

1. 一种荧光图像获取方法,所述方法包括以下步骤:

拍摄由反射光组成的图像和由荧光组成的图像,所述反射光是从已经采用照明光照射的被观察区域反射的,并且所述荧光是从已经在与采用所述照明光照射的同时采用激发光照射的所述被观察区域发出的;

基于所拍摄的由反射光组成的图像产生普通图像;以及

基于所拍摄的由荧光组成的图像产生荧光图像,其中控制所述照明光的光量,使得所述普通图像的代表亮度值为预定亮度值,并且其中控制所述激发光的光量,使得所述激发光的光量与所述照明光的光量的比率为预定比率。

2. 一种荧光图像获取设备,其包括:

光照射装置,所述光照射装置同时采用照明光和激发光照射被观察区域;

成像装置,所述成像装置拍摄由从已经采用所述照明光照射的所述被观察区域反射的光组成的图像,并且所述成像装置拍摄由从已经采用所述激发光照射的所述被观察区域发出的荧光组成的图像;

图像处理装置,所述图像处理装置基于所述由反射光组成的图像产生普通图像,所述由反射光组成的图像是由所述成像装置拍摄的,并且所述图像处理装置基于所述由荧光组成的图像产生荧光图像,所述由荧光组成的图像是由所述成像装置拍摄的;以及

光量控制装置,所述光量控制装置控制所述照明光的光量,使得所述普通图像的代表亮度值为预定亮度值,并且控制所述激发光的光量,使得所述激发光的光量与所述照明光的光量的比率为预定比率。

3. 如权利要求 2 所述的荧光图像获取设备,所述设备还包括:

存储单元,所述存储单元存储用于拟似光谱图像处理的估算矩阵;以及

估算光谱数据计算装置,所述估算光谱数据计算装置采用从所述成像装置输出的图像信号以及所述估算矩阵,并且对于所述图像信号的每一个像素计算估算光谱数据,其中所述图像处理装置基于用于所述每一个像素的所述估算光谱数据,获取至少包括所述荧光的中心波长带的特定荧光波长带的估算光谱数据,并且基于所述特定荧光波长带的所述估算光谱数据产生荧光图像。

4. 如权利要求 3 所述的荧光图像获取设备,其中所述图像处理装置:

基于所述特定荧光波长带的所述估算光谱数据,计算拟似荧光强度,所述拟似荧光强度是在所述特定荧光波长带中的光的强度;

获取参考波长带的估算光谱数据,所述参考波长带不包括所述特定荧光波长带;

基于所述参考波长带的所述估算光谱数据,计算参照光强度,所述参照光强度是在所述参考波长带中的光的强度;

通过将所述拟似荧光强度除以所述参照光强度,计算拟似荧光收率;以及

基于所述拟似荧光收率产生荧光图像。

5. 如权利要求 2 至 4 中任一项所述的荧光图像获取设备,所述设备还包括:

设定装置,所述设定装置通过输入操作设定所述激发光的光量与所述照明光的光量的所述比率。

荧光图像获取方法及设备、荧光内窥镜和激发光装置

[0001] 本申请是申请日为 2009 年 5 月 22 日的中国专利申请 200910203876.5 的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种荧光图像获取方法、荧光图像获取设备、荧光内窥镜设备以及激发光装置。具体地，本发明涉及通过获取包含有采用激发光照射而从被观察的区域发出的荧光的图像而产生荧光图像的荧光图像获取方法、荧光图像获取设备以及荧光内窥镜设备。此外，本发明涉及发出激发光以产生荧光图像的激发光装置。

背景技术

[0003] 常规上，用于观察患者体腔内的组织（体内）的内窥镜设备是广泛已知的。而且，广泛使用电子内窥镜，该电子内窥镜通过在采用白光照射被观察的区域的同时将体腔内的该区域进行成像而获取普通图像，并且在监视器（显示器）上显示所获取的普通图像。

[0004] 除通过采用白光照射被观察的区域而观察该区域以外，被用作荧光内窥镜设备的荧光图像获取设备也是熟知的。荧光内窥镜设备通过接收自发荧光而捕获荧光图像，所述自发荧光是通过采用激发光照射被观察的区域而从该区域发出的。此外，荧光内窥镜设备在监视器上显示荧光图像以及普通图像。自发荧光是从活组织（体内组织）中的内源性荧光物质发出的。例如，当被观察的区域是气道粘膜时，大部分自发荧光被认为从粘膜下层发出。内源性荧光物质的实例为核黄素、色氨酸、酪氨酸、NADH、NADPH、卟啉、胶原、弹性蛋白、纤连蛋白、FAD 等。

[0005] 此外，已知的是采用预定的波长带的激发光照射被观察区域例如活组织时，从存在于被观察区域中的自发荧光物质发出的自发荧光的光强和光谱形状根据自发荧光是从正常组织发出的还是从病变组织发出的而不同，如图 15 中所示。利用这种现象的荧光内窥镜设备是已知的（例如，请参考日本未审查专利出版物 2001-128925）。在该荧光内窥镜设备中，采用预定波长的激发光照射被观察的区域，并且检测从被观察区域发出的自发荧光，以产生荧光图像。据推测，从病变组织发出的自发荧光比从正常组织发出的自发荧光更弱的原因是病变组织的粘液上皮细胞变厚，病变组织内的内源性荧光物质的消耗，病变组织内的荧光吸收物质的增加等。

[0006] 此外，例如通过预先将作为荧光染料的亲瘤光敏物质（ATX-S10、5-ALA、NPe6、HAT-D01、Photofrin-2 等）给患者（被检查的对象）施用而产生荧光图像的荧光图像获取设备是熟知的。亲瘤光敏物质通过被光激发而发出荧光。施用的荧光染料被肿瘤区域例如癌吸收。采用在荧光染料的激发波长范围内的激发光照射已经吸收荧光染料的肿瘤区域，并且检测从已经积聚在肿瘤区域内的荧光染料发出的荧光以产生荧光图像。

[0007] 在这些荧光图像获取设备之中，已经提出了各种比较分析方法，以便使用者（观察者或检查者或医生）可以基于荧光信息获取关于组织特征的更准确信息。例如，当获取从被激发光照射的被观察区域例如活组织发出的自发荧光的强度作为荧光图像，并且显示

基于荧光图像的荧光信息时,如果被观察区域是正常区域,则从被观察区域发出的荧光的强度基本上与激发光的照射强度成正比。然而,激发光的照射强度与距离的平方成反比地下降。因此,存在以下情况:从位于光源附近的病变组织接收的荧光高于从位于光源的远处的正常组织接收的荧光。因此,不能仅仅通过关于荧光强度的信息准确地判断被观察区域的组织特征。

[0008] 为了解决这些问题,日本未审查专利出版物 2004-000477 提出了一种诊断活体的组织特征的荧光图像获取设备。在该荧光图像获取设备中,采用波长带与激发光的波长带不同的参照光照射被观察区域。此外,检测从已经采用参照光照射的被观察区域反射的光的强度。此外,基于由荧光强度与参照光的反射光强度的比率表示的荧光收率,获得表示活组织的病变的诊断信息。此外,在所显示的荧光图像中以不同的颜色,例如红色显示病变区域,即诊断信息。

[0009] 在这些荧光图像获取设备中,当从照明光输出端至被观察区域的距离长时,没有足量的照明光到达被检测的区域,并且存在获取暗的图像的风险。因此,当获取动画(动态图像或视频图像)时,恒定地检测图像的亮度,例如图像的平均亮度值,以控制照明光的光量使得可以获得恒定的亮度。

[0010] 然而,在通过同时采用照明光和激发光两者照射被观察区域而获取普通图像和荧光图像的设备中,当普通图像叠加在荧光图像上并且显示时,如果仅控制照明光的光量,则是不足的。例如,当增加照明光的光时,只有普通图像变成亮,而荧光图像仍然是暗的。因此,难以确认在叠加的图像中的荧光图像。此外,当降低照明光的光量时,只有普通图像变暗,而荧光图像仍然是亮的。因此,普通图像的亮度和荧光图像的亮度变得不平衡,并且难以观察图像中的被观察区域。

[0011] 同时,当获取荧光图像时,即使从激发光输出端至被观察区域的距离短,在某些情况下也得不到足量的荧光,原因是从被观察区域发出的荧光的光量根据被观察区域的组织特征而不同。因此,如果以与照明光的控制类似的方式基于荧光图像的亮度控制激发光的光量,则存在荧光图像的可靠性降低的问题。

[0012] 此外,当尽力准确地控制激发光的光量时,与激发光源的驱动电流相比,白光源的驱动电流较高。因此,由白光源的驱动电流所引起的噪音成为问题。

[0013] 此外,例如,日本未审查专利出版物 2004-248721 提出了一种荧光图像获取设备,该荧光图像获取设备如上所述通过输出白光获取普通图像,并且通过输出激发光获取荧光图像。在日本未审查专利出版物 2004-248721 所公开的荧光图像获取设备中,通过硬件光谱结构交替地输出白光和激发光,并且采用输出的白光和激发光同步地获取普通图像和荧光图像。

[0014] 此外,在日本专利 3718024 提出的荧光图像获取设备中,将白光和激发光在相同的光轴上组合,并且将组合光引导到已经吸收光敏物质的活体中。此外,从由活体发出的光信息中去掉激发光的波长带。此外,分波装置透射处于荧光波长带的光,并且反射处于其它波长带的光。此外,通过捕获分开的光获取荧光图像。

[0015] 此外,日本未审查专利出版物 2002-143079 提出了其中在荧光图像信号和普通图像信号之间进行扣除操作,并且通过将差值放大而使差别突出的方法。此外,日本未审查专利出版物 2006-314680 提出了其中将荧光图像信号和普通图像信号组合并且显示以提高

筛查的精度方法。

[0016] 然而,在如上所述通过分别输出白光和激发光而获取普通图像信号和荧光图像信号两者的设备中,如果如日本未审查专利出版物 2004-248721 中所公开地通过硬件光谱结构交替地输出白光和激发光,设备的尺寸变大,并且设备的成本增加。此外,如日本专利 3718024 中公开的提供分波装置的情况具有类似的问题。

[0017] 此外,近年来,在使用固态成像装置的电子内窥镜设备领域中,具有内置窄带通滤光器(窄带成像-NBI)的电子内窥镜设备正在引起关注。具有内置窄带通滤光器的电子内窥镜设备通过组合窄带通滤光器,基于消化器官例如胃粘膜(胃部粘膜)的光谱反射率进行光谱成像。在该设备中,安置窄(波长)带通滤光器代替平面-按序R(红色)-G(绿色)-B(蓝色)旋转滤光器。此外,通过窄带通滤光器依次输出照明光,并且在改变对采用这些类型的照明光获取的信号施加的权重的同时,进行与R、G和B(RGB)信号的处理类似的处理。因此,获取了光谱图像。当使用这样的光谱图像时,可以取得在常规方法中获取不了的消化器官例如胃(胃部)和大肠中的微细结构。

[0018] 同时,日本未审查专利出版物 2003-93336 和日本未审查专利出版物 2007-202621 提出了在代替使用窄带通滤光器的上述平面-按序法的同步法中,基于通过采用白光照明被观察区域而将该区域成像所获取的图像信号,通过操作处理而形成光谱图像的技术。在该同步法中,将微细的彩色滤色片(mosaic filter)安置在固态成像装置上。日本未审查专利出版物 2003-93336 公开了用于获取被观察区域的光谱数据的方法,该方法不依赖于照明光的类型、成像系统的独特光谱特性等。在该方法中,获取估算矩阵数据,所述估算矩阵数据考虑照明光的光谱特性,以及整个成像系统得光谱特性,包括成像装置的颜色灵敏度特性,滤色器的透射率等。此外,通过利用由成像装置成像获取的 RGB 图像信号和估算矩阵数据进行操作而获取光谱数据。

[0019] 此外,在如上所述的荧光图像获取设备中,在一些情况下,通过仅仅采用激发光照射被观察区域而获取荧光图像,以及通过仅仅采用照明光照射被观察区域而获取普通图像是分步进行的。当通过分步获取荧光图像和普通图像时,荧光图像和普通图像的单位时间帧数变小。因此,当显示动画时,存在显示不了有效动画的问题。

[0020] 此外,在如上所述的荧光内窥镜设备中,除用于输出照明光的光源以外,还必须安置用于输出激发光的光源。因此,当使用普通内窥镜的使用者(医生)希望观察荧光图像时,他/她必须另外购买昂贵的荧光内窥镜设备。然而,在许多情况下,荧光图像的观察只是为了补充普通图像的观察而进行的,并且观察荧光图像的频率远小于观察普通图像的频率。因此,许多使用者(医生)希望使用他们已有的电子内窥镜设备来观察荧光图像,而不用购买新的荧光内窥镜设备。

发明内容

[0021] 考虑到上述情况,本发明的一个目的是在通过使用照明光和激发光照射被观察区域获取普通图像和荧光图像的荧光图像获取方法和设备中,改善普通图像的亮度与荧光图像的亮度之间的平衡。此外,本发明的另一个目的是提高所获取的荧光图像的可靠性。

[0022] 此外,本发明的另一个目的是提供一种可以改善激发光源的耐噪音性的荧光图像获取方法和设备。

[0023] 此外,本发明的另一个目的是提供一种可以简化整个设备的结构并且削减设备成本的荧光图像获取方法和设备。

[0024] 此外,本发明的另一个目的是提供一种即使在显示动画时,也可以产生有效显示图像的荧光图像获取方法和设备。

[0025] 同时,本发明的发明人已经研究了通过将包括激发光源的可拆卸的激发光单元连接至现有的电子内窥镜设备,现有的电子内窥镜设备是否可以起荧光图像内窥镜设备的作用。作为激发光源,使用高亮度 LED、半导体激光器等。由于荧光内窥镜设备的使用者可能不习惯光源例如 LED 和激光器,因此必须确保使用者的安全。

[0026] 在这样情形下,本发明的另一个目的是提供对使用者友好,并且确保使用者的安全的荧光内窥镜设备和激发光单元。

[0027] 本发明的第一种荧光图像获取方法是包括以下步骤的荧光图像获取方法:

[0028] 拍摄由从被观察区域(该区域已经用照明光照射)反射的光组成的图像,并且拍摄由从所述被观察区域(该区域已经在用所述照明光照射的同时采用激发光照射)发出的荧光组成的图像;

[0029] 基于所拍摄的由反射光组成的图像产生普通图像;以及

[0030] 基于所拍摄的由荧光组成的图像产生荧光图像,其中控制照明光的光量,使得普通图像的代表亮度值(代表普通图像的亮度的值等)为预定亮度值,并且其中控制激发光的光量,使得激发光的光量与照明光的光量的比率为预定比率。

[0031] 本发明的第二种荧光图像获取方法是包括以下步骤的荧光图像获取方法:

[0032] 驱动照明光源装置以连续输出照明光;

[0033] 基于脉冲信号,脉冲驱动激发光源装置以输出脉冲调制的激发光;

[0034] 拍摄由通过采用照明光照射从被观察区域反射的光组成的图像,以及包括通过采用激发光照射从被观察区域发出的荧光的图像;

[0035] 基于所拍摄的由反射光组成的图像产生普通图像;以及

[0036] 基于所拍摄的包括荧光的图像产生荧光图像,其中控制照明光的光量,使得普通图像的代表亮度值为预定亮度值,并且其中通过控制脉冲信号来控制激发光的光量,使得激发光的光量与照明光的光量的比率为预定比率。

[0037] 本发明的第三种荧光图像获取方法是包括以下步骤的荧光图像获取方法:

[0038] 驱动照明光源装置以连续输出照明光;

[0039] 脉冲驱动激发光源装置以输出脉冲调制的激发光;

[0040] 采用所述照明光连续照射被观察区域;

[0041] 使用脉冲调制的激发光照射与采用所述照明光照射的区域基本上相同的区域;

[0042] 在采用照明光连续照射被观察区域,并且采用脉冲调制的激发光照射基本上相同的区域的过程中,在仅仅采用照明光照射被观察区域期间,拍摄第一种图像,所述第一种图像由从被观察区域反射的光组成;

[0043] 在采用照明光连续照射被观察区域,并且采用脉冲调制的激发光照射基本上相同的区域的过程中,在采用照明光和激发光两者照射被观察区域期间,拍摄第二种图像,所述第二种图像由从被观察区域反射的光和从被观察区域发出的荧光组成;

[0044] 基于第一种图像产生普通图像;以及

[0045] 基于第一种图像和第二种图像产生荧光图像。

[0046] 本发明的第四种荧光图像获取方法是包括以下步骤的荧光图像获取方法：

[0047] 拍摄由反射光和荧光组成的图像，所述反射光是从被观察区域（该区域是采用照明光照射的）反射的光，所述荧光是从所述被观察区域（该区域是在与采用所述照明光照射的同时采用激发光照射的）发出的荧光；

[0048] 对于所拍摄图像的图像信号的每一个像素，计算特定荧光波长带的估算光谱数据，所述特定荧光波长带至少包括荧光的近似中心波长带，并且所述估算光谱数据是基于所述像素中的每一个的图像信号值和用于计算所述估算光谱数据的估算矩阵计算的，并且所述估算矩阵是预先存储的；

[0049] 基于所述特定荧光波长带的所述估算光谱数据，获取反映从被观察区域发出的荧光的辐射强度的信息；以及

[0050] 基于反映荧光的辐射强度的信息产生荧光图像。

[0051] 本发明的第一种荧光图像获取设备是包括以下装置的荧光图像获取设备：

[0052] 光照射装置，所述光照射装置同时采用照明光和激发光照射被观察区域；

[0053] 成像装置，所述成像装置拍摄由从被观察区域（该区域是采用照明光照射的）反射的光组成的图像，并且拍摄由从被观察区域（该区域是采用激发光照射的）发出的荧光组成的图像；

[0054] 图像处理装置，所述图像处理装置基于由反射光组成的图像产生普通图像，所述由反射光组成的图像是由所述成像装置拍摄的，并且所述图像处理装置基于由荧光组成的图像产生荧光图像，所述由荧光组成的图像是由所述成像装置拍摄的；以及

[0055] 光量控制装置，所述光量控制装置控制照明光的光量，使得普通图像的代表亮度值为预定亮度值，并且控制激发光的光量，使得激发光的光量与照明光的光量的比率为预定比率。

[0056] 在本发明的第一种荧光图像获取设备中，成像装置可以分开地获取由从采用照明光照射的被观察区域反射的光组成的图像，和由从采用激发光照射的被观察区域发出的荧光组成的图像。备选地，成像装置可以获取其中由反射光组成的图像和由荧光组成的图相互叠加的图像。

[0057] 此外，本发明的第一种荧光图像获取设备还可以包括：

[0058] 存储单元，所述存储单元存储用于拟似光谱图像处理的估算矩阵；以及

[0059] 估算光谱数据计算装置，所述估算光谱数据计算装置采用从成像装置输出的图像信号以及估算矩阵，并且计算用于图像信号的每一个像素的估算光谱数据。此外，图像处理装置可以基于每一个像素的估算光谱数据，获取至少包括荧光中心波长带的特定荧光波长带的估算光谱数据，并且基于特定荧光波长带的估算光谱数据产生荧光图像。

[0060] 此外，估算矩阵可以考虑照明光的光谱特性以及成像装置的光谱特性。此外，可以使用估算矩阵，通过使用图像信号进行矩阵运算，计算被观察区域的光谱数据。备选地，估算矩阵可以考虑照明光和激发光两者的光谱特性以及成像装置的光谱特性。此外，可以使用估算矩阵，通过使用图像信号进行矩阵运算，计算被观察区域的光谱数据以及从被观察区域发出的荧光的荧光光谱。

[0061] 此外，图像处理装置可以：

[0062] 基于特定荧光波长带的估算光谱数据,计算拟似荧光强度,所述拟似荧光强度是在特定荧光波长带中的光的强度;

[0063] 获取参考波长带的估算光谱数据,所述参考波长带不包括特定荧光波长带;

[0064] 基于参考波长带的估算光谱数据,计算参照光强度,所述参照光强度是在参考波长带中的光的强度;

[0065] 通过将拟似荧光强度除以参照光强度,计算拟似荧光收率;以及

[0066] 基于拟似荧光收率产生荧光图像。

[0067] 本发明的第二种荧光图像获取设备是包括以下装置的荧光图像获取设备:

[0068] 照明光源装置,所述照明光源装置连续输出照明光;

[0069] 激发光源装置,所述激发光源装置基于脉冲信号被脉冲驱动,以输出脉冲调制的激发光;

[0070] 照射装置,所述照射装置采用照明光和激发光照射被观察区域的基本上相同的位置;

[0071] 成像装置,所述成像装置拍摄由通过采用照明光照射从被观察区域反射的光组成的图像,以及包括通过采用激发光照射从被观察区域发出的荧光的图像;

[0072] 图像处理装置,所述图像处理装置基于由反射光组成的图像产生普通图像,所述由反射光组成的图像是由所述成像装置拍摄的,并且所述图像处理装置基于包括荧光的图像产生荧光图像,所述包括荧光的图像是由所述成像装置拍摄的;以及

[0073] 光量控制装置,所述光量控制装置控制照明光的光量,使得普通图像的代表亮度值为预定亮度值,并且所述光量控制装置通过控制脉冲信号来控制激发光的光量,使得激发光的光量与照明光的光量的比率为预定比率。

[0074] 此外,在本发明的第二种荧光图像获取设备中,激发光源装置可以在能够输出激发光的预定时间内,以预定的周期输出一束或多束脉冲调制的激发光束。此外,光量控制装置可以通过改变在能够输出激发光的预定时间内的脉冲调制的激发光束的数量和/或在能够输出激发光的预定时间内的脉冲调制的激发光的光输出时间,控制激发光的光量。

[0075] 此外,本发明的第一种和第二种荧光图像获取设备中的每一种还可以包括设定装置,所述设定装置通过输入操作设定激发光的光量与照明光的光量的比率。

[0076] 本发明的第三种荧光图像获取设备是包括以下装置的荧光图像获取设备:

[0077] 照明光源装置,所述照明光源装置连续输出照明光;

[0078] 激发光源装置,所述激发光源装置基于脉冲信号被脉冲驱动,以输出脉冲调制的激发光;

[0079] 照射装置,所述照射装置采用照明光和激发光照射被观察区域的基本上相同的位置;

[0080] 成像装置,所述成像装置在仅仅采用所述照明光照射被观察区域期间,拍摄第一种图像,所述第一种图像由从所述被观察区域反射的光组成,并且所述成像装置在采用所述照明光和所述激发光两者照射所述被观察区域期间,拍摄第二种图像,所述第二种图像由从所述被观察区域反射的光和从所述被观察区域发出的荧光组成;以及

[0081] 图像处理装置,所述图像处理装置基于第一种图像产生普通图像,并且在普通图像以及基于第二图像的组合同图像的基础上,产生荧光图像。

[0082] 此外,在本发明的第三种荧光图像获取设备中,图像处理装置可以通过利用普通图像、荧光图像和组合图像中的至少两种进行运算而产生用于显示的图像。

[0083] 此外,图像处理装置可以基于在普通图像与荧光图像之间的亮度比率,产生用于显示的图像。

[0084] 此外,图像处理装置可以对普通图像、荧光图像和组合图像中的至少一种进行光谱图像处理。

[0085] 此外,还可以安置选择装置,所述选择装置能够选择是否对普通图像、荧光图像和组合图像中的至少一种进行光谱图像处理。

[0086] 在第二种和第三种荧光图像获取设备中,表述“照射被观察区域的基本上相同的位置”是指采用照明光的照射范围(区域)和采用激发光的照射范围(区域)至少部分地相互重叠。

[0087] 本发明的第四种荧光图像获取设备是包括以下装置的荧光图像获取设备:

[0088] 光照射装置,所述光照射装置同时采用照明光和激发光照射被观察区域;

[0089] 成像装置,所述成像装置拍摄由反射光和荧光组成的图像,所述反射光是通过采用照明光照射从被观察区域反射的光,所述荧光是通过采用激发光照射从被观察区域发出的荧光;

[0090] 存储单元,所述存储单元存储用于计算估算光谱数据的估算矩阵;以及

[0091] 图像处理装置,所述图像处理装置对于从成像装置输出的图像信号的每一个像素,计算特定荧光波长带的估算光谱数据,所述特定荧光波长带至少包括荧光的近似中心波长带,并且所述估算光谱数据是基于所述像素中的每一个的图像信号值和估算矩阵计算的,并且基于特定荧光波长带的估算光谱数据,获取反映从被观察区域发出的荧光的辐射强度的信息,并且基于反映荧光的辐射强度的信息,产生荧光图像。

[0092] 在本发明的第四种荧光图像获取设备中,“用于计算估算光谱数据的估算矩阵”可以考虑照明光的光谱特性以及成像装置的光谱特性。此外,可以使用估算矩阵以通过使用图像信号进行矩阵运算,计算估算光谱数据,所述估算光谱数据包括关于被观察区域的估算光谱反射率信息。此外,表述“至少包括荧光的近似中心波长带的特定荧光波长带”是指至少包括荧光中心波长或荧光中心波长附近的波长的波长带。特定荧光波长带应当基本上反映荧光的强度。此外,“反映从被观察区域发出的荧光的辐射强度的信息”应当至少反映从被观察区域发出的荧光的辐射强度还高还是低(强度值等)。

[0093] 在本发明的第四种荧光图像获取设备中,光照射装置可以采用波长与激发光波长不同的参照光,在与采用激发光照射被观察区域的同时照射被观察区域。此外,成像装置可以拍摄包括参照光的反射光的图像,所述反射光是从被观察区域反射的。此外,图像处理装置可以计算作为参照光的反射光的强度的参照光强度,所述反射光被包括在通过成像装置拍摄的图像中,并且所述图像处理装置基于特定荧光波长带的估算光谱数据,计算作为特定荧光波长带中的光的强度的拟似荧光强度,并且通过将拟似荧光强度除以参照光强度,计算拟似荧光收率作为关于荧光的辐射强度信息。

[0094] 在本发明的第四种荧光图像获取设备中,“参照光”可以是在与照明光的波长带不同的波长带中的光。例如,参照光可以是 IR 光(红外线)等。在照明光的波长带中可以包括参照光的波长带。当在照明光的波长带中包括参照光的波长带时,可以使用全部照明光

或照明光的部分波长带中的光作为参照光。

[0095] 此外,对于从成像装置输出的图像信号的每一个像素,图像处理装置可以通过利用每一个像素的图像信号值和估算矩阵,获取不包括特定荧光波长带的半普通波长带的估算光谱数据,并且基于半普通波长带的估算光谱数据,产生拟似普通图像。

[0096] 这里,“半普通波长带”可以是不包括特定荧光波长带的照明光的波长带。备选地,“半普通波长带”可以是照明光的波长带的一部分。此外,“拟似普通图像”可以是彩色图像或黑白图像(灰度图像)。

[0097] 此外,可以安置显示处理装置,所述显示处理装置产生其中在拟似普通图像上叠加荧光图像的荧光叠加图像。

[0098] 此外,可以安置输入装置,所述输入装置通过输入操作设定特定荧光波长带。

[0099] 本发明的荧光内窥镜设备是包括以下装置的荧光内窥镜设备:

[0100] 照明光单元,所述照明光单元包括输出照明光的照明光用光源;

[0101] 激发光单元,所述激发光单元可拆卸地连接至照明光单元,并且包括输出激发光的激发光用光源;

[0102] 第一光引导装置,所述第一光引导装置引导照明光或激发光,以采用照明光或激发光照射被观察区域;

[0103] 成像装置,所述成像装置拍摄由通过采用照明光照射从被观察区域反射的光组成的图像、或由通过采用激发光照射从被观察区域发出的荧光组成的图像;

[0104] 图像处理装置,所述图像处理装置基于由反射光组成的图像产生普通图像,所述由反射光组成的图像是通过成像装置拍摄的,并且所述图像处理装置基于由荧光组成的图像产生荧光图像,所述由荧光组成的图像是通过成像装置拍摄的;

[0105] 检测装置,所述检测装置检测激发光单元是否连接至照明光单元;以及

[0106] 光输出防止装置,所述光输出防止装置在检测装置没有检测到激发光单元连接至照明光单元时,防止激发光单元输出激发光。

[0107] 在本发明的荧光内窥镜设备中,可以同时输出照明光和激发光。备选地,可以分时输出照明光和激发光。此外,第一光引导装置可以引导照明光和激发光中的一种。备选地,第一光引导装置可以引导照明光和激发光两者。此外,成像装置可以分开地获取由从已经采用照明光照射的被观察区域反射的光组成的图像,以及由从已经采用激发光照射的被观察区域发出的荧光组成的图像。备选地,成像装置可以获取其中由反射光组成的图像和由荧光组成的图像相互叠加的图像。

[0108] 在本发明的荧光内窥镜设备中,照明光单元可以包括引导激发光的第二光引导装置。此外,激发光单元可以包括第三光引导装置,所述第三光引导装置延伸至激发光单元的外部并且引导激发光。此外,检测装置可以检测第二光引导装置和第三光引导装置是否相互光学连接。

[0109] 此外,激发光单元可以包括驱动激发光用光源的激发光用驱动单元。当光输出防止装置防止激发光单元输出激发光时,光输出防止装置可以防止激发光用驱动单元和激发光用光源相互电连接。

[0110] 此外,照明光单元可以包括驱动照明光用光源的照明光用驱动单元,以及控制照明光用驱动单元的照明光控制单元。此外,激发光单元可以包括驱动激发光用光源的激发

光用驱动单元,以及控制激发光用驱动单元的激发光控制单元。此外,检测装置还可以检测照明光控制单元和激发光控制单元是否相互电连接。

[0111] 此外,可以在普通图像模式中或在荧光图像模式中进行操作。在普通图像模式中,输出照明光并且产生普通图像。在荧光图像模式中,输出激发光并且产生荧光图像。此外,在检测装置没有检测到激发光单元连接至照明光单元时,不进行在荧光图像模式中的操作。

[0112] 此外,本发明的激发光单元可以是可拆卸地连接到内窥镜设备的照明光单元上的激发光单元,其中该内窥镜设备包括:

[0113] 照明光单元,所述照明光单元具有输出照明光的照明光用光源;

[0114] 第一光引导装置,所述第一光引导装置引导照明光或激发光,以采用照明光或激发光照射被观察区域;

[0115] 成像装置,所述成像装置拍摄采用照明光照射的被观察区域的图像、或采用激发光照射的被观察区域的荧光图像;以及

[0116] 图像处理装置,所述图像处理装置基于被观察区域的图像产生普通图像,所述被观察区域的图像是通过成像装置拍摄的,并且所述图像处理装置基于被观察区域的荧光图像产生荧光图像,所述荧光图像是通过成像装置拍摄的;

[0117] 所述激发光单元包括:

[0118] 激发光用光源,所述激发光用光源输出激发光;

[0119] 检测装置,所述检测装置检测激发光单元是否连接至照明光单元;以及

[0120] 光输出防止装置,所述光输出防止装置在检测装置已经检测到激发光单元未连接至照明光单元时,防止激发光单元向激发光单元的外部输出激发光。

[0121] 在本发明的第一种至第四种荧光图像获取设备以及荧光内窥镜设备中,“照明光”可以是例如,连续波长的白光。备选地,“照明光”可以通过同时输出 R(红)光、G(绿)光和 B(蓝)光获取的白光。

[0122] 根据本发明的第一种荧光图像获取方法和设备,当拍摄由从被观察区域(所述区域是采用照明光照射的)反射的光组成的图像,和由从被观察区域(所述区域是采用激发光在与采用照明光的照射的同时照射的)发出的荧光组成的图像,并且所拍摄的基于由反射光组成的图像产生普通图像,且基于所拍摄的由荧光组成的图像产生荧光图像时,控制照明光的光量,使得普通图像的代表亮度值为预定亮度值,并且控制激发光的光量,使得激发光的光量与照明光的光量的比率为预定比率。因此,当激发光输出端和被观察区域之间的距离短时,换言之,当不应当增加激发光的光量时,可以防止增加激发光的光量的风险。因此,可以获取反映被观察区域的组织特征的荧光图像。因此,可以提高荧光图像的可靠性。

[0123] 此外,根据本发明的第二种荧光图像获取方法和设备,驱动白光光源装置以连续输出白光,并且基于脉冲信号脉冲驱动激发光源装置,以输出脉冲调制的激发光。此外,拍摄由通过采用照明光照射从被观察区域反射的光组成的图像,以及包括通过采用激发光照射从被观察区域发出的荧光的图像。基于所拍摄的由反射光组成的图像产生普通图像,并且基于所拍摄的包括荧光的图像而产生荧光图像。此外,控制照明光的光量,使得普通图像的代表亮度值为预定亮度值,并且通过控制脉冲信号来控制激发光的光量,使得激发光的光量与照明光的光量的比率为预定比率。因此,可以以恒定地将激发光的光量与照明光的光

量的比率控制在恒定的值。此外,可以恒定地保持普通图像的亮度与荧光图像的亮度之间的良好平衡。此外,由于通过数字控制脉冲信号而控制激发光的光量,因此可以改善耐噪音性。此外,由于进行脉冲驱动,因此可以在输出激发光时增加光量。因此,可以有助于降低光源的成本。

[0124] 此外,在本发明的第一种和第二种荧光图像获取方法和设备中,当安置通过输入操作设定激发光的光量与照明光的光量的比率的设定装置时,可以任意地设定激发光的光量与照明光的光量的比率。因此,可以设定对诊断目的等适合的比率。因此,可以有助于高精度筛查。

[0125] 此外,根据本发明的第三种荧光图像获取方法和设备,驱动照明光源装置以连续输出照明光,并且脉冲驱动激发光源装置以输出脉冲调制的激发光。此外,采用照明光连续照射被观察区域,并且采用脉冲调制的激发光照射与采用照明光照射的区域基本上相同的区域。此外,在采用照明光连续照射被观察区域并且采用脉冲调制的激发光照射基本上相同的区域的过程中,在仅仅采用照明光照射被观察区域期间,拍摄第一种图像,所述第一种图像由从被观察区域反射的光组成,并且在采用照明光连续照射被观察区域并且采用脉冲调制的激发光照射基本上相同的区域的过程中,在采用照明光和激发光两者照射被观察区域期间,拍摄第二种图像,所述第二种图像由从被观察区域反射的光和从被观察区域发出的荧光组成。此外,基于第一种图像产生普通图像,并且基于第一种图像和第二种图像产生荧光图像。因此,可以在不安置机械结构,例如光谱结构的情况下产生普通图像和荧光图像。因此,可以简化整个设备并且降低设备成本。

[0126] 此外,在本发明的第三种荧光图像获取设备中,当通过利用普通图像、荧光图像和组合图像中的至少两种进行运算而产生用于显示的图像时,或者当对普通图像、荧光图像和组合图像中的至少一种进行光谱图像处理时,可以产生使得能够进行更精确的筛查的用于显示的图像。

[0127] 当进一步安置可以选择是否对普通图像、荧光图像和组合图像中的至少一种进行光谱图像处理的选择装置,并且进行光谱图像处理时,如果选择装置选择执行光谱图像处理,可以产生对图像目的适合的用于显示的图像。

[0128] 此外,根据本发明的第四种荧光图像获取方法和设备,拍摄由反射光和荧光组成的图像,所述反射光是从被观察区域(该区域是采用照明光照射的)反射的光,所述荧光从被观察区域(该区域是采用激发光在与采用照明光的照射的同时照射的)发出的荧光。此外,基于每一个像素的图像信号值和用于计算估算光谱数据的估算矩阵,对拍摄图像的图像信号的每一个像素计算特定荧光波长带的估算光谱数据,所述特定荧光波长带至少包括荧光的近似中心波长带,并且所述估算矩阵是预先存储的。此外,基于特定荧光波长带的估算光谱数据,获取反映从被观察区域发出的荧光的辐射强度的信息,并且基于反映荧光的辐射强度的信息,产生荧光图像。因此,可以防止单位时间的荧光图像的可获取帧数降低。因此,即使在荧光图像以动画形式显示时,也可以产生有效的显示用图像。

[0129] 此外,本发明的荧光内窥镜设备包括:照明光单元,所述照明光单元包括输出照明光的照明光用光源;以及激发光单元,所述激发光单元可拆卸地连接至照明光单元,并且包括输出激发光的激发光用光源。此外,荧光内窥镜设备包括:第一光引导装置,所述第一光引导装置引导照明光或激发光,以采用照明光或激发光照射被观察区域;以及成像装置,所

述成像装置拍摄由通过采用照明光从被观察区域反射的光组成的图像、或由采用激发光照射从被观察区域发出的荧光组成的图像。此外，荧光内窥镜设备包括：图像处理装置，所述图像处理装置基于由反射光组成的图像产生普通图像，所述由反射光组成的图像是通过成像装置拍摄的，并且所述图像处理装置基于由荧光组成的图像产生荧光图像，所述由荧光组成的图像是通过成像装置拍摄的；以及检测装置，所述检测装置检测激发光单元是否连接至照明光单元。此外，荧光内窥镜设备包括：光输出防止装置，所述光输出防止装置在检测装置没有检测到激发光单元连接至照明光单元时，防止激发光单元输出激发光。因此，当激发光单元未连接至照明光单元时，不从激发光单元输出激发光。因此，即使荧光内窥镜设备的使用者不熟悉或者不习惯激发光用光源例如高亮度 LED 或激光器的操作，也可以安全地获取荧光图像。

[0130] 此外，本发明的激发光单元是可拆卸地连接到内窥镜设备的照明光单元上的激发光单元，所述内窥镜设备包括：

[0131] 照明光单元，所述照明光单元具有输出照明光的照明光用光源；

[0132] 第一光引导装置，所述第一光引导装置引导照明光或激发光，以采用照明光或激发光照射被观察区域；

[0133] 成像装置，所述成像装置拍摄采用照明光照射的被观察区域的图像、或采用激发光照射的被观察区域的荧光图像；以及

[0134] 图像处理装置，所述图像处理装置基于被观察区域的图像产生普通图像，所述被观察区域的图像是通过成像装置拍摄的，并且所述图像处理装置基于被观察区域的荧光图像产生荧光图像，所述荧光图像是通过成像装置拍摄的。此外，所述激发光单元包括：

[0135] 激发光用光源，所述激发光用光源输出激发光；

[0136] 检测装置，所述检测装置检测激发光单元是否连接至照明光单元；以及

[0137] 光输出防止装置，所述光输出防止装置在检测装置已经检测到激发光单元未连接至照明光单元时，防止激发光单元向激发光单元的外部输出激发光。因此，当激发光单元未连接至照明光单元时，不从激发光单元输出激发光。因此，即使荧光内窥镜设备的使用者不熟悉或者不习惯激发光用光源例如高亮度 LED 或激光器的操作，也可以安全地操作激发光单元。

附图说明

[0138] 图 1 是示出适用本发明的第一实施方案的荧光内窥镜设备的构造的框图；

[0139] 图 2A 是示出波长和拟似光谱反射率数据之间的关系的图；

[0140] 图 2B 是示出波长和光谱反射率数据之间的关系的图；

[0141] 图 3 是示出特定荧光波长带中的波长和拟似光谱反射率数据之间的关系的图；

[0142] 图 4 是示出半普通波长带中的波长和拟似光谱反射率数据之间的关系的图；

[0143] 图 5 是用于说明一种用于对荧光收率分配颜色的方法的图；

[0144] 图 6 是用于说明另一种用于对荧光收率分配颜色的方法的图；

[0145] 图 7 是示出适用本发明的第一实施方案的荧光内窥镜设备的变型实例的构造的框图；

[0146] 图 8 是示出适用本发明的第二实施方案的荧光内窥镜设备的构造的框图；

[0147] 图 9 是示出在本发明的第二实施方案中的荧光内窥镜设备中的照明光和激发光的光输出图案的一个实例的图；

[0148] 图 10 是示出在本发明的第二实施方案中的荧光内窥镜设备中的照明光和激发光的光输出图案的另一个实例的图；

[0149] 图 11 是示出适用本发明的第二实施方案的荧光内窥镜设备的变型实例的构造的框图；

[0150] 图 12 是示出适用本发明的第三实施方案的荧光内窥镜设备的构造的框图；

[0151] 图 13 是示出在本发明的第三实施方案的荧光内窥镜设备中的照明光和激发光的光输出图案的一个实例的图；

[0152] 图 14 是示出适用本发明的第三实施方案的荧光内窥镜设备的变型实例的构造的框图；以及

[0153] 图 15 是用于说明从正常组织和病变组织发出的荧光的光谱的图。

具体实施方式

[0154] 下面将参考附图详细描述本发明的第一实施方案。图 1 是示出适用本发明的第一实施方案的荧光内窥镜设备的构造的示意图。

[0155] 根据本实施方案的荧光内窥镜设备 100 以普通图像模式和以荧光图像模式工作。在普通图像模式中，采用照明光 L1 照射被观察区域 10，以获取彩色普通图像，并且以动画（视频图像、动态图像等）的形式显示所获取的图像。在荧光图像模式中，采用照明光 L1 和激发光 L2 照射被观察区域 10，以获取彩色图像，并且通过操作处理（将稍后描述）从所获取的彩色图像获取拟似彩色普通图像。此外，拟似彩色普通图像和荧光叠加图像以动画的形式显示。如图 1 中示出，荧光内窥镜设备 100 包括观察仪器单元（scope unit）110、处理器单元 170、照明光单元 150 以及激发光单元 130。将观察仪器单元 110 插入到被检查者（被检查对象或患者）的体腔内，以观察被观察区域 10。将处理器单元 170 以可拆卸的方式电连接至观察仪器单元 110。将照明光单元 150 以可拆卸的方式光学连接至观察仪器单元 110，并且容纳输出照明光 L1 的氙灯 151。激发光单元 130 以可拆卸的方式电连接并且光学连接至照明光单元 150，并且容纳输出激发光 L2 的 GaN 基半导体激光器 131。处理器单元 170 和照明光单元 150 可以是以一体或者分体的形式构造的。

[0156] 此外，将照明用光学系统 111 安置在观察仪器单元 110 的前端。照明用光学系统 111 面向引导照明光 L1 的光导 112 的一端。光导 112 延伸至观察仪器单元 110 的外部，并且将光学连接器 113 安置在光导 112 的另一端以可拆卸地连接至后述照明光单元 150 的光学连接器 153。

[0157] 此外，在观察仪器单元 110 的前端，将成像透镜 115、激发光截切（cut）滤光器 116 以及作为固态成像装置的 CCD（电荷耦合装置）117 以这种顺序同轴安置。成像透镜 115 在 CCD117 上形成被观察区域 10 的图像。此外，作为激发光截切滤光器 116，可以使用仅仅阻挡激发光并且透射其它波长的光的滤光器，例如仅仅阻挡例如极窄带中的光的陷波（notch）滤光器。此外，将包括 RGB 滤色器的原色型彩色滤色片附在 CCD117 的成像表面上。将 CCD 驱动电路 118 以及 CDS/AGC（相关二次取样 / 自动增益控制）电路 119 连接至 CCD117。CCD 驱动电路 118 基于同步信号形成驱动脉冲，并且 CDS/AGC 电路 119 对从 CCD117 输出的图像

(视频)信号进行取样并且放大。此外,将来自 CDS/AGC 电路 119 的模拟输出信号数字化的 A/D(模拟至数字)转换器 120 连接至 CDS/AGC 电路 119。此外,在观察仪器单元 110 中,安置控制单元 121。控制单元 121 控制被安置在观察仪器单元 110 中的每一个电路,并且控制处理器单元 170 和观察仪器单元 110 之间的通信。此外,将按压型开关 122 连接至控制单元 121 并且安置在观察仪器单元 110 的底部(靠近操作观察仪器单元 110 的使用者的部分)附近。使用按压型开关 122 切换操作模式。此外,将信号线 125 的一端连接至 A/D 转换器 120,并且将信号线 126 的一端连接至控制单元 121。信号线 125 和信号线 126 延伸至观察仪器单元 110 的主体外部,并且将连接器 127 连接至信号线 125 的另一端以及信号线 126 的另一根线。连接器 127 可拆卸地连接至后述的处理器单元 170 的连接器 194。

[0158] 照明光单元 150 包括输出照明光 L1 的氙灯 151、驱动氙灯 151 的驱动电路 152,以及光学连接器 153。光学连接器 153 可拆卸地连接至光学连接器 113,所述光学连接器 113 被安置在观察仪器单元 110 的光导 112 的一端。此外,对光学连接器 153 提供连接检测单元 154,所述连接检测单元 154 检测光学连接器 153 是否连接至光学连接器 113。此外,将波长滤光器 155、光阑(孔径光阑)156、二色性反射镜 157、聚光透镜 158 以及旋转遮光器 159 安置在氙灯 151 和光学连接器 153 之间。波长滤光器 155 将照明光 L1 的波长带限制为长于或等于 410nm 并且短于或等于 700nm 的波长带。光阑 156 控制照明光 L1 的光量,并且二色性反射镜 157 透射波长长于或等于 410nm 的光并且以直角反射波长短于 410nm 的光。此外,照明光单元 150 包括光学连接器 161,所述光学连接器 161 可拆卸地连接至光学连接器 136,所述光学连接器 136 被安置在后述的激发光单元 130 的光导 133 的前端。此外,对光学连接器 161 提供连接检测单元 162,所述连接检测单元 162 检测光学连接器 161 是否连接至光学连接器 136。光学连接器 161 连接至在照明光单元 150 内部引导激发光的光导 163 的一端(光入射端)。此外,将光导 163 的另一端(光输出端)安置在使得从光导 163 输出的激发光 L2 进入二色性反射镜 157 这样的位置。此外,将透镜 164 安置在光导 163 的光输出端与二色性反射镜 157 之间。

[0159] 此外,照明光单元 150 包括连接器 165,所述连接器 165 可拆卸地连接至后述的激发光单元 130 的连接器 142。连接器 165 具有连接检测单元 166,所述连接检测单元 166 检测光学连接器 165 是否连接至光学连接器 142。此外,照明光单元 150 包括控制单元 167,所述控制单元 167 连接至被安置在照明光单元 150 中的各个元件例如连接器 165 和连接检测单元 166,并且控制所述元件的每一个。此外,控制单元 167 控制与处理器单元 170 和激发光单元 130 的通信。

[0160] 激发光单元 130 包括输出激发光 L2 的 GaN 基半导体激光器 131、驱动半导体激光器 131 的驱动电路 132,以及引导从半导体激光器 131 输出的激发光 L2 的光导 133。光导 133 从激发光单元 130 的外壳延伸,并且光导 133 的另一端连接至光学连接器 136。光学连接器 136 可拆卸地连接至照明光单元 150 的光学连接器 161。开关 134 被安置在半导体激光器 131 和驱动电路 132 之间,并且将聚光光学系统 135 安置在半导体激光器 131 和光导 133 的一端(光入射端)之间。

[0161] 此外,激发光单元 130 包括控制单元 140,所述控制单元 140 连接至被安置在激发光单元 130 中的各个元件,例如驱动电路 132 和开关 134,并且控制所述元件的每一个。此外,控制单元 140 控制照明光单元 150 和激发光单元 130 之间的通信。控制单元 140 连接

至信号线 141 的一端。信号线 141 延伸至激发光单元 130 的外壳的外部,并且将连接器 142 安置在信号线 141 的另一端。连接器 142 可拆卸地连接至照明光单元 150 的连接器 165。

[0162] 同时,将处理单元 172 安置在处理器单元 170 中。处理单元 172 包括在选择普通图像模式时进行信号处理的普通图像处理单元 174 和显示处理单元 176。此外,处理单元 172 包括在选择荧光图像模式时进行图像处理的估算光谱数据计算单元 180、图像处理单元 182 和显示处理单元 184。此外,处理单元 172 包括控制照明光和激发光的强度的光量控制单元 186。

[0163] 当选择普通图像模式时,普通图像处理单元 174 对从观察仪器单元 110 的 A/D 转换器 120 输出的 R、G 和 B 的三色图像信号进行各种图像处理,并且产生 Y/C 信号,所述 Y/C 信号由亮度 (Y) 信号和色度 [C(R-Y 和 B-Y)] 信号组成。此外,普通图像处理单元 174 将 Y/C 信号输出至显示处理单元 176 中。显示处理单元 176 对 Y/C 信号进行各种信号处理以产生显示用的彩色普通图像信号。将彩色普通图像信号输出至监视器 11,例如液晶显示器和 CRT。

[0164] 当选择荧光图像模式时,估算光谱数据计算单元 180 通过利用从观察仪器单元 110 的 A/D 转换器 120 输出的 R、G 和 B 三色图像信号,以及用于计算光谱数据的估算矩阵数据,计算用于每一个像素的估算光谱数据,所述估算矩阵数据是预先存储的。此外,估算光谱数据计算单元 180 将估算光谱数据输出至图像处理单元 182。

[0165] 在图像处理单元 182 中,首先,获取用于特定荧光波长带的估算光谱数据,所述特定荧光波长带包括 480nm 的波长,即,在采用激发光 L2 照射区域 10 时从被观察区域 10 发出的荧光的中心波长。例如,特定荧光波长带是 460nm 至 500nm 的带。此外,基于用于特定荧光波长带的估算光谱数据产生荧光图像。此外,获取用于不包括特定荧光波长带的半普通波长带的估算光谱数据。例如,半普通波长带是 410nm 至 460nm 的带和 500nm 至 700nm 的带。此外,基于用于半普通波长带的估算光谱数据,产生拟似彩色普通图像数据和拟似黑白普通图像。此外,通过将荧光图像数据叠加在拟似黑白普通图像数据上,产生荧光叠加图像数据。将拟似彩色普通图像数据和荧光叠加图像数据输出至显示处理单元 184。在显示处理单元 184 中,产生彼此紧接地显示拟似彩色普通图像数据和荧光叠加图像数据的显示图像,或者产生其中将拟似彩色普通图像数据和荧光叠加图像数据合成(组合)成单一图像的显示用彩色图像信号,并且将其输出至监视器 11。

[0166] 光量控制单元 186 连接至普通图像处理单元 174 和图像处理单元 182。当选择照射普通图像模式时,光量控制单元 186 基于彩色普通图像的亮度控制照明光 L1 的光量。当选择荧光图像模式时,光量控制单元 186 基于拟似彩色普通图像的亮度,控制照明光 L1 的光量和激发光 L2 的光量。

[0167] 此外,处理单元 172 连接至存储器 190、键盘型输入单元 192 以及连接器 194。连接器 194 可拆卸地连接至观察仪器单元 110 的连接器 127。连接器 194 具有连接检测单元 195,所述连接检测单元 195 检测连接器 127 是否连接至连接器 194。此外,处理单元 172 连接至观察仪器单元 110 的控制单元 121,照明光单元 150 的控制单元 167,以及激发光单元 130 的控制单元 140。

[0168] 在存储器 190 中,存储用于计算被观察区域 10 的估算光谱数据的估算矩阵数据。将估算矩阵数据以表格的形式预先存储在存储器 190 中。估算矩阵数据考虑照明光 L1 的光

谱特性,以及整个成像系统的光谱特性,包括成像装置的颜色灵敏度特性、滤色器的透射率等。通过利用由 CCD117 成像所获取的 RGB 图像信号和估算矩阵数据进行运算,获取被观察区域 10 的光谱数据。因此,可以获取被观察区域 10 的光谱数据,该光谱数据不依赖于照明光的类型、成像系统的独特光谱特性等中的任一个。在日本未审查专利出版物 2003-93336 和日本未审查专利出版物 2007-202621 等中详细公开了估算矩阵数据。下表 1 显示了在本实施方案中存储在存储器 190 中的估算矩阵数据的一个实例。

[0169] 表 1

参数	k _{pr}	k _{pg}	k _{pb}
p1	k _{1r}	k _{1g}	k _{1b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p18	k _{18r}	k _{18g}	k _{18b}
p19	k _{19r}	k _{19g}	k _{19b}
p20	k _{20r}	k _{20g}	k _{20b}
p21	k _{21r}	k _{21g}	k _{21b}
p22	k _{22r}	k _{22g}	k _{22b}
p23	k _{23r}	k _{23g}	k _{23b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p43	k _{43r}	k _{43g}	k _{43b}
p44	k _{44r}	k _{44g}	k _{44b}
p45	k _{45r}	k _{45g}	k _{45b}
p46	k _{46r}	k _{46g}	k _{46b}
p47	k _{47r}	k _{47g}	k _{47b}
p48	k _{48r}	k _{48g}	k _{48b}
p49	k _{49r}	k _{49g}	k _{49b}
p50	k _{50r}	k _{50g}	k _{50b}
p51	k _{51r}	k _{51g}	k _{51b}
p52	k _{52r}	k _{52g}	k _{52b}
⋮	⋮	⋮	⋮
p59	k _{59r}	k _{59g}	k _{59b}

[0171] 表 1 中的矩阵数据包括 59 个波长带参数 (系数组) p1 至 p59。例如,将 410nm 至 700nm 的波长带以 5nm 的间隔分成 59 个。参数 p1 至 p59 的每一个包括用于矩阵运算的系数 K_{pr} , K_{pg} , K_{pb} (p=1 至 59)。

[0172] 接着,将描述如上所述构造的根据本发明的荧光内窥镜设备的操作。首先,将描述普通图像模式中的操作。在普通图像模式中,采用照明光 L1 照射被观察区域 10 以获取彩色普通图像,并且以动画形式显示彩色普通图像。

[0173] 在使用本实施方案的荧光内窥镜设备之前,将清洗和消毒的观察仪器单元 110 接在处理器单元 170 和照明光单元 150 上。此外,将连接器 127 连接至处理器单元 170 的连接器 194,所述连接器 127 与观察仪器单元 110 的信号线 125 的一端和观察仪器单元 110 的信号线 126 的一端连接。此外,被安置在光导 112 的前端的光学连接器 113 连接至照明光单元 150 的光学连接器 153。当连接器 127 连接至连接器 194 时,被安置用于连接器 194 的

连接检测单元 195 将连接信号输送至处理单元 172。此外,当光学连接器 113 连接至光学连接器 153 时,被安置用于光学连接器 153 的连接检测单元 154 将连接信号输出至控制单元 167。

[0174] 当处理单元 172 接收来自连接检测单元 195 和连接检测单元 154 的连接信号时,使照明光单元 150 的旋转遮光器 159 旋转,使得可以进行普通图像模式中的操作。此外,通过处理器单元 170 的处理单元 172 设定输入单元 192 的预定键的功能模式。此外,通过处理单元 172 和观察仪器单元 110 的控制单元 121 设定开关 122 的功能模式。由于处理单元 172 控制处理,因此当使用者按压输入单元 192 的预定键或开关 122 时,操作模式在停止状态和普通图像模式之间切换。

[0175] 一旦在使用者按压输入单元 192 的预定键或开关 122 时,普通图像模式中的操作开始。在照明光单元 150 中,通过驱动电路 152 打开氙灯 151,并且输出照明光 L1。照明光 L1 通过波长滤光器 155、光阑 156 和二色性反射镜 157,并且通过聚光透镜 158 会聚在光学连接器 113 的端面上。会聚光进入光导 112。照明光 L1 传播通过光导 112,并且从光导 112 的前端输出。输出光经由照明用光学系统 111 被输出至被观察区域 10,并且照射被观察区域 10。

[0176] 通过波长滤光器 155 将照明光 L1 的波长带限制至大于或等于 410nm,并且小于或等于 700nm。通过光阑 156 控制照明光 L1 的光量。将稍后描述通过光阑 156 对照明光 L1 的光量控制操作。

[0177] 通过 CCD 驱动电路 118 驱动的 CCD117 拍摄被观察区域 10 的图像,并且输出成像信号。通过相关二次取样和自动增益控制在 CDS/AGC 电路 119 中放大成像信号。此外,在 A/D 转换器 120 中对放大的成像信号进行 A/D 转换,并且以 RGB 彩色图像的形式输出至处理器单元 170 的处理单元 172 中的普通图像处理单元 174。在普通图像处理单元 174 中,当选择普通图像模式时,对从观察仪器单元 110 的 A/D 转换器 120 输出的 R、G 和 B 三色图像信号进行各种信号处理。在图像处理之后,产生由亮度信号 Y 和色度信号 C 组成的 Y/C 信号(彩色普通图像信号),并且将其输出至显示处理单元 176。在显示处理单元 176 中,对 Y/C 信号进行各种信号处理,例如 I/P 转换和噪音消除处理,并且将处理的信号输出至监视器 11。

[0178] 此外,普通图像处理单元 174 将用于每一个像素的亮度信号 Y 或多个相邻像素的平均亮度信号 Y' 输出至光量控制单元 186。光量控制单元 186 计算每一帧的规定面积内的像素的平均亮度值 Y_a , 并且比较平均亮度值 Y_a 与预先储存在存储器 190 中的参考亮度值 Y_r (标准亮度值)。此外,光量控制单元 186 基于比较结果选择光阑控制信号,并且将光阑控制信号输出至照明光单元 150 的控制单元 167。作为光阑控制信号,当平均亮度值 Y_a 大于参考亮度值 Y_r 时,选择降低光阑 156 的孔径量的信号,换言之,选择使通过光阑 156 的孔径的光减少的信号。当平均亮度值 Y_a 小于参考亮度值 Y_r 时,选择增加光阑 156 的孔径量的信号,换言之,选择使通过光阑 156 的孔径的光增加的信号。当平均亮度值 Y_a 和参考亮度值 Y_r 基本上相同时,选择保持相同的孔径量的信号。

[0179] 照明光单元 150 的控制单元 167 基于光阑控制信号控制光阑 156 的孔径量。

[0180] 接着,将描述荧光图像模式中的操作。在以荧光图像模式使用荧光内窥镜设备之前,将清洗和消毒的观察仪器单元 110 接在处理器单元 170 和照明光单元 150 上。此外,将

连接器 127 连接至处理器单元 170 的连接器 194, 所述连接器 127 与观察仪器单元 110 的信号线 125 的一端和观察仪器单元 110 的信号线 126 的一端连接。当将连接器 194 连接至连接器 127 时, 被安置用于连接器 194 的连接检测单元 195 将连接信号输送至处理单元 172。此外, 将被安置在光导 112 前端的光学连接器 113 连接至照明光单元 150 的光学连接器 153。当将光学连接器 153 连接至连接器 113 时, 被安置用于光学连接器 153 的连接检测单元 154 将连接信号输出至控制单元 167。

[0181] 此外, 将激发光单元 130 连接至照明光单元 150。连接器 142 连接至照明光单元 150 的连接器 165, 所述连接器 142 被安置在激发光单元 130 的信号线 141 前端。当将连接器 142 连接至连接器 165 时, 被安置用于连接器 165 的连接检测单元 166 将连接信号输出至控制单元 167。此外, 将被安置在光导 133 前端的光学连接器 136 连接至照明光单元 150 的光学连接器 161。当将光学连接器 136 连接至光学连接器 161 时, 被安置用于光学连接器 161 的连接检测单元 162 将连接信号输出至控制单元 167。

[0182] 激发光单元 130 的控制单元 140 与照明光单元 150 的控制单元 167 通信。当控制单元 140 接收来自连接检测单元 166 和连接检测单元 162 的连接信号时, 控制单元 140 闭合 (连接) 激发光单元 130 的开关 134 以电连接半导体激光器 131 和驱动电路 132。因此, 半导体激光器 131 可被驱动电路 132 驱动。此外, 通过处理器单元 170 的处理单元 172 设定输入单元 192 的预定键的功能模式。此外, 通过处理单元 172 和观察仪器单元 110 的控制单元 121 设定开关 122 的功能模式。由于控制单元 140 控制处理, 因此当使用者按压输入单元 192 的预定键或开关 122 时, 操作模式在停止状态、普通图像模式和荧光图像模式之间切换。当没有从连接检测单元 166 和连接检测单元 162 两者接收到连接信号时, 换言之, 当没有从两个连接检测单元接收到连接信号, 或者没有从连接检测单元中的一个接收到连接信号时, 在激发光单元 130 中的开关 134 持续地打开 (断开)。因此, 在激发光单元 130 不连接至照明光单元 150 时, 不驱动半导体激光器 131。

[0183] 此外, 当在普通图像模式中操作荧光内窥镜设备时, 一旦使用者 (医生等) 按压输入单元 192 的预定键或开关 122, 在荧光图像模式中的操作就开始。

[0184] 除照明光单元 150 的操作以外, 还开始激发光单元 130 的操作。通过驱动电路 132 驱动半导体激光器 131, 并且输出波长为 405nm 的激发光 L2。激发光 L2 通过聚光光学系统 135 会聚, 并且进入光导 133 的端表面。激发光 L2 传播通过光导 133, 并且经由光学连接器 136 和光学连接器 161 进入光导 163。激发光 L2 传播通过光导 163, 并且从光导 163 的一端输出。输出的激发光 L2 通过准直透镜 164 准直, 并且进入二色性反射镜 157。由于激发光 L2 的波长为 405nm, 因此激发光 L2 从二色性反射镜 157 以直角反射, 并且通过聚光透镜 158 会聚在光学连接器 113 的端面上。会聚光进入光导 112。激发光 L2 传播通过光导 112, 并且从光导 112 的前端输出。此外, 将激发光 L2 经由照明用光学系统 111 输出至被观察区域 10, 以照射被观察区域 10。在这种情况下, 使用照明光 L1 和激发光 L2 两者同时照射被观察区域 10。通过驱动电路 132 的驱动电流控制激发光 L2 的光量。稍后将描述通过驱动电路进行激发光 L2 的光量控制操作。

[0185] 通过 CCD 驱动电路 118 驱动的 CCD117 拍摄由从被观察区域反射的照明光 L1 的反射光和从被观察区域发出的荧光组成的图像, 所述荧光是通过用激发光 L2 照射而发出的。由于将截除波长小于或等于 410nm 的光的激发光截切滤光器安置在 CCD117 的前端, 因此激

发光 L2 的大部分反射光不进入 CCD117。CCD117 输出成像信号,并且在 CDS/AGC 电路 119 中通过相关二次取样和自动增益控制放大成像信号。此外,在 A/D 转换器 120 中对放大的成像信号进行 A/D 转换,并且以 RGB 彩色图像的形式输出至处理器单元 170 的处理单元 172 中的估算光谱数据计算单元 180。

[0186] 估算光谱数据计算单元 180 对每一个像素进行由下式 1 表示的矩阵运算,以产生关于 R、G 和 B 三色图像信号的估算光谱数据 (q1 至 59),并且将产生的估算光谱数据输出至图像处理单元 182。通过采用包括储存在存储器 190 中的估算矩阵数据的所有参数的 3×59 矩阵,产生估算光谱数据。

[0187] [式 1]

$$[0188] \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ \vdots \\ q_{59} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{1r} & k_{1g} & k_{1b} \\ k_{2r} & k_{2g} & k_{2b} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ k_{59r} & k_{59g} & k_{59b} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix}$$

[0189] 图 2A 和 2B 是示出对每一个像素产生的估算光谱数据 (q1 至 59) 的光谱分布的实例的图。图 2A 示出了与发出荧光的被观察区域 10 对应的像素的光谱分布。图 2B 示出了与不发出荧光的被观察区域 10 对应的像素的光谱分布。在图 2A 和 2B 的每一个中,水平轴表示与估算光谱数据的数据值 q1 至 q59 的每一个对应的波长,而垂直轴表示数据值 q1 至 q59 的每一个的强度。

[0190] 如图 2B 中所示,从不发出荧光的被观察区域 10 获取的光谱分布反映被观察区域 10 中的光谱反射率。具体地,数据值 q1 至 q59 的每一个的强度反映被观察区域 10 的光谱反射率和进入 CCD117 的每一个像素的光的强度的乘积。

[0191] 如图 2A 中所示,从发出荧光的被观察区域 10 获取的估算光谱数据 (q1 至 q59) 的光谱分布反映被观察区域 10 中的光谱反射率以及在 480nm 波长附近的荧光的强度,480nm 波长是荧光的中心波长。具体地,数据值 q1 至 q59 的每一个的强度反映被观察区域 10 的光谱反射率、发出的荧光的光谱辐射率,以及进入 CCD117 的每一个像素的光的强度。用于产生估算光谱数据 (q1 至 q59) 的估算矩阵是用于计算被观察区域 10 的光谱反射率的矩阵。因此,数据值 q1 至 q59 中的每一个并不精确地反映荧光的光谱辐射率,而是包括关于荧光光谱辐射率的值的信息,即,光谱辐射率的值是大还是小,等。因此,可以通过利用如下所述的估算光谱数据 (q1 至 q59) 计算拟似荧光收率。

[0192] 在图像处理单元 182 中,对每一个像素进行下列信号处理。当输出激发光 L2 时,基于特定荧光波长带的估算光谱数据 (q11 至 q19) 计算拟似荧光强度,所述拟似荧光强度是特定荧光波长带中的光的强度。特定荧光波长带是包括 480nm 的波长的波长带,例如图 3 中所示的 460nm 至 500nm 的波长带。当采用激发光 L2 照射被观察区域 10 时,480nm 的波长是从被观察区域 10 发出的荧光的中心波长。拟似荧光强度并不精确地表示荧光的强度。然而,如上所述,拟似荧光强度包括关于荧光的光谱辐射率的值的信息,即,光谱辐射率的值是大还是小。

[0193] 作为特定荧光波长带,可以使用在图像处理单元 183 中预先设定的波长带。备选地,可以使用在输入单元 192 通过输入操作输入的波长带。

[0194] 此外,从不包括特定荧光波长带的半普通波长带的估算光谱数据获取拟似三色图

像信号 Rs、Gs 和 Bs。例如,如图 4 中所示,半普通波长带是 410nm 至 460nm 以及 500nm 至 700nm 的波长带。在这种情况下,例如,由 410nm 至 460nm 的波长带的估算光谱数据计算光强度,并且将计算值确定为 Bs 信号。此外,由 500nm 至 600nm 波长带的估算光谱数据计算光强度,并且将计算值确定为 Gs 信号。此外,由 600nm 至 700nm 波长带的估算光谱数据计算光强度,并且将计算值确定为 Rs 信号。

[0195] 利用这些拟似三色图像信号 Rs、Gs 和 Bs 产生由亮度信号 Y 和色度信号 C 组成的 Y/C 信号(拟似彩色普通图像信号)。此外,将产生的 Y/C 信号作为拟似彩色普通图像信号输入至显示处理单元 184 中。

[0196] 从荧光物质发出的荧光的强度(辐射强度)与激发光的照射强度基本上成正比,并且激发光的照射强度与距离的平方成反比地降低。因此,在一些情况下,从位于光源附近的病变组织接收的荧光的强度高于从在远离光源处的正常组织接收的荧光强度。因此,不可能仅由关于所接收的荧光的强度的信息表示被观察区域的组织特征。因此,常规上,将在与激发光的波长带不同的波长带中的光输出至被观察区域作为参照光,并且检测从采用参照光照射的被观察区域反射的光强度(以下称为参照光强度)。此外,将荧光强度除以参照光强度以获取荧光收率。此外,基于荧光收率产生荧光图像。

[0197] 在图像处理单元 182 中,通过利用拟似彩色普通图像信号的亮度信号 Y 的值作为上述参照光强度,获取拟似荧光收率。具体地,通过将拟似荧光强度除以拟似彩色普通图像信号的照射信号 Y 的值,获取拟似荧光收率。此外,通过对拟似荧光收率分配绿色或红色等产生荧光图像。例如,如图 5 中所示,如果拟似荧光收率大于或等于预定判断值,则分配绿色。如果拟似荧光收率低于预定判断值,则分配红色以产生荧光图像。备选地,可以通过利用加和混色法混合红色和绿色,并且可以产生荧光图像,该荧光图像的显示颜色基于拟似荧光收率的值而按照红色、黄色和绿色的顺序依次变化。此外,当拟似荧光收率的值小于或等于预定下限值时,仅仅分配红色。当拟似荧光收率的值高于或者等于预定上限值时,则分配绿色。因此,具有更小的拟似荧光收率的病变组织以红色显示,而具有更大的拟似荧光收率的正常组织以绿色显示。

[0198] 备选地,如图 6 中所示,通过将拟似荧光收率与一个或多个判断值比较而对拟似荧光收率分配红色、绿色或蓝色,可以产生荧光图像。此外,可以通过利用加和混色法混合红色、绿色和蓝色,并且可以产生其显示颜色基于拟似荧光收率的值以红色、黄色、绿色、青色和蓝色的顺序依次变化的荧光图像。当拟似荧光收率小于或等于预定下限值,或者高于或等于预定上限值时,可以分配消色。

[0199] 在本实施方案中,使用拟似彩色普通图像信号的亮度信号 Y 的值作为参照光的强度。然而,代替拟似彩色普通图像信号的亮度信号 Y 的值是,可以使用图像信号 Rs 的光强度,即由长波长带中(例如在 620nm 等)的估算光谱数据获取的光强度。在长的波长带中,在从正常组织发出的荧光的强度和从病变组织发出的荧光的强度之间的差值小。

[0200] 图像处理单元 182 产生荧光叠加图像数据,其中在仅仅反映拟似彩色普通图像信号的亮度信号 Y 的图像上,换言之,在拟似黑白普通图像上叠加上述荧光图像,使得观察图像的使用者可以容易地识别或者确认具有小的拟似荧光收率的病变组织的位置。图像处理单元 182 将荧光叠加图像数据输出至显示处理单元 184 中。在显示处理单元 184 中,产生显示图像,所述显示图像彼此紧接地显示拟似彩色普通图像数据和从图像处理单元 182 输出

的荧光叠加图像数据,或者产生其中拟似彩色普通图像数据和荧光叠加图像数据组合(合成)作为单一图像的显示用彩色图像信号,并且输出至监视器 11 以将其显示。

[0201] 此外,处理器单元 172 可以预先判断在所有像素的每一个的拟似荧光收率是否大于或等于预定判断值。当拟似荧光收率大于或等于预定值时,换言之,当在图像中不存在与病变组织对应的部分时,可以只显示拟似彩色普通图像数据。

[0202] 此外,图像处理单元 182 将用于每一个像素的拟似彩色普通图像信号的亮度信号 Y,或者多个相邻像素的平均亮度信号 Y' 输出至光量控制单元 186。光量控制单元 186 计算每一帧的规定面积内的像素的平均亮度值 Y_a ,并且将平均亮度值 Y_a 与预先存储在存储器 190 中的参考亮度值 Y_r 比较。此外,光量控制单元 186 基于比较结果选择光阑控制信号,并且将光阑控制信号输出至照明光单元 150 的控制单元 167。同时,在激发光单元 130 中,获取用于控制从驱动电路 132 供给至半导体激光器 131 的驱动电流的值的驱动电流控制信号,并且将驱动电流控制信号输出至激发光单元 130 的控制单元 140。

[0203] 作为光阑控制信号,当平均亮度值 Y_a 大于参考亮度值 Y_r 时,选择降低光阑 156 的孔径量的信号,换言之,选择减少通过光阑 156 的孔径的光的信号。当平均亮度值 Y_a 小于参考亮度值 Y_r 时,选择增加通过光阑 156 的孔径量的信号,换言之,选择增加通过光阑 156 的孔径的光的信号。当平均亮度值 Y_a 和参考亮度值 Y_r 基本上相同时,选择保持相同的孔径量的信号。此外,输出与光阑控制信号对应的驱动电流控制信号,使得照明光 L1 的光量与激发光 L2 的光量的比率为预定比率。可以在输入单元 192 通过输入操作预先设定照明光 L1 的光量与激发光 L2 的光量的比率。光量控制单元 186 基于设定比率和照明光 L1 的孔径量,确定激发光 L2 的驱动电流量,并且输出驱动电流控制信号。

[0204] 此外,照明光单元 150 的控制单元 167 基于光阑控制信号控制光阑 156 的孔径量。此外,激发光单元 130 的控制单元 140 基于驱动电流控制信号,控制从驱动电路 132 供给至半导体激光器 131 的电流值。

[0205] 如上所述,在本实施方案的荧光内窥镜设备 100 中,光量控制单元 186 控制照明光 L1 的光量,使得普通图像的代表亮度值为预定亮度值。此外,光量控制单元 186 控制激发光 L2 的光量,使得激发光 L2 的光量与照明光 L1 的光量的比率为预定比率。因此,当激发光 L2 的输出端和被观察区域 10 之间的距离短时,换言之,当不应当增加激发光的光量时,可以防止增加激发光 L2 的光量的风险。因此,可以获取反映被观察区域 10 的组织特征的荧光图像。因此,可以提高荧光图像的可靠性。

[0206] 此外,在本发明的荧光内窥镜设备 100 中,可以使拟似普通彩色图像和荧光叠加图像的单位时间帧数与普通彩色图像的帧数相同。因此,即使在以动画形式显示图像时,也可以产生有效显示图像。

[0207] 此外,在本发明的荧光内窥镜设备 100 中,当没有检测到激发光单元 130 连接至照明光单元 150 时,换言之,当不从连接检测单元 162 和连接检测单元 166 两者输出连接信号时,将被安置在激发光单元 130 中的驱动电路 132 和半导体激光器 131 之间的开关 134 保持打开。因此,不将电流供给至半导体激光器 131。因此,即使荧光内窥镜设备的使用者不习惯激发光用光源例如激光器的操作,也可以安全地获取荧光图像。

[0208] 此外,当没有检测到激发光单元 130 连接至照明光单元 150 时,即使按压输入单元 192 的预定键或观察仪器单元 110 的开关,操作状态也仅仅在操作停止状态和普通图像模

式之间切换,换言之,操作状态不切换至荧光图像模式。因此,可以防止错误操作的风险,并且进一步提高设备的便利性。

[0209] 此外,在本实施方案中,将光阑 156 安置在氙灯 151 和二色性反射镜 157 之间。然而,以这种方式安置光阑 156 不是必需的。在一个变型实例中,如图 7 中所示,可以将光阑 156a 安置在二色性反射镜 157 和聚光透镜 158 之间。在这种情况下,激发光 L2 的光量决定于光阑 156a 以及从驱动电路 132 供给至半导体激光器 131 的驱动电流的值。因此,通过预先考虑这些因素控制光量。

[0210] 在本实施方案中,将在选择普通图像模式时进行信号处理的普通图像处理单元 174 和显示处理单元 76,以及在选择荧光图像模式时进行信号处理的估算光谱数据计算单元 180、图像处理单元 182 和显示处理单元 184 安置在处理单元 172 中。然而,处理单元 172 的构造不限于本实施方案的构造。例如,可以安置起着估算光谱数据计算单元 180、普通图像处理单元 174 和图像处理单元 182 的作用的图像处理单元,以及起着显示处理单元 176 和显示处理单元 184 的作用的显示处理单元。此外,当选择普通图像模式时,可以将从观察仪器单元 110 输出的信号直接输入至图像处理单元,并且当选择荧光图像模式时,可以将从观察仪器单元 110 输出的信号输入到估算光谱数据计算单元 180 中。

[0211] 此外,在本实施方案中,使用具有预定宽度并且包括 480nm 的波长(即荧光的中心波长带)的波长带作为特定荧光波长带。然而,特定荧光波长带不限于该波长带。特定荧光波长带应当基本上反映荧光的强度,并且特定荧光波长带可以是例如,仅仅 480nm 的波长、仅仅 470nm 的波长、或者仅仅 490nm 的波长等。备选地,特定荧光波长带可以是 475nm 至 485nm 等的波长带。例如,当特定荧光波长带为仅仅 480nm 的波长时,可以通过仅仅计算估算光谱数据(q15)获取拟似荧光强度。当特定荧光波长带为 475nm 至 485nm 的波长带时,可以通过计算估算光谱数据(q14、q15 和 q16)获取拟似荧光强度。

[0212] 此外,适宜的是特定荧光波长带的整个波长带在荧光的基本波长带以内,并且不宜的是特定荧光波长带不必要地宽。具体地,适宜的是特定荧光波长带的宽度小于或等于 100nm,并且任选地小于或等于 50nm。此外,该宽度可以小于或等于 10nm 或者如上所述的单一波长。

[0213] 接着,将详细描述采用本发明的荧光图像获取设备的第二实施方案的荧光内窥镜。图 8 是示出适用本发明的第二实施方案的荧光内窥镜设备的示意图。在本实施方案中的荧光内窥镜设备 200 被构造,使得操作模式可以在普通图像模式和荧光图像模式之间切换。在普通图像模式中,采用照明光 L1 照射被观察区域 10,以获取彩色普通图像,并且所获取的图像以动画形式显示。在荧光图像模式中,采用照明光 L1 和激发光 L2 照射被观察区域 10 以获取组合图像,并且通过进行操作处理(将稍后描述)由组合图像获取荧光图像。此外,将所获取的荧光图像和彩色普通图像相互叠加,以获取荧光叠加图像,并且将所获取的荧光叠加图像以动画的形式显示。在下列的描述中,将主要描述与第一实施方案的荧光内窥镜设备 100 的元件不同的第二实施方案的荧光内窥镜设备 200 的元件。此外,相同的标记赋予与第一实施方案的荧光内窥镜设备 100 的元件类似的元件。

[0214] 如图 8 中所示,荧光内窥镜设备 200 包括观察仪器单元 110、处理器单元 270、照明光单元 150 以及激发光单元 230。将观察仪器单元 110 插入到被检查者(患者)体腔中,以观察被观察区域 10。将处理器单元 270 以可拆卸的方式电连接至观察仪器单元 110。照明

光单元 150 以可拆卸的方式光学连接至观察仪器单元 110, 并且容纳输出照明光 L1 的氙灯 151。激发光单元 230 以可拆卸的方式电连接并且光学连接至照明光单元 150, 并且容纳输出激发光 L2 的 GaN 基半导体激光器 231。处理器单元 170 和照明光单元 150 可以被构造成一體或分體。

[0215] 观察仪器单元 110 和照明光单元 150 是以与第一实施方案的荧光内窥镜设备的那些类似的方式构造的。

[0216] 激发光单元 230 包括输出激发光 L2 的 GaN 基半导体激光器 231、驱动半导体激光器 231 的驱动电路 232, 以及引导从半导体激光器 231 输出的激发光 L2 的光导 233。光导 233 从激发光单元 230 的外壳延伸, 并且光导 233 的另一端连接至光学连接器 236。光学连接器 236 可拆卸地连接至照明光单元 150 的光学连接器 161。开关 234 被安置在半导体激光器 231 和驱动电路 232 之间, 并且将聚光光学系统 235 安置在半导体激光器 231 和光导 233 的一端(光入射端)之间。

[0217] 在本实施方案的荧光内窥镜设备 200 中, 驱动半导体激光器 231 的驱动电路 232 产生驱动脉冲信号, 并且基于驱动脉冲信号驱动半导体激光器 231。半导体激光器 231 基于驱动脉冲信号被驱动, 并且输出脉冲调制的激发光 L2。此外, 在可以输出光的预定时间内, 驱动电路 232 产生驱动脉冲信号或者多个驱动脉冲信号。驱动电路 232 以预定的周期产生驱动一种或多种脉冲信号。半导体激光器 231 基于驱动脉冲信号输出脉冲调制的激发光。驱动电路 232 基于从光量控制单元 286(将稍后描述)输出的驱动脉冲控制信号, 改变可以输出光的预定时间内的一种或多种驱动脉冲信号的数量, 或者驱动脉冲信号的宽度(光输出时间)。稍后将详细描述通过驱动电路 232 驱动控制半导体激光器 231。

[0218] 此外, 激发光单元 230 包括控制单元 240, 所述控制单元 240 连接至被安置在激发光单元 230 内的每一个元件, 例如驱动电路 232 和开关 234, 以控制每一个元件。此外, 控制单元 240 控制照明光单元 150 和激发光单元 230 之间的通信。控制单元 240 连接至信号线 241 的一端。信号线 241 延伸至激发光单元 230 的外壳外部, 并且将连接器 242 安置在信号线 241 的另一端。连接器 242 可拆卸地连接至照明光单元 150 的连接器 165。

[0219] 同时, 处理单元 272 被安置在处理器单元 270 中。处理单元 272 包括在选择普通图像模式时进行信号处理的普通图像处理单元 274 和显示处理单元 276。此外, 处理单元 272 包括在选择荧光图像模式时进行图像处理的荧光图像处理单元 282 和显示处理单元 284。此外, 处理单元 272 包括控制照明光和激发光的强度的光量控制单元 286。

[0220] 普通图像处理单元 274 基于通过采用照明光 L1 照射被观察区域 10 由观察仪器单元 110 获取的普通图像, 产生由 R、G 和 B 三色图像信号组成的普通图像信号。此外, 普通图像处理单元 274 对普通图像信号进行各种图像处理, 并且产生由亮度(Y)信号和色度[C(R-Y 和 B-Y)]信号组成的 Y/C 信号。此外, 普通图像处理单元 274 将 Y/C 信号输出至显示处理单元 276。显示处理单元 276 对 Y/C 信号进行各种信号处理, 以产生显示用彩色普通图像信号。例如, 将彩色普通图像信号输出至监视器 11, 例如液晶显示器和 CRT。

[0221] 当选择荧光图像模式时, 荧光图像处理单元 282 基于组合图像产生由 R、G 和 B 三色图像信号组成的组合图像信号, 所述组合图像是在采用照明光 L1 和激发光 L2 两者照射被观察区域 10 的时间内, 由观察仪器单元 110 获取的。此外, 荧光图像处理单元 282 从组合图像信号扣除通过普通图像处理单元 274 获取的普通图像信号, 以获取荧光图像信号。此

外,对荧光图像信号进行各种信号处理,并且将由普通图像处理单元 274 获取的普通图像信号和荧光图像信号相互叠加,以产生荧光叠加图像信号。此外,在对荧光叠加图像信号进行各种信号处理之后,产生由亮度 (Y) 信号和色度 [C(R-Y,B-Y)] 信号组成的 Y/C 信号,并且将其输出至显示处理单元 284。显示处理单元 284 对 Y/C 信号进行各种信号处理,以产生荧光叠加的显示用图像信号,并且将所产生的荧光叠加的显示用图像信号输出至监视器 11。

[0222] 光量控制单元 286 连接至普通图像处理单元 274,并且亮度信号控制照明光 L1 以及激发光 L2 的光量,所述亮度信号基于普通图像信号。稍后将详细描述用于控制照明光 L1 和激发光 L2 的光量的方法。

[0223] 此外,处理单元 272 连接至键盘型输入单元 292 和连接器 294。连接器 294 可拆卸地连接至观察仪器单元 110 的连接器 127。连接器 294 具有连接检测单元 295,所述连接检测单元 295 检测连接器 127 是否连接至连接器 294。此外,处理单元 272 连接至观察仪器单元 110 的控制单元 121、照明光单元 150 的控制单元 167,以及激发光单元 230 的控制单元 240。

[0224] 接着,将描述根据本发明的荧光内窥镜设备的操作。首先,将描述普通图像模式中的操作。在普通图像模式中,采用照明光 L1 照射被观察区域 10,以获取彩色普通图像,并且以动画形式显示彩色普通图像。

[0225] 在使用本实施方案的荧光内窥镜设备之前,将清洗和消毒的观察仪器单元 110 接在处理器单元 270 和照明光单元 150 上。此外,连接器 127 连接至处理器单元 270 的连接器 294,所述连接器 127 与观察仪器单元 110 的信号线 125 的一端和观察仪器单元 110 的信号线 126 的一端连接。此外,被安置在光导 112 的前端的光学连接器 113 连接至照明光单元 150 的光学连接器 153。当连接器 127 连接至连接器 294 时,被安置用于连接器 294 的连接检测单元 295 将连接信号输送至处理单元 272。此外,当将光学连接器 113 连接至光学连接器 153 时,被安置用于光学连接器 153 的连接检测单元 154 将连接信号输出至控制单元 167。

[0226] 当处理单元 27 接收来自连接检测单元 295 和连接检测单元 154 的连接信号时,使照明光单元 150 的旋转遮光器 159 旋转,使得可以进行普通图像模式中的操作。此外,通过处理器单元 270 的处理单元 272 设定输入单元 292 的预定键的功能模式。此外,通过处理单元 272 和观察仪器单元 110 的控制单元 121 设定开关 122 的功能模式。由于处理单元 272 控制处理,因此当使用者按压输入单元 292 的预定键或开关 122 时,操作模式在停止状态和普通图像模式之间切换。

[0227] 当一旦使用者按压输入单元 292 的预定键或开关 122 时,普通图像模式中的操作就开始。在照明光单元 150 中,通过驱动电路 152 打开氙灯 151,并且连续输出照明光 L1。照明光 L1 通过波长滤光器 155、光阑 156 和二色性反射镜 157,并且通过聚光透镜 158 会聚在光学连接器 113 的端面上。会聚光进入光导 112。照明光 L1 传播通过光导 112,并且从光导 112 的前端输出。输出光经由照明用光学系统 111 连续照射被观察区域 10。

[0228] 通过波长滤光器 155 将照明光的波长带 L1 限制至大于或等于 410nm,并且小于或等于 700nm。通过光阑 156 控制照明光 L1 的光量。将稍后描述通过光阑 156 对照明光 L1 的光量控制操作。

[0229] 通过 CCD 驱动电路 118 驱动的 CCD117 拍摄被观察区域 10 的普通图像, 并且输出成像信号。通过相关二次取样和自动增益控制在 CDS/AGC 电路 119 中放大成像信号。此外, 在 A/D 转换器 120 中对放大的成像信号进行 A/D 转换, 并且输出至处理器单元 270 的处理单元 272 中的普通图像处理单元 274。在普通图像处理单元 274 中, 当选择普通图像模式时, 基于从观察仪器单元 110 输出的信号, 产生由 R、G 和 B 三色图像信号组成的普通图像信号。此外, 普通图像处理单元 274 进行各种处理, 以产生由亮度信号 Y 和色度信号 C 组成的 Y/C 信号 (彩色普通图像信号)。将所产生的 Y/C 信号输出至显示处理单元 276。在显示处理单元 276 中, 对 Y/C 信号进行各种信号处理, 例如 I/P 转换和噪音消除处理, 并且将处理的信号输出至监视器 11。

[0230] 监视器 11 基于输入的彩色普通图像信号, 以动画形式显示彩色普通图像。

[0231] 此外, 普通图像处理单元 174 将用于每一个像素的亮度信号 Y 或者多个相邻像素的平均亮度信号 Y' 输出至光量控制单元 286。光量控制单元 286 基于输入的亮度信号 Y 或平均亮度信号 Y', 计算每一帧的规定面积内的像素的平均亮度值 Ya, 并且比较平均亮度值 Ya 与预先存储在存储器 (未示出) 中的参考亮度值 Yr。此外, 光量控制单元 286 基于比较结果选择光阑控制信号, 并且将光阑控制信号输出至照明光单元 150 的控制单元 167。作为光阑控制信号, 当平均亮度值 Ya 大于参考亮度值 Yr 时, 选择降低光阑 156 的孔径量的信号, 换言之, 选择减少通过光阑 156 的孔径的光的信号。当平均亮度值 Ya 小于参考亮度值 Yr 时, 选择增加光阑 156 的孔径量的信号, 换言之, 选择增加通过光阑 156 的孔径的光的信号。当平均亮度值 Ya 和参考亮度值 Yr 基本上相同时, 选择保持相同的孔径量的信号。

[0232] 照明光单元 150 的控制单元 167 基于光阑控制信号, 控制光阑 156 的孔径量。

[0233] 接着, 将描述荧光图像模式中的操作。在荧光图像模式中使用荧光内窥镜设备之前, 将被清洗和消毒的观察仪器单元 110 接在处理器单元 270 和照明光单元 150 上。此外, 将连接器 127 连接至处理器单元 270 的连接器 294, 所述连接器 127 与观察仪器单元 110 的信号线 125 的一端和观察仪器单元 110 的信号线 126 的一端连接。当连接器 294 连接至连接器 127 时, 被安置用于连接器 294 的连接检测单元 295 将连接信号输送至处理单元 272。此外, 被安置在光导 112 的前端的光学连接器 113 连接至照明光单元 150 的光学连接器 153。当光学连接器 153 连接至连接器 113 时, 被安置用于光学连接器 153 的连接检测单元 154 将连接信号输送至控制单元 167。

[0234] 此外, 激发光单元 230 连接至照明光单元 150。被安置在激发光单元 230 的信号线 241 的前端的连接器 242 连接至照明光单元 150 的连接器 165。当将连接器 142 连接至连接器 165 时, 被安置用于连接器 165 的连接检测单元 166 将连接信号输出至控制单元 167。此外, 被安置在光导 233 的前端的光学连接器 236 连接至照明光单元 150 的光学连接器 161。当光学连接器 236 连接至连接器 161 时, 被安置用于光学连接器 161 的连接检测单元 162 将连接信号输送至处理单元 167。

[0235] 激发光单元 230 的控制单元 240 与照明光单元 150 的控制单元 167 通信。当控制单元 240 接收来自连接检测单元 166 和连接检测单元 162 的连接信号时, 控制单元 240 闭合激发光单元 230 的开关 234, 以电连接半导体激光器 231 和驱动电路 232。因此, 半导体激光器 231 可被驱动电路 232 驱动。此外, 通过处理器单元 270 的处理单元 272 设定输入单元 292 的预定键的功能模式。此外, 通过处理单元 272 和观察仪器单元 110 的控制单

元 121 设定开关 122 的功能模式。由于控制单元 272 控制处理,因此当使用者按压输入单元 292 的预定键或开关 122 时,操作模式在停止状态、普通图像模式和荧光图像模式之间切换。当没有从连接检测单元 166 和连接检测单元 162 两者接收到连接信号时,换言之,当没有从两个连接检测单元接收到连接信号,或者没有从连接检测单元中的一个接收到连接信号时,在激发光单元 230 中的开关 234 持续地打开。因此,在激发光单元 230 没有连接至照明光单元 150 时,不驱动半导体激光器 231。

[0236] 此外,当在普通图像模式中操作荧光内窥镜设备时,一旦使用者按压输入单元 292 的预定键或开关 122,在荧光图像模式中的操作就开始。除照明光单元 150 的操作以外,还开始激发光单元 230 的操作。基于从驱动电路 232 输出的驱动脉冲信号,脉冲驱动半导体激光器 231,并且输出波长为 405nm 的激发光 L2。具体地,如图 9 中所示,在可以输出光的时间 T2 内,以循环 T 输出具有脉冲宽度 T3 的脉冲调制的激发光。

[0237] 激发光 L2 通过聚光透镜 235 会聚,并且进入光导 233 的端面。激发光 L2 传播通过光导 233,并且经由光学连接器 236 和光学连接器 161 进入光导 163。激发光 L2 传播通过光导 163,并且从光导 163 的一端输出。输出的激发光 L2 通过准直透镜 164 准直,并且进入二色性反射镜 157。由于激发光 L2 的波长为 405nm,因此激发光 L2 从二色性反射镜 157 以直角反射,并且通过聚光透镜 158 会聚在光学连接器 113 的端面上。会聚光进入光导 112。

[0238] 激发光 L2 传播通过光导 112,并且从光导 112 的前端输出。此外,将激发光 L2 经由照明用光学系统 111 输出至被观察区域 10,以照射被观察区域 10。在这种情况下,使用照明光 L1 和激发光 L2 两者同时照射被观察区域 10。

[0239] 在图 9 中示出的时间 T1 内,通过 CCD 驱动电路 118 驱动的 CCD117 拍摄由从被观察区域 10 反射的照明光 L1 的反射光组成的普通图像。在时间 T1 内,仅仅输出照明光 L1。此外,在图 9 中示出的可以输出光的时间 T2 内,CCD117 拍摄组合图像,所述组合图像由从被观察区域 10 反射的照明光 L1 的反射光,以及通过采用激发光 L2 照射从被观察区域 10 发出的荧光组成。此外,由于将截除波长小于或等于 410nm 的光的激发光截切滤光器安置在 CCD117 的前端,因此激发光 L2 的大部分反射光不进入 CCD117。

[0240] CCD117 交替地输出在时间 T1 内获取的成像信号以及在可以输出光的时间 T2 内获取的成像信号。此外,在 CDS/AGC 电路 119 中通过相关二次取样和自动增益,放大这些成像信号。此外,在 A/D 转换器 120 中对放大的成像信号进行 A/D 转换,并且以 RGB 图像信号的形式输出至处理器单元 270 的处理单元 272 中。此时,将基于时间 T1 中获取的普通图像的 RGB 图像信号输入至普通图像处理单元 274,并且将基于在可以输出光的时间 T2 内获取的组合图像的 RGB 图像信号输入至荧光图像处理单元 282。

[0241] 此外,普通图像处理单元 274 从输入的 RGB 图像信号产生普通图像信号,并且将普通图像信号输出至荧光图像处理单元 282。

[0242] 同时,荧光图像处理单元 282 从输入的 RGB 图像信号产生组合图像信号。此外,荧光图像处理单元 282 从组合图像信号扣除普通图像信号,以获取荧光图像信号。此外,荧光图像处理单元 282 对荧光图像信号进行各种信号处理,并且将普通图像信号叠加在荧光图像信号上以产生荧光叠加的图像信号。此外,荧光图像处理单元 282 对荧光叠加的图像信号进行各种信号处理,并且产生由亮度 (Y) 信号和色度 [C(R-Y, B-Y)] 信号组成的 Y/C 信号。将产生的 Y/C 信号输出至显示处理单元 284。显示处理单元 284 对 Y/C 信号进行各种

信号处理,以产生荧光叠加的显示用图像信号,并且将所产生的荧光叠加的显示用图像信号输出至监视器 11。

[0243] 此外,监视器 11 以动画的形式显示荧光叠加图像,其中荧光图像和普通图像相互叠加。动画是基于输入的荧光叠加的显示用图像信号显示的。

[0244] 此外,普通图像处理单元 274 将每一个像素的亮度信号 Y 或者多个相邻像素的平均亮度信号 Y' 输出至光量控制单元 286。光量控制单元 286 计算每一帧的规定面积内的像素的平均亮度值 Y_a , 并且比较平均亮度值 Y_a 与预先存储在存储器(未示出)中的参考亮度值 Y_r 。此外,光量控制单元 286 基于比较结果选择光阑控制信号,并且将光阑控制信号输出至照明光单元 150 的控制单元 167。作为光阑控制信号,当平均亮度值 Y_a 大于参考亮度值 Y_r 时,选择降低光阑 156 的孔径量的信号,换言之,选择减少通过光阑 156 的孔径的光的信号。当平均亮度值 Y_a 小于参考亮度值 Y_r 时,选择增加光阑 156 的孔径量的信号,换言之,选择增加通过光阑 156 的孔径的光的信号。当平均亮度值 Y_a 和参考亮度值 Y_r 基本上相同时,选择保持相同的孔径量的信号。

[0245] 此外,光量控制单元 286 将与光阑控制信号对应的驱动脉冲控制信号输出至驱动电路 232,使得照明光 L1 与激发光 L2 的光量之间的比率为预定比率。此外,驱动电路 232 基于输入的驱动脉冲控制信号,改变驱动脉冲信号的脉冲宽度(光输出时间的长度)。备选地,驱动电路 232 改变在可以输出光的预定时间内产生的一种或多种驱动脉冲信号的数量。此外,半导体激光器 231 基于驱动脉冲信号输出脉冲调制的激发光。具体地,通过如以图 10 中所示的激发光 L2 的光输出图案 1 的形式改变可以输出光的时间 T2 中脉冲调制的激发光的光束数量(或者输出次数),改变可以输出光的时间 T2 中的激发光 L2 的光量。备选地,通过如以图 10 中所示的激发光 L2 的光输出图案 2 形式改变脉冲调制的激发光脉冲宽度(脉冲调制的激发光输出时间),改变可以输出光的时间 T2 中的激发光 L2 的光量。此时,当关于被输送至光阑 156 的照明光 L1 的控制信号是降低光量的信号时,脉冲调制的激发光脉冲宽度降低(变窄),或者在可以输出光的时间 T2 中脉冲调制的激发光的光束数量(输出次数)降低。因此,可以降低在可以输出光的时间 T2 中的激发光 L2 的光量。此外,当关于被输送至光阑 156 的照明光 L1 的控制信号是增加光量的信号时,脉冲调制的激发光脉冲宽度增大(变宽),或者在可以输出光的时间 T2 中脉冲调制的激发光的光束数量(输出次数)增加。因此,可以增加在可以输出光的时间 T2 中的激发光 L2 的光量。上述描述从图 9 中所示的光输出图案开始。然而,脉冲调制的激发光的光输出图案的初始设定可以是图 10 中所示的光输出图案 1 或光输出图案 2 等。此外,通过增加或者降低脉冲调制的激发光束的数量或者脉冲调制的激发光的宽度,可以控制光量。

[0246] 此外,可以通过在输入单元 292 的输入操作而预先设定照明光 L1 的光量与激发光 L2 的光量的比率。光量控制单元 286 基于设定比率和照明光 L1 的孔径量,确定脉冲宽度和在可以输出光的时间 T2 中的脉冲调制的激发光束的数量。此外,基于脉冲宽度或脉冲调制的激发光束的数量,输出驱动脉冲控制信号。

[0247] 照明光单元 150 的控制单元 167 基于光阑控制信号,控制光阑 156 的孔径量。此外,激发光单元 230 的控制单元 240 基于驱动脉冲控制信号,控制从驱动电路 232 供给至半导体激光器 231 的驱动脉冲信号。

[0248] 在上述实施方案中,通过控制脉冲调制的激发光的脉冲宽度或者时间 T2 内的脉

冲调制的激发光束的数量,控制在可以输出光的时间 T2 中的激发光 L2 的光量。备选地,通过同时控制脉冲调制的激发光的脉冲宽度以及时间 T2 内的脉冲调制的激发光束的数量,可以控制激发光 L2 的光量。

[0249] 此外,在上面的描述中,将荧光图像信号和普通图像信号相互叠加,以产生荧光叠加图像信号。此外,基于荧光叠加图像信号显示荧光叠加的显示用图像。然而,以这种方式进行处理不是必需的。例如,可以通过将荧光图像信号除以普通图像信号的亮度信号 Y 的值而获取荧光收率。此外,可以基于产生显示用荧光图像的尺寸(值),依次对荧光收率分配红、黄和绿的颜色。此外,可以在监视器 11 上显示所产生的显示用荧光图像。

[0250] 此外,可以利用从正常组织发出的荧光的强度和从病变组织发出的荧光的强度彼此不同的特性,并且可以安置判断单元,所述判断单元基于如上所述获取的荧光收率判断被观察区域 10 是否为病变组织。当判断单元判断被观察区域 10 为正常组织时,可以显示普通图像。当判断单元判断被观察区域 10 为病变组织时,可以基于荧光收率通过改变像素的普通图像颜色产生新的荧光图像,并且将其显示。

[0251] 此外,对于普通图像,可以通过对普通图像进行预定的增益和/或补偿(offset)产生新的普通图像,并且可以显示所产生的图像。在这种情况下,适宜的是用于普通图像的增益和/或补偿与用于荧光图像的增益和/或补偿不同。例如,增益和补偿可以满足下列关系:用于荧光图像的增益 $GAIN_f >$ 用于普通图像的增益 $GAIN_n$;以及用于荧光图像的补偿 $OFFSET_f >$ 用于普通图像的补偿 $OFFSET_n$ 。

[0252] 此外,当产生显示用荧光图像时,可以将荧光图像信号加入到组合图像信号中以加强荧光。

[0253] 此外,在上述实施方案的荧光内窥镜设备中,基于在仅仅输出照明光 L1 的时间内获取的普通图像,产生普通图像信号,并且基于在输出照明光 L1 和激发光 L2 两者的时间内获取的组合图像,产生荧光图像信号。由于获取普通图像的时间与获取组合图像的时间彼此不同,因此在某些情况下,对应普通图像的被观察区域 10 的成像位置和对应组合图像的被观察区域 10 的成像位置可以彼此不同。在这样的情况下,可以基于普通图像信号和组合图像信号检测成像位置的偏移(差别),所述普通图像信号基于普通图像,而组合图像信号基于组合图像。此外,可以基于位置的偏移量进行定位。例如,可以通过对图像信号中的一个进行偏移校正处理,调节位置。

[0254] 此外,如图 11 中所示,可以将光谱图像处理单元 288 安置在上述实施方案的荧光内窥镜设备中。光谱图像处理单元 288 可以对普通图像信号、组合图像信号和荧光图像信号中的至少一个进行光谱图像处理,所述普通图像信号由 RGB 图像信号组成,通过普通图像处理单元 274 获取,所述荧光图像信号由 RGB 图像信号组成,并且通过荧光图像处理单元 282 获取。此外,可以通过在输入单元 292 的输入操作选择是否进行光谱图像处理。

[0255] 接着,将描述在对普通图像信号、荧光图像信号或组合图像信号进行光谱图像处理的情况下的行为。

[0256] 光谱图像处理单元 288 对每一个像素进行由上式 1 表示的矩阵运算,以产生关于普通图像信号、荧光图像信号或组合图像信号的 R、G 和 B 三色图像信号的估算光谱数据(q1 至 q59)。通过采用包括储存在存储器(未示出)中的估算矩阵数据的所有参数的 3×59 矩阵,产生估算光谱数据。

[0257] 这里,如上所述,将估算矩阵数据以表的形式预先存储在存储器(未示出)中。在上述表 1 中显示了在本实施方案中存储在存储器中的估算矩阵数据的实例。

[0258] 例如,通过在输入单元 292 的操作选择 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 的三个波长带,并且从存储在存储器中的估算矩阵数据读出与所选择的三个波长带对应的参数。

[0259] 例如,当选择 500nm、620nm 和 650nm 的波长作为三个波长带 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 和 $\lambda 3$ 时,采用表 1 中与所述波长对应的参数 p21、p45 和 p51 的系数,并且对普通图像信号、荧光图像信号或组合图像信号的 RGB 信号进行上述式 1 的矩阵运算。因此,计算出光谱估算数据 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 。

[0260] 此外,对所计算的光谱估算数据 $\lambda 1s$ 、 $\lambda 2s$ 、 $\lambda 3s$ 的每一个进行适合的增益和/或补偿,并且计算拟似彩色光谱估算数据 $\lambda 1t$ 、 $\lambda 2t$ 、 $\lambda 3t$ 。分别使用拟似彩色光谱估算数据 $\lambda 1t$ 、 $\lambda 2t$ 、 $\lambda 3t$ 中的每一个作为图像信号 R'、G' 和 B'。

[0261] 此外,使用拟似三色图像信号 R'、G' 和 B',并且产生由亮度信号 Y 和色度信号 C 组成的 Y/C 信号,并且将其输出至显示处理单元 284。显示处理单元 284 对 Y/C 信号进行各种信号处理,以产生拟似彩色图像信号。将拟似彩色图像信号输出至监视器 11。

[0262] 此外,光谱图像处理单元 288 可以获取荧光收率,并且基于荧光收率产生荧光图像。

[0263] 具体地,光谱图像处理单元 288 利用亮度信号 Y 的值作为参照光强度,所述亮度信号 Y 的值是通过对普通图像信号的光谱图像处理获取的。此外,光谱图像处理单元 288 将通过荧光图像进行光谱图像处理而获取的亮度信号 Y' 除以亮度信号的值,以获取估算的荧光收率。此外,例如,如图 5 中所示,通过对估算的荧光收率依次分配红色、黄色或绿色产生显示用荧光图像。在这种情况下,以红色显示具有较小的估算的荧光收率的病变组织,并且以绿色显示具有较大的估算的荧光收率的正常组织。当估算的荧光收率低于或等于预定下限值时,仅仅分配红色。当估算的荧光收率大于或等于预定上限值时,分配绿色。备选地,如图 6 中所示,可以对估算的荧光收率分配红色、黄色、绿色、青色或蓝色。此外,当估算的荧光收率小于或等于预定下限值,或者高于或等于预定上限时,可以分配消色。

[0264] 在本实施方案中,使用通过对普通图像信号进行光谱图像处理而获取的亮度信号 Y 的值作为参照光的强度。然而,代替亮度信号 Y 值的是,可以使用由长波长带中,例如在 620nm 等的估算光谱数据获取的光强度。在长的波长带中,在从正常组织发出的荧光的强度和从病变组织发出的荧光的强度之间的差值小。

[0265] 例如,光谱图像处理单元 288 产生荧光叠加的显示用图像,使得观察图像的使用者可以容易地识别或者确认具有小估算的荧光收率的病变组织的位置。通过以下方法产生荧光叠加的显示用图像:对 R、G 和 B 中的一个或两个分配通过对估算的荧光收率进行任意增益或补偿而获取的数据以获取荧光图像,并且将荧光图像叠加在反映普通图像的亮度信号 Y 的黑白普通图像上。将获取的荧光叠加的显示用图像输出至显示处理单元 284。显示处理单元 284 可以产生其中彼此紧接地显示从光谱图像处理单元 288 输出的彩色普通图像和荧光叠加的显示用图像的显示图像,并且将该显示图像输出至监视器 11 以显示图像。

[0266] 接着,将详细描述采用本发明的荧光图像获取设备的第三实施方案的荧光内窥镜设备。图 12 是示出适用本发明的第三实施方案的荧光内窥镜设备的构造的示意图。本实施方案的荧光内窥镜设备 300 被构造,使得操作模式可以在普通图像模式和荧光图像模式

之间切换。在普通图像模式中,采用照明光 L1 照射被观察区域 10,以获取彩色普通图像,并且以动画形式显示所获取的图像。在荧光图像模式中,采用照明光 L1 和激发光 L2 照射被观察区域 10,以获取组合图像,并且通过进行操作处理(将稍后描述)由组合图像获取荧光图像。此外,将所获取的荧光图像和彩色普通图像相互叠加,以获取荧光叠加图像,并且将所获取的荧光叠加图像以动画的形式显示。在下列的描述中,将主要描述与第一实施方案的荧光内窥镜设备 100 的元件不同的本实施方案的荧光内窥镜设备 300 的元件。此外,相同的标记赋予与第一实施方案的荧光内窥镜设备 100 的元件类似的元件。

[0267] 如图 12 中所示,荧光内窥镜设备 300 包括观察仪器单元 110、处理器单元 370、照明光单元 150 以及激发光单元 330。将观察仪器单元 110 插入到被检查者(患者)体腔中,以观察被观察区域 10。将处理器单元 370 以可拆卸的方式电连接至观察仪器单元 110。照明光单元 150 以可拆卸的方式光学连接至观察仪器单元 110,并且容纳输出照明光 L1 的氙灯 151。激发光单元 330 以可拆卸的方式电连接并且光学连接至照明光单元 150,并且容纳输出激发光 L2 的 GaN 基半导体激光器 331。处理器单元 370 和照明光单元 150 可以被构造成一体或分体。

[0268] 观察仪器单元 110 和照明光单元 150 是以与第一实施方案的荧光内窥镜的那些类似的方式构造的。

[0269] 激发光单元 330 包括输出激发光 L2 的 GaN 基半导体激光器 331、驱动半导体激光器 331 的驱动电路 332,以及引导从半导体激光器 331 输出的激发光 L2 的光导 333。光导 333 从激发光单元 330 的外壳延伸至激发光单元 330 的外部,并且光导 333 的另一端连接至光学连接器 336。光学连接器 336 可拆卸地连接至照明光单元 150 的光学连接器 161。开关 334 被安置在半导体激光器 331 和驱动电路 332 之间,并且将聚光透镜 335 安置在半导体激光器 331 和光导 333 的一端(光入射端)之间。

[0270] 在本实施方案的荧光内窥镜设备 300 中,驱动半导体激光器 331 的驱动电路 332 产生驱动脉冲信号,并且基于驱动脉冲信号驱动半导体激光器 331。半导体激光器 331 基于驱动脉冲信号被驱动,并且输出脉冲调制的激发光 L2。

[0271] 此外,激发光单元 330 包括控制单元 340,所述控制单元 340 连接至被安置在激发光单元 330 内的每一个元件,例如驱动电路 332 和开关 334,并且控制每一个元件。此外,控制单元 340 控制照明光单元 150 和激发光单元 330 之间的通信。控制单元 340 连接至信号线 341 的一端。信号线 341 延伸至激发光单元 330 的外壳外部,并且将连接器 342 安置在信号线 341 的另一端。连接器 342 可拆卸地连接至照明光单元 150 的连接器 165。

[0272] 同时,处理单元 372 被安置在处理器单元 370 中。处理单元 372 包括在选择普通图像模式时进行信号处理的普通图像处理单元 374 和显示处理单元 376。此外,处理单元 372 包括在选择荧光图像模式时进行图像处理的荧光图像处理单元 382 和显示处理单元 384。此外,处理单元 372 包括控制照明光和激发光的强度的光量控制单元 386。

[0273] 普通图像处理单元 374 基于通过采用照明光 L1 照射被观察区域 10 由观察仪器单元 110 获取的普通图像,产生由 R、G 和 B 三色图像信号组成的普通图像信号。此外,普通图像处理单元 374 对普通图像信号进行各种图像处理,并且产生由亮度(Y)信号和色度[C(R-Y 和 B-Y)]信号组成的 Y/C 信号。此外,普通图像处理单元 374 将 Y/C 信号输出至显示处理单元 376。显示处理单元 376 对 Y/C 信号进行各种信号处理,以产生显示用彩色普通

图像信号。例如,将彩色普通图像信号输出至监视器 11,例如液晶显示器或 CRT。

[0274] 当选择荧光图像模式时,荧光图像处理单元 382 基于组合图像产生由 R、G 和 B 三色图像信号组成的组合图像信号,所述组合图像是在采用照明光 L1 和激发光 L2 两者照射被观察区域 10 的时间内,由观察仪器单元 110 获取的。此外,荧光图像处理单元 382 从组合图像信号扣除通过普通图像处理单元 374 获取的普通图像信号,以获取荧光图像信号。此外,对荧光图像信号进行各种信号处理,并且将由普通图像处理单元 374 获取的普通图像信号和荧光图像信号相互叠加,以产生荧光叠加图像信号。此外,在对荧光叠加图像信号进行各种信号处理之后,产生由亮度 (Y) 信号和色度 $[C(R-Y, B-Y)]$ 信号组成的 Y/C 信号,并且将其输出至显示处理单元 384。显示处理单元 384 对 Y/C 信号进行各种信号处理,以产生荧光叠加的显示用图像信号,并且将所产生的荧光叠加的显示用图像信号输出至监视器 11。

[0275] 光量控制单元 386 连接至普通图像处理单元 374,并且根据基于普通图像信号的亮度信号,控制照明光 L1 以及激发光 L2 的光量。

[0276] 此外,处理单元 372 连接至键盘型输入单元 392 和连接器 394。连接器 394 可拆卸地连接至观察仪器单元 110 的连接器 127。连接器 394 具有连接检测单元 395,所述连接检测单元 395 检测连接器 127 是否连接至连接器 394。此外,处理单元 372 连接至观察仪器单元 110 的控制单元 121、照明光单元 150 的控制单元 167,以及激发光单元 330 的控制单元 340。

[0277] 接着,将描述根据本发明的荧光内窥镜设备的操作。首先,将描述普通图像模式中的操作。在普通图像模式中,采用照明光 L1 照射被观察区域 10,以获取彩色普通图像,并且以动画形式显示彩色普通图像。

[0278] 在使用本实施方案的荧光内窥镜设备之前,将清洗和消毒的观察仪器单元 110 接在处理器单元 370 和照明光单元 150 上。此外,连接器 127 连接至处理器单元 370 的连接器 394,所述连接器 127 与观察仪器单元 110 的信号线 125 的一端和信号线 126 的一端连接。此外,被安置在光导 112 的前端的光学连接器 113 连接至照明光单元 150 的光学连接器 153。当连接器 127 连接至连接器 394 时,被安置用于连接器 394 的连接检测单元 395 将连接信号输送至处理单元 372。此外,当将光学连接器 113 连接至光学连接器 153 时,被安置用于光学连接器 153 的连接检测单元 154 将连接信号输出至控制单元 167。

[0279] 当处理单元 272 接收来自连接检测单元 295 和连接检测单元 154 的连接信号,使照明光单元 150 的旋转遮光器 159 旋转,使得可以进行普通图像模式中的操作。此外,通过处理器单元 370 的处理单元 372 设定输入单元 392 的预定键的功能模式。此外,通过观察仪器单元 110 的处理单元 372 和控制单元 121 设定开关 122 的功能模式。由于处理单元 372 控制处理,因此当使用者按压输入单元 392 的预定键或开关 122 时,操作模式在停止状态和普通图像模式之间切换。

[0280] 当一旦使用者按压输入单元 392 的预定键或开关 122 时,普通图像模式中的操作就开始。在照明光单元 150 中,通过驱动电路 152 打开氙灯 151,并且连续输出照明光 L1。照明光 L1 通过波长滤光器 155、光阑 156 和二色性反射镜 157,并且通过聚光透镜 158 会聚在光学连接器 113 的端面上。会聚光进入光导 112。传播通过光导 112 的照明光 L1 从光导 112 的前端输出。输出光经由照明用光学系统 111 连续照射被观察区域 10。

[0281] 通过波长滤光器 155 将照明光 L1 的波长带限制至大于或等于 410nm, 并且小于或等于 700nm。通过光阑 156 控制照明光 L1 的光量。将稍后描述通过光阑 156 对照明光 L1 的光量控制操作。

[0282] 通过 CCD 驱动电路 118 驱动的 CCD117 拍摄被观察区域 10 的普通图像以获取成像信号, 并且输出成像信号。通过相关二次取样和自动增益控制在 CDS/AGC 电路 119 中放大成像信号。此外, 在 A/D 转换器 120 中对放大的成像信号进行 A/D 转换, 并且输出至处理器单元 370 的处理单元 372 中的普通图像处理单元 374。在普通图像处理单元 374 中, 当选择普通图像模式时, 基于从观察仪器单元 110 输出的信号, 产生由 R、G 和 B 三色图像信号组成的普通图像信号。此外, 普通图像处理单元 374 对普通图像信号进行各种处理, 以产生由亮度信号 Y 和色度信号 C 组成的 Y/C 信号 (彩色普通图像信号)。将 Y/C 信号输出至显示处理单元 376。在显示处理单元 376 中, 对 Y/C 信号进行各种信号处理, 例如 I/P 转换和噪音消除处理, 并且将处理的信号输出至监视器 11。

[0283] 监视器 11 基于输入的彩色普通图像信号, 以动画形式显示彩色普通图像。

[0284] 此外, 普通图像处理单元 374 将用于每一个像素的亮度信号 Y 或者多个相邻像素的平均亮度信号 Y' 输出至光量控制单元 386。光量控制单元 386 基于输入的亮度信号 Y 或平均亮度信号 Y', 计算每一帧的规定面积内的像素的平均亮度值 Ya, 并且比较平均亮度值 Ya 与预先存储在存储器 (未示出) 中的参考亮度值 Yr。此外, 光量控制单元 386 基于比较结果选择光阑控制信号, 并且将光阑控制信号输出至照明光单元 150 的控制单元 167。作为光阑控制信号, 当平均亮度值 Ya 大于参考亮度值 Yr 时, 选择降低光阑 156 的孔径量的信号, 换言之, 选择减少通过光阑 156 的孔径的光的信号。当平均亮度值 Ya 小于参考亮度值 Yr 时, 选择增加光阑 156 的孔径量的信号, 换言之, 选择增加通过光阑 156 的孔径的光的信号。当平均亮度值 Ya 和参考亮度值 Yr 基本上相同时, 选择保持相同的孔径量的信号。

[0285] 照明光单元 150 的控制单元 167 基于光阑控制信号控制光阑 156 的孔径量。

[0286] 接着, 将描述荧光图像模式中的操作。在荧光图像模式中使用荧光内窥镜设备之前, 将被清洗和消毒的观察仪器单元 110 接在处理器单元 370 和照明光单元 150 上。此外, 将连接器 127 连接至处理器单元 370 的连接器 394, 所述连接器 127 与观察仪器单元 110 的信号线 125 的一端和观察仪器单元 110 的信号线 126 的一端连接。当连接器 394 连接至连接器 127 时, 被安置用于连接器 394 的连接检测单元 395 将连接信号输送至处理单元 272。此外, 被安置在光导 112 的前端的光学连接器 113 连接至照明光单元 150 的光学连接器 153。当光学连接器 153 连接至连接器 113 时, 被安置用于光学连接器 153 的连接检测单元 154 将连接信号输送至处理单元 167。

[0287] 此外, 激发光单元 330 连接至照明光单元 150。被安置在激发光单元 330 的信号线 341 的前端的连接器 342 连接至照明光单元 150 的光学连接器 165。当将连接器 342 连接至连接器 165 时, 被安置用于连接器 165 的连接检测单元 166 将连接信号输出至控制单元 167。此外, 被安置在光导 333 的前端的光学连接器 336 连接至照明光单元 150 的光学连接器 161。当光学连接器 336 连接至光学连接器 161 时, 被安置用于光学连接器 161 的连接检测单元 162 将连接信号输送至处理单元 167。

[0288] 激发光单元 330 的控制单元 340 与照明光单元 150 的控制单元 167 通信。当控制单元 340 接收来自连接检测单元 166 和连接检测单元 162 的连接信号时, 控制单元 340

闭合激发光单元 330 的开关 334, 以电连接半导体激光器 331 和驱动电路 332。因此, 半导体激光器 331 可被驱动电路 332 驱动。此外, 通过处理器单元 370 的处理单元 372 设定输入单元 392 的预定键的功能模式。此外, 通过处理单元 372 和观察仪器单元 110 的控制单元 121 设定开关 122 的功能模式。由于控制单元 372 控制处理, 因此当使用者按压输入单元 392 的预定键或开关 122 时, 操作模式在停止状态、普通图像模式和荧光图像模式之间切换。当没有从连接检测单元 166 和连接检测单元 162 两者接收到连接信号时, 换言之, 当没有从两个连接检测单元接收到连接信号, 或者没有从连接检测单元中的一个接收到连接信号时, 在激发光单元 330 中的开关 334 始终处于打开状态。因此, 在激发光单元 330 不连接至照明光单元 150 时, 不驱动半导体激光器 331。

[0289] 此外, 当在普通图像模式中操作荧光内窥镜设备时, 一旦使用者 (医生) 按压输入单元 392 的预定键或开关 122, 在荧光图像模式中的操作就开始。除照明光单元 150 的操作以外, 还开始激发光单元 330 的操作。基于从驱动电路 332 输出的驱动脉冲信号, 脉冲驱动半导体激光器 331, 并且输出波长为 405nm 的激发光 L2。具体地, 如图 13 中所示, 以周期 T 输出具有输出光时间 T2 的脉冲宽度的脉冲调制的激发光。

[0290] 激发光 L2 通过聚光透镜 335 会聚, 并且进入光导 333 的端表面。激发光 L2 传播通过光导 333, 并且经由光学连接器 336 和光学连接器 161 进入光导 163。激发光 L2 传播通过光导 163, 并且从光导 163 的一端输出。输出的激发光 L2 通过准直透镜 164 准直, 并且进入二色性反射镜 157。由于激发光 L2 的波长为 405nm, 因此激发光从二色性反射镜 157 以直角反射, 并且通过聚光透镜 158 会聚在光学连接器 113 的端面上。会聚光进入光导 112。

[0291] 激发光 L2 传播通过光导 112, 并且从光导 112 的前端输出。此外, 将激发光 L2 经由照明用光学系统 111 输出至被观察区域 10, 以照射被观察区域 10。此时, 还使用照明光 L1 照射采用激发光 L2 照射的被观察区域 10 的一部分。通过来自驱动电路 332 的驱动电流控制激发光 L2 的光量。稍后将描述通过驱动电流控制激发光 L2 的光量的操作。

[0292] 在图 13 中示出的时间 T1 内, 通过 CCD 驱动电路 118 驱动的 CCD117 拍摄由从被观察区域 10 反射的照明光 L1 的反射光组成的普通图像。在时间 T1 内, 仅仅输出照明光 L1。此外, 在图 13 中示出的输出照明光 L1 和激发光 L2 两者的时间 T2 内, CCD117 拍摄组合图像, 所述组合图像由从被观察区域 10 反射的照明光 L1 的反射光, 以及通过采用激发光 L2 照射从被观察区域 10 发出的荧光组成。此外, 由于将截除波长小于或等于 410nm 的光的激发光截切滤光器安置在 CCD117 的前端, 因此激发光 L2 的大部分反射光不进入 CCD117。

[0293] CCD117 输出成像信号, 并且在 CDS/AGC 电路 119 中通过相关二次取样和自动增益控制, 放大成像信号。此外, 在 A/D 转换器 120 中对放大的成像信号进行 A/D 转换, 并且以 RGB 图像信号的形式输出至处理器单元 370 的处理单元 372 中。此时, 将基于普通图像的 RGB 图像信号输入至普通图像处理单元 374, 并且将基于组合图像的 RGB 图像信号输入至荧光图像处理单元 382。此外, 普通图像处理单元 374 从输入的 RGB 图像信号产生普通图像信号, 并且将普通图像信号输出至荧光图像处理单元 382。

[0294] 同时, 荧光图像处理单元 382 从输入的 RGB 图像信号产生组合图像信号。此外, 荧光图像处理单元 382 从组合图像信号扣除普通图像信号, 以获取荧光图像信号。此外, 荧光图像处理单元 382 对荧光图像信号进行各种信号处理, 并且将普通图像信号叠加在荧光图像信号上以产生荧光叠加图像信号。此外, 荧光图像处理单元 382 对荧光叠加图像信号进

行各种信号处理,并且产生由亮度(Y)信号和色度[C(R-Y, B-Y)]信号组成的Y/C信号。将产生的Y/C信号输出至显示处理单元384。显示处理单元384对Y/C信号进行各种信号处理,以产生荧光叠加的显示用图像信号,并且将所产生的荧光叠加的显示用图像信号输出至监视器11。

[0295] 监视器11基于输入的荧光叠加的显示用图像信号,以动画形式显示荧光叠加图像。荧光叠加图像是其中荧光图像和普通图像相互叠加的图像。

[0296] 此外,普通图像处理单元374将用于每一个像素的亮度信号Y或者多个相邻像素的平均亮度信号Y'输出至光量控制单元386。光量控制单元386计算每一帧的规定面积内的像素的平均亮度值Ya,并且比较平均亮度值Ya与预先存储在存储器(未示出)中的参考亮度值Yr。此外,光量控制单元386基于比较结果选择光阑控制信号,并且将光阑控制信号输出至照明光单元150的控制单元167。作为光阑控制信号,当平均亮度值Ya大于参考亮度值Yr时,选择降低光阑156的孔径量的信号,换言之,选择减少通过光阑156的孔径的光的信号。当平均亮度值Ya小于参考亮度值Yr时,选择增加光阑156的孔径量的信号,换言之,选择增加通过光阑156的孔径的光的信号。当平均亮度值Ya和参考亮度值Yr基本上相同时,选择保持相同的孔径量的信号。此外,输出与光阑控制信号对应的驱动电流控制信号,使得照明光L1的光量与激发光L2的光量的比率为预定比率。可以通过在输入单元392的输入操作而预先设定照明光L1的光量与激发光L2的光量的比率。光量控制单元386基于设定比率和照明光L1的孔径量,确定半导体激光器331的驱动电流量,并且输出驱动电流控制信号。

[0297] 照明光单元150的控制单元167基于光阑控制信号,控制光阑156的孔径量。此外,激发光单元330的控制单元340基于驱动电流控制信号,控制从驱动电路332供给至半导体激光器331的电流值。

[0298] 在上面的描述中,将荧光图像信号和普通图像信号相互叠加,以产生荧光叠加图像信号。此外,基于荧光叠加图像信号显示荧光叠加的显示用图像。然而,以这种方式进行处理不是必需的。例如,可以通过将荧光图像信号除以普通图像信号的亮度信号Y的值而获取荧光收率。此外,可以基于荧光收率的大小(值),依次对荧光收率分配红、黄和绿的颜色,以产生显示用荧光图像。此外,可以在监视器11上显示所产生的显示用荧光图像。

[0299] 此外,可以利用从正常组织发出的荧光的强度和从病变组织发出的荧光的强度彼此不同的特性,并且可以安置判断单元,所述判断单元基于如上所述获取的荧光收率判断被观察区域10是否为病变组织。当判断单元判断被观察区域10为正常组织时,可以显示普通图像。当判断单元判断被观察区域10为病变组织时,可以基于荧光收率通过改变像素的普通图像颜色产生新的荧光图像,并且将其显示。

[0300] 此外,对于普通图像,可以通过进行预定的增益和/或补偿产生新的普通图像,并且可以显示所产生的图像。在这种情况下,适宜的是用于普通图像的增益和/或补偿与用于荧光图像的增益和/或补偿不同。例如,增益和补偿可以满足下列关系:用于荧光图像的增益 $GAIN_f$ >用于普通图像的增益 $GAIN_n$;以及用于荧光图像的补偿 $OFFSET_f$ >用于普通图像的补偿 $OFFSET_n$ 。

[0301] 此外,可以将荧光图像信号加入到组合图像信号中以增强荧光,并且可以产生显示用荧光图像。

[0302] 此外,在上述实施方案的荧光内窥镜设备中,基于在仅仅输出照明光 L1 的时间内获取的普通图像,产生普通图像信号,并且基于在输出照明光 L1 和激发光 L2 两者的时间内获取的组合图像,产生荧光图像信号。由于获取普通图像的时间与获取组合图像的时间彼此不同,因此在某些情况下,对应普通图像的被观察区域 10 的成像位置和对应组合图像的被观察区域 10 的成像位置可以彼此不同。在这样的情况下,可以基于普通图像信号和组合图像信号检测成像位置的偏移(差别),所述普通图像信号基于普通图像,而组合图像信号基于组合图像。此外,可以基于位置的偏移量进行定位。例如,可以通过对图像信号中的一个进行偏移校正处理调节位置。

[0303] 此外,如图 14 中所示,可以将光谱图像处理单元 388 安置在上述实施方案的荧光内窥镜设备中。光谱图像处理单元 388 可以对普通图像信号、组合图像信号和荧光图像信号中的至少一个进行光谱图像处理,所述普通图像信号由 RGB 图像信号组成,在普通图像处理单元 274 中获取,所述组合图像信号由 RGB 图像信号组成,在荧光图像处理单元 382 中获取,所述荧光图像信号在荧光图像处理单元 382 获取。此外,可以通过在输入单元 392 的输入操作选择是否进行光谱图像处理。在对普通图像信号、荧光图像信号或组合图像信号进行光谱图像处理的情况下的行为与第二实施方案的荧光内窥镜设备的行为类似。

[0304] 此外,光谱图像处理单元 388 可以获取荧光收率,并且基于荧光收率产生荧光图像。

[0305] 具体地,光谱图像处理单元 388 利用通过对普通图像信号进行光谱图像处理而获取的亮度信号 Y 的值作为参照光强度。此外,光谱图像处理单元 388 将通过对荧光图像的光谱图像处理获取的亮度信号 Y' 除以亮度信号的值,以获取估算的荧光收率。此外,例如,如图 5 中所示,通过对估算的荧光收率依次分配红色、黄色或绿色,产生显示用荧光图像。在这种情况下,以红色显示具有较小的估算的荧光收率的病变组织,并且以绿色显示具有较大的估算的荧光收率的正常组织。当估算的荧光收率低于或等于预定下限值时,仅仅分配红色。当估算的荧光收率大于或等于预定上限值时,分配绿色。备选地,如图 6 中所示,可以对估算的荧光收率分配红色、黄色、绿色、青色或蓝色。此外,当估算的荧光收率小于或等于预定下限值,或者高于或等于预定上限值时,可以分配消色。

[0306] 在本实施方案中,以与第二实施方案类似的方式,可以使用由长波长带中,例如在 620nm 等的估算光谱数据获取的光强度,作为参照光强度。在长的波长带中,在从正常组织发出的荧光的强度和从病变组织发出的荧光的强度之间的差值小。

[0307] 例如,光谱图像处理单元 388 产生荧光叠加的显示用图像,使得观察图像的使用者可以容易地识别或者确认具有小估算的荧光收率的病变组织的位置。通过以下方法产生荧光叠加的显示用图像:对 R、G 和 B 中的一个或两个分配通过对估算的荧光收率进行任意增益或补偿而获取的数据以产生荧光图像,并且将荧光图像叠加在反映普通图像的亮度信号 Y 的黑白普通图像上。将获取的荧光叠加的显示用图像输出至显示处理单元 384。显示处理单元 384 可以产生其中彼此紧接地显示从光谱图像处理单元 388 输出的彩色普通图像和荧光叠加的显示用图像的显示图像,并且将该显示图像输出至监视器 11 以显示图像。

[0308] 此外,本发明的荧光图像获取设备的实施方案不限于上述实施方案。本发明的荧光图像获取设备可以任何方式体现,只要输出照明光和激发光并且获取荧光图像即可。例如,本发明的荧光图像获取设备可以是包括被安置在内窥镜的观察仪器单元的前端的光源

单元例如 LED 的内窥镜设备,阴道镜,胶囊型内窥镜设备等。此外,本发明的荧光图像获取设备可以是具有荧光图像获取功能的显微镜等。

[0309] 在上面的描述中,使用原色型三色滤光器作为 CCD117 的彩色滤色片。然而,滤光器不限于原色型三色滤光器。可以使用四色型彩色滤色片、补偿色型彩色滤色片等代替原色型三色滤光器。在这种情况下,可以通过信号处理将从 CCD117 输出的信号转换为原色型信号。备选地,可以将与这些彩色滤色片的光谱特性对应的估算矩阵数据预先存储在存储器中。

[0310] 在本发明的实施方案中,获取从患者的活组织发出的自发荧光。然而,获取自发荧光不是必需的。例如,可以获取从其上已经喷射荧光染料,例如吲哚花青绿的被观察区域发出的荧光。此外,作为激发光,使用具有 405nm 的波长的光。然而,激发光具有这样的波长不是必需的。例如,当使用吲哚花青绿作为荧光染料时,可以使用在 700nm 至 800nm 的波长带中的激发光。在该情况下,从吲哚花青绿发出的荧光的波长带长于或等于 800nm。此外,激发光源的种类不限于激光器。可以使用 LED 作为激发光源。

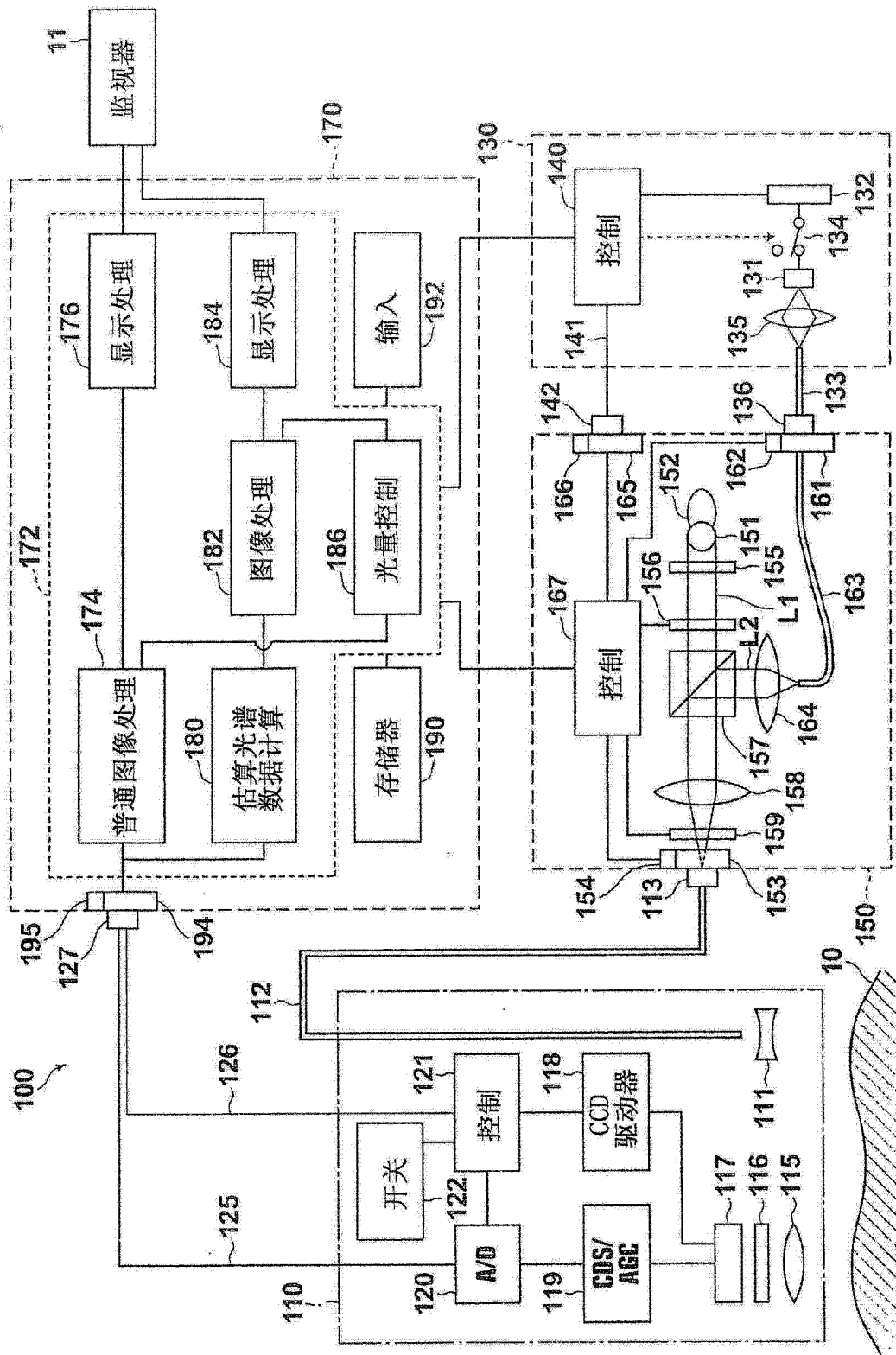


图 1

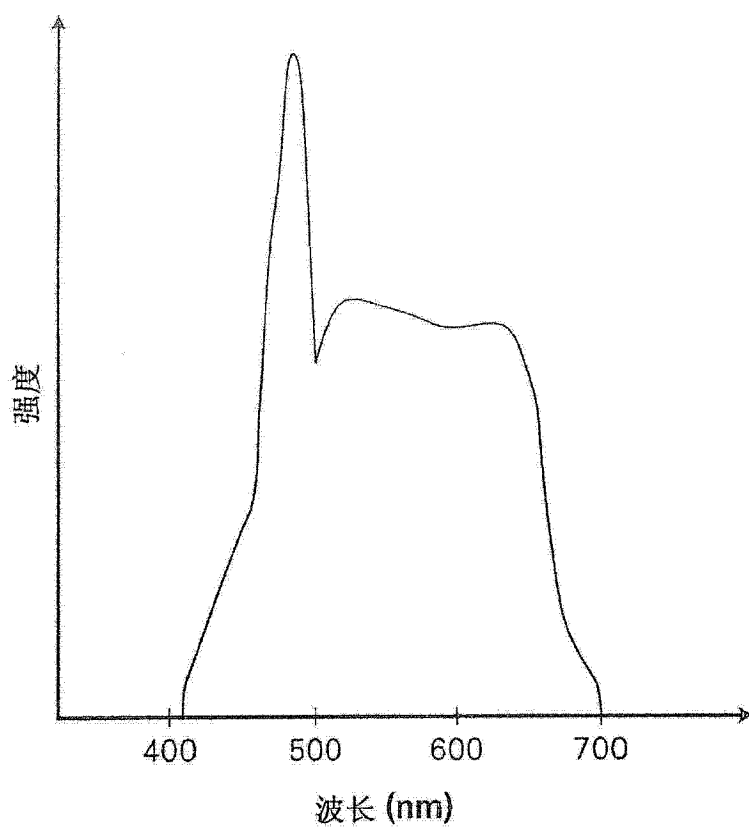


图 2A

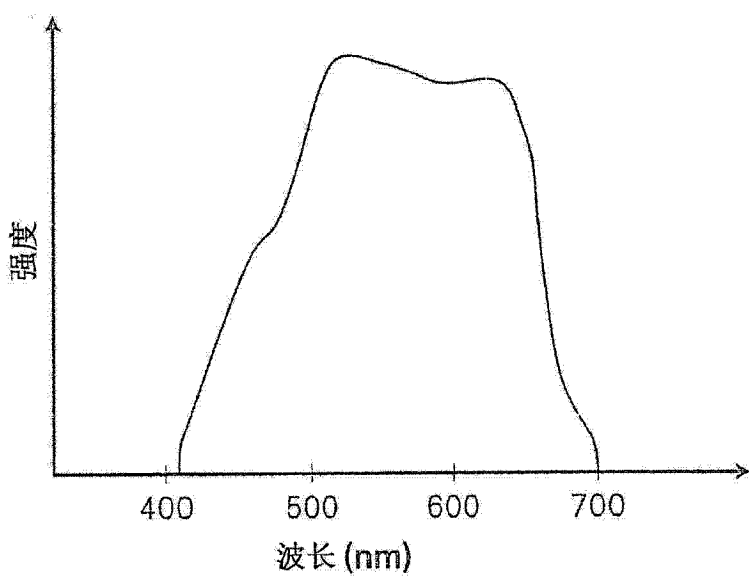


图 2B

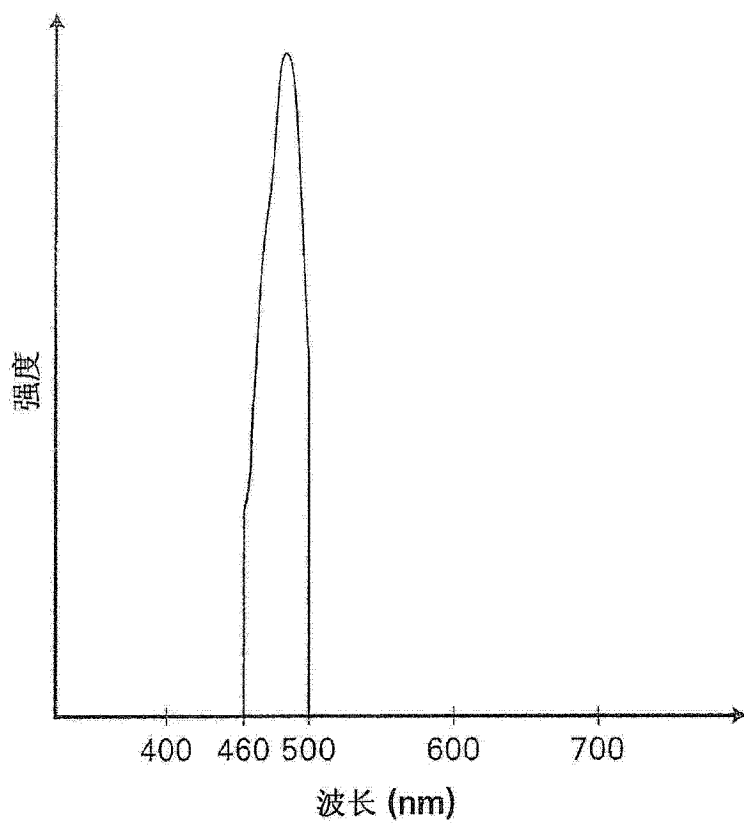


图 3

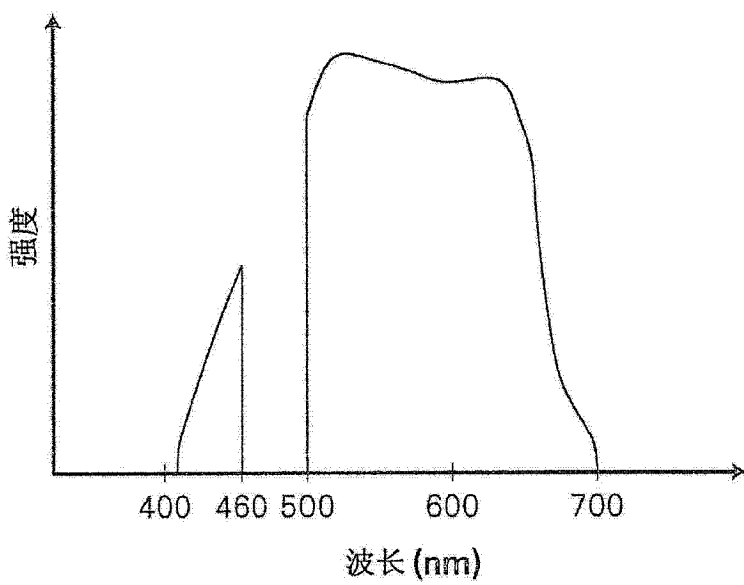


图 4

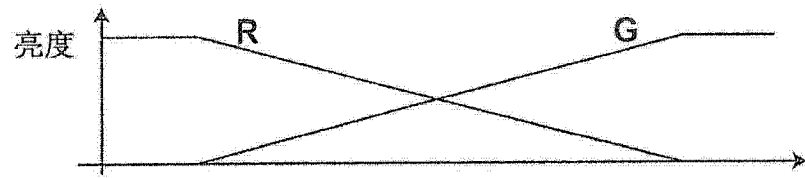
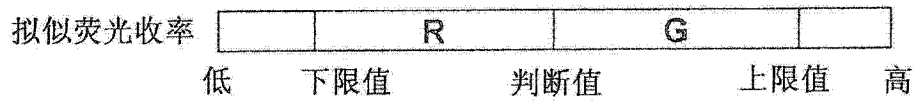


图 5

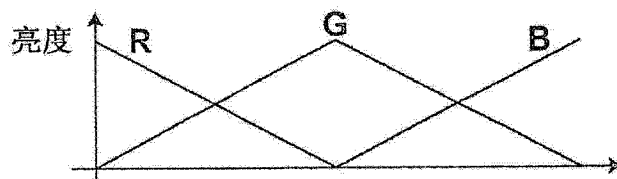
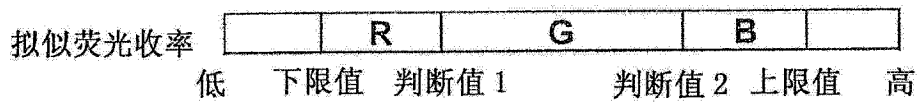


图 6

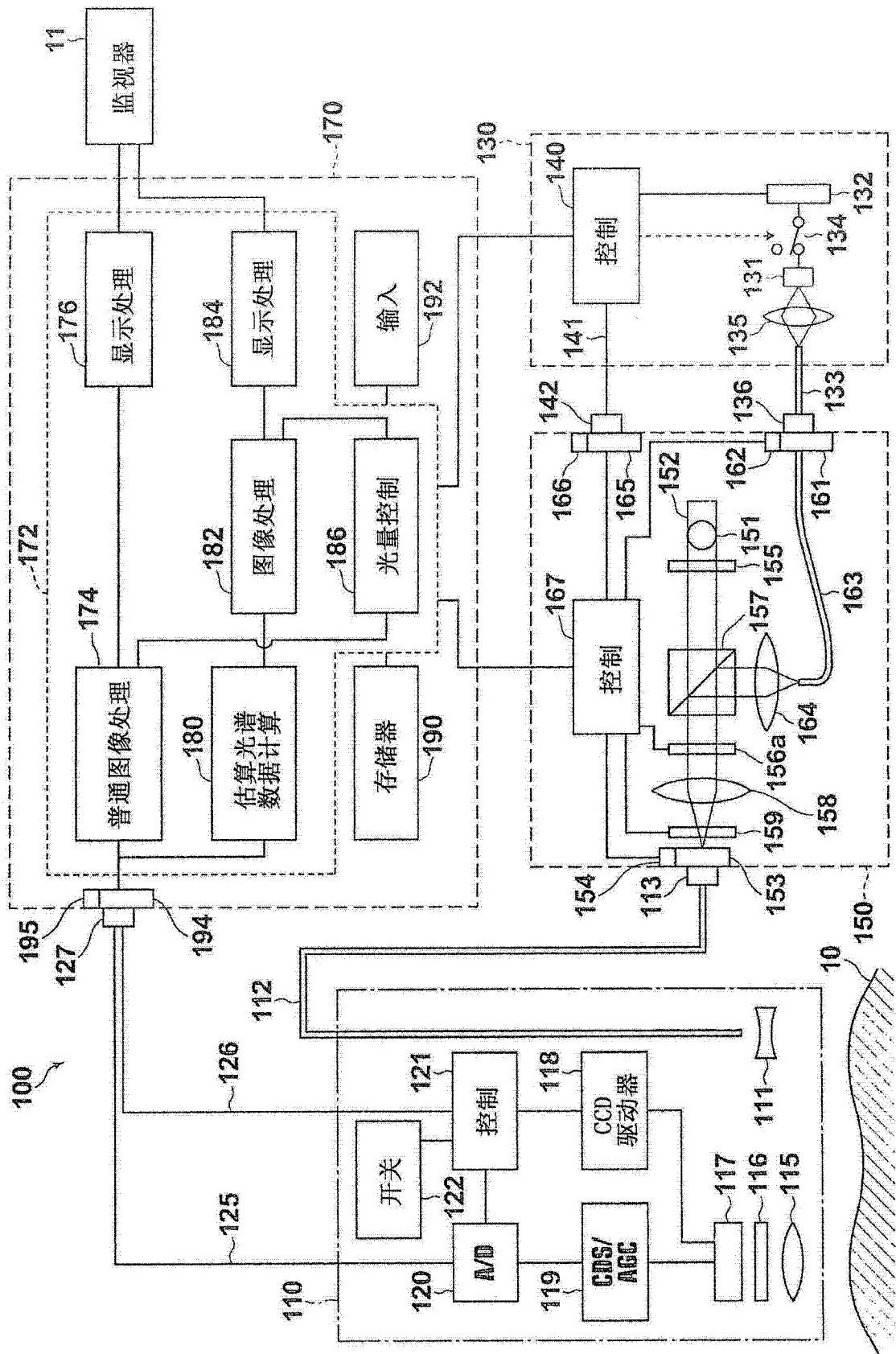


图 7

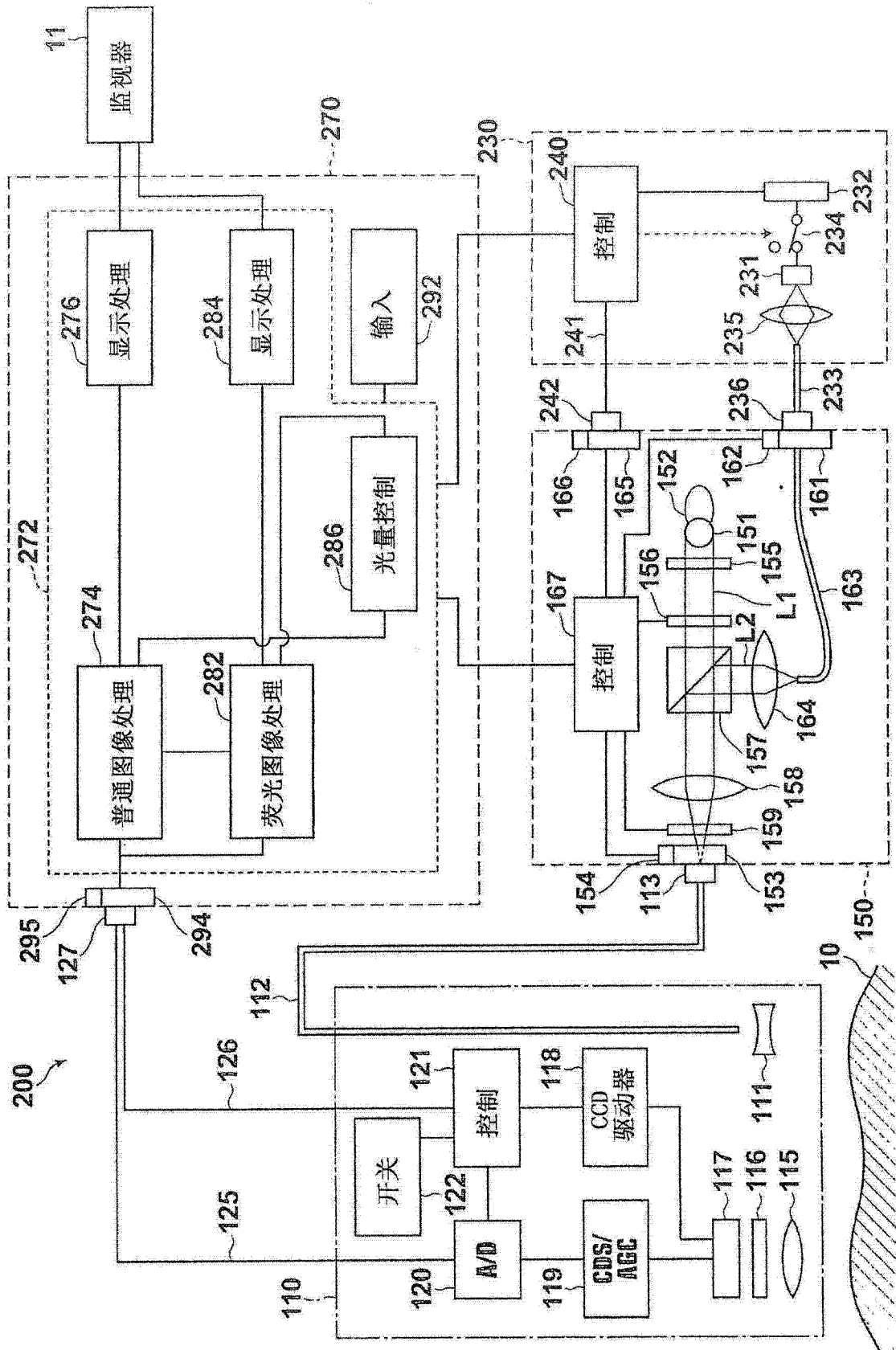


图 8

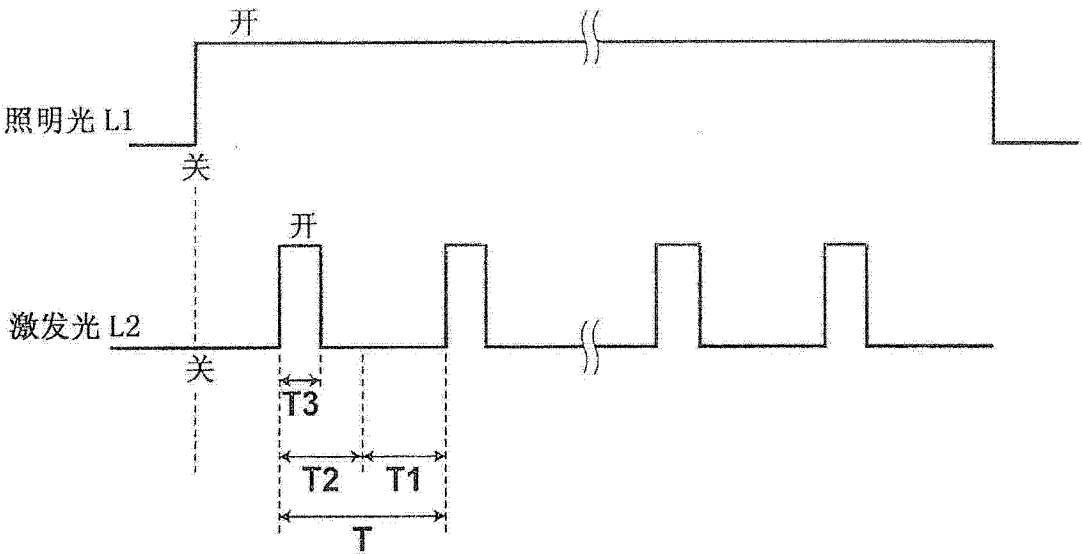


图 9

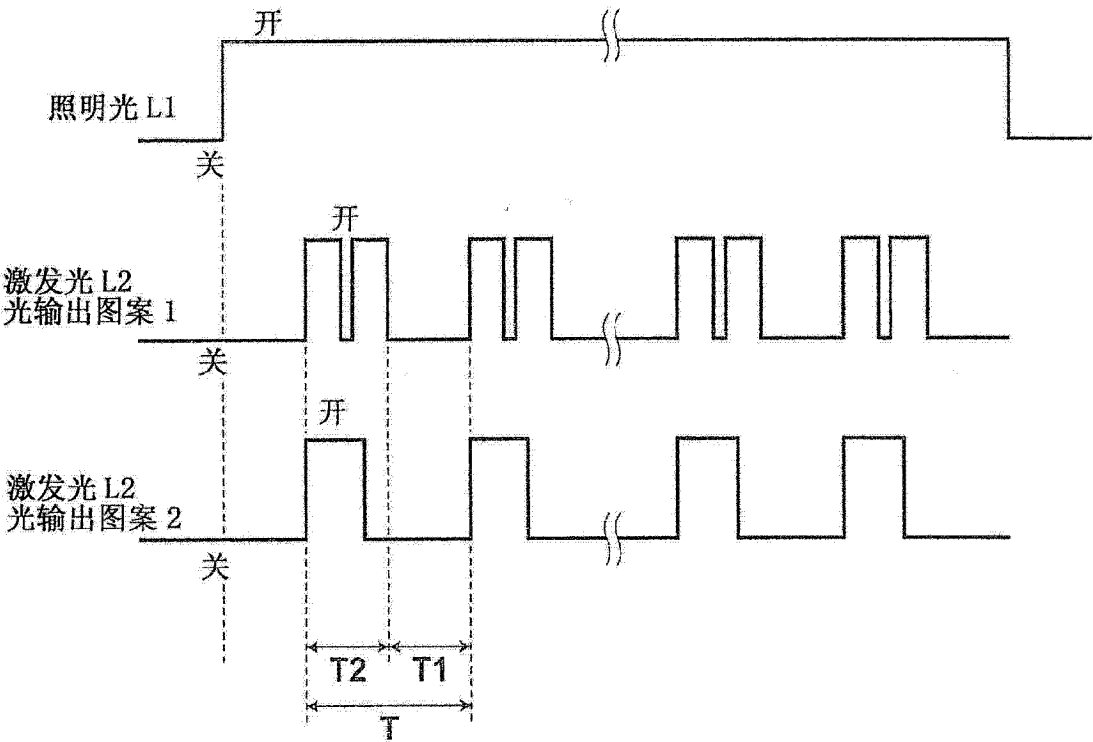


图 10

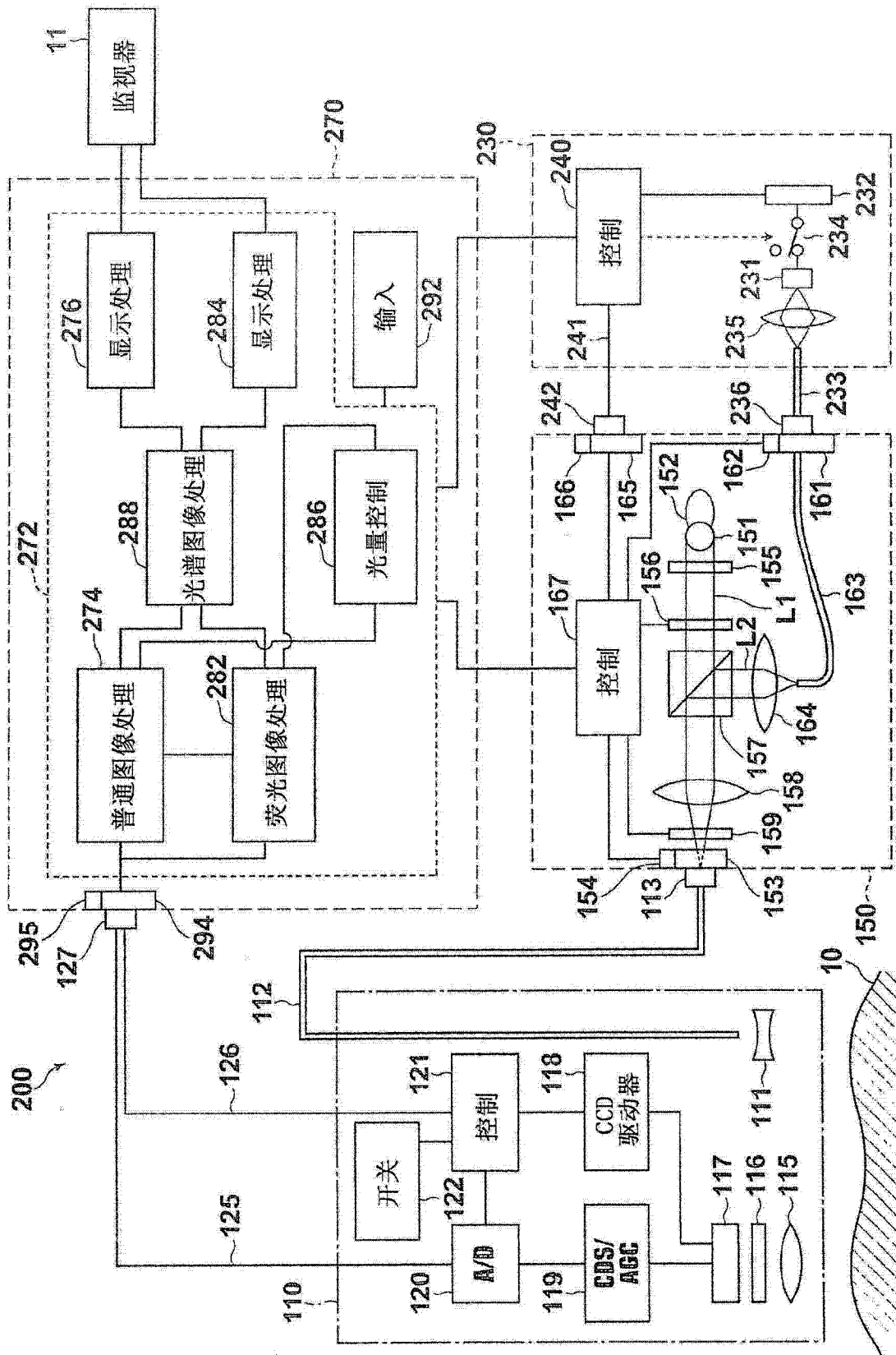


图 11

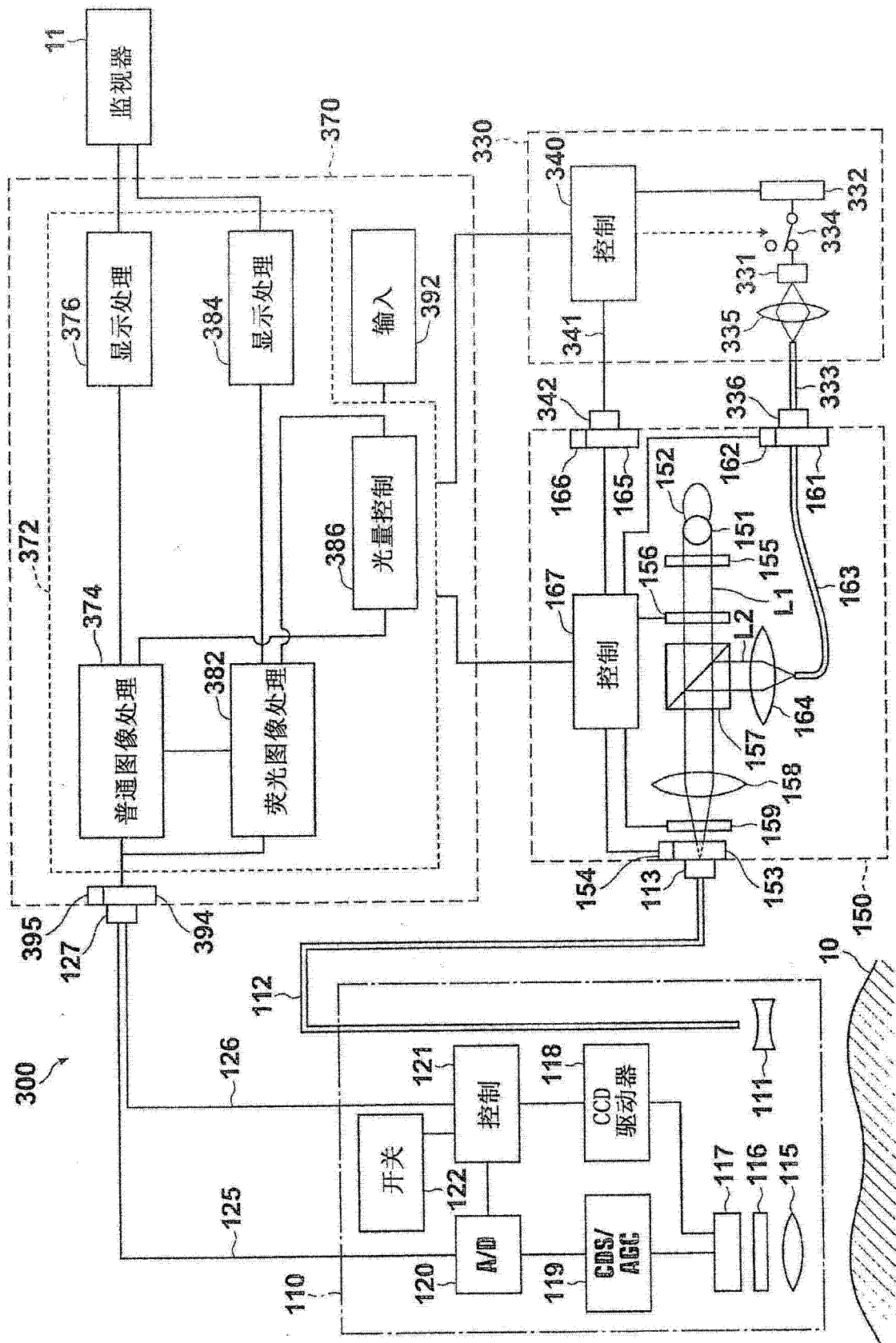


图 12

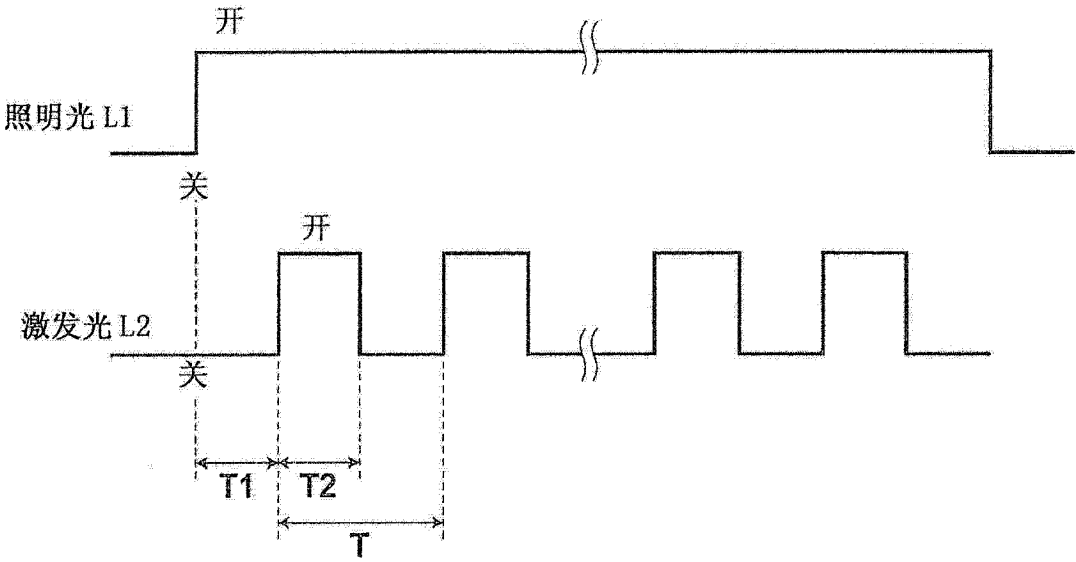


图 13

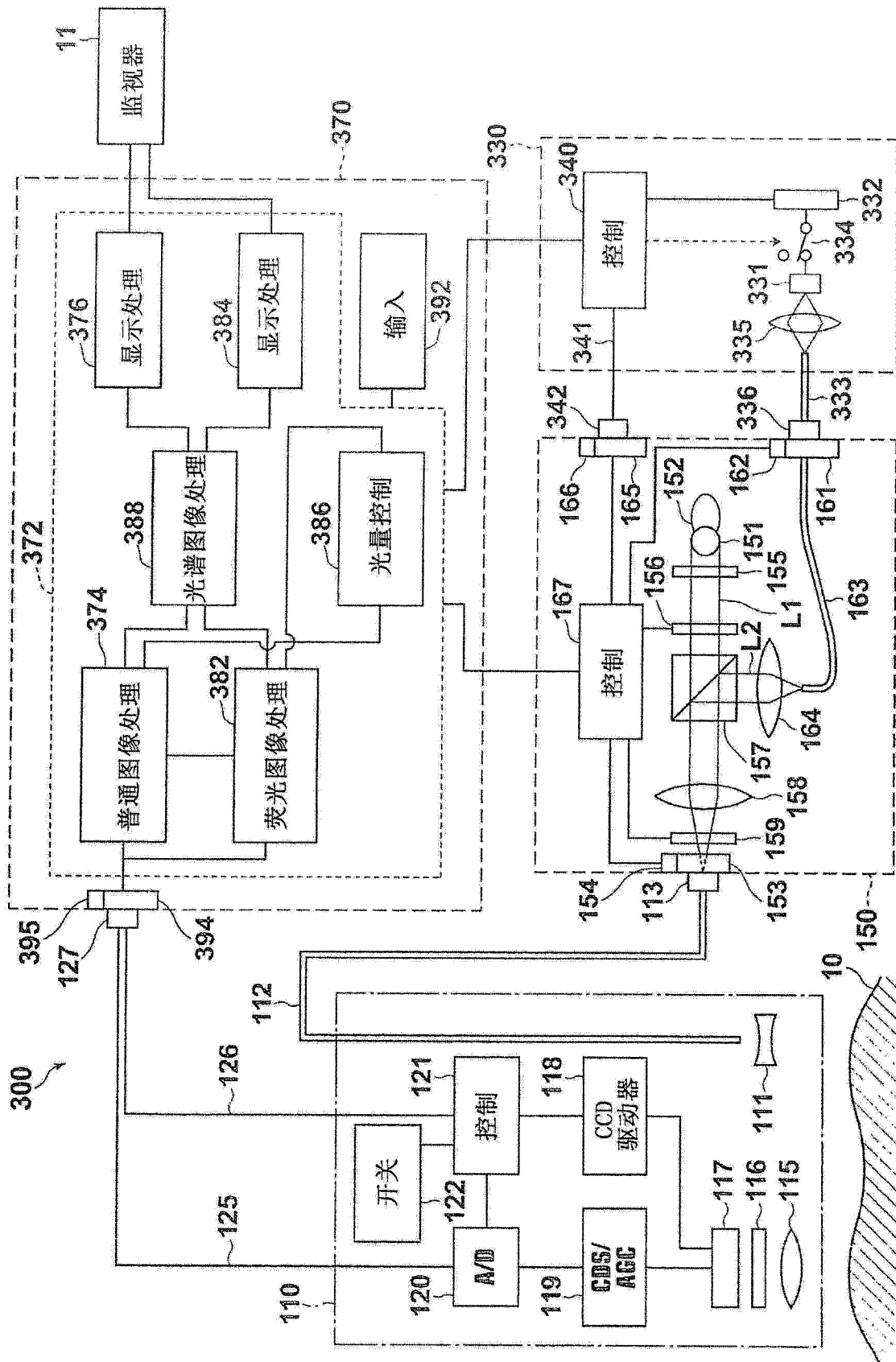


图 14

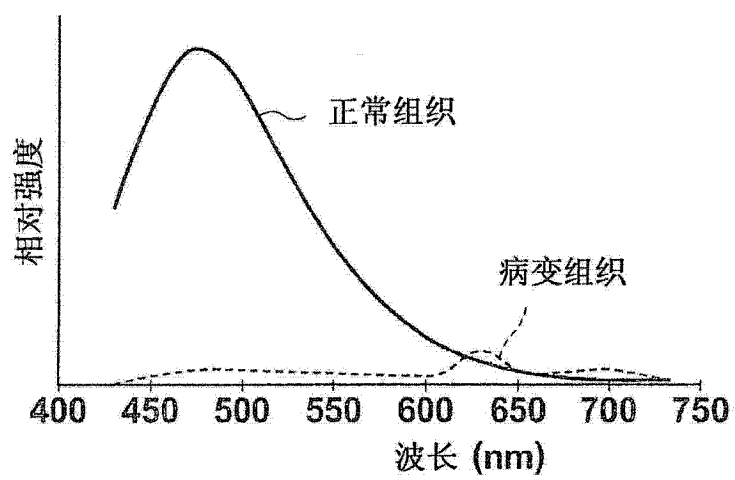


图 15

专利名称(译)	荧光图像获取方法及设备、荧光内窥镜和激发光装置		
公开(公告)号	CN103431830A	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	CN201310301619.1	申请日	2009-05-22
[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	石井秀一		
发明人	石井秀一		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G01N21/64 G06T5/00		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/07 A61B1/042 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/063 A61B5/0084 A61B5/0075 A61B1/0669		
代理人(译)	纪晓峰		
优先权	2008134070 2008-05-22 JP 2008134071 2008-05-22 JP 2008134072 2008-05-22 JP 2008134073 2008-05-22 JP 2008134069 2008-05-22 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种荧光图像获取方法及设备、荧光内窥镜和激发光装置。荧光图像获取设备包括：光照射装置(130、150)，其同时采用照明光和激发光照射被观察区域；以及成像装置(110)，其拍摄由从采用所述照明光照射的区域反射的光组成的图像，以及由采用所述激发光照射的区域发出的荧光组成的图像。此外，所述设备包括：图像处理装置(170)，其产生基于反射光的图像的普通图像以及基于荧光的图像的荧光图像；以及光量控制装置(186)，其控制所述照明光的光量使得所述普通图像的代表亮度值为预定亮度值，并且控制所述激发光的光量使得所述激发光的光量与所述照明光的光量的比率为预定比率。

