



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1939219 B

(45) 授权公告日 2011.01.12

(21) 申请号 200610139566.8

行-第8栏1行、图5.

(22) 申请日 2006.09.26

EP 1530162 A2, 2005.05.11, 摘要、说明书
[0038] [0044] [0065] [0066]、图1, 2, 5, 11.

(30) 优先权数据

2005-277805 2005.09.26 JP

审查员 马薇

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 松浦友彦

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 李春晖

(51) Int. Cl.

A61B 6/03 (2006.01)

G06T 11/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 4654876, 1987.03.31, 全文.

US 4858128, 1989.08.15, 说明书第7栏65

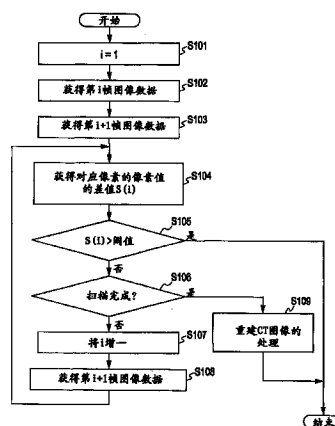
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 7 页

(54) 发明名称

处理放射线图像的方法以及处理设备

(57) 摘要

本申请涉及处理放射线图像的方法以及处理设备。通过计算机层析(CT)成像顺序获得帧图像数据组,计算帧图像数据组中所包括的两相继帧中的对应像素的像素值之间的差值。然后,将该差值与阈值比较。如果该差值小于该阈值,则继续CT成像。如果该差值大于该阈值,则判定需要重新成像。然后完成操作。如果判定继续CT成像,则判断是否已经获得了计划要获得的所有投影图像。如果没有,则获得随后的帧,重复计算差值的步骤和随后的各步骤。如果判断已经获得了所有要获得的投影图像,则从这些帧图像数据组重建CT图像。然后就完成了操作。



1. 一种从按时间顺序获得的多个投影图像数据组重建计算机辅助层析图像的放射线成像方法,该方法包括下述步骤:

通过相对旋转 X 射线发生器和 X 射线传感器从 X 射线传感器获得二次图像数据组;

分析在所述获得步骤中顺序获得的图像数据组中所包括的两个相继的帧之间的差值;

将在所述分析步骤中获得的差值与预定的阈值进行比较;以及

如果在所述分析步骤中所获得的差值大于预定的阈值,则控制 X 射线发生器停止发射 X 射线,

其特征在于,所述方法还包括:

在当 X 射线发生器停止时获得二次图像数据组的投影角度的范围大于 180 度和 X 射线的扇角之和的情况下通过半扫描来重建计算机辅助层析图像。

2. 如权利要求 1 所述的方法,还包括下述步骤:

识别所述两个相继的帧的图像中的感兴趣区域。

3. 如权利要求 1 所述的方法,还包括下述步骤:

基于帧频设定所述预定的阈值。

4. 如权利要求 1 所述的方法,还包括下述步骤:

基于所述比较步骤生成用于停止 X 射线发射的信号。

5. 一种被配置为执行从多个图像数据组重建计算机辅助层析图像的处理的放射线成像设备,该设备包括:

计算机辅助层析成像装置,其被配置为通过相对旋转 X 射线发生器和 X 射线传感器从 X 射线传感器获得二次图像数据组;

差分分析单元,被配置为分析由所述计算机辅助层析成像装置顺序获得的图像数据组中所包括的两个相继的帧之间的差值;以及

判断单元,被配置为:将在所述差分分析单元中获得的差值与预定的阈值进行比较;以及如果在所述差分分析单元中所获得的差值大于预定的阈值,则控制 X 射线发生器停止发射 X 射线,

其特征在于,所述放射线成像设备还包括:

重建单元,被配置为在当 X 射线发生器停止时获得二次图像数据组的投影角度的范围大于 180 度和 X 射线的扇角之和的情况下通过半扫描来重建计算机辅助层析图像。

处理放射线图像的方法以及处理设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于获得用二维 X 射线传感器捕获的图像的多个图像数据组,然后进行重建对象的计算机辅助断层扫描(计算机层析,CT)图像的处理,从而获得 CT 图像的处理放射线图像的方法和处理设备。

背景技术

[0002] 当进行放射线计算机辅助层析(CT)成像时,如果检查对象移动,则所获得的数据组之间的关联就会中断。结果,重建 CT 图像的处理就会受到干扰,不能获得所希望的 CT 图像。

[0003] 为了应付这样的问题,在典型的 CT 成像设备中,将通过进行计算机辅助层析成像而获得的 CT 图像显示在监视器上,以便能够基于显示的图像的质量来判断是否需要重新成像。

[0004] 作为判断是否需要重新成像的方法,例如知道下述方法:操作者进行目视判断,CT 设备基于 CT 图像质量自动进行判断,以及将前两种方法结合起来的方法。日本专利公开 No. 2002-365239 描述了一种方法,其中,操作者根据为预览目的而显示的 CT 图像的质量判断各种预定参数的有效性,如果判断参数无效,则操作者改变参数,指令进行重新成像。

[0005] 有一种基于通过进行重建 CT 图像的处理而产生的 CT 图像来判断是否需要重新成像的方法。但是,使用这种方法的时候,在重建 CT 图像之前,必须采集重建 CT 图像的处理所需的所有图像数据组。因此,有关是否需要重新成像的判断就被延迟了。

[0006] 按照由操作者进行目视判断的方法,操作者进行的判断过程就变得复杂了。

发明内容

[0007] 本发明缓解了上述问题,手段是在正在进行计算机辅助层析成像的同时判断是否需要重新成像。换句话说,提供一个在进行计算机辅助层析成像的同时检测顺序获得的图像数据组中检查对象身体运动的信息的步骤,从而使得本发明的处理放射线图像的方法和放射线图像处理设备能够在 CT 成像完成以前判断是否需要重新成像。

[0008] 根据本发明的一个实施例的处理放射线图像的方法是一种从按时间顺序获得的多个投影(projected)图像数据组重建计算机辅助层析图像的放射线成像方法,该方法包括下述步骤:通过计算机辅助层析成像顺序获得图像数据组;分析在所述获得步骤中顺序获得的图像数据组中所包括的两个相继的帧中对应像素的像素值之间的差;将所述分析步骤中获得的差值与预定的阈值进行比较,从而判断是否需要重新成像。

[0009] 根据本发明的一个实施例的放射线成像设备被配置为执行从多个图像数据组重建计算机辅助层析图像的处理,该设备包括:计算机层析成像装置,其被配置为在进行计算机层析成像的同时顺序获得图像数据组,并将所获得的图像数据组传递到图像处理电路;差分分析单元,被配置为计算所获得的图像数据组中所包括的两个相继的帧之间的差值,所述帧对应于整个图像或者图像的预定区域;阈值设定单元,被配置为基于成像帧频(帧

速率) 设定阈值; 以及重新成像确定单元, 被配置为通过比较至少一对相继的帧的所述差值与预定阈值, 来判断是否需要重新成像。

[0010] 从下面结合附图所作的说明, 可以清楚本发明的其他特征和优点。在所有附图中, 相似的附图标记表示相同或者相似的部件。

附图说明

[0011] 附图被包含在说明书中并构成说明书的一部分, 用于说明本发明的实施例, 并与说明书一起, 用于解释本发明的原理。

[0012] 图 1 是根据第一实施例的电路框图;

[0013] 图 2 图解了投影的图像;

[0014] 图 3 是处理流程图;

[0015] 图 4 是根据第二实施例的电路框图;

[0016] 图 5 是处理流程图;

[0017] 图 6 是根据第三实施例的电路框图;

[0018] 图 7 是处理流程图。

具体实施方式

[0019] 第一实施例

[0020] 图 1 图解了计算机辅助层析 (CT) 成像装置 1, 其具有基于在进行 CT 成像的同时顺序获得的图像数据组, 在完成 CT 成像过程之前判断是否需要重新成像的功能。在旋转装置 2 上的检查对象 S 被放入 X 射线发生器 3 和二维 X 射线传感器 4 之间。旋转装置 2、X 射线发生器 3、二维 X 射线传感器 4 都电连接到数据采集电路 5。

[0021] 数据采集电路 5 电连接到预处理电路 6。数据采集电路 5 和预处理电路 6 连接到 CPU 总线 7。CPU 总线 7 连接到 CPU 8、包括各种数据组和工作存储器的主存储器 9、用于操作整个设备的操作面板 10、显示监视器 11 以及图像处理电路 12。

[0022] 图像处理电路 12 包括: 二次图像数据采集电路 13, 其被配置为在进行 CT 成像的同时顺序获取由预处理电路 6 处理后的图像数据组; 帧间差分分析电路 14, 被配置为生成所获得的图像数据组中所包括的两相继帧中对应像素的像素值之间的差对应的差值; 重新成像确定电路 15, 被配置为根据两相继帧之间的差值判断是否需要重新成像; 以及重建电路 16, 被配置为从多个图像数据组重建 CT 图像。

[0023] 所述预处理电路 6、CPU 8、主存储器 9、操作面板 10、显示监视器 11 和图像处理电路 12 能够通过 CPU 总线 7 在相互之间发送和接收数据。

[0024] CPU 8 进行的处理所需的各种数据组被存储在主存储器 9 中。主存储器 9 还具有 CPU 8 进行处理所需的工作存储器。CPU 8 根据来自操作面板 10 的操作指令, 应用存储在主存储器 9 中的操作序列来控制整个设备的操作。

[0025] 首先, 启动旋转装置 2, 以控制 X 射线发生器 3, X 射线发生器 3 被配置为在旋转放在旋转装置 2 上的检查对象 S 的同时连续或者间断地发射 X 射线束。然后, 从 X 射线发生器 3 发射的 X 射线束入射到检查对象 S 上, 并透过检查对象 S, 到达二维 X 射线传感器 4。从而, 二维 X 射线传感器 4 输出透过检查对象 S 的 X 射线图像的图像数据。

[0026] 由于成像操作是连续进行的,在进行 CT 成像的同时,二维 X 射线传感器 4 顺序获得 X 射线图像,并将对应的图像数据组顺序发送给数据采集电路 5。例如,在将检查对象 S 旋转 360 度的同时,对应于 512 帧的原始图像数据组被发送到数据采集电路 5。

[0027] 数据采集电路 5 将原始图像数据组转换为图像数据信号,并将图像数据信号发送给预处理电路 6。预处理电路 6 对来自数据采集电路 5 的原始图像数据信号进行预处理,比如偏差校正处理和增益校正处理。在 CPU 8 的控制下,通过用预处理电路 6 进行预处理获得的二次图像数据信号通过 CPU 总线 7 被传递到主存储器 9 和图像处理电路 12。

[0028] 从而,如图 2 所示,当旋转装置 2 旋转时从不同角度捕获的帧所对应的二次图像数据组 P1 到 Px 被顺序传递到图像处理电路 12。与此同步,对应于这些帧的二次图像数据组 P1 到 Px 被顺序传递到并存储在主存储器 9 中。根据第一实施例,二维 X 射线传感器 4、数据采集电路 5 和预处理电路 6 是单独提供的。但是,这些电路也可以作为单一的传感器单元提供。另外,二维 X 射线传感器 4、数据采集电路 5 以及预处理电路 6 可以相互通过网络连接。

[0029] 图 3 是流程图,图解了根据第一实施例由图像处理电路 12 执行的处理。根据该流程图的程序代码被存储在主存储器 9 或者只读存储器 (ROM) (未图示) 中,并由 CPU 8 读出并执行。

[0030] 当 CT 成像开始时,首先,二次图像数据采集电路 13 通过 CPU 总线 7 从进行预处理 (步骤 S101 到 S103) 的预处理电路 6 顺序获得第一二次图像数据组 P1 和第二二次图像数据组 P2。然后,帧间差分分析电路 14 分析这两个相继的帧中对应像素的像素值。这样,对于第一二次图像数据组 P1 和第二二次图像数据组 P2 获得了两相继帧中对应像素的像素值之间的差值 $s(1)$ (步骤 S104)。更具体地,例如,如下式 1 所示,通过确定投影图像中所包括的对应像素值之间的差的和来获得差值 $s(1)$:

[0031]
$$S(1) = \sum |f1(x, y) - f2(x, y)| (1)$$

[0032] 随后,重新成像确定电路 15 比较两相继帧中对应像素的像素值之间的差值 $s(1)$ 与预定阈值。如果 $s(1)$ 小于该阈值,则继续 CT 成像;如果 $s(1)$ 大于该阈值,则判定需要重新成像 (步骤 S105)。这样就完成了图像处理电路 12 的操作。

[0033] 在步骤 S105,如果判定继续 CT 成像,则判断是否已经获得了计划要获得的所有二次图像数据组 (步骤 S106)。如果还没有获得所有数据组,则获得随后的帧 (步骤 S107 到 S108),分析两相继帧中对应像素的像素值之间的差 (步骤 S104)。随后重复前述步骤。重复所述步骤所需的处理时间量可以小于从数据采集电路 5 在 CT 成像期间获得一个原始图像数据组的时刻到数据采集电路 5 获得随后的原始图像数据组的时刻之间过去的时间量,或者,换句话说,可以小于成像帧频的倒数。

[0034] 在上述步骤 S106 中,如果已经获得了计划要获得的所有二次图像数据,则由重建电路 16 从二次图像数据组 P1 到 Px 重建 CT 图像 (步骤 S109)。这样就完成了图像处理电路 12 的操作。由于通过应用重建 CT 图像的处理从图像数据组获得 CT 图像组的方法是公知的,这里省略其说明。

[0035] 根据第一实施例,检查对象 S 随旋转装置 2 旋转。但是,与此相反,可以使 X 射线发生器 3 和二维 X 射线传感器 4 绕检查对象 S 旋转。无论在何种情况下,都有同样的优点。

[0036] 根据第一实施例,由于使用在进行 CT 成像的同时顺序获得的投影图像来判断是

否需要重新成像,传统上在判断是否需要重新成像之前用于重建 CT 图像的处理所需的时间不再需要了。这样,就提高了计算机辅助层析成像的吞吐量。由于是否需要重新成像是基于清晰的标准来判断的,判断是否需要成像的过程可以自动化,减轻操作者的工作负担。

[0037] 第二实施例

[0038] 图 4 是根据第二实施例的 CT 成像装置 1' 的电路框图。根据第二实施例的 CT 成像装置 1' 具有与第一实施例的 CT 成像装置 1 相同的结构,但是增加了帧频设定电路 21,并且图像处理电路 12' 具有感兴趣区域 (ROI, region-of-interest) 识别电路 22。

[0039] 类似于第一实施例,在旋转 CT 成像装置 1' 的旋转装置 2 的同时连续地重复从发射 X 射线束 X 到传递二次图像数据组的处理,将通过从各种角度进行 CT 成像获得的二次图像数据组顺序传递给图像处理电路 12'。但是,根据第二实施例的图像处理电路 12' 按照由帧频设定电路 21 预先设定的帧频 fr 顺序接收二次图像数据组。

[0040] 图 5 是根据第二实施例由图像处理电路 12' 执行的处理的流程图。类似于第一实施例,当开始 CT 成像时,二次图像数据采集电路 13 通过 CPU 总线 7 从进行预处理的预处理电路 6 顺序获得投影图像的第一二次图像数据组 P1 和第二二次图像数据组 P2 (步骤 S201 到 S203)。

[0041] 然后,由 ROI 识别电路 22 对所获得的第一二次图像数据组 P1 和 / 或第二二次图像数据组 P2 进行 ROI 识别 (步骤 S204)。根据第二实施例,只对检查对象 S 的胸部区域成像,将 ROI 确定为横膈膜 (横膈膜是显著地表示检查对象 S 的身体运动的解剖学结构) 的边缘。作为识别具体解剖学结构的方法,识别解剖学位置的技术是公知的。例如,日本专利公开 No. 11-151232 讨论了一种通过下述手段来识别肺部区域的方法:标记经过阈值预处理的二值图像,在标记区域内,识别不包括小于预定值的区域的区域以及相邻的区域,作为肺部区域。

[0042] 例如,在 "Automatic Segmentation of Anatomic Regions in ChestRadiographs using an Adaptive-Sized Hybrid Neural Network" (SPIE Medical Imaging 97) 中讨论了一种切分解剖学结构的方法:使用特征量,以通过神经网络学习像素的浓度 (灰度) 信息、解剖学地址信息以及像素外围的熵信息。

[0043] 根据第二实施例,首先,应用这些方法来识别肺部区域,然后通过考虑二维 X 射线传感器 4 的安装状态来识别横膈膜。

[0044] 更为具体地,当二维 X 射线传感器 4 安装为使得检查对象 S 的垂直方向和投影图像的垂直方向匹配时,当捕获检查对象 S 的胸部区域图像时,横膈膜出现在所获得的投影图像的下部。可以根据该限制条件和上面识别的肺部区域来识别横膈膜。

[0045] 随后,重新成像确定电路 15 基于帧频设定电路 21 设定的用于获得图像数据组的帧频 fr 计算阈值 th (步骤 S205)。该阈值 th 用于判断是否需要重新成像。例如,可以设定一个阈值函数 th(fr),使得当帧频 fr 增加时,阈值 th 单调下降。由于当帧频 fr 大时两相继帧之间的差就小,因此计算出来的用于判断是否需要重新成像的阈值 th 就小。当帧频 fr 小时,计算出来的阈值 th 大。

[0046] 接下来,对于识别出来的 ROI,用帧间差分分析电路 14 来计算两相继帧中对应的像素的像素值。对于在步骤 S204 中识别的 ROI,分析作为两相继帧的第一二次图像数据组 P1 和第二二次图像数据组 P2 中对应的像素的像素值之间的差值 s(i) (步骤 S206)。分析

方法和随后的步骤 S207 到 S211 与第一实施例是一样的。

[0047] 这样,根据第二实施例,基于原始图像数据组的帧频 f_r ,合适地设置了用于判断是否需要重新成像的阈值。因此,可以高精度地判断是否需要重新成像。另外,由于仅基于显著表示检查对象 S 的身体运动的区域周围的区域来分析两相继帧中对应像素的差值,可以高精度地判断是否需要重新成像。

[0048] 第三实施例

[0049] 图 6 是根据第三实施例的 CT 成像装置 1'' 的电路框图。根据第三实施例的 CT 成像装置 1'' 与第一实施例的 CT 成像装置 1 具有相同的结构,但是增加了 X 射线停止命令电路 31,其被配置为在图像处理电路 12'' 判断需要重新成像之后立即发出 X 射线停止命令信号。

[0050] 类似于第一实施例,在旋转 CT 成像装置 1'' 的旋转装置 2 的同时连续地重复从发射 X 射线束 X 到传递二次图像数据组的过程,将从不同角度进行 CT 成像所获得的二次图像数据组顺序传递给图像处理电路 12''。

[0051] 图 7 是根据第三实施例由图像处理电路 12'' 执行的处理的流程图。类似于第一实施例,当开始 CT 成像时,顺序获得二次图像数据组;计算两相继帧的对应像素的像素值之间的差;在进行 CT 成像的同时重复地执行判断是否需要重新成像的判断过程(步骤 S301 到 S308)。

[0052] 在第三实施例中,当在步骤 S305 中判定需要重新成像时执行的操作不同于第一实施例。具体地,如果在步骤 S305 中判定需要重新成像,则通过从 X 射线停止命令电路 31 通过 CPU 总线 7 向数据采集电路 5 发送 X 射线停止信号,来停用 X 射线发生器 3(步骤 S310)。此时,当停用 X 射线发生器 3 时,也可以停用旋转装置 2。

[0053] 接下来,在步骤 S311,判断是否有可能使用在停止 X 射线发射(步骤 S310)之前获得的二次图像数据组来进行半扫描重建。一般从 CT 图像重建的原理都知道,如果对应于所获得的二次图像数据组的图像的投影角的范围大于 180 度和 X 射线的扇角之和,则可以进行半扫描图像重建。第三实施例利用了这个公知的概念。

[0054] 如果在步骤 S311 判定可以进行半扫描重建,则用重建电路 16 从各帧的二次图像数据组 P1 到 Px 重建 CT 图像(步骤 S309)。这样就完成了图像处理电路 12'' 的操作。相反,如果判定不可以进行半扫描重建,则在显示监视器 11 上显示指示操作者进行重新成像的消息(步骤 S312)。这样就完成了图像处理电路 12'' 的操作。

[0055] 根据第三实施例,可以在检测到检查对象 S 的身体运动之后立即停止 X 射线发射。因此,与已知的在扫描之后判断是否需要重新成像的方法相比,可以减少对检查对象 S 的 X 射线辐射(照射)量。另外,即使由于检测到身体运动而停止 X 射线发射,只要有可能重建半扫描图像,就可以从已经获得的二次图像数据组重建 CT 图像。这样就不需要重新成像,结果,减少了对检查对象 S 造成的负担,提高了计算机辅助层析成像的吞吐量。

[0056] 可以将存储有用于实现第一到第三实施例的设备或者系统的功能的软件程序代码的存储介质提供给另一个设备或者系统。通过由被提供了该存储介质的设备或者系统中所包括的计算机(CPU 或者 MPU)读出和执行存储在所提供的存储介质上的程序代码,实现所述功能。在这种情况下,从存储介质读出的程序代码实现第一到第三实施例的功能,存储所述程序代码的存储介质和程序代码本身构成本发明的一种实施例。

[0057] 用于提供所述程序代码的存储介质可以是只读存储器 (ROM)、软盘、硬盘、光盘、磁光盘、光盘只读存储器 (CD-ROM)、可读光盘 (CD-R)、磁带或者非易失性存储卡。

[0058] 第一到第三实施例的功能可以通过下述方式实现：由计算机执行读出的程序代码，使得在该计算机上运行的操作系统 (OS) 根据程序代码执行实际处理的部分或者全部。

[0059] 从存储介质读出的程序代码可以被写入安装在计算机中的功能扩展板或者连接到计算机的功能扩展单元所包括的存储器中。在写入程序代码后，第一到第三实施例的功能可以由根据程序代码执行部分或者全部处理的功能扩展板或者功能扩展单元中包括的 CPU 实现。

[0060] 当这样的程序或者存储程序的存储介质应用于本发明时，所述程序构成例如对应于图 3、5 或者 7 所示的流程图的程序代码。

[0061] 上面结合举例的实施例描述了本发明，但是应当理解，本发明不限于所公开的举例的实施例。所附权利要求的范围应当被赋予最宽的解释，以涵盖所有的修改以及等效结构和功能。

图1

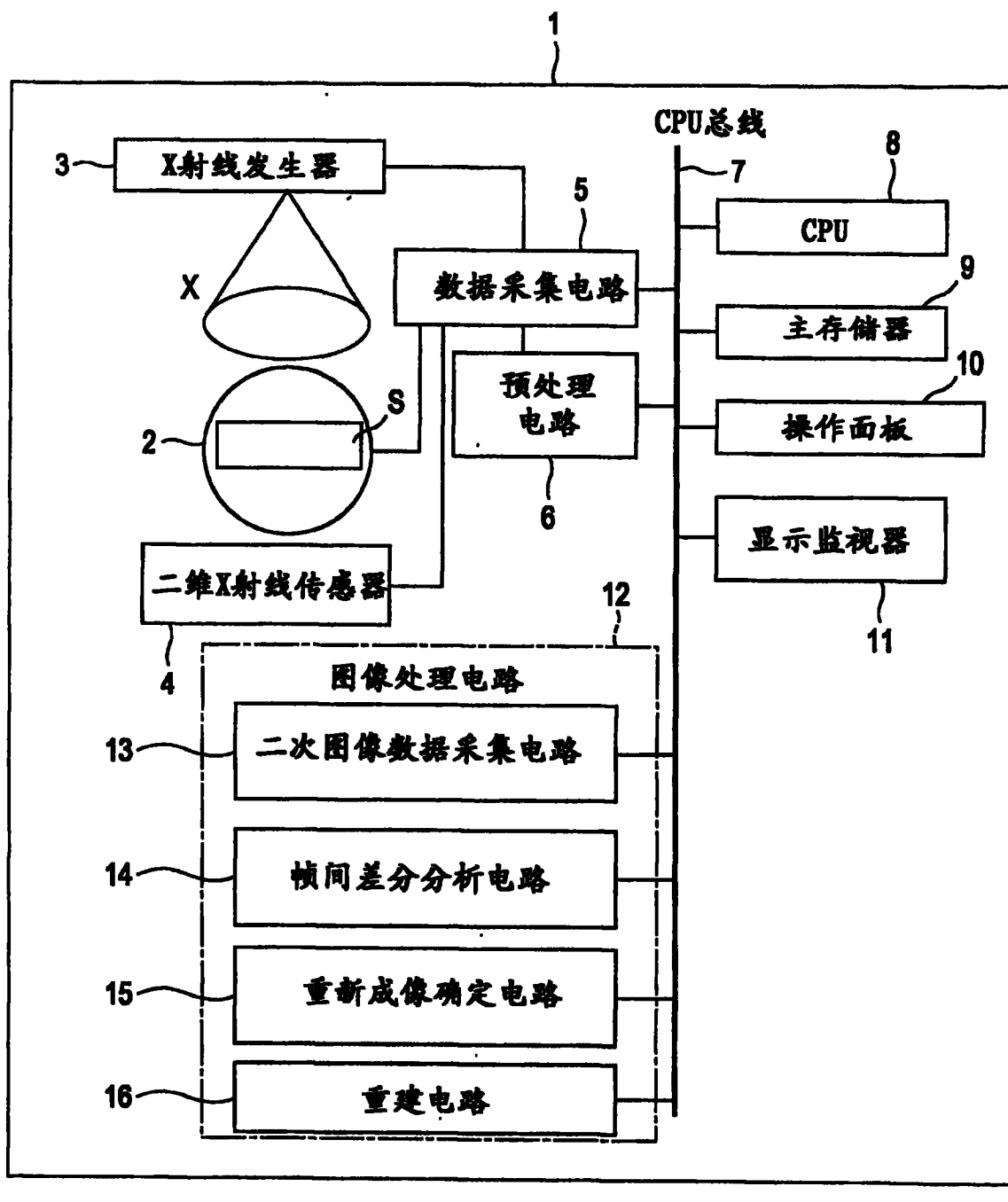


图2

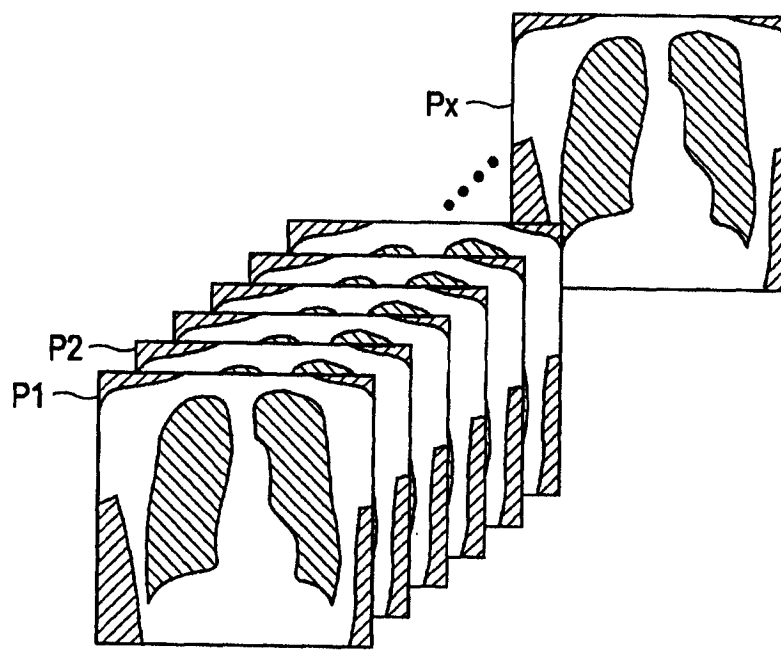


图3

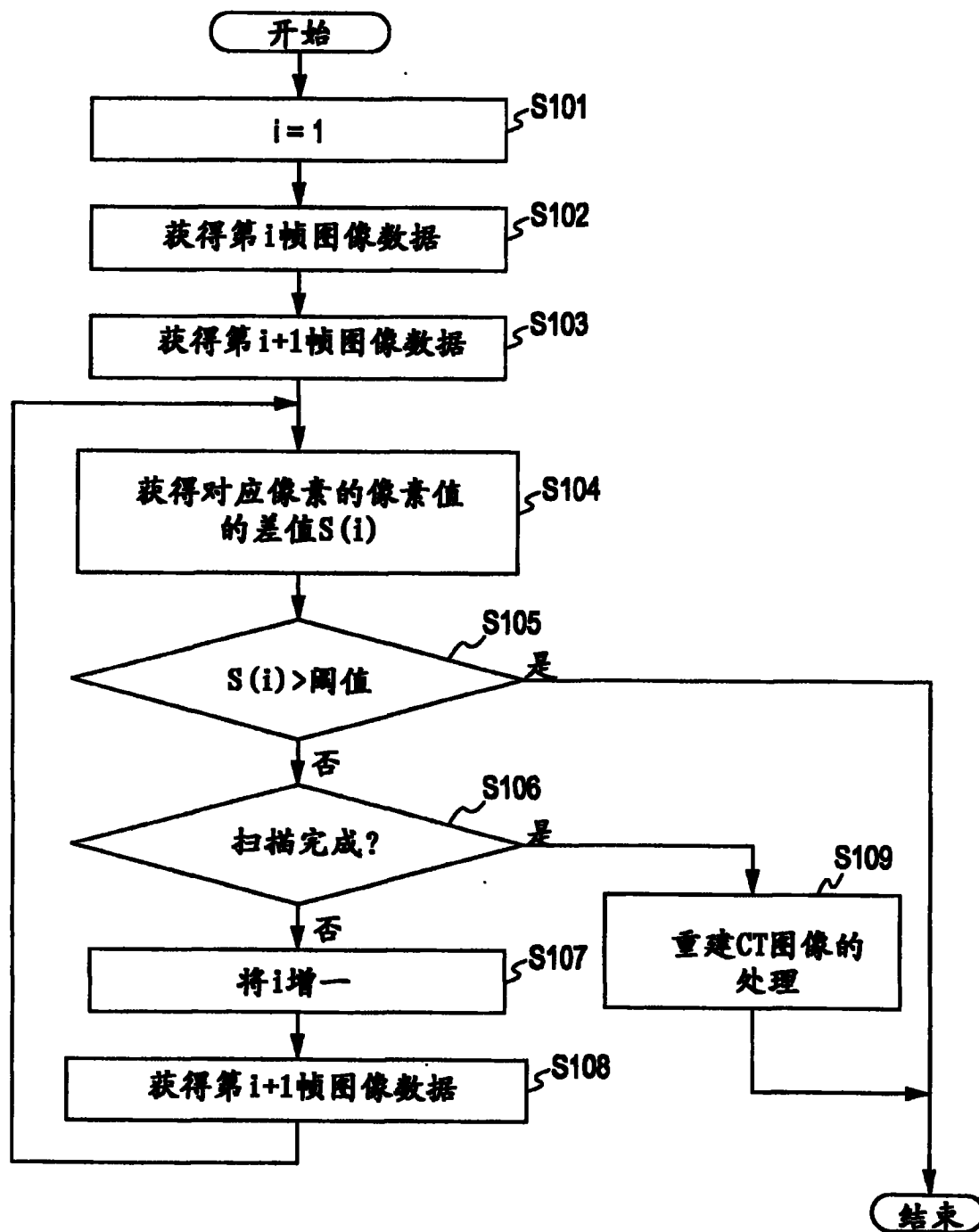


图4

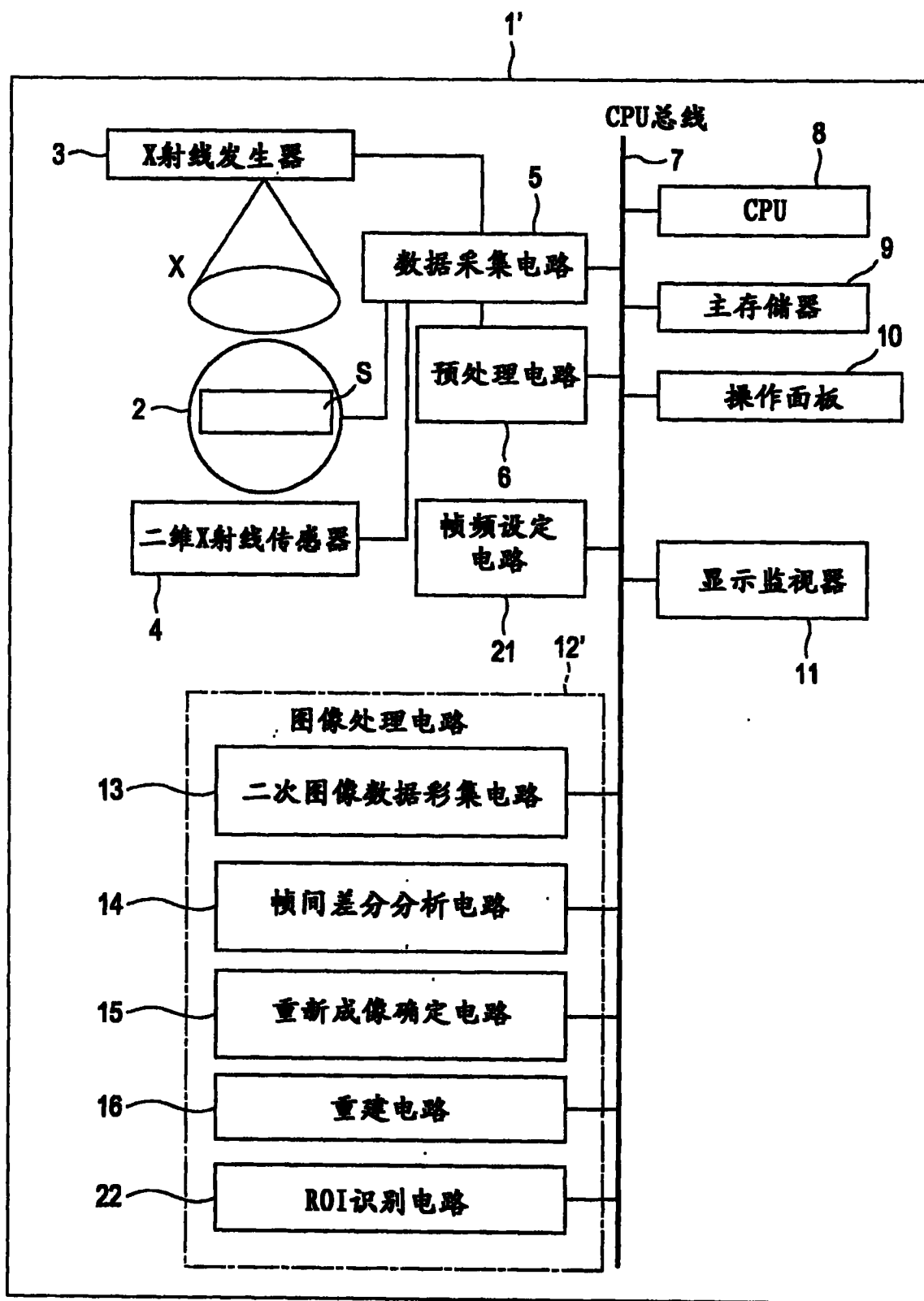


图5

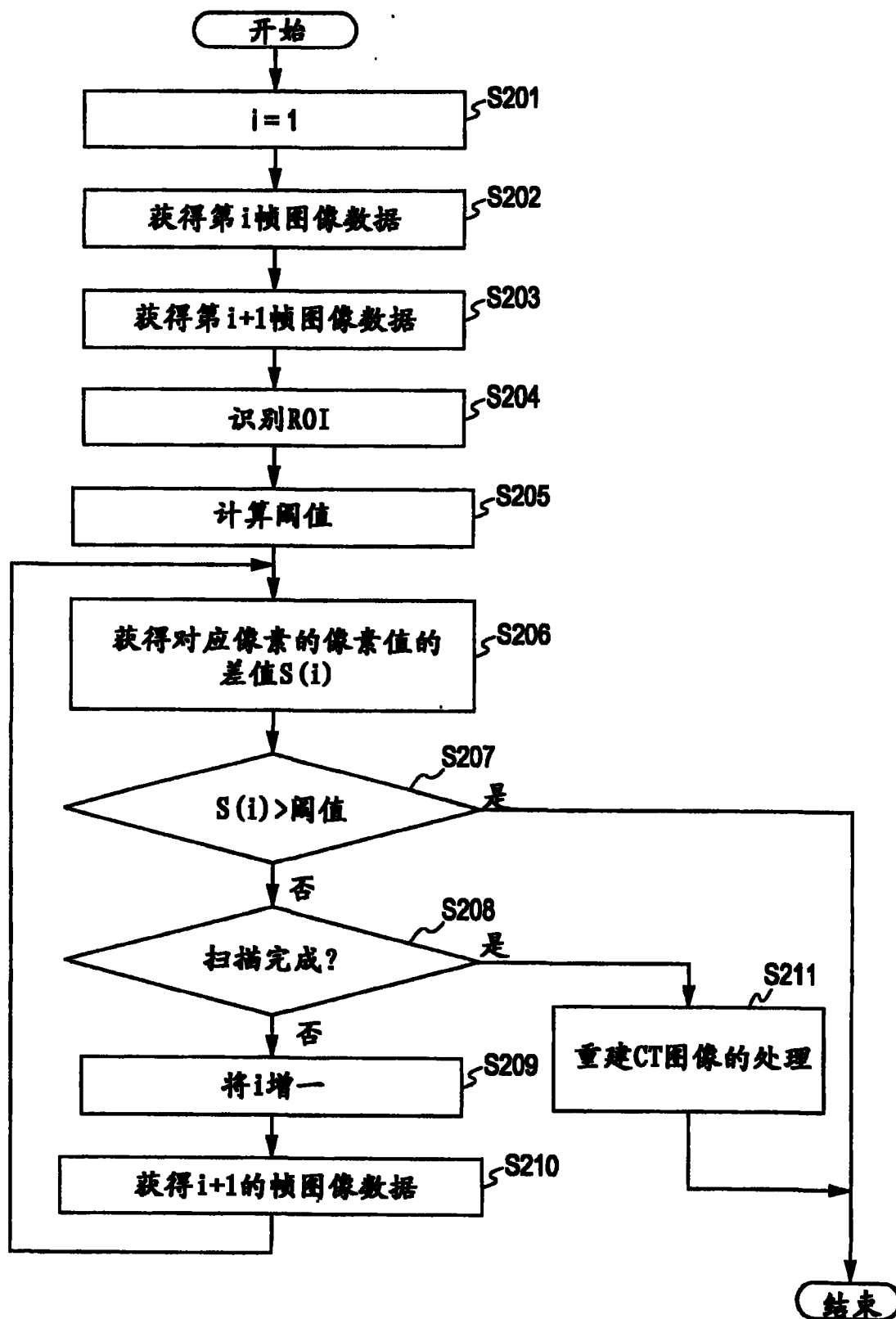


图6

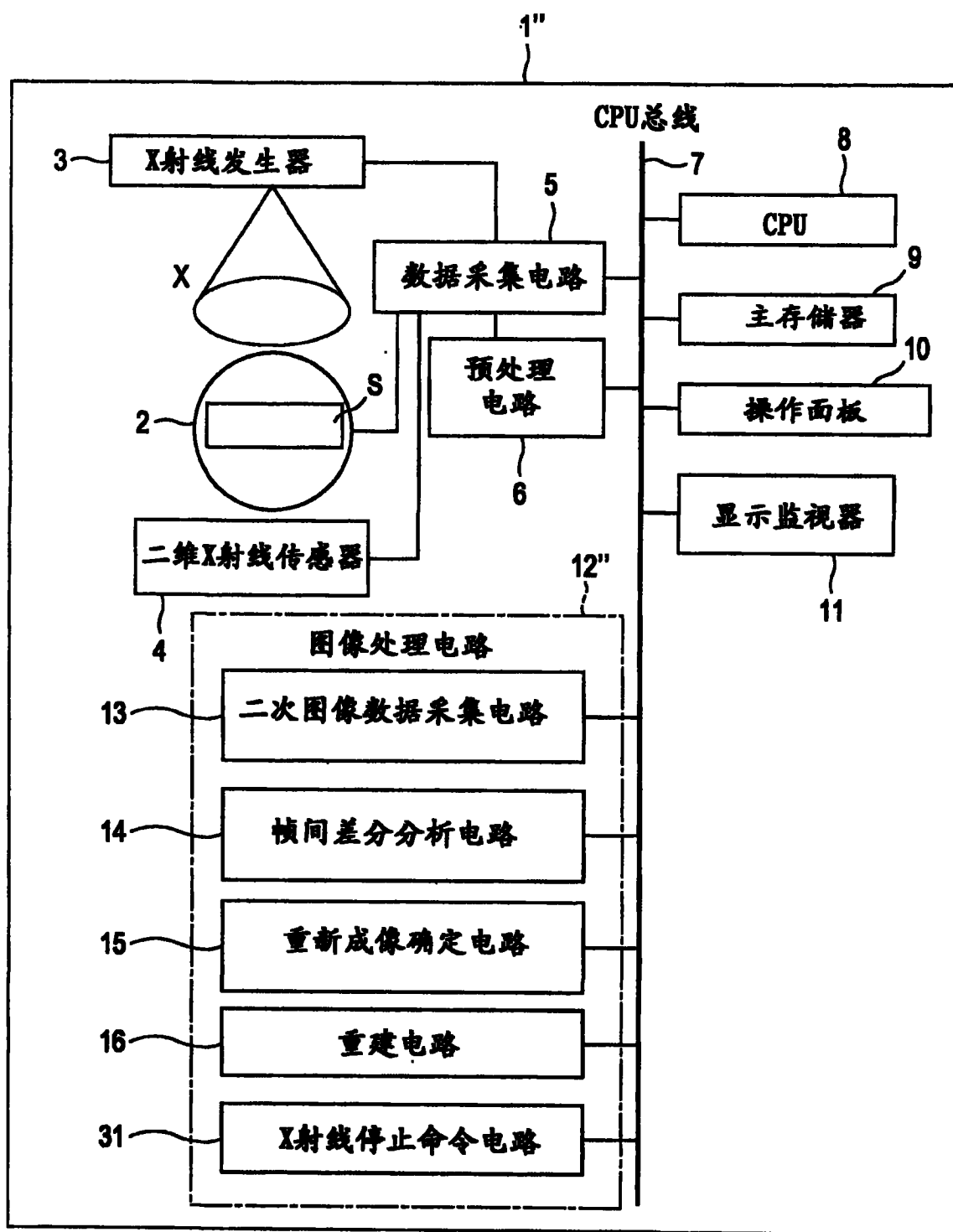


图7

