



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1526360 B

(45) 授权公告日 2010.04.07

(21) 申请号 200310123115.1

(56) 对比文件

(22) 申请日 2003.12.17

US 4329590, 1982.05.11, 全文.

(30) 优先权数据

US 6052476 A, 2000.04.18, 全文.

364610/2002 2002.12.17 JP

US 6055295 A, 2000.04.25, 全文.

416900/2003 2003.12.15 JP

US 5386450 A, 1995.01.31, 全文.

US 5450464 A, 1995.09.12, 附图 1-2, 第 2-4

(73) 专利权人 株式会社东芝

栏.

地址 日本东京都

审查员 陈耀峰

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 小川贤一

(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 王以平

(51) Int. Cl.

A61B 6/00 (2006.01)

G01N 23/00 (2006.01)

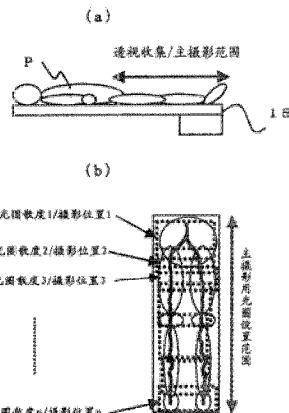
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 13 页

(54) 发明名称

X 射线诊断装置

(57) 摘要

本发明提供一种在跟踪向被检体投与的造影剂的流动的最适合的条件下进行下肢等的 X 射线摄影的 X 射线诊断装置。该 X 射线诊断装置通过 C 臂等保持装置将相对配置的 X 射线管和 X 射线检测器保持得使装载被检体的床板位于其之间。使床板和 C 臂中的一个相对于另一个进行相对移动，并沿着被检体的体轴方向进行 X 射线摄影。该 X 射线诊断装置具备：使床板和保持装置中的一个相对于另一个进行相对移动，对注入了造影剂的上述被检体针对沿着该被检体的体轴方向的每个位置进行透视摄影，得到该每个位置的透视像的装置；根据通过该透视摄影得到的每个位置的透视像，对每个位置设置主摄影所必需的摄影参数的装置。根据设置的摄影参数，对被检体进行主摄影。



1. 一种 X 射线诊断装置，其特征在于包括：  
产生 X 射线的 X 射线源；  
检测来自上述 X 射线源的 X 射线的 X 射线检测器；  
相互相对地保持上述 X 射线源和上述 X 射线检测器的相对保持装置；  
在该被相对保持的 X 射线源和 X 射线检测器之间的空间中保持装载被检体的床板的床板保持装置；  
使上述床板和上述相对保持装置沿着注入了造影剂的上述被检体的体轴方向相对地移动，对造影检查范围的每个摄影位置进行透视摄影，得到该每个摄影位置的部分透视像的透视摄影装置；  
根据上述部分透视像，设置对上述每个摄影位置最优的摄影参数的摄影参数设置装置；  
存储由上述摄影参数设置装置设置的对上述每个摄影位置最优的摄影参数的摄影参数存储器；  
根据从上述摄影参数存储器读出的摄影参数，使上述床板和上述相对保持装置相对地移动，对上述被检体进行上述造影检查范围的主摄影的主摄影装置。
2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：  
上述摄影参数设置装置构成为对应于操作者的手动信息，设置上述摄影参数。
3. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：  
上述主摄影装置具有：照射范围控制装置，该照射范围控制装置根据上述摄影参数，与上述摄影位置的大小或造影剂的流动状况对应地，控制从上述 X 射线源产生的上述 X 射线对上述被检体的照射范围。
4. 根据权利要求 3 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：  
上述摄影参数设置装置是将对应于上述造影剂流过上述被检体内的速度的、上述床板和上述相对保持装置的相对移动速度作为上述摄影参数的一个进行设置的装置，  
上述照射范围控制装置构成为对应于上述移动速度，控制上述照射范围。
5. 根据权利要求 3 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：  
上述摄影参数设置装置是将对应于上述造影剂流过上述被检体内的速度的、X 射线摄影的摄影率作为上述摄影参数的一个进行设置的装置，  
上述照射范围控制装置构成为对应于上述摄影率控制上述照射范围。
6. 根据权利要求 3 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：  
还具备指定上述被检体的特定部位的部位指定装置，  
上述照射范围控制装置具有以下装置：在基于上述主摄影装置的上述 X 射线摄影的位置到达了由上述部位指定装置设置的特定部位时，将上述照射范围控制在适合于摄影上述特定部位的开度。
7. 根据权利要求 1 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：  
上述摄影参数设置装置构成为根据通过上述透视摄影装置得到的每个位置的透视像自动识别上述造影剂的流动区域，根据该识别结果设置上述摄影参数。
8. 根据权利要求 7 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：  
上述摄影参数设置装置具备

根据通过上述透视摄影装置得到的每个位置的透视像，通过模式识别，自动计算上述造影剂的流动区域的计算装置；

根据由该计算装置计算出的计算结果，对应于上述造影剂的流动区域，将上述每个位置的上述 X 射线的光圈开度作为上述摄影参数的一部分进行设置的装置，

上述主摄影装置具备

对应于上述 X 射线的光圈开度，控制 X 射线光圈的装置。

9. 根据权利要求 7 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：

上述摄影参数设置装置具备

根据通过上述透视摄影装置得到的每个位置的透视像，通过模式识别，自动计算上述造影剂的流动区域的计算装置；

根据由该计算装置计算出的计算结果，对应于上述造影剂的流动速度，将上述每个位置的上述床板和上述相对保持装置的相对移动速度作为上述摄影参数的一部分进行设置的装置，

上述主摄影装置具备

对应于上述设置的相对移动速度，控制上述床板和上述相对保持装置的相对移动速度的装置。

10. 根据权利要求 7 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：

上述摄影参数设置装置具备

根据通过上述透视摄影装置得到的每个位置的透视像，通过模式识别，自动计算上述造影剂的流动区域的计算装置；

根据由该计算装置计算出的计算结果，将对应于上述造影剂的流动区域的每个上述位置的、上述 X 射线的光圈开度和上述床板与上述相对保持装置的相对移动速度作为上述摄影参数的一部分进行设置的装置，

上述主摄影装置具备

对应于上述 X 射线的光圈开度，控制 X 射线光圈的装置；

对应于上述设置的相对移动速度，控制上述床板和上述相对保持装置的相对移动速度的装置。

11. 根据权利要求 7 所述的 X 射线诊断装置，其特征在于：具备

根据通过上述透视摄影装置得到的每个位置的透视像，通过模式识别，自动计算上述造影剂的流动区域的计算装置；

根据由该计算装置计算出的计算结果，与基于上述透视摄影装置的透视像的摄影并行地，实时并且自动地控制从上述 X 射线源产生的上述 X 射线对上述被检体的照射范围的照射范围控制装置。

## X 射线诊断装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及 X 射线诊断装置和 X 射线摄影方法，特别涉及适合于实施下肢造影检查的 X 射线诊断装置和 X 射线摄影方法。

### 背景技术

[0002] X 射线诊断装置是能够用于被检体的各个部位的检查、诊断的设备。通过该 X 射线诊断装置进行的检查之一有下肢造影检查。

[0003] 通过该 X 射线诊断装置进行的下肢造影检查从被检体的鼠蹊部向动脉中注入造影剂跟踪造影剂的流动实施 X 射线摄影。因此，摄影范围跨过从骨盆附近到足尖的广范围，由于通过一次摄影无法得到整个图象，所以分为几次实施部分摄影，然后，拼接图象而得到整个图象。但是，在该摄影范围内，由于腿、膝、胫、踝等大小不同的部位相连，所以如果使 X 射线的照射范围为例如能够覆盖骨盆附近的大小那样的原始状态来摄影例如胫部分，则会发生晕影而损害画质。

[0004] 所以，为了排除这样的不良，现在都是调整 X 射线光圈装置的宽度方向的散度，使 X 射线不照射被检体的轮廓的外侧区域。

[0005] 另外，已知以下的方法：如特开平 6-217973 号公报（第 21 ~ 22 页，第 50 图）所示，在进行下肢的移动摄影时，通过预扫描抽出与卧台的位置数据对应的被检体的轮廓数据作成控制表，在 X 射线摄影时，参照该控制表。即，参照该控制表，对每个卧台的位置控制 X 射线光圈装置的宽度方向的散度，其结果使 X 射线不照射被检体的轮廓的外侧区域。在这种情况下，X 射线光圈装置的长度方向（即被检体的体轴方向）的散度总是为一定的。

[0006] 但是，在从骨盆附近到足尖为止的广范围内，血流速度不一定，有流速缓慢的部位和流速快的部位，进而还有血管走行简单的部位和复杂的部位。因此，如果使 X 射线光圈装置的长度方向（即被检体的下肢的方向）的散度一定来进行下肢的移动摄影，则有以下问题：在通过摄影得到的图象中存在一部分不满足诊断的部位。

[0007] 对于这样的问题，可以采用使被检体的下肢的方向上的摄影间隔窄，摄影次数多的方法。如果这样，则 X 射线光圈装置的长度方向的散度必然窄，能解决上述问题，但是由于操作者必须一边在摄影图象的显示区域窄的状态下跟踪造影剂的流动一边进行摄影，所以其操作复杂并且庞大化。

### 发明内容

[0008] 所以，本发明的目的是提供一种 X 射线诊断装置和 X 射线摄影方法，能够跟踪造影剂的流动进行最适合条件下的 X 射线摄影，减轻操作者的负担，提高操作性。

[0009] 为了解决上述问题，根据本发明相关的 X 射线诊断装置的一个形式，具备：产生 X 射线的 X 射线源；检测来自上述 X 射线源的 X 射线的 X 射线检测器；相互相对地保持上述 X 射线源和上述 X 射线检测器的相对保持装置；在该被相对保持的 X 射线源和

X 射线检测器之间的空间中保持装载被检体的床板的床板保持装置；使上述床板和上述相对保持装置沿着注入了造影剂的上述被检体的体轴方向相对地移动，对造影检查范围的每个摄影位置进行透视摄影，得到该每个摄影位置的部分透视像的透视摄影装置；根据上述部分透视像，设置对上述每个摄影位置最优的摄影参数的摄影参数设置装置；存储由上述摄影参数设置装置设置的对上述每个摄影位置最优的摄影参数的摄影参数存储器；根据从上述摄影参数存储器读出的摄影参数，使上述床板和上述相对保持装置相对地移动，对上述被检体进行上述造影检查范围的主摄影的主摄影装置。

[0010] 由此，能够控制使之跟踪造影剂的流动使 X 射线照射范围成为最适合，能够得到良好的 X 射线诊断图象。另外，提供一种大大减轻操作者的负担，操作性良好的 X 射线诊断装置。

[0011] 在这种情况下，作为一个例子，上述摄影参数设置装置构成为对应于操作者的手动信息，设置上述摄影参数。

[0012] 例如，可以对应于上述造影剂的流速，控制上述床板或上述保持装置的相对的移动速度，还可以对应于上述造影剂的流速，控制 X 射线摄影的摄影率。由此，能够对应于造影剂的流动，使 X 射线摄影条件更优化。

[0013] 另一方面，根据另一个适合的例子，上述摄影参数设置装置可以构成为根据通过上述透视摄影装置得到的每个位置的透视像自动识别上述造影剂的流动区域，根据该识别结果设置上述摄影参数。通过这样自动识别，在透视摄影中也能够自动地跟踪造影剂的流动，能够几乎实时地调整透视摄影中的 X 射线光圈的散度。另外，能够对应于跟踪的造影剂的流速和移动量自动地设置各摄影位置的 X 射线光圈开度、保持装置和床板之间的相对的移动速度等摄影参数，能够显著地减轻操作者的操作上的负担。

## 附图说明

[0014] 图 1 是展示本发明相关的 X 射线诊断装置的实施例 1 中的保持装置部分的概要构成的斜视图。

[0015] 图 2 是展示实施例 1 的概要构成的系统图。

[0016] 图 3 是为了说明 X 射线光圈的作用的平面图。

[0017] 图 4A 和图 4B 是说明在实施例 1 中，手动地对每个摄影部位设置 X 射线光圈的情况的说明图。

[0018] 图 5 是为了说明在实施例 1 中，设置对希望的部位适合的摄影条件的状况的说明图。

[0019] 图 6 是展示通过摄影条件的设置操作而决定的设置值（摄影参数）的存储表的一个例子的图。

[0020] 图 7 是说明实施例 1 中的动作步骤的一个例子的流程图。

[0021] 图 8 是实施例 1 中的造影剂移动速度和 C 臂移动速度的线图显示功能的说明图。

[0022] 图 9 是说明实施例 1 中的其他功能的图。

[0023] 图 10A 和图 10B 是说明实施例 1 中的另外其他功能的图。

[0024] 图 11 是展示本发明相关的 X 射线诊断装置的实施例 2 中的保持装置部分的概要构成的斜视图。

- [0025] 图 12 是展示由用于实施例 2 的轮廓处理器进行的处理的概要的功能框图。
- [0026] 图 13 是展示由轮廓处理器进行的用来自动设置 X 射线光圈的光圈开度的处理概要的流程图。
- [0027] 图 14 是由轮廓处理器进行的用来自动设置 C 臂的移动速度的处理概要的流程图。
- [0028] 图 15 是说明基于造影剂的轮廓抽出和差分处理的 X 射线光圈的光圈开度的自动设置的图。
- [0029] 图 16 是说明基于造影剂的轮廓抽出和差分处理的 C 臂移动速度的自动设置的图。

## 具体实施方式

- [0030] 以下，参照附图详细说明本发明相关的 X 射线诊断装置的适合的实施例。
- [0031] (实施例 1)
- [0032] 参照图 1～7，详细说明本发明相关的 X 射线诊断装置的实施例 1。
- [0033] 该实施例 1 相关的 X 射线诊断装置具备保持装置 10、X 射线管 20、X 射线检测器 30 和控制装置 50。
- [0034] 图 1 是展示该 X 射线诊断装置的保持装置 10 的部分概要构成的斜视图，保持装置 10 主要由保持装置主体 11、C 臂保持机构 12、C 臂 13、床板保持机构 14、床板 15 构成。
- [0035] 保持装置主体 11 被固定在地板上，将 C 臂保持机构 12 平滑自由地保持在与地板大致平行的方向(在图中用箭头 A 表示)上。C 臂 13 以被安装到 C 臂保持机构 12 上的位置为中心，能够相对于地板在大致垂直的面上旋转(在图中用箭头 B 表示)，同时能够在圆弧方向(在图中用箭头 C 表示)上滑动地被安装到该 C 臂保持机构 12 上，并使之能够相对于后述的床板 15 倾斜。并且后述的 X 射线管 20 和 X 射线检测器 30 相对地被安装在 C 臂 13 上使床板 15 在其之间。
- [0036] 另一方面，保持床板保持机构 14，使之能够相对于保持装置主体 11 上下可动(在图中用箭头 D 表示)，并且能够旋转(在图中用箭头 E 表示)。
- [0037] 床板 15 在其宽度方向(在图中用箭头 F 表示)能够滑动，同时在厚度方向(在图中用箭头 G 表示)能够移动的状态下被安装在该床板保持机构 14。另外，床板 15 相对于床板保持机构 14 能够以长度方向的中心轴为中心进行旋转运动(在图中用箭头 H 表示)。并且，床板 15 如图 2 所示，装载被检体 P。
- [0038] 另外，X 射线管 20 朝向床板 15 侧地被安装在保持在 C 臂保持机构 12 上的 C 臂 13 的一端，X 射线光圈 21 和补偿过滤器 22 被设置在 X 射线管 20 的前面即床板 15 侧(参照图 2)。该 X 射线光圈 21 将从 X 射线管 20 照射的 X 射线的照射范围聚集到希望的范围，不向被检体的不需要部位照射，因而例如如图 3 所示，将由铅板构成的光圈叶片 21a～21d 组合为井字状而构成。该光圈叶片 21a～21d 各自分别地经由未图示的齿条传动齿轮机构等由伺服电动机驱动，因而使相对的光圈叶片 21a、21b 和 21c、21d 相互分离，形成希望的照射范围(在图中用斜线表示，也称为照射视野或光圈开度)。另外，补偿过滤器 22 用于针对 X 射线的照射范围部分地使 X 射线量衰减。这些 X 射线管 20、X

射线光圈 21 和补偿过滤器 22 能够从向 C 臂 13 的安装侧向床板 15 侧进退(在图中用箭头 J 表示)。

[0039] 进而, X 射线检测器 30 被夹着床板 15 与 X 射线管 20 相对地安装在 C 臂 13 的另一端。该 X 射线检测器 30 例如如图 2 所示的那样, 经由光学系统 33 将图象增强器 (ImageIntensifier : 以下简称为 I.I.) 和电视照相机 32 结合而成, 其中电视照相机 32 具备摄像管或固体摄像元件(例如电荷耦合器件 : CCD), 在 I.I.31 的前面即床板 15 侧设置 X 射线网格 34。在此, I.I.31 接收从 X 射线管 20 照射的透过被检体 P 的 X 射线并转换为光学像, 该光学像经由光学系统 33 射入电视照相机 32 并被转换为 TV 影像信号。并且, X 射线网格 34 防止由被检体 P 产生的散乱 X 射线射入 I.I.31。这样的 X 射线检测器 30 能够从向 C 臂 13 的安装侧向床板 15 侧进退(在图 1 中用箭头 I 表示)。

[0040] 接着, 参照图 2 说明与保持装置 10 并列地作为本 X 射线诊断装置的主要构成要素之一的控制装置 50。另外, 在图 2 中, 展示了设置在保持装置 10 的 X 射线管 20 和 X 射线检测器 30, 同时也作为系统图展示了构成控制装置 50 的各机器等。

[0041] 即, 在控制装置 50 中, 设置了中枢性地负责统一控制 X 射线诊断装置整体的动作的系统控制器 51; 具备用于操作者向系统控制器 51 发出规定的指示的键盘或触摸屏以及鼠标和跟踪球等指示设备等的操作板 52; 产生向 X 射线管 20 施加的高电压的高电压产生装置 53 和控制它的 X 射线控制器 54; 为了得到 X 射线的照射范围即 X 射线光圈 21 的希望的散度而控制光圈叶片 21a ~ 21d 的移动量的 X 射线光圈控制器 55; 控制补偿过滤器 22 的位置等的补偿过滤器控制器 56; 控制 C 臂保持机构 12 和被其保持的 C 臂 13 的动作以及床板保持机构 14 和被其支持的床板 15 的动作等的保持装置控制器 57 等。

[0042] 另外, 在控制装置 50 中, 还设置了控制 I.I.31 的 I.I. 控制器 58; 控制电视照相机 32 的电视照相机控制器 59; 对从电视照相机 32 得到的图象或用后述的图象处理器 60 处理了的图象与基于 X 射线控制器 54 和 X 射线光圈控制器 55 以及补偿过滤器控制器 56 的 X 射线控制条件、或基于保持装置控制器 57 的摄影位置以及图象处理器 60 中的图象处理条件等一起进行存储的图象存储器 61; 针对存储在图象存储器 61 中的图象和从电视照相机 32 实时地取得的图象, 实施灰度处理和空间过滤器处理, 或实施加法处理和减法处理等的图象处理器 60; 实时地显示从电视照相机 32 得到的图象, 或显示由图象处理器 60 处理了的图象的显示器装置 62 等。

[0043] 进而, 在控制装置 50 中, 还设置了针对存储在图象存储器 61 中的图象, 根据在得到该图象时从 X 射线光圈控制器 55 得到的位置信号, 对该图象计算适当的光圈位置、大小、角度等, 生成其图形的光圈位置·大小·角度计算器 63; 根据着眼的造影剂的移动点和摄影位置信息对多个部位计算 C 臂 13 的适当的移动速度, 将它与光圈位置及其大小以及摄影间隔一起存储起来的摄影参数存储器 64; 在规定的摄影时序下, 根据其随时的位置信息, 为了成为存储在摄影参数存储器 64 中的适当的 C 臂 13 的移动速度, 而控制 X 射线光圈控制器 55 和保持装置控制器 57 等的摄影参数控制器 65 等。

[0044] 以下, 说明通过这样构成的 X 射线诊断装置进行下肢造影检查的情况下的动作。另外, 在图 2 中用箭头表示方向, 用 X 表示装载在床板 15 的被检体 P 的宽度方向, 用 Y 表示体轴方向, 用 Z 表示厚度方向。

[0045] 首先, 对被检体 P 进行从骨盆附近到足尖为止的广范围的透视摄影, 并对每个

部位设置 X 射线光圈 21 的开度。作为使用了造影剂的预扫描的透视摄影，例如向被检体的下肢大团地投入少量的造影剂，通过弱 X 射线进行主摄影的定位等。在这种情况下，由于通过一次的摄影无法得到所希望的诊断范围的全体像，所以使床板 15 保持静止，而使 C 臂 13( 即 X 射线管 20 和 X 射线检测器 30) 向床板 15 的长度方向( 即 Y 方向 ) 移动，而分为几次地实施部分摄影，然后拼接图象得到全体像。通过经由保持装置控制器 57 使 C 臂保持机构 12 向图 1 所示的箭头 A 的方向移动来进行该移动动作。另外，为了能够最好地描画出所希望的部位，来设置对应于床板 15 的 C 臂 13 的旋转角( 参照图 1 的箭头 B 的方向 ) 和倾斜角( 参照图 1 的箭头 C 的方向 )。

[0046] 图 4A 用箭头展示了在下肢造影检查中用 X 射线摄影被检体 P 的大致范围。图 4B 展示了拼接通过预先透视收集得到的图象，为了对长尺寸显示的图象进行主摄影，而对每个部位设置 X 射线光圈 21 的开度时的情况。

[0047] 即，首先向图 4A 所示的被检体 P 注入造影剂，分为几次地对用箭头表示的范围进行透视收集，并将各透视图象存储在图象存储器 61 中。接着，在系统控制器 51 的控制下读出存储在图象存储器 61 中的各透视图象，在图象处理器 60 中对它们进行拼接处理，如图 4B 所示，作为下肢全体像长尺寸地在显示器装置 62 上进行显示。

[0048] 针对长尺寸地显示在该显示器装置 62 上的透视像或着眼的备摄影区域的透视像，操作者通过设置在操作板 52 上的指示设备，设置每个希望的部位的在主摄影中成为最适合的 X 射线光圈 21 的大小。即，在从骨盆附近到足尖为止的广范围内，对于特别关心的想观察的部位和各部位的大小或造影剂的流动状况等，设置摄影范围和与之对应的光圈开度，使之成为图 4B 中用虚线乌黑表示的部分。

[0049] 即，在图 4B 中，展示了在摄影位置 1 上将 X 射线光圈 21 的开度设置为 1 的状态，接着，在摄影位置 2 上将 X 射线光圈 21 的开度设置为 2 的状态，进而，在摄影位置 3 上将 X 射线光圈 21 的开度设置为 3 的状态，而在摄影位置 n 上将 X 射线光圈 21 的开度设置为 n 的状态。在此，X 射线光圈 21 的开度 1、2、3…n 并不一定都是不同的，根据摄影位置也可以是相同的开度。另外，在相邻的摄影位置上，在被检体 P 的体轴方向( Y 方向 ) 尽量使摄影范围不重叠，这在降低被辐射上是理想的，但为了将流动的造影剂收敛到画面中，即使对应于造影剂的速度  $\lambda$  调整摄影率 f( 最大 1 秒 30 格，但也可以通过设置变更为 15 格、7.5 格 )，也无法避免会产生一定程度的重叠。

[0050] 这样，如果通过指示设备对每个摄影位置设置光圈开度，则通过光圈位置·大小·角度计算器 63 计算构成 X 射线光圈 21 的叶片 21a～21d 的向 X、y 方向的移动量，将计算的结果存储到摄影参数存储器 64 中。

[0051] 另外，从图象存储器 61 中读出通过预先透视收集得到的多个 X 射线透视像，可以进行跟踪显示，通过图 5 所示那样的反馈流程，能够设置与造影剂的速度  $\lambda$  对应的摄影率 f 和 C 臂 13 的移动速度等。

[0052] 即，在如图 5 所示那样的预先向被检体注入了造影剂的状态下进行透视收集，将存储在图象存储器 61 中的图象如图 5(b) 那样地在显示器装置 62 上进行电影显示或作为跟踪图象对每个设置的帧进行跟踪显示。另外，在图 5(a) 中，模式地表示了存储在图象存储器 61 中的从 m 帧到 n 帧的图象，m 帧的图象的摄影时间是 Tm，收集位置是 lm，n 帧的图象的收集时间是 Tn，收集位置是 ln。在此， $m < n$ ，收集速率 f 例如是 30fps。

[0053] 接着，操作者如图 5(b) 那样，将图象依次显示在显示器装置 62 上，一边看着它一边确认造影剂的扩散状况，并使之使止在希望的图象。然后，如图 5(c) 的虚线框所示的那样，针对该图象设置对于主摄影为最适合的 X 射线光圈 21 的开度(叶片 21a～21d 的 X、y 方向的位置)。通过操作板 52 的指示设备，使 X 射线光圈控制器 55 动作来进行该设置。

[0054] 由此，由于跟踪取得的图象的帧间隔是  $m \sim n$ ，所以根据指定的 2 点的位置信息和基于收集速率  $f$  的时间信息，由式(1)可知造影剂的移动速度  $\lambda$ 。

$$[\text{0055}] \quad \lambda = (l_n - l_m) / (T_n - T_m) \quad \cdots (1)$$

[0056] 在该造影剂的移动速度  $\lambda$  比摄影时的 C 臂 13 的移动速度快的情况下，由于有可能无法在画面中显示出造影剂的流动，所以通过使 X 射线光圈 21 的 y 方向的开度大，或提高摄影率  $f$  那样地重新进行设置，来将医生所特别关心要观察的部位作为摄影区域进行摄影，在该区域全体中纳入造影剂的流动状况。

[0057] 另外，这时在根据针对各图象设置的 X 射线光圈 21 的大小，长尺寸地显示全体像时自动地加上用来拼接前后图象的误差 ( $\Delta$ )。另外，摄影经过时间  $T_m$ 、 $T_n$  和摄影位置  $l_m$ 、 $l_n$  成为用来决定摄影间隔  $K$  和摄影率  $f$  的参考信息。

[0058] 通过依次循环对每个摄影部位进行该操作，与整个摄影范围内的每个摄影位置即与床板 15 对应的 C 臂 13 的位置对应地，将其旋转角、倾斜角、速度等各种设置值和造影剂的速度等摄影参数(设置值)作为例如图 6 所示的存储表而存储到摄影参数存储器 64 中。

[0059] 经过这样的准备工作，如果确定了每个摄影部位的光圈·摄影间隔·移动速度，则进行主摄影。主摄影由将造影剂注入到被检体前进行的屏蔽时序、注入造影剂后进行的对比度时序组成。即，对通过屏蔽时序注入了造影剂前的被检体，在摄影参数控制器 65 的控制下，依照通过上述透视收集确定了的光圈开度、摄影率、移动速度等那样地例如从骨盆方向向足尖方向摄影规定的部位，将得到的屏蔽图象与位置信息一起存储到图象存储器 61 中。

[0060] 然后，向被检体注入造影剂，依照造影剂流动的方向在同一摄影参数控制器 65 的控制下实施基于对比度时序的摄影，得到对比度图象。另外，由于逐次地将摄影时的 C 臂 13 等的移动速度、注入造影剂后的经过时间等信息提供给摄影参数控制器 65，所以摄影参数控制器 65 进行控制使得在存储在摄影参数存储器 64 中的条件下进行摄影。

[0061] 如果得到了对比度图象，则将该图象与位置信息一起存储到图象存储器 61 中，进而再在图象处理器 60 中，从图象存储器 61 中读出之前摄影了的屏蔽图象，在图象处理器 60 中实施与对比度图象的减法运算处理，得到相减图象。该相减图象包含位置信息地被存储到图象存储器 61 中，同时被实时地显示到显示器装置 62 上。另外，实施减法运算处理的对比度图象和屏蔽图象当然是对被检体的同一部位进行了摄影的图象。另外，相减图象是除去了对比度图象和屏蔽图象的相同背景部分，而只显示造影剂的流动着的部分的图象。

[0062] 这样，如果在主摄影时，读出存储在摄影参数存储器 64 中的各种设置值(摄影参数)，依照该设置值，在系统控制器 51 的控制下，得到屏蔽图象和对比度图象，则在能够极大地减轻操作者的负担的同时，还能够得到每个摄影部位的适当的诊断图象。

[0063] 在图 7 中用流程图表示了这样的本实施例的动作步骤，下面就沿着该流程图再次进行说明。

[0064] 即，作为步骤 S10，首先将 C 臂 13 的位置和角度设置为初始位置。具体地说，检测出与床板 15 对应的 C 臂 13 的位置和角度，检测出是否没有偏离初始位置，如果偏离了则通过保持装置控制器 57 的动作修正它。通过系统控制器 51 发出该指示。如果设置了 C 臂 13 的位置和角度，则作为步骤 S11，从存储在摄影参数存储器 64 中的设置值（参照图 6）中，检索该位置的 X 射线光圈 21 的散度（叶片 21a～21d 的 x、y 的位置），使 X 射线光圈控制器 55 动作来设置为规定的散度。这也是由系统控制器 51 进行的。接着，作为步骤 S12，同样从存储在摄影参数存储器 64 中的设置值中，检索该位置的 C 臂 13 的移动速度  $\beta$ 。作为步骤 S13，将这些 X 射线光圈 21 的散度和 C 臂 13 的移动速度  $\beta$  的数据传送到摄影参数控制器 65。所以，作为步骤 S14，根据存储在摄影参数存储器 64 中的设置值，在摄影参数控制器 65 的控制下，实施主摄影而得到屏蔽图象和对比度图象。

[0065] 另外，在主摄影中得到对比度图象时，如果操作者一边看着实时地显示在显示器装置 62 上的对比度图象，一边连续地按下设置在操作板 52 上的摄影按键（未图示），则自动地跟踪着造影剂的流动使 C 臂 13 移动，进行对比度图象的摄影。但是，在由于某种原因而基于自动控制的造影剂的追踪发生偏差时，则通过操作设置在操作板上的控制杆（未图示）等，手动地切换到以后的 C 臂 13 的移动操作而追踪造影剂，这时，只有 X 射线光圈 21 的控制是自动的。

[0066] 这样，通过本发明的实施例，提供了一种极大地减轻了操作者的负担，操作性良好的 X 射线诊断装置。

[0067] 另外，作为本发明的其他实施例，根据存储在摄影参数存储器 64 中的设置值存储表（参照图 6）的信息，如图 8 所示的那样，线图显示与床板 15 的 Y 方向对应的 C 臂 13 的位置与造影剂的移动速度或 C 臂 13 的移动速度的关系，能够作为诊断信息而提供。

[0068] 另外，如果从存储在图象存储器 61 中的摄影图象中读出对诊断有用的图象，如图 9 所示的那样按格显示在显示器装置 62 上，同时与该显示图象重叠地显示造影剂的测量开始点和测量结束点，用文字等显示测量了的造影剂的移动速度等，则能够在医生进行诊断时时机良好地提供作为参考的信息。

[0069] 进而，如图 10A 所示的那样，在长尺寸地显示的图象上，通过使用设置在操作板 52 上的指示设备来任意地设置关心区域（ROI），则能够从图象存储器 61 中读出该部分的相减图象，显示在显示器装置 62 上。然后，例如在该部分由 m1、m2 那样的多张图象构成的情况下，别可以如图 10B 所示的那样以拼接的形式将这些图象显示在显示器装置 62 上。在这种情况下，也可以重叠造影剂的移动速度等进行显示。

[0070] 另外，在膝和踝等关节部分由于血管分开，所以与腿和胫那样的直线部分相比血流速度慢，因而可以知道在关节部分造影剂的流动变慢。所以，在特别想观察膝和踝等关节部分的状况的情况下，通过预先指定该部位，在 X 射线摄影位置到达该指定位置时，X 射线光圈控制器 55 可以控制 X 射线光圈 21 而成为适合于摄影该部位中的慢造影剂流动的开度（例如窄开度），如果进行这样的操作，则能够更减轻操作者的负担。

[0071] 为了进行该特定部位的指定，使用设置在操作板 52 上的指示设备预先将特别想观察的区域设置为关心区域（ROI）。该设置信息可以经由系统控制器 51 存储到摄影参数

存储器 64 中。由此，在由摄影参数控制器 65 从摄影参数存储器 64 读出该设置信息时，经由系统控制器 51 将该相关设置信息发送到 X 射线光圈控制器 55。其结果是，在关心区域中，对应于设置信息，最适当地调整了 X 射线光圈 21 的光圈开度即 X 射线照射范围。由此，能够减轻 X 射线放射量，同时也减轻了操作者操作上的负担。

[0072] 另外，在这样造影剂的流动到达缓慢的特定部位时，也可以降低摄影率。由此，能够进一步减轻 X 射线放射量。

[0073] (实施例 2)

[0074] 参照图 11～图 16 说明本发明的实施例 2 相关的 X 射线诊断装置。在该实施例 2 中，其特征是：不通过操作者的手动操作以手动处理执行上述的预扫描并根据由该预扫描得到的图象设置主摄影用的摄影参数的过程，而能够自动地执行。

[0075] 由于进行该摄影参数的自动设置，所以本实施例相关的 X 射线诊断装置如图 11 所示，新具备进行作为造影剂的模型的轮廓的抽出和处理的轮廓处理器 70。另外，在操作板 52 上追加安装了锁定开关 71。其他的硬件构成与上述实施例 1 记载的一样。

[0076] 轮廓处理器 70 作为一个例子，构成为由具备 CPU 和程序存储用、运算用、数据存储用等各种存储器(来图示)的计算机构成的处理器。如果启动该轮廓处理器 70，则将预先存储在程序用存储器中的程序读出到运算用存储器中，并依照记载在该程序中的规定步骤进行处理。图 12 展示了该处理的概要。即，如该图所示，功能性地具备：输入通过预扫描收集的图象的图象输入部件 F1；进行用来抽出输入的造影剂的模型(以下称为轮廓)的微分处理的轮廓抽出部件 F2；存储轮廓图象的存储部件 F3；对位于差分的时刻  $t_n/t_{n-1}$  的图象进行位置检测的检测部件 F4；进行轮廓之间的差分处理的差分抽出部件(差分电路)F5；进行光圈开度计算·移动速度抽出的处理部件 F6。

[0077] 更具体地说，轮廓处理器 70 例如分时地并且在预扫描执行过程中，并行地进行图 13、14 所示的处理。其中，图 13 所示的处理表示用来决定 X 射线光圈 21 的光圈开度的处理，图 14 所示的处理表示用来决定相对于 C 臂 13 和床板 15 中的一个的另一个的相对移动速度(在实施例中是使 C 臂 13 相对于床板 15 移动)的处理。另外，轮廓处理器 70 也可以只执行图 13 和图 14 的处理中的任意一个。

[0078] 轮廓处理器 70 经由系统控制器 51 从图象记录部件 60 输入通过现在进行的预扫描收集的、某一采样时刻  $t_n$  的图象数据(步骤 S51)。接着，轮廓处理器 70 从内置的存储器读出某一摄影位置的在上次采样时刻  $t_{n-1}$  处理过的造影剂的轮廓图象数据(步骤 S52)。

[0079] 然后，轮廓处理器 70 依次进行轮廓抽出、差分图象生成、光圈开度决定的处理。

[0080] 最初，通过微分处理抽出这次采样时刻  $t_n$  的造影剂的轮廓(模式识别)，将该轮廓的各像素的图象数据暂时存储在内置存储器中(步骤 S53)。接着，在两个采样时刻  $t_n$ 、 $t_{n-1}$  的造影剂的轮廓之间进行每个像素的差分，生成差分图象(步骤 S54)。图 15 展示了该差分图象的生成的状况。

[0081] 接着，对差分图象的数据进行差分量(差分面积)运算，判断该差分量是否在预先规定的阈值以上(步骤 S55)。在差分量在阈值以上的情况下，确定差分量即与作为差分结果的轮廓面积对应的 X 射线光圈 21 的光圈开度，并将表示该光圈开度的数据存储在内置的存储器中(步骤 S56)。另一方面，在差分量(差分面积)未满阈值的情况下，也确

定差分量即与作为差分结果的轮廓面积对应的 X 射线光圈 21 的光圈开度，并将表示该光圈开度的数据存储在内置的存储器中(步骤 S57)。通过这样对差分量进行阈值处理，能够对应于造影剂的流速的程度，更详细并且简单地确定光圈开度。

[0082] 如果这样确定了光圈开度，则再输入下一个采样时刻  $t_{n+1}$  的预扫描的图象数据(步骤 S51)。这样循环地进行上述处理。

[0083] 伴随着该预扫描的执行，在执行过程中实时地显示透视图象。因此，从在预先根据经验值等计划了的采样率下显示的透视图象的数据中，通过微分处理依次抽出造影剂的轮廓。其中，求出在这次显示定时  $t_n$  抽出的轮廓图象和在上次显示定时  $t_{n-1}$  抽出的轮廓图象的差分图象。图 15(a)～(c) 模式地展示了该差分图象的生成的一个例子。根据该差分图象能够决定某一摄影位置的光圈开度(图 15(c) 的虚线部分的区域 RG 表示最适合的光圈开度)，同时能够求出造影剂的流速。

[0084] 另一方面，如图 14 所示，轮廓处理器 70 经由系统控制器 51 从图象记录部件 60 输入通过现在进行的预扫描收集的、某一采样时刻  $t_n$  的图象数据(步骤 S61)。接着，轮廓处理器 70 从内置的存储器读出在上次采样时刻  $t_{n-1}$  处理过的造影剂的轮廓图象数据(步骤 S62)。

[0085] 然后，轮廓处理器 70 依次进行轮廓抽出、差分图象生成、移动速度决定的处理。

[0086] 最初，在这次采样时刻  $t_n$  通过微分处理抽出造影剂的轮廓(模式识别)，将该轮廓的各像素的图象数据暂时存储在内置存储器中(步骤 S63)。接着，在两个采样时刻  $t_n$ 、 $t_{n-1}$  的造影剂的轮廓之间进行每个像素的差分，生成差分图象(步骤 S64)。图 16 展示了该差分图象的生成的状况。

[0087] 接着，对差分图象的数据进行造影剂的移动量运算，判断该移动量是否在预先规定的阈值以上(步骤 S65)。在移动量在阈值以上的情况下，确定与作为差分结果的轮廓面积大(光圈开度大)对应的 C 臂 13 的移动速度，并将表示该移动开度的数据存储在内置的存储器中(步骤 S66)。另一方面，在造影剂的移动量未满阈值的情况下，同样也确定与作为差分结果的轮廓面积小(光圈开度小)对应的 C 臂 13 的移动速度，并将表示该移动速度的数据存储在内置的存储器中(步骤 S67)。通过这样对移动量进行阈值处理，能够对应于造影剂的移动量的程度，更详细并且简单地确定 C 臂 13 的移动速度。

[0088] 如果这样确定了移动速度，则再输入下一个采样时刻  $t_{n+1}$  的预扫描的图象数据(步骤 S61)。这样循环地进行上述处理。

[0089] 伴随着该预扫描的执行，在执行过程中实时地显示透视图象。因此，从在预先根据经验值等计划了的采样速率下显示的透视图象的数据中，通过微分处理依次抽出造影剂的轮廓。其中，在各摄影位置求出在这次显示定时  $t_n$  抽出的轮廓图象和在上次显示定时  $t_{n-1}$  抽出的轮廓图象的差分图象。图 16(a)～(c) 和 (d)～(f) 模式地展示了该差分图象的生成的一个例子。

[0090] 根据这些差分图象能够决定某一摄影位置(时刻  $t_1$ )的光圈开度(图 16(c) 的虚线部分的区域  $P1(x, y)$ )，同时能够确定下一个摄影位置(时刻  $t_2$ )的光圈开度(图 16(f) 的虚线部分的区域  $P2(x, y)$ )(图 14 的步骤 S65、S66)。因此，可以通过下式计算从 C 臂 13 的某一摄影位置(时刻  $t_1$ )到下一个摄影位置(时刻  $t_2$ )的光圈开度的位置，即 C 臂 13 的

移动速度 V(mm/sec)( 同样通过图 14 的步骤 S65、S66 执行 )。

[0091]  $V = (P1-P2)/(t1-t2)$

[0092] 该 C 臂 13 的移动速度 V 被存储在摄影参数存储器 64 中。

[0093] 如上所述，在摄影参数存储器 64 中，与上述实施例的主摄影一样，也存储了主摄影所必需的摄影参数。因此，在主摄影时，由摄影参数控制器 65 读出这些摄影参数，对通过预扫描确定的每个摄影位置自动调整 X 射线光圈 21 的光圈开度，同时根据备摄影位置的希望的摄影率 f 和希望的摄影间隔 K 的摄影，C 臂 13 跟踪着造影剂而向下一个摄影位置移动。

[0094] 所以，通过本实施例 2，在预扫描中，从由该预扫描得到的透视图象识别为造影剂的轮廓，几乎实时地根据该模式识别了的信息求出光圈开度，并存储在摄影参数存储器 64 中。因此，摄影参数控制器 65 从摄影参数存储器 64 中读出该光圈开度的信息，经由系统控制器 51 传送到 X 射线光圈控制器 55。由此，在预扫描中，由于几乎实时地逐一将 X 射线光圈 21 的光圈开度调整为由 X 射线光圈控制器 55 指定的值，所以能够在各摄影位置屏蔽流过了造影剂的区域的 X 射线放射，并减少读量的对被检体的 X 射线放射量。

[0095] 由于一般疾患部位的血流即造影剂的流速慢，所以通过使用该实施例 2 的与造影剂的轮廓对应的自动跟踪功能，能够在疾患部位的位置将 X 射线光圈 21 的光圈开度设置为特别窄的值。在该疾患部位的判断中，也可以根据经验值将用于例如图 13、图 14 的差分量和移动量的阈值处理中的阈值设置为适当的值。

[0096] 另外，使用基于该阈值处理的过去的采样时刻的判断倾向和摄影位置，能够预测其后的造影剂的流速的程度，可以将该预测信息作为摄影参数的一部分信息进行存储。可以将该预测信息用于 X 射线光圈的光圈开度和 C 臂的控制中，由此，能够更高精度地控制主摄影时的摄影参数。例如可以由轮廓处理器 70 执行该预测信息的处理。

[0097] 另外，根据本实施例 2，根据由预扫描得到的各位置的透视图象将造影剂的轮廓识别为模式，根据该模式识别信息，确定用于主摄影的备摄影位置的 X 射线光圈 21 的光圈开度、造影剂的流速、C 臂 13 的移动速度等摄影参数，并自动存储到摄影参数存储器 64 中。因此，与上述实施例 1 不同，操作者不需要在预扫描后一边显示透视图象，一边进行设置每个摄影位置的摄影参数的手动设置。因此，更强化了操作上的辅助，大幅减轻了操作上的工作。

[0098] 进而，如上所述在主摄影时，由摄影参数控制器 65 读出自动设置的摄影参数，并经由系统控制器 51 自动地发送到 X 射线光圈控制器 55 和保持装置控制器 57。因此，在主摄影时，使用根据基于预扫描的透视图象自动设置的摄影参数，与上述实施例 1 一样，执行自动调整了光圈开度和 C 臂移动速度的主摄影。

[0099] 其结果是，操作者可以不用手动地进行 C 臂 13 的移动操作，使相关操作者从操作工作中解放出来，因而能够专心于与主摄影同时显示的图象诊断上。因此，显著减轻了操作者操作上的工作，同时提高了操作效率并提高了检查的精度。

[0100] 进而，在上述操作上的简化和减轻的同时，确实地通过锁定开关 71 对应了异常发生时的情况。在操作者(执行者)按下锁定开关 71 的期间，该 X 射线诊断装置正常地动作，但在 X 射线管、C 臂、床板等发生了异常故障的情况下，操作者通过终止到这时

为止一直按下的锁定开关 71 的按压操作，能够马上避免相关异常状态。

[0101] 另外，在上述各实施例中，作为 X 射线检测器 30，说明了经由光学系统 33 结合了 I.I.31 和电视照相机 32 的结构，但能够适用于本发明的 X 射线检测器并不一定限于此，也可以是由例如用将放射线转换为电荷等的光导电膜等覆盖在玻璃基板上形成的开关元件和电容而形成的半导体阵列构成的平板型放射线检测器 (Flat Panel Detector : FPD)。在这种情况下，I.I. 控制器 58 和电视照相机控制器 59 被置换为控制 FPD 的 FPD 控制部件。

[0102] 另外，在上述各实施例中，说明了使床板静止，使 C 臂 13 移动来进行 X 射线摄影，但根据情况，也可以使 C 臂 13 静止，而使床板 15 移动来进行 X 射线摄影。

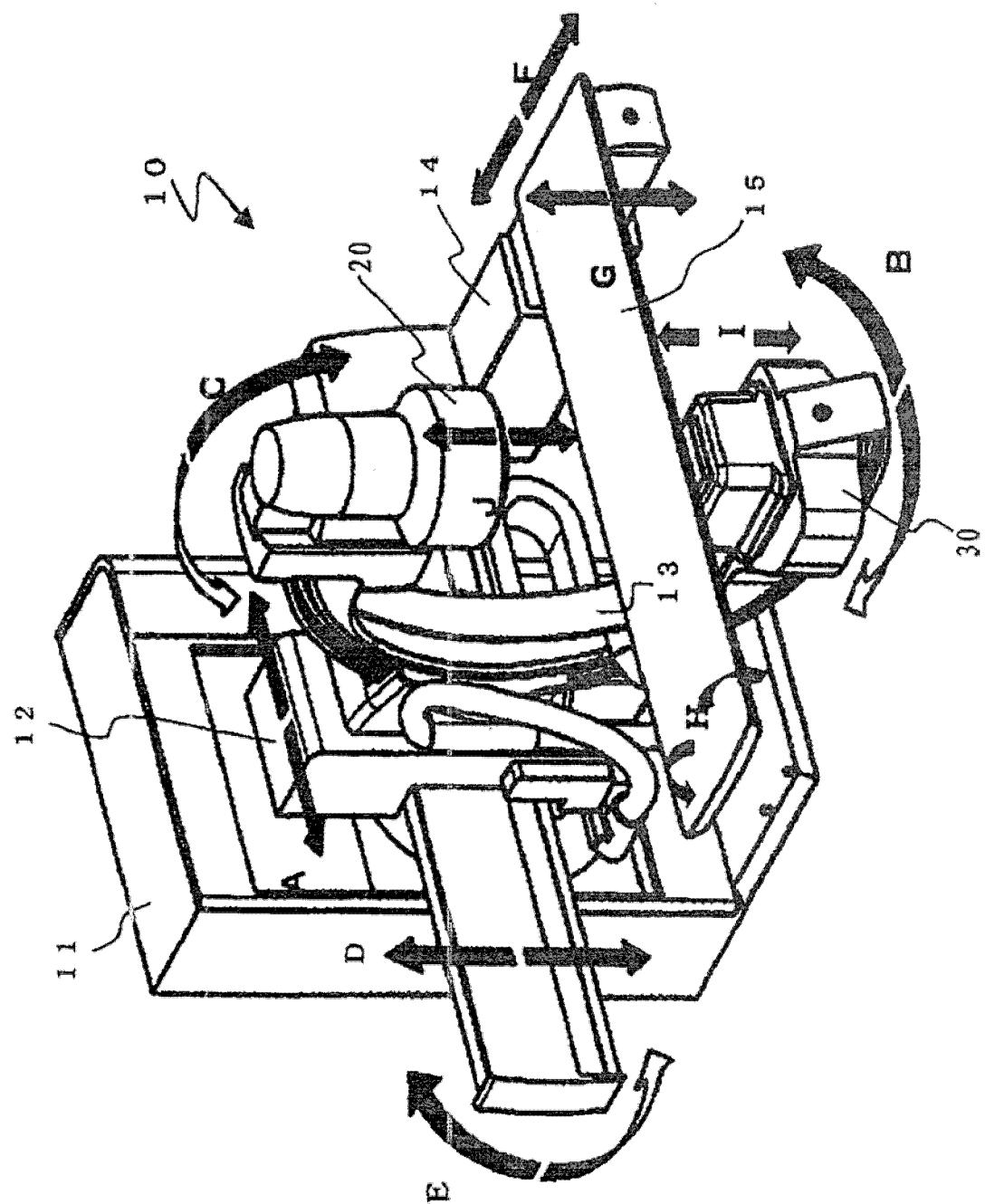


图 1

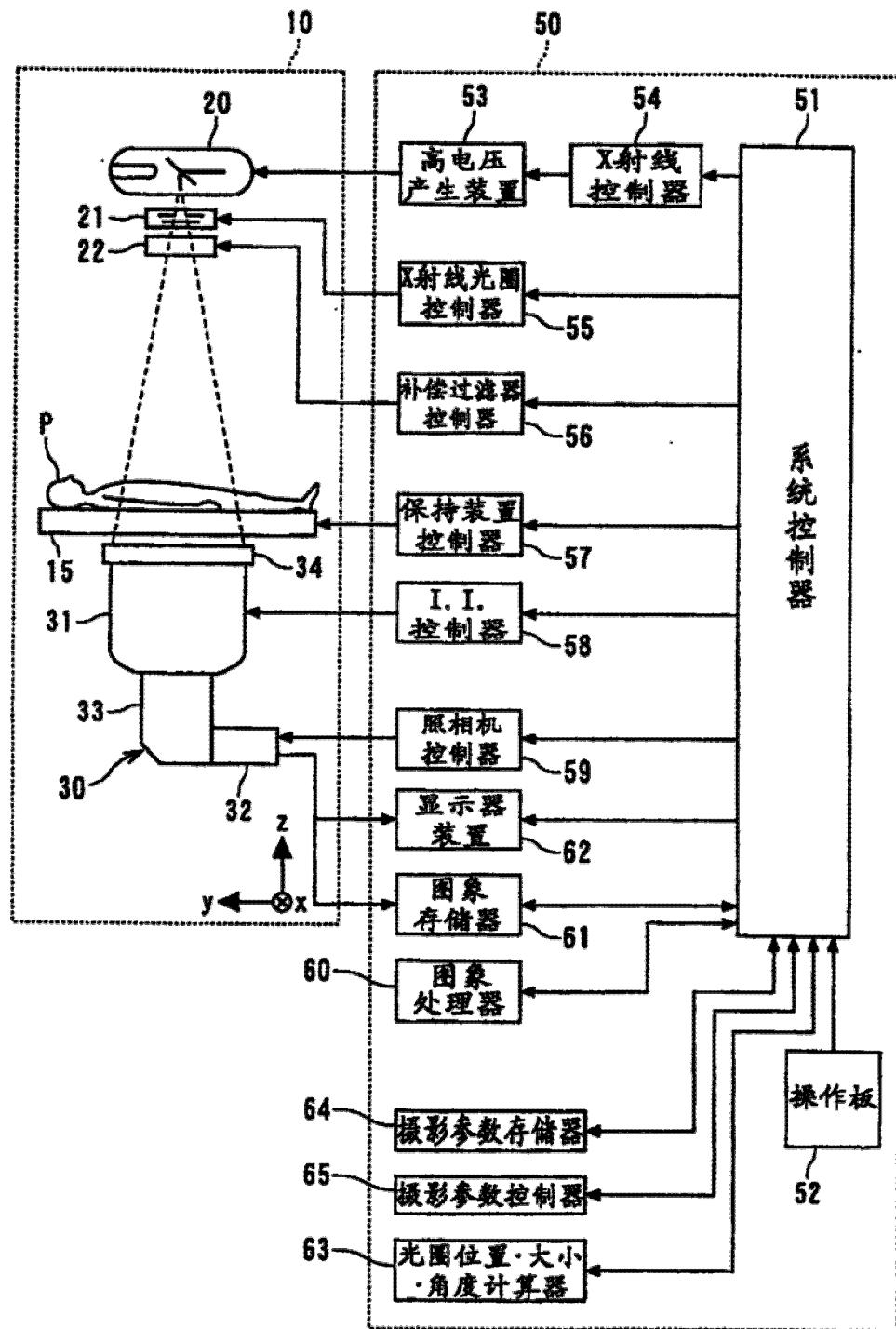


图 2

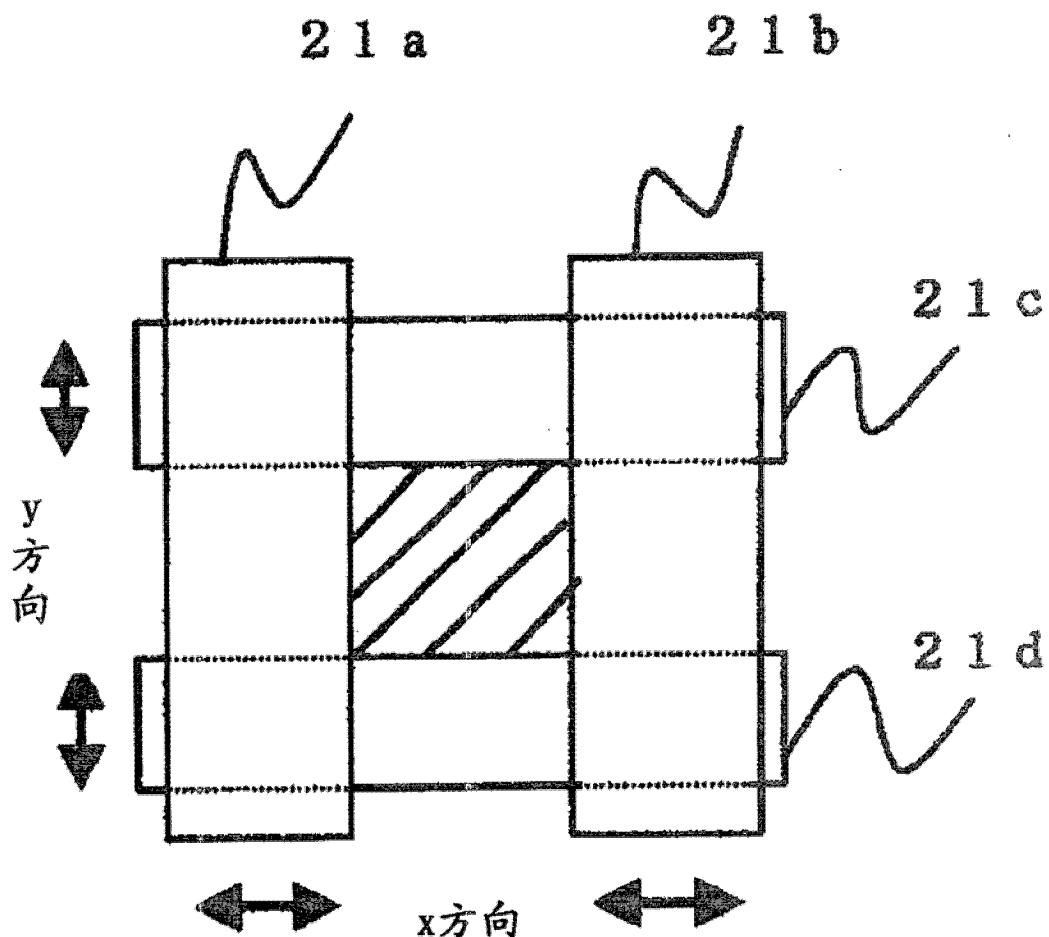


图 3

(a)



(b)

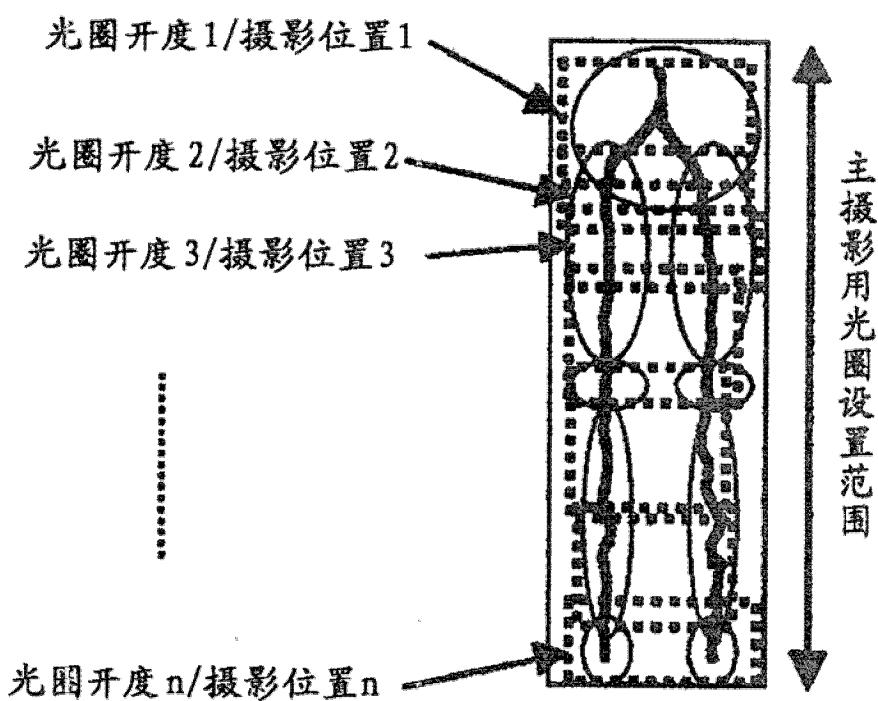


图 4

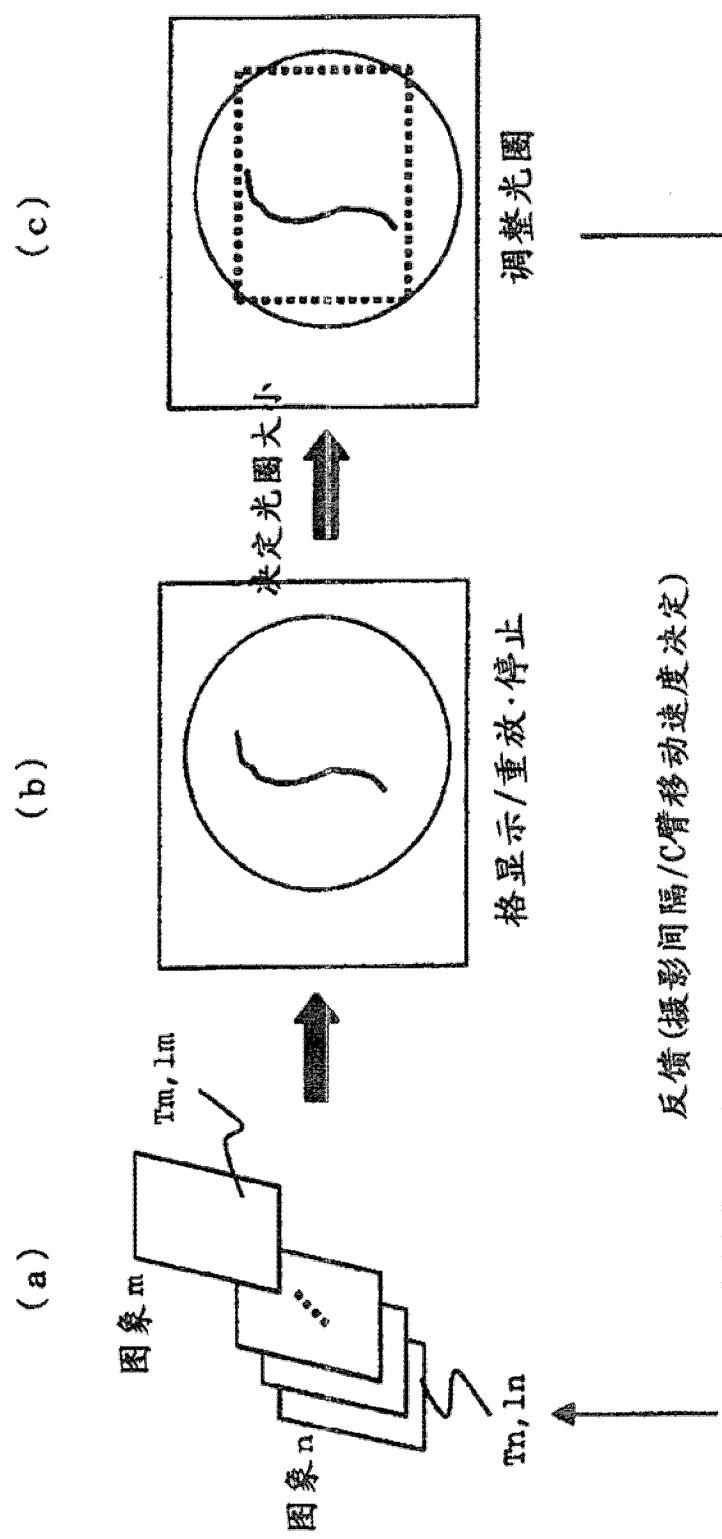


图 5

$C_{\text{臂}}$ 位置 (A)	$C_{\text{臂}}$ 旋转角 (B)	$C_{\text{臂}}$ 倾斜角 (C)	造影剂 移动速度	$C_{\text{臂}}$ 移动速度	摄影间隔	摄影率	光圈 X 方向位置	光圈 Y 方向位置
$\phi_1$	$\theta_1$	$\theta'_1$	$\lambda_1$	$\beta_1$	$K_1$	$f_1$	$x_1$	$y_1$
$\phi_2$	$\theta_2$	$\theta'_2$	$\lambda_2$	$\beta_2$	$K_2$	$f_2$	$x_2$	$y_2$
$\phi_3$	$\theta_3$	$\theta'_3$	$\lambda_3$	$\beta_3$	$K_3$	$f_3$	$x_3$	$y_3$
...								
...								
...								
...								
$\phi_n$	$\theta_n$	$\theta'_n$	$\lambda_n$	$\beta_n$	$K_n$	$f_n$	$x_n$	$y_n$

图 6

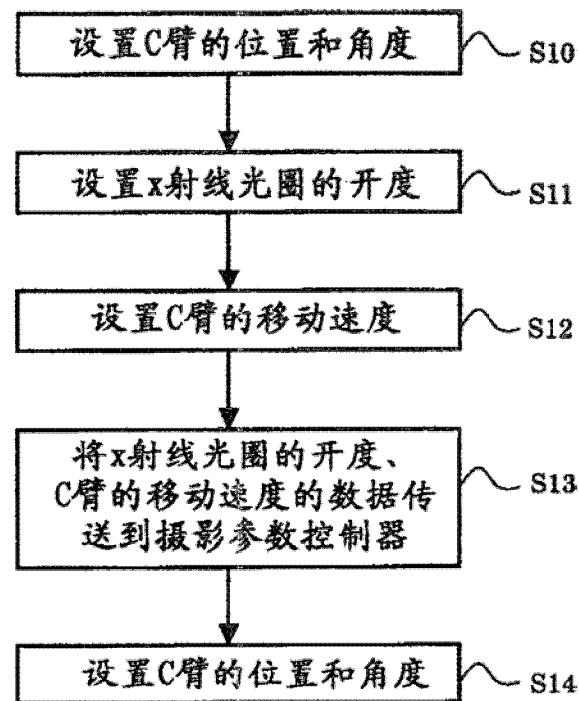


图 7

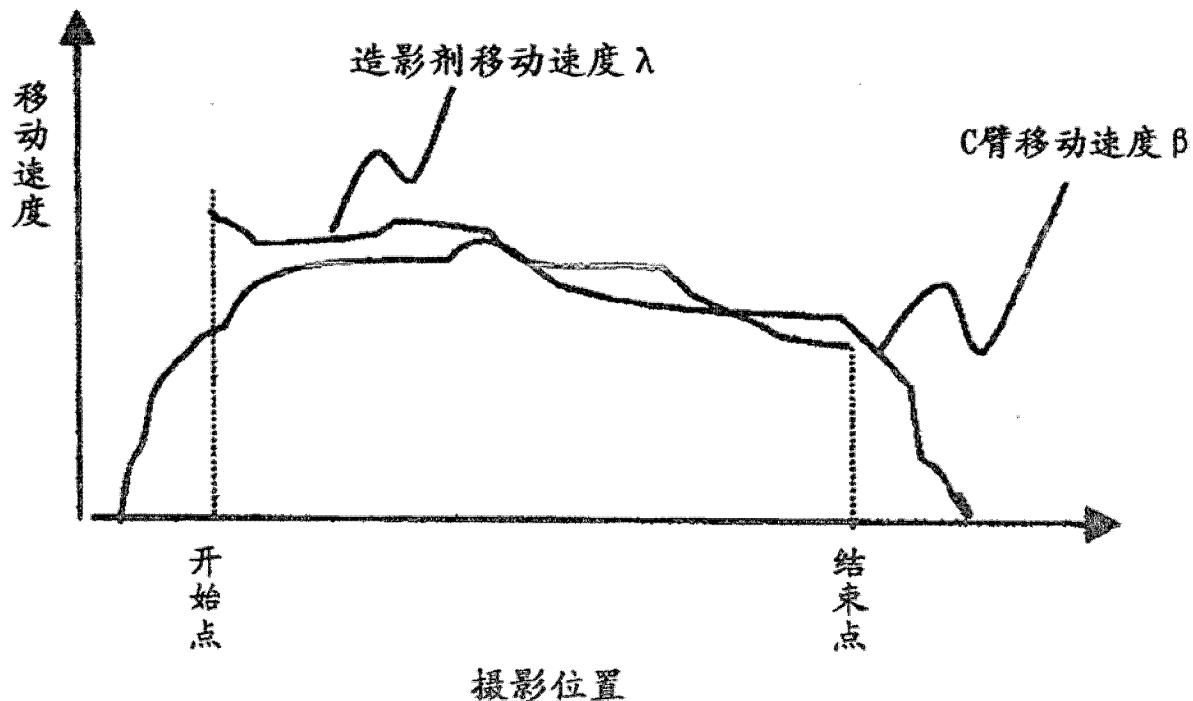
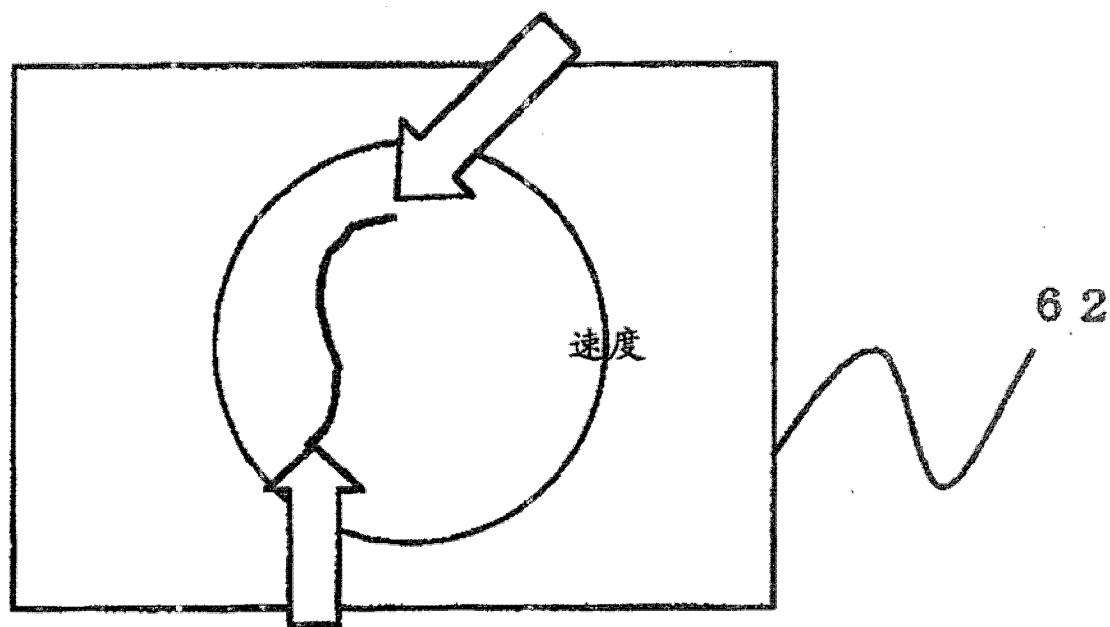


图 8

设置造影剂移动速度测定开始点(帧m)



设置造影剂移动速度测定终点(帧n)

图 9

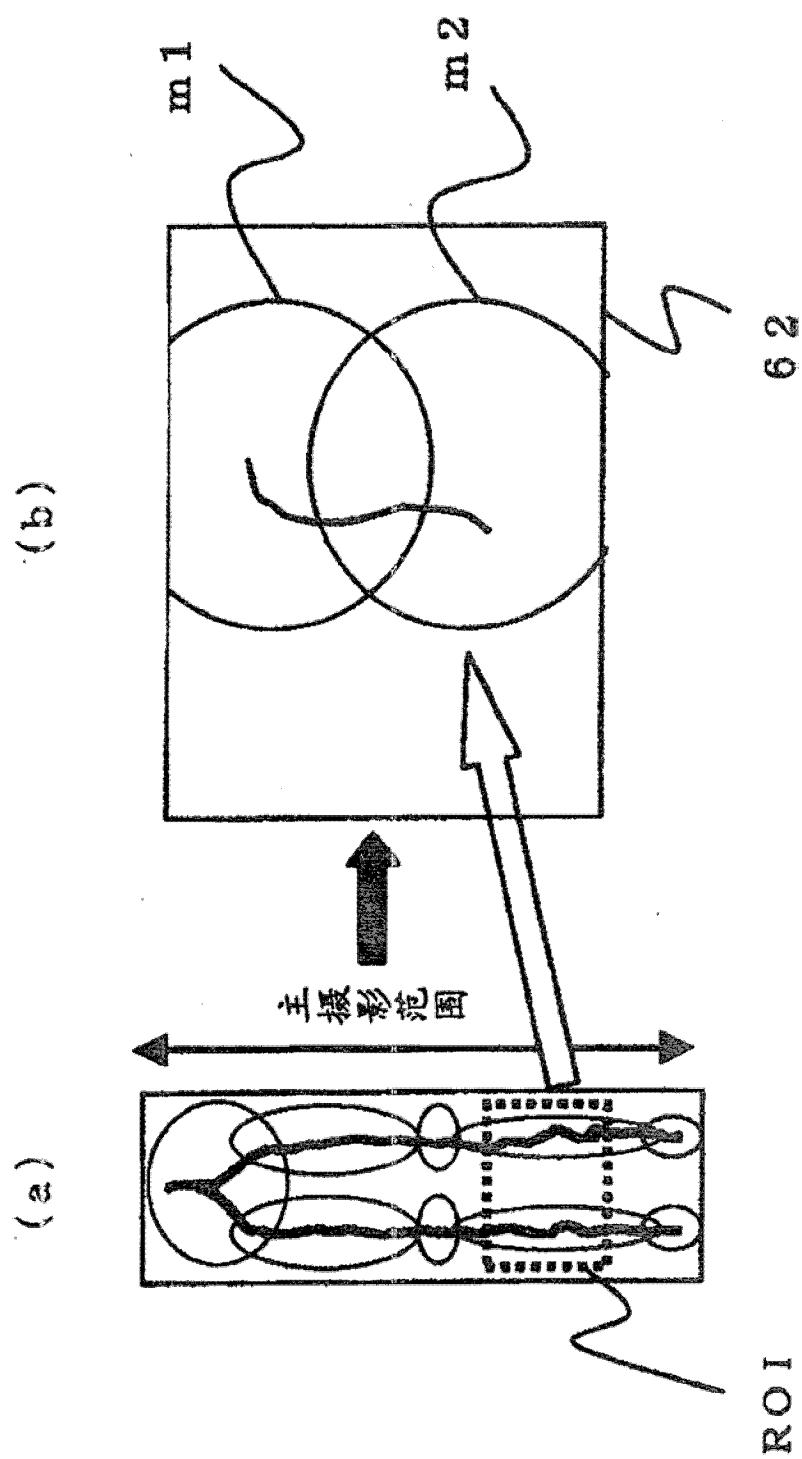


图 10

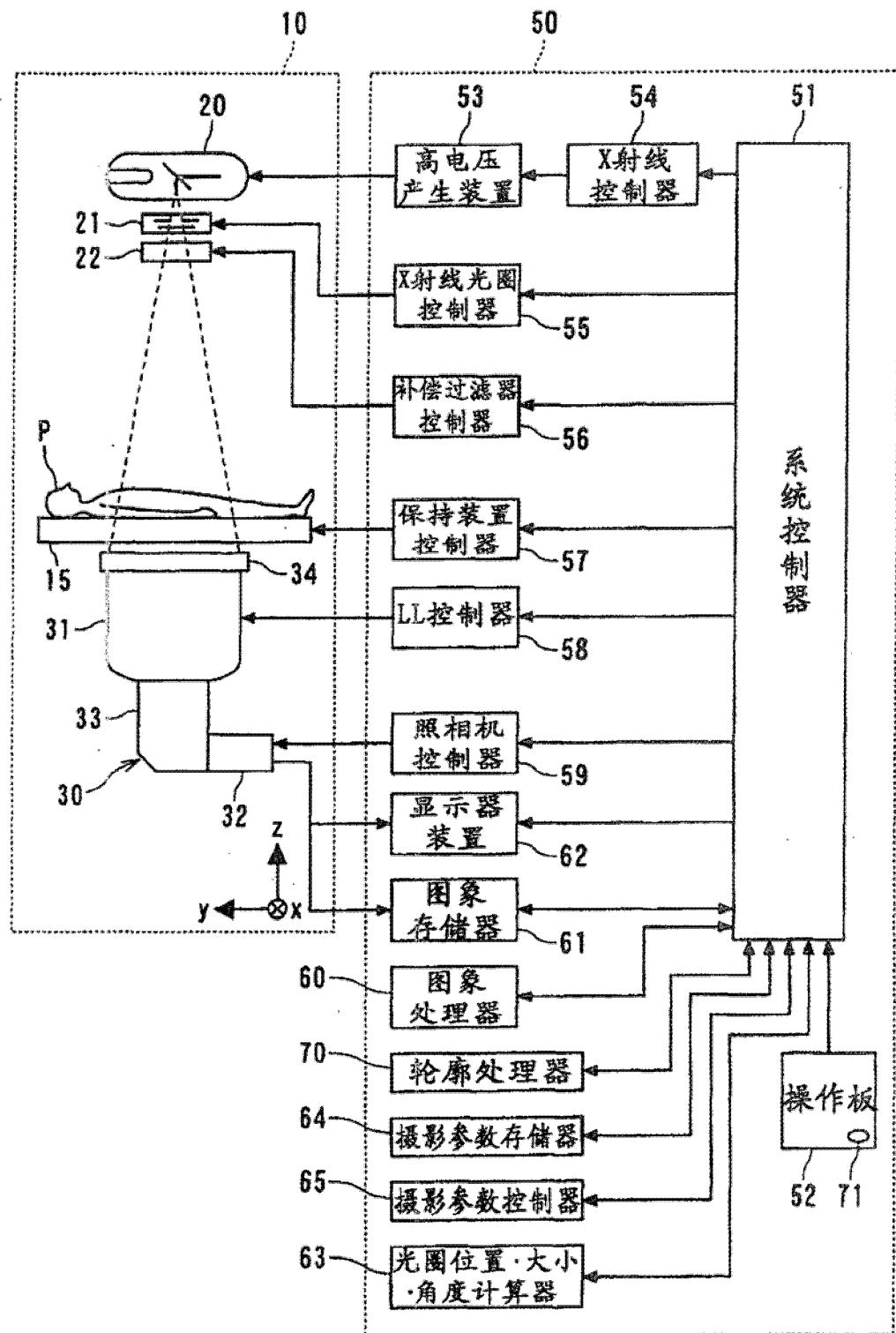


图 11

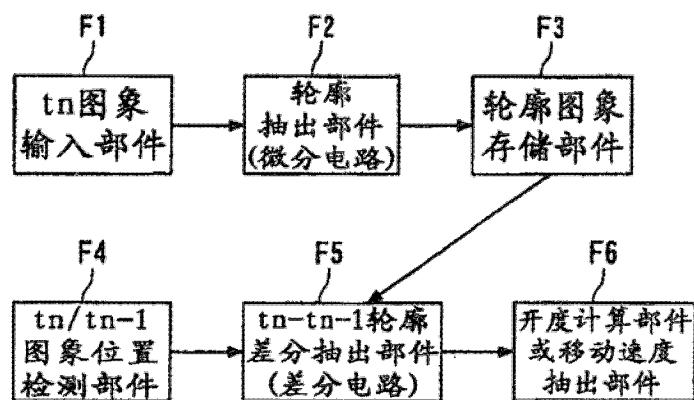


图 12

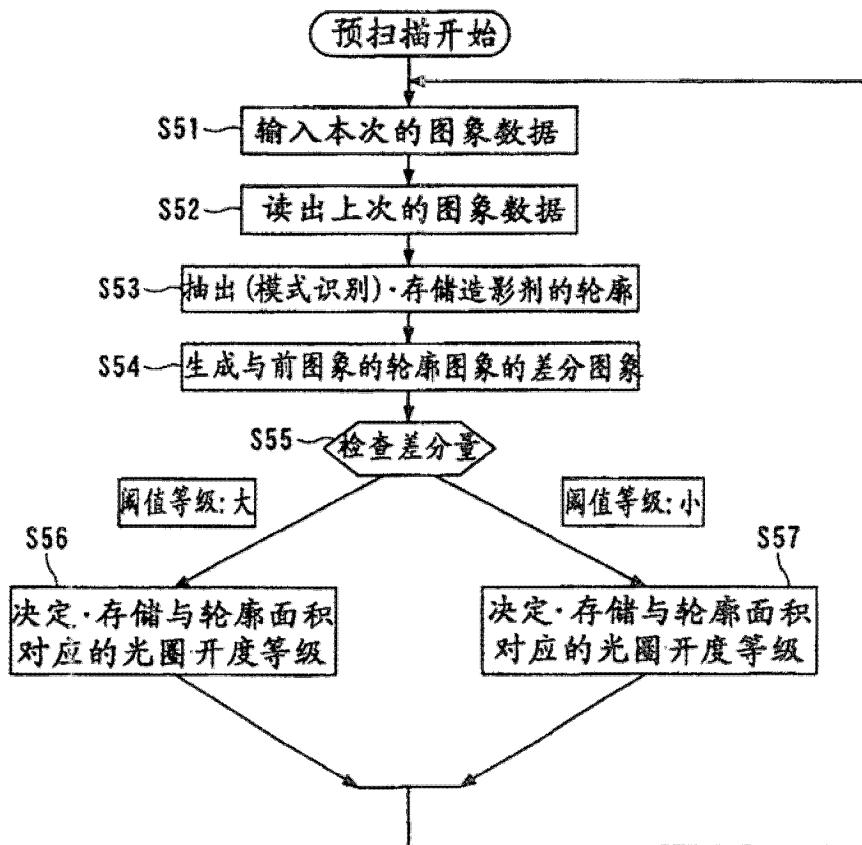


图 13

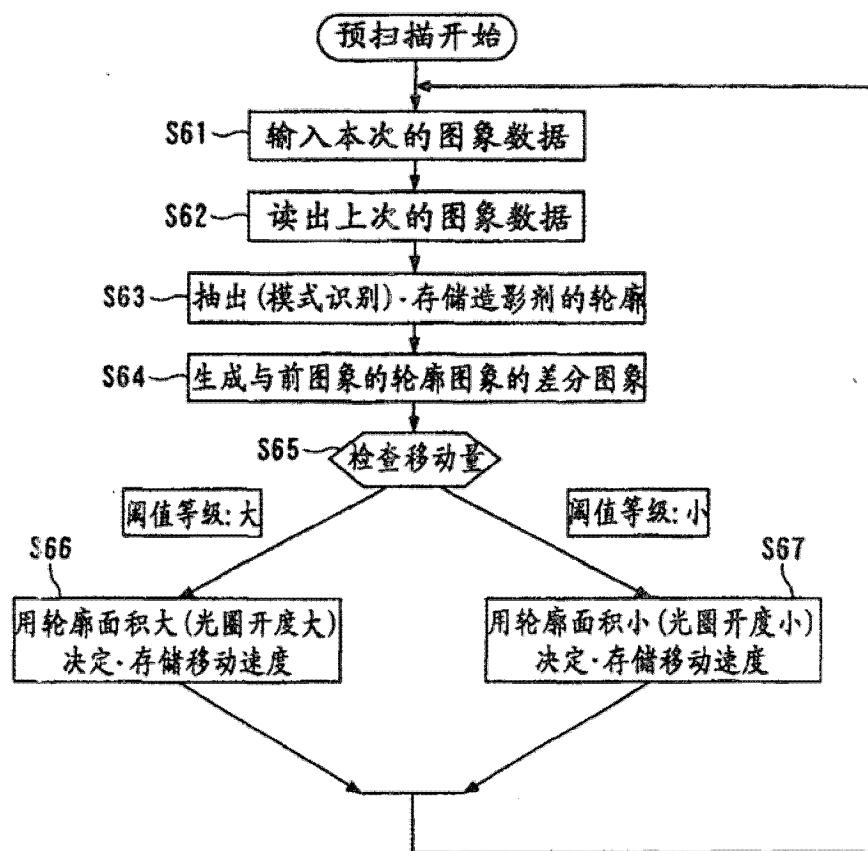


图 14

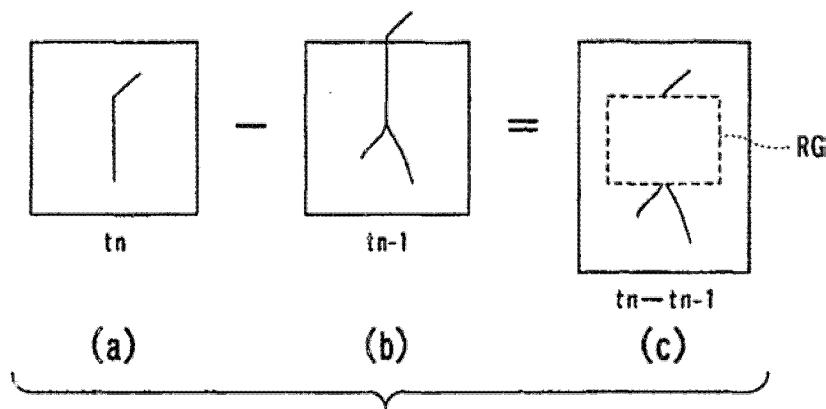


图 15

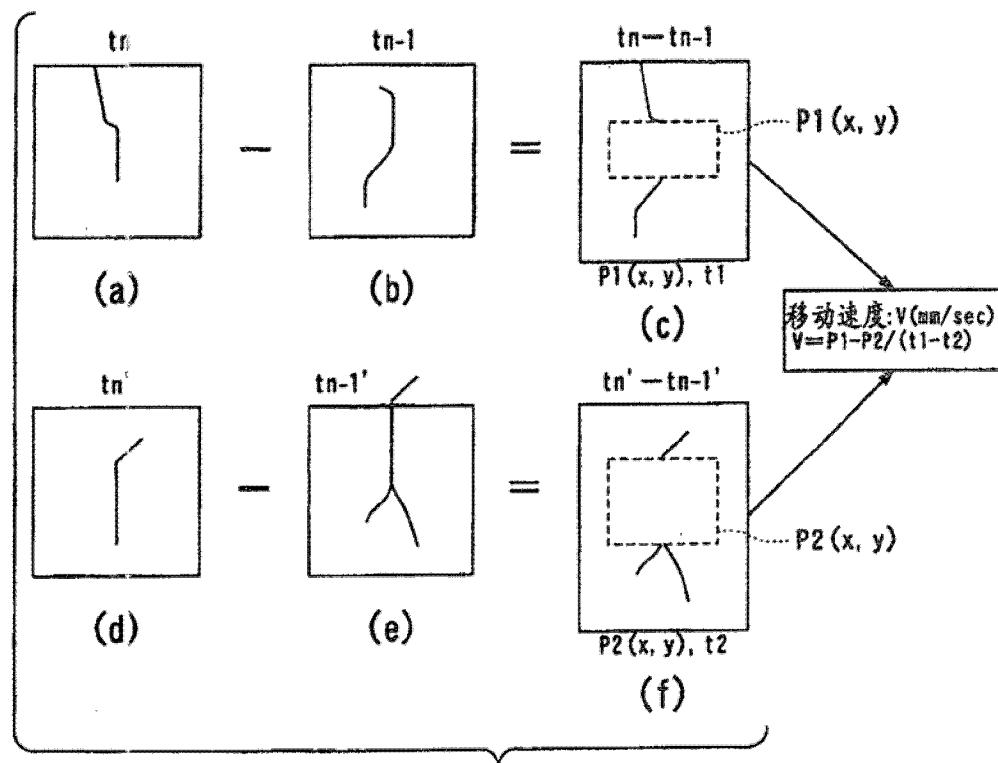


图 16