

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 19/00 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680006669.5

[43] 公开日 2008年2月27日

[11] 公开号 CN 101132744A

[22] 申请日 2006.2.22
 [21] 申请号 200680006669.5
 [30] 优先权
 [32] 2005. 3. 31 [33] JP [31] 104125/2005
 [32] 2005. 3. 31 [33] JP [31] 104129/2005
 [86] 国际申请 PCT/JP2006/303176 2006. 2. 22
 [87] 国际公布 WO2006/112136 日 2006. 10. 26
 [85] 进入国家阶段日期 2007. 8. 31
 [71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社
 地址 日本东京
 [72] 发明人 小野田文幸 丹羽宽 佐藤稔
 织田朋彦 三好义孝 三宅宪辅
 相沢千惠子

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司
 代理人 黄纶伟

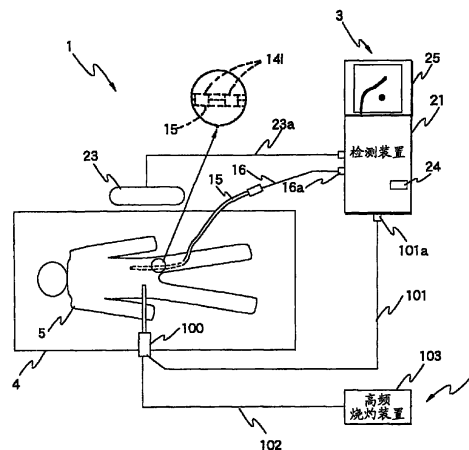
权利要求书 4 页 说明书 24 页 附图 28 页

[54] 发明名称

手术支援装置和处理支援装置

[57] 摘要

本发明提供手术支援装置和处理支援装置。作为手术支援装置的内窥镜系统具有：手术装置，其通过开腹手术，对患者体内的处理部位实施处理；管腔器官形状检测装置，其用于开腹手术的支援（辅助），该管腔器官形状检测装置将作为管腔器官插入探头的探头插入到躺卧在床上的患者的例如血管内，使用作为进行手术时的血管位置告知单元。从而，可以容易且可靠地检测出与处理没有关系的管腔器官，可以支援顺畅的手术的实施。



1.一种手术支援装置，其特征在于，该手术支援装置具有：

探头，其在被插入被检体的体内的插入部的内部，配置有多个如下两方元件中的一方元件，即磁场产生元件和磁场检测元件；

处理器具，其在对上述被检体的对象部位实施处理的处理部的附近，配置有1个或多个上述一方元件；以及

检测单元，其在上述被检体的外部配置有上述磁场产生元件和上述磁场检测元件中的另一方元件，以上述另一方元件的位置为基准，检测配置在上述探头中的上述一方元件以及配置在上述处理器具中的上述一方元件各自的位置。

2.如权利要求1所述的手术支援装置，其特征在于，

所述处理器具配置有多个所述一方元件；

所述检测单元根据配置在所述处理器具中的多个所述一方元件的各位置，检测所述处理器具向所述对象部位的接近方向。

3.如权利要求1或2所述的手术支援装置，其特征在于，

所述检测单元根据检测结果，计算所述处理器具的所述处理部与所述探头之间的最短距离。

4.如权利要求3所述的手术支援装置，其特征在于，

所述检测单元在所述最短距离小于规定距离的情况下，进行警告。

5.如权利要求4所述的手术支援装置，其特征在于，

所述处理器具是从所述处理部对所述被检体的对象部位施加能量，来实施处理的能量处理器具，

所述检测单元在所述最短距离小于规定极限距离的情况下，使所述能量处理器具停止所述能量的施加。

6.如权利要求3至5中的任一项所述的手术支援装置，其特征在于，将由所述检测单元计算出的最短距离显示在显示单元上。

7.如权利要求1至6中的任一项所述的手术支援装置，其特征在于，该手术支援装置具有内窥镜装置，该内窥镜装置对所述被检体的对

象部位进行摄像，

所述检测单元生成基于来自所述内窥镜装置的所述对象部位的内窥镜图像的所述探头的形状图像和所述处理器具的前端图像。

8.如权利要求 1 至 7 中的任一项所述的手术支援装置，其特征在于，所述探头由引导线构成。

9.如权利要求 1 至 7 中的任一项所述的手术支援装置，其特征在于，所述探头由探针构成。

10.如权利要求 1 至 7 中的任一项所述的手术支援装置，其特征在于，所述探头由内窥镜构成。

11.如权利要求 1 至 6 中的任一项所述的手术支援装置，其特征在于，该手术支援装置具有：

形状图像生成单元，其根据由所述检测单元得到的各元件的位置，生成所述探头的形状图像、以及所述处理部的前端部位置信息和形状图像；以及

显示单元，其将所述形状图像生成单元生成的图像显示在同一画面上。

12.如权利要求 10 所述的手术支援装置，其特征在于，

将多个所述处理器具的前端部位置信息和形状图像显示在所述显示单元上。

13.一种手术支援装置，其特征在于，

该手术支援装置具有：

探头，其在被插入被检体的体内的插入部的内部，配置有多个如下两方元件中的一方元件，即磁场产生元件和磁场检测元件；

标识单元，其内置有所述磁场产生元件和磁场检测元件中的一方，具有用于安装到处理器具的安装部；以及

检测单元，其在所述被检体的外部配置有所述磁场产生元件和所述磁场检测元件中的另一方元件，以所述另一方元件的位置为基准，检测配置在所述探头中的所述一方元件以及配置在所述标识单元中的所述一方元件各自的位置。

14.如权利要求 1 所述的手术支援装置，其特征在于，
根据由所述检测单元检测出的位置信息，将所述探头的形状和所述处理部的前端部显示在显示单元上。

15.一种处理支援装置，其特征在于，
该处理支援装置具有：

处理器具，其在对被检体的对象部位实施处理的处理部的附近，配置有磁场产生元件和磁场检测元件中的一方元件；

以及检测单元，其在上述被检体的外部配置有上述磁场产生元件和上述磁场检测元件中的另一方元件，以上述另一方元件的位置为基准，检测配置在上述处理器具中的上述一方元件的位置。

16.如权利要求 15 所述的处理支援装置，其特征在于，

该处理支援装置还具有管腔器官插入探头，该管腔器官插入探头在被插入所述被检体的管腔器官内的插入部的内部，配置有多个所述一方元件，

检测单元以所述另一方元件的位置为基准，检测配置在所述管腔器官插入探头内的所述一方元件的各位置。

17.如权利要求 15 或 16 所述的处理支援装置，其特征在于，

该处理支援装置具有操作定时检测单元，该操作定时检测单元检测所述处理器具的处理操作定时，

所述检测单元根据所述操作定时检测单元检测出的处理操作定时，以所述另一方元件的位置为基准，检测配置在所述处理器具中的所述一方元件的位置。

18.如权利要求 17 所述的处理支援装置，其特征在于，

该处理支援装置具有位置信息记录单元，该位置信息记录单元根据所述操作定时检测单元检测出的处理操作定时，记录所述检测单元检测出的位置。

19.如权利要求 16 所述的处理支援装置，其特征在于，

所述管腔器官插入探头配置在对所述被检体的管腔器官进行摄像的内窥镜的插入部内。

20.如权利要求 19 所述的处理支援装置，其特征在于，

该处理支援装置具有操作定时检测单元，该操作定时检测单元检测所述处理器具的处理操作定时，

所述检测单元根据所述操作定时检测单元检测出的处理操作定时，以所述另一方元件的位置为基准，检测配置在所述处理器具中的所述一方元件的位置。

21.如权利要求 20 所述的处理支援装置，其特征在于，

该处理支援装置具有信息记录单元，该信息记录单元根据所述操作定时检测单元检测出的处理操作定时，记录所述检测单元检测出的位置。

22.如权利要求 21 所述的处理支援装置，其特征在于，

所述信息记录单元根据所述操作定时检测单元检测出的处理操作定时，把所述内窥镜所拍摄的内窥镜图像数据与所述检测单元检测出的位置一起进行记录。

手术支援装置和处理支援装置

技术领域

本发明涉及使用磁场产生元件和磁场检测元件，对手术进行支援的手术支援装置和处理支援装置。

背景技术

近年来，内窥镜形状检测装置得到使用，其利用磁场产生元件和磁场检测元件，对插入体内等的内窥镜的形状等进行检测，并通过显示装置进行显示。

例如，在日本国特开 2003-245243 号公报等，和日本国特开 2003-290129 号公报等中，公开有这样的装置，其利用磁场来检测内窥镜形状，并显示检测出的内窥镜形状。进而，在这些现有例中，驱动在插入体内的内窥镜的插入部内按规定的间隔配置的多个磁场产生元件，使得在其周围产生磁场，通过配置在体外的磁场检测元件来检测各磁场产生元件的 3 维位置，生成连续地连接各磁场产生元件的曲线，用显示装置显示模型化的插入部的 3 维图像。

手术者等通过观察该图像，可以掌握插入体内的插入部前端部的位置和插入形状等，可顺畅地进行到达作为目标的部位的插入作业等。

另一方面，在外科手术中，当对患部内脏器官实施处理时，可使用高频烧灼装置或超声波处理装置等。

但是，在患部器官的处理部位附近，分布有与患部器官没有关系的管腔器官，例如血管或尿管等，在外科手术中，当通过高频烧灼装置来处理患部器官时，必须避开管腔器官来进行处理，但在很多情况下，这些管腔器官隐藏在患部器官中，存在很难观察确认，不能顺畅地施行手术的问题。

此外，在使用内窥镜的检查中，为了对组织进行活检，或对组织进行各种处理，例如进行止血等，在钳子通道等中利用活检钳子、夹子等处理器具，但以往，由于只是一边在监视器等上观察内窥镜图像，一边进行处理，因此，存在着只能利用观察图像来确认实施了处理的组织部位的问题。

因此，如果使处理时的观察图像冻结而不记录，则在检查后就很难客观地判断处理是否已被妥当地进行，必须手工记录处理前后的图像，检查就非常麻烦。

进而，在夹子等处理器具的情况下，在检查或处理后有时会将其留置在体内，以往该夹子的留置状态只能用 X 射线透视图像或内窥镜观察图像来进行确认。

发明内容

本发明是鉴于上述状况而完成的，其目的在于提供一种手术支援装置，其可以容易且可靠地检测出与处理无关的管腔器官，可以支援顺畅的手术的实施。

此外，本发明的又一目的在于提供一种处理支援装置，其可以简单且可靠地确认处理器具的处理信息。

本发明的手术支援装置构成为具有：探头，其在被插入被检体的体内的插入部的内部配置有多个如下两方元件中的一方元件，即磁场产生元件和磁场检测元件；处理器具，其在对上述被检体的对象部位施行处理的处理部的附近，配置有 1 个或多个上述一方元件；以及检测单元，其在上述被检体的外部配置有上述磁场产生元件和上述磁场检测元件中的另一方元件，以上述另一方元件的位置为基准，检测配置在上述探头中的上述一方元件以及配置在上述处理器具中的上述一方元件各自的位置。

此外，本发明的处理支援装置构成为具有：处理器具，其在对被检体的对象部位施行处理的处理部的附近，配置有磁场产生元件和磁场检测元件中的一方元件；以及检测单元，其在上述被检体的外部配置有上

述磁场产生元件和上述磁场检测元件中的另一方元件，以上述另一方元件的位置为基准，检测配置在上述处理器具中的上述一方元件的位置。

附图说明

图 1 是表示本发明的实施例 1 的手术系统的结构的结构图。

图 2 是表示图 1 的探头的结构图。

图 3 是表示图 1 的外科用工具的结构图。

图 4 是表示内置在图 1 的线圈单元内的线圈的配置例的图。

图 5 是表示图 1 的管腔器官形状检测装置结构的结构图。

图 6 是表示图 5 的接收模块和控制模块的结构图。

图 7 是表示图 5 的接收模块的详细结构的图。

图 8 是表示图 6 的 2 端口存储器等的动作的定时图。

图 9 是说明图 1 的管腔器官形状检测装置的作用的流程图。

图 10 是说明图 9 的处理的说明图。

图 11 是表示图 1 的探头的第 1 变形例的结构图。

图 12 是表示图 1 的探头的第 2 变形例的结构图。

图 13 是表示本发明的实施例 2 的外科用工具的结构图。

图 14 是说明使用图 13 的外科用工具时的管腔器官形状检测装置的作用的流程图。

图 15 是说明图 14 的处理的第 1 说明图。

图 16 是说明图 14 的处理的第 2 说明图。

图 17 是说明图 14 的处理的第 3 说明图。

图 18 是表示本发明的实施例 3 的手术系统的结构的结构图。

图 19 是说明图 18 的管腔器官形状检测装置的作用的流程图。

图 20 是表示本发明的实施例 4 的手术系统的结构的结构图。

图 21 是说明图 20 的管腔器官形状检测装置的作用的流程图。

图 22 是说明图 21 的处理的说明图。

图 23 是表示本发明的实施例 5 的手术系统的结构的结构图。

图 24 是说明图 23 的管腔器官形状检测装置的作用的说明图。

- 图 25 是表示本发明的实施例 6 的手术系统的结构的结构图。
- 图 26 是说明图 25 的管腔器官形状检测装置的作用的说明图。
- 图 27 是表示本发明的实施例 7 的外科用工具的结构图。
- 图 28 是表示图 27 的 A-A 线剖面的剖面图。
- 图 29 是表示本发明的实施例 8 的内窥镜系统的结构的结构图。
- 图 30 是表示内置在图 29 的线圈单元内的线圈的配置例的图。
- 图 31 是表示图 29 的内窥镜形状检测装置的结构图。
- 图 32 是表示图 31 的接收模块和控制模块的结构图。
- 图 33 是表示图 31 的接收模块的详细结构的图。
- 图 34 是表示图 32 的 2 端口存储器等的动作的定时图。
- 图 35 是表示图 29 的电子内窥镜的结构图。
- 图 36 是表示图 29 的作为处理器具的活检钳子的结构的第 1 图。
- 图 37 是表示图 29 的活检钳子的结构的第 2 图。
- 图 38 是表示图 37 的活检钳子的第 1 变形例的结构图。
- 图 39 是说明图 29 的内窥镜形状检测装置的作用的流程图的流程图。
- 图 40 是说明图 39 的处理的第 1 图。
- 图 41 是说明图 39 的处理的第 2 图。
- 图 42 是说明图 39 的处理的第 3 图。
- 图 43 是说明图 39 的处理的第 4 图。
- 图 44 是说明图 29 的内窥镜形状检测装置的作用的变形例的流程图的流程图。
- 图 45 是说明图 44 的处理的第 1 图。
- 图 46 是说明图 44 的处理的第 2 图。
- 图 47 是说明图 44 的处理的第 3 图。
- 图 48 是说明图 44 的处理的第 4 图。
- 图 49 是表示图 37 的活检钳子的第 2 变形例的结构图。
- 图 50 是表示图 49 的源线圈部的结构的图。
- 图 51 是表示图 29 的处理器具的第 1 变形例的第 1 图。
- 图 52 是表示图 29 的处理器具的第 1 变形例的第 2 图。
- 图 53 是说明图 51 的处理器具的作用的图。

图 54 是表示图 29 的处理器具的第 2 变形例的第 1 图。

图 55 是表示图 29 的处理器具的第 2 变形例的第 2 图。

图 56 是表示图 29 的处理器具的第 3 变形例的图。

图 57 是表示图 37 的活检钳子的第 3 变形例的结构的图。

图 58 是表示图 37 的活检钳子的第 4 变形例的结构的图。

具体实施方式

以下，一边参考附图，一边对本发明的实施例进行叙述。

(实施例 1)

图 1 至图 12 与本发明的实施例 1 有关，图 1 是表示手术系统的结构的结构图，图 2 是表示图 1 的探头的结构的图，图 3 是表示图 1 的外科用工具的结构图，图 4 是表示内置在图 1 的线圈单元内的线圈的配置例的图，图 5 是表示图 1 的管腔器官形状检测装置结构的结构图，图 6 是表示图 5 的接收模块和控制模块的结构图，图 7 是表示图 5 的接收模块的详细结构的图，图 8 是表示图 6 的 2 端口存储器等的动作的定时图，图 9 是说明图 1 的管腔器官形状检测装置的作用的流程图的流程图，图 10 是说明图 9 的处理的说明图，图 11 是表示图 1 的探头的第 1 变形例的结构图，图 12 是表示图 1 的探头的第 2 变形例的结构图。

如图 1 所示，作为本实施例中的手术支援装置的手术系统 1 具有：手术装置 2，其通过开腹手术对患者 5 体内的处理部位施行处理；管腔器官形状检测装置 3，其用于开腹手术的支援（辅助），该管腔器官形状检测装置 3 将作为管腔器官插入探头的探头 15 插入躺卧在床 4 上的患者 5 的例如血管内，被用作进行开腹手术时的血管位置告知单元。

手术装置 2 包括：例如高频烧灼装置 103，其供给高频电流；外科用工具 100，其作为处理器具，通过来自高频烧灼装置 103 的高频电流，烧灼患者 5 体内的处理部位，高频烧灼装置 103 和外科用工具 100 通过电缆 102 连接起来。

探头 15 如图 2 所示，由细长且具有挠性的引导线 15a 构成，在引导线 15a 的内部，从前端起沿基端例如具有 16 个磁场产生元件（或者源线

圈) 14a、14b、…、14p (以下, 用符号 14i 代表: 并且, 源线圈的个数并不仅限于 16 个)。此外, 如图 3 所示, 外科用工具 100 在设置有作为处理部的电极 110 的前端附近内具有磁场产生元件 (或者源线圈) 140。

返回图 1, 从探头 15 的后端延伸出来的源电缆 16 的后端的连接器 16a 可自由拆装地连接到管腔器官形状检测装置 3 的装置主体即作为检测单元的检测装置 (也记为装置主体) 21 上。同样, 从外科用工具 100 的后端延伸出来的源电缆 101 的后端的连接器 101a 可自由拆装地与管腔器官形状检测装置 3 的检测装置 21 连接。

进而, 从检测装置 21 侧经由作为驱动信号传递单元的源电缆 16、101, 将驱动信号施加到作为磁场产生单元的源线圈 14i、140, 源线圈 14i、140 产生磁场。

此外, 在患者 5 躺卧的床 4 的附近所配置的该检测装置 21 上, 设置有可沿上下方向自由移动 (升降) 的 (读出) 线圈单元 23, 在该线圈单元 23 内, 配置有多个磁场检测元件 (读出线圈)。

若更具体地说明, 如图 4 所示, 例如配置了 12 个读出线圈 (以下, 用符号 22j 来代表): 中心的 Z 坐标是第一 Z 坐标的例如向着 X 轴的读出线圈 22a-1、22a-2、22a-3、22a-4; 中心的 Z 坐标是与第一 Z 坐标不同的第二 Z 坐标、向着 Y 轴的读出线圈 22b-1、22b-2、22b-3、22b-4; 以及中心的 Z 坐标是与第一 Z 坐标和第二 Z 坐标都不同的第三 Z 坐标、向着 Z 轴的读出线圈 22c-1、22c-2、22c-3、22c-4。

读出线圈 22j 经由来自线圈单元 23 的电缆 23a, 连接到检测装置 21 上。在该检测装置 21 上, 设置有用于使用者对装置进行操作的操作面板 24。此外, 在该检测装置 21 上, 在其上部配置有作为显示单元的液晶监视器 25, 其用于显示检测出的管腔器官形状 (以下, 记为探头像) 以及外科用工具 100 的前端位置 (以下, 记为工具前端像)。

管腔器官形状检测装置 3 如图 5 所示, 其包括: 发送模块 26, 其驱动源线圈 14i、140; 接收模块 27, 其接收由线圈单元 23 内的读出线圈 22j 接收到的信号; 控制模块 28, 其对由接收模块 27 检测出的信号进行信号处理。

如图 6 所示, 在探头 15 中, 如上所述, 按规定间隔配置有用于产生磁场的 16 个源线圈 14i, 这些源线圈 14i 和源线圈 140 连接到构成发送模块 26 的且生成 17 个互不相同的频率的驱动信号的源线圈驱动电路 31。

源线圈驱动电路部 31 分别通过不同频率的正弦波驱动信号来驱动探头 15 的各源线圈 14i 和外科用工具 100 的源线圈 140, 各驱动频率根据驱动频率设定数据 (也记为驱动频率数据) 来进行设定, 该驱动频率设定数据被存储在源线圈驱动电路 31 内部的未图示的驱动频率设定数据存储单元或驱动频率设定数据存储单元中。在控制模块 28 中, 通过进行探头形状计算处理等的形状推定单元即 CPU (中央处理单元) 32, 经由 PIO (并行输入输出电路) 33, 将该驱动频率数据存储在源线圈驱动电路部 31 内的驱动频率数据存储单元 (未图示) 中。

另一方面, 线圈单元 23 内的 12 个读出线圈 22j 连接到构成接收模块 27 的读出线圈信号放大电路部 34 上。

在读出线圈信号放大电路部 34 中, 如图 7 所示, 构成读出线圈 22j 的 12 个单芯线圈 22k 分别被连接到放大电路 35k, 并设置有 12 系统的处理系统。由各单芯线圈 22k 检测出的微弱信号被放大电路 35k 放大。滤波电路 36k 具有源线圈组产生的多个频率所通过的频带, 除去不要的分量。进而, 滤波电路 36k 的输出被输出到输出缓冲器 37k 之后, 通过 ADC (模拟数字变换器) 38k 变换为可由控制模块 28 读入的数字信号。

并且, 接收模块 27 由读出线圈信号放大电路部 34 和 ADC 38k 构成, 读出线圈信号放大电路部 34 由放大电路 35k、滤波电路 36k、以及输出缓冲器 37k 构成。

返回图 6, 该读出线圈信号放大电路部 34 的 12 系统的输出被传送到 12 个上述 ADC 38k, 根据从作为控制模块 28 内的数值数据写入单元的控制信号产生电路部 40 供给的时钟, 上述输出被变换为规定的采样周期的数字数据。该数字数据根据来自控制信号产生电路部 40 的控制信号, 经由局部数据总线 41, 被写入作为数据输出单元的 2 端口存储器 42 中。

并且, 2 端口存储器 42 如图 7 所示, 功能上由局部控制器 42a、第 1RAM 42b、第 2RAM 42c、以及总线开关 42d 构成, 根据如图 8 所示的

定时, 根据来自局部控制器 42a 的 A / D 变换开始信号, ADC 38k 开始 A / D 变换。进而, 根据来自局部控制器 42a 的切换信号, 总线开关 42d 一边切换 RAM 42b、42c, 一边将第 1RAM 42b、RAM 42c 交替地用作读出存储器和写入存储器, 根据写入信号, 在电源接通后, 一直进行数据取入。

再次返回到图 6, CPU 32 根据来自控制信号产生电路部 40 的控制信号, 经由由局部数据总线 43、PCI 控制器 44 和 PCI 总线 45 (参考图 7) 构成的内部总线 46, 读出被写入 2 端口存储器 42 中的数字数据。进而, CPU 32 使用主存储器 47, 对数字数据进行频率提取处理 (快速傅立叶变换: FFT), 分离提取为对应于各源线圈 14i 和源线圈 140 的驱动频率的频率分量的磁场检测信息。然后, CPU 32 根据分离后的磁场检测信息的各数字数据, 计算出设置在探头 15 内的各源线圈 14i 以及外科用工具 100 的源线圈 140 的空间位置坐标。

此外, CPU 32 根据计算出的位置坐标数据, 推定探头 15 的插入状态和外科用工具 100 的前端位置, 生成形成探头像和工具前端像的显示数据, 输出到视频 RAM 48 中。视频信号产生电路 49 读出被写入该视频 RAM 48 中的数据, 变换为模拟视频信号, 输出到液晶监视器 25。当向液晶监视器 25 输入该模拟的视频信号时, 在显示画面上显示探头像和工具前端像。

在 CPU 32 中, 计算出对应于各源线圈 14i 和源线圈 140 的磁场检测信息, 亦即, 计算出在构成各读出线圈 22j 的单芯线圈 22k 中产生的电动势 (正弦波信号的振幅值) 和相位信息。并且, 相位信息表示电动势的极性的±。

对这样构成的本实施例的作用进行说明。

当将探头 15 插入患者 5 的血管内, 使用外科用工具 100, 对患者 5 体内的处理部位开始施行处理的开腹手术 (参考图 1) 时, 如图 9 所示, 在步骤 S1, 管腔器官形状检测装置 3 的检测装置 21 检测探头 15 内的各源线圈 14i 的位置。继而, 在步骤 S2, 检测装置 21 检测外科用工具 100 的源线圈 140 的位置。

接着，在步骤 S3，检测装置 21 根据检测出的位置信息，生成探头像和工具前端像，在步骤 S4，如图 10 所示，将探头像 150 和工具前端像 151 显示在监视器 25 上。

重复进行该处理直到在步骤 S5 检测出手术结束为止。

这样，在本实施例中，通过监视器 25 上的探头像 150 和工具前端像 151，可以明确地显示探头 15 所插通的血管与外科用工具 100 的前端的位置关系。从而，手术者在对处理部位施行处理时，即使不能容易地目视应当注意的血管，但通过观察确认探头像 150 和工具前端像 151 之间的位置关系，就可以容易地识别该血管，可以恰当地对手术进行支援。

并且，在本实施例中，通过在穿通到血管等中的探头 15 内配置多个源线圈 14i 来检测血管的形状，但并不仅限于此，如图 11 所示，也可以在中空的导管 160 的侧壁内配置多个源线圈 14i，来检测血管的形状。此外，如图 12 所示，也可以不在中空的导管 160 的侧壁内，而是在导管 160 的外周配置多个源线圈 14i。亦即，也可以将管腔器官插入探头作为图 11 或图 12 所示的导管 160。

此外，在本实施例中，作为管腔器官，以血管为例进行了说明，但对应于不同手术，当然检测形状的管腔器官也可以是尿管或胆管、肠管等。

在使管腔器官为胆管、肠管等的情况下，代替探头 15，可以将日本国特开 2003-290129 号公报等中公开的可进行形状检测的内窥镜作为管腔器官插入探头。

（实施例 2）

图 13 至图 17 涉及本发明的实施例 2，图 13 是表示外科用工具的结构图，图 14 是说明使用图 13 的外科用工具时的管腔器官形状检测装置的作用的流程图，图 15 是说明图 14 的处理的第 1 说明图，图 16 是说明图 14 的处理的第 2 说明图，图 17 是说明图 14 的处理的第 3 说明图。

由于实施例 2 与实施例 1 大体相同，因此，只对不同点进行说明，对相同结构赋予相同符号并省略其说明。

本实施例的外科用工具 100，如图 13 所示，在设置有电极 110 的前

端附近，沿长轴配置有多个、至少 2 个源线圈 140、141。通过检测出该 2 个源线圈 140、141 的位置，可以检测出外科用工具 100 的前端位置、以及外科用工具 100 的朝向。其它结构与实施例 1 相同。

对这样构成的本实施例的作用进行说明。

当在患者 5 的血管内插入探头 15，使用外科用工具 100，开始对患者 5 体内的处理部位施行处理的开腹手术（参考图 1）时，如图 14 所示，在步骤 S11，管腔器官形状检测装置 3 的检测装置 21 检测出探头 15 的各源线圈 14i 的位置。继而，在步骤 S12，检测装置 21 检测出外科用工具 100 的源线圈 140、141 的位置。

其次，在步骤 S13，检测装置 21 根据检测出的位置信息，生成探头像和工具前端像，在步骤 S14，如图 15 所示，在监视器 25 上显示探头像 150 和工具前端像 151a。

并且，在本实施例中，由于通过源线圈 140、141 计算出外科用工具 100 的朝向，因此，如图 15 所示，工具前端像 151a 成为可以知道外科用工具 100 的位置和朝向的图像。

进而，在步骤 S15，检测装置 21 计算探头像与工具前端的最短距离 L，在步骤 S16，如图 16 所示，将表示距离 L 的距离信息 201 显示在监视器 25 上。

接着，在步骤 S17，检测装置 21 判断距离 L 是否小于规定的距离 L0，如果距离 L 小于规定的距离 L0，则在步骤 S18，如图 17 所示，执行警告显示处理，将表示血管与外科用工具 100 已经接近的警告信息 202 显示在监视器 25 上。

重复进行该处理直到在步骤 S19 检测出手术完成为止。

这样，在本实施例中，除实施例 1 的效果之外，由于通过工具前端像 151a 可以目视确认外科用工具 100 的朝向，因此，手术者就能够识别血管与外科用工具 100 的接近状态。

此外，由于将距离信息 201 和警告信息 202 显示在监视器 25 上，因此，可以更可靠地识别出接近状态。

并且，如果距离 L 小于规定的距离 L0，则将警告信息 202 显示在监

视器 25 上，但也可以通过未图示的扬声器等，通过声音信号进行警告，也可以使未图示的发光单元（例如，设置在检测装置 21 上的灯或 LED）发光，来进行警告。

（实施例 3）

图 18 至图 19 涉及本发明的实施例 3，图 18 是表示手术系统的结构的结构图。图 19 是说明图 18 的管腔器官形状检测装置的作用的流程图。

由于实施例 3 与实施例 2 大体相同，因此，只对不同点进行说明，对相同结构赋予相同符号并省略其说明。

在本实施例中，如图 18 所示，管腔器官形状检测装置 3 的检测装置 21 根据血管与外科用工具 100 的接近状态，通过控制电缆 300 对高频烧灼装置 103 的输出进行控制。其它结构与实施例 2 相同。

对这样构成的本实施例的作用进行说明。

如图 19 所示，从步骤 S1~步骤 S18 与实施例 2 相同，在本实施例中，在步骤 S18 的警告显示处理之后，在步骤 S21，检测装置 21 判断探头像和工具前端像之间的距离 L 是否小于比规定的距离 L_0 短的极限最小距离 L_{min} 。当判断为小于该极限最小距离 L_{min} 时，在步骤 S22，检测装置 21 通过控制电缆 300，对高频烧灼装置 103 的输出停止进行控制。

其它处理与实施例 2 相同，重复进行该处理直到在步骤 S19 检测出手术结束为止。

这样，在本实施例中，除实施例 2 的效果之外，当血管与外科用工具 100 的前端的距离小于比规定的距离 L_0 短的极限最小距离 L_{min} 时，可以停止高频烧灼装置 103 的输出。

（实施例 4）

图 20 至图 22 涉及本发明的实施例 4，图 20 是表示手术系统的结构的结构图，图 21 是说明图 20 的管腔器官形状检测装置的作用的流程图，图 22 是说明图 21 的处理的说明图。

由于实施例 4 与实施例 3 大体相同，因此，只对不同点进行说明，对相同结构赋予相同符号并省略其说明。

在上述实施例 1~3 中，以开腹手术为例进行了说明，但在本实施例

中，对被应用在微创的腹腔镜下的手术中的实施例进行说明。

如图 20 所示，在本实施例中，具有腹腔镜 400，其通过未图示的套管针（trocar）插入腹腔内。并且，在本实施例中，外科用工具 100 也通过未图示的套管针插入腹腔内。

腹腔镜 400 中穿通有光导路（未图示），光导路传送来自视频处理器 401 内的光源部的照明光，从设置在插入部前端的照明窗射出被传送来的照明光，对患者 5 的对象部位等进行照明。被照明的对象部位等被摄体，通过安装在与照明窗相邻设置的观察窗上的物镜和中继透镜等，成像在目镜部上。在该成像位置上，可自由拆装地设置有摄像头 402，在配置于摄像头 402 内的摄像元件（CCD）上成像，该摄像元件进行光电变换。

光电变换后的信号通过视频处理器 401 内的视频信号处理部进行信号处理，生成标准的视频信号，被显示在连接到视频处理器 401 上的图像观察用监视器 403 上。此外，从视频处理器 401 将对象部位等被摄体的内窥镜图像数据输出到管腔器官形状检测装置 3 的检测装置 21。其它结构与实施例 3 相同。

对这样构成的本实施例的作用进行说明。

当在患者 5 的血管内插入探头 15，通过套管针将腹腔镜 400 和外科用工具 100 引导到患者 5 体内的处理部位，开始腹腔镜下手术的处理时，如图 21 所示，在步骤 S31，管腔器官形状检测装置 3 的检测装置 21 检测出探头 15 的各源线圈 14i 的位置。继而，在步骤 S32，检测装置 21 检测出外科用工具 100 的源线圈 140、141 的位置。

接着，在步骤 S33，检测装置 21 根据检测出的位置信息，生成探头像和工具前端像。

继而，检测装置 21 在步骤 S34，取入由摄像头 402 拍摄的对象部位等被摄体的内窥镜图像数据，在步骤 S35，对取入的内窥镜图像数据进行图像处理，例如提取出外科用工具 100 的图像部分。

继而，在步骤 S36，检测装置 21 对探头像和工具前端像的朝向进行校正，使工具前端像与被提取出的外科用工具 100 的图像部分的图像位置一致。

进而，在步骤 S37，如图 22 所示，检测装置 21 显示被取入到监视器 25 的实时图像显示区 410 中的内窥镜图像数据，并且在监视器 25 的形状显示区 411 中显示探头像 150 和工具前端像 151a。此时，显示在形状显示区 411 中的工具前端像 151a 通过步骤 S36 的校正，成为与显示在实时图像显示区 410 中的外科用工具 100 在各区域内相对地位于相同位置和相同朝向的图像，显示在形状显示区 411 中的探头像 150 和工具前端像 151a 的配置与显示在实时图像显示区 410 中的内窥镜图像数据相一致。

之后的步骤 15 及步骤 15 以后的处理与实施例 3 相同。

这样，在本实施例中，即使在腹腔镜下的手术中，也可以得到与实施例 3 同样的效果。

并且，并不仅限于腹腔镜，也可以是作为具有挠性插入部的例如电子内窥镜，在此情况下，外科用工具为插通到电子内窥镜的处理器具通道中的工具，通过在该工具前端设置源线圈，当然也可以得到与本实施例同样的作用 / 效果。

（实施例 5）

图 23 和图 24 涉及本发明的实施例 5，图 23 是表示手术系统的结构的结构图，图 24 是说明图 23 的管腔器官形状检测装置的作用的说明图。

由于实施例 5 与实施例 4 大体相同，因此，只对不同点进行说明，对相同结构赋予相同符号并省略其说明。

如图 23 所示，在本实施例中，是除了外科用工具 100 之外，还通过未图示的套管针将第 2 外科用工具 500 插入到腹腔内的例子。

该第 2 外科用工具 500 例如是握持钳子等，虽没有图示，其与外科用工具 100 相同，在前端的握持部附近设置有源线圈 140、141，该源线圈 140、141 通过从第 2 外科用工具 500 的后端延伸出来的源电缆 501 的连接器 501a，可自由拆装地连接到管腔器官形状检测装置 3 的检测装置 21 上，与外科用工具 100 的源线圈 140、141 被同样地进行驱动。

其它结构与实施例 4 相同。

在本实施例中，进行与实施例 4 相同的处理（参考图 21），但如图

24所示,在监视器25的形状显示区411中,除了探头像150和外科用工具100的工具前端像151a之外,还显示第2外科用工具500的工具前端像510。此时,可区别工具前端像151a和工具前端像510地对应于工具而生成显示形状。

此外,为了更好地识别工具前端像151a和工具前端像510,也可以用不同的颜色等进行显示,在此情况下,使距离信息201与工具前端像的颜色相匹配进行显示。并且,在显示警告信息202(参考图17)的情况下,也与作为警告对象的工具前端像的颜色相匹配来进行显示。

这样,在本实施例中,除了实施例4的效果之外,即使在使用多个外科用工具的情况下,也可以恰当地支援手术。

(实施例6)

图25和图26涉及本发明的实施例6,图25是表示手术系统的结构的结构图,图26是说明图25的管腔器官形状检测装置的作用的说明图。

由于实施例6与实施例4大体相同,因此,只对不同点进行说明,对相同结构赋予相同符号并省略其说明。

如图25所示,在本实施例中,示出了除了探头15之外,以及除了由探头15进行形状检测的血管以外,还使用检测必须注意的血管的形狀的第2探头600的例子。

该第2探头600与探头15具有相同的结构,第2探头600的源线圈14i通过从探头600的后端延伸出来的源电缆601的连接器601a,可自由拆装地连接到管腔器官形状检测装置3的检测装置21上,与探头15的源线圈14i被同样地驱动。

其它结构与实施例4相同。

在本实施例中,进行与实施例4相同的处理(参考图21),但如图26所示,在监视器25的形状显示区411中,除了探头15的探头像150和外科用工具100的工具前端像151a之外,还显示第2探头600的探头像610。此时,可识别探头像150a和探头像610地通过不同的颜色进行显示。此外,在此情况下,与工具前端像的颜色相匹配来显示距离信息201。并且,在显示警告信息202(参考图17)的情况下,也与作为警告

对象的工具前端像的颜色相匹配来进行显示。

这样，在本实施例中，除了实施例 4 的效果之外，即使在存在多个必须注意的血管等管腔器官的情况下，也可以通过在这些多个管腔器官中配置设置有源线圈 14i 的探头来检测其形状，可以恰当地支援手术。

（实施例 7）

图 27 和图 28 涉及本发明的实施例 7，图 27 是表示外科用工具的结构图，图 28 是表示图 27 的 A-A 线剖面的剖面图。

由于实施例 7 与实施例 1 大体相同，因此，只对不同点进行说明，对相同结构赋予相同符号并省略其说明。

在本实施例中，构成为如图 27 和图 28 所示，在外科用工具 100 的前端部例如可安装在利用材料的弹性的安装部内内置有源线圈 140 的磁线圈单元 700。

其它结构与实施例 1 相同，在本实施例中，也可以得到实施例 1 同样的作用和效果。

并且，将磁线圈单元 700 安装到外科用工具 100 上的方法并不仅限于此，也可以是其它的固定方法。此外，也可以使源线圈 140 部分从磁线圈单元 700 分离开来。

此外，也可以将多个磁线圈单元 700 设置在外科用工具 100 内。

（实施例 8）

图 29 至图 58 涉及本发明的实施例 8，图 29 是表示内窥镜系统的结构图，图 30 是表示内置在图 29 的线圈单元内的线圈的配置例的图，图 31 是表示图 29 的内窥镜形状检测装置的结构图，图 32 是表示图 31 的接收模块和控制模块的结构图，图 33 是表示图 31 的接收模块的详细结构的图，图 34 是表示图 32 的 2 端口存储器等的动作的定时图，图 35 是表示图 29 的电子内窥镜的结构图，图 36 是表示图 29 的作为处理器具的活检钳子的结构的第 1 图，图 37 是表示图 29 的活检钳子的结构的第 2 图，图 38 是表示图 37 的活检钳子的第 1 变形例的结构图，图 39 是说明图 29 的内窥镜形状检测装置的作用的流程图，图 40 是说明图 39 的处理的第 1 图，图 41 是说明图 39 的处理的第 2 图，图

42 是说明图 39 的处理的第 3 图，图 43 是说明图 39 的处理的第 4 图，图 44 是说明图 29 的内窥镜形状检测装置的作用的变形例的流程图，图 45 是说明图 44 的处理的第 1 图，图 46 是说明图 44 的处理的第 2 图，图 47 是说明图 44 的处理的第 3 图，图 48 是说明图 44 的处理的第 4 图，图 49 是表示图 37 的活检钳子的第 2 变形例的结构图，图 50 是表示图 49 的源线圈部的结构的图，图 51 是表示图 29 的处理器具的第 1 变形例的第 1 图，图 52 是表示图 29 的处理器具的第 1 变形例的第 2 图，图 53 是说明图 51 的处理器具的作用的图，图 54 是表示图 29 的处理器具的第 2 变形例的第 1 图，图 55 是表示图 29 的处理器具的第 2 变形例的第 2 图，图 56 是表示图 29 的处理器具的第 3 变形例的图，图 57 是表示图 37 的活检钳子的第 3 变形例的结构图，图 58 是表示图 37 的活检钳子的第 4 变形例的结构图。

如图 29 所示，本实施例中的内窥镜系统 1001 具有：进行内窥镜检查的内窥镜装置 1002；用于辅助内窥镜检查的内窥镜形状检测装置 1003，该内窥镜形状检测装置 1003 在将电子内窥镜 1006 的插入部 1007 插入躺卧在床 1004 上的患者 1005 的体腔内进行内窥镜检查时，被用作检查辅助单元。

电子内窥镜 1006 在具有挠性的细长的插入部 1007 的后端形成设置有弯曲操作旋钮的操作部 1008，从该操作部 8 延伸出通用线缆 1009，连接到视频图像系统（或者视频处理器）1010 上。

该电子内窥镜 1006 中插通有光导路，传送来自视频处理器 1010 内的光源部的照明光，从设置在插入部 1007 的前端的照明窗射出传送来的照明光，照明患部等。被照明的患部等被摄体通过安装在与照明窗相邻设置的观察窗上的物镜，在配置于其成像位置上的摄像元件（CCD）上成像，该摄像元件进行光电变换。

光电变换后的信号被视频处理器 1010 内的视频信号处理部进行信号处理，生成标准的视频信号，显示在连接到视频处理器 1010 的图像观察用监视器 1011 上。

在该电子内窥镜 1006 中，设置有 2 个钳子通道 1012、钳子通道 1122

(未图示: 参考图 35), 通过从钳子通道 1012 的插入口 1012a 插通具有例如 16 个磁场产生元件 (或者源线圈) 1014a、1014b、…、1014p (以下, 用符号 1014i 来代表) 的探头 1015, 将源线圈 1014i 设置在插入部 1007 内。

从该探头 1015 的后端延伸出来的源电缆 1016 的后端的连接器 1016a 可自由拆装地连接到检测装置 (也记为装置主体) 1021 上, 该检测装置 1021 是作为内窥镜形状检测装置 1003 的装置主体的检测单元。进而, 通过从检测装置 1021 侧经由作为高频信号传递单元的源电缆 1016, 对作为磁场产生单元的源线圈 1014i 施加高频信号 (驱动信号), 从而, 源线圈 1014i 向周围发射伴随磁场的电磁波。

此外, 在电子内窥镜 1006 的钳子通道 1122 (未图示, 参考图 35) 中, 可以插通前端具有源线圈 1140 (未图示: 参考图 36) 的作为处理器具的活检钳子 1120。从活检钳子 1120 后端延伸出来的源电缆 1121 的后端的连接器 1121a 可自由拆装地连接到作为内窥镜形状检测装置 1003 的装置主体的检测装置 1021 上。进而, 通过从检测装置 1021 侧经由作为高频信号传递单元的源线圈电缆 1121, 对作为磁场产生单元的源线圈 1140 施加高频信号 (驱动信号), 从而源线圈 1140 向周围发射伴随磁场的电磁波。并且, 对活检钳子 1120 的详细结构, 将在后面叙述。

此外, 在被配置在患者 1005 躺卧的床 1004 的附近的该检测装置 1021 中, 设置有可沿上下方向自由移动 (升降) 的 (读出) 线圈单元 1023, 在该线圈单元 1023 内配置有多个磁场检测元件 (读出线圈)。

若更具体地进行说明, 如图 30 所示, 例如配置有 12 个读出线圈 (以下, 用符号 1022j 来代表): 中心的 Z 坐标是第一 Z 坐标的例如向着 X 轴的读出线圈 1022a-1、1022a-2、1022a-3、1022a-4, 以及中心的 Z 坐标为与第一 Z 坐标不同的第二 Z 坐标的向着 Y 轴的读出线圈 1022b-1、1022b-2、1022b-3、1022b-4, 以及中心的 Z 坐标为与第 1 和第二 Z 坐标不同的第三 Z 坐标的向着 Z 轴的读出线圈 1022c-1、1022c-2、1022c-3、1022c-4。

读出线圈 1022j 经由来自线圈单元 1023 的未图示的电缆, 连接到检测装置 1021 上。在该检测装置 1021 上, 设置有用于使用者对装置进行

操作的操作面板 1024。此外，在该检测装置 1021 上，在其上部配置有作为显示单元的液晶监视器 1025，其显示检测出的内窥镜插入部的形状（以下，记为内窥镜模型）。

内窥镜形状检测装置 1003 如图 31 所示，包括：发送模块 1026，其驱动源线圈 1014i、1140；接收模块 1027，其接收由线圈单元 1023 内的读出线圈 1022j 接收到的信号；控制模块 1028，其对由接收模块 1027 检测出的信号进行信号处理。

如图 32 所示，在设置于电子内窥镜 1006 的插入部 1007 中的探头 1015 中，如上所述，按规定间隔配置有用于产生磁场的 16 个源线圈 1014i，这些源线圈 1014i 连接到源线圈驱动电路 1031 上，该源线圈驱动电路 1031 构成发送模块 1026，并生成 16 个互不相同频率的驱动信号。

此外，活检钳子 1120 的源线圈 1140 也相同，其连接到源线圈驱动电路 1031，通过与源线圈 1014i 的驱动信号不同频率的驱动信号进行驱动。

源线圈驱动电路部 1031 通过频率互不相同的正弦波驱动信号来驱动各源线圈 1014i、1140，根据在源线圈驱动电路部 1031 内部的未图示的驱动频率设定数据存储单元或驱动频率设定数据存储单元中存储的驱动频率设定数据（也记为驱动频率数据），来设定各驱动频率。该驱动频率数据在控制模块 1028 中通过进行内窥镜形状的计算处理等的形状推定单元即 CPU（中央处理单元）1032，经由 PIO（并行输入输出电路）1033，被存储在源线圈驱动电路部 1031 内的驱动频率数据存储单元（未图示）中。

另一方面，线圈单元 1023 内的 12 个读出线圈 1022j 被连接到构成接收模块 1027 的读出线圈信号放大电路部 1034。

在读出线圈信号放大电路部 1034 中，如图 33 所示，构成读出线圈 1022j 的 12 个单芯线圈 1022k 分别被连接到放大电路 1035k 上，并设置有 12 系统的处理系统。由各单芯线圈 1022k 检测出的微弱信号被放大电路 1035k 放大。进而，滤波电路 1036k 具有源线圈组产生的多个频率所通过的频带，除去不要的分量。进而，来自滤波电路 1036k 的输出被输出到输出缓冲器 1037k 之后，由 ADC（模拟数字变换器）1038k 变换为

可由控制模块 1028 读入的数字信号。

并且,接收模块 1027 由读出线圈信号放大电路部 1034 和 ADC 1038k 构成,读出线圈信号放大电路部 1034 由放大电路 1035k、滤波电路 1036k、以及输出缓冲器 1037k 构成。

返回图 32,该读出线圈信号放大电路部 1034 的 12 系统的输出被传送到 12 个上述 ADC 1038k,根据从作为控制模块 1028 内的数值数据写入单元的控制信号产生电路部 1040 供给的时钟,把上述输出变换为规定的采样周期的数字数据。该数字数据根据来自控制信号产生电路部 1040 的控制信号,经由局部数据总线 1041 被写入作为数据输出单元的 2 端口存储器 1042 中。

并且,2 端口存储器 1042 如图 33 所示,功能上由局部控制器 1042a、第 1RAM 1042b、第 2RAM 1042c、以及总线开关 1042d 构成,根据如图 34 所示的定时,根据来自局部控制器 1042a 的 A / D 变换开始信号,ADC 1038k 开始 A / D 变换。进而,根据来自局部控制器 1042a 的切换信号,总线开关 1042d 一边切换 RAM 1042b、1042c,一边将 RAM 1042b、1042c 交替地用作读出存储器和写入存储器,根据写入信号,在电源接通后,一直进行数据读取。

再次返回到图 32,CPU 1032 根据来自控制信号产生电路部 1040 的控制信号,将被写入 2 端口存储器 1042 中的数字数据经由通过局部数据总线 1043、PCI 控制器 1044、以及 PCI 总线 1045 (参考图 33) 构成的内部总线 1046 读出。进而,CPU 1032 使用主存储器 1047,对数字数据进行频率提取处理(快速傅立叶变换:FFT),分离提取为对应于各源线圈 1014i、1140 的驱动频率的频率分量的磁场检测信息。进而,CPU 1032 根据分离后的磁场检测信息的各数字数据,计算出设置在电子内窥镜 1006 的插入部 1007 内的各源线圈 1014i 和活检钳子 1120 的源线圈 1140 的空间位置坐标。

此外,CPU 1032 根据计算出的位置坐标数据,推定电子内窥镜 1006 的插入部 1007 的插入状态,生成形成内窥镜模型的显示数据,输出到视频 RAM 1048 中。视频信号产生电路 1049 读出被写入该视频 RAM 1048

中的数据，变换为模拟视频信号，输出到液晶监视器 1025。当液晶监视器 1025 被输入该模拟视频信号时，在显示画面上显示电子内窥镜 1006 的插入部 1007 的内窥镜模型。

此外，在活检时，根据活检操作信号，由活检钳子 1120 的源线圈 1140 的位置坐标数据推定出活检位置，将活检位置图像叠加显示在内窥镜模型上。

在 CPU 1032 中，计算出对应于各源线圈 1014i、1140 的磁场检测信息，亦即，计算出在构成各读出线圈 1022j 的单芯线圈 1022k 中产生的电动势（正弦波信号的振幅值）和相位信息。并且，相位信息表示电动势的极性的±。

当 CPU 1032 通过控制信号产生电路部 1040，检测出来自活检钳子 1120 的活检操作信号的接通状态（后面详述）时，将活检操作信号的接通状态作为触发，由捕获电路 1050 捕获该时间点的来自视频处理器 1010 的内窥镜图像，与源线圈 1014i、1140 的位置坐标数据一起，将捕获的内窥镜图像（静态图像）记录在 2 端口存储器 1042 中。

如图 35 所示，在电子内窥镜 1006 中配置有将照明光传送到插入部 1007 的光导路 1100，以及具有多个源线圈 1014i 的探头 1015，此外，在插入部 1007 的前端部内设置有对被摄体进行摄像的 CCD 1101。进而，通过来自视频处理器 1010 的驱动信号驱动 CCD 1101，由 CCD 1101 拍摄的摄像信号通过缓冲器电路 1102，被传送到视频处理器 1010 中。驱动信号和摄像信号通过内插于插入部 1007 中的信号电缆 1099，在视频处理器 1010 与 CCD 1101 之间进行发送和接收。

另一方面，在电子内窥镜 1006 的基端侧的操作部 1102 中，设置有非易失性存储器 1103，在该非易失性存储器 1103 中存储有识别电子内窥镜 1006 的内窥镜 ID 数据等。非易失性存储器 1103 由可以电改写的闪存（Flash Memory）（注册商标）等构成。此外，在电子内窥镜 1006 中，设置有配置探头 1015 的钳子通道 1012 以及可将活检钳子 1120 插通于其中的钳子通道 1122。

如图 36 所示，活检钳子 1120 在细长的具有挠性的螺旋轴(coil shaft)

1151 的前端设置有活检盖 1152。活检盖 1152 构成为通过对设置在活检钳子 1120 的基端的操作部 1157（参考图 35）进行操作，能够以铰链部 1156 为中心开闭。在该铰链部 1156 的开闭中心的附近，设置有开闭传感器 1153，通过开闭传感器 1153 可以检测出活检盖 1152 的开闭状态。此外，在活检盖 1152 的基端设置有源线圈 1140。开闭传感器 1153 的检测信号通过信号线 1155，此外，源线圈 1140 的驱动信号通过信号线 1154，经由源电缆 1121 连接到内窥镜形状检测装置 1003。

如图 37 所示，当活检盖 1152 关闭，开闭传感器 1153 的检测信号成为接通状态（例如，活检盖 1152 从关闭转移到打开状态）时，内窥镜形状检测装置 1003 检测出该检测信号作为活检操作信号。当内窥镜形状检测装置 1003 检测出该活检操作信号的接通状态时，驱动源线圈 1140，根据源线圈 1140 的位置坐标数据推定活检位置。

并且，如图 38 所示，也可以将铰链部 1156 的铰链线圈 1156a 用作源线圈 1140。

对这样构成的本实施例的作用进行说明。

当开始由电子内窥镜 1006 进行的检查时，如图 39 所示，内窥镜形状检测装置 1003 在步骤 S101，驱动被配置在电子内窥镜 1006 中的探头 15 的源线圈 14i，通过读出线圈 1022j 检测源线圈 1014i 的位置（插入形状信息），在步骤 S102 推定电子内窥镜 1006 的插入部 1007 的插入状态，将内窥镜模型显示在液晶监视器 1025 上。

其结果，如图 40 所示，在图像观察用监视器 1011 上显示由电子内窥镜 1006 所拍摄的内窥镜图像 1201，此外，在液晶监视器 1025 上显示表示电子内窥镜 1006 的插入部 1007 的插入状态的内窥镜模型 1202。

进而，内窥镜形状检测装置 1003 在步骤 S103 判断来自活检钳子 1120 的开闭传感器 1153 的活检操作信号是否为接通状态，如果活检操作信号为接通状态，则进入步骤 S104。

若活检操作信号为断开状态，则进入步骤 S108，重复执行步骤 S101～步骤 S108，直到在步骤 S108 检查结束。

此处，继续向体腔内插入电子内窥镜 1006，从图 40 的显示状态转

移到图 41 的显示状态，以对显示在图像观察用监视器 1011 上的内窥镜图像 1201 的活体组织 1203 进行活检的情况为例进行说明。

如图 41 的图像观察用监视器 1011 所示那样，当手术者一边观察图像观察用监视器 1011，一边通过活检钳子 1120 对活体组织 1203 进行活检时，在步骤 S103 活检操作信号成为接通。进而，在步骤 S104，内窥镜形状检测装置 1003 驱动被配置在活检钳子 1120 的前端的源线圈 1140，通过读出线圈 1022j，检测源线圈 1140 的位置（活检位置信息）。

进而，在步骤 S105，内窥镜形状检测装置 1003 如图 42 所示，如液晶监视器 1025 上所示的那样，将表示源线圈 1140 位置的活检位置标志叠加显示在内窥镜模型 1202 上。此外，在步骤 S106，内窥镜形状检测装置 1003 利用捕获电路 1050 捕获此时的内窥镜图像。

进而，在步骤 S107，内窥镜形状检测装置 1003 将捕获的内窥镜图像（静态图像）与源线圈 1140 的位置（活检位置信息）和源线圈 1014i 的位置（插入形状信息）一起，记录在 2 端口存储器 1042 中，进入步骤 S108。

遍及如图 43 所示的体腔内的期望的检查区域来执行以上那样的处理，继续执行直到在步骤 S108 检查结束。

并且，如图 43 所示，当一旦进行了活检时，在液晶监视器 1025 上继续叠加活检位置标志 1210。

这样，根据本实施例，由于在作为处理器具的活检钳子 1120 中设置源线圈 1140，将活检操作信号的接通状态作为触发，记录活检位置，因此，可以自动地记录体腔内的期望的检查区域中的实施了活检的位置。此外，由于捕获并记录活检时的内窥镜图像，因此，在处理后，可以容易地确认活检的实施状况。

并且，在步骤 S107，与源线圈 1140 的位置（活检位置信息）和源线圈 1014i 的位置（插入形状信息）一起，将捕获的内窥镜图像（静态图像）记录在 2 端口存储器 1042 中，但并不仅限于此，至少，也可以只记录源线圈 1140 的位置（活检位置信息）和源线圈 1014i 的位置（插入形状信息）。

此外，在本实施例中，将活检操作信号的接通状态作为触发来驱动

源线圈 1140，但并不仅限于此，也可以与探头 1015 的各源线圈 1014i 连动来始终驱动源线圈 1140，检测源线圈 1140 的位置，在液晶监视器 1025 上叠加显示活检位置标志 1210。在此情况下，由内窥镜形状检测装置 1003 进行的处理如图 44 所示，但也可以使活检操作信号的接通状态，亦即实施了活检时的操作时活检位置标志 1210a 的显示形态、与非操作时的通常时的活检位置标志 1210b 的显示形态，如图 45 至图 48 那样可变。从而，能够容易地目视确认实施了活检的位置。继续叠加显示操作时的活检位置标志 1210a。

在图 45 至图 48 中，是用符号◆的显示形态可视地显示操作时的活检位置标志 1210a，用符号□的显示形态可视地显示通常时的活检位置标志 1210b 的例子，但也可以如用红色显示操作时的活检位置标志 1210a，用绿色显示通常时的活检位置标志 1210b 这样，不采用改变形状而采用改变颜色的显示形态来显示。此外，也可以用常亮来显示操作时的活检位置标志 1210a，用闪烁来显示通常时的活检位置标志 1210b。进而，也可以将活检盖 1152 的开闭形态显示为动画，来表示操作时的活检位置标志 1210a。

此外，在与探头 1015 的各源线圈 1014i 连动来一直驱动源线圈 1140 的情况下，如图 49 所示，也可以代替源线圈 1140，而设置不需要来自外部的驱动信号的源线圈部 1160。该源线圈部 1160 如图 50 所示，可由源线圈 1140、驱动该源线圈的振荡电路 1161、以及小型电池 1162 构成。

该源线圈部 1160 除了上述活检钳子 1120 之外，例如还可以应用在图 51 所示的留置勒除器 (snare) 处理器具 1120A 中。亦即，在通过连接部件 1172 在螺旋护套 1151 的前端上连接了留置勒除器部 1171 的留置勒除器处理器具 1120A 中，在连接部件 1172 内配置源线圈部 1160。

进而，如图 52 所示，使连接部件 1172 从螺旋护套 1151 分离开来，将留置勒除器部 1171 留置在未图示的活体组织中。

在该状态下，通过由内窥镜形状检测装置 1003 检测源线圈部 1160 的位置，如图 53 所示，可以使内窥镜模型 1202 和留置位置图像 1250 显示在液晶监视器 1025 上。

同样，也可以应用在如图 54 所示那样的夹子处理器具 1120B 中。亦即，在通过连接部件 1182 在螺旋护套 1151 的前端连接了夹子部 1181 的留置勒除器处理器具 1120B 中，在连接部件 1182 内配置将源线圈部 1160。

进而，如图 55 所示，使连接部件 1182 从螺旋护套 1151 分离开来，由夹子部 1181 夹住未图示的活体组织。

在该状态下，通过内窥镜形状检测装置 1003 检测源线圈部 1160 的位置，从而可以使内窥镜模型 1202 和夹子位置图像显示在液晶监视器 1025 上。

由于留置勒除器处理器具 1120A 或夹子处理器具 1120B 是为了止血等而短期留置在生物体内的处理器具，因此，通过设置源线圈部 1160，能够与由电子内窥镜 1006 进行的检查和处理一起，记录进行了处理的部位的位置和内窥镜图像，可以有效地实施检查。进而，在再次检查时，或者在今后，不必使用 X 射线透视就能够确认有无夹子或勒除器存在（是否被排泄掉或者留存着）。

进而，如图 56 所示，对作为使其长期留置的处理器具的排液管（drainage tube）1300 也可以应用源线圈部 1160。

此外，也可以在留置用处理器具的源线圈部 1160 的附近设置 RFID 标签，在此情况下，通过在该 RFID 标签中记录何时使用了何种处理器具，通过由源线圈部 1160 探测体腔内的处理器具的位置，就可读出记录在 RFID 标签中的信息。

此外，如图 57 所示，通过在螺旋护套 1151 的一部分上形成源线圈 1140，从而不必增加零部件个数，就能够进行处理器具的处理位置的检测。进而，在本实施例中，在电子内窥镜 1006 中配置探头 1015 来推定插入形状，但也可以如图 58 所示，通过在螺旋护套 1151 的一部分上形成多个源线圈 1014i，并配置在钳子通道 1122 中，使其进行电子内窥镜 1006 的插入形状的检测。

本发明并不仅限于上述实施例，在不改变本发明主旨的范围内，可以进行各种变更、改变等。

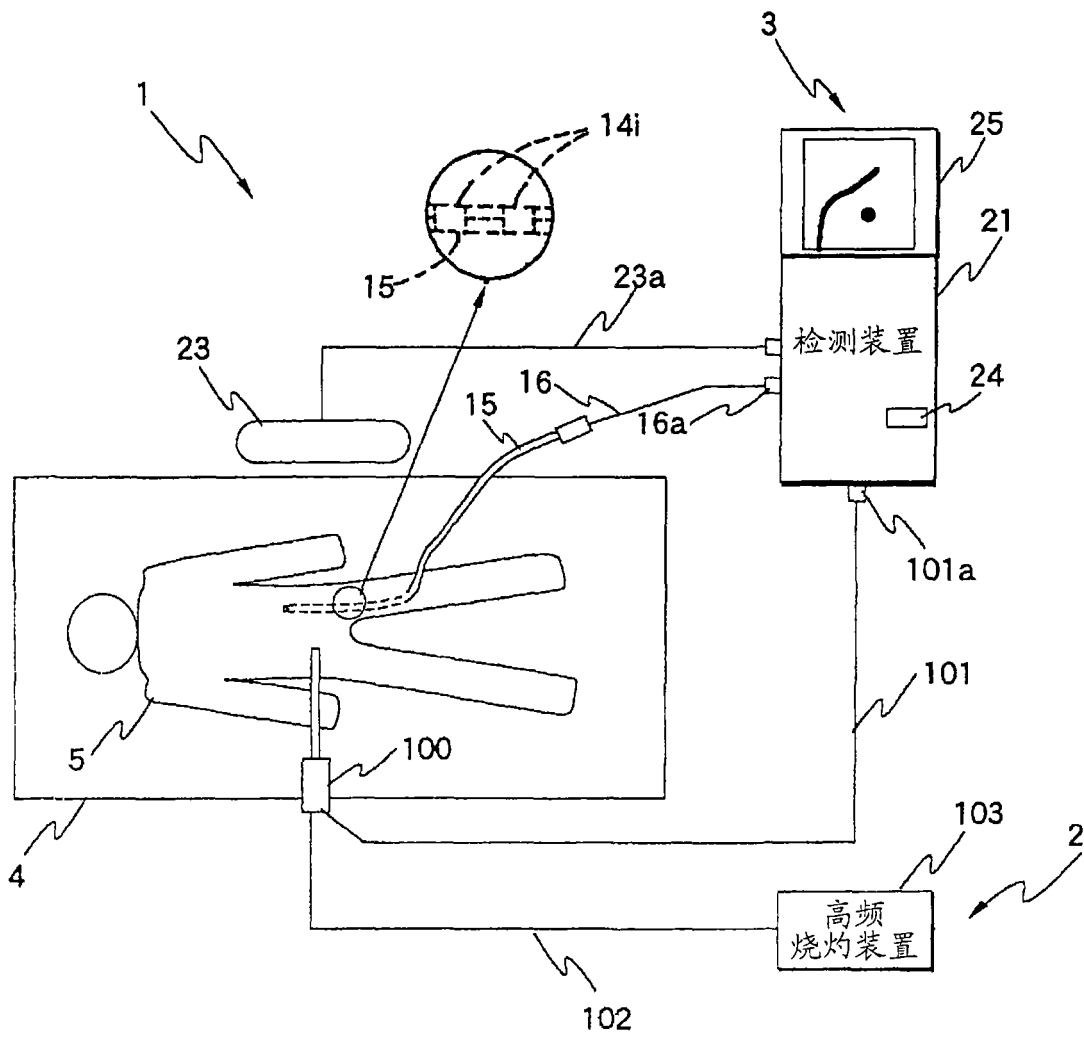


图 1

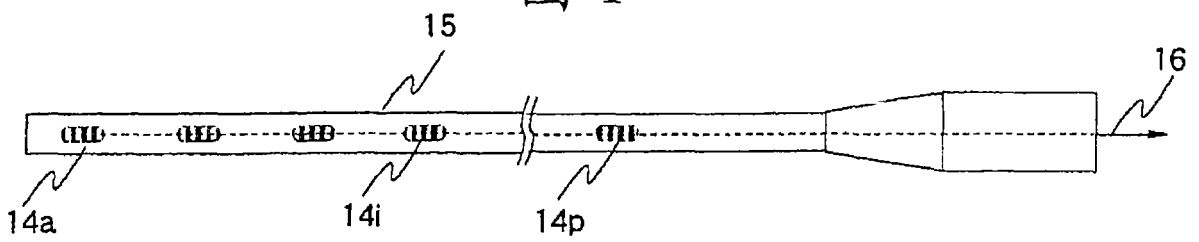


图 2

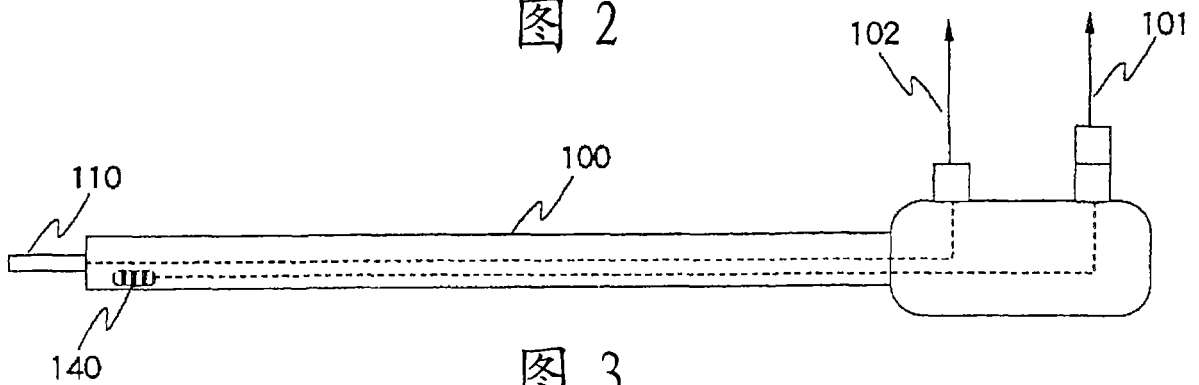


图 3

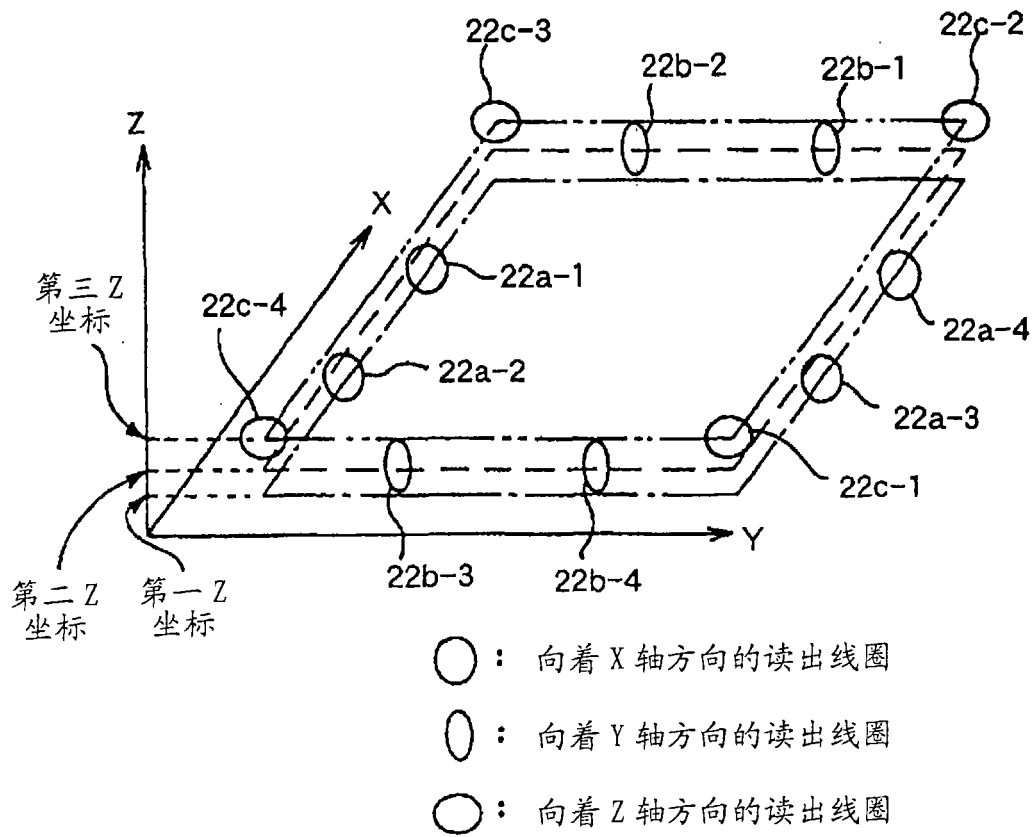


图 4

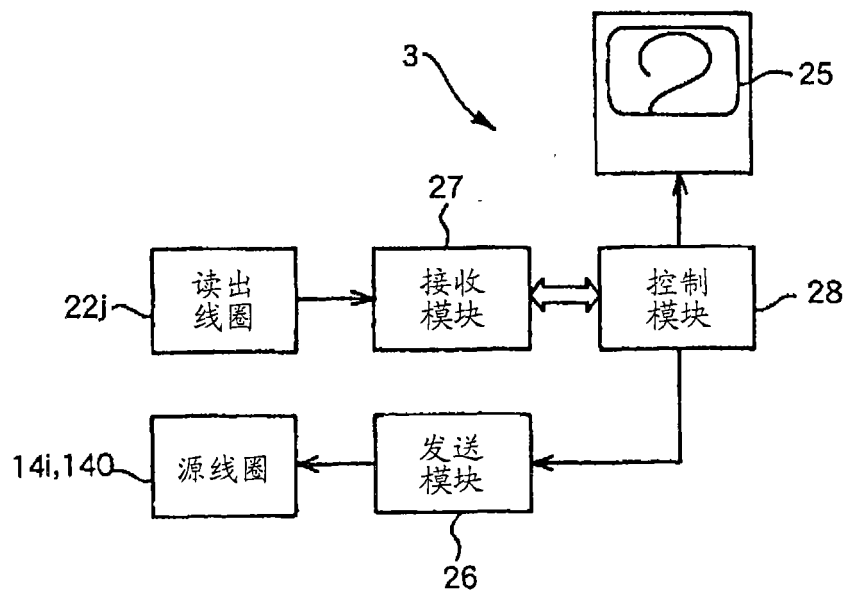


图 5

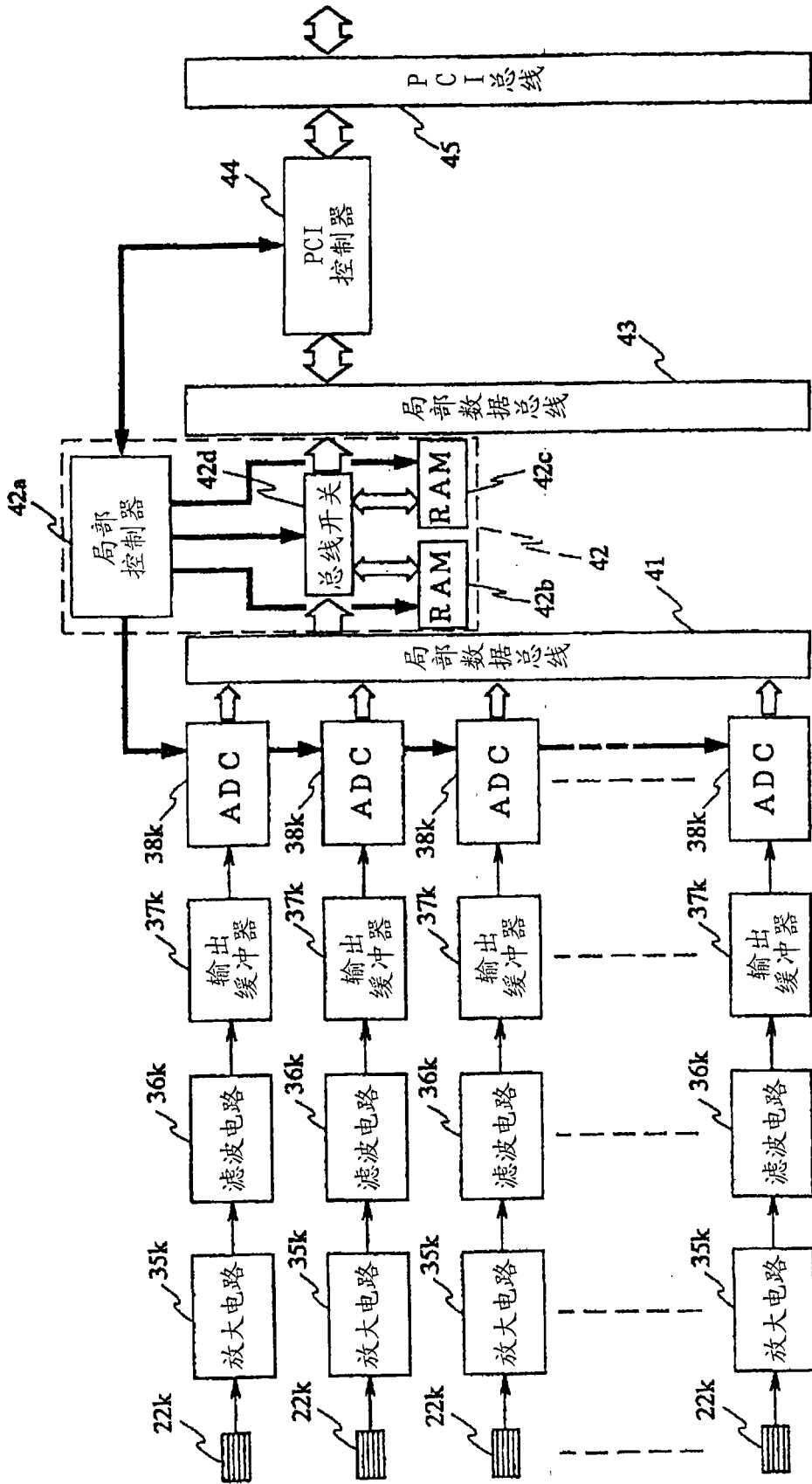


图7

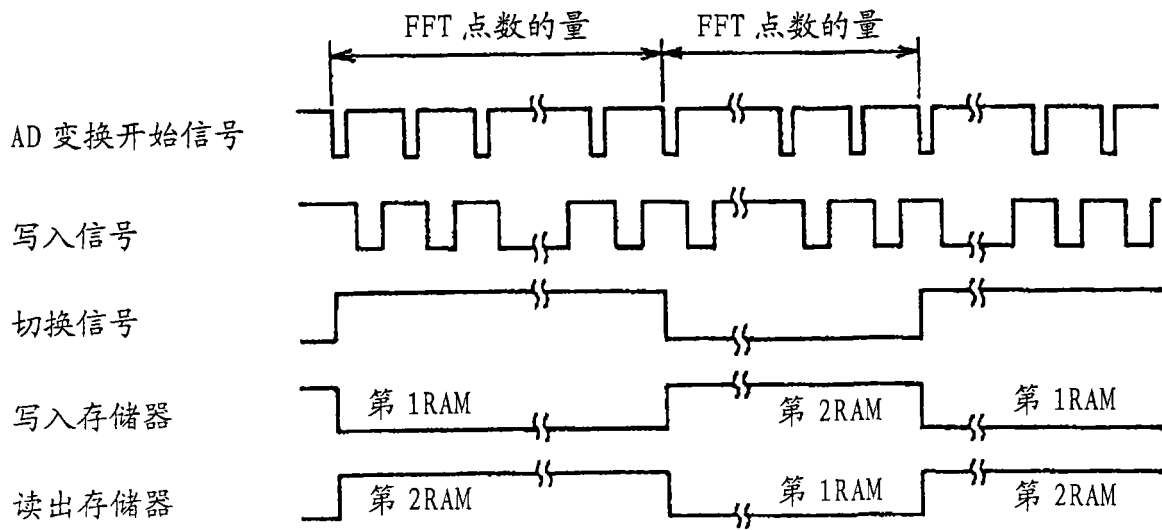


图 8

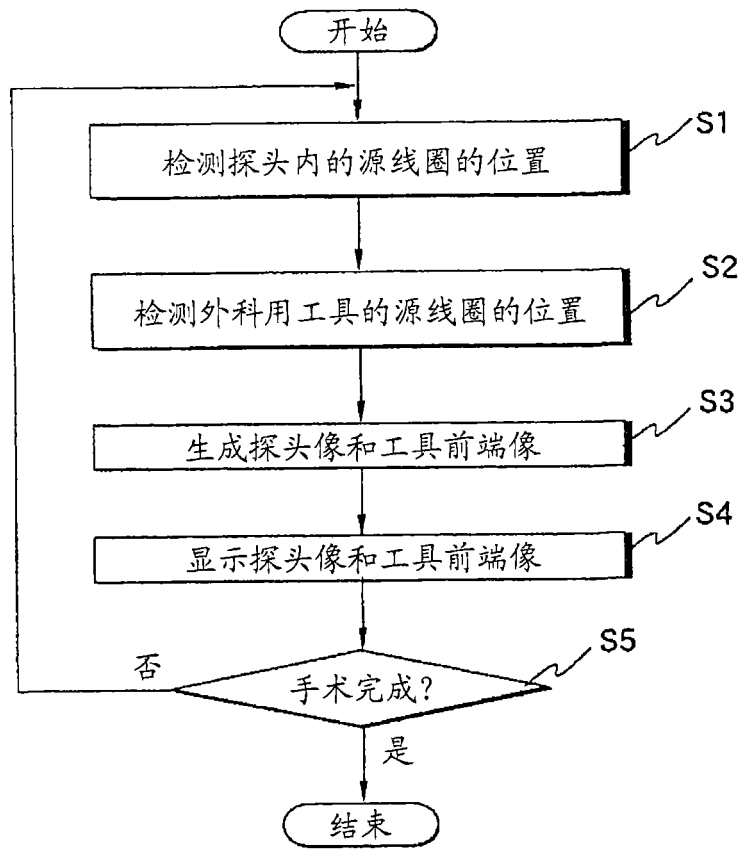


图 9

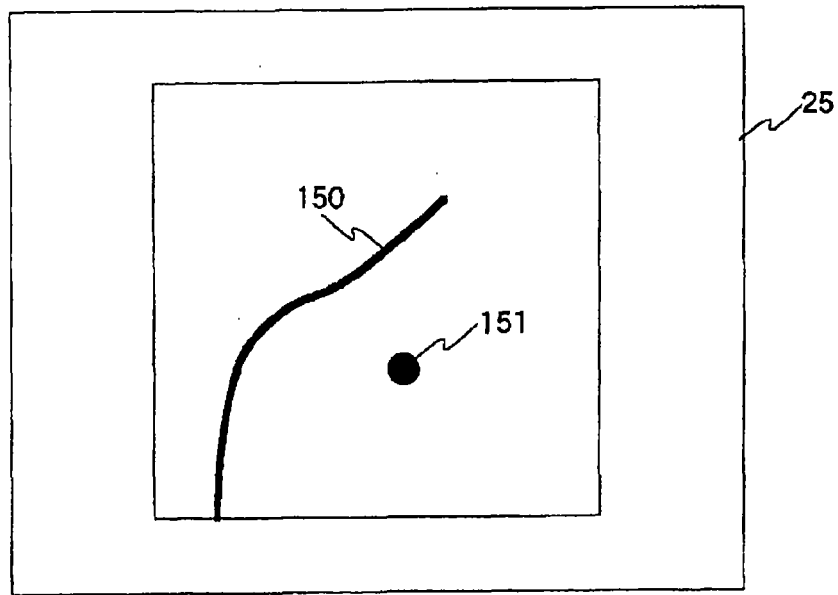


图 10

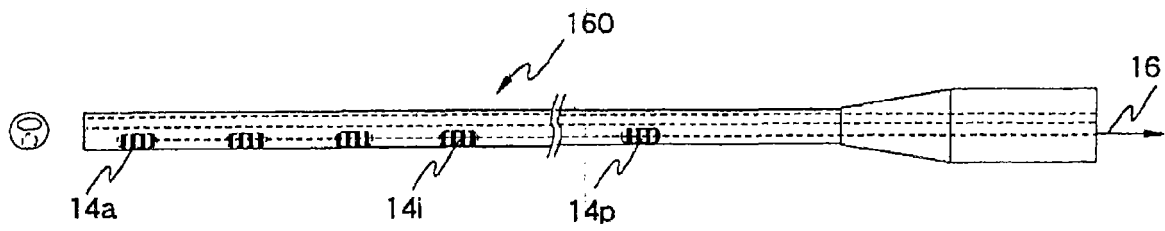


图 11

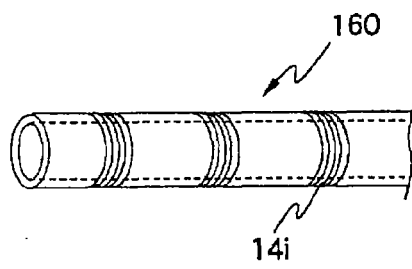


图 12

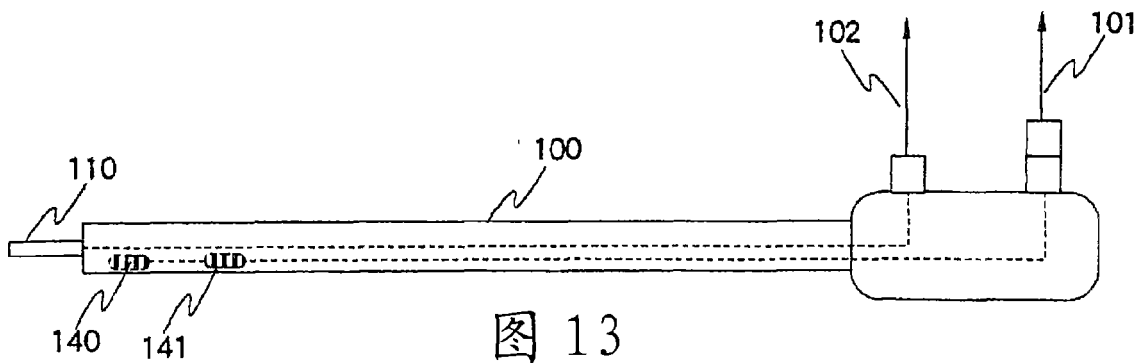


图 13

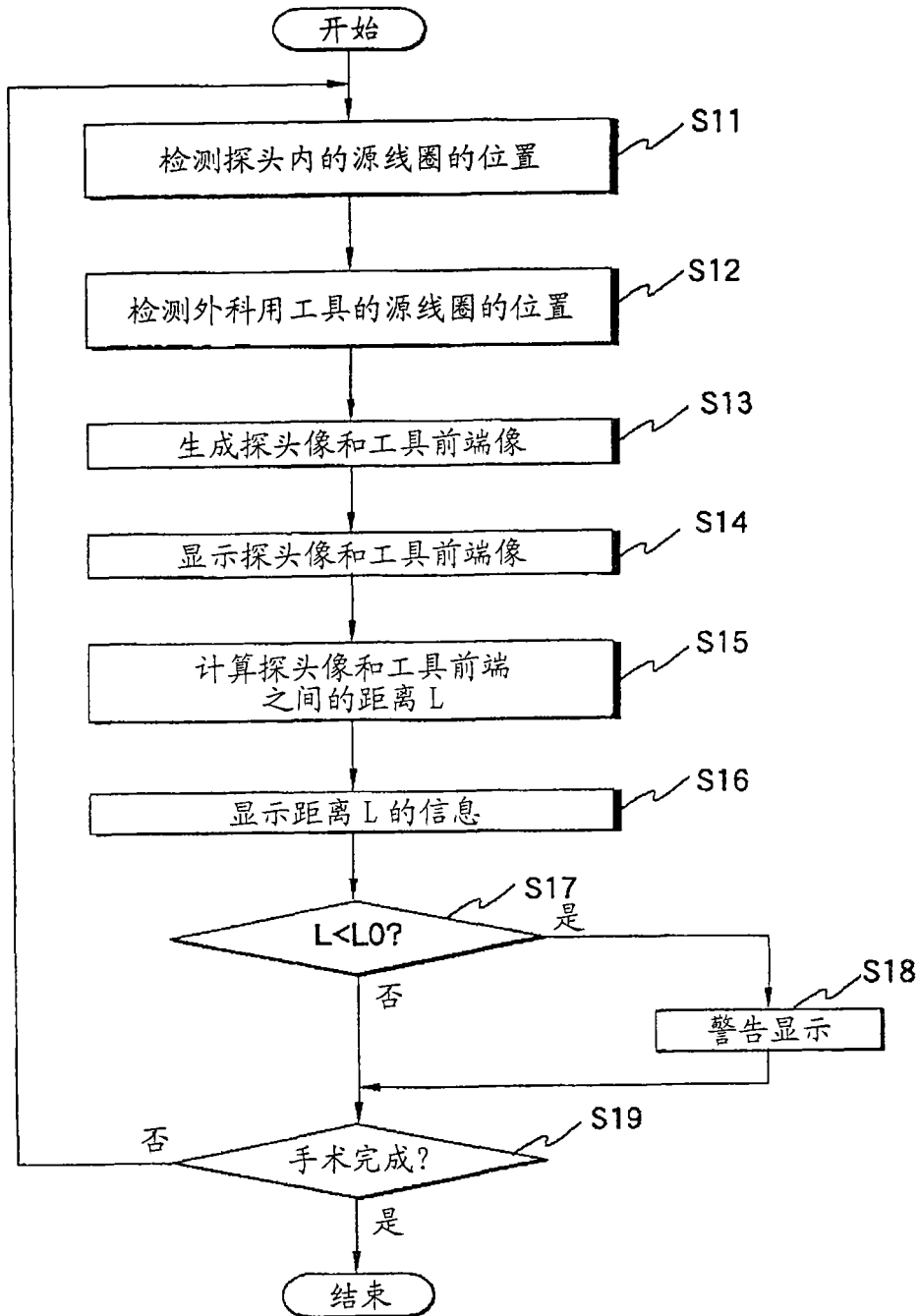


图 14

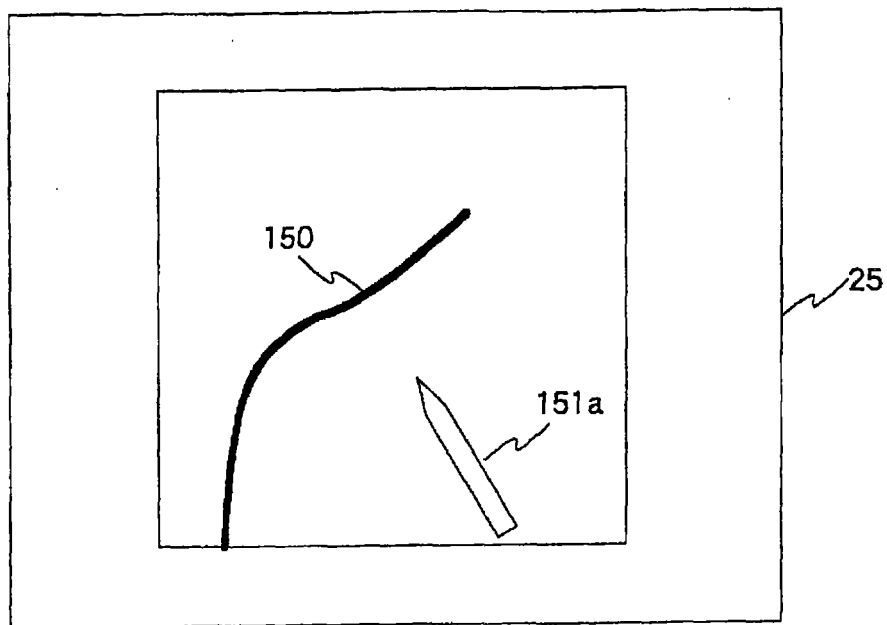


图 15

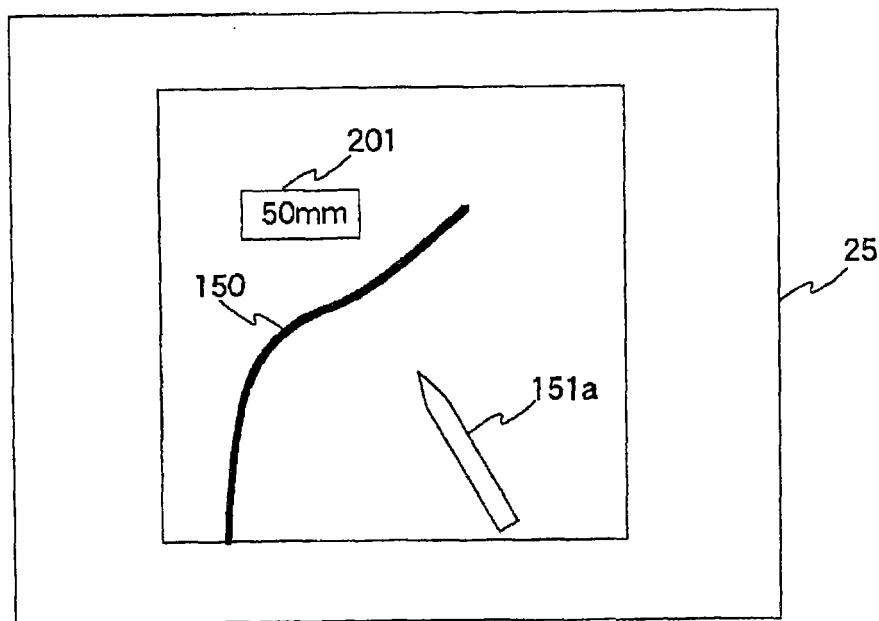


图 16

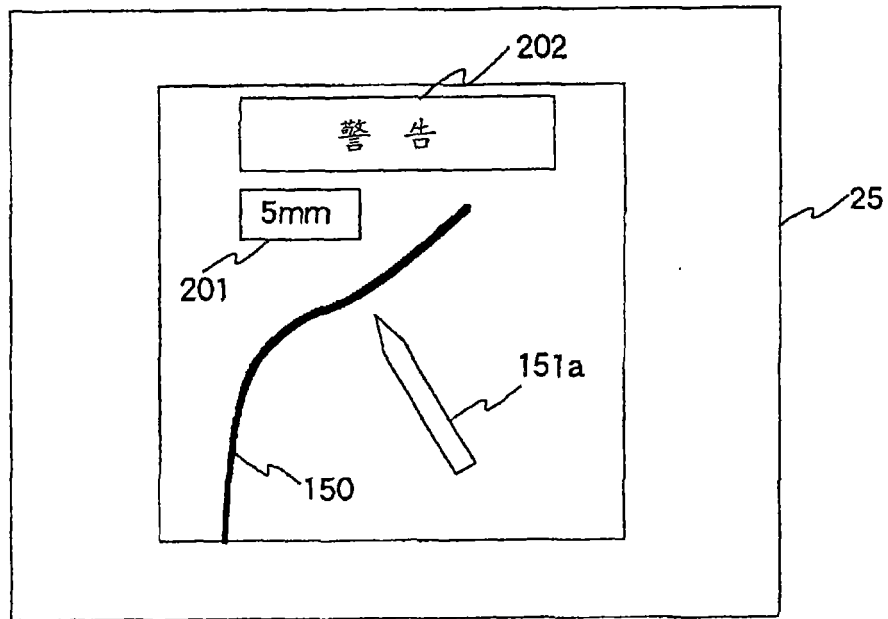


图 17

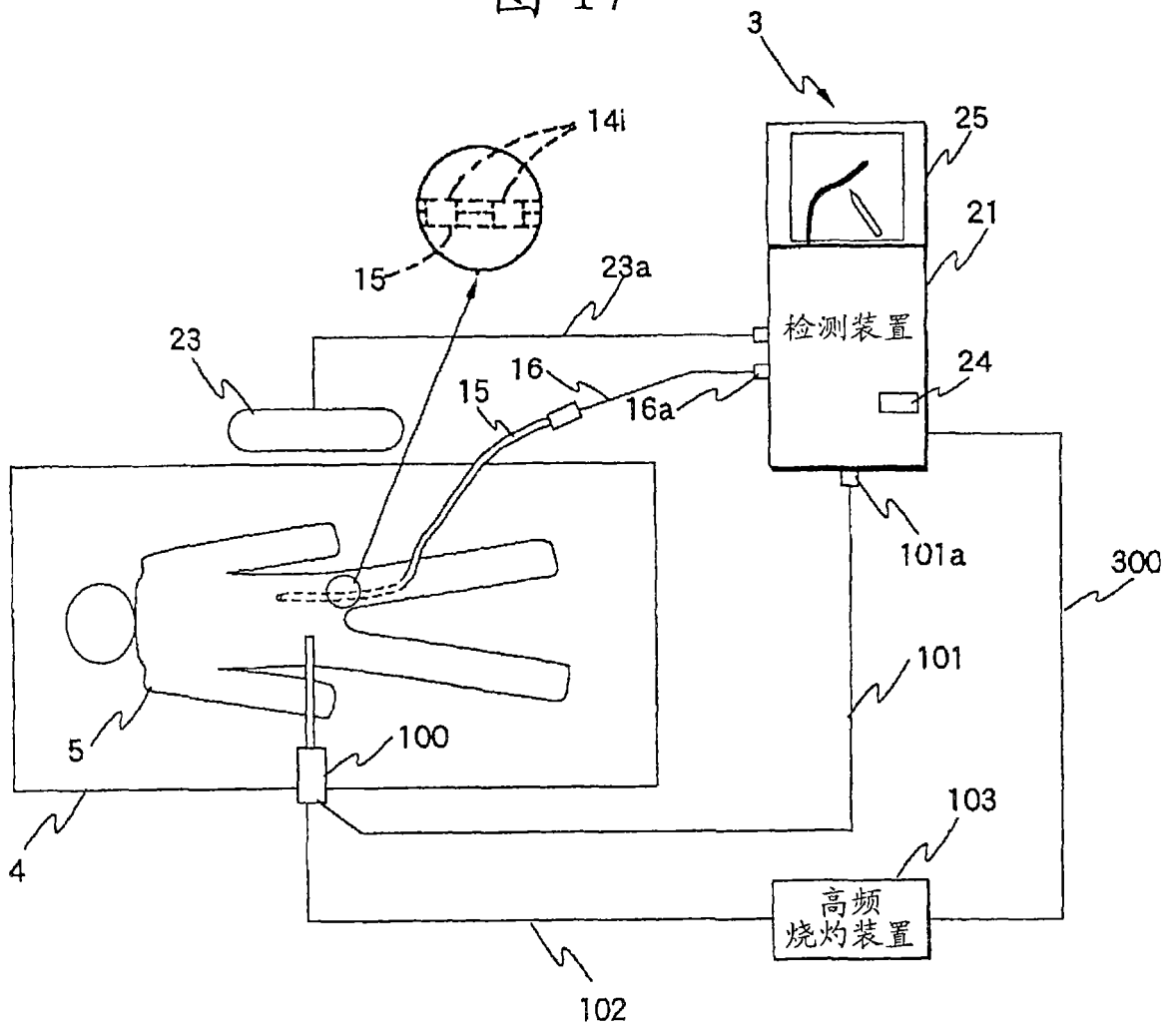


图 18

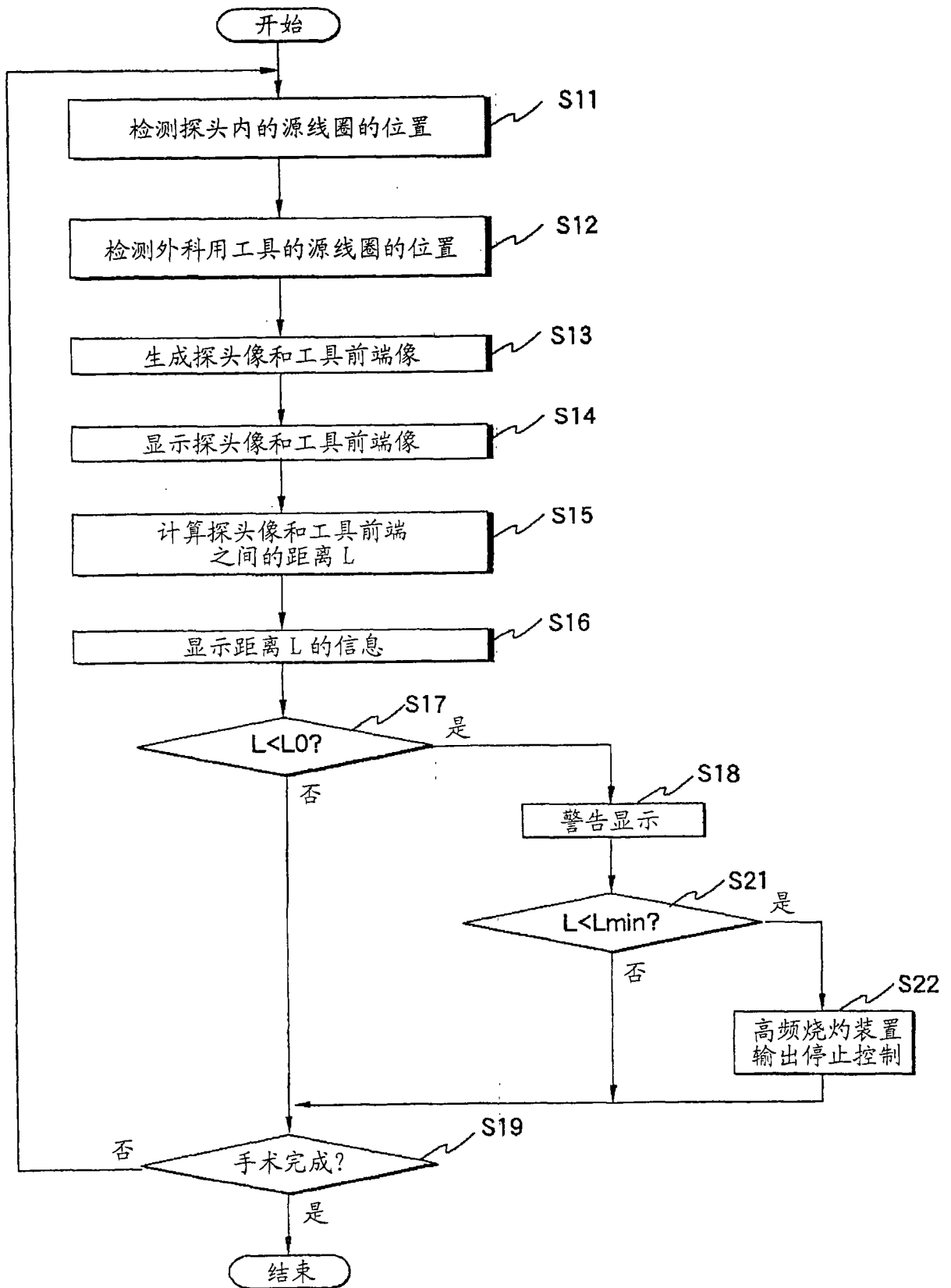


图 19

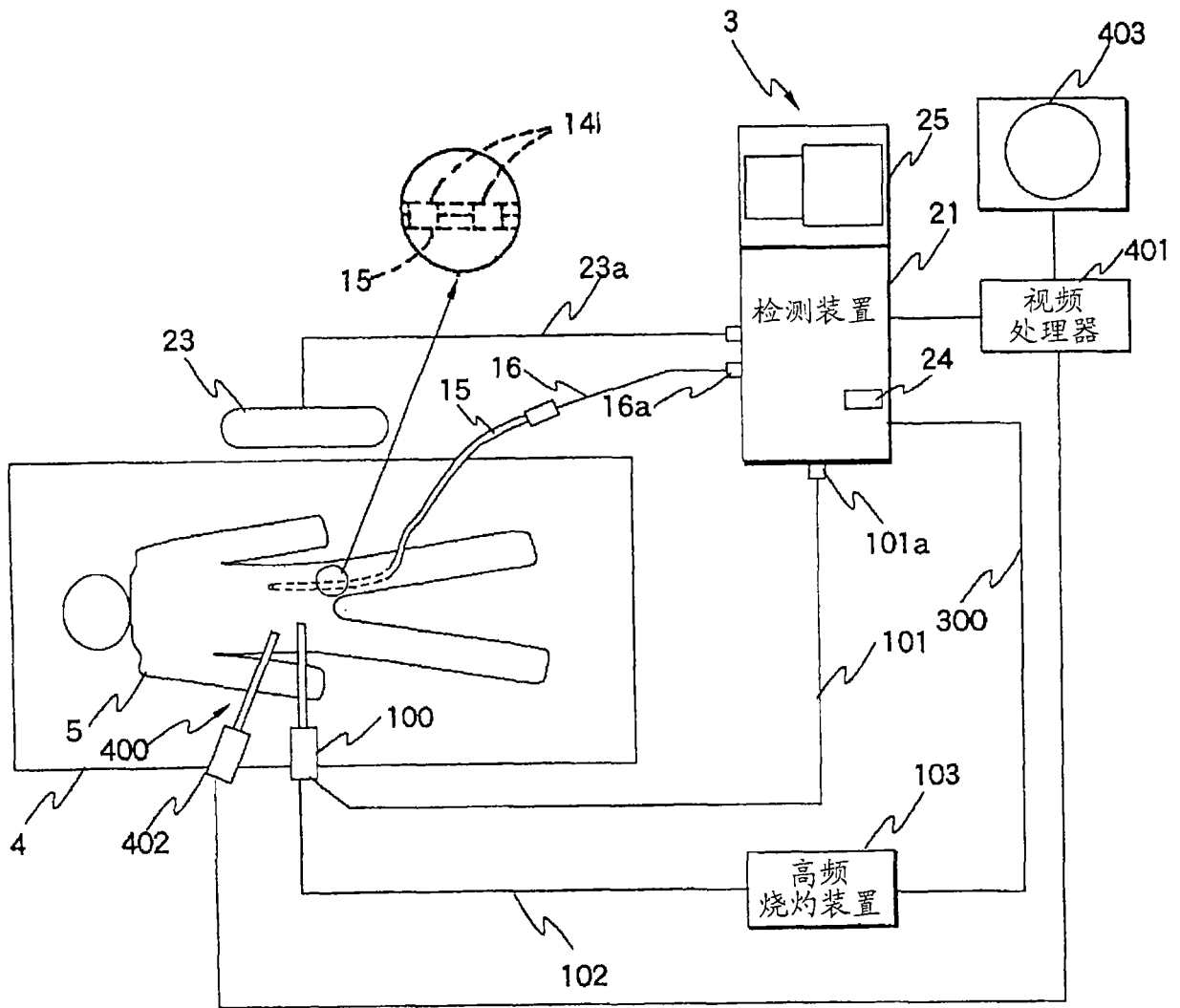


图 20

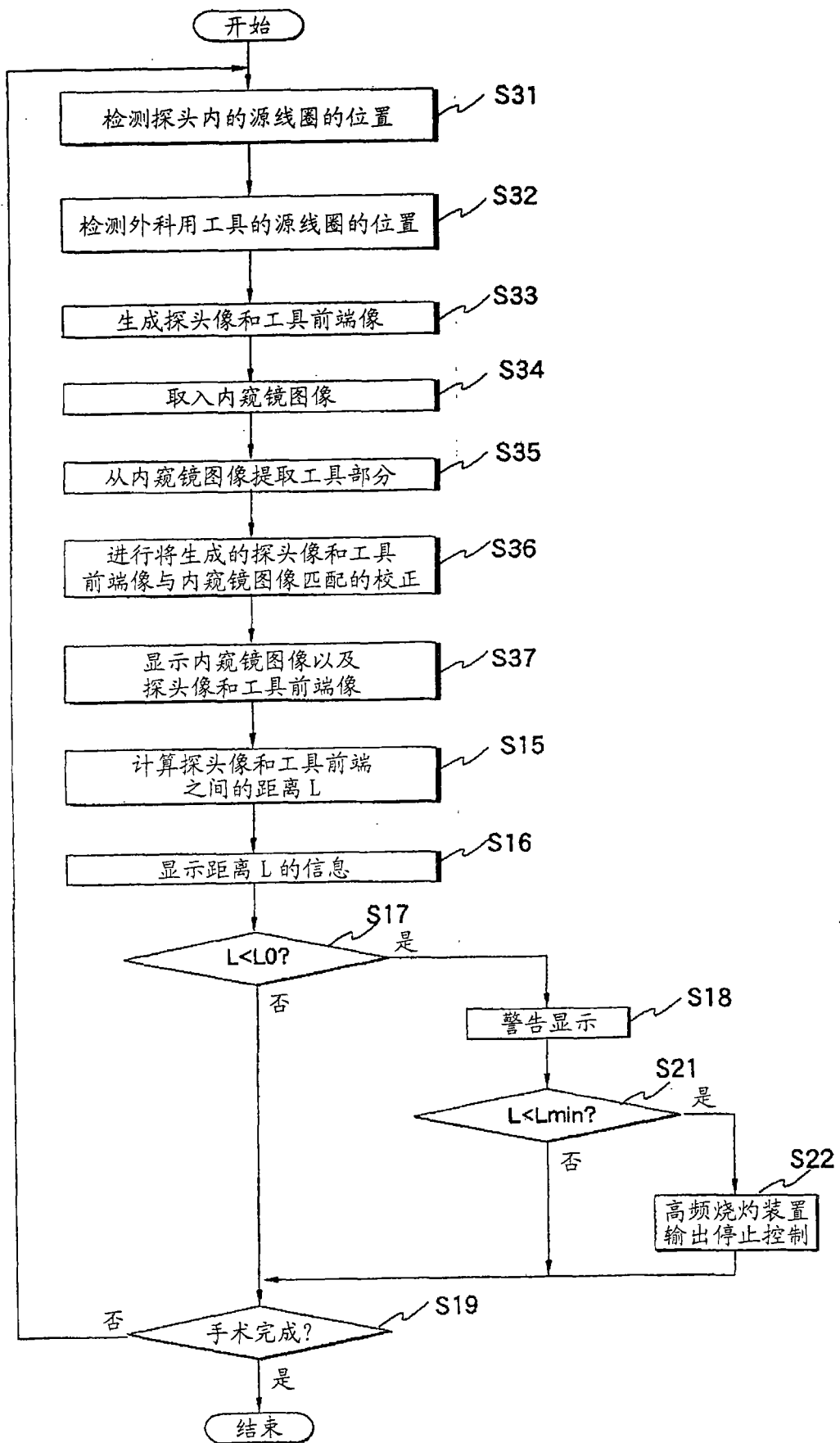


图 21

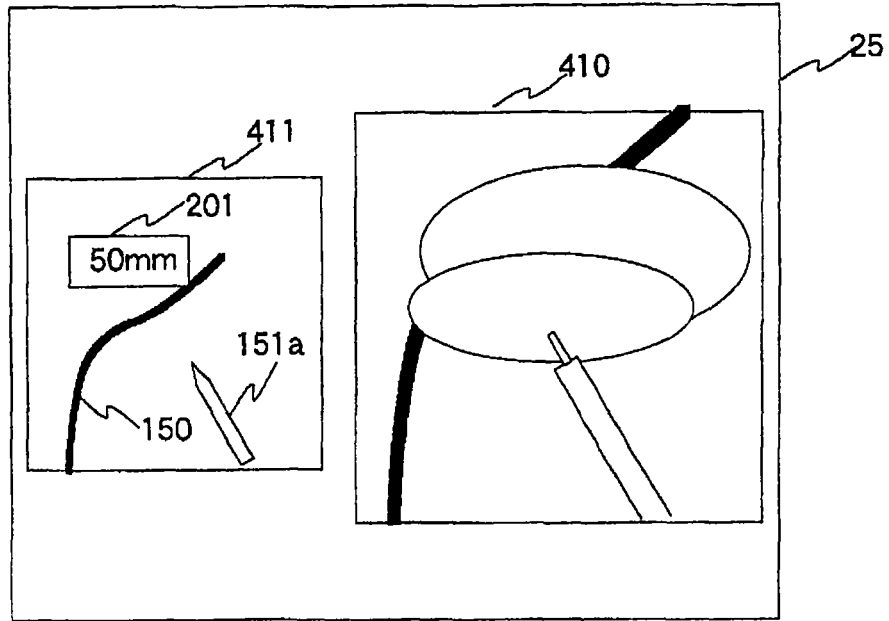


图 22

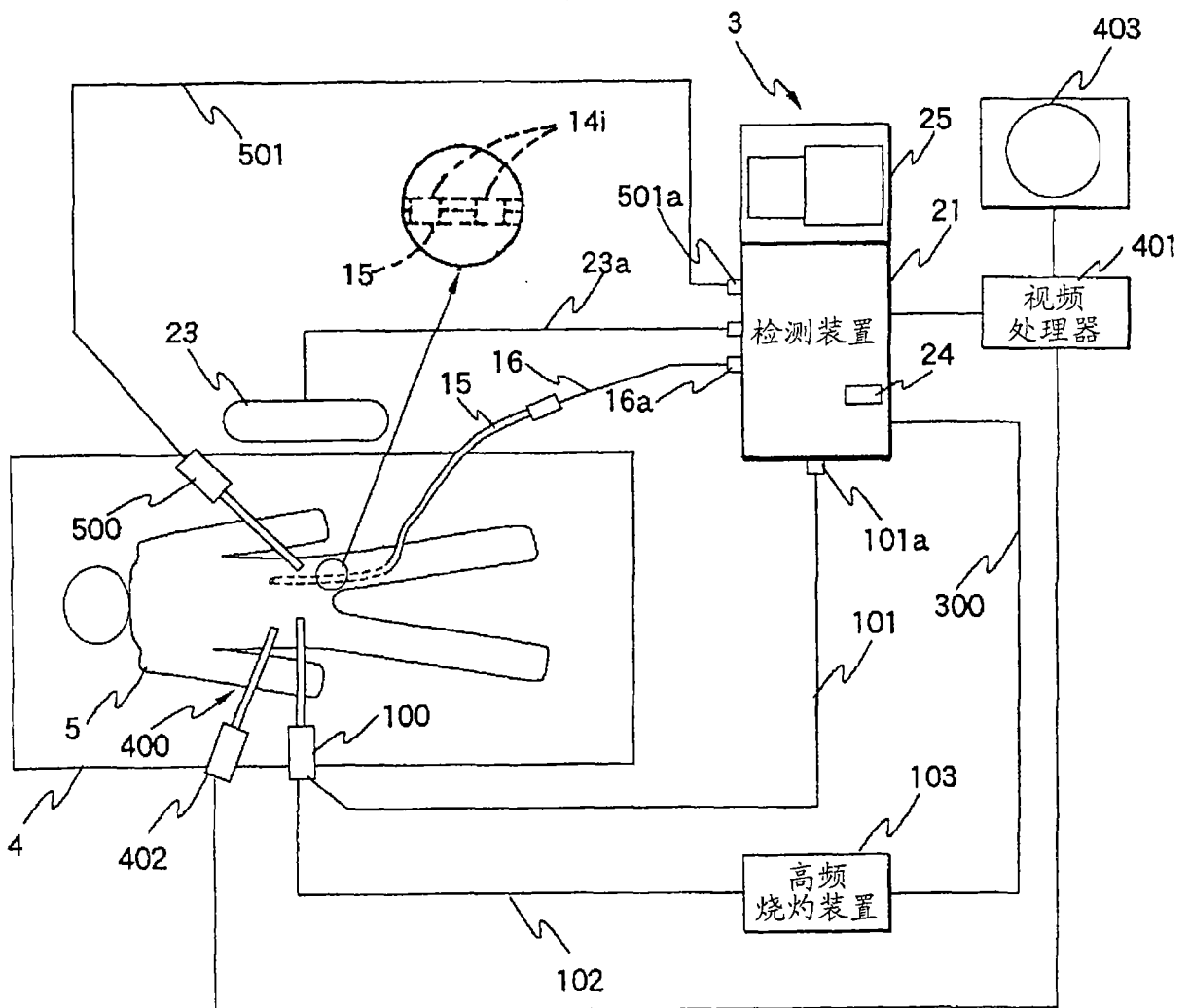


图 23

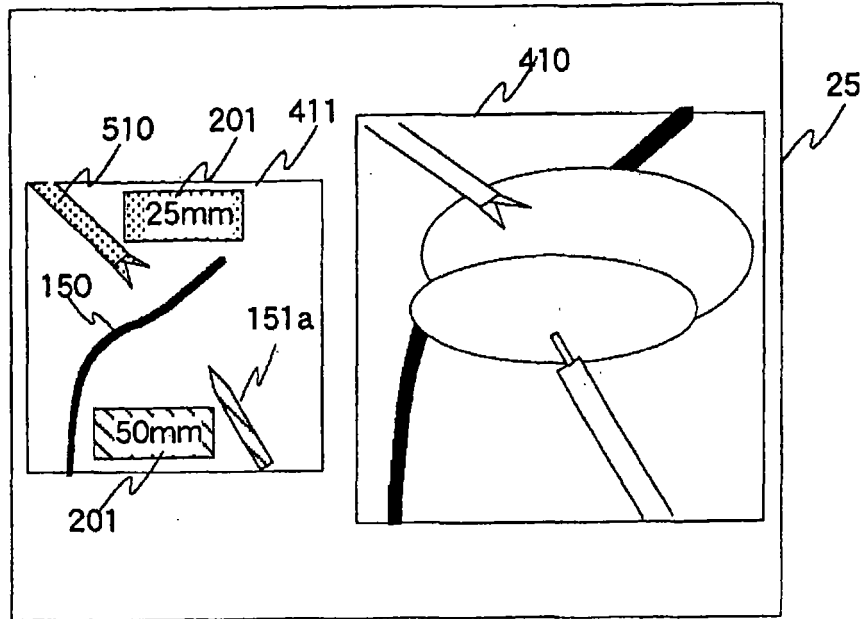
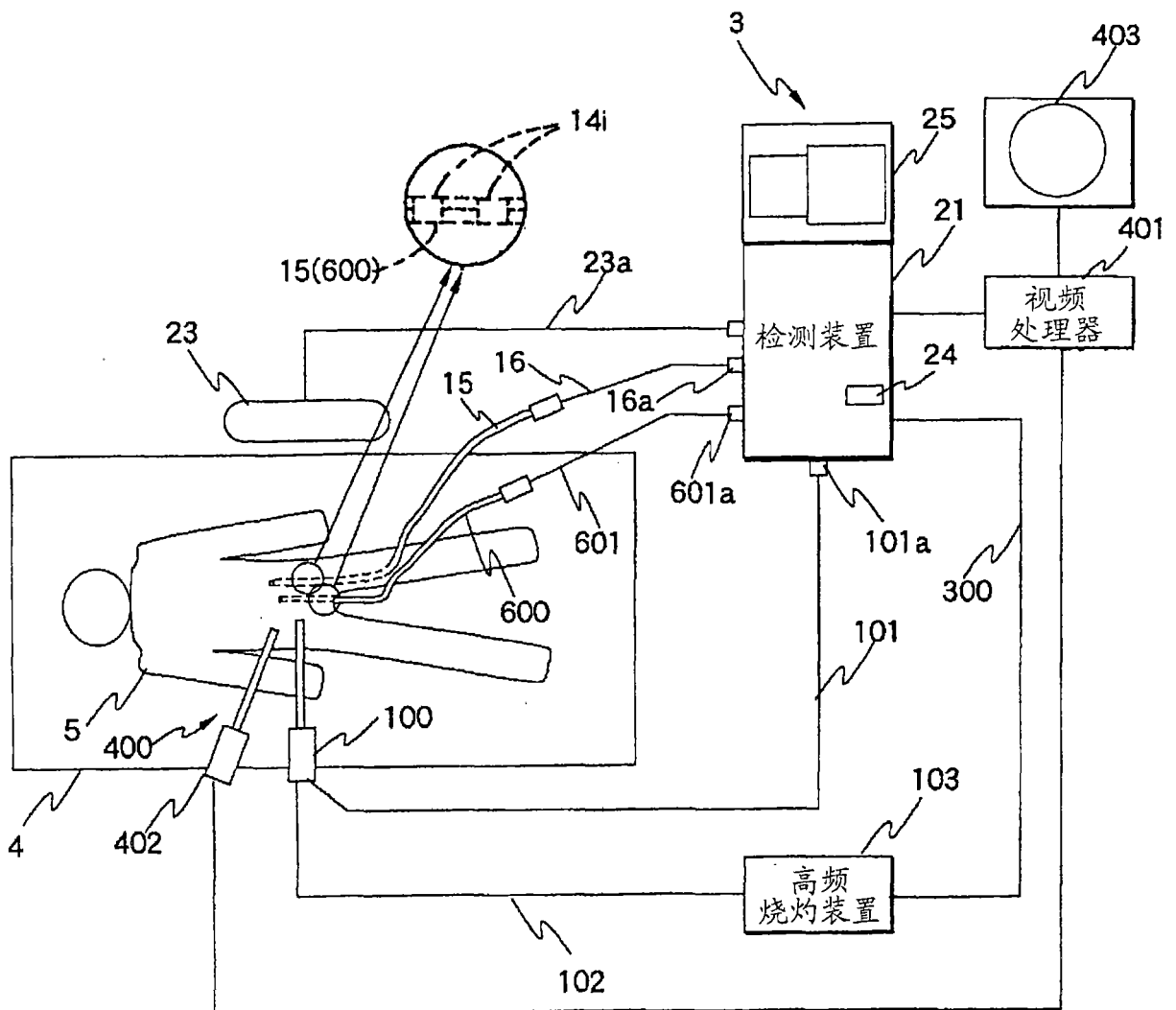


图 24



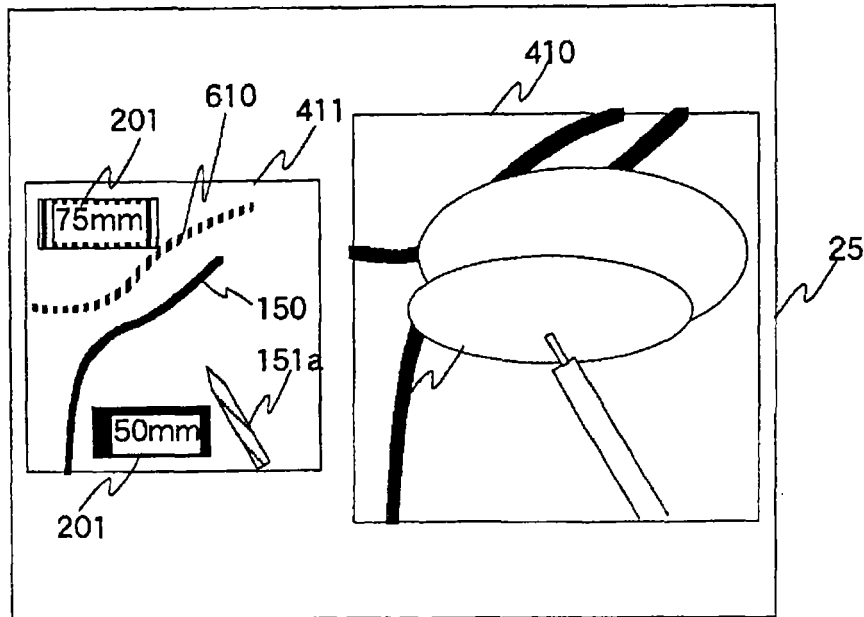


图 26

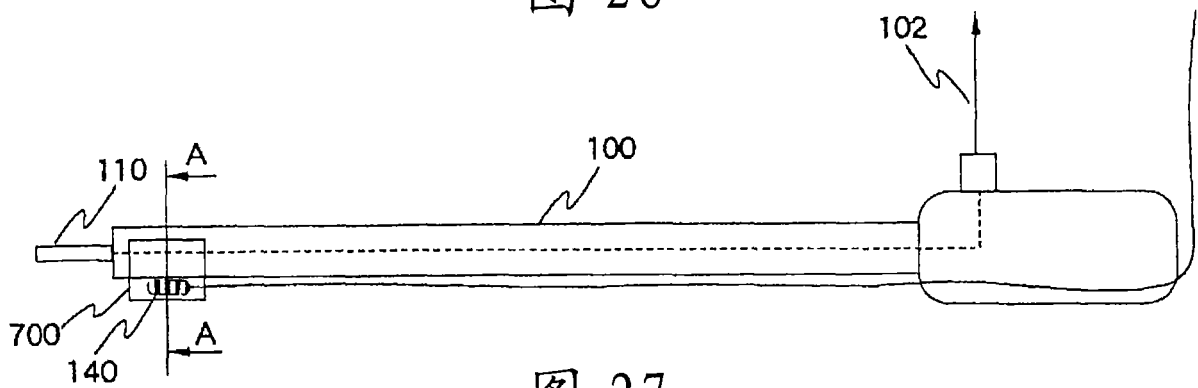


图 27

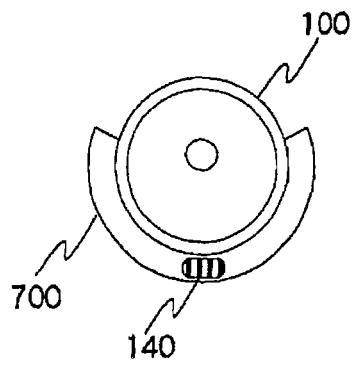


图 28

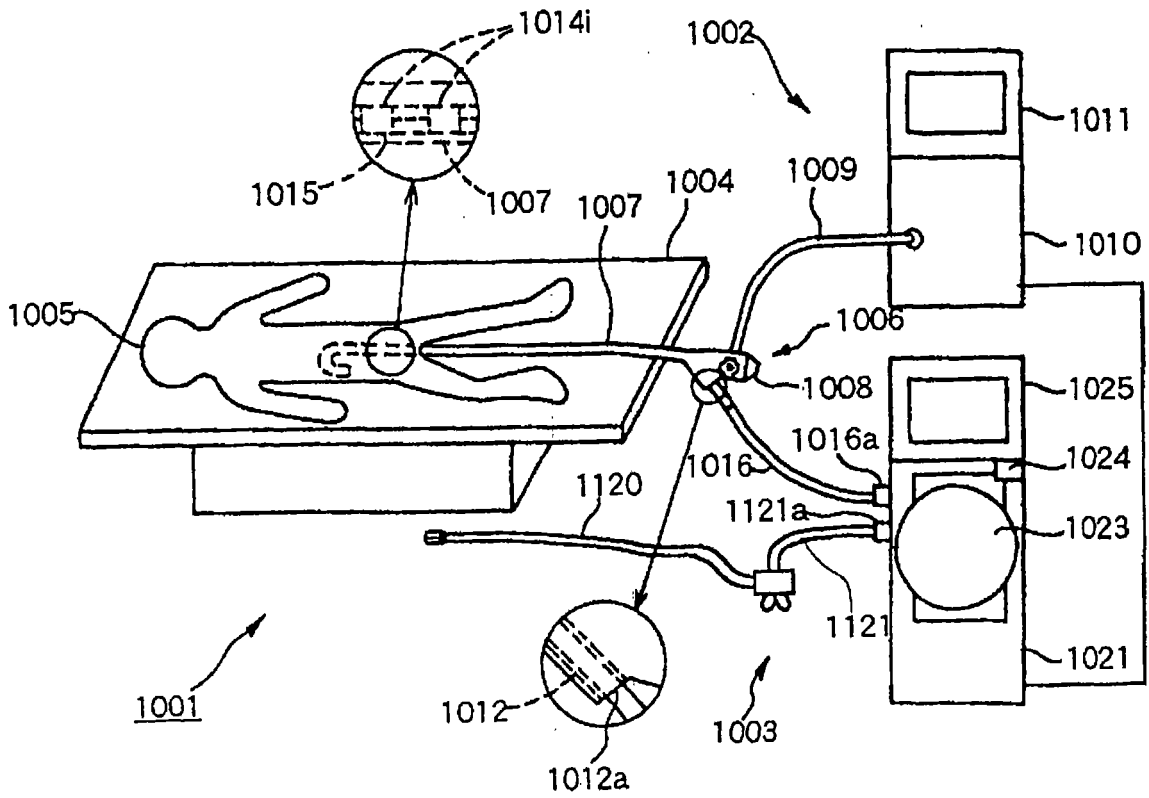


图 29

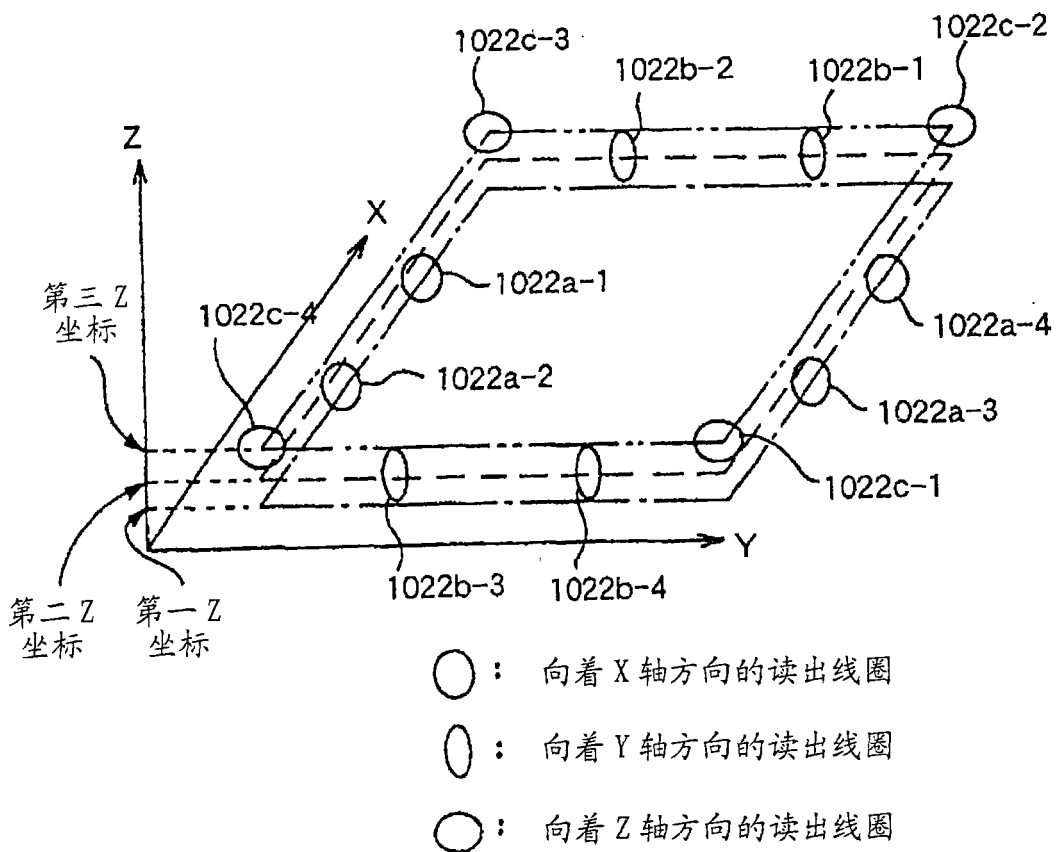


图 30

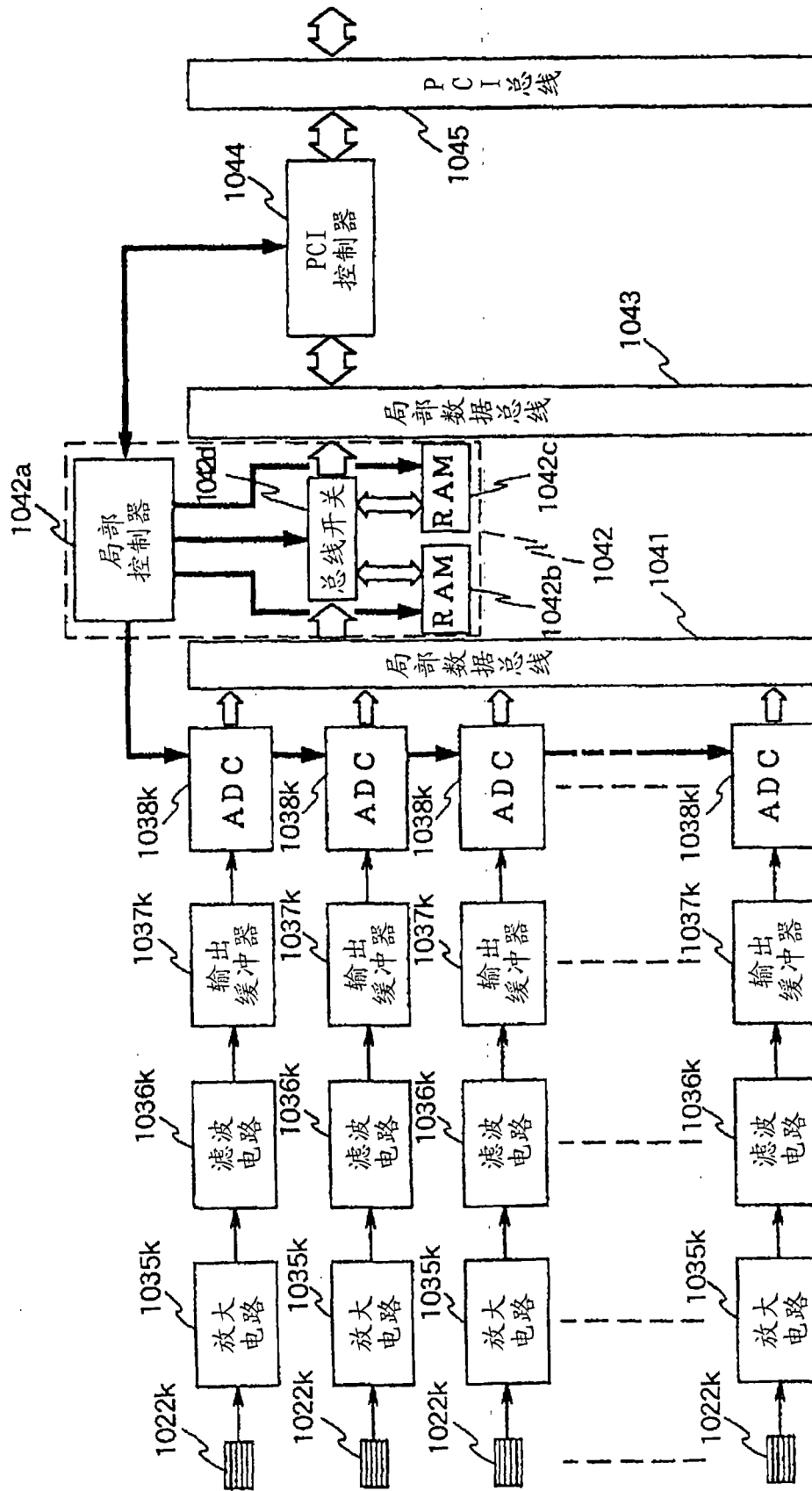


图 33

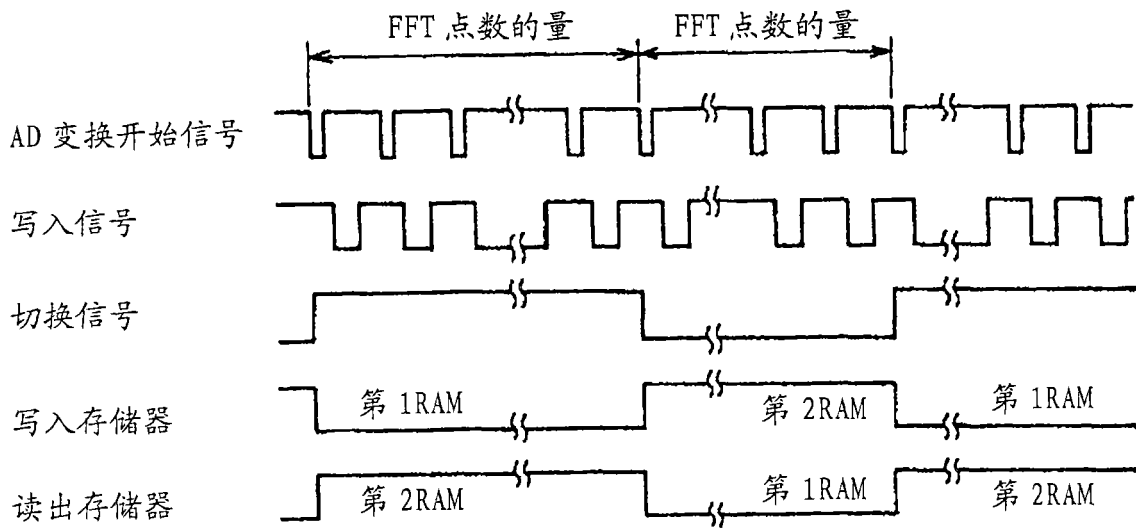


图 34

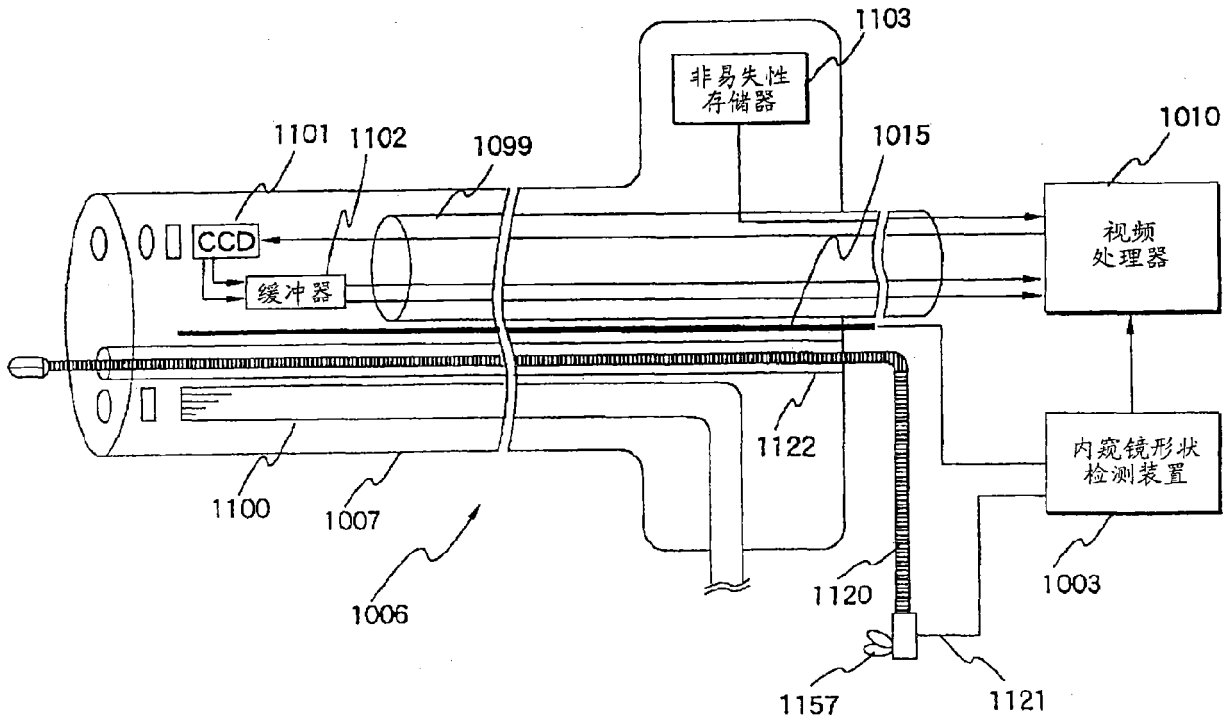


图 35

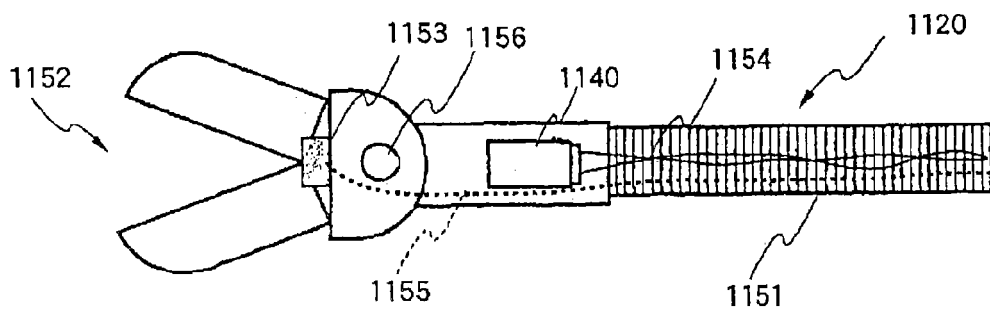


图 36

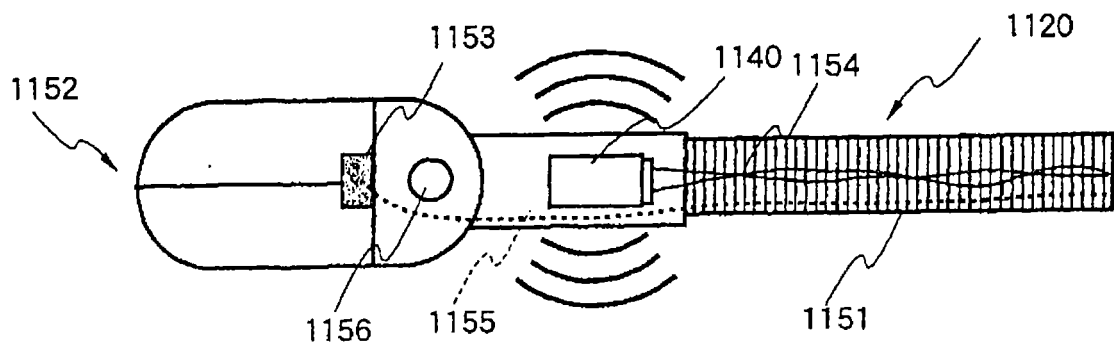


图 37

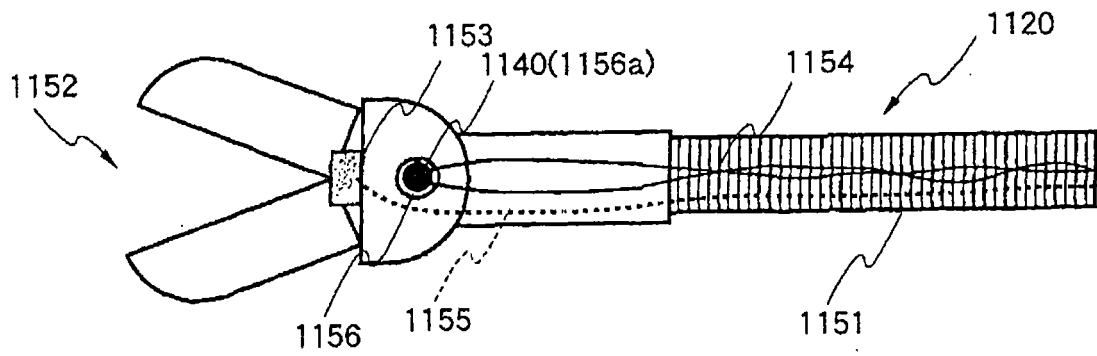


图 38

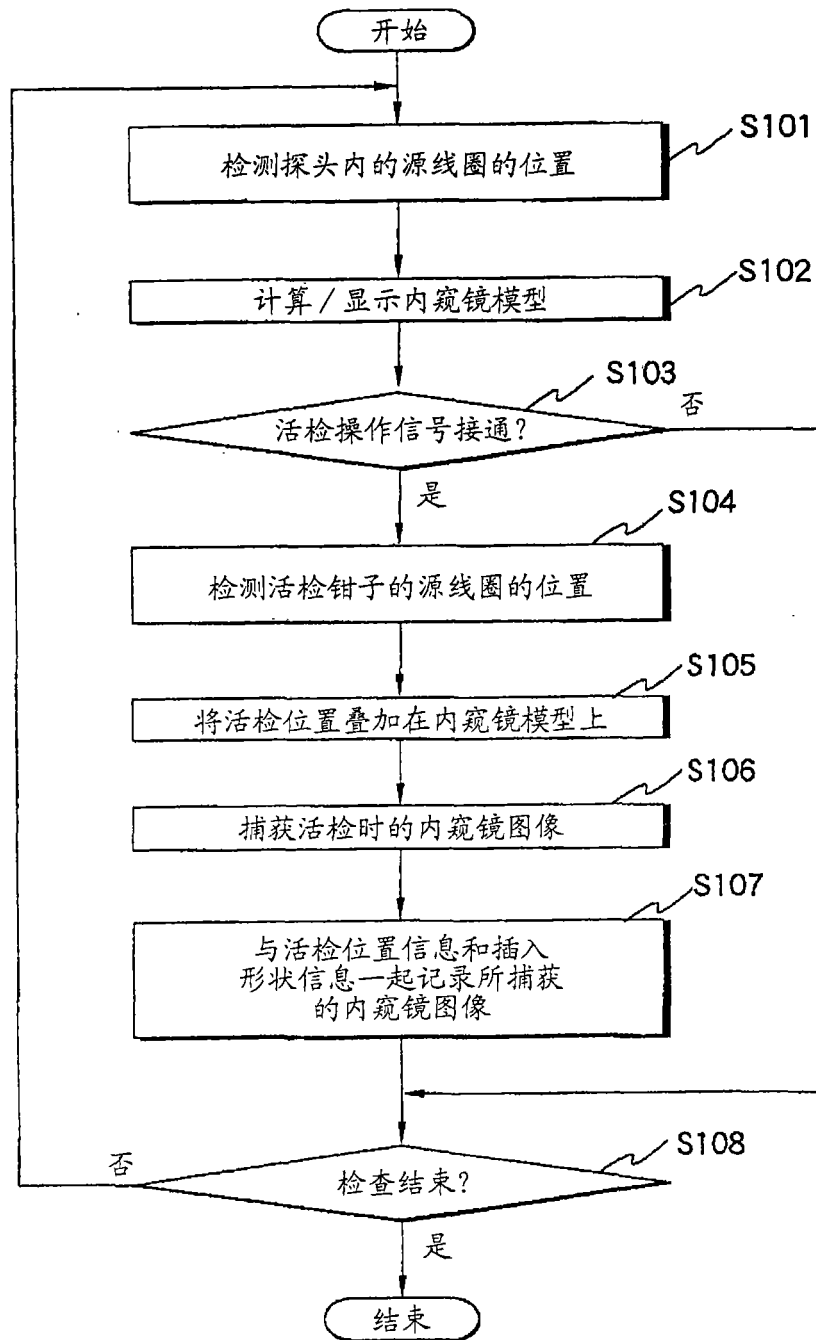


图 39

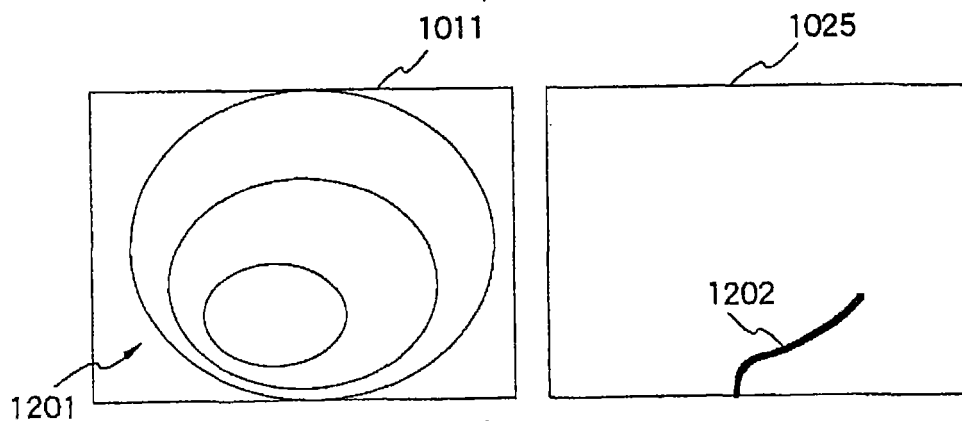


图 40

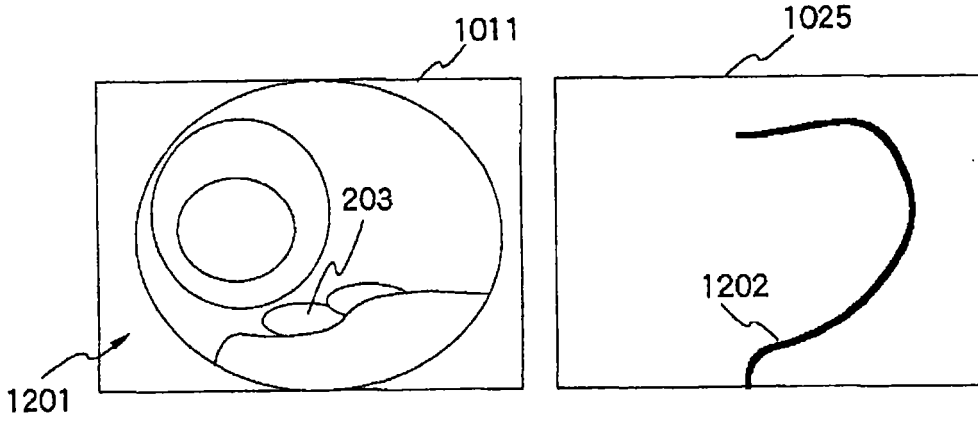


图 41

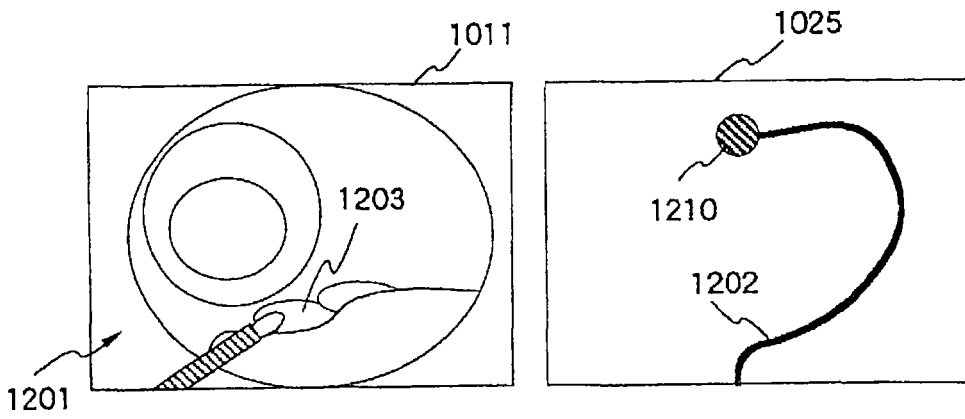


图 42

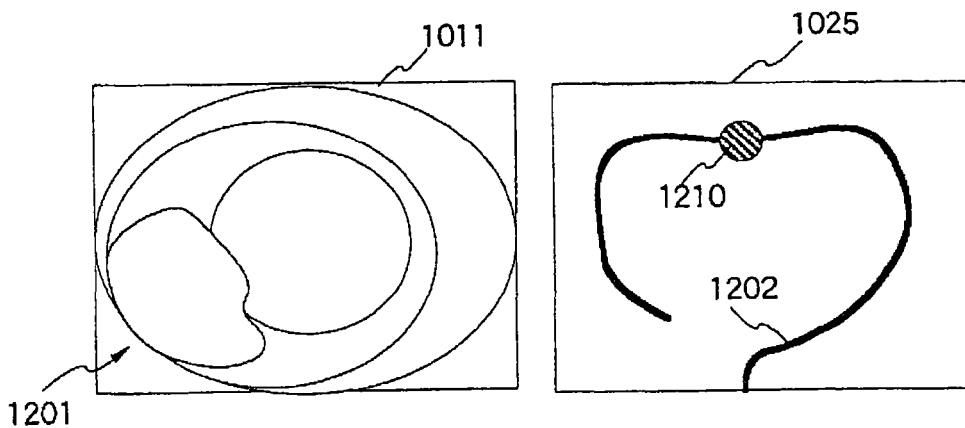


图 43

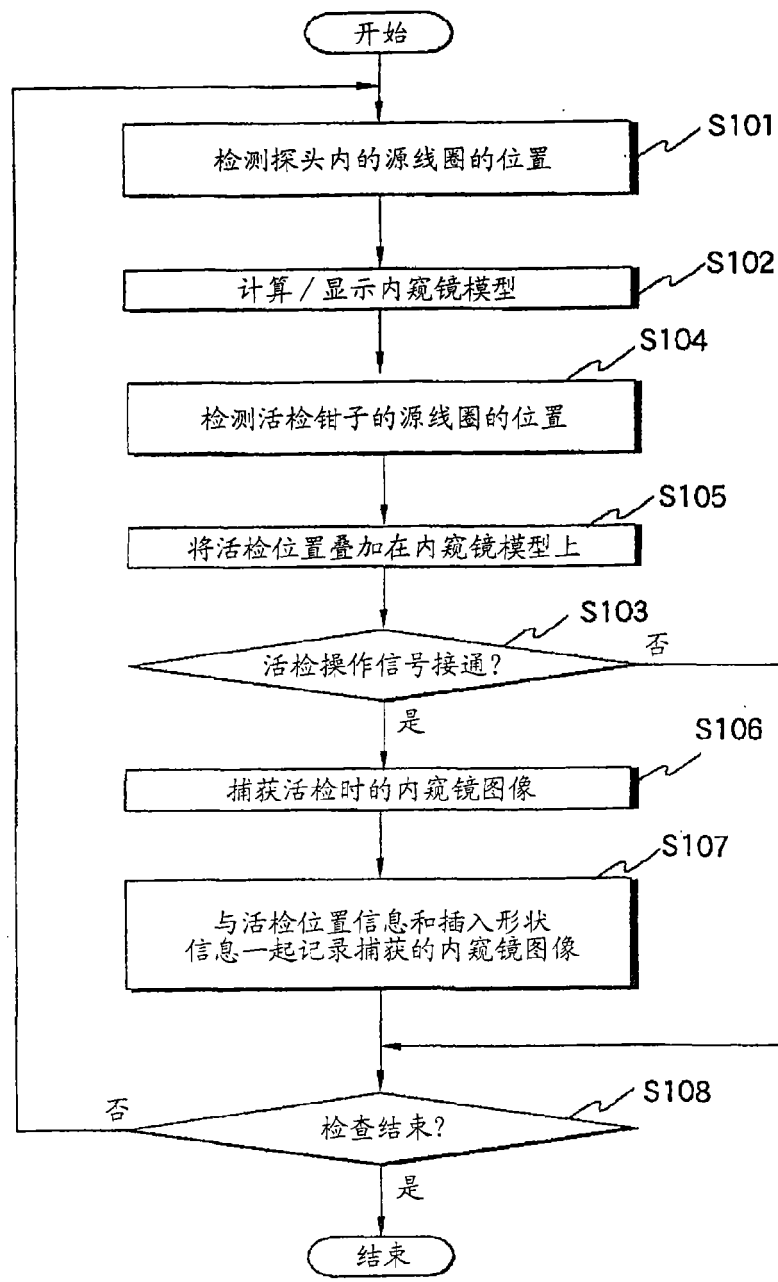


图 44

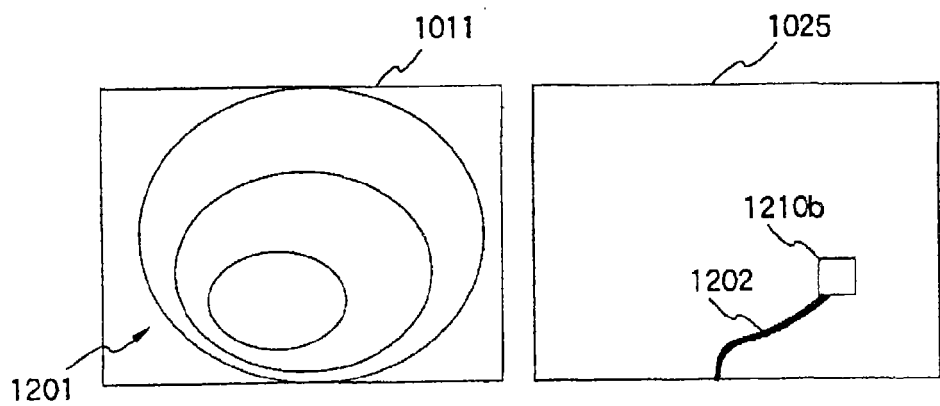


图 45

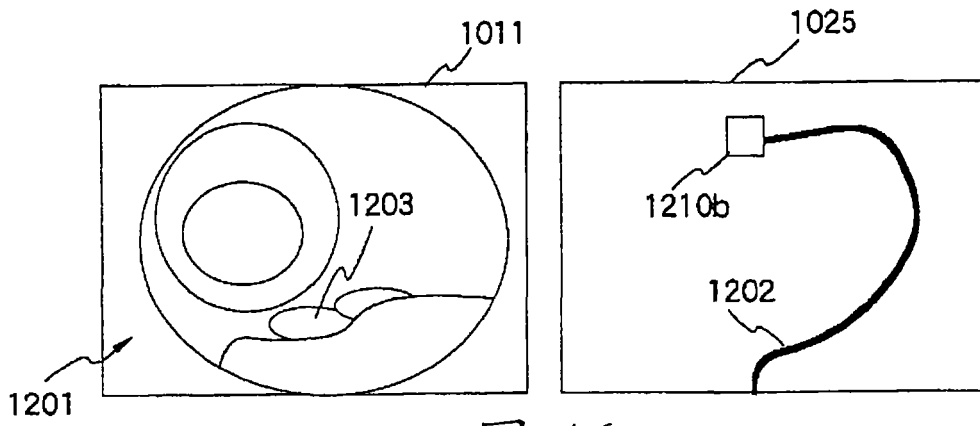


图 46

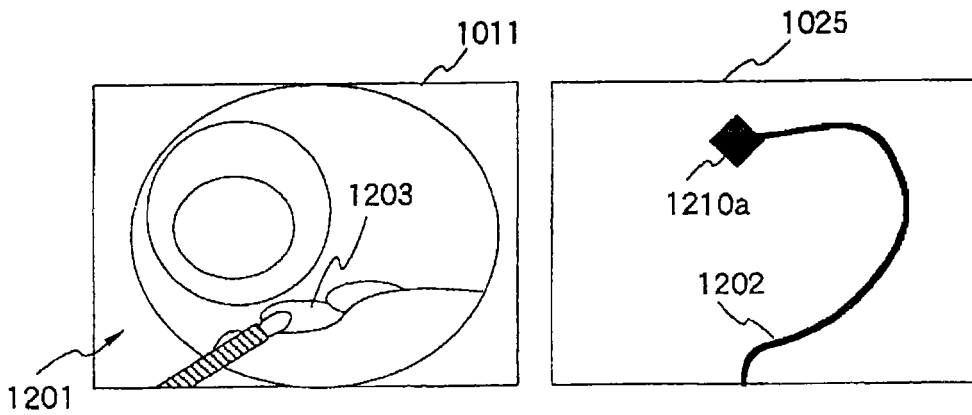


图 47

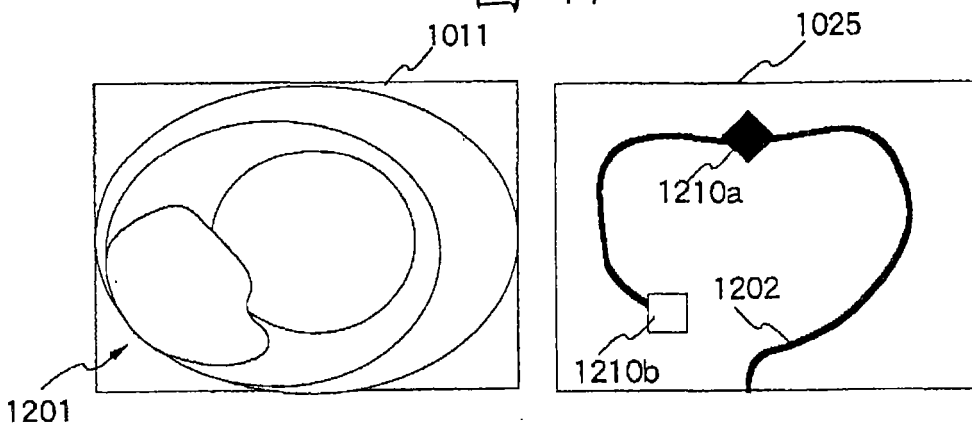


图 48

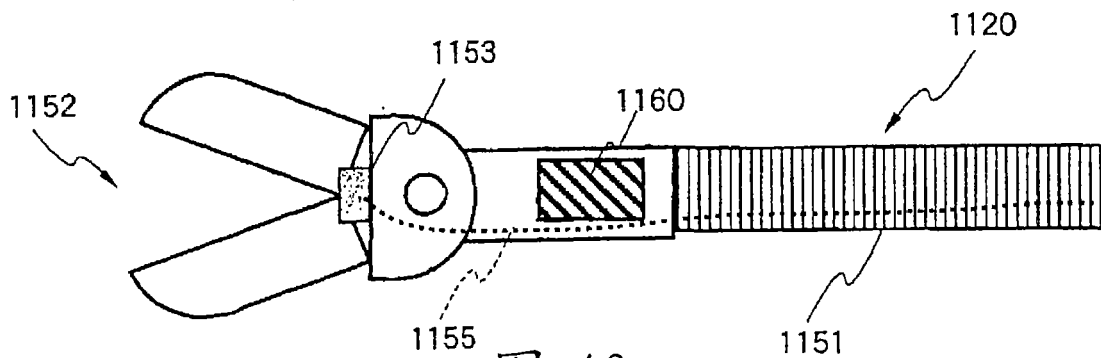


图 49

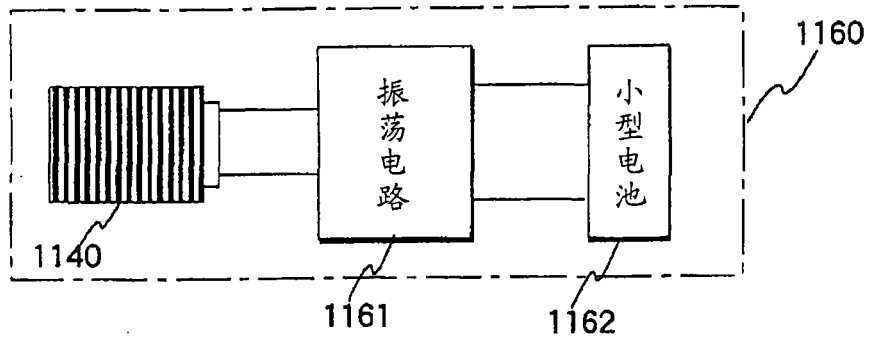


图 50

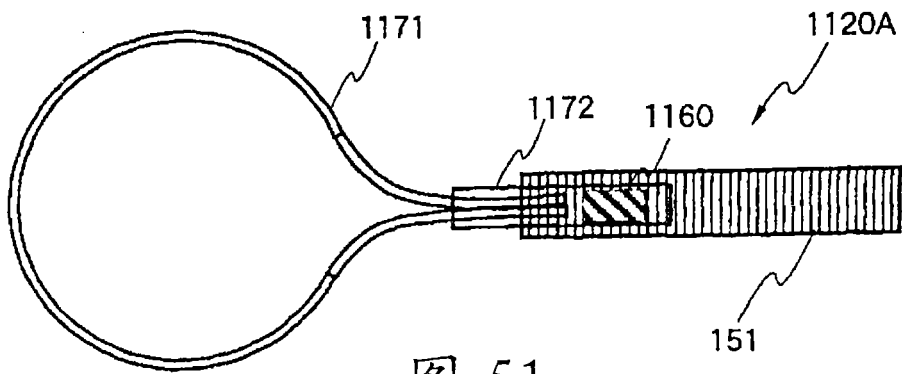


图 51

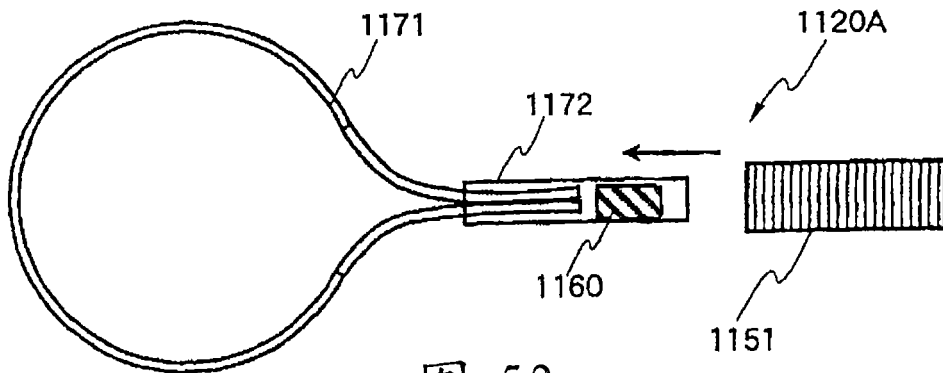


图 52

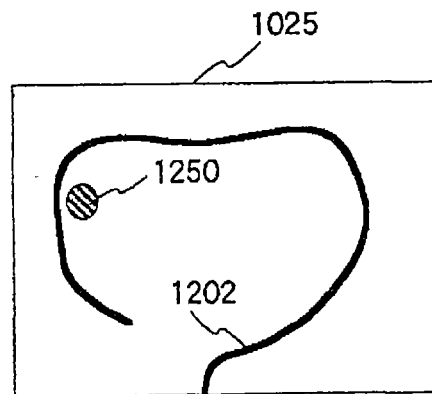


图 53

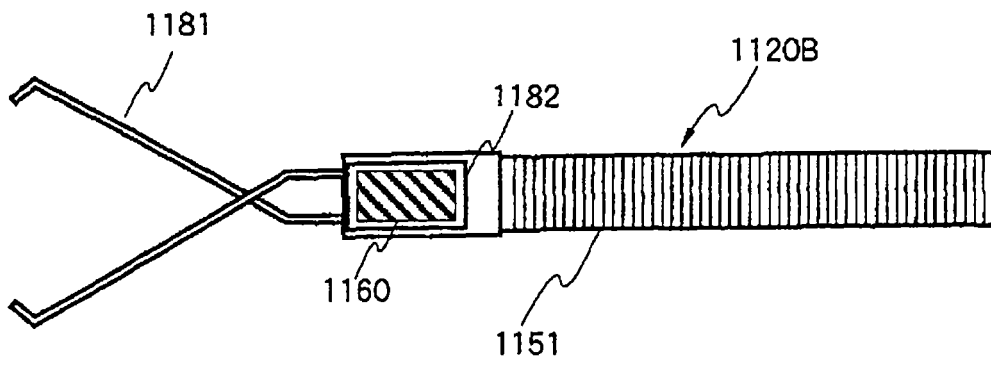


图 54

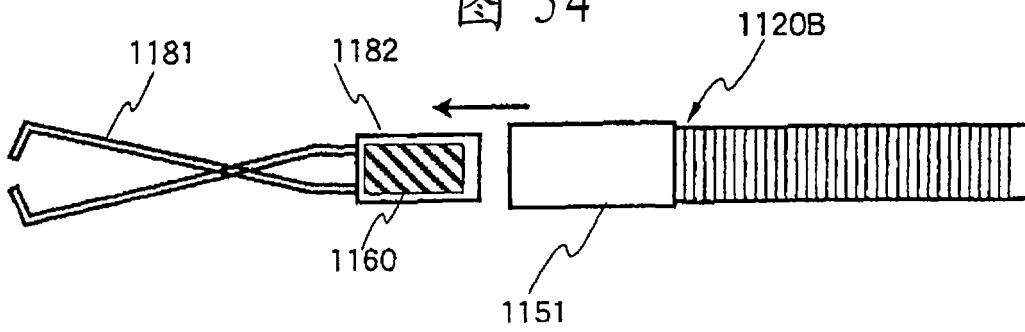


图 55

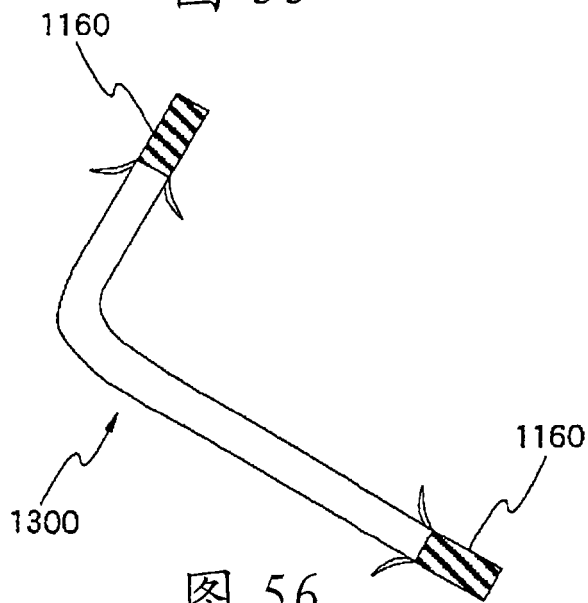


图 56

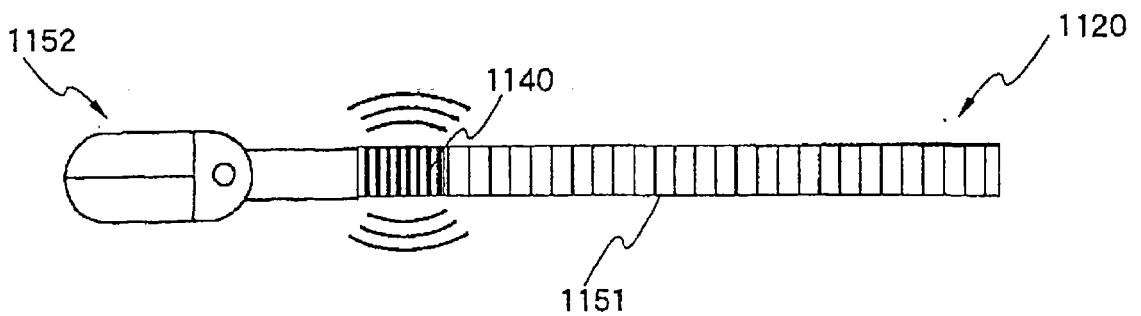


图 57

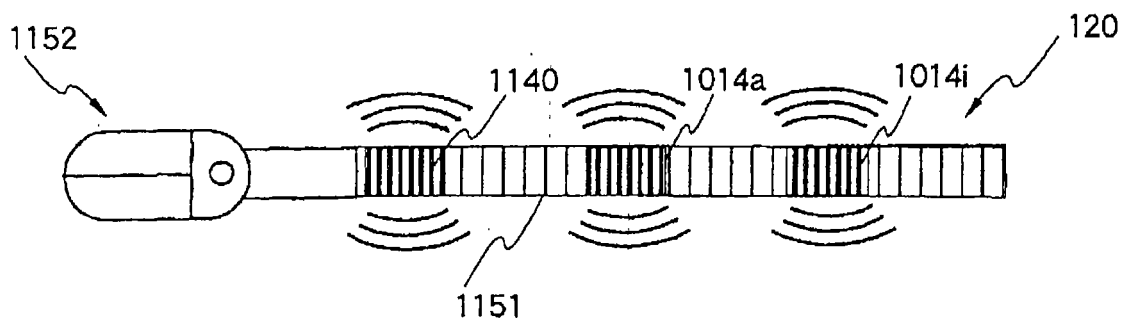


图 58

专利名称(译)	手术支援装置和处理支援装置		
公开(公告)号	CN101132744A	公开(公告)日	2008-02-27
申请号	CN200680006669.5	申请日	2006-02-22
[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	小野田文幸 丹羽宽 佐藤稔 织田朋彦 三好义孝 三宅宪辅 相沢千惠子		
发明人	小野田文幸 丹羽宽 佐藤稔 织田朋彦 三好义孝 三宅宪辅 相沢千惠子		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00		
优先权	2005104125 2005-03-31 JP 2005104129 2005-03-31 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供手术支援装置和处理支援装置。作为手术支援装置的内窥镜系统具有：手术装置，其通过开腹手术，对患者体内的处理部位实施处理；管腔器官形状检测装置，其用于开腹手术的支援(辅助)，该管腔器官形状检测装置将作为管腔器官插入探头的探头插入到躺在床上的患者的例如血管内，使用作为进行手术时的血管位置告知单元。从而，可以容易且可靠地检测出与处理没有关系的管腔器官，可以支援顺畅的手术的实施。

