



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102429625 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 02

(21) 申请号 201110303806. 4

(22) 申请日 2011. 09. 28

(30) 优先权数据

2010-219282 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 峰苦清浩

(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 吴敬莲

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

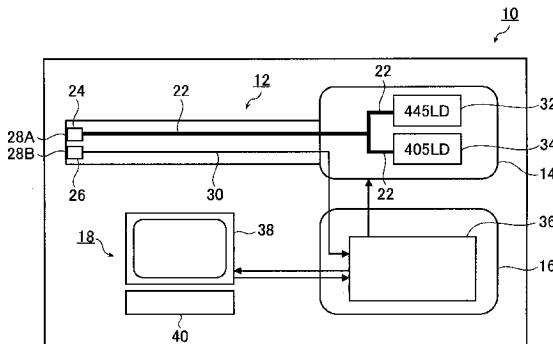
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 4 页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

本发明公开了一种内窥镜装置，所述内窥镜装置包括成像部，该成像部在从第一和第二光源部同时发射窄带光和宽带光至目标之后使用从活体回射的光捕获目标的图像，且输出捕获图像信息；图像处理部，该图像处理部对捕获的图像信息进行预定的图像处理；和成像信息检测部，该成像信息检测部检测用于捕获目标的成像放大倍数或自动曝光值或与目标的活体的结构和组成相关的目标信息，作为成像信息。基于成像信息，改变第一和第二光源部的光发射条件和图像处理部的图像处理条件。



1. 一种内窥镜装置，包括：

第一光源部，其发射窄带光，该窄带光具有根据作为目标的活体的结构和组成的光谱的光谱特性变窄的波长带宽；

第二光源部，其发射宽带光，该宽带光具有包括可见光区域的宽波长带宽；

成像部，其在所述窄带光和所述宽带光被同时从所述第一光源部和所述第二光源部发射至所述目标之后使用从所述活体反射的光捕获所述目标的图像，并输出捕获的图像信息；

图像处理部，其对所述捕获的图像信息执行预定的图像处理；和

成像信息检测部，其检测使用所述成像部捕获所述目标的成像放大倍数或自动曝光值、或与由所述成像部捕获的所述目标的所述活体的结构和组成相关的目标信息，作为成像信息，

其中与从所述第二光源部发射的所述宽带光相比，从所述第一光源部发射的所述窄带光对于所述目标的所述活体的结构和组成具有极好的可检测性，和

其中所述第一光源部和所述第二光源部的光发射条件和所述图像处理部的图像处理条件基于所述成像信息检测部检测的所述成像信息改变，以便改变所述目标的所述活体的结构和组成的检测和强调程度。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，还包括：

光发射比例改变部，其改变从所述第一光源部发射的所述窄带光和从所述第二光源部发射的所述宽带光的光发射比例，用于改变所述第一光源部和所述第二光源部的所述光发射条件。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置，

其中所述成像信息是所述自动曝光值，和

其中所述光发射比例改变部在所述自动曝光值是小的时增加从第一光源部发射的所述窄带光的光发射比例，且在所述自动曝光值是大的时增加从所述第二光源部发射的所述宽带光的光发射比例。

4. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置，

其中所述成像信息是所述成像放大倍数，和

其中所述光发射比例改变部在所述成像放大倍数是大的时增加从所述第一光源部发射的所述窄带光的光发射比例，且在所述成像放大倍数是小的时增加从所述第二光源部发射的所述宽带光的光发射比例。

5. 根据权利要求 2-4 中任一项所述的内窥镜装置，

其中，在通过所述光发射比例改变部改变所述光发射比例时，基于所述光发射比例改变成像时间、成像处理的色调调整和所述成像部的电学增益中的至少一种，使得不改变所述捕获图像的白平衡。

6. 根据权利要求 2-5 中任一项所述的内窥镜装置，

其中在通过所述光发射比例改变部改变所述光发射比例时，基于所述光发射比例改变成像时间、成像处理的色调调整和所述成像部的电学增益中的至少一种，使得不改变所述捕获图像的亮度。

7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的内窥镜装置，

其中所述图像处理部包括图像强调部，其基于所述成像信息改变所述捕获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，

其中所述成像强调部包括频率带强调部，其强调所述捕获图像中的两个或更多的频率带，并且

其中所述频率带强调部基于所述成像信息改变包括待强调的频率带中的变化的所述频率强调特性。

9. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置，

其中所述成像信息是所述自动曝光值，并且

其中所述频率带强调部根据所述自动曝光值的增加将待强调的频率带改变至低频侧。

10. 根据权利要求 8 或 9 所述的内窥镜装置，

其中所述成像信息是所述自动曝光值，

其中由所述频率带强调部强调的所述频率带是通带特性，并且

其中在所述自动曝光值超过第一预定值时，所述频率带强调部改变待强调的所述频率带，以便增加待强调的所述频率带的宽度。

11. 根据权利要求 8 至 10 中任一项所述的内窥镜装置，

其中所述成像信息是所述自动曝光值，并且

其中所述频率带强调部允许在所述自动曝光值是第二预定值或比其小时待强调的所述频率带具有通带特性，且在所述自动曝光值超过所述第二预定值时将待强调的所述频率带改变成具有高通特性。

12. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置，

其中所述成像信息是所述成像放大倍数，

其中所述频率带强调部根据所述成像放大倍数的增加将所述待强调的频率带改变至高频侧。

13. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置，

其中所述成像信息是关于褐色区域的尺寸或血管的厚度的目标信息，和

其中所述图像强调部基于所述褐色区域的尺寸或所述血管的厚度改变所述捕获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，

其中所述图像强调部包括频率带强调部，其强调所述捕获图像的两个或更多的频率带，和

其中所述频率带强调部基于所述褐色区域的尺寸或所述血管的厚度改变包括待强调的频率带的变化的所述频率强调特性。

15. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，

其中所述频率带强调部根据所述血管厚度的减小将所述待强调的频率带改变至高频侧。

16. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，

其中所述频率带强调部在所述褐色区域的尺寸是预定尺寸或比其小时允许所述待强调的频率带具有通带特性，且在所述褐色区域超过所述预定尺寸时改变所述待强调的频率

带以便增加所述待强调的频率带的宽度。

17. 根据权利要求 1 至 16 中任一项所述的内窥镜装置，
其中所述成像信息检测部检测来自所述捕获图像的成像信息。
18. 根据权利要求 17 所述的内窥镜装置，
其中所述成像信息检测部根据所述捕获图像的亮度检测所述自动曝光值。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及能够使用具体的窄带光和宽带光（诸如白色照明光）执行特殊光观察的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 近年来，已经使用了能够执行所谓的特殊光观察的内窥镜装置，其中特殊光观察通过发射具体的窄带光（窄带光）至活体的粘液组织来获得关于在活体的期望深度处的组织的信息。通过强调病变部与在例如粘液层或较低的粘液层处产生的新血管的表面层的微观结构，所述类型的内窥镜装置可以仅看到不能通过普通观察图像获得的活体信息。例如，在观察对象是癌病变部时，如果将窄带蓝光（B）发射至粘液层，那么可以更加详细地观察组织的表面层的微观血管或微观结构，使得可以更加精确地诊断病变部。

[0003] 另一方面，光沿着活体组织的厚度方向的侵入深度依赖于光的波长。在具有短的波长的蓝光（B）的情形中，由于活体组织的吸收和散射特性光仅到达表面层的附近区域，且在所述深度范围处被吸收和散射，使得可以将所述光作为主要包括关于表面层信息的回射光进行观察。在具有比B光更长波长的绿光G的情形中，所述光到达比B光到达的范围更深的位置，且被在所述范围处吸收和散射，使得可以将所述光作为主要包括关于中间层组织和表面层组织的信息的回射光进行观察。在具有比G光更长波长的红光（R）的情形中，所述光到达组织的更深的位置，且被在所述范围处吸收和散射，使得可以将所述光作为主要包括关于深层组织和中间层组织的信息的回射光进行观察。

[0004] 也就是，通过在发射B光、G光和R光之后使用成像传感器（诸如CCD）接收光所获得的成像信号分别主要包括关于表面层组织的信息、关于中间层组织和表面层组织的信息以及关于深层组织和中间层组织的信息的光。

[0005] 为此，在特殊光观察时，为了容易地观察活体组织的组织表面层的微小血管或微观结构，仅两种类型的窄带光（也就是，适合用于观察表面层组织的蓝色窄带光（B）和适合用于观察中间层组织和表面层组织的窄带绿光G）被用作发射至活体组织的窄带光，而没有使用主要适合于观察活体组织的中间层组织和深层组织的窄带红光R。之后，通过使用主要包括关于表面层组织的信息且通过在发射B窄带光之后由成像传感器获得的B图像信号（B窄带数据）以及主要包括关于中间层组织和表面层组织的信息且通过在发射G窄带光之后由成像传感器获得的G图像信号（G窄带数据）来执行图像处理，通过在监视器等上显示准颜色图像来执行观察。

[0006] 因此，在图像处理中，通过成像传感器获得的G图像信号（G窄带数据）被通过预定系数分配给颜色图像的R图像数据，B图像信号（B窄带数据）被通过预定系数分配给颜色图像的G图像数据和B图像数据，产生了包括3-ch（信道）颜色图像数据的准颜色图像，且该图像被显示在监视器等上。

[0007] 为此，将通过使用成像传感器接收窄带光的回射光所获得的两个GB图像信号转换成用于在显示单元上的准颜色显示的RGB颜色图像数据的窄带光模式的图像处理，不同

于将通过使用成像传感器接收普通光的回射光所获得的三 RGB 图像信号转换成用于在显示单元上的颜色显示的 RGB 颜色图像数据的普通光模式的图像处理。

[0008] 另外,即使在使用 R 窄带光、G 窄带光和 B 窄带光的特殊光观察中,在观察表面层组织的微小血管或微观结构时,如上所述,仅通过使用 G 图像信号和 B 图像信号而不使用 R 图像信号 (R 窄带数据) 来执行图像处理,通过在监视器等上显示准颜色图像来执行观察。

[0009] 即使在所述情形中,在图像处理时,以相同的方式将 G 图像信号分配给 R 图像数据,将 B 图像信号分配给 G 图像数据和 B 图像数据,产生了包括 3-ch 颜色数据的准颜色图像,图像被显示在监视器等上。

[0010] 结果,在任何情形中,因为在监视器等上显示的准颜色图像主要包括具有关于表面层组织的信息的 B 图像信号 (B 窄带数据),所以可以更加详细地显示表面层组织的微小血管或微观结构,可以容易地观察表面层组织的微小血管和微观结构 (参考 JP 3559755B 和 JP 3607857B)。

[0011] 在上述的特殊光观察中,在病变部组织和特殊光照射位置之间的距离很小时,可以容易地且明亮地看到的表面层组织的微小血管或微观结构可以显示为图像,但是存在的问题是难以在所述距离变得较大时看到表面层组织的微小血管或微观结构。

[0012] 另外,如上所述,在由于病变部组织和特殊光照射位置之间的距离变化和对象组织的放大倍数变化使被投影到成像元件上的血管的像素尺寸变化时,存在的问题是难以识别表面层的微小血管。

[0013] 此外,在成像位置变得更加远时,每个肿块 (也就是,称为通过稠密地聚积表面层微小血管所形成的褐色区域的区域) 变成了观察对象,而不是每一表面层微小血管,虽然应用至被捕获的图像的图像处理是不同的,但是通常手动地进行图像处理的切换操作,适合的图像强调不能可靠地执行。

发明内容

[0014] 本发明的目的是提供一种内窥镜装置,所述内窥镜装置能够获得对于观察诸如表面层的微小血管的活体的结构和组成是优化的亮度捕获图像,而不使得操作者有意地调整图像处理的内容和诸如在白色照射光和特殊光之间的光发射比例的光发射量,同时观察特殊光观察中的捕获图像。

[0015] 为了解决前述问题,根据本发明,提供一种内窥镜装置,包括:第一光源部,其发射窄带光,该窄带光具有根据作为目标的活体的结构和组成的光谱的光谱特性变窄的波长带宽;第二光源部,其发射宽带光,该宽带光具有包括可见光区域的宽波长带宽;成像部,其在所述窄带光和所述宽带光被同时从所述第一光源部和所述第二光源部发射至所述目标之后使用从所述活体回射的光捕获所述目标的图像,并输出捕获的图像信息;图像处理部,其对所述捕获的图像信息执行预定的图像处理;和成像信息检测部,其检测使用所述成像部捕获所述目标的成像放大倍数或自动曝光值、或与由所述成像部捕获的所述目标的所述活体的结构和组成相关的目标信息,作为成像信息,其中与从所述第二光源部发射的所述宽带光相比,从所述第一光源部发射的所述窄带光对于所述目标的所述活体的结构和组成具有极好的可检测性,和其中所述第一光源部和所述第二光源部的光发射条件和所述图像处理部的图像处理条件基于所述成像信息检测部检测的所述成像信息改变,以便改变所述

目标的所述活体的结构和组成的检测和强调程度。

[0016] 在该情况中,优选地,内窥镜装置还包括光发射比例改变部,其改变从所述第一光源部发射的所述窄带光和从所述第二光源部发射的所述宽带光的光发射比例,用于改变所述第一光源部和所述第二光源部的所述光发射条件。

[0017] 此外,优选地,所述成像信息是所述自动曝光值,并且所述光发射比例改变部在所述自动曝光值是小的时增加从第一光源部发射的所述窄带光的光发射比例,且在所述自动曝光值是大的时增加从所述第二光源部发射的所述宽带光的光发射比例。

[0018] 此外,优选地,所述成像信息是所述成像放大倍数,并且所述光发射比例改变部在所述成像放大倍数是大的时增加从所述第一光源部发射的所述窄带光的光发射比例,且在所述成像放大倍数是小的时增加从所述第二光源部发射的所述宽带光的光发射比例。

[0019] 此外,优选地,在通过所述光发射比例改变部改变所述光发射比例时,基于所述光发射比例改变所述成像部的电学增益、成像时间和成像处理的色调调整中的至少一种,使得不改变所述捕获图像的白平衡。

[0020] 此外,优选地,在通过所述光发射比例改变部改变所述光发射比例时,基于所述光发射比例改变所述成像部的电学增益、成像时间和成像处理的色调调整中的至少一种,使得不改变所述捕获图像的亮度。

[0021] 此外,优选地,所述图像处理部包括图像强调部,其基于所述成像信息改变所述捕获图像的频率强调特性。

[0022] 此外,优选地,所述成像强调部包括频率带强调部,其强调所述捕获图像中的两个或更多的频率带,并且其中所述频率带强调部基于所述成像信息改变包括待强调的频率带中的变化的所述频率强调特性。

[0023] 此外,优选地,所述成像信息是所述自动曝光值,并且其中所述频率带强调部根据所述自动曝光值的增加将待强调的频率带改变至低频侧。

[0024] 此外,优选地,所述成像信息是所述自动曝光值,由所述频率带强调部强调的所述频率带是通带特性,并且在所述自动曝光值超过第一预定值时,所述频率带强调部改变待强调的所述频率带,以便增加待强调的所述频率带的宽度。

[0025] 此外,优选地,所述成像信息是所述自动曝光值,并且所述频率带强调部允许在所述自动曝光值是第二预定值或比其小时待强调的所述频率带具有通带特性,且在所述自动曝光值超过所述第二预定值时将待强调的所述频率带改变成具有高通特性。

[0026] 此外,优选地,所述成像信息是所述成像放大倍数,其中所述频率带强调部根据所述成像放大倍数的增加将所述待强调的频率带改变至高频侧。

[0027] 此外,优选地,所述成像信息是关于褐色区域的尺寸或血管的厚度的目标信息,并且所述图像强调部基于所述褐色区域的尺寸或所述血管的厚度改变所述捕获图像的频率强调特性。

[0028] 此外,优选地,所述图像强调部包括频率带强调部,其强调所述捕获图像的两个或更多的频率带,并且所述频率带强调部基于所述褐色区域的尺寸或所述血管的厚度改变包括待强调的频率带的变化的所述频率强调特性。

[0029] 此外,优选地,所述频率带强调部根据所述血管厚度的减小将所述待强调的频率带改变至高频侧。

[0030] 此外,优选地,所述频率带强调部在所述褐色区域的尺寸是预定尺寸或比其小时允许所述待强调的频率带具有通带特性,且在所述褐色区域超过所述预定尺寸时改变所述待强调的频率带以便增加所述待强调的频率带的宽度。

[0031] 此外,优选地,所述成像信息检测部检测来自所述捕获图像的成像信息。

[0032] 此外,优选地,所述成像信息检测部根据所述捕获图像的亮度检测所述自动曝光值。

[0033] 根据本发明的内窥镜装置,在特殊光观察中,关于捕获的活体的结构和组成的目标信息或用于捕获作为目标的活体所需要的成像放大倍数或自动曝光值被检测作为成像信息,白色照明光源和特殊光源(special light source)的光发射条件与捕获图像的图像处理条件被基于所述检测的成像信息改变,用于改变活体的结构和组成的检测和强调程度。因此,在执行特殊光观察的情形中,例如,在近位置处放大或捕获病变部和观察表面层微小血管时,和在远位置处捕获病变部且观察其中稠密地聚集了表面层微小血管的褐色区域时,操作者不需要在观察捕获图像的同时有意地调整或改变这样的光源的光发射条件和捕获图像的图像处理条件,并且对于病变部或表面层微小血管的特殊光观察,可以获得优化的亮捕获图像。

附图说明

[0034] 图1是示意性地示出本发明的实施例的内窥镜装置的整体构造的例子的方块图。

[0035] 图2是示出从用于图1中显示的内窥镜装置的光源单元的窄带激光束源发射的窄带光和包括蓝色激光束源和荧光体的白光源发射的准白光的发射光谱的图表。

[0036] 图3是示出用于包括图1中显示的内窥镜装置的处理器的例子的具体配置的各个部分的信号处理系统的方块图。

[0037] 图4是示出包含在图3显示的必须的光量比例计算部中的限定激光器(LD)束量比例和自动曝光(AE)值之间的关系的表格的例子的图表。

[0038] 图5是示出包含在图3显示的特殊光图像处理部的结构强调部中的频率强调滤波器的例子的图表。

[0039] 图6是示出由图1中显示的内窥镜装置执行的窄带光观察的例子的流程的流程图。

具体实施方式

[0040] 在下文中,通过在附图中显示的优选实施例详细地描述了根据本发明的内窥镜装置。

[0041] 图1是示意性地示出本发明的实施例的内窥镜装置的整体构造的例子的方块图。

[0042] 如在相同附图中显示的,本发明的内窥镜装置10包括内窥镜12、光源单元14、处理器16和输入输出单元18。在此处,光源单元14和处理器16组成了内窥镜12的控制装置,内窥镜12光学连接至光源单元14且电连接至处理器16。此外,处理器16电连接至输入输出单元18。之后,输入输出单元18包括输出和显示图像信息等的显示部(监视器)38、输出图像信息等的记录部(记录装置)42(参考图3)、和输入部(模式切换部)40,所述输入部40用作接收功能设定或用于普通观察模式(称作为普通光模式)或特殊光观察模式

(被称作特殊光模式)的模式切换的输入操作的 UI(使用者接口)。

[0043] 内窥镜 12 是电子内窥镜,其包括从其前端发射照射光的照射光学系统和捕获目标观察区域的图像的成像光学系统。此外,虽然未在图中示出,内窥镜 12 包括插入到目标中的内窥镜插入部、用于弯曲内窥镜插入部的前端或执行观察的操作部以及可连接地和可拆卸地连接至内窥镜 12 至控制装置的处理器 16 和光源单元 14 的连接器。另外,虽然未在图中示出,但是操作部和内窥镜插入部设置有各个通道(诸如组织抽取处理工具等通过其被插入的肿块通道)或空气和水供给通道。

[0044] 如图 1 所示,内窥镜 12 的前端设置有照射端口 28A,其发射光至目标观察区域。虽然之后具体地对其进行了描述,但是照射端口 28A 设置有构成照射光学系统的成像元件(传感器)26(诸如 CCD(电荷耦合装置)图像传感器或 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器),包括构成白光光源的荧光体 24,以及在靠近照射端口 28A 的光接收部 28B 处获取目标观察区域的图像信息。内窥镜 12 的照射端口 28A 设置有防护玻璃或构成照射光学系统的透镜(未显示),光学接收部 28B 设置有防护玻璃或构成照射光学系统的透镜(未显示),光接收部 28B 的成像元件 26 的光接收表面设置有构成成像光学系统的物镜(未显示)。

[0045] 此外,物镜单元包括物镜(未显示)。根据透镜的尺寸和焦距获得物镜的视场角(视野角)。在内窥镜 12 的前端变得较靠近目标时,由成像光学系统形成的被捕获的图像变成较大的,反之亦然。因此,在捕获目标的图像时作为目标和捕获图像之间的放大倍数的成像放大倍数可以由被捕获的图像的视场角获得。

[0046] 可以以这种方式获得成像放大倍数。然而,获得成像放大倍数的方法不限于此,且可以使用各种方法。

[0047] 例如,如在 JP 2000-230807A 中公开的,可以自动地检测成像放大倍数,使得平行于成像光学系统的光轴的光通过使用激光器等被从照射光学系统发射至目标,通过回射光测量了由成像光学系统形成的图像的成像视场的长度。

[0048] 此外,物镜单元可以包括具有在光轴方向上可移动的成像透镜(未显示)的高放大倍数的成像机构和移动成像透镜的透镜驱动机构(未显示),用于改变成像放大倍数。在这种情形中,透镜驱动机构包括例如配置成压电元件的致动器,且可以进一步通过在光轴方向上移动成像透镜改变成像放大倍数。

[0049] 内窥镜插入部可以通过操作部的操作而被自由地弯曲、可以在任意方向上以任意角度根据其中使用了内窥镜 12 的目标的部分等弯曲,以及可以引导照射端口 28A 和光接收部 28B 的观察方向,也就是引导成像元件 26 至期望的观察部。

[0050] 另外,期望成像元件 26 是包括在光接收部中的滤色片(例如 RGB 滤色片或互补滤色片)的互补颜色传感器或成像传感器,但是更加期望使用 RGB 颜色图像传感器。

[0051] 光源单元 14 包括光源,也就是具有 445nm 的中心波长且被用作用于普通光模式和特殊光模式的白色照射光源的蓝色激光束源(445LD)32,和具有中心波长 405nm 的且用作特殊光模式中的特殊光源的蓝紫激光束源(405LD)34。此外,从蓝紫激光束源 34 输出的具有中心波长为 405nm 的蓝紫激光束具有用于活体的结构和组成的极好的检测性质,这是因为它是具有根据活体的结构和组成的发射光谱变窄的波长带宽的窄带光。

[0052] 来自光源 32 和 34 的半导体发射元件的光发射由光源控制部 48 单独进行控制(参

考图3),每一光源32和34的光发射条件(也就是从蓝色激光束源32发射的光与从蓝紫色激光束源34发射的光之间的光量比(光发射比例))可以被自由地改变。

[0053] 可以将宽域类型的InGaN激光器二极管、InGaNAs激光器二极管或GaNAs激光器二极管用作蓝色激光束源32和蓝紫色激光束源34。另外,可以将光源配置成诸如发光二极管的光发射装置。

[0054] 通过聚光透镜(未显示)分别将从光源32和34发射的激光束输入至光纤22,且通过多路复用器(未显示)将该激光束传输至连接器。另外,本发明不限于此,且可以采用其中从光源32和34输出的激光束被直接传输至连接器而没有使用多路复用器的配置。

[0055] 通过多路复合具有445nm的中心波长的蓝色激光束和具有405nm的中心波长的蓝紫色激光束获得的且被传输至连接器的激光束通过构成照射光学系统的光纤22被传播至内窥镜12的前端。之后,蓝色激光束通过激励设置在内窥镜12的前端的光纤22的光发射端处的作为波长变换构件的荧光体24来发射荧光。另外,将蓝色激光束的一部分直接传输通过荧光体24。蓝紫色激光束在没有任何激励的情况下被传输通过荧光体24,使得它变成了窄带波长的照射光(所谓窄带光)。

[0056] 光纤22是多模式光纤,其的例子包括具有105μm的核心直径、125μm的覆盖层直径、Φ0.3-0.5mm的包括作为外涂层的保护层的直径的薄纤维电缆。

[0057] 荧光体24包括多个类型的荧光体(例如基于YAG的荧光体或BAM(BaMgAl₁₀O₁₇)荧光体等),其吸收蓝色激光束的一部分且通过被激励而发射绿至黄色光。因此,白色(准白色)照射光通过组合使用蓝色激光束的绿至黄色激励光作为激励光与传输通过荧光体24而没有被其吸收的蓝色激光束来获得。如在所述配置例子中,在将半导体光发射元件用作激励光源时,可以以高光发射效率获得高强度白光,容易调节白光的强度以及尽可能小地抑制白光的色温和色度变化。

[0058] 荧光体24可以防止在显示动态图像时产生的闪烁或由于激光束的干涉性产生的斑干扰成像操作的噪声重叠。另外,期望在考虑了构成荧光体的荧光材料与固定和固化形成填充材料的树脂之间的折射率差值的情况下形成荧光体24。荧光材料与填充材料的材料的颗粒直径优选地关于红外区域的光具有小的吸收性和大散射性。因此,可以关于红色或红外区域的光改善散射效果而不劣化光强度,以及减小光损失。

[0059] 图2是示出从蓝紫激光束源34输出的蓝紫激光束、从激光束源32输出的蓝色激光束以及通过荧光体24转换蓝色激光束的波长所获得的光的发射光谱的图表。蓝紫色激光束由具有中心波长为405nm的发射线(轮廓A)示出、是本发明的窄带光且用作特殊光。另外,蓝色激光束由具有中心波长为445nm的发射线示出。使用蓝色激光束从荧光体24获得的激励光和发射光具有450nm至700nm的波长带宽,且具有光发射强度增加的光谱强度分布。通过由激励和发射光以及蓝色激光束形成的轮廓B,形成上述的准白色光,且被使用作普通光。

[0060] 在此处,本发明中提及的白光不是被精确地限制成包括所有可见光的波长成分的光,而是可以包括例如包括上述的准白光的诸如RGB的具体波长的光。在宽的意义上,例如包括了包括绿至红波长成分的光或包括蓝至绿波长成分的光。

[0061] 在内窥镜装置10中,轮廓A和轮廓B的光发射强度被通过光源控制部48控制成被相对地增加和减小,使得可以产生具有任意亮度平衡的照射端口。此外,在本发明的内窥

镜装置 10 中,仅在普通光模式中使用轮廓 B 中的光,在特殊光模式中使用通过彼此重叠轮廓 A 和 B 所获得的光。

[0062] 如上文所述,由来自荧光体 24 的激励和发射光所获得的白光(轮廓 B)和来自蓝色激光束源(在下文称作为 445LD)32 的蓝色激光束和包括由来自蓝紫色激光束源(在下文称作为 405LD)34 的蓝紫色激光束所形成的窄带光的照射光(轮廓 A)被从内窥镜 12 的前端的照射端口 28A 发射至目标观察区域。之后,在将照射光发射至其之后从目标观察区域回射的光通过光接收部 28B 形成在成像元件 26 的光接收表面上,由成像元件 26 捕获目标观察区域。

[0063] 在成像操作之后从成像元件 26 输出的捕获图像的图像信号被通过视野电缆 30 输入到处理器 16 中的图像处理系统 36。

[0064] 接下来,以这种方式由成像元件 26 捕获图像的图像信号由包括处理器 16 的图像处理系统 36 的信号处理系统处理,被输出至监视器 38 或记录装置 42,且提供给使用者用于观察。

[0065] 图 3 是示出用于包括本发明的内窥镜装置的处理器的例子的具体配置的各个部分的信号处理系统的方块图。

[0066] 如在图 3 所示地,内窥镜装置 10 的信号处理系统包括内窥镜 12 的信号处理系统、光源单元 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)、输入输出单元 18 的监视器、输入部(模式切换部)40 和记录装置 42。

[0067] 内窥镜 12 的信号处理系统是在成像操作之后的来自成像元件 26 的被捕获图像的图像信号的信号处理系统,且包括在作为模拟信号的捕获图像信号上执行关联双重采样(correlated double sampling,CDS)和自动增益控制(AGC)的 CDS 和 AGC 电路 44、和将经 CDS 和 AGC 电路 44 中的采样和增益控制的模拟图像信号转换成数字图像信号的 A/D 转换器 46。在 A/D 转换器 46 中被转换的数字图像信号 A/D 被通过连接器输入至处理器 16 的图像处理系统 36。

[0068] 另外,光源单元 14 的信号处理系统包括光源控制部 48,其执行对蓝色激光束源(445LD)32 和蓝紫色激光束源(405LD)34 的光量控制和开关控制。

[0069] 在此处,光源控制部 48 在内窥镜装置 10 的激励信号下根据光源开启蓝色激光束源 32、根据来自模式切换部 40 的在普通光模式和特殊光模式之间的切换信号执行对蓝紫色激光束源 34 的开关控制,或控制蓝色激光束源 32 和蓝紫色激光束源 34 的光发射强度(也就是根据之后描述的由光量计算单元 50 计算的图像的 B 光和 G 光的光量流至光源 32 和 34 的电流值)或轮廓 A 和 B 的光发射强度。也就是,光源控制部 48 用作光发射比例变化部以及之后描述的所需的光量比例计算部 58,其基于成像信息(诸如自动曝光(AE)值(光量比))、在成像信息检测部 56 中检测的成像放大倍数或关于活体的结构和组成的目标信息(诸如血管的厚度或褐色区域的尺寸)改变光发射条件(也就是光源 32 和 34 二者之间的光发射比例)。

[0070] 此外,处理器 16 的信号处理系统是图像处理系统 36(参考图 1),且包括光量计算单元 50、DSP(数字信号处理器)52、噪声移除电路 54、图像处理切换部(开关)60、普通光图像处理单元 62、特殊光图像处理单元 64 和图像显示信号产生单元 66。

[0071] 光量计算单元 50 使用通过连接器从内窥镜 12 的 A/D 转换器 46 输入的数字图像

信号,且计算了在成像元件 26 处接收的回射光的光量,例如 B 光和 G 光的光量,也就是图像的 B 光和 G 光的光量。之后,光量计算单元 50 基于计算的图像的 B 光和 G 光的光量计算捕获图像的 B 光和 G 光的光量比 (B/G 比)。

[0072] 另外,光量计算单元 50 计算光源光量,也就是来自 445LD 32 的蓝色激光束的光量(光发射强度)、使用蓝色激光束的来自荧光体 24 的准白光的光量(在图 2 中显示的轮廓 B 的光发射强度)、405LD 34 等的蓝紫色激光束的光量(在图 2 中显示的轮廓 A 的光发射强度),和基于这些获得 445LD 32 和 405LD 34 之间的光量比(405LD/445LD 的光发射比)。

[0073] 之后,光量计算单元 50 基于计算的捕获图像的 RGB 值计算捕获图像的亮度(亮度值),和输出所述结果以及 445LD 32 和 405LD 34 的光量和光量比(405LD/445LD 的光发射比)至成像信息检测部 56。

[0074] 成像信息检测部 56 基于 445LD 32 和 405LD 34 的光量比(光发射比)和光量计算成像信息。在此处,用于使目标(活体)成像的成像放大倍数或自动曝光(AE)值(光量值)或关于活体的结构和组成的目标信息(诸如血管的厚度或褐色区域的尺寸)可以被示例为成像信息。

[0075] 在此处,自动曝光值(AE 值)表示在成像操作期间用于自动地确定曝光的参数,且基于由成像元件 26 检测的回射光的光量(亮度)来确定。即使在拍摄视频时,根据成像元件 26 的聚集时间(对应于 RGB 滤色片的 CCD 或 CMOS 的聚集时间(accumulated time))确定的每一帧的成像时间中回射光的光量确定所述参数。

[0076] 如上文所述,成像放大倍数可以由捕获图像的视场角获得且通常自动地如上所述地进行检测。此外,在成像光学系统包括高放大倍数的成像机构时,根据物镜和成像透镜之间的距离改变成像放大倍数。

[0077] 另外,目标信息表示关于活体的结构和组成的信息,诸如在放大倍数成像操作或近距离成像操作中的每一血管的厚度等或褐色区域的尺寸,褐色区域也就是病变部的表面层微小血管在远距离成像操作中被聚集的区域。褐色区域的尺寸或血管的厚度通过从捕获图像提取褐色区域或提取每一血管来进行检测。可以通过使用检测颜色或形状的各种已知的方法提取褐色区域。在本发明中,在捕获图像中检测的褐色区域的尺寸或血管的厚度变化时,期望改变施加至捕获图像的图像处理。

[0078] 在检测到这样的成像信息时,将信息输出至之后描述的必要的光量比例计算部 58 和特殊光图像处理单元 64。

[0079] 必要的光量比例计算部 58 基于在成像信息检测部 56 中的检测的成像信息计算成像操作所需要的光量和光量比。例如,如图 4 所示,必要的光量比例计算部 58 包括表示在 405LD/445LD 的 LD 光量比和 AE 值之间的关系的表格,基于作为成像信息的 AE 值和表格来计算 405LD/445LD 的光量比,以及还计算 405LD 和 445LD 的光量。

[0080] 405LD 和 445LD 的光量和光量比被输出至光源控制部 48。

[0081] 另外,因为捕获图像的白平衡根据激光器的光量比的变化而变化,所以 405LD 和 445LD 的光量和光量比被输出至 CDS 和 AGC 电路 44。之后,基于光量和光量比的信息获得的白平衡的 CDS 和 AGC 电路 44 的增益也变化,使得成像元件 26 的电学增益变化。

[0082] DSP 52(数字信号处理器)在检测在光量计算单元 50 处的光源光量之后在从 A/D 转换器 46 输出的数字图像信号上执行伽马校正处理和颜色校正处理。

[0083] 噪声移除电路 54 通过执行例如图像处理中的噪声移除方法（诸如移动平均法或中值滤波法）从在 DSP 52 中经受伽马校正处理和颜色校正处理的数字图像信号移除噪声。

[0084] 以这种方式，从内窥镜 12 输入到处理器 16 的数字图像信号在 DSP52 和噪声移除电路 54 处经受前期处理，诸如伽马校正处理、颜色校正处理和噪声移除处理。

[0085] 图像处理切换部 60 是基于之后将描述的模式切换部（输入部）的指令（切换信号）将经受前期处理的数字图像信号的传输目的地切换至在后面阶段的特殊光图像处理单元 64 或普通光图像处理单元 62 的开关。

[0086] 另外，在本发明中，为了区别它们，在使用普通光图像处理单元 62 和特殊光图像处理单元 64 的图像处理之前数字图像信号被称作为图像信号，在图像处理之前和之后数字图像信号被称作为图像数据。

[0087] 普通光图像处理单元 62 是在普通光模式中执行适合于经受使用荧光体 26 和 445LD 的白光（轮廓 B）的前期处理的数字图像信号的普通光图像处理的单元，且包括颜色变换部 68、颜色强调部 70 和结构强调部 72。

[0088] 颜色变换部 68 对经受前期处理的 RGB 三信道的数字图像信号进行颜色变换处理，诸如三维 LUT 处理、灰度级变换处理和 3×3 矩阵处理，使得将其转换成经受颜色变换处理的 RGB 图像数据。

[0089] 颜色强调部 70 用于通过在屏幕中显示血管和粘液组织之间的色调差来强调血管，以便容易进行观察，且对经受颜色变换处理的 RGB 图像数据进行处理，同时观看屏幕。所述处理例如是根据平均值强调血管和粘液组织之间的色调差，同时观看整个屏幕的平均色调。

[0090] 结构强调部 72 对经受颜色强调处理的 RGB 图像数据进行结构强调处理，诸如锐化处理或轮廓强调处理。

[0091] 在结构强调部 72 中经受结构强调处理的 RGB 图像数据被从普通光图像处理单元 62 输入至图像显示信号产生单元 66 作为经受普通光图像处理的 RGB 图像数据。

[0092] 特殊光图像处理单元 64 是在特殊光模式中使用来自荧光体 26、445LD 32 的白光（轮廓 B）和来自 405LD 34 的蓝紫色激光束（轮廓 A）进行适合于经受前期处理的数字图像信号的特殊光图像处理，且包括特殊光颜色变换部 74、颜色强调部 76 和结构强调部 78。

[0093] 特殊光颜色变换部 74 通过预定系数分配经受前期处理的 RGB 三信道的数字图像信号的 G 图像信号给 R 图像数据，且通过预定系数分配 B 图像信号至 G 图像数据和 B 图像数据，以便产生 RGB 图像数据。之后，所产生的 RGB 图像数据在颜色变换部 68 中经受颜色变换处理，诸如三维 LUT 处理、灰度级变换处理和 3×3 矩阵处理。

[0094] 如在颜色强调部 70 中，颜色强调部 76 通过在屏幕中显示血管和粘液组织之间的色调差来强调血管，以便于被容易地看到，且执行对经受颜色变换处理的 RGB 图像数据的处理，同时观看屏幕。所述处理是例如在观看整个屏幕的平均色调的同时根据平均值强调血管和粘液组织之间的色调差的处理。

[0095] 如同在结构强调部 72 中，结构强调部 78 对经受颜色强调处理的 RGB 图像数据进行诸如锐化处理或轮廓强调处理的结构处理。

[0096] 另外，除了结构强调部 72 中的结构处理之外，结构强调部 78 基于来自成像信息检测部 56 的成像信息（例如 AE 值）对经受了上述的颜色强调处理的 RGB 图像数据进行频率

强调处理。

[0097] 如图 5A 至 5C 中显示的,此处进行的频率强调处理根据的 AE 值是不同的。此处,描述了 AE 值用作成像信息的代表例子的情形,但是本发明不限于此。

[0098] 在 AE 值小于第一预定值 (α) 时,即,假定内窥镜的前端较靠近目标且需要小的必要光量的放大倍数观察,表面层的微小血管被假定为成像目标,如图 5A 中所显示的能够强调高频率部分的频率强调滤波器被应用至上述的 RGB 图像数据,使得表面层微小血管的微观结构可以被分成细线。

[0099] 另外,在 AE 值在第一预定值和第二预定值之间的预定范围(从 α 至 β 的范围)内时,也就是,假定内窥镜的前端略微远离目标且需要比放大倍数观察略大的光量的近距离观察,作为表面层微小血管的微观结构的略大于成像目标的每一微小血管被假定为成像目标,如图 5B 所显示的能够强调中间频率部分的频率强调滤波器应用至上述的 RGB 图像数据,使得强调了表面层微小血管的周围部分。

[0100] 另外,在 AE 值大于第二预定值 (β) 时,也就是,假定了内窥镜的前端变得更加远离目标且需要更大的光量的远距离观察,通过聚集表面层微小血管所形成的且显示为肿块的褐色区域被假定为成像目标,而不是单个表面层微小血管。

[0101] 称为褐色区域的区域被假定为早期癌症,在多数情况下,其的尺寸大于大约 1mm,但是其的尺寸可以 2mm 或 3mm。在使用具有通带特性的滤波器以强调频率带时,在略微偏离通带中的带时不执行所述强调。为此,期望使用高通特性的滤波器,用于强调各种尺寸的所有褐色区域。

[0102] 因此,在将褐色区域假定为成像目标时,期望使用能够强调如图 5C 所显示的整个高频率的高通滤波器作为频率强调滤波器,且应用滤波器至上述的 RGB 图像数据。

[0103] 在结构强调部 72 中基于 AE 值经受了优化频率强调处理的 RGB 图像数据作为经受特殊光图像处理的 RGB 图像数据从特殊光图像处理单元 64 输入至图像显示信号产生单元 66。

[0104] 图像显示信号产生单元 66 将在普通光模式中从普通光图像处理单元 62 输入的经受图像处理的 RGB 图像数据和在特殊光模式中从特殊光图像处理单元 64 输入的经受图像处理的 RGB 图像数据转换成将要显示为监视器 38 中的软副本图像的显示图像信号或被输出作为记录装置 42 中的硬副本图像的显示图像信号。

[0105] 在普通光模式中,监视器 38 显示普通观察图像作为软副本图像,其基于通过发射白光在成像元件 26 中所获得的显示图像信号且在处理器 16 中经受前期处理和普通光图像处理,和在特殊光模式中,显示特殊光观察图像作为软副本图像,其是基于通过发射除了白光之外的特殊光在成像元件 26 中所获得的显示图像信号且在处理器 16 中经受前期处理和特殊光图像处理。

[0106] 记录装置 42 还输出硬副本图像,也就是,在普通光模式中通过发射白光所获得的普通观察图像,且还输出硬副本图像,也就是,通过在特殊光模式中发射白光和特殊光所获得的特殊光观察图像。

[0107] 另外,如果需要的话,在图像显示信号产生单元 66 中产生的显示图像信号可以被储存作为包括存储器或存储装置(未显示)的存储单元中的图像信息。

[0108] 另一方面,模式切换部(输入部)40 包括模式切换按钮,其切换普通光模式和特殊

光模式,来自模式切换部 40 的模式切换信号被输入至光源单元 14 的光源控制部 48。在此处,模式切换部 40 被设置作为输入输出单元 18 的输入部 40,但是可以设置在处理器 16、内窥镜 12 的操作部或光源单元 14 处。另外,来自模式切换部 40 的切换信号被输出至光源控制部 48 和图像处理切换部 60。

[0109] 本发明的内窥镜装置基本上具有上述的配置。

[0110] 在下文中,将参考图 6 描述本发明的内窥镜装置的操作。

[0111] 在实施例中,首先假定在普通光模式中进行普通光观察。假定 445LD 32 被打开,在普通光图像处理单元 64 中使用白光对捕获图像数据进行普通光图像处理。

[0112] 在此处,使用者切换成特殊光模式。在使用者操作模式切换部 40 时,输出模式切换信号(特殊光是打开的(ON)),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] 随后,还将模式切换信号输入至光源单元 14 的光源控制部 40,通过光源控制部 40 打开 405LD 34,朝向目标同时发射白光和窄带光(S12)。

[0114] 通过目标反射同时发射的白光和窄带光,由成像元件 26 获取捕获图像信息(S14)。

[0115] 其次,由成像元件 26 获取的捕获图像信息经受白光增益调整,且被转换成数字数据,且被传输至光量计算单元。在光量计算单元中计算在捕获图像信息中的捕获图像(RGB 图像)的亮度(光度值)(S16)。

[0116] 关于在光量计算单元 50 中计算的 RGB 图像的亮度(光度值)的信息被传输至成像信息检测部 56,并且检测了用于成像操作的 AE 值(S18)。

[0117] 另外,可以检测成像操作的成像放大倍数或目标信息(褐色区域的尺寸、血管的厚度等),而不是 AE 值。

[0118] 检测的 AE 值被输出至必要的光量比例计算部 58 和特殊光图像处理单元 64。

[0119] 必要的光量比例计算部 58 接收计算的 AE 值,且计算必要的光量比(S20)。如图 4 所示,必要的光量比例计算部 58 包括表示 AE 值和 LD 光量比之间的关系的表格,且根据 AE 值计算 LD 光量比。

[0120] LD 光量比是 405LD 34 和 445LD 32 的光发射量之间的比,且根据在光量计算单元 50 中计算的捕获图像的亮度(光度值)和计算的 LD 光量比(405LD/445LD)来计算 445LD 32 的光量和 405LD 34 的光量中的每一个的必要光量(S22)。计算的必要光量比被输出至 CDS 和 AGC 电路 44,用于调整白平衡增益(white balance gain),计算的必要光量比被输出至光源控制部 48。

[0121] 光源控制部 48 执行控制,使得来自 445LD 32 和 405LD 34 的光发射量基于 445LD 32 和 405LD 34 的必要光量变成必要光量(S24)。

[0122] 另外,CDS 和 AGC 电路 44 基于计算的必要光量比调整白平衡增益(S26)。

[0123] 在来自 445LD 32 和 405LD 34 的光发射量变化时,白平衡增益根据所述变化而变化,从而调整 CDS 和 AGC,使得白平衡增益保持在恒定值。此外,图像处理的色调调整或成像时间可以被改变,而不是调整 CDS 和 AGC 的白平衡增益。

[0124] 另外,成像信息检测部 56 基于计算的 AE 值改变捕获图像的图像处理内容(S28)。通过特殊光图像处理单元 64 的结构强调部 80 进行基于 AE 值变化的图像处理。

[0125] 在窄带光观察中获得的捕获图像信息被输出至特殊光图像处理单元 64, 通过特殊光颜色变换部 74 和颜色强度部 76 进行上述的图像处理, 结果被输入到结构强调部 78。在结构强调部 78 中, 如上文所述, 根据 AE 值应用如图 5A 至 5C 所显示的频率强调滤波器 (S30)。

[0126] 在特殊光图像处理单元 64 中, 根据 AE 值通过频率强调滤波器经受图像处理的图像信息被输出至图像显示信号产生单元 66。图像显示信号产生单元 66 产生且输出来自图像信息的图像显示信号。

[0127] 输出图像显示信号被显示为监视器 38 上的特殊光图像, 且被记录到记录装置 42 上 (S32)。

[0128] 虽然详细地描述了本发明的内窥镜装置, 但是本发明不限于上述的实施例, 在不背离本发明的精神的情况下, 可以在本发明的范围内进行各种修改或变化。

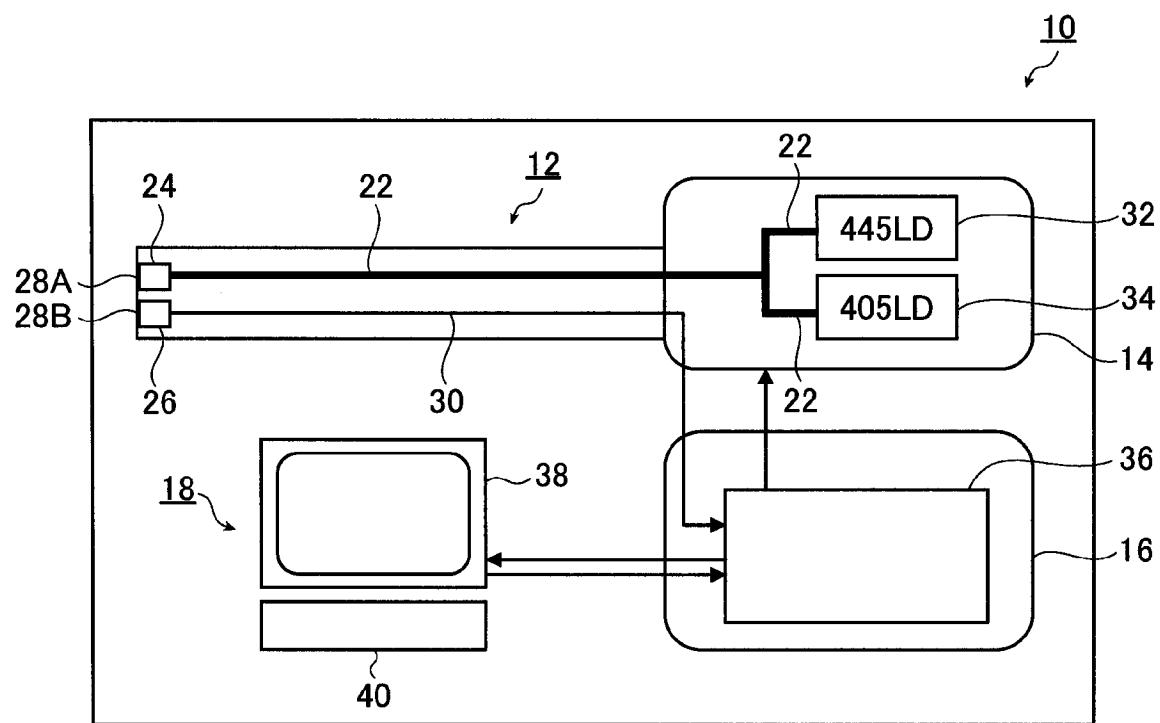


图 1

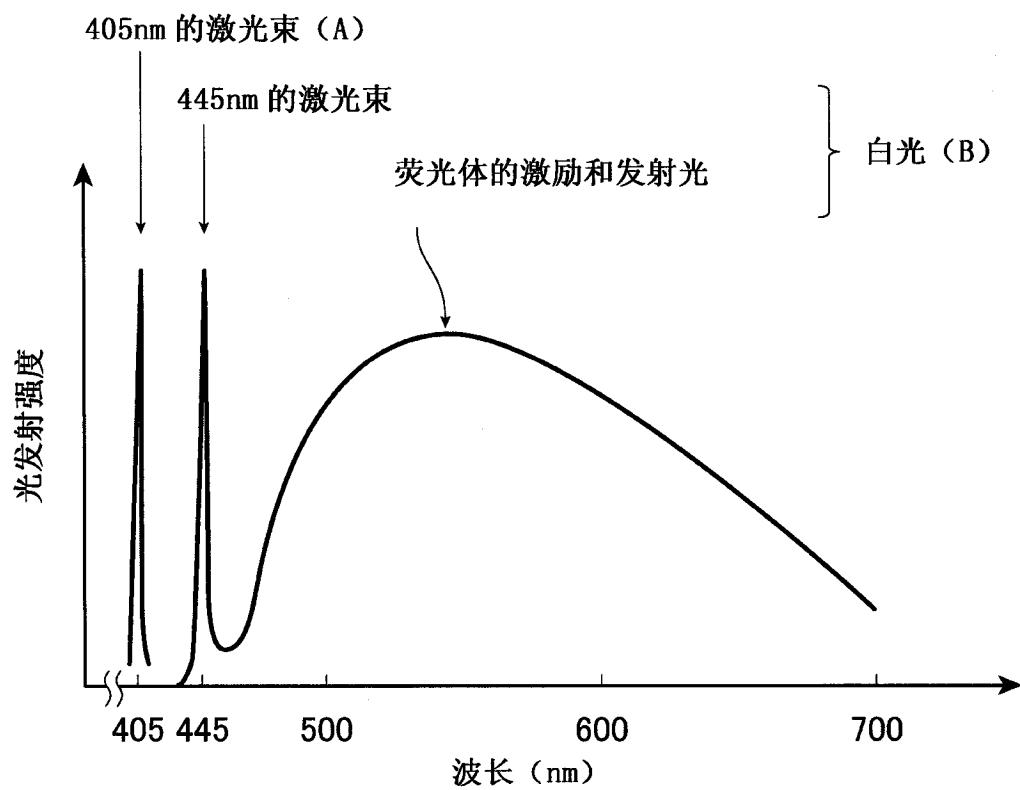


图 2

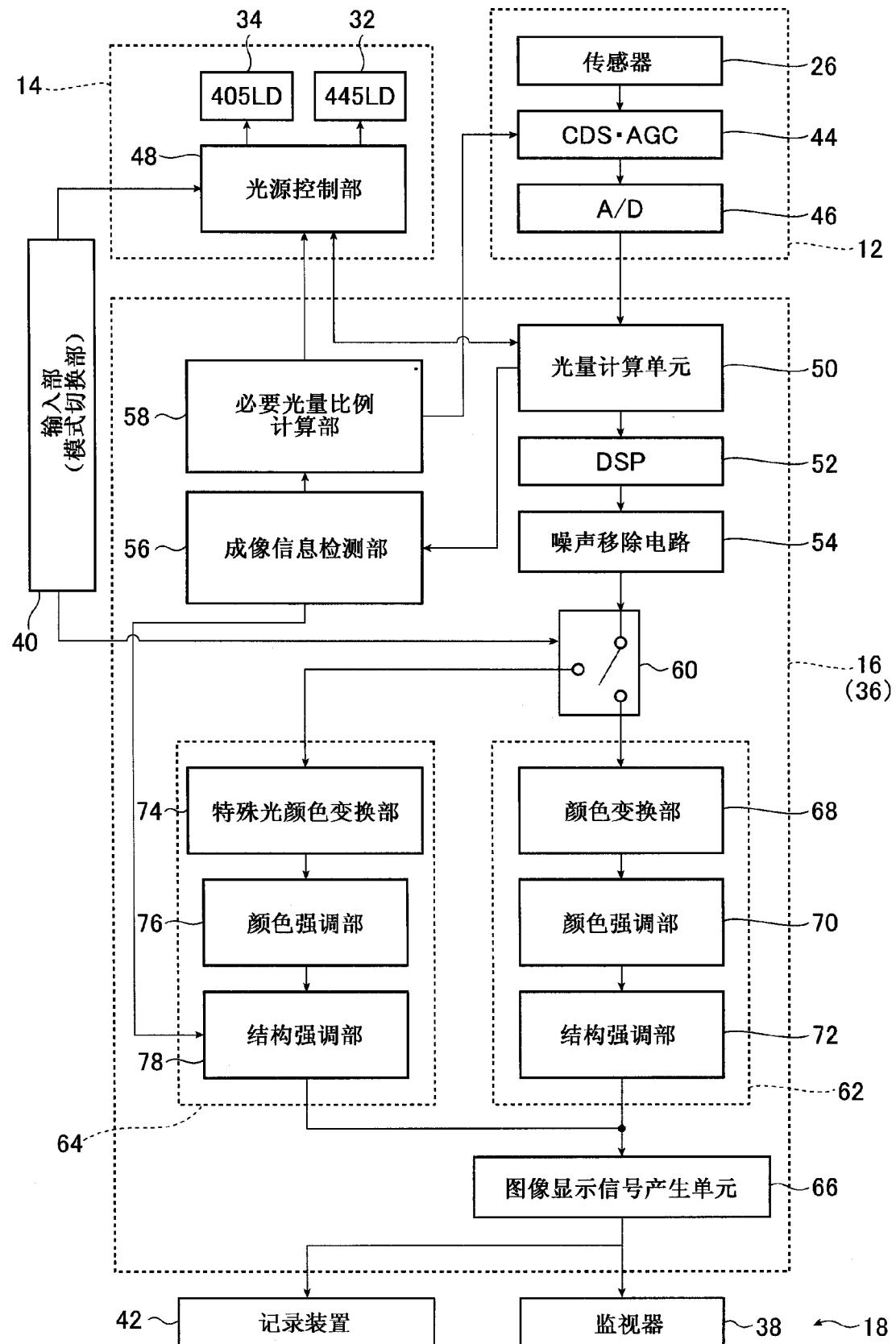


图 3

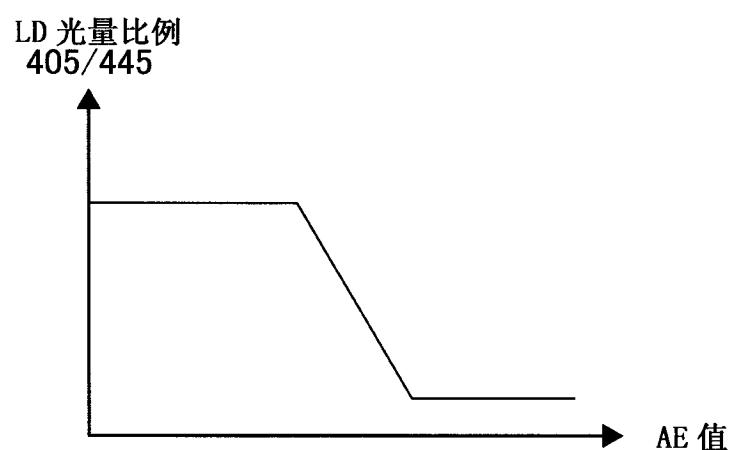


图 4

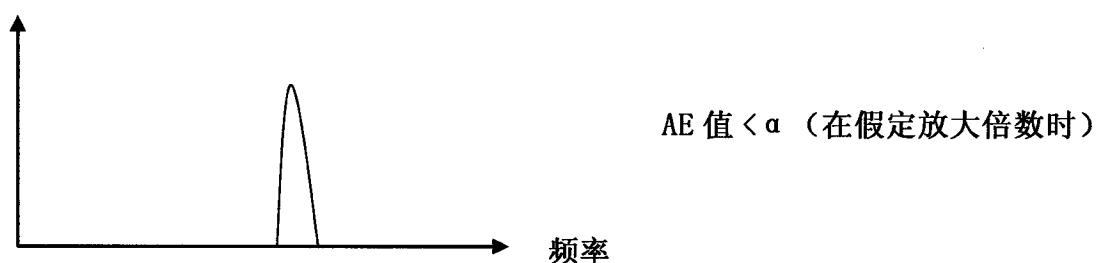


图 5A

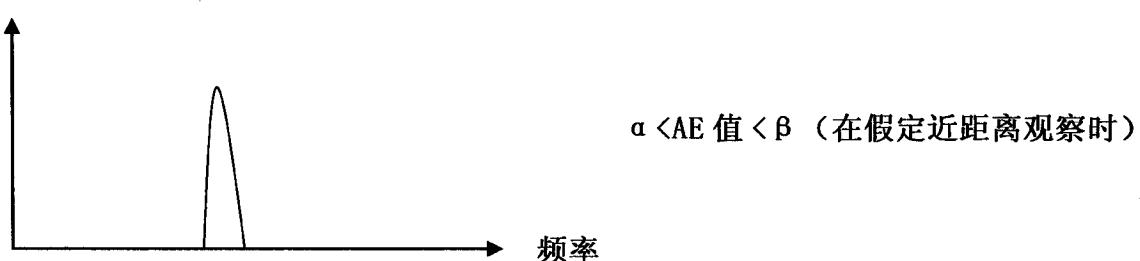


图 5B

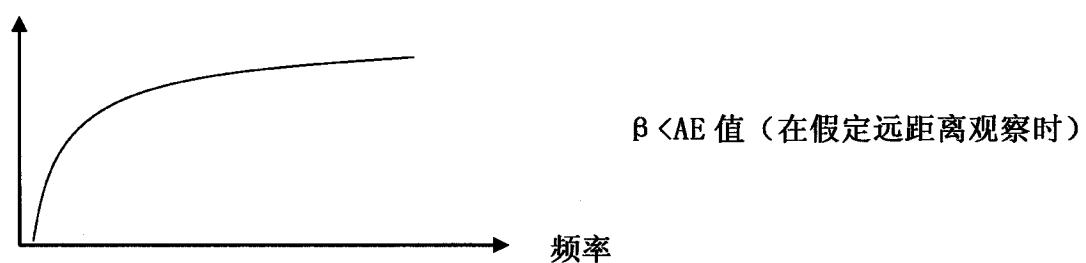


图 5C

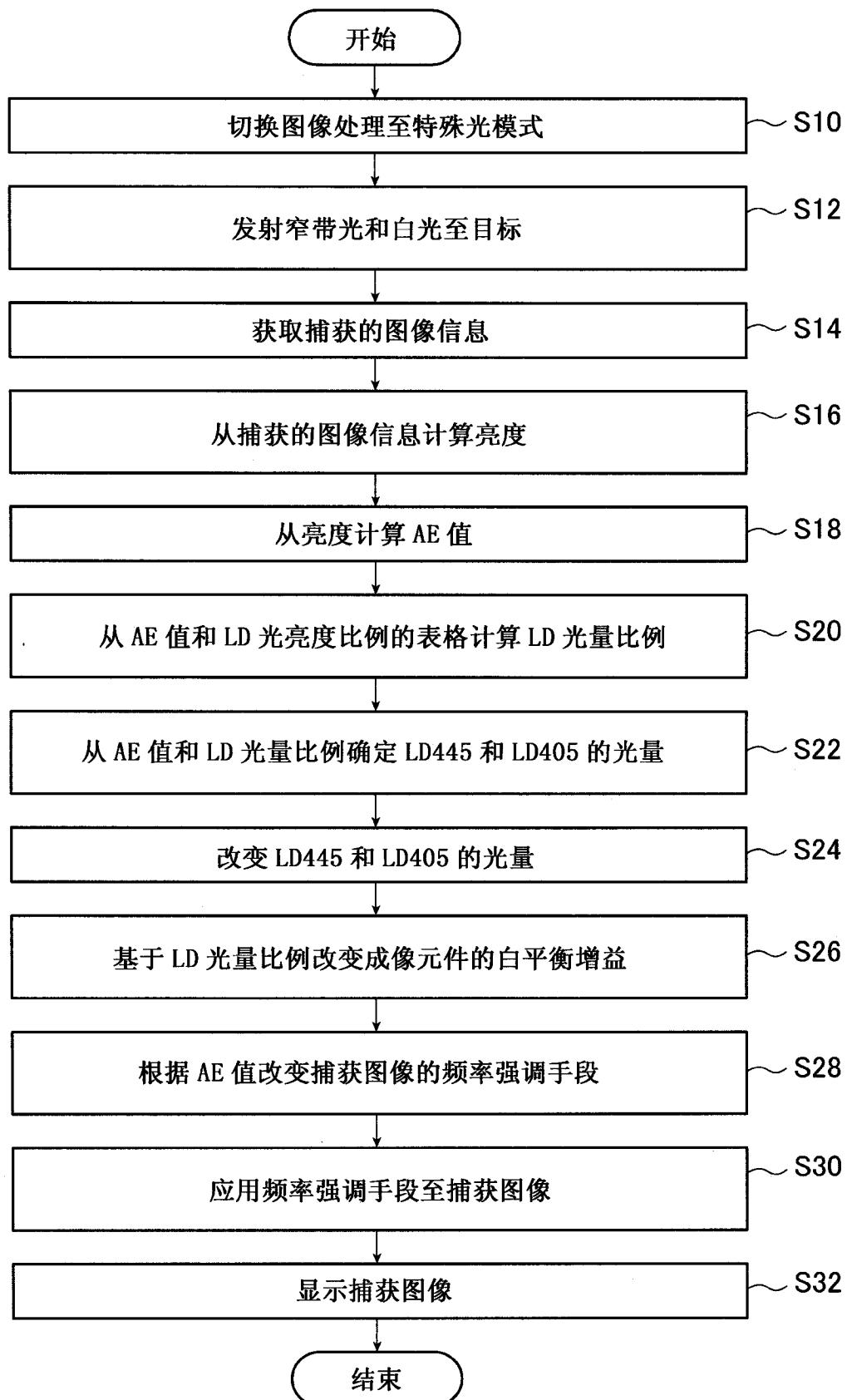


图 6

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102429625A	公开(公告)日	2012-05-02
申请号	CN201110303806.4	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 峰吉靖浩		
发明人	山口博司 峰吉靖浩		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	H04N5/2354 A61B1/0661 A61B1/045 H04N2005/2255 A61B1/0653 A61B1/0638 A61B1/063		
优先权	2010219282 2010-09-29 JP		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种内窥镜装置，所述内窥镜装置包括成像部，该成像部在从第一和第二光源部同时发射窄带光和宽带光至目标之后使用从活体回射的光捕获目标的图像，且输出捕获图像信息；图像处理部，该图像处理部对捕获的图像信息进行预定的图像处理；和成像信息检测部，该成像信息检测部检测用于捕获目标的成像放大倍数或自动曝光值或与目标的活体的结构和组成相关的目标信息，作为成像信息。基于成像信息，改变第一和第二光源部的光发射条件和图像处理部的图像处理条件。

