



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105263577 B

(45)授权公告日 2018.05.01

(21)申请号 201380077190.0

伊奈信彦 蒲越虎 岩田高明

(22)申请日 2013.06.06

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(65)同一申请的已公布的文献号

代理人 陈力奕

申请公布号 CN 105263577 A

(51)Int.Cl.

A61N 5/10(2006.01)

(43)申请公布日 2016.01.20

G01T 7/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G21K 5/04(2006.01)

2015.12.04

(86)PCT国际申请的申请数据

(56)对比文件

PCT/JP2013/065686 2013.06.06

WO 2009139043 A1, 2009.11.19,

(87)PCT国际申请的公布数据

CN 102000398 A, 2011.04.06,

W02014/196052 JA 2014.12.11

WO 2012120636 A1, 2012.09.13,

(73)专利权人 三菱电机株式会社

审查员 郭晓冰

地址 日本东京

(72)发明人 原田久 池田昌广 高桥理

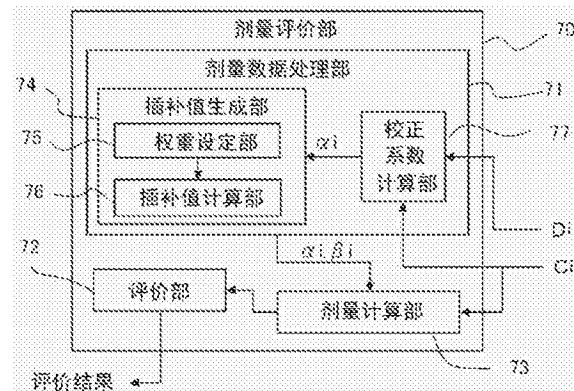
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54)发明名称

粒子射线治疗装置及剂量校正系数的设定方法

(57)摘要

本发明包括：按每一层对粒子射线进行成形并进行照射的照射装置(10)；实时测量剂量的剂量监视器(12)；基于剂量监视器(12)测量到的测量值(C_i)和按每一层进行设定的剂量校正系数来对每一层的照射剂量进行评价的剂量评价部(70)；基于剂量评价部(70)的评价结果来控制每一层的照射的照射控制部(60)；以及使用通过对设置有校正剂量计(82)的模拟体模(81)照射粒子射线而获得的实际测量剂量校正系数(α_i)、来生成剂量校正系数的插补值或推测值(β_i)的插补值生成部(74)，插补值生成部(74)对于成为插补值或推测值(β_i)的对象的每一层，基于该层的照射条件，进行每一个实际测量剂量校正系数(α_i)的加权。



1. 一种粒子射线治疗装置,根据从体表起算的深度将照射对象分割为多个层,按每一层对照射剂量进行管理来进行照射,该粒子射线治疗装置的特征在于,包括:

照射装置,该照射装置按所述每一层对由加速器提供的粒子射线进行成形并进行照射;

剂量监视器,该剂量监视器设置于所述照射装置,实时地对剂量进行测量;

剂量评价部,该剂量评价部使用按所述每一层所设定的剂量校正系数(α_i 、 β_i),计算出从所述剂量监视器所测量出的测量值(C_i)提供给所述照射对象的照射剂量,基于所计算出的剂量是否达到了治疗计划所设定的剂量,来对所述每一层的照射剂量进行评价;

照射控制装置,该照射控制装置基于所述剂量评价部的评价结果来控制所述每一层的照射量;以及

插补值生成部,该插补值生成部使用通过对设置有校正剂量计的模拟体模照射所述粒子射线而获得的实际测量剂量校正系数(α_i),至少对无法获得所述实际测量剂量校正系数(α_i)的层生成所述剂量校正系数(α_i 、 β_i)的插补值(β_i)或推测值,

所述插补值生成部对于成为所述插补值(β_i)或推测值的对象的每一层,基于该层的照射条件来进行每一个所述实际测量剂量校正系数(α_i)的加权。

2. 如权利要求1所述的粒子射线治疗装置,其特征在于,

在生成与所述深度为规定值以上的层相对的插补值(β_i)或推测值时,所述插补值生成部进行所述加权,使得在所述实际测量剂量校正系数(α_i)中,较深的层的实际测量剂量校正系数(α_i)的权重比较浅的层的实际测量剂量校正系数(α_i)的权重大。

3. 如权利要求1所述的粒子射线治疗装置,其特征在于,

所述照射装置中设有对所述粒子射线的能量进行调整的射程移位器,

所述插补值生成部基于从所述加速器射出的粒子射线的能量、所述射程移位器的厚度和材质中的至少一个条件,来进行所述加权。

4. 如权利要求2所述的粒子射线治疗装置,其特征在于,

所述照射装置中设有对所述粒子射线的能量进行调整的射程移位器,

所述插补值生成部基于从所述加速器射出的粒子射线的能量、所述射程移位器的厚度和材质中的至少一个条件,来进行所述加权。

5. 如权利要求1至4的任一项所述的粒子射线治疗装置,其特征在于,

所述照射装置中设有扩大所述粒子射线的照射野的直径的摇摆电磁体,

所述插补值生成部基于所述扩大后的直径来进行所述加权。

6. 一种剂量校正系数的设定方法,该剂量校正系数(α_i 、 β_i)的设定方法用于在根据从体表起算的深度将照射对象分割为多个层、并按每一层对照射剂量进行管理并进行照射的粒子射线治疗中,使用设置于照射装置的剂量监视器的测量值(C_i),来计算出所述照射对象处的剂量,该剂量校正系数的设定方法的特征在于,包括:

获得实际测量剂量校正系数的工序,在该获得实际测量剂量校正系数的工序中,对设置有校正剂量计的模拟体模照射粒子射线,基于所述剂量监视器的测量值(C_i)和所述校正剂量计的测定值,获得将所述校正剂量计的所述模拟体模内的深度作为参数的实际测量剂量校正系数(α_i);以及

插补值生成工序,在该插补值生成工序中,基于所述实际测量剂量校正系数(α_i),构建

以所述深度作为变量的所述剂量校正系数(α_i, β_i)的函数,生成无法获得所述实际测量剂量校正系数(α_i)的层所对应的所述剂量校正系数(α_i, β_i)的插补值(β_i)或推测值,

在所述插补值生成工序中,对于成为所述插补值(β_i)或推测值的对象的层,基于该层所对应的照射条件来进行每一个所述实际测量剂量校正系数(α_i)的加权。

7. 如权利要求6所述的剂量校正系数的设定方法,其特征在于,

所述插补值生成工序中,在生成与深度为规定值以上的层相对的插补值(β_i)或推测值时,进行所述加权,使得在所述实际测量剂量校正系数(α_i)中,所述校正剂量计的深度较深的实际测量剂量校正系数(α_i)的权重比所述校正剂量计的深度较浅的实际测量剂量校正系数(α_i)的权重重要大。

8. 如权利要求6所述的剂量校正系数的设定方法,其特征在于,

所述粒子射线治疗中,使用射程移位器来调整所述粒子射线的能量,

所述插补值生成工序中,基于从加速器射出的粒子射线的能量、所述射程移位器的厚度和材质中的至少一个条件,来进行所述加权。

9. 如权利要求7所述的剂量校正系数的设定方法,其特征在于,

所述粒子射线治疗中,使用射程移位器来调整所述粒子射线的能量,

所述插补值生成工序中,基于从加速器射出的粒子射线的能量、所述射程移位器的厚度和材质中的至少一个条件,来进行所述加权。

10. 如权利要求6所述的剂量校正系数的设定方法,其特征在于,

所述粒子射线治疗中,利用摇摆电磁体来扩大所述粒子射线的照射野的直径,

所述插补值生成工序中,基于所述扩大后的直径来进行所述加权。

11. 如权利要求7所述的剂量校正系数的设定方法,其特征在于,

所述粒子射线治疗中,利用摇摆电磁体来扩大所述粒子射线的照射野的直径,

所述插补值生成工序中,基于所述扩大后的直径来进行所述加权。

12. 如权利要求8所述的剂量校正系数的设定方法,其特征在于,

所述粒子射线治疗中,利用摇摆电磁体来扩大所述粒子射线的照射野的直径,

所述插补值生成工序中,基于所述扩大后的直径来进行所述加权。

13. 如权利要求9所述的剂量校正系数的设定方法,其特征在于,

所述粒子射线治疗中,利用摇摆电磁体来扩大所述粒子射线的照射野的直径,

所述插补值生成工序中,基于所述扩大后的直径来进行所述加权。

14. 如权利要求6至13的任一项所述的剂量校正系数的设定方法,其特征在于,

所述插补值生成工序中,基于该层所对应的照射条件,使用乘以按构成所述照射条件的多个条件的每个条件而设定的单位系数后的值,来进行所述加权。

粒子射线治疗装置及剂量校正系数的设定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及照射粒子射线来治疗癌症等所用的粒子射线治疗装置,特别涉及采用层叠适形照射法、扫描照射法的粒子射线治疗装置及剂量校正系数的设定方法。

背景技术

[0002] 粒子射线治疗装置所采用的照射方法中已知有根据从体表起算的深度将照射对象虚拟地分割为多个层,并按每一层进行照射的层叠适形照射法、扫描照射法。无论在采用哪种照射法的情况下,为了依据利用治疗计划装置所计划得到的目标剂量来进行照射,都需要在照射过程中正确地掌握剂量,但无法在作为照射对象的体内配置(埋入)剂量计。因此,通常基于配置于粒子射线的前进方向上的体表上游侧的剂量监视器的测量值,来推定照射对象的剂量(实际剂量)。

[0003] 然而,粒子射线并不是平行射束,而是具有扩散的扇形射束或锥形射束,因此剂量监视器的测量值无法反映出因患部体内的位置不同而导致的剂量变化,因此难以单纯地换算成实际剂量。

[0004] 因此,公开了如下粒子射线治疗装置:即,不仅将气温、气压,还将机械特性对实际剂量与剂量监视器的测量值之间的关系的影响考虑在内,利用在每个治疗照射条件下测定到的剂量校正系数来进行校正(例如参照专利文献1.)。并且,也公开了如下粒子射线治疗装置:在层叠适形照射法、扫描照射法中,按每一层求出剂量校正系数(例如参照专利文献2.)。

[0005] 现有技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本专利特开2008-245716号公报(段落0009~0025、图1~图4)

[0008] 专利文献2:日本专利特开2011-5276号公报(段落0025~0039、图7~图9)

发明内容

[0009] 发明所要解决的技术问题

[0010] 在求取剂量校正系数的情况下,一般将水体模视作照射对象,使用改变照射的射束能量、放入水体模中的剂量计(基准剂量计)的深度时的基准剂量计的测定值和剂量监视器的测量值。然而,水体模自身具有大小限制,因此利用水体模来求取各层所对应的剂量校正系数也具有极限。具体而言,在利用水体模所能测定的测定深度(水等效深度)以下,存在无法实际测量的问题。

[0011] 并且,即使设定为照射预定的照射对象的各层处于利用水体模所能测定的水等效深度区域,各层的水等效深度间距细到不足1mm~数mm的量级。因此,例如在假设照射对象的厚度为75mm的情况下,需要实施约30~100次的实际测量,因此还有耗费精力和时间的问题。

[0012] 本发明是为了解决上述问题而完成的,其目的在于提供一种实现依据治疗计划的

高精度的照射的粒子射线治疗装置及照射剂量的校正方法。

[0013] 解决技术问题所采用的技术手段

[0014] 本发明的粒子射线治疗装置根据从体表起算的深度将照射对象分割为多个层,按每一层对照射剂量进行管理并进行照射,该粒子射线治疗装置的特征在于,包括:照射装置,该照射装置按所述每一层对由加速器提供的粒子射线进行成形来进行照射;剂量监视器,该剂量监视器设置于所述照射装置,实时地对剂量进行测量;剂量评价部,该剂量评价部基于以下两个剂量来对所述每一层的照射剂量进行评价,其中,一个剂量利用所述剂量监视器所测量到的测量值和按所述每一层进行设定的剂量校正系数来计算得到,另一个剂量按治疗计划来进行设定;照射控制装置,该照射控制装置基于所述剂量评价部的评价结果来控制所述每一层的照射量;以及插补值生成部,该插补值生成部使用通过对设置有校正剂量计的模拟体模照射所述粒子射线而获得的实际测量剂量校正系数,至少对无法获得所述实际测量剂量校正系数的层生成所述剂量校正系数的插补值或推测值,所述插补值生成部对于成为所述插补值或推测值的对象的每一层,基于该层的照射条件来进行每一个所述实际测量剂量校正系数的加权。

[0015] 本发明的剂量校正系数的设定方法用于在根据从体表起算的深度将照射对象分割为多个层、并按每一层对照射剂量进行管理并进行照射的粒子射线治疗中,使用设置于照射装置的剂量监视器的测量值,来计算出所述照射对象处的剂量,该剂量校正系数的设定方法的特征在于,包括:获得实际测量剂量校正系数的工序,在该获得实际测量剂量校正系数的工序中,对设置有校正剂量计的模拟体模照射粒子射线,基于所述剂量监视器的测量值和所述校正剂量计的测定值,获得将所述校正剂量计的所述模拟体模内的深度作为参数的实际测量剂量校正系数;以及插补值生成工序,在该插补值生成工序中,基于所述实际测量剂量校正系数,构建以所述深度作为变量的所述剂量校正系数的函数,生成无法获得所述实际测量剂量校正系数的层所对应的所述剂量校正系数的插补值或推测值,在所述插补值生成工序中,对于成为所述插补值或推测值的对象的层,基于该层所对应的照射条件来进行每一个所述实际测量剂量校正系数的加权。

[0016] 发明效果

[0017] 根据本发明的粒子射线治疗装置或剂量校正系数的设定方法,即使是未测定实际剂量的层,也能正确地校正剂量,因此能实现依据治疗计划的高精度的照射。

附图说明

[0018] 图1是用于说明本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置的结构及剂量校正系数的设定方法的框图。

[0019] 图2是示意性表示构成本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置的设备的图。

[0020] 图3是用于说明本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置的剂量评价部的结构及剂量校正系数的设定方法的框图。

[0021] 图4是示意性表示本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置中进行剂量校正时的设备结构的图。

[0022] 图5是表示本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置中的各层的水等效深

度与实际测量到的剂量校正系数及插补后的剂量校正系数之间的关系的图线。

[0023] 图6是表示本发明的实施方式2所涉及的粒子射线治疗装置中的各个照射条件不同的层的水等效深度与实际测量到的剂量校正系数之间的关系的图线。

具体实施方式

[0024] 实施方式1.

[0025] 下面,对本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置的结构进行说明。图1~图5用于说明本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置及剂量校正系数的设定方法,图1是用于说明粒子射线治疗装置的结构及剂量校正系数的设定方法的整体的功能框图,图2是用于示意性说明进行粒子射线治疗时的设备结构的整体图,图3是用于说明粒子射线治疗装置的结构及剂量校正系数的设定方法的剂量评价部的功能框图,图4是用于说明在校准阶段进行剂量校正时的设备结构的图,图5是表示用于计算用于构成照射剂量的剂量校正系数的各层的水等效深度与实际测量到的剂量校正系数及插补后的剂量校正系数之间的关系的图线。

[0026] 本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置及剂量校正系数的设定方法的特征在于,具有用于生成插补值或推测值的结构,该插补值或推测值用于正确地评价未测定实际剂量的层中的照射剂量。然而,在此说明前,对用于根据从体表起算的深度将照射对象虚拟地分割为多个层、并按每一层进行照射的粒子射线治疗装置的结构、以及获得剂量校正系数时的装置结构进行说明。另外,下面为了使说明简略,将插补值或推测值统一称为插补值。

[0027] 本发明的实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置1如图2所示,包括:作为粒子射线的供给源(射线源)的同步加速器即加速器30;将由加速器30提供的粒子射线根据患部(照射对象)来进行成形并进行照射的照射装置10;以及连接加速器30和(也包含未图示的部分)多个照射装置10、将从加速器30射出的粒子射线输送到所选择的照射装置10的粒子射线输送部20。

[0028] 加速器30包括:成为用于使带电粒子环绕的轨道路径的真空管道31;用于将由前级加速器38提供的带电粒子射入至真空管道31的射入装置32;用于使带电粒子的轨道偏转、以使得带电粒子沿着真空管道31内的环绕轨道进行环绕的偏转电磁体33;使环绕轨道上的带电粒子以不扩散的方式进行收敛的收敛用电磁体34;提供与环绕的带电粒子同步的高频电压来进行加速的高频加速腔35;用于将在环绕轨道内加速后的带电粒子作为具有规定能量的粒子射线取出到环绕轨道外、并射出到粒子射线输送部20的射出装置36;以及为了使粒子射线从射出装置36射出而在环绕轨道内激励出共鸣的六极电磁体37。然后,环绕轨道内的带电粒子一边由高频电场进行加速并由磁体进行弯折,一边加速至光速的约60~80%,射出到粒子射线输送部20。

[0029] 粒子射线输送部20被称为HEBT(高能射束输送:High Energy Beam Transport)系统,包括成为粒子射线的输送路径的真空管道、切换粒子射线的轨道的切换电磁体以及将粒子射线偏转到规定角度的偏转电磁体。另外,图中,对于粒子射线输送部20中的除与加速器30相连接的连接部分及与照射装置10相连接的真空管道部分以外的部分,省略记载。

[0030] 照射装置10设置在用于对患者K进行粒子射线治疗的未图示的每一个治疗室,用

于将由粒子射线输送部20提供的粒子射线成形为与照射对象的大小、深度相对应的照射野，并对患部进行照射。然而，提供给照射装置10的粒子射线是所谓铅笔状的细射束。因此，照射装置10包括：用于对粒子射线的照射野中的横向(即、与射束前进方向垂直的面)的形状进行控制的横向照射野形成部11、用于对粒子射线的照射野中的深度方向(即、射束前进方向)进行控制的深度方向照射野形成部13、以及为了对照射到患部的剂量进行评价而实时对通过规定区域的粒子射线进行监视(计数)并输出测量值C_i的剂量监视器12。此外，治疗室中设有将等中心IC作为基准，用于定位固定照射中的患者K的治疗台41等。

[0031] 深度方向照射野形成部13内例如包括用于使布拉格峰(Bragg Peak)的宽度扩大的脊形过滤器(ridge filter)14、用于改变粒子射线的能量(射程)的射程移位器15等。横向照射野形成部11中设有例如使粒子射线偏转到与射束前进方向垂直的方向的未图示的扫描电磁体等。存在照射野利用扫描电磁体直接成形的情况、以及利用扫描电磁体例如暂时扩大成圆形并使用多叶准直器等限制器进行成形的情况。

[0032] 在使用上述粒子射线治疗装置1进行治疗时，需要联动地控制各部。因此，若从控制的观点来表现粒子射线治疗装置1，则如图1所示，由治疗计划部50、照射控制部60、加速器30、粒子射线输送部20、照射装置10、以及位置控制部40等构成。

[0033] 照射装置10具有如上述那样将粒子射线照射到患者时用于形成适当的照射野的功能，治疗计划部50具有为了照射所期望的剂量分布将照射装置10的各设备的参数确定为适当的值的功能。位置控制部40具有实施治疗台41等所进行的患者的固定、目标(也称为目标体积)的定位和确认等的功能。照射控制部60基于来自治疗计划部50的指示来控制加速器30、粒子射线输送部20、照射装置10、位置控制部40的动作。另外，在说明照射控制部60的详细结构(图3)之前，对粒子射线治疗的流程进行说明。

[0034] 此处，将粒子射线治疗分为三个阶段来进行说明。三个阶段为(i)治疗计划阶段、(ii)校准阶段、及(iii)照射治疗阶段。

[0035] (i)治疗计划阶段中，由治疗计划部50(或者外部的治疗计划装置)计划1：从哪个角度、2：以怎样的照射野、3：以大约多少剂量对作为照射对象的患者的患部进行照射。

[0036] (ii)校准阶段中，由图3所示的构建于照射控制部60内的剂量评价部70计算出用于将剂量监视器12所检测到的测量值换算成提供给照射对象的剂量的剂量校正系数。具体而言，如图4所示，在治疗时设置有治疗台41的位置上，设置包含水体模81以作为模拟人体的模拟体模的校正装置80。在高度调整台84上所设置的水体模81中，设置有利用剂量计驱动装置83定位于根据从照射对象的体表起算的深度而设定的各层所对应的位置处的校正剂量计82。将校准(校正)用射束照射到水体模81。此时，实际测量从始终设置在照射装置10内的剂量监视器12输出的测量值C_i和从校正剂量计82输出的物理剂量D_i，由校正系数计算部77按每一层(校正剂量计82的从水面起算的深度)来计算由式(1)所示的剂量校正系数α_i。

[0037] [数学式1]

$$[0038] \alpha_i(x_i) = \frac{D_i}{C_i} \quad (i=1,2,3,\dots,n) \quad \cdots (1)$$

[0039] 此处，下标i是表示为第i层的索引，剂量校正系数α_i[Gy/Count]作为将由校正剂量计82实际测量校正用射束而得到的物理剂量D_i[Gy]除以此时剂量监视器12所测量到的

测量值 C_i [Count]而得到值来求取。求取到的每一层的剂量校正系数 α_i 作为将各层的水等效深度 x_i [mm WEL]作为参数的查找表,来保存在剂量数据处理部71内。

[0040] 本实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置或剂量校正系数的设定方法中,其特征在于,具有用于正确地求出与利用水体模81所能测定的测定深度以下的区域相对应的层的剂量校正系数的推测值即插补值 β_i [Gy/Count]的结构。具体而言,在利用基于实际测量到的数据的剂量校正系数 α_i 来构建对某一水等效深度 x_i 所对应的插补值 β_i 的映射(数学模型)时,根据水等效深度 x_i 来改变每个剂量校正系数 α_i 的权重。

[0041] 为了简化说明,首先,示出了与权重无关地以式(2)所示的多项式来构建该映射(数学模型),利用最小二乘法来求得该多项式的未知系数的情况下的示例。

[0042] $\beta_i = k_0 + k_1 x_i + k_2 x_i^2 \dots \quad (2)$

[0043] 其中, k_0, k_1, k_2 是未知系数,在如下式(D1)那样定义A、B时,如式(3)那样来求取。

[0044] [数学式2]

[0045]
$$\mathbf{A} := \begin{bmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 \\ 1 & x_2 & x_2^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 \end{bmatrix} \quad \mathbf{B} := \begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \vdots \\ \alpha_n \end{bmatrix} \quad (\text{D1})$$

[0046] $[k_0 \ k_1 \ k_2] = : X = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T \mathbf{B} \dots \quad (3)$

[0047] 其中,上标T表示转置矩阵。

[0048] 该多项式的次数还能根据需要进行增加或减少,但发明人认识到在层的深度与照射剂量之间的关系为连续的情况下,按经验来说若是次数为2的多项式,则能足够高精度地推定剂量校正系数。然而,发明人关注到在粒子射线治疗中,层的深度与照射剂量之间为非连续的关系的情况较多,在插补值 β_i 的生成中,要根据水等效深度 x_i 改变每一个剂量校正系数 α_i 的权重。

[0049] 因此,如图3所示,对于剂量数据处理部71,在插补值生成部74中设置有基于插补值 β_i 的水等效深度 x_i 来设定每一个剂量校正系数 α_i 的权重的权重设定部75。由此,插补值计算部76通过反映了权重设定部75所设定的权重的映射,利用剂量校正系数 α_i 计算插补值 β_i 。更具体而言,主要考虑到远位侧(distal-side)的层所对应的区域比利用水体模81所能测定的测定深度要深从而无法进行实际测量的情况较多,利用对远位侧的数据设置较大权重的权重最小二乘法来求出映射的未知系数。

[0050] 也就是说,利用式(D2)和式(4)的组合来代替上述式(D1)和式(3)来求得未知系数 k_0, k_1, k_2 。

[0051] [数学式3]

[0052] $A := \begin{bmatrix} 1 & x_1 & x_1^2 \\ 1 & x_2 & x_2^2 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & x_n^2 \end{bmatrix}$ $B := \begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \vdots \\ \alpha_n \end{bmatrix}$ $W := \begin{bmatrix} 1 & & & & \\ & 2 & & & \\ & & 3 & & \\ & & & 5 & \\ & & & & 10 \end{bmatrix}$ (D 2)

[0053] $[k_0 \ k_1 \ k_2] = :X = (A^T W^T W A)^{-1} A^T W^T W B \quad \cdot \cdot \cdot (4)$

[0054] 式(D2)的W是对角矩阵,从左上排列至右下的数字表示权重,可知相对于设定在左上较浅的层(近位侧(proximal side))的权重($=1$),设定在右下较深的层(远位侧)的权重($=2, 5, 10$)较大。

[0055] 对于推定将上述W的定义包含在内的剂量校正系数的映射(数学模型),其根据求取插补值 β_i 的水等效深度 x_i 而生成,并被保存于插补值生成部74内。并且,权重设定部75中,在对比能测定的区域要深的层的插补值 β_i 进行计算时,使用远位侧的权重较大的映射,在能测定的区域的情况下,例如使用将权重设定得较为平坦的映射、或使用将接近能测定的区域的深度的层的权重设定得较大的映射。也就是说,权重设定部75能根据求取 β_i 的水等效深度 x_i 适当选择或修正映射。

[0056] (iii) 照射治疗阶段中,在对照射对象的照射过程中,由剂量监视器12实时输出的测量值 C_i 被输出至剂量评价部70的剂量计算部73。剂量计算部73使用校准阶段中生成的、该层所对应的剂量校正系数 α_i 或插补值 β_i ,计算出从测量值 C_i 提供给照射对象的照射剂量($C_i \times \alpha_i$ 或 $C_i \times \beta_i$),并将其输出至评价部72。评价部72中,判断所输出的剂量是否达到了目标剂量,并输出评价结果。由此,能实时进行剂量评价,并进行基于评价结果的照射控制。

[0057] 为了按目标剂量实现照射,照射控制部60在接收到表示该层的剂量达到了目标剂量的评价结果时,对照射装置10的动作进行控制,停止该层的照射,并转移至下一层。

[0058] 另外,通过计算出与上述的水等效深度 x_i 相对应的插补值 β_i ,能正确地计算出难以获得基于实测值的剂量校正系数 α_i 的层的剂量。此外,插补值 β_i 是式(2)的多项式所示那样相对于深度方向连续变化的值,即使是存在剂量校正系数 α_i 的区域,仅利用插补值 β_i 的情况在进行控制方面具有优势。然而,在实际照射中,如图5所示,有时也示出与式(2)所表现的多项式偏离的特性。因此,在本实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置或照射剂量的校正方法中具有以下结构:即,在存在剂量校正系数 α_i 的区域,能选择是否要使用剂量校正系数 α_i 或插补值 β_i 的某一个数据。

[0059] 使用图5对该具体例进行说明。图中,横轴表示水等效深度 x_i [mmWEL] (水体模81中的校正剂量计82的从水表面起算的深度),纵轴表示剂量校正系数 α_i 或插补值 β_i [Gy/Count]。另外,图中, α_a 是剂量校正中采用的剂量校正系数 α_i 数据, α_r 是剂量校正不采用的剂量校正系数 α_i 数据,虚线是利用未知系数求得的表示式(2)的曲线,该未知系数通过对剂量校正系数 α_i 进行加权而计算得到。 β_a 是剂量校正所采用的插补值 β_i 数据, β_r 是剂量校正所不采用的插补值 β_i 数据。

[0060] 图中,示出了如下情况:对于存在剂量校正系数 α_i 的层,不采用插补值 β_i ,而采用剂量校正系数 α_i 。然而,例如如果插补值 β_i 的值是位于剂量校正系数 α_i 的偏差 σ 的范围内的数

据(图中CP),则也可以采用插补值 β_i 来取代剂量校正系数 α_i 。

[0061] 或者,也可以基于来自照射控制部60的输入画面的信号来进行上述选择。具体而言,对粒子射线治疗装置1进行操作的医生/技师或基于医生等的指示操作装置的操作员等对作为照射对象的患者的患部对应于哪一层(即第几层)进行确认。例如,在作为对应的层而对应索引*i*=10~30的情况下,若对于各个层,在照射控制部60的输入画面上对是使用查找表中所保存的剂量校正系数 α_i 还是使用基于映射的插补值 β_i 进行判断,则其结果输出至剂量数据处理部71。

[0062] 无论哪一种情况,在远位侧的射出的患者校正深度比利用水体模所能测定的深度区域Rm要深、而无法进行实际测量的区域Ro的情况下,即,在查找表中不存在相对应的剂量校正系数 α_i 的情况下,自动地使用插补值 β_i 。

[0063] 由此,能进行同时实现控制的流畅性和正确性的剂量评价。另外,上述示例中,对剂量评价部70构建于照射控制部60内、且在剂量评价部70内构建校正系数计算部77等的示例进行了说明,但若能发挥上述功能,当然也能适当进行变形。

[0064] 如上所述,根据本实施方式1所涉及的粒子射线治疗装置,粒子射线治疗装置1根据从体表起算的深度将照射对象分割为多个层,按每一层对照射剂量进行管理并进行照射,该粒子射线治疗装置1包括:照射装置10,该照射装置10按每一层对由加速器30提供的粒子射线进行成形并进行照射;剂量监视器12,该剂量监视器12设置于照射装置10,实时地对剂量进行测量;剂量评价部70,该剂量评价部70基于利用剂量监视器12测量到的测量值 C_i 和按每一层设定的剂量校正系数(α_i 、 β_i)计算得到的剂量、及按治疗计划设定的剂量,来对每一层的照射剂量进行评价;照射控制装置(照射控制部60),该照射控制装置(照射控制部60)基于剂量评价部70的评价结果来控制每一层的照射量;以及插补值生成部74,该插补值生成部74使用通过对设置有校正剂量计82的模拟体模(水体模81)照射粒子射线而获得的实际测量剂量校正系数 α_i ,至少对无法获得实际测量剂量校正系数 α_i 的层生成剂量校正系数的插补值 β_i ,在对深度 x_i 为规定值(例如水体模81处的测定极限)以上的层生成插补值 β_i 时,插补值生成部74进行加权,使得在实际测量剂量校正系数 α_i 中,较深的层的实际测量剂量校正系数 α_i 的权重比较浅的层的实际测量剂量校正系数 α_i 的权重大,因此,即使对于利用模拟体模(水体模81)无法测定的深度 x_i 为规定以上的层,也能获得正确的插补值 β_i ,能正确地校正剂量,因而能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0065] 此外,根据本实施方式1所涉及的剂量校正系数的设定方法,是用于在根据从体表起算的深度将照射对象分割为多个层,按每一层对照射剂量进行管理并进行照射的粒子射线治疗中,使用照射装置10中所设置的剂量监视器12的测量值 C_i ,计算出照射对象处的剂量的剂量校正系数(α_i 、 β_i)的设定方法,该剂量校正系数的设定方法包括:获得实际测量剂量校正系数 α_i 的工序,在该获得实际测量剂量校正系数 α_i 的工序中,对设置有校正剂量计82的模拟体模(水体模81)照射粒子射线,基于剂量监视器12的测量值 C_i 和校正剂量计82的测定值(物理剂量 D_i),获得将校正剂量计82的模拟体模(水体模81)内的深度 x_i 作为参数的实际测量剂量校正系数 α_i ;以及插补值生成工序,在该插补值生成工序中,基于实际测量剂量校正系数 α_i ,构建以深度 x_i 作为变量的剂量校正系数 α_i 的函数(式(2)),生成无法获得实际测量剂量校正系数 α_i 的层所对应的剂量校正系数的插补值 β_i ,插补值生成工序中,在对深度 x_i 为规定值(例如水体模81处的测定极限)以上的层生成插补值 β_i 时,进行加权,使得在实际

测量剂量校正系数 α_i 中,较深的层的实际测量剂量校正系数 α_i 的权重比较浅的层的实际测量剂量校正系数 α_i 的权重重要大,因此,即使对于无法测定实际剂量的层,也能使用正确的校正剂量系数来对剂量进行校正,因而,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0066] 实施方式2.

[0067] 上述实施方式1中,在插补值 β_i 的计算中,对关注水等效深度来进行加权的示例进行了记载,但本实施方式2中,将水等效深度以外的照射条件也考虑在内来进行加权。图6用于说明本实施方式2所涉及的粒子射线治疗装置或剂量校正系数的设定方法,是示意性表示粒子射线治疗装置中各个照射条件不同的层的水等效深度与实际测量到的剂量校正系数之间的关系的图线。另外,与粒子射线治疗装置及控制相关的结构沿用实施方式1中使用的图,省略同样部分的说明。

[0068] 本实施方式2中,关注如下情况:在水等效深度变化的情况下,为了实现该水等效深度下的照射,通过调整粒子射线的射程(布拉格峰的位置),剂量分布发生变化。作为剂量分布因所照射的粒子射线的射程而变化的主要原因,可举出<1>扇形射束效果或锥形射束效果、<2>使用的射程移位器15的种类(厚度)不同、<3>摇摆半径(Wobbler Radius)不同(层叠适形照射等情况)。下面,分别进行说明。

[0069] <1>扇形射束效果或锥形射束效果

[0070] 如上所述,照射装置10用于将由加速器30提供的铅笔状的细射束成形为与患部形状相匹配的形状,来实现治疗计划的剂量分布。因此,所提供的射束因设置于横向照射野形成部11的散射体或摇摆电磁体而在xy方向上扩大(宽射束方式(包含层叠适形照射的情况))或利用扫描电磁体在xy方向上进行扫描(扫描方式)。

[0071] 因而,从照射装置10到达照射对象的射束不是平行的,是以通过因散射体或者摇摆电磁体或扫描电磁体而扩展成扇形状或锥形状的区域的方式进行照射。因此,即使原本的铅笔状的细射束具有相同强度(单位时间的粒子数相同),由于射程不同而导致剂量分布(可以认为是单位面积的粒子数)也不同。因此,即使由设置于照射装置10内的剂量监视器12计数得到的测量值 C_i (相当于粒子数)相同,若射程不同,则提供给患者的剂量分布也不同。将这一情况称为扇形效果、锥形效果。

[0072] <2>因使用的射程移位器的种类(厚度)不同而产生的效果

[0073] 作为改变粒子射线的射程的方法主要具有两种方法。第一是在加速器30侧改变加速的粒子的运动能量的方法。第二是使以规定能量提供的粒子射线通过厚度不同的射程移位器15来调节粒子所具有的动能的消失量的方法。加速器30所进行的方法适用于粗略的能量调整,改变射程移位器15的种类的方法适用于细微的能量调整,实际的装置中一般并用这两种方法。

[0074] 射程移位器15作为深度方向照射野形成部13设置于照射装置10内,粒子射线在通过射程移位器15时开始扩散。该扩散的程度依赖于射程移位器15的厚度,因此因射程移位器15的厚度的不同而导致剂量分布也不同。尤其是扩散的程度较大变化的情况是由于完全不使用射程移位器15的情况与使用射程移位器15情况的差异。为了极力避免该影响,在不需要射程移位器15的目标能量的情况下,也勉强虚拟地设置较薄的射程移位器15也是较为有效的。

[0075] <3>摇摆半径的不同(层叠适形照射等宽射束方式的情况)

[0076] 如上所述,宽射束方式的情况下,为了实现匹配患部形状进行治疗而计划得到的剂量分布,提供给照射装置10的铅笔状的细射束利用摇摆电磁体等在xy方向上进行扩大。更详细而言,摇摆电磁体以使铅笔状的细射束绘制例如圆的方式进行扫描,之后粒子射线以通过散射体的方式进行照射。由此,在扩大后的照射野内实现大致均匀的剂量分布。此时,将射束绘制的圆的半径称为“摇摆半径”。

[0077] 之后,利用准直器等遮挡多余的部分以进行成形,使得照射野与该患者的患部的形状相匹配。此时,具有该均匀的剂量分布的照射野的大小只要是能完全包含患者的患部的程度的大小就足够了。因此,考虑射束的利用效率,摇摆半径能根据患者的患部(或者每一层)的大小而有意识地改变。该摇摆半径也是剂量分布发生变化的主要原因。

[0078] 以层叠适形照射为例,对上述<1>~<3>的主要原因具有怎样的影响进行阐述。作为照射对象的患者的患部在射束轴向(深度方向、z方向)上被分割成几个虚拟的切片(层)。为了简化,对切片附加编号(从远位侧起1,2,……n)。照射的切片的顺序并不一定是该顺序(从远位侧起),但从远位侧开始进行的顺序是医疗现场较为常用的。为了实现对各切片进行的照射,调整粒子射线的能量作为照射射束的射程(布拉格峰的位置)。如上所述,并用加速器30和射程移位器15来调整粒子射线的能量,此处,决定加速器30的参数和使用的射程移位器15。

[0079] 治疗时对上述虚拟的切片使用怎样的剂量校正系数由事先的使用水体模81的测定(校准阶段)来决定。此处,对于该剂量校正系数,如实施方式1说明的那样,考虑利用将水等效深度作为变量的多项式模型(式(2))来计算插补值 β_i ,但因上述能量调整方法等照射方法而产生剂量校正系数特性曲线的非连续性的问题。下面,使用图6进行说明。

[0080] 图6是示意性表示校准阶段中、基于使用水体模81实际测量到的结果而计算得到的剂量校正系数 α_i 与水等效深度 x_i 之间的关系的图。图中,横轴表示水等效深度 x_i [mmWEL](水体模81中的校正剂量计82的从水表面起算的深度),纵轴表示将校正剂量计82获得的剂量[Gy]除以照射装置10内所设置的剂量监视器12的测量值 C_i [Count]而得到的值。

[0081] 此外,为了简化,将从加速器30射出的粒子射线的能量的参数(加速器参数)设为A、B、C这三种,将射程移位器15的厚度、材质的种类(射程移位器参数)设为a、b、c这三种。各绘图表示测定结果,从左侧(水等效深度较浅)到右侧(水等效深度较深)对应于Aa、Ab、Ac、Ba、Bb、Bc、Ca、Cb、Cc的条件的数据。由此,对于因层不同而条件不同的情况下获得的剂量校正系数的特性曲线,在对其整体以一个多项式进行近似时,存在特性具有非连续性的问题。

[0082] 此处,若仅关注加速器参数的参数A所对应的数据(Aa、Ab、Ac),则特性不存在非连续性,因此能利用一个多项式实现精度较高的模型化。此处,若仅关注射程移位器参数的参数a所对应的数据(Aa、Ba、Ca),则特性不存在非连续性,因此同样能利用一个多项式实现精度较高的模型化。即,利用加速器参数或射程移位器参数进行分组,利用该同一组的数据进行该组所对应的剂量校正系数特性曲线的多项式的生成、保存,由此能解决上述非连续性的问题,获得精度良好的插补值 β_i 。

[0083] 基于图6,对加速器参数的分组化、射程移位器参数的分组化进行了说明,但因摇摆半径的不同(摇摆半径参数)也会同样地产生非连续性的问题,因此摇摆半径参数的分组化也当然有效。

[0084] 也就是说,图3说明的权重设定部75根据需要插补值 β_i 的层的照射条件(参数),将

条件与该照射条件不同的层的剂量校正系数 α_i 的权重设为0。由此,能解决非连续性的问题,获得精度较高的插补值 β_i ,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0085] 如上所述,根据本实施方式2所涉及的粒子射线治疗装置,插补值生成部74对于成为插补值 β_i 的对象的每一层,作为该层的照射条件,除了基于上述深度之外,还基于用于调整能量的加速器参数、射程移位器参数、及用于调整照射野的大小的摇摆半径参数中的某一个或者组合的共通性,来进行每一个实际测量剂量校正系数 α_i 的加权,因此即使是未测定实际剂量的层也能正确地校正剂量,因此,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0086] 如上所述,根据本实施方式2所涉及的剂量校正系数的设定方法,插补值生成工序中,对于成为插补值 β_i 的对象每一层,作为该层的照射条件,除了基于上述深度之外,还基于用于调整能量的加速器参数、射程移位器参数、及用于调整照射野的大小的摇摆半径参数中的某一个或者组合的共通性,来进行每一个实际测量剂量校正系数 α_i 的加权,因此即使是未测定实际剂量的层也能使用正确的校正剂量系数来校正剂量,因此,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0087] 实施方式3.

[0088] 上述实施方式2中,对仅使用与希望获得插补值的层条件相同的层的剂量校正系数的示例进行了说明。然而,实践中,需要多项式模型的区域是“利用水体模所能测定的深度以下”的具有一定宽度的区域。因此,该区域中,存在多个参数的影响。也就是说,该区域中,重叠地显示出“加速器参数”、“射程移位器参数”、“摇摆半径参数”等的影响。因此,本实施方式3所涉及的粒子射线治疗装置或者照射剂量的校正方法中,作为用于获得插补值的数据,不是“使用/不使用”剂量校正系数的非黑即白,而是考虑多个条件进行加权。另外,本实施方式3中,与粒子射线治疗装置及控制相关的结构也沿用实施方式1中使用的图,省略同样部分的说明。

[0089] 为了简化说明,对作为照射条件筛选为加速器参数和摇摆半径参数这两种来进行加权的示例进行说明。

[0090] 这里,将希望获得插补值 β_i 的层(切片)设为比利用水体模81所能测定的水等效深度要深的层(远位侧)。作为加速器参数,如图6所说明的那样,从水等效深度较浅的情况到较深的情况存在A、B、C三个条件。并且,将比能测定的水等效深度要深的层(远位侧)处的加速器参数设为C。因此,作为设定权重时的单位系数,将条件同样是C的情况设定为1.0,对于条件不同的B、A,将深度较近的B的情况设定为0.8,深度最近的A的情况设定为0.5。

[0091] 此外,作为摇摆半径参数,从半径较小的情况到半径较大的情况存在Xmm、X+20mm、X+40mm三个条件。并且,将实现作为希望获得插补值 β_i 的层的、远位侧的层的照射时的半径设为Xmm。因此,作为设定权重时的单位系数,将条件同样是Xmm的情况设定为1.0,在条件不同的两个条件中,将接近X的X+20mm的情况设定为0.4,最不同的X+40mm的情况设定为0.2。

[0092] 由此,按参数的每个种类来设定用于加权的单位系数,根据照射条件的组合对每一个实际测量剂量校正系数 α_i 乘以每一个参数的单位系数,从而能进行表1所示那样的加权。

[0093] [表1]

[0094]	条件	加速器参数		
		C	B	A
摇摆半径	X mm	1	0.8	0.5
	X + 20 mm	0.4	0.32	0.2
	X + 40 mm	0.2	0.16	0.1

[0095] 另外,为了进行上述校正,例如将各单位系数等保存在剂量数据处理部71内,并且校正系数计算部77在计算剂量校正系数 α_i 时对照射条件的数据建立关联。由此,权重设定部75中基于建立了关联的数据,反映到式(D2)的W的定义中,由此能根据需要插补值 β_i 的层的照射条件,调整剂量校正系数 α_i 的权重。由此,将考虑了非连续性问题及多个条件的影响的整体特性考虑在内,能获得精度较高的插补值 β_i ,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0096] 如上所述,根据本实施方式3所涉及的粒子射线治疗装置,插补值生成部74中,作为照射条件,基于深度、用于调整能量的加速器参数、射程移位器参数、及用于调整照射野的大小的摇摆半径参数各自的共通性,来设定权重的单位系数,对于成为插补值 β_i 的对象的每一层,使用根据各参数的组合乘以各单位系数而得到的值进行每一个实际测量剂量校正系数 α_i 的加权,因此即使是未测定实际剂量的层也能正确地校正剂量,因此,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0097] 如上所述,根据本实施方式3所涉及的剂量校正系数的设定方法,插补值生成工序中,作为照射条件,基于深度、用于调整能量的加速器参数、射程移位器参数、及用于调整照射野的大小的摇摆半径参数各自的共通性,来设定权重的单位系数,对于成为插补值 β_i 的对象的每一层,使用根据各参数的组合乘以各单位系数而得到的值来进行每一个实际测量剂量校正系数 α_i 的加权,因此即使是未测定实际剂量的层也能使用正确的校正剂量系数来校正剂量,因此,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0098] 如上所述,根据上述各实施方式1~3的本实施方式3所涉及的粒子射线治疗装置,粒子射线治疗装置1根据从体表起算的深度将照射对象分割为多个层,按每一层对照射剂量进行管理并进行照射,该粒子射线治疗装置1包括:照射装置10,该照射装置10按每一层对由加速器30提供的粒子射线进行成形并进行照射;剂量监视器12,该剂量监视器12设置于照射装置10,实时地对剂量进行测量;剂量评价部70,该剂量评价部70基于利用剂量监视器12测量到的测量值 C_i 和按每一层设定的剂量校正系数(α_i, β_i)而计算得到的剂量、及按治疗计划设定的剂量,来对每一层的照射剂量进行评价;照射控制装置(照射控制部60),该照射控制装置(照射控制部60)基于剂量评价部70的评价结果来控制每一层的照射量;以及插补值生成部74,该插补值生成部74使用通过对设置有校正剂量计82的模拟体模(水体模81)照射粒子射线而获得的实际测量剂量校正系数 α_i ,至少对无法获得实际测量剂量校正系数 α_i 的层生成剂量校正系数的插补值 β_i ,插补值生成部74对于成为插补值 β_i 的对象的每一层,基于该层的照射条件进行每一个实际测量剂量校正系数 α_i 的加权,因此即使是未测定实际剂量的层也能正确地校正剂量,因此,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

[0099] 此外,根据上述各实施方式1~3所涉及的剂量校正系数的设定方法,是用于在根据从体表起算的深度将照射对象分割为多个层,按每一层对照射剂量进行管理并进行照射的粒子射线治疗中,使用照射装置10中所设置的剂量监视器12的测量值 C_i ,计算出照射对象处的剂量的剂量校正系数(α_i, β_i)的设定方法,该剂量校正系数的设定方法包括:获得实际测量剂量校正系数 α_i 的工序,在该获得实际测量剂量校正系数 α_i 的工序中,对设置有校正

剂量计82的模拟体模(水体模81)照射粒子射线,基于剂量监视器12的测量值 C_i 和校正剂量计82的测定值(物理剂量 D_i),获得将校正剂量计82的模拟体模(水体模81)内的深度 x_i 作为参数的实际测量剂量校正系数 α_i ;以及插补值生成工序,在该插补值生成工序中,基于实际测量剂量校正系数 α_i ,构建以深度 x_i 作为变量的剂量校正系数 α_i 的函数(式(2)),生成无法获得实际测量剂量校正系数 α_i 的层所对应的剂量校正系数的插补值 β_i ,插补值生成工序中,对于成为插补值 β_i 的对象的层,基于该层所对应的照射条件进行每一个实际测量剂量校正系数 α_i 的加权,因此即使是未测定实际剂量的层也能使用正确的校正剂量系数来对剂量进行校正,因此,能实现依据治疗计划的高精度的照射。

- [0100] 标号说明
- [0101] 1:粒子射线治疗装置
- [0102] 10:照射装置
- [0103] 11:横向照射野形成部
- [0104] 12:剂量监视器
- [0105] 13:深度方向照射野形成部
- [0106] 14:脊形过滤器
- [0107] 15:射程移位器
- [0108] 20:粒子射线输送部
- [0109] 30:加速器
- [0110] 40:位置控制部
- [0111] 41:治疗台
- [0112] 50:治疗计划部
- [0113] 60:照射控制部
- [0114] 70:剂量评价部
- [0115] 71:剂量数据处理部
- [0116] 72:评价部
- [0117] 73:剂量计算部
- [0118] 74:插补值生成部
- [0119] 75:权重设定部
- [0120] 76:插补值计算部
- [0121] 77:校正系数计算部
- [0122] 80:校正装置
- [0123] 81:水体模(模拟体模)
- [0124] 82:校正剂量计
- [0125] C_i :测量值
- [0126] D_i :物理剂量
- [0127] IC:等中心
- [0128] K:患者
- [0129] α_i :实际测量剂量校正系数(校正剂量系数)
- [0130] β_i :插补值(插补值或推测值(校正剂量系数))

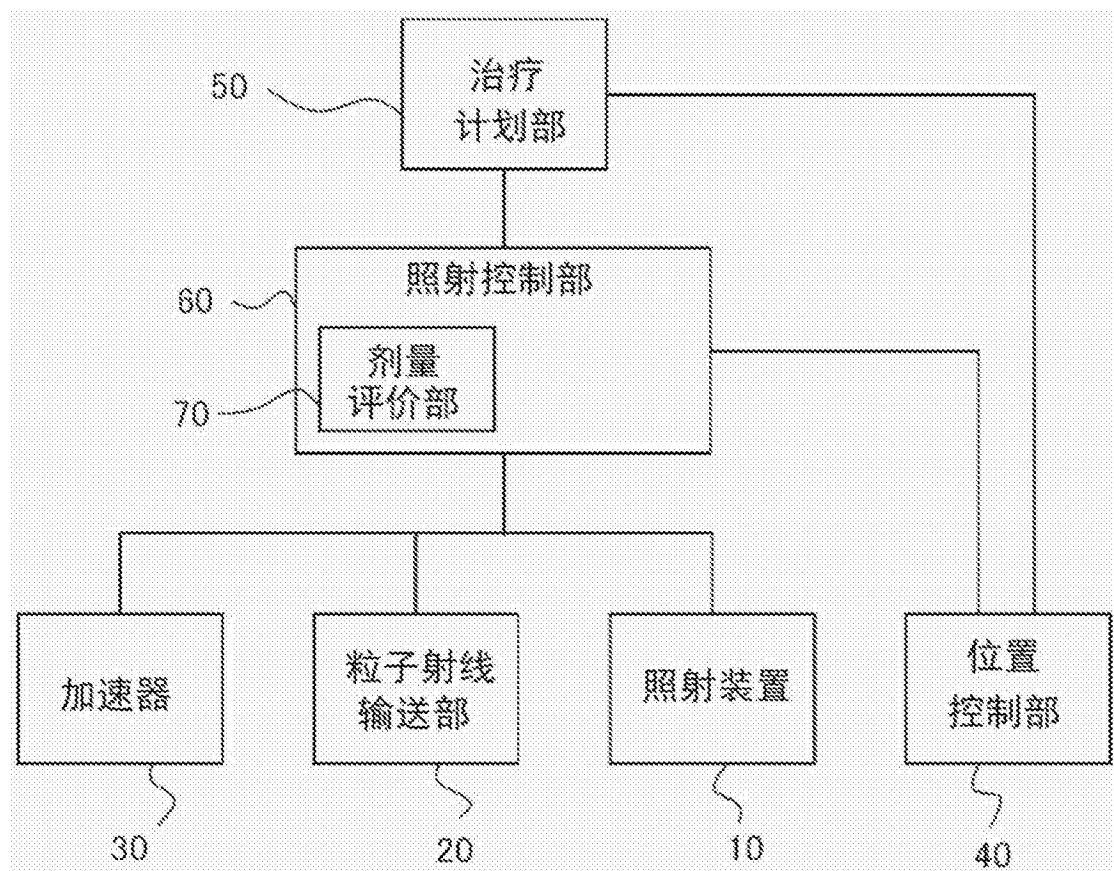


图1

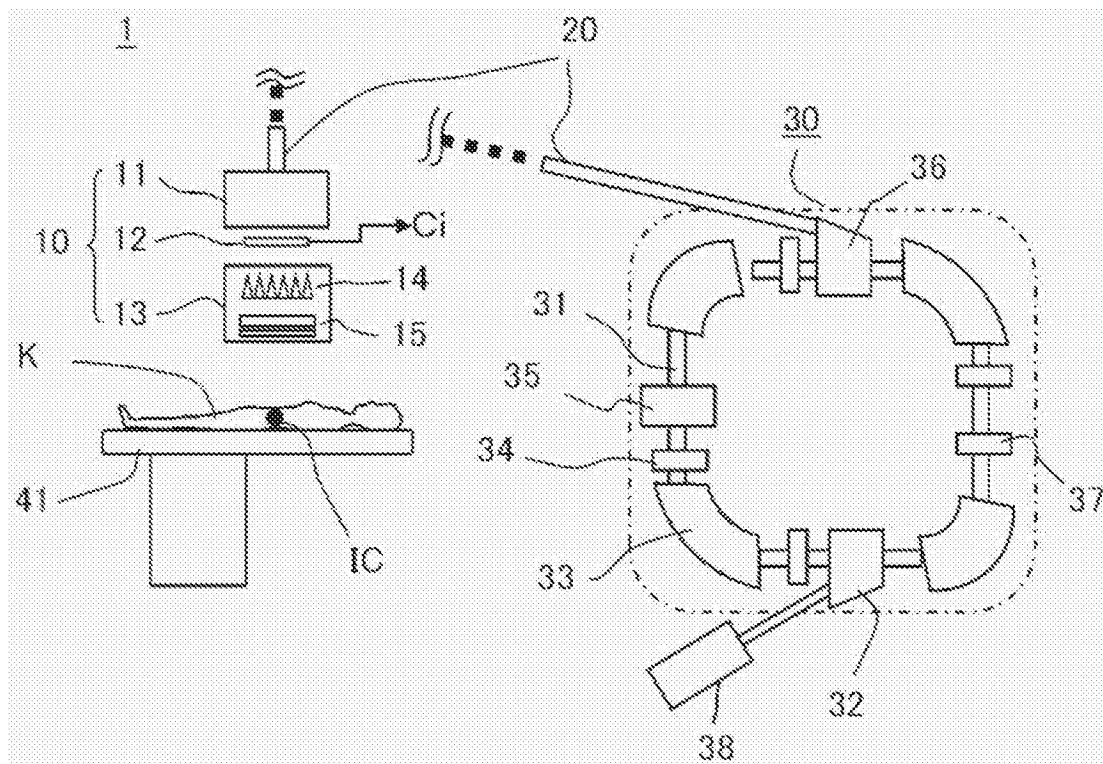


图2

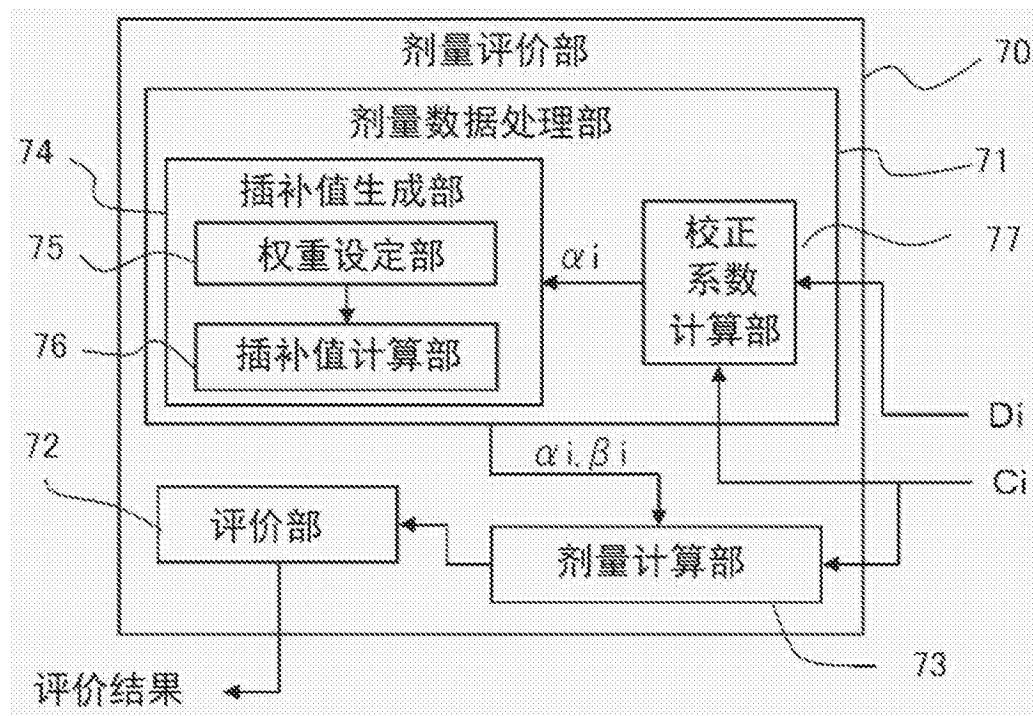


图3

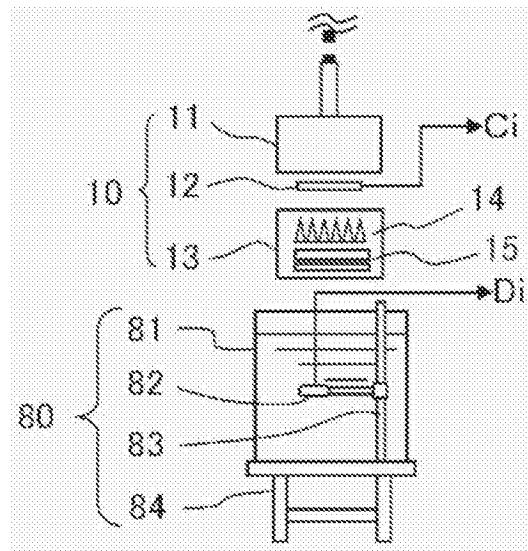


图4

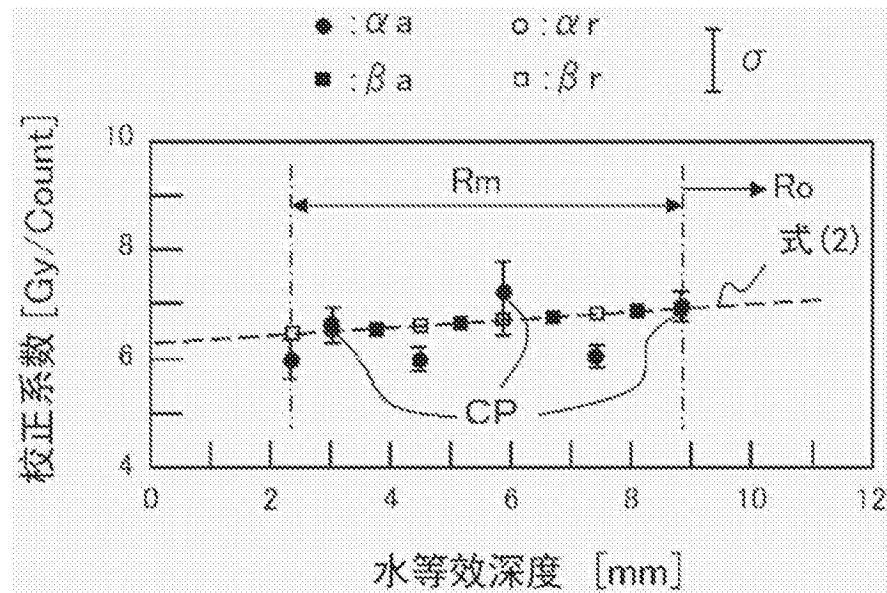


图5

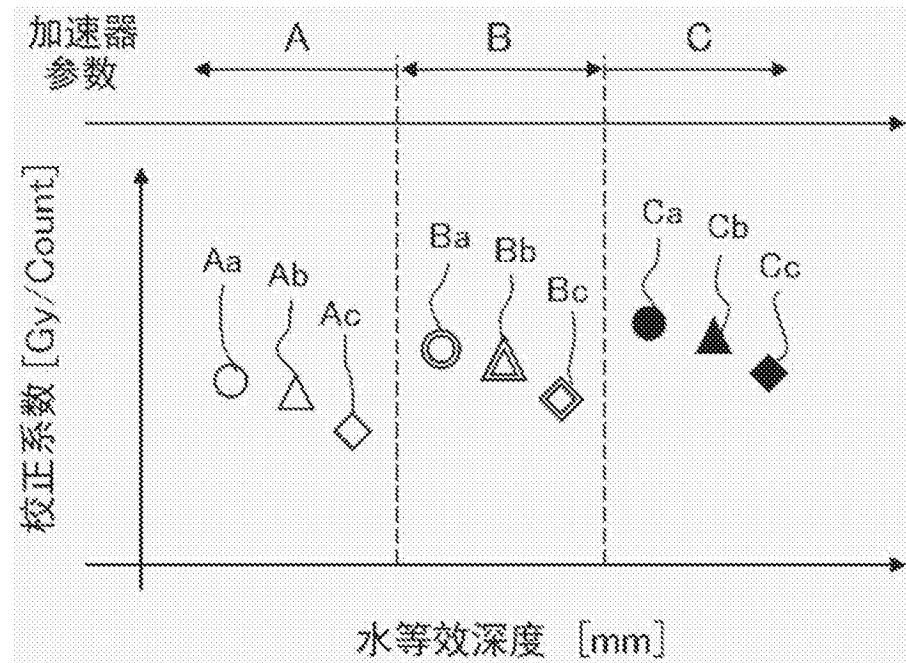


图6