



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525375 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201110302124. 1

(22) 申请日 2011. 09. 28

(30) 优先权数据

2010-219249 2010. 09. 29 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 山口博司 峰苦靖浩

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 蒋亭

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/05 (2006. 01)

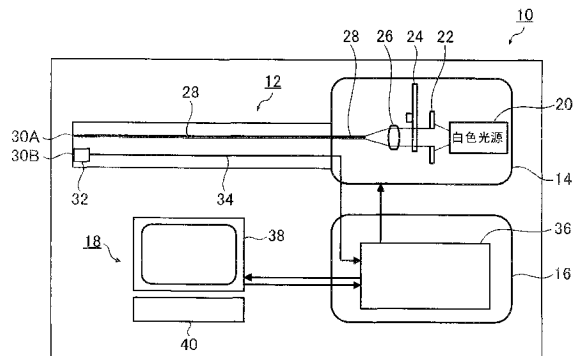
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 4 页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜装置,具备:光源部,其具有射出宽带光的光源、及过滤器部,该过滤器部具备缩窄宽带光的光谱的带宽以作为规定波段的窄带光的光学过滤器组,该光源部照射面顺序光;摄像单元,拍摄摄像图像并输出摄像图像信息;图像处理单元,对摄像图像信息实施规定的图像处理;以及摄影信息检测单元,将自动曝光值或摄像倍率或被摄体信息作为摄像信息检测出来,并且基于摄影信息,以使被摄体的生物体的构造与成分的检测及强调度发生变化的方式,来变更光学过滤器组及图像处理条件。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具备:

光源部,其具有射出具有含可见区域的宽波段的宽带光的光源、和具备至少两组光学过滤器组的过滤器部,所述至少两组光学过滤器组由缩窄从该光源射出的所述宽带光的光谱的带宽以作为规定的波段的窄带光的蓝色及绿色的二色光学过滤器的组所组成、且所述波段的宽度各不相同,所述光源部将该过滤器部的各组的过滤器组的所述二色光学过滤器作用于所述宽带光,以将由所述窄带光组成的面顺序光照射到成为被摄体的生物体;

摄像单元,其根据从所述光源部依次照射到被摄体的所述面顺序光以及来自所述生物体的返回光,对所述被摄体的摄像图像进行拍摄,并输出摄像图像信息;

图像处理单元,其对所述摄像图像信息实施规定的图像处理;和

摄影信息检测单元,其将所述摄像单元的用于拍摄所述被摄体的自动曝光值或摄像倍率、或者与由所述摄像单元拍摄的所述被摄体的所述生物体的构造、成分相关的被摄体信息作为摄像信息检测出来,

所述内窥镜装置,基于由所述摄影信息检测单元检测出的所述摄影信息,以使所述被摄体的所述生物体的构造、成分的检测及强调度发生变化的方式,来变更所述过滤器部的所述光学过滤器组及所述图像处理单元中的图像处理条件。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具有过滤器组变更单元,其基于所述摄影信息,变更从所述过滤器部的所述至少两组光学过滤器组内选择的一组光学过滤器组。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述摄像信息为所述自动曝光值,

所述过滤器组变更单元,在所述自动曝光值小时从所述过滤器部的所述至少两组光学过滤器组内选择所述波段的宽度窄的那组的光学过滤器组;在所述自动曝光值大时选择所述波段的宽度宽的那组的光学过滤器组。

4. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述摄像信息为所述摄像倍率,

所述过滤器组变更单元在所述摄像倍率大时从所述过滤器部的所述至少两组光学过滤器组内选择所述波段的宽度窄的那组的光学过滤器组;在所述摄像倍率小时选择所述波段的宽度宽的那组的光学过滤器组。

5. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

在由所述过滤器组变更单元变更了所述光学过滤器组的情况下,以所述摄像图像的白平衡不发生变化的方式,来变更所述摄像单元的电气增益、摄像时间及所述图像处理的色调调整中的至少一个。

6. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具有光学光圈,其调节从所述光源部的所述光源射出的所述宽带光或者所述窄带光的光量,

在由所述过滤器组变更单元变更了所述光学过滤器组的情况下,以所述摄像图像的明亮度不发生变化的方式控制所述光学光圈,或者,变更所述摄像单元的电气增益、摄像时间及所述图像处理的色调调整中的至少一个。

7. 根据权利要求 1 至 6 任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述图像处理单元具有图像强调单元,其基于所述摄像信息变更所述摄像图像的频率强调特性。

8. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述图像强调单元具有频带强调单元,其强调所述摄像图像的至少两个以上的频带,
该频带强调单元,基于所述摄像信息变更包括使所强调的所述频带发生变化的频率强调特性。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述摄像信息为所述自动曝光值,
所述频带强调单元伴随着所述自动曝光值的增大,将所强调的所述频带变更为低的频率。

10. 根据权利要求 8 或 9 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述摄像信息为所述自动曝光值,
所述频带强调单元所强调的所述频带为带通特性,
所述频带强调单元在所述自动曝光值超过第一规定值时,以增大所强调的所述频带的宽度的方式进行变更。

11. 根据权利要求 8 或 9 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述摄像信息为所述自动曝光值,
所述频带强调单元,在所述自动曝光值为第二规定值以下时将所强调的所述频带设为带通特性,当超过所述第二规定值时变更为高通特性。

12. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述摄像信息为所述摄像倍率,
所述频带强调单元伴随着所述摄像倍率的增大,将所强调的所述频带变更为高的频率。

13. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述摄像信息为与呈褐色区域的尺寸或血管的粗细关联的所述被摄体信息,
所述图像强调单元,基于所述呈褐色区域的尺寸或所述血管的粗细来变更所述摄像图像的频率强调特性。

14. 根据权利要求 13 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述图像强调单元具有对所述摄像图像的至少两个以上的频带进行强调的频带强调单元,

该频带强调单元基于所述呈褐色区域的尺寸或所述血管的粗细来变更包括使所强调的所述频带发生变化的频率强调特性。

15. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述频带强调单元伴随着所述血管的粗细的变小,将所强调的所述频带变更为高的频率。

16. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述频带强调单元在所述呈褐色区域的尺寸为规定尺寸以下时,所强调的所述频带为带通特性,当所述呈褐色区域的尺寸超过所述规定尺寸时,以使所强调的所述频带的宽度增大的方式进行变更。

17. 根据权利要求 1 至 6 任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,所述摄影信息检测单元根据所述摄影图像检测所述摄影信息。

18. 根据权利要求 17 所述的内窥镜装置,其特征在于,所述摄影信息检测单元根据所述摄影图像的明亮度检测所述自动曝光值。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及能够通过过滤器将白色照明光等宽带光作为特定的窄带光进行特殊光观察的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 近年来,一直应用一种向生物体的粘膜组织照射特定的窄波段光(窄带光),而得到生物体组织的期望深度的组织信息的、所谓的能够进行特殊光观察的内窥镜装置。这种内窥镜装置能够简单地将例如在粘膜层或者粘膜下层产生的新生血管的微细构造、病变部的强调等、在普通的观察图像中无法得到的生物体信息可视化。例如,在观察对象为癌病变部的情况下,由于向粘膜组织照射蓝色(B)的窄带光时能够更详细地观察组织表层的微细血管或微细构造的状态,因此能够更准确地诊断病变部。

[0003] 另一方面,公知由于光相对于生物体组织的深度方向的深达度依赖于光的波长,在波长短的蓝色(B)光的情况下,基于生物体组织的吸收特性及散射特性,光只到达表层附近,在此处的深度范围内受到吸收、散射,因此能够作为主要包括表层组织的信息的返回光进行观测;在为波长比B光长的绿色(G)光的情况下,G光到达比B光到达的范围更深的地方,在该范围内受到吸收、散射,因此能够作为主要包括中层组织及表层组织的信息的返回光进行观测;在波长比G光长的红色(R)光的情况下,光到达更深的组织,在该范围内受到吸收、散射,因此能够作为主要包括深层组织及中层组织的信息的返回光进行观测。

[0004] 即、公知将照射B光、G光及R光得到的各返回光通过CCD等摄像传感器接受而得到的图像信号,分别主要包括表层组织的信息、中层组织及表层组织的信息、以及深层组织及中层组织的信息。

[0005] 为此,在特殊光观察的过程中,为了易于观察生物体组织内的组织表层的微细血管或微细构造,作为向生物体组织照射的窄带光,不使用主要适于观察生物体组织的中层及深层组织的红色(R)的窄带光,而只使用适于观察表层组织的蓝色(B)的窄带光和适于观察中层组织及表层组织的绿色(G)的窄带光这两种窄带光,只使用通过照射B窄带光由摄像传感器得到的主要包括表层组织信息的B图像信号(B窄带数据)和通过照射G窄带光由摄像传感器得到的主要包括中层组织及表层组织信息的G图像信号(G窄带数据)进行图像处理,在监视器等上显示伪彩色图像并进行观察。

[0006] 因此,在图像处理中,将由摄像传感器得到的G图像信号(G窄带数据)乘上规定系数后分配给彩色图像的R图像数据,将B图像信号(B窄带数据)分别乘以规定系数后分配给彩色图像的G图像数据及B图像数据,生成由3ch(通道)的彩色图像数据构成的伪彩色图像,并显示于监视器等。

[0007] 因此,将基于窄带光的返回光由摄像传感器接收得到的2个GB图像信号变换成用于在显示部进行伪彩色显示的RGB彩色图像数据的窄带光模式下的图像处理,不同于将基于普通光的返回光由摄像传感器接收得到的3个RGB图像信号变换成用于在显示部进行彩色显示的RGB彩色图像数据的普通光模式下的图像处理。

[0008] 另外,即便在使用 R 窄带光、G 窄带光及 B 窄带光的特殊光观察过程中,在以观察表层组织的微细血管或微细构造为目的的情况下,也不使用 R 图像信号 (R 窄带数据),而如上述只使用 G 图像信号及 B 图像信号来进行图像处理,在监视器等上显示伪彩色图像并进行观察。

[0009] 这种情况下,在图像处理中,同样地也将 G 图像信号分配给 R 图像数据,将 B 图像信号分配给 G 图像数据及 B 图像数据,而生成由 3ch 彩色图像数据构成的伪彩色图像,并显示于监视器等。

[0010] 其结果可知,无论在什么情况下,监视器等显示的伪彩色图像大多都包括主要含有表层组织信息的 B 图像信号 (B 窄带数据),因此表层组织的微细血管或微细构造的状态被更加详细地表现出来,表层组织的微细血管或微细构造更易于观察 (参照专利文献 1 及 2)。

[0011] 在以上的特殊光观察过程中,在病变组织和特殊光的照射位置之间的距离近的情况下,能够绘制出明亮且易于观看的组织表层的微细血管或微细构造,但是却存在着随着距离的增加而变得越来越暗、难以观看的问题。

[0012] 此外,如前述,因病变组织和特殊光的照射位置之间的距离变化,被摄体组织放大率变更,因此存在着当向摄像元件投影的血管的像素尺寸变化时,难以辨认表层微细血管的问题。

[0013] 进而,当远离摄影位置时,不是一根一根的表层微细血管,而是被称为呈褐色 (brownish) 区域的表层微细血管密集的区域的一个个的块变为观察对象,要对摄像图像适用的图像处理不同,但是这些图像处理的切换一般都是手动进行的,因而存在着不一定能进行适当图像强调的问题。

[0014] 专利文献 1 :JP 专利第 3559755 号公报

[0015] 专利文献 2 :JP 专利第 3607857 号公报

发明内容

[0016] 本发明的目的在于提供一种内窥镜装置,在特殊光观察过程中,操作者不需要既观察摄像图像又有意地调整射出光量等特殊光与白色照明光的发光比例及图像处理,就能针对表层微细血管等生物体的构造与成分的观察而得到最适且明亮的摄像图像。

[0017] 为了解决上述课题,本发明提供一种内窥镜装置,其特征在于,具备:

[0018] 光源部,其具有射出具有含可见区域的宽波段的宽带光的光源、和具备至少两组光学过滤器组的过滤器部,所述至少两组光学过滤器组由缩窄从该光源射出的所述宽带光的光谱的带宽以作为规定的波段的窄带光的蓝色及绿色的二色光学过滤器的组所组成、且所述波段的宽度各不相同,所述光源部将该过滤器部的各组的过滤器组的所述二色光学过滤器作用于所述宽带光以将由所述窄带光组成的面顺序光照射到成为被摄体的生物体;

[0019] 摄像单元,其根据从所述光源部依次照射到被摄体的所述面顺序光以及来自所述生物体的返回光,对所述被摄体的摄像图像进行拍摄,并输出摄像图像信息;

[0020] 图像处理单元,其对所述摄像图像信息实施规定的图像处理;和

[0021] 摄影信息检测单元,其将所述摄像单元的用于拍摄所述被摄体的自动曝光值或摄像倍率、或者与由所述摄像单元拍摄到的所述被摄体的所述生物体的构造、成分相关的被

摄体信息作为摄像信息检测出来，

[0022] 所述内窥镜装置基于由所述摄影信息检测单元检测出的所述摄影信息，以使所述被摄体的所述生物体的构造、成分的检测及强调度发生变化的方式，来变更所述过滤器部的所述光学过滤器组及所述图像处理单元中的图像处理条件。

[0023] 另外，本发明优选，还具有过滤器组变更单元，其基于所述摄影信息变更从所述过滤器部的所述至少两组光学过滤器组内选择的一组光学过滤器组。

[0024] 优选，所述摄像信息为所述自动曝光值，所述过滤器组变更单元在所述自动曝光值小时从所述过滤器部的所述至少两组光学过滤器组内选择所述波段的宽度窄的那组的光学过滤器组；在所述自动曝光值大时选择所述波段的宽度宽的那组的光学过滤器组。另外，优选，所述摄像信息为所述摄像倍率，所述过滤器组变更单元在所述摄像倍率大时从所述过滤器部的所述至少两组光学过滤器组内选择所述波段的宽度窄的那组的光学过滤器组；在所述摄像倍率小时选择所述波段的宽度宽的那组的光学过滤器组。

[0025] 另外，优选，在由所述过滤器组变更单元变更了所述光学过滤器组的情况下，以所述摄像图像的白平衡不发生变化的方式，来变更所述摄像单元的电气增益、摄像时间及所述图像处理的色调调整中的至少一个。

[0026] 本发明还优选，还具有光学光圈，其调节从所述光源部的所述光源射出的所述宽带光或者所述窄带光的光量，在由所述过滤器组变更单元变更了所述光学过滤器组的情况下，以所述摄像图像的明亮度不发生变化的方式，控制所述光学光圈、或者变更所述摄像单元的电气增益、摄像时间及所述图像处理的色调调整中的至少一个。

[0027] 优选，所述图像处理单元具有图像强调单元，其基于所述摄像信息变更所述摄像图像的频率强调特性。另外，优选，所述图像强调单元具有频带强调单元，其强调所述摄像图像的至少两个以上的频带，该频带强调单元基于所述摄像信息变更频率强调特性，该频率强调特性包括使所强调的所述频带发生变化。

[0028] 优选，所述摄像信息为所述自动曝光值，所述频带强调单元伴随着所述自动曝光值的增大，将所强调的所述频带变更为低的频率。另外，优选，所述摄像信息为所述自动曝光值，所述频带强调单元所强调的所述频带为带通特性，所述频带强调单元在所述自动曝光值超过第一规定值时以增大所强调的所述频带的宽度的方式进行变更。还优选，所述摄像信息为所述自动曝光值，所述频带强调单元在所述自动曝光值为第二规定值以下时将所强调的所述频带设为带通特性，当超过所述第二规定值时变更为高通特性。

[0029] 优选，所述摄像信息为所述摄像倍率，所述频带强调单元伴随着所述摄像倍率的增大，将所强调的所述频带变更为高的频率。另外，优选，所述摄像信息为与呈褐色区域的尺寸或血管的粗细关联的所述被摄体信息，所述图像强调单元基于所述呈褐色区域的尺寸或所述血管的粗细来变更所述摄像图像的频率强调特性。

[0030] 优选，所述图像强调单元具有对所述摄像图像的至少两个以上的频带进行强调的频带强调单元，该频带强调单元基于所述呈褐色区域的尺寸或所述血管的粗细来变更包括使所强调的所述频带发生变化的频率强调特性。优选，所述频带强调单元伴随着所述血管的粗细的变小，将所强调的所述频带变更为高的频率。优选，所述频带强调单元在所述呈褐色区域的尺寸为规定尺寸以下时所强调的所述频带为带通特性，当所述呈褐色区域的尺寸超过所述规定尺寸时以使所强调的所述频带的宽度增大的方式进行变更。

[0031] 还优选,所述摄影信息检测单元根据所述摄影图像检测所述摄影信息。另外,优选,所述摄影信息检测单元根据所述摄影图像的明亮度检测所述自动曝光值。

[0032] 根据本发明的内窥镜装置,在特殊光观察过程中,将拍摄成为被摄体的生物体所需的自动曝光值或摄像倍率、或与被拍摄的生物体的构造成分相关的被摄体信息作为摄像信息检测出来,并基于所检测出的摄影信息以使生物体的构造、成分的检测及强调度发生变化的方式来变更带宽不同的光学过滤器组及图像处理条件,因此在进行特殊光观察的情况下,例如放大病变部或近位摄影病变部来观察表层微细血管的情况、或者远位摄影病变部来观察表层微细血管密集的呈褐色区域的情况下,操作者都无需一边观察摄像图像一边有意地调整或变更这些光源的发光条件及摄像图像的图像处理条件,就能针对病变部或表层微细血管等的特殊光观察而得到最适且明亮的摄像图像。

附图说明

[0033] 图 1 是示意性表示本发明的一实施方式的内窥镜装置的整体构成的一实施例的框图。

[0034] 图 2 是表示在图 1 所示的内窥镜装置的光源部中设置的可拆卸的 (A) 第一过滤器组、(B) 第二过滤器组、(C) 普通光观察用过滤器组的一例的示意图。

[0035] 图 3 是表示图 1 所示的内窥镜装置的处理器的一实施例的包含详细构成的各部的信号处理系统的框图。

[0036] 图 4 是表示图 3 所示的过滤器组选择部所具备的、用于根据自动曝光 (AE) 值选择过滤器组的表格的一实施例的曲线图。

[0037] 图 5 是表示图 3 所示的特殊光图像处理部的构造强调度所具备的频率强度过滤器的一实施例的曲线图。

[0038] 图 6 是表示在图 1 所示的内窥镜装置中实施的窄带光观察的一实施例流程的流程图。

[0039] 符号说明：

[0040] 10-内窥镜装置、12-内窥镜、14-光源部、16-处理器、18-输入输出部、20-白色光源、22-光源光圈、24-过滤器部、24A-第一过滤器组、24B-第二过滤器组、24C-普通光过滤器组、26-聚光透镜、28-光纤、30A-照射口、30B-受光部、32-摄像元件、34-指示器电缆、36-图像处理系统、38-显示部(监视器)、40-输入部(模式切换部)、42-记录部(记录装置)、44-CDS·AGC 电路、46-A/D 变换器(A/D 转换器)、48-光源控制部、50-光量计算部、52-DSP(数字信号处理器)、54-噪声去除电路、56-摄影信息计算部、58-过滤器组选择部、60-图像处理切换部(开关)、62-普通光图像处理部、64-特殊光图像处理部、66-图像显示信号生成部、68-颜色变换部、70、76-色彩强调部、72、78-构造强调部、74-特殊光颜色变换部。

具体实施方式

[0041] 下面基于附图所示的优选实施方式,对本发明涉及的内窥镜装置进行详细说明。

[0042] 图 1 是示意性表示本发明的一实施方式的内窥镜装置的整体构成的一实施例的框图。

[0043] 如该图所示,本发明的内窥镜装置 10 具有:内窥镜 12、光源部 14、处理器 16 及输入输出部 18。这里,光源部 14 及处理器 16 构成内窥镜 12 的控制装置,内窥镜 12 与光源部 14 光学连接,与处理器 16 电连接。另外,处理器 16 与输入输出部 18 电连接。并且,输入输出部 18 具有:显示部(监视器)38,输出显示图像信息等;记录部(记录装置)42(参照图 3),输出图像信息等;以及输入部(模式切换部)40,作为受理普通观察模式(也称为普通光模式)或特殊光观察模式(也称为特殊光模式)等的模式切换、功能设定等的输入操作的 UI(用户界面)发挥功能。

[0044] 内窥镜 12 是具有从其前端射出照明光的照明光系统和拍摄被观察区域的摄像光学系统的电子内窥镜。另外,虽然未图示,但是内窥镜 12 具备:内窥镜插入部,插入到被检体内;操作部,用于进行内窥镜插入部前端的弯曲操作、观察的操作;以及连接器,将内窥镜 12 可自由拆卸地与控制装置的光源部 14 及处理器 16 连接。此外,虽然未图示,但是在操作部及内窥镜插入部的内部,设有插入组织采取用处理器具等的钳子管道、供气供水用的管道等各种管道。

[0045] 在内窥镜 12 的前端部分,如图 1 所示,具备向被观察区域照射光的照射口 30 和与照射口 30 相邻且接收来被观察区域的返回光的受光部 30B,在受光部 30B 侧配置有取得被观察区域的图像信息的 CCD(Charge Coupled Device) 图像传感器或 CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 图像传感器等的摄像元件(传感器)32。在内窥镜 12 的照射口 30A 配置有构成照射光学系统的盖片(cover glass)或镜头(未图示),在受光部 30B 配置有构成照明光学系统的盖片或镜头(未图示),在受光面 30B 的摄像元件 32 的受光面配置有构成摄像光学系统的物镜单元(未图示)。这里,因为摄像元件 32 是接收如后述那样由不同颜色的窄带光构成的面顺序光的返回光的元件,所以只要是单色摄像传感器即可,也可以是在受光区域配置彩色过滤器(filter;例如,RGB 彩色过滤器或补色过滤器)的彩色摄像传感器或补色传感器。

[0046] 另外,物镜单元具备物镜(未图示)。物镜的视角(视场角)基于透镜的尺寸或焦点距离而唯一求出,由摄像光学系统成像的摄像图像当内窥镜 12 前端接近被摄体时变大,当远离时变小,因此拍摄被摄体时的被摄体和摄像图像之间的倍率即摄像倍率,能够根据摄影图像的视角求出。

[0047] 虽然这样能够求出摄影倍率,但是求摄影倍率的方法并不限于此,能采用各种方法。

[0048] 例如,JP 特开 2000-230807 号公开那样,通过测量将与摄像光学系统的光轴平行的平行光自照明光学系统经由激光器等向被摄体照射、并由该返回光在摄像光学系统上成像的实像的、相对于摄像视野的长度,能够自动地检测摄像倍率。

[0049] 进而,物镜单元为了改变摄像倍率,也可具有高倍率摄影机构,其具备可沿着光轴方向移动的成像透镜(未图示)和用于移动该成像透镜的透镜驱动机构(未图示)。这种情况下,透镜驱动机构例如由压电元件构成的促动器组成,通过使成像透镜沿着光轴方向移动从而能够进一步变更摄像倍率。

[0050] 内窥镜插入部基于操作部的操作可自由弯曲,根据使用内窥镜 12 的被检体的部位等能弯曲成任意方向及任意角度,能将照射口 30A 及受光部 30B 即摄像元件 32 的观察方向朝向期望的观察部位。

[0051] 光源部 14 由白色光源 20、光源光圈 22、具备可拆卸的过滤器组 (filterset) 的过滤器部 24、聚光透镜 26 及光纤 28 组成。

[0052] 白色光源是普通光模式及特殊光模式这两个模式用到的白色照明光用光源,例如将氙光源作为发光源配备。当然,也可使用激发光光源和基于荧光体的伪白色光。

[0053] 白色光源 20 的照射光量通过光源光圈 22 的范围缩小来调整。

[0054] 另外,被光源光圈 22 缩小范围的照射光,因透过过滤器部 24,发光光谱的带宽变窄而成为规定的窄带光,由聚光透镜 26 进行聚光,输入到光纤 28 中,并传送到连接器部,从而通过构成内窥镜 12 的照明光学系统的光纤 28 而传播到内窥镜 12 的前端部。

[0055] 过滤器部 24 如图 2 所示,准备了构成圆盘状、以中心为旋转轴组合了透过频带不同的 2 种 (例如, B_1 、 G_1) 或 3 种 (例如, RGB) 的光学过滤器而成的多个过滤器组,从中选出的一个过滤器组,被配置于自白色光源 20 照射白色照明光的光路上。

[0056] 过滤器部 24 例如如图 2(A) ~ (C) 所示,具备特殊光观察用的第一过滤器组 24A 及第二过滤器组 24B、和普通光观察用的普通光过滤器组 24C 这 3 组过滤器组。过滤器部 24 还可以具备第一及第二过滤器组以外的窄带光观察用的多个第 3 过滤器组 (例如,半光谱幅值比第一及第二过滤器组宽)。这些过滤器组,其中之一的过滤器组通过未图示的过滤器组更换单元被配置于过滤器部 24 的白色照明光的光路上,且根据摄像信息进行替换。

[0057] 特殊光观察用的第一过滤器组 24A 例如如图 2(A) 所示,由光学过滤器 B_1 (中心为 440nm、半光谱幅值为 25nm) 和 G_1 (中心为 540nm、半光谱幅值为 25nm) 组成,第二过滤器组 24B 例如如图 2(B) 所示由光学过滤器 B_2 (中心为 440nm、半光谱幅值为 40nm) 和 G_2 (中心为 540nm、半光谱幅值为 60nm) 组成。另外,普通光观察用的普通光过滤器组例如如图 2(C) 所示由 RGB 三色的过滤器组成。此外,通过第一过滤器组 24A 的光学过滤器 B_1 的中心波长为 440nm 的蓝色激光,根据生物体的构造与成分的分光光谱特性,优选是具有一致且被窄带化的波段带宽的窄带光,因此生物体的构造与成分的检出能力更好。

[0058] 另外,图示的例子为过滤器部 24 准备的过滤器组,通过由 3 枚旋转过滤器板构成的过滤器组 24A ~ 24C 组成,但是本发明并不限于此,也可由在 1 枚旋转过滤器板上配置成同心圆状的 2 组以上的过滤器组组成。

[0059] 白色光源 20、光源光圈 22 及过滤器部 24,通过光源控制部 48 进行控制,从白色光源 20 照射白色光、由光源光圈 22 调节光量 (调节光量光圈 22 的大小)、以及第一过滤器组 24A、第二过滤器组 24B 及普通光过滤器组 24C 的过滤器组更换单元的更换,都是基于来自光源控制部 48 的指示进行的。

[0060] 配置于过滤器部 24 的白色照明光的光路上的过滤器组,通过未图示的过滤器旋转单元进行旋转,每隔规定间隔更换过滤器,因此从光源部 14 每隔规定间隔照射出由不同窄带光组成的面顺序光,通过拍摄由这些不同窄带光组成的面顺序光的返回光,来进行面顺序的摄影。

[0061] 例如,在使用第一过滤器组 24A 进行摄像的情况下,由于来自白色光源 20 的照射光每隔规定间隔透过光学过滤器 B_1 和 G_1 ,因此每隔规定间隔照射 B_1 的窄带光和 G_1 的窄带光。另外,在使用第二过滤器组 24B 进行摄像的情况下,每隔规定间隔照射出 B_2 的窄带光和 G_2 的窄带光;在使用普通光过滤器组 24C 进行摄像的情况下,每隔规定间隔照射 R 光、G 光、B 光。

[0062] 光纤 28 是多模光纤, 作为一例能使用线心直径为 $105\ \mu\text{m}$ 、包层直径为 $125\ \mu\text{m}$ 、包含外表皮保护层的直径 ϕ 为 $0.3 \sim 0.5\text{mm}$ 的小直径光纤缆。

[0063] 如上述, 从白色光源 20 照射出的白色光通过过滤器部 24 变为规定的窄带光, 并从内窥镜 12 的前端部的照射口 30A 向被摄体的被观察区域照射。之后, 来自照射出窄带光的被观察区域的返回光, 经由受光部 30B 在摄像元件 32 的受光面上成像, 通过摄像元件 32 拍摄被观察区域。

[0064] 摄像后从摄像元件 32 输出的摄像图像的图像信号, 通过指示器电缆 (scope cable) 34 输入到处理器 16 的图像处理系统 36 中。

[0065] 接着, 这样由摄像元件 32 拍摄到的摄像图像的图像信号, 被包括处理器 16 的图像处理系统 36 的信号处理系统进行图像处理, 并输出到监视器 38 或记录装置 42 中, 供用户观察。

[0066] 图 3 是表示本发明的内窥镜装置的处理器的一实施例的详细构成的各部的信号处理系统的框图。

[0067] 如图所示, 内窥镜装置 10 的信号处理系统具有: 内窥镜 12 的信号处理系统、光源 14 的信号处理系统、处理器 16 的信号处理系统 (图像处理系统 36)、输入输出部 18 的监视器 38、输入部 (模式切换部) 40 以及记录装置 42。

[0068] 内窥镜 12 的信号处理系统作为摄像后从摄像元件 26 输出的摄像图像的图像信号的信号处理系统, 具有: CDS·AGC 电路 44, 用于对作为模拟信号的摄像图像信号进行相关双重采样 (CDS) 或自动增益控制 (AGC); 以及 A/D 变换器 (A/D 转换器) 46, 将由 CDS·AGC 电路 44 进行了采样和增益控制之后的模拟图像信号变换成数字图像信号。由 A/D 变换器 46 进行了 A/D 变换之后的数字图像信号, 经由连接器部被输入到处理器 16 的图像处理系统 36 中。

[0069] 另外, 光源部 14 的信号处理系统为进行白色光源 20 的接通断开控制、光源光圈 22 的大小控制及过滤器部 24 中的过滤器组的更换及旋转的控制, 而具有对照射光的光量及频带进行控制的光源控制部 48。

[0070] 这里, 光源控制部 48 根据与内窥镜装置 10 的工作开始相伴的光源接通信号使白色光源 20 点亮, 或者根据来自模式切换部 40 的普通光模式和特殊光模式的切换信号进行过滤器部 24 中的过滤器组的更换控制 (第一过滤器组 24A 及第二过滤器组 24B (特殊光模式) 和第三过滤器组 24C (普通光模式) 的切换), 或者根据由后述的光量计算部 50 计算出的图像的 B 光及 G 光的光量等或者发光强度等, 来控制白色光 34 的发光强度、即缩减来自光源 20 的照射光的光源光圈 22 的大小。即、光源控制部 48 作为后述的过滤器组选择部 58 以及过滤器组变更单元发挥功能, 该过滤器组变更单元基于由后述的摄影信息检测部 56 检测出的自动曝光 (AE) 值 (光量值)、摄影倍率、或者呈褐色区域的尺寸或血管的粗细等生物体的构造与成分所关联的被摄体信息等摄像信息, 来变更从过滤器部 24 的多组光学过滤器组内选择一组光学过滤器组。

[0071] 另外, 处理器 16 的信号处理系统为图像处理系统 36 (参照图 1), 且具有光量计算部 50、DSP (数字信号处理器) 52、噪声去除电路 54、图像处理切换部 (开关) 60、普通光图像处理部 62、特殊光图像处理部 64、图像显示信号生成部 66。

[0072] 光量计算部 50 使用自内窥镜 12 的 A/D 变换器 46 经由连接器输入的数字图像信

号,计算摄像元件 26 接收到的返回光的光量,例如 B 光的光量及 G 光的光量即图像的 B 光及 G 光的光量等。

[0073] 并且,光量计算部 50,基于算出的摄像图像的 RGB 值来计算摄像图像的明亮度(亮度值),并输出到摄影信息计算部 56 中。

[0074] 摄影信息计算部 56 基于算出的摄像图像的明亮度来计算摄影信息。这里,作为摄影信息能举出用于拍摄被摄体(生物体)的自动曝光(AE)值(光量值)、摄影倍率、或者呈褐色区域的尺寸或血管的粗细等生物体的构造与成分所关联的被摄体信息等。

[0075] 这里,自动曝光值(AE 值)是用于自动确定摄像时的曝光的参数,基于由摄像元件 26 检测出的返回光的光量(明亮度)而确定。即便在运动图像摄影中,也通过根据摄像元件 26 的蓄积时间(与 RGB 彩色过滤器相对应的 CCD 或 CMOS 的蓄积时间)确定的每帧的摄影时间中的返回光的光量来确定。

[0076] 摄像倍率如前述,能够根据摄影图像的视角求出,通常如前述那样自动检测。另外,在摄像光学系统具有高倍率摄影机构的情况下,摄像倍率根据物镜和成像透镜的透镜间距离而变更。

[0077] 另外,被摄体信息是指,远景摄影时病变部等的表层微细血管密集的区域、即带有褐色的呈褐色区域的尺寸、或者放大摄影或近景摄影时各个血管粗细等生物体的构造和成分相关的信息。呈褐色区域的尺寸或血管粗细,通过从摄像图像中提取带有褐色的呈褐色区域、或者提取各个血管来进行检测。呈褐色区域的提取,能够采用检测颜色或者形状的各种公知方法。在本发明中,优选当摄像图像中的检测出的呈褐色区域的尺寸或血管粗细变化时,变更应用于摄像图像的图像处理。

[0078] 当检测出这些摄影信息时,向过滤器组选择部 58 及后述的特殊光图像处理部 64 输出。

[0079] 过滤器组选择部 58 基于由摄影信息检测部 56 检测出的摄影信息,从预先准备的过滤器组(例如,第一过滤器组 24A 及第二过滤器组 24B)中选择过滤器部 24 摄影所需的过滤器组。过滤器组选择部 58 例如具有图 4 所示的表示 AE 值和过滤器组之间关系的表格,基于算出的 AE 值和该表格来选择应该配置于过滤器部 24 的过滤器组。

[0080] 被选出的过滤器组的信息被输出到光源控制部 48 中。

[0081] 另外,当应该配置于过滤器部 24 的过滤器组发生变化时,摄像图像的白平衡也发生变化,因此向 CDS·AGC44 输出被选出的过滤器组的信息,基于该过滤器组 24 的信息,用于获取白平衡的 CDS·AGC44 的增益也变更,因而摄像元件 26 的电气增益变更。

[0082] DSP52(数字信号处理器),在由光量计算部 50 检测出光源光量之后,对从 A/D 变换器 46 输出的数字图像信号进行伽马修正及颜色修正处理。

[0083] 噪声去除电路 54 例如用移动平均法或中值过滤法等图像处理中的噪声去除方法,从由 DSP52 实施了伽马修正及颜色修正处理后的数字图像信号中去除噪声。

[0084] 这样,从内窥镜 12 输入到处理器 16 中的数字图像信号,被 DSP52 及噪声去除电路 54 实施伽马修正、颜色修正处理及噪声去除等的前处理。

[0085] 图像处理切换部 60 是将基于后述的模式切换部(输入部)的指示(切换信息)切换将被前处理过的数字图像信号送到后级的普通光图像处理部 62 还是送到特殊光图像处理部 64 中的开关。

[0086] 另外,在本发明中,为了便于区别,将普通光图像处理部 62 及特殊光图像处理部 64 进行的图像处理前的数字图像信号称为图像信号,将图像处理后的数字图像信号称为图像数据。

[0087] 普通光图像处理部 62 是在普通光模式下,实施适合基于白色光的前处理完毕的数字图像信号的普通光用图像处理的部分,且具有颜色变换部 68、色彩强调部 70 和构造强调部 72。

[0088] 颜色变换部 68 对前处理完毕的 RGB 的 3 通道的数字图像信号进行 3×3 的矩阵处理、灰度变换处理、三维 LUT 处理等的颜色变换处理,并变换成颜色变换处理完毕的 RGB 图像数据。

[0089] 色彩强调部 70,附以画面内的血管与粘膜之间的色彩差异,用于强调血管从而易于查看,对颜色变换处理完毕的 RGB 图像数据进行着眼画面的处理,例如观察画面整体的平均色彩,实施使该色彩沿着附加血管与粘膜之间的色彩差异的方向相对平均值得到强调的处理。

[0090] 构造强调部 72,对色彩强调处理完毕的 RGB 图像数据,进行锐度或轮廓强调等的构造强调处理。

[0091] 由构造强调部 72 实施了构造强调处理的 RGB 图像数据,被作为普通光用图像处理完毕的 RGB 图像数据从普通光图像处理部 62 输入到图像显示信号生成部 66 中。

[0092] 特殊光图像处理部 64,是在特殊光模式下实施特殊光用图像处理的部分,特殊光用图像处理适合基于 B 光及 G 光的前处理完毕数字图像信号, B 光及 G 光通过过滤器组 24 变为窄带光,且具有特殊光颜色变换部 74、色彩强调部 76 和构造强调部 78。

[0093] 特殊光颜色变换部 74 将所输入的前处理完毕的 RGB 的 3 通道的数字图像信号的 G 图像信号乘以规定系统后分配给 R 图像数据,对该 B 图像信号分别乘以规定系数后分配给 G 图像数据即 B 图像数据,并在生成了 RGB 图像数据之后,对所生成的 RGB 图像数据,与颜色变换部 68 同样进行 3×3 矩阵处理、灰度变换处理、三维 LUT 处理等的颜色变换处理。

[0094] 色彩强调部 76 与色彩强调部 70 同样地,附与画面内的血管与粘膜之间的色彩差异,用于强调血管以易于观察,对颜色变换处理完毕的 RGB 图像数据,进行着眼画面的处理,例如观察画面整体的平均色彩,实施使该色彩沿着附以血管与粘膜之间色彩差异的方向相对平均值得到强调的处理。

[0095] 构造强调部 78 与构造强调部 72 同样地,对色彩强调处理完毕的 RGB 图像数据进行锐度或轮廓强调等的构造处理。

[0096] 另外,除了构造强调部 72 的构造处理之外,构造强调部 78 还基于来自摄影信息计算部 56 的摄影信息、例如 AE 值,对前述的色彩强调处理完毕的 RGB 图像数据进行频率强调处理。

[0097] 这里进行的频率强调处理,如图 5(A) ~ 图 5(C) 所示,根据 AE 值的不同而不同。这里,作为摄影信息的代表例,对使用 AE 值的情况进行了说明,但本发明并不限于此。

[0098] 在 AE 值比第一规定值 (α) 小的情况下、即设想内窥镜前端接近被摄体且必要光量可较少的放大观察的情况下,将表层微细血管设为摄影对象,为使微细的表层微细血管的构造能作为细线分别分离,如图 5(A) 所示将能强调高频部分的频率强调过滤器应用于前述的 RGB 图像数据。

[0099] 另外,在 AE 值处于第一规定值与第二规定值之间的规定范围 ($\alpha \sim \beta$ 的范围) 内的情况下、即设想内窥镜前端少许远离被摄体且需要比放大观察稍微多的光量的近景观察的情况下,将较之以表层微细血管细的构造为摄影对象的情况稍大的微细血管的一个一个设想为摄影对象,为使能强调表层微细血管的环境,如图 5(B) 所示,将能强调中频部分的频率强调过滤器应用于前述的 RGB 图像数据。

[0100] 此外,在 AE 值比第二规定值 (β) 大的情况下、即设想内窥镜前端远离被摄体且需要更多光量的远景观察的情况下,不是一个一个的表层微细血管,而是将表层微细血管密集作为块存在的带有褐色的被称为呈褐色区域的区域假设为摄影对象。

[0101] 被称为呈褐色区域的区域,被认为是早期癌症,大多数为 1mm 左右,其中也有 2mm、3mm 的情况。在要强调该频带而使用带通特性的过滤器时,在从该带通频带稍微偏离的情况下得不到强调,因此为了强调各种大小的所有呈褐色区域,可采用高通特性的过滤器。

[0102] 由此,在将呈褐色区域假设为摄影对象的情况下,如图 5(C) 所示,优选将能强调高频整体的高通过过滤器作为频率强调过滤器应用于前述的 RGB 图像数据。

[0103] 由构造强调部 72 基于 AE 值实施了最适频率强调处理的 RGB 图像数据,被作为特殊光用图像处理完毕的 RGB 图像数据从特殊光图像处理部 64 输入到图像显示信号生成部 66 中。

[0104] 图像显示信号生成部 66,在普通光模式下将从普通光图像处理部 62 输入的图像处理完毕的 RGB 图像数据,变换成用于在监视器 38 中作为软拷贝 (soft copy) 图像显示的显示图像信号或者用于在记录装置 42 中作为硬拷贝 (hard copy) 图像输出的显示图像信号;在特殊光模式下将从特殊光图像处理部 64 输入的图像处理完毕的 RGB 图像数据,变换成用于在监视器 38 中作为软拷贝图像显示的显示图像信号或者用于在记录装置 42 中作为硬拷贝图像输出的显示图像信号。

[0105] 监视器 38,将在普通光模式下照射白色光后由摄像元件 26 获得,并基于由处理器 16 实施了前处理及普通光图像处理后的显示图像信号的普通观察用图像作为软拷贝进行显示,将在特殊光模式下除了白色光之外,还照射特殊光后由摄像元件 26 获得,并基于由处理器 16 实施了前处理及特殊光图像处理后的显示图像信号的特殊光观察图像作为软拷贝图像进行显示。

[0106] 记录装置 42 也是,将在普通光模式下将照射白色光得到的普通观察图像作为硬拷贝图像进行输出,将在特殊光模式下照射白色光及特殊光得到的特殊光观察图像作为硬拷贝进行输出。

[0107] 另外,根据需要,由图像显示信号生成部 66 生成的显示图像信号也可作为图像信息被存储到未图示的由存储器或储存器装置组成的存储部中。

[0108] 另一方面,模式切换部 (输入部) 40 具有用于切换普通光模式和特殊光模式的模式切换按钮,来自模式切换部 40 的模式切换信号被输入到光源 14 的光源控制部 48 中。这里,模式切换部 40 虽然作为输入输出部 18 的输入部 40 进行配置,但是也可以配置于处理器 16、内窥镜 12 的操作部或光源部 14 中。另外,来自模式切换部 40 的切换信号,被输出到光源控制部 48 及图像处理切换部 60 中。

[0109] 本发明的内窥镜装置基本上如以上那样构成。

[0110] 以下,利用图 6 按照每个步骤说明本发明的内窥镜装置的作用。

[0111] 在本实施方式中,首先,在普通光模式下进行普通光观察。白色光源 20 被点亮,由普通光图像处理部 64 对基于白色光的摄像图像数据进行普通光图像处理。

[0112] 这里,由用户向特殊光模式切换。用户通过操作模式切换部 40 而输出模式切换信号(打开特殊光),图像处理切换部 60 中的图像处理被切换成特殊光模式(S10)。

[0113] 接着,也向光源部 14 的光源控制部 40 输入模式切换信号,通过光源控制部 40,将配置于过滤器部 24 的普通光过滤器组 24C 切换成第一过滤器组 24A(S12)。

[0114] 当过滤器部 24 的过滤器组被切换成第一过滤器组 24A 时,与之相应地调节光源光圈 22,而从白色光源 20 向第一过滤器组输入期望光量的照射光(S14)。

[0115] 接下来,在过滤器部 24 中第一过滤器组 24A 以规定的速度进行旋转,面向被摄体,窄带光 B_1 和窄带光 G_1 作为面顺序光以规定间隔交替照射(S16)。

[0116] 交替依次照射的窄带光 B_1 和窄带光 G_1 分别被被摄体反射,作为返回光入射到摄像元件 30 中,并由摄像元件 30 交替取得摄像图像信息(S18)。

[0117] 由摄像元件 30 取得的各个摄像图像信息,在调整白平衡、变换成数字数据之后,被送到光量计算部 50 中。在光量计算部 50 中,根据各个摄像图像信息计算该摄像图像(RGB 图像)的明亮度(亮度值)(S20)。

[0118] 由光量计算部 50 算出的 RGB 图像的明亮度(亮度值)的信息,被送到摄影信息计算部 56 中,计算摄像用的 AE 值(S22)。

[0119] 另外,也可取代 AE 值,计算摄像中的摄影倍率或被摄体信息(呈褐色区域的尺寸或血管的粗细等)。

[0120] 被算出的 AE 值被输入到过滤器组选择部 58 及特殊光图像处理部 64。

[0121] 过滤器组选择部 58 接收算出的 AE 值,并基于该 AE 值再次选择过滤器组(S24)。过滤器组选择部 58 如图 4 所示,具备表示 AE 值与所对应的过滤器组之间关系的表格,并根据 AE 值选择过滤器组(例如,第二过滤器组 24B)。被选出的过滤器组的信息,为了调整白平衡增益而输出到 CDS·AGC44 中,另外为了将过滤器组 24 更换成所选出的过滤器组而输出到光源控制部 48 中。

[0122] 光源控制部 48 基于被选出的过滤器组的信息,由未图示的过滤器组更换单元,将过滤器部 24 的第一过滤器组 24A 更换成被选出的过滤器组(例如,第二过滤器组 24B),以使来自白色光源的照射光量为规定光量的方式控制光源光圈 22(S26)。

[0123] 另外,CDS·AGC44 基于被选出的过滤器组的信息来调整白平衡增益(S28)。

[0124] 当照射光量变化时,与之相应地白平衡增益也变化,因此调整 CDS·AGC 以使白平衡增益保持一定值。另外,也可代替 CDS·AGC 的白平衡增益的调整,而变更摄像时间或图像处理的色调调整。

[0125] 另外,基于由摄影信息计算部 56 算出的 AE 值,变更与摄像图像相应的图像处理(S30)。基于 AE 值变更的图像处理,由特殊光图像处理部 64 的构造强调部 80 进行。

[0126] 在过滤器部 24 的过滤器组变更之后,进行窄带光观察。从白色光源 20 照射出的白色光,由光源光圈 22 被缩减成规定光量,并入射到变更后的过滤器组 24(例如,第二过滤器组 24B)。入射的白色光通过第二过滤器组 24B 以规定间隔交替为窄带光 B_2 和窄带光 G_2 ,并通过光纤 28 自内窥镜 12 前端的照射口 30A 交替照射。

[0127] 在窄带光观察中,依次得到的摄像图像信息被输出到特殊光图像处理部 64 中,并

通过特殊光颜色变换部 74 及色彩强调部 76 实施前述图像处理,然后输入到构造强调部 78 中。在构造强调部 78 中,如前述那样根据 AE 值应用图 5(A) ~图 5(C) 记载的频率强调过滤器 (S32)。

[0128] 在特殊光图像处理部 64 中,应用与 AE 值相应的频率强调过滤器,受到图像处理后的图像信息被输出到图像显示信号生成部 66 中。图像显示信号生成部 66,根据该图像信息生成并输出图像显示信号。

[0129] 被输出的该图像显示信号,作为特殊光图像被监视器 38 显示,并被记录装置 42 记录 (S34)。

[0130] 以上,对本发明的内窥镜装置进行了详细说明,但本发明并不限于上述实施方式,在不脱离本发明宗旨的范围内可进行各种改良及变更。

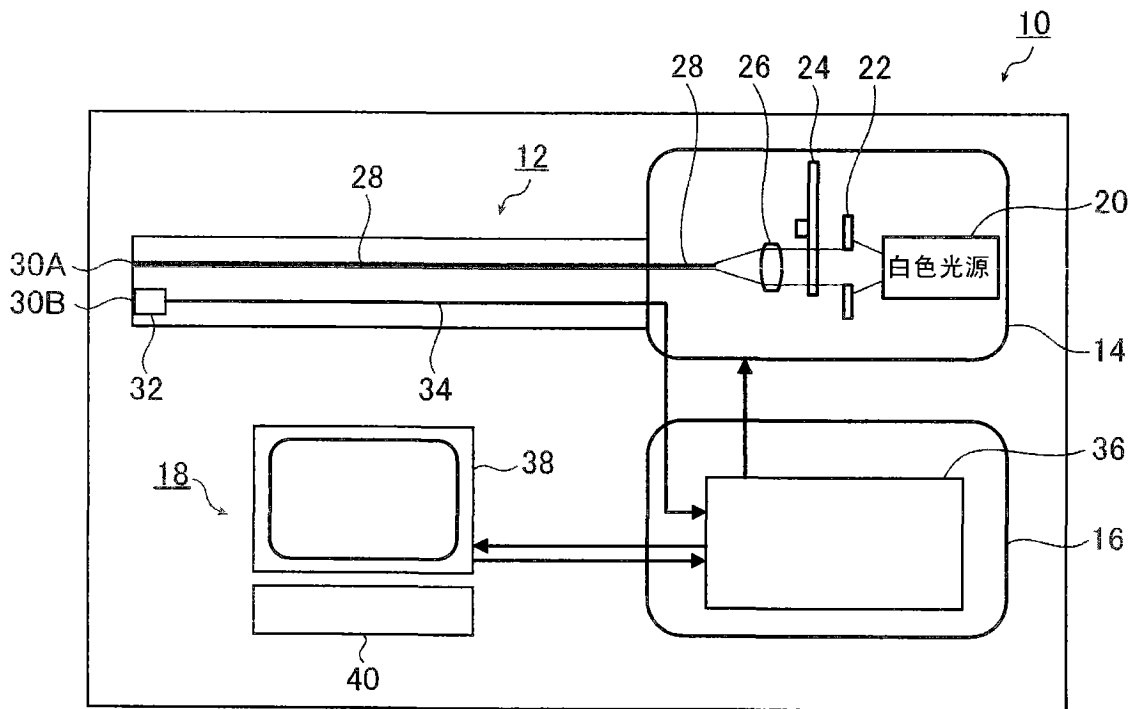


图 1

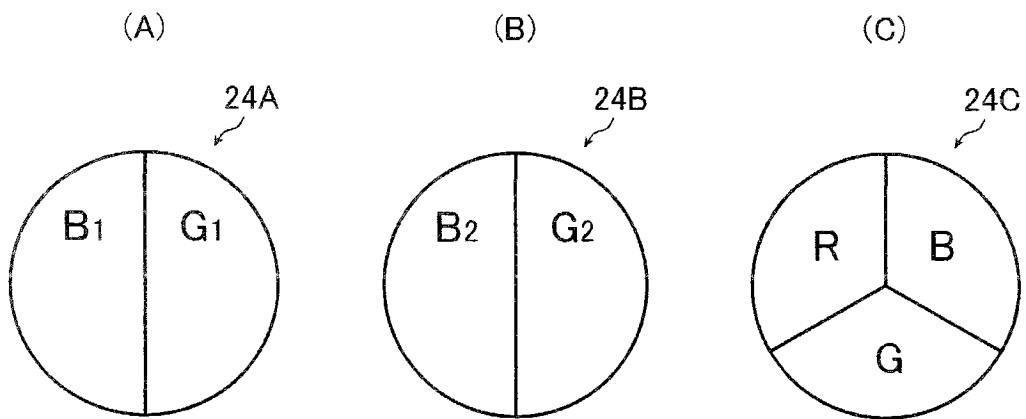


图 2

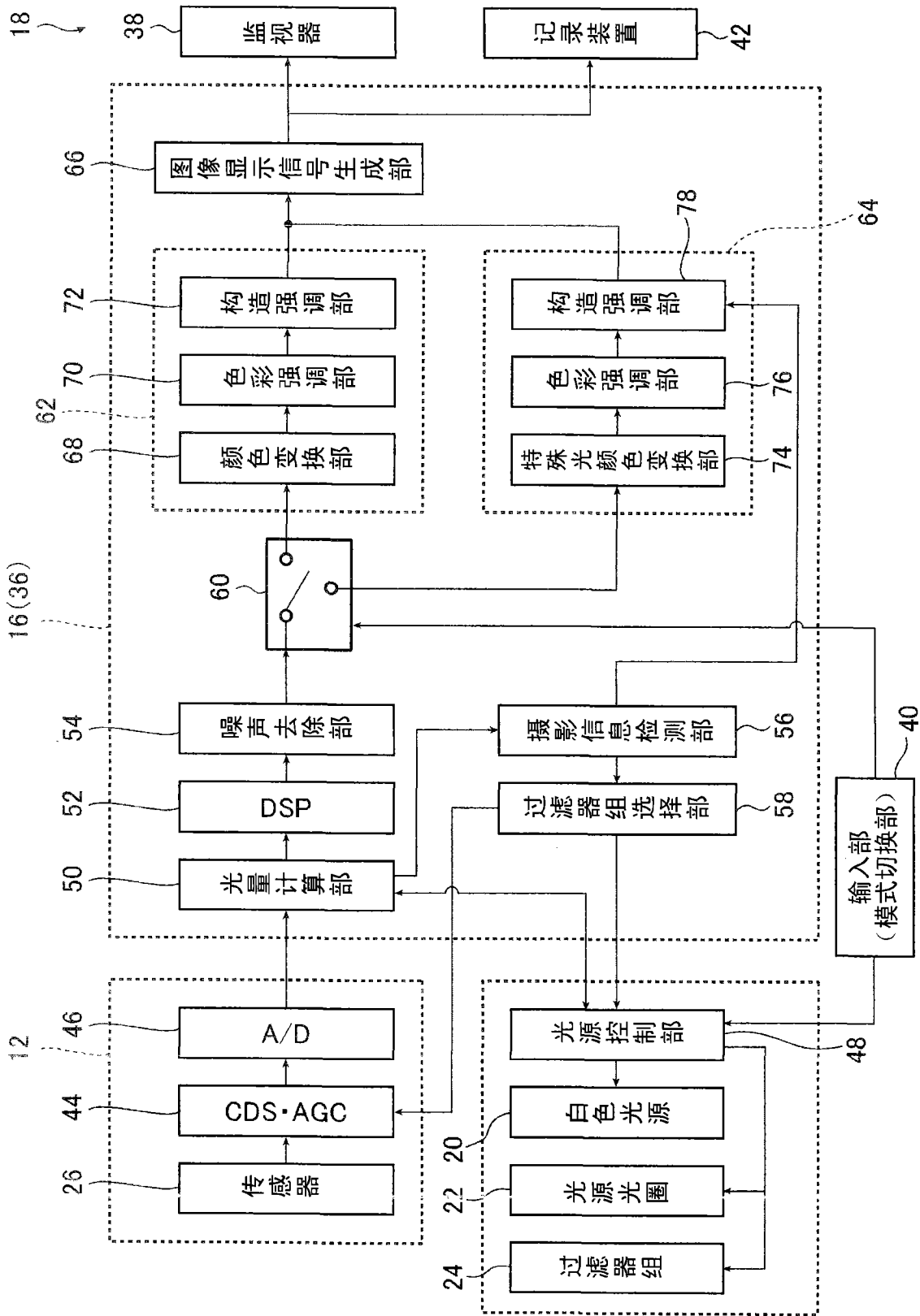


图 3

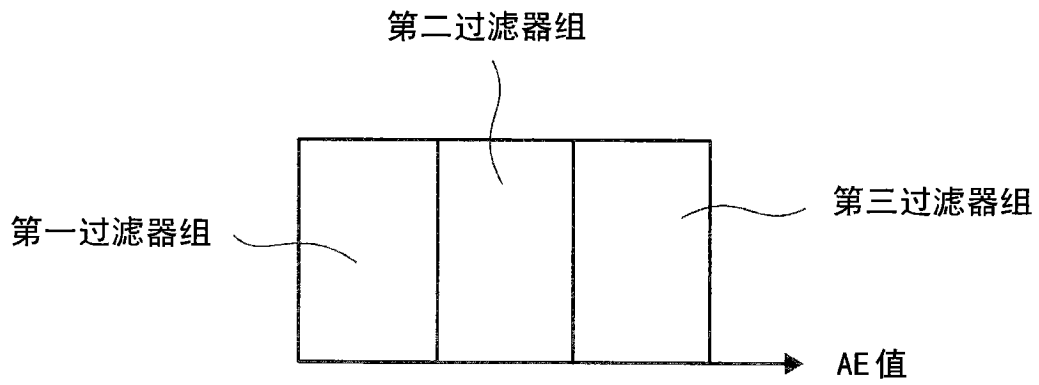


图 4

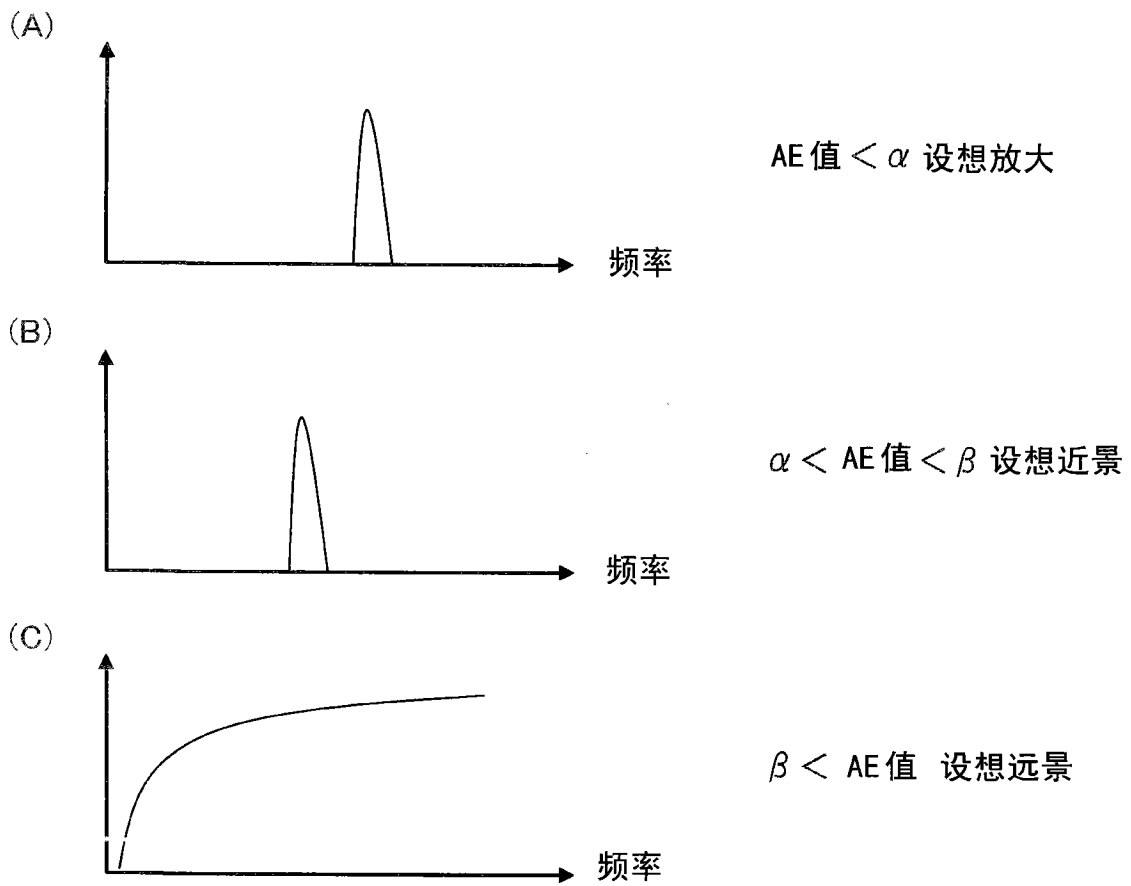


图 5

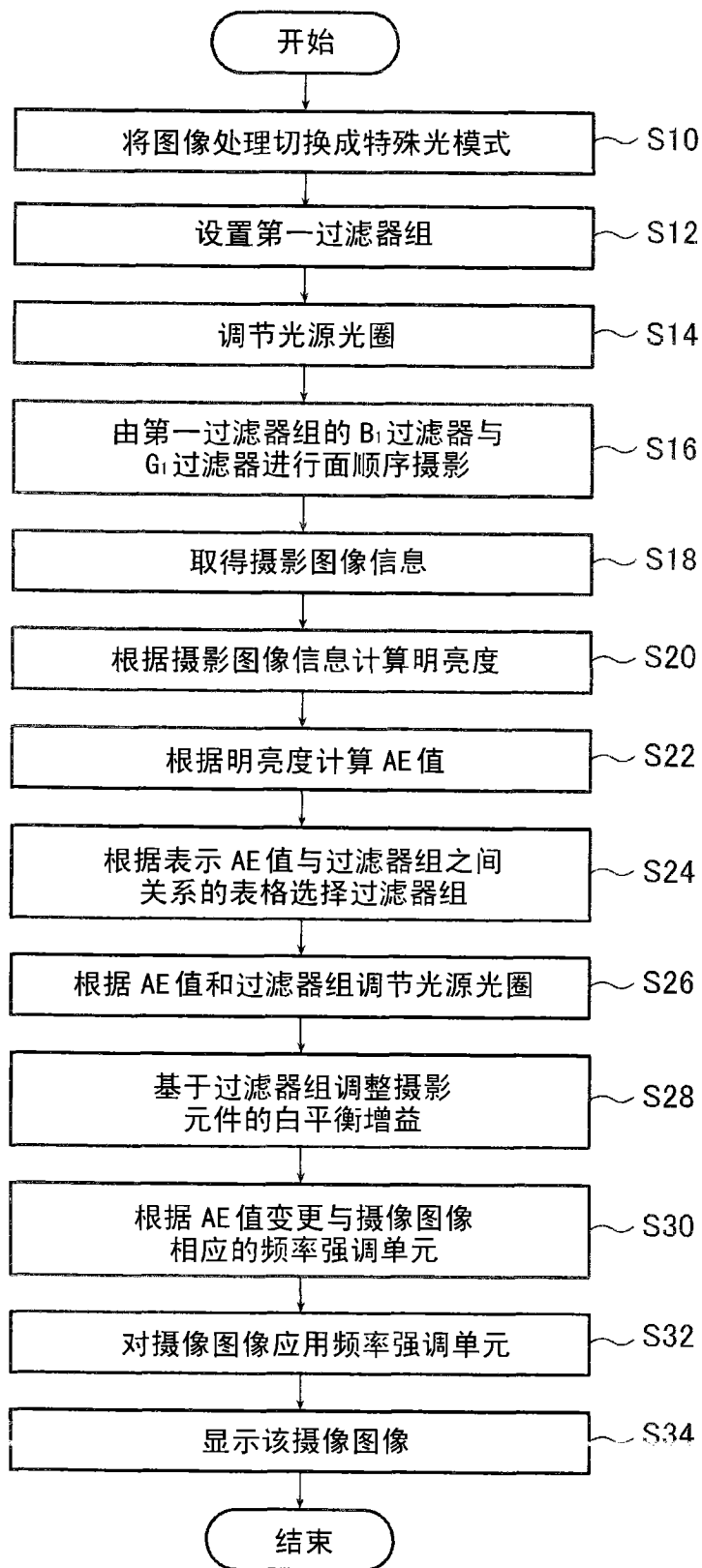


图 6

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102525375A	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN201110302124.1	申请日	2011-09-28
[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	山口博司 峰苦靖浩		
发明人	山口博司 峰苦靖浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05		
优先权	2010219249 2010-09-29 JP		
其他公开文献	CN102525375B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜装置，具备：光源部，其具有射出宽带光的光源、及过滤器部，该过滤器部具备缩窄宽带光的光谱的带宽以作为规定波段的窄带光的光学过滤器组，该光源部照射面顺序光；摄像单元，拍摄摄像图像并输出摄像图像信息；图像处理单元，对摄像图像信息实施规定的图像处理；以及摄影信息检测单元，将自动曝光值或摄像倍率或被摄体信息作为摄像信息检测出来，并且基于摄影信息，以使被摄体的生物体的构造与成分的检测及强调度发生变化的方式，来变更光学过滤器组及图像处理条件。

