



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102247156 A

(43) 申请公布日 2011. 11. 23

(21) 申请号 201110127324. 8

(22) 申请日 2011. 05. 17

(30) 优先权数据

2010-113607 2010. 05. 17 JP

2011-090948 2011. 04. 15 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 前田达郎 平冈学 丰岛直穗子

(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 张靖琳

(51) Int. Cl.

A61B 6/03(2006. 01)

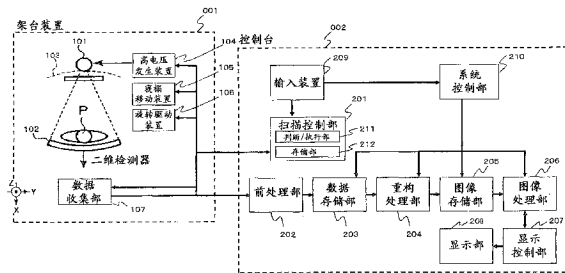
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 8 页

(54) 发明名称

图像处理装置以及 X 射线 CT 装置

(57) 摘要

本发明的实施方式涉及图像处理装置以及 X 射线 CT 装置。本发明的实施方式提供一种能够从 X 射线图像中提取气管分支部,通过使用气管分支部,确定心脏、肺等的关心区域来设定摄像范围的图像处理装置以及 X 射线 CT 装置。并且,能够提供一种通过确定心脏、肺等的关心区域来设定图像重构范围的图像处理装置以及 X 射线 CT 装置。具有从 X 射线图像中提取气管分支部的气管分支部区域提取单元和根据上述气管分支部区域确定气管分支部的气管分支部确定单元。



1. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:
气管分支部区域提取单元,从 X 射线图像中提取气管分支部区域;和
气管分支部确定单元,根据上述气管分支部区域,确定气管分支部。
2. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,
上述气管分支部区域提取单元从肺以及 / 或者心脏的轮廓中提取气管分支部区域。
3. 根据权利要求 1 或 2 所述的图像处理装置,其特征在于,
上述气管分支部确定单元计算沿着上述气管分支部区域中的支气管的行进方向累计的纵方向剖面图,检测所取得的纵方向剖面图的凹部,确定气管分支部。
4. 根据权利要求 3 所述的图像处理装置,其特征在于,
计算多个沿着支气管的行进方向累计的纵方向剖面图。
5. 根据权利要求 1 至 4 中任何一项所述的图像处理装置,其特征在于,
根据被确定的气管分支部确定对象脏器的位置。
6. 根据权利要求 1 至 5 中的任何一项所述的图像处理装置,其特征在于,包括:
以被确定的气管分支部为基准,设定摄像范围以及 / 或者图像重构范围。
7. 一种具有收集被检体的 X 射线图像的单元,并根据收集到的上述 X 射线图像来重构显示被检体内部的构造的图像的 X 射线 CT 装置,其特征在于,包括:
气管分支部确定单元,根据上述 X 射线图像求出气管分支部的位置信息;和
摄影范围设定单元,根据上述气管分支部的位置信息,设定摄影范围。
8. 根据权利要求 7 所述的 X 射线 CT 装置,其特征在于,
还具有显示上述 X 射线图像的显示单元,
上述显示单元将上述设定的摄影范围与上述 X 射线图像重叠地进行显示。
9. 一种具有收集被检体的 X 射线图像的单元,并根据收集到的上述 X 射线图像来重构显示被检体内部的构造的图像的 X 射线 CT 装置,其特征在于,包括:
气管分支部确定单元,根据上述 X 射线图像求出气管分支部的位置信息,和
重构范围设定单元,根据上述气管分支部的位置信息,设定图像重构范围。
10. 根据权利要求 9 所述的 X 射线 CT 装置,其特征在于,
还具有显示上述 X 射线图像的显示单元,
上述显示单元将上述设定的图像重构范围与上述 X 射线图像重叠地进行显示。
11. 一种具有收集被检体的 X 射线图像的单元,并根据收集到的上述 X 射线图像来重构显示被检体内部的构造的图像的 X 射线 CT 装置,其特征在于,包括:
摄影范围设定单元,根据上述 X 射线图像,求出心脏的上部区域或者下部区域中的至少一个区域,将该求出的一个区域设定为图像重构范围;
图像处理部,根据心脏的上部区域或者下部区域的 X 射线图像,求出心脏的上部区域或者下部区域中的活动量,进而求出该活动量少的心拍相位。
12. 根据权利要求 11 所述的 X 射线 CT 装置,其特征在于,
还具有显示上述 X 射线图像的显示单元,
上述显示单元将上述设定的图像重构范围与上述 X 射线图像重叠地进行显示。
13. 根据权利要求 11 所述的 X 射线 CT 装置,其特征在于,
还具有气管分支部确定单元,根据上述 X 射线图像求出气管分支部的位置信息,

上述摄影范围设定单元根据上述气管分支部的位置信息,设定图像重构范围。

图像处理装置以及 X 射线 CT 装置

[0001] 相关申请的交叉引用

本申请以 2010 年 5 月 17 日提交的在前的日本专利申请 2010-113607 号以及 2011 年 4 月 15 日提交的在前的日本专利申请 2011-090948 号为基础并要求其为优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及图像处理装置以及 X 射线 CT 装置。

背景技术

[0003] 在医疗现场,进行使用了 X 射线 CT 图像的诊断。在 X 射线 CT 装置中,对摄影对象照射 X 射线,根据透过被检体的 X 射线取得投影数据。该投影数据用于 X 射线 CT 图像的重构中。另外,有时将投影数据称作投影像。

[0004] 在 X 射线 CT 装置中,首先,对被检体照射少射线量的 X 射线,取得透过摄影对象的 X 射线图像(扫描图像摄影)。技师根据通过扫描图像摄影取得的 X 射线图像进行摄影范围的定位以及摄影范围的大小的设定(摄影范围的设定)。通过在该摄影范围内照射规定射线量的 X 射线,取得投影数据(正式扫描)。该投影数据用于图像重构。

[0005] 另外,在以下的说明中,有时将该 X 射线图像称作扫描数据。

[0006] 在摄影对象中,有伴随肺、心脏等的活动的部位和其它部位,需要设定与这些部位相应的摄影/重构条件。

[0007] 例如,在心脏的 X 射线断层摄影中,首先,为了摄像范围的定位而摄影 X 射线图像。而且,为了区别心脏和其它部位,需要在 X 射线图像上判断气管分支部,而设定各部位的范围。

[0008] 为了自动判断心脏部位以及其它部位从而设定摄像/重构条件,在判断心脏的上端位置时使用气管分支部,而有人提出过提取该气管分支部的技术。

[0009] 即,提出了为了提取该气管分支部,对用 X 射线断层摄影装置等摄影的同一受诊者的目前的 CT 图像和过去的 CT 图像上实施阈值处理,提取气管分支部的技术(前者的技术)。

[0010] 此外,提出了为了从 X 射线图像中强调并提取肺、心脏的轮廓,在图像上实施平滑处理后,面向横隔膜在纵方向上解析剖面图,提取胸椎区域的技术(后者的技术)。

[0011] 上述后者的技术是从胸部的 X 射线图像中提取一个肺部区域,从该肺部区域内的规定的开始位置,根据 Y 轴(纵)方向剖面图,求出肺部下端,从该肺部下端位置,根据 X 轴(横)方向剖面图,探索胸椎区域。

背景技术

[0012] 但是,上述前者的技术是关于 X 射线 CT 装置的技术。X 射线 CT 装置没有 X 射线的透射方向的脏器等的重叠,摄入 X 射线检测器的 X 射线的入射量变多。因此,图像的对比度

增强。

[0013] 因此,通过像素值的阈值处理能够提取气管分支部。但是,由于是CT扫描,因此有在扫描时间上比扫描图像摄影还费时,而且被检体(患者)的被辐射剂量增大的问题。

[0014] 而且,在后者的技术中,没有记载肺区域的提取过程相同、但最终是以胸椎的提取为目的而提取气管分支部的方法。

[0015] 本发明的实施方式是解决上述问题的实施方式,目的在于提供一种能够从X射线图像中提取气管分支部,使用气管分支部,通过确定心脏、肺等的关心区域而设定摄像范围等的图像处理装置以及X射线CT装置。

[0016] 并且,其目的在于提供一种能够通过确定心脏、肺等的关心区域,来设定图像重构范围的图像处理装置以及X射线CT装置。

[0017] 为了解决上述课题,本发明的第一实施方式具有气管分支部区域提取单元与气管分支部确定单元。气管分支部区域提取单元从X射线图像中提取气管分支部区域,气管分支部确定单元使用气管分支部区域确定确定 气管分支部。

[0018] 根据上述结构的实施方式,从X射线图像中提取气管分支部,使用气管分支部,能够通过确定心脏、肺等的关心区域,设定摄像范围。

附图说明

[0019] 图1为表示与第一实施方式相关的图像处理装置的硬件结构的结构图。

[0020] 图2为表示图像处理装置的处理的概要的流程图。

[0021] 图3为用于说明气管分支部区域提取处理的处理内容的流程图。

[0022] 图4为表示积分方向的概略图。

[0023] 图5为表示纵方向剖面图的积分值的凹部的概略图。

[0024] 图6A为表示在第二实施方式中被确定的心脏位置的图。

[0025] 图6B为用点虚线表示被设定的摄影范围的图。

[0026] 图6C为用虚线表示相位计算范围的图。

[0027] 图7A为在第三实施方式中表示整体摄影范围的图。

[0028] 图7B为示出由三个摄影范围而被三等分的整体摄影范围的图。

[0029] 图7C为将各摄影范围的宽度不变表示使其移动了的状态的图。

[0030] 图7D为表示包含整体摄影范围而变更各摄影范围的宽度后的状态的图。

[0031] 图8A为在第四实施方式中表示被策划了的摄影范围的图。

[0032] 图8B为表示心脏位置的图。

[0033] 图8C为在冠动脉图像化情况下表示用于求出在心电同步中的重构相位的范围的图。

[0034] 图8D为在心肌图像化的情况下表示用于求出在心电同步中的重构相位的范围的图。

[0035] 图8E为表示心电同步的重构范围与没有心电同步的重构范围的图。

具体实施方式

[0036] 以下针对图像处理装置以及X射线CT装置的各实施方式进行说明。

[0037] (第一实施方式)

[0038] 与第一实施方式相关的图像处理装置可以用于 X 射线计算机断层摄影装置等中。图 1 为表示与本发明的一实施方式相关的图像处理装置的功能的框图。如图 1 所示,本实施方式的图像处理装置具备用于收集与被检体(患者)P 有关的投影数据的架台装置(台架)001、用于承载被检体 P 的寝榻装置(未图示)、控制架台装置 001 并且进行以通过架台装置 001 收集的数据为基础的图像重构处理或图像显示等的控制台 002。

[0039] 架台装置 001 具备容纳有 X 射线管 101、X 射线检测器 102、旋转框架 103、高电压发生装置 104、寝榻移动装置 105、旋转驱动装置 106 以及数据收集部 107 的筐体。筐体具有用于插入被检体 P 的诊断用开口。X 射线管 101 和 X 射线检测器 102 搭载在由旋转驱动装置 106 旋转驱动的环状的旋转框架 103 上。在此,将旋转框架 103 的旋转轴定义为 Z 轴。在以 Z 轴为中心的旋转坐标系中,将从 X 射线管 101 的焦点连结 X 射线检测器 102 的检出面中心的与 Z 轴垂直的轴定义为 X 轴。Y 轴同时垂直于 Z 轴和 X 轴。寝榻移动装置 105 由使寝榻装置移动的移动机构构成。

[0040] 扫描控制部 201 经由旋转驱动装置 106 控制旋转框架 103 的旋转。扫描控制部 201 经由寝榻移动装置 105 控制寝榻装置的移动。通过该控制,可以在旋转框架 103 的定速旋转中,使寝榻装置的连续性移动同步地进行。据此,能够实现 X 射线管 101(X 射线源)对于被检体 P 相对地以螺旋状移动、在该螺旋轨道上的多个位置上收集投影数据的、所谓的螺旋式扫描。以下为了方便说明,有时将情况说明为扫描控制部 201 直接控制旋转框架 103 以及寝榻装置。

[0041] 以下,说明根据通过扫描图像摄影而取得的扫描图像(扫描数据),设定多个摄影范围,进而,根据被设定的摄影范围而进行正式扫描,进而,对使用通过正式扫描而取得的投影数据进行图像重构前的一连串的数据处理进行说明。

[0042] 另外,一连串的数据处理不局限于螺旋式扫描,还可以适用于以静止寝榻装置的状态连续地收集投影数据的所谓的动态扫描。进而也可以适用于在寝榻装置静止在某个位置的状态下收集一次旋转量的投影数据,此后寝榻装置移动并停止后,在下一个位置上反复操作收集一次旋转量的投影数据的动作的常规扫描。

[0043] 以下针对螺旋式扫描,特别是适用于多列检测器的同时收集即多排螺旋式扫描的一例进行说明。其后,针对适用于常规扫描的一例进行说明。

[0044] (适用于多排螺旋式扫描的一例)

[0045] 旋转框架 103 在扫描控制部 201 的控制下,被旋转驱动装置 106 强制旋转。伴随着该旋转框架 103 的旋转,X 射线管 101 和 X 射线检测器 102 在被检体 P 的周围进行旋转。在扫描控制部 201 的控制下,从高电压发生装置 104 向 X 射线管 101 施加高电压时,从 X 射线管 101 产生 X 射线。从 X 射线管 101 产生并透过被检体的 X 射线由 X 射线检测器 102 检测,作为投影数据被收集到数据收集部 107。进而,旋转框架 103 与筐体同样在中央部具有开口部。扫描时,在其开口部放入承载在寝榻装置 003 的躺板上的被检体 P。

[0046] 从高电压发生装置 104 向 X 射线管 101 的阴极-阳极之间施加管电压,而且,从高电压发生装置 104 向 X 射线管 101 的灯丝供给灯丝电流(管电流)。通过管电压的施加以及灯丝电流的供给,从 X 射线管 101 的阳极靶产生 X 射线。

[0047] X 射线检测器 102 用于检测透过了被检体 P 的 X 射线。X 射线检测器 102 也可以

是多切片型（多列型）、单切片型（单列型）的任何一种。

[0048] 在此，针对被辐射减弱效果大的多切片型检测器进行说明。X射线检测器 102 在通道方向（与 Y 轴方向相近）以及被检体的切片方向（Z 轴方向）上分别设置多个检测 X 射线的检测元件。例如，多个 X 射线检测元件在通道方向设置大约 600 ~ 1000 个，在切片方向上并列设置 24 列 ~ 256 列。在本实施方式中，设置如下的多列检测器：在通道方向排列 1000 个、在切片方向排列 64 列具有 0.5mm×0.5mm 的正方的受面光的多个 X 射线检测元件。各检测元件具有闪烁体、光电二极管芯片（未图示）。X 射线检测器 102 可以使用在切片方向上排列均等尺码的检测元件的多切片型检测器、在切片方向上排列不同尺码的检测元件的多个不均等距的多切片型检测器中的任何一种。

[0049] 数据收集部 (DAS(data acquisition system) 107 将从 X 射线检测器 102 中对每个通道输出的信号变换为电压信号，放大，再变换为数字信号。该变换的数字信号（也称作“纯原始数据”）供给到架台装置 001 的外部的控制台 002。

[0050] 控制台 002 的前处理部 202 对从数据收集部 107 中输出的数据（纯原始数据）实施位移校正、基准校正、灵敏度校正等校正处理。前处理后的纯原始数据一般称作原始数据。在此，将纯原始数据和原始数据合称为“投影数据”。投影数据存储在控制台 002 的数据存储部 203 中。数据包括通过扫描图像摄影而取得的扫描数据以及通过正式扫描而取得的投影数据。在以下说明的气管分支部确定处理、摄像范围设定处理以及图像重构范围设定处理中使用扫描数据，在图像重构中使用投影数据。

[0051] 控制台 002，除上述前处理部 202 以及数据存储部 203 外，还具有扫描控制部 201、重构处理部 204、图像存储部 205、图像处理部 206、显示控制部 207、显示部 208、输入装置 209 以及系统控制部 210。

[0052] 重构处理部 204 根据选择或者收集的投影数据集进行图像重构。作为投影数据集的例子，除了投影数据，还包括作为其附带信息的寝榻装置的位置信息和旋转框架 103 的旋转角度信息。

[0053] 在重构处理部 204 中，这样被重构处理的数据存储到图像存储部 205 中，并且发送到图像处理部 206 中，进行适于图像显示的处理。图像处理部 206 对存储到数据存储部 203 中的投影数据进行气管分支部区域提取处理。图像处理部 206 对气管分支部区域提取处理后的投影数据进行气管分支部确定处理、摄像范围设定处理、图像重构范围设定处理。而且，图像处理部 206 将实施处理后的投影数据发送给显示控制部 207。图像处理部 206 是“气管分支部区域提取单元”、“气管分支部确定单元”、“摄像范围设定单元”以及“图像重构范围设定单元”的一例。

[0054] 显示控制部 207 使从图像处理部 206 输入的投影数据在显示部 208 中显示。

[0055] 系统控制部 210 进行重构处理部 204、图像存储部 205 以及图像处理部 206 等的控制这样的图像处理装置的整体性的总括控制。

[0056] 接着，在螺旋式扫描中，参照图 2 说明从扫描图像（扫描数据）的读入到以扫描图像为基础确定心脏位置的处理。图 2 为表示图像处理装置的处理的概要的流程图。

[0057] （步骤 1：扫描图像的摄影 / 读入）

[0058] 利用图 1 示出的图像处理装置，读入通过扫描图像摄影所取得的胸部的 X 射线图像，保存到数据存储部 203 中。

[0059] 具体来说,首先,使用键盘或触摸屏等输入装置 209 输入被检体信息等。输入被检体信息等后,经由图像处理部 206 与检查部位对应的摄影条件(管电压、管电流、摄影时间、摄影范围、附加过滤器等)显示到显示部 208 中。

[0060] 接着,如果按压摄影开关,则通过高电压发生装置 104 对 X 射线管 101 施加高电压,从 X 射线管 101 中产生 X 射线。产生的 X 射线会照射到被检体 P。透过了被检体 P 的 X 射线射入到 X 射线检测器 102 中。从 X 射线检测器 102 对数据收集部 107 输入扫描图像(X 射线图像)。数据收集部 107 将扫描图像发送给前处理部 202。前处理部 202 将扫描图像发送给数据存储部 203。

[0061] (步骤 2:气管分支部区域提取处理)

[0062] 在步骤 2 中,提取气管分支部区域。以下使用图 2 进行说明。

[0063] (步骤 2-1:气管分支部区域提取处理)

[0064] 针对保存到数据存储部 203 中的扫描图像,解析纵方向剖面图、横方向剖面图,提取气管分支部区域的图像特征量(像素值的平均值、中央值、众数值、最大值、最小值),实施灰度等级处理使该图像特征量成为目标值,提取肺轮廓(肺尖、肺底)。根据该肺轮廓和心脏区域(上缘),通过上述方法,提取气管分支部区域。

[0065] (步骤 3:气管分支部确定处理)

[0066] 在步骤 3 中,确定气管分支部。以下使用图 3 进行说明。

[0067] (步骤 3-1:开始位置计算处理、结束位置计算处理)

[0068] 为了从由步骤 2-1 所取得的气管分支部区域中确定气管分支部,开始位置计算单元,通过计算求出开始后述的纵方向剖面图(体轴方向剖面图)的计算处理的开始位置坐标(X_g, Y_g)。将开始位置坐标决定为适当的位置即可。即,例如,能够作为开始位置坐标而设定通过由步骤 2-1 所提取出的气管分支部区域的左支气管或右支气管的大略横剖面的大略中心的中心线的假想延长线上的任意位置。

[0069] 结束位置计算单元,通过计算求出后述的纵方向剖面图的计算处理的结束位置坐标(X_h, Y_h)。将结束位置坐标决定为适当的位置即可。即,能够作为结束位置坐标而设定通过由上述步骤 3-1 所抽取出的左支气管或右支气管的大略横剖面的大略中心的中心线的假想延长线上的任意位置。

[0070] (步骤 3-2:纵方向剖面图(体轴方向剖面图)的计算处理)

[0071] 图 4 为表示纵方向剖面图(体轴方向剖面图)的计算方向的概略图。该图表示气管分支部 401、A 方向以及角度 α 方向。在沿着该图中的 A 方向(角度 α 方向)的方向上累计像素值,作成纵方向剖面图(体轴方向剖面图)。在本实施方式中,所谓 A 方向,是称作沿着左支气管的行进方向的方向。例如,在 45 度方向上累计,从而作成纵方向剖面图(org30_prfl[])。

[0072] 如图 4 所示,也可以计算多个纵方向剖面图。同时,支气管也可以以左支气管或右支气管的任何一个为基准。优选将左支气管作为基准。优选从由上述步骤 3-1 以及步骤 3-2 中求出的开始位置坐标(X_g, Y_g)到结束位置坐标(X_h, Y_h),在对与被检体 P 的体轴方向的纵长方向垂直的方向,倾斜 $30^\circ \sim 80^\circ$ 方向上,累计像素值,计算出纵方向剖面图。

[0073] 在图 4 中,将与被检体 P 的体轴的纵长方向垂直的方向和该累计的方向所夹的角设为 α 。针对左支气管, α 优选设定在 $30^\circ \sim 60^\circ$ 的范围内,更优选为 45° 附近。针对

右支气管, α 优选设定在 $50^\circ \sim 80^\circ$ 的范围内, 更优选为 65° 附近。在本实施方式中, 可以将 α 从最小值设定到最大值, 并在该范围内按每个规定角度作成纵方向剖面图。具体来说, 能够将 α 从 30° (最小值) 设定到 60° (最大值), 并从最小值到最大值, 以每 5° 作成纵方向剖面图。

[0074] 将被累计的纵方向剖面图进行平滑化核和卷积, 作成被平滑化的纵方向剖面图的变化曲线。例如, 将在上述的 45° 方向上累计的纵方向剖面图 (org45_prfl[]) 进行平滑化核和卷积, 作成被平滑化的纵方向剖面图 (smth45_prfl[]) 的变化曲线。例如, 作成 smth45_prfl = {0.1, 0.2, 0.4, 0.2, 0.1}。

[0075] 将被平滑化的纵方向剖面图的变化曲线进行微分核和卷积, 作成微分核 (dif_prfl[])。核长与像素尺码相对应地适当变更。例如, 像素尺码在 2.0mm 的情况下, 作为微分核, 作成 dif_kernel = {0.0, 0.0, 0.0, 1.0, 1.0, 1.0, -1.0, -1.0, -1.0, -2.0, -2.0, -2.0, -1.0, -1.0, -1.0, 1.0, 1.0, 1.0, 2.0, 2.0, 2.0}。

[0076] 图 5 为与在图 4 中计算出的纵方向剖面图的变化曲线相关的概略图。将与图 4 的气管分支部 401 对应的位置在图 5 中用 501 表示。在图 5 中, 将实施累计处理后的纵方向剖面图的变化曲线、实施平滑化处理后的纵方向剖面图的变化曲线以及实施微分处理后的纵方向剖面图的变化曲线, 用曲线 511 ~ 513 显示出来。

[0077] (步骤 3-3)

[0078] 进行到最大角度为止的纵方向剖面图的凹部检测处理。

[0079] (步骤 3-4)

[0080] 判断 α 是否为最大值, 如果是“NO”, 返回到步骤 3-2, 如果是“YES”, 前进到步骤 3-5。

[0081] (步骤 3-5: 气管分支部的确定处理)

[0082] 根据上述微分核的作成, 能够明确纵方向剖面图的变化曲线的凹部, 确定气管分支部。即, 将与上述被检体 P 的体轴的纵长方向垂直的方向和该累计的方向所夹的角 α 的各角度中的微分核表示最大值的位置, 作为气管分支部中的气管分支点, 确定气管分支部。具体来说, 实施了图 5 中的微分核处理的曲线 513 的峰值即 501 的位置表示凹部形状, 为与气管分支部相当的位置。

[0083] 在本实施方式中, 能够用从 α 的最小值到最大值作成纵方向剖面图的变化曲线, 将微分核 (dif_prfl[]) 最大的位置作为气管分支部。

[0084] (步骤 4: 心脏位置确定处理)

[0085] 而且, 实施根据上述气管分支部和肺底的位置确定心脏位置的处理。在相关确定处理时, 可以使用各种滤波处理、模式匹配处理等。气管分支部根据上述方法确定, 肺底使用专利文件 2 中记载的技术等来确定。在相关的肺底的确定时, 能够对左右的肺部区域使用纵方向剖面图和横方向剖面图。

[0086] (第 2 实施方式)

[0087] 以上, 在螺旋式扫描中, 说明了从通过扫描图像摄影所取得的扫描图像 (扫描数据) 的读入 (步骤 1), 到基于图像而确定心脏位置 (步骤 4) 的处理。此外, 心脏位置的确定也可以基于后述的螺旋式扫描而得到的投影数据 (未重构的被检体的透射 X 射线图像) 来进行。

[0088] 接着,参照图 6A ~图 6C 说明在螺旋式扫描中,到以被确定的心脏位置为基础设定摄影范围,使用通过根据该摄影范围的正式扫描所取得的投影数据进行图像重构为止的处理的一例。此外,在图 6A 中,心脏位置 602 相当于从心脏的冠动脉(上限)到心室的下方位置(下限)的范围。

[0089] 图 6A 为示出被确定的心脏位置 602 的图。如图 6A 所示,心脏位置 602 根据气管分支部位置 401 确定。此外,心脏位置 602 还可以根据肺底位置 601 确定。

[0090] 图像处理部 206 通过在被确定的心脏位置 602 的上下取得边沿 701,设定摄影心脏位置时的摄影范围以及其它的摄影范围。据此,包含心脏位置 602 以及边沿 701 的范围作为摄影心脏位置 602 时的摄影范围而被设定。摄影心脏位置时的摄影范围是进行用于计算心脏的活动量的心电同步摄影的范围(心电同步摄影范围)702。另外,边沿的取法不限于此。例如,将从气管分支部位置 401 向下方间隔支气管直径的 1/2 左右的位置作为心脏上部位置,在该位置的上下还可以取得规定的边沿。

[0091] 显示控制部 207 将心电同步摄影范围 702 以及其它的摄影范围 703 与扫描图像重叠,显示在显示部 208 中。“显示单元”的一例相当于显示控制部 207 以及显示部 208。通过在显示部 208 中显示心电同步摄影范围 702 以及其它的摄影范围 703,技师能够确认心电同步摄影范围 702 等。

[0092] 图 6B 为用点虚线表示被设定的摄影范围 702、703 的图。

[0093] 根据心电同步摄影范围 702,通过正式扫描取得投影数据。图像处理部 206 根据气管分支部位置 401 的信息,设定用于求出重构相位的范围(相位计算范围)704。相位计算范围 704 比心电同步摄影范围 702 设计得窄。

[0094] 显示控制部 207 将相位计算范围 704 与扫描图像重叠,显示在显示部 208 中。“显示单元”的一例相当于显示控制部 207 以及显示部 208。通过在显示部 208 中显示相位计算范围 704,技师能够确认相位计算范围 704。

[0095] 图 6C 为用虚线表示相位计算范围 704 的图。如图 6C 所示,相位计算范围 704 正在变为将心电同步摄影范围 702 的上部区域以及下部区域减少规定宽度 705 的大小的范围。另外,相位计算范围 704 可以比心电同步摄影范围 702 设定得宽,也可以设定为与心电同步摄影范围 702 相一致。

[0096] 图像处理部 206 以相位计算范围 704 的投影数据为基础,进行心电同步重构。具体来说,对于投影数据进行加法处理,求出在心拍相位间的心脏整体的活动量,决定活动量少的心拍相位(最佳相位),根据所决定的最佳相位进行图像重构,例如根据日本特开 2007-37782 号公报上记载的技术。

[0097] (第 3 实施方式)

[0098] (适用于常规扫描的一例)

[0099] 接着,参照图 7A ~图 7B,说明在常规扫描中,到以确定的心脏位置 602 为基础,设定心电同步摄影范围 702 以及其它的摄影范围 703,使用根据这些摄影范围 702、703 通过正式扫描取得的投影数据进行图像重构的处理的一例。同时,在以下说明的常规扫描的一例中,心电同步摄影范围 702 以及其它的摄影范围 703 被设定为相同宽度。另外,心电同步摄影范围 702 以及其它的摄影范围 703 也可以设定为不同宽度。

[0100] 图 7A 为示出整体摄影范围的图。如图 7A 所示,在整体摄影范围的宽度 W_0 中包含

心脏位置 602。

[0101] 图 7B 为示出由根据三个摄影范围被三等分的整体摄影范围的图。如图 7B 所示,心脏位置 602 位于跨三个摄影范围内的两个的位置上。另外,将整体摄影范围的宽度作为 W_0 ,将各摄影范围的宽度作为 W_1 。

[0102] 图 7C 为示出使各摄影范围的宽度不变地移动的状态的图。图像处理部 206 以一个摄影范围包罗心脏位置 602 的方式使各摄影范围向图 7 中所示的箭头方向移动。通过各摄影范围的移动,如图 7C 所示,心脏位置 602 位于收容在一个摄影范围之中的位置上。

[0103] 而且,由于移动了各摄影范围,所以仍按照摄影范围的宽度 W_1 ,则无法再由三个摄影范围包罗整体摄影范围。

[0104] 图 7D 为表示以包含整体摄影范围的方式变更各摄影范围的宽度后的状态的图。如图 7D 所示,图像处理部 206 为通过三个摄影范围包罗整体摄影范围,将摄影范围的宽度从 W_1 扩大到 W_2 。此外,扩大摄影范围的宽度时,不移动包罗心脏位置 602 的摄影范围的一端 E1 的位置而进行扩大。

[0105] 包罗心脏位置 602 的摄影范围为在心电同步中的摄影范围。除此以外的摄影范围为不使其心电同步的摄影范围。

[0106] (第 4 实施方式)

[0107] (适用于常规扫描的另一例)

[0108] 在第 3 实施方式中,示出了一个例子:在常规扫描中,以使一个摄影范围包罗心脏位置 602 的方式使各摄影范围移动,根据移动后的摄影范围 702、703 进行正式扫描,使用据此取得的投影图像,进行心脏整体的心电同步重构。

[0109] 此外,在心脏整体的心电同步重构中,使用了根据心脏整体的活动量决定的最佳相位,但在心脏的一部分的心电同步重构中,为了使心脏的一部分图像鲜明,使用根据心脏的一部分的活动量决定的最佳相位。

[0110] 第 4 实施方式,参照图 8A ~ 图 8E 说明使用根据心脏的一部分的活动量决定的最佳相位,进行心室的心电同步重构的一例。

[0111] 图 8A 为示出在心电同步中的摄影范围和不使心电同步的摄影范围的图。而且,图 8B 为示出心脏位置 602 的图。

[0112] 图 8C 为示出在冠动脉图像化的情况下,用于求出在心电同步中的重构相位的范围的图。图像处理部 206 将用于求出该相位的范围设定为与心脏位置 602 相同的范围。如图 8B 以及图 8C 所示,用于求出该相位的范围(相位计算范围)704 与表示心脏位置 602 的范围相一致。

[0113] 图像处理部 206 以气管分支部位置 401 为基准,根据与被检体的体格相对应这样的经验法则,计算心室位置。

[0114] 图 8D 为示出用于在心肌图像化的情况下求出在心电同步内的重构相位的范围的图。图像处理装置 206 将相位计算范围 704 设定为与心室位置相同的范围。图 8D 中示出相当于与心室位置相同范围的相位计算范围 704。

[0115] 据此,能够根据相位计算范围 704 求出冠动脉图像化的情况以及心肌图像化的情况的各个最佳相位。

[0116] 图 8E 为表示心电同步的重构范围 706 和不进行心电同步的重构范围 707 的图。图

像处理部 206 以在与心脏位置 602 相同的范围内设定的相位计算范围 704 的投影图像（投影数据）为基础，进行心电同步重构（前述）。而且，以在与心室位置相同的范围内设定的相位计算范围 704 的投影图像（投影数据）为基础，进行心室的心电同步重构（前述）。此外，此时的最佳相位，使用求出心室的活动量、活动量少的心拍相位。

[0117] 本发明的实施方式的图像处理装置能够针对与心脏（冠动脉）等相关的图像进行图像处理。即，采用本发明，可以自动地设定心脏（冠动脉）位置等，并设定为摄像范围。而且，在图像重构时可以作为重构范围自动地设定心脏（冠动脉）位置等。而且，心电同步摄影时，通过使用本发明的实施方式的图像处理装置，能够计算心脏（冠动脉）的活动量，能够使最佳相位检测的精度提高。

[0118] 以上说明了本发明的几个实施方式，但这些实施方式仅作为例子进行提示，并不意味着对发明的范围进行限定。这些新颖的实施方式能够以其它的各种各样的形式进行实施，在不脱离发明的主旨的范围内，能够进行各种省略、替换、变更。这些实施方式及其变形，包含在发明的范围、主旨中，并且包含在权利要求书所记载的发明及其等同的范围内。

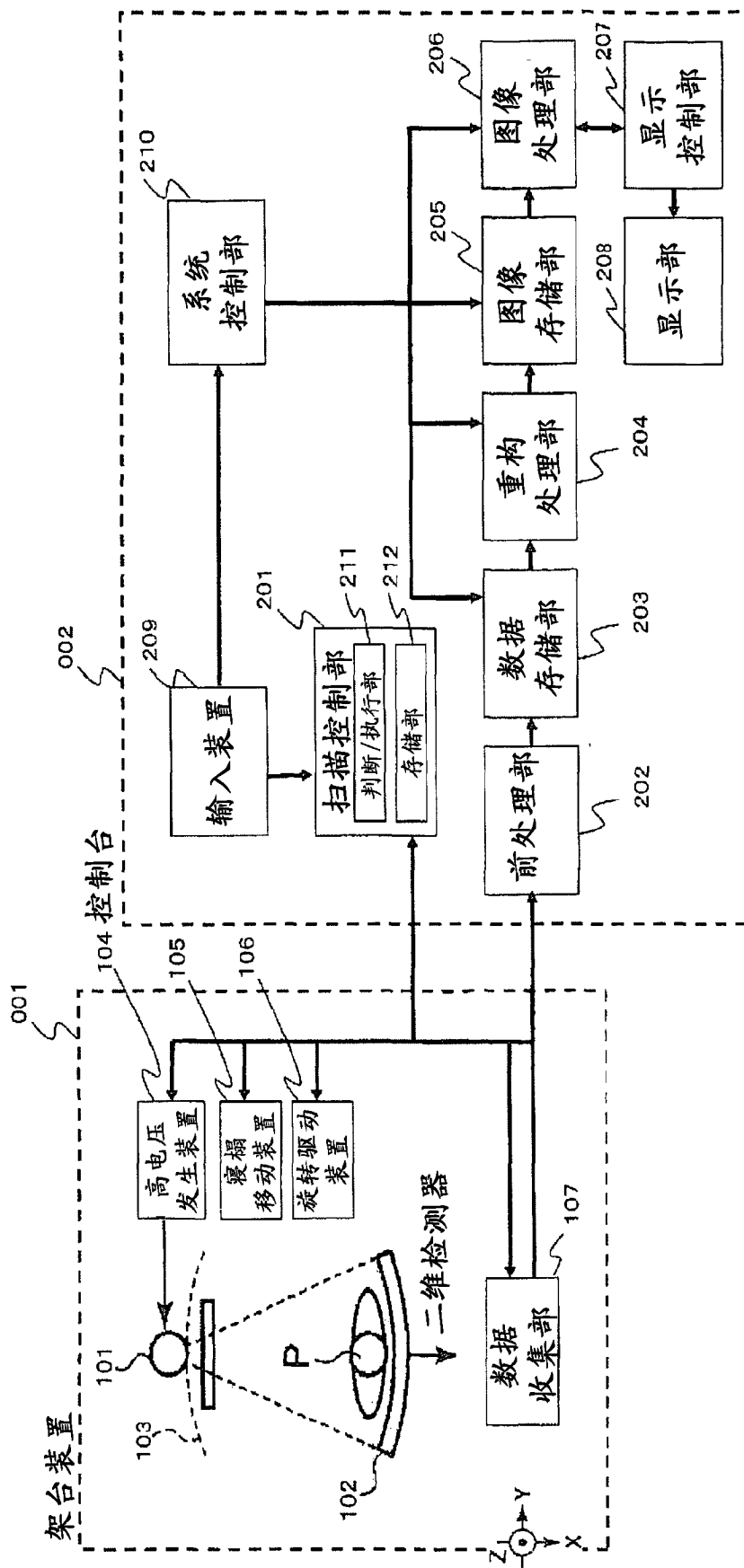


图 1

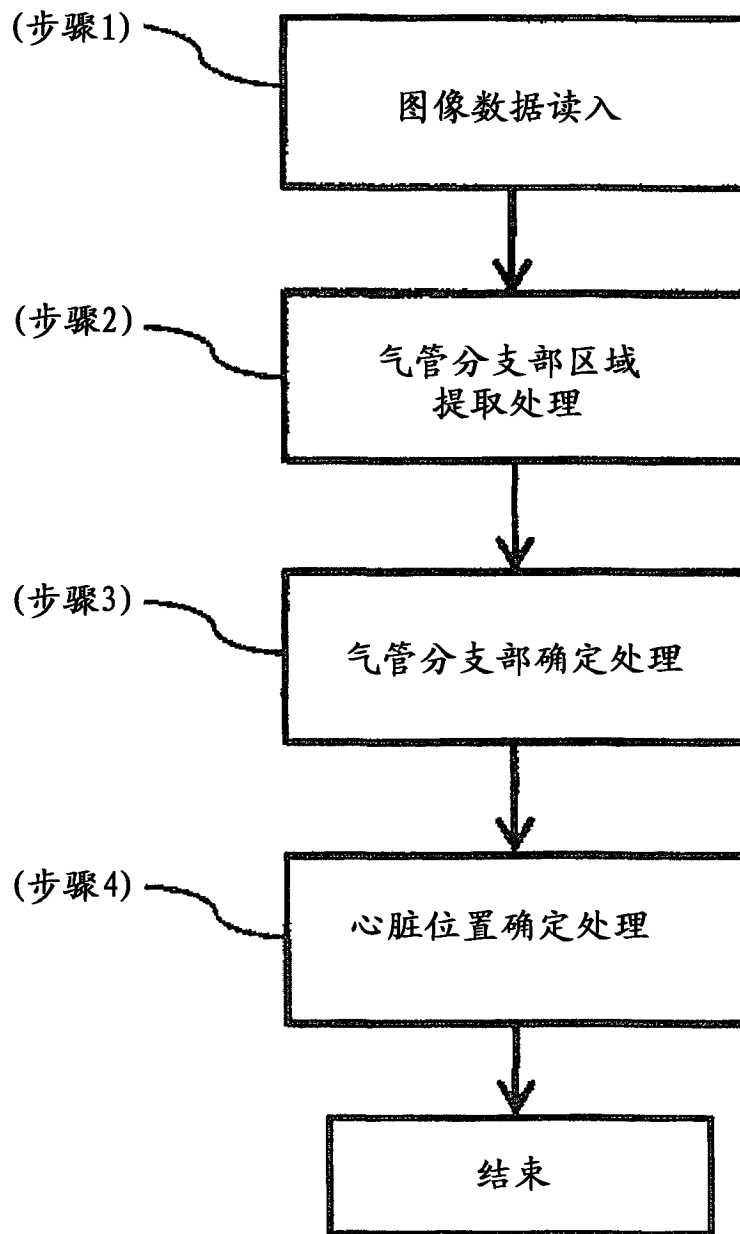


图 2

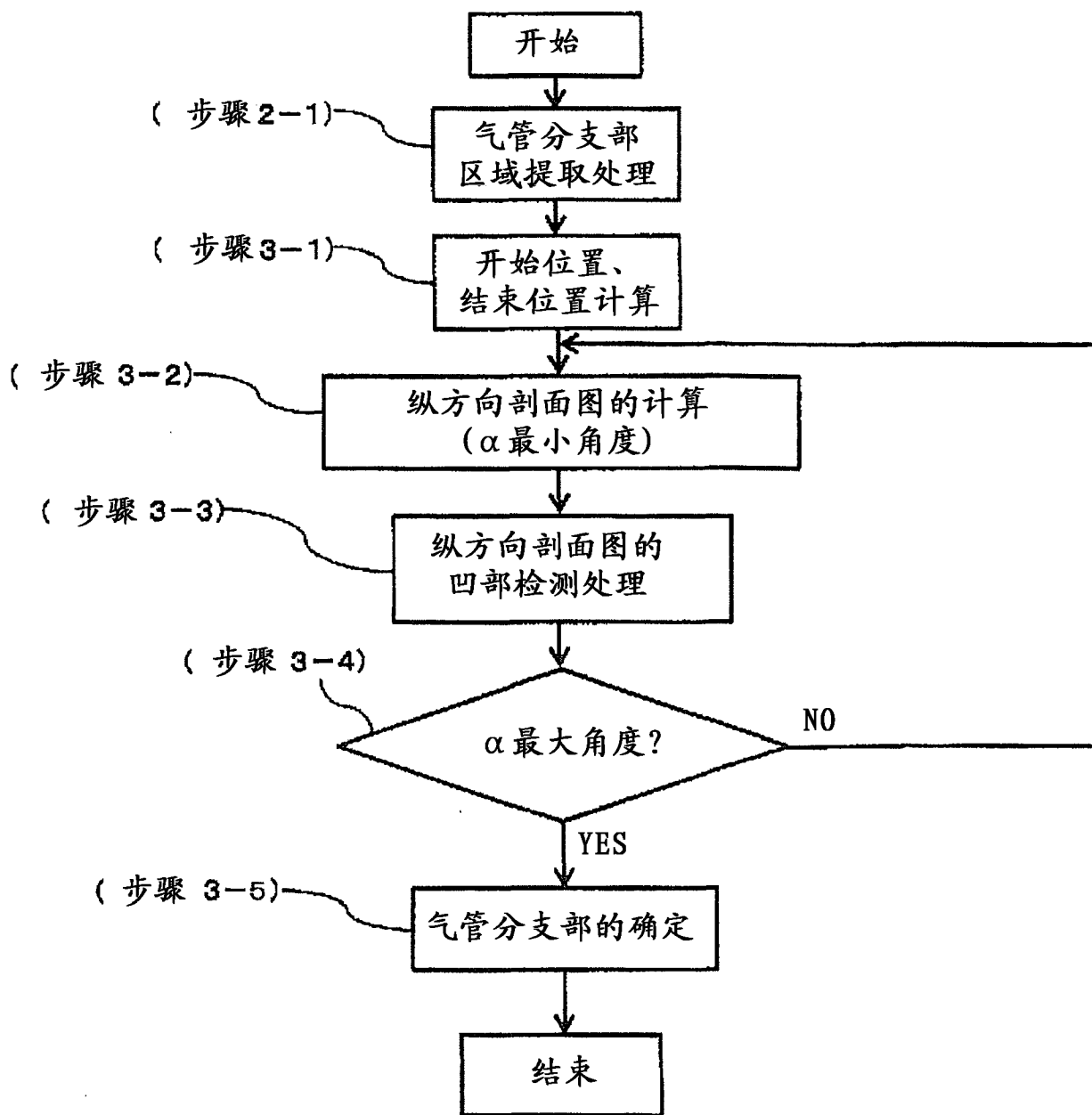


图 3

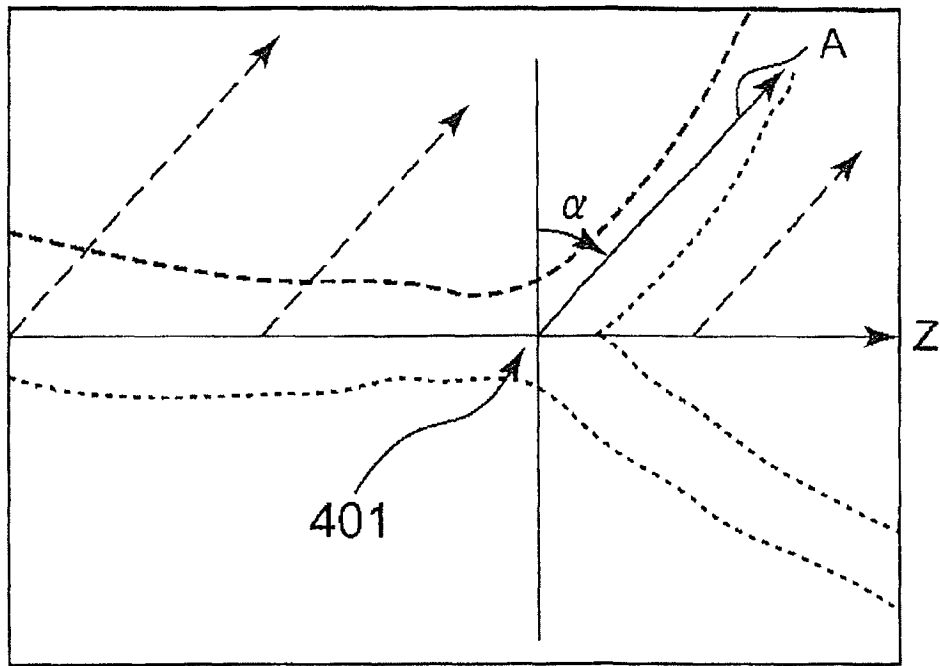


图 4

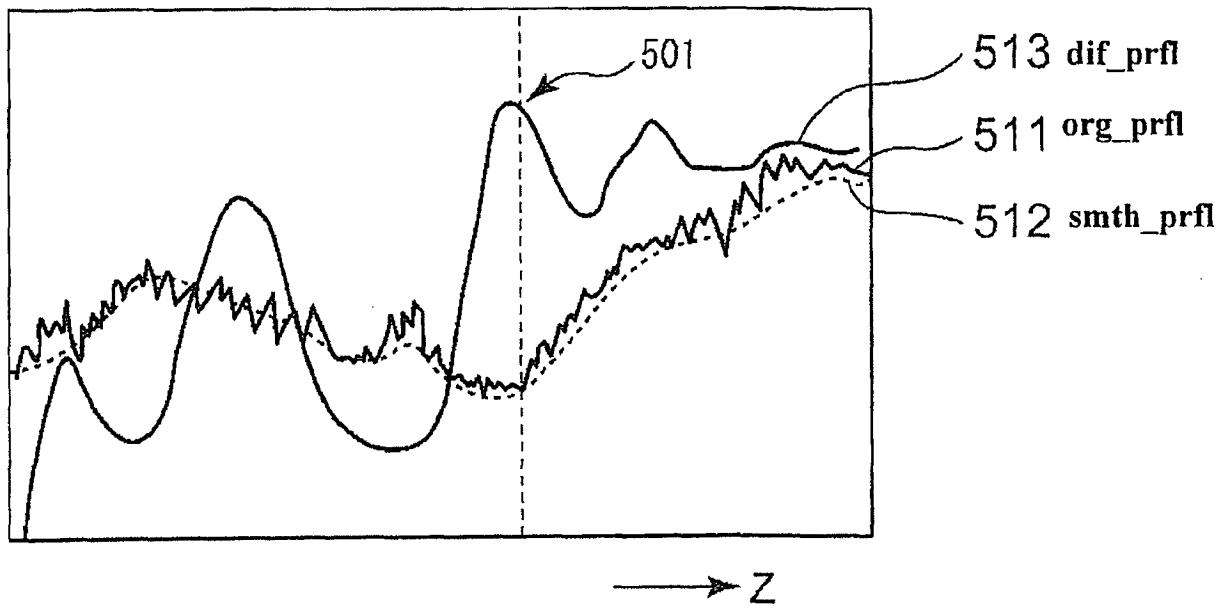


图 5

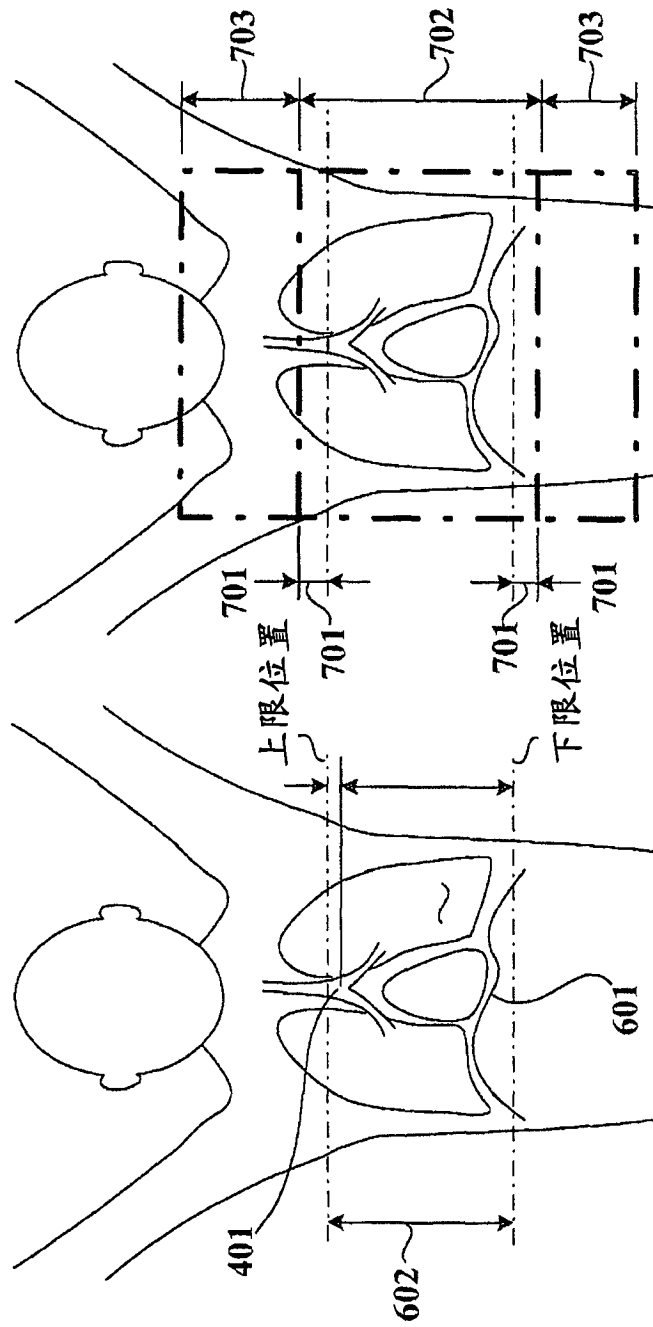


图6B

图6A

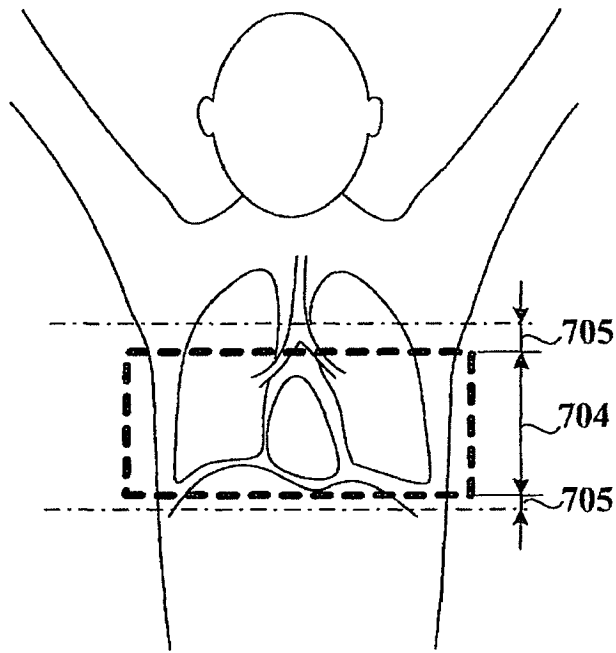


图 6C

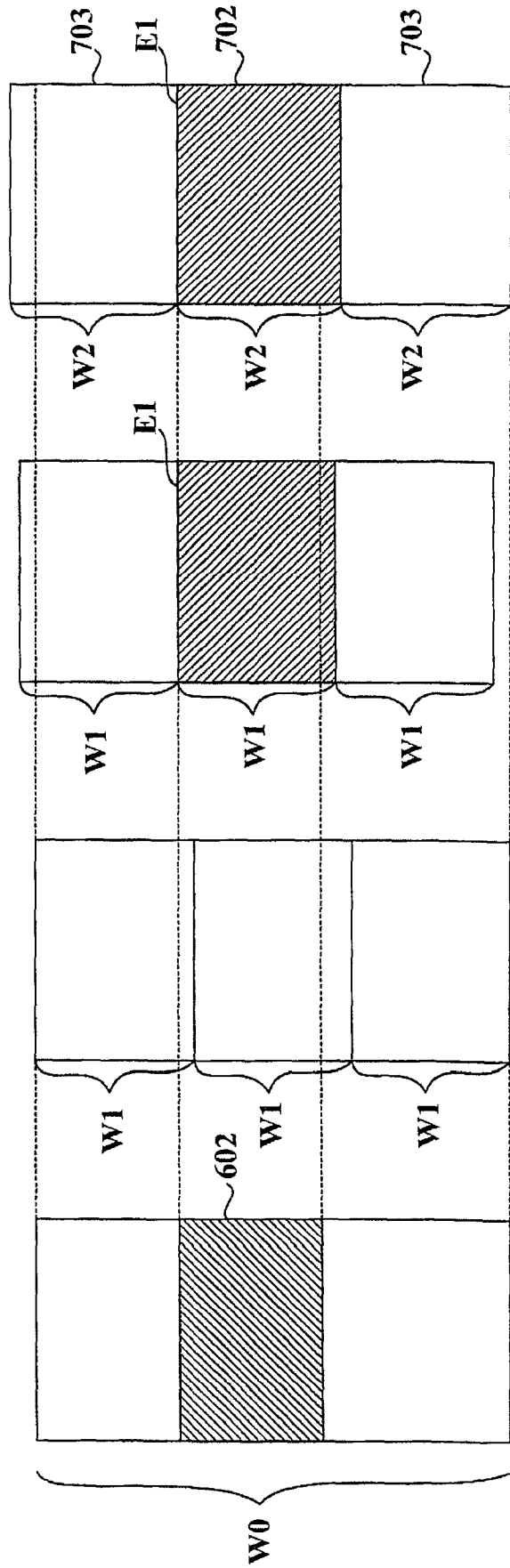


图7A

图7B

图7C

图7D

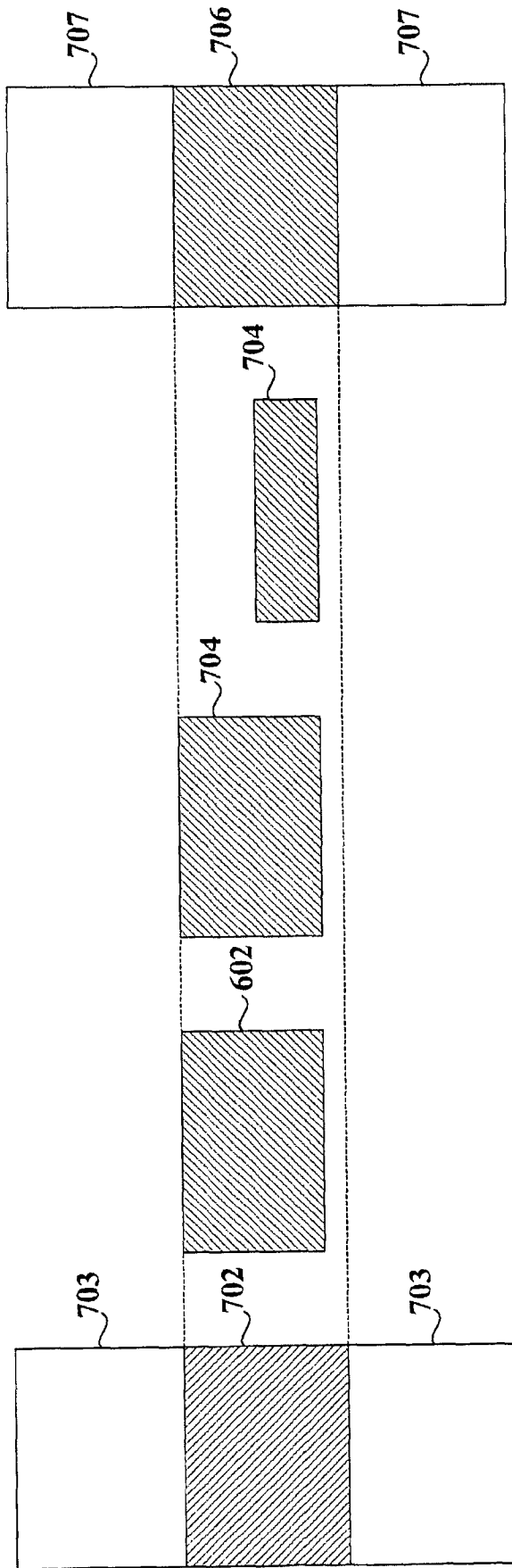


图8E

图8D

图8C

图8B

图8A