



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103142243 B

(45) 授权公告日 2015. 10. 28

(21) 申请号 201210497403. 2

JP 特開2009-42247 A , 2009. 02. 26, 附图
10.

(22) 申请日 2012. 11. 29

US 6636622 B2 , 2003. 10. 21, 全文.

(30) 优先权数据

2011-260480 2011. 11. 29 JP

审查员 叶思

(73) 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 石原阳太郎

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 何欣亭 朱海煜

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101926650 A , 2010. 12. 29, 全文.

CN 1927120 A , 2007. 03. 14, 全文.

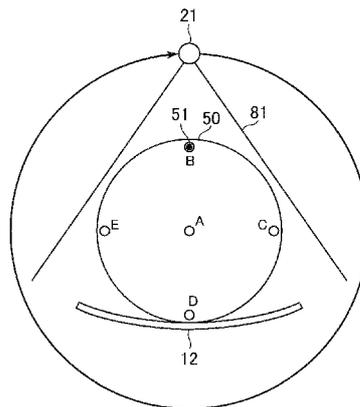
权利要求书2页 说明书10页 附图10页

(54) 发明名称

放射线断层摄影装置、被照射射线量计算方法

(57) 摘要

本发明涉及放射线断层摄影装置、被照射射线量计算方法以及程序。其显示与摄影对象的表面或其附近对应的被照射射线量。例如,基于在对CTDI测定用标准模型(50)进行扫描时在其表面的附近位置处使用X传感器(51)测定的放射线射线量来计算该被照射射线量。测定放射线射线量的位置,例如是为使显示的被照射射线量为与表面对应的被照射射线量中最大的被照射射线量,而设定为不受到托架(12)导致的X射线(81)的减弱的影响的、模型(50)的正上方侧的表面附近位置(B)。从而提供能进行摄影对象的更正确的被照射评价的信息。



1. 一种放射线断层摄影装置,显示与摄影对象的表面附近对应的被照射射线量,
所述放射线断层摄影装置具备计算单元,所述计算单元基于将对模型进行扫描时、在所述模型的表面附近的测定位置处测定的放射线射线量、除以对所述模型以与该扫描相同的放射线束宽度进行放射线照射时在该测定位置处测定的放射线束宽度方向的射线量曲线用其峰射线量值归一化后的曲线面积而成的第 1 放射线射线量,计算所述被照射射线量。
2. 如权利要求 1 所述的放射线断层摄影装置,其中,所述计算单元基于在对模型进行放射线照射时、在作为所述模型的表面附近的测定位置的、放射线射线量实质上成为最大的位置处测定的放射线射线量,计算所述被照射射线量。
3. 如权利要求 2 所述的放射线断层摄影装置,其中,
所述模型承载于摄影台的桌面上,
所述放射线实质上成为最大的位置是最接近放射线源的位置。
4. 如权利要求 1 所述的放射线断层摄影装置,其中,所述射线量曲线是将放射线源配置于互相不同的多个观察角度而进行放射线照射时测定的多个射线量曲线平均化后的曲线。
5. 如权利要求 1 到 4 的任一项所述的放射线断层摄影装置,其中,在设定螺旋扫描作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于所述第 1 放射线射线量除以螺旋间距而成的放射线射线量,计算所述被照射射线量。
6. 如权利要求 1 到 4 的任一项所述的放射线断层摄影装置,其中,在设定可变间距螺旋扫描作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于所述第 1 放射线射线量除以使用时间加权平均得到的螺旋间距换算值而成的放射线射线量,计算所述被照射射线量。
7. 如权利要求 1 到 4 的任一项所述的放射线断层摄影装置,其中,在设定照射不足 360 度的量的放射线的局部扫描作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于进行所述局部扫描的观察角度范围,计算所述被照射射线量。
8. 如权利要求 1 到 4 的任一项所述的放射线断层摄影装置,其中,在设定照射不足 360 度的量的放射线的局部扫描作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于进行所述局部扫描作为对所述模型的扫描时所得的所述第 1 放射线射线量,计算所述被照射射线量。
9. 如权利要求 1 到 4 的任一项所述的放射线断层摄影装置,其中,在设定照射不足 360 度的量的放射线的局部扫描作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于将在互相不同的多个观察角度范围中进行局部扫描作为对所述模型的扫描时所得的多个所述第 1 放射线射线量平均化后的放射线射线量,计算所述被照射射线量。
10. 如权利要求 1 到 4 的任一项所述的放射线断层摄影装置,其中,对所述模型的扫描是照射 360 度的量的放射线的全扫描。
11. 如权利要求 1 到 4 的任一项所述的放射线断层摄影装置,其中,
所述模型是丙烯制的,具有直径 16cm 或 32cm 的圆柱形状,
所述表面附近的测定位置是距离所述表面 0.5cm 以上、2cm 以下的深度的位置。
12. 一种被照射射线量计算方法,
预先测定对模型进行扫描时的所述模型的表面附近的测定位置处的放射线射线量、和对所述模型以与该扫描相同的放射线束宽度进行放射线照射时的该测定位置处的放射线

束宽度方向的射线量曲线用其峰射线量值归一化后的曲线面积,基于所述表面附近的测定位置处的放射线射线量除以所述曲线面积而成的第 1 放射线射线量,计算与摄影对象的表面附近对应的被照射射线量。

放射线断层摄影装置、被照射射线量计算方法

技术领域

[0001] 本发明涉及放射线断层摄影装置、被照射射线量计算方法。

背景技术

[0002] 在以 X 射线 CT (Computed Tomography) 装置为代表的放射线断层摄影装置中, 确定为显示表示每单位切片(slice)厚的被照射射线量的 CTDI 值、表示 1 次检查整体中的被照射射线量的 DLP 值(例如, 参照专利文献 1, 图 27 等)。由此, 能进行摄影对象的被照射评价。

[0003] 专利文献 1: 日本特开 2007-54372 号公报。

发明内容

[0004] 然而, 实际上, 被照射射线量的分布并不均匀, 在摄影部位的表面最大, 越接近中心部越小。另外, 放射线感受性高的部位, 存在于被检体的体表面附近。

[0005] 因此, 仅用现行那样的表示每单位切片厚的被照射射线量的 CTDI 值、表示 1 次检查整体的被照射射线量的 DLP 值, 不能够正确地进行摄影对象的被照射评价。

[0006] 由于这样的情况, 希望有提供能进行摄影对象的更正确的被照射评价的信息的技术。

[0007] 第 1 观点的发明提供一种放射线断层摄影装置, 显示与摄影对象的表面附近对应的被照射射线量。

[0008] 第 2 观点的发明提供如上述第 1 观点的放射线断层摄影装置, 其中, 具备计算单元, 所述计算单元基于对模型(phantom)进行放射线照射时、仅在所述模型的表面附近测定位置处测定的放射线射线量, 计算所述被照射射线量。

[0009] 第 3 观点的发明提供如上述第 2 观点的放射线断层摄影装置, 其中, 所述计算单元基于在对模型进行放射线照射时、在作为所述模型的表面附近的测定位置的、放射线射线量实质上成为最大的位置处测定的放射线射线量, 计算所述被照射射线量。

[0010] 第 4 观点的发明提供如上述第 3 观点的放射线断层摄影装置, 其中, 所述模型承载于摄影台(table)的桌面上, 所述放射线实质上成为最大的位置是最接近放射线源的位置。

[0011] 第 5 观点的发明提供如上述第 2 观点到第 4 观点的任一观点的放射线断层摄影装置, 其中, 所述计算单元基于对所述模型进行扫描(scan)时、在所述表面附近的测定位置处测定的第 1 放射线射线量, 计算所述被照射射线量。

[0012] 第 6 观点的发明提供如上述第 2 观点到第 4 观点的任一观点的放射线断层摄影装置, 其中, 所述计算单元基于将对所述模型进行扫描时在所述表面附近的测定位置处测定的放射线射线量、除以对所述模型以与该扫描相同的放射线束(beam)宽度进行放射线照射时在该测定位置处测定的放射线束宽度方向的射线量曲线(profile)用其峰(peak)射线量值归一化后的曲线面积而成的第 1 放射线射线量, 计算所述被照射射线量。

[0013] 第 7 观点的发明提供如上述第 6 观点的放射线断层摄影装置, 其中, 所述射线量曲

线是将所述放射线源配置于互相不同的多个观察(view)角度而进行放射线照射时测定的多个射线量曲线平均化的曲线。

[0014] 第 8 观点的发明提供如上述第 5 观点到第 7 观点的任一观点的放射线断层摄影装置,其中,在设定螺旋扫描(helical scan)作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于所述第 1 放射线射线量除以螺旋间距(helical pitch)而成的放射线射线量,计算所述被照射射线量。

[0015] 第 9 观点的发明提供如上述第 5 观点到第 7 观点的任一观点的放射线断层摄影装置,其中,在设定可变间距螺旋扫描作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于所述第 1 放射线射线量除以使用时间加权平均得到的螺旋间距换算值而成的放射线射线量,计算所述被照射射线量。

[0016] 第 10 观点的发明提供如上述第 5 观点到第 9 观点的任一观点的放射线断层摄影装置,其中,在设定照射不足 360 度的量的放射线的局部扫描(partial scan)作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于进行所述局部扫描的观察角度范围,计算所述被照射射线量。

[0017] 第 11 观点的发明提供如上述第 5 观点到第 9 观点的任一观点的放射线断层摄影装置,其中,在设定照射不足 360 度的量的放射线的局部扫描作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于进行所述局部扫描作为对所述模型的扫描时所得的所述第 1 放射线射线量,计算所述被照射射线量。

[0018] 第 12 观点的发明提供如上述第 5 观点到第 9 观点的任一观点的放射线断层摄影装置,其中,在设定照射不足 360 度的量的放射线的局部扫描作为期望扫描条件的情况下,所述计算单元基于将在互相不同的多个观察角度范围中进行局部扫描作为对所述模型的扫描时所得的多个所述第 1 放射线射线量平均化的放射线射线量,计算所述被照射射线量。

[0019] 第 13 观点的发明提供如上述第 5 观点到第 9 观点的任一观点的放射线断层摄影装置,其中,对所述模型的扫描是照射 360 度的量的放射线的全扫描。

[0020] 第 14 观点的发明提供如上述第 2 观点到第 13 观点的任一观点的放射线断层摄影装置,其中,所述模型是丙烯制的,具有直径 16cm 或 32cm 的圆柱形状,

[0021] 所述表面附近的测定位置是距离所述表面 0.5cm 以上、2cm 以下的深度的位置。

[0022] 第 15 观点的发明提供一种被照射射线量计算方法,

[0023] 基于对模型进行放射线照射时、仅在所述模型的表面附近的测定位置处测定的放射线射线量,计算利用放射线断层摄影装置进行摄影的摄影对象的被照射射线量。

[0024] 第 16 观点的发明提供如上述第 15 观点的被照射射线量计算方法,其中,预先测定对所述模型进行扫描时的所述表面附近的测定位置处的第 1 放射线射线量,基于该第 1 放射线射线量计算所述被照射射线量。

[0025] 第 17 观点的发明提供如上述第 15 观点的被照射射线量计算方法,其中,预先测定对所述模型进行扫描时的所述表面附近的测定位置处的放射线射线量、和对所述模型以与该扫描相同的放射线束宽度进行放射线照射时的该测定位置处的放射线束宽度方向的射线量曲线用其峰射线量值归一化后的曲线面积,基于所述表面附近的测定位置处的放射线射线量除以所述曲线面积而成的第 1 放射线射线量,计算所述被照射射线量。

[0026] 第 18 观点的发明提供一种用于使计算机作为计算单元起作用的程序,所述计算单元基于对模型进行放射线照射时仅在所述模型的表面附近的测定位置处测定的放射线射线量,计算利用放射线断层摄影装置进行摄影的摄影对象的被照射射线量。

[0027] 第 19 观点的发明提供如上述第 18 观点的程序,其中,所述计算单元基于对所述模型进行扫描时在所述表面附近的测定位置处测定的第 1 放射线射线量,计算所述被照射射线量。

[0028] 第 20 观点的发明提供如上述第 18 观点的程序,其中,所述计算单元基于对所述模型进行扫描时在所述表面附近的测定位置处测定的放射线射线量、除以对所述模型以与该扫描相同的放射线束宽度进行放射线照射时在该测定位置处测定的放射线束宽度方向的射线量曲线用其峰射线量值归一化后的曲线面积而成的第 1 放射线射线量,计算所述被照射射线量。

[0029] 依据上述观点的发明,能够算出被照射射线量实质上成为最大的、与摄影对象的表面附近对应的被照射射线量,能够提供能进行摄影对象的更正确的被照射评价的信息。

附图说明

[0030] 图 1 是概略地示出根据发明的实施方式的 X 射线 CT 装置的结构图。

[0031] 图 2 是根据第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置中的被照射射线量计算处理的执行所涉及的部份的功能块(block)图。

[0032] 图 3 是示出被照射射线量计算部所存储的第一及第二表的图。

[0033] 图 4 是示出标准模型及 X 射线传感器的一个例子的图。

[0034] 图 5 是示出将摄影对象承载于托架上而进行全扫描的情况的图。

[0035] 图 6 是示出根据第 1 实施方式的 X 射线 CT 装置中的被照射射线量计算处理的流程的流程图。

[0036] 图 7 是示出算出的被照射射线量的显示例的图。

[0037] 图 8 是示出射线量曲线的一个例子的图。

[0038] 图 9 是在概念上示出将射线量曲线归一化而求取曲线面积的情况的图。

[0039] 图 10 是示出 X 射线射线量 V 与射线量曲线 PF 的面积一致的情况的图。

[0040] 图 11 是示出对摄影对象进行局部扫描的情况的图。

[0041] 标号说明

[0042] 1 操作控制台;2 输入装置;3 中央处理装置;5 数据收集缓冲器;6 监视器;7 存储装置;10 摄影台;12 托架;15 旋转部;20 扫描门架;21 X 射线管;22 X 射线控制器;23 准直器;24 X 射线检测器;25 数据收集装置;26 旋转部控制器;29 控制控制器;30 滑环;40 被检体;50 标准模型;51 X 射线传感器;81 X 射线;100 X 射线 CT 装置;101 扫描条件设定部;102 被照射射线量计算部(计算单元);103 图像显示控制部。

具体实施方式

[0043] 以下,对发明的实施方式进行说明。

[0044] (第 1 实施方式)

[0045] 图 1 是概略地示出根据本实施方式的 X 射线 CT 装置的结构图。X 射线 CT 装置

100 具备 :操作控制台(console) 1、摄影台(table) 10 以及扫描门架(gantry) 20。

[0046] 操作控制台 1 具备 :接受来自操作者的输入的输入装置 2,用于进行作为摄影对象的被检体的摄影的各部的控制、进行用于生成图像的数据处理等的中央处理装置 3,收集在扫描门架 20 中取得的数据的数据收集缓冲器(buffer) 5,显示图像的监视器(monitor) 6,以及存储程序、数据等的存储装置 7。

[0047] 摄影台 10 具备承载被检体 40 并输送到扫描门架 20 的开口部的托架(cradle)12。由内置于摄影台 10 的马达(motor)升降及水平直线移动托架 12。此外,在此,将被检体 40 的身体轴方向即托架 12 的水平直线移动方向设定为 z 方向,将铅直方向设定为 y 方向,将与 z 方向及 y 方向垂直的水平方向设定为 x 方向。

[0048] 扫描门架 20 具有旋转部 15 和能对旋转部 15 进行旋转地支撑的主体部 20a。在旋转部 15 中搭载有 :X 射线管 21,控制 X 射线管 21 的 X 射线控制器(controller) 22,对从 X 射线管 21 产生的 X 射线束(beam) 81 进行准直(collimate)的准直器(collimator) 23,检测透射被检体 40 的 X 射线束 81 的 X 射线检测器 24,将 X 射线检测器 24 的输出转换为投影数据并收集的数据收集装置(DAS;Data Acquisition System)25,进行 X 射线控制器 22、准直器 23、DAS 25 的控制的旋转部控制器 26。主体部 20a 具备与操作控制台 1、摄影台 10 进行控制信号等的通信的控制控制器 29。旋转部 15 和主体部 20a 经由滑环(slip ring) 30 电连接。

[0049] 图 2 是根据本实施方式的 X 射线 CT 装置中的被照射射线量计算处理所涉及的部分的功能块图。

[0050] 如图 2 所示,根据本实施方式的 X 射线 CT 装置具备 :扫描条件设定部 101、被照射射线量计算部 102 以及图像显示控制部 103。

[0051] 扫描条件设定部 101 按照操作者的操作而设定用于主扫描的期望扫描条件。作为扫描条件,能举出摄影部位、扫描范围、X 射线管的管电压、管电流、门架 1 的旋转时间、扫描模式(scan mode)等。扫描模式是螺旋模式的情况下的螺旋间距、使用自动露出机构的情况下的图像噪声(noise)的指标值等也包含于该扫描条件。此外,从这些扫描条件确定对摄影对象进行主扫描时的设定管电压 set_KV 和作为管电流与 X 射线照射时间的积的设定射线量 set_mAs。设摄影部位为例如从“头部 / 儿童”、“身体部”等中选择。

[0052] 被照射射线量计算部 102 基于设定的期望扫描条件来计算摄影对象的被照射射线量。在本例中,计算现有 CTDI 值 conv_CTDI、现有 DLP 值 conv_DLP、体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI 以及体表面 DLP 等效值 skin_DLP 共 4 种被照射射线量。

[0053] 以下,对利用被照射射线量计算部 102 的计算处理详细地进行说明。

[0054] 被照射射线量计算部 102 存储用于现有 CTDI 值 conv_CTDI 的计算的现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose 所涉及的第一表 T1、以及用于体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI 的计算的体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose 所涉及的第二表 T2。

[0055] 图 3 示出第一及第二表的一个例子。

[0056] 第一表 T1 表示的现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose 是在射线量(mAs)为既定基准射线量 ref_mAs 的扫描条件下,对标准模型进行 X 射线管的 1 个旋转的量的扫描时所得的 CTDI_w 值。

[0057] 图 4 示出标准模型及 X 射线传感器的一个例子。图 4 (a)是在轴方向观看标准模

型的图,图 4 (b) 是立体图。标准模型 50 例如是丙烯(acrylic)制的,如图 4 所示,具有圆柱形状。另外,在标准模型 50 中,在其中心部 A 和位于其表面附近的深部 B、C、D、E 沿着圆柱轴方向设有测定用孔。通常将作为长度 100mm 的电离箱的棒状 X 射线传感器 51 插入这些中心部 A、深部 B、C、D、E 的孔,并扫描标准模型 50 中的扫描位置 Zs,由此进行用于求取 CTDI_w 值的 X 射线射线量的测定。

[0058] 关于标准模型 50,主要有直径 16cm 的头部模型和直径 32cm 的身体部模型这 2 种。作为标准模型 50 的深部位置,能够认为是距离其表面 0.5cm 以上、2cm 以下的既定深度的位置,但最一般的是距离表面 1cm 的深度的位置。

[0059] 现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose、即 CTDI_w 值能够基于在标准模型 50 的中心和表面附近位置处测定的 X 射线射线量求取,如下式那样地定义。

[0060] (数学式 1)

[0061] 现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose = CTDI_w = $1/3CTDI_{100,center} + 2/3CTDI_{100,edge,ave}$ (1)

[0062] 在此,CTDI_{100,center}是在标准模型 50 的中心部 A 插入棒状 X 射线传感器 51 并测定的每单位切片厚的 X 射线射线量。另外,CTDI_{100,edge,ave}是在作为标准模型 50 的表面附近的测定位置的深部 B、C、D、E 插入棒状 X 射线传感器 51 并测定的每单位切片厚的 X 射线射线量的平均值。

[0063] 如图 3 所示,第一表 T1 将基于标准模型的种类即尺寸(size)与扫描该标准模型 50 时的管电压的组的条件、与在该条件下求取的现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose,对每个该条件进行对应并表示。

[0064] 另一方面,体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose 是在射线量(mAs)为基准射线量 ref_mAs 的扫描条件下,对标准模型 50 进行 X 射线管的 1 个旋转的量的扫描时所得的、与标准模型 50 的表面附近对应的 CTDI 等效值。

[0065] 将棒状 X 射线传感器 51 插入作为标准模型 50 的表面附近的测定位置的深部的孔,并扫描标准模型,由此进行用于求取该体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose 的 X 射线射线量的测定。

[0066] 第二表 T2 表示的体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose 是基于“仅”在标准模型 50 的表面附近的测定位置处测定的 X 射线射线量而求取的,在本例中,如下式那样地定义。

[0067] (数学式 2)

[0068] 体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose = CTDI_{100,edge} (2)

[0069] 在此,CTDI_{100,edge}是在作为标准模型 50 的表面附近的测定位置的深部处,使用基于长度 100mm 的电离箱的棒状 X 射线传感器 51 测定的 X 射线射线量。但是,在此处的 CTDI_{100,edge}中,优选使用在作为标准模型 50 的表面附近的测定位置的、测定的 X 射线射线量实质上成为最大的位置处测定的量。

[0070] 例如,如图 5 所示,在标准模型 50 承载于托架 12 上而进行扫描的情况下,由于 X 射线 81 通过托架 12 时强度减弱,所以使用将 X 射线传感器 51 插入位于最接近 X 射线管 21 的位置、即标准模型 50 的最上的测定位置的深部 B 而测定的数据。由此,作为体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI,能够求取与标准模型 50 的表面附近对应的被照射射线量中最大的被照

射射线量,能够防止对摄影对象的被照射的过小评价。

[0071] 如图 3 所示,第二表 T2 将基于标准模型 50 的种类(尺寸)和扫描该标准模型 50 时的管电压的组的条件、与在该条件下求取的体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose、对每个该条件进行对应并表示。

[0072] 这样,被照射射线量计算部 102 将在射线量(mAs)为基准射线量 ref_mAs 的扫描条件下扫描标准模型 50 而求取的基准被照射射线量,对应每次扫描时的管电压、标准模型的种类以及 X 射线射线量测定位置(中心 & 表面 / 仅表面)进行存储。

[0073] 被照射射线量计算部 102 首先从在第一及第二表 T1、T2 登记的条件中,确定基于与设定管电压 set_KV 相同或最接近的管电压、和与设定摄影部位 set_obj 大小接近一方的标准模型的种类(尺寸)的组的条件。接着,参照第一表 T1,读出与该确定的条件对应的现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose。然后,通过将该读出的现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose 乘以用(设定射线量 set_mAs/ 基准射线量 ref_mAs)表示的因数(factor),算出现有 CTDI 值 conv_CTDI。

[0074] (数学式 3)

[0075] 现有 CTDI 值 $conv_CTDI = conv_ref_Dose \cdot (set_mAs/ref_mAs)$ (3)

[0076] 另外,被照射射线量计算部 102 参照第二表 T2,读出与上述确定的条件对应的体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose。然后,通过将该读出的现有基准被照射射线量 skin_ref_Dose 乘以用(设定射线量 set_mAs/ 基准射线量 ref_mAs)表示的因数,算出体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI。

[0077] (数学式 4)

[0078] 体表面 CTDI 等效值 $skin_CTDI = skin_ref_Dose \cdot (set_mAs/ref_mAs)$ (4)

[0079] 此外,在设定螺旋模式作为扫描模式的情况下,通过用数学式(3)、(4)算出的值进一步除以螺旋间距 hp,分别求取现有 CTDI 值 conv_CTDI、体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI。螺旋间距 hp 是在 X 射线管的每 1 个旋转中,被检体对 X 射线管 21 的相对移动距离与 X 射线束宽度之比。另外,在设定可变间距螺旋模式作为扫描模式的情况下,通过用数学式(3)、(4)算出的值进一步除以按时间加权相加的螺旋间距换算值 hp',分别求取现有 CTDI 值 conv_CTDI、体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI。

[0080] 另外,被照射射线量计算部 102 通过将算出的现有 CTDI 值 conv_CTDI 及体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI 乘以设定的扫描范围的宽度 L,分别求取现有 DLP 值 conv_DLP 及体表面 DLP 等效值 skin_DLP。

[0081] 图像显示控制部 103 控制监视器 6 来按照需要在画面显示各种图像、信息。在本例中,图像显示控制部 103 将利用被照射射线量计算部 102 计算出的被照射射线量显示于监视器 6 的画面。

[0082] 由此,对根据本实施方式的 X 射线 CT 装置中的动作进行说明。

[0083] 图 6 是示出根据本实施方式的 X 射线 CT 装置中的被照射射线量计算处理的流程的流程图。

[0084] 在步骤(step)S1 中,操作者参照预先取得的被检体的侦察(scout)像并且输入扫描条件。扫描条件设定部 101 将输入的扫描条件设定为主扫描的扫描条件。设定的扫描条件包括摄影部位、扫描范围、X 射线管的管电压、管电流、扫描模式等。由此,确定设定管电

压 set_KV、设定射线量 set_mAs 等。

[0085] 在步骤 S2 中,被照射射线量计算部 102 确定基于与设定管电压 set_KV 相同或最接近的管电压、和与设定摄影部位 set_obj 大小接近一方的标准模型的种类(尺寸)的组合的条件。

[0086] 在步骤 S3 中,被照射射线量计算部 102,参照第一表 T1,读出与该确定的条件对应的现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose。

[0087] 在步骤 S4 中,被照射射线量计算部 102 通过将该读出的现有基准被照射射线量 conv_ref_Dose 乘以用(设定射线量 set_mAs/ 基准射线量 ref_mAs)表示的因数,算出有 CTDI 值 conv_CTDI。在扫描模式为螺旋模式、可变间距螺旋模式的情况下,考虑螺旋间距 hp、螺旋间距换算值 hp' 进行算出。

[0088] 在步骤 S5 中,被照射射线量计算部 102 参照第二表 T2,读出与该确定的条件对应的体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose。

[0089] 在步骤 S6 中,被照射射线量计算部 102 通过将该读出的体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose 乘以用(设定射线量 set_mAs/ 基准射线量 ref_mAs)表示的因数,算出体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI。在扫描模式是螺旋模式、可变间距螺旋模式的情况下,考虑螺旋间距 hp、螺旋间距换算值 hp' 进行算出。

[0090] 在步骤 S7 中,被照射射线量计算部 102,通过将算出的现有 CTDI 值 conv_CTDI 及体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI 乘以设定的扫描范围的宽度 L,分别求取现有 DLP 值 conv_DLP 及体表面 DLP 等效值 skin_DLP。

[0091] 在步骤 S8 中,图像显示控制部 103 将利用被照射射线量计算部 102 计算出的被照射射线量显示于监视器 6 的画面。

[0092] 在图 7 示出算出的被照射射线量的显示例。

[0093] 依据这样的第 1 实施方式,能够算出与被照射射线量实质上成为最大的、摄影对象的表面或其附近对应的被照射射线量,能够提供能进行摄影对象的更正确的被照射评价的信息。

[0094] 此外,被照射射线量的现行的提供方法由国际电气标准会议(IEC:International Electro technical Commission)60601 确定,但没有规定提供这样的与摄影对象的表面对应的被照射射线量的信息这一内容。

[0095] 然而,与摄影对象的表面对应的被照射射线量表示摄影对象中的实质的最大被照射射线量,并且表示与放射线感受性高的部位存在的位置对应的被照射射线量。因此,依据本实施方式提供的被照射射线量的信息,在进行摄影对象的被照射评价上价值非常高。

[0096] (第 2 实施方式)

[0097] 在第 1 实施方式中,在计算体表面 CTDI 等效值 skin_CTDI 时,使用利用基于长度 100mm 的电离箱的棒状 X 射线传感器而测定的 X 射线射线量。在该情况下,计算出的被照射射线量在 z 方向上平均化,未考虑被照射射线量的 z 方向的分布。

[0098] 在本例中,也考虑被照射射线量的 z 方向的分布,能够以更好的精度计算与标准模型 50 的表面附近对应的被照射射线量中最大的被照射射线量作为体表面 CTDI 等效值。

[0099] 一般而言,基于长度 100mm 的电离箱的棒状 X 射线传感器(例如,RadCal 社制的放射线监视器 Radcal9015)存在着从其输出所得的射线量值的精度高,但难以测定射线量的

z 方向的分布这一性质。另一方面,基于半导体的小型 X 射线传感器(例如,RTI 社制的 X 射线分析仪 Barracuda)存在着从其输出所得的射线量值的精度下降,但对射线量的线性好这一性质,适合于射线量的 z 方向的分布的测定。

[0100] 因此,在本例中,利用这些 X 射线传感器的各自的优点,如以下那样确定体表面基准被照射射线量 skin_ref_Dose。

[0101] 首先,在射线量(mAs)为基准射线量 ref_mAs 的扫描条件下,对标准模型 50 进行 X 射线管的 1 个旋转的量的扫描,测定标准模型 50 的表面附近的测定位置处的 X 射线射线量 V。将基于长度 100mm 的电离箱的棒状 X 射线传感器 51 插入作为标准模型 50 的最上的测定位置的深部 B 而进行 X 射线射线量 V 的测定。

[0102] 另外,为了求取被照射射线量的 z 方向的最大值,对相同标准模型以与该扫描相同的 X 射线束宽度进行 X 射线照射,测定与该表面附近的测定位置相同的位置处的 z 方向的射线量曲线 PF。

[0103] 例如,将检测射线量的小型半导体传感器插入标准模型 50 的表面附近的测定位置的深部 B,并承载于托架 12。X 射线管 21 配置于观察角度 0 度即最上。而且,逐渐在 z 方向上移动托架 12,并且反复进行从 X 射线管 21 对该标准模型 50 的 X 射线束照射,采样(sampling)半导体传感器的输出。采样的值描绘于以横轴为 z 方向的坐标的图表。由此,求取如图 8 所示的射线量曲线 PF。

[0104] 此外,为了精度良好地求取射线量曲线 PF,需要充分减小采样的 z 方向的间隔,例如,到 0.5mm 以内。另外,射线量曲线 PF 例如测定距离 X 射线束的中心在 z 方向上 $\pm 5\text{cm}$ 的量即共 10cm 的量。

[0105] 另外,射线量曲线 PF 也可以是将 X 射线管 21 变为互相不同的多个观察角度,将用每次用上述方法测定的射线量曲线平均化后的曲线。

[0106] 若测定得射线量曲线 PF,则如图 9 所示,以其峰射线量值为 1 的方式将其归一化,生成归一化完成射线量曲线 PFnorm,求取该归一化完成射线量曲线 PFnorm 的曲线面积 Snorm。

[0107] (数学式 5)

[0108]

$$S_{\text{norm}} = \sum w \cdot D(Z) \quad (5)$$

[0109] 在此,w 是 z 方向的采样间隔(单位是 cm),D(Z)是归一化完成射线量曲线 PFnorm 中的坐标 Z 处的 X 射线射线量(相对值)。

[0110] 此外,由于先前测定的 X 射线射线量 V 是分布在 z 方向上的 X 射线射线量的积分值,所以如图 10 所示,X 射线射线量 V 与射线量曲线 PF 的面积一致。因此,将与面积标准模型 50 的表面对应的被照射射线量中、在 z 方向上也成为最大的被照射射线量(以下,称为 z 方向最大表面被照射射线量)设定为 ZPSD 时,以下关系成立。

[0111] (数学式 6)

[0112]

$$ZPSD : V = 1 : S_{\text{norm}} \quad (6)$$

[0113] 因此,X 射线射线量 V 除以曲线面积 Snorm,求取 z 方向最大表面被照射射线量 ZPSD。

[0114] (数学式 7)

[0115] z 方向最大表面被照射射线量 $ZPSD = V / S_{norm}$ (7)

[0116] 在本例中,将该 z 方向表面最大被照射射线量 $ZPSD$ 设定为体表面基准被照射射线量 $skin_ref_Dose$ 。

[0117] (数学式 8)

[0118] 体表面基准被照射射线量 $skin_ref_Dose = z$ 方向表面最大被照射射线量 $ZPSD$ (8)

[0119] 依据这样的第 2 实施方式,由于在求取体表面基准被照射射线量时,也考虑与标准模型 50 的表面附近对应的被照射射线量的 z 方向的分布而求取,所以能够以更好的精度求取作为与体表面对应的被照射射线量中实质上成为最大的被照射射线量的体表面 CTDI 等效值。

[0120] (第 3 实施方式)

[0121] 摄影对象通常承载于摄影台 10 的托架 12 上。而且, X 射线在通过托架 12 时强度减弱。即,在摄影对象的表面中, X 射线不通过托架 12 而直接照射的上侧表面,被照射射线量最高。

[0122] 如图 5 所示,在扫描类型为照射 360 度的量的 X 射线 81 的扫描、即全扫描的情况下, X 射线 81 必定照射摄影对象(标准模型 50、被检体 40)的上侧表面。因此,在该情况下,与摄影对象的表面附近对应的被照射射线量中成为最大的被照射射线量是与上侧表面附近对应的被照射射线量,不依赖于开始扫描的观察角度。

[0123] 然而,如图 11 所示,在扫描类型为例如半扫描(half scan)、片段扫描(segment scan)等照射不足 360 度的量的 X 射线的局部扫描的情况下,依据进行扫描的观察角度范围的不同, X 射线 81 不一定照射摄影对象(标准模型 50、被检体 40)的上侧表面附近。因此,在该情况下,与摄影对象的表面附近对应的被照射射线量中成为最大的被照射射线量依赖于进行扫描的观察角度范围。

[0124] 因此,在本例中,在扫描类型为照射不足 360 度的量的 X 射线 81 的扫描的情况下,考虑进行扫描的观察角度范围而求取被照射射线量。

[0125] 例如,以第 1 实施方式为基础(base)试着考虑。作为扫描类型,设定为全扫描与半扫描中的任一个。另外,准备全扫描用体表面基准被照射射线量和半扫描用体表面基准被照射射线量。

[0126] 全扫描用体表面基准被照射射线量是在射线量(mAs)为基准射线量 ref_mAs 的扫描条件下,对标准模型 50 进行全扫描时,在标准模型 50 的最上的测定位置处测定的 X 射线射线量。

[0127] 另一方面,半扫描用体表面基准被照射射线量是在射线量(mAs)为基准射线量 ref_mAs 的扫描条件下,对标准模型 50 进行从既定观察角度开始的半扫描时,在作为标准模型 50 的表面附近的测定位置的被照射射线量成为最大的位置处测定的 X 射线射线量。该被照射射线量成为最大的位置,可以在理论上求取,也可以在多个位置实际进行测定而求取。此外,对每个开始半扫描的观察角度求取多个该半扫描用体表面基准被照射射线量。

[0128] 而且,对每个标准模型的种类(尺寸)、管电压,预先求取并准备这样的全扫描用体表面基准被照射射线量、和对每个开始半扫描的观察角度求取的多个半扫描用体表面基准

被照射射线量。

[0129] 然后,读出与基于作为扫描条件而设定的扫描类型、管电压、摄影部位、预定开始扫描的观察角度的条件对应的体表面基准被照射射线量,将其乘以与设定射线量(mAs)对应的因数,算出体表面被照射射线量。

[0130] 此外,作为上述半扫描用体表面基准被照射射线量,也可以使用将改变开始半扫描的观察角度而测定的多个 X 射线射线量平均化后的量。该方法在预定开始扫描的观察角度未知的情况或者不考虑的情况下有效。

[0131] 依据这样的第 3 实施方式,在扫描类型为照射不足 360 度的量的 X 射线的局部扫描的情况下,也能够求取适当的体表面被照射射线量。

[0132] 此外,发明的实施方式不限于上述各实施方式,在不脱离发明的宗旨的范围内能进行各种变形。

[0133] 例如,在求取基准被照射射线量时所使用的模型,不限于作为当前的主流的丙烯制圆柱状标准模型,也可以是除此以外的材质、形状 of 模型。另外,模型的种类也不限于直径 16cm、直径 32cm 这 2 种,也可以是其他尺寸、3 种以上。

[0134] 再例如,测定与模型的表面附近对应的 X 射线射线量的方法,不限于将 X 射线传感器配置于作为模型的表面附近的测定位置的深部的方法,也可以使用以使 X 射线传感器接触模型的表面的方式配置的方法。

[0135] 再例如,在上述实施方式中,作为被照射射线量,假设为算出 / 显示表示每单位切片宽度的被照射射线量的 CTDI 值或者 CTDI 等效值、表示 1 个检查整体的被照射射线量的 DLP 值或者 DLP 等效值,但也可以按其他规定算出 / 显示值。

[0136] 另外,发明的实施方式不限于以 X 射线 CT 装置为代表的放射线摄影装置,使构成放射线摄影装置的计算机作为上述被照射射线量计算部 102 起作用的程序、存储其的存储介质也是实施方式的一个例子。

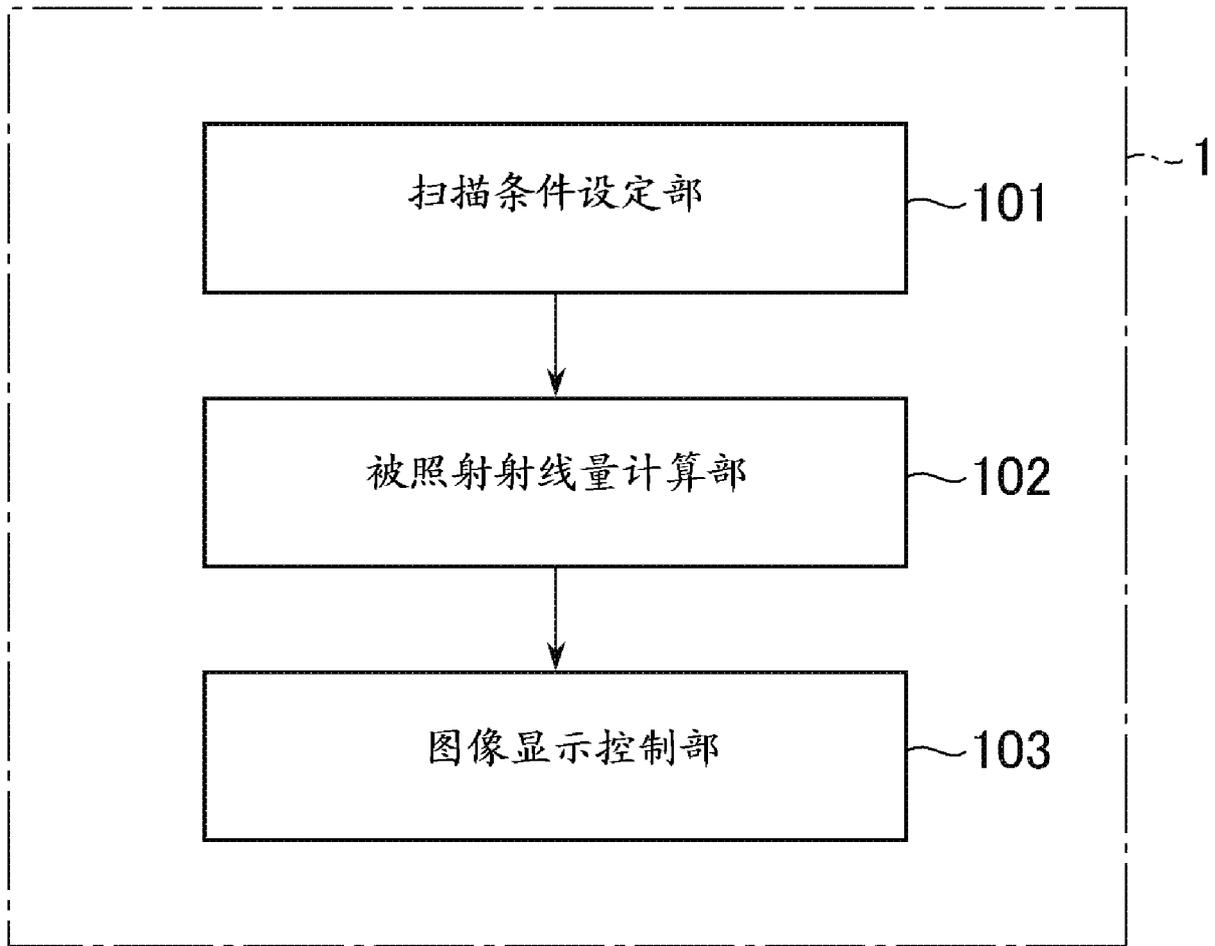


图 2

第一表 (现有基准被照射射线量)			
		模型的种类 (尺寸)	
		头部 (直径 16cm)	身体部 (直径 32cm)
管电压	80kV	conv_ref_Dose(h,80)	conv_ref_Dose(b,80)
	100kV	conv_ref_Dose(h,100)	conv_ref_Dose(b,100)
	120kV	conv_ref_Dose(h,120)	conv_ref_Dose(b,120)
	140kV	conv_ref_Dose(h,140)	conv_ref_Dose(b,140)

T1

第二表 (身体表面基准被照射射线量)			
		模型的种类 (尺寸)	
		头部 (直径 16cm)	身体部 (直径 32cm)
管电压	80kV	skin_ref_Dose(h,80)	skin_ref_Dose(b,80)
	100kV	skin_ref_Dose(h,100)	skin_ref_Dose(b,100)
	120kV	skin_ref_Dose(h,120)	skin_ref_Dose(b,120)
	140kV	skin_ref_Dose(h,140)	skin_ref_Dose(b,140)

T2

图 3

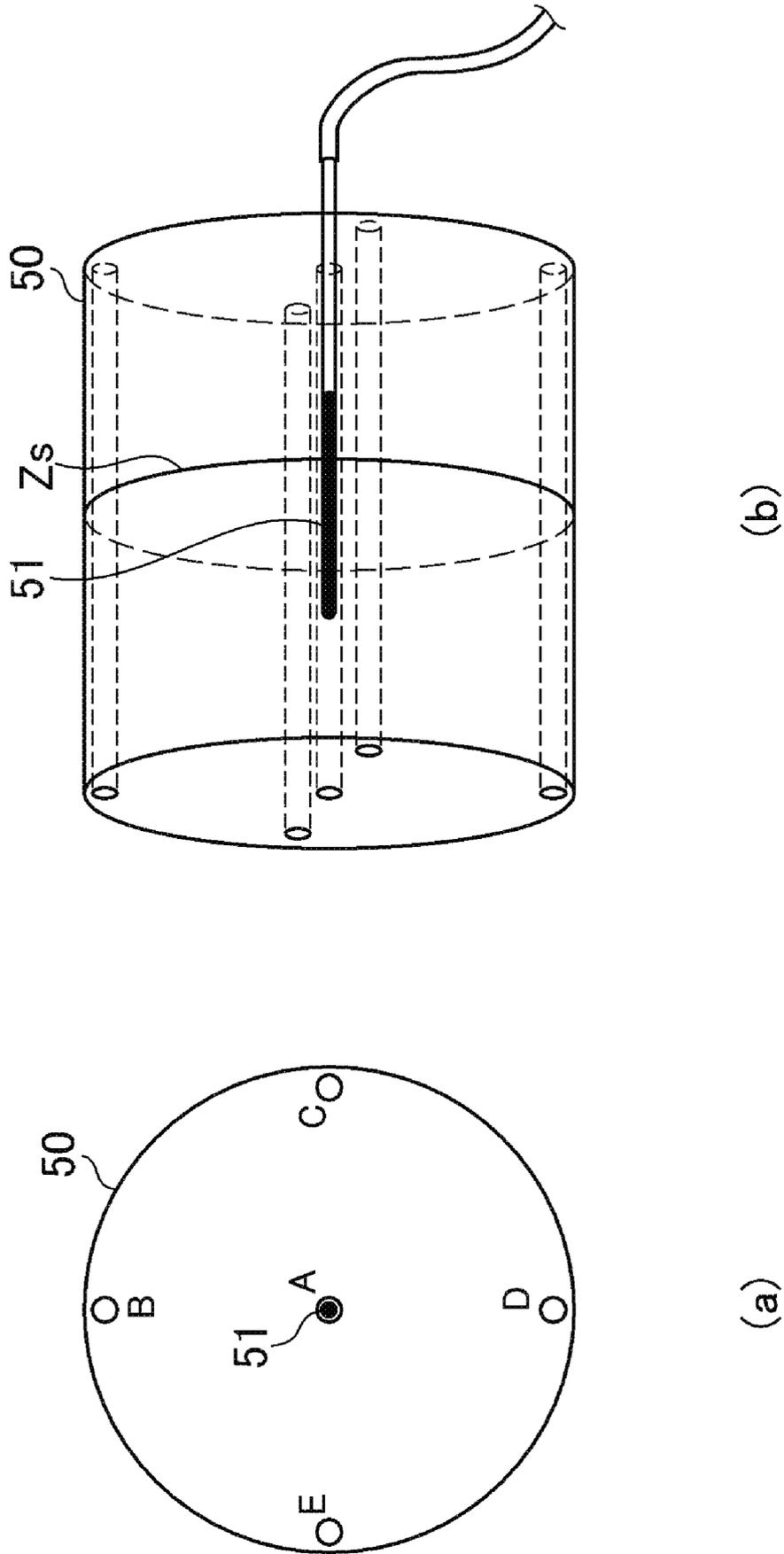


图 4

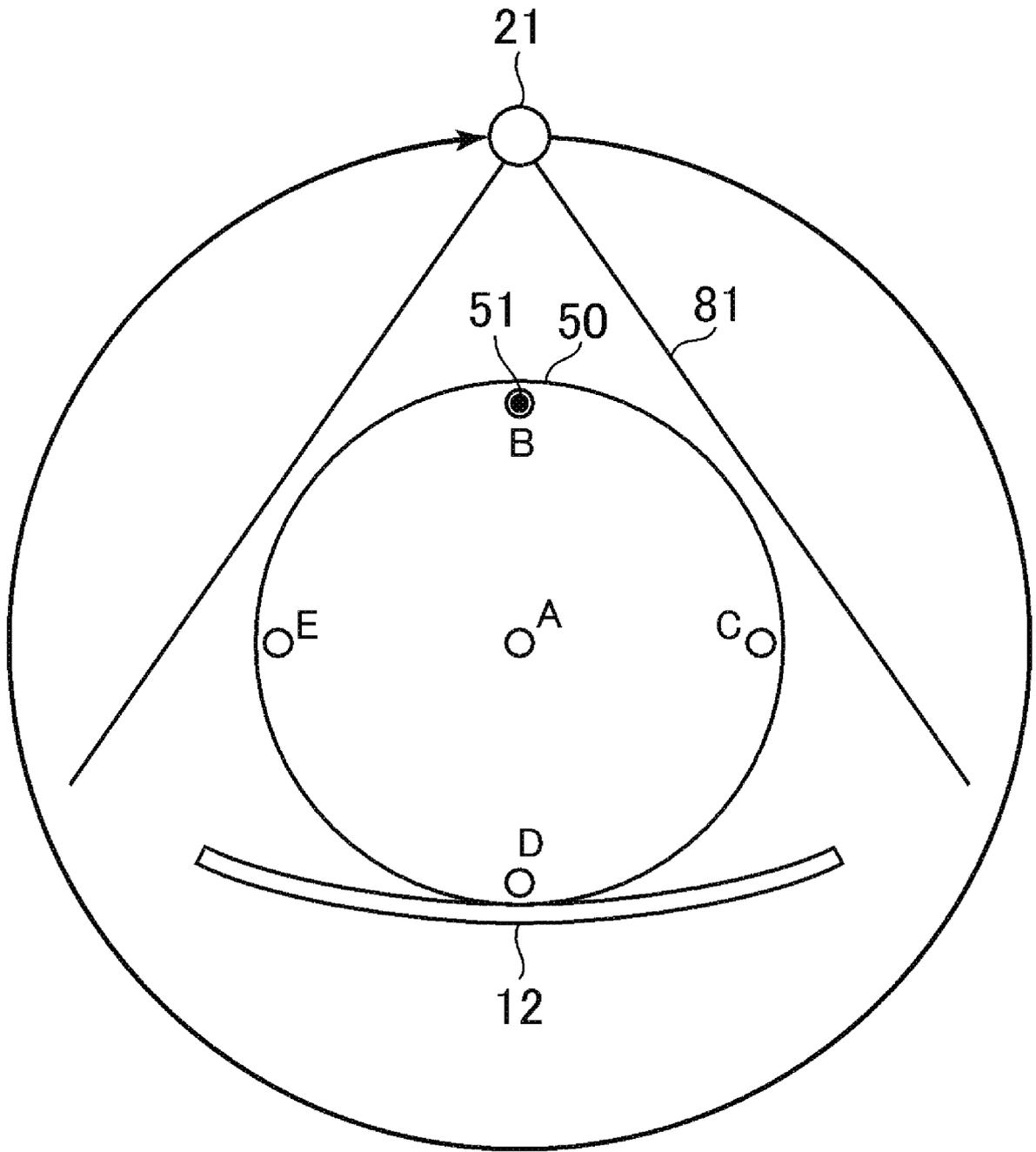


图 5

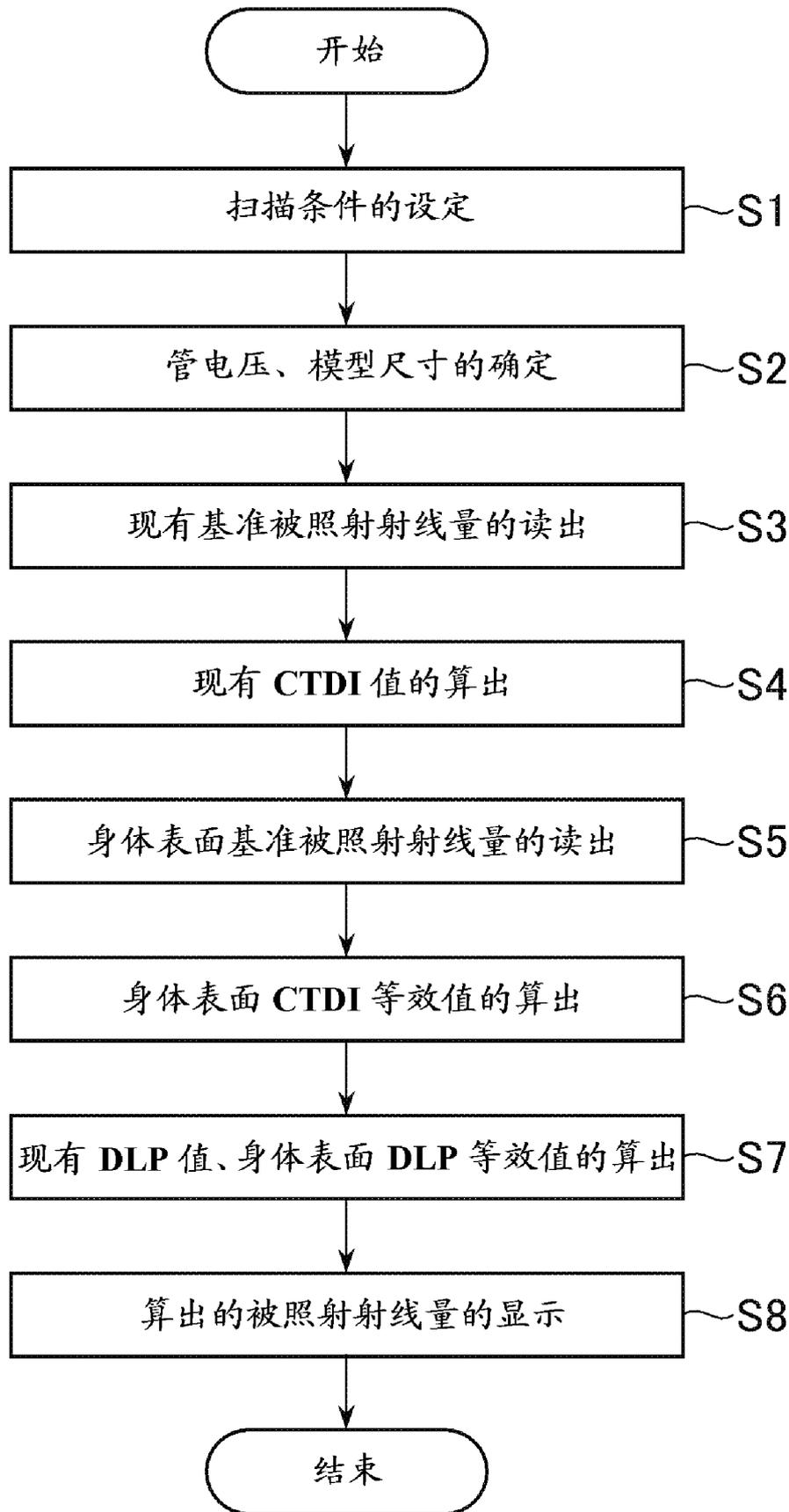


图 6

身体表面被照射射线量

图像	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	Dose Eff.(%)	Skin_CTDI (mGy)	Skin_DLP (mGy·cm)	模型 (cm)	身体部
1-64	18.62	74.48	92.70	22.02	88.08	32	身体部

图 7

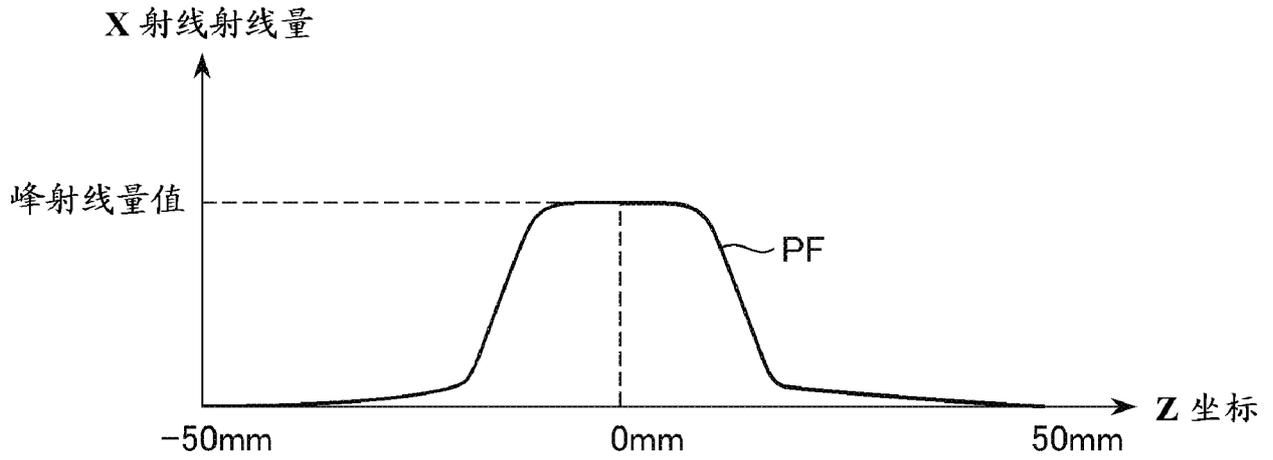
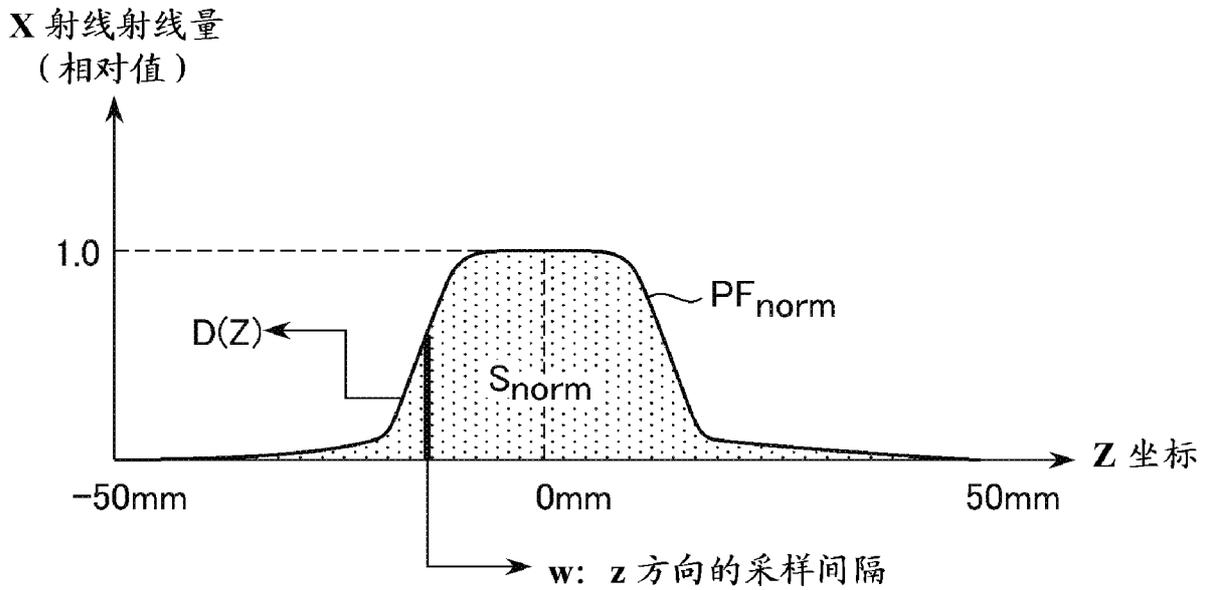


图 8



$$S_{norm} = \sum_{-50mm}^{50mm} w \cdot D(Z)$$

图 9

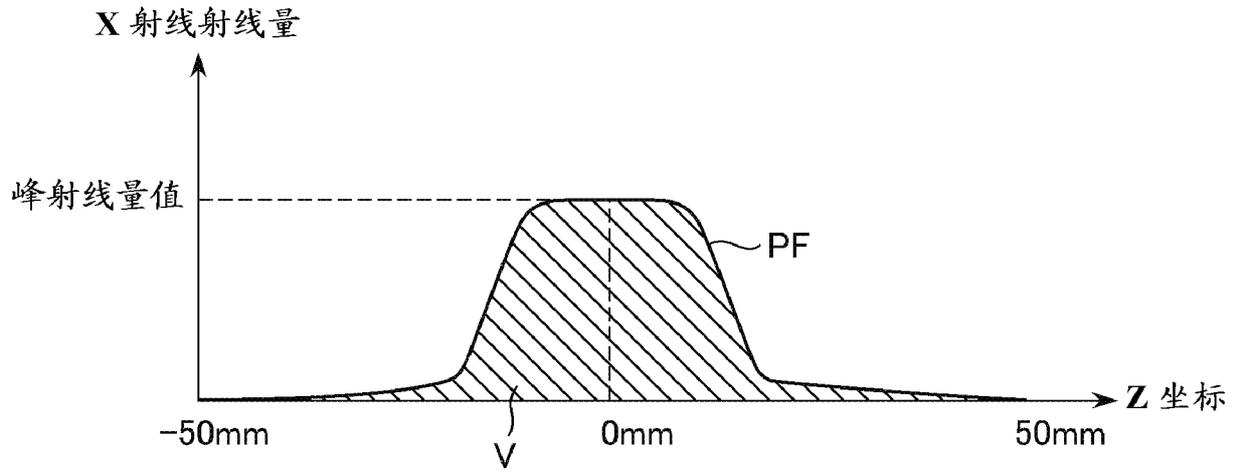


图 10

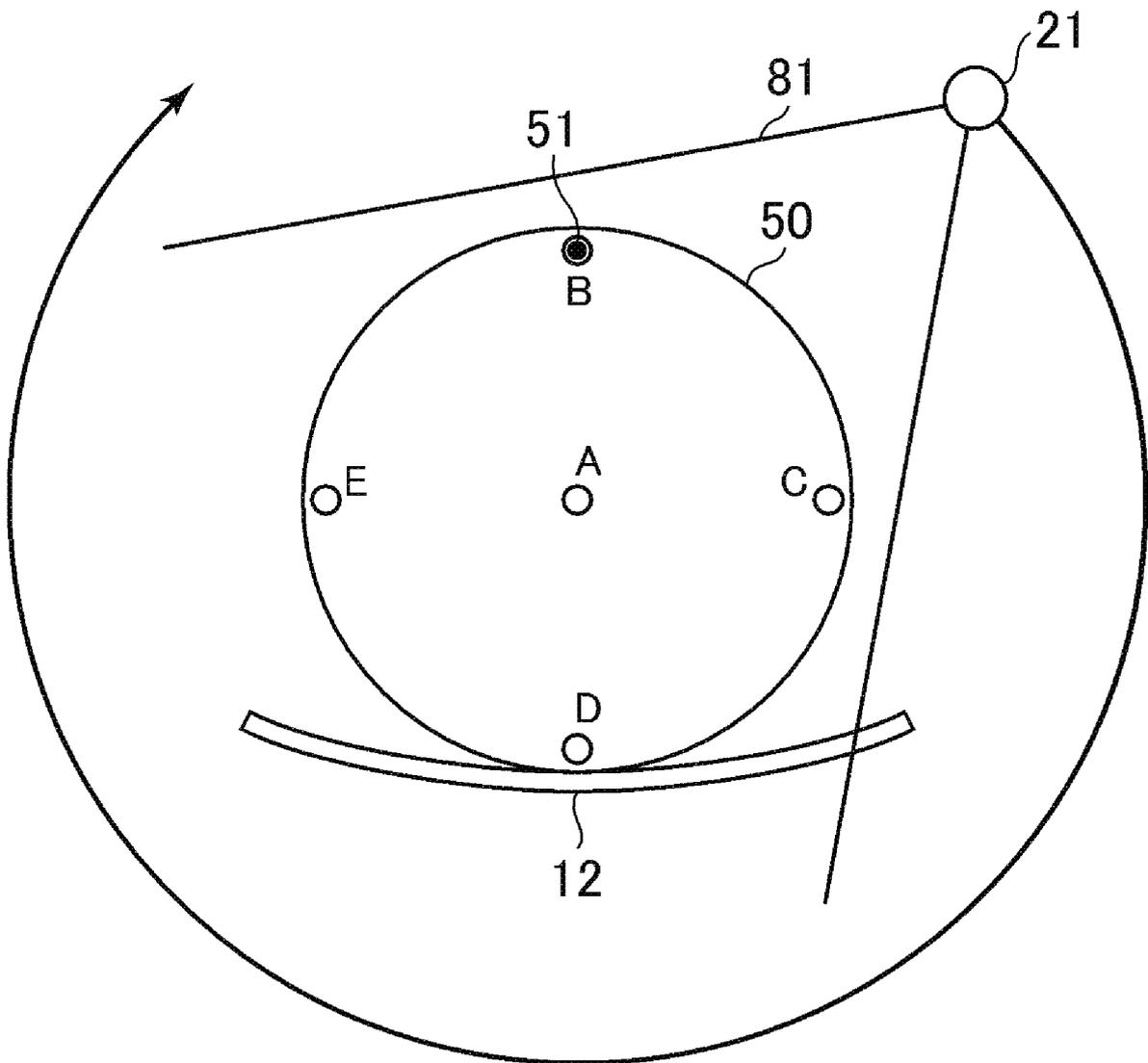


图 11