



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101621956 B

(45) 授权公告日 2013.08.14

(21) 申请号 200880005793.9

代理人 刘新宇

(22) 申请日 2008.02.20

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006.01)

042449/2007 2007.02.22 JP

A61B 5/07(2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

H04N 5/225(2006.01)

2009.08.21

审查员 张莉平

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2008/052851 2008.02.20

(87) PCT申请的公布数据

W02008/102803 JA 2008.08.28

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

专利权人 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（普通合伙） 11277

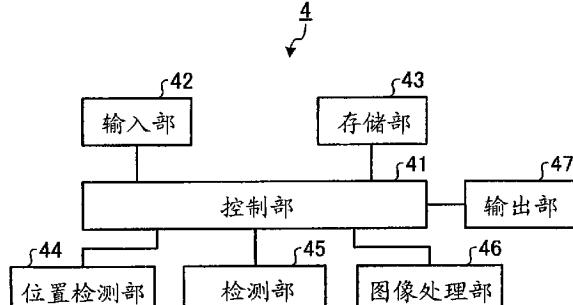
权利要求书2页 说明书13页 附图17页

(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。



1. 一种被检体内导入系统,用于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,该发光单元对检测对象部位发出第一反射率波长的光和反射率高于上述第一反射率波长的第二反射率波长的光,该摄像单元对上述第一反射率波长的光和上述第二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第二反射率波长的光量和上述第一反射率波长的光量,对上述检测对象区域的上述检测对象部位进行检测,

其中,上述检测单元对上述图像中的上述第二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第一反射率波长的光量来检测上述检测对象部位;

其中,上述检测对象部位为出血部位或肿瘤部位,上述第一反射率波长是415nm至580nm中的任一个,或者是近紫外频带的波长及黄色光的波长中的一个;上述第二反射率波长是615nm至635nm中的任一个,或者是近红外频带的波长中的一个。

2. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述检测单元对利用上述第二反射率波长形成的图像中的上述第二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,根据利用上述第一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第一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1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第一反射率波长的光的反射率和上述第二反射率波长的光的反射率,设定上述规定的阈值。

4. 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。

5. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述第一反射率波长是415nm至580nm中的任一个,

上述第二反射率波长是615nm至635nm中的任一个。

6. 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,该增强处理使上述图像上的与检测对象部位对应的图像增强。

7. 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。

8. 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。

9. 根据权利要求1所述的被检体内导入系统,其特征在于,

上述发光单元至少具有发出上述第一反射率波长的光的发光元件以及发出上述第二反射率波长的光的发光元件。

10. 根据权利要求 9 所述的被检体内导入系统, 其特征在于,
上述发光元件是 LED。
11. 根据权利要求 9 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。
12. 根据权利要求 11 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。
13. 根据权利要求 11 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。
14. 根据权利要求 13 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。
15. 根据权利要求 13 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变更对各发光元件分别提供电力的期间。
16. 根据权利要求 15 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。
17. 根据权利要求 11 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上述第一反射率波长的光的反射率和对
于上述检测对象部位的上述第二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。
18. 根据权利要求 11 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。
19. 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,
上述被检体内导入系统还具备 :
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

[0001] 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。

[0002] 背景技术

[0003] 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。

[0004] 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(FieldSequential)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。

[0005] 专利文献1:日本特开2002-95635号公报

[0006] 发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 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,在用发光部位的发光量受限制的胶囊型内 窥镜系统想要拍摄对象的情况或者想要拍摄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。

[0009] 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。

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 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。

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 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。

[0015] 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。

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 发明的效果

[0032] 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,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

[0033] 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。

[0034] 图 2 是用于说明图 1 示出的胶囊型内窥镜的结构的概要图。

[0035] 图 3 是表示图 1 示出的工作站的结构的框图。

[0036] 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。

[0037] 图 5 是表示对图 1 示出的被检体照射的光的反射率的图。

[0038] 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。

[0039] 图 7 是表示图 6 示出的检测处理的处理过程的流程图。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 图 10 是表示对图 1 示出的被检体照射的光的反射率的图。

[0043] 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。

[0044] 图 12 是表示图 1 示出的接收装置的结构的框图。

[0045] 图 13 是表示图 1 示出的胶囊型内窥镜的其它结构的框图。

[0046] 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。

[0047] 图 15 是表示实施方式 2 的胶囊型内窥镜的结构的框图。

[0048] 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。

[0049] 图 17 是表示图 15 所示的胶囊型内窥镜的要部的框图。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 图 20 是表示图 19 示出的开关的驱动状态的时序图。

[0053] 图 21 是表示图 19 示出的开关的驱动状态的时序图。

[0054] 图 22 是表示实施方式 2 的接收装置的结构的框图。

[0055] 图 23 是表示实施方式 2 的工作站的结构的框图。

[0056] 图 24 是表示实施方式 3 的胶囊型内窥镜的结构的概要图。

[0057] 图 25 是实施方式 3 所涉及的被检体内导入系统的概要图。

- [0058] 图 26 是用于说明图 25 所示的被检体内导入系统的图。
- [0059] 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。
- [0060] 附图标记说明
- [0061] 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

[0062] 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,本发明并不限定于本实施方式。另外,在附图的记载中,对同一部分附加同一标记。

[0063] (实施方式 1)

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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。

[0067] 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与被检体 1 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。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。

[0068] 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。

[0069] 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。

[0070] 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,求出与发光部 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。

[0071] 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。

[0072] 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 45 中的检测结果一起进行显示并输出(步骤 S10)。

[0073] 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部位进行检测(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)。

[0074] 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。

[0075] 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7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S120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S120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部位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。

[0076] 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S120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,在检测对象部位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。

[0077] 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。

[0078] 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。

[0079] 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。

[0080] 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下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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 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。

[0084] (实施方式 2)

[0085] 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的框图。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。

[0086] 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。

[0087] 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 L1 ~ Ln 的 LED321 ~ 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 LED321 ~ 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。

[0088] 这样,根据实施方式 2,通过对提供发出各波长的光的 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。

[0089] 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。

[0090] 另外, LED 驱动部 250 也可以如图 19 所示那样是具有开关 2551 ~ 255n 以及电流量设定部 256 的 LED 驱动部 250b。开关 2551 ~ 255n 在电流量设定部 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。电流量设定部 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。电流量设定部 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 所提供的电流量,能够对 LED 321 ~ 32n 中的每个 LED 选择要提供的电力量。

[0091] 例如,电流量设定部 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,电流量设定部 256 在时间 t1 ~ t2 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,电流量设定部 256 将恒流驱动器 320b 的电流量调整为与发光量调整部 240 中的 LED 321 的调整值相应的电流量 P1。其结果,在时间 t1 ~ t2 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,电流量设定部 256 在时间 t2 ~ t3 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 的电流量调整为与发光量调整部 240 中的 LED 322 的调整值相应的电流量 P2。其结果,在时间 t2 ~ t3 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。

[0092] 另外,电流量设定部 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,电流量设定部 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 的电流量调整为与发光量调整部 240 中的 LED 321 的调整值相应的电流量。另外,在期间 Tn 的期间将连接到 LED 32n 上的开关 255n 设为接通状态,并且将恒流驱动器 320b 的电流量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量。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 Tn 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。

[0093] 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。

[0094] (实施方式 3)

[0095] 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。

[0096] 图 24 是表示实施方式 3 中的胶囊型内窥镜的结构的概要图。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。

[0097] 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。

[0098] 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。

[0099] 亥姆霍兹线圈单元 371X、371Y、371Z 如图 26 所示那样被形成为大致矩形形状。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。

[0100] 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。

[0101] 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。

[0102] 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。

[0103] 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。

[0104] 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。

[0105] 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 333 以及摄像元件 334，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。

[0106] 产业上的可利用性

[0107] 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。

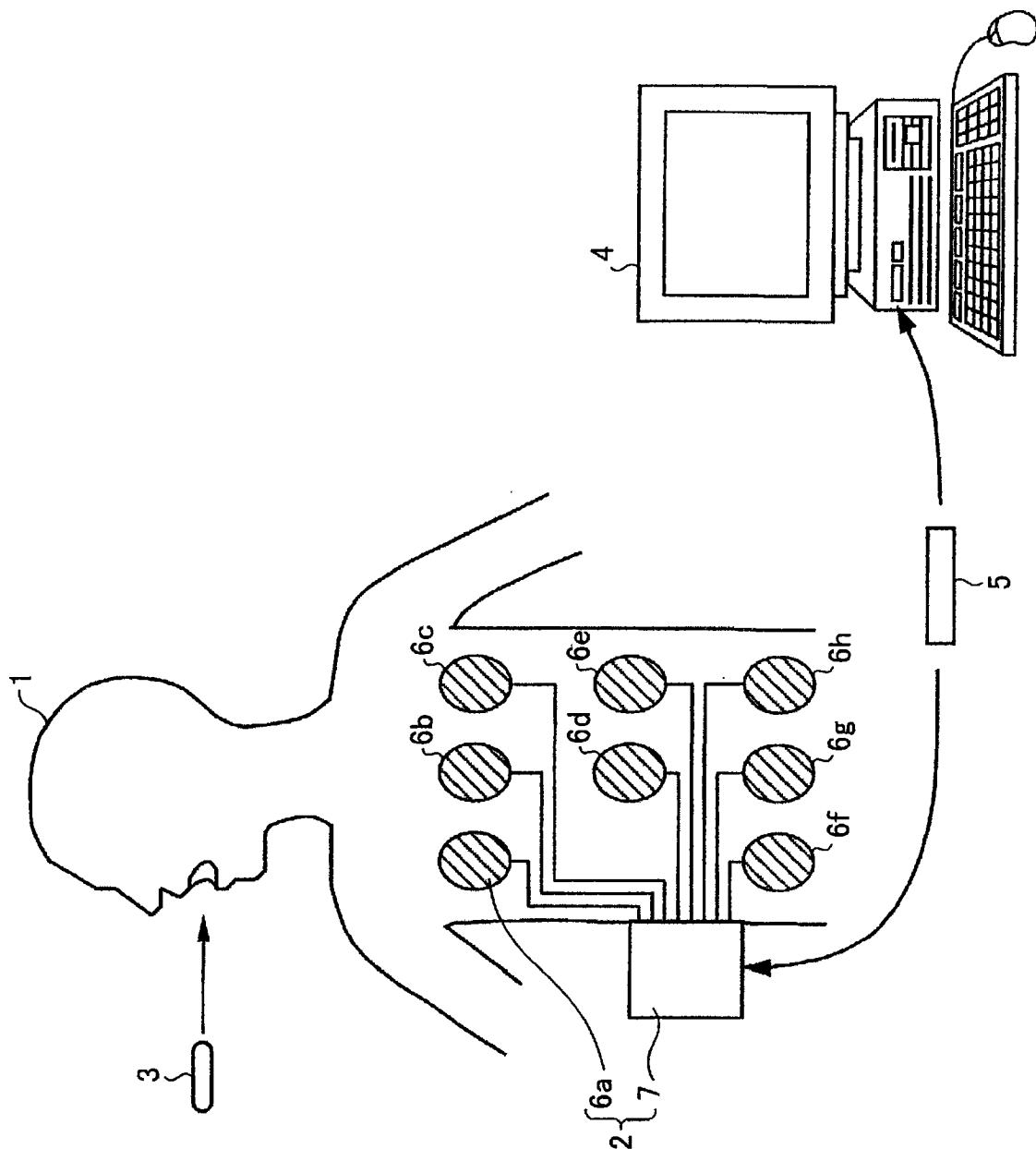


图 1

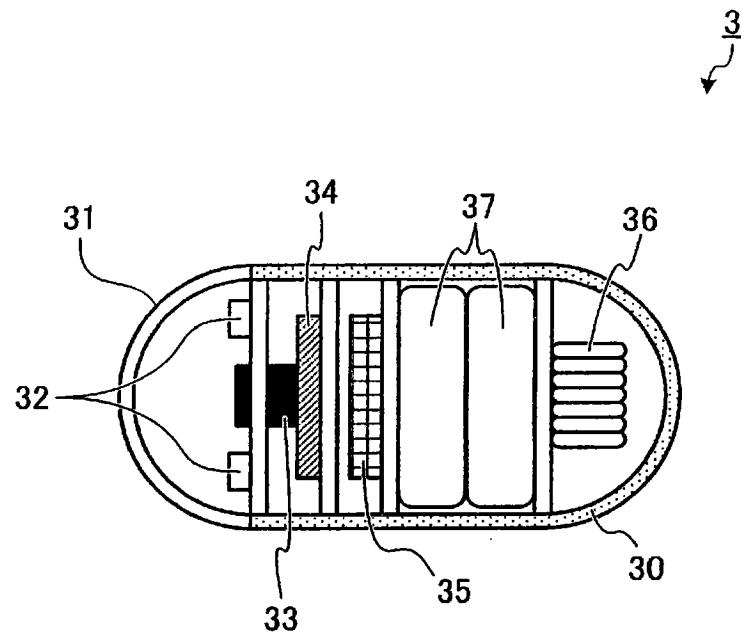


图 2

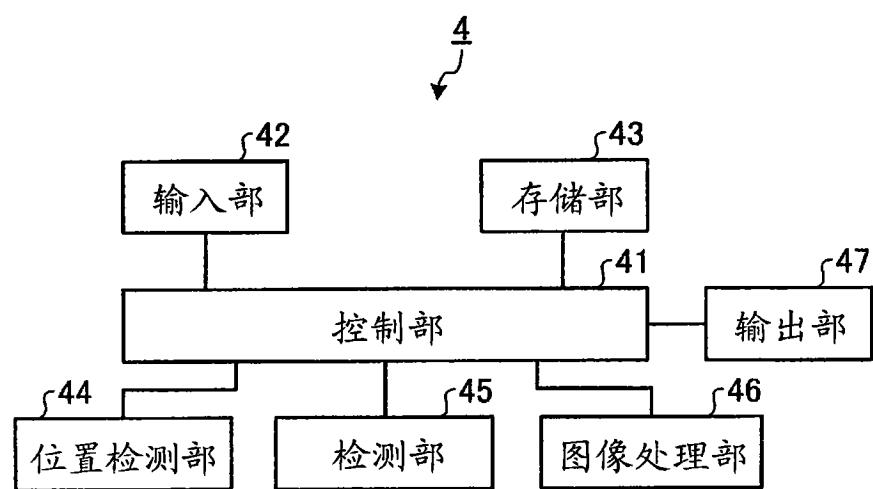


图 3

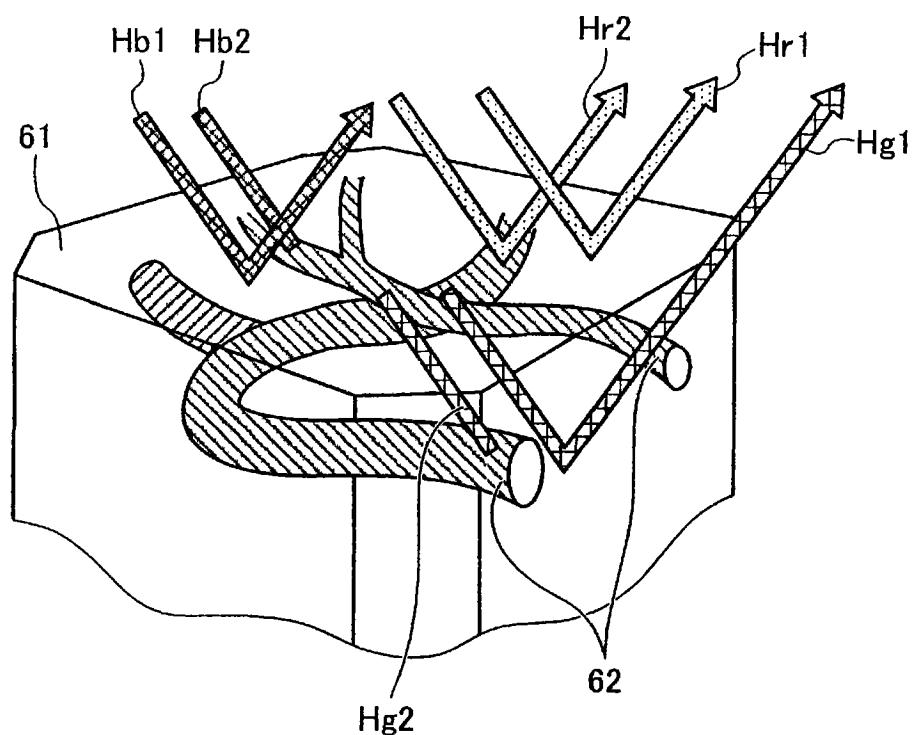


图 4

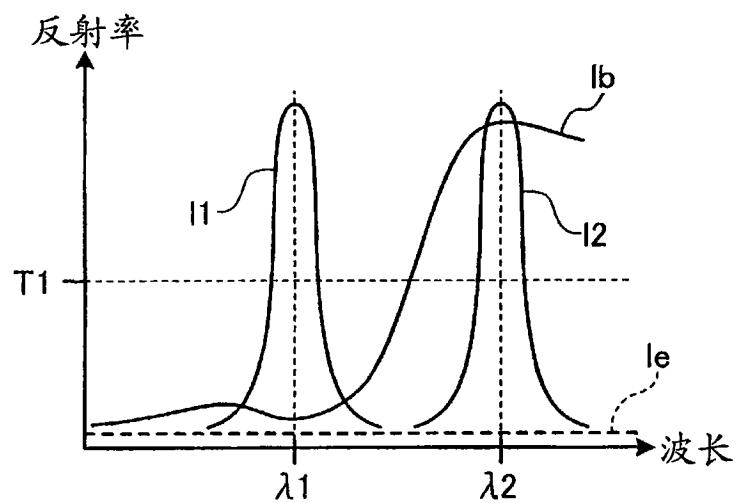


图 5

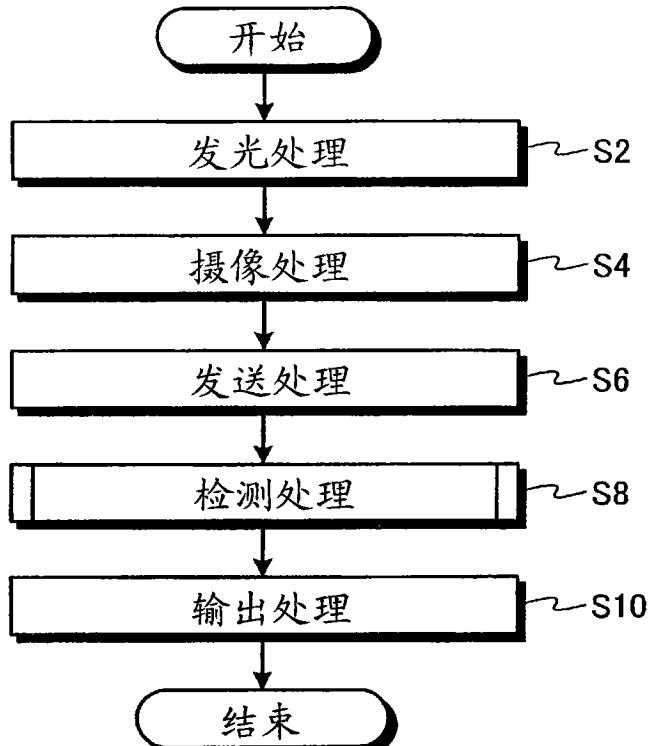


图 6

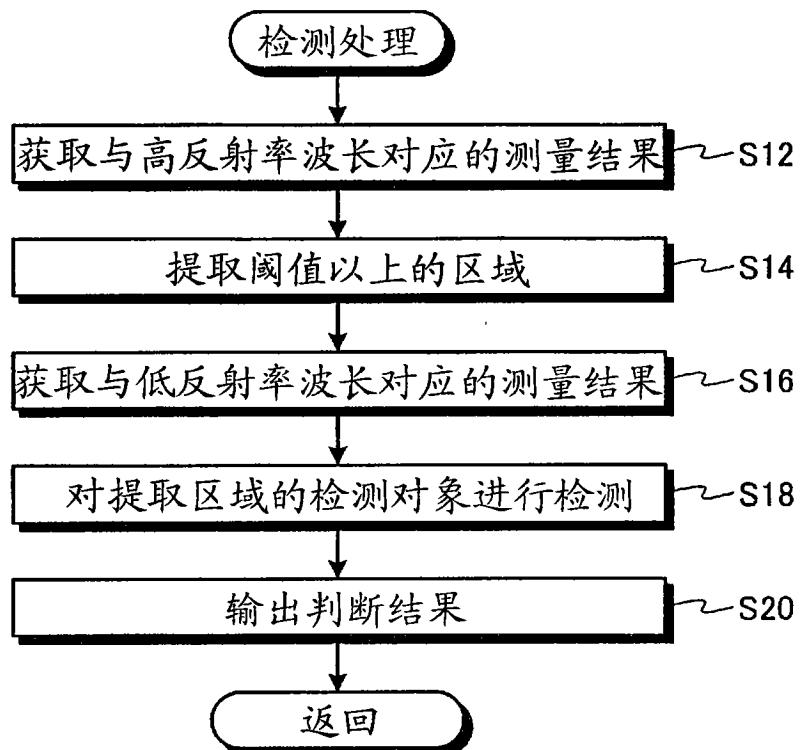


图 7

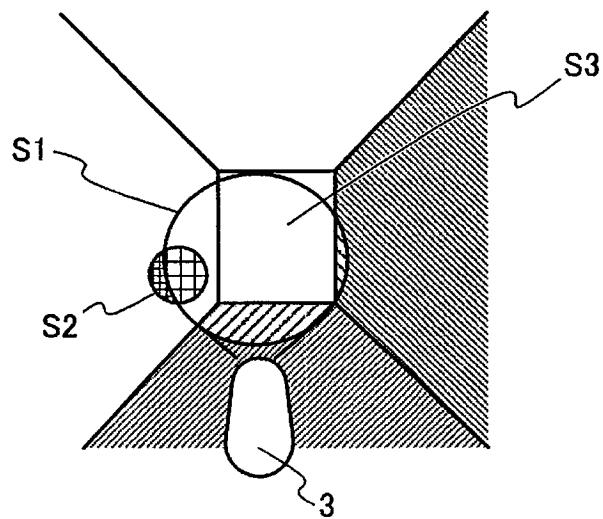


图 8

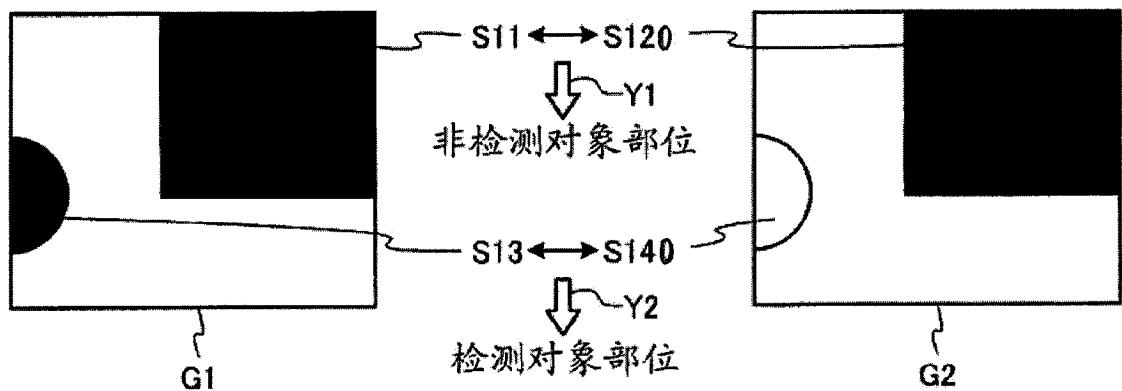


图 9

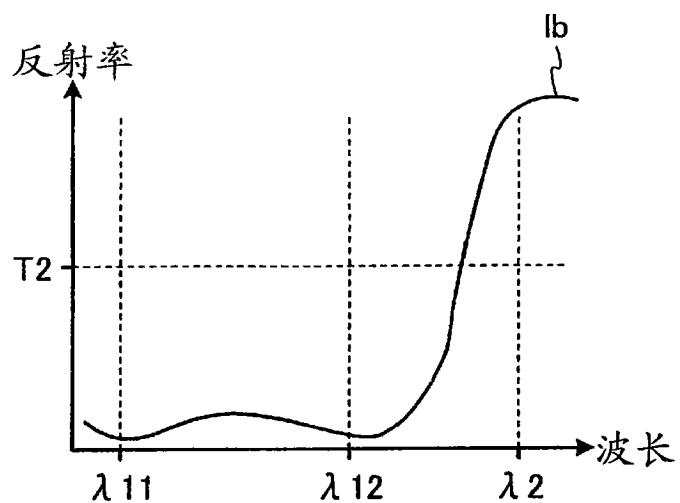


图 10

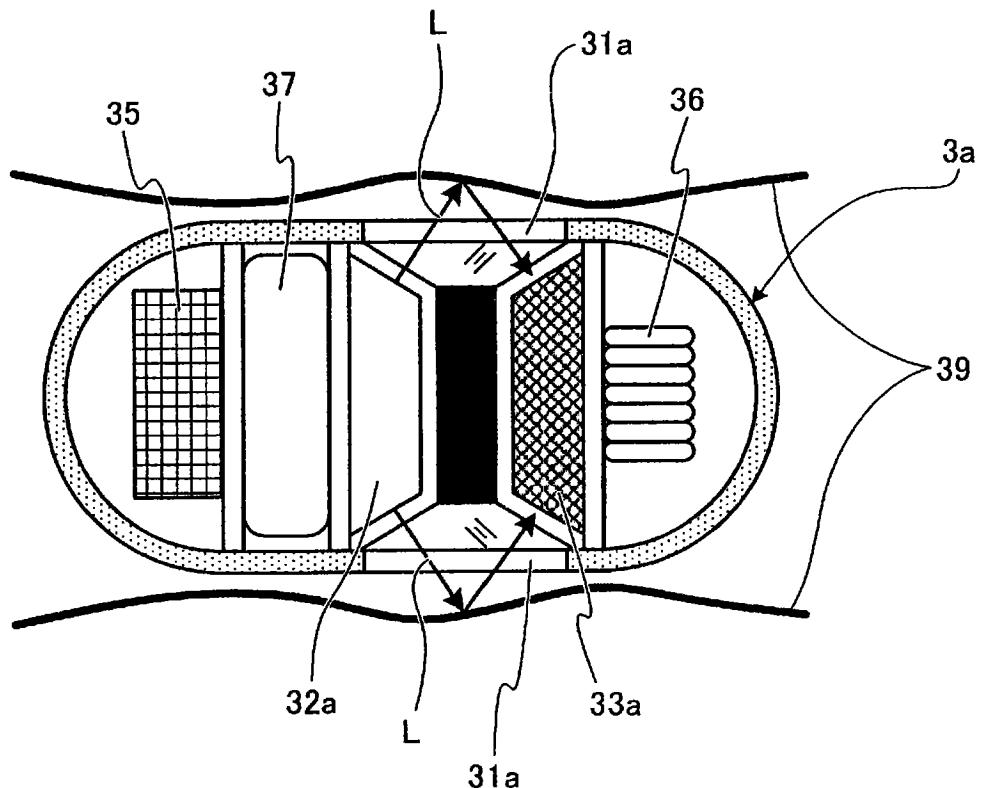


图 11

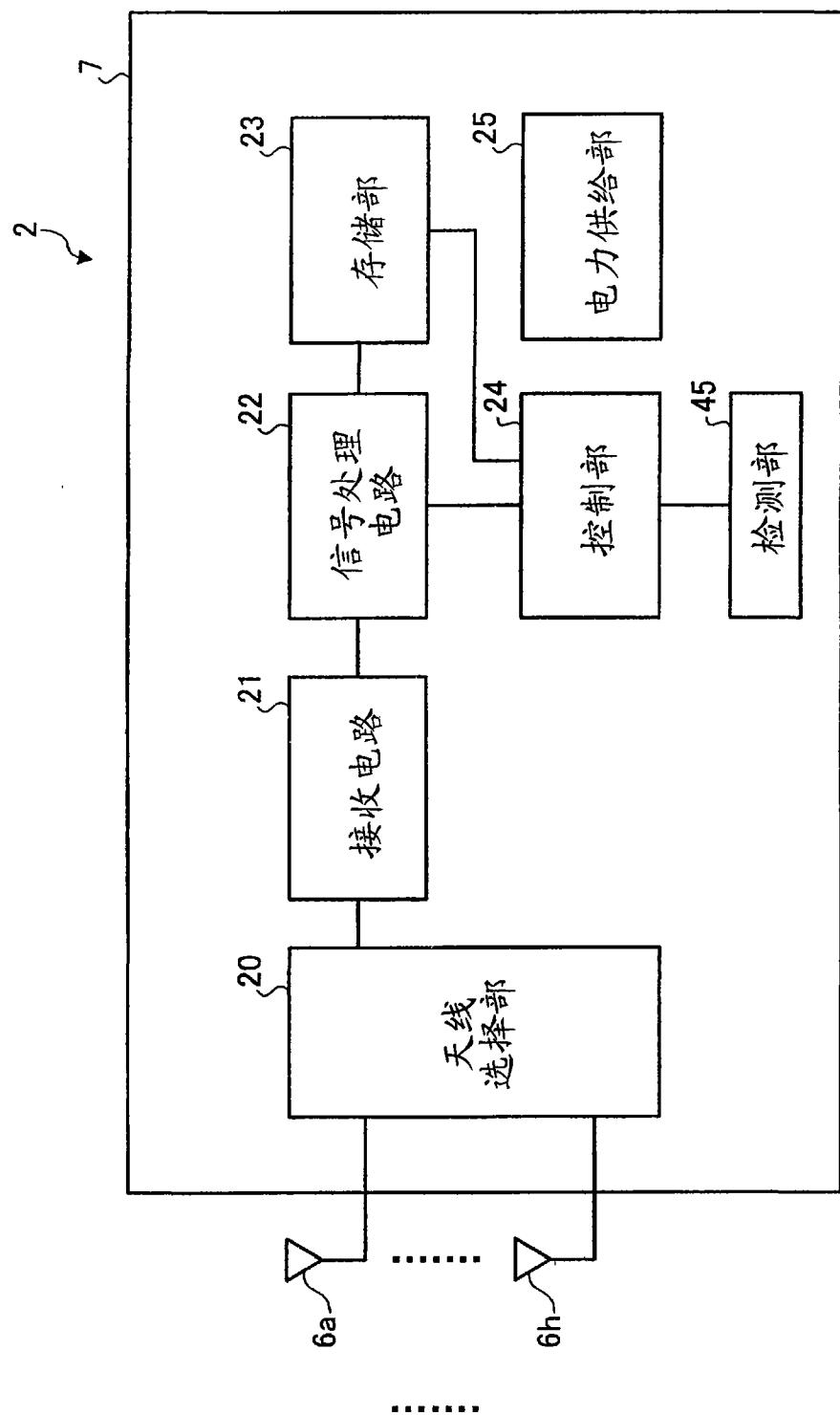


图 12

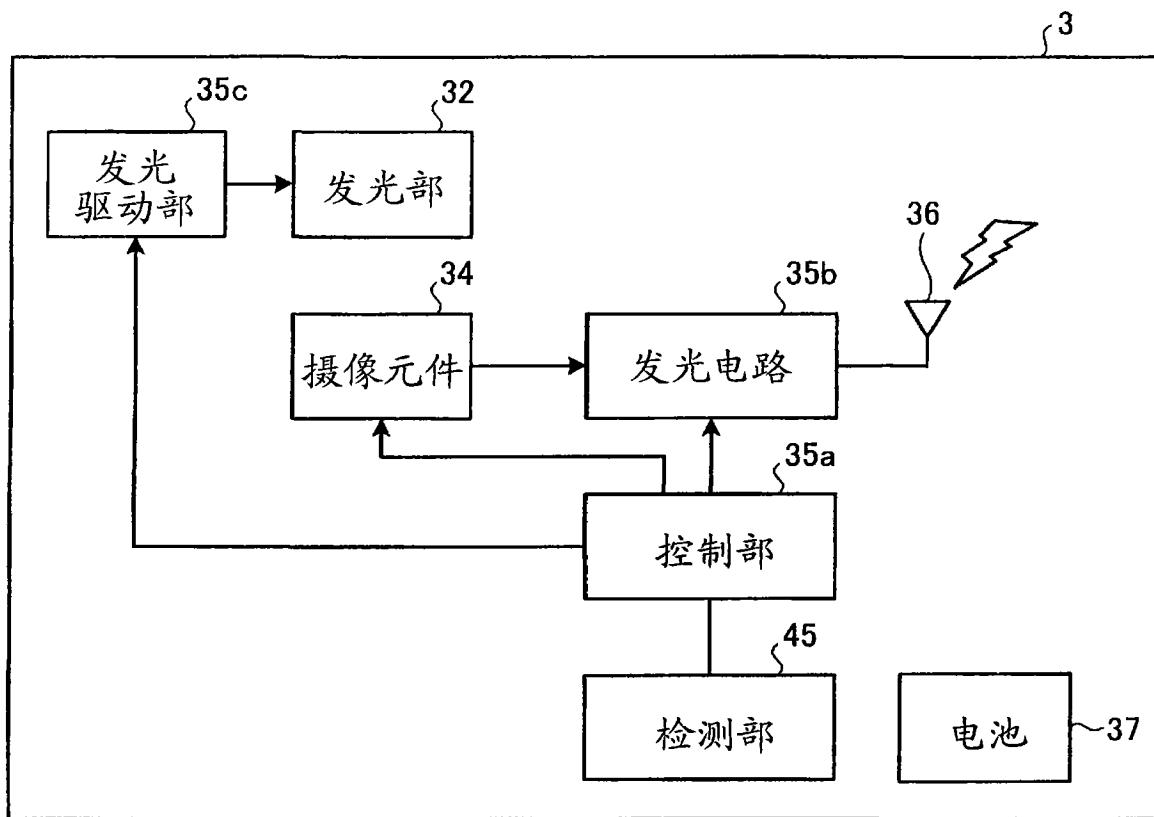


图 13

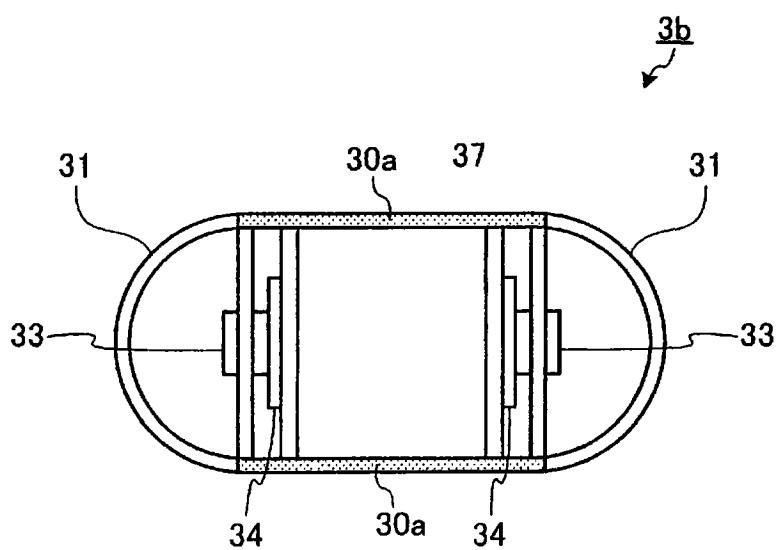


图 14

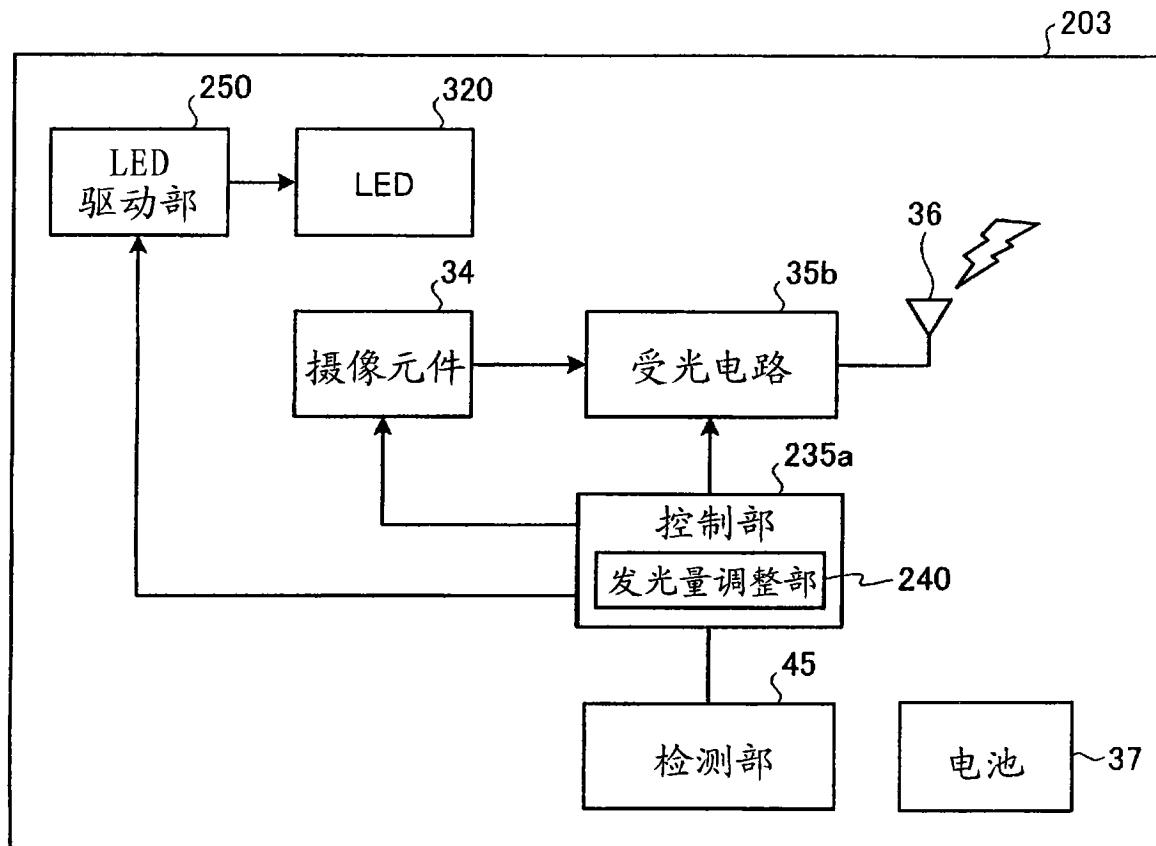


图 15

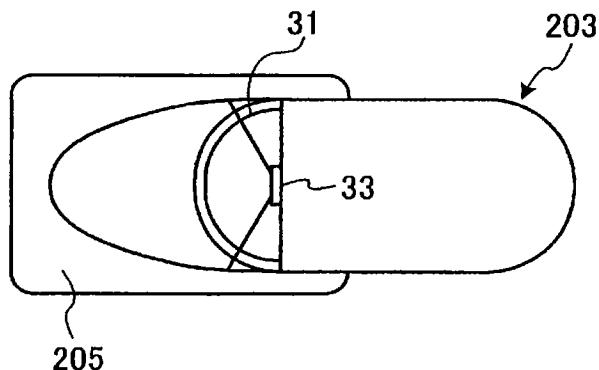


图 16

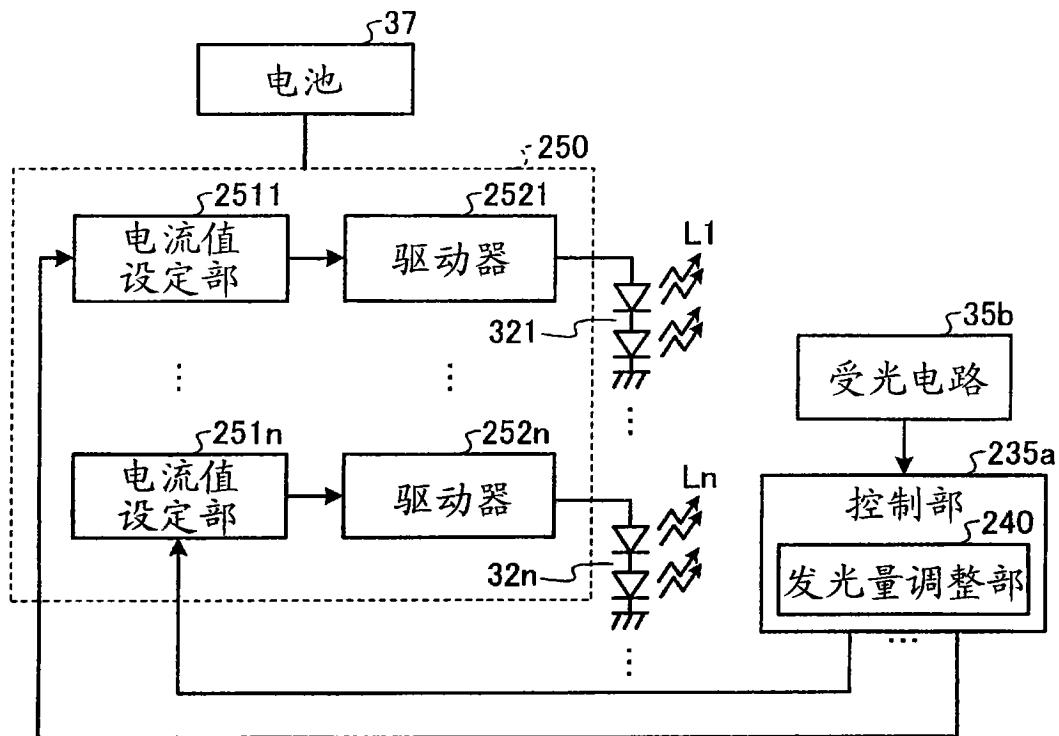


图 17

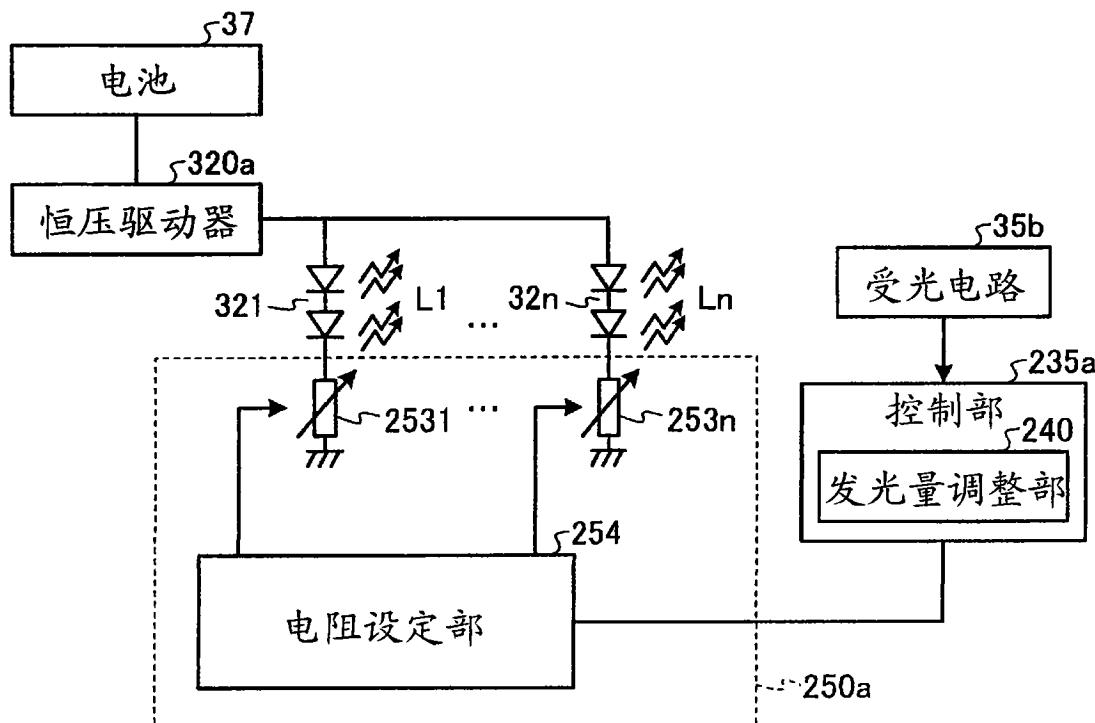


图 18

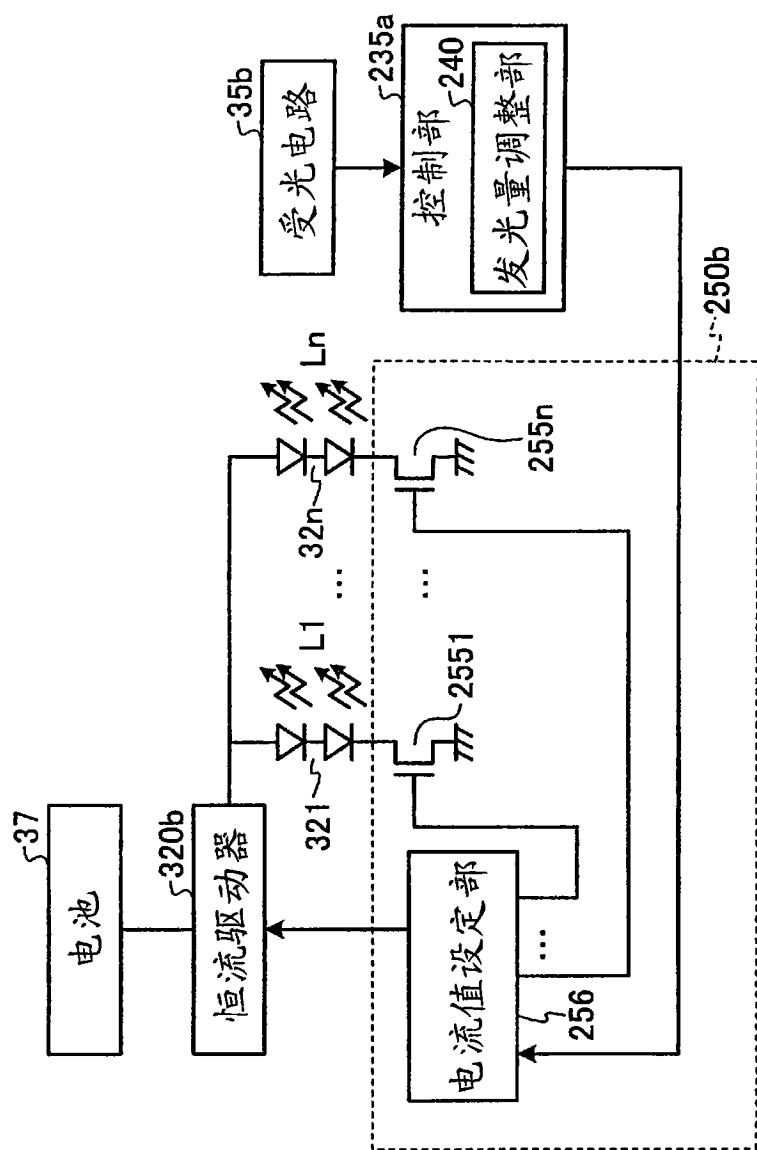


图 19

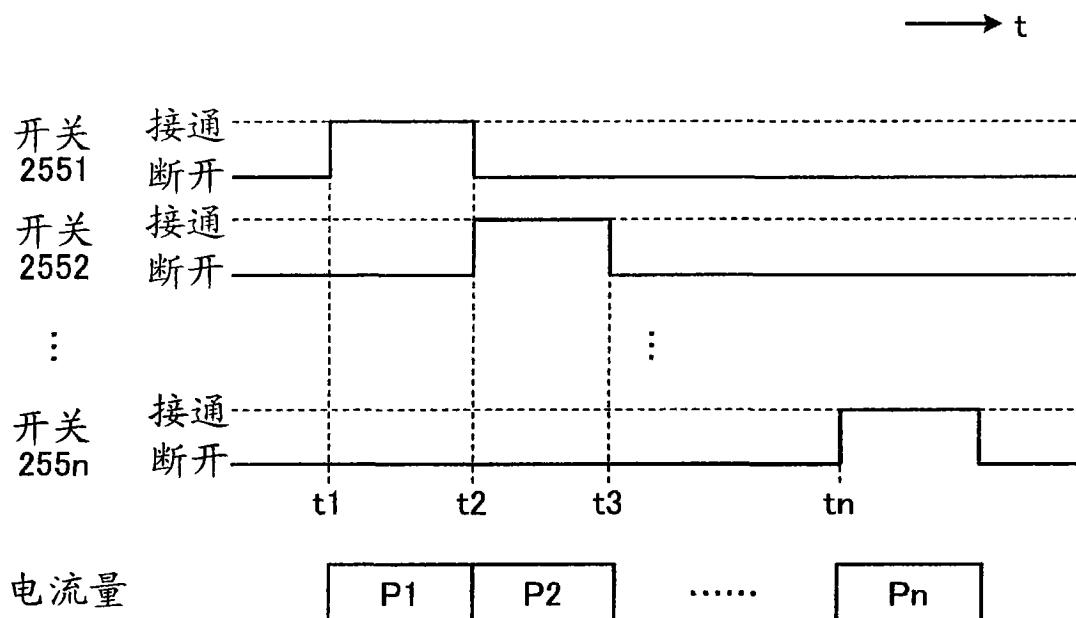


图 20

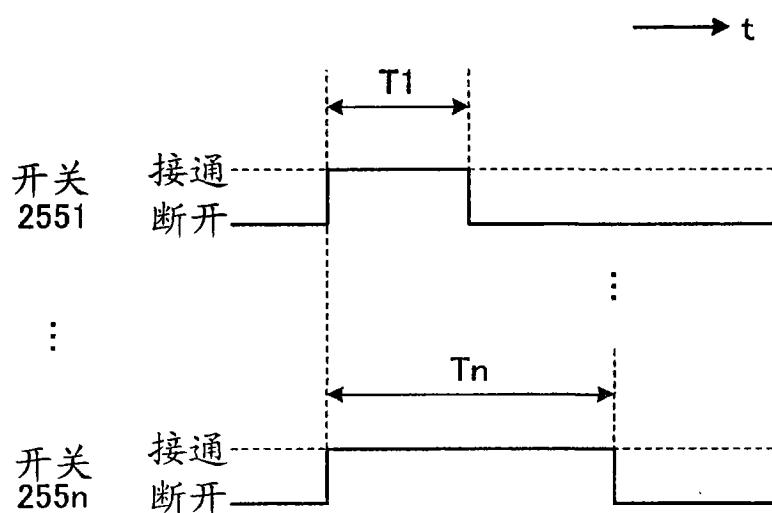


图 21

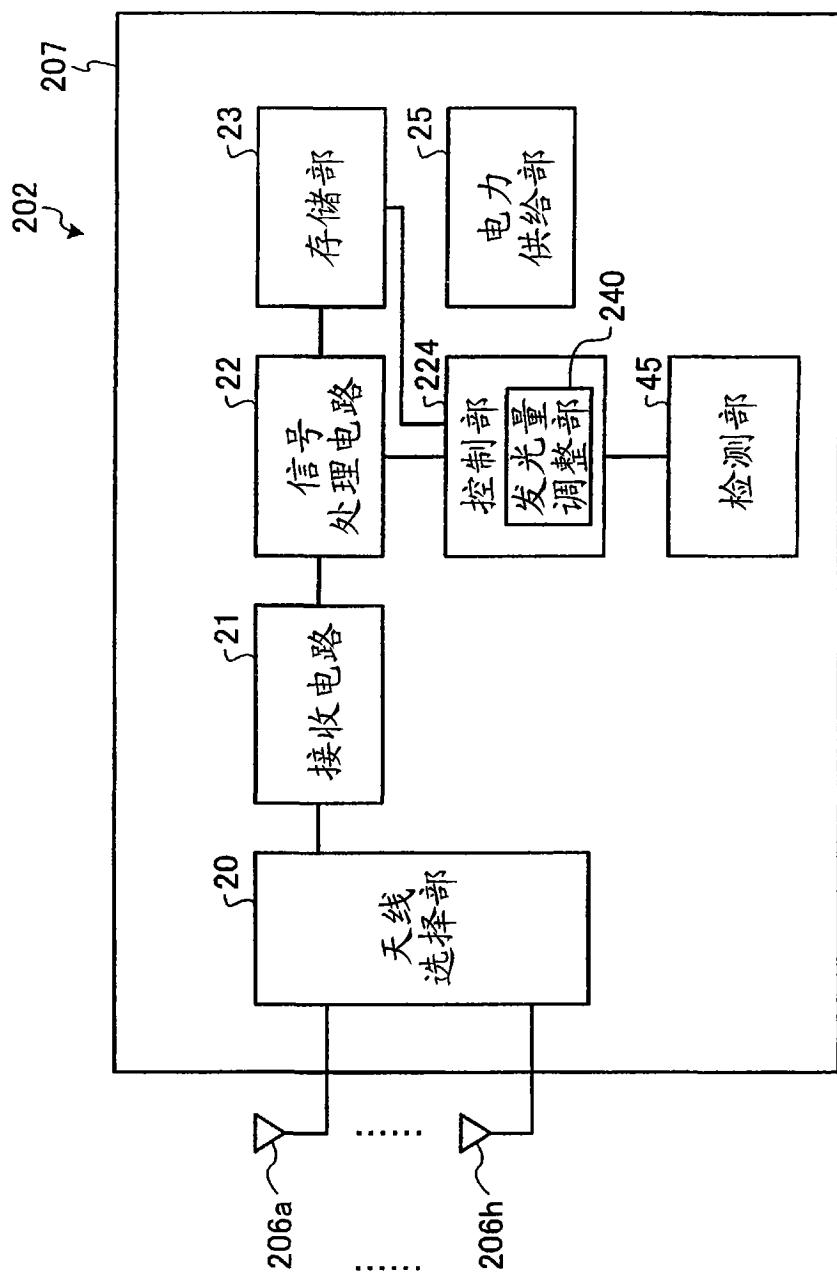


图 22

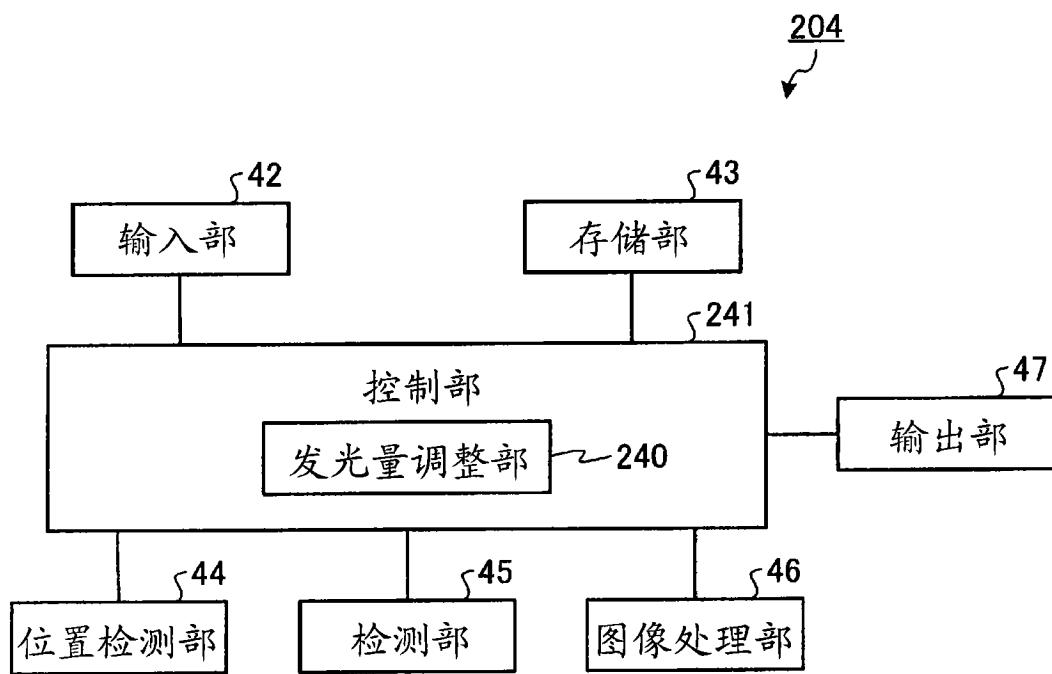


图 23

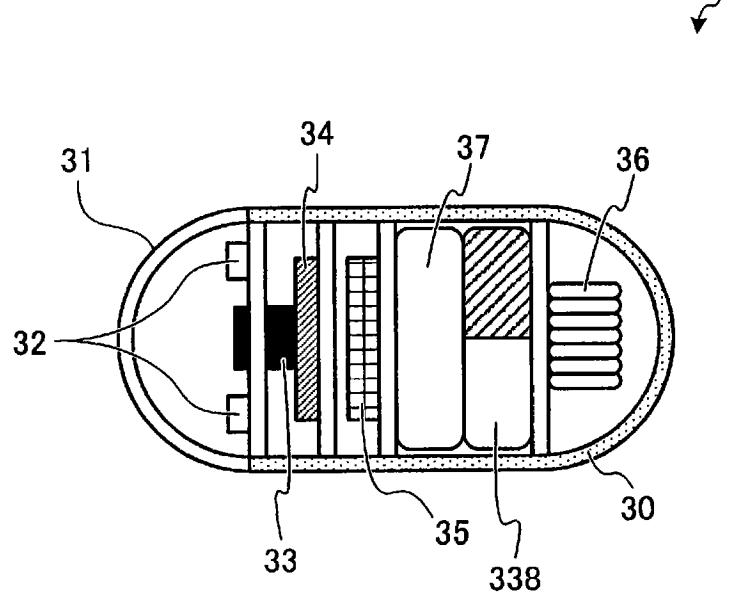


图 24

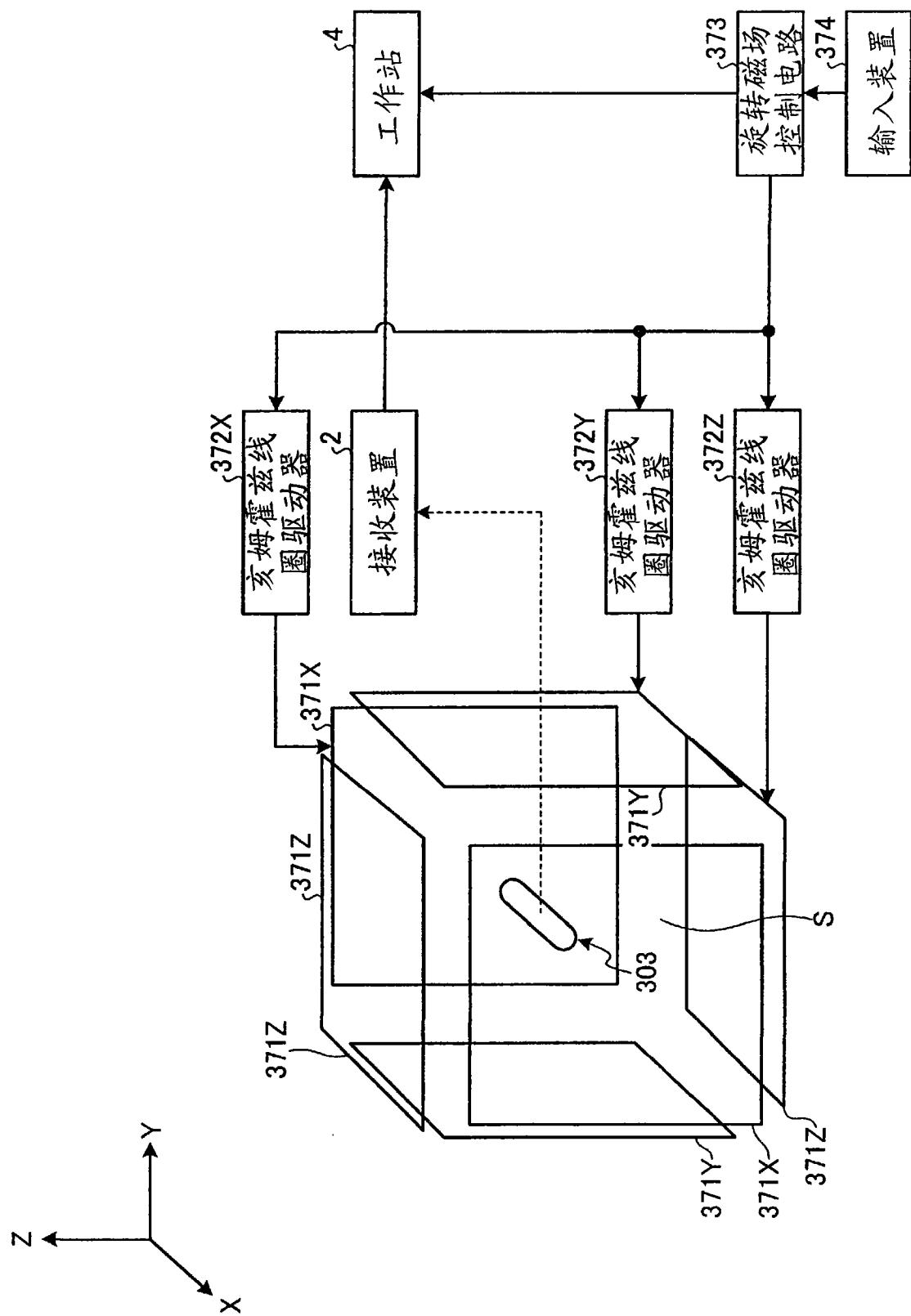


图 25

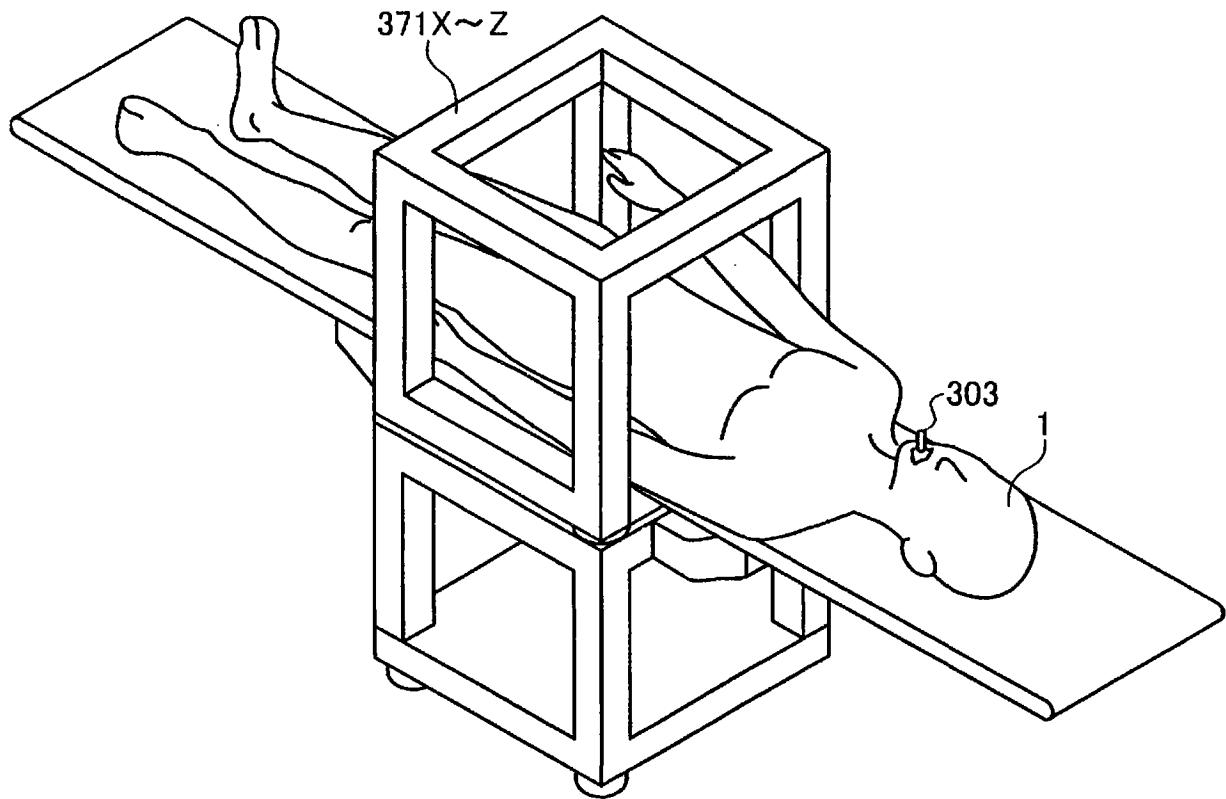


图 26

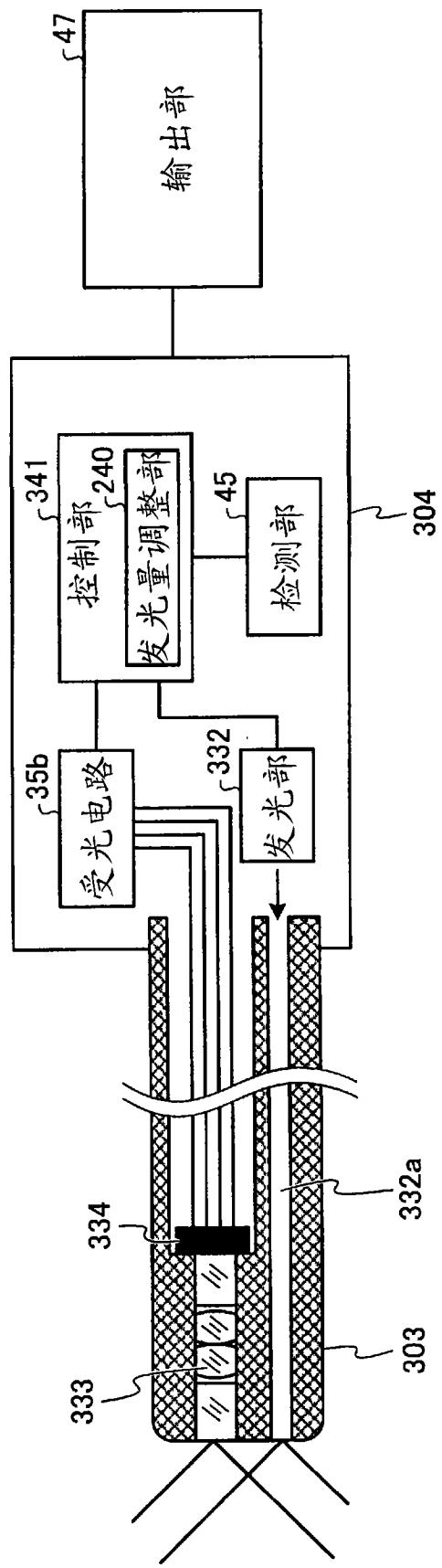


图 27

专利名称(译)	被检体内导入系统		
公开(公告)号	CN101621956B	公开(公告)日	2013-08-14
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		
审查员(译)	张莉平		
优先权	2007042449 2007-02-22 JP		
其他公开文献	CN101621956A		
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。

