



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102781306 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 14

(21) 申请号 201180009150. 3

代理人 雒运朴

(22) 申请日 2011. 01. 27

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

2010-034328 2010. 02. 19 JP

A61B 1/06 (2006. 01)

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 08. 10

G02B 23/24 (2006. 01)

G02B 23/26 (2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/051598 2011. 01. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02011/102200 JA 2011. 08. 25

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 芦田毅 远藤安土 加贺谷淳

高平正行 仲村贵行

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

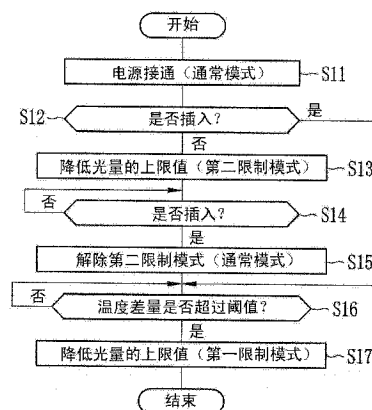
权利要求书 2 页 说明书 15 页 附图 12 页

(54) 发明名称

电子内窥镜系统

(57) 摘要

本发明公开一种在判定为插入部未向体腔插入的情况时,从通常模式向第二限制模式切换,使向观察部位的照明光的光量的上限值 L_x 从 $L_0[1m]$ 下降为 $L_2[1m]$ 。从判定为插入部 (16) 未向体腔插入的情况开始,逐次判定插入部 16 是否插入到体腔内。在判定为插入时,将第二限制模式解除而向通常模式返回,使上限值 L_x 从 $L_2[1m]$ 上升为 $L_0[1m]$ 。从判定为插入部 (16) 插入到体腔内的情况开始,逐次判定温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 是否超过阈值 $T_1[^\circ C]$ 。在温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过了阈值 $T_1[^\circ C]$ 时,从通常模式向第一限制模式切换,使上限值 L_x 从 $L_0[1m]$ 下降为 $L_1[1m]$ 。



1. 一种电子内窥镜系统,其特征在于,
具备:

内窥镜,其具有将出射光向外部放出的出射部、来自外部的光所入射的入射部、及插入部,所述插入部在前端设有对入射到所述入射部的入射光进行摄像的摄像部;

光量控制机构,其测定所述入射光的光量,且将所述出射光的光量控制在预先设定的上限值以下的范围内;

温度判定机构,其判定所述前端的温度是否超过预先设定的温度阈值;

插入判定机构,其判定所述插入部为插入到体腔内的插入状态及处于所述体腔外的待机状态中的哪一个;以及

温度抑制机构,其在通过所述插入判定机构判定为所述插入部为所述插入状态,且通过所述温度判定机构判定为所述前端的温度超过了所述温度阈值的情况下,将所述上限值设定为比起动时设定的值 L_0 小的值 L_1 ,在通过所述插入判定机构判定为所述插入部为所述待机状态的情况下,将所述上限值设定为比所述值 L_1 小的值 L_2 ,通过所述上限值的设定来抑制所述前端的温度上升。

2. 根据权利要求 1 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述插入判定机构在所述出射光的光量以所述上限值 L_0 持续规定时间时,判定为所述插入部为所述待机状态。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述插入判定机构在通过所述光量控制机构测定的所述入射光的光量超过预先设定的光量阈值时,判定为所述插入部为所述插入状态。

4. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

在所述上限值设定为所述值 L_2 的情况下,通过所述插入判定机构判定为所述插入部为所述插入状态时,所述温度抑制机构使所述上限值从所述值 L_2 自动地恢复为值 L_0 。

5. 根据权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述温度抑制机构在将所述上限值设定为所述值 L_1 之后,只要所述前端的温度未成为所述温度阈值以下,就禁止使所述上限值从所述值 L_1 恢复为所述值 L_0 的解除操作。

6. 根据权利要求 1 ~ 5 中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述温度判定机构使用对由所述光量控制机构控制的所述出射光的光量变化的推移进行表示的光量控制履历,而进行运算,并基于其运算结果而判定所述前端的温度是否超过所述温度阈值。

7. 根据权利要求 6 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述温度判定机构利用所述光量控制履历来求出所述前端的当前的温度的推定值,并对所述推定值和所述温度阈值进行对照,从而进行判定。

8. 根据权利要求 7 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述温度判定机构以固定时间间隔算出所述推定值,且在已经算出的上次的所述推定值上加上基于所述光量控制履历的从上次到本次的温度上升量,并减去从上次到本次的散热引起的温度减小量,从而求出本次的所述推定值。

9. 根据权利要求 6 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述温度判定机构根据所述光量控制履历来求出所述出射光的光量的累计值,并根据

所述累计值来进行判定。

10. 根据权利要求 9 所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述温度判定机构以对所述光量控制履历中越早的履历越减小权重的方式来求出所述累计值。

11. 根据权利要求 1 ~ 5 中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

所述温度判定机构将通过设置在所述前端的温度传感器测定的实测值与所述温度阈值对照来进行判定。

12. 根据权利要求 1 ~ 11 中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

具备 :光源,其以大致固定光量点亮 ;以及光阑调节机构,其对配置在所述光源发出的光的光路上的光阑开口的开口量进行调节,由此来调节所述出射光的光量,

所述温度抑制机构通过所述值 L1 及值 L2 来限制所述光阑调节机构的所述开口量的上限。

13. 根据权利要求 1 ~ 11 中任一项所述的电子内窥镜系统,其特征在于,

具备能够控制发光量的光源,

所述温度抑制机构通过所述值 L1 及值 L2 来限制所述光源的所述发光量的上限。

电子内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及具有插入到体腔内的内窥镜且用于诊断的电子内窥镜系统。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,大多进行使用了电子内窥镜的内窥镜检查。电子内窥镜具备插入到体腔内的细长的插入部。在插入部的前端内置有 CCD 或 CMOS 等摄像装置。另外,在插入部的前端设有朝向体腔的观察部位射出光的出射窗。在插入部配设有光导(光纤),来自与电子内窥镜连接的光源装置的光通过光导而被向出射窗引导。摄像装置拍摄来自观察部位的光,拍摄的图像由处理器装置实施各种处理,之后显示在监视器上。显示在监视器上的图像由医生来观察。

[0003] 在光源装置中设有卤素灯或氙气灯来作为光源。在光导的基端与光源之间设有对向光导入射的光量进行调节的光阑。从出射窗射出的光(以下,称为出射光)的光量由光阑进行调节。光阑根据通过摄像装置得到的图像的明亮度,来控制开口量。在向摄像装置入射的入射光的光量大的情况下,减小开口量来降低出射光的光量,在入射光的光量小的情况下,增大开口量来提高出射光的光量。通过进行这样的光量控制,可适当地维持图像的明亮度。

[0004] 若光阑的开口量大且出射光的光量多的状态持续,则插入部的前端的温度因出射光所产生的发热而上升。例如,在内窥镜检查的准备中,在使光源装置的电源接通而点亮光源的状态下,内窥镜以悬挂在手推车的钩挂部等的状态待机。在内窥镜的插入部未插入体腔的待机中,与将内窥镜的插入部插入到体腔内的状态相比,由于在插入部的附近不存在观察部位,因此入射光的光量小。因此,光阑的开口量大且出射光的光量过剩状态持续,从而前端的温度上升。

[0005] 当温度上升时,摄像装置发生故障,或在来自摄像装置的信号中混入有噪声等,对画质带来影响,因此提出有抑制插入部的前端的温度上升的对策(例如,参照专利文献 1)。

[0006] 专利文献 1 所记载的电子内窥镜在出射光的光量超过阈值的状态持续规定时间时,将由光阑进行的光量控制的范围的上限值变更成比起动时设定的通常的上限值小的值。当光量控制范围的上限值小时,出射光的最大光量变小,因此插入部的前端的发热量也减小,从而可抑制温度上升。

[0007] 在先技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献 1:日本特开 2002-282207 号公报

[0010] 然而,在专利文献 1 记载的温度抑制用的光量控制中,由于仅能设定一个上限值,因此存在如下的课题。即,当将光量控制范围的上限值设定得高时,在未将内窥镜插入体腔的待机中,无法抑制无益的发热,从而无法充分地抑制插入部的前端的温度上升。在待机中,出射光的光量为能够确认到光源点亮的程度就足够,因此这以上的光量无益。近年来,由于担心高像素化引起的摄像装置自身的发热量的增加和插入部的细径化引起的散热性

的下降,因此强烈要求尽可能地抑制前端的无益的发热。

[0011] 从抑制待机中的无益的发热这样的观点出发,优选将光量限制模式中的光量限制范围的上限值设定得尽量低的方法。然而,在观察中当温度抑制用的光量控制开始时,与通常相比,图像变得极暗,存在给做手术的人带来不安感的问题。

发明内容

[0012] 本发明鉴于上述课题而作出,其目的在于提供一种充分地抑制待机中的插入部的前端的温度上升,且即使在观察中当温度抑制开始时,也不会给做手术的人带来不安感的电子内窥镜系统。

[0013] 为了实现上述目的,本发明的电子内窥镜系统的特征在于,具备:内窥镜,其具有将出射光向外部放出的出射部、来自外部的光所入射的入射部、及插入部,所述插入部在前端设有对入射到所述入射部的入射光进行摄像的摄像部;光量控制机构,其测定所述入射光的光量,且将所述出射光的光量控制在预先设定的上限值以下的范围内;温度判定机构,其判定所述前端的温度是否超过预先设定的温度阈值;插入判定机构,其判定所述插入部为插入到体腔内的插入状态及处于所述体腔外的待机状态中的哪一个;以及温度抑制机构,其在通过所述插入判定机构判定为所述插入部为所述插入状态,且通过所述温度判定机构判定为所述前端的温度超过了所述温度阈值的情况下,将所述上限值设定为比起动时设定的值 L_0 小的值 L_1 ,在通过所述插入判定机构判定为所述插入部为所述待机状态的情况下,将所述上限值设定为比所述值 L_1 小的值 L_2 ,通过所述上限值的设定来抑制所述前端的温度上升。

[0014] 优选的是,所述插入判定机构在所述出射光的光量以所述上限值 L_0 持续规定时间时,判定为所述插入部为所述待机状态。

[0015] 优选的是,所述插入判定机构在通过所述光量控制机构测定的所述入射光的光量超过预先设定的光量阈值时,判定为所述插入部为所述插入状态。

[0016] 优选的是,在所述上限值设定为所述值 L_2 的情况下,通过所述插入判定机构判定为所述插入部为所述插入状态时,所述温度抑制机构使所述上限值从所述值 L_2 自动地恢复为值 L_0 。

[0017] 优选的是,所述温度抑制机构在将所述上限值设定为所述值 L_1 之后,只要所述前端的温度未成为所述温度阈值以下,就禁止使所述上限值从所述值 L_1 恢复为所述值 L_0 的解除操作。

[0018] 优选的是,所述温度判定机构使用表示由所述光量控制机构控制的所述出射光的光量变化的推移的光量控制履历进行运算,基于其运算结果而判定所述前端的温度是否超过所述温度阈值。

[0019] 优选的是,所述温度判定机构利用所述光量控制履历来求出所述前端的当前的温度的推定值,并对所述推定值和所述温度阈值进行对照,从而进行判定。

[0020] 优选的是,所述温度判定机构以固定时间间隔算出所述推定值,且在已经算出的上次的所述推定值上加上基于所述光量控制履历的从上次到本次的温度上升量,并减去从上次到本次的散热引起的温度减小量,从而求出本次的所述推定值。

[0021] 优选的是,所述温度判定机构根据所述光量控制履历来求出所述出射光的光量的

累计值,并根据所述累计值来进行判定。

[0022] 优选的是,所述温度判定机构以对所述光量控制履历中越早的履历越减小权重的方式来求出所述累计值。

[0023] 优选的是,所述温度判定机构将通过设置在所述前端的温度传感器测定的实测值与所述温度阈值对照来进行判定。

[0024] 优选的是,具备:以大致固定光量点亮的光源;对配置在所述光源发出的光的光路上的光阑开口的开口量进行调节,由此来调节所述出射光的光量的光阑调节机构,所述温度抑制机构通过所述值 L1 及值 L2 来限制所述光阑调节机构的所述开口量的上限。

[0025] 优选的是,具备能够控制发光量的光源,所述温度抑制机构通过所述值 L1 及值 L2 来限制所述光源的所述发光量的上限。

[0026] 发明效果

[0027] 根据本发明,在判定为插入部插入到体腔内,且判定为插入部的前端的温度超过了预先设定的温度阈值时,将对出射光的光量进行控制的范围的上限值设定为比起动时设定的上限值 L0 低的第一限制值 L1,在判定为插入部处于体腔外时,将上限值设定为比第一限制值 L1 更低的第二限制值 L2,将电源接通而将照射出射光的状态的电子内窥镜悬挂在钩挂部等,在整个进行将插入部向体腔插入的准备期间及将插入部向体腔插入而进行诊断期间,能抑制插入部的前端的温度上升。

附图说明

[0028] 图 1 是电子内窥镜系统的外观图。

[0029] 图 2 是表示电子内窥镜系统的电结构的框图。

[0030] 图 3 是说明处理器装置中的 CPU、光源装置中的光阑调节机构的详细情况的框图。

[0031] 图 4 是表示各模式下的 PWM 值的上限值 P_x 、光阑开口的开度及出射光的光量的上限值 L_x 的表格。

[0032] 图 5 是表示时间历程的曲线图,(A)是关于插入部的前端处的温度的上升值 ΔT 的曲线图,(B)是关于光量的上限值 L_x 的曲线图。

[0033] 图 6 是对插入部的前端处的温度控制进行说明的流程图。

[0034] 图 7A 是表示插入部的前端处的温度的上升值 ΔT 与 PWM 值的上限值 P_x 的关系的曲线图。

[0035] 图 7B 是表示光量的上限值 L_x 的时间历程的曲线图。

[0036] 图 8 是说明第三实施方式的求出插入部的前端处的温度差量的运算的框图。

[0037] 图 9 是对第三实施方式的插入部的前端处的温度控制进行说明的流程图。

[0038] 图 10 是表示第四实施方式的关于光量 L_N 的时间历程的曲线图。

[0039] 图 11 是对第四实施方式的插入部的前端处的温度控制进行说明的流程图。

[0040] 图 12 是表示第五实施方式的关于光量 L_N 的时间历程的曲线图。

[0041] 图 13 是表示第六实施方式的电子内窥镜系统的电结构的框图。

具体实施方式

[0042] [第一实施方式]

[0043] 图 1 所示的第一实施方式的电子内窥镜系统 11 用于患者的诊断。电子内窥镜系统 11 具备：拍摄体腔的观察部位的电子内窥镜 12；根据通过拍摄得到的信号，来生成观察部位的图像的处理器装置 13；供给用于照射观察部位的出射光的光源装置 14；显示观察部位的图像的监视器 15。

[0044] 电子内窥镜 12 具备：插入到体腔内的挠性的插入部 16；与该插入部 16 的基端部分连接的操作部 17；将该操作部 17、处理器装置 13 及光源装置 14 之间相连的通用软线 18；以及在通用软线 18 的基端部分安装连接器 19。

[0045] 插入部 16 具有例如外径为 6mm 的细长形状，且由挠性管覆盖。操作部 17 具备用于对静止画面进行记录的释放按钮 20 或送气・送水按钮（省略图示）等操作构件。

[0046] 连接器 19 为由通信用连接器和光源用连接器构成的复合类型。连接器 19 将电子内窥镜 12 与处理器装置 13 及光源装置 14 连接成装拆自如。

[0047] 在插入部 16 的前端 16a 具备：使从光源装置 14 供给的光向外部射出的出射窗 27（参照图 2）；用于取入外部的光的入射窗 28（参照图 2）；对入射到入射窗 28 的外部光（以下，称为入射光）进行拍摄的 CCD30（参照图 2）。通过使插入到体腔中的插入部 16 的前端 16a 朝向观察部位，从而使得从光源装置 14 供给的光由观察部位反射。由观察部位反射的光向入射窗 28 入射。并且，通过入射光的拍摄而能够得到观察部位的图像。

[0048] 处理器装置 13 与电子内窥镜 12、光源装置 14 及监视器 15 电连接，对电子内窥镜系统 11 整体的动作进行统一控制。处理器装置 13 在其前表面具备显示电子内窥镜系统 11 的动作状态的指示灯 21。

[0049] 如图 2 所示，电子内窥镜 12 具备光导 26、出射窗 27、入射窗 28、聚光透镜 29、CCD30、模拟前端（以下，简称为 AFE。）31、CCD 驱动电路 32、温度传感器 33。

[0050] 光导 26 将从光源装置 14 供给的光向插入部 16 的前端 16a 引导。出射窗 27 将由光导 26 引导的光向外部射出。入射窗 28 将入射光向聚光透镜 29 引导。聚光透镜 29 使入射光会聚在 CCD30 上。CCD30 根据来自 CCD 驱动电路 32 的驱动脉冲而进行摄像动作，将与来自聚光透镜 29 的光量对应的摄像信号向 AFE31 输入。另外，也可以取代 CCD 而使用 CMOS 图像传感器。

[0051] AFE31 由相关双取样电路（以下，简称为 CDS。）、自动增益控制电路（以下，简称为 AGC。）及模拟 / 数字转换器（以下，简称为 A/D。）（都省略图示）构成。AFE31 的各部分根据来自 CCD 驱动电路 32 的同步脉冲而进行动作。CDS 对从 CCD30 输入的摄像信号实施相关双取样处理，来进行由 CCD30 产生的复位噪声及放大噪声的除去。AGC 将由 CDS 放大后的摄像信号转换成规定的位数的数字的摄像信号而向处理器装置 13 输入。在处理器装置 13 中根据摄像信号而生成图像。

[0052] CCD 驱动电路 32 根据来自处理器装置 13 的信号，产生 CCD30 的驱动脉冲（垂直 / 水平扫描脉冲、电子断续脉冲、读出脉冲、复位脉冲等）和 AFE31 用的同步脉冲。

[0053] 温度传感器 33 设置在插入部 16 的前端 16a，对前端 16a 的温度 $T[^\circ\text{C}]$ 进行检测。温度传感器 33 将检测到的温度 $T[^\circ\text{C}]$ 向处理器装置 13 输入。

[0054] 处理器装置 13 具备 CPU36、ROM37、RAM38、数字信号处理部（以下，简称为 DSP。）39、数字图像处理电路（以下，简称为 DIP。）40、显示控制电路 41。

[0055] CPU36 对处理器装置 13 整体的动作进行统一控制。CPU36 经由数据总线、地址总

线及控制线（都省略图示）与各部分连接。CPU36 根据来自操作部 42 的操作信号而使各部分动作。操作部 42 为设置在处理器装置 13 的框体上的操作面板、位于电子内窥镜 12 的操作部 17（参照图 1）上的按钮或者鼠标、键盘等周知的输入设备。

[0056] ROM37 存储对处理器装置 13 的动作进行控制的各种程序（OS, 应用程序等）、数据（图形数据等）。RAM38 是从 ROM37 读出必要的程序或数据的作业用存储器。由 RAM38 读出的程序通过 CPU36 进行逐次处理。

[0057] DSP39 具备帧存储器（省略图示）。该帧存储器暂时收纳来自 AFE31 的摄像信号。DSP39 从帧存储器读出摄像信号, 并对其实施色分离、色插补、增益修正、色平衡调整、 γ 修正等各种信号处理, 来生成一帧量的图像。DSP39 将生成的图像向 DIP40 输入。

[0058] DIP40 具备帧存储器（省略图示）。该帧存储器暂时收纳来自 DSP39 的图像。DIP40 从帧存储器读出图像, 并对其实施电子变倍、色增强、边缘增强等各种图像处理。DIP40 将实施各种图像处理后的图像向显示控制电路 41 输入。

[0059] 显示控制电路 41 具备 VRAM（省略图示）。该 VRAM 暂时收纳来自 DIP40 的图像。显示控制电路 41 接收 ROM37 的图形数据。在图形数据中存在隐藏体内图像的无效像素区域而仅显示有效像素区域的显示用掩模、检查日期和时间、或患者、做手术的人的信息等的文字信息、图形用户界面（GUI: Graphical User Interface）等。

[0060] 显示控制电路 41 从 VRAM 读出图像, 并对其实施显示用掩模、文字信息、GUI 的重叠处理、向监视器 15 的显示画面的描画处理这样的各种显示控制处理。显示控制电路 41 将实施各种显示控制处理后的图像转换成与监视器 15 的显示形式对应的视频信号（分离信号、合成信号等）, 并将其显示在监视器 15 上。

[0061] 处理器装置 13 除了上述之外, 还具备: 以规定的形式（例如, JPEG 形式）对图像实施压缩处理的压缩处理电路; 与释放按钮 20 的操作连动而将压缩后的图像记录在 CF 卡、光磁盘（MO）、CD-R 等可移动介质中的介质 I/F; 以及与 LAN 等网络之间进行各种数据的传送控制的网络 I/F（都省略图示）等。它们都经由数据总线（省略图示）等与 CPU36 连接。

[0062] 光源装置 14 具备 CPU46、光源 47、光源驱动器 48、光阑调节机构 49、电动机 50、对电动机进行驱动的电动机驱动器 51、以及聚光透镜 52。

[0063] CPU46 与处理器装置 13 的 CPU36 通信, 对光源装置 14 整体的动作进行统一控制。CPU46 经由数据总线、地址总线及控制线（都省略图示）与各部分连接。

[0064] 光源 47 为产生白色光的卤素灯或氙气灯等。光源 47 由光源驱动器 48 驱动, 以大致固定的光量点亮, 光源 47 的光向聚光透镜 52 入射。光阑调节机构 49 配置在光源 47 的光路上, 对光阑开口 57（参照图 3）的开口量进行调节。与光阑开口 57 的开口量对应的光量的光向聚光透镜 52 入射。电动机 50 通过从电动机驱动器 51 输入的驱动脉冲而进行旋转, 来驱动光阑调节机构 49。聚光透镜 52 使通过光阑调节机构 49 后的光会聚, 并将其向光导 26 的入射端引导。

[0065] 如图 3 所示, 处理器装置 13 的 CPU36 作为光量控制部 53、温度判定部 55 及温度抑制部 56 而发挥功能。

[0066] 光量控制部 53 基于来自 CCD30 的一帧量的摄像信号来算出有效像素区域内的全部像素的平均亮度值（测光值）, 由此来测定入射光 L_{in} 的光量。光量控制部 53 以使测光值 L_M 成为将图像的明亮度保持为固定的基准值 L_S 的方式对光源装置 14 输送请求需要的

出射光 L_{out} 的光量的光量控制信号,并通过光源装置 14 来控制出射光 L_{out} 的光量。具体而言,在测光值 L_M 低于基准值 L_S 的情况下,光量控制部 53 以使测光值 L_M 成为基准值 L_S 的方式输送光量控制信号,该光量控制信号请求不足量的出射光 L_{out} 的光量即必要光量。另外,在测光值 L_M 超过基准值 L_S 的情况下,以使测光值 L_M 成为基准值 L_S 的方式输送光量控制信号,该光量控制信号请求减少出射光 L_{out} 的超过量的光量。

[0067] 光源装置 14 的 CPU46 根据从光量控制部 53 输入的光量控制信号,对光阑调节机构 49 进行控制。CPU46 根据光量控制信号,来算出决定电动机 50 的转矩的 PWM(脉冲宽度调制)值,电动机驱动器 51 产生与 PWM 值对应的驱动脉冲来驱动电动机 50。PWM 值为决定电动机 50 的驱动脉冲的占空比(脉冲宽度除以脉冲周期而得到的值)的值,决定电动机 50 的转矩。CPU46 在光量控制信号为请求出射光 L_{out} 的光量的增加的信号的情况下,根据增加量来提高 PWM 值,在光量控制信号为请求出射光 L_{out} 的光量的减小的信号的情况下,根据减小量来降低 PWM 值。

[0068] 光阑调节机构 49 具备:对光阑开口 57 进行开闭的光阑叶片 58;以及对光阑叶片 58 向关闭光阑开口 57 的位置施力的弹簧 59。光阑叶片 58 在由电动机 50 施加的转矩的作用下,抵抗弹簧 59 的作用力而使光阑开口 57 的开口量变大的方向(例如,顺时针方向)旋转,并在转矩的大小与弹簧 59 的作用力平衡的位置停止。由于转矩大时抵抗弹簧 59 的作用力的力也变大,因此光阑开口 57 的开口量也增大。由于转矩小时抵抗弹簧 59 的作用力的力变小,因此光阑开口 57 的开口量变小。电动机 50 的转矩随着 PWM 值的增加而变大,在 PWM 值下降时减小。

[0069] 这样的由光阑进行的光量控制根据测光值 L_M 来进行,但当出射光 L_{out} 的光量大的状态长时间持续时,插入部 16 的前端 16a 的温度上升也变大。为了抑制该温度上升,电子内窥镜系统 11 具备通过限制出射光 L_{out} 的光量控制范围的上限值,来抑制插入部 16 的前端 16a 的温度上升的第一限制模式 M1 及第二限制模式 M2。

[0070] 如图 4 所示,通常模式 M0 为在光源装置 14 的起动时设定的模式,将利用比例表示光阑开口 57 的开口量的开度的上限值例如设定为 100%,并将出射光 L_{out} 的光量的上限值 L_x 设定为 $L0[1m]$:[流明]。用于形成该上限值 $L0[1m]$ 的 PWM 值为 $P0$ 。出射光 L_{out} 的光量的上限值 $L0[1m]$ 为通常模式 M0 下的光量控制范围的上限值。第一限制模式 M1 下的光量控制范围的上限值比通常模式 M0 低,例如光阑开口 57 的开度的上限值为 70%,出射光 L_{out} 的光量的上限值 L_x 为 $L1[1m]$ ($< L0[1m]$),用于形成上限值 $L1[1m]$ 的 PWM 值为 $P1$ 。第二限制模式 M2 下的光量控制范围的上限值比第一限制模式 M1 还低,光阑开口 57 的开度的上限值为 25%,出射光 L_{out} 的光量的上限值 L_x 为 $L2[1m]$ ($< L1[1m]$),用于形成上限值 $L2[1m]$ 的 PWM 值为 $P2$ 。在此, $L2$ 只要是在待机中能够确认前端 16a 是否点亮的程度的值即可。

[0071] 在第一限制模式 M1 及第二限制模式 M2 下,分别在上限值 $L1[1m]$ 、 $L2[1m]$ 以下的范围内进行基于光阑的光量控制。即,在第一限制模式 M1 及第二限制模式 M2 下,即使光量控制部 53 检测出入射光 L_{in} 的光量不足,而对光源装置 14 的 CPU46 发送请求出射光 L_{out} 的光量的增加的光量控制信号,在出射光 L_{out} 的光量达到上限值 $L1[1m]$ 、 $L2[1m]$ 的情况下, CPU46 也不进一步增加 PWM 值,不使出射光 L_{out} 的光量增加。这样,在第一限制模式 M1 及第二限制模式 M2 下,出射光 L_{out} 的光量的上限值被限制成比通常的上限值 $L0[1m]$ 低的上限

值 $L1[1m]$ 、 $L2[1m]$ ，因此可抑制插入部 16 的前端 16a 的温度上升。根据插入部 16 是否插入到体腔内的状态和前端 16a 的温度来进行从通常模式 M0 向第一限制模式 M1 及从通常模式 M0 向第二限制模式 M2 的切换。

[0072] 在通常模式 M0 下，在出射光 L_{out} 的光量以上限值 $L0[1m]$ 照射的状态持续预先设定的规定时间（例如，30s）时，图 3 所示的插入判定部 54 判定为插入部 16 未插入体腔的待机状态 S1。在插入部 16 未插入体腔的待机状态 S1 下，在设有入射窗 28 的插入部 16 的前端 16a 的附近不存在观察部位，因此即使在出射光 L_{out} 的光量以上限值 $L0[1m]$ 照射的情况下，测光值 L_M 也不会达到基准值 L_S 。在该状态下，由于光量控制部 53 对光源装置 14 的 CPU46 继续请求增加出射光 L_{out} 的光量，因此必要光量逐渐增大。其结果是，出射光 L_{out} 的光量达到上限值 $L0[1m]$ 。

[0073] 插入判定部 54 从 CPU46 逐次取得表示出射光 L_{out} 的光量的 PWM 值，并通过系统计时器计测 PWM 值的上限值 P_x 为 $P0$ 的状态所持续的时间。在 PWM 值的上限值 P_x 为 $P0$ 的状态持续了规定时间的情况下，插入判定部 54 判定为未将插入部 16 插入到体腔内的状态、即插入部 16 处于体腔的外部的状态（以下，称为待机状态）S1。

[0074] 另外，在第二限制模式 M2 下，在光量控制部 53 根据测光值 L_M 而对 CPU46 请求的必要光量小于上限值 $L0[1m]$ 的情况下，插入判定部 54 判定为插入部 16 插入到体腔内的状态 S2。在插入部 16 插入到体腔内的插入状态 S2 下，在设有入射窗 28 的前端 16a 的附近存在观察部位（管道内壁），因此在观察部位反射后的出射光 L_{out} 成为入射光 L_{in} 而向 CCD30 入射。因此，在上限值 L_x 固定的情况下，插入状态 S2 的测光值 L_M 比待机状态 S1 的测光值大，并超过后述的光量阈值。光量阈值例如存储在光源装置 14 的内置存储器中，可通过 CPU46 读入。其结果是，在插入状态 S2 下，光量控制部 53 对 CPU46 所请求的必要光量变得不足通常模式 M0 下的光量的上限值 $L0[1m]$ 。插入判定部 54 将这样判定的判定结果（插入部 16 为待机状态 S1 还是插入状态 S2？）向温度抑制部 56 输入。

[0075] 温度判定部 55 判定当前的温度与由温度传感器 33 检测到的温度 $T[^\circ C]$ 的基准值的差量（以下，简称为温度差量） $\Delta T[^\circ C]$ 是否超过预先设定的阈值 $T1[^\circ C]$ 。在此，温度传感器 33 检测到的温度 $T[^\circ C]$ 的基准值例如是电子内窥镜系统 11 的电源接通时的值，电源接通时的温度 T 为 $20^\circ C$ ，当前的温度 T 为 $30^\circ C$ ，则温度差量 ΔT 为 $10^\circ C$ 。

[0076] 温度抑制部 56 根据来自插入判定部 54 的判定结果和温度判定部 55 的判定结果，来判定是否从通常模式 M0 向第一限制模式 M1 及第二限制模式 M2 转移，并对光源装置 14 的 CPU46 发送模式切换信号。

[0077] 在插入部 16 插入体腔且温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过预先设定的阈值 $T1[^\circ C]$ 时，温度抑制部 56 将从通常模式 M0 向第一限制模式 M1 切换的第一模式切换信号向光源装置 14 的 CPU46 输入。

[0078] 在判定为插入部 16 未插入体腔时，温度抑制部 56 将从通常模式 M0 向第二限制模式 M2 切换的第二模式切换信号向光源装置 14 的 CPU46 输入。

[0079] 在判定为插入部 16 未插入体腔后，即在第二限制模式中判定成插入部 16 为插入状态 S2 时，温度抑制部 56 将解除第二限制模式 M2 而向通常模式 M0 返回的解除信号向光源装置 14 的 CPU46 输入。

[0080] 当从处理器装置 13 输入第一模式切换信号时，光源装置 14 的 CPU46 从通常模式

M0 向第一限制模式 M1 切换,而当输入第二模式切换信号时,光源装置 14 的 CPU46 从通常模式 M0 向第二限制模式 M2 切换。另外,在第二限制模式 M2 中,当从处理器装置 13 输入解除信号时,解除第二限制模式 M2 而向通常模式 M0 返回。另一方面,对于第一限制模式 M1 而言,在插入插入部 16 的期间,无法通过手动操作来解除。各模式 M0 ~ M2 通过指示灯 21 的点亮或闪烁来告知。

[0081] 利用图 5 的曲线图,对在通常模式 M0、第一限制模式 M1、第二限制模式 M2 之间转变时的出射光 L_{out} 的光量的上限值 L_x 与温度差量 ΔT 的变化的例子进行说明。图 5(B) 的模式转变例是假定以下这样的时序的例子。首先,在时刻 $t_0[s]$ 将连接电子内窥镜 12 的光源装置 14 的电源接通 (U_{on}) 时,光源装置 14 以通常模式 (光量的上限值 L_x 为 $L_0[1m]$ 。) 起动。接着,若电子内窥镜 12 在待机中 (U_{out}) 的状态下经过规定时间 (例如 30s),则判定为插入部 16 未插入到体腔内的待机状态 S1,从而在时刻 $t_1[s]$ 向第二限制模式 M2 (光量的上限值 L_x 为 $L_2[1m]$ 。) 转移。在时刻 $t_2[s]$ 开始基于内窥镜的诊断而判定为插入部 16 插入到体腔内的插入状态 S2 (U_{insert}) 时,从第二限制模式 M2 向通常模式 M0 返回。然后,在时刻 $t_3[s]$,当温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过阈值 $T1[^\circ C]$ 时,从通常模式 M0 向第一限制模式 M1 (光量的上限值 L_x 为 $L_1[1m]$ 。) 转移。

[0082] 如图 5(B) 所示,在上述的时序的各模式下,在出射光 L_{out} 的光量分别以上限值 $L_0[1m]$ 、 $L_1[1m]$ 、 $L_2[1m]$ 、即各模式的最大光量持续照射的情况下,温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 如图 5(A) 所示那样推移。即,由于起动时为通常模式 M0,因此若光源 47 以通常模式 M0 的最大光量 (上限值 $L_0[1m]$) 持续照射,则温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 单调增加。并且,若该状态持续,则温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 如双点划线 Lk1 那样超过电子内窥镜系统 11 正常发挥功能的界限值 $T3$ 。因此,进行抑制温度差量 ΔT 的增大的温度控制。

[0083] 若在时刻 $t_1[s]$ 使光源装置 14 向第二限制模式 M2 转移,则 PWM 值的上限值 P_x 从通常模式 M0 的上限值 P_0 向第二限制模式 M2 的上限值 P_2 降低。因此,光量的上限值 L_x 从 $L_0[1m]$ 向 $L_2[1m]$ 降低。在第二限制模式 M2 下,由于最大光量 (上限值 $L_2[1m]$) 比通常模式 M0 低,因此即使以该最大光量 (上限值 $L_2[1m]$) 持续照射,温度上升的斜度也变得平缓,而温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 向 $T5[^\circ C]$ 收敛。

[0084] 若在时刻 $t_2[s]$ 将插入部 16 向体腔内插入 (U_{insert}),则在设有入射窗 28 的前端 16a 的附近存在观察部位。因此,若插入部 16 从光量的上限值 L_x 保持 L_2 的待机状态 S1 向插入状态 S2 转变,则测光值 L_m 超过光量阈值。在此,光量阈值是插入部 16 为待机状态 S1 且光量的上限值 L_x 为 L_2 时的测光值 L_m 。其结果是,必要光量变得小于通常模式 M0 的上限值 L_x 即 L_0 。这样,插入判定部 54 判定为插入部 16 插入到体腔内的插入状态 S2,并向光源装置 14 输入解除信号。CPU46 解除第二限制模式 M2 而向通常模式 M0 返回。当返回到通常模式 M0 时,光量的上限值 L_x 从 $L_2[1m]$ 上升到 $L_0[1m]$ 。在通常模式 M0 下以最大光量 (上限值 $L_0[1m]$) 持续照射的情况下,温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过第二限制模式 M2 下的收敛值即 $T5[^\circ C]$ 而单调增加。并且,若该状态持续,则如双点划线 Lk2 那样超过界限值 $T3$ 。因此,若在时刻 $t_3[s]$ 温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过阈值 $T1[^\circ C]$,则从通常模式 M0 向第一限制模式 M1 转移。由此,光量的上限值 L_x 从 $L_0[1m]$ 向 $L_1[1m]$ 下降。若光量的上限值 L_x 下降到 $L_1[1m]$,则即使以该最大光量 (上限值 $L_1[1m]$) 持续照射,温度上升的斜度也平缓,而使得温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 向 $T2[^\circ C]$ 收敛。

[0085] 第一限制模式 M1 下的温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 的收敛值即 $T2[^\circ\text{C}]$ 需要为电子内窥镜系统 11 正常发挥功能的界限值 $T3[^\circ\text{C}]$ 以下。由于收敛值 $T2[^\circ\text{C}]$ 由限制模式 M1 的上限值 $L1[\text{lm}]$ 决定,因此将上限值 $L1[\text{lm}]$ 设定成使收敛值 $T2[^\circ\text{C}]$ 不超过界限值 $T3[^\circ\text{C}]$ 。优选以使 $T2[^\circ\text{C}]$ 从 $T3[^\circ\text{C}]$ 离开规定的温度的方式设定上限值 $L1[\text{lm}]$,从而即使存在运算的误差,温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 也不会超过界限值 $T3[^\circ\text{C}]$ 。

[0086] 另外,阈值 $T1[^\circ\text{C}]$ 需要从 $T2[^\circ\text{C}]$ 离开规定的温度。这是因为若不这样,则由于从温度判定部 55 判定为温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 超过阈值 $T1[^\circ\text{C}]$ 开始,到光源装置 14 向限制模式 M1 切换为止的时间性延迟,有可能使温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 可能暂时超过 $T2[^\circ\text{C}]$ 。作为具体的值,在 $T3$ 为 20°C 的情况下, $T2$ 设定为 15°C , $T1$ 设定为 13°C 。

[0087] 接着,参照图 6 的流程图,对上述结构的作用进行说明。作为通过电子内窥镜系统 11 进行的内窥镜检查的准备作业,将电子内窥镜 12 与处理器装置 13 及光源装置 14 连接,并使电子内窥镜系统 11 的电源接通(步骤(以下,简称为 S。)11)。光源装置 14 以通常模式 M0(出射光量的上限值 $L0[\text{lm}]$) 起动。

[0088] 从操作部 42 将关于患者的信息(患者名、患者 ID 等)等向处理器装置 13 输入。在准备作业的期间,电子内窥镜 12 悬挂在收容有处理器装置 13、光源装置 14 的手推车的钩挂部而进行待机。由于光源装置 14 的电源接通而使光源 47 点亮,因此即使在待机中,电子内窥镜 12 也从前端 16a 射出出射光 L_{out} 。另外,当电源接通时,插入判定部 54 开始判定处理(S12)。

[0089] 在待机中,在前端 16a 的附近不存在观察部位。因此,待机中的入射光 L_{in} 的大部分是来自远离前端 16a 的物体(地板等)的反射光,因而测光值 L_{M} 比基准值 L_{S} 小。光量控制部 53 对光源装置 14 输送请求增加出射光 L_{out} 的光量的光量控制信号。CPU46 算出与光量控制信号对应的 PWM 值,通过电动机驱动器 51 来控制光阑调节机构 49,从而来提高出射光 L_{out} 的光量。然而,在待机中,即使出射光 L_{out} 的光量为上限值 $L0[\text{lm}]$,向 CCD30 入射的入射光 L_{in} 的光量、即测光值 L_{M} 也达不到基准值 L_{S} 。因此,光量控制部 53 对 CPU46 继续请求光量的增加,从而 CPU46 继续 PWM 值的上限值 $P0$ 的输出。该 PWM 值向插入判定部 54 输入。插入判定部 54 监视 PWM 值,若 PWM 值的上限值 Px 为 $P0$ 的状态持续规定时间(例如 30s),则判定为未插入插入部 16 的待机状态 S1(S12 中为 NO)。

[0090] 若通过插入判定部 54 判定为待机状态 S1,则温度抑制部 56 将从通常模式 M0 向第二限制模式 M2 切换的第二模式切换信号向 CPU46 发送。若 CPU46 接收到第二模式切换信号,则将 PWM 值的上限值 Px 变更为 $P2$,而使出射光 L_{out} 的光量的上限值向 $L2[\text{lm}]$ 下降(S13)。因此,如图 5(A) 所示,前端 16a 的温度以 $T5[^\circ\text{C}]$ 收敛,从而可抑制温度上升。另外,还可抑制无益的发热。

[0091] 当开始检查时,将电子内窥镜 12 从钩挂部取下,并将插入部 16 插入到体腔中。在开始插入时,前端 16a 的温度被抑制成 $T5[^\circ\text{C}]$,因此对被检者带来的负担也少。将从光源装置 14 供给的出射光 L_{out} 向体腔照射,并将由 CCD30 形成的图像显示在监视器 15 上。

[0092] 当将插入部 16 插入到体腔内时,在前端 16a 的附近存在观察部位(管道内壁等),因此即使出射光 L_{out} 的光量固定,向 CCD30 入射的入射光 L_{in} 的光量也增大。由此,光量控制部 53 对 CPU46 请求的必要光量变得小于通常模式 M0 的上限值 $L0[\text{lm}]$ 。插入判定部 54 监视光量控制部 53 对 CPU46 请求的必要光量(S14),在必要光量变得小于上限值 $L0[\text{lm}]$ 的

情况下,判定为插入了插入部 16(S14 中为 YES)。

[0093] 若判定为插入部 16 插入到体腔内的插入状态 S2,则温度抑制部 56 向光源装置 14 的 CPU46 输入解除信号。CPU46 以输入解除信号的情况为契机,解除第二限制模式 M2 而向通常模式 M0 返回,使光量的上限值 L_x 从 $L2[1m]$ 向 $L0[1m]$ 上升(S15)。

[0094] 判定成插入部 16 为插入状态 S2(S12 中为 YES, S14 中为 YES) 后,温度判定部 55 逐次判定温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 是否超过阈值 $T1[^\circ C]$ (S16)。在判定为温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过阈值 $T1[^\circ C]$ 时(S16 为 YES),向光源装置 14 的 CPU46 输入第一模式切换信号。CPU46 以输入第一模式切换信号的情况为契机,从通常模式 M0 向第一限制模式 M1 切换,使光量的上限值 L_x 从 $L0[1m]$ 向 $L1[1m]$ 下降(S17)。

[0095] 在第一实施方式中,在光量的上限值 L_x 为 $L0[1m]$ 的通常模式 M0 下对光量进行调节,在插入部 16 未插入体腔的情况下,从通常模式 M0 向光量的上限值 L_x 为比 $L0$ 及 $L1$ 小的 $L2[1m]$ 的第二限制模式 M2 转变,因此在进行将插入部 16 向体腔插入的准备的期间,能够抑制插入部 16 的前端 16a 的温度上升。

[0096] 另外,在第二限制模式 M2 下对光量进行调节的情况下,当判定为插入部 16 插入到体腔内时,自动地解除第二限制模式 M2 而向通常模式 M0 转变,由此对光量进行调节,因此不需要通过手动解除第二限制模式 M2,非常简便。另外,在不具备自动解除功能的情况下,做手术的人忘记解除而显示在监视器 15 上的图像成为保持变黑的状态,从而可能使人误认为发生故障或不良情况,但通过具备自动解除功能,不会发生这样的不良情况。

[0097] 此外,在将插入部 16 插入到体腔内的情况下,当插入部 16 的前端 16a 的温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过预先设定的阈值 $T1[^\circ C]$ 时,从通常模式 M0 切换成第一限制模式 M1,使光量的上限值 L_x 从 $L0[1m]$ 下降为 $L1[1m]$,因此防止插入部 16 的前端 16a 成为界限值 $T3[^\circ C]$ 的情况。而且,第一限制模式 M1 中的上限值 $L1[1m]$ 是比第二限制模式 M2 的上限值 $L2[1m]$ 更接近通常模式 M0 的上限值 $L0[1m]$ 的值。因此,即使在观察中向第一限制模式 M1 转变,图像的明亮度也比较接近通常模式 M0 的明亮度,不会出现极暗的情况,因此不会给做手术的人带来不安感。

[0098] [第二实施方式]

[0099] 在上述第一实施方式的电子内窥镜系统 11 中,在从通常模式 M0 向限制模式 M1 切换时,出射光 L_{out} 的光量的上限值 L_x 从 $L0[1m]$ 向 $L1[1m]$ 下降一个等级(参照图 5(B))。因此,若在通常模式 M0 中以最大光量照射出射光 L_{out} 的情况下切换成限制模式 M1,则光量从 $L0[1m]$ 突然下降到 $L1[1m]$ 。若光量突然下降,则显示在监视器 15 上的图像突然变暗。由此,可能被误认为发生故障或不良情况。

[0100] 因此,在接着进行说明的第二实施方式中,防止显示在监视器 15 上的图像突然变暗的情况。另外,上述第一实施方式及其以后所示的各实施方式中采用的结构在可能的范围内相互适用。在本第二实施方式中,省略对于与上述第一实施方式同样的结构、作用及效果的说明。并且,在第三实施方式以后的各实施方式中,仅对与其它实施方式不同点进行说明。

[0101] 在第二实施方式中,温度判定部 55 从求出的温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过阈值 $T1[^\circ C]$ 时开始,将温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 向光源装置 14 的 CPU46 逐次输入。

[0102] 如图 7A 及图 7B 所示,CPU46 以温度差量 $\Delta T[^\circ C]$ 超过阈值 $T1[^\circ C]$ 且从处理器装

置 13 输入第一模式切换信号的情况为契机,在随着温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 的增加而使 PWM 值的上限值 (P_x) 从作为最大值的 P0 向 P1 减小时,使其连续地或阶段性地逐渐减小。另外,也可以与温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 的增加无关,而使得 CPU46 以输入第一模式切换信号的情况为契机,使 PWM 值的上限值 (P_x) 从作为最大值的 P0 向 P1 连续地或阶段性地逐渐减小。光量的上限值 L_x 经过规定的时间 $\Delta t[\text{s}]$ 从 $L0[1\text{m}]$ 向 $L1[1\text{m}]$ 平缓地下降。显示在监视器 15 上的图像经过规定的时间 $\Delta t[\text{s}]$ 逐渐地变暗。

[0103] 如以上说明的那样,在第二实施方式中,由于光量的上限值从 $L0[1\text{m}]$ 向 $L1[1\text{m}]$ 平缓地下降,因此显示在监视器 15 上的图像不会突然变暗,从而能够防止被误认为发生故障或不良情况。

[0104] [第三实施方式]

[0105] 在接下来说明的第三实施方式中,取代在前端设置温度传感器来直接检测温度的情况,而根据光量控制的履历信息,来推定温度。具体而言,基于表示光量控制中的光量变化的推移的、PWM 值的履历信息,通过运算来求出温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$,从而间接地检测温度。

[0106] 温度判定部 55 利用从光源装置 14 输入的 PWM 值的履历信息进行运算,来求出假想的温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 。当施加在插入部 16 的前端 16a 的热量为 $Q[\text{mJ}]$,且插入部 16 的前端 16a 处的热容为 $C[\text{mJ}/^\circ\text{C}]$ 时,温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 表示为 $\Delta T = Q/C \cdots$ (式 1)。热容 $C[\text{mJ}/^\circ\text{C}]$ 为电子内窥镜 12 固有的值,例如为 $800\text{mJ}/^\circ\text{C}$ 。

[0107] 当到 $dt[\text{s}]$ 时间之前为止的上升值为 $\Delta T_{n-1}[^\circ\text{C}]$,且在之前的 $dt[\text{s}]$ 时间内施加到插入部 16 的前端 16a 的热量为 $dQ[\text{mJ}]$ 时,到当前为止的温度差量 $\Delta T_n[^\circ\text{C}]$ 表示为 $\Delta T_n = \Delta T_{n-1} + dQ/C \cdots$ (式 2)。时间 $dt[\text{s}]$ 例如为 1.0s 。温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 的初始值为 0.0°C 。

[0108] 当设从光源装置 14 供给的光产生的每单位时间的发热量为 $q[\text{mW}(=\text{mJ}/\text{s})]$,设来自 CCD30 的每单位时间的发热量为 $s_q[\text{mW}]$,且设插入部 16 的前端 16a 处的热阻为 $R[^\circ\text{C}/\text{mW}]$ 时,热量 $dQ[\text{mJ}]$ 如 $dQ = (q + s_q) \times dt - \Delta T_{n-1} \times dt/R \cdots$ (式 3) 的那样由发热量和散热量表示。

[0109] 热阻 $R[^\circ\text{C}/\text{mW}]$ 为电子内窥镜 12 固有的值,例如为 $0.2^\circ\text{C}/\text{mW}$ 。发热量 $q[\text{mW}]$ 表示为 (决定光量的 PWM 值) $\times$ (比例常数 k_q)。该比例常数 k_q 为电子内窥镜 12 及光源装置 14 固有的值。为了提高计算精度, PWM 值采用将时间 $dt[\text{s}]$ 进行 n 分割 (例如, 10 分割) 后的各时刻的值的平均值。发热量 $s_q[\text{mW}]$ 为 CCD 固有的值,例如为 100mW 。

[0110] 若将上述式 3 代入上述式 2,则到当前为止的温度差量 $\Delta T_n[^\circ\text{C}]$ 表示为 $\Delta T_n = \Delta T_{n-1} + (q + s_q) \times dt/C - \Delta T_{n-1} \times dt/(C \times R) \cdots$ (式 4)。温度判定部 55 利用上述式 4 来求出到当前为止的温度差量 $\Delta T_n[^\circ\text{C}]$ 。即,如图 8 所示,温度判定部 55 通过在到 $dt[\text{s}]$ 时间之前为止的温度差量 $\Delta T_{n-1}[^\circ\text{C}]$ 上减去由 $\Delta T_{n-1}[^\circ\text{C}]$ 的函数表示的散热温度,并加上由从光源装置 14 供给的光产生的每单位时间的发热量 $q[\text{mW}]$ 的函数表示的发热温度,来求出到当前为止的温度差量 $\Delta T_n[^\circ\text{C}]$ 。

[0111] 另外,电子内窥镜 12 的依赖于机种的各参数 $C[\text{mJ}/^\circ\text{C}]$ 、 $s_q[\text{mW}]$ 、 $R[^\circ\text{C}/\text{mW}]$ 、 k_q 在工厂出库时预先存储在电子内窥镜 12 中内置的非易失性存储器 (例如, EEPROM) 中,在电子内窥镜系统 11 的电源接通时自动地取得而用于运算。或者,与机种固有的 ID 关联而预先存储在处理器装置 13 中内置的非易失性存储器中。在电子内窥镜 12 中内置的非易失性存储器中存储有机种固有的 ID,将与从电子内窥镜 12 的非易失性存储器读出的 ID 对应的

各参数用于运算。或者与机种固有的 ID 关联而预先存储于通过网络等连接的服务器。这种情况下,从服务器取得与从电子内窥镜 12 的非易失性存储器读出的 ID 对应的各参数而将其用于运算。

[0112] 温度判定部 55 判定求出的温度差量 $\Delta T_n[^\circ\text{C}]$ 是否超过预先设定的阈值 $T1[^\circ\text{C}]$ 。

[0113] 接下来,说明上述结构的作用。如图 9 所示,S31 ~ S35 与 S11 ~ S15 同样。从判定为插入部 16 插入到体腔内(S32 为 YES, S34 为 YES)开始,温度判定部 55 逐次求出温度差量 $\Delta T_n[^\circ\text{C}]$ (S36)。然后,在判定为温度差量 $\Delta T_n[^\circ\text{C}]$ 超过了阈值 $T1[^\circ\text{C}]$ 时(S37 为 YES),向光源装置 14 的 CPU46 输入第一模式切换信号。以输入第一模式切换信号的情况为契机,CPU46 从通常模式 M0 切换为第一限制模式 M1,使光量的上限值 L_x 从 $L0[1\text{m}]$ 下降为 $L1[1\text{m}]$ (S38)。

[0114] 如以上说明所述,在第三实施方式中,假想地求出插入部 16 的前端 16a 的温度的温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$,从而不具备温度传感器而防止插入部 16 的前端 16a 的温度超过界限值 $T3[^\circ\text{C}]$ 的情况。

[0115] [第四实施方式]

[0116] 上述第三实施方式中,通过使用插入部 16 的前端 16a 的热容 $C[\text{mJ}/^\circ\text{C}]$ 及热阻 $R[^\circ\text{C}/\text{mW}]$ 等的值,而极细地求出了温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$,在接下来说明的第四实施方式中,通过简易的运算求出光量 $L[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$,来求出温度差量 $\Delta T[^\circ\text{C}]$ 。

[0117] 在第四实施方式中,温度判定部 55 利用了从光源装置 14 输入的 PWM 值的履历信息而进行运算,求出规定时间 $t_s[\text{s}]$ (例如,30s)内来自光源装置 14 的光量 $L_n[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ 。光量 L_n 表示为 $(\text{PWM 值}) \times k1$ 。比例常数 $k1$ 为电子内窥镜 12 及光源装置 14 固有的值。温度判定部 55 通过对在 PWM 值上乘以比例常数 $k1$ 而得到的值进行累计,来求出到当前为止的光量 $L_n[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ 。温度判定部 55 判定求出的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ 是否超过预先设定的阈值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ 。

[0118] 在通过温度判定部 55 判定为光量 $L_n[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ 超过阈值时,温度抑制部 56 将从通常模式 M0 向第一限制模式 M1 切换的第一模式切换信号向光源装置 14 输入。

[0119] 如图 10 所示,在规定时间 $t_s[\text{s}]$ 内的光量 $L_n[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ (由斜线表示的部位的面积所示的值)超过阈值时,从处理器装置 13 向光源装置 14 输入第一模式切换信号。

[0120] 接着,对上述结构的作用进行说明。如图 11 所示,S41 ~ S45 与 S31 ~ S35 同样。温度判定部 55 从判定为插入部 16 插入到体腔的情况(S42 为 YES, S44 为 YES)开始,逐次求出规定时间 $t_s[\text{s}]$ 内的来自光源装置 14 的光量 $L_n[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ (S46)。然后,判定光量 $L_n[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ 是否超过阈值(S47)。在判定为光量 $L_n[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$ 超过阈值时(S47 为 YES),从温度抑制部 56 向光源装置 14 的 CPU46 输入第一模式切换信号。S48 与 S38 同样。

[0121] [第五实施方式]

[0122] 然而,光量的履历信息越早,对插入部 16 的前端 16a 处的温度的影响力越小。因此,在接着说明的第五实施方式中,通过越早的履历信息越减小权重的加权运算,来求出规定时间 $t_s[\text{s}]$ 内的光量 $L_n[1\text{m}]$ 的累计值 $[1\text{m} \cdot \text{s}]$,在这一点上与第四实施方式不同。

[0123] 在第五实施方式中,温度判定部 55 将在 PWM 值上乘以比例常数 $k1$ 而得到的值以

越早的履历信息越附加小的权重的方式进行累计,由此求出到当前为止的光量 L_N [lm] 的累计值 [$\text{lm} \cdot \text{s}$]。例如,在将规定时间 t_s [s] 分割成三部分而进行加权时,从新的履历信息顺次乘以 1.0、0.9、0.8 作为权重。

[0124] 如图 12 所示,在判定为规定时间 t_s [s] 内的加权的累计值 [$\text{lm} \cdot \text{s}$] (在斜线所示的各部位的面积上乘以各权重而得到的值) 超过阈值时,向光源装置 14 输入第一模式切换信号。

[0125] 如以上说明所示,在第五实施方式中,以越对温度的影响力小且越早的履历信息使其权重越小的方式求出光量 L_N [lm] 的累计值 [$\text{lm} \cdot \text{s}$], 因此能够更正确地防止插入部 16 的前端 16a 超过界限值 $T3$ [°C] 的情况。

[0126] [第六实施方式]

[0127] 在上述各实施方式中,具备以大致固定光量点亮的光源 47,且光阑调节机构 49 通过对配置在来自光源 47 的光的光路上的光阑开口 57 的开口量进行调节,来调节出射光 L_{out} 的光量,但也可以代替于此,而具备能够控制发光量的光源。

[0128] 例如图 13 所示,在电子内窥镜 12 的插入部 16 的前端 16a 内置有射出出射光 L_{out} 的 LED61。CPU46 通过光源驱动器 48 来控制 LED61 的发光量 [lm]。CPU46 根据来自温度抑制部 56 的模式切换信号,来变更由光量控制部 53 进行的光量控制范围的上限值。另外,在图 13 中,在插入部 16 的前端 16a 配置 LED61,但也可以在光源装置 14 中配置 LED61,而通过光纤引导到前端 16a。并且,作为光源,也可以为通过使激发光向荧光体入射而使荧光体激发由此发出白色光的光源等。

[0129] 另外,在上述各实施方式中,虽然为了避免不注意地解除第一限制模式 M1 而未设置解除功能,但可以以温度差量 ΔT [°C] 未超过 $T2$ [°C] 的情况为条件、即以温度差量 ΔT [°C] 下降到 $T1$ [°C] 以下的情况为条件来进行解除。

[0130] 但是,在温度差量 ΔT [°C] 下降到 $T1$ [°C] 以下的瞬间解除第一限制模式 M1 的情况下,有可能发生温度差量 ΔT [°C] 之后马上超过 $T1$ [°C],而立即向第一限制模式 M1 返回的情况。因此,优选将温度差量 ΔT [°C] 下降到设定得比 $T1$ [°C] 低规定的温度后的温度 [°C] 以下的情况作为解除条件,来解除第一限制模式 M1。另外,可以在满足解除条件时,自动地解除第一限制模式 M1,也可以在除了满足解除条件之外还满足适当设定的附加条件时解除第一限制模式 M1。例如,通过使附加条件为“按压电子内窥镜 12 的操作部 17 上设置的解除按钮时”,从而能够通过手动解除第一限制模式 M。

[0131] 另外,在上述各实施方式中,在形成为解除第一限制模式 M1 的结构的情况下,可以利用图 7(A) 所示的温度差量 ΔT [°C] 与决定光量的 PWM 值的上限值 (P_x) 的关系,随着温度差量 ΔT [°C] 的减小而使 PWM 值从 $P1$ 向作为最大值的 $P0$ 连续地或阶段地逐渐增加。根据这样的结构,能够使第一限制模式 M1 的解除引起的光量的上限值 L_x 的增大平缓,因此显示在监视器 15 上的图像不会突然变亮。

[0132] 另外,在上述各实施方式中,通过构成电子内窥镜系统 11 的电子内窥镜 12、处理器装置 13 及光源装置 14 的种类和各结构 12、13、14 的组合,可以停止第一限制模式 M1 或第二限制模式 M2 的功能。

[0133] 另外,在上述各实施方式中,插入判定部 54 在光量的上限值 L_x 为通常模式 M0 中的最大值 $L0$ [lm] 的状态持续了预先设定的规定时间时,判定为插入部 16 未向体腔插入,在

第二限制模式 M2 中,当光量控制部 53 请求的必要光量小于上限值 $L0[1m]$ 时,判定为插入部 16 向体腔插入,但判定方法并未限定于此。例如,也可以通过从体腔的外部(被检体外)向体腔内部移动时的前端的温度变化进行判定,还可以通过图像分析进行判定。图像分析的方法是对摄像装置拍摄的图像进行分析来判定该图像是体腔的图像还是体腔的外部的图像的方法。或者也可以通过检查时使用的接口管的检测来进行判定。这种情况下,例如在接口管中埋入 RFID 标签,且在插入部 16 的前端 16a 预先设置 RFID 阅读器,通过来自 RFID 标签的电波的接收的有无来进行判定。

[0134] 另外,在上述各实施方式中,以判定为插入部 16 插入到体腔内的情况为契机,而自动地解除第二限制模式 M2,但也可以在电子内窥镜 12 的操作部 17 设置解除按钮等,来通过手动操作进行解除。

[0135] 另外,在上述各实施方式中,在切换为第一限制模式 M1 的情况下,与通常模式 M0 时相比,光量的上限值 Lx 下降,从而显示在监视器 15 上的图像变暗,可能使做手术的人感到不适感。为了对其进行改正,还可以搭载在切换成第一限制模式 M1 的情况下将摄像信号放大的功能。

[0136] 即,在切换成第一限制模式 M1,且光量的上限值 Lx 被从 $L0[1m]$ 限制成 $L1[1m]$ 的情况下,在 DSP39 中设定与光量控制部 53 请求的必要光量 $L[1m]$ 对应的放大率 A ,通过 DSP39 来放大摄像信号。这种情况下,通过将放大率设定为,在必要光量 $L[1m]$ 小于 $L1[1m]$ 的情况下, $A = 1$,在必要光量 $L[1m]$ 为 $L1[1m]$ 以上且小于 $L0[1m]$ 的情况下, $A = L/L1$,在必要光量 $L[1m]$ 为 $L0[1m]$ 的情况下, $A = L0/L1$,从而无论在通常模式 M0 下,还是第一限制模式 M1 下,显示在监视器 15 上的图像的明亮度都同等,能够得到对做手术的人而言不适感少的图像。另外,举出了放大数字的摄像信号的情况为例,但也可以形成为对模拟的摄像信号进行放大的结构。

[0137] 另外,在上述各实施方式中,还可以构成为,通过设置在记录静止画面时暂时(例如,帧频率的 $1/60s$)解除出射光 L_{out} 的光量的上限值限制的功能,由此在第一限制模式 M1 下也可确保充分的出射光 L_{out} 的光量,从而得到高画质的静止画面。这种情况下,可以构成为,在做手术的人指示静止画面的记录时,先运算暂时解除出射光 L_{out} 的光量的上限值限制时的温度上升,在运算结果超过界限值 $T3[^\circ C]$ 的情况下,不解除上限值限制,即进行继续上限值限制的控制。

[0138] 符号说明:

[0139] 11 电子内窥镜系统

[0140] 14 光源装置

[0141] 16 插入部

[0142] 16a 前端

[0143] 33 温度传感器

[0144] 36 CPU

[0145] 49 光阑调节机构

[0146] 53 光量控制部

[0147] 54 插入判定部

[0148] 55 温度判定部

[0149] 56 温度抑制部

[0150] 61 LED

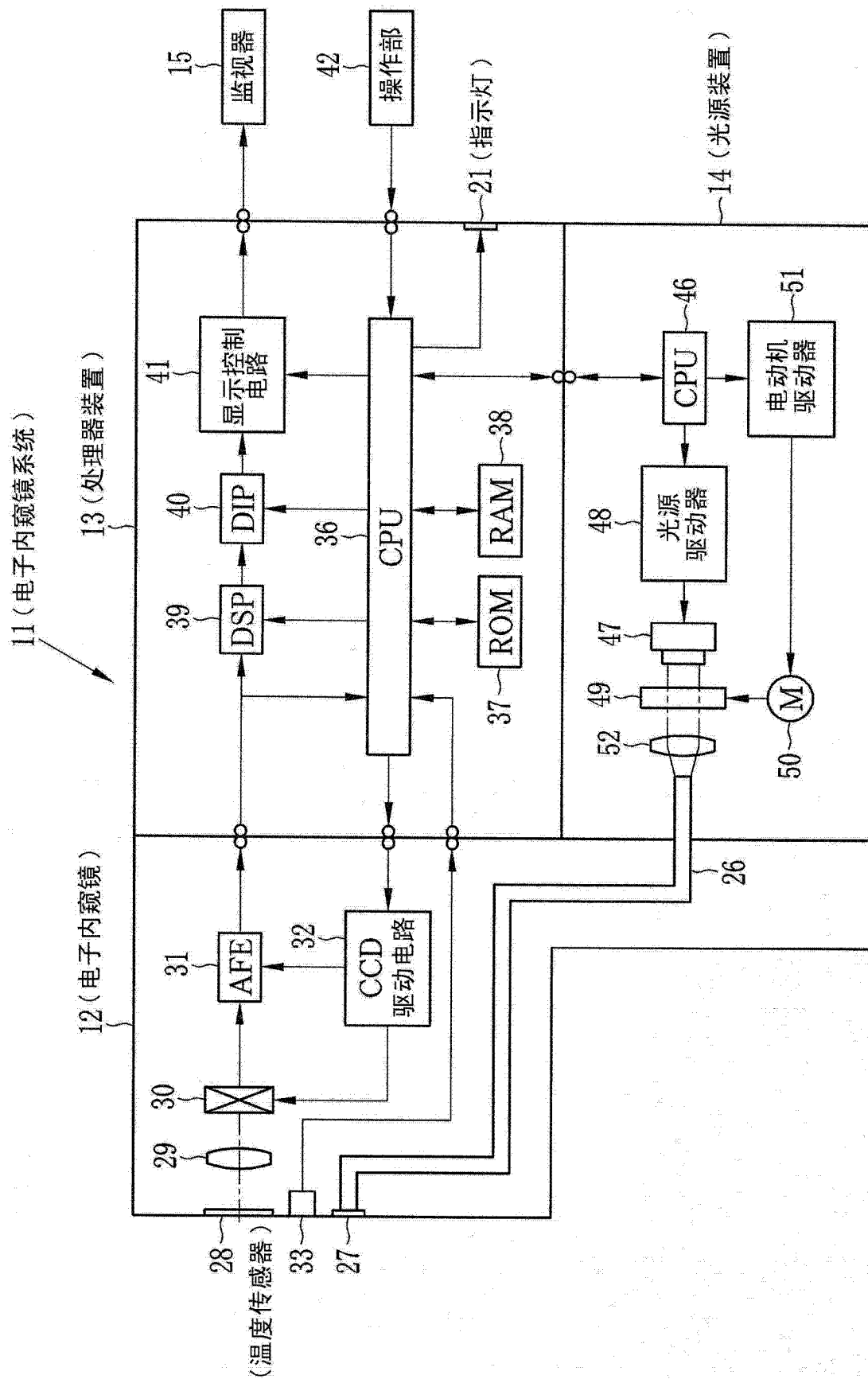


图 2

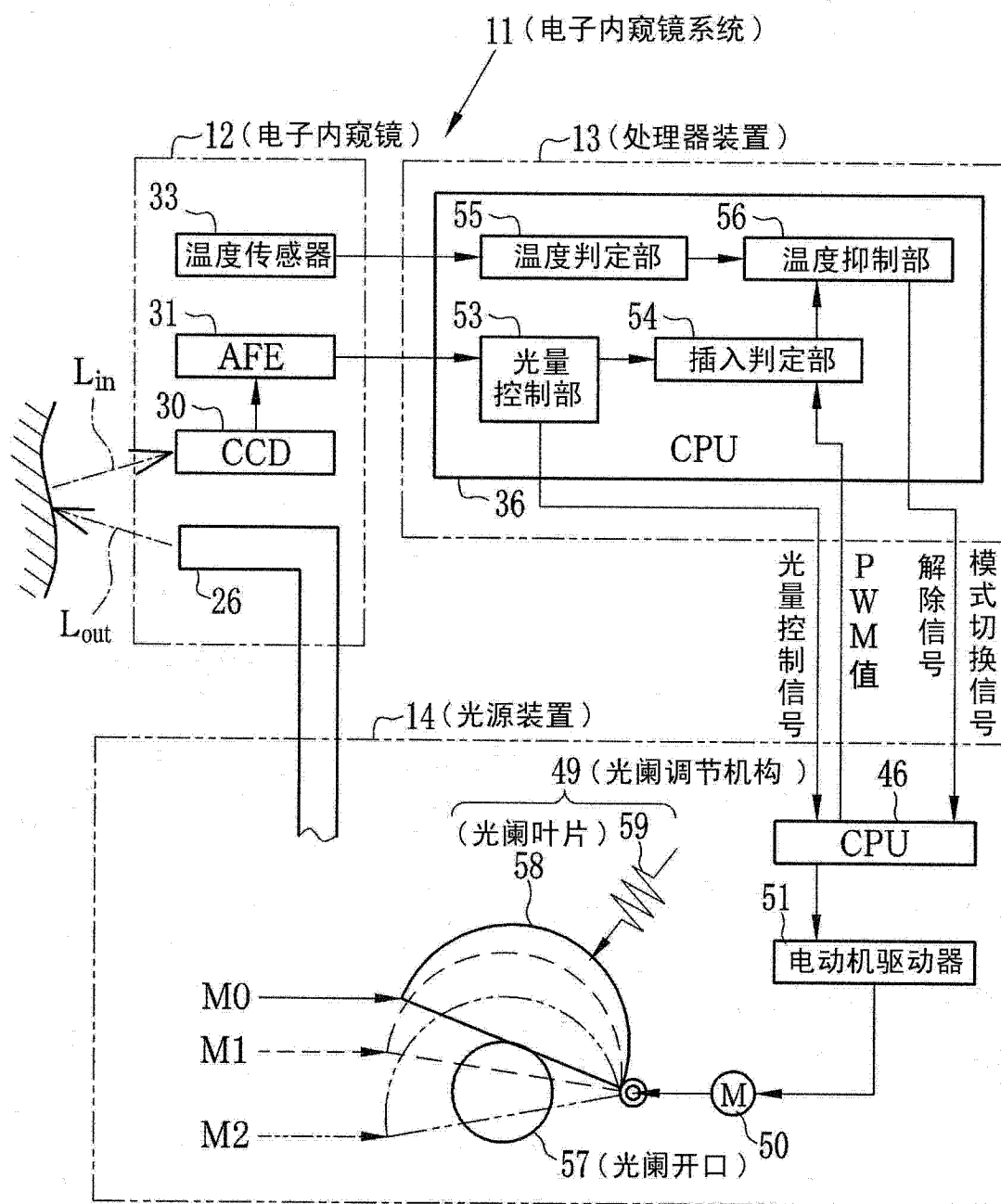


图 3

	Px	开度 (上限)	Lx
M0	P0	100%	L0
M1	P1	70%	L1
M2	P2	25%	L2

图 4

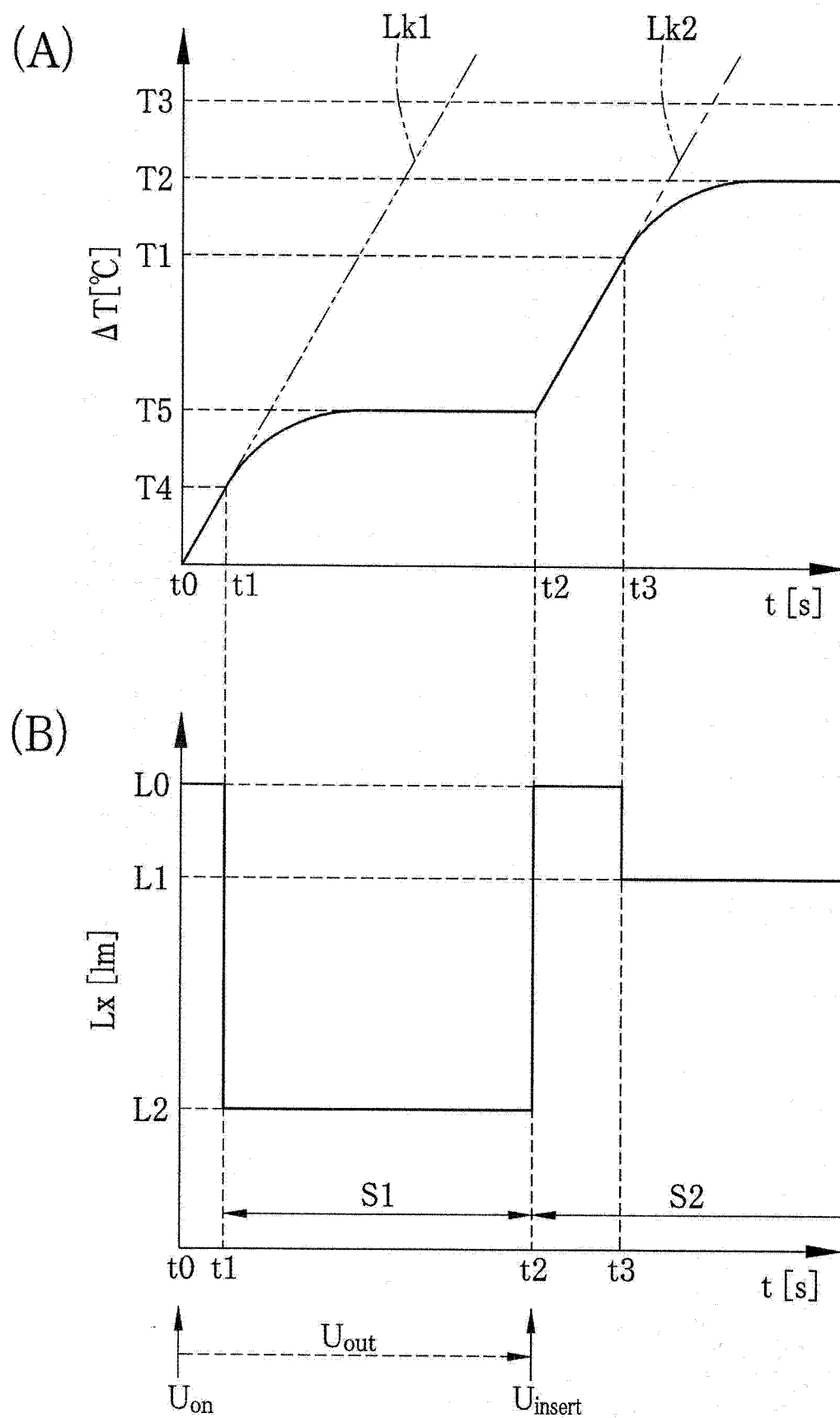


图 5

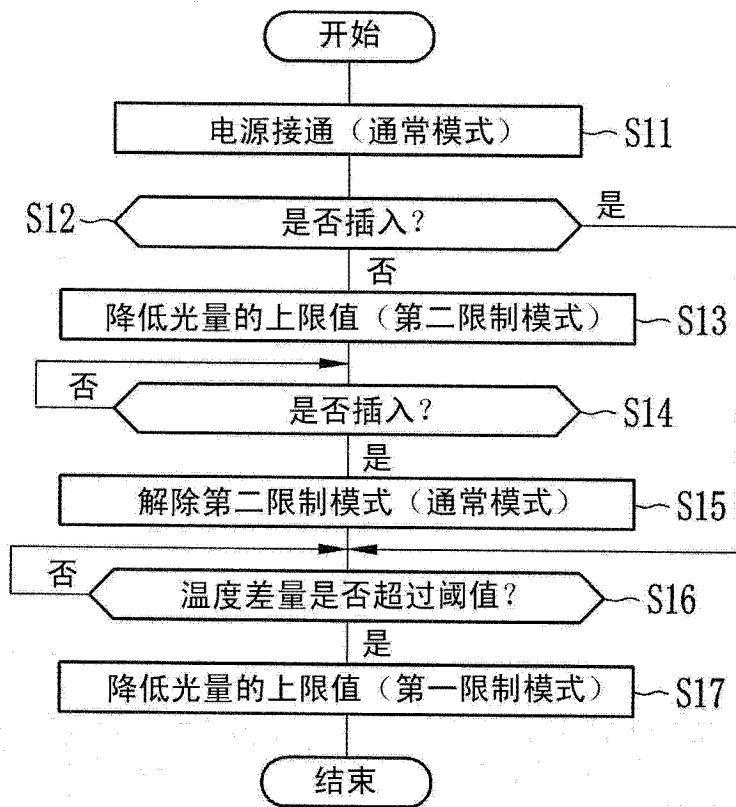


图 6

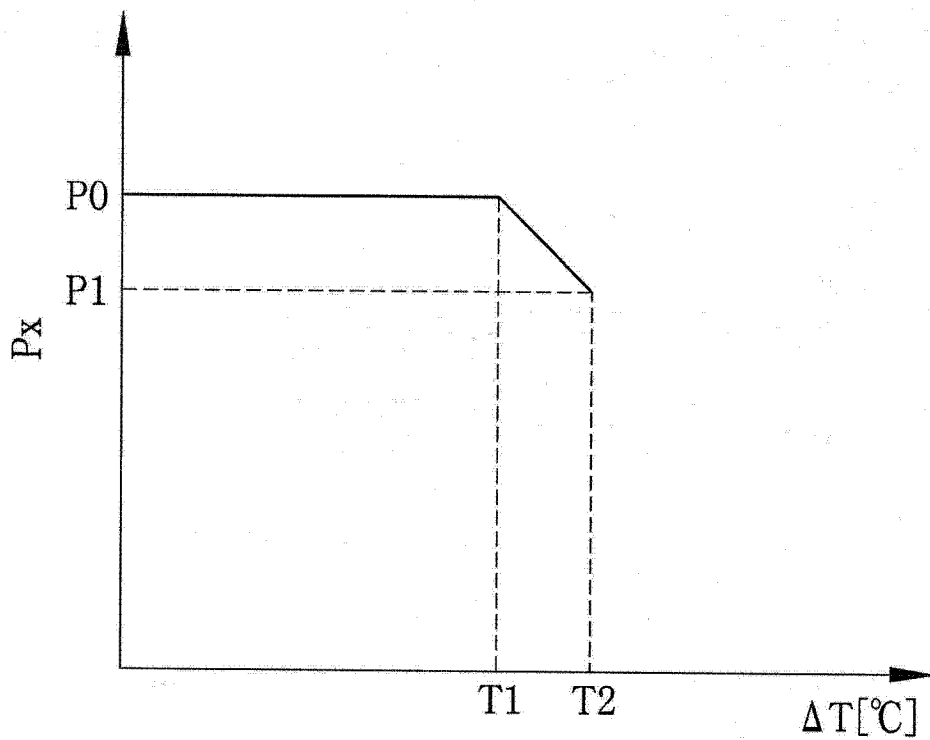


图 7A

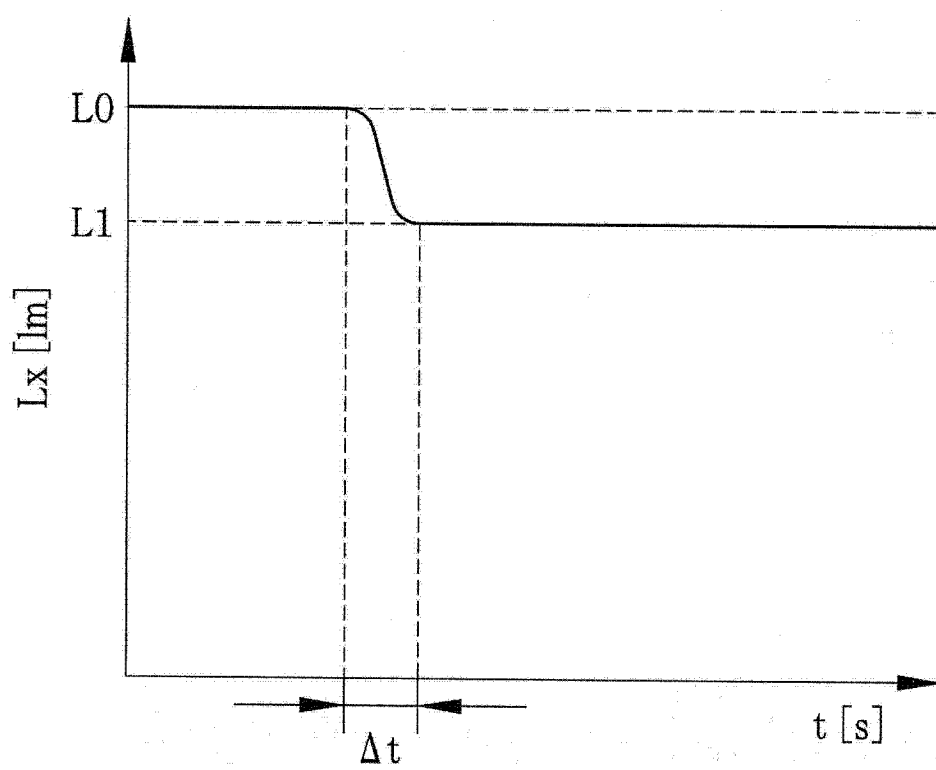


图 7B

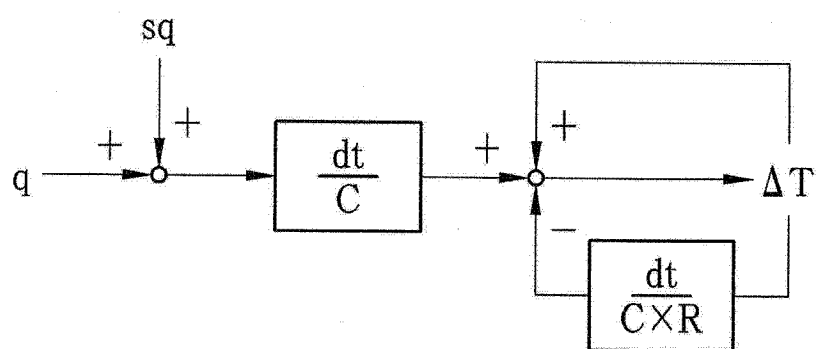


图 8

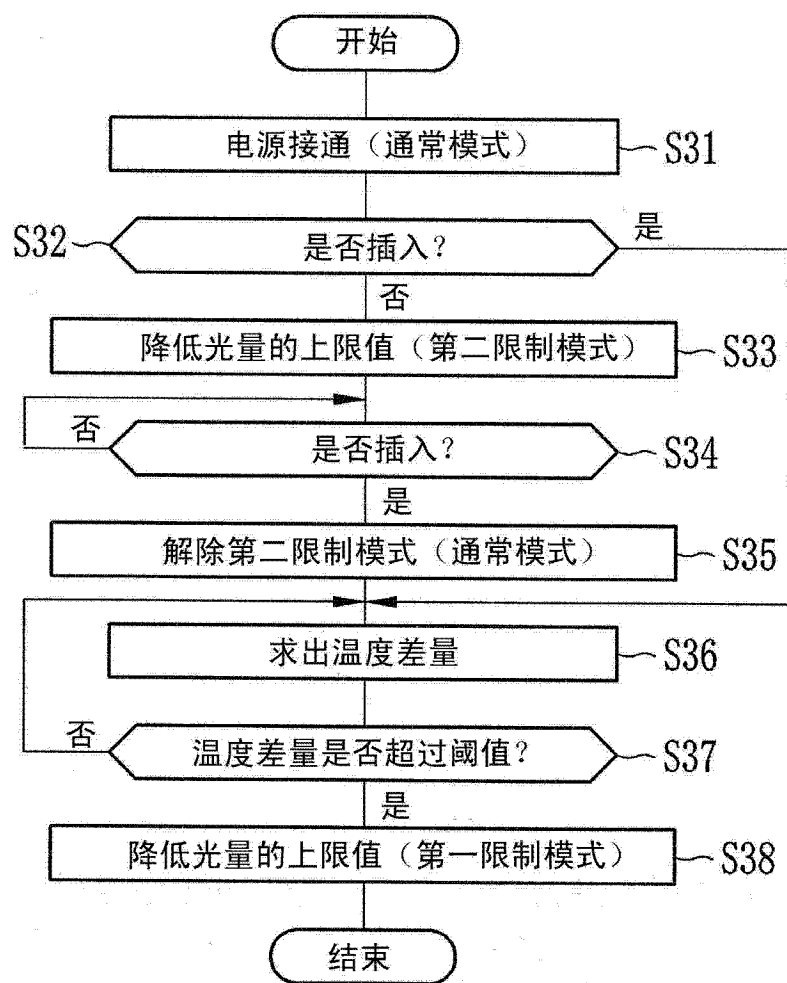


图 9

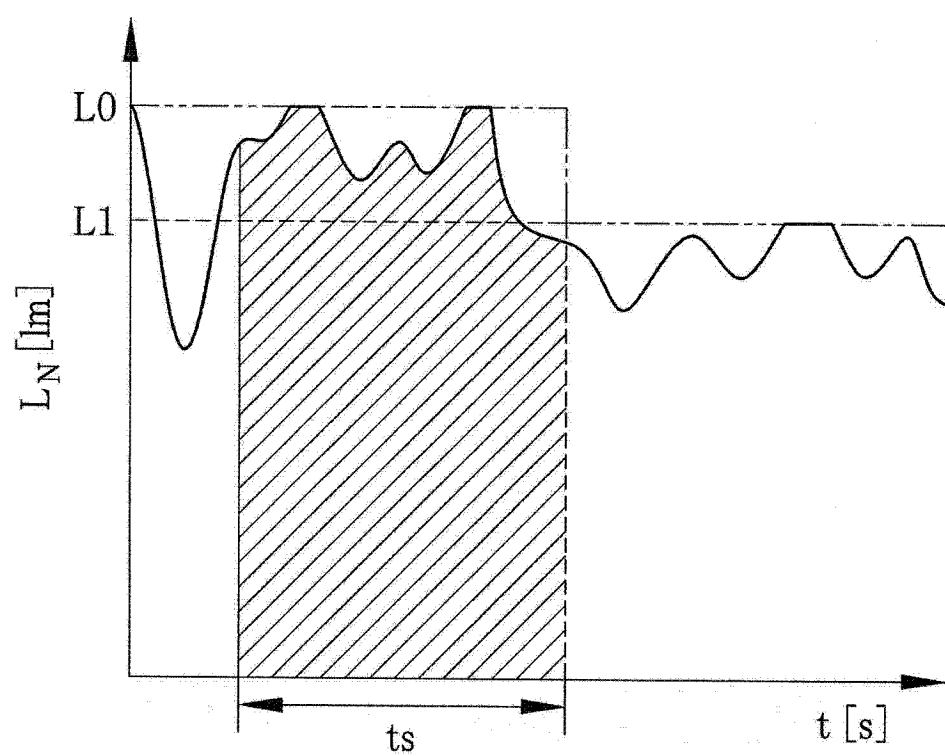


图 10

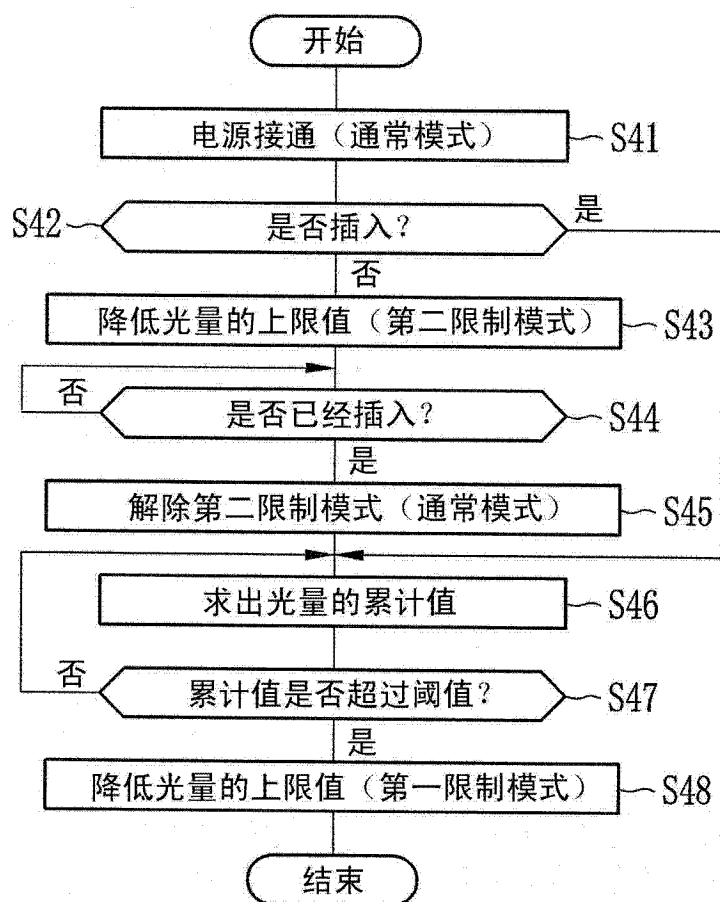


图 11

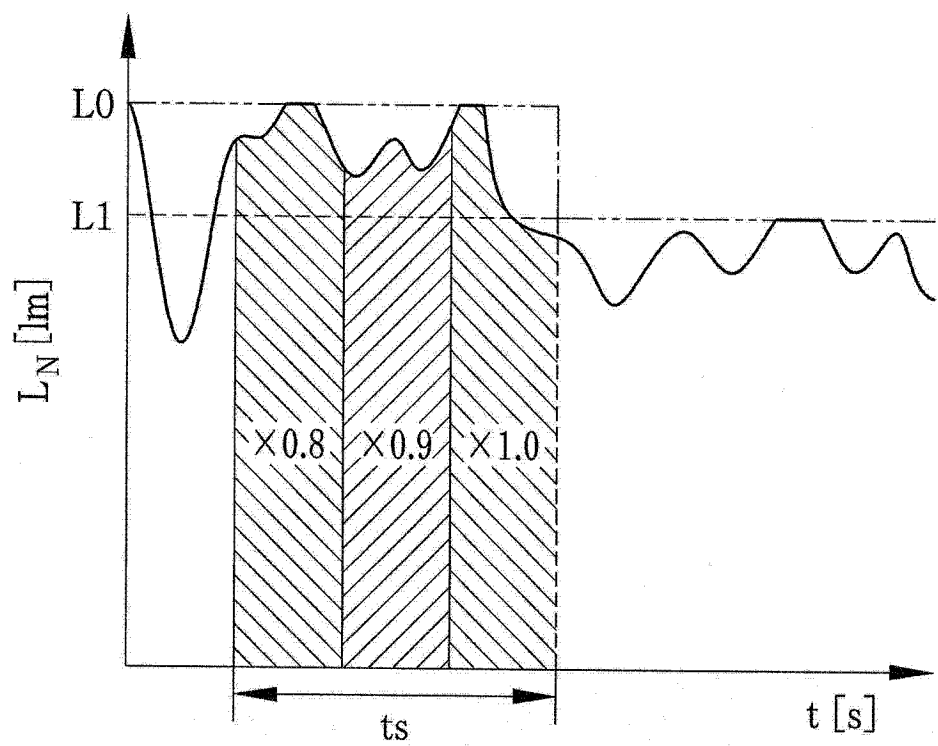


图 12

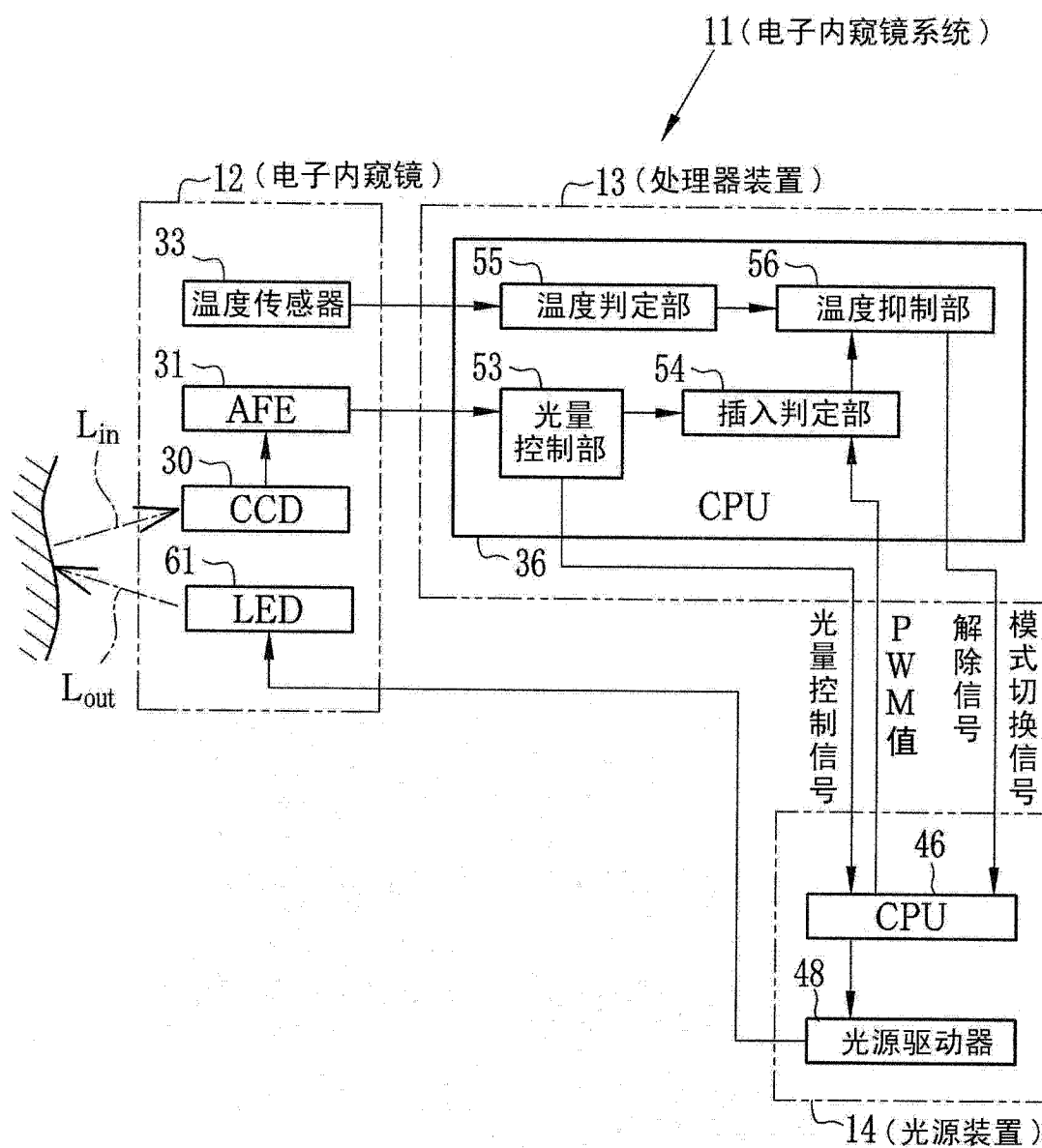


图 13

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102781306A	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	CN201180009150.3	申请日	2011-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	芦田毅 远藤安土 加贺谷淳 高平正行 仲村贵行		
发明人	芦田毅 远藤安土 加贺谷淳 高平正行 仲村贵行		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00036 A61B1/0661 A61B1/128 G02B23/2461 G02B23/2476		
优先权	2010034328 2010-02-19 JP		
其他公开文献	CN102781306B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种在判定为插入部未向体腔插入的情况时，从通常模式向第二限制模式切换，使向观察部位的照明光的光量的上限值 L_x 从 L_0 [lm]下降为 L_2 [lm]。从判定为插入部(16)未向体腔插入的情况开始，逐次判定插入部16是否插入到体腔内。在判定为插入时，将第二限制模式解除而向通常模式返回，使上限值 L_x 从 L_2 [lm]上升为 L_0 [lm]。从判定为插入部(16)插入到体腔内的情况开始，逐次判定温度差量 ΔT [°C]是否超过阈值 T_1 [°C]。在温度差量 ΔT [°C]超过了阈值 T_1 [°C]时，从通常模式向第一限制模式切换，使上限值 L_x 从 L_0 [lm]下降为 L_1 [lm]。

