

(19) 中华人民共和国国家知识产权局



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104135929 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201380007272. 8

坂口卓弥

(22) 申请日 2013. 02. 01

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(30) 优先权数据

2012-020026 2012. 02. 01 JP

72002

2013-018709 2013. 02. 01 JP

代理人 杨谦 胡建新

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2014. 07. 30

A61B 6/00 (2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/052412 2013. 02. 01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/115389 JA 2013. 08. 08

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

东芝医用系统工程技术株式会社

(72) 发明人 室井稔雄 田中学 清水义训

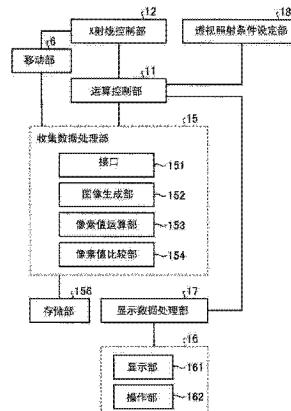
权利要求书3页 说明书26页 附图15页

(54) 发明名称

医用图像诊断装置

(57) 摘要

根据实施方式,在医用图像诊断装置中,拍摄部(6)在第一X射线照射范围内对被检体进行拍摄。拍摄部(6)在比第一X射线照射范围小的第二X射线照射范围内对被检体进行拍摄。X射线图像生成部(15)根据拍摄部(6)的拍摄结果,生成第一X射线照射范围中的第一X射线图像和第二X射线照射范围中的第二X射线图像。调整部(15)算出第一X射线图像中的像素值的统计值,以使统计值接近阈值的方式对拍摄部(6)的动作条件进行调整。控制部(12,15)根据调整后的动作条件,使拍摄部(6)及X射线图像生成部(15)生成X射线图像,然后,控制部(12,15)根据该动作条件,进行用于使拍摄部(6)及X射线图像生成部(15)生成第二X射线图像的控制。



1. 一种医用图像诊断装置，具备：

拍摄部，在第一 X 射线照射范围中对被检体进行了拍摄后，在比上述第一 X 射线照射范围小的第二 X 射线照射范围内对上述被检体进行拍摄；

X 射线图像生成部，根据上述拍摄部的拍摄结果，生成上述第一 X 射线照射范围中的第一 X 射线图像、和上述第二 X 射线照射范围中的第二 X 射线图像；

调整部，算出上述第一 X 射线图像或第二 X 射线图像中的像素值的统计值，以使上述统计值接近于事先设定的阈值的方式对上述拍摄部的动作条件进行调整；以及

控制部，进行控制，在上述第一 X 射线图像的生成后，使得上述拍摄部及上述 X 射线图像生成部根据调整后的上述动作条件生成上述第二 X 射线图像。

2. 如权利要求 1 记载的医用图像诊断装置，

上述控制部进行控制，使得利用根据上述第一 X 射线图像中的像素值的统计值而调整后的上述拍摄部的动作条件，生成上述第二 X 射线图像。

3. 如权利要求 2 记载的医用图像诊断装置，

该医用图像诊断装置还具备显示增益调整部，该显示增益调整部对上述第二 X 射线图像的显示增益进行调整，使得通过上述控制部的控制而生成的第二 X 射线图像中的像素值的统计值接近于事先设定的阈值。

4. 如权利要求 1 记载的医用图像诊断装置，

该医用图像诊断装置还具备：

操作部，受理用于对上述第二 X 射线图像的显示增益进行调整的操作；以及

显示增益调整部，根据上述操作部的操作，对上述第二 X 射线图像的显示增益进行调整，

当上述显示增益调整部进行显示增益的调整时，上述控制部进行使显示部显示由上述显示增益调整部进行了显示增益调整后的第二 X 射线图像的控制。

5. 如权利要求 3 记载的医用图像诊断装置，

上述调整部算出根据上述动作条件而生成的上述第二 X 射线图像中的像素值的统计值，将该统计值与上述阈值进行比较，

上述调整部针对该比较的结果，反映事先设定的系数来对上述控制部所控制的上述拍摄部的新的动作条件进行调整，从而使该新的动作条件接近于上述动作条件，

上述显示增益调整部根据上述调整部的比较结果，对上述第二 X 射线图像的显示增益进行调整。

6. 如权利要求 1～5 中的任一项记载的医用图像诊断装置，

上述拍摄部还具有输出 X 射线的 X 射线发生部，

上述动作条件中，包含上述 X 射线发生部的 X 射线输出中的管电压、管电流、脉冲宽度中的至少一个。

7. 如权利要求 6 记载的医用图像诊断装置，

上述动作条件的调整中，上述调整部使管电压的调整优先于管电流以及脉冲宽度的调整。

8. 如权利要求 1～5 中的任一项记载的医用图像诊断装置，

该医用图像诊断装置还具有合成部，该合成部根据上述第一 X 射线照射范围与上述第

二 X 射线照射范围的位置关系，生成该第一 X 射线图像与该第二 X 射线图像的合成图像，上述控制部进行每生成上述合成图像时使显示部显示上述合成图像的控制。

9. 如权利要求 1 记载的医用图像诊断装置，

上述 X 射线图像生成部执行用于使上述第二 X 射线图像的画质提高的滤波处理。

10. 如权利要求 3 记载的医用图像诊断装置，

上述显示增益调整部对上述第一 X 射线图像中的像素值和上述第二 X 射线图像的像素值进行比较，以使该第二 X 射线图像的像素值比该第一 X 射线图像的像素值高出规定值的方式对第二 X 射线图像的显示增益进行调整。

11. 如权利要求 3 记载的医用图像诊断装置，

上述显示增益调整部对上述第一 X 射线图像中的像素值和上述第二 X 射线图像的像素值进行比较，以使该第二 X 射线图像的像素值比该第一 X 射线图像的像素值低出规定值的方式对第二 X 射线图像的显示增益进行调整。

12. 如权利要求 3 记载的医用图像诊断装置，

上述显示增益调整部进行上述第一 X 射线图像的显示增益的调整以及上述第二 X 射线图像的显示增益的调整双方，上述第二 X 射线图像的显示增益的调整中的上述阈值设定得低于上述第一 X 射线图像的显示增益的调整中的阈值。

13. 如权利要求 3 记载的医用图像诊断装置，

上述显示增益调整部进行上述第一 X 射线图像的显示增益的调整以及上述第二 X 射线图像的显示增益的调整双方，上述第二 X 射线图像的显示增益的调整中的上述阈值设定得高于上述第一 X 射线图像的显示增益的调整中的阈值。

14. 如权利要求 4 记载的医用图像诊断装置，

上述显示增益调整部根据上述像素值与灰度之间的相关关系，进行上述第二 X 射线图像的显示增益的调整，

上述显示增益调整部将上述第二 X 射线图像中的上述像素值的阈值设定得高于上述第一 X 射线图像中的上述像素值的阈值，

上述显示增益调整部求出上述第二 X 射线图像中的像素值的统计值与上述阈值之比，并反映到上述相关关系中。

15. 如权利要求 4 记载的医用图像诊断装置，

上述显示增益调整部根据上述像素值与灰度之间的相关关系，进行上述第二 X 射线图像的显示增益的调整，

上述显示增益调整部将上述第二 X 射线图像中的上述像素值的阈值设定得低于上述第一 X 射线图像中的上述像素值的阈值，并且

上述显示增益调整部求出上述第二 X 射线图像中的像素值的统计值与上述阈值之比，并反映到上述相关关系中。

16. 如权利要求 3 或 4 记载的医用图像诊断装置，

上述显示增益调整部根据上述像素值与灰度之间的相关关系，进行显示增益的调整，

上述显示增益调整部将上述像素值的阈值设定得高于上述第一 X 射线图像中的上述像素值的阈值，

上述显示增益调整部求出上述第二 X 射线图像中的像素值的统计值与上述阈值之比，

并反映到上述相关关系中。

17. 如权利要求 3 或 4 记载的医用图像诊断装置，

上述显示增益调整部根据上述像素值与灰度之间的相关关系，进行显示增益的调整，

上述显示增益调整部将上述像素值的阈值设定得低于上述第一 X 射线图像中的上述像素值的阈值，

上述显示增益调整部求出上述第二 X 射线图像中的像素值的统计值与上述阈值之比，并反映到上述相关关系中。

## 医用图像诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医用图像诊断装置。

### 背景技术

[0002] 医用图像诊断装置是使被检体内的信息图像化（透视图像、断层图像、血流图像等）的装置。作为医用图像诊断装置，有X射线诊断装置、X射线CT装置、MRI装置、超声波诊断装置等。

[0003] 例如，X射线诊断装置对配置在对置配置的X射线源与X射线检测部之间的被检体辐射X射线。进而，X射线诊断装置对透射过被检体的X射线进行检测，根据该检测结果生成医用图像。

[0004] 作为X射线诊断装置的一例，已知血管造影系统（angiography system）。血管造影系统用于透视例如被注入了造影剂的被检体的血管形态、血流状态。操作者一边观察该透视图像，一边将导管（catheter）等插入被检体的血管。这样的X射线血管造影系统或CT血管造影系统（CT angiography ; CTA）等的放射线诊断技术能够作为IVR（Interventional Radiology：介入放射）而应用于诊断、治疗行为、排液及供给等。

[0005] 血管造影系统等的X射线诊断装置中有些可执行自动亮度调整控制。自动亮度调整控制是指用于使透视图像的亮度优化的处理。另外，以下，有时将自动亮度调整控制记载为ABC（Automatic Brightness Control）控制。X射线诊断装置事先存储有在ABC控制中使用的亮度等级（level）的设定值。根据该设定值，透视图像的亮度等级被调整，并反映到图像的清晰度、鲜明度等中。

[0006] 更详细而言，在ABC控制中，X射线诊断装置根据通过X射线的辐射而得到的透射X射线，取得透视图像中的亮度等级的值（例如亮度等级的平均值）。此外，X射线诊断装置将事先存储的设定值读取，并与该透视图像的亮度等级值进行比较。该亮度等级值与设定值不同的情况下，X射线诊断装置将透视中的透视照射条件（拍摄条件）变更，以使得亮度等级值与设定值一致。另外，透视照射条件中，包含X射线的照射时间sec、管电流A、或者表示它们的积的mAs、管电压kV等。

[0007] 此外，已知被称作局部透视的X射线拍摄技术。局部透视中，在比较大的范围中进行了透视后，设定更小的范围的关注区域（ROI/Region Of Interest），将该关注区域的透视像（也称作“局部透视像”）与图像冻结（LIH/Last Image Hold）图像等合成并显示。

[0008] LIH图像是表示局部透视用关注区域的周围（背景）的状态的静止图像，是局部透视前的透视中的最后的图像（帧）。局部透视中，将这样的LIH图像等作为背景进行利用，并限制在特别注意的范围使透视继续，因此，不用对不需要的部分照射X射线即可，能够降低被检体的被辐射量。

[0009] 现有技术文献

[0010] 专利文献

[0011] 专利文献1：日本特开2003—115399号公报

## 发明内容

[0012] 发明要解决的课题

[0013] 本发明要解决的课题在于，提供一种能够防止 X 射线摄影中的被检体的被辐射量的增加的技术。

[0014] 用于解决课题的手段

[0015] 本实施方式的一例具有拍摄部、X 射线图像生成部、调整部和控制部。拍摄部在第一 X 射线照射范围中对被检体进行拍摄。拍摄部在比上述第一 X 射线照射范围小的第二 X 射线照射范围中对被检体进行拍摄。X 射线图像生成部根据上述拍摄部的拍摄结果，生成上述第一 X 射线照射范围中的第一 X 射线图像和上述第二 X 射线照射范围中的第二 X 射线图像。调整部算出第一 X 射线图像中的像素值的统计值，以使上述统计值接近于上述阈值的方式对上述拍摄部的动作条件进行调整。控制部进行控制，使得上述拍摄部以及上述 X 射线图像生成部根据调整后的上述动作条件生成上述 X 射线图像，然后，控制部进行控制，使得上述拍摄部以及上述 X 射线图像生成部根据该动作条件生成上述第二 X 射线图像。

## 附图说明

[0016] 图 1 是表示实施方式的 X 射线诊断装置的整体构成的概略框图。

[0017] 图 2 是表示实施方式的 X 射线光圈的构成的一例的概略立体图。

[0018] 图 3 是表示通常的关注区域与局部透视用关注区域的关系的一例的概略图。

[0019] 图 4 是表示实施方式的 X 射线检测部的功能构成的一例的概略框图。

[0020] 图 5 是用于说明现有技术的课题的图。

[0021] 图 6 是表示第一实施方式的收集数据处理部的功能构成的一部分的概略框图。

[0022] 图 7 是对执行透视的 X 射线诊断装置的 ABC 控制的流程进行说明的概略流程图。

[0023] 图 8 是表示第一实施方式的显示数据处理部的概略框图。

[0024] 图 9 是对与局部透视相关的 X 射线诊断装置的控制的流程进行说明的概略流程图。

[0025] 图 10 是表示第二实施方式的显示数据处理部的功能构成的一部分的概略框图。

[0026] 图 11 是用于对第二实施方式的 X 射线诊断装置的处理的一例进行说明的图。

[0027] 图 12 是表示由第二实施方式的 X 射线诊断装置生成的局部透视像的一例的图。

[0028] 图 13 是对执行透视的第二实施方式的 X 射线诊断装置 1 进行的显示增益的调整流程进行说明的第一流程图。

[0029] 图 14 是对执行透视的第二实施方式的 X 射线诊断装置 1 进行的显示增益的调整流程进行说明的第二流程图。

[0030] 图 15 是用于对第三实施方式的 X 射线诊断装置的处理的一例进行说明的图。

[0031] 图 16 是对与局部透视相关的第三实施方式的 X 射线诊断装置的控制的流程进行说明的概略流程图。

## 具体实施方式

[0032] 以下，对于第一实施方式～第六实施方式的医用图像诊断装置，参照图 1～图 16

进行说明。

[0033] [第一实施方式]

[0034] 参照图 1 ~ 图 8,对于第一实施方式的医用图像诊断装置的构成,主要以 X 射线诊断装置为例来说明。

[0035] (X 射线诊断装置整体的概要)

[0036] 图 1 是表示实施方式的 X 射线诊断装置的整体构成的概略框图。该图所示的 X 射线诊断装置 1 具备诊视床 2、X 射线管 3、X 射线光圈 4 以及 X 射线检测部 5。此外,X 射线诊断装置 1 设有运算控制部 11、X 射线控制部 12、光圈控制部 13、驱动控制部 14、收集数据处理部 15、用户接口 16、显示数据处理部 17 以及透视照射条件设定部 18。

[0037] <用户接口 16>

[0038] 用户接口 16 包括显示部 161 和操作部 162 而构成。显示部 161 由 CRT(Cathode Ray Tube : 阴极射线管) 显示器、或 LCD(Liquid Crystal Display : 液晶显示器) 等任意形态的显示设备构成。显示部 161 接受运算控制部 11 的控制而显示各种画面及图像。

[0039] 操作部 162 由键盘、鼠标、跟踪球、操纵杆、脚踏板、控制面板等任意形态的操作设备、输入设备构成。运算控制部 11 接受根据所实施的操作而由操作部 162 输出的操作信号,执行与该操作内容对应的控制、运算。

[0040] 另外,在图 1 中,将显示部 161 和操作部 162 分别记载,但也可以如例如触摸面板式的 LCD 或手写板等那样将他们一体地构成。

[0041] <诊视床 2>

[0042] 在诊视床 2 的顶板上载置被检体 P。被检体 P 以其体轴方向与诊视床 2 的顶板的长度方向相一致的方式被载置。顶板能够通过其驱动部(未图示)至少沿诊视床 2 的长度方向(被检体 P 的体轴方向)移动。另外,顶板也可以沿宽度方向移动,也可以与被检体水平地旋转移动。

[0043] <X 射线控制部 12 - 主控制部 121>

[0044] 如图 1 所示,X 射线控制部 12 包括发生高电压的高电压发生部 122、以及控制该高电压发生部的主控制部 121(微处理器等)而构成。另外,X 射线控制部 12 还具有除此以外的其他功能,但将图示省略。

[0045] 主控制部 121 经由运算控制部 11 从透视照射条件设定部 18 接受事先设定的 X 射线条件(管电压 kV、管电流 A、照射时间 sec)等透视照射条件的信息。此外,主控制部 121 经由运算控制部 11 从操作部 162 等接受 X 射线照射指示信号。并且,主控制部 121 根据透视照射条件,控制高电压发生部 122 等与 X 射线的照射(输出)相关的各部。

[0046] 例如,主控制部 121 根据上述 X 射线照射指示信号和 X 射线条件中所包含的照射时间信息,生成用于促成 X 射线的照射时刻的指示信号。根据该指示信号向高电压发生部 122 供给电压。此外,主控制部 121 接受与后述的收集数据处理部 15 中包括的像素值比较部 154 的比较结果相应的透视照射条件(X 射线条件等)。主控制部 121 根据该调整后的透视照射条件对高电压发生部 122 等进行控制。

[0047] 此外,当操作者利用操作部 162 进行了使透视拍摄中断的操作时,从运算控制部 11 向主控制部 121 发送 X 射线照射停止指示的信号。接受到该信号,主控制部 121 使高电压发生部 122 等与 X 射线的照射(输出)相关的各部的驱动停止,从而停止 X 射线的照射。

此外,接受到该信号,主控制部 121 将与 LIH 图像对应的透视照射条件存储在未图示的存储部中。另外,作为 LIH 图像,在使用透视停止时以外的时刻的捕获(capture)图像的情况下,主控制部 121 将捕获到图像的时刻的透视照射条件存储到该存储部中。此外,与 LIH 图像对应的透视照射条件相当于“调整后的动作条件”的一例。

[0048] 作为一例,与 LIH 图像对应的透视照射条件如下那样被取得。在通常的透视持续的期间,主控制部 121 将透视照射条件暂时存储在存储部中。在 ABC 控制的情况下,若是将透视照射条件依次更新的构成,则每当从后述的收集数据处理部 15 中包括的像素值比较部 154 等接受到更新的指示时,将存储在该存储部中的透视照射的参数更新。主控制部 121 在接受到 X 射线照射停止指示的信号时,将暂时存储在存储部中的透视照射条件作为与 LIH 图像对应的透视照射条件,至少在局部透视开始之前,经由运算控制部 11 存储到透视照射条件设定部 18 中。

[0049] 此外,主控制部 121 在接受到局部透视的开始的指示信号时,从未图示的存储部读取与 LIH 图像对应的透视照射条件。主控制部 121 将该透视照射条件设为局部透视中的透视照射条件。这里,当通常的透视切换为局部透视时,实施方式中的医用图像诊断装置停止 ABC 控制并将读取的透视照射条件固定来进行透视。另外,关于当通常的透视切换为局部透视时将透视照射条件固定来进行局部透视的情况下的处理,在后面详述。此外,在局部透视时,也能够根据操作者的操作来变更 X 射线条件等透视照射条件。此外,也可以是,在能够通过操作者变更 X 射线条件的构成中,在进行了被辐射量上升那样的输入的情况下,使显示部 161 显示警告。

[0050] < X 射线控制部 12 — 高电压发生部 122 >

[0051] 主控制部 121 对高电压发生部 122 进行控制,将 X 射线照射所需要的高电压施加到 X 射线管 3。高电压发生部 122 的高电压的施加例如能够采用高频变换器(inverter)方式等。即,高电压发生部 122 将 50/60Hz 的交流电源整流而变为直流。此外,高电压发生部 122 将其变换为几 kHz 以上的高频的交流并升压。进而,高电压发生部 122 将其再次整流后进行施加。在透视中,X 射线控制部 12 重复进行这样的动作。由此反复地进行拍摄。即,在透视的控制中,主控制部 121 进行经由高电压发生部 122 将脉冲状的 X 射线以规定时间间隔向被检体照射的控制。通过该透视所生成的是透视像。另外,该透视照射条件相当于“拍摄部的动作条件”的一例。

[0052] 此外,X 射线控制部 12 按照收集数据处理部 15 进行的 ABC 控制,接受被调整后的透视照射条件,进行与 X 射线照射相关的控制。另外,关于收集数据处理部 15 的具体的控制内容在后面叙述。

[0053] < X 射线管 3 >

[0054] X 射线管 3 接受由高电压发生部 122 发生的高电压的施加而发生规定强度的 X 射线。另外,对 X 射线管 3 施加的高电压的电压值、电流值由用户经由用户接口 16 进行设定。或者,也可以构成为自动设定这些值。

[0055] < X 射线光圈 4 >

[0056] 图 2 是表示 X 射线光圈 4 的构成的一例的概略立体图。例如如图 2 所示,X 射线光圈 4 通过将板状的光圈叶片 41、42、43、44 配置在四周而构成。光圈叶片 41 ~ 44 由钨或钼等吸收 X 射线的材料组成。此外,光圈叶片 41 ~ 44 的端面配置为,与邻接的叶片的端面

相互正交。此外，光圈叶片 41～44 的内侧的端面所形成的开口成为矩形状。

[0057] <光圈控制部 13>

[0058] 光圈控制部 13 按以下方式发挥功能：通过使 X 射线光圈 4 的光圈叶片 41～44 分别移动，形成各种形态（尺寸、形状）的照射域。光圈控制部 13 中设有对各光圈叶片 41～44 进行驱动的致动器和对该致动器进行控制的控制部（微处理器等）。光圈控制部 13 进行使光圈叶片 41、42 沿诊视床 2 的宽度方向 2b（与长度方向 2a 正交的方向）分别移动的控制。此外，光圈控制部 13 进行使光圈叶片 43、44 沿诊视床 2 的长度方向 2a 分别移动的控制（参照图 2）。另外，根据从透视照射条件设定部 18 接受的、关注区域的位置信息来进行光圈控制部 13 对 X 射线光圈 4 的控制。

[0059] 这样，通过被光圈控制部 13 控制的 X 射线光圈 4，形成以 X 射线管 3 为顶点、以 X 射线检测部 5 的检测面为底面的、大致四角锥形状的 X 射线通过区域 F（参照图 1）。即，形成与该 X 射线通过区域 F 对应的 X 射线的照射域。

[0060] 这里，所谓照射域，是指 X 射线通过区域和将其横切的平面的共通区域，换言之，是指对该平面照射有 X 射线的区域。例如，关于相对被检体 P 的 X 射线照射域，包含长度方向 2a 和宽度方向 2b 并且通过被检体 P 的平面成为对象区域。此外，关于相对 X 射线检测部 5 的检测面的 X 射线照射域，包含长度方向 2a 和宽度方向 2b 并且通过 X 射线检测部 5 的检测面的平面成为 X 射线照射对象区域。

[0061] 在进行透视时，若有转变为局部透视的指示，则光圈控制部 13 限制照射域。另外，以下为了方便说明，将在透视中限制透视范围而在比该透视范围小的范围的关注区域进行的透视简单记载为“局部透视”。此外，将局部透视中的关注区域简单记载为“局部透视用关注区域”。此外，将通过局部透视生成的透视像简单记载为“局部透视像”。另外，上述透视范围相当于“第一 X 射线照射范围”的一例。此外，局部透视用关注区域相当于“第二 X 射线照射范围”的一例。

[0062] 这里，参照图 3，针对局部透视和局部透视用关注区域 R2，举出与消融 (ablation) 治疗一起进行透视的例子进行说明。图 3 是表示通常的关注区域 R1 和局部透视用关注区域 R2 的关系的一例的概略图。消融治疗的情况下透视中，存在如下情况：在导管插入前后的时刻，例如如图 3 所示那样将包含导管的插入位置和消融治疗的对象部位 T（心律不齐等）在内的范围设定为通常的关注区域 R1。

[0063] 然后，当导管向对象部位行进时，有时操作者经由操作部 162 进行局部透视的指示以及局部透视用关注区域 R2 的指定。例如，操作者对包含接近（或到达）对象部位的导管以及对象部位在内的、狭小范围的局部透视用关注区域进行指定。即，局部透视用关注区域至少与 LIH 中的关注区域 R1（最初的透视范围等）重叠，被指定为比该关注区域小的范围。

[0064] 具体而言，操作者能够通过操作部 162，在显示部 161 所显示的关注区域设定画面（例如图 3）上以被检体（或顶板）为基准来设定关注区域（拍摄范围）。例如，假设在该关注区域设定画面中示出了被检体以及顶板。此外，在该画面上，相对于该被检体的显示，示出了表示关注区域的框显示（R1、R2 等）。关于该框显示，能够通过由操作者进行范围指定的操作而进行扩大或缩小。例如，操作者经由操作部 162 对该框显示进行操作，能够使得在该框显示内包含导管等的插入位置以及病变部。这样，操作者能够进行确定关注区域的

操作。这里所确定的关注区域被送到透视照射条件设定部 18，通过透视照射条件设定部 18 被设定为拍摄范围。

[0065] 若这样在关注区域设定画面中设定了关注区域，则透视照射条件设定部 18 以关注区域设定画面上的坐标位置为基准，例如将关注区域相对于顶板的相对位置设定为拍摄范围的信息。这里所设定的拍摄范围的信息被从透视照射条件设定部 18 经由运算控制部 11 送到光圈控制部 13。另外，在使用触摸面板式的用户接口 16 的情况下，在显示部 161 有直接输入，来设定关注区域。

[0066] 此外，若指定了局部透视用关注区域 R2，则光圈控制部 13 使 X 射线光圈 4 的光圈叶片 41～44 分别移动，以使得照射域成为与局部透视用关注区域 R2 相应的范围。

[0067] < X 射线检测部 5 >

[0068] X 射线检测部 5 对透射过被检体的 X 射线进行检测，将检测结果（以下记载为“检测数据”。）变换为电信号。通过 X 射线检测部 5，将检测数据向收集数据处理部 15 输出。作为该 X 射线检测部 5，能够使用平面型 X 射线检测部（Flat Panel Detector）、或由图像增强器（image intensifier）（I. I.）和 TV 摄像机的组合构成的结构。

[0069] 图像增强器在闪烁体（scintillator）等的荧光面将 X 射线变换为光，使光电子从与荧光面相接而成的光电面放出。进而，图像增强器利用由聚焦电极以及阳极做成的电子透镜使放出的光电子集束加速，在输出荧光面形成电子像。进而，图像增强器在输出荧光面将电子像变换为可视像，并用 TV 摄像机对其进行拍摄。通过该拍摄得到图像数据（检测数据）。

[0070] 平面型 X 射线检测部具有配置多行多列的 X 射线检测元件而构成的检测面。作为 X 射线检测元件，能够使用直接变换型等。通过该 X 射线检测元件，利用 X 射线生成半导体内的电子空穴对。进而，利用其向电极的移动（即光电导现象）得到电荷数据。另外，在从各元件输出的电荷数据中，包含基于 2 维元件排列的 2 维坐标系下的该元件的坐标信息。

[0071] 作为平面型 X 射线检测部的 X 射线检测元件的例子，能够使用通过荧光体、光电变换元件等将透射 X 射线变换为电荷数据的间接变换型。对于具有该 X 射线检测元件的平面型 X 射线检测部，参照图 4 进行说明。图 4 是表示实施方式的 X 射线检测部 5 的功能构成的一例的概略框图。如图 4 所示，X 射线检测部 5 包括平面检测器 51、栅驱动器（gate driver）52、投影数据生成部 53 而构成。其中，投影数据生成部 53 包含电荷 / 电压变换器 531、A/D 变换器 532、并行 / 串行变换器 533 而构成。

[0072] 在平面检测器 51 中 2 维排列的检测元件接受透射过被检体 P 的 X 射线，蓄积与该 X 射线透射量成比例的信号电荷。当 X 射线照射结束时，栅驱动器 52 从运算控制部 11 接受时钟脉冲。此外，当栅驱动器 52 接受到时钟脉冲时，对平面检测器 51 的 TFT（Thin Film Transistor / 薄膜晶体管）等供给驱动脉冲，依次读取所蓄积的上述信号电荷。

[0073] 所读取的信号电荷被送至投影数据生成部 53 的电荷 / 电压变换器 531。电荷 / 电压变换器 531 将信号电荷变换为电压。进而，该电压在 A/D 变换器 532 中被变换为数字信号。然后，并行 / 串行变换器 533 将该数字信号变换为 1 行的投影数据。并行 / 串行变换器 533 将 1 行的投影数据暂时保存在缓存器中。接着，并行 / 串行变换器 533 将自身的缓存器所保存的投影数据以行为单位串行地读取，并依次保存在收集数据处理部 15 的存储部 156 中，生成 2 维投影数据。另外，图 4 所示的 X 射线检测部 5 是本实施方式的 X 射线检测部的

一例。此外,以下也将投影数据记载为“检测数据”。

[0074] <移动部 6・驱动控制部 14>

[0075] 移动部 6 能够使 X 射线管 3、X 射线光圈 4 以及 X 射线检测部 5 一体地移动。此外,移动部 6 由驱动控制部 14 驱动。驱动控制部 14 包含对移动部 6 进行驱动的驱动机构、和对该驱动机构的动作进行控制的控制部(微处理器等)而构成。另外,以下有时将 X 射线管 3、X 射线光圈 4 以及 X 射线检测部 5 一并记载为“X 射线拍摄系统”。该 X 射线拍摄系统相当于“拍摄部”的一例。

[0076] <收集数据处理部 15>

[0077] 收集数据处理部 15 对检测数据进行各种图像处理等而形成图像(图像数据)。收集数据处理部 15 包含这样发挥功能的计算机而构成。另外,关于收集数据处理部 15 的详细内容在后面叙述。此外,收集数据处理部 15 是“X 射线图像生成部”的功能的一例。

[0078] 此外,收集数据处理部 15 进行 ABC 控制。这里仅说明概要。例如,收集数据处理部 15 从透视照射条件设定部 18 接受事先设定的亮度的阈值  $\alpha$  的信息。此外,收集数据处理部 15 在通常透视时接受当前的透视像的亮度(像素值)的统计值(平均值、中间值等) $\beta$ 。收集数据处理部 15 进一步比较阈值  $\alpha$  和统计值  $\beta$ 。收集数据处理部 15 使该比较的结果反映到 X 射线控制部 12 中的 X 射线条件(管电压 kV、管电流 A、照射时间 sec)等透视照射条件中。关于收集数据处理部 15 的 ABC 控制的详细内容在后面叙述。另外,该透视照射条件相当于“拍摄部的动作条件”的一例。

[0079] <运算控制部 11>

[0080] 运算控制部 11 执行 X 射线诊断装置 1 的各部(X 射线控制部 12、光圈控制部 13、驱动控制部 14、收集数据处理部 15、用户接口 16、透视照射条件设定部 18 等)的控制及各种运算处理。

[0081] 运算控制部 11 例如包含 CPU(Central Processing Unit)等微处理器、保存规定的计算机程序并存储各种数据的存储装置(存储器、硬盘驱动器等)等而构成。微处理器通过执行该计算机程序,进行与该实施方式相关的控制及运算处理。

[0082] <透视照射条件设定部 18>

[0083] 透视照射条件设定部 18 经由运算控制部 11 接受来自操作部 162 的输入,根据该输入,设定 X 射线条件以及关注区域(ROI)的位置信息等透视照射条件、检测数据收集条件。例如,关于透视中的透视照射条件的设定,由操作者根据被检体的体厚、拍摄部位等设定管电压 kV。对应于该管电压 kV 的设定,透视照射条件设定部 18 设定(存储)管电流 A、照射时间 sec。所设定的透视照射条件、检测数据收集条件经由运算控制部 11 被送至 X 射线控制部 12、光圈控制部 13。

[0084] 此外,透视照射条件设定部 18 经由运算控制部 11 从操作部 162 接受在 ABC 控制中使用的阈值  $\alpha$  的输入。透视照射条件设定部 18 对阈值  $\alpha$  进行存储。当通过 X 射线控制部 12 进行 ABC 控制时,透视照射条件设定部 18 将所输入的阈值  $\alpha$  经由运算控制部 11 送至收集数据处理部 15。阈值  $\alpha$  也可以事先设定在透视照射条件设定部 18 中,此外,也可以按照透视的执行进行设定。该阈值  $\alpha$  是 X 射线控制部 12 中的与后述的像素值运算部 153 求出的 X 射线图像的像素值的统计值相对应的阈值。作为该像素值的统计值,可以举出像素值的平均值、中间值、标准偏差、最小值、最大值等。根据统计值的算出方法设定阈值

的值。关于 ABC 控制的具体内容在后面叙述。另外,透视照射条件设定部 18 作为“存储部”的一例发挥功能。

[0085] 此外,透视照射条件设定部 18 经由运算控制部 11 从操作部 162 接受通常的关注区域 R1、局部透视用关注区域 R2 的信息。例如在图 3 所示那样的透视照射条件设定画面中,当通过操作者的操作而设定了通常的关注区域 R1 以及局部透视用关注区域 R2 时,经由运算控制部 11 从操作部 162 接受这些关注区域的位置信息。该位置信息通过透视照射条件设定部 18 作为透视范围来设定。

[0086] 以上,对第一实施方式的 X 射线诊断装置 1 的整体构成进行了说明。根据该构成,在第一实施方式的 X 射线诊断装置 1 中,通过以下要详细说明的收集数据处理部 15 以及显示数据处理部 17 的处理从通常透视切换到局部透视的情况下,以通常透视下的透视照射条件来执行局部透视,从而能够防止 X 射线摄影中的被检体的被辐射量的增加。这里,首先,利用图 5,对从通常透视切换到局部透视的情况下、由于 ABC 控制而被辐射量增加的情况进行说明。

[0087] 图 5 是用于说明现有技术的课题的图。图 5 中,示出在体轴方向上观察从 X 射线管 3 对被检体 P 照射 X 射线的状态时的图。此外,图 5 中,图 5(A) 表示通常透视时的 X 射线光圈 4 的状态,图 5(B) 表示局部透视时的 X 射线光圈 4 的状态。例如,在从 X 射线管 3 对被检体 P 照射 X 射线的情况下,如图 5(A) 所示,从 X 射线管 3 朝向 X 射线检测器 5 照射 X 射线。这里,从 X 射线管 3 照射的 X 射线如图 5(A) 所示,成为透射过被检体 P 的透射 X 射线 61、和受到被检体 P 内的构造物的影响而反射的散射线 62。

[0088] 该情况下,例如,如图 5(A) 所示,X 射线检测器 5 的检测元件 5a 对透射 X 射线 61 和散射线 62 进行检测。其结果,通常透视的情况下,基于透射 X 射线 61 和散射线 62 生成与检测元件 5a 对应的图像。另一方面,从通常透视切换为局部透视的情况下,如图 5(B) 所示,X 射线光圈 4 进行限制,X 射线的照射域缩窄。即,如图 5(B) 所示,作为散射线 61 的反射源的 X 射线被 X 射线光圈吸收从而不会到达被检体 P。其结果,局部透视的情况下,基于透射 X 射线 61 生成与检测元件 5a 对应的图像。

[0089] 这样,在切换为局部透视的情况下,入射到检测元件 5a 中的散射线 62 减少,与 LIH 图像相比,局部透视像的亮度等级降低。这里,在使 ABC 控制发挥功能的情况下,为了调节所降低的亮度等级,将透视照射条件变更。举例来说,通常透视中的规定的区域的亮度等级为“400”且“400”中的“100”是由散射线 62 增加的量的情况下,若 ABC 控制的阈值为“400”,则局部透视中的规定的区域的亮度等级成为不包含散射线 62 的“300”,为了将亮度等级调节为“400”而将透视照射条件变更。即,从 X 射线管 3 照射的 X 射线的剂量增加,其结果,被检体中 X 射线所透射的位置的被辐射量增加。因此,第一实施方式的 X 射线诊断装置 1 通过利用通常透视时的透视照射条件执行局部透视,从而防止 X 射线摄影中被检体的被辐射量的增加。

[0090] (收集数据处理部 15 的构成)

[0091] 首先,对于 X 射线诊断装置中的收集数据处理部 15 的构成,参照图 6 进行说明。图 6 是表示第一实施方式的收集数据处理部 15 的功能构成的一部分的概略框图。收集数据处理部 15 对检测数据进行各种图像处理等而形成图像(图像数据)。此外,收集数据处理部 15 进行 ABC 控制,将基于处理结果的透视照射条件送至 X 射线控制部 12。另外,收集

数据处理部 15 相当于“调整部”的一例。此外，收集数据处理部 15 与 X 射线控制部 12 一起相当于“控制部”的一例。

[0092] 如图 6 所示，收集数据处理部 15 包含接口 151、图像生成部 152、像素值运算部 153、像素值比较部 154 而构成。

[0093] <接口 151>

[0094] 如图 1 所示，收集数据处理部 15 与 X 射线检测部 5 连接。接口 151 从 X 射线检测部 5 接受检测数据。经由接口 151 接受的检测数据被存储在存储部 156 中。

[0095] <图像生成部 152>

[0096] 图像生成部 152 根据检测数据生成 X 射线图像。图像生成部 152 例如根据检测数据生成 2 维图像数据。此外，也可以是，图像生成部 152 根据多个帧的 2 维检测数据进行重构，生成体数据 (volume data)，将其存储在存储部 156 中。此外，通过透视，在从 X 射线检测部 5 依次送来检测数据的情况下，图像生成部 152 随着接受检测数据而依次生成透视像。

[0097] 此外，在通过 X 射线拍摄系统进行透视的状况下，若操作者通过操作部 162 进行使透视中断（停止）的操作，则 X 射线照射停止指示的信号被送至 X 射线控制部 12。在该定时，从运算控制部 11 向收集数据处理部 15 发送 LIH 图像的存储指示。图像生成部 152 接受该存储指示后，根据透视像使 LIH 图像存储在存储部 156 中。例如，首先，若存在经由操作部 162 的透视中断的指示，则图像生成部 152 确定从 X 射线检测部 5 接受并存储在存储部 156 中的透视像中的最后的帧（检测数据）。此外，图像生成部 152 将根据该最后的帧、与显示部 161 所显示的透视像相区别地生成的图像即 LIH 图像存储在存储部 156 中。

[0098] 但是，图像生成部 152 也可以不必使透视像的最后的帧存储在存储部 156 中。例如，在 X 射线拍摄系统进行透视的期间，当有来自操作部 162 的图像存储的指示时，图像生成部 152 使生成的 X 射线图像（这里是捕获图像 / 静止图像）存储在存储部 156 中。以下，为了便于说明，有时将基于透视像的最后的帧而得到的图像以及基于与操作者的图像存储指示相应的帧而得到的图像中的任一个图像都一同记载为“LIH 图像”。另外，LIH 图像相当于“第一 X 射线图像”的一例。

[0099] <像素值运算部 153>

[0100] 像素值运算部 153 求出透视像等 X 射线图像的像素值的统计值  $\beta$ 。统计值  $\beta$  例如是像素值的平均值、中间值、标准偏差、最小值、最大值等。像素值运算部 153 经由运算控制部 11，接受由图像生成部 152 生成的 X 射线图像的数据。像素值运算部 153 针对透视像的一部分或全部的像素求出统计值  $\beta$ 。例如，像素值运算部 153 求出 X 射线图像的像素值的平均值。像素值运算部 153 将求出的统计值  $\beta$  的信息送至像素值比较部 154。在透视中像素值运算部 153 重复该工序。

[0101] <像素值比较部 154>

[0102] 像素值比较部 154 经由运算控制部 11、接口 151 等从透视照射条件设定部 18 接受像素值的阈值  $\alpha$  的信息。此外，像素值比较部 154 接受由像素值运算部 153 求出的像素值的统计值  $\beta$  的信息，并将其与该阈值  $\alpha$  比较。像素值比较部 154 进而根据比较的结果，调整透视照射条件。作为该调整的一例，相对于 “ $\alpha = 300$ ”，在 “ $\beta = 200$ ” 的情况下，使 “300/200” 反映到事先在透视照射条件设定部 18 中设定的条件中。

[0103] 另外，像素值比较部 154 也可以是仅将比较的结果送至主控制部 121 的构成。该

情况下,首先,像素值比较部 154 将求出的比较结果送至主控制部 121。主控制部 121 与上述像素值比较部 154 的处理同样地,根据比较结果调整透视照射条件。另外,这里所说的比较结果,例如可以是表示阈值  $\alpha$  与像素值的统计值  $\beta$  之差的信息,或者也可以是表示比的信息。

[0104] 进而,像素值比较部 154 也可以判断比较结果是否在规定的范围内。即,像素值比较部 154 判断由像素值运算部 153 求出的、阈值  $\alpha$  与像素值的统计值  $\beta$  之差或比是否在事先确定的范围内。这是为了通过像素值比较部 154,判断透视像的像素值(亮度)是否在事先设定的范围内。该例中,若该差等在规定的范围内,则像素值比较部 154 判断为不需要变更透视照射条件,不向主控制部 121 发送比较结果。若该差在规定的范围外,则将比较结果即差送至主控制部 121。主控制部 121 根据该差等对透视照射条件进行调整。

[0105] 另外,不限于主控制部 121 从像素值比较部 154 接受比较结果来调整透视照射条件的构成,也可以由像素值比较部 154 根据比较结果来调整透视照射条件。该例中,像素值比较部 154 向主控制部 121 发送调整后的透视照射条件。主控制部 121 根据从像素值比较部 154 接受的调整后的透视照射条件,进行与透视照射有关的控制。

[0106] 并且,在从通常透视切换到局部透视的情况下,第一实施方式的像素值比较部 154 不论阈值  $\alpha$  与像素值的统计值  $\beta$  的比较结果如何,都进行控制以使得通过通常透视的透视照射条件执行局部透视。例如,像素值比较部 154 将经由操作部 162 受理了局部透视用关注区域 R2 的指定操作的情况等判断为向局部透视的切换,使针对透视照射条件设定部 18 进行的透视照射条件的调整停止。由此,X 射线控制部 12 中包括的主控制部 121 使局部透视通过在未图示的存储部中存储的通常透视的透视照射条件(与 LIH 图像对应的透视照射条件)来执行。另外,局部透视时的透视照射条件的控制不限于上述的例子,例如,也可以是如下情况:像素值比较部 154 经由运算控制部 11,使主控制部 121 进行控制以使得通过通常透视时的透视照射条件执行局部透视。

[0107] <存储部 156>

[0108] 存储部 156 如上述那样对经由接口 151 接受的 2 维的检测数据进行存储。除此以外,存储部 156 对 LIH 图像、血管造影图像等在合成图像中使用的各 X 射线图像进行存储。此外,存储部 156 对体数据进行存储。另外,也可以使检测数据、X 射线图像持续存储在存储部 156 中,并能够根据操作者的操作任意地读取。此外,检测数据、X 射线图像也可以暂时存储在存储部 156 中。此外,所存储的数据可以是运动图像也可以是静止图像。

[0109] 如上述那样,在第一实施方式中,在从通常透视切换为局部透视的情况下,不论阈值  $\alpha$  与像素值的统计值  $\beta$  的比较结果如何,都进行控制以使得通过通常透视的透视照射条件执行局部透视。即,在局部透视中,ABC 控制成为关(OFF)的状态。但是,在通常透视中,ABC 控制成为开(ON)的状态,例如,进行以下那样的控制。

[0110] 该情况下,作为 ABC 控制,收集数据处理部 15 对透视照射条件进行调整,变更基于透视像的像素值的亮度值。即,收集数据处理部 15 按透视像中的每个像素求出像素值(亮度值)的统计值  $\beta$ (像素值运算部 153)。此外,收集数据处理部 15 接受在透视照射条件设定部 18 中存储的透视像的像素值的阈值  $\alpha$  的信息。X 射线控制部 12 将阈值  $\alpha$  与该统计值  $\beta$  进行比较(像素值比较部 154)。比较的结果是统计值  $\beta$  不与阈值  $\alpha$  相对应的情况下,收集数据处理部 15 将透视照射条件变更。例如,若透视像的亮度值比阈值低,则进行将

透视照射条件提高的控制。

[0111] <动作>

[0112] 接着,参照图 7 的流程图,对于 ABC 控制中的收集数据处理部 15 的动作,举出通常的关注区域 R1 中的透视的例子进行说明。图 7 是说明执行透视的 X 射线诊断装置的 ABC 控制的流程的概略流程图。

[0113] (S01)

[0114] X 射线控制部 12 中的主控制部 121 从透视照射条件设定部 18 接受事先设定的透视照射条件 (X 射线条件等)。此外,若操作者通过操作部 162 做出了通常的关注区域 R1 或局部透视的关注区域 R2 的透视开始指示,则 X 射线照射指示信号经由运算控制部 11 被送至主控制部 121。

[0115] (S02)

[0116] 主控制部 121 根据从透视照射条件设定部 18 接受的透视照射条件,对高电压发生部 124 等进行控制,使电压施加到 X 射线管 3。此外,光圈控制部 13 根据从透视照射条件设定部 18 接受的通常的关注区域 R1 的位置信息使 X 射线光圈 4 移动,形成照射域。这些动作的结果是,在所形成的照射域中照射 X 射线。

[0117] (S03)

[0118] X 射线检测部 5 根据透射 X 射线生成检测数据后,检测数据被送至收集数据处理部 15。收集数据处理部 15 经由接口 151 接受到检测数据后,将其暂时存储在存储部 156 中。图像生成部 152 从存储部 156 读取检测数据,对检测数据执行规定的处理。进而,图像生成部 152 生成透视像,并使显示部 161 显示透视像。

[0119] (S04)

[0120] 收集数据处理部 15 从存储部 156 接受透视像的数据。像素值运算部 153 求出从存储部 156 接受的透视像的一部分或全部的像素值的统计值  $\beta$  (平均值等)。像素值比较部 154 对由像素值运算部 153 求出的像素值的统计值  $\beta$  与从透视照射条件设定部 18 接受的阈值  $\alpha$  进行比较。另外,像素值比较部 154 也可以判断比较结果是否在规定的范围内。

[0121] (S05)

[0122] 并且,像素值比较部 154 判断受理了开始指示的透视是否是局部透视。这里,在判断为不是局部透视、即是通常透视的情况下 (S05 ;否),像素值比较部 154 前进至 S06,判断是否将透视照射条件变更。另一方面,在判断为局部透视的情况下 (S05 ;是),像素值比较部 154 前进至 S08,维持透视照射条件。即,像素值比较部 154 进行控制,以使得用通常透视的透视照射条件执行局部透视。

[0123] (S06)

[0124] 像素值比较部 154(或主控制部 121) 进行阈值  $\alpha$  与统计值  $\beta$  的比较。此外,像素值比较部 154 根据比较结果,对是否变更 X 射线条件等透视照射条件进行判断。

[0125] (S07)

[0126] 像素值比较部 154 的比较结果是像素值的统计值  $\beta$  与阈值  $\alpha$  之差较大的情况下 (S06 ;是),像素值比较部 154(或主控制部 121) 调整(变更)与管电压 kV、管电流 A、照射时间 sec 相关的参数。主控制部 121 按照调整后的透视照射条件,对高电压发生部 122 进行控制。

[0127] (S08)

[0128] 此外,在受理了开始指示的透视是局部透视的情况下(S05;是),或者,在像素值的统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 之差较小的情况下(S06;否),像素值比较部154(或主控制部121)将透视照射条件原样维持。

[0129] (S08)

[0130] 像素值比较部154(或主控制部121)对是否继续透视进行判断。例如,在操作者经由操作部162进行了透视停止的指示的情况下,X射线照射停止指示信号经由运算控制部11被送至主控制部121。主控制部121依次重复S02~S07的动作,直到接收X射线照射停止指示信号为止。另外,为了便于说明,将该S08的处理作为S06或S07的后续工序进行了说明,但在S02~S05中的任一个时刻由主控制部121接受到X射线照射停止指示信号的情况下,在该时刻,主控制部121使X射线的照射停止。

[0131] 此外,在一例中,若进行了X射线照射停止(透视停止)的操作,则主控制部121通过使高电压发生部122等与X射线的照射(输出)相关的各部的驱动停止,来停止X射线的照射。此外,对应于该停止指示的操作,图像生成部152将LIH图像存储在存储部156中。此外,主控制部121将与LIH图像对应的透视照射条件存储在未图示的存储部中。

[0132] (显示数据处理部17的构成)

[0133] 接着,对于X射线诊断装置中的显示数据处理部17的构成,参照图8进行说明。图8是表示实施方式的显示数据处理部17的功能构成的一部分的概略框图。显示数据处理部17对通过收集数据处理部15生成的图像数据进行各种图像处理等而形成图像。如图8所示,显示数据处理部17包含接口171、减影(subtraction)处理部172、图像调整部173以及图像合成部174而构成。

[0134] <接口171>

[0135] 如图8所示,显示数据处理部17与运算控制部11连接。接口171经由运算控制部11从收集数据处理部15接受X射线图像的图像数据。经由接口171接受的图像数据被暂时存储在存储部156中。

[0136] <图像调整部172>

[0137] 图像调整部172从收集数据处理部15或存储部156接受图像数据,进行图像处理。通过图像调整部172,进行图像的清晰化、噪声的降低、S/N比的提高、边缘检测、轮廓的强调等图像处理。图像调整部172具有所谓空间滤波器、空间频率滤波器、时间滤波器等的功能。作为空间滤波器、空间频率滤波器,可以举出进行平滑化处理的滤波器、进行边缘检测的滤波器等。例如,作为进行平滑化处理的滤波器,可以举出移动平均化滤波器(averaging Filter)、加权平均化滤波器(weighted averaging Filter),高斯滤波器(Gaussian Filter)、中值滤波器(median Filter)等。

[0138] 图像调整部172包含进行边缘检测的Sobel滤波器(Sobel Filter)、Prewitt滤波器(Prewitt Filter)、Roberts滤波器(Roberts Filter)、Laplacian滤波器(Laplacian Filter)等任意的滤波器而构成。此外,作为所谓的时间滤波器,图像调整部172可以具有图像加法处理、递归滤波器(recursive filter)等的功能。此外,图像调整部172也可以具备低通滤波器、高通滤波器、带通滤波器、带阻滤波器、全通滤波器等的功能。

[0139] 此外,图像调整部172对检测数据或X射线图像进行上述滤波(高频强调等)、仿

射 (affine) 变换 (图像扩大、移动等)。例如,在由图像生成部 152 生成数字血管造影图像的情况下,图像调整部 172 对检测数据进行这些处理。此外,图像调整部 172 也可以通过非锐化屏蔽 (unsharp mask) 对高频成分进行强调。

[0140] <图像合成部 173>

[0141] 图像合成部 173 根据要显示的图像,将多个 X 射线图像合成 (贴合),生成合成后的 X 射线图像。以下,关于该合成的 X 射线图像,也简单记载为“合成图像”。图像合成部 173 例如进行 LIH 图像与后述的局部透视像的合成。此外,作为其他的例子,图像合成部 173 进行基于体数据的路标 (road map) 图像与透视像的合成。

[0142] 在通过图像合成部 173 生成 LIH 图像与局部透视像的合成图像的情况下,根据局部透视用关注区域 R2 的指定操作的信息进行对位并合成。即,局部透视用关注区域 R2 由于被设定为至少与 LIH 图像中的关注区域 R1 (最初的透视线范围等) 重叠,所以局部透视用关注区域 R2 的位置能够通过 LIH 图像上的坐标表示。因此,图像合成部 173 接收所存储的局部透视用关注区域 R2 的位置信息,根据该位置信息和 LIH 图像的坐标,进行合成以使得局部透视像与 LIH 图像贴合在一起。

[0143] 此外,在通过图像合成部 173 生成 LIH 图像与局部透视像的合成图像的情况下,各图像的合成比率能够任意设定。但是,至少以在合成图像中能够识别局部透视像的程度来设定局部透视像的合成比率。另外,图像合成部 173 相当于“合成部”的一例。

[0144] (局部透视)

[0145] 接着,参照图 9,对与局部透视相关的 X 射线控制部 12 的控制以及收集数据处理部 15 的处理的流程进行说明。图 9 是说明与局部透视相关的医用图像诊断装置的控制流程的概略流程图。如上述那样,在通过 X 射线拍摄系统进行通常的关注区域 R1 的透视线的情况下,若由操作者通过操作部 162 进行了使透视线中断的操作,则向 X 射线控制部 12 发送 X 射线照射停止指示的信号。并且,若由操作者通过操作部 162 进行了局部透视开始的操作以及局部透视用关注区域 R2 的指定,则 X 射线控制部 12 进行局部透视的控制。

[0146] (S11)

[0147] 若由操作者通过操作部 162 进行了局部透视开始的操作以及局部透视用关注区域 R2 的指定,则其中一方的局部透视用关注区域 R2 的位置信息被送至光圈控制部 13。此外,另一方的局部透视开始的指示被送至 X 射线控制部 12。

[0148] (S12)

[0149] 光圈控制部 13 根据局部透视用关注区域 R2 的位置信息,使 X 射线光圈 4 的光圈叶片 41 ~ 44 分别移动。通过该光圈叶片 41 ~ 44 的移动,将 X 射线的照射域限定为与局部透视用关注区域 R2 相应的范围。X 射线控制部 12 从未图示的存储部中读取与 LIH 图像对应的透视线条件。

[0150] (S13)

[0151] X 射线控制部 12 的主控制部 121 对 X 射线照射域、高电压发生部 122 等进行控制,根据所读取的 LIH 图像的透视线条件,进行 X 射线照射 (局部透视)。从 X 射线管 3 向被检体照射的 X 射线的照射域被 X 射线光圈 4 限定。

[0152] (S14)

[0153] 若局部透视开始,则图像合成部 173 从存储部 156 读取 LIH 图像。

[0154] (S15)

[0155] 图像合成部 173 接收由图像生成部 152 生成的局部透视像,将其与在 S14 中读取的 LIH 图像合成。另外,LIH 图像的读取处理不限于 S13 的后续工序的情况,只要在从 S11 之后开始到局部透视像的生成为止的期间进行即可。

[0156] (S16)

[0157] 主控制部 121 判断是否使局部透视继续。例如,通过透视停止的指示,X 射线照射停止指示信号经由运算控制部 11 被送至主控制部 121。主控制部 121 依次重复进行 S13 ~ S15 的动作,直到接受到 X 射线照射停止指示信号为止。另外,为了便于说明,将该 S16 的处理作为 S15 的后续工序进行了说明,但主控制部 121 在 S13 ~ S15 中的任一个的时刻接受到 X 射线照射停止指示信号的情况下,主控制部 121 在该时刻使 X 射线的照射停止。

[0158] (作用效果)

[0159] 对以上说明的本实施方式的医用图像诊断装置的作用以及效果进行说明。

[0160] 本实施方式的医用图像诊断装置,在通常的透视中进行 ABC 控制,调整透视照射条件以使得成为最佳的像素值,并且,在局部透视中固定为 LIH 图像取得时的透视照射条件来进行拍摄。即,在局部透视中,不论局部透视像的像素值(亮度)如何,都不进行与 X 射线条件有关的 ABC 控制。因而,能够防止局部透视中被检体的被辐射量的增加。此外,由于在通常的透视中进行 ABC 控制,所以即使在局部透视中透视照射条件也被调整。因而,还能够避免在局部透视像中无法视觉识别被检体内的构造的情况。

[0161] [第一变形例]

[0162] 接着,对第一实施方式的医用图像诊断装置的第一变形例进行说明。在第一实施方式的医用图像诊断装置中,根据由图像生成部 152 生成的 X 射线图像的亮度来进行 ABC 控制。但是不限于此,也可以根据检测数据来进行 ABC 控制。

[0163] [第二变形例]

[0164] 在第一实施方式的医用图像诊断装置中,收集数据处理部 15 构成为对像素值的统计值与阈值进行比较。但是不限于该构成。例如可以构成为,X 射线控制部 12 对 X 射线图像的各像素与阈值进行比较之后,进一步对比较结果的平均值与该阈值进行比较。该例中,可以分别设定用于与各像素比较的第一阈值和用于与平均值比较的第二阈值。

[0165] 根据以上述叙述的第一变形例以及第二变形例的 X 射线诊断装置的构成,也能够实现与上述实施方式同样的效果。

[0166] [第二实施方式]

[0167] 在上述的第一实施方式中,对如下情况进行了说明,即:在从通常透视切换为局部透视的情况下,通过利用通常透视的透视照射条件执行局部透视,来防止 X 射线摄影中被检体的被辐射量的增加。在第二实施方式中,对利用通常透视的透视照射条件执行局部透视、并进一步调整局部透视像的显示增益的情况进行说明。

[0168] 即,如上述那样,在利用通常透视的透视照射条件执行了局部透视的情况下,存在局部透视像的亮度等级与通常透视的透视图像相比降低的情况。因此,第二实施方式的 X 射线诊断装置通过利用通常透视的透视照射条件执行局部透视,能够防止被辐射量的增加,并且,通过调整局部透视像的显示增益,能够使局部透视像的亮度等级与通常透视的透视图像的亮度等级成为同样。

[0169] 首先,对于第二实施方式的医用图像诊断装置(X射线诊断装置1),参照图10~图14进行说明。图10是表示第二实施方式的显示数据处理部17的功能构成的一部分的概略框图。图11是用于说明第二实施方式的X射线诊断装置1的处理的一例的图。图12是表示由第二实施方式的X射线诊断装置1生成的局部透视像的一例的图。此外,图13是对执行透视的第二实施方式的X射线诊断装置1进行的显示增益的调整流程进行说明的第一流程图。图14是对执行透视的第二实施方式的X射线诊断装置1进行的显示增益的调整流程进行说明的第二流程图。在第二实施方式中,与第一实施方式相比,显示数据处理部17的内容不同。其他部分与第一实施方式的X射线诊断装置1相同。以下,以与第一实施方式之间的不同点为中心进行说明。

[0170] <显示增益调整部174>

[0171] 如图10所示,第二实施方式的显示数据处理部17包含接口171、图像调整部172、图像合成部173以及显示增益调整部174而构成。显示增益调整部174进行图像数据的像素值的调整即显示增益的调整。通过显示增益调整部174进行的显示增益的调整,X射线图像的灰度(亮度)被调整。另外,显示增益被调整的图像数据也可以是图像生成部152所生成的图像数据(原始图像数据),或者,也可以是被实施了第一实施方式所叙述的规定的图像处理、图像合成后的图像数据。

[0172] 这里,作为一例,也可以是,显示增益调整部174为了调整显示增益而具有查找表。查找表具有将图像数据的像素值(输入)校正(输出)为事先设定的规定的像素值那样的对照表的形式。该情况下,显示增益调整部174通过查找表进行显示增益的调整。例如,显示增益调整部174利用查找表,将从存储部156接受的图像数据中的各像素的像素值(灰度)校正为任意的像素值。

[0173] 以下,参照图11,说明第二实施方式的X射线诊断装置1的处理的一例。这里,在图11中,示出了如下情况:拍摄由通常透视得到的透视像(LIH图像),然后,拍摄局部透视像,在监视器(显示部)上显示合成图像。该情况下,例如,如图11所示,首先,对X射线控制部12输入预设值(在透视照射条件设定部18中事先设定的透视照射条件),将用于执行通常透视中的X射线的照射的信号“Xnormal”发送到X射线管3。并且,基于由X射线检测器5检测到的X射线,生成图像(LIH图像)并输入到像素值运算部153。

[0174] 这里,像素值运算部153将LIH图像所包含的规定的区域中的像素值的统计值 $\beta$ 输入到像素值比较部154。像素值比较部154对所输入的统计值 $\beta$ 和像素值的阈值 $\alpha$ 进行比较,将ABC控制比A发送至透视照射条件设定部18从而执行ABC控制。作为一例,在作为阈值 $\alpha$ 的目标值等级为“400”、统计值 $\beta$ 为“400”的情况下,像素值比较部154将“ABC控制比A=1”发送至透视照射条件设定部18。

[0175] 这里,在从通常透视切换到局部透视的情况下,如上述那样,由像素值运算部153算出的局部透视像的规定区域中的像素值的统计值 $\beta$ 降低。例如,局部透视像的统计值 $\beta$ 成为“300”的情况下,以往的X射线诊断装置将与作为阈值 $\alpha$ 的目标值等级“400”进行比较而得到的比较结果的值“400/300”作为ABC控制比A来发送,由此,在局部透视中,用来执行与预设值相比更高的剂量的X射线照射的信号“Xroi”被发送给X射线管3。但是,在第二实施方式的X射线诊断装置1中,在切换到局部透视的时刻,进行控制以使得用通常透视的透视照射条件执行局部透视。即,第二实施方式的X射线诊断装置1中,即使在局部透

视像的统计值  $\beta$  变成“300”的情况下,也将用来执行与“Xnormal”相同的剂量的 X 射线照射的信号“Xroi”发送到 X 射线管 3。

[0176] 这样,在第二实施方式的 X 射线诊断装置 1 中,通过利用通常透视的透视照射条件执行局部透视,从而防止 X 射线摄影中被检体的被辐射量的增加,但是局部透视像的像素值的统计值  $\beta$  例如变成“300”,相对于通常透视的 LIH 图像中的像素值的统计值“400”而言降低。因此,第二实施方式的显示增益调整部 174,根据从像素值运算部 153 输入的图像的像素值的统计值,调整局部透视像的显示增益。例如,显示增益调整部 174 调整显示增益,以使得局部透视像的统计值  $\beta$  从“300”变成“400”。另外,也可以是通过变更查找表的设定来调整显示增益的情况。由此,通常透视的 LIH 图像与局部透视像的像素值几乎没有差别。例如,在第二实施方式的 X 射线诊断装置 1 中,如图 12 所示,在将利用了局部透视像的局部透视用关注区域 R2 合成到利用了 LIH 图像的通常的关注区域 R1 中而得到的局部透视的合成图像中,能够以大致相同的像素值观察 R1 和 R2。另外,即使是在 R2 中合成运动图像的情况下,也由于显示增益总是被调整,因此能够以稳定的像素值进行观察。

[0177] <动作>

[0178] 接着,参照图 13 的流程图,对上述的显示增益调整部 174 进行的显示增益的调整流程进行说明。此外,图 13 中,将与透视照射条件的调整相关的 ABC 控制流程省略来进行记载。

[0179] (S21 ~ S24)

[0180] 在第二实施方式的显示增益的调整中,从透视开始 (S21, S22) 到透视像的生成 (S23) 的处理也与第一实施方式的 S01 ~ S03 同样。因而,省略对这些处理的说明。此外,关于统计值  $\beta$  的算出、阈值  $\alpha$  与统计值  $\beta$  的比较 (S24),也由于与第一实施方式的 S04 同样而省略说明。

[0181] (S25)

[0182] 显示增益调整部 174(或主控制部 121) 参照像素值比较部 154 的比较结果,判断是否将显示增益变更。另外,在通过查找表执行显示增益的调整的情况下,判断是否将查找表变更。

[0183] (S26)

[0184] 例如,若像素值的统计值  $\beta$  与阈值  $\alpha$  之差(绝对值等)或比大于规定的值 (S25 ; 是),则显示增益调整部 174(或主控制部 121) 将图像数据的显示增益调整。另外,在使用查找表的情况下,显示增益调整部 174 将查找表的设定值调整(变更)。

[0185] (S27)

[0186] 另一方面,若像素值的统计值  $\beta$  与阈值  $\alpha$  之差或比小于规定的值 (S25 ; 否),则显示增益调整部 174(或主控制部 121) 将显示增益原样维持。或者,显示增益调整部 174 将查找表原样维持。

[0187] (S28)

[0188] 像素值比较部 154(或主控制部 121) 进行的、与透视的继续相关的判断由于与第一实施方式的 S08 的处理同样而省略说明。

[0189] 此外,在一例中,若进行了 X 射线照射停止(透视停止)的操作,则主控制部 121 将高电压发生部 122 等与 X 射线的照射(输出)相关的各部的驱动停止。由此,X 射线的照

射停止。此外,与该停止指示的操作相应地,图像生成部 152 使 LIH 图像存储在存储部 156 中。此外,主控制部 121 使与 LIH 图像对应的透视照射条件存储在未图示的存储部中。

[0190] 此外,在第二实施方式中,在 X 射线控制部 12 进行的 X 射线照射控制切换为局部透视后,像素值运算部 153 也求出图像生成部 152 生成的局部透视像的统计值  $\beta$ 。同样,像素值比较部 154 在局部透视中也进行统计值  $\beta$  与阈值  $\alpha$  的比较。像素值比较部 154 的比较结果被用于显示增益调整部 174 进行的显示增益的调整(查找表的设定值的调整)。但是,第二实施方式中,像素值比较部 154 的比较结果不用于透视条件的调整。

[0191] 上述的显示增益的调整可以对由图像生成部 152 生成的原始图像数据执行,也可以对实施了规定的图像处理、图像合成后的图像数据(显示用的图像数据)执行。这里,所谓显示用图像数据,例如包含数字血管造影图像、能量减影(energy subtraction)图像、3D 路标图像等。

[0192] 此外,通过收集数据处理部 15 所生成的图像数据有时被存储在存储部 156 中。显示增益调整部 174 还能够在透视中断或完成时进行操作者从存储部 156 中读取的图像数据中的像素值的显示增益的调整。这样,通过显示增益调整部 174 的显示增益调整,调整 X 射线图像的灰度(亮度)。这样,显示增益调整部 174 对图像数据的显示增益进行调整,但该处理也可以通过从操作者受理的、窗口(Window)变换的操作指示来执行。

[0193] 该情况下,显示增益调整部 174 例如具有查找表,通过该查找表进行显示增益的调整。即,显示增益调整部 174 将图像生成部 152 生成的 X 射线图像中的各像素的像素值(灰度)校正为由查找表任意设定的像素值。换言之,显示增益调整部 174 根据查找表,对所生成的 X 射线图像的窗位(WL/Window Level)以及窗宽(WW/Window Width)中的至少某一个进行调整,由此进行窗口变换,调整 X 射线图像的像素值(亮度值/浓淡值)。

[0194] <动作>

[0195] 参照图 14 的流程图,对上述窗口变换的显示增益的调整流程进行说明。此外,图 14 中,省略了与透视照射条件的调整有关的 ABC 控制的流程来进行记载。

[0196] (S31 ~ S34)

[0197] 在上述的显示增益的调整中,从透视开始(S31, S32)到透视像的生成(S33)的处理也与第一实施方式的 S01 ~ S03 相同。因而,对这些处理省略说明。此外,关于统计值  $\beta$  的算出、阈值  $\alpha$  与统计值  $\beta$  的比较(S34),也由于与第一实施方式的 S04 相同而省略说明。

[0198] (S35)

[0199] 显示增益调整部 174(或主控制部 121)参照像素值比较部 154 的比较结果,判断是否调整显示增益。另外,在通过查找表执行显示增益的调整的情况下,判断是否变更查找表。

[0200] (S36)

[0201] 例如,若像素值的统计值  $\beta$  与阈值  $\alpha$  之差(绝对值等)或比大于规定的值(S35;是),则显示增益调整部 174(或主控制部 121)对图像数据的显示增益进行调整。另外,在使用查找表的情况下,显示增益调整部 174 将查找表的设定值变更。

[0202] (S37)

[0203] 另一方面,在像素值的统计值  $\beta$  与阈值  $\alpha$  之差或比小于规定的值的情况下(S35;否),显示增益调整部 174(或主控制部 121)判断是否存在与来自操作部 162 的窗口变换操

作相关的指示。这里,在存在与窗口变换操作相关的指示的情况下(S37;是),前进至S36,显示增益调整部174(或主控制部121)对图像数据的显示增益进行调整。

[0204] (S38)

[0205] 另一方面,在没有与窗口变换操作相关的指示的情况下(S37;否),显示增益调整部174将显示增益原样维持。或者,显示增益调整部174将查找表原样维持。

[0206] (S39)

[0207] 像素值比较部154(或主控制部121)进行的、与透视的继续相关的判断由于与第一实施方式的S08的处理相同而省略说明。

[0208] (其他例)

[0209] 此外,也可以是求出阈值 $\alpha$ 与局部透视像的像素值的统计值 $\beta$ 之比的构成。例如,作为用于局部透视中的显示增益调整的、查找表的调整值而设定阈值 $\alpha$ 。在该构成中,也可以是,显示增益调整部174求出阈值 $\alpha$ 与局部透视像的像素值的统计值 $\beta$ 之比,根据求出的比来变更查找表。

[0210] 另外,上述的查找表的设定值可通过操作部162等进行调整。用户能够通过操作对查找表的设定值进行调整,所以能够任意地进行显示增益调整部174进行的X射线图像的像素值(亮度)的增益调整。因而,即使是暂时存储的X射线图像,也能在读取后将图像调整为任意的亮度。

[0211] (作用效果)

[0212] 对以上说明的第二实施方式的医用图像诊断装置的作用及效果进行说明。

[0213] 本实施方式的医用图像诊断装置,在通常的透视中进行ABC控制来调整透视照射条件以使得成为最佳的像素值,并且,在局部透视中固定为LIH图像取得时的透视照射条件来进行拍摄。因而,能够防止局部透视中被检体的被辐射量的增加。此外,由于透视照射条件通过ABC控制来调整,所以还能够避免在局部透视像中无法视觉识别被检体内的构造的情况。

[0214] 此外,由于LIH图像的像素值的统计值与局部透视像的像素值的统计值不同,因此在图像各自的亮度不同的情况下,有可能对视觉识别性造成损害。但是,在第二实施方式中,根据透视像、局部透视像的亮度来调整图像生成部152生成的图像数据的显示增益调整。因而,使LIH图像的亮度与局部透视像的亮度相对应,能够避免视觉识别性降低的情况。

[0215] 此外,第一增益调整部155在图像调整部173的图像处理的前阶段进行增益调整,因此图像调整部173在图像数据的像素值调整后的状态下进行图像处理。即,第二实施方式的医用图像诊断装置能够有效地进行该图像处理。

[0216] 此外,由于LIH图像的像素值的统计值与局部透视像的像素值的统计值不同,因此在图像各自的亮度不同的情况下,有可能对视觉识别性造成损害。但是,在第三实施方式中,根据局部透视像的亮度对图像生成部152生成的局部透视像的窗口变换进行调整。因而,使LIH图像的亮度与局部透视像的亮度相对应,能够避免视觉识别性降低的情况。

[0217] [第三实施方式]

[0218] 在上述的第一及第二实施方式中,说明了在发生了从通常透视向局部透视的切换的情况下、在通常透视的透视照射条件下执行局部透视的情况。第三实施方式中,对即使在

发生了向局部透视的切换的情况下、也使 ABC 控制发挥功能来执行像素值调整的情况进行说明。

[0219] 首先,关于第三实施方式的医用图像诊断装置(X射线诊断装置1),参照图15及图16进行说明。图15是用于说明第三实施方式的X射线诊断装置的处理的一例的图。图16是说明与局部透视相关的第三实施方式的X射线诊断装置1的控制流程的概略流程图。第三实施方式中,与第一实施方式及第二实施方式相比,局部透视中的收集数据处理部15以及X射线控制部12的处理内容、控制内容不同。其他部分与第一实施方式及第二实施方式的X射线诊断装置1相同。以下,以与第一实施方式及第二实施方式之间的不同点为中心进行说明。

[0220] 在第三实施方式中,通常的透视中也进行ABC控制。这与第一实施方式的从透视开始到基于图像的统计值 $\beta$ 的透视照射条件调整(参照图7的S01~S08)相同。在第一实施方式及第二实施方式中,在切换为局部透视后,不根据阈值 $\alpha$ 与统计值 $\beta$ 的比较结果进行透视照射条件的调整。关于这一点,在第三实施方式中,存在将像素值比较部154的比较结果用于透视照射条件的调整的情况。以下,对第三实施方式的各部的处理及构成进行说明。

[0221] 第三实施方式的医用图像诊断装置中,也按照规定的触发(操作等),从通常透视的控制向局部透视的控制切换。在局部透视中,读取所存储的LIH图像的透视照射条件,X射线控制部12等各控制部按照该条件,对高电压发生部122等各部进行控制。这时的像素值运算部153求出由图像生成部152生成的图像中像素值的统计值 $\beta$ 。此外,与之相应地,像素值比较部154从透视照射条件设定部18等读取阈值 $\alpha$ 并与统计值 $\beta$ 进行比较。

[0222] 第三实施方式中,在局部透视的控制中,像素值比较部154的比较结果或根据该比较结果而调整后的透视照射条件也被送至主控制部121。此外,第三实施方式的X射线控制部12在未图示的存储部中存储规定的系数。在切换为局部透视后根据比较结果对透视照射条件进行调整的情况下,主控制部121将规定的系数从该存储部读取。此外,主控制部121使读取的规定的系数反映到调整了的透视照射条件中。主控制部121将反映了该系数的透视照射条件作为高电压发生部122的控制参数进行利用。

[0223] 作为该规定的系数,在局部透视中,例如设定使所照射的X射线的剂量降低那样的系数。作为本实施方式的一例,假设从像素值比较部154接受的比较结果是阈值 $\alpha$ 与统计值 $\beta$ 之比。这里,作为规定的系数,例如是“0.75”。在局部透视中,即使将像素值比较部154求出的比较结果反映到透视照射条件中,也如该例那样,通过对透视照射条件进一步乘以使X射线的剂量降低那样的系数,来进行X射线照射量成为1倍以下那样的控制。另一方面,也可以通过使事先设定的规定的系数与透视照射条件相乘,使在局部透视中照射的X射线的剂量增大。无论在哪种情况下,X射线控制部12通过利用阈值 $\alpha$ 与统计值 $\beta$ 之比对透视照射条件进行控制,进行用于得到适当的统计值 $\beta$ 的控制。

[0224] 以下,参照图15,说明第三实施方式的X射线诊断装置1的处理的一例。这里,在图15中,示出了如下情况:拍摄通常透视的透视像(LIH图像),然后,拍摄局部透视像,在监视器(显示部)上显示合成图像。该情况下,例如,如图15所示那样,首先,对X射线控制部12输入预设值(在透视照射条件设定部18中事先设定的透视照射条件),将用于执行通常透视中的X射线的照射的信号“Xnormal”发送至X射线管3。并且,根据由X射线检测

器 5 检测到的 X 射线,生成图像 (LIH 图像) 并输入到像素值运算部 153。

[0225] 这里,像素值运算部 153 算出在 LIH 图像中包含的规定区域中的像素值的统计值  $\beta$ ,将算出的统计值  $\beta$  向像素值比较部 154 输出。像素值比较部 154 对所输入的统计值  $\beta$  与像素值的阈值  $\alpha$  进行比较,将 ABC 控制比 A 送至透视照射条件设定部 18 从而执行 ABC 控制。这里,在从通常透视切换为局部透视的情况下,如上述那样由像素值运算部 153 算出的局部透视像的规定区域中的像素值的统计值  $\beta$  降低。例如,通常透视中的 LIH 图像的统计值  $\beta$  为“400”,相对于此,在局部透视像的统计值  $\beta$  变成“300”的情况下,X 射线诊断装置 1 通过 ABC 控制,将与像素值的阈值  $\alpha$  “400”进行比较而得的比较结果的值“400/300”作为 ABC 控制比 A 向透视照射条件设定部 18 发送。

[0226] 这里,第三实施方式的 X 射线诊断装置 1 中,通过将用于调整剂量增益的规定的系数与 ABC 控制比 A 相乘,来防止被检体的被辐射量的增加。例如,第三实施方式的 X 射线诊断装置 1 中,对发送至透视照射条件设定部 18 的 ABC 控制比 A“400/300”乘以系数“0.75”。由此,图 15 所示的 ABC 控制比 B 成为“ $400/300 \times 0.75 = 1$ ”。因而,在局部透视中,也将用于执行与通常透视相同剂量的 X 射线照射的信号“Xroi”发送到 X 射线管 3。

[0227] 这样,第三实施方式的 X 射线诊断装置中,通过对成为 ABC 控制的控制对象的阈值  $\alpha$  与统计值  $\beta$  之比乘以规定的系数,来防止 X 射线摄影中被检体的被辐射量的增加,但由于局部透视像的像素值的统计值  $\beta$  变成“300”,所以相对于通常透视的 LIH 图像中的像素值的统计值“400”而言降低。因此,第三实施方式的 X 射线诊断装置 1 中,也通过显示增益调整部 174 对图像数据的显示增益进行调整。此时,显示增益调整部 174 通过对局部透视像的图像数据乘以所乘的规定系数的倒数,来调整局部透视像的显示增益。例如,第一增益调整部 155 通过使“ $1/0.75$ ”与“300”相乘,将局部透视像的像素值的统计值  $\beta$  调整为“400”。

[0228] 这些调整例如可以通过设定查找表 (LUT) 来实行。此外,能够根据进行了局部透视时的 X 射线光圈的程度,事先设定上述的规定的系数。此外,这里说明的规定的系数不限于事先设定的固定值,例如也可以根据 X 射线光圈的开度而自动变更。

[0229] 如上述那样,在局部透视中,存在照射范围缩窄所导致的散射线的减少,由此,有图像的亮度降低的情况。该情况下,若进行用于调整透视照射条件的 ABC 控制,则可能难以抑制被检体的被辐射量。关于这一点,在本实施方式那样的构成以及控制下,能够实现被辐射量的抑制。

[0230] (局部透视)

[0231] 接着,参照图 16 对与局部透视相关的第三实施方式的 X 射线控制部 12 的控制以及收集数据处理部 15 的处理流程进行说明。图 16 是说明与局部透视相关的第三实施方式的医用图像诊断装置的控制流程的概略流程图。在通过 X 射线拍摄系统进行通常的关注区域 R1 的透视的情况下,若操作者通过操作部 162 进行了使透视中断的操作,则向 X 射线控制部 12 发送 X 射线照射停止指示的信号。进而,若操作者通过操作部 162 进行了局部透视开始的操作以及局部透视用关注区域 R2 的指定,则 X 射线控制部 12 进行局部透视的控制。

[0232] (S41)

[0233] 接受局部透视开始的指示,光圈控制部 13 接受局部透视用关注区域 R2 的位置信息。

[0234] (S42)

[0235] 接受局部透视开始的指示,X射线控制部12读取与LIH图像对应的透视照射条件以及规定的系数的信息。此外,光圈控制部13控制X射线光圈4,限定从X射线管3向被检体照射的X射线的照射域。

[0236] (S43)

[0237] X射线控制部12的主控制部121对X射线照射域、高电压发生部122等进行控制,根据读取的透视照射条件进行X射线照射(局部透视)。此时,主控制部121接受规定的系数的信息。X射线控制部12的主控制部121对X射线照射域、高电压发生部122等进行控制,根据读取的LIH图像的透视照射条件进行X射线照射(局部透视)。此时的X射线照射域是在S42中限定的范围。

[0238] (S44)

[0239] 局部透视开始后,图像生成部152生成局部透视像。

[0240] (S45)

[0241] 像素值比较部154(或主控制部121)进行局部透视像的像素值的统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 的比较。

[0242] (S46)

[0243] 参照像素值比较部154的比较结果,对是否变更X射线条件等透视照射条件进行判断。

[0244] (S47)

[0245] 若像素值的统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 之差较大,则像素值比较部154判断为变更X射线条件等透视照射条件(S46;是)。该情况下,像素值比较部154将阈值 $\alpha$ 与统计值 $\beta$ 之比送至主控制部121。主控制部121将读取的规定的系数与透视照射条件相乘来进行调整(变更)。主控制部121按照调整后的透视照射条件,对高电压发生部122进行控制。

[0246] (S48)

[0247] 此外,若像素值的统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 之差较小(S46;否),则像素值比较部154(或主控制部121)将透视照射条件原样维持。

[0248] (S49)

[0249] 主控制部121对是否使局部透视继续进行判断。这一点与第一实施方式的S08相同所以省略说明。

[0250] 这里,在本实施方式中,能够应用第二实施的显示增益的调整。即,S49中,在变更了透视照射条件的情况下,显示增益调整部174对图像数据(局部透视像)的显示增益进行调整。

[0251] (作用效果)

[0252] 对以上说明的第三实施方式的医用图像诊断装置的作用及效果进行说明。

[0253] 本实施方式的医用图像诊断装置,在通常透视/局部透视中,进行适当的ABC控制来调整透视照射条件。在局部透视中,根据像素值比较部154的比较结果对透视照射条件进行调整,乘以规定的系数,以使透视照射条件(X射线剂量等)例如降低。因而,例如以使X射线剂量降低的方式调整了透视照射条件的情况下,能够实现局部透视中被检体的被辐射量的降低。此外,由于通过ABC控制来调整透视照射条件,所以还能够避免在局部透视像

中无法视识别被检体内的构造的情况。

[0254] [第四实施方式]

[0255] 接着,对第四实施方式的医用图像诊断装置(X射线诊断装置1)进行说明。第四实施方式中,与第一实施方式~第三实施方式相比,X射线控制部12的控制不同。其他部分与第一实施方式~第三实施方式的X射线诊断装置1相同。以下,以与第一实施方式~第三实施方式之间的不同点为中心进行说明。

[0256] 另外,关于主控制部121的透视照射条件的调整,也可以代替主控制部121而由像素值比较部154进行。该情况下,以下,与透视照射条件的调整相关的主控制部121的说明能够替换成图像生成部152的处理。

[0257] 在第四实施方式中,作为ABC控制中的透视照射条件、特别是X射线条件(管电压kV、管电流A、照射时间sec)的调整,在使透视像的亮度变化的情况下,主控制部121使管电压kV优先于管电流A、照射时间sec来进行调整。

[0258] 但是,在透视像的亮度的统计值 $\beta$ 比阈值 $\alpha$ 高的情况(例如“ $\alpha - \beta \leq 0$ ”)下,使管电流A、照射时间sec优先来进行调整。这是因为,由于若降低管电流A、照射时间sec的参数则X射线量降低,因此能够抑制被检体的被辐射量。

[0259] 第四实施方式的X射线控制部12的ABC控制中,例如在与阈值之间的比较中透视像的像素值(亮度)低于规定的值时,进行X射线条件的调整。此时,作为透视像的像素值的调整,若调整管电流A、照射时间sec则X射线量增加,所以有被检体的被辐射量增加的可能性。针对透视像的亮度不足,能够通过提高管电压kV来提高透视像的亮度加以应对。

[0260] 另外,若提高管电压kV则X射线的能量增加,容易透射过被检体的构造物,因此有时会影响X射线图像的对比度。因而,根据第四实施方式的ABC控制,对导管等、具有图像化后的像素值变高的趋势的构造物进行观察时,是有效的。但是,在被辐射量的抑制这样的观点中,无论是否观察像素值较高的构造物,第四实施方式的医用图像诊断装置在各种X射线拍摄中都是有效的。

[0261] 此外,在第四实施方式的ABC控制中,主控制部121使管电压kV优先来进行调整,但也可以使得管电流A、照射时间sec能够调整。该构成中,例如,主控制部121根据透视像的亮度与阈值之差的程度,判断是否对管电流A、照射时间sec进行调整。即,作为像素值比较部154的比较结果,在透视像的像素值的统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 之差较大的情况下,主控制部121将管电流A、照射时间sec以及管电压kV作为X射线条件进行调整。在差不大的情况下,主控制部121不对管电流A、照射时间sec进行调整,仅对管电压kV进行调整。

[0262] 像素值比较部154的比较结果的程度的判断、即统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 之差是否较大的判断能够通过事先设定该差的范围(阈值)来进行。即,在像素值比较部154中事先存储透视像的像素值的统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 之差的范围。像素值比较部154对差是否在该范围内进行判断。若透视像的像素值的统计值 $\beta$ 在规定的范围外(例如“ $\alpha - \beta > 100$ ”),则主控制部121判断为统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 之差较大。该情况下,作为ABC控制,主控制部121对管电流A、照射时间sec以及管电压kV双方进行调整。若透视像的统计值 $\beta$ 在规定的范围内(例如“ $\alpha - \beta \leq 100$ ”),则主控制部121判断为统计值 $\beta$ 与阈值 $\alpha$ 之差较小。该情况下,作为ABC控制,主控制部121不对管电流A、照射时间sec进行调整,仅对管电压kV进行调整。

[0263] 作为其他例,能够设定为,主控制部 121 在任何情况下都不对管电流 A、照射时间 sec 进行调整。

[0264] (作用效果)

[0265] 对以上说明的第四实施方式的医用图像诊断装置的作用及效果进行说明。

[0266] 本实施方式的医用图像诊断装置,在通常的透视中,进行 ABC 控制,调整透视照射条件以使得成为最佳的像素值,并且,在局部透视中,固定为 LIH 取得时的透视照射条件来进行拍摄。因而,能够防止局部透视中被检体的被辐射量的增加。此外,由于通过 ABC 控制对透视照射条件进行调整,所以还能够避免在局部透视像中无法视识别被检体内的构造的情况。

[0267] 此外,在通常透视中,构成为,主控制部 121 使管电压 kV 优先于管电流 A、照射时间 sec,或者仅对管电压 kV 进行调整。因而,通过抑制由 ABC 控制所导致的对被检体照射的 X 射线量的增加,能够抑制被检体的被辐射量。

[0268] (与变形例 / 第二实施方式的组合)

[0269] 第四实施方式的医用图像诊断装置中,如上述那样构成为,在 ABC 控制中使管电压 kV 优先于管电流 A、照射时间 sec 来进行调整。但是,第四实施方式不限于该构成。例如,可以构成为,针对透视像的亮度不足,不进行管电流 A、照射时间 sec 的调整,而是如第二实施方式那样对基于由图像生成部 152 所生成的图像的像素值的亮度(灰度)进行调整。

[0270] 即,像素值比较部 154 将统计值  $\beta$  与阈值  $\alpha$  的比较结果送至显示增益调整部 174。显示增益调整部 174 从像素值比较部 154 接受比较结果,根据比较结果来变更查找表。若通过变更后的查找表进行了局部透视像的窗口变换,则例如局部透视像的像素值(亮度)升高,能够提高局部透视像的视觉识别性。

[0271] 根据该变形例的构成,作为 ABC 控制,使显示增益调整部 174 的显示增益调整优先于 X 射线条件。即,构成为,作为 ABC 控制,不使管电流 A、照射时间 sec 或管电压 kV 上升。因而,能够避免由 X 射线照射量的增加所导致的被检体的被辐射量的增加,并且,还能够避免由 X 射线的能量增加所导致的、对 X 射线图像的对比度的影响。

[0272] 另外,第四实施方式的 ABC 控制中,还能够兼顾查找表的变更和 X 射线条件的调整。但是,该构成中,也优先于 X 射线条件的调整而进行显示增益调整部 174 进行的查找表的变更处理。该情况下,如上述那样,主控制部 121 根据透视像的亮度和阈值之差的程度,对是否调整 X 射线条件进行判断。

[0273] 在这样的 ABC 控制中,如上述那样,也可以使主控制部 121 判断是否对管电流 A、照射时间 sec 进行调整。该判断及之后的处理如已说明的那样,因此省略说明。

[0274] [第五实施方式]

[0275] 接着,对第五实施方式的医用图像诊断装置(X 射线诊断装置 1)进行说明。第五实施方式中,与第一实施方式~第四实施方式相比,图像调整部 173 的处理不同。其他部分与第一实施方式~第四实施方式的 X 射线诊断装置 1 相同。以下,以与第一实施方式~第四实施方式之间的不同点为中心进行说明。

[0276] 与第一实施方式~第四实施方式同样,图像调整部 173 从图像生成部 152 接受检测数据或图像数据,进行图像处理。通过图像调整部 173,进行图像的清晰化、噪声的降低、S/N 比的提高、轮廓的强调等图像处理。切换为局部透视时,第五实施方式的图像调整部

173 进行与通常的图像处理不同的图像处理。

[0277] 在局部透视中,由于切换为局部透视用关注区域 R2,所以关注区域被限定而散射线减少。由于散射线的减少,有局部透视像的清晰度提高的情况。第五实施方式的图像调整部 173 进行用于使该清晰度进一步提高的图像处理。例如,图像调整部 173 对局部透视像进行噪声抑制、边缘检测、规定的像素值的强调等处理。这些图像处理通过空间滤波器或时间滤波器进行。

[0278] 第五实施方式的图像调整部 173 也可以不通过空间滤波器或时间滤波器进行的图像处理,而进行抑制噪声的处理。例如,也可以是,图像调整部 173 按局部透视像的每 1 像素,实时地计算需要的信号和不需要的噪声,并提取信号。由此,能够实现噪声降低而不增加 X 射线量。此外,使用这样的噪声降低的方法,由于不使用时间滤波器或基于频率变换的噪声除去方式,所以能够维持清晰度 (sharp)。

[0279] (与第四实施方式的组合)

[0280] 第四实施方式中,构成为,在 ABC 控制中不对管电流 A、照射时间 sec 进行调整。因而,根据 X 射线的照射量,有时需要在透视像或局部透视像中抑制噪声,或使图像清晰化。对此,通过图像调整部 173 的图像处理进行应对。例如,在进行 ABC 控制的情况下,图像调整部 173 与非 ABC 控制的 X 射线拍摄的情况下的图像处理相比,更强调噪声抑制、图像的清晰化或边缘检测、强调有关的图像处理。透视及局部透视中,图像调整部 173 对由消融导管 (ablation catheter) 表示的像素值进行强调,进行消融导管的边缘检测。由此,在局部透视像等中被检体内的消融导管被强调显示。此外,图像调整部 173 通过强调递归滤波来抑制透视像或局部透视像的噪声。

[0281] (作用效果)

[0282] 对以上说明的第五实施方式的医用图像诊断装置的作用及效果进行说明。

[0283] 本实施方式的医用图像诊断装置在通常透视中进行 ABC 控制,调整透视照射条件以使得成为最佳的像素值,并且,在局部透视中固定为 LIH 图像取得时的透视照射条件来进行拍摄。因而,能够防止局部透视中被检体的被辐射量的增加。此外,由于通过 ABC 控制对透视照射条件进行调整,所以还能够避免在局部透视像中无法视识别被检体内的构造的情况。

[0284] 此外,第五实施方式的图像调整部 173 为了进一步提高局部透视像的清晰度而进行噪声抑制、边缘检测、规定的像素值的强调等处理。作为其他例,图像调整部 173 按 X 射线图像的每 1 像素,实时地计算需要的信号和不需要的噪声,并提取信号。因而,能够实现图像的清晰化及噪声的抑制而不增加 X 射线照射量。

[0285] [第六实施方式]

[0286] 接着,对第六实施方式的医用图像诊断装置 (X 射线诊断装置 1) 进行说明。第六实施方式中,与第一及第二实施方式相比,X 射线控制部 12 以及收集数据处理部 15 的处理不同。其他部分与第一及第二实施方式的 X 射线诊断装置 1 相同。以下,以与第六实施方式之间的不同点为中心进行说明。

[0287] 上述那样的医用图像诊断装置将 X 射线条件固定为 LIH 图像的 X 射线条件来进行局部透视。通常透视中的关注区域 R1 与局部透视用关注区域 R2 的范围不同,所以 LIH 图像的 X 射线条件不一定与局部透视用关注区域 R2 相对应。因此,存在 LIH 图像的亮度和局

部透视像的亮度产生偏差、对局部透视像与 LIH 图像的合成图像的视觉识别性造成影响的情况。以下，说明这样的针对对视觉识别性的影响的第六实施方式的医用图像诊断装置的处理。

[0288] (局部透视像的强调)

[0289] 像素值运算部 122 事先求出 LIH 图像的像素值的统计值  $\beta_1$ ，并存储在未图示的存储部中。此外，像素值运算部 122 依次求出由图像生成部 152 生成的局部透视像的像素值的统计值  $\beta_2$ 。像素值比较部 154 依次比较 LIH 图像的像素值的统计值  $\beta_1$  和局部透视像的像素值的统计值  $\beta_2$ 。像素值比较部 154 将比较结果送至显示增益调整部 174。显示增益调整部 174 根据比较结果，通过查找表对局部透视像的亮度进行调整，以使得局部透视像比 LIH 图像看起来更明亮。

[0290] 例如，存储部 156 事先存储阈值  $\delta$ ，该阈值  $\delta$  是使局部透视像的像素值的统计值  $\beta_2$  与 LIH 图像的像素值的统计值  $\beta_1$  相比高规定量那样的阈值。若使局部透视像比 LIH 图像看起来更明亮，则统计值  $\beta_2$  需要比统计值  $\beta_1$  高出规定量。阈值  $\delta$  被设定为，使  $\beta_2$  相对于  $\beta_1$  而言高出该“规定量”。

[0291] 若局部透视开始，则显示增益调整部 174 从存储部 156 读取阈值  $\delta$ 。此外，显示增益调整部 174 从像素值比较部 154 接受比较结果。若比较结果 ( $\beta_2 - \beta_1$ ) 在阈值  $\delta$  以下，则显示增益调整部 174 变更查找表，以使得提高局部透视像的亮度值。显示增益调整部 174 通过变更后的查找表来调整局部透视像的像素值。另外，也可以构成为，显示增益调整部 174 仅在判断为统计值  $\beta_2$  低于统计值  $\beta_1$  的值的情况下进行上述查找表的变更。由此，由于局部透视像比 LIH 图像看起来更明亮，所以能够使操作者注视局部透视用关注区域 R2。

[0292] (LIH 图像的强调)

[0293] 与上述那样使局部透视像看起来明亮相反，也可以构成为，使局部透视像相对于 LIH 图像看起来暗。例如，存储部 156 事先存储阈值  $\delta$ ，该阈值  $\delta$  是使局部透视像的像素值的统计值  $\beta_2$  与 LIH 图像的像素值的统计值  $\beta_1$  相比低规定量那样的阈值。

[0294] 若局部透视开始，则显示增益调整部 174 从存储部 156 读取阈值  $\delta$ 。此外，显示增益调整部 174 从像素值比较部 154 接受比较结果。显示增益调整部 174 在比较结果 ( $\beta_2 - \beta_1$ ) 超过阈值  $\delta$  的情况下，变更查找表以使得局部透视像的亮度值变低。显示增益调整部 174 根据变更后的查找表对局部透视像的像素值进行调整。另外，也可以构成为，显示增益调整部 174 仅在判断为统计值  $\beta_2$  高于统计值  $\beta_1$  的值的情况下，进行上述查找表的变更。由此，能够使局部透视像比 LIH 图像看起来更暗。

[0295] (LIH 图像的像素值的调整)

[0296] 在上述的收集数据处理部 15 中，对局部透视像的亮度值进行调整。但是，不限于该构成，还能够对 LIH 图像的亮度值进行调整。即，如上述那样通过像素值运算部 122 以及像素值比较部 154 将统计值  $\beta_1$  与统计值  $\beta_2$  的比较结果送至显示增益调整部 174。此外，如上述那样在存储部 156 中存储有阈值  $\delta$ 。若像素值比较部 154 的比较结果 ( $\beta_2 - \beta_1$ ) 在阈值  $\delta$  以下，则变更查找表以使得 LIH 图像的亮度值变低。显示增益调整部 174 通过变更后的查找表对 LIH 图像的像素值进行调整。由此，由于局部透视像比 LIH 图像看起来更明亮，所以能够使操作者注视局部透视用关注区域 R2。

[0297] 此外,还能够提高 LIH 图像的亮度值,使局部透视像看起来相对暗。关于该处理,由于与上述的“LIH 图像的强调”大致相同所以省略说明。

[0298] (其他例)

[0299] 此外,像素值比较部 154 也可以不是如上述那样构成为求出统计值  $\beta_1$  与统计值  $\beta_2$  之差,而是构成为求出阈值  $\alpha_2$  与局部透视像的像素值的统计值  $\beta_2$  之比。例如,在将通常透视中的 ABC 控制的阈值设为  $\alpha_1$  的情况下,作为局部透视中的增益调整的查找表的调整值,将阈值  $\alpha_2$  设定得高于阈值  $\alpha_1$ 。该构成中,也可以是,显示增益调整部 174 求出阈值  $\alpha_2$  与局部透视像的像素值的统计值  $\beta_2$  之比,根据求出的比变更查找表。

[0300] 另外,也可以是,将阈值  $\alpha_2$  设定得低于阈值  $\alpha_1$ ,显示增益调整部 174 求出阈值  $\alpha_2$  与局部透视像的像素值的统计值  $\beta_2$  之比,根据求出的比变更查找表。

[0301] (用户接口 16)

[0302] 上述的局部透视像的亮度值的调整、LIH 图像的亮度值的调整由操作者经由用户接口 16 进行设定。例如,操作者能够经由用户接口 16 进行使局部透视像相对变亮的设定。此外,操作者能够经由用户接口 16 进行使 LIH 图像的亮度值下降的设定。

[0303] (作用效果)

[0304] 对以上说明的第六实施方式的医用图像诊断装置的作用及效果进行说明。

[0305] 本实施方式的医用图像诊断装置在通常的透视中进行 ABC 控制,调整透视照射条件以使得成为最佳的像素值,并且,在局部透视中固定为 LIH 图像取得时的透视照射条件来进行拍摄。因而,能够防止局部透视中被检体的被辐射量的增加。此外,由于通过 ABC 控制来调整透视照射条件,因此还能够避免在局部透视像中无法视觉识别被检体内的构造的情况。

[0306] 此外,本实施方式的医用图像诊断装置对局部透视像或 LIH 图像的亮度值进行调整,经由用户接口 16,能够使局部透视像或 LIH 图像相对变亮或变暗。因而,能够避免由 LIH 图像的亮度与局部透视像的亮度的偏差所导致的对合成图像的视觉识别性产生影响的情况。

[0307] 上述的第一实施方式~第六实施方式的医用图像诊断装置能够通过适当组合而构成。通过适当地将上述实施方式组合,能够更可靠地实现被检体的被辐射量降低和透视像、局部透视像的视觉识别性降低的防止这双方。

[0308] 此外,上述的第一实施方式~第六实施方式及其组合不仅能够应用于 X 射线诊断装置,还能够应用于 X 射线 CT 装置。

[0309] 上述说明的至少一个实施方式中的医用图像诊断装置能够使局部透视中 X 射线的剂量比通常拍摄范围的透视时更加降低。因而,能够实现被检体的被辐射量降低。

[0310] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意欲限定发明的范围。这些实施方式能够以其他各种形态实施,在不脱离发明主旨的范围内,能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及主旨中,同样也包含在权利要求所记载的发明及其等同范围内。

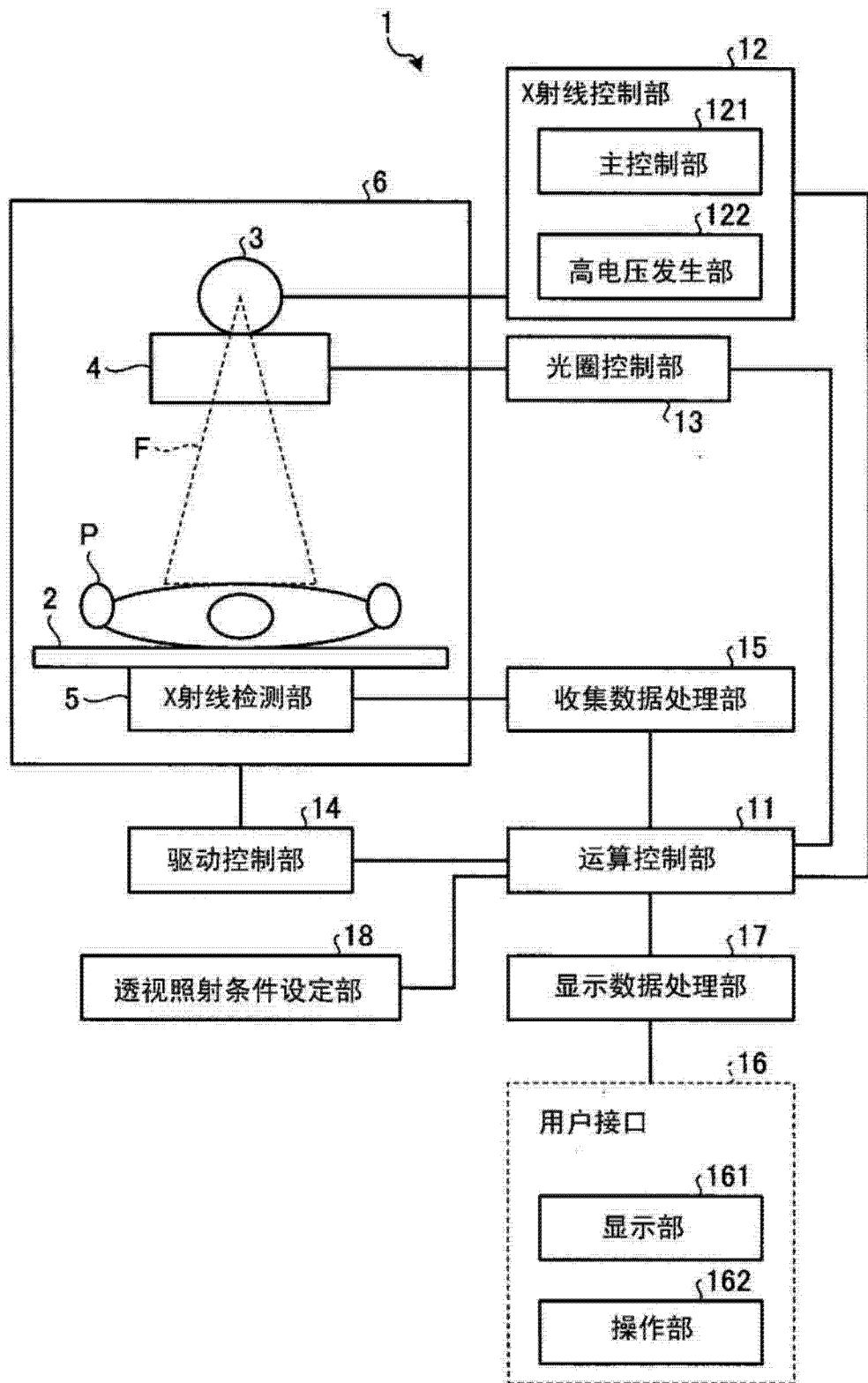


图 1

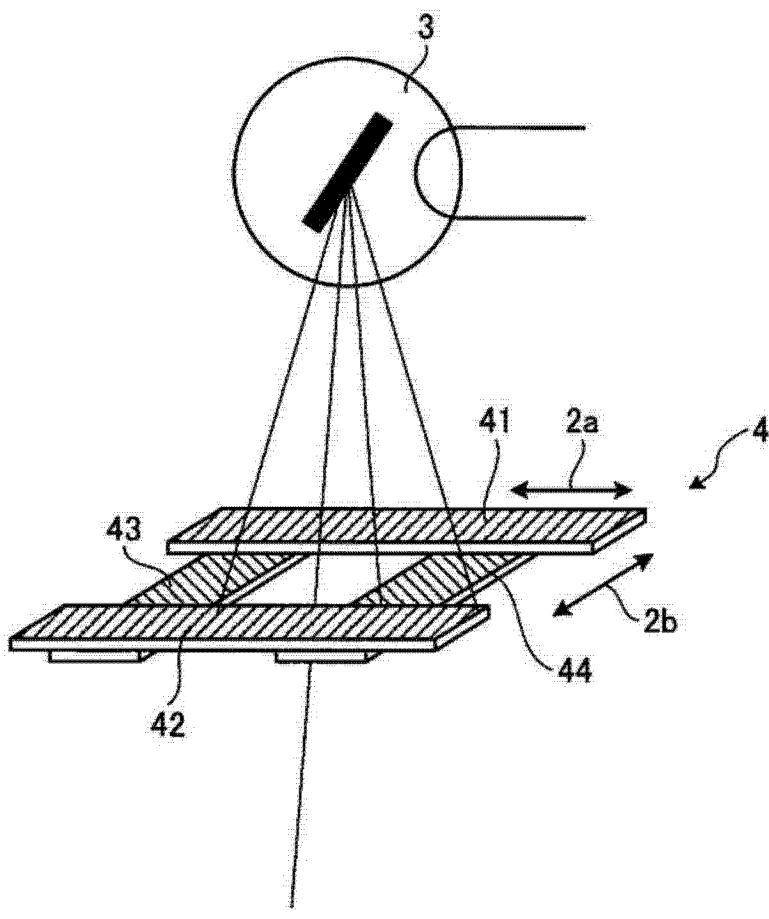


图 2

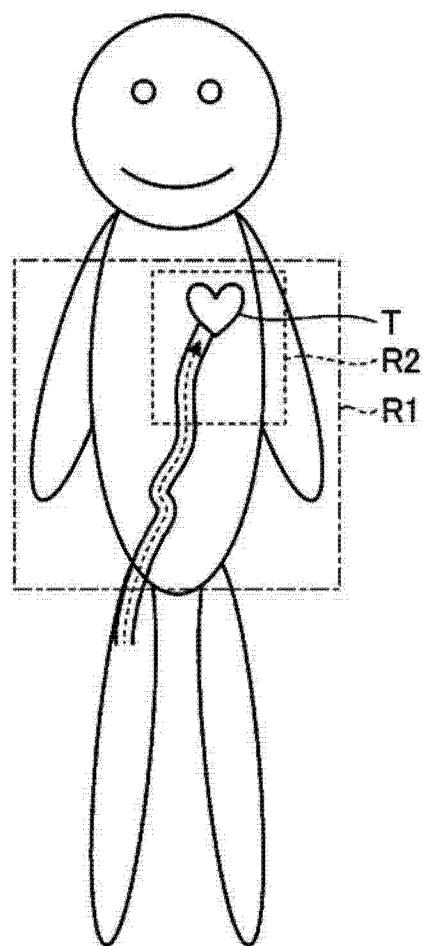


图 3

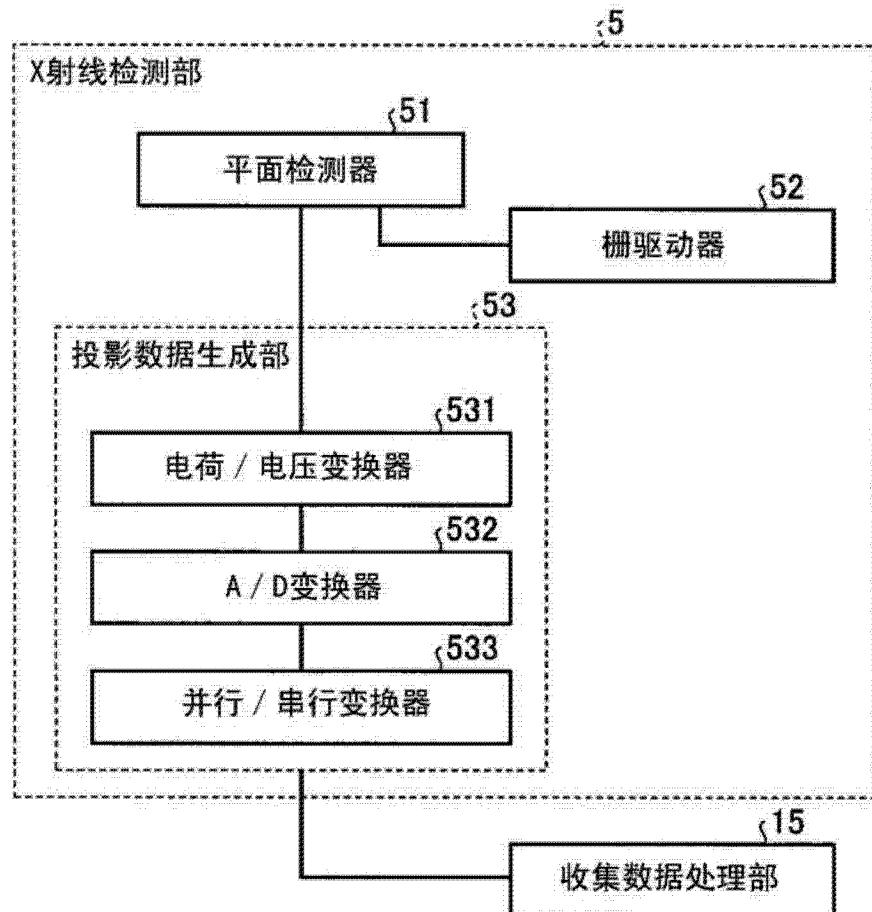


图 4

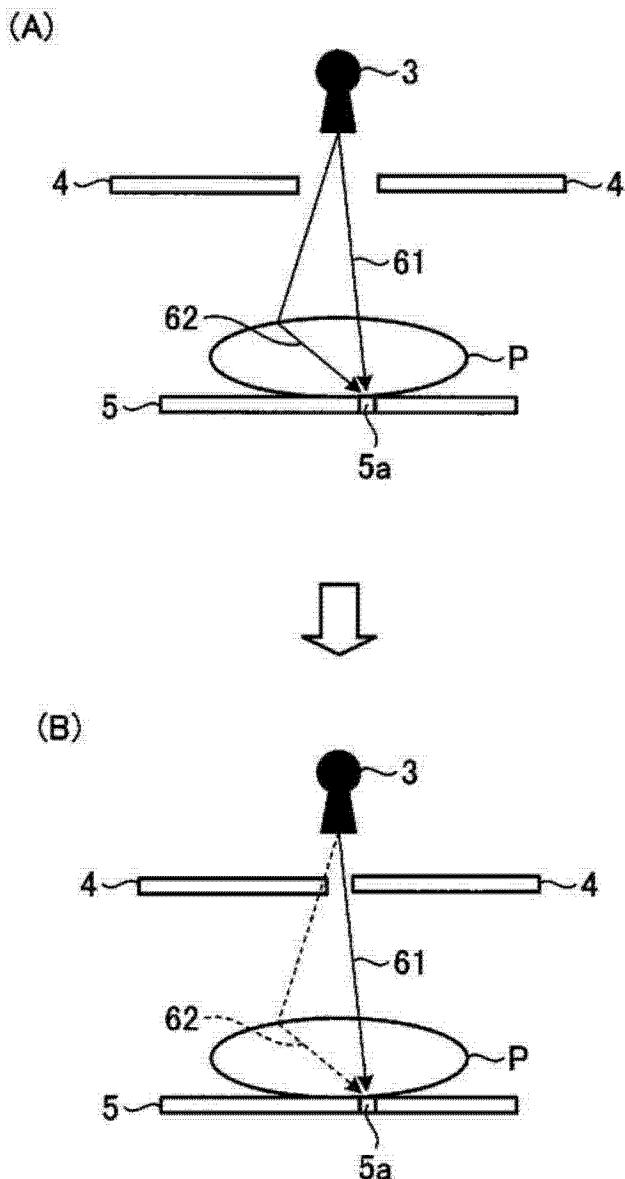


图 5

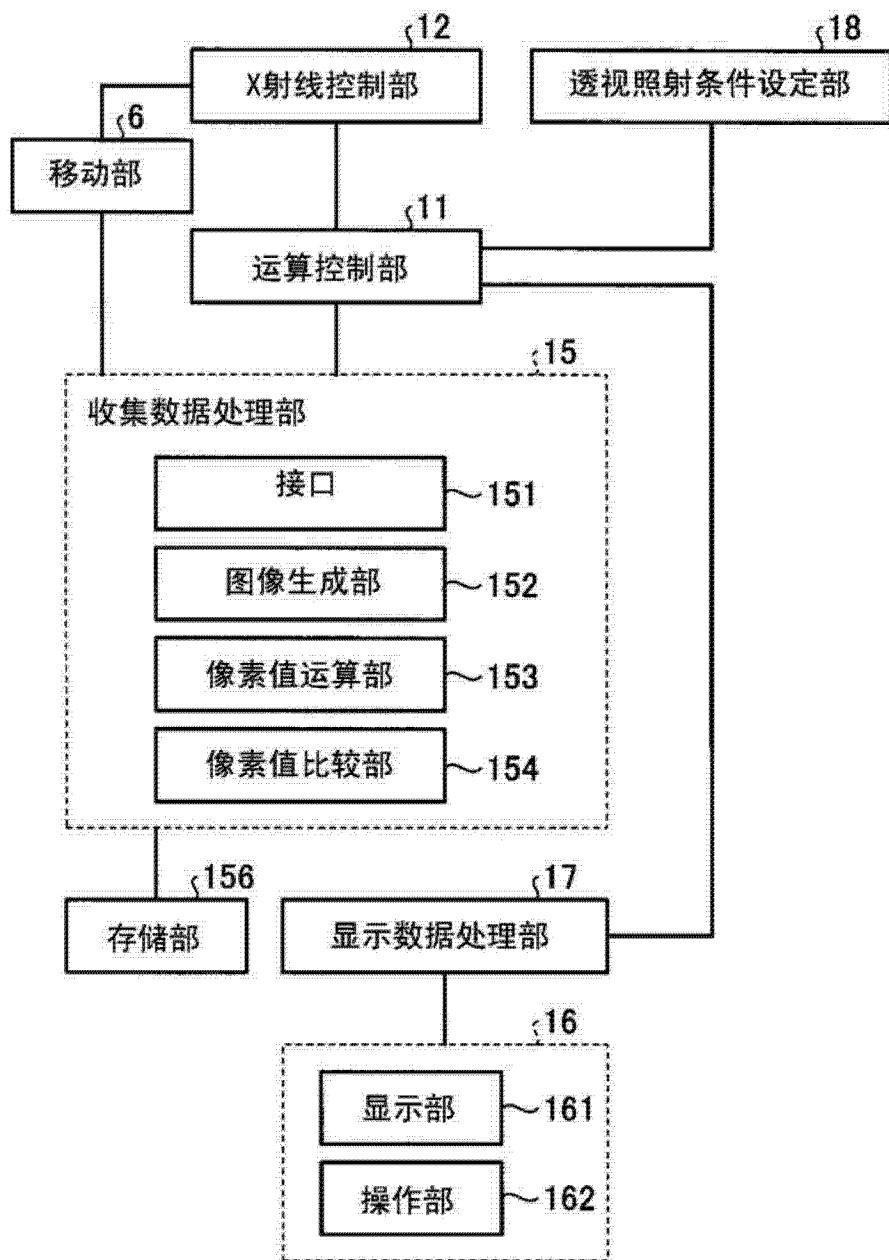


图 6

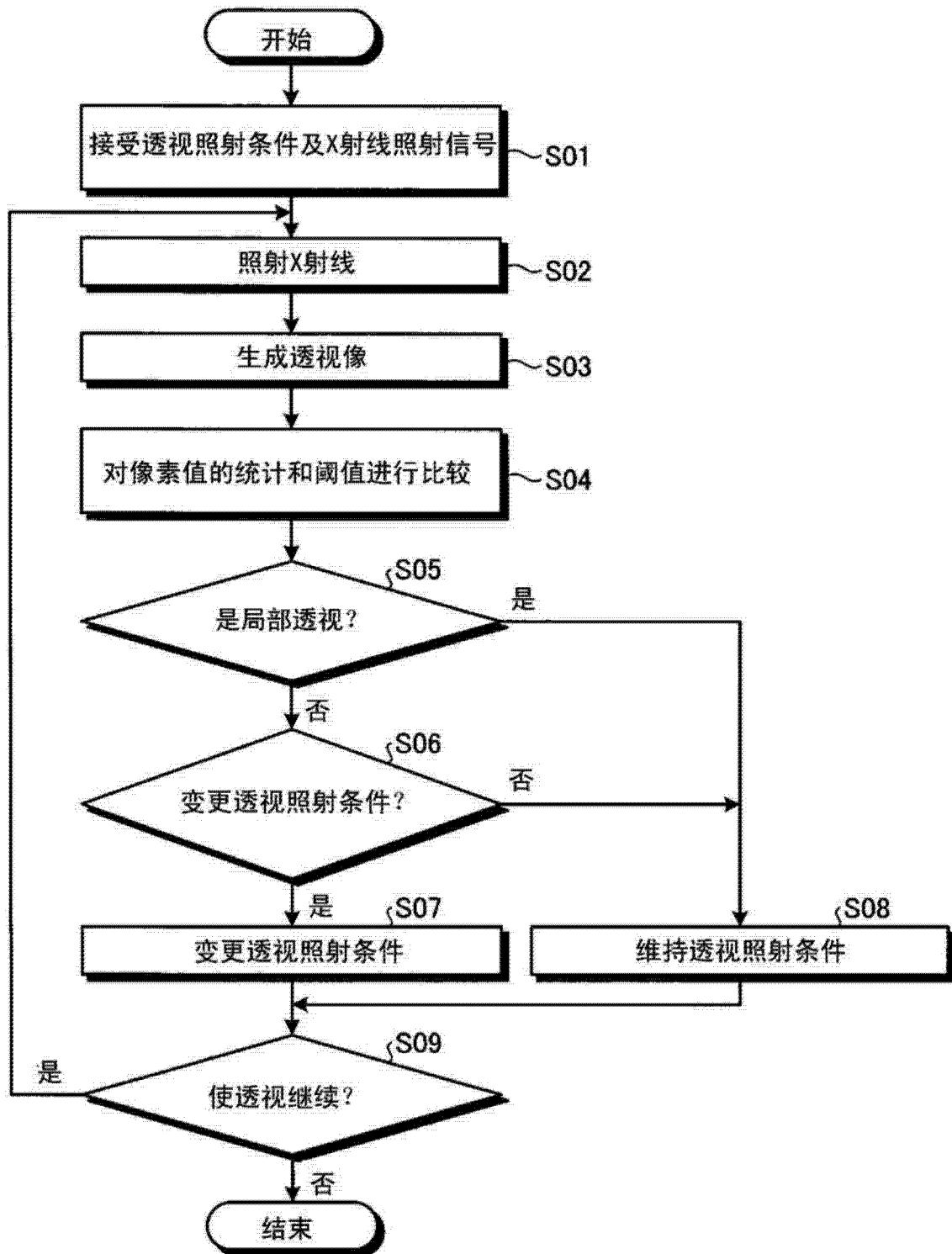


图 7

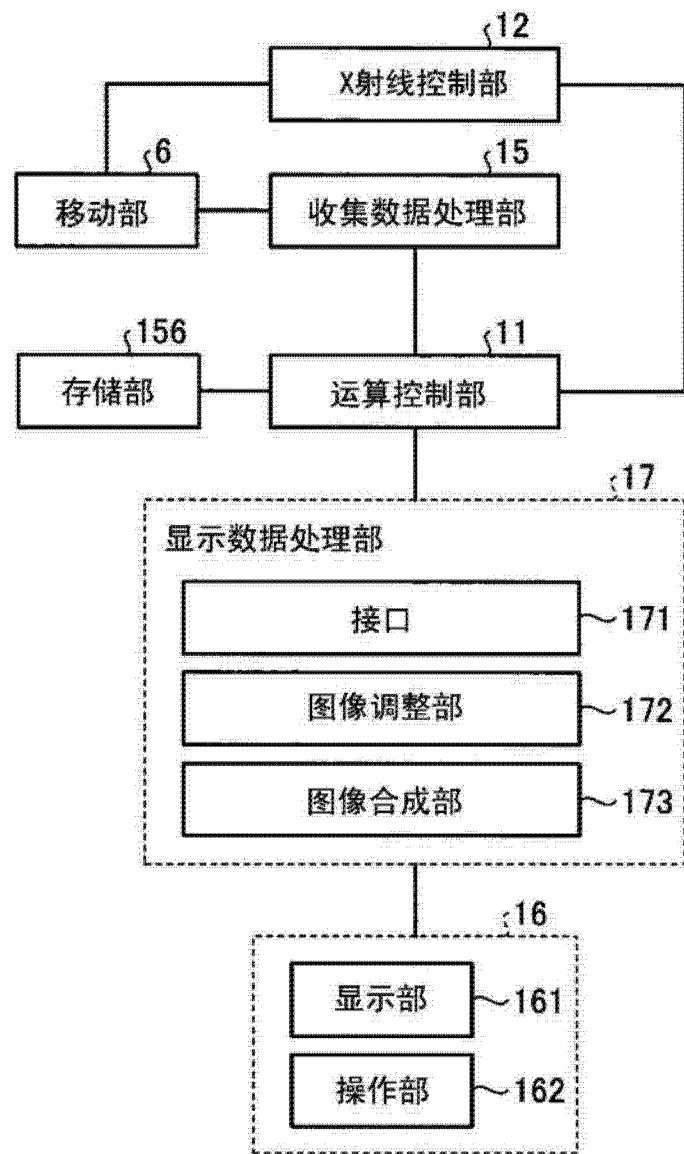


图 8

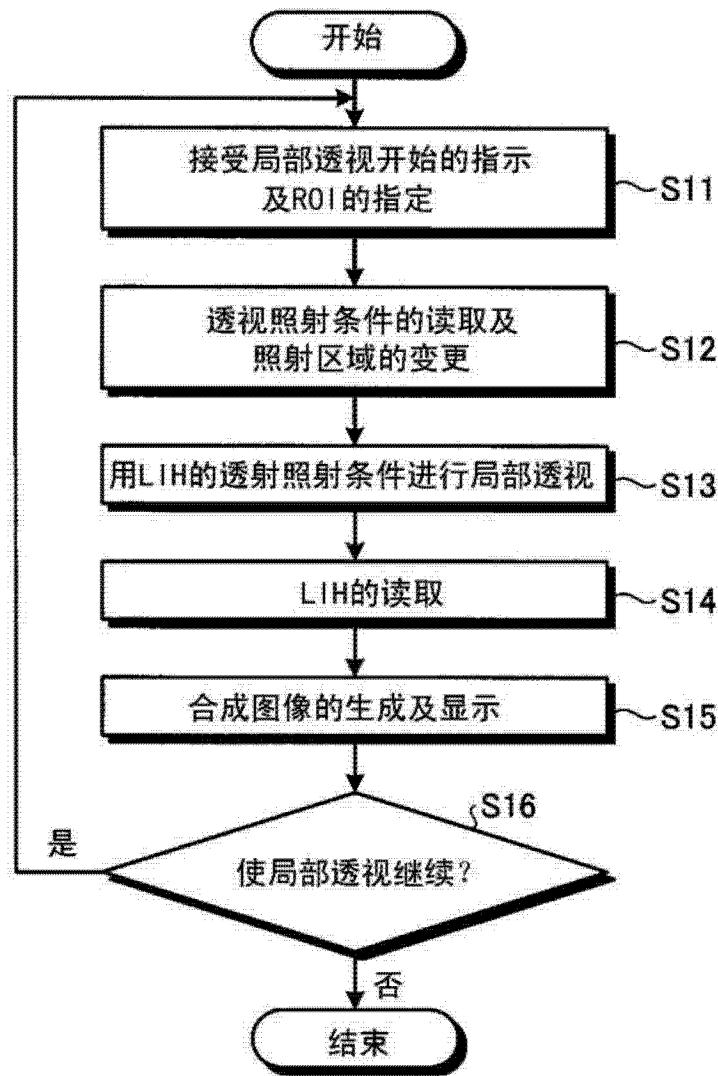


图 9

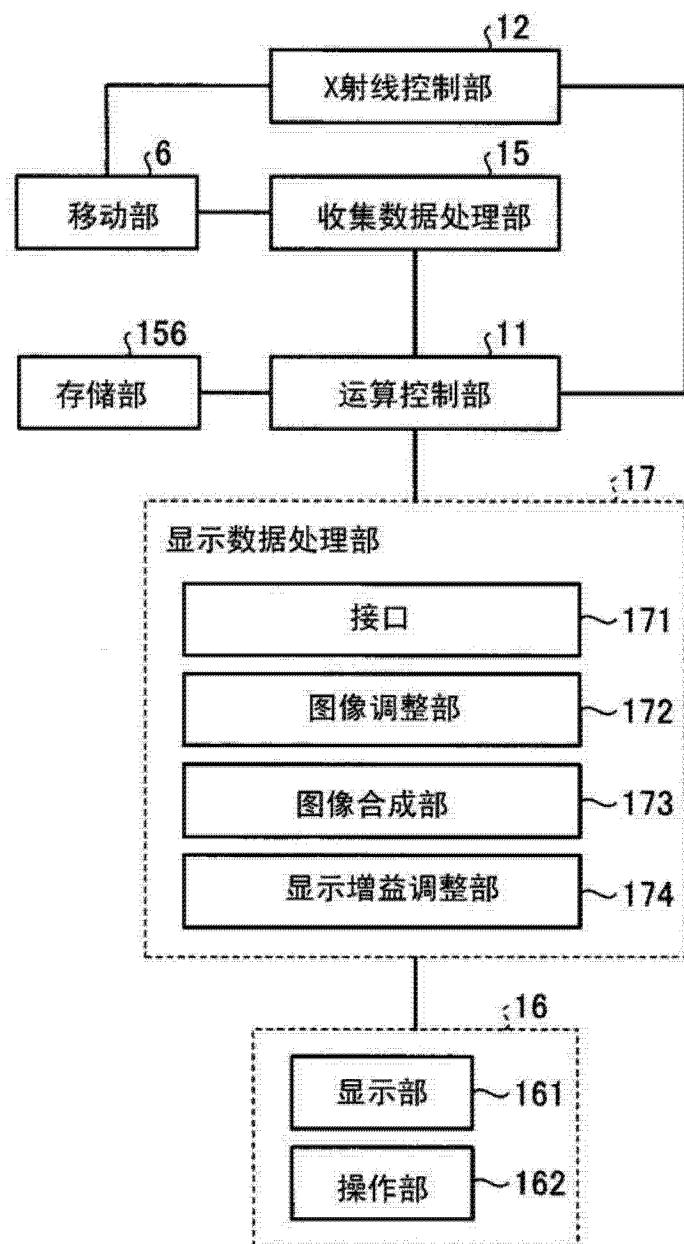


图 10

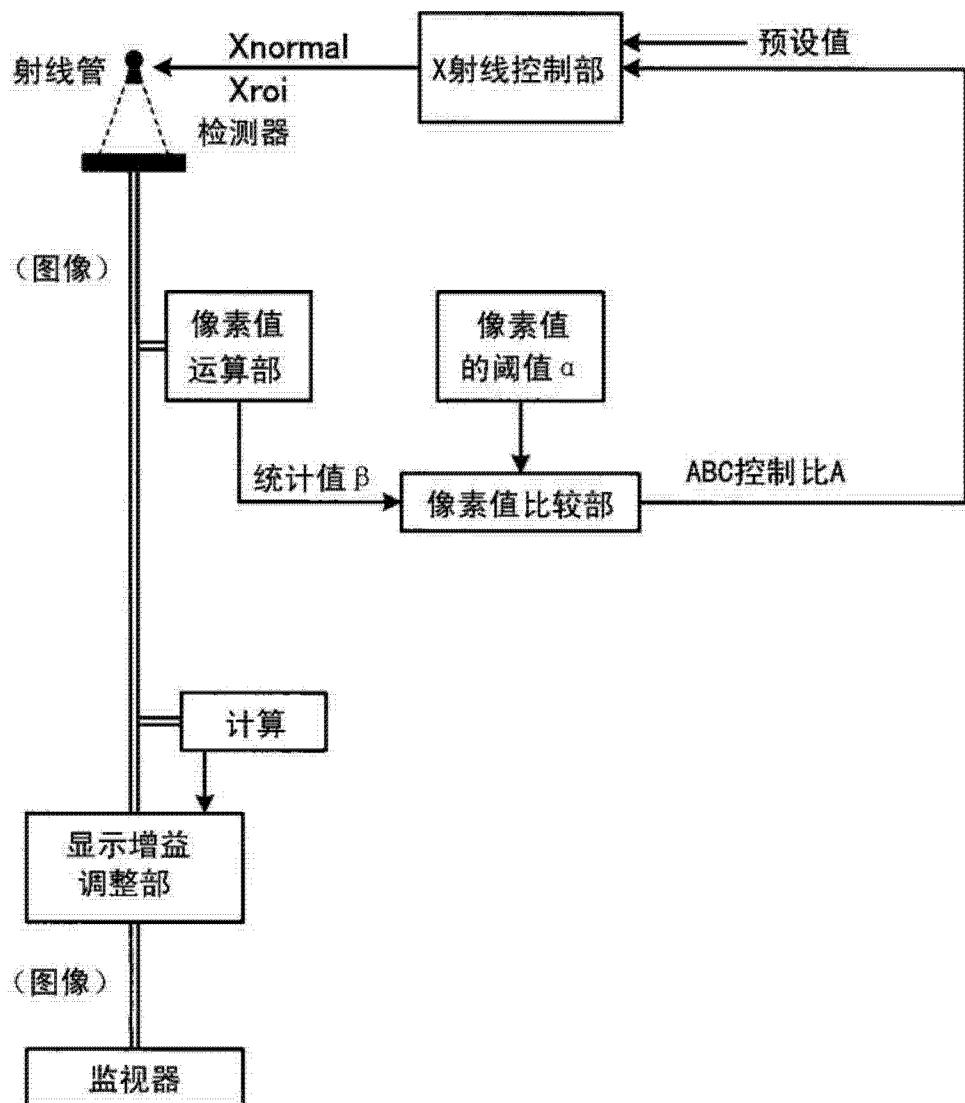


图 11

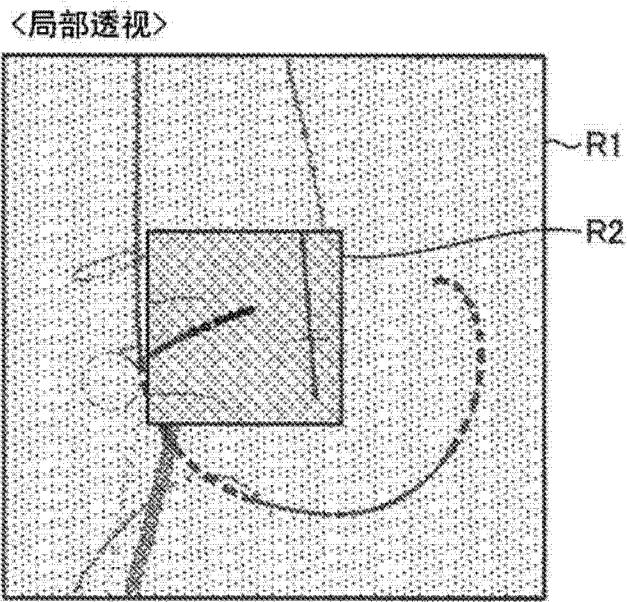


图 12

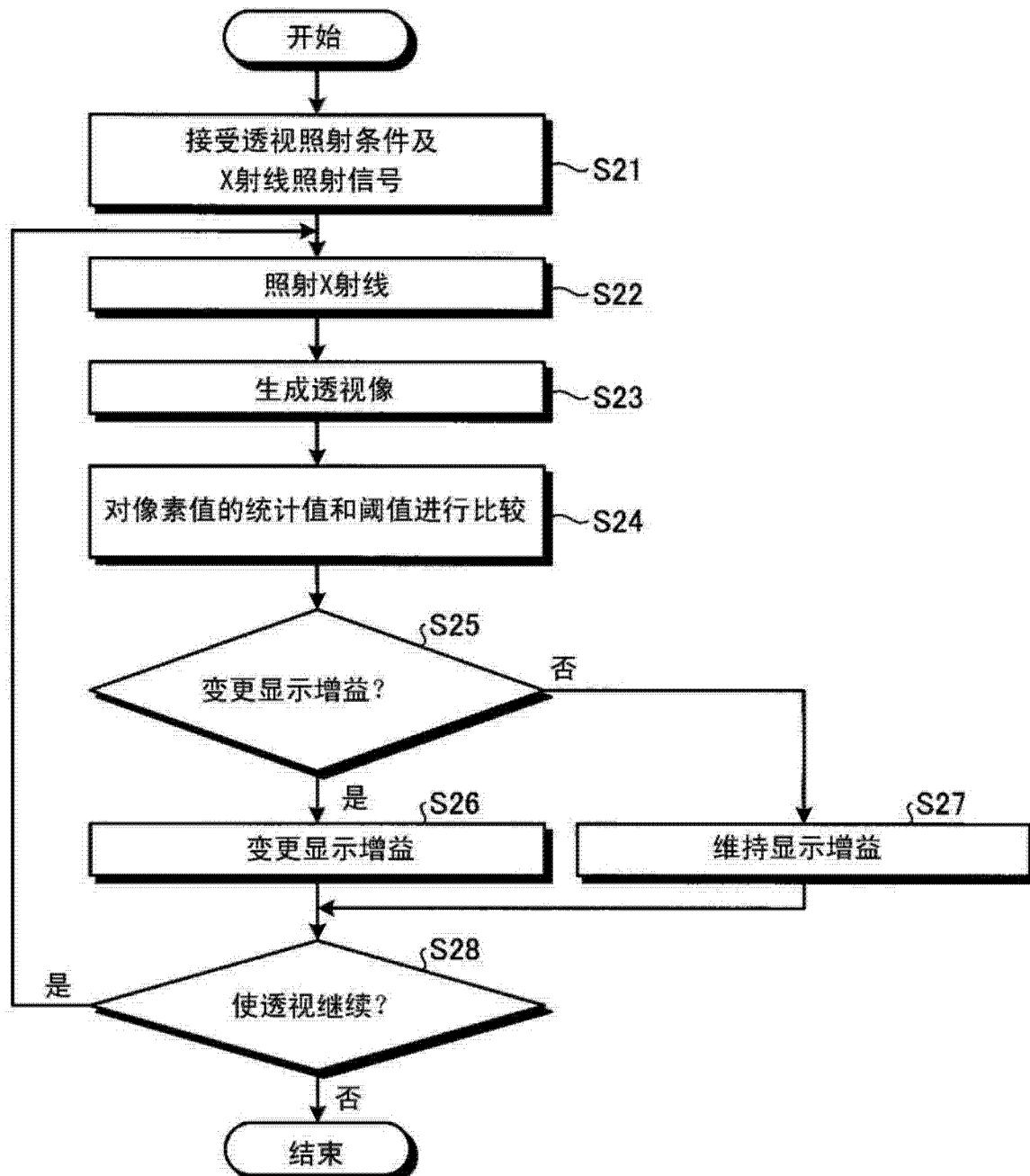


图 13

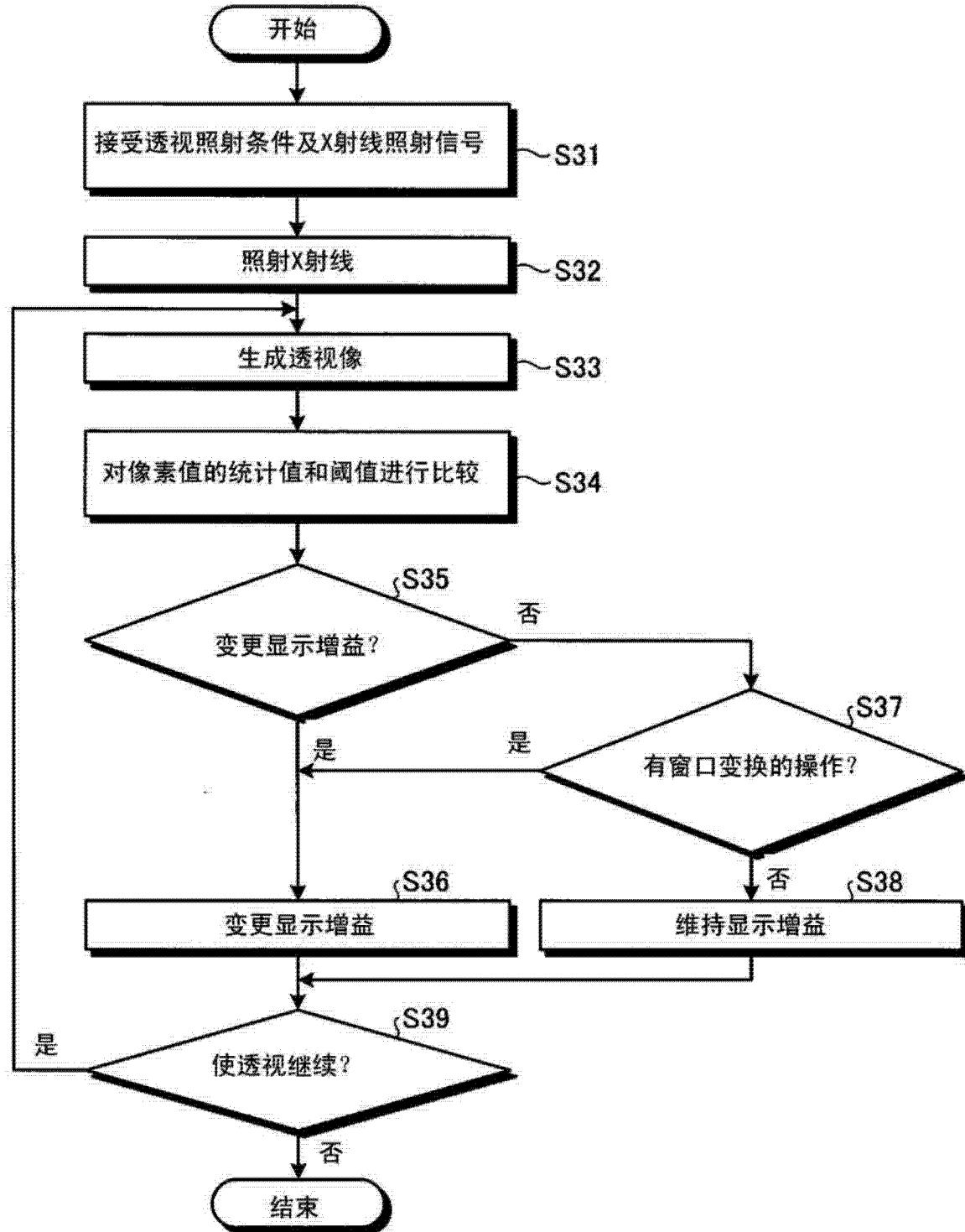


图 14

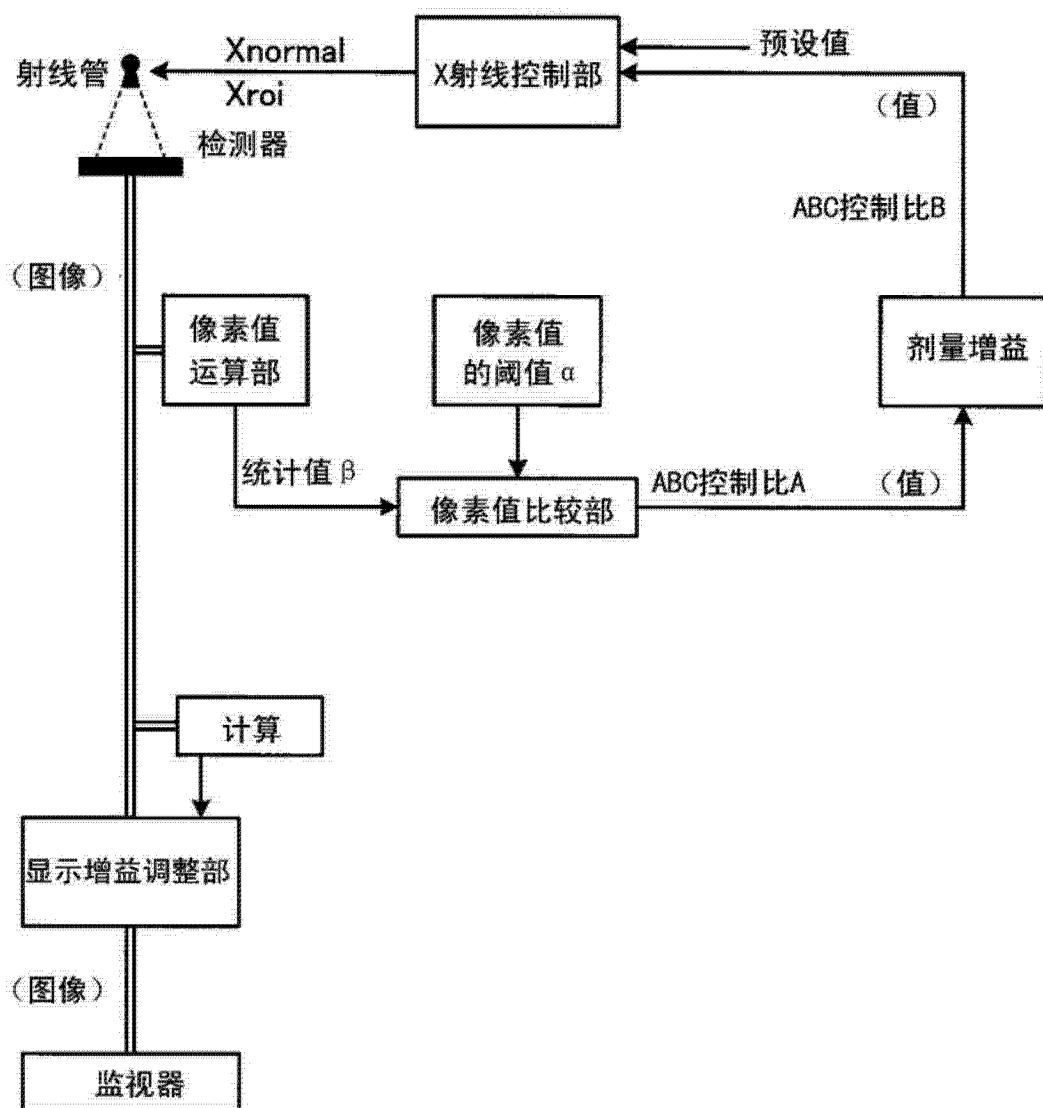


图 15

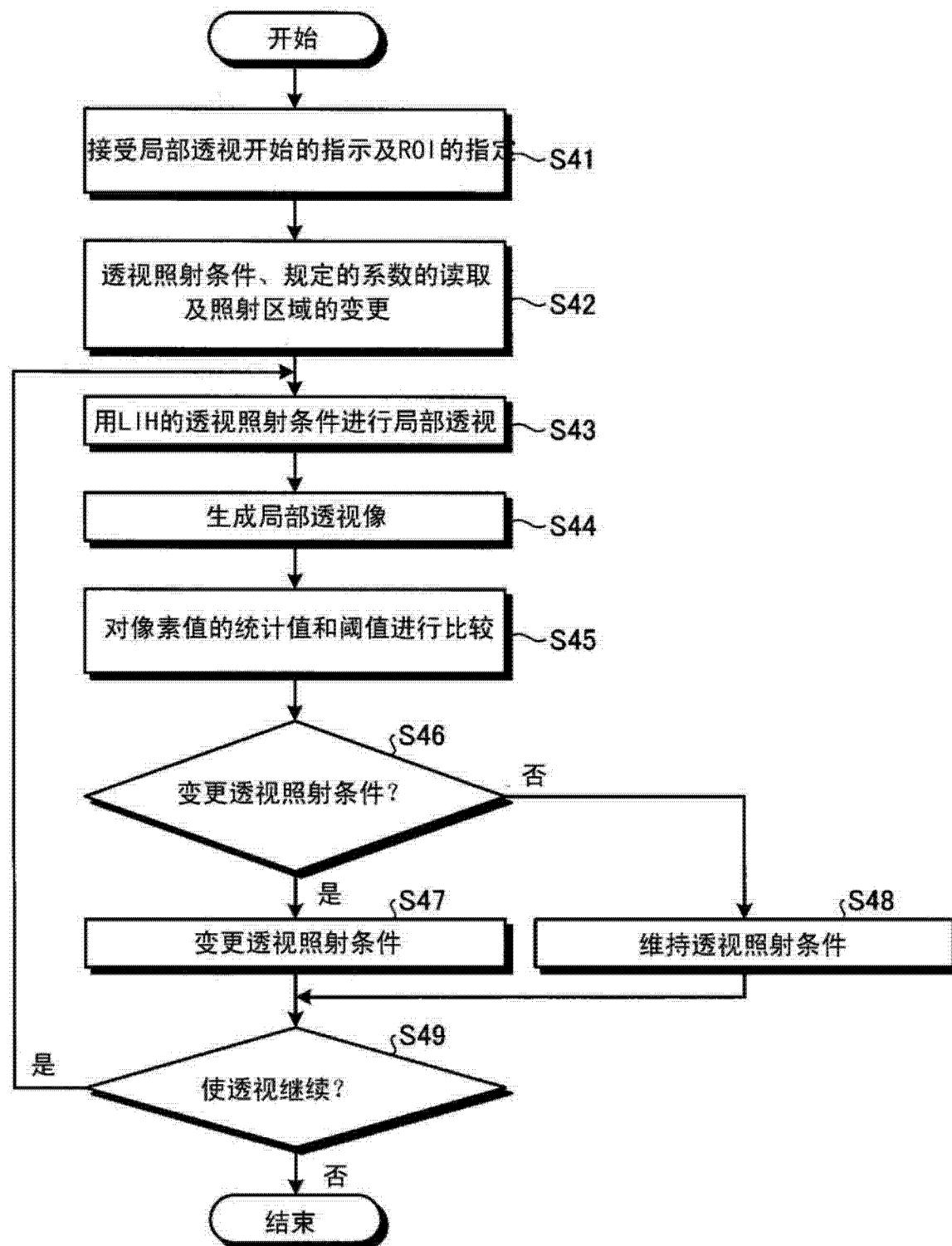


图 16