

1. 一种内窥镜系统，其特征在于，该内窥镜系统具有：
内窥镜，其利用设置在插入部前端的摄像单元来拍摄体腔内的图像；
位置检测单元，其根据由所述摄像单元拍摄的管腔信息，针对插入部前端检测用于插入该插入部前端的位置信息；
记录单元，其随时间记录由所述位置检测单元检测出的位置信息；
判定单元，其判定是否满足针对所述位置检测单元检测位置信息的检测动作所设定的条件；以及

方向计算单元，在不满足所述条件的判定结果的情况下，该方向计算单元读出记录在所述记录单元内的位置信息，并输出所述插入部前端的插入方向的信息。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述判定单元是暗部判定单元，该暗部判定单元将在管腔信息内存在与体腔的走向对应的暗部作为所述条件进行判定。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述内窥镜系统还具有扭转量检测单元，该扭转量检测单元检测所述插入部绕其纵轴的扭转量，

所述记录单元将所述扭转量与所述位置信息相关联地随时间记录。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述内窥镜系统还具有位置和方向检测单元，该位置和方向检测单元检测所述插入部前端的位置及方向，

所述记录单元将所述位置及方向的信息与所述位置信息相关联地记录。

5. 根据权利要求1至3中的任一项所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述内窥镜系统还具有变更所述插入部前端的方向的插入部前端方向变更部，该插入部前端方向变更部变更所述插入部的位置的方向。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统，其特征在于，
在所述内窥镜是胶囊型内窥镜的情况下，所述插入部前端方向变更

部利用磁性使插入部前端的方向发生变化。

7. 根据权利要求5所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述内窥镜系统具有显示装置，该显示装置显示所述插入部前端的方向。

8. 根据权利要求1至4中的任一项所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述方向计算单元是弯曲信息计算单元，该弯曲信息计算单元计算使设置在所述插入部前端附近的弯曲部弯曲以使所述插入部前端指向基于由所述位置检测单元检测出的位置信息的位置的方向的、至少包含弯曲方向的弯曲信息。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述内窥镜系统还具有电弯曲驱动单元，该电弯曲驱动单元使所述弯曲部电弯曲，

并且所述内窥镜系统具有驱动控制单元，该驱动控制单元根据所述弯曲信息计算单元的输出，进行使所述电弯曲驱动单元电驱动的驱动控制。

10. 根据权利要求8所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述内窥镜系统具有显示单元，该显示单元显示由所述弯曲信息计算单元计算出的至少包含弯曲方向的弯曲信息。

11. 根据权利要求2所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述暗部判定单元根据所述管腔信息的色调或边缘信息，判定是否存在所述暗部。

12. 根据权利要求1所述的内窥镜系统，其特征在于，所述内窥镜是胶囊型内窥镜。

13. 根据权利要求12所述的内窥镜系统，其特征在于，
所述内窥镜系统还具有磁场感应控制单元，该磁场感应控制单元对所述胶囊型内窥镜进行磁感应控制，

并且所述内窥镜系统具有管理单元，该管理单元根据所述判定单元的判定结果，利用记录在所述记录单元内的位置信息来进行是否由所述磁场感应控制单元产生感应磁场的信息管理。

14. 一种摄像系统，其特征在于，该摄像系统具有：

摄像部，其设置在插入到体腔内的插入体内，并拍摄体腔内的图像；

管腔信息检测单元，其根据由所述摄像部拍摄的图像，检测与体腔的走向对应的管腔信息；

记录单元，其随时间记录由所述管腔信息检测单元检测出的管腔信息；

估算单元，其估算所述摄像部的位置和方向；

判定单元，其判定是否满足针对所述管腔信息检测单元检测管腔信息的检测动作所设定的条件；

方向计算单元，在由所述判定单元判定为不满足所述条件的情况下，该方向计算单元读出记录在所述记录单元内的管腔信息，根据该管腔信息和所述估算单元的估算结果来计算移动所述插入体的方向的信息；以及

控制单元，其根据由所述方向计算单元计算出的信息来控制移动所述插入体的方向。

15. 根据权利要求 14 所述的摄像系统，其特征在于，

所述摄像部是收纳在胶囊形状的插入体内的胶囊型内窥镜。

16. 根据权利要求 15 所述的摄像系统，其特征在于，

在所述胶囊型内窥镜中内置有磁铁，

所述控制单元通过控制由磁场产生装置产生的外部磁场来控制所述插入体的移动方向，该磁场产生装置施加对内置有所述磁铁的胶囊进行磁感应的外部磁场。

17. 一种胶囊型医疗系统，其特征在于，该胶囊型医疗系统具有：

胶囊型医疗装置，其内部具有摄像部和磁铁；

感应磁场产生装置，其配置在所述胶囊型医疗装置的外部，用于感应所述胶囊型医疗装置；

位置和方向检测装置，其检测所述胶囊型医疗装置的位置和方向；

估算单元，其根据由所述胶囊型医疗装置取得的图像来估算移动方向；

记录单元，其随时间记录由所述位置和方向检测装置检测出的位置和方向、以及由所述估算单元估算的移动方向的信息；以及

感应磁场控制单元，其根据所述估算单元以及所述位置和方向检测装置的检测结果，进行由所述感应磁场产生装置产生的感应磁场的控制，以使胶囊型医疗装置在体腔内移动。

18. 根据权利要求 17 所述的胶囊型医疗装置，其特征在于，

所述胶囊型医疗系统还具有管理单元，该管理单元判定所述估算单元是否能以所设定的条件来估算移动方向，并根据判定结果，利用记录在所述记录单元内的信息来进行是否产生由所述感应磁场控制单元控制的感应磁场的信息管理。

19. 一种图像处理装置，其特征在于，该图像处理装置具有：

内窥镜图像的输入部，该内窥镜图像是由设置在插入到体腔内的插入部前端的摄像单元拍摄的；

位置检测单元，其根据所述内窥镜图像，针对插入部前端进行用于导入该插入部前端的位置信息的检测处理；

记录单元，其随时间记录由所述位置检测单元检测出的位置信息；

判定单元，其进行是否满足针对所述位置检测单元的位置信息的检测处理所设定的条件的判定处理；以及

方向计算单元，在不满足所述条件的判定处理结果的情况下，该方向计算单元读出记录在所述记录单元内的位置信息，并输出插入所述插入部前端的的方向的信息。

20. 根据权利要求 19 所述的图像处理装置，其特征在于，

所述判定单元是暗部判定单元，该暗部判定单元将在内窥镜图像内存在与体腔的走向对应的暗部作为所述条件进行判定处理。

内窥镜系统、摄像系统以及图像处理装置

技术领域

本发明涉及为了对体腔内进行检查、诊断而取得体腔内的图像的内窥镜系统、摄像系统以及图像处理装置。

背景技术

近年，为了对体腔内进行检查、诊断而广泛使用内窥镜。在使用内窥镜的情况下，期望的是将插入部顺利地插入到体腔内。

例如在作为第1现有例的日本特开2003-93328号公报中，根据内窥镜图像检测插入部的前端部应插入的方向、即目标位置，并将其设定为该目标位置的方向。

并且，在作为第2现有例的日本特开2006-116289号公报中公开了这样的弯曲控制装置：其选择基于内窥镜摄像图像的第1弯曲控制方法、以及基于内窥镜插入形状的检测图像或CT图像的第2弯曲控制方法来进行插入时的弯曲控制。

然而，在第1现有例中，当内窥镜图像处于不能检测与体腔或管腔的走向对应的暗部或者暗部消失的状态、而且内窥镜图像处于拍摄粘膜表面的摄像状态时，难以选定应插入的方向。在该情况下，在该第1现有例中的第4实施方式中，当成为目标位置的暗部在图像外消失时，根据该暗部的消失方向来提示应插入的方向。

然而，由于未存储暗部消失之前的信息，因而精度良好地进行应插入的方向的提示变得困难。

而且，在从暗部消失到进行该提示的期间内，窥镜扭转时，目标位置的方向也旋转移动，因而具有不能再现消失方向的缺点。

并且，关于第2现有例，在基于内窥镜图像的选择状态中，在暗部消失的状态下与第1现有例的情况一样，仍然难以在应插入的方向上提

示弯曲方向。

发明内容

鉴于上述方面，本发明的目的是提供一种进行应插入的方向或弯曲方向的检测、以便能顺利地取得利用内窥镜等对体腔内进行检查、诊断的图像的内窥镜系统、摄像系统以及图像处理装置。

本发明涉及的内窥镜系统，其特征在于，该内窥镜系统具有：

内窥镜，其利用设置在插入部前端的摄像单元来拍摄体腔内的图像；

位置检测单元，其根据由所述摄像单元拍摄的管腔信息，针对插入部前端检测用于插入该插入部前端的位置信息；

记录单元，其随时间记录由所述位置检测单元检测出的位置信息；

判定单元，其判定是否满足针对所述位置检测单元检测位置信息的检测动作所设定的条件；以及

方向计算单元，在不满足所述条件的判定结果的情况下，该方向计算单元读出记录在所述记录单元内的位置信息，并输出插入所述插入部前端的方向的信息。

本发明涉及的摄像系统，其特征在于，该摄像系统具有：

摄像部，其设置在插入到体腔内的插入体内，并拍摄体腔内的图像；

管腔信息检测单元，其根据由所述摄像部拍摄的图像，检测与体腔的走向对应的管腔信息；

记录单元，其随时间记录由所述管腔信息检测单元检测出的管腔信息；

估算单元，其估算所述摄像部的位置和方向；

判定单元，其判定是否满足针对所述管腔信息检测单元检测管腔信息的检测动作所设定的条件；

方向计算单元，在由所述判定单元判定为不满足所述条件的情况下，该方向计算单元读出记录在所述记录单元内的管腔信息，并根据该管腔信息和所述估算单元的估算结果来计算移动所述插入体的方向的信息；以及

控制单元，其根据由所述方向计算单元计算出的信息来控制移动所述插入体的方向。

本发明涉及的图像处理装置，其特征在于，该图像处理装置具有：
内窥镜图像的输入部，该内窥镜图像是由设置在插入到体腔内的插入部前端的摄像单元拍摄的；

位置检测处理单元，其根据所述内窥镜图像，针对插入部前端进行用于导入该插入部前端的位置信息的检测处理；

记录单元，其随时间记录由所述位置检测处理单元检测出的位置信息；

判定处理单元，其进行是否满足针对所述位置检测处理单元的位置信息的检测处理所设定的条件的判定处理；以及

方向计算单元，在不满足所述条件的判定处理结果的情况下，该方向计算单元读出记录在所述记录单元内的位置信息，并输出插入所述插入部前端的的方向的信息。

附图说明

图1是示出本发明的实施例1的内窥镜系统的整体结构的图。

图2是示出图1的具体结构的整体结构图。

图3是示出扭转量检测单元的结构图。

图4是示出PC主体的功能模块的结构框图。

图5是示出主处理部的弯曲控制的功能结构的框图。

图6A是示出内窥镜的插入部被插入到大肠内的状态的图。

图6B是示出在图6A的情况下在图像内存在暗部的状态下能取得的图像例的图。

图7A是示出内窥镜的插入部被插入到大肠内的状态的图。

图7B是示出在图7A的情况下暗部在图像内消失的图像例的图。

图8A是示出显示弯曲方向等的显示例的图。

图8B是内窥镜图像。

图9是示出弯曲部朝暗部方向弯曲的弯曲控制动作的图。

图 10 是示出本实施例的主处理部的动作内容的流程图。

图 11 是示出按时刻顺序存储在环形缓存器内的绝对扭转量和对应的图像内目标位置的信息的动作说明图。

图 12 是示出按时刻顺序存储在环形缓存器内的绝对扭转量和对应的内窥镜形状的信息的动作说明图。

图 13 是示出实施例 1 的第 1 变形例的内窥镜系统的整体结构的图。

图 14 是示出实施例 1 的第 2 变形例的内窥镜系统的整体结构的图。

图 15 是示出第 2 变形例中的主处理部的功能结构的框图。

图 16 是示出第 2 变形例中的主处理部的动作内容的流程图。

图 17 是示出实施例 1 的第 3 变形例的内窥镜系统的整体结构的图。

图 18 是示出第 3 变形例中的主处理部的动作内容的流程图。

图 19 是示出实施例 1 的第 4 变形例的内窥镜系统的整体结构的图。

图 20 是示出本发明的实施例 2 的主要部分的结构图。

图 21 是实施例 2 的胶囊型医疗系统的整体结构图。

图 22 是图 21 的胶囊型医疗系统的更详细的框图。

图 23 是胶囊主体的侧面说明图。

图 24 是示出所施加的旋转磁场和由该旋转磁场引起的胶囊主体的动作的概念图。

图 25 是示出对图 24 的旋转磁场施加的振动磁场（力偶产生用磁场）和由该振动磁场（力偶产生用磁场）引起的胶囊主体的动作的概念图。

图 26 是示出随时间记录在记录单元内的特定位置信息等的图。

图 27 是示出由胶囊主体的摄像单元取得的图像例的图。

图 28 是示出与图 27 中的各图像对应的胶囊主体和管腔状态的图。

图 29 是示出实施例 2 的动作内容的流程图。

图 30 是示出实施例 2 的变形例中的主要部分的结构图。

图 31 是示出变形例的动作内容的一部分的流程图。

具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施例。

实施例 1

图 1 至图 12 涉及本发明的实施例 1，图 1 示出本发明的实施例 1 的内窥镜系统的整体结构，图 2 示出图 1 的具体结构，图 3 示出扭转量检测单元的结构，图 4 示出 PC 主体的功能模块的结构，图 5 示出主处理部的弯曲控制的功能结构。

图 6 示出内窥镜的插入部被插入到大肠内的状态、以及在该情况下在图像内存在暗部的状态下能取得的图像例，图 7 示出内窥镜的插入部被插入到大肠内的状态、以及在该情况下暗部在图像内消失的图像例，图 8 示出显示弯曲方向等的显示例。

图 9 示出弯曲部朝暗部方向弯曲的弯曲控制动作，图 10 示出本实施例的主处理部的动作内容，图 11 示出按时刻顺序存储在环形缓存器内的绝对扭转量和对应的图像内目标位置的信息，图 12 示出按时刻顺序存储在环形缓存器内的绝对扭转量和对应的内窥镜形状的信息。

如图 1 和图 2 所示，本发明的实施例 1 的内窥镜系统 1 具有：内窥镜装置 6，其具有进行内窥镜检查的内窥镜 2、光源装置 3、处理器 4 和内窥镜监视器 5；作为图像处理装置的个人计算机主体（以下简记为 PC 主体）7 和 PC 监视器 8，其对由内窥镜 2 拍摄的内窥镜图像进行用于弯曲控制等的图像处理；以及 UPD 装置 11，其具有作为内窥镜 2 的插入部 9 中的至少前端部 10 的位置检测单元的功能。

如图 1 所示，内窥镜 2 具有：插入到躺在检查床 12 上的患者 13 的体腔内的细长的插入部 9，以及设在其后端的操作部 14。从该操作部 14 延伸出的通用连接缆 15 的端部的连接器与产生照明光的光源装置 3 及作为进行信号处理的信号处理装置的处理器 4 连接。

如图 2 所示，插入部 9 具有：设在该插入部 9 前端的前端部 10；自由弯曲的弯曲部 18；以及从该弯曲部 18 的后端延伸到操作部 14 的具有挠性的挠性部 19。

在操作部 14 内设有作为弯曲指示操作单元的例如操纵杆 21，其通过手术者 20 朝期望的方向对弯曲部 18 进行弯曲指示操作。然后，手术者 20 通过操作该操纵杆 21，能经由设在该操作部 14 内部的作为电弯曲

驱动单元的电动机单元 22 使弯曲部 18 电弯曲。

并且，在本实施例中，在插入部 9 中的例如后端侧的外周面设有扭转量检测单元 23，以便能检测在插入部 9 绕其轴扭转的情况下的扭转量。

如图 2 所示，在插入部 9 内贯穿有传送照明光的光导管 31，其后端经由操作部 14 和通用连接线缆 15 与光源装置 3 连接。来自光源装置 3 内的灯具 32 的照明光入射到该光导管 31 的后端面。然后，通过光导管 31 传送的照明光从固定在设于前端部 10 的照明窗上的导光路前端面，进一步经由与该光导管前端面对置的照明透镜 33 射出到前方侧。

然后，利用从照明窗射出到该前端部 10 的纵轴的前方侧的照明光，对插入有插入部 9 的体腔内的纵轴的前方侧进行照明。然后，对以下所示的物镜 34 的观察视野或摄像范围进行照明。

在与该照明窗邻接设置的观察窗（摄像窗）上安装有使成为观察对象的体腔内的光学像成像的物镜 34。由该物镜 34 和配置在其成像位置上的固体摄像元件例如 CCD 35 形成了摄像装置 36。

该 CCD 35 经由在插入部 9 内贯穿的信号线，与处理器 4 的 CCD 驱动电路 37 及信号处理电路 38 连接。CCD 驱动电路 37 产生 CCD 驱动信号，并将其施加给 CCD 35。通过 CCD 驱动信号的施加，CCD 35 对成像在 CCD 35 的摄像面上的光学像进行光电转换，并作为 CCD 输出信号或摄像信号进行输出。

该摄像信号被输入到信号处理电路 38，信号处理电路 38 对摄像信号进行信号处理，生成将内窥镜图像显示在内窥镜监视器 5 上的内窥镜图像信号（影像信号），例如 RGB 信号等。内窥镜图像信号被输入到内窥镜监视器 5，在内窥镜监视器 5 的内窥镜图像显示区域 5a 内显示内窥镜图像。

另外，该内窥镜图像信号还被输入到作为图像处理装置的 PC 主体 7，并在检测用于使插入部 9 的前端朝体腔的走向插入的位置信息的图像处理中被利用。并且，在本实施例涉及的内窥镜 2 中，在插入部 9 内，例如从前端部 10 到挠性部 19 中的适当位置，例如以规定间隔配置有作为分别产生位置信息的位置信息产生单元的多个线圈（也称为 UPD 线圈）

41a、41b、41c 等，以便检测插入部 9 的插入形状（也称为内窥镜形状）。

然后，通过检测这些 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的各线圈位置，能计算插入部 9 的插入形状。特别是，通过检测插入部 9 的前端侧的多个 UPD 线圈（例如 41a、41b、41c）的各位置，除了插入部 9 的前端位置以外，还能检测其纵轴的方向（朝向）。

另外，在图 2 中示出配置在内窥镜 2 的插入部 9 内的例子，然而可以在未图示的通道内插入设有 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的探头，进行插入有该探头的插入部的形状检测。

该 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的后端侧的电缆与 UPD 装置 11 连接。

如图 2 所示，该 UPD 装置 11 具有 UPD 驱动电路 42，该 UPD 驱动电路 42 驱动 UPD 线圈 41a、41b、41c 等来产生磁场。

并且，该 UPD 装置 11 具有磁场检测用的传感线圈部 43，该传感线圈部 43 由为了检测磁场而分别以规定的位置关系来配置的多个传感线圈 43a、43b、43c 等构成。

并且，该 UPD 装置 11 具有：UPD 线圈位置检测电路 44，其根据形成传感线圈部 43 的传感线圈 43a、43b、43c 等的检测信号，检测（计算）各 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的位置；插入形状计算和显示处理电路 45，其根据各 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的位置信息，进行插入部 9 的插入形状的计算处理和计算出的插入形状的显示处理；以及形状显示监视器 46，其通过输入由显示处理所生成的影像信号来显示插入形状。

另外，UPD 装置 11 中至少传感线圈部 43 配置在图 1 的检查床 12 的附近，使用覆盖躺在检查床 12 上的患者 13 中的插入有插入部 9 的三维区域的坐标系（称为世界坐标系），来检测 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的位置、即世界坐标系中的三维坐标位置。

与此相对，由设在前端部 10 的摄像装置 36 获得的内窥镜图像伴随插入部 9 向体腔内（以下是大肠那样的管腔内）的插入量而变化。

因此，如后所述，根据内窥镜图像检测的管腔内的暗部（也称为管腔暗部）的位置信息被转换为世界坐标系。另外，由于该暗部的位置信息对应于管腔的走向，因而该位置信息成为应将插入部前端插入（导入）

到管腔的深部侧的目标位置或者应弯曲的弯曲方向的目标位置。

另外，设在前端部 10 的摄像装置 36 的观察方向在该内窥镜 2 中与插入部 9 的纵轴平行，上述插入方向或弯曲方向处于与摄像装置 36 的观察方向相同的方向。

由 UPD 装置 11 中的例如 UPD 线圈位置检测电路 44 检测出的 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的线圈坐标位置的信息也被输入到 PC 主体 7。

如图 2 示意性所示，弯曲部 18 构成为在其长度方向使多个弯曲臂自由转动地连接。并且，在插入部 9 内，沿上下、左右的弯曲方向插入有弯曲金属线 51u、51d、51l、51r。并且，这些弯曲金属线 51u、51d、51l、51r 的后端与例如构成配置在操作部 14 内的电动机单元 22 的滑轮 52a、52b 连接。（另外，在图 2 中，弯曲金属线 51l、51r 仅示出后端侧。）

在操作部 14 内设置有滑轮 52a 和滑轮 52b，滑轮 52a 上缠绕安装（卷装）有与上下的各弯曲金属线 51u、51d 的两端连接的金属线，滑轮 52b 上缠绕安装有与左右的各弯曲金属线 51l、51r 的两端连接的金属线。

各滑轮 52a、52b 分别与电动机 53a、53b 的旋转轴连接，并随着自由正转和反转的电动机 53a、53b 的旋转方向而旋转。这些电动机 53a、53b 由电动机驱动部 55 驱动，电动机驱动部 55 由驱动控制部 54 控制驱动。

并且，构成了这样的弯曲驱动器：该弯曲致动器通过利用电动机 53a、53b 使滑轮 52a、52b 旋转，经由弯曲金属线 51u、51d、51l、51r 对弯曲部 18 进行电弯曲驱动。

由于弯曲部 18 的弯曲量对应于经由电动机 53a、53b 使滑轮 52a、52b 旋转的旋转量，因而将滑轮 52a、52b 的旋转量称为滑轮角（pulley angle）。

弯曲驱动器的驱动位置由作为驱动器位置检测单元的例如安装在电动机 53a、53b 的旋转轴上的旋转编码器 56a、56b 来检测。旋转编码器 56a、56b 的检测信号被输入到例如电动机驱动部 55 以及（通过电动机驱动部 55 被输入到）驱动控制部 54。

能根据旋转编码器 56a、56b 的检测信号检测弯曲部 18 的弯曲量（弯曲角）。

驱动控制部 54 能根据该驱动器位置检测单元的检测信号,通过电动机驱动部 55 控制电动机 53a、53b 的旋转驱动量(相当于滑轮 52a、52b 的滑轮角),并能使弯曲部 18 弯曲到进行了弯曲指示的弯曲量。

即,如上所述,利用设在操作部 14 上的作为弯曲指示操作单元的操纵杆 21 来指示上下、左右的任意弯曲方向,并提供该弯曲操作量(弯曲角)的指令。

通过进行上下、左右的弯曲方向的指定和弯曲操作量的指令,上下方向操纵杆电动机 57a 和左右方向操纵杆电动机 57b 旋转。该旋转量即弯曲操作量由旋转编码器 58a、58b 检测。旋转编码器 58a、58b 的检测信号被输入到驱动控制部 54。

然后,驱动控制部 54 通过电动机驱动部 55 控制电动机 53a、53b 的旋转驱动量,以达到与由旋转编码器 58a、58b 检测出的弯曲操作量一致的值。

另外,上下方向操纵杆电动机 57a 和左右方向操纵杆电动机 57b,其旋转驱动由输入有旋转编码器 58a、58b 的检测信号的驱动控制部 54 来控制。

并且,在本实施例中,该驱动控制部 54 与 PC 主体 7 连接,并能根据来自 PC 主体 7 侧的弯曲控制信息(或弯曲信息)进行弯曲控制。

并且,检测插入部 9 的扭转量的扭转量检测单元 23 是例如图 3 所示的结构。

如图 3 所示,扭转量检测单元 23 具有:例如圆筒形状的壳体 61;沿壳体 61 的中心轴配置并将插入部 9 保持为自由旋转的 1 对轴承 62、62;以及检测插入部 9 的扭转量的传感器 63(传感器 63 是图 3 中的标号 63a~63h 的总称)。

在壳体 61 内设有供插入部 9 贯穿的贯通孔(贯穿孔),在该贯通孔内配设有将插入部 9 支撑为自由旋转的 1 对轴承 62、62。并且,在该壳体 61 内具有:构成传感器 63 的发光二极管(简记为 LED) 63a,透镜 63b,狭缝圆板 63c,固定狭缝 63d,光电二极管(简记为 PD) 63e、63f,比较电路 63g,以及计数器 63h。

在壳体 61 内固定有 LED 63a, 该 LED 63a 沿着与壳体 61 的轴平行的方向、即插入部 9 的轴向发出光。在该 LED 63a 的光路上配设有透镜 63b, 该透镜 63b 聚集入射光并使其成为例如平行的光束。

通过该透镜 63b 在光路上配设有狭缝圆板 63c, 且该狭缝圆板 63c 安装在插入部 9 的外周面上。

在该狭缝圆板 63c 的周向的端部侧部分, 以规定角度单位形成有多个呈放射状形成的狭缝。在该狭缝圆板 63c 的后侧配设有固定狭缝 63d。

在该固定狭缝 63d 的后侧配设有 1 对 PD 63e、63f。另外, 在固定狭缝 63d 中, 大致平行地设有 4 个狭缝, 以使透射了形成在狭缝圆板 63c 上的例如 4 个狭缝的各光分别通过。然后, 透射了该 4 个狭缝的光由 PD 63e 检测。

另外, 以邻接于该 4 个狭缝且与狭缝圆板 63c 的遮光部对置的方式设有 4 个狭缝, 透射了该 4 个狭缝的光由 PD 63f 检测。

PD 63e 和 63f 的检测信号被输入到比较电路 63g。

比较电路 63g 将 PD 63e 的检测信号与基于 PD 63f 的检测信号的阈值进行比较。然后, 例如在 PD 63e 的检测信号是阈值以上的情况下, 比较电路 63g 输出高 (H) 或 1 的二值信号, 在是阈值以下的情况下, 输出低 (L) 或 0 的二值信号。

计数器电路 63h 对比较电路 63g 的输出信号进行计数, 计算由图 3 中的空白箭头表示的插入部 9 的相对扭转量。另外, 也可以仅使用 PD 63e 侧的检测信号来计算插入部 9 的相对扭转量。

由该计数器电路 63h 计算出的相对扭转量被输入到 PC 主体 7。如图 2 所示, PC 主体 7 如后所述具有以下等: CPU 71, 其进行检测暗部的图像处理, 而且进行与暗部消失的情况对应的弯曲控制的图像处理; 例如硬盘 (简记为 HDD) 72, 其存储有该图像处理的程序等; 存储器 73, 其用作数据的临时存储区或工作区; 接口部 (简记为 IF 部) 74, 其成为输入内窥镜图像信号等或输出弯曲量控制信息的接口; 以及作为记录单元的例如环形缓存器 75, 其存储能再现过去的插入部 9 的前端状态的信息。

在 HDD 72 内存储有 CPU 71 进行的处理的程序等, CPU 71 通过经

由 HDD 接口 72a 读入该程序，从而具有与上述暗部的消失对应的处理、即图 4 所示的主处理部 80 的功能。

并且，如图 2 所示，与 CPU 71 等连接的主线经由视频处理电路 76 与 PC 监视器 8 连接，并经由键盘接口 77a 与键盘 77 连接。

手术者 20 能从该键盘 77 对 CPU 71 进行数据输入和各种指示操作。并且，针对该 CPU 71，能从例如设在内窥镜 2 的操作部 14 内的开关 78 进行这样的指示：手动启动与暗点消失的情况对应的弯曲控制。另外，作为该开关 78，可以由广泛用作针对处理器 4 等的指示开关的镜体开关（Scope Switch）形成。并且，不限于从开关 78 进行该指示，还能从键盘 77 等进行该指示。

如图 4 所示，从信号处理电路 38 输出的内窥镜图像信号经由构成接口部 74 的（作为图像输入部的）内窥镜图像取得接口 74a，在作为数据记录单元的例如存储器 73 的图像数据存储部 73a 内存储为进行了 A/D 转换后的内窥镜图像的图像数据。另外，可以取代存储器 73 而使用 HDD 72 或未图示的非易失性闪存等。

并且，由 UPD 装置 11 检测出的 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的线圈坐标位置的信息经由线圈坐标位置取得接口 74b，在存储器 73 的内窥镜形状参数存储部 73b 内存储为内窥镜形状参数，具体地说，是存储线圈坐标位置、线圈方向（线圈方向的信息能由多个线圈坐标位置来替代）的数据。另外，作为内窥镜形状参数，主要可分为插入部 9 的前端形状的参数和插入部 9 的扭曲量的参数等，因而在动作例（图 10）中使用前端形状和扭曲量等来说明。

并且，对于由扭曲量检测单元 23 检测的相对扭曲量，其经由扭曲量取得接口部 74c 被存储在存储器 73 内的例如内窥镜形状参数存储部 73b 内。

并且，该内窥镜 2 的电动机单元 22 的弯曲量参数从内窥镜 2 的驱动控制部 54 经由弯曲量控制接口部 74d 存储在存储器 73 的（第 1）弯曲量参数存储部 73c 内。

CPU 71 的主处理部 80 在预先设定的各时刻，与各时刻同步地将上

述的图像数据、内窥镜形状参数以及弯曲量参数存储在存储器 73 内。

然后，主处理部 80 对这些图像数据、内窥镜形状参数以及弯曲量参数进行图 5 所示的处理，并依次存储在环形缓存器 75 内。图 5 示出主处理部 80 的功能结构。

如图 5 所示，主处理部 80 具有作为位置检测单元的图像内目标位置检测部 81 的功能、以及估算部 82 和绝对扭转量计算部 83 的功能，图像内目标位置检测部 81 根据内窥镜图像中的管腔信息检测作为位置信息的目标位置 (1)，估算部 82 根据线圈坐标位置 (多个) 计算插入部 9 的前端位置和方向，绝对扭转量计算部 83 根据相对扭转量计算绝对扭转量。

图像内目标位置检测部 81 根据内窥镜图像，将内窥镜图像内的相当于管腔的走向的暗部的中心位置 (或重心位置) 检测为位置信息。

并且，对于根据内窥镜图像检测出的暗部位置，考虑了 CCD 35 的像素尺寸、焦距等的值。然后，根据在该时刻的针对插入部 9 的前端位置的暗部位置的信息将该方向检测为插入部前端的插入方向。并且，对于该暗部的二维位置信息，能使用例如从明暗恢复形状 (Shape From Shading) 法计算出还包含该暗部的进深方向的值在内的三维位置。然后，该三维位置信息成为应定向和导入插入部 9 的前端的目标位置 (1)。

另外，由图像内目标位置检测部 81 检测出的目标位置 (1) 由坐标系转换部 81' 转换为世界坐标系的目标位置 (1')。

目标位置 (1')、(插入部 9 的) 前端位置和方向、以及绝对扭转量的信息经由目标位置管理部 84 按时刻顺序 (随时间) 被存储在环形缓存器 75 内，该目标位置管理部 84 对用于在弯曲控制中使用的目标位置进行管理。

如图 5 所示，在该环形缓存器 75 内，将目标位置 (1')、前端位置、方向以及绝对扭转量的各信息按时刻顺序相关联地存储。

在图 5 中，将在时刻 t_n 检测出 (计算出) 的目标位置 (1')、前端位置、方向以及绝对扭转量的各信息分别设定为目标位置 (t_n)、前端位置、方向 (t_n) 以及绝对扭转量 (t_n) 后，则这些信息被存储在存储时刻 t_n 的信息的存储单元内。

同样，该时刻 t_n 的前一个时刻 t_{n-1} 的信息被存储在与存储时刻 t_n 的信息的存储单元邻接的存储时刻 t_{n-1} 的信息的存储单元内。时刻 t_{n-2} 等也同样被存储。另外，在从环形缓存器 75 读出了目标位置 (1') 的情况下，将该 1 个目标位置记载为目标位置 (2)。并且，由于环形缓存器 75 由例如 m 个存储单元形成，因而，例如在时刻 t_1 时所存储的例如目标位置 (t_1) 的信息利用时刻 t_{m+1} 的目标位置 (t_{m+1}) 的信息来更新。其他信息也相同。

并且，插入部 9 的前端位置、方向和绝对扭转量被输入到（输出插入方向的信息的方向计算单元，更具体地说）作为弯曲信息计算单元的弯曲量参数计算部 85。并且，目标位置 (1') 和从环形缓存器 75 读出的目标位置 (2) 经由目标位置切换部 86 被输入到该弯曲量参数计算部 85。弯曲量参数计算部 85 使用经由目标位置切换部 86 输入的目标位置来计算弯曲量参数，并将弯曲量参数输出到图 4 的存储器 73 的（第 2）弯曲量参数存储部 74d。

在该情况下，弯曲量参数计算部 85 使用由扭转量计算部 83 计算出的绝对扭转量来消除在从当前时刻至追溯到过去的时刻所扭转的情况下的影响，进行精度良好的包含弯曲方向在内的弯曲量计算。

并且，弯曲量参数计算部 85 通过参照由估算部 82 估算出的插入部 9 的前端位置和方向的信息，从而进行精度高的弯曲量计算。

并且，如图 5 所示，主处理部 80 还进行这样的判定处理：图像内目标位置检测部 81 是否按照所设定的条件、即存在暗部的条件，根据内窥镜图像来检测目标位置。

具体地说，主处理部 80 具有根据内窥镜图像判定有无暗部的暗部判定部 87 的功能，作为判定有无该暗部的具体处理，例如进行色调判定、边缘判定（或梯度判定）。

暗部判定部 87 在从色调判定来判定有无暗部的情况下，计算与内窥镜图像对应的 RGB 信号整体的色调平均值。并且，在处于该所述色调平均值超过阈值的红色色调的情况下，判定为无暗部，其中，所述阈值判定没有暗部的状态。

或者可以使用根据 RGB 信号计算出的 XYZ 色度坐标、R/G 值等来判定。

图 6 (A) 示出在插入部 9 被插入到大肠内的状态下, 检测出暗部的插入状态的例子。在该插入状态的情况下获得的内窥镜图像如图 6 (B) 所示, 检测出暗部。

与此相对, 图 7 (A) 示出未检测出暗部的插入状态的例子, 在该插入状态的情况下的内窥镜图像如图 7 (B) 所示, 未检测出暗部。在该插入状态的情况下, 由于内窥镜图像整体成为红色色调, 因而能根据色调平均值来判定该插入状态。另外, 如图 7 (B) 所示, 由于内窥镜图像整体成为红色色调, 因而称作红玉状态的图像。

并且, 在判定有无暗部的情况下, 可以取代使用内窥镜图像整体的色调平均值, 而利用例如公知的索贝尔 (Sobel) 滤波器计算内窥镜图像的边缘或梯度来进行判定。该索贝尔滤波器是检测边缘的滤波器, 可以构成为: 根据内窥镜图像整体中的、应用了索贝尔滤波器的情况下的梯度值的合计值, 判定有无暗部。

在暗部消失的情况下, 由于针对管腔内的粘膜表面, 在使内窥镜前端近于垂直的状态下进行接近图像的摄像, 因而 (与暗部不消失的情况相比较), 梯度值的合计值减小。因此, 通过对梯度值的合计值是否小于某阈值进行比较, 能进行有无暗部的判定。

暗部判定部 87 在判定为有暗部的情况下, 如图 5 所示, 处于目标位置 (1') 的信息被输入到弯曲量参数计算部 85 的状态, 然而, 在判定为无暗部的情况下, 进行目标位置切换部 86 的切换, 来自环形缓存器 75 侧的、与从当前时刻追溯到过去的时刻对应的目标位置 (2) 的信息经由目标位置管理部 84 被输入到弯曲量参数计算部 85。

另外, 在该情况下, 如后述图 10 中的处理那样, 目标位置管理部 84 还进行这样的判定处理: 在时间上倒退而从环形缓存器 75 读出的目标位置 (2) 的信息作为在弯曲控制中使用的目标位置是否妥当。然后, 控制 (来自环形缓存器 75 的目标位置 (2) 的选择) 为, 使得作为目标位置妥当的信息被输入到弯曲量参数计算部 85。

将如上所述在基于暗部判定部 87 的图像处理中存在暗部的情况，用作根据图像内的暗部来检测位置信息的动作的条件。

然后，如上所述，如暗部消失的情况那样，在判定为是不满足条件的图像的情况下，在该图像中不进行暗部的位置信息检测，而利用存在暗部的过去信息。由此，能确保位置信息的检测精度。

并且，当通过手术者 20 对例如开关 78 的操作而进行了与暗部消失相当的手动指示时，上述主处理部 80 经由目标位置管理部 84 从环形缓存器 75 读出从当前时刻追溯的过去的目标位置 (2) 的信息。

然后，主处理部 80 计算使当前的插入部 9 的前端以指向过去的目标位置 (2) 的方向的方式进行弯曲的弯曲量参数 (滑轮角)。

这样，主处理部 80 的弯曲量参数计算部 85 进行世界坐标系中的目标位置 (1') 的检测处理，计算使前端部 10 指向该目标位置 (1') 的弯曲量参数。然后，将弯曲量参数存储在图 4 的存储器 73 的弯曲量参数存储部 74d 内。

该弯曲量参数是滑轮 52a、51b 相对于电动机单元 22 的电动机 53a、53b 的旋转量而言的旋转量即滑轮角，也就是仅使滑轮 52a、51b 旋转目标旋转量的目标滑轮角。

该目标滑轮角例如可以使用从中立状态 (不弯曲的状态) 弯曲到目标滑轮角的绝对角来检测，也可以使用从当前时刻的滑轮角相对地弯曲到目标滑轮角的相对角来检测。

并且，存储在该存储器 73 内的弯曲量参数作为弯曲控制信息，经由弯曲量控制接口 74d 被送到内窥镜 2 的驱动控制部 54。然后，用于弯曲控制。

驱动控制部 54 使电动机单元 22 的电动机 53a、53b 旋转，使滑轮角处于目标滑轮角的状态。

并且，该弯曲量参数例如经由视频处理电路 76 被输出到 PC 监视器 8，在该 PC 监视器 8 的显示画面上显示弯曲方向和弯曲量。图 8 (A) 示出该情况的显示例。

图 8 (A) 的显示例是在弯曲部 18 的上下、左右的弯曲方向 (简记

为 U、D、L、R) 的显示画面上, 例如用箭头来显示例如使操纵杆 21 弯曲成处于上述目标滑轮角的状态的弯曲方向和该弯曲量的大小。这里, 用箭头的长度来表示弯曲量的大小, 然而也可以用数值来表示弯曲量。

在本实施例中, 由于具有电动机单元 22, 因而说明了也驱动操纵杆 21 的例子, 然而在不具有电动机单元 22 的手动弯曲的情况下(后述), 可以将应操作用于进行手动弯曲的弯曲操作旋钮的弯曲操作方向及其弯曲操作量显示在作为显示单元的 PC 监视器 8 上。

另外, 不限于在 PC 监视器 8 的显示画面上显示弯曲方向和弯曲量的弯曲信息的例子, 可以将弯曲量参数输出到例如处理器 4, 并显示在内窥镜监视器 5 上。图 8(B) 示出该情况的显示例。在图 8(B) 的显示例中, 例如在内窥镜图像中显示弯曲方向和弯曲量。另外, 可以仅显示弯曲方向。并且, 可以在内窥镜图像的外侧显示弯曲方向等。

如上所述, 驱动控制部 54 根据经由弯曲量控制接口 74d 发送的弯曲量参数, 驱动电动机 53a、53b 旋转以实现该驱动控制, 并驱动滑轮 52a、52b 至目标滑轮角。

由此, 弯曲部 18 弯曲, 插入部 9 的前端例如图 9 所示那样被弯曲控制成: 由主处理部 80 估算出的插入部 9 的前端方向 Da 与计算出的暗部(与管腔走向对应的目标位置)的方向 Db 一致。在图 9 的情况下, 被弯曲控制成使双方的角 θ 为 0。

换句话说, 本实施例检测这样的两个方向 Da、Db, 并进行作为电动式弯曲驱动机构的电动机单元 22 的弯曲控制, 以使前端的方向 Da 与暗部的方向 Db 一致。

由于这样进行弯曲控制以使得插入部 9 的前端朝向暗部的方向 Db, 因而手术者 20 通过进行例如压入插入部 9 的操作, 能够将插入部 9 顺利地插入到体腔内的深部侧。

并且, 如上所述, 该主处理部 80 还能根据手术者 20 的手动指示, 进行弯曲方向的控制处理。

在该情况下, 根据手术者的手动指示, 如图 5 所示切换目标位置切换部 86。即, 与根据通过图像处理判定为无暗部的信号来切换目标位置

切换部 86 一样,还能根据通过手动指示而指示为无暗部的指示信号来切换目标位置切换部 86。

这样,本实施例除了能通过图像处理来判定有无暗部以进行弯曲控制以外,根据手术者 20 的手动指示,在暗部消失的情况下,也能进行弯曲控制以使弯曲部 18 指向管腔的走向。

下面,参照图 10 来说明本实施例的主处理部 80 的处理内容。图 10 用根据图像处理结果自动进行弯曲控制的情况加以说明。

当动作开始时,进行步骤 S1 的初始设定的处理。通过该初始设定的处理,主处理部 80 进行环形缓存器 75 的存储内容的清除、以及向环形缓存器 75 存储的时间间隔的设定等处理。

在下一步骤 S2 中,主处理部 80 取得由 UPD 线圈装置 11 检测的 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的线圈坐标位置信息。然后,在步骤 S3 中,主处理部 80 中的图 5 的估算部 82 根据该 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的线圈坐标位置信息来计算当前的插入部 9 的前端位置和方向。将该情况下的前端位置和方向的前端形状信息(姿势信息)也记载为前端形状信息(1)。

在下一步骤 S4 中,主处理部 80 取得相对扭转量。然后,在下一步骤 S5 中,主处理部 80 的绝对扭转量计算部 83 计算例如将初始值的相对扭转量设定为 0 的情况下的当前的绝对扭转量。

根据该绝对扭转量,计算校正了所述前端位置和方向的前端形状信息(1)后的前端位置和方向。将该情况的前端形状信息设定为前端形状信息(2)(即使在该时刻前进行扭转操作,该前端形状信息(2)也是不受该扭转影响的绝对的前端位置和方向信息。)

在下一步骤 S6 中,主处理部 80 取得内窥镜图像的图像数据。然后,在步骤 S7 中,主处理部 80 的图像内目标位置检测部 81 检测管腔暗部,并检测用于使插入部 9 的前端(通过弯曲部 18 的弯曲)指向该暗部方向的目标位置(1)。

在下一步骤 S8 中,主处理部 80 的坐标系转换部 81'将该目标位置(1)转换为在计算出 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的线圈坐标位置的情况下的世界坐标系的三维位置。

然后，在下一步骤 S9 中，主处理部 80 将该世界坐标系的目标位置 (1') 和前端形状信息 (1) 存储在环形缓存器 75 内。图 5 示出存储在环形缓存器 75 内的这些信息。另外，在将该时刻设定为 t_n 时，前端形状信息 (1) 在图 5 的例子中相当于前端位置、方向 (t_n) 以及绝对扭转量 (t_n)。

在下一步骤 S10 中，主处理部 80 判定目标位置 (1') 的妥当性。在该情况下，主处理部 80 的暗部判定部 87 根据内窥镜图像的色调等来判定有无暗部。

在该情况下，在有暗部的情况下，判定为目标位置 (1') 满足规定精度，即妥当 (OK)，在判定为无暗部的情况下，判定为目标位置 (1') 不妥当 (NG)。然后，在判定为目标位置 (1') 妥当的情况下，移到下一步骤 S11。

在该步骤 S11 中，主处理部 80 决定例如基于当前的目标位置 (1') 和前端形状信息 (1) 的弯曲方向。并且，在步骤 S12 中，主处理部 80 根据前端形状信息 (2) (即，将初始值设定为 0 的情况下的当前的绝对扭转量) 决定滑轮角。另外，可以将步骤 S11 和步骤 S12 合并而在 1 个处理中进行。

在下一步骤 S13 中，主处理部 80 将所决定的该滑轮角更新为目标滑轮角。

并且，在步骤 S14 中进行该目标滑轮角的信息或者图 8 所示的弯曲方向等的显示。

之后，回到步骤 S2，针对在下一当前时刻所取得的线圈坐标位置、扭转量、图像数据重复相同处理。

另一方面，在步骤 S10 中判定为目标位置 (1') 不妥当的情况下，移到步骤 S15。在该步骤 S15 中，主处理部 80 从环形缓存器 75 取得目标位置 (2) 和前端形状信息 (2)。

在下一步骤 S16 中，针对从环形缓存器 75 所取得的目标位置 (2) 和前端形状信息 (2)，由目标位置管理部 84 进行该目标位置 (2) 的信息的妥当性判定。即，判定目标位置 (2) 是否适当地包含暗部、且是否满足能作为目标位置用于弯曲控制的精度和条件。

在由目标位置管理部 84 判定为不能用作目标位置的情况下，从环形缓存器 75 取得比在前一时刻所读出的（离当前时刻最近的过去时刻的）信息更提前的时刻的信息。然后，同样由目标位置管理部 84 进行目标位置（2）的信息的妥当性判定。

在判定为能用作目标位置的情况下，在步骤 S17 中，进行将该目标位置（2）作为目标位置的重新设定。在该重新设定后，移到步骤 S11。然后，根据该目标位置进行弯曲控制。

另外，在通过手动指示使主处理部 80 动作的情况下，图 10 中的步骤 S10 的目标位置（1'）的妥当性判断则成为手术者 20 的手动指示。然后，当未进行手动指示时，进到步骤 S11，反之，当进行了暗部消失的手动指示时，移到步骤 S15。图 11 和图 12 示出在通过手动指示而进行了动作的情况下的动作说明图。

图 11 示出环形缓存器 75 中的在时刻 t_n 、 t_n-1 、 t_n-2 、 t_n-3 由绝对扭转量计算部 83 计算出的绝对扭转量和图像内目标位置的概略。

并且，图 12 示出图 11 所示的由绝对扭转量计算部 83 计算出的绝对扭转量和内窥镜形状以及目标位置的概略。在时刻 t_n-3 ，在内窥镜图像的中央附近检测图像内目标位置。

之后，当为了将插入部 9 的前端侧插入到管腔内的深部侧而进行了仅压入插入部 9 的后端侧的操作时，在随后的时刻 t_n-2 、 t_n-1 ，图像内目标位置从内窥镜图像的中央附近变化到端部。

然后，当进一步进行了将插入部 9 压入到管腔内的深部侧的操作时，在时刻 t_n ，图像内目标位置消失。在处于该状态的情况下，当手术者 20 操作开关 78 等来对主处理部 80 进行了暗部消失的手动指示时，主处理部 80 从环形缓存器 75 读出时刻 t_n-1 或 t_n-2 等的目标位置等信息，并计算使弯曲部 18 弯曲的弯曲方向等。

并且，可以经由弯曲控制部 54 进行弯曲控制，也可以在 PC 监视器 8 上显示弯曲方向等，并由手术者 20 使操纵杆 21 朝所显示的弯曲方向弯曲。

这样，在手动指示的动作模式的情况下也能检测并存储在过去时刻

的插入部 9 的绝对扭转量，因而在插入部 9 中途扭转的情况下，也能精度良好地回到检测出暗部的图像状态。

这样，根据本实施例，在将插入部 9 插入到大肠内等体腔内的情况下，根据由设在插入部 9 的前端的摄像单元获得的内窥镜图像来检测暗部，对弯曲部 18 进行弯曲控制以使插入部 9 的前端指向检测出该暗部的方向。因此，能够将插入部 9 顺利地插入到体腔内的深部侧。并且，手术者 20 能顺利地进行内窥镜检查。

并且，根据作为本实施例涉及的图像处理装置的 PC 主体 7，通过使该 PC 主体 7 与内窥镜装置 6 连接来取入内窥镜图像等，能够根据针对内窥镜图像的暗部检测的图像处理，进行将插入部 9 的前端插入到体腔内的深部侧的方向等的检测和弯曲控制。

另外，该 PC 主体 7 在以下的第 1～第 4 变形例中具有大致相同的效果。

（第 1 变形例）

下面说明实施例 1 的第 1 变形例。图 13 示出第 1 变形例的内窥镜系统 1B 的结构。

该第 1 变形例是在实施例 1 中不具有电动机单元 22 的内窥镜系统 1B。因此，第 1 变形例涉及的内窥镜 2B 在图 1 的内窥镜 2 中，在操作部 14 内设有与图 2 所示的滑轮 52a、52b 的旋转轴连接的弯曲操作旋钮 21B（该部分的结构在后述的图 14 中更具体地示出）。并且，手术者 20 通过对该弯曲操作旋钮 21B 进行转动操作，能够使弯曲部 18 朝上下、左右的任意方向弯曲。

在该第 1 变形例中，由于不具有电动机单元 22，因而不进行在实施例 1 中用于对电动机单元 22 进行电驱动控制的处理。然后，在该第 1 变形例中，PC 主体 7、即主处理部 80 的弯曲控制信息不被输出到采用手动弯曲的内窥镜 2B。该弯曲控制信息被输出到 PC 监视器 8 或者（根据需要，经由信号处理电路 38 被输出到）内窥镜监视器 5。

然后，在 PC 监视器 8 或内窥镜监视器 5 上显示应使弯曲操作旋钮 21B 弯曲的方向和弯曲量等（可以仅显示弯曲方向）。作为该情况的显示

例，与所述图 8 的显示一样地显示。不过，本变形例显示应使弯曲操作旋钮 21B 弯曲的方向和弯曲量。

在本变形例中，由于根据内窥镜图像检测暗部，并显示应使弯曲操作旋钮 21B 弯曲的方向和弯曲量，因而手术者 20 通过按照所显示的那样使弯曲操作旋钮 21B 弯曲，能够将插入部 9 顺利地插入（导入）到体腔内的深部侧。

并且，本变形例也能广泛地应用于不具有电动机单元 22 的内窥镜 2B。

（第 2 变形例）

下面说明实施例 1 的第 2 变形例。图 14 示出第 2 变形例的内窥镜系统 1C 的结构。

该第 2 变形例是在第 1 变形例的内窥镜系统 1B 中进一步不具有 UPD 装置 11 的结构。并且，第 2 变形例涉及的内窥镜 2C 是在第 1 变形例涉及的内窥镜 2B 中进一步在插入部 9 内不设有 UPD 线圈 41a、41b、41c、... 的结构。

并且，PC 主体 7 是与第 1 变形例相同的结构。另外，在图 14 的情况下，PC 主体 7 将弯曲控制信息输出到 PC 监视器 8，同时还输出到内窥镜装置 6 的信号处理电路 38，在 PC 监视器 8 和内窥镜监视器 5 的任一方中都能显示弯曲控制信息。另外，与第 1 变形例的情况一样，该情况下的弯曲控制信息能按照例如图 8 所示那样进行显示。

并且，在本变形例的情况下，不进行 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的线圈坐标位置的检测。因此，PC 主体 7 的主处理部 80C 具有例如图 15 所示的处理功能。

图 15 所示的处理功能是在图 5 的处理功能中不具有估算部 82 的功能和坐标系转换部 81' 的功能。并且，如上所述，弯曲控制信息以及在图 15 中由弯曲量参数计算部 85 计算出的弯曲量参数被输出到 PC 监视器 8 和信号处理电路 38。

并且，图 16 示出该变形例的情况下的主处理部 80C 的处理步骤。图 16 所示的处理步骤是省略了图 10 中的处理步骤中的一部分处理后的处

理。具体地说，不进行图 10 中的上述的 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的线圈坐标位置的检测。并且，也不进行向世界坐标系的转换处理。因此，参照图 10 的处理来说明图 16 的处理内容。

在与图 10 一样地进行最初的步骤 S1 的初始设定的处理后，不进行图 10 的步骤 S2、S3 的处理就进行步骤 S4 的相对扭转量的取得处理。然后，从步骤 S5 的绝对扭转量的计算到步骤 S7 的管腔暗部的检测与图 10 一样地进行。

在步骤 S7 后不进行图 10 的步骤 S8 的向世界坐标系的转换处理，而进行步骤 S9'的目标位置 (1) 和前端形状信息 (2) 向环形缓存器的存储。在该情况下，不成为图 10 中的目标位置 (1') 而成为目标位置 (1)。

在下一步骤 S10'中，进行该目标位置 (1) 的妥当性判定。然后，在该目标位置 (1) 的妥当性判定是妥当 (OK) 的情况下，在步骤 S11'中，继该目标位置 (1) 之后还进行扭转量校正 (换句话说使用前端形状信息 (2)) 来进行滑轮角的决定。

然后，在步骤 S13 中将该滑轮角更新为目标滑轮角，并进行步骤 S14 的弯曲方向的显示，之后回到步骤 S4。另外，该情况下的滑轮角和目标滑轮角由于对应于弯曲操作旋钮的弯曲量和弯曲方向，因而可以变更为弯曲操作旋钮的弯曲量和弯曲方向。

另一方面，在步骤 S10'中，目标位置 (1) 的妥当性判定是不妥 (NG) 的情况下，移到步骤 S15。自步骤 S15 的从环形缓存器中取得信息的处理到步骤 S17 的重新设定目标位置的处理与图 10 的情况相同，省略其说明。

本变形例还能应用于不具有 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的内窥镜 2C 的情况，在暗部消失的情况下，使用过去的暗部存在的信息，在该暗部存在的方向上显示要弯曲控制的信息。因此，手术者 20 按照弯曲控制的信息来弯曲操作，从而能够将插入部 9 顺利地插入到体腔内的深部侧。

并且，本变形例即使在使用如上所述不具有 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的内窥镜 2C 的内窥镜装置的情况下，也能通过设置 PC 主体 7 的处理单元来实现。并且，由于也不需要 UPD 装置 11，因而能以低成本实现顺利地进行插入的内窥镜系统 1C。

（第3变形例）

下面参照图17来说明实施例1的第3变形例。图17所示的第3变形例的内窥镜系统1D是在第1变形例的内窥镜系统1B中进一步不具有扭转量检测单元23的结构。

在该情况下，使用示出第1变形例的图13中使用的内窥镜2B。不过，在本变形例中，是不使用扭转量检测单元23的结构。因此，本变形例不进行例如实施例1中的扭转量检测单元23的相对扭转量检测。本变形例的处理如图18所示。

图18所示的处理基本上为省略了图10的处理的一部分后的处理，因而参照图10的处理来说明。

如图18所示，从最初的步骤S1到步骤S3为与图10的情况相同的处理。在步骤S3后，省略图10的步骤S4和S5而进行步骤S6的取得图像数据的处理。即，不进行扭转量检测单元23的步骤S4的相对扭转量计算、以及针对该相对扭转量计算绝对扭转量的步骤S5的处理。

在上述步骤S6后，与图10一样地进行步骤S7和步骤S8的处理。

然后，在下一步骤S9'中，进行目标位置（1'）和前端形状信息（1）向环形缓存器存储的处理。在该情况下，取代图10中的前端形状信息（2）而使用前端形状信息（1）。

然后，与图10的情况一样，在下一步骤S10中判定目标位置（1'）的妥当性。然后，在妥当的情况下，与图10一样进行步骤S11。在下一步骤S12'中，根据步骤S11的结果决定滑轮角，并在步骤S13中进行目标滑轮角的更新。然后，在下一步骤S14的显示弯曲方向的处理后，回到步骤S2。

并且，与图10一样地进行针对步骤S10中目标位置（1'）不妥当的情况的步骤S15以后的处理。

根据本变形例，即使在暗部消失的情况下，也读出在该消失发生前、即存在暗部的状态的内窥镜图像和前端位置、方向的信息，检测使弯曲部18弯曲到与暗部的方向对应的目标位置的方向，并显示该信息。

因此，在本变形例的情况下，即使在暗部容易消失的状态下，手术

者 20 也能进行顺利的插入操作。

(第 4 变形例)

下面参照图 19 来说明实施例 1 的第 4 变形例。图 19 所示的第 4 变形例的内窥镜系统 1E 是在第 3 变形例的内窥镜系统 1D 中进一步使用不具有 UPD 线圈 41a、41b、41c、...的内窥镜 2D 的结构。

并且，由于是不具有 UPD 线圈 41a、41b、41c 等的内窥镜 2D，因而是也不具有 UPD 装置 11 的结构。

并且，参照图 14 的内窥镜系统 1C 来说明，在该内窥镜系统 1C 中，与不设有扭转量检测单元 23 的结构相同。

本变形例的处理在前述的图 18 的处理内容中，与除了步骤 S2、S3、S8 以外的处理大致相同。并且，在图 18 的处理中，取代目标位置 (1') 而使用目标位置 (1)。其他为与图 18 相同的处理。

在本变形例中，在暗部消失的情况下，显示这样的信息，即：进行弯曲控制使得弯曲部 18 朝根据该消失前的内窥镜图像检测出的暗部方向弯曲的信息。

因此，在本变形例的情况下，即使在暗部容易消失的状态下，手术者 20 也能进行顺利的插入操作。

另外，在上述的实施例 1 及其变形例中，通过这样的例子作了说明：通过具有作为图像处理装置的功能的 PC 主体 7，显示使弯曲部 18 弯曲成根据内窥镜图像（的管腔信息）使插入部 9 的前端指向管腔或体腔的走向的弯曲控制信息。

该情况下的信息也能改读为使插入部 9 的前端朝管腔或体腔的走向插入（或移动）的方向的信息。通过这样改读，即使在不具有弯曲部 18 的情况下（例如在实施例 2 中说明的胶囊型医疗装置主体的情况下），也能将该信息用作朝走向插入或移动的信息。并且，在该情况下，PC 主体 7 具有变更插入部前端方向的插入部前端的方向变更单元的功能。

并且，作为胶囊型医疗装置主体，在具有摄像单元的胶囊型内窥镜的情况下，通过将胶囊形状的插入体中的设置有摄像单元的一侧的端部视为插入部前端，能够应用上述的实施例 1 及其变形例。

在上述的实施例 1 及其变形例中，对插入到体腔内、并将摄像单元内置于插入部 9 前端的内窥镜 2 等的情况下的内窥镜系统 1 等摄像系统作了说明。在以下的实施例 2 中，对具有在插入到体腔内的插入体中内置了摄像单元的胶囊型医疗装置主体的胶囊型医疗系统的情况进行说明。

实施例 2

图 20 至图 29 涉及本发明的实施例 2，图 20 示出本发明的实施例 2 中的主要部分的结构，图 21 是实施例 2 的作为摄像系统的胶囊型医疗系统的整体结构图，图 22 是图 21 的胶囊型医疗系统的更详细的框图，图 23 是胶囊主体的侧面说明图，图 24 是示出所施加的旋转磁场和由该旋转磁场引起的胶囊主体的动作的概念图。

并且，图 25 是示出对图 24 的旋转磁场施加的振动磁场（力偶产生用磁场）和由该振动磁场（力偶产生用磁场）引起的胶囊主体的动作的概念图，图 26 示出随时间记录在记录单元内的特定位置信息等，图 27 示出由胶囊主体的摄像单元取得的图像例，图 28 示出与图 27 中的各图像对应的胶囊主体和管腔状态，图 29 示出实施例 2 的动作内容。

图 20 示出本发明的实施例 2 的胶囊型医疗系统 91 的主要部分的结构。如图 20 所示，本发明的实施例 2 的胶囊型医疗系统 91 具有：胶囊型医疗装置主体 93（以下简记为胶囊主体），其作为插入到患者 92 的体腔内并对体腔内进行拍摄的胶囊型内窥镜发挥功能；以及感应磁场产生装置 94，其配置在患者 92 的周围即体外，对胶囊主体 93 施加作为感应磁场的旋转磁场，从体外感应该胶囊主体 93 的位置及其纵轴的方向。另外，如后所述，由于在胶囊主体 93 内在规定方向上设有摄像单元，因而通过从体外控制胶囊主体 93 的位置和方向，能够控制摄像单元的位置和方向。即，通过该控制，能够控制摄像单元的摄像方向或观察方向。

并且，该胶囊型医疗系统 91 具有图像取得和控制装置 95，该图像取得和控制装置 95 配置在患者 92 的体外，与胶囊主体 93 进行无线通信，取得由胶囊主体 93 拍摄的图像，并通过对所取得的图像进行图像处理，控制感应磁场产生装置 94 所感应的旋转磁场。

感应磁场产生装置 94 具有：磁场产生部 104，其产生对躺在检查床 96 上的患者 92 内的胶囊主体 93 施加的旋转磁场；信号产生电路 105，其产生用于使该磁场产生部 104 产生旋转磁场的交流信号；以及磁场控制电路 106，其通过控制该信号产生电路 105 的交流信号来控制由磁场产生部 104 产生的旋转磁场。

并且，该胶囊型医疗系统 91 具有作为磁场检测部的位置和方向检测装置 98，该位置和方向检测装置 98 产生用于使内置于胶囊主体 93 内的后述的谐振电路 140 产生感应电动势的交流磁场，并检测由于该交流磁场而产生了感应电动势的谐振电路 140 所产生的磁场，以检测胶囊主体 93 的位置及其长度方向上的方向（朝向）。

由该位置和方向检测装置 98 检测出的检测信号被输入到图像取得和控制装置 95 内的主处理部 102 的位置和方向计算部 102a。该位置和方向计算部 102a 根据检测信号计算（估算）胶囊主体 93 的位置及其方向。

计算出的胶囊主体 93 的位置及其方向的信息被输出到感应磁场决定电路 103，该感应磁场决定电路 103 决定磁场控制电路 106 的磁场控制动作、即由磁场产生部 104 产生的感应磁场（更具体地说旋转磁场）。另外，可以使位置和方向检测装置 98 与位置和方向计算部 102a 一体化。并且，计算出的胶囊主体 93 的位置及其方向的信息显示在图 21 等所示的显示装置 107 上。

并且，可以使磁场控制电路 106 和感应磁场决定电路 103 一体化而成为例如感应磁场控制电路。然后，可以使用一体化后的感应磁场控制电路来进行以下说明的一个电路的处理。

图像取得和控制装置 95 使用例如安装在检查床 96 等上的天线 100 来接收从胶囊主体 93 无线发送的包含图像信号在内的调制信号。利用天线 100 接收到的信号被输入到无线电路部 125 内的图像取得电路 125a，图像取得电路 125a 进行解调来生成图像信号（图像数据）。

该图像数据被输入到例如由 PC 构成的主处理部 102 的作为位置检测单元或管腔信息检测单元的图像内特定位置检测部 102b。图像内特定位置检测部 102b 根据该图像数据检测出图像内特定位置，即图像内的管腔

信息，亦即管腔暗部的位置。

由于图像内的管腔暗部的位置相当于管腔的走向，因而检测出该暗部的位置的方向被视为应感应胶囊主体 93 的移动方向。因此，该图像内特定位置检测部 102b 也称为估算移动方向的估算单元。

该管腔暗部的位置信息被输出到决定磁场控制电路 106 的磁场控制动作的感应磁场决定电路 103。该感应磁场决定电路 103 根据输入到该感应磁场决定电路 103 的信息，决定经由磁场控制电路 106 由信号产生电路 105 产生的交流信号的大小、频率等。由此，还决定由磁场产生部 104 产生的旋转磁场。

另外，除了来自该图 20 所示的主处理部 102 的信息经由感应磁场决定电路 103 被输入到该磁场控制电路 106 以外，产生例如与在手术者等操作者进行了手动指示的情况下的指示信号对应的磁场的信号也被输入到该磁场控制电路 106。

并且，由图像内特定位置检测部 102b 检测出的管腔暗部的位置信息经由特定位置信息管理部 102c 被存储在作为记录单元的特定位置信息存储部 128a 内。另外，特定位置信息存储部 128a 被设定在后述的例如存储部 128 内，然而不限于此。

特定位置信息管理部 102c 具有这样的判定单元的功能：该判定单元监视或判定图像内特定位置检测部 102b 对管腔暗部的检测动作。例如，作为针对由图像内特定位置检测部 102b 检测管腔暗部位置的动作所设定的条件，取得例如有无管腔暗部的信息。

在存在管腔暗部且检测出其位置的情况下，特定位置信息管理部 102c 将该位置信息按其时刻顺序存储在特定位置信息存储部 128a 内。

另一方面，在不存在管腔暗部的情况下，特定位置信息管理部 102c 停止从图像内特定位置检测部 102b 向感应磁场决定电路 103 输出信息的动作。然后，该特定位置信息管理部 102c 参照存储在特定位置信息存储部 128a 内的特定位置信息，根据从该特定位置信息管理部 102c 输出的信息来控制基于感应磁场决定电路 103 的感应磁场的决定，其中，所述感应磁场使胶囊主体 93 移动。

因此,该特定位置信息管理部 102c 具有如下方向计算单元和控制单元的功能:该方向计算单元使胶囊主体 93 移动,该控制单元经由感应磁场决定电路 103 等使胶囊主体 93 移动。

在判定为不存在管腔暗部的情况下,特定位置信息管理部 102c 读出存储在特定位置信息存储部 128a 内的特定位置信息,即未检测出管腔暗部的当前时刻之前也就是过去时刻的信息,并进行这样的控制,即:产生使胶囊主体 93 回到例如过去时刻的状态的感应磁场。

另外,在图 20 中示出特定位置信息管理部 102c 根据来自图像内特定位置检测部 102b 的信息判定管腔暗部有无的结构,然而可以构成为直接取入来自图像取得电路 125a 的图像数据来判定有无管腔暗部。

并且,可以设置根据图像数据来判定有无管腔暗部的管腔暗部有无判定电路,而且可以设置根据该管腔暗部有无判定电路的输出信号来检测(计算)管腔暗部位置的位置检测电路等。

另外,如图 21 和图 22 所示,显示装置 107 及操作输入装置 108 与图 20 所示的图像取得和控制装置 95 连接。

显示装置 107 及操作输入装置 108 与图像取得和控制装置 95 连接,该图像取得和控制装置 95 进行由胶囊主体 93 拍摄的图像的取得等,并控制作为施加给胶囊主体 93 的感应磁场的旋转磁场的方向和大小等,该显示装置 107 显示由胶囊主体 93 拍摄的图像等,该操作输入装置 108 通过由手术者等操作者对其操作,而指示输入与操作对应的指示信号。

该操作输入装置 108 例如具有:产生磁场方向的指示信号的方向输入装置 108a;产生与操作对应的旋转频率的旋转磁场的指示信号的速度输入装置 108b;以及对应于操作来产生偏心的旋转磁场等产生与所设定的功能对应的指示信号的功能按钮 108c。

下面,对在插入到体腔内的插入体内设有摄像单元的胶囊主体 93 进行说明。

如图 23 所示,胶囊主体 93 在作为插入体的胶囊形状的外壳容器 111 的外周面,设有作为通过旋转而产生推力的推力产生结构部的螺旋状突起(或螺旋部)112。然后,能根据该旋转方向使胶囊主体 93 前进或后

退。

并且，在由该外壳容器 111 密闭的内部，除了收纳有物镜光学系统 113 和配置在其成像位置上的摄像元件 114、以及为进行摄像而照明的照明元件 115（参照图 22）等以外，还收纳有磁铁 116。

所述物镜光学系统 113 配置在例如外壳容器 111 中的形成为半球状且透明的前端盖 111a 的内侧，且使得物镜光学系统 113 的光轴与圆筒状的胶囊主体 93 的中心轴 C 一致，前端盖 111a 的中央部分为观察窗 117。另外，尽管在图 23 中未示出，然而照明元件 115 配置在物镜光学系统 113 的周围。

因此，在该情况下，物镜光学系统 113 的视野方向为物镜光学系统 113 的光轴方向、即沿着胶囊主体 93 的圆筒状的中心轴 C 的方向。

并且，在胶囊主体 93 中，例如在外壳容器 111 的后端附近内部，以规定的方向、具体地说是在胶囊内线圈 142 被卷绕成螺线管状且其方向被设定为胶囊主体 93 的长度方向的状态下，收纳有构成谐振电路 140 的胶囊内线圈 142。

并且，配置在胶囊主体 93 内的长度方向上的中央附近的磁铁 116 在与中心轴 C 正交的方向上配置有 N 极和 S 极。在该情况下，磁铁 116 的中心配置成与该胶囊主体 93 的重心位置一致，在从外部施加了磁场的情况下作用于磁铁 116 的磁力的中心成为胶囊主体 93 的重心位置，构成为容易以磁性方式使磁铁主体 93 顺利地推进。

并且，磁铁 116 配置成与摄像元件 114 的特定配置方向一致。即，在显示由摄像元件 114 拍摄的图像的情况下的上方被设定为从磁铁 116 的 S 极朝向 N 极的方向。

利用磁场产生部 104 将旋转磁场施加给胶囊主体 93，由此使磁铁 116 磁旋转。在该情况下，内部固定有该磁铁 116 的胶囊主体 93 与磁铁 116 一起旋转。

此时，设在胶囊主体 93 的外周面上的螺旋状突起 112 与体腔内壁接触地旋转，从而能够使胶囊主体 93 推进。另外，通过使胶囊主体 93 朝与使其前进的方向的旋转方向相反的旋转方向旋转，还能够使胶囊主体

93 后退。

并且，在这样利用成为外部磁场的旋转磁场来对内置有磁铁 116 的胶囊主体 93 进行磁控制的情况下，能够根据外部磁场的方向知道由胶囊主体 93 拍摄的图像的上方是哪个方向。

在胶囊主体 93 内，除了具有上述的物镜光学系统 113、摄像元件 114 和磁铁 116 以外，如图 22 所示，还具有对由摄像元件 114 拍摄的信号进行信号处理的信号处理电路 120 等。

在胶囊主体 93 内收纳有：存储器 121，其暂时存储由该信号处理电路 120 生成的数字影像信号；无线电路 122，其将从该存储器 121 读出的影像信号调制为高频信号并转换为进行无线发送的信号，或者对从图像取得和控制装置 95 发送的控制信号进行解调等；信号处理电路 120 等的胶囊控制电路 123，其控制胶囊主体 93；以及信号处理电路 120 等的电池 124，其向胶囊主体 93 内部的电气系统提供工作用的电源。

并且，在胶囊主体 93 内设有与胶囊内线圈 142 电连接的电容器 141，该电容器 141 与所述胶囊内线圈 142 一起构成谐振电路 140。

在由所述位置和方向检测装置 98 产生了交流磁场的情况下，该谐振电路 140 利用该交流磁场产生感应电动势，从而使电流流动。

另外，线圈 142 具有固有的自谐振频率，在从所述位置和方向检测装置 98 产生了接近该自谐振频率的交流磁场的情况下，即使没有电容器 141，也能产生有效的感应电动势，无需电容器 141。这样，可省略电容器 141，能够小型化，并能够使该结构简化。

并且，如该图 22 所示，与胶囊主体 93 进行无线通信的图像取得和控制装置 95 在其与胶囊主体 93 内的无线电路 122 之间具有经由天线 100 进行无线通信的无线电路部 125。

该无线电路部 125 具有取得由胶囊主体 93 拍摄的图像信号（图像数据）的图像取得电路 125a。

并且，在图像取得和控制装置 95 中内置有：主处理部 102，其与无线电路部 125 连接，除了针对从胶囊主体 93 发送的图像数据进行前述的位置和方向计算等处理以外，还进行显示图像的显示处理；以及控制部

127, 其与该主处理部 102 连接, 并具有各种控制和感应磁场决定电路 103 的功能。

并且, 图像取得和控制装置 95 具有存储部 128, 该存储部 128 与该控制部 127 连接, 并存储经由磁场控制电路 106 由磁场产生部 104 产生的旋转磁场的信息和通过方向输入装置 108a 等设定的信息。

并且, 在该存储部 128 内还具有存储上述的特定位置信息的特定位置信息存储部 128a 的存储区域。在该图 22 中, 主处理部 102 是经由控制部 127 与特定位置信息存储部 128a 连接的结构, 然而如图 20 所示, 主处理部 102 可以是与特定位置信息存储部 128a 直接连接的结构。

并且, 在图 22 中示出感应磁场决定电路 103 是设在控制部 127 内的结构, 然而如图 20 所示, 可以是与主处理部 102 及感应磁场决定电路 103 直接连接的结构。

并且, 显示装置 107 与主处理部 102 连接, 并显示由摄像元件 114 拍摄、且经由无线电路 122、125 由主处理部 102 处理后的图像等。并且, 该主处理部 102 由于在胶囊主体 93 旋转的同时拍摄图像, 因而采用这样的结构: 进行将显示在显示装置 107 上时的图像的方向校正为规定方向的处理, 以能显示使手术者容易观察的图像的方式进行图像处理 (在日本特开 2003-299612 号中作了记载)。

从构成操作输入装置 108 的方向输入装置 108a 和速度输入装置 108b 等向控制部 127 输入与操作对应的指示信号, 控制部 127 进行与指示信号对应的控制动作。

并且, 控制部 127 与存储部 128 连接, 在该存储部 128 内始终存储经由磁场控制电路 106, 根据来自信号磁场电路 105 的交流信号在磁场产生部 104 产生的旋转磁场的方向 (旋转磁场的磁场旋转平面的法线方向) 和磁场方向的信息。

之后, 在进行了使旋转磁场方向或磁场方向改变的操作的情况下, 能够使旋转磁场方向或磁场方向连续且顺利地变化。另外, 可以将存储部 128 设在控制部 127 内部。

并且, 经由磁场控制电路 106 与控制部 127 而连接的信号产生电路

105 具有：产生交流信号并控制其频率或相位的 3 个交流信号产生电路 131；以及由分别放大各交流信号的 3 个驱动器构成的驱动部 132。3 个驱动器的输出信号被分别提供给构成磁场产生部 104 的 3 个电磁铁 133a、133b、133c。

在该情况下，电磁铁 133a、133b、133c 配置成产生正交的 3 轴方向上的磁场。例如，电磁铁 133a、133b、133c 是分别具有 2 个线圈的 1 组对置线圈，可以考虑各自的磁场产生方向正交的 3 轴对置线圈等。作为对置线圈的例子，可以考虑配置成将患者 92 夹在中间的 2 个亥姆霍兹线圈等。

另外，磁场产生部 104 可以使用产生用于感应胶囊主体 93 的旋转磁场的线圈即旋转磁场产生用亥姆霍兹线圈来形成。

胶囊型医疗系统 91 通过操作构成操作输入装置 108 的方向输入装置 108a，产生磁场方向的指示信号。并且，通过操作速度输入装置 108b，产生与操作对应的旋转频率的旋转磁场的指示信号。

并且，通过操作功能按钮 108c 来产生所设定的（交流或周期性的）振动磁场。利用这样产生的旋转磁场，能够针对胶囊主体 93 的磁铁 116，产生绕胶囊主体 93 的长度方向的中心轴 C 的中心点旋转该中心轴 C 自身的力偶。

在该情况下，由于在使中心轴 C 自身完全旋转之前交流或周期性地施加振动磁场以使振动磁场（作为力偶进行作用）的方向变更为反方向，因而能够使胶囊主体 93 倾动或振动。

另外，通过在方向输入装置 108a 中使未图示的操纵杆朝期望行进的方向倾动，在该方向上产生使胶囊主体 93 移动的旋转磁场。

图 24 示出例如施加旋转磁场时的状况，通过对胶囊主体 93 施加旋转磁场，能够使内置于胶囊主体 93 的磁铁 116 旋转，并能够通过该旋转使胶囊主体 93 前进或后退。

如图 24 所示，在与胶囊主体 93 的长度方向的中心轴 C 的方向（在图 24 中是 y'）垂直的旋转磁场平面上，施加改变了该旋转磁场的磁极方向的旋转磁场。由此，能够使胶囊主体 93 与在胶囊主体 93 内固定在与

胶囊主体 93 的长度方向垂直的方向上的磁铁 116 一起绕该长度方向旋转。

根据该旋转方向,通过图 23 所示的螺旋状突起 112 与体腔内壁卡合,能够使胶囊主体 93 前进或后退。

并且,图 25 示出例如对旋转磁场施加振动磁场(力偶产生用磁场)时的状况。对胶囊主体 93 施加振动磁场(力偶产生用磁场),该振动磁场按照这样的方式作用:使磁铁 116 绕胶囊主体 93 的长度方向的中心轴 C 的方向(在图 25 中是 yz)摆动(振动)。

由此,胶囊主体 93 绕其长度方向的中心轴 C 旋转,并偏心成使该旋转中心轴 C 的方向倾斜。即,能够处于这样的状态:进行旋转的陀螺的旋转扭矩减小,借助重力作用进行使心轴摇摆的动作(以下将该动作称为摇摆动作)。

这样,在使胶囊主体 93 在与该胶囊主体 93 的直径大致相同程度的管腔内沿该管腔的长度方向前进或后退的情况下,通过施加使胶囊主体 93 绕其长度方向旋转的旋转磁场,能够使胶囊主体 93 顺利地移动。

与此相对,在管腔弯曲的部分,胶囊主体 93 碰到弯曲部分,在仅绕长度方向旋转的情况下,有时难以顺利地朝弯曲方向移动。

在这种情况下,如上所述,通过施加振动磁场,以使沿着胶囊主体 93 的长度方向的中心轴 C 绕其中心、且使中心轴 C 旋转的力起作用,从而使胶囊主体 93 进行摇摆动作,能够在摇摆动作时的长度方向处于管腔的弯曲方向的状态下使胶囊主体 93 朝该方向顺利地移动。

另外,通过使操纵杆倾动,始终掌握胶囊主体 93 的状态或旋转磁场的状态,以能够根据当前的前进方向将旋转磁场的方向控制为期望的任意方向。在本实施例中,将旋转磁场的状态(具体地说,旋转磁场方向和磁场方向)始终存储在存储部 128 内。

具体地说,图 22 中的操作输入装置 108 中的操作指示信号被输入到控制部 127,控制部 127(的感应磁场决定电路 103)将与指示信号对应的产生旋转磁场的控制信号输出到磁场控制电路 106,并将该旋转磁场方向和磁场方向的信息存储在存储部 128 内。

因此，在存储部 128 内始终存储有由磁场产生部 104 产生的旋转磁场和形成该旋转磁场的、周期性变化的磁场方向的信息。另外，存储部 128 不限于存储与来自控制部 127 的旋转磁场方向和磁场方向的控制信号对应的信息的情况，也可以为：根据从控制部 127 输出到磁场控制电路 106 的控制信号，将信号产生电路 105 中的交流信号和经过驱动部 132 从磁场产生部 104 实际输出的决定旋转磁场方向和磁场方向的信息从磁场控制电路 106 侧发送到控制部 127，并存储在存储部 128 内。

并且，在本实施例中，在旋转磁场的施加开始时和施加停止时或者变更旋转磁场方向（换句话说为胶囊主体 93 的前进方向上的朝向）等的情况下，控制成使旋转磁场连续地变化，以使力不会急剧作用于胶囊主体 93 上，而是平稳作用于其上。

并且，在本实施例中，随着胶囊主体 93 的旋转，由摄像元件 114 拍摄的图像也旋转，因而将该图像照原样显示在显示装置 107 上时，所显示的图像也成为旋转的图像，方向输入装置 108a 的朝期望方向的指示操作的操作性下降，因而期望的是使显示图像的旋转静止。

因此，在本实施例中，如在日本特开 2003-299612 号公报中所说明那样，在主处理部 102 或控制部 127 进行将旋转图像校正为旋转静止的图像的处理。

另外，可以根据磁场方向信息使图像旋转，并取消胶囊主体 93 的旋转来显示（并且，可以进行图像的相关处理等来显示规定方向的静态图像）。

如在图 20 中所说明那样，在本实施例中，图像内特定位置检测部 102b 根据胶囊主体 93 的摄像单元的图像，检测图像内的管腔暗部的位置。然后，根据管腔暗部的位置或有无管腔暗部来控制进行磁感应的磁场的产生，适当地应对未检测出管腔暗部的情况。

在本实施例中，为了能应对未检测出管腔暗部的情况，在特定位置信息管理部 102c 的管理下，在特定位置信息存储部 128a 内按照例如图 26 所示，按时刻顺序存储：由图像内特定位置检测部 102b 检测出的特定位置信息，以及由位置和方向计算部 102a 计算出的计算信息即胶囊主体

93 的位置和方向的信息。

在图 26 的具体例中，按时刻顺序相关联地存储有：例如从在时刻 t_i ($i=1、2$ 等、 m) 中的各时刻 t_i 所拍摄的图像中检测出的（作为特定位置信息的）管腔暗部的位置 (t_i)，以及在该时刻 t_i 检测出的作为位置和方向计算部 102a 的计算信息的胶囊主体 93 的位置和方向 (t_i)。

然后，特定位置信息管理部 102c 在判定为未检测出管腔暗部的状态的情况下，读出存储在特定位置信息存储部 128a 内的信息以用于感应。

另外，如以下说明那样，特定位置信息管理部 102c 在规定的处理中未检测出管腔暗部的情况下，可以进行判定该图像状态来决定感应磁场的处理。

即，在通常图像的情况下，管腔暗部为圆形状，能够将该圆形的中心位置检测为管腔的走向。与此相对，在管腔压扁的情况下，取得的图像为线形状或带形状的暗部（也称为暗线）。

然后，在这样的情况下，在特定位置信息管理部 102c 的管理下，图像内特定位置检测部 102b 将该暗线的扩展中心位置检测为管腔暗部的位置。另一方面，在不能检测出暗线的扩展中心的情况下，参照过去的信息，通过估算来检测管腔暗部的位置。图像内特定位置检测部 102b 在不能估算出管腔暗部的情况下，使胶囊主体 93 回到过去状态。

图 27 示出由管腔内的胶囊主体 93 获得的图像例。胶囊主体 93 根据在大肠等的管腔内的位置、管腔内的状态等获得的图像不同。图 27 中的图像 A、B、C、D、E 根据图 28 中的管腔内的胶囊主体 93 的位置或管腔状态等而不同。另外，在图 28 中，与图 27 的图像 A、B、C、D、E 分别对应的图像由相同标号 A、B、C、D、E 表示。

图 27 中的图像 A、B、C 相当于适于检测暗部的通常图像。与此相对，图像 D、E 相当于与通常图像不同的图像（特定图像）。

图 27 的图像 A 处于这样的状态：在管腔内进入了液体或气体，能够将管腔的前端方向检测为暗部。

图像 B 处于这样的状态：在管腔内进入了液体或气体，能够将管腔的前端方向勉强地在画面内确认为暗部。

图像 C 处于这样的状态：在管腔内进入了液体或气体，在胶囊与肠壁之间存在空间，而胶囊主体 93 朝向管壁方向，不能检测相当于管腔的前进方向的暗部。

图像 D 处于这样的状态：管腔的前方压扁，能确认肠组织的接触部分，而不能确认为明确的暗部。

图像 E 处于这样的状态：胶囊主体 93 的圆顶帽（dome）与管腔紧密接触，虽然能确认在管腔表面流动的血管，但只能得到关于管腔走向的信息。

在图像 A、B 的情况下，由于胶囊主体 93 位于管腔的大致中心，因而得到暗部（管腔方向）的信息。在该情况下，通过朝向暗部方向对胶囊主体 93 施加推进力，能够使胶囊主体 93 沿管腔前进。

另一方面，在图像 D 的情况下，管腔压扁，不能检测出明确的暗部。然而在这种情况下，压扁的管腔的间隙少许形成暗部（暗线），针对该线，左右组织的亮度为相同水平（这里为与后述的图像 C 不同的部分）。

因此，例如，特定位置信息管理部 102c 根据该状态的图像判定出是特定图像的管腔状态。

与此同时，特定位置信息管理部 102c 通过图像处理估算暗线是否是表示压扁的管腔的间隙的部位的准确性，来判定是否可以使胶囊主体 93 前进到该暗线的中央。例如，在能够计算暗线的线宽度的情况下，将其中央检测为暗部位置，作出前进的判定。

在作出前进的判定的情况下，特定位置信息管理部 102c 根据该信息，经由感应磁场决定电路 103 决定感应磁场，通过磁场控制电路 106 等，使磁场产生部 104 产生对胶囊主体 93 提供使其前进的推力的磁场。

在作出不前进的判定的情况下，根据与过去的胶囊主体 93 所描绘的轨迹对应的、存储在特定位置信息存储部 128a 内的（由位置和方向检测装置 98 以及位置和方向计算部 102a 计算出的）过去的信息，产生用于感应胶囊主体 93 以使其在管腔内后退的磁场。

在这样作出不前进的判定的情况下，根据过去的胶囊主体 93 所描绘的轨迹（由位置和方向检测装置 98 以及位置和方向计算部 102a 计算出

的过去的信息), 产生感应胶囊主体 93 以使其在管腔内后退的磁场。

然后, 在成为能确认暗部的状态(图像 A 或 B 的状态)后, 进行再次使胶囊主体 93 前进的控制。

并且, 在使胶囊主体 93 后退的情况下, 胶囊主体 93 存在的位置形成空隙, 有时成为在图像上能确认暗部的状态。

当识别出暗部时, 重复相同动作。因此, 在使胶囊主体 93 后退来再次开始暗部检测的情况下, 期望的是, 在胶囊主体 93 后退某种程度(例如比胶囊主体 93 的全长更长的距离)后进行暗部检测。

另一方面, 在图像 C 的情况下, 处于检测不出暗部的状态、且能确认管腔褶皱的状态。管腔褶皱的内部被识别为暗线。

然而, 与上述的图像 D 的状态不同, 由于观测到在暗线左右侧组织亮度不同, 因而能够识别与图像 D 的状态的差别。

在该情况下, 参照过去的胶囊主体 93 的位置方向数据和过去的暗部检测的数据来估算管腔的前进方向。然后, 控制由感应磁场产生装置 94 产生的磁场, 以使胶囊主体 93 的方向朝向所估算出的管腔的行进方向。

在通过该方向转换而使胶囊主体 93 朝向管腔的走向的情况下, 经由图像 B 的状态的图像成为图像 A 的状态的图像, 从而能够明确行进方向。

在未达到能观测暗部的状态的情况下, 根据胶囊主体 93 的过去的特定位置信息, 首先, 可以使胶囊主体 93 的方向退回, 之后进行使胶囊主体 93 按照过去的胶囊主体 93 的轨迹后退的控制。然后, 在达到能观测暗部的状态后, 再次开始感应即可。其他动作与图像 D 相同。

在图像 E 的情况下, 由于过度接近管腔而不能得到暗部(管腔方向)的信息, 不能进行控制。因此, 在处于图像 E 的状态的情况下, 有必要确保暗部(管腔方向)的信息。

在该图像 E 的情况下, 描绘出鲜明的血管像。该血管像能够容易地从图像处理中检测出。在该情况下, 根据过去的胶囊主体 93 的位置方向信息和暗部信息, 进行使胶囊主体 93 朝向管腔的走向的方向转换控制。在胶囊主体 93 的周围有空隙的情况下, 能通过该控制来改变胶囊主体 93 的方向, 从而处于如图像 A、B 那样能检测暗部的状态。

然而,在即使进行方向转换动作但胶囊主体 93 由管腔强烈约束的情况下,胶囊主体 93 维持不能进行方向转换的状态。在该情况下,参照胶囊主体 93 的过去的位置和方向信息以及暗部的信息,进行使胶囊主体 93 后退的控制。之后,与图像 C 的情况一样。

而且,还考虑了不能后退的情况,在该情况下,中止胶囊主体 93 的感应而使胶囊主体 93 处于自由状态。这样,胶囊主体 93 处于完全沿着管腔的状态而稳定。在该情况下,由于处于如图像 D 那样的状态,因而只要按照图像 D 的例子中的控制,就能再次开始感应。

下面,参照以下的图 29 来说明本实施例的代表性的动作例。

说明在拍摄体腔内具体地说是从口腔到食道、小肠、大肠等管腔内的情况下对胶囊主体 93 的控制内容。

图 29 示出本实施例的控制内容。如图 29 的步骤 S51 所示,胶囊主体 93 在管腔内移动的同时,例如以一定周期进行摄像,并发送所拍摄的图像。

如步骤 S52 所示,图像取得和控制装置 95 内的图像取得电路 125a 取得该图像。该图像被输入到主处理部 102 内的图像内特定位置检测部 102b。

并且,如步骤 S53 所示,位置和方向检测装置 98 根据来自胶囊主体 93 内的谐振电路 140 的信号,取得与胶囊主体 93 的位置及方向对应的检测信号。

然后,如步骤 S54 所示,主处理部 102 内的位置和方向计算部 102a 根据该检测信号计算胶囊主体 93 的位置和方向。

如下一步骤 S55 所示,图像内特定位置检测部 102b 根据由图像取得电路 125a 所取得的图像进行管腔暗部的位置信息的检测动作。

并且,如步骤 S56 所示,管腔暗部的位置信息以及胶囊主体 93 的位置和方向的信息经由特定位置信息管理部 102c 按时刻顺序被存储在特定位置信息存储部 128a 内。

并且,如步骤 S57 所示,特定位置信息管理部 102c 判定有无管腔暗部。该判定是例如由特定位置信息管理部 102c 监视图像内特定位置检测

部 102b 对管腔暗部的检测动作来进行的。

然后，在判定为有管腔暗部的情况下，如步骤 S58 所示，感应磁场决定电路 103 根据由图像内特定位置检测部 102b 检测出的当前的管腔暗部的位置信息、以及由位置和方向计算部 102a 计算出的胶囊主体 93 的当前的位置和方向的信息来控制磁场控制电路 106，以便决定由磁场产生部 104 产生的感应磁场。

在下一步骤 S59 中，磁场产生部 104 根据决定感应磁场的信息，产生作为感应磁场的旋转磁场，控制包含胶囊主体 93 的方向在内的移动。然后，回到步骤 S51 的处理。

另一方面，在步骤 S57 中，在由特定位置信息管理部 102c 判定为不存在管腔暗部的情况下，移到步骤 S60。在该步骤 S60 中，特定位置信息管理部 102c 读出存储在特定位置信息存储部 128a 内的过去的管腔暗部的位置信息以及胶囊主体 93 的位置和方向的信息。

然后，如步骤 S61 所示，特定位置信息管理部 102c 参照所读出的过去的特定位置信息，将决定使旋转磁场的方向反转的感应磁场的信息输出到感应磁场决定电路 103，以使得返回到检测出管腔暗部的过去的胶囊主体 93 的位置及其方向的状态。然后，移到步骤 S59，利用这样的感应磁场来磁感应胶囊主体 93。另外，作为步骤 S61 的处理，如图 27 或图 28 所述，可以根据取得的图像状态进行不同的感应。

通过重复以上的控制处理，能连续进行胶囊主体 93 的磁感应，能使胶囊主体 93 在体腔内自动推进。

根据这样进行动作的本实施例，能使用外部磁场进行磁控制，以使得胶囊主体 93 沿着体腔内、更具体地说是沿着管腔的走向顺利地推进。这样，通过使胶囊主体 93 沿着管腔的走向顺利地推进，能在短时间内取得图像。因此，手术者能参照所取得的图像顺利地进行诊断等。

并且，在本实施例中，对在胶囊型内窥镜内设有推力产生部（具体地说螺旋状突起）、并附加有旋转磁场的旋转磁感应作了描述，然而胶囊型内窥镜的感应方法也可以是借助磁引力而获得推力的类型的感应方法。而且，位置和方向检测装置不限于在体外检测从胶囊产生的磁场的

类型，也可以是利用胶囊检测在体外产生的磁场、并由此决定胶囊的位置和方向的信息。

下面说明本实施例的变形例。图 30 示出变形例的胶囊型医疗系统 91B 的主要部分的结构。

该胶囊型医疗系统 91B 构成为：在图 20 的胶囊型医疗系统 91 中不设置特定位置信息管理部 102c。然后，在未检测出管腔暗部的情况下，感应磁场决定电路 103 参照存储在特定位置信息存储部 128a 内的过去的信息来决定感应磁场，以便回到其过去状态。

或者在未检测出管腔暗部的情况下，图像内特定位置检测部 102b 可以将存储在特定位置信息存储部 128a 内的过去的信息发送到感应磁场决定电路 103，并进行回到其过去的状态的处理。

在图 20 中，位置和方向计算部 102a 的位置和方向的信息、以及图像内特定位置检测部 102b 的特定位置信息即管腔暗部的位置信息经由特定位置信息管理部 102c 被存储在特定位置信息存储部 128a 内。与此相对，在本变形例中，位置和方向计算部 102a 的位置和方向的信息、以及图像内特定位置检测部 102b 的特定位置信息不经由特定位置信息管理部 102c 就被存储在特定位置信息存储部 128a 内。

在本变形例的情况下，在检测出管腔暗部的情况下，控制动作与上述实施例 2 相同。

即，对本变形例的动作进行说明，在检测出管腔暗部的情况下，如图 29 的步骤 S51 至步骤 S59 那样。

与此相对，在步骤 S57 中未检测出管腔暗部的情况下，如图 31 的步骤 S60 那样，例如，图像内特定位置检测部 102b 读出存储在特定位置信息存储部 128a 内的过去的管腔暗部的位置信息以及胶囊主体 93 的位置和方向的信息。

在下一步骤 S61'中，将存储在特定位置信息存储部 128a 内的过去信息发送到感应磁场决定电路 103。然后，感应磁场决定电路 103 参照该信息来决定回到过去状态的感应磁场。之后，移到步骤 S59。

另外，在步骤 S57 中未检测出管腔暗部的情况下的控制处理程序中

可以是：计算在该处理中的规定时间内的胶囊主体 93 的移动距离，在该移动距离是阈值以下的情况下，停止感应磁场，使胶囊主体 93 处于自由状态，借助肠道等的蠕动运动使胶囊主体 93 移动。

根据本变形例，根据管腔暗部的检测信息，能缩短用于胶囊主体 93 在体腔内进行检查或诊断的图像取得时间。并且，在未检测出管腔暗部、且移动花费时间的情况下，也能够停止感应磁场的产生，利用蠕动运动来进行胶囊主体 93 的体腔内检查。

并且，根据本变形例，能简化在进行用于使胶囊主体 93 移动的感应磁场的控制时的图像处理。

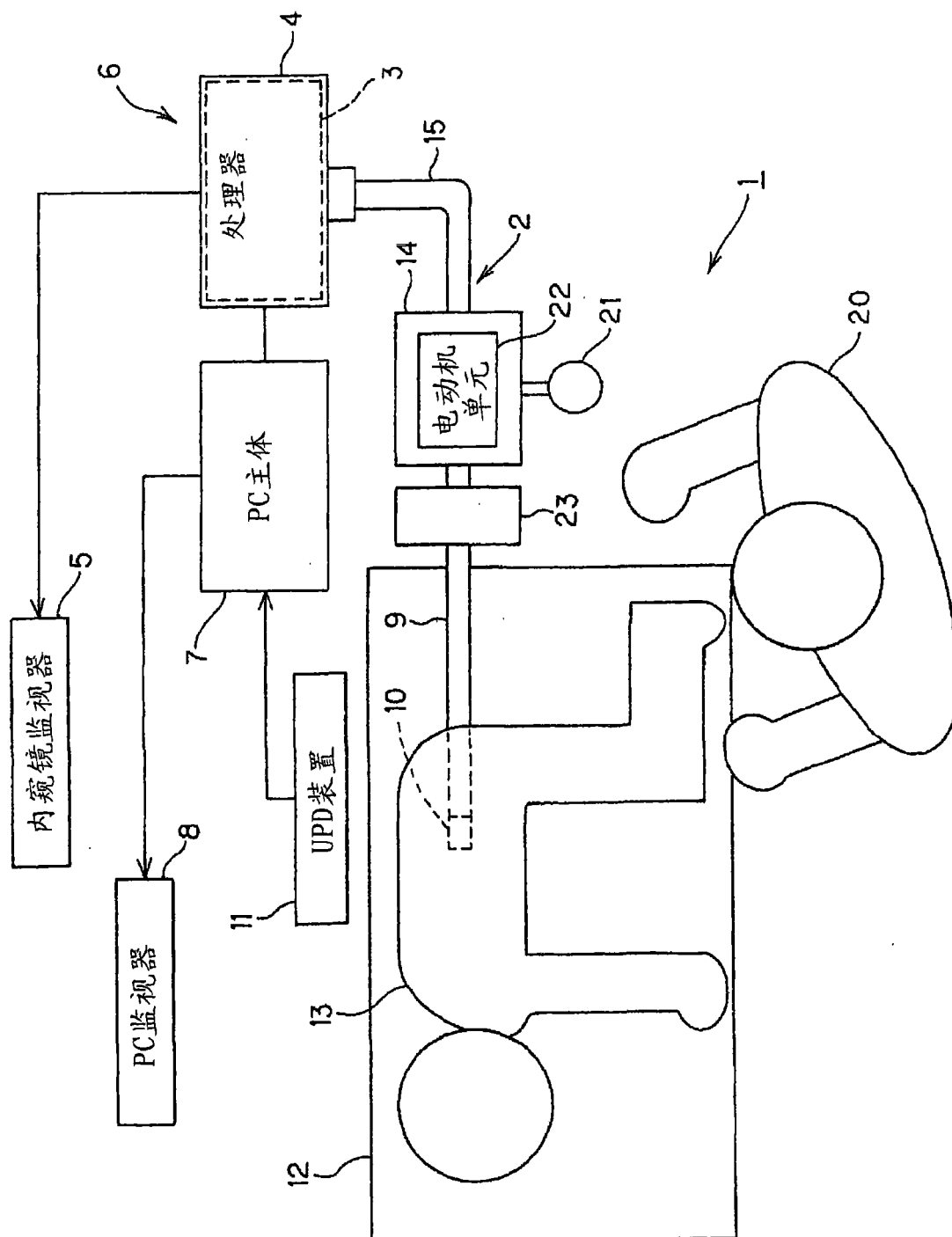
另外，在实施例 2 及其变形例中用自动控制对胶囊主体 93 施加的磁场的结构进行了说明，然而可以检测在体腔的走向上插入或移动胶囊主体 93 的方向，并将该方向显示在显示装置 107 等上。

在该情况下，操作者能利用显示装置 107 来确认该方向。并且，在从自动控制磁场的模式切换到手动控制磁场的模式的情况下，可以根据显示在显示装置 107 上的方向信息，操作方向输入装置 108a 等，手动促进胶囊主体 93 的移动。

另外，将上述实施例等部分地进行组合等来构成的实施例等也属于本发明。

产业上的可利用性

在插入到体腔内的插入部或插入体中内置摄像装置，根据由摄像单元拍摄的图像来检测与体腔的走向对应的暗部的位置信息，计算应插入的方向，并随时间记录该位置信息等，在位置信息的检测下降的条件下，能参照过去的位置信息。因此，能将插入部等顺利地插入到体腔内的深部侧，能顺利地进行检查和诊断。



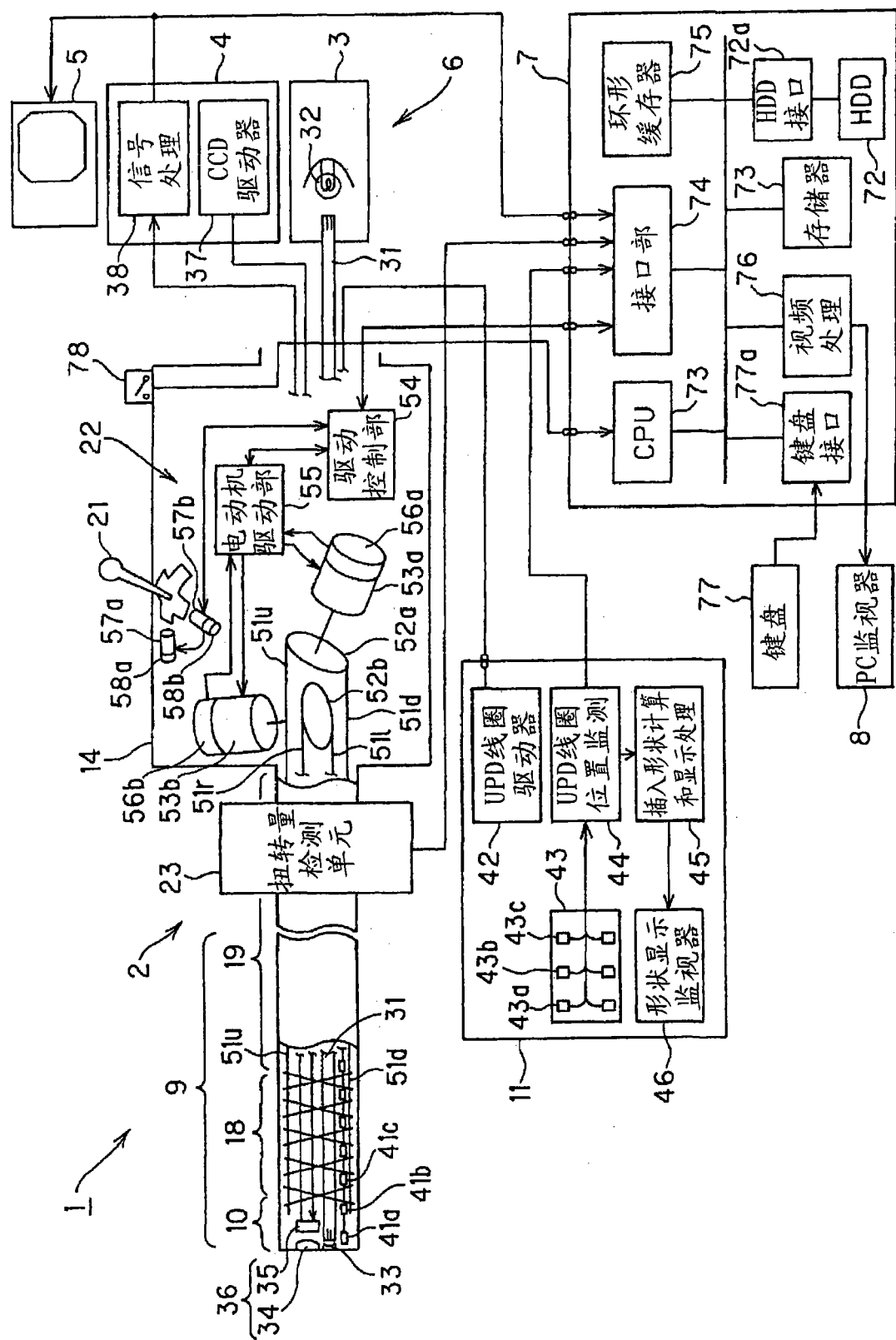


图2

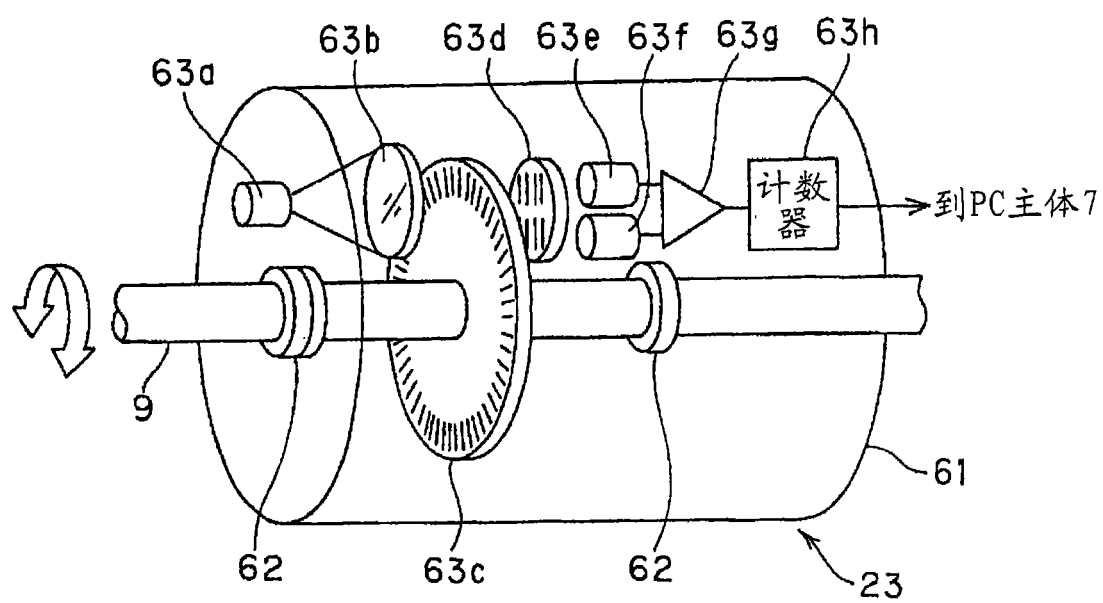


图 3

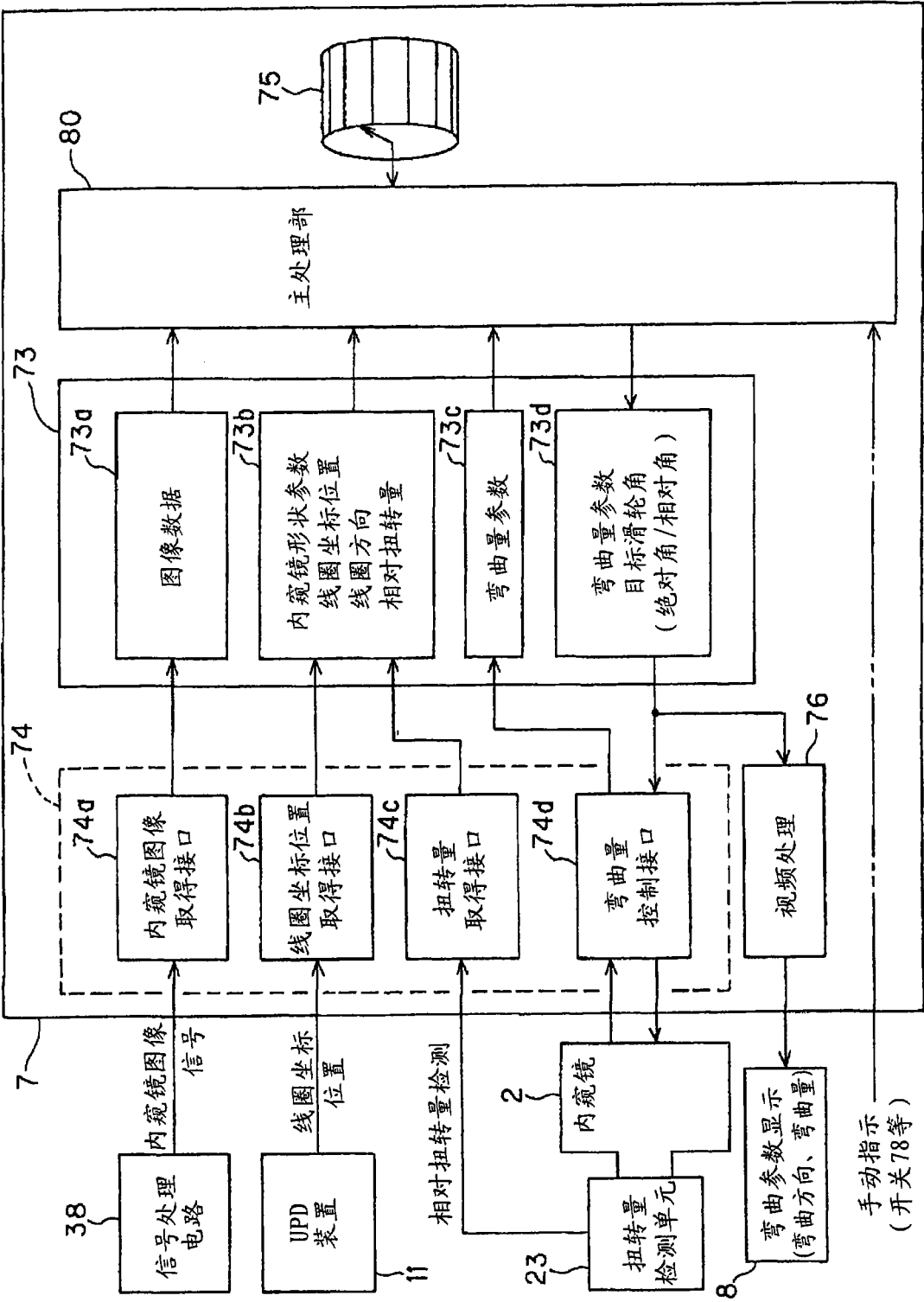


图4

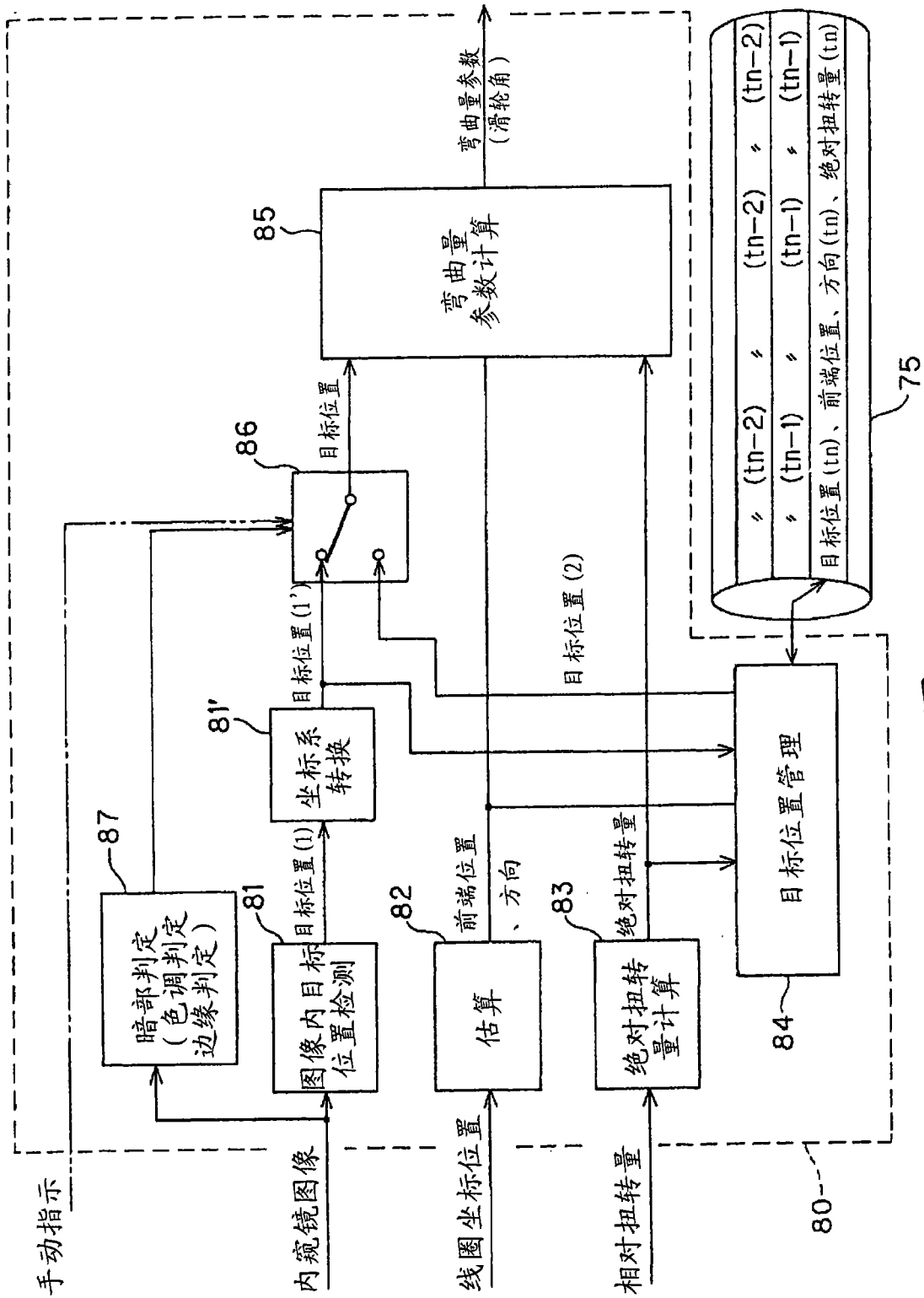


图5

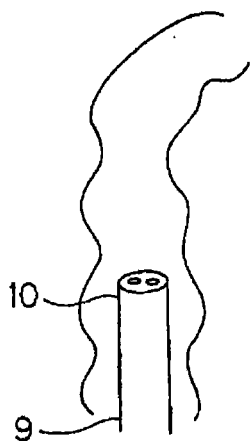


图 6A

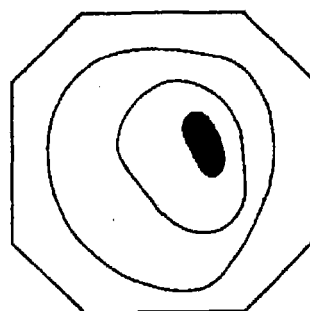


图 6B

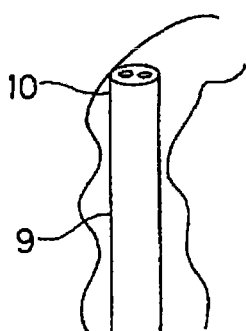


图 7A

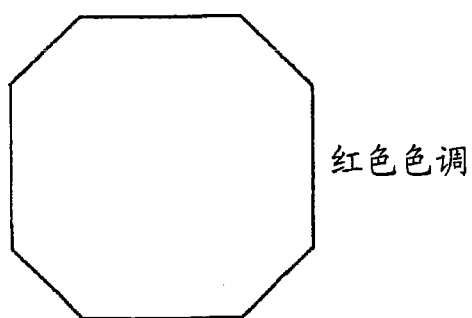


图 7B

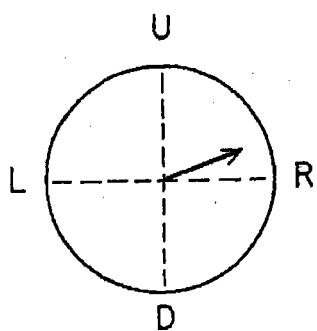


图 8A

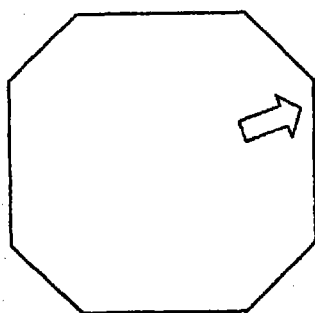


图 8B

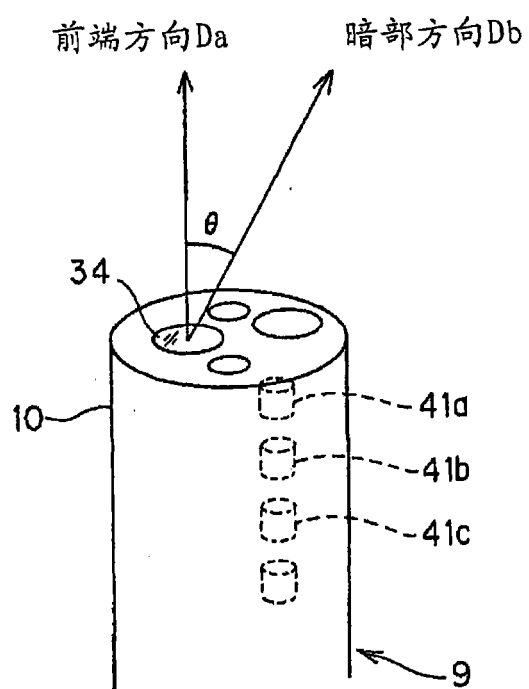


图 9

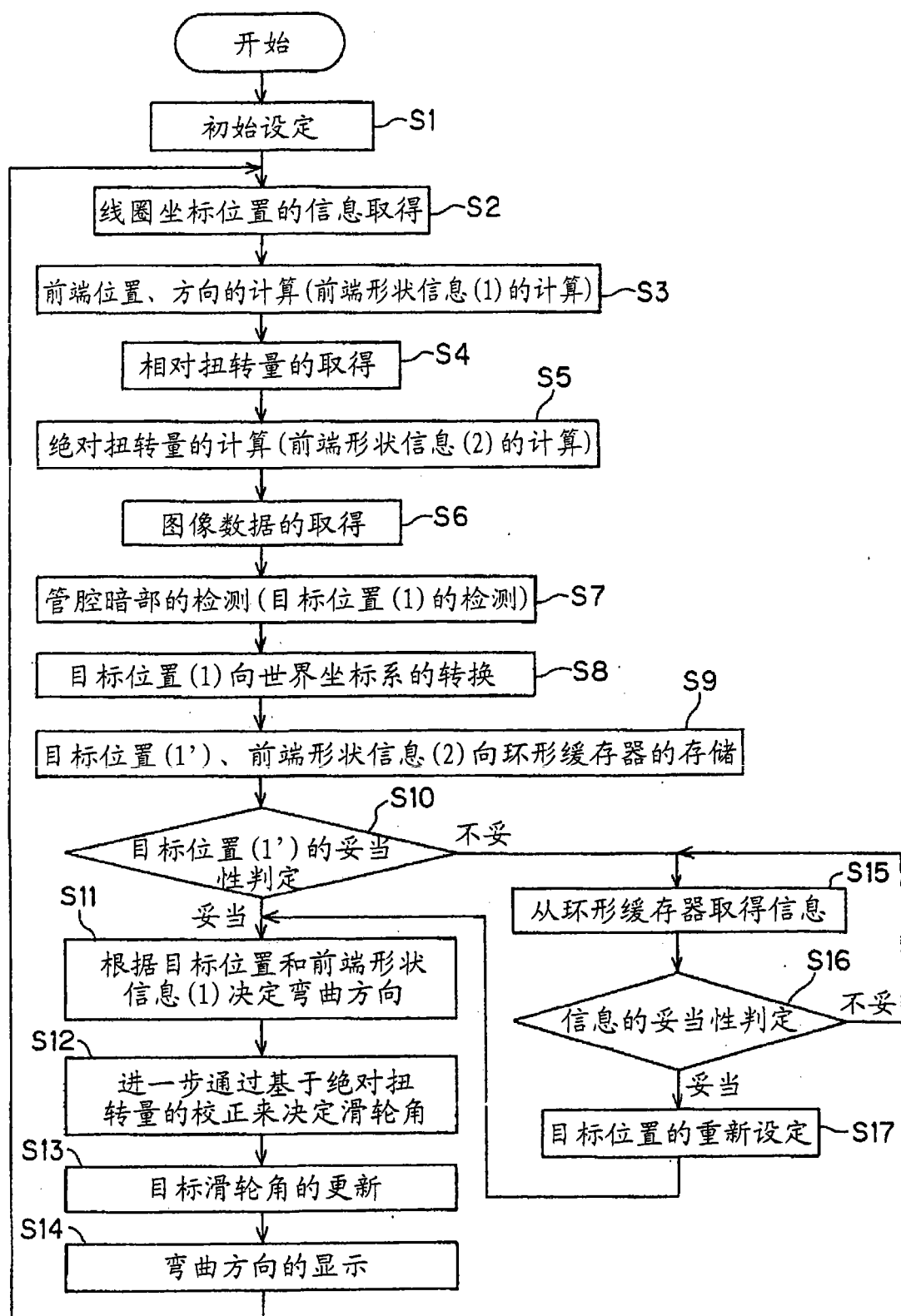


图10

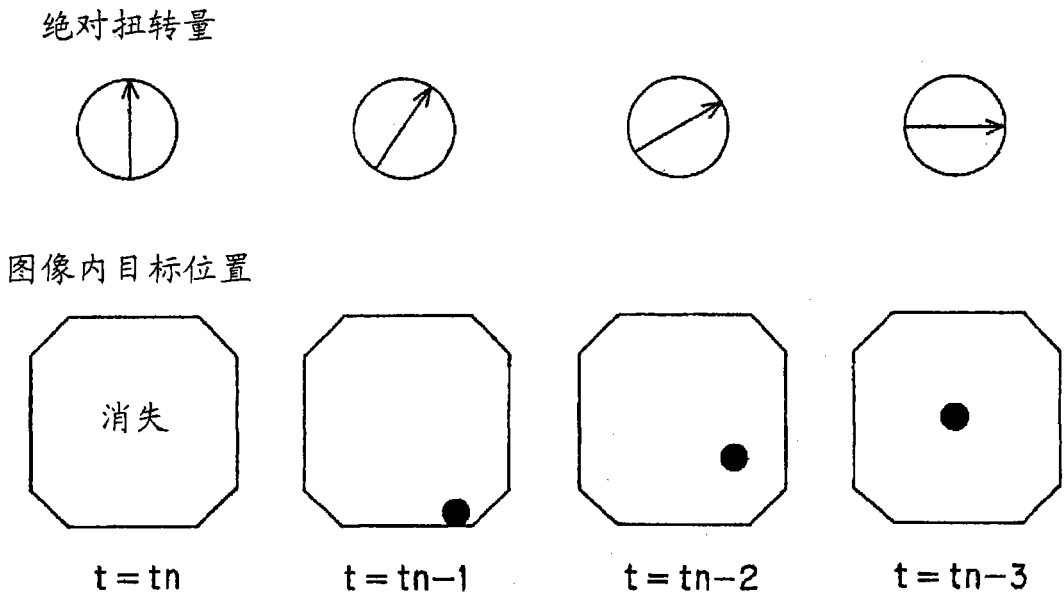


图11

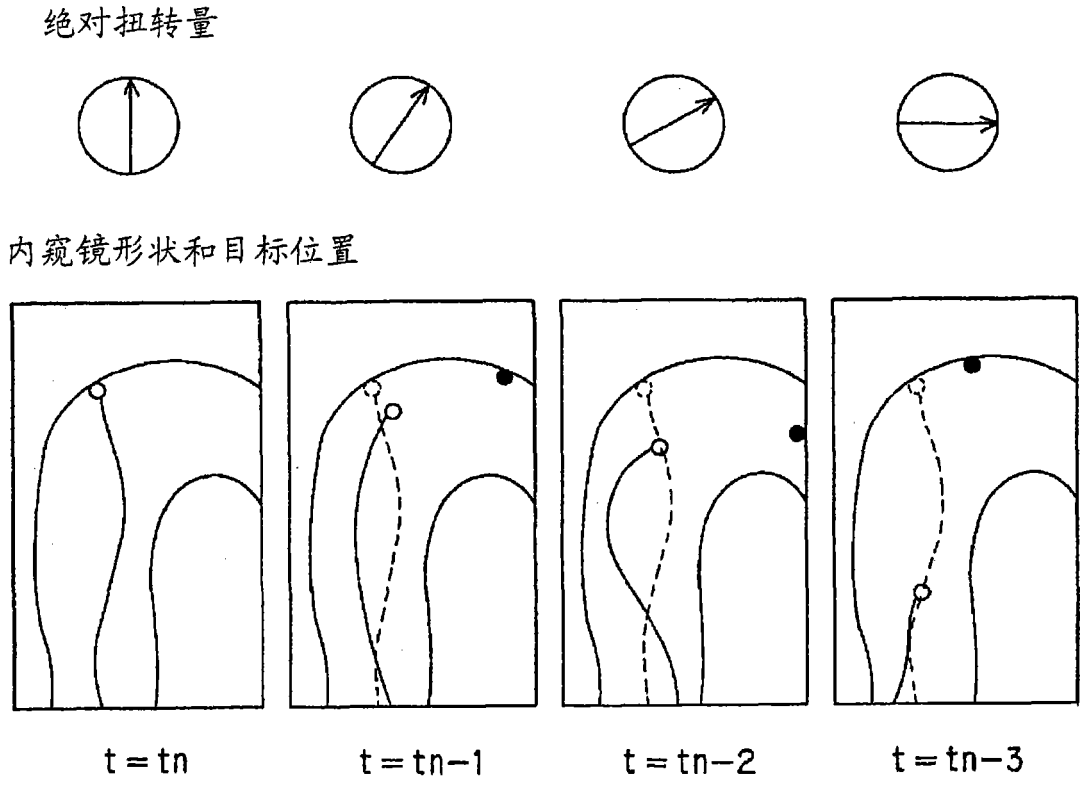


图12

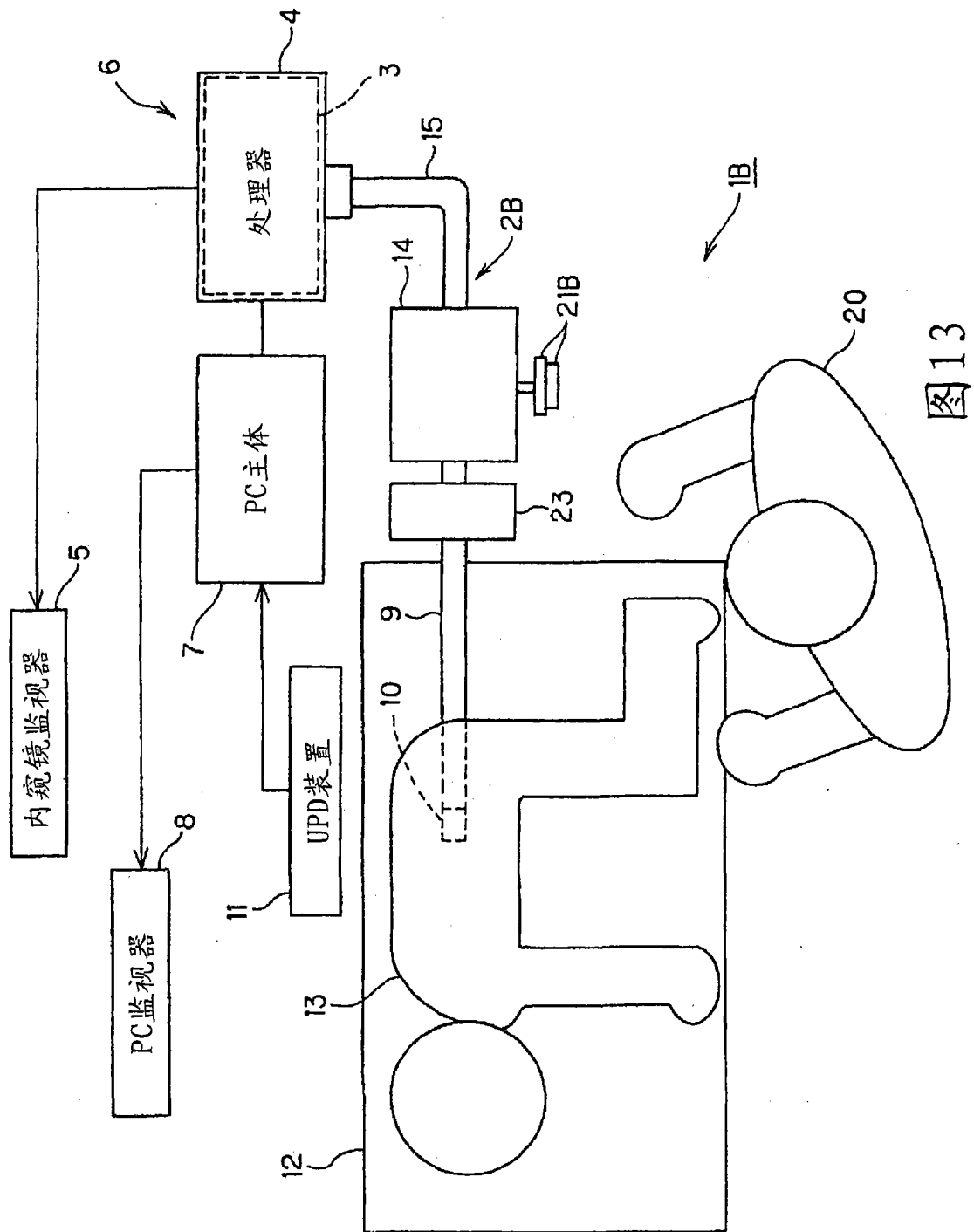
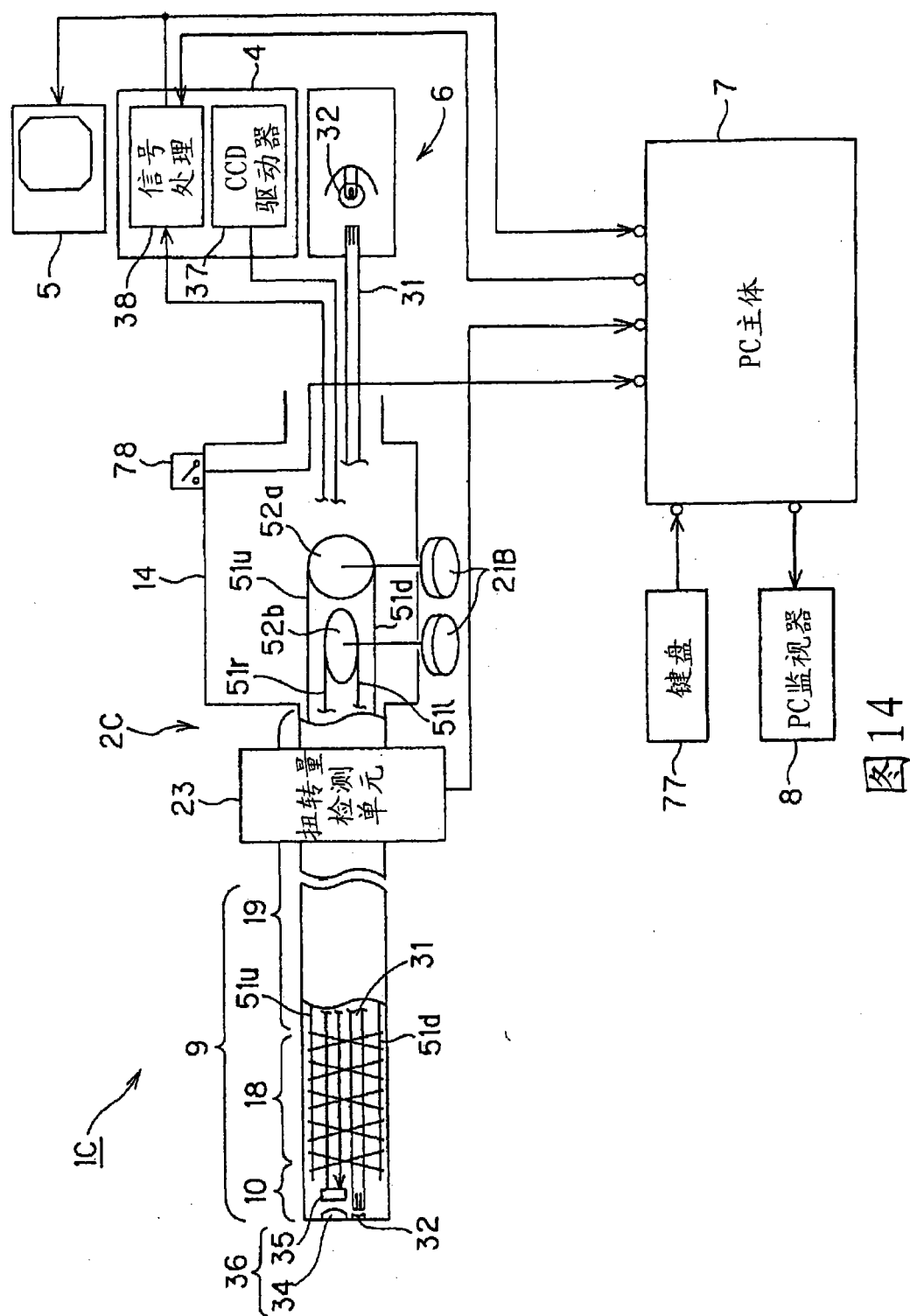


图13



14

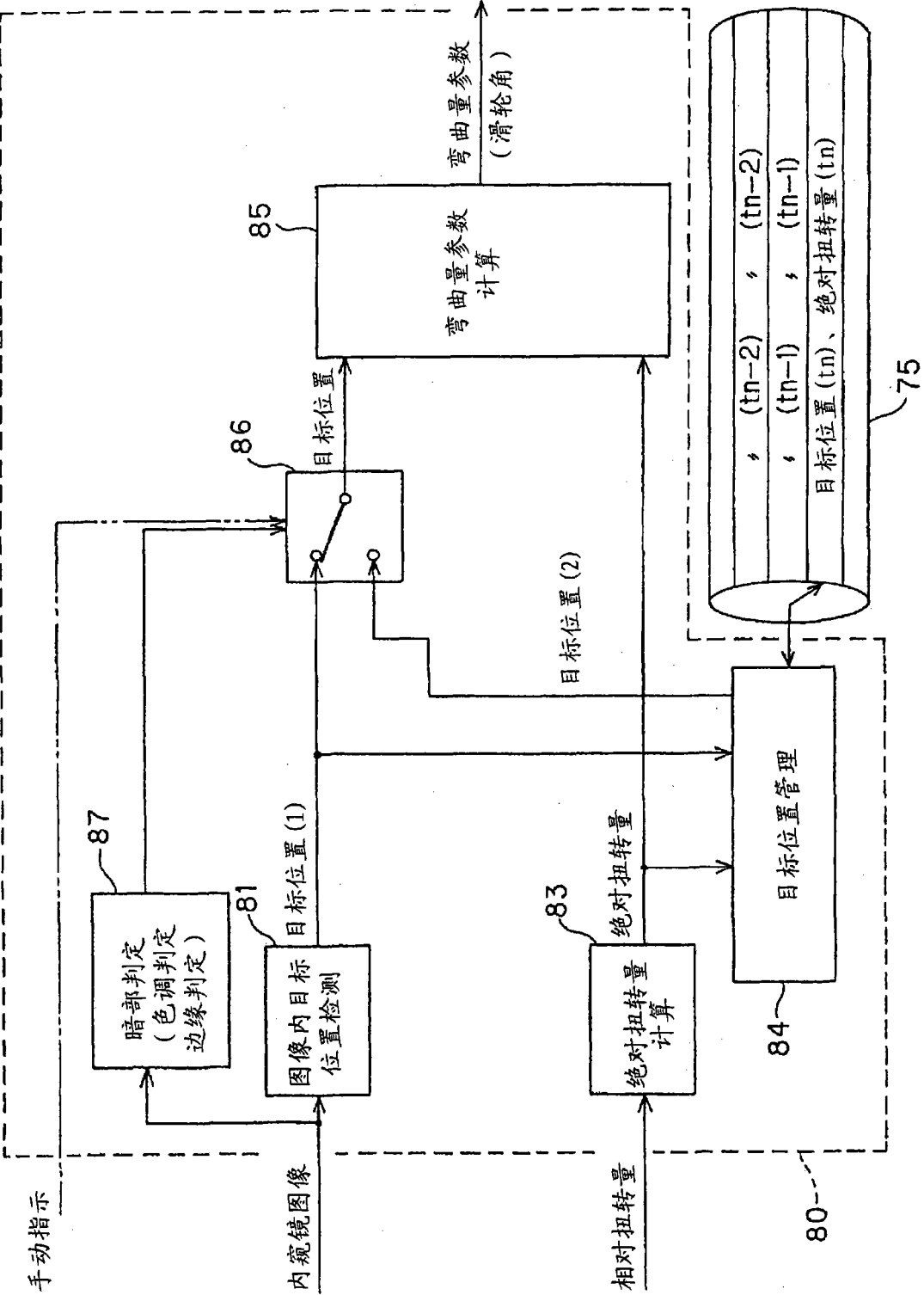


图15

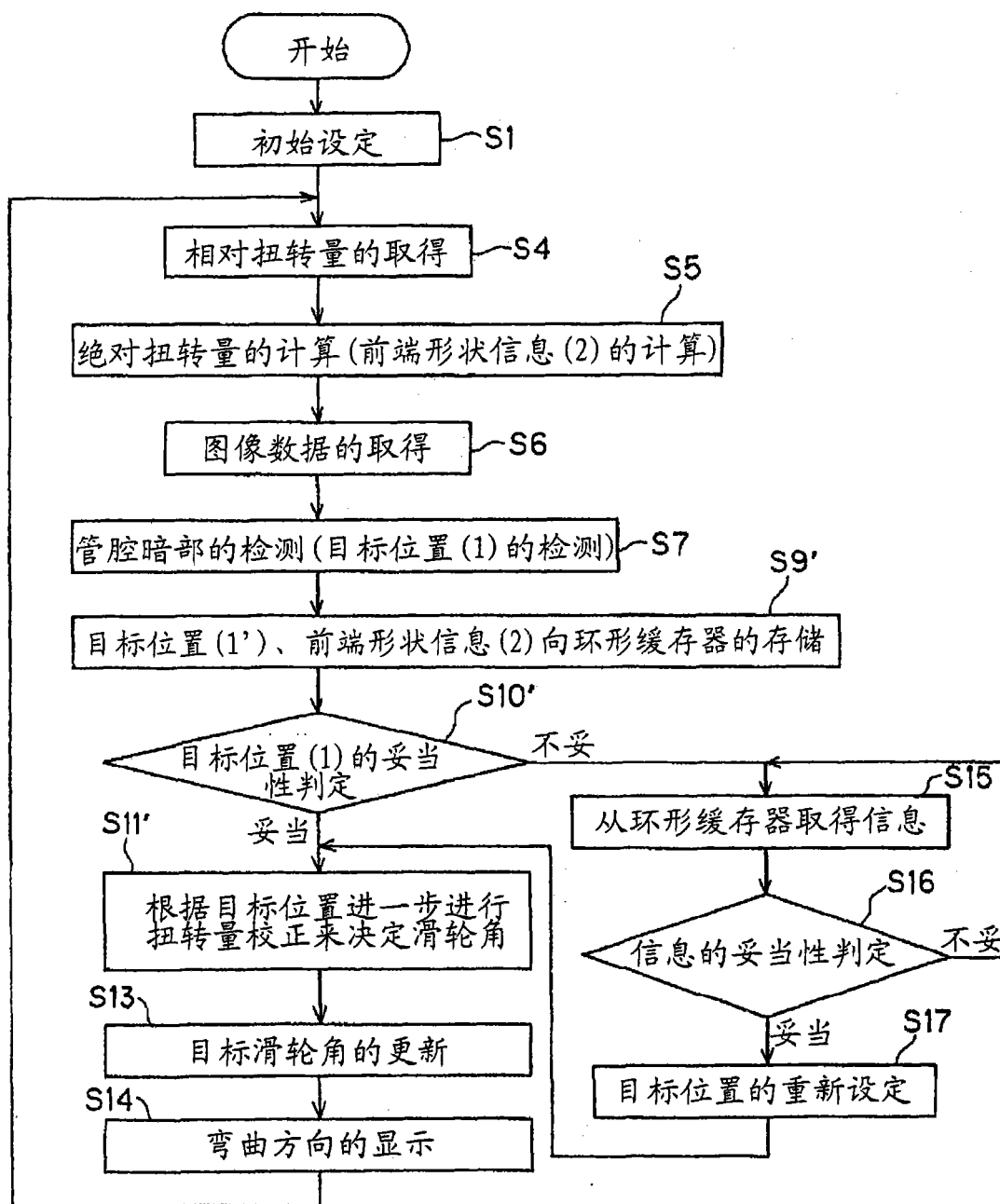


图16

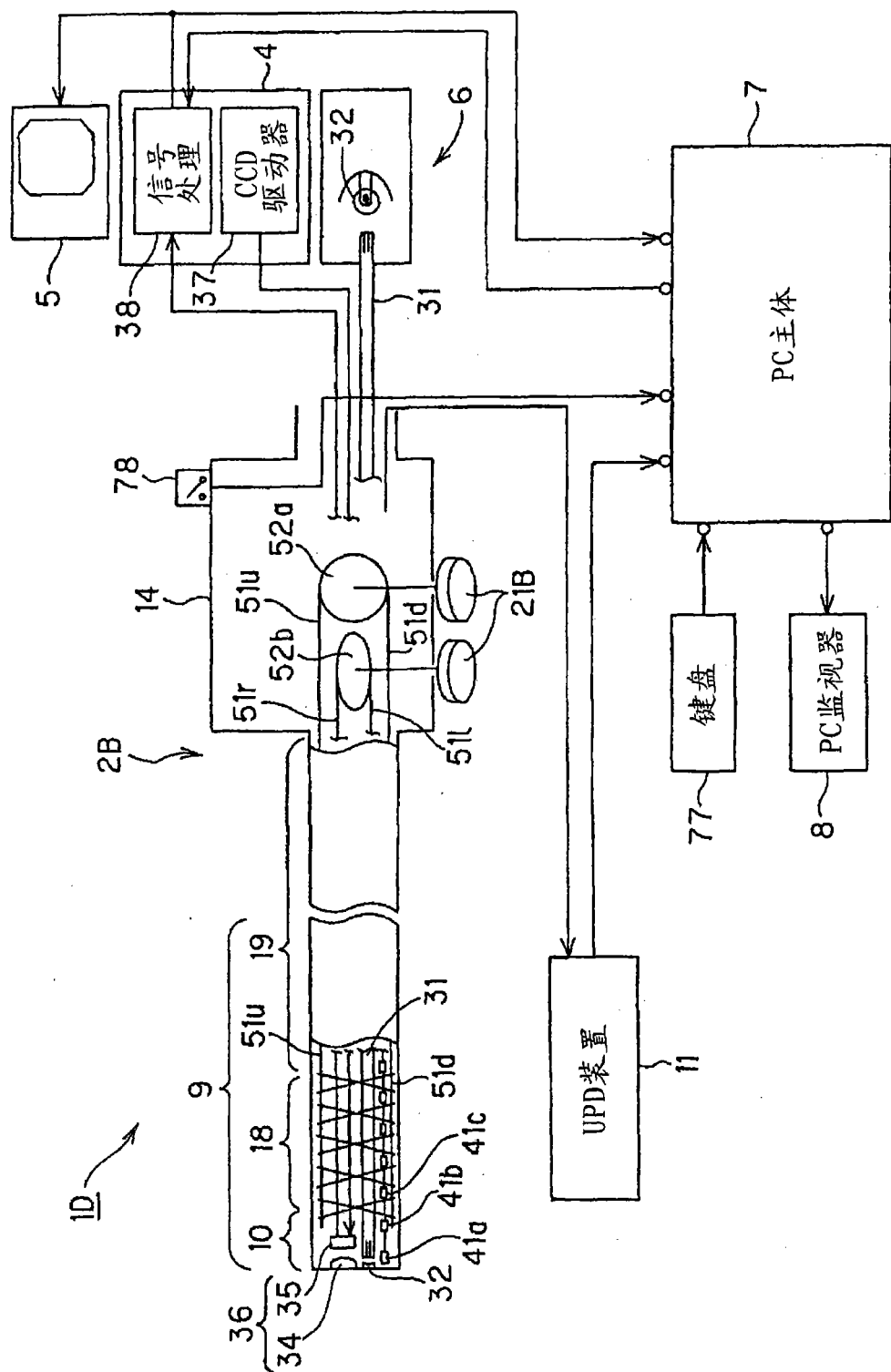


图 17

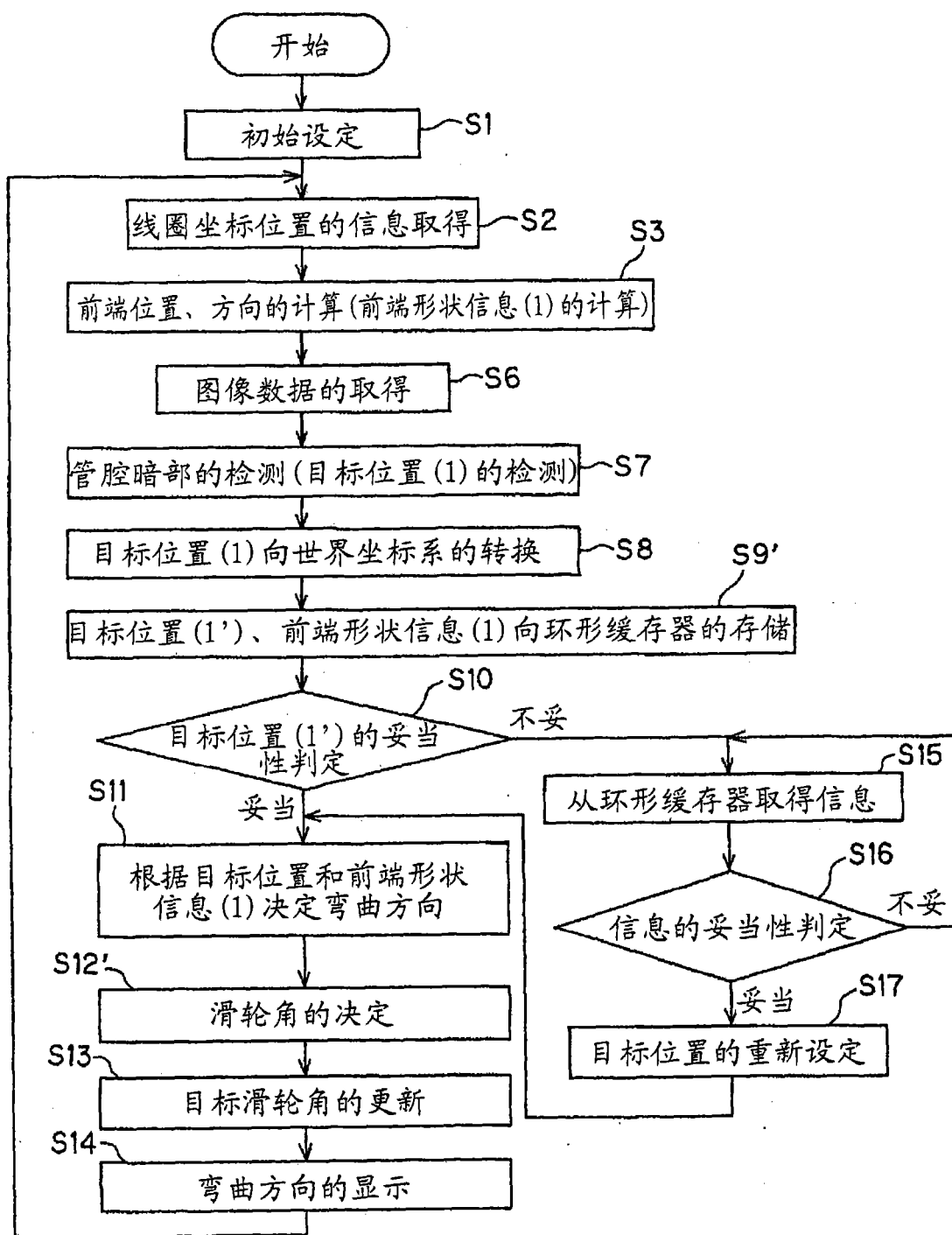


图18

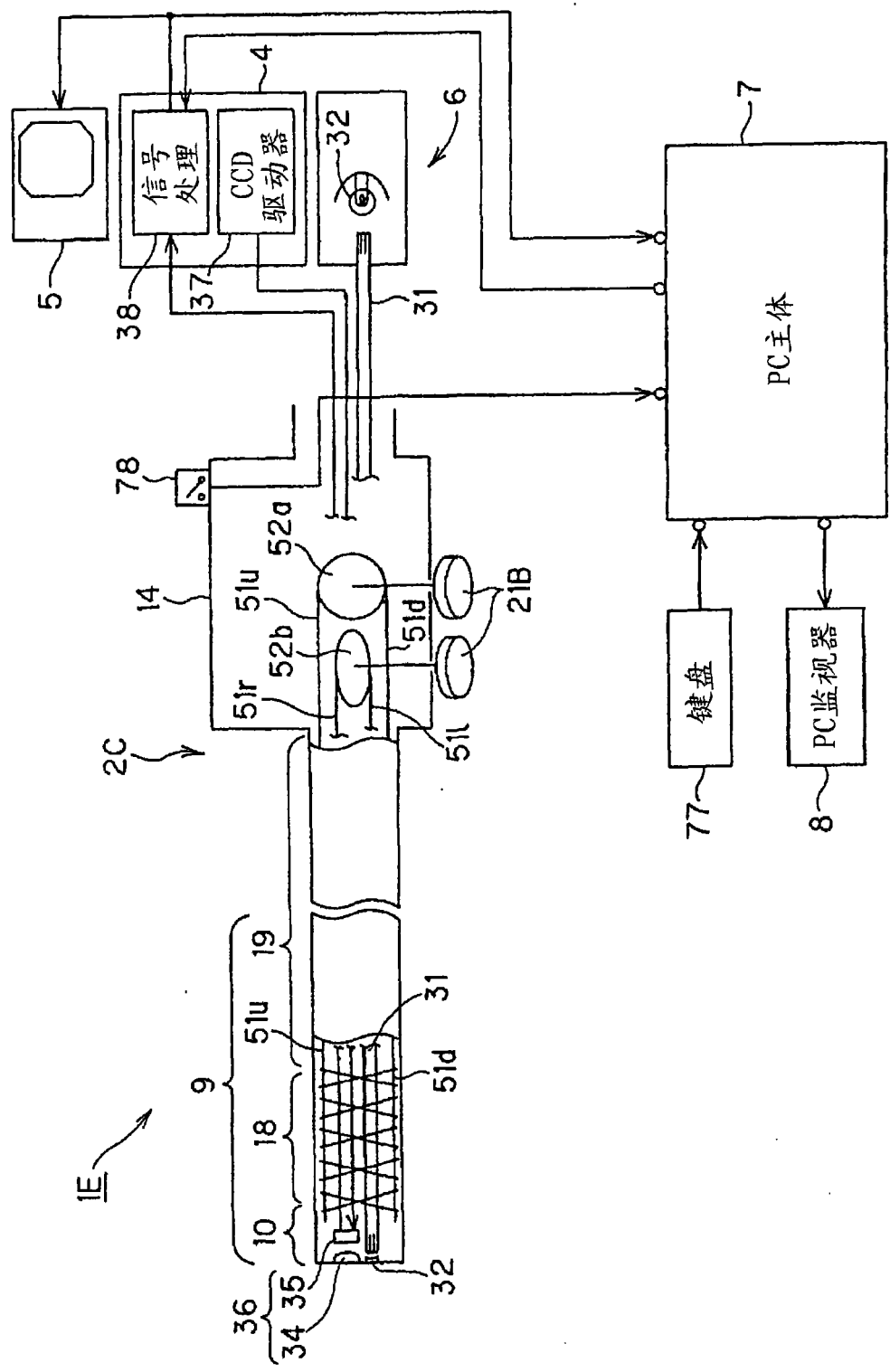


图19

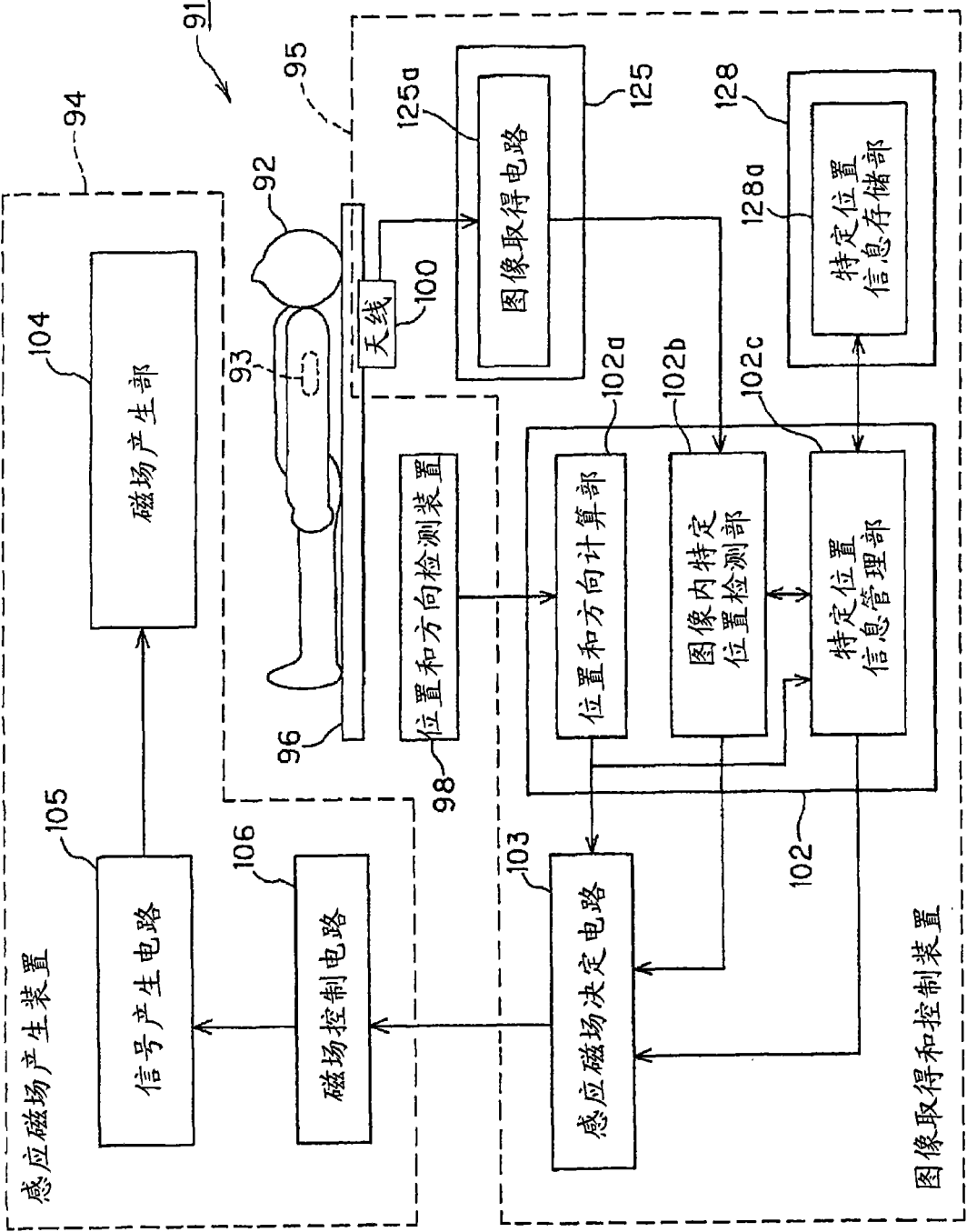


图20

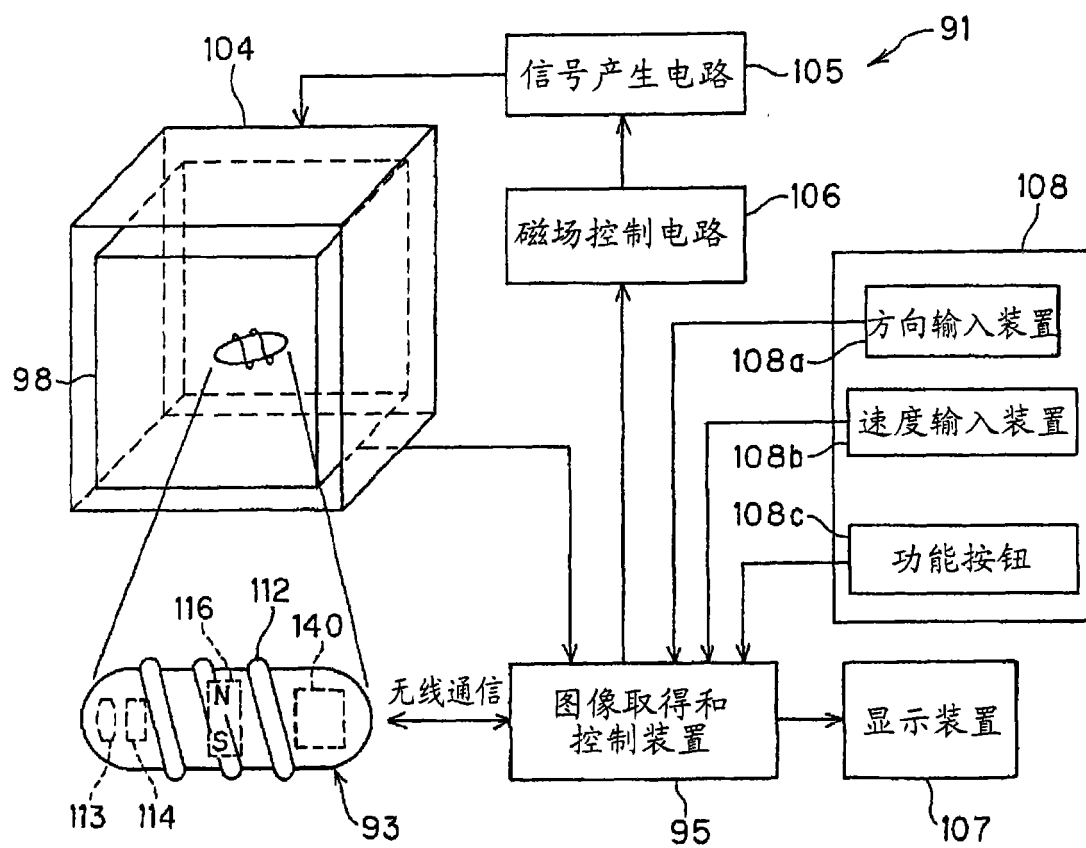


图 21

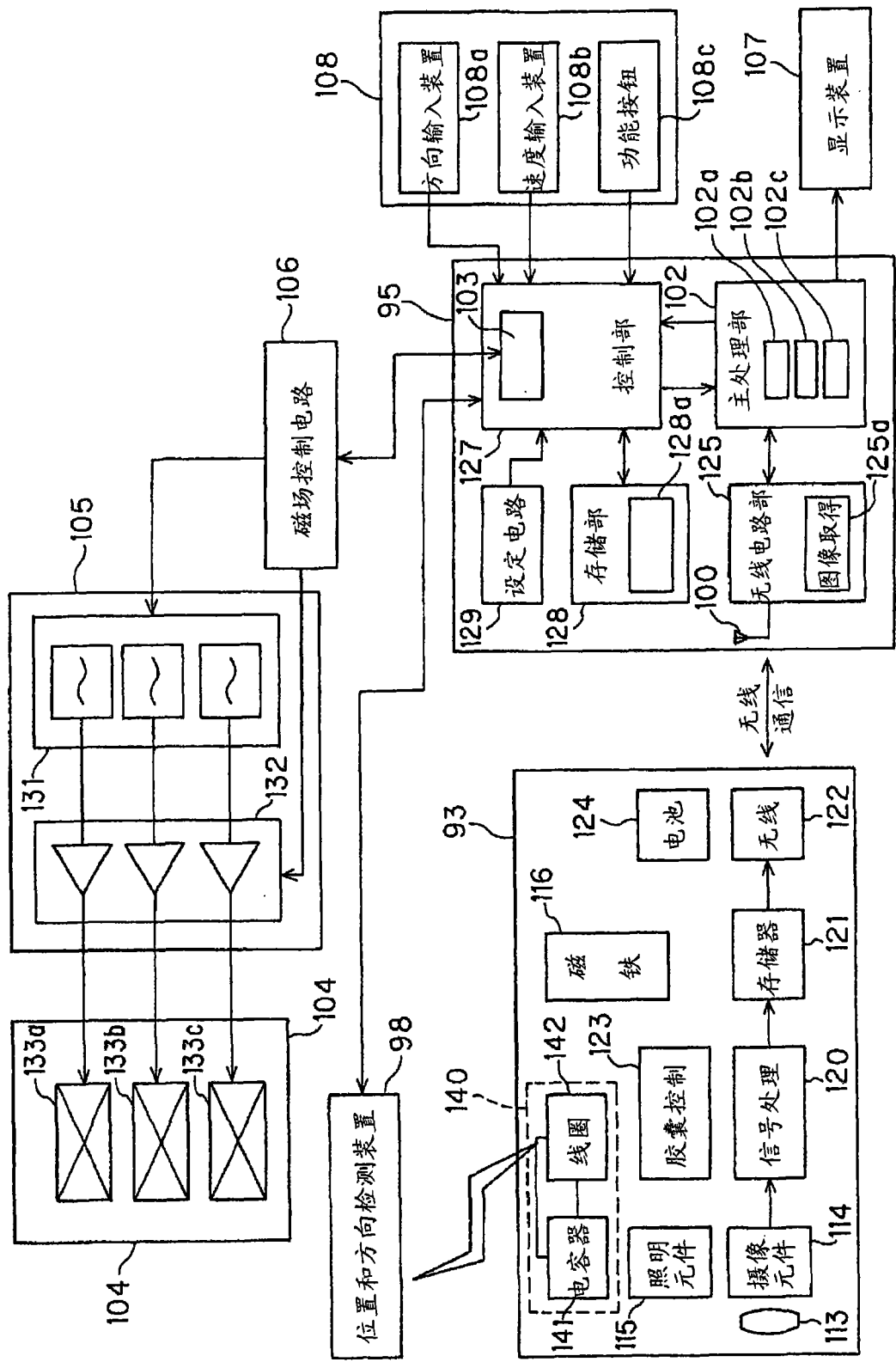


图22

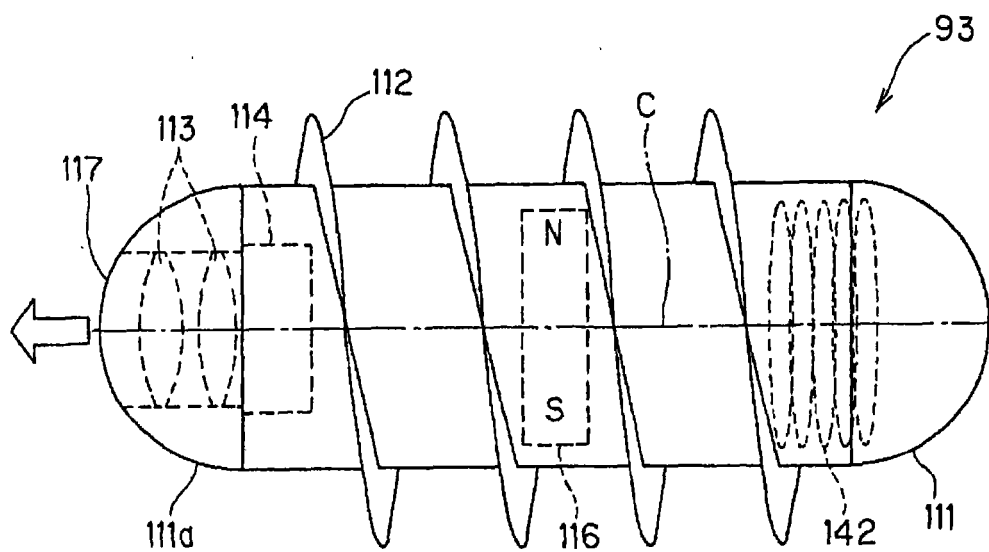


图 23

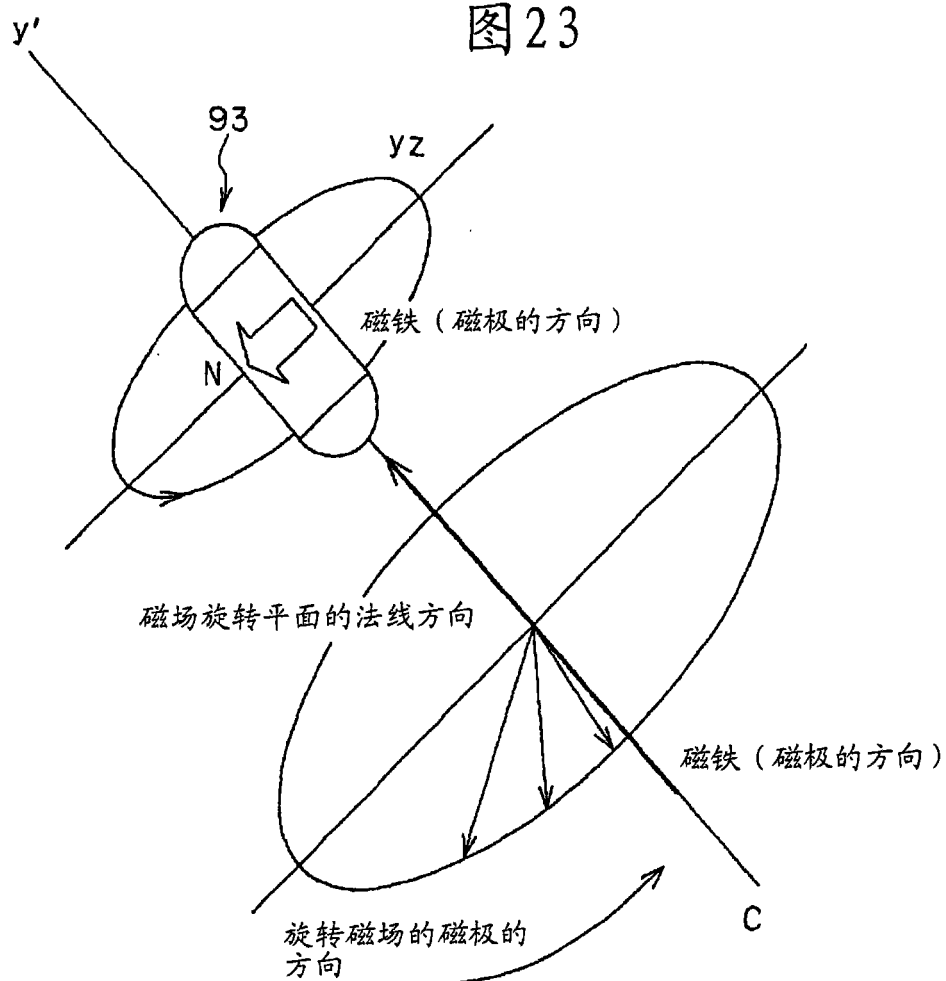


图 24

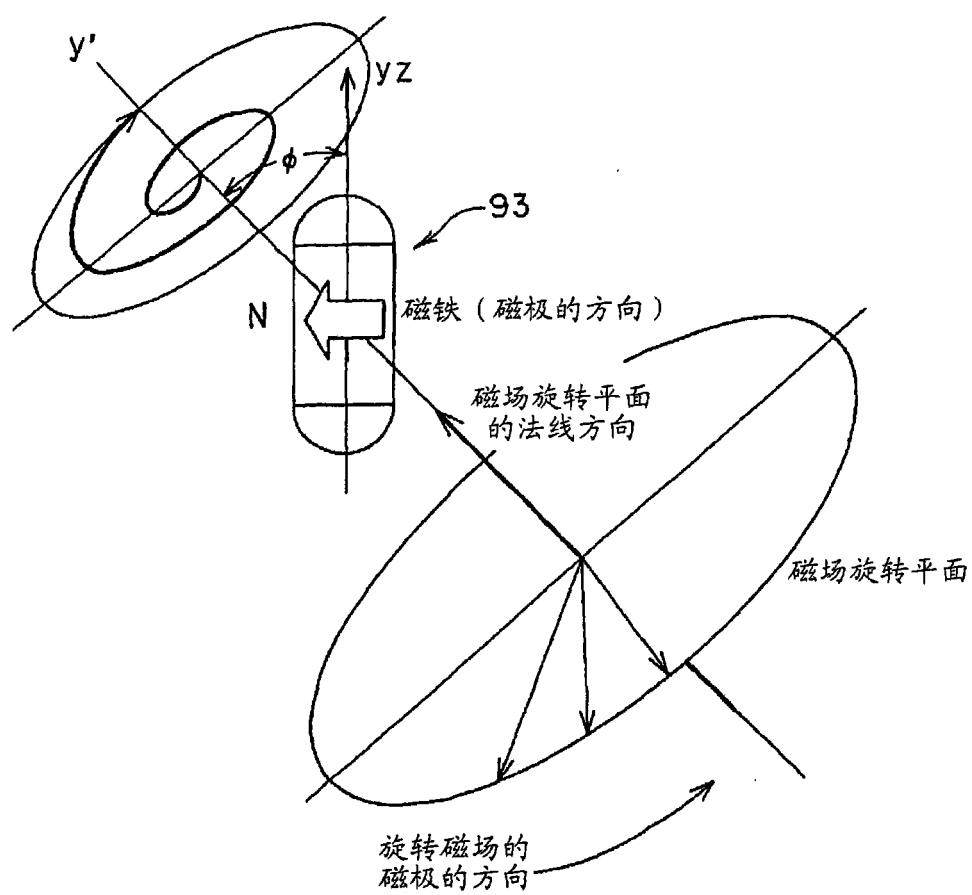


图 25

时刻	特定位置信息	位置和方向计算部的计算信息
t1	管腔暗部的位置 (t1)	胶囊主体的位置和方向 (t1)
t2	⋈ (t2)	⋈ (t2)
t3	⋈ (t3)	⋈ (t3)
t4	⋈ (t4)	⋈ (t4)
tm-2	⋈ (tm-2)	⋈ (tm-2)
tm-1	⋈ (tm-1)	⋈ (tm-1)
tm	(tm)	⋈ (tm)

图26

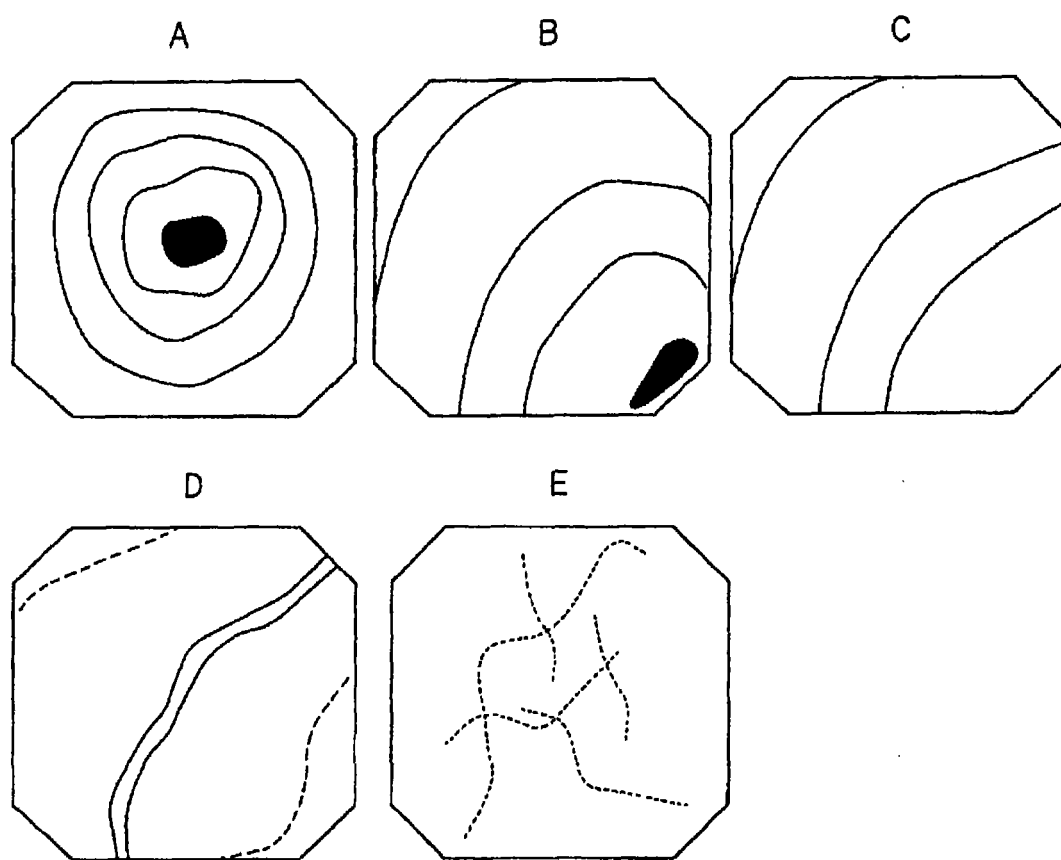


图 27

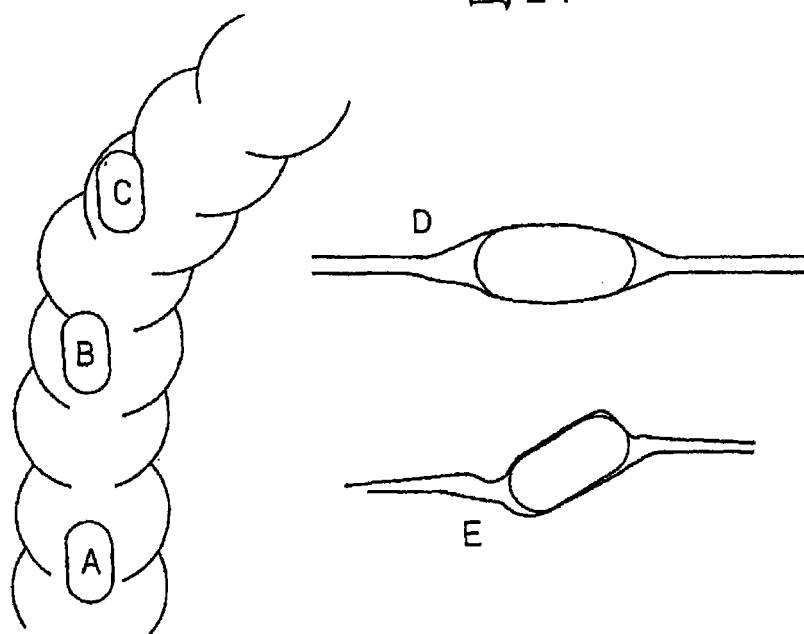


图 28

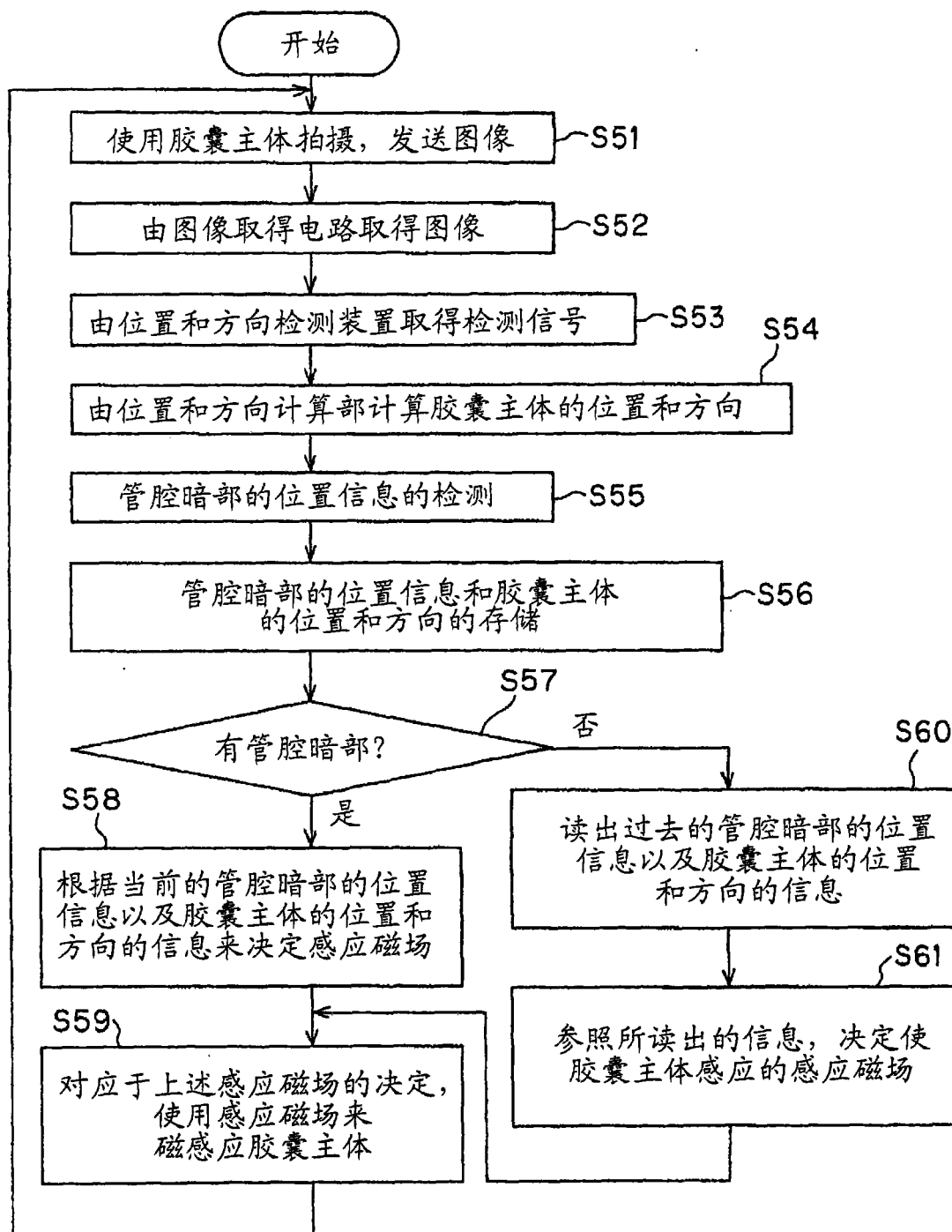
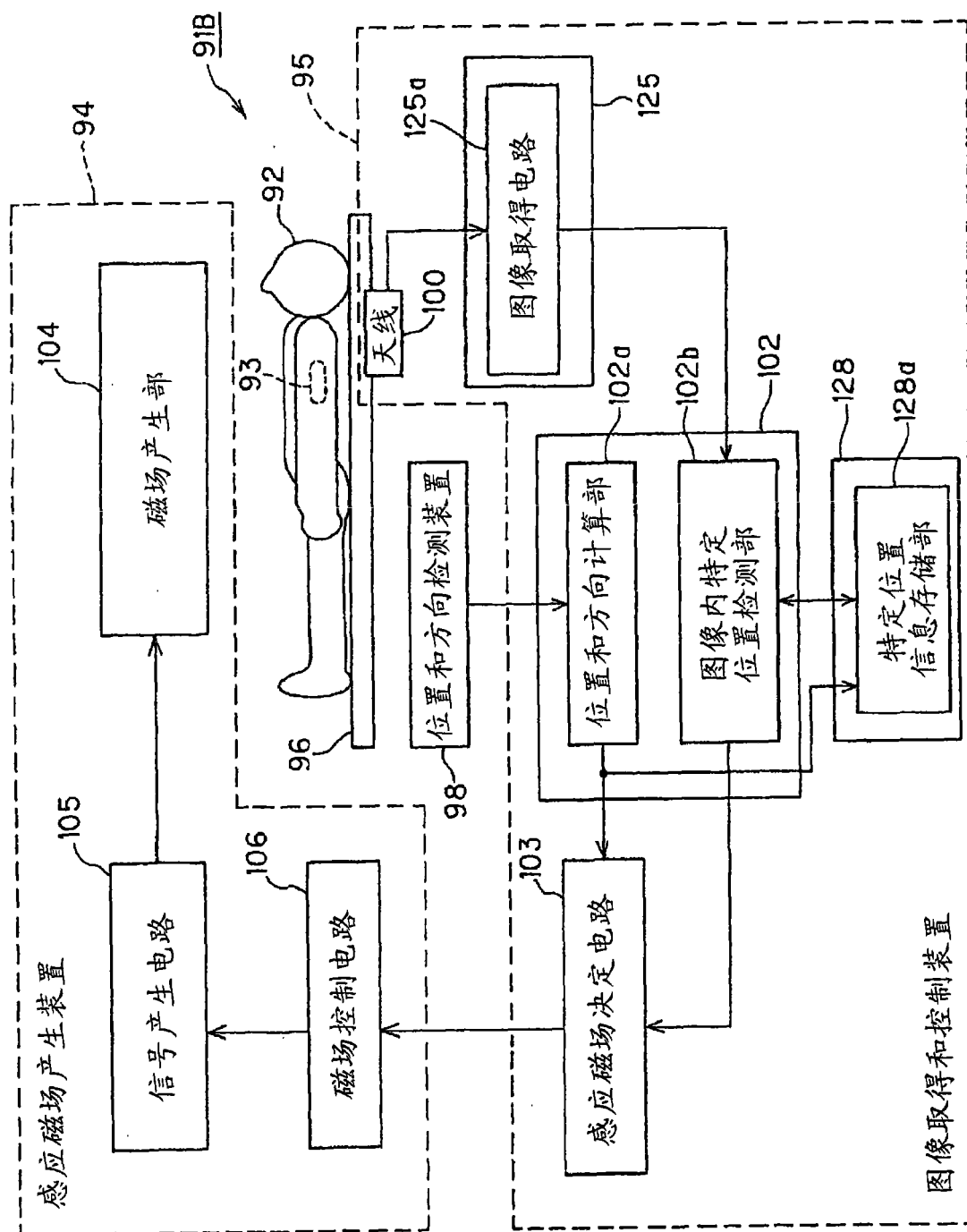


图 29



30

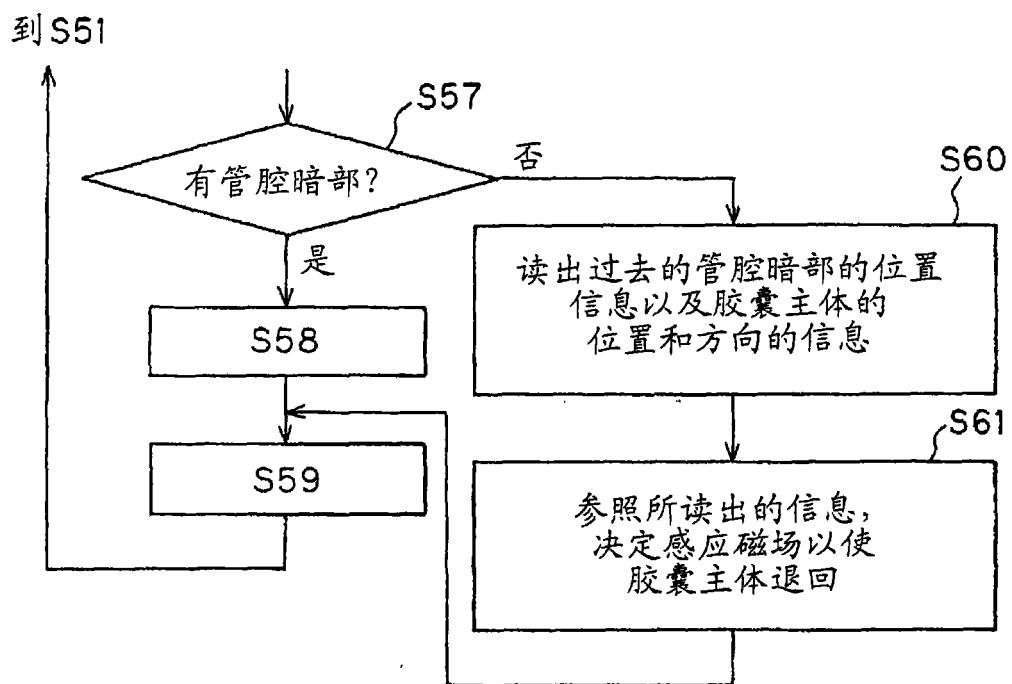


图 31

专利名称(译)	内窥镜系统、摄像系统以及图像处理装置		
公开(公告)号	CN101652092A	公开(公告)日	2010-02-17
申请号	CN200780052581.1	申请日	2007-06-20
[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	田中秀树 长谷川润 中村俊夫 内山昭夫 千叶淳		
发明人	田中秀树 长谷川润 中村俊夫 内山昭夫 千叶淳		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/00147 A61B5/065 A61B5/06 A61B1/041 A61B1/0016 A61B1/00009 A61B5/062 A61B1/00006 A61B1/0051 A61B2019/2253 A61B34/73		
其他公开文献	CN101652092B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的内窥镜系统具有：内窥镜，其利用设置在插入部前端的摄像装置来拍摄体腔内的图像；位置检测装置，其根据由摄像装置拍摄的管腔信息，针对插入部前端检测用于插入该插入部前端的位置信息；记录装置，其随时间记录由位置检测装置检测出的位置信息；判定装置，其判定是否满足针对位置检测装置检测位置信息的检测动作所设定的条件；以及方向计算装置，在不满足条件的判定结果的情况下，该方向计算装置读出记录在记录装置内的位置信息，并输出将插入部前端插入的方向的信息。

