



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102405010 A

(43) 申请公布日 2012.04.04

(21) 申请号 201080017611.7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010.01.14

A61B 1/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 5/06 (2006.01)

2009-102291 2009.04.20 JP

A61B 5/07 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011.10.20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/050352 2010.01.14

(87) PCT申请的公布数据

W02010/122823 JA 2010.10.28

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 木村敦志 泷泽宽伸 佐藤良次

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所（普通合伙）11277

代理人 刘新宇

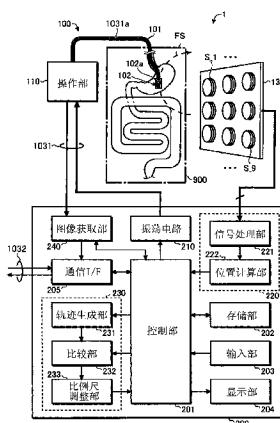
权利要求书 2 页 说明书 18 页 附图 15 页

(54) 发明名称

被检体内检查系统

(57) 摘要

内窥镜系统(1)具有在被检体(900)内部移动的内窥镜(100)的探头(101)中的前端部(102)、以及从设置在前端部(102)的CCD阵列等的摄像元件获取被检体(900)内的信息的接收装置(200)以及显示装置(280)，其中，包含接收装置(200)以及显示装置(280)的外部装置具备：获取前端部(102)在被检体(900)内部中的多个位置信息的位置获取部(220)、根据多个位置信息来生成前端部(102)在被检体(900)内部中的移动轨迹的轨迹生成部(231)、保存标准轨迹的存储部(202)、以及使移动轨迹与标准轨迹重合的比例尺调整部(233)。



1. 一种被检体内检查系统,具有在被检体内部移动的被检体内装置以及从该被检体内装置获取上述被检体内部的信息的外部装置,该被检体内检查系统的特征在于,

上述外部装置具备 :

位置获取部,其获取上述被检体内装置在上述被检体内部的多个第一位置;

轨迹生成部,其根据上述多个第一位置来生成上述被检体内装置在上述被检体内部的第一移动轨迹;

轨迹保存部,其保存第二移动轨迹;以及

比例尺调整部,其使上述第一移动轨迹与上述第二移动轨迹重合。

2. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统,其特征在于,

上述第二移动轨迹是上述被检体内装置在设为标准的被检体内部移动的情况下的标准的移动轨迹。

3. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统,其特征在于,

上述第二移动轨迹是上述轨迹生成部根据使与上述被检体内装置相同或者不同的被检体内装置在上述被检体内部移动时由上述位置获取部获取到的第一位置而生成的移动轨迹。

4. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统,其特征在于,

上述比例尺调整部通过部分和 / 或整体地对上述第一移动轨迹的比例尺进行缩小或者放大来使该第一移动轨迹与上述第二移动轨迹重合。

5. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统,其特征在于,还具备 :

图像生成部,其生成表示上述第二移动轨迹的图像;以及

显示部,其将由上述位置获取部获取到的上述被检体内装置的当前位置叠加在上述图像上来进行显示。

6. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统,其特征在于,

上述外部装置还具备 :

关联信息保存部,其与设定在上述第二移动轨迹上的一个以上的第二位置相对应地保存关联信息;以及

关联信息确定部,其根据上述第一位置和上述第二位置来确定上述被检体内装置的当前位置附近处的上述关联信息。

7. 根据权利要求 6 所述的被检体内检查系统,其特征在于,还具备 :

图像生成部,其生成表示上述第二移动轨迹的图像;

显示部,其将由上述位置获取部获取到的上述被检体内装置的当前位置叠加在上述图像上来进行显示,并且显示上述被检体内装置的当前位置附近处的上述关联信息。

8. 根据权利要求 6 所述的被检体内检查系统,其特征在于,

上述关联信息包括与该关联信息相对应的第二位置处的标准的平均颜色或特征性形状、病因学信息、或者关于该被检体的以前的通过诊断而获得的临床信息。

9. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统,其特征在于,

上述被检体内装置是内窥镜,

上述位置获取部获取包含上述内窥镜的插入部分中的前端部的多个点的位置作为上述第一位置。

10. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统, 其特征在于,  
上述被检体内装置是胶囊内窥镜。

11. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统, 其特征在于,  
与上述被检体内装置不同的上述被检体内装置是内窥镜或者胶囊内窥镜。

12. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统, 其特征在于,  
上述被检体内装置具备磁铁, 该磁铁与外部磁场进行作用来在该被检体内装置中产生  
推进力,

上述外部装置还具备引导部, 该引导部根据上述被检体内装置的当前位置和上述第二  
移动轨迹来形成用于在配置上述被检体内装置的空间内将该被检体内装置向目的位置引  
导的上述外部磁场。

13. 根据权利要求 12 所述的被检体内检查系统, 其特征在于,

上述引导部根据设定在上述第二移动轨迹上的一个以上的上述第二位置和上述位置  
获取部所获取到的上述被检体内装置的当前位置来确定该被检体内装置接下来要通过的  
第二位置, 形成向该第二位置引导上述被检体内装置的上述外部磁场。

14. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统, 其特征在于,  
能够切换为多个第二移动轨迹中的任一个第二移动轨迹。

15. 根据权利要求 1 所述的被检体内检查系统, 其特征在于, 还具备 :

判断部, 其判断上述被检体内装置是否通过了相当于设定在上述第二移动轨迹上的检  
查点的上述被检体内部的位置 ; 以及

通知部, 其在上述被检体内装置通过了相当于上述检查点的上述被检体内部的位置的情  
况下, 向操作者通知通过了检查点。

## 被检体内检查系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种被检体内检查系统,特别是涉及一种用于诊断人、动物等的被检体的被检体检查系统。

### 背景技术

[0002] 以往,在观察人、动物等被检体的内部的装置中,存在具有两个端部且一个端部向被检体的内部插入来观察被检体的内部的内窥镜(下面,简单称作内窥镜)、胶囊型的内窥镜(下面,简单称作胶囊内窥镜)等。在内窥镜中,存在在前端部设置有CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)传感器等的电子内窥镜、在软管状的探头内有光纤束通过的纤维镜等,将探头从被检体的口、肛门等插入来获取被检体内部的图像(例如参照下面所示的专利文献1)。另一方面,胶囊型医疗装置是人、动物等能够吞服程度的大小,例如经口导入到被检体内,定期地拍摄被检体内部。另外,摄像所获取到的被检体内部的图像作为无线信号向外部的接收装置进行发送。观察者将由内窥镜、胶囊内窥镜所获取的多个图像个别或者连续地再生在显示装置上,通过观察图像来诊断被检体的内部。

[0003] 另外,近年来公开了如下技术(例如参照下面所示的专利文献2):检测内窥镜的探头前端部的当前位置,将检测到的该当前位置与预先使用其它模态生成的被检体内部的3维图像进行合成来显示。根据该以往技术,作业者能够一边目视以虚拟空间再现被检体内部的三维图像一边操作实际空间中的内窥镜的探头前端部来将其引导到目的位置,因此能够将探头前端部更准确且迅速地引导到目的位置。

[0004] 专利文献1:专利第3898781号公报

[0005] 专利文献2:日本特开2002-200030号公报

### 发明内容

#### 发明要解决的问题

[0007] 另外,一般被检体内部中的标准颜色或者特征形状、或者一般性的病因学信息等根据被检体内部的位置而不同。因此,在以往的使用了内窥镜、胶囊内窥镜的被检体内部的诊断中,需要确定当前进行诊断的部位为被检体内部中的哪个部位。然而,在以往的诊断方法中,观察部位的确定不得不依赖于诊断者的知识、经验、技巧等。因此,存在如下问题:每个观察者的诊断效率、准确率有可能不同。

[0008] 因此本发明是鉴于上述的问题而作出的,其目的在于提供一种不依赖于观察者的知识、经验、技巧等就能够准确地确定观察部位的被检体内检查系统。

#### 用于解决问题的方案

[0010] 为了达成有关目的,本发明的被检体内检查系统,具有在被检体内部移动的被检体内装置以及从该被检体内装置获取上述被检体内部的信息的外部装置,该被检体内检查系统的特征在于,上述外部装置具备:位置获取部,其获取上述被检体内装置在上述被检体内部的多个第一位置;轨迹生成部,其根据上述多个第一位置来生成上述被检体内装置在

上述被检体内部的第一移动轨迹；轨迹保存部，其保存第二移动轨迹；以及比例尺调整部，其使上述第一移动轨迹与上述第二移动轨迹重合。

[0011] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述第二移动轨迹是上述被检体内装置在设为标准的被检体内部移动的情况下的标准的移动轨迹。

[0012] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述第二移动轨迹是上述轨迹生成部根据使与上述被检体内装置相同或者不同的被检体内装置在上述被检体内部移动时由上述位置获取部获取到的第一位置而生成的移动轨迹。

[0013] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述比例尺调整部通过部分和/或整体地对上述第一移动轨迹的比例尺进行缩小或者放大来使该第一移动轨迹与上述第二移动轨迹重合。

[0014] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，还具备：图像生成部，其生成上述第二移动轨迹的图像；以及显示部，其将由上述位置获取部获取到的上述被检体内装置的当前位置叠加在上述图像上来进行显示。

[0015] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述外部装置还具备：关联信息保存部，其与设定在上述第二移动轨迹上的一个以上的第二位置相对应地保存关联信息；以及关联信息确定部，其根据上述第一位置和上述第二位置来确定上述被检体内装置的当前位置附近处的上述关联信息。

[0016] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，还具备：图像生成部，其生成上述第二移动轨迹的图像；显示部，其将由上述位置获取部获取到的上述被检体内装置的当前位置叠加在上述图像上来进行显示，并且显示上述被检体内装置的当前位置附近处的上述关联信息。

[0017] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述关联信息包括与该关联信息相对应的第二位置处的标准的平均颜色或特征性形状、病因学信息、或者关于该被检体的以前的通过诊断而获得的临床信息。

[0018] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述被检体内装置是内窥镜，上述位置获取部获取包含上述内窥镜的插入部分中的前端部的多个点的位置作为上述第一位置。

[0019] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述被检体内装置是胶囊内窥镜。

[0020] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，与上述被检体内装置不同的上述被检体内装置是内窥镜或者胶囊内窥镜。

[0021] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述被检体内装置具备磁铁，该磁铁与外部磁场进行作用来在该被检体内装置中产生推进力，上述外部装置还具备引导部，该引导部根据上述被检体内装置的当前位置和上述第二移动轨迹来形成用于在配置上述被检体内装置的空间内将该被检体内装置向目的位置引导的上述外部磁场。

[0022] 上述的本发明的被检体内检查系统，其特征在于，上述引导部根据设定在上述第二移动轨迹上的一个以上的上述第二位置和上述位置获取部所获取到的上述被检体内装置的当前位置来确定该被检体内装置接下来要通过的第二位置，形成向该第二位置引导上述被检体内装置的上述外部磁场。

[0023] 上述的本发明的被检体内检查系统,其特征在于,能够切换为多个第二移动轨迹中的任一个第二移动轨迹。

[0024] 上述的本发明的被检体内检查系统,其特征在于,还具备:判断部,其判断上述被检体内装置是否通过了相当于设定在上述第二移动轨迹上的检查点的上述被检体内部的位置;以及通知部,其在上述被检体内装置通过了相当于上述检查点的上述被检体内部的位置的情况下,向操作者通知通过了检查点。

#### [0025] 发明的效果

[0026] 根据本发明,能够使当前正在获取中的第一移动轨迹与现有的第二移动轨迹重合,因此通过例如使现有的第二移动轨迹上的规定位置与观察部位等关联信息链接,能够实现不依赖于观察者的知识、经验、技巧等就能够准确地确定观察部位的被检体内检查系统。

#### 附图说明

[0027] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 的内窥镜系统的概要结构例的示意图。

[0028] 图 2 是表示本发明的实施方式 1 的内窥镜系统中的内窥镜以及接收装置的更具体的结构例的框图。

[0029] 图 3 是表示在本发明的实施方式 1 中根据标准被检体的管腔生成的标准轨迹的图。

[0030] 图 4 是表示通过本发明的实施方式 1 中的轨迹生成部生成的移动轨迹和保存在存储部中的标准轨迹的例子的图。

[0031] 图 5 是表示本发明的实施方式 1 的比例尺调整前的移动轨迹和标准轨迹各自的特征部分的图。

[0032] 图 6 是表示本发明的实施方式 1 的比例尺调整后的移动轨迹和标准轨迹的图。

[0033] 图 7 是表示本发明的实施方式 1 的接收装置的动作例的流程图。

[0034] 图 8 是表示本发明的实施方式 1 的显示装置的概要结构例的框图。

[0035] 图 9 是表示在本发明的实施方式 1 中图像处理部生成的 GUI 画面的一个例子的图。

[0036] 图 10 是用于说明本发明的实施方式 1 的比例尺调整前后的移动轨迹与标准轨迹的关系的图。

[0037] 图 11 是表示本发明的实施方式 1 的显示装置的动作例的流程图。

[0038] 图 12 是表示本发明的实施方式 2 的内窥镜系统的概要结构例的示意图。

[0039] 图 13 是表示本发明的实施方式 2 的胶囊内窥镜以及接收装置的概要内部结构的框图。

[0040] 图 14 是表示本发明的实施方式 2 的胶囊内窥镜的概要外观的立体图。

[0041] 图 15 是表示本发明的实施方式 3 的内窥镜引导系统的概要结构的示意图。

[0042] 图 16 是表示本发明的实施方式 3 的移动轨迹和比例尺调整后的标准轨迹的图。

[0043] 图 17 是用于说明本发明的实施方式 3 的比例尺调整前后的移动轨迹与标准轨迹的关系的图。

[0044] 图 18 是表示本发明的实施方式 3 的接收装置引导胶囊内窥镜时的动作例的流程

图。

[0045] 图 19 是表示本发明的实施方式 1 的变形例 3 的显示装置的概要结构例的框图。

## 具体实施方式

[0046] 下面,参照附图详细地说明用于实施本发明的优选方式。此外,在下面的说明中,各图只不过以能够理解本发明的内容的程度概要地示出形状、大小、以及位置关系,因而本发明并不只限于在各图中例示的形状、大小、以及位置关系。

[0047] <实施方式 1>

[0048] 下面,使用附图来详细地说明本发明的实施方式 1 的结构以及动作。在本实施方式 1 中,以作为被检体内检查系统的内窥镜系统 1 为例来进行说明,该被检体内检查系统使用了内窥镜 100 作为被检体内装置。此外,在本实施方式 1 中,作为内窥镜 100,以前端部 102 内具备 CCD(Charge-Coupled Device) 阵列等摄像元件的所谓电子内窥镜为例,但是本发明不限于此,能够应用所谓的纤维镜等各种软管型的内窥镜。

[0049] 图 1 是表示本实施方式 1 的内窥镜系统 1 的概要结构例的示意图。图 2 是表示本实施方式 1 的内窥镜系统 1 中的内窥镜 100 以及接收装置 200 的更具体的结构例的框图。

[0050] 如图 1 所示,内窥镜系统 1 具有:内窥镜 100,其具备从前端部 102 插入被检体 900 内的探头 101 以及操作探头 101 的操作部 110;一个以上的检测线圈 S\_1 ~ S\_9(下面将任意的检测线圈的标记设为 S)以及用于固定检测线圈 S 的固定板 130;接收装置 200,其经由线缆 1031 与内窥镜 100 相连接;显示装置 280,其经由线缆 1032 与接收装置 200 相连接;床 301,其载置被检体 900;以及可动台 302,其能够使床 301 相对于检测线圈 S 进行水平移动的方式支承床 301。此外,显示装置 280 能够使用个人计算机、工作站等的信息处理装置或者液晶显示器、有机 EL 显示器等显示器等。另外,在本结构中,接收装置 200 和显示装置 280 是所谓的外部装置。因此,也可以使用单独的信息处理装置来构筑接收装置 200 和显示装置 280。

[0051] 如图 2 所示,接收装置 200 具备:振荡电路 210,其通过进行振荡来向线缆 1031 输出规定频率的正弦波信号;位置获取部 220,其获取探头 101 的前端部 102 的位置以及朝向;轨迹获取部 230,其使用获取到的位置以及朝向信息中的位置信息来生成与前端部 102 的移动轨迹有关的信息;图像获取部 240,从操作部 110 对其输入由内窥镜 100 所获取的图像数据;控制部 201,其控制接收装置 200 的内部;存储部 202,其适当保存各种程序以及各种数据;输入部 203,其用于操作者输入对接收装置 200 的各种设定、指示等;显示部 204,其显示设定信息等各种信息;以及通信接口(I/F)205,经由线缆 1032 来与显示装置 280 进行各种数据的发送接收。

[0052] 输出到线缆 1031 的正弦波信号向内窥镜 100 的操作部 110 输入,从操作部 110 经由插设在探头 101 内的信号线 1031a 来向安装在其前端部 102 内的源线圈 102a 输入。由此,在前端部 102 内的源线圈 102a 中流过规定频率的交流电流,向其周围输出规定频率的磁场 FS。此外,振荡电路 210 中的振荡例如是通过控制部 201 来控制的。

[0053] 利用检测线圈 S 将源线圈 102a 所形成的磁场 FS 转换为电压变化来检测该磁场 FS。即,在各检测线圈 S 中,产生与形成在各自的位置处的磁场相应的电压变化。在本实施方式 1 中,使用检测线圈 S\_1 ~ S\_9 的共九个检测线圈 S。但是,本发明不限于此,只要根据

想要求解的变量的数量来设定检测线圈 S 的数量即可。例如,在至少求取源线圈 102a 的位置 (x, y, z) 和磁矩的方向 (M<sub>x</sub>, M<sub>y</sub>, M<sub>z</sub>) 合计六个变量的解的情况下,最低只要使用六个检测线圈 S 即可。此外,通过求取源线圈 102a 的磁矩的方向,能够确定前端部 102 的朝向。

[0054] 各检测线圈 S 是包含能够检测例如 y 轴方向的磁场强度以及方向的线圈的磁传感器。但是,不限于此,也可以使用例如由磁电阻元件、磁阻抗元件 (MI 元件) 等构成的磁传感器来构成各检测线圈 S。另外,也能够由三轴磁传感器等来构成各检测线圈 S,该三轴磁传感器由分别检测 x 轴、y 轴或者 z 轴的三个线圈构成。

[0055] 位置获取部 220 将在各检测线圈 S 中产生的电压变化作为检测信号读出,根据它来计算源线圈 102a、即前端部 102 的位置。具体地说,位置获取部 220 包括信号处理部 221 和位置计算部 222。信号处理部 221 将在各检测线圈 S 中产生的电压变化作为检测信号读出,对该检测信号执行放大、滤波、A/D 转换等处理。位置计算部 222 进行基于使用了最小二乘法的反复运算的收敛计算,从而导出源线圈 102a、即前端部 102 的位置以及朝向。具体地说,位置计算部 222 假定与源线圈 102a 等效的磁矩,计算用该假定进行仿真的磁矩的位置以及朝向的理想检测信号 (理想电压) 与实际地从信号处理部 221 输入的九个检测信号 (电压数据) 的差,变更上述假定来再次计算出差,执行这种反复计算直到该差变得小于等于预先决定的规定值为止,由此来估计源线圈 102a 的位置。但是,获取前端部 102 的位置的方法不限于上述方法,能够使用各种方法。

[0056] 由位置计算部 222 所获取的位置以及朝向的信息 (下面,简称作位置信息) 输入到控制部 201。控制部 201 将输入的位置信息存储在存储部 202。另外,控制部 201 从存储部 202 读出存储的位置信息,将其输入到轨迹获取部 230。

[0057] 轨迹获取部 230 包括轨迹生成部 231、比较部 232 以及比例尺调整部 233。从控制部 201 输入到轨迹获取部 230 的位置信息被输入到轨迹生成部 231。轨迹生成部 231 通过沿着时间序列连接输入的位置信息来生成前端部 102 的移动轨迹,将该移动轨迹的信息输入到比较部 232。

[0058] 此外,生成的移动轨迹的信息包含沿着时间序列排列的位置的信息、即具有顺序性的位置的信息。也可以间隔剔除移动轨迹上的位置的信息使其例如间隔规定间隔 (例如 1cm)。其能够通过从所生成的移动轨迹中间隔剔除位置的信息以使位置信息间隔规定间隔的方法、使用间隔规定间隔的位置信息来生成移动轨迹的方法等各种方法来实现。通过这样间隔剔除位置的信息,能够减轻使用了移动轨迹的处理的负荷。

[0059] 另外,经由控制部 201 还对比较部 232 输入预先保存在存储部 202 中的设为标准的移动轨迹 (下面,称作标准轨迹 SP1)。该标准轨迹 SP1 不是连接特定的被检体 900 的管腔的中心的线,而是例如图 3 所示那样连接模拟标准被检体的管腔 SL 得到的管腔 SL 的中心的线。图 3 是表示在本实施方式 1 中根据标准被检体的管腔 SL 生成的标准轨迹 SP1 的图。此外,标准轨迹 SP1 包含间隔例如规定间隔 (例如 1cm) 的具有顺序性的位置 P 的信息而成。

[0060] 比较部 232 判断从轨迹生成部 231 输入的移动轨迹所包含的位置信息的数量是否超过了阈值。另外,在包含于移动轨迹中的位置信息的数量超过了某阈值的情况下,比较部 232 比较到此为止生成的移动轨迹、即到当前位置为止的移动路径和标准轨迹,将其比较结果与移动轨迹以及标准轨迹的信息一起输入到比例尺调整部 233。此外,能够将例如如下程

度的位置信息的数量设为阈值：使用到当前位置为止的位置信息而生成的移动轨迹具有表现被检体 900 内部的脏器形状的特征部分这种程度的长度。

[0061] 另外，移动轨迹与标准轨迹的比较结果能够如下这样来获得：例如，提取移动轨迹的以管腔的形状为起因的形状的特征部分，比较该特征部分与标准轨迹中的形状的特征部分的位置、大小。标准轨迹中的形状的特征部分也可以预先存储在例如存储部 202 等中。

[0062] 另外，移动轨迹与标准轨迹的比较不限于上述方法，例如，在移动轨迹中的距某个基准位置的点和标准轨迹中的距相同的某个基准位置的点之间按顺序取得对应，计算这些点之间的间隔作为比较结果等，能够应用各种方法。此外，点是由各轨迹中的位置信息来表示的点。

[0063] 比例尺调整部 233 根据从比较部 232 输入的比较结果，整体和 / 或部分地调整移动轨迹的比例尺使得移动轨迹与标准轨迹一致。使用图 4 ~ 图 6 来详细地说明该处理。此外，在图 4 ~ 图 6 中，为了说明的方便，以生成全部的移动轨迹 PP1 为例。图 4 是表示由轨迹生成部 231 生成的移动轨迹 PP1 和保存在存储部 202 中的标准轨迹 SP1 的例子的图。图 5 是表示比例尺调整前的移动轨迹 PP1 和标准轨迹 SP1 的各轨迹中的特征部分的图。图 6 是表示比例尺调整后的移动轨迹 PP1' 和标准轨迹 SP1 的图。

[0064] 如图 4 所示，标准轨迹 SP1 是通过将具有顺序性的多个点 p 相互连接来形成的。另一方面，移动轨迹 PP1 是通过将具有顺序性的多个点 q 相互连接来形成的。当参照重叠了这些标准轨迹 SP1 和移动轨迹 PP1 的图 4 时可明确，移动轨迹 PP1 不一定与标准轨迹 SP1 一致。

[0065] 因此如图 5 所示，比较部 232 提取移动轨迹 PP1 中的特征部分（例如特征部分 b1 ~ b14），比较该特征部分 b1 ~ b14 与标准轨迹 SP1 中的特征部分（例如特征部分 a1 ~ a14）的位置、大小、以及移动轨迹 PP1 与标准轨迹 SP1 的各个不同的特征部分之间的距离等。该比较的结果输入到比例尺调整部 233。

[0066] 比例尺调整部 233 根据输入的比较结果来决定各特征部分 b1 ~ b14 的比例尺、各特征部分 b1 ~ b14 之间的比例尺。之后，通过使用所决定的比例尺来对每个部分调整移动轨迹 PP1 的比例尺，来如图 6 所示那样使移动轨迹 PP1 与标准轨迹 SP1 重合。例如放大或者缩小移动轨迹 PP1 中的夹在两个特征部分 (b1 ~ b14) 之间的区间的比例尺使得移动轨迹 PP1 中的该区间与标准轨迹 SP1 中的与其相对应的区间一致。另外，例如放大或者缩小移动轨迹 PP1 中的特征部分 b1 ~ b14 使得移动轨迹 PP1 中的特征部分 b1 ~ b14 与标准轨迹 SP1 中的与其相对应的特征部分 a1 ~ a14 的大小一致。另外，比例尺调整后的移动轨迹 PP1' 的信息输入到控制部 201 之后，例如经由通信接口 205 来向显示装置 280 发送、或保存到存储部 202 等。

[0067] 这里，使用附图来详细地说明接收装置 200 的动作。图 7 是表示接收装置 200 的动作例的流程图。

[0068] 如图 7 所示，接收装置 200 首先通过使图像获取部 240 进行动作来从内窥镜 100 的操作部 110（参照图 1 或者图 2）获取图像数据（步骤 S101），将获取到的图像数据经由控制部 201 存储到存储部 202 等（步骤 S102）。此外，在图像数据中附加有表示其摄像时刻的时间戳。

[0069] 接着接收装置 200 向振荡电路 210 输入控制信号，使其输出规定频率的正弦波信

号(步骤S103)。此外,正弦波信号向线缆1031输入,从线缆1031经由操作部110以及信号线1031a输入到前端部102的源线圈102a。其结果,形成以源线圈102a(即前端部102)为中心的磁场FS。

[0070] 接着,接收装置200通过使位置获取部220的信号处理部221进行动作来从各检测线圈S读出检测信号(步骤S104)。接着,接收装置200通过使信号处理部221以及位置计算部222进行动作来根据读出的检测信号获取与源线圈102a(即前端部102)的当前位置有关的位置信息(最新的位置信息)(步骤S105)。另外,接收装置200将获取到的位置信息经由控制部201存储到存储部202等(步骤S106)。

[0071] 接着,接收装置200使控制部201判断存储在存储部202等中的位置信息是否大于等于预先设定的阈值(步骤S107)。在该判断的结果是还未存储大于等于阈值的位置信息的情况下(步骤S107:“否”),接收装置200返回步骤S101,再次获取并保存图像数据以及位置信息。

[0072] 另一方面,在步骤S107的判断的结果是存储有大于等于阈值的位置信息的情况下(步骤S107:“是”),接收装置200接着通过使轨迹生成部231进行动作来根据存储在存储部202等中的位置信息生成到目前为止的移动轨迹PP1(步骤S108)。接着,接收装置200使轨迹生成部231执行如下处理(步骤S109):将在生成的移动轨迹PP1中在时间序列上前后连接的两个点q的距离小于等于规定距离的点从该生成的移动轨迹PP1中间隔剔除。其结果,能够生成由各自的间隔大于等于规定距离(例如1cm)且小于等于规定距离的两倍的点构成的移动轨迹PP1。

[0073] 接着,接收装置200将步骤S109中的移动轨迹PP1向轨迹生成部231和比较部232输入、并且将保存在存储部202等中的标准轨迹SP1经由控制部201向比较部232输入,使比较部232执行标准轨迹SP1与移动轨迹PP1的比较(步骤S110)。此外,步骤S110的比较能够使用在上述中使用图4~图6进行说明的方法。

[0074] 接着,接收装置200将标准轨迹SP1与移动轨迹PP1的比较结果以及移动轨迹PP1的信息从比较部232向比例尺调整部233输入,使该比例尺调整部233执行部分和/或整体地调整移动轨迹的比例尺的处理使得移动轨迹PP1与标准轨迹SP1一致(步骤S111)。此外,比例尺调整后的移动轨迹PP1’例如经由控制部201保存到存储部202等(步骤S112)。

[0075] 接着,接收装置200将在步骤S101中获取到的图像数据、在步骤S105中获取到的位置信息、以及比例尺调整后的移动轨迹PP1’的信息经由通信接口205向显示装置280发送(步骤S113)。之后,接收装置200判定是否继续进行动作、例如是否经由输入部203或者通信接口205从显示装置280接收到动作的结束指示(步骤S114),在继续进行动作的情况下(步骤S114:“否”),返回步骤S101。另一方面,在不继续进行动作的情况下(步骤S114:“是”),接收装置200结束该动作。

[0076] 另外,如以上那样从接收装置200发送到线缆1032的图像数据、位置信息以及比例尺调整后的移动轨迹PP1’的信息(下面,将这些称作输入数据)输入到显示装置280(参照图1或者图2)。在此,在图8中示出本实施方式1的显示装置280的概要结构例。图8是表示本实施方式1的显示装置280的概要结构例的框图。另外,图9是表示在本实施方式1中图像处理部284生成的GUI画面10的一个例子的图。

[0077] 如图8所示,显示装置280具备:控制部281,其控制显示装置280内部;存储器部

282, 其适当保存各种程序、各种数据; 通信接口 283, 其经由线缆 1032 来与接收装置 200 进行各种数据的发送接收; 输入部 285 以及显示部 286, 其实现使操作者输入对显示装置 280、接收装置 200 的各种操作、指示等的 GUI (Graphical User Interface: 图形用户界面) 功能; 以及图像处理部 284, 其生成 GUI 画面 10 (参照图 9), 该 GUI 画面实现提供给操作者的 GUI 功能。

[0078] 经由线缆 1032 已向显示装置 280 发送的输入数据通过通信接口 283 向控制部 281 输入。控制部 281 将来自通信接口 283 的输入数据临时存储到存储器部 282 等规定的存储区域 (输入数据存储部 282a) 等。

[0079] 另外, 来自通信接口 283 的输入数据或者事先存储在存储器部 282 的输入数据存储部 282a 中的输入数据经由控制部 281 输入到图像处理部 284 的数据输入部 284a。图像处理部 284 除了该数据输入部 284a 之外还包括平均颜色计算部 284b、平均颜色条生成部 284c、轨迹图像生成部 284d、脏器图像生成部 284e、当前位置关联信息获取部 284f 以及画面生成部 284g。

[0080] 数据输入部 284a 将输入数据中的图像数据分别输入到平均颜色计算部 284b 以及画面生成部 284g。另外, 数据输入部 284a 将输入数据中的位置信息分别输入到轨迹图像生成部 284d 以及当前位置关联信息获取部 284f。并且, 数据输入部 284a 将输入数据中的比例尺调整后的移动轨迹的信息输入到轨迹图像生成部 284d。

[0081] 平均颜色计算部 284b 针对每个图像数据计算图像数据中的颜色成分的平均颜色并将其输入到平均颜色条生成部 284c。此外, 平均颜色计算部 284b 也可以计算图像数据中的成为特征的部分的颜色成分的平均颜色。并且, 平均颜色计算部 284b 也可以将一个图像数据 (一帧) 沿例如纵方向分割为多个 (例如四分割) 并计算各分割区域的颜色成分的平均颜色。

[0082] 平均颜色条生成部 284c 根据从平均颜色计算部 284b 输入的每个图像数据 (或者其每个分割区域) 的平均颜色生成以单色视觉表现各图像数据 (或者分割区域) 的色彩的图像, 通过将其按照附加在图像数据中的时间戳沿时间序列相互连接来生成平均颜色条 (参照图 9 的平均颜色条 18), 该平均颜色条能够使操作者一眼识别获取到的所有图像数据的色彩的概要。此外, 生成的平均颜色条 18 输入到画面生成部 284g。

[0083] 轨迹图像生成部 284d 使用比例尺调整后的移动轨迹的信息来生成将其可视化的图像 (参照图 9 中的移动轨迹图像 pp1), 并将其输入到脏器图像生成部 284e。此外, 在移动轨迹图像 pp1 中也可以包含描绘了间隔剔除之后的点的标识 mp1。另外, 在移动轨迹图像 pp1 中也可以包含描绘当前的前端部 102 的位置或者获取主显示区域 13 中正在显示的图像数据时的前端部 102 的位置的标识 cp1。

[0084] 另外, 在存储器部 282 中包括保存标准被检体的管腔 SL 的图像 (图 9 的标准脏器图像 s11) 的标准脏器图像保存部 282b。脏器图像生成部 284e 使用从存储器部 282 的标准脏器图像保存部 282b 读出的标准脏器图像 s11、以及从轨迹图像生成部 284d 输入的移动轨迹图像 pp1 来生成图 9 所示的 GUI 画面 10 中的脏器图像显示栏 14, 并将其输入到画面生成部 284g。此外, 在标准脏器图像 s11 中也可以包含作为标准轨迹 SP1 的图像的标准轨迹图像 sp1。

[0085] 并且, 在存储器部 282 中包括当前位置关联信息保存部 282c, 该当前位置关联信

息保存部 282c 保存包含如下信息等的信息（下面，称作当前位置关联信息）：标准管腔内的各特征部分 a1～a14 的标准的平均颜色（图像）、特征形状（图像）、示出残渣特征的颜色（图像）、示出血液特征的颜色（图像）、一般的病因学信息、以及与检查对象的被检体 900 相关的通过以前的诊断所获得的临床信息等。当前位置关联信息获取部 284f 根据从数据输入部 284a 输入的前端部 102 的当前位置来从存储器部 282 的当前位置关联信息保存部 282c 获取与该当前位置近接的特征部分（a1～a14 中的某一个）的当前位置关联信息，并将其输入到画面生成部 284g。

[0086] 但是，在本实施方式 1 中，实际获取到的前端部 102 的最新的位置信息与比例尺调整后的移动轨迹 PP1' 中的前端部 102 的当前位置不同。即，如图 10 所示，当将标准轨迹 SP1 中的特征部位 ak1 以及 ak2（参照图 10 的（a））和移动轨迹 PP1 中的特征部位 bk1 以及 bk2（参照图 10 的（b））设为分别对应的特征部位时，在调整移动轨迹 PP1 的比例尺使特征部位 bk1 以及 bk2 之间的距离与标准轨迹 SP1 中的特征部位 ak1 以及 ak2 间的距离一致的情况下，如图 10 的（c）所示，比例尺调整后的移动轨迹 PP1' 中的特征部位 bk1 以及 bk2 之间的点 q11～q16 的位置相对于比例尺调整前的移动轨迹 PP1 中的特征部位 bk1 以及 bk2 之间的点 qk1～qk6 产生偏离。此外，图 10 是用于说明本实施方式 1 的比例尺调整前后的移动轨迹与标准轨迹之间的关系的图。

[0087] 因此，在根据原来的位置信息获取了当前位置关联信息的情况下，通过当前位置关联信息获取部 284f 不一定能够获得准确的当前位置关联信息。因此如图 10 的（d）所示，本实施方式 1 的当前位置关联信息获取部 284f 将与比例尺调整后的移动轨迹 PP1' 中的表示前端部 102 的最新位置的点最近接的标准轨迹上的点确定为当前位置，从存储器部 282 的当前位置关联信息保存部 282c 确定与其相对应的当前位置关联信息。由此，在变更了移动轨迹 PP1 的比例尺的情况下也能够获取准确的当前位置关联信息。

[0088] 画面生成部 284g 使用输入的图像数据、平均颜色条 18、标准脏器图像 s11（包含移动轨迹图像 pp1 等）以及当前位置关联信息来生成如图 9 所示那样的 GU1 画面 10，并经由控制部 281 将其显示在显示部 286 上。由此，向操作者提供使用了 GU1 画面 10 和输入部 285 的 GU1 功能。此外，在图 9 所示的 GU1 画面 10 中显示与患者有关的信息（患者信息 11）、表示与该患者有关的诊疗结果的诊疗信息 12、显示从接收装置 200 输入的最新的图像数据或者被操作者指定的图像数据的主显示区域 13、显示脏器图像生成部 284e 所生成的标准脏器图像 s11（包含移动轨迹图像 pp1（包含标识 mp1 以及 cp1）以及标准轨迹图像 sp1）的脏器图像显示栏 14、显示与前端部 102 的标准轨迹 SP1 上的当前位置相应的当前位置关联信息的当前位置关联信息显示栏 16、以及平均颜色条 18。此外，在平均颜色条 18 上附加有能够操作的滑块 18a，该滑块 18a 表示主显示区域 13 中正在显示的图像数据与平均颜色条 18 中的那个位置相对应。

[0089] 另外，在 GU1 画面 10 中，还嵌入有用于提供切换上述中的标准轨迹 SP1 的 GU1 功能的标准轨迹选择栏 15。标准轨迹选择栏 15 例如以下拉形式来显示选择菜单。操作者使用输入部 285 的鼠标等来操作指针 19，选择适合患者的标准轨迹。此外，设为选择对象的标准轨迹例如能够根据是成人还是孩子、是男性还是女性、是哪个人种等、各脏器等的长度、大小、形状等来制作。

[0090] 接着，使用附图来详细地说明显示装置 280 的动作。图 11 是表示显示装置 280 的

动作例的流程图。

[0091] 如图 11 所示,首先,从接收装置 200 经由线缆 1032 向显示装置 280 输入图像数据、位置信息以及比例尺调整后的移动轨迹的信息(步骤 S121)。接着,显示装置 280 将图像数据从图像处理部 284 的数据输入部 284a 输入到平均颜色计算部 284b,使其计算各图像数据的平均颜色(步骤 S122)。接着,显示装置 280 将生成的平均颜色输入到平均颜色条生成部 284c,使其生成平均颜色条 18(步骤 S123)。

[0092] 接着,显示装置 280 将比例尺调整后的移动轨迹的信息从图像处理部 284 的数据输入部 284a 输入到轨迹图像生成部 284d,使其生成比例尺调整后的移动轨迹图像 pp1(步骤 S124)。接着,显示装置 280 将生成的移动轨迹图像 pp1 输入到脏器图像生成部 284e、并且从存储器部 282 的标准脏器图像保存部 282b 向脏器图像生成部 284e 输入标准脏器图像以及标准轨迹图像,使脏器图像生成部 284e 使用这些来生成标准脏器图像 s11(步骤 S125)。

[0093] 接着,显示装置 280 将位置信息从图像处理部 284 的数据输入部 284a 输入到当前位置关联信息获取部 284f,使其获取与比例尺调整后的前端部 102 的当前位置相对应的当前位置关联信息(步骤 S126)。

[0094] 接着,显示装置 280 将图像数据从图像处理部 284 的数据输入部 284a 输入到画面生成部 284g,根据该图像数据、在步骤 S123 中生成的平均颜色条 18、在步骤 S125 中生成的标准脏器图像 s11、以及在步骤 S126 中获取到的当前位置关联信息来生成图 9 所示的 GUI 画面 10(步骤 S127),将其输入到显示部 286 来进行显示(步骤 S128)。由此,向操作者提供了使用了 GUI 画面 10 和输入部 285 的 GUI 功能。

[0095] 之后,显示装置 280 判断是否继续进行动作、例如是否从输入部 285 输入了动作的结束指示(步骤 S129),在继续进行动作的情况下(步骤 S129:“否”),返回步骤 S121。另一方面,在不继续进行动作的情况下(步骤 S129:“是”),显示装置 280 结束该动作。

[0096] 通过如以上那样构成、动作,在本实施方式 1 中能够使当前正在获取的移动轨迹(第一移动轨迹)与现有的标准轨迹(第二移动轨迹)重合,因此例如通过使现有的标准轨迹(第二移动轨迹)上的规定位置(点 p)与观察部位等关联信息(当前位置关联信息)链接,能够实现不依赖于观察者的知识、经验、技巧等就能够准确地确定观察部位的内窥镜系统 1。

[0097] <实施方式 2>

[0098] 接着,使用附图来详细地说明本发明的实施方式 2 的结构以及动作。在本实施方式 2 中以使用胶囊内窥镜 20 作为被检体内装置为例来进行说明,该胶囊内窥镜 20 经口导入到被检体 900 内,从被检体 900 的食道到肛门在管腔 902(参照图 12)内进行移动的途中执行摄像动作来获取被检体 900 内部的图像。但是,本发明不限于此,能够使用悬浮在存储于被检体 900 的胃、小肠、大肠等的液体上的胶囊内窥镜等进行各种变形。另外,在下面的说明中,为了简化说明,对于与上述实施方式 1 以及其变形例的任一个相同的结构附加相同的附图标记,省略其详细的说明。

[0099] 图 12 是表示本实施方式 2 的内窥镜系统 2 的概要结构例的示意图。如图 12 所示,内窥镜系统 2 具备:胶囊内窥镜 20,其例如经口导入到被检体 900 内;接收装置 400,其通过与该胶囊内窥镜 20 进行无线通信来在接收装置 400 与胶囊内窥镜 20 之间发送接收图

像数据、控制命令等；以及显示装置 280，其对接收装置 400 从胶囊内窥镜 20 接收到的图像数据执行规定的处理来向操作者进行显示。此外，接收装置 400 和显示装置 280 是配置在被检体 900 之外的外部装置。另外，能够将显示装置 280 设为与上述实施方式 1 相同。

[0100] 另外，在接收装置 400 中能够装卸快闪存储器（注册商标）、智能卡（注册商标）等便携式记录介质 290。在便携式记录介质 290 中存储例如从胶囊内窥镜 20 接收到的图像数据等。操作者将便携式记录介质 290 从接收装置 400 换插到显示装置 280，使用显示装置 280 来执行存储在便携式记录介质 290 中的图像数据的再生处理、转换处理等规定处理。

[0101] 在此，使用图 13 以及图 14 来说明胶囊内窥镜 20 的概要结构例。图 13 是表示胶囊内窥镜 20 以及接收装置 400 的概要内部结构的框图。图 14 是表示胶囊内窥镜 20 的概要外观的立体图。

[0102] 如图 13 所示，胶囊内窥镜 20 具备：摄像单元 21，其对被检体 900 内部进行照明以及拍摄；处理单元 22，其执行针对由摄像单元 21 生成的图像的处理、其它各种处理；存储器单元 23，其保存由处理单元 22 进行了处理的图像数据等；发送接收单元 24 以及天线 25a，其与接收装置 400 之间进行信号的发送接收；一个以上的电池 26，其向胶囊内窥镜 20 内部提供电力；以及振荡电路 27 以及 LC 谐振电路 31，其产生用于位置检测的磁场。此外，也可以将 LC 谐振电路 31 替换为 L（电感）。

[0103] 摄像单元 21、处理单元 22、存储器单元 23、发送接收单元 24、电池 26、振荡电路 27 以及 LC 谐振电路 31 收容在由容器 28a 和罩 28b 构成的不透水的壳体 28 内部。在此如图 14 所示，容器 28a 具有一端形成半球状的圆顶形状而另一端开口的大致圆筒形状或者半椭圆球状的形状。另一方面，罩 28b 具有半球形状，通过嵌入到容器 28a 的开口来将壳体 28 内密封为不透水。另外，至少罩 28b 以透明的树脂等来形成。

[0104] 摄像单元 21 是拍摄被检体 900 内的摄像单元，包括照明被检体 900 内部的 LED 21c、作为受光元件的 CCD（Charge Coupled Device）排列为矩阵状的 CCD 阵列 21a、驱动 LED 21c 的驱动电路（不图示）以及驱动 CCD 阵列 21a 的驱动电路（不图示）。摄像单元 21 通过定期地（例如 1 秒 2 次）进行动作来拍摄被检体 900 内部，生成图像数据。另外，通过驱动电路来读出生成的图像数据，大致实时地向处理单元 22 输入。

[0105] 处理单元 22 对输入的图像数据执行规定的信号处理，将处理后的图像数据输入到发送接收单元 24。发送接收单元 24 主要作为将通过摄像单元 21 拍摄到的图像数据向外部的接收装置 400 输出的输出单元而发挥功能。因而，由处理单元 22 进行了规定的信号处理的图像数据之后从发送接收单元 24 经由天线 25a 大致实时地向接收装置 400 无线发送。但是，不限于此，也可以构成为将进行了规定的图像信号处理的图像数据存储在存储器单元 23 中，从被检体 900 取出胶囊内窥镜 20 之后，从存储器单元 23 取出图像数据。此外，优选例如通过处理单元 22 在发送 / 存储的图像数据中附加时间戳使得可知拍摄时刻。

[0106] 如图 12～图 14 所示，LED 21c 以及 CCD 阵列 21a 以照明 / 摄像方向 Dr 隔着透明的罩 28b 朝向壳体 28 之外的方式配置在壳体 28 内部。CCD 阵列 21a 配置在与壳体 28 的长度方向垂直的截面的大致中央。另一方面，多个 LED 21c 配置成在上述截面内包围 CCD 阵列 21a。

[0107] 另外，胶囊内窥镜 20 的天线 25a 使用例如具备指向性的天线。在本实施方式 2 中，使用环形天线作为天线 25a。具备该指向性的天线 25a 固定在壳体 28 内部。

[0108] 接着,使用图13来详细地说明本实施方式2的接收装置400的概要结构例。当比较图13以及图2时可知,接收装置400是在与上述实施方式1的接收装置200相同的结构中取代振荡电路210而设置有发送接收电路421。

[0109] 如图12以及图13所示,从胶囊内窥镜20无线发送的图像数据通过配设在被检体900的体表的多个天线A\_1～A\_2(下面,将任意天线的标记设为A)被接收,经由线缆1033输入到配置在被检体900外的接收装置400。此外,多个天线A例如由偶极天线、环形天线等构成,固定在被检体900上。但是,天线A的个数、配置模式以及天线A的固定目的地能够进行各种变形。

[0110] 从胶囊内窥镜20经由天线A输入的图像数据被输入到发送接收电路421,在进行了规定的信号处理之后输入到控制部201。另外,在胶囊内窥镜20中设置有振荡电路27和LC谐振电路31,该振荡电路27通过进行振荡向LC谐振电路31输入规定频率的正弦波信号,该LC谐振电路31根据规定频率的正弦波信号来在其周围形成规定频率的磁场(与上述实施方式1中的磁场FS相当,下面称作谐振磁场)。LC谐振电路31形成的谐振磁场被例如固定在被检体900上或者被检体的外部的检测线圈S\_1～S\_9(下面,将任意检测线圈的标记设为S)检测,之后与上述的实施方式1相同地,使用于位置获取部220中的胶囊内窥镜20的位置以及朝向的获取。此外,将这样根据位置检测对象自发地产生的磁场获取位置的方式称作主动方式。

[0111] 通过以上那样,在本实施方式2中,向接收装置400的控制部201输入从胶囊内窥镜20获取到的图像数据、和由位置获取部220所获取的胶囊内窥镜20的位置信息。控制部201执行与在上述实施方式1中进行说明的动作相同地动作,在轨迹生成部231中生成胶囊内窥镜20的移动轨迹。另外,控制部201比较在轨迹生成部231中生成的移动轨迹和预先保存在存储部202等中的标准轨迹,根据该比较结果来部分地或者整体地调整移动轨迹的比例尺,来使移动轨迹与标准轨迹重合。之后,控制部201将图像数据、位置信息以及比例尺调整后的移动轨迹的信息从通信接口205经由线缆1034或者便携式记录介质290输入到显示装置280。

[0112] 与此相对,显示装置280通过执行与在上述实施方式1中说明的动作相同地动作,生成如图9所示那样的GU1画面,将其显示在显示部286上来实现向操作者提供的GU1功能。

[0113] 通过如以上那样构成、动作,与上述的实施方式1相同地,在本实施方式2中能够使当前正在获取的移动轨迹(第一移动轨迹)与现有的标准轨迹(第二移动轨迹)重合,因此例如通过使现有的标准轨迹(第二移动轨迹)上的规定位置(点p)与观察部位等关联信息(当前位置关联信息)链接,能够实现不依赖于观察者的知识、经验、技巧等就能够准确地确定观察部位的内窥镜系统2。

[0114] <实施方式3>

[0115] 接着,使用附图来详细地说明本发明的实施方式3的结构以及动作。在本实施方式3中,例如与上述的实施方式2相同地,以使用胶囊内窥镜30作为被检体内装置为例来进行说明,该胶囊内窥镜30经口导入到被检体900内,从被检体900的食道到肛门在管腔902内进行移动的途中执行摄像动作来获取被检体900内部的图像。但是,在本实施方式3中,以使用了所谓的被动方式的位置检测为例来进行说明,该无源方式是例如在胶囊内窥

镜 30 内设置 LC 谐振电路, 检测通过对其施加规定的谐振频率的外部磁场(下面, 称作驱动磁场)而形成的谐振磁场, 根据该检测结果(检测信号)来计算 LC 谐振电路(胶囊内窥镜 30)的位置。除此之外, 在本实施方式 3 中, 以沿目的的路径自动引导胶囊内窥镜 30 为例来进行说明。但是, 本发明不限于此, 能够使用悬浮在存储于被检体 900 的胃、小肠、大肠等的液体上的胶囊内窥镜等进行各种变形。另外, 在下面的说明中, 为了简化说明, 对于与上述实施方式 1 或者 2 相同的结构附加相同的附图标记, 省略其详细的说明。

[0116] 图 15 是表示本实施方式 3 的内窥镜引导系统 3 的概要结构的示意图。如图 15 所示, 内窥镜引导系统 3 具备: 检测空间 K, 其收容导入了胶囊内窥镜 30 的被检体 900; 以及接收装置 500, 其对检测空间 K 内的胶囊内窥镜 30 的位置以及朝向(位置信息)进行检测。此外, 内窥镜引导系统 3 还具备有上述的实施方式 1 或者 2 的显示装置 280, 但是在图 15 中为了简化而省略了其图示。

[0117] 胶囊内窥镜 30 除了具有与上述实施方式 2 相同的结构(参照图 13 以及图 14)之外还具备分别固定在壳体 28 上的 LC 谐振电路 31 以及永磁铁 32。LC 谐振电路 31 被形成在检测空间 K 内的大致谐振频率的外部磁场(下面, 称作驱动磁场)激励来产生用于位置检测的谐振磁场。另外, 永磁铁 32 与形成在检测空间 K 内的外部磁场(下面, 称作引导磁场)作用来产生将胶囊内窥镜 30 推向引导方向的推进力。

[0118] 另外, 在检测空间 K 附近配设: 驱动线圈 Dx、Dy 以及 Dz(下面, 将任意驱动线圈的标记设为 D), 其在检测空间 K 内分别形成方向不同的大致均匀的驱动磁场; 以及多个检测线圈 S, 其检测胶囊内窥镜 30 的 LC 谐振电路 31 所产生的谐振磁场。并且, 在检测空间 K 附近配置在检测空间 K 内分别形成方向不同的引导磁场的引导线圈 Gx、Gy 以及 Gz(下面, 将任意的引导线圈的标记设为 G)。但是, 在图 15 中, 为了说明的明确化而省略分别成对的驱动线圈 D 中的一个驱动线圈。另外, 在图 15 中, 省略设置在检测空间 K 的顶板侧的检测线圈 S。

[0119] 各驱动线圈 D 分别与夹持检测空间 K 而相对置的未图示的驱动线圈形成对, 例如在检测空间 K 内产生由沿 x、y 或者 z 轴方向延伸的磁力线构成的大致均匀的驱动磁场。因而, 通过切换根据胶囊内窥镜 30 的位置、朝向来进行驱动的驱动线圈 D 的对, 即驱动磁场的方向, 使 LC 谐振电路 31 产生无论胶囊内窥镜 30 的 LC 谐振电路 31(特别是电感(L))在检测空间 K 内朝向哪个方向都能够稳定这种强度的谐振磁场。其结果, 能够改善胶囊内窥镜 30 的位置检测精度。

[0120] 各引导线圈 G 分别与夹持检测空间 K 而相对置的未图示的引导线圈形成对, 分别根据胶囊内窥镜 30(特别是永磁铁 32)的位置、朝向来在检测空间 K 内形成用于将胶囊内窥镜 30 向设为目标的位置、朝向进行引导的引导磁场。此外, 下面为了说明的简化而关注图示的引导线圈 G。

[0121] 另外, 接收装置 500 除了控制部 201、存储部 202、输入部 203、显示部 204、通信接口 205、位置计算部 222、轨迹获取部 230 以及发送接收电路 421 之外还具备驱动线圈输入信号调整部 510、位置获取部 520 以及引导线圈驱动部 540。

[0122] 驱动线圈输入信号调整部 510 例如包括: 驱动信号生成部 511, 其根据从控制部 201 输入的信号来生成驱动信号; 驱动线圈切换部 512, 其按照来自控制部 201 的控制来切换输入驱动信号的驱动线圈 D。

[0123] 位置获取部 520 例如包含信号处理部 221、检测线圈选择部 522、干扰校正部 523 以及位置计算部 222。检测线圈选择部 522 例如在来自控制部 201 的控制下从多个检测线圈 S 中选择信号处理部 221 设为检测信号的读出对象的检测线圈 S。

[0124] 信号处理部 221 与上述实施方式 1 相同地,定期地或者不定期地将在各检测线圈 S 中产生的电压变化作为检测信号而读出,对该检测信号执行放大、滤波、A/D 转换等处理。进行了这种信号处理的检测信号经由检测线圈选择部 522 输入到位置计算部 222。位置计算部 222 以及干扰校正部 523 根据经由检测线圈选择部 522 输入的检测信号以及之前计算出的胶囊内窥镜 30 的位置信息,通过收敛计算来计算精度更高的胶囊内窥镜 30 的位置信息。

[0125] 在此,在从检测线圈 S 读出的检测信号中还包含与 LC 谐振电路 31 的谐振频率大致相等的驱动磁场的成分。LC 谐振电路 31 产生的谐振磁场相对于驱动磁场具有  $90^\circ$  的相位差。因而,为了从干扰校正后的检测信号所包含的磁场成分中除去驱动磁场成分,需要从检测磁场中提取相对于驱动磁场具有  $90^\circ$  的相位差的矢量成分。

[0126] 因此,在本实施方式 3 中,在实际地执行位置检测之前,以在检测空间 K 内未导入 LC 谐振电路 31 的状态驱动驱动线圈 D 来在检测空间 K 内形成驱动磁场,计算在该状态下实际由检测线圈 S、配置在检测空间 K 内的未图示的磁场传感器检测出的驱动磁场的振幅和相位成分。之后,从将 LC 谐振电路 31 导入到检测空间 K 内而获得的检测磁场中,通过矢量运算减去之前事先计算出的磁场成分(矢量量)来求出谐振磁场的成分(校准处理)。在本实施方式中,根据这样获得的谐振磁场,通过使用了最小二乘法等的收敛计算来求出 LC 谐振电路 31 的位置以及方向。

[0127] 但是,在从检测线圈 S 读出的检测信号中包含例如驱动线圈 D 等与形成在检测空间 K 内的磁场产生干扰而产生的磁场等不需要的磁场的成分。该不需要的磁场是由于 LC 谐振电路 31 与引导线圈 G 等接近检测空间 K 配置的线圈之间的干扰而产生的,因此具有与谐振磁场大致相等的频率。

[0128] 因此,在本实施方式 3 中,在干扰校正部 523 中执行从在位置计算部 222 中计算出的位置信息中除去误差的处理(校正处理),该误差是包含在检测信号中的不需要的磁场的成分所导致的。在校正处理中,例如存在将与位置、朝向相对应的校正量预先登记于 LUT 等的方法等。但是,不限于此,也可以构成为根据位置、朝向来逐次计算不需要的磁场的成分。

[0129] 在将校正量预先登记于 LUT 的方法中,例如预先通过仿真、实测来获取各驱动线圈 D 产生的不需要磁场的成分。另外,为了进行仿真,也可以设置检测流过各驱动线圈 D 的电流的电流检测部,使用通过该电流检测部检测出的电流值来进行仿真。获取到的信息作为校正量,与位置、朝向相对应地由 LUT 等来进行管理。干扰校正部 523 通过使用之前导出的位置、朝向来参照 LUT,获取与该位置、朝向相对应的校正量,使用该校正量来校正检测信号。另外,将干扰校正后的检测信号输入到位置计算部 222。

[0130] 位置计算部 222 在位置计算时通过参照该 LUT 来获取应该从干扰校正后的检测信号所包含的磁场的成分中除去的驱动磁场的相位成分,通过根据该相位校正检测信号来提取谐振磁场(校准处理)。此外,在 LC 谐振电路 31(即胶囊内窥镜 30)的位置检测中,能够与上述实施方式 1 相同地利用使用了最小二乘法的收敛计算。

[0131] 引导线圈驱动部 540 和引导线圈 G 在检测空间 K 内形成作用于永磁铁 32 的引导

磁场来引导胶囊内窥镜 30，该永磁铁 32 固定在胶囊内窥镜 30 内。在本实施方式 3 中，沿着标准轨迹来引导胶囊内窥镜 30。因此在本实施方式 3 中，如图 16 所示，通过在轨迹生成部 230 中使标准轨迹 SP1 与移动轨迹 PP1(是到目前为止的移动轨迹 PP1)重合来使标准轨迹 SP1 与移动轨迹 PP1 大致一致。生成的移动轨迹 PP1 以及比例尺调整后的标准轨迹 SP1' 的信息输入到引导线圈驱动部 540。图 16 是表示本实施方式 3 的移动轨迹 PP1 和比例尺调整后的标准轨迹 SP1' 的图。

[0132] 引导线圈驱动部 540 根据从位置计算部 222 输入的最新的位置信息、从轨迹生成部 230 输入的移动轨迹以及比例尺调整后的标准轨迹的信息，确定相对于移动轨迹 PP1(标准轨迹 SP1) 上的胶囊内窥镜 30 的当前位置，在比例尺调整后的标准轨迹上存在的下一个点 p(参照图 3 或者图 4)。

[0133] 例如图 17 所示，当将标准轨迹 SP1 中的特征部位 ak1 以及 ak2(参照图 17 的 (a)) 和移动轨迹 PP1 中的特征部位 bk1 以及 bk2(参照图 17 的 (b)) 设为分别对应的特征部位时，在调整标准轨迹 SP1 的比例尺来使特征部位 ak1 以及 ak2 之间的距离如图 17 的 (c) 所示那样与移动轨迹 PP1 中的特征部位 bk1 以及 bk2 之间的距离一致的情况下，移动轨迹 PP1 与比例尺调整后的标准轨迹 SP1' 的关系如图 17 的 (d) 所示那样。在此，当将移动轨迹 PP1 上的点 qk1 ~ qk6 设为顺序切换的胶囊内窥镜 30 的当前位置(最新的位置信息)时，能够将存在于各点 qk1 ~ qk6 之后的点 p11 ~ p17 设为胶囊内窥镜 30 的移动目标。即，当例如将胶囊内窥镜 30 的当前位置设为点 qk1 时，胶囊内窥镜 30 的引导目标被设为点 p12 ~ p17 中的某一个。之后，当胶囊内窥镜 30 的当前位置通过比例尺调整后的标准轨迹 SP1' 上的点 p12 时(例如向点 qk2 的位置进行移动)，胶囊内窥镜 30 的引导目标被设定为点 p13 ~ p17 中的某一个。之后，根据胶囊内窥镜 30 的移动来往下推延引导目标，通过与此相应地引导胶囊内窥镜 30，能够沿着比例尺调整后的标准轨迹 SP1' 来引导胶囊内窥镜 30。此外，下一个引导目标不需要是当前点 p 的后一个点 p，例如是十个点之后的点 p 等能够进行各种变形。

[0134] 另外，引导线圈驱动部 540 获取或者生成用于向如上述那样确定的引导目标引导胶囊内窥镜 30 的信息(引导信息)，据此生成引导信号。另外，引导线圈驱动部 540 将生成的引导信号适当地向某一个由一个以上的引导线圈 G 构成的组进行输入。由此，在检测空间 K 内形成用于将胶囊内窥镜 30 向引导目标进行引导的引导磁场。

[0135] 此外，引导信息能够使用设为目标的位置以及朝向、设为目标的胶囊内窥镜 30 的速度以及角速度、设为目标的胶囊内窥镜 30 的加速度以及角加速度等各种信息。

[0136] 并且，引导信息也可以例如与输入的胶囊内窥镜 30 的最新(当前)的位置和朝向以及引导目标相对应地预先登记在查找表等中。但是，不限于此，例如也可以使以矢量表示向胶囊内窥镜 30 要求的移动量以及姿势的变化量的信息与预先求出的向导信息相对应地由 LUT 等进行管理，向胶囊内窥镜 30 要求的移动量以及姿势的变化量是根据输入的胶囊内窥镜 30 的当前的位置和朝向以及目标的位置和朝向求出的。

[0137] 接着，使用附图来详细地说明本实施方式 3 的接收装置 500 引导胶囊内窥镜 30 时的动作。图 18 是表示接收装置 500 引导胶囊内窥镜 30 时的动作例的流程图。

[0138] 如图 18 所示，接收装置 500 首先从轨迹生成部 230 向引导线圈驱动部 540 输入移动轨迹以及比例尺调整后的标准轨迹的信息、并且从位置计算部 222 向引导线圈驱动部

540 输入最新的位置信息(步骤S301)。接着,接收装置500使引导线圈驱动部540判断胶囊内窥镜30是否从最新的位置信息到达了被设定为引导目标的比例尺调整后的标准轨迹上的点(步骤S302),在还未到达的情况下(步骤S302:“否”),使引导线圈驱动部540继续向当前的引导目标引导胶囊内窥镜30(步骤S303),之后向步骤S307转移。

[0139] 另一方面,在步骤S302的判定的结果是到达了引导目标的(包含超过了的情况)情况下(步骤S302:“是”),接收装置500使引导线圈驱动部540根据比例尺调整后的标准轨迹上的点和最新的位置信息来获取设为下一个引导目标的点(步骤S304),使引导线圈驱动部540获取用于向比例尺调整后的标准轨迹上的该点引导胶囊内窥镜30的引导信息(步骤S305)。另外,接收装置500使引导线圈驱动部540产生引导信号,该引导信号用于产生按照获取到的引导信息的引导磁场,通过将其输入到引导线圈G来在检测空间K内形成按照新的引导信息的引导磁场(步骤S306)。

[0140] 之后,接收装置500判定是否继续进行动作、例如是否从显示装置280经由输入部203或者通信接口205输入了动作的结束指示(步骤S307),在继续进行动作的情况下(步骤S307:“否”),返回步骤S301。另一方面,在不继续进行动作的情况下(步骤S307:“是”),接收装置500结束该动作。

[0141] 通过如以上那样构成、动作,在本实施方式3中,除了与上述的实施方式2相同的效果之外,还能够获得能够沿现有的标准轨迹(第二移动轨迹)来自动地引导胶囊内窥镜30这种效果。

[0142] (变形例1)

[0143] 此外,在上述的实施方式1或者2中,以通过部分地或者整体地调整移动轨迹的比例尺来使移动轨迹与标准轨迹重合的情况为例,但是本发明不限于此,例如也可以通过部分地或者整体地调整标准轨迹的比例尺来使标准轨迹与移动轨迹重合。此外,该情况能够通过使上述的用于与标准轨迹重合的移动轨迹的部分或者整体的比例尺调整量(倍数)的正负反转来容易地实现,因此在此省略详细的说明。

[0144] (变形例2)

[0145] 另外,在上述的本实施方式1~3中,以使移动轨迹与标准轨迹重合的情况为例,但是也可以与其不同,构成为例如使本次的移动轨迹(第一移动轨迹)与前次检测时测量出的移动轨迹(第二移动轨迹)重合。此外,通过构成为接收装置200/400/500的存储部202等将前次的第二移动轨迹的信息与标准轨迹的信息一起保存,或者代替标准轨迹的信息而保存前次的第二移动轨迹的信息,比较部232比较本次的移动轨迹(第一移动轨迹)和前次的移动轨迹(第二移动轨迹)并将其结果输入到比例尺调整部233,能够从上述的实施方式1或者2容易地实现该结构,因此在此省略详细的说明。

[0146] (变形例3)

[0147] 另外,还能够构成为如下:在用于移动轨迹重合的标准轨迹上预先设定检查点,判断探头101的前端部102或者胶囊内窥镜20/30是否通过了该检查点,在通过了的情况下将其通知给操作者。下面,将这样构成的情况作为上述的实施方式1~3中的任一个的变形例3来进行说明。但是,下面将变形例3作为上述的实施方式1的变形例进行说明。

[0148] 图19是表示本变形例3的显示装置280A的概要结构例的框图。如图19所示,本变形例3的显示装置280A是在与图8所示的显示装置280相同的结构中,存储器部282包

含用于存储设定在标准轨迹上的检查点的检查点存储部 282d, 图像处理部 284 包含判断探头 101 的前端部 102 是否通过了检查点的检查点通过判断部 284h, 并且具备向使用者通知前端部 102 通过了检查点的通知部 287。

[0149] 从检查点存储部 282d 向检查点通过判断部 284h 输入设定在标准轨迹上的检查点、并且从当前位置关联信息获取部 284f 向检查点通过判断部 284h 输入前端部 102 的当前位置的信息以及标准轨迹的信息。对于检查点, 根据检查点、前端部 102 的当前位置以及标准轨迹判断前端部 102 是否通过了与检查点相当的被检体 900 内的位置, 在判断为通过了的情况下, 将该判断结果向通知部 287 输入。通知部 287 在被输入通过了检查点的情况下, 通过例如声音等来向操作者通知通过了检查点。

[0150] 此外, 检查点是例如由操作者等预先从输入部 285 进行输入并将其存储在检查点存储部 282d 中。另外, 也可以例如使用显示部 286 来进行向操作者的通知。

[0151] 通过这样构成, 能够避免操作者在未完成被检体 900 的检查的状态下结束检查这样的问题。此外, 检查点通过判断部 284h 以及通知部 287 不限于设置在显示装置 280A 侧, 例如也可以设置在接收装置 200/400/500 侧。

[0152] (变形例 4)

[0153] 并且, 在上述的实施方式 1 ~ 3 中的任一个中, 还能够构成为在作为当前位置关联信息而保存的平均颜色的值与平均颜色计算部 284b 计算出的平均颜色的值相差大的情况下, 向操作者通知该情况。这能够通过如下这样构成来实现: 例如在控制部 281 或者图像处理部 284 内设置比较部, 该比较部将平均颜色计算部 284b 计算出的平均颜色与当前位置关联信息获取部 284f 获取到的当前位置关联信息所包含的平均颜色进行比较, 通过该比较部在平均颜色计算部 284b 计算出的平均颜色的值与当前位置关联信息所包含的平均颜色的值相差大的情况下, 从显示部 286 或者未图示的扬声器等向操作者通知该情况。

[0154] (变形例 5)

[0155] 另外, 在上述的实施方式 1 ~ 3 中的任一个中, 作为医疗装置, 以内窥镜 100 或者胶囊内窥镜 20/30 为例, 但是本发明不限于此, 能够应用对被检体 900 内的患部实施规定的处置的软管型或者胶囊型的医疗装置等各种医疗装置。

[0156] 并且, 在上述的实施方式 1 中, 以获取探头 101 的前端部 102 的位置来生成它的移动轨迹的情况为例, 但是本发明不限于此, 在例如在探头 101 的途中设置多个源线圈、根据这些源线圈所产生的磁场来获取探头 101 在被检体 900 内部的形状的医疗装置等中也能够应用上述实施方式 1。

[0157] (变形例 6)

[0158] 另外, 在上述的实施方式 1 中, 使用了所谓的主动方式的位置检测, 在该方式中在探头 101 的前端部 102 设置源线圈 102a, 检测通过向其输入正弦波信号而由源线圈 102a 自发地形成的磁场 FS, 根据该检测结果(检测信号)来计算源线圈 102a(前端部 102)的位置, 但是本发明不限于此, 当然也能够使用所谓的无源方式的位置检测, 在该方式中例如在前端部 102 内设置 LC 谐振电路, 检测通过向其提供规定的谐振频率的外部磁场而形成的谐振磁场, 根据其检测结果(检测信号)来计算 LC 谐振电路(前端部 102)的位置。

[0159] 相同地, 在上述的实施方式 2 中, 使用了如下的位置检测: 在胶囊内窥镜 20 内设置具有指向性的天线 25a, 检测图像数据发送时该天线 25a 所形成的电场分布, 根据其检测结

果来计算天线 25a(胶囊内窥镜 20)的位置,但是本发明不限于此,当然也能够使用所谓的无源方式的位置检测、三维测位法,在无源方式的位置检测中,例如在胶囊内窥镜 20 内设置 LC 谐振电路,检测通过向其提供规定的谐振频率的外部磁场而形成的谐振磁场,根据其检测结果(检测信号)来计算 LC 谐振电路(胶囊内窥镜 20)的位置,在三维测位法中,根据由多个天线 A 从胶囊内窥镜 20 接收到的来自胶囊内窥镜 20 的无线信号的电波强度来计算胶囊内窥镜 20 的位置信息。

[0160] 并且,在上述的实施方式 3 中,使用了无源方式的位置检测,在该无源方式的位置检测中,在胶囊内窥镜 30 内设置 LC 谐振电路 31,检测通过向其提供规定的谐振频率的外部磁场而形成的谐振磁场,根据其检测结果(检测信号)来计算 LC 谐振电路(胶囊内窥镜 20)的位置,但是本发明不限于此,当然也能够使用主动方式的位置检测,在该主动方式的位置检测中,例如在胶囊内窥镜 30 内设置与上述实施方式 1 相同的源线圈 102a,检测通过向其输入规定频率的正弦波信号而由源线圈 102a 自发地形成的磁场,根据其检测结果(检测信号)来计算源线圈(胶囊内窥镜 20)的位置。

[0161] 另外,上述的各实施方式(包含其变形例)只不过是用于实施本发明的例子,本发明不限于这些,从上述记载,根据需要进行各种变形在本发明的范围内、并且在本发明的范围内能够实现其它各种实施方式是显而易见的。

#### [0162] 附图标记说明

[0163] 1、2 :内窥镜系统 ;3 :内窥镜引导系统 ;10 :GUI 画面 ;14 :脏器图像显示栏 ;15 :标准轨迹选择栏 ;16 :当前位置关联信息显示栏 ;18 :平均颜色条 ;18a :滑块 ;19 :指针 ;20 :胶囊内窥镜 ;21 :摄像单元 ;21a :CCD 阵列 ;21c :LED ;22 :处理单元 ;23 :存储器单元 ;24 :发送接收单元 ;25a :天线 ;26 :电池 ;28 :壳体 ;28a :容器 ;28b :罩 ;32 :永磁铁 ;30 :胶囊内窥镜 ;31 :LC 谐振电路 ;100 :内窥镜 ;101 :探头 ;102 :前端部 ;102a :源线圈 ;110 :操作部 ;130 :固定板 ;200 :接收装置 ;201 :控制部 ;202 :存储部 ;203 :输入部 ;204 :显示部 ;205 :通信接口 ;210 :振荡电路 ;220 :位置获取部 ;221 :信号处理部 ;222 :位置计算部 ;230 :轨迹获取部 ;231 :轨迹生成部 ;232 :比较部 ;233 :比例尺调整部 ;240 :图像获取部 ;280 :显示装置 ;281 :控制部 ;282 :存储器部 ;282a :输入数据存储部 ;282b :标准脏器图像保存部 ;282c :当前位置关联信息保存部 ;282d :检查点存储部 ;283 :通信接口 ;284 :图像处理部 ;284a :数据输入部 ;284b :平均颜色计算部 ;284c :平均颜色条生成部 ;284d :轨迹图像生成部 ;284e :脏器图像生成部 ;284f :当前位置关联信息获取部 ;284g :画面生成部 ;285 :输入部 ;286 :显示部 ;287 :通知部 ;301 :床 ;302 :可动台 ;400 :接收装置 ;421 :发送接收电路 ;500 :接收装置 ;510 :驱动线圈输入信号调整部 ;511 :驱动信号生成部 ;512 :驱动线圈切换部 ;520 :位置获取部 ;522 :检测线圈选择部 ;523 :干扰校正部 ;540 :引导线圈驱动部 ;900 :被检体 ;902 :管腔 ;1031 ~ 1034 :线缆 ;1031a :信号线 ;A\_1 ~ A\_2 :天线 ;a1 ~ a14、b1 ~ b14 :特征部分 ;ak1、ak2、bk1、bk2 :特征部位 ;cp1、mp1 :标识 ;Dx、Dy、Dz :驱动线圈 ;FS :磁场 ;Gx、Gy、Gz :引导线圈 ;K :检测空间 ;P :位置 ;PP1 :移动轨迹 ;PP1' :比例尺调整后的移动轨迹 ;p、pI1 ~ pI7、q、qk1 ~ qk6、qI1 ~ qI6 :点 ;pp1 :移动轨迹图像 ;S\_1 ~ S\_9 :检测线圈 ;SL :管腔 ;SP1 :标准轨迹 ;SP1' :比例尺调整后的标准轨迹 ;sp1 :标准轨迹图像。

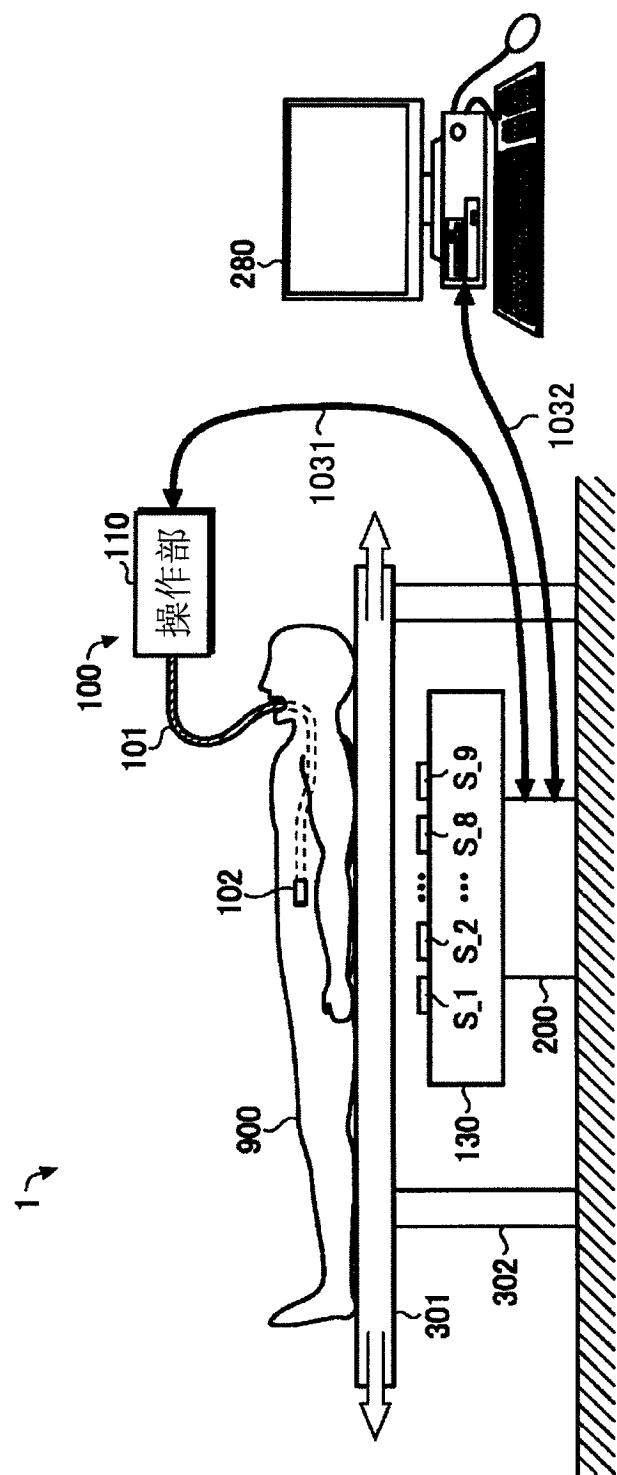
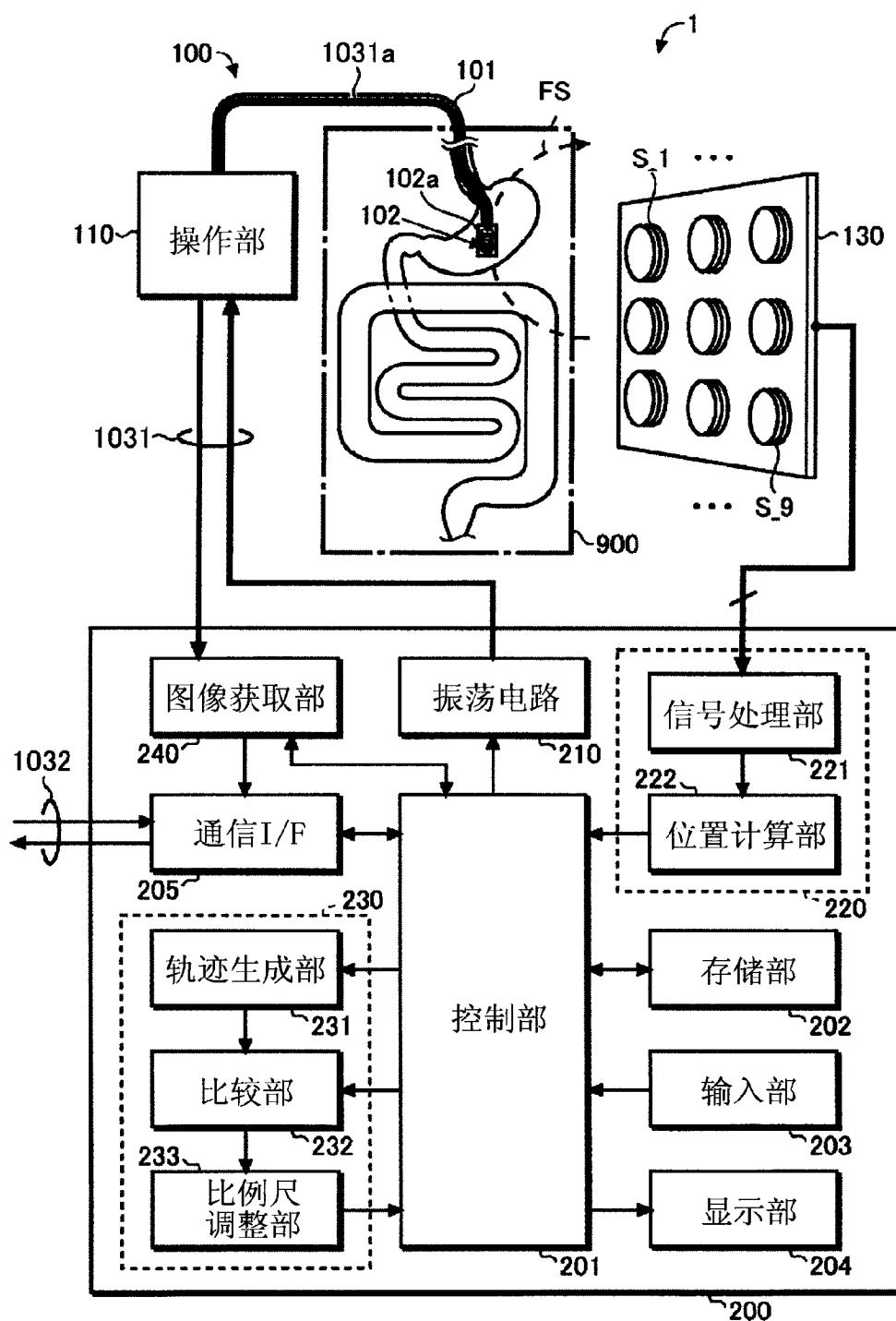


图 1



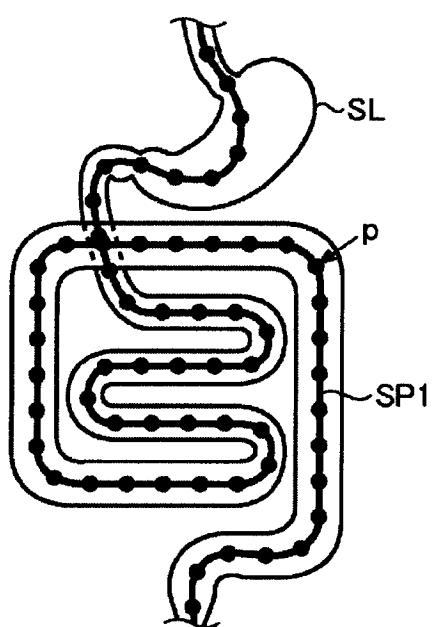


图 3

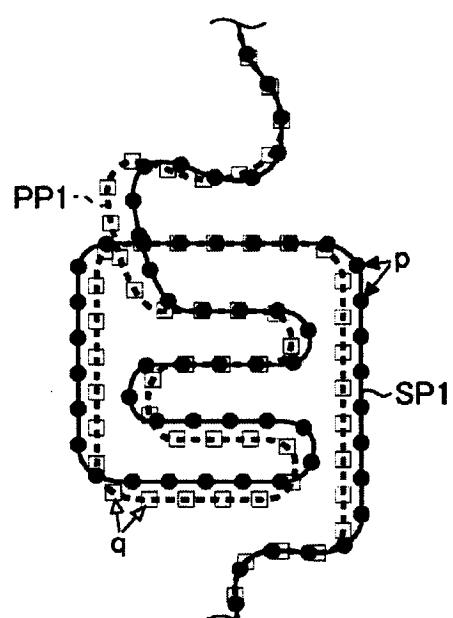


图 4

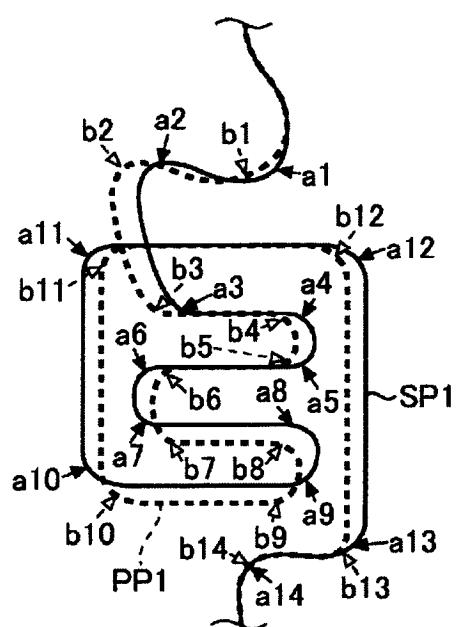


图 5

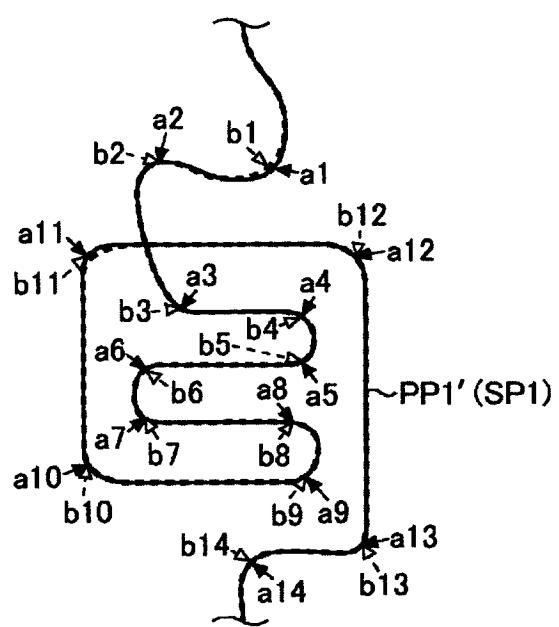


图 6

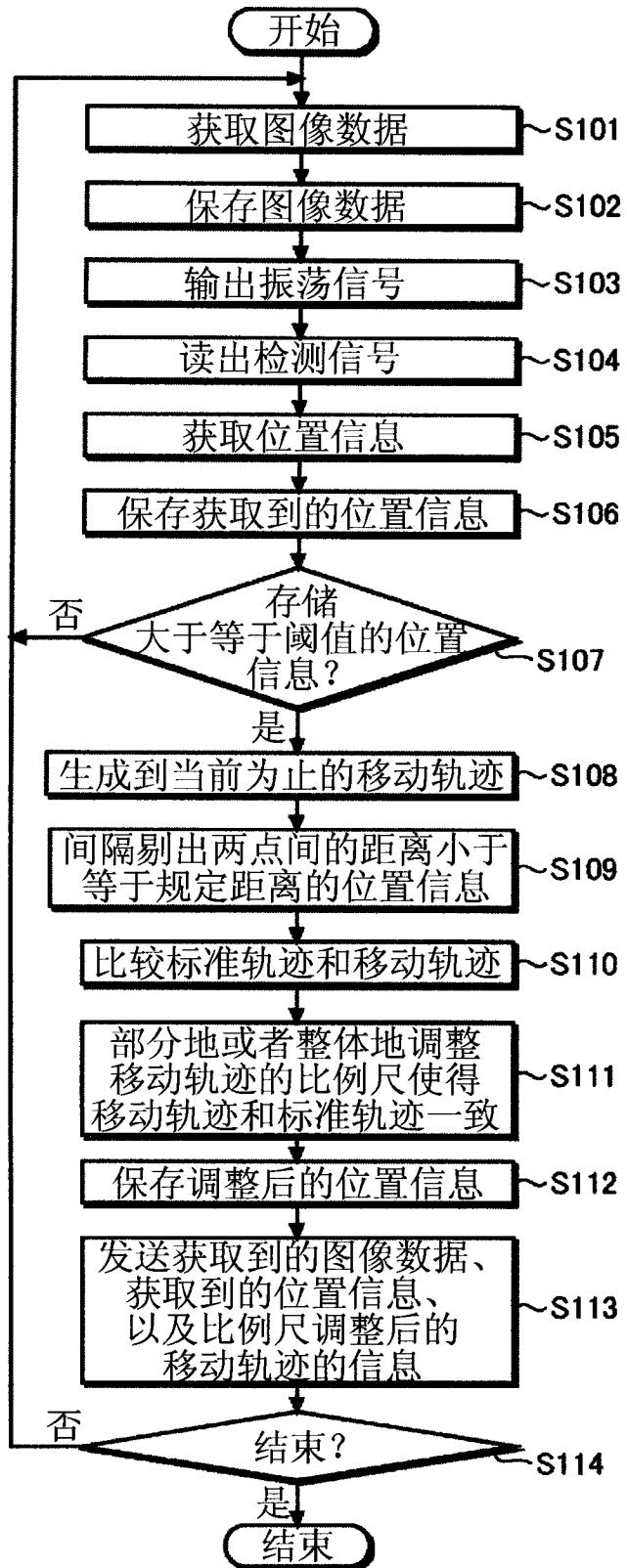


图 7

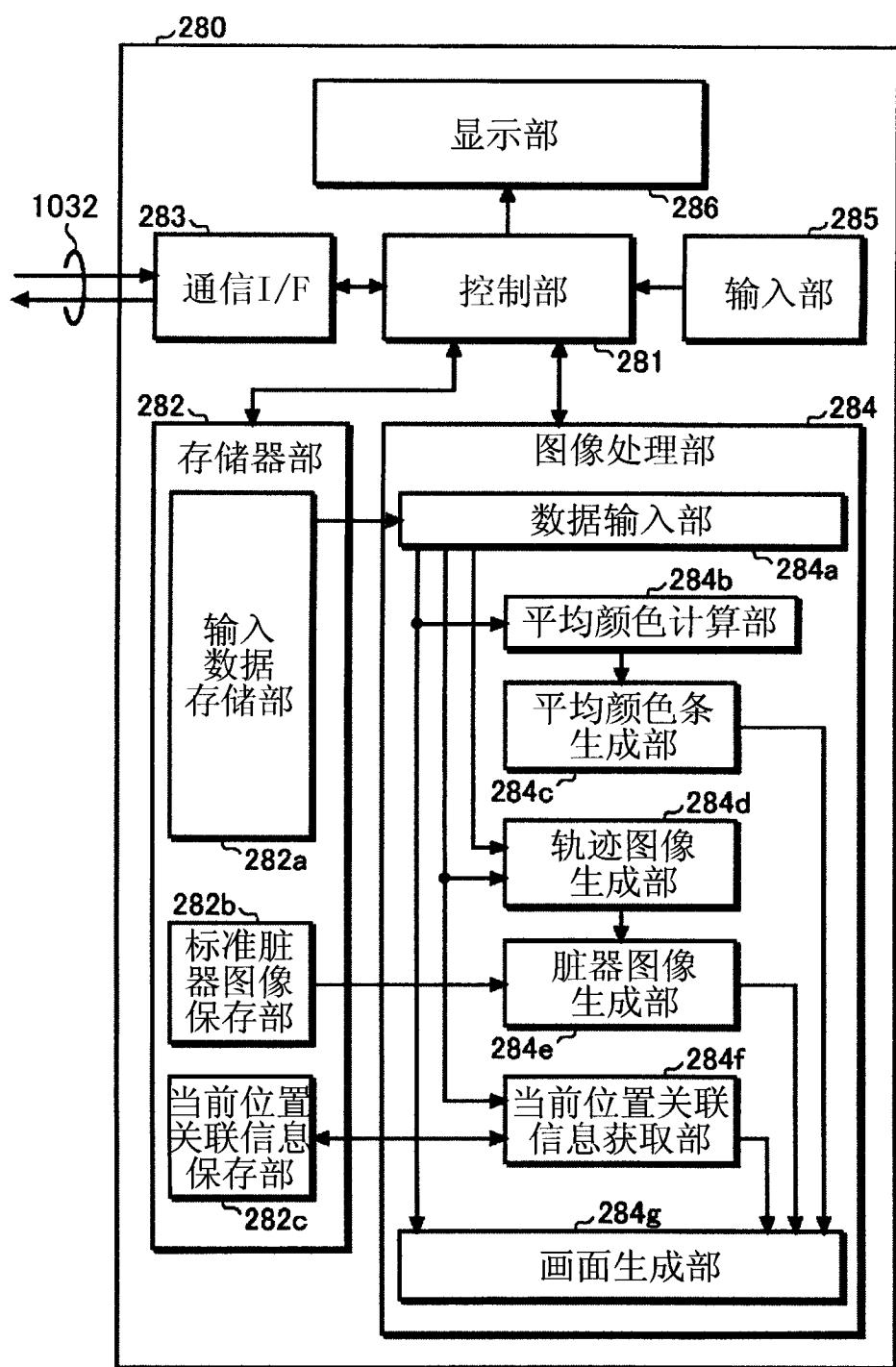


图 8

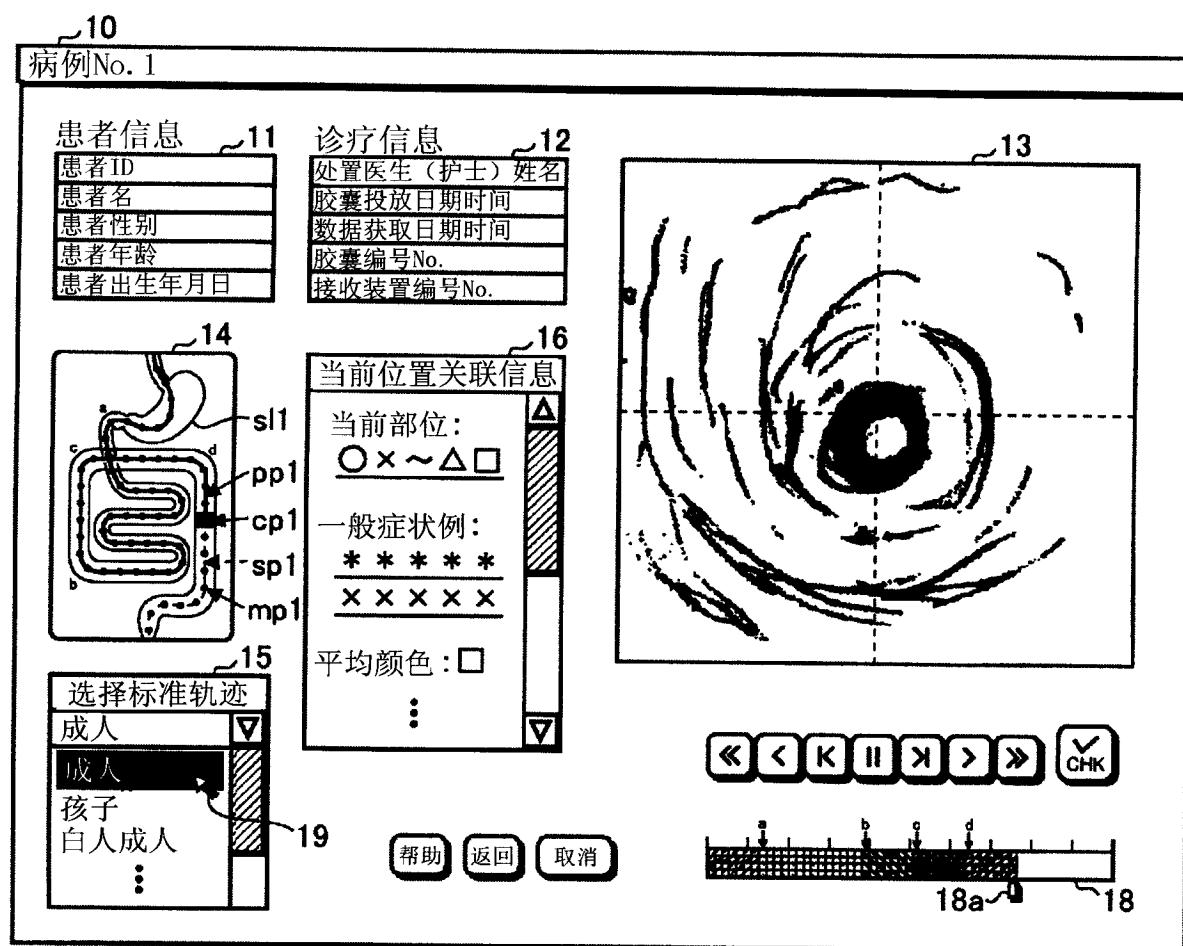


图 9

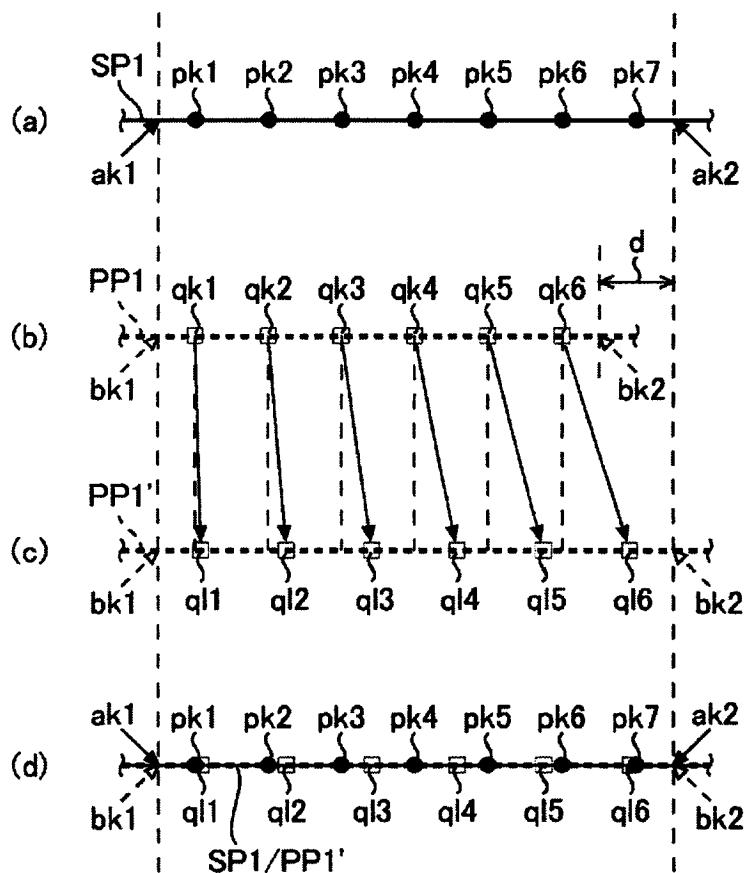


图 10

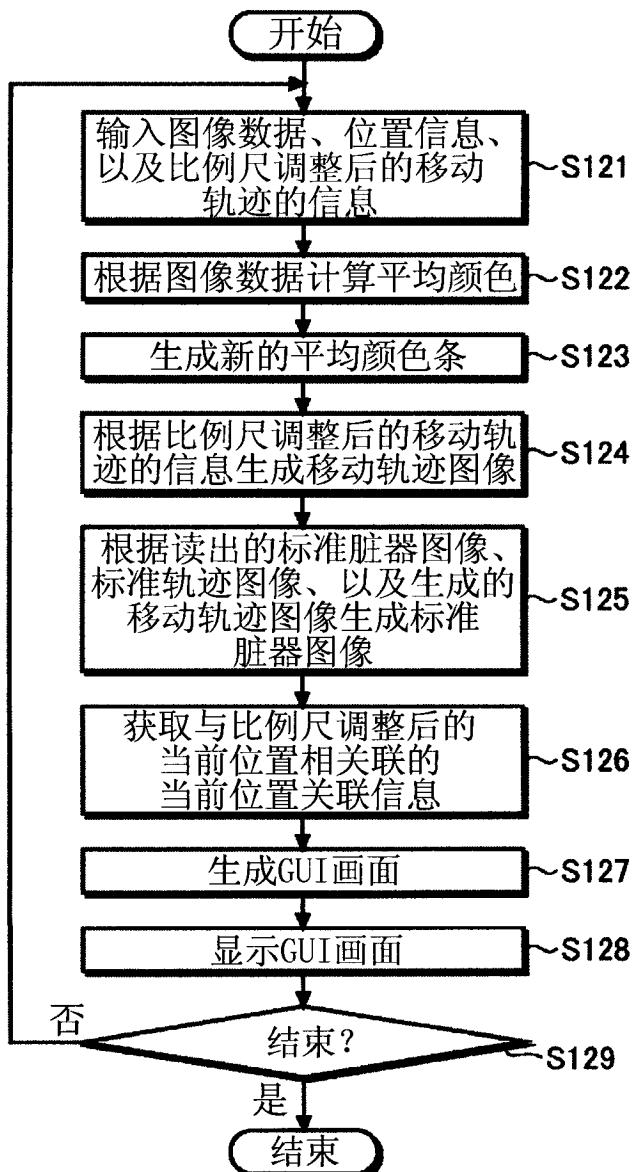


图 11

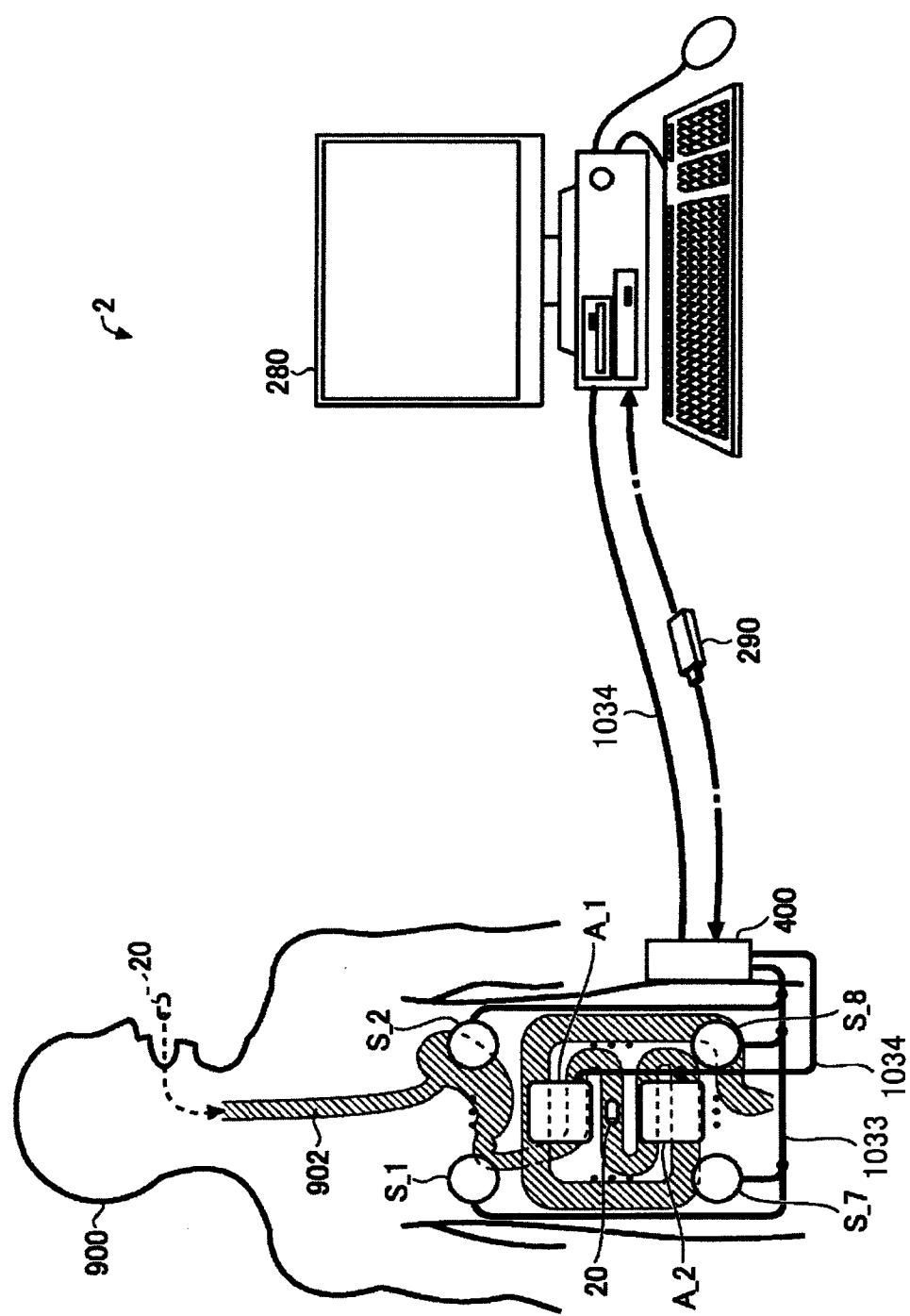


图 12

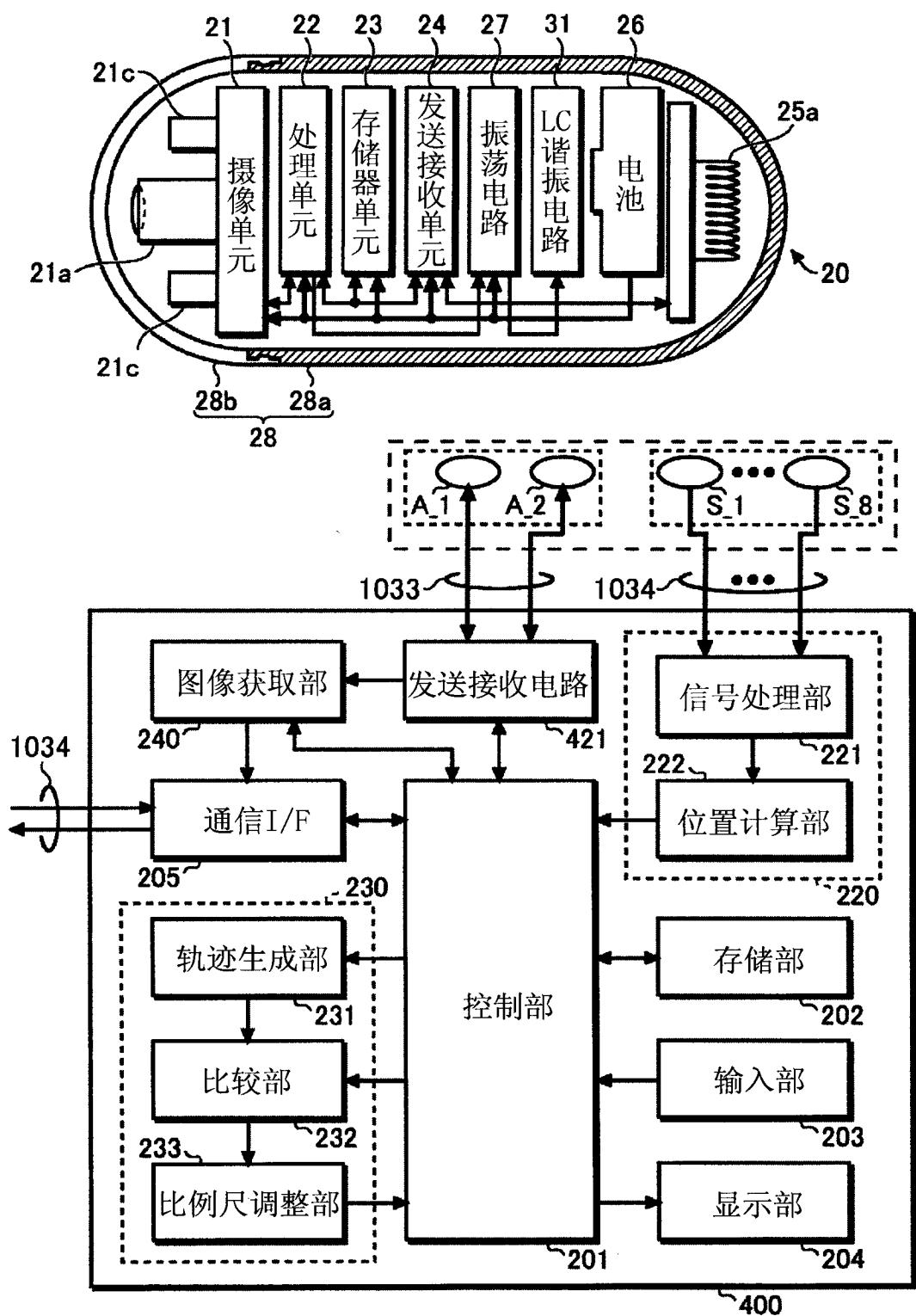


图 13

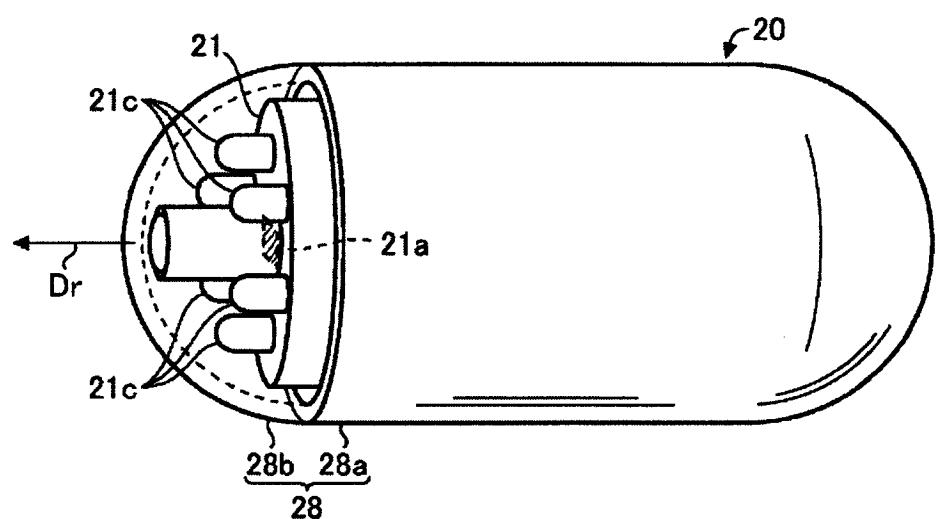


图 14

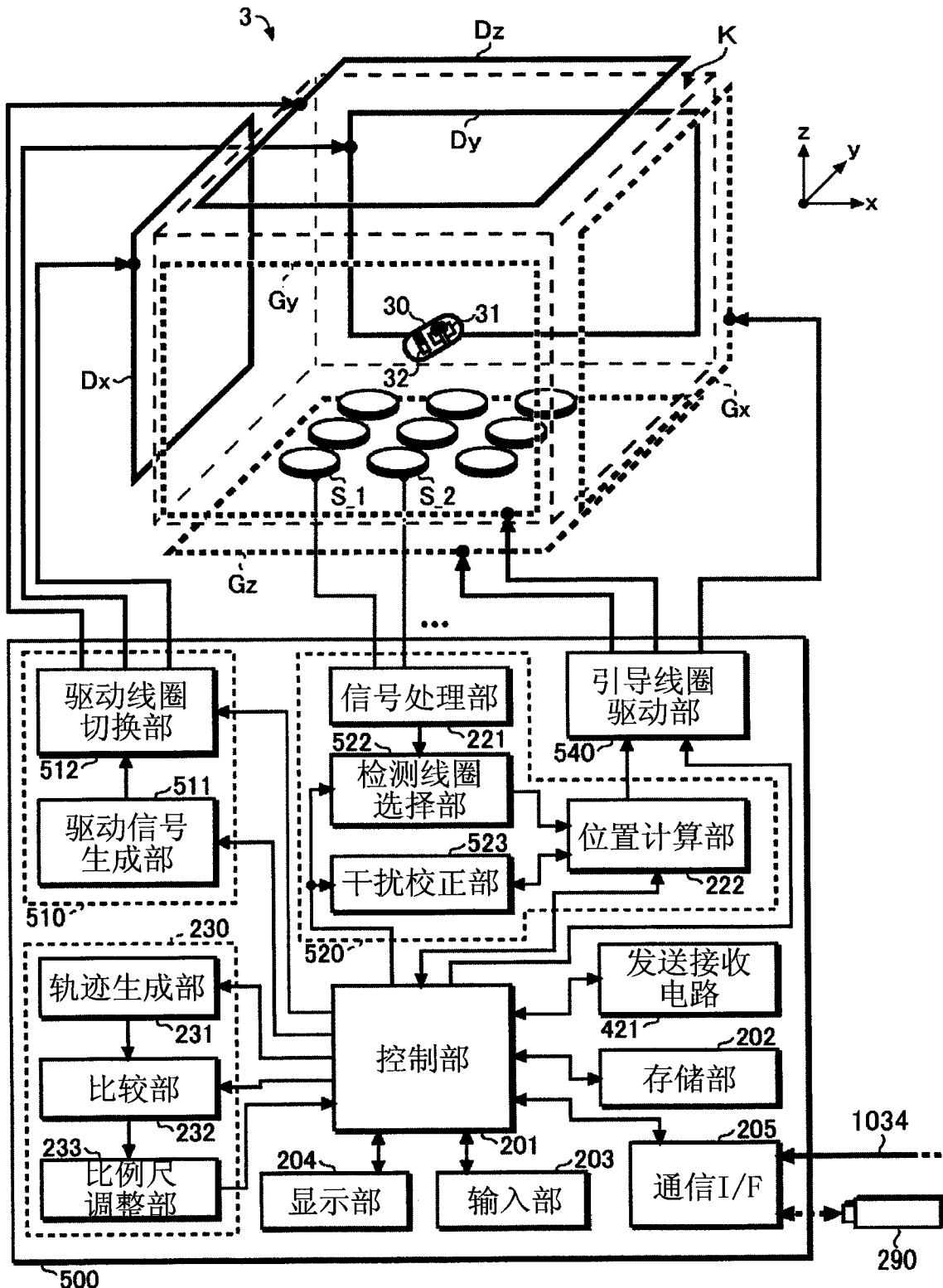


图 15

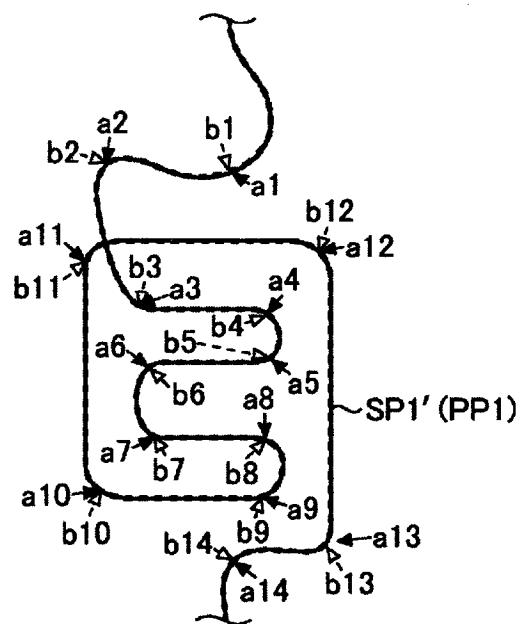


图 16

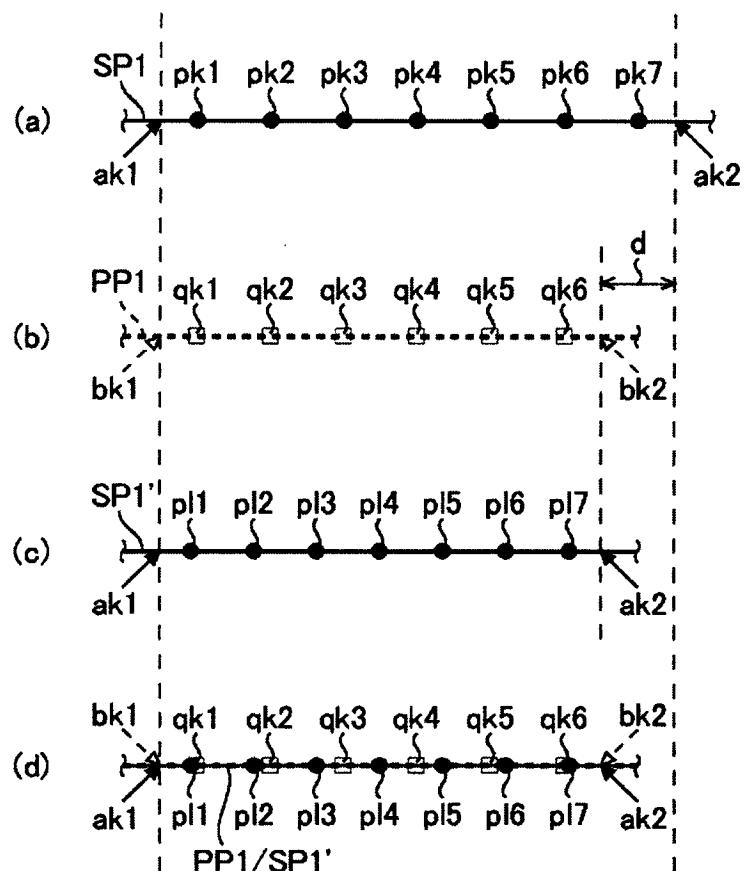


图 17

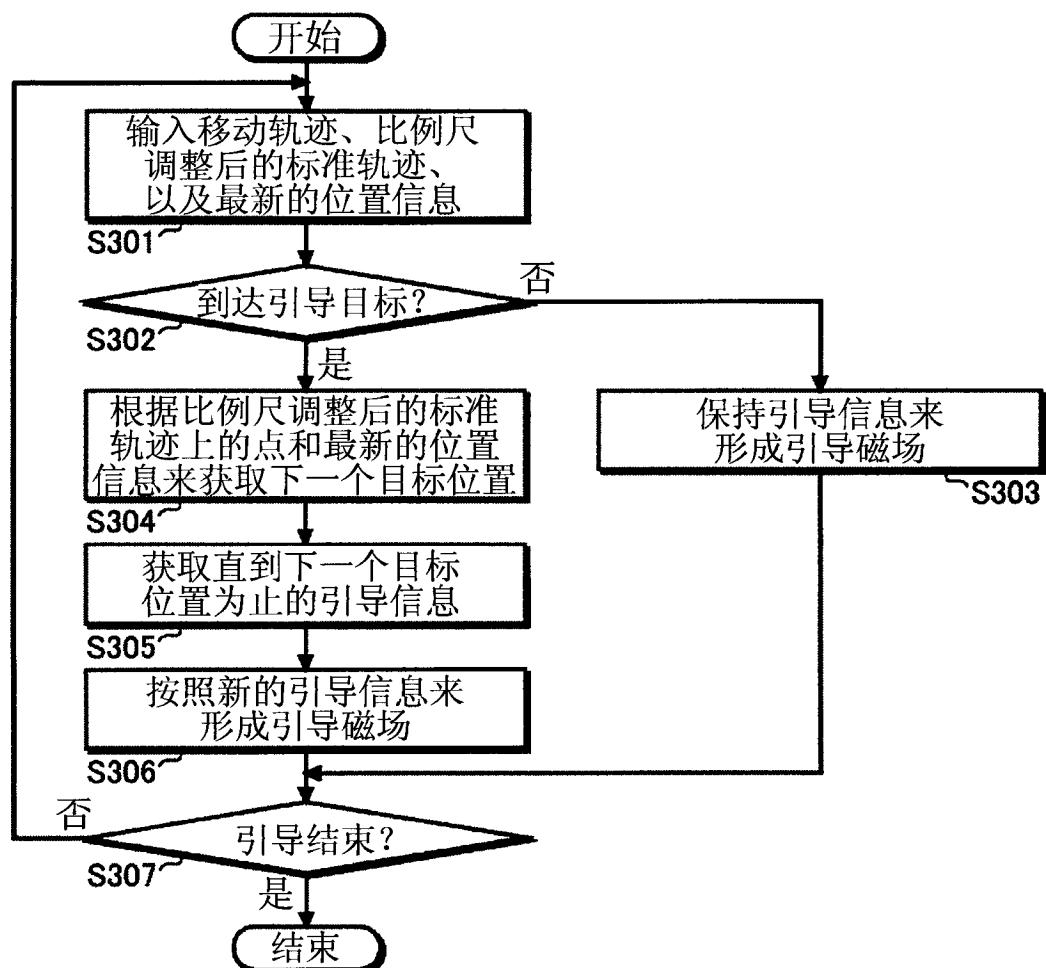


图 18

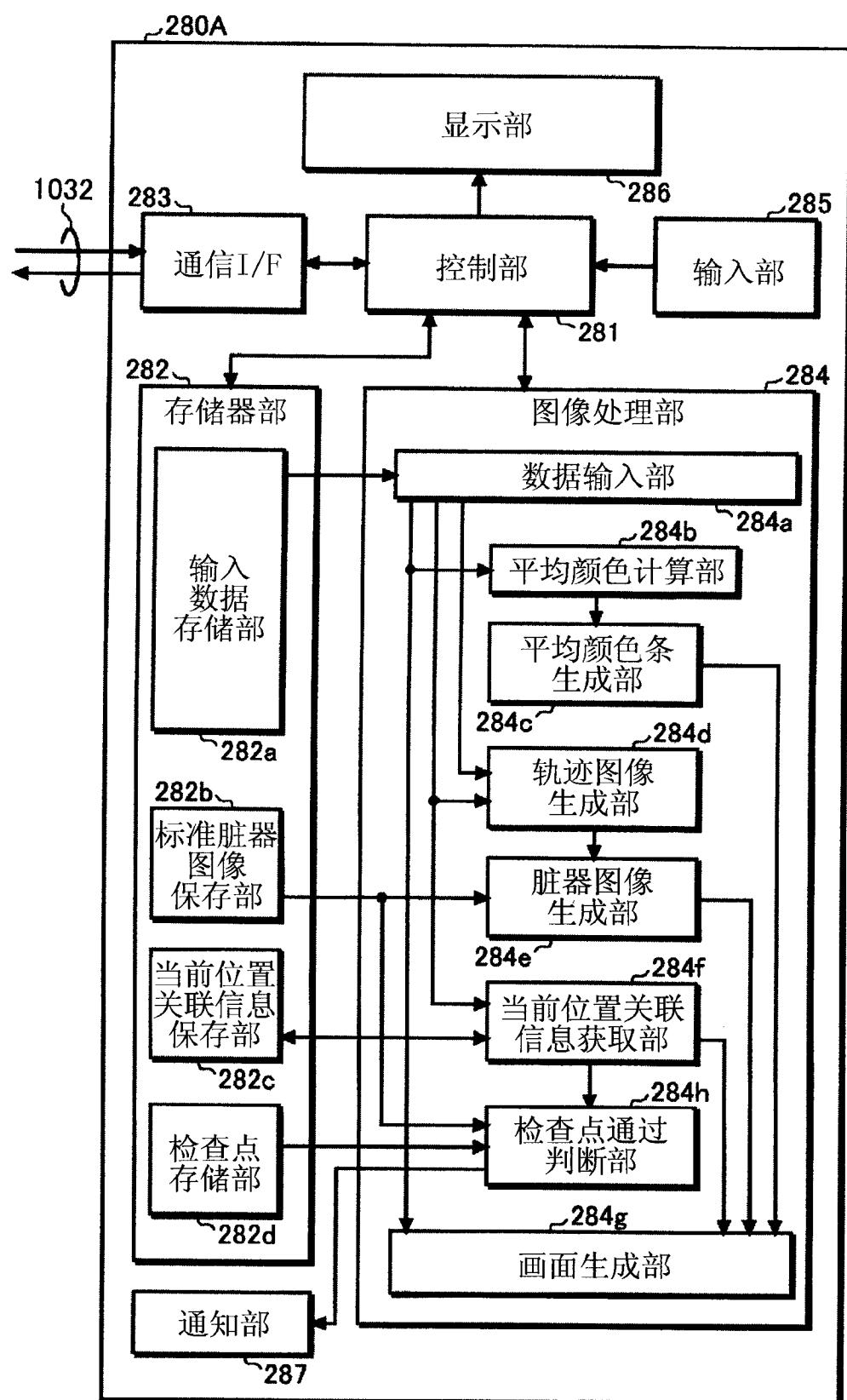


图 19

专利名称(译)	被检体内检查系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN102405010A</a>	公开(公告)日	2012-04-04
申请号	CN201080017611.7	申请日	2010-01-14
[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	木村敦志 泷泽宽伸 佐藤良次		
发明人	木村敦志 泷泽宽伸 佐藤良次		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B5/06 A61B5/062		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2009102291 2009-04-20 JP		
其他公开文献	CN102405010B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

内窥镜系统(1)具有在被检体(900)内部移动的内窥镜(100)的探头(101)中的前端部(102)、以及从设置在前端部(102)的CCD阵列等的摄像元件获取被检体(900)内的信息的接收装置(200)以及显示装置(280)，其中，包含接收装置(200)以及显示装置(280)的外部装置具备：获取前端部(102)在被检体(900)内部中的多个位置信息的位置获取部(220)、根据多个位置信息来生成前端部(102)在被检体(900)内部中的移动轨迹的轨迹生成部(231)、保存标准轨迹的存储部(202)、以及使移动轨迹与标准轨迹重合的比例尺调整部(233)。

