



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101138504 B

(45) 授权公告日 2012. 01. 11

(21) 申请号 200710153624. 7

CN 1575758 A, 2005. 02. 09, 全文.

(22) 申请日 2007. 09. 07

CN 1575758 A, 2005. 02. 09, 全文.

CN 1672651 A, 2005. 09. 28, 权利要求 1.

(30) 优先权数据

2006-242893 2006. 09. 07 JP

审查员 胡亚婷

(73) 专利权人 株式会社东芝

地址 日本东京都

专利权人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 小泽政广

(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 吴丽丽

(51) Int. Cl.

A61B 6/00(2006. 01)

G06T 1/00(2006. 01)

G06T 7/20(2006. 01)

G06T 7/60(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6556697 B1, 2003. 04. 29, 全文.

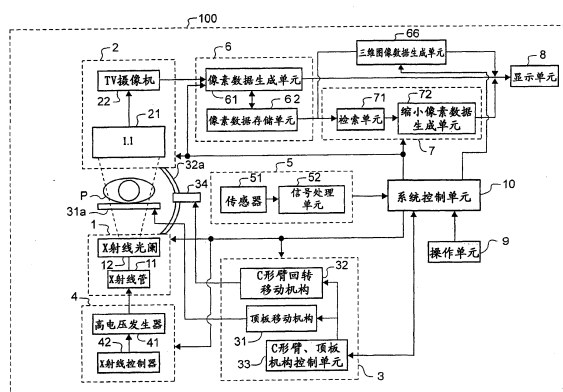
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 6 页

(54) 发明名称

X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法

(57) 摘要

本发明提供一种 X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法, 该 X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法通过指定多个图像摄影角度 (位置), 根据实时收集的生物体信号信息 (心电波形) 或预先设定的角度信息等信息来决定收集旋转移动, 从而如果在某指定角度, 多个心脏周期的像素数据的收集结束, 就通过选择由自动旋转移移动到下一收集位置而得到的运动物体的相同相位的二维像素数据的组, 从而能容易进行运动物体的三维图像数据的生成。



1. 一种 X 射线图像诊断装置,其特征在于,包括:

对被检测体照射 X 射线的 X 射线发生单元;

检测透射所述被检测体的所述 X 射线,生成 X 射线投影数据的 X 射线检测单元;

在移动所述 X 射线发生单元和 X 射线检测单元,摄影所述被检测体的一连串序列中,设定在至少 2 处不同的角度位置进行摄影的角度设定单元;

根据来自所述角度设定单元的角度位置信息和来自所述被检测体的心电波形信息,控制所述 X 射线发生单元和所述 X 射线检测单元的移动和摄影动作的控制单元;

根据所述被检测体的心电波形信息,通过在所述至少 2 处不同的摄影角度的从所述 X 射线检测单元提供的 X 射线投影数据,生成处理与所述心电波形的至少 1 周期以上的时间对应的在所述至少 2 处不同的摄影角度收集到的多个二维像素数据的像素数据处理单元;

使用由所述像素数据处理单元生成的所述至少 2 处不同的摄影角度的所述多个二维像素数据中所述心电波形的特定的相同相位的二维像素数据,生成所述被检测体的冠状动脉的三维图像数据的三维图像数据生成单元。

2. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

以在各角度位置收集到的二维像素数据之间不产生误差和变形的角度差,设定所述至少 2 处不同的角度位置。

3. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

所述像素数据处理单元根据所述控制单元接收到的所述被检测体的心电波形信息,利用被设定在所述至少 2 处角度位置的来自所述 X 射线检测单元的 X 射线投影数据,生成与所述心电波形的 n 周期的特定相位对应的至少 2 处的二维像素数据,其中 n 为 1 以上的正数。

4. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

还具有:从由所述像素数据处理单元生成的所述至少 2 处的二维像素数据中所述心电波形的特定相位的像素数据中,把 2 个以上的像素数据组合为 1 组的组合检索单元;

缩小由所述组合检索单元组合的各组的各像素数据,生成缩小像素数据,分组识别生成的各缩小像素数据的缩小像素数据生成单元;

显示由所述缩小像素数据生成单元被分组识别出的各缩小像素数据的显示单元;

从由所述显示单元显示的像素数据的组中选择所需的组的选择单元,

其中,所述三维图像数据生成单元使用与由所述选择单元选择出的组的缩小像素数据对应的像素数据,生成三维图像数据。

5. 根据权利要求 4 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

所述像素数据处理单元具有存储所生成的像素数据的像素数据存储单元,

所述组合检索单元从所述像素数据存储单元检索与来自所述控制单元的所述心电波形信息的规定相位对应的所述至少 2 处的二维像素数据。

6. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

所述 X 射线发生单元和所述 X 射线检测单元由 C 形臂支撑;

所述角度设定单元具有用于把所述 X 射线发生单元和所述 X 射线检测单元设定到所述至少 2 处的角度位置的 C 形臂旋转移动控制单元。

7. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

所述 X 射线发生单元在基于所述角度设定单元的所述 X 射线发生单元和 X 射线检测单元的旋转移动中,停止 X 射线的照射。

8. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

所述 X 射线发生单元在基于所述角度设定单元的所述 X 射线发生单元和 X 射线检测单元的移动中,对所述被检测体照射与设定为所述至少 2 处的角度时相比低能量的透视用 X 射线。

9. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

还具有:从由所述像素数据处理单元生成的所述至少 2 处的二维像素数据中所述心电图波形的规定相位的图像数据中,把 2 个以上的图像数据组合为 1 组的组合检索单元;

缩小由所述组合检索单元组合的各组的各图像数据,生成缩小像素数据,分组识别生成的各缩小像素数据的缩小像素数据生成单元;

显示由所述缩小像素数据生成单元分组识别出的各缩小像素数据的显示单元;

从由所述显示单元显示的组中选择所需的组的选择单元;

所述三维图像数据生成单元使用与由所述选择单元选择出的组的缩小像素数据对应的像素数据,生成三维图像数据。

10. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

所述至少 2 处的二维像素数据与所述心电图波形的心电图信号的 R 波对应。

11. 根据权利要求 1 所述的 X 射线图像诊断装置,其特征在于:

所述至少 2 处的二维像素数据与所述心电图波形的心电图信号的扩张末期信号对应。

12. 一种图像数据生成方法,其特征在于:

通过角度设定单元设定对被检测体照射 X 射线的 X 射线发生单元和检测来自该 X 射线发生单元的 X 射线并且生成 X 射线投影数据的 X 射线检测单元对于所述被检测体的至少 2 处不同的摄影角度;

根据所述被检测体的心电图波形信息,利用在所述至少 2 处不同的摄影角度的来自所述 X 射线检测单元的 X 射线投影数据,由像素数据生成单元生成与所述心电图波形的 n 周期对应的至少 2 处不同的摄影角度位置的像素数据,其中 n 为 1 以上的正数,

使用由所述像素数据生成单元生成的所述至少 2 处不同的像素数据中所述心电图波形的规定相位的像素数据,由三维图像数据生成单元生成上述被检测体的冠状动脉的三维图像数据。

13. 一种 X 射线图像数据生成方法,其特征在于:

预先指定对被检测体进行 X 射线摄影的多个不同的角度位置;实时收集所述被检测体的心电图波形信息;

根据所述心电图波形信息,在所述预先指定的角度的最初的指定角度位置收集所述心电图波形的至少 1 周期以上的像素数据;

如果在所述最初的指定角度位置上收集至少 1 周期以上的像素数据结束,则自动把 X 射线源和透射 X 射线检测器旋转移动到下一像素数据收集角度位置,然后收集至少 1 周期以上的像素数据;

在收集到的所述多个不同角度位置的多个像素数据中选择所述心电图波形的相同相位的二维像素数据的组;

根据选择出的二维像素数据的组生成上述被检测体的冠状动脉的三维图像数据。

X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请从 2006 年 9 月 7 日提出的日本专利申请 No. 2006-242893 要求优先权, 通过参照, 将其全部内容被清楚地并入这里。

技术领域

[0003] 本发明涉及 X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法, 特别是涉及根据从不同的角度位置对对象部位拍摄、收集到的多个二维像素数据生成 3 维图像数据并显示的 X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法。

背景技术

[0004] 近年, 伴随着使用导管 (catherter) 的血管造影检查和 IVR(Interventional Radiology) 的发展, X 射线图像诊断装置向循环器官领域的诊断、治疗的应用正在进展。循环器官用 X 射线图像诊断装置不但能够通过冠状动脉等心血管系统、全身的动脉静脉的血管等的二维图像进行诊断、治疗, 而且即使使用三维图像 (coronary tree) 也可以进行诊断。在血管的 X 射线图像诊断中, 在向血管内注入造影剂的状态下进行 X 射线摄影。

[0005] 循环器官用 X 射线图像诊断装置构成为通常以支撑 X 射线发生单元和 X 射线检测单元的 C 形臂等支撑机构的旋转移动和安放被检测体的顶板位置的移动的组合, 能在最佳的角度位置对诊断血管部位进行 X 射线摄影。为了通过 X 射线图像诊断装置取得冠状动脉等周期性地工作的血管的三维图像, 在向摄影对象的血管内注入造影剂的状态下, 通过来自不同的角度位置的 X 射线摄影, 收集多个二维像素数据。并提出了从收集到的多个二维像素数据中, 使用被检测体的心搏为相同相位的多个二维像素数据, 生成血管的三维图像的方法 (例如, 参照特开 2004-8304 号公报)。

[0006] 在收集多个二维像素数据的 X 射线图像诊断装置中, 有双平面系统 (bi-planes system) 和单平面系统 (single planes system)。双平面系统在以不同的角度交叉的 2 个 C 形臂上分别具有 X 射线发生源和透射 X 射线检测器, 从不同的角度几乎同时摄影对象血管, 进行多个二维像素数据的收集。单平面系统用一个 C 形臂保持一对 X 射线发生源和透射 X 射线检测器, 为了收集多个二维像素数据, 使该一个 C 形臂旋转移动, 在多个不同的角度位置进行对象血管的 X 射线摄影。由于双平面系统的 X 射线图像诊断装置几乎同时进行来自不同的角度的对象血管的 X 射线摄影, 所以不进行单平面系统那样的繁杂的 C 形臂的旋转移动的操作, 就能同时收集多个二维像素数据。可是, 双平面系统的 X 射线图像诊断装置昂贵, 并且在装置的设置上需要宽阔的面积。而单平面系统的 X 射线图像诊断装置不需要宽阔的设置面积, 并且价格低廉, 所以广泛用于基于血管等运动物体对象的三维图像 (coronary tree) 的 X 射线图像诊断和治疗。

[0007] 为了生成血管的三维图像 (coronary tree), 从由不同的角度位置收集到的多个二维像素数据中, 以被检测体生物体信号的相同相位得到的多个二维像素数据成为必要。可是, 如上所述, 在单平面类型的 X 射线图像诊断装置中, 一边使支撑 X 射线发生源和透射 X

射线检测器的 C 形臂旋转移动,一边在多个角度位置分别以一定的帧频进行 X 射线摄影并收集,所以并不能限于收集生物体信号的相同相位下的多个二维像素数据。即使在能够收集相同相位的二维像素数据时,也并不限于多个角度位置是以适合于三维图像生成的角度差取得的。在不太有角度差的位置收集的二维像素数据即使是例如相同相位,在像素数据之间也容易产生误差或变形,存在不适合生成三维图像数据的问题。在一次 X 射线摄影中,无法收集适合于三维图像数据生成的多个相同相位的二维像素数据,如果进行追加的 X 射线摄影,就必须对被检测体再次注入造影剂,存在对被检测体增大负担的问题。

[0008] 本发明是为了解决所述单平面类型的 X 射线图像诊断装置的缺点、问题点而提出的,其目的在于,提供容易收集以具有在像素数据之间不产生误差、变形的充分角度差的角度位置所摄影的相同相位的多个二维像素数据,能容易生成、显示作为对象的运动物体的三维图像数据的 X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法。

[0009] 本发明的 X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法是在单平面类型的 X 射线图像诊断装置中,预先指定具有在 X 射线摄影中收集的多个像素数据之间不产生误差、变形的适当角度差的多个角度的 X 射线摄影位置,根据实时收集到的生物体信号信息,在指定的一个角度位置收集多个心跳周期的二维像素数据,如果在该角度位置的像素数据的收集结束,就把 C 形臂自动旋转移动到依次指定的图像收集位置,从收集的相同相位的二维像素数据生成三维图像数据。进一步,本发明的 X 射线图像诊断装置和图像数据生成方法显示多个收集的相同相位的二维像素数据的组,通过从其中选择适合于生成三维图像数据的二维像素数据的组,从而容易实现运动物体的三维图像数据的生成和显示。

发明内容

[0010] 本发明的 X 射线图像诊断装置的一个形态的特征在于,包括:对被检测体照射 X 射线的 X 射线发生单元;检测透射所述被检测体的所述 X 射线,生成 X 射线投影数据的 X 射线检测单元;在移动所述 X 射线发生单元和 X 射线检测单元,摄影所述被检测体的一连串序列中,设定至少 2 处不同的摄影角度位置的角度设定单元;根据来自所述角度设定单元的角度位置信息和从所述被检测体测定的周期性的生物体信号信息,控制所述 X 射线发生单元和所述 X 射线检测单元的移动和摄影动作的控制单元;根据被设定在所述至少 2 处不同的摄影角度的从所述 X 射线检测单元提供的 X 射线投影数据,生成处理与所述生物体信号的至少 1 周期以上的时间对应的在所述至少 2 处不同的摄影角度收集到的多个二维像素数据的像素数据处理单元;使用由所述像素数据处理单元生成的所述多个二维像素数据中所述生物体信号的特定的相同相位的二维像素数据,生成三维图像数据的三维图像数据生成单元。

[0011] 本发明的 X 射线图像诊断装置的一个形态的特征在于,还具有:从由所述像素数据处理单元生成的所述至少 2 处的二维像素数据中的所述生物体信号的规定相位的像素数据中将 2 个以上的像素数据组合为 1 组的组合检索单元;缩小由所述组合检索单元组合的各组的各像素数据,生成缩小像素数据,分组识别生成的各缩小像素数据的缩小像素数据生成单元;显示由所述缩小像素数据生成单元被分组识别出的各缩小像素数据的显示单元;从由所述显示单元显示的像素数据的组中选择所需的组的选择单元,其中,所述三维图像数据生成单元使用与由所述选择单元选择出的组的缩小像素数据对应的像素数据,生成

三维图像数据。

[0012] 本发明的 X 射线图像诊断装置的一个形态的特征在于,还具有:从由所述像素数据处理单元生成的所述至少 2 处的二维像素数据中的所述生物体信号的特定相位的像素数据中检索 2 个以上的像素数据,组合为 1 组的组合检索单元;缩小由所述组合检索单元组合的各组的各像素数据,生成缩小像素数据,分组识别生成的各缩小像素数据的缩小像素数据生成单元;显示由所述缩小像素数据生成单元被分组识别出的各缩小像素数据的显示单元;从由所述显示单元显示的像素数据的组中选择所需的组的选择单元,其中,所述三维图像数据生成单元使用与由所述选择单元选择出的组的缩小像素数据对应的像素数据,生成三维图像数据。

[0013] 根据本发明,图像数据生成方法的一个形态的特征在于:通过角度设定单元设定对被检测体照射 X 射线的 X 射线发生单元和检测来自该 X 射线发生单元的 X 射线并且生成 X 射线投影数据的 X 射线检测单元对于所述被检测体的至少 2 处不同的摄影角度;根据所述被检测体的周期性的生物体信号信息,利用被设定为所述至少 2 处不同的摄影角度的来自所述 X 射线检测单元的 X 射线投影数据,由像素数据生成单元生成与所述生物体信号的 n 周期对应的至少 2 处不同的摄影角度位置的像素数据,其中 n 为 1 以上的正数,使用由所述像素数据生成单元生成的所述至少 2 处不同的像素数据中所述生物体信号的规定相位的像素数据,由三维图像数据生成单元生成三维图像数据。

[0014] 根据本发明,图像数据生成方法的另一个形态的特征在于:预先指定对被检测体进行 X 射线摄影的多个不同的角度位置;实时收集所述被检测体的生物体信号信息;根据所述生物体信号信息,在所述预先指定的角度的最初的指定角度位置收集所述生物体信号的至少 1 周期以上的像素数据;如果在所述最初的指定角度位置上收集至少 1 周期以上的像素数据结束,则自动把 X 射线源和透射 X 射线检测器旋转移动到下一像素数据收集角度位置,然后收集至少 1 周期以上的像素数据;在收集到的所述多个不同角度位置的多个像素数据中选择所述生物体信号的相同相位的二维像素数据的组;根据选择出的二维像素数据的组生成三维图像数据。

附图说明

[0015] 合并进来的附图构成说明书的一部分,描述本发明的实施例和/或本发明的特征,与说明一起用来解释发明的原理。相同的参照符号将贯穿附图中,用来描述相同或相似的部分。

[0016] 图 1 是表示本发明的单平面类型的 X 射线图像诊断装置的一个实施例的结构方框图。

[0017] 图 2 表示被检测体的心电波形,图 1 的 X 射线图像诊断装置的实施例为了生成三维图像数据,收集图 2 的心电波形的相同相位的像素数据。

[0018] 图 3A 说明用于进行收集基于图 1 的 X 射线图像诊断装置的来自多个角度位置的像素数据的 C 形臂的旋转动作。

[0019] 图 3B 表示以被检测体的体轴 z 为中心,把 C 形臂在 R2 方向旋转,在不同的摄影角度位置 $\theta 1$ 、 $\theta 2$ 、 $\theta 3$ 收集像素数据的例子。

[0020] 图 4 是说明本发明的三维 X 射线图像数据显示方法的一个实施例的流程图。

[0021] 图 5 表示图 4 的三维 X 射线图像数据显示方法中的所选择的缩小像素数据的分组显示例子。

[0022] 图 6 作为根据图 5 的所选择的缩小像素数据的组,作为显示画面的三维图像数据的例子,表示冠状动脉血管的狭窄部分。

具体实施方式

[0023] 图 1 表示本发明的单平面类型的 X 射线图像诊断装置的一个实施例的结构。X 射线图像诊断装置 100 具有对被检测体 P 照射 X 射线的 X 射线发生单元 1;二维地检测透射被检测体 P 的 X 射线,检测 X 射线投影数据的 X 射线检测单元 2。X 射线发生单元 1 和透射 X 射线检测单元 2 支撑在 C 形臂 32a 的两端部。X 射线图像诊断装置 100 具有用于 C 形臂 32a 的旋转移动和安放被检测体 P 的顶板 31a 的位置移动的机构单元 3;向 X 射线发生单元 1 提供 X 射线照射所必要的高电压的高电压发生单元 4。

[0024] 机构单元 3 具有顶板移动机构 31;C 形臂回转、移动机构 32;控制两者的移动的 C 形臂、顶板机构控制单元 33。顶板移动机构 31 将安放被检测体 P 的顶板 31a 在长度方向、宽度方向和上下方向移动。C 形臂回转、移动机构 32 把支撑 X 射线发生单元 1 和透射 X 射线检测单元 2 的 C 形臂 32a 在被检测体的周围回转移动。C 形臂、顶板机构控制单元 33 根据从系统控制单元 10 提供的控制信号,对顶板移动机构 31 和 C 形臂回转、移动机构 32 各自的移动和旋转进行控制,如后所述,设定控制为能在不被其他物体妨碍的适当的角度位置对摄影对象、例如血管进行 X 射线摄影的多个不同的角度位置。

[0025] 顶板移动机构 31 具有检测顶板 31a 的移动距离的传感器,例如编码器。C 形臂、顶板机构控制单元 33 根据来自该移动距离传感器的检测信号,控制顶板移动机构 31。根据来自 C 形臂、顶板机构控制单元 33 的控制信号,顶板移动机构 31 把顶板 31a 移动设定到所需的位置。同样,C 形臂回转、移动机构 32 具有检测 C 形臂 32a 的回转角度的编码器等回转角度传感器。C 形臂、顶板机构控制单元 33 根据来自该回转角度传感器的检测信号,控制 C 形臂回转、移动机构 32。根据 C 形臂、顶板机构控制单元 33 的控制信号,C 形臂回转、移动机构 32 回转 C 形臂 32a,把 X 射线发生单元 1 和 X 射线检测单元 2 设定为所需的摄影角度。把设定的摄影角度的角度设定信号对系统控制单元 10 输出。

[0026] X 射线发生单元 1 具有产生 X 射线的 X 射线管 11、X 射线光阑 12。X 射线光阑 12 限制从 X 射线管 11 对被检测体 P 发射的 X 射线的照射范围。高电压发生单元 4 具有对 X 射线发生单元 1 的 X 射线管 11 提供高电压的高电压发生器 41、根据来自系统控制单元 10 的控制信号控制高电压发生器 41 的 X 射线控制器 42。

[0027] X 射线检测单元 2 具有:检测从 X 射线发生单元 1 照射,透射被检测体 P 的 X 射线,并变换为光的图像增强器(I. I.)21;摄影来自 I. I. 21 的光,变换为电信号的电视(TV)摄像机 22;把来自 TV 摄像机 22 的电信号变换为数字信号的 A/D 转换器(未图示)。把经由 A/D 转换器变换为数字信号的 X 射线投影数据提供给像素数据处理单元 6。I. I. 21 具有能把与 X 射线发生单元 1 相对的位置在前后移动的移动机构。即能调整 X 射线发生源和透射 X 射线检测器之间的距离(Source to Detector Distance:SDD)。此外,能够控制 I. I. 21 的 X 射线显像面的电极电压,调整透射 X 射线入射的 X 射线输入视野尺寸(摄影区域:Field Of View:FOV)。在本实施例中,作为检测器,列举 I. I.,但是当然可以使用检测透射 X 射线,

变换为电荷的平面检测器 (Flat Panel Detector :FPD)。

[0028] 像素数据处理单元 6 从由 X 射线检测单元 2 生成的 X 射线投影数据生成像素数据,并保存生成的像素数据。即像素数据处理单元 6 具有生成像素数据的像素数据生成单元 61 和存储生成的像素数据的像素数据存储单元 62。像素数据生成单元 61 用从检测器 2 提供的 X 射线摄影数据、从后面描述的生物体信号计测单元 5 经由系统控制单元 10 提供的被检测体 P 的生物体信号的管理数据来生成像素数据,并保存到像素数据存储单元 62。

[0029] 把保存到像素数据存储单元 62 中的在至少 2 处不同的摄影角度收集的像素数据提供给三维图像数据生成单元 66,根据从系统控制单元 10 提供的控制信号,从生物体信号的相同相位的至少 2 处的像素数据生成三维图像数据。把生成的三维图像数据在显示单元 8 显示。

[0030] X 射线图像诊断装置 100 还具有检索像素数据存储单元 62 中保存的多个像素数据的像素数据检索单元 7。像素数据检索单元 7 具有从像素数据存储单元 62 中保存的多个像素数据中检索相同相位的多个像素数据的检索单元 71、生成所检索的相同相位的像素数据的缩小像素数据的缩小像素数据生成单元 72。把生成的相同相位的缩小像素数据的组在显示单元 8 的画面上显示。即把由三维图像数据生成单元 66 生成的相同相位的像素数据的多个组或者由缩小像素数据生成单元 72 生成的相同相位的缩小像素数据的多个组在显示单元 8 的画面上显示。

[0031] X 射线图像诊断装置 100 还具有操作单元 9,进行各条件的设定或各种命令的输入。例如,用操作单元 9 进行被检测体 P 的姓名等被检测体 ID 信息或摄影时刻的输入、图像的放大率或 C 形臂 32a 的摄影角度的位置设定、顶板 31a 的位置设定、静止图像或在一定时间内以时间系列收集的连续图像(以下只称作运动图像)的选择等摄影条件的输入、以及设定与显示有关的各条件的设定。选择运动图像时,在摄影条件中加上表示每单位时间的帧数的帧频和照射时间。来自操作单元 9 的输入条件由系统控制单元 10 统一控制装置全体。

[0032] 用于检测被检测体 P 的生物体信号的生物体信号计测单元 5 具有安装在被检测体 P 上的传感器 51、把来自传感器 51 的检测信号变换为数字信号并且生成生物体信息的信号处理单元 52。由信号处理单元 52 生成的生物体信息被输出到系统控制单元 10。传感器 51 从作为诊断对象的运动物体的周期性动作来检测相同相位的地方,有用于心血管的 X 射线图像诊断的心电波形 (ECG) 信号传感器、用于脑血管的 X 射线图像诊断的脑波传感器、用于腹部血管的 X 射线图像诊断的呼吸波形传感器等。以下,在本实施例中,说明为了冠状动脉等周期性地工作的血管的 X 射线图像诊断,使用 ECG 信号传感器 51,作为与 ECG 信号的 R 波的相位有关的生物体信号,从信号处理单元 52 提供的情形。

[0033] 图 2 表示一般的 ECG 信号。以心电相邻的 R 波的 R-R 间隔(时间)例如图的 R1-R2 间隔为基准,计算被检测体 P 的心脏周期。如图 2 所示,在 ECG 信号中有 P 波、Q 波、S 波、T 波。例如,从 Q0 波出现的时刻 DE1 到 T1 波出现的时刻 SE1 之间是心脏收缩期间,从 T1 波出现的时刻 SE1 到 Q1 波出现的时刻 DE2 之间是心脏扩张期间。作为本发明的 X 射线图像诊断装置中使用的图像管理数据的生物体信号信息基本上能利用 P 波、Q 波、S 波、T 波中的任意一个。在本实施例中,作为生物体信号的相位信息,利用检测最可靠且容易的 R 波附近,生成像素数据。

[0034] 在静止图像摄影时,从操作单元 9 输入被检测体信息、摄影时刻、图像的放大率、摄影角度、顶板位置等静止图像摄影条件。根据输入的静止图像摄影条件,从系统控制单元 10 对高电压发生单元 4 供给控制信号。高电压发生单元 4 接收控制信号,对 X 射线发生单元 1 提供高电压。X 射线发生单元 1 产生 1 次拍摄 (1shot) 的用于生成 1 帧的图像数据的 X 射线。

[0035] 在运动图像摄影时,从操作单元 9 输入被检测体信息、摄影时刻、图像的放大率、顶板位置、多个摄影角度、帧频、照射时间等运动图像摄影条件。根据输入的运动图像摄影条件,从系统控制单元 10 对高电压发生单元 4 提供控制信号。高电压发生单元 4 接收控制信号,在设定的多个摄影角度的各角度位置,供给规定的照射时间的多个脉冲的高电压。通过从高电压发生单元 4 提供的多个脉冲的高电压,X 射线发生单元 1 在各摄影角度,产生用于生成向照射时间乘以帧频得到的帧数的图像数据的 X 射线。

[0036] 在静止图像摄影或运动图像摄影的任意情况下,都根据来自系统控制单元 10 的控制信号,对于被检测体 P 的摄影对象部位,把 X 射线发生器 1 和透射 X 射线检测器 2 之间的距离设定在最佳的位置。

[0037] 参照图 3A、图 3B,说明利用 C 形臂回转、移动机构 32 移动 X 射线发生单元 1 和透射 X 射线检测单元 2 这一对的方向。如图 3A 所示,在 C 形臂 32a 的两端部附近保持的 X 射线发生单元 1 和透射 X 射线检测单元 2 隔着顶板 31a 上的被检测体 P 相对地被配置。C 形臂中央驱动单元 34 由支柱 35 保持,从而把 C 形臂 32a 在沿着臂形状的 R1 方向旋转移动,并且把通过诊断部位 C0 的被检测体 P 的体轴 Z 作为回转轴旋转的 R2 方向的回转变可能。支柱 35 固定在地板或天花板上。即通过基于从 C 形臂回转、移动机构 32 提供的控制信号的 C 形臂中央驱动单元的动作,C 形臂 32a 向与被检测体 P 的体轴 Z 交叉的 R1 方向或被检测体 P 的体轴 Z 的周围的 R2 方向旋转移动。

[0038] 通过 C 形臂 32a 向 R1 方向回转,从而 X 射线发生单元 1 和透射 X 射线检测单元 2 如图 3A 所示,把被检测体 P 的摄影对象部分,例如心脏作为 X 射线束的旋转中心 (iso-center)C0,在被检测体 P 的头部方向 (Cranial :CRA) 和脚部方向 (Caudal :CAU) 旋转移动。此外,如图 3B 所示,通过 C 形臂 32a 向 R2 方向回转,从而 X 射线发生单元 1 和透射 X 射线检测单元 2 如图 3B 所示,把被检测体 P 的摄影对象部分作为 X 射线束的旋转中心 (iso-center)C0,从被检测体 P 的体轴 z 方向观察,在被检测体 P 的右倾斜方向 (RightAnterior Oblique :RAO) 和左倾斜方向 (Left Anterior Oblique :LAO) 旋转。即由 C 形臂 32a 所保持的 X 射线发生单元 1 和透射 X 射线检测单元 2 这一对伴随着 C 形臂 32a 向 R1 和 R2 方向的回转,通过向 CRA、CAU、RAO、LAO 的各方向旋转移动,能够在被检测体 P 的摄影对象例如血管不被其他物体妨碍的适当的位置并且在具有收集的多个像素数据之间不产生变形或误差的充分角度差的多个角度位置进行 X 射线摄影。

[0039] 根据从系统控制单元 10 提供的静止图像和运动图像的摄影条件的信息,高电压发生单元 4 的 X 射线控制器 42 控制高电压发生器 41,对 X 射线管 11 提供高电压。为了静止图像用的 X 射线摄影,根据来自 X 射线控制器 42 的控制信号,把来自高电压发生器 41 的高电压提供给 X 射线管 11。如果 C 形臂 32a 回转设定为各摄影角度,就对 X 射线管 11 提供照射时间那么长的与运动图像用的帧频对应的脉冲的高电压。

[0040] 像素数据处理单元 6 的像素数据生成单元 61 根据由透射 X 射线检测单元 2 以行

为单位输出的 X 射线投影数据生成各种像素数据,并且在该像素数据中附带摄影条件信息等管理数据。把附带管理数据的多个像素数据保存在像素数据存储单元 62。

[0041] 如果在静止图像的摄影条件下照射 X 射线,则像素数据生成单元 61 就根据从透射 X 射线检测单元 2 输出的 X 射线投影数据,生成 1 帧的像素数据。生成的像素数据附带从系统控制单元 10 提供的与该像素数据对应的静止图像摄影条件等管理数据,保存到像素数据存储单元 62,并且提供给三维图像数据生成单元 66。由三维图像数据生成单元 66 生成的三维图像被显示在显示单元 8 的画面上。

[0042] 如果在运动图像的摄影条件下照射 X 射线,则像素数据生成单元 61 就在多个不同的摄影角度进行摄影,根据从透射 X 射线检测单元 2 输出的 X 射线投影数据,生成与帧频以及照射时间对应的帧数的像素数据。进而,在以各摄影角度生成的各像素数据中附带从系统控制单元 10 提供的与该像素数据对应的运动图像的摄影条件的信息和来自生物体信号计测单元 5 的生物体信号信息,保存到像素数据存储单元 62,并且提供给三维图像数据生成单元 66。在三维图像数据生成单元 66 中,根据像素数据中附带的生物体信号信息,从生物体信号的相同相位的多个像素数据生成三维图像,并输出到显示单元 8。

[0043] 即、如果经由操作单元 9,在 X 射线摄影开始之前选择三维图像的显示,就从像素数据处理单元 6 的像素数据存储单元 62 中保存的运动图像摄影条件下生成的多个像素数据中,按各摄影角度位置,读出附带生物信息的像素数据,使用读出的多个像素数据生成三维图像数据,输出给显示单元 8。

[0044] 从像素数据存储单元 62 把像素数据进一步提供给检索单元 7。检索单元 7 具有检索单元 71 和缩小像素数据生成单元 72。检索单元 71 从像素数据处理单元 6 的像素数据存储单元 62 读出附带预先设定的生物信息的在多个不同角度摄影的像素数据。缩小像素数据生成单元 72 从由检索单元 71 检索到的像素数据生成缩小像素数据。

[0045] 如果从操作单元 9 在摄影开始之前选择缩小图像的显示,检索单元 71 就从像素数据存储单元 62 中存储的在多个摄影角度摄影的像素数据中读出多个二维像素数据,从读出的像素数据中检索附带预先设定的生物信息的相同相位的至少 2 个以上的二维像素数据的组。把检索的多个二维像素数据的各组的像素数据提供给缩小像素数据生成单元 72。缩小像素数据生成单元 72 缩小各组的各像素数据,生成缩小像素数据,输出按各组生成的各缩小像素数据。各缩小像素数据与该缩小像素数据中附带的生物体信号的相位数据等管理信息一起在显示单元 8 显示。

[0046] 显示单元 8 具有:把从像素数据处理单元 6 的像素数据生成单元 61 输出的像素数据以及从像素数据检索单元 7 的缩小像素数据生成单元 72 输出的缩小像素数据与附带的管理信息一同合成,生成显示用数据的显示用数据生成电路(未图示);对显示用数据进行 D/A 变换和 TV 格式变换,生成影像信号的变换电路(未图示);显示该影像信号的液晶面板或者 CRT 的显示器。

[0047] 操作单元 9 是具有键盘、轨迹球、操纵杆、鼠标等输入设备或显示面板、甚至于各种开关的交互式的接口,进行静止图像或运动图像的摄影条件的设定、三维图像显示或缩小图像显示的选择、各种命令的输入等。

[0048] 在以下的实施例中,把运动图像作为摄影条件,设定与被检测体 P 的心跳的 n 周期(1 以上的正数)对应的照射时间。即在各摄影角度,在 n 周期 (R_1-R_n) 中,由 X 射线发生单

元 1 照射 X 射线,在图像数据生成单元 61,生成与在该 n 周期中照射的帧频所对应的帧数的图像数据。本实施例生成与在 3 周期 (R1-R3) 中照射的帧频所对应的帧数的图像数据。

[0049] 虽然未图示,但是系统控制单元 10 具有 CPU 和存储电路。从操作单元 9 提供的命令信号、摄影条件等输入信息 1 次存储到系统控制单元 10 的存储电路中。系统控制单元 10 根据存储的输入信息,进行系统全体的控制。

[0050] 生物体信号计测单元 5 把来自安装在被检测体上的传感器的生物信息作为信号处理单元 52 的输出,经由系统控制单元 10 提供给像素数据处理单元 6 的像素数据生成单元 61。根据运动图像的摄影条件中包含的摄影角度的信息,系统控制单元 10 对机构单元 3 的 C 形臂、顶板机构控制单元 33 提供控制信号。按照该控制信号,C 形臂、顶板机构控制单元 33 输出角度设定信号,驱动 C 形臂旋转、移动机构,把 C 形臂 32a 移动到设定的多个角度位置。同时,系统控制单元 10 在从收到由生物体信号计测单元 5 的信号处理单元 52 输出的预先设定的生物体信息、例如心电图的 R 波 R1 的时刻开始到收到第 n 个 R 波 Rn 为止的时间中,控制高电压发生单元 4 的 X 射线控制器 42,对 X 射线发生单元 1 的 X 射线管 11 提供高电压。

[0051] 参照图 4 的流程图,说明所述 X 射线图像诊断装置 100 的实施例的动作。首先,注入造影剂,在顶板 31a 上安放的被检测体 P 上安装心电仪 5 的传感器 51。为了诊断冠状动脉等被检测体 P 的对象运动物体,从操作单元 9 进行运动图像的摄影条件的设定和缩小图像显示的选择操作。这些操作输入信息在系统控制单元 10 的存储电路中被保存。

[0052] 心电仪 5 把被检测体 P 的生物体信息 (ECG 信号) 提供给系统控制单元 10。如果用操作单元 9 进行生物体信息的显示操作,就在显示单元 8 显示图 2 所示的 ECG 信号。接着,用操作单元 9,设定进行被检测体 P 的冠状动脉摄影的心搏的相位。例如,如果 ECG 信号的 R 波设定为摄影相位,就把 ECG 信号的 R 波作为生物体信息保存到系统控制单元 10 的存储电路中。须指出的是,也能将 ECG 信号的其他相位、例如扩张末期的 Q 信号设定为运动物体摄影的相位条件。

[0053] 在进行有关的设定的状态下,如果从操作单元 9 操作摄影开始的指示,就开始 X 射线图像诊断装置 100 的摄影动作 (图 4,步骤 S1)。

[0054] 本实施例的摄影条件如图 3B 所示,作为摄影位置,设定 3 处不同的摄影角度位置 ($\theta 1$ 、 $\theta 2$ 、 $\theta 3$)。第一摄影角度 $\theta 1$ 是对于垂直于通过被检测体 P 的心脏部 (旋转中心) C0 的体轴 Z 的轴,向左倾斜方向 (LA0) 大致旋转 45 度的位置,从该摄影角度 $\theta 1$ 开始运动物体对象的摄影。如果在第一摄影角度 $\theta 1$,对运动图像设定的帧频的 X 射线摄影结束,则把 C 形臂 32a 在 R2 方向旋转,把 X 射线发生单元 1 和透射 X 射线检测单元 2 这一对移动到第二摄影角度 $\theta 2$ 。第二摄影角度 $\theta 2$ 位于垂直于通过旋转中心 C0 的体轴的轴上。如果在第二角度 $\theta 2$ 的摄影结束,则把 C 形臂 32a 在 R2 方向旋转,移动到向右倾斜方向 (RA0) 大致旋转 45 度的第三摄影角度 $\theta 3$ 。从第一摄影角度 $\theta 1$ 到第三摄影角度 $\theta 3$ 大致是 90 度,因此,从第一摄影角度 $\theta 1$ 到第二摄影角度 $\theta 2$ 、从第二摄影角度 $\theta 2$ 到第三摄影角度 $\theta 3$ 分别大致是 45 度。须指出的是,虽然希望该不同的角度位置是 30 度以上,但是本发明并不局限于特定的角度差。本实施例的第一到第三角度 $\theta m(m = 1, 2, 3)$ 的摄影角度信息从系统控制单元 10 提供给机构单元 3 的 C 形臂、顶板机构控制单元 33。根据从 C 形臂、顶板机构控制单元 33 提供的控制信号, C 形臂回转、移动机构 32 把 C 形臂 32a 在 R2 方向旋转移

动,移动设定为第 m 角度 θ_m (图 4,步骤 S2)。

[0055] 如果 C 形臂 32a 在 R2 方向旋转移动,设定为第 m 角度 θ_m ,则 C 形臂、顶板机构控制单元 33 就把该角度 θ_m 设定信号输出给系统控制单元 10。系统控制单元 10 如果收到来自 C 形臂、顶板控制单元 33 的第 m 角度设定信号,则在从收到来自生物体信号计测单元 5 的信号处理单元 52 的 ECG 信号的 R1 波的时刻开始到收到接着的 R3 波为止的 2 周期中,对高电压发生单元 4 的 X 射线控制器 42 输出用于对被检测体 P 照射运动图像生成用的 X 射线的控制信号。须指出的是,照射 X 射线的可以是 R1-R2 之间的 1 心脏周期,此外,预先计测被检测体 P 的多个心跳所需的时间,计算 1 周期的平均时间,在计算出的 n 平均时间中使得照射 X 射线。

[0056] 根据来自 X 射线控制器 42 的帧频和照射时间的信息,高电压发生单元 4 的高电压发生器 41 在照射时间内把与该帧频对应的脉冲的高电压提供给 X 射线管 11。X 射线发生单元 1 对被检测体 P 照射与从高电压发生器 41 提供的高电压对应的 X 射线。透射 X 射线检测单元 2 生成 X 射线投影数据,把生成的 X 射线投影数据向像素数据处理单元 6 输出。

[0057] 像素数据处理单元 6 的像素数据生成单元 61 根据由 X 射线检测单元 2 输出的 X 射线投影数据生成与帧频对应的多帧的第 m 像素数据。在生成的画面数据中附带从系统控制单元 10 提供的与第 m 像素数据对应的摄影条件的信息和生物体信息,保存到像素数据存储单元 62,并且在显示单元 8 显示(图 4,步骤 S3)。

[0058] 在角度 θ_m 设定信号为 $m = 3$ 时(图 4,步骤 S4,YES),分组显示缩小像素数据(步骤 S5)。角度 θ_m 设定信号为低于 3 时(图 4,步骤 S4,NO),把角度设定信号设定为 $m = m+1$,回到步骤 S2,把 C 形臂 32a 在 R2 方向旋转移动。须指出的是,为了把 C 形臂 32a 设定为第 $(m+1)$ 角度 $\theta_{(m+1)}$ 而回转期间,可以使 X 射线发生单元 1 的 X 射线管 11 产生比摄影时能量低的透视用 X 射线,通过透视用 X 射线,在像素数据生成单元 61 生成透视用像素数据,使显示单元 8 显示。据此,能在旋转中确认对被检测体 P 注入的造影剂的注入程度。

[0059] 在角度 θ_m 设定信号变为 $m = 3$ (步骤 S4,YES)后,像素数据检索单元 7 的检索单元 71 从保存第一到第三像素数据的像素数据存储单元 62 读出附带预先设定的 ECG 信号的 R 波信息和各第一~第三角度 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 的角度信息的像素数据。

[0060] 例如,如图 5 所示的分组识别、显示的缩小像素数据的例子那样,把附带第一角度 θ_1 和第二角度 θ_2 的信息的像素数据 θ_{11} 、 θ_{21} 的二维像素数据的组作为 A 组,附带第二和第三角度 θ_2 、 θ_3 的信息的像素数据 θ_{21} 、 θ_{31} 的二维像素数据的组作为 B 组,把附带第三和第一角度 θ_3 、 θ_1 的信息的像素数据 θ_{31} 、 θ_{11} 的二维像素数据的组作为 C 组。进而,识别为把附带第一到第三角度 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 的信息的像素数据 θ_{11} 、 θ_{21} 、 θ_{31} 的二维像素数据的组作为 D 组的 4 组像素数据,输出到缩小像素数据生成单元 72。

[0061] 缩小像素数据生成单元 72 缩小从检索单元 71 输出的所述 4 组的各像素数据,生成缩小像素数据,把生成的各缩小像素数据按 A 组、B 组、C 组、D 组分组识别,显示在显示单元 8 上(图 4,步骤 S5)。在图 5 的画面 81 中,缩小像素数据生成单元 72 生成的各缩小像素数据按 A 组、B 组、C 组、D 组分组并列显示。

[0062] 在图 5 的画面 81 的 A 组中,在第一摄影角度 θ_1 、第二摄影角度 θ_2 生成的第一缩小像素数据 θ_{11} 和第二缩小像素数据 θ_{21} 的 2 个二维像素数据横着排列显示。在 B 组,在第二摄影角度 θ_2 、第三摄影角度 θ_3 生成的 2 个二维像素数据的缩小像素数据 θ_{21} 和

$\theta 31$ 横着排列显示。在 C 组,在第三摄影角度 $\theta 3$ 、第一摄影角度 $\theta 1$ 生成的 2 个二维像素数据的缩小像素数据 $\theta 31$ 和 $\theta 11$ 横着排列显示。在 D 组,在第一摄影角度 $\theta 1$ 到第三摄影角度 $\theta 3$ 生成的 3 个缩小像素数据 $\theta 11$ 、 $\theta 21$ 、 $\theta 31$ 横着排列显示。在第一到第三缩小像素数据 $\theta 11$ 、 $\theta 21$ 、 $\theta 31$ 内显示分别与缩小像素数据对应的摄影条件。

[0063] 从画面 81 中显示的缩小像素数据的 4 组中,经由操作单元 9 选择适合于三维图像生成的缩小像素数据的组。例如,操作单元 9 如果选择 A 组的缩小像素数据 $\theta 11$,则图像数据生成单元 61 就从像素数据存储单元 62 读出与缩小像素数据 $\theta 11$ 对应的像素数据,并显示在显示单元 8 上。

[0064] 进一步,如果由操作单元指定显示单元 8 上显示的缩小像素数据所对应的像素数据的血管上的对应点,则像素数据生成单元 61 就从像素数据存储单元 62 读出与各缩小像素数据 $\theta 11$ 、 $\theta 21$ 对应的像素数据。根据与指定的缩小像素数据 $\theta 11$ 对应的像素数据的位置的信息和第一以及第二摄影角度信息 $\theta 1$ 、 $\theta 2$,使用读出的各像素数据,用三维图像数据生成单元 66 生成三维图像数据,如图 6 所示,在显示单元 8 的画面 82 显示被检测体 P 的冠状动脉等血管的三维图像数据 83(图 4,步骤 S6)。图 6 显示在血管的三维图像数据 83 中存在狭窄部分 83c 的例子。

[0065] 如果从操作单元 9 进行在摄影开始前选择三维图像显示的操作,则在角度 θm 设定信号变为 $m = 3$ (步骤 S4,YES)后,像素数据生成单元 61 从图像数据存储单元 62 读出附带 R 波的生物体信息和例如全部摄影角度($\theta 1$ 、 $\theta 2$ 、 $\theta 3$)的信息的图像数据,使用读出的三个像素数据生成三维图像数据,显示在显示单元 8 上。

[0066] 确认在显示单元 8 上显示的二维图像数据或三位图像数据 84,如果从操作单元 9 进行摄影结束操作,则系统控制单元 10 就指示 X 射线发生单元 1、X 射线检测单元 2、机构单元 3、高电压发生单元 4、生物体信号计测单元 5、像素数据处理单元 6 和像素数据检索单元 7 的摄影动作结束。根据该指示,X 射线图像诊断装置 100 结束摄影(图 4,步骤 S7)。

[0067] 如上所述,根据本发明的实施例,把 C 形臂 32a 设定为多个所需的角度的,根据从生物体信号计测单元 5 输出的被检测体 P 的周期性的生物体信息,通过在设定的各角度,在 n 周期中对被检测体 P 照射 X 射线,生成图像数据,从而使用在各角度生成的与预先设定的相位相同相位的像素数据,生成三维图像数据,因此能迅速进行诊断或治疗。

[0068] 须指出的是,本发明并不局限于所述的实施例,例如根据来自 C 形臂、顶板机构控制单元 33 的 C 形臂 32a 的角度信息,一边回转 C 形臂 32a,一边在设定角度附近,在 n 周期中对被检测体 P 照射 X 射线,生成图像数据,通过在该生成的像素数据中附带来自对应的 C 形臂、顶板机构控制单元 33 的角度信息和被检测体 P 的生物体信息,使用在各设定角度的附近生成的相同相位的像素数据,生成三维图像数据。

[0069] 那些熟知本技术的人通过考虑这里透露的说明书和本发明的执行,将很清楚其他与本发明一致的实施例。说明书和例子只不过是示范的,在权利要求书中指示本发明的真实范围和精神。

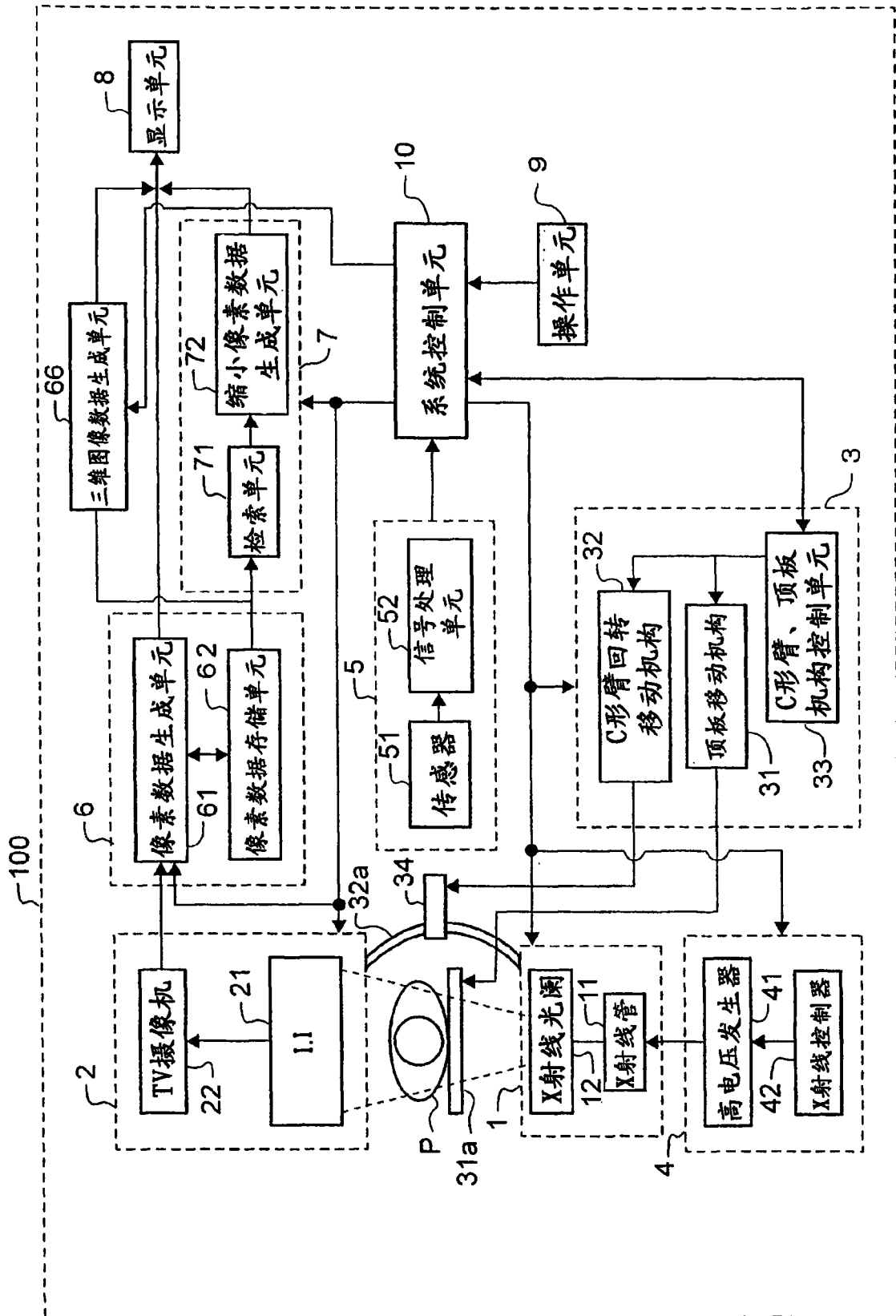


图1

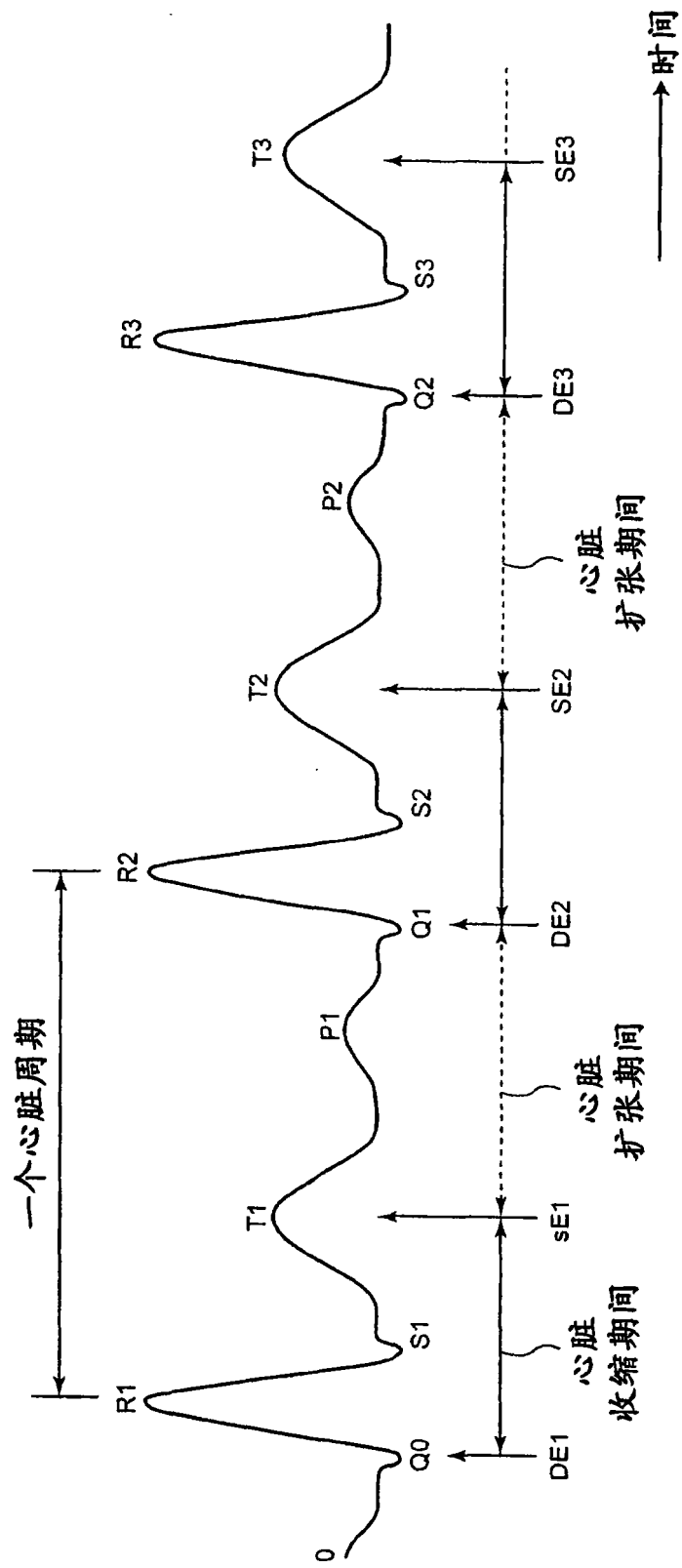


图2

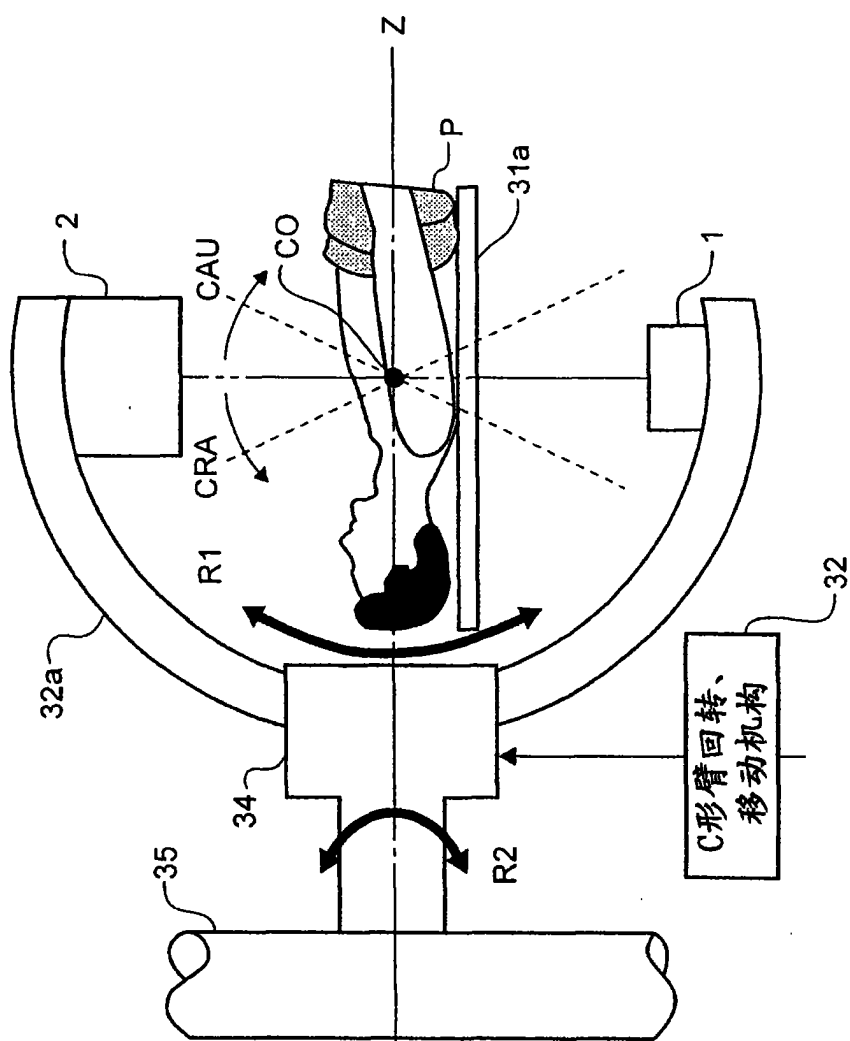


图 3A

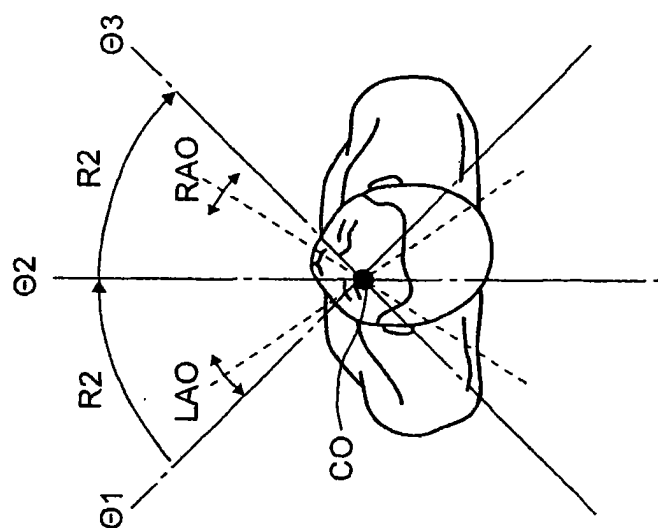


图 3B

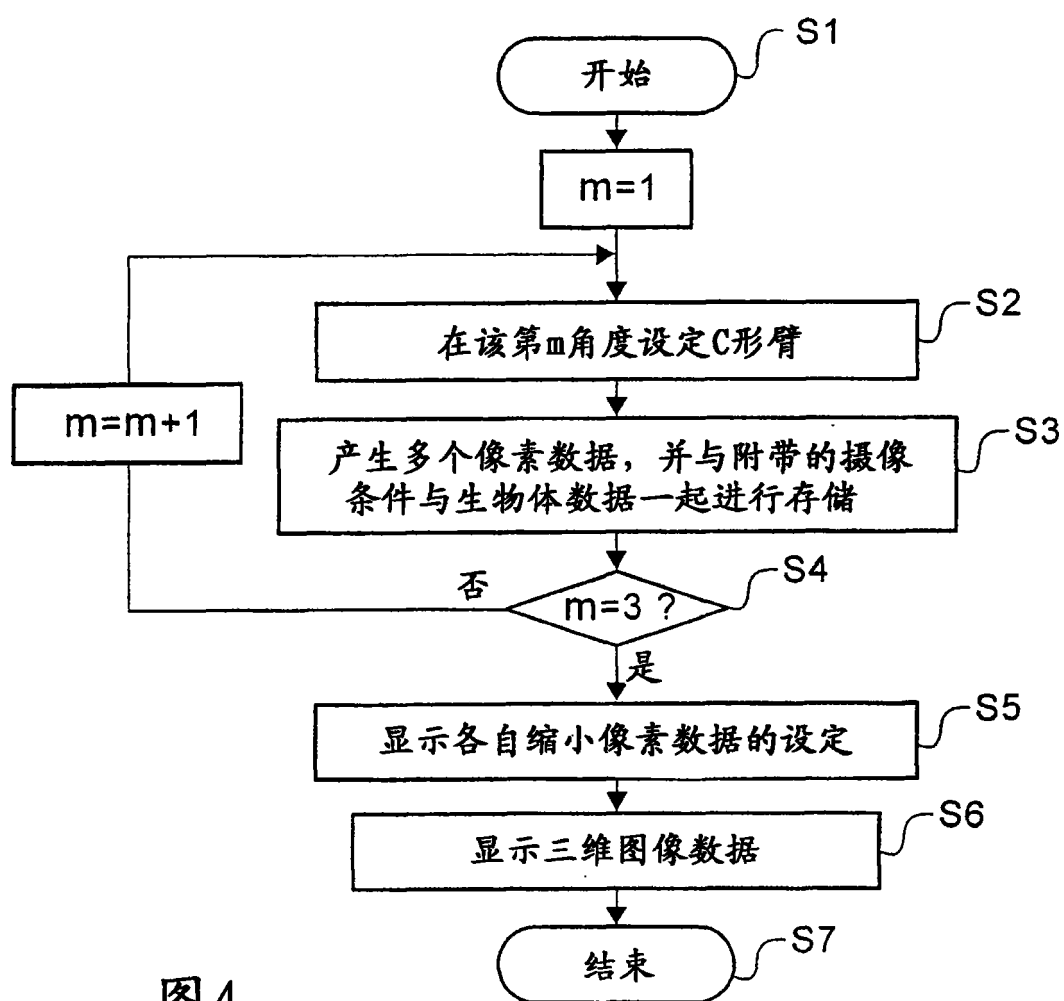


图4

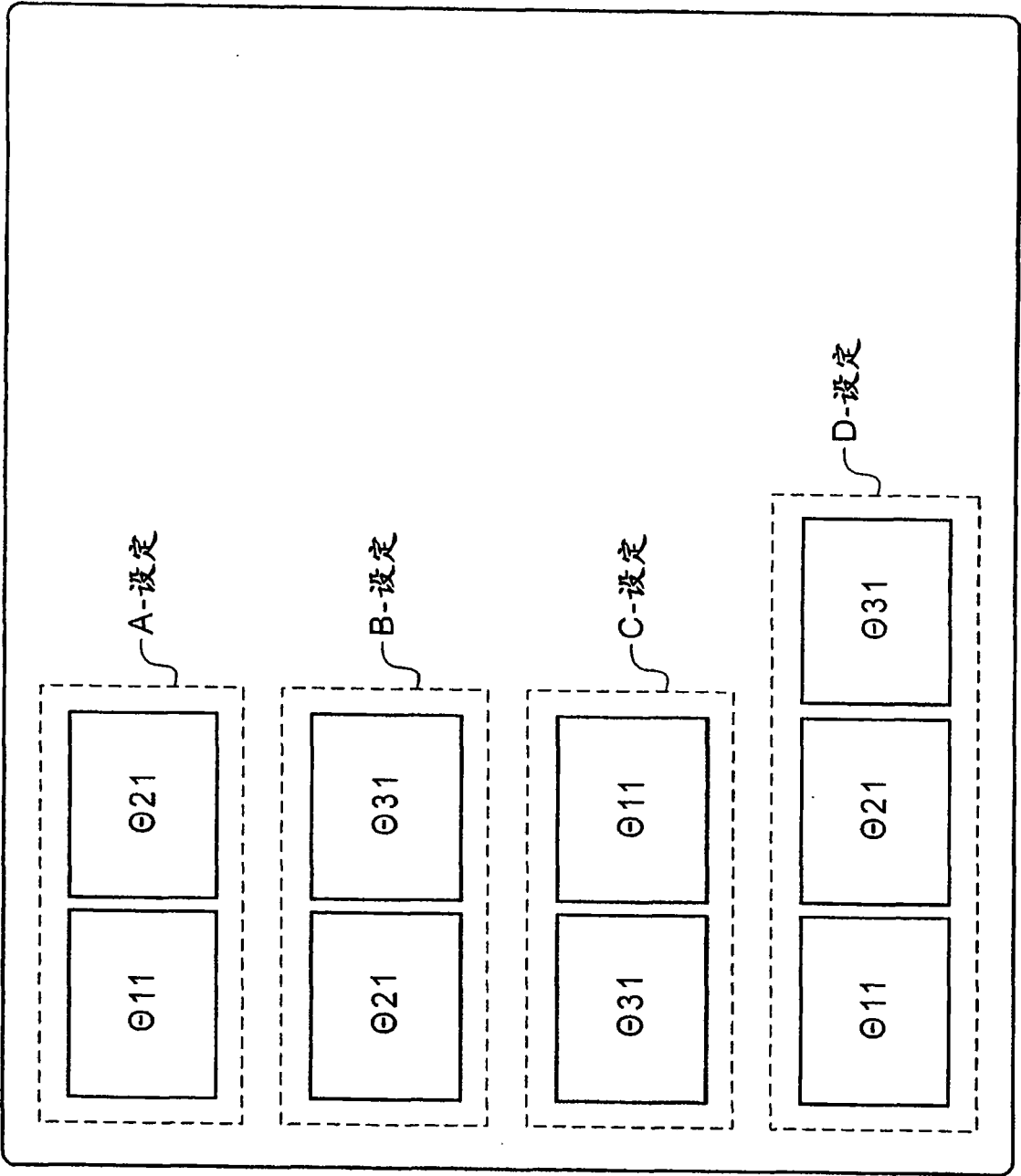


图5

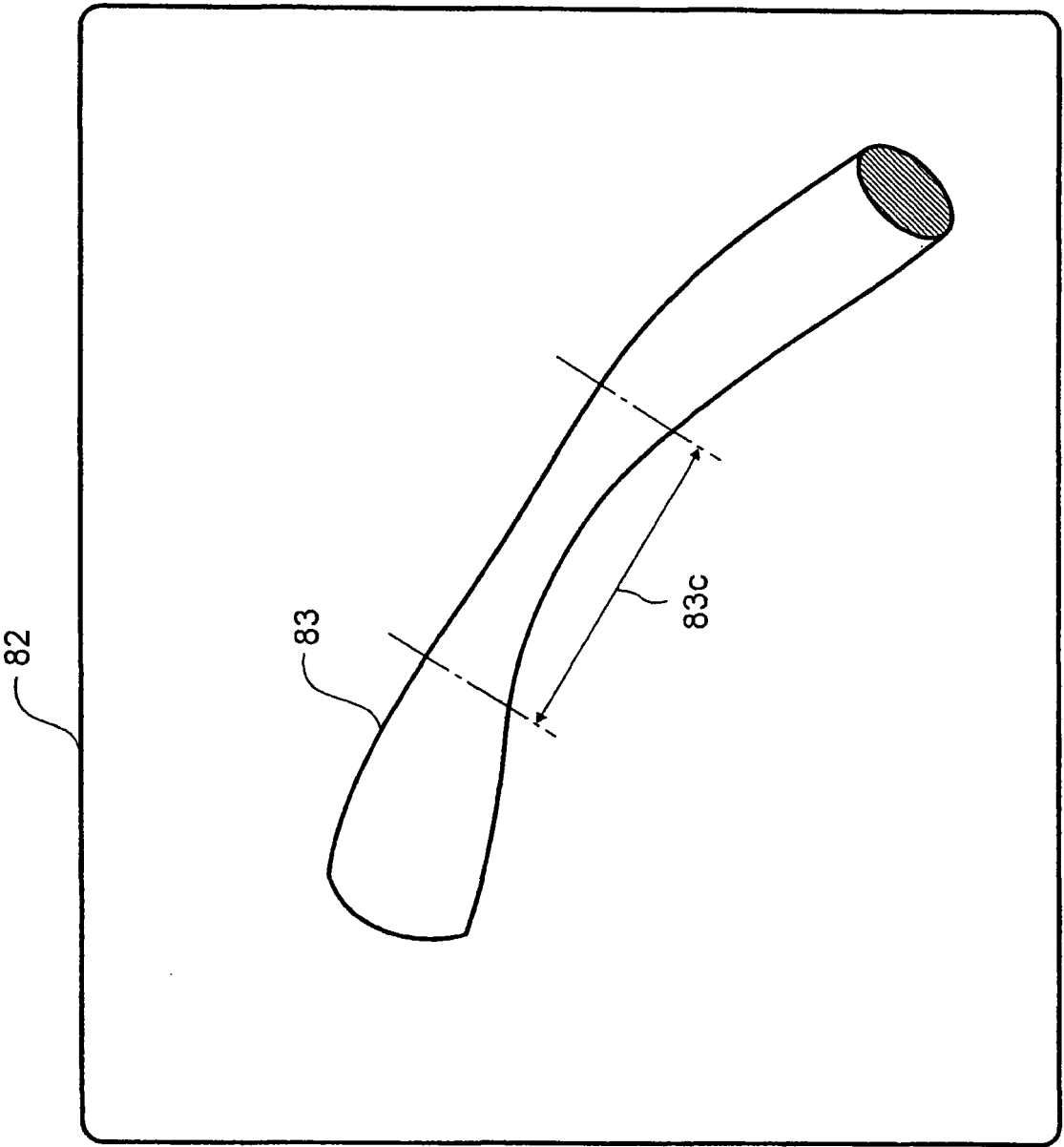


图6