肿瘤POV帧中的实际肿瘤位置无关,但是传感器读数的值(804a至804c)可以反映该恒定值传感器读数相对于肿瘤质心的实际位置的偏移。因此,在肿瘤POV帧中,传感器读数可以是相对于肿瘤质心和/或ITV中心的反向(或取反)肿瘤偏移。例如,肿瘤相对于质心的偏移可以从肿瘤方位直方图(例如,肿瘤停留矩阵)导出,该肿瘤方位直方图可以使用来自一组4D CT图像、4D PET数据、4DMR数据的成像数据,与运动模型耦接的患者表面传感器、与运动模型耦接的双投影X射线系统来生成。图8D是肿瘤POV帧中的取反肿瘤方位直方图的绘图。图8D中的绘图可以是肿瘤POV帧中的恒定值传感器表征PDF(806)的图像。也就是说,肿瘤(800)在静态帧中的运动可以在肿瘤POV帧中表示为恒定值目标传感器的传感器表征PDF。肿瘤运动可以在肿瘤POV帧中被重投为恒定值目标传感器的误差、可变性或噪声。因此,放射疗法治疗规划系统可以被配置为使用肿瘤POV帧中的传感器表征PDF(806)来计算激发过滤器。在一些变型中,肿瘤POV帧中的传感器表征PDF(806)的范围或跨度可以小于在静态帧中定义的ITV(801)的范围或跨度。其他治疗规划方法和系统基于如在静态帧中定义的ITV来优化注量图和/或激发过滤器,然而,本文描述的方法基于肿瘤POV空间中的传感器表征PDF来优化注量图和/或激发过滤器。基于肿瘤POV帧中的传感器表征PDF(806)而不是静态帧中的ITV(801)来计算激发过滤器可以帮助减少对肿瘤(800)周围健康组织的照射。

[0150] 恒定值目标传感器的传感器表征PDF可以用于根据本文所述的任何方法来计算激发过滤器。图9描绘了使用恒定值目标传感器的传感器表征PDF来计算激发过滤器的放射疗法治疗规划方法的一个示例。恒定值目标传感器可以是在静态帧中输出相同目标区域(例

如,肿瘤)质心位置的任何传感器或传感器系统。在一些变型中,恒定值目标传感器读数可以是方位传感器数据读数,并且在其他变型中,恒定值目标传感器读数可以是基于治疗规划图像确定的肿瘤质心的位置。方法(900)可以包括:确定(902)肿瘤(或任何患者目标区域)的质心位置;使用肿瘤质心位置相对于肿瘤方位随时间推移的变化的偏移来生成(904)传感器表征PDF;基于传感器表征PDF针对*i*个激发方位中的每一者生成(906)传感器表征图像;以及基于这些传感器表征图像来计算(908)用于*i*个激发方位中每一者的移位不变激发过滤器,以满足肿瘤(或患者目标区域)的规定剂量标准。确定(902)肿瘤的质心并生成(904)传感器表征PDF可以包括随时间推移采集肿瘤方位数据读数。在一些变型中,这可以包括随时间推移采集多个CT图像(例如,4-D CT成像)、识别肿瘤质心的初始方位,然后计算质心位置随时间推移的变化。替代性地或除此之外,随时间推移采集肿瘤方位数据读数可以包括将方位传感器或可跟踪基准附接到肿瘤、识别肿瘤质心的初始方位,然后测量质心位置随时间推移的变化。生成(906)传感器表征图像可以包括如先前所述将位置变化转换为德尔塔函数或高斯函数,然后聚集这些德尔塔函数或高斯函数以获得传感器表征PDF的图像(即,传感器表征PDF图像*N*)。在一些变型中,位置变化的图像可以包括肿瘤停留矩阵(例如,肿瘤方位直方图),其可以取反以获得传感器表征PDF的图像。生成(906)传感器表征图像可以包括计算传感器表征PDF *N*在*i*个激发方位中每一者上的投影,以获得传感器表征图像*N_i*。计算(908)用于*i*个激发方位中每一者的移位不变激发过滤器(*p_i*)可以类似于上文针对方法(200,600)所述的计算方法。也就是说,肿瘤POV中的剂量可以表示如下:

$$[0151] \quad D = A \cdot F$$

$$[0152] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} p_0 * N_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} * N_{i-1} \end{bmatrix}$$

$$[0153] \quad D = A \cdot \begin{bmatrix} N_0 * p_0 \\ \vdots \\ N_{i-1} * p_{i-1} \end{bmatrix} = A \cdot \begin{bmatrix} \text{toep}(N_0) & & \\ & \ddots & \\ & & \text{toep}(N_{i-1}) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} p_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} \end{bmatrix}$$

$$[0154] \quad D = A^{GIGRT} \cdot \begin{bmatrix} p_0 \\ \vdots \\ p_{i-1} \end{bmatrix}$$

[0155] 放射疗法治疗规划系统可以被配置为对激发过滤器值进行迭代,直到满足一个或多个停止条件。最终的激发过滤器值可以被保存在放射疗法治疗规划系统的存储器中。

[0156] 放射疗法递送方法:恒定值传感器

[0157] 图10描绘了放射疗法递送方法的一种变型,其使用在治疗规划期间(例如,根据方法(200,600,900))计算的移位不变激发过滤器和在治疗环节期间从恒定值传感器(或传感器系统)采集的目标传感器数据来计算在该治疗环节期间用于递送的辐射注量。方法(1000)可以包括使用在治疗环节(或任何辐射递送环节)期间采集的目标传感器数据来限定(1002)患者目标区域的质心的位置、基于传感器数据生成(1004)图像、通过将生成的图像与激发过滤器进行卷积来计算(1006)用于递送的辐射注量图,以及根据计算的辐射注量图来递送(1008)辐射。限定(1002)患者目标区域质心的位置并且生成(1004)传感器图像可

以包括采集CT和/或PET成像数据,以形成可以用于识别患者目标区域质心的位置(例如,坐标)的一个或多个图像。由于目标传感器是“零位”或恒定值传感器,所以在整个治疗环节中的传感器数据读数表示如在治疗环节的患者定位阶段期间最初识别的患者目标区域质心的位置。由于传感器数据读数(以及因此质心的初始位置)可以是静态帧(其也是与放射疗法系统相同的参考帧)的原点,因此该恒定值传感器读数的图像可以是以该原点为中心的德尔塔函数。这使注量图计算崩溃,使得激发过滤器与“身份标识”德尔塔函数 $\delta_{\text{身份标识}}$ 进行卷积:

$$[0158] \quad f_i = p_i * \delta_{\text{身份标识}} = p_i$$

[0159] 在激发方位*i*处递送的注量图仅仅是用于该激发方位的激发过滤器 p_i 。也就是说,在治疗环节期间,只要患者被定位成使得在治疗时的肿瘤质心位置与在治疗规划期间的肿瘤质心位置匹配,就可以将预先计算的固定注量图递送到肿瘤,而无需附加的目标传感器数据。尽管这种形式的治疗递送可以类似于标准IMRT/SBRT辐射递送,但是因为治疗规划是在肿瘤POV帧而不是静态帧中执行的,所以与标准IMRT/SBRT方法相比,递送到患者的辐射可以减少,同时仍然满足相同的剂量目标和目的。标准IMRT/SBRT方法基于在静态帧中定义的ITV边界来执行治疗规划,这些ITV边界可以包围比传感器表征PDF更大的区域或体积。与基于传感器表征PDF优化注量图和/或激发过滤器时相比,基于相对较大的ITV优化的注量图和/或激发过滤器可能导致对周围健康组织的较高水平的照射。

[0160] 虽然以上示例将恒定值目标传感器描述为包括CT成像系统和PET成像系统的目标传感器系统,但是应当理解,在其他变型中,目标传感器系统可以包括单独或彼此组合的本文先前描述的任何成像系统中的一者或多者。例如,代替可以与PET成像系统结合使用的CT成像系统,目标传感器系统可以包括单独的或与CT成像系统结合的MR成像系统。在一些变型中,恒定值传感器可以是方位传感器(诸如上述方位传感器中的任一种)。

[0161] 方法(1000)还能够以非治疗性方式使用,例如,在QA环节中,其中患者被替换为体模和/或注量测量装置。任选地,体模和/或注量测量装置可以安装在运动台上,该运动台可以是被配置为根据模拟患者和/或患者目标区域运动的运动轨迹来移动体模和/或注量测量装置的机械设备。在一些变型中,运动可以基于目标区域的运动停留直方图。体模和/或注量测量装置可以如上与患者一起设置所述那样,与目标传感器和/或目标传感器系统一起设置。方法(1000)在应用于非治疗性辐射递送环节(例如,QA环节)时,可以包括使用在QA环节期间采集的目标传感器数据来限定(1002)目标区域(例如,体模目标区域)的质心位置、基于采集的目标传感器数据生成(1004)图像、通过将生成的图像与激发过滤器进行卷积来计算(1006)用于递送的辐射注量图,以及根据计算的辐射注量图将辐射递送(708)到目标区域(例如,体模目标区域)。

[0162] 图11A至图11C描绘了放射疗法治疗规划和递送到以 $\pm 6\text{mm}$ 线性(1-D)移动的12mm长患者目标区域(例如,临床目标体积或CTV)的一个示例的模拟结果。图11A描绘了患者目标区域的运动停留直方图。在用于IMRT/SBRT的传统治疗规划方法中,基于该运动分布,可以在静态帧中限定具有24mm大小(12mm肿瘤长度+一个方向上的6mm位移+另一方向上的6mm位移)的ITV。以基于标准ITV的治疗规划方法为基础递送的注量可以具有图11B的绘图中所描绘的分布。迹线(1100)表示静态帧中的递送注量,迹线(1102)表示肿瘤POV帧中的递送注量。尽管肿瘤POV帧中的递送注量与静态帧中的递送注量相比有些模糊,但是其仍覆盖12mm

患者目标区域(或CTV)的整个范围。图11C描绘了基于本文所公开的治疗规划方法(即,基于肿瘤POV帧中的传感器表征PDF)递送的注量的分布;也就是说,基于图9和图10中描述的恒定值目标传感器规划和递送方法。迹线(1104)表示静态帧中的递送注量,迹线(1106)表示肿瘤POV帧中的递送注量。尽管静态帧中的递送注量在患者目标区域(或CTV)的边缘处具有注量峰值,从而给予其总体不规则的喇叭形轮廓,但是其仍然覆盖12mm患者目标区域(或CTV)的整个范围。虽然两种方法都将规定剂量递送到整个患者目标区域,但是图11B和图11C的注量分布之间的差异在于,通过使用本文所述的方法在肿瘤POV帧中进行治疗规划,患者的辐射暴露总体上减少了35%。

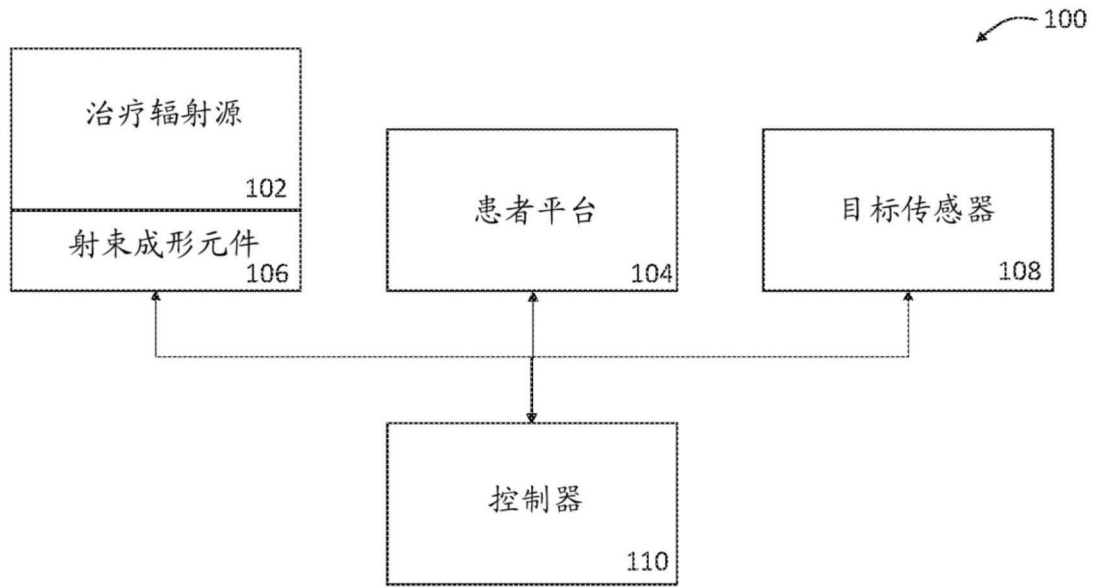


图1A

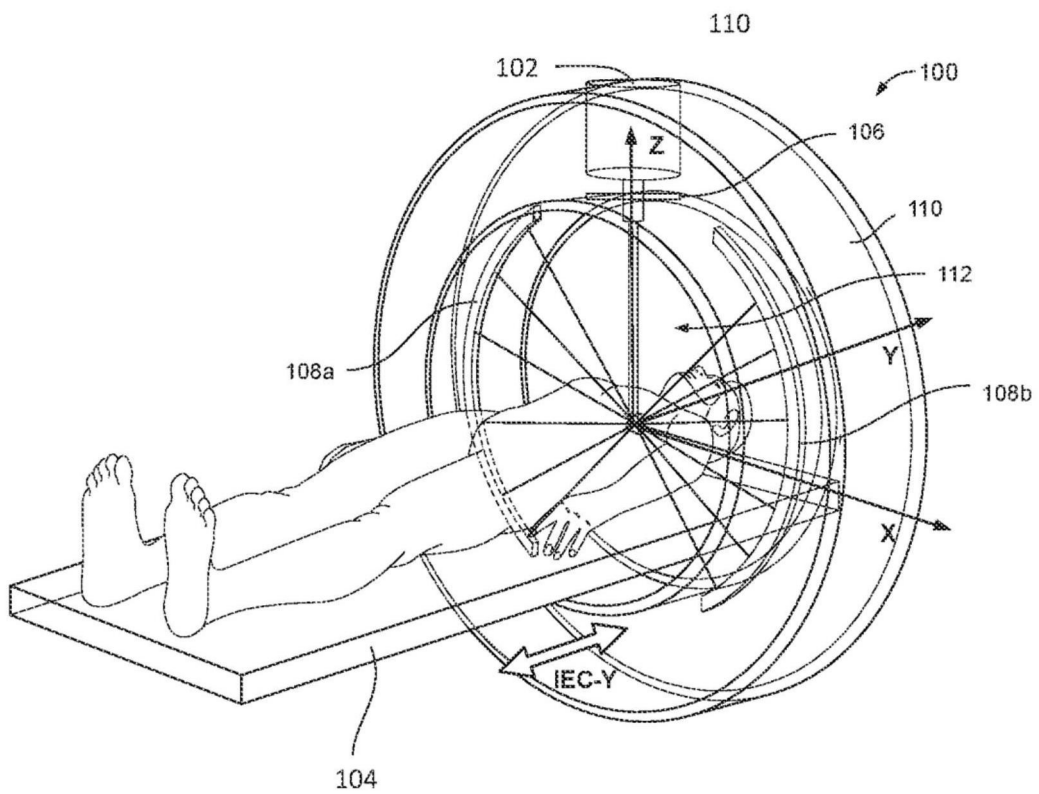


图1B

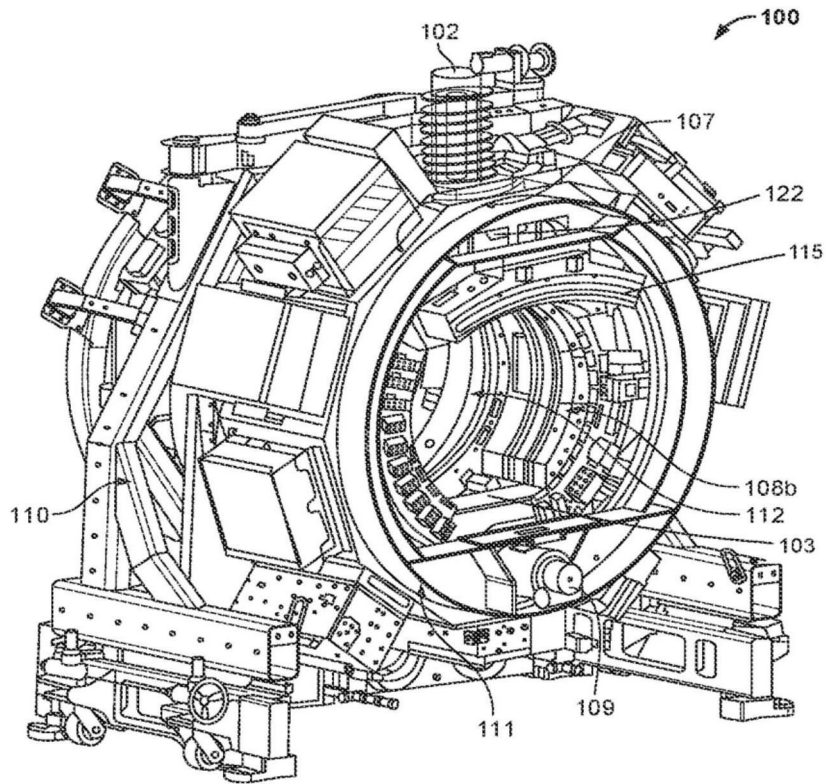


图1C

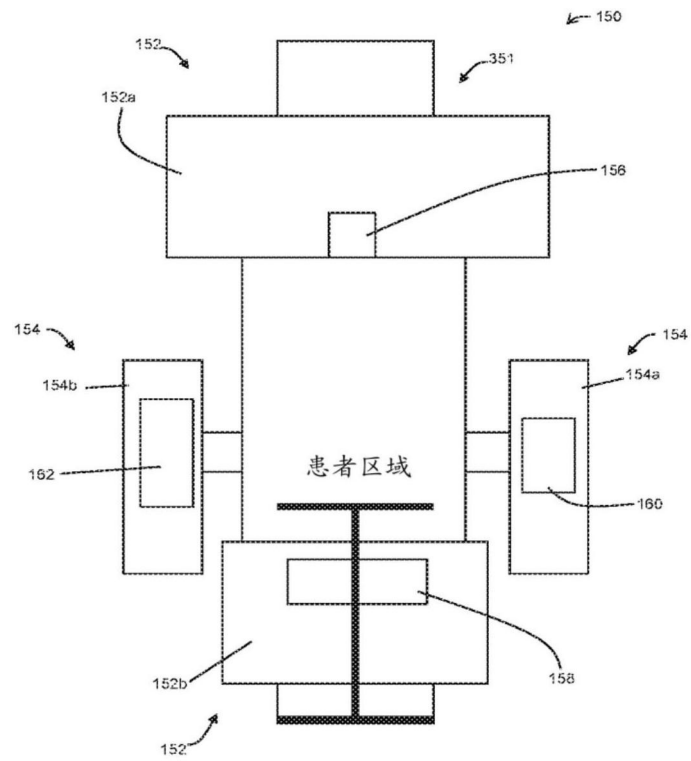


图1D

200

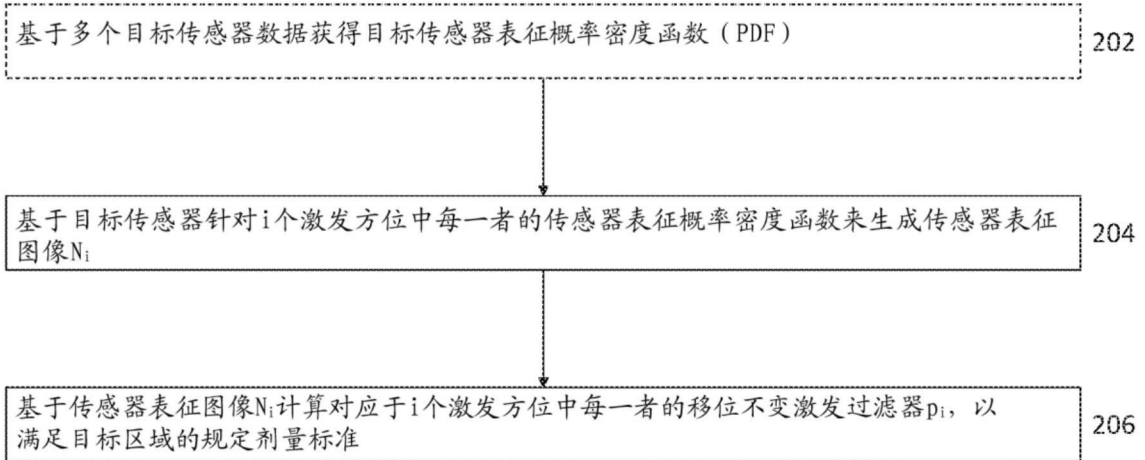


图2A

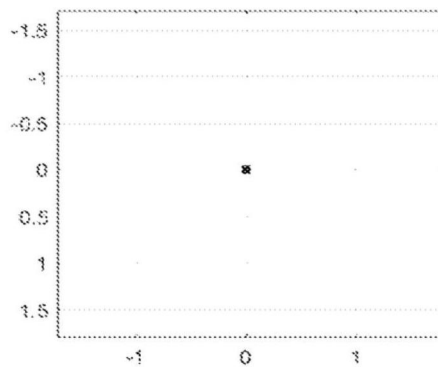


图2B

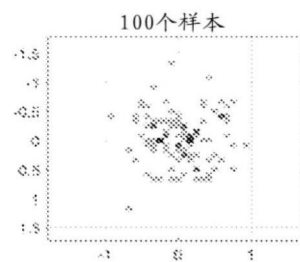


图2C

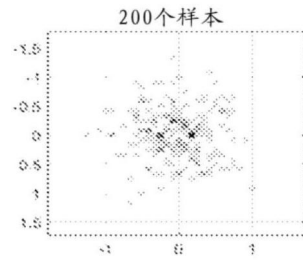


图2D

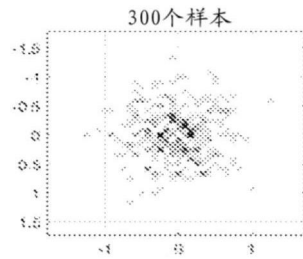


图2E

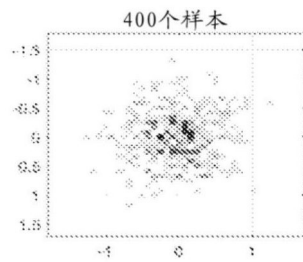


图2F

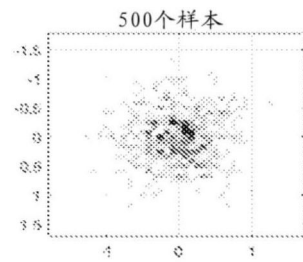


图2G

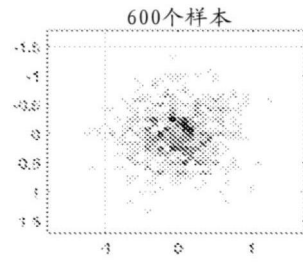


图2H

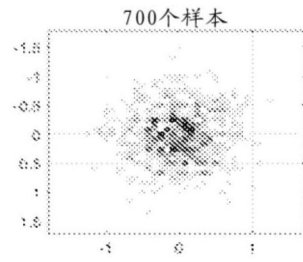


图2I

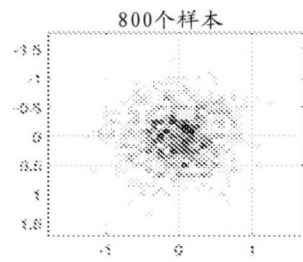


图2J

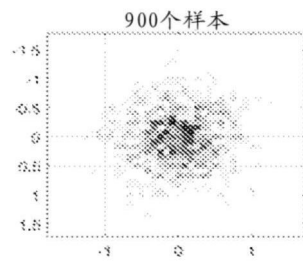


图2K

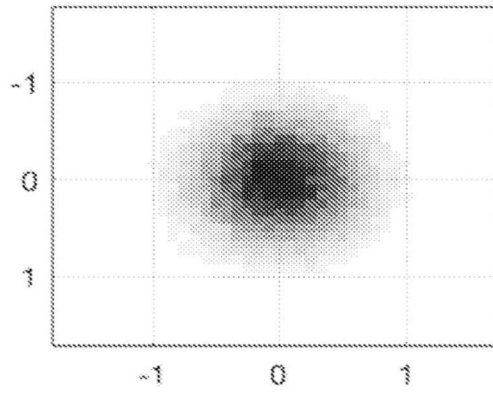


图2L

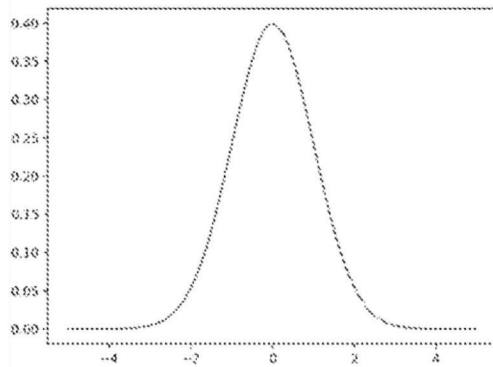


图3A

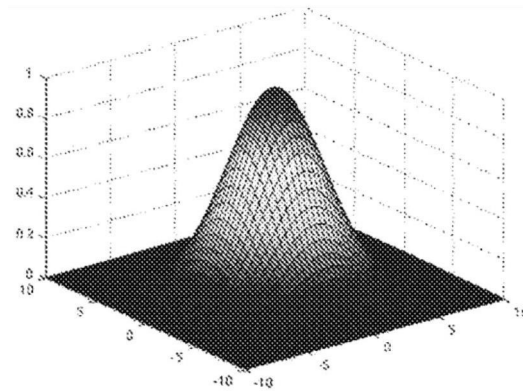


图3B

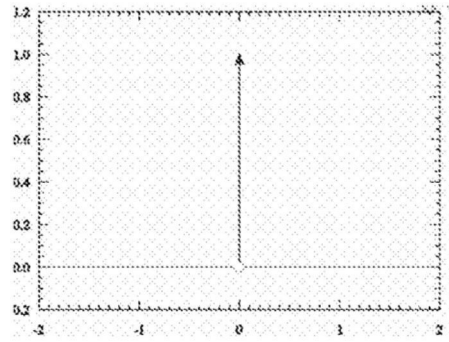


图3C

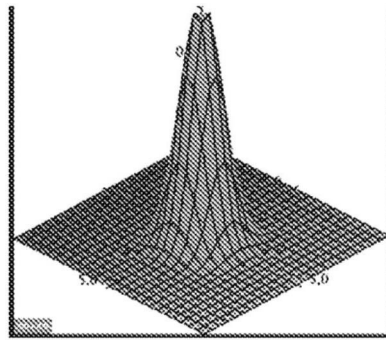


图3D

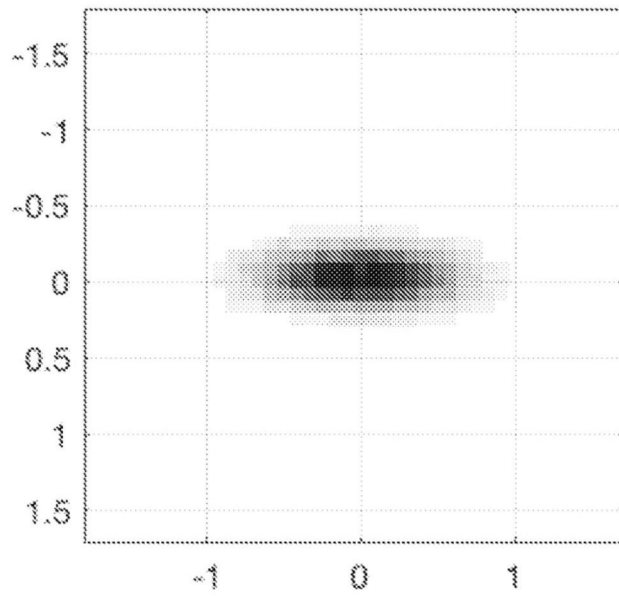


图3E

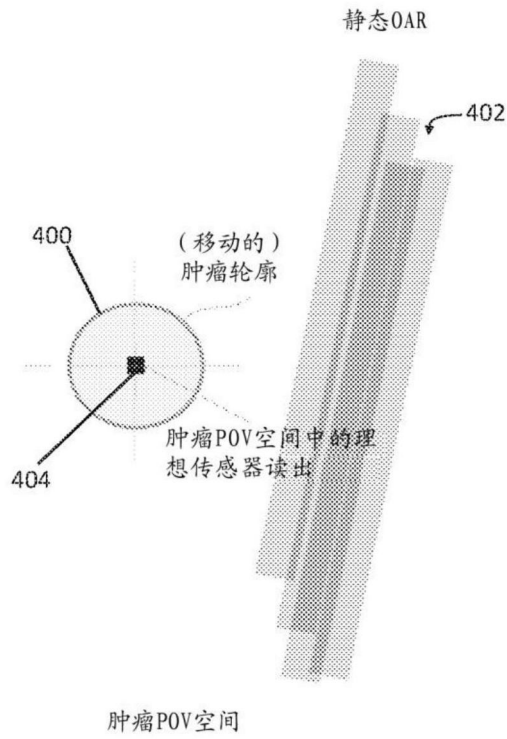


图4A

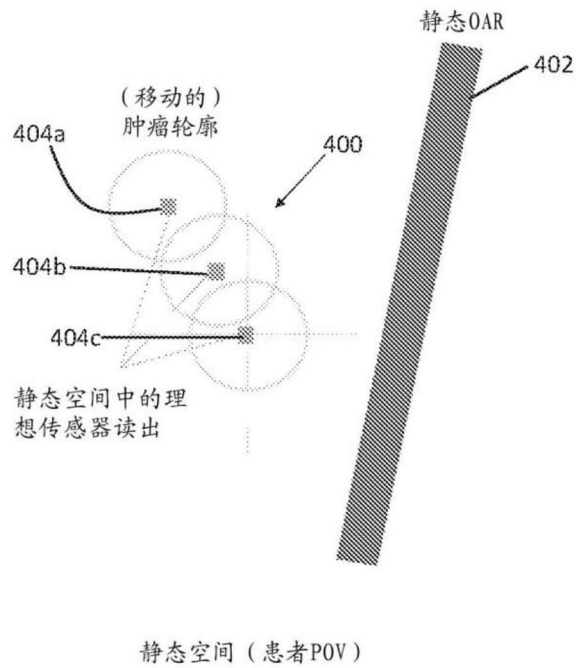


图4B

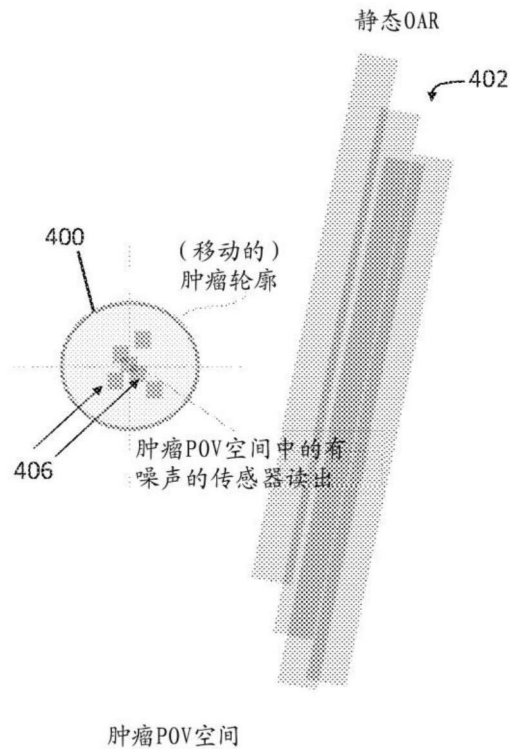


图4C

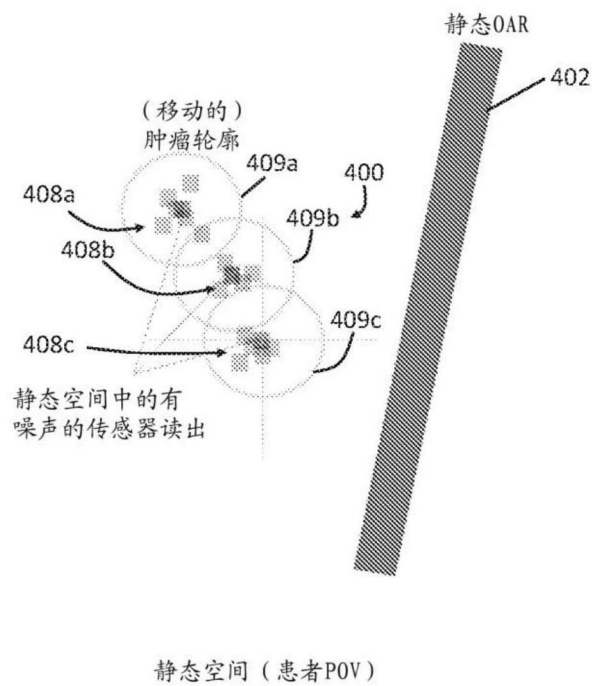


图4D

500

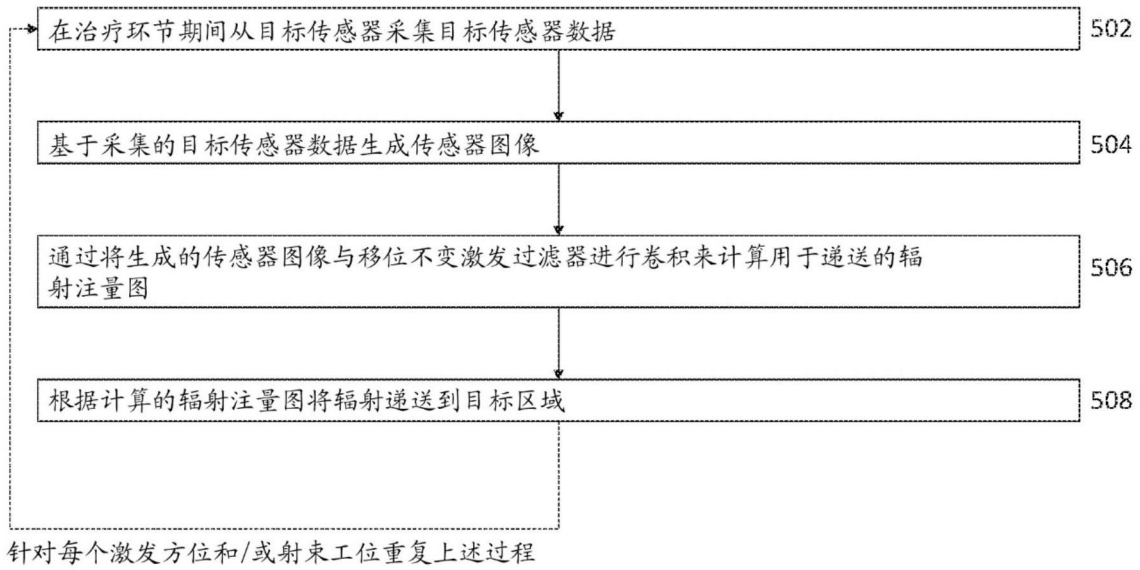


图5

600

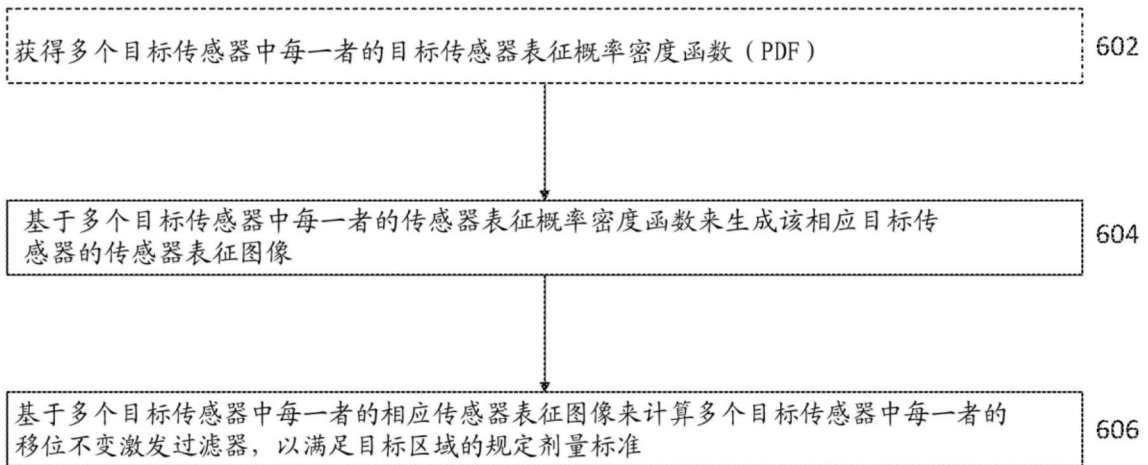
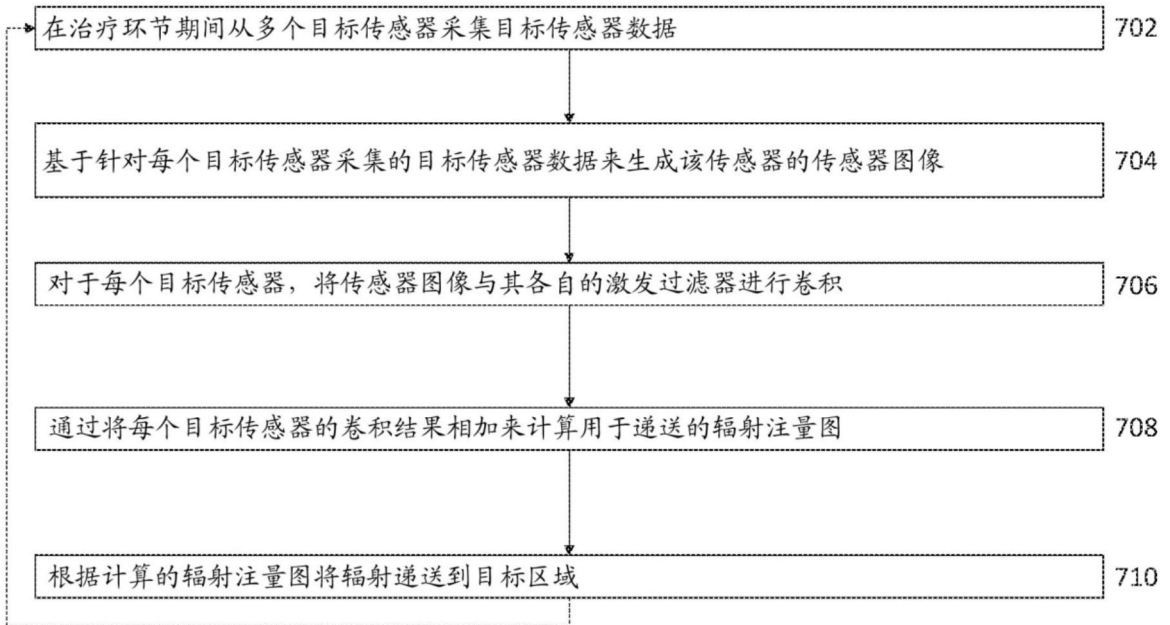


图6

700



针对每个激发方位和/或射束工位重复上述过程

图7

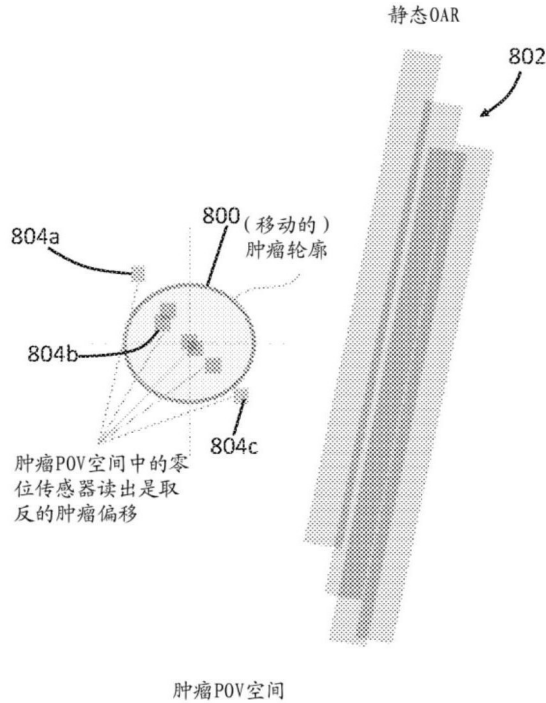


图8A

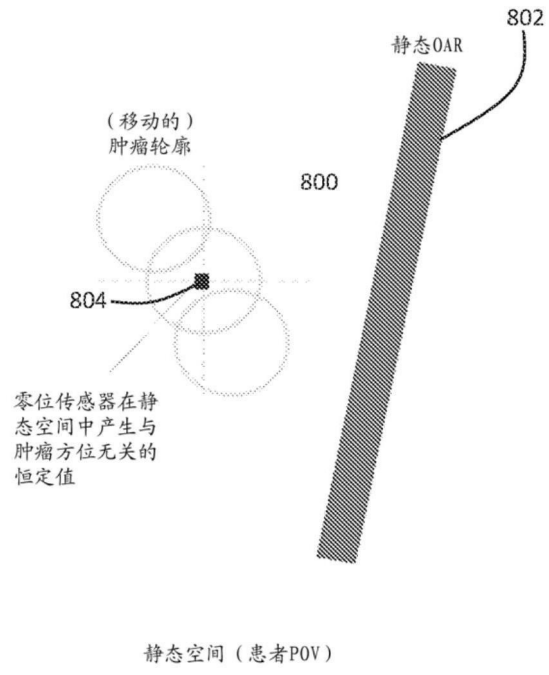


图8B

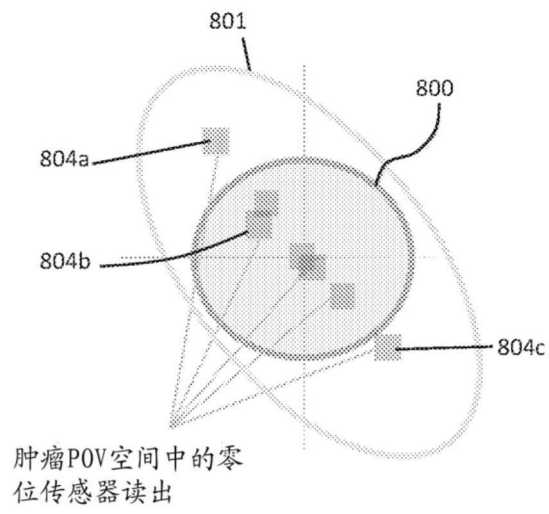


图8C

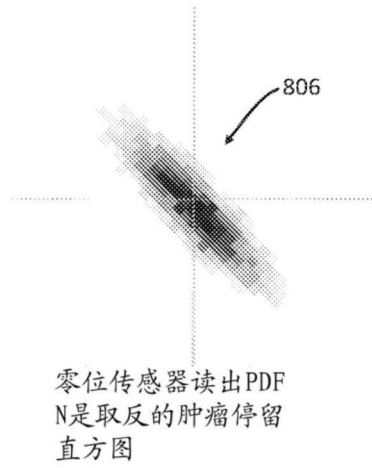


图8D

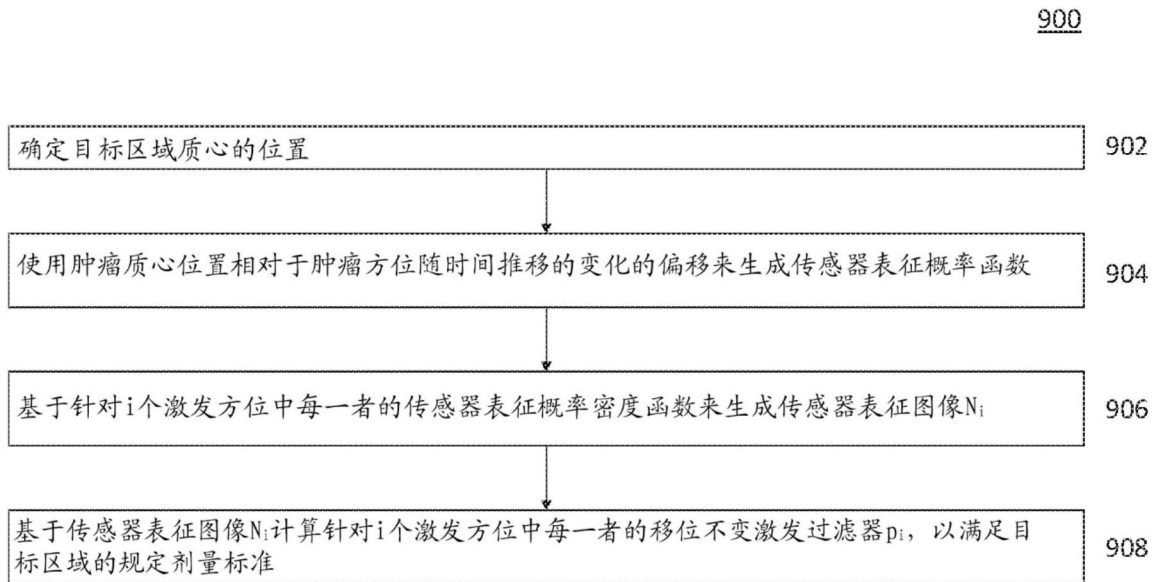


图9

1000

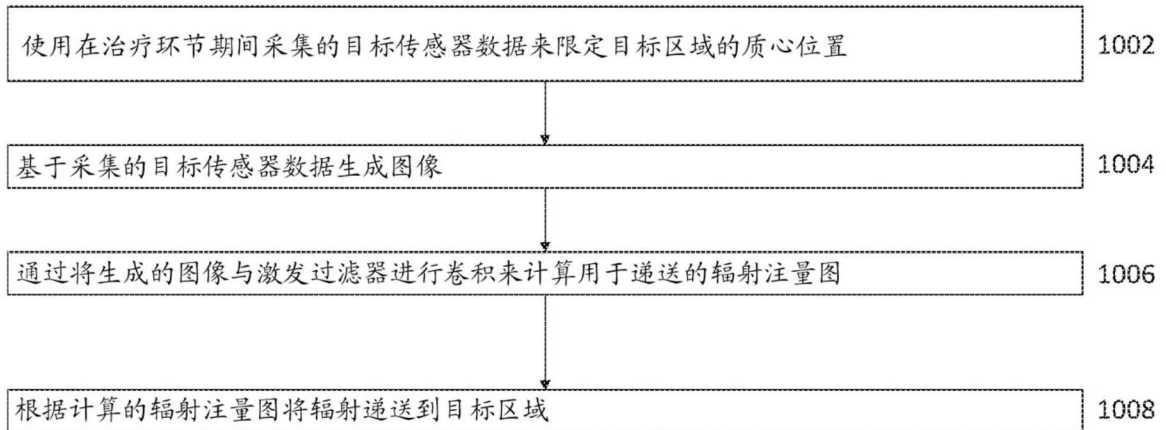


图10

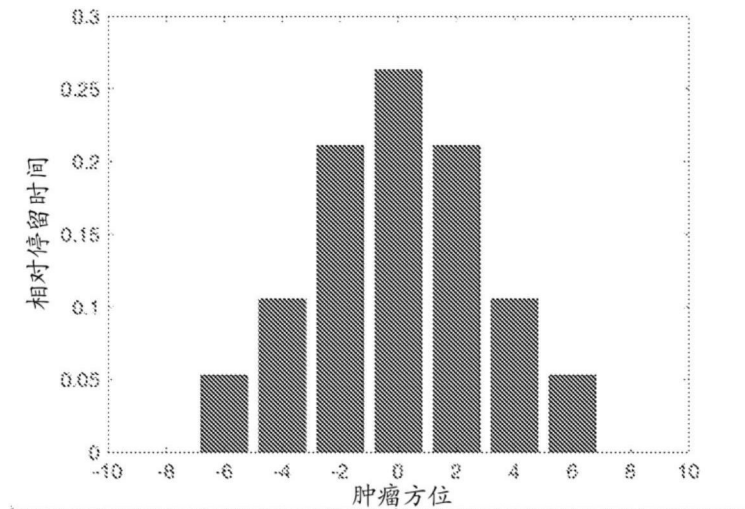


图11A

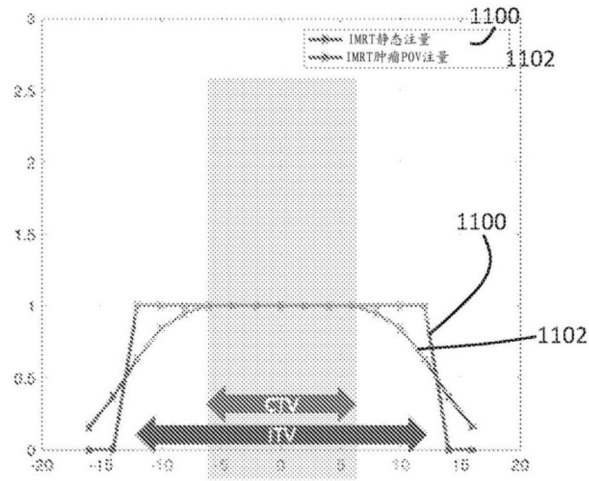


图11B

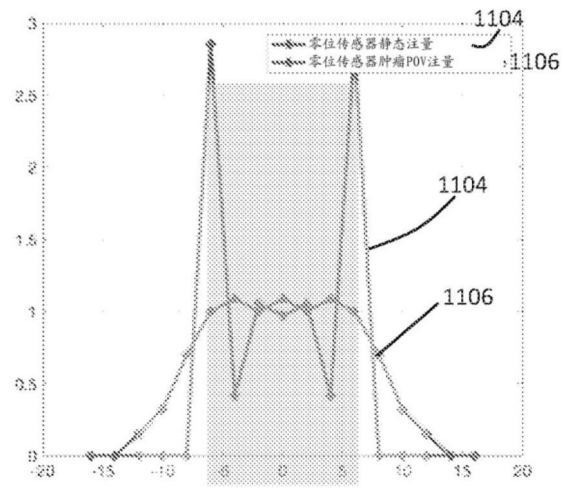


图11C