



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107073288 B

(45)授权公告日 2019.10.22

(21)申请号 201580056738.2

(22)申请日 2015.10.24

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 107073288 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(30)优先权数据  
2014-217869 2014.10.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2017.04.19

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2015/005352 2015.10.24

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02016/063548 JA 2016.04.28

(73)专利权人 国立研究开发法人量子科学技术  
研究开发机构

地址 日本千叶县

(72)发明人 稻庭拓 兼松伸幸

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限  
公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51)Int.Cl.  
A61N 5/10(2006.01)

(56)对比文件  
WO 2012120636 X, 2014.07.07,  
CN 102405423 A, 2012.04.04,  
CN 103153397 A, 2013.06.12,  
CN 101000377 A, 2007.07.18,

审查员 田方方

权利要求书2页 说明书12页 附图8页

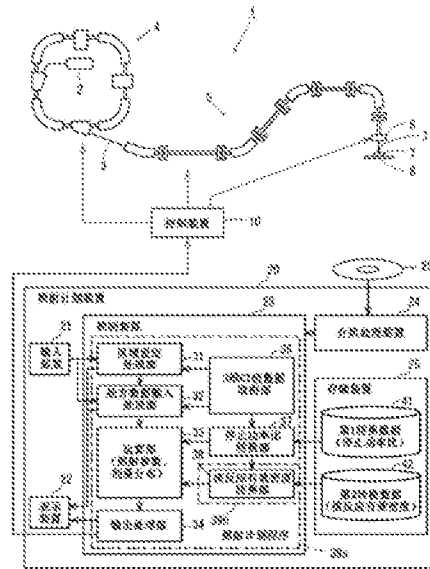
(54)发明名称

照射计划装置以及照射计划校正方法

(57)摘要

提供一种照射计划装置,该照射计划装置是如下结构的装置,具有:三维CT值数据取得部(36);处方数据输入处理部(32),其取得处方数据;阻止能力比转换部(37)和核反应有效密度转换部(38),它们根据所述三维CT值数据来制作第1转换数据(41)和第2转换数据(42);以及运算部(33),其根据所述处方数据、所述第1转换数据(41)和第2转换数据(42)求剂量分布,所述阻止能力比转换部(37)和核反应有效密度转换部(38)在执行校正处理之后再求所述剂量分布,在所述校正处理中,使用表示是何种程度地容易击碎所入射的所述带电粒子束(3)的粒子的物理量对根据所述三维CT值数据得到的数据进行校正。由此,在粒子线照射计划中的、在体内的剂量分布的计算中,能够简便且高精度地校正因入射粒子在体内产生的核反应概率与在水中产生的核反应概率的不同而导致的剂量误差。

CN 107073288 B



1. 一种照射计划装置,该照射计划装置制作粒子线的照射计划,其中,所述照射计划装置具有:

三维扫描数据取得部,其取得利用与所述粒子线不同的放射线对所述粒子线的照射对象进行三维扫描而得到的三维扫描数据;

处方数据取得部,其取得表示对所述照射对象照射粒子线的区域的位置和量的处方数据;

反应物理量分布数据制作部,其根据所述三维扫描数据来制作示出物理量的分布的反应物理量分布数据,所述物理量表示所述照射对象的物质对所述粒子线发生反应的能力;以及

剂量分布计算部,其根据所述处方数据和所述反应物理量分布数据求出剂量分布,

所述反应物理量分布数据制作部由如下部分构成:

阻止能力比校正处理部,其将所述三维扫描数据转换成阻止能力比而制作三维阻止能力比数据,所述阻止能力比是表示所关注的物质相对于水具有多少程度的使入射粒子减速的能力的物理量;和

照射对象物质校正处理部,其根据所述三维阻止能力比数据求出表示水与照射对象物质之间的差异的校正系数,并利用该校正系数按深度对粒子线的深部剂量分布进行校正。

2. 根据权利要求1所述的照射计划装置,其中,

所述照射对象物质校正处理部是如下结构:根据原子序数对粒子线的深部剂量分布进行成分划分,或者,根据粒子线的相互作用进行成分划分,按照成分区分地执行深部剂量分布的校正。

3. 根据权利要求2所述的照射计划装置,其中,

所述照射对象物质校正处理部是如下核反应有效密度校正处理部:通过将所述三维阻止能力比数据转换成核反应有效密度而制作三维核反应有效密度数据,根据原子序数对粒子线的深部剂量分布进行成分划分,分成应用校正系数的成分和不应用校正系数的成分,从而进行深部剂量分布的校正,其中所述核反应有效密度是表示所关注的物质相对于水有多容易击碎入射粒子的物理量。

4. 根据权利要求3所述的照射计划装置,其中,

所述核反应有效密度校正处理部设数据原子序数为3~5的成分为不应用所述校正系数的成分,设原子序数为6的成分为乘以根据粒子线注量的变化求出的衰减校正系数的成分,设原子序数为1~2的成分为乘以所述衰减校正系数的倒数的成分。

5. 根据权利要求2所述的照射计划装置,其中,

所述照射对象物质校正处理部是如下粒子线作用校正处理部:将粒子线的深部剂量分布至少分成与电磁相互作用有关的成分以及与核反应有关的成分,并利用校正系数对各个成分分别进行校正。

6. 根据权利要求5所述的照射计划装置,其中,

所述照射对象物质校正处理部是如下结构:将粒子线的深部剂量分布分成与所述电磁相互作用有关的成分、与所述核反应有关的成分以及与所述弹性散射和非弹性散射有关的成分这三个成分,并利用校正系数对这三个成分分别进行校正,然后将校正后的值相加。

7. 一种存储介质,其存储有照射计划程序,其中,所述照射计划程序使计算机作为如下

部分发挥功能：

三维扫描数据取得部，其取得利用与粒子线不同的放射线对所述粒子线的照射对象进行三维扫描而得到的三维扫描数据；

处方数据取得部，其取得表示对所述照射对象照射粒子线的区域的位置和量的处方数据；

反应物理量分布数据制作部，其根据所述三维扫描数据来制作示出物理量的分布的反应物理量分布数据，所述物理量表示所述照射对象的物质对所述粒子线发生反应的能力；以及

剂量分布计算部，其根据所述处方数据和所述反应物理量分布数据求出剂量分布，

所述照射计划程序使所述反应物理量分布数据制作部作为如下部分发挥功能：

阻止能力比校正处理部，其通过将所述三维扫描数据转换成阻止能力比而制作三维阻止能力比数据，所述阻止能力比是表示所关注的物质相对于水具有多少程度的使入射粒子减速的能力的物理量；和

照射对象物质校正处理部，其根据所述三维阻止能力比数据求出表示水与照射对象物质之间的差异的校正系数，并利用该校正系数按深度对粒子线的深部剂量分布进行校正。

8. 一种存储介质，其存储有照射计划校正程序，其中，所述照射计划校正程序使计算机作为如下部分发挥功能：

阻止能力比校正处理部，其通过将三维扫描数据转换成阻止能力比而制作三维阻止能力比数据，所述阻止能力比是表示所关注的物质相对于水具有多少程度的使入射粒子减速的能力的物理量；和

照射对象物质校正处理部，其根据所述三维阻止能力比数据求出表示水与照射对象物质之间的差异的校正系数，并利用该校正系数按深度对粒子线的深部剂量分布进行校正。

9. 一种照射计划校正方法，该照射计划校正方法用于校正粒子线的照射计划，其中，

通过将利用与粒子线不同的放射线对所述粒子线的照射对象进行三维扫描而得到的三维扫描数据转换成阻止能力比而制作三维阻止能力比数据，该阻止能力比是表示所关注的物质相对于水具有多少程度的使入射粒子减速的能力的物理量，

根据所述三维阻止能力比数据求出表示水与照射对象物质之间的差异的校正系数，并利用该校正系数按深度对粒子线的深部剂量分布进行校正。

## 照射计划装置以及照射计划校正方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及制作例如粒子线的照射计划的照射计划装置、照射计划程序、照射计划校正程序以及照射计划校正方法。

### 背景技术

[0002] 以往,以质子线治疗和碳射线治疗为代表的粒子线治疗中使用的照射计划装置通过将人体近似为密度不同的水并将在水中测定出的剂量分布应用于人体这一非均匀介质由此来计算体内的剂量分布(参照专利文献1)。实际上是通过如下方式将人体表述为密度不同的水:使用按照每个CT装置或摄像条件而预先准备好的换算表,将患者的CT图像的像素值(CT值)转换成表示相对于物质的粒子线的有效密度的阻止能力比。在此,CT值表示物质的相对于X射线的有效的线性衰减系数(線源弱係数)。

[0003] 但是,人体的组成与水不同。因此,入射粒子在体内产生的核反应的比例与其在水中产生的核反应的比例不同。核反应的比例不同这意味着到达射程(飛程)附近的入射粒子的数量在体内和在水中是不同的。

[0004] 在此,到达停止位置附近的入射粒子的比例直接影响到布拉格峰(Bragg peak)的高度。因此,通过将在水中测定的剂量分布适用于体内而得到的照射计划的剂量分布会因水与人体之间的核反应的差异而产生误差。而且,每个患者以及每个束方向的误差的程度还不同。

[0005] 但是,截至目前,没有用于校正该误差的实用的算法的报告。

[0006] 另一方面,还报告有如下情况:在为了保证品质的绝对剂量测定中,从操作方便的角度考虑,经常使用固体体模(固体ファントム)作为标准物质即水的代替物。该情况下,由于水和固体体模的组成的差异(由于该差异导致的核反应概率的差异)而产生剂量误差(参照非专利文献1、2)。

[0007] 为了校正该剂量误差,在绝对剂量测定的场所,基于蒙特卡洛计算或实际测量数据,求出将固体体模中的测定值换算成水中的值的系数(fluence correction factor:注量修正系数)。然后,使用该系数将固体体模中的测定值换算成水中剂量(参照非专利文献3、4)。

[0008] 在理想情况下是对于患者体内的剂量分布计算中产生的剂量误差也只要利用fluence correction factor(流量修正系数)来校正即可。

[0009] 但是,无法在患者体内实际测量出校正系数。而且,针对每个患者按照每一束地通过蒙特卡洛计算来求出校正系数也是不切实际的。

[0010] 在先技术文献

[0011] 专利文献

[0012] 专利文献1:日本特开2013-252420号公报

[0013] 非专利文献

[0014] 非专利文献1: Palmans H and Verhaegen F, 1997, Calculated depth dose

distributions for proton beams in some low-Z materials Phys.Med.Biol.42,1175-83

[0015] 非专利文献2:Schneider U,Pemler P,Besserer J,Dellert M,Moosburger M,Boer J,Pedroni E and Boehringer T,2002,The water equivalence of solid materials used for dosimetry with small proton beams Med.Phys.29,2946-51

[0016] 非专利文献3:Palms H and Verhaegen F,2005,Assigning nonelastic nuclear interaction cross sections to Hounsfield units for Monte Carlo treatment planning of proton beams Phys.Med.Biol.50,991-1000

[0017] 非专利文献4:AL-Sulaiti L,Shipley D,Thomas R,Kackperek A,Regan P and Palms H,2010,Water equivalence of various materials for clinical proton dosimetry by experiment and Monte Carlo simulation Nucl.Instrum.Meth.A 619,344-7

## 发明内容

[0018] 发明要解决的课题

[0019] 本发明鉴于上述问题,目的在于提供照射计划装置、照射计划程序、照射计划校正程序以及照射计划校正方法,在粒子线照射计划中的、在体内的剂量分布的计算中,简便且高精度地校正因入射粒子在体内产生的核反应概率与在水中产生的核反应概率的不同而导致的剂量误差。

[0020] 用于解决课题的手段

[0021] 本发明是照射计划装置、照射计划程序、照射计划校正程序以及照射计划校正方法,所述照射计划装置是制作粒子线的照射计划的装置,其特征在于,所述照射计划装置具有:三维扫描数据取得部,其取得利用与所述粒子线不同的放射线对所述粒子线的照射对象进行三维扫描而得到的三维扫描数据;处方数据取得部,其取得表示对所述照射对象照射粒子线的区域的位置和量的处方数据;反应物理量分布数据制作部,其根据所述三维扫描数据来制作示出物理量的分布的反应物理量分布数据,所述物理量表示所述照射对象的物质对所述粒子线发生反应的能力;以及剂量分布计算部,其根据所述处方数据和所述反应物理量分布数据求剂量分布,所述反应物理量分布数据制作部由如下部分构成:阻止能力比校正处理部,其将所述三维扫描数据转换成阻止能力比而制作三维阻止能力比数据,所述阻止能力比是表示所关注的物质相对于水具有多少程度的使入射粒子减速的能力的物理量;和照射对象物质校正处理部,其根据所述三维阻止能力比数据求出表示水与照射对象物质之间的差异的校正系数,并利用该校正系数按深度对粒子线的深部剂量分布进行校正。

[0022] 发明的效果

[0023] 根据本发明,能够提供照射计划装置、照射计划程序、照射计划校正程序以及照射计划校正方法,在粒子线照射计划中的、在体内的剂量分布的计算中,简便且高精度地校正因入射粒子在体内产生的核反应概率与在水中产生的核反应概率的不同而导致的剂量误差。

## 附图说明

- [0024] 图1是示出剂量的曲线的说明图。  
 [0025] 图2是简单地示出本剂量分布校正的曲线的说明图。  
 [0026] 图3是示出三维扫描数据的图像和转换后的图像的说明图。  
 [0027] 图4是示出质子线在水中的深部剂量分布和各相互作用的影响的曲线图。  
 [0028] 图5是示出ICRU人体组织的阻止能力比与各校正系数之间的关系的说明图。  
 [0029] 图6是示出一系列转换的情况的图像图和直方图。  
 [0030] 图7是示出粒子线照射系统的整体结构的说明图。  
 [0031] 图8是示出第2实施方式的粒子线照射系统1A的整体结构的说明图。

## 具体实施方式

[0032] 本发明的发明者们进行了认真地研究,以排除在粒子线照射计划中的、体内的剂量分布的计算中因入射粒子在体内产生的核反应概率与在水中产生的核反应概率的不同而导致的剂量误差。

[0033] 并且还开发出简便且高精度地校正该剂量误差的方法。首先,对该校正方法的基本原理进行说明。

[0034] <碳射线治疗的情况>

[0035] 在碳射线治疗中,当碳射线入射到体内时,碳离子的一部分通过与体内的原子核发生的散裂反应,其数量减少。相反,由散裂反应而生成的碎片粒子的数量则逐渐增加,超越碳射线停止的位置而大范围地扩散。

[0036] 图1的(A)是针对每个原子序数示出利用蒙特卡洛计算导出的碳射线在水中的深部粒子数分布的图。横轴表示距体表的深度,纵轴表示注量(fluence)。碳射线的剂量分布 $d_j(x, y, z)$ 取决于入射粒子(碳离子)和碎片粒子对剂量的影响,根据横向扩展的差异,作为3个成分的重合,可以表述为以下[算式1]。

[0037] [算式1]

[0038]

$$d_j(x, y, z) = \sum_{n=1}^3 d_{n,j}(x, y, z) = \sum_{n=1}^3 \left[ I_n(s_S(z), E_{0j}, L_j) \cdot G(x, y, \sigma_{n,j}(z)) \right]$$

[0039] ※ $d_{n,j}(x, y, z)$  表示第n个成分的剂量分布。

[0040]  $I_n$ 表示在与束轴垂直的面内对第n个成分的剂量分布积分得到的深部剂量分布(Integrated Depth Dose:IDD)。

[0041]  $G(x, y, \sigma_{n,j}(z))$  表示具有标准偏差 $\sigma$ 的二维正态分布。

[0042] ※具体参照Inaniwa T, Furukawa T, Nagano A, Sato S, Saotome N, Noda K and Kanai T, 2009, Field-size effect of physical doses in carbon-ion scanning using range shifter plates. Med. Phys. 36, 2889-97。

[0043] 在此,如果第1成分(第1区域)是入射粒子(如果是碳射线治疗则为碳离子)、第2成分(第2区域)是原子序数1、2以外的较重碎片、第3成分(第3区域)是原子序数为1、2的较轻碎片,则带来的影响近似。

[0044] 图1的(B)是作为一例示出具有290MeV/u的能量的碳射线的深部剂量分布的曲线图。横轴表示距体表的深度,纵轴表示剂量。曲线101示出碳射线在水中的深部剂量分布 $IDD_{total}$ ,曲线102示出第1成分( $Z=6$ )的剂量影响(線量寄与),曲线103示出第2成分( $Z=3\sim 5$ )的剂量影响,曲线104示出第3成分( $Z=1\sim 2$ )的剂量影响。

[0045] 在粒子线照射计划中,通过使用预先准备好的换算表将患者的CT图像的像素值(CT值)转换成相对于物质的水的阻止能力比 $\rho_S$ ,从而将人体这一非均匀介质表述为阻止能力比的分布。在此,阻止能力比 $\rho_S$ 是表示所关注的物质相对于水具有多少程度的使入射粒子减速的能力的物理量。一般,在粒子线照射计划中,针对通过转换而得到的阻止能力比的分布应用图1(B)所示的在水中测定的剂量分布,由此来计算在体内的剂量分布。

[0046] 发明者们根据ICRU报告(ICRU Report 1992)中所总结的人体组织的组成一览表导出了各组织的阻止能力比 $\rho_S$ 与核反应有效密度 $\rho_N$ 的普遍的关联关系。在此,核反应有效密度 $\rho_N$ 是表示所关注的物质相对于水有多容易击碎入射粒子的物理量。

[0047] 在本发明中,首先,根据使用作为与粒子线不同的放射线的X射线利用CT装置进行三维扫描而得到的CT值的三维分布,得到阻止能力比 $\rho_S$ 的三维分布,进而使用 $\rho_S$ 与 $\rho_N$ 的关联关系来制作核反应有效密度 $\rho_N$ 的三维分布。

[0048] 关于从体表至所关注的深度 $z$ 为止的、与粒子的减速有关的有效距离 $S_S(z)$ ,通过对阻止能力比 $\rho_S$ 进行直到所关注的深度 $z$ 为止的线积分而以以下[算式2]给出。

[0049] [算式2]

$$[0050] \quad s_S(z) = \int_0^z \rho_S(z') dz'$$

[0051] 关于直到深度 $z$ 为止的、与击碎粒子(产生核反应)有关的有效距离 $S_N(z)$ ,通过对核反应有效密度 $\rho_N$ 进行直到 $z$ 为止的线积分而以以下[算式3]给出。

[0052] [算式3]

$$[0053] \quad s_N(z) = \int_0^z \rho_N(z') dz'$$

[0054] 在此,存在测定碳射线在水中的粒子束(fluence)的Haettner等实验。(具体参照Haettner E,Iwase H,Kramer M,Kraft G and Schardt D,2013,Experimental study of nuclear fragmentation of 200and 400MeV/u  $^{12}C$  ions in water for applications in particle therapy Phys.Med.Biol.58,8265-79.)

[0055] Kanematsu等是基于碳射线注量的指数函数的衰减模型导出碳射线的平均自由行程(mean free path) $\lambda$ 为255mm。(※具体参照Kanematsu N,Koba Y and Ogata R,2013,Evaluation of plastic materials for range shifting,range compensation,and solid phantom dosimetry in carbon-ion radiotherapy Med.Phys.40,041724-1-6)

[0056] 如果使用该关系,则能够以以下[算式4]来表示直到所关注的深度 $z$ 为止所产生的、由在水中和在体内的核反应带来的碳射线注量的变化。

[0057] [算式4]

$$[0058] \quad \phi_w^p(z) = \frac{\exp\left(-\frac{s_N(z)}{\lambda}\right)}{\exp\left(-\frac{s_S(z)}{\lambda}\right)} = \exp\left(\frac{s_S(z) - s_N(z)}{\lambda}\right)$$

[0059] 在此,  $\phi_w^p(z)$  被称作衰减校正系数 (Attenuation Correction Factor)。

[0060] 根据衰减校正系数的定义, 在通过了阻止能力附近产生的核反应的概率高于水的物质的情况下, 从  $s_S(z) < s_N(z)$  的关系变为  $\phi_w^p(z) < 1.0$ 。

[0061] 相反, 在通过了阻止能力附近产生的核反应的概率低于水的物质的情况下, 从  $s_S(z) > s_N(z)$  的关系变为  $\phi_w^p(z) > 1.0$ 。

[0062] 使用该校正系数校正以 [算式1] 所示的深部剂量分布的公式能够由以下 [算式5] 所示的公式得到。

[0063] [算式5]

$$[0064] \quad \begin{aligned} d_j'(x, y, z) &= \sum_{n=1}^3 d_{n,j}'(x, y, z) \\ &= \phi_w^p \cdot I_{1,j} \cdot G_{1,j} + I_{2,j} \cdot G_{2,j} + \frac{1}{\phi_w^p} \cdot I_{3,j} \cdot G_{3,j} \end{aligned}$$

[0065] 由于入射粒子的剂量与入射粒子的注量成正比, 因此, 利用  $\phi_w^p(z)$  来校正  $I_{1,j}$ 。由于入射粒子衰减的程度越大, 则碎片粒子越增多, 因此, 利用  $1/\phi_w^p(z)$  来校正第3成分的剂量影响  $I_{3,j}$ 。根据经验而没有校正第2成分  $I_{2,j}$ 。

[0066] 图2是简单地示出本剂量分布校正的曲线的说明图。图2的 (A)、(C)、(E) 的纵轴为碳射线注量, 横轴为距体表的深度, 图2的 (B)、(D)、(F) 示出布拉格 (Bragg) 曲线, 纵轴为深部剂量, 横轴为距体表的深度。

[0067] 图2的 (A) 和图2的 (B) 都示出水中的碳射线注量或深部剂量。如图所示, 曲线111表示碳射线注量根据深度而变低, 曲线116在深度1.0附近示出峰值。

[0068] 图2的 (C) 和图2的 (D) 都示出相比于水在阻止能力附近不易产生核反应的物质中 ( $\phi_w^p(z) > 1.0$ ) 的碳射线注量或深部剂量。如图所示, 曲线112整体上比曲线111稍高, 曲线117整体上也比曲线116稍高。

[0069] 图2的 (E) 和图2的 (F) 都示出相比于水在阻止能力附近容易产生核反应的物质中 ( $\phi_w^p(z) < 1.0$ ) 的碳射线注量或深部剂量。如图所示, 曲线113整体上比曲线111稍低, 曲线118整体上也比曲线116稍低。如果是这样容易产生核反应的物质, 则注量和深部剂量变低, 相反, 如果是不易产生核反应的物质, 则注量和深部剂量变高。

[0070] 图3是示出一系列转换的情况的图像图。图3的 (A) 示出使用衰减系数  $\mu$  的 CT 值的图像, 图3的 (B1) 示出利用阻止能力比  $\rho_S$  进行校正后的阻止能力比图像, 图3的 (C1) 示出进一步利用核反应有效密度  $\rho_N$  进行校正后的核反应有效密度图像。此外, 图3的 (B2) 是示出以纵轴为阻止能力比、横轴为衰减系数, 根据 CT 值的图像求阻止能力比图像所使用的转换表的



图。图3的(C2)是示出以纵轴为核反应有效密度、横轴为阻止能力比,根据阻止能力比图像求核反应有效密度图像所使用的转换表的图。这样,能够根据CT值求出核反应有效密度图像,并应用所述校正,由此制作出精度较高的粒子线照射计划。

[0071] <质子线治疗的情况>

[0072] 当质子线在水中通过时,与水分子的电子或原子核之间产生:对水分子的电子(如果是体内则为体内的电子)赋予能量且质子线失去能量而减速的电磁相互作用(electromagnetic interaction:EM)、在保存整体的动能的情况下仅交换能量而原子核的种类不发生变化的弹性散射(elastic interactions:EL;弹性相互作用)、通过交换能量使得原子核的种类不发生变化但被激励的非弹性散射(inelastic interaction:IE;无弹性相互作用)以及作为除此以外的(EM、EL、IE以外)的反应的核反应(nonelastic interaction:NE;非弹性相互作用)。在此,对于产生了EL或IE的质子,在其反应中仅仅失去能量,但达到与仅产生EM的质子束(陽子束)大致相同的深度。如果将产生EL和IE的质子束汇总处理,则如以下[算式6]所示,质子线赋予给水中的剂量分布D(s)可以通过将各相互作用的影响(D<sub>EM</sub>(s)、D<sub>EL/IE</sub>(s)、D<sub>NE</sub>(s))相加来表示。

[0073] [算式6]

[0074]  $D(s) = D_{EM}(s) + D_{EL/IE}(s) + D_{NE}(s)$

[0075] ※D<sub>EM</sub>(s)表示仅产生EM相互作用的入射粒子的水吸收剂量。

[0076] D<sub>EL/IE</sub>(s)表示产生EL相互作用或IE相互作用的入射粒子的水吸收剂量。

[0077] D<sub>NE</sub>(s)表示因NE相互作用导致的水的吸收剂量。

[0078] 另一方面,在质子束通过水以外的物质的情况下,以以下[算式7]来表示赋予给物质中的深度z(等效水深s)的剂量(dose to water in material:材料中的水的剂量)。

[0079] [算式7]

[0080] 
$$D(z) = \frac{1-A's(z)}{1-As(z)} D_{EM}(s(z)) + \frac{Y'}{Y} D_{EL/IE}(s(z)) + \frac{Y'(A'-Y)}{Y(A-Y)} D_{NE}(s(z))$$

[0081] 在此,对[算式7]中的各成分(术语)进行说明。

[0082] <第1成分EM系统>

[0083] 1-A's示出在水中仅产生EM相互作用的质子数(flucose,注量)的变化。A表示倾斜度,1-A's表示水中在深度s仅产生EM相互作用的质子数(flucose,注量)减少了多少。

[0084] 1-A's表示不是水的物质在达到与水相同的深度时注量减少了多少。

[0085] 即,(1-A's)/(1-As)表示施加在深度s时EM反应以何种程度与水不同的校正。

[0086] <第2成分EL/IE系统>

[0087] Y表示倾斜度,表示水中在深度s产生EL相互作用或IE相互作用的质子数(flucose,注量)增加了多少。

[0088] Y'表示关于不是水的物质在到达与水相同的深度时产生EL相互作用或IE相互作用的质子数(flucose,注量)增加了多少。

[0089] 即,Y'/Y表示施加在深度s时EL和IE反应以何种程度与水不同的校正。另外,本来表述为Y's/Ys,但是,由于在分子和分母都有深度s,因此删除了深度s而表示为Y'/Y。

[0090] <第3成分NE系统>

[0091] A-Y表示在水中产生了何种程度的NE反应。

[0092]  $A' - Y'$  表示在物质中,当到达与水相同的深度(等效水深)时产生了何种程度的NE反应。

[0093] 即,  $A' - Y' / A - Y$  表示施加在物质中的等效水深  $s$  中的NE反应以何种程度与水不同的校正。

[0094]  $\gamma$  示出入射质子在水中产生核反应时对带电粒子赋予了多少能量。详细来说,由核反应而产生的带电粒子在产生反应的地方附近会丢失能量,因此将其包含在剂量计算中,但是,由核反应而产生的中子或伽马射线在产生反应的地方附近不怎么会丢失能量,因此未将其包含在剂量计算中。因此,示出如果  $\gamma$  较大则传递给带电粒子的能量的比例较大的情况,并且,示出如果  $\gamma$  较小则传递给中子或伽马射线的能量的比例较大、而传递给带电粒子的能量的比例较小的情况。

[0095]  $\gamma'$  示出水以外的物质会产生何种程度的核反应从而对带电粒子赋予了多少能量。

[0096] 即,  $\gamma' / \gamma$  表示在深度  $s$  由于NE反应而传递给带电粒子的能量的比例以何种程度与水不同。

[0097] 在此,  $D_{EM}$  的校正系数  $(1 - A' s(z)) / (1 - A s(z))$  表示仅产生EM相互作用的主质子数在物质中与在水中的比,  $D_{EL/IE}$  的校正系数  $Y' / Y$  表示产生EL/IE相互作用的质子数在物质中与在水中的比。

[0098] 此外,  $D_{NE}$  的校正系数  $\gamma' / \gamma$  和  $(A' - Y') / (A - Y)$  分别表示“赋予给目标带电粒子的、产生核反应的质子的能量的比例”、以及“产生核反应的质子数”在物质中与在水中的比。在物质根据深度  $z$  而连续变化的情况下,将上述[算式7]设成以下[算式8]而使该算式不失一般性。

[0099] [算式8]

[0100]

$$D(z) = \frac{\left(1 - \int_0^z A(z) \rho_s(z) dz\right)}{1 - A_s(z)} D_{EM}(s(z)) + \frac{\int_0^z Y(z) \rho_s(z) dz}{Y(z)} D_{EL/IE}(s(z)) + \frac{\gamma(z)(A'(z) - Y'(z))}{\gamma (A - Y)} D_{NE}(s(z))$$

[0101] 即,如果针对每个物质知道校正系数  $A$ 、 $A'$ 、 $Y$ 、 $Y'$ 、 $\gamma$ 、 $\gamma'$  和阻止能力比  $\rho_s$  的话,则通过依照[算式8]的公式对在水中的各相互作用的剂量影响  $D_{EM}$ 、 $D_{EL/IE}$ 、 $D_{NE}$  进行校正然后将它们加在一起,能够计算出在物质中的剂量分布。

[0102] 图4是示出能量216MeV的质子线在水中的深部剂量分布  $D$  和各相互作用的影响  $D_{EM}$ 、 $D_{EL/IE}$ 、 $D_{NE}$  的曲线图。纵轴表示剂量,横轴表示深度。

[0103] 在粒子线照射计划中,通过使用预先准备好的换算表将患者的CT图像的像素值(CT值)转换成相对于物质水的阻止能力比  $\rho_s$  从而将人体这一非均匀介质表述为阻止能力比的分布。在此,阻止能力比  $\rho_s$  是表示所关注的物质相对于水具有多少程度的使入射粒子减速的能力的物理量。一般,在粒子线照射计划中,针对通过转换而得到的阻止能力比的分布适用在水中测定出的剂量分布,由此计算在体内的剂量分布。

[0104] 发明者们基于ICRU报告(ICRU Report 1992)中所总结的人体组织的组成一览表而在蒙特卡罗模拟代码GEANT4内制作人体组织体模,并模拟对体模进行的质子线照射,由此导出了各组织的阻止能力比  $\rho_s$  与各校正系数  $A' / A$ 、 $Y' / Y$ 、 $\gamma' / \gamma$  的普遍的关联关系。关于

作为基准物质的水,也利用GEANT4模拟质子线照射而由此求出EM衰减系数A和EL/IE收率Y。

[0105] 图5是示出ICRU人体组织的阻止能力比 $\rho_s$ 与各校正系数 $A'/A$ 、 $Y'/Y$ 、 $\gamma'/\gamma$ 的关系的说明图。在各图中,纵轴表示校正系数,横轴表示阻止能力比(粒子线的易阻止度)。此外,在各图中绘出的“+”是通过选出ICRU人体组织中的各组织(各物质)的参数而逐个绘出的。在图中,阻止能力比大于1.0的表示容易利用水使阻止粒子线的组织(物质),而阻止能力比小于1.0的则表示不易利用水阻止粒子线的组织(物质)。

[0106] 图5的(a)示出关于EM的校正系数 $A'/A$ 的曲线,图5的(b)示出关于EL/IE的校正系数 $Y'/Y$ 的曲线,图5的(c)示出关于NE的校正系数 $A'/A$ 的曲线。如图所示,各校正系数的曲线关于图5的(a)、图5的(b)所示的EM和EL/IE示出正的相关,关于图5的(c)所示的NE则示出负的相关。

[0107] 在粒子线的治疗计划装置中,将表示X射线的有效性的线性衰减系数的CT值通过(针对每个CT装置以及每个摄像条件进行校正后的)转换表转换成阻止能力比 $\rho_s$ 。即,在治疗计划装置中,在进行剂量计算时,患者体内的阻止能力比分布 $\rho_s$ 已被预先确定。因此,可以根据图5所示的阻止能力比 $\rho_s$ 和各校正系数 $A'/A$ 、 $Y'/Y$ 、 $\gamma'/\gamma$ 的普遍的关联关系以及水的EM衰减系数A和EL/IE收率Y而在体内的剂量计算中应用[算式8]的公式的校正。

[0108] 图6是示出一系列转换的情况的图像图和直方图。图6的(a)示出校正前的剂量分布的图像,图6的(b)示出校正后的剂量分布的图像,图6的(c)示出校正前(非校正)与校正后的剂量差的图像。此外,图6的(d)是以纵轴为体积、横轴为剂量的剂量体积直方图。这样,能够根据CT值求出核反应有效密度图像,并通过应用所述校正而制作出精度较高的粒子线照射计划。

[0109] 以下,对本发明的一个实施方式和附图一起进行说明。

[0110] 实施例1

[0111] 图7是示出本发明的第1实施方式的粒子线照射系统1的整体结构的说明图。

[0112] 粒子线照射系统1具有:加速器4,其使从离子源2照射出的带电粒子束3加速而射出;束输送系统5,其输送从该加速器4射出的带电粒子束3;照射装置(扫描照射装置)6,其对作为患者7的照射对象的目标部8(例如,肿瘤部)照射经过了该束输送系统5的带电粒子束3;控制装置10,其控制所述粒子线照射系统1;以及作为计算机的照射计划装置20,其确定粒子线照射系统1的照射参数。另外,在该实施例中,使用碳射线束作为从离子源2照射的带电粒子束3,但是,不限于此,还可以将本发明应用于照射各种带电粒子束(包含带电重粒子束)的粒子线照射系统1。

[0113] 所述加速器4调节带电粒子束3的强度。

[0114] 所述照射装置6具有扫描磁铁(Scanning magnet)(省略图示)、剂量监视器(省略图示)和射程移位器(range shifter)(省略图示),沿扫描轨道对目标部8扫描带电粒子束3,其中,所述扫描磁铁使带电粒子束3向形成与束行进方向(Z方向)垂直的平面的X-Y方向偏向,所述剂量监视器监视带电粒子束3的位置,所述射程移位器调节Z方向的带电粒子束3的停止位置。

[0115] 所述控制装置10控制来自加速器4的带电粒子束3的强度、在束输送系统5内进行的带电粒子束3的位置修正、以及由照射装置6的扫描磁铁(省略图示)进行的扫描、通过射程移位器(省略图示)实现的束停止位置等。

[0116] 所述照射计划装置20具有:由键盘、鼠标等构成的输入装置21、由液晶显示器或CRT显示器等构成的显示装置22、由CPU、ROM和RAM构成的控制装置23、由对CD-ROM、DVD-ROM等存储介质29进行数据的读写的光盘驱动器等构成的介质处理装置24、以及由硬盘等构成的存储装置25。

[0117] 控制装置23读入存储于存储装置25的照射计划程序39a和照射计划校正程序39b,作为区域设定处理部31、处方数据输入处理部32、运算部33、输出处理部34、三维CT值数据取得部36、阻止能力比转换部37和核反应有效密度转换部38发挥功能。

[0118] 存储部25存储有通过将三维CT值数据(三维扫描数据)转换成阻止能力比而形成的第1转换数据41以及通过将该阻止能力比转换成核反应有效密度而形成的第2转换数据42。第1转换数据41是通过将CT值转换成阻止能力比而形成的、现有技术的换算表的数据。第2转换数据42则是通过将阻止能力比转换成核反应有效密度而形成的、本发明的换算表的数据,衰减校正系数 $\phi_w^p(z)$ 是根据通过各个转换得到的阻止能力比和核反应有效密度的三维分布并根据上述[算式2]~[算式4]而求出的。

[0119] 这样构成的照射计划装置20的各功能部依照照射计划程序39a和照射计划校正程序39b如下所述进行动作。

[0120] 首先,三维CT值数据取得部36从另外的CT装置取得照射对象(患者)的三维CT值数据。即,取得照射对象的各个三维位置上的、相对于X射线的有效的线衰减系数作为三维CT值数据。

[0121] 区域设定处理部31在显示装置22中对三维CT值数据进行图像显示,计划制作者受理通过输入装置21输入的区域指定(目标部8的指定)。

[0122] 处方数据输入处理部32在显示装置22中显示处方输入用画面,计划制作者受理通过输入装置21输入的处方数据。该处方数据是表示三维CT值数据的各坐标处的粒子线的照射位置和照射量的数据。另外,也可以是,在该处方数据中还包含粒子线的种类(例如碳原子核或氢原子核等)作为不同的种类的照射位置和照射量,从而作为使用多种粒子线的处方数据。

[0123] 阻止能力比转换部37如在通常的粒子线照射计划装置中进行的那样,使用预先准备好的第1转换数据(转换表)将三维CT值数据转换成各三维位置上的阻止能力比 $\rho_s$ 。利用该转换能够得到作为阻止能力比 $\rho_s$ 的三维分布的阻止能力比数据。该向阻止能力比数据进行的转换可以利用根据预先准备好的换算表进行转换的原有的技术来进行。

[0124] 核反应有效密度转换部38使用表示人体组织中的阻止能力比 $\rho_s$ 与核反应有效密度 $\rho_N$ 之间的关联关系的第2转换数据,将阻止能力比数据转换成各三维位置上的核反应有效密度 $\rho_N$ ,从而能导出核反应有效密度 $\rho_N$ 的三维分布。利用该转换能够得到作为核反应有效密度的三维分布的核反应有效密度数据。由此,不直接将在水中测定出的剂量分布应用于在体内的剂量计算,而是通过使用上述的由[算式2]~[算式4]得到的衰减校正系数 $\phi_w^p(z)$ ,依照[算式5]按照深度来校正剂量分布的方式进行应用。

[0125] 运算部33接收处方数据、阻止能力比数据和核反应有效密度数据,并根据上述数据来制作照射参数和剂量分布。即,使用阻止能力比数据和核反应有效密度数据,倒过来计算应从粒子线照射系统1照射的粒子线的数量(粒子数)并计算从粒子线照射系统1照射的粒子线的照射参数,以对方数据的照射位置进行处方数据的照射量的照射。此外,运算部

33计算以计算出的照射参数对照射对象照射粒子线时的剂量分布。

[0126] 输出处理部34将计算出的照射参数和剂量分布输出至显示装置22而进行显示。此外,输出处理部34向控制粒子线照射系统1的控制装置10发送照射参数和剂量分布。

[0127] 根据以上说明的照射计划装置20,相比于在水中以近似的方式计划得到的照射参数,粒子线照射系统1能够与照射对象相一致地使用高精度校正后的照射参数来照射高精度的束 (beam)。束的照射例如可以为使用了对目标区域给予同样的剂量分布的照射的扫描照射法的点束照射 (剂量分布为点束的总和) 等适当的照射。

[0128] 由于第2转换数据42是核反应有效密度相对于阻止能力比的校正,因此,能够立即导入到原有的各种粒子线照射系统1的照射计划装置20中并进行利用。详细来说,CT值根据CT装置和摄像环境的不同而不同,从而根据该CT值转换成阻止能力比的换算表也根据CT装置和摄像环境的不同而不同。因此,在根据CT值直接进行核反应有效密度的校正的情况下,需要针对每个CT装置、每个摄像环境来制作换算成表。对此,由于在原有的粒子线照射系统1中存在已经设置好的CT装置和摄像环境中的、向阻止能力比进行换算的换算表,因此,可以利用该换算表而不需要针对装置或环境进行独立的设定。即,只要预先制作1个第2转换数据42,无论什么样的CT装置和摄像环境,就都能够根据利用已单独调整过的换算表计算出的阻止能力比,利用第2转换数据42来实施基于核反应有效密度的校正。通过共用用于这样进行校正的第2转换数据42,还能够防止在安装时使用错误的数据的情况,能够安全地实现高精度的照射计划制作。

[0129] 此外,不直接将在水中测定出的剂量分布 (上述[算式1]) 应用于在体内的剂量分布计算,而是根据所通过的物质的核反应概率的程度对剂量分布校正后进行应用,由此能够简便地校正因核反应导致的剂量误差。

[0130] 此外,根据该照射计划装置20,能够在粒子线照射计划的剂量分布计算中准确地反映出在体内入射粒子所产生的核反应的影响。由此,能够进行参考了体内组成的更准确的剂量分布计算。而且,该方法既简便且使用人体组成的普遍性质,从而能够安装于任何照射计划装置。因此,今后,该方法可能将在使用了碳射线的粒子线照射计划的剂量计算算法中成为标准。

[0131] 实施例2

[0132] 图8是示出本发明的第2实施方式的粒子线照射系统1A的整体结构的说明图。作为与第1实施方式不同的结构,设置EM校正部38a、EL/IE校正部38b和NE校正部38c来代替核反应有效密度转换部38 (参照图7),设置照射计划校正程序39c来代替照射计划校正程序39b (参照图7),设置第2转换数据42a来代替第2转换数据42。

[0133] EM校正部38a、EL/IE校正部38b和NE校正部38c从阻止能力比转换部37接收阻止能力比数据,并从第2转换数据42a中接收校正系数 $A'/A$ 、 $Y'/Y$ 、 $\gamma'/\gamma$ ,分别进行校正。

[0134] EM校正部38a是进行电磁相互作用 (EM) 的校正的部分,EL/IE校正部38b是进行弹性散射 (EL) 和非弹性散射 (IE) 的校正的部分,NE校正部38c是进行核反应 (NE) 的校正的部分。

[0135] 照射计划校正程序39c与第1实施方式相同地使照射计划装置20A的各功能部动作。特别是,在该第2实施方式中,由EM校正部38a、EL/IE校正部38b和NE校正部38c使用上述的[算式8]的公式和第2转换数据42a来进行照射计划的校正。

[0136] 第2转换数据42a存储有各组织的校正系数 $A'/A$ 、 $Y'/Y$ 、 $\gamma'/\gamma$ 。

[0137] 其它结构和动作与第1实施方式相同,因此,对相同要素标记相同的标号并省略详细的说明。

[0138] 根据以上的结构和动作,相比于利用水进行近似而计划得到的照射参数,第2实施方式的粒子线照射系统1A能够与照射对象相一致地使用高精度校正后的照射参数来照射高精度的束。束的照射例如可以为使用对目标区域给予同样的剂量分布的照射的扫描照射法的点束照射(剂量分布为点束的总和)等适当的照射。

[0139] 由于利用第2转换数据42a从阻止能力比导出校正系数,因此,能够立即导入到原有的各种粒子线照射系统1A的照射计划装置20A中并进行利用。详细来说,CT值根据CT装置和摄像环境的不同而不同,从而根据该CT值转换成阻止能力比的换算表也根据CT装置和摄像环境的不同而不同。因此,在根据CT值直接进行校正的情况下,需要针对每个CT装置、每个摄像环境来制作换算成表。对此,由于在原有的粒子线照射系统1A中存在已经设置好的CT装置和摄像环境中的、换算至阻止能力比的换算表(将X射线的衰减转换成粒子线的阻止分离(ストップイングパーレーション)的换算表),因此,可以利用该换算表而不需要针对装置或环境进行单独设定。即,只要预先制作1个第2转换数据42a,则无论什么样的CT装置和摄像环境,就都能够使用第2转换数据42a将利用已单独调整过的换算表计算出的阻止能力比转换成与电磁相互作用(EM)、弹性散射(EL)、非弹性散射(IE)和核反应(NE)有关的校正系数的分布,从而能够实施考虑了各相互作用与水之间的差异的校正。通过共用用于这样进行校正的第2转换数据42a,还能够防止在安装时使用错误的数据的情况,能够安全地实现高精度的照射计划制作。

[0140] 此外,不直接将在水中测定出的剂量分布(在第1实施方式中说明的[算式1])应用于体内的剂量分布计算,而是根据所通过的物质的核反应概率的程度对剂量分布校正后进行应用,由此能够简便地校正因核反应导致的剂量误差。

[0141] 此外,根据该照射计划装置20A,能够在粒子线照射计划的剂量分布计算中准确地反映出在体内入射粒子所产生的核反应的影响。由此,能够进行参考了体内组成的更准确的剂量分布计算。而且,该方法既简便且使用人体组成的普遍性质,从而能够安装于任何照射计划装置。因此,今后,该方法可能将在使用了质子线的粒子线照射计划的剂量计算算法中成为标准。

[0142] 在本发明与实施方式的对应中,

[0143] 本发明的粒子线对应于实施方式的带电粒子束3,

[0144] 以下相同,

[0145] 照射对象对应于患者7,

[0146] 区域对应于目标部8,

[0147] 照射计划装置、计算机对应于照射计划装置20,

[0148] 处方数据取得部对应于处方数据输入处理部32,

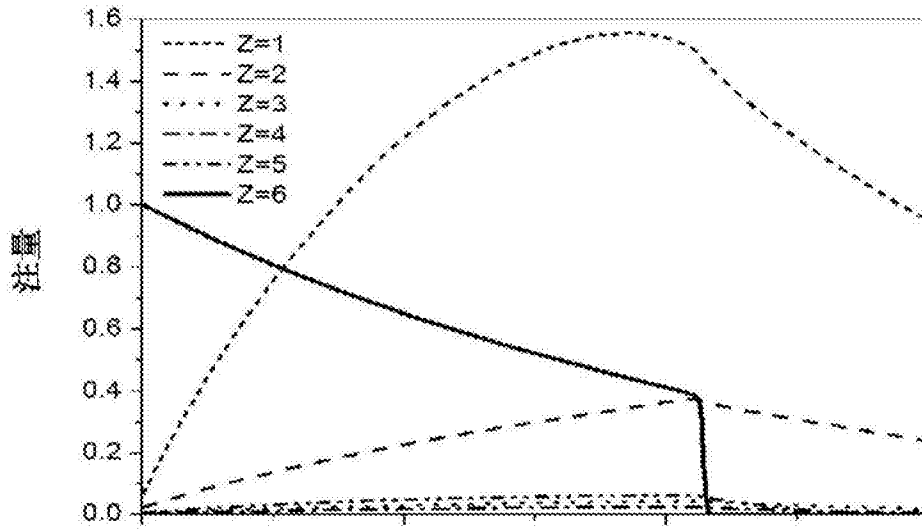
[0149] 剂量分布算出部对应于运算部33,

[0150] 三维扫描数据取得部对应于三维CT值数据取得部36,

[0151] 反应物理量分布数据制作部对应于阻止能力比转换部37和核反应有效密度转换部38,

- [0152] 阻止能力比校正处理部对应于阻止能力比转换部37，
- [0153] 照射对象物质校正处理部对应于核反应有效密度转换部38、EM校正部38a、EL/IE校正部38b和NE校正部38c，
- [0154] 核反应有效密度校正处理部对应于核反应有效密度转换部38，
- [0155] 粒子线作用校正处理部对应于EM校正部38a、EL/IE校正部38b和NE校正部38c，
- [0156] 反应物理量分布数据对应于第1转换数据41和第2转换数据42、42a，
- [0157] 三维阻止能力比数据对应于第1转换数据41，
- [0158] 三维核反应有效密度数据对应于第2转换数据42，
- [0159] 成分对应于第1成分、第2成分和第3成分，但是，
- [0160] 不限于此。
- [0161] 另外，上述第1实施方式中的实施例的校正中的各成分的原子序数被特定化为原子序数为6的碳射线治疗，但是，不限于此，在使用原子序数不同的其它核素的情况下能够将包含在各成分中的原子序数的范围设为适当的范围。
- [0162] 此外，在第2实施方式中，在使用[算式8]的校正处理中，对“EM”、“EL/IE”、“NE”这3个成分分别进行校正并相加，但是，不限于此，还可以设成“EM+EL/IE”、“NE”这2个成分或“EM”、“EL”、“IE”、“NE”这4个成分等适当的结构。该情况下，相比于利用水进行近似而计划得到的照射参数，也能够与照射对象相一致地制作提高了精度的照射计划。
- [0163] 此外，作为运算的概念，阻止能力比校正处理部(阻止能力比转换部37)和照射对象物质校正处理部(核反应有效密度转换部38、EM校正部38a、EL/IE校正部38b和NE校正部38c)只要被分成2个系统的运算即可，实际的运算中，也可以形成将2个校正处理汇总成而通过1个运算来执行的结构。
- [0164] 产业上的可利用性
- [0165] 本发明可用于通过照射粒子线进行治疗的技术。
- [0166] 标号说明
- [0167] 3:带电粒子束；
- [0168] 7:患者；
- [0169] 8:目标部；
- [0170] 20、20A:照射计划装置；
- [0171] 32:处方数据输入处理部；
- [0172] 33:运算部；
- [0173] 36:三维扫描数据取得部；
- [0174] 37:阻止能力比转换部；
- [0175] 38:核反应有效密度转换部；
- [0176] 38a:EM校正部38a；
- [0177] 38b:EL/IE校正部38b；
- [0178] 38c:NE校正部38c；
- [0179] 41:第1转换数据；
- [0180] 42、42a:第2转换数据。

(A)



(B)

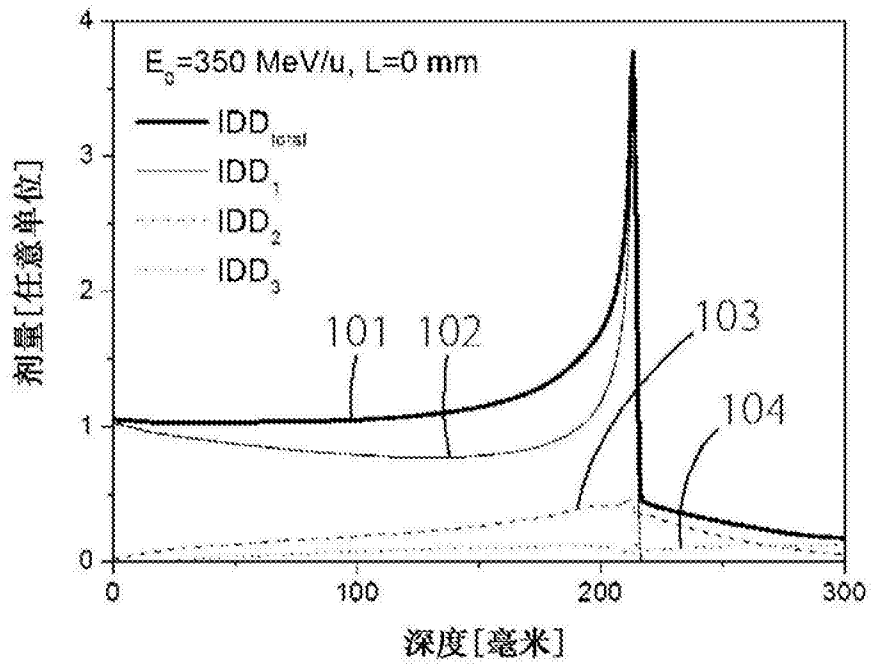


图1



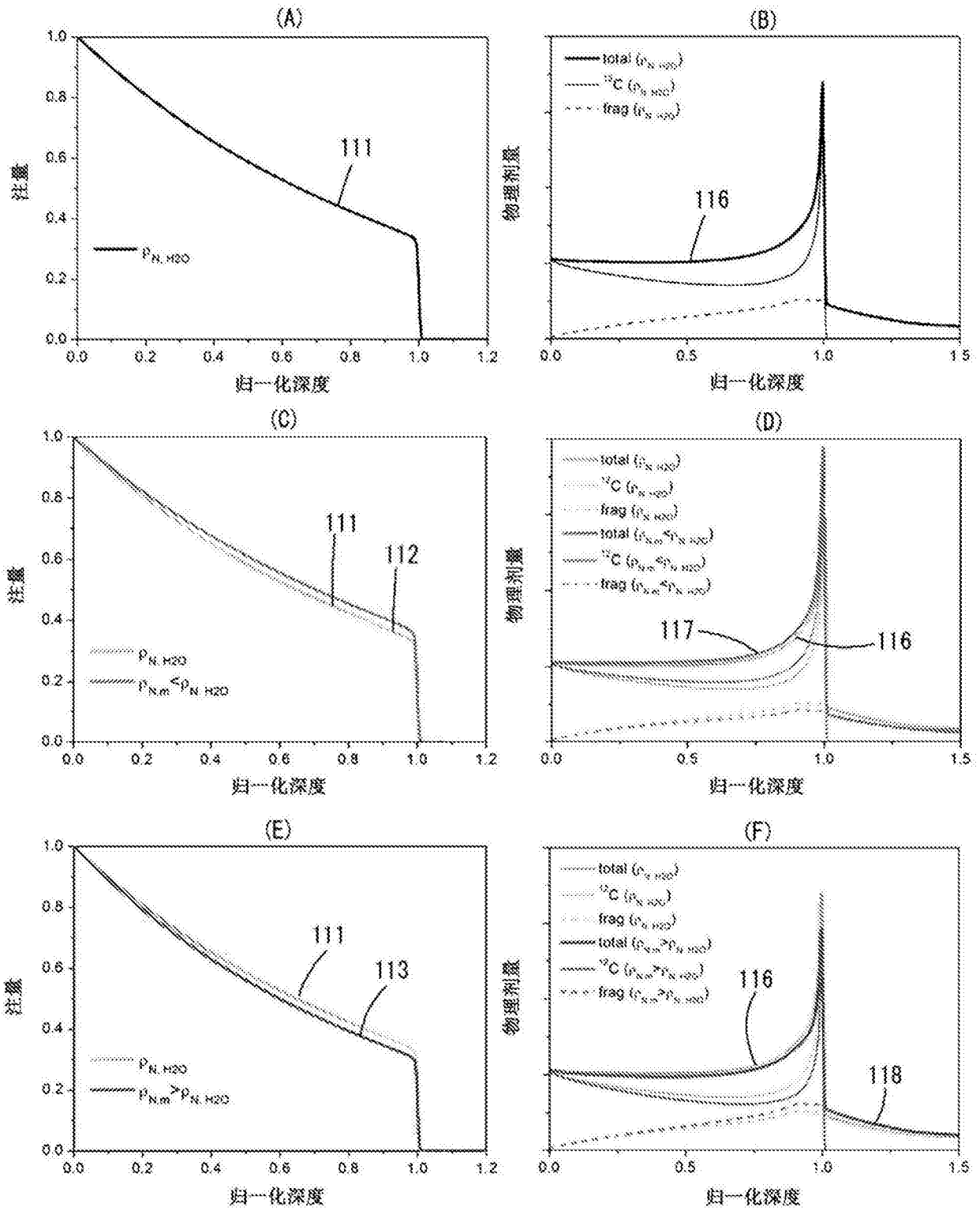


图2

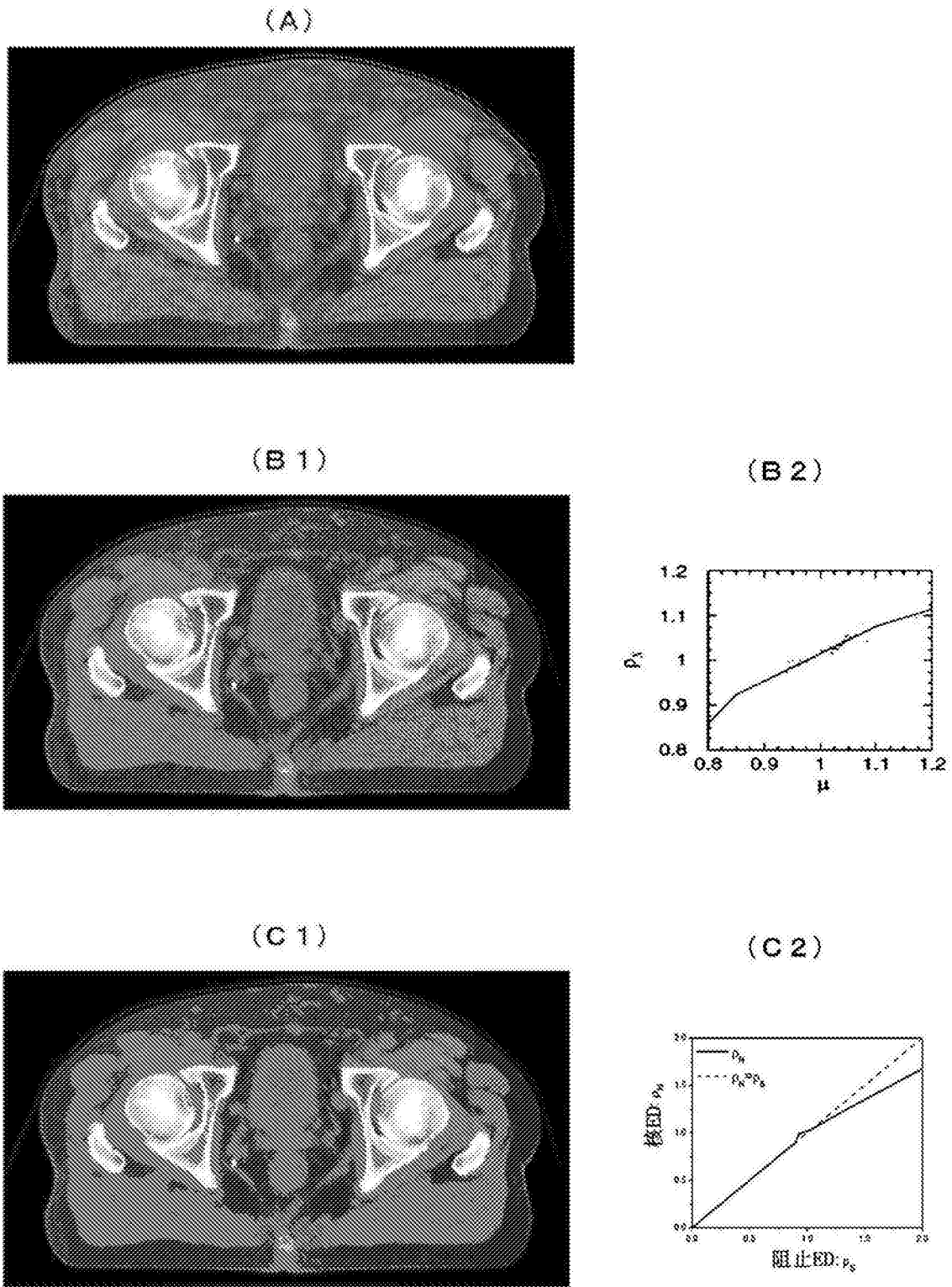


图3

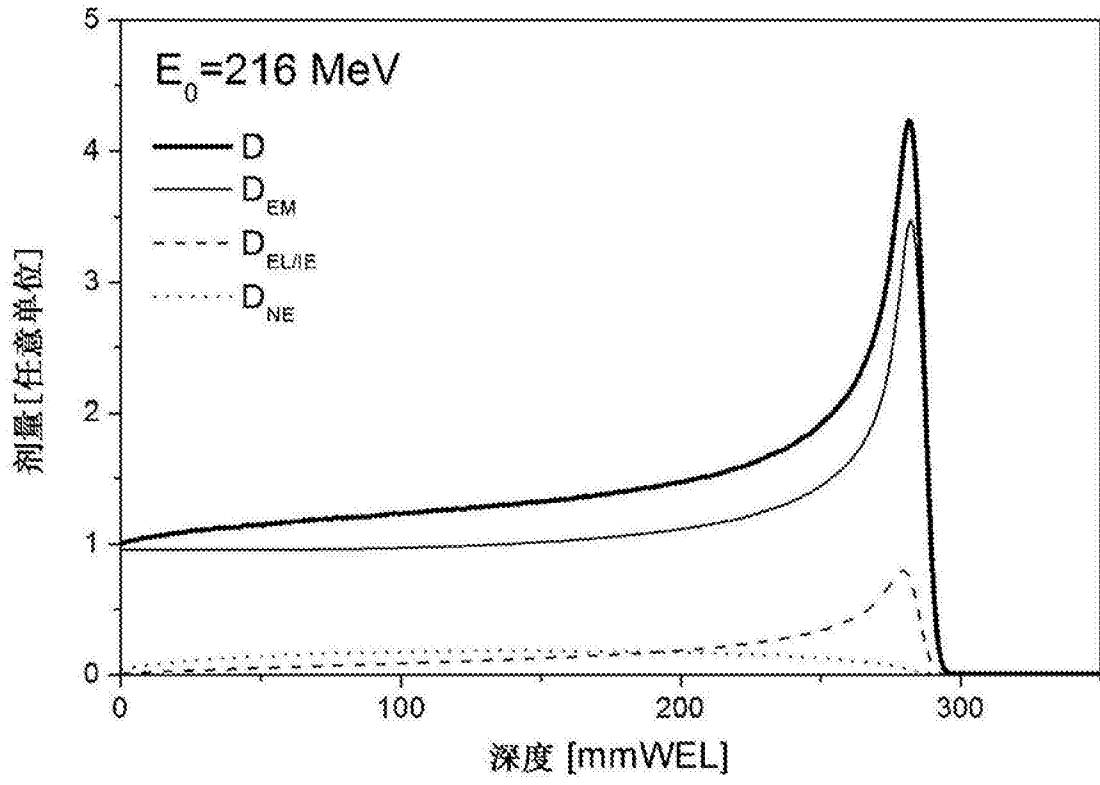


图4

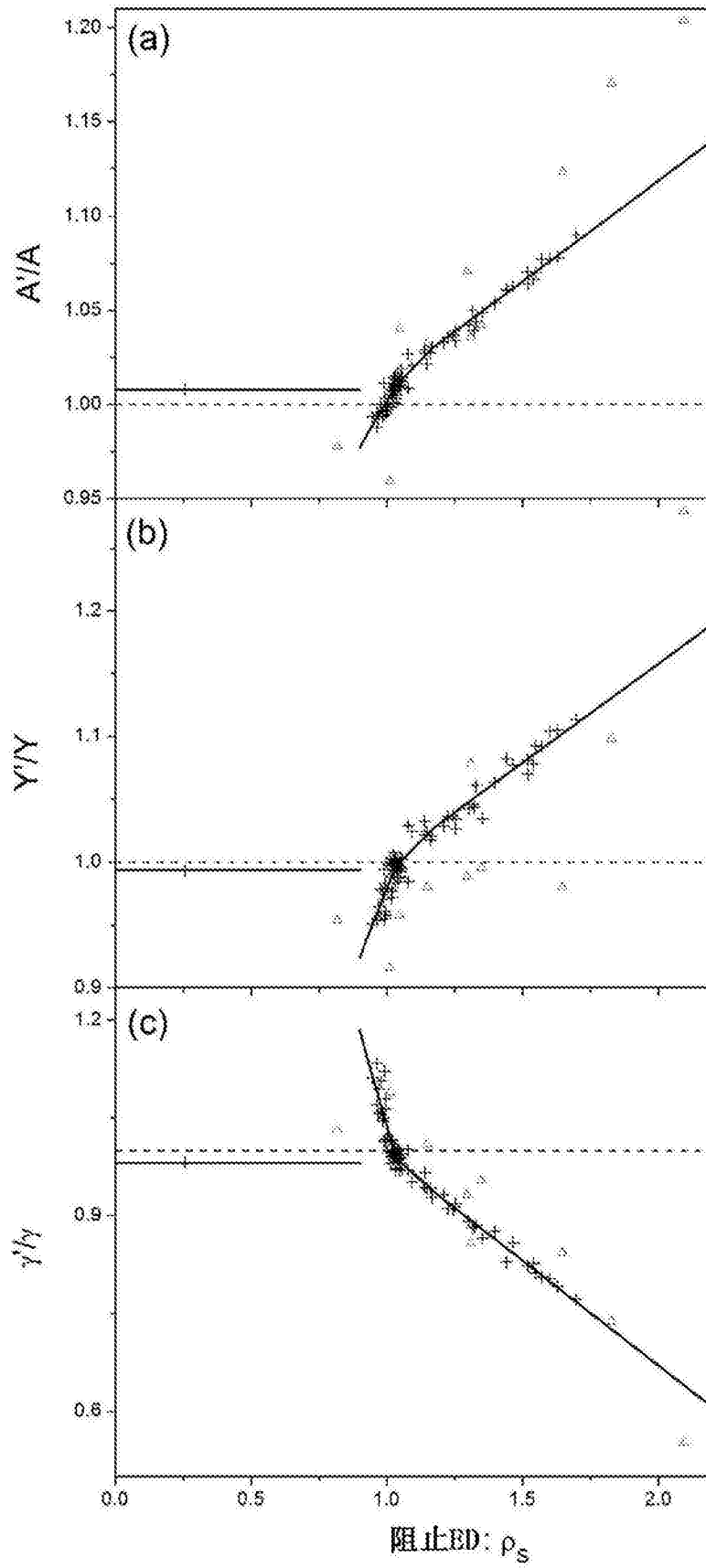


图5

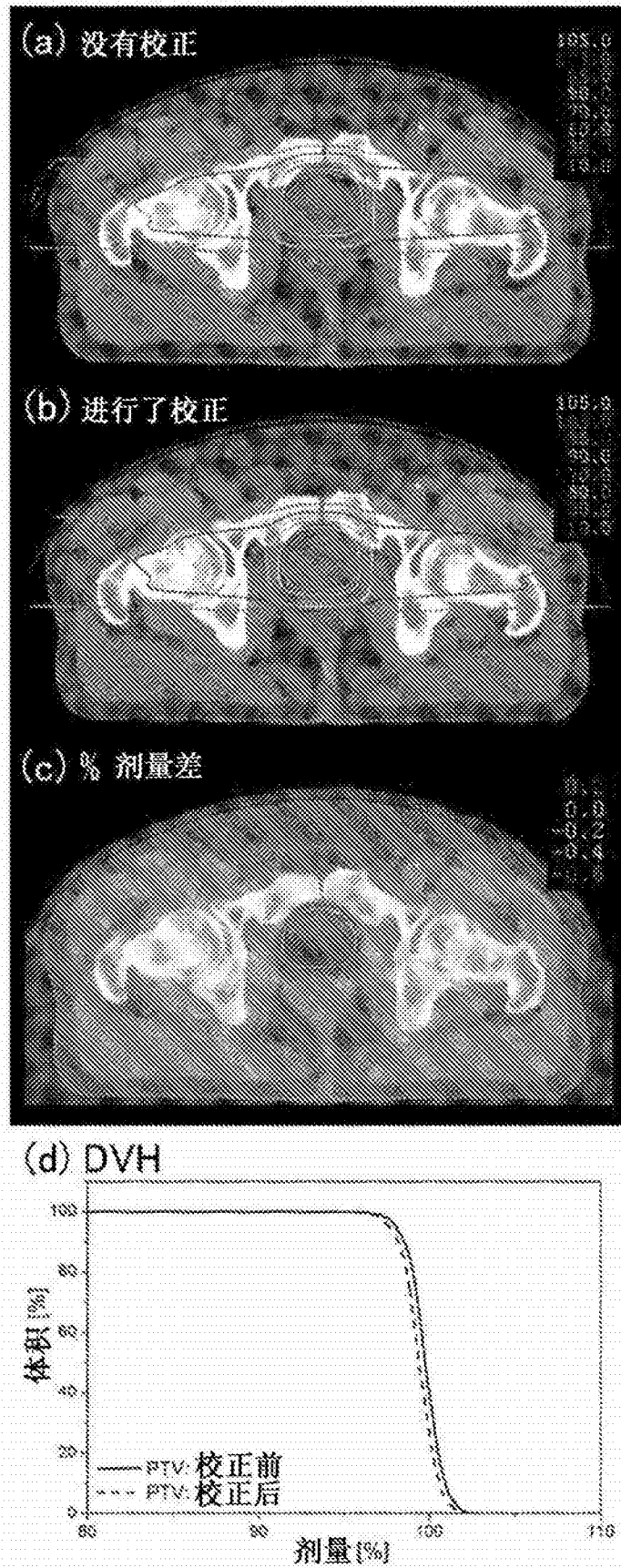


图6

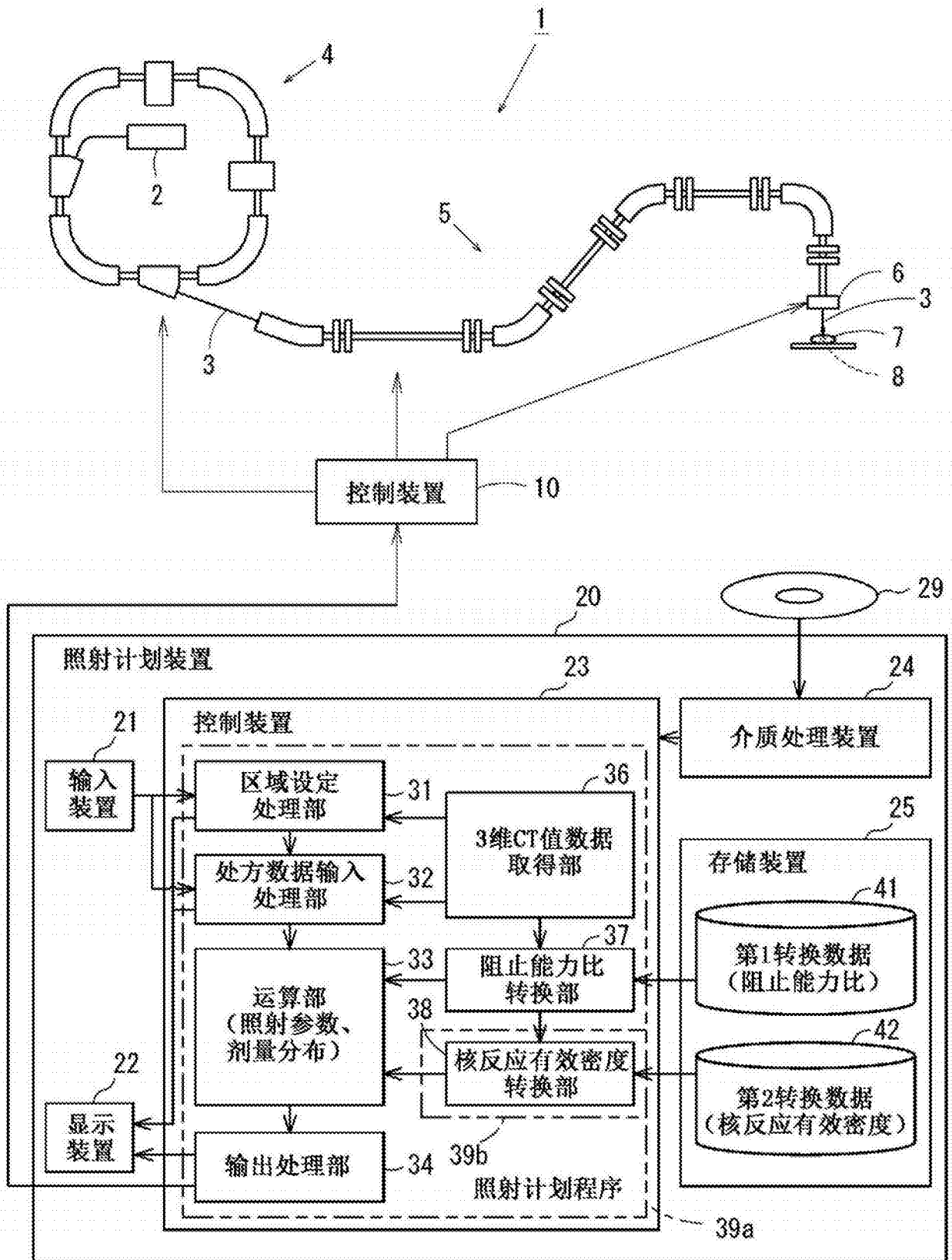


图7

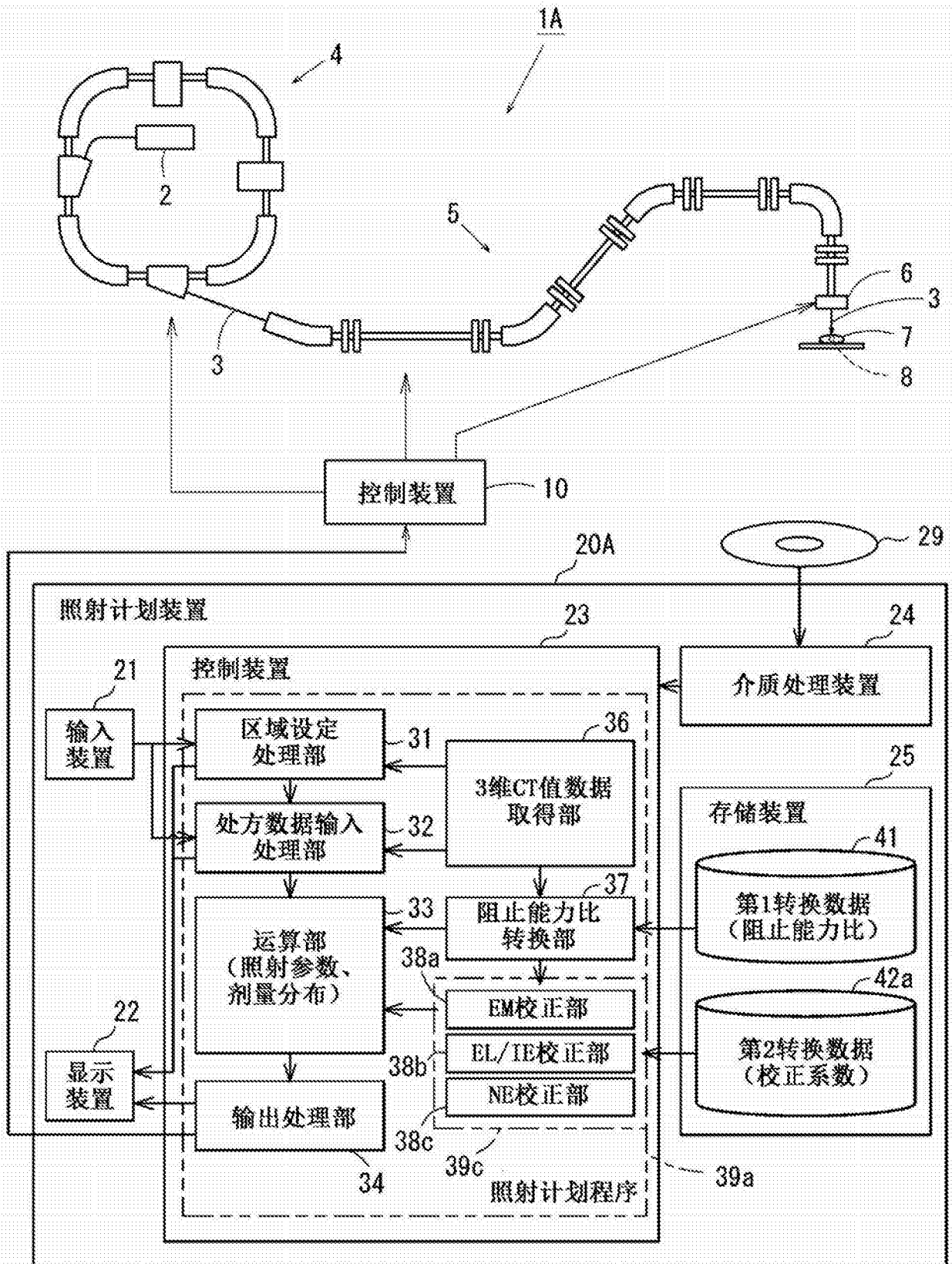


图8