



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104883950 A

(43) 申请公布日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201480003398. 2

(22) 申请日 2014. 02. 19

(30) 优先权数据

2013-067408 2013. 03. 27 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 09

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/053876 2014. 02. 19

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/156378 JA 2014. 10. 02

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 伊藤满祐 秋本俊也 大西顺一

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

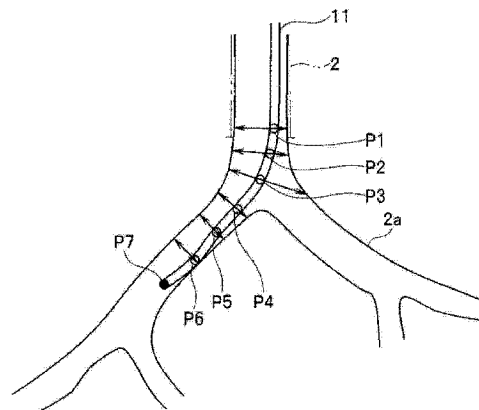
权利要求书2页 说明书24页 附图19页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统具有:图像记录部,其记录被检体的三维图像信息;管腔脏器提取部,其从三维图像信息中提取规定的管腔脏器;假想内窥镜图像生成部,其针对提取出的规定的管腔脏器的信息,从规定的视点位置生成假想内窥镜图像;摄像部,其对规定的管腔脏器内进行摄像;位置信息取得部,其取得插入部的前端的位置信息;管腔直径变化量检测比较部,其根据插入部的前端的位置信息检测管腔直径的变化量;图像变化量检测部,其在摄像而得到的内窥镜图像内检测与规定的管腔脏器有关的特征部的变化量;以及信息记录部,其根据两个检测部的检测结果,记录包含插入部的前端的位置和对应的假想内窥镜图像的信息。



1. 一种内窥镜系统,其特征在于,该内窥镜系统具有:

图像记录部,其记录预先取得的被检体中的三维图像信息;

管腔脏器提取部,其从所述三维图像信息中提取规定的管腔脏器;

假想内窥镜图像生成部,其针对由所述管腔脏器提取部提取出的所述规定的管腔脏器的信息,生成从规定的视点位置以内窥镜的角度描绘的假想内窥镜图像;

摄像部,其设置在内窥镜内,对所述规定的管腔脏器内进行摄像;

位置信息取得部,其取得所述内窥镜的插入部的前端的位置信息;

管腔直径变化量检测比较部,其根据所述内窥镜的插入部的前端的位置信息检测所述规定的管腔脏器的管腔直径的变化量;

图像变化量检测部,其在由所述摄像部摄像而得到的内窥镜图像内检测与所述规定的管腔脏器有关的特征部的变化量;以及

信息记录部,其根据所述管腔直径变化量检测部的检测结果和所述图像变化量检测部的检测结果,记录包含所述内窥镜的插入部的前端的位置和与该前端的位置对应的所述假想内窥镜图像的规定信息。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述管腔直径变化量检测部检测与所述内窥镜的插入部的前端的长度方向垂直的面中的所述规定的管腔脏器的管腔直径的变化量。

3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述管腔直径变化量检测部检测与作为所述规定的管腔脏器的管腔的中心线的芯线垂直的面中的所述规定的管腔脏器的管腔直径的变化量。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述图像变化量检测部检测所述规定的管腔脏器的管腔分支的分支区域中的特征部的形状变化量。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述图像变化量检测部检测所述规定的管腔脏器的管腔分支的分支区域中的特征区域的明亮度信息的变化量。

6. 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图像比较部,该图像比较部对由所述摄像部拍摄的所述内窥镜图像和由所述假想内窥镜图像生成部生成的所述假想内窥镜图像进行比较,

所述位置信息取得部根据所述图像比较部的比较结果取得所述内窥镜的插入部的前端的所述位置信息。

7. 根据权利要求 6 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还具有:

管腔形状图像生成部,其生成所述规定的管腔脏器的管腔形状图像;以及

显示控制部,其进行控制,以使得在所述位置信息取得部根据所述图像比较部的比较结果取得所述内窥镜的插入部的前端的位置信息失败的情况下、或产生了用于提示所述规定的信息的指示信号的情况下,在所述管腔形状图像中的对应位置显示所述信息记录部中记录的所述规定的信息中的所述内窥镜的插入部的前端的位置,并且显示与该前端的位置对应的所述假想内窥镜图像,

所述位置信息取得部通过对从所述信息记录部中读出的所述假想内窥镜图像和由所述摄像部拍摄的当前的内窥镜图像进行比较,取得所述内窥镜的插入部的前端的位置信息。

8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还具有信息记录控制部,该信息记录控制部进行控制,以使得在所述管腔直径变化量检测部检测到的所述管腔直径小于预先设定的基准的管腔直径、且所述图像变化量检测部检测到的所述特征部的变化量变化了预先设定的设定值以上的情况下,所述信息记录部记录所述规定的信息。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜系统,其特征在于,

进行控制,以使得在所述图像变化量检测部检测到的所述特征部的变化量以超过所述设定值的方式变化的情况下,在所述变化量为最大值的情况下,所述信息记录部记录所述规定的信息。

10. 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条件判定部,该条件判定部判定管腔直径变化量检测部的检测结果和所述图像变化量检测部的检测结果是否分别满足形成规定的条件的第 1 条件和第 2 条件,在所述条件判定部得到满足所述规定的判定结果的情况下,所述信息记录部记录所述规定的信息。

11. 根据权利要求 10 所述的内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统还具有:

条件信息记录部,其分别记录了多个条件信息作为所述第 1 条件和所述第 2 条件;以及
指定部,其从所述条件信息记录部中选择性地指定分别作为所述第 1 条件和所述第 2 条件而使用的条件信息。

12. 根据权利要求 4 所述的内窥镜系统,其特征在于,

作为所述规定的管腔脏器的管腔分支的分支区域中的特征部的形状变化量,所述图像变化量检测部检测所述管腔分支的分支边界的长度或所述分支边界的长度方向的朝向的变化是否变化了设定值以上。

13. 根据权利要求 10 所述的内窥镜系统,其特征在于,

在所述条件判定部判定为满足所述规定的条件的情况下,所述信息记录部还记录所述插入部的前端的轴方向的信息作为包含所述插入部的前端的位置和所述假想内窥镜图像的所述规定的信息。

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进行摄像的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 近年来,具有能够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这样的复杂分支的管腔脏器内对管腔脏器的末梢侧的目标部位(的患部组织)进行检查或基于处置器械的活检和处置的情况下,仅利用插入时得到的内窥镜图像有时很难将插入部前端导入到目标部位附近。

[0004] 因此,提出了用于支援将内窥镜的插入部前端导入到目标部位附近的操作的系统或装置。

[0005] 例如,作为第1现有例的W02007-129493号公报的医疗图像观察支援装置公开了具有CT图像数据取入部、CT图像数据存储部、信息提取部、解剖学的信息数据库、视点位置/视线方向设定部、管腔脏器图像生成部、解剖学的名称信息产生部、分支指定部、图像合成显示部和用户I/F控制部的结构。视点位置/视线方向设定部根据信息提取部提取出的管腔脏器的构造信息,设定将视点锁定在管腔脏器的大致中心轴上来观察管腔脏器的外观的视点位置和视线方向。

[0006] 并且,作为第2现有例的日本特开2009-279250号公报的医疗装置具有:假想内窥镜图像生成单元,其根据预先取得的支气管的三维图像数据,生成从多个不同视线位置的假想内窥镜图像;图像检索单元,其检索与真实图像的相似度较高的假想内窥镜图像;基准点设定单元,其根据相似度较高的假想内窥镜图像的视线的位置设定基准点;相对位置计算单元,其计算处置器械相对于基准点的相对位置;移动检测单元,其检测基准点或支气管的移动;以及位置校正单元,其根据基准点或支气管的移动,对相对位置进行校正。

[0007] 在估计内窥镜的插入部前端的位置的情况下,通过比较由内窥镜的摄像单元进行摄像而得到的内窥镜图像(实际图像)和根据基于CT的管腔脏器的三维数据而生成的假想内窥镜图像(假想图像)来进行估计。因此,最初进行基于两个图像的比较的位置对齐。

[0008] 然后,在位置的估计精度降低的情况下,需要进行用于设定为能够确保规定的精度的状态的再次位置对齐,但是,由于没有以适于进行再次位置对齐的条件记录信息,所以,上述现有例存在花费时间的缺点。

[0009] 更具体进行说明时,例如第1现有例公开了在三维图像上对内窥镜前端位置进行坐标转换并对与芯线之间的距离进行比较的观点、以及对分支部的实际图像(内窥镜图像)和假想图像(假想内窥镜图像)进行比较的观点,还公开了记录分支部的特征信息等。

[0010] 但是,根据所记录的信息进行再次位置对齐时进行图像比较来进行位置对齐使得两个图像尽可能一致,但是,相对于内窥镜前端位置的变化内窥镜图像或假想内窥镜图像的变化量不确定,很难得知以何种程度使两个图像对齐比较好,所以,进行再次位置对齐花费时间。

[0011] 为了容易进行位置对齐,具有所记录的信息相对于支气管内的内窥镜前端位置的

变化而容易变化的特征,优选设定为容易在视觉上进行位置对齐。

[0012] 但是,在上述现有例中,如上所述,由于没有设定为容易在视觉上进行位置对齐,所以,很难得知以何种程度使两个图像对齐比较好,因此,进行再次位置对齐花费时间。

[0013] 并且,支气管以如下方式变化:随着从支气管的入口附近到作为其深部侧的末端(末梢)侧,在分支部进行分支,管腔直径逐渐变细。因此,当在记录再次位置对齐用的信息的条件中利用支气管径的变化的检测结果时,认为容易更加有效地进行再次位置对齐。

[0014] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供记录容易在短时间内进行再次位置对齐的信息的内窥镜系统。

发明内容

[0015] 用于解决课题的手段

[0016] 本发明的一个方式的内窥镜系统具有:图像记录部,其记录预先取得的被检体中的三维图像信息;管腔脏器提取部,其从所述三维图像信息中提取规定的管腔脏器;假想内窥镜图像生成部,其针对由所述管腔脏器提取部提取出的所述规定的管腔脏器的信息,生成从规定的视点位置以内窥镜的角度描绘的假想内窥镜图像;摄像部,其设置在内窥镜内,对所述规定的管腔脏器内进行摄像;位置信息取得部,其取得所述内窥镜的插入部的前端的位置信息;管腔直径变化量检测比较部,其根据所述内窥镜的插入部的前端的位置信息检测所述规定的管腔脏器的管腔直径的变化量;图像变化量检测部,其在由所述摄像部摄像而得到的内窥镜图像内检测与所述规定的管腔脏器有关的特征部的变化量;以及信息记录部,其根据所述管腔直径变化量检测部的检测结果和所述图像变化量检测部的检测结果,记录包含所述内窥镜的插入部的前端的位置和与该前端的位置对应的所述假想内窥镜图像的规定信息。

附图说明

[0017] 图1是示出本发明的第1实施方式的内窥镜系统的整体结构的图。

[0018] 图2A是示出支气管的一部分和支气管形状图像的图。

[0019] 图2B是示出插入到支气管内并对支气管径进行经时计算的状况的图。

[0020] 图2C是示出计算支气管径的位置和计算出的支气管径的大小的图。

[0021] 图2D是示出在指示了进行再次位置对齐的情况下在监视器中显示的候选信息的图。

[0022] 图3A是示出具有进行立体计测的立体内窥镜的内窥镜装置的结构图。

[0023] 图3B是示出进行立体计测的计测对象的位置在左右摄像元件的摄像面上成像的关系的说明图。

[0024] 图3C是示出在监视器画面中显示使用立体内窥镜对支气管内进行摄像而得到的图像的一例的图。

[0025] 图3D是用于根据图3C的图像计算支气管径的说明图。

[0026] 图3E是用于通过使用了单一摄像装置的立体计测来计算支气管径的说明图。

[0027] 图4是示出第1实施方式中的处理内容的一例的流程图。

[0028] 图5是取得支气管径的情况的说明图。

- [0029] 图 6 是利用与图 5 不同的方法取得支气管径的情况的说明图。
- [0030] 图 7 是取得支气管径的位置的说明图。
- [0031] 图 8 是利用与图 7 不同的设定来取得支气管径的位置的说明图。
- [0032] 图 9 是取得支气管径的情况的说明图。
- [0033] 图 10 是利用与图 9 不同的方法取得支气管径的情况的说明图。
- [0034] 图 11 是检测到内窥镜图像中的暗部的面积的变化的情况的说明图。
- [0035] 图 12 是检测到内窥镜图像中的分支的形状的变化的情况的说明图。
- [0036] 图 13 是检测到内窥镜图像中的支线的长度的变化的情况的说明图。
- [0037] 图 14 是检测到内窥镜图像中的支线的角度的变化的情况的说明图。
- [0038] 图 15 是检测到内窥镜图像的针对视野不良的变化的情况的说明图。
- [0039] 图 16 是检测到内窥镜图像中的支气管的分支以外的变化的情况的说明图。
- [0040] 图 17 是检测到内窥镜图像中的特征部的抖动的变化的情况的说明图。

具体实施方式

[0041] 下面,参照附图对本发明的实施方式进行说明。

[0042] (第 1 实施方式)

[0043] 如图 1 所示,本发明的第 1 实施方式的内窥镜系统 1 主要由以下部分构成:内窥镜装置 4A,其具有插入到作为检查对象的被检体即患者中的作为规定的管腔脏器的支气管 2(图 2A) 内的内窥镜 3A;以及插入支援装置 5,其与该内窥镜装置 4A 一起使用,用于进行内窥镜 3A 的插入支援。

[0044] 内窥镜装置 4A 具有内窥镜 3A、对该内窥镜 3A 供给照明光的光源装置 6、对搭载于内窥镜 3A 中的构成摄像单元的摄像元件 7 进行信号处理的作为信号处理装置的照相机控制单元(简记为 CCU)8A、以及显示由 CCU 8A 生成的内窥镜图像的监视器 9A。

[0045] 内窥镜 3A 具备具有挠性的细长的插入部(或内窥镜插入部)11 以及设置在该插入部 11 的后端的操作部 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 内贯穿插入有传递照明光的光导 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 产生的照明光入射到入射端。由该光导 14 传递的照明光从安装在照明窗上的出射端(前端面)向前方出射。

[0046] 并且,在观察窗上安装有形成用于对被摄体进行成像的物镜光学系统的物镜 15,在其成像位置配置有 CCD 等摄像元件 7,通过物镜 15 和摄像元件 7 形成作为摄像单元的摄像装置 16,该摄像装置 16 对作为供插入部 11 插入的规定的管腔脏器的支气管 2 内进行摄像。

[0047] 摄像元件 7 经由贯穿插入到插入部 11、操作部 12 内的信号线而与 CCU 8A 连接。CCU 8A 通过其内部的未图示的图像信号生成电路生成与摄像元件 7 的摄像面上形成的光学像对应的摄像图像的图像信号,将该图像信号输出到监视器 9A。监视器 9A 显示图像信号的图像(动态图像)作为内窥镜图像(也称为摄像图像)。

[0048] 在内窥镜 3A 的插入部 11 中,在前端部 13 的后端设有弯曲自如的弯曲部 19,手术医生通过进行使设置在操作部 12 上的弯曲操作旋钮 20 例如旋转的操作,能够使弯曲部 19 向上下左右的任意方向弯曲。另外,弯曲操作旋钮 20 具有用于向上下方向弯曲的上下方向

用弯曲操作旋钮、以及用于向左右方向弯曲的左右方向用弯曲操作旋钮。

[0049] 也可以代替图 1 所示的内窥镜装置 4A 而采用图 3A 所示的内窥镜装置 4B。

[0050] 内窥镜装置 4B 具有能够进行立体计测的立体内窥镜 3B、光源装置 6、对设置在立体内窥镜 3B 中的两个摄像元件 7a、7b 进行信号处理的 CCU 8B、以及显示由 CCU 8B 生成的立体图像信号的立体显示用监视器 9B。

[0051] 在立体内窥镜 3B 的插入部 11 的前端部 13, 在左右方向上分开规定的间隔配置有左右物镜 15a、15b, 在各自的成像位置配置有左右摄像元件 7a、7b, 构成具有左右摄像装置 16a、16b 的立体摄像装置 16'。另外, 左右物镜 15a、15b 和左右摄像装置 16a、16b 分别使用特性一致的部件。

[0052] 并且, 在插入部 11 内贯穿插入有传送来自光源装置 6 的照明光的光导 14。光导 14 的前端安装在前端部 13 的照明窗上, 从照明窗出射所传达的照明光, 对体腔内的患部等被摄体进行照明。

[0053] 对被照明的被摄体进行摄像的左右摄像元件 7a、7b 将光电转换后的摄像信号输入到 CCU 8B 内的摄像控制部 18a、18b, 摄像控制部 18a、18b 生成左右图像信号并将其输出到立体图像信号生成部 18c。

[0054] 立体图像信号生成部 18c 根据左右图像信号生成立体显示用的图像信号, 并将其输出到立体显示用监视器 9B。然后, 立体显示用监视器 9B 显示立体显示用的图像信号, 手术医生等用户能够通过立体显示用的图像信号的显示对被摄体进行立体观察。

[0055] 并且, 由摄像控制部 18a、18b 生成的左右图像信号被输入到计测运算部 18d, 使用左右图像信号, 通过利用了三角测量原理的立体计测, 能够计测进行摄像而得到的图像上的 2 点间的距离等。如后所述, 例如能够计测支气管径 Den。另外, 由计测运算部 18d 计算出的支气管径 Den 等信息被输出到图像处理部 25。并且, 由摄像控制部 18a (或 18b) 生成的影像信号也输出到图像处理部 25。

[0056] 接着, 使用图 3B 对基于立体计测的计测对象的点 (位置) 的三维坐标的求解方法进行说明。使用左右物镜 15a、15b, 针对摄像元件 7a、7b 的摄像面的图像, 通过三角测量的方法, 利用以下的 (1) 式~ (3) 式计算计测点 60 的三维坐标 (X、Y、Z)。其中, 设实施了失真校正的左右图像上的计测点 61、62 的二维坐标分别为 (X_L, Y_L) 、 (X_R, Y_R) , 设左右物镜 15a、15b 的光学中心 63、64 之间的距离为 D, 设焦距为 F, 设 $t = D/(X_L - X_R)$ 。于是, 以下的关系式成立。

[0057] $X = t \times X_R + D/2 \cdots (1)$

[0058] $Y = t \times Y_R \cdots (2)$

[0059] $Z = t \times F \cdots (3)$

[0060] 如上所述, 当决定针对计测点 60 的图像上的二维坐标的计测点 61、62 后, 使用作为参数的距离 D 和焦距 F 求出计测点 60 的三维坐标。

[0061] 通过求出几个点的三维坐标, 能够进行这几个点中的 2 点间的距离、连接 2 点的线与 1 点的距离、面积、深度、表面形状等各种计测。并且, 还能够求出从左物镜 15a 的光学中心 63 或右物镜 15b 的光学中心 64 到被摄体的距离 (物体距离)。为了进行上述立体计测, 使用表示内窥镜 3B 的前端部 13 和物镜 15a、15b 的特性的光学数据。另外, 在图 3B 中, 利用 PL 表示包含 2 个摄像面的面, 并且, 利用 O_L 、 O_R 表示 (图 3B 中未显示的物镜 15a、15b 的

光轴上的)右摄像面的中心。

[0062] 作为根据立体图像运算三维坐标的方法,存在日本特开 2011-027911 号公报所示的方法等。

[0063] 在本实施方式中,在根据后述内窥镜图像计测支气管径 Den 的情况下,通过指定图 3B 的摄像面上的与支气管径的一个计测点 60 对应的图像上的计测点 61 和 62 以及与另一个计测点对应的点来计算支气管径 Den。

[0064] 使用图 3C 和图 3D 对该方法进行说明。示出在监视器 9B 的显示画面 71 中显示内窥镜图像中的支气管 72 以及作为该支气管 72 的末梢侧的下一个支气管分支部 73 的状况。相对于该画面 71 的范围,利用网格 74 所示的块进行划分,提取各块内的平均亮度为规定值以下的区。图 3D 中标注斜线示出这样提取出的检测块 75。

[0065] 然后,通过将检测块 75 的直径最大的部分设为计测对象的支气管径,来设定计测点 60a 和计测点 60b。一般情况下,在利用内窥镜观察管腔脏器时,越靠里侧成为越暗的图像,所以,能够利用上述那样进行说明的方法来设定计测点。在指定计测点 60a、60b 的情况下,也可以在该计测点 60a、60b 之间最大的方向上进行指定。

[0066] 在构成立体图像的左画面和右画面双方中实施上述运算,在左画面和右画面中分别求出与计测点 60a 和计测点 60b 相当的点。然后,当将与左画面的计测点 60a 相当的点作为图 3B 的计测点 61、将与右画面的计测点 60a 相当的点作为计测点 62 进行运算时,能够求出计测点 60 的位置。通过对与计测点 60b 相当的左画面和右画面进行同样的运算,能够得到与支气管径两端的计测点 60 相当的三维坐标,所以,能够根据这 2 点间的距离来计算支气管径 Den。

[0067] 每当更新内窥镜图像时进行以上的动作,由此,能够根据内窥镜图像来监视支气管径 Den 的变化。

[0068] 并且,也可以代替使用图 3A 所示的具备具有成对的左右摄像装置 16a、16b 的立体摄像装置 16' 的立体内窥镜 3B,而使用图 1 的具有单眼(单一)摄像装置 16 的内窥镜 3A,如下所述进行立体计测。

[0069] 如图 3E 所示,在将内窥镜 3A 插入到支气管 2 内的情况下,手术医生也可以使插入部 11 的前端侧的弯曲部 19 左右弯曲,设定为与图 3B 的利用左右摄像装置进行摄像的状态大致等效的状态,通过立体计测来计算支气管径。

[0070] 例如,在不使弯曲部 19 弯曲的状态下,将插入部 11 的前端设定在支气管 2 的中心线附近,手术医生使弯曲部 19 例如向左侧弯曲,使插入部 11 的前端与支气管 2 的左侧内壁接触,设定为与图 3B 的利用左摄像装置 16a 进行摄像的状态相当的第 1 摄像位置 16a'。分别利用 15a'、7a' 示出第 1 摄像位置 16a' 处的物镜 15 和摄像元件 7。

[0071] 在该第 1 摄像位置 16a' 处进行了摄像后,手术医生使弯曲部 19 向右侧弯曲,如图 3E 中双点划线所示那样使前端与支气管 2 的右侧内壁接触,设定为与图 3B 中的利用右摄像装置 16b 进行摄像的状态相当的第 2 摄像位置 16b'。分别利用 15b'、7b' 示出第 2 摄像位置 16b' 处的物镜 15 和摄像元件 7。在该第 2 摄像位置 16b' 处进行摄像。

[0072] 预先调查通过弯曲操作旋钮 20 的操作而使弯曲部 19 分别向左右弯曲的情况下的前端部 13 的方向的移动量、摄像装置 16 的物镜 15 的焦距、摄像元件 7 的左右和垂直方向的像素数、像素的间距等信息,将其存储在信息记录部 27 等中。

[0073] 在这种情况下,能够根据弯曲部 19 的弯曲角(或弯曲操作旋钮 20 的操作量)等计算与图 3B 的左右光学中心 63、64 对应的图 3E 中的光学中心 63'、64' 和与左右光学中心间的距离 D 对应的距离 D'。并且,能够根据针对与图 3B 的计测点 60 的情况对应的计测点 60' 的摄像元件 7a'、7b' 上的计测点 61'、62' 的信息,计算计测点 60' 的三维位置。并且,通过指定支气管径的一个位置和另一个位置这 2 点作为计测点 60',能够计算支气管径。这样,使用图 1 的内窥镜 3A,也可以计算支气管径。另外,虽然利用向左右方向弯曲的情况进行了说明,但是,在向其他方向弯曲的情况下,也同样能够计算沿着该其他方向的支气管径。

[0074] 如图 1 所示,上述插入支援装置 5 具有:CT 数据取入部 21,其针对由内窥镜 3A 或 3B 进行检查的患者,经由 DVD、蓝光光盘、闪存等移动型存储介质取入由公知的 CT(Computed Tomography:计算机断层扫描)生成的患者的作为三维图像信息的 CT 数据;以及作为图像记录单元的 CT 图像数据记录部 22,其记录由该 CT 数据取入部 21 取入的 CT 数据。

[0075] 另外,CT 图像数据记录部 22 也可以经由通信线路、因特网等存储由 CT 生成的(作为被检体的患者的作为三维图像信息的)CT 数据。该 CT 图像数据记录部 22 可以由硬盘装置、闪存、DVD 等构成。

[0076] 并且,构成图像记录单元的 CT 图像数据记录部 22 具有对应图像信息记录部 22a,该对应图像信息记录部 22a 记录将从 CT 数据中分离出的 CT 图像数据和从 CT 数据中分离出位置信息而得到的三维位置数据对应起来的对应图像信息,其中,所述三维位置数据使用了与该 CT 图像数据对应的第 1 坐标系(CT 坐标系)。

[0077] 并且,插入支援装置 5 具有支气管提取部 23,该支气管提取部 23 由从 CT 图像数据记录部 22 的 CT 图像数据中提取作为规定的管腔脏器的支气管 2 的三维图像数据的作为管腔脏器提取单元的管腔脏器提取电路等构成。

[0078] 该支气管提取部 23 根据提取出的支气管 2 的三维数据(更具体而言为三维体数据),生成表示支气管 2 的中空形状的三维形状的信息(形状数据)和三维形状的图像信息(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 根据提取出的支气管 2 的三维数据生成作为中空的三维形状的支气管形状的图像的支气管形状图像 2a。

[0079] 并且,该支气管提取部 23 在提取支气管 2 的三维数据时,对应地提取与三维数据对应的第 1 坐标系(或 CT 坐标系)中的三维位置数据。而且,该支气管提取部 23 具有由存储器等构成的对应信息记录部 23b,该对应信息记录部 23b 记录将支气管 2 的三维形状的数据(即支气管形状数据)和三维位置数据对应起来的对应信息。并且,对应图像信息记录部 23b 利用一览表等记录所指定的(三维)位置中的支气管径的数据。然后,从对应信息记录部 23b 中读出与所指定的位置对应的支气管径的数据,能够取得支气管径的数据。另外,也可以不使用对应信息记录部 23b,而根据支气管形状数据取得支气管径。

[0080] 并且,插入支援装置 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 生成与通过设置在内窥镜 3A 或 3B 中的插入部 11 的前端部 13 的摄像装置 16 或 16a、16b 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(称为 VBS 图像)。下面,在内窥镜 3A 或 3B 中的任意一方均可的情况下,利用内

窥镜 3A 的情况进行说明。

[0081] 例如从输入装置 31 经由控制部 26 对 VBS 图像生成部 24 输入与内窥镜 3A 的前端部 13 的摄像装置 16 有关的包含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）。另外，也可以不经由控制部 26 而从输入装置 31 对 VBS 图像生成部 24 输入与摄像装置 16 有关的特性信息。

[0082] VBS 图像生成部 24 根据实际插入到支气管 2 内的内窥镜 3A 的前端部 13 内所配置的摄像装置 16 的三维位置（也称为插入部 11 的前端的三维位置）的信息、利用摄像装置 16 对支气管 2 内的被摄体进行成像的特性信息、支气管形状数据，生成假想地描绘将所述三维位置（简称为位置）作为视点位置而以内窥镜的角度对支气管 2 内进行摄像而得到的内窥镜图像的 VBS 图像。另外，在相同视点位置处改变前端的轴方向（与摄像装置 16 的光轴方向大致一致）的情况下，VBS 图像生成部 24 能够生成与该变化对应的 VBS 图像。

[0083] 因此，例如当通过 CT 坐标系指定插入部 11 的前端的位置和前端的（轴）方向时，VBS 图像生成部 24 生成与位置和方向的指定对应的 VBS 图像。

[0084] 并且，插入支援装置 5 具有：图像处理部 25，其利用图像匹配来进行从 CCU 8A 输入的内窥镜图像与 VBS 图像生成部 24 的 VBS 图像的位置对齐；作为控制单元的控制部 26，其进行图像处理部 25 等的控制；以及构成信息记录单元的信息记录部 27，其在控制部 26 的控制下，记录用于进行插入支援的 VBS 图像等规定的信息作为候选信息。

[0085] 并且，插入支援装置 5 具有：MPR 图像生成部 28，其根据 CT 图像数据记录部 22 中记录的 CT 图像数据生成作为多断面重构图像的 CT 断层图像（称为 MPR 图像）；以及作为路径设定单元的路径设定部 29，其生成具有 MPR 图像生成部 28 生成的 MPR 图像的作为插入路径设定画面的路径设定画面，设定将内窥镜 3A 插入到支气管 2 内的目标部位侧时的路径。

[0086] 而且，如图 2A 所示，例如在根据 CT 图像数据指定了目标部位 36 的情况下，路径设定部 29 具有路径数据生成部 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，生成从支气管 2 中的（插入部 11 的）插入开始位置到作为目标部位 36 附近的目标位置的路径数据。

[0087] 并且，内窥镜系统 1 具有针对路径设定部 29 输入设定信息的由键盘或指示器件等构成的输入装置 31。并且，手术医生能够从该输入装置 31 对图像处理部 25 输入进行图像处理时的参数、数据，或者针对控制部 26 选择并指示控制动作。

[0088] 并且，在手术医生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送到 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 沿着路径进行各部的动作的控制。

[0089] 对上述图像处理部 25 输入由 CCU 8A 生成的内窥镜图像（实际图像或简称为图像）和由 VBS 图像生成部 24 生成的 VBS 图像。并且，由支气管形状图像生成部 23a 生成的支气管形状图像 2a 也被输入到图像处理部 25。

[0090] 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 未搭载用于检测插入部 11 的前端的位置的传感器，所以，通过基于图像处理部 25 的位置对齐处理部 25a 中的图像匹配来估计（或计算）插入部 11 的前端的三维位置（位置）。

[0091] 当预先根据支气管 2 的入口或隆凸 K（参照图 2A）等支气管形状图像 2a 设定能够

由 CT 坐标系确定的三维位置（已知位置）或其附近位置作为动画匹配的起始位置时，VBS 图像生成部根据该位置信息生成 VBS 图像。图像处理部 25 的位置对齐处理部 25a 根据支气管 2 的入口或隆凸等支气管形状图像 2a，在能够由 CT 坐标系（第 1 坐标系）确定的三维位置（已知位置）或其附近位置设定插入部 11 的前端，设定为能够通过 CT 坐标系估计（或计算）插入部 11 的前端的位置的状态。

[0092] 然后，手术医生将插入部 11 的前端插入，以使得内窥镜图像看起来与 VBS 图像相同。通过进行这种位置对齐，图像处理部 25 的位置对齐处理部 25a 对内窥镜图像和 VBS 图像进行比较，开始进行使比较结果在所设定的条件（能够确保规定的精度的误差）以内一致的图像匹配。

[0093] 因此，图像处理部 25 具有对内窥镜图像和 VBS 图像进行比较的作为图像比较单元的图像比较部 25b，位置对齐处理部 25a 利用图像比较部 25b 的图像比较，进行基于图像匹配的位置对齐的处理。

[0094] 通过进行上述的位置对齐，图像处理部 25 的位置对齐处理部 25a 成为能够通过表示 CT 坐标系（第 1 坐标系）中的位置坐标和轴方向（也称为姿势）的信息来确定（取得）插入部 11 的前端的位置和前端的轴方向（摄像装置 16 的视点方向或视线方向）的状态。

[0095] 在这样进行位置对齐后，使用该位置对齐的信息，通过图像比较部 25b 的图像比较结果，能够取得以后的插入部 11 的前端的位置作为与 CT 坐标系（第 1 坐标系）中的位置对应的信息。即，图像处理部 25 具有通过估计来取得插入部 11 的前端的位置的位置估计部 25c，作为取得插入部 11 的前端的位置（信息）的位置信息取得单元。位置估计部 25c 也根据图像比较部 25b 的图像比较结果取得插入部 11 的前端的位置。进一步进行说明时，在将插入部 11 插入到支气管 2 的深部侧（末梢侧）的操作中，图像处理部 25 根据内窥镜图像和 VBS 图像这两个图像的比较结果，估计通过位置对齐处理部 25a 进行位置对齐后的状态下的 CT 坐标系中的插入部 11 的前端移动的位置。

[0096] 即，伴随着使插入部 11 的前端从进行了位置对齐处理的位置起大致沿着芯线 35 移动（以进行插入）的操作，摄像装置 16 移动，所以内窥镜图像变化。

[0097] 该情况下，位置估计部 25c 使用在大致沿着芯线 35 的路径上移动插入部 11 的前端的情况下的（从 VBS 图像生成部 24 输出的）VBS 图像，通过图像处理选出与当前的内窥镜图像最匹配的 VBS 图像，计算（估计）与所选出的 VBS 图像对应的三维位置作为插入部 11 的前端的位置。如上所述，位置估计部 25c 还与插入部 11 的前端的位置一起计算（估计）其姿势。

[0098] 另外，由于插入部 11 的前端有时移动到从芯线 35 上脱离的位置，所以，VBS 图像生成部 24 也可以生成从芯线 35 偏心适当距离的位置处的 VBS 图像，将所生成的 VBS 图像输出到位置对齐处理部 25a。这样，能够扩大基于图像匹配的位置估计的范围。

[0099] 并且，根据由位置估计部 25c 估计出的 2 个位置的差分量，计算（估计）插入部 11 的前端的移动量和移动的位置。并且，位置估计部 25c 还能够计算（估计）所估计出的一个位置与支气管 2 中的特征区域中的分支点（能够由 CT 坐标系确定的位置）这样的特定位置之间的距离。

[0100] 因此，位置估计部 25c 具有作为距离计算单元的距离计算部的功能，该距离计算部计算由该位置估计部 25c 估计出的插入部 11 的前端的位置与作为规定的管腔脏器的支

气管 2 内的分支的分支区域等特征区域之间的距离。如上所述,图像处理部 25 具有通过估计而取得插入部 11 的前端的位置的信息的作为位置信息取得单元的位置估计部 25c 的功能。该情况下,可以定义为位置对齐处理部 25a 包含位置估计部 25c 的功能的结构。

[0101] 另外,在本说明书中,插入部 11 的前端是与内窥镜 3A 的前端相同的意思。

[0102] 并且,图像处理部 25 在控制部 26 中的对显示进行控制的显示控制部 26a 等的控制下,生成作为图像显示单元的监视器 32 中显示的图像。

[0103] 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(影像信号)输出到监视器 32。然后,如图 1 所示,在监视器 32 中显示支气管形状图像 2a 作为例如以沿着穿过管腔中心的方向的截面切出的二维断层图像。另外,不限于利用二维断层图像进行显示的情况,也可以利用三维图像进行显示。在利用三维图像进行显示的情况下,例如可以利用基于平行投影法的投影图、管腔内部可知的透视图进行显示。

[0104] 并且,如图 2A 所示,在监视器 32 所显示的支气管形状图像 2a 中还显示穿过支气管 2 的管腔中心的芯线 35。

[0105] 另外,例如由支气管形状图像生成部 23a 生成芯线 35,但是,也可以在图像处理部 25 中生成芯线 35。并且,图像处理部 25 具有图像生成部 25d 的功能,该图像生成部 25d 生成在支气管形状图像 2a 上与芯线 35 一起重叠由位置估计部 25c 估计出的插入部 11 的前端的位置而得到的图像等。

[0106] 手术医生等用户在将插入部 11 从其前端插入到支气管 2 内的情况下,在表示支气管 2 的三维形状的支气管形状图像 2a 上显示芯线 35 和插入部 11 的前端的位置,所以,通过参考该显示,容易进行插入部 11 的插入操作。并且,通过进行沿着芯线 35 插入的操作,能够在短时间内进行基于图像匹配的插入部 11 的前端的位置的估计。

[0107] 并且,图像处理部 25 具有检测(作为规定的管腔脏器的支气管 2 的情况的)支气管径的变化量的支气管径变化量检测部 25e,作为根据由位置估计部 25c 估计出的插入部 11 的前端的位置的信息来检测规定的管腔脏器的管腔直径的变化量的管腔直径变化量检测单元。

[0108] 该支气管径变化量检测部 25e 具有从与由位置估计部 25c 估计出的插入部 11 的当前的前端的位置对应的 CT 坐标系中取得支气管径的作为支气管径取得单元的支气管径取得部、以及对由支气管径取得部取得的支气管径和预先设定的基准的支气管径进行比较的作为支气管径比较单元的支气管径比较部的功能。而且,支气管径取得部通过依次取得插入部 11 的插入操作中估计出的插入部 11 的前端的各位置的支气管径,检测其变化量即支气管径的变化量。

[0109] 并且,支气管径比较部对依次取得的当前的支气管径和基准的支气管径进行比较。而且,在本实施方式中,将当前的支气管径小于基准的支气管径的情况设为记录包含 VBS 图像的规定的信息的情况的第 1 条件。

[0110] 并且,在本实施方式中,图像处理部 25 具有作为图像变化量检测单元的图像变化量检测部 25g,该图像变化量检测部 25g 检测由摄像装置 16 进行摄像而得到的内窥镜图像(简称为图像)内的特征部的变化量。

[0111] 这样,本实施方式具有作为第 1 变化量检测单元的支气管径变化量检测部 25e 以

及作为第 2 变化量检测单元的图像变化量检测部 25g。作为第 1 变化量检测单元的支气管径变化量检测部 25e 用于是否满足第 1 条件的检测（判定）。

[0112] 并且，作为第 2 变化量检测单元的图像变化量检测部 25g 用于是否满足内窥镜图像内的特征部的变化量是否大于设定值 ΔD_{th} 的第 2 条件的检测。而且，在本实施方式中，在满足第 1 条件的状态下进而满足第 2 条件（满足规定的条件）的情况下，记录包含 VBS 图像的信息。

[0113] 图像变化量检测部 25g 具有检测作为特征部的支气管径（支气管 2 的内径）的变化量的支气管径变化量检测部 25h、检测分支区域中的明亮度的变化量或分支区域中的特征区域的明亮度的变化量的明亮度变化量检测部 25i、以及检测分支区域中的形状变化量或分支区域中的特征部的形状变化量的形状变化量检测部 25j。

[0114] 并且，形状变化量检测部 25j 具有检测支气管 2 的管腔分开（分支）的支线（分支点或分支边界）的长度和角度的变化量作为分支区域（中的特征部）的形状变化量的支线变化量检测部 25k，并且，明亮度变化量检测部 25i 具有后述视野不良检测部 25l 的功能。不限于明亮度变化量检测部 25i 具有视野不良检测部 25l 的功能的情况。

[0115] 另外，上述控制部 26 也可以根据由位置估计部 25c 估计出的插入部 11 的前端的位置，对由路径数据生成部 29a（在内窥镜 3A 的插入部 11 的插入前）生成的路径数据进行校正。

[0116] 并且，控制部 26 具有条件判定部 26b 的功能，该条件判定部 26b 判定支气管径变化量检测部 25e 的检测结果和图像变化量检测部 25g 的检测结果是否满足用于记录的规定的条件。

[0117] 控制部 26 中的条件判定部 26b 在判定为满足规定的条件的情况下，使信息记录部 27 记录将判定为满足规定的条件的情况下的由位置估计部 25c 估计出的插入部 11 的前端的位置和姿势的信息以及与该位置和姿势的信息对应的 VBS 图像关联起来的规定的信息即位置和图像信息（作为再次位置对齐时提示的候选信息）。

[0118] 因此，信息记录部 27 具有信息记录单元的功能，该信息记录单元根据支气管径变化量检测部 25e 的检测结果和图像变化量检测部 25g 的检测结果，记录作为将插入部 11 的前端的位置和姿势的信息以及与该位置和姿势的信息对应的 VBS 图像关联起来的候选信息的规定的信息。

[0119] 并且，控制部 26 的条件判定部 26b 具有进行在信息记录部 27 中记录规定的信息的控制的作为信息记录控制单元的信息记录控制部 26c 的功能。信息记录控制部 26c 进行控制，以使得在作为管腔直径变化量检测单元的支气管径变化量检测部 25e 检测到的支气管径小于基准的支气管径、且图像变化量检测部 25g 检测到的支线等特征部的变化量变化设定值以上的情况下，信息记录部 27 记录包含 VBS 图像的规定的信息。另外，也可以代替控制部 26 内的条件判定部 26b 判定支气管径变化量检测部 25e 的检测结果和图像变化量检测部 25g 的检测结果是否满足用于记录的规定的条件，而判定支气管径变化量检测部 25e 和图像变化量检测部 25g 是否分别满足第 1 条件和第 2 条件。因此，也可以构成为图像处理部 25 具有条件判定部 26b 的功能。

[0120] 并且，控制部 26 的例如显示控制部 26a 进行控制，以使得例如在手术医生认为当前的插入部 11 的前端的被估计出的位置的精度较低的情况等、从输入装置 31 输入了进行

再次位置对齐的指示信号以进行再次位置对齐的情况下,读出信息记录部 27 中记录的规定的信息,经由图像处理部 25 在监视器 32 中显示为候选信息。

[0121] 该情况下,图像处理部 25 具有图像生成部 25d,该图像生成部 25d 生成在支气管形状图像 2a 上重叠显示从信息记录部 27 中读出的候选信息而得到的图像。具体而言,在支气管形状图像 2a 上重叠显示插入部 11 的前端的位置和姿势以及与该位置和姿势对应的 VBS 图像。另外,如后所述,图 2D 示出如下的状况:在监视器 32 所显示的支气管形状图像 2a 上,将插入部 11 的前端的位置显示在与该位置对应的位置,并且在该位置(用线)关联地重叠显示与该位置对应的 VBS 图像。

[0122] 手术医生参考候选信息,进行再次位置对齐,位置对齐处理部 25a 或位置估计部 25c 能够在与支气管 2 的坐标系(CT 坐标系)对应的状态下取得插入部 11 的前端的位置和姿势的信息。然后,通过再次位置对齐,位置估计部 25c 能够确保规定的精度,进行再次将插入部 11 的前端从再次位置对齐的位置插入到支气管 2 的深部侧的操作。

[0123] 在本实施方式中,如上所述,在得到支气管径变化量检测部 25e 的检测结果显示满足第 1 条件、图像变化量检测部 25g 的检测结果显示满足第 2 条件(即满足由第 1 条件和第 2 条件构成的规定的条件)的判定结果的情况下,在信息记录部 27 中记录得到该判定结果的情况下的包含(估计出的)插入部 11 的前端的位置和姿势以及与该位置和姿势对应的 VBS 图像的规定的信息作为候选信息。另外,也可以在信息记录部 27 中记录作为候选信息的规定的信息,以使得包含上述前端的位置和姿势中的至少位置。

[0124] 如上所述,通过在满足相互不同的多个条件的情况下记录规定的信息(简记为信息),在进行再次位置对齐的情况下,能够在作为显示单元的监视器 32 中显示(或提示)适度信息量(或数量)的候选信息。

[0125] 在本实施方式中,通过图像变化量检测部 25g 检测与由摄像装置 16 进行摄像而得到的内窥镜图像中的作为规定的管腔脏器的支气管 2 有关的支气管径等特征部的变化量,至少根据该图像变化量检测部 25g 的检测结果显示,在信息记录部 27 中记录包含所述检测结果显示时的插入部 11 的前端的位置和姿势(的信息)以及与该位置和姿势对应的 VBS 图像的规定的信息(作为进行再次位置对齐时提示的情况的候选信息)。

[0126] 手术医生等用户容易掌握记录信息的条件或状况,以进行一边观察由摄像装置 16 进行摄像而得到的内窥镜图像一边将插入部 11 插入的操作。并且,进行再次位置对齐时提示的候选信息能够容易地设定为内窥镜图像中的特征部的变化量相对于插入部 11 的前端的位置的移动而敏感变化,所以,容易进行基于图像比较的位置对齐。

[0127] 另外,信息记录部 27 中记录的信息包括插入部 11 的前端的位置和姿势以及对应的 VBS 图像,但是,还可以包括与所述位置和姿势的信息对应的内窥镜图像来进行记录。

[0128] 并且,图像处理部 25 具有在对内窥镜图像和 VBS 图像这两个图像进行比较并进行图像匹配时暂时存储内窥镜图像和 VBS 图像或用作图像处理的工作区的图像存储器 26f。另外,也可以在图像处理部 25 的外部设置图像存储器 25f。

[0129] 并且,在本实施方式中,例如输入装置 31 也可以构成具有指定部 31a,该指定部 31a 分别选择性地指定(或设定)与支气管径变化量检测部 25e 检测的支气管 2 的内径的变化量有关的第 1 条件、以及与图像变化量检测部 25g 检测的特征部的变化量有关的第 2 条件。

[0130] 并且,例如信息记录部 27 也可以具有条件信息记录部 27a,该条件信息记录部 27a 除了记录作为上述候选信息的规定的信息(位置和图像信息)以外,还预先记录第 1 条件的条件信息和与第 2 条件有关的第 2 条件的条件信息。另外,也可以构成为与信息记录部 27 分开地具有条件信息记录部 27a。

[0131] 第 1 条件的条件信息是 (a) 预先设定的基准的支气管径 D_{re} 与当前的(插入部 11 的前端的)支气管径 D_a 的差分(变化量)、(b') 手术医生等用户设定的基准位置处的基准的支气管径 D_{re} 与当前的支气管径的差分(的变化量)。另外,也可以进一步对 (b') 进行细分,而成为 (b) 预先设定的分支数的分支部的支气管径 D_{re} 与当前的支气管径 D_a 的差分(变化量)、(c) 用户设定的任意位置处的基准的支气管径 D_{re} 与当前的支气管径 D_a 的差分(的变化量)、(d) 预先设定的内窥镜插入长的内窥镜的前端的位置处的基准的支气管径 D_{re} 与当前的支气管径 D_a 的差分(变化量)。

[0132] 第 2 条件的条件信息是 (a) 内窥镜图像中的支气管径(根据内窥镜图像计算出的支气管径) D_{en} 的变化、(b) 内窥镜图像或显示内窥镜图像的显示画面的明亮度变化、(c) 内窥镜图像中的分支的形狀的变化、(d) 内窥镜图像中的支线的长度的变化、(e) 内窥镜图像中的支线的角度的变化、(f) (内窥镜图像中的) 视野的不良、(g) 内窥镜图像的较大抖动、(h) 在内窥镜图像中映出支气管以外的部分的变化等。而且,手术医生等用户也可以通过例如(输入装置 31 的)指定部 31a 从 (a) ~ (d) 的第 1 条件的条件信息和 (a) ~ (h) 的第 2 条件的条件信息中选择性地进行指定。

[0133] 该情况下,控制部 26 具有条件设定部 26d 的功能,该条件设定部 26d 对应于指定部 31a 的指定来进行第 1 条件和第 2 条件的设定。

[0134] 条件设定部 26d 在进行第 1 条件和第 2 条件的设定时,还可以进行条件判定部 26b 进行判定时使用的阈值信息等的设定。另外,也可以与第 1 条件和第 2 条件的信息对应地在信息记录部 27 中记录阈值信息。并且,也可以仅将第 1 条件和第 2 条件的信息中的一个条件(例如第 2 条件)的条件信息记录在条件信息记录部 27a 中。

[0135] 并且,在本实施方式中,具有显示控制部 26a,该显示控制部 26a 进行控制,以使得在作为位置信息取得部单元的位置估计部 25c 根据图像比较部 25b 的比较结果取得插入部 11 的前端的位置信息失败的情况下、或产生了用于提示信息记录部 27 中记录的规定的信息作为候选信息的指示信号的情况下,在支气管形状图像 2a 中的对应位置显示所述信息记录部 27 中记录的所述规定的信息中的所述插入部 11 的前端的位置,并且显示与该前端的位置对应的 VBS 图像,位置估计部 25c 或位置对齐处理部 25a 通过对从信息记录部 27 中读出的 VBS 图像和由摄像单元摄像而得到的当前的内窥镜图像进行比较,取得插入部 11 的前端的位置信息。

[0136] 另外,在图 1 中,例如图像处理部 25 可以由 CPU(中央运算处理装置)构成,但是,也可以分别使用 CPU 以外的专用硬件构成图像处理部 25 内部的位置对齐处理部 25a ~ 图像变化量检测部 25g。并且,图 1 中的控制部 26 可以由 CPU 构成,也可以使用 CPU 以外的专用硬件构成。

[0137] 这种结构的内窥镜系统 1 的特征在于,具有:作为图像记录单元的 CT 图像数据记录部 22,其记录预先取得的被检体中的三维图像信息;作为管腔脏器提取单元的支气管提取部 23,其从所述三维图像信息中提取作为规定的管腔脏器的支气管 2;作为假想内窥镜

图像生成单元的 VBS 图像生成部 24, 其针对由所述管腔脏器提取单元提取出的所述规定的管腔脏器的信息生成从规定的视点位置以内窥镜的角度描绘的假想内窥镜图像; 作为摄像单元的摄像装置 16 或 16', 其设置在内窥镜 3A 或 3B 内, 对所述规定的管腔脏器内进行摄像; 作为位置信息取得单元的位置估计部 25c, 其取得所述规定的管腔脏器内的所述内窥镜 3A 的插入部 11 的前端的位置信息; 作为管腔直径变化量检测单元的支气管径变化量检测部 25e, 其根据所述内窥镜 3A 或 3B 的插入部 11 的前端的位置信息检测作为所述规定的管腔脏器的支气管 2 的管腔直径的变化量; 作为图像变化量检测单元的图像变化量检测部 25g, 其在由所述摄像单元摄像而得到的内窥镜图像内检测与作为所述规定的管腔脏器的支气管 2 有关的特征部的变化量; 以及作为信息记录单元的信息记录部 27, 其根据所述管腔直径变化量检测单元的检测结果和所述图像变化量检测单元的检测结果, 记录包含所述内窥镜的插入部的前端的位置和与该前端的位置对应的所述假想内窥镜图像的规定的信息。

[0138] 接着, 对本实施方式的动作进行说明。图 4 示出本实施方式中的代表性处理。

[0139] 当图 1 的内窥镜系统 1 的电源接通、内窥镜装置 4A (或 4B) 和插入支援装置 5 成为动作状态时, 图 4 中的处理开始。在图 4 的最初的步骤 S1 中进行初始设定的处理。作为该初始设定的处理, 手术医生从输入装置 31 进行本实施方式中用于插入支援的信息的输入。该情况下, 手术医生从指定部 31a 进行第 1 条件和第 2 条件的指定。并且, 条件判定部 26b 成为进行与所指定的第 1 条件和第 2 条件对应的判定的状态。

[0140] 下面, 设手术医生指定 (a) 预先设定的支气管径 (基准的支气管径) D_{re} 与当前的支气管径 D_a 的差分作为第 1 条件、指定内窥镜图像中的支气管径 D_{en} 的变化作为第 2 条件的情况为 (A) 进行说明。

[0141] (A) 指定了预先设定的基准的支气管径 D_{re} 与当前的支气管径 D_a 的差分、以及内窥镜图像中的支气管径 D_{en} 的变化 (变化量) 的情况

[0142] 在上述 (A) 的情况下, 在本实施方式中, 在满足当前的支气管径 D_a 小于所设定的基准的支气管径 D_{re} 的条件、指定的情况下, 进而, 在根据内窥镜图像计算出的支气管径 D_{en} 的变化量 ΔD_{en} 变化预先设定的阈值或设定值 ΔD_{th} 以上的情况下, 记录规定的信息。

[0143] 通过设定上述基准的支气管径 D_{re} , 不进行不需要记录的例如支气管 2 的入口附近等插入部位的信息的记录, 能够在手术医生希望记录的插入部位记录期望信息。并且, 在支气管 2 的入口附近等插入部位, 支气管径较粗, 并且, 由于成为容易按照插入部 11 的意志进行操作的区域, 所以, 手术医生容易掌握插入部 11 的前端的位置处于支气管 2 的哪个部位。并且, 由于成为进行最初的位置对齐的位置附近的区域, 所以, 能够高精度地进行插入部 11 的前端的位置的估计。

[0144] 与此相对, 在支气管 2 的某种程度的末梢侧的区域中, 很难进行插入部 11 的插入操作, 并且, 由于支气管 2 也较细, 所以, 存在很难得知前端的位置处于支气管 2 的哪个部位的倾向, 并且, 由于成为从最初的位置对齐的位置偏离的距离的管腔部位, 所以, 存在位置估计的精度容易降低的倾向。

[0145] 因此, 手术医生有时希望用作用于进行再次位置对齐的候选信息的信息。这种情况下, 手术医生设定与希望记录的部位的支气管径相当的基准的支气管径 D_{re} 。然后, 如后所述, 能够在手术医生希望记录的管腔部位仅记录容易进行再次位置对齐的作为有效候选

信息的规定的信息。

[0146] 并且,由于在内窥镜图像中的支气管径 Den 的变化量 ΔDen 变化所设定的设定值 ΔDth 以上的情况下记录信息,所以,在通过图像比较来进行再次位置对齐的情况下,能够将内窥镜图像中的变化量较大的图像部分设定为主要的比较对象部分。然后,通过设定变化量较大的比较对象部分,容易在视觉上进行基于图像比较的再次位置对齐,并且能够在短时间内结束。

[0147] 当如上所述进行步骤 S1 的设定后,在步骤 S2 中,支气管形状图像生成部 23a(根据检查前的患者的三维数据)如图 2A 所示生成作为支气管 2 的形状图像的支气管形状图像 2a。然后,支气管形状图像 2a 经由图像处理部 25 输出到监视器 32,如图 2A 所示在监视器 32 中显示支气管形状图像 2a。并且,如上所述,在支气管形状图像 2a 上显示穿过支气管 2 的管腔中心的芯线 35。芯线 35 和分支点 Bi 的各位置成为在 CT 坐标系中确定的已知的三维位置。

[0148] 在接下来的步骤 S3 中,手术医生将内窥镜 3A 的插入部 11 插入到支气管 2 内。该情况下,手术医生在支气管 2 的入口等已知位置处,使用图像比较部 25b 进行基于图像匹配的位置对齐处理,以使得基于摄像装置 16(或 16')的内窥镜图像和 VBS 图像在所设定的条件(能够确保规定的精度的误差以内)下一致。在使用摄像装置 16'的情况下,采用基于摄像装置 16'中的一个摄像装置 16a 或 16b 的一个内窥镜图像即可。另外,也可以颠倒步骤 S2 和 S3 的顺序,还可以并行进行。

[0149] 在步骤 S3 的位置对齐处理后,如步骤 S4 所示,手术医生将插入部 11 的前端插入到比位置对齐的位置更靠支气管 2 的深部侧。

[0150] 在插入部 11 被插入的情况下,如步骤 S5 所示,图像处理部 25 的位置估计部 25c 按照一定时间间隔等判定通过使用了图像比较部 25b 的图像匹配来估计插入部 11 的前端的位置和姿势是否成功。

[0151] 在能够通过图像匹配进行估计的情况下,如步骤 S6 所示,取得估计出的插入部 11 的前端的位置和姿势,并且,(从 CT 图像数据记录部 22 或支气管提取部 23 等中)取得与该插入部 11 的前端的(当前的)位置对应的支气管径 Da 的信息。

[0152] 将这些信息暂时存储在例如图像存储器 25f 等中,在图 4 的处理中需要的情况下进行参照。另外,在该步骤 S6 中的插入部 11 的前端的位置和姿势的估计时,也可以同时根据内窥镜图像来计算支气管径 Den。

[0153] 并且,在支气管形状图像 2a 中显示估计出的插入部 11 的前端的位置。如图 2A 所示,在支气管形状图像 2a 上的相应位置显示估计出的位置 Pj。

[0154] 在步骤 S6 之后的步骤 S7 中,支气管径变化量检测部 25e 或控制部 26 的条件判定部 26b 判定步骤 S5 中取得的支气管径 Da 是否小于预先设定的基准的支气管径 Dre。在所取得的当前的支气管径 Da 不小于基准的支气管径 Dre 的情况下,返回步骤 S4 的处理,手术医生将插入部 11 插入到深部侧。

[0155] 另一方面,在图 4 的步骤 S7 的判定处理中,在所取得的支气管径 Da 小于基准的支气管径 Dre 的情况下,在接下来的步骤 S8 中,图像变化量检测部 25g(的支气管径变化量检测部 25h)检测(计算)根据内窥镜图像计算出的支气管径 Den 的变化量(差分) ΔDen 。

[0156] 即,图像变化量检测部 25g 计算当前的插入部 11 的前端的位置处根据内窥镜图像

计算出的支气管径 Den 与上次估计出的插入部 11 的前端的位置处根据内窥镜图像计算出的支气管径 Den 的变化量 ΔDen 。

[0157] 另外,根据内窥镜图像计算出的支气管径 Den 不是支气管 2 的管腔的平均值,包含在分支部分支的方向上扩大的非圆形形状的情况。因此,根据内窥镜图像计算出的支气管径 Den 有时可能大于支气管 2 的管腔接近大致圆形的基准的支气管径 Dre 。

[0158] 在接下来的步骤 S9 中,控制部 26 的条件判定部 26b 判定支气管径的变化量 ΔDen 是否大于设定值 ΔDth 。在支气管径的变化量 ΔDen 不大于设定值 ΔDth 的情况下,返回步骤 S4 的处理。

[0159] 另一方面,在支气管径的变化量 ΔDen 大于设定值 ΔDth 的情况下,进入接下来的步骤 S10 的处理,条件判定部 26b 在信息记录部 27 中记录与步骤 S9 的判定结果对应的插入部 11 的前端的位置和姿势以及与该位置和姿势对应的 VBS 图像规定的信息(作为提示时的候选信息)。在步骤 S10 的信息记录后,返回步骤 S4 的处理。另外,也可以代替在步骤 S9 中判定支气管径的变化量 ΔDen 是否大于设定值 ΔDth ,而判定支气管径的变化量 ΔDen 是否为设定值 ΔDth 以上。

[0160] 图 2B 示出如图 2A 所示成为插入部 11 的前端满足第 1 条件即步骤 S7 的条件的状态以后、与位置估计一起根据内窥镜图像取得支气管径 Den 的状况。

[0161] 如图 2B 所示,通过位置估计部 25c,例如按照一定时间间隔估计并取得插入部 11 的前端的位置 Pj (图 2B 中为 $j = 1, 2, \dots, 6$),估计出的位置 Pj 经由位置 $P1, P2, \dots, P6$ 而移动到当前的前端的位置 $P7$ 。另外,不限于一定时间间隔的情况,也可以是一定距离,还可以是进行插入部 11 的前端位置的估计运算的情况下的规定的运算次数、进行了计算支气管径的运算的情况下的规定的运算次数等。

[0162] 并且,在图 2B 中,白圆圈所示的各位置 Pj 是满足第 1 条件(步骤 S7)的位置,黑点所示的位置 $P7$ 是当前的位置。

[0163] 并且,在上述各位置 Pj 中,由计测运算部 18d 等计算出的支气管径 Den 的变化的状况的概略如图 2B 所示,图 2C 示出在满足步骤 S7 的状态下的插入部 11 的前端的移动中计算出支气管径 Den 的位置 $P1 \sim P6$ 以及计算出的支气管径 Den 的变化的状况。另外,各位置 $P1 \sim P6$ 处取得的信息暂时存储在图像存储器 25f 等中,用于进行比较。

[0164] 如图 2B 和图 2C 所示,支气管径 Den 大幅变化,以使得支气管径 Den 在分支点 Bi 附近成为峰值。因此,在从位置 $P2$ 移动到位置 $P3$ 的情况下,支气管径 Den 的变化量 ΔDen 从小于设定值 ΔDth 的状态起变化为超过设定值 ΔDth 的大值。

[0165] 因此,条件判定部 26b 在信息记录部 27 中记录从位置 $P2$ 变化为位置 $P3$ 的情况下的例如位置 $P3$ 的位置和姿势以及与 $P3$ 的位置和姿势对应的 VBS 图像规定的信息(作为候选信息)。

[0166] 另外,在从 $P3$ 的位置变化为 $P4$ 的位置的情况下,支气管径 Den 也从大值变化为小值,但是,由于在位置 $P3$ 处进行了记录,所以在位置 $P4$ 处不进行记录。也可以代替在信息记录部 27 中记录 $P3$ 的位置和姿势以及对应的 VBS 图像的信息(作为候选信息),而在信息记录部 27 中记录 $P2$ 与 $P3$ 之间的位置和姿势的信息以及对应的 VBS 图像的信息。

[0167] 也可以如 $P3$ 的位置(大致分支点 Bi 的位置)的情况那样,设定为在内窥镜图像中的支气管径 Den 成为最大或峰值的位置附近选择性地记录信息。当这样进行记录时,提

示候选信息,由于与使插入部 11 的前端移动以进行再次位置对齐的情况下的内窥镜图像中的支气管径 Den 相当的部分的变化较大,所以,容易进行基于图像匹配(图像比较)的位置对齐(下述说明的图 2D 中的候选信息相当于在支气管径 Den 成为最大或峰值的分支点 B_i 、 B_{i+1} 的位置附近记录信息的例子)。

[0168] 并且,手术医生在进行位置对齐的情况下,关注内窥镜图像中的支气管径 Den 部分,调整插入部 11 的前端的位置和姿势以使支气管径 Den 部分成为最大。在这样进行再次位置对齐的情况下,容易掌握应该关注的部分,并且,在进行调整以使该值成为最大的情况下,调整内容(调整方针)明确,所以,容易进行基于图像匹配(图像比较)的位置对齐。

[0169] 与此相对,在现有例中,应该关注的部分不明确,相对于插入部 11 的前端的位置和姿势的变化应该如何调整的方向也不明确,所以,再次位置对齐花费时间。

[0170] 通过上述步骤 S3 的位置对齐,在从该位置对齐的位置起的移动距离较小的情况下,位置估计部 25c 能够比较高精度地进行位置估计,但是,当移动距离增大时,有时位置估计的精度降低。

[0171] 然后,当在步骤 S5 中产生位置估计不成功的情况时,在步骤 S11 中,控制部 26 的显示控制部 26a 读出信息记录部 27 中记录的规定的信息,将其送到图像处理部 25。图像处理部 25 将提示信息的图像信号输出到监视器 32,监视器 32 提示候选信息。然后,返回步骤 S3 的处理。

[0172] 在步骤 S3 中,手术医生参考监视器 32 中显示的候选信息,进行再次位置对齐。在进行了再次位置对齐后,反复进行图 4 的处理。这样,能够顺畅地进行将插入部 11 插入到支气管 2 的末梢侧(深部侧)的操作。

[0173] 图 2D 示出步骤 S11 的情况下的候选信息的显示例。在图 2D 的候选信息的显示例中,例如以用线连接的方式显示到达位置 P_k 之前记录在信息记录部 27 中的插入部 11 的前端的位置(图 2D 中为支气管径 Den 的变化量 ΔDen 成为最大的位置附近)的分支点 B_i 和 B_{i+1} 以及分别对应的 VBS 图像。另外,比分支点 B_i 靠基端侧(插入口侧)的分支点 B_{i-1} 等也可以同样显示。

[0174] 如图 2D 所示,将在支气管 2 中的作为特征区域的管腔分支的分支点 B_i 、 B_{i+1} 附近分别记录的规定的信息作为进行再次位置对齐的情况下的候选信息进行显示。这样,显示适于再次位置对齐的各分支点附近的必要最小限度的候选信息。因此,手术医生容易顺畅地在短时间内进行再次位置对齐。换言之,由于通过第 1 条件和第 2 条件来缩小要记录的信息,所以,能够记录适于进行再次位置对齐的信息量的规定的信息。

[0175] 另外,在图 2D 中示出了分支点 B_i 和 B_{i+1} 中的候选图像的提示例,但是,针对插入部 11 的前端的位置 P_k ,也可以提示在与估计出的位置 P_k 最近的状态下记录在信息记录部 27 中的信息作为候选信息。在应用于图 2D 的情况下,也可以仅提示在分支点 B_{i+1} 附近记录的信息作为候选信息。

[0176] 与此相对,在现有例中,未缩小要记录的信息,所以,再次位置对齐时显示的候选信息过多或不足,以适当的候选信息进行再次位置对齐花费时间。

[0177] 并且,在本实施方式中,相对于插入部 11 的前端的位置的移动,在内窥镜图像中的特征部大幅变化的情况下记录信息,所以,手术医生等用户容易掌握记录信息的条件。因此,在本实施方式中,能够以用户容易在视觉上掌握的条件记录适于进行再次位置对齐的

信息量的规定的信息。

[0178] 并且,在本实施方式中,在显示(提示)所记录的信息作为候选信息并进行再次位置对齐的情况下,反映了内窥镜图像中的特征部相对于插入部 11 的前端的位置的移动而大幅变化的特性,所以,用户容易在视觉上进行基于图像匹配的再次位置对齐。

[0179] 并且,当在信息记录部 27 中记录支气管径 Den 相对于前端的位置的移动的轨迹成为最大(峰值)的位置 P3 的状态下的信息时,容易进行再次位置对齐。另外,在监视器 32 中,如图 2D 中双点划线所示,也可以显示将当前的内窥镜图像与从信息记录部 27 中读出并显示的作为候选信息的 VBS 图像(和内窥镜图像)一起重叠在支气管形状图像 2a 上而得到的合成图像。这样,当与候选信息相邻地显示当前的内窥镜图像时,能够容易地进行基于与候选信息的图像比较的位置对齐。

[0180] 并且,该情况下,也可以构成为在图像处理部 25 中设置图像移动部,该图像移动部能够移动显示位置以使候选信息侧的 VBS 图像重叠在当前的内窥镜图像的显示位置,或者能够移动显示位置以使候选信息侧的内窥镜图像重叠在当前的内窥镜图像的显示位置。或者,也可以构成为具有能够将当前的内窥镜图像的显示位置移动到候选信息侧的 VBS 图像的显示位置或候选信息侧的内窥镜图像的显示位置的图像移动部。

[0181] 另外,在支气管径变化量检测部 25e 根据插入部 11 的前端的位置的信息取得支气管径 Da 的情况下,也可以利用图 5 或图 6 所示的方法取得。

[0182] 在取得(计测)支气管径的情况下,如图 5 所示,也可以采用根据与插入部 11 的前端的长度方向(或轴方向)垂直的面上的支气管 2 的管腔计算出的支气管径 Da1,还可以采用以包含插入部 11 的前端和从该前端到芯线 35 的垂线的方式沿着与芯线 35 垂直的面计算出的支气管径 Da2。或者,如图 6 所示,也可以采用对支气管 2 的三维数据进行管理的 CT 坐标系的坐标轴的方向的 Da3。换言之,支气管径变化量检测部 25e 可以根据插入部 11 的前端的位置的信息来检测与前端的长度方向垂直的面中的所述规定的管腔脏器的管腔直径的变化量,还可以检测与作为支气管 2 的管腔的中心线的芯线 35 垂直的面中的所述规定的管腔脏器的管腔直径的变化量。

[0183] 在上述(A)的情况下,不依赖于患者而设定一个第 1 条件中使用的基准的支气管径 Dre。与此相对,在以下说明的情况(B)、(C)、(D)中,以按照每个患者设定最佳的基准的支气管径为目的,如下所述按照每个患者设定基准的支气管径。

[0184] (B) 预先设定的分支数的分支部的支气管径

[0185] 手术医生进行再次位置对齐时,进行预先决定并输入认为可以记录为要参照的候选信息的分支数的分支部的设定。另外,分支数是以从支气管的入口起根据作为管腔分支的部分的分支部的顺序依次赋予编号等而容易确定的方式赋予的识别信息。手术医生根据支气管提取部 23 或 CT 图像数据记录部 22 的三维数据计算与预先设定的分支数相当的支气管径,将计算出的支气管径设定为基准的支气管径 Dre。

[0186] 在该设定后,使用所设定的基准的支气管径 Dre 进行与(A)的情况相同的动作。

[0187] 这种情况下,能够根据实际的患者的支气管来设定基准的支气管径 Dre。因此,在体格等不同的患者的情况下,也能够适当设定与插入部 11 实际插入的患者的支气管对应的基准的支气管径 Dre。

[0188] 并且,手术医生能够高精度地设定与实际希望记录为候选信息的位置的支气管径

对应的基准的支气管径 D_{re} 。因此,不用白白记录不需要记录的信息,能够仅记录作为手术医生希望的候选信息的有效信息。

[0189] 另外,如上述 (A) 的情况那样,也可以设定一个基准的支气管径 D_{re} 并设定为记录小于该值的支气管径的情况的条件,但是,进而,在作为插入目标的分支数确定的情况下,也可以设定第二个基准的支气管径。

[0190] 具体而言,如上所述,也可以设定与对应于希望记录的位置的支气管径的基准的支气管径的分支数对应的基准的支气管径 D_{re0} 以及与作为插入目标的分支数的支气管径对应的基准的支气管径 D_{re1} 这两个基准的支气管径,将满足两个基准的支气管径 D_{re0} 、 D_{re1} 之间的支气管径设定为进行记录时的条件。换言之,也可以除了与第 1 条件有关的作为上限侧的基准的支气管径的一个基准的支气管径 D_{re} 以外,还设定下限侧的基准的支气管径,在计算出的当前的支气管径 D_a 小于下限侧的基准的支气管径的情况下,判断为能够插入到作为目标的管腔部位,结束记录动作。

[0191] 并且,也可以代替上述分支数,而使用以解剖学的方式按照每个分支决定名称的次数。

[0192] 另外,在检测(计算)是否满足当前的支气管径 D_a 小于上述基准的支气管径 D_{re} 的条件,的情况下,作为进行检测(计算)的位置,如图 7 所示,也可以设定为芯线 35 上的分支点 B_i 、支线 S_{pi} 的位置附近。或者,如虚线所示,也可以限制在以分支点 B_i 或支线 S_{pi} 为中心的半径 R_a 、 R_b 的区域以内。在设定这种区域的情况下,也可以按照各分支点 B_i 或支线 S_{pi} 进行设定。

[0193] 并且,也可以与图 7 不同,而如图 8 所示,设定从分支点 B_i 沿着芯线 35 方向向支气管 2 的入口(基端)侧返回距离 d_a 的位置 P_a 、或从支线 S_{pi} 沿着芯线 35 方向向支气管 2 的入口(基端)侧返回距离 d_a 的位置 P_b 作为检测(计算)支气管径 D_{en} 的变化的位置。该情况下,也可以包含从芯线 35 上的位置 P_a 或 P_b 偏离的情况下的位置。

[0194] 并且,作为在上述插入部 11 的前端的位置 P_j 处计算支气管径的情况下的方向,如图 9 或图 10 所示,可以设为沿着与插入部 11 的前端的轴方向垂直的面的支气管径 D_{a1} 、沿着与芯线 35 垂直的面的支气管径 D_{a2} 、沿着 CT 坐标系的三维数据的坐标轴的支气管径 D_{a3} 。

[0195] 并且,作为计算基准的支气管径 D_{re} 的方法,可以设为相应的支气管 2 的最大值/最小值、仅右肺、仅左肺、两个肺、或仅预先设定的插入部 11 的插入路径上等。

[0196] (C) 手术医生等用户设定的任意位置处的支气管径

[0197] 在检查前,手术医生通过 CT 坐标系的三维数据计算所指定的支气管 2 上的位置处的支气管径,将计算出的支气管径设定为基准的支气管径 D_{re} 。在设定后,使用该基准的支气管径 D_{re} 进行与 (A) 的情况相同的动作。

[0198] 关于支气管径的计算方法,如图 9 或图 10 所示,可以设为沿着与插入部 11 的前端的轴方向垂直的面的支气管径 D_{a1} 、沿着与芯线 35 垂直的面的支气管径 D_{a2} 、沿着 CT 坐标系的三维数据的坐标轴的支气管径 D_{a3} 。

[0199] (C) 的情况具有与 (B) 的情况大致相同的效果。

[0200] (D) 预先设定的插入长的插入部 11 的前端的位置处的支气管径 D_{re}

[0201] 手术医生预先从输入装置 31 设定认为可以取得候选信息的插入部 11 的插入长

(内窥镜插入长),通过例如图像处理部 25 的位置估计部 25c 所具有的距离估计部的功能,计算以 CT 图像数据记录部 22 或支气管提取部 23 的三维数据中设定的所述插入长能够到达的支气管 2 内的全部位置。

[0202] 计算所计算出的各位置处的各支气管径,将其平均值设定为基准的支气管径 D_{re} 。

[0203] 在该设定后,进行与 (A) 的情况相同的动作。(D) 的情况具有与 (B) 的情况大致相同的效果。

[0204] 另外,关于支气管径的计算方法,如图 9 或图 10 所示,可以设为与插入部 11 的前端的轴方向垂直的面中计算出的支气管径 Da_1 、与芯线 35 垂直的面中计算出的支气管径 Da_2 、沿着 CT 坐标系的三维数据的坐标轴的支气管径 Da_3 。

[0205] 并且,作为计算基准的支气管径 D_{re} 的方法,可以设为相应的支气管 2 的最大值/最小值、仅右肺、仅左肺、两个肺、或仅预先设定的插入部 11 的插入路径上等。

[0206] 在上述 (A) ~ (D) 中,说明了图像变化量检测部 25g 具有检测内窥镜图像中的支气管径 D_{en} 的变化的支气管径变化量检测部 25h 的情况,但是,也可以检测以下的 (E) ~ (K) 这样的其他变化量。也可以检测 (E) 内窥镜图像中的内窥镜图像(画面)的明亮度的变化、(F) 分支的形状的变化、(G) 支线的长度的变化、(H) 支线的角度的变化、(I) 视野的不良、(J) 监视内窥镜图像中的支气管的分支以外的变化的动作的说明图、(K) 内窥镜图像中的特征部的抖动的变化。从 (E) ~ (K) 中的 (E) 的情况起依次进行说明。

[0207] (E) 检测内窥镜图像中的内窥镜图像(画面)的明亮度的变化的情况

[0208] 在 (E) 的情况下,(图像变化量检测部 25g 的)明亮度变化量检测部 25i 以预先设定的一定时间的时间间隔取得内窥镜图像,持续进行在所取得的内窥镜图像内监视暗部的面积的动作。在图 11 中,用 P_1 、 P_2 、...、 P_5 示出取得的情况下的插入部 11 的前端的位置。

[0209] 暗部的面积是指内窥镜图像中的明亮度为规定值以下的图像部分的合计面积。在图 11 中,支气管 2 内的插入部 11 的前端前方侧的管腔部分中的分支部分被识别为暗部。

[0210] 例如,从位置 P_1 移动到位置 P_2 的情况下的暗部的面积变化较小,但是,由于在位置 P_3 处接近分支的分支区域,所以,与位置 P_2 相比,暗部的面积大幅变化。明亮度变化量检测部 25i 或条件判定部 26b 进行控制,以使得在检测到暗部的面积大幅变化设定值以上的情况下,在变化的位置(图 11 的情况下为 P_3),在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的(规定的)信息。

[0211] 另外,也可以根据检测为暗部的分支部分的数量的变化(例如从 2 个变化为 1 个或从 1 个变化为 2 个),检测为暗部的面积的较大变化量,由此,此时在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的信息。

[0212] 并且,作为明亮度的变化量,不限于根据暗部的面积的变化量进行检测的情况,也可以计算内窥镜图像的明亮度的平均值,在成为平均值为阈值以上的变化量的情况下,在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的信息。

[0213] 关于取得内窥镜图像的间隔,除了一定时间或一定距离以外,还可以与取得插入部 11 的前端位置的时机联动。另外,在记录包含 VBS 图像的信息的情况下,不限于暗部的面积等明亮度变化设定值以上的位置,也可以设为其前后的位置。

[0214] 如上所述,在位置 P_3 的位置记录信息的情况下,采用暗部的面积等手术医生容易在视觉上进行比较的变化量作为图像中的特征部的变化量,所以,在显示为候选信息的情

况下,也容易在视觉上进行位置对齐的状态。

[0215] (F) 检测分支的的形状的变化的情况

[0216] 图 12 示出提取了支气管 2 的分支形状的部分的状态。该情况下,如图 12 所示,在将插入部 11 插入到支气管 2 内的情况下,图像变化量检测部 25g 的形状变化量检测部 25j 检测内窥镜图像中的特征部的形状的变化量。

[0217] 更具体而言,如图 12 所示的位置 P1、P2、…、P5 所示,形状变化量检测部 25j 例如以一定间隔或一定时间间隔取得内窥镜图像,持续进行在所取得的内窥镜图像内监视例如支气管 2 的分支形状的动作。

[0218] 在图 12 中示出与在各位置 Pj (j = 1、2、…、5) 处取得的内窥镜图像一起提取支气管 2 的分支形状的状态。

[0219] 具体而言,从位置 P1 移动到位置 P2 的情况下的支气管分支形状的变化较小,但是,由于在位置 P3 处接近分支的分支区域,所以,与位置 P2 相比,支气管分支形状大幅变化。形状变化量检测部 25j 在检测到支气管分支形状大幅变化(设定值以上)的情况下,在变化的位置(图 12 中为 P3),在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的信息。

[0220] 关于取得内窥镜图像的间隔,除了一定时间或一定距离以外,还可以与取得插入部 11 的前端位置的时机联动。

[0221] 在(F)的情况下,采用如支气管分支形状的变化那样手术医生容易在视觉上进行比较的变化量作为图像中的特征部的变化量,所以,在显示为候选信息的情况下,也容易在视觉上进行位置对齐的状态。

[0222] (G) 检测支线的长度的变化的情况

[0223] 该情况下,如图 13(A) 所示,在将插入部 11 插入到支气管 2 内的情况下,图像变化量检测部 25g 的支线变化量检测部 25k 检测内窥镜图像中的支线的长度的变化量。在图 13(A) 中示出与各位置 Pj (j = 1、2、…、5) 处取得的内窥镜图像一起提取支线的长度的状态。另外,支线的长度是支气管 2 的管腔分支为两股的分支部中的边界的长度。

[0224] 如图 13(A) 所示,在一定间隔或一定时间间隔的位置 P1、P2、…、P5 中,(图像变化量检测部 25g 的)支线变化量检测部 25k 取得内窥镜图像,持续进行在所取得的内窥镜图像内监视例如支气管 2 的支线的长度的动作。

[0225] 图 13(B) 示出插入部 11 的前端的位置 Pj 与支线的长度的关系。根据图 13(A)、图 13(B) 可知,例如从位置 P1 移动到位置 P2 的情况下的支线的长度的变化较小,但是,由于在位置 P3 处接近分支的分支区域,所以,与位置 P2 相比,支线的长度大幅变化。支线变化量检测部 25k 进行控制,以使得在检测到支线的长度大幅变化(设定值以上)的情况下,在变化的位置(图 13 中为 P3),在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的信息。

[0226] 关于取得内窥镜图像的间隔,除了一定时间或一定距离以外,还可以与取得插入部 11 的前端位置的时机联动。

[0227] 在(G)的情况下,采用如支气管分支形状的变化那样手术医生容易在视觉上进行比较的变化量作为图像中的特征部的变化量,所以,在显示为候选信息的情况下,也容易在视觉上进行位置对齐的状态。

[0228] (H) 检测支线的角度的变化的情况

[0229] 该情况下,如图 14(A) 所示,在将插入部 11 插入到支气管 2 内的情况下,图像变化

量检测部 25g 的支线变化量检测部 25k 检测内窥镜图像中的支线的角度（朝向）的变化量。在图 14(A) 中示出与各位置 P_j ($j = 1, 2, \dots, 5$) 处取得的内窥镜图像一起提取支线的角度的状态。另外,支线的角度是支气管 2 的管腔分支为两股的分支部中的边界部分的长度方向的朝向或与基准方向所成的角度。

[0230] 如图 14(A) 所示的位置 $P_1, P_2, \dots, P_5$ 所示, (图像变化量检测部 25g 的) 支线变化量检测部 25k 例如以一定间隔或一定时间间隔取得内窥镜图像, 持续进行在所取得的内窥镜图像内监视例如支气管 2 的支线的角度的动作。

[0231] 图 14(B) 示出插入部 11 的前端的位置 P_j 与支线的角度的关系。根据图 14(A)、图 14(B) 可知, 例如从位置 P_1 移动到位置 P_2 的情况下的支线的角度的变化较小, 但是, 由于在位置 P_3 处接近分支的分支区域, 所以, 手术医生扭转插入部 11, 因此, 与位置 P_2 相比, 支线的角度大幅变化。支线变化量检测部 25k 进行控制, 以使得在检测到支线的角度大幅变化 (设定值以上) 的情况下, 在变化的位置 (图 14 中为 P_3), 在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的信息。

[0232] 关于取得内窥镜图像的间隔, 除了一定时间或一定距离以外, 还可以与取得插入部 11 的前端位置的时机联动。

[0233] 在 (H) 的情况下, 采用如支气管分支形状的变化那样手术医生容易在视觉上进行比较的变化量作为图像中的特征部的变化量, 所以, 在显示为候选信息的情况下, 也容易在视觉上进行位置对齐的状态。

[0234] (I) 检测视野的不良的情况

[0235] 该情况下, 如图 15 所示, 在将插入部 11 插入到支气管 2 内的情况下, 图像变化量检测部 25g 的视野不良检测部 25l 检测内窥镜图像中的视野不良的产生。

[0236] 关于视野不良 (的产生), 在支气管内进行摄像而得到的内窥镜图像中, 根据是否能够识别的程度映出管腔的前端侧的分支和暗部来进行判定, 假设污渍覆盖视野整体, 在内窥镜图像的明亮度低于规定的明亮度、较暗区域大致遍及内窥镜图像整体的情况下, 视野不良检测部 25l 判定为视野不良。

[0237] 因此, 例如明亮度变化量检测部 25i 具有视野不良检测部 25l 的功能。

[0238] 在图 15 中示出各位置 P_j ($j = 1, 2, \dots, 5$) 处取得的内窥镜图像的概略。如位置 $P_1, P_2, \dots, P_5$ 所示, (图像变化量检测部 25g 的) 视野不良检测部 25l 例如以一定间隔或一定时间间隔取得内窥镜图像, 持续进行在所取得的内窥镜图像内监视视野不良的动作。在图 15 所示的例子中, 在从位置 P_2 移动到位置 P_3 的情况下检测到视野不良的产生, 在变化之前的位置 P_2 处, 在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的信息。

[0239] 关于取得内窥镜图像的间隔, 除了一定时间或一定距离以外, 还可以与取得插入部 11 的前端位置的时机联动。

[0240] 在 (I) 的情况下, 采用如视野不良那样手术医生容易在视觉上进行比较的变化量作为图像中的特征部的变化量, 所以, 容易掌握记录信息的状态。

[0241] 另外, 上述形状变化量检测部 25j 检测支气管内的分支形状的变化量, 但是, 如下所述, 也可以在从分支形状变化为分支形状以外的构造、形状的情况下、换言之检测到变化为分支形状以外的情况下记录信息。

[0242] (J) 检测内窥镜图像中的支气管的分支以外的变化的情况

[0243] 该情况下,如图 16 所示,在将插入部 11 插入到支气管 2 内的情况下,图像变化量检测部 25g 的形状变化量检测部 25j 持续进行监视对支气管 2 内进行摄像而得到的内窥镜图像中的支气管 2 的分支是否存在于内窥镜图像内的动作。然后,手术医生使插入部 11 的弯曲部 19 弯曲或使插入部 11 扭转,在判定为分支不存在于内窥镜图像内的情况下,在信息记录部 27 中记录包含在紧挨着的之前的位置处的 VBS 图像的信息。

[0244] 如图 16 所示,如位置 P1、P2、…、P5 所示,(图像变化量检测部 25g 的)形状变化量检测部 25j 例如以一定间隔或一定时间间隔取得内窥镜图像,在所取得的内窥镜图像内提取例如分支形状部分,持续进行监视有无分支的动作。然后,进行控制,以使得在图 16 中从位置 P2 移动到位置 P3 的情况下,判定为变化为不存在分支的状态,在该变化之前的位置 P2 处,在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的信息。

[0245] 关于取得内窥镜图像的间隔,除了一定时间或一定距离以外,还可以与取得插入部 11 的前端位置的时机联动。

[0246] 在 (J) 的情况下,采用如有无分支形状的变化那样手术医生容易在视觉上进行比较的变化量作为图像中的特征部的变化量,所以,容易掌握记录信息的状态。

[0247] (K) 检测内窥镜图像中的特征部的抖动的变化的情况

[0248] 该情况下,如图 17 所示,图像处理部 25 将从 CCU 8A 依次以规定的时间间隔(例如 1/30s 或 1/60s)输入的图像信号交替存储在图像存储器 25f 中的第 1 存储器 81a 和第 2 存储器 81b 中。例如,最新的第 n 个图像 In 存储在第 2 存储器 81b 中,该 1 帧或 1 场之前的第 n-1 个图像 In-1 存储在第 2 存储器 81b 中。

[0249] 以相邻的帧或场进行摄像而得到的第 n-1 个图像 In-1 和第 n 个图像 In 被输入到抖动量运算处理部 82,抖动量运算处理部 82 进行如下运算:相对于一个图像(例如图像 In)中设定的点,计算另一个图像中的对应点,作为表示抖动量的运动矢量。

[0250] 由抖动量运算处理部 82 计算出的运动矢量被输入到抖动量判定部 83,抖动量判定部 83 将计算出的运动矢量视为抖动量,判定运动矢量的大小(绝对值)是否超过规定值,根据判定结果记录包含 VBS 图像的信息作为候选信息。另外,也可以构成为图 1 所示的条件判定部 26b 具有抖动量判定部 83 的功能。

[0251] 抖动量运算处理部 82 将以图像 In 的中心点为中心的 W×H 像素的范围设定为模板,探索与该中心点对应的图像 In-1 上的对应点。例如通过计算亮度的 SAD(Sum of Absolute Differences;绝对差值和)来进行对应点的探索。当设模板的像素值为 t(x,y)、探索对象的图像的像素值为 g(x,y) 时,一般利用以下的 (4) 式计算坐标 (u,v) 中的 SAD 即 F(u,v)。

$$[0252] \quad F(u, v) = \sum_i \sum_j |g(i+u, j+v) - t(i, j)| \quad (4)$$

[0253] 另外, $\sum_i$ 、 $\sum_j$ 分别表示进行在 i 为 N_w 以内、 N_h 以内的模板的宽度 W、高度 H 中加上 $|g-t|$ 的运算,并且,在设模板的宽度为 W、高度为 H 的情况下,设为 $-W/2 \leq N_w \leq W/2$ 、 $-H/2 \leq N_h \leq H/2$ 。并且,设与图像 In 相当的图像 In-1 的中心坐标为 $(0x, 0y)$,在 $0x-W/2 \leq u \leq 0x+W/2$ 、 $0y-H/2 \leq v \leq 0y+H/2$ 的范围内计算 F(u,v)。F(u,v) 最小时的坐标 (Ex, Ey) 成为对应点。

[0254] 根据相对于图像 In 的中心坐标 $(0x, 0y)$ 的对应点的坐标 (Ex, Ey) ,利用 (5) 式计算运动矢量 m。

[0255] $m = (Ex - Ox, Ey - Oy) \cdots (5)$

[0256] 以上是运动矢量 m 的计算方法。

[0257] 通过运动矢量 m 的计算,当计算该运动矢量 m 作为抖动量的处理结束后,利用抖动量判定部 83 将运动矢量 m 的大小与规定值进行比较,在抖动量判定部 83 判定为运动矢量 m 的大小大于规定值的情况下,抖动量判定部 83 针对信息记录部 27 判定为产生了超过规定值的抖动变化,对信息记录部 27 输出用于记录 VBS 图像的记录指示信号(或保存指示信号)。

[0258] 接收到该记录指示信号的信息记录部 27 记录超过规定值的抖动产生前的图像存储器 25f 的第 1 存储器 81a 的图像作为候选图像。每当输入记录指示信号时进行记录该候选图像的动作,在信息记录部 27 中蓄积候选图像。

[0259] 通过反复进行以上动作,能够蓄积紧挨着内窥镜图像的抖动大于规定值的情况之前的内窥镜图像作为候选图像。另外,作为检测内窥镜图像的抖动的方法,在无法进行基于 SHIFT(Scale-Invariant Feature Transform:尺度不变特征转换)的运算、无法运算与各图像对应的特征点的情况下或在图像的频率解析中高频成分减小规定值以上的情况下,也可以同样进行记录。这种情况下也得到相同效果。

[0260] 另外,在上述实施方式中,说明了代表性组合的情况,但是,也可以通过上述组合以外的组合来记录信息。

[0261] 即,本发明还包含与上述实施方式中的第 1 条件和第 2 条件有关的任意组合的结构、方法的情况。

[0262] 并且,说明了作为条件信息记录单元的条件信息记录部 27a 分别记录能够设定为第 1 条件和第 2 条件的多个候选条件的信息和候选信息的情况,但是,也可以不使用候选条件的信息和候选信息,而分别记录能够设定为第 1 条件和第 2 条件的多个条件信息(或信息)。并且,也可以不记录多个条件信息(或信息),由手术医生等指定期望的条件信息。

[0263] 另外,在上述说明中,说明了在从输入装置 31 等对控制部 26 输入了进行再次位置对齐的指示信号的情况下、在作为显示单元的监视器 32 中显示(提示)信息记录部 27 中记录的信息作为候选信息的情况。

[0264] 本发明不限于该情况,例如,也可以在规定的时机在作为显示单元的监视器 32 中显示(提示)信息记录部 27 中记录的信息作为候选信息。

[0265] 例如,用户也可以从输入装置 31 等针对控制部 26 进行用于设定显示候选信息的时间间隔或条件的输入,控制部 26 在符合所设定的时间间隔或条件的情况下,进行从信息记录部 27 中读出信息的控制,经由图像处理部 25 在监视器 32 中显示包含 VBS 图像的候选信息。

[0266] 并且,在具有对由摄像单元进行摄像而得到的图像信息和假想内窥镜图像进行比较的图像比较单元、在规定的时机显示信息取得单元中记录的假想内窥镜图像的显示单元的结构中,也可以构成为,信息取得单元根据图像比较单元的比较结果取得摄像单元的至少位置信息。

[0267] 另外,在支气管径变化量检测部 25e 检测到的支气管径小于基准的支气管径 D_{re} 、且图像变化量检测单元 25g 检测到的支线等特征部的变化量变化设定值以上的情况下,在信息记录部 27 中记录包含 VBS 图像的信息,但是,也可以在所述变化量变化为最大值或峰

值的情况下,信息记录控制部 26c 等在信息记录部 27 中记录包含该变化量为最大值或峰值的插入部 11 的前端的位置及其姿势以及对应的 VBS 图像的信息。

[0268] 并且,本发明不限于上述例如图 1 所示的结构,可以仅是权利要求 1 所述的基本结构(要素),也可以构成为在该基本结构中选择性地追加一个或多个结构要素。

[0269] 本申请以 2013 年 3 月 27 日在日本申请的日本特愿 2013-67408 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书和权利要求书中。

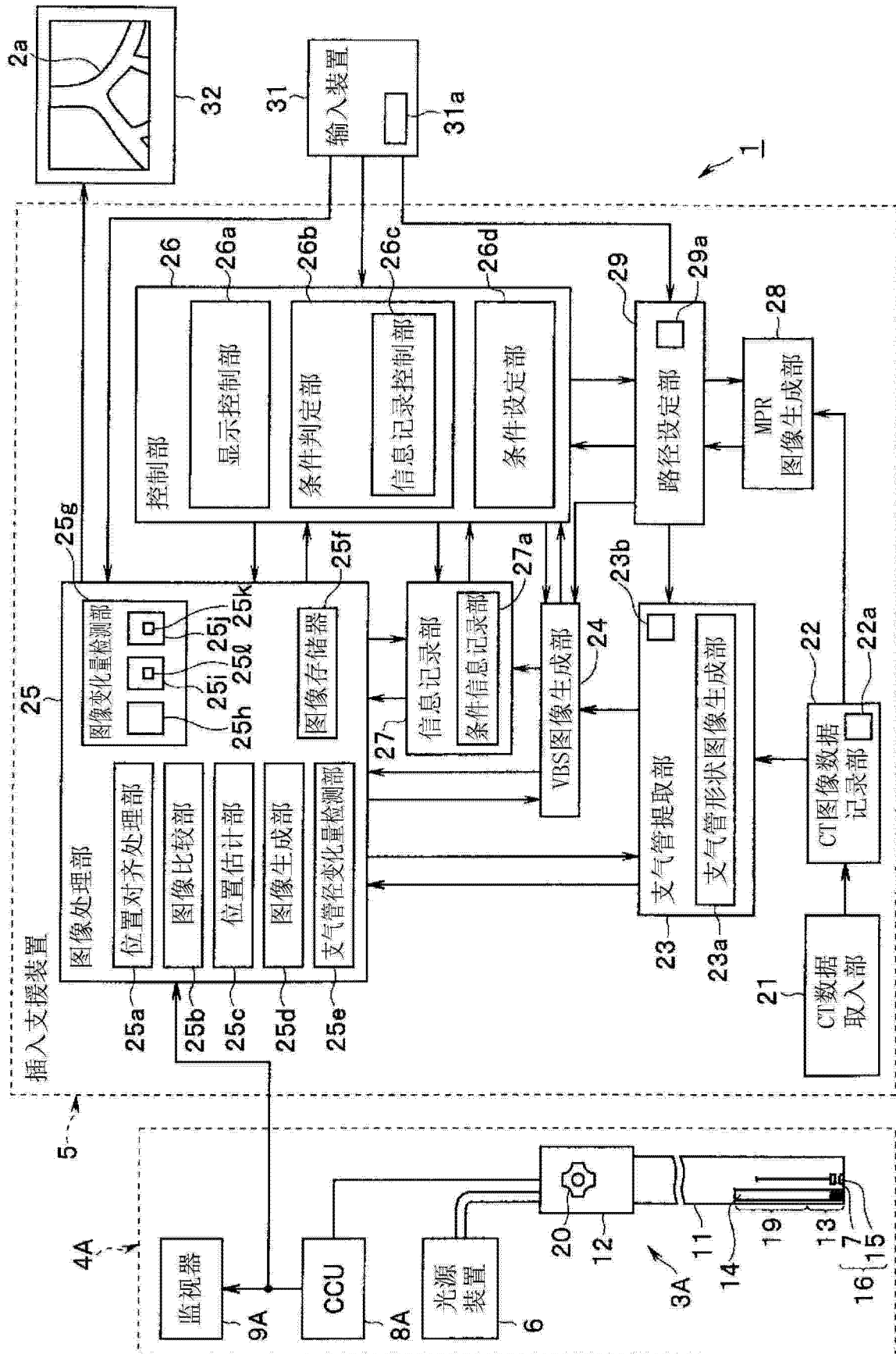


图 1

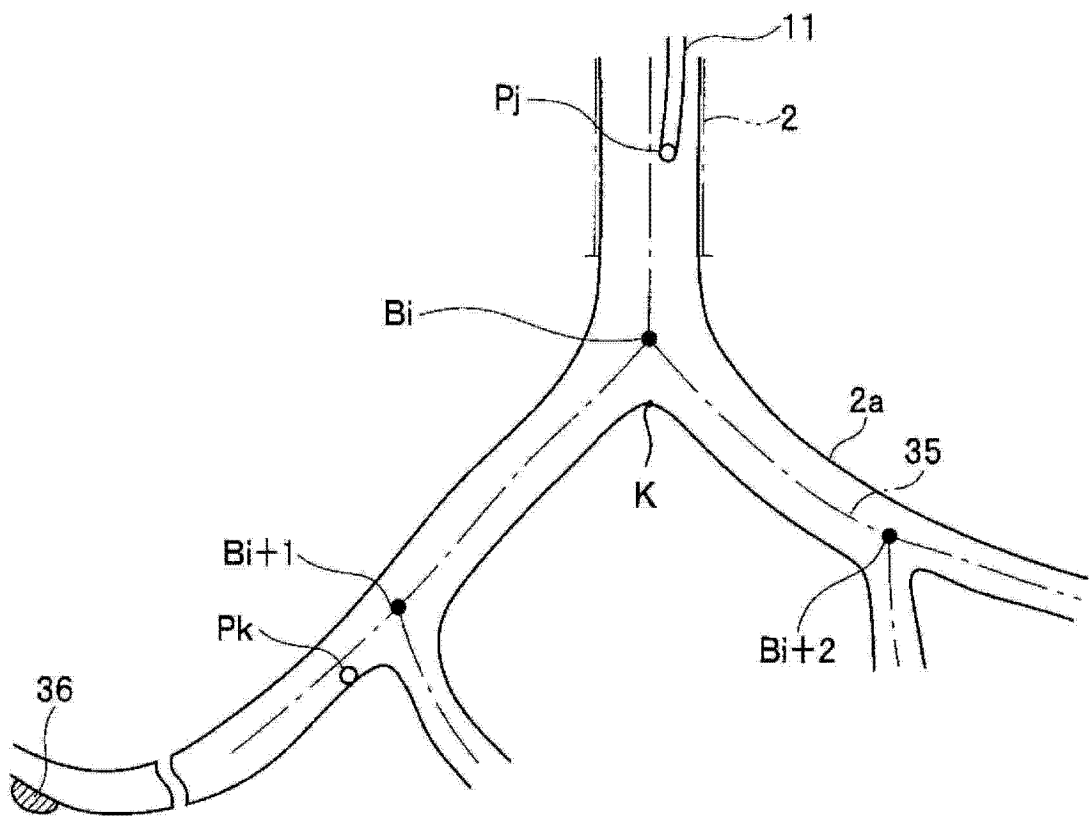


图 2A

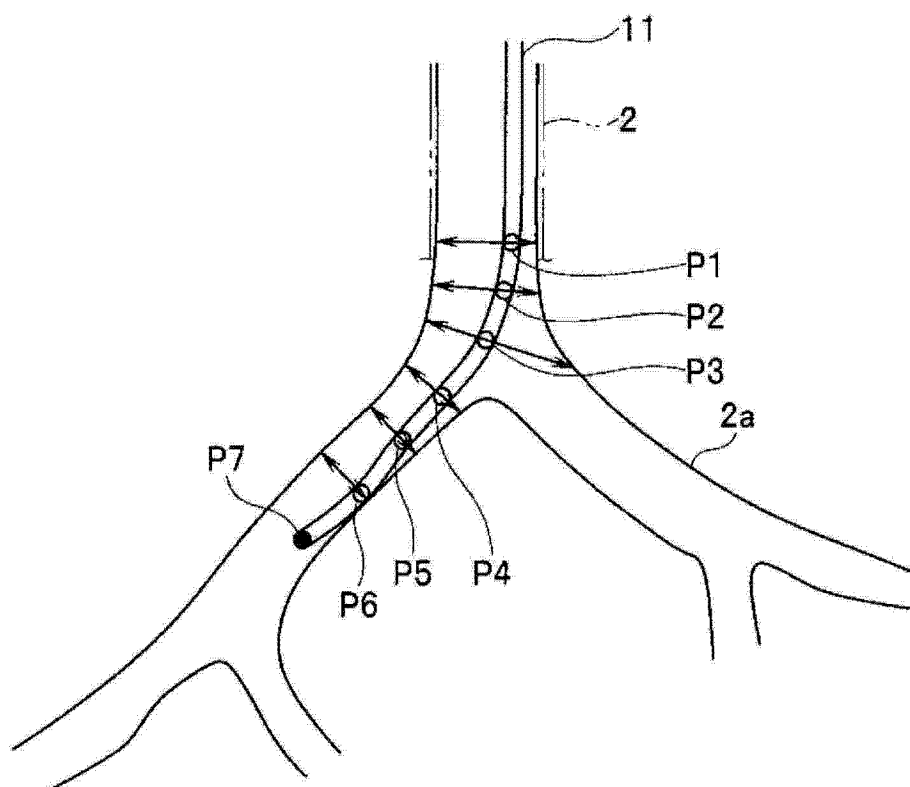


图 2B

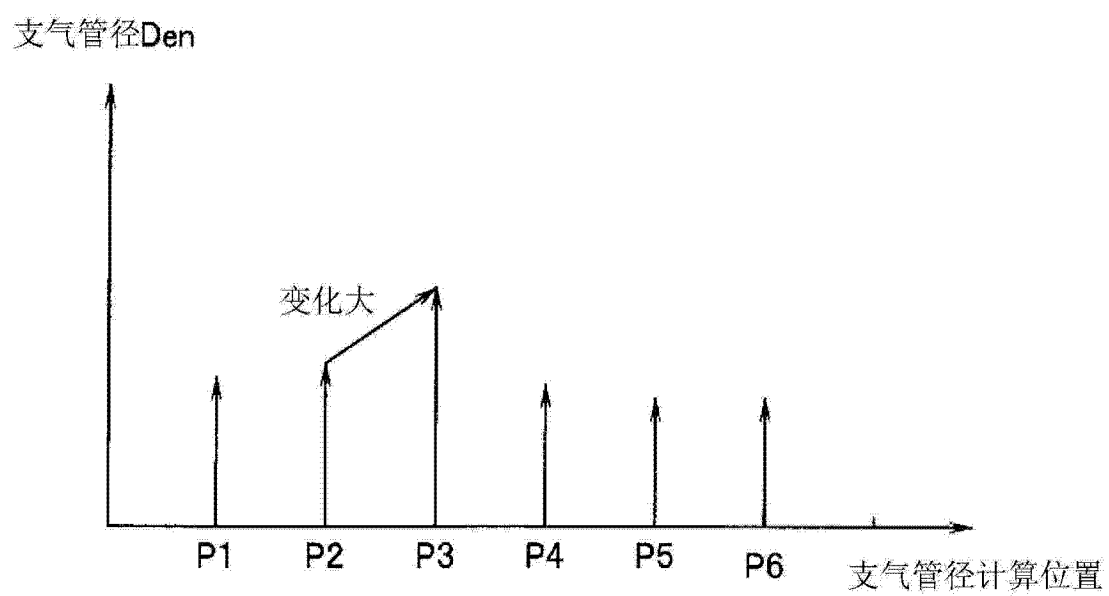


图 2C

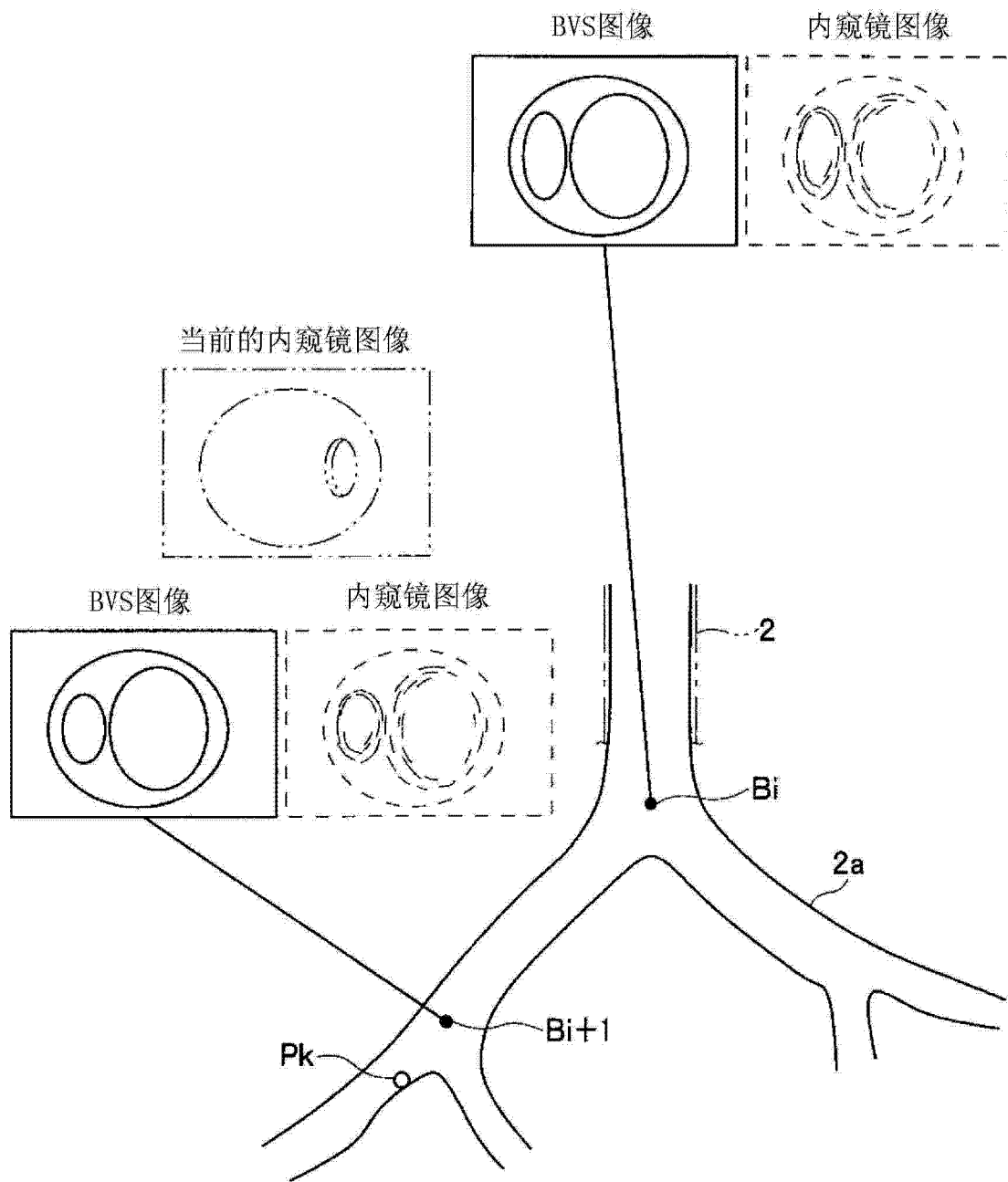


图 2D

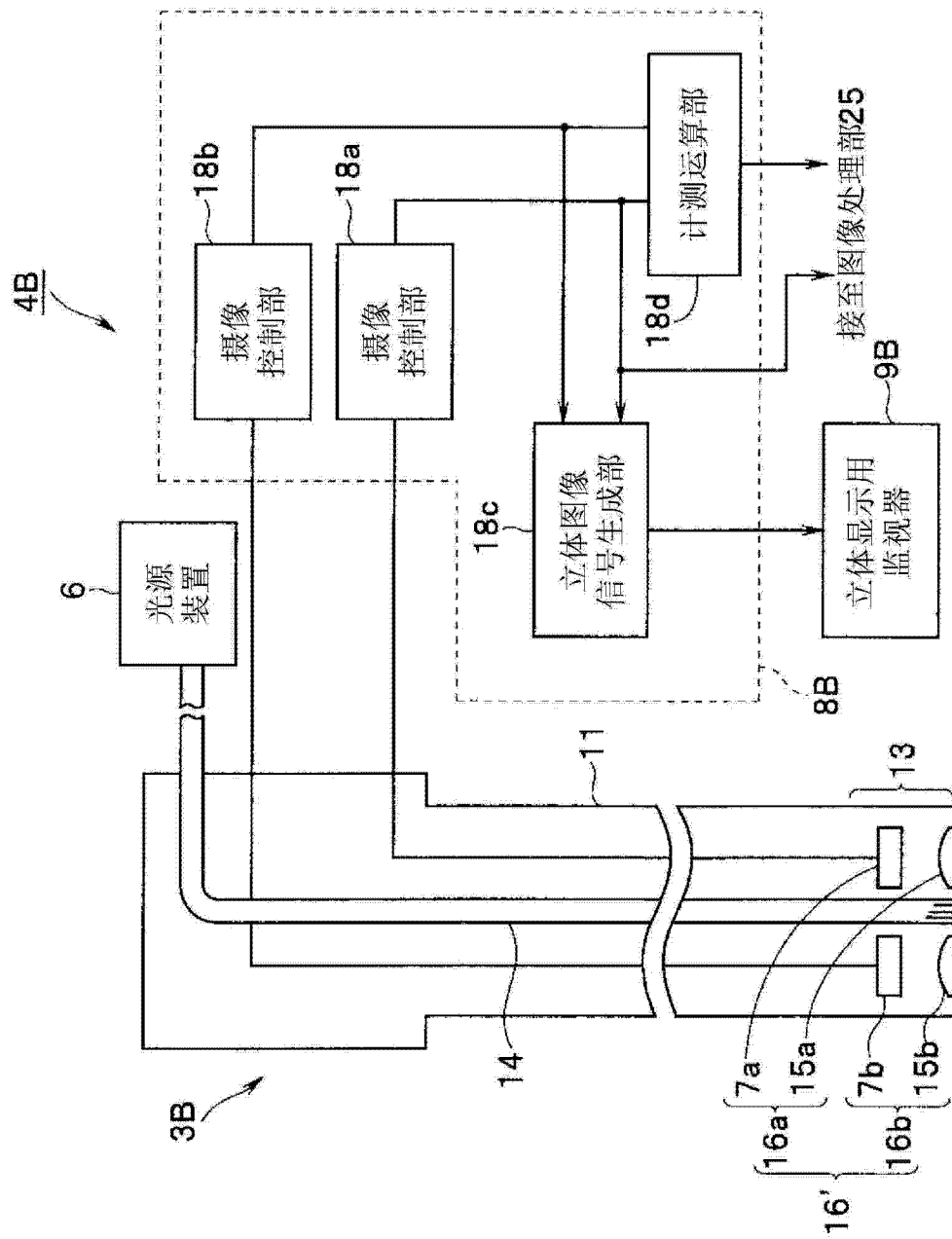


图 3A

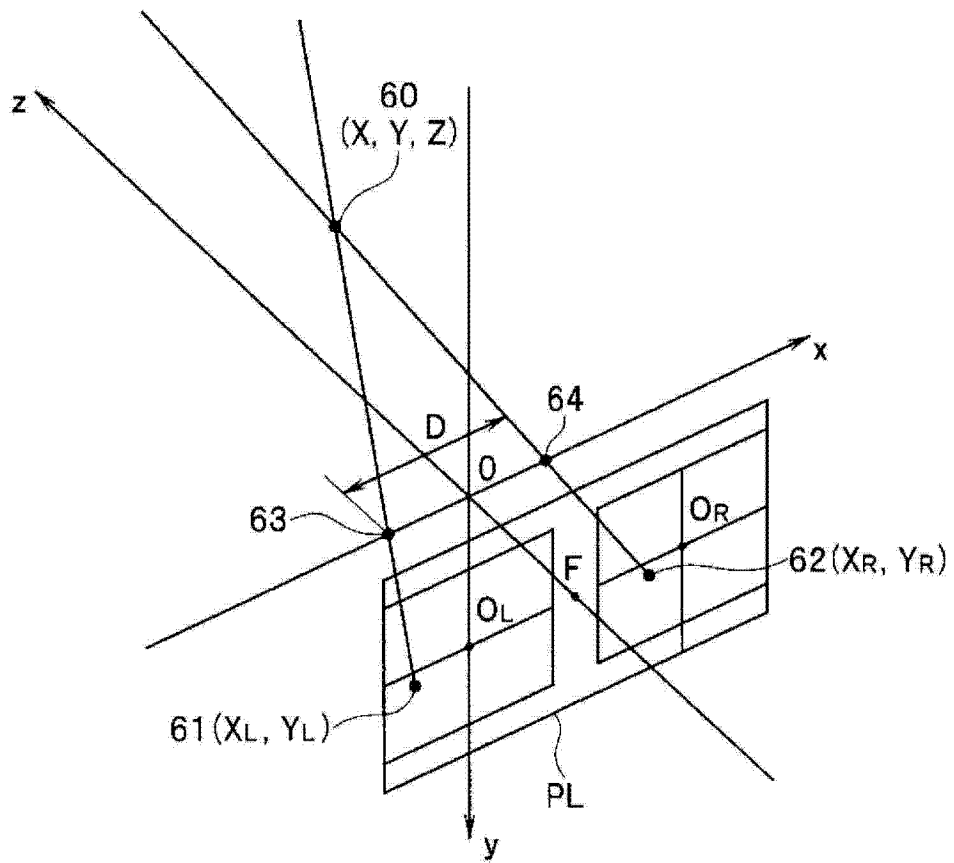


图 3B

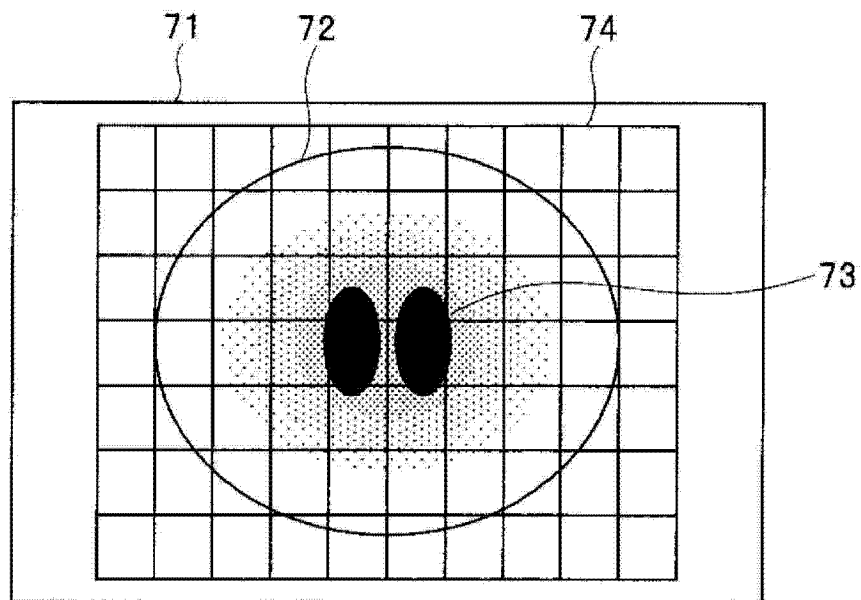


图 3C

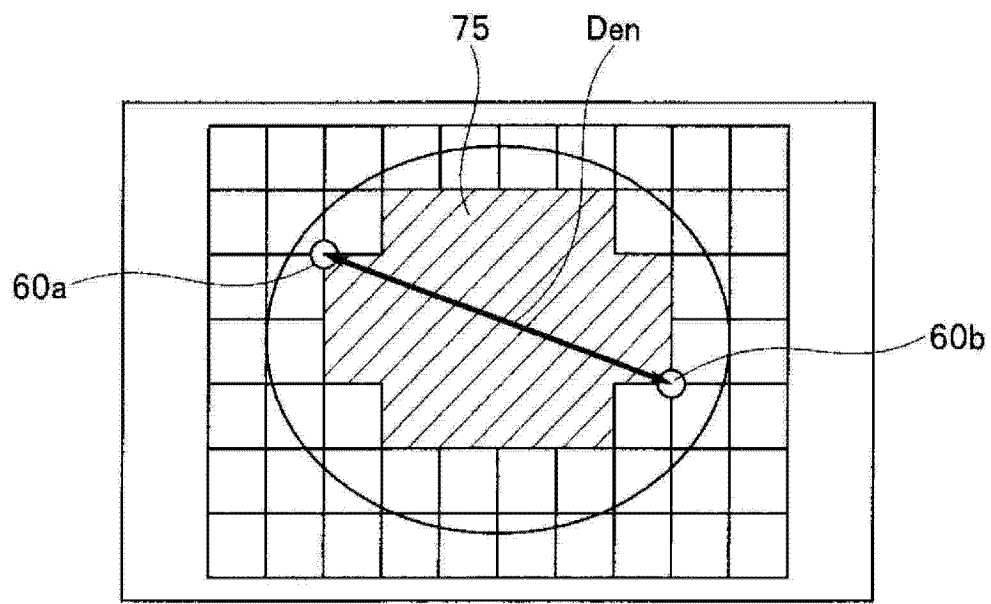


图 3D

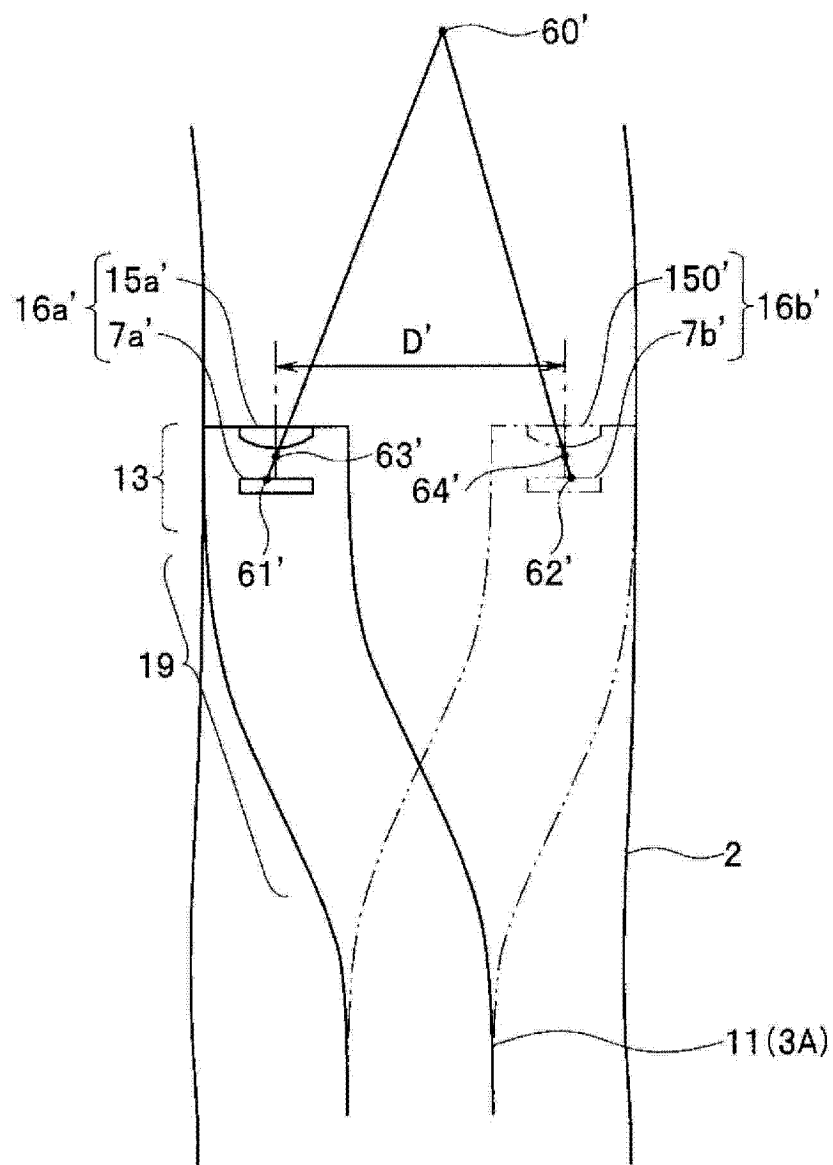


图 3E

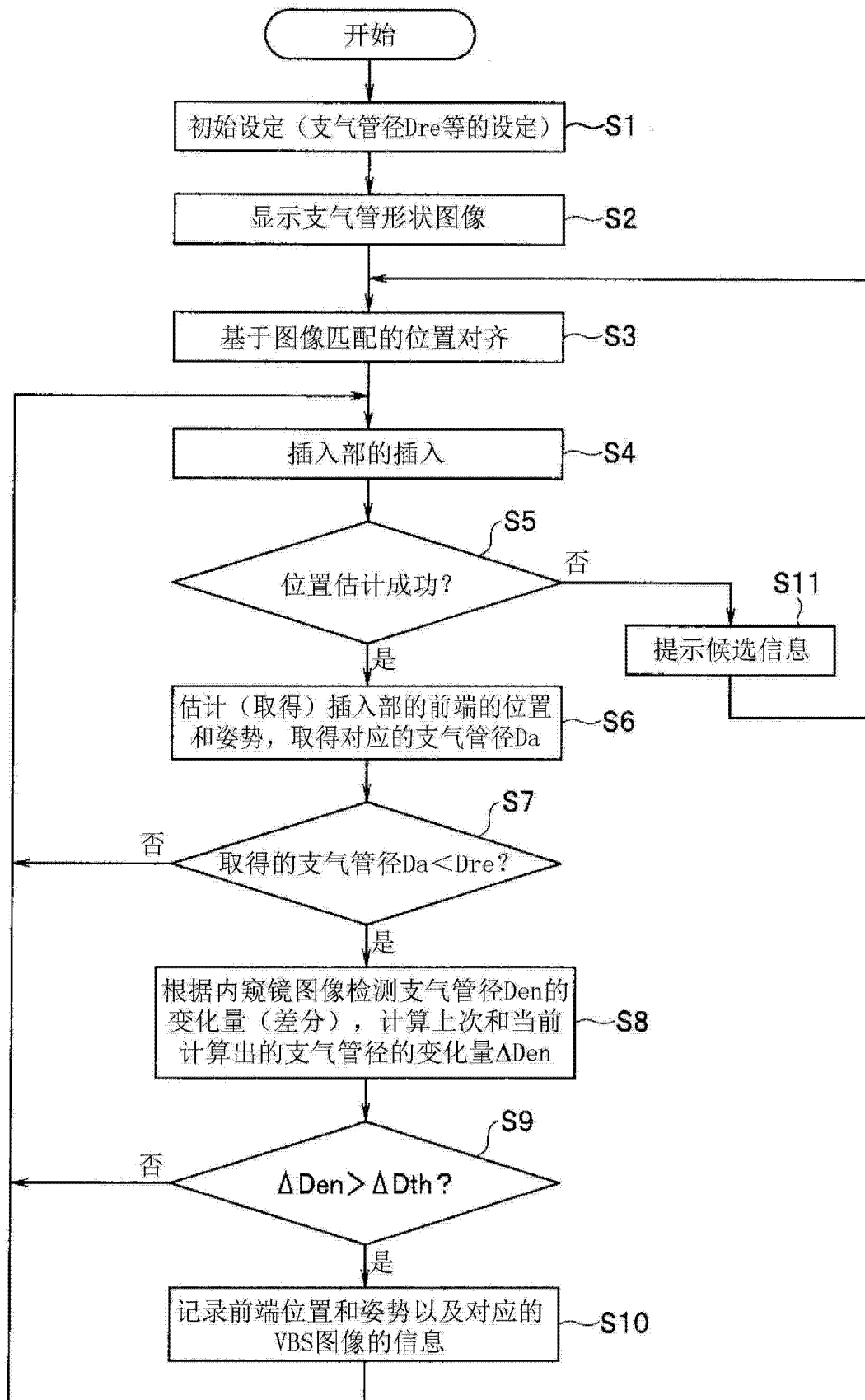


图 4

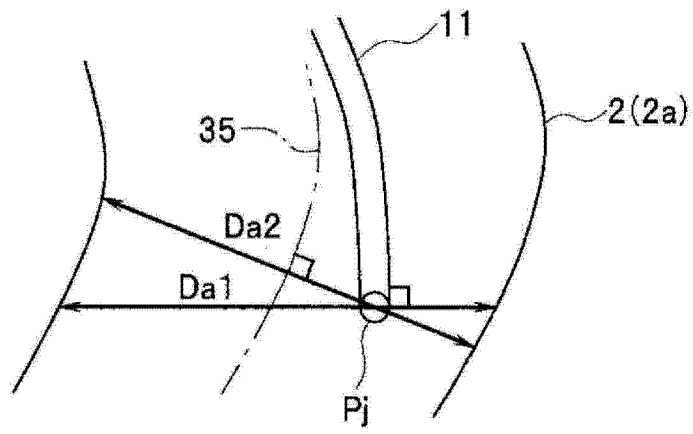


图 5

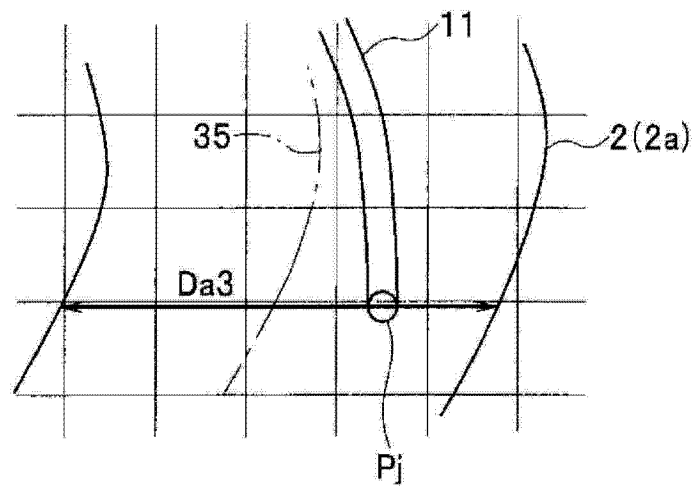


图 6

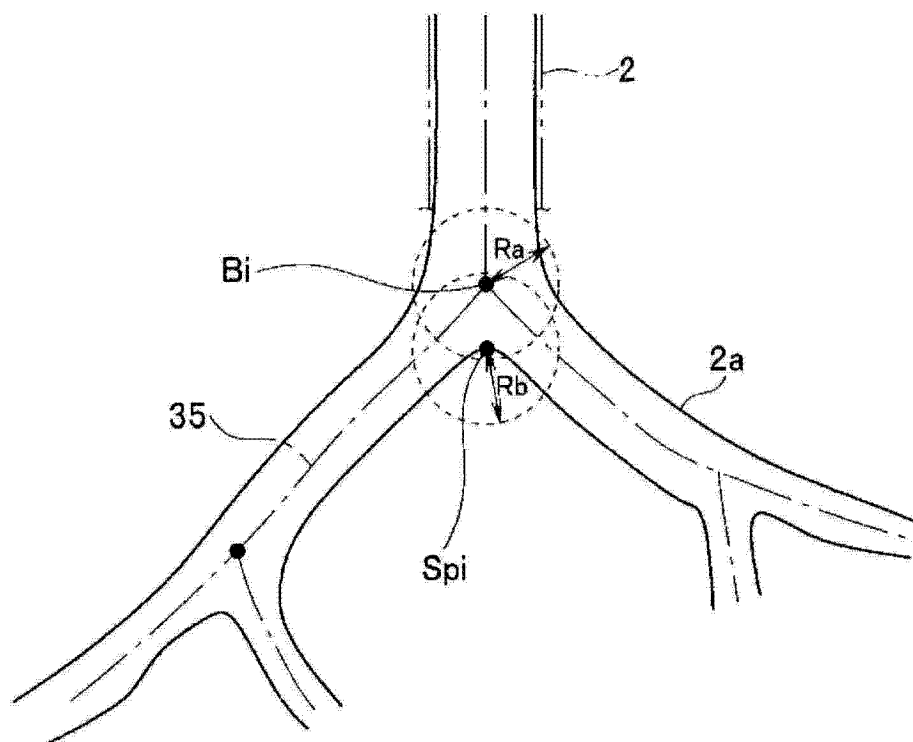


图 7

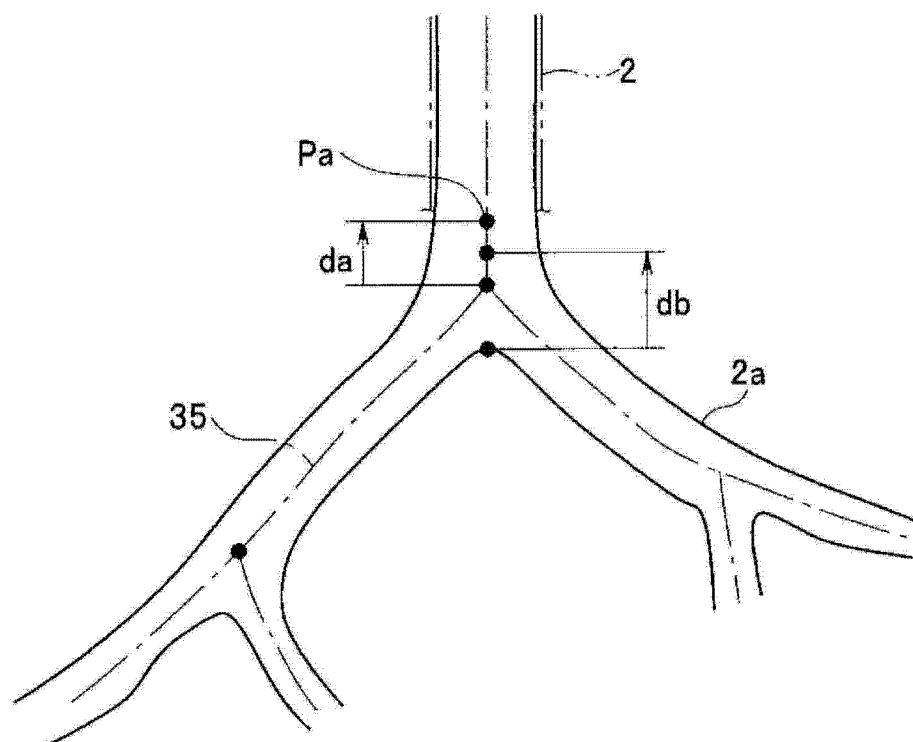


图 8

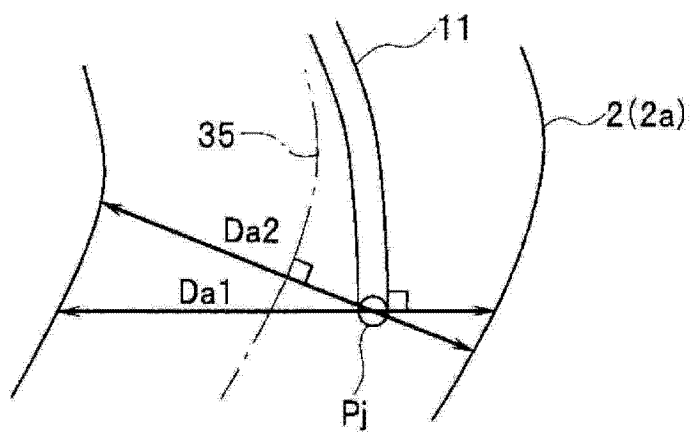


图 9

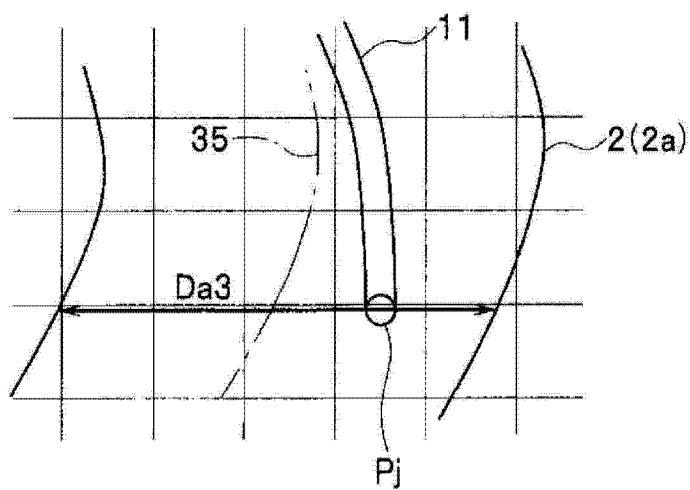


图 10

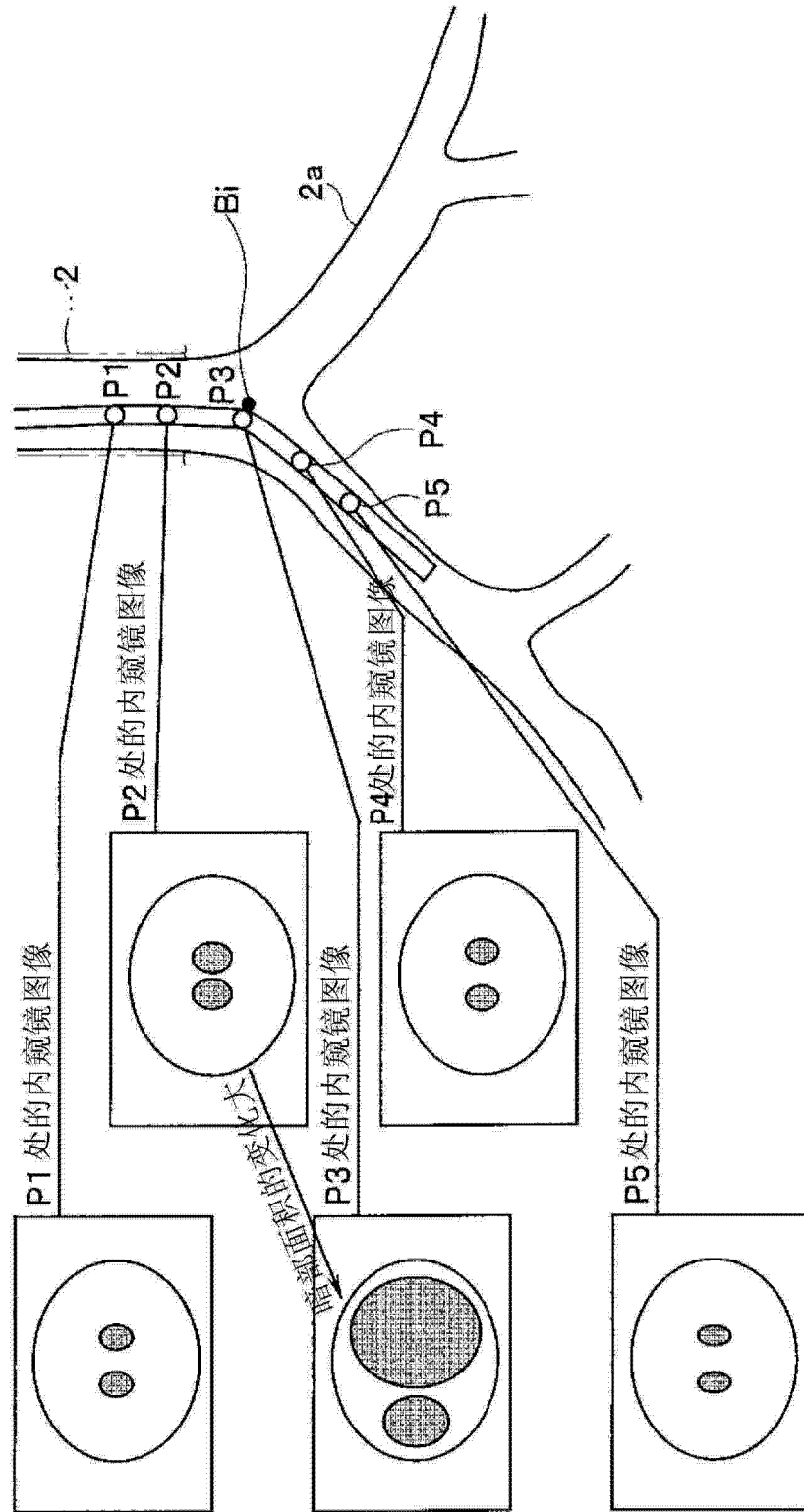


图 11

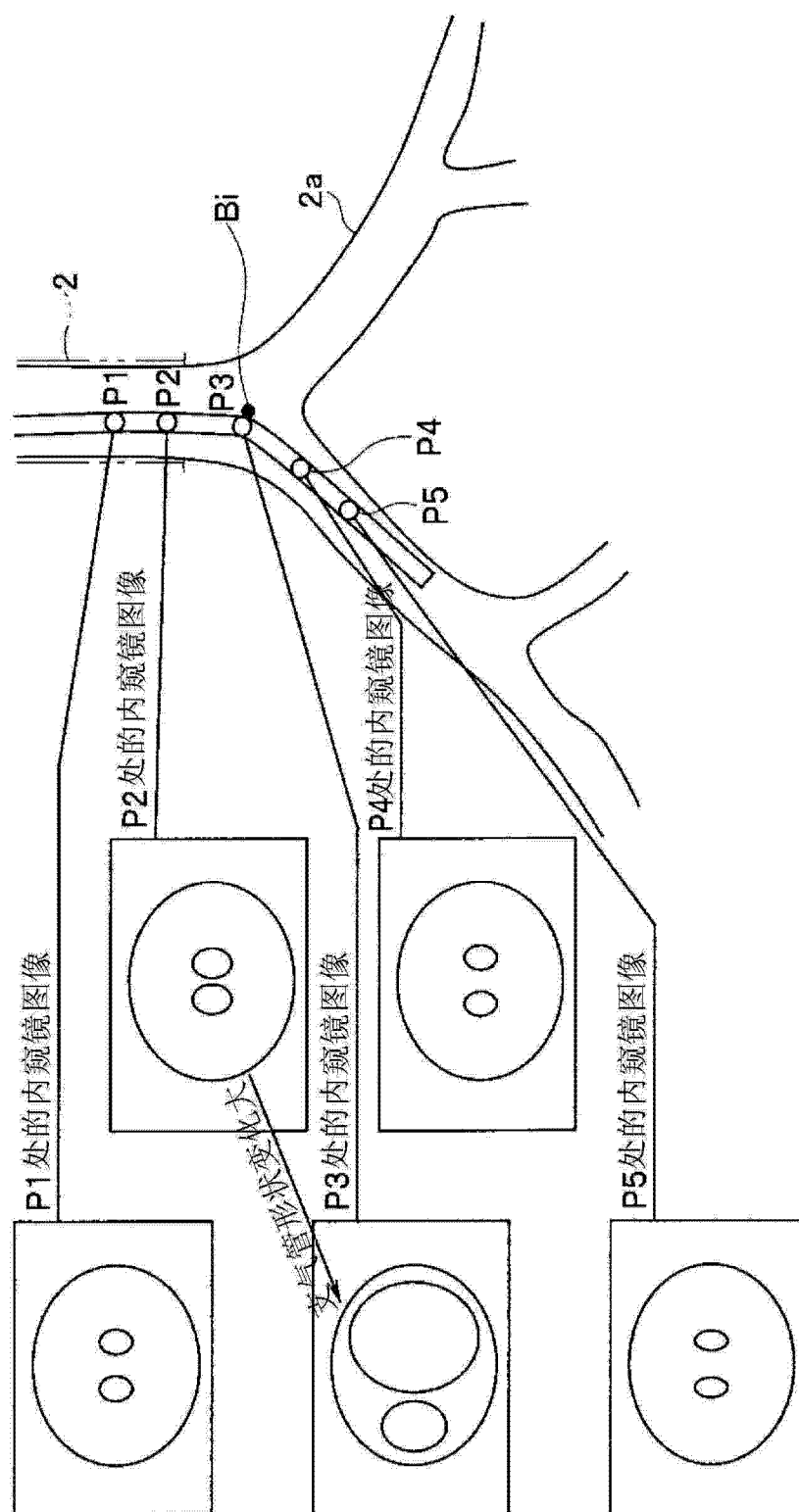


图 12

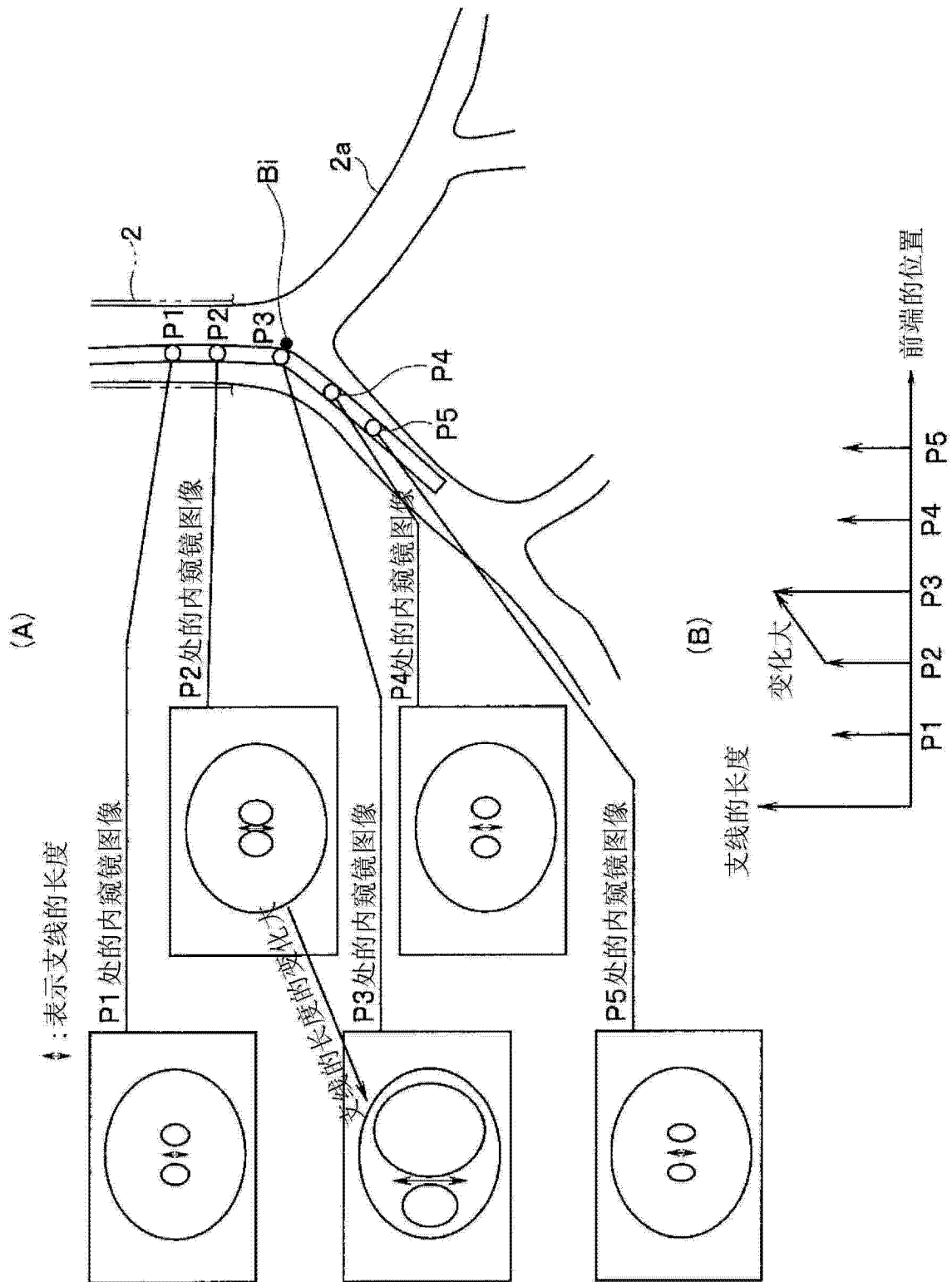


图 13

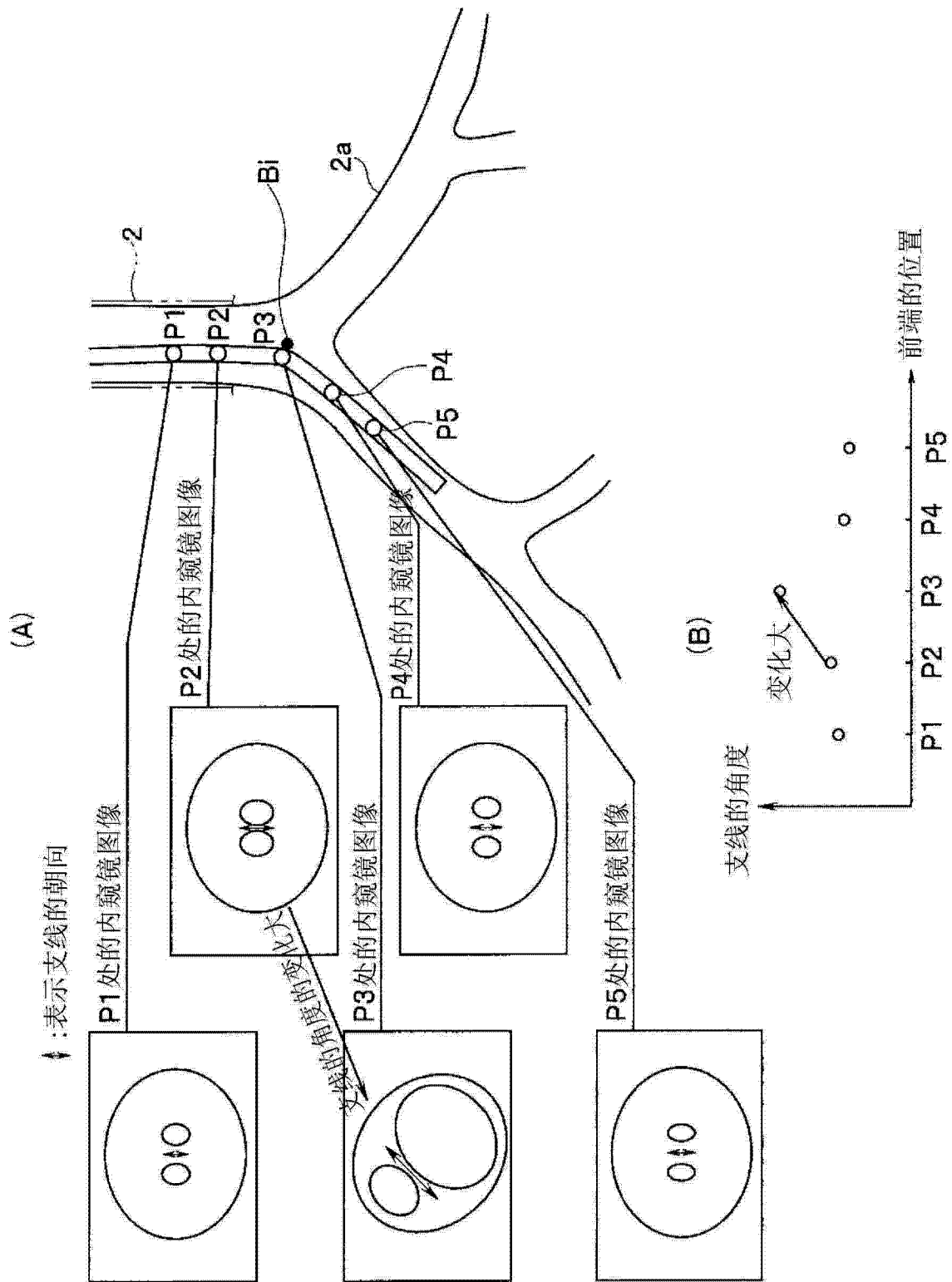


图 14

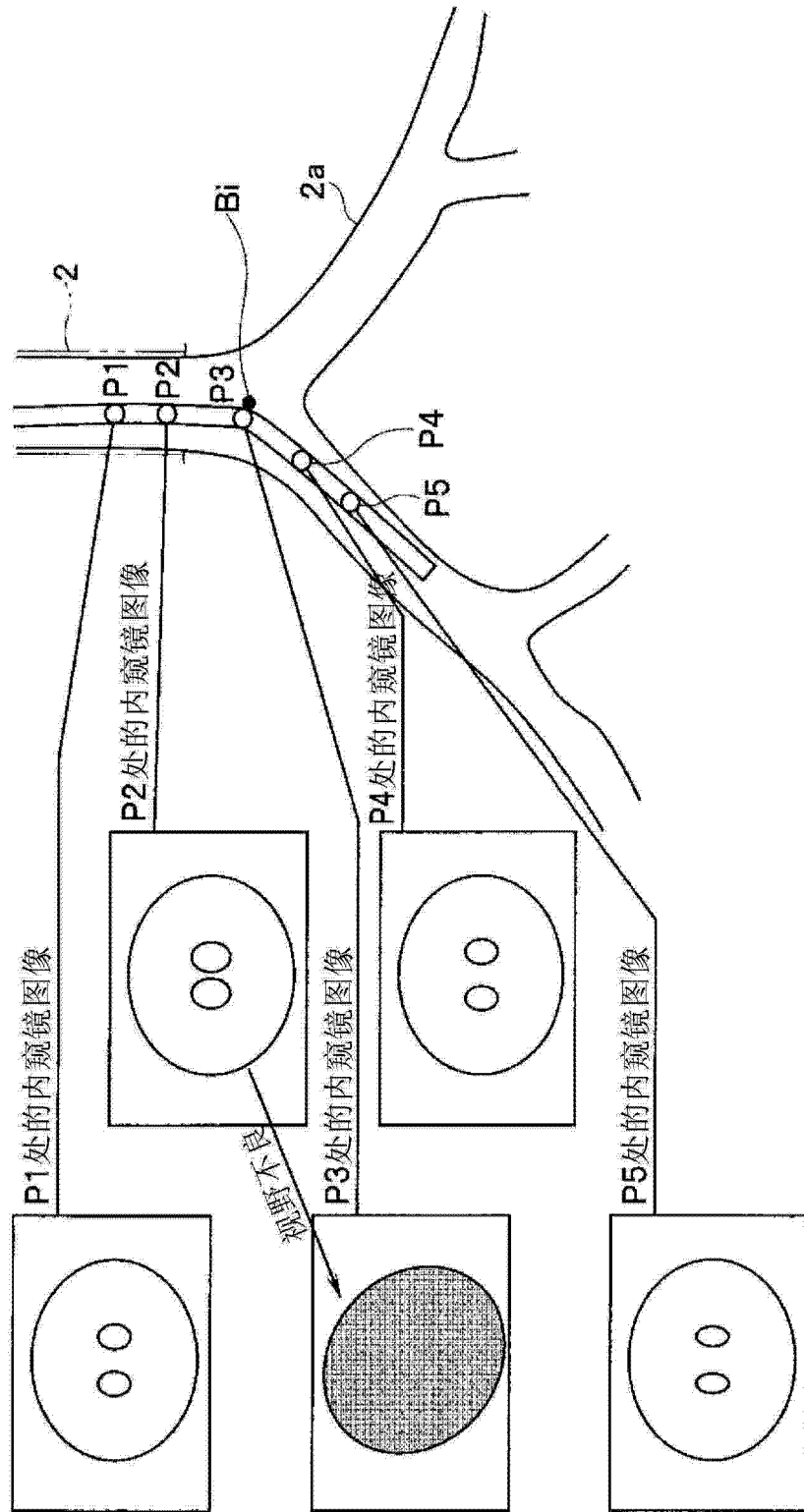


图 15

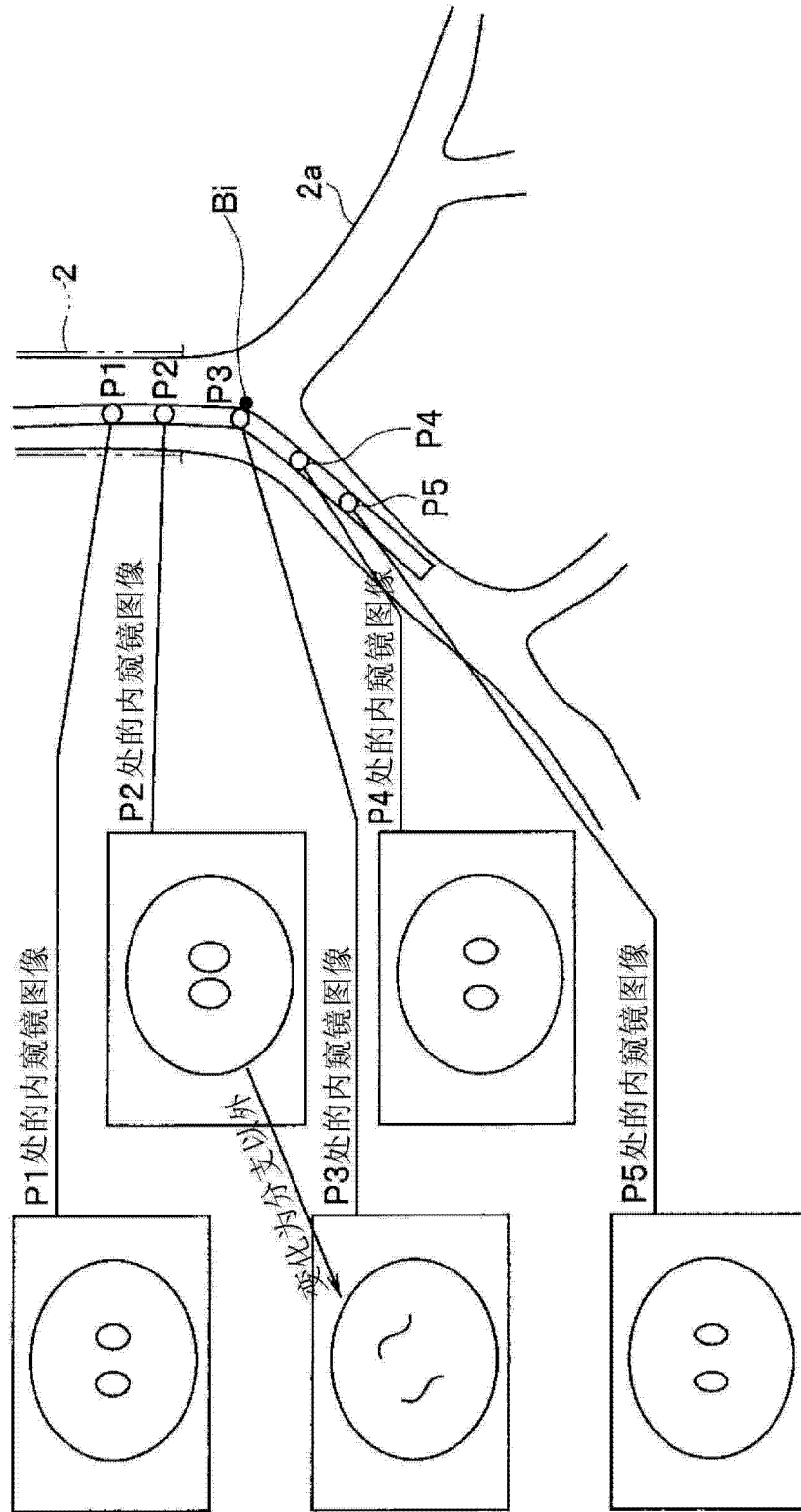


图 16

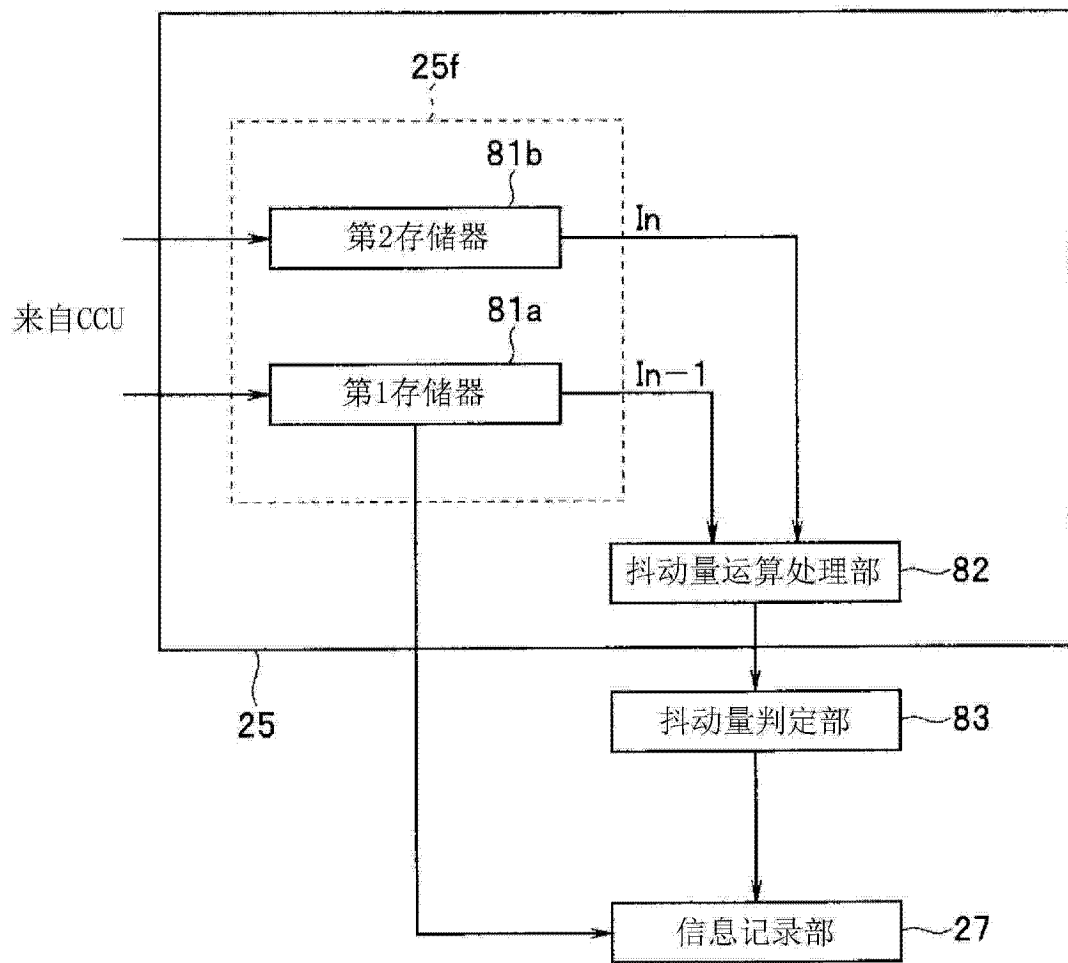


图 17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	CN104883950A	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201480003398.2	申请日	2014-02-19
[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	伊藤满祐 秋本俊也 大西顺一		
发明人	伊藤满祐 秋本俊也 大西顺一		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B6/12 A61B1/00193 A61B5/065 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/0005 A61B1/00055 A61B1/04 A61B1/2676 A61B5/0084 A61B5/066 A61B5/1076 A61B5/1079 A61B5/7207 A61B5/7246 A61B5/7282 A61B6/032 A61B6/5223 A61B6/5247 A61B2034/2065 G06T19/003 G06T2207/10068 G06T2210/41 A61B1/00		
代理人(译)	李辉		
优先权	2013067408 2013-03-27 JP		
其他公开文献	CN104883950B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统具有：图像记录部，其记录被检体的三维图像信息；管腔脏器提取部，其从三维图像信息中提取规定的管腔脏器；假想内窥镜图像生成部，其针对提取出的规定的管腔脏器的信息，从规定的视点位置生成假想内窥镜图像；摄像部，其对规定的管腔脏器内进行摄像；位置信息取得部，其取得插入部的前端的位置信息；管腔直径变化量检测比较部，其根据插入部的前端的位置信息检测管腔直径的变化量；图像变化量检测部，其在摄像而得到的内窥镜图像内检测与规定的管腔脏器有关的特征部的变化量；以及信息记录部，其根据两个检测部的检测结果，记录包含插入部的前端的位置和对应的假想内窥镜图像的规定的信息。

