



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103703869 B

(45)授权公告日 2016.12.14

(21)申请号 201280036038.3

(22)申请日 2012.08.14

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103703869 A

(43)申请公布日 2014.04.02

(30)优先权数据

102011110615.8 2011.08.16 DE

61/575,133 2011.08.16 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.01.21

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2012/065863 2012.08.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/024086 EN 2013.02.21

(73)专利权人 卡尔蔡司医药技术股份公司

地址 德国上科亨

(72)发明人 F·维冈德

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 宋超

(51)Int.Cl.

H05G 1/58(2006.01)

H05G 1/46(2006.01)

A61N 5/10(2006.01)

审查员 孙福洲

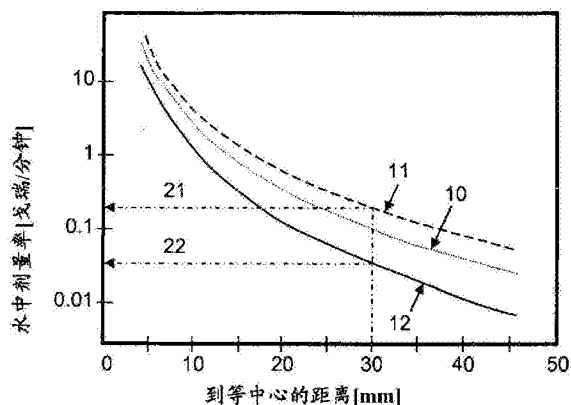
权利要求书2页 说明书15页 附图4页

(54)发明名称

用于产生X射线辐射的方法和设备

(57)摘要

本发明具体地涉及用于产生和/或提供具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线(10))的X射线辐射的方法和设备。为了提供简单且成本有效的方案,根据本发明,通过从具有定义的第一辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线(11))的第一规格X射线辐射和具有定义的第二辐射特性(具体地具有预定的第二辐射剂量率曲线(12))的第二规格X射线辐射按比例组成和/或调整具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线(10))的X射线辐射来产生和/或提供X射线辐射,其中,第二规格X射线辐射不同于第一规格X射线辐射。



1. 一种用于产生用于照射基体的X射线辐射的特定辐射剂量率曲线的方法,其中,所述特定辐射剂量率曲线表示作为距离的函数的辐射剂量率,其特征在于,通过下述方式来产生所述特定辐射剂量率曲线:选择至少两条预定的辐射剂量率曲线,所述至少两条预定的辐射剂量率曲线与要产生的所述特定辐射剂量率曲线不同,并且所述至少两条预定的辐射剂量率曲线中的每一条预定的辐射剂量率曲线表示作为距离的函数的辐射剂量率;以及从所述至少两条预定的辐射剂量率曲线按比例组成所述特定辐射剂量率曲线,其中,所述特定辐射剂量率曲线是在计算器具中从预定的辐射剂量率曲线确定的。

2. 一种用于产生具有特定辐射剂量率曲线的X射线辐射的方法,其特征在于,通过从具有预定的第一辐射剂量率曲线的第一规格X射线辐射和具有预定的第二辐射剂量率曲线的第二规格X射线辐射按比例组成具有所述特定辐射剂量率曲线的X射线辐射来产生所述X射线辐射,其中,所述第二规格X射线辐射不同于所述第一规格X射线辐射。

3. 根据权利要求2所述的方法,其中,通过电子源来产生电子束,其中,电子束通过加速电压被向着靶加速引导,并且其中,X射线辐射由入射在靶上的电子束的电子产生,其特征在于,通过用第一加速电压和用第二加速电压按比例交替加速电子束,从与第一加速电压相关联的具有预定的第一辐射剂量率曲线的第一规格X射线辐射和与第二加速电压相关联的具有预定的第二辐射剂量率曲线的第二规格X射线辐射按比例组成具有所述特定辐射剂量率曲线的X射线辐射,来产生X射线辐射,其中,第二规格X射线辐射不同于第一规格X射线辐射。

4. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的方法,其特征在于,所述特定辐射剂量率曲线是从预定的辐射剂量率曲线确定的,或者,具有所述特定辐射剂量率曲线的X射线辐射是从具有预定的辐射剂量率曲线的规格X射线辐射确定的。

5. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的方法,其特征在于,所述特定辐射剂量率曲线是从特定辐射剂量率曲线的规格值确定的,或者,具有所述特定辐射剂量率曲线的X射线辐射是从具有特定辐射剂量率曲线的X射线辐射的规格值确定的。

6. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的方法,其特征在于,在存储器具中存储所产生的辐射剂量率曲线或参数和/或所产生的具有所述特定辐射剂量率曲线的X射线辐射的值。

7. 根据权利要求1至3中的任意一项所述的方法,其特征在于,所述特定辐射剂量率曲线通过线性组合从所述至少两条预定的辐射剂量率曲线组成,或者,具有所述特定辐射剂量率曲线的X射线辐射通过线性组合从第一规格X射线辐射和第二规格X射线辐射组成。

8. 一种用于产生用于照射基体(1)的X射线辐射的特定辐射剂量率曲线(10)的设备(30),其中,所述特定辐射剂量率曲线表示作为距离的函数的辐射剂量率,其特征在于,该设备(30)具有用于选择至少两条预定的辐射剂量率曲线(11,12)的选择器具,所述至少两条预定的辐射剂量率曲线(11,12)与要产生的所述特定辐射剂量率曲线(10)不同,并且所述至少两条预定的辐射剂量率曲线(11,12)中的每一条预定的辐射剂量率曲线表示作为距离的函数的辐射剂量率,并且,该设备(30)具有用于从所述至少两条预定的辐射剂量率曲线(11,12)按比例组成所述特定辐射剂量率曲线(10)的器具。

9. 一种用于产生具有特定辐射剂量率曲线(10)的X射线辐射的设备(30),其特征在于,该设备(30)具有用于提供具有指定的第一辐射剂量率曲线(11)的第一规格X射线辐射和具

有预定的第二辐射剂量率曲线(12)的第二规格X射线辐射的器具,其中,第二规格X射线辐射不同于第一规格X射线辐射,并且,该设备(30)具有用于从第一规格X射线辐射和第二规格X射线辐射按比例组成具有特定辐射剂量率曲线(10)的X射线辐射的器具。

10.根据权利要求9所述的设备,其特征在于:用于产生电子束(32)的电子源(31);用于通过来自入射在靶(33)上的电子束(32)的电子产生X射线辐射的靶(33);用于借助于施加的加速电压使电子束(32)的电子加速的加速器具(37);用于提供与第一加速电压相关联的具有预定的第一辐射剂量率曲线(11)的第一规格X射线辐射和与第二加速电压相关联的具有预定的第二辐射剂量率曲线(12)的第二规格X射线辐射的器具,第二规格X射线辐射不同于第一规格X射线辐射;以及用于从第一规格X射线辐射和第二规格X射线辐射按比例组成具有特定辐射剂量率曲线(10)的X射线的器具,其中,该器具被设计用于影响加速器具(37),从而使电子束(32)按比例交替地用第一加速电压和第二加速电压被加速或者能够被加速。

11.根据权利要求8至10中的任意一项所述的设备,其特征在于,该设备(30)具有用于从预定的辐射剂量率曲线确定所述特定辐射剂量率曲线(10)或者用于从具有定义的辐射剂量率曲线(11,12)的规格X射线辐射确定具有所述特定辐射剂量率曲线(10)的X射线辐射的计算器具(35),并且/或者,该设备(30)具有用于存储所述特定辐射剂量率曲线(10)或参数和/或具有所述特定辐射剂量率曲线(10)的X射线辐射的值的存储器具(38)。

12.根据权利要求8至10中的任意一项所述的设备,其特征在于,该设备(30)具有用于接收的接口(39)和/或用于输入特定辐射剂量率曲线(10)的规格值或者具有所述特定辐射剂量率的X射线辐射的规格值的输入器具(40),并且/或者,该设备(30)具有用于从规格值产生特定辐射剂量率曲线(10)或者具有特定辐射剂量率曲线(10)的X射线辐射的产生器具(41)。

13.根据权利要求8至10中的任意一项所述的设备,其特征在于,该设备具有用于实现根据权利要求1至3中的一项所述的方法的模块。

14.根据权利要求8至10中的任意一项所述的设备,其特征在于,该设备具有用于实现根据权利要求4所述的方法的模块。

15.根据权利要求8至10中的任意一项所述的设备,其特征在于,该设备具有用于实现根据权利要求5所述的方法的模块。

16.根据权利要求8至10中的任意一项所述的设备,其特征在于,该设备具有用于实现根据权利要求6所述的方法的模块。

17.根据权利要求8至10中的任意一项所述的设备,其特征在于,该设备具有用于实现根据权利要求7所述的方法的模块。

用于产生X射线辐射的方法和设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于产生和/或提供用于照射基体的X射线辐射的特定辐射剂量率曲线的方法和设备。此外,本发明涉及用于产生和/或提供具有特定辐射特性(特别是具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的设备和方法。

背景技术

[0002] 例如,这种设备和方法用于借助于照射装置的放射治疗的领域中。当今术中照射通常通过现代化的照射装置来实现,该照射装置允许将辐射直接引入到照射的位置,例如,引入到肿瘤或肿瘤床中。

[0003] 各个照射所需的X射线辐射通常在X射线辐射源中产生或者通过X射线辐射源来产生。特别地,X射线辐射源是照射装置的部件。特别地,(例如,用于术中照射的)已知的X射线辐射源的工作原理基于在电子源中产生电子并作为电子束发射电子的事实。电子束通过加速电压(具体地是高电压)在加速阶段被加速。这样产生的加速的电子束被引导到靶上,例如,该靶可以由金制成。例如,靶可以位于施用器的前端。在将电子束入射到靶上时,产生X射线辐射,然后,该X射线辐射以所得到的具有特定辐射特性的X射线辐射场的形状从靶发出。例如,这种照射装置在WO 2009/132799 A2中被描述。

[0004] 如果要照射的基体是组织,则必须确定应该以定义的距离到达要照射的组织上的X射线辐射源的所需的辐射剂量。通过作为照射装置的速率函数且随着离X射线辐射源的距离增加而减小的辐射剂量率,可以确定用于要照射的组织所需的照射时间,从而所需的辐射剂量到达组织上或者被输送到组织或到组织中。通过使用确定的或选择的辐射剂量率,在确定的照射时间内进行照射。

[0005] 随着从X射线辐射源发出的X射线辐射穿透基体(例如,组织),除了要施加定义的辐射剂量的位置以外的其它位置也被照射。因为X射线辐射源通常被置于基体的表面上或者基体内,并且X射线辐射从X射线辐射源传播,所以辐射剂量率随着离X射线辐射源的距离增加而减小。这意味着,与远离X射线辐射源的距离相比,直接在X射线辐射源处可得到更高的辐射剂量率值。

[0006] 例如,X射线辐射源提供这种辐射剂量率值的能力通过所谓的辐射剂量率曲线来描述。通过这些曲线,确定对于离X射线辐射源(例如,离X射线辐射源的等中心)不同的距离的可以由X射线辐射源提供的辐射剂量率值。对于离X射线辐射源的不同的距离的辐射剂量率值的点之间的连接导致辐射剂量率曲线。通过这种辐射剂量率曲线,用户可以确定在基体的哪个位置处施加哪个辐射剂量。

[0007] 例如,除了其他因素以外,这种辐射剂量率曲线的路线(例如,斜率)取决于施加的加速电压。

[0008] 但是,因为由于不可避免的制造公差和材料差异而导致绝不会完全相同地设计X射线辐射源,所以例如作为来自靶的产生的X射线辐射的发射特性的X射线辐射源的辐射特性甚至在相同的工作电压处也总是不同。然而,为了进行照射(例如,患者的治疗),必须知

道使用的精确的X射线辐射源的辐射特性。因此,为了确定特定X射线辐射源的辐射特性(具体地是,它们的辐射剂量率曲线),总是在首次投入使用之前校准X射线辐射源,该校准也可以被称为测量或调查。但是,这种测量是非常复杂或麻烦。因此,它们只在特定加速电压处被进行。通常,因为对于其它的加速电压不知道X射线辐射源的精确的辐射特性,于是,只在进行校准的那些加速电压处操作X射线辐射源。

[0009] 因此,X射线辐射源的测量,具体地是对于不同的加速电压,是费时且昂贵的手段。

发明内容

[0010] 本发明基于从本领域的现有技术出发的问题,以进一步开发最初提及的设备和最初提及的方法,从而可以避免上述的问题。

[0011] 根据本发明,该问题通过具有根据独立权利要求1、2和3的特征的方法以及通过具有根据独立权利要求9、10和11的特征的设备来解决。根据从属权利要求、本描述以及附图,本发明的进一步的特征和细节变得清楚。这里,结合根据本发明的设备的一个方面描述的特征和细节也与根据本发明的设备的相应的其它方面结合应用。结合根据本发明的方法的一个方面描述的特征和细节也与根据本发明的方法的相应的其它方面结合应用。结合根据本发明的设备描述的特征和细节也针对其公开内容全部与根据本发明的方法结合应用,从而针对设备进行的陈述也完全适用于方法,反之亦然。

[0012] 本发明的基本概念在于,产生或提供的X射线辐射的辐射特性被改变,根据本发明,其具体地随着时间而进行。

[0013] 本发明具体地在于基体的照射的领域内,优选地,结合组织(具体地是肿瘤等)的照射。这里,特别地,规定以这样的方式执行基体的照射,使得辐射向基体发射并到达基体上,并且/或者穿透到基体中。在十分广泛的意义上,辐射是粒子或波的传播,其中,特别地,输送能量和/或脉冲。根据本发明,辐射优选地是X射线辐射。

[0014] 辐射由辐射源产生。辐射源通常用来能够产生、发射和/或提供辐射剂量。辐射剂量具体地是基体中(例如,组织)中的离子化辐射的(具体地)吸收或可吸收量。每时间单位和每质量单位吸收的辐射剂量被称为辐射剂量率。在特定加速电压处,辐射源具体地具有特定辐射剂量率。辐射剂量率曲线具体地是辐射剂量在深度中的路线(course)。原点是辐射源,具体是其等中心。照射装置的等中心具体地是在所有的旋转角度处的中心光线穿过的最小球的中心点。通常,可以说等中心是辐射开始或起源的中心。

[0015] 例如,辐射源可以是X射线辐射源。然后,产生的辐射是X射线辐射。

[0016] 根据本发明,对于用于照射基体(具体地是组织)的X射线辐射,产生和/或者提供特定辐射剂量率曲线。在不同的实施例中,产生和/或提供具有特定辐射特性(例如,具有上述的特定发射特性,具体地具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射。

[0017] 这种辐射剂量率曲线具体地是可用于照射的辐射剂量率在深度中的路线。辐射剂量率具体地是关于基体(具体地是组织材料)的质量单位和关于时间单位的在定义的位置(例如,在离X射线辐射源的特定距离)处的从X射线辐射源发出的辐射的能量。这里的原点是X射线辐射源,具体地是X射线辐射源的等中心。辐射剂量率曲线在辐射源的位置处(具体地在X射线辐射源的等中心的位置处)具有最大值。辐射剂量率曲线随着离辐射源的距离的增大而下降。例如,这可能是由于被照射的基体对辐射的吸收以及由于随着离X辐射源的距

离的增大的空间分布而发生的。

[0018] 这种辐射剂量率曲线优选地是所谓的深度剂量率曲线,具体地是水中的深度剂量率曲线。

[0019] 对于基体的照射,具体地是对于通过照射来治疗患者,通常,也被称为DDC的物理单位戈瑞每分钟[Gy/min]的水中深度剂量率曲线是X射线辐射源的重要参数。水中深度剂量率曲线是水深度的函数,其中,原点(0mm)是X射线辐射源,具体地是X射线辐射源的等中心。水中深度剂量率曲线在制造期间被测量且在每一个X射线辐射源的重新校准期间也被测量,并且是这种X射线辐射源常有的。

[0020] 因为X射线辐射源近似为X射线点源,所以水中深度剂量率曲线的路线一方面由平方反比定律确定($f(x) \sim 1/x^2$),并且另一方面由水中的产生的X射线辐射的吸收来确定($f(x) \sim I_0 * \exp(-\mu_w * x)$)。

[0021] 因为与例如放射源形成对照的X射线辐射源的X射线辐射(在这种情况下, I_0)由复杂的谱组成,所以 I_0 是能量E的函数。因为水的吸收系数(μ_w)也是能量E的函数,所以吸收强烈地取决于相应的X射线辐射源的谱。

[0022] X射线辐射源的谱由使用的材料的特性谱和X射线制动谱组成,具体地通过电子的加速电压。

[0023] 通过当今使用的设备,用户可以在三种不同的加速电压U之间选择照射装置。例如,加速电压U是三十千伏(30kV)、四十千伏(40kV)和五十千伏(50kV),但是,其中,加速电压被固定用于治疗的时间,并且不再被改变。

[0024] 通过本发明,该方法可以在细节上偏离稍后将要描述的方法。现在可以在照射治疗期间改变加速电压。

[0025] 因为X射线辐射源通常在其设计方面相似,所以X射线谱在相同的加速电压处不会显著地不同,并且,水中深度剂量率曲线,即DDC,关于其路线近似相同。该路线可以通过函数随着水深度的增加而减小来识别。

[0026] 但是,水中深度剂量率曲线(DDC)的绝对高度可以改变,如果要通过不同的X射线辐射源以特定深度施加相同的剂量,则这可以通过不同的照射次数来得以补偿。

[0027] 但是,通常可能至关重要的是,对于使用的所有的X射线辐射源,意味着发射的辐射剂量随着水深度的增加而减小的水中深度剂量率曲线(DDC)的路线相似或相当。

[0028] 如上面已经指明的,通过当前的方案,对于期望的照射,一种方案被固定为从有限数量的不同的加速电压当中的设定的选择。这是由于在可选择的加速电压处的X射线辐射源的昂贵的费时的校准引起的。因此,可以只从在这些特定加速电压处的水中深度剂量率曲线(DDC)的相应的路线中选择一种方案。本发明允许偏离这些限制。

[0029] 通过本发明也成为可能的是,X射线辐射源可以投入使用,通过本发明,可以产生不同的水中深度剂量率曲线(DDC)。

[0030] 根据本发明的第一方面,提供用于产生和/或提供用于照射基体的X射线辐射的特定辐射剂量率曲线的方法。该方法的特征在于,通过下述方式来产生和/或提供特定辐射剂量率曲线:选择与要产生和/或提供的特定辐射剂量率曲线不同的至少两条预定的辐射剂量率曲线;以及通过从所述至少两条预定的辐射剂量率曲线按比例组成和/或调整特定辐射剂量率曲线。按比例组成和/或调整也可以被称为成比例或比例组成和/或调整。

[0031] 根据该第一方面,旨在产生和/或提供用于照射基体的X射线辐射的特定辐射剂量率曲线。

[0032] 特别地,特定辐射剂量率曲线是至今为止不可用的这样的辐射剂量率曲线。确切地说,该辐射剂量率曲线是通过根据本发明的产生和/或提供的。特别地,这样理解术语“产生”,即,创建这样的辐射剂量率曲线。特别地,这样理解术语“提供”,即,针对应用输送辐射剂量率曲线。该辐射剂量率曲线可以是上面进一步描述的这样的辐射剂量率曲线。

[0033] 该特定辐射剂量率曲线是以特殊的方式产生和/或提供的。这个的起点是已经可得到或已知的至少两条预定的辐射剂量率曲线。这些预定的辐射剂量率曲线也可以被称为规格(specification)辐射剂量率曲线。预定的辐射剂量率曲线相互不同。例如,这些辐射剂量率曲线可以通过如上所述的校准或测量来产生。例如,可以规定两个预定的辐射剂量率曲线是在不同的加速电压处测得的这样的辐射剂量率曲线。

[0034] 在最简单的情况中,使用这样的辐射剂量率曲线中的两条。当然,根据本发明,也可以使用这样的辐射剂量率曲线中的多于两条的曲线。

[0035] 根据本发明,规定预定的辐射剂量率曲线不同于要产生和/或提供的特定辐射剂量率曲线。优选地,规定,一条预定的辐射剂量率曲线是或形成上限,并且,另一条预定的辐射剂量率曲线是或形成下限。根据本发明的要产生和/或提供的特定辐射剂量率曲线优选地位于预定的辐射剂量率曲线之间。这具体地意味着以这样的方式产生特定辐射剂量率曲线,该特定辐射剂量率曲线或其路线位于预定的辐射剂量率曲线之间。

[0036] 根据本发明,选择或选定至少两条这样的预定的辐射剂量率曲线。然后,通过从至少两条预定的辐射剂量率曲线按比例组成和/或调整特定辐射剂量率曲线来创建或产生要产生和/或提供的辐射剂量率曲线。

[0037] 根据本发明的第二方面,提供用于产生和/或提供具有特定辐射特性(具体地是具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的方法。该方法的特征在于,通过从具有定义的第一辐射特性(具体地是具有第一预定辐射剂量率曲线——其具体地是定义的第一辐射剂量率曲线)的第一规格X射线辐射和具有定义的第二辐射特性(具体地是具有第二预定辐射剂量率曲线——其具体地是定义的第二辐射剂量率曲线)的第二规格X射线辐射组成和/或调整具有特定辐射特性(具体地是具有特定辐射剂量率曲线),来产生和/或提供X射线辐射。

[0038] 通过根据本发明的第二方面的方法,产生和/或提供X射线辐射。该X射线辐射被假定具有上面进一步描述的特定辐射特性,该辐射特性可以是发射特性。具体地,产生和/或提供具有特定辐射剂量率曲线的X射线辐射。因此,根据第二方面的方法是根据第一方面的方法的大致提及的上下文的优选实施例,从而根据上文的相应的解释在这里引用并通过引用合并在此。

[0039] 根据本发明的第三方面,提供用于产生和/或提供具有特定辐射特性(具体地是具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的方法,具体地说,该方法是根据本发明的第二方面的前述方法的有利实施例,从而,对于上面的相应的描述进行引用并通过引用合并在此。根据本发明的第三方面的方法通过使用特定X射线辐射源来描述方法的更加具体的实施例。

[0040] 采用该方法,通过电子源来产生电子束。电子束通过加速电压被加速并被引向靶。X射线辐射由入射在靶上的电子束的电子产生。

[0041] 该方法的特征在于,通过用第一加速电压和用第二加速电压按比例交替加速电子

束,从具有与第一加速电压相关联的定義的第一辐射特性的第一规格X射线辐射和具有与第二加速电压相关联的定義的第二辐射特性的第二规格X射线辐射按比例组成和/或调整具有特定辐射特性的X射线辐射,来产生和/或提供X射线辐射。这里,第二规格X射线辐射不同于第一规格X射线辐射。

[0042] 通过方法的该实施例,提供用于产生X射线辐射的设备。该设备具有X射线辐射源或者被设计为X射线辐射源。

[0043] 优选地,通过根据下面进一步描述的本发明的进一步的方面的相应的实施例来实现根据本发明的上述三个方面的方法,从而此时关于公开内容对根据下面进一步描述的本发明的设备的相应解释进行引用,并且,这些解释通过引用合并在此。

[0044] 本发明优选地涉及低能量和/或软X射线辐射的产生。该设备优选地是辐射装置的一部分。

[0045] 现在,具体地说,本发明的基本特征在于,具体地被设计在两个或更多个加速电压处使用的X射线辐射源以这样的方式被操作,从而,也可以提供位于第一辐射剂量率曲线和第二辐射剂量率曲线之间的辐射剂量率曲线,该第一辐射剂量率曲线具体地与第一加速电压相关联,该第二辐射剂量率曲线具体地与第二加速电压相关联。为了此目的,具体地根据给定的或固定的计划的相应的设备用第一加速电压和第二加速电压交替地操作,可任选地,也用另外的加速电压来操作。

[0046] 具体地,采用本发明,可以通过改变加速电压来进行辐射剂量率曲线的调整。

[0047] 与现有技术中的已知的方案相比,本发明允许在操作期间(例如,在治疗期间)偏离固定的加速电压。

[0048] 例如在X射线辐射源的制造或重新校准期间,必须只针对几种(在最小的情况中,两种)不同的加速电压测量辐射剂量率曲线(具体地,水中深度剂量率曲线(DDC))。与此不同的辐射剂量率曲线的产生和/或提供可以例如通过对测得的辐射剂量率曲线的调整(具体地,借助于计算器具、软件等)来计算和/或确定期望的辐射剂量率曲线来由此产生。计算器具也可以被称为计算单元或计算模块。

[0049] 一般地,已经描述或将描述的本发明的设备的全部器具均可以被称为单元或模块。

[0050] 具体地,调整是通过确定预定的辐射剂量率曲线的比例关系和由此得到的照射次数来进行的。连续的治疗可以通过采用计算出的不同的加速电压的比例照射来进行。

[0051] 通过只测量几种辐射剂量率曲线(具体地,预定的辐射剂量率曲线)和从这些测量曲线模拟另外的辐射剂量率曲线(具体地,预定的辐射剂量率曲线),可以实现相当大的成本降低。

[0052] 这将通过举例的方式来说明。例如,在X射线辐射源的制造期间,已经测量或调查了辐射剂量率曲线,具体地是对于30kV和50kV的加速电压的水中深度剂量率曲线(DDC)。具体地,这些是预定的辐射剂量率曲线。根据这些辐射剂量率曲线,现在可以针对位于其间的40kV(即,来自特定部分30kV和特定部分50kV)的加速电压产生辐射剂量率曲线,具体地是深度剂量率曲线(DDC)。该辐射剂量率曲线具体地是特定辐射剂量率曲线。例如,可以规定,可以通过利用50kV的0.69部分辐射剂量率曲线和利用30kV的0.31部分辐射剂量率曲线来制造或产生利用40kV的辐射剂量率曲线。

[0053] 优选地,关于本发明的第一方面,可以从预定的辐射剂量率曲线确定和/或计算特定辐射剂量率曲线。关于本发明的第二和第三方面,可以从具有定义的辐射特性(具体地,特定辐射剂量率曲线)的规格X射线辐射确定和/或计算具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射。为了此目的,具体地,可以提供计算器具,其中,进行计算和/或确定。为了计算,可以利用特定软件和/或计算机程序产品。上面已经进一步地描述了该方法的优点。具体地,可以从测得的预定值模拟特定辐射剂量率曲线和/或具有特定辐射特性的X射线辐射。这意味着,实际上必须进行几次测量,这样会导致方法的简化和成本降低。

[0054] 在关于本发明的第一方面的另外的实施例中,可以从关于特定辐射剂量率曲线的规格值确定和/或计算特定辐射剂量率曲线。关于本发明的第二和第三方面,可以从关于具有特定辐射特性(具体地,特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的规格值确定和/或计算具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射。这意味着,从用户方来说,为了特定应用目的等,可以做出相应的规格。例如,可以实现,用户想要用他已经产生的特定辐射剂量率曲线和/或具有特定辐射特性的X射线辐射来照射。通过所提及的实施例,例如,可以通过在为此目的而提供的产生器具中的相应的计算来执行从给定的辐射剂量率曲线和/或规格X射线辐射的最佳调整或近似。产生器具也可以被称为产生单元或产生模块。下面还将结合根据本发明的设备进一步详细地描述这样的产生器具。产生器具可以是计算器具的一部分,或者,可以是计算器具。用于此目的的调整参数确定规格的比例率,并从而确定各个照射次数。

[0055] 优选地,在存储器具中存储产生和/或提供的特定辐射剂量率曲线或参数和/或具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的产生和/或提供的X射线辐射的值。下面还将结合本发明的器具更加详细地描述这样的存储器具,该存储器具也可以被称为存储单元或存储模块。因此,存储的数据可用于另外的应用。这里,优选地规定,用于产生和/或提供X射线辐射的相应的设备,具体地,这种设备的计算器具具有这样的存储器具,或者可以至少经由接口访问这样的存储器具。

[0056] 在另外的实施例中,优选地规定,根据本发明的第一方面的特定辐射剂量率曲线从至少两条预定的辐射剂量率曲线以时间变化的方式或者以在时间上连续的方式来组成和/或调整,或者,根据本发明的第二方面的具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射从第一规格X射线辐射和第二规格X射线辐射以时间变化的方式或者以在时间上连续的方式来组成和/或调整,或者,根据本发明的第三方面的电子束用第一加速电压和第二加速电压以时间变化的方式或者以在时间上连续的方式来被加速。例如,这可以借助于时间切换器具来实施,该时间切换器具也可以被称为时间切换单元或时间切换模块。下面还将结合根据本发明的设备进一步详细地描述这样的时间切换器具。

[0057] 具体地,这意味着,基于产生和/或提供的结果的照射可以以连续(subsequent)的方式或通过改变来进行。在任意一种情况中,确保在照射的总持续时间之后已经进行了相应地计算出的各个照射次数。例如,在优选的实施例中,可以进行每秒或每分钟的加速电压的重复改变。返回参考上述示例,例如,可以规定,在照射期间执行加速电压的重复改变,例如,在50kV处 $0.69 * 1$ 分钟,然后在30kV处 $0.31 * 1$ 分钟,并且,例如,对这个路线进行20次。在不同的实施例中,例如,还可以采用不同的加速电压按比例以连续的方式来照射,例如,

在50kV处 0.69×20 分钟,然后,在30kV处 0.31×20 分钟。

[0058] 优选地规定,根据本发明的第一方面的特定辐射剂量率曲线通过线性组合从至少两条预定的辐射剂量率曲线组成和/或调整,或者,根据本发明的第二或第三方面的具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射通过线性组合从第一规格X射线辐射和第二规格X射线辐射组成和/或调整。诸如此类的线性组合被称为数学方法。具体地,线性组合是由几个其它的向量之和形成的向量。因此,对于所有的加速电压的全部的辐射剂量率曲线的测量不再是必需的。确切地说,缺失的辐射剂量率曲线可以由几条测得的辐射剂量率曲线通过测得的辐射剂量率曲线的线性组合来形成。

[0059] 在本描述的另外的路线中,描述了不同的设备,其中,具体地,这些设备适用于执行上述的方法。因此,关于这些设备,在公开内容方面参考根据本发明的方法的上面提及的描述,并且,其内容通过引用合并在此,反之亦然。

[0060] 根据本发明的第四方面,提供用于产生和/或提供用于照射基体的X射线辐射的特定辐射剂量率曲线的设备,具体地,该第四方面对应于本发明的上述的第一方面。该设备的特征在于,该设备具有用于选择与要产生和/或提供的特定辐射剂量率曲线不同的至少两条预定的辐射剂量率曲线的选择器具,并且,该设备具有用于从至少两条预定的辐射剂量率曲线按比例组成和/或调整特定辐射剂量率曲线的器具。选择器具也可以被称为选择单元或选择模块。用于组成和/或调整的器具也可以被称为用于组成和/或调整的单元或模块。关于设备的实施例和功能概念,也参考在上面的关于根据本发明的方法的描述中提供的解释,并且,其内容通过引用合并在此。

[0061] 根据本发明的第五方面,提供用于产生和/或提供具有特定辐射特性的X射线辐射的设备,具体地,该第五方面对应于本发明的上述的第二方面。该设备的特征在于,该设备具有用于产生和/或提供具有定义的第一辐射特性(具体地,具有预定的第一辐射剂量率曲线)的第一规格X射线辐射和具有定义的第二辐射特性(具体地,具有预定的第二辐射剂量率曲线)的第二规格X射线辐射的器具,其中,第一规格X射线辐射不同于第二规格X射线辐射,并且,该设备具有用于从第一规格X射线辐射和第二规格X射线辐射按比例组成和/或调整具有特定辐射特性(具体地,特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的器具。关于设备的实施例和功能概念,也参考在上面的关于根据本发明的方法的描述中提供的解释,并且,其内容通过引用合并在此。

[0062] 根据本发明的第六方面,提供用于产生和/或提供具有特定辐射特性的X射线辐射的设备(具体地,之前描述的设备),具体地,该第六方面对应于本发明的上述的第三方面。该设备的特征在于:用于产生电子束的电子源;用于由来自入射在靶上的电子束的电子产生X射线辐射的靶;用于借助于施加的加速电压使电子束的电子加速的加速器具;用于产生和/或提供具有定义的第一辐射特性(具体地,具有与第一加速电压相关联的预定的第一辐射剂量率曲线)的第一规格X射线辐射和具有定义的第二辐射特性(具体地,具有与第二加速电压相关联的预定的第二辐射剂量率曲线)的第二规格X射线辐射的器具;以及用于从第一规格X射线辐射和第二规格X射线辐射按比例组成和/或调整具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的器具,其中,该器具被设计用于影响加速器具,从而使电子束加速或者可以用第一加速电压和第二加速电压按比例交替地使电子束加速。关于设备的实施例和功能概念,也参考在上面的关于根据本发明的方法的描述中提供的解

释,并且,其内容通过引用合并在此。

[0063] 上述的设备首先具有电子源。借助于电子源,产生电子,具体地,电子作为电子束被发射。因此,电子源具体地用来产生电子束。此外,设备具有靶,其中,例如,靶可以由金制成。靶用于X射线辐射的实际产生。由电子源产生的电子作为电子束入射在靶上。通过入射在靶上的电子束的电子,产生从靶发出的X射线辐射。

[0064] 根据本发明的方法以及根据本发明的设备可以具体地用于术中照射的领域。这里,使用X射线辐射,具体地是短范围的X射线辐射,该X射线辐射可以直接被引入照射位置中或到照射位置,例如,肿瘤或肿瘤床。在用于此目的的X射线辐射源中,在电子源中产生电子。用加速电压使电子作为电子束向着靶加速,例如,该靶由金制成。这里,具体地,产生低能量X射线辐射,该低能量X射线辐射具体地被各向同性地发射和穿透到要被照射的组织中。

[0065] 具有由铍制成的尖端的X射线探头通常用于这样的照射治疗。铍是对于X射线辐射几乎透明的材料。X射线探头优选地被设计为真空电子束管。在该电子束管中,电子束由电子源产生,然后,该电子束通过加速电压被加速。电子束向着靶引导。在靶上,电子突然变慢,然后,产生X射线辐射。

[0066] 这种设备优选地具有用于通过加速电压使电子加速的加速器具,该加速器具也可以被称为电子加速器。加速器具或加速器也可以被称为加速单元或加速模块。电子的加速具体地通过在加速器具处施加的高电压来实现。优选地,该设备被设计用于致动加速器具。例如,这意味着,该设备被设计用来以这样的方式处理加速器具,通过该加速器具,提供期望的加速电压。加速器具的致动优选地以这样的方式来进行,具体地,在设备的操作期间,通过致动加速器具,用于使入射在靶上的电子束加速的加速电压改变,或者可以针对加速电压值改变。优选地规定,可以经由加速器具在不同的加速电压之间切换。因此,加速器具被设计用于在至少两条不同的加速电压之间选择性地切换。例如,加速器具可以是计算器具的一部分,或者,可以由计算器具控制。

[0067] 由于该优选实施例,具体地,与固定的加速电压的偏离变成可能,从而具体地可以产生不同的辐射剂量率曲线。这意味着,该设备优选地被设计用来以这样的方式处理加速器具,经由该加速器具,可以通过不同的加速电压来使电子束加速到靶。

[0068] 本发明并不局限于某些加速电压。优选地,施加0和150kV之间的加速电压。为了照射组织,优选地施加10和100kV之间的加速电压。

[0069] 优选地,该设备具有用于从预定的辐射剂量率曲线确定和/或计算特定辐射剂量率曲线或者用于从具有定义的辐射特性(具体地,特定辐射剂量率曲线)的规格X射线辐射确定和/或计算具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的计算器具。

[0070] 可替换地或者另外,该设备优选地具有用于存储特定辐射剂量率曲线或参数和/或具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的值的存储器具。

[0071] 在另外的实施例中,该设备可以具有用于接收的接口和/或用于特定辐射剂量率曲线的规格值或者具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的规格值的输入的输入器具。规格值经由接口(具体地,从外部)发送到设备。也可以被称为输入单元或输入模块的输入器具可以是,例如,键盘、触摸面板、用于读取数据的读取器等。

[0072] 在另外的实施例中,该设备可以具有用于从规格值产生特定辐射剂量率曲线或者具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的产生器具。关于这种设备的功能概念,也参考在上面的关于根据本发明的方法的描述中提供的解释,并且,其内容通过引用合并在此。

[0073] 优选地,该设备具有时间切换器具,该时间切换器具被设计为使得特定辐射剂量率曲线从至少两条预定的辐射剂量率曲线以时间变化的方式或者以在时间上连续的方式来组成和/或调整或者可以组成和/或调整,或者,具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射从第一规格X射线辐射和第二规格X射线辐射以时间变化的方式或者以在时间上连续的方式来组成和/或调整或者可以组成和/或调整,或者,电子束用第一加速电压和第二加速电压以时间变化的方式或者以在时间上连续的方式来被加速或者可以被加速。关于这种时间切换器具的功能概念,也参考在上面的关于根据本发明的方法的描述中提供的解释,并且,其内容通过引用合并在此。

[0074] 根据本发明的设备具体地具有用于实现上面描述的根据本发明的方法的模块,从而在其公开内容方面针对方法进行的解释和陈述也适用于设备,反之亦然。

附图说明

[0075] 现在将参照附图针对示例性实施例来更加详细地解释本发明,在附图中:

[0076] 图1示出通过照射装置照射基体的示意图;

[0077] 图2示出用于产生X射线辐射的设备的示意图;

[0078] 图3示出用于照射基体的示例性辐射剂量率曲线的示意图;

[0079] 图4示出示例性的水中深度剂量率曲线的示意图;

[0080] 图5示出定义的辐射剂量率曲线和目标辐射剂量率曲线之间的偏差的示意图;以及

[0081] 图6示出用于照射基体的流程图。

具体实施方式

[0082] 在图1中,示出通过照射装置照射基体1的示意图。一般地,在照射期间,辐射源3被置于要照射的基体1的表面上,该辐射源3可以例如被引入或放置在施用器4中。照射的目的可能是,照射可能是肿瘤的基体2内的位置2。

[0083] 用户,例如医生,确定或设置用于照射的辐射剂量,该辐射剂量要发射到或者到达要照射的位置2或者被该位置2吸收。例如,这可以通过用户设置要施加在要照射的位置2的特定点(例如,点C)处的辐射剂量来执行,该辐射剂量也可以被称为辐射剂量值。

[0084] 然后,该辐射剂量按照从辐射源3发出的辐射剂量率和照射时间来施加。在点C处所需的辐射剂量(是指所需的辐射剂量值)按照在点C处存在的辐射剂量率值和照射时间来施加。但是,因为辐射源3在(由箭头5所示的)所有的空间方向上发射,所以在基体1内的点A和B处也施加辐射剂量率值。

[0085] 图1中的点A直接在基体1的表面处,这是指在辐射源3所放置的位置处。点C在基体1内,或者,更具体地,点C确切地在要照射的位置2处,这是指离基体1的表面一距离。点B也在基体1内,但是,没有点C那样深。点B在点A和点C之间。

[0086] 因为从辐射源3开始的要照射的位置2的照射期间的辐射在所有的空间方向上传

播,所以在照射期间在点A、B和C处存在不同的辐射剂量率值。由于辐射剂量率由辐射源3提供,所以这些随着离辐射源3的等中心的距离增加而减小地发生。

[0087] 因为辐射剂量对应于辐射剂量率或者辐射剂量率值和照射时间之积,所以由于照射时间而导致在点A、B和C处发生特定辐射剂量。

[0088] 在点A处存在的辐射剂量率值大于或高于在点B和C处存在的辐射剂量率值,因此,在点A处存在的辐射剂量大于或高于在点B和C处存在的辐射剂量。在点B处存在的辐射剂量率值和辐射剂量又高于在点C处存在的辐射剂量率值和辐射剂量。

[0089] X射线辐射的产生可以由图2中示出的设备30来执行。设备30具体地用于术中照射的领域。

[0090] 设备30首先具有电子源31。通过电子源31产生电子,具体地,电子作为电子束32被发射。因此,电子源31具体地用来产生电子束32。此外,设备具有靶33,其中,例如,靶33可以由金制成。靶33用于由在靶33处开始的箭头所示的X射线辐射的实际产生和/或X射线辐射场。靶33在其远端处被置于X射线探头的真空管14中。

[0091] 由电子源31产生的电子作为电子束32入射在靶33上。这里,电子束32的电子变慢,由此,产生从靶33发出的具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射。

[0092] 此外,设备30具有计算器具35。通过该计算器具35,影响X射线辐射成为可能。

[0093] 此外,规定,设备30具有用于使电子束32偏转的偏转器具36。例如,偏转器具36可以是磁偏转线圈。通过偏转器具36,可以产生磁场,以便使向着靶33加速的电子束32的电子偏转,如电子束的虚线所示。这样允许设置电子入射在靶33上的位置。由此,具体地,可以调整产生和发射的X射线辐射的空间辐射分布。通过偏转器具36,电子束32可以在靶33之上和其上移动。

[0094] 另外,设备30具有用于通过施加的加速电压(具体地,高电压)使电子加速的加速器具37。计算器具35被设计用于致动加速器具37,如图2中对应的连接线所示。这意味着,计算器具35被设计用来以这样的方式来处理加速器具37,经由加速器具37,提供期望的加速电压。经由计算器具35致动加速器具37是这样实现的,提供致动加速器具37,用于使入射在靶33上的电子束32加速的加速电压改变。通过计算器具35,可以规定,在照射期间,加速电压在至少两个不同的加速电压值之间切换。为了此目的,经由计算器具35,对应地致动(例如,控制)加速器具37。

[0095] 如结合其它附图描述的,计算器具35可以用来从预定的辐射剂量率曲线确定和/或计算特定辐射剂量率曲线或者从具有定义的辐射特性(具体地,具有预定的辐射剂量率曲线)确定和/或计算具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射。

[0096] 产生或计算出的辐射剂量率曲线或参数和/或具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射的值可以被存储在存储器具38中。存储器具38可以与计算器具35一起分配或者被包括在计算器具35中。

[0097] 此外,计算器具35可以具有接口39和输入器具40,以便能够接收或输入用于实现本发明必要的所需的规格值。

[0098] 在产生器具41中,可以从规格值产生特定辐射剂量率曲线,或者具有特定辐射特性(具体地,具有特定辐射剂量率曲线)的X射线辐射,该产生器具41优选地是计算器具35的

一部分。

[0099] 通过时间切换器具42,可以按照连续的方式或改变的方式来执行基于产生和/或提供的结果的照射,该时间切换器具42优选地是计算器具35的一部分。

[0100] 设备30用来产生和/或提供X射线照射场50、51、52,从而可以照射基体1,例如,组织(未示出)。

[0101] 想要根据图1照射基体1(其中,精确地说,要照射基体的被照射的位置2)的用户预先确定在照射时间之后在点A、B和C处施加的辐射剂量。

[0102] 例如,可以通过图3中示出的示图来进行这种确定。在图3中,示出具有用于照射基体1的示例性辐射剂量率曲线的示图。在y轴上给出以物理单位戈瑞[Gy]的辐射剂量,在x轴上给出以物理单位毫米[mm]的离等中心的距离。

[0103] 如从图3中的示图可以得到,在点A处,在考虑图1的情况中将施加10戈瑞的辐射剂量。在点B处,因此,在点B处施加7戈瑞的辐射剂量。在点B处施加3.5戈瑞的辐射剂量。例如B和C的不同点的辐射剂量可以由箭头7和8确定。

[0104] 在图3中绘出辐射剂量与离等中心的距离的关系图,如从图3中可以进一步得到的,根据图1的点A在基体1的表面处,这是指直接在辐射源3处。点B对应于基体1内的10毫米深度处的点A和C之间的图1。与根据图1要照射的位置2相对应的点C在基体1的表面下方的30毫米的深度中,这是指在基体1内。

[0105] 由于用于点A、B和C的固定的辐射剂量,所以可以产生辐射剂量曲线6。通过该辐射剂量曲线6,例如,还可以确定用于另外的点(未示出)的辐射剂量。

[0106] 对于不同的辐射剂量和对于不同的辐射剂量率,可以执行通过连接不同的点来产生曲线。在第一种情况中,形成辐射剂量曲线。在第二种情况中,形成辐射剂量率曲线,在图4中示出三条曲线。

[0107] 在图4中,示出示例性的水中深度剂量率曲线10、11、12的示图,在下文中,水中深度剂量率曲线也被称为辐射剂量率曲线。如针对图3已经描述的,水中深度剂量率曲线由几个距离依赖辐射剂量率值组成。

[0108] 在图4中,示出水中辐射剂量率的值或者辐射剂量率曲线与离辐射源3的等中心的距离之间的关系。

[0109] 水中辐射剂量率是必须在照射时间内在基体上施加的辐射剂量率,以便产生或施加定义的辐射剂量。辐射时间也可以被称为照射时间帧、持续时间,或者治疗时间、时间帧或持续时间。简单地说,辐射剂量可以由辐射剂量率和照射时间之积来产生。

[0110] 水中辐射剂量率和/或深度剂量率的物理单位以戈瑞每分钟[Gy/min]来给出。在图4中示出的水中深度剂量率在y轴上给出。通常以对数的方式执行绘图。在图4的示图的x轴上,示出到等中心的距离。该距离以物理单位毫米[mm]给出。

[0111] 从辐射源3发出的辐射是紧邻在发射的位置之后最高的,例如,其可以在图4中由如下事实得到,在离等中心3的小距离处的辐射剂量率曲线具有最高的值。

[0112] 在图4中,示出共三条曲线10、11、12。这三条曲线10、11、12是特定辐射剂量率曲线10和两个预定的辐射剂量率曲线11、12。预定的辐射剂量率曲线11、12的路线是通过在辐射源3处相应地施加加速电压而产生的。

[0113] 通过在辐射源3处施加加速电压,从辐射源3产生并发射在紧邻辐射源3的附近比

在远离辐射源3的距离处高的X射线辐射。例如,可以从图2得到X射线辐射的产生。简单地说,可以说,辐射的强度或辐射随着离辐射源3或等中心的距离增加而减小。该行为也在图4中示出的三条辐射剂量率曲线10、11、12中示出。

[0114] 如果用定义的辐射照射基体,例如组织,则辐射所到达的位置是至关重要的。情况是这样,因为如图1所示的辐射源3通常可以不直接引导到要照射的位置2或者到该位置中,从而在要照射的位置2和辐射源3之间存在一距离。

[0115] 如图1和图3所示,对于照射在离基体1的表面30毫米的点C处的要照射的位置2,施加3.5戈瑞的辐射剂量。通过使用图4,通常可以在考虑预定的辐射剂量率曲线11、12的情况下确定哪些条件(这意味着,辐射剂量率曲线值和照射时间)对于此而言是必要的。

[0116] 如上面已经描述的,考虑预定的辐射剂量率曲线11、12是通过施加加速电压来产生的。这意味着,特定加速电压导致特征辐射剂量率曲线11、12。相反地,不同的加速电压导致不同的辐射剂量率曲线11、12。例如,图4中示出的预定的辐射剂量率曲线11、12可以通过施加两种不同的加速电压来产生。

[0117] 例如,可以产生X射线辐射,其中,用五十千伏的加速电压使电子束加速。例如,由于该加速电压,可以形成辐射剂量率曲线11。通过施加例如三十千伏的AC,例如,可以形成辐射剂量率曲线12。

[0118] 如果作为示例在图1的在三十毫米深度处的点C处要施加3.5戈瑞的所需的辐射剂量,则这可以例如通过使用预定的辐射剂量率曲线11或者预定的辐射剂量率曲线12来实现。

[0119] 如果例如可以施加两种加速电压,则可以实现辐射剂量率曲线11和12。

[0120] 如从图4中可以得到,通过在离基体1的表面的三十毫米深度(点C)中使用预定的辐射剂量率曲线11或12,使用0.2戈瑞每分钟(预定的辐射剂量率曲线11)或者0.05戈瑞每分钟(预定的辐射剂量率曲线12)的辐射剂量率值,这从箭头21和22显然可知。

[0121] 为了在点C处施加3.5戈瑞的所需的辐射剂量,在使用辐射剂量率曲线11时,照射将持续17.5分钟,而在使用辐射剂量率曲线12时,照射将持续70分钟。

[0122] 如可以由图3得到,由用户设置在点A和点B处也施加定义的辐射剂量。因此,在所有的三个点(A、B、C)处施加定义的辐射剂量,这对于预定的辐射剂量率曲线11或预定的辐射剂量率曲线12自身而言是不可能的。如果例如通过使用辐射剂量率曲线11在点A、B、C处施加三种辐射剂量,则可能的是,在对于点C必需17.5分钟的照射时间的情况中,在点A处施加多于10戈瑞的辐射剂量,在点B处施加多于7戈瑞的辐射剂量。但是,这种结果对于用户来说是不可接受的。这同样可以适用于辐射剂量率曲线12。

[0123] 但是,还可能的是,可以通过特定辐射剂量率曲线10来施加用于点A、B、C的所需的辐射剂量。此外,可能的是,通过40kV的加速电压来实现辐射剂量率曲线10,但是,对此,迄今为止没有测量值可用。在这种条件下,使用根据本发明的方法的照射是可能的。

[0124] 如已经解释的,所需的辐射剂量可以以特定辐射剂量率曲线10的形式通过辐射剂量率值被实现为辐射剂量曲线。这里,总照射时间可以,例如,被计算为10分钟。这意味着,在使用通过施加40kV的加速电压实现的辐射照射基体的过程中,在所有的三个点A、B、C中或处,在10分钟的照射时间之后,施加所需的辐射剂量。

[0125] 如上所述,这可以通过两种或更多种的预定的辐射剂量率曲线11、12的按比例使

用来实现。在图4中示出的示例中,适合的(是指特定的)辐射剂量率曲线10位于在预定的辐射剂量率曲线11、12之间。

[0126] 当使用根据本发明的方法时,特定辐射剂量率曲线10是通过预定的辐射剂量率曲线11、12的比例组成来产生的。例如,这通过合适的控制算法来实现。

[0127] 例如,可以通过针对离等中心的距离或几个距离来确定定义的辐射剂量率值来执行该调整。这可以由用户直接设置或者通过计算程序来设置。例如,这些确定的辐射剂量率值导致特定辐射剂量率曲线10。

[0128] 在这种情况下,所需的特定辐射剂量率曲线10可以通过如下方式由预定的辐射剂量率曲线11、12来形成:针对离辐射源3的等中心的对应距离(是指相同的距离),按比例使用可用的预定的辐射剂量率曲线11、12的辐射剂量率值。

[0129] 为了更好地理解,现在将通过举例的方式再次对此进行描述。在离基体1的表面的下方的30毫米的点C处,施加3.5戈瑞的辐射剂量。例如,这可以通过用可用的两条辐射剂量率曲线11、12(这是指预定的辐射剂量率曲线11、12)调整照射时间来实现。但是,如果在离基体1的表面的10毫米深度的点B处施加7戈瑞的辐射剂量,则在使用用于点C的照射时间时不能实现在点B处所需的辐射剂量。

[0130] 但是,可能的是,通过预定的辐射剂量率曲线11、12的比例组合,可以在点B和C处施加所需的辐射剂量。考虑例如可以被设置为10分钟的照射时间,例如,可以通过使用预定(第一)辐射剂量率曲线11中的0.69部分或分数和预定(第二)辐射剂量率曲线12中的0.31部分或分数来在点B和C处施加所需的辐射剂量。如上面已经描述的,这些部分的确定可以通过控制算法来执行。在这种情况下,规定以对应的方式来切换加速电压。为了实现比例调整,可以对辐射源3交替地施加不同的加速电压是必要的。这里,可以自由地选择改变或切换。如已经解释的,例如,可以通过计算机程序或模拟程序来进行这种调整。

[0131] 因为不能改变在点B和C处的辐射剂量率值或者预定的辐射剂量率曲线11、12,所以当使用预定的辐射剂量率曲线11、12时,确定的部分对所得到的照射时间有影响。关于上述的其中照射时间被假定为10分钟的示例,当使用预定的(第一)辐射剂量率曲线11时将会导致0.69乘以10分钟的照射时间,当使用预定的(第二)辐射剂量率曲线12时将会导致0.31乘以10分钟的照射时间。

[0132] 在图5中,示出了这样的示图,其中,绘出了通过两个预定的辐射剂量率曲线11、12按比例组成的特定辐射剂量率曲线10与目标辐射剂量率曲线之间的偏差。

[0133] 在示图的y轴上以百分率给出特定辐射剂量率值与目标辐射剂量率值之间发生的偏差。在示图的x轴上,又给出离等中心(是指辐射源)的距离。

[0134] 如从图5中的示图可以得到,通过两条或更多条预定的辐射剂量率曲线11、12来产生特定辐射剂量率曲线10会发生误差,因为目标辐射剂量率曲线不是由至少两条预定的辐射剂量率曲线11、12的比例组成完美近似的。这由于如下事实导致的:通过调整特定辐射剂量率曲线10,只执行对目标辐射剂量率曲线的近似。尽可能精确地进行对特定辐射剂量率曲线10的计算,从而使误差尽可能地小,这意味着可能很好地反映现实。

[0135] 如从图5中的示图还可以得到,由两条预定的辐射剂量率曲线11、12按比例组成的特定辐射剂量率曲线10和目标辐射剂量率曲线(是指测得或计算出的辐射剂量率曲线)的调整之间的误差在百分之几的范围中,在当前的情况中,在百分之一到负百分之五的范围

中。该误差如此低以至于即使发生误差也可以充分精确地考虑调整。这由如下事实支持：即使设计相同，所有的辐射源3也并不全部产生相同的辐射剂量率曲线11、12。

[0136] 在图6中，示出用于照射基体1的两种不同的方法。

[0137] 在以流程图给出的图6中示出的方法总体参照图1、3和4中的示例。

[0138] 为了通过辐射源3照射基体1，用户针对离等中心的不同距离确定不同的所需的辐射剂量（步骤100），或者，他们设置这些辐射剂量。例如，这在图3中示出。

[0139] 在进一步的步骤101中，基于所需的辐射剂量来确定所需的辐射剂量曲线。

[0140] 通过对基体1的已知的照射，通常，只有一个辐射剂量率曲线11或12（是指，只有一个预定的辐射剂量率曲线11、12）是有用的。如果两个预定的辐射剂量率曲线11、12可用，则用户从预定的辐射剂量率曲线选择或选定最合适的辐射剂量率曲线11、12（DDC）（步骤200）。基于选定的预定的辐射剂量率曲线11或12，用户确定所需的照射时间（步骤201）。然后，进行对基体1的照射（步骤400）。

[0141] 通过该方法，可能发生的是，不能实现作为辐射剂量曲线的用户期望和指定的辐射剂量，从而不能如期望的那样照射基体1。

[0142] 通过根据本发明的方法，可以通过两条或更多条预定的辐射剂量率曲线11、12来产生任何特定辐射剂量率曲线10，也指随机的辐射剂量曲线。

[0143] 在开始照射时，通过根据本发明的方法，与上述方法相对应地进行步骤100和101。

[0144] 但是，在确定辐射剂量曲线（步骤101）之后，不选择一个预定的辐射剂量率曲线11、12，而是产生最合适的辐射剂量率曲线作为目标辐射剂量率曲线（步骤300）。

[0145] 但是，如果目标辐射剂量率曲线不能由辐射源3产生，或者，如果不对该目标辐射剂量率曲线进行调查，则在步骤301中，执行通过从预定的辐射剂量率曲线11、12按比例组成特定辐射剂量率曲线10的对目标辐射剂量率曲线的近似。

[0146] 在进一步的过程（步骤302）中，确定用于从预定的辐射剂量率曲线11、12的按比例组成的所需的照射时间。

[0147] 与另一种方法一样，在步骤302之后进行对基体1的照射（步骤400）。

[0148] 附图标记

[0149] A 点

[0150] B 点

[0151] C 点

[0152] 1 基体（组织）

[0153] 2 要照射的位置（肿瘤）

[0154] 3 辐射源（等中心）

[0155] 4 施用器

[0156] 5 辐射

[0157] 6 辐射剂量曲线

[0158] 7 确定点B的辐射剂量

[0159] 8 确定点C的辐射剂量

[0160] 10 确定的辐射剂量率曲线

[0161] 11 预定的辐射剂量率曲线（第一）

- [0162] 12 预定的辐射剂量率曲线(第二)
- [0163] 21 确定箭头
- [0164] 22 确定箭头
- [0165] 30 用于产生X射线辐射的设备
- [0166] 31 电子源
- [0167] 32 电子束
- [0168] 33 靶
- [0169] 34 X射线探头的管
- [0170] 35 计算装置
- [0171] 36 偏转器具
- [0172] 37 加速器具
- [0173] 38 存储器具
- [0174] 39 接口
- [0175] 40 输入器具
- [0176] 41 产生器具
- [0177] 42 时间切换器具
- [0178] 100 流程图步骤
- [0179] 101 流程图步骤
- [0180] 200 流程图步骤
- [0181] 201 流程图步骤
- [0182] 300 流程图步骤
- [0183] 301 流程图步骤
- [0184] 302 流程图步骤
- [0185] 400 流程图步骤

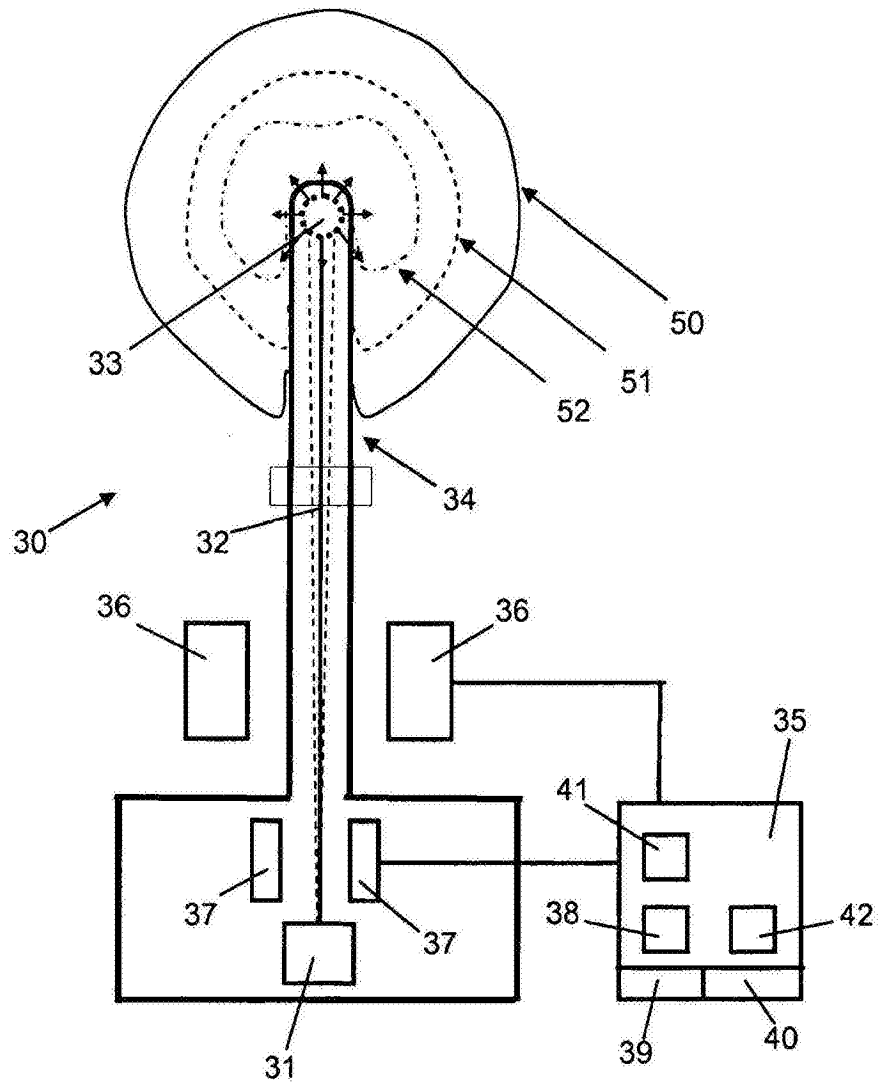


图2

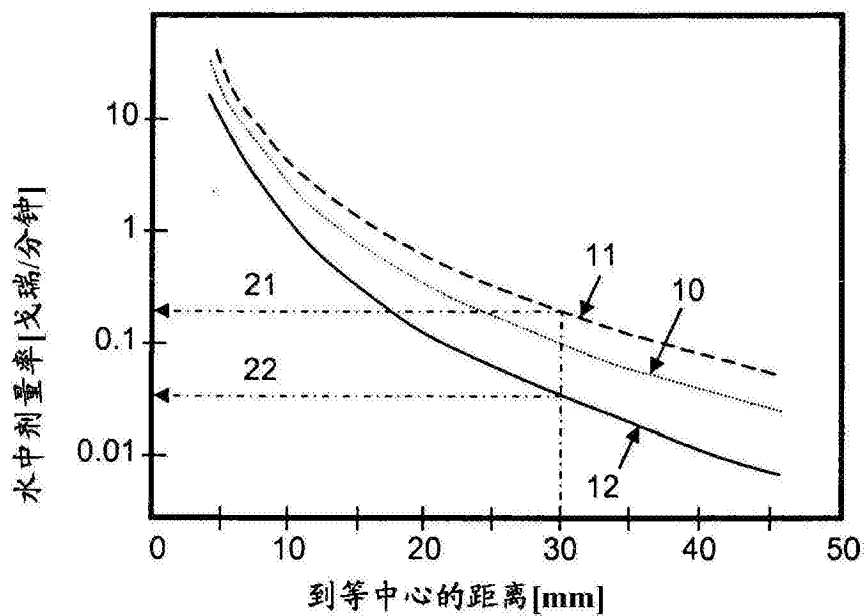


图4

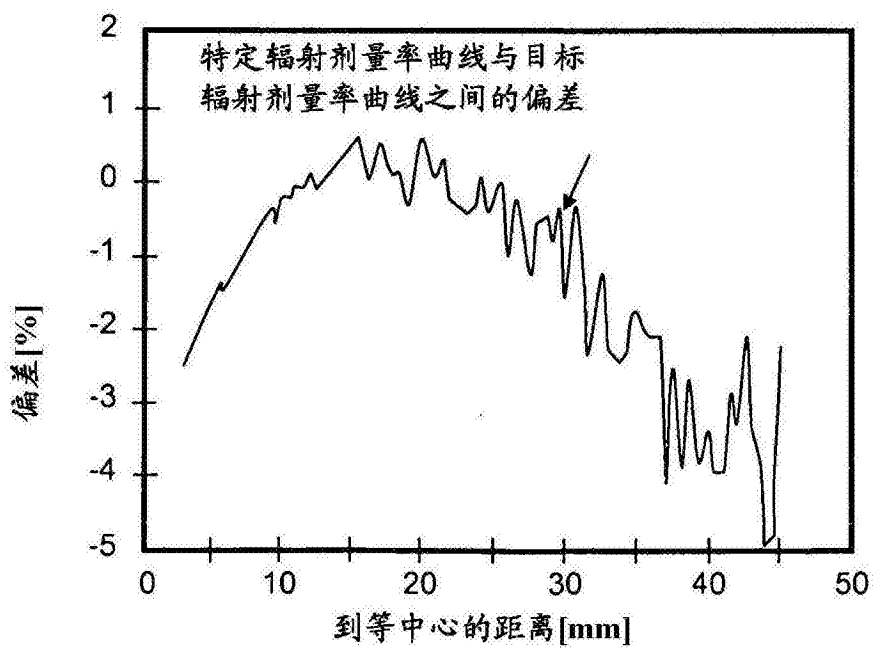


图5

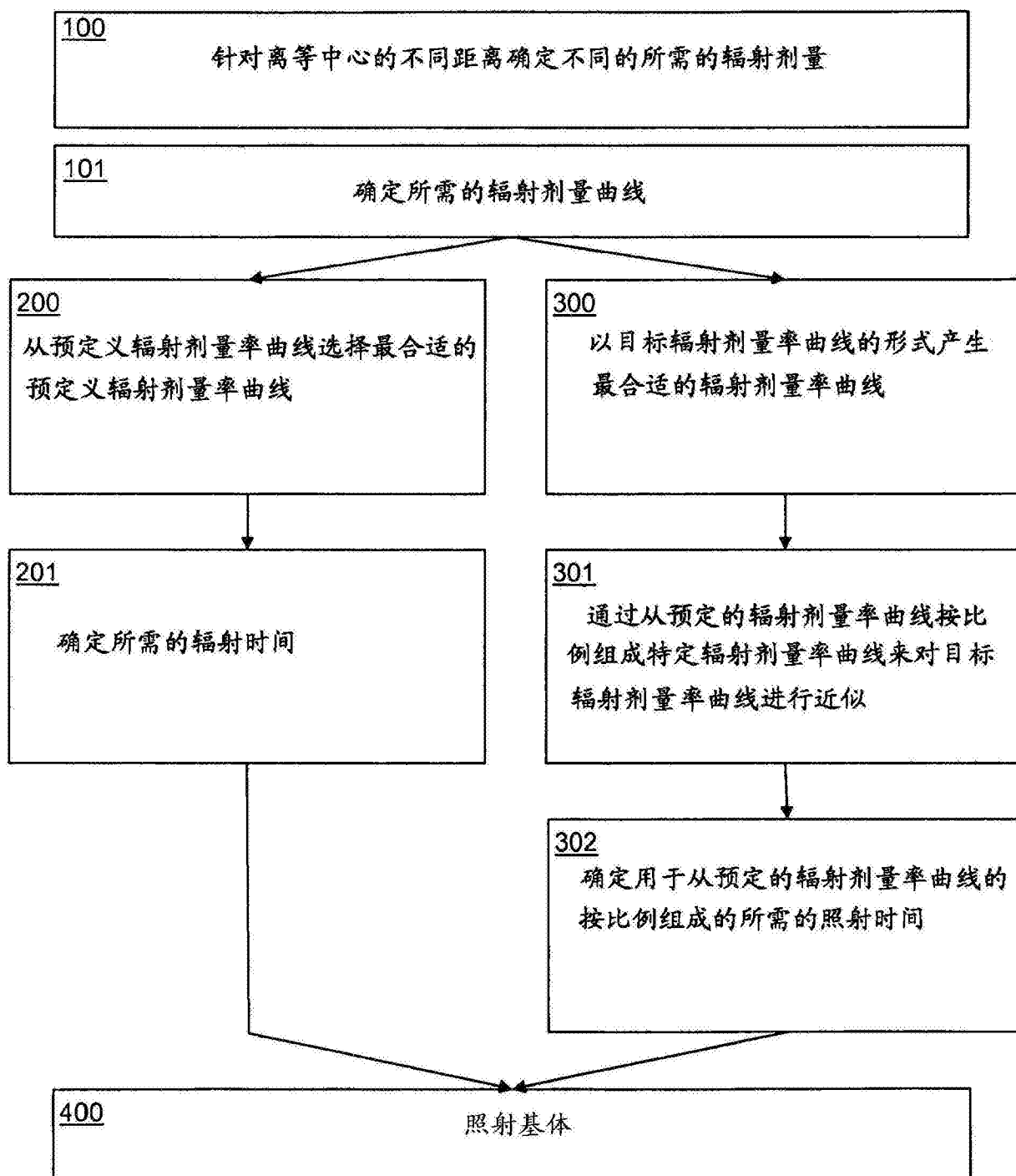


图6