

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 5/07 (2006.01)

H04N 5/225 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880005793.9

[43] 公开日 2010 年 1 月 6 日

[11] 公开号 CN 101621956A

[22] 申请日 2008.2.20

[21] 申请号 200880005793.9

[30] 优先权

[32] 2007.2.22 [33] JP [31] 042449/2007

[86] 国际申请 PCT/JP2008/052851 2008.2.20

[87] 国际公布 WO2008/102803 日 2008.8.28

[85] 进入国家阶段日期 2009.8.21

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

共同申请人 奥林巴斯株式会社

[72] 发明人 佐藤良次 河野宏尚 折原达也
森 健

[74] 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事务所

代理人 刘新宇

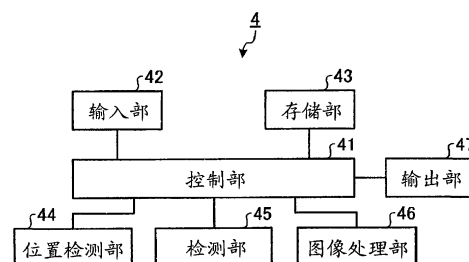
权利要求书 4 页 说明书 24 页 附图 17 页

[54] 发明名称

被检体内导入系统

[57] 摘要

本发明在拍摄被检体内的图像的被检体内导入系统中具备：胶囊型内窥镜，其具有发光部和摄像元件，该发光部对根据检测对象而具有规定的光学特性的检测对象部位至少发出反射率低的低反射率波长的光 and 作为反射率高的波长的高反射率波长的光，该摄像元件至少对低反射率波长的光和高反射率波长的光进行受光来拍摄图像；以及检测部 (45)，其根据图像中的作为检测是否存在检测对象部位的对象的与被检体内的检测对象区域对应的区域的高反射率波长的光量和低反射率波长的光量，对检测对象区域的检测对象部位进行检测。



1. 一种被检体内导入系统，拍摄被检体内的图像，其特征在于，具备：

被检体内导入装置，其具有发光单元和摄像单元，该发光单元对根据检测对象而具有规定的光学特性的检测对象部位至少发出反射率低的低反射率波长的光 and 反射率高的高反射率波长的光，该摄像单元至少对上述低反射率波长的光和上述高反射率波长的光进行受光来拍摄上述图像；以及

检测单元，其根据上述图像中的与上述被检体内的检测对象区域对应的区域的上述高反射率波长的光量和上述低反射率波长的光量，对上述检测对象区域的上述检测对象部位进行检测。

2. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统，其特征在于，上述检测单元对上述图像中的上述高反射率波长的光量为规定的阈值以上的区域进行提取来作为有可能包含上述检测对象部位的包含区域，根据所提取的上述包含区域的上述低反射率波长的光量来检测上述检测对象部位。

3. 根据权利要求2所述的被检体内导入系统，其特征在于，上述检测单元对利用上述高反射率波长形成的图像中的上述高反射率波长的光量为上述规定的阈值以上的区域进行提取来作为上述包含区域，根据利用上述低反射率波长形成的图像中的与上述包含区域对应的区域的上述低反射率波长的光量来检测上述检测对象部位。

4. 根据权利要求2所述的被检体内导入系统，其特征在于，根据对于上述检测对象部位的上述低反射率波长的光的反射率和上述高反射率波长的光的反射率，设定上述规定的阈值。

5. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统，其特征在于，上述检测对象部位是出血部位。

6. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,
上述低反射率波长是415nm至580nm中的任一个,
上述高反射率波长是615nm至635nm中的任一个。

7. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,
还具备:

图像处理单元,其对上述图像进行处理;以及
显示单元,其对包含由上述图像处理单元处理后的图像的信息进行显示,

其中,上述图像处理单元进行增强处理,该增强处理使上述检测对象部位增强。

8. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,
在上述被检体内导入装置的侧面具备上述发光单元和上述
摄像单元。

9. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,
上述被检体内导入装置具备至少两个上述摄像单元以及至少两个上述发光单元,

两个上述摄像单元分别拍摄相反的方向。

10. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,
上述发光单元至少具有发出上述低反射率波长的光的发光元件以及发出上述高反射率波长的光的发光元件。

11. 根据权利要求10所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述发光元件是LED。

12. 根据权利要求10所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述被检体内导入装置具备:

驱动单元,其对各发光元件提供电力来使各发光元件发光;

以及

控制单元，其对各发光元件中的每个发光元件控制由上述驱动单元提供的电力量。

13. 根据权利要求12所述的被检体内导入系统，其特征在于，

上述驱动单元具备电流量调整单元，该电流量调整单元对提供给上述发光元件的电流量进行调整，

上述控制单元控制上述电流量调整单元来对提供给各发光元件的电流量进行控制。

14. 根据权利要求12所述的被检体内导入系统，其特征在于，

上述驱动单元具备电力供给选择单元，该电力供给选择单元能够对各发光元件中的每个发光元件分别选择是否提供电力，

上述控制单元控制上述电力供给选择单元来控制提供给各发光元件的电力量。

15. 根据权利要求14所述的被检体内导入系统，其特征在于，

上述电力供给选择单元能够选择是否对各发光元件提供电力，并且能够对各发光元件中的每个发光元件选择要提供的电力量。

16. 根据权利要求14所述的被检体内导入系统，其特征在于，

上述电力供给选择单元与每个上述发光元件相应地变更对各发光元件提供电力的期间。

17. 根据权利要求16所述的被检体内导入系统，其特征在于，

上述电力供给选择单元分时地对各发光元件提供电力。

18. 根据权利要求12所述的被检体内导入系统，其特征在于，

上述控制单元根据对于上述检测对象部位的低反射率波长的光的反射率和对于上述检测对象部位的高反射率波长的光的反射率，对提供给各发光元件的电力量进行控制。

19. 根据权利要求12所述的被检体内导入系统，其特征在于，

上述控制单元根据白平衡的值对提供给各发光元件的电力量进行控制。

20. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统，其特征在于，上述被检体内导入装置还具有引导用的永久磁铁，

还具备：

引导用磁场产生单元，其产生作用于上述永久磁铁的引导用磁场；以及

引导用磁场方向控制单元，其对上述引导用磁场的方向进行控制。

被检体内导入系统

技术领域

本发明涉及一种拍摄被检体内的图像的被检体内导入系统。

背景技术

近年来，在医疗用内窥镜的领域中出现了一种吞服型的胶囊型内窥镜。在该胶囊型内窥镜中设置有摄像功能和无线通信功能，并具有如下功能：为了进行观察(检查)而从患者的口中吞服该胶囊型内窥镜之后，直到从人体自然排出为止的期间，该胶囊型内窥镜在体腔内、例如胃、小肠等脏器的内部随着其蠕动运动进行移动，并依次进行摄像。

在此，在内窥镜领域中，提出了一种如下的窄频带观察方式(例如，参照专利文献1)：使用与以往的按RGB的场序(Field Sequential)方式的照明光相比将分光特性设为窄频带的照明光。在窄频带观察方式中，通过照射容易被血液中的血红蛋白吸收的被窄频带化了的蓝色光和绿色光的两种频带的光，来实现粘膜表层的毛细血管以及粘膜显微图样的增强显示，有助于提前发现作为检测对象部位的出血部位、肿瘤部位。

专利文献1：日本特开2002-95635号公报

发明内容

发明要解决的问题

在窄频带观察方式中，由于能够使粘膜表层的毛细血管以及粘膜显微图样变暗，因此粘膜表层的毛细血管以及粘膜显微图样被增强。然而，在想要拍摄发光部位的发光量受限制的胶

囊型内窥镜系统以及高速运动的对象的情况下,存在如下问题:无法区分较暗地显示的区域是由于血液中的血红蛋白等的吸收而变暗、还是由于视场方向为管腔方向而什么都没有而变暗、或者由于光量不足而变暗,无法准确地检测出作为检测对象部位的出血部位、肿瘤部位。

本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种能够检测出由被检体内导入装置拍摄的图像中的检测对象部位的被检体内导入系统。

用于解决问题的方案

为了解决上述问题并达到目的,拍摄被检体内的图像的本发明所涉及的被检体内导入系统,其特征在于,具备:被检体内导入装置,其具有发光单元和摄像单元,该发光单元对根据检测对象而具有规定的光学特性的检测对象部位至少发出反射率低的低反射率波长的光和反射率高的高反射率波长的光,该摄像单元至少对上述低反射率波长的光和上述高反射率波长的光进行受光来拍摄上述图像;以及检测单元,其根据上述图像中的与上述被检体内的检测对象区域对应的区域的上述高反射率波长的光量和上述低反射率波长的光量,对上述检测对象区域的上述检测对象部位进行检测。

另外,本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于,上述检测单元对上述图像中的上述高反射率波长的光量为规定的阈值以上的区域进行提取来作为有可能包含上述检测对象部位的包含区域,根据所提取的上述包含区域的上述低反射率波长的光量来检测上述检测对象部位。

另外,本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于,上述检测单元对利用上述高反射率波长形成的图像中的上述高反射率波长的光量为上述规定的阈值以上的区域进行提取来作为

上述包含区域，根据利用上述低反射率波长形成的图像中的与上述包含区域对应的区域的上述低反射率波长的光量来检测上述检测对象部位。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，根据对于上述检测对象部位的上述低反射率波长的光的反射率和上述高反射率波长的光的反射率，设定上述规定的阈值。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述检测对象部位是出血部位。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述低反射率波长是415nm至580nm中的任一个，上述高反射率波长是615nm至635nm中的任一个。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，还具备：图像处理单元，其对上述图像进行处理；以及显示单元，其对包含由上述图像处理单元处理后的图像的信息进行显示，其中，上述图像处理单元进行增强处理，该增强处理使上述检测对象部位增强。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，在上述被检体内导入装置的侧面具备上述发光单元和上述摄像单元。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述被检体内导入装置具备至少两个上述摄像单元以及至少两个上述发光单元，两个上述摄像单元分别拍摄相反的方向。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述发光单元至少具有发出上述低反射率波长的光的发光元件以及发出上述高反射率波长的光的发光元件。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述发光元件是LED。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述被检体内导入装置具备：驱动单元，其对各发光元件提供电力来使各发光元件发光；以及控制单元，其对各发光元件中的每个发光元件控制由上述驱动单元提供的电力量。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述驱动单元具备电流量调整单元，该电流量调整单元对提供给上述发光元件的电流量进行调整，上述控制单元控制上述电流量调整单元来对提供给各发光元件的电流量进行控制。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述驱动单元具备电力供给选择单元，该电力供给选择单元能够对各发光元件中的每个发光元件分别选择是否提供电力，上述控制单元控制上述电力供给选择单元来控制提供给各发光元件的电力量。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述电力供给选择单元能够选择是否对各发光元件提供电力，并且能够对各发光元件中的每个发光元件选择要提供的电力量。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述电力供给选择单元与每个上述发光元件相应地变更对各发光元件提供电力的期间。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述电力供给选择单元分时地对各发光元件提供电力。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述控制单元根据对于上述检测对象部位的低反射率波长的光的反射率和对于上述检测对象部位的高反射率波长的光的反射率，对提供给各发光元件的电力量进行控制。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述控制单元根据白平衡的值对提供给各发光元件的电力量进行

控制。

另外，本发明所涉及的被检体内导入系统的特征在于，上述被检体内导入装置还具有引导用的永久磁铁，还具备：引导用磁场产生单元，其产生作用于上述永久磁铁的引导用磁场；以及引导用磁场方向控制单元，其对上述引导用磁场的方向进行控制。

发明的效果

本发明根据对检测对象部位照射反射率低的低反射率波长的光的同时照射作为反射率高的波长的高反射率波长的光而拍摄的图像中的、作为检测是否存在检测对象部位的对象与被检体内的检测对象区域对应的区域的高反射率波长的光量和低反射率波长的光量，来对检测对象区域的检测对象部位进行检测，因此能够对所拍摄的图像中的检测对象部位进行检测。

附图说明

图1是表示实施方式1所涉及的被检体内导入系统的整体结构的图。

图2是用于说明图1示出的胶囊型内窥镜的结构概要图。

图3是表示图1示出的工作站的结构框图。

图4是用于说明对图1示出的被检体照射的光的反射状态的图。

图5是表示对图1示出的被检体照射的光的反射率的图。

图6是表示图1所示的被检体内导入系统的检测处理的处理过程的流程图。

图7是表示图6示出的检测处理的处理过程的流程图。

图8是用于说明将图1示出的胶囊型内窥镜导入到被检体内的情况的图。

图9是表示图1示出的胶囊型内窥镜所拍摄的图像的一例的图。

图10是表示对图1示出的被检体照射的光的反射率的图。

图11是用于说明图1示出的胶囊型内窥镜的其它结构的概要图。

图12是表示图1示出的接收装置的结构框图。

图13是表示图1示出的胶囊型内窥镜的其它结构的框图。

图14是用于说明图1示出的胶囊型内窥镜的其它结构的概要图。

图15是表示实施方式2的胶囊型内窥镜的结构框图。

图16是用于说明对图15所示的胶囊型内窥镜安装帽(cap)的情况的图。

图17是表示图15所示的胶囊型内窥镜的要部的框图。

图18是表示图15所示的胶囊型内窥镜的要部的其它例子的框图。

图19是表示图15所示的胶囊型内窥镜的要部的其它例子的框图。

图20是表示图19示出的开关的驱动状态的时序图。

图21是表示图19示出的开关的驱动状态的时序图。

图22是表示实施方式2的接收装置的结构框图。

图23是表示实施方式2的工作站的结构框图。

图24是表示实施方式3的胶囊型内窥镜的结构概要图。

图25是实施方式3所涉及的被检体内导入系统的概要图。

图26是用于说明图25所示的被检体内导入系统的图。

图27是用于说明实施方式1~3的被检体内导入系统的其它例子的图。

附图标记说明

1: 被检体; 2、202: 接收装置; 3、3a、3b、203、303: 胶囊型内窥镜; 4、204、304: 工作站; 5: 便携式记录介质; 6a~6h: 接收用天线; 7: 外部装置; 20: 天线选择部; 21: 接收电路; 22: 信号处理电路; 23: 存储部; 24、224: 控制部; 25: 电力供给部; 30、30a: 外壳; 31: 前端透明盖; 31a: 透明盖; 32: 发光部; 33: 透镜; 34、334: 摄像元件; 35: 处理电路; 35a、235a: 控制部; 35b: 受光电路; 35c: 发光驱动部; 36: 天线; 37: 电池; 41、241、341: 控制部; 42: 输入部; 43: 存储部; 44: 位置检测部; 45: 检测部; 46: 图像处理部; 47: 输出部; 205: 帽; 206a~206h: 天线; 240: 发光量调整部; 254: 电阻设定部; 250: LED驱动部; 256: 电流值设定部; 320a: 恒压驱动器; 320b: 恒流驱动器; 320、321~32n: LED; 2511~251n: 电流值设定部; 2521~252n: 驱动器; 2531~253n: 电阻; 2551~255n: 开关; 338: 永久磁铁; 371X、371Y、371Z: 亥姆霍兹线圈(Helmholtz coil)单元; 372X、372Y、372Z: 亥姆霍兹线圈驱动器; 373: 旋转磁场控制电路; 374: 输入装置。

具体实施方式

下面, 参照附图, 以采用了窄频带观察方式的被检体内导入系统为例说明本发明的实施方式。此外, 本发明并不限于本实施方式。另外, 在附图的记载中, 对同一部分附加同一标记。

(实施方式1)

首先, 说明实施方式1。图1是表示本实施方式1所涉及的被检体内导入系统的整体结构的示意图。如图1所示, 被检体内导入系统具有: 接收装置2, 其具有无线接收功能; 以及胶囊型内窥镜3, 其被导入到被检体1的体内, 拍摄被检体内的图像并使

用无线通信将所拍摄的图像发送到接收装置2。另外，被检体内导入系统具有：工作站4，其对由接收装置2接收并进行了处理的信息进行处理，显示并输出被检体内的图像；以及便携式记录介质5，其用于进行接收装置2与工作站4之间的信息的传送。接收装置2由接收用天线6a~6h以及外部装置7构成，其中，上述接收用天线6a~6h接收从胶囊型内窥镜3发送的无线信号，上述外部装置7对由接收到最高强度的无线信号的接收用天线接收到的无线信号进行解调处理等，获取被检体1内部的图像。便携式记录介质5具有如下结构：对于外部装置7和工作站4能够安装和拆卸，在对两者插入和安装时能够进行信息的输出或记录。

接着，参照图2说明图1示出的胶囊型内窥镜3。如图2所示，胶囊型内窥镜3具备：发光部32，其在拍摄被检体1内部的情况下发出规定频带的波长的光；透镜33，其对从发光部32照射并在被检体1内部反射的光进行聚光；摄像元件34，其例如由CCD等实现，对由透镜33聚光的光进行受光来拍摄被检体内的图像；处理电路35，其生成与由摄像元件34拍摄的图像对应的无线信号，并且对发光部32、摄像元件34以及天线36的驱动状态进行控制；天线36，其对从处理电路35输出的无线信号进行无线发送；以及电池37，其对发光部32、摄像元件34、处理电路35以及天线36提供电力。从发光部32发出的光透过被设置在外壳30的前端部的前端透明盖31而发出到被检体1内。然后，在被检体1内反射并透过前端透明盖31而入射到胶囊型内窥镜3内的光通过透镜33聚光之后，被摄像元件34所受光，并按规定波长被测量出受光量。

发光部32对根据检测对象而具有规定的光学特性的检测对象部位至少发出反射率低的低反射率波长的光和反射率高的高反射率波长的光。发光部32例如具备发出白色光的LED。检测

对象部位是出血部位、肿瘤部位的情况较多。低反射率波长是容易被血液中的血红蛋白吸收的415nm至580nm中的任一个。另外，高反射率波长是难以被血液中的血红蛋白吸收的615nm至635nm中的任一个。摄像元件34至少对低反射率波长的光和高反射率波长的光进行受光来拍摄被检体1内的图像。例如，摄像元件34能够对作为低反射率波长的蓝色光和绿色光进行受光，并且能够对作为高反射率波长的红色光进行受光。

接着，说明图1示出的工作站4。图3是表示图1示出的工作站的结构的框图。如图3所示，工作站4具备：控制部41，其对工作站4的各结构部位进行控制；输入部42，其输入由工作站4进行的处理的指示信息；存储部43，其例如由硬盘装置等实现，存储包含胶囊型内窥镜3所拍摄的图像的信息；位置检测部44，其根据接收用天线6a~6h所接收到的无线信号的强度等来计算胶囊型内窥镜3的位置和方向；检测部45，其根据胶囊型内窥镜3所拍摄的图像来对被检体1内的检测对象区域的检测对象部位进行检测；图像处理部46，其对胶囊型内窥镜3所拍摄的图像进行处理；以及输出部47，其例如由显示器等实现，显示并输出包含由图像处理部46处理后的图像的信息。检测部45根据由摄像元件34拍摄的图像中的作为检测是否存在检测对象部位的对象的光量与低反射率波长的光量，来对检测对象区域的检测对象部位进行检测。图像处理部46进行用于根据检测对象部位的检测结果来对检测对象部位进行增强显示的处理等。

在此，参照图4说明由胶囊型内窥镜3的发光部32发出的低反射率波长和高反射率波长的光。作为低反射率波长的属于415nm至580nm的频带中的415nm至445nm的频带的蓝色光在入射到没有出血部位的区域的情况下，如图4的入射光Hb1所示那

样在皮肤61等生物体表面大部分被反射，与此相对地，在入射到血管的情况下，如入射光Hb2所示那样被血管62内的血红蛋白吸收，几乎不反射。另外，属于415nm至580nm的频带中的530nm至550nm的频带的绿色光与蓝色光相比更能够入射到深层部，在入射到没有出血部位的区域的情况下，如图4的入射光Hg1所示那样在皮肤61内大部分被反射，与此相对地，在入射到血管的情况下，如入射光Hg2所示那样被血管62内的血红蛋白吸收，几乎不反射。图像处理部46通过对利用容易被该血管62中的血红蛋白吸收的蓝色光或绿色光、即低反射率波长形成的摄像图像进行处理，来获取使粘膜表层的毛细血管和粘膜显微图样增强的图像、即增强了作为检测对象部位的出血部位、主要部位的图像。与此相对地，作为高反射率波长的属于615nm至635nm的频带的红色光如入射光Hr1和入射光Hr2所示那样不管出血部位的有无都在皮肤61等生物体表面大部分被反射。

接着，参照图5说明高反射率波长和低反射率波长的反射率。图5示出的曲线11表示由摄像元件34进行受光的低反射率波长 λ_1 的光的受光特性，曲线12表示由摄像元件34进行受光的高反射率波长 λ_2 的光的受光特性。另外，曲线1b表示在出血部位的各波长的反射率，直线1e表示向什么都不存在的管腔方向发出各波长的光的情况下的反射率。如曲线1b所示，在向出血部位发出了光的情况下，由于低反射率波长 λ_1 的光被出血部位吸收，因此示出较低的反射率。与此相对地，高反射率波长 λ_2 的光即使在存在出血部位的情况下也反射，因此示出较高的反射率。因而，在考虑漫反射光以及测量误差的基础上摄像元件34对高反射率波长 λ_2 的受光量与低反射率波长 λ_1 的受光量相比还是足够大的情况下，认为在该反射光进行反射的区域存在检测对象部位。另外，如图5的直线1e所示，由于向不存在物质的方

向发出了光的情况下所发出的光没有返回,因此无论哪种波长,反射率都几乎为0。

因此,检测部45使用规定的阈值来进行与检测对象部位有关的检测,该规定的阈值是根据对于检测对象部位的低反射率波长的光的反射率和高反射率波长的光的反射率而设定的阈值。为了设定该规定的阈值,首先,考虑曲线1b上的低反射率波长 λ_1 的光的反射率、曲线1b上的高反射率波长 λ_2 的光的反射率、漫反射光以及测量误差,设定能够判断为存在检测对象部位的可能性高的反射率T1。然后,根据发光部32为了发出高反射率波长 λ_2 而所需的输出值和反射率T1,使用与发光部32所发出的高反射率波长 λ_2 的光中的估计为摄像元件34中进行受光的高反射率波长 λ_2 的受光量对应的输出值。然后,对所求出的输出值考虑测量误差等来设定规定的阈值。

检测部45对图像中的高反射率波长的光量为规定的阈值以上的区域进行提取来作为有可能包含检测对象部位的包含区域,根据所提取的包含区域中的低反射率波长的光量来对检测对象部位进行检测。例如,检测部45对利用高反射率波长形成的图像中的高反射率波长的光量为规定的阈值以上的区域进行提取来作为包含区域,根据利用低反射率波长形成的图像中的与包含区域对应的区域的低反射率波长的光量来对检测对象部位进行检测。

接着,参照图6说明被检体内导入系统检测是否存在出血部位等检测对象部位的检测处理。如图6所示,首先,发光部32进行发光处理,通过该发光处理发出低反射率波长的光和高反射率波长的光(步骤S2)。接着,摄像元件34进行摄像处理,通过该摄像处理对低反射率波长的光和高反射率波长的光进行受光来拍摄图像(步骤S4)。然后,进行发送处理,通过该发送处

理将由摄像元件34拍摄的图像通过接收装置2和便携式记录介质5发送到工作站4(步骤S6)。接着,在工作站4中,检测部45进行检测处理,通过该检测处理对检测对象部位进行检测(步骤S8)。然后,输出部47进行输出处理,通过该输出处理将图像与检测部4中的检测结果一起进行显示并输出(步骤S10)。

接着,参照图7说明图6示出的检测处理。如图7所示,检测部45从与由摄像元件34获取的各波长的受光量有关的测量结果中获取与高反射率波长对应的测量结果(步骤S12)。即,检测部45获取利用高反射率波长形成的图像。然后,检测部45对利用高反射率波长形成的图像中的高反射率波长的光量为规定的阈值以上的区域进行提取来作为包含检测对象部位的可能性高的区域(步骤S14)。这是因为能够判断出高反射率波长的光量小于阈值的区域是光没有照射到的管腔方向等的部分。接着,检测部45从由摄像元件34获取的测量结果中获取与低反射率波长对应的测量结果(步骤S16)。即,检测部45获取利用低反射率波长形成的图像。然后,检测部45根据利用低反射率波长形成的图像中的在步骤S14中提取出的区域的低反射率波长的光量来对检测对象进行检测(步骤S18)。然后,检测部45将检测结果与进行了检测的图像相对应地进行输出(步骤S20)。

以胶囊型内窥镜3拍摄图8所示的被检体1内的区域S1的情况为例说明检测部45的检测处理。在该区域S1中包含存在作为检测对象部位的出血部位的区域S2和远离测量位置的与管腔方向对应的区域S3。

并且,作为区域S1的摄像图像,能够分别得到图9的左图所示的利用低反射率波长形成的图像G1和图9的右图所示的利用高反射率波长形成的图像G2。检测部45根据图像G1和图像G2对检测对象部位进行检测。检测部45在图9所示的步骤S14中

如箭头Y1所示那样将图像G2的高反射率波长的受光量为阈值以下的区域S12判断为光不反射的管腔方向的区域且是不存在检测对象的非检测对象部位而从提取对象中进行排除。然后，检测部45提取图像G2的区域S12以外的区域来作为有可能包含检测对象部位的包含区域。在该步骤S14中，能够排除拍摄了光没有照射到的管腔方向等的区域，并且能够排除存在具有与检测对象不同的光学特性的部位的区域。此外，检测部45也可以将图像G2与图像G1进行比较，检测出在图像G2和图像G1的任一个图像中较暗的区域为非检测对象部位。

接着，检测部45判断图像G1中的在步骤S14中提取出的区域、即与图像G2中的区域S12对应的区域S11以外的区域中是否存在低反射率波长的光量低的较暗的区域。图像G1内的区域S13是低反射率波长的光量低而较暗的区域。在该区域S13中，在检测对象是出血部位的情况下，认为被照射的低反射率波长的光被血液中的血红蛋白吸收，其结果不反射。因此，检测部45如图9的箭头Y2所示那样检测出在区域S13中存在检测对象部位。此外，检测部45也可以将图像G2与图像G1进行比较，判断出在图像G2中的较亮的区域和图像G1中的较暗的区域中存在检测对象部位。另外，在利用高反射率波长形成的各图像中不存在光量超过阈值的区域的情况、即在整体较暗的利用高低反射率波长形成的图像连续的情况并且整体较暗的利用低反射率波长形成的图像连续的情况下，检测部45检测出仅在管腔方向连续地进行了摄像。另外，在整体较暗的利用高反射率波长形成的图像和整体较暗的利用低反射率波长形成的图像连续、且包含较亮的区域的利用高反射率波长形成的图像不出现的情况下，检测部45检测出有可能由于发光部32的光量不足而变暗。

这样，实施方式1所涉及的被检体内导入系统发出为了增强

显示作为检测对象部位的出血部位等而使用的低反射率波长的光的同时，发出对于检测对象部位具有较高的反射率的高反射率波长的光，根据高反射率波长的光的受光量来对检测对象部位进行检测。因此，根据实施方式1，能够区分出在利用低反射率波长形成的图像中较暗地显示的区域是由于血液中的血红蛋白等的吸收而变暗、还是由于视场方向为管腔方向而变暗、或者由于光量不足而变暗，能够比以往更准确地检测出作为检测对象部位的出血部位、肿瘤部位。

此外，为了获取低反射率波长和高反射率波长的光量，只要发光部32或摄像元件34发出低反射率波长的光和高反射率波长的光、或者对低反射率波长的光和高反射率波长的光进行受光即可。例如，发光部32也可以分别具有发出低反射率波长的光的LED和发出高反射率波长的光的LED，摄像元件34是能够对低反射率波长和高反射率波长进行受光的同时对其它波长区域的光进行受光的摄像元件。另外，发光部32也可以在具备白色LED的同时具备仅使低反射率波长透过的滤波器以及仅使高反射率波长透过的滤波器，从而发出低反射率波长的光和高反射率波长的光。另外，摄像元件34也可以具备仅使低反射率波长透过的滤波器以及仅使高反射率波长透过的滤波器，从而对低反射率波长的光和高反射率波长的光进行受光。当然，也能够将发光部32和摄像元件34都作为发出低反射率波长的光和高反射率波长的光并对低反射率波长的光和高反射率波长的光进行受光的元件，来进一步提高对低反射率波长和高反射率波长的受光精确度，从而提高检测处理的精确度。

另外，在实施方式1中，由于能够使用现有的LED和摄像元件，因此将415nm至580nm的波长作为低反射率波长进行了说明，但是只要低反射率波长是对于检测对象部位反射率较低的

频带的波长即可。例如，如图10所示，低反射率波长并不限于蓝色光和绿色光，也可以是在出血部位的反射率较低的近紫外频带的波长 λ_{11} 、作为黄色光的波长 λ_{12} 。只要根据考虑了曲线1b上的低反射率波长 λ_{11} 、 λ_{12} 的光的反射率、曲线1b上的高反射率波长 λ_2 的光的反射率、漫反射光以及测量误差的值T2来设定在检测部45的检测处理中使用的阈值即可。另外，由于能够使用现有的LED和摄像元件，因此将615nm至635nm的波长作为高反射率波长进行了说明，但是只要高反射率波长是对于检测对象部位反射率较高的波长即可，例如也可以是近红外频带的波长。

另外，在实施方式1中，作为胶囊型内窥镜，以在开头部分设置透明盖而对胶囊型内窥镜3的长度方向进行摄像处理的胶囊型内窥镜3为例进行了说明，但是当然也可以是如图11所示那样在侧面设置发光部32a和受光部33a而对胶囊型内窥镜的侧面方向进行摄像处理的侧视型的胶囊型内窥镜3a。从发光部32a发出的光L在肠壁39等进行反射，通过被设置在胶囊型内窥镜3a的侧面部的透明盖31a而由受光部33a进行受光。通过设为图11所示的侧视型的胶囊型内窥镜3a，由于与被检体1内部之间的距离变近，因此能够进行测量强度高且稳定的检测。另外，在胶囊型内窥镜3a中，在如胶囊型内窥镜3a侵入到宽广的管腔内的情况或胶囊型内窥镜3a在被检体1内部的方向偏离了的情况等那样与被检体之间的距离变远的情况下，由于能够检测是否存在检测对象部位，因此认为是特别实用的胶囊型内窥镜。

另外，在实施方式1中，对于在工作站4中具备检测部45的情况进行了说明，但是并不限于此。例如，也可以如图12所示那样在构成接收装置2的外部装置7内具备检测部45。外部装置7具备检测部45的同时具备：天线选择部20，其从接收用天线

6a~6h中选择适于进行接收的天线；接收电路21，其对通过接收用天线接收到的无线信号进行解调处理等；信号处理电路22，其对从接收电路21输出的信号进行处理，输出图像信息；存储部23，其存储通过信号处理电路22进行了处理的图像；控制部24，其对这些各结构部位进行控制；以及电力供给部25，其对各结构部位提供驱动电力。检测部45根据由信号处理电路22输出的低反射率波长和高反射率波长的图像信息来检测是否存在检测对象部位，控制部24使存储部23将检测结果与图像信息相对应地进行存储。

另外，也可以如图13所示那样在胶囊型内窥镜3中具备检测部45。胶囊型内窥镜3具备检测部45的同时具备：发光部32；摄像元件34；电池37；控制部35a，其对各结构部位进行控制；受光电路35b，其对由摄像元件34拍摄的图像信息进行调制来生成无线信号；发光驱动部35c，其对发光部32的驱动状态进行控制；以及天线36，其对从受光电路35b输出的信号进行无线发送。控制部35a、受光电路35b以及发光驱动部35c被设置在处理电路35内。检测部45从由摄像元件34拍摄的图像中获取与检测对象区域对应的区域的低反射率波长和高反射率波长的光量来对检测对象部位进行检测，控制部35a将检测结果与由受光电路35b生成的无线信号相对应地通过天线36发送到接收装置2。

另外，在实施方式1中，作为胶囊型内窥镜以单眼的胶囊型内窥镜3为例进行了说明，但是当然也可以是如图14所示的如下的复眼的胶囊型内窥镜3b：在图中左右双方的前端部分别设置前端透明盖31，与该左右的前端部相对应地设置多个发光部32、透镜33、摄像元件34。在胶囊型内窥镜3b中，由于两个摄像元件34朝向相反的方向，因此分别拍摄相反的方向。该胶囊型内窥镜3b由于能够通过多个摄像元件34在体腔内进行摄像，因此

起到如下效果:与单眼的胶囊型内窥镜3相比能够同时观察更广的区域,从而提高观察性。特别是,由于胶囊型内窥镜3b的两个摄像元件34朝向相反的方向,因此能够同时拍摄胶囊型内窥镜3b的前后,能够有效地观察更广的区域。此外,由于利用透明盖覆盖胶囊型内窥镜3b的图中的左右前端,因此在圆筒形状的外壳30a内装载胶囊型内窥镜3b的各结构部件。此外,在图14中省略了图2示出的处理电路35、天线36、电池37的图示。

(实施方式2)

接着,说明实施方式2。在实施方式2中,对提供给构成胶囊型内窥镜的发光部的各发光元件的电力量进行调整来减少在胶囊型内窥镜中消耗的电量。图15是表示实施方式2中的胶囊型内窥镜的结构框图。如图15所示,实施方式2中的胶囊型内窥镜203具备LED驱动部250来代替图13所示的胶囊型内窥镜3中的发光驱动部35c,具备控制部235a来代替胶囊型内窥镜3中的控制部35a。构成发光部32的LED 320是由分别发出规定波长频带的光的多个LED构成的LED群。LED驱动部250对各LED提供来自电池37的电力来使各LED发光。控制部235a具有与控制部35a同样的功能。并且,控制部235a具有发光量调整部240,该发光量调整部240对每个LED控制通过LED驱动部250提供给各LED 320的电力量。

首先,为了调整提供给各LED的电力量,如图16所示,胶囊型内窥镜203以将内侧空白的筒状的帽205安装在前端部的状态通过规定输出使LED 320发光,使透镜33对在帽205的内侧反射的光进行聚光,使摄像元件34进行受光。发光量调整部240获取所使用的多个波长间的作为由摄像元件34得到的测量值之比的白平衡,根据白平衡的值计算各波长的输出值为最佳的调整值,对提供给各LED的电力量进行控制。发光量调整部240

通过对提供给各LED的电力量进行控制，将各波长的发光量调整为观察被检体1内所需的发光量。例如，对于发出发光量相对较大的波长的光的LED调整电力供给量使得发光量下降到合适的值。另外，发光量调整部240也可以根据对于检测对象部位的低反射率波长的光的反射率和高反射率波长的反射率，来对提供给各LED的电力量进行控制。例如，发光量调整部240对于发出被检体1内的观察中所使用的低反射率波长的光的LED控制电力供给量使得成为能够确保规定的摄像精确度的程度的发光量。另外，发光量调整部240对发出高反射率波长的光的LED控制要提供的电力量，将发光量降低到能够进行检测部45的检测处理的程度、即能够充分区分出对于检测对象部位的高反射率波长的反射光和漫反射光的程度，来抑制功耗。

接着，作为对提供给LED 320的电力量进行调整的方法，说明对驱动构成LED 320的各LED的电流值进行调整的情况。图17是表示图15所示的胶囊型内窥镜203的要部的框图。如图17所示，LED驱动部250按分别发出规定的波长的光 $L_1 \sim L_n$ 的LED 321~32n的每个LED具有电流值设定部2511~251n以及驱动器2521~252n。电流值设定部2511~251n根据发光量调整部240的调整值来对提供给分别通过驱动器2521~252n连接的LED 321~32n的电流量进行调整。驱动器2521~252n将由电流值设定部2511~251n设定的电流值提供给各自连接的LED 321~32n。其结果，LED 321~32n分别发出与被提供的电力量相应的发光量的光。LED驱动部250对电流值设定部2511~251n以及驱动器2521~252n进行控制来控制提供给各LED 321~32n的电流量。

这样，根据实施方式2，通过对提供给发出各波长的光的LED的电力量进行调整，能够实现电池容量有限的胶囊型内窥镜203的功耗的降低。另外，在实施方式2中，通过将发出高反

射率波长的光所需的电力抑制到能够进行检测部45的检测处理的程度，能够减少由于高反射率波长的发光而引起的功耗的增加。

此外，如图18所示，对于提供固定电压的驱动器也可以通过增减电流量调整用的电阻的值来对驱动各LED的电流值进行调整，控制提供给LED的电力量。各LED 321~32n连接到施加固定电压的恒压驱动器320a上。并且，LED驱动部250a具备：电阻2531~253n，其分别串联连接到各LED 321~32n上，电阻值可变；以及电阻设定部254，其根据发光量调整部240的白平衡调整值来调整电阻2531~253n的电阻值。电阻2531~253n以及电阻设定部254利用作为电流量调整用电阻的电位器等来实现。这样，也可以对各LED 321~32n中的电阻值进行调整，来对提供给各LED 321~32n的电流量进行调整。

另外，LED驱动部250也可以如图19所示那样是具有开关2551~255n以及电流值设定部256的LED驱动部250b。开关2551~255n在电流值设定部256的控制下，对各自连接的LED 321~32n的开启状态以及关闭状态进行切换。电流值设定部256对开关2551~255n以及连接到LED 321~32n上的恒流驱动器320b的电流量进行控制，来控制提供给各LED 321~32n的电力量。电流值设定部256通过控制开关2551~255n，能够对各LED 321~32n中的每个LED选择是否提供电力，并且通过控制恒流驱动器320b所提供的电流值，能够对LED 321~32n中的每个LED选择要提供的电力量。

例如，电流值设定部256分时地对各LED 321~32n提供电力。具体地说，如图20所示，通过将开关2551~255n分时地设为接通状态，来控制各LED 321~32n的发光时间，从而减少胶囊型内窥镜203的功耗。例如，电流值设定部256在时间 $t_1 \sim t_2$ 的

期间将连接到LED 321上的开关2551设为接通状态。在这种情况下,电流值设定部256将恒流驱动器320b的电流值调整为与发光量调整部240中的LED 321的调整值相应的电流值P1。其结果,在时间 $t_1 \sim t_2$ 的期间,LED 321以与发光量调整部240的调整值相应的发光量进行发光。另外,电流值设定部256在时间 $t_2 \sim t_3$ 的期间将连接到LED 322上的开关2552设为接通状态,并且将恒流驱动器320b的电流值调整为与发光量调整部240中的LED 322的调整值相应的电流值P2。其结果,在时间 $t_2 \sim t_3$ 的期间,LED 322以与发光量调整部240的调整值相应的发光量进行发光。

另外,电流值设定部256也可以与LED 321~32n中的每个LED相应地变更对各LED 321~32n提供电力的期间。具体地说,如图21所示,通过在与各LED 321~32n中的每个LED相应的期间将开关2551~255n分别设为接通状态,来控制各LED 321~32n的发光时间,从而减少胶囊型内窥镜203的功耗。例如,电流值设定部256在期间T1的期间将连接到LED 321上的开关2551设为接通状态,并且将恒流驱动器320b的电流值调整为与发光量调整部240中的LED 321的调整值相应的电流值。另外,在期间Tn的期间将连接到LED 32n的开关255n设为接通状态,并且将恒流驱动器320b的电流值调整为与发光量调整部240中的LED 32n的白平衡调整值相应的电流值。例如,在胶囊型内窥镜203在内径较窄的管内行进的情况下,胶囊型内窥镜203的行进方向的变化较少,因此检测部45只要能够以规定间隔使用由高反射率波长形成的图像进行检测即可。在这种情况下,发出高反射率波长的光的LED 321不需要始终发出高反射率波长的光,例如只要在图21的期间T1的期间以能够进行检测部45的检测处理的程度的发光量发出高反射率波长的光即可。与此相对地,

发出低反射率波长的光的LED 32n在观察被检体1内所需的期间 T_n 的期间以能够充分观察被检体1内的发光量发出低反射率波长的光。这样，发光量调整部240也可以根据对检测对象部位的低反射率波长的光的反射率和高反射率波长的光的反射率来对LED 321~32n中的每个LED设定发光时间和发光量，从而控制电力供给量。

另外，在实施方式2中，针对在胶囊型内窥镜203内具备发光量调整部240的情况进行了说明，但是并不限于此。例如，在作为能够进行双向通信的被检体内导入系统的情况下，也可以如图22所示那样在接收装置202中的外部装置207的控制部224内具备发光量调整部240。在这种情况下，发光量调整部240根据通过天线206a~206h接收到的来自胶囊型内窥镜的在安装帽205时的测量结果来计算对于各LED的调整值。然后，接收装置202通过天线206a~206h对胶囊型内窥镜发送对于各LED的调整值。在胶囊型内窥镜中，LED驱动部250、250a、250b根据所接收到的白平衡调整值来调整各LED 321~32n的电力供给量，并控制发光量。另外，也可以如图23所示那样在工作站204中的控制部241内具备发光量调整部240。在这种情况下，根据通过接收装置获取的来自胶囊型内窥镜的在安装帽205时的测量结果来计算对于各LED的调整值。然后，工作站204通过接收装置对胶囊型内窥镜发送对于各LED的调整值。

(实施方式3)

接着，说明实施方式3。在实施方式3中，使磁性引导系统与实施方式1或实施方式2所涉及的被检体内导入系统组合，从胶囊型内窥镜外部提供磁场，在发现检测对象部位的情况下，能够向检测对象部位所处的方向改变胶囊型内窥镜的朝向、或者使胶囊型内窥镜自身靠近，以此引导胶囊型内窥镜。此外，

在实施方式3中,以对实施方式1或实施方式2中的胶囊型内窥镜中的实施方式1中的胶囊型内窥镜应用磁性引导系统的情况为例进行说明。

图24是表示实施方式3中的胶囊型内窥镜的结构概要图。如图24所示,实施方式3中的胶囊型内窥镜303与图2所示的胶囊型内窥镜3相比具有如下结构:在内部还具备引导用的永久磁铁338。该永久磁铁338在从外部被提供磁场的情况下按照该磁场的朝向而改变朝向,因此随着该永久磁铁338的朝向的变更,胶囊型内窥镜303自身也改变方向。另外,永久磁铁338在从外部被提供磁场的情况下,通过该磁场变更位置来行进。因此,随着该永久磁铁338的位置的变更,胶囊型内窥镜303自身也变更位置来行进。

接着,说明实施方式3所涉及的被检体内导入系统的概要结构。图25是实施方式3所涉及的被检体内导入系统的概要图,图26是用于说明图25所示的被检体内导入系统的图。

如图25所示,实施方式3所涉及的被检体内导入系统与图1所示的被检体内导入系统相比还具有亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z以及亥姆霍兹线圈驱动器372X、372Y、372Z,其中,上述亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z被配置在胶囊型内窥镜303的动作范围的外部,上述亥姆霍兹线圈驱动器372X、372Y、372Z对分别提供给各亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z的电流进行放大控制。该亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z分别从X、Y、Z轴方向产生对胶囊型内窥镜303进行驱动的平行磁场。换言之,亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z产生作用于胶囊型内窥镜303的永久磁铁338的引导用磁场。

亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z如图26所示那样被形成成为大致矩形形状。亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z具备

相向的三对亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z，并且各对亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z被配置成相对于图25示出的X、Y、Z轴大致垂直。亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z被配置成相对于X、Y、Z轴大致垂直。亥姆霍兹线圈单元371X被配置成相对于X轴大致垂直，亥姆霍兹线圈单元371Y被配置成相对于Y轴大致垂直，亥姆霍兹线圈单元371Z被配置成相对于Z轴大致垂直。亥姆霍兹线圈驱动器372X控制亥姆霍兹线圈单元371X，亥姆霍兹线圈驱动器372Y控制亥姆霍兹线圈单元371Y，亥姆霍兹线圈驱动器372Z控制亥姆霍兹线圈单元371Z。

另外，亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z被配置成在其内部形成大致长方体状的空间S。空间S如图25所示那样成为胶囊型内窥镜303的动作空间，并且如图26所示那样还成为配置被检体1的空间。

并且，实施方式3所涉及的被检体内导入系统具备旋转磁场控制电路373以及输入装置374，其中，上述旋转磁场控制电路373对作为用于驱动胶囊型内窥镜303的引导用磁场的平行磁场的方向进行控制，上述输入装置374将通过手术操作者的输入操作而输入的胶囊型内窥镜303的行进方向输出到旋转磁场控制电路373。

在该被检体内导入系统中，旋转磁场控制电路373控制平行磁场的方向来满足从输入装置374输入的行进方向，亥姆霍兹线圈驱动器372X、372Y、372Z使亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z分别产生由旋转磁场控制电路373所控制的方向的平行磁场。其结果，由于被装载在胶囊型内窥镜303中的永久磁铁338的朝向等随着被提供的平行磁场而改变，因此胶囊型内窥镜303自身的朝向、行进方向也随其改变。

这样，在实施方式3中，通过对作用于被装载在胶囊型内窥

镜303中的永久磁铁的磁场的方向进行控制,能够控制作用于磁铁的力的方向,并能够对胶囊型内窥镜303的朝向、移动方向进行控制。因此,根据实施方式3,在发现了检测对象部位的情况下,能够向检测对象部位所处的方向改变胶囊型内窥镜的朝向、或者使胶囊型内窥镜自身靠近,因此能够更好地观察检测对象部位。

此外,在本实施方式3中,以三轴的亥姆霍兹线圈单元371X、371Y、371Z为例进行了说明,但是也无需严格地满足亥姆霍兹线圈的条件,例如线圈除了圆形之外也可以是大致四角形。另外,相向的线圈的间隔只要在满足本实施方式3的功能的范围内就可以不符合亥姆霍兹线圈的条件。

另外,在实施方式1~3中,针对将胶囊型的内窥镜导入到被检体1内的情况进行了说明,但是当然也能够如图27所示那样应用于将导入部303导入到被检体1内的情况,其中,上述导入部303具有传输由发光部332发出的光的传输路径332a、透镜系统332以及摄像元件344,以有线方式与工作站304连接。这种情况也同样地,通过具备检测部45以及控制部341内的发光量调整部240,能够比以往更准确地检测出作为检测对象部位的出血部位、肿瘤部位,并且能够减少功耗。

产业上的可利用性

如上所述,本发明用于对被检体内的检测对象部位进行增强显示的被检体内导入系统,特别适用于实现了正确的检测部位的检测和省电化的情况。

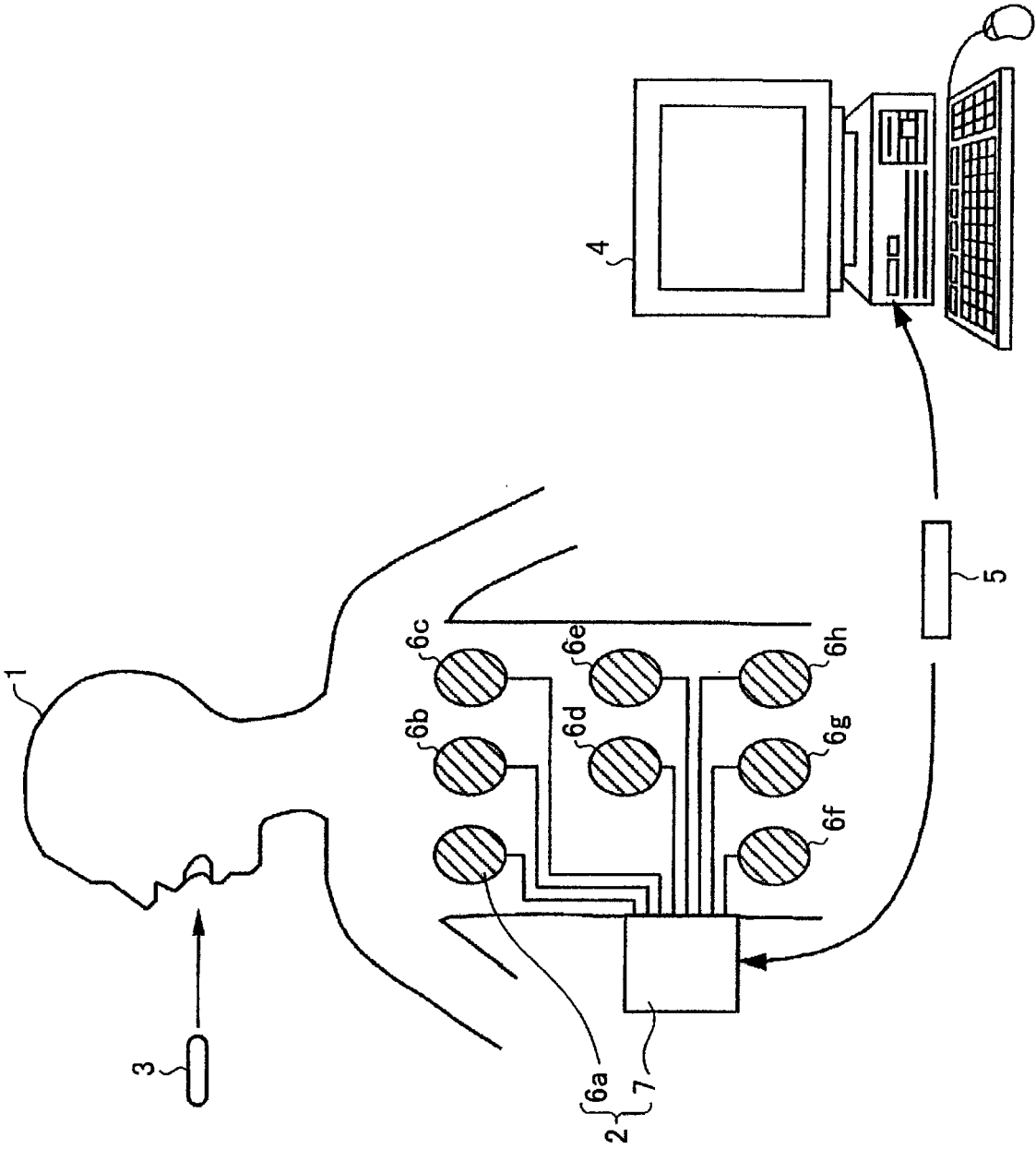


图 1

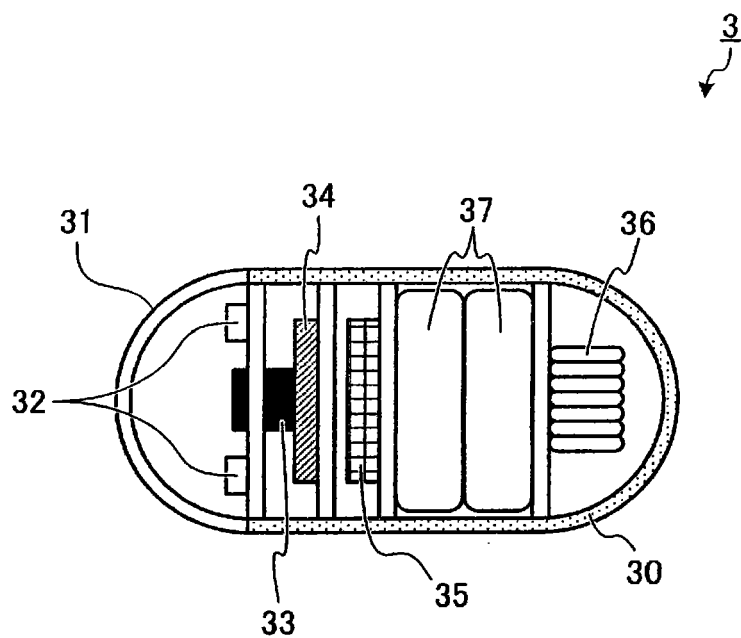


图 2

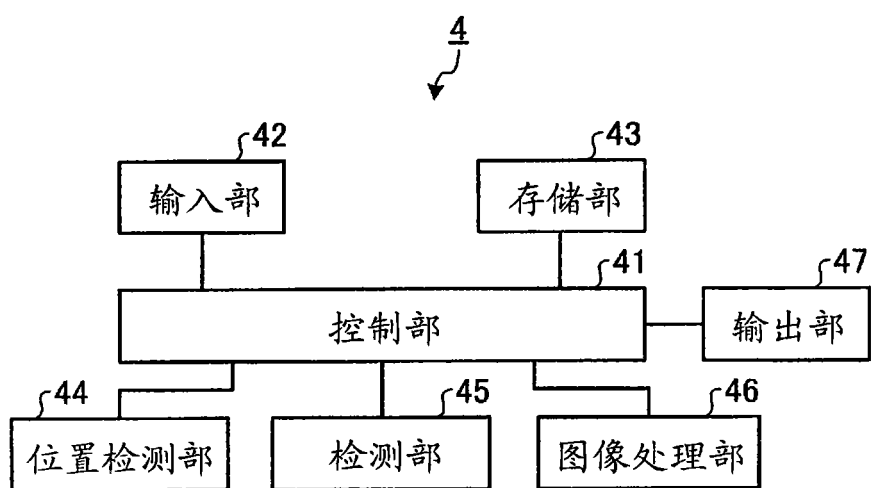


图 3

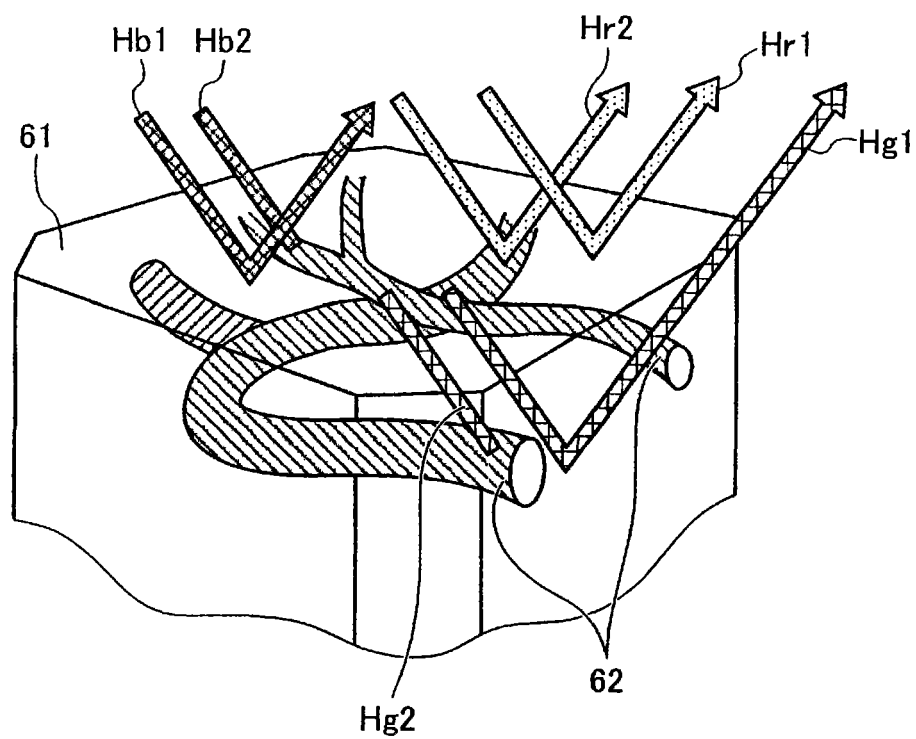


图 4

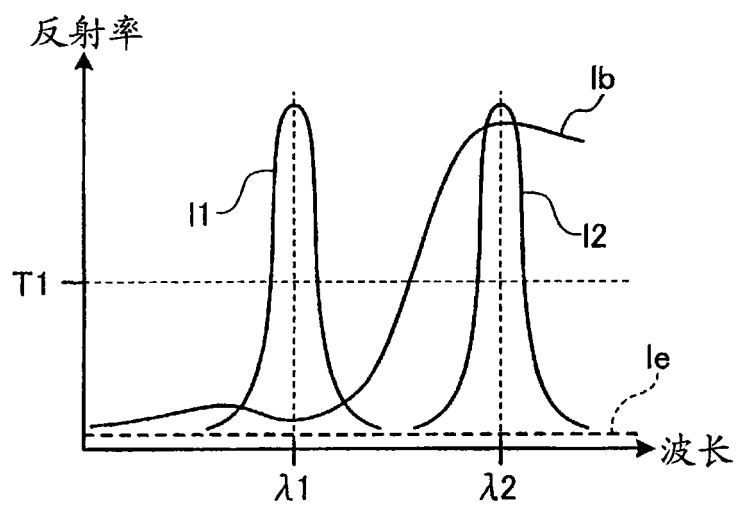


图 5

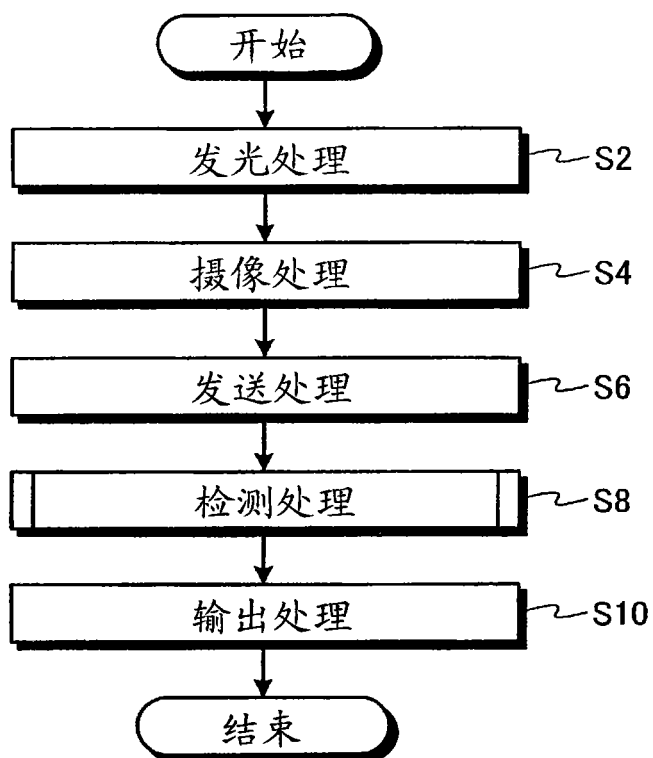


图 6

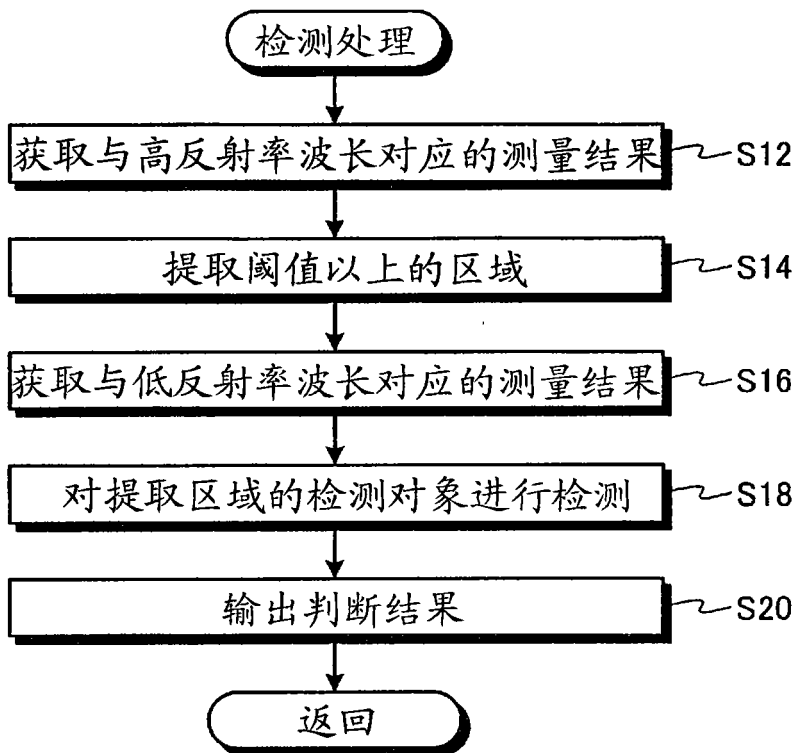


图 7

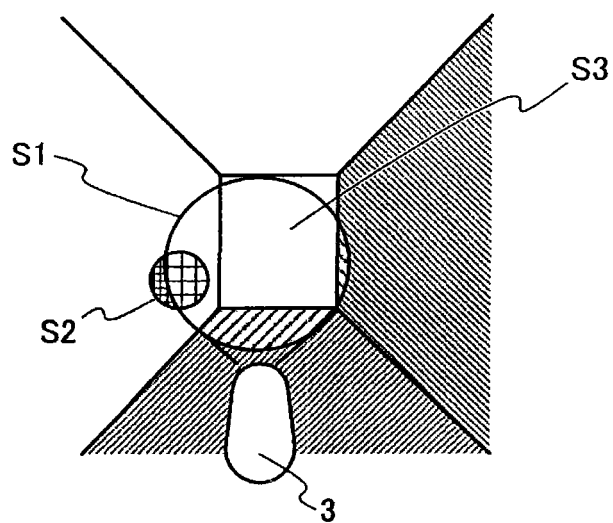


图 8

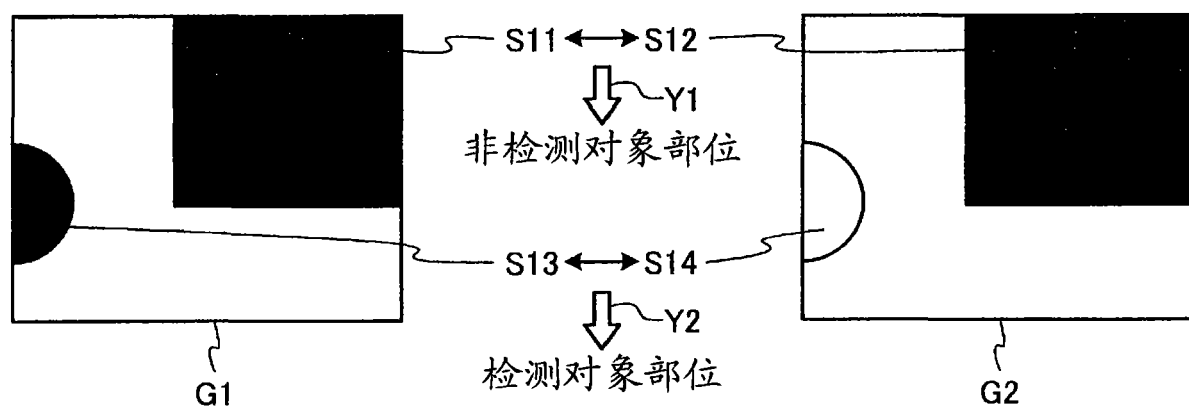


图 9

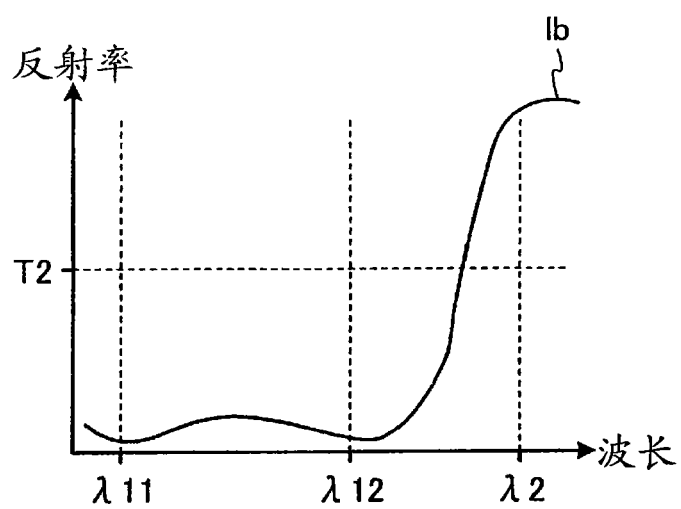


图 10

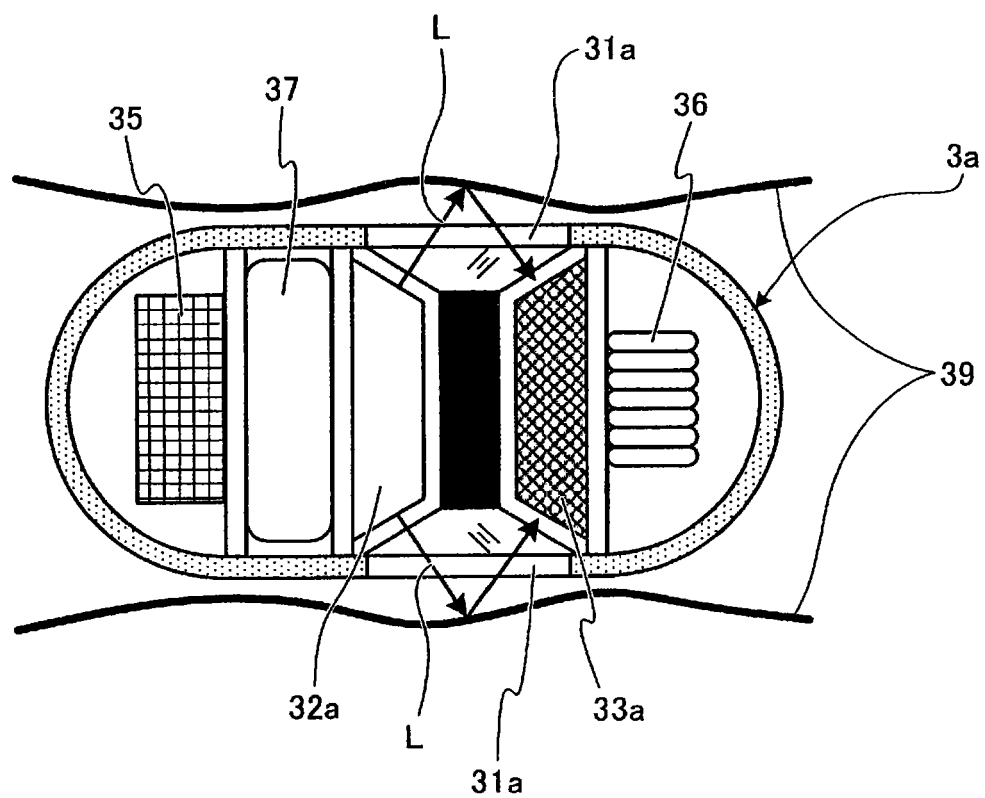


图 11

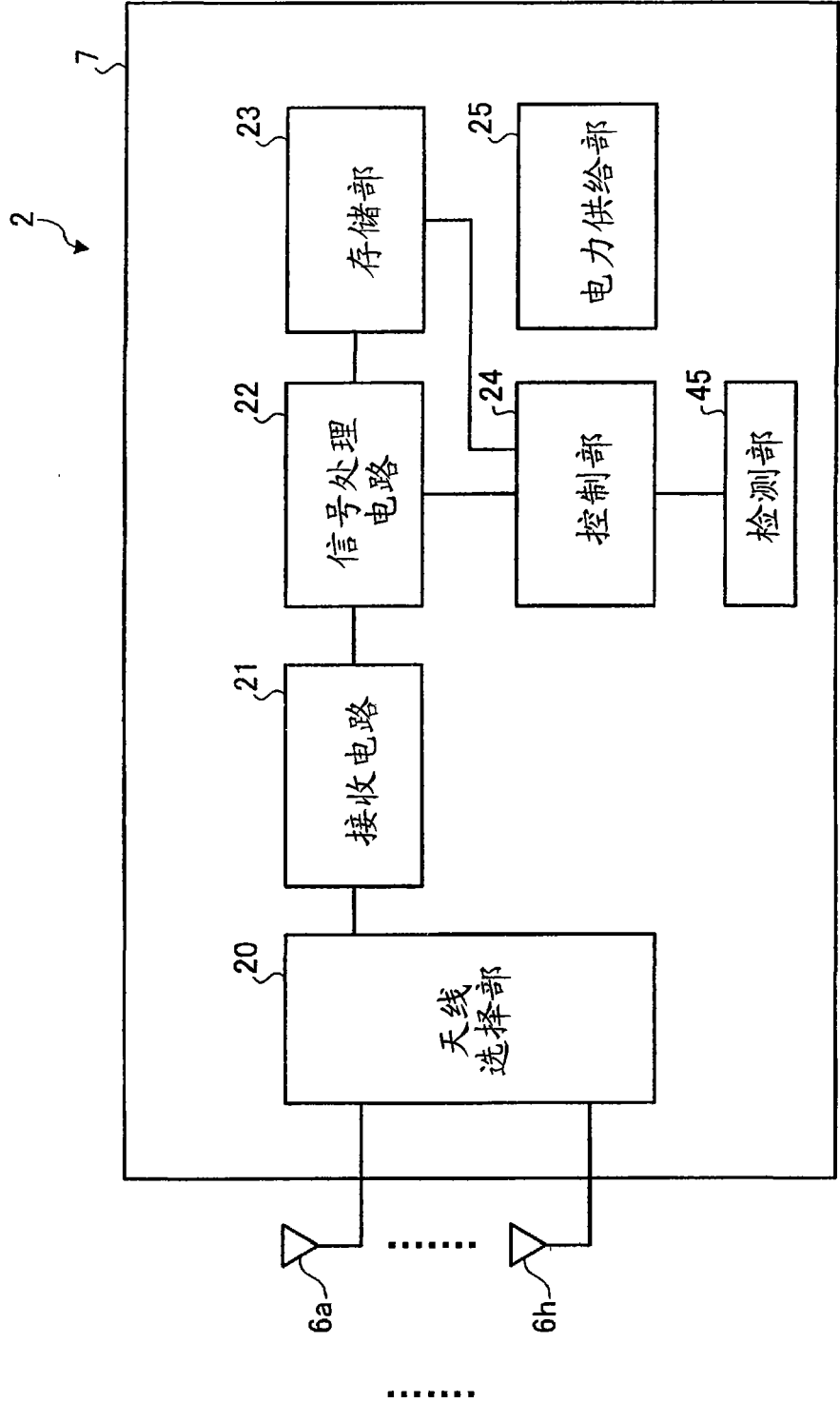


图 12

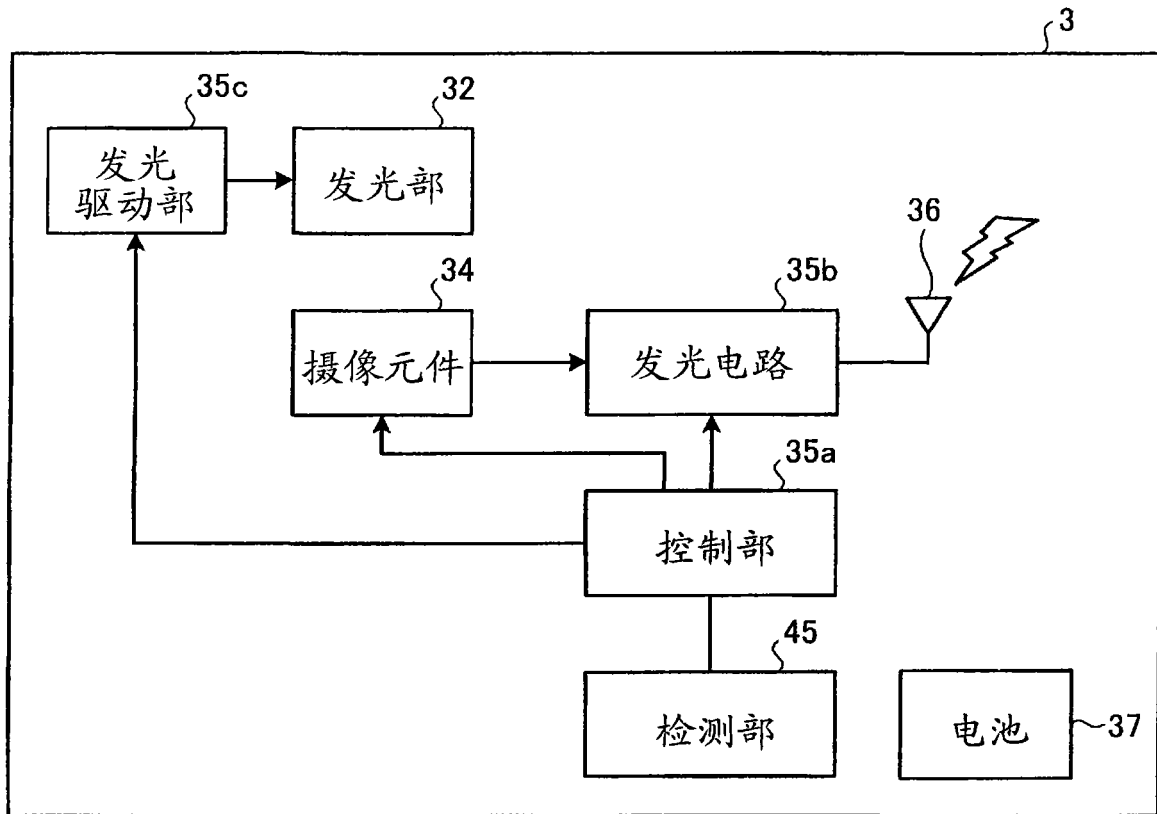


图 13

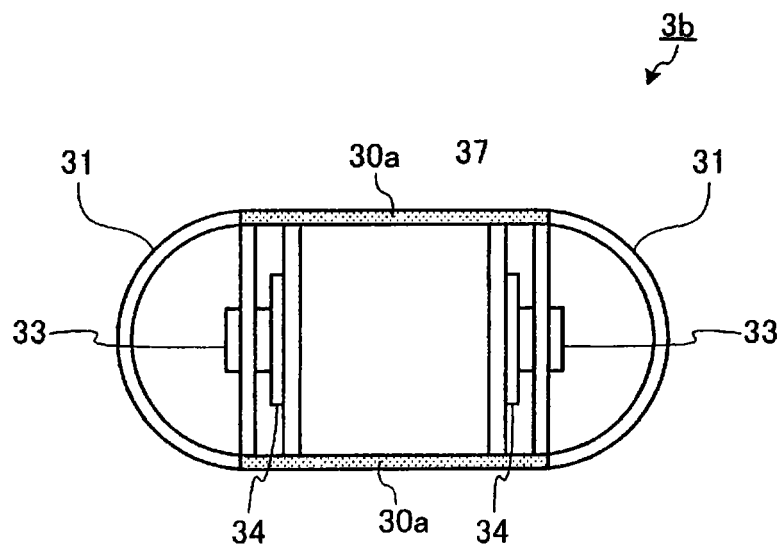


图 14

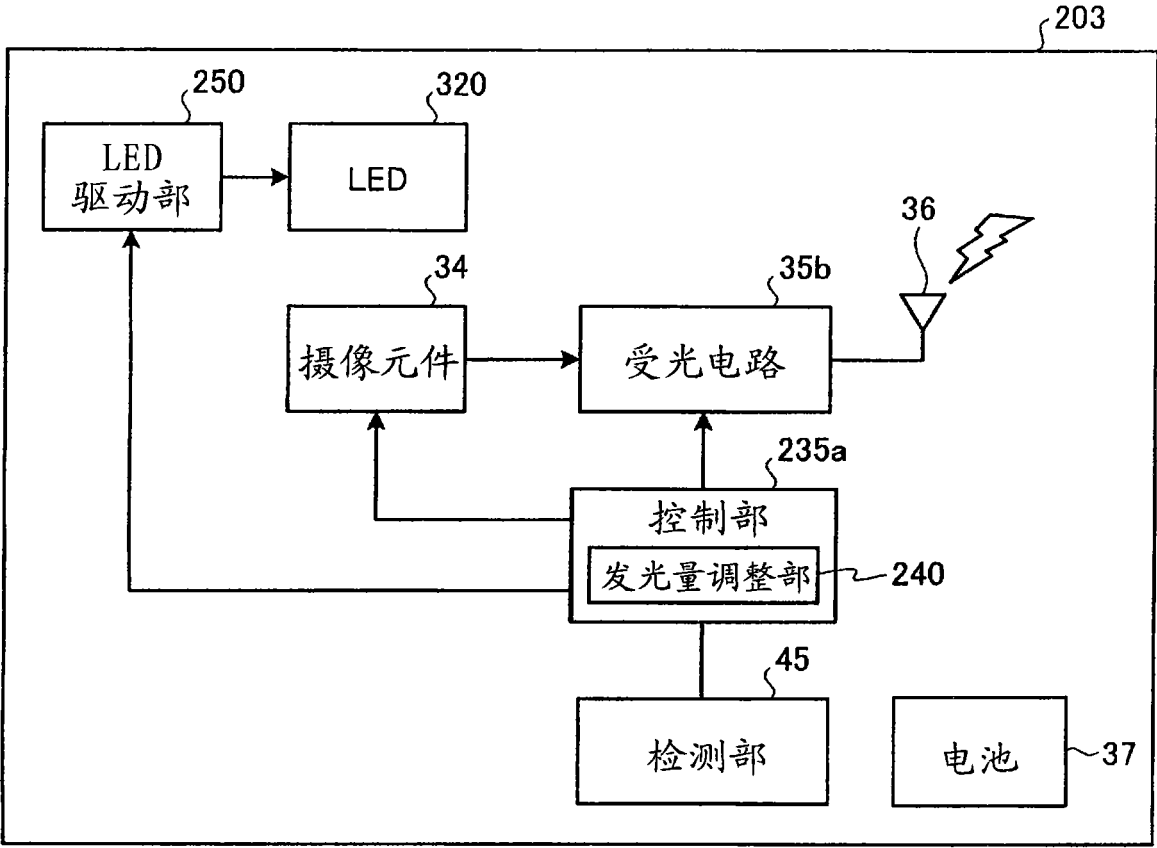


图 15

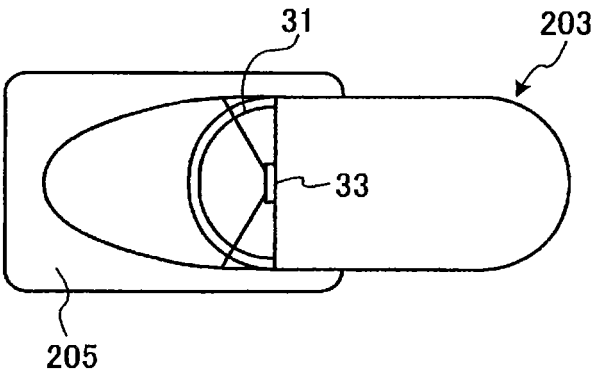


图 16

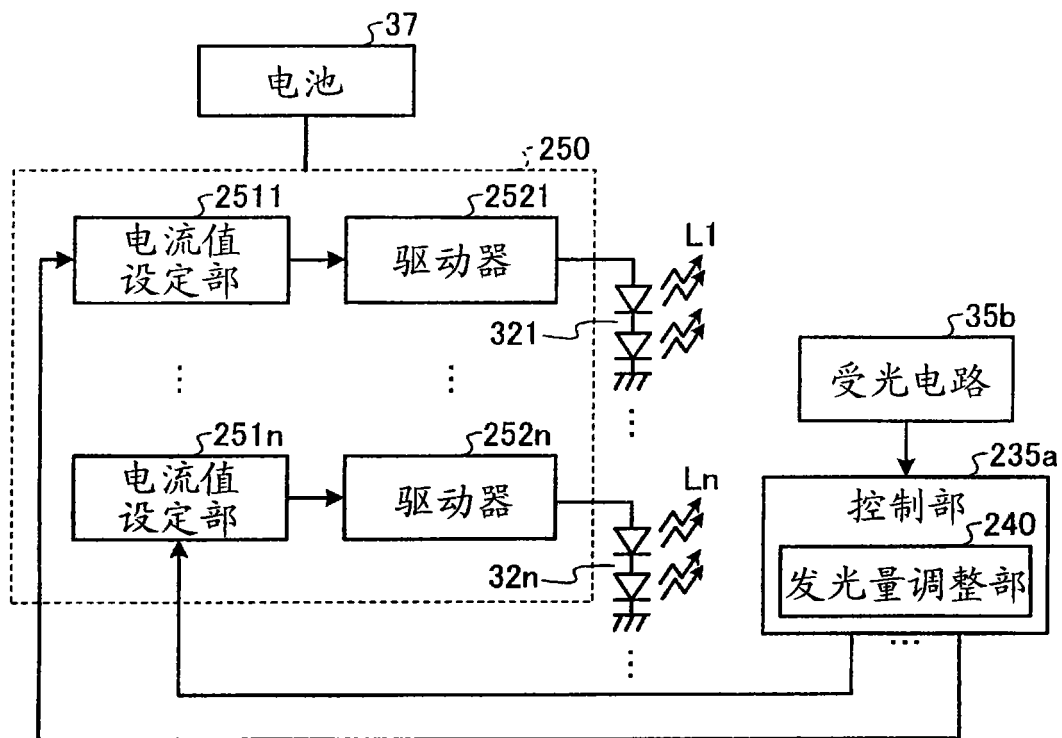


图 17

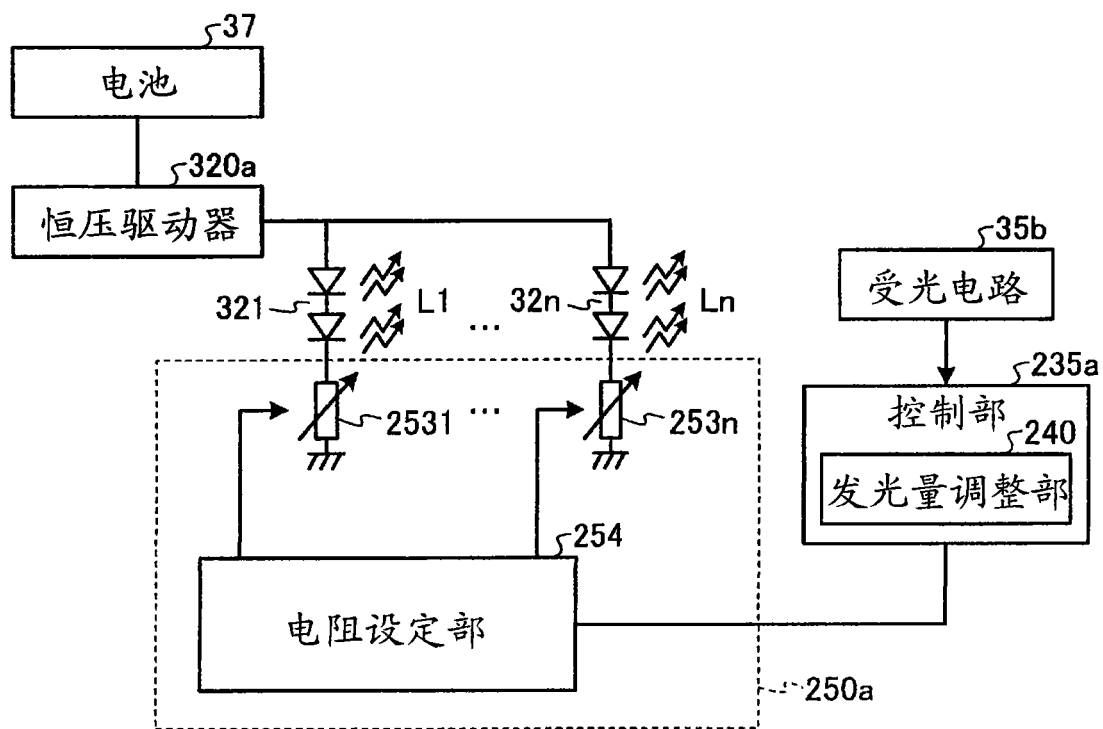


图 18

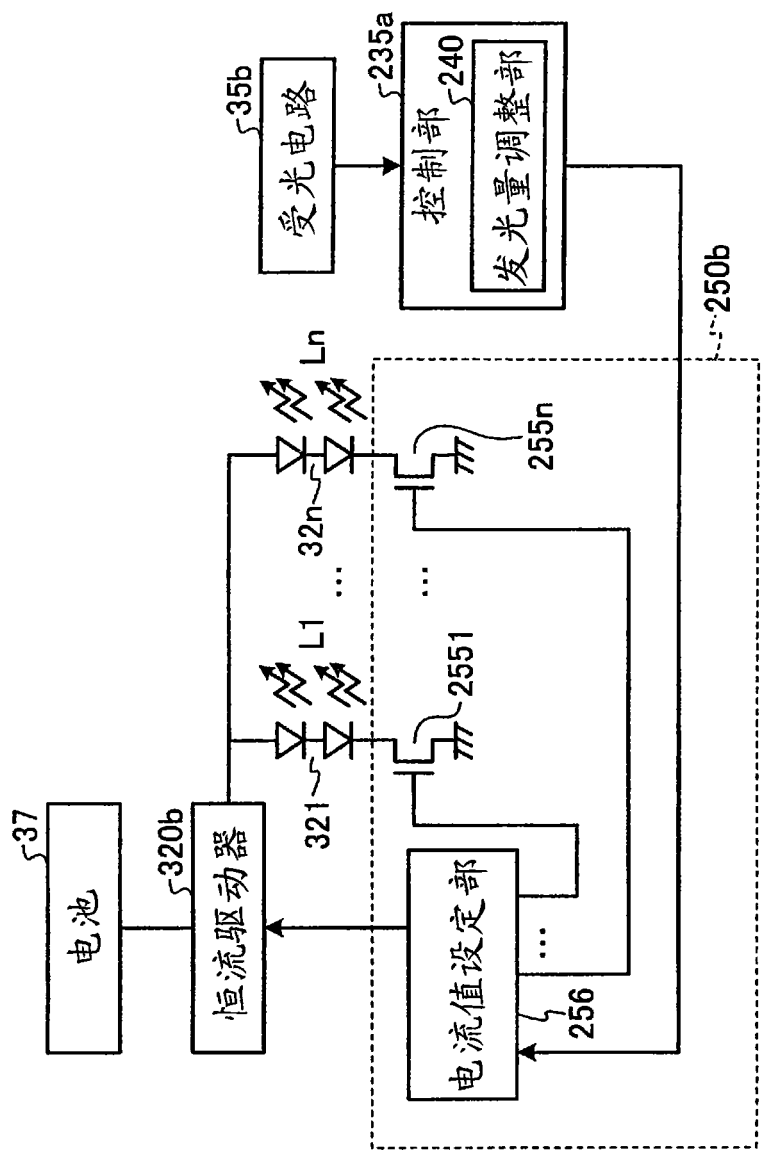


图 19

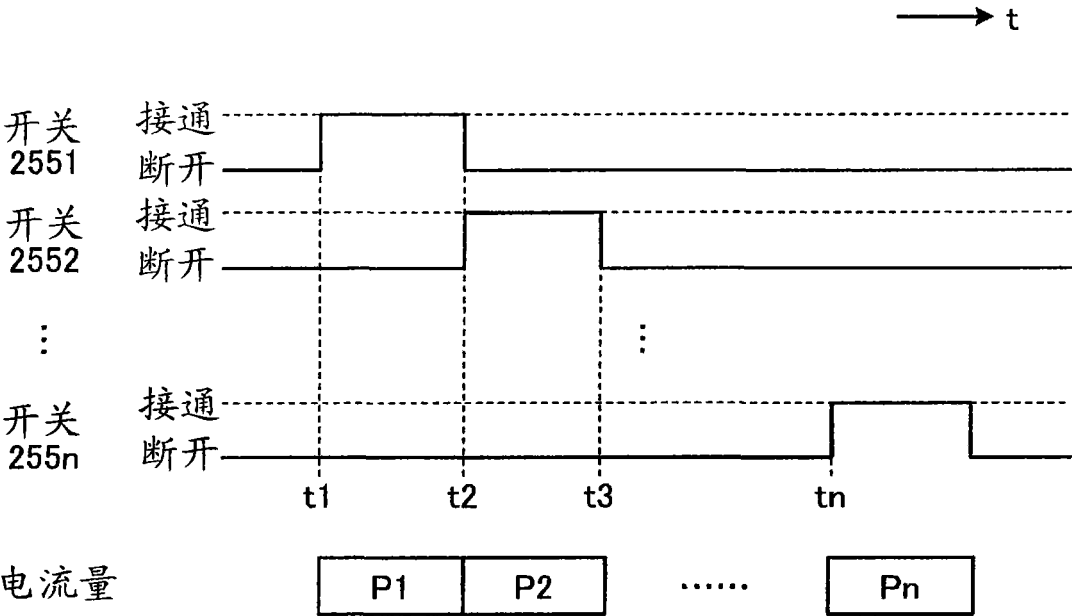


图 20

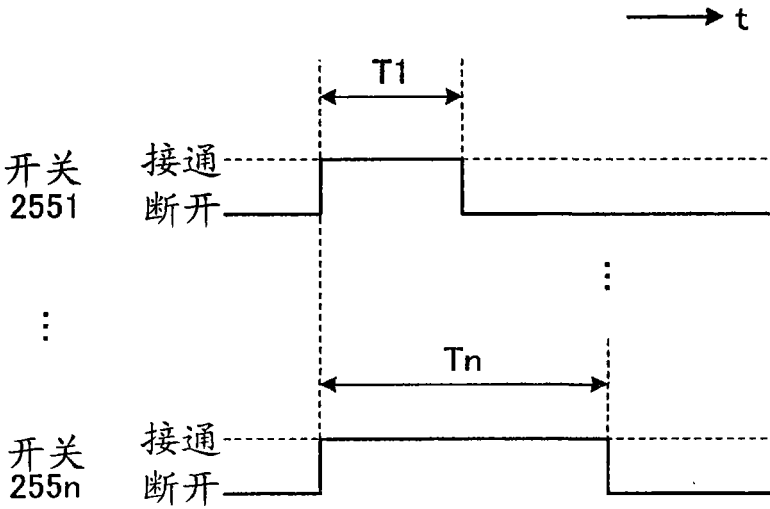


图 21

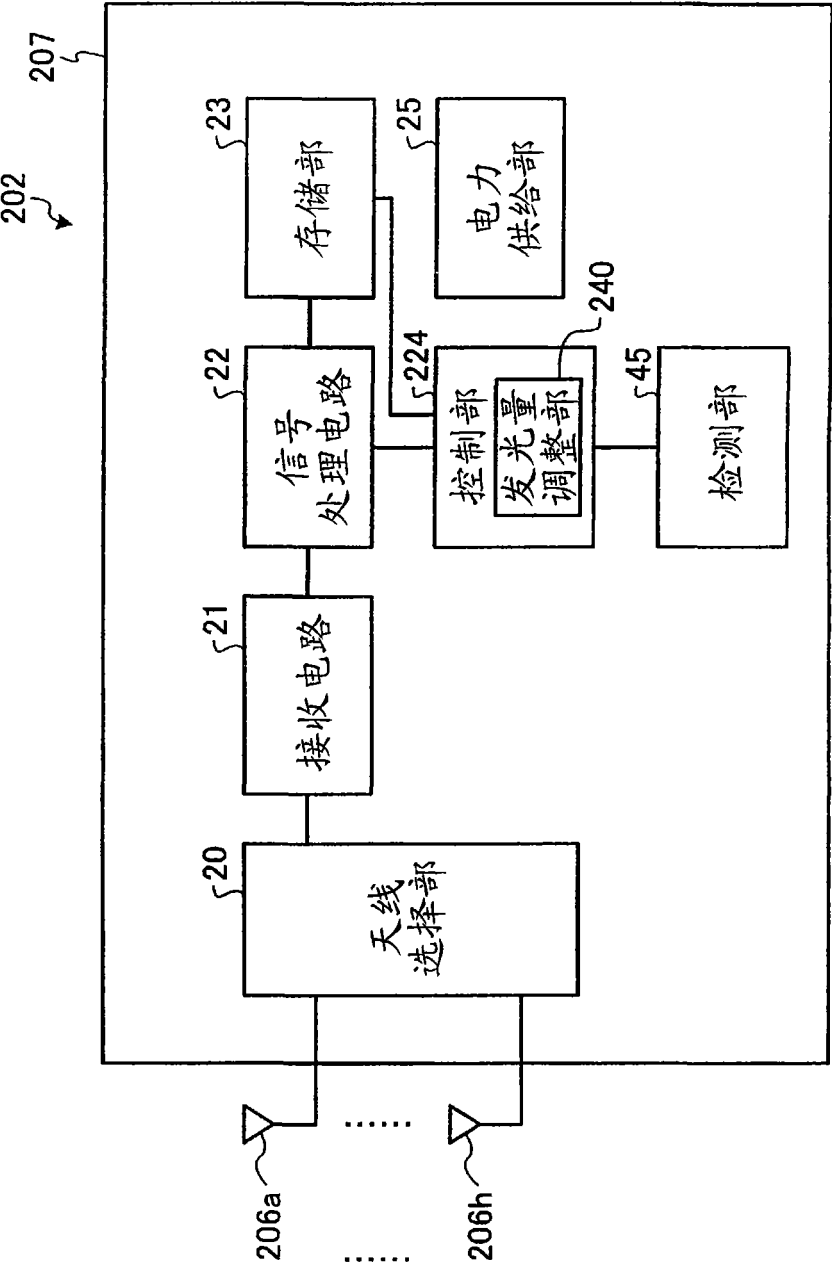


图 22

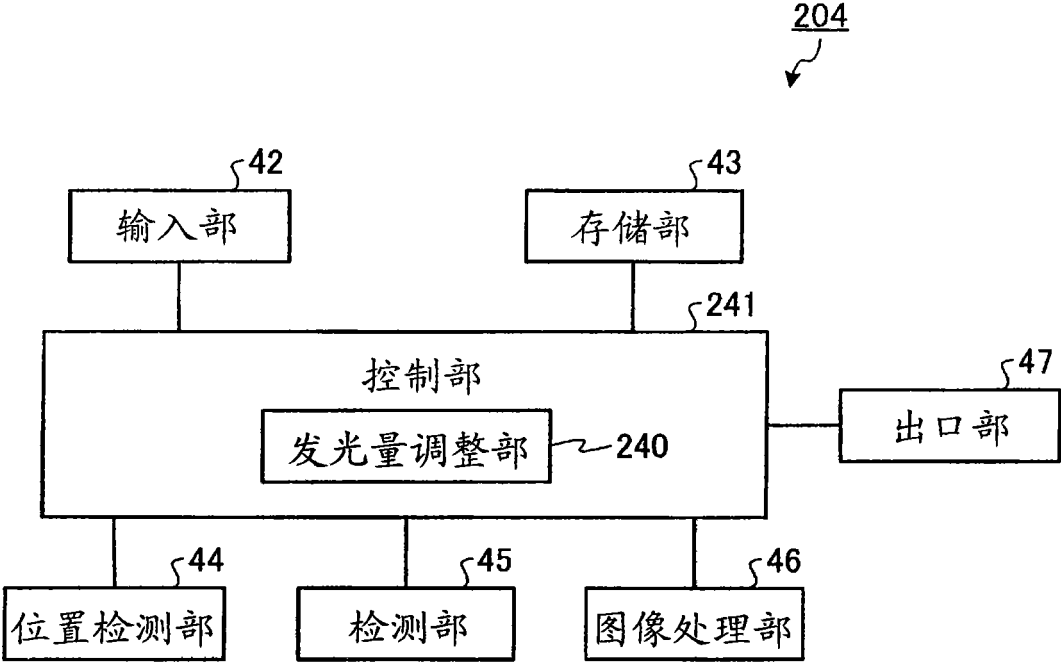


图 23

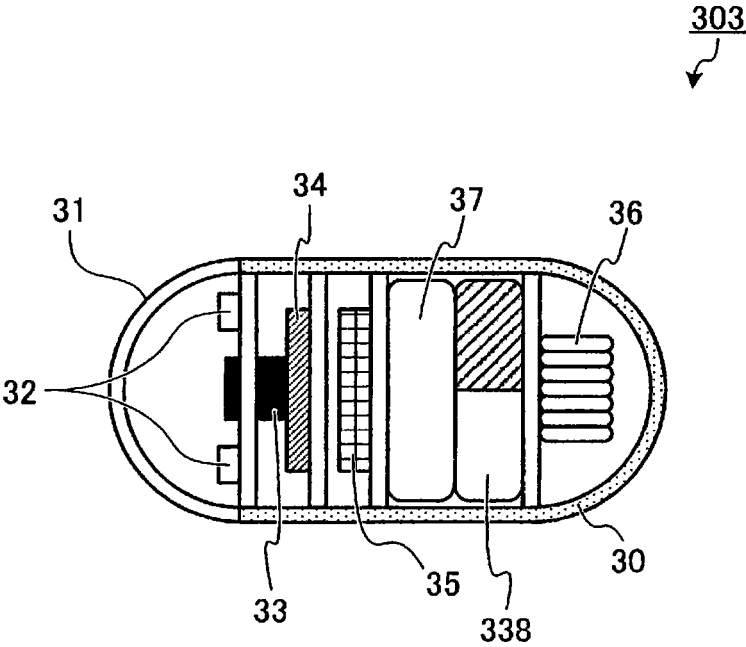


图 24

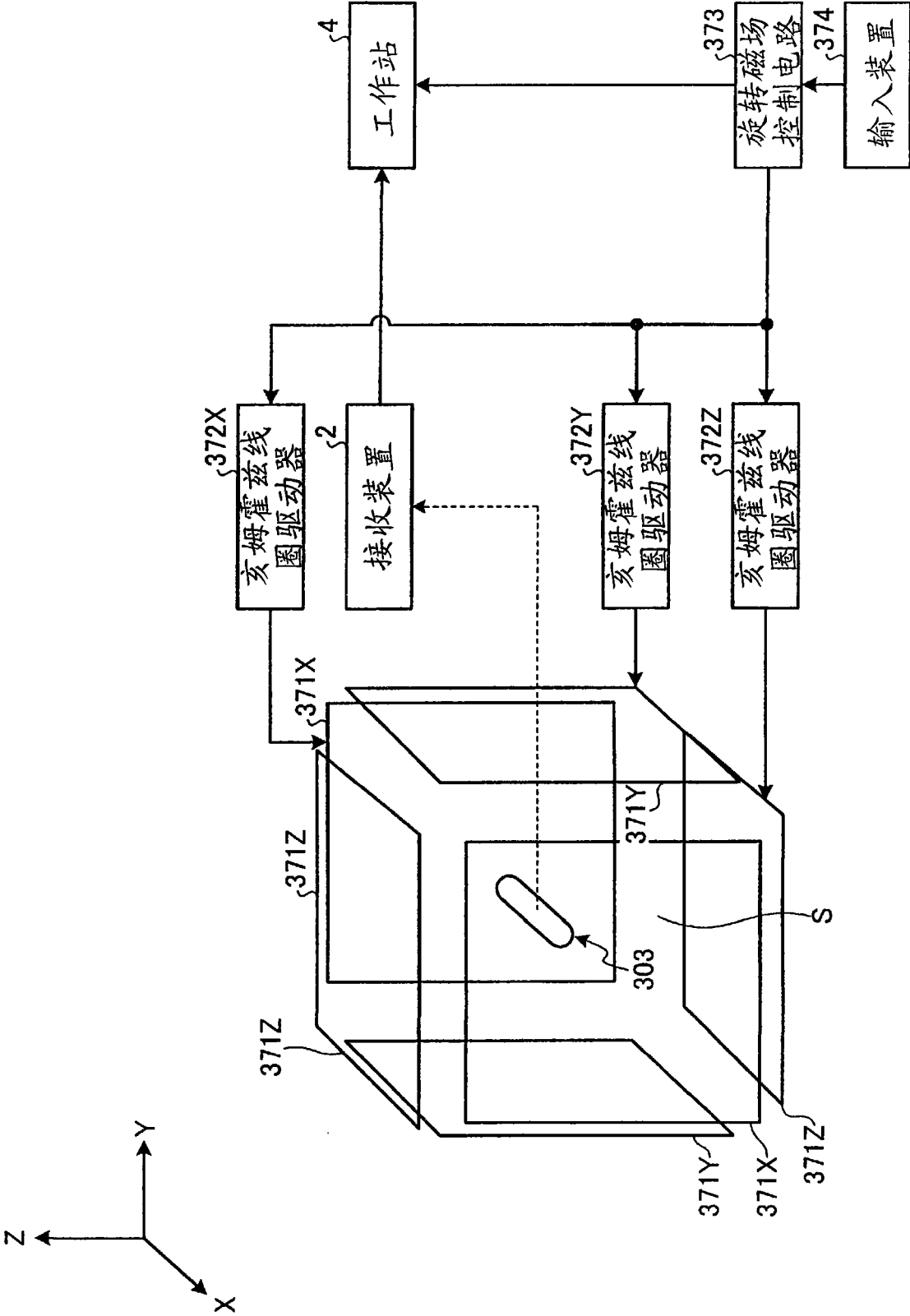


图 25

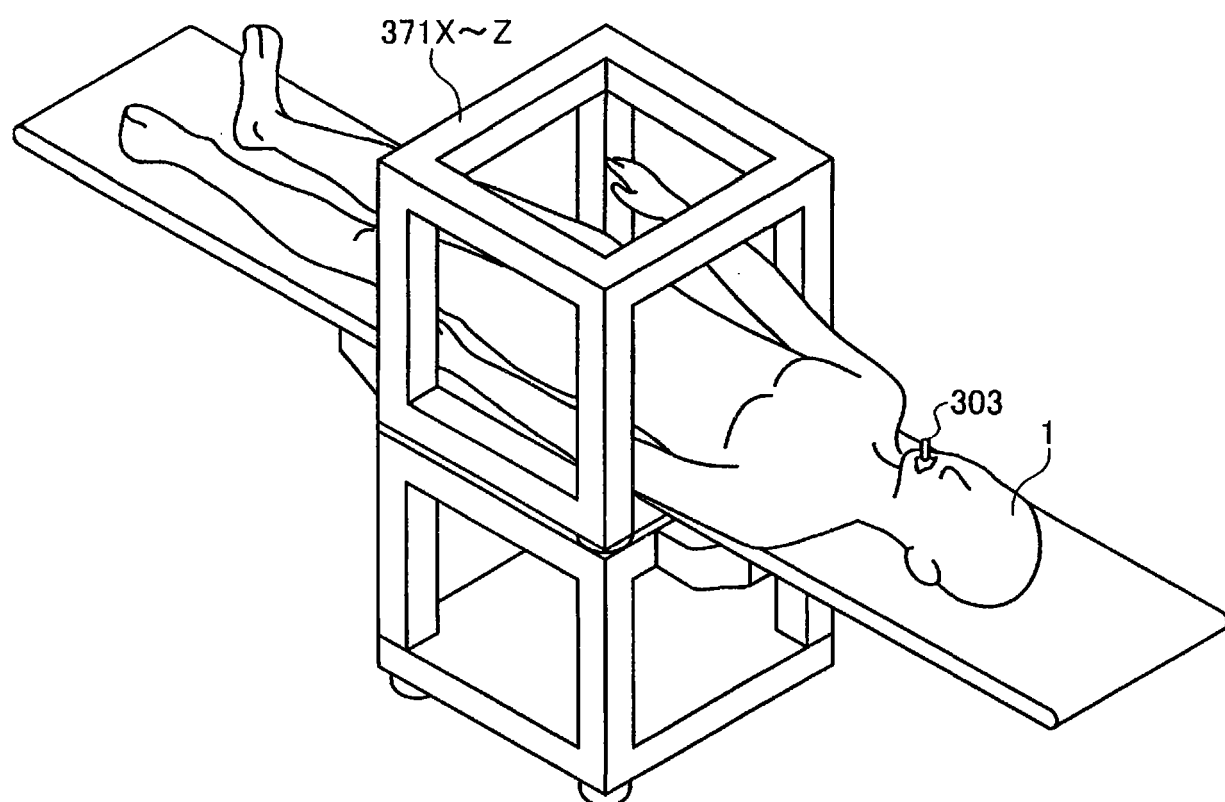


图 26

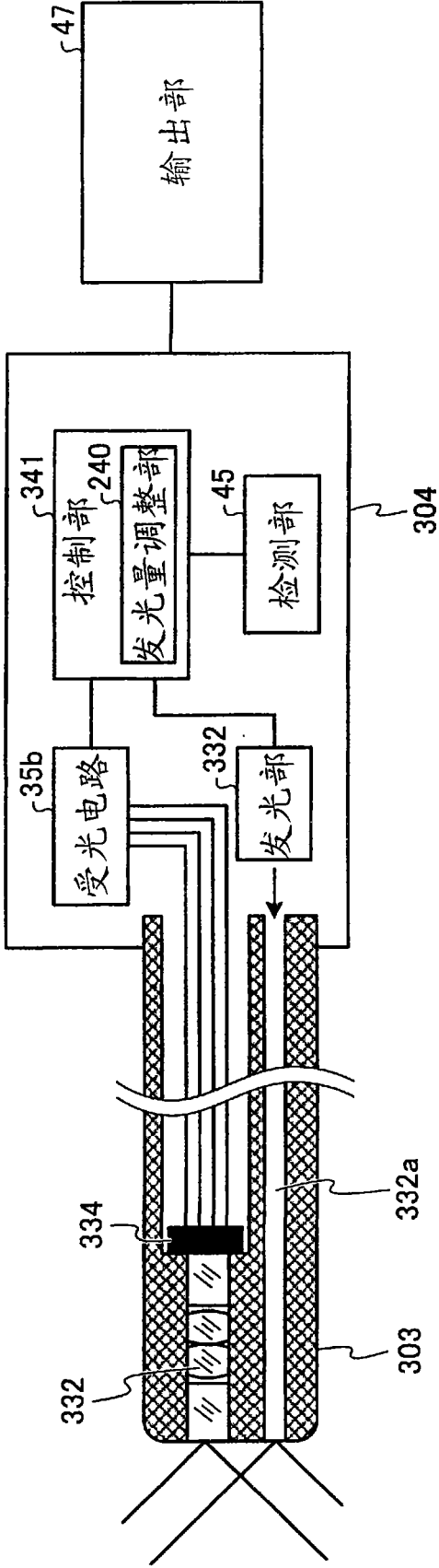


图 27

专利名称(译)	被检体内导入系统		
公开(公告)号	CN101621956A	公开(公告)日	2010-01-06
申请号	CN200880005793.9	申请日	2008-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	佐藤良次 河野宏尚 折原达也 森健		
发明人	佐藤良次 河野宏尚 折原达也 森健		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 H04N5/225		
CPC分类号	A61B1/00158 H04N5/2354 A61B1/041 A61B1/00177 H04N2005/2255 A61B1/0638 H04N5/2256 A61B1/0684 A61B2019/2253 A61B34/73		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2007042449 2007-02-22 JP		
其他公开文献	CN101621956B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明在拍摄被检体内的图像的被检体内导入系统中具备：胶囊型内窥镜，其具有发光部和摄像元件，该发光部对根据检测对象而具有规定的光学特性的检测对象部位至少发出反射率低的低反射率波长的光和作为反射率高的波长的高反射率波长的光，该摄像元件至少对低反射率波长的光和高反射率波长的光进行受光来拍摄图像；以及检测部(45)，其根据图像中的作为检测是否存在检测对象部位的对象的与被检体内的检测对象区域对应的区域的高反射率波长的光量和低反射率波长的光量，对检测对象区域的检测对象部位进行检测。

