



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104780826 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 15

(21) 申请号 201480003007. 7

代理人 李辉 黄纶伟

(22) 申请日 2014. 03. 05

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006. 01)

2013-049290 2013. 03. 12 JP

A61B 6/03(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 05. 12

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/055638 2014. 03. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/141968 JA 2014. 09. 18

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 秋本俊也 大西顺一 伊藤满祐

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

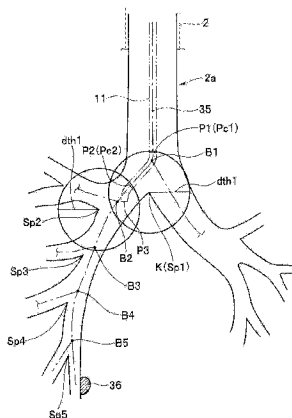
权利要求书2页 说明书19页 附图30页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统具有：图像存储部，其存储预先取得的被检体的3维图像信息；假想内窥镜图像生成部，其生成从规定的视点位置以内窥镜方式描绘3维图像信息而得到的假想内窥镜图像；摄像部，其设置于内窥镜内，对规定的管腔脏器内摄像；位置检测部，其检测内窥镜插入部的前端在规定的管腔脏器内的位置；以及候选信息提示部，其在根据位置检测部检测到的内窥镜插入部的前端的位置信息在规定的方向上切取3维图像信息而得到的2维断层图像上，提示成为进行假想内窥镜图像与由摄像部生成的内窥镜图像的图像比较时的候选的候选位置信息和对应的假想内窥镜图像，来作为候选信息。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:
图像存储部,其存储预先取得的被检体的 3 维图像信息;
假想内窥镜图像生成部,其生成从规定的视点位置以内窥镜方式描绘所述 3 维图像信息而得到的假想内窥镜图像;
摄像部,其设置于内窥镜内,对所述规定的管腔脏器内摄像;
位置检测部,其检测内窥镜插入部的前端在所述被检体的规定的管腔脏器内的位置;
以及

候选信息提示部,其在根据所述位置检测部检测到的所述内窥镜插入部的前端的位置信息在规定的方向上切取所述 3 维图像信息而得到的 2 维断层图像上,提示成为进行所述假想内窥镜图像与所述摄像部摄像生成的内窥镜图像的图像比较时的候选的候选位置信息和对应于该候选位置信息的所述假想内窥镜图像,来作为候选信息。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述内窥镜系统还具有:
路径数据生成部,其根据所述 3 维图像信息,至少生成所述规定的管腔脏器内的从插入开始位置到目标位置的路径数据;以及
管腔脏器提取部,其从所述 3 维图像信息中提取规定的管腔脏器,
所述候选信息提示部将所述路径数据重叠于所述规定的管腔脏器图像上或所述 2 维断层图像上,并且提示所述路径数据上或该路径数据附近的所述候选位置信息。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述内窥镜系统还具有:
特征区域判定部,其判定所述内窥镜插入部的前端是否位于与所述规定的管腔脏器内的管腔的分支有关的特征区域内;以及
存储部,其根据所述特征区域判定部的判定结果,将所述内窥镜插入部的前端的位置信息与对应于该位置信息的假想内窥镜图像对应起来,存储用于作为所述候选信息而进行提示的提示用的候选信息。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述特征区域判定部根据所述内窥镜插入部的前端与所述规定的管腔脏器内的所述管腔所分支出的分支部之间的距离,判定所述内窥镜插入部的前端是否位于所述特征区域内。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述候选信息提示部除了提示所述候选位置信息以外,还提示所述内窥镜插入部的前端的物镜光学系统的视线的信息。

6. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述候选信息提示部除了提示所述假想内窥镜图像以外,还提示根据由所述摄像部拍摄到的内窥镜图像而计算出的所述管腔的内径的信息。

7. 根据权利要求 2 所述的内窥镜系统,其特征在于,
所述候选信息提示部在所述内窥镜插入部的前端的位置从所述路径数据远离了规定距离的情况下,提示所述候选位置信息。

8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述位置检测部根据通过所述摄像部的摄像而生成的内窥镜图像与所述假想内窥镜图像的图像比较的结果,计算所述内窥镜插入部的前端的位置信息。

9. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述位置检测部使用设置于所述内窥镜插入部的前端上的传感器,计算所述内窥镜插入部的前端的位置信息。

10. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述存储部还与所述候选位置信息和所述假想内窥镜图像对应起来存储内窥镜图像,作为所述提示用的候选信息。

11. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还具有存储限制部,在向所述存储部存储所述提示用的候选信息的情况下,所述存储限制部限制在限制距离以内存储所述提示用的候选信息,其中,该限制距离是根据所述规定的管腔脏器内的相邻的分支点之间的距离而设定的。

12. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述存储部以包括在不同的各特征区域内分别按顺序存储的编号信息的方式存储所述提示用的候选信息,以限制从所述存储部中读出并由所述候选信息提示部作为所述候选信息进行提示的数量。

13. 根据权利要求 3 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述候选信息提示部读出存储于所述存储部中的所述提示用的候选信息,将其作为所述候选信息在所述 2 维断层图像上进行提示。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及通过摄像单元对被检体内摄像的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 近些年来,具有可插入到体腔内等的插入部的内窥镜广泛应用于医疗领域等中。

[0003] 另一方面,在插入到体腔内的支气管等复杂分支的管腔脏器内,对管腔脏器的末端侧的目标部位(的患处组织)进行检查或使用处置工具的活检和处置的情况下,仅凭插入时得到的内窥镜图像,有时难以将插入部前端导入至目标部位附近。

[0004] 因此,提出了进行用于辅助将内窥镜的插入部前端导入至目标部位附近的作业的显示等的系统或装置。

[0005] 例如,在作为第1现有例的日本特开第2002-200030号公报中公开了如下的装置,其具有映射图像合成单元,由于是难以对末端的支气管造影而取得3维图像的状况,因此,该映射图像合成单元在进行了支气管的3维图像数据的坐标系与插入部前端的位置的位置对准后,依次存储插入部前端的位置,并根据插入部前端的位置轨迹,在支气管的3维图像数据上合成轨迹图像。

[0006] 此外,在作为第2现有例的日本特开第2004-89483号公报中公开了如下的装置:由于事先未获悉到达目标患处位置的支气管的路径直径,因而在选择最佳直径的支气管内窥镜时,在支气管的3维图像上设定插入路径,计算所设定的插入路径上的规定位置处的支气管的内径,并根据所计算的支气管的内径和支气管内窥镜的插入直径来计算插入极限位置。

[0007] 此外,在作为第3现有例的日本特开第2009-56238号公报中,为了提高通过内窥镜得到的作为观察图像的内窥镜图像与根据支气管的3维区域的图像数据而生成的假想内窥镜图像之间的图像匹配精度,公开了将假想内窥镜图像和假想内窥镜示意图图像等重叠显示于内窥镜图像上的图像合成单元、以及用于使图像的朝向一致的图像校正单元。

[0008] 然而,在上述第1现有例至第3现有例公开的内容中,难以通过由内窥镜的摄像单元取得的内窥镜图像、与基于支气管的3维图像数据而生成的假想内窥镜图像之间的图像比较,来进行内窥镜插入部的前端的位置估计。

[0009] 更具体地进行说明,关于内窥镜插入部的前端的3维位置,在其与生成假想内窥镜图像时使用的CT坐标系进行位置对准后,通过CT坐标系或与CT坐标系对应起来的坐标系管理。然而,在进行将内窥镜插入部插入到支气管等的管腔脏器内的操作的过程中,由于外部干扰等而经常会产生内窥镜插入部前端的3维位置偏离CT坐标系上的3维位置的情况。在这种情况下,需要将内窥镜插入部的前端设定在支气管的隆嵴等已知的基准位置上,并再次进行位置对准(再次位置对准)。

[0010] 在如上进行位置对准的情况下,需要使内窥镜插入部的前端返回到隆嵴等的基准位置上,因而将前端插入到比隆嵴靠深部侧的位置上的操作变得无效。因此,如果提示用于在插入了内窥镜插入部的前端的位置或该位置附近进行位置对准的候选信息,则会减少插

入操作的徒劳,易于持续进行灵活的插入操作。

[0011] 为此,期望在插入操作的过程中,事先取得适于进行再次位置对准的提示的候选信息,在做出了提示的指示时,至少将到达被指示的位置为止所取得的作为位置的候选信息的候选位置信息、和对应于该候选位置信息的假想内窥镜图像作为候选信息,在支气管的 3 维或 2 维断层图像上提示。

[0012] 然而,上述现有例都未公开这种提示的内容。

[0013] 本发明就是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供内窥镜系统,该内窥镜系统能够提示适合于在分别生成了内窥镜图像和假想内窥镜图像的两个位置产生了偏移的情况下进行再次位置对准的候选信息。

发明内容

[0014] 用于解决课题的手段

[0015] 本发明一个方面的内窥镜系统具有:图像存储部,其存储预先取得的被检体的 3 维图像信息;假想内窥镜图像生成部,其生成从规定的视点位置以内窥镜方式描绘所述 3 维图像信息而得到的假想内窥镜图像;摄像部,其设置于内窥镜内,对所述规定的管腔脏器内摄像;位置检测部,其检测内窥镜插入部的前端在所述被检体的规定的管腔脏器内的位置;以及候选信息提示部,其在根据所述位置检测部检测到的所述内窥镜插入部的前端的位置信息在规定的方向上切取所述 3 维图像信息而得到的 2 维断层图像上,提示成为进行所述假想内窥镜图像与由所述摄像部的摄像生成的内窥镜图像的图像比较时的候选的候选位置信息和对应于该候选位置信息的所述假想内窥镜图像,来作为候选信息。

附图说明

[0016] 图 1 是表示本发明第 1 实施方式的内窥镜系统的整体结构的图。

[0017] 图 2A 是表示支气管的形状图像的图。

[0018] 图 2B 是表示从支气管的形状图像上的切口(スパー)起的恒定值的距离范围的图。

[0019] 图 2C 是表示从支气管的形状图像上的分支点起的恒定值的距离范围的图。

[0020] 图 2D 是表示候选信息的提示例的图。

[0021] 图 3 是表示第 1 实施方式的处理内容的代表例的流程图。

[0022] 图 4 是表示沿着芯线上的作为与分支点之间的距离的路程的图。

[0023] 图 5A 是表示第 1 实施方式的变形例的内窥镜系统的整体结构的图。

[0024] 图 5B 是作为 2 个坐标系的对应处理的登记的说明图。

[0025] 图 6 是本发明第 2 实施方式的动作的说明图。

[0026] 图 7 是本发明第 3 实施方式的动作的说明图。

[0027] 图 8 是第 3 实施方式的变形例的动作的说明图。

[0028] 图 9 是根据内窥镜图像上的变化存储候选信息的动作的说明图。

[0029] 图 10A 是表示不同于图 2D 的候选信息的提示例的图。

[0030] 图 10B 是表示不同于图 10A 的候选信息的提示例的图。

[0031] 图 10C 是表示不同于图 10A 的候选信息的提示例的图。

- [0032] 图 10D 是表示不同于图 10A 的候选信息的提示例的图。
- [0033] 图 10E 是表示不同于图 10A 的候选信息的提示例的图。
- [0034] 图 10F 是表示不同于图 10A 的候选信息的提示例的图。
- [0035] 图 10G 是表示不同于图 10A 的候选信息的提示例的图。
- [0036] 图 11 是表示在包括支气管的断层图像上显示所估计的位置的例子的图。
- [0037] 图 12 是表示在图 11 中通过文字信息将各位置与对应的 VBS 对应起来的例子的图。
- [0038] 图 13 是表示相当于图 11 的变形例的显示例的图。
- [0039] 图 14 是表示在图 11 中还显示移动方向的显示例的图。
- [0040] 图 15 是表示在图 11 中还显示视野范围的显示例的图。
- [0041] 图 16 是表示在 1 个断层图像上立体显示视野范围的显示例的图。
- [0042] 图 17 是表示利用区域显示所存储的位置的例子的图。
- [0043] 图 18 是表示重叠显示支气管树和断层图像的例子的图。
- [0044] 图 19 是表示使用 2 个断层图像进行显示的例子的图。
- [0045] 图 20 是表示通过包括所存储的位置上的支气管树在内的切断面进行显示的例子的图。
- [0046] 图 21 是图 20 的设定方法的说明图。

具体实施方式

[0047] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0048] (第 1 实施方式)

[0049] 如图 1 所示,本发明的第 1 实施方式的内窥镜系统 1 构成为主要具有:内窥镜装置 4,其具有内窥镜 3,该内窥镜 3 插入到作为检查对象的被检体即患者的作为规定管腔脏器的支气管 2(图 2A)内;以及插入辅助装置 5,其与该内窥镜装置 4 一起使用,用于进行内窥镜 3 的插入辅助。

[0050] 内窥镜装置 4 具有内窥镜 3、对该内窥镜 3 供给照明光的光源装置 6、进行对于构成搭载于内窥镜 3 上的摄像单元的摄像元件 7 的信号处理的作为信号处理装置的相机控制单元(简称为 CCU)8、以及显示由 CCU8 生成的内窥镜图像的监视器 9。

[0051] 内窥镜 3 具有具备挠性的细长的插入部(或内窥镜插入部)11、以及设置于该插入部 11 的后端上的操作部 12,在插入部 11 的前端部 13 设有照明窗和观察窗。在插入部 11、操作部 12 内贯穿插入有传导照明光的光导 14,该光导 14 的入射端与光源装置 6 连接,由光源装置 6 内的未图示的光源灯或 LED 产生的照明光射入入射端。被该光导 14 传导的照明光从安装于照明窗上的出射端(前端面)起向前方射出。

[0052] 此外,在观察窗上安装有形成对被摄体成像的物镜光学系统的物镜 15,在其成像位置上配置有 CCD 等摄像元件 7,通过物镜 15 和摄像元件 7 形成摄像装置 16,该摄像装置 16 作为摄像单元(或摄像部),用于对作为供插入部 11 插入的规定的管腔脏器的支气管 2 内摄像。

[0053] 摄像元件 7 经由在插入部 11、操作部 12 内贯穿插入的信号线而与 CCU8 连接。CCU8 通过其内部的未图示的图像信号生成电路,生成与在摄像元件 7 的摄像面上成像的光学像

对应的摄像图像的图像信号,并将该图像信号输出给监视器 9。监视器 9 将图像信号的图像(动态图像)显示为内窥镜图像(也称之为摄像图像)。

[0054] 另外,在内窥镜 3 的插入部 11 上,在前端部 13 的后端设有自由弯曲的弯曲部 19,手术人员进行使设置于操作部 12 上的弯曲操作旋钮 20 旋转的操作,从而能够使弯曲部 19 在上下、左右的任意的方向上弯曲。

[0055] 上述插入辅助装置 5 具有:CT 数据取入部 21,其经由 DVD、蓝光光碟、闪存等可搬运型存储介质,取入利用公知的 CT(Computed Tomography:计算机断层扫描)针对接受内窥镜 3 的检查的患者生成的作为患者的 3 维图像信息的 CT 数据;以及 CT 图像数据存储部 22,其存储由该 CT 数据取入部 21 取入的 CT 数据。

[0056] 另外,CT 图像数据存储部 22 也可以经由通信线路、因特网等存储由 CT 生成的(作为被检体即患者的 3 维图像信息的)CT 数据。该 CT 图像数据存储部 22 可通过硬盘装置、闪存、DVD 等构成。

[0057] 此外,构成图像存储单元的 CT 图像数据存储部 22 具有对应图像信息存储部 22a,该对应图像信息存储部 22a 将从 CT 数据中分离图像数据后得到的 CT 图像数据、和使用与从 CT 数据中分离位置信息后得到的该 CT 图像数据对应的第 1 坐标系的 3 维的位置数据对应起来,并存储为对应图像信息。

[0058] 此外,插入辅助装置 5 具有支气管提取部 23,该支气管提取部 23 构成为具有:作为管腔脏器提取单元的管腔脏器提取电路、以及中央运算处理装置(简称为 CPU)等,其中,该管腔脏器提取单元从 CT 图像数据存储部 22 的 CT 图像数据中提取作为规定的管腔脏器的支气管 2 的 3 维图像数据。

[0059] 该支气管提取部 23 根据所提取的支气管 2 的 3 维数据(更具体是 3 维的体数据),生成表示支气管 2 的中空形状的 3 维形状的信息(形状数据)和 3 维形状的图像信息(图像数据)。即,支气管提取部 23 具有作为支气管形状图像生成单元的支气管形状图像生成部 23a,该支气管形状图像生成部 23a 根据所提取的支气管 2 的 3 维数据,生成作为中空的 3 维形状的支气管形状的图像的支气管形状图像。

[0060] 此外,该支气管提取部 23 在提取支气管 2 的 3 维数据时,与对应于 3 维数据的第 1 坐标系(或 CT 坐标系)上的 3 维的位置数据对应起来提取。而且,该支气管提取部 23 具有对应信息存储部 23b,该对应信息存储部 23b 由存储将支气管 2 的 3 维形状的数据(即支气管形状数据)与 3 维的位置数据对应起来得到的对应信息的存储器等构成。

[0061] 此外,插入辅助装置 5 具有作为假想内窥镜图像生成单元的 VBS 图像生成部 24,该 VBS 图像生成部 24 生成与通过设置于内窥镜 3 的插入部 11 的前端部 13 上的摄像装置 16 的摄像而生成的内窥镜图像对应的作为假想的内窥镜图像的假想内窥镜图像(称作 VBS 图像)。

[0062] 例如从输入装置 31 向 VBS 图像生成部 24 输入与内窥镜 3 的摄像装置 16 有关的成像系统的特性信息(物镜 15 的焦距、摄像元件 7 的像素数、像素尺寸等)。

[0063] VBS 图像生成部 24 由图像生成电路、CPU 等构成,该图像生成电路根据实际插入到支气管 2 内的内窥镜 3 的摄像装置 16 的位置(也称之为插入部 11 的前端的位置)的信息、摄像装置 16 对支气管 2 内的被摄体成像的特性信息、所述支气管形状数据,生成以所述位置作为视点位置,假想描绘出按照内窥镜方式对支气管 2 内摄像得到的内窥镜图像的 VBS

图像。

[0064] 此外,插入辅助装置 5 具有:图像处理部 25,其由 CPU、图像处理电路等构成,该 CPU 通过图像匹配进行从 CCU8 输入的内窥镜图像与 VBS 图像生成部 24 的 VBS 图像的位置对准;控制部 26,其由进行图像处理部 25 等的控制的作为控制单元的 CPU 等构成;以及存储部 27,其由存储用于在控制部 26 的控制下辅助插入的提示用候选信息等的作为存储单元的存储器等构成。

[0065] 此外,插入辅助装置 5 具有:MPR 图像生成部 28,其根据存储于 CT 图像数据存储部 22 中的 CT 图像数据,生成作为多剖面再构建图像的 CT 断层图像(称之为 MPR 图像);以及鼠标等指示设备等的路径设定部 29,该路径设定部 29 生成具有由 MPR 图像生成部 28 生成的 MPR 图像的作为插入路径的设定画面的路径设定画面,并且设定将内窥镜 3 插入到支气管 2 内的目标部位侧时的路径。

[0066] 而且,例如根据 CT 图像数据如图 2A 或图 10A 等所示指定目标部位 36 的情况下,路径设定部 29 具有路径数据生成电路等的路径数据生成部 29a 的功能,该路径数据生成部 29a 根据 CT 图像数据和支气管形状图像 2a,生成支气管 2 中的(插入部 11 的)从插入开始位置起到目标部位 36 附近的的目标位置为止的路径数据。例如,在图 10A 等中,通过 R 表示到目标部位 36 附近的的目标位置为止的路径。

[0067] 此外,内窥镜系统 1 具有由对路径设定部 29 输入设定信息的键盘或指示设备等构成的输入装置 31。此外,手术人员能够从该输入装置 31 对图像处理部 25 输入进行图像处理时的参数和数据,并对控制部 26 选择、指示控制动作。

[0068] 此外,在手术人员进行了路径设定的情况下,路径设定部 29 将所设定的路径的信息发送给 VBS 图像生成部 24、MPR 图像生成部 28、控制部 26。VBS 图像生成部 24 和 MPR 图像生成部 28 分别生成沿着路径的 VBS 图像、MPR 图像,控制部 26 沿着路径进行各部分的动作的控制。

[0069] 上述图像处理部 25 被输入有由 CCU8 生成的内窥镜图像、以及由 VBS 图像生成部 24 生成的 VBS 图像。此外,由支气管形状图像生成部 23a 生成的支气管形状图像也被输入到图像处理部 25 中。

[0070] 在本实施方式中,在配置有摄像装置 16 的插入部 11 的前端部 13 上未搭载检测插入部 11 的前端的位置的传感器,因而通过图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 的图像匹配,估计(或计算)插入部 11 的前端的 3 维位置。

[0071] 如果事先将支气管 2 的入口或隆嵴 K(参照图 2A)等能够通过 CT 坐标系根据支气管形状图像 2a 确定的 3 维位置(已知位置)或其附近位置设定为动态图像匹配的起始位置,则 VBS 图像生成部根据该位置信息生成 VBS 图像。

[0072] 而且,手术人员以使内窥镜图像观察为与 VBS 图像相同的方式,将插入部 11 的前端插入。通过进行这种位置对准,从而,图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 以对内窥镜图像与 VBS 图像设定的条件(能够确保规定精度的误差以内)一致的方式开始图像匹配。通过进行这种处理,从而位置对准处理部 25a 具有通过估计来检测或计算插入部 11 的前端的位置的位置估计部 25b 的功能。

[0073] 如后述的图 5 所示的变形例所示,可以在前端部 13 上设置位置检测的位置传感器 41,构成使用该位置传感器 41 检测(估计)插入部 11 的前端的 3 维位置的位置估计部

42b。另外,在本说明书中,插入部 11 的前端与内窥镜 3 的前端意义相同。

[0074] 此外,图像处理部 25 在控制部 26 的对显示进行控制的显示控制部 26a 等的控制之下,生成显示于监视器 32 上的图像。

[0075] 在显示控制部 26a 的控制下,图像处理部 25 通常将由支气管形状图像生成部 23a 生成的支气管形状图像 2a 的图像信号(视频信号)输出给监视器 32,并且在监视器 32 上如图 2A 所示,将支气管形状图像 2a 例如显示为被沿着(主要的)通过管腔中心的方向的剖面切取的 2 维断层图像。另外,不限于通过 2 维断层图像显示的情况,还可以通过 3 维图像显示。通过 3 维图像显示的情况下,例如可以通过基于平行投影法的投影图或能够观察到管腔内部的透视图显示。

[0076] 此外,如图 2A 所示,在显示于监视器 32 上的支气管形状图像 2a 上,还显示出通过支气管 2 的管腔中心的芯线 35。另外,例如由支气管形状图像生成部 23a 生成芯线 35,也可以由图像处理部 25 生成芯线 35。

[0077] 手术人员等用户在将插入部 11 从其前端插入到支气管 2 内的情况下,由于会显示出芯线 35,因此通过参考该显示,能够易于进行插入部 11 的插入操作。此外,通过进行沿着芯线 35 插入的操作,从而能够在短时间内进行基于图像匹配的插入部 11 的前端位置的估计。

[0078] 图像处理部 25 在插入到支气管 2 的深部侧(末端侧)的操作中,使用内窥镜图像与 VBS 图像的两图像的匹配(图像匹配),基于 CT 坐标系进行估计插入部 11 的前端的移动位置或移动距离的处理。

[0079] 即,在两个图像在某个位置上匹配的情况下,伴随使插入部 11 的前端沿着芯线 35(用于插入)移动的操作,摄像装置 16 也会移动,因此内窥镜图像发生变化。

[0080] 这种情况下,位置对准处理部 25a 使用在沿着芯线 35 的路径上移动时的(从 VBS 图像生成部 24 中输出的)VBS 图像,通过图像处理选出与所述内窥镜图像匹配性最好的 VBS 图像,并将对应于选出的 VBS 图像的 3 维位置计算(估计)为插入部 11 的前端的位置。因此,还能够根据 2 个位置的差分量计算(估计)所移动的移动距离。

[0081] 另外,插入部 11 的前端有时会在偏离于芯线 35 上的位置上移动,因而可以由 VBS 图像生成部 24 生成在从芯线 35 起偏心了适当距离的位置上的 VBS 图像,并将所生成的 VBS 图像输出给位置对准处理部 25a。这样的话,就能够扩大基于图像匹配的位置估计的范围。上述控制部 26 可以根据由位置对准处理部 25a 计算的插入部 11 的前端位置,校正由路径数据生成部 29a(在内窥镜 3 的插入部 11 的插入前)生成的路径数据。

[0082] 此外,控制部 26 具有条件判定部 26c 的功能,该条件判定部 26c 由比较电路等构成,该比较电路用于判定由图像处理部 25 估计的插入部 11 的前端是否满足规定条件,在判定结果为满足规定条件的情况下,将相应的插入部 11 的前端的位置存储于存储部 27 中。这种情况下,将插入部 11 的前端位置与对应于该前端位置的 VBS 图像一起,作为在需要提示时进行提示的(提示用的)候选信息存储于存储部 27 中。

[0083] 换言之,存储部 27 具有作为存储单元的候选信息存储部 27a 的功能,该候选信息存储部 27a 在判定结果为满足规定条件的情况下,将得到该判定结果时估计(计算)出的插入部 11 的前端位置存储为以后提示时的候选位置信息,并且将该候选位置信息和对应于该候选位置信息的 VBS 图像存储为提示用的候选信息。在这种情况下,提示用的候选信

息由候选位置的信息（候选位置信息）和对应于该候选位置的信息的 VBS 图像构成，也可以将对应于候选位置的信息的（换言之是在候选位置上生成的）VBS 图像作为候选 VBS 图像。

[0084] 另外，作为存储于候选信息存储部 27a 中的（提示用的）候选信息，也可以将对应于所述候选位置的信息的 VBS 图像与对应于该候选位置的信息的（换言之是在候选位置上生成的）内窥镜图像一起存储。这种情况下的内窥镜图像也可以与上述候选 VBS 图像同样被称作候选内窥镜图像。

[0085] 此外，图像处理部 25 具有候选信息生成部 25c 的功能，该候选信息生成部 25c 通过显示控制部 26a 的候选信息提示控制部 26b 接受候选信息提示的控制，并生成用于在监视器 32 上显示为候选信息的候选信息。此外，图像处理部 25 具有在进行内窥镜图像与 VBS 图像的图像匹配时暂时存储内窥镜图像和 VBS 图像、或者用作图像处理的工作区的图像存储器 25d。另外，还可以在图像处理部 25 的外部设置图像存储器 25d。

[0086] 上述条件判定部 26c 具有特征区域判定部 26d 的功能，该特征区域判定部 26d 判定插入部 11 的前端是否位于作为与支气管 2 的分支有关的特征性区域的特征区域内，来作为规定的条件。然后，如后所述，在特征区域判定部 26d 的判定结果为插入部 11 的前端位于（或存在于）特征区域内的情况下，在候选信息存储部 27a 中存储候选信息。

[0087] 在本实施方式中，作为上述规定的条件，将 2 个位置（或点）间的距离设定为恒定值 d_{th} 。而且，在插入部 11 的前端的位置与如图 2B、图 2C 所示如隆嵴 K 那样分支的切口 S_{pi} 的位置或芯线 35 分支的分支点 B_i 的位置间的距离处于 d_{th1} 、 d_{th2} 等恒定值 d_{th} 以内的情况下，判定为插入部 11 的前端位于满足上述规定条件的特征区域内，并设定为将候选信息存储于存储部 27 中。

[0088] 另外，上述特征区域的设定和恒定值 d_{th} 的值可由手术人员例如通过输入装置 31 指定。如上，在本实施方式中，在将插入部 11 插入到支气管 2 内的操作过程中，预先将当前的插入部 11 的前端位置以前的候选信息存储于存储部 27 中，从而在基于图像匹配的最初的位置对准后、由于插入部 11 的移动操作使插入部 11 的前端的（使用了图像匹配的）位置估计的精度降低，需要再次位置对准（即再次位置对准）等的情况下，能够提示用于该再次位置对准的候选信息。

[0089] 此外，还可以由手术人员从构成输入装置 31 的键盘、鼠标等对图像处理部 25 或控制部 26 输入再次位置对准的指示。

[0090] 在做出了再次位置对准的指示等（或进行了触发输入）时，控制部 26 的显示控制部 26a 从存储部 27 的候选信息存储部 27a 中读出在当前的插入部 11 的前端位置附近的候选信息，并经由图像处理部 25 进行在监视器 32 上提示候选信息的控制。

[0091] 进行在监视器 32 上提示候选信息的控制的显示控制部 26a 具有进行候选信息提示的控制的候选信息提示控制部 26b 的功能。另外，显示控制部 26a 也可以进行如下控制：从候选信息存储部 27a 中读出（提示用的）候选信息，不经由图像处理部 25 而直接进行在监视器 32 上作为候选信息进行提示。在监视器 32 上提示候选信息的情况下，例如以 2 维断层图像的形式，在图 2D 所示的支气管形状图像 2a 上，显示作为进行图像比较时的候选的候选位置的信息和对应于该候选位置的信息的 VBS 图像。

[0092] 如上所述，图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 在插入部 11 的前端移动的情况

下,使用图像匹配估计(计算)插入部 11 的前端,而有时会产生在所设定的精度以内无法实现图像匹配的图像匹配错误。

[0093] 在这种情况下,图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 产生图像匹配错误的信号,并在监视器 32 上显示出发生了图像匹配错误。此外,位置对准处理部 25a 将图像匹配错误的信号发送给控制部 26,控制部 26 的候选信息提示控制部 26b 进行在监视器 32 上提示候选信息的控制。

[0094] 因此,上述监视器 32 形成对手术人员提示候选信息的候选信息提示单元。另外,作为候选信息提示单元可以与监视器 32 一起定义为包括存储(提示用的)候选信息的候选信息存储部 27a、输出候选信息的图像信号的图像处理部 25 以及候选信息提示控制部 26b。

[0095] 手术人员使用候选信息进行再次的位置对准处理。通过进行再次的位置对准处理,手术人员能够从进行了该再次的位置对准处理的位置附近起继续进行插入部 11 的插入操作。

[0096] 此外,手术人员在判断为图像匹配的精度恶化的情况下,可以发出再次位置对准的指示并进行上述处理。另外,既可以使用 CPU 构成图 1 中的图像处理部 25 的位置对准处理部 25a、候选信息生成部 25c、支气管提取部 23、VBS 图像生成部 24、控制部 26,也可以使用 FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)等硬件化的装置、专用的电子电路元件构成上述单元。

[0097] 这种结构的内窥镜系统 1 的特征在于,具有:作为图像存储单元的 CT 图像数据存储部 22,其存储预先取得的被检体的 3 维图像信息;作为假想内窥镜图像生成单元的 VBS 图像生成部 24,其针对所述 3 维图像信息生成从规定的视点位置以内窥镜方式描绘的假想内窥镜图像;作为摄像单元的摄像装置 16,其设置于内窥镜 3 内,对所述规定的管腔脏器内摄像;作为位置检测单元的位置估计部 25b,其检测内窥镜插入部 11 的前端在所述被检体的规定的管腔脏器内的位置;以及作为候选信息提示单元的监视器 32,其在根据所述位置检测单元检测到的所述内窥镜插入部 11 的前端的位置信息而沿规定方向切取所述 3 维图像信息得到的 2 维断层图像上,提示候选位置信息和对应于该候选位置信息的所述假想内窥镜图像以作为候选信息,其中该候选位置信息作为进行所述假想内窥镜图像与通过所述摄像单元的摄像生成的内窥镜图像的图像比较时的候选。

[0098] 接着,参照图 3 的流程图说明本实施方式中的代表性处理。在图 1 的内窥镜系统 1 中的内窥镜装置 4、插入辅助装置 5 的电源被接通,各部分成为工作状态时,在图 3 所示的最初的步骤 S1 中,将患者的支气管 2 的入口的位置等手术人员易于通过内窥镜图像判断内窥镜 3 的插入部 11 的前端位置的部位设定为至少 1 个基准位置。

[0099] 而且,图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 将基准位置上的 VBS 图像生成部 24 的 VBS 图像(的图像信号)输出给监视器 32。手术人员从输入装置 31 指定 1 个基准位置,将插入部 11 的前端插入到所指定的基准位置上,并且指示图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 进行位置对准处理。

[0100] 在进行了步骤 S1 的位置对准的处理后,如步骤 S2 所示,位置对准处理部 25a 根据位置对准处理的结果,通过图像匹配估计(计算)插入部 11 的前端位置。具体而言,使用位置对准的信息作为图像匹配的初始值,通过图像处理计算与内窥镜图像匹配最好的 VBS

图像。

[0101] 在步骤 S3 中,位置对准处理部 25a 通过图像匹配对是否在规定条件以内(例如估计位置是否位于支气管内部)完成了插入部 11 的前端的估计(即位置的估计是否成功)进行判定。步骤 S3 的判定为成功的情况下,在监视器 32 上,将通过图像处理部 25 的位置估计部 25b 而估计的插入部 11 的前端位置在支气管形状图像 2a 上重叠显示于所估计的位置上,并执行步骤 S4 的处理。另一方面,在判定失败的情况下执行步骤 S6 的处理。

[0102] 在步骤 S4 中由位置估计部 25b 估计的插入部 11 的前端的位置信息被输入到控制部 26 的特征区域判定部 26d 中。然后,特征区域判定部 26d 判定所估计的插入部 11 的前端的位置是否位于从支气管 2 的切口 Sp_i 或分支点 Bi 起($dth1$ 、 $dth2$ 等的)的恒定值 dth 以内的特征区域内。在步骤 S4 中,判定结果为处于恒定值 dth 以内的情况下,如步骤 S5 所示将候选信息存储于存储部 27 中。

[0103] 例如图 2B 所示,在判定为插入部 11 的前端 $P1$ 位于从隆嵴 K (第 1 切口 Sp_1)起的恒定值 $dth1(=dth)$ 以内的情况下,所估计的插入部 11 的前端位置 $P1$ 成为候选位置 $Pc1$,该候选位置 $Pc1$ (的信息)与对应的 VBS 图像 $I1$ 一起作为候选信息存储于存储部 27 中。

[0104] 此外,在插入部 11 的前端插入于比隆嵴 K 靠深部侧的位置,插入部 11 的前端 $P2$ 位于从下一切口 Sp_2 起的恒定值 $dth1$ 以内的情况下,所估计的插入部 11 的前端的位置 $P2$ 成为候选位置 $Pc2$,将该候选位置 $Pc2$ 与对应的 VBS 图像 $I2$ 一起作为候选信息存储于存储部 27 中。在步骤 S5 的处理后,转移至步骤 S8 的处理。

[0105] 另一方面,在步骤 S4 中,插入部 11 的前端未到达从切口 Sp_i 起的恒定值 $dth1$ 以内的情况下,不进行记录步骤 S5 的候选信息的处理,而是执行步骤 S8 的处理。另外,在图 2B 中,示出了在判定为位于从切口 Sp_i 起的恒定值 $dth1$ 以内的情况下,存储候选位置 Pc_i 的例子,而如图 2C 所示,可以在判定为所估计的插入部 11 的前端位于从分支点 Bi 起的恒定值 $dth2(=dth)$ 以内的情况下,存储候选位置 Pc_i' 。另外,图 2C 示出插入部 11 的前端 $P1'$ 、 $P2'$ 位于从分支点 $B1$ 、 $B2$ 起的恒定值 $dth2$ 以内的情况。此外,恒定值 $dth1$ 和恒定值 $dth2$ 既可以设定为相同值,也可以设定为不同值。

[0106] 在步骤 S8 中,检测手术人员是否通过输入装置 31 产生了候选信息的提示的指示信号(触发)。具体地,在无法检测到图像匹配的估计失败的情况下,例如内窥镜剧烈移动而基于图像匹配的估计位置虽然满足了规定条件(是否存在于支气管内部),却明显处于其他位置上的情况下,在手术人员判断为再次进行位置对准时产生指示信号。

[0107] 在不存在步骤 S8 的触发的情况下,在下一步骤 S9 中,位置估计部 25b 对插入部 11 的前端是否插入到目标位置进行判定(估计)。

[0108] 在插入部 11 的前端未插入到目标位置上的情况下,手术人员参考显示于监视器 32 上的显示,如步骤 S10 所示将插入部 11 的前端插入到支气管 2 的深部侧。在步骤 S10 的处理后,返回步骤 S2,进行插入部 11 的前端位置的估计,而此时作为图像匹配的初始值,取代位置对准信息而使用基于上次图像匹配的估计位置。另一方面,在步骤 S19 中插入到了目标位置的情况下,结束图 3 的插入操作。

[0109] 与此相对,在步骤 S3 的位置估计未成功而失败的情况下,或存在步骤 S8 的触发的情况下,在监视器 32 显示出表示停止处理的内容、例如匹配错误。在这种情况下,如步骤 S6 所示,显示控制部 26a 自动产生提示候选信息的指示信号。

[0110] 然后,从存储部 27 的候选信息存储部 27a 中读出候选信息。然后,如步骤 S7 所示,在监视器 32 上显示候选信息。例如,在处于从图 2B 的切口 Sp2 起的恒定值 dth1 以内之后,在插入部 11 的前端的位置 P3 上产生了匹配错误的情况下,将产生匹配错误前最后存储于存储部 27 (的候选信息存储部 27a) 中的候选位置 (这种情况下为候选位置 Pc2) 与对应于该候选位置 Pc2 的 VBS 图像 I2 作为候选信息提示。

[0111] 图 2D 示出这种情况下的提示例。如图 2D 所示,在支气管形状图像 2a 上,将候选位置 Pc2 与对应于该候选位置 Pc2 的 VBS 图像一起显示为候选信息。另外,在提示候选信息的情况下,如上所述还可以通过虚线显示出对应于该候选位置 Pc2 的内窥镜图像。

[0112] 此外,在这种情况下,可以在与 VBS 图像相邻的位置上,以相同的显示倍率按照较易观察的方式显示。

[0113] 进而,还可以使 VBS 图像或内窥镜图像的一方显示为可自由移动,用户使用鼠标等将一个图像重叠显示 (合成显示) 于另一个图像上。这样,用户易于确认图像匹配的程度。此外,图 2D 示出了 1 个候选信息的提示例,也可以如后述的图 10A- 图 10F 所示提示多个候选信息。

[0114] 显示出候选信息的情况下,返回步骤 S1,手术人员参考显示于监视器 32 上的候选信息,进行再次的位置对准处理。

[0115] 根据如上工作的本实施方式,手术人员在插入部 11 的操作的过程中,将提示用的候选信息存储于存储部 27 中,在插入部 11 的前端位置的估计失败的情况下,能够将适于位置对准的提示用的候选信息提示为候选信息,因此能够灵活进行插入操作。

[0116] 此外,在本实施方式中,使用图像匹配的图像处理进行插入部 11 的前端位置估计,因而通过图像处理的算法,误差容易从最初的位置对准状态起逐渐变大。这种情况下,通过基于再次图像匹配的再次位置对准,能够充分减小误差,从再次位置对准的位置附近起进行向更深部侧的插入操作。

[0117] 可以如下变更上述说明中的条件。

[0118] (a) 以上说明了在满足所估计的插入部 11 的前端位置处于从切口 Spi 或分支点 Bi 起分别位于恒定值 dth1 或 dth2 以内的 1 个条件的情况下,在存储部 27 中存储 (提示用的) 候选信息的例子,然而不限于该条件,

[0119] (b) 也可以在满足所估计的插入部 11 的前端位置处于从切口 Spi 和分支点 Bi 起分别位于恒定值 dth1、dth2 以内的 2 个条件的情况下存储候选信息。

[0120] (c) 此外,在 (a) 或 (b) 中,进而,也可以在所估计的插入部 11 的前端位置与芯线 35 间的距离在恒定值 dth3 以内的情况下存储候选信息。

[0121] (d) 此外,在 (a)、(b)、(c) 中的某个中,也可以在内窥镜图像中能观察到分支图像的情况下存储候选信息。

[0122] (e) 此外,在 (a)、(b)、(c)、(d) 中的某个中,恒定值 dth1-dth3 既可以设定为相同值,也可以设定为与在切口 Spi 或分支点 Bi 处的支气管径对应的值,或者按照与支气管分支的分支部位或从隆嵴到分支为止的距离设定。

[0123] (f) 此外,在图 2B、图 2C 的例子中,示出了以 2 点间的直线距离是否位于恒定值以内作为存储条件的情况,而如图 4 所示,也可以将与插入部 11 的前端位置最近的芯线 35 上的点 P 与分支点 Bi 之间的、在芯线 35 上的路程 (沿着芯线 35 测量的距离) dw 是否在恒定

值 $dwth$ 以内来作为存储该候选信息的条件。

[0124] 如上,在插入到弯曲的管腔部分内的情况下也能够适当地存储和提示候选信息。

[0125] 图 5A 表示第 1 实施方式的变形例的内窥镜系统 1B 的结构。图 5A 所示的内窥镜系统 1B 基于图 1 的内窥镜系统 1,在插入部 11 的前端部 13 内的摄像装置 16 的附近的位置上,还设有用于检测摄像装置 16 或插入部 11 的前端位置的位置传感器 41。

[0126] 此外,在内窥镜 3 和被检体的外部且在插入辅助装置 5 内的规定位置上,设有进行测量(检测)该位置传感器 41 的 3 维位置(简称为位置)的处理的测量处理装置或测量处理部 42。位置传感器 41 的检测信号被输入到测量处理部 42 中。

[0127] 该测量处理部 42 具有作为位置检测单元的位置估计部 42b 的功能,该位置估计部 42b 使用位置传感器 41,检测或估计插入到作为规定的管腔脏器的支气管 2 内的构成摄像单元的摄像装置 16 的 3 维位置或插入部 11 的前端的 3 维位置。另外,在本变形例的图 5A 中,不具有图 1 的图像处理部 25 内的位置估计部 25b。

[0128] 作为位置检测(位置估计)的单元或方法,例如可使用应用磁气的技术。由线圈构成的位置传感器 41 检测从与测量处理部 42 连接的多个天线 42a 发出的交流磁场,由(具有振幅检测电路和相位检测电路的)测量处理部 42 检测通过该位置传感器 41 检测的信号中的信号振幅和相位,从而测量从天线 42a 到位置传感器 41 为止的距离。测量处理部 42 将 3 个以上的多个天线 42a 分别设置于不同的已知位置上,从而能够确定位置传感器 41 的 3 维位置。

[0129] 另外,还可以构成为对构成位置传感器 41 的线圈施加交流信号,使其周围产生交流磁场,在天线 42a 侧检测交流磁场从而检测位置传感器 41 的位置。作为一例,说明了使用线圈的磁气式位置检测装置,而位置传感器 41 和测量处理部 42 的结构不限于上述说明的情况。

[0130] 例如,可以沿着插入部 11 的长边方向以规定间隔配置用于位置检测的多个线圈,根据多个线圈的位置估计插入部 11 的形状,以能够检测前端部 13 等的位置。通过测量处理部 42 而检测(估计)的插入部 11 的前端的位置信息被输出给控制部 26 和图像处理部 25。

[0131] 在本变形例的情况下,对管理支气管 2 的 3 维形状的图像数据的作为 CT 坐标系的第 1 坐标系上的位置(位置信息)、与位置传感器 41 的以天线 42a 为基准的作为传感器坐标系的第 2 坐标系上的位置(位置信息)进行位置对准。例如控制部 26 具备进行两坐标系的位置对准(登记)及其控制的位置对准部(和位置对准控制部)26e 的功能。

[0132] 图 5B 表示登记动作的说明图。手术人员例如在支气管 2 的入口附近的例如 4 点 Q_0 - Q_3 上,依次设定内窥镜 3 的前端部 13(或位置传感器 41),通过输入装置 31 进行在第 1 坐标系 O - XYZ 和第 2 坐标系 o - xyz 中分别将位置对应起来的指示或指示输入。因此,输入装置 31 形成进行位置对应的指示的指示输入部或指示输入单元。

[0133] 例如,将前端部 13(或位置传感器 41)依次设定为第 1 坐标系 O - XYZ 上的原点 O 的位置 $Q_0(0,0,0)$ 、 X 坐标上的位置 $Q_1(1,0,0)$ 、 Y 坐标上的位置 $Q_2(0,1,0)$ 、 Z 坐标上的位置 $Q_3(0,0,1)$,由手术人员进行位置对应的指示。关于该指示,如果设在各位置处由测量处理部 42 依次测量出的位置为 (x_0, y_0, z_0) 、 (x_1, y_1, z_1) 、 (x_2, y_2, z_2) 、 (x_3, y_3, z_3) ,则控制部 27 进行位置对应,并控制为将位置对应信息存储于存储部 27 中。

[0134] 这种情况下的位置对应信息（具体是第 1 坐标系 O-XYZ 上的 Q0(0,0,0)、Q1(1,0,0)、Q2(0,1,0)、Q3(0,0,1) 在第 2 坐标系 o-xyz 中分别对应于 (x0, y0, z0)、(x1, y1, z1)、(x2, y2, z2)、(x3, y3, z3) 的信息）存储于存储部 27 中。

[0135] 此外,位置对准部 26e 使用存储于存储部 27 中的位置对应信息确定将两坐标系的任意的位置对应起来的转换信息。位置对准部 26e 将该转换信息存储于存储部 27 中。

[0136] 在图 5B 中,将坐标位置 Q0(0,0,0)、Q1(1,0,0)、Q2(0,1,0)、Q3(0,0,1) 以及分别对应的坐标位置 (x0, y0, z0)、(x1, y1, z1)、(x2, y2, z2)、(x3, y3, z3) 简单地表示为 $Q0 \leftrightarrow (x0, y0, z0)$ 、 $Q1 \leftrightarrow (x1, y1, z1)$ 、 $Q2 \leftrightarrow (x2, y2, z2)$ 、 $Q3 \leftrightarrow (x3, y3, z3)$ 。

另外,也可以不使用图 5B 所示的 4 个点,而是使用省略了其中的 1 个点后的 3 个点进行(确定)位置对应。

[0137] 具体而言,手术人员使内窥镜 3 的前端部 13 依次接触在第 1 坐标系中指定的位置。此时,作为表现在第 1 坐标系中指定的位置的方法,使用 VBS 图像。即,手术人员以使得可同样观察到 VBS 图像与内窥镜图像的方式操作内窥镜。

[0138] 如上,在位置对应的处理结束后,手术人员将内窥镜 2 的插入部 11 插入到支气管 2 内,开始进行内窥镜检查。

[0139] 在本变形例中,在由位置估计部 42b 估计的插入部 11 的前端位置所对应的 CT 坐标系(第 1 坐标系)的位置偏离应处于支气管 2 的管腔内侧的条件这样的、两坐标系明显位置偏移的情况下,判定为位置估计失败的状态。其他结构都与图 1 的第 1 实施方式相同。

[0140] 关于本变形例的动作,除了变更为使用位置传感器 41 估计插入部 11 的前端位置,以及由控制部 26 的位置对准部 26e 进行在位置对准失败的情况下进行的位置对准之外,进行与表示第 1 实施方式的动作的图 3 几乎相同的处理。

[0141] 第 1 实施方式的第 2 变形例的结构与第 1 变形例相同,而本变形例的情况下,图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 通过图像匹配,进行用于提高使用位置传感器 41 的位置对准的精度度的处理。

[0142] 即,在第 1 实施例中需要进行使内窥镜 3 的前端部接触所指定的位置的操作,而该操作较难,会成为估计位置的精度恶化的要因。于是,通过图像匹配估计内窥镜 3 的前端部 13 在 CT 坐标系上的位置,根据该位置变更所指定的位置,从而能够可靠地使内窥镜 3 的前端部 13 接触所指定的位置。由此,能够将位置偏移的误差调整为规定值以下。

[0143] 在本变形例的情况下,图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 具有进行基于图像匹配的位置对准的第 2 位置对准部的功能,此外,如上所述,测量处理部 42 具有检测(或估计)插入部 11 的前端位置的位置估计部 42b 的功能。

[0144] 此外,位置对准处理部 25a 具有通过图像匹配来监视两坐标系的位置对准状态的位置对准监视处理部的功能。例如,在插入部 11 的前端插入到支气管 2 内的情况下,伴随插入部 11 的前端的移动,内窥镜图像和位置估计部 42b 估计出的第 2 坐标系上的位置也会变化。

[0145] 此外,对应于在第 2 坐标系上的位置变化,通过在 CT 坐标系(第 1 坐标系)上的位置信息而生成并输入给图像处理部 25 的 VBS 图像也会变化。图像处理部 25 的位置对准处理部 25a 监视两图像,在两图像的偏移量大于等于预先设定的值的情况下,判定为处于位置对准失败的状态(或需要位置对准的状态)。

[0146] 此外,在本变形例中,在由位置估计部 42b 估计的插入部 11 的前端的位置所对应的 CT 坐标系(第 1 坐标系)上的位置偏离应处于支气管 2 的管腔内侧的条件这样的、两坐标系的位置偏移明显的情况下,也判定为处于位置对准失败的状态(或需要位置对准的状态)。其他结构都与图 1 所示的第 1 实施方式相同。

[0147] 关于本变形例的动作,除了变更为使用位置传感器 41 估计插入部 11 的前端位置,以及由控制部 26 的位置对准部 26e 进行在位置对准失败的情况下进行的位置对准以外,进行与表示第 1 实施方式的动作的图 3 几乎相同的处理。

[0148] 根据第 1 或第 2 变形例,在手术人员进行插入插入部 11 的操作的过程中,将提示用的候选信息存储于存储部 27 中,在插入部 11 的前端位置的估计失败等情况下,能够提示适于位置对准的提示用的候选信息,因此能够灵活进行插入操作。

[0149] 此外,在第 1 或第 2 变形例中,在最初的位置对准后使用位置传感器 41 进行插入部 11 的前端的位置估计,而当与位置对准后的位置之间的距离变大时,相对于最初的位置对准状态的误差容易变大。这种情况下,提高使用位置传感器 41 并且使用图像匹配的再次位置对准,能够充分减小误差,从再次位置对准的位置附近起顺利地进行向更深部侧的插入操作。

[0150] 另外,在图 1 或图 5A 的结构中,在满足了上述规定条件的情况下,将提示用的候选信息存储于存储部 27 的候选信息存储部 27a 中,但是,也可以设置候选信息的存储限制单元,其在存储了候选信息之后,限制存储在几乎相同的候选位置或相似的候选位置处的候选信息。

[0151] 例如可以设置候选信息的存储限制部,其在存储了候选信息后,禁止(抑制)所估计的插入部 11 的前端位置相距该候选位置不足预先设定的限制距离的下一个候选信息的存储,在移动了所设定的限制距离以上的情况下解除候选信息的禁止(抑制),而在满足上述规定条件的情况下存储下一个候选信息。或者可以采取首次到达特征区域内的位置、最后处于特征区域内的位置、最接近分支点 B_i 的位置、易于判别之前的分支的位置。该选择可以由手术人员通过构成输入装置 31 的键盘、鼠标等对图像处理部 25 或控制部 26 进行指示输入。

[0152] 例如通过虚线表示图 1、图 5A 中在控制部 26 内设置(候选信息的)存储限制部 26f 的结构。

[0153] 如上,能够抑制读取存储于存储部 27 的候选信息存储部 27a 中的候选信息并将其在监视器 32 上提示时的候选信息过多的情况,手术人员能够通过适于位置对准的适度数量的候选信息进行位置对准作业。因此,具有手术人员能够易于进行位置对准作业的效果。

[0154] 另外,作为限制存储的限制距离,可根据支气管 2 的分支点 B_i 和切口 S_{pi} 的信息等来设定。具体而言,例如可以根据沿着支气管的芯线 35 而存在的相邻的分支点 B_i 与 B_{i+1} 间的距离等,设定限制距离。作为具体例,例如可以将相邻分支点间距离的 $1/2$ 设定为限制距离。

[0155] 此外,还可以取代限制在存储部 27 的候选信息存储部 27a 中存储候选信息的条件,而是以仅选择性提取(即限制)适于提示的候选信息并提示的方式,将提示选择信息或提示限制信息追加存储(于候选信息中)。因此,例如在图 1、图 5A 中,候选信息存储部 27a 还可以具有存储提示选择信息或提示限制信息的提示限制信息存储部 27b,以存储提示选

择信息或提示限制信息。

[0156] 在作为上述规定条件而位于最初满足处于例如从分支点 B_i 起的恒定值 d_{th2} 以内的条件（存在于特征区域内的条件）的位置 P_i' 上的情况下，在将该位置 P_i' 作为候选位置并存储为候选信息的情况下，作为提示限制信息例如还追加存储 $(B_i, 1)$ 。这里， $(B_i, 1)$ 表示（分支点 B_i 、满足条件的最初位置的编号）。

[0157] 进而，在插入部 11 的前端向深部侧移动的情况下，在以适当的时间间隔而设为下一个位置 P_{i+1}' 的情况下，在要将该位置 P_{i+1}' 作为候选位置而存储为候选信息，作为提示限制信息例如还追加存储 $(B_i, 2)$ 。这样，在存储了满足从分支点 B_i 起的恒定值 d_{th2} 以内的条件的多个候选信息的情况下，在进行了用于再次位置对准的候选信息提示的指示的情况下，也可以限制为仅提示（显示）例如在分支点 B_i 附近满足条件的最初位置的编号 1 的候选信息。另外，手术人员通过变更例如通过输入装置 31 提示的数量的条件，从而还能够变更通过监视器 32 提示的候选信息的数量。

[0158] 这种情况下，能够抑制通过监视器 32 提示候选信息时的提示用的候选信息过多的情况，手术人员能够根据适于位置对准的适度数量的候选信息进行位置对准作业。因此，具有手术人员能够容易进行位置对准作业的效果。

[0159] 进而，在生成支气管形状图像和 VBS 图像时，也可以不从 CT 图像数据中提取作为规定的管腔脏器的支气管 2 的 3 维图像数据，而是根据 CT 图像数据通过体绘制法来直接生成。这种情况下，不需要图 1 或图 5A 中的支气管提取部 23，由 VBS 图像生成部 24 生成所述 2 种图像。

[0160] （第 2 实施方式）

[0161] 接着说明本发明的第 2 实施方式。本实施方式是与图 1 的内窥镜系统 1 或图 5A 的内窥镜系统 1B 相同的结构。

[0162] 本实施方式接近于上述 (b) 的内容，但是，在 2 点间的距离满足第 1 阈值的条件并且满足第 2 阈值的情况下存储候选信息。在本实施方式中，在所估计的插入部 11 的前端的位置例如在 P_i 处成为位于从分支点 B_i 起的第 1 阈值 dt_2 以内后、进而前进至 P_{i+1} 处而满足从分支点 B_i 起的第 2 阈值 dt_1 以上的条件时，判断为插入部 11 的前端已到达分支点 B_i ，存储在第 1 阈值 dt_2 以内时的候选信息。

[0163] 图 6 表示第 2 实施方式中的插入操作中的存储候选信息的动作的说明图。如图 6 所示，例如在插入部 11 的前端插入到比切口 S_{pi-1} 靠深部侧的位置的情况下，通过控制部 26 的特征区域判定部 26d 进行第 1 判定，该第 1 判定是判定所估计的插入部 11 的前端的位置 P_i 与下一个分支点 B_i 的位置间的距离是否在恒定值 d_{th2} 以内。

[0164] 此外，特征区域判定部 26d 在通过第 1 判定而判断为所估计的插入部 11 的前端的位置 P_i 与分支点 B_i 的位置间的距离处于第 1 阈值 dt_2 以内后，进而进行第 2 判定，该第 2 判定是判定所估计的插入部 11 的前端的位置 P_i 与分支点 B_i 的位置间的距离是否在第 2 阈值 dt_1 以上。

[0165] 然后，在通过第 2 判定判断为所估计的插入部 11 的前端的位置 P_j 与分支点 B_i 的位置间的距离在第 2 阈值 dt_1 以上的情况下，存储位于第 1 阈值 dt_2 以内时的候选信息。

[0166] 这种情况下，如图 6 所示，若将第 1 阈值 dt_1 和第 2 阈值 dt_2 设定为 $dt_1 > dt_2$ ，则如图 6 所示，能够存储插入部 11 的前端到达分支点 B_i 附近的状态下的候选信息。

[0167] 根据本实施方式,如第 1 实施方式那样,在手术人员正在进行插入部 11 的操作的过程中,将提示用的候选信息存储于存储部 27 中,在插入部 11 的前端位置的估计失败的情况下,能够提示提示用的候选信息,因此能够顺利进行插入操作。

[0168] 进而,根据本实施方式,能够精度良好地检测插入部 11 的前端到达分支点 B_i 的附近的位置的状态。

[0169] 另外,作为本实施方式的具体例,说明了关于插入部 11 的前端的位置与分支点 B_i 间的距离设定了 2 个阈值的情况,然而还可以使用插入部 11 的前端的位置与切口 S_{pi} 间的距离、以及最接近插入部 11 的前端的芯线 35 上的位置与分支点 B_i 间的距离等。

[0170] (第 3 实施方式)

[0171] 接着说明本发明的第 3 实施方式。本实施方式的内窥镜系统是与图 1 的内窥镜系统 1 或图 5A 的内窥镜系统 1B 相同的结构。在本实施方式中,插入部 11 的前端通过某个分支点附近,在从该分支点附近起向分支的下一个支气管枝(小枝)移动的情况下,在此前取得的插入部 11 的前端位置处存储候选信息。

[0172] 图 7 表示本实施方式的动作说明图。例如插入部 11 的前端位于位置 P_k 上,在对该位置进行了估计后,插入部 11 的前端继续移动,在到达(或移动)了分支后的 1 个支气管枝(小枝)内的位置 P_{k+1} 的情况下,存储在位置 P_k 处的候选信息。另外,从图 7 起,用小圆表示插入部 11 的前端位置。

[0173] 到达(或移动)了 1 个支气管枝(小枝)内的位置 P_{k+1} 的情况,指的是如图 7 所示,最接近插入部 11 的前端位置的芯线 35 为小枝的情况。为了判定该状态,如图 7 所示,例如设定半径 dt 的圆形区域以作为以分支点 B_i 为中心的距离,特征区域判定部 26d 可以先判定所估计的插入部 11 的前端位于该圆形区域内的第 1 状态,然后判定向该圆形区域以外的外侧移动的第 2 状态。在图 7 的例子中,半径 dt 被设定为分支点 B_i 与切口 S_{pi} 的位置间的距离或略大于该距离的值。

[0174] 此外,还可以通过内窥镜图像进行判定。例如在上述半径 dt 的圆内确认到在内窥镜图像中分支的作为支气管枝的图像的例如 2 个较暗的圆形图像后,在由于插入部 11 的前端的移动而成为 1 个较暗的圆形图像的情况下,可以在确认了所述 2 个较暗的圆形图像的状态中,未产生位置对准错误的状态的位置处取得的该位置和对应的 VBS 图像存储为候选信息。

[0175] 此外,作为图 7 所示的设定为圆形的区域的变形例,例如还可以设定从分支点 B_i 起的在芯线 35 上的距离为 dt 的边界 B_t (图 7 中用虚线所示)。如上,在设定边界 B_t 的情况下也具有大致同样的作用效果。

[0176] 此外,作为本实施方式的变形例,也可以在插入部 11 的前端与依次通过的 2 个分支点相距的距离都增加的情况下,将在即将增加之前的未产生位置对准错误的状态下取得的位置处的该位置和对应的 VBS 图像存储为候选信息。

[0177] 图 8 表示本变形例的动作说明图。如图 8 所示,在所估计的插入部 11 的位置 P_k 通过了分支点 B_{i-1} 和该分支点 B_{i-1} 的下一个分支点 B_i ,并插入到相比支气管的更深部(末端)侧的情况下,特征区域判定部 26d 监视以下的条件。

[0178] 特征区域判定部 26d 在满足了分支点 B_{i-1} 与位置 P_k 间的第 1 距离 d_1 以及分支点 B_i 与位置 P_k 间的第 2 距离 d_2 都增加的条件,将在即将满足该条件之前未产生

位置对准错误的状态下的位置（例如 P_{k-1} ）上取得的该位置和对应的 VBS 图像存储为候选信息。

[0179] 本变形例具有与第 2 实施方式大致同样的效果。

[0180] 此外，如图 9 所示，也可以在内窥镜图像中的作为分支的特征量的（支气管 2 分支）小枝的重心间的距离 d_g 变化的情况下，存储候选信息。另外，图 9 中的上下的各内窥镜图像 I_k 、 I_{k+1} 是例如插入部 11 的前端在位置 P_k 、 P_{k+1} 时分别取得的图像，图像处理部 25 将通过 2 值化处理等提取的暗部计算为小枝（的部分）的图像 I_a 、 I_b 。

[0181] 进而，图像处理部 25 计算各小枝的图像 I_a 、 I_b 的重心 G_a 、 G_b ，估计重心间的距离 d_g 。而且，图像处理部 25 在从位置 P_k 起向位置 P_{k+1} 移动的情况下重心 G_a 、 G_b 间的距离 d_g 发生了规定值以上或规定比率以上变化时，例如存储在位置 P_k 处的候选信息。这种情况下，具有与第 3 实施方式大致同样的效果。另外，图 9 的 2 个小枝的图像 I_a 、 I_b 的外侧的圆形表示支气管 2 的管腔内壁。

[0182] 如图 9 所示，也可以取代重心 G_a 、 G_b 间的距离 d_g 发生变化的情况，而在将小枝视作椭圆形时的代表半径或代表半径之比发生变化的情况下存储候选信息。

[0183] 此外，还可以在图像 I_a 、 I_b 的像素和发生变化的情况下存储候选信息。

[0184] 接着，说明在上述实施方式中发生匹配错误或位置对准失败的情况下，或用户为了进行位置对准而做出了候选信息的提示的指示的情况下的候选信息的提示例。图 2D 中，示出了候选信息的 1 个提示例，也可以如下进行提示。

[0185] 图 10A 中通过 P_{c1} 、 P_{c2} 、 P_{c3} 表示在上述实施方式中满足了规定条件的情况下存储为候选信息的候选位置，并且通过 V_1 、 V_2 、 V_3 表示对应的 VBS 图像。而且，例如在手术人员做出了候选信息的提示的指示时，在支气管形状图像 2a 上重叠显示上述候选位置 P_{c1} 、 P_{c2} 、 P_{c3} ，此外，对应的 VBS 图像 V_1 、 V_2 、 V_3 也与上述候选位置 P_{c1} 、 P_{c2} 、 P_{c3} 对应起来（例如通过线连结候选位置 P_{ci} ($i = 1, 2, 3$) 与 VBS 图像 V_i 等）显示。另外，如图 2D 所示，对应于候选位置 P_{ci} 的内窥镜图像也可以同时显示于易于与 VBS 图像 V_i 比较的位置上。

[0186] 此外，如图 10A 所示，将目标部位 36 重叠显示于支气管形状图像 2a 的图像上，并且在支气管形状图像 2a 图像上重叠显示插入内窥镜 3 的插入部 11 的路径 R 。此外，还可以显示未图示的内窥镜 3 的前端部 13 的轨迹。

[0187] 如上，通过提示候选信息，从而用户能够容易地在短时间内效率良好地进行再次位置对准，易于灵活进行向目标部位 36 的插入。另外，可以在判定为内窥镜 3 的插入部 11 的前端从（作为路径数据的）路径 R 起远离（例如管腔直径程度等的）规定距离的情况下，提示例如图 10A 所示的候选信息。

[0188] 此外，如图 10B 所示，还可以显示为，将所存储的候选位置 P_{c1} 、 P_{c2} 、 P_{c3}' 、 P_{c3} 之间通过沿着移动的线 L_{12} 、 L_{23}' 、 L_{23} 连结起来。图 10B 示出在按照候选位置 P_{c1} 、 P_{c2} 、 P_{c3}' 的顺序存储了候选信息之后，从候选位置 P_{c3}' 起再次返回到候选位置 P_{c2} 上，并且移动至与候选位置 P_{c3}' 侧的小枝不同的小枝侧的候选位置 P_{c3} 时的例子。由于如上移动，因此显示（提示）线 L_{12} 、 L_{23}' 、 L_{23} 。另外，通过 V_{3}' 表示对应于候选位置 P_{c3}' 的 VBS 图像。此外都与在图 10A 中说明的内容相同，且具有同样的效果。

[0189] 此外，图 10C 中，例如在图 10A 的情况下，在内窥镜 3 的插入部 11 的前端在候选位置 P_{ci} 处存储了候选信息的时刻起经过了规定时间的时刻取得插入部 11 的前端位置，从而

计算从候选位置 P_{ci} 起的运动方向 M_i ，并存储为候选信息或候选信息的附带信息。而且，如图 10C 所示在候选信息的提示时进行在图 10A 中说明的候选信息的提示时，还显示（提示）运动方向 M_i 。此外都与图 10A 中说明的内容相同，具有与图 10A 同样的效果，并且通过参考运动方向 M_i 能够更易于进行位置对准。

[0190] 图 10D 中，例如在图 10A 的情况下，进而在内窥镜 3 的插入部 11 的前端位置 P_{ci} 上存储候选信息时，还存储摄像装置 16 的（基于物镜 15 的）视线方向 C_i 。而且，如图 10D 所示在候选信息的提示时进行图 10A 中说明候选信息的提示时，还显示（提示）视线方向 C_i 。此外都与在图 10A 中说明的内容相同。通过视线方向 C_i 的提示而易于进行位置对准。

[0191] 在图 10D 中，说明了提示候选信息的情况下还能够提示视线方向 C_i 的例子。在图 10D 中，示出了 2 维显示视线方向 C_i 的情况。与此相对，如图 10E 所示，例如可以使用四角锥等显示视线方向 C_i' ，将视线方向 C_i' 以 3 维方向的形式通过用户易于识别的方式进行显示（提示）。如图 10E 所示进行了提示时，用户更易于识别视线方向 C_i' 。

[0192] 在图 10F 所示的例子中，例如在图 10A 的情况下，在存储了候选信息时，作为支气管 2 的管腔直径的信息，还存储根据支气管 2 的 3 维形状而计算的内径 D_i 的信息，在提示候选信息的情况下，还提示所存储的内径 D_i 的信息。如图 10F 所示还显示内径 D_i 的信息，从而用户更易于把握插入部 11 的前端位置。此外具有与图 10A 同样的作用效果。

[0193] 如图 10G 所示，可以在 4 个位置上附加文字信息（具体为 A、B、C、D），并通过相同的文字信息将所对应的 VBS 图像关联起来显示。图 10G 示出如图 10B 的情况那样，在按照候选位置 P_{c1} 、 P_{c2} 、 P_{c3}' 的顺序存储了候选信息后，从候选位置 P_{c3}' 起再次返回候选位置 P_{c2} ，并移动至与候选位置 P_{c3}' 侧的小枝不同的小枝侧的候选位置 P_{c3} 时的例子。另外，可以将 VBS 图像配置于支气管形状图像 2a 的下侧。

[0194] 如图 10G 所示进行提示时，用户能够通过时间序列确认位置，更易于把握插入部 11 的前端位置。此外，虽然没有图示，然而还可以在 VBS 图像上附加显示存储候选信息的次序和时刻。进而，关于文字信息在位置上的分配，既可以按照 P_{c3} 、 P_{c3}' 、 P_{c2} 、 P_{c1} 这样相反的时间序列来进行，也可以从最后的位置估计成功的位置起按照从近到远的顺序进行。

[0195] 上述提示例说明的是在支气管形状图像 2a 上重叠显示候选位置等的候选信息的例子，而如以下所示，也可以将作为候选位置的位置显示于包含支气管 2 的断层像图像（MPR 图像）上。

[0196] 图 11 表示在能够用于上述第 1- 第 3 实施方式中的监视器 32 上显示的例子。图 11 的左上表示包括患者的支气管的横剖面的 CT 断层图像，图 11 的右上表示垂直于患者的正面的纵剖面的 CT 断层图像，图 11 的左下表示平行于患者的正面的纵剖面的 CT 断层图像，图 11 的右下表示用户设定坐标时的菜单画面。

[0197] 图 11 中，将插入部 11 的前端（或设置于前端的摄像装置 16）的所估计的位置（点）以例如相同颜色的圆及其他的形状显示于断层图像上。在图 11 中，通过与断层图像的显示色不同的颜色（例如蓝色）显示 4 个位置。

[0198] 另外，在将前端的位置作为候选信息中的候选位置（信息）提示的情况下，既可以如图 10A- 图 10F 所示，使用线将位置与对应于位置的 VBS 图像关联起来显示，也可以如图 12 所示在 4 个位置上附加文字信息（具体为 A、B、C、D），并通过相同的文字信息与所对应的 VBS 图像关联起来显示。

[0199] 以下说明的是将位置重叠显示于断层图像上的情形的例子,省略了通过文字信息等将位置与所对应的 VBS 图像关联起来提示的显示。

[0200] 在图 11 中,通过相同颜色、形状示出了所估计的位置位于切断面上的情况和除此以外的情况,然而如图 13 所示,在位于切断面上的情况和不位于切断面上的情况下,也可以通过不同形状(例如前者用圆形,后者用四边形)进行显示或改变颜色而显示。此外,还可以仅显示位于切断面上的情况。

[0201] 此外,例如图 11 那样进行显示的情况下,还可以如图 14 中箭头所示,显示移动方向的信息。如上所述,在满足从分支点等起的恒定值以内等的规定条件时的(插入部 11 的前端的)位置存储候选信息的情况下,还存储紧接其后的位置的信息,在显示候选信息的情况下,将连结 2 点间的箭头如图 13 所示显示为移动方向。另外,还可以取代显示移动方向,而显示设置于插入部 11 的前端的摄像装置 16 的视线方向。

[0202] 此外,还可以不显示连结 2 点间的箭头,而是如图 15 所示显示候选位置处的摄像装置 16 的视野范围或 VBS 图像的视野范围。

[0203] 此外,在图 15 中是 MPR 图像的显示,因此成为视野范围也投影于切断面上的形状,而如图 16 所示,在显示于 1 个断层像上的情况下,也可以使用四角锥立体地显示视野范围。

[0204] 此外,还可以取代用点显示(提示)所存储的位置,而是用区域进行显示(提示)。图 17 示出这种情况下的提示例。在图 17 中,斜线所示的区域是作为相当于候选位置的候选区域而已经存储(登记)于存储部 27 中的区域,与此相对,施加了交叉阴影的区域表示未登记的区域。

[0205] 如上,如果以能够识别出已登记的区域与未登记的区域的方式进行显示,则用户容易分辨出在期望的支气管 2 的小枝部分上是否完成了登记。因此,能够提高对于用户而言的便利性。

[0206] 另外,作为显示(提示)时的区域,既可以是满足从用户等做出了再次位置对准的指示的位置起的一定范围内的条件的范围内,也可以是支气管 2 的小枝,还可以同时显示于支气管 2 中的所提取的部分上。

[0207] 此外,还可以如图 18 所示组合显示断层图像与支气管树,使得用户易于把握图 11 至图 17 中的断层图像(MPR 图像)为肺叶上的哪个部分。

[0208] 这种情况下,作为断层图像与支气管树的位置关系,既可以设定为使得所存储的点位于断层图像上,也可以从该点起向任意方向移动相当于分支的量。

[0209] 此外,图 18 示出了表示 1 个断层图像的例子,也可以如图 19 所示与 2 个以上的断层图像进行组合。

[0210] 作为上述图 11-图 19 的 MPR 图像的剖面,可使用与身体水平的体轴剖面(轴向剖面、axial 剖面)、纵切的矢状剖面(矢状剖面、sagittal 剖面)、横切的冠状剖面(冠状剖面、coronal 剖面)这 3 个剖面中的某个。然而,由于未考虑到支气管树的形状,因而有时不易进行支气管树的分支的识别。因此,也可以如图 20 所示设定包括已存储(登记)的点的支气管枝的切断面,以易于识别分支。

[0211] 可通过以下的设定方法设定图 20 所示的切断面。

[0212] a. 如图 21(A)所示,求出 1 个在存储部 27 中存储(登记)为候选位置的位置(点) Q1 所在的支气管枝 T1。

[0213] b. 求出与如图 21(A) 所示求出的支气管枝 T1 共有分支点 B 的支气管枝 T2。

[0214] c. 根据 2 个支气管枝 T1、T2 的方向矢量（例如连结支气管枝的起点与终点的矢量、连结起点与支气管枝的中间的芯线 35 上的点的矢量等）求出外积。

[0215] d. 求出包括分支点 B, 且以在 c 中求出的方向矢量为法线的平面。

[0216] e. 如图 21(B) 所示, 按照位于在 d 中求出的平面上、且与登记的点 Q1 所在的支气管枝 T1 的芯线 35 的长度和方向矢量对应的区域 R1, 来切取断层图像。

[0217] f. 对所有已登记的点 Q1 等所在的支气管枝 T1 等进行上述的 a-e 的处理。图 21(C) 表示在存在图 21(A) 的末端侧的点 Q2 的支气管枝 T3 中, 通过与图 21(B) 所示的情况同样的设定方法切取出的区域 R2。

[0218] g. 如图 21(D) 所示, 贴合所切取出的区域 R1、R2, 生成贴合断层图像。如此, 设定表示包括图 20 所示的已存储（登记）的位置（点）的支气管枝的切断面。如图 20 所示显示的情况下, 易于根据与支气管枝的关联性来把握候选位置。因此, 具有易于更顺利地进行位置对准处理的效果。

[0219] 另外, 将包括上述变形例的实施方式部分组合起来构成的实施方式也属于本发明。

[0220] 本申请是以 2013 年 3 月 12 日在日本提交申请的日本特愿第 2013-49290 号作为优先权基础而申请的, 上述公开的内容在本申请说明书、权利要求书中进行引用。

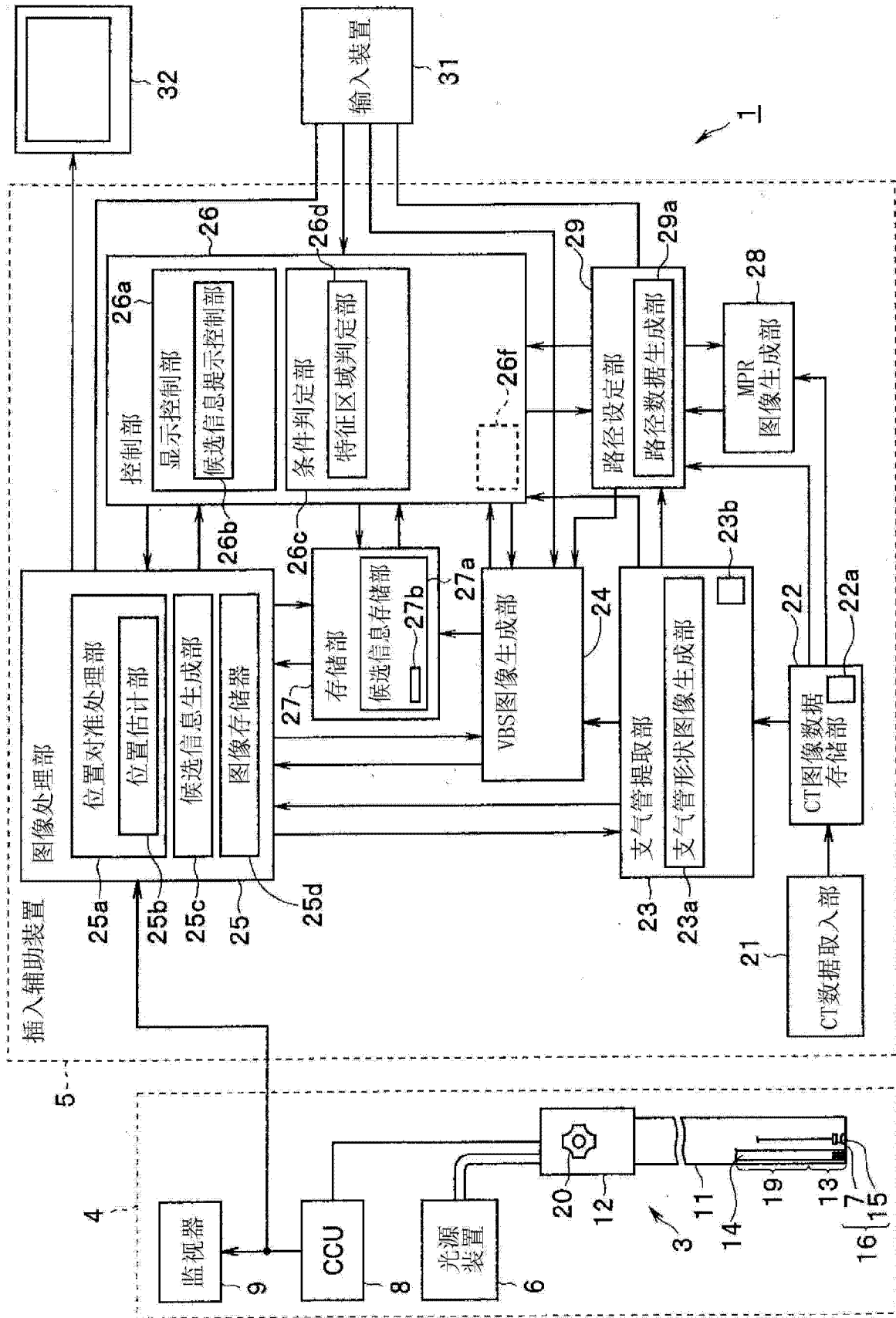


图 1

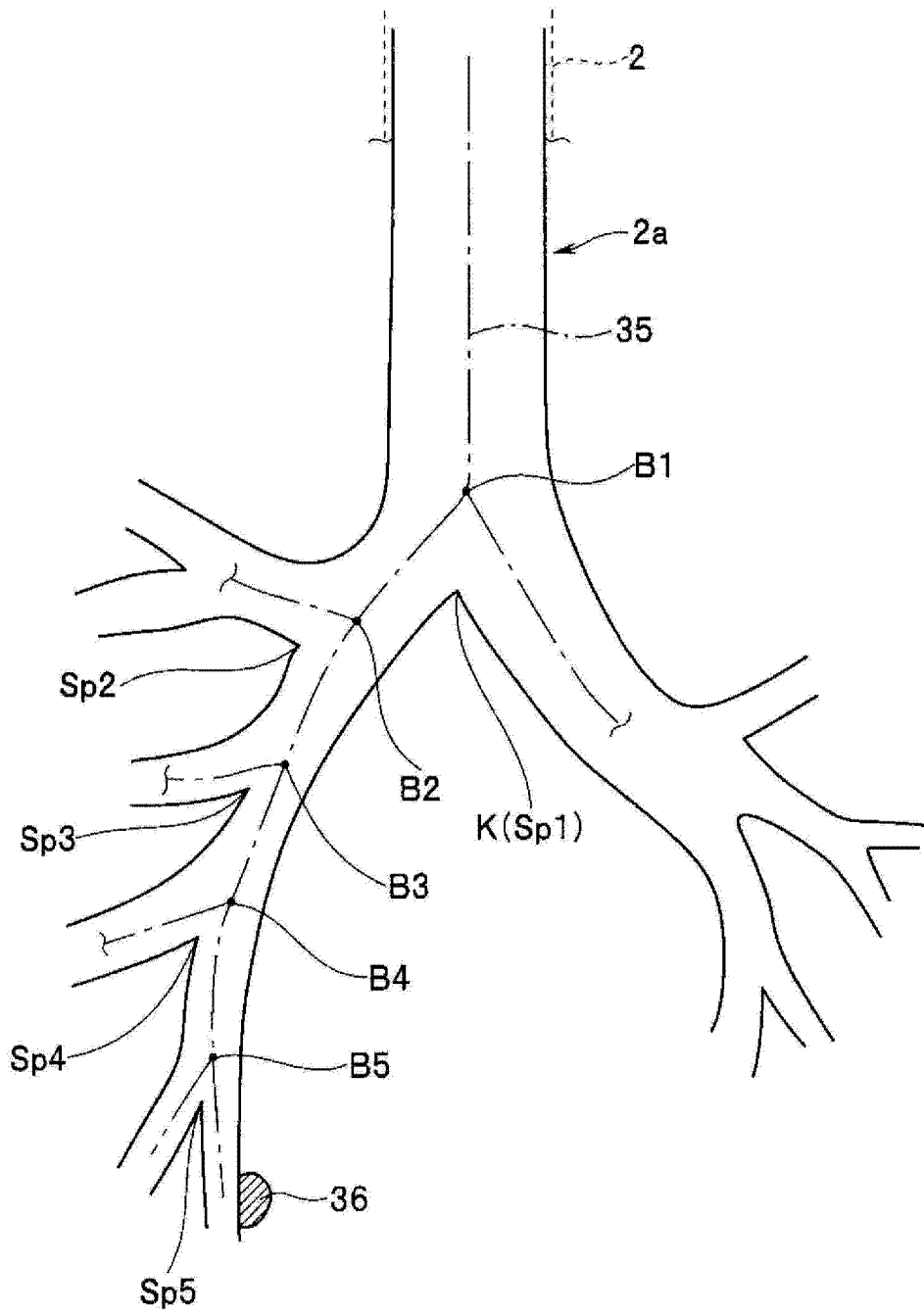


图 2A

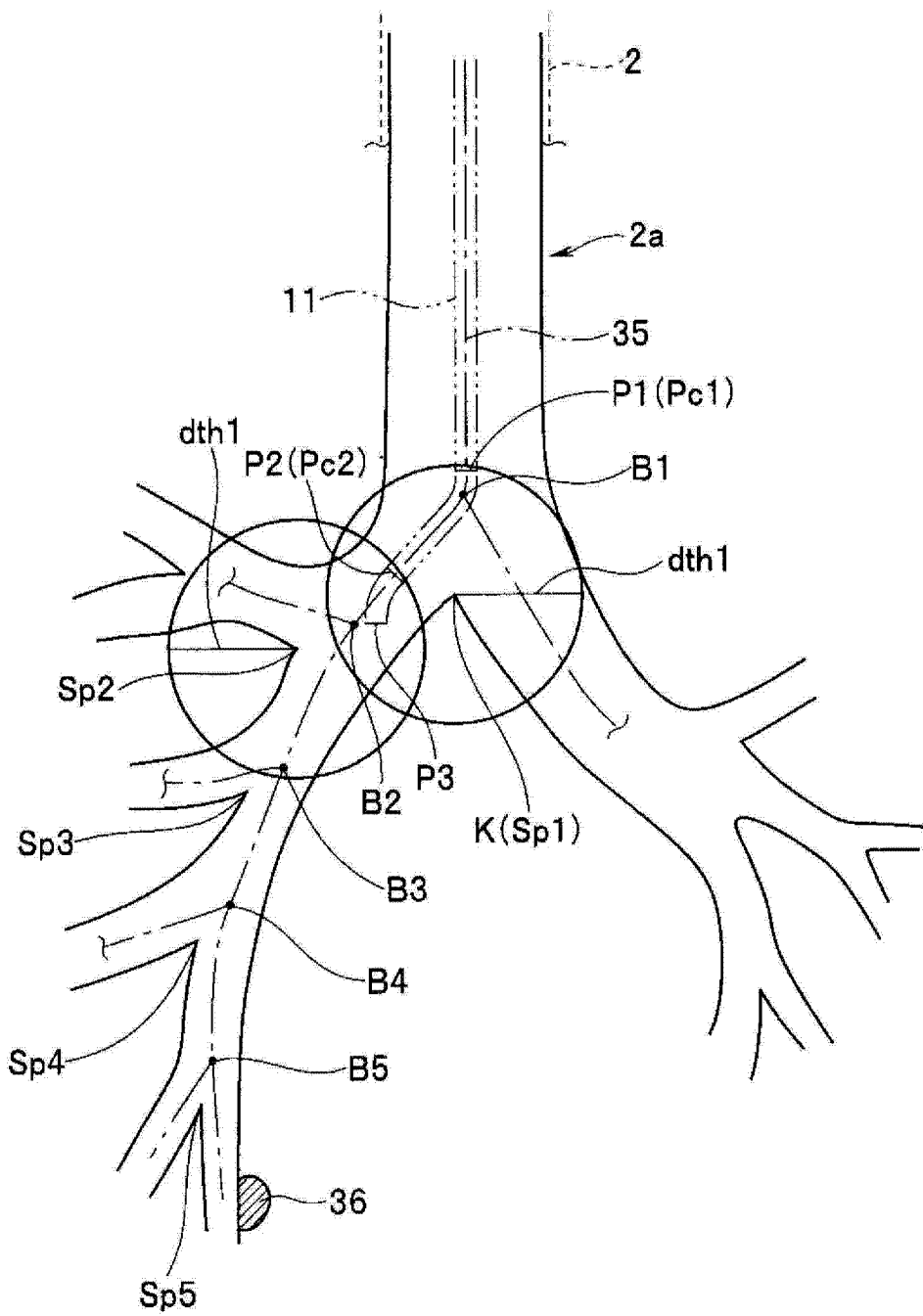


图 2B

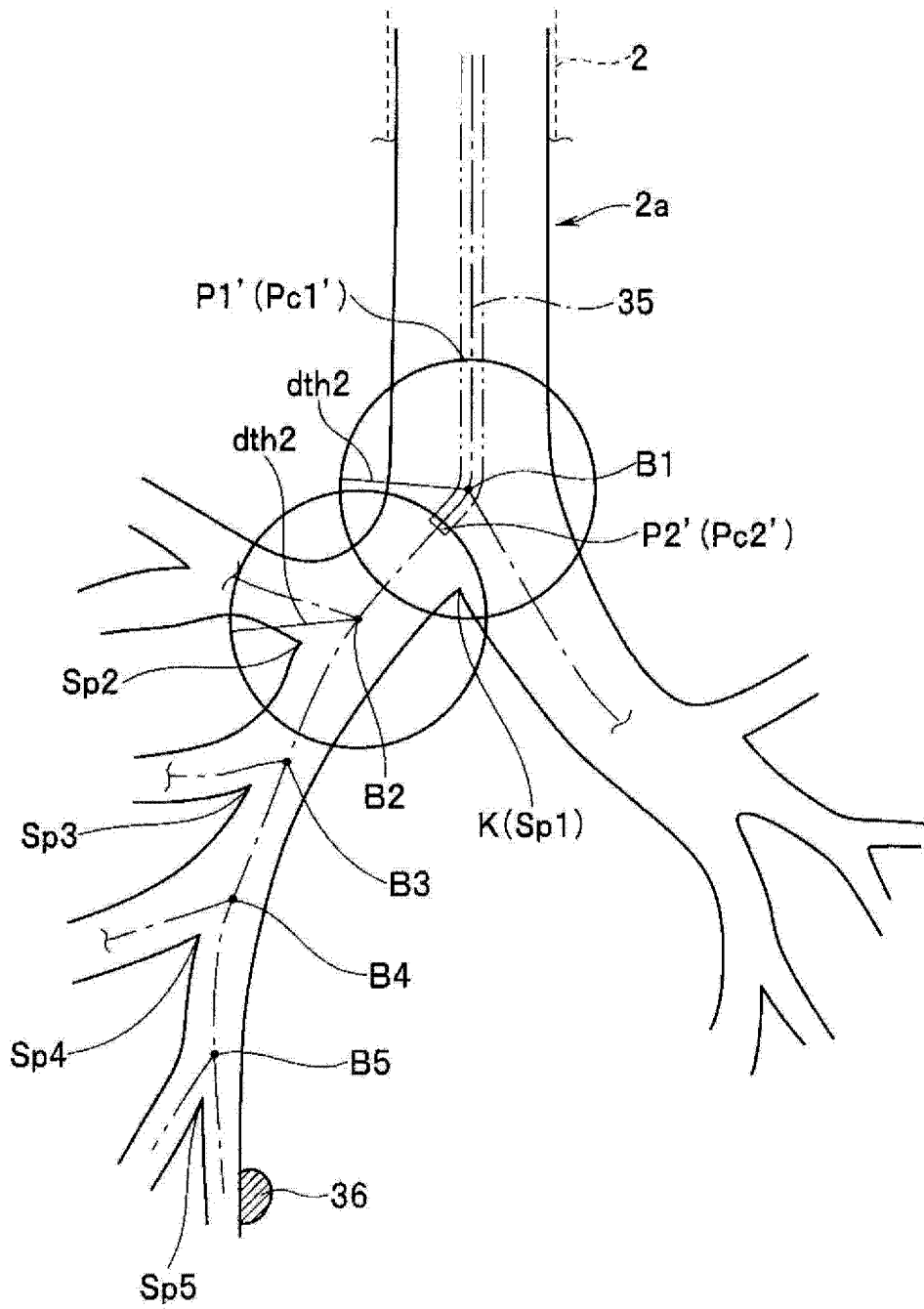


图 2C

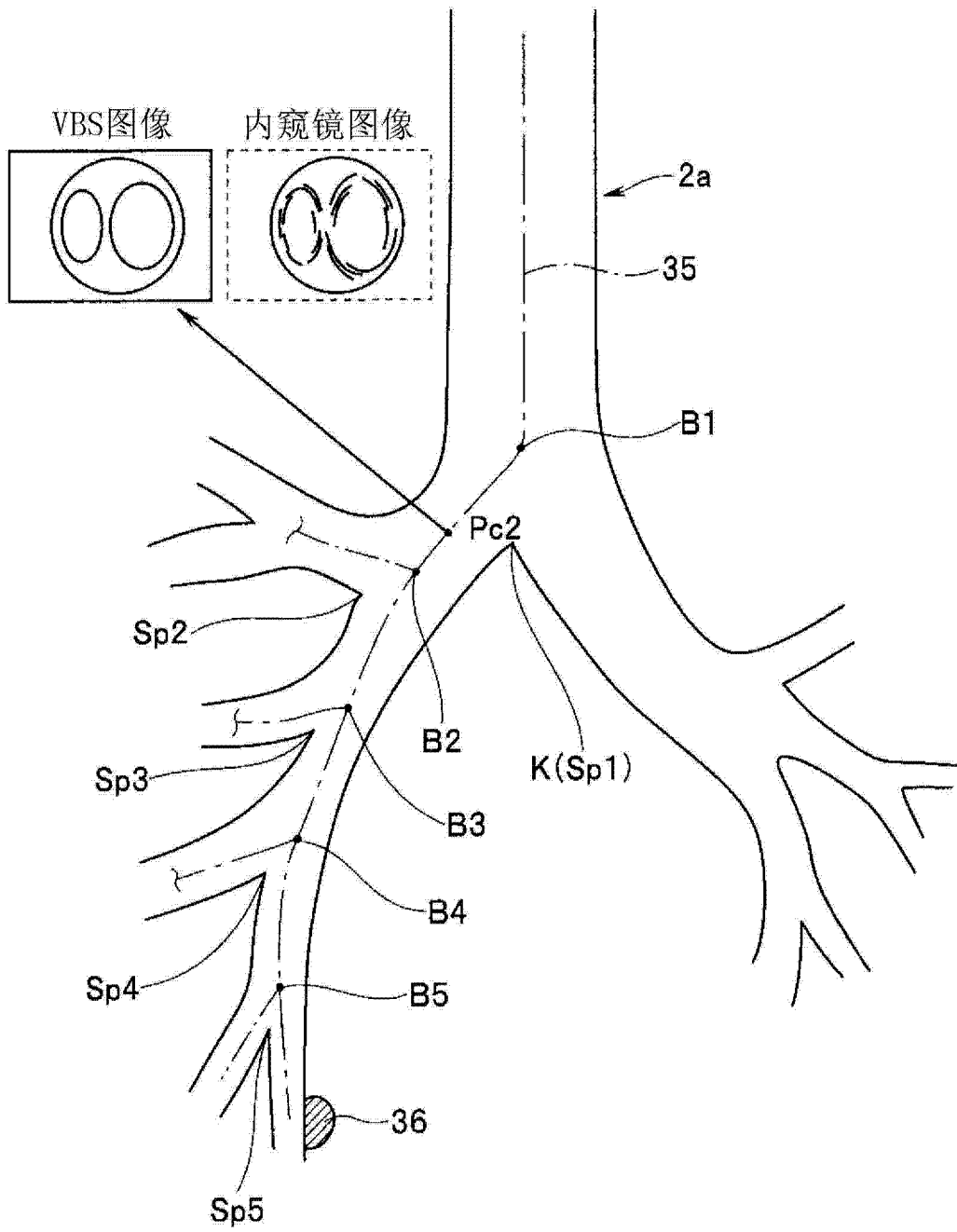


图 2D

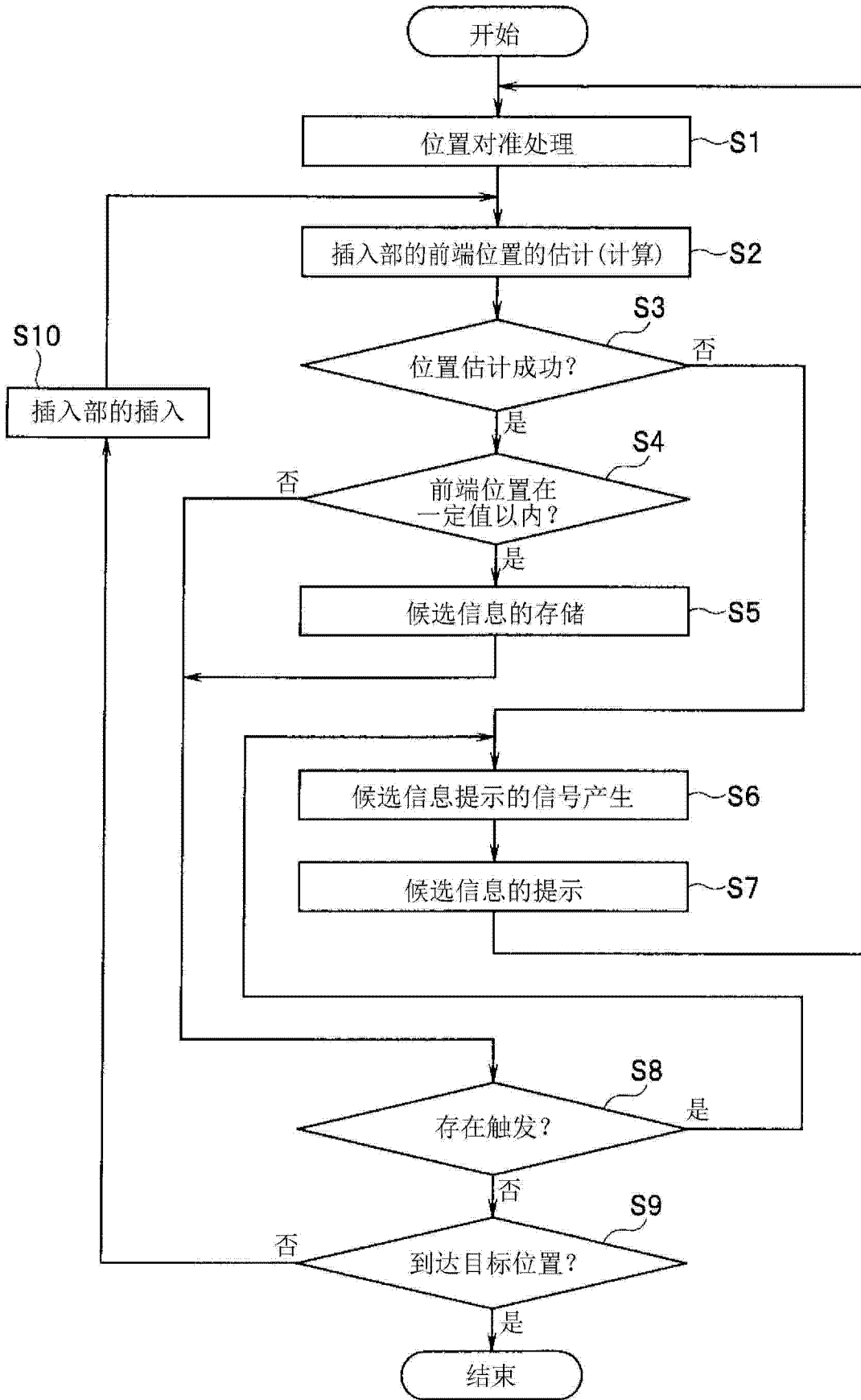


图 3

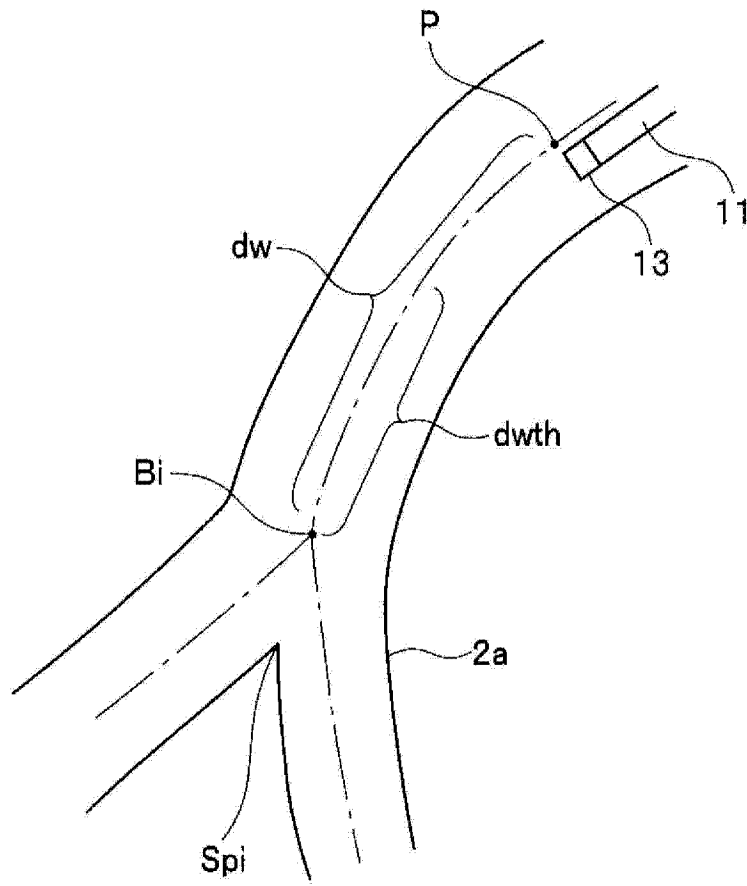


图 4

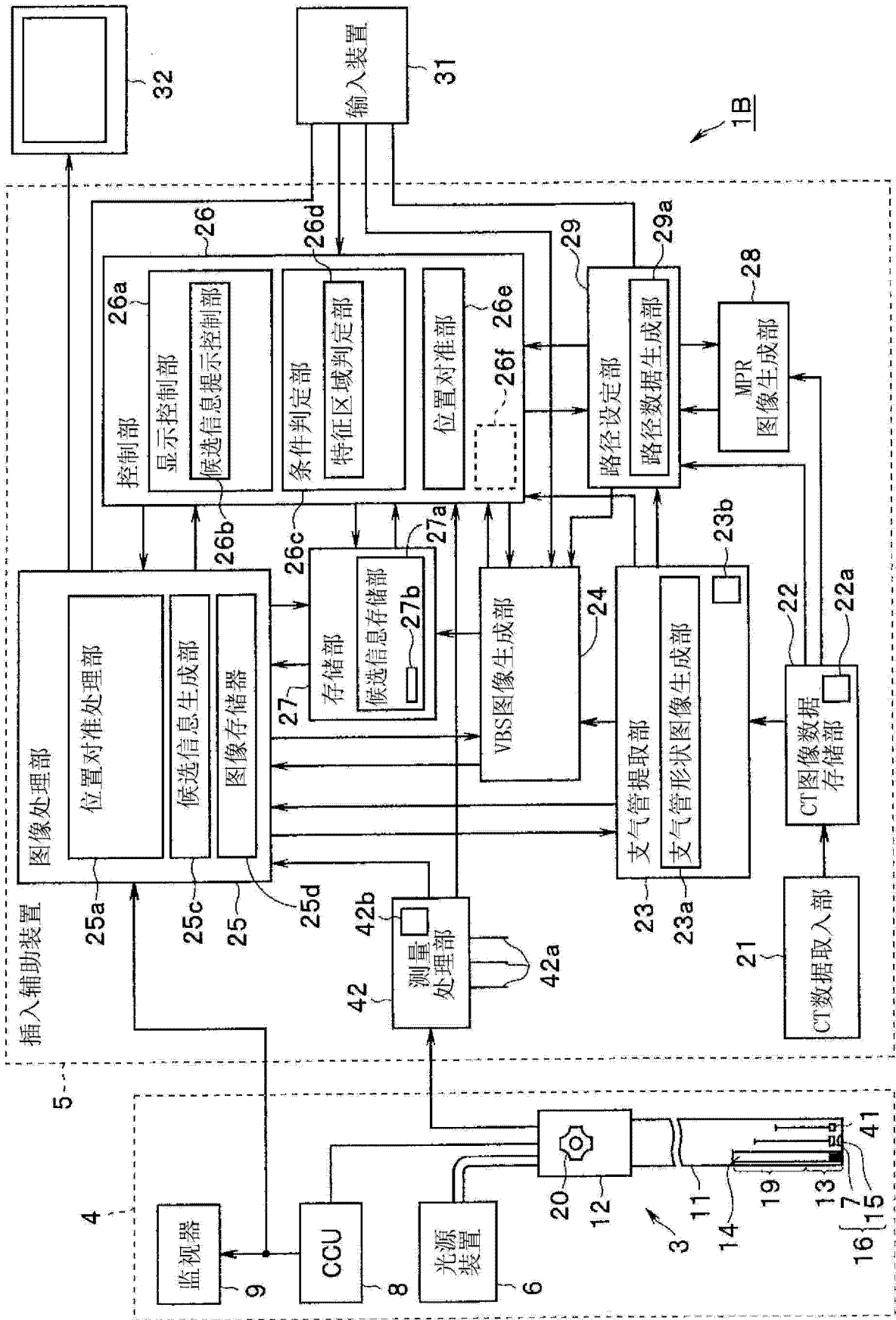


图 5A

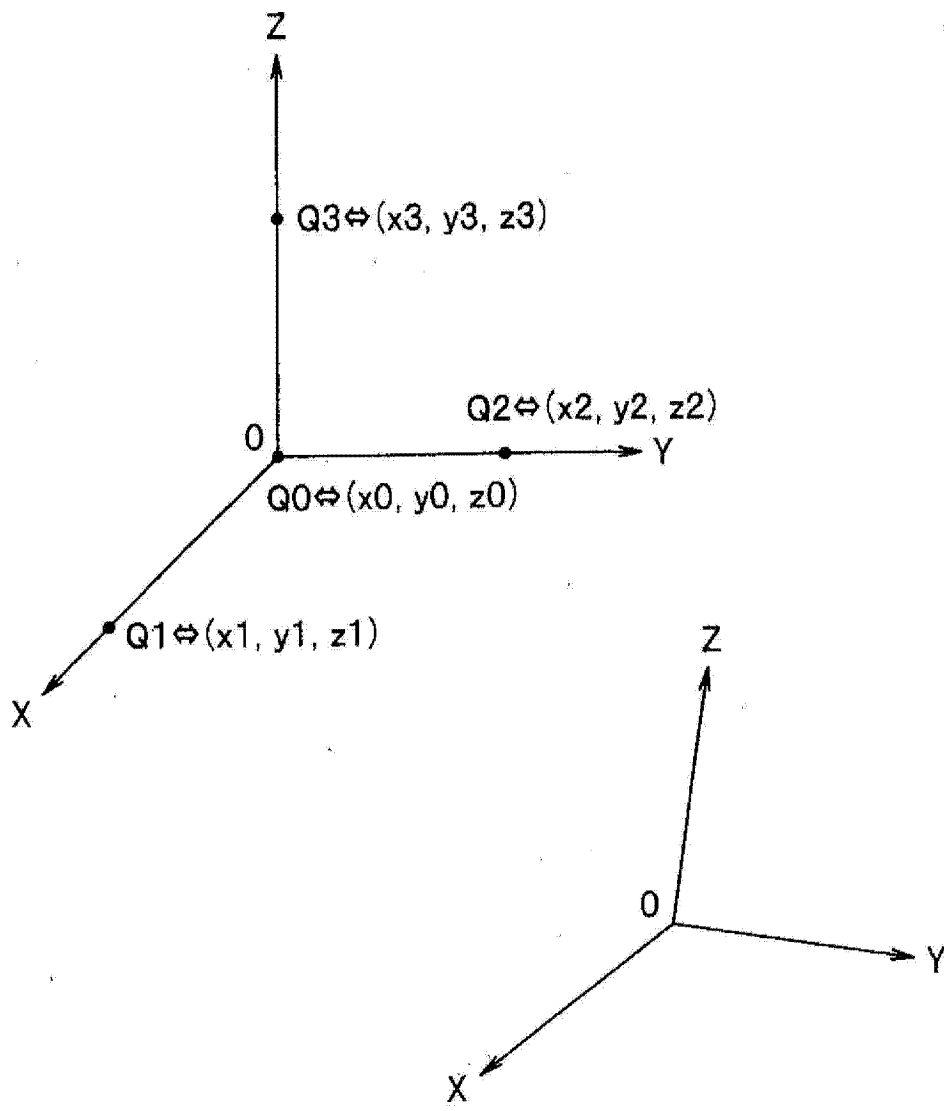


图 5B

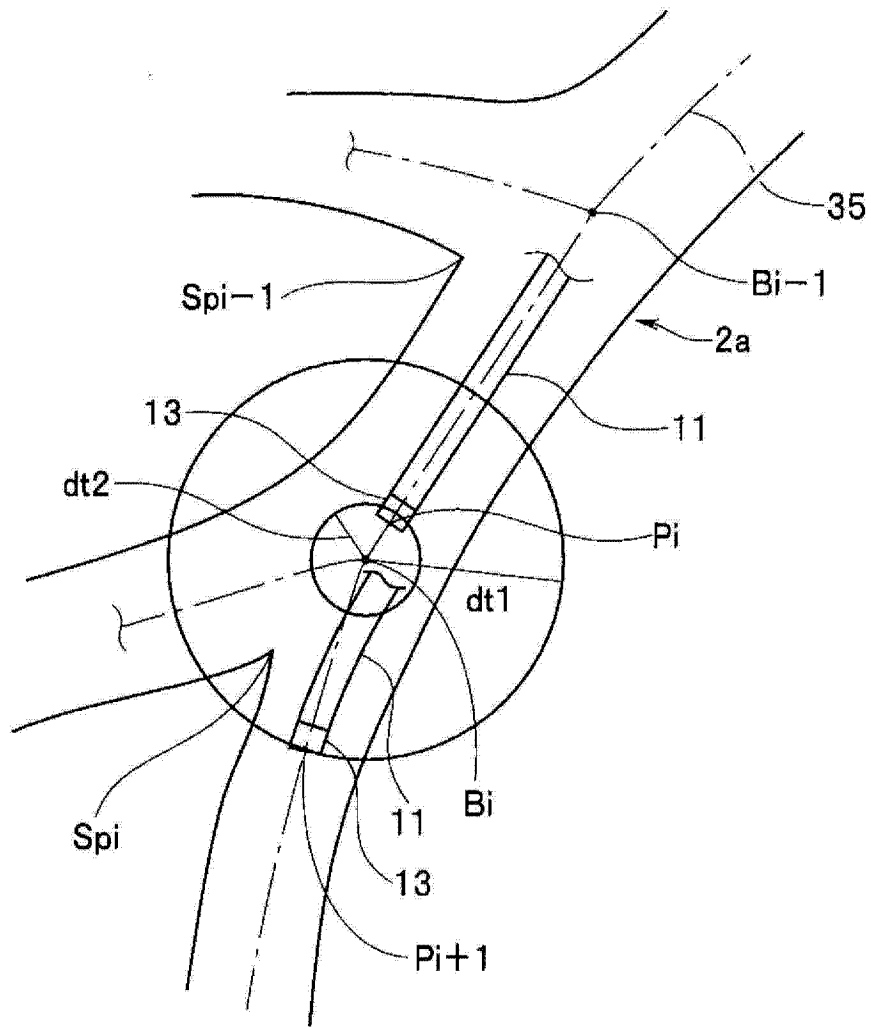


图 6

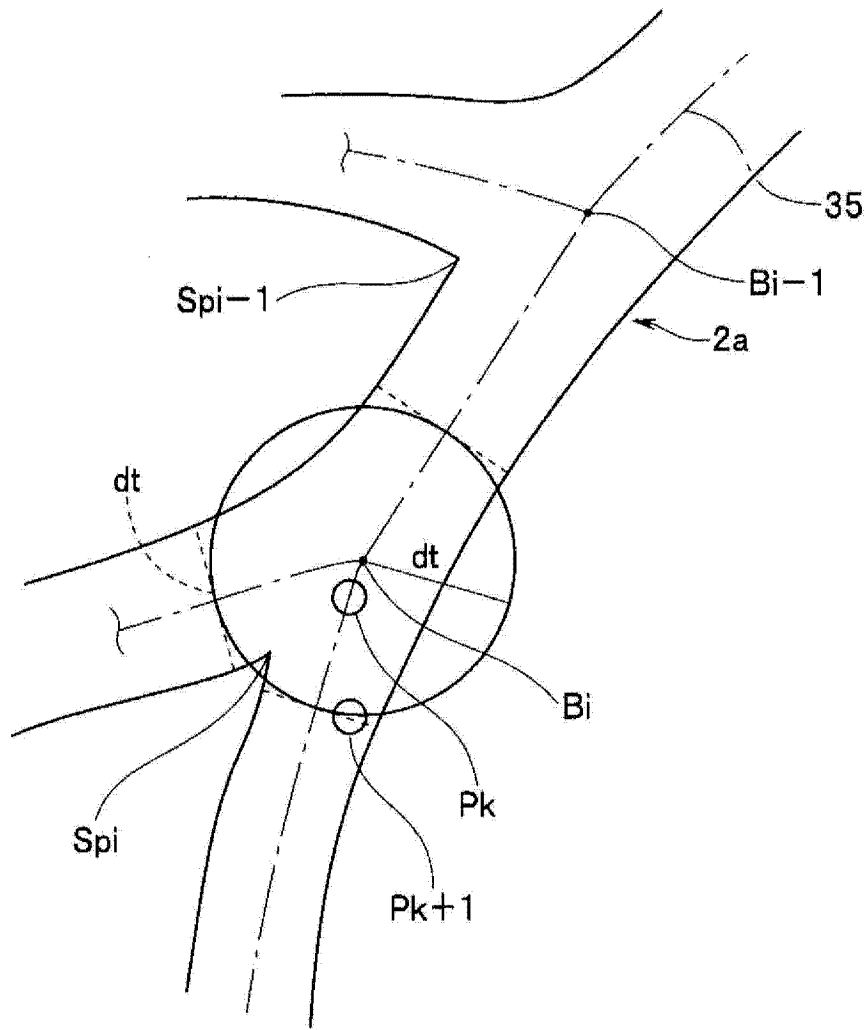


图 7

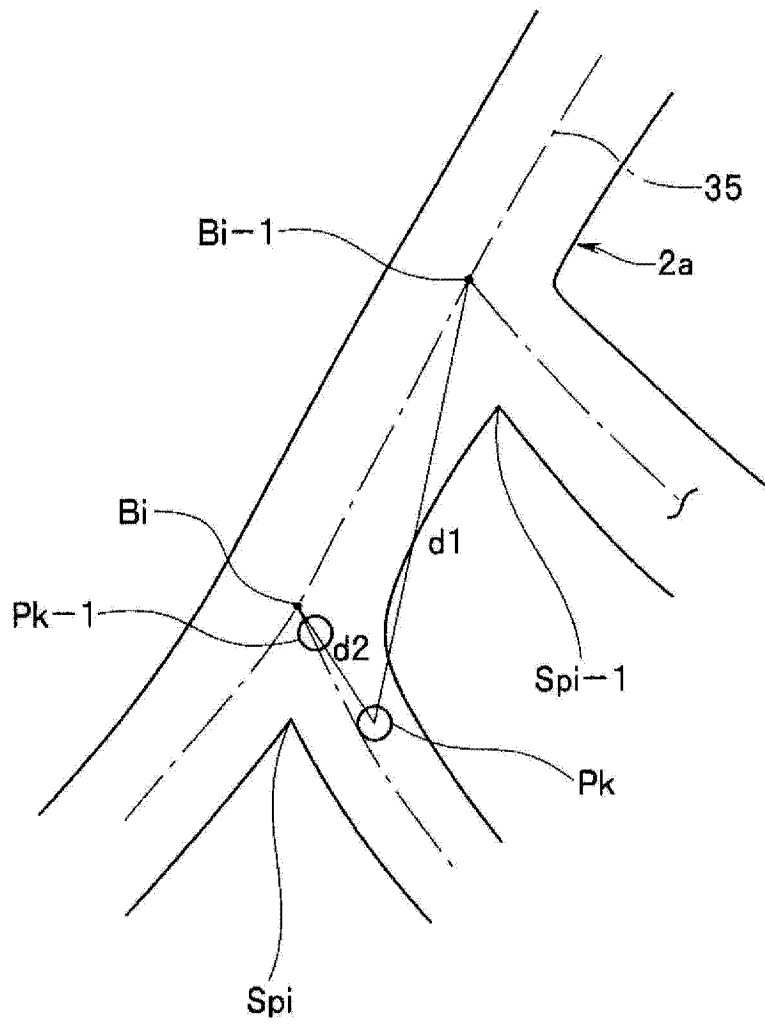


图 8

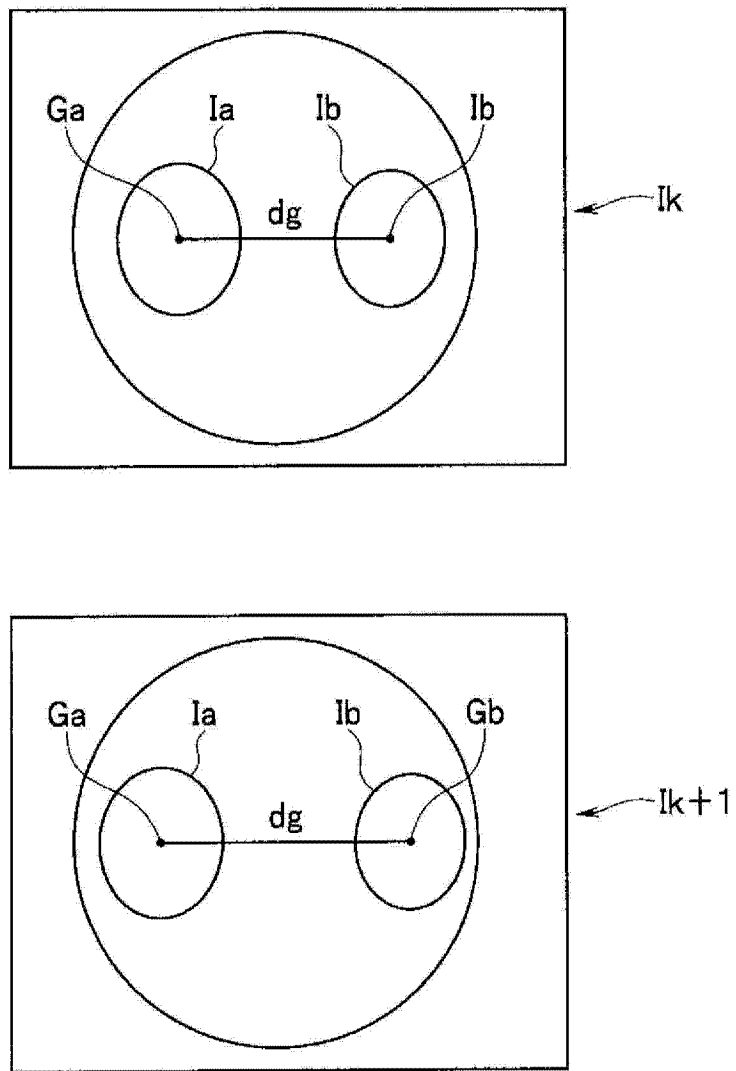


图 9

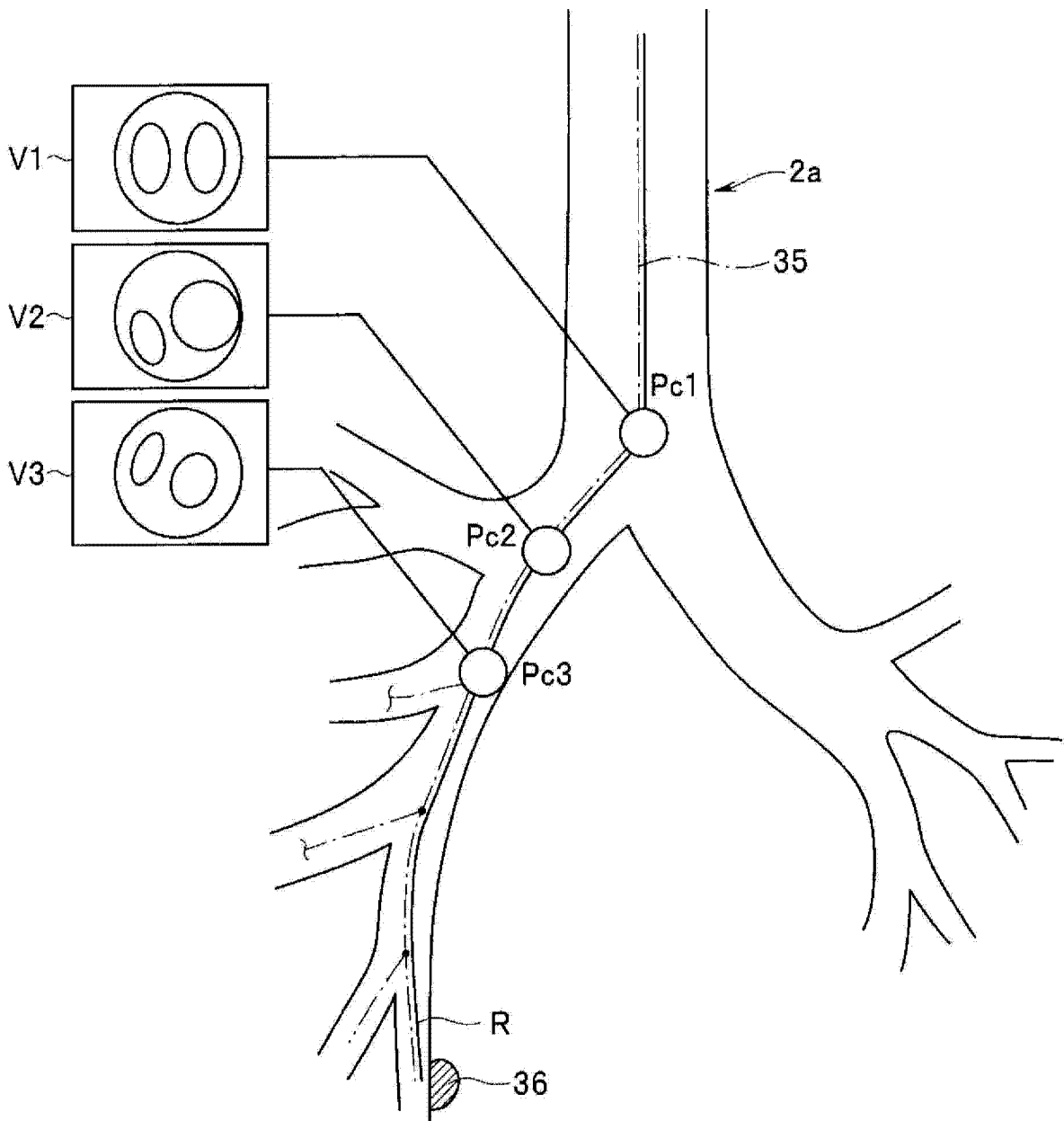


图 10A

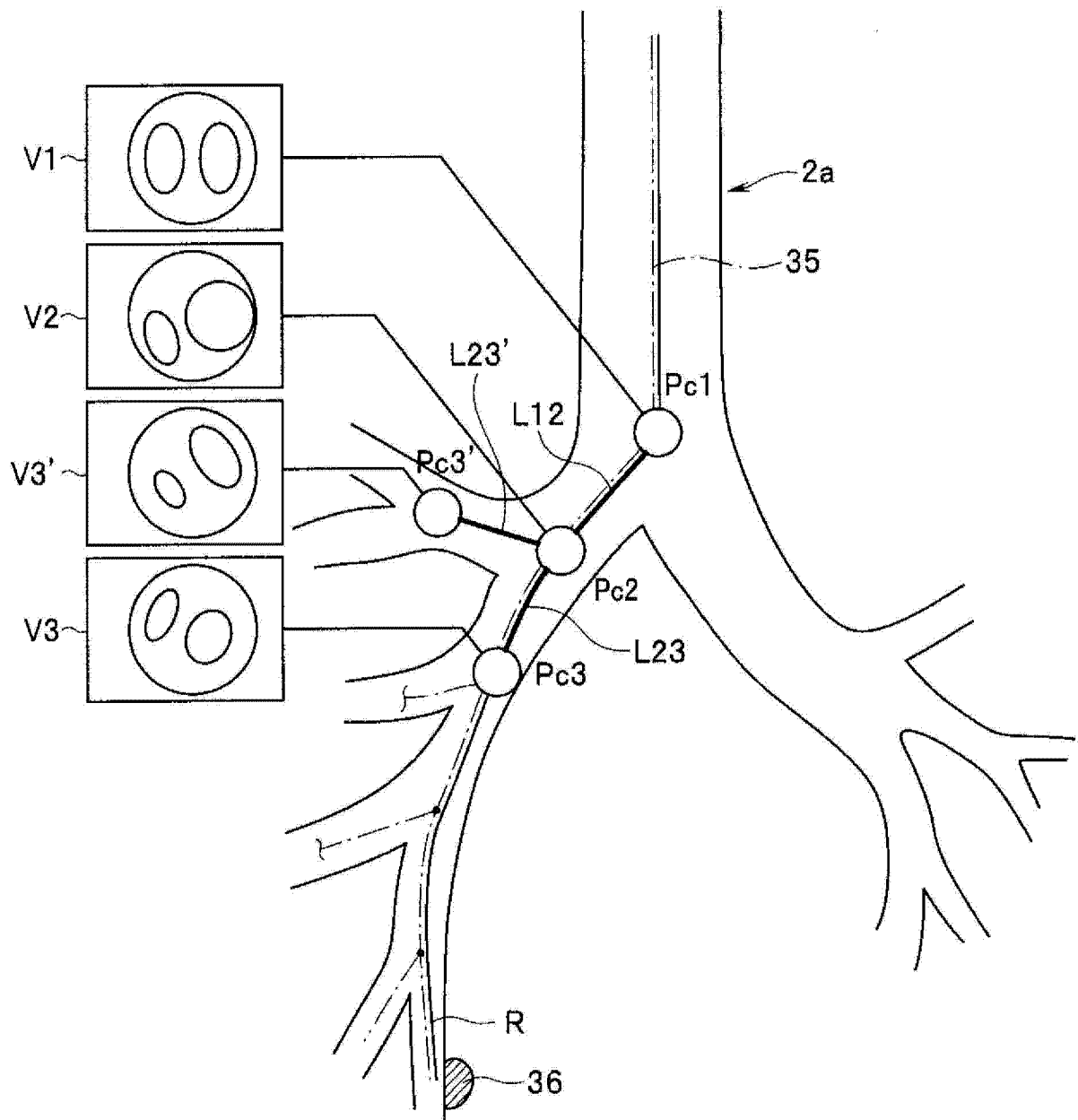


图 10B

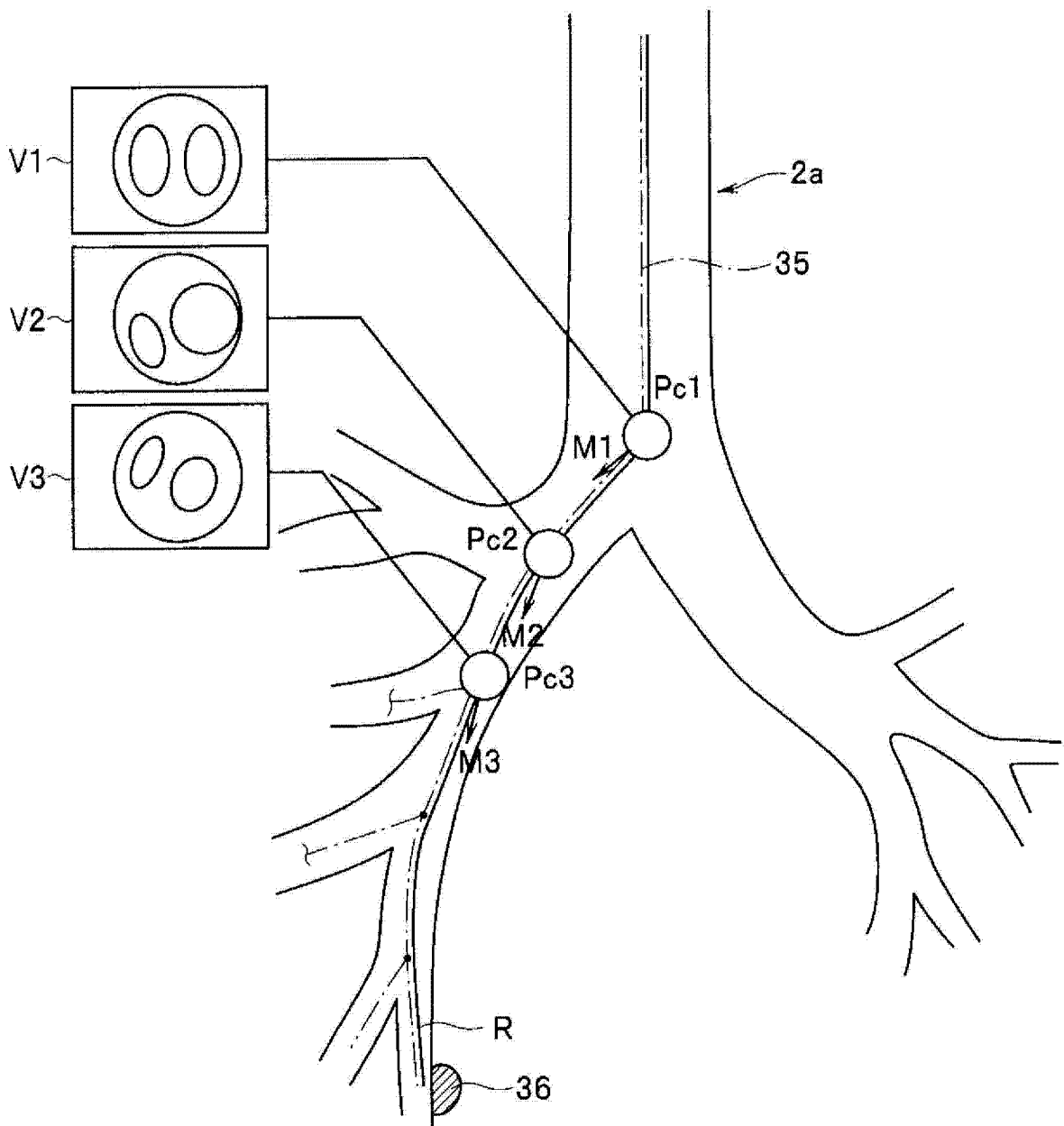


图 10C

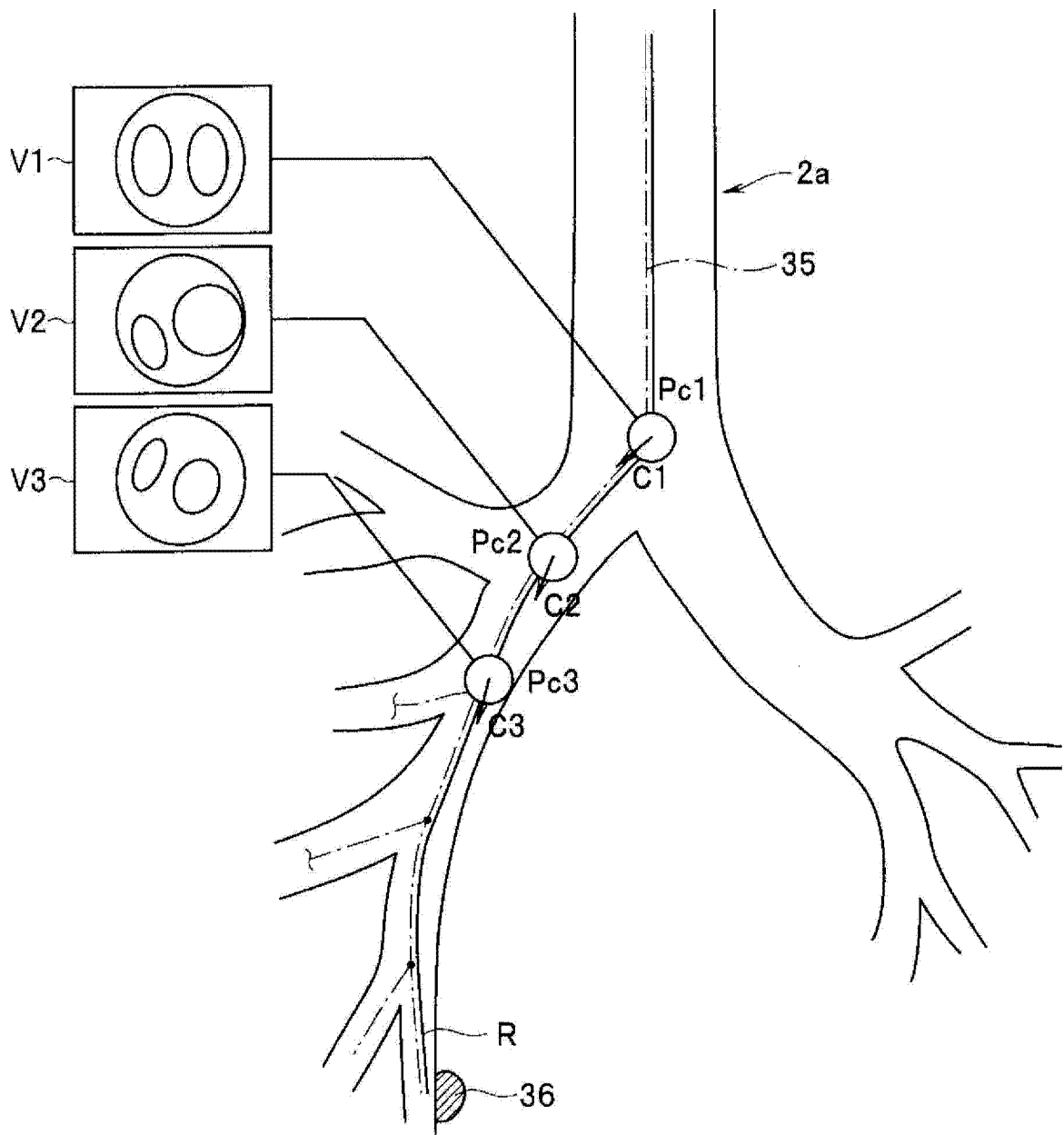


图 10D

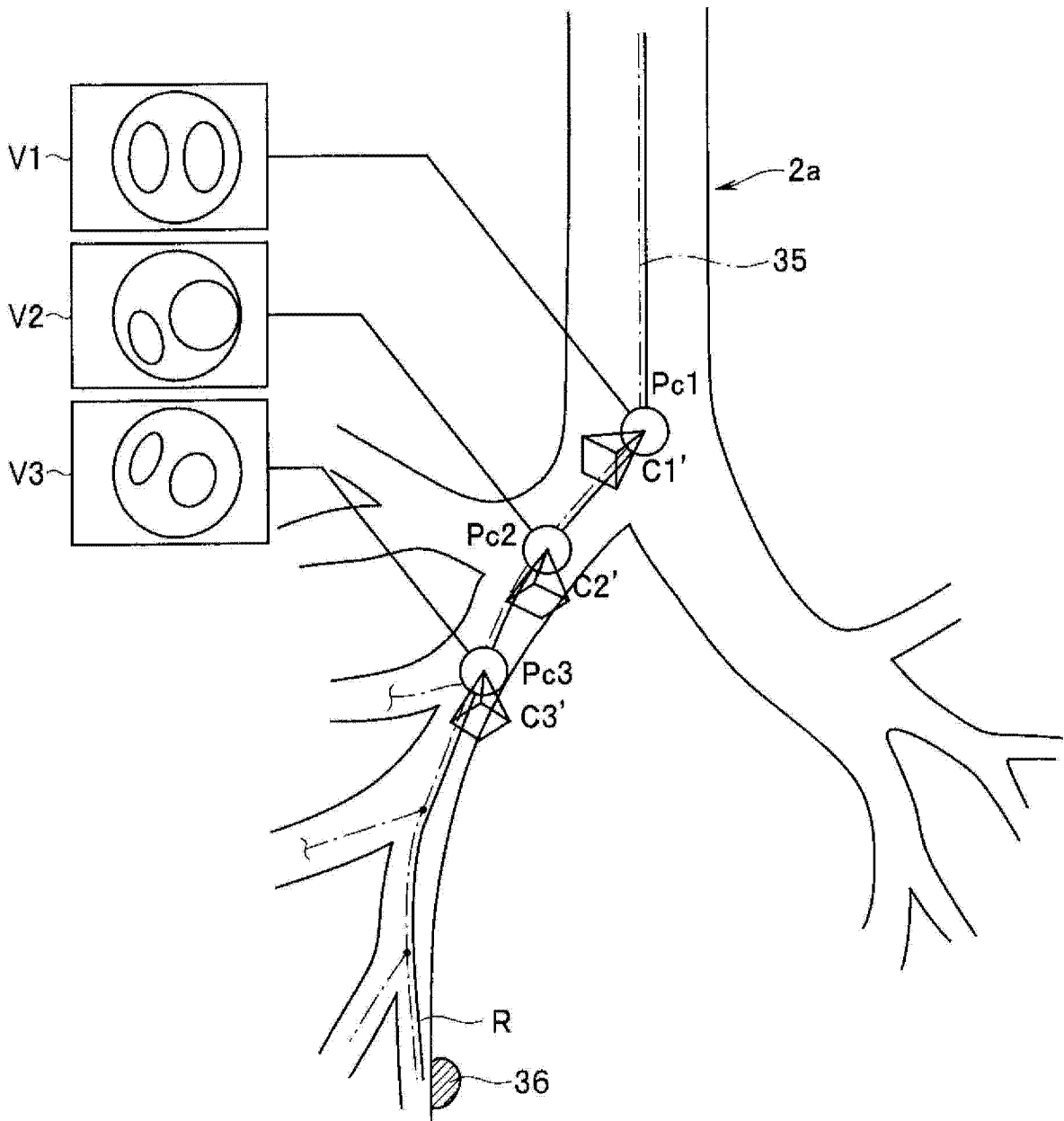


图 10E

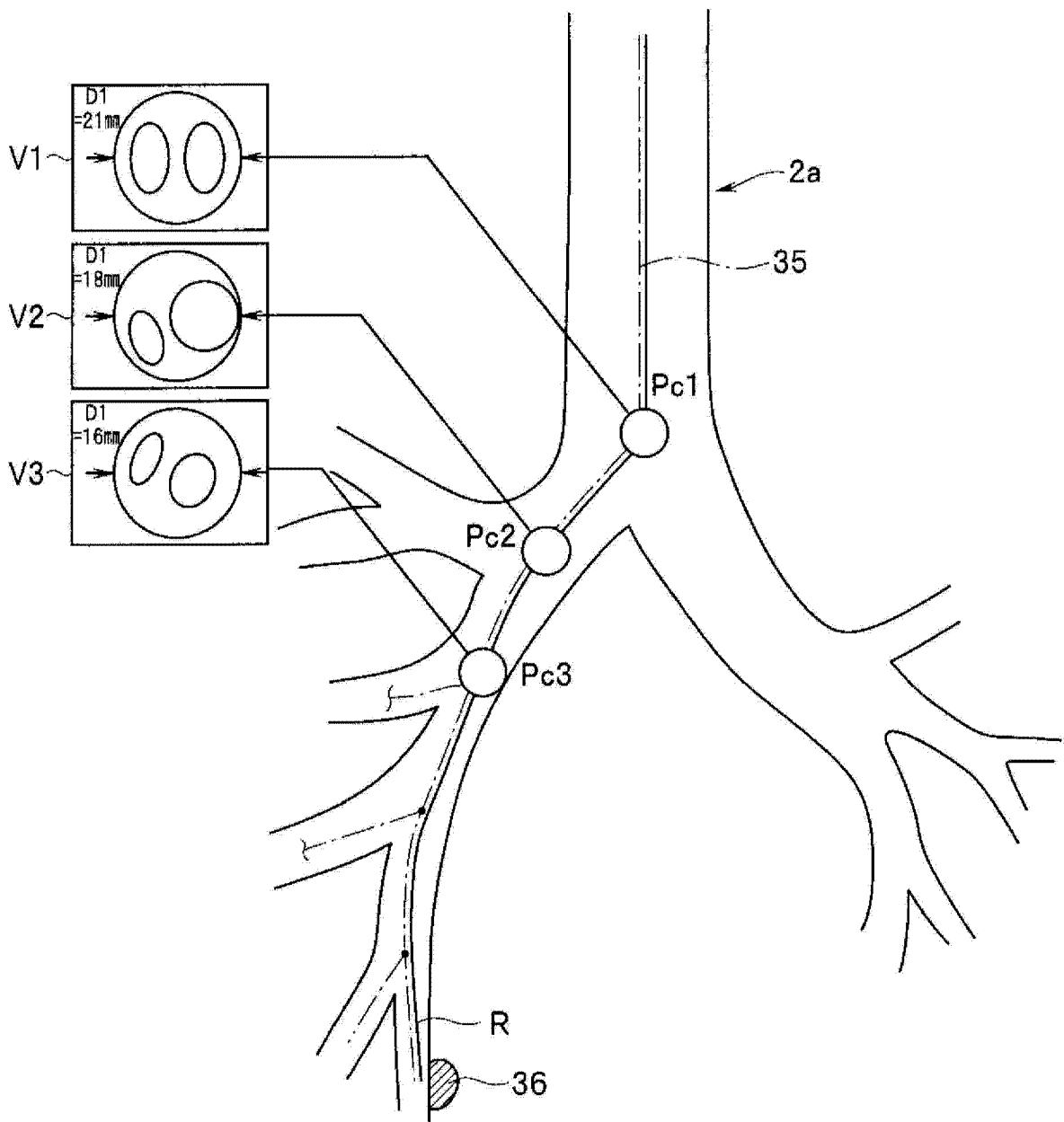


图 10F

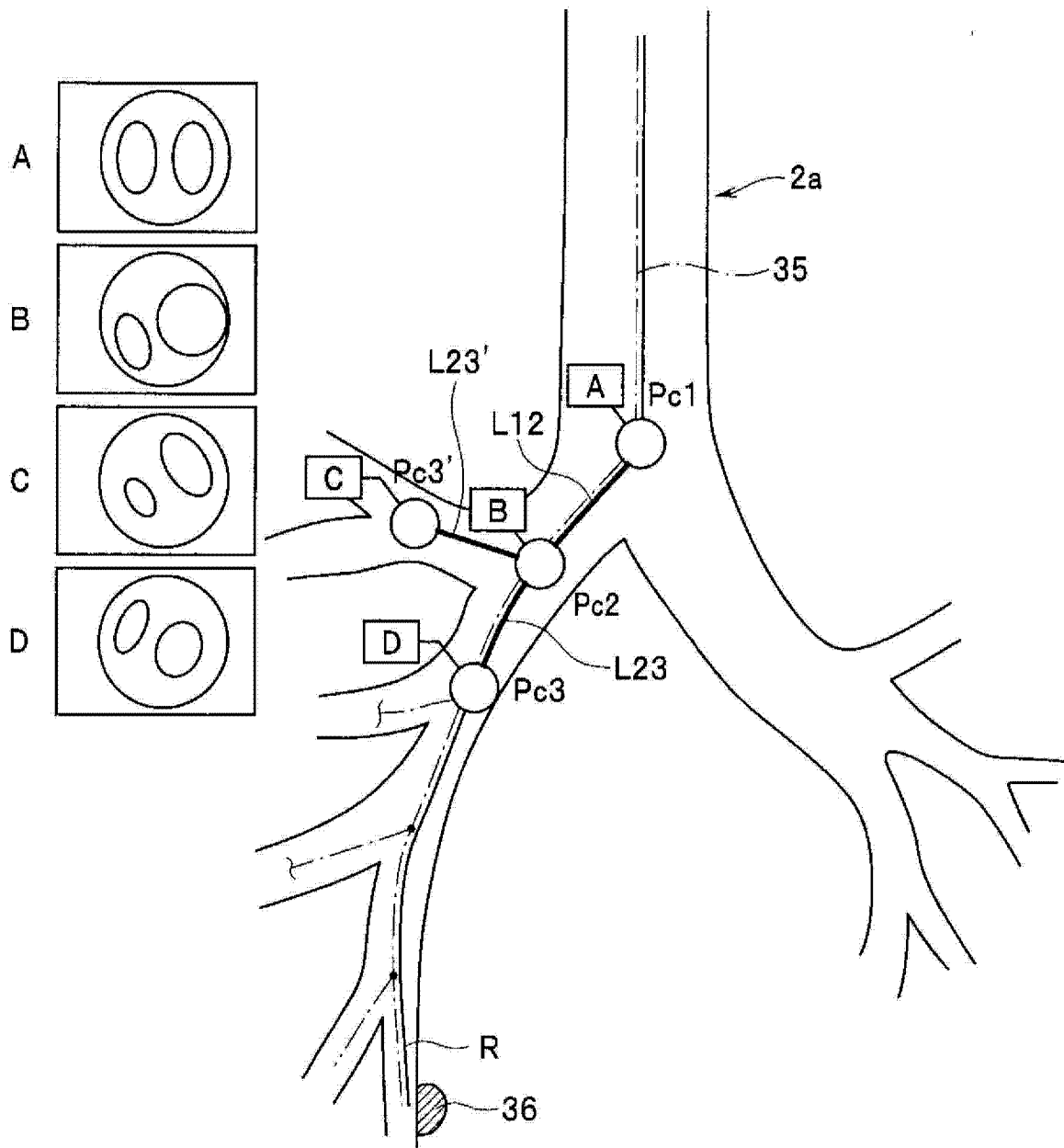


图 10G

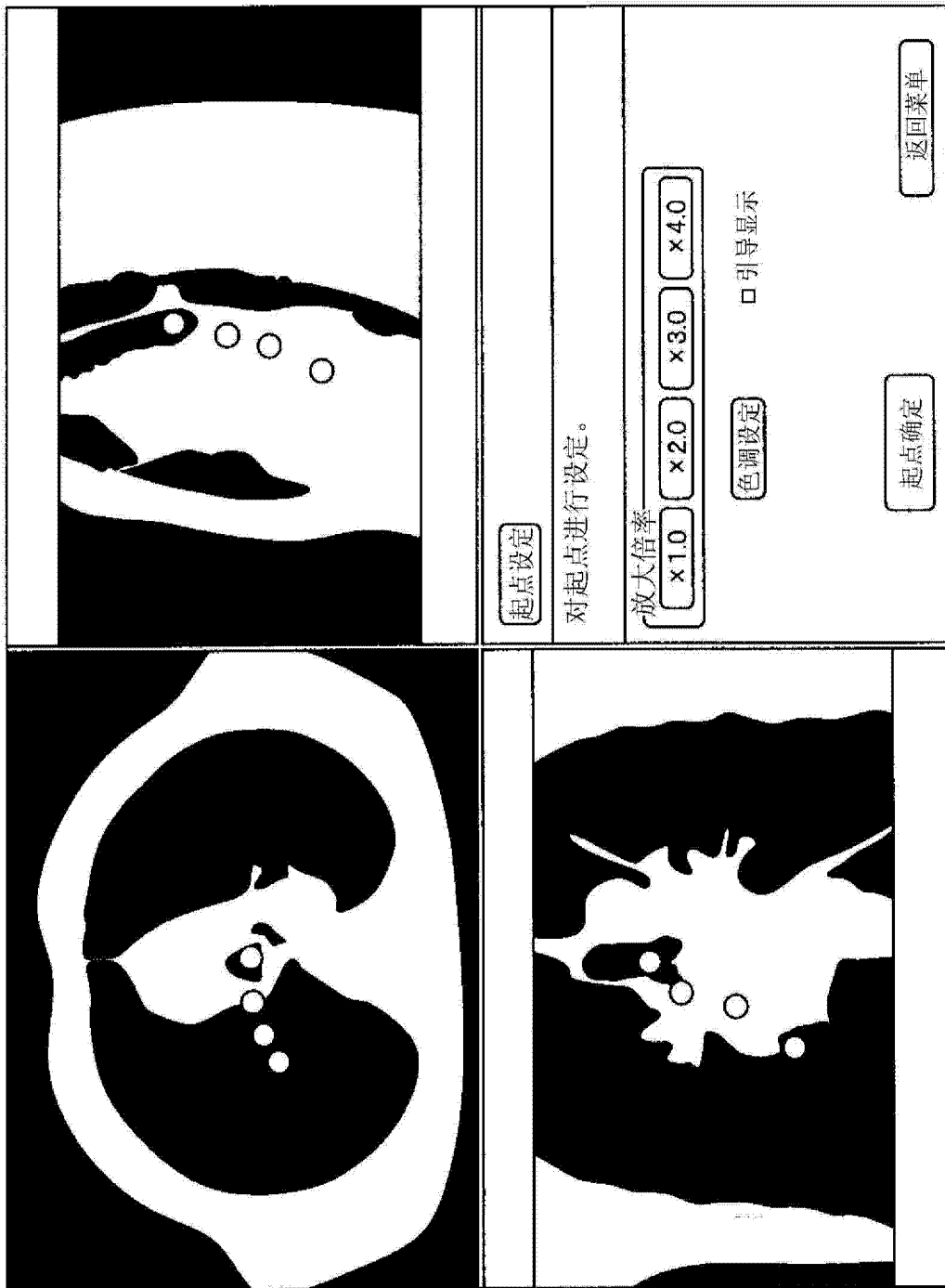


图 11

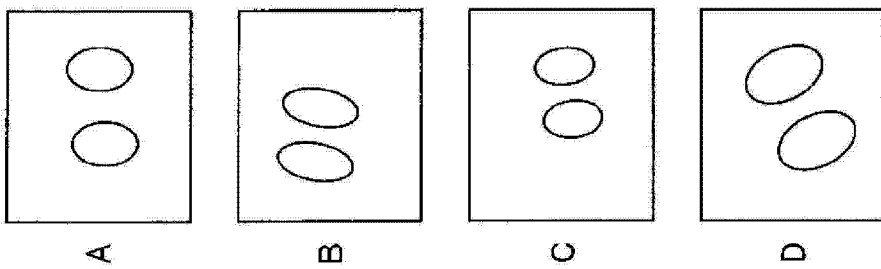
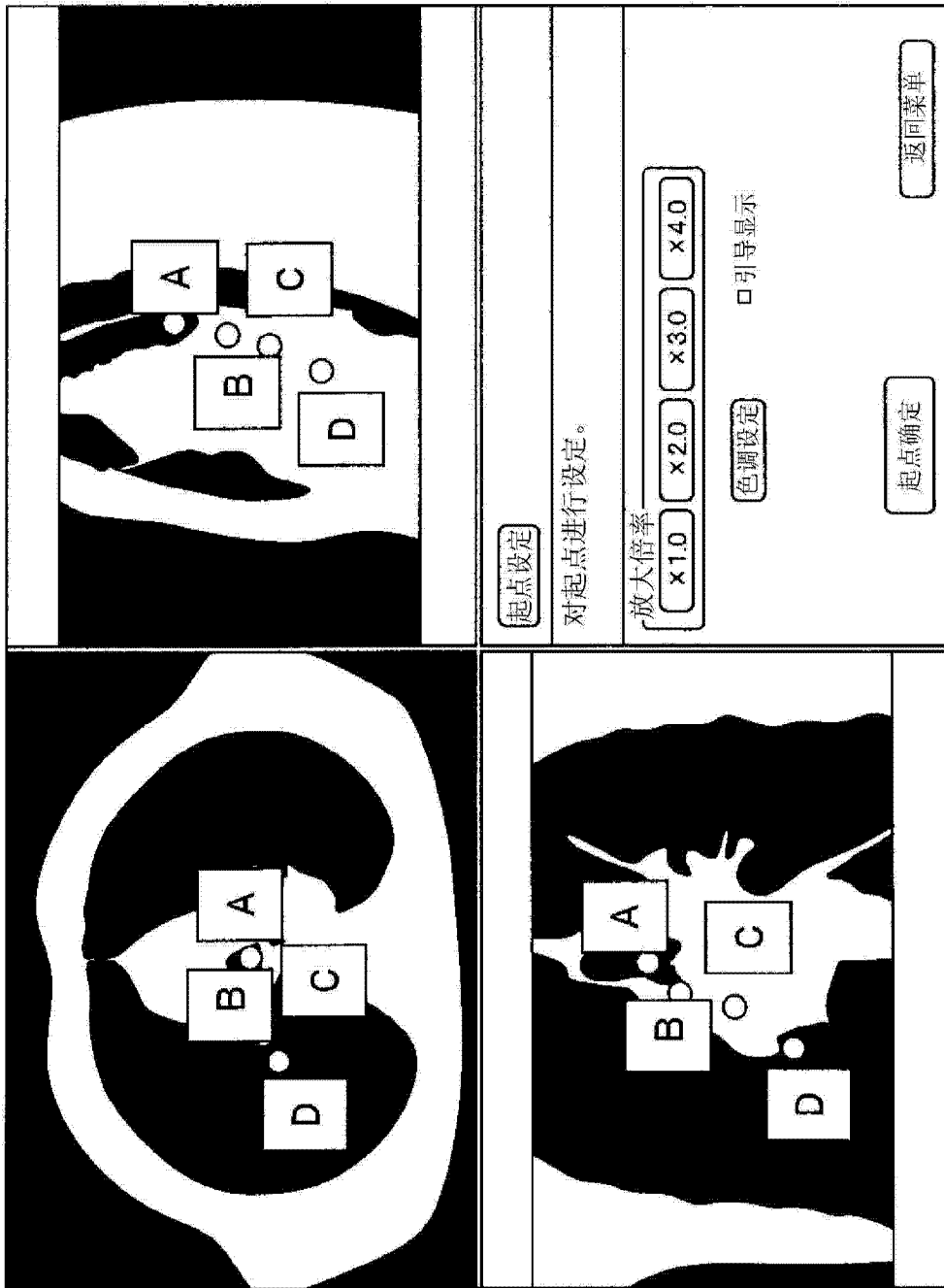


图 12

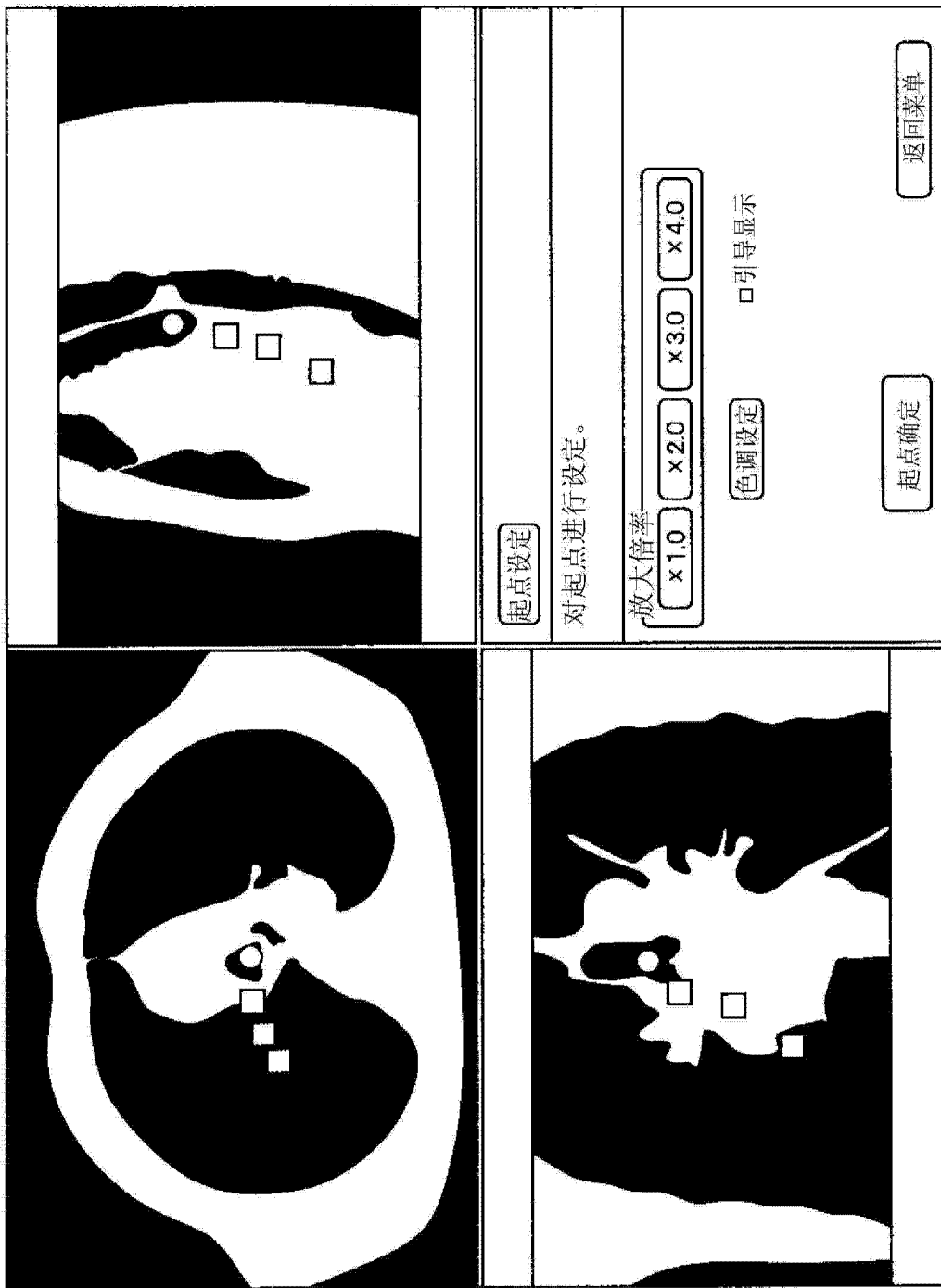


图 13

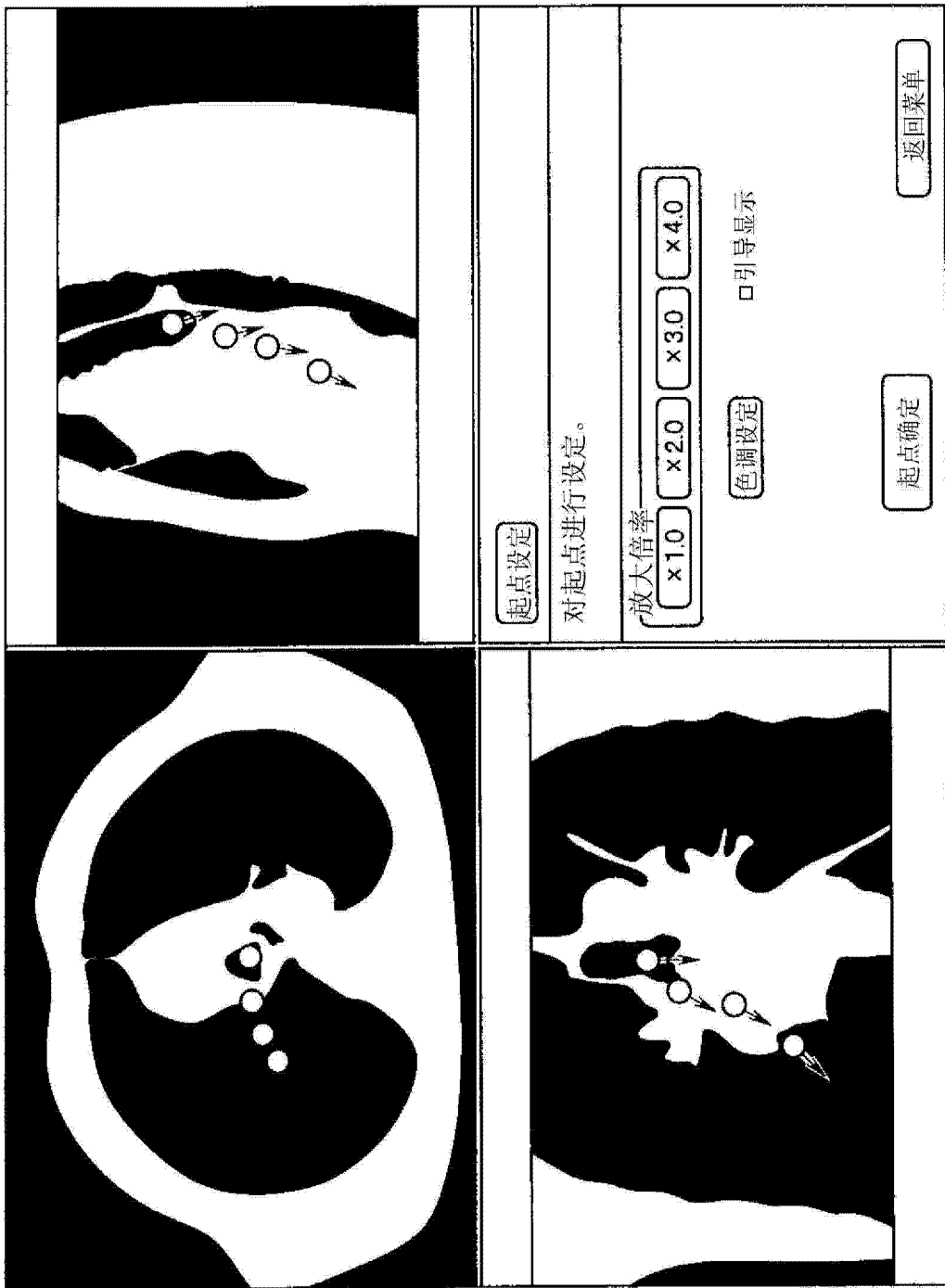


图 14

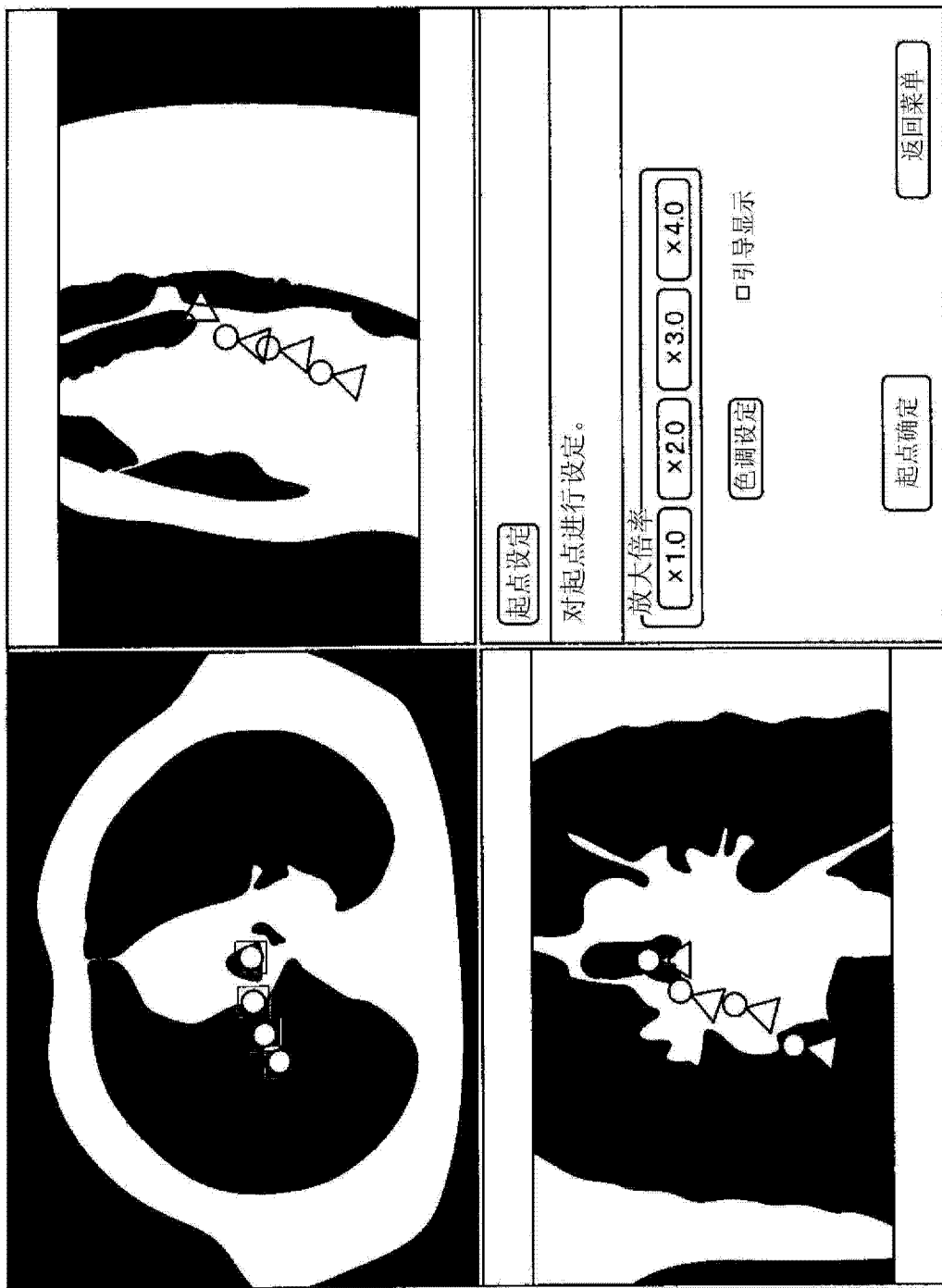


图 15

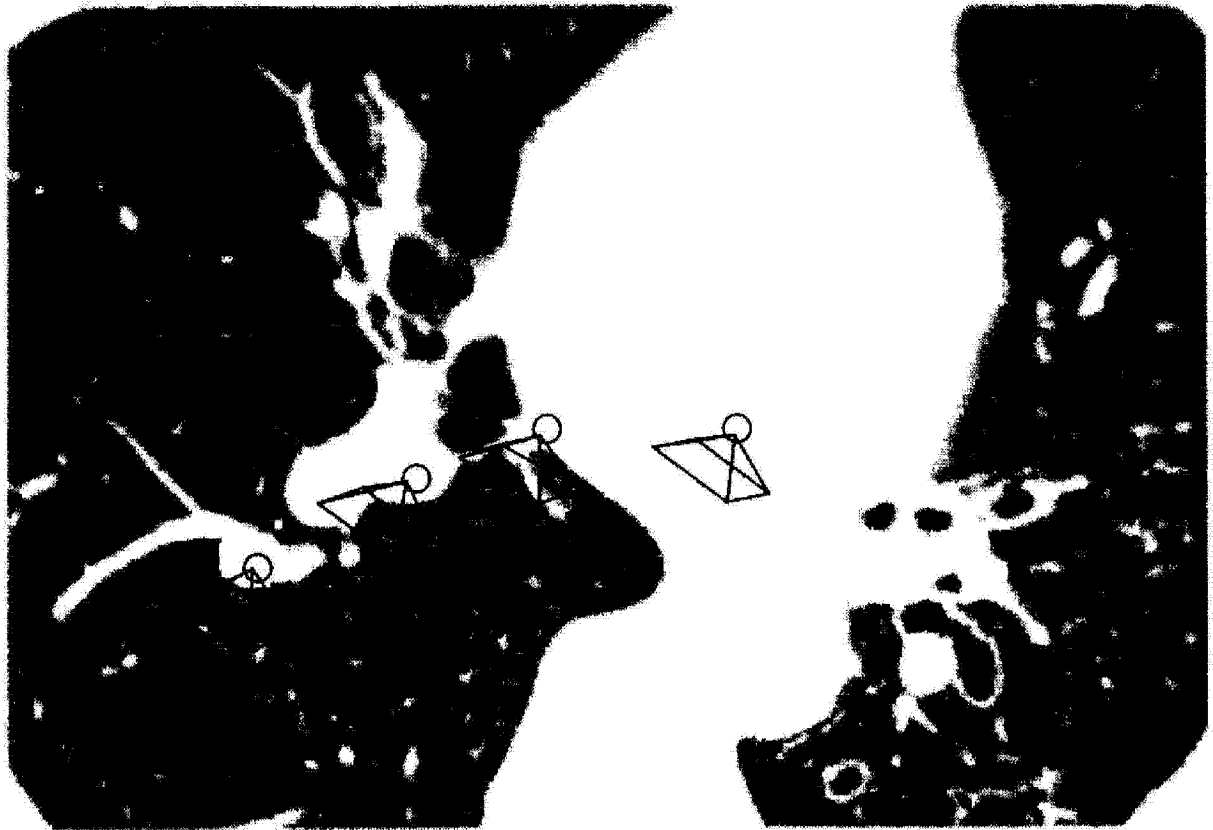


图 16



图 17

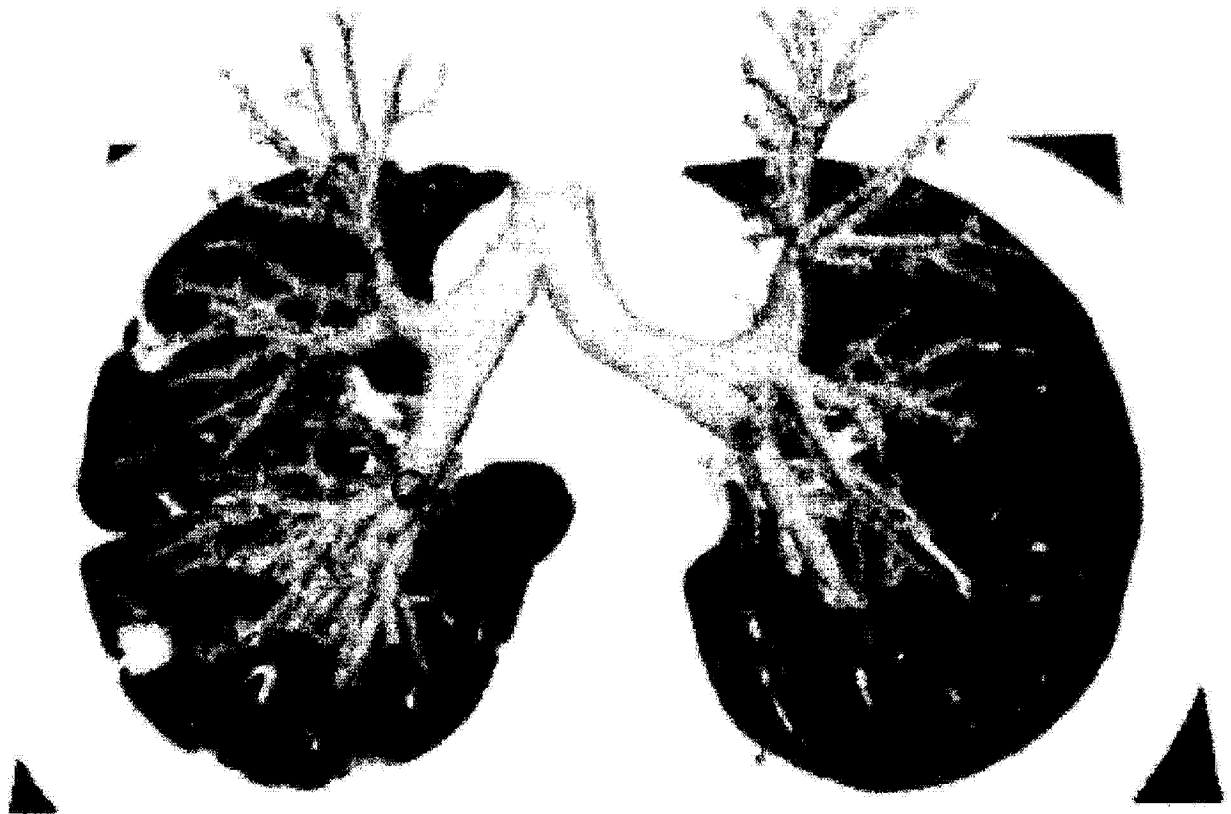


图 18



图 19

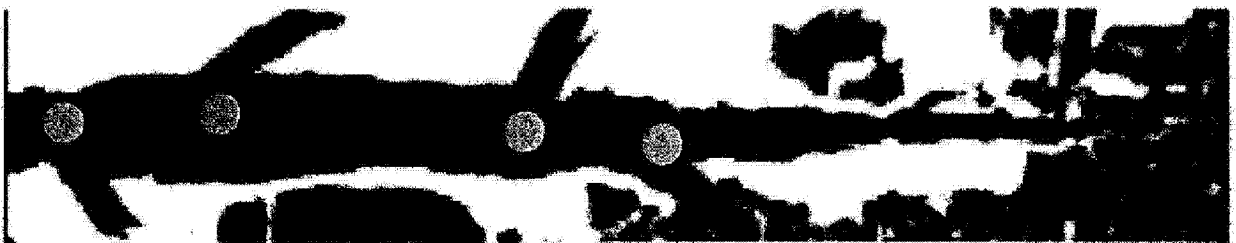


图 20

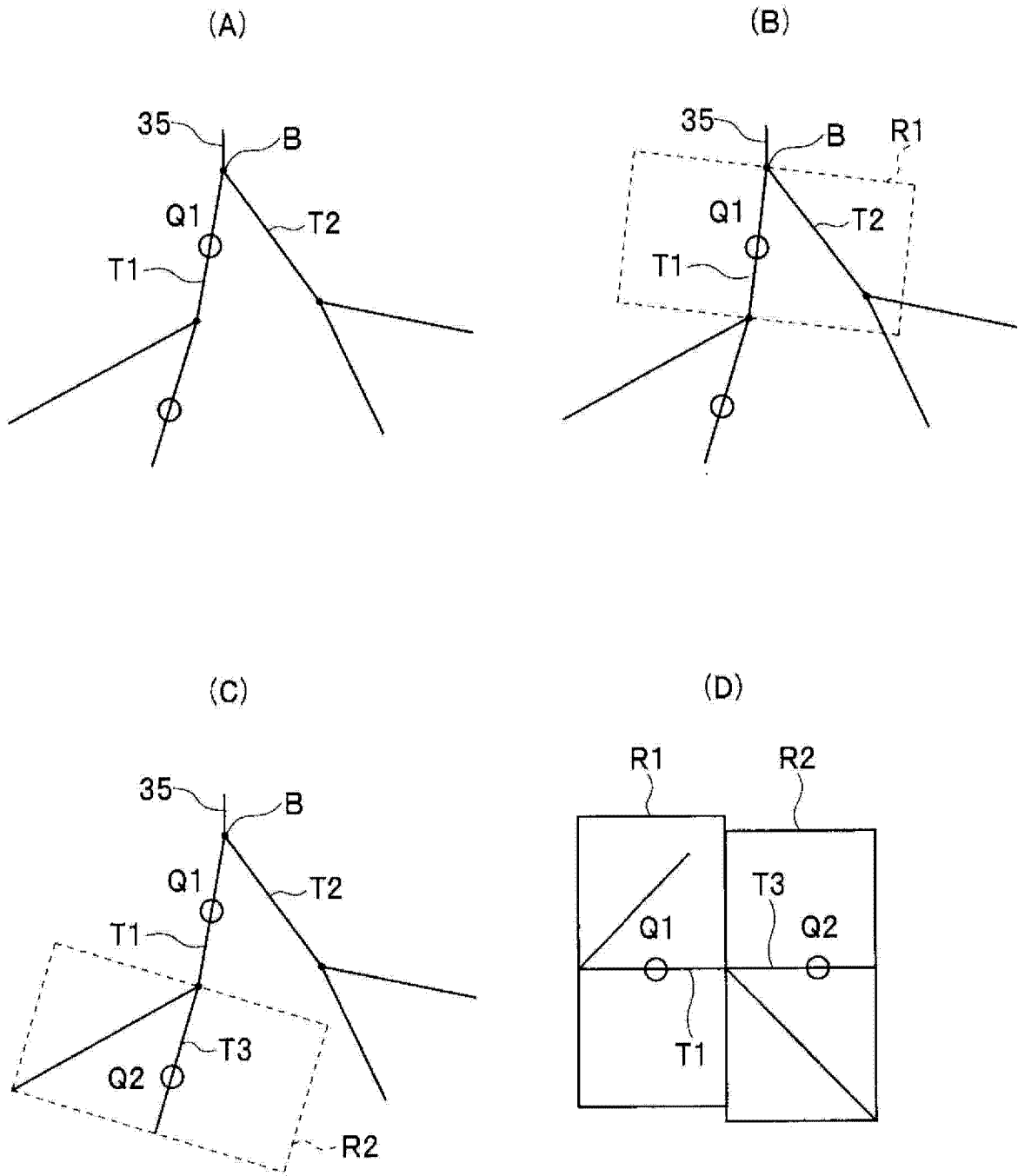


图 21

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN104780826A	公开(公告)日	2015-07-15
申请号	CN201480003007.7	申请日	2014-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	秋本俊也 大西顺一 伊藤满祐		
发明人	秋本俊也 大西顺一 伊藤满祐		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B6/5223 A61B1/05 A61B1/0002 A61B1/00009 A61B1/00147 A61B1/0005 A61B1/00043 A61B6/032 A61B1/2676 A61B5/065 A61B2034/2065 G06T19/003 G06T2210/41		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013049290 2013-03-12 JP		
其他公开文献	CN104780826B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统具有：图像存储部，其存储预先取得的被检体的3维图像信息；假想内窥镜图像生成部，其生成从规定的视点位置以内窥镜方式描绘3维图像信息而得到的假想内窥镜图像；摄像部，其设置于内窥镜内，对规定的管腔脏器内摄像；位置检测部，其检测内窥镜插入部的前端在规定的管腔脏器内的位置；以及候选信息提示部，其在根据位置检测部检测到的内窥镜插入部的前端的位置信息在规定方向上切取3维图像信息而得到的2维断层图像上，提示成为进行假想内窥镜图像与由摄像部生成的内窥镜图像的图像比较时的候选的候选位置信息和对应的假想内窥镜图像，来作为候选信息。

