



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101366640 B

(45) 授权公告日 2011. 01. 05

(21) 申请号 200810210511. 0

(22) 申请日 2008. 08. 13

(30) 优先权数据

2007-211501 2007. 08. 14 JP

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京都大田区下丸子 3 丁目 30 番
2 号

(72) 发明人 井上智鹤 吉田崇

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 陈立航

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

H05G 1/38(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2007/0147578 A1, 2007. 06. 28, 全文.

JP 特开 2007-167664 A, 2007. 07. 05, 全文.

CN 1682661 A, 2005. 10. 19, 全文.

CN 1426762 A, 2003. 07. 02, 全文.

审查员 伍新中

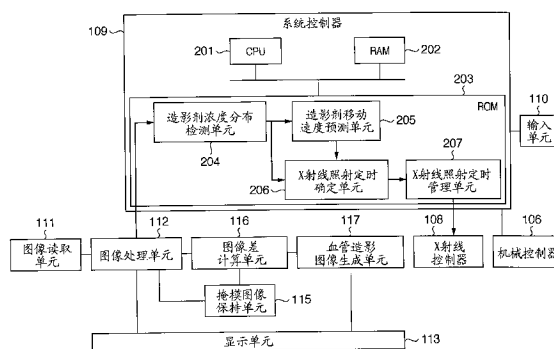
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 8 页

(54) 发明名称

放射线摄像设备及其控制方法

(57) 摘要

本发明涉及一种放射线摄像设备及其控制方法。放射线摄像设备从通过放射线摄像获得的两个图像中的每个来检测由造影剂形成的图像的浓度分布。该设备基于检测到的浓度分布的移动量和两个图像的射线拍摄时间之间的间隔来预测由造影剂形成的图像的移动速度,并基于预测出的移动速度和检测到的浓度分布来确定放射线射像下一定时。放射线摄像设备检测由 X 射线放射摄像获得的图像中造影剂的浓度分布,并基于浓度分布的改变量来预测造影剂的移动速度。放射线摄像设备基于预测出的造影剂移动速度、检测到的造影剂浓度分布和预定造影剂浓度来确定 X 射线照射定时。



1. 一种放射线摄像设备,包括:

检测部件,用于从通过放射线摄像所获得的图像中检测由造影剂形成的图像的浓度分布;

预测部件,用于基于在通过放射线摄像所获得的两个图像中由所述检测部件检测到的浓度分布的移动量以及所述两个图像的射线拍摄时间之间的间隔,来计算由造影剂形成的图像的移动速度;以及

确定部件,用于基于由所述预测部件计算出的移动速度和由所述检测部件检测到的浓度分布来确定放射线摄像的下一定时。

2. 根据权利要求1所述的放射线摄像设备,其特征在于,所述预测部件计算出在所述两个图像中由所述检测部件检测到的浓度分布中具有最高浓度的位置的移动量,作为所述浓度分布的移动量。

3. 根据权利要求1或2所述的放射线摄像设备,其特征在于,所述确定部件用于当由所述检测部件检测到的浓度分布以由所述预测部件计算出的移动速度移动时,确定放射线摄像的下一定时,以接合浓度分布中具有不小于预定造影剂浓度的部分。

4. 根据权利要求1或2所述的放射线摄像设备,其特征在于,所述确定部件用于当由所述检测部件检测到浓度分布以由所述预测部件计算出的移动速度移动时,确定放射线摄像的下一定时,以在通过最新的放射线摄像所获得的图像的浓度分布和移动之后图像的浓度分布之间的连接部分,使浓度分布之和等于预定造影剂浓度。

5. 一种控制放射线摄像设备的方法,包括:

检测步骤,用于从通过放射线摄像所获得的图像中检测由造影剂形成的图像的浓度分布;

预测步骤,用于基于在通过放射线摄像所获得的两个图像中在所述检测步骤中检测到的浓度分布的移动量以及所述两个图像的射线拍摄时间之间的间隔,来计算由造影剂形成的图像的移动速度;以及

确定步骤,用于基于根据在所述预测步骤中计算出的移动速度和在所述检测步骤中检测到的浓度分布来确定放射线摄像的下一定时。

6. 根据权利要求5所述的控制放射线摄像设备的方法,其特征在于,在所述预测步骤中,计算出所述两个图像中在所述检测步骤中检测到的浓度分布中具有最高浓度的位置的移动量,作为浓度分布的移动量。

7. 根据权利要求5或6所述的控制放射线摄像设备的方法,其特征在于,在所述确定步骤中,当在所述检测步骤中检测到的浓度分布以在所述预测步骤中计算出的移动速度移动时,确定放射线摄像的下一定时,以接合浓度分布中具有不小于预定造影剂浓度的部分。

8. 根据权利要求5或6所述的控制放射线摄像设备的方法,其特征在于,在所述确定步骤中,当在所述检测步骤中检测到的浓度分布以在所述预测步骤中计算出的移动速度移动时,确定放射线摄像的下一定时,以在通过最新的放射线摄像所获得的图像的浓度分布和移动之后图像的浓度分布之间的连接部分,使浓度分布之和等于预定造影剂浓度。

放射线摄像设备及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用造影剂 (radiopaque dye) 来进行放射线摄像的放射线摄像设备及其控制方法。

背景技术

[0002] 使用造影剂来进行通过 X 射线诊断摄像设备的血管造影术 (angiography)。当使用 X 射线放射摄像来拍摄注射了造影剂的血管的射线照片时,在血管和其它组织之间产生 X 射线吸收差,并且可以更清楚地显现血管形态或血液流动状态。这使得医生能够进行更准确的诊断或治疗。

[0003] 使用造影剂的血管造影术的普通方法是 DSA (Digital Subtraction Angiography, 数字减影血管造影术)。在 DSA 中,使用 X 射线放射摄像来拍摄被摄体的射线照片以获得造影剂注射之前的图像。该图像称为掩模图像 (mask image)。接着,将造影剂注射到血管中。使用 X 射线摄像来拍摄被摄体的射线照片以获得造影剂注射之后的图像。该图像称为对比图像 (contrast image)。计算掩模图像和对比图像之间的差,并去除包括骨和器官的背景,从而获得仅包含血管图像的血管造影图像。

[0004] 为了生成仅包含血管的血管造影图像,通过在多个帧内拍摄造影剂的移动的射线照片来获得连续图像,并且在每个像素位置处获得峰值。基于每个像素的峰值,合成具有最高造影剂浓度的图像以生成血管的血管造影图像。

[0005] 以预设的固定帧速率来进行用于 X 射线摄像的照射。通常,技术人员根据要进行射线拍摄的身体部位来设置帧速率。还存 在允许技术人员手动改变 X 射线摄像期间的帧速率的设备。

[0006] 日本特开平 5-192319 (在下文中称为专利文献 1) 公开了一种确定 X 射线摄像的帧速率的技术。专利文献 1 提出了一种根据被摄体的改变来控制 X 射线照射的 X 射线诊断设备。当判断为造影剂进入到照射场时,该设备提高帧速率。

[0007] 然而,现有技术存在如下问题。

[0008] 为了抑制副作用 (side effect),优选造影剂的使用量为少。然而,当使用量少时,有必要以高的帧速率来进行摄像,使得拍摄射线照片的图像不会失败。这导致对血液流动慢的部分造成过度摄像以及照射剂量的增加。如果以低的帧速率进行摄像以防止过度照射,在血液流动快的部分处发生摄像失败,并且所获得的血管造影图像包含血管破裂。也就是说,取决于造影剂的移动速度而发生过度照射或照射不足。

[0009] 为了手动处理血液流动速度的改变,技术人员在用眼睛观察监视器上正在进行射线拍摄的血管图像时,通过操作用户界面 (UI) 来在血液流动速度增加时提高帧速率,并在血液流动速度下降时降低帧速率。在这种方法中,人眼的反应速度 (人的感觉) 影响帧速率的调整。因此难以避免过度摄像或摄像失败。

[0010] 在专利文献 1 中,可以通过将高帧速率时期限制在例如当造影剂出现在照射场内时的时期来抑制对患者的总照射量。当判断为造影剂进入照射场时,进行使用高的帧速率

的摄像。这样防止摄像失败但是不能解决在血液流动慢的部分由过度摄像引起的高照射剂量问题。

发明内容

[0011] 根据本发明的一个典型方面,提供了一种能够通过根据造影剂移动速度的改变来控制放射线的照射时间、从而在抑制照射剂量和造影剂注射量时通过适当的照射来获取射线拍摄图像的放射线摄像设备,及其控制方法。

[0012] 根据本发明的一个方面,提供了一种放射线摄像设备,包括:

[0013] 检测部件,用于从通过放射线摄像所获得的图像中检测由造影剂形成的图像的浓度分布;

[0014] 预测部件,用于基于在通过放射线摄像所获得的两个图像中由所述检测部件检测到的浓度分布的移动量以及所述两个图像的射线拍摄时间之间的间隔,来计算由造影剂形成的图像的移动速度;以及

[0015] 确定部件,用于基于由所述预测部件计算出的移动速度和由所述检测部件检测到的浓度分布来确定放射线摄像的下一定时。

[0016] 并且,根据本发明的另一方面,提供了一种控制放射线摄像设备的方法,包括:

[0017] 检测步骤,用于从通过放射线摄像所获得的图像中检测由造影剂形成的图像的浓度分布;

[0018] 预测步骤,用于基于在通过放射线摄像所获得的两个图像中在所述检测步骤中检测到的浓度分布的移动量以及所述两个图像的射线拍摄时间之间的间隔,来计算由造影剂形成的图像的移动速度;以及

[0019] 确定步骤,用于基于根据在所述预测步骤中计算出的移动速度和在所述检测步骤中检测到的浓度分布来确定放射线摄像的下一定时。

[0020] 根据下面参考附图对示例性实施例的说明,本发明的其它特征将变得明显。

附图说明

[0021] 图 1 是示出根据实施例的 X 射线诊断摄像设备的配置的例子的框图;

[0022] 图 2 是示出根据实施例的 X 射线诊断摄像设备的系统控制器的功能配置的例子的框图;

[0023] 图 3 是示出根据第一实施例的 X 射线照射处理的流程图;

[0024] 图 4 是示出根据第一实施例的由系统控制器来确定 X 射线照射定时的处理的流程图;

[0025] 图 5 是示出由 X 射线诊断摄像设备射线拍摄的血管图像的例子的图;

[0026] 图 6 是示出根据第一实施例的造影剂的移动距离和浓度与 X 射线照射定时之间的关系图;

[0027] 图 7 是示出根据第二实施例的由系统控制器来确定 X 射线照射定时的处理的流程图;以及

[0028] 图 8 是示出根据第二实施例的造影剂的移动距离和浓度与 X 射线照射定时之间的关系图。

具体实施方式

[0029] 现在根据附图将详细说明本发明的示例性实施例。

[0030] 第一实施例

[0031] 图 1 是示出根据本实施例的 X 射线诊断摄像设备的配置的例子的框图。在本实施例中,将例示用于进行 X 射线摄像的 X 射线诊断摄像设备作为用于进行放射线摄像的放射线摄像设备。在 X 射线诊断摄像设备中,保持单元 101 具有固定支持在一端作为 X 射线生成源的 X 射线生成单元 (X 射线管) 102 以及固定支持在另一端作为 X 射线检测部件的 X 射线检测单元 103。利用这种结构,保持单元 101 固定支持彼此相对的 X 射线生成单元 102 和 X 射线检测单元 103。在 X 射线生成单元 102 和 X 射线检测单元 103 之间设置床 104。床 104 具有顶板 (未示出) 和支持顶板的腿部 (未示出)。被检体 105,即患者被安放在顶板上。顶板沿例如水平方向或垂直方向的必要方向可移动。

[0032] 床 104 的顶板 (未示出) 和保持单元 101 的每个均具有马达 (未示出) 和位置传感器 (未示出)。马达和位置传感器连接到机械控制器 106。机械控制器 106 根据来自位置传感器的传感器信息来控制马达并驱动床 104 的顶板和保持单元 101 以使它们具有需要的位置关系。

[0033] X 射线生成单元 102 连接到高压生成单元 107。X 射线生成单元 102 接收来自高压生成单元 107 的必要电压并利用 X 射线来照射被检体 105。高压生成单元 107 连接到 X 射线控制器 108。X 射线控制器 108 控制高压生成单元 107,从而控制在摄像或荧光摄像 (fluorography) 期间要从 X 射线生成单元 102 输出的 X 射线剂量。机械控制器 106 和 X 射线控制器 108 连接到系统控制器 109 并且由系统控制器 109 来控制它们。

[0034] X 射线检测单元 103 连接到用于从 X 射线检测单元 103 读出图像数据的图像读取单元 111。图像读取单元 111 连接到图像处理单元 112。图像处理单元 112 对由图像读取单元 111 读取的图像数据进行处理。

[0035] 显示单元 113 连接到图像处理单元 112 和血管造影图像生成单元 117,并且显示由图像处理单元 112 处理后的图像数据或者基于由血管造影图像生成单元 117 生成的血管造影图像数据的图像。显示单元 113 还显示被检体信息 (例如,姓名、年龄、性别、身高、体重和摄像或荧光透视目标身体部位) 以及包括 X 射线条件的摄像和荧光透视 (fluoroscopic) 条件。

[0036] 如机械控制器 106 和 X 射线控制器 108 等各种类型的控制器、输入单元 110、图像处理单元 112 和图像差计算单元 116 连接到系统控制器 109。输入单元 110 包括键盘、鼠标、接触面板、膜按钮、操纵杆以及用于提供触发以开始或停止照射的照射开关或脚踏板。图像处理单元 112 执行如伽玛校正或噪声降低等图像处理。图像差计算单元 116 生成血管造影图像。注意,从输入单元 110 输入摄像和荧光透视条件以及被检体信息 (例如,姓名、年龄、性别、身高、体重和摄像或荧光透视目标身体部位)。

[0037] 注射器 114 是用于将造影剂注射到被检体 105 的血管中的工具。根据诊断部位将造影剂注射到被检体 105 的预定部位。掩模图像保持单元 115、图像差计算单元 116 和血管造影图像生成单元 117 是使用造影剂的血管造影术要使用的组件。掩模图像保持单元 115 将图像处理单元 112 处理后的、造影剂注射之前的图像数据 (掩模图像) 保持在存储单元

(例如, RAM 202) 中。图像差计算单元 116 执行对从掩模图像保持单元 115 获得的掩模图像与从图像处理单元 112 获得的造影剂注射之后的图像(对比图像)之间的差进行计算的减法处理。血管造影图像生成单元 117 基于通过图像差计算单元 116 获得的图像数据来生成血管造影图像。

[0038] 图 2 是示出在图 1 中示出的 X 射线诊断摄像设备的系统控制器 109 的功能配置的例子框图。

[0039] 系统控制器 109 包括实现后面将说明的流程图的过程的 CPU 201、用作 CPU 201 的主存储器或工作存储器的 RAM 202 以及存储程序的 ROM 203。ROM 203 存储使 CPU 201 用作造影剂浓度分布检测单元 204、造影剂移动速度预测单元 205、X 射线照射定时确定单元 206 和 X 射线照射定时管理单元 207 的程序。

[0040] 造影剂浓度分布检测单元 204 分析从图像处理单元 112 获得的图像数据,从而检测图像中的造影剂浓度分布。造影剂移动速度预测单元 205 基于从造影剂浓度分布检测单元 204 获得的两个图像之间的造影剂浓度分布的改变量(移动量)来计算由造影剂形成的图像的移动速度。该速度称为造影剂的预测移动速度。更具体地,造影剂移动速度预测单元 205 基于在 X 射线摄像时获得的两个图像之间的浓度分布的移动量以及图像的射线拍摄时间之间的间隔,来计算由造影剂形成的图像的移动速度。

[0041] X 射线照射定时确定单元 206 基于预定的造影剂浓度、由造影剂浓度分布检测单元 204 检测到的造影剂浓度分布和由造影剂移动速度预测单元 205 计算出的造影剂的预测移动速度来确定 X 射线照射定时。注意,所述预定的造影剂浓度是考虑到噪声等生成血管造影图像所需的造影剂浓度值。后面参考图 4 中的流程图将详细说明 X 射线照射定时确定单元 206 的处理。

[0042] X 射线照射定时管理单元 207 具有将 X 射线照射定时保持在存储单元(例如, RAM 202)中的功能并且管理 X 射线照射定时。根据 X 射线照射定时管理单元 207 所保持的值,控制 X 射线控制器 108 以进行 X 射线照射。

[0043] 图 3 是示出根据第一实施例的 X 射线诊断摄像设备的操作的流程图。

[0044] 步骤 S301 是处理的开始点。在步骤 S302 中, CPU 201 判断是否给出了开始 X 射线照射的触发。例如,通过按下输入单元 110 的脚踏板或照射开关来给出开始 X 射线照射的触发。如果判断为给出了开始 X 射线照射的触发,则处理进入步骤 S303。否则,处理返回步骤 S302。也就是说,在步骤 S302 中,处理等待直到通过轮询等检测到开始照射的触发为止。当检测到开始照射的触发时,处理进入步骤 S303。

[0045] 在步骤 S303 中, X 射线照射定时管理单元 207 向 X 射线控制器 108 发送指令,以基于保持在存储单元(本实施例中为 RAM 202)中的 X 射线照射定时进行 X 射线照射。注意,作为 X 射线照射定时的初始值,保持了预设的默认值或在操作之前由技术人员设置的值。

[0046] 在步骤 S304 中,造影剂浓度分布检测单元 204 检测射线拍摄到的图像的造影剂浓度分布。通过图像处理来检测浓度分布。更具体地,通过计算例如先前为亮并突然变暗的每个像素的亮度值的改变量来检测浓度分布。也就是说,通过基于每个像素的亮度值的改变来指定图像中造影剂的存在范围并检测造影剂的存在范围中的浓度分布来获得造影剂浓度分布。

[0047] 在步骤 S305 中,造影剂移动速度预测单元 205 从在步骤 S304 中检测到的最新射

线拍摄到的图像中的造影剂浓度分布和紧前一射线拍摄到的图像中的造影剂浓度分布中的每个,来获取具有最高造影剂浓度的点。基于具有最高浓度的点的移动距离和浓度分布检测时间的间隔(两个图像的射线拍摄时间之间的间隔),造影剂移动速度预测单元 205 计算出造影剂的移动速度作为造影剂的下一预测移动速度。注意,移动距离是沿造影剂的图像的距离。例如,如果在图 5 中示出的血管图像中 P_{lmin} 移动到 P_{lmax} ,则计算出沿血管图像的曲线的距离作为移动距离。

[0048] 在步骤 S306 中,X 射线照射定时确定单元 206 确定 X 射线照射定时。基于在步骤 S304 中检测到的造影剂浓度分布的信息、在步骤 S305 中计算出的造影剂的预测移动速度和生成血管造影图像所需的预定造影剂浓度来确定 X 射线照射定时。也就是说,随着造影剂的移动速度改变,X 射线照射定时根据需要而更新。后面参照图 4 中的流程图将详细说明该处理。

[0049] 在步骤 S307 中,CPU 201 判断是否给出了用于 X 射线照射的触发。如在步骤 S302 中那样,通过按下脚踏板或照射开关来给出用于 X 射线照射的触发。如果判断为给出了用于照射的触发,则处理返回步骤 S303。否则,过程进入步骤 S308。步骤 S308 是算法的结束点。

[0050] 图 4 是示出使 X 射线照射定时确定单元 206 确定 X 射线照射定时的处理的流程图(图 3 的步骤 S306 中的处理)。还将使用示出了造影剂的移动距离和浓度与 X 射线照射定时之间的关系图 6 中的图来说明处理顺序。

[0051] 令 $f_i(P)$ 为在时间 T_i 处点 P 的造影剂浓度,并且 $g_i(P)$ 为在时间 T_i 处预测的将来时间 T_j 处点 P 的预测造影剂浓度。假定在短的时间内造影剂浓度分布相对不改变,则基于 $f_i(P)$ 来预测浓度 $g_i(P)$ 。将当前时间(最新的图像的射线拍摄时间)定义为 T_1 。

[0052] 步骤 S401 是算法的开始点。在步骤 S402 中,X 射线照射定时确定单元 206 计算在时间 T_1 处点 P 的造影剂浓度 $f_1(P)$ 超过生成血管造影图像所需的预定造影剂浓度的血管图像的末端点 P_{lmin} 和前端点 P_{lmax} 。末端点和前端点是满足以下条件的血管中的造影剂的末端点和开始点。也就是说,计算出满足下式的图 6 中示出的点 P 的最小值 P_{lmin} 和最大值 P_{lmax} 。

[0053] $f_1(P) \geq \text{预定造影剂浓度}$

[0054] 在步骤 S403 中,X 射线照射定时确定单元 206 基于在图 3 的步骤 S305 中计算出的造影剂的预测移动速度和在步骤 S402 中计算出的从点 P_{lmin} 到点 P_{lmax} 的移动距离来确定 X 射线照射定时。X 射线照射定时是当造影剂以预测移动速度移动时 P_{lmin} 到达 P_{lmax} 的定时。因此,由下式给出下一 X 射线照射定时 T_2 。

[0055] $T_2 = T_1 + (P_{lmax} - P_{lmin}) / (\text{预定移动速度})$ 也就是说,将图 6 中的 $f_1(P)$ 与 $g_1(P)$ 相一致的定时确定为 X 射线照射定时。

[0056] 在步骤 S404 中,X 射线照射定时确定单元 206 在 X 射线照射定时管理单元 207 中设置在步骤 S403 中计算出的 X 射线照射定时。步骤 S405 是算法的结束点。

[0057] 图 5 是示出由 X 射线诊断摄像设备射线拍摄到的血管图像的图。假定血液从点 P_{start} 流向点 P_{end} 。

[0058] 接着将详细说明图 6。图 6 是示出根据第一实施例的造影剂的移动距离和浓度与 X 射线照射定时之间关系的图。参照图 6,纵坐标表示造影剂的浓度,并且横坐标表示图 5

中血液从点 P_{start} 流向点 P_{end} 的移动距离。另外，

[0059] $-f_1(P)$ 是在时间 T_1 处点 P 的实际造影剂浓度分布，

[0060] $-g_1(P)$ 是在时间 T_1 处预测的、时间 T_2 处点 P 的预测造影剂浓度分布，

[0061] $-f_2(P)$ 是在时间 T_2 处点 P 的实际造影剂浓度分布，

[0062] $-g_2(P)$ 是在时间 T_2 处预测的、时间 T_3 处点 P 的预测造影剂浓度分布，

[0063] $-P_{lmin}$ 是满足“ $f_1(P) \geq$ 预定造影剂浓度”的最小值（末端点），

[0064] $-P_{lmax}$ 是满足“ $f_1(P) \geq$ 预定造影剂浓度”的最大值（前端点），

[0065] $-P_{2min}$ 是满足“ $f_2(P) \geq$ 预定造影剂浓度”的最小值（末端点），并且

[0066] $-P_{2max}$ 是满足“ $f_2(P) \geq$ 预定造影剂浓度”的最大值（前端点）。

[0067] 然而，假定在短的时间内造影剂浓度分布相对不改变，则分别基于 $f_1(P)$ 和 $f_2(P)$ 来预测 $g_1(P)$ 和 $g_2(P)$ 。第一实施例的 X 射线照射定时确定单元 206 基于由造影剂移动速度预测单元 205 计算出的移动速度和由造影剂浓度分布检测单元 204 检测到的造影剂浓度分布来确定下一 X 射线照射定时。例如，X 射线照射定时 确定单元 206 确定放射线摄像的下一定时，使得通过最新的放射线摄像所获得的图像中具有预定造影剂浓度或更高浓度的图像与通过下一放射线摄像所获得的图像中具有预定造影剂浓度或更高浓度的图像相接合。也就是说，确定放射线摄像的下一定时，使得 $f_1(P)$ 的图像和 $g_1(P)$ 的图像在预定造影剂浓度的位置处相接合。在本实施例中，确定放射线摄像的下一定时，使得图像在作为预定造影剂浓度的生成血管造影图像的最小且必需的造影剂浓度的位置处相接合，也就是说，使得 P_{lmin} 改变为 P_{lmax} 。在造影剂进入画面时的定时处或该定时的附近， P_{min} 与 P_{start} 相一致。类似地，在造影剂离开画面时的定时， P_{max} 与 P_{end} 相一致。

[0068] 在第一实施例中，造影剂浓度分布检测单元 204 的造影剂浓度分布检测方法不限于图 3 的步骤 S304 中的方法。造影剂移动速度预测单元 205 的预测造影剂移动速度计算方法不限于图 3 的步骤 S305 中的方法（基于两个图像之间具有最高造影剂浓度的点来计算移动距离并且计算预测移动速度）。例如，可以采用计算两个图像之间“具有预定造影剂浓度或更高造影剂浓度的造影剂图像的前端点”的移动距离并且计算预测移动速度的方法。

[0069] 第二实施例

[0070] 根据第二实施例的系统控制器 109 的 X 射线照射控制与在第一实施例中（由图 3 中的流程图示出的处理）的相同。不同点在于使 X 射线照射定时确定单元 206 来确定 X 射线照射定时的处理（图 3 的步骤 S306 中的处理）。

[0071] 图 7 是示出根据第二实施例的使 X 射线照射定时确定单元 206 来确定 X 射线照射定时的处理（图 3 的步骤 S306 中的处理）的流程图。还将使用示出了造影剂的移动距离和浓度与 X 射线照射定时之间的关系图 8 中的图来说明处理顺序。后面将详细说明图 8。

[0072] 令 $f_i(P)$ 为时间 T_i 处点 P 的造影剂浓度，并且 $g_i(P)$ 为在时间 T_i 处预测的将来时间 T_j 处点 P 的预测造影剂浓度。假定造影剂浓度分布在短的时间内相对不改变，则基于 $f_i(P)$ 来预测浓度 $g_i(P)$ 。将当前时间（最新的图像的射线拍摄时间）定义为 T_1 。

[0073] 步骤 S701 是算法的开始点。在步骤 S702 中，X 射线照射定时确定单元 206 计算在时间 T_1 处点 P 的造影剂浓度 $f_1(P)$ 超过生成血管造影图像所需的预定造影剂浓度的血管图像的末端点 P_{lmin} 。末端点是满足上述条件的血管中造影剂的末端点。也就是说，计算出满足下式的图 8 中示出的最小值 P_{lmin} 。

[0074] $f1(P) \geq \text{预定造影剂浓度}$

[0075] 在步骤 S703 中, X 射线照射定时确定单元 206 计算 $P1_{\max}$ 。 $P1_{\max}$ 是如下血管图像的前端点, 在该血管图像中, 在时间 $T1$ 处的点 P 的造影剂浓度 $f1(P)$ 和在时间 $T1$ 处预测出的时间 $T2$ 处的点 P 的预测造影剂浓度 $g1(P)$ 之和超过预定造影剂浓度。前端点是满足上述条件的血管中的造影剂的开始点。也就是说, 计算出满足下式的图 8 中示出的最大值 $P1_{\max}$ 。

[0076] $f1(P) + g1(P) \geq \text{预定造影剂浓度}$ (其中 $f1(P) > 0$)

[0077] 在步骤 S704 中, X 射线照射定时确定单元 206 确定 X 射线照射定时。使用在图 3 的步骤 S305 中计算出的造影剂的预测移动速度和从步骤 S702 中计算出的点 $P1_{\min}$ 到步骤 S703 中计算出的点 $P1_{\max}$ 的移动距离来确定 X 射线照射定时。X 射线照射定时是当造影剂以预测移动速度移动时 $P1_{\min}$ 到达 $P1_{\max}$ 的定时。因此, 由下式给出下一 X 射线照射定时。

[0078] $T2 = T1 + (P1_{\max} - P1_{\min}) / \text{预定移动速度}$

[0079] 也就是说, 将图 8 中 $f1(P)$ 与 $g1(P)$ 相一致的定时确定为 X 射线照射定时。

[0080] 在步骤 S705 中, X 射线照射定时确定单元 206 在 X 射线照射定时管理单元 207 中设置在步骤 S704 中计算出的 X 射线照射定时。步骤 S706 是算法的结束点。

[0081] 图 8 是示出根据第二实施例的造影剂的移动距离和浓度与 X 射线照射时间之间关系的图。参照图 8, 纵坐标表示造影剂的浓度, 并且横坐标表示血液从图 5 中的点 P_{start} 流向点 P_{end} 的移动距离。另外,

[0082] $-f1(P)$ 是时间 $T1$ 处的 P 点的实际造影剂浓度分布,

[0083] $-g1(P)$ 是在时间 $T1$ 处预测的时间 $T2$ 处的 P 点的预测造影剂浓度分布,

[0084] $-P1_{\min}$ 是满足 “ $f1(P) \geq \text{预定造影剂浓度}$ ” 的最小值 (末端点), 以及

[0085] $-P1_{\max}$ 是满足 “ $f1(P) + g1(P) \geq \text{预定造影剂浓度}$ ” 的最大值 (前端点)。

[0086] 然而, 假定造影剂浓度分布在短的时间内相对不改变, 则基于 $f1(P)$ 来预测 $g1(P)$ 。

[0087] 如上所述, 根据第二实施例, 基于由造影剂移动速度预测单元 205 计算出的移动速度和由造影剂浓度分布检测单元 204 检测到的造影剂浓度分布来确定放射线摄像的下一定时。在第二实施例中, 采用了如下最长定时: 在该最长定时处, 从由最新的放射线摄像所获得的图像和由下一放射线摄像要获得的图像中获取的造影剂浓度分布的和总是等于或高于预定造影剂浓度。

[0088] 在第一和第二实施例中, 已经使用利用了造影剂的血管造影术来说明本发明。然而, 本发明还可应用于在血管造影术以外的对比射线造影术 (contrast radiography), 并且可用于例如使用如钡等造影剂的器官的对比射线造影术。与血管造影术不同, 在器官中, 造影剂在器官壁上移动。然而, 如在血管造影术中那样, 可以基于两个图像的 “具有最高造影剂浓度的点” 来计算移动距离。

[0089] 其它实施例

[0090] 上面已经详细说明了实施例。例如, 本发明还可采用系统、设备、方法、程序或存储介质的形式。更具体地, 本发明可应用于包括多个装置的系统或包括单个装置的设备。

[0091] 本发明还包括这种情况: 通过直接地或从远程站点向系统或设备提供软件程序、并使得系统或设备的计算机读出并执行所提供的程序代码, 来实现上述实施例的功能。在

这种情况中,所提供的程序是与例示的实施例的流程图相对应的计算机程序。

[0092] 因此,安装在计算机中用于实现本发明的功能处理的程序代码本身也实现了本发明。也就是说,本发明还包括用于实现本发明的功能处理的计算机程序本身。

[0093] 在这种情况下,只要可以利用程序的功能,程序就可以采用任何形式,如目标代码、由解释器要执行的程序或提供给 OS 的脚本数据等。

[0094] 用于提供程序的计算机可读存储介质的例子是:软盘(floppy ® disk)、硬盘、光盘、磁光盘、MO、CD-ROM、CD-R、CD-RW、磁带、非易失性存储卡、ROM 以及 DVD(DVD-ROM, DVD-R)。

[0095] 还可利用下面的程序提供方法。客户计算机可以通过浏览器连接到因特网上的主页从而将本发明的计算机程序从主页下载到如硬盘等记录介质。在这种情况下,所下载的程序可以是包括自动安装功能的压缩文件。可以将包含在本发明的程序中的程序代码分割成多个文件使得用户能够从不同的主页下载这些文件。也就是说,使得多个用户下载程序文件以使计算机实现本发明的功能处理的 WWW 服务器也包含在本发明中。

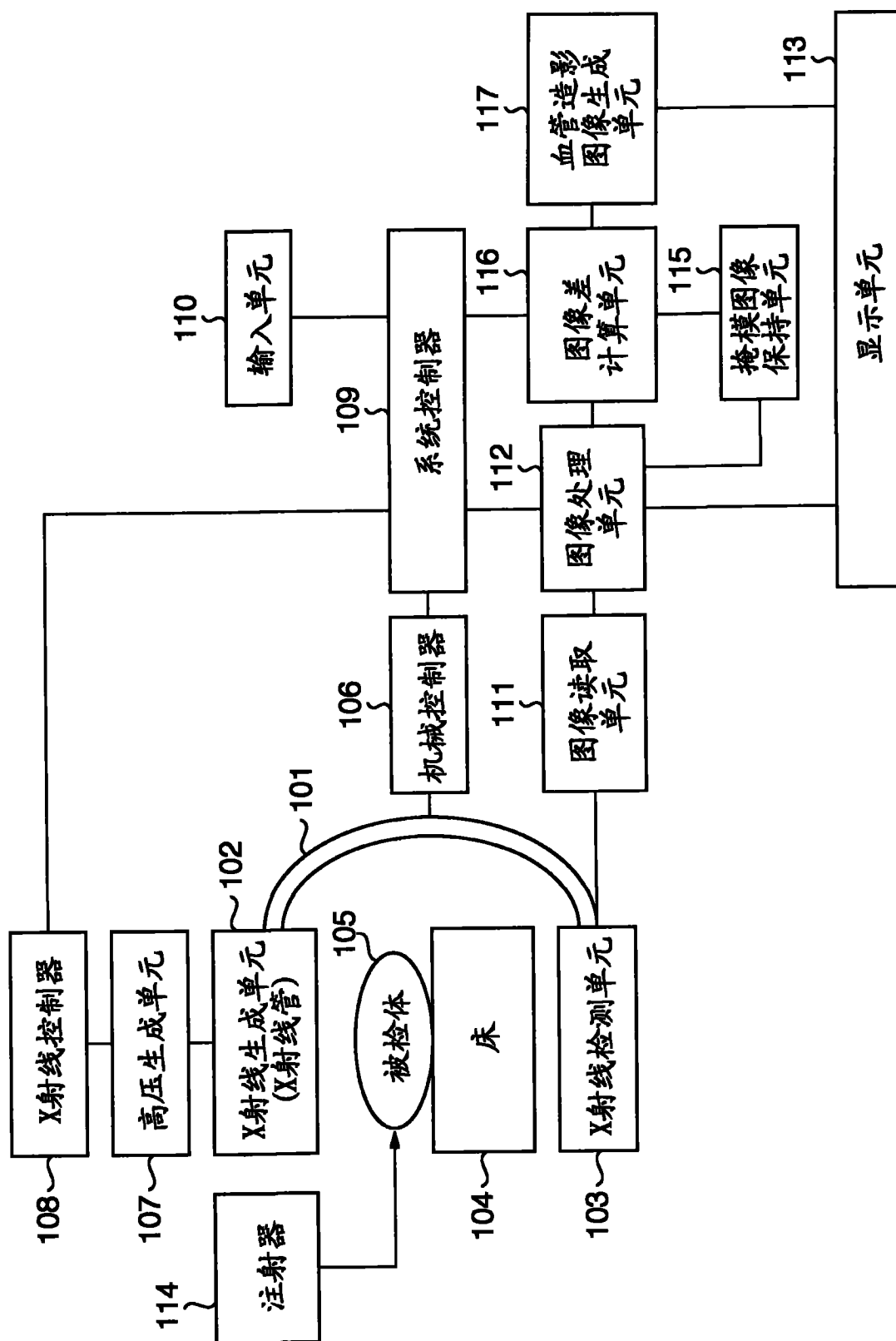
[0096] 可以加密本发明的程序,将其存储在如 CD-ROM 等存储介质中,并分发给用户。任何满足预定条件的用户可以通过因特网从主页下载用于解密的密钥信息。用户可以通过使用密钥信息来执行加密的程序并且将该程序安装在计算机中。

[0097] 当计算机执行读出的程序时实现上述实施例的功能。例如,还可以与基于程序的指令运行在计算机上的 OS 协作地实现上述实施例的功能。在这种情况下,OS 等部分地或全部地执行实际处理从而实现上述实施例的功能。

[0098] 还可以通过将从记录介质读出的程序写入到插入至计算机的功能扩展板的存储器中或连接至计算机的功能扩展单元的存储器中来部分地或全部地实现上述实施例的功能。在这种情况下,将程序写入到功能扩展板或功能扩展单元中,然后,功能扩展板或功能扩展单元的 CPU 基于程序的指令来部分地或全部地执行实际处理。

[0099] 如上所述,根据本发明,根据造影剂的移动速度的改变来控制放射线照射定时。因此能够在抑制照射剂量和造影剂注射量时,通过适当的放射来获得 DSA 图像。

[0100] 尽管已经参考典型实施例说明了本发明,但是应当理解,本发明不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。



1
回

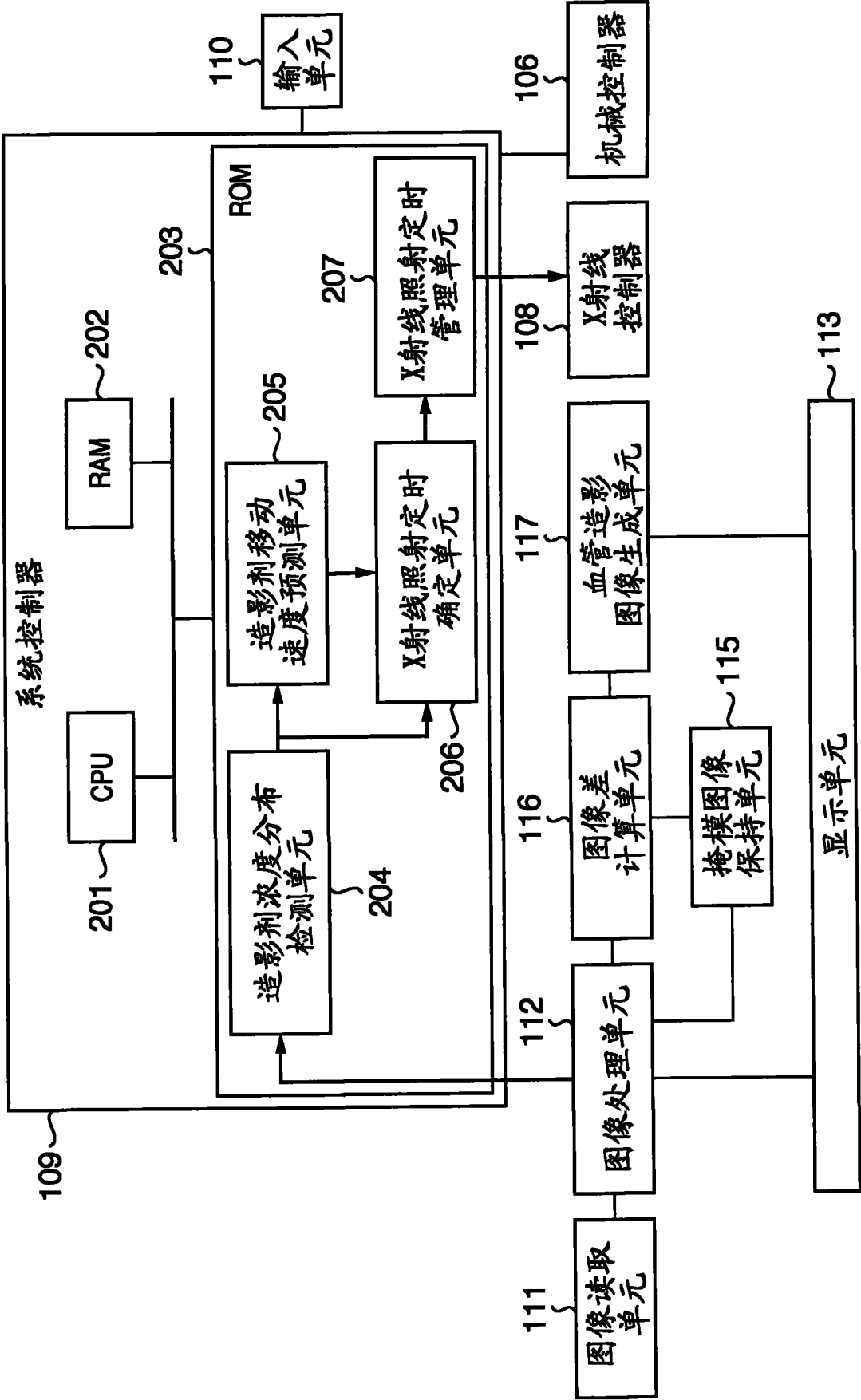


图 2

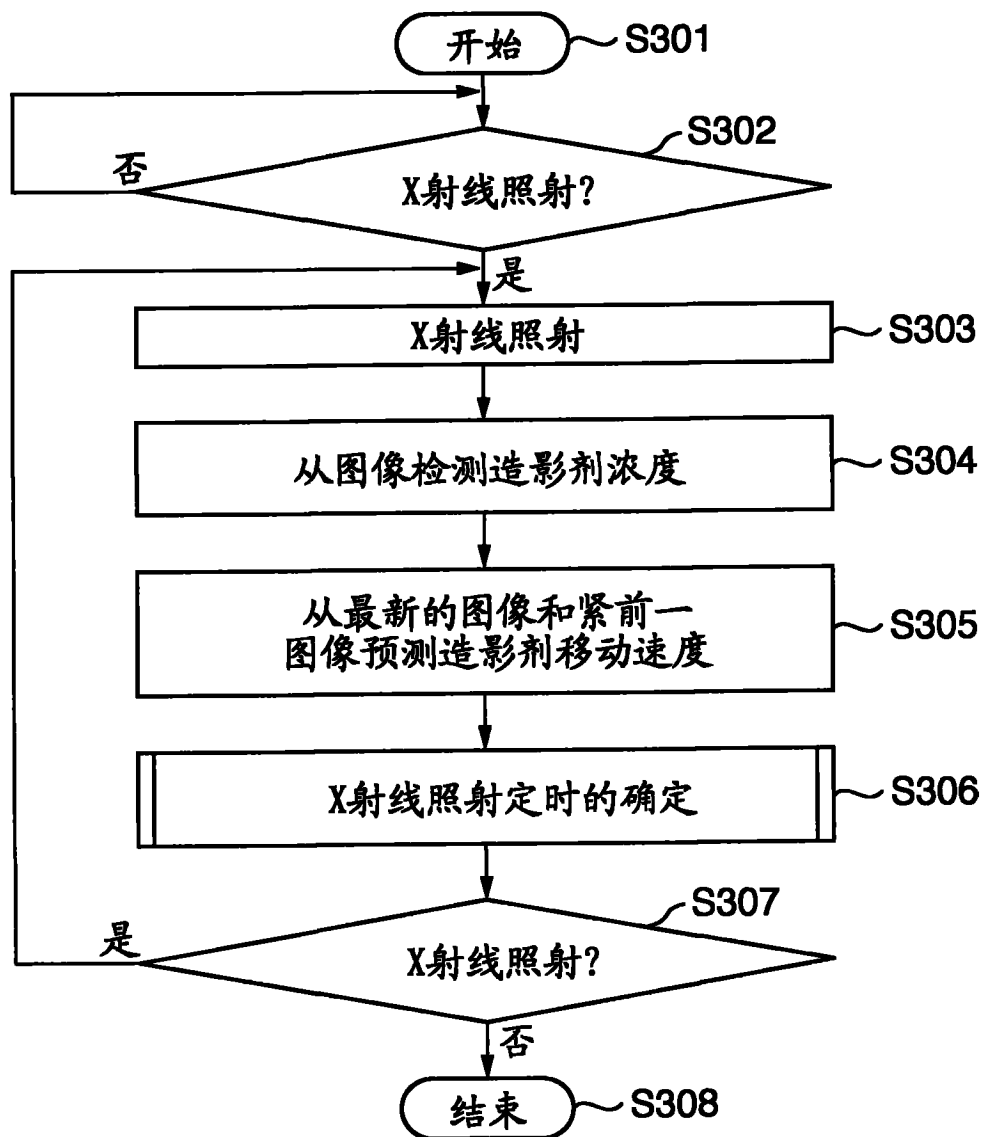


图 3

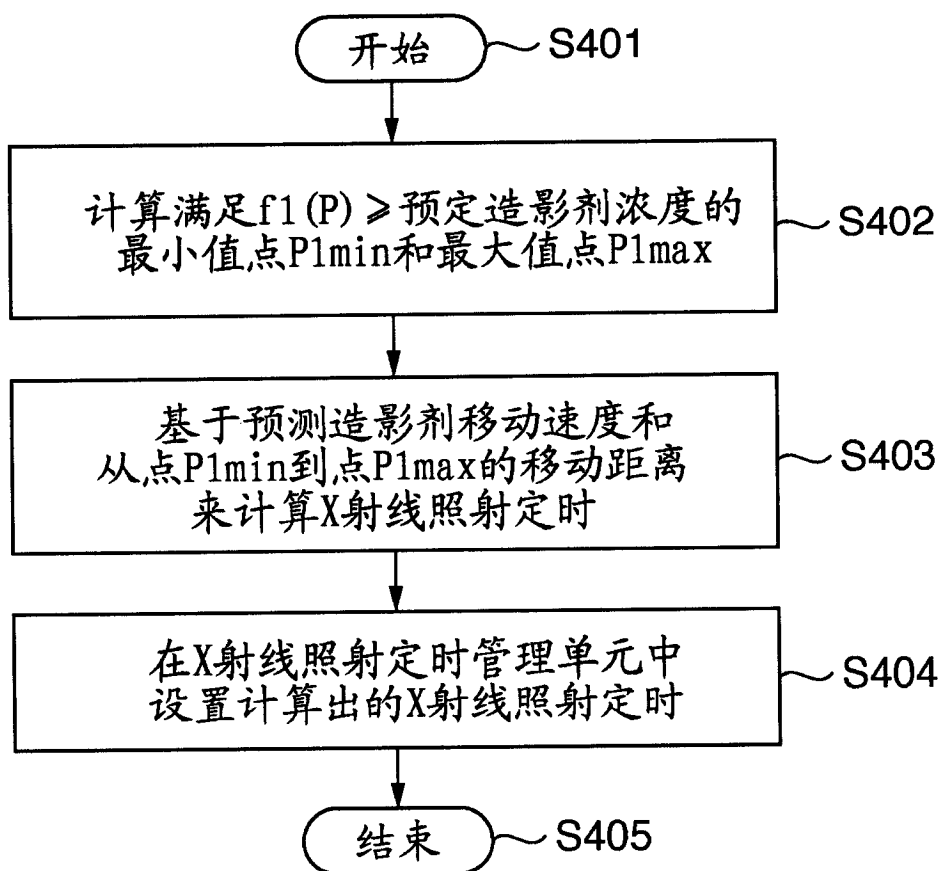


图 4

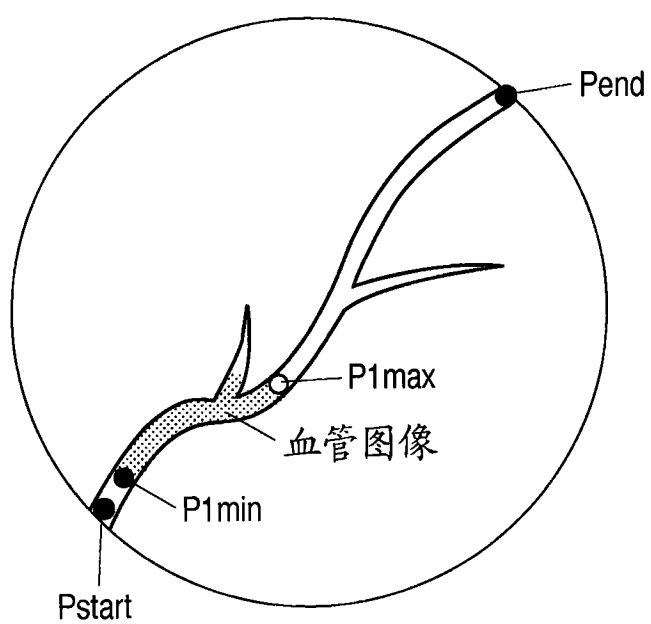


图 5

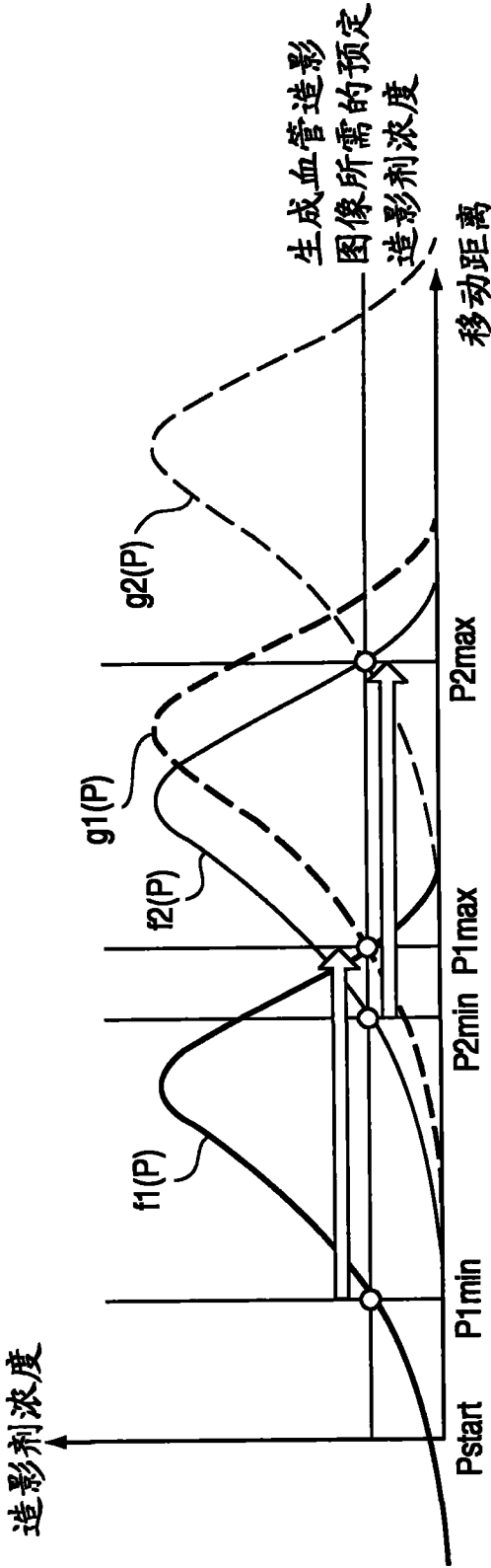


图 6

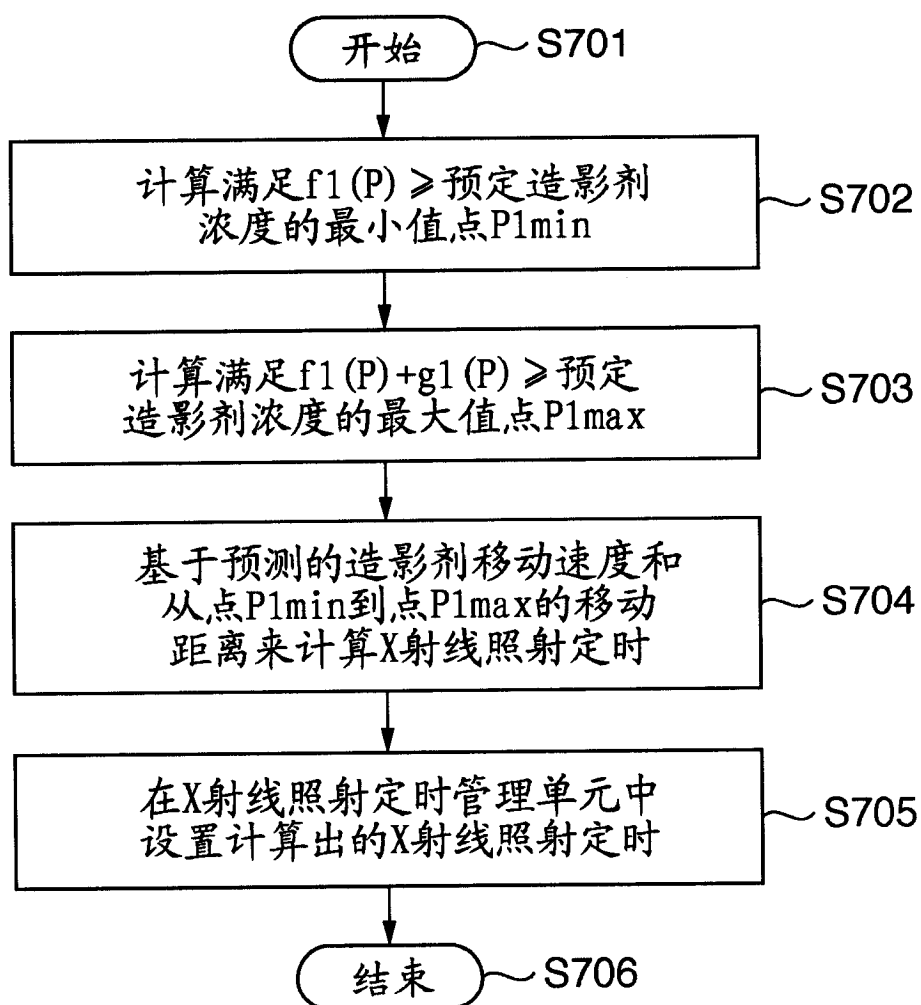


图 7

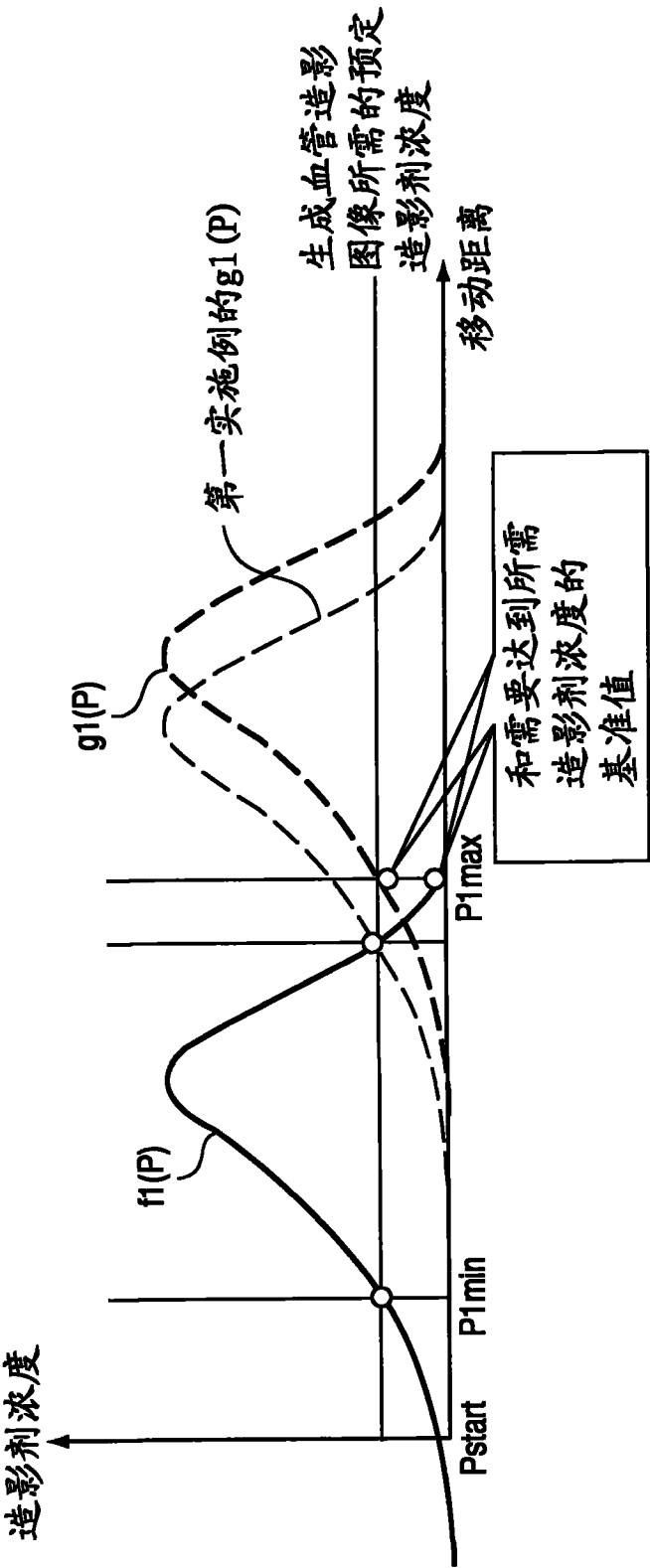


图 8