



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103492906 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 01

(21) 申请号 201280019588. 4

代理人 姜虎 陈英俊

(22) 申请日 2012. 04. 20

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

G01T 1/17(2006. 01)

2011-094953 2011. 04. 21 JP

A61B 6/14(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G01T 1/36(2006. 01)

2013. 10. 21

G01T 7/00(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/060692 2012. 04. 20

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/144589 JA 2012. 10. 26

(71) 申请人 株式会社电视系统

地址 日本大阪府

(72) 发明人 山河勉 桥本大辅 长冈秀行

长野竜也 辻田政广

(74) 专利代理机构 北京鸿元知识产权代理有限公司

公司 11327

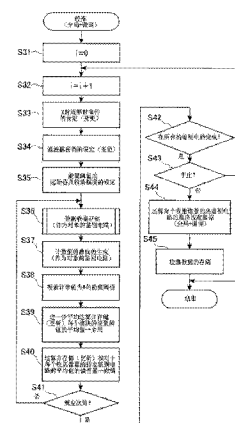
权利要求书3页 说明书18页 附图17页

(54) 发明名称

光子计数型放射线检测器的校准装置及其校准方法

(57) 摘要

提供一种用于光子计数型放射线检测器的校准装置。在该装置中,放射线(X射线)的照射条件被设定为,使该放射线的粒子入射至所述多个检测模块时入射粒子彼此重叠的概率在规定值以下(S33、S34)。在该照射条件的设定下,使所述放射线的检测灵敏度在多个检测模块相互之间一致(S35~S39、S41)。使用该一致结果,进一步使放射线的检测灵敏度在包含多个检测模块、鉴别电路以及数据运算电路的电路群所形成的所述像素各自的通道上、以及该各通道的每个鉴别电路上一致(S40、S41)。



1. 一种校准装置,其使用于光子计数型放射线检测器,所述光子计数型放射线检测器具备:

检测器,具有多个检测模块,该多个检测模块分别具有多个检测元件,该多个检测元件形成多个像素且将从放射线源入射至每个该像素的放射线当作光子进行检测,并输出与该光子的能量相应的电量的脉冲信号;

至少一个鉴别电路,用于在所述放射线的能谱上鉴别所述能量的大小,而用于设定多个能量区域的至少一个能量阈值与每个所述像素对应;

数据生成电路,根据所述多个检测元件分别输出的所述脉冲信号的计数值,按照每个所述像素且按照每个所述多个能量区域生成所述放射线的粒子数的计数数据;

图像生成单元,当向对象物放射所述放射线时,根据由所述数据生成电路生成的所述计数数据,生成该对象物的图像;

该校准装置的特征在于,具备:

照射条件设定单元,设定所述放射线的照射条件,以使当所述放射线的粒子入射至所述多个检测模块时入射粒子彼此重叠的概率在规定值以下;

第一校准单元,在通过所述照射条件设定单元设定了所述放射线的照射条件的状态下进行校准,以使所述放射线的检测灵敏度在所述多个检测模块相互之间或在各个所述多个检测模块上一致;

第二校准单元,使用所述第一校准单元的校准结果进行校准,以使所述放射线的检测灵敏度在至少包含所述多个检测模块、所述鉴别电路以及所述数据运算电路的电路群所形成的所述像素的每个通道上、以及所述通道的每个所述鉴别电路上一致。

2. 根据权利要求1所述的校准装置,其特征在于,

所述放射线源是用于照射作为所述放射线的X射线的X射线管;

所述照射条件设定单元包括设定所述X射线管的电流的单元,以向所述各像素的所述X射线的计数特性附加与该X射线的脉冲整形时间相对应的脉冲的重叠现象的理论发生概率为1%的概率的1/10以下的计数特性。

3. 根据权利要求1所述的校准装置,其特征在于,

所述放射线源是用于照射作为所述放射线的X射线的X射线管;

所述照射条件设定单元包括设定所述X射线管的电流的单元,以向所述各像素的所述X射线的计数特性附加与所述X射线能谱形状和该X射线的脉冲整形时间相对应的脉冲的重叠现象的理论发生概率为1%的概率的1/10以下的计数特性。

4. 根据权利要求1所述的校准装置,其特征在于,

所述放射线源是用于照射作为所述放射线的X射线的X射线管;

所述照射条件设定单元包括在所述X射线管的前面配置滤波器的单元,所述滤波器根据所述多个能量阈值使所述X射线的线束硬化。

5. 根据权利要求3所述的校准装置,其特征在于,

所述滤波器的厚度与材质被设定为,能够获得与所述能量阈值的大小相对应的所述X射线的期望的线束硬化度。

6. 根据权利要求5所述的校准装置,其特征在于,

所述滤波器为,在所述能量阈值低时使用的规定厚度的丙烯酸树脂制的板体,或在所

述能量阈值高时使用的规定厚度的铝树脂制的板体。

7. 根据权利要求 2~6 中的任一项所述的校准装置,其特征在于,所述第一校准单元包含:

选择单元,对于所述多个检测模块提供的所述多个像素,分别选择所述多个能量阈值中的一个能量阈值;

第一信号收集单元,在通过该选择单元选择了所述一个能量阈值的状态下,将与该一个能量阈值不同的能量阈值作为起始值,且向所述放射源供给相当于从该起始值以规定值为单位增量或减量至规定的最大值或最小值的能量阈值的电压,同时对供给各电压时从所述各像素输出的所述脉冲信号进行计数;

零位置推定单元,使用通过该第一信号收集单元收集的所述脉冲信号的计数值,在所述各像素中的所述脉冲信号的能谱上推定该脉冲信号的计数值变为零时的能量阈值;

第一运算单元,运算基于由该零位置推定单元推定的能量阈值的所述多个检测模块各自的代表值,或运算基于该能量阈值的所述多个检测模块之间的代表值,以作为第一校准数据;

重复执行单元,对于所述各像素的剩余的所述能量阈值重复执行如下动作,即,由所述第一信号收集单元进行的所述脉冲信号的收集、由所述零位置推定单元进行的能量位置的推定以及由所述第一运算单元进行的第一校准数据的推定。

8. 根据权利要求 7 所述的校准装置,其特征在于,所述第二校准单元具有:

第二运算单元,按照对于所述各像素的每个所述鉴别电路,运算相对于由所述第一运算单元运算出的第一校准数据的、由所述第一信号收集单元计数的所述脉冲信号的计数值的偏差量;

第三运算单元,对所述第一运算单元与第二运算单元的运算结果进行加法运算,从而运算出使所述放射线的检测灵敏度一致的校准数据。

9. 根据权利要求 1~8 中的任一项所述的校准装置,其特征在于,

具备不合格检测单元,所述不合格检测单元将所述多个检测模块的各像素以及该各像素的各收集通道处于不适合进行所述脉冲信号的计数的状态时认定为不合格像素,并检测出该不合格像素。

10. 根据权利要求 9 所述的校准装置,其特征在于,所述不合格检测单元具有:

第二信号收集单元,从所述放射源向所述多个检测模块照射所述放射线,并按照每个像素且按照每个所述检测模块收集规定帧数的所述多个检测模块输出的所述脉冲信号;

第一加法运算单元,将该第二信号收集单元收集的所述规定帧数的所述脉冲信号,按照每个检测模块且按照每个像素进行加法运算;

第一不合格像素判断单元,判断是否存在通过该第一加法运算单元进行加法运算的所述多个检测模块的各像素中的所述脉冲信号的加法运算值表现为异常的不合格像素。

11. 根据权利要求 10 所述的校准装置,其特征在于,

所述第一不合格像素判断单元判断的所述异常是指,所述脉冲信号的加法运算值为零,或者出现预先设定的阈值以上的统计上稀有的值。

12. 根据权利要求 9~11 中的任一项所述的校准装置,其特征在于,所述不合格检测单

元包含：

柱状图设定单元，从所述第一信号收集单元收集的来自所述剩余的像素的所述脉冲信号的计数值，设定计数值的柱状图；

标准偏差运算单元，从所述柱状图运算标准偏差；

计数值判断单元，对所述剩余的像素分别进行判断是否存在脱离所述标准偏差的  $n$  倍 ( $n$  为 4 以上的整数) 的范围的所述计数值；

第二不合格像素判断单元，将由该计数值判断单元判断出的出现脱离的所述计数值的像素判断为不合格像素。

13. 根据权利要求 10 ~ 12 中的任一项所述的校准装置，其特征在于，所述不合格检测单元包含：

第三信号收集单元，从所述放射线源向所述多个检测模块照射所述放射线，并按照每个像素再次收集规定帧数的该多个检测模块输出的所述脉冲信号；

第二加法运算单元，将该第二信号收集单元收集的所述规定帧数的所述脉冲信号按照每个检测模块的每个像素进行加法运算；

大小判断单元，判断是否处于大小逆转状态，即，通过该第二加法运算单元相加的所述多个检测模块的各像素中的所述脉冲信号的加法运算值，大于通过所述第一加法运算单元相加的所述多个检测模块的各像素中的所述脉冲信号的加法运算值；

第三不合格像素判断单元，当被该大小判断单元判断为处于大小逆转状态时，将呈现该大小逆转状态的像素判断为异常像素，并作为不适合摄像的不合格像素进行记录。

14. 根据权利要求 1 ~ 13 中任一项所述的校准装置，其特征在于，

所述放射线源是 X 射线管；

具有测定从所述 X 射线管实际照射的 X 射线的能量值的能量测定单元；

所述第一、第二及第三信号收集单元包括校正单元，该校正单元根据所述能量测定单元的测定值校正供给于所述 X 射线管的 X 射线照射用的高电压的值。

15. 根据权利要求 1 ~ 14 中的任一项所述的校准装置，其特征在于，

所述多个检测元件的像素尺寸分别为  $250 \mu\text{m} \times 250 \mu\text{m}$  以下。

16. 根据权利要求 1 ~ 15 中的任一项所述的校准装置，其特征在于，

所述多个能量阈值是对所述能量离散地设定的多个能量阈值，是可任意变更的能量阈值。

17. 根据权利要求 16 所述的校准装置，其特征在于，

所述多个能量阈值被决定为，假设作为基准的一个以上的拍摄对象，使每个所述能量区域的规定时间内的计数值大致恒定。

## 光子计数型放射线检测器的校准装置及其校准方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及放射线检测器的校准装置以及校准方法,尤其涉及被称为光子计数型(photon counting)的放射线检测器的校准装置以及校准方法。

### 背景技术

[0002] 近年来,使用 X 射线或伽马射线等的放射线对对象物的内部构造或功能进行诊断摄像的装置的技术进步非常显著。在这种装置中需要有检测放射线的检测器,该放射线检测器性能的提升也对所述技术进步做出了贡献。尤其是以数字形式输出检测信号即数字化、像素的清晰化以及检测面的大尺寸化正在发展。

[0003] 关于该放射线检测器的检测方法,除了一直以来的积分法(积分模式)以外,被称为光子计数法(photon counting)的检测法也受到关注。以往,该光子计数法使用于核医学领域的伽马射线检测器(例如参照专利文献 1:特开平 11-109040)。另一方面,近年来,也有为了得到提高图像的增强性能、减少金属伪影、减轻射线束硬化影响等的效果,而将该光子计数法应用于 X 射线检测器的事例。

[0004] 作为这种事例,已知有专利文献 2:特开 2006-101926。即“一种放射线检测装置,具有将分别入射至多个收集像素的放射线看作光子并输出与该粒子的能量相应的电信号的光子计数型检测器,根据该检测器输出的各收集像素的信号,运算被分类在放射线能谱上的多个能量区域的该放射线的粒子数的计数数据;对该被运算出的每个收集像素的多个能量区域的各计数数据实施分别附加到该能量区域的加权系数的加权;将该经过加权的每个收集像素的多个能量区域各自的计数数据进行相加,将该相加数据作为每个收集像素的放射线图像生成用数据输出”。

[0005] 这样,当其为光子计数型的 X 射线检测器时,设定一个以上(优选多个)的用于鉴别入射的各个 X 射线光子所具有的能量的阈值。能量的范围被该阈值规定,所以能够判断各 X 射线光子的能量属于哪个能量范围。经过该判断,计测出被各个能量范围鉴别的 X 射线光子数。该计测数的信息作为图像的像素值被反映。

[0006] 在该光子计数型的 X 射线检测器中,当 X 射线光子入射至检测器的像素(也就是收集像素)时,从各收集像素输出电量的脉冲信号。入射至各像素的 X 射线光子的能量反映在该 X 射线光子所生成的所述脉冲信号的峰值。根据该峰值超过哪个阈值,从各收集像素输出的数据的值发生变化,所以相对于 X 射线光子具有的能量,各阈值需要保持为高精度且在收集像素之间尽可能均匀。该精度或均匀性,除了受到构成收集像素的 X 射线检测元件各自的灵敏度影响之外,还受到在各元件的输出通道侧由 CMOS 形成的电路的不同特性的影响。因此,需要预先进行调整,即,按照每个收集像素、且按照该各像素的每个阈值进行校准,以使对于各收集像素的 X 射线光子能量的灵敏度在收集像素之间相同或看起来相同。

[0007] 以往,该校准使用多个能量值已知的  $^{241}\text{Am}$  (59.5keV)或  $^{57}\text{Co}$  (122keV)等的伽马射线密封放射线源来实施。也就是说,将该放射线源放置于 X 射线检测器的检测面的前面,使其放射规定时间的伽马射线。接收该伽马射线的入射的 X 射线检测元件输出与该已

知的能量值相对应的电脉冲。从各收集像素使用信号值调整附加到各收集像素的阈值,以使对于X射线光子的能量值的灵敏度(一般在低信号和高信号时输出产生变形,即称为S字特性;表示电脉冲的振幅对于能量值的关系)在收集像素之间、即收集通道之间大致相同。

[0008] 再有,作为阈值的设定例,也已知有非专利文献1所述的例子。在该文献所述的例子中,向使用了CdTe的检测器附加一个阈值。

[0009] 在先技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献1:特开平11-109040

[0012] 专利文献2:特开2006-101926

[0013] 非专利文献

[0014] 非专利文献1:J. S. Twanczyk, et al, "Photon Counting Energy Dispersive Detector Arrays for X-ray Imaging"; Nuclear Science Symposium Conference Record, 2007. ;NSS' 07, IEEE

## 发明内容

[0015] 但是,使用所述伽马射线密封放射线源的校准方法,对于近年来的像素尺寸非常小(例如 $200\mu\text{m}\times 200\mu\text{m}$ )的X射线检测器存在如下问题。

[0016] 第一,X射线检测器的像素(收集像素)的尺寸小,所以入射至各收集像素的X射线(伽马射线)光子数少。也就是说,入射率变得极低,如果要对整个收集像素进行校准,要花费好几个小时等,需要大量的收集时间。因此,准备作业需要大量时间和劳力,给操作者带来负担,减低了诊断装置的运行效率。此外,使用于校准的射线量与实际的使用射线量有很大差异,所以也存在无法提高校准精度的问题。

[0017] 此外,因为伽马射线具有离散的能量,由于各前置放大电路具有的增益或偏移、或S字状的非线性的输出输入特性等,所以很难保持阈值的精度。然而当像素为 $200\mu\text{m}$ 以下的小尺寸时,即使该小型化的功效较大,但很难保持实现该功效的硬件的精度。

[0018] 另一方面,也考虑过计测时使用非密封放射线源并增强伽马射线强度的方案,但其使用受到限制,所以并不现实。

[0019] 再有,在所述非专利文献1所述的检测器中,其阈值为1个,且收集像素为 $1\text{mm}\times 1\text{mm}$ ,属于较大。当阈值为1个时,与积分型检测器一样,只需对入射的全部X射线粒子进行计数。因此,校准的精度不是大问题,能够在收集X射线透过数据后通过均匀性校正等来应对。而当收集像素较小且对各收集像素设定多个阈值时,如上所述以高精度实施校准变得极其重要。

[0020] 鉴于以上问题,本发明旨在提供能够以高精度且短时间内对每个收集像素进行校准的光子计数型放射线检测器的校准方法。

[0021] 解决问题的方法

[0022] 为了达成上述目的,根据本发明的一个方式,提供一种校准装置,其使用于光子计数型放射线检测器,所述光子计数型放射线检测器具备:检测器,具有多个检测模块,该多个检测模块分别具有多个检测元件,该多个检测元件形成多个像素且将从放射线源入射至每个该像素的放射线当作光子进行检测,并输出与该光子的能量相应的电量的脉冲信号;

至少一个鉴别电路,用于在所述放射线的能谱上鉴别所述能量的大小,而用于设定多个能量区域的至少一个能量阈值与每个所述像素对应;数据生成电路,根据所述多个检测元件分别输出的所述脉冲信号的计数值,按照每个所述像素且按照每个所述多个能量区域生成所述放射线的粒子数的计数数据;图像生成单元,当向对象物放射所述放射线时,根据由所述数据生成电路生成的所述计数数据,生成该对象物的图像;

[0023] 该校准装置的特征在于,具备:

[0024] 照射条件设定单元,设定所述放射线的照射条件,以使当所述放射线的粒子入射至所述多个检测模块时入射粒子彼此重叠的概率在规定值以下;第一校准单元,在通过所述照射条件设定单元设定了所述放射线的照射条件的状态下进行校准,以使所述放射线的检测灵敏度在所述多个检测模块相互之间或在各个所述多个检测模块上一致;第二校准单元,使用所述第一校准单元的校准结果进行校准,以使所述放射线的检测灵敏度在至少包含所述多个检测模块、所述鉴别电路以及所述数据运算电路的电路群所形成的所述像素的每个通道上、以及所述通道的每个所述鉴别电路上一致。

[0025] 发明效果

[0026] 根据本发明,首先使多个检测模块之间或每个检测模块的检测灵敏度一致,之后使检测灵敏度在像素各自的通道上且该各通道的每个鉴别电路即每个能量阈值上均匀。因此,可提供使用例如 X 射线放射源等的一种放射源能够以高精度且短时间内进行多个检测模块及其各收集像素的校准的光子计数型放射线检测器的校准方法。

## 附图说明

[0027] 图 1 是表示作为本发明第一实施方式的放射线摄像装置的牙科用的全景摄像装置的外观概要的部分立体图。

[0028] 图 2 是用于说明使用了多个检测模块的检测器的概要的立体图。

[0029] 图 3 是表示搭载于全景摄像装置的光子计数型 X 射线检测器的电构成的概要的框图。

[0030] 图 4 是 X 射线光子所产生的检测信号即电脉冲的峰值(能量)与在检测器上为鉴别能量而设定的阈值之间的关系图的说明图。

[0031] 图 5 是用于说明 X 射线的能量、被鉴别的能量区域以及光子计数之间的关系图。

[0032] 图 6 是表示全景摄像装置的电构成的概要的框图。

[0033] 图 7 是用于说明检测器的 S 字特性的分散的曲线图。

[0034] 图 8 是用于说明 D/A 转换器有时产生的变换误差的曲线图。

[0035] 图 9 是校准时使用的摄像系统的图。

[0036] 图 10 是用于说明不合格像素检测处理的概要的流程图。

[0037] 图 11 是用于说明滤波器的功能的图。

[0038] 图 12 是用于说明不合格像素检测的一个形态的图。

[0039] 图 13 是用于说明不合格像素检测的其它形态的图。

[0040] 图 14 是用于说明不合格像素检测的其它形态的图。

[0041] 图 15 是用于说明校准处理的概要的流程图。

[0042] 图 16 是用于说明图 15 的一部分执行的数据收集以及存储处理的子程序的流程图。

[0043] 图 17 是用于说明计数值为 0 的能量阈值的推定的图。

[0044] 图 18 是用于说明每个检测模块的计数值 = 0 的能量阈值的处理以及基于该处理结果对各收集像素的各鉴别电路进行校准数据的运算的图。

[0045] 图 19 是用于说明校准数据的运算法的表图。

[0046] 图 20 是用于说明校准的效果的概念图。

[0047] 图 21 是用于说明在作为本发明第二实施方式的放射线摄像装置的牙科用的全景摄像装置中所进行的校准处理的部分流程图。

[0048] 图 22 是用于说明第二实施方式中的校准数据的运算的图。

[0049] 附图标记：

[0050] 1 :牙科用的全景摄像装置(放射线摄像装置)

[0051] 2 :机架

[0052] 3 :控制台

[0053] 12 :上下移动臂单元

[0054] 13D :旋转轴

[0055] 21 :X 射线管(放射线源)

[0056] 22 :检测器

[0057] 33 :控制器

[0058] 38 :校准运算器

[0059] 39 :第二存储部

[0060] 41 :阈值附加器

[0061] 51 :数据收集电路

[0062] 54 :比较器

[0063] 55 :能量区域分配电路

[0064] 56 :计数器

[0065] 57 :D/A 转换器

[0066] 58 :门锁电路

[0067] 59 :串行转换器

[0068] C :半导体元件(像素)

[0069] Sn :收集像素

[0070] DSi :鉴别电路

[0071] CNn :收集通道

[0072] FT :滤波器

### 具体实施方式

[0073] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0074] (第一实施方式)

[0075] 参照图 1 ~ 图 20,说明本发明的第一实施方式的光子计数型放射线检测器的校准



装置以及其校准方法的优选的实施方式。再有,作为该光子计数型(photon counting)放射线探测器的一例,实施在光子计数型 X 射线探测器(以下称为 X 射线探测器)。此外,该 X 射线探测器适用于医疗用的 X 射线 CT (Computed Tomography) 扫描器或 X 射线全景摄像装置。以下,在本实施方式中示出 X 射线全景摄像装置(以下称为全景摄像装置)的例子。

[0076] 图 1 中表示全景摄像装置 1 的概要。该全景摄像装置 1 具有从被测体 P 收集数据的机架(数据收集装置)2 和处理收集的数据从而生成图像等的同时控制机架 2 的动作的控制台 3。

[0077] 机架 2 具有支柱 11。将该支柱延伸的长度方向称为纵向(或上下方向:Z 轴方向),将与该纵向正交的方向称为横向(沿着 XY 面的方向)。支柱 11 上设置有在纵向上可移动的大致呈  $\pi$  字状的上下移动臂单元 12。上下移动臂单元 12 具有可沿支柱 11 移动的垂直臂 12A、从该垂直臂 12A 的上下端分别向横向延伸的上侧横臂 12B 以及下侧横臂 12C。旋转臂单元 13 以可在与支柱 11 正交的横向平面内旋转的状态被安装在上侧横臂 12B 的规定位置。下侧横臂 12C 的前端部作为托住被测体 P 的鄂部的腮托 14。因此,在进行摄像时,如图中的虚线所示,被测体 P 的鄂部被托住的状态下进行摄像。上下移动臂单元 12 的纵向位置通过未图示的驱动机构根据被测体 P 的身长而进行调整。

[0078] 旋转臂单元 13 具有向下且呈大致  $\pi$  字状的横臂 13A、从该横臂 13A 的两端分别向下延伸的放射线源侧纵臂 13B 以及检测侧纵臂 13C。横臂 13A 悬挂在旋转轴 13D 上,通过未图示的电机等驱动机构以旋转轴 13D 为中心转动(旋转)。在放射线源侧纵臂 13B 的下端部设置有 X 射线管 21,从该 X 射线管 21 照射的例如作为脉冲 X 射线的 X 射线在被设于同一下端部的准直器(未图示)准直后,透过被测体 P 的鄂部并传播至检测侧纵臂 13C(参照虚线)。检测侧纵臂 13C 的下端部设置有具有 X 射线入射孔 W(例如,横向 5.0mm×纵向 145mm)的 X 射线探测器 22(以下称为检测器)。再有,检测器 22 的检测面的尺寸例如为横向 6.4mm×纵向 150mm。

[0079] 如图 2 所示,该检测器 22 具有将 X 射线摄像元件排列成二维的多个检测模块 B1 ~ Bm,由该多个检测模块 B1 ~ Bm 的整体构成检测部分。多个检测模块 B1 ~ Bm 作为相互独立的块状,将其以规定形状(例如矩形状)安装在基板(未图示)上而构成检测器 22 的整体。每个检测模块 B1 (~ Bm)由将 X 射线直接转换成电脉冲信号的半导体材料构成。因此,检测器 22 是半导体直接变换方式的光子计数型 X 射线探测器。

[0080] 如上所述,该检测器 22 形成为多个检测模块 B1 ~ Bm 的集合体,作为整体,具有被排列成二维的收集像素  $S_n$  ( $n=1 \sim N$ ;像素数 N 例如为  $50 \times 1450$  像素)(参照图 2)。各收集像素  $S_n$  的尺寸例如为  $200 \mu\text{m} \times 200 \mu\text{m}$ 。

[0081] 因此,检测器 22 按照构成检测器 22 的检测面的每个像素(收集像素)  $S_n$  ( $n=1 \sim N$ ),对与入射 X 射线相应的光子(photon)进行计数,并将反映该计数值的电量的数据以例如 300fps 的高帧率输出。该数据也被称为帧数据。

[0082] 该多个收集像素  $S_n$  的每个在碲化镉半导体(CdTe 半导体)、镉锌碲化物半导体(CdZnTe 半导体)、硅半导体(Si 半导体)以及 CsI 等的闪烁器上,由 C-MOS 等的半导体元件(传感器)C 构成光电转换器。该半导体元件 C 分别检测入射的 X 射线,并输出与该能量值相应的脉冲电信号。也就是说,检测器 22 具有多个半导体元件 C 被排列成二维的元件群,在该半导体元件 C 的每个即二维排列的多个收集像素  $S_n$  的各自输出侧设置有数据收集电路

51<sub>n</sub> (n=1 ~ N)。在此,根据需要,将从每个收集像素 S<sub>n</sub> 即每个半导体元件 C 到各数据收集电路 51<sub>1</sub> (~ 51<sub>N</sub>) 的路径称为收集通道 CN<sub>n</sub> (n=1 ~ N)。

[0083] 再有,该半导体元件 S 的群的构造公开于特开 2000-69369 号公报、特开 2004-325183 号公报以及特开 2006-101926 号公报。

[0084] 其中,所述各收集像素 S<sub>n</sub> 的尺寸(200 μm×200 μm)为,小到足以将 X 射线作为光子(粒子)进行检测的值。在本实施方式中,可将 X 射线作为粒子进行检测的尺寸被定义为,“能够实质上忽略多个放射线(例如 X 射线)粒子连续入射至同一位置或其附近时响应该入射而发生的各电脉冲信号之间的重叠现象(也被称为堆积(pile up)),或能够预测其量的尺寸”。当发生所述重叠现象时, X 射线粒子的“入射数对实际的计测数”的特性上会发生 X 射线粒子的计数损失(也被称为堆积计数)。因此,形成于 X 射线检测器 22 的收集像素 S<sub>n</sub> 的尺寸被设定为能看作该计数损失不会发生或不会实质上发生的大小,或者设定为能够推定计数损失量的程度。

[0085] 接着,使用图 3 说明电连接于检测器 22 的电路。多个数据收集电路 51<sub>n</sub> (n=1 ~ N) 的每个具有接收从各半导体元件 C 输出的模拟量的电信号的电荷放大器 52,在该电荷放大器 52 的后段设置有波形整形电路 53、多级比较器 54<sub>1</sub> ~ 54<sub>i</sub> (在此, i=4)、能量区域分配电路 55、多级计数器 56<sub>1</sub> ~ 56<sub>i</sub> (在此, i=4)、多级 D/A 转换器 57<sub>1</sub> ~ 57<sub>i</sub> (在此, i=4)、闩锁电路 58 以及串行转换器 59。

[0086] 各电荷放大器 52 与各半导体元件 S 的各集电电极连接,将响应 X 射线的入射而被集电的电荷进行充电并作为电量的脉冲信号输出。该电荷放大器 52 的输出端与可调整增益以及偏移的波形整形电路 53 连接,通过预先调整的增益以及偏移进行处理以整形所检测的脉冲信号的波形。该波形整形电路 53 的增益以及偏移进行校准时,考虑对于由半导体元件 C 构成的每个收集像素 S<sub>n</sub> 的电荷充电特性的不均匀性以及各电路特性的分散。由此,能够提高排除了不均匀性的波形整形信号的输出以及与其对应的相对的阈值设定精度。其结果,对应于各收集像素 S<sub>n</sub> 的即从各收集通道 CN<sub>n</sub> 的波形整形电路 53 输出的经过波形整形的脉冲信号实质上具有反映所入射的 X 射线粒子的能量值的特性。因此,收集通道 CN<sub>n</sub> 之间的分散得到大大改善。

[0087] 该波形整形电路 53 的输出端分别与多个比较器 54<sub>1</sub> ~ 54<sub>4</sub> 的比较输入端连接。如图 4 所示,在该多个比较器 54<sub>1</sub> ~ 54<sub>4</sub> 各自的基准输入端分别施加不同值的模拟量的阈值 th<sub>1</sub> (在此, i=1 ~ 4)。由此,能够将一个脉冲信号与不同的模拟量阈值 th<sub>1</sub> ~ th<sub>4</sub> 分别进行比较。其比较的理由为,为了弄清入射的 X 射线粒子的能量值属于(鉴别)预先分成多个能量区域内的哪个范围。对脉冲信号的峰值(即表示入射的 X 射线粒子的能量值)超过模拟量阈值 th<sub>1</sub> ~ th<sub>4</sub> 的哪个值进行判断。由此,被鉴别的能量区域不同。再有,最低的模拟量阈值 th<sub>1</sub> 通常被设定为,避免检测由干扰或半导体元件 S、电荷放大器 52 等的电路引起的噪声或图像化所不需要的低能量的放射线。此外,阈值的个数即比较器的个数不必限定为四个,也可以为包括所述模拟量阈值 th<sub>1</sub> 的一个,也可以是两个以上的任何个数。

[0088] 具体地说,所述模拟量阈值 th<sub>1</sub> ~ th<sub>4</sub> 以数字值从控制台 3 的校准运算器 38 经过接口 31 提供至每个收集像素 S<sub>n</sub> 即每个收集通道。因此,比较器 54<sub>1</sub> ~ 54<sub>4</sub> 各自的基准输入端分别与四个 D/A 转换器 57<sub>1</sub> ~ 57<sub>4</sub> 的输出端连接。该 D/A 转换器 57<sub>1</sub> ~ 57<sub>4</sub> 通过闩锁电路 58 与阈值接收端 T<sub>1</sub> (~ T<sub>N</sub>) 连接,该阈值接收端 T<sub>1</sub> (~ T<sub>N</sub>) 与控制台 3 的接口 31 连接。

[0089] 进行摄像时, 闩锁电路 58 对从阈值附加器 40 通过接口 31 以及阈值接收端  $T_1$  ( $\sim T_N$ ) 附加的数字量的阈值  $th_1 \sim th_4$  进行闩锁, 并分别输出至对应的 D/A 转换器  $57_1 \sim 57_4$ 。因此, D/A 转换器  $57_1 \sim 57_4$  能够将指定的模拟量的阈值  $th_1 \sim th_4$  作为电压量分别附加到比较器  $54_1 \sim 54_4$ 。各收集通道  $CN_n$  与从 D/A 转换器  $57_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 经过比较器  $54_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 到达计数器  $55_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 的一个或多个电路系统连接。将该电路系统称为“鉴别电路” $DS_i$  ( $i=1 \sim 4$ )。

[0090] 图 5 中表示相当于该模拟量阈值  $th_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 的能量阈值  $TH_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 的设定例。当然, 该能量阈值  $TH_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 被离散地设定的同时, 是用户可任意设定的鉴别值。

[0091] 模拟量阈值  $th_i$  是在各鉴别电路  $DS_i$  中提供给比较器  $54_i$  的模拟电压, 能量阈值  $TH_i$  是用于鉴别能谱的 X 射线能量 (keV) 的模拟值。图 5 所示的波形表示从通常使用的 X 射线管球照射的 X 射线的能量的连续频谱。再有, 纵轴的计数值 (计数) 是与相当于横轴的能量值的光子的发生频度成比例的量, 横轴的能量值是依存于 X 射线管 21 的管电压的量。对于该频谱, 将第一模拟量阈值  $th_1$  与能量阈值  $TH_1$  对应地设定, 该能量阈值  $TH_1$  可鉴别无法对 X 射线粒子数进行计数的范围和偏低的能量区域 1。此外, 将第二、第三、以及第四模拟量阈值  $th_2$ 、 $th_3$ 、以及  $th_4$  以依次对应比第一能量阈值  $TH_1$  高的第二、第三、第四能量阈值  $TH_2$ 、 $TH_3$ 、 $TH_4$  的方式设定。由此, 规定基于能量的频谱波形的特性或设计值的合适的鉴别点, 从而设定能量区域 2  $\sim$  4。

[0092] 此外, 这些能量阈值  $TH_i$  假设作为基准的一个以上的拍摄对象, 以使每个能量区域的规定时间的计数值大致恒定的方式被决定。

[0093] 因此, 如图 3 所示, 比较器  $54_1 \sim 54_4$  的输出端与能量区域分配电路 55 连接。该能量区域分配电路 55 解读多个比较器  $54_1 \sim 54_4$  的输出、即相当于检测出的 X 射线粒子的能量值的脉冲电压与模拟量阈值  $th_1$  ( $\sim th_4$ ) 的比较结果, 以进行该能量值被分类于哪个能量区域 1  $\sim$  4 的分配。例如, 当两个比较器  $54_1$ 、 $54_2$  的输出开启 (检测值  $\geq$  阈值), 剩余的两个比较器  $54_3$ 、 $54_4$  的输出断开 (检测值  $<$  阈值) 时, 能量值被鉴别至能量区域 2。此外, 当三个比较器  $54_1 \sim 54_3$  的输出开启, 剩余的一个比较器  $54_4$  的输出断开时, 能量值被鉴别至能量区域 3, 以此类推。能量区域分配电路 55 向计数器  $56_1 \sim 56_4$  中的任何一个发送与鉴别结果相应的脉冲信号。例如, 当发生被鉴别至能量区域 1 的事件时, 向第一个计数器  $56_1$  发送脉冲信号。当发生被鉴别至能量区域 2 的事件时, 向第二个计数器  $56_2$  发送脉冲信号。关于能量区域 3 和 4 也一样。

[0094] 因此, 每次从能量区域分配电路 55 输入脉冲信号时, 每个计数器  $56_1 \sim 56_4$  进行计数。由此, 能够将被相应的能量区域鉴别的能量值的 X 射线粒子数作为每个规定时间的累计值进行计测。再有, 控制台 3 的控制器 33 通过启动停止端子 T2 向计数器  $56_1 \sim 56_4$  施加启动以及停止的信号。规定时间的计测由外部通过使用计数器自身具有的复位电路进行管理。

[0095] 这样, 在被复位之前的规定时间期间, 入射至检测器 12 的 X 射线的粒子数通过多个计数器  $56_1 \sim 56_4$  按照每个收集像素  $S_n$  且按照每个能量区域进行计测。该 X 射线粒子数的计数值作为数字量的计数数据从每个计数器  $56_1 \sim 56_4$  并列输出之后, 被串行转换器 59 转换成串行格式。该串行转换器  $59_1$  与剩余的全部收集通道的串行转换器  $59_2 \sim 59_N$  串联连接。因此, 全部数字量的计数数据从最后的通道的串行转换器  $59_N$  串行输出, 并通过发送

端 T3 被发送至控制台 3。在控制台 3, 接口 31 接收这些计数数据并将其存储于第一存储部 34。

[0096] 因此, 图像处理器 35 根据来自输入器 37 的操作员的指令读出存储于第一存储部 34 的计数数据, 从而使用该计数数据并通过例如断层 X 射线摄影合成方法重建图像、例如沿着牙列的断面的 X 射线透射图像(全景图像)。从各收集像素  $S_n$  得到多个能量区域 1 ~ 4 的计数数据。因此, 在该全景图像的重建中, 越是高能量值的计数数据, 图像处理器 35 赋予越高的加权, 并将其进行相加。由此, 得到按照每个收集像素  $S_n$  收集的数据。由此, 获得从整个收集像素  $S_n$  收集的基于 X 射线扫描的完整数据, 所以通过断层 X 射线摄影合成方法处理这些收集数据以重建全景图像。该全景图像被例如显示器 36 显示。当然, 也可以不实施加权而重建全景图像。

[0097] 再有, 加权处理的方法有各种。如上所述, 如果是强调高能量区域的计数数据的加权处理, 则能够抑制射线束硬化引起的伪影。此外, 也能够以如下方式进行加权, 即强调低能量区域以改善软部组织的对比度。也能够以如下方式进行加权, 即以抑制射线束硬化引起的伪影以及改善软部组织的对比度为目的, 共同强调这两个区域。

[0098] 此外, 在作为牙科用全景装置的重要任务的前牙部, 以阴影方式重叠的颈椎, 如果在重建前牙部时进行强调高能量区域的计数数据的加权, 就能够一定程度上减轻颈椎的映入。同样的加权处理也能够减轻侧面牙的牙列重叠、即减轻正交摄像时的相反侧的鄂部的映入时使用。并且, 当希望以较好对比度观察下颚管等时, 通过进行强调低能量的计数数据的加权进行重建, 能够使图像更清晰。

[0099] 再有, 在本实施方式中, 对应于所述 N 个收集像素  $S_n$  的半导体元件 S 以及数据收集电路 51n 由 ASIC 在 CMOS 上一体地构成。当然, 该数据收集电路 51n 也可以作为与半导体元件 S 的群相互分开的电路或设备构成。

[0100] 如图 6 所示, 控制台 3 具有负责信号的输入与输出的接口(I/F)31, 且具有以可通过总线 32 进行通信的方式与该接口 31 连接的控制器 33、第一存储部 34、图像处理器 35、显示器 36、输入器 37、校准运算器 38、第二存储部 39、ROM40、以及阈值附加器 41。

[0101] 控制器 33 根据预先提供给 ROM40 的程序控制机架 2 的驱动。该控制中还包含对向 X 射线管 21 供给高电压的高电压发生装置 42 的指令值的输出, 以及对校准运算器 38 的驱动指令。第一存储部 34 存储从机架 2 通过接口 31 传送来的帧数据。

[0102] 图像处理器 35 在控制器 33 的管理下, 根据预先提供给 ROM40 的程序, 通过基于公知的被称作移动和附加(shift and add)的运算法的断层 X 射线摄影合成方法, 处理被第一存储部 34 存储的帧数据, 从而生成被测体 P 的口腔部的牙列的 X 射线透射像(断层像)。显示部 36 负责显示生成的透射像、表示机架 2 的动作状况的信息以及通过输入器 37 提供的操作员的操作信息。输入器 37 使用于将操作员摄像需要的信息提供给系统。

[0103] 此外, 校准运算器 38 在控制器 33 的管理下, 在预先内置于 ROM40 的程序下动作, 对在后述数据收集电路上附加到每个收集像素  $S_n$  的每个鉴别电路的、用于鉴别能量的数字量的阈值进行校准。该校准在本全景摄像装置出厂前在工厂进行, 或者在定期的或出现故障时的维修检查时, 或摄像前进行。该校准是本发明的特征的中心, 在后面详细描述。第二存储部 39 存储通过校准在每个收集像素以及每个能量鉴别电路上生成的阈值的值。摄像时该阈值在控制器 33 的控制下被调用, 被提供给后述的数据收集电路, 用于校准。

[0104] 阈值附加器 41 在控制器 33 的控制下,摄像时按照每个收集像素且按照每个鉴别电路调用存储于第二存储部 39 的数字量的阈值,并将该阈值作为指令值通过接口 31 发送至检测器 22。为执行该处理,阈值附加器 41 执行预先存储于 ROM40 的程序。

[0105] 控制器 33、图像处理器 35、校准运算器 38 以及阈值附加器 41 共同具有以所提供的程序运行的 CPU (中央处理装置)。这些程序被预先存储于 ROM40。

[0106] (校准)

[0107] 接着,对本实施方式的校准的意义、条件、以及具体的方法进行说明。

[0108] 图 3 所示的检测器 22 中,从其半导体元件 S 到串行转换器 59 的、用于输出整个像素的计数数据的整个收集通道 CNn 由 CMOS 制造。因此,由于存在其制造误差等的第一理由,整个收集通道 CNn 的检测特性产生分散是不可避免的。因此,必须通过校准来改正。除此之外,检测器 22 是光子计数型的设备。因此,在每个收集通道上具有用于鉴别 X 射线光子能量的多个鉴别电路(系列数  $i=1 \sim 4$ ),并必须在每个鉴别电路上设置将数字量的指令值(阈值)变换成模拟值的 D/A 转换器  $57_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) (第二理由)。由于这些第一、第二理由,检测特性在每个收集通道上(也就是说,在对于多个收集通道 CNn 的同一阈值的鉴别电路的相互之间)产生分散。

[0109] 就第一理由而言,如果用曲线图表示各收集通道随着 X 射线光子的入射被检测的脉冲信号的高低与光子的能量值之间的关系,则一般为如图 7 所示的 S 字形的曲线。这是通常成为被称作 S 字特性的非线形的曲线图。每个收集通道的该 S 字特性的偏移和增益以及表示 S 字状的曲线的形状不同(例如收集通道 1 为特性 #1,旁边的收集通道 2 为特性 #2),这是无论制造硬件时再精密也不可避免的。这样的分散导致检测灵敏度的不同,其当然导致检测性能的下降,所以需要通过校准除去或抑制分散且保持高检测灵敏度。

[0110] 如上所述,以往,作为使该 S 字特性一致的校准,使用固定能量值已知的两种密封伽马射线放射源、例如  $^{241}\text{Am}$  (能量值为 59.5KeV)以及  $^{122}\text{Co}$  (能量值为 122KeV)收集数据,从该收集结果中调整用于能量鉴别的阈值,以使偏移和增益在收集通道之间一致。但是,当使用这两种伽马射线放射源时,只在 S 字特性上的两点(59.5KeV 与 122KeV 的能量值的位置)处使特性一致,所以并不知道该两点以外的点如何被调整。因此,该以往的校准方法,对两点以外的能量值设定的阈值的可靠性极低。此外,使用伽马射线放射源从整个像素收集足够量的数据需要较长时间(例如数个小时~数十个小时),作业效率极低,并不现实。

[0111] 并且,就第二理由而言,在 D/A 转换器  $57_t$  ( $t=1 \sim 4$ ) 的 D/A 变换特性中,也会如图 8 所示产生变换误差(也有单调变化中各步骤的变化量不同或非单调变化的情况)。对于光子计数型的检测器 22 来说能量鉴别是必须的,如果要进行详细的能量鉴别,需要在像素上,即在收集通道上设置更多的 D/A 转换器。因此,需要进行考虑到如图 8 所示的变换误差的校准,但是以往没有充分做到这些。

[0112] 因此,本全景摄像装置最大的特征为,具有进行排除了这些问题的校准的功能。

[0113] 该校准不是使用伽马射线放射源与 X 射线放射源等多种放射源进行,而是只使用 X 射线放射源在极短的时间内且以高精度进行。作为该 X 射线放射源,在本实施方式中使用前述的 X 射线管 21。

[0114] 关于本实施方式中的校准的计测条件进行说明。在本实施方式中,以使尽量减少检测器 22 的计数损失的方式设定了各种条件的状态下进行校准。将此称为最佳计测条件。

该最佳计测条件在本实施方式中由两个条件构成,全都是为减少计数损失而被设定。以下所述的两个最佳计测条件中,根据实施状态,即使只采用其中任何一个条件,在减少计数损失上也是有效的。

[0115] 第一最佳计测条件表示例如当使实际使用的 X 射线管电压为 80kV 时,设定为尽量在各能量区域中的实际计数相等的能量中的校准,是含有在校准时供给于 X 射线管 21 的电流(管电流)的条件。特别是,该管电流被设定成,在将 X 射线照射至检测器 22 的整个检测面的同时,向各收集像素  $S_n$  提供比为鉴别能量而附加的期望的所有种类(值)的阈值低的阈值的状态下,与各收集像素  $S_n$  中收集的 X 射线的频谱形状以及输出的电脉冲信号的整形时间相应的、表示理论上的 1% 的 X 射线粒子计数损失(重叠现象)的计数率的 1/10。该管电流根据 X 射线的能量、即附加到 X 射线管 21 的电压(管电压)的不同而被设定为不同。

[0116] 第二最佳计测条件为,通过进行入射至检测器 22 的 X 射线的频谱的射线束硬化,使整个频谱波形硬化(射线束硬化)。是只在校准时置于 X 射线管 21 的前面的树脂制的滤波器 FT (参照后述图 9)。如图 11 的模式化表示,从 X 射线管照射的 X 射线通过滤波器 FT 被硬化。在频谱上而言,越是具有低能量的 X 射线粒子,越容易与具有更高能量的 X 射线粒子重叠(堆积)。因此,通过 X 射线频谱的硬化,低能量的 X 射线粒子数减少,所以在希望进行校准的能量带中 X 射线粒子重叠的概率也减小。该滤波器 FT 是由例如厚度为 20mm 的丙烯酸树脂或铝构成的板体,进行校准时操作者通过设置未图示的支撑机构或启动未图示的自动装填机构,将其固定在 X 射线管 21 的前面位置。需要根据希望调整的管电压的不同,滤波器 FT 的材料也不同。当然,该滤波器 FT 不进行校准时,至少从 X 射线照射路径移除。

[0117] 在表 1 中表示检测器 22 与 X 射线管焦点位置的距离为 55cm 时的附加了第一及第二最佳计测条件的计测条件的一例。该表 1 中表示的信息预先以存储表的形式预先存储在例如校准运算器 38 或第二存储部 39 内,并根据需要参照。

[0118] 【表 1】

[0119]

X 射线能量	管电压	管电流	滤波器的种类	能量阈值的起始值	能量阈值的收集幅度
鉴别电路 1 : 30KeV	29kV	1.0mA	丙烯酸树脂、 20mm 厚	TH <sub>1</sub> ST=15	TH <sub>w</sub> =30
鉴别电路 2 : 39.5KeV	39kV	3.5mA	铝 10mm 厚	TH <sub>2</sub> ST=20	TH <sub>w</sub> =35
鉴别电路 3 : 48KeV	48kV	4.8mA	铝 20mm 厚	TH <sub>3</sub> ST=25	TH <sub>w</sub> =50
鉴别电路 4 : 59KeV	58kV	5.0mA	铝 20mm 厚	TH <sub>4</sub> ST=45	TH <sub>w</sub> =50

[0120] 在所述表 1 中, X 射线能量 =39.5KeV 时的滤波器的厚度为 10mm,其它的 X 射线能量时的滤波器的厚度为 20mm。此外,阈值以及阈值幅度以将设定为可能的最高值的 X 射线

能量时得到的频谱上的能量的连续值量化成 1 ~ 128 时的相对值表示。更重要的是,在每个鉴别电路  $DS_i$  上,能量阈值的起始值  $TH_{iST}$  以及该收集幅度  $TH_w$  设定为必须具有能够以 X 射线能量(以管电压决定)为中心向高低充分地变动的必要的且充足的范围(参照后述图 17)。在本发明中实施的校准用于发现计数值几乎变为 0 的能量阈值,所以为实现此而设定所述范围。

[0121] 再有,在本实施方式中,也对 X 射线的收集时间求最佳值。收集时间为了将校准的统计上的收集精度保持在规定以上而被设定。在本实施方式中,将收集时间设定为 200 帧。通过将该 200 帧的帧数据进行积算而实施校准。当然,该帧数不必非得限定为 200 帧,是考虑统计上的噪声的收集精度与计数时间等而被决定的。因此,如果设计上的其它条件发生微妙变化或改变处理方法,也能够减少帧数。

[0122] 其次,具体地说明校准。

[0123] 如上所述,本全景摄像装置在出厂前或现场设置后,当定期或发生异常的情况下交换检测器时进行校准处理。作为执行该校准的机构,控制台 3 具有校准运算器 38、第二存储部 39 以及阈值附加器 41。

[0124] 如上所述,检测器 22 具有多个检测模块  $B_1 \sim B_M$ ,所以执行两种校准,即首先使检测特性在该多个检测模块  $B_1 \sim B_M$  的相互之间一致的“全局(global)”校准(以下称作全局校准:第一校准),以及与该全局校准并行地或在全局校准之后使每个同一检测模块  $B_1$  ( $\sim B_M$ ) 内的多个收集像素  $S_n$  ( $n=1 \sim N$ ) 的能量鉴别电路在收集像素相互间的检测特性一致的被称作“微调(trim)”的校准(以下称为微调校准:第二校准)。再有,在此,使检测特性互相一致是指,将为了使提供到检测器 22 的所有收集像素  $S_n$  的能量鉴别电路的能量鉴别阈值在每个鉴别电路上完整而被校正的阈值(指令值),通过门锁电路 58 提供给 D/A 转换器 57<sub>t</sub> ( $t=1 \sim 4$ )。

[0125] 并且,在本实施方式中,也有在执行全局校准之前或在全局校准时,同时检测收集像素  $S_n$  中的不合格像素的特征。在此所说的不合格像素是指不能检测 X 射线的收集像素、输出异常的检测值的收集像素等,是无法用于 X 射线摄像的收集像素。

[0126] 在本第一实施方式中,最初进行不合格像素的检测,之后同时执行全局校准与微调校准。当然,作为变形例,也可以与全局校准同时进行不合格像素的检测,对除了该不合格像素之外的像素进行微调校准。

[0127] 如图 2 所示,构成检测器 22 的检测面 22F 的多个收集像素  $S_n$  分别是在 X 射线粒子计测下收集 X 射线透过数据的单位。因此,该各收集像素  $S_n$  成为所述收集通道  $CN_n$  的起点。此外,在一个收集通道  $CN_n$  上连接有应用于其内部的半导体层的一个或多个能量鉴别电路。也就是说,在各收集通道  $CN$  上连接有多个(在此为四个)鉴别电路。因此,校准是对所有的收集通道  $CN$  按照每个能量阈值调整与模拟量的阈值  $th$  相应的数字量的阈值  $th$  (校准数据),以使检测灵敏度在鉴别电路之间一致。

[0128] 以下,具体说明不合格像素的检测以及用于校准的处理。在以下的校准运算中,该“指令值”在每个收集通道  $CN_n$  ( $n=1 \sim N$ ) 上且在每个鉴别电路  $DS_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 上被设定为校准数据。

[0129] 再有,当进行不合格像素的检测以及校准时,与通常的摄像不同,如图 9 所示,在 X 射线管 21 与检测器 22 之间插补滤波器 FT,此外,在检测器 22 附近配置频谱分析仪 60。如

上所述,滤波器 FT 以使 X 射线的线束硬化为目的被置于 X 射线路径上(参照图 11)。作为该滤波器 FT,可使用一种滤波器,也可选择使用材质和厚度不同的多种滤波器 FT。该滤波器 FT 每次可手动设置,也可通过马达等的驱动机构 61 自动装填。频谱分析仪 60 测定从 X 射线管 21 照射的 X 射线的能量的实际值,并将该测定值发送至控制台 3 的校准运算器 38。校准运算器 38 使用该测定值反馈控制向高电压发生装置 42 发出指令的 X 射线管电压,由此,使实际被照射的 X 射线的能量准确地设定为该指令值。

[0130] (不合格像素的检测)

[0131] 首先根据图 10 所示的流程说明不合格像素(不合格的收集像素)的检测。基于该流程的处理通过以下方式执行,即控制器 33 响应由输入器 37 提供的操作员的操作信息,并由控制器 33 对校准运算器 38 发出不合格像素的检测的指令。

[0132] 校准运算器 38 使最初的 X 射线照射的初始状态指定为与操作员之间的互动(图 10,步骤 S1)。该初始状态的指定不仅指 X 射线管 21 的管电压以及管电流的规定值,也指帧数据的收集数以及最初的滤波器 FT 的配置(通过手动或自动的配置)。在此,X 射线管 21 的管电压 =59kV、其管电流 =4mA、应该收集的帧数 =200 帧、以及滤波器 FT 的厚度 =20mm 的铝板被指定(指令)。

[0133] 其次,转到步骤 S2,作为一例,通过校准运算器 38,在各收集像素  $S_n$  ( $n=1 \sim N$ ) 的所有的鉴别电路  $DS_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 上指令相同的能量阈值  $TH=TH_4=45$  (相对值)(步骤 S2)。当前要执行的处理总称为“不合格像素的检测”,但实际上为“收集通道  $CN_n$  ( $n=1 \sim N$ ) 的不合格检测”。不仅半导体元件 C 的不合格,即使是连接于半导体元件 C 的后段的含有一个或多个鉴别电路  $DS_i$  的电路的任一部分发生异常,也会导致整个收集通道的不合格。因此,进行包含所有的鉴别电路  $DS_i$  的隐性问题在内的以收集通道作为单位的不合格像素的检测。

[0134] 再有,附加到鉴别电路  $DS_i$  的阈值不必非得是能量阈值  $TH=TH_4$ ,也可以是  $TH_3$ 、 $TH_2$  或  $TH_1$ 。

[0135] 接着,在步骤 S3 中,校准运算器 38 向控制器 33 发送指令使其收集 200 帧的帧数据。控制器 33 响应该指令向高电压发生器 42 发送驱动信号,因此高电压发生器 42 以被设定的管电压驱动 X 射线管 21。由此,从 X 射线管照射的 X 射线通过滤波器 FT 入射至检测器 22,并作为被多个检测模块  $B_1 \sim B_m$  供给的  $50 \times 1450$  像素的帧数据被检测。

[0136] 被收集的该帧数据为被指令的帧数即在本实施方式中为 200 帧。此时被收集的各帧数据为具有超过能量阈值  $TH=TH_4$  的能量值的 X 射线粒子的计测值。此外,在各收集像素  $S_n$  的所有的鉴别电路  $DS_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 上施加相同的相当于能量阈值  $TH=TH_4$  的阈值  $th_4$ ,所以通过各收集通道  $CN_n$  ( $n=1 \sim N$ ) 收集的计数值,因四个系统的鉴别电路  $DS_i$  连接于各收集像素  $S_n$  ( $n=1 \sim N$ ),与一个系统时相比变多。因此,可以将该多出的计数值直接用于不合格像素的检测,也可以将其在按照每个系统进行平均后用于不合格像素的检测。

[0137] 再有,当高电压发生器 42 驱动 X 射线管 21 时,使用所述频谱分析仪 60 计测的实际的 X 射线能量值,对 X 射线管 21 的管电压进行微调。由此,从 X 射线管 21 照射的 X 射线的能量值以更高的精度保持在步骤 S1 中作为规定值指定的值。

[0138] 当该数据收集结束时,转到步骤 S4,对于帧数据的各像素值,即对于被各收集像素计测的光子的计数值,在 200 帧的帧数据之间相互进行加法运算。由此,生成各像素值由光子进行加法运算后的计数值构成的  $50 \times 1450$  像素的帧数据。



[0139] 进一步,在步骤 S5 中,校准运算器 38 对该  $50 \times 1450$  像素的帧数据的各像素进行计数值(加法运算值)是否为 0 的判断。该判断是不合格像素的检测的第一步。如图 12 所示,计数值(加法运算值)=0 表示完全未检测的情况,所以当步骤 S5 的判断为肯定时,在步骤 S6 中判断该像素为不合格像素,并存储该不合格像素的地址。

[0140] 在步骤 S6 之后以及在步骤 S5 中被判断为否定时,步骤 S7 中判断是否分别对全部收集像素进行了检测。由此,分别对  $50 \times 1450$  像素的每个鉴别电路执行计数值(加法运算值)是否为 0 的判断(步骤 S7)。该检测未完成时,处理返回步骤 S5。

[0141] 再有,即使在通过某个收集像素  $S_n$  ( $n=1 \sim N$ ) 的四个鉴别电路  $DS_i$  ( $i=1 \sim 4$ ) 中的一个鉴别电路收集的计数值(加法运算值)为 0,而通过其它三个鉴别电路收集的计数值(加法运算值)不为 0 的情况下,在最初发现计数值(加法运算值)=0 时,该收集像素就作为不合格像素被分类为不合格像素的范畴。因此,对被判断为不合格像素的收集像素,即使还存在未被判断的鉴别电路,只要是已经被判断为不合格的收集像素,就不再执行计数值(加法运算值)是否为 0 的判断。该方案在后述第二步~第四步的不合格像素检测中也相同。

[0142] 当该第一步的不合格像素的检测完成时,便转到第二步的不合格像素的检测(步骤 S8 ~ S10)。首先在步骤 S8 中,判断  $50 \times 1450$  像素的帧数据中的除了在第一步的不合格像素检测判断出的不合格像素之外的每个收集像素的计数值(加法运算值)是否为某个规定值以上的不可能的值。用于该判断的“规定值”被设定为可判断在通常的 X 射线粒子的计测中几乎不可能有的值(参照图 12)。

[0143] 当该步骤 S8 中的判断为肯定时,与前述步骤 S6 相同,在步骤 S9 中进行不合格像素的判断以及存储。与上述相同,在步骤 S10 中,分别对  $50 \times 1450$  像素的帧数据中的除了通过第一步的不合格像素检测判断出的不合格像素之外的整个收集像素进行是否完成了不合格像素的检测的判断。当该检测未完成时,处理返回步骤 S8。

[0144] 当该第二步不合格像素的检测完成时,便转到用于使用标准偏差检测计数值的分散的处理,即转到第三步不合格像素的检测(步骤 S11 ~ S16)。首先,运算每个检测模块的计数值(加法运算值)的平均值  $\mu$  (步骤 S11)。该平均值  $\mu$  对除了在第二步之前的不合格像素检测中被排除的不合格像素之外的收集像素作为对象进行运算。

[0145] 接着,按照每个检测模块进行校正各收集像素的计数值,以使在步骤 S11 中运算出的每个检测模块的计数值的平均值  $\mu$  一致,并将该被校正的计数值进行存储(步骤 12)。进一步,使用该被校正的计数值运算标准偏差  $\sigma$  (步骤 S13),设定基于标准偏差  $\sigma$  的  $\pm 4\sigma$  的范围(步骤 S14;参照图 13)。

[0146] 接着,对每个在第二步之前的不合格像素检测中被判断为不合格像素以外的剩余的每个收集像素,进行每个收集像素的在步骤 S4 中运算出的计数值(加法运算值)是否处于“平均值  $\mu \pm 4\sigma$ ”的范围之外的判断(步骤 S15;参照图 13)。当该判断为肯定时,转到步骤 S16,与上述同样地进行不合格像素的判断及其地址的存储。在该处理之后,当在步骤 S16 中的判断为否定时,对剩余的收集像素重复相同的处理(步骤 S17)。由此,对所有在第一步、第二步的不合格像素检测中被判断为合格的收集像素执行第三步的不合格像素检测。

[0147] 进一步,变更能量阈值  $TH$  的值,并检测出表示在统计上不可能有的计测值的像素作为不合格像素。这是第四步不合格像素的检测,其与单纯以计数值确认的第一步和第二步的不合格像素检测,以及利用了标准偏差的由分散引起的不合格像素的检测组合起来实

施。通过进行该第一步~第四步的不合格像素检测,进一步提高不合格像素检测的可靠性。

[0148] 该第四步的不合格像素的处理表示在步骤 S18 ~ S23 中。首先,发出指令使能量阈值 TH 调高至 TH4' (例如  $TH4' = 50$  (相对值)  $> TH4 = 45$  (相对值)) (步骤 S18)。也可以发出指令使该能量阈值 TH 自  $TH4 = 45$  (相对值) 下降。接着,在只变更该能量阈值 TH 的状态下,与所述步骤 S3、S4 一样,进行 200 帧的帧数据的收集(步骤 S20),进一步,将像素值即各收集像素的计数值在 200 帧的数据之间进行相加(步骤 S21)。

[0149] 做好该准备之后,对在所述步骤 S4 中运算出的能量阈值  $TH = TH4$  时的计数值(加法运算值) A 与在所述步骤 S20 中运算出的能量阈值  $TH = TH4'$  ( $> TH4$ ) 时的计数值(加法运算值) B 进行比较。具体的说,在每个收集像素上判断后者的计数值 B 是否大于 A (也就是说计数值是否逆转)(步骤 S21)。当该判断为肯定时(计数值逆转),作为统计上不可能有的情况,该像素被判断为具有不稳定性的不合格像素,其地址被存储(步骤 S22)。在图 14 中表示该计数值的逆转的概念。该计数值是否逆转的判断是对未在第一步~第三步的不合格像素检测中检测出的剩余的所有收集像素逐个依次实施(步骤 S23)。通过以上处理,完成第四步的不合格像素检测的处理。

[0150] 最后,在步骤 S24 中,判断通过所述一系列的处理检测出的不合格像素(不合格的收集通道)的数量是否在规定数(例如整体像素数的 5%) 以上。当该判断为肯定时,也就是说,还会发现规定数以上的不合格像素时,校准运算器 38 将该处理返回步骤 S3。由此,所述处理被重复执行。在该重复中,当步骤 S24 的判断为否定时,认为不合格像素的检测数在重复检测期间收敛,从而结束一系列的不合格像素的检测。

[0151] 在结束时,校准运算器 38 将确定检测出的不合格像素的信息即地址存储于内部存储器。因此,在摄像时,将以位于该地址的收集像素  $S_i$  作为起点的收集通道  $CNi$  收集的计数值不用于图像重建,该计数值例如从周围的像素通过插补而推定。

[0152] 再有,也可以将从步骤 S24 返回步骤 S3 的次数即不合格像素检测的重复次数限定在规定值(例如四次)。也就是说,当判断为即使进行规定值以上的重复检测,不合格像素的检测数也不会收敛时,放弃并结束处理。此时,可以认为在整个检测器 21 存在制造上的严重缺陷。

[0153] (校准)

[0154] 如上所述当不合格像素的检测结束时,校准运算器 38 转到全局以及微调校准。图 15 及图 16 中表示用于该校准的处理的概要。

[0155] 如后述在进行该校准时,不对通过所述前面的处理判断为不合格像素的收集通道实施校准,从而尽量减轻校准所需的运算负载,以追求速度化。

[0156] 首先在步骤 S31 中,校准运算器 38 将表示并列连接于各收集像素  $S_n$  的鉴别电路  $DS_i$  的数量的变数  $i$  设定为 0。接着,在步骤 S32 中进行变数  $i = i + 1$  的运算。进一步,进入步骤 S33,设定或变更 X 射线管 21 的管电流、管电压等的 X 射线照射条件。此时,变数为  $i = 1$ ,所以第一个鉴别计数  $DS_1$  被指定。该鉴别电路  $DS_1$  表示图 3 中的使用 D/A 转换器  $57_1$  以及比较器  $54_1$  的鉴别电路,施加到该鉴别电路  $DS_1$  的管电流及管电压由所述表 1 中的序列 1 决定。此时,被设定为管电压  $= 29kV$ ,管电流  $= 1.0mA$ 。

[0157] 接着,在步骤 S34 中,指示使用于 X 射线的线束硬化的滤波器 FT 的设定或变更。如从表 1 看到的那样,根据使用哪个鉴别电路  $DS_i$  来决定该滤波器 FT。如图 9 所示,当确定使

用的滤波器 FT 时, 驱动机构 61 被驱动, 或者手动地将滤波器 FT1 (例如厚度为 10mm、20mm 的铝板) 或滤波器 FT2 (厚度为 20mm 的丙烯酸树脂板) 配置于 X 射线路线内。此时, 配置滤波器 FT2 (厚度为 20mm 的丙烯酸树脂)

[0158] 接着, 转到步骤 S35, 设定当前被选择的鉴别电路  $DS_i=DS_1$  的能量阈值的起始值以及收集幅度。该设定也是参照作为表 1 被存储的存储表进行的。例如, 当鉴别电路  $DS_i=DS_1$  时, 起始值  $TH_{1ST}=15$ , 收集幅度  $TH_w=30$  (都是相对值)。

[0159] 做好该准备后, 在步骤 S36 中, 校准运算器 38 与所述不合格像素检测时的指令一样, 对第一鉴别计数  $DS_1$  进行作为规定帧数而预先设定的例如 200 帧的数据的收集以及存储。将该数据的收集以及存储的处理作为子程序在图 16 中表示。

[0160] 具体的说, 如图 16 所示, 读出能量阈值的设定值(起始值  $TH_{1ST}=15$ , 收集幅度  $TH_w=30$ ) (步骤 S36<sub>1</sub>; 参照图 17)。进一步, 在该设定值中, 将起始值  $TH_{1ST}=15$  作为当前的能量阈值  $TH(TH=TH_{1ST})$ , 并通过构成第一鉴别电路  $DS_1$  的闩锁电路 58 以及 D/A 转换器  $57_1$  提供给该比较器  $54_1$  (步骤 S36<sub>2</sub>)。再有, 此时可以向剩余第二~第四鉴别电路  $DS_2 \sim DS_4$  施加相同的起始值, 也可以施加其它的值。无论如何, 与当前进行的鉴别电路无关的鉴别电路收集的数据被忽略。

[0161] 在这种状态下, 进行规定帧数(例如 200 帧)的数据(计数值)的收集以及存储(步骤 S36<sub>3</sub>, S36<sub>4</sub>)。接着, 判断当前的能量阈值是否达到收集幅度的最高值即“起始值  $TH_{1ST}+$  收集幅度  $TH_w=15+30$ ” (步骤 S36<sub>5</sub>)。当该判断为肯定时, 结束该收集与存储的子程序而返回主程序。另一方面, 当所述判断为否定时, 进行  $TH=TH+\Delta TH$  的运算, 增加相当于阈值单位长度  $\Delta TH$  的量(步骤 S36<sub>6</sub>)。如图 17 所示, 该阈值单位长度  $\Delta TH$  被预先设定为, 能够以高精度把握使能量阈值增加时的计数值的变化量的规定值。在步骤 S36<sub>5</sub> 之后, 处理返回步骤 S36<sub>2</sub>, 并被重复执行直到达到  $TH=TH_{1ST}+TH_w=15+30$ 。

[0162] 当该子程序的处理完成时, 再次执行图 15 所示的主要的步骤 S37。也就是说, 如图 17 所示, 在步骤 S37 中, 使用在步骤 S36 中收集的规定帧数(例如 200 帧)的计数值生成如图 17 所示的曲线。图中, X 标记表示计数值。该计数值在每个收集像素  $S_n$  的每个鉴别电路  $DS_i$  上生成, 该值是例如将 200 帧的计数值平均的值。

[0163] 接着, 在步骤 S38 中, 校准运算器 38 应用多次函数等对该生成的曲线进行校正或拟合, 从而如图 17 所示推定通过提高能量阈值而减小的计数值成为 0 时的能量阈值  $TH_{1TR}$ 。此时, 对第一鉴别电路  $DS_1$  进行校准( $i=1$ ), 所以该能量阈值  $TH_{1TR}$  分别对各收集像素  $S_n$  ( $n=1 \sim N$ ) 的第一鉴别电路  $DS_1$  进行推定。

[0164] 再有, 如图 17 所示, 实际上计数值即使超过能量阈值  $TH_{1TR}$  也不会立即收敛, 保持着计数值的低减少状态。这是 X 射线脉冲相互间的堆积引起能谱向上移动的现象。该现象通过在本实施方式中使用的滤波器 FT 引起的射线束硬化得以抑制, 但实际上无法完全抑制该现象。因此, 以不受该现象的影响地推定由管电压决定的几乎真正达到计数值 =0 的能量阈值变得很重要。

[0165] 之后, 校准运算器 38 使用所述能量阈值  $TH_{1TR}$  进行全局校准以及微调校准。首先, 在步骤 S39 中, 在每个检测模块上对每个第一鉴别电路  $DS_1$  分别进行能量阈值  $TH_{1TR}$  的平均值的运算, 进一步在多个检测模块之间进行该能量阈值  $TH_{1TR}$  的平均值的运算(步骤 S39)。再有, 该平均值作为代表值被运算, 所以也可以不是平均值。由此, 如图 18 (a)和(b)所示,

多个检测模块 B1 ~ B5 ( $m=5$ ) 的能量阈值  $TH_{1TR}$  的平均值进一步被平均从而求出一个平均值  $TH_{AVE}$ 。平均值  $TH_{AVE}$  是在多个检测模块之间将能量阈值加在一起的值, 作为全局校准数据被存储。

[0166] 接着, 在步骤 S40 中, 对多个检测模块的各收集像素  $S_n$  的指定的鉴别电路  $DS_i$  分别运算出自步骤 S38 中求出的能量阈值  $TH_{1TR}$  的平均值  $TH_{AVE}$  的偏差量  $\Delta th_n$  ( $n=1 \sim N$ )。在图 18 (c) 中, 模式化表示收集像素  $n=1 \sim 5$  时的该偏差量  $\Delta th_1 \sim \Delta th_5$  的概念。这些偏差量  $\Delta th_n$  用于对各收集像素的各个鉴别电路的制造上的个体差异或每个的特性引起的偏差要素进行微调, 所以作为微调校准数据被存储。

[0167] 再有, 如后所述, 当步骤 S39 和 S40 的处理被重复时, 其平均值  $TH_{AVE}$  随着重复而被更新。

[0168] 接着, 在步骤 S41 中, 判断所述步骤 S36 ~ S40 的处理是否实施了规定次数 (例如四次)。当该判断为否定时, 重复步骤 S36 ~ S40 的处理直到满足该规定次数。该重复是为了使校准稳定化。

[0169] 当该规定次数的校准数据的生成结束时 (在步骤 S41 中为肯定), 通过重复被更新的最新的全局校准数据 ( $TH_{AVE}$ ) 以及微调校准数据 ( $\Delta th_n$ ) 被存储于校准运算器 38 或第二存储部 39。

[0170] 进一步, 在步骤 S42 中, 判断对于所有的鉴别电路  $DS_i$  是否完成同样的校准数据的生成。此时, 因还有待进行对第二 ~ 第四的鉴别计数  $DS_2 \sim DS_4$  的处理, 所以该判断为否定, 返回步骤 S32。由此, 下次对第二鉴别电路  $DS_2$  执行校准数据的生成。第三与第四鉴别电路也同样。

[0171] 进一步, 在步骤 S43 中, 与操作员之间互动地进行是否强制中止校准的判断。当没有该中止指令时, 在步骤 S44 以及 S45 中, 生成对于每个收集像素  $S_n$  的各鉴别电路  $DS_i$  的最终校准数据。如图 19 所示, 该生成是通过如下方式进行的, 即在每个收集像素的每个鉴别电路上进行“全局校准数据 ( $TH_{AVE}$ ) + 微调校准数据 ( $\Delta th_n$ )”的加减法运算 (步骤 S44), 并将其结果存储于例如第二存储部 (步骤 S45)。

[0172] 再有, 在所述说明中, “滤波器的变更、管电流的变更” 相当于抑制堆积概率的照射条件设定单元。

[0173] (阈值的附加)

[0174] 这样当校准完成时, 被优化的数字量的指令值作为校准数据被存储于第二存储部 39。因此, 在摄像时, 通过阈值附加器 41 经由门锁电路 58 以及 D/A 转换器  $57_t$  向第一 ~ 第四阈值  $TH_1$ 、 $TH_2$ 、 $TH_3$ 、 $TH_4$  提供经过高精度校准的, 即相当于在所述步骤 S44 和 S45 中运算的校准数据的数字量的阈值  $th_t'$  ( $t=1 \sim 4$ ) 以作为指令值。由此, 被校准的模拟量的阈值  $th_t$  ( $t=1 \sim 4$ ) 被分别提供到各收集通道的比较器  $54_t$ 。

[0175] 因此, 如图 20 所示, 即使在每个像素或每个鉴别电路上存在硬件上的个体差 (偏移、增益 (倾斜)、峰值上的个体差), 导致在 S 字特性上存在不同 (参照同一图中的 (A)), 也能够得到通过优化处理得到的校准数据 (参照同一图中的 (B)) 以及对于明显 (动作上) 相同或大致相同的能量的阈值特性 (参照同一图中的 (C))。因此, 检测灵敏度在像素之间以及鉴别电路之间的分散能够被可靠地抑制, 从而得到高能量设定性能。

[0176] 本实施方式的校准以如上的方式被实施。因此, 具有如下以往所看不到的较好的

作用效果。

[0177] 第一,能够只使用一种作为放射线源的 X 射线管 21 进行校准。也就是说,与只使用伽马射线或作为基准源使用伽马射线和 X 射线时相比,能够以非常快且高精度地进行校准,从而也减少操作员的劳力。这是因为关于各能量阈值,因只根据希望设定的能量设定 X 射线管电压,从而只通过该管电压就能够正确地设定阈值。

[0178] 第二,进行用于校准的数据收集时,在 X 射线管的前面装填用于放射线束硬化的滤波器,以减小堆积概率的方式设定管电流以及数据收集时间。因此,能够抑制 X 射线的低能量成分,能够抑制这些成分与管电压附近的能量成分重叠的现象,由此,能够提高用于处理计数值的运算的精度。

[0179] 第三,首先作为概略的校准实施全局校准,根据其结果进行微细的微调校准。由此,能够容易地且在短时间内使检测器 22 的整个收集像素的检测灵敏度收敛在规定范围内。也就是说,与一开始就使收集像素各自的检测灵敏度一致的方法相比,能够大幅缩短校准时间。

[0180] 第四,虽然是校准的处理,但预先检测不合格像素。而且,以完全无法计数、计数值异常(异常高、异常分散、不稳定)等各种观点检测该不合格像素。因此,不合格像素的检测的可靠性极高,具有不合格像素的检测器 22 不会直接使用于摄像。也就是说,不合格像素的位置被存储,所以在摄像时该不合格像素的计数值不会被算入图像重建,对不合格像素进行例如从周围的像素插补等的处理。因此,重建的图像的均匀性提高,从而能够得到可靠的图像。

[0181] 第五,所述不合格像素在校准(全局校准以及微调校准)之前的阶段就被检测。因此,在校准时不合格像素的检测已经结束,无需对该不合格像素进行校准。因此,减少了微调校准的运算负载,处理也变得迅速。

[0182] 第六,为抑制统计上的噪声,作为计测(数据收集)计数值时的帧数据选定 200 帧。由此,计数值的计测的精度也提高,能够进行可靠性高的校准。

[0183] (第二实施方式)

[0184] 其次,说明作为本发明的第二实施方式的放射线摄像装置的全景摄像装置。再有,在本实施方式的说明中,在具有与第一实施方式的装置相同或同等的功能的构成要素上附加相同的标号,将其说明省略或简略化。

[0185] 该第二实施方式的全景摄像装置算出全局校准数据及微调校准数据的方法与第一实施方式的方法不同。因此,校准运算器 38 进行图 21 所示的部分流程的处理。这之外的构成要素以及处理与第一实施方式相同。

[0186] 如图 21 所示,校准运算器 38 在步骤 S38 之后进入步骤 S39,运算多个检测模块 B<sub>m</sub> 的各能量阈值 TH<sub>i</sub>TR 的平均值 TH<sub>AVE-m</sub>,将这些平均值 TH<sub>AVE-m</sub> 作为各检测模块 B<sub>m</sub> 的全局校准数据。进一步,在步骤 S40' 中,分别运算每个检测模块 B<sub>m</sub> 的自该收集像素的各平均值 TH<sub>AVE-m</sub> 的偏差量  $\Delta th_{N/m}$ ,将这些偏差量  $\Delta th_{N/m}$  作为微调校准数据。进一步,在步骤 S40' 中,重复进行处理直到各检测模块 B<sub>m</sub> 的全局校准数据 TH<sub>AVE-m</sub> 收敛至规定的能量值范围 TH<sub>A</sub>。再有,在该重复中,操作员能够发出指令中止校准(步骤 S46)。

[0187] 其结果,如图 22 (a) 和 (b) 所示,能够分别对多个检测模块 B<sub>m</sub> 执行个别的全局校准以及微调校准。也就是说,校准数据能够按照每个检测模块 B<sub>m</sub> 保持,全局校准数据收敛

于规定的能量值范围  $TH_A$ , 所以即使从检测器整体进行观察时, 每个收集像素  $S_n$  ( $n=1 \sim N$ ) 的检测灵敏度也会收敛于预先规定的范围, 依然能够进行可靠性高的校准。除此之外, 能够排除未收敛于规定的能量值范围  $TH_A$  的检测模块, 重新安装收敛的检测模块, 从而能够以检测模块为单位进行处理。由此, 能够无浪费地使用检测模块  $B_m$ 。

[0188] 所述第一及第二实施方式的校准方法, 能够适用于搭载有光子计数型放射线检测器的各种 X 射线诊断装置。也就是说, 不限于于所述牙科用的 X 射线全景摄像装置, 可适用于医疗用或非破坏检查用的 X 射线 CT 扫描器、X 射线乳房 X 光检查装置、以及整形用或肺癌诊查用的 X 射线断层合成扫描器等。

[0189] 再有, 本发明不限于于所述实施方式, 在不偏离本发明的宗旨的范围内可进一步进行适当的变形。例如, 在所述第一和第二实施方式中, 配置多个模块化的二维排列的面传感器而构成检测器。与此相对, 也可对具有在纵横两个方向中的一个方向有一个或多少(多个) 像素而在另一个方向有多个像素的细长的像素范围的线检测器实施所述校准方法。如果线检测器具有的多个像素被分成多个模块, 则可应用本申请。即使是离散地配置多个线检测器的检测器, 也能够将各线检测器看作一个模块, 从而能够实施同样的校准方法。此外, 被称作医疗用或非破坏检查用的平板检测器的面状 X 射线检测器由多个模块构成, 所以也能够实施同样的校准方法。

[0190] 产业上的可利用性

[0191] 根据本发明, 能够提供以高精度且在短时间内对每个像素进行校准的光子计数型放射线检测器的校准方法, 能够对于光子计数型放射线检测器发挥极大的实用性。

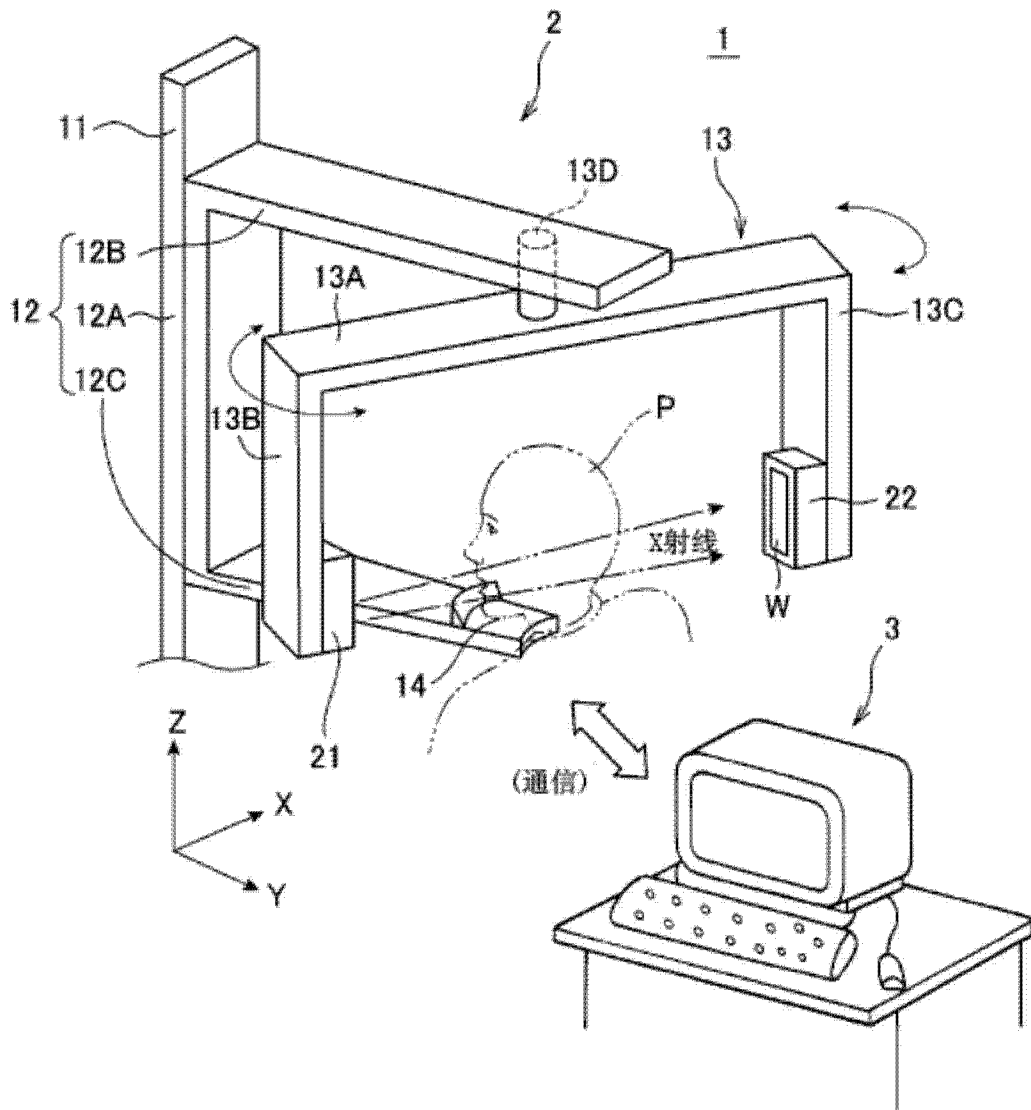


图 1

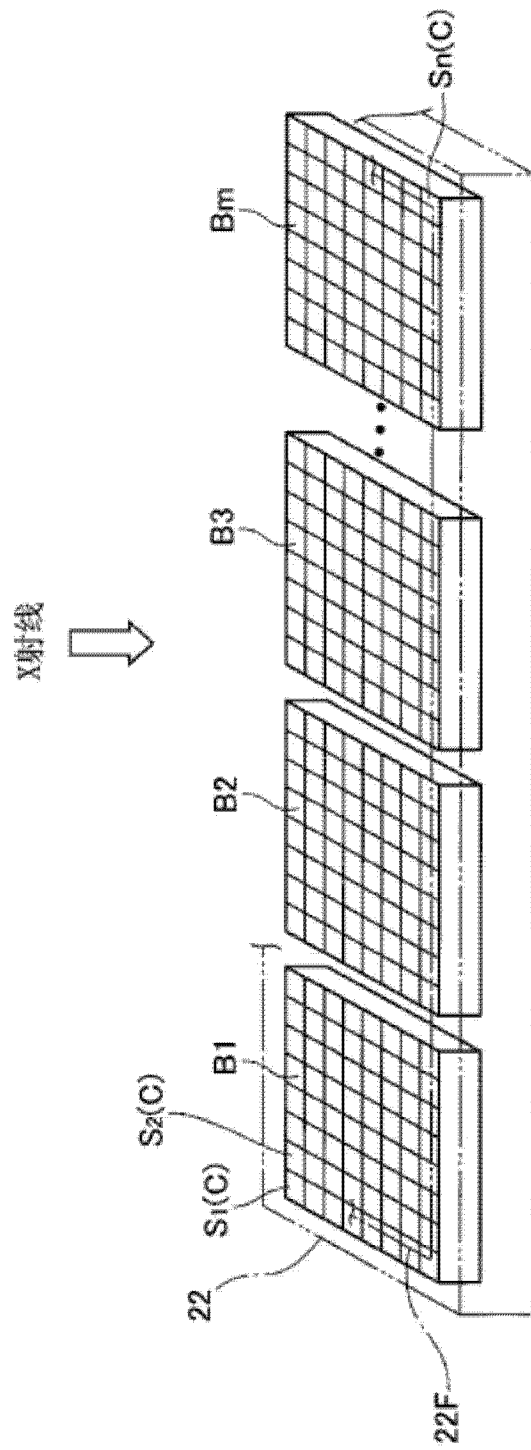


图 2



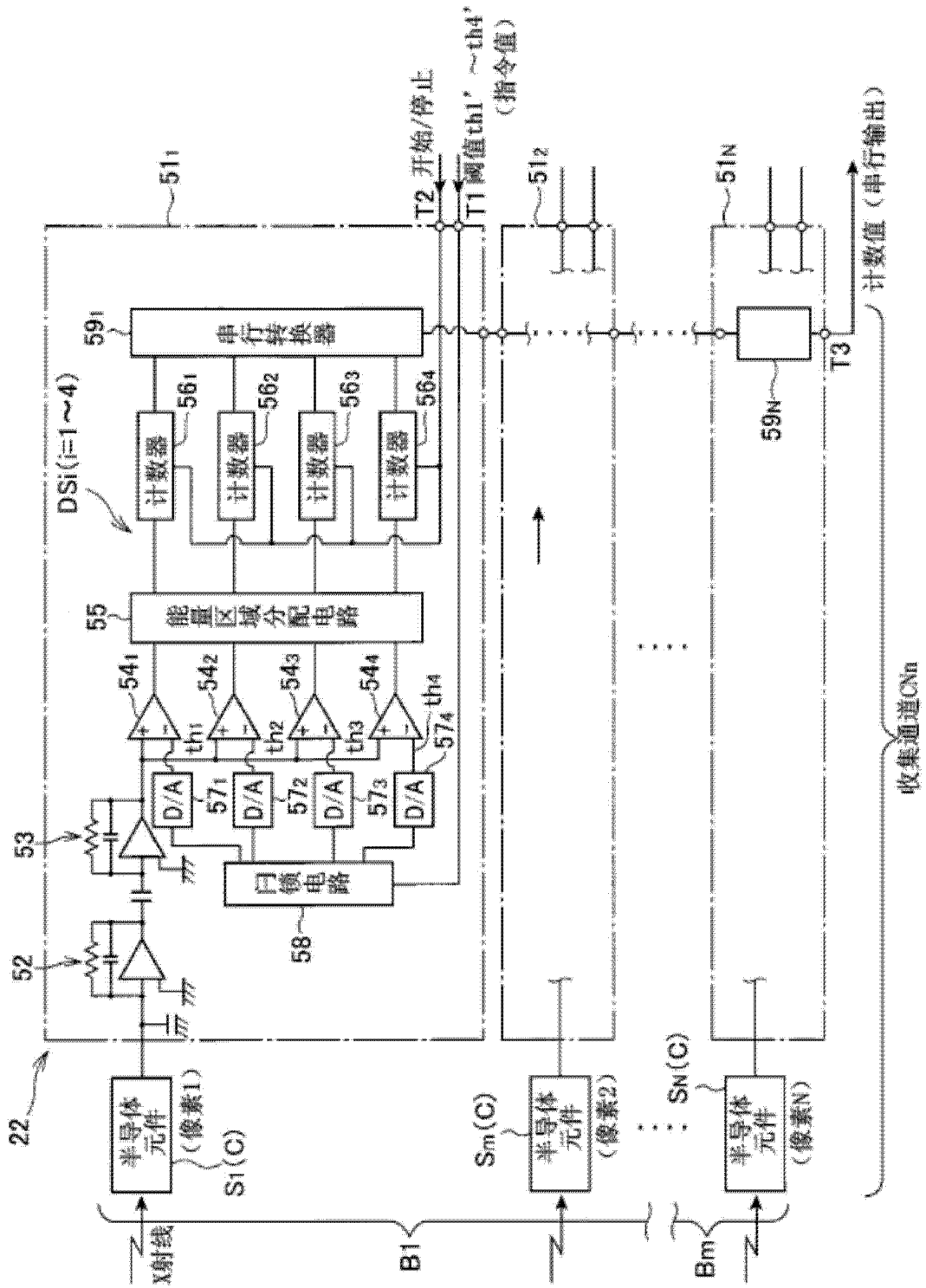


图 3

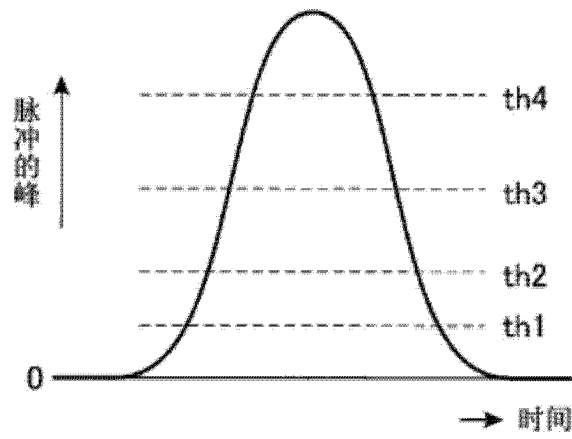


图 4

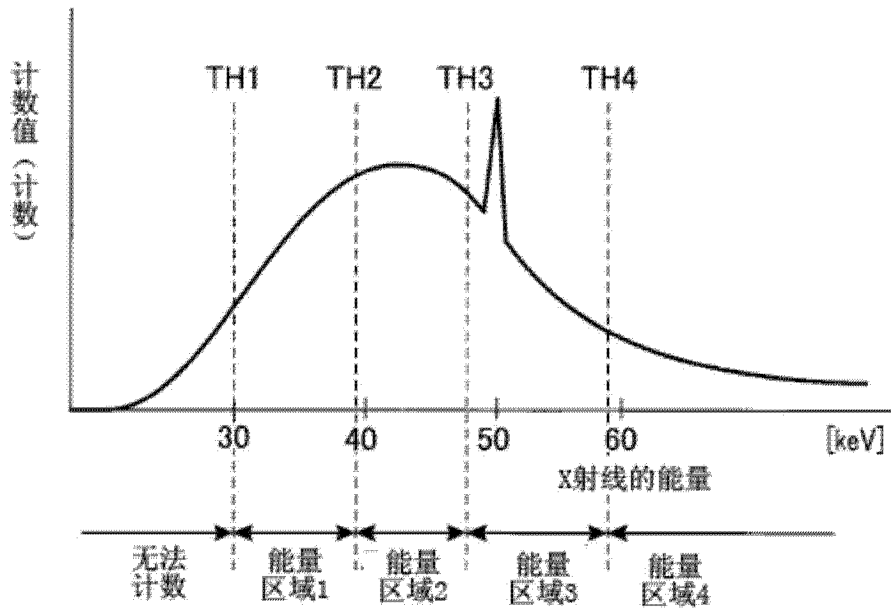


图 5

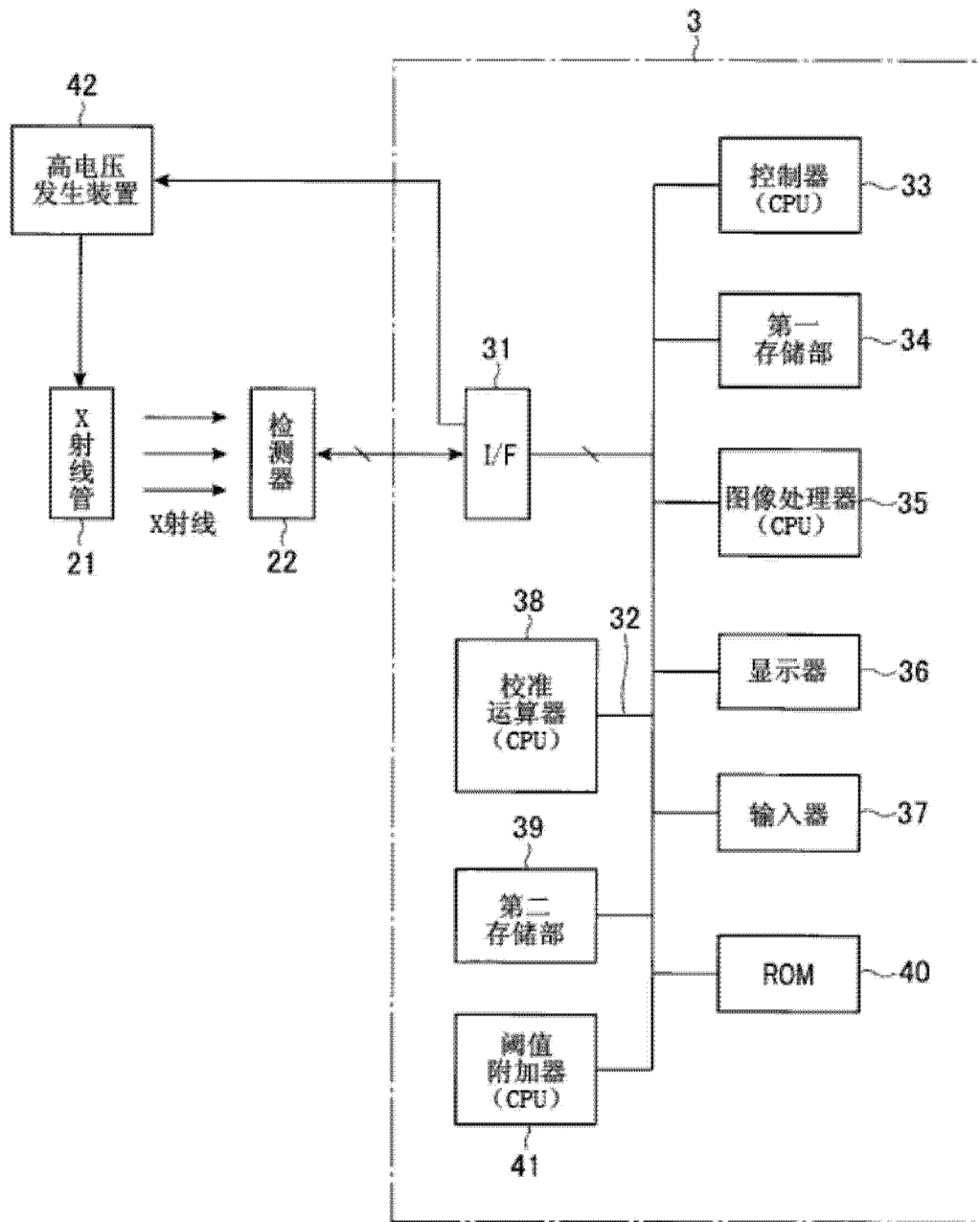


图 6

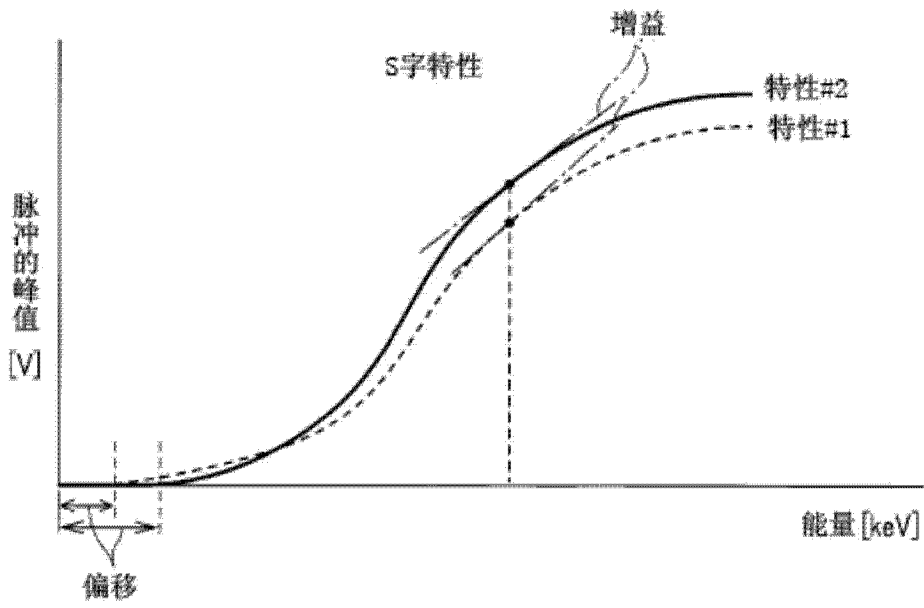


图 7

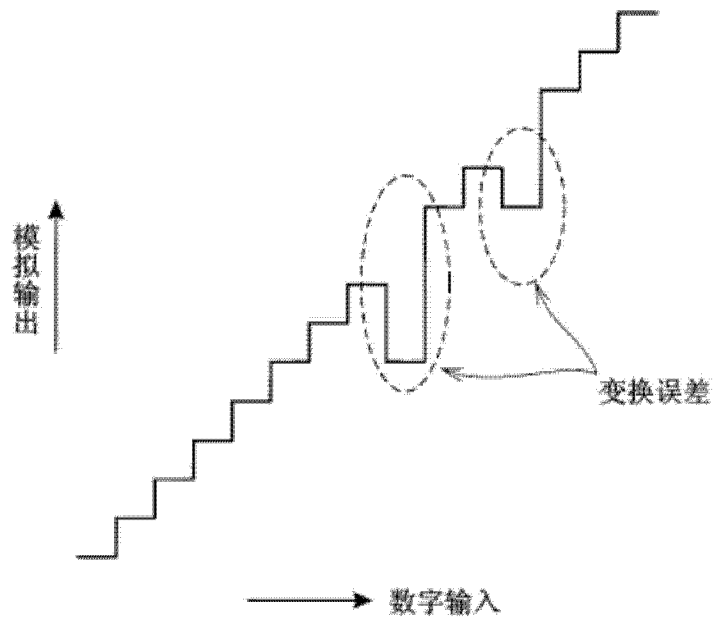


图 8

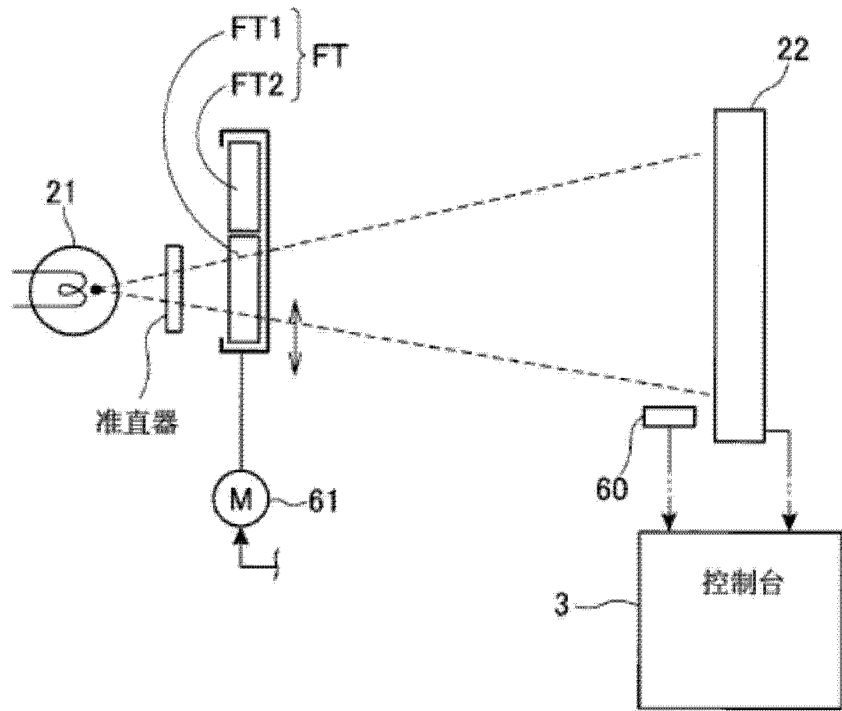


图 9

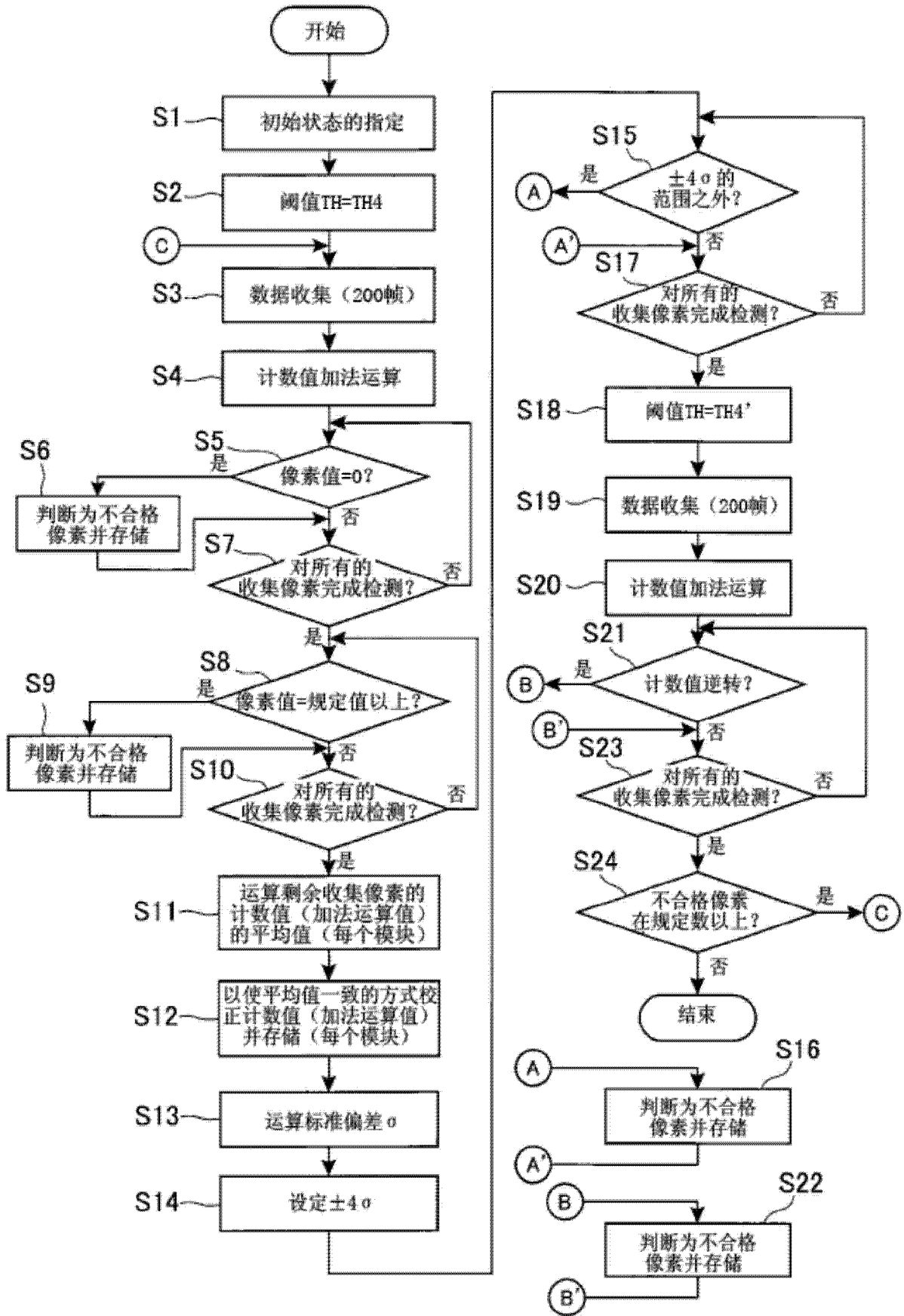


图 10

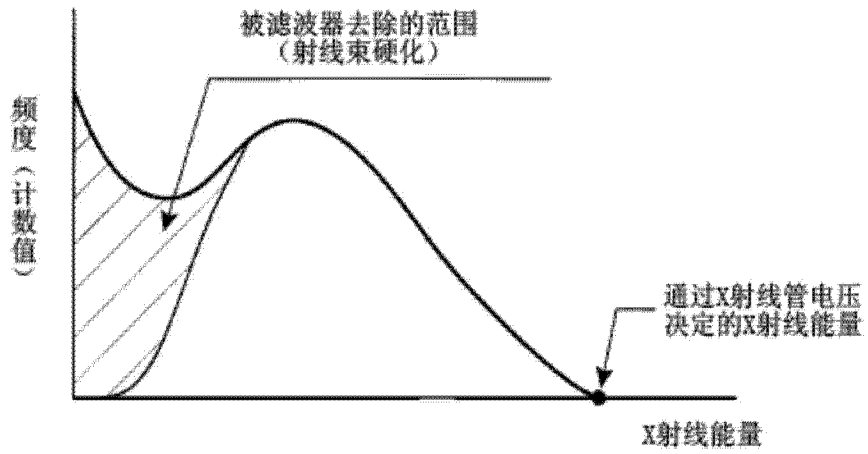


图 11

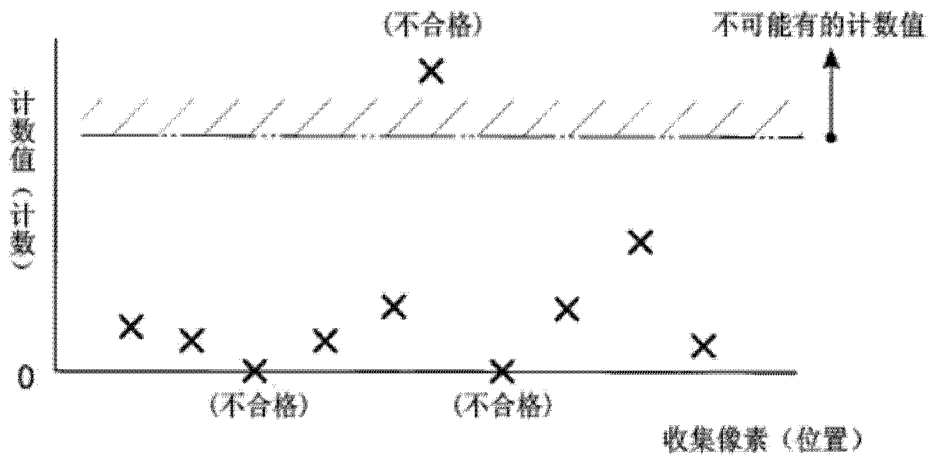


图 12

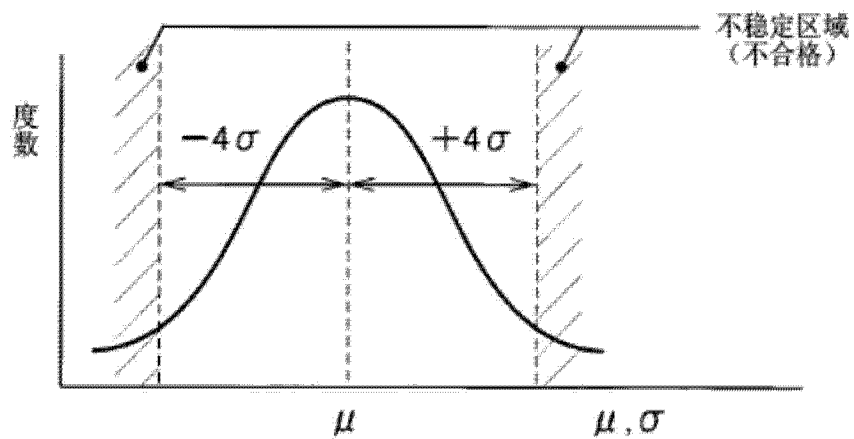


图 13

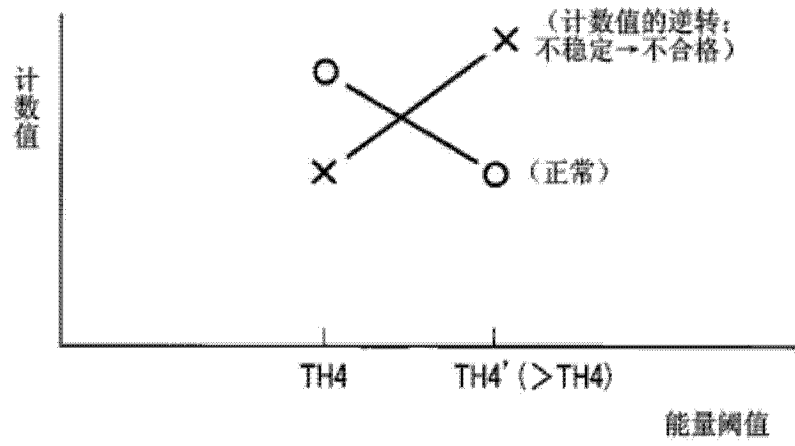


图 14



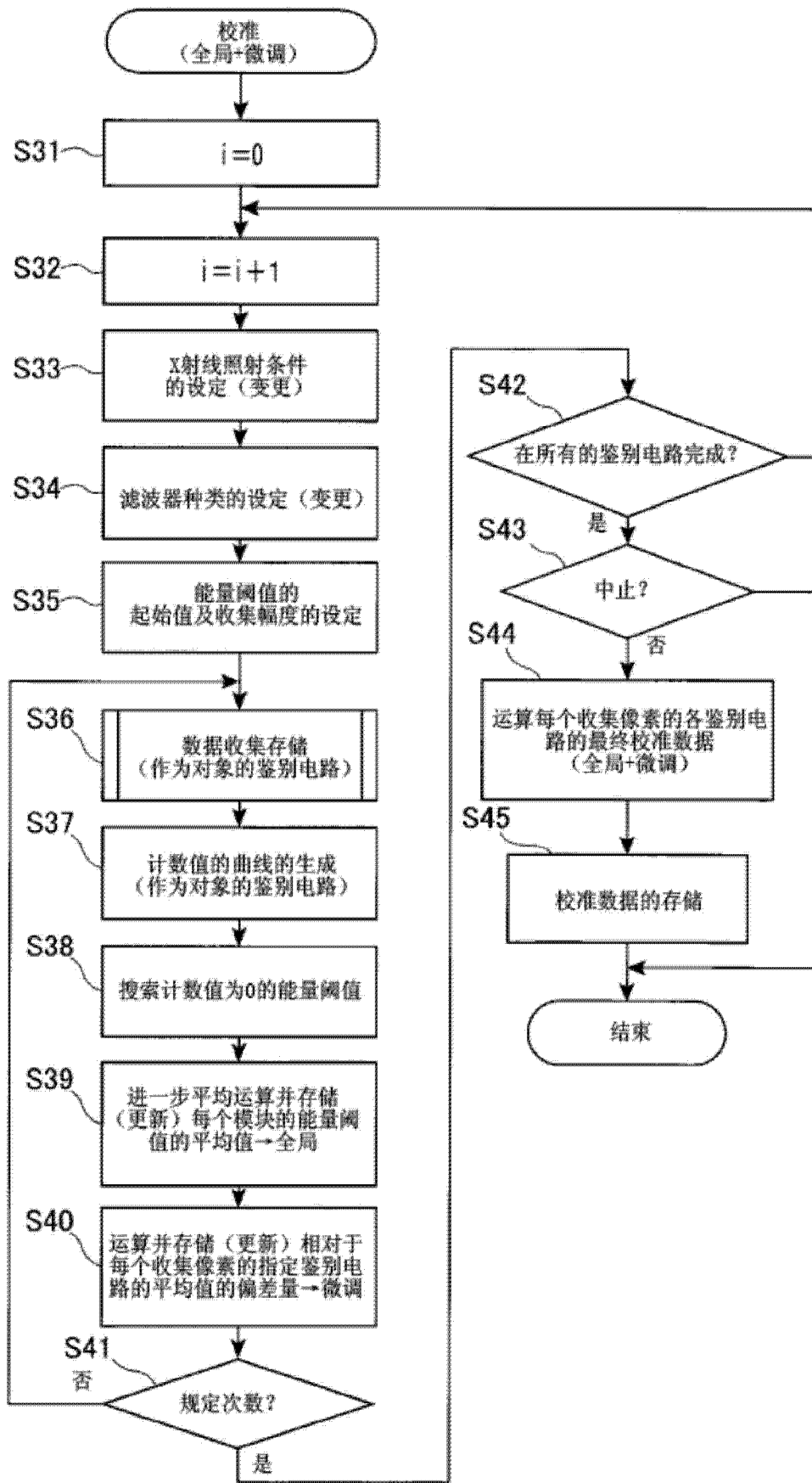


图 15

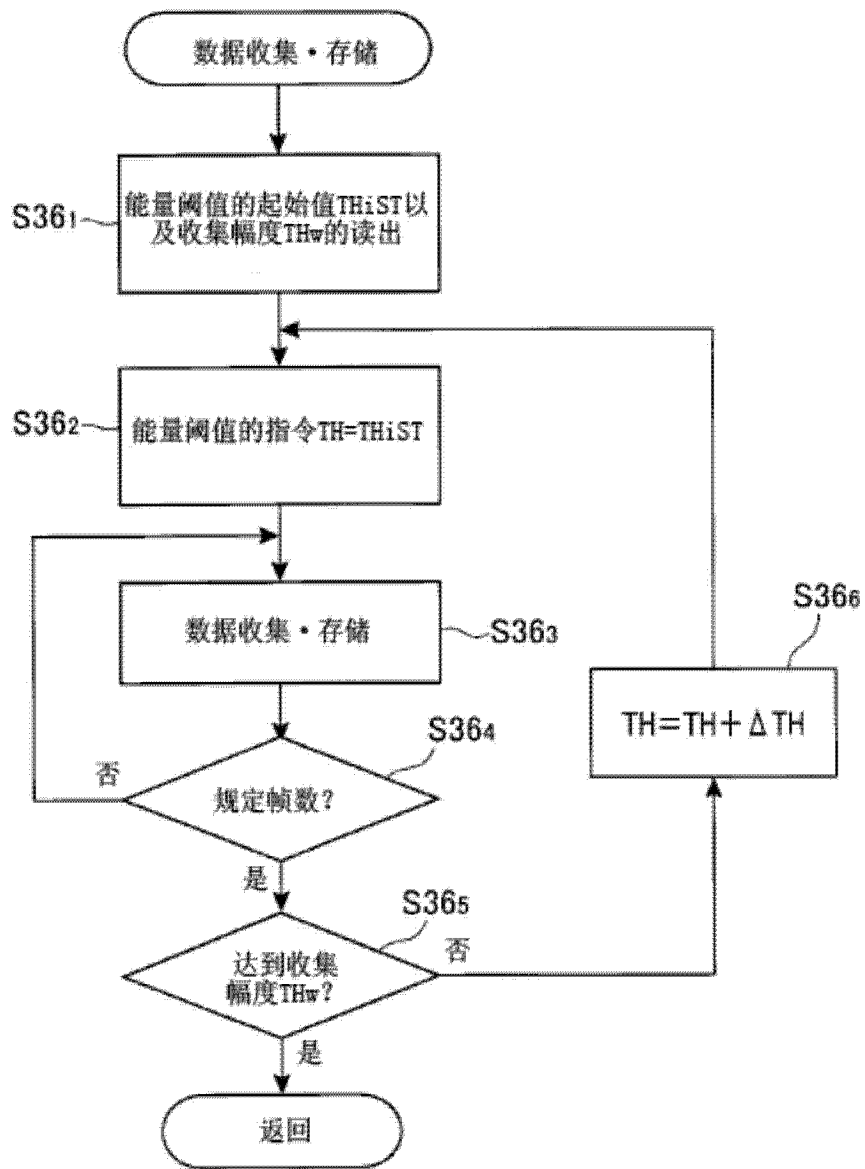


图 16

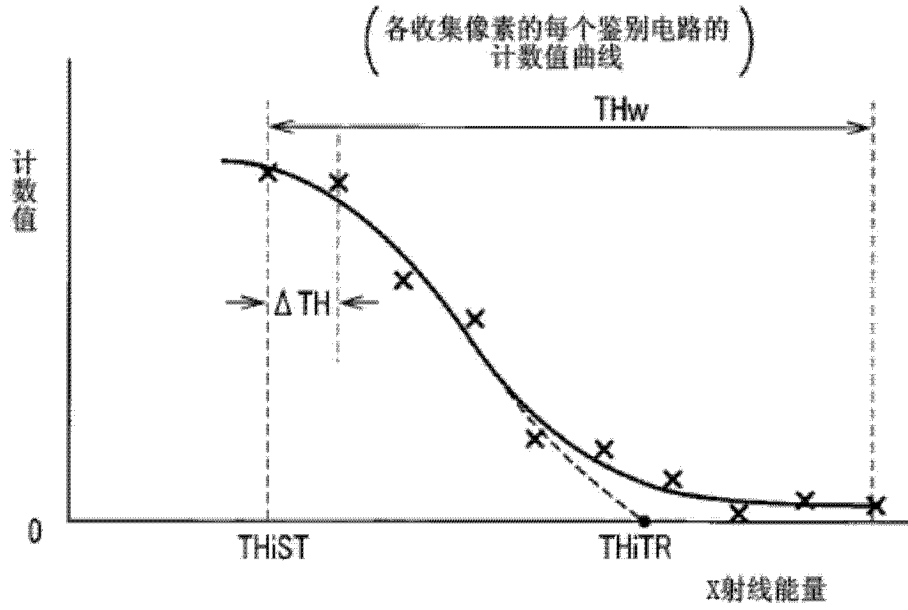


图 17

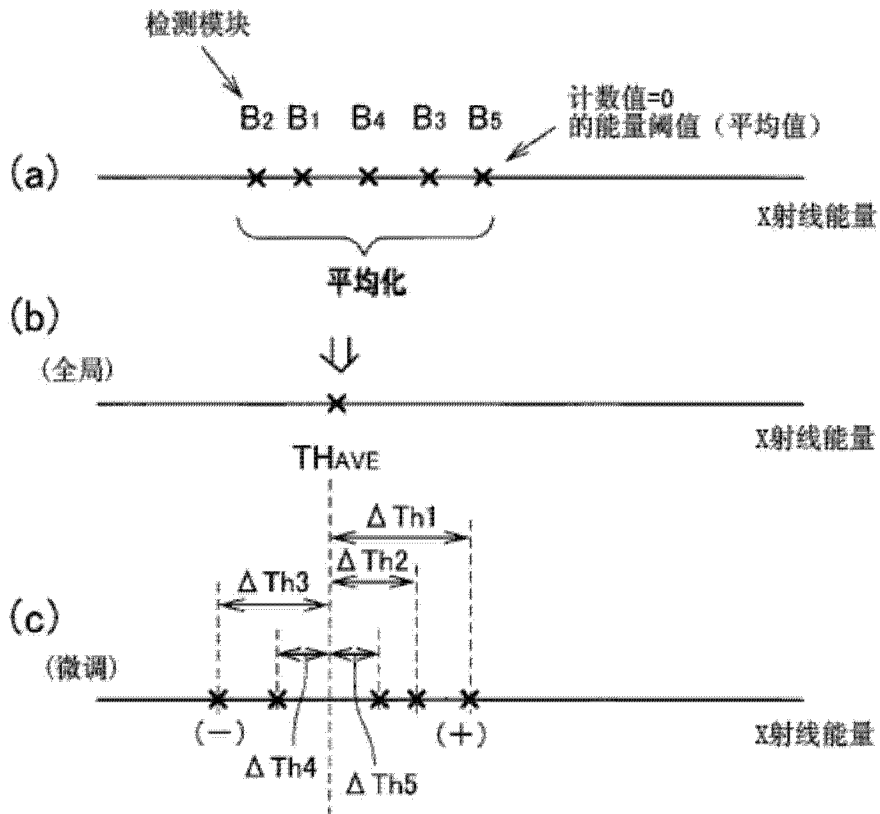


图 18

收集通道Cn		校准数据
收集图像Sn	鉴别电路DSi	
1	1	$THAVE + \Delta th1$
	2	$THAVE + \Delta th2$
	3	$THAVE - \Delta th3$
	4	$THAVE - \Delta th4$
2	1	$THAVE - \Delta th5$
	2	$THAVE + \Delta th6$
N		⋮
	3	⋮
	4	⋮

$n=1 \sim N$   
 $i=1 \sim 4$

图 19

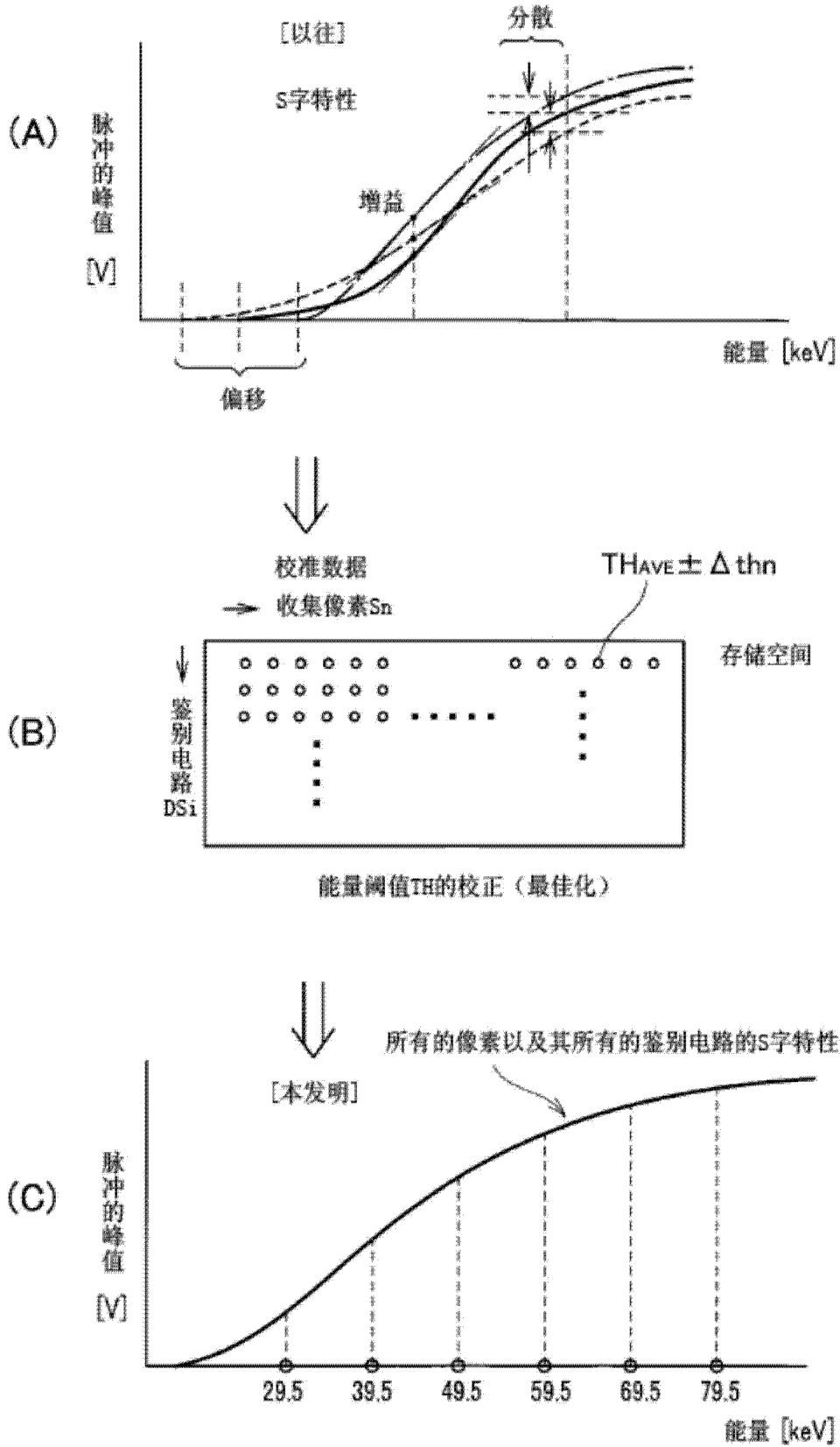


图 20

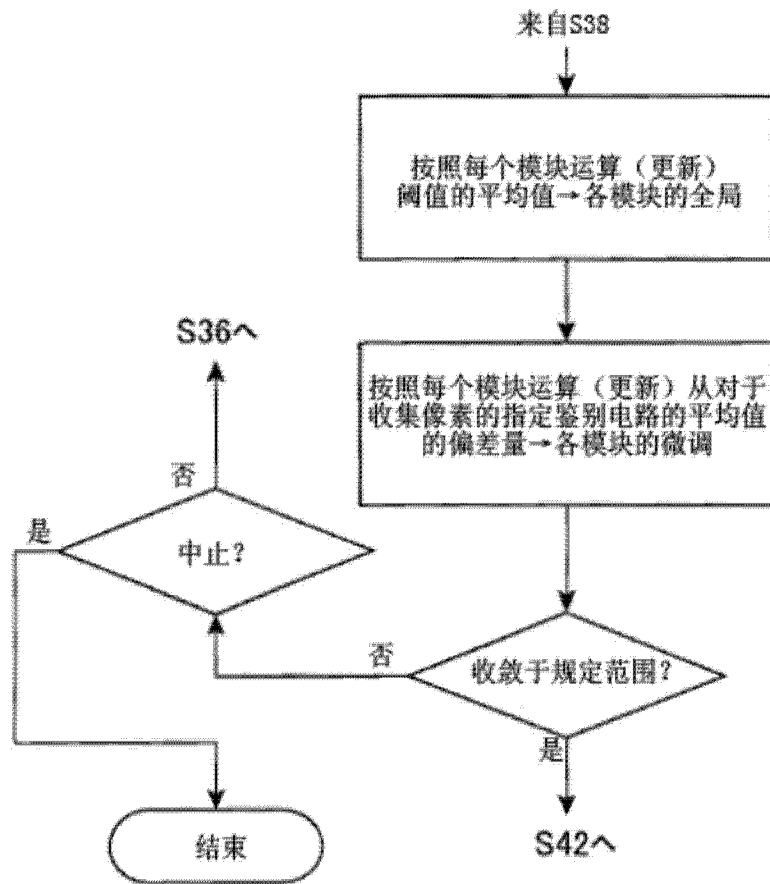


图 21

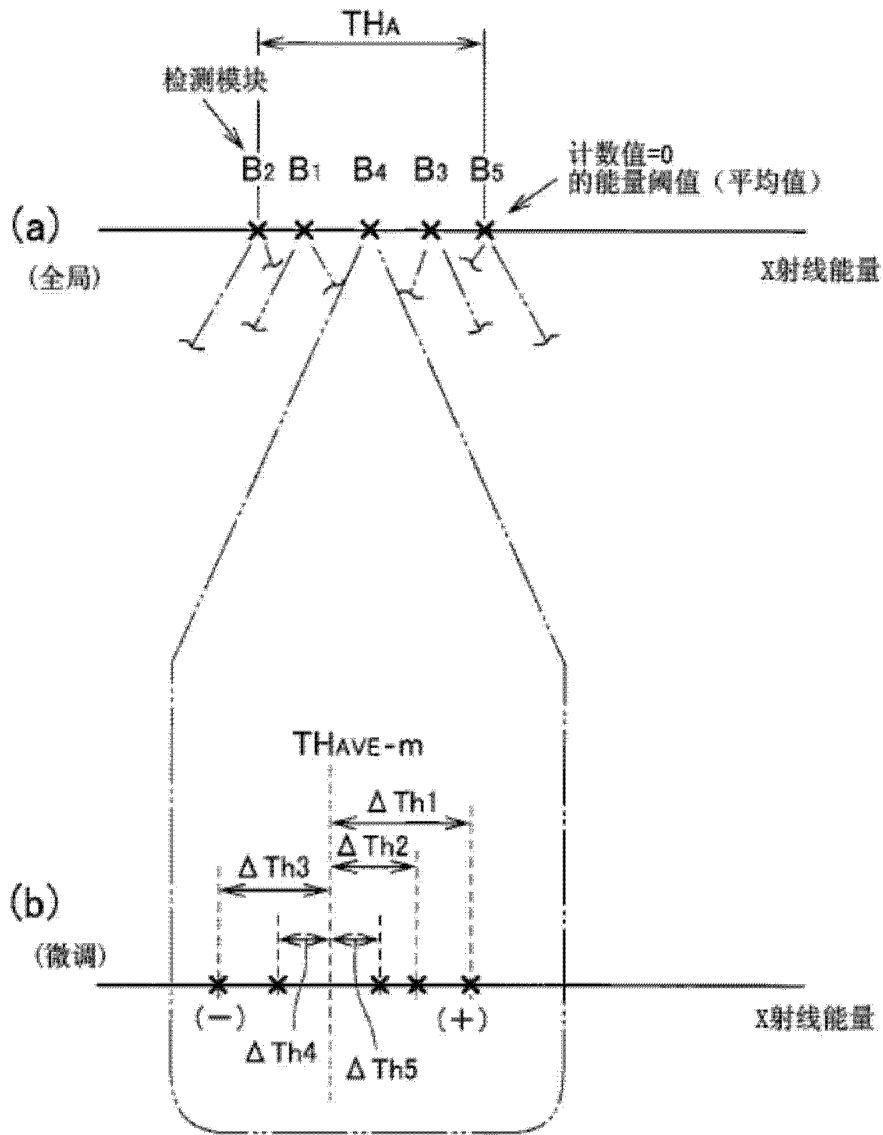


图 22