



(10) 授权公告号 CN 112203721 B

(45) 授权公告日 2023. 05. 02

(21) 申请号 201980035876.0

韩国原子力医学院

(22) 申请日 2019.06.05

(72) 发明人 金昊珍 郭正元 赵秉哲 李相旭

郑致暎 林永暎 黄义中 崔尚贤

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 112203721 A

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司

11286

(43) 申请公布日 2021.01.08

专利代理师 姜长星 李盛泉

(30) 优先权数据

10-2018-0065002 2018.06.05 KR

(51) Int.Cl.

A61N 5/10 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2020.11.27

(56) 对比文件

US 6260005 B1, 2001.07.10

KR 101794128 B1, 2017.11.30

CN 101268476 A, 2008.09.17

KR 20130056624 A, 2013.05.30

CN 107073284 A, 2017.08.18

CN 103656877 A, 2014.03.26

WO 2017167794 A1, 2017.10.05

US 2004001569 A1, 2004.01.01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2019/006791 2019.06.05

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2019/235841 KO 2019.12.12

(73) 专利权人 财团法人峨山社会福祉财团

地址 韩国首尔

专利权人 蔚山大学校产学协力团

国立癌中心

忠南大学校产学协力团

审查员 谢彩霞

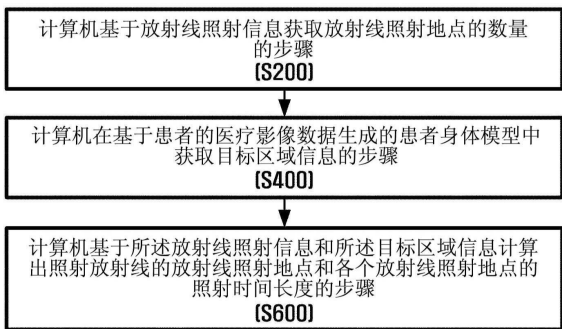
权利要求书2页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

近距离放射线治疗计划计算装置及近距离放射线治疗装置

(57) 摘要

本发明涉及一种近距离放射线治疗计划计算装置及近距离放射线治疗装置。包括如下步骤:计算机基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量(S200,放射线照射地点数量获取步骤);计算机从基于患者的医疗图像数据而生成的患者身体模型获取目标区域信息(S400,目标区域信息获取步骤);以及计算机基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度(S600,治疗计划计算步骤)。



1. 一种近距离放射线治疗计划计算装置, 作为利用插入至体内而控制放射线照射位置和照射方向的治疗器具来计算出近距离放射线治疗计划的计算装置, 包括:

放射线照射地点数量获取部, 基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量;

目标区域信息获取部, 从基于患者的医疗图像数据而生成的患者身体模型获取目标区域信息; 以及

治疗计划计算部, 基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度,

其中, 所述放射线照射信息包括能够布置放射线源的位置的数量和角度变更单位,

所述放射线照射地点是在特定源位置上的特定的角度方向,

所述目标区域信息包括包含于所述目标区域的体素在空间上的布置信息,

所述治疗计划计算部,

通过将所述放射线照射地点数量设定为列的数量 n 并将特定组的体素数量设定为行的数量 m 来生成作为 $m \times n$ 矩阵的核矩阵;

将包括在各个组的体素的特性值应用为所述核矩阵内的矩阵值;

为了达到放射线治疗效果, 对各个体素的剂量值应用与核矩阵相同的体素顺序赋予规则而生成作为 $m \times 1$ 矩阵的体素剂量矩阵;

生成作为对在所述各个放射线照射地点的照射时间长度的 $n \times 1$ 矩阵的照射时间长度矩阵; 以及

计算出使与所述组对应的核矩阵和所述照射时间长度矩阵的乘积与对所述组的体素剂量矩阵相同的各个放射线照射地点的照射时间长度组合。

2. 根据权利要求1所述的近距离放射线治疗计划计算装置, 其特征在于,

所述治疗计划计算部在对于所述目标区域的多个放射线照射地点的照射时间长度组合中, 计算出使放射线照射地点的数量最小的放射线照射地点的照射时间长度组合。

3. 根据权利要求1所述的近距离放射线治疗计划计算装置, 其特征在于,

所述治疗计划计算部在患者身体模型中将目标区域及具有不同的特性的多个身体区域划分为单独的组。

4. 根据权利要求3所述的近距离放射线治疗计划计算装置, 其特征在于,

所述治疗计划计算部,

生成对各个单独的组的单独的核矩阵,

计算出满足对各个单独的组的单独的核矩阵和体素剂量矩阵的放射线照射时间长度组合,

其中, 所述单独的核矩阵应用相同的放射线照射地点条件而具有相同的列的数量。

5. 根据权利要求4所述的近距离放射线治疗计划计算装置, 其特征在于,

所述治疗计划计算部在照射时间长度组合中提取满足使放射线照射地点的数量最小的条件及使对所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件的组合。

6. 根据权利要求5所述的近距离放射线治疗计划计算装置, 其特征在于,

所述使放射线照射地点的数量最小的条件包括在所述照射时间长度组合中的应用 L_0 -norm算法的值最小的组合的条件,

所述使对所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件包括将 L_2 -norm算法应用于所述

单独的核矩阵和针对对应组的照射时间长度矩阵的乘积与对各个组的理想的体素剂量矩阵之间的差异的值最小的条件。

7. 一种近距离放射线治疗装置,包括:

治疗器具,插入至体内控制放射线照射方向和强度;以及

控制单元,

其中,控制单元:

基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量,从基于患者的医疗图像数据而生成的患者身体模型获取目标区域信息,

基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息而计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度组合,

计算出使放射线照射地点的数量最小并且使照射到正常组织的剂量最小的放射线照射地点的照射时间长度组合,

其中,所述放射线照射信息包括能够布置放射线源的位置的数量和角度变更单位,

所述放射线照射地点是在特定源位置上的特定的角度方向,

所述目标区域信息包括包含于目标区域的体素在空间上的布置信息,

所述控制单元,

通过将所述放射线照射地点数量设定为列的数量 n 并将特定组的体素数量设定为行的数量 m 来生成作为 $m \times n$ 矩阵的核矩阵;

将包括在各个组的体素的特性值应用为所述核矩阵内的矩阵值;

为了达到放射线治疗效果,对各个体素的剂量值应用与核矩阵相同的体素顺序赋予规则而生成作为 $m \times 1$ 矩阵的体素剂量矩阵;

生成作为对在所述各个放射线照射地点的照射时间长度的 $n \times 1$ 矩阵的照射时间长度矩阵;以及

计算出使与所述组对应的核矩阵和所述照射时间长度矩阵的乘积与对所述组的体素剂量矩阵相同的各个放射线照射地点的照射时间长度组合。

近距离放射线治疗计划计算装置及近距离放射线治疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种近距离放射线治疗计划计算方法、装置及程序以及近距离放射线治疗装置,更详细地涉及一种利用插入至体内并控制放射线照射位置和照射方向的治疗器具来计算出近距离放射线治疗计划的方法、装置及程序和包括其的放射线治疗装置。

背景技术

[0002] 对癌症患者的放射线治疗大致可以分为两种。它们是从患者体外的放射线源向肿瘤传递放射线的体外放射线治疗和从进入患者体内的放射线源传递放射线的近距离放射线治疗。

[0003] 其中,近距离放射线治疗的优点在于,由于将放射线源插入至肿瘤内部传递治疗剂量,因此非常高的放射剂量传递至肿瘤,但是可以显著降低传递至周围的正常器官的放射剂量。

[0004] 在近距离放射线治疗中,通过插入至体内的治疗器具来移动放射线源而照射放射线,但是存在的问题在于,在治疗器具中调节放射线照射方向来调节三维放射线强度的技术尚未充分开发。并且,在执行近距离放射线治疗时,也需要最小化影响正常组织的剂量,并且需要最小化近距离放射线治疗所需的时间,但是存在的问题在于没有解决该问题的方法。

发明内容

[0005] 技术问题

[0006] 本发明在于提供如下的一种近距离放射线治疗计划计算方法、装置及程序以及近距离放射线治疗装置,将治疗器具插入至身体内部而执行近距离放射线治疗时向目标区域提供目标剂量,并且通过最小化变更放射线源的位置和角度而最小化整个治疗时间。

[0007] 本发明期望解决的技术问题并不限于以上提及的课题,本领域技术人员可以通过下面的记载而明确理解未提及的其他技术课题。

[0008] 技术方案

[0009] 根据本发明的一实施例的近距离放射线治疗计划计算方法包括如下步骤:放射线照射地点数量获取步骤,计算机基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量,其中,所述放射线照射信息包括能够布置放射线源的位置的数量和角度变更单位,所述放射线照射地点是在特定源位置上的特定的角度方向;目标区域信息获取步骤,计算机从基于患者的医疗图像数据而生成的患者身体模型获取目标区域信息,其中,所述目标区域信息包括包含于所述目标区域的体素在空间上的布置信息;以及治疗计划计算步骤,计算机基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息来计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度。

[0010] 并且,作为另一实施例,其特征在于,所述治疗计划计算步骤中,在对于所述目标区域的多个放射线照射地点的照射时间长度组合中,计算出使放射线照射地点的数量最小

的放射线照射地点的照射时间长度组合。

[0011] 并且,作为另一实施例,其特征在于,所述治疗计划计算步骤中,将在水中将在实际治疗中应用的放射线强度沿特定方向应用时获取的剂量分布应用于蒙特卡洛模拟法而计算的结果应用于患者身体模型内的各个放射线照射地点,从而计算出放射线照射地点的照射时间长度。

[0012] 并且,作为另一实施例,其特征在于,所述放射线照射位置沿特定的轴方向的直线移动,所述治疗计划计算步骤中,根据所述轴方向的倾斜信息对所述蒙特卡洛计算结果进行补正而应用。

[0013] 并且,作为另一实施例,所述治疗计划计算步骤还包括如下步骤:通过将所述放射线照射地点数量设定为列的数量 n 并将特定组的体素数量设定为行的数量 m 来生成作为 $m \times n$ 矩阵的核矩阵;根据特定的规则而将包括在各个组的体素的特性值应用为所述核矩阵内的矩阵值;为了达到放射线治疗效果,对每个体素的剂量值应用与核矩阵相同的体素顺序赋予规则,生成作为 $m \times 1$ 矩阵的体素剂量矩阵;生成作为对在所述每个放射线照射地点的照射时间长度的 $n \times 1$ 矩阵的照射时间长度矩阵;以及计算出使与所述组对应的核矩阵和所述照射时间长度矩阵的乘积与对所述组的体素剂量矩阵近似的各个放射线照射地点的照射时间长度组合。

[0014] 并且,作为另一实施例,还包括如下步骤:将目标区域及具有不同的特性的多个身体区域划分为单独的组。

[0015] 并且,作为另一实施例,其特征在于,所述核矩阵生成步骤中,生成对各个单独的组的单独的核矩阵,其中,所述照射时间长度组合计算步骤中,计算出满足对各个单独的组的单独的核矩阵和体素剂量矩阵的放射线照射时间长度组合,其中,所述单独的核矩阵应用相同的放射线照射地点条件而具有相同的列的数量。

[0016] 并且,作为另一实施例,所述治疗计划计算步骤还包括如下步骤:从照射时间长度组合中提取满足使放射线照射地点的数量最小的条件及使对所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件的组合。

[0017] 并且,作为另一实施例,所述使放射线照射地点的数量最小的条件是指在所述照射时间长度组合中的应用 L_0 -norm算法的值最小。

[0018] 并且,作为另一实施例,所述使对所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件是指将 L_2 -norm算法应用于所述单独的核矩阵和针对对应组的照射时间长度矩阵的乘积与对各个组的理想的体素剂量矩阵之间的差异的值最小。

[0019] 根据本发明的另一实施例的一种近距离放射线治疗计划计算程序,并且存储在计算机可读取记录介质并与作为硬件的计算机结合而执行所述提及的近距离放射线治疗计划计算方法,。

[0020] 根据本发明的又一实施例的一种近距离放射线治疗计划计算装置,包括:放射线照射地点数量获取部,基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量;目标区域信息获取部,从基于患者的医疗图像数据生成的患者身体模型获取目标区域信息;以及治疗计划计算部,基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度,其中,所述放射线照射信息包括能够布置放射线源的位置的数量和角度变更单位,所述放射线照射地点是在特定源位置上的特定的角度

方向,所述目标区域信息包括包含于所述目标区域的体素的空间上的布置信息。

[0021] 并且,作为另一实施例,其特征在于,所述治疗计划计算部计算出使放射线照射地点的数量最小的放射线照射地点的照射时间长度组合。

[0022] 并且,作为另一实施例,其特征在于,所述治疗计划计算部在患者的身体模型将目标区域和对应于各个身体组织的多个身体区域划分为单独的组,通过将所述放射线照射地点数量设定为列的数量 n 并将各个单独的组的体素数量设定为行的数量 m 来生成单独的核矩阵,根据特定的规则而将包括在各个组的体素的特性值应用为所述单独的核矩阵内的矩阵值,为了达到放射线治疗效果,对各个体素的剂量值应用与核矩阵相同的体素顺序赋予规则而生成作为 $m \times 1$ 矩阵的体素剂量矩阵,生成作为对在所述各个放射线照射地点的照射时间长度的 $n \times 1$ 矩阵的照射时间长度矩阵,计算出使与所述组对应的核矩阵和所述照射时间长度矩阵的乘积与对所述组的体素剂量矩阵近似的各个放射线照射地点的照射时间长度组合,其中,所述单独的核矩阵应用相同的放射线照射地点条件而具有相同的列的数量。

[0023] 并且,作为另一实施例,其特征在于,所述治疗计划计算部在照射时间长度组合中提取满足使放射线照射地点的数量最小的条件及使对所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件的组合。

[0024] 根据本发明的又一实施例的一种近距离放射线治疗装置,包括:治疗器具,插入至体内控制放射线照射方向和强度;以及控制单元,基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量,在基于患者的医疗图像数据生成的患者身体模型中获取目标区域信息,基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息而计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度组合,计算出使放射线照射地点的数量最小并且照射到正常组织的剂量最小的放射线照射地点的照射时间长度组合,其中,所述放射线照射信息包括能够布置放射线源的位置的数量和角度变更单位,所述放射线照射地点是在特定源位置上的特定的角度方向,所述目标区域信息包括包含于目标区域的体素的空间上的布置信息。

[0025] 技术效果

[0026] 根据如上所述的本发明,具有如下所述的多样的效果。

[0027] 第一、本发明最优化近距离放射线治疗计划而可以使患者在近距离放射线治疗所需的时间最小化。具体地,本发明使将放射线治疗器具插入至患者身体内部的次数最小化,从而可以防止因器具插入次数增加而导致的治疗时间的增加。即,本发明可以用最小化的近距离放射线治疗器具的插入次数来向目标区域提供目标剂量,因此可以解决因较多次数的器具的插入导致的患者的不便和时间浪费。并且,本发明通过使放射线源的移动次数和放射线照射方向的变更最小化而可以最小化在近距离放射线治疗时治疗所需的时间。本发明可以减少变更放射线源的放射线照射位置和方向的时间,并且可以减少为了补充放射线源等而将放射线源排出到体外之后再次插入所需的时间,因此可以使近距离放射线治疗时间最小化。

[0028] 第二、本发明的可以防止给患者身体提供不必要的放射线剂量。具体地,本发明在最小化放射线照射位置变更和照射方向变更的同时向目标区域提供近似于目标剂量的剂量,并且可以最小化对正常身体区域造成影响的剂量。并且,本发明最小化放射线源的移动次数,从而可以减少在放射线源的移动过程中提供到患者内部的借由放射线源的辐射量。

附图说明

[0029] 图1是根据本发明的一实施例的近距离放射线治疗计划计算方法的流程图。

[0030] 图2是表示在根据本发明的一实施例的理想的条件下的剂量分布的示例图。

[0031] 图3是根据本发明的一实施例的基于矩阵计算出治疗计划的过程的流程图。

[0032] 图4是表示根据本发明的一实施例的从理想的剂量分布中提取对应于各个身体区域的部分的过程的示例图。

[0033] 图5是根据本发明的一实施例的按目标区域和多个身体区域生成核矩阵并基于矩阵计算出治疗计划的过程流程图。

[0034] 图6是根据本发明的一实施例的还包括计算出最佳条件的照射时间长度组合的过程的计算出治疗计划的过程的流程图。

[0035] 图7是根据本发明的一实施例的对照射时间长度组合1)未应用 L_k -norm算法的情况,2)应用 L_1 -norm算法的情况,3)应用 L_0 -norm算法的情况的对放射线照射次数和照射放射线的总时间长度进行比较的示例图。

[0036] 图8是根据本发明的一实施例的比较1)未应用 L_k -norm算法的情况,2)应用 L_1 -norm算法的情况,3)应用 L_0 -norm算法的情况的治疗计划的剂量体积表。

[0037] 图9是根据本发明的另一实施例的近距离放射线治疗计划计算装置的内部构成图。

[0038] 图10是根据本发明的又一实施例的近距离放射线治疗装置的构成图。

具体实施方式

[0039] 以下,参照附图对本发明的优选的实施例进行详细说明。参照在后面与附图一起详细描述的实施例,可以明确本发明的优点和特征以及达成这些的方法。然而,本发明可以实现为彼此不同的多种形态,并不限于以下公开的实施例,提供本实施例的目的仅在于使本发明的公开得以完整并向本发明所属技术领域中的普通技术人员完整地告知本发明的范围,本发明仅由权利要求的范围所定义。贯穿整个说明书,相同附图标记指代相同构成要素。

[0040] 除非有其他定义,本说明书中所使用的所有术语(包括技术及科学术语)可使用于本发明所属技术领域的一般技术人员共同理解的含义。此外,除非有特别明确地定义,否则一般所使用的词典中定义的术语不会被理想地或过度地解释。

[0041] 本说明书中使用的术语用于说明实施例,而不是用于限制本发明。在本说明书中,除非在语句中特别提到,单数型也包括复数型。说明书中使用的“包含(comprises)”和/或“包括(comprising)”不排除除了所提及的构成要素之外的一个以上的其他构成要素的存在或添加

[0042] 本说明书中“近距离放射线治疗器具”包括用于放射线源插入至体内而执行的近距离放射线治疗的所有治疗器具。尤其,“近距离放射线治疗器具”包括能够控制放射线照射的位置和放射线照射的方向的器具。并且,“治疗器具”可以形成为多样的形态,可以是细长的形状或者弯曲的形状。

[0043] 本说明书中“计算机”包括执行运算处理来向用户提供结果的多样的所有装置。例如,计算机不仅是桌上型PC、笔记本计算机(Note Book),也可以对应于智能电话(Smart

phone)、平板PC、蜂窝电话 (Cellular phone)、个人通信服务 (PCS: Personal Communication Service) 电话、同步/异步国际电话移动系统-2000 (IMT-2000: International Mobile Telecommunication-2000) 移动终端、掌上个人计算机 (Palm Personal Computer)、个人数字助理 (PDA: Personal Digital Assistant) 等。并且, 获取或观察医疗图像的医疗设备也可以对应于计算机。并且, 计算机可以对应于连接于多样的客户端计算机的服务器计算机。

[0044] 本说明书中“医疗图像数据”表示借由医疗图像拍摄装置而获取的图像。“医疗图像数据”可以包括核磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging)、电子计算机断层扫描 (Computed Tomography) 图像等。

[0045] 本说明书中“目标区域”表示要通过放射线照射而治疗的对象区域。例如, “目标区域”可以对应于需要照射放射线的肿瘤 (Tumor) 区域。

[0046] 本说明书中“单独的组”表示按目标区域、各个身体组织而划分的体素组。

[0047] 以下, 参照附图对根据本发明的实施例的近距离放射线治疗计划计算方法、计算装置、计算程序及近距离放射线治疗装置进行说明。

[0048] 图1是根据本发明的一实施例的近距离放射线治疗计划计算方法的流程图。

[0049] 参照图1, 根据本发明的一实施例的近距离放射线治疗计划计算方法包括如下步骤: 计算机基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量 (S200, 放射线照射地点数量获取步骤); 计算机从基于患者的医疗图像数据生成的患者身体模型获取目标区域信息 (S400, 目标区域信息获取步骤); 以及计算机基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度 (S600, 治疗计划计算步骤)。以下记载对各个步骤的详细的说明。

[0050] 计算机基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量 (S200, 获取放射线照射地点数量的步骤)。所述放射线照射信息包括近距离放射线治疗器具的放射线源能够布置的位置的数量和角度变更单位。

[0051] 所述近距离放射线治疗器具可以具有能够改变放射线照射位置和照射方向的多样的形式。作为一实施例, 所述近距离放射线治疗器具可以是所述放射线照射位置沿特定轴方向上的直线而移动的器具。即, 所述近距离放射线治疗器具可以形成为整体上细长的形状。并且, 作为另一实施例, 所述近距离放射线治疗器具为了插入至弯曲的身体部位而可以具有弯曲形状。例如, 由于为了向诸如子宫癌等位置的肿瘤照射放射线而需要使用符合身体结构的弯曲形状的治疗器具, 因此所述近距离放射线治疗器具可以形成为在特定位置处弯曲的结构或第一结构体和第二结构体以特定的角度连接的结构。

[0052] 作为一实施例, 放射线放射区域形成为细长形状的近距离放射线治疗器具布置于患者体内的特定的轴上。计算机通过假设近距离放射线治疗器具布置于将在实际的治疗情况下布置的轴上来获取用于执行治疗计划的放射线照射信息。例如, 在将放射线照射到子宫癌患者的子宫内的肿瘤的情况下, 计算机将近距离放射线治疗器具布置为平行于z轴方向。当近距离放射线治疗器具布置为平行于z轴时, 计算机可以以近距离放射线治疗器具布置于身体内管的中央的方式预先旋转并补正患者身体模型。

[0053] 并且, 对于所述近距离放射线治疗器具而言, 在沿长度方向较长地延伸的内部空间的各个照射位置布置放射线源, 并且向需要治疗的目标区域侧照射放射线。放射线源连

接于在外部的近距离放射线治疗器具配备的细长电缆的端部并且发出放射线。即,放射线源位于形成于近距离放射线治疗器具的细长的形状内部的容纳空间。

[0054] 并且,所述近距离放射线治疗器具可以形成为能够调节放射线暴露于外部的方向的结构。所述近距离放射线治疗器具通过用户在外部旋转操作部或者借由驱动部的旋转,而改变放射线的照射方向。

[0055] 具体地,在改变放射线照射位置和照射方向的同时执行治疗的情况下,计算机在细长形状的近距离放射线治疗器具内设定将要照射放射线的位置(即,放射线照射位置)。例如,计算机可以将能够照射放射线的整个区间按等间隔划分来设定多个放射线照射位置。在为了子宫癌肿瘤治疗而执行近距离放射线治疗的情况下,计算机可以在布置于患者的子宫区域的近距离放射线治疗器中以2.5mm间隔设定放射线照射位置。此后,计算机将近距离放射线治疗器具能够旋转的角度范围按特定的基准单位划分来设定放射线照射方向的数量。例如,在近距离放射线治疗器具可以旋转整个360度的情况下,计算机在基准方向(例如,患者身体的正右侧方向)上以特定的基准单位角度(例如,30度)划分360度来设定12个照射方向。据此,计算机通过已设定的放射线照射位置和放射线照射方向来设定整个放射线照射地点。所述放射线照射地点是放射线照射位置条件和放射线照射方向条件结合的放射线照射条件(即,在特定的放射线源的布置位置下的特定的角度方向信息)。并且,计算机可以通过放射线照射位置的数量和放射线照射方向的数量来计算出整个放射线照射地点的数量。

[0056] 计算机从基于患者的医疗图像数据而生成的患者身体模型获取目标区域信息(S400,获取目标区域信息的步骤)。所述患者身体模型可以基于多样的医疗图像数据来生成。作为一实施例,在将CT图像数据用作医疗图像数据的情况下,计算机可以通过特定的霍恩斯菲尔德单位值来确认身体密度分布,来生成患者身体模型。即,患者身体模型是基于特定的医疗图像数据而生成的三维患者身体数据。

[0057] 计算机在患者身体模型中提取目标区域,并且获取目标区域信息。所述目标区域是在患者身体内部应实施放射线治疗的区域,可以对应于肿瘤区域。所述目标区域信息包括包含于所述目标区域的体素的空间上的布置信息。例如,目标区域信息可以包括包含于目标区域的体素数量、位置值(例如,从基准位置的矢量值)等。

[0058] 并且,作为另一实施例,计算机从患者身体模型获取关于多个身体部位的信息。在通过近距离放射线治疗对目标区域进行放射线治疗的过程中,由于放射线也会到达从近距离放射线治疗器具到达目标区域的路径或所述目标区域周边的正常身体部位,因此计算机提取多个正常身体区域来生成正常身体区域信息。此时,由于每个身体部位对放射线的特性(即,身体密度)不同,因此计算机将不同的身体部位划分为多个正常身体区域。

[0059] 并且,作为一实施例,如下所述,计算机可以将已提取的目标区域和多个正常身体区域设定为单独的组来计算出近距离放射线治疗计划(例如,向目标区域提供期望的剂量并最小化向正常身体区域提供的剂量)。

[0060] 计算机基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息,计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度(S600,治疗计划计算步骤)。计算机提取向目标地点提供剂量的同时使对正常组织造成影响的剂量最小化的一个以上的放射线照射地点。即,计算机计算出剂量对正常组织造成影响较小的同时能够向目标区域提供剂

量的放射线照射位置和方向。并且,由于插入放射线源以后无法调节放射线源的强度本身,因此计算机通过调整照射特定强度的放射线的插入的放射线源在特定的放射线照射地点照射的时间,从而调节提供给身体内部的剂量。

[0061] 计算机可以计算出能够符合目标区域信息而执行近距离放射线治疗的多个照射时间长度组合。在利用目标区域信息和正常身体区域信息来计算出治疗计划的情况下,计算机可以计算出多个照射时间长度组合。用户可以从多个照射时间长度组合中选择并应用于实际近距离放射线治疗,计算机提供能够最小化向正常组织提供的剂量并且最小化治疗时间的特定照射时间长度组合,从而利用该组合执行治疗。

[0062] 并且,作为另一实施例,所述治疗计划计算步骤(S600),在对所述目标区域的多个放射线照射地点的照射时间长度组合中计算出使放射线照射地点的数量最少的照射时间长度组合。具体地,当医护人员为了调节放射线强度本身而增加释放放射线源之后调节放射线强度并重新插入的过程时,执行近距离放射线治疗整体时间会增加。即,越反复在器具内插入放射线性物质的过程,治疗所需的时间越长。并且,即使使用一个放射线源,当移动的放射线照射地点增加时,改变放射线照射地点的过程所需的时间增加,因此整体治疗时间会增加。并且,当放射线照射地点增加时,在放射线源的移动过程中患者的内部辐射可能性也会增加。因此,应最小化放射线源移除到外部的次数并且减少改变放射线照射地点的次数,近距离放射线治疗的整体时间才会减少。为此,应用在放射线本身的强度相同的状态下调节从特定的放射线照射地点向对应的方向照射放射线的时间的长度的方式,计算机将探索使放射线照射地点数量最小的条件。

[0063] 并且,作为在一个以上的放射线照射地点计算出照射时间长度组合的方式,可以应用多样的方式。作为一实施例,所述治疗计划计算步骤(S600)中,在理想条件(例如,在填充有水的立方体形态的水槽内照射放射线的条件)下将沿特定的方向照射放射线的蒙特卡洛计算结果应用于所述患者身体模型内的各个放射线照射地点来计算出所述照射时间长度。即,计算机将在水中应用将在实际治疗中应用的放射线强度沿特定方向时获取的剂量分布应用于蒙特卡洛模拟法而计算的结果,应用于患者身体模型内的各个放射线照射地点,从而计算出放射线照射地点的照射时间长度。如图2所示,所述蒙特卡洛计算结果是将在水中应用将在实际治疗中应用的放射线强度条件沿特定方向时获取的剂量分布结果。由于人体的大部分是由水构成的,因此通过将应用于水的理想的蒙特卡洛计算结果应用于各个放射线照射地点,计算机可以提取需要照射放射线的一个以上的照射地点,并且计算用于向目标区域提供期望的剂量的各个照射地点的照射时间长度。

[0064] 并且,作为另一实施例,所述治疗计划计算步骤(S600)根据所述轴方向的倾斜信息对所述蒙特卡洛计算结果进行补正而应用。基于身体器官的布置状态,获取的蒙特卡洛计算结果的布置方向和治疗时照射放射线的方向可能不匹配。因此,为了使执行蒙特卡洛计算时和实际治疗时的布置近距离放射线治疗器具的轴方向一致,可以补正理想的放射线剂量分布图像或者患者身体模型。具体地,在近距离放射线治疗器具插入于特定的管状身体部位的情况下,计算机以使与管状的身体部位的轴平行的轴和在蒙特卡洛计算时放置近距离放射线治疗器具的轴一致的方式旋转理想的放射线剂量分布图像或者患者身体模型。

[0065] 并且,作为另一实施例,所述治疗计划计算步骤(S600)可以执行利用矩阵计算出

照射时间长度组合的过程。以下,将详细说明基于矩阵的治疗计划计算过程。

[0066] 如图3所示,作为基于矩阵计算出治疗计划的过程的一实施例,还包括如下步骤:通过将所述放射线照射地点数量设定为列的数量 n 并将特定组的体素数量设定为行的数量 m 来生成作为 $m \times n$ 矩阵的核矩阵(S620);根据特定的规则而将包括在各个组的体素的特性值应用为所述核矩阵内的矩阵值(S640);为了达到放射线治疗效果,对各个体素的剂量值应用与核矩阵相同的体素顺序赋予规则,而生成作为 $m \times 1$ 矩阵的体素剂量矩阵(S660);生成作为对在所述各个放射线照射地点的照射时间长度的 $n \times 1$ 矩阵的照射时间长度矩阵(S670);以及计算出使与所述组对应的核矩阵和所述照射时间长度矩阵的乘积与对所述组的体素剂量矩阵近似的各个放射线照射地点的照射时间长度组合(S680)。

[0067] 首先,计算机通过将所述放射线照射地点数量设定为作为列的数量的 n (n 为正整数)并将特定组的体素数量设定为作为行的数量的 m (m 为正整数),来生成作为 $m \times n$ 矩阵的核矩阵(S620)。计算机确定将 n 个放射线照射地点与各个列匹配的顺序,并且确定将特定组内的 m 个体素与各个行匹配的顺序。如上所述,对应于放射线照射地点数量的 n 计算为放射线照射位置数量和放射线照射方向数量的乘积。例如,在利用12个放射线照射位置数量并以作为单位角度的15度间隔划分360度来利用24个放射线照射方向数量的情况下,计算机将 n 设置为288。

[0068] 此后,计算机根据特定的规则而将包含于各个组的体素的特性值应用为核矩阵内的矩阵值(S640)。所述体素的特性值是将蒙特卡洛计算结果应用于特定的放射线照射地点时在单位时间内向对应的体素提供的剂量值。如图4所示,计算机向特定的放射线照射地点应用理想的剂量分布(例如,在水中沿特定方向应用将在实际治疗应用的放射线强度时所获取的剂量分布)之后提取目标区域部分,获取对各个体素的剂量值而应用为体素的特性值。

[0069] 此后,为了达到放射线治疗效果,计算机对每个体素的剂量值应用与核矩阵相同的体素顺序赋予规则,生成作为 $m \times 1$ 矩阵的体素剂量矩阵(S660)。所述体素顺序赋予规则是规定分配给各个行的体素顺序。即,计算机将与在核矩阵应用于各个行的匹配顺序相同的匹配顺序应用于体素剂量矩阵。所述体素剂量矩阵内的矩阵值是为了实现放射线治疗而需要照射到各个体素的总剂量(即,目标剂量)。

[0070] 此后,计算机生成作为对在所述每个放射线照射地点的照射时间长度的 $n \times 1$ 矩阵的照射时间长度矩阵(S670)。即,计算机生成将在各个放射线照射地点照射放射线时停留的时间(Dwelling Time)值作为变量的矩阵。计算机将与应用于核矩阵的放射线照射地点顺序相同的放射线照射地点顺序应用于照射时间长度矩阵。

[0071] 此后,计算机计算出使与所述组对应的核矩阵和所述照射时间长度矩阵的乘积与对所述组的体素剂量矩阵近似的各个放射线照射地点的照射时间长度组合(S680)。所述照射时间长度组合包括应照射放射线的放射线照射地点的信息(即,位置及方向)和在对应的照射地点上的照射时间长度信息。具体地,由于照射时间长度组合是通过矩阵式计算而计算出的照射时间长度矩阵的计算值,计算机可以通过表现出非零矩阵值的列号来掌握放射线照射地点信息,并且可以通过对应的矩阵值本身来掌握对应的放射线照射地点上的照射时间长度。由于在近距离放射线治疗时包括多个放射线照射地点,因此照射时间长度矩阵包括多个变量,从而计算机可以计算出满足矩阵式的多个照射时间长度组合。

[0072] 并且,作为另一实施例,如图5所示,本发明还包括如下步骤:将目标区域及具有不同的特性的多个身体区域划分为单独的组(S610)。即,由于在近距离放射线治疗时受影响的多个正常身体区域和需要执行治疗的目标区域具有不同的密度特性,因此计算机将多个身体区域划分为单独的组。

[0073] 计算机将多个正常身体区域和目标区域划分为单独的组之后,在所述核矩阵生成步骤(S620)中,生成对各个单独的组的单独的核矩阵。此后,计算机在所述照射时间长度组合计算步骤(S680)中,计算出满足对各个单独的组的单独核矩阵和体素剂量矩阵的放射线照射长度组合。所述单独核矩阵应用相同的放射线照射地点条件而全部具有相同数量的列。计算机可以将相同的照射地点条件应用于核矩阵和照射时间长度矩阵,并相加通过各个单独核矩阵和体素剂量矩阵计算出的照射时间长度矩阵,从而计算在各个放射线照射地点上的最终的照射时间。并且,由于所述单独核矩阵针对不同的区域(即,正常身体区域或者目标区域)而进行计算,因此可以根据对应区域包括的体素数量而具有不同的 m 值。

[0074] 并且,作为另一实施例,如图6所示,所述治疗计划计算步骤(S600)还包括如下步骤:在照射时间长度组合中,提取满足使放射线照射地点的数量最小的条件及使对于所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件的组合(S690)。即,计算机计算出与期望的放射线治疗效果一起使对正常区域的损伤最小化并且使治疗时间最小化的照射时间长度组合。具体地,如上所述,计算机可以通过探索使放射线照射地点的数量最小的条件,来计算出使放射线治疗时间最小化的照射时间长度组合。并且,计算机计算出对于目标区域接近期望的目标剂量并且对于其他正常身体区域达到接近0的剂量的条件,从而计算出满足使对于目标区域以外的区域的剂量最小的条件的照射时间长度组合。

[0075] 作为一实施例,计算机使用矩阵运算,计算出1)使放射线照射地点的数量最小的条件以及2)使对于所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件。

[0076] 使所述放射线照射地点的数量最小的条件可以通过对照射时间长度矩阵应用 L_k -norm算法(k 是大于等于0并且小于等于1的实数)来进行探索。作为一实施例,所述使放射线照射地点的数量最小的条件是在多个照射时间长度组合中使应用 L_0 -norm算法的值最小的组合。所述 L_0 -norm算法是将在特定的矩阵内的非零矩阵值处理为1并相加的算法,可以掌握非零矩阵值的数量。即,由于在照射时间长度矩阵中非零矩阵值是需要放射线照射的地点,因此当非零矩阵值的数量最小时,放射线照射地点的数量最小。当放射线照射地点的数量最小时,除了实际照射放射线而实现治疗的时间以外,改变放射线源的位置或者改变照射方向的位置所需的时间成为最小,从而使整体治疗所需的时间最小。

[0077] 如图7所示,比较应用 L_1 -norm算法的情况和应用 L_0 -norm算法的情况,整体照射时间长度的总和没有显著的不同,但是在应用 L_0 -norm算法的情况下导出放射线照射地点的数量更小的结果。即,应用 L_1 -norm算法的情况和应用 L_0 -norm算法的情况的实际照射放射线的时间长度相似,但是在应用 L_0 -norm算法时,随着为了移动放射线源或者改变照射方向而所需的时间和放射线照射次数增加,减少了将放射线源排出到身体外部之后再次插入所需的时间,从而减少了整体治疗时间,并且减少了在排出放射线源并插入时产生的内部辐射量。

[0078] 并且,使对于所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件是指使将 L_2 -norm算法应用于所述单独核矩阵和针对对应的组的照射时间长度矩阵的乘积与对于各个组的理想

的体素剂量矩阵(例如,基于将在水中应用于实际治疗的放射线强度沿特定方向应用时获取的剂量分布应用于蒙特卡洛模拟法而计算的结果而生成的体素剂量矩阵)之间的差异的值最小。所述理想的体素剂量矩阵对于目标区域组包括需提供给各个体素的剂量值作为矩阵值,而对于正常身体区域组而言矩阵值整体为0。因此,当将 L_2 -norm算法应用于所述单独核矩阵和对应组的照射时间长度矩阵的乘积与对各个组的理想的体素剂量矩阵之间的差异的值最小时,对于目标区域,剂量值近似于期望的剂量值(即,目标剂量),并且对于正常身体区域,达到最小剂量值。

[0079] 因此,为了计算出全部满足1)使放射线照射地点的数量最小的条件(第一条件)以及2)使对所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件(第二条件)的照射时间长度组合,计算机将计算出使将1)将 L_0 -norm算法应用于照射时间长度组合中的结果值和2)将 L_2 -norm算法应用于各个组的单独核矩阵和针对对应组的照射时间长度矩阵的乘积与针对对应组的理想的体素剂量矩阵之间的差异的值的总和进行相加的最终结果值最小的照射时间长度组合。计算机基于矩阵运算计算出满足所述第一条件和所述第二条件的照射时间长度组合的数学式如下:

[0080] [数学式1]

$$[0081] \quad \min_x \sum_{i=1}^N \alpha_i \|A_i x - d_i\|_2^2 + \lambda \|x\|_0$$

[0082] d_i : 对于组i的理想的剂量分布

[0083] A_i : 对于组i的单独核矩阵

[0084] α_i : 对于组i的重要度指数

[0085] λ_i : 对于组i的重要度指数

[0086] x : 照射时间长度

[0087] 图8是根据本发明的一实施例的比较1)未应用 L_k -norm算法的情况,2)应用 L_1 -norm算法的情况,3)应用 L_0 -norm算法的情况的治疗计划的剂量体积表(DVH:Dose Volume Histogram)。

[0088] 图8是示出针对特定患者在三种算法的情况下按各个器官比较治疗计划的图,在曲线图上1)未应用 L_k -norm算法的情况用虚线表示,2)应用 L_1 -norm算法的情况用一点链线表示,3)应用 L_0 -norm算法的情况用实线表示而示出的。

[0089] 参照图8,可以确认用三种算法绘制的剂量体积表曲线对于每个器官几乎相同到无法区分的程度。

[0090] 因此,具有更少的放射线照射地点的本发明的利用 L_0 -norm算法的情况的治疗计划品质与应用 L_1 -norm算法的情况或者应用 L_k -norm算法的情况的治疗计划品质几乎相同。

[0091] 结果,本发明的 L_0 -norm算法在保持治疗计划品质的同时能够减少整体治疗时间,并且也会减少在排出并插入放射线源时发生的内部辐射量,因此与其他算法相比更具有效果。

[0092] 图9是根据本发明的另一实施例的近距离放射线治疗计划计算装置的内部构成图。

[0093] 参照图9,根据本发明的另一实施例的近距离放射线治疗计划计算装置包括:放射线照射地点数量获取部100;目标区域信息获取部200;以及治疗计划计算部300。以下,关于

各个构成将省略已说明的内容。

[0094] 所述放射线照射地点数量获取部100基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量。所述放射线照射信息包括能够布置放射线源的位置的数量和角度变更单位,所述放射线照射地点是在特定源位置上的特定的角度方向。

[0095] 所述目标区域信息获取部200从基于患者的医疗图像信息而生成的患者身体模型获取目标区域信息。所述目标区域信息包括包含于所述目标区域的体素在空间上的布置信息。

[0096] 所述治疗计划计算部300基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息来计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度。

[0097] 并且,作为另一实施例,所述治疗计划计算部300计算出使放射线照射地点的数量最小的放射线照射地点的照射时间长度组合。

[0098] 并且,作为另一实施例,所述治疗计划计算部300在患者身体模型中将目标区域和对应于各个身体组织的多个身体区域划分为单独的组,将所述放射线照射地点数量设定为列的数量 n 并将各个单独的组的体素数量设定为行的数量 m 来生成核矩阵,根据特定的规则将包括在每个组的体素的特性值应用为所述核矩阵内的矩阵值,为了达到放射线治疗效果而对每个体素的剂量值应用与核矩阵相同的体素顺序赋予规则来生成作为 $m \times 1$ 矩阵的体素剂量矩阵,生成对在所述每个放射线照射地点的照射时间长度的 $n \times 1$ 矩阵的照射时间长度矩阵,计算出作为使与所述组对应的核矩阵和所述照射时间长度矩阵的乘积与对所述组的体素剂量矩阵近似的各个放射线照射地点的照射时间长度组合。所述单独核矩阵应用相同的放射线照射地点条件而具有相同的列的数量。

[0099] 并且,作为另一实施例,所述治疗计划计算部300在照射时间长度组合中计算出满足使放射线照射地点的数量最小的条件及使对所述目标区域以外的区域的剂量最小的条件的组合。

[0100] 图10是根据本发明的又一实施例的近距离放射线治疗装置的构成图。

[0101] 参照图10,根据本发明的又一实施例的近距离放射线治疗装置1包括控制单元10以及近距离放射线治疗器具20。以下,关于构成将省略已说明的内容。

[0102] 所述近距离放射线治疗器具20通过插入体内而控制放射线照射方向和强度。

[0103] 所述控制单元10基于放射线照射信息获取放射线照射地点的数量,从基于患者的医疗图像数据而生成的患者身体模型获取目标区域信息,基于所述放射线照射信息和所述目标区域信息而计算出照射放射线的放射线照射地点和各个放射线照射地点的照射时间长度组合,计算出使放射线照射地点的数量最小并且使照射到正常组织的剂量最小的放射线照射地点的照射时间长度组合。所述放射线照射信息包括可布置放射线源的位置的数量和角度变更单位,所述放射线照射地点是在特定源位置上的特定的角度方向,所述目标区域信息包括包含于所述目标区域的体素在空间上的布置信息。

[0104] 以上所述的根据本发明的一实施例的近距离放射线治疗计划计算方法可以实现为程序(或者应用)而存储在介质中,以与作为硬件的计算机结合而执行。

[0105] 上述的程序可以包括所述计算机的处理器(CPU)通过所述计算机的装置接口可读取的由C、C++、JAVA、机器语言等计算机语言代码化的代码(Code),以使所述计算机读取程序而执行实现为程序的所述方法。这些代码可以包括与定义执行所述方法而需要的功能的

函数等相关的功能性代码 (Functional Code), 还可以包括所述计算机的处理器按照预定的步骤执行所述功能而所需的执行步骤相关控制代码。并且, 这些代码还可以包括所述计算机执行所述功能所需的附加信息或者有关媒体应参照在所述计算机的内部或者外部存储器的哪一个位置的存储器参照相关代码。并且, 当所述计算机的处理器为了实现所述功能而需要与远端 (Remote) 的其他任何计算机或者服务器等进行通信时, 代码还可以包括针对如下的通信相关代码: 利用所述计算机的通信模块来与远端的其他任何计算机或者服务器等如何进行通信; 当通信时需要收发何种信息。

[0106] 所述存储介质不是诸如寄存器、高速缓存、存储器等的短时间存储数据的介质, 而是表示半永久性地存储数据并且能够被设备读取 (reading) 的介质。具体地, 所述存储介质有 ROM、RAM、CD-ROM、磁带、软盘、光学数据存储装置等, 但并不限于此。即, 所述程序可以存储在所述计算机可以连接的多种服务器上的多种记录介质或者用户的所述计算机上的多种记录介质。此外, 所述介质可以分布在通过网络连接的计算机系统中, 以分布的方式存储计算机可读代码。

[0107] 以上参照附图说明了本发明的实施例, 但在本发明所属技术领域中具有普通知识的人员可以理解的是, 可以在不改变本发明的其技术思想或者必要特征的情况下以其他具体形态实施。因此, 以上记载的实施例应当理解为在所有方面均为示例性的, 而不是局限性的。

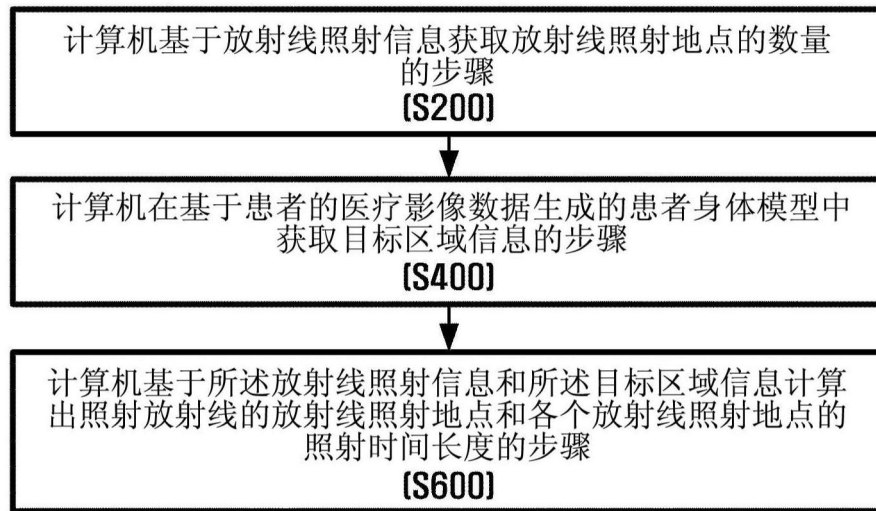


图1

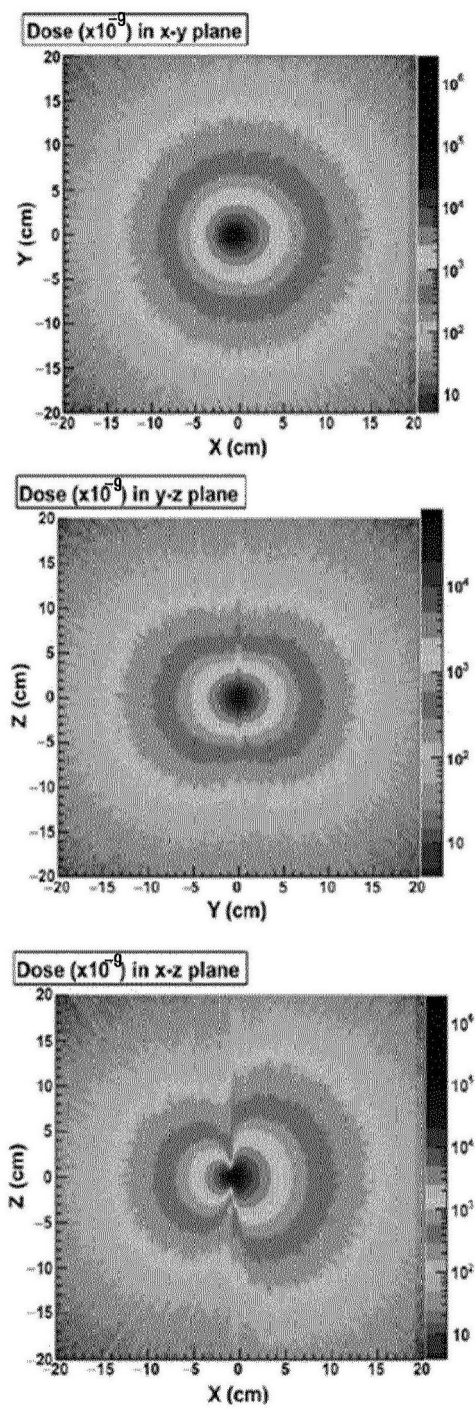


图2

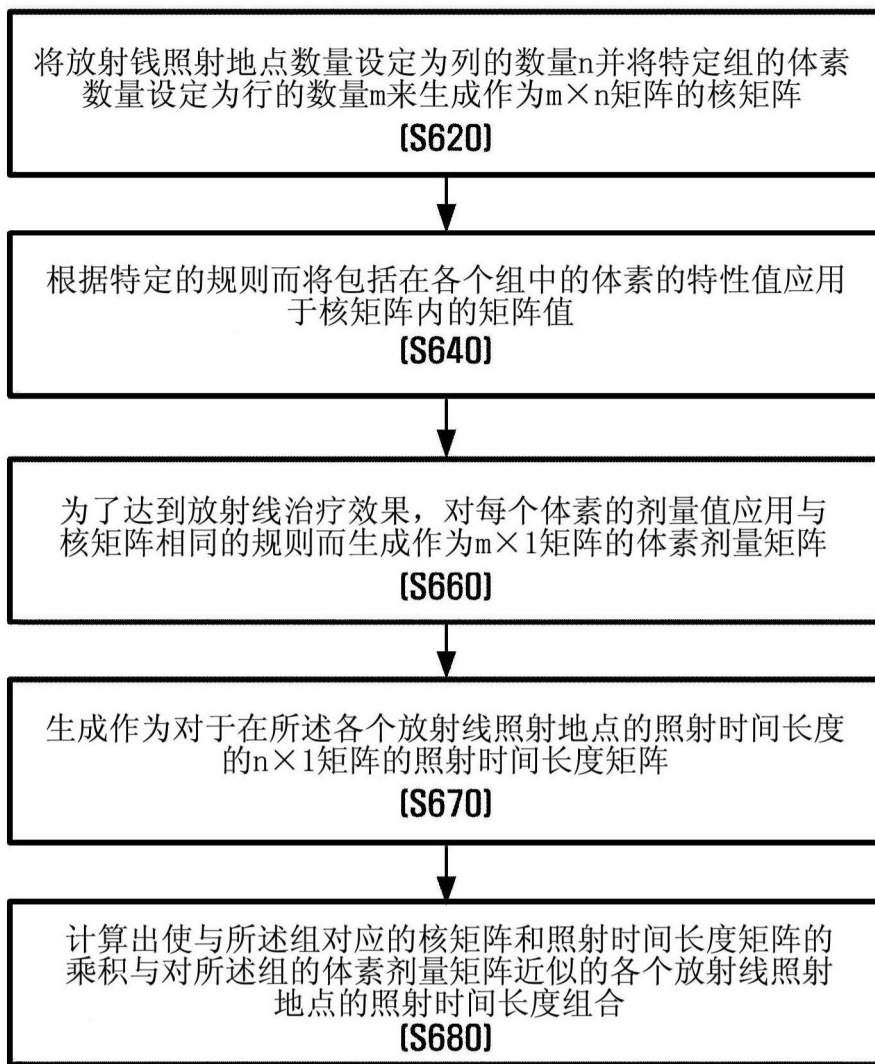


图3

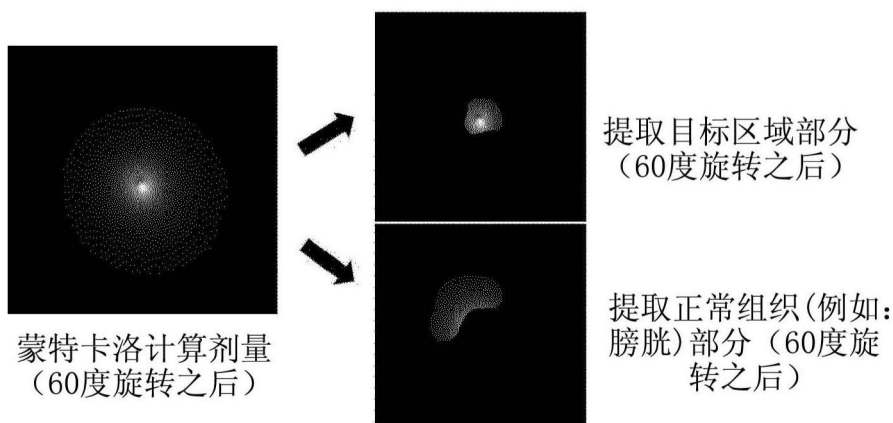


图4

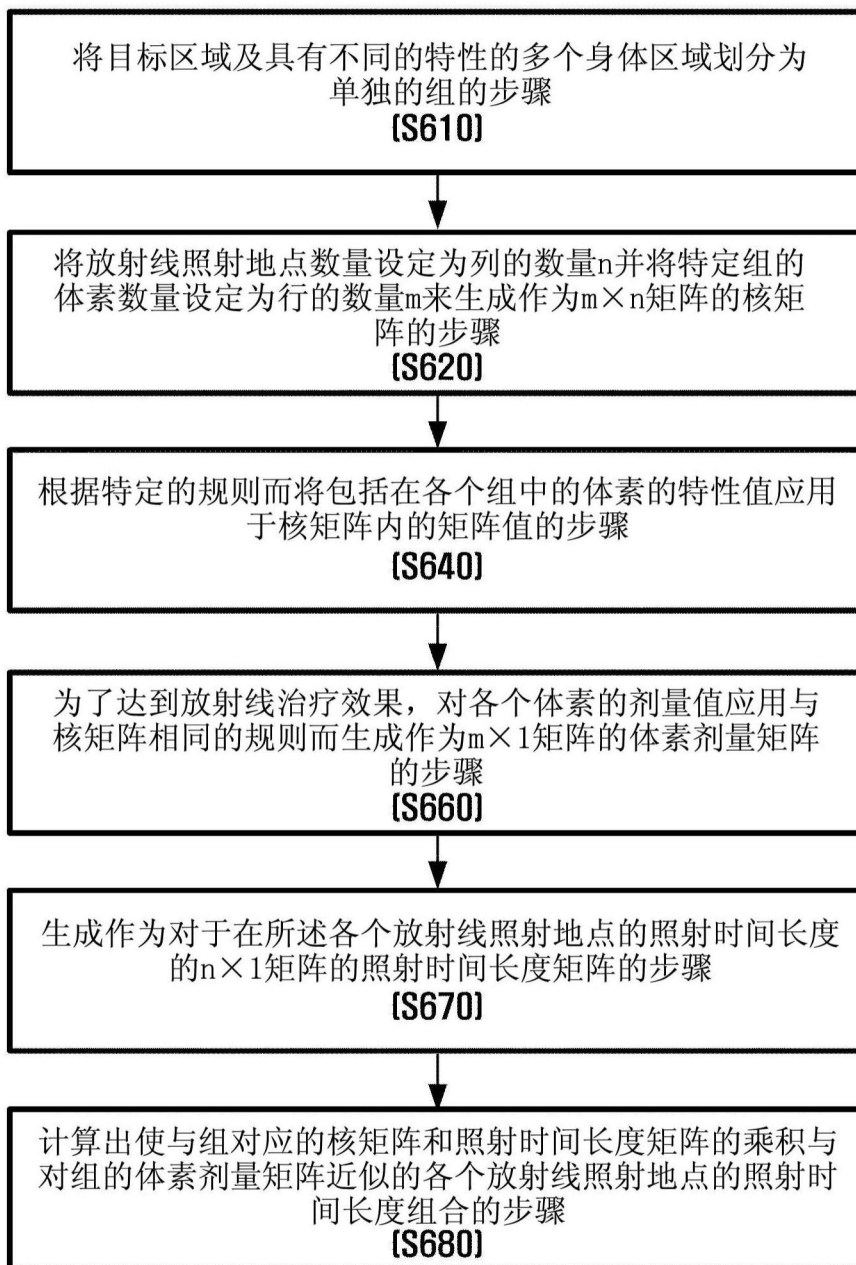


图5

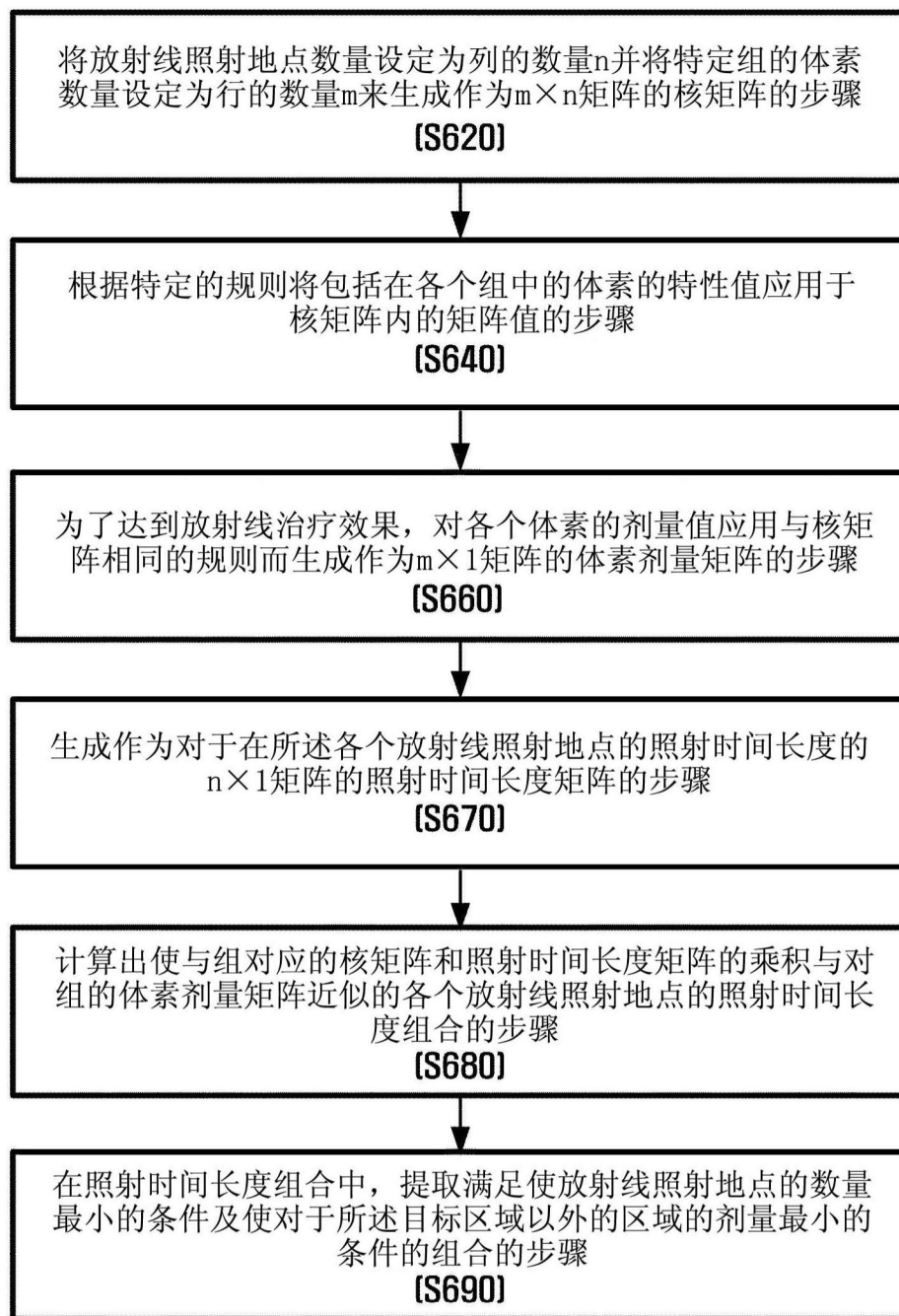


图6

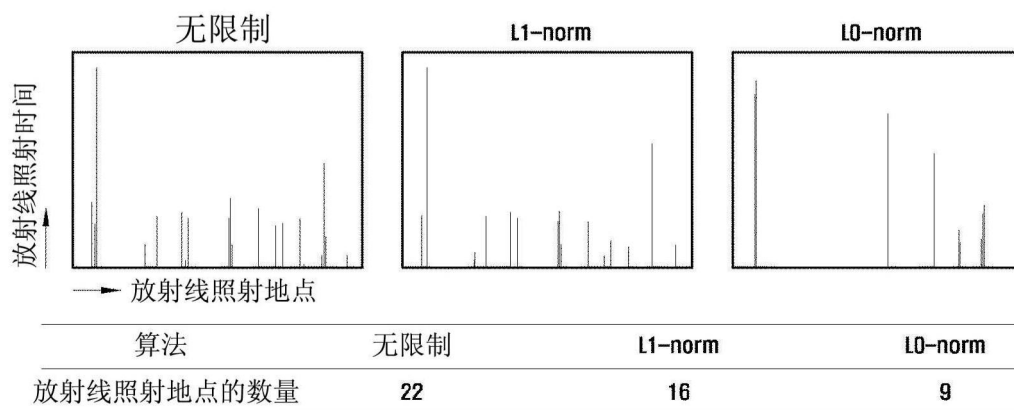


图7

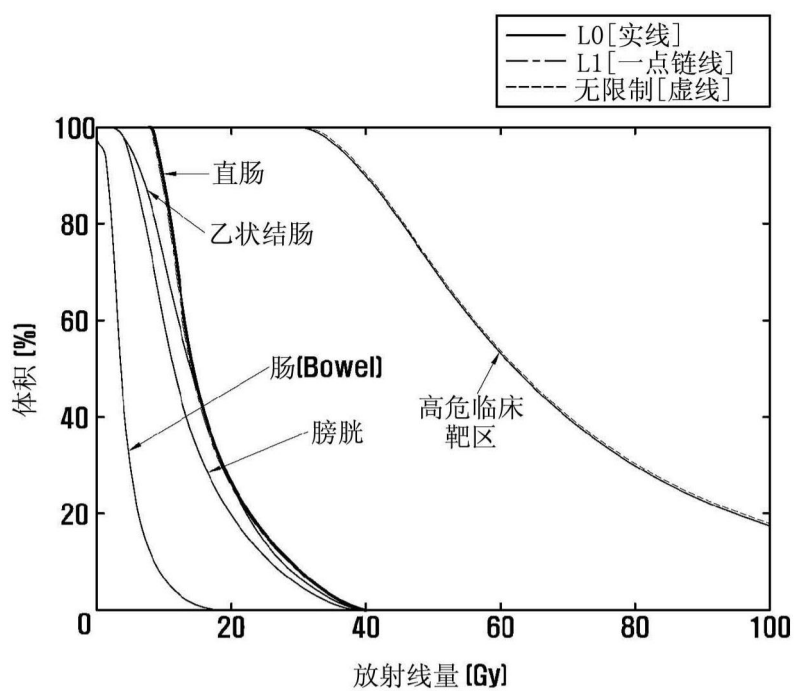
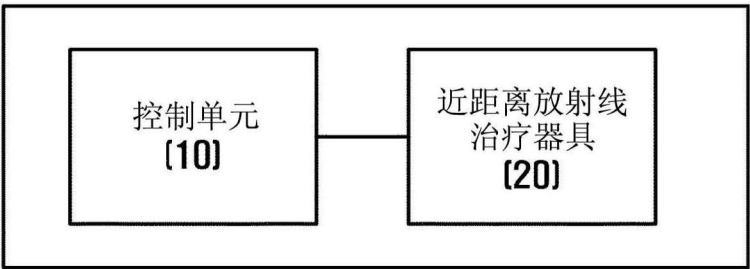


图8



图9



1

图10