



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102231965 B

(45) 授权公告日 2014. 03. 12

(21) 申请号 201080003323. 6

(22) 申请日 2010. 10. 26

(30) 优先权数据

2009-262314 2009. 11. 17 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 05. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2010/068973 2010. 10. 26

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/062035 JA 2011. 05. 26

(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

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006. 01)

A61B 6/03 (2006. 01)

(56) 对比文件

W0 2004/042546 A1, 2004. 05. 21,

W0 2008/111070 A2, 2008. 09. 18,

审查员 刘珊珊

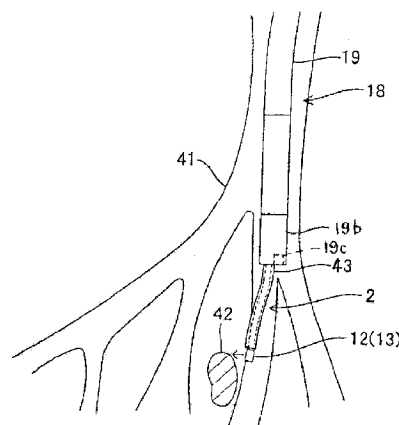
权利要求书2页 说明书15页 附图14页

(54) 发明名称

活检辅助系统

(57) 摘要

活检辅助系统具备:模拟形状图像生成部,其根据针对被检体的3维区域的图像数据来生成作为插入对象的体腔内的模拟形状图像;内窥镜,其具有内窥镜插入部以及通道;超声波探头,其贯穿于通道内,并在前端部设置有超声波振子以及检测3维位置的位置传感器;超声波图像生成部,其生成超声波断层图像;位置检测部,其通过从通道突出的超声波探头的移动来检测超声波断层图像中的与目标组织的两端位置对应的3维位置;以及图像显示控制部,其将基于两端位置的活检用范围的信息重叠显示到模拟形状图像上。



1. 一种活检辅助系统,其特征在于,该活检辅助系统具备:

模拟形状图像生成部,其根据针对被检体的3维区域的图像数据生成体腔路径的模拟形状图像;

内窥镜,其具有插入到所述体腔路径的内窥镜插入部和能够让活检用处理器械贯穿的通道;

超声波探头,其贯穿于所述通道内,并在前端部设置有超声波振子以及检测3维位置的位置传感器;

超声波图像生成部,其生成所述超声波振子的超声波断层图像;

位置检测部,其在使所述超声波探头的前端部沿着从所述通道前端突出的方向、且沿着所述体腔路径的行进方向移动时,检测在超声波断层图像上检测出活检对象的目标组织的两端位置时的所述位置传感器的3维位置;以及

图像显示控制部,其将由所述活检用处理器械进行活检的活检用范围重叠显示到与所述模拟形状图像上的所述活检用范围对应的位置,所述活检用范围是根据由所述位置检测部检测出的对应于所述两端位置的所述3维位置来设定的。

2. 根据权利要求1所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述位置检测部还检测在所述内窥镜的前端面或其周边设定的基准位置的3维位置,

所述图像显示控制部将所述基准位置重叠显示到与所述模拟形状图像上的所述基准位置对应的位置。

3. 根据权利要求1所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述图像显示控制部将与根据所述两端位置而分别设定在各两端位置内侧的内侧两端位置对应的范围作为所述活检用范围,将该活检用范围重叠显示在与所述模拟形状图像上的所述活检用范围对应的位置。

4. 根据权利要求1所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述位置检测部检测所述超声波断层图像上的活检对象的目标组织的重心位置或中央位置的3维位置,

所述图像显示控制部将所述重心位置或中央位置重叠显示在与所述模拟形状图像上的所述重心位置或中央位置对应的位置。

5. 根据权利要求1所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述位置检测部针对所述超声波探头的前端部沿着所述体腔路径的行进方向移动时在所述超声波断层图像上检测出的活检对象的目标组织,检测沿着所述体腔路径的行进方向的两端位置的3维位置,并且所述位置检测部检测在所述超声波断层图像上沿着与所述行进方向正交的宽度方向检测出的所述目标组织的中心或重心位置,

此外,所述图像显示控制部将沿着所述行进方向的所述目标组织的两端位置以内的范围作为所述活检用范围,重叠显示到与所述模拟形状图像上的所述活检用范围对应的位置,并且将沿着所述宽度方向的所述目标组织的中心或重心位置重叠显示到所述模拟形状图像上的与所述中心或重心位置对应的位置。

6. 根据权利要求2所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述位置检测部针对所述超声波探头的前端部沿着所述体腔路径的行进方向移动时在所述超声波断层图像上检测出的活检对象的目标组织,检测沿着所述体腔路径的行进方

向的两端位置的 3 维位置,并且所述位置检测部检测在所述超声波断层图像上沿着与所述行进方向正交的宽度方向检测出的所述目标组织的中心或重心位置,

此外,所述图像显示控制部将沿着所述行进方向的所述目标组织的两端位置以内的范围作为所述活检用范围,重叠显示到与所述模拟形状图像上的所述活检用范围对应的位置,并且,将沿着所述宽度方向的所述目标组织的中心或重心位置重叠显示到所述模拟形状图像上的与所述中心或重心位置对应的位置。

7. 根据权利要求 1 所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述位置检测部针对所述超声波探头的前端部沿着所述体腔路径的行进方向移动时在所述超声波断层图像上检测出的活检对象的目标组织,检测沿着所述体腔路径的行进方向的两端位置的 3 维位置,并且所述位置检测部检测在所述超声波断层图像上沿着与所述行进方向正交的宽度方向检测出的所述目标组织的两端位置,

所述图像显示控制部将分别沿着所述行进方向以及所述宽度方向的所述目标组织的两端位置以内的范围作为所述活检用范围,重叠显示到与所述模拟形状图像上的所述活检用范围对应的位置。

8. 根据权利要求 2 所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述位置检测部针对所述超声波探头的前端部沿着所述体腔路径的行进方向移动时在所述超声波断层图像上检测出的活检对象的目标组织,检测沿着所述体腔路径的行进方向的两端位置的 3 维位置,并且所述位置检测部检测在所述超声波断层图像上沿着与所述行进方向正交的宽度方向检测出的所述目标组织的两端位置,

所述图像显示控制部将分别沿着所述行进方向以及所述宽度方向的所述目标组织的两端位置以内的范围作为所述活检用范围,重叠显示到与所述模拟形状图像上的所述活检用范围对应的位置。

9. 根据权利要求 6 所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述模拟形状图像生成部生成支气管、上部消化管以及下部消化管中的任意一方的模拟形状图像,作为所述体腔路径的模拟形状图像。

10. 根据权利要求 8 所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述模拟形状图像生成部生成支气管、上部消化管以及下部消化管中的任意一方的模拟形状图像,作为所述体腔路径的模拟形状图像。

11. 根据权利要求 2 所述的活检辅助系统,其特征在于,

所述活检用处理器械在该活检用处理器械的前端部附近具有位置传感器,所述位置检测部检测所述活检用处理器械的位置传感器的 3 维位置,

所述图像显示控制部将所述活检用处理器械的位置传感器的所述 3 维位置重叠显示到所述模拟形状图像上的对应位置。

12. 根据权利要求 11 所述的活检辅助系统,其特征在于,

该活检辅助系统还具有存储部,该存储部存储:针对所述位置检测部在所述超声波断层图像上检测出的活检对象的目标组织的、沿着所述体腔路径的行进方向的两端位置的位置信息;以及所述活检用处理器械的位置传感器的位置信息。

活检辅助系统

技术领域

[0001] 本发明涉及利用在支气管等中插入超声波探头时的超声波断层图像来辅助从肿瘤等目标组织中进行活检的处理的活检辅助系统。

背景技术

[0002] 近年来,在各种治疗、处理中与内窥镜一起广泛应用了超声波探头。例如,为了描出末梢支气管以作为超声波断层图像而采用超声波探头。

[0003] 在超声波断层图像中存在如肿瘤这样的组织的情况下,有时需要对该组织进行活检后进行组织诊断。

[0004] 另一方面,在作为第 1 现有例的例如日本国特开 2004-499 号公报中公开了如下的超声波医疗系统:其将通过超声波振子的超声波收发而取得的肿瘤等目标组织的位置信息作为适合与超声波振子分体的 X 光线照射装置等利用的信息来输出。

[0005] 在该现有例中,当生成肿瘤相对于基准位置的位置信息时,利用 X 光线照射装置进行向肿瘤照射 X 光线的处理。

[0006] 但是,在已检测出肿瘤的情况下,有时不知道是否是应该基于 X 光线照射来进行处理的肿瘤。针对这样未确定诊断结果的肿瘤之类的目标组织,普遍进行活检(组织采集)。

[0007] 此外,在作为第 2 现有例的例如日本国专利 4022192 号公报中公开了如下的插入辅助系统,该插入辅助系统具备:模拟图像生成单元,其根据被检体的 3 维区域的图像数据来生成被检体内体腔路径的模拟图像;路线起始点设定单元,其设定向体腔路径插入的插入路线的起始点;关注区域设定单元,其设定被检体内的关注部位的区域;以及路线终点选取单元,其根据关注部位的区域来选取内窥镜向体腔路径插入的插入路线的终点。

[0008] 在第 2 现有例中,手术操作者可以根据插入路线将内窥镜等设定在关注区域附近,不过因为没有公开之后利用活检设备从肿瘤等目标组织中实际进行组织采集的情况,所以难以进行组织采集。

[0009] 这样,在第 2 现有例中,手术操作者例如可将内窥镜的前端部设定在目标组织的附近,但用于从内窥镜前端部对目标组织采集组织的信息不足。

[0010] 因此,期望具有如下功能的活检辅助系统:显示从内窥镜的前端部起的目标组织所存在的范围等、通过活检设备容易进行组织采集的活检用范围的信息来辅助活检。

[0011] 本发明是鉴于上述问题点而作出的,其目的是提供可显示容易对肿瘤这样的目标组织进行组织采集的活检用范围或其信息的活检辅助系统。

发明内容

[0012] 解决问题的手段

[0013] 本发明的一个方式的活检辅助系统具备:模拟形状图像生成部,其根据针对被检体的 3 维区域的图像数据生成体腔路径的模拟形状图像;内窥镜,其具有插入到所述体腔

路径的内窥镜插入部和能让活检用处理器械贯穿的通道；超声波探头，其贯穿于所述通道内，并在前端部设置有超声波振子以及检测 3 维位置的位置传感器；超声波图像生成部，其生成所述超声波振子的超声波断层图像；位置检测部，其根据从所述通道前端突出的所述超声波探头前端部的移动，来检测在超声波断层图像上检测出活检对象的目标组织的两端位置时的所述位置传感器的 3 维位置；以及图像显示控制部，其根据与所述位置检测部所检测出的所述两端位置对应的所述 3 维位置，将所述目标组织中的由所述活检用处理器械进行活检的活检用范围重叠显示到与所述模拟形状图像上的所述活检用范围对应的位置。

附图说明

[0014] 图 1 是示出本发明实施例 1 的活检辅助系统的整体结构的图。

[0015] 图 2 是示出超声波探头前端侧的结构图。

[0016] 图 3 是示出利用实施例 1 进行活检的操作顺序的 1 例的流程图。

[0017] 图 4 是示出生成以及显示支气管的虚拟图像的处理的流程图。

[0018] 图 5 是示出图 1 中的插入辅助装置等的详细结构的框图。

[0019] 图 6 是示出将内窥镜的前端部插入支气管末梢部侧的状态的图。

[0020] 图 7 是示出使贯穿于内窥镜通道内的超声波探头的前端侧向肿瘤侧突出的状况的图。

[0021] 图 8 是示出检测肿瘤的位置以及计算作为活检用范围的适当范围的处理顺序的 1 例的流程图。

[0022] 图 9 是示出移动超声波探头的前端部、利用超声波断层图像来检测肿瘤存在的范围的状态的图。

[0023] 图 10 是适当范围的计算例的说明图。

[0024] 图 11 是示出检测为在超声波断层图像上没有检测到肿瘤的图像状态时的图像的一例的图。

[0025] 图 12 是示出重叠显示了适当范围等的信息的支气管虚拟图像中的模拟形状图像的显示例的图。

[0026] 图 13 是示出本发明实施例 2 的活检辅助系统的整体结构的图。

[0027] 图 14 是示出利用实施例 2 进行活检的处理顺序的 1 例的流程图。

[0028] 图 15 是移动超声波探头来生成超声波断层图像数据的状况的说明图。

[0029] 图 16 是示出计算沿着与变形例中的支气管行进方向垂直的方向的适当范围的处理顺序的 1 例的流程图。

[0030] 图 17 是示出利用超声波振子所取得的超声波断层图像数据的图。

[0031] 图 18 是示出采用图 17 的超声波断层图像数据算出的肿瘤的重心位置与适当范围的图。

[0032] 图 19 是示出支气管虚拟图像中的模拟形状图像的显示例和使活检针从内窥镜的通道突出而从肿瘤上采集组织的状况的图。

具体实施方式

[0033] 以下，参照附图对本发明的实施例进行说明。

[0034] (实施例 1)

[0035] 如图 1 所示,本发明实施例 1 的活检辅助系统 1 主要由以下部件构成:超声波观测系统 3,其具有插入到作为插入对象的管状体腔路径例如支气管内的超声波探头 2;插入辅助装置 4,其与该超声波观测系统 3 一起使用;以及内窥镜装置 5。

[0036] 超声波观测系统 3 具备:超声波探头 2;超声波观测装置 6,其与该超声波探头 2 相连接,并具有生成超声波断层图像的超声波图像生成部;以及监视器 7,其显示该超声波观测装置 6 所生成的超声波断层图像。

[0037] 另外,超声波探头 2 具有细长的探头主体 11。图 2 是放大了超声波探头 2 的前端的图。在作为超声波探头 2 的前端部的探头前端部 12 上设置有超声波振子 13 和为了检测探头前端部 12 或超声波振子 13 的位置而配置的位置传感器 14。

[0038] 位置检测装置 8(参照图 5)实际上检测位置传感器 14 的 3 维位置。该 3 维位置可以近似于超声波振子 13 或探头前端部 12 的 3 维位置。

[0039] 此外,因为位置传感器 14 与超声波振子 13 之间的距离是已知的,所以可根据位置传感器 14 的 3 维位置考虑该距离来高精度地检测超声波振子 13 的 3 维位置。

[0040] 作为位置检测方法,广泛使用基于磁性的检测方法。由线圈构成的位置传感器 14 检出从与位置检测装置 8 连接的未图示的天线发出的变动磁场,并利用位置检测装置 8 来检测电流。根据从天线输出的变动磁场和位置传感器 14 的电流值,可利用位置检测装置 8 来推测位置传感器 14 的位置。作为一例,举出采用线圈的磁式位置检测装置,但位置传感器 14 以及位置检测装置 8 不仅限于此结构的情况。

[0041] 该位置传感器 14 与超声波振子 13 一起配置在探头前端部 12 内。

[0042] 此外,如图 5 中详细说明的那样,插入辅助装置 4 具备位置检测部 15,该位置检测部 15 具有位置检测装置 8,该位置检测装置 8 利用在上述超声波断层图像上检测的作为目标组织的肿瘤的断层图像来检测位置传感器 14 的 3 维位置,另外,该位置检测部 15 根据该 3 维位置的信息来检测在规定方向(体腔路径的行进方向)上存在肿瘤的范围的边界位置或两端位置等。此外,作为位置检测部 15,可定义包含以下的功能:检测与上述体腔路径的行进方向正交的方向上的肿瘤所存在的区域。

[0043] 另外,插入辅助装置 4 具有虚拟图像生成部 16,该虚拟图像生成部 16 为了能够顺利地执行对作为目标组织的肿瘤进行活检的处理顺序,根据 CT 图像数据来生成作为体腔路径的支气管的模拟内窥镜图像(以下,称为 VBS 图像)与支气管的模拟 3 维形状图像(模拟形状图像)的虚拟图像(模拟图像)。此外,作为上述支气管的模拟内窥镜图像的 VBS 图像是利用配置在支气管内的内窥镜来模拟推测的支气管的内窥镜图像。

[0044] 该插入辅助装置 4 具有将上述 VBS 图像与作为内窥镜装置 5 所获得的动态图像的内窥镜图像(实际图像)合成显示到监视器 17 上的功能,并进行手术操作者向支气管内插入内窥镜装置 5 的内窥镜 18 时的辅助。

[0045] 另外,该内窥镜装置 5 由内窥镜 18、向内窥镜 18 提供照明光的光源装置和对来自内窥镜 18 的摄像信号进行信号处理的照相机控制单元(简记为 CCU)等构成。

[0046] 内窥镜 18 在细长的内窥镜插入部 19 的前端部 19b 处内置有摄像单元 19c(参照图 7),利用 CCU 对该摄像单元 19c 所拍摄的摄像信号进行信号处理来生成相当于实际图像的图像信号。将图像信号输出至监视器 20,在监视器 20 上显示实际图像。

[0047] 该内窥镜 18 在内窥镜插入部 19 的长边方向上设置有通道 19a(参照图 6)。在该通道 19a 内可贯穿有超声波探头 2 及作为进行活检的活检用处理器械的活检针等活检设备。另外,与内窥镜插入部 19 前端部 19b 的基端部邻接地设置有可自由弯曲的弯曲部,手术操作者可通过进行使弯曲部弯曲的操作,来将内窥镜前端侧插入弯曲的体腔路径内(在具体例中为支气管内)。

[0048] 此外,本实施例中的贯穿于内窥镜 18 的通道 19a 内的超声波探头 2 的直径充分细且尺寸非常小。另外,内置于本实施例所采用的超声波探头 2 中的超声波振子 13 是将超声波探头 2 的长边方向作为轴在其周方向上收发超声波的辐射状扫描类型。此外,不限于辐射状扫描类型,可以是对周方向的一部分进行扇区扫描的类型。

[0049] 手术操作者通过在(作为被检体的)患者的支气管内插入内窥镜 18,将摄像单元所拍摄的图像作为实际图像显示在监视器 20 上。手术操作者可一边参考监视器 17 所显示的 VBS 图像,一边利用监视器 20 所显示的实际图像来观察支气管,并且插入到肿瘤位置附近的位置,该肿瘤成为支气管末梢部侧的活检对象。

[0050] 在此情况下,还可通过参照后述的虚拟图像生成部 16 所生成的支气管模拟形状图像,来容易地插入到支气管的末梢部侧。图 5 是本系统的结构框图。首先,进行该说明。

[0051] 构成插入辅助装置 4 的虚拟图像生成部 16 具有 CT 图像数据取入部 21,该 CT 图像数据取入部 21 经由例如 DVD(Digital Versatile Disk:数字光盘)装置等可移动型存储介质来取入在拍摄患者的 X 光线断层图像的未图示的公知 CT 装置中生成的 3 维图像数据。

[0052] 另外,该虚拟图像生成部 16 具有:CT 图像数据存储部 22,其存储 CT 图像数据取入部 21 所取入的 CT 图像数据;以及 MPR 图像生成部 23,其根据 CT 图像数据存储部 22 所存储的 CT 图像数据来生成 MPR 图像(多截面再构筑图像)。

[0053] 另外,该虚拟图像生成部 16 具有图像处理部 27,该图像处理部 27 将来自内窥镜装置 5 的摄像信号作为输入信号输入,并生成实际图像,与 VBS 图像合成。该图像处理部 27 与临时存储图像处理时的图像数据等的存储器 28 连接。

[0054] 另外,该图像处理部 27 内置有模拟形状图像生成部 27a,该模拟形状图像生成部 27a 根据 CT 图像数据存储部 22 所存储的 CT 图像数据生成支气管的模拟形状图像。该模拟形状图像生成部 27a 将所生成的支气管的模拟形状图像数据存储在内部的图像数据存储部 27b 中。该图像数据存储部 27b 形成存储模拟形状图像的模拟形状图像存储部。此外,可将模拟形状图像生成部 27a 设置在图像处理部 27 的外部。

[0055] 另外,在插入辅助装置 4 上设置有图像显示控制部 29,该图像显示控制部 29 进行以下的控制:在监视器 17 上显示路线设定部 24 所生成的路线设定画面以及图像处理部 27 所生成的插入辅助图像。另外,对路线设定部 24 设置由输入设定信息的键盘以及定位设备等构成的输入装置 30。

[0056] 此外,CT 图像数据存储部 22 以及存储 VBS 图像的 VBS 图像存储部 26 可由 1 个硬盘构成,另外,MPR 图像生成部 23、路线设定部 24、生成 VBS 图像的 VBS 图像生成部 25 以及图像处理部 27 可由 1 个运算处理电路构成。

[0057] 另外,虽说明了 CT 图像数据取入部 21 经由 DVD 等可移动型存储介质取入 CT 图像数据,但在 CT 装置或者保存 CT 图像数据的院内服务器与院内 LAN 连接时,CT 图像数据取入部 21 可由能与该院内 LAN 连接的接口电路构成,并经由院内 LAN 取入 CT 图像数据。

[0058] 另外,位置检测部 15 具备:肿瘤位置检知控制部 31,其采用位置检测装置 8 检测出的 3 维位置信息来检知作为目标组织的肿瘤的边界位置等;参数存储部 32,其存储有在决定作为适合于活检的范围的适当范围时采用的适当范围参数;以及位置信息存储器 33,其存储已检知的位置信息。

[0059] 此外,目标组织不仅限于肿瘤(的组织)的情况,还具有手术操作者要进行活检的患部(的组织)等情况。

[0060] 肿瘤位置检知控制部 31 与肿瘤检知开关 A34 以及肿瘤检知开关 B35 连接,该肿瘤检知开关 A34 将已检知到沿着探头前端部 12 移动的规定方向存在有肿瘤时的一个端部的情况作为肿瘤检知信号输入,该肿瘤检知开关 B35 输入无肿瘤(检知)信号。肿瘤检知开关 A34 以及肿瘤检知开关 B35 由手术操作者进行输入操作。也可如后述的实施例那样采用如下的结构:在构成活检辅助系统的装置侧产生肿瘤检知信号以及无肿瘤信号。

[0061] 因为采用内置于构成超声波观测系统 3 的超声波探头 2 前端部的超声波振子 13 而取得的超声波断层图像显示在监视器 7 上,所以手术操作者可利用该超声波断层图像来确认是否为检知(显示)到肿瘤的状态。

[0062] 并且,手术操作者可一边将超声波探头 2 沿着支气管的行进方向插入且移动到例如末梢部侧,一边在超声波断层图像上确认有无支气管的管腔(体腔)外侧的光学上无法观察的肿瘤。

[0063] 手术操作者在一边移动超声波探头 2 一边在超声波断层上检知肿瘤的一个端部(例如上端)时,操作肿瘤检知开关 A34 将肿瘤检知信号输入至肿瘤位置检知控制部 31。这样,肿瘤位置检知控制部 31 将位置检测装置 8 所输出的超声波探头 2 的前端部即探头前端部 12 的 3 维位置存储在位置信息存储器 33 中。

[0064] 另外,手术操作者对肿瘤位置检知控制部 31 设置肿瘤检知开关 B35,该肿瘤检知开关 B35 将成为肿瘤另一端部(即从该另一端部没有检知到肿瘤的部分)的情况作为无肿瘤信号输入。

[0065] 这里,叙述了如下的例子:当检测到肿瘤端部时,采用肿瘤检知开关 A34 以及肿瘤检知开关 B35 这 2 个单元分别输入为肿瘤检知信号、无肿瘤信号。可通过仅使用肿瘤检知开关 A34 使开关按下的长度等变化,来识别为肿瘤检知信号以及无肿瘤信号。

[0066] 当输入该无肿瘤信号时,肿瘤位置检知控制部 31 将位置检测装置 8 所检测出的探头前端部 12 的 3 维位置信息存储到位置信息存储器 33。

[0067] 这样,如后所述,可检知肿瘤至少在规定方向(插入探头前端部 12 的支气管的行进方向)上存在的范围或两端位置。

[0068] 另外,该肿瘤位置检知控制部 31 进行如下的处理:采用探头前端部 12 的 3 维位置信息算出适合于活检用处理器械的活检的适当范围,来作为肿瘤中的活检用范围。并且,肿瘤位置检知控制部 31 将探头前端部 12 的 3 维位置信息和肿瘤中的适当范围信息输出至图像显示控制部 29。

[0069] 另外,将探头前端部 12 的 3 维位置信息和适当范围或活检目标位置的位置信息存储到构成存储位置信息的存储单元的位置信息存储器 33 内。

[0070] 该图像显示控制部 29 将探头前端部 12 的 3 维位置信息与虚拟图像相对应,以使手术操作者能够容易地识别出针对支气管中的哪个部位取得超声波图像。即,将位置传感

器 14 所求出的传感器座标系与构成虚拟图像的 CT 座标系相对应。此外,为了进行两座标系的对应,预先利用已知的多个位置来取得或设定变换所需的参数。

[0071] 例如,在将患者设定为规定体位来规定支气管行进方向的状态下,手术操作者进行指示,以在支气管的入口附近的已知 1 点处设定探头前端部 12,使传感器座标系和 CT 座标系相对应。此外,手术操作者还进行以下的指示:按照多个已知的插入长度使探头前端部 12 依次插入支气管内,且分别使传感器座标系与 CT 座标系相对应。这样,本系统 1 可针对两个座标系取得从一方向另一方的变换所需的参数。

[0072] 并且,当从肿瘤位置检知控制部 31 输入探头前端部 12 等的 3 维位置信息时,图像显示控制部 29 使探头前端部 12 等的位置与监视器 17 所显示的支气管虚拟图像上对应的位置重叠着显示。即,该图像显示控制部 29 在支气管的虚拟图像上重叠显示探头前端部 12 的位置信息及活检用范围等的信息(如上面所述进行控制)。

[0073] 另外,例如对肿瘤位置检知控制部 31 设置作为数据输入单元的、键盘以外的输入装置 36,使手术操作者能够输入指定肿瘤所存在的区域的大致中央位置等活检目标位置的数据。

[0074] 另外,手术操作者可由该输入装置 36 对肿瘤位置检知控制部 31 进行如下的指示:将位置检测装置 8 所检测出的 3 维位置信息记录到位置信息存储器 33 内。

[0075] 图 3 示出使用本插入辅助系统 1 来实施活检的顺序的代表例。以下根据该顺序,对本插入辅助系统 1 的动作以及结构详细地进行说明。

[0076] 首先,在图 3 的最初步骤 S1 中,手术操作者取得患者的 3 维 CT 图像数据,使用插入辅助装置 4 生成该患者的虚拟图像来显示到监视器 17 上。

[0077] 该处理由虚拟图像生成部 16 来进行,在图 4 中示出其详细内容。

[0078] 在图 4 的最初步骤 S11 中,手术操作者在进行组织采集的处理之前,对患者取得 CT 扫描的 3 维 CT 图像数据。

[0079] 经由已装入插入辅助装置 4 的虚拟图像生成部 16 内的 CT 图像数据取入部 21 向插入辅助装置 4 内的 CT 图像数据存储部 22 取入该 3 维 CT 图像数据。例如可通过 DVD 来简单地移动 3 维的 CT 图像数据。

[0080] 在下一步骤 S12 中,图像处理部 27 例如通过选取存在有空气的体腔部分的处理来进行支气管的选取处理。另外,在步骤 S13 中图像处理部 27 生成所选取的支气管的模拟形状图像。图像处理部 27 将生成的支气管模拟形状图像的图像数据存储到存储器 28 等图像数据存储部,并且发送到图像显示控制部 29。

[0081] 虚拟图像生成部 16 生成具有 MPR 图像生成部 23 所生成的 MPR 图像(多截面再构筑图像)的路线设定画面,并具备路线设定部 24,该路线设定部 24 设定内窥镜 18 向支气管插入的路线。另外,该虚拟图像生成部 16 具有 VBS 图像生成部 25,该 VBS 图像生成部 25 根据 CT 图像数据存储部 22 所存储的 CT 图像数据和路线设定部 24 所设定的路线生成 VBS 图像。

[0082] 将 CT 图像数据存储部 22 内的 CT 图像数据输出至 MPR 图像生成部 23。手术操作者一边观察这里生成的 MPR 图像,一边利用输入单元 30 进行路线设定。路线设定部 24 根据该路线设定信息和 MPR 图像数据来决定路线。根据该路线信息,VBS 图像生成部 25 由 CT 图像数据生成 VBS 图像(步骤 S14)。

[0083] 将 VBS 图像生成部 25 所生成的 VBS 图像存储到 VBS 图像存储部 26 内。

[0084] 在下一步骤 S15 中, 图像显示控制部 29 在监视器 17 上显示支气管的虚拟图像。在此情况下, VBS 图像生成部 25 所生成的 VBS 图像也合成显示到监视器 17 上。因此, 在监视器 17 上显示由支气管的 VBS 图像以及模拟形状图像构成的虚拟图像。

[0085] 这样, 利用图 4 所示的流程可进行虚拟图像的生成以及显示。

[0086] 接着, 如图 3 的步骤 S2 所示, 手术操作者参照该支气管的虚拟图像, 将内窥镜 18 插入到作为目标的支气管的末梢部侧。图 6 示出此状况, 示出将内窥镜 18 的前端部 19b 插入到接近支气管 41 末梢部侧的肿瘤 42 的目标部位附近的状态。

[0087] 然后, 如步骤 S3 所示, 手术操作者将超声波探头 2 插入内窥镜 18 的通道 19a 内, 并使超声波探头 2 的前端侧从通道 19a 的前端开口突出。

[0088] 图 7 示出使超声波探头 2 的前端侧从内窥镜 18 的通道 19a 的前端开口突出到可观察肿瘤 42 的位置附近的状态。

[0089] 虚线示出的是超声波探头 2, 示出经由导管 43 贯穿内窥镜 18 的通道 19a 内的状态。设定该导管 43, 使其前端开口位于例如超声波探头 2 的探头前端部 12 的基端附近。

[0090] 该导管 43 与超声波探头 2 一起在通道 19a 内移动。该导管 43 可用于进行以下说明的处理时的前端侧定位, 该处理采用作为进行活检处理的处理器械的活检设备来采集组织。

[0091] 另外, 如步骤 S4 所示, 活检辅助系统 1 开始超声波观测系统 3 的超声波断层图像的显示和使用插入辅助装置 4 的位置检测装置 8 的 3 维位置检测的动作。并且, 位置检测装置 8 检测设置有位置传感器 14 的探头前端部 12 的 3 维位置。手术操作者根据该超声波图像和 3 维位置信息来掌握目标组织的位置, 并插入超声波探头 2, 使超声波探头 2 向目标组织接近。

[0092] 这里, 当将位置检测传感器 14 的位置设为 P_1 、将超声波振子 13 的位置设为 P_2 、将位置检测传感器 14 与超声波振子 13 的距离设为 l 时, 在距离 l 减小的情况下、例如 $l < 1\text{mm}$ 的情况下, 可近似为 $P_1 \approx P_2$ 。为了求出正确的超声波振子 13 的位置 P_2 而使用下式。当在位置检测传感器 14 的方向矢量的方向上具有超声波振子 13、即超声波振子 13 与位置检测传感器 14 处于一条直线上时, 根据 $P_1(x_1, y_1, z_1)$ 、 $P_2(x_2, y_2, z_2)$, 方向矢量 $n=(x_3, y_3, z_3)$ 、距离 l , P_2 的位置如下所示:

[0093] $P_2 = P_1 + l n$ 即,

[0094] [式 1]

$$[0095] \begin{pmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \end{pmatrix} + l \begin{pmatrix} x_3 \\ y_3 \\ z_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_1 + l x_3 \\ y_1 + l y_3 \\ z_1 + l z_3 \end{pmatrix}$$

[0096] 接着, 如步骤 S5 所示, 手术操作者一边观察从通道 19a 前端开口突出的探头前端部 12 内的超声波振子 13 的超声波断层图像, 一边进行作为目标组织的肿瘤 42 的位置确认。此时, 位置检测部 15 根据肿瘤检知开关 A34、B35 的输入来导出活检的适当范围。

[0097] 另外, 如步骤 S6 所示, 肿瘤位置检知控制部 31 将利用步骤 S5 算出的活检的适当范围信息等发送到图像显示控制部 29。此外, 图像显示控制部 29 在与图像处理部 27 所生

成的虚拟图像上的适当范围对应的位置重叠显示活检的适当范围（或适当范围的信息）。

[0098] 另外，肿瘤位置检知控制部 31 还将探头前端部 12 的 3 维位置信息发送至图像显示控制部 29。图像显示控制部 29 进行在支气管 41 的虚拟图像上重叠适当范围等（的信息）以及超声波探头 2 的探头前端部 12 的 3 维位置的图像处理，并将重叠的图像显示到监视器 17 上。并且，手术操作者根据监视器 17 所显示的信息来决定导管的位置。

[0099] 这样，3 维位置信息变换为 CT 图像数据的图像处理以及生成支气管 41 的虚拟图像的图像处理所采用的 CT 坐标系，并重叠显示到支气管 41 的虚拟图像上。通过进行这样的显示，可容易地进行从肿瘤 42 中采集组织时的处理。图 8 示出包含从图 3 的步骤 S4 到 S6 的顺序中的活检辅助系统 1 的肿瘤位置检测在内的处理流程。

[0100] 接着，参照图 8，说明图 3 的步骤 S5 中的、包含作为目标组织的肿瘤 42 的位置检测的顺序。

[0101] 当如上面所述将位置检测装置 8 设定为动作状态时，如步骤 S21 所示，位置检测装置 8 取得位置传感器 14 的 3 维位置信息。并且，如步骤 S22 所示，位置检测装置 8 检测位置传感器 14 的 3 维位置即探头前端部 12 的 3 维位置。

[0102] 另外，如步骤 S23 所示，内置于探头前端部 12 中的超声波振子 13 收发超声波，并将超声波观测装置 6 内部的超声波图像生成部所生成的超声波断层图像显示到监视器 7 上。

[0103] 手术操作者一边观察监视器 7 所显示的超声波断层图像，一边使探头前端部 12 沿着支气管 41 的行进方向移动到该末梢部侧。此外，手术操作者为了获得超声波断层图像，使探头前端部 12 与支气管 41 的内壁面抵接。因为与支气管 41 的内壁面接触可减小超声波的传递损耗，所以在探头前端部 12 可安装收纳有超声波传递介质的球囊。

[0104] 如下一步骤 S24 所示，肿瘤位置检知控制部 31 处于等待肿瘤检知开关 A34 的输入的状态，在输入该肿瘤检知开关 A34 的肿瘤检知信号之前，重复步骤 S21 ~ 步骤 S24 的处理。

[0105] 并且，如图 7 所示当探头前端部 12 的超声波振子 13 到达开始观察肿瘤 42 的边界位置时，在监视器 7 上成为可获得针对肿瘤 42 的超声波断层图像（也简称为断层图像）的状态。

[0106] 在利用上述图 3 的步骤 S6 结束了导管 43 的定位之后，如步骤 S7 所示，手术操作者在通道 19a 内留有导管 43 而取出超声波探头 2，将活检设备插入该导管 43 内。

[0107] 然后，如步骤 S8 所示，手术操作者使活检设备从处于已定位的状态的导管 43 的前端突出，进行对作为目标组织的肿瘤 42 的活检即组织采集。在组织采集之后，如步骤 S9 所示，手术操作者将内窥镜 18 与活检设备一起从支气管 41 中取出。并且，手术操作者结束作为目的的肿瘤 42 的组织采集的处理。

[0108] 图 9 放大地示出图 7 中的肿瘤 42 周边部。如图 9 所示，探头前端部 12（的超声波振子 13）在支气管 41 的行进方向 D_L 上移动，当探头前端部 12 成为到达与肿瘤 42 的上端位置 a 对应的行进方向 D_L 上的位置 A（上端位置 A）的状态时，为可观察肿瘤 42 的断层图像的状态。图 11 示意性示出此时的监视器 7 所显示的超声波断层图像。此外，因为正常组织与音响阻抗不同，所以在超声波断层图像上可根据亮度级别等来识别肿瘤 42。

[0109] 根据图 11 左侧所示的超声波断层图像的状态，如该右侧所示，成为显示肿瘤 42 的

断层图像 42a 的状态。

[0110] 此外,图 11 的超声波断层图像对应于这样的情况:超声波振子 13 将超声波探头 2 的长边方向作为轴进行了在与该轴垂直的周方向上依次辐射超声波的辐射状扫描。另外,图 11 是与纸面垂直的方向为行进方向 D_L 的情况,小圆表示超声波振子的超声波的收发位置。

[0111] 如果手术操作者一边观察监视器 7 的超声波断层图像的区别(正常组织与作为希望进行活检的组织的肿瘤 42 部分的差异)一边判断为存在希望进行活检的组织,则操作肿瘤检知开关 A34 来输入肿瘤检知信号。

[0112] 这样,在图 8 的步骤 S25 中,肿瘤位置检知控制部 31 将探头前端部 12 的 3 维位置、即将肿瘤 42 的上端位置 a 影射到行进方向 D_L 上而获得的 3 维上端位置 A 存储到作为位置信息存储单元的位置信息存储器 33 中。

[0113] 手术操作者继续进行将探头前端部 12 向支气管 41 的行进方向 D_L 移动的操作,一边观察超声波断层图像一边寻找肿瘤 42 的另一端。

[0114] 针对该操作,进行步骤 S26 ~ 步骤 S29 的处理。步骤 S26、步骤 S27、步骤 S28 分别是与步骤 S21、步骤 S22、步骤 S23 相同的处理。另外,在步骤 S29 中,肿瘤位置检知控制部 31 处于等待肿瘤检知开关 B35 的输入的状态,在该肿瘤检知开关 B35 输入无肿瘤信号之前,重复步骤 S26 ~ 步骤 S29 的处理。

[0115] 并且,在探头前端部 12 横切图 9 中的肿瘤 42 的下端位置 b 时,在超声波断层图像上从图 11 右侧的状态变化为左侧的状态。在成为图 11 的左侧状态时,手术操作者操作肿瘤检知开关 B35 来输入无肿瘤信号。

[0116] 这样,在图 8 的步骤 S30 中,肿瘤位置检知控制部 31 将探头前端部 12 的 3 维位置、即与肿瘤 42 下端位置 b 对应的行进方向 D_L 上的 3 维位置 B(下端位置 B) 存储到位置信息存储器 33 中。

[0117] 手术操作者例如在步骤 S31 中由输入装置 36 输入存在肿瘤 42 的方向,由此肿瘤位置检知控制部 31 在位置信息存储器 33 中(除上端位置 A 与下端位置 B 的 3 维位置信息之外)还存储存在肿瘤 42 的方向的信息。

[0118] 在仅有上端位置 A 与下端位置 B 的 3 维位置信息的情况下,存在肿瘤 42 的方向不确定。具体地说,不知道在以连接上端位置 A 和下端位置 B 的线段 AB 为轴的周方向的任意方向上是否存在肿瘤 42。因此,手术操作者在将探头前端部 12 向支气管 41 的行进方向 D_L 移动的情况下,输入显现肿瘤 42 的断层图像 42a 的方向。例如在图 11 的情况下,输入钟表 9 点的方向(作为存在肿瘤 42 的宽度方向 D_T)。

[0119] 由此,确定存在肿瘤 42 的宽度方向 D_T 。在步骤 S24 ~ 步骤 S29 之间可进行该宽度方向 D_T 的输入操作。如后述实施例 2 那样,可利用图像处理来决定(输入)宽度方向 D_T 。

[0120] 此外,在步骤 S31 中除了宽度方向 D_T 之外、或者取代宽度方向 D_T ,手术操作者可如下这样指定该宽度方向 D_T 中的肿瘤 42 的大致中央位置 c' (在后述实施例 2 的变形例中,检测沿着在行进方向 D_L 的轴周围存在肿瘤 42 的宽度方向 D_T 的宽度或范围,并且算出适合该宽度方向 D_T 的活检的适当范围)。

[0121] 例如,图 11 的 2 点划线示出在上端位置 A 与下端位置 B 之间的中央位置附近设定探头前端部 12 时获得的肿瘤 42 的断层图像 42b。

[0122] 手术操作者利用设置于超声波观测装置 6 的未图示的定位设备,来指定沿着宽度方向 D_1 的该中央位置 c' (在后述实施例 2 中超声波观测装置 6 可利用图像处理来指定中央位置 c')。超声波观测装置 6 根据从超声波振子到中央位置 c' 的断层图像 42b 上的距离 Wc' 来算出实际距离 Wc 。

[0123] 此外,通过采用用于断层图像显示的参数等的值,能够从超声波断层图像上的距离 Wc' 换算为实际距离 Wc 。手术操作者由输入装置 36 输入实际距离 Wc (在后述实施例 2 中,超声波观测装置 6 可指定距离 Wc)。该距离 Wc 的信息存储在位置信息存储器 33 中。

[0124] 另外,肿瘤 42 的中央位置 c 的 3 维位置信息也可以存储在位置信息存储器 33 内。并且,可将该中央位置 c 设定为活检时的目标位置。

[0125] 此外,手术操作者利用上述定位设备来指定沿着宽度方向 D_1 的该中央位置 c' ,由此超声波观测装置 6 自动算出实际距离 Wc ,将该距离 Wc 的信息输出至肿瘤位置检知控制部 31,该肿瘤位置检知控制部 31 可将距离 Wc 的信息等存储到位置信息存储器 33 内。另外,此时肿瘤 42 的中央位置 c 的位置信息也可以存储到位置信息存储器 33 内。

[0126] 在下一步骤 S32 中,肿瘤位置检知控制部 31 从参数存储部 32 读入活检的适当范围参数。此外,在下一步骤 S33 中,肿瘤位置检知控制部 31 根据位置信息存储器 33 所存储的上端位置 A 以及下端位置 B 的 3 维位置信息和适当范围参数来计算适合于适当进行活检的活检的适当范围。

[0127] 参照图 10 进行算出沿着肿瘤 42 的行进方向 D_L 的适当范围 K 的说明。图 10 是与图 9 基本相同的图,是利用图 9 中的超声波振子 13 的上端位置 A 和下端位置 B 来算出适当范围 K 的说明图。

[0128] 如图 10 所示,与沿着支气管 41 的行进方向 D_L 存在肿瘤 42 的上端位置 a 以及下端位置 b 对应的上端位置 A 和下端位置 B 的线段 A B 的长度为沿着该方向 D_L 的肿瘤 42 的长度 L。

[0129] 此外,还可以将适当范围 K 设定为肿瘤 42 的长度 L。但是,肿瘤 42 还具有与图 10 所示的近似椭圆柱体形状不同的形状的情况,例如厚度较小的月牙形状这样的情况。因此,当为了在所检测的两端的内侧设定或算出适当范围 K 而设定适当范围参数时进行活检的情况下,能够更可靠地采集肿瘤 42 的组织。根据这样的主旨,在本实施例中,在被检测的线段 AB 的内侧或中央侧设定适当范围 K。

[0130] 并且,例如通过下式来算出该适当范围 K 的上端位置 A' 以及下端位置 B' 。

$$[0131] \quad A' = (B-A) \times t/100 + A$$

$$[0132] \quad B' = B - (B-A) \times t/100$$

[0133] 这里,作为适当范围参数的 t 是常数,例如可设定为 10 或几 10 左右。此外,在肿瘤接近于球形 的情况下,可设定为 10 以下。

[0134] 并且,在图 8 的步骤 S34 中,肿瘤位置检知控制部 31 将已算出的适当范围 K 的数据和存在肿瘤 42 的宽度方向 D_1 或中央位置 c 的信息向图像显示控制部 29 传送。图像显示控制部 29 将适当范围 K 和存在肿瘤 42 的宽度方向 D_1 (或中央位置 c) 等信息作为活检用范围的信息与支气管 41 的虚拟图像 (中的模拟形状图像) 重叠着显示到监视器 17 上。

[0135] 图 12 示出在监视器 17 所显示的支气管 41 的虚拟图像的模拟形状图像 Ib 上显示适当范围 K 等时的 1 个显示例。如图 12 所示,在支气管 41 的虚拟图像的模拟形状图像 Ib

上的与适当范围 K 对应的位置显示适当范围 K, 并且显示存在肿瘤 42 的宽度方向 D_T (与该宽度方向 D_T 对应的方向)。

[0136] 另外, 还可以显示该宽度方向 D_T 上的肿瘤 42 的中央位置 c。此外, 图 12 中的前端为基准位置 P 的 2 点划线示出内窥镜 18 的插入路线。

[0137] 另外, 如图 8 的步骤 S34 的下一步骤 S35 所示, 位置检测装置 8 继续取得位置传感器 14 的位置信息。并且, 如步骤 S36 所示, 位置检测装置 8 检测探头前端部 12 的 3 维位置, 将该 3 维位置信息发送至图像显示控制部 29。该探头前端部 12 的 3 维位置与在虚拟图像 Ib 上对应的位置重叠显示。

[0138] 因此, 例如在步骤 S37 中, 手术操作者将探头前端部 12 配置在内窥镜 18 的 (作为通道 19a 的前端开口的) 前端面。利用位置检测装置 8 取得探头前端部 12 的 3 维位置。

[0139] 并且, 在图 12 的虚拟图像的模拟形状图像 Ib 上, 成为将与内窥镜 18 的 (通道 19a 的前端开口的) 前端面的 3 维位置对应的位置例如作为基准位置 P 显示的状态。此外, 可将导管 43 的前端开口的位置作为基准位置 P 显示到虚拟图像的模拟形状图像 Ib 上。

[0140] 本实施方式利用监视器 17 来显示如图 12 所示的活检用范围和与其关联的信息, 所以可辅助手术操作者顺利地进行活检设备的定位, 该活检设备的定位用于使活检设备从内窥镜 18 的通道 19a 的前端面继续突出以从肿瘤 42 上采集组织。

[0141] 此外, 在图 8 的步骤 S37 的下一步骤 S38 中, 肿瘤位置检知控制部 31 处于等待重新设置适当范围 K 的状态, 当不进行此操作时, 重复步骤 S35 ~ S38 的处理。

[0142] 因此, 手术操作者在例如从肿瘤 42 采集组织的活检处理结束之前, 可持续该动作状态。并且, 在组织采集结束时重新设置适当范围 K 来结束图 8 的位置检测的动作。

[0143] 在取得适当范围 K、存在肿瘤 42 的宽度方向 D_T 和其中央位置 c 等的信息并在虚拟图像上重叠显示这些信息的处理结束之后, 手术操作者从通道 19a 取出超声波探头 2, 该适当范围 K 用于通过采用了超声波探头 2 的活检设备来容易地进行组织采集。

[0144] 即, 如图 3 的步骤 S7 所说明的那样, 手术操作者一直保留着导管 43 而将超声波探头 2 从通道 19a 取出, 并插入活检设备。

[0145] 并且, 手术操作者参照在图 12 中显示的虚拟图像的模拟形状图像 Ib, 如步骤 S8 所示将活检设备从内窥镜 18 的通道 19a 的前端开口突出, 从肿瘤 42 采集组织。

[0146] 在此情况下, 手术操作者将例如图 12 的放大图中的内窥镜 18 的通道 19a 的前端开口位置作为基准位置 P, 使活检设备向单点划线示出的 c 的方向突出, 由此可从肿瘤 42 采集组织。

[0147] 此外, 在活检设备的前端部设置有位置传感器的情况下, 利用位置检测装置 8 来检测该位置, 并且还在支气管 41 的虚拟图像的模拟形状图像 Ib 上显示, 所以手术操作者可更简单地进行的活检的处理。此外, 可将活检设备的位置信息存储到位置信息存储器 33 内。

[0148] 这样根据实施例 1, 生成支气管 41 的虚拟图像, 在虚拟图像上重叠显示包含适当范围 K 的信息, 所以能够进行辅助以易于进行活检的处理, 该适当范围 K 是根据作为活检对象的目标组织的肿瘤至少沿着规定方向 (体腔路径的行进方向) 存在的范围而算出的活检用范围。

[0149] (实施例 2)

[0150] 接着, 说明本发明的实施例 2。图 13 示出本发明实施例 2 的活检辅助系统 1B 的结

构。该活检辅助系统 1B 是例如在图 5 的活检辅助系统 1 中不具有肿瘤检知开关 A34 和肿瘤检知开关 B35 的结构。

[0151] 并且,在本实施例中,活检辅助系统 1B 采用如下的结构:通过图像处理自动地执行在实施例 1 中手术操作者所输入操作的肿瘤检知开关 A34 和肿瘤检知开关 B35 的功能。

[0152] 将超声波观测装置 6 内的超声波图像生成部所生成的超声波断层图像的图像数据输入至肿瘤位置检知控制部 31,肿瘤位置检知控制部 31 在超声波断层图像上通过图像处理来检测开始检测肿瘤 42 的断层图像的时刻和没有检测出肿瘤 42 的断层图像的时刻。

[0153] 即,在使超声波探头 2 沿着支气管 41 的行进方向 D_L 移动、探头前端部 12 (的超声波振子 13) 横切肿瘤 42 的上端位置 a 时, (利用从图 11 的左侧图像向其右侧图像的图像变化) 肿瘤位置检知控制部 31 产生肿瘤检知信号。

[0154] 同样在观察到肿瘤 42 的断层图像 42a 的状态之后,在探头前端部 12 (的超声波振子 13) 横切肿瘤 42 的下端位置 b 时, (利用从图 11 的右侧图像向其左侧图像的图像变化) 肿瘤位置检知控制部 31 产生无肿瘤信号。

[0155] 本实施例中的其它结构与实施例 1 相同。图 14 示出本实施例中的位置检测动作的流程图。

[0156] 图 14 所示的位置检测的动作仅与图 8 处理的一部分不同。具体地说,将图 8 中的步骤 S24 和步骤 S29 变更为以下的步骤 S24' 以及步骤 S29' 。

[0157] 即,在步骤 S23 的下一步骤 S24' 中,肿瘤位置检知控制部 31 在超声波断层图像上进行是否是开始检测肿瘤 42 的断层图像的时刻、即是否是根据肿瘤 42 的断层图像的检测来检测肿瘤检知信号的判定。

[0158] 在没有检测到肿瘤检知信号时返回步骤 S21。另一方面,在判定为是开始检测肿瘤 42 断层图像的时刻的情况下、即检测到肿瘤检知信号的情况下,进入步骤 S25。

[0159] 另外,在步骤 S28 的下一步骤 S29' 中,肿瘤位置检知控制部 31 在超声波断层图像上判定是否是没有检测出肿瘤 42 的断层图像的时刻、即判定是否通过检测出没有肿瘤 42 的断层图像来检测出无肿瘤信号。

[0160] 在没有检测出无肿瘤信号的情况下返回步骤 S26。另一方面,在判定为检测出无肿瘤信号的情况下,进入步骤 S30。此外,活检辅助系统 1B 根据图像处理的肿瘤检知信号 (不用手术操作者进行地) 进行步骤 S31 的存在肿瘤 42 的宽度方向 D_T 的输入。记录也是同样的。

[0161] 其它的动作与实施例 1 相同。

[0162] 本实施例与实施例 1 相比可减轻手术操作者的负担。另外,具有与实施例 1 同样的效果。

[0163] 接着说明本实施例的变形例。

[0164] 在上述实施例 1 以及实施例 2 中,作为从内窥镜 18 前端面的位置针对肿瘤 42 的活检用范围,除了行进方向 D_L 的适当范围 K 之外,还可以检测沿着与该方向正交的宽度方向 D_T 的两端部位置 E、F 来算出该宽度方向 D_T 的适当范围 J。

[0165] 图 15 示出此情况的说明图。另外,图 16 示出此情况的处理顺序。如步骤 S41 所示,手术操作者与图 9 的情况相同,在行进方向 D_L 上使超声波探头 2 的探头前端部 12 从上端位置 A 移动到下端位置 B。在此情况下,肿瘤位置检知控制部 31 一边移动一边将基于位

置检测装置 8 的位置传感器 14 的位置检测信息存储到位置信息存储器 33。

[0166] 另外,与该移动联动,如步骤 S42 所示,超声波观测装置 6 内的超声波图像生成部将通过超声波振子 13 获得的(超声波)断层图像数据依次记录到超声波观测装置 6 内的存储器。

[0167] 此外,相关联地存储基于上述位置传感器 14 的存储在位置信息存储器 33 中的位置检测信息和超声波观测装置 6 内的存储器所存储的断层图像数据。

[0168] 在图 15 中示出超声波探头 2 在支气管 41 的行进方向 D_L 上移动时的代表位置以及作为在此情况下获得的肿瘤 42 的断层图像数据(也称为切片数据)而被检测出的肿瘤部分。

[0169] 在下一步骤 S43 中,超声波图像生成部针对由存储器所存储的断层图像数据的整体形成的体数据,通过图像处理算出沿着与行进方向 D_L 垂直的宽度方向 D_T 的、和超声波振子 13 的距离最小的端部位置 e 和最远的端部位置 f。

[0170] 此外,这些端部位置 e 以及 f 是与肿瘤 42 的和超声波振子 13 的距离最小的端部位置 E 和最远的端部位置 F 对应的超声波断层图像上的位置,在图 15 中附加括弧进行显示。

[0171] 此外,在下一步骤 S44 中,图像处理装置算出从在支气管 41 的行进方向 D_L 上的超声波振子 13 到断层图像上的端部位置 e、f 的断层图像上的距离 W_e 、 W_f 。并且,超声波图像生成部将算出的断层图像上的距离 W_e 、 W_f 输出到肿瘤位置检知控制部 31。

[0172] 在下一步骤 S45 中,肿瘤位置检知控制部 31 根据断层图像上的距离 W_e 、 W_f 采用超声波振子 13 的 3 维位置信息来算出肿瘤 42 的端部位置 E、F。

[0173] 此外,在下一步骤 S46 中,肿瘤位置检知控制部 31 采用端部位置 E、F 的信息,与沿着行进方向 D_L 的适当范围 K 的情况同样地算出与该行进方向 D_L 垂直的宽度方向 D_T 的适当范围 J。

[0174] 在下一步骤 S47 中,肿瘤位置检知控制部 31 将所算出的宽度方向 D_T 的适当范围 J 的信息输出至图像显示控制部 29。图像显示控制部 29 在监视器 17 的显示面上,将适当范围 K、J 重叠显示在支气管 41 的虚拟图像上。

[0175] 根据本变形例,还可以将宽度方向 D_T 的适当范围 J 与行进方向 D_L 的适当范围 K 一起显示,所以手术操作者能够更简单地进行活检设备的活检处理。

[0176] 在图 15 中,与行进方向 D_L 的适当范围 K 一起算出与行进方向 D_L 正交的宽度方向 D_T 的适当范围 J。

[0177] 与此相对,如以下所说明的那样,可与行进方向 D_L 的适当范围 K 一起算出来自行进方向 D_L 的周方向上的适当范围的 2 维区域。当图 15 所示的有代表性的断层图像数据在与支气管 41 的行进方向 D_L 垂直的平面上表示时,如图 17 所示。

[0178] 超声波观测装置 6 内部的超声波图像生成部算出存在如图 17 所示的断层图像数据的例如 2 维区域。在图 17 的例子中,将行进方向 D_L 作为 Z 座标,检测与其垂直的断层图像面(X、Y 平面)上的存在肿瘤 42 的各断层图像数据的 2 维区域(其中,Z 轴是位置检测装置 8 的行进方向 D_L 的座标轴)。

[0179] 超声波图像生成部针对从上端位置 A 到下端位置 B 的各断层图像数据进行该 2 维区域的检测,并且将各断层图像数据中的 2 维区域的分布信息依次输出到肿瘤位置检知控制部 31。

[0180] 肿瘤位置检知控制部 31 采用已取得各断层图像数据的 Z 轴座标的位置将各断层图像数据在断层图像上的 2 维分布变换为位置座标检测系中的 2 维分布。肿瘤位置检知控制部 31 通过从上端位置 A 到下端位置 B 进行该处理,来算出以行进方向 D_L 为轴的其周方向上的肿瘤 42 的 3 维分布区域。肿瘤位置检知控制部 31 在算出肿瘤 42 的 3 维分布区域之后,算出其重心位置 G。

[0181] 另外,如图 18 所示,肿瘤位置检知控制部 31 根据从肿瘤 42 的重心位置 G 起的 3 维分布区域以及重心位置 G,将从重心位置 G 起的规定距离 r 以内的球部分作为适当范围 M 来算出。此外,设定规定距离 r 在肿瘤 42 的 3 维分布区域的内部。也可以取代从该重心位置 G 起的规定距离 r 以内的适当范围 M,而从肿瘤 42 的 3 维分布区域的周缘起以规定距离或规定比例算出作为内侧的适当范围 N。

[0182] 肿瘤位置检知控制部 31 将所算出的重心位置 G 以及适当范围 M 或 N 的 3 维位置信息输出到图像显示控制部 29。图像显示控制部 29 在支气管的虚拟图像上重叠显示例如适当范围 K、重心位置 G 以及适当范围 M 或 N、内窥镜 18 前端面的基准位置 P。

[0183] 此外,图像显示控制部 29 可与上述适当范围 K 或 J 一起将这些适当范围 M 或 N 作为第 2 适当范围进行追加显示,也可取代适当范围 K 或 J 而仅显示适当范围 M 或 N。

[0184] 图 19 的上侧示出在此状态下的虚拟图像的模拟形状图像 Ib 的显示例。另外,在图 19 的下侧示出实际使作为活检设备的例如活检针 51 从内窥镜 18 的通道 19a 的前端开口突出以从肿瘤 42 采集组织的状况。

[0185] 此外,示出在该活检针 51 的前端部附近设置有位置传感器 52 的例子。当如上面所述设置有位置传感器 52 时,可在虚拟图像的模拟形状图像 Ib 上重叠显示该位置 Q。

[0186] 例如在图 19 的情况下,从基准位置 P 到位置 Q 的 PQ 方向为从重心位置 G 向下侧偏移的方向,所以手术操作者以使 PQ 方向朝着重心位置 G 的方式来操作内窥镜 18 的弯曲部(稍微朝着图 19 中的纸面上侧弯曲)。并且,可通过向该方向突出,从肿瘤 42 中采集组织。

[0187] 这样,手术操作者可通过参照图 19 上侧的虚拟图像的模拟形状图像 Ib 来容易地进行从肿瘤 42 中采集组织的处理。

[0188] 另外,因为在活检设备中装入了位置检测单元,所以能够根据活检设备的位置信息进行引导而不需要导管 43 的定位。

[0189] 此外,还可以对上述实施例进行变形。例如在实施例 1 的图 9 或图 10 中,检测出作为在支气管 41 的行进方向 D_L 上的超声波振子 13 的 3 维位置的上端位置 A、B。

[0190] 作为已使该检测位置变形的情况,可检测或算出肿瘤 42 的上端位置 a 和下端位置 b。可通过参照上述断层图像上的来自超声波振子 13 的距离信息和生成该断层图像时的超声波振子 13 的 3 维位置信息来算出上端位置 a 以及 b。

[0191] 并且,可根据肿瘤 42 的上端位置 a 和下端位置 b 将作为其两端内侧(中央侧)的适当范围设定为活检用范围。另外,还可以同时算出两端的中央位置。在此情况下,可有效辅助活检的处理。

[0192] 另外,作为沿着支气管 41 的行进方向 D_L 等存在肿瘤 42 的范围、例如以线段 AB 为进行活检的基准的活检用范围,重叠显示在支气管 41 的虚拟图像的模拟形状图像 Ib 上的情况也属于本发明。即,可将在探头前端部 12 所插入且移动的支气管的行进方向上存在着

肿瘤 42 等目标组织的两端位置的范围作为活检用范围。

[0193] 此外,在上述各实施例中举出以下的例子进行了说明:生成虚拟图像(模拟图像)的虚拟图像生成部 16 生成由作为体腔路径的支气管的模拟内窥镜图像的 VBS 图像和作为支气管的模拟 3 维形状图像的模拟形状图像构成的虚拟图像。不过,虚拟图像生成部 16 也可以适用于仅生成体腔路径的模拟形状图像的模拟形状图像生成部的结构的情况。另外,虚拟图像生成部 16 还可以适用于仅生成体腔路径的模拟内窥镜图像的模拟内窥镜图像生成部的情况。

[0194] 另外,在上述的例子中,作为体腔路径,以支气管的情况进行了说明,但不仅限于此,还可以适用于将探头前端部 12 插入上部消化管或下部消化管进行移动这样的情况。

[0195] 另外,局部地组合上述实施例等来构成的实施例等、不变更发明主旨的实施例属于本发明。

[0196] 本申请是将 2009 年 11 月 17 日在日本申请的特愿 2009-262314 号作为主张优先权的基础来进行申请的,上述的公开内容已引用到本申请说明书、权利要求书以及附图中。

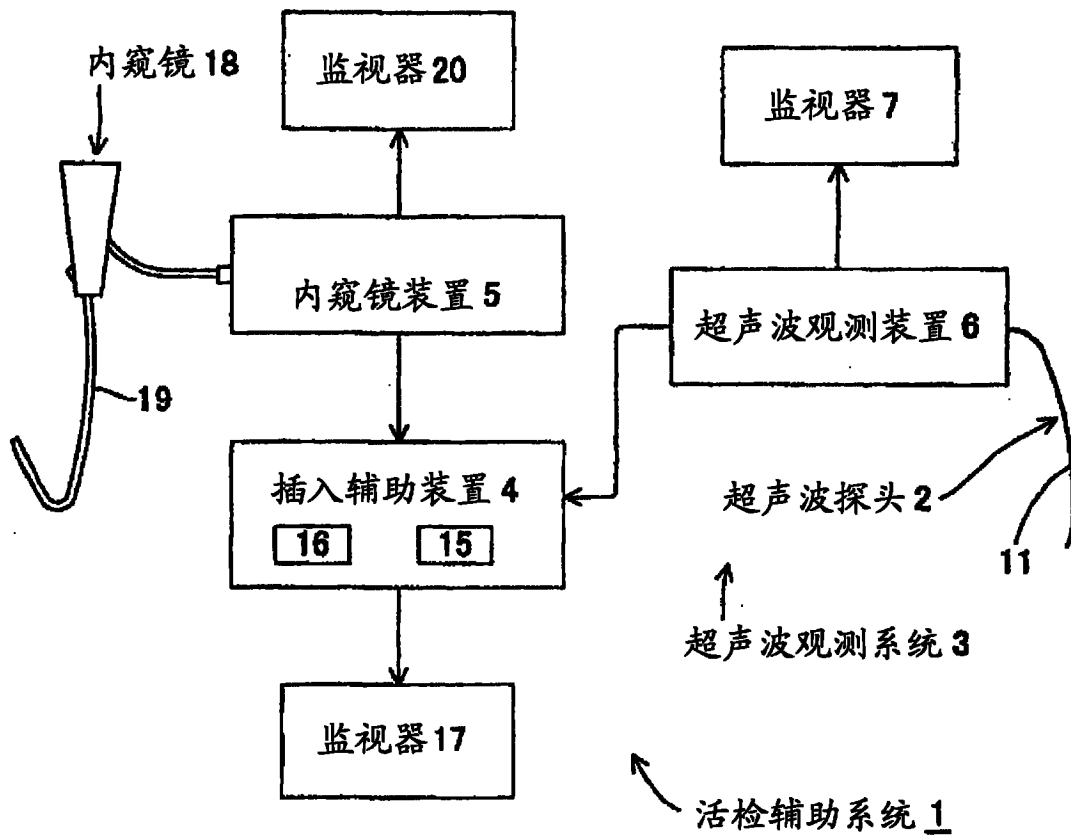


图 1

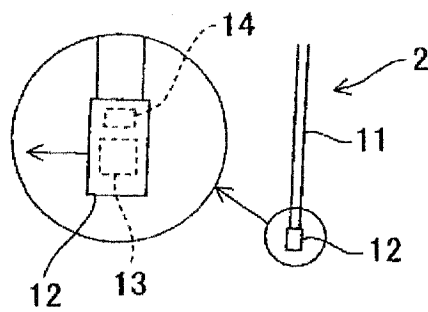


图 2

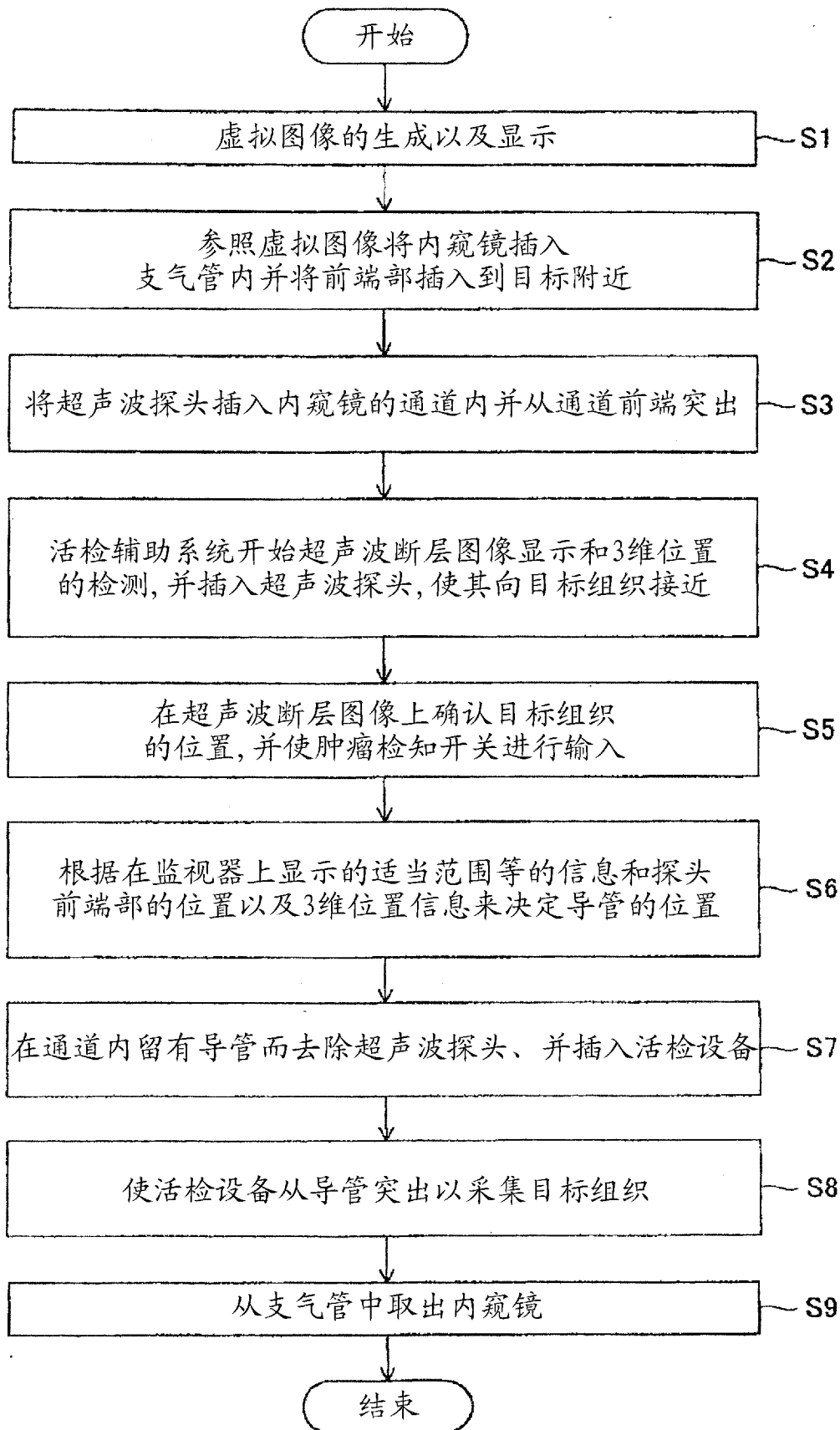


图3

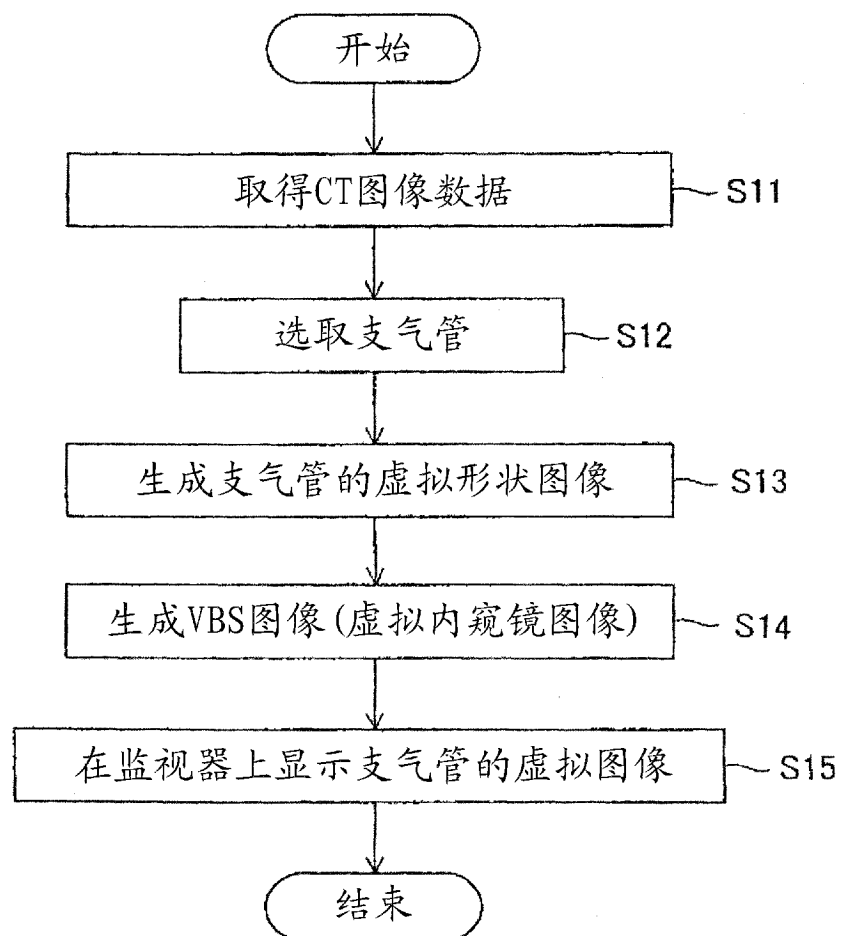


图 4

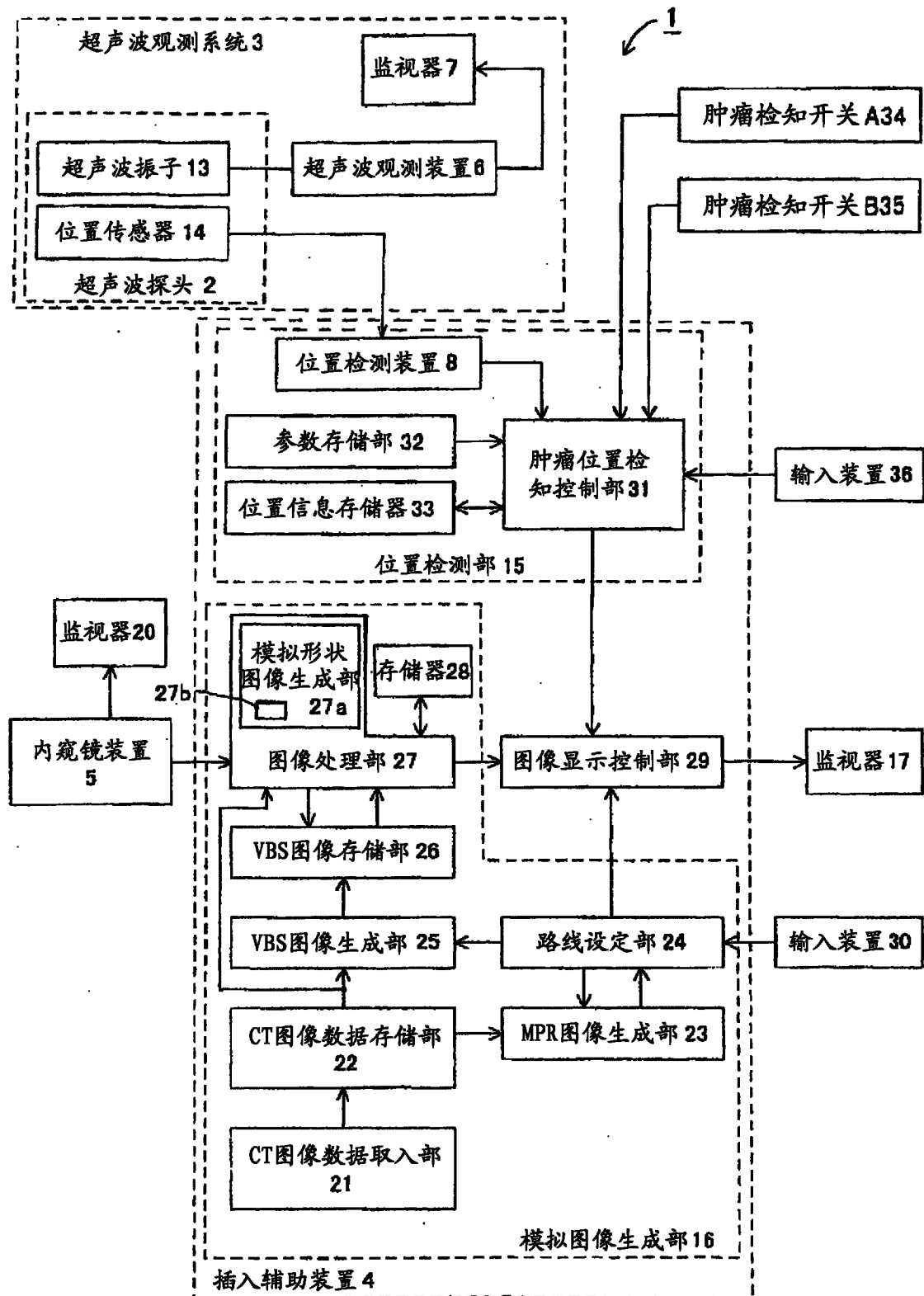


图 5

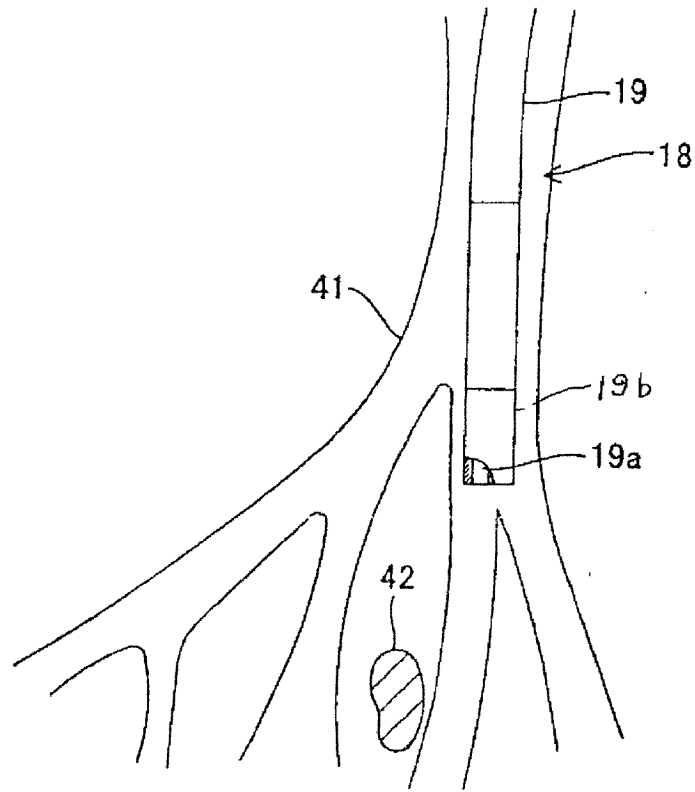


图 6

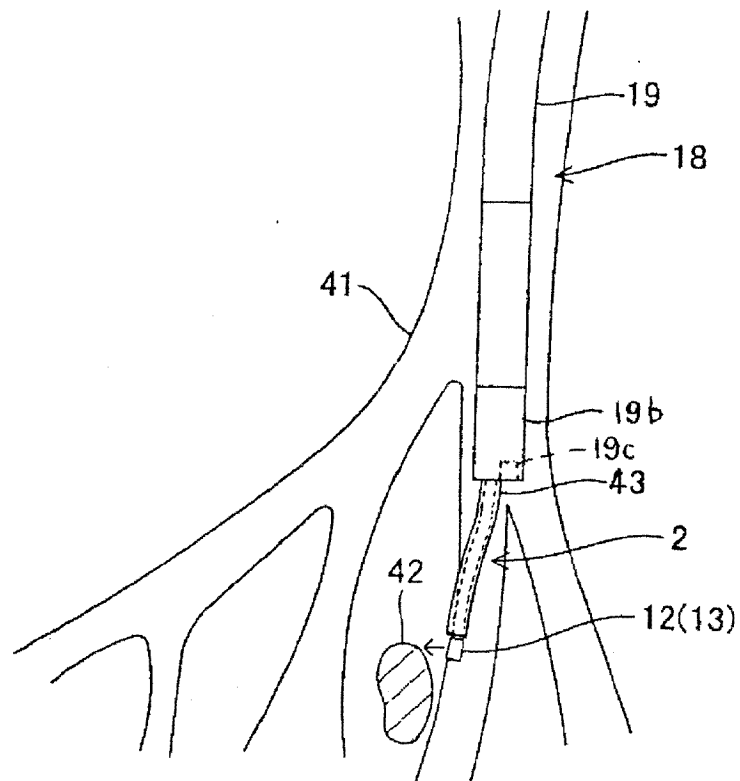


图 7

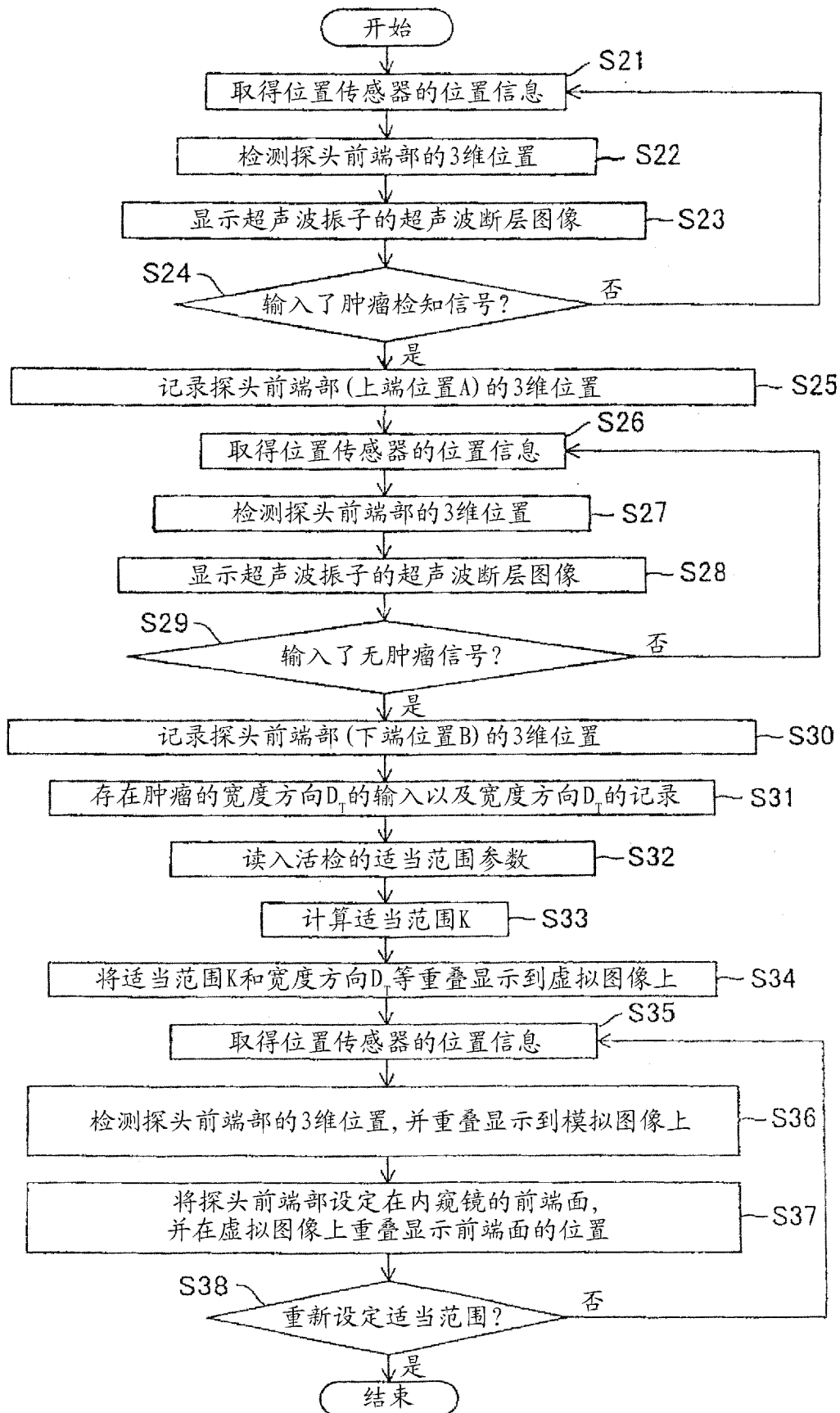


图8

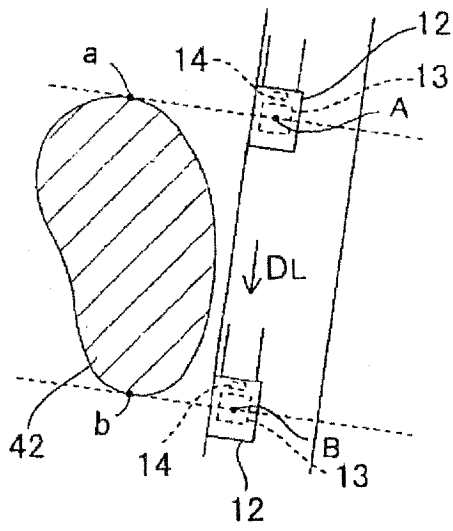


图 9

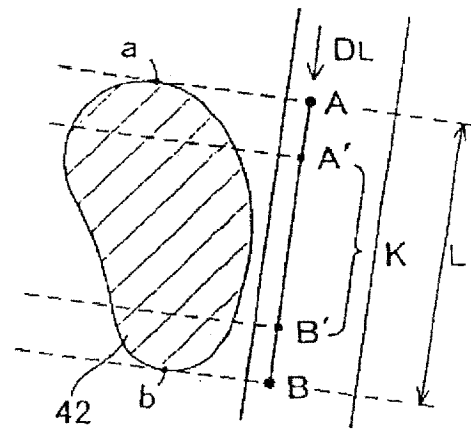
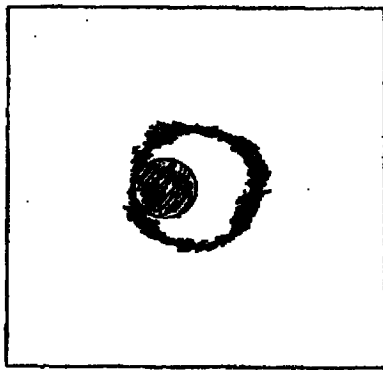
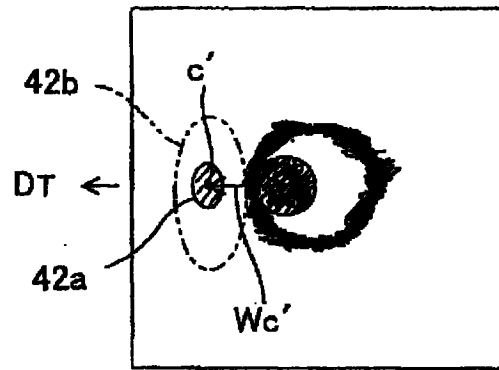


图 10



未看见肿瘤的状态



看到肿瘤的状态

图 11

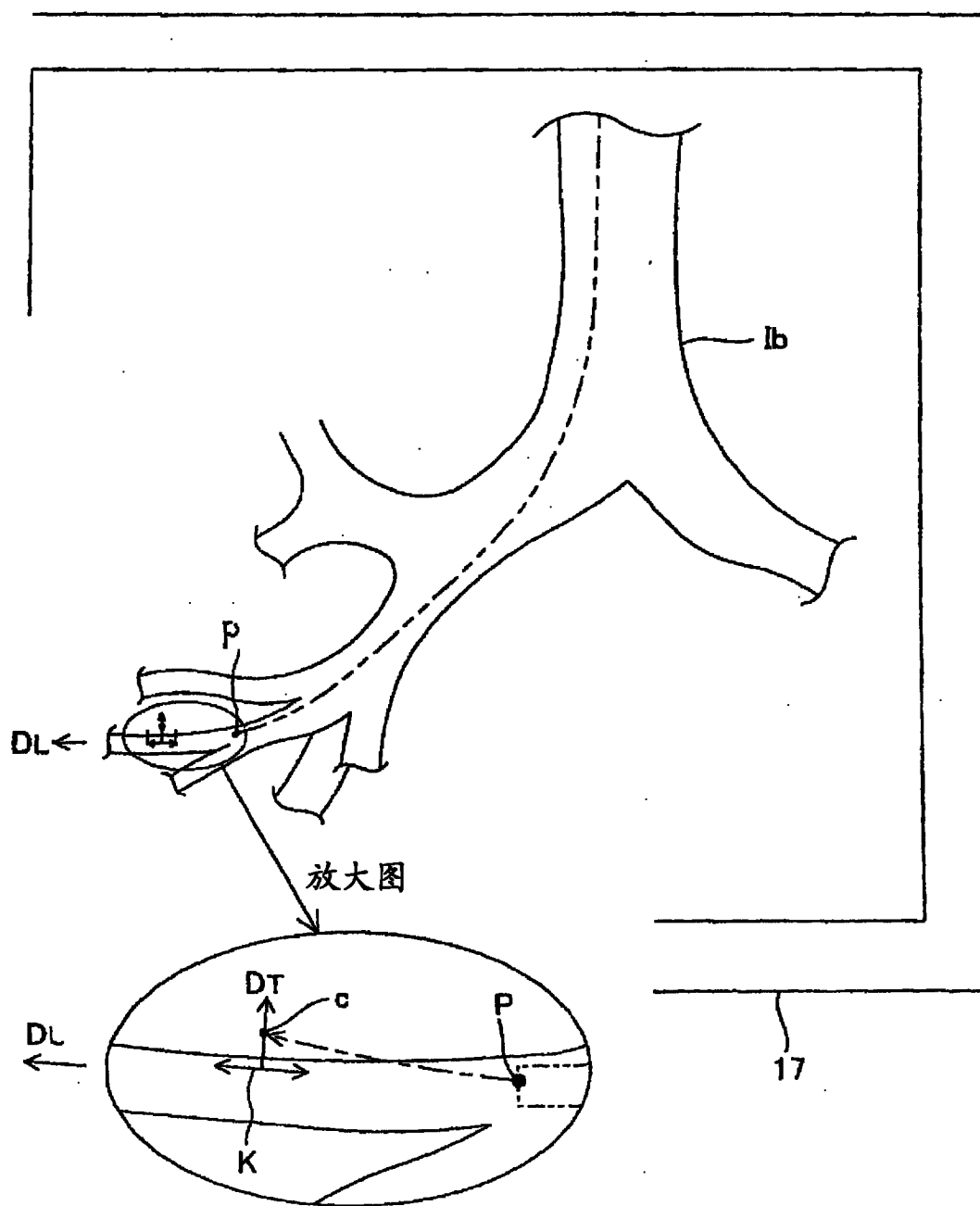


图 12

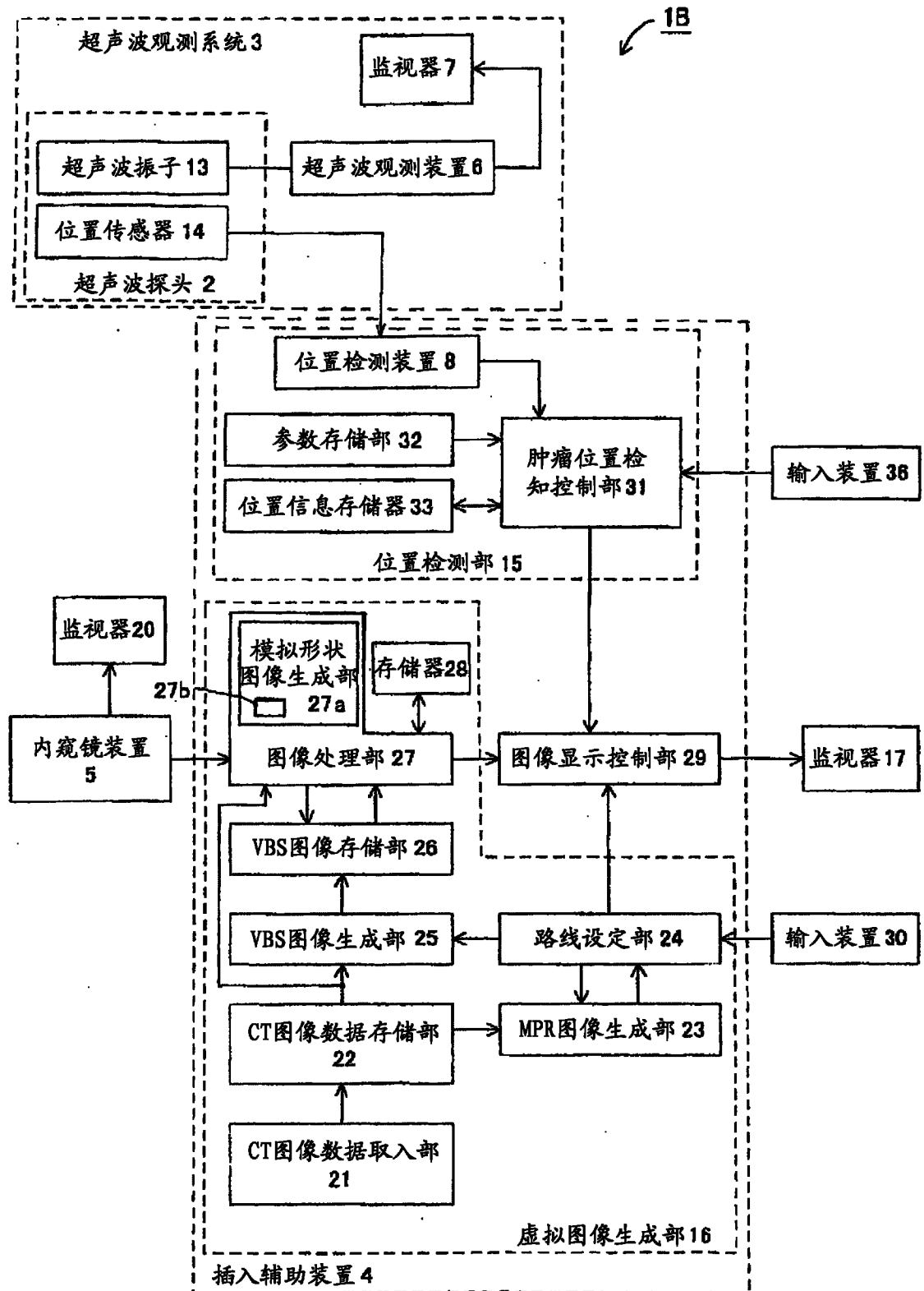


图 13

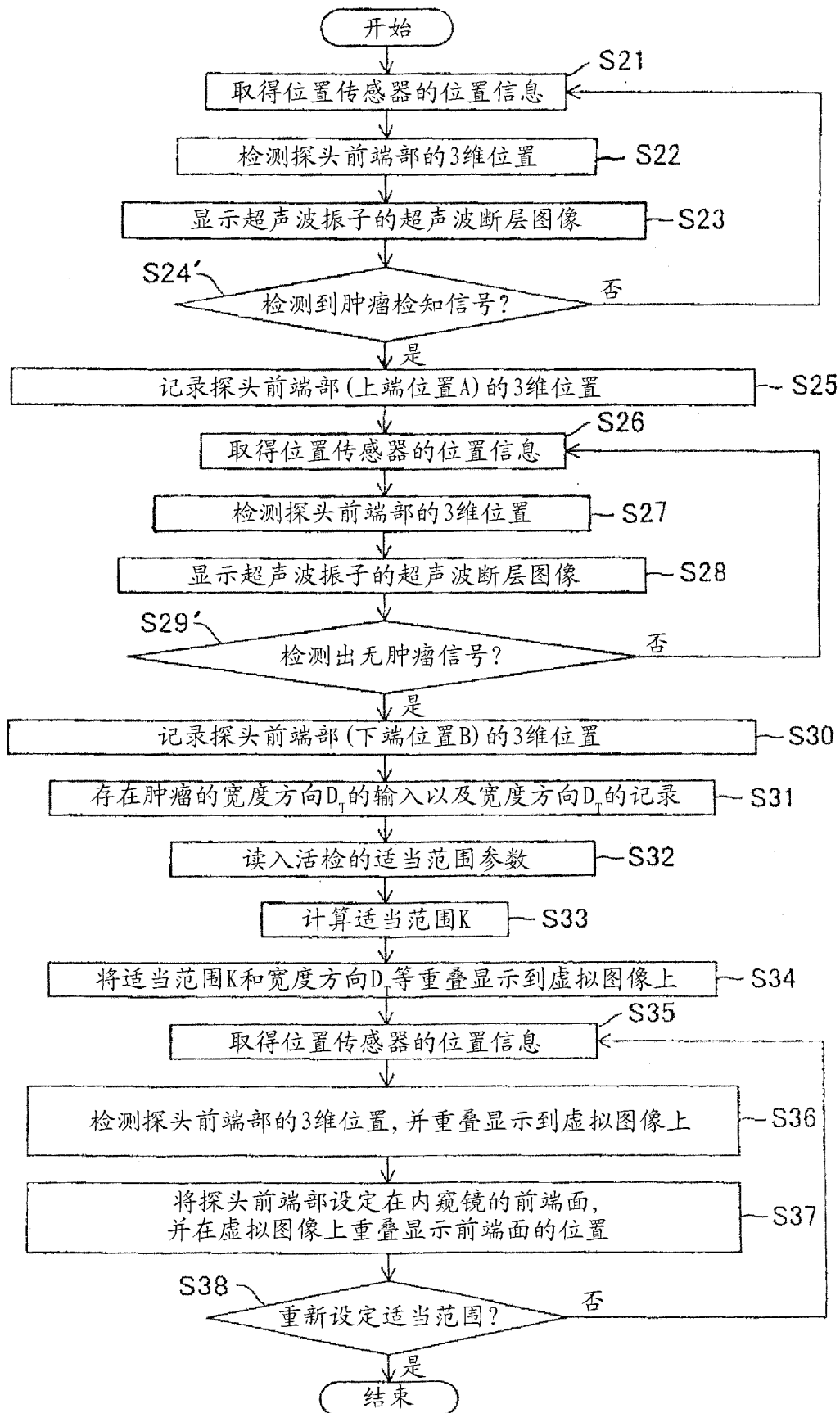


图 14

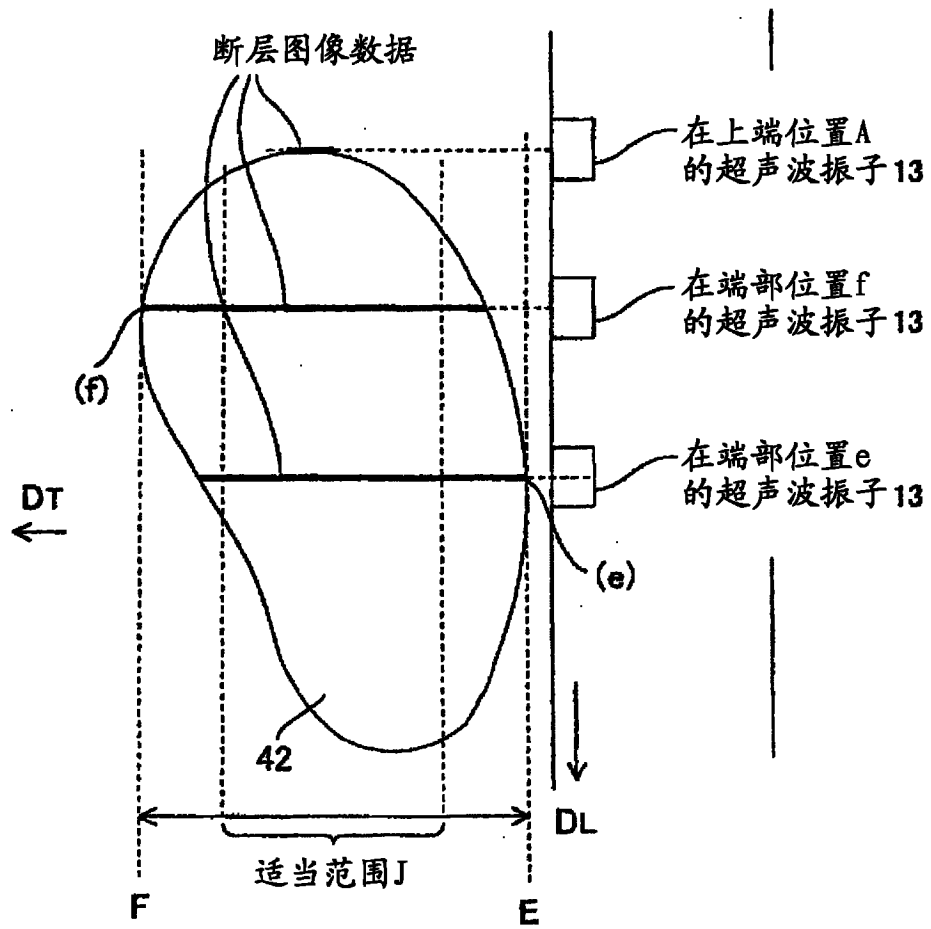


图 15

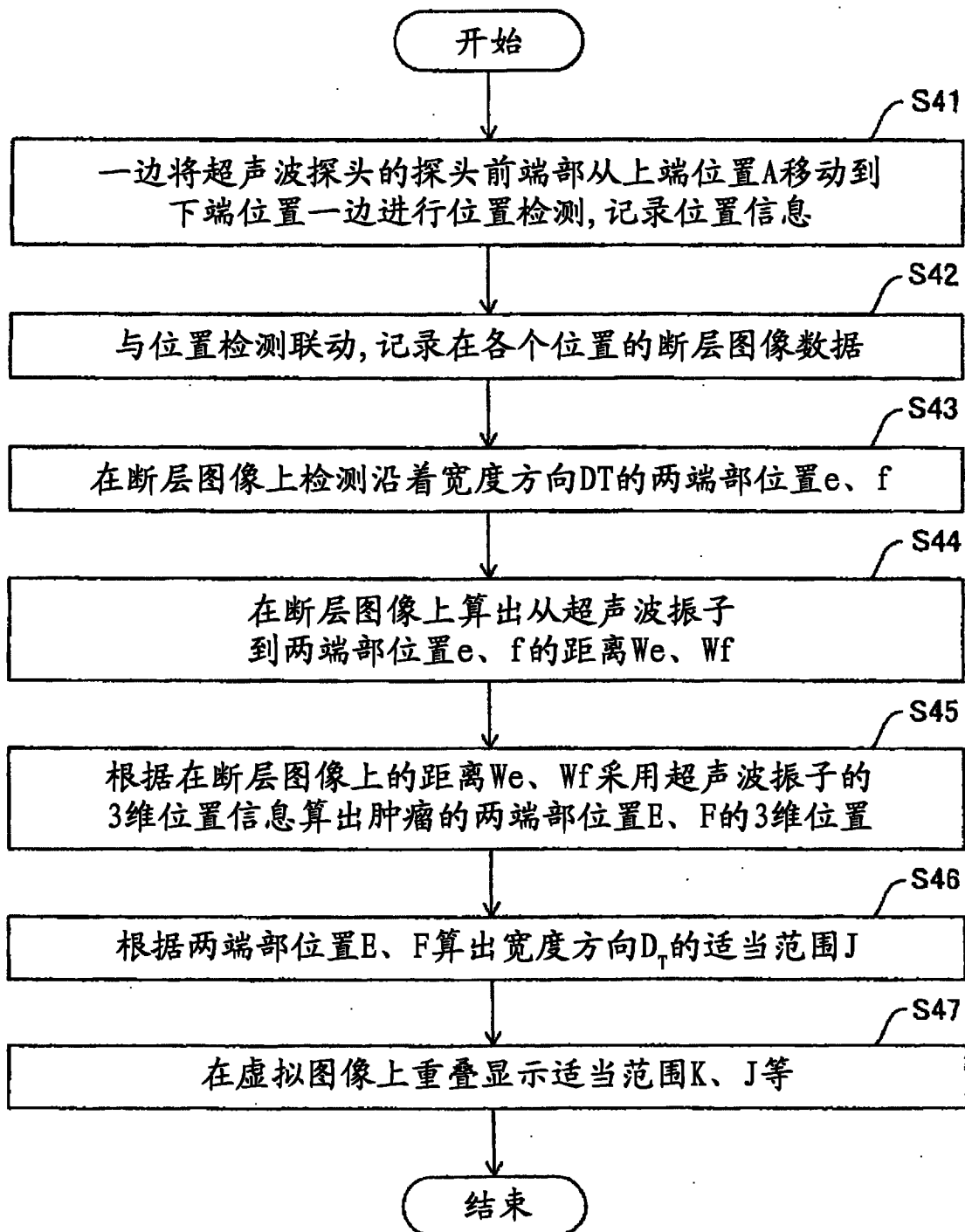


图 16

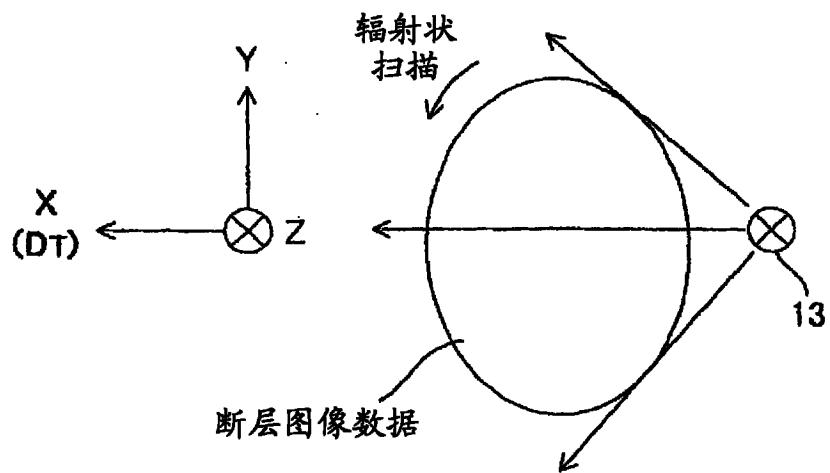


图 17

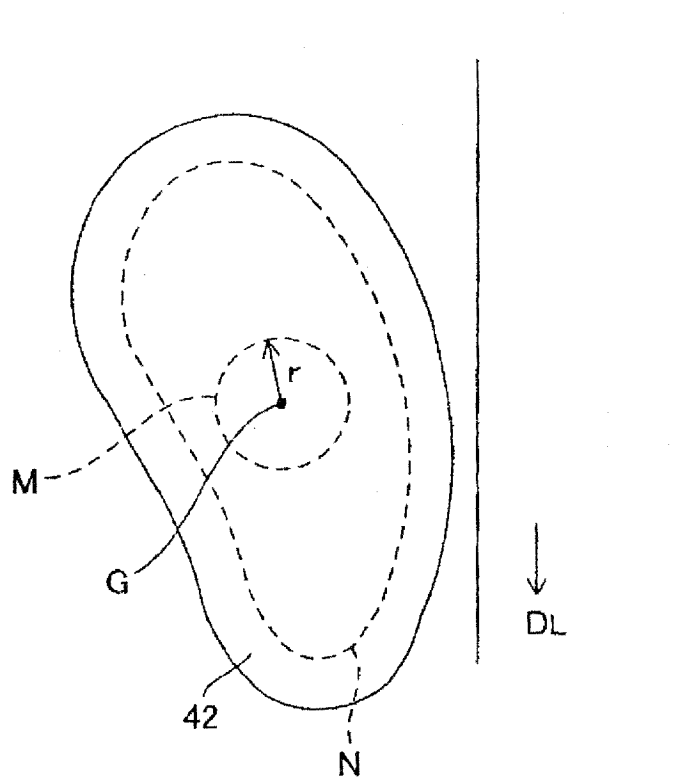


图 18

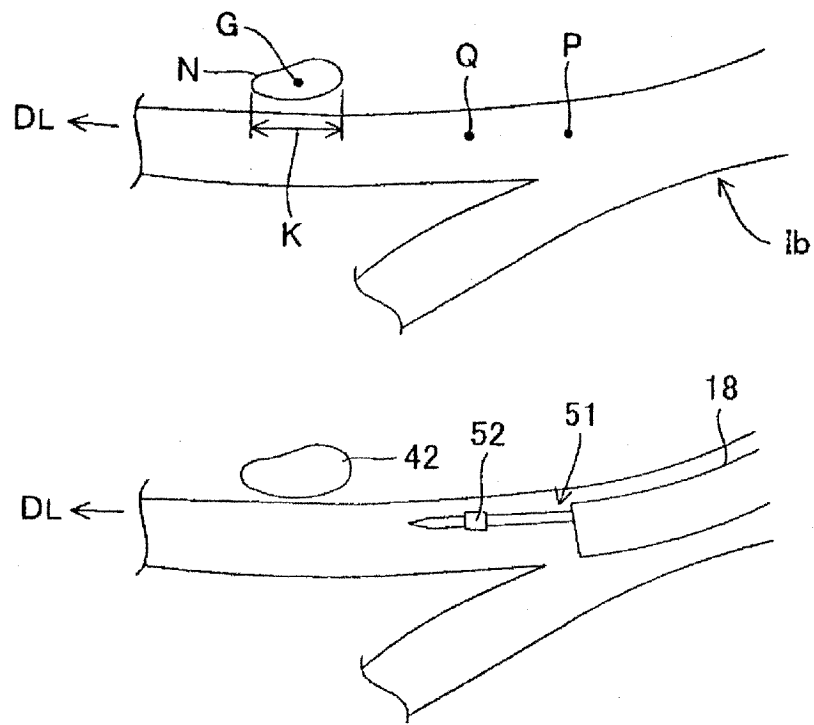


图 19

专利名称(译)	活检辅助系统		
公开(公告)号	CN102231965B	公开(公告)日	2014-03-12
申请号	CN201080003323.6	申请日	2010-10-26
[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		
发明人	大西顺一		
IPC分类号	A61B8/12 A61B6/03		
CPC分类号	A61B8/463 A61B5/065 A61B10/04 A61B8/13 A61B8/4254 A61B8/12 A61B2019/5263 A61B2034/2063		
代理人(译)	李辉		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2009262314 2009-11-17 JP		
其他公开文献	CN102231965A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

活检辅助系统具备：模拟形状图像生成部，其根据针对被检体的3维区域的图像数据来生成作为插入对象的体腔内的模拟形状图像；内窥镜，其具有内窥镜插入部以及通道；超声波探头，其贯穿于通道内，并在前端部设置有超声波振子以及检测3维位置的位置传感器；超声波图像生成部，其生成超声波断层图像；位置检测部，其通过从通道突出的超声波探头的移动来检测超声波断层图像中的与目标组织的两端位置对应的3维位置；以及图像显示控制部，其将基于两端位置的活检用范围的信息重叠显示到模拟形状图像上。

