



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104411362 B

(45)授权公告日 2017.06.13

(21)申请号 201380023477.5

(22)申请日 2013.04.16

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104411362 A

(43)申请公布日 2015.03.11

(30)优先权数据
2012-106365 2012.05.07 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.11.04

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2013/002564 2013.04.16

(87)PCT国际申请的公布数据
W02013/168362 JA 2013.11.14

(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 古川卓司
白井敏之 野田耕司

(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 金玲

(51)Int.Cl.
A61N 5/10(2006.01)
G21K 5/04(2006.01)

(56)对比文件
JP 2000354637 A,2000.12.26,
JP 2000354637 A,2000.12.26,
US 2009060130 A1,2009.03.05,
US 2010088339 A1,2010.04.08,
审查员 王音

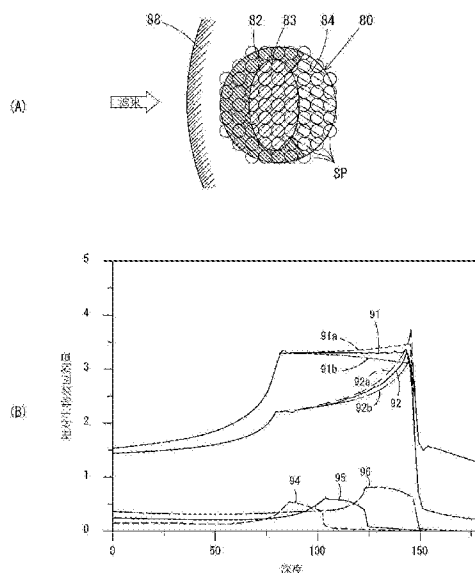
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

照射计划装置以及带电粒子照射系统

(57)摘要

计划装置(70)确定带电粒子照射系统(1)的照射参数数据(67),且具有计划程序(73)和执行该计划程序(73)的CPU(71),该计划程序(73)将针对1个目标(80)的照射参数数据(67)与多种离子种的带电粒子进行组合并确定,该带电粒子照射系统(1)通过线形加速器(4)和同步加速器(5)对由离子源(2)生成的带电粒子进行加速并向目标(80)进行照射。由此,提供一种能够对目标实现优选的剂量分布的照射的照射计划装置、照射计划程序、照射计划确定方法以及带电粒子照射系统。



1. 一种照射计划装置,其确定带电粒子照射系统的照射参数,该带电粒子照射系统通过加速器对由离子源生成的带电粒子进行加速而照射到目标处,其中,

该照射计划装置具有:

复合照射参数确定单元,其以按照目标内的部位使所照射的离子种的种类或所照射的多种离子种的比例不同的方式确定针对1个目标的所述照射参数;以及

存储单元,其存储对于至少一部分的离子种设定了最大深度的最大深度数据,

所述复合照射参数确定单元将向比所述最大深度深的位置处照射的离子种设定了该最大深度的离子种以外的离子种。

2. 根据权利要求1所述的照射计划装置,其中,

所述复合照射参数确定单元被构成为执行求出优选的所述照射参数的重复运算,

在评价所述照射参数的优选度的评价指标的计算式中包含以所述目标内的照射点为单位计算照射了多种离子种的带电粒子的剂量的算式。

3. 根据权利要求1或2所述的照射计划装置,其中,

所述复合照射参数确定单元被构成为,按照3维位置确定对于所述目标的多个照射点,以使得大量照射到照射深处侧的照射点的离子种成为比照射到照射紧前侧的离子种轻的离子种的方式进行确定。

4. 一种带电粒子照射系统,其具有:

离子源,其生成带电粒子;

加速器,其对由所述离子源生成的所述带电粒子进行加速;

照射装置,其将从所述加速器取出的带电粒子照射到目标处;以及

控制装置,其控制所述离子源、所述加速器和所述照射装置的工作,其中,

所述离子源由多种离子源构成,该多种离子源生成不同的离子种作为所述带电粒子,

所述控制装置具有:

电流模式存储部,其按所述离子种确定了在所述加速器中设置的电磁铁处流过的电流值;以及

多离子种照射控制部,其对于1个所述目标,根据所使用的所述离子源和所述电流模式存储部的电流值,对应地切换在所述加速器中的所述电磁铁处流过的电流值,切换多种离子种而进行照射。

照射计划装置以及带电粒子照射系统

技术领域

[0001] 本发明涉及制作例如向目标照射带电粒子的带电粒子照射系统的照射计划的照射计划装置、照射计划程序、照射计划确定方法以及带电粒子照射系统。

背景技术

[0002] 以往,提供了一种进行将带电粒子向癌细胞等的患部照射的重粒子线治疗的装置。在碳射线治疗等的重粒子线治疗中,优选在目标内实现一样的临床效果。为此,定义对吸收剂量乘以生物学的效果比(RBE,相对生物效应)的临床剂量,能够以该临床剂量在目标内一样的方式制定照射计划。

[0003] 图4(A)是说明照射单一的离子种的带电粒子的照射点的说明图。该图是从束行进方向侧面观察目标的纵截面的图。进行重粒子线治疗的装置如图所示,对于位于体表面188的深处的肿瘤区域182,将配置于照射方向垂直面上的点SP配置于照射方向上,并以3维方式配置点SP。进行重粒子线治疗的装置依次逐渐将离子种的束从图示的箭头方向向该点SP照射,以填满肿瘤区域182的方式照射。

[0004] 图4(B)是基于这种碳射线治疗的深部剂量分布图。该图示出临床剂量191、RBE192和离子种照射剂量193的深度分布。在碳射线治疗中设计在目标内一样的临床剂量的情况下,用于实现该临床剂量的碳射线的线质(LET)分布被大致唯一地确定。其中,在RBE192存在误差192a、192b的情况下,会在临床剂量191的分布中产生较大的失真191a、191b,临床剂量分布存在大幅恶化的可能性。

[0005] RBE依赖于线质(粒子种和LET)、剂量等级、细胞种类、端点等,其自身会附带较大的误差。因此,为了防止临床剂量分布大幅恶化,期望减少该RBE的误差。

[0006] 其中,已提出了具有旋转照射装置并能够从多个方向照射带电粒子的带电粒子束照射方法和装置(参照专利文献1)。根据该装置,由于能够从多个方向照射带电粒子,因此通过使照射于正常部位的剂量分散于大范围内,能够降低对正常部位的照射剂量。此外,如上,从多个方向照射带电粒子,还能够减少RBE的误差。

[0007] 然而,增加照射方向存在多个问题。首先,增加照射方向存在增加治疗人员的负担的问题。此外,增加照射方向,存在导致大幅增加正常组织的暴露体积的问题。此外,专利文献1的旋转照射装置的旋转机架还存在装置变大的问题。此外,重粒子线用旋转机架还存在由于其设立和运用的难度而尚无用于实际的治疗的例子的的问题。

[0008] 此外,针对脑肿瘤等局部的部位,已报告有在治疗后在计划治疗体积(PTV)内产生了脑坏死等的晚发性障碍的事例,因而期望实现在不损伤肿瘤内包含的正常细胞的情况下仅有效地控制癌细胞的照射方法的开发。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献1:日本特开2000-202047

发明内容

[0012] 发明欲解决的课题

[0013] 本发明就是鉴于上述的问题而完成的,其目的在于提供一种能够对目标实现优选的剂量分布的照射的照射计划装置、照射计划程序、照射计划确定方法以及带电粒子照射系统。

[0014] 用于解决课题的手段

[0015] 本发明是一种确定带电粒子照射系统的照射参数的照射计划装置或该照射计划程序、照射计划确定方法以及带电粒子照射系统,该带电粒子照射系统通过加速器对由离子源生成的带电粒子进行加速而向目标进行照射,其中,该照射计划装置具有复合照射参数确定单元,该复合照射参数确定单元将针对1个目标的所述照射参数与多种离子种的所述带电粒子进行组合而确定。

[0016] 发明的效果

[0017] 通过本发明,可提供一种能够对目标实现优选的剂量分布的照射的照射计划装置、照射计划程序、照射计划确定方法以及带电粒子照射系统。

附图说明

[0018] 图1是表示带电粒子照射系统的结构的结构图。

[0019] 图2是计划装置的CPU执行的计划程序的流程图。

[0020] 图3是多种离子种的复合照射及其效果的说明图。

[0021] 图4是现有的离子种照射及其效果的说明图。

具体实施方式

[0022] 以下,一并说明本发明的一个实施方式和附图。

[0023] 图1是表示带电粒子照射系统1的结构的结构图。带电粒子照射系统1具有多个离子源2(2A、2B、2C)、多离子源连接部3、线形加速器4、同步加速器5、搬运系统6、固定照射部20、旋转机架22、控制这些部分的控制装置50。而且,在控制装置50上连接着发送治疗计划数据的计划装置70。

[0024] 离子源2是从原子中去除电子并生成离子的装置,具有取出第1种的离子种的第1离子源2A、取出第2种的离子种的第2离子源2B、取出第3种的离子种的第3离子源2C。第1至第3的各离子源2分别生成氧离子、碳离子、氮离子等,构成为生成不同种类的离子。

[0025] 多离子源连接部3是将第1离子源2A~第3离子源2C选择性与线形加速器4连接部的连接部。多离子源连接部3通过控制装置50的控制,将向线形加速器4提供离子种的离子源2适当切换为第1离子源2A~第3离子源2C中的任意一个。

[0026] 线形加速器4是加速器的一种,通过电磁铁将从离子源2供给的带电粒子加速至规定的能量,并提供给同步加速器5。

[0027] 同步加速器5是加速器的一种,通过电磁铁使从线形加速器4入射的带电粒子在环绕轨道上进一步加速而成为高能量。

[0028] 搬运系统6通过电磁铁将由射出部11从同步加速器5中取出的带电粒子搬运至照

射装置25。

[0029] 射出部11设置于同步加速器5与搬运系统6的连接部分上,按照控制装置50的控制将带电粒子从同步加速器5射出到搬运系统6。

[0030] 切换部12设置于搬运系统6上,按照控制装置的控制,对将被搬运系统6搬运的带电粒子搬运至哪个治疗室9(9A、9B、9C)的照射装置25进行切换。

[0031] 设置于治疗室9A、9B的固定照射部20从后端的照射装置25照射带电粒子。

[0032] 设置于治疗室9C的旋转机架22能够通过旋转变更带电粒子的照射方向,从后端的照射装置25朝变更后的照射方向照射带电粒子。

[0033] 照射装置25通过X方向扫描磁铁和Y方向扫描磁铁控制带电粒子在XY方向(与带电粒子的照射方向垂直的俯视方向)上的位置,通过能量变更部(炉盖)控制带电粒子在Z方向(带电粒子的行进方向)上的停止位置,通过扫描监视器计量带电粒子的按照射点的照射剂量。即,照射装置25作为计量带电粒子的照射点的3维位置的控制和照射剂量的扫描照射装置进行工作。该扫描照射装置以3维方式扫描细细地聚集了带电粒子的笔形束,以涂满肿瘤的方式进行治疗。

[0034] 控制装置50具有CPU(中央运算处理装置)51和存储部52。在存储部52中存储有控制程序60、电流值变更模式数据66、照射参数数据67和最大深度数据68等各种的程序和数据。CPU51按照控制程序60等的程序,使用电流值变更模式数据66和照射参数数据67等的数据进行工作。通过该工作,控制装置50作为离子源切换部61、加速器控制部62、照射位置控制部63、停止位置控制部64和剂量监视器部65进行工作。此外,CPU51还作为多离子种照射控制部进行工作,其通过离子源切换部61切换离子种,通过加速器控制部62进行基于适当的电流值的加速,通过照射位置控制部63和停止位置控制部64进行变更照射点的控制。

[0035] 离子源切换部61进行将产生带电粒子的离子源切换为第1离子源2A至第3离子源2C中的任意一个的控制。由此,能够在离子流间切换离子种。

[0036] 加速器控制部62按照从离子源2供给的离子种从电流值变更模式数据66中读出适当的电流值变更模式,按照该电流值变更模式控制在加速器5的电磁铁流过的电流值。

[0037] 照射位置控制部63控制驱动照射装置25的X方向扫描磁铁和Y方向扫描磁铁,控制朝目标射出的带电粒子在行进方向垂直面上的位置(XY方向上的位置)。

[0038] 停止位置控制部64控制驱动照射装置25的能量变更部,控制带电粒子在带电粒子的行进方向(Z方向)上的停止位置。

[0039] 剂量监视器部65取得通过照射装置25的剂量监视器计量的按照射点的照射剂量。

[0040] 电流值变更模式数据66是按离子种在线形加速器4、同步加速器5和线形加速器4的电磁铁流过的电流值的模式数据。存储该电流值变更模式数据66的存储部52作为电流模式存储部进行工作。

[0041] 照射参数数据67是具有点编号、X位置、Y位置、能量、照射量和离子种的数据。能量表示Z方向的照射位置。照射量表示照射的带电粒子的个数或剂量。离子种由离子种名、离子种编号或表示使用第1离子源2A至第3离子源2C中的哪个离子源的离子源ID等能够指定应照射的离子种的适当的信息构成。从计划装置70接收该照射参数数据67后将其存储于存储部52。

[0042] 最大深度数据68存储有能够通过带电粒子照射系统1照射的按离子种的最大深

度。关于该最大深度,越重的离子种则深度越浅,越轻的离子种则深度越深。因此,可以构成不对轻的离子种进行设定,而仅对可使用的离子种的一部分的重离子种进行设定。

[0043] 控制装置50此外还执行从射出部11射出带电粒子的控制、通过切换部12切换带电粒子的照射对象的控制等。

[0044] 可以按照适当的顺序进行该控制装置50对照射点的切换和离子种的切换。例如,可以在对1个离子种完成了对所有照射点的照射后切换为下一个离子种,或者在对规定的范围的照射点照射了所有离子种后切换为下一个规定的范围的照射点等。作为规定的范围的照射点,可以采用1个照射方向深度位置处的照射方向垂直面的所有照射点,或者为1个照射点等适当的范围。另外,若变更离子种,则需要按照电流值变更模式数据66改变在同步加速器5等流过的电流值,因而优选按离子种逐渐对所有照射点进行照射。

[0045] 通过该带电粒子照射系统1,能够通过离子源2生成多种不同离子种的所述带电粒子,切换该多个离子种,能够将加速的各离子种的带电粒子照射在1个目标上。

[0046] 计划装置70是具有CPU71、存储部72、输入部74和显示部75的计算机,作为照射计划装置或治疗计划装置进行工作。

[0047] 存储部72存储作为照射计划程序的计划程序73等的各种程序和各种数据。

[0048] CPU71按照计划程序73等的程序,使用存储部72的数据进行工作。通过该工作,计划装置70制作照射参数数据67,并将该照射参数数据67发送给控制装置50。

[0049] 输入部74由键盘和鼠标等的输入装置构成,受理治疗计划者等的输入操作。

[0050] 显示部75由显示器等的显示文字和图像的显示装置构成,显示CT摄影图像、MRI图像和PET图像等的各种图像和各种区域(GTV、CTV、PTV)等。

[0051] 通过如上构成的带电粒子照射系统1,根据照射参数数据67,通过使用多个离子种,能够执行调制带电粒子的束强度并照射的强度调制混合离子照射法(IMCIT)。

[0052] 接着,说明用于通过计划装置70制作使用多个离子种的照射参数数据67的运算。

[0053] 本发明的强度调制混合离子照射法通过逆向计划确定“将哪个离子种m”、“向哪个点i”、照射“几个 $w_{i,m}$ ”。另外,点i表示照射参数数据67的点编号。

[0054] 首先,计划装置70选择要照射的离子种数M及其离子种,关于各离子种制作向各点照射的剂量核。剂量核 $d_{i,m}(r)$ 表示照射在点i上的离子种m的笔形束赋予给患者体内的位置r的剂量。该剂量核 $d_{i,m}(r)$ 反映各离子种的物理特性。这里所谓的物理特性是基于散射的束的扩散、核破碎片的生成量、LET(Linear Energy Transfer:线能量赋予)。

[0055] 在强度调制混合离子照射法的治疗计划中,按照目的,使基于最小二乘法等的重复运算的评价指标f定格,从而能够确定符合该目的的照射参数($w_{i,m}$)。

[0056] <1>第1评价指标f

[0057] 作为第1例,可通过如下的数1和数2所示的算式计算评价指标f。

[0058] [数1]

[0059]

$$f(w_m) = \sum_{j \in T} (Q_j^0 H \left[\sum_{m=1}^M D_j(w_m) - D_T^{\max} \right]^2 + Q_j^1 H \left[D_T^{\min} - \sum_{m=1}^M D_j(w_m) \right]^2) + \sum_{j \in O} Q_j^0 H \left[\sum_{m=1}^M D_j(w_m) - D_O^{\max} \right]^2$$

[0060] [数2]

$$[0061] \quad D_j(w_m) = \sum_{i=1}^N d_{i,m}(r_j) w_{i,m} \equiv \sum_{i=1}^N d_{i,m} w_{i,m}$$

[0062] [数1]所示的评价指标f利用3项式而构成。第1项和第2项是针对目标的运算。其中,目标指的是根据医师等指定的肿瘤的浸泡区域并考虑了照射误差等确定的照射区域。第3项是针对OAR(Organ At Risk:重要脏器)的运算。

[0063] 第1项表示针对超过上限允许值的情况的罚分,成为 Q_r^0 与 H^0 [(减法运算)]²的乘法运算。(减法运算)部分是从在照射 w_m 个多种的离子种m的核种的情况下赋予给目标的各位置j(优选指定为比在患者体内的3维位置、由点i指定的位置的分辨率高的分辨率)的剂量中减去作为上限允许值的最大剂量 D_r^{\max} 的式子。 H^0 []部分是阶跃函数,(减法运算)部分的值若为正则取出该值,若为负则该值为零。由此,若剂量在上限允许值以下,则由于是适当的值而该第1项为零,不增加评价指标f。 Q_r^0 是罚分系数,若设定得较大则超过通过 H^0 [(减法运算)]²计算的上限允许值的值会对评价指标f带来较大影响。

[0064] 第2项表示针对低于下限允许值的情况的罚分,成为 Q_r^U 与 H^U [(减法运算)]²的乘法运算。(减法运算)部分是从作为下限允许值的最大剂量 D_r^{\min} 中减去在照射了 w_m 个多种的离子种m的核种类的情况下赋予给目标的各位置j(患者体内的3维位置)的剂量的式子。关于 H^U []部分,若剂量在下限允许值以上,则是适当值,因而该第2项为零,不增加评价指标f。 Q_r^U 是罚分系数,若设定得较大则低于通过 H^U [(减法运算)]²计算的下限允许值的值会对评价指标f带来较大影响。

[0065] 第3项表示针对超过能够对重要脏器进行照射的剂量的上限允许值的情况的罚分,成为 Q_o^0 与 H^0 [(减法运算)]²的乘法运算。(减法运算)部分是从在照射了 w_m 个多种的离子种m的核种类的情况下赋予给目标的各位置j(患者体内的3维位置)的剂量中减去作为上限允许值的最大剂量 D_o^{\max} 的式子。作为 H^0 []部分,若剂量在上限允许值以下,则是适当的值,因而该第1项为零,不增加评价指标f。 Q_r^0 是罚分系数,若设定得较大则超过通过 H^0 [(减法运算)]²计算的上限允许值的值会对评价指标f带来较大的影响。

[0066] 例如,将目标周边的区域设定为OAR,将第3项的重要度系数 Q_o^0 设定为较大的值。在根据最佳的剂量分布反向计算最佳的照射方法的逆向计划中,以使得评价指标 $f(w_m)$ 为最小的方式最佳地确定照射于各点i的离子种m的个数 $w_{i,m}$ 。因此,通过将重要度系数 Q_o^0 设定为较大的值,从而能够保持目标所需的足够的剂量(第1项、第2项),并且为了使对于目标周边的区域的剂量付与为最小,能够确定在“哪个位置”以“何种程度”照射“哪个离子种”。

[0067] 通过使用该第1评价指标f,从而相比于仅使用1个种类的离子种的现有例,能够提升在肿瘤上的剂量集中性。

[0068] <2>第2评价指标f

[0069] 作为第2例,可通过如下的数3所示的算式计算评价指标f。

[0070] [数3]

[0071]

$$f(w_m) = \sum_{j \in T} (Q_r^0 H^0 \left[\sum_{m=1}^M D_j(w_m) - D_r^{\max} \right]^2 + Q_r^U H^U \left[D_r^{\min} - \sum_{m=1}^M D_j(w_m) \right]^2) + \sum_{j \in T} Q_o^0 H^0 \left[LET_r^{\min} - LET_j(w_{m=1,M}) \right]^2$$

[0072] 该[数3]所示的算式的第3项表示针对向恶性度较强的肿瘤的区域 T^* 的照射量低

于下限允许值的情况的罚分,成为 Qr^0 与 H' [(减法运算)]²的乘法运算。(减法运算)部分是从在作为下限允许值的最大能量 $LET_{T^{\min}}$ 中减去照射了 w_m 个多种的离子种 m 的核种类的情况下赋予给目标的各位置 j (患者体内的3维位置)的能量 LET 的式子。关于 H' []部分,若剂量在下限允许值以上,则是适当的值,因而该第3项为零,不增加评价指标 f 。 Qr^0 是罚分系数,若设定得较大则低于通过 H' [(减法运算)]²计算的下限允许值的值会对评价指标 f 带来较大的影响。

[0073] 如上,通过追加[数3]所示的算式的第3项,从而能够以使得肿瘤内的一部分区域(T')的 LET 不低于某值 $LET_{T^{\min}}$ 的方式设置限制。

[0074] 通过使用该第2评价指标 f ,从而能够提供与肿瘤内包含的正常细胞和癌细胞的放射线感受性的差异等相应的效果的治疗。

[0075] <3>第3评价指标 f

[0076] 作为第3例,可通过如下的数4所示的算式计算评价指标 f 。

[0077] [数4]

$$[0078] \quad f(w_m) = \int_{\alpha_{\min}}^{\alpha_{\max}} \sum_{j \in T'} (Q_T^0 H' \left[\sum_{m=1}^M D_j(\alpha, w_m) - D_T^{\max} \right]^2 + Q_T^U H' \left[D_T^{\min} - \sum_{m=1}^M D_j(\alpha, w_m) \right]^2) \phi(\alpha) d\alpha$$

[0079] 在该[数4]所示的算式中,使规定生物效果的参数 α 在假定的误差的范围 $\alpha_{\min} \leq \alpha \leq \alpha_{\max}$ 内发生变化,对于所有的 α 最佳确定目标内的剂量分布收敛于下式[5]所示的允许值内的每个离子种的权重 w_m 。其中, $\phi(\alpha)$ 是能够获得 α 的概率(概率密度函数)。

[0080] [数5]

$$[0081] \quad D_T^{\min} \leq \sum_{m=1}^M D_j(\alpha, w_m) \leq D_T^{\max}$$

[0082] 通过使用该第3的评价指标 f ,从而能够提供不易受到生物学的效果比(RBE)、照射、定位误差的影响的Robust性治疗。

[0083] <4>按离子种的深度限制的设定

[0084] 在超过能够对离子种(核种类)加速的最大能量的深度上无法制作剂量核。因此,预先在最大深度数据68中登记按离子种的最大深度,通过深度限制能够选择的离子种。由此,在超过能够对某个离子种加速的最大能量的深度上,照射比该离子种轻的离子种。例如,在具备能够照射16cm的氧、22cm的碳、66cm的氦的同步加速器的设施中,通过将规格登记在治疗计划中并加以限制,从而在独自超过22cm的位置处被照射氦。

[0085] 由此,可获得使用带电粒子照射系统1的重粒子线治疗装置的低价格化和小型化等的效果。

[0086] 如上,使用通过使用多个离子种而产生的自由度,如<1>至<4>所示按照目的使逆向计划的目的函数定格,从而能够自动确定符合该目的的照射参数。

[0087] 图2是计划装置70的CPU71按照计划程序73制作照射参数数据67的处理的流程图。执行该处理的CPU71作为复合照射参数确定单元进行工作。

[0088] 首先,CPU71通过输入部74受理基于由另行进行的CT摄影得到的数据的目标/重要脏器的数据的输入(步骤S1)。该数据输入例如是在显示于显示部75上的CT摄影图像上,由医师圈出GTV和CTV的各区域来进行的。GTV是能够通过图像和触诊确认的肉眼可辨的肿瘤

体积,CTV是包含GTV和显微镜的进展范围在内的临床目标体积。另外,此时,计划装置70也允许视评价指标 f 为足够小的值而可允许的允许评价价值 C 的输入。

[0089] CPU71对所输入的目标/重要脏器的数据确定照射笔形束的照射方向(步骤S2)。该确定通过由操作者的输入确定,或者可先确定用于确定照射方向的算法,然后由CPU71确定等,适当的方法确定。

[0090] CPU71确定要照射的离子种(步骤S3)。其中,将离子种数确定为 M ,将离子种确定为 $m=1, M$ 。该离子种的确定是通过能够从离子源2照射的离子种确定的,因而可以将照射可能离子种数据预先存储于计划装置70的存储部72中,读出该照射可能离子种数据并确定。此外,还可以通过由治疗计划者输入可通过带电粒子照射系统1选择的多个离子种(例如4种等)中的、要使用的多个离子种(例如3种等),或者通过适当的算法加以确定等适当的方法确定。

[0091] CPU71对目标/重要脏器做出剂量处方(步骤S4)。此时,治疗计划者根据医师的指示,通过输入部74输入[数1]至[数5]所示的上限允许值 D_{\max} 或下限允许值 D_{\min} 等。

[0092] CPU71确定笔形束的照射位置(步骤S5)。如下确定照射位置,即将束点以3维位置紧密配置于PTV的整个区域(其为目标)上。此处确定的照射位置的整体成为目标 T ,照射位置的一个个成为照射离子种的笔形束的点。另外,PTV是在CTV中包含照射误差的计划目标体积。此外,CPU71将照射位置中对应于GTV的部分设定为恶性度较强的目标 T' ,将照射位置的周围设定为作为OAR的保护区域0。

[0093] CPU71制作笔形束的剂量核 $d(i, m)$ (步骤S6)。其中, i 表示照射位置(点ID), m 表示体积。

[0094] CPU71确定笔形束的权重 $w(i, m)$ 的初始值(步骤S7)。该初始值是由CPU71根据向点照射几个核种类的大致的要求而确定的。

[0095] CPU71按照权重计算剂量 D (步骤S8)。通过该剂量计算,可获得照射参数数据67的候选,该照射参数数据67的候选用于确定在哪个位置上以何种程度照射哪个离子种。

[0096] CPU71以目标所需的足够的剂量,并且以对于重要脏器的暴露在允许值以下的方式,导出评价指标 f (步骤S9)。

[0097] CPU71更新笔形束的权重 $w(i, m)$ 并对变量 n 加1(步骤S11),重复进行步骤S8至S9,直到评价指标 f 小于 C ,或者变量 n 大于 N 为止(步骤S10:No)。其中, C 是视评价指标 f 足够小而可允许的允许评价价值, N 是最大重复次数。因此,若评价指标 f 足够小到不足 C ,或者成为最大重复次数,则结束重复运算。此外,作为权重 $w(i, m)$ 的更新,可以更新所照射的整个区域的数据,然而不限于此,也可以按点比较当前存储的值与本次计算的值,在本次计算的值较为优选的情况下更新该点的值。

[0098] 若评价指标 f 小于 C ,或变量 n 大于 N (步骤S10:Yes),则CPU71将照射参数数据67输出给控制装置50(步骤S12),并结束处理。

[0099] 通过以上的的工作,计划装置70能够制作使用多种离子种的照射参数数据67。带电粒子照射系统1的控制装置50按照该照射参数数据67,能够切换多种离子种向1个目标(一名患者的照射区域)进行照射。如上,通过具有多个离子源2A~2C,在从一个方向进行的一次照射内,进行离子种的切换、加速、取出及其照射,切换能量和离子种,从而能够在肿瘤内实现任意的剂量/线质分布。

[0100] 通过如上制作的照射参数数据67,例如图3(A)的照射离子种分布图所示地设定向肿瘤照射的离子种的配置。该图是从束行进方向侧面观察的照射离子种分布的纵截面的图。以填满目标80整体的方式且以3维方式配置照射点SP。在该例子中,将照射方向紧前侧(接近体表面88的一侧)和XY方向的周边部作为以较重的离子种(本例中为氧O)为主的第1照射区域82,将肿瘤中心部作为以较之更轻的离子种(本例中为碳C)为主的第2照射区域83,将照射方向深处侧作为以更轻的离子种(本例中为氦He)为主的第3照射区域84。通过如上进行照射,将散射较小、核破碎片生成量较多且具有LET较高的特性的重离子种与散射较大、核破碎片生成量较少且具有LET较低的特性的轻离子种的优点组合起来,能够按照目标80内的按部位(各照射区域82、83、84)进行优选的线质的照射。即,带电粒子照射系统1在目标的边缘(照射方向的垂直方向周围部)照射较重的离子种使散射变少,在目标下游侧(照射方向的深处侧)照射较轻的离子种以减轻核破碎片对目标后方的剂量赋予,在目标上游侧(照射方向的紧前侧)照射较重的离子种以提高LET,从而既能够将周边的正常组织的暴露抑制在最小限度,又能使剂量集中于目标80上。

[0101] 另外,在各照射区域82、83、84中,可以在各个照射点照射任意一个单一的离子种,或者在各照射点通过多个离子种的组合按离子种使得照射量(带电粒子的照射个数)的比例不同,或者使仅照射单一的离子种的照射点与照射多种的离子种的照射点混合存在等,可采用适当的照射设定。

[0102] 图3(B)表示控制装置50通过强度调制混合离子照射法,按照照射参数数据67使用多个离子种照射的深度剂量分布图。关于该图,如与图3(A)一起说明的那样,是向照射方向紧前侧(深度较浅的部分、上游侧)照射较重的离子种,向照射方向深处侧(深度较深的部分、下游侧)照射较轻的离子种的情况的例子。

[0103] 如图所示,带电粒子照射系统1将表示物理能量的第1离子种照射剂量94、第2离子种照射剂量95和第3离子种照射剂量96组合起来,将目标内的线质(LET)的分布相对于临床剂量91(D_{clin})保持平稳。在图示的例子中,带电粒子照射系统1在照射方向紧前侧以比其他离子种多的比例照射作为较重的离子种的氧并作为第1离子种照射剂量94,接着在照射方向中央附近处以比其他离子种多的比例照射作为较重的离子种的碳并作为第2离子种照射剂量95,在照射方向深处侧以比其他离子种多的比例照射作为比上述离子种轻的离子种的氦并作为第3离子种照射剂量96。

[0104] 如上,带电粒子照射系统1通过组合多个离子种,既能够任意改变线质(粒子种和LET),又能在目标内实现一样的临床剂量分布。由此,能够组合多个离子种,平稳地保持目标内的线质(LET)的分布,在RBE92产生了误差92a、92b的情况下,也能将临床剂量91的分布的失真91a、91b抑制得较小。

[0105] 通过按照肿瘤内的正常细胞和癌细胞的放射线感受性,优化根据多个离子种所赋予的线质分布,从而带电粒子照射系统1能够保持正常细胞而仅杀伤癌细胞。

[0106] 通过在深部的照射时使用较轻的离子种,带电粒子照射系统1能够通过加速能量较低的加速器进行身体深部的治疗。即,为了使较重的离子种到达深部而需要提高加速能量,然而根据本发明,对深部使用较轻的离子种并使用较低的加速能量即可,可降低整体所需的加速能量。因此,能够实现加速器的低价格化和小型化,能够有助于重粒子线治疗的普及。

[0107] 此外,通过使用多离子种,带电粒子照射系统1在从一个方向进行的单一照射时,不仅能够任意地设定剂量,还能任意地设定线质的空间分布,相比于以往的仅使用单一离子种的情况能够提高在肿瘤上的剂量集中性。此外,带电粒子照射系统1能够提供不易受到生物学的效果比(RBE,相对生物效应)、照射、定位误差的影响的治疗。此外,带电粒子照射系统1能够提供与肿瘤内包含的正常细胞与癌细胞的放射线感受性的差异等相应的效果的治疗。此外,带电粒子照射系统1在不需旋转机架等大规模装置的情况下能够实现向目标内赋予的剂量分布和线质分布。

[0108] 本发明不仅限于上述的实施方式的结构,能够获得更多的实施方式。

[0109] 产业上的利用可能性

[0110] 本发明能够用于向目标照射带电粒子束的带电粒子照射系统。

[0111] 符号说明

[0112] 1…带电粒子照射系统

[0113] 2…离子源

[0114] 2A…第1离子源

[0115] 2B…第2离子源

[0116] 2C…第3离子源

[0117] 4…线形加速器

[0118] 5…同步加速器

[0119] 67…照射参数数据

[0120] 68…最大深度数据

[0121] 70…计划装置

[0122] 71…CPU

[0123] 72…存储部

[0124] 73…计划程序

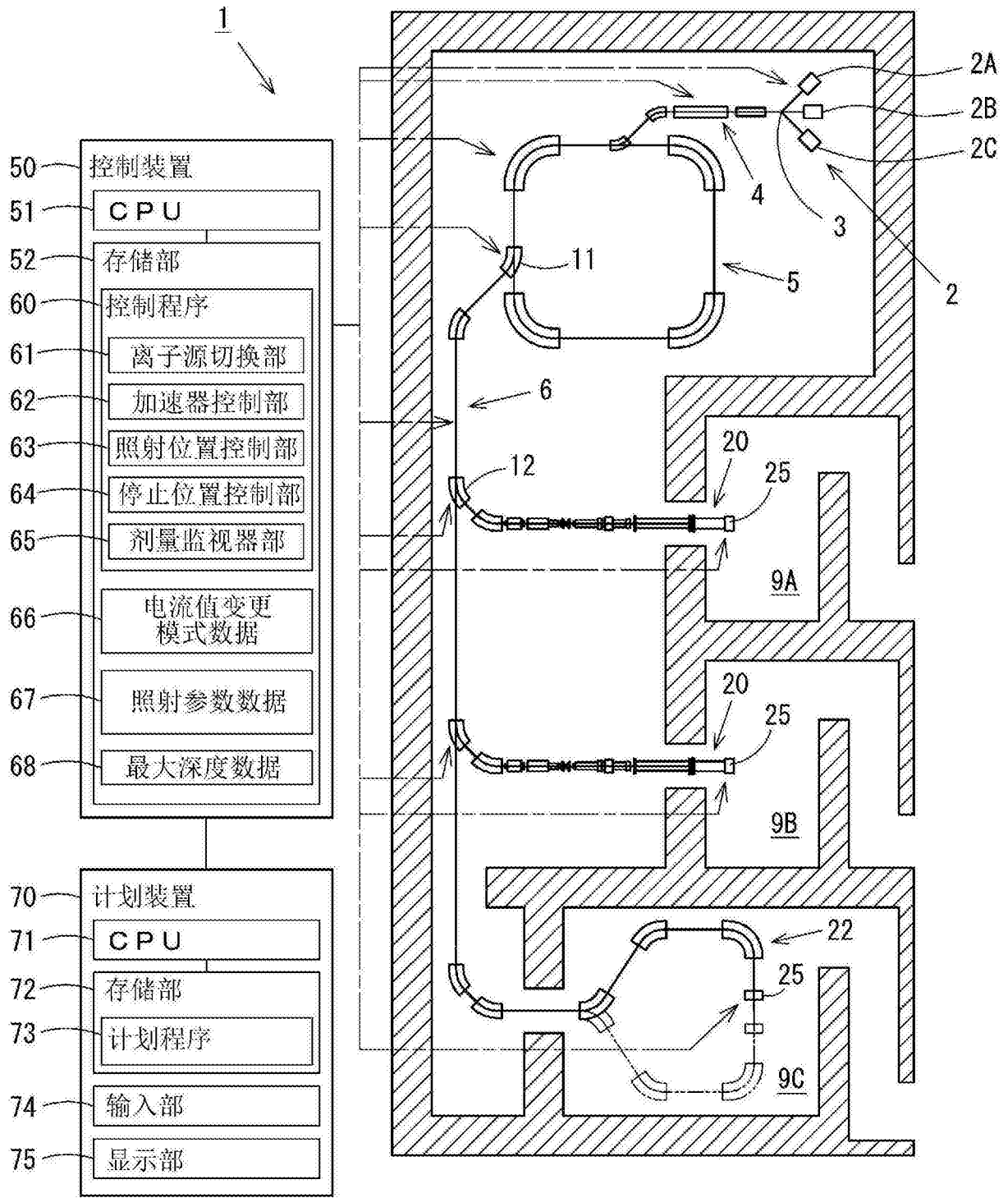


图1

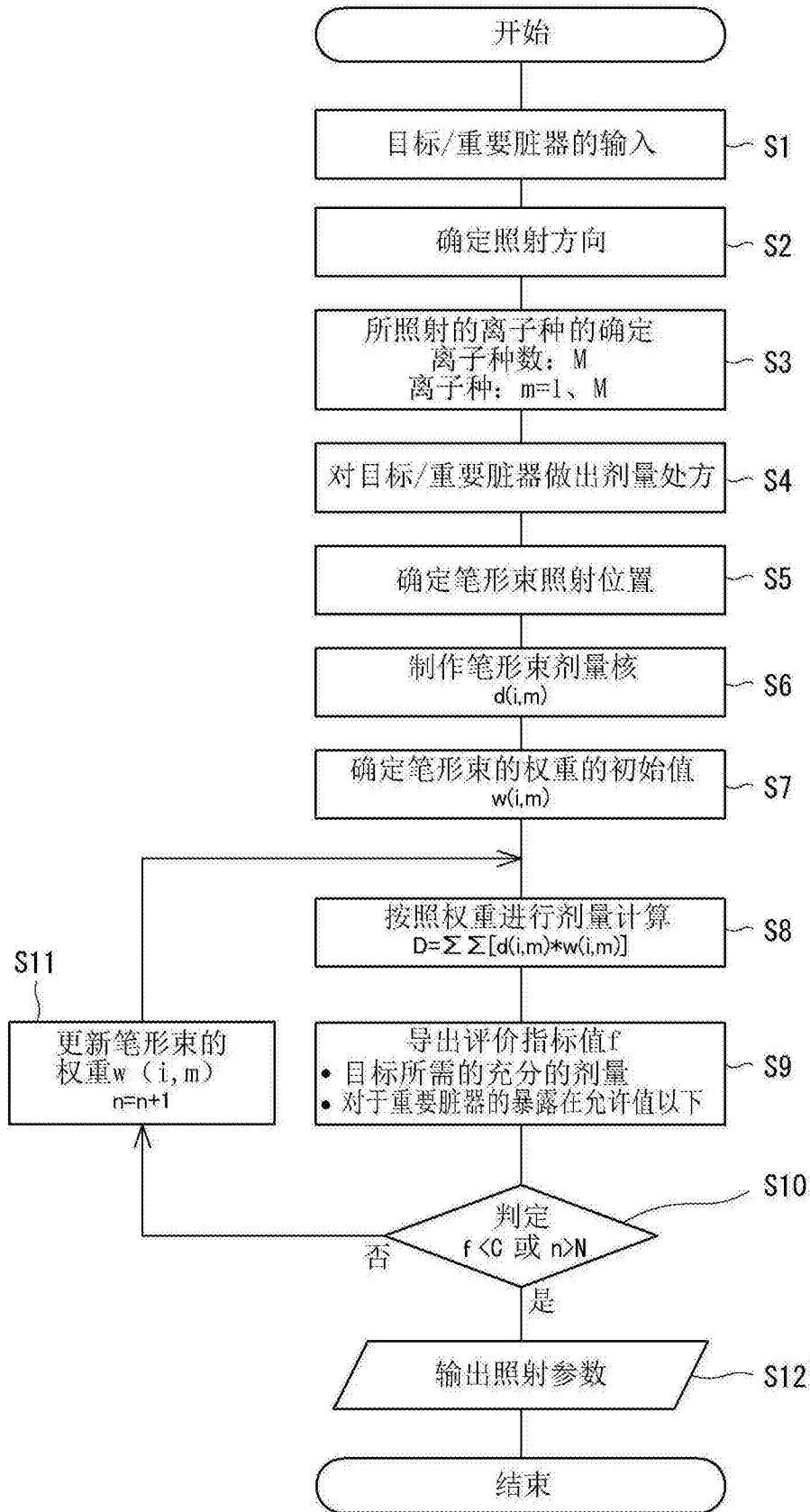


图2

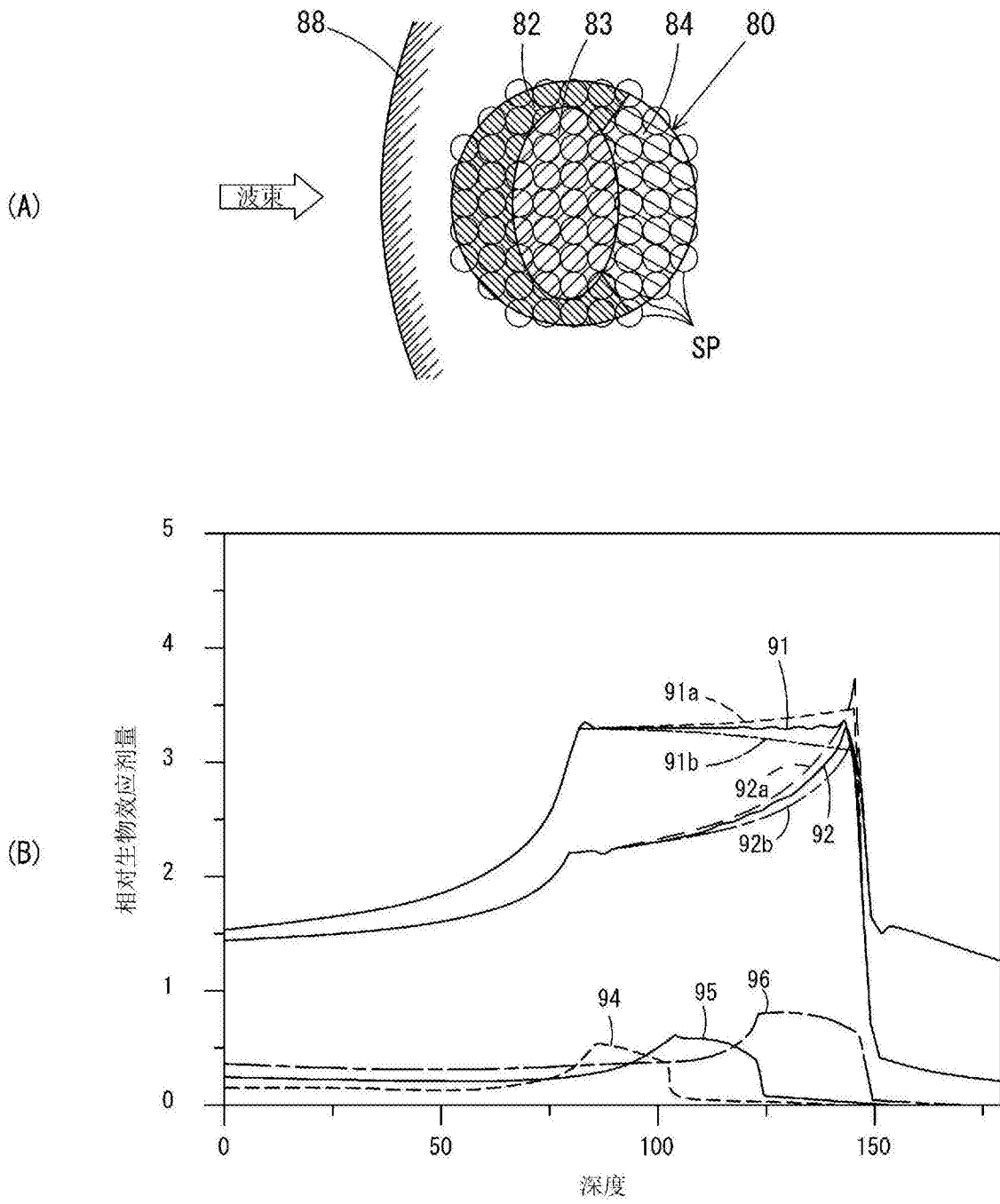


图3

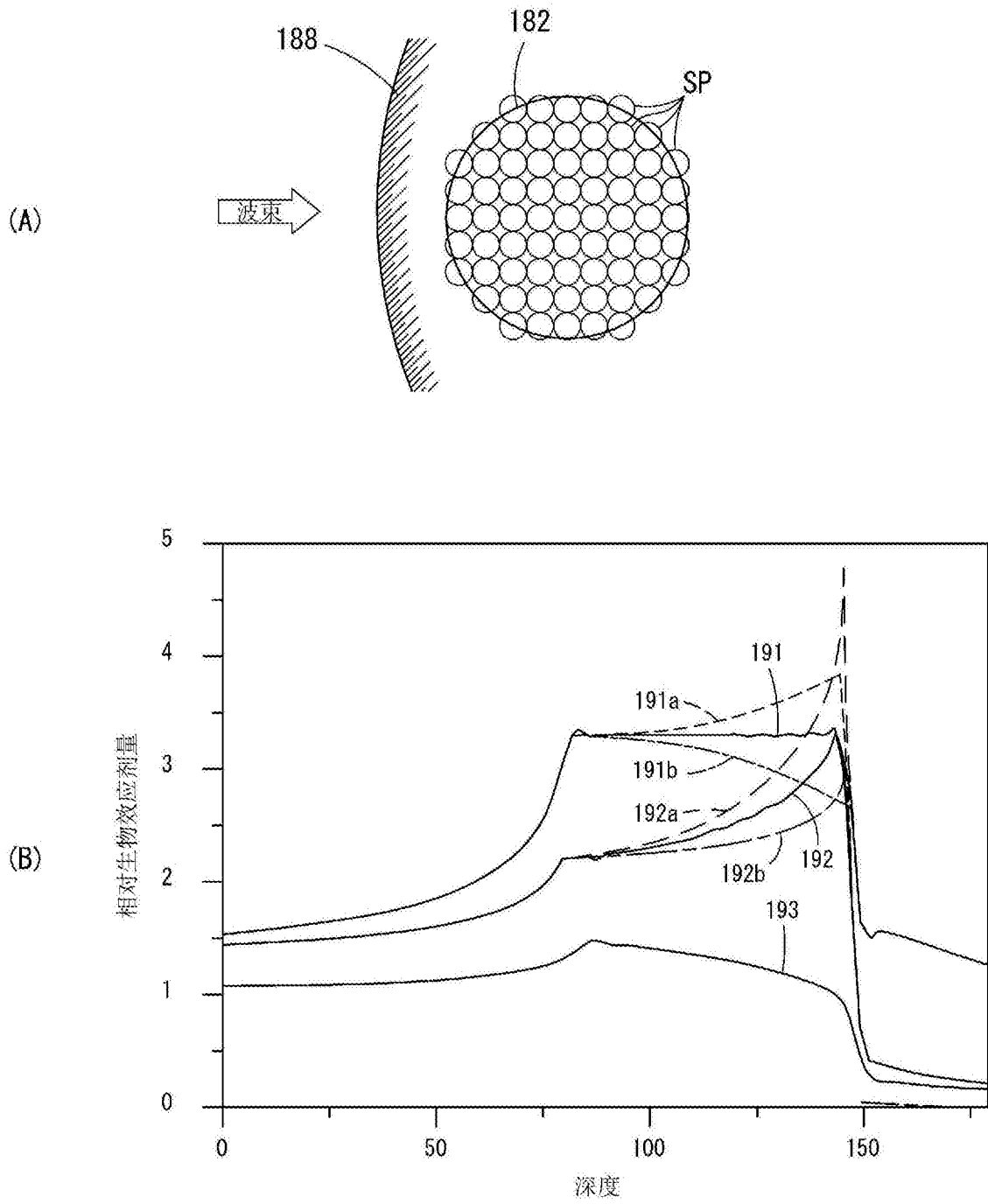


图4