



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103239252 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201310047327. X

(22) 申请日 2013. 02. 06

(30) 优先权数据

2012-025848 2012. 02. 09 JP

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 植林义统 中西知

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 刘杰

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 4075166 B2, 2008. 04. 16, 全文 .

CN 1723854 A, 2006. 01. 25, 全文 .

CN 1488317 A, 2004. 04. 14, 全文 .

CN 1875886 A, 2006. 12. 13, 全文 .

CN 1743835 A, 2006. 03. 08, 全文 .

审查员 叶思

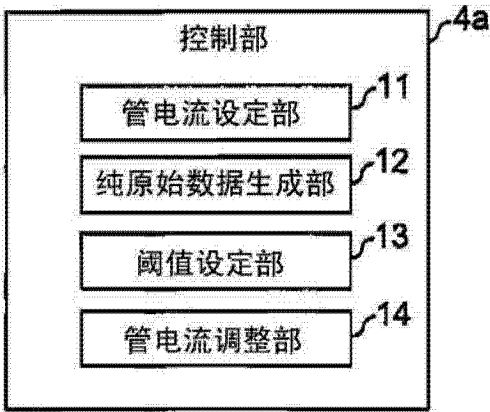
权利要求书3页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

X 射线诊断装置以及控制 X 射线诊断装置的方法

(57) 摘要

一种 X 射线诊断装置以及控制 X 射线诊断装置的方法,能够提高 X 射线图像的画质。该诊断装置具备:设定摄像被检体的扫描图像时的管电流的管电流设定部;基于该管电流对被检体照射 X 射线的 X 射线管;检测由 X 射线管射出且通过了被检体的 X 射线的 X 射线检测器;对表示由 X 射线检测器检测出的 X 射线的剂量分布的 X 射线剂量分布数据进行收集的数据收集部;根据该 X 射线剂量分布数据生成扫描图像的图像处理部;根据该扫描图像生成表示由 X 射线检测器检测出的 X 射线的剂量分布的纯原始数据的纯原始数据生成部;对该纯原始数据设定阈值的阈值设定部;根据纯原始数据内的 X 射线剂量与上述阈值的比较,对摄像被检体的断层图像时的管电流进行调整的管电流调整部。



1. 一种 X 射线诊断装置,其特征在于,具备:
管电流设定部,对摄像被检体的扫描图像时的管电流进行设定;
X 射线管,基于由所述管电流设定部设定的摄像所述扫描图像时的管电流对所述被检体射出 X 射线;
X 射线检测器,对由所述 X 射线管射出且通过了所述被检体的 X 射线进行检测;
数据收集部,对表示由所述 X 射线检测器检测出的 X 射线的剂量分布的 X 射线剂量分布数据进行收集;
图像处理部,根据由所述数据收集部收集的 X 射线剂量分布数据生成扫描图像;
纯原始数据生成部,根据由所述图像处理部生成的所述扫描图像或者在由所述图像处理部生成所述扫描图像的中途产生的原始数据,生成表示由所述 X 射线检测器检测出的 X 射线的剂量分布的纯原始数据;
阈值设定部,对由所述纯原始数据生成部生成的所述纯原始数据设定阈值;以及
管电流调整部,根据由所述纯原始数据生成部生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量与由所述阈值设定部设定的所述阈值的比较,对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。
2. 如权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,
所述 X 射线诊断装置具备显示部,该显示部显示通报利用所述管电流调整部对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行了调整的消息。
3. 如权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,
所述阈值设定部设定出现伪影的下限值来作为所述阈值;
所述管电流调整部以使由所述纯原始数据生成部生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于由所述阈值设定部设定的所述下限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。
4. 如权利要求 2 所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,
所述阈值设定部设定出现伪影的下限值来作为所述阈值;
所述管电流调整部以使由所述纯原始数据生成部生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于由所述阈值设定部设定的所述下限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。
5. 如权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,
所述阈值设定部设定出现伪影的上限值来作为所述阈值;
所述管电流调整部以使由所述纯原始数据生成部生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得大于由所述阈值设定部设定的所述上限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。
6. 如权利要求 2 所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,
所述阈值设定部设定出现伪影的上限值来作为所述阈值;
所述管电流调整部以使由所述纯原始数据生成部生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得大于由所述阈值设定部设定的所述上限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。
7. 如权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置,其特征在于,

所述阈值设定部设定出现第一伪影的下限值以及出现第二伪影的上限值来作为所述阈值；

所述管电流调整部以使由所述纯原始数据生成部生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于由所述阈值设定部设定的所述下限值或者变得大于由所述阈值设定部设定的所述上限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。

8. 如权利要求 2 所述的 X 射线诊断装置,其特征不在于,

所述阈值设定部设定出现第一伪影的下限值以及出现第二伪影的上限值来作为所述阈值；

所述管电流调整部以使由所述纯原始数据生成部生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于由所述阈值设定部设定的所述下限值或者变得大于由所述阈值设定部设定的所述上限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。

9. 一种控制 X 射线诊断装置的方法,其特征不在于,具有：

对摄像被检体的扫描图像时的管电流进行设定的工序；

基于所设定的摄像扫描图像时的管电流对所述被检体射出 X 射线的工序；

对通过了所述被检体的 X 射线进行检测的工序；

对表示所检测出的 X 射线的剂量分布的 X 射线剂量分布数据进行收集的工序；

根据所收集的 X 射线剂量分布数据生成扫描图像的工序；

根据所生成的所述扫描图像或者在生成所述扫描图像的中途产生的原始数据,生成表示 X 射线的剂量分布的纯原始数据的工序；

对所生成的所述纯原始数据设定阈值的工序；以及

根据所生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量与所设定的所述阈值的比较,对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整的工序。

10. 如权利要求 9 所述的控制 X 射线诊断装置的方法,其特征不在于,

所述控制 X 射线诊断装置的方法具有显示通报对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行了调整的消息的工序。

11. 如权利要求 9 所述的控制 X 射线诊断装置的方法,其特征不在于,

在设定所述阈值的工序中,设定出现伪影的下限值来作为所述阈值；

在对所述管电流进行调整的工序中,以使所生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于所设定的所述下限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。

12. 如权利要求 10 所述的控制 X 射线诊断装置的方法,其特征不在于,

在设定所述阈值的工序中,设定出现伪影的下限值来作为所述阈值；

在对所述管电流进行调整的工序中,以使所生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于所设定的所述下限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。

13. 如权利要求 9 所述的控制 X 射线诊断装置的方法,其特征不在于,

在设定所述阈值的工序中,设定出现伪影的上限值来作为所述阈值；

在对所述管电流进行调整的工序中,以使所生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得大于所设定的所述上限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。

14. 如权利要求 10 所述的控制 X 射线诊断装置的方法,其特征不在于,

在设定所述阈值的工序中,设定出现伪影的上限值来作为所述阈值；

在对所述管电流进行调整的工序中,以使所生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得大于所设定的所述上限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。

15. 如权利要求 9 所述的控制 X 射线诊断装置的方法,其特征在于,

在设定所述阈值的工序中,设定出现第一伪影的下限值以及出现第二伪影的上限值来作为所述阈值;

在对所述管电流进行调整的工序中,以使所生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于所设定的所述下限值或者变得大于所设定的所述上限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。

16. 如权利要求 10 所述的控制 X 射线诊断装置的方法,其特征在于,

在设定所述阈值的工序中,设定出现第一伪影的下限值以及出现第二伪影的上限值来作为所述阈值;

在对所述管电流进行调整的工序中,以使所生成的所述纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于所设定的所述下限值或者变得大于所设定的所述上限值的方式对摄像所述被检体的断层图像时的管电流进行调整。

X 射线诊断装置以及控制 X 射线诊断装置的方法

[0001] 本申请以日本专利申请 2012-025848(申请日:2012 年 2 月 9 日)为基础,享受该申请的优先权。本申请通过参照该申请而包含该申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及 X 射线诊断装置以及控制 X 射线诊断装置的方法。

背景技术

[0003] X 射线诊断装置对患者等的被检体照射 X 射线,对透射了该被检体的 X 射线进行检测,并利用数据收集装置对检测出的 X 射线的剂量分布数据(X 射线透射数据)进行收集。之后,X 射线诊断装置对剂量分布数据进行重构处理,生成被检体的切片图像(断层图像)。作为该 X 射线诊断装置,例如开发了一种 X 射线 CT 装置(X 射线计算机断层摄像装置),其隔着被检体将 X 射线照射器与 X 射线检测器对置配置,使 X 射线照射器与 X 射线检测器一边绕被检体的体轴旋转一边进行摄像。

[0004] 在这样的 X 射线诊断装置中,通常情况下,在多切片扫描或螺旋扫描等的摄像之前设定扫描范围(摄像范围),因此,不使 X 射线照射器与 X 射线检测器旋转而进行摄像,对扫描图像(定位图像)进行收集。在该 X 射线诊断装置中已经存在搭载有使用该扫描图像将针对每个部位的厚度转换成水等效厚度、并利用所指定的 SD(标准偏差)决定管电流值(mA)的 AEC(Auto Exposure Control)的产品。

[0005] 在该 AEC 中,根据扫描图像自动地计算与被检体的各部位的体厚所适合的 X 射线剂量,之后,每当 X 射线照射器以及 X 射线检测器旋转时都对 X 射线剂量、即管电流进行细微地控制。由此,在维持高画质的同时抑制不需要的受照,实现受照降低。

[0006] 但是,在上述那样的技术中,与被检体的大小(体厚)对应地调整管电流,但通过该调整而被决定的管电流在装置性能上的最大值以及最小值的范围内被调整。因此,存在产生溢出伪影(例如,超过在数据收集装置内可处理的计数的最大值,在重构图像上呈现的伪影)、暗带伪影(例如,因 X 射线的剂量不足、即原始数据计数不足而引起的、在重构图像上呈现的伪影)等伪影的情况,从而导致断层图像等的 X 射线图像的画质降低。

发明内容

[0007] 本发明要解决的课题在于提供一种能够提高 X 射线图像的画质的 X 射线诊断装置以及控制 X 射线诊断装置的方法。

[0008] 实施方式所涉及的 X 射线诊断装置具备:管电流设定部,对摄像被检体的扫描图像时的管电流进行设定;X 射线管,基于由管电流设定部设定的摄像扫描图像时的管电流对被检体射出 X 射线;X 射线检测器,对由 X 射线管射出且通过了被检体的 X 射线进行检测;数据收集部,对表示由 X 射线检测器检测出的 X 射线的剂量分布的 X 射线剂量分布数据进行收集;图像处理部,根据由数据收集部收集的 X 射线剂量分布数据生成扫描图像;纯原始数据生成部,根据由图像处理部生成的扫描图像或者在由图像处理部生成扫描图像的中途

产生的原始数据,生成表示由X射线检测器检测出的X射线的剂量分布的纯原始数据;阈值设定部,对由纯原始数据生成部生成的纯原始数据设定阈值;以及管电流调整部,根据由纯原始数据生成部生成的纯原始数据内的X射线剂量与由阈值设定部设定的阈值的比较,对摄像被检体的断层图像时的管电流进行调整。

[0009] 实施方式所涉及的控制X射线诊断装置的方法具有:对摄像被检体的扫描图像时的管电流进行设定的工序;基于所设定的摄像扫描图像时的管电流对被检体射出X射线的工序;对通过了被检体的X射线进行检测的工序;对表示所检测出的X射线的剂量分布的X射线剂量分布数据进行收集的工序;根据所收集的X射线剂量分布数据生成扫描图像的工序;根据所生成的扫描图像或者在生成扫描图像的中途产生的原始数据,生成表示X射线的剂量分布的纯原始数据的工序;对所生成的纯原始数据设定阈值的工序;以及根据所生成的纯原始数据内的X射线剂量与所设定的阈值的比较,对摄像被检体的断层图像时的管电流进行调整的工序。

[0010] 根据上述的X射线诊断装置或者控制X射线诊断装置的方法,能够提高X射线图像的画质。

附图说明

[0011] 图1是示出一实施方式所涉及的X射线诊断装置的概略结构的图。

[0012] 图2是示出X射线诊断装置所具备的控制部的概略结构的图。

[0013] 图3是示出X射线诊断装置所进行的断层图像摄像用的管电流调整处理的流程的流程图。

[0014] 图4是用于对平面的扫描图像(AP方向的扫描图像)进行说明的说明图。

[0015] 图5是用于对侧面的扫描图像(LR方向的扫描图像)进行说明的说明图。

[0016] 图6是用于对平面的扫描图像的一条线进行说明的说明图。

[0017] 图7是示出相对于图6所示的一条线的原始数据的曲线图。

[0018] 图8是示出相对于图6所示的一条线的原始数据以及相对于该原始数据的纯原始数据的曲线图。

[0019] 图9是用于针对纯原始数据的阈值的设定进行说明的曲线图。

[0020] 图10是用于对基于阈值的管电流的调整进行说明的曲线图。

[0021] 图11是用于对通报管电流的调整实施的消息进行说明的说明图。

[0022] 图12是用于对基于阈值的管电流的调整的另一例进行说明的曲线图。

具体实施方式

[0023] 参照附图对一实施方式进行说明。

[0024] 如图1所示,本实施方式所涉及的X射线诊断装置1具备:供患者等的被检体P躺卧的诊视床2;对该诊视床2上的被检体P进行摄像的摄像装置3;以及对上述诊视床2和摄像装置3进行控制的控制装置4。作为该X射线诊断装置1,例如能够举出X射线CT装置(X射线计算机断层摄像装置)。

[0025] 诊视床2具备载置被检体P的长方形状的顶板2a、以及支承该顶板2a且使该顶板2a沿水平方向以及铅垂方向(升降方向)移动的顶板驱动部2b。顶板驱动部2b具有用于

使顶板 2a 移动的移动机构以及供给该移动用的驱动力的驱动源等。该诊视床 2 利用顶板驱动部 2b 使顶板 2a 移动至所希望的高度,进而使该顶板 2a 沿水平方向移动而使顶板 2a 上的被检体 P 移动至所希望的位置。

[0026] 摄像装置 3 具备:以能够旋转的方式设置于作为框体的 CT 架台内的旋转体 3a;使该旋转体 3a 旋转的旋转驱动部 3b;照射 X 射线的 X 射线照射器 3c;对该 X 射线照射器 3c 供给高电压的高电压产生部 3d;对透射了顶板 2a 上的被检体 P 的 X 射线进行检测的 X 射线检测器 3e;以及收集由该 X 射线检测器 3e 检测出的 X 射线来作为 X 射线剂量分布数据(X 射线透射数据)的数据收集部 3f。

[0027] 旋转体 3a 是支承 X 射线照射器 3c、X 射线检测器 3e 等并进行旋转的圆环状的旋转框。在该旋转体 3a 上设置有 X 射线照射器 3c 以及 X 射线检测器 3e,上述 X 射线照射器 3c 以及 X 射线检测器 3e 隔着顶板 2a 上的被检体 P 而在该被检体 P 的周围绕被检体 P 的体轴旋转。

[0028] 旋转驱动部 3b 设置于摄像装置 3 的 CT 架台内。该旋转驱动部 3b 与由控制装置 4 进行的控制对应地进行旋转体 3a 的旋转驱动。例如,旋转驱动部 3b 基于从控制装置 4 发送来的控制信号使旋转体 3a 朝一个方向以规定的旋转速度进行旋转。

[0029] X 射线照射器 3c 具备射出 X 射线的 X 射线管 3c1 以及对从该 X 射线管 3c1 射出的 X 射线进行约束的准直仪等的约束器 3c2,该 X 射线照射器 3c 固定于旋转体 3a。该 X 射线照射器 3c 利用 X 射线管 3c1 射出 X 射线,并利用约束器 3c2 对该 X 射线进行约束,对顶板 2a 上的被检体 P 照射具有锥角的扇形波束形状、例如角锥形状的 X 射线。

[0030] 此处,作为约束器 3c2,能够使用各种类型的约束器。例如,也可以使用使铅那样的两张 X 射线遮断板相互朝接近或分离的方向移动,对由上述 X 射线遮断板形成的间隙的大小进行适当变更的约束器。该间隙的部分成为 X 射线的通过区域,该间隙以外的部分成为遮断 X 射线的遮断区域。利用这样的约束器 3c2 能够对 X 射线的照射区域(照射范围)进行调整。

[0031] 高电压产生部 3d 设置于摄像装置 3 的 CT 架台内。该高电压产生部 3d 是产生朝 X 射线照射器 3c 的 X 射线管 3c1 供给的高电压的装置,对从控制装置 4 施加的电压进行升压以及整流,并将该电压朝 X 射线管 3c1 供给。另外,控制装置 4 对施加于高电压产生部 3d 的电压的波形、即振幅、脉冲宽度等的各种条件进行控制,以便利用 X 射线管 3c1 产生所希望的 X 射线。

[0032] X 射线检测器 3e 以与 X 射线照射器 3c 对置的方式固定于旋转体 3a。该 X 射线检测器 3e 将透射了顶板 2a 上的被检体 P 的 X 射线转换成电信号并朝数据收集部 3f 发送。X 射线检测器 3e 是多列多通道的 X 射线检测器,通过将检测 X 射线的 X 射线检测元件呈格子状排列而构成。另外,通道列是 X 射线检测元件在通道方向(绕被检体 P 的体轴的方向)排列多个(例如从几百个到几千个左右)的列,该通道列沿着列方向(被检体 P 的体轴方向)配置有多列(例如 16 列或 64 列等)。

[0033] 此处,作为 X 射线检测器 3e,使用对光量子(光子)进行计数的光子计数(photon counting)方式的 X 射线检测器,但并不限于此,可以是将 X 射线直接转换成电信号的直接转换方式(例如,平面检测器),或者也可以是将 X 射线转换成光学信息之后将该光学信息转换成电信号的间接转换方式。

[0034] 数据收集部 3f 设置于摄像装置 3 的 CT 架台内。该数据收集部 3f 将从 X 射线检测器 3e 发送来的电信号转换成数字信号,对作为数字数据的 X 射线透射数据(X 射线剂量分布数据)进行收集,并将该 X 射线透射数据朝控制装置 4 发送。

[0035] 控制装置 4 具备:对各部进行控制的控制部 4a;对 X 射线透射数据进行各种图像处理的图像处理部 4b;对各种程序、各种数据等进行存储的存储部 4c;供用户(利用者)输入操作的操作部 4d;以及显示图像的显示部 4e。上述控制部 4a、图像处理部 4b、存储部 4c、操作部 4d 以及显示部 4e 通过总线 4f 电连接。

[0036] 控制部 4a 基于存储于存储部 4c 的各种程序、各种数据对诊视床 2 的顶板驱动部 2b、摄像装置 3 的旋转驱动部 3b 以及高电压产生部 3d 等的各部进行控制。并且,控制部 4a 也对 X 射线照射器 3c 的约束器 3c2 进行控制,进而也进行在显示部 4e 显示 X 射线图像等的各种图像的显示控制。作为该控制部 4a,例如能够使用 CPU(Central Processing Unit)等。

[0037] 图像处理部 4b 进行使从数据收集部 3f 发送来的 X 射线透射数据成为投影数据的前处理、对该投影数据进行图像重构的图像重构处理、进而进行生成扫描图像的扫描图像生成处理等的图像处理。作为该图像处理部 4b,例如能够使用阵列处理器等。

[0038] 存储部 4c 是对各种程序、各种数据等进行存储的存储装置,例如作为各种数据而存储扫描图像(定位图像)、切片图像(断层图像)。作为该存储部 4c,例如除了能够使用 ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)之外,还能够使用硬盘(磁盘装置)、闪存器(半导体盘装置)等。

[0039] 操作部 4d 是接受基于用户的输入操作的输入部,例如接受摄像指示、图像指示、图像的切换、各种设定等的各种输入操作。作为该操作部 4d,例如能够使用键盘、鼠标、控制杆等的输入设备。

[0040] 显示部 4e 是显示被检体 P 的扫描图像、断层图像、操作画面等的各种图像的显示装置。作为该显示部 4e,例如能够使用液晶显示器、CRT(布劳恩管)显示器等。

[0041] 此处,在上述的 X 射线诊断装置 1 中,存在各种摄像模式、例如存在对扫描图像进行摄像的扫描摄像模式、对切片图像进行摄像的断层摄像模式等。作为该断层摄像模式,例如能够举出普通的多切片扫描模式(标准 CT)、螺旋扫描模式(螺旋 CT)、体扫描模式(体 CT)等。

[0042] 扫描摄像模式是在基于断层摄像模式的摄像之前对用于设定定位、扫描范围(摄像范围)的扫描图像进行摄像的模式。例如,在扫描计划中,事先对扫描图像进行摄像,利用显示部 4e 显示该扫描图像,作业者确认该扫描图像,对操作部 4d 进行输入操作而设定扫描范围。

[0043] 在扫描图像的摄像中,将 X 射线照射器 3c 和 X 射线检测器 3e 固定在规定位置、即以规定的视图角度(例如,0 度或 90 度)固定,使诊视床 2 的顶板 2a 朝被检体 P 的体轴方向移动至规定位置,利用 X 射线照射器 3c 照射 X 射线并利用 X 射线检测器 3e 对透射了顶板 2a 上的被检体 P 的 X 射线进行检测,进行 X 射线透射数据的收集。之后,利用图像处理部 4b 对所收集的 X 射线透射数据进行处理而生成扫描图像,将该生成的扫描图像保存于存储部 4c,并且显示于显示部 4e。

[0044] 另一方面,在断层图像的摄像中,使 X 射线照射器 3c 和 X 射线检测器 3e 旋转,使

诊视床 2 的顶板 2a 朝被检体 P 的体轴方向移动,同时利用 X 射线照射器 3c 照射 X 射线并利用 X 射线检测器 3e 对透射了顶板 2a 上的被检体 P 的 X 射线进行检测,进行 X 射线透射数据的收集。之后,利用图像处理部 4b 对所收集的 X 射线透射数据进行处理而生成断层图像,将该生成的断层图像保存于存储部 4c,并且显示于显示部 4e。

[0045] 此处,对上述的控制部 4a 进行详细说明。

[0046] 如图 2 所示,控制部 4a 具备:对摄像被检体 P 的扫描图像时的管电流进行设定的管电流设定部 11;根据扫描图像求出原始数据,并根据该原始数据生成纯原始数据(表示 X 射线检测器 3e 在扫描图像摄像时实际接受到的 X 射线的剂量分布的 X 射线剂量分布数据)的纯原始数据生成部 12;对纯原始数据设定阈值的阈值设定部 13;以及根据纯原始数据内的 X 射线剂量与上述的阈值的比较,对摄像被检体 P 的断层图像时的管电流进行调整的管电流调整部 14。

[0047] 上述的管电流设定部 11、纯原始数据生成部 12、阈值设定部 13 以及管电流调整部 14 可以由电路等的硬件构成,或者也可以由执行上述各部的功能的程序等的软件构成。此外,也可以由硬件以及软件双方的组合构成。

[0048] 接着,对上述的 X 射线诊断装置 1 所进行的断层图像摄像用的管电流调整处理进行说明。控制部 4a 基于各种程序以及各种数据,使用管电流设定部 11、纯原始数据生成部 12、阈值设定部 13 以及管电流调整部 14 等的各部执行断层图像摄像用的管电流调整处理。

[0049] 如图 3 所示,首先,与用户对操作部 4d 的输入操作对应地设定管电流(步骤 S1)。在该步骤 S1 中,例如在用户对操作部 4d 进行输入操作而设定了 SD(标准偏差)的情况下,利用 AEC(Auto Exposure Control)自动地设定管电流值。或者,在用户对操作部 4d 进行操作而直接输入了管电流的情况下,设定该输入值来作为管电流值。如果像这样设定管电流值,则将与该设定的管电流值相关的管电流信息存储于存储部 4c。

[0050] 在步骤 S1 的处理后,基于所设定的管电流对扫描图像进行摄像(步骤 S2)。在该步骤 S2 中,例如在 0 度(平面位置)和 90 度(侧面位置)的视图角度位置对扫描图像进行摄像,并存储于存储部 4c。此时,照射区域为最大(例如 512 像素×512 像素)。

[0051] 在 0 度的平面位置,对顶板 2a 上的被检体 P 的上表面照射 X 射线并对透射了该被检体 P 的 X 射线进行检测,如图 4 所示,摄像平面图像 G1 来作为被检体 P 的平面的扫描图像。该平面图像 G1 被称作 AP 方向(前后方向)的扫描图像。此外,在 90 度的侧面位置,对顶板 2a 上的被检体 P 的侧面照射 X 射线并对透射了该被检体 P 的 X 射线进行检测,如图 5 所示,摄像侧面图像 G2 来作为被检体 P 的侧面的扫描图像。该侧面图像 G2 被称作 LR 方向(左右方向)的扫描图像。

[0052] 返回到图 3,在步骤 S2 的处理后,通过从存储部 4c 读取而取得管电流信息(步骤 S3),之后,根据扫描图像生成原始数据(步骤 S4)。在该步骤 S4 中,如图 6 所示,针对在步骤 S2 中摄像的扫描图像(平面图像 G1)的每一条线 L1,生成作为原始数据的 X 射线剂量分布数据。

[0053] 例如针对每一条线逆转换扫描图像数据,进而,像素比例(例如 512 像素)返回到 X 射线检测器 3e 的通道比例(例如 90),生成图 7 所示那样的原始数据 D1、即 X 射线剂量分布数据(计数数量分布数据)。这样,针对每一条线将每个像素的 CT 值转换成每个通道的 X 射线剂量(计数数量),根据扫描图像生成原始数据 D1。另外,作为扫描图像,能够使

用平面图像 G1 以及侧面图像 G2 中的任一方或双方。

[0054] 返回到图 3, 在步骤 S4 的处理后, 根据所生成的原始数据生成纯原始数据 (步骤 S5)。在该步骤 S5 中, 使用在步骤 S3 中取得的管电流信息以及扫描条件 (例如, 管电压、旋转速度、FOV (有效视野) 等), 生成纯原始数据。

[0055] 例如, 如图 8 所示, 原始数据 D1 被增大为 3 倍而生成纯原始数据 D2。决定此时的系数, 以便基于管电流信息以及扫描条件, 得到表示 X 射线检测器 3e 在扫描图像摄像时实际接受到的 X 射线的剂量分布的纯原始数据 D2。

[0056] 返回到图 3, 在步骤 S5 的处理后, 设定针对所生成的纯原始数据的阈值 (步骤 S6)。在该步骤 S6 中, 如图 9 所示, 设定出现溢出伪影 (第一伪影) 的下限值 A1 来作为阈值。此时, 下限值 A1 例如被设定为数据收集部 3f 的计数容量 (累计容量) 的最大值亦即 30000。虽然根据数据收集部 3f 的计数容量自动地设定该下限值 A1, 但并不限于此, 例如也可以与用户对操作部 4d 的输入操作对应地预先设定该下限值 A1。

[0057] 返回到图 3, 在步骤 S6 的处理后, 基于纯原始数据内的 X 射线剂量 (计数数量) 以及上述的阈值对管电流进行调整 (步骤 S7)。在该步骤 S7 中, 如图 10 所示, 如果对纯原始数据 D2 进行变更以使纯原始数据 D2 内的 X 射线剂量 (计数数量) 变得小于上述的下限值 A1, 则与此对应地对管电流进行调整。针对上述的每一条线进行该纯原始数据 D2 的变更处理。

[0058] 例如, 由于在步骤 S5 中生成的纯原始数据 D2 内的 X 射线剂量 (计数数量) 超过上述的下限值 A1 (参照图 9), 所以在步骤 S7 中, 将系数从 3 倍变更为 2.5 倍, 以便纯原始数据 D2 内的 X 射线剂量变得小于上述的下限值 A1 (参照图 10)。与此对应地, 也自动地变更管电流值。例如, 最初系数为 3, 管电流值暂时设为 300mA, 但如果系数从 3 倍变更为 2.5 倍, 则与此对应地管电流值变更为 250mA。由此, 在摄像断层图像的情况下, 以上述那样的调整后的管电流值进行摄像, 因此, 能够不产生溢出伪影而得到画质优良的断层图像。

[0059] 返回到图 3, 在步骤 S7 的处理后, 对通报变更了管电流的意旨的消息进行显示 (步骤 S8)。在该步骤 S8 中, 如图 11 所示, 利用显示部 4e 显示表示“已最优化 mA。请确认设定 mA 值。”这样内容的消息 M1。由此, 用户能够通过观看消息 M1 而认识到管电流已通过自动调整被最优化。另外, 当在进行自动调整时不显示上述那样的消息 M1 的情况下, 存在用户持有暂时设定的管电流值随意变化这样的认识。因此, 用户再次设定管电流值或者认为装置发生了故障。

[0060] 此处, 在步骤 S6 中, 也可以设定为出现其他的伪影、例如如图 12 所示那样, 出现暗带伪影 (第二伪影) 的上限值 A2 来作为阈值。该上限值 A2 与用户对操作部 4d 的输入操作对应地预先设定。在设定出现暗带伪影的上限值 A2 的情况下, 在步骤 S7 中, 与上述相反地, 变更纯原始数据 D2 以使纯原始数据 D2 内的 X 射线剂量 (计数数量) 变得大于上述的上限值 A2 (图 12 中的双点划线是变更前的纯原始数据 D2, 实线是变更后的纯原始数据 D2)。

[0061] 另外, 在步骤 S6 中, 只要设定溢出伪影以及暗带伪影中的任一方的阈值 (下限值 A1 或者上限值 A2) 来作为阈值即可。这是因为纯原始数据的波形偏向于产生溢出伪影以及暗带伪影中的任一方的缘故。

[0062] 此外, 在步骤 S7 中, 在不执行管电流的自动调整、即不执行纯原始数据的变更的情况下, 当纯原始数据内的 X 射线剂量 (计数数量) 在下限值 A1 以上时 (参照图 9), 也可

以利用显示部 4e 显示通报有可能产生溢出伪影的意旨的警告消息。由此,用户能够观看警告消息而认识到有可能产生溢出伪影,从而对管电流进行变更。

[0063] 此外,在步骤 S6 中,设定出现暗带伪影的上限值 A2,在步骤 S7 中,在不执行管电流的自动调整、即不执行纯原始数据的变更的情况下,当纯原始数据内的 X 射线剂量(计数数量)在上限值 A2 以下时(参照图 12),也可以利用显示部 4e 显示通报有可能产生暗带伪影的意旨的警告消息。由此,与上述同样地,用户能够观看警告消息而认识到有可能产生暗带伪影,从而对管电流进行变更。

[0064] 如以上说明的那样,根据本实施方式,根据扫描图像(例如,平面图像 G1、侧面图像 G2 等)生成表示 X 射线的剂量分布的纯原始数据,并对该生成的纯原始数据设定阈值。进而,根据所生成的纯原始数据内的 X 射线剂量与上述的阈值的比较,对摄像被检体 P 的断层图像时的管电流进行调整。由此,管电流并不是在装置性能上的最大值以及最小值的范围内被调整,而是在不产生伪影的范围内被调整。因此,能够抑制溢出伪影和暗带伪影等的伪影的产生,从而提高断层图像的画质。

[0065] 此外,通过显示通报对摄像被检体 P 的断层图像时的管电流进行了调整的消息,用户能够观看消息而认识管电流被自动变更而最优化。例如,能够防止用户认为暂时设定的管电流值随意改变而再次设定管电流值,或者认为装置发生了故障那样的情况。

[0066] 此外,设定出现溢出伪影的下限值 A1 来作为阈值,以纯原始数据内的 X 射线剂量变得小于该下限值 A1 的方式对摄像被检体 P 的断层图像时的管电流进行调整,因此能够抑制溢出伪影的产生,从而能够可靠地提高断层图像的画质。

[0067] 此外,设定出现暗带伪影的上限值 A2 来作为阈值,以纯原始数据内的 X 射线剂量变得大于该上限值 A2 的方式对摄像被检体 P 的断层图像时的管电流进行调整,因此能够抑制暗带伪影的产生,从而能够可靠地提高断层图像的画质。

[0068] 另外,在上述的实施方式中,根据由图像处理部 4b 生成的扫描图像生成纯原始数据,但并不限于此,也可以根据在由图像处理部 4b 生成扫描图像的中途所产生的原始数据直接生成纯原始数据。此时,在生成扫描图像的中途将原始数据存储于存储部 4c,当生成纯原始数据时,从该存储部 4b 读出该原始数据来加以使用。

[0069] 以上对本发明的几个实施方式进行了说明,这些实施方式作为例子而示出,并不意味着对发明的范围进行限定。这些新的实施方式能够以其他的各种方式加以实施,在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含于发明的范围及主旨中,并且包含于权利要求所记载的发明和与其等同的范围中。

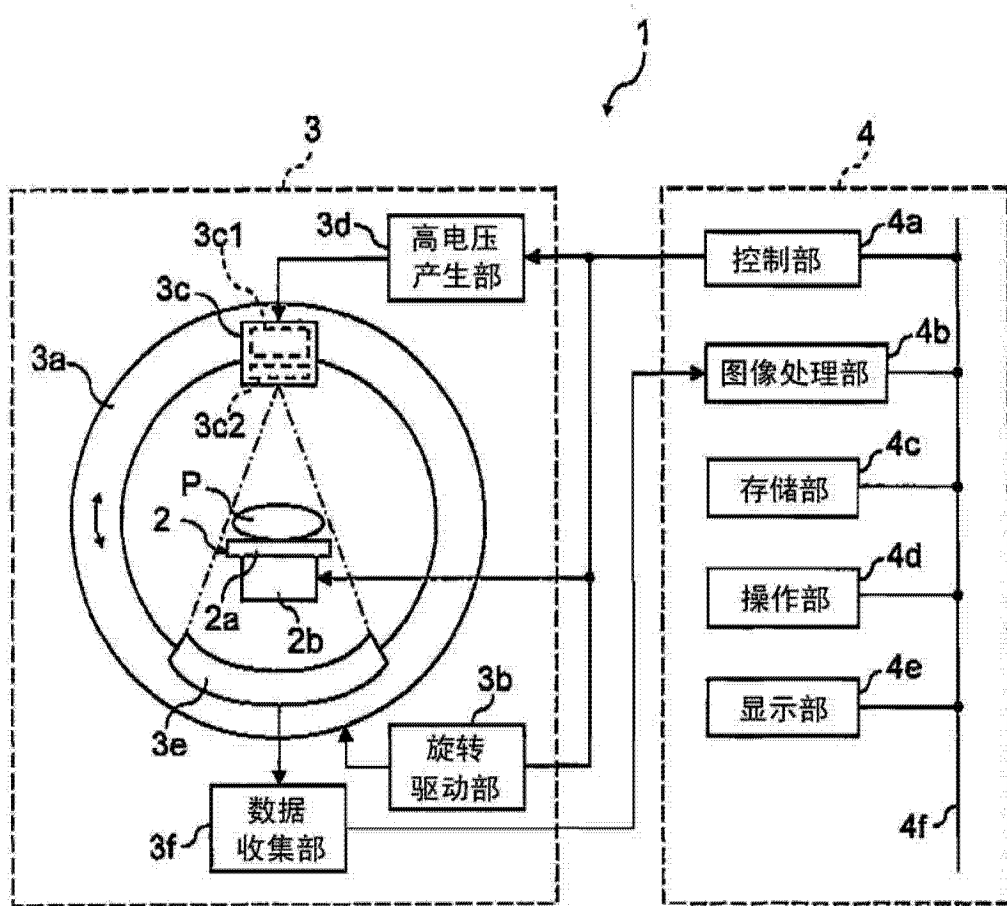


图 1

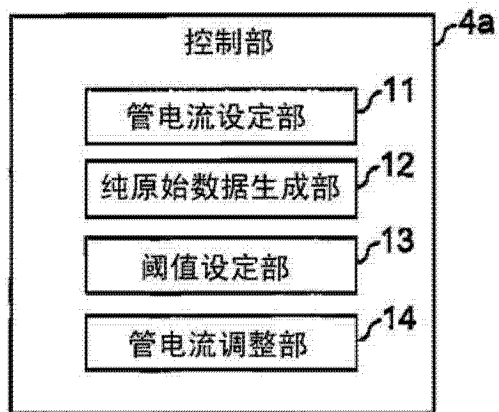


图 2

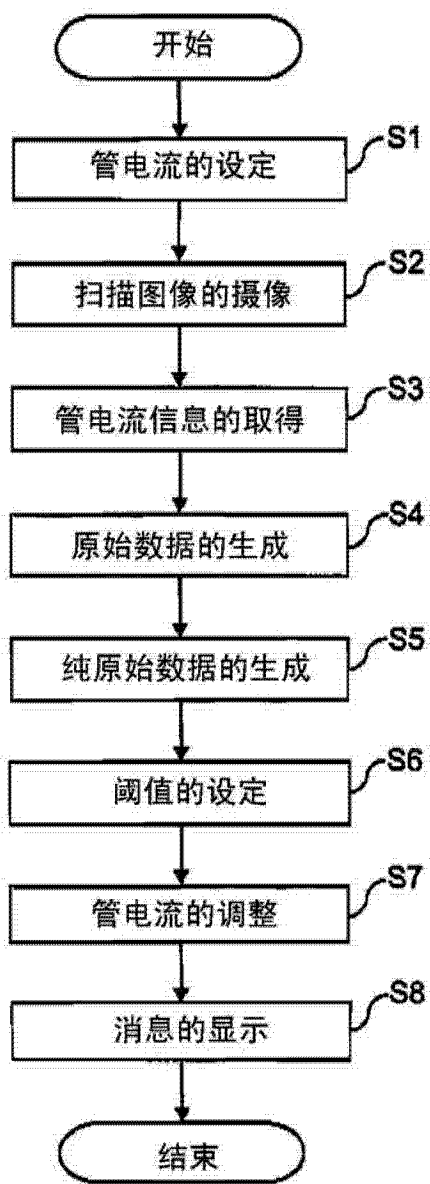


图 3

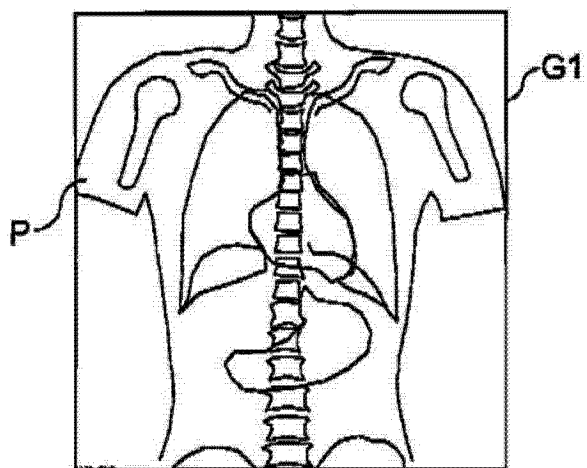


图 4

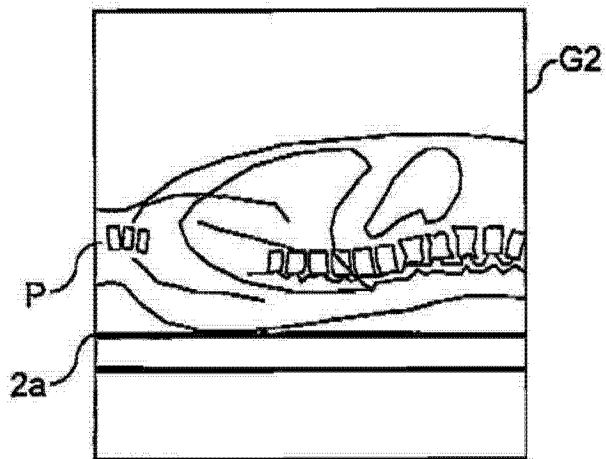


图 5

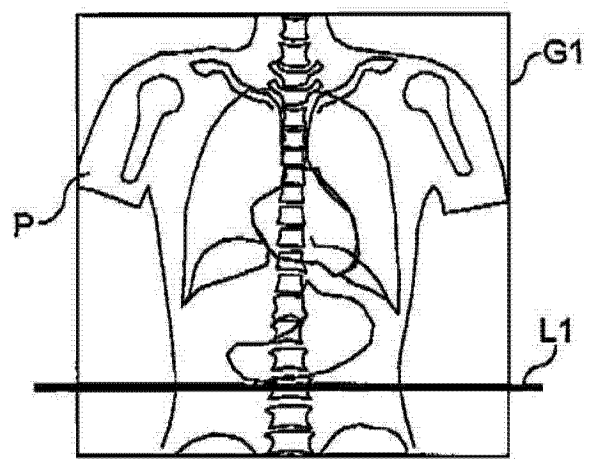


图 6

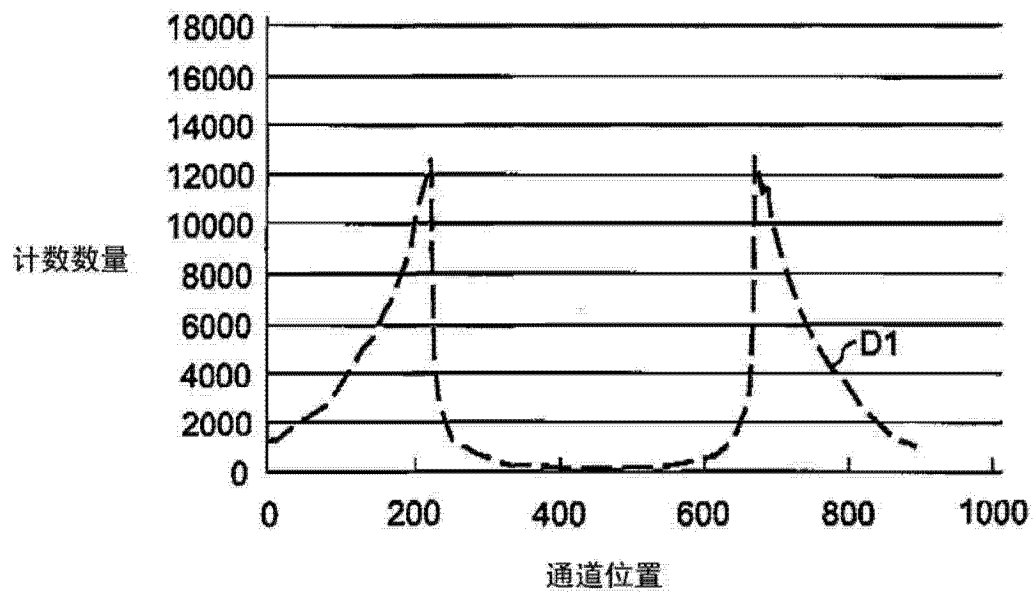


图 7

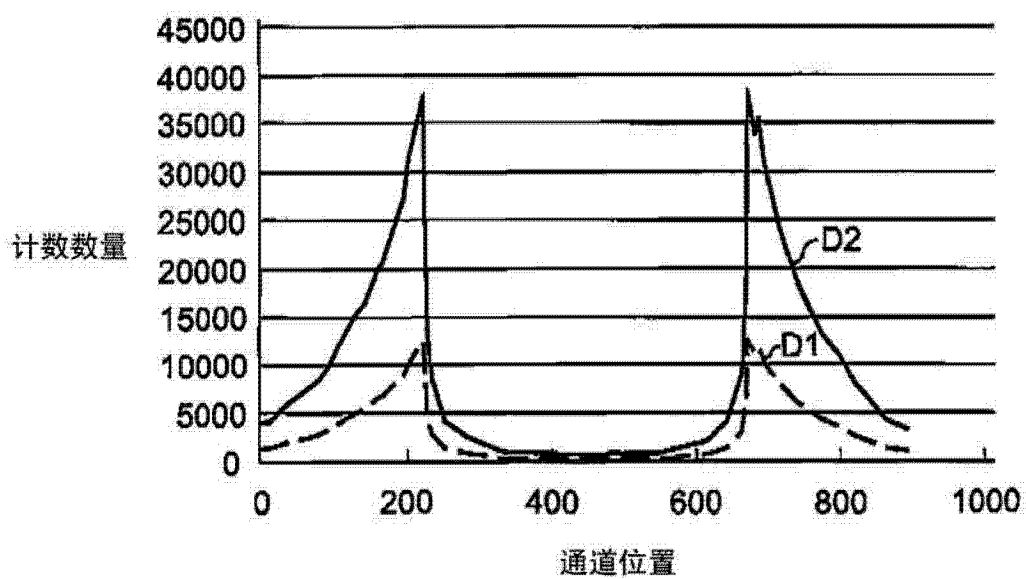


图 8

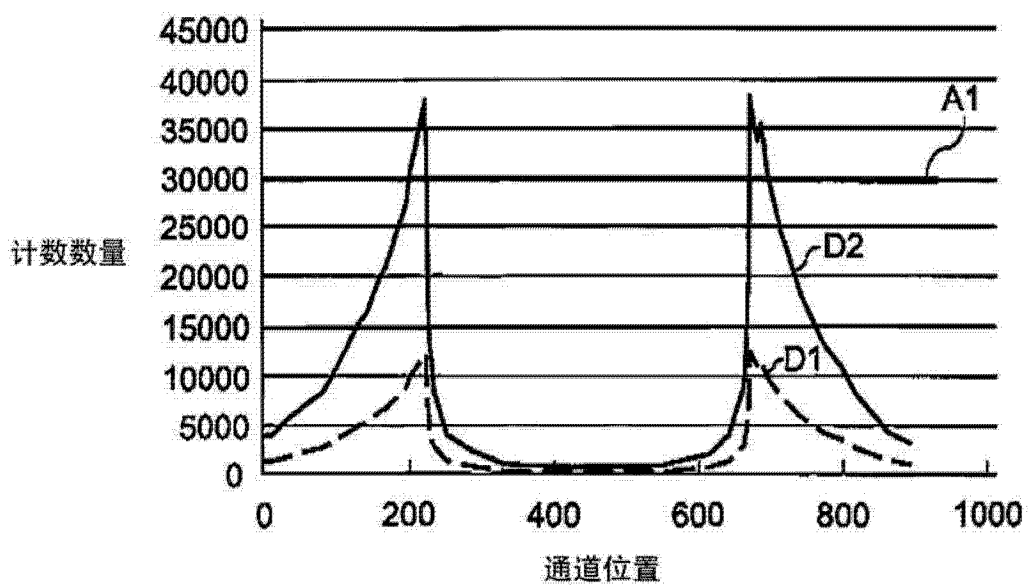


图 9

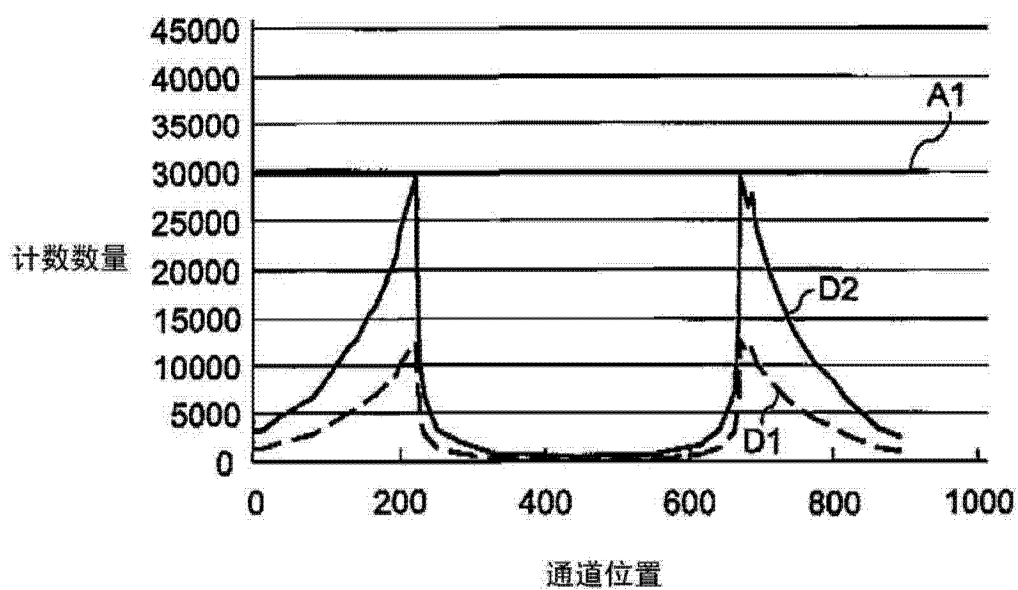


图 10

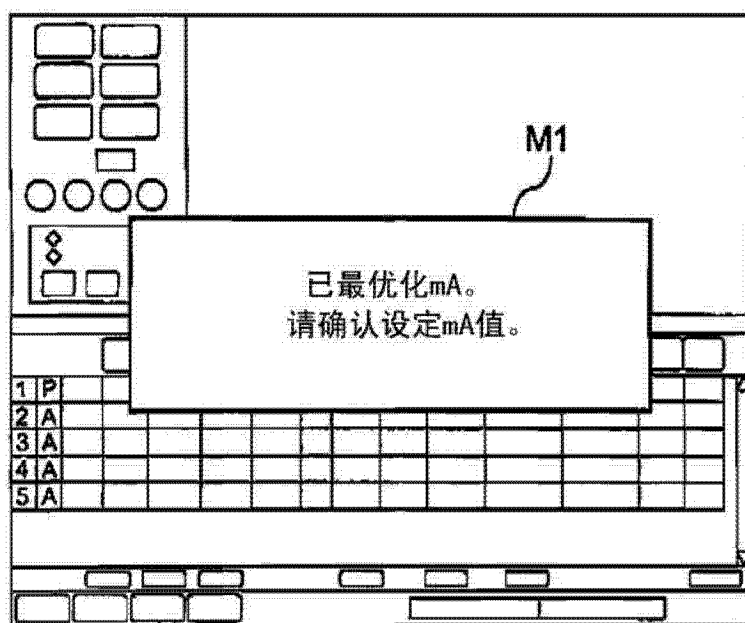


图 11

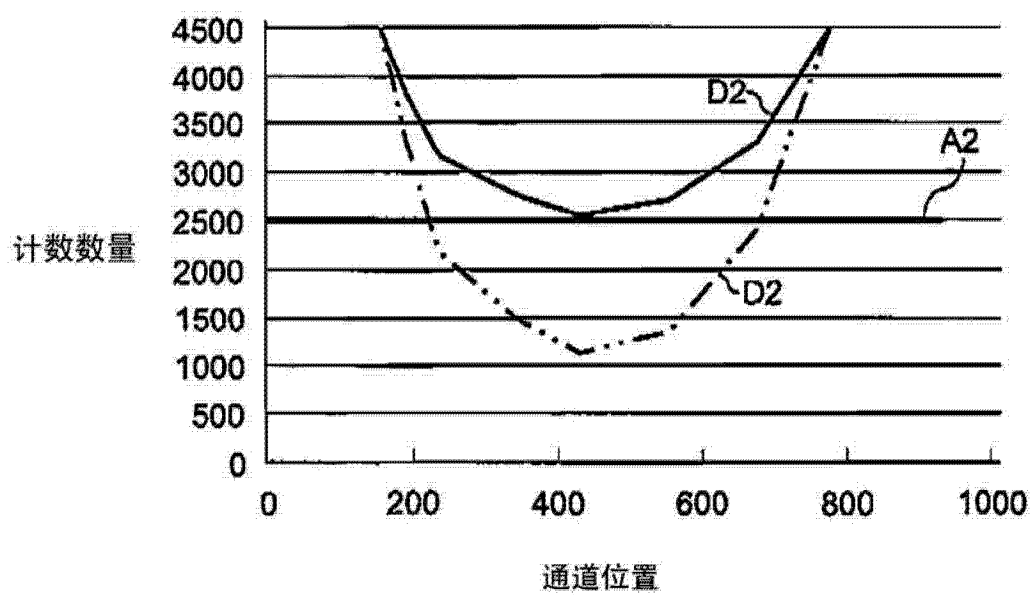


图 12