



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102131449 A

(43) 申请公布日 2011. 07. 20

(21) 申请号 200980132775. 1

代理人 刘新宇

(22) 申请日 2009. 02. 18

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00 (2006. 01)

2008-214162 2008. 08. 22 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 02. 22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/052771 2009. 02. 18

(87) PCT申请的公布数据

W02010/021160 JA 2010. 02. 25

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 武井俊二

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所 (普通合伙) 11277

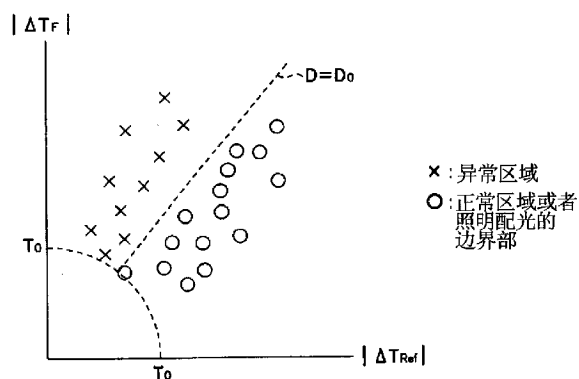
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 5 页

(54) 发明名称

摄像系统以及内窥镜系统

(57) 摘要

本发明的摄像系统具有 : 光射出部, 其向被摄体射出第一照明光和第二照明光 ; 摄像部, 其拍摄与第一照明光相应的来自被摄体的第一返回光和与第二照明光相应的来自被摄体的第二返回光, 并作为摄像信号进行输出 ; 图像生成部, 其根据摄像信号, 生成与第一返回光相应的第一图像和与第二返回光相应的第二图像 ; 微分值算出部, 其计算与第一图像相应的第一微分值和与第二图像相应的第二微分值 ; 运算部, 其使用第一微分值和第二微分值进行运算处理 ; 以及区域辨别部, 其通过对运算部的运算结果实施阈值处理, 来辨别被摄体的规定区域和规定区域以外的区域。



1. 一种摄像系统,其特征在于,具有:

光射出部,其向被摄体射出第一照明光和第二照明光;

摄像部,其拍摄与上述第一照明光相应的来自上述被摄体的第一返回光和与上述第二照明光相应的来自上述被摄体的第二返回光,并分别作为摄像信号进行输出;

图像生成部,其根据上述摄像信号,分别生成与上述第一返回光相应的第一图像和与上述第二返回光相应的第二图像;

微分值算出部,其分别计算与上述第一图像相应的第一微分值和与上述第二图像相应的第二微分值;

运算部,其使用上述第一微分值和上述第二微分值进行运算处理;以及

区域辨别部,其通过对上述运算部的运算结果实施阈值处理,来辨别上述被摄体的规定区域和该规定区域以外的区域。

2. 根据权利要求1所述的摄像系统,其特征在于,

还具有图像处理部,该图像处理部根据上述区域辨别部的辨别结果,进行用于使上述被摄体的上述规定区域在视觉上能够被识别出的图像处理。

3. 根据权利要求1或2所述的摄像系统,其特征在于,

上述运算部进行上述第一微分值与上述第二微分值之间的除法运算或者减法运算。

4. 根据权利要求1或2所述的摄像系统,其特征在于,

上述运算部将上述第一微分值中的一个像素位置的像素值和上述第二微分值中的该一个像素位置的像素值作为向量的成分进行获取,

上述区域辨别部通过对上述向量的大小和相位分别实施阈值处理,来辨别上述被摄体的上述规定区域和上述规定区域以外的区域。

5. 一种内窥镜系统,其特征在于,具有:

光源装置,其向生物体组织射出激励光和参照光;

内窥镜,其拍摄与上述激励光相应地从上述生物体组织发出的荧光和由上述生物体组织反射上述参照光而得到的反射光,并分别作为摄像信号进行输出;

图像生成部,其根据上述摄像信号,分别生成与上述荧光相应的荧光图像和与上述反射光相应的参照光图像;

微分值算出部,其分别计算作为与上述荧光图像相应的微分值的荧光微分值和作为与上述参照光图像相应的微分值的参照光微分值;

运算部,其使用上述荧光微分值和上述参照光微分值进行运算处理;以及

区域辨别部,其通过对上述运算部的运算结果实施阈值处理,来辨别上述生物体组织的异常区域和正常区域。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其特征在于,

还具有图像处理部,该图像处理部根据上述区域辨别部的辨别结果,进行用于使上述生物体组织的上述异常区域在视觉上能够被识别出的图像处理。

7. 根据权利要求5或6所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述运算部进行上述荧光微分值与上述参照光微分值之间的除法运算或者减法运算。

8. 根据权利要求5或6所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述运算部将上述荧光微分值中的一个像素位置的像素值和上述参照光微分值中的

该像素位置的像素值作为向量的成分进行获取，

上述区域辨别部通过对上述向量的大小和相位分别实施阈值处理，来辨别上述生物体组织的上述异常区域和上述正常区域。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜系统，其特征在于，

上述区域辨别部在检测出上述向量的大小大于等于规定的第一阈值并且上述向量的相位大于等于规定的第二阈值的情况下，判断为该像素位置属于上述异常区域。

摄像系统以及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种摄像系统以及内窥镜系统,特别是涉及一种能够辨别被摄体中的规定区域和该规定区域以外的区域的摄像系统以及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域等中,从以往就广泛使用着能够获取被检体内部的被摄体的像并且生成与该被摄体的像相应的图像的内窥镜装置。特别是医疗领域的内窥镜装置主要使用于手术操作者进行生物体内的检查以及观察等处理。

[0003] 作为使用医疗领域的内窥镜装置进行的观察,一般已知例如向生物体内的被摄体照射白色光、获取作为与用肉眼观察大致相同的被摄体的像的白色光图像的白色光观察,除此之外,还存在自身荧光观察,即,向生物体内的被摄体照射具有特定的波长频带的激励光和参照光,获取作为与该激励光相应地从被摄体发出的自身荧光的像的荧光图像和作为该参照光在被摄体处反射的反射光的像的参照光图像。作为能够进行这种自身荧光观察的装置,例如有日本特开 2001-224549 号公报所记载的内窥镜图像获取装置。

[0004] 另一方面,为了易于发现白色光图像中不容易看到的病变,近年来还提出了一种能够输出将从荧光图像和参照光图像中获得的生物体信息叠加在白色光图像中而得到的叠加图像的内窥镜装置。

[0005] 并且,在使用这种叠加图像进行的观察中,例如提出如下一种方法:计算参照光图像的灰度值与荧光图像的灰度值之比,在通过对算出结果实施阈值处理来获取存在病变的区域的信息之后,将该信息叠加到白色光图像中。

[0006] 一般来说,成为生成荧光图像时的基础的自身荧光的受光量除了与是否存在病变有关以外,例如还根据粘膜的伸展度等观察条件而发生变动。

[0007] 特别是在以捕获从粘膜下层发出的自身荧光的强度为目标的自身荧光观察中会产生如下现象:即使其他条件相同,随着粘膜的伸展变大,粘膜上皮和粘膜固有层的厚度会减少,因此成为生成荧光图像时的基础的自身荧光的受光量相对增加,另一方面,随着粘膜的伸展变小,粘膜上皮和粘膜固有层的厚度增加,因此成为生成荧光图像时的基础的自身荧光的受光量相对减少。

[0008] 对此,根据上述方法,由于没有考虑到成为生成荧光图像时的基础的自身荧光的受光量是与粘膜的伸展度等观察条件相应地发生变动而得到的这一点,因此会产生如下问题点:导致叠加了基于将正常区域视作病变区域或者将病变区域视作正常区域这样的错误判断的信息。

[0009] 并且,在日本特开 2001-224549 号公报中也一样,由于丝毫没有提及成为生成荧光图像时的基础的自身荧光的受光量会与粘膜的伸展度等观察条件相应地发生变动这一点,因此会产生如下问题:在观察监视器等所显示的荧光图像时,会产生将正常区域看成是病变区域或者将病变区域看成是正常区域这样的错误识别。

[0010] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种在使用自身荧光进行的观

察中能够与观察条件无关地显示存在病变的区域的摄像系统以及内窥镜系统。

发明内容

[0011] 用于解决问题的方案

[0012] 本发明的摄像系统的特征在于,具有:光射出部,其向被摄体射出第一照明光和第二照明光;摄像部,其拍摄与上述第一照明光相应的来自上述被摄体的第一返回光和与上述第二照明光相应的来自上述被摄体的第二返回光,并分别作为摄像信号进行输出;图像生成部,其根据上述摄像信号,分别生成与上述第一返回光相应的第一图像和与上述第二返回光相应的第二图像;微分值算出部,其分别计算与上述第一图像相应的第一微分值和与上述第二图像相应的第二微分值;运算部,其使用上述第一微分值和上述第二微分值进行运算处理;以及区域辨别部,其通过对上述运算部的运算结果实施阈值处理,来辨别上述被摄体的规定区域和该规定区域以外的区域。

[0013] 本发明的内窥镜系统的特征在于,具有:光源装置,其向生物体组织射出激励光和参照光;内窥镜,其拍摄与上述激励光相应地从上述生物体组织发出的荧光和由上述生物体组织反射上述参照光而得到的反射光,并分别作为摄像信号进行输出;图像生成部,其根据上述摄像信号,分别生成与上述荧光相应的荧光图像和与上述反射光相应的参照光图像;微分值算出部,其计算作为与上述荧光图像相应的微分值的荧光微分值和作为与上述参照光图像相应的微分值的参照光微分值;运算部,其使用上述荧光微分值和上述参照光微分值进行运算处理;以及区域辨别部,其通过对上述运算部的运算结果实施阈值处理,来辨别上述生物体组织的异常区域和正常区域。

附图说明

[0014] 图1是表示本实施方式所涉及的内窥镜系统的主要部分的结构的一例的图。

[0015] 图2是表示设置在图1的光源装置中的旋转滤波器的结构的一例的图。

[0016] 图3是表示设置在图2的旋转滤波器中的白色光滤波器和激励光滤波器的分光特性的一例的图。

[0017] 图4是表示设置在图2的旋转滤波器中的参照光滤波器的分光特性的一例的图。

[0018] 图5是表示由图1的处理器生成的荧光微分值的一例的图。

[0019] 图6是表示由图1的处理器生成的参照光微分值的一例的图。

[0020] 图7是表示使用图5的荧光微分值和图6的参照光微分值而生成的判断对象图像的一例的图。

[0021] 图8是表示由图1的处理器生成的二维散布数据的一例的图。

[0022] 图9是表示基于图8的二维散布数据的判断结果的一例的图。

具体实施方式

[0023] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0024] 图1至图9涉及本发明的实施方式。图1是表示本实施方式所涉及的内窥镜系统的主要部分的结构的一例的图。图2是表示设置在图1的光源装置中的旋转滤波器的结构的一例的图。图3是表示设置在图2的旋转滤波器中的白色光滤波器和激励光滤波器的分

光特性的一例的图。图 4 是表示设置在图 2 的旋转滤波器中的参照光滤波器的分光特性的一例的图。图 5 是表示由图 1 的处理器生成的荧光微分值的一例的图。图 6 是表示由图 1 的处理器生成的参照光微分值的一例的图。图 7 是表示使用图 5 的荧光微分值和图 6 的参照光微分值而生成的判断对象图像的一例的图。图 8 是表示由图 1 的处理器生成的二维散布数据的一例的图。图 9 是表示基于图 8 的二维散布数据的判断结果的一例的图。

[0025] 如图 1 所示,作为本实施方式的摄像系统的内窥镜系统 1 具有以下主要部分:内窥镜 2,其能够插入到生物体内,拍摄存在于该生物体内的生物体组织等被摄体的像,并且将该生物体组织的像作为摄像信号进行输出;光源装置 3,其经由贯穿于内窥镜 2 的导光部 6,向内窥镜 2 提供用于照明被摄体的照明光;处理器 4,其进行与从内窥镜 2 输出的摄像信号相应的信号处理,将进行了该信号处理之后的摄像信号作为影像信号进行输出;以及监视器 5,其根据从处理器 4 输出的影像信号,对由内窥镜 2 拍摄的被摄体的像进行图像显示。

[0026] 内窥镜 2 构成为具有:照明光学系统 21,其射出从光源装置 3 提供并由导光部 6 传输的照明光;对物光学系统 22,其对利用从照明光学系统 21 射出的照明光而被照明的被摄体的像进行成像;CCD(电荷耦合元件)23,其配置在对物光学系统 22 的成像位置处;激励光截止滤波器 23a,其配置在 CCD 23 的前级;以及模式切换指示开关 24,其对内窥镜系统 1 的观察模式进行切换。

[0027] 作为摄像部的 CCD 23 构成为在自身的摄像面上具备原色马赛克滤波器或者补色马赛克滤波器。

[0028] 激励光截止滤波器 23a 构成为如下的光学元件,该光学元件被设定成使后述的激励光的波长频带的透射率大致为 0。

[0029] 模式切换指示开关 24 根据手术操作者等的扫描,输出用于将内窥镜系统 1 的观察模式切换为白色光观察模式或者荧光观察模式的指示信号。此外,稍后详细记述白色光观察模式和荧光观察模式。

[0030] 作为光射出部的光源装置 3 具有:灯 31;热线截止滤波器 32,其截止灯 31 所发出的白色光的热线;光圈装置 33;旋转滤波器 34,其使通过了光圈装置 33 的白色光成为与内窥镜系统 1 的观察模式相应的照明光;聚光光学系统 35,其聚集通过了旋转滤波器 34 的照明光并向导光部 6 射出;旋转滤波器马达 36,其旋转驱动旋转滤波器 34;以及旋转滤波器控制电路 37。

[0031] 灯 31 通过能够发出白色光的光源、例如氙气灯等构成。

[0032] 光圈装置 33 根据从处理器 4 输出的光圈控制信号,调整通过了热线截止滤波器 32 的照明光的光量。

[0033] 如图 2 所示,旋转滤波器 34 构成为以其中心为旋转轴的圆板状。另外,如图 2 所示,旋转滤波器 34 具有沿外周侧的圆周方向分别设置的白色光滤波器 34A、激励光滤波器 34B 以及参照光滤波器 34C。

[0034] 白色光滤波器 34A 形成为使红色、绿色以及蓝色的波长频带的光透过。具体地说,例如如图 3 所示,白色光滤波器 34A 形成为使 400nm 以上且 700nm 以下的波长频带的光透过。即,从灯 31 发出的光通过白色光滤波器 34A 而成为具备 400nm 以上且 700nm 以下的波长频带的白色光。

[0035] 激励光滤波器 34B 形成为使如下波长频带的光透过,该光具有通过照射生物体能

够使生物体产生荧光的激励波长并且与该光的波长频带与白色光滤波器 34A 的透过频带不重叠。具体地说,例如如图 3 所示,激励光滤波器 34B 形成为使 360nm 以上且小于 400nm 的波长频带的光透过。即,从灯 31 发出的光通过激励光滤波器 34B 而成为具备 360nm 以上且小于 400nm 的波长频带的激励光。

[0036] 参照光滤波器 34C 形成为使波长频带与从生物体发出的荧光的波长频带大致相同的光透过。具体地说,例如如图 4 所示,参照光滤波器 34C 形成为使 410nm 以上且 650nm 以下的波长频带的光透过。即,从灯 31 发出的光通过参照光滤波器 34C 而成为具备 410nm 以上且 650nm 以下的波长频带的参照光。

[0037] 旋转滤波器控制电路 37 根据从处理器 4 输出的观察模式切换信号来控制旋转滤波器马达 36 的旋转驱动,并且将与旋转滤波器 34 的旋转同步的同步信号输出到处理器 4。

[0038] 并且,由于光源装置 3 的各部分具有如上所述的结构,因此经过了白色光滤波器 34A 的白色光、经过了激励光滤波器 34B 的激励光以及经过了参照光滤波器 34C 的参照光作为面顺序的照明光,由聚光光学系统 35 分别聚集之后向导光部 6 射出。

[0039] 如图 1 所示,处理器 4 具有:CCD 驱动器 41,其驱动 CCD 23;放大器 42,其对从 CCD 23 输出的摄像信号进行放大;处理电路 43,其对从放大器 42 输出的摄像信号实施相关双采样等处理;以及 A/D 变换器 44,其将从处理电路 43 输出的摄像信号变换为数字的图像信号。此外,CCD 驱动器 41、放大器 42、处理电路 43 以及 A/D 变换器 44 与来自定时发生器 53 的定时信号相应地进行动作。另外,本实施方式的图像生成部具备放大器 42、处理电路 43 以及 A/D 变换器 44。

[0040] 另外,如图 1 所示,处理器 4 具备选择器 45、作为微分值算出部的微分电路 46、存储器 47a 和 47b、作为运算部的运算电路 48 以及作为区域辨别部的区域判断电路 49。

[0041] 并且,如图 1 所示,处理器 4 还具有白平衡电路 50、作为图像处理部的图像处理电路 51、D/A 变换器 52、生成并输出表示动作定时的定时信号的定时发生器 53、生成并输出表示观察模式已被切换的观察模式切换信号的模式切换电路 54、调光控制参数切换电路 55 以及调光电路 56。

[0042] 选择器 45 根据定时信号的输入定时,将白色光图像信号输出到白平衡电路 50,该白色光图像信号是与向被摄体射出白色光的定时相应地输入到选择器 45 的图像信号。另外,选择器 45 根据定时信号的输入定时,将荧光图像信号输出到微分电路 46,该荧光图像信号是与向被摄体射出激励光的定时相应地输入到选择器 45 的图像信号。并且,选择器 45 根据定时信号的输入定时,将参照光图像信号输出到微分电路 46,该参照光图像信号是与向被摄体射出参照光的定时相应地输入到选择器 45 的图像信号。

[0043] 微分电路 46 根据来自选择器 45 的荧光图像信号来计算出作为相邻像素间的微分值的绝对值的荧光微分值。然后,微分电路 46 利用计算出的荧光微分值更新存储器 47a 的存储内容。

[0044] 另一方面,微分电路 46 根据来自选择器 45 的参照光图像信号来计算出作为相邻像素间的微分值的绝对值的参照光微分值。然后,微分电路 46 利用计算出的参照光微分值更新存储器 47b 的存储内容。

[0045] 运算电路 48 在存储器 47a 和 47b 两个存储器的存储内容被更新的定时,同时读出存储在存储器 47a 中的荧光微分值和存储在存储器 47b 中的参照光微分值。然后,运算电

路 48 生成判断对象图像并输出到区域判断电路 49, 该判断对象图像是通过荧光微分值除以参照光微分值而获得的除法值或者从荧光微分值中减去参照光微分值而获得的减法值。

[0046] 区域判断电路 49 对被输入的判断对象图像的各像素实施阈值处理, 辨别该判断对象图像中的正常区域和异常区域。然后, 区域判断电路 49 将与上述判断对象图像中的被判断为异常区域的像素有关的像素信息输出到图像处理电路 51。

[0047] 白平衡电路 50 根据定时信号的输入定时, 对来自选择器 45 的白色光图像信号实施白平衡处理, 将该白平衡处理后的白色光图像输出到图像处理电路 51。

[0048] 图像处理电路 51 根据定时信号的输入定时, 作为用于能够从白平衡电路 50 输出的白色光图像的各像素中视觉识别出相当于从区域判断电路 49 输出的像素信息的像素的图像处理, 进行将该像素的色调变换为规定颜色的颜色变换处理。然后, 图像处理电路 51 将上述颜色变换处理后的白色光图像输出到 D/A 变换器 52。此外, 在不从区域判断电路 49 向图像处理电路 51 输出像素信息的情况下, 图像处理电路 51 不进行上述颜色变换处理。

[0049] D/A 变换器 52 根据定时信号的输入定时, 将从图像处理电路 51 输出的白色光图像变换为模拟的影像信号进行输出。

[0050] 定时发生器 53 在根据来自光源装置 3 的同步信号生成了定时信号之后, 将该定时信号分别输出到 CCD 驱动器 41、放大器 42、处理电路 43、A/D 变换器 44、选择器 45、白平衡电路 50、图像处理电路 51 以及 D/A 变换器 52。

[0051] 模式切换电路 54 在根据来自模式切换指示开关 24 的指示信号生成了观察模式切换信号之后, 将该观察模式切换信号输出到旋转滤波器控制电路 37 和调光控制参数切换电路。

[0052] 调光控制参数切换电路 55 根据从模式切换电路 54 输出的观察模式切换信号来检测内窥镜系统 1 的观察模式, 将基于该检测结果的调光控制参数输出到调光电路 56。

[0053] 调光电路 56 根据从处理电路 43 输出的图像信号和从调光控制参数切换电路 55 输出的调光控制参数, 对光圈装置 33 进行以放大和调整由内窥镜 2 拍摄的被摄体的像作为图像显示在监视器 5 上时的该图像的亮度等。

[0054] 接着, 说明本实施方式的内窥镜系统 1 的作用。

[0055] 首先, 手术操作者等将内窥镜 2 与光源装置 3 和处理器 4 连接为如图 1 所示的状态并且接通各部分的电源, 由此将内窥镜系统 1 设为初始状态。此外, 在上述的初始状态中, 内窥镜系统 1 被设定为白色光观察模式。

[0056] 模式切换电路 54 将用于通知是白色光观察模式的观察模式切换信号输出到旋转滤波器控制电路 37。

[0057] 旋转滤波器控制电路 37 当根据被输入的观察模式切换信号而检测出是白色光观察模式时, 对旋转滤波器马达 36 进行控制使得从灯 31 射出的光只通过白色光滤波器 34A。另外, 旋转滤波器控制电路 37 在白色光观察模式下将表示旋转滤波器 34 处于停止状态的同步信号输出到定时发生器 53。

[0058] 旋转滤波器马达 36 根据旋转滤波器控制电路 37 的控制, 对旋转滤波器 34 进行对位使得仅白色光滤波器 34A 处于灯 31 的光路上。

[0059] 由此, 光源装置 3 将作为白色光观察模式的照明光的白色光提供给导光部 6。

[0060] 提供给导光部 6 的白色光在经过照明光学系统 21 之后, 照明生物体组织等被摄

体。

[0061] 上述白色光的反射光经过对物光学系统 22 和激励光截止滤波器 23a 进行成像,由 CCD 23 拍摄之后作为摄像信号输出到处理器 4。

[0062] 从 CCD 23 输出的摄像信号被放大器 42 放大、被处理电路 43 实施相关双采样和噪声去除等、被 A/D 变换器 44 变换为数字的图像信号之后,输出到选择器 45。

[0063] 另一方面,定时发生器 53 根据从旋转滤波器控制电路 37 输出的同步信号,在白色光观察模式下,持续输出规定的信号电平的定时信号。由此,对选择器 45 持续输入上述规定的信号电平的定时信号。

[0064] 选择器 45 根据上述规定的信号电平的定时信号,将从 A/D 变换器 44 输出的图像信号依次输出到白平衡电路 50。

[0065] 从选择器 45 输出的图像信号被白平衡电路 50 实施白平衡处理,在通过图像处理电路 51 之后,被 D/A 变换器 52 变换为影像信号并输出到监视器 5。

[0066] 在白色光观察模式下通过进行如上所述的动作,将呈现与通过肉眼观察得到的大致相同的色调的被摄体的像作为白色光观察时的被摄体的像而图像显示在监视器 5 上。

[0067] 之后,当通过操作模式切换指示开关 24 而输出用于将内窥镜系统 1 的观察模式从白色光观察模式切换为荧光观察模式的指示信号时,模式切换电路 54 对旋转滤波器控制电路 37 和调光控制参数切换电路 55 输出用于通知观察模式从白色光观察模式切换至荧光观察模式的观察模式切换信号。

[0068] 旋转滤波器控制电路 37 当根据被输入的观察模式切换信号检测出是荧光观察模式时,对旋转滤波器马达 36 进行控制使得从灯 31 射出的光依次通过旋转滤波器 34 的各滤波器。另外,旋转滤波器控制电路 37 在荧光观察模式下将与旋转滤波器 34 的旋转同步的同步信号输出到定时发生器 53。

[0069] 旋转滤波器马达 36 根据旋转滤波器控制电路 37 的控制,使旋转滤波器 34 以规定的转速进行旋转以使白色光滤波器 34A、激励光滤波器 34B 以及参照光滤波器 34C 依次位于灯 31 的光路上。

[0070] 由此,光源装置 3 将由白色光、激励光以及参照光构成的面顺序光作为荧光观察模式的照明光提供给导光部 6。

[0071] 提供给导光部 6 的面顺序光在经过照明光学系统 21 之后照明生物体组织等被摄体。

[0072] 上述面顺序光中的白色光以及参照光的反射光经过对物光学系统 22 和激励光截止滤波器 23a 进行成像,被 CCD 23 拍摄之后,作为摄像信号分别输出到处理器 4。

[0073] 另一方面,通过上述面顺序光中的激励光来激励被摄体,从该被摄体发出荧光。然后,从被摄体发出的荧光经过对物光学系统 22 和激励光截止滤波器 23a 进行成像,被 CCD 23 拍摄之后,作为摄像信号输出到处理器 4。

[0074] 从 CCD 23 输出的各摄像信号被放大器 42 放大、被处理电路 43 实施相关双采样和噪声去除等、被 A/D 变换器 44 变换为数字的图像信号之后,输出到选择器 45。

[0075] 另一方面,定时发生器 53 根据从旋转滤波器控制电路 37 输出的同步信号,在荧光观察模式下输出表示动作定时的定时信号。

[0076] 选择器 45 根据定时信号的输入定时,将从 A/D 变换器 44 输出的图像信号中白色

光图像信号输出到白平衡电路 50, 该白色光图像信号是与向被摄体射出的白色光的定时相应地输入到选择器 45 的图像信号。另外, 选择器 45 根据定时信号的输入定时, 将荧光图像信号输出到微分电路 46, 该荧光图像信号是与向被摄体射出激励光的定时相应地输入到选择器 45 的图像信号。并且, 选择器 45 根据定时信号的输入定时, 将参照光图像信号输出到微分电路 46, 该参照光图像信号是与向被摄体射出参照光的定时相应地输入到选择器 45 的图像信号。

[0077] 白平衡电路 50 根据定时信号的输入定时, 对来自选择器 45 的白色光图像信号实施白平衡处理, 将该白平衡处理后的白色光图像输出到图像处理电路 51。

[0078] 微分电路 46 通过计算出与被输入的荧光图像信号相应的荧光图像中相邻像素间的微分值的绝对值, 来计算出例如图 5 所示那样的荧光微分值。然后, 微分电路 46 将计算出的荧光微分值保存到存储器 47a 中。另外, 微分电路 46 通过计算出与被输入的参照光图像信号相应的参照光图像中相邻像素间的微分值的绝对值, 来计算出例如图 6 所示那样的参照光微分值。然后, 微分电路 46 将计算出的参照光微分值保存到存储器 47b 中。

[0079] 运算电路 48 在存储器 47a 和 47b 两个存储器的存储内容被更新的定时同时读出存储在存储器 47a 中的荧光微分值和存储在存储器 47b 中的参照光微分值。然后, 运算电路 48 生成例如图 7 所示那样的判断对象图像并输出到区域判断电路 49, 该判断对象图像是通过荧光微分值除以参照光微分值获得的除法值或者从荧光微分值中减去参照光微分值获得的减法值。

[0080] 另外, 上述荧光微分值和参照光微分值只在灰度值发生变化的边界部具备有限的值, 因此其对于由于粘膜伸展而导致灰度值的总量变化影响较少。并且, 根据本实施方式, 通过在荧光微分值与参照光微分值之间进行除法运算或者减法运算, 能够校正由于生物体组织到内窥镜 2 的前端面的距离以及生物体组织与内窥镜 2 的前端面所形成的角度而产生的影响。

[0081] 因此, 根据在运算电路 48 中生成的例如示出为图 7 的判断对象图像, 抽出异常区域的边界部。

[0082] 区域判断电路 49 通过对被输入的判断对象图像的各像素实施阈值处理, 来辨别该判断对象图像中的正常区域和异常区域。并且, 区域判断电路 49 将与上述判断对象图像中被判断为异常区域的像素有关的像素信息输出到图像处理电路 51。

[0083] 图像处理电路 51 根据定时信号的输入定时, 进行将从白平衡电路 50 输出的白色光图像的各像素中的相当于从区域判断电路 49 输出的像素信息的像素的色调变换为规定的颜色的颜色变换处理。然后, 图像处理电路 51 将上述颜色变换处理后的白色光图像输出到 D/A 变换器 52。

[0084] D/A 变换器 52 根据定时信号的输入定时, 将从图像处理电路 51 输出的白色光图像变换为模拟的影像信号进行输出。

[0085] 通过在荧光观察模式下进行如上所述的动作, 将正常区域呈现与肉眼观察大致相同的色调并且存在病变的区域的边界部呈现规定的颜色的被摄体的像作为荧光观察中的被摄体的像而图像显示在监视器 5 上。

[0086] 如上所述, 根据本实施方式的内窥镜系统 1, 能够在使用自身荧光的观察中与观察条件无关地显示存在病变的区域。

[0087] 此外,根据本实施方式的处理器 4,不限于具备在荧光观察中将从区域判断电路 49 输出的像素信息叠加到从白平衡电路 50 输出的白色光图像中并输出到监视器 5 的结构,例如也可以具备将由运算电路 48 生成的判断对象图像和从白平衡电路 50 输出的白色光图像并行输出到监视器 5 的结构。

[0088] 另外,本实施方式的运算电路 48 不限于进行上述的处理作为生成判断对象图像时的处理,也可以进一步进行事先去除相当于在暗部产生的随机噪声成分的前处理。

[0089] 具体地说,作为上述前处理,运算电路 48 也可以在读出存储在存储器 47a 中的荧光微分值和存储在存储器 47b 中的参照光微分值之后对各个图像进行阈值处理。

[0090] 然后,运算电路 48 通过使用进行了这种前处理后的荧光微分值和参照光微分值进行运算,能够生成避免将相当于在暗部产生的随机噪声成分作为异常区域的边界部抽出的判断对象图像。即,通过在运算电路 48 中进行上述的阈值处理,能够提高异常区域的抽出精确度。

[0091] 另外,根据本实施方式,在辨别正常区域和异常区域时,不限于将通过荧光微分值除以参照光微分值而获得的除法值或者从荧光微分值中减去参照光微分值而获得的减法值用作判断对象图像,也可以使用将荧光微分值和参照光微分值的各像素的像素值定义为向量的成分的信息。

[0092] 在这种情况下,运算电路 48 将荧光微分值中的一个像素位置的像素值和参照光微分值中的该一个像素位置的像素值定义为向量成分。之后,运算电路 48 将上述一个像素的向量值绘制在以荧光微分值中的像素值 $|\Delta T_F|$ 的值为纵轴并且以参照光微分值中的像素值 $|\Delta T_{Ref}|$ 的值为横轴的平面上。

[0093] 并且,运算电路 48 依次获取荧光微分值和参照光微分值的各像素位置的上述向量值并且依次绘制在上述平面上,由此获取例如图 8 所示那样的二维散布数据。之后,运算电路 48 将上述二维散布数据输出到区域判断电路 49。

[0094] 另一方面,区域判断电路 49 使用下述数式 (1) 和 (2) 计算从运算电路 48 输出的二维散布数据所包含的各向量值的大小 T 和相位 D。

$$[0095] \quad T = (|\Delta T_F|^2 + |\Delta T_{Ref}|^2)^{1/2} \quad \cdots (1)$$

$$[0096] \quad D = \arctan(|\Delta T_F| / |\Delta T_{Ref}|) \quad \cdots (2)$$

[0097] 区域判断电路 49 将二维散布数据所包含的各向量值中的小于值大小的阈值 T_0 的向量视作噪声成分的影响较大,并且从辨别对象中排除。另外,区域判断电路 49 将没有从辨别对象中排除的向量值中的小于相位的阈值 D_0 的向量辨别为相当于正常区域或者照明配光所产生的边界部的像素。并且,区域判断电路 49 将没有从辨别对象中排除的向量值中的相位为阈值 D_0 以上的向量辨别为相当于异常区域的像素。然后,区域判断电路 49 将通过目前为止的一系列的处理而作为辨别结果获得的例如图 9 所示那样的信息作为像素信息输出到图像处理电路 51。此外,以后的处理与已经记述的处理相同,因此省略说明。

[0098] 在此,希望通过对将生物体组织作为对象而预先获取的数据进行统计分析,来设定上述值大小的阈值 T_0 和上述相位的阈值 D_0 以使病变区域与假象之间的识别概率最高。

[0099] 另外,上述向量被定义为使用一种参照光微分值的像素值的二维向量,但是不限于此,也可以定义为使用与向被摄体射出的参照光数相对应的、多种不同参照光微分值的像素值的三维以上的向量。

[0100] 如上所述,在辨别正常区域与异常区域时,通过使用将荧光微分值和参照光微分值的各像素的像素值定义为向量的成分的信息,能够根据该向量的大小去除噪声成分的影响,并且根据向量的相位分为异常区域和其以外的区域,因此其结果是能够提高异常区域的抽出精确度。

[0101] 此外,本实施方式不仅限于应用于如上所述结构的摄像系统,例如也可以应用于具备具有单色 CCD 的内窥镜以及能够射出由 R(红)光、G(绿)光及 B(蓝)光构成的面顺序光和由白色光、参照光及激励光构成的面顺序光的光源装置这种结构的摄像系统。另外,本实施方式也可以应用于具备具有彩色 CCD 的内窥镜以及能够射出由 R 光、G 光及 B 光构成的面顺序光和由 R 光、参照光及激励光构成的面顺序光的光源装置这种结构的摄像系统。

[0102] 本发明并不限于上述实施方式,在不脱离发明的宗旨的范围内,当然能够进行各种变更、应用。

[0103] 本申请主张 2008 年 8 月 22 日在日本申请的特愿 2008-214162 号的优先权,在本申请说明书、权利要求书、附图中引用了上述公开内容。

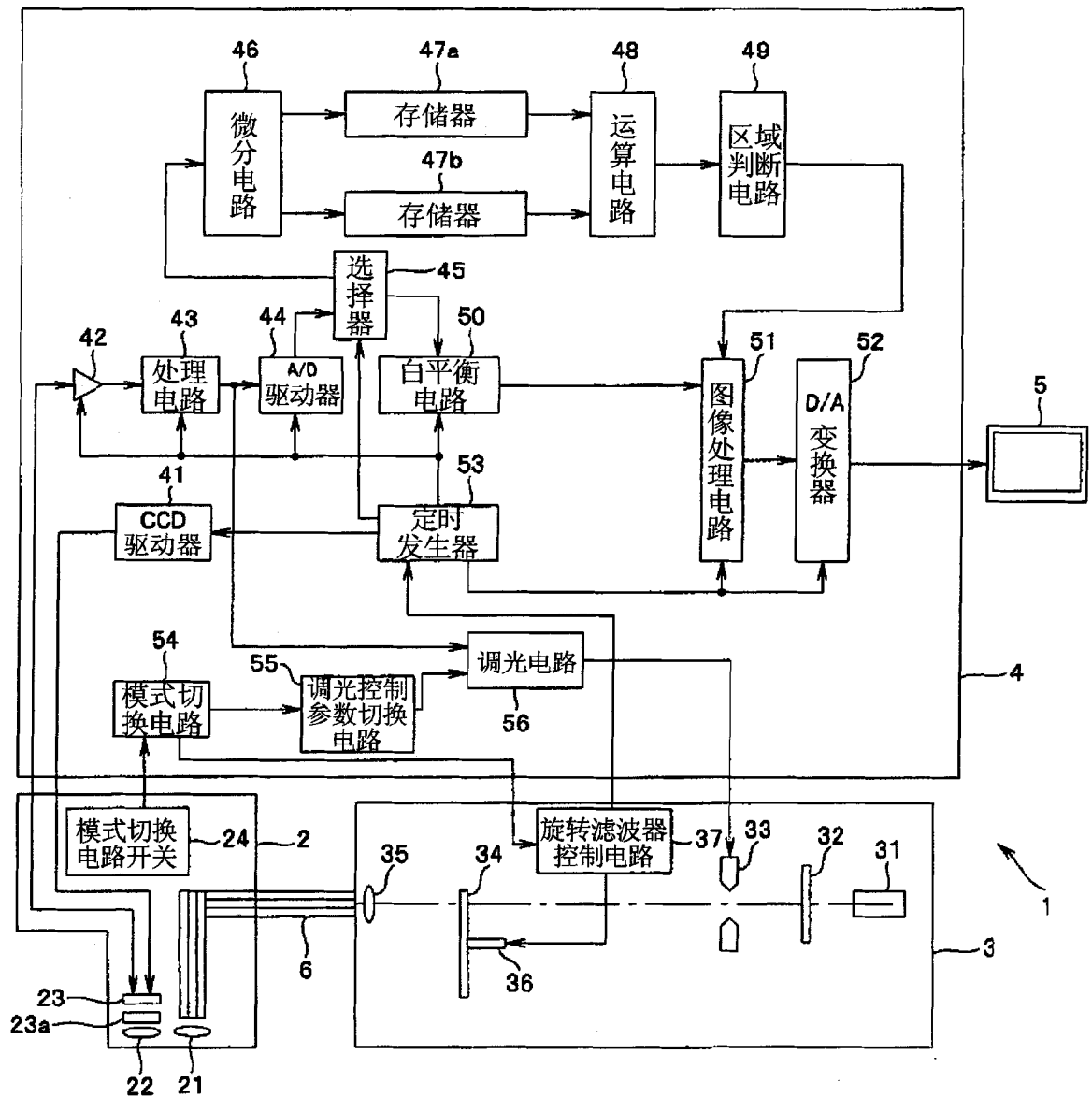


图 1

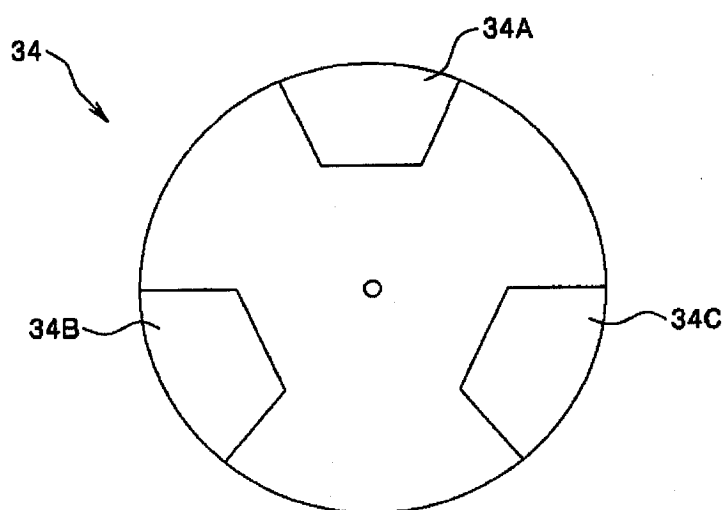


图 2

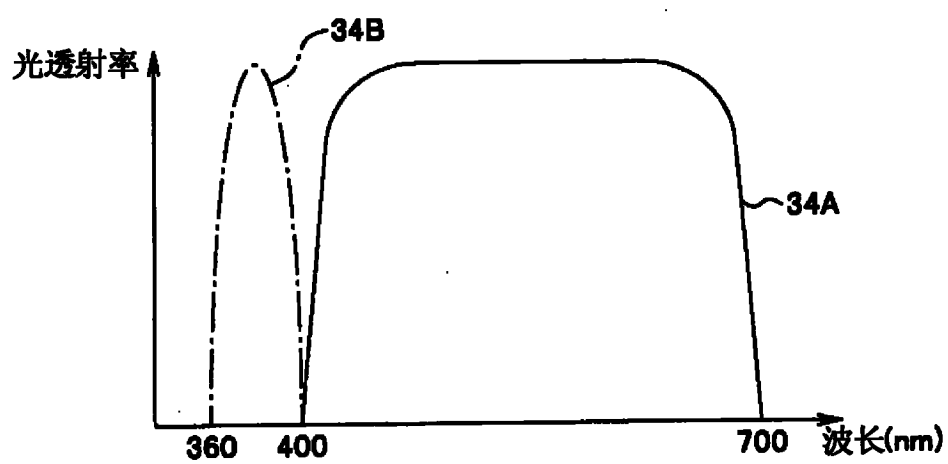


图 3

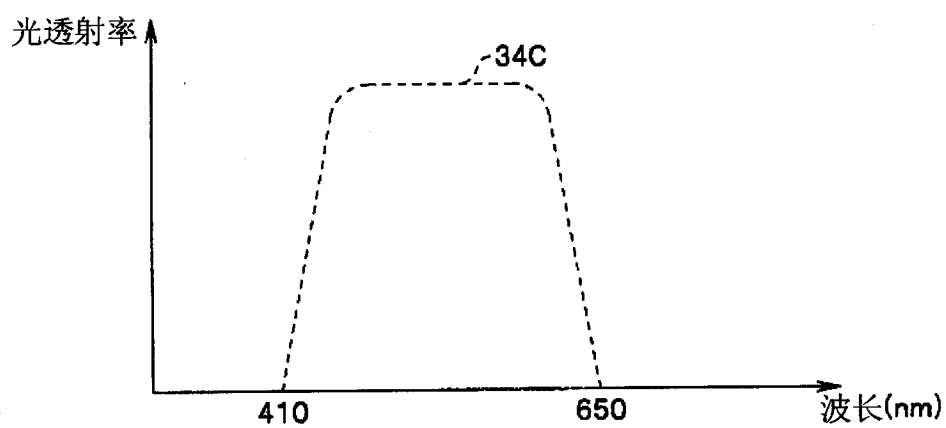


图 4

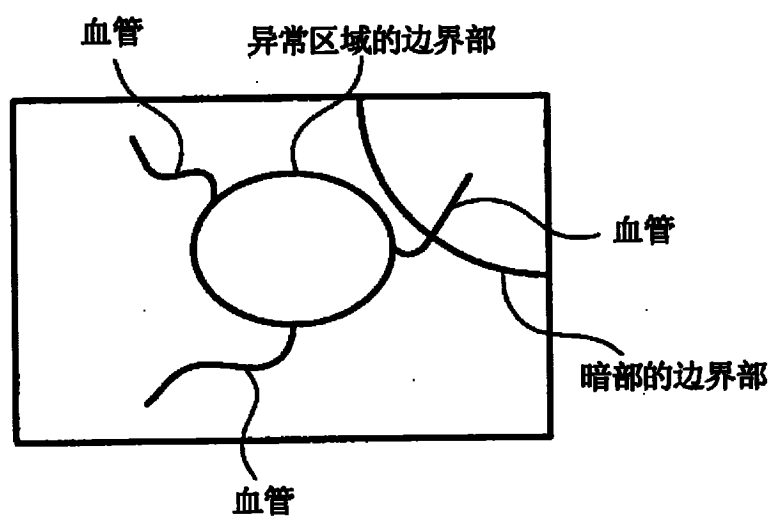


图 5

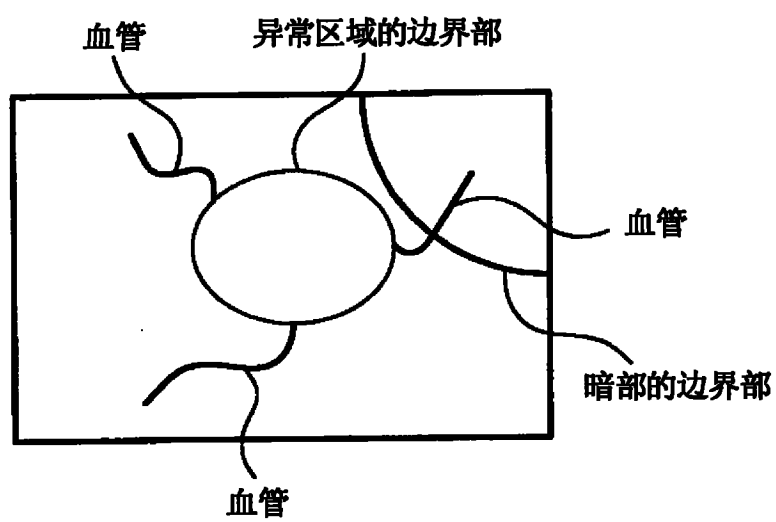


图 6

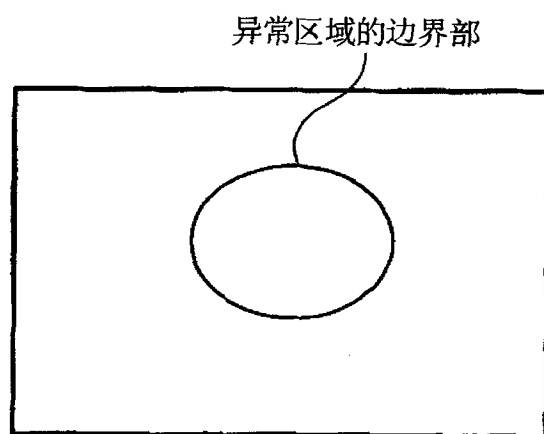


图 7

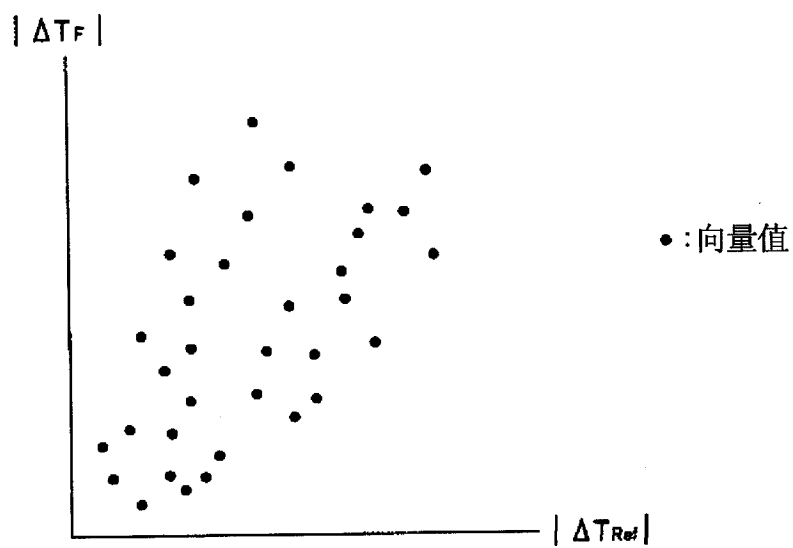


图 8

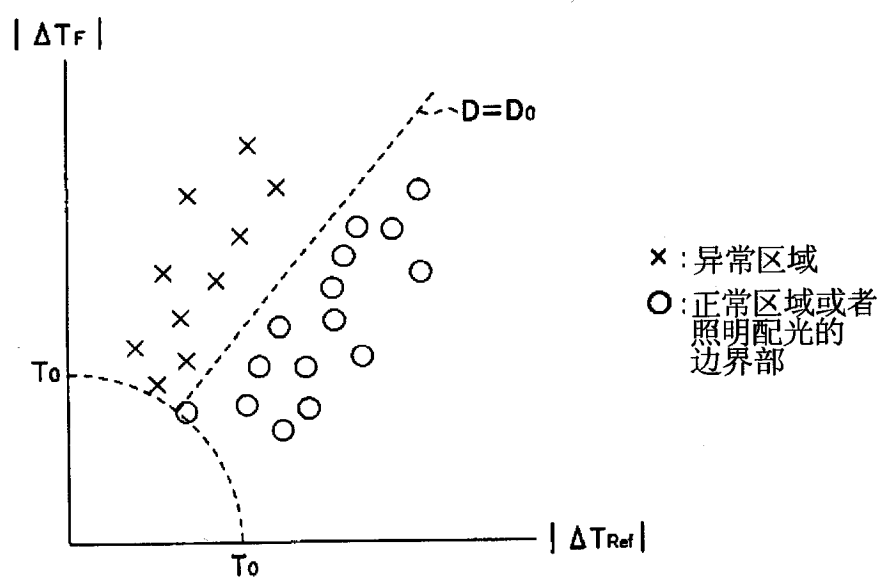


图 9

专利名称(译)	摄像系统以及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102131449A	公开(公告)日	2011-07-20
申请号	CN200980132775.1	申请日	2009-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	武井俊二		
发明人	武井俊二		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/07 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0669 A61B1/0638 A61B1/05 A61B1/0646 A61B1/04 A61B1/041 G06T2207/10068		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2008214162 2008-08-22 JP		
其他公开文献	CN102131449B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的摄像系统具有：光射出部，其向被摄体射出第一照明光和第二照明光；摄像部，其拍摄与第一照明光相应的来自被摄体的第一返回光 and 与第二照明光相应的来自被摄体的第二返回光，并作为摄像信号进行输出；图像生成部，其根据摄像信号，生成与第一返回光相应的第一图像和与第二返回光相应的第二图像；微分值算出部，其计算与第一图像相应的第一微分值和与第二图像相应的第二微分值；运算部，其使用第一微分值和第二微分值进行运算处理；以及区域辨别部，其通过对运算部的运算结果实施阈值处理，来辨别被摄体的规定区域和规定区域以外的区域。

