



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103220960 A

(43) 申请公布日 2013. 07. 24

(21) 申请号 201180055745. 2

(22) 申请日 2011. 10. 13

(30) 优先权数据

2010-263990 2010. 11. 26 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 05. 20

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/073476 2011. 10. 13

(87) PCT申请的公布数据

W02012/070323 JA 2012. 05. 31

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 中村一成 三田村元裕

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 李辉 黄纶伟

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

G02B 23/24 (2006. 01)

H04N 5/225 (2006. 01)

H04N 5/232 (2006. 01)

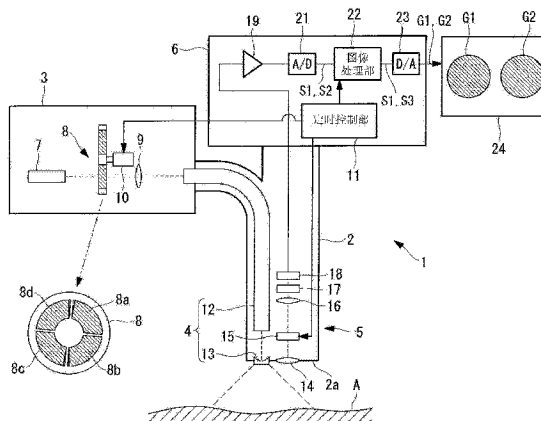
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54) 发明名称

荧光内窥镜装置

(57) 摘要

在减少荧光图像中的噪声量的同时防止发生荧光图像中的模糊。提供了荧光内窥镜装置(1)，其具有：照明部(3)，其对被摄体(A)照射激励光和照明光；荧光摄像部(18)，其拍摄通过照射来自照明部(3)的激励光而在被摄体(A)中产生的荧光，取得荧光图像；存储部，其存储所取得的荧光图像；返回光摄像部(18)，其拍摄通过照射来自照明部(3)的照明光而从被摄体(A)返回的返回光，取得返回光图像；图像信息提取部，其从所取得的返回光图像中提取表示照射到被摄体(A)的照明光的强度的图像信息；累计张数设定部，其根据所提取的图像信息设定累计张数，照明光的强度越高则将累计张数设定得越少；以及平均图像生成部，其对所设定的累计张数那么多的、存储在存储部中的荧光图像进行平均，生成平均图像。



1. 一种荧光内窥镜装置,其具有:
照明部,其对被摄体照射激励光和照明光;
荧光摄像部,其拍摄通过照射来自该照明部的激励光而在所述被摄体中产生的荧光,取得荧光图像;
存储部,其存储由该荧光摄像部取得的荧光图像;
返回光摄像部,其拍摄通过照射来自所述照明部的照明光而从所述被摄体返回的返回光,取得返回光图像;
图像信息提取部,其从由该返回光摄像部取得的返回光图像中提取表示照射到被摄体的照明光的强度的图像信息;
累计张数设定部,其根据由该图像信息提取部提取的图像信息设定累计张数,照明光的强度越高则将累计张数设定得越少;以及
平均图像生成部,其对由该累计张数设定部设定的累计张数那么多的、存储在所述存储部中的荧光图像进行平均,生成平均图像。
2. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中
所述图像信息提取部提取所述返回光图像内的多个像素的平均灰度值作为所述图像信息。
3. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中
所述图像信息提取部提取特征线的延伸长度作为所述图像信息,其中所述特征线表示所述返回光图像的相邻像素的灰度值超过规定的阈值而变化的部位。
4. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中
所述图像信息提取部提取沿着横穿所述返回光图像的直线的灰度值分布作为所述图像信息。
5. 根据权利要求1所述的荧光内窥镜装置,其中
所述图像信息提取部对沿着横穿所述返回光图像的多个直线的灰度值分布进行平均后提取为所述图像信息。
6. 根据权利要求1至5中的任意一项所述的荧光内窥镜装置,其中
所述荧光内窥镜装置还具有变化量计算部,该变化量计算部计算由所述荧光摄像部取得的一个荧光图像与在该一个荧光图像之前取得的其他荧光图像之间的变化量,
所述存储部将所述一个荧光图像与权重系数相乘并进行存储,其中所述变化量计算部计算出的变化量越小则所述权重系数越大。
7. 根据权利要求6所述的荧光内窥镜装置,其中
所述变化量计算部计算所述一个荧光图像与所述其他荧光图像的差分图像的灰度值的合计作为变化量。
8. 根据权利要求6所述的荧光内窥镜装置,其中
所述变化量计算部计算所述一个荧光图像的特征线的延伸长度与所述其他荧光图像之间的特征线的延伸长度之差作为变化量。
9. 根据权利要求6所述的荧光内窥镜装置,其中
当所述一个荧光图像与所述其他荧光图像之间的差分图像的灰度值的合计为阈值以下时,所述变化量计算部计算所述一个荧光图像的特征线与所述其他荧光图像的特征线之

差作为变化量。

荧光内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及荧光内窥镜装置。

背景技术

[0002] 以往,已知如下荧光内窥镜装置:在通过旋转滤光器对荧光物质激励用的波段的光和通常观察用的波段的光进行切换的同时进行照射,由此取得观察对象的荧光图像和反射光图像,在适当的亮度下观察双方的图像(例如,参照专利文献1)。该荧光内窥镜装置根据是否进行荧光观察来变更液晶的光圈和曝光时间,将由 CCD 摄像并被信号变换后的图像数据乘以预先设定的系数,将相乘的结果与帧存储器中存储的到 1 帧前为止的累积图像数据相加,存储在帧存储器中并输出。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献 1:日本特开 2005-261974 号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 然而,专利文献 1 的荧光内窥镜装置存在以下不良情况:由于总是将所取得的图像数据与过去的累计图像数据相加,因此不能充分地防止模糊。即,在获得了较亮的荧光图像的情况下,在将其相加而取得的图像数据中较亮的荧光图像的影响存在较大残留,因此,当被摄体移动时产生模糊,不能得到清晰的荧光图像。

[0008] 本发明正是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够在减少荧光图像中的噪声量的同时防止发生荧光图像中的模糊的荧光内窥镜装置。

[0009] 用于解决问题的手段

[0010] 为了实现上述目的,本发明提供以下手段。

[0011] 本发明的一个方式提供一种荧光内窥镜装置,其具有:照明部,其对被摄体照射激励光和照明光;荧光摄像部,其拍摄通过照射来自该照明部的激励光而在所述被摄体中产生的荧光,取得荧光图像;存储部,其存储由该荧光摄像部取得的荧光图像;返回光摄像部,其拍摄通过照射来自所述照明部的照明光而从所述被摄体返回的返回光,取得返回光图像;图像信息提取部,其从由该返回光摄像部取得的返回光图像中提取表示照射到被摄体的照明光的强度的图像信息;累计张数设定部,其根据由该图像信息提取部提取的图像信息设定累计张数,照明光的强度越高则将累计张数设定得越少;以及平均图像生成部,其对由该累计张数设定部设定的累计张数那么多的、存储在所述存储部中的荧光图像进行平均,生成平均图像。

[0012] 根据本发明的一个方式,通过荧光摄像部拍摄当从照明部发出的激励光照射到被摄体时包含在被摄体内的荧光物质被激励而产生的荧光,取得荧光图像。然后,通过存储部依次存储所取得的荧光图像。

[0013] 此外,通过返回光摄像部拍摄当从照明部发出的照明光照射到被摄体时从被摄体返回的返回光,取得返回光图像。然后,通过图像信息提取部从所取得的返回光图像中提取表示照射到被摄体的照明光的强度的图像信息。

[0014] 由于是从同一照明部向同一被摄体照射激励光和照明光,因此,照射到被摄体的照明光的强度与激励光的强度是对应的。即,当照射到被摄体的照明光的强度高时激励光的强度也强,当照明光的强度低时激励光的强度也弱。因此,通过图像信息提取部从返回光图像中提取表示照射到被摄体的照明光的强度的图像信息,由此,能够在通过荧光摄像部取得了荧光图像时,推测照射到被摄体的激励光的强度。

[0015] 并且,对存储在存储部中的累计张数那么多的荧光图像进行累计并进行平均,由此生成平均图像,其中所述累计张数是由累计张数设定部根据所提取的图像信息设定的。

[0016] 该情况下,照明光的强度越高,越减少计算平均图像时的荧光图像的累计张数,因此,以较少的累计张数累计噪声少的明亮的荧光图像,能够降低由于累计张数多而引起的模糊。另一方面,当照明光的强度低时,使累计张数增加,因此,以较多的累计张数,对即使较多地进行累计模糊也不易醒目的较暗荧光图像进行累计,能够充分地减少所取得的平均图像中包含的噪声。

[0017] 在上述方式中,也可以是,所述图像提取部提取所述返回光图像内的多个像素的平均灰度值作为所述图像信息。

[0018] 当返回光图像内的多个像素的平均灰度值较低时,是照明部与被摄体的距离较远的情况,因此,照射到被摄体的激励光的强度也较低。即使被摄体内存在荧光物质,由于在该情况下取得的荧光图像为包含较多噪声的较暗的荧光图像,因此,通过较多地设定累计张数能够提高噪声降低效果,得到清晰的图像。

[0019] 另一方面,当返回光图像内的多个像素的平均灰度值较高时,是照明部与被摄体的距离较近的情况,因此,照射到被摄体的激励光的强度也较强。如果在被摄体内存在荧光物质,则在该情况下所取得的荧光图像为噪声较少的明亮的荧光图像,因此,通过较少地设定累计张数能够减少模糊,能够节约运算所需的处理和时间。

[0020] 此外,在上述方式中,也可以是,所述图像提取部提取特征线的延伸长度,作为所述图像信息,其中所述特征线表示所述返回光图像中的相邻像素的灰度值变为超过规定阈值的部位。

[0021] 表示返回光图像中相邻像素的灰度值变为超过规定阈值的部位的特征线示出了被摄体的形状变化,特别是起伏。当特征线的延伸长度较长时,是将照明部朝向可以更多地观察到被摄体的起伏的方向(例如,在被摄体是体腔的情况下,为沿着体腔表面的方向)的状态。因此,在视野范围内存在较多距离照明部较远的区域,照射到被摄体的激励光的强度也变低。因此,即使存在荧光物质也成为较暗的荧光图像,因此通过较多地设定累计张数能够提高噪声降低效果,得到清晰的图像。

[0022] 另一方面,当特征线的延伸长度较短时,是将照明部朝向更少地观察到被摄体的起伏的方向(例如,在被摄体是体腔的情况下,为朝向体腔壁面的方向)的状态。因此,在视野范围内不存在距离照明部较远的区域,照射到被摄体的激励光的强度也变高。因此,如果存在荧光物质则可以得到噪声较少的明亮的荧光图像,因此通过较少地设定累计张数能够减少模糊。此外,通过较少地设定累计张数,能够节约运算所需的处理和时间。

[0023] 此外,在上述方式中,也可以是,所述图像信息提取部提取沿着横穿所述返回光图像的直线的灰度值分布作为所述图像信息。

[0024] 此外,在上述方式中,也可以是,所述图像信息提取部对沿着横穿所述返回光图像的多个直线的灰度值分布进行平均而提取为所述图像信息。

[0025] 通常,当使照明部与平坦的被摄体相对时,返回光图像的中心附近的灰度值最高。因此,当成为返回光图像的中心附近的灰度值变低的灰度值分布时,是将照明部朝向中央部分较远的被摄体,例如在被摄体是体腔的情况下是朝向沿着体腔表面的方向的状态,由于从照明部到被摄体较远因而返回光图像变暗,因此照射到被摄体的激励光的强度也变低。该情况下通过较多地设定累计张数,能够提高噪声降低效果,得到清晰的图像。

[0026] 另一方面,当成为返回光图像的中心附近的灰度值变高的灰度值分布时,例如在被摄体是体腔的情况下,是照明部朝向面向体腔壁面的方向的状态,由于从照明部到被摄体较近因而返回光图像变亮,因此照射到被摄体的激励光的强度也变高。该情况下,通过较少地设定累计张数,能够减少模糊。此外,通过较少地设定累计张数,能够节约运算所需的处理和时间。

[0027] 该情况下,通过对沿着多个直线的灰度值分布进行平均,根据返回光图像上的更大范围的平均的灰度值分布,能够更准确地判定照明部的方向。

[0028] 此外,在上述方式中,也可以是,具有变化量计算部,该变化量计算部计算由所述荧光摄像部取得的一个荧光图像与在该一个荧光图像之前取得的其他荧光图像之间的变化量,所述存储部将所述一个荧光图像与权重系数相乘并进行存储,其中所述变化量计算部计算出的变化量越小则所述权重系数越大。

[0029] 由此,当相对于过去的荧光图像的变化量较小时,通过将较大的权重系数与所取得的荧光图像相乘,能够提高在平均图像内的贡献度,提高噪声降低效果。

[0030] 另一方面,当变化量较大时,通过乘以较小的权重系数,能够降低在平均图像内的贡献度,减少模糊。

[0031] 此外,在上述方式中,也可以是,所述变化量计算部计算所述一个荧光图像与所述其他荧光图像的差分图像的灰度值的合计作为变化量。

[0032] 当两张荧光图像之间的每个同一像素的灰度值之差的合计数较小时,是照明部与被摄体之间的距离没有大幅变化的状态。因此,通过增大权重系数能够提高在平均图像内的贡献度,得到清晰的图像,并且提高噪声降低效果。

[0033] 另一方面,当在两张荧光图像之间的同一位置上的每个像素的灰度值之差的合计数较大时,是照明部与被摄体之间的距离发生了大幅变化的状态。因此,通过减小权重系数能够减小在平均图像内的贡献度,减少模糊。

[0034] 此外,在上述方式中,也可以是,所述变化量计算部计算所述一个荧光图像的特征线的延伸长度与所述其他荧光图像间的特征线的延伸长度之差作为变化量。

[0035] 当两张荧光图像间的特征线的延伸长度之差较小时,是被摄体没有大幅移动的状态,荧光图像之间的状态变化较小。因此,通过增大权重系数,能够提高在平均图像内的贡献度,提高噪声降低效果。

[0036] 另一方面,当两张荧光图像间的特征线的延伸长度之差较大时,是被摄体发生了大幅移动的状态,荧光图像之间的状态变化较大。因此,通过减小权重系数能够减小平均

图像内的贡献度,减少模糊。

[0037] 此外,在上述方式中,也可以是,当所述一个荧光图像与所述其他荧光图像之间的差分图像的灰度值的合计为阈值以下时,所述变化量计算部计算所述一个荧光图像之间的特征线与所述其他荧光图像的特征线之差作为变化量。

[0038] 当所述一个荧光图像与所述其他荧光图像之间的差分图像的灰度值的合计为阈值以下时,是在所述两张荧光图像间被摄体没有大幅移动的状态。此外,根据该状态下的两张差分图像中的特征线之间的移动量计算权重系数,由此能够高精度地判断图像之间的状态,计算更适当的权重系数。

[0039] 发明的效果

[0040] 根据本发明,具有如下效果:能够在减少荧光图像中的噪声量的同时防止发生荧光图像中的模糊。

附图说明

[0041] 图 1 是示出本发明的第 1 实施方式的荧光内窥镜装置的总体结构图。

[0042] 图 2 是示出用于在图 1 的荧光内窥镜装置中设定累计张数的单调递增函数的一例的图,在该单调递增函数中,平均灰度值越大则累计张数越少。

[0043] 图 3 是示出图 1 的荧光内窥镜装置具有的滤光器转台(Filter turret)的分光透射特性的图。

[0044] 图 4 是示出图 1 的荧光内窥镜装置的图像处理部的图。

[0045] 图 5 是示出本发明的第 2 实施方式的荧光内窥镜装置的图像处理部的图。

具体实施方式

[0046] 下面参照附图对本发明的第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 1 进行说明。

[0047] 如图 1 所示,本实施方式的荧光内窥镜装置具有:插入体内的细长的插入部 2;光源(照明部) 3;照明单元(照明部) 4,其将来自该光源 3 的激励光和照明光从插入部 2 的前端朝向被摄体 A 照射;摄像单元 5,其设于插入部 2 的前端,取得作为被摄体 A 的活体组织的图像信息;处理器 6,其配置于插入部 2 的基端侧,处理由摄像单元 5 取得的图像信息;以及监视器 24,其显示由该处理器 6 处理后的图像 G。

[0048] 光源 3 具有:氙灯 7,其射出包含激励光和照明光的波段(400 ~ 740nm)的光;滤光器转台 8,其设于该氙灯 7 的照明光路上,具有限制透射波长的多个滤光器 8a ~ 8d;以及耦合透镜 9,其会聚由各滤光器 8a ~ 8d 分离出的激励光和照明光。滤光器转台 8 由电动机 10 驱动旋转,该电动机 10 被后述的定时控制部 11 控制成固定的旋转速度。

[0049] 滤光器转台 8 具有沿周向排列的 R 滤光器 8a、G 滤光器 8b、B 滤光器 8c 以及 IR 滤光器 8d 这 4 个滤光器 8a ~ 8d。通过使该滤光器转台 8 绕中心的旋转轴旋转,在返回光观察时在光路上配置 R 滤光器 8a、G 滤光器 8b 或者 B 滤光器 8c,在荧光观察时,在光路上配置 IR 滤光器 8d。

[0050] 在图 3 中示出 R 滤光器 8a、G 滤光器 8b、B 滤光器 8c 以及 IR 滤光器 8d 这几个滤光器的透射特性。R 滤光器 8a、G 滤光器 8b、B 滤光器 8c 分别透射红色、绿色、蓝色的波长成分,IR 滤光器 8d 具有透射激励光成分的特性。

[0051] 照明单元 4 具有 : 光导纤维 12, 其配置在插入部 2 的长度方向的几乎全长范围内, 对由耦合透镜 9 会聚的激励光和照明光进行引导 ; 以及照明光学系统 13, 其设在插入部 2 的前端, 使通过光导纤维 12 引导来的激励光和照明光扩散, 朝向与插入部 2 的前端面 2a 相对的被摄体 A 照射。

[0052] 摄像单元 5 具有 : 物镜 14, 其会聚从被摄体 A 的规定的观察范围返回的光 ; 液晶光圈部 15, 其作为限制由该物镜 14 会聚的返回光的光量的光圈单元 ; 会聚透镜 16, 其会聚由该液晶光圈部 15 限制后的返回光 ; 激励光截止滤光器 17, 其遮断由该会聚透镜 16 会聚的光中激励波长以上的光, 透射荧光成分和返回光成分 ; 以及如 CCD 那样的摄像元件 18, 其对透射过该激励光截止滤光器 17 的荧光和返回光进行拍摄。液晶光圈部 15 具有如下性质 : 在施加电压的状态下不使光通过, 在未施加电压的状态下透射光。

[0053] 处理器 6 具有对在摄像元件 18 中进行了光电转换后的图像信号进行放大的前置放大器 19 以及 A/D 转换部 21。将由 A/D 转换部 21 进行了 A/D 转换后的图像信号作为返回光图像信息 S1 和荧光图像信息 S2 输入到图像处理部 22, 在该图像处理部 22 中进行图像处理。在 D/A 转换部 23 中, 对在图像处理部 22 中进行了图像处理后的返回光图像信息 S1 和平均荧光图像信息 S3 进行 D/A 转换, 并输出到监视器 24。

[0054] 此外, 该处理器 6 具有定时控制部 11, 该定时控制部 11 对滤光器转台 8、数据缓存 25 以及液晶光圈部 15 进行控制。定时控制部 11 同步地控制滤光器转台 8 的旋转、向数据缓存的数据分配以及液晶光圈部的光圈大小。即, 进行控制, 以使得能够在光量大的返回光观察时关闭液晶光圈部进行减光, 在光量小的荧光观察时打开液晶光圈部而接收尽可能多的荧光。

[0055] 如图 4 所示, 图像处理部 22 具有 : 数据缓存 25 (以下, 称作 R 用缓存 25a、G 用缓存 25b、B 用缓存 25c、FL 用缓存 25d。), 其暂时存储 A/D 转换后的图像信息 S1、S2 ; 图像信息提取部 26, 其提取从 R 用缓存 25a、G 用缓存 25b、B 用缓存 25c 输出的返回光图像信息 S1 的平均灰度值 S5 ; 累计张数设定部 27, 其根据由图像信息提取部 26 提取的平均灰度值 S5 设定荧光图像的累计张数 S6 ; 存储部 28, 其依次存储从 FL 用缓存输出的荧光图像信息 S2 ; 以及平均图像生成部 29, 其对存储部 28 中存储的累计张数 S6 那么多的荧光图像信息 S4 进行平均, 生成平均荧光图像信息 S3。

[0056] 此外, 图像信息提取部 26 选择从 R 用缓存 25a、G 用缓存 25b、B 用缓存 25c 中的任意一个输出的返回光图像信息 S1, 提取平均灰度值 S5。在本实施方式中, 图像信息提取部 26 例如使用从 R 用数据缓存 25a 输出的返回光图像信息 S1' 来计算平均灰度值 S5。

[0057] 在此, 在本实施方式中, 累计张数设定部 27 存储有以下那样的函数 : 如图 2 所示, 图像信息提取部 26 中计算出的平均灰度值 S5 越高, 则将累计张数 S6 设定得越少。

[0058] 该函数是根据拍摄标准试样等而得到的返回光图像的平均灰度值 S5 与高精度地得到平均荧光图像时的累计张数 S6 之间的关系而预先得到的。返回光图像越亮激励光的强度就越高, 因此, 为了减轻由于累计张数 S6 多而引起的模糊, 如图 2 所示, 成为平均灰度值 S5 越高累计张数 S6 越少的单调递减函数。

[0059] 此外, 存储部 28 是按照时间序列存储从 FL 用缓存输入来的荧光图像信息 S2 的环形缓存。而且, 存储部 28 根据来自平均图像生成部 29 的请求, 基于由累计张数设定部 27 生成的累计张数 S6, 将累计张数 S6 那么多的荧光图像信息 S4 输出到平均图像生成部 29。

[0060] 平均图像生成部 29 将由累计张数设定部 27 设定的累计张数 S6 发送到存储部 28, 请求输出存储在存储部 28 中的荧光图像信息中的、从最新的荧光图像信息起追溯累计张数 S6 那么多的荧光图像信息 S4。然后, 在平均图像生成部 29 中, 对根据要求从存储部 28 取出的累计张数 S6 那么多的荧光图像信息 S4 进行累计, 然后, 除以累计张数 S6, 由此生成平均荧光图像 S3。

[0061] 下面对这样构成的本实施方式的荧光内窥镜装置 1 的作用进行说明。

[0062] 为了使用本实施方式的荧光内窥镜装置 1 对作为被摄体 A 的体内的活体组织进行观察, 将插入部 2 插入到体内, 使插入部 2 的前端面 2a 与被摄体 A 相对。然后使光源 3 工作。

[0063] 从光源 3 发出的光透射过滤光器转台 8 的各滤光器 8a ~ 8d 而成为激励光或者照明光。即, 由于各滤光器 8a ~ 8d 具有图 3 所示的透射率特性, 因此, 通过透射过 R 滤光器 8a、G 滤光器 8b、B 滤光器 8c 而成为红色、绿色、蓝色的照明光, 通过透射过 IR 滤光器 8d 而成为红外区域的激励光。然后, 利用耦合透镜 9 使成为照明光或者激励光的光入射到光导纤维 12。插入部前端 2a 的照明光学系统 13 使在光导纤维 12 内引导并到达插入部 2 的前端的激励光和照明光扩散, 照射到被摄体 A。

[0064] 当激励光照射到被摄体 A 时, 包含在被摄体 A 内部的荧光物质被激励而发出荧光。另一方面, 当照明光照射到被摄体 A 时, 所照射的照明光在被摄体 A 的表面被反射。荧光和照明光的返回光从被摄体 A 返回插入部 2 的前端面 2a, 被物镜 14 会聚。

[0065] 被物镜 14 会聚的荧光和可见光在被液晶光圈部 15 限制后, 被会聚透镜 16 会聚, 经过激励光截止滤光器 17 并被摄像元件 18 拍摄。

[0066] 因此, 在摄像元件 18 中, 根据滤光器转台 8 的位置接收到红色、绿色、蓝色的可见光或者红外的荧光之中的任意一种。摄像元件 18 被未图示的摄像元件驱动电路驱动而与滤光器转台 8 的旋转同步, 分别取得表示返回光图像和荧光图像的电信号。

[0067] 由摄像元件 18 取得的表示返回光图像和荧光图像的电信号被输入到处理器 6 的前置放大器 19 并被放大后, 图像信号被输入到 A/D 转换部 21, 从模拟信号转换成数字信号。

[0068] 数字化后的图像信号根据其种类被输入到图像处理部 22 内的 R 用缓存 25a、G 用缓存 25b、B 用缓存 25c 或者 FL 用缓存 25d。数据缓存 25 基于来自定时控制部 11 的控制信号对信号进行切换, 在滤光器转台 8 的 R 滤光器 8a 插入时将信号输入到 R 用缓存 25a, 在 G 滤光器 8b 插入时将信号输入到 G 用缓存 25b, 在 B 滤光器 8c 插入时将信号输入到 B 用缓存 25c, 在 IR 滤光器 8d 插入时将信号输入 FL 用缓存 25d。

[0069] 被输入到 R 用缓存 25a、G 用缓存 25b 或者 B 用缓存 25c 的返回光图像信息 S1 被发送到 D/A 转换部 23 和图像信息提取部 26。在图像信息提取部 26 中, 使用从 R 用缓存 25a 输出的返回光图像信息 S1', 对返回光图像的全部像素处的灰度值进行算术平均, 计算平均灰度值 S5 并输出到累计张数设定部 27。

[0070] 在累计张数设定部 27 中, 把从图像信息提取部 26 输入的平均灰度值 S5 代入预先存储的函数, 设定累计张数 S6, 输出到存储部 28。

[0071] 在存储部 28 中按照时间序列存储被输入到 FL 用缓存 25d 的荧光图像信号 S2。然后, 将存储在存储部 28 中的、从累计张数设定部 27 输入的累计张数 S6 那么多的荧光图像信息 S4 输出到平均图像生成部 29。

[0072] 在平均图像生成部 29 中,从存储部 28 输入累计张数 S6 那么多的荧光图像信息 S4,对这些荧光图像信息 S4 进行平均,将得到的平均荧光图像信息 S3 输出到 D/A 转换部 23。

[0073] 然后,在 D/A 转换部 23 中输入所生成的平均荧光图像信息 S3 以及从 R 用缓存 25a、G 用缓存 25b、B 用缓存 25c 输出的返回光图像信息 S1,并进行 D/A 转换,将返回光图像 G1 和平均荧光图像 G2 输出到监视器 24。

[0074] 当在监视器 24 中显示时,可以如图 1 所示将返回光图像 G1 与平均荧光图像 G2 并列,也可以重叠。此外,返回光图像 G1 也可以是 G 用缓存 25b 或者 B 用缓存 25c 的返回光图像信息。

[0075] 该情况下,根据本实施方式的荧光内窥镜装置 1,使用平均灰度值 S5 来设定荧光图像的累计张数 S6,该平均灰度值 S5 是将返回光图像的全部像素中的灰度值进行算术平均后得到的。平均灰度值 S5 越高则将累计张数 S6 设定得越少,因此能够减少由平均图像生成部 29 生成的平均荧光图像 S3 中的模糊。

[0076] 即,当返回光图像的平均灰度值 S5 较高时,是使照明部 4 与被摄体 A 靠近或相对的时候,照射到被摄体 A 的激励光的强度也高。

[0077] 因此,当返回光图像的平均灰度值 S5 较高时,通过较少地设定累计张数 S6,能够防止在多张的范围内累计灰度值较高且 S/N 比良好的荧光图像信息 S2,防止在平均荧光图像 S3 中产生模糊。

[0078] 另一方面,当返回光图像的平均灰度值 S5 较低时,是照明部 4 与被摄体 A 的距离较远的时候,照射到被摄体 A 的激励光的强度也低。因此,通过较多地设定累计张数 S6,能够较多地累计灰度值较低且 S/N 比低的荧光图像信息 S2,能够降低噪声。该情况下,即使累计较多的荧光图像信息 S2,由于各荧光图像信息 S2 的灰度值较低,在平均荧光图像 S3 内残留模糊的可能性也较低。

[0079] 即,根据本实施方式的荧光内窥镜装置 1,具有如下优点:无论是在返回光图像的平均灰度值 S5 是低还是高时,都能够得到噪声较少且模糊较少的清晰的平均荧光图像 S3。

[0080] 另外,在本实施方式中,在设定累计张数 S6 时,在图像信息提取部 26 中提取对返回光图像的全部像素中的灰度值进行算术平均后得到的平均灰度值 S5,但是,也可以提取返回光图像的相邻像素的灰度值超过规定的阈值而变化的特征线的延伸长度。关于特征线,例如可以计算像素值的变化的大小,估计 2 轴方向的梯度等来提取。由此,能够作为连续的曲线而取得被摄体 A 的表面的凹凸的边界,提取出图像的结构属性。

[0081] 即,将由于被摄体 A 的形状变化或被摄体 A 与照明部 4 的照射角度等而导致的、图像的亮度超过规定的阈值而变化的部位提取为特征线,当特征线的延伸长度较长时,是被摄体 A 的起伏存在较多的时候,是在被摄体 A 为体腔等情况下将照明部 4 朝向沿着体腔表面的方向的状态。另一方面,当特征线的延伸长度较短时,是被摄体 A 的起伏较少的时候,是在被摄体 A 为体腔等的情况下将照明部 4 朝向面向体腔壁面的方向的状态。

[0082] 此外,也可以是,在累计张数设定部 27 中使用由图像信息提取部 26 提取的特征线的延伸长度越长则累计张数 S6 越多的函数,代替平均灰度值 S5 越高则累计张数 S6 越少的函数,来设定累计张数 S6。

[0083] 由此,通过使用特征线的延伸长度而确定的累计张数 S6,能够得到与使用平均灰

度值 S5 的情况相同的效果。

[0084] 此外,在本实施方式中,在设定累计张数 S6 时,在图像信息提取部 26 中提取了对返回光图像的全部像素中的灰度值进行算术平均后得到的平均灰度值 S5,但也可以是提取沿着横穿返回光图像的直线的灰度值分布(profile)。对于沿着横穿返回光图像的直线的灰度值分布,例如当将纵轴设为灰度值强度、横轴设为位置信息来表示全部像素的灰度值时,能够根据分布形状求出照明部 4 与被摄体 A 的状态。

[0085] 通常,当使照明部 4 与平坦的被摄体 A 相对时,返回光图像的中心附近的灰度值最高。因此,当返回光图像的中心附近的灰度值变低时,是在被摄体 A 为体腔等的情况下将照明部 4 朝向沿着体腔表面的方向的状态,由于从照明部 4 到被摄体 A 较远,因此中央部分的返回光图像变暗。

[0086] 另一方面,当返回光图像的中心附近的灰度值较高时,是在被摄体 A 为体腔等的情况下将照明部 4 朝向面向体腔壁面的方向的状态,由于从照明部 4 到被摄体 A 较近,因此中心部分的返回光图像变亮。

[0087] 而且,也可以是,在累计张数设定部 27 中,使用函数来设定累计张数 S6,该函数是当由图像信息提取部 26 提取的返回光图像的中心附近的灰度值分布越低时累计张数 S6 越多的函数。

[0088] 在此,作为横穿返回光图像的直线,可以使用 1 条直线,也可以使用多条不同的直线。通过提取沿着多条直线的灰度值分布的平均值,能够根据图像上的更大范围内的平均灰度值分布来设定累计张数 S6。此外,也可以针对全部的像素列对每个像素列的灰度值分布进行平均。

[0089] 此外,在本实施方式中,在设定累计张数 S6 时,在图像信息提取部 26 中提取了对返回光图像的全部像素中的灰度值进行算术平均后得到的平均灰度值 S5,但也可以是,在提取了平均灰度值 S5 后,进一步提取返回光图像的灰度值不连续地变化的特征线的延伸长度或者沿着横穿返回光图像的直线的灰度值分布,在累计张数设定部 27 中,根据是将照明部 4 朝向沿着体腔表面的方向的状态还是将照明部 4 朝向面向体腔壁面的方向的状态来设定累计张数 S6。

[0090] 此外,在本实施方式中,在计算荧光图像的累计张数 S6 时,示例了图 2 所示的函数,但是也可以取而代之,使用其他任意的函数,只要是单调递减函数即可。此外,可以预先存储计算式作为函数,也可以预先存储示出累计张数 S6 与平均灰度值 S5 之间的对应关系的映射来设定累计张数 S6。

[0091] 此外,在本实施方式中,在图像信息提取部 26 中提取返回光图像的图像信息时,也可以使用灰度值为阈值以下的像素提取图像信息。由此,不考虑饱和的像素也行,能够防止平均灰度值 S5 变高。

[0092] 此外,在本实施方式中,也可以是,在累计张数设定部 27 中,在使用函数求出荧光图像的累计张数 S6 时,将函数的斜率设为 n 倍(n 为自然数)来调整累计张数 S6。

[0093] 接着,下面对本发明的第 2 实施方式的荧光内窥镜装置进行说明。

[0094] 在本实施方式的说明中,对结构与上述的第 1 实施方式的荧光内窥镜装置 1 相同的部分标注相同的标号并省略说明。另外,如图 5 所示,本实施方式的荧光观察装置在图像处理部 31 中与第 1 实施方式的荧光观察装置 1 不同。

[0095] 如图 5 所示,在 FL 用缓存 25d 与存储部 28 之间具有变化量计算部 32 和图像保存部 33。

[0096] 变化量计算部 32 将从 FL 用缓存 25d 输入的最新的荧光图像信息 S2 输出到图像保存部 33,并且,从图像保存部 33 中取出过去保存的荧光图像信息 S7,计算与最新的荧光图像信息 S2 的灰度值差分,从预先存储的表中提取权重系数,将最新的荧光图像信息 S2 与权重系数相乘。

[0097] 此外,变化量计算部 32 进行设定,使得过去保存的荧光图像信息 S7 与最新的荧光图像信息 S2 之间的灰度值之差的合计越大则权重系数越小。

[0098] 即,当差分图像的灰度值之差较大时,被摄体 A 有较大的移动,因此在进行累计时产生模糊。因此,通过较小地设定权重系数,能够减小在平均荧光图像内的贡献度,减少模糊。

[0099] 另一方面,当差分图像的灰度值之差较小时,被摄体 A 没有较大的移动,因此通过较大地设定权重系数,能够提高在平均荧光图像内的贡献度,使图像清晰并提高噪声降低效果。

[0100] 存储部 28 取出由累计张数设定部 27 输出的累计张数 S6 那么多的、乘以了所存储的权重系数后的荧光图像信息 S8,将累计张数 S6 那么多的荧光图像信息 S4 输出到平均图像生成部 29。

[0101] 在图像保存部 33 中预先存储的表是根据差分图像的灰度值之差与权重系数之间的关系而预先得到的。差分图像的差越大时被摄体 A 移动越大,因此,为了减轻由于平均荧光图像的贡献度大而引起的模糊,成为差分图像的差越大则权重系数越小。

[0102] 根据这样构成的本实施方式的荧光内窥镜装置,具有如下优点:无论是在被摄体 A 出现了大幅移动时还是在没有出现大幅移动时,都可以得到噪声少且模糊少的清晰的平均荧光图像。

[0103] 另外,在本实施方式中,从图像保存部 33 中取出过去保存的荧光图像信息 S7,计算与最新的荧光图像信息 S2 之间的灰度值差分的合计,不过也可以是,计算过去的荧光图像信息 S7 的特征线的延伸长度与最新的荧光图像信息 S2 的特征线的延伸长度之差。

[0104] 即,当差分图像的特征线间的移动量较少时,被摄体 A 没有较大的移动,因此通过增大权重系数,能够提高在平均荧光图像内的贡献度,降低噪声。另一方面,当差分图像的特征线间的移动量较多时,被摄体 A 有较大的移动,因此通过减小权重系数,能够减小在平均荧光图像内的贡献度,减少模糊。

[0105] 此外,在本实施方式中,也可以是,当过去的荧光图像信息 S7 与最新的荧光图像信息 S2 之间的差分图像的灰度值的合计为阈值以下时,变化量计算部 32 计算荧光图像间的特征线的移动量,从预先存储的表中提取权重系数并将最新的荧光图像信息与权重系数相乘。由此,能够将噪声较多的图像从累计对象中排除,计算出高精度的平均荧光图像。

[0106] 此外,在本实施方式中,也可以是,当权重系数为 0 时不与荧光图像相乘,而将荧光图像输出到 D/A 转换部。

[0107] 由此,在被摄体有较大的移动等情况下,能够防止累计平均荧光图像时引起的模糊。

[0108] 此外,在本实施方式中,也可以在平均图像生成部 29 中调整平均荧光图像信息

S3,使得在使用由平均图像生成部 29 输出的平均荧光图像信息 S3 经由 D/A 转换部 23 生成平均荧光图像 G2 时,生成的平均荧光图像 G2 的灰度值成为 m (m 为自然数)。由此,能够统一所生成的平均荧光图像 G2 的亮度,能够进行高精度的观察。

[0109] 此外,在上述各实施方式中,在图像信息提取部 26 中对来自 R 用缓存 25a 的返回光图像信息 S1' 进行了示例和说明,但不限于此,也可以应用来自其他缓存的返回光图像信息。

[0110] 标号说明

[0111] A :被摄体

[0112] S5 :图像信息(平均灰度值)

[0113] 1 :荧光观察装置

[0114] 3 :光源(照明部)

[0115] 4 :照明单元(照明部)

[0116] 18 :摄像元件(返回光摄像部、荧光摄像部)

[0117] 26 :图像信息提取部

[0118] 27 :累计张数设定部

[0119] 28 :存储部

[0120] 29 :平均图像生成部

[0121] 32 :变化量计算部

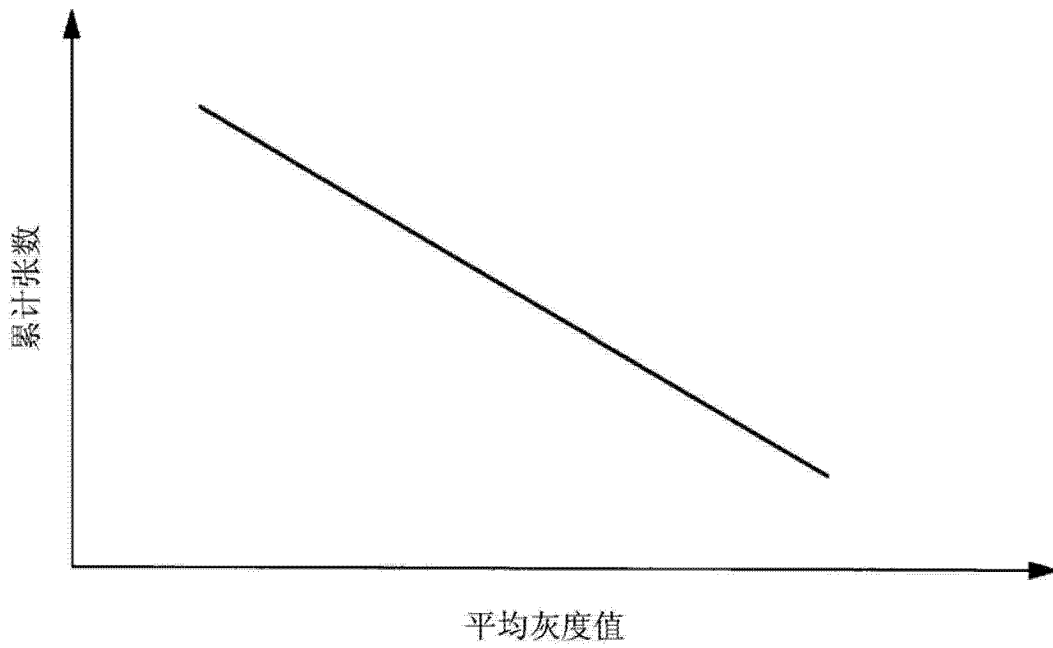


图 2

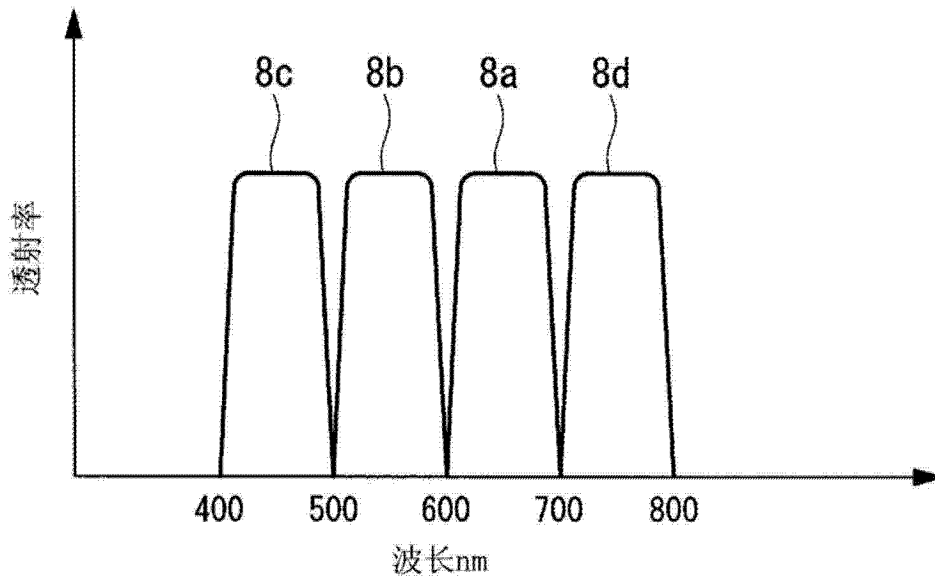


图 3

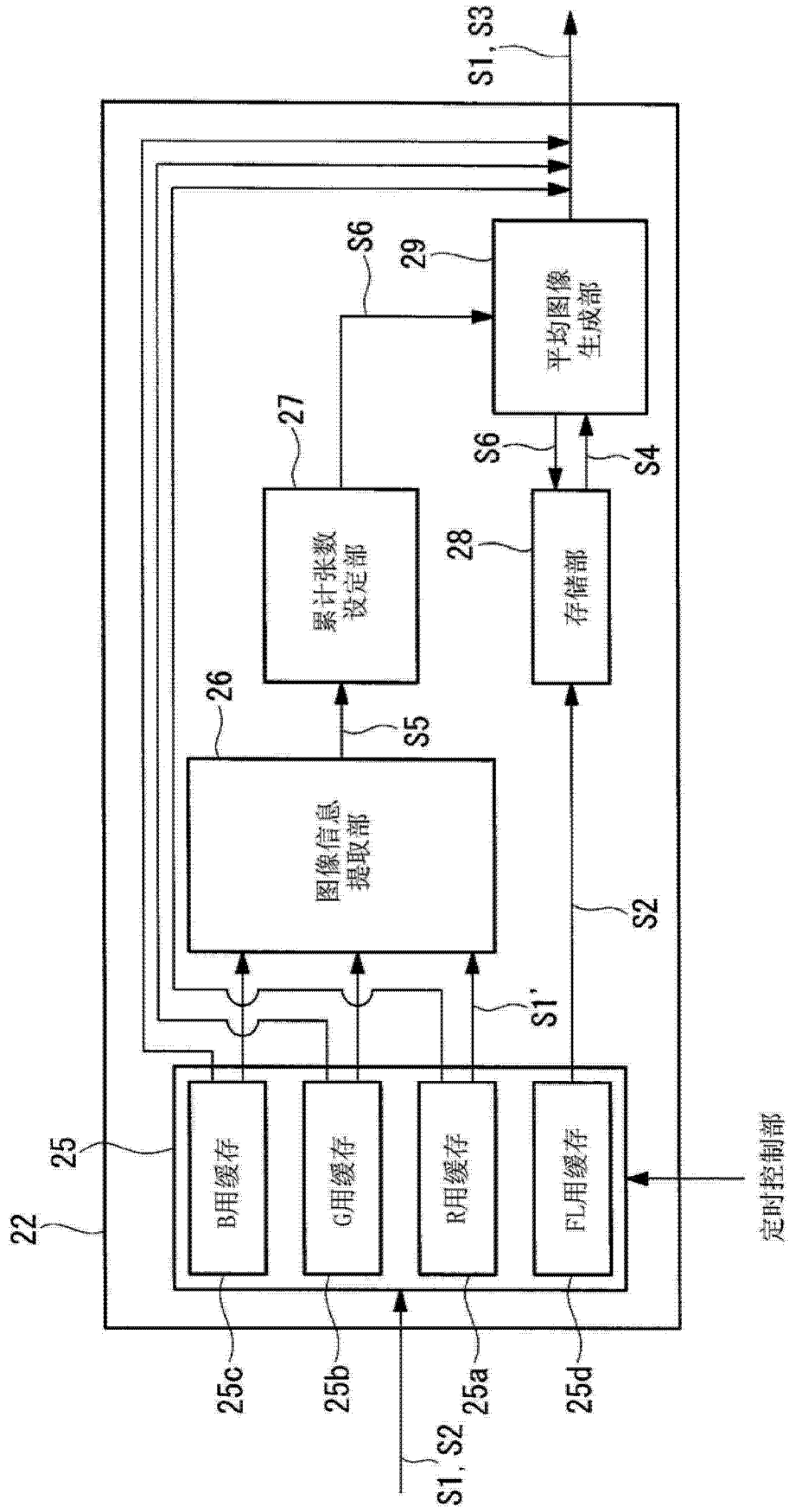


图 4

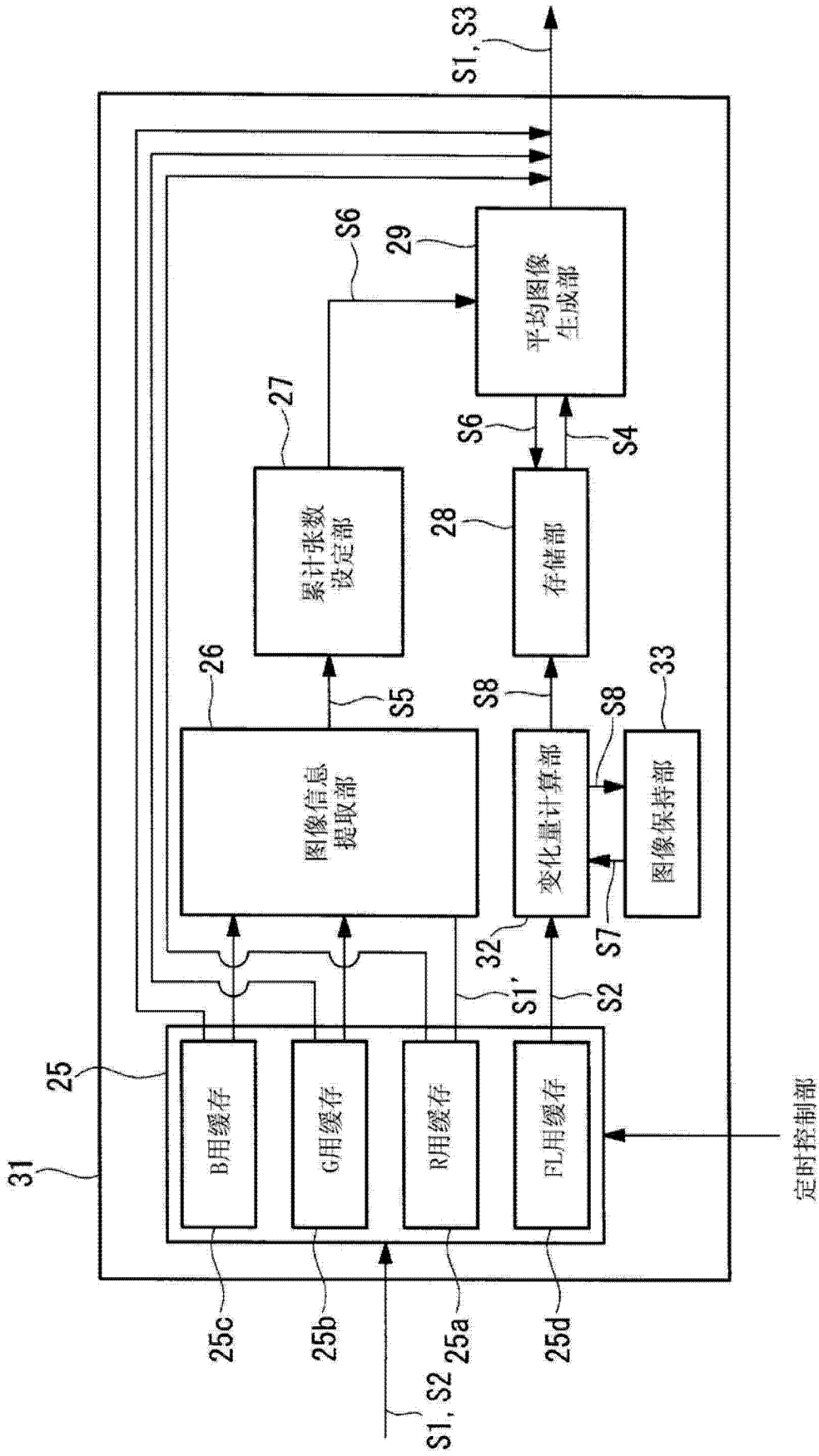


图 5

专利名称(译)	荧光内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103220960A	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	CN201180055745.2	申请日	2011-10-13
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	中村一成 三田村元裕		
发明人	中村一成 三田村元裕		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/232		
CPC分类号	G01N21/64 H04N5/2256 A61B1/00009 A61B1/043 G02B23/2461 G02B23/2484 H04N2005/2255		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010263990 2010-11-26 JP		
其他公开文献	CN103220960B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在减少荧光图像中的噪声量的同时防止发生荧光图像中的模糊。提供了荧光内窥镜装置(1)，其具有：照明部(3)，其对被摄体(A)照射激励光和照明光；荧光摄像部(18)，其拍摄通过照射来自照明部(3)的激励光而在被摄体(A)中产生的荧光，取得荧光图像；存储部，其存储所取得的荧光图像；返回光摄像部(18)，其拍摄通过照射来自照明部(3)的照明光而从被摄体(A)返回的返回光，取得返回光图像；图像信息提取部，其从所取得的返回光图像中提取表示照射到被摄体(A)的照明光的强度的图像信息；累计张数设定部，其根据所提取的图像信息设定累计张数，照明光的强度越高则将累计张数设定得越少；以及平均图像生成部，其对所设定的累计张数那么多的、存储在存储部中的荧光图像进行平均，生成平均图像。

