



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103068294 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 24

(21) 申请号 201180038533. 3

A61B 1/04(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 11. 08

A61B 6/03(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-012103 2011. 01. 24 JP

(56) 对比文件

US 6346940 B1, 2002. 02. 12,  
CN 1874716 A, 2006. 12. 06,  
JP 特开 2004-89483 A, 2004. 03. 25,  
JP 特开 2006-181110 A, 2006. 07. 13,  
US 2008/0207997 A1, 2008. 08. 28,  
WO 2007/129493 A1, 2007. 11. 15,  
CN 101378692 A, 2009. 03. 04,  
CN 1612708 A, 2005. 05. 04,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 02. 05

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/075686 2011. 11. 08

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/101888 JA 2012. 08. 02

审查员 孙颖

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 大西顺一 秋本俊也 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 11127

代理人 李辉 于靖帅

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

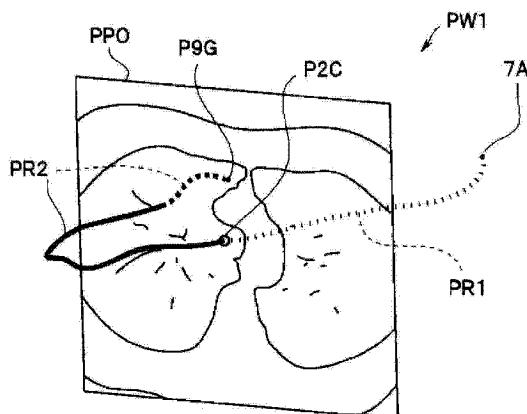
权利要求书2页 说明书11页 附图20页

(54) 发明名称

医疗设备

(57) 摘要

医疗设备(1)具有：插入部，其被插入被检者(7)的支气管(9)内；CT图像数据存储部(15)，其存储预先取得的被检者(7)的三维图像数据；位置计算部(20)，其计算支气管内的插入部(2A)的前端部(2C)的位置和方向；路径生成部(18)，其根据三维图像，生成用于经由支气管(9)将前端部(2C)插入到目标部位(9G)的插入路径(R)；断层图像生成部(14)，其根据三维图像数据生成基于前端部(2C)的位置和方向的断层图像；重叠图像生成部(12)，其生成重叠了插入路径(R)和断层图像(P0)而得到的重叠图像(PW1)；以及显示部(4)，其显示重叠图像(PW1)。



1. 一种医疗设备,具有 :

存储单元,其存储预先取得的被检体的三维图像数据;

位置计算单元,其计算被插入所述被检体内的管腔中的插入单元的前端部的位置和方向;

路径生成单元,其根据所述三维图像数据,生成用于经由所述被检体内的管腔将所述前端部插入到目标位置的三维插入路径,

其特征在于,所述医疗设备还具有 :

断层图像生成单元,其根据所述三维图像数据生成基于所述前端部的位置和方向的二维断层图像;以及

重叠图像生成单元,其根据在三维空间上重叠了所述三维插入路径和所述二维断层图像而得到的图像数据,以能够显示的方式生成所述三维空间,作为从期望的视线观察的三维模型图像。

2. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

所述断层图像生成单元生成包含所述前端部的位置的与所述前端部的方向垂直的平面的断层图像。

3. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

所述重叠图像生成单元对所述三维模型图像重叠表示所述前端部的位置或方向中的至少任意一方的前端部显示标记。

4. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

所述重叠图像生成单元对所述插入路径重叠表示分支的所述管腔的分支部的位置的分支部显示标记。

5. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

所述重叠图像生成单元以能够与从所述前端部的位置到所述目标位置的所述插入路径区别开的方式,显示从插入开始位置到所述前端部的位置的所述插入路径。

6. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

所述重叠图像生成单元不显示从插入开始位置到所述前端部的位置的所述插入路径。

7. 根据权利要求 1 所述的医疗设备,其特征在于,

所述医疗设备还具有 :

摄像单元,其在所述插入单元的前端部对内窥镜图像进行摄像;

虚拟内窥镜图像生成单元,其根据所述三维图像数据生成以所述前端部的位置、方向和旋转角作为视线参数的虚拟内窥镜图像;以及

显示单元,其显示所述重叠图像生成单元所生成的所述三维模型图像、所述内窥镜图像和所述虚拟内窥镜图像中的至少任意一方。

8. 根据权利要求 7 所述的医疗设备,其特征在于,

位置计算单元根据与所述内窥镜图像类似的所述虚拟内窥镜图像的视线参数,计算所述前端部的位置和方向。

9. 根据权利要求 8 所述的医疗设备,其特征在于,

所述重叠图像生成单元在所述内窥镜图像或所述虚拟内窥镜图像中的至少任意一方上重叠显示表示所述插入路径的第 2 插入路径图像。

10. 根据权利要求 9 所述的医疗设备, 其特征在于,

所述医疗设备具有显示面积计算单元, 该显示面积计算单元计算重叠显示的所述第 2 插入路径图像的显示面积,

在所述显示面积为第 1 规定值以下的情况下, 所述重叠图像生成单元对所述第 2 插入路径图像进行强显示。

11. 根据权利要求 9 所述的医疗设备, 其特征在于,

所述医疗设备具有:

显示面积计算单元, 其计算重叠显示的所述第 2 插入路径图像的显示面积; 以及

辅助插入路径计算单元, 其计算辅助插入路径, 该辅助插入路径是包含所述插入路径的平面与所述管腔的管腔壁的交叉线,

在所述显示面积为第 2 规定值以下的情况下, 所述重叠图像生成单元重叠显示表示所述辅助插入路径的辅助路径图像。

12. 根据权利要求 9 所述的医疗设备, 其特征在于,

根据所述前端部的位置选择所述重叠图像生成单元所生成的三维模型图像。

13. 根据权利要求 12 所述的医疗设备, 其特征在于,

所述断层图像生成单元还生成包含所述前端部的位置的与所述前端部的方向平行的平面的断层图像。

## 医疗设备

### 技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及插入被检体的管腔内的医疗设备,特别涉及根据被检体的三维图像数据进行高精度的检查 / 处置的医疗设备。

### 背景技术

[0002] 近年来,广泛进行使用了三维图像的诊断。例如,通过 X 射线 CT (Computed Tomography :计算机断层扫描) 装置对被检体的断层像进行摄像,从而得到被检体内的三维图像数据,使用该三维图像数据进行目标部位的诊断。

[0003] 在 CT 装置中,通过使 X 射线照射位置和检测位置连续旋转并使被检体连续移动,对被检体进行螺旋状的连续扫描 (螺旋扫描 :helical scan)。然后,根据连续的被检体的多个二维断层图像形成三维图像。

[0004] 作为用于诊断的三维图像之一,存在肺的支气管的三维图像。支气管的三维图像用于以三维方式掌握例如疑似肺癌等的异常部的位置。而且,为了通过活检来确认异常部,插入支气管内窥镜,使活检针或活检钳子等从插入部的前端部突出,进行组织的取样。

[0005] 在如支气管那样具有多阶段分支的体内的管路中,在异常部存在于支气管的末梢时,很难在短时间内使前端部正确地到达目标部位附近。因此,例如,在日本国特开 2004-180940 号公报和日本国特开 2005-131042 号公报中公开了如下的插入导航系统:根据被检体的三维的图像数据形成所述被检体内的管路的三维图像,求出在三维图像上沿着管路到达目标点的路径,根据所述图像数据形成沿着路径的所述管路的虚拟内视图像并进行显示。

[0006] 并且,在日本国特开 2003-265408 号公报中公开了在断层图像上重叠显示内窥镜前端部的位置的内窥镜引导装置。

[0007] 但是,在公知的插入导航系统中,有时手术医生不容易在插入操作中确认插入路径的全体像。并且,即使是在断层图像上重叠显示内窥镜前端部的位置的情况下,为了确认三维位置,也需要使用 2 张以上的断层图像,视觉辨认性不佳。

[0008] 因此,公知的插入导航系统有时无法容易地将插入部的前端部插入到目标部位。

[0009] 本发明的实施方式的目的在于,提供易于将插入部的前端部插入到目标部位的医疗设备。

### 发明内容

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 本发明的一个方式的医疗设备具有:插入单元,其被插入被检体的管腔内;存储单元,其存储预先取得的所述被检体的三维图像数据;位置计算单元,其计算所述管腔内的所述插入单元的前端部的位置和方向;路径生成单元,其根据所述三维图像,生成用于经由所述管腔将所述前端部插入到目标位置的插入路径;断层图像生成单元,其根据所述三维图像数据生成基于所述前端部的位置和方向的断层图像;重叠图像生成单元,其生成重叠

了所述插入路径和所述断层图像而得到的重叠图像；以及显示单元，其显示所述重叠图像。

## 附图说明

- [0012] 图 1 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备针对支气管的插入状态的三维模型图。
- [0013] 图 2 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的结构的结构图。
- [0014] 图 3A 是用于说明断层图像的说明图。
- [0015] 图 3B 是用于说明断层图像的说明图。
- [0016] 图 3C 是用于说明断层图像的说明图。
- [0017] 图 3D 是用于说明断层图像的说明图。
- [0018] 图 3E 是用于说明断层图像的说明图。
- [0019] 图 3F 是用于说明断层图像的说明图。
- [0020] 图 4 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的处理流程的流程图。
- [0021] 图 5 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的目标位置设定画面的说明图。
- [0022] 图 6 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的目标位置设定画面的说明图。
- [0023] 图 7 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备的导航画面的说明图。
- [0024] 图 8 是用于说明第 1 实施方式的医疗设备显示的重叠图像的三维模型图。
- [0025] 图 9 是第 1 实施方式的医疗设备显示的重叠图像的一例。
- [0026] 图 10 是第 1 实施方式的医疗设备显示的重叠图像的一例。
- [0027] 图 11 是第 1 实施方式的医疗设备显示的重叠图像的一例。
- [0028] 图 12 是第 1 实施方式的医疗设备显示的重叠图像的一例。
- [0029] 图 13 是第 1 实施方式的医疗设备显示的重叠图像的一例。
- [0030] 图 14 是用于说明第 2 实施方式的医疗设备的导航画面的说明图。
- [0031] 图 15 是用于说明第 2 实施方式的变形例 1 的医疗设备的结构的结构图。
- [0032] 图 16A 是用于说明第 2 实施方式的变形例 1 的医疗设备显示的重叠图像的结构图。
- [0033] 图 16B 是用于说明第 2 实施方式的变形例 1 的医疗设备显示的重叠图像的结构图。
- [0034] 图 17 是用于说明第 2 实施方式的变形例 2 的医疗设备的结构的结构图。
- [0035] 图 18A 是用于说明第 2 实施方式的变形例 2 的医疗设备显示的重叠图像的说明图。
- [0036] 图 18B 是用于说明第 2 实施方式的变形例 2 的医疗设备显示的重叠图像的说明图。
- [0037] 图 19A 是用于说明第 2 实施方式的变形例 2 的医疗设备显示的辅助路径的说明图。
- [0038] 图 19B 是用于说明第 2 实施方式的变形例 2 的医疗设备显示的辅助路径的说明图。
- [0039] 图 20 是用于说明第 3 实施方式的医疗设备的结构的结构图。
- [0040] 图 21 是用于说明第 3 实施方式的变形例的医疗设备的结构的结构图。
- [0041] 图 22 是用于说明第 4 实施方式的医疗设备的插入部的前端部的说明图。

- [0042] 图 23 是第 4 实施方式的医疗设备显示的重叠图像的一例。
- [0043] 图 24 是用于说明第 4 实施方式的医疗设备的处理流程的流程图。
- [0044] 图 25 是用于说明第 5 实施方式的医疗设备的插入部的前端部的说明图。
- [0045] 图 26 是第 5 实施方式的医疗设备显示的重叠图像的一例。

## 具体实施方式

- [0046] <第 1 实施方式>

[0047] 下面,参照附图对本发明的第 1 实施方式的医疗设备 1 进行说明。如图 1 所示,医疗设备 1 进行如下导航:将内窥镜装置 2 的插入部 2A 的前端部 2C 从作为插入开始位置的被检者 7 的咽喉部 7A 经由具有多个分支部 J1 ~ J5 的支气管 9 插入到作为目标位置的目标部位 9G。图 1 是示出插入部 2A 朝向目标部位 9G 进行插入操作的状态的三维模型图。插入部 2A 具有贯穿插入内部的通道 8,使从通道插入口 8A 插入的处置器械 6 从前端部 2C 突出,进行目标部位 9G 的活检。另外,在以下的附图中,Z 轴方向是被检者 7 的体轴,X 轴方向是被检者 7 的左右方向,Y 轴方向是被检者 7 的前后方向。

[0048] 如后所述,在医疗设备 1 中,在插入操作中,在显示部 4(参照图 2) 上显示表示三维空间的三维模型图像即重叠图像 PW1,该三维空间重叠显示有包含此时的前端部 2C 的位置的与前端部 2C 的方向垂直的平面的断层图像(倾斜图像)P0 以及三维的插入路径 R。手术医生可以任意设定三维模型图的视线 LA(视线位置、视线方向、视线旋转角)。

[0049] 随着前端部 2C 的位置变化、即插入操作的行进,自动更新所显示的断层图像 P0。另外,在断层图像 P0 上重叠显示表示插入部 2A 的前端部 2C 的位置的位置显示标记 P2C。

[0050] 接着,使用图 2 对医疗设备 1 的结构进行说明。医疗设备 1 具有内窥镜装置 2、用于进行插入支援的主体部 3、作为显示单元的显示部 4、作为输入单元的输入部 5。

[0051] 内窥镜装置 2 是支气管镜,具有在前端部 2C 配设有作为摄像单元的摄像部 2B 的作为插入单元的插入部 2A、以及对插入部 2A 等进行控制的内窥镜控制部 2D。在插入部 2A 的内部配设有能够供处置器械 6 贯穿插入的通道 8。当前端部 2C 插入到目标部位 9G 的附近时,使处置器械 6 从前端部 2C 的通道开口 8E 突出,进行活检。

[0052] 主体部 3 具有内窥镜图像处理部 11、作为重叠图像生成单元的重叠图像生成部 12、作为位置计算单元的位置计算部 20、虚拟内窥镜图像(Virtual Bronchus Scope 图像:以下也称为“VBS 图像”)生成部 13、作为断层图像生成单元的断层图像生成部 14、作为存储单元的 CT 图像数据存储部 15、作为芯线计算单元的芯线计算部 16、作为路径生成单元的路径生成部 18、作为控制单元的控制部 10。

[0053] 控制部 10 进行导航整体的控制。内窥镜图像处理部 11 对摄像部 2B 摄像的图像进行处理,输出内窥镜图像(以下也称为“真实图像”)。CT 图像数据存储部 15 存储使用 CT 装置而预先取得的被检体即被检者 7 的三维图像数据。VBS 图像生成部 13 根据三维图像数据生成将前端部 2C 的位置、方向和旋转角(以下也称为“位置等”)作为视线参数的 VBS 图像。

[0054] 位置计算部 20 计算插入到支气管 9 中的插入部 2A 的前端部 2C 的位置等。芯线计算部 16 根据三维图像数据计算支气管 9 的芯线 S。这里,芯线 S 是连接支气管 9 的管路方向垂直面的重心点的线、即管腔长度方向的信息。作为芯线 S,可以使用连接管腔的管路

方向垂直面的中心点的中心线等信息。

[0055] 路径生成部 18 根据三维图像数据生成到达由手术医生经由输入部 5 设定的目标位置即目标部位 9G 的沿芯线 S 的插入路径 R。

[0056] 断层图像生成部 14 根据三维图像数据生成包含由位置计算部 20 计算出的前端部 2C 的三维位置的与前端部 2C 的方向垂直的平面的断层图像 P0。

[0057] 重叠图像生成部 12 生成从规定视线 LA 观察三维空间时的三维模型图像即重叠图像 PW1, 该三维空间重叠有三维的插入路径 R 和由断层图像生成部 14 生成的断层图像 P0。

[0058] 显示部 4 在插入操作中显示具有真实图像或 VBS 图像中的至少任意一方以及重叠图像 PW1 的导航图像。

[0059] 另外, 主体部 3 的上述结构要素不需要是独立的硬件, 例如也可以是读入到 CPU 而进行动作的程序。

[0060] 这里, 使用图 3A ~ 图 3F 对断层图像生成部 14 生成的断层图像进行说明。

[0061] 图 3A 所示的体轴图像 PA 是与被检者 7 的体轴垂直的 XY 面的图像, 图 3B 所示的冠状图像 PC 是与被检者 7 相对的 XZ 面的图像, 图 3C 所示的矢状图像 PS 是被检者 7 的侧面方向的 YZ 面的图像。而且, 图 3F 所示的倾斜图像 P0 是任意平面的图像。

[0062] 并且, 图 3D 所示的复合断层图像由 2 个正交的平面 PA 和 PC 构成。作为包含正交的 2 个平面的复合断层图像, 可以是其他平面的图像的组合。进而, 也可以是由所述倾斜图像 P0 和正交的平面的图像构成的复合断层图像。并且, 图 3E 所示的复合断层图像是包含正交的 3 个平面的复合断层图像的例子。

[0063] 接着, 使用图 4 的流程图对医疗设备 1 的处理流程进行说明。

[0064] << 设定操作模式 >>

[0065] 首先, 在显示部 4 上显示图 5 所示的目标位置设定画面。在目标位置设定画面中显示体轴图像 PA、冠状图像 PC、矢状图像 PS。

[0066] < 步骤 S10 > 断层图像生成

[0067] 由于需要使用显示二维图像的显示部 4 设定表示目标部位 9G 的三维坐标, 所以, 首先根据被检者的三维图像数据生成 3 种断层图像, 即体轴图像 PA、冠状图像 PC、矢状图像 PS。例如将体轴作为 Z 轴而生成目标位置设定用的断层图像。

[0068] < 步骤 S11 > 目标位置设定

[0069] 如图 5 所示, 使用在显示部 4 上显示的目标位置设定画面设定目标部位 9G。因此, 在目标位置设定画面中显示的体轴图像 PA、冠状图像 PC、矢状图像 PS 上重叠有表示目标位置的目标位置标记 P9G。另外, 在图 5 所示的例子中, 表示插入开始位置即咽喉部 7A 的位置的开始位置标记 P7A 位于体轴图像 PA 的显示范围内, 但是, 位于冠状图像 PC、矢状图像 PS 的显示范围外。

[0070] 当手术医生使用作为输入单元的鼠标等移动在任意一个断层图像上重叠显示的目标位置标记 P9G 时, 在其他断层图像上显示的目标位置标记 P9G 也随着移动。

[0071] 另外, 也可以通过开始位置标记 P7A 的移动操作来设定插入开始位置。并且, 目标位置不一定是点, 也可以是具有规定体积的目标区域。并且, 为了更加准确地设定目标位置, 也可以扩大显示断层图像。

[0072] < 步骤 S12 > 插入路径计算

[0073] 当设定目标部位 9G 后,路径生成部 18 根据 CT 图像数据存储部 15 中存储的三维图像数据生成从插入开始位置即咽喉部 7A 到目标位置即目标部位 9G 的插入路径 R。插入路径 R 是连接三维图像数据的管腔截面的重心点或中心点的芯线 S 中与目标部位 9G 连接的芯线。

[0074] 路径生成部 18 也可以生成多个插入路径,提示手术医生进行选择。即,在目标部位 9G 存在于多个管腔之间、或目标部位 9G 为具有规定以上体积的部位等情况下,计算多个插入路径。

[0075] 如图 6 所示,当计算出插入路径 R 后,显示将表示插入路径 R 的路径图像 PPR 重叠在各个断层图像上的重叠图像 PW2。这里,路径图像 PPR 是将三维的插入路径 R 投影到各个断层图像的平面上而得到的图像。

[0076] 另一方面,VBS 图像生成部 13 生成位于插入路径 R 中的分支部 J1 ~ J4 的 VBS 图像以及各个 VBS 图像的缩小图像即缩略图像。

[0077] <<插入导航模式>>

[0078] 如图 7 所示,当插入操作开始后,在显示部 4 上显示导航画面。在导航画面中显示真实图像 RBS、VBS 图像 VBS、重叠图像 PW1、缩略图像、分支编号。另外,图 7 是前端部 2C 位于 4 个分支部中的最初的分支部 J1 时的导航画面例。在缩略图像中显示 4 个分支部 J1 ~ J4 的缩小图像,较大地显示分支部编号 J1。

[0079] <步骤 S13> 前端部的位置、方向和旋转角计算

[0080] 位置计算部 20 实时或以规定时间间隔计算前端部 2C 的位置等。

[0081] 然后,位置计算部 20 对 VBS 图像生成部 13 进行控制,生成与 CCD(2B) 拍摄的真实图像类似的 VBS 图像。即,VBS 图像生成部 13 生成将位置、方向和旋转角 (X1、Y1、Z1、a1、e1、r1) 作为视线参数的 VBS 图像。这里,(X、Y、Z) 表示三维坐标值,(a) 表示方位角度 (azimuth angle),(e) 表示俯仰角度 (elevation angle),(r) 表示旋转角 (roll angle)。

[0082] 然后,位置计算部 20 对 VBS 图像与真实图像的类似度进行比较。这里,图像的类似度可以使用通过公知的图像处理进行的像素数据电平的匹配、或从图像中提取出的特征电平的匹配中的任意一方。

[0083] 由于以真实图像的帧为单位进行真实图像与 VBS 图像的匹配处理,所以,以静止内窥镜图像与 VBS 图像的类似度为基准进行实际的比较处理。

[0084] 在对真实图像与 VBS 图像 B 的类似度进行比较而计算出的两个图像的误差 e 大于规定容许误差 e0 的情况下,位置计算部 20 向 VBS 图像生成部 13 输出改变值后的视线参数值。VBS 图像生成部 13 根据新的视线参数生成下一张 VBS 图像。

[0085] 通过反复进行上述处理、即改变视线参数,VBS 图像生成部 13 生成的 VBS 图像 B 成为逐渐与真实图像类似的图像,在多次的反复处理后,两个图像的误差 e 成为容许误差 e0 以下。

[0086] 然后,位置计算部 20 根据与真实图像类似的 VBS 图像的视线参数,计算前端部 2C 的位置等信息 (X、Y、Z、a、e、r)。即,更准确地讲,位置计算部 20 计算的前端部 2C 的位置、方向和旋转角是配设在前端部 2C 的摄像部 2B 的视线位置、视线方向和旋转角。

[0087] <步骤 S14> 断层图像生成

[0088] 断层图像生成部 14 生成包含由位置计算部 20 计算出的前端部 2C 的三维位置 (X、

Y、Z) 的平面 P 的断层图像。另外,手术医生可以从图 3A ~ 图 3F 所示的断层图像中选择期望的图像。优选的断层图像是图 3F 所示的与前端部 2C 的方向垂直的平面的倾斜图像 P0、或包含所述倾斜图像 P0 的复合断层图像。这是为了使手术医生能够最容易掌握前端部 2C 的位置和方向。

[0089] <步骤 S15> 重叠图像生成

[0090] 重叠图像生成部 12 生成断层图像 P0 与插入路径 R 的重叠图像 PW1。

[0091] 如图 8 所示,配置有二维的断层图像 P0 和三维的插入路径 R 的三维空间的、从期望视线 LA 观察到的三维模型图像为图 9 所示的重叠图像 PW1。

[0092] 图 9 所示的重叠图像 PW1 看似与图 6 所示的目标位置设定画面的重叠图像 PW2 类似。但是,在重叠图像 PW2 中,路径图像是将三维的插入路径 R 投影到断层图像上的二维的路径图像,并且,断层图像是预先确定的平面的断层像。即,重叠图像 PW2 是通常的二维图像。

[0093] 与此相对,重叠图像 PW1 是三维模型图像,手术医生通过任意变更视线 LA,能够改变成期望的状态。例如,如果将视线 LA 设定在断层图像 P0 的平面的延长线上,则利用线显示重叠图像 PW1 上的断层图像 P0。并且,在重叠图像 PW1 中,由于断层图像 P0 包含前端部 2C,所以,手术医生能够得到前端部 2C 的周围组织的信息。

[0094] 另外,在重叠图像 PW1 中,表示插入路径 R 的路径图像 PR 与断层图像 P0 的交点为前端部 2C 的位置,显示位置显示标记 P2C。

[0095] 并且,重叠图像生成部 12 以能够与从位置显示标记 P2C 到表示所述目标位置的目标位置标记 P9G 的路径图像 PR2 区别开的不同线种,显示从表示插入开始位置即咽喉部 7A 的位置的开始位置标记 P7A 到表示前端部 2C 的位置的位置显示标记 P2C 的路径图像 PR1。即,主要利用点线显示路径图像 PR1,主要利用实线显示路径图像 PR2。进而,重叠图像生成部 12 利用虚线显示路径图像 PR2 中的从视线 LA 观察位于断层图像 P0 的后侧的部分。

[0096] 另外,为了进行区别,重叠图像生成部 12 也可以利用不同的颜色或粗细来显示路径图像 PR1 和路径图像 PR2。并且,重叠图像生成部 12 也可以不显示路径图像 PR1。

[0097] 进而,如图 10 所示,重叠图像生成部 12 也可以生成使用了复合断层图像的重叠图像 PW1A 作为断层图像 P0。重叠图像 PW1A 是由图 3D 所示的 2 个正交的平面 PA、PC 构成的复合断层图像和插入路径 R 的三维模型图像。在重叠图像 PW1A 中,前端部 7C 位于平面 PA 和与前端部 7C 的方向垂直的平面 PC 的交叉线上。

[0098] 并且,如图 11 所示,重叠图像生成部 12 也可以生成重叠图像 PW1B,该重叠图像 PW1B 是在路径图像 PR 上重叠了表示各个分支部的位置的分支部显示标记 PJ1 ~ PJ4 的图像。

[0099] 进而,如图 12 所示,重叠图像生成部 12 也可以生成重叠了插入路径以外的芯线 S 的图像 PR2 作为路径图像 PR 的重叠图像 PW1C。但是,由于显示多个芯线 S 时很难识别,所以,如图 12 所示,优选进行仅显示从插入路径一次分支的芯线 S 等的显示限制。作为显示限制方法,可以仅显示规定数量的分支的芯线 S、或者从分支部 J 起显示规定长度的芯线 S。

[0100] 并且,如图 13 所示,重叠图像生成部 12 也可以生成具有体轴图像 PA 的重叠图像 PW1D,其中,该体轴图像 PA 包含前端部 2C 的位置。该情况下,重叠图像生成部 12 可以在重叠图像 PW1D 上显示不仅表示前端部 2C 的位置还表示前端部 2C 的方向的前端部显示标记

P2CD, 也可以仅显示方向。即, 如果前端部显示标记表示前端部的位置或方向中的至少任意一方, 则得到规定效果。进而, 重叠图像生成部 12 也可以在前端部显示标记中显示前端部 2C 的旋转角。

[0101] 另外, 在图 13 中, 由于重叠图像生成部 12 不显示已经通过的插入路径、即从咽喉部 7A 起的前端部 2C 的路径的路径图像 PR1, 所以, 重叠图像的视觉辨认性优良。

[0102] 并且, 断层图像生成部 14 也可以生成包含前端部 2C 的位置的冠状图像 PC 或矢状图像 PS。

[0103] 即, 断层图像生成部 14 生成基于前端部 2C 的位置和方向的断层图像, 但是, 也可以生成仅基于前端部 2C 的位置的断层图像。

[0104] <步骤 S16> 重叠显示

[0105] 与真实图像和 VBS 图像一起, 在显示部 4 上显示重叠图像生成部 12 生成的重叠图像 PW1。

[0106] 另外, 重叠图像 PW1 可以始终显示在导航画面上, 但是, 也可以通过手术医生的设定而暂时不显示重叠图像 PW1, 还可以根据控制部 10 的控制而自动地不显示重叠图像 PW1。并且, 重叠图像 PW1 上显示的断层图像的种类也可以通过手术医生的设定或控制部 10 的控制而变更。

[0107] 可以根据前端部 2C 的位置来选择导航画面中显示的图像。例如, 可以在前端部 2C 接近分支部 J 时, 设为显示包含重叠图像 PW1 的导航画面的显示模式, 在前端部 2C 通过分支部 J 后, 切换为显示不对重叠图像 PW1 进行显示的导航画面的显示模式。

[0108] 显示模式的切换与后述导航模式的切换同样, 由控制部 10 根据有无触发设定而进行控制(参照图 24)。

[0109] <步骤 S17> 结束?

[0110] 在前端部 2C 插入到目标部位 9G 的附近(S17:是)之前, 反复进行从步骤 S13 起的处理。

[0111] 当前端部 2C 插入到目标部位 9G 的附近后, 插入导航模式结束, 使处置器械 6 从前端部 2C 突出, 进行目标部位 9G 的活检等。

[0112] 如以上说明的那样, 根据医疗设备 1 显示在显示部 4 上的重叠图像, 手术医生能够容易地掌握前端部 2C 的位置。进而, 手术医生能够根据断层图像 P0 掌握前端部 2C 附近的组织的状态。因此, 医疗设备 1 易于将插入部 2A 的前端部 2C 插入到目标部位 9G。

[0113] <第 2 实施方式>

[0114] 下面, 参照附图对本发明的第 2 实施方式的医疗设备 1A 进行说明。由于医疗设备 1A 与医疗设备 1 类似, 所以, 对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0115] 如图 14 所示, 在医疗设备 1A 中, 在导航画面中不显示 VBS 图像, 在真实图像上重叠显示表示插入路径 R 的第 2 路径图像 PR2。

[0116] 为了在真实图像中插入第 2 路径图像 PR2, 首先, 生成重叠在与真实图像对应的 VBS 图像上的第 2 路径图像 PR2, 然后, 真实图像上重叠所生成的第 2 路径图像 PR2。

[0117] 手术医生能够一边通过在真实图像上重叠显示的第 2 路径图像 PR2 确认插入路径 R, 并且一边通过重叠图像 PW1 掌握前端部 2C 的位置等, 一边进行插入操作。

[0118] 医疗设备 1A 具有医疗设备 1 所具有的效果, 进而, 导航画面简单且视觉辨认性优

良。另外,可以在医疗设备 1A 中使用医疗设备 1 中说明的各种结构,也可以在医疗设备 1 中使用医疗设备 1A 的结构。

[0119] <第 2 实施方式的变形例 1、2>

[0120] 下面,参照附图对本发明的第 2 实施方式的变形例 1 的医疗设备 1B 和变形例 2 的医疗设备 1C 进行说明。由于医疗设备 1B、1C 与医疗设备 1A 类似,所以,对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0121] 如图 15 所示,医疗设备 1B 具有作为显示面积计算单元的显示面积计算部 30。显示面积计算部 30 计算在 VBS 图像上重叠显示的第 2 路径图像 PR2 的显示面积。

[0122] 沿着具有规定粗细的支气管 9 的中心即芯线 S 计算插入路径 R。因此,如图 16A 所示,VBS 图像中显示的第 2 路径因前端部 2C 的方向等而较短。于是,手术医生不容易识别正确的插入路径 R。

[0123] 但是,如图 16B 所示,在医疗设备 1B 中,在显示面积计算部 30 计算出的显示面积为第 1 规定值以下的情况下,重叠图像生成部 12 对第 2 路径图像 PR2 进行强调显示。

[0124] 例如,显示面积计算部 30 对由  $500 \times 500$  像素构成的 VBS 图像中的第 2 路径图像 PR2 的像素数 K 进行计数。然后,在像素数 K 为第 1 规定值 K1 以下的情况下,较粗地显示重叠图像生成部 12 显示路径图像 PR 的线,例如使得像素数成为 K1。即,重叠显示的路径越短,路径图像 PR 显示得越粗。

[0125] 并且,真实图像有时在引起光晕等时局部成为纯白,有时很难区分管腔内的颜色和第 2 路径图像 PR2 的颜色。因此,作为第 2 路径图像 PR2 的强调显示方法,可以改变颜色或线种,也可以进行闪烁显示。

[0126] 并且,显示面积计算部 30 也可以不针对真实图像 RBS 的全体计算平均亮度,而针对规定关注区域 (ROI) 的范围的像素计算平均亮度,根据该平均亮度的变化来变更显示方法,以改善第 2 路径图像 PR2 的视觉辨认性。

[0127] 作为 ROI,优选设定为包围第 2 路径图像 PR2 的范围,其形状可以是圆、椭圆、长方形或正方形等中的任意一方。并且,不限于预先设定的形状,也可以按照每个处理选择包围第 2 路径图像 PR2 的范围为最小面积的图形,还可以将预先选择出的图形放大 / 缩小为包围第 2 路径图像 PR2 的范围。

[0128] 另一方面,如图 17 所示,第 2 实施方式的变形例 2 的医疗设备 1C 具有作为辅助插入路径生成单元的辅助插入路径生成部 31。

[0129] 如图 18A 所示,第 2 路径图像 PR2 由于前端部 2C 的位置或方向,有时极短地显示、或者完全不显示。于是,手术医生不容易识别正确的插入路径。

[0130] 但是,如图 18B 所示,在医疗设备 1C 中,在显示面积计算部 30 计算出的第 2 路径图像 PR2 的显示面积为第 2 规定值 K2 以下的情况下,重叠图像生成部 12 代替第 2 路径图像 PR2、或者与第 2 路径图像 PR2 一起重叠显示辅助插入路径图像 PSR。这里,第 2 规定值 K2 例如可以为 0。

[0131] 作为管腔的三维形状信息,辅助插入路径生成部 31 不仅可以使用芯线信息,还可以使用容积信息。如已经说明的那样,芯线 S 是连接管腔的管路方向垂直面的重心点的线,但是,容积是表示管腔的管壁的位置的信息。

[0132] 即,如图 19A 所示,辅助插入路径生成部 31 生成包含插入路径 R 的面与作为容积

信息的支气管 9 的管腔壁的交叉线即辅助插入路径 SR。另外,为了进行说明,图 19A 示出管腔为直管的情况。因此,包含插入路径 R 的面为二维平面。但是,由于实际管腔弯曲,所以,包含插入路径 R 的面也是弯曲的平面。

[0133] 图 19A 示出根据包含插入路径 R 的正交的 2 个面生成 4 条辅助插入路径 SR 的情况。因此,如图 19B 所示,在芯线 S 方向与视线方向 LA 一致的情况下,也在内窥镜图像上重叠 4 条辅助插入路径图像 PSR。

[0134] 另外,辅助插入路径生成部 31 也可以生成 4 条以上、例如 8 条辅助插入路径 SR。

[0135] 医疗设备 1B 和 1C 具有医疗设备 1、1A 所具有的效果,进而,导航画面中的插入路径 R 的视觉辨认性优良。另外,可以在医疗设备 1B 和 1C 中使用医疗设备 1、1A 中说明的各种结构,也可以在医疗设备 1、1A 中使用医疗设备 1B、1C 的结构。

[0136] <第 3 实施方式>

[0137] 下面,参照附图对本发明的第 3 实施方式的医疗设备 1D 进行说明。由于医疗设备 1D 与医疗设备 1 类似,所以,对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0138] 如图 20 所示,在医疗设备 1D 的插入部 2A 的前端部 2C 配设有作为位置传感器的磁场传感器 21,位置计算部 20D 根据磁场传感器 21 的数据计算前端部 2C 的位置、方向和旋转角。

[0139] 通过由磁场传感器检测来自配设在被检者 7 的外部的多个磁场产生天线 22 的磁场,位置计算部 20D 检测前端部 2C 的位置等。即,由于配设在前端部 2C 的磁场传感器 21 的配设位置和摄像部 2B 的配设位置已知,所以,位置计算部 20D 检测摄像部 2B 的视线位置、视线方向和旋转角。另外,作为磁场检测传感器,可以使用 MR 传感器、霍尔元件或线圈等。

[0140] 医疗设备 1D 具有与医疗设备 1 相同的效果。另外,可以在医疗设备 1D 中使用医疗设备 1、1A ~ 1C 中说明的各种结构,也可以在医疗设备 1、1A ~ 1C 中使用医疗设备 1D 的结构。

[0141] <第 3 实施方式的变形例>

[0142] 下面,参照附图对本发明的第 3 实施方式的变形例的医疗设备 1DA 进行说明。由于医疗设备 1DA 与医疗设备 1D 类似,所以,对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0143] 如图 21 所示,在医疗设备 1DA 的处置器械 6 的处置器械前端部 6A 配设有作为位置传感器的磁场传感器 21D。而且,在插入部 2A 的插入操作中,处置器械前端部 6A 被收纳在插入部 2A 的前端部 2C。因此,位置计算部 20D 根据磁场传感器 21D 的数据计算前端部 2C 的位置、方向和旋转角。进而,在处置器械 6 的插入操作中,计算处置器械前端部 6A 的位置、方向和旋转角。另外,所谓处置器械前端部 6A,在处置器械为针的情况下是针尖,但是,在活检钳子的情况下可以是吸杯的中心,在刷子的情况下可以是刷子的中心。

[0144] 另外,为了对插入支气管分支进行辅助,作为处置器械 6,在使用通过近前操作使尖细型且带关节的前端部弯曲的钳子即引导件的情况下,磁场传感器 21D 也可以配设在引导件的前端部。

[0145] 医疗设备 1DA 具有与医疗设备 1D 相同的效果,进而,能够取得从通道开口 8E 突出的处置器械前端部 6A 的位置信息。

[0146] <第 4 实施方式>

[0147] 下面,参照附图对本发明的第 4 实施方式的医疗设备 1E 进行说明。由于医疗设备

1E 与医疗设备 1 类似,所以,对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0148] 在医疗设备 1E 中,当插入部 2A 的前端部 2C 到达目标部位 9G 的附近后,在导航画面中显示的断层图像变化。换言之,根据前端部 2C 的位置,由控制部 10 选择显示部 4 显示的图像。更具体而言,在前端部 2C 的位置与目标部位 9G 的位置的距离为规定值以下、或通过了最后的分支部等情况下,导航模式从插入部插入支援模式切换为处置器械操作支援模式。当然,手术医生也可以选择导航模式。

[0149] 这里,如图 22 所示,在医疗设备 1E 的前端部 2C 配设有摄像部 2B、照明部 2B1,处置器械 6 能够从通道开口 8E 突出。通道开口 8E 的位置与摄像部 2B 的位置不同。为了进行更加准确的处置器械操作支援,当导航模式被切换为处置器械操作支援模式时,在医疗设备 1E 中,优选使用通道开口 8E 的位置作为前端部 2C 的位置。

[0150] 然后,断层图像生成部 14 生成包含通道开口 8E 的位置的与通道 8 的轴向平行的平面、即与前端部 2C 的方向平行的平面的断层图像 PPE。进而,如图 23 所示,重叠图像生成部 12 生成在断层图像 PPE 上重叠显示通道 8 的延长线 P8S 而得到的重叠图像 PW1E。延长线 P8S 表示处置器械 6 从通道开口 8E 突出的方向。

[0151] 可以对延长线 P8S 附加刻度、或者根据长度而改变颜色。并且,延长线 P8S 的方向可以相对于前端部 2C 的方向而具有规定角度,手术医生可以任意变更该角度。

[0152] 这里,使用图 24 的流程图对医疗设备 1E 中的导航模式的切换进行说明。

[0153] <步骤 S20 ~ S23>

[0154] 与使用图 4 说明的第 1 实施方式的医疗设备 1 的步骤 S10 ~ S13 相同。

[0155] <步骤 S24> 触发计算

[0156] 在医疗设备 1E 中,根据在 S21 中计算出的前端部 2C 的位置,由控制部 10 设定触发。例如,在前端部 2C 的位置与目标部位 9G 的距离为规定值以下的情况下设定触发。这里,前端部 2C 的位置与目标部位 9G 的距离可以是直线距离,也可以是经由芯线 S 的插入路径距离。

[0157] 并且,例如,在前端部 2C 的位置的支气管 9 的内径为规定值以下的情况、或者前端部 2C 的位置的支气管 9 的内径与插入部 2A 的外径之差为规定值以下的情况下设定触发。

[0158] 并且,触发不仅可以通过控制部 10 自动设定,还可以通过手术医生借助输入部 5 的设定操作而设定。或者,也可以通过检测在真实图像中映出处置器械 6 的图像、即手术医生使处置器械 6 从通道开口 8E 突出而开始进行活检,来设定触发。

[0159] 例如,当处置器械 6 从通道开口 8E 突出时,真实图像的规定关注区域 (ROI) 的范围的像素的亮度提高。因此,可以针对 ROI 计算平均亮度,根据该平均亮度的变化来设定触发。

[0160] <步骤 S25> 激活触发? <步骤 S26> 模式切换

[0161] 在激活触发的情况下 (是),在步骤 S26 中切换导航模式。与此相对,在触发未激活的情况下 (否),继续进行此前的导航模式。

[0162] <步骤 S27 ~ S30>

[0163] 与使用图 4 说明的第 1 实施方式的医疗设备 1 的步骤 S14 ~ S17 相同。

[0164] 医疗设备 1E 具有与医疗设备 1 等相同的效果,进而,在前端部 2C 插入到目标部位 9G 的附近后,进一步进行处置器械操作支援。另外,可以在医疗设备 1E 中使用医疗设备 1、

1A～1D 中说明的各种结构,也可以在医疗设备 1、1A～1D 中使用医疗设备 1E 的结构。

[0165] <第 5 实施方式>

[0166] 下面,参照附图对本发明的第 5 实施方式的医疗设备 1F 进行说明。由于医疗设备 1F 与医疗设备 1 类似,所以,对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0167] 如图 24 所示,医疗设备 1F 的内窥镜装置 2F 在前端部 2C 具有对圆弧状范围进行扫描的凸型扫描方式的超声波振子 40。手术医生能够根据超声波图像确认淋巴节或血管等的位置。

[0168] 然后,前端部 2C 插入到目标部位 9G 的附近后,断层图像生成部 14 将导航模式切换为处置器械操作支援模式,生成包含前端部 2C 的位置的超声波振子 40 的扫描平面的断层图像 PPF(参照图 26)。

[0169] 进而,如图 25 所示,在处置器械操作支援模式中,重叠图像生成部 12 生成重叠图像 PW1F,该重叠图像 PW1F 在断层图像 PPF 上重叠显示了超声波振子 40 的扫描范围 41 和从通道开口 8E 突出的处置器械 6 能够进行处置的范围 6E。

[0170] 手术医生通过对作为三维模型图像的重叠图像 PW1F 的视线位置等进行变更,能够掌握扫描范围 41 和可处置的范围 6E 的三维关系。

[0171] 另外,在医疗设备 1F 中,与第 4 实施方式的医疗设备 1E 同样,通过检测触发的设定来进行导航模式的切换。

[0172] 医疗设备 1F 具有与医疗设备 1 等相同的效果,进而,在前端部 2C 插入到目标部位 9G 的附近后,进一步进行处置器械操作支援。另外,可以在医疗设备 1F 中使用医疗设备 1、1A～1E 中说明的各种结构,也可以在医疗设备 1、1A～1E 中使用医疗设备 1F 的结构。

[0173] 另外,在如筛选那样未确定目的部位而对全体进行观察时,也可以使用实施方式的医疗设备。该情况下,代替插入路径而显示内窥镜前端的轨迹。构成轨迹的点可以是由位置计算单元求出的位置,也可以是位于所求出的位置附近的管腔脏器的中心线上的点。并且,显示的轨迹可以是表示此前的内窥镜前端的全部移动的移动历史,也可以仅是规定期间或规定空间范围内的轨迹。并且,通过在轨迹上重叠显示管腔脏器的中心线,容易判别观察到哪个部位。

[0174] 在筛选时,在将内窥镜前端插入到规定部位后,例如,在将内窥镜拔出到隆凸处时,也可以显示表示此前的内窥镜前端的全部移动的轨迹。此时,优选利用不同颜色显示或者利用点线显示表示比隆凸更深部侧的内窥镜前端位置的线即轨迹,从而能够进行判别。

[0175] 即,本发明不限于上述实施方式或变形例,能够在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变等。例如如已经说明的那样,可以适当组合上述实施方式和变形例。

[0176] 本申请以 2011 年 1 月 24 日在日本申请的日本特愿 2011-012103 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、权利要求书和附图中。

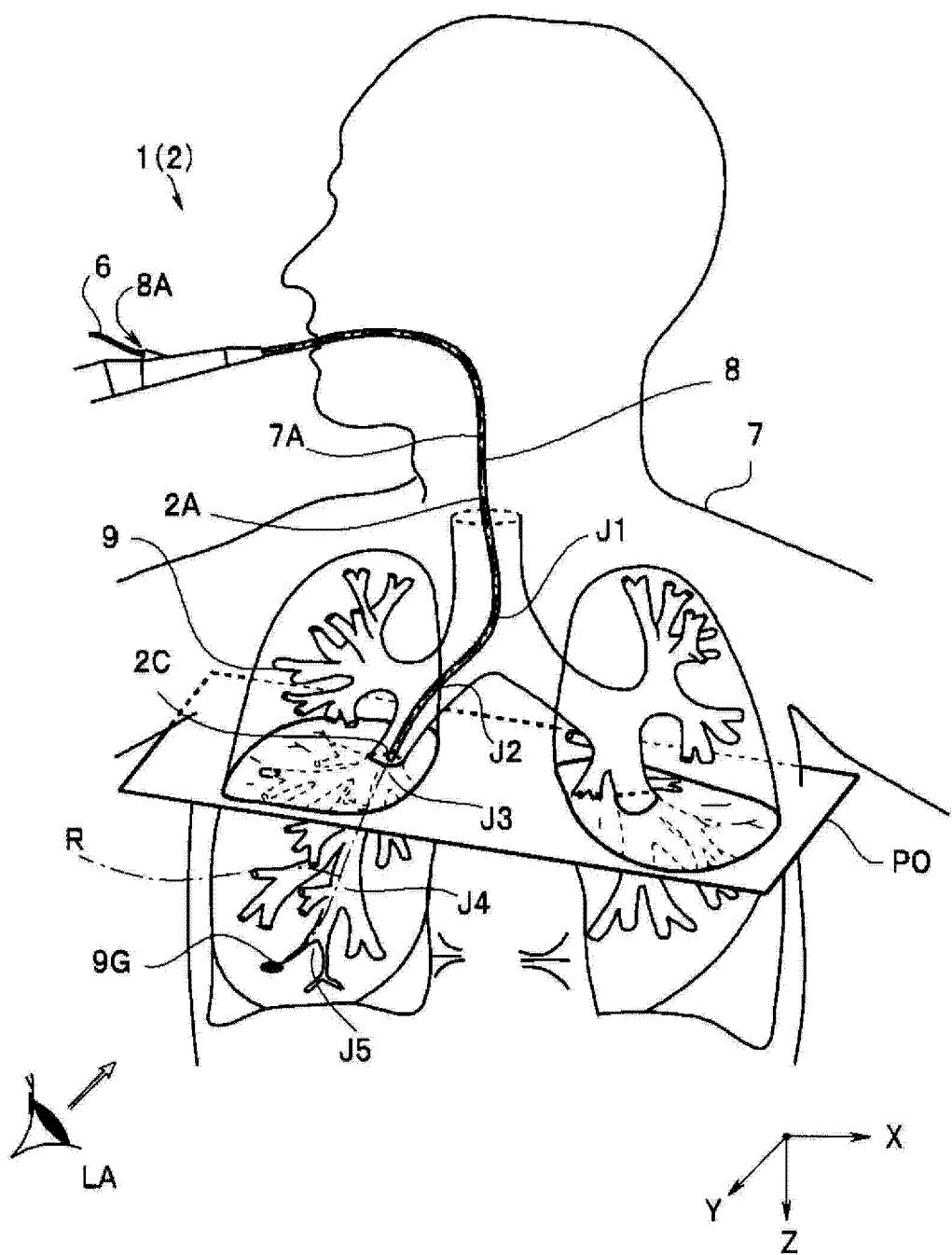


图 1

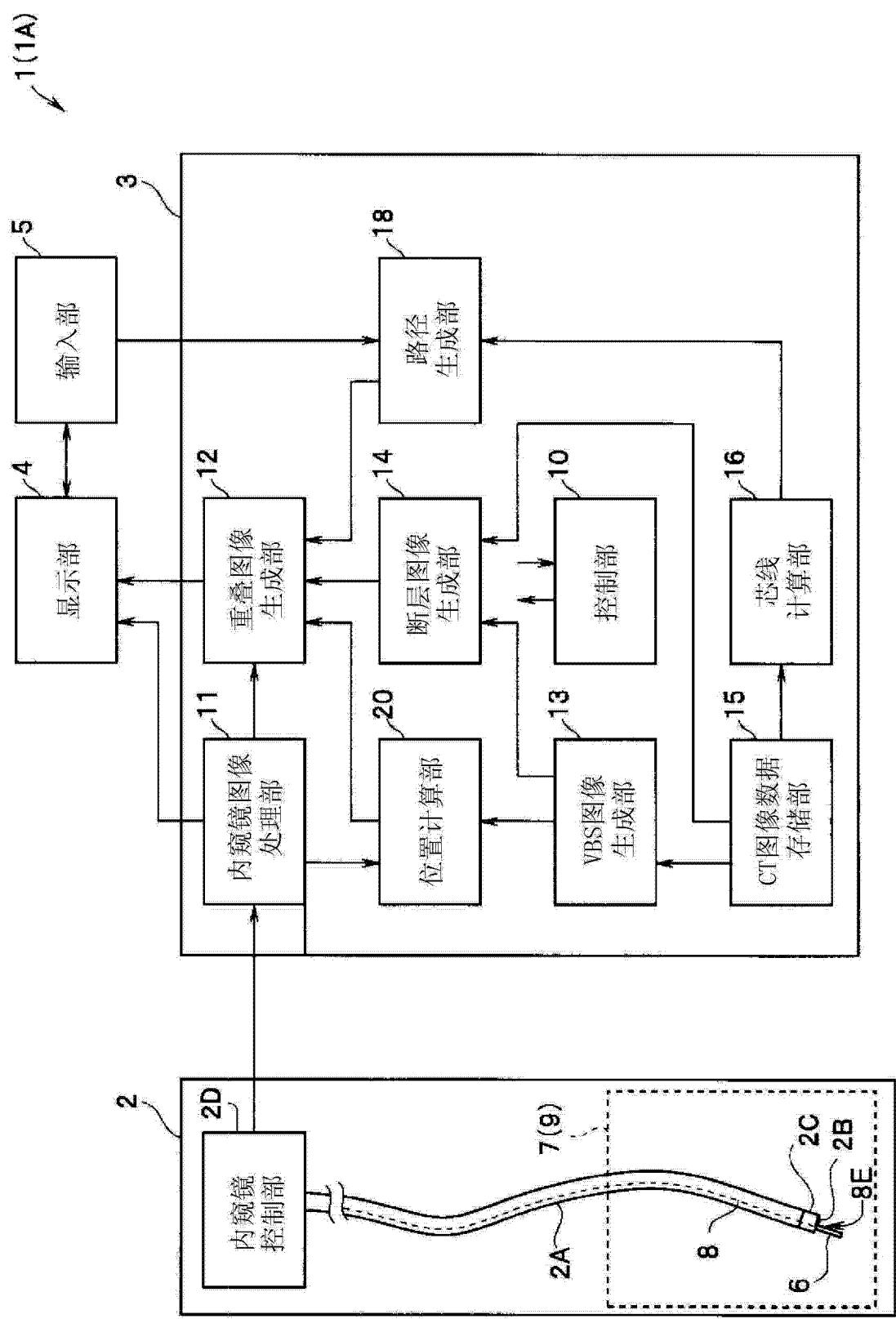


图 2

体轴截面

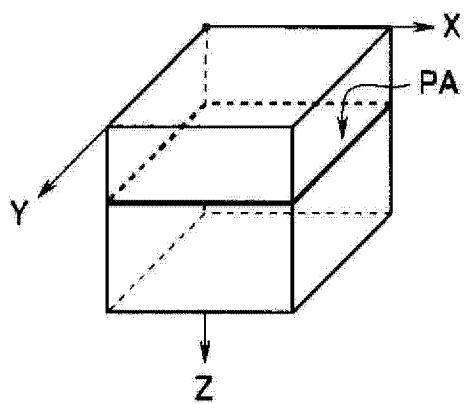


图 3A

冠状截面

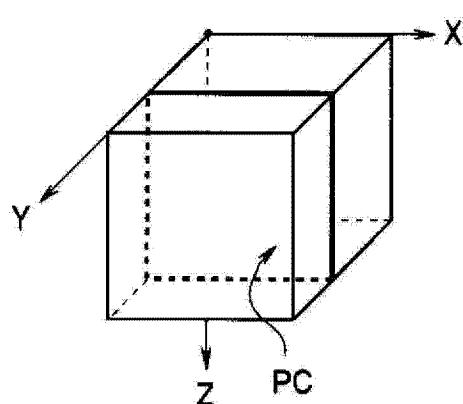


图 3B

矢状截面

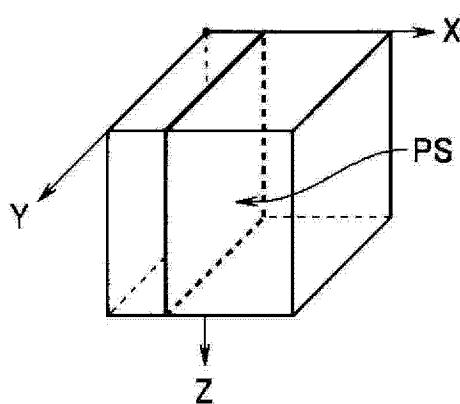


图 3C

冠状/矢状截面

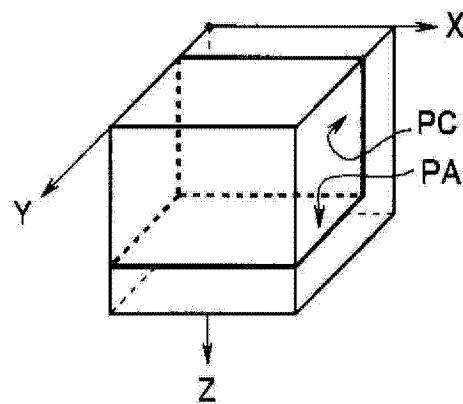


图 3D

三截面

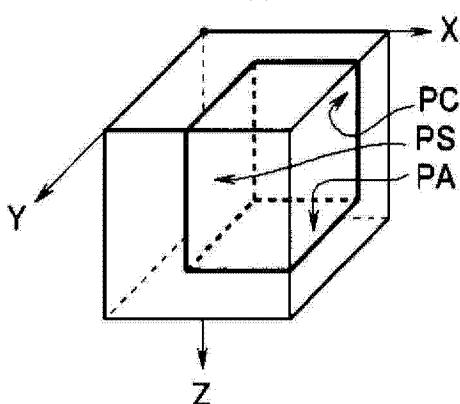


图 3E

倾斜截面

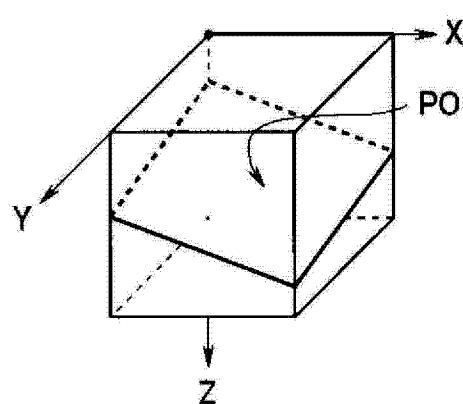


图 3F

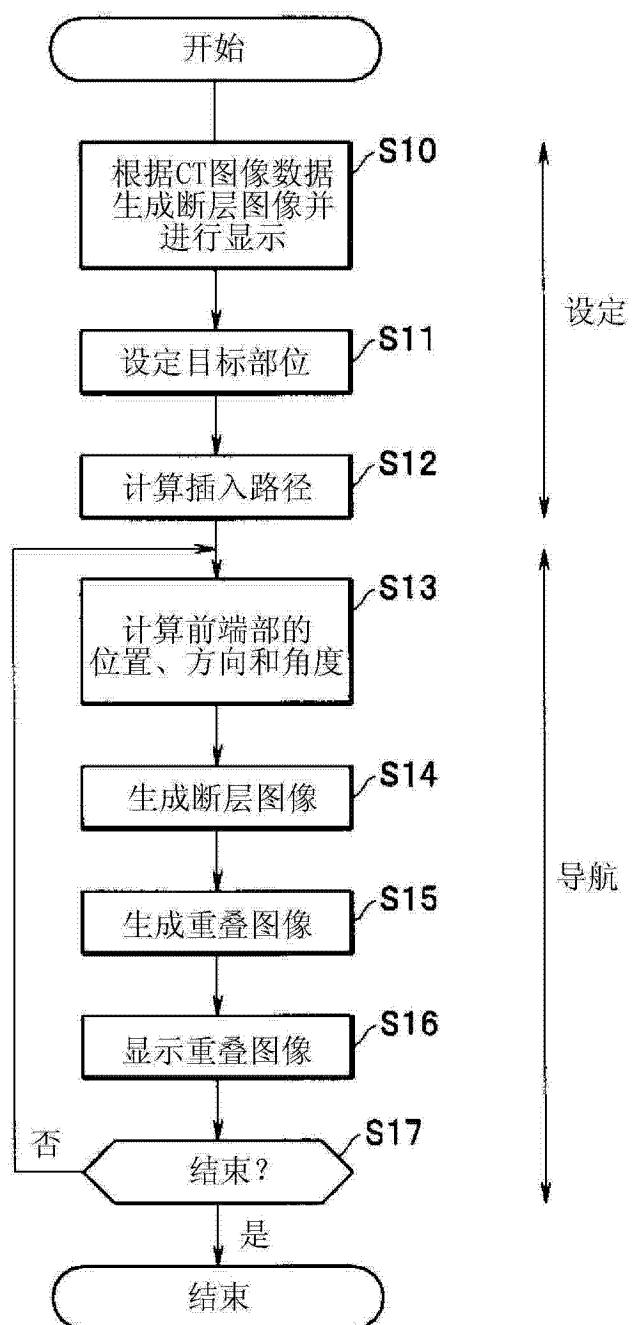


图 4

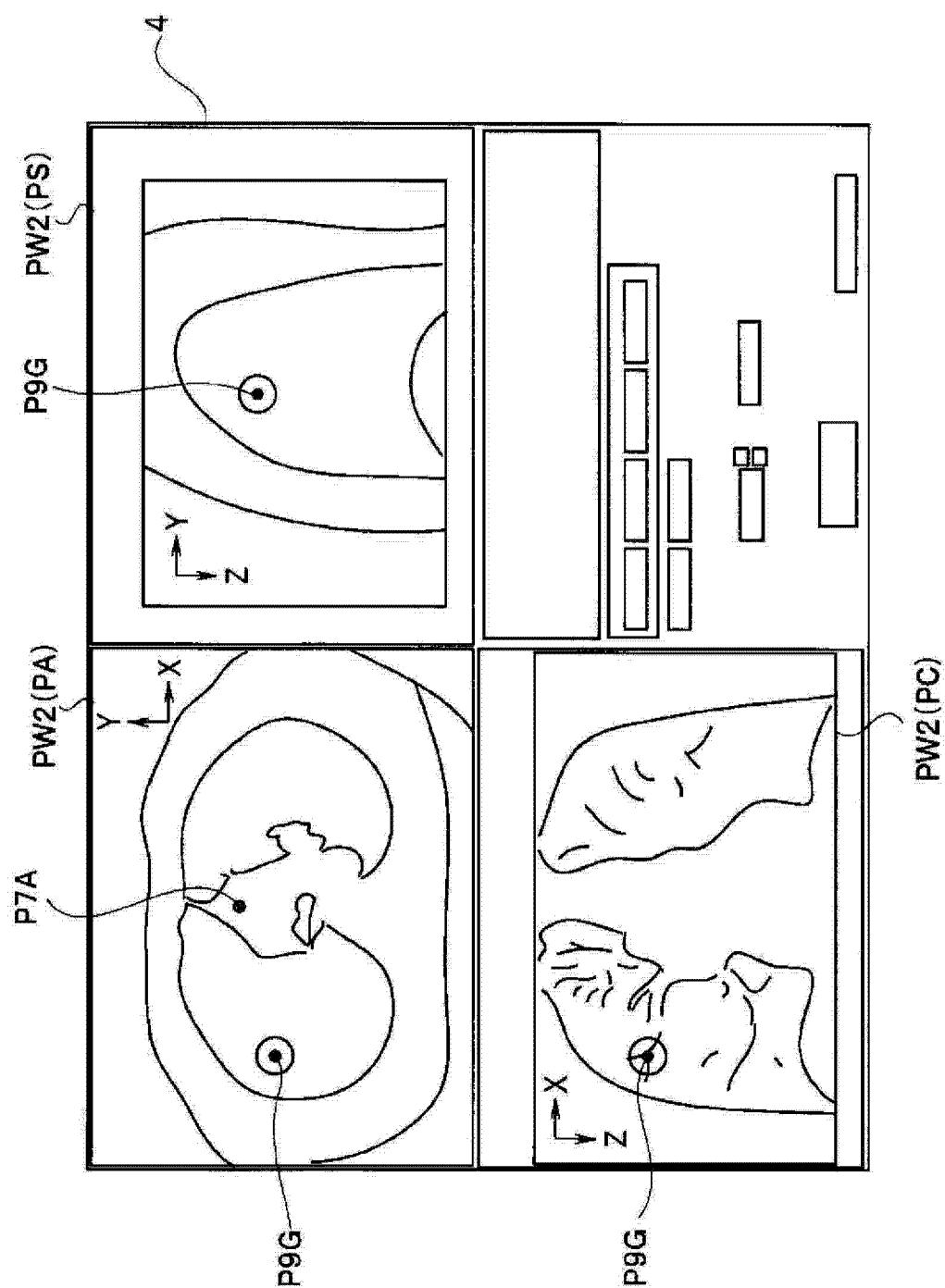


图 5

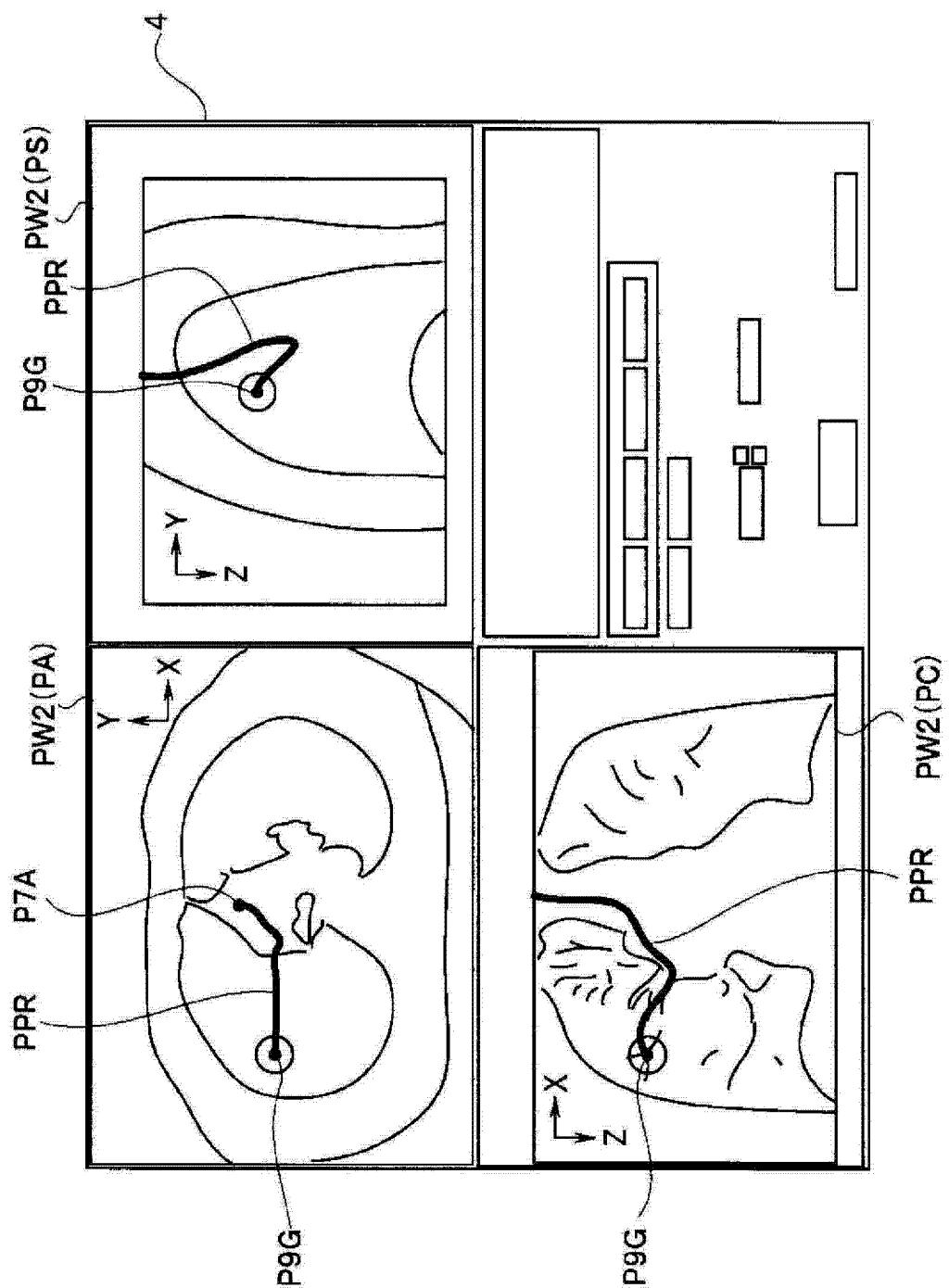


图 6

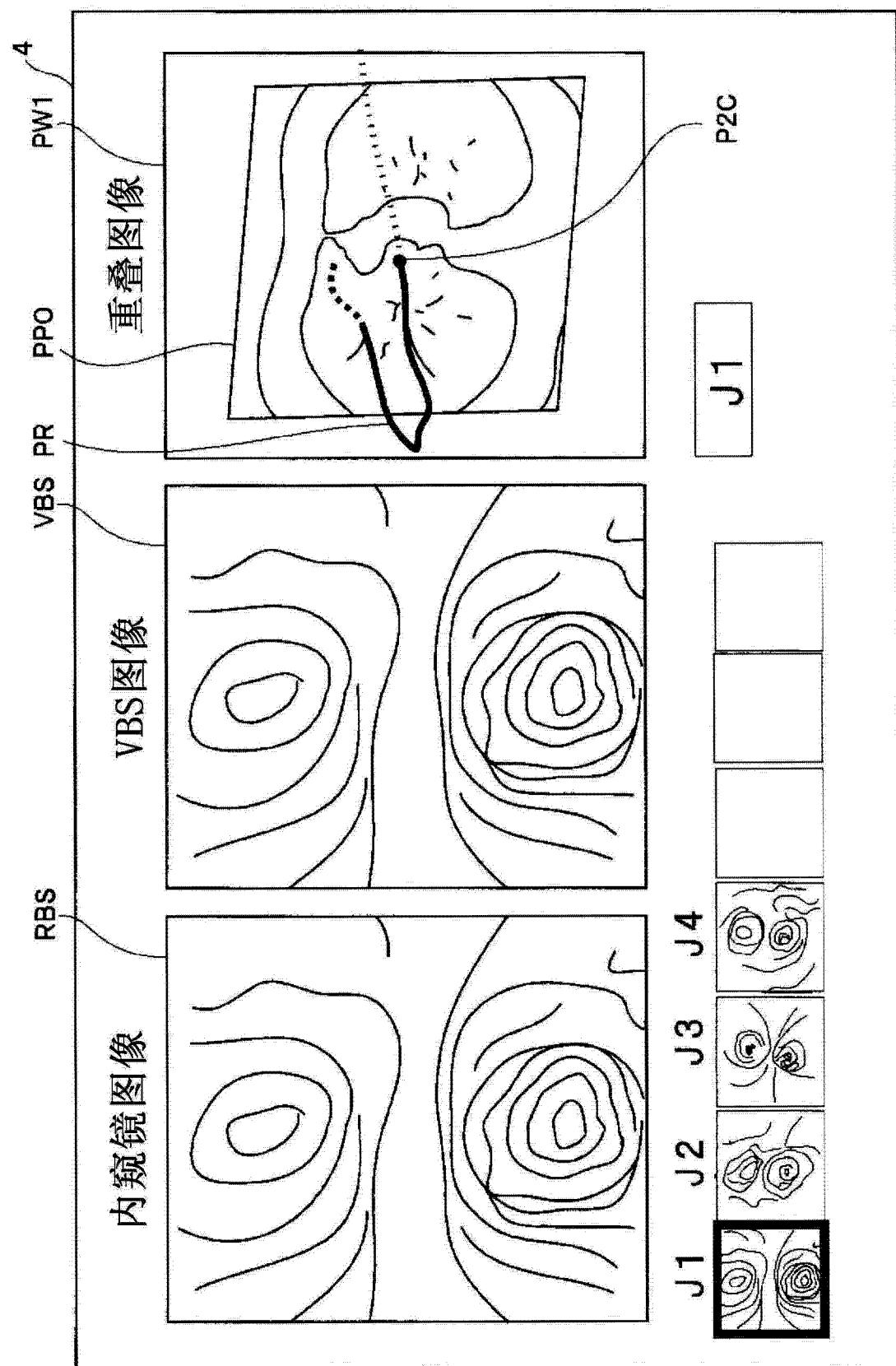


图 7

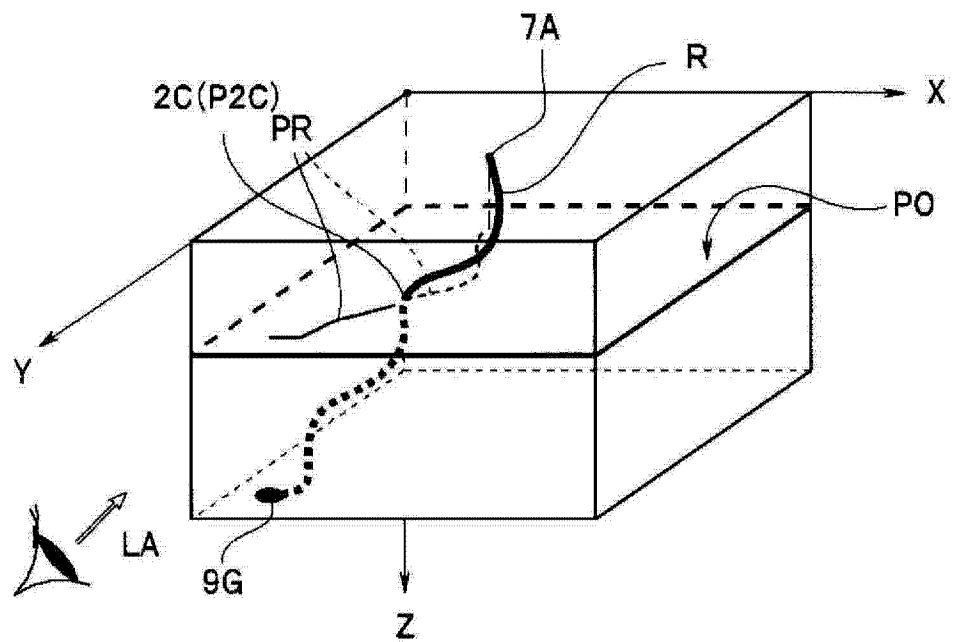


图 8

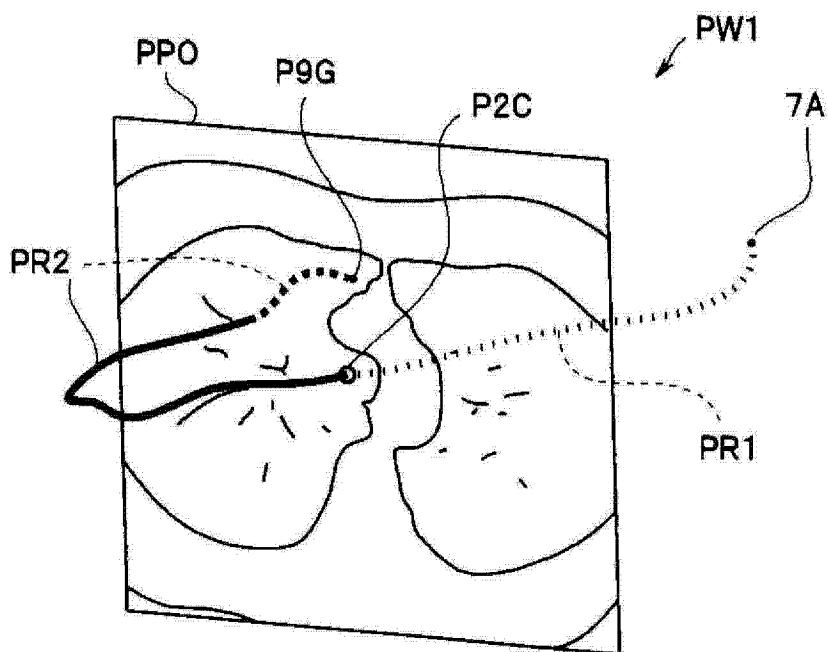


图 9

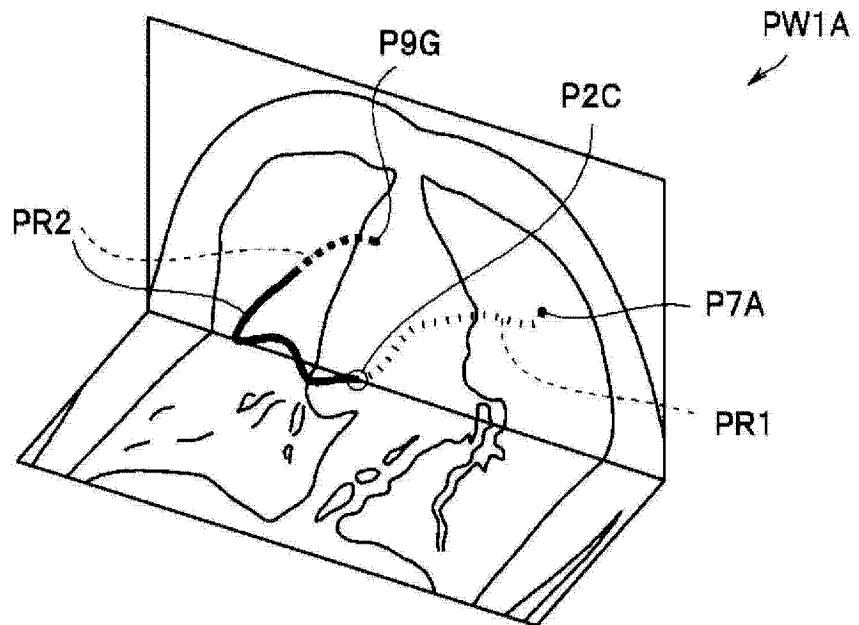


图 10

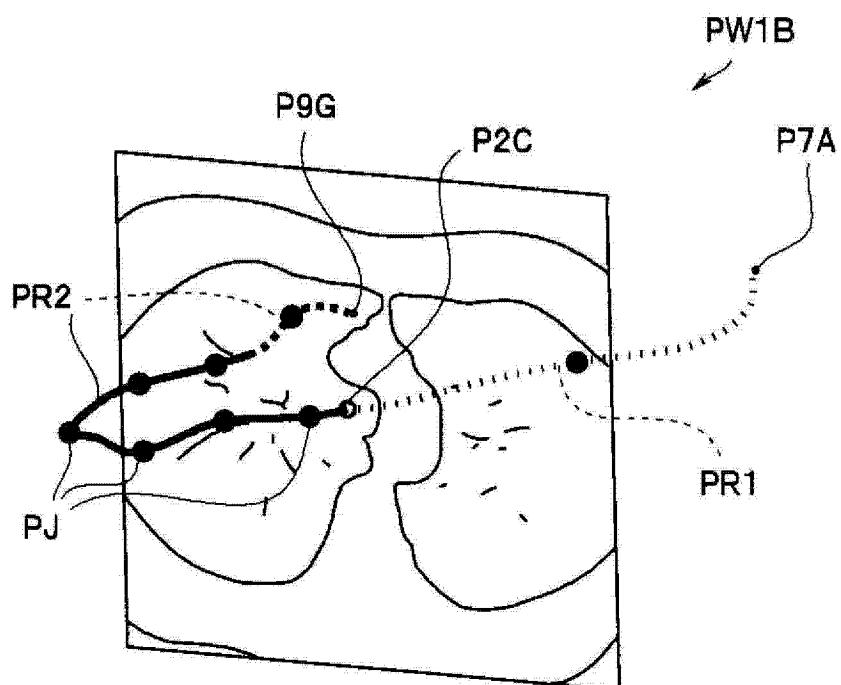


图 11

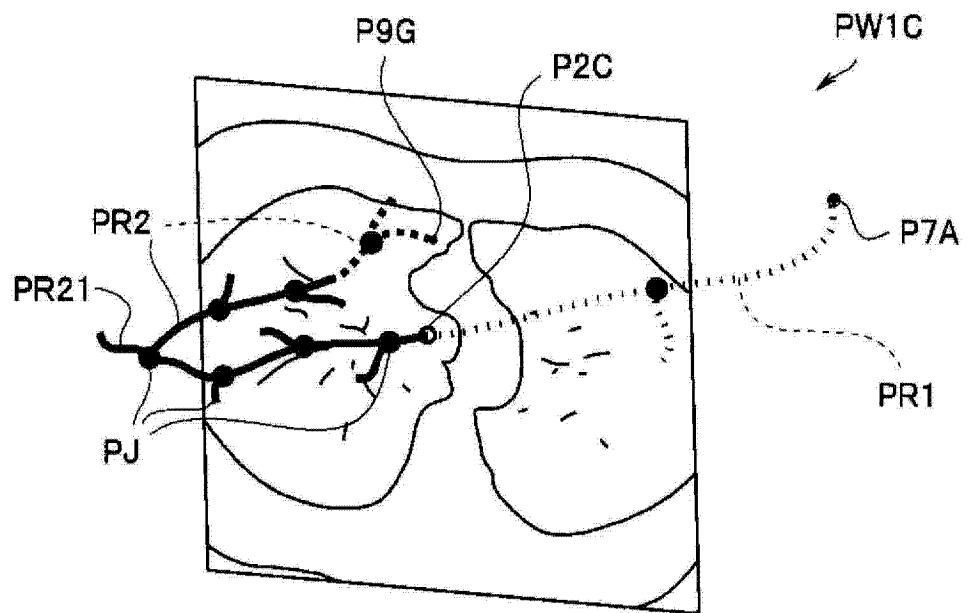


图 12

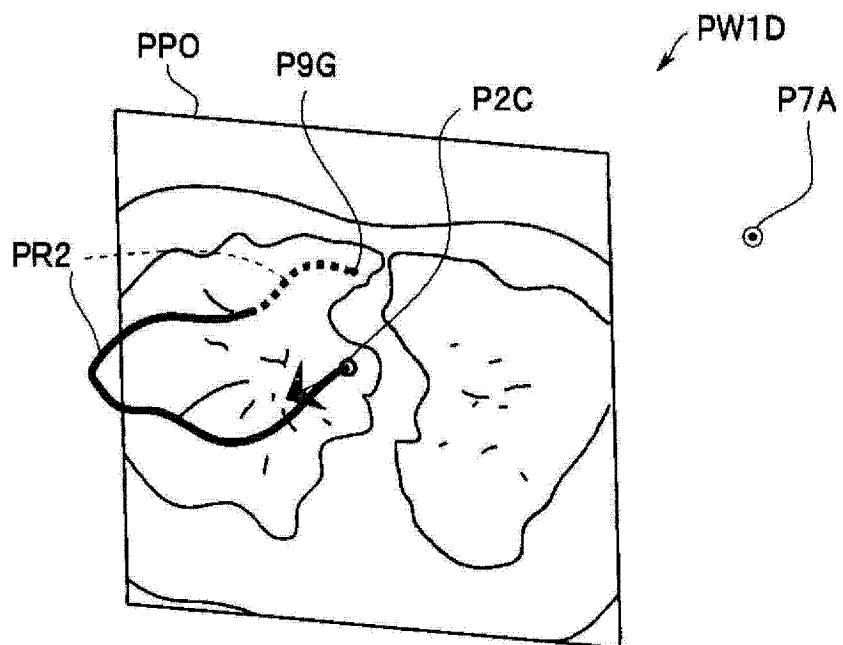


图 13

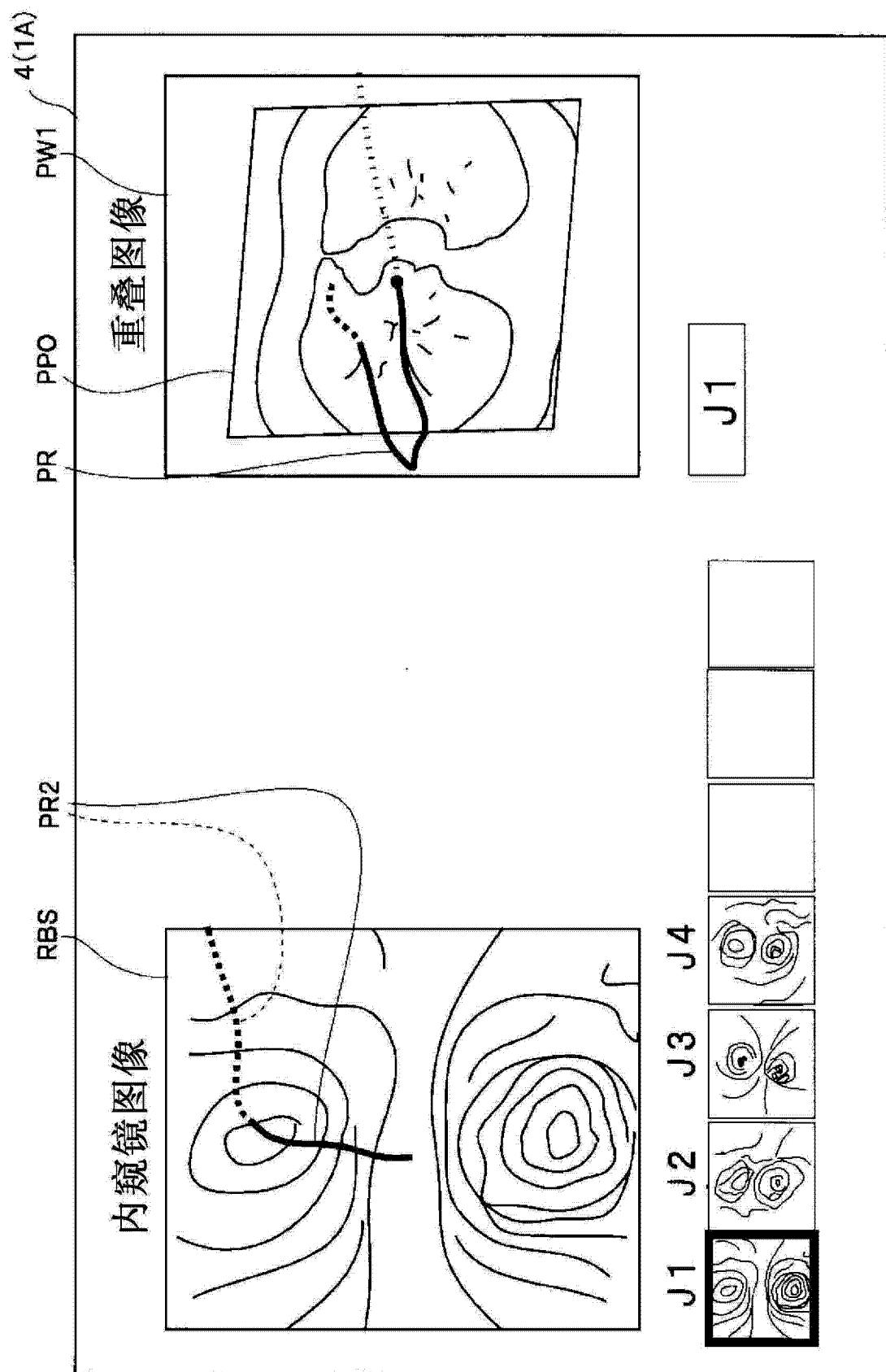


图 14

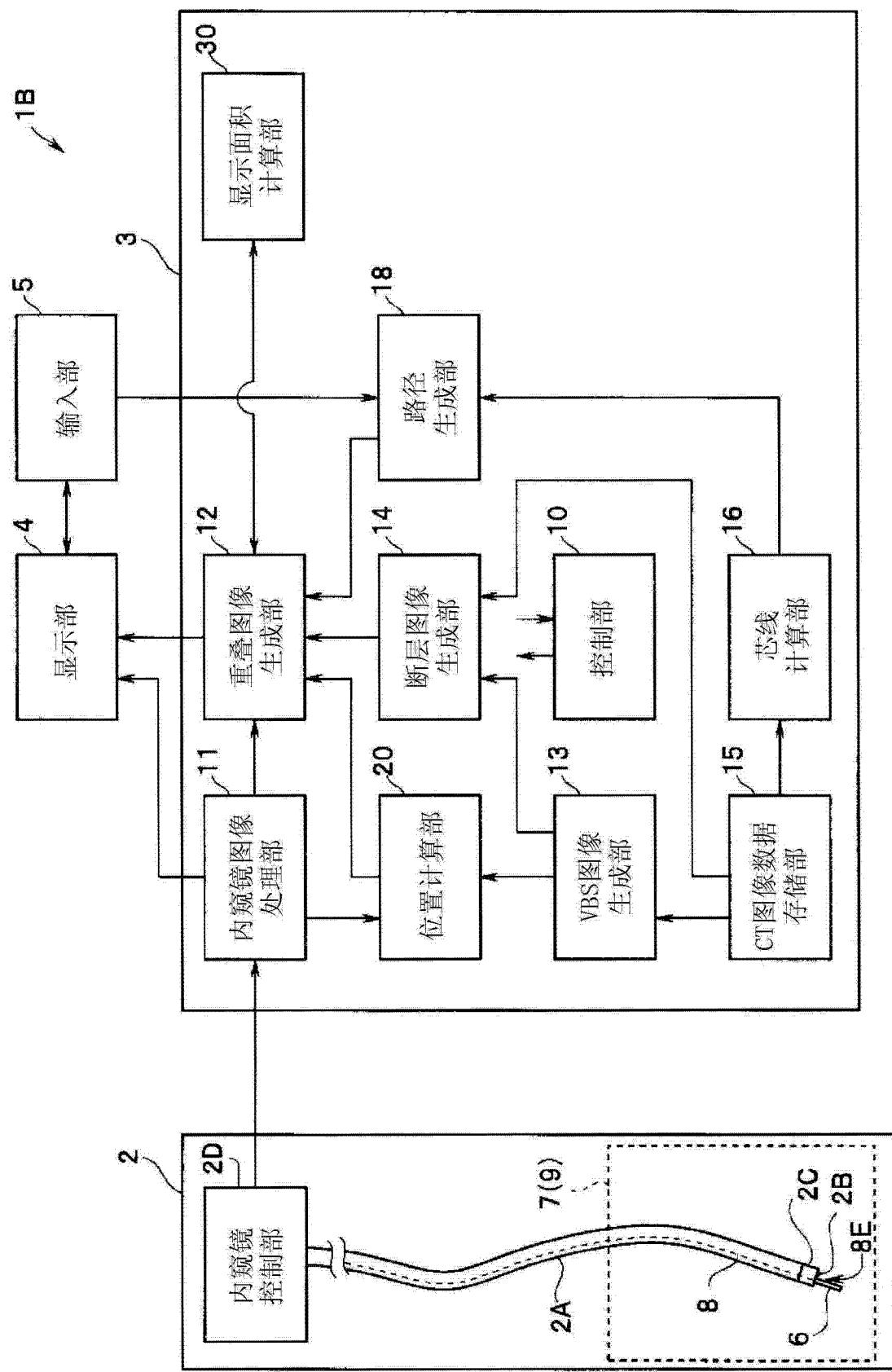


图 15

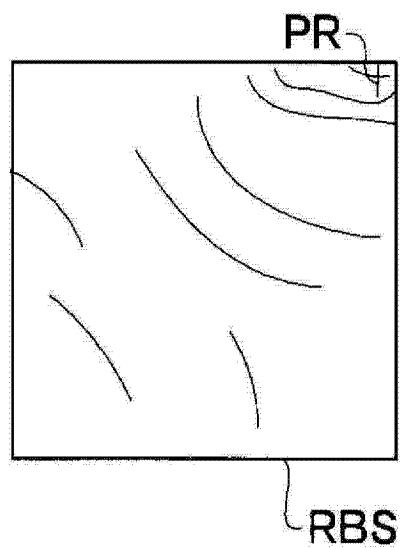


图 16A

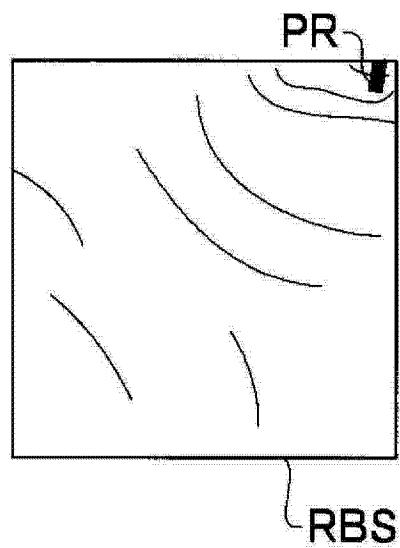


图 16B

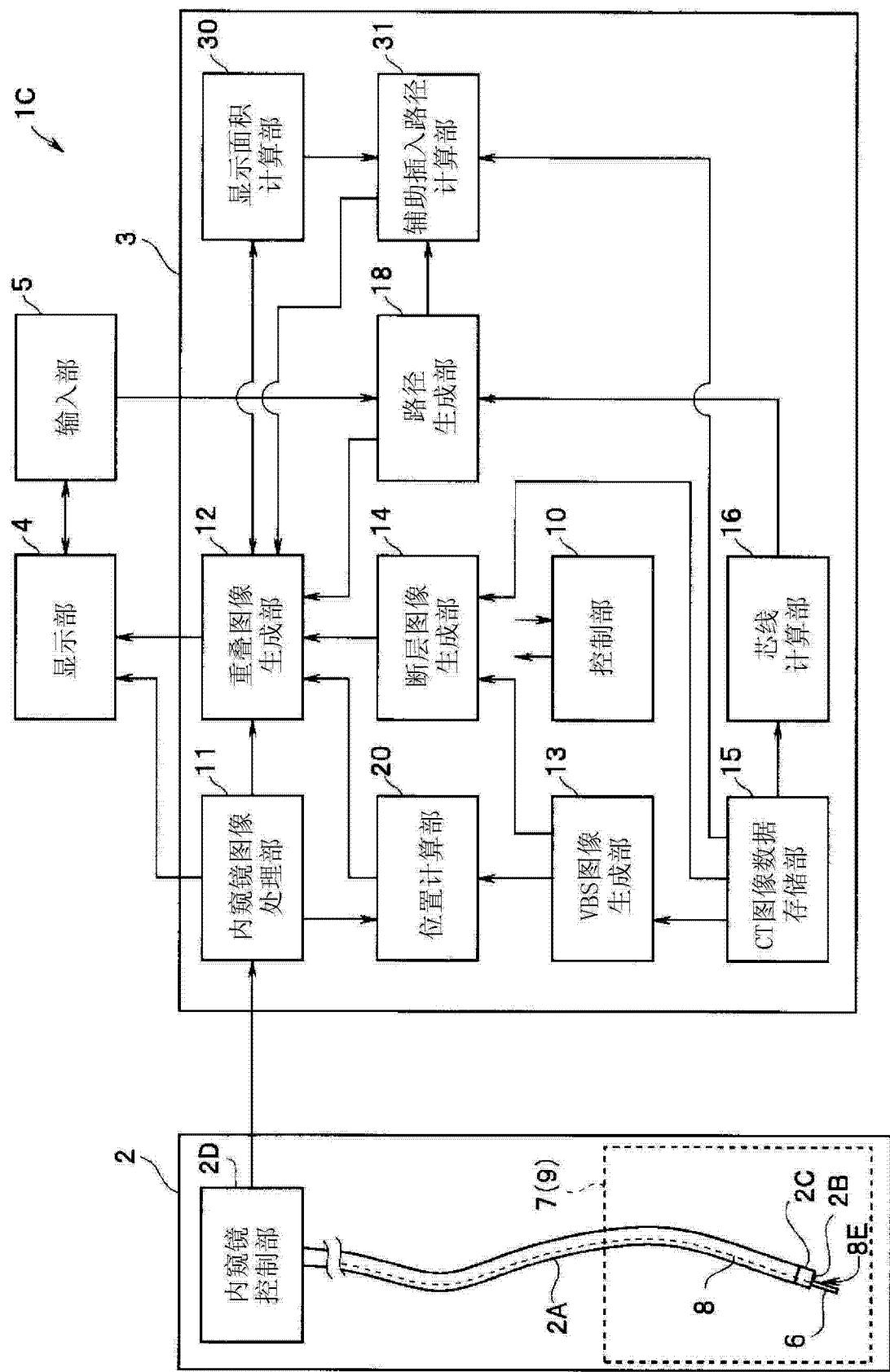


图 17

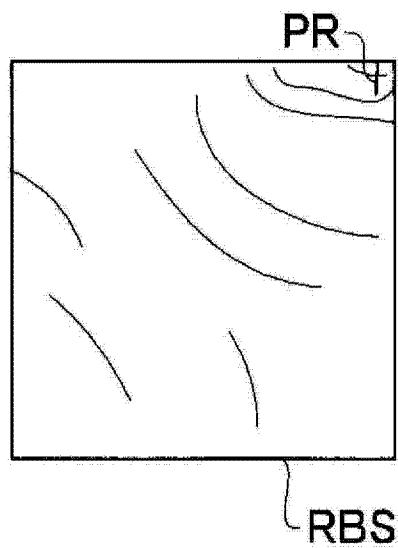


图 18A

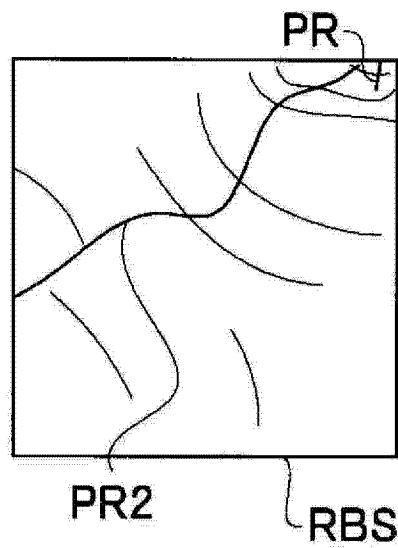


图 18B

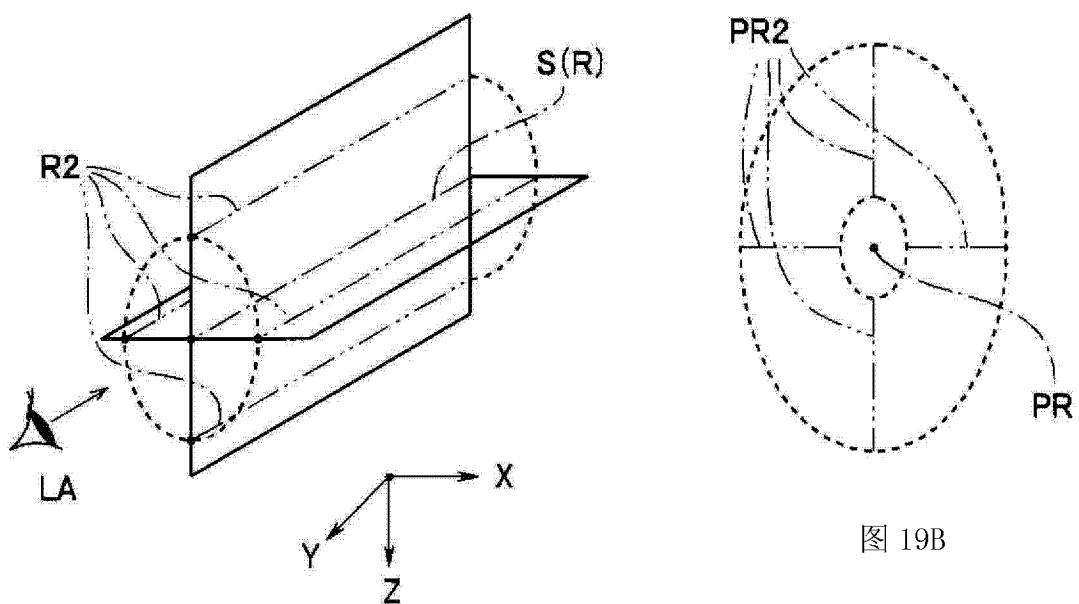


图 19A

图 19B

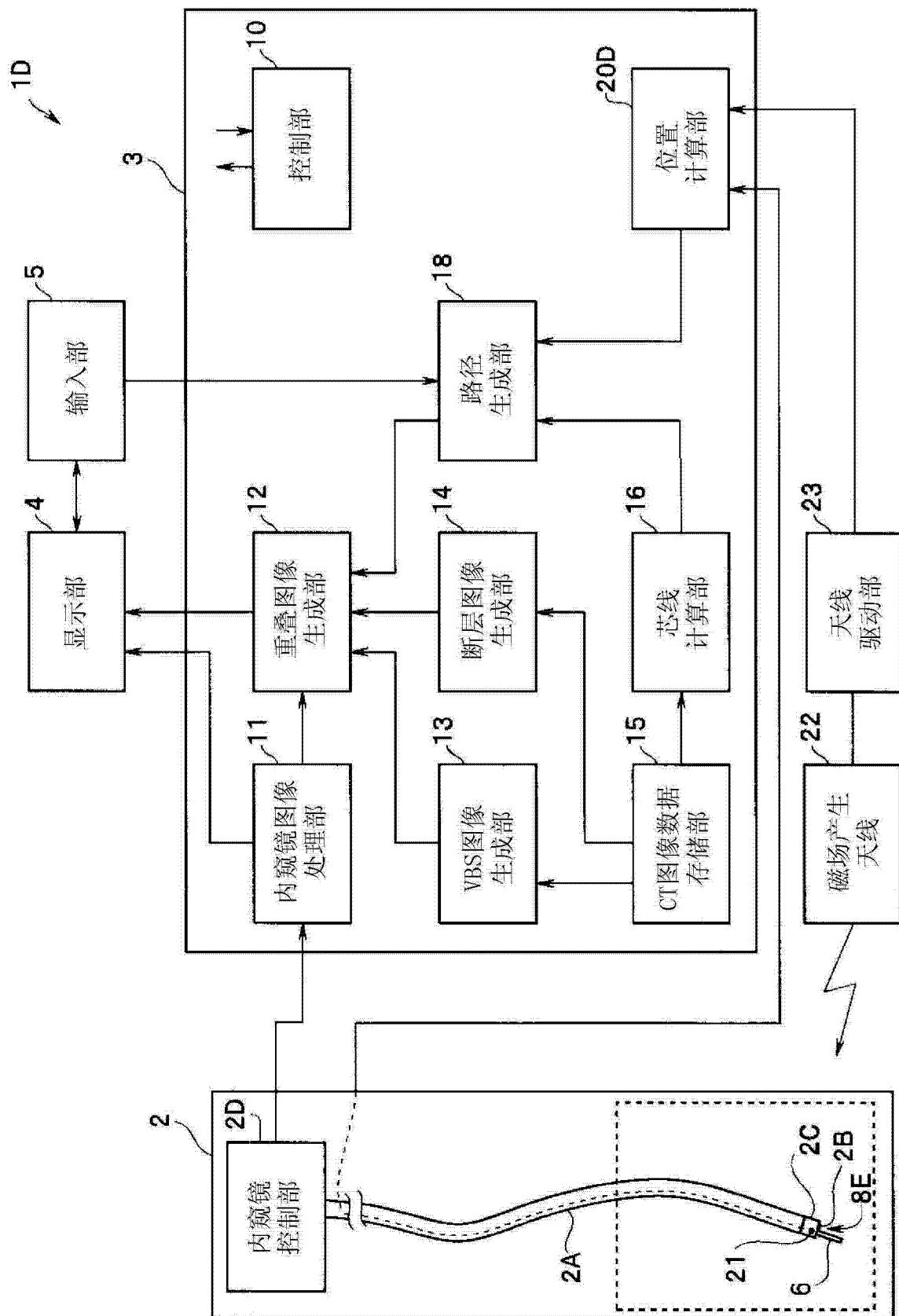


图 20

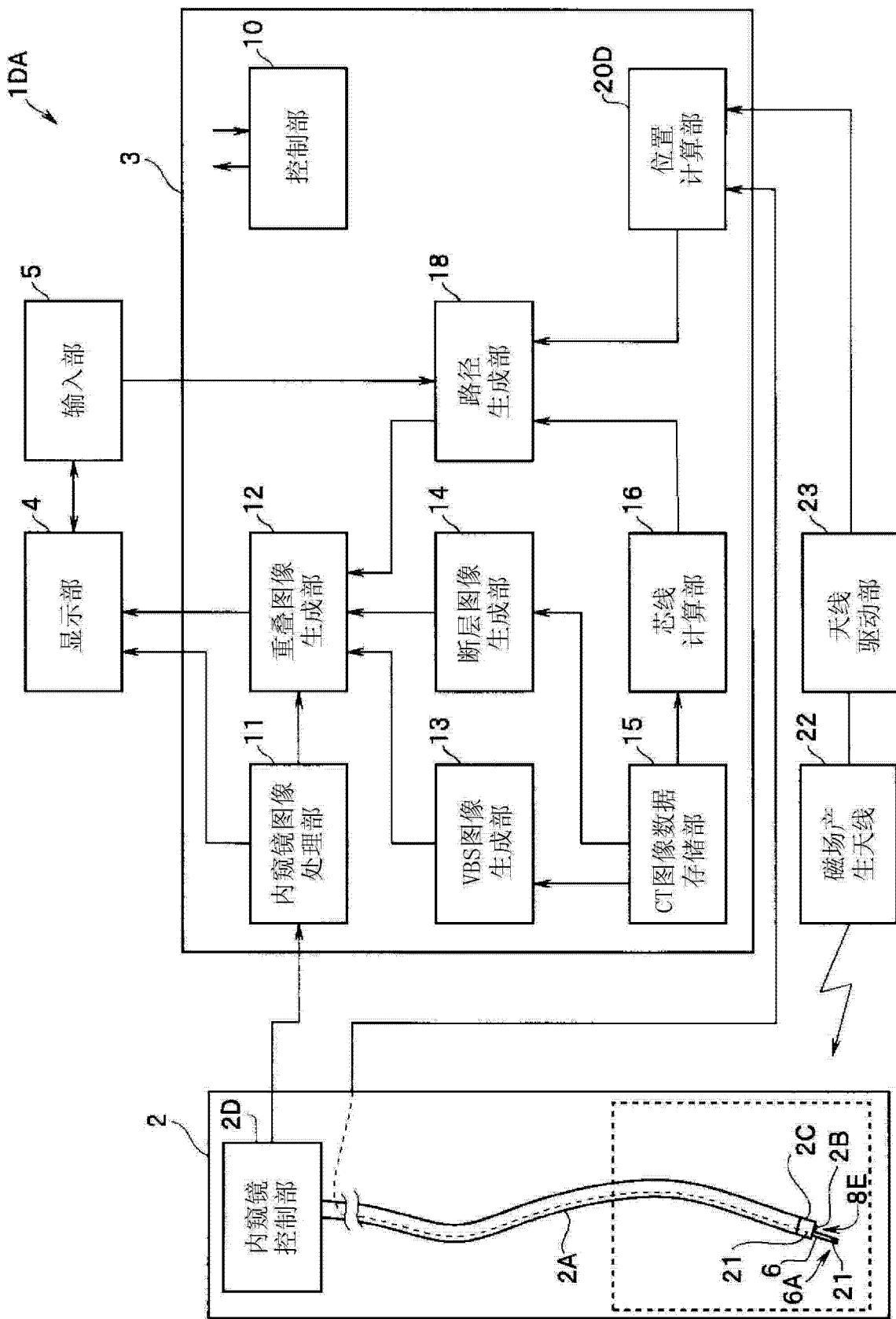


图 21

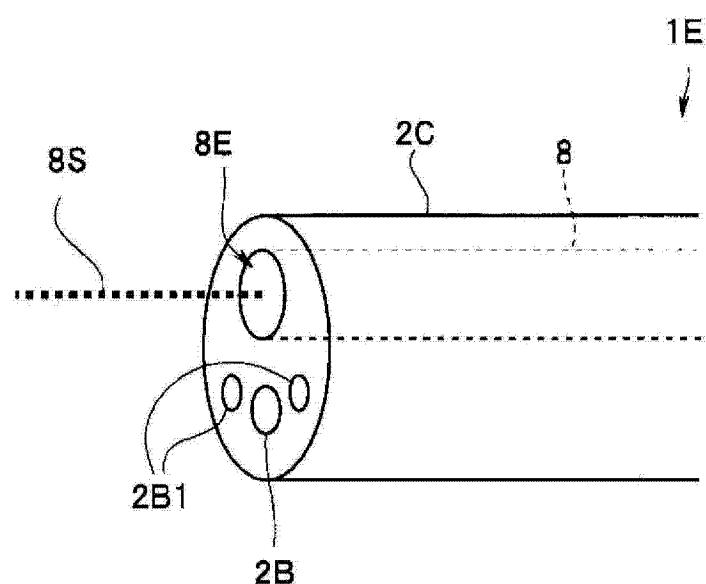


图 22

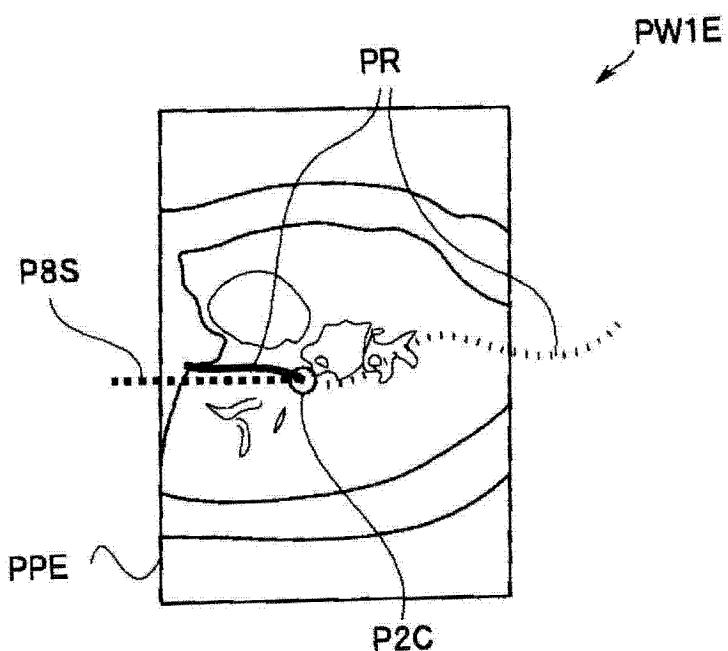


图 23

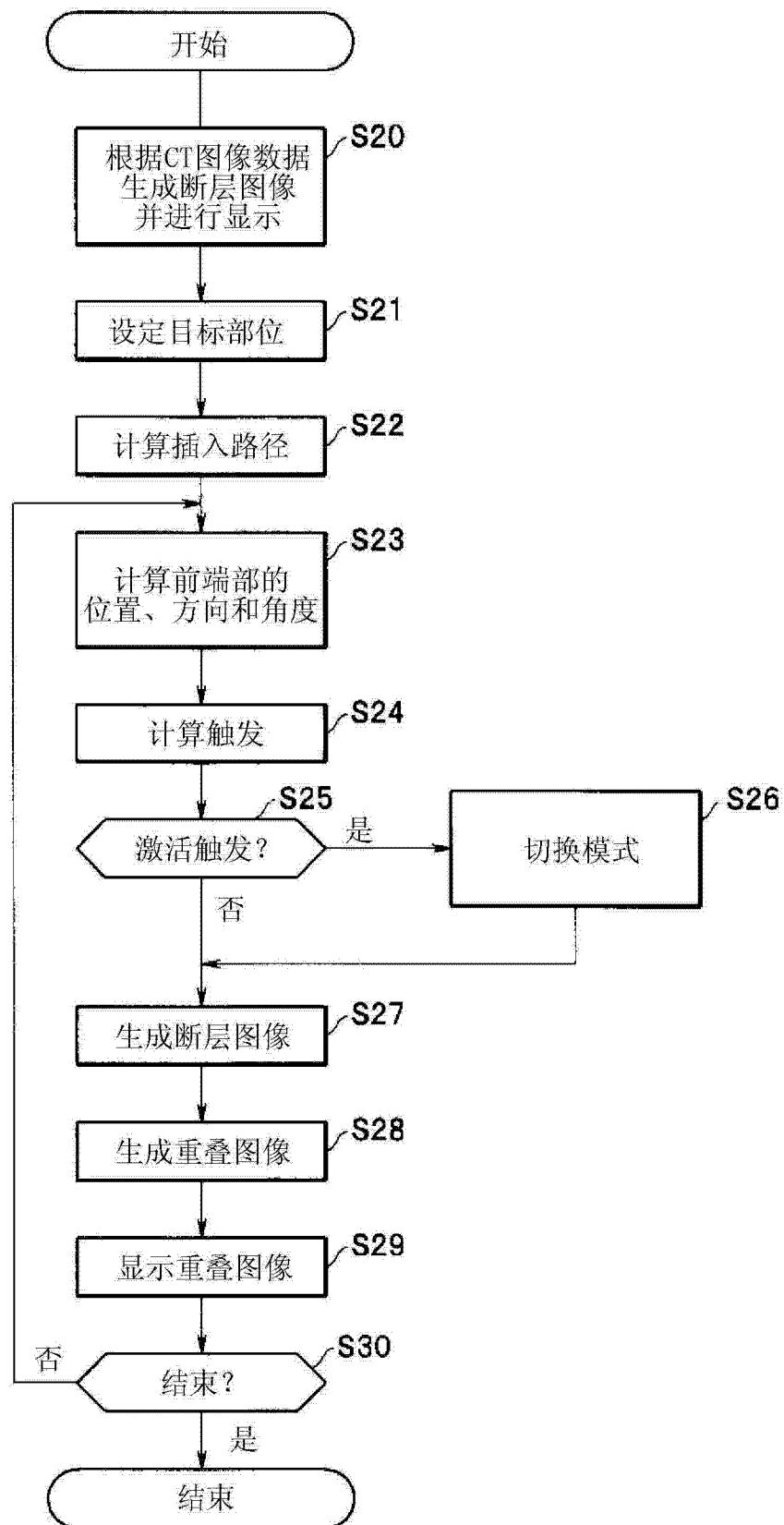


图 24

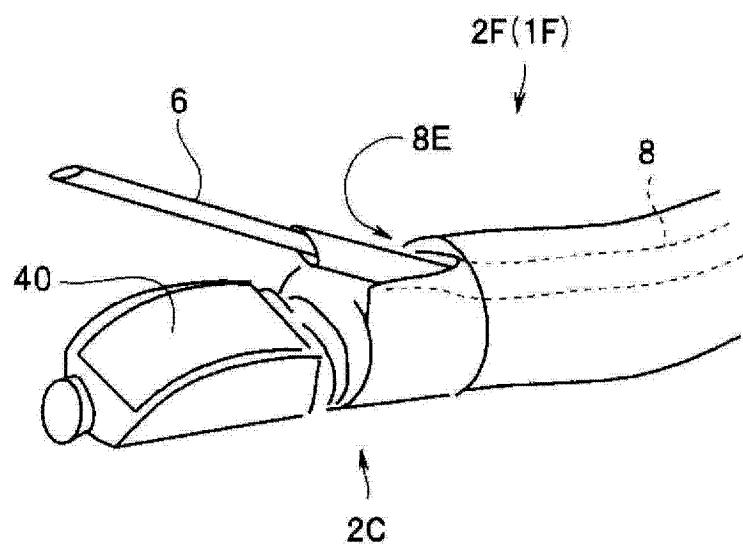


图 25

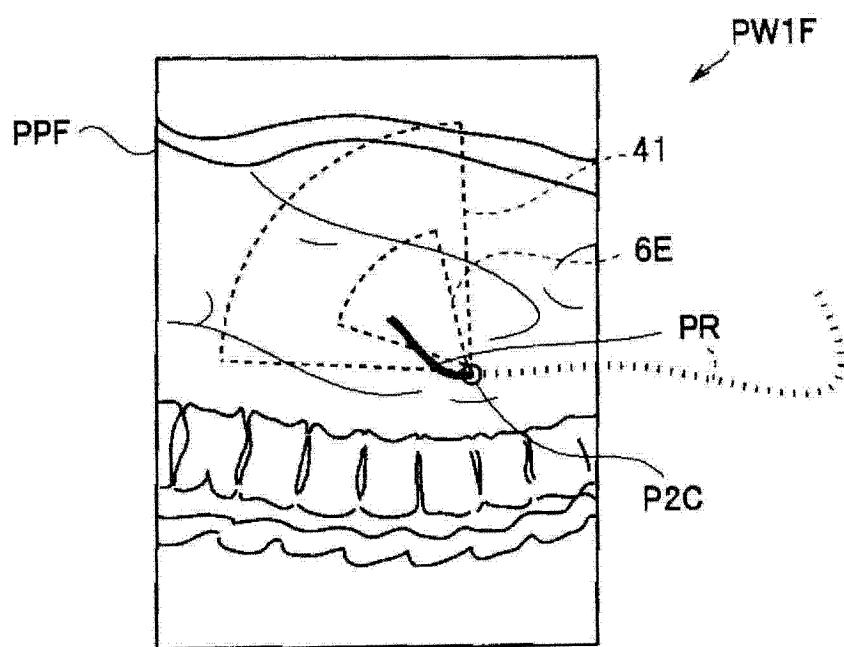


图 26

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN103068294B</a>	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201180038533.3	申请日	2011-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	大西顺一 秋本俊也 伊藤满祐		
发明人	大西顺一 秋本俊也 伊藤满祐		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B6/03		
CPC分类号	A61B1/0005 A61B6/032 A61B6/466 A61B8/523 A61B8/5261 A61B34/20 A61B34/25 A61B2034/2051 A61B2090/365 A61B2090/378		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	孙颖		
优先权	2011012103 2011-01-24 JP		
其他公开文献	CN103068294A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

## 摘要(译)

医疗设备(1)具有：插入部，其被插入被检者(7)的支气管(9)内；CT图像数据存储部(15)，其存储预先取得的被检者(7)的三维图像数据；位置计算部(20)，其计算支气管内的插入部(2A)的前端部(2C)的位置和方向；路径生成部(18)，其根据三维图像，生成用于经由支气管(9)将前端部(2C)插入到目标部位(9G)的插入路径(R)；断层图像生成部(14)，其根据三维图像数据生成基于前端部(2C)的位置和方向的断层图像；重叠图像生成部(12)，其生成重叠了插入路径(R)和断层图像(PO)而得到的重叠图像(PW1)；以及显示部(4)，其显示重叠图像(PW1)。

