



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103156629 B

(45) 授权公告日 2016.01.20

(21) 申请号 201210548846.X

US 2005/0213810 A1, 2005.09.29,

(22) 申请日 2012.12.17

CN 1939219 A, 2007.04.04,

(30) 优先权数据

US 2007/0195925 A1, 2007.08.23,

2011-275380 2011.12.16 JP

US 2008/0095437 A1, 2008.04.24,

2012-225258 2012.10.10 JP

US 6094467 A, 2000.07.25,

(73) 专利权人 佳能株式会社

审查员 上官凤栖

地址 日本东京都大田区下丸子3丁目30番  
2号

(72) 发明人 野田刚司

(74) 专利代理机构 北京魏启学律师事务所

11398

代理人 魏启学

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006.01)

(56) 对比文件

US 6094467 A, 2000.07.25,

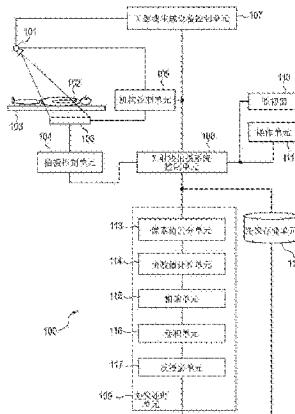
权利要求书4页 说明书12页 附图12页

(54) 发明名称

图像处理设备和图像处理方法

(57) 摘要

本发明提供一种图像处理设备和图像处理方法。图像处理设备(100)用于通过使用重建滤波器来根据多个放射线投影图像执行断层图像的重建处理，其包括：获得单元，用于获得通过利用数字放射线检测器检测从多个位置照射的X射线所获得的多个放射线投影图像；重建单元，用于基于所获得的多个放射线投影图像和重建滤波器，执行断层图像的重建处理；以及处理单元，用于在重建处理中，放射线投影图像中的滤波处理的对象像素的像素值和对象像素的周边像素的像素值之间的差大于预定阈值的情况下，减少第二像素对通过重建滤波器所获得的像素的第一像素值(q)的影响。



1. 一种图像处理设备，包括：

获得部件，用于从数字放射线检测器获得多个放射线投影图像；以及

重建部件，用于基于所获得的所述多个放射线投影图像，使用重建滤波器对所述多个放射线投影图像执行滤波处理，并且执行重建处理，从而创建断层图像，

其中，所述图像处理设备还包括：

处理部件，用于在要提供给所述重建部件的放射线投影图像中的第一像素的值和第二像素的值之间的差值大于预定阈值的情况下，减少所述第二像素对所述第一像素的值的影响，

其中，在所述第一像素的值和所述第二像素的值之间的差值的绝对值不大于所述阈值的情况下，所述处理部件输出所述差值，以及在所述差值的绝对值大于所述阈值的情况下，所述处理部件输出绝对值小于所述阈值的值，以及

所述重建部件基于所述处理部件的输出值，执行所述断层图像的重建处理。

2. 根据权利要求 1 所述的图像处理设备，其中，所述第一像素是所述重建部件的滤波处理的对象像素，以及所述第二像素是在所述对象像素的滤波时所述重建部件所使用的、所述第一像素周围的像素。

3. 根据权利要求 1 所述的图像处理设备，其中，

基于所述第一像素的值和所述第二像素的值之间的差值与所述阈值之间的大小关系，所述处理部件在向所述重建部件输出所述差值和输出绝对值小于所述阈值的值之间进行切换。

4. 根据权利要求 1 所述的图像处理设备，其中，所述重建部件对所述输出值和重建滤波器系数进行卷积处理。

5. 根据权利要求 4 所述的图像处理设备，其中，当对所述输出值和所述重建滤波器系数进行卷积处理时，所述重建部件基于所述第一像素和放射线生成设备的焦点的几何布局，校正所述输出值和所述重建滤波器系数中的至少一个。

6. 根据权利要求 1 所述的图像处理设备，其中，

所述重建部件包括相乘部件和卷积部件以及反投影部件，其中，所述相乘部件和所述卷积部件用于通过使用重建滤波器系数对所述处理部件所输出的各像素进行滤波来对各像素进行处理以输出滤波值，所述反投影部件用于将所输出的滤波值相加在一起以创建所述断层图像。

7. 根据权利要求 6 所述的图像处理设备，其中，所述卷积部件还将所输出的滤波值乘以系数，所述系数基于重建位置、放射线生成设备的焦点和所述滤波处理之后的像素的位置的几何布局，以及

其中，所述反投影部件对所述卷积部件所输出的像素值进行相加，并且获得各重建位置处的像素值，从而获得所述断层图像。

8. 根据权利要求 1 所述的图像处理设备，其中，所述重建部件使用如下重建滤波器：在该重建滤波器中，对所述放射线投影图像的直流成分的滤波器响应大致等于 0。

9. 根据权利要求 1 所述的图像处理设备，其中，还包括用于基于用户在所述放射线投影图像中的一个放射线投影图像中所指定的两个像素位置的像素值之间的差来设置所述阈值的部件。

10. 根据权利要求 1 所述的图像处理设备, 其中, 还包括用于基于通过分析所述放射线投影图像中的一个放射线投影图像而自动获得的两个像素位置的像素值之间的差来设置所述阈值的部件。

11. 一种图像处理设备, 用于根据通过利用放射线从多个方向照射被摄体所获得的多个投影图像来重建断层图像, 所述图像处理设备包括:

获得部件, 用于针对所述多个投影图像中的每一个投影图像, 根据滤波对象像素的像素值和所述滤波对象像素的周边像素的像素值之间的差, 获得权重系数; 以及

重建部件, 用于基于利用所述权重系数加权后的重建滤波器系数来处理所述多个投影图像的每一个像素, 并且基于处理后的像素来重建所述断层图像;

所述获得部件包括:

计算部件, 用于计算所述投影图像的所述滤波对象像素和所述滤波对象像素的周边像素之间的差值; 以及

输出部件, 用于输出随着所计算出的差值的绝对值越大而越小的权重系数;

所述重建部件包括:

相乘部件, 用于将重建滤波器系数乘以所述输出部件所输出的权重系数; 以及

处理部件, 用于基于所述相乘部件所获得的结果, 对所述多个投影图像进行滤波。

12. 根据权利要求 11 所述的图像处理设备, 其中, 所述滤波对象像素和所述滤波对象像素的周边像素之间的差的绝对值越大, 所述获得部件所获得的权重系数越小。

13. 根据权利要求 11 所述的图像处理设备, 其中, 所述计算部件计算所述差值的符号, 以及

其中, 所述输出部件在所述差值具有第一符号的情况下输出预定权重系数, 以及在所述差值具有相反符号的情况下输出随着所述差值的绝对值越大而越小的权重系数。

14. 根据权利要求 11 所述的图像处理设备, 其中, 还包括用于基于用户在所述投影图像中指定的两个像素位置的像素值之间的差来设置所述权重系数的部件。

15. 根据权利要求 11 所述的图像处理设备, 其中, 还包括用于基于通过分析所述投影图像而自动获得的两个像素位置的像素值之间的差来设置所述权重系数的部件。

16. 一种图像处理方法, 用于根据多个投影图像来重建断层图像, 所述图像处理方法包括以下步骤:

获得步骤, 用于从数字放射线检测器获得多个放射线投影图像;

重建步骤, 用于基于所获得的所述多个放射线投影图像, 使用重建滤波器对所述多个放射线投影图像执行滤波处理, 并且执行重建处理, 从而创建断层图像,

处理步骤, 用于在要提供给所述重建步骤的放射线投影图像中的第一像素的值和第二像素的值之间的差值大于预定阈值的情况下, 减少所述第二像素对所述第一像素的值的影响,

其中, 在所述第一像素的值和所述第二像素的值之间的差值的绝对值不大于所述阈值的情况下, 所述处理步骤输出所述差值, 以及在所述差值的绝对值大于所述阈值的情况下, 所述处理步骤输出绝对值小于所述阈值的值, 以及

所述重建步骤基于所述处理步骤的输出值, 执行所述断层图像的重建处理。

17. 一种图像处理方法, 用于根据通过利用放射线从多个方向照射被摄体所获得的多

个投影图像来重建断层图像,所述图像处理方法包括以下步骤:

获得步骤,用于针对所述多个投影图像中的每一个投影图像,根据滤波对象像素的像素值和所述滤波对象像素的周边像素的像素值之间的差,获得权重系数;以及

重建步骤,用于基于利用所述权重系数加权后的重建滤波器系数来处理所述多个投影图像的每一个像素,并且基于处理后的像素来重建所述断层图像;

所述获得步骤包括:

计算步骤,用于计算所述投影图像的所述滤波对象像素和所述滤波对象像素的周边像素之间的差值;以及

输出步骤,用于输出随着所计算出的差值的绝对值越大而越小的权重系数;

所述重建步骤包括:

相乘步骤,用于将重建滤波器系数乘以所述输出步骤所输出的权重系数;以及

处理步骤,用于基于所述相乘步骤所获得的结果,对所述多个投影图像进行滤波。

18. 一种图像处理设备,包括:

获得部件,用于从数字放射线检测器获得多个放射线投影图像;

重建部件,用于基于所获得的所述多个放射线投影图像,使用重建滤波器对所述多个放射线投影图像执行滤波处理,并且执行重建处理,从而创建断层图像;以及

处理部件,用于在要提供给所述重建部件的放射线投影图像中的第一像素的值和第二像素的值之间的差值大于预定阈值的情况下,减少所述第二像素对所述第一像素的值的影响,

其中,基于所述第一像素的值和所述第二像素的值之间的差值与所述阈值之间的大小关系,所述处理部件在向所述重建部件输出所述差值和输出绝对值小于所述阈值的值之间进行切换,以及

所述重建部件基于所述处理部件的输出值,执行所述断层图像的重建处理。

19. 一种图像处理设备,包括:

获得部件,用于从数字放射线检测器获得对象的投影图像;

处理部件,用于针对作为对象像素的、所获得的投影图像中的每一个投影图像的每一个像素基于所述对象像素和与所述对象像素不同的像素执行重建滤波处理以获得多个滤波数据,以及基于所获得的多个滤波数据生成断层图像,其中,与所述对象像素不同的所述像素位于包括所述对象像素的所述投影图像中的一个投影图像中,

其中,所述处理部件使用基于所述对象像素的值和与所述对象像素不同的所述像素的值的重建滤波器系数以及使用基于所述对象像素的值和与所述对象像素不同的所述像素的值之间的差值的校正系数处理所述对象像素,以及

其中,在所述差值的绝对值大于阈值的情况下,所述处理部件将所述校正系数的绝对值确定为小于所述差值的绝对值的值。

20. 根据权利要求 19 所述的图像处理设备,其中,在所述差值的绝对值小于所述阈值的情况下,所述处理部件进一步将所述校正系数确定为所述差值。

21. 根据权利要求 19 所述的图像处理设备,其中,所述重建滤波处理对输出值和所述重建滤波器系数进行卷积处理。

22. 根据权利要求 21 所述的图像处理设备,其中,当对所述输出值和所述重建滤波器

系数进行卷积处理时,所述重建滤波处理基于第一像素和放射线生成设备的焦点的几何布局,校正所述输出值和所述重建滤波器系数中的至少一个。

23. 根据权利要求 19 所述的图像处理设备,其中,所述重建滤波处理使用相乘部件和卷积部件以及反投影部件,其中,所述相乘部件和所述卷积部件用于通过使用所述重建滤波器系数对所述处理部件所输出的各像素进行滤波来对所输出的各像素进行处理以输出滤波值,所述反投影部件用于将所输出的滤波值相加在一起以创建断层图像。

24. 根据权利要求 23 所述的图像处理设备,其中,所述卷积部件还将所输出的滤波值乘以系数,所述系数基于重建位置、放射线生成设备的焦点和所述重建滤波处理之后的像素的位置的几何布局,以及

其中,所述反投影部件对所述卷积部件所输出的像素值进行相加,并且获得各重建位置处的像素值,从而获得所述断层图像。

25. 根据权利要求 19 所述的图像处理设备,其中,还包括用于基于用户在所述投影图像中的一个投影图像中所指定的两个像素位置的像素值之间的差来设置所述阈值的设置部件。

26. 根据权利要求 19 所述的图像处理设备,其中,还包括用于基于通过分析所述投影图像中的一个投影图像而自动获得的两个像素位置的像素值之间的差来设置所述阈值的设置部件。

27. 一种图像处理方法,用于根据多个投影图像来重建断层图像,所述图像处理方法包括以下步骤:

获得步骤,用于从数字放射线检测器获得对象的投影图像;

处理步骤,用于针对作为对象像素的、所获得的投影图像中的每一个投影图像的每一个像素,基于所述对象像素和与所述对象像素不同的像素执行重建滤波处理以获得多个滤波数据,以及基于所获得的多个滤波数据生成断层图像,其中,与所述对象像素不同的所述像素位于包括所述对象像素的所述投影图像中的一个投影图像中,

其中,所述处理步骤使用基于所述对象像素的值和与所述对象像素不同的所述像素的值的重建滤波器系数以及使用基于所述对象像素的值和与所述对象像素不同的所述像素的值之间的差值的校正系数处理所述对象像素,以及

其中,在所述差值的绝对值大于阈值的情况下,所述处理步骤将所述校正系数的绝对值确定为小于所述差值的绝对值的值。

## 图像处理设备和图像处理方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种在使用 X 射线的断层图像诊断时所使用的图像处理设备、图像处理方法和程序。

### 背景技术

[0002] 尽管自从上世纪七十年代研发出使用 X 射线来创建断层图像的诊断设备以来，已经过去了 40 多年，但是在今天，该诊断设备作为诊断技术仍在积极发展。近年来，还进行用于通过使用以有限角度所获得的投影图像来重建断层图像的断层图像合成 (tomosynthesis)。尽管通常用于乳腺成像，但是由于断层图像合成使得能够在不需要诸如托台等的大型设备的情况下获得断层图像，并且金属伪影通常较小，所以这一方法还可用于整形外科图像中的植入物的诊断。

[0003] 在用于根据投影图像重建断层图像的各种方法中，使用滤波反投影作为用于高速且高精度地以计算的方式获得断层图像的方法，并且该方法至今仍是主要的重建方法。根据该方法，使用诸如斜变滤波器或者 Shepp-Logan 滤波器等的用于放大高频的重建滤波器对投影图像进行滤波，此后，进行反投影。然而，如果在人体中存在诸如金属块等的大量吸收 X 射线的物质，则存在如下的问题：在人体和高吸收体之间的边界区域中发生过冲或下冲，并且在断层图像中出现条纹伪影。尽管近年来，即使在断层图像合成中还进行滤波反投影的重建，但是作为不利影响，仍会出现金属所导致的条纹伪影。

[0004] 在发生条纹伪影时，在图像的特定区域周围出现条纹噪声或者线性噪声，从而使得断层图像上的病变或者器官等的画像劣化，并且断层图像的诊断能力显著下降。为了防止这类劣化，长久以来考虑用于减少因高吸收体而发生的条纹伪影的各种方法。

[0005] 日本特开平 8-019533 公开了一种方法，通过该方法，以计算的方式从投影图像去除高吸收体，对去除的部分进行插值，此后，重建断层图像。日本特开 2008-528228 公开了一种方法，通过该方法，对断层图像中的条纹伪影进行方向依赖自适应滤波处理，从而减少条纹伪影。日本特开 2006-000226 公开了一种方法，通过该方法，在高吸收体中使用抑制高频的重建滤波器，并且在低吸收体中使用普通重建滤波器，从而减少条纹伪影。

[0006] 根据日本特开平 8-019533 (上述) 的方法，由于在其他部分中对高吸收体进行插值，所以可能产生不自然的断层图像。另一方面，在整形外科领域等中，存在用户想要确认植入的植入物或者金属板的状态的情况。在这类情况下，如果去除了高吸收体图像信息，则存在难以诊断的风险。根据日本特开 2008-528228 的方法，由于对断层图像进行滤波处理，所以存在发生图像模糊的情况，或者伪影抑制可能变得不充分。根据日本特开 2006-000226 的方法，如果抑制高频不充分，则伪影抑制可能变得不充分，相反，如果过分抑制高频，则在诸如器官等的低吸收体部分中可能发生图像模糊。

### 发明内容

[0007] 考虑到上述问题做出本发明，并且想要提供这样一种方法，通过该方法，在通过滤

波反投影重建断层图像时,在不会导致图像模糊的情况下,有效减少由高吸收体引起的条纹伪影。

[0008] 为了解决上述问题,本发明提供一种图像处理设备,包括:获得部件,用于从数字放射线检测器获得多个放射线投影图像;以及重建部件,用于基于所获得的所述多个放射线投影图像,使用重建滤波器对所述多个放射线投影图像执行滤波处理,并且执行重建处理,从而创建断层图像,其中,所述图像处理设备还包括:处理部件,用于在要提供给所述重建部件的放射线投影图像中的第一像素的值和第二像素的值之间的差值大于预定阈值的情况下,减少所述第二像素对所述第一像素的影响。

[0009] 本发明还提供一种图像处理设备,用于根据通过利用放射线从多个方向照射被摄体所获得的多个投影图像来重建断层图像,所述图像处理设备包括:获得部件,用于针对所述多个投影图像中的每一个投影图像,根据滤波对象像素的像素值和所述滤波对象像素的周边像素的像素值之间的差,获得权重系数;以及重建部件,用于基于利用所述权重系数加权后的重建滤波器系数来处理所述多个投影图像的每一个像素,并且基于处理后的像素来重建所述断层图像。

[0010] 本发明还提供一种图像处理方法,用于根据多个投影图像来重建断层图像,所述图像处理方法包括以下步骤:针对所述多个投影图像中的每一个投影图像,计算滤波对象像素和所述滤波对象像素的周边像素之间的差值;在所计算出的差值的绝对值不大于预定阈值的情况下输出所计算出的差值,以及在所计算出的差值的绝对值大于所述预定阈值的情况下输出绝对值小于所述预定阈值的值;以及基于所输出的值来重建所述断层图像。

[0011] 本发明还提供一种图像处理方法,用于根据通过利用放射线从多个方向照射被摄体所获得的多个投影图像来重建断层图像,所述图像处理方法包括以下步骤:计算步骤,用于针对所述多个投影图像中的每一个投影图像,根据滤波对象像素的像素值和所述滤波对象像素的周边像素的像素值之间的差来计算权重系数;以及重建步骤,用于基于利用所获得的权重系数加权后的重建滤波器来处理所述多个投影图像的每一个像素,并且基于处理后的像素来重建所述断层图像。

[0012] 根据本发明,在使用滤波反投影的图像重建中,可以在不会导致图像模糊的情况下,有效减少由诸如金属等高吸收体所引起的条纹伪影。

[0013] 通过以下参考附图对典型实施例的说明,本发明的其他特征将显而易见。

## 附图说明

- [0014] 图 1 是示出第一实施例的图像处理设备的功能结构的图。
- [0015] 图 2 是示出第一实施例的图像处理的流程的流程图。
- [0016] 图 3A、3B 和 3C 是各自示出第一实施例的函数的输出的例子的图。
- [0017] 图 4 是示出第二实施例的图像处理的流程的流程图。
- [0018] 图 5 是示出第三实施例的图像处理的流程的流程图。
- [0019] 图 6A、6B 和 6C 是各自示出第三实施例的函数的输出的例子的图。
- [0020] 图 7 是示出第四实施例的图像处理的流程的流程图。
- [0021] 图 8 是示出第五实施例的图像处理设备的功能结构的图。
- [0022] 图 9 是示出第五实施例的图像处理的流程的流程图。

- [0023] 图 10 是示出第五实施例的关注区域的设置的例子的图。
- [0024] 图 11 是示出第五实施例的图像直方图分析的例子的图。
- [0025] 图 12 是示出第一实施例的三维坐标轴的变量之间的关系的图。
- [0026] 图 13 是示出第一实施例的投影图像的像素值的变化的图。
- [0027] 图 14 是示出第一实施例的投影图像的例子的图。
- [0028] 图 15A 是示出第一实施例的断层图像合成的设置显示画面的例子的图。
- [0029] 图 15B 是示出第一实施例的断层图像合成的设置显示画面的另一例子的图。

## 具体实施方式

[0030] 下面将参考附图详细说明根据本发明实施例的图像处理设备、图像处理方法和程序。尽管下面作为例子说明断层图像合成，但是本发明还可应用于普通 X 射线计算机断层成像 (CT)。本发明还可应用于诸如单光子发射计算机断层成像 (SPECT)、正电子发射断层成像 (PET) 或者核磁共振成像 (MRI) 等的使用滤波反投影的重建。

### 实施例 1

[0032] 图 1 示出根据实施例 1 的图像处理设备 100 的功能结构。X 射线管 101 从多个照射角度照射 X 射线。使要检测的对象（以下称为被检体）102 位于台 103 上。X 射线检测器 106 接收 X 射线并且获得 X 射线图像。机构控制单元 105 控制 X 射线管 101 和 X 射线检测器 106 的位置。拍摄控制单元 104 电地控制 X 射线检测器 106，并且获得 X 射线图像。X 射线生成设备控制单元 107 电地控制 X 射线管以在预定条件下生成 X 射线。X 射线拍摄系统控制单元 108 控制机构控制单元 105 和拍摄控制单元 104，并且与检测器 106 协作地从多个 X 射线照射角度获得 X 射线图像。

[0033] 针对 X 射线拍摄系统控制单元 108 设置图像处理单元 109 和图像存储单元 112，并且在其中内置一个或多个计算机。例如，针对该计算机设置诸如 CPU（中央处理单元）等的主控制单元、以及诸如 ROM（只读存储器）和 RAM（随机存取存储器）等的存储单元。针对该计算机还设置诸如 GPU（图形处理单元）等的图形控制单元、诸如网卡等的通信单元、以及诸如键盘、显示器或者触摸面板等的输入 / 输出单元等。通过总线等连接这些组件单元，并且通过主控制单元执行存储在存储单元中的程序这一方式对这些组件单元进行控制。此外，针对 X 射线拍摄系统控制单元 108 的输出和输入，设置用于显示所拍摄的投影图像的监视器 110 和用于用户进行操作的操作单元 111。

[0034] 根据来自 X 射线拍摄系统控制单元 108 的指示，图像处理单元 109 重建所获得的 X 射线图像，并且形成断层图像。为此，图像处理单元 109 具有像素值差分单元 113、函数值计算单元 114、相乘单元 115、卷积单元 116 和反投影单元 117。

[0035] 将 X 射线拍摄系统控制单元 108 通过拍摄控制单元 104 从 X 射线检测器 106 所获得的来自各种 X 射线照射角度的多个 X 射线图像（以下还称为投影图像或者放射线投影图像）输入给图像处理单元 109。对于投影图像预先进行缺陷校正、增益校正和对数变换等。

[0036] 像素值差分单元 113 计算滤波对象像素的值和用于滤波处理的存在于滤波对象像素周围的像素（即周边像素或者相邻像素）的值之间的差值。

[0037] 基于像素值差分单元 113 计算出的差值，当差值的绝对值等于或小于预定值时，函数值计算单元 114 原样输出该差值，并且当该绝对值大于预定值时，函数值计算单元 114

输出绝对值小于该差值的绝对值、并且符号与该差值相同的值。输出值可以例如等于 0。

[0038] 相乘单元 115 将函数值计算单元 114 的输出乘以重建滤波器系数。作为重建滤波器，使用诸如斜变滤波器或者 Shepp-Logan 滤波器等的用于滤波反投影的普通滤波器。卷积单元 116 通过使用相乘单元 115 中所使用的重建滤波器系数，对投影图像执行滤波处理。

[0039] 反投影单元 117 通过使用滤波后的投影图像来执行反投影，并且形成断层图像。反投影包括用于对重建滤波后的投影图像进行积分处理的步骤。在实空间中使用重叠积分方法的重建中，理论上，针对照射角度  $\theta$  对重建滤波后的投影图像进行积分。对于该积分，照射角度是例如 1) 连接放射线检测器的中心和 X 射线管的焦点的方向和 2) 与放射线检测器的检测面垂直的方向之间的角度。由于实际获得的放射线投影图像离散，所以考虑这类焦点地执行近似积分处理。因此，可以形成消除了由高吸收体所导致的条纹伪影、并且几乎不会发生图像模糊的断层图像。在整个积分处理中，滤波器的频率响应不会改变。

[0040] 参考图 2 说明图 1 所示的图像处理设备 100 的图像处理流程的例子。

[0041] 首先，在 S201 获得投影图像。通过在  $-40^\circ \sim 40^\circ$  的范围内改变 X 射线管 101 的 X 射线照射角度的情况下，使用 X 射线拍摄被检体 102，获得投影图像。可以获得任意数量的拍摄图像。例如，如果在每次改变角度 1 度 ( $1^\circ$ ) 时，以 15FPS(帧 / 秒) 拍摄 80 个投影图像，则可以约在 6 秒内收集这些图像。还可以设置 X 射线的任意拍摄条件，但是在拍摄人胸部等的情况下，以约 100kV 和 1mA 为拍摄图像就足够了。将 X 射线检测器 106 和 X 射线管 101 之间的距离设置成约 100 ~ 150cm 的设置范围。

[0042] 在与 X 射线管 101 相反的方向上平行移动 X 射线检测器 106。假定将投影角度设置为  $\beta$ ，并且将 X 射线管 101 的转动中心和 X 射线检测器 106 的中心之间的距离设置为 D，则通过  $P \tan \beta$  获得此时的平行移动量。如果如上所述，与 X 射线管平行移动 X 射线检测器 106，则即使改变 X 射线管 101 的 X 射线照射方向，基准轴也始终通过 X 射线检测器 106 的中心。

[0043] 对所获得的一系列投影图像进行预处理，此后，将投影图像输入给图像处理单元 109。预处理可以包括对 X 射线检测器 106 的缺陷像素和暗电流的校正、对由 X 射线管 101 所引起的照射波动的校正、以及对数变换等。作为通常在 X 射线检测器中所执行的预处理，使用这些处理就足够了。对于对数变换，将投影图像的像素值设置成通过对 X 射线衰减系数进行线性积分所获得的值。基于 X 射线衰减系数的相加性，重建 X 射线图像。

[0044] 在 S202，通过使用像素值差分单元 113，计算滤波对象像素和滤波处理中使用的周边像素之间的差值 p。该差为例如强度、亮度、灰度的差。

[0045] 在 S203，将在 S202 计算出的差值的绝对值  $|p|$  与预定阈值  $\epsilon$  进行比较。因此，如果绝对值  $|p|$  等于或小于阈值  $\epsilon$ ，则在 S204 输出该差值 p。如果绝对值  $|p|$  大于阈值  $\epsilon$ ，则在 S205 输出绝对值等于或小于阈值  $\epsilon$  的值，例如，0、 $\pm \epsilon$  或者  $\pm (2\epsilon - |p|)$  等。通过函数值计算单元 114 执行 S203 ~ S205 的处理，并且通过如图 3A ~ 3C 所示的分段线性函数 F(p) 表示它们的结果。在根据本实施例的图 3A ~ 3C 所示的分段线性函数 F(p) 中，基于阈值与重建滤波器的处理对象像素的像素值和重建滤波处理所使用的周边像素（滤波处理的对象像素）的像素值间的差值之间的大小关系，输出差值（如果 p 具有等于或小于  $\epsilon$  的值）或者小于该差值的值。该效果在图像中是在输入对比度非常高（大于阈值）的情况下降低相邻像素之间的对比度。这一特性有利于适当减少作为高对比度伪影出现的金属

伪影。

[0046] 在 S206, 使用相乘单元 115, 将诸如斜变滤波器或者 Shepp-Logan 滤波器等的重建滤波器函数乘以 S204 和 S205 的输出结果, 即 F(p)。也就是说, 将重建滤波器函数转换成使用  $\epsilon$  滤波器的所谓的  $\epsilon$  滤波器函数。根据  $\epsilon$  滤波器的特性, 使用对象像素 (作为处理的对象) 和周边像素之间的差值 (以下称为差分信号) 作为局部信息, 并且当差分信号小时, 认为处理对象像素和周边像素之间的相关性强, 并且有意地积极使用周边像素。通过该方法, 可以减少与诸如金属等的被摄体部分显著不同 (即具有高对比度) 的像素值的影响。在  $\epsilon$  滤波器中, 由于使用像素值之间的差作为阈值  $\epsilon$ , 即参数, 所以相对于通过放射线成像所获得的投影图像, 可以更加容易地适当调整该参数。在另一实施例中, 代替  $\epsilon$  滤波器, 还可以使用数据依赖型处理, 作为用于根据图像的性质改变滤波器的系数的处理。

[0047] 在 S207, 将在 S206 乘以 F(p) 得到的重建滤波器 h(t) 与投影图像进行卷积。在卷积单元 116 中执行该处理, 并且在断层图像合成的情况下通过下面的公式 (1) 来表示该处理。

$$[0048] G(x_t', z_t, \beta) = \int_{-\infty}^{\infty} F(q(x_t, z_t, \beta) - q(x_t', z_t, \beta)) h(x_t' - x_t) J_c(x_t, z_t, \beta) dx_t \quad \cdots (1)$$

[0049] 其中,  $x_t$  和  $z_t$  表示 X 射线检测器 106 上的坐标。 $x_t$  表示与 X 射线检测器 106 的移动方向平行的坐标。 $z_t$  表示与 X 射线检测器 106 的移动方向垂直的坐标。 $B$  表示投影角度。 $q(x_t, z_t, \beta)$  表示 X 射线检测器 106 上的像素值。 $J_c$  表示用于将积分变量转换成断层图像合成的几何构造的系数。通过下面的公式 (1-1) 表示  $J_c$ 。

$$[0050] J_c(x_t, z_t, \beta) = \frac{D_t + x_t \sin \beta_t}{\sqrt{D_t^2 + 2x_t D_t \sin \beta_t + x_t^2}} \quad \cdots (1-1)$$

$$[0051] D_t = \sqrt{D^2 + z_t^2}$$

$$[0052] \sin \beta_t = \frac{D \sin \beta}{\sqrt{D^2 + z_t^2}}$$

[0053] 图 12 示出公式 (1-1) 中的变量之间的关系。三维坐标轴 x、y 和 z 表示重建坐标空间, 并且使用等中心点 (isocenter) 作为原点。 $xz$  平面是通过等中心点 301 的与 X 射线检测器 106 的检测面平行的平面。 $y$  轴是与 X 射线检测器 106 的检测面垂直的法线。 $x_t$  和  $z_t$  表示连接 X 射线检测器 106 上的点和 X 射线管 101 的焦点 302 的直线 303 与  $xz$  平面相交的点的 x 坐标和 z 坐标。 $y$  轴和 X 射线管 101 的基准轴之间的角度  $\beta$  是 X 射线照射角度 (投影角度)。公式 (1-1) 表示直线 303 和 304 之间的角度的余弦值。直线 304 是连接焦点 302 和从直线 303 与  $xz$  平面相交的点向下与 z 轴垂直的点的线。线 303 的值是  $\sqrt{(x_t + \sin \beta_t)^2 + (D_t \cos \beta_t)^2}$ , 并且线 304 的值是  $D_t$ , 使得在给出  $J_c$  的情况下, 可以使用余弦规则确定线 303 和 304 之间的角度的余弦。

[0054] 通过向  $J_c$  应用公式 (1) 的卷积, 获得二维滤波投影图像  $G(x_t', z_t, \beta)$ , 其中,  $x_t'$  是相邻或者周边像素的像素位置 (或者, 更具体地, 与 z 轴的距离)。

[0055] 由于通过使用计算机离散地进行实际计算, 所以这里说明将上述公式应用于离散系统时的计算方法。

[0056] 为了便于说明, 仅考虑  $x_t$  轴, 并且省略表现断层图像几何构造的  $J_c$ 。在离散系统

中,将相加处理执行为积分。如图 13 所示,与普通被摄体部分相比,由于金属部分非常强地吸收 X 射线,所以像素值急剧减小。在重建滤波处理中,假定将对象像素设置为●,将周边像素设置为○,将各像素值设置为  $q_N$ ,并且将滤波器系数设置为  $h_N$ 。

[0057] 此时,通过下面的公式 (1-2) 表示根据现有技术的方法的滤波处理。

$$G_0 = h_2 q_2 + h_1 q_1 + h_0 q_0 + h_1 q_1 + h_2 q_2 \dots \quad (1-2)$$

[0059] 通过下面的公式 (1-3) 表示根据本发明的滤波处理。

$$G_0 = h_2 F(q_2 - q_0) + h_1 F(q_1 - q_0) + h_0 F(q_0 - q_0) + h_1 F(q_1 - q_0) + h_2 F(q_2 - q_0) \dots \quad (1-3)$$

[0061] 当  $F$  表示如图 3A 所示的分段线性函数,并且  $q_0$  和各  $q_N$  之间的差在  $\epsilon$  以内时,即通过下面的公式 (1-4) 表示公式 (1-3)。

$$G_0 = h_2 q_2 + h_1 q_1 + h_0 q_0 + h_1 q_1 + h_2 q_2 - (h_2 + h_1 + h_0 + h_1 + h_2) q_0 \dots \dots \quad (1-4)$$

[0063] 由于重建滤波器的 DC 成分等于 0,所以公式 (1-4) 中的圆括号 () 中的值等于 0,使得公式 (1-4) 等于公式 (1-2)。当如图 13 所示,在图像中存在金属,并且  $q_2$  和  $q_0$  之间的差超过  $\epsilon$  时,通过下面的公式 (1-5) 表示公式 (1-3)。

$$G_0 = h_2 q_2 + h_1 q_1 + h_0 q_0 + h_1 q_1 - (h_2 + h_1 + h_0 + h_1) q_0$$

$$= h_2 q_2 + h_1 q_1 + h_0 q_0 + h_1 q_1 + h_2 q_2 - (h_2 + h_1 + h_0 + h_1 + h_2) q_0$$

$$= h_2 q_2 + h_1 q_1 + h_0 q_0 + h_1 q_1 + h_2 q_2 \dots \quad (1-5)$$

[0067] 也就是说,通过滤波处理消除  $q_2$ ,并且,代替  $q_2$ ,将  $h_2$  乘以  $q_0$ 。因此,在对  $q_0$  的像素的重建滤波处理中,可以进行用于减少  $q_2$  的像素对在处理之后所获得的像素  $G_0$  的影响的处理。也就是说,当获得  $G_0$  时,例如,减弱了由于金属的影响而导致像素值显著不同于  $q_0$  的像素的像素值的  $q_2$  的像素的影响,并且获得校正了像素值使得其不会有大的改变这一效果。因此,抑制了金属使得像素值急剧变化的这一影响,并且可以防止断层图像中发生条纹伪影。由于不需要如现有技术中的方法那样使用低通滤波器等,所以还减少或者消除了诸如图像模糊等的不利反应。

[0068] 在另一实施例中,由于获得与公式 (1-5) 相对应的值就足够了,所以希望执行用于将公式 (1-2) 中的  $h_2 q_2$  改变为公式 (1-5) 中的  $h_2 q_0$  等的处理。也就是说,只要执行用于减少  $q_2$  的影响的处理,就可以进行各种改变。例如,为了获得与上述  $h_2 q_0$  相对应的值,通过以在不将  $q_2$  改变成  $q_0$  的情况下将  $h_2$  改变成  $h_2'$  等的方式来改变重建滤波器的系数,可以同样地减少  $q_2$  对  $G_0$  的影响。另一方面,例如,可以执行用于校正所获得的  $G_0$ 、并且减少  $q_2$  的影响的处理。

[0069] 在上述对  $q_0$  的像素所应用的处理的例子中,作为例子,使用图 3A 所示的非线性函数。然而,本发明不局限于此,并且,即使使用图 3B 或者图 3C 所示的函数,也可以进行减少金属部分的像素的影响的这类重建。

[0070] 返回图 2,在 S208,通过反投影二维滤波投影图像  $G(x_t', z_t, \beta)$ ,形成任意三维坐标  $\vec{r}$  的断层图像  $f(\vec{r})$ 。在反投影单元 117 中执行该处理,并且通过下面的公式 (2) 表示该处理。

$$f(\vec{r}) = \int_{-\beta_m}^{\beta_m} d\beta J_B(x_t', z_t, \beta, \vec{r}) G(x_t', z_t, \beta) \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

[0072] 在公式 (2) 中,  $\beta_m$  表示最大投影角度。 $J_B$  表示用于将积分变量转换成断层图像合成的几何构造的系数,并且通过下面的公式 (2-1) 表示。

$$[0073] \quad J_B(x'_t, z_t, \beta, \vec{r}) = \frac{D \cos \beta}{\sqrt{D^2 \cos^2 \beta + z_t^2}} \frac{(D_t + x'_t \sin \beta_t)^2}{\cos \beta_t (D_t - \frac{D_t}{D} \vec{r} \cdot \hat{y})^2} \quad .(2-1)$$

[0074] 其中,  $\vec{r}$  表示示出重建点的三维矢量, 其中, 将等中心点设置为原点。 $\hat{Y}$  表示沿 X 射线管的基准轴 (束的中心) 的单位矢量。因此, 可以获得抑制了由高吸收体所导致的条纹伪影的断层图像  $f(\vec{r})$ 。自然, 实际上通过对利用离散系统所获得的数据的离散相加处理, 执行上述计算。

[0075] 尽管以上针对断层图像合成的情况作为例子说明了实施例, 但是本发明还可应用于普通 X 射线 CT。本发明还可应用于诸如 SPECT、PEG 或者 MRI 等的使用滤波反投影的重建。作为将本发明应用于它们的情况下重建方法, 使用通常所使用的 Feldkamp 方法或者扇束重建方法就足够了。

#### 实施例 2

[0077] 接着参考图 4 说明实施例 2 的图像处理的流程。功能结构与实施例 1 的大致相同, 如图 1 所示, 并且处理流程也与实施例 1 的大致相同, 并且这里省略对重复部分的说明。

[0078] S201 和 S202 的处理与实施例 1 的相同。随后, 代替实施例 1 中的 S203 ~ S205 的处理, 通过使用函数值计算单元 114 执行 S301 的处理。也就是说, 在 S301, 根据差值的绝对值  $|p|$  计算权重系数。例如, 通过下面的公式 (3) 表示权重系数。

[0079]

$$w(q(x'_t, z_t, \beta) - q(x_t, z_t, \beta)) = \exp\left(-\frac{(q(x'_t, z_t, \beta) - q(x_t, z_t, \beta))^2}{2\sigma^2}\right) \quad .(3)$$

[0080] 其中,  $\sigma$  表示根据拍摄区域等的基于实验确定的值, 并且以与实施例 1 中的  $\varepsilon$  相同的方式进行设置。

[0081] 在 S302, 相乘单元 115 将诸如斜变滤波器或者 Shepp-Logan 滤波器等的重建滤波器函数乘以 S301 的权重输出结果  $w(t)$ 。

[0082] 在 S303, 对在 S302 乘以  $w(t)$  的重建滤波器  $h(t)$  进行卷积。通过卷积单元 116 执行该处理, 并且通过下面的公式 (4) 表示该处理。

$$[0083] \quad G(x'_t, z_t, \beta) = \int_{-\infty}^{\infty} w \cdot h(x'_t - x_t) q(x_t, z_t, \beta) J_C(x_t, z_t, \beta) dx_t \quad .(4)$$

[0084] 通过卷积, 获得二维滤波投影图像  $G(x'_t, z_t, \beta)$ 。S208 的处理与实施例 1 的相同。

[0085] 通过 S301 ~ S303 的处理, 减少了诸如金属等的高吸收体的边缘对重建滤波的影响。因此, 从断层图像有效减少了由金属所导致的条纹伪影。由于滤波器的频率特性不易被破坏, 所以诸如图像模糊等的不利反应也很难发生。根据该方法, 尽管没有存储滤波器的 DC 成分, 但是如果通过相加作为 S302 的处理结果所获得的滤波器系数而计算 DC 成分并且从滤波器系数减去来调整 DC 成分, 则可以存储 DC 成分。

#### 实施例 3

[0087] 参考图 5 说明实施例 3 的图像处理的流程。功能结构与实施例 1 的大致相同, 如图 1 所示, 并且处理流程也与实施例 1 的大致相同, 并且这里省略对重复部分的说明。

[0088] 尽管通过实施例 1 的方法和设备可以有效减少由高吸收体所导致的条纹伪影, 但是存在高吸收体的对比度也劣化的情况。在整形外科领域等, 存在用户想要确认植入的植

入物或者金属板等的状态。在本实施例中,为了满足这类要求,还保持高吸收体的对比度,并且减少了条纹伪影。

[0089] S201 和 S202 的处理与实施例 1 的相同。随后,代替实施例 1 的 S203 的处理,通过使用函数值计算单元 114 执行 S403 的处理。也就是说,在 S403,将在 S202 计算出的差值  $p$  与预定阈值  $\epsilon$  进行比较。因此,如果差值  $p$  等于或者小于阈值  $-\epsilon$ ,则在 S405 输出绝对值小于或者等于阈值  $\epsilon$  的值,例如,0、 $\pm \epsilon$  或者  $\pm (2\epsilon - |p|)$  等。如果差值  $p$  大于阈值  $-\epsilon$ ,则在 S404 原样输出差值  $p$ 。通过函数值计算单元 114 执行 S403 ~ S405 的处理,并且通过如图 6A ~ 6C 所示的分段线性函数  $F(p)$  表示它们的结果。S206 ~ S208 的处理与实施例 1 的相同。如果反转了投影图像的像素值,则更换上述大小关系就足够了。尽管在上述处理中,使用用于从周边像素减去滤波处理的对象像素的公式,但是,相反,如果进行减法,则反转阈值的正符号或者负符号。在根据图 6A ~ 6C 所示的本发明的实施例的重建滤波器中,如果处理对象像素的像素值和重建滤波处理所使用的(滤波处理的对象像素的)周边像素的像素值之间的差值的绝对值小于阈值,则输出该差值。如果该差值的绝对值大于阈值,则输出小于该差值的值。因此,在将金属部分提取至断层图像合成图像时,可以减少金属伪影。

[0090] 通过使用如图 6A ~ 6C 所示的在原点处呈非轴对称的分段线性函数  $F(p)$ ,在低吸收体部分的滤波中,可以消除高吸收体的影响。因而可以抑制条纹伪影。由于滤波器的频率响应不会改变,所以还减少了图像模糊。另一方面,在高吸收体部分的滤波中,还考虑低吸收体部分。因而,可以保持高吸收体部分的对比度。

#### [0091] 实施例 4

[0092] 随后,参考图 7 说明实施例 4 的图像处理的流程。功能结构与实施例 2 的大致相同,如图 1 所示,并且处理流程也与实施例 2 的大致相同,并且这里省略对重复部分的说明。

[0093] 尽管通过实施例 2 可以有效减少由高吸收体所导致的条纹伪影,但是存在高吸收体的对比度也劣化的情况。在整形外科领域等中,存在用户想要确认植入的植入物或者金属板等的状态。在本实施例中,为了满足这类要求,还保持了高吸收体的对比度,并且减少了条纹伪影。

[0094] S201、S202、S302、S303 和 S208 的处理与实施例 2 中的相同,并且仅 S501 的处理有所不同。也就是说,代替实施例 2 的 S301 的处理,使用函数值计算单元 114 执行 S501 的处理。在 S501,根据差计算权重系数。通过下面的公式 (5) 表示该处理。

[0095] 当  $q(x_t', z_t, \beta) - q(x_t, z_t, \beta) < 0$  时,

[0096]

$$w(q(x_t', z_t, \beta) - q(x_t, z_t, \beta)) = \exp\left(-\frac{(q(x_t', z_t, \beta) - q(x_t, z_t, \beta))^2}{2\sigma^2}\right) \quad \dots (5)$$

[0097] 当  $q(x_t', z_t, \beta) - q(x_t, z_t, \beta) \geq 0$  时,

[0098]  $w(q(x_t', z_t, \beta) - q(x_t, z_t, \beta)) = 1 \dots (6)$

[0099] 通过使用如公式 (6) 所示的在原点处呈非轴对称的权重,可以在低吸收体部分的滤波中减少高吸收体的影响。因此,可以抑制条纹伪影。由于滤波器的频率响应不容易改变,所以还减少了图像模糊。另一方面,在高吸收体部分的滤波中还考虑低吸收体部分。因此,可以保持高吸收体部分的对比度。

#### [0100] 实施例 5

[0101] 参考图 8 ~ 11 说明实施例 5 的图像处理的流程。图 8 所示的图像处理设备 600 与实施例 1 的图像处理设备 100 的不同点在于图像处理单元 602, 其中, 向实施例 1 的图像处理单元 109 添加参数设置单元 601。图 9 所示的图像处理与实施例 1 的图像处理的不同点在于向图 2 所示的处理添加 S701 的处理。在本实施例中, 将以这样的形式说明阈值  $\epsilon$  的具体设置方法。可以容易地推定本实施例的设置方法还可应用于实施例 2 ~ 4。

[0102] 为了使得有效实现本发明, 重要的是阈值  $\epsilon$  的设置值适当。为了设置阈值  $\epsilon$ , 将拍摄的投影图像显示到监视器 110。在操作单元 111 上, 用户指定两个点, 一个是如图 10 所示的投影图像上的金属部分 801 的点, 另一个是该投影图像上的骨部分 802 的点。在 S701, 通过参数设置单元 601 计算这两个指定点的像素值之间的差, 并且将其设置为阈值  $\epsilon$ 。

[0103] 在实施例 2 和 4 的情况下, 例如, 将  $\epsilon$  当作为 FWHM(半峰宽), 并且如通过下面的公式所示来设置就足够了。

$$[0104] \sigma = \epsilon / (2\sqrt{2 \ln 2})$$

[0105] 作为另一方法, 还可以以下面的方式构建该设备: 分析投影图像, 自动提取金属和除金属以外的其他部分, 并且通过使用它们的值之间的差来设置阈值。例如, 如图 11 所示, 如果形成投影图像的直方图, 则由于金属部分强烈吸收 X 射线, 所以在低像素值处具有峰值(即, 在这类直方图中, 图像中的大量低值像素表示为峰值)。检测这类峰值、并且将要拍摄的被摄体的峰值和分布末端之间的差 901 设置为阈值  $\epsilon$  就足够了。

[0106] 图 14 是根据本实施例, 通过 X 射线拍摄系统控制单元 108 的显示控制单元显示在监视器 110 上的拍摄显示画面的例子。拍摄显示画面是以下面的方式使用的显示画面: 通过操作单元 111 中所包括的鼠标装置等, 操作同样显示在监视器 110 上的光标, 从而拍摄投影图像并且确认拍摄图像。将显示画面上的拍摄图像的数据存储在例如 X 射线拍摄系统控制单元的存储器中, 并且根据显示控制单元的控制, 以图 14 所示的布局对其进行显示。

[0107] 检查信息显示标签 1401 是用于显示与当前正在进行的检查有关的信息的显示标签。根据作为拍摄对象的患者的信息和拍摄模式的设置, 通过显示控制单元显示标签 1401。过去图像显示标签 1402 是用于显示过去拍摄的图像的信息的显示标签。通过使用光标位置和操作单元 111 点击显示画面, 代替检查信息显示标签, 将标签 1402 显示在监视器 110 的前面。显示形式改变按钮 1403 是用于改变选择图像显示区域 1404 上所显示的放射线图像的显示形式的一个按钮或者一组按钮。响应于通过鼠标光标对按钮的点击, 选择下面的显示形式中的一个: 仅显示一个选择图像的第一显示形式、排列显示与同一检查或者同一患者有关的多个放射线图像的第二显示形式、以及排列显示通过断层图像合成拍摄、放射线成像或者宽银幕拍摄所获得的多个投影图像或者帧图像的第三显示形式。以显示控制单元所选择的显示形式显示拍摄图像。在图 14 所示的拍摄显示画面上, 将选择的断层图像显示在图像显示区域 1404 中。

[0108] 将本检查的患者信息显示在显示区域 1405 中。患者信息是例如诸如患者的 ID、姓名、性别和年龄等的患者特有的信息。将作为从 X 射线生成设备控制单元 107 所发送的、并且与正显示的图像相关联地进行的放射线照射有关的信息的执行信息, 显示在显示区域 1406 中。执行信息是例如与在显示在图像显示区域 1404 中的断层图像的重建中所使用的一组投影图像的拍摄时间、总照射时间、总面积剂量、总吸收剂量和总空气比释动能有关的

信息。除此以外,如图 14 所示,还可以显示 HDD(硬盘驱动器)的可用存储量。将在拍摄设备侧所设置的拍摄信息显示在显示区域 1407 中。拍摄信息是例如与管电压、照射时间、管电流、mA 值、合并(binning)状态和帧频等有关的信息。除此以外,在当前正显示的图像是断层图像合成图像或者放射线成像或宽银幕拍摄图像的情况下,还可以显示帧数。

[0109] 将与当前正在检查的患者有关的拍摄预约信息和拍摄完成信息显示在检查面板 1408 上。将拍摄模式显示在显示区域 1409 中。在图 14 的例子中,以  $2 \times 2$  表来表示出拍摄模式信息,其中,该  $2 \times 2$  表示出正在进行的拍摄是正在通过运动图像传感器拍摄被摄体的断层图像合成拍摄。按钮 1410 是用于显示设置显示画面以进行根据该组投影图像形成重建图像的设置的按钮。将拍摄的缩略图图像显示在显示区域 1411 中。在图 14 的例子中,显示下面的两个缩略图图像:一个是所收集的一组投影图像的代表图像,并且另一个是所形成的重建图像的缩略图。选择显示框 1412 是用于对在图像显示区域 1404 中要显示的图像的选择状态进行显示的显示区域。通过使用光标点击缩略图图像,通过显示控制单元选择所点击的缩略图图像,并且将选择显示框 1412 显示到围绕所选择的缩略图图像的位置。

[0110] 照射角度设置 GUI1413 是用于在拍摄投影图像时,将 X 射线管 101 的照射位置的摆角的大小设置给机构控制单元 105 和 X 射线生成设备控制单元 107 的 GUI(图形用户界面)。在一个实施例中,以下面的方式构建照射角度设置 GUI:为了在设置针对 FPD(flat panel radiation detector,平板放射线检测器)的中心位置的前摆角和后摆角以使得它们相等的情况下有效进行设置,如果输入一个数值,则完成摆角的设置。例如,如果向照射角度设置 GUI1413 输入 30,则以摆角  $\pm 30^\circ$  (共计  $60^\circ$ ) 照射放射线。可以将摆角设置成例如连接 X 射线检测器 106 的中心位置和 X 射线管 101 的焦点的线、与通过 X 射线检测器 106 的中心位置、并且指向重力方向的直线之间的锐角。在该例子中,例如,X 射线拍摄系统控制单元 108 根据连接的机构控制单元 105 和 X 射线生成设备控制单元 107 的识别信息,预先将摆角的最大值保持在存储器中,从而使得当输入等于或大于最大值的摆角时,显示控制单元可以显示警告,或者可以执行用于以最大值替换输入值的处理。X 射线拍摄系统控制单元 108 可以根据向照射角度设置 GUI1413 的输入,将摆角的信息自动发送给机构控制单元 105 和 X 射线生成设备控制单元 107。

[0111] 另外,过去图像显示面板 1414 是用于使得能够在不将过去图像显示标签 1402 显示到前面的情况下,在检查显示画面 1410 上参考过去图像的显示区域。将过去图像的缩略图显示在显示区域 1415 中。在图 14 的例子中,显示过去拍摄的断层图像拍摄的投影图像。按钮 1416 是用于使得通过显示控制单元显示用于从过去图像列表选择在显示区域 1415 中所显示的过去图像的显示画面的按钮。图像调整面板 1417 是排列了用于调整在选择图像显示区域 1404 中所显示的图像的多个按钮的显示区域。例如,显示用于指示下面的操作的按钮:旋转图像  $\pm 90^\circ$ 、上下方向和左右方向上的反转、黑白反转、图像显示区域 1404 的显示图像的中心位置的变化、等倍率(实物大小)显示、放大或者缩小、以及区域选择。除此以外,可以显示用于复位在图像调整面板 1417 上所进行的调整的按钮、或者用于标记表示适合作为诊断图像的图像的复选按钮。按钮 1418 是用于保留当前正执行的检查、并且选择另一检查的检查保留按钮。按钮 1419 是用于将当前检查图像输入至存储器的按钮。按钮 1420 是用于完成当前检查、并且终止显示拍摄显示画面的按钮。

[0112] 图 15A 和 15B 是各自示出响应于在光标位置处点击按钮 1410, 显示给显示单元的断层图像合成的设置显示画面的例子的图。将通过重建处理所获得的重建图像显示在图像显示区域 1501 中。区域 1502 是用于显示作为断层图像合成拍摄的执行结果从拍摄控制单元 104、机构控制单元 105 和 X 射线生成设备控制单元 107 所发送的执行信息的区域。例如, 显示下面的信息 :摆角、X 射线管 101 和 X 射线检测器 106 之间的距离、X 射线检测器 106 的像素间距、等中心点和 X 射线检测器 106 之间的距离、拍摄的投影图像的数量、摆角的间距和表的识别信息。尽管诸如摆角等的信息是在图 14 所示的拍摄显示画面上预先设置的信息, 但是还从机构控制单元 105 和 X 射线生成设备控制单元 107 发送摆角的信息作为执行信息。这是因为, 严格地说, 由于误差导致以与设置值完全一致的摆角进行拍摄是不可能的, 所以在此后, 还考虑该差而将摆角的这类信息用于重建处理。例如, 以下面的方式通过拍摄设备设置摆角 :相对于 X 射线管 101 和 X 射线检测器 106 的移动方向, 使得前摆角和后摆角相等。然而, 严格地说, 这意味着摆角可能发生  $10^{-1}$  度以下量级的误差。

[0113] 另外, 显示区域 1503 是用于设置重建参数的区域。例如, 可以设置下面的项 :诸如滤波反投影或连续重建等的重建方法、诸如斜变或者 Shepp-Logan 等的重建滤波器、滤波器的 DC 成分、截止频率、重建片的间距和重建片的数量等。

[0114] 按钮 1504 是用于基于设置来指示开始重建处理的按钮。根据在光标位置处点击按钮 1504 这一操作, 开始图像处理单元 109 的重建处理。在完成重建处理之后, 将重建图像显示在图像显示区域 1502 中。

[0115] 图 15B 中的显示区域 1505 是用于设置重建图像或者投影图像的窗口水平和窗口宽度的 GUI。在该例子中, 窗口水平表示例如图像的代表像素值, 并且是例如图像的中心值。窗口宽度表示灰度宽度, 并且是例如图像的上位 5% 的点和下位 5% 的点之间的差的值。显示区域 1506 是几何信息的设置区域, 并且在该区域中显示用于设置下面的项的 GUI :左右方向和上下方向上的反转、显示区域 1501 的显示重建图像的中心位置的变化、旋转  $\pm 90^\circ$  、变焦指示和变焦比。

[0116] 根据光标位置处的点击, 通过显示控制单元放大或者缩小各显示区域 1502、1503、1505 和 1506。图 15A 示出放大显示区域 1502 和 1503、并且缩小显示区域 1505 和 1506 的情况。图 15B 示出放大显示区域 1505 和 1506、并且缩小显示区域 1502 和 1503 的情况。

[0117] 重放按钮 1507 是用于从上或者从下开始的顺序连续切换重建图像、并且进行显示的按钮, 是分别用于指示快退重放、下边缘显示、播放和暂停、上边缘显示、以及快进显示的一组按钮。

[0118] 以上说明了本发明的各个实施例的例子。然而, 本发明不局限于附图所示的上述实施例, 并且在不改变本发明的本质的范围内可以适当修改并实现。例如, 还可以以系统、设备、方法、程序或者存储介质等的形式实现本发明。具体地说, 本发明可应用于由多个设备构成的系统、或者由单个装置所构成的设备。

#### [0119] 其他实施例

[0120] 通过执行下面的处理也实现本发明。也就是说, 通过网络或者各种类型的存储介质向系统或者设备提供用于实现上述实施例的功能的软件(程序), 并且该系统或者设备的计算机(或者 CPU 或 MPU(微处理单元)等)读出并执行与该软件相对应的处理。

[0121] 尽管参考典型实施例说明了本发明, 但是应该理解, 本发明不局限于所公开的典

型实施例。所附权利要求书的范围符合最宽的解释，以包含所有这类修改、等同结构和功能。

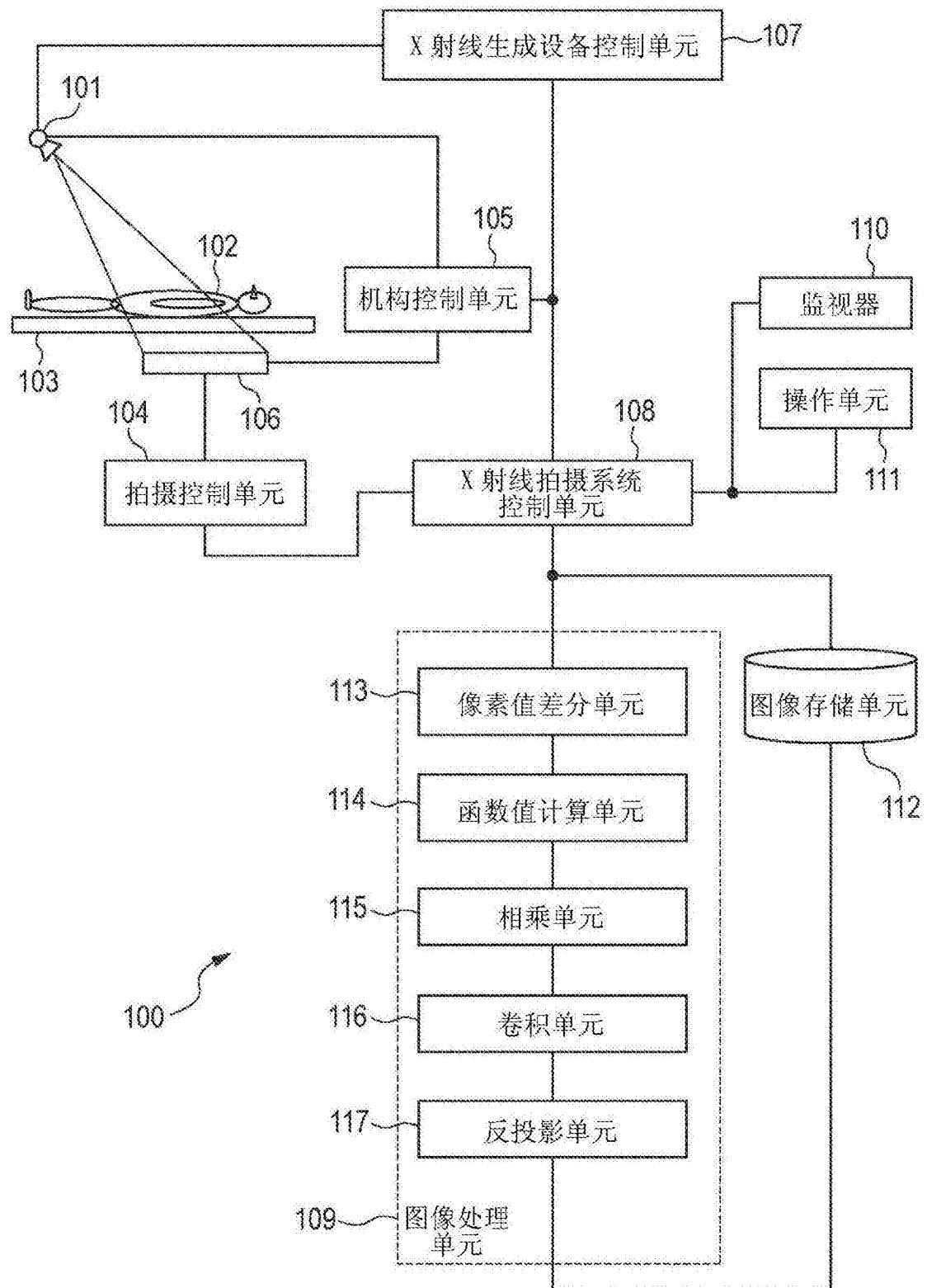


图 1

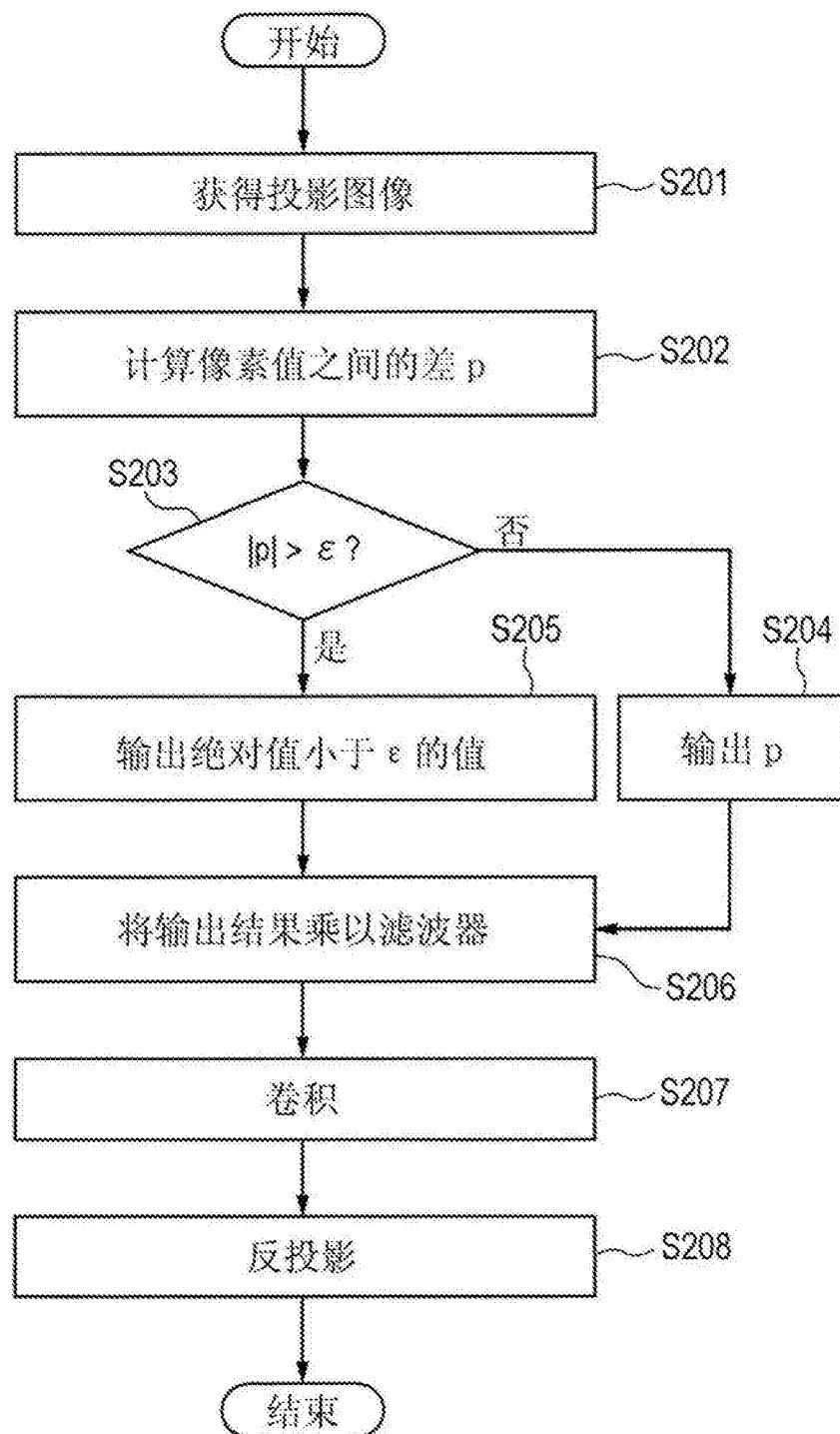


图 2

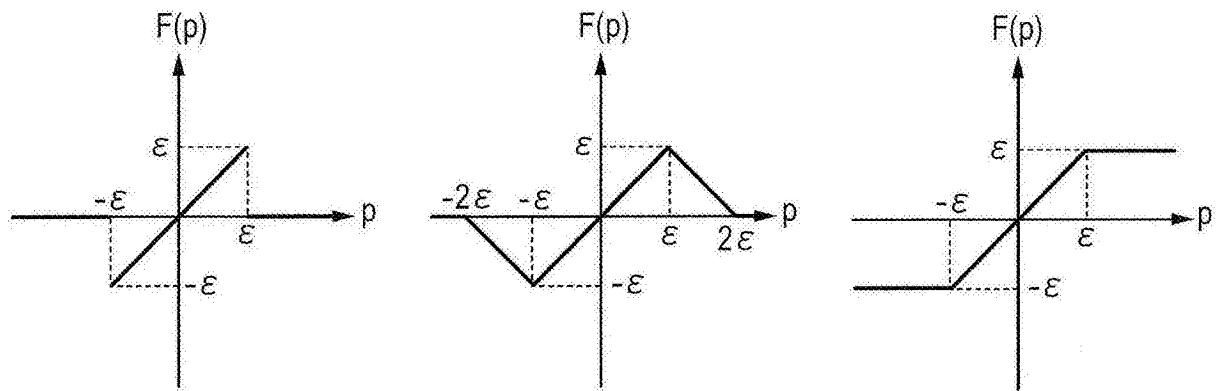


图 3A

图 3B

图 3C

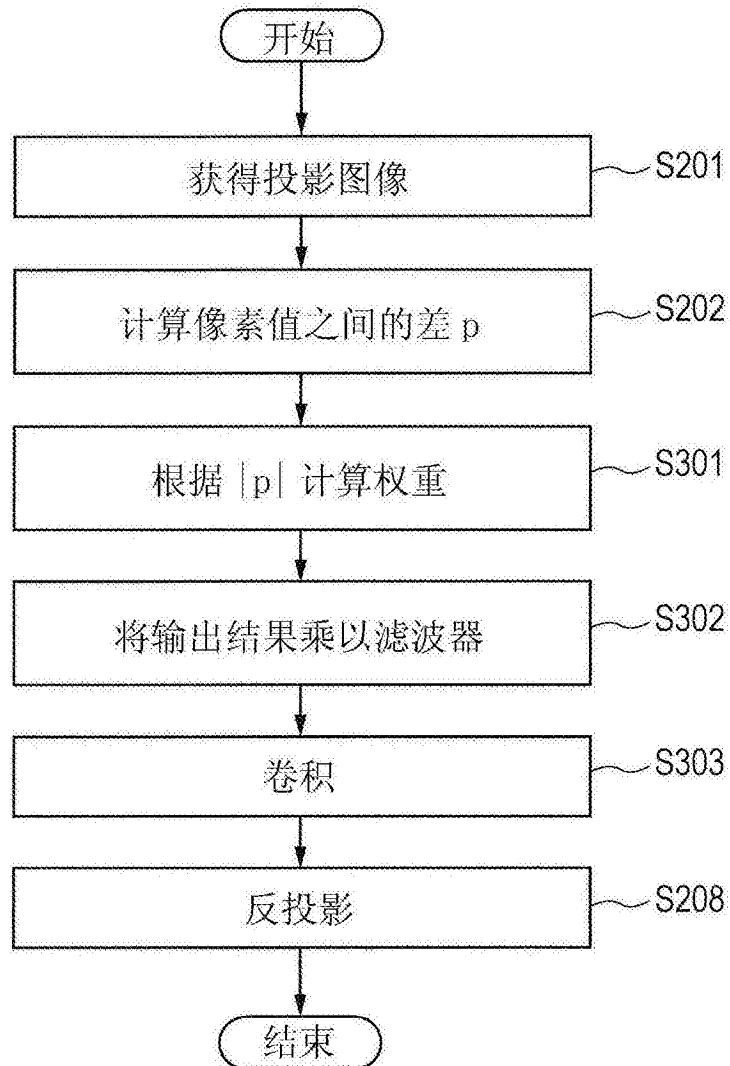


图 4

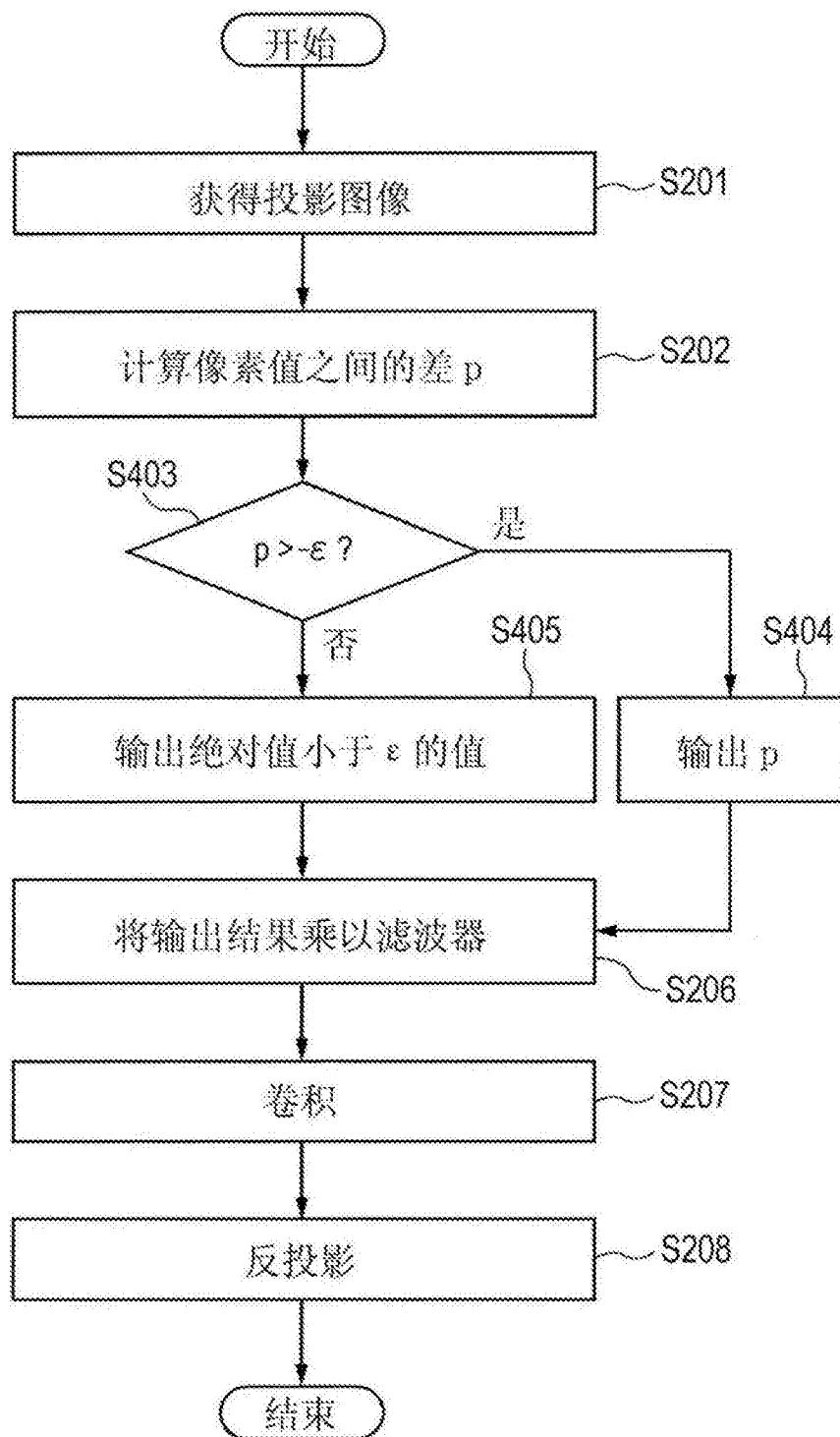


图 5

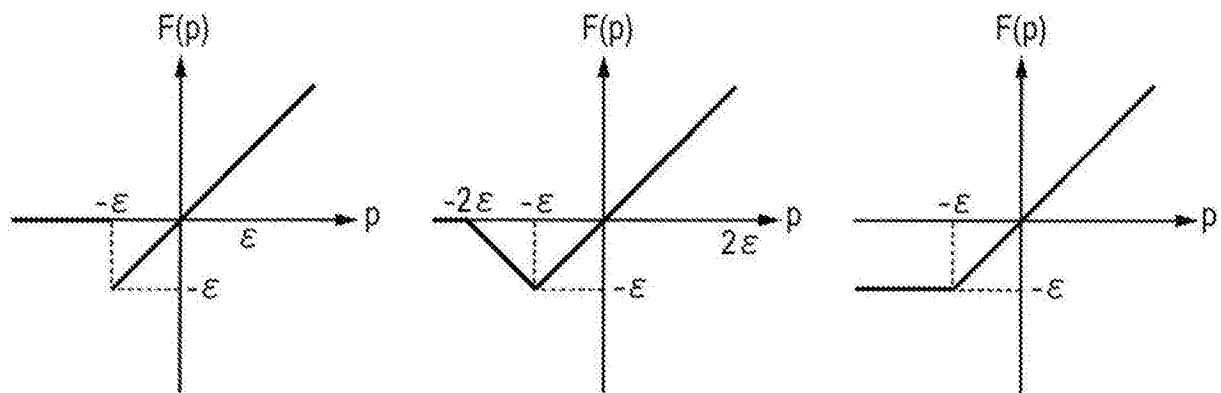


图 6A

图 6B

图 6C

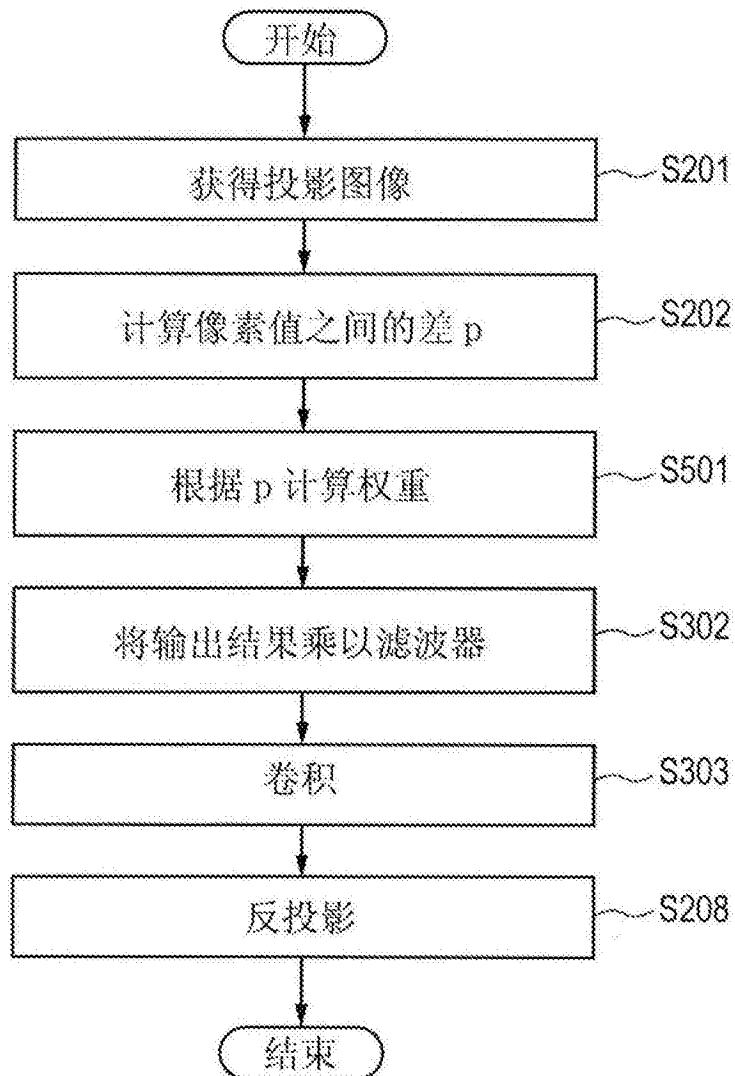


图 7

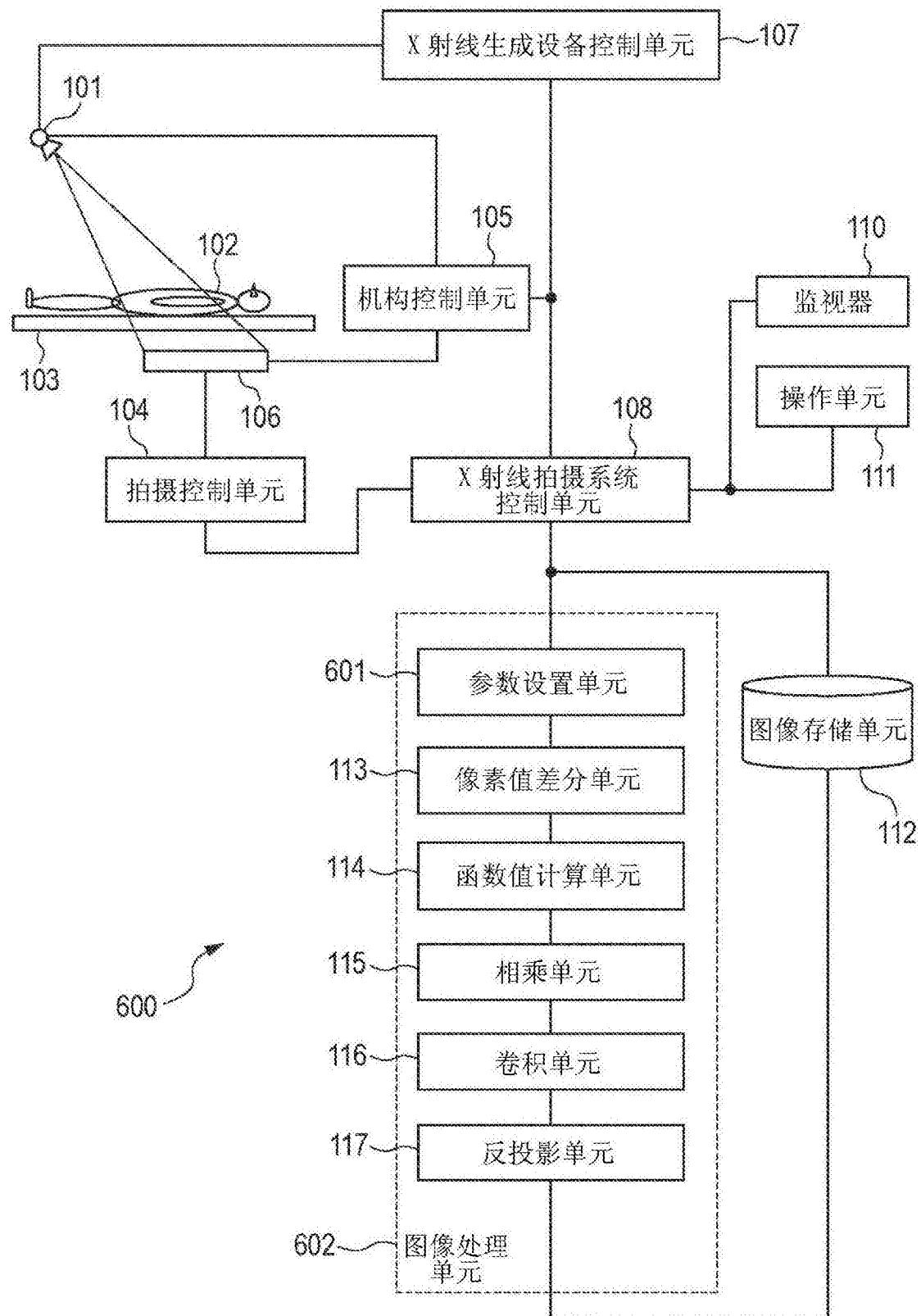


图 8

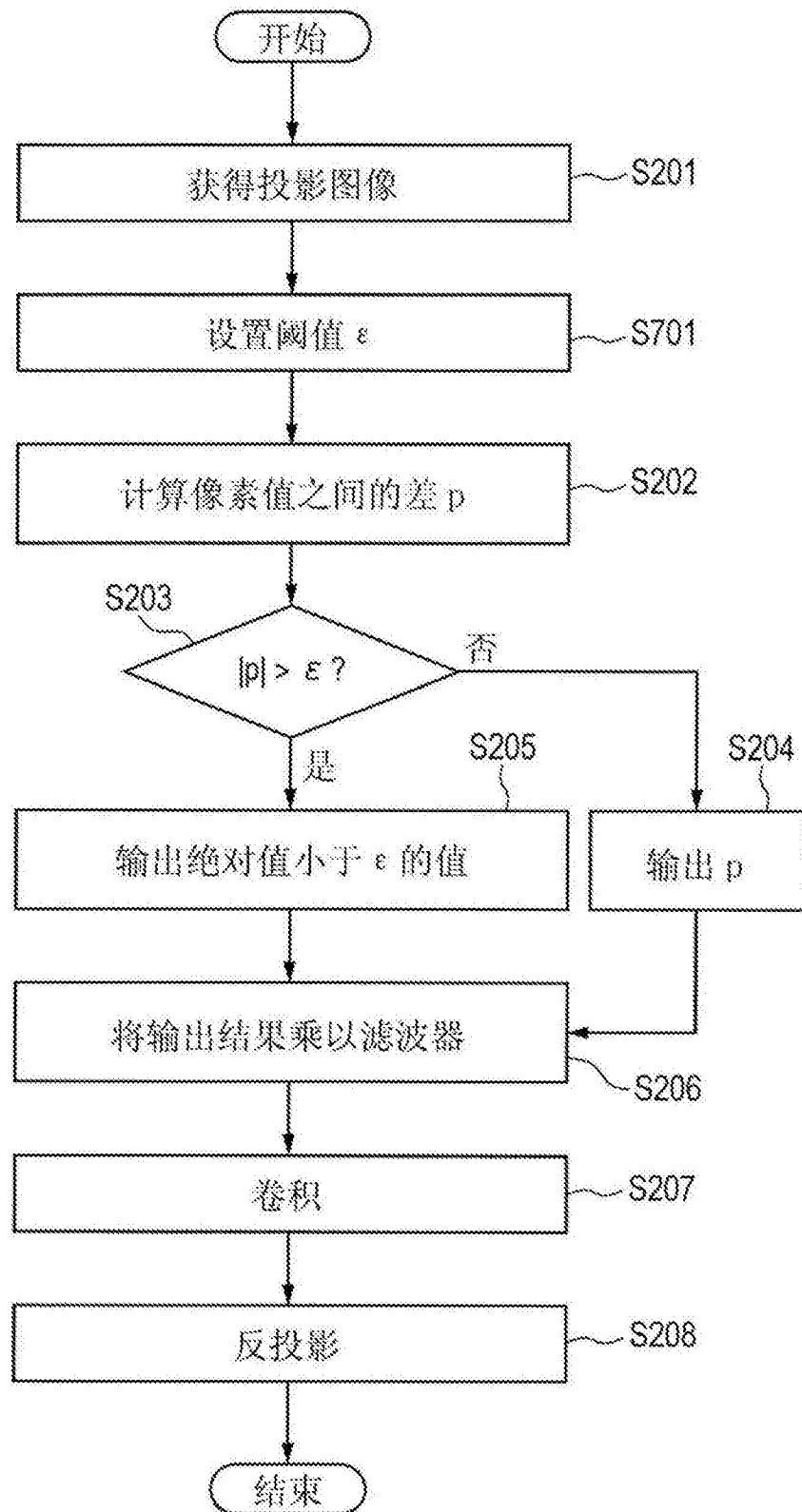


图 9

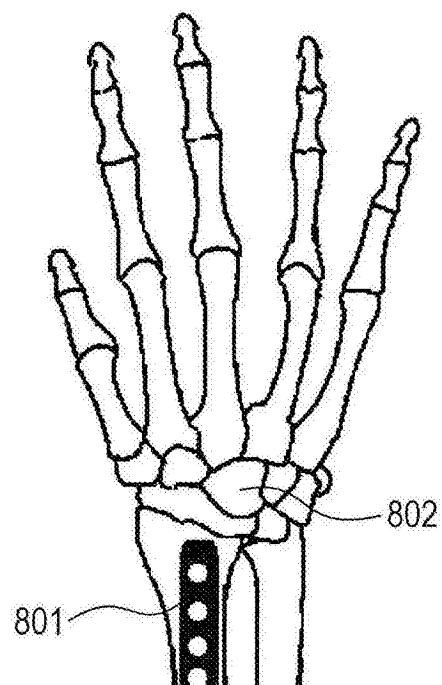


图 10

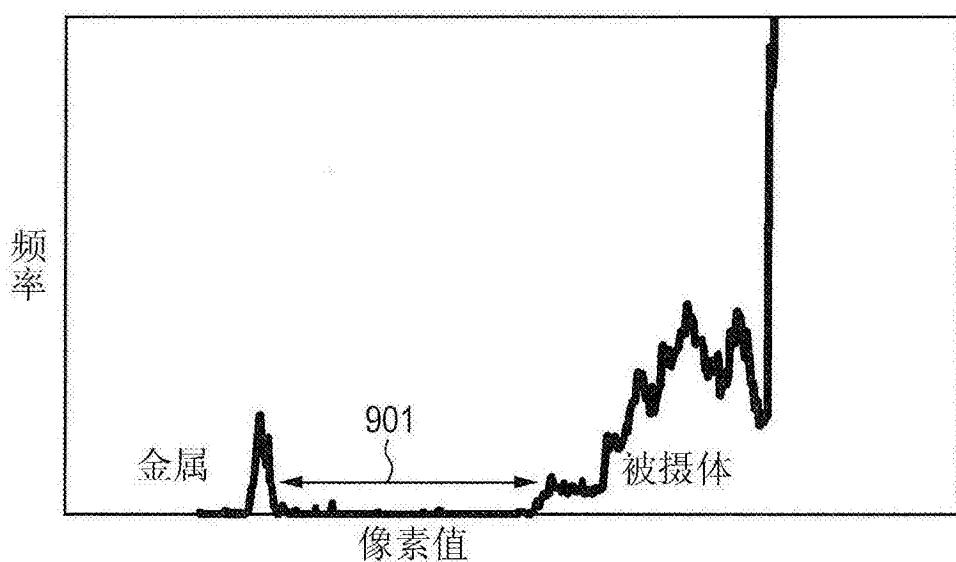


图 11

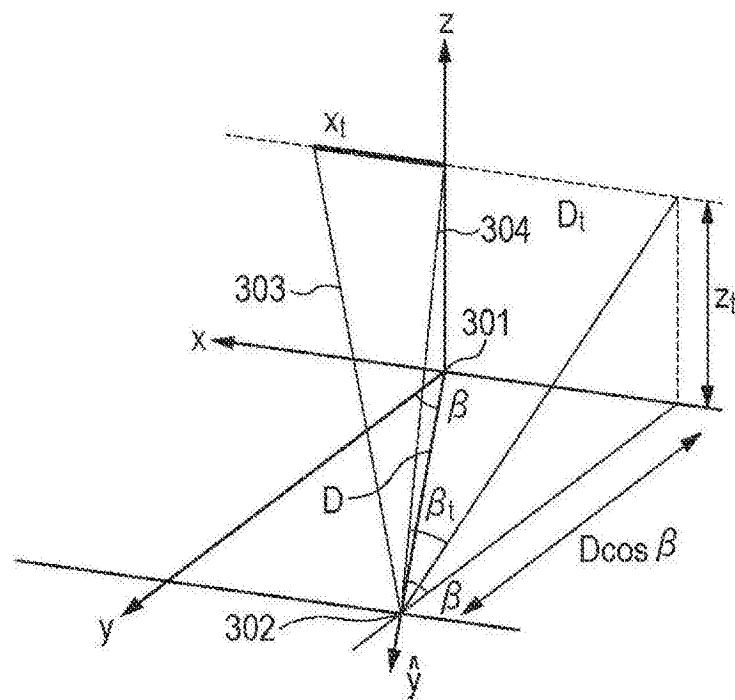


图 12

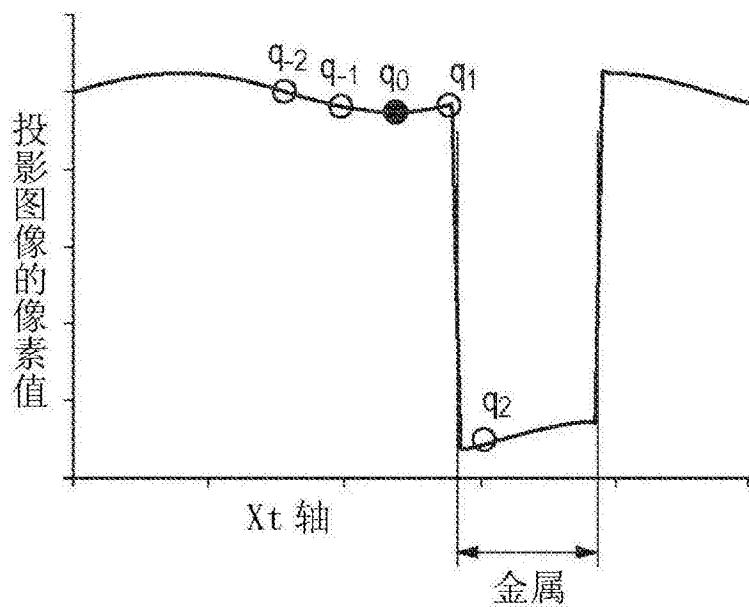


图 13

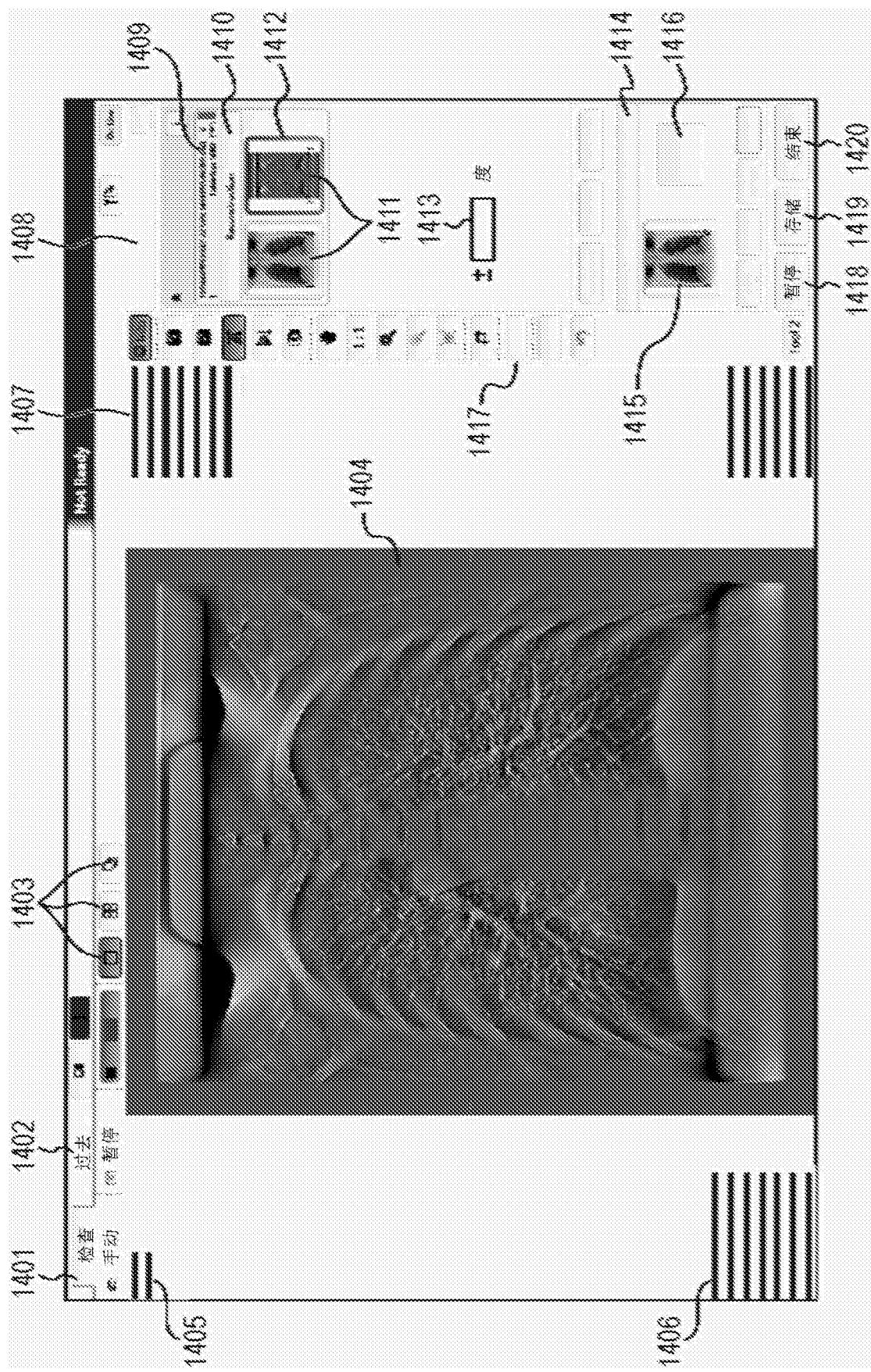


图 14

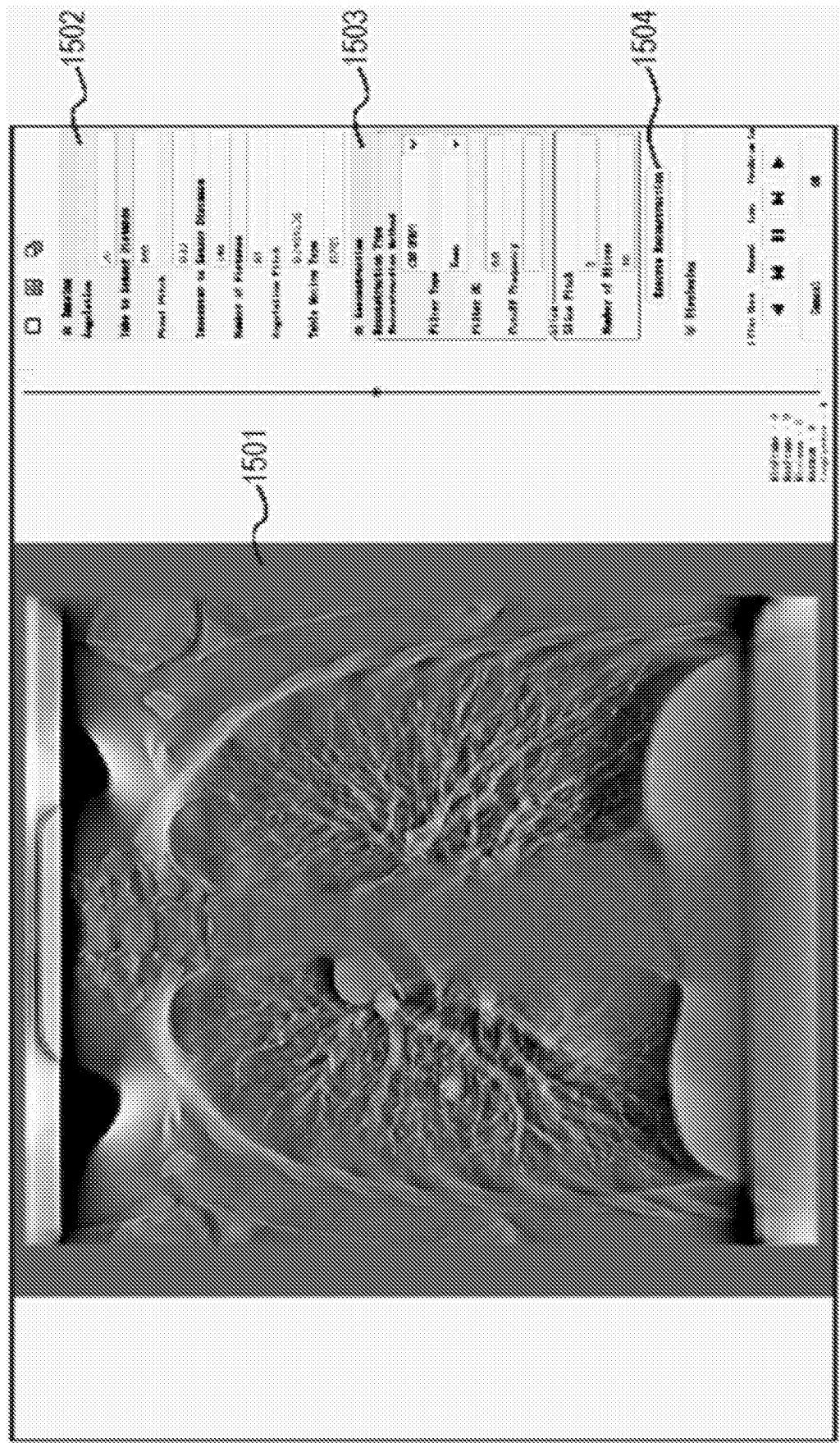


图 15A

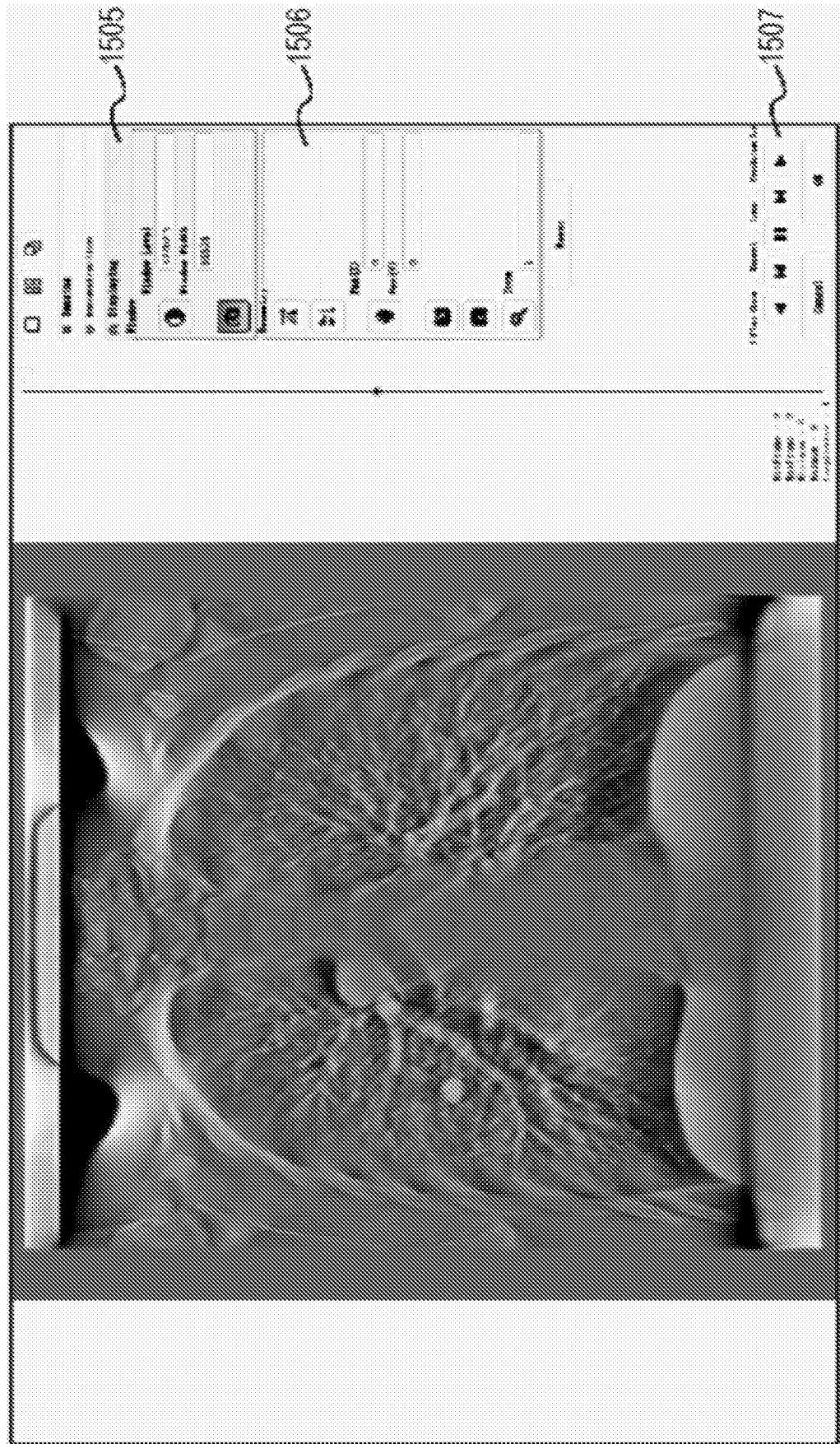


图 15B