



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102727157 A

(43) 申请公布日 2012. 10. 17

(21) 申请号 201210096264. 2

(22) 申请日 2012. 04. 01

(30) 优先权数据

2011-081438 2011. 04. 01 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 峰苦靖浩 加来俊彦

(74) 专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理

有限公司 11112

代理人 何立波 张天舒

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

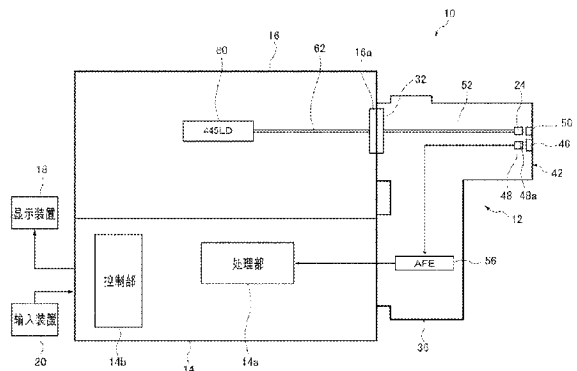
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 8 页

(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,该内窥镜装置(10)的特征在于,具备:光源装置(16),其包含照射具有预定波长频带宽的窄频光的光源(60)及被激发并发出荧光的荧光体(24),并照射由窄频光和荧光组成的照明光;内窥镜主体(12),其具有输出图像信号的摄像元件(48);及处理器装置(14),其具有将图像信号分离成与窄频光对应的第1图像信号和与荧光对应的第2图像信号的信号分离部(86)、根据第1图像信号及第2图像信号计算血管深度信息的血管深度信息计算部(88)、根据第2图像信号计算分光推断信息的分光推断信息计算部(90)、及由第1图像信号、第2图像信号、血管深度信息及分光推断信息生成摄像图像的图像处理部(92)。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具备:

光源装置,其包含光源及荧光体,且照射由窄频光和荧光组成的照明光,所述光源照射根据作为被摄物的活体的结构或成分的分光光谱特性被窄频化且具有预定波长频带宽的窄频光,所述荧光体通过所述窄频光激发并发出预定荧光;

内窥镜主体,其向所述被摄物照射所述照明光,且具有通过所述照明光从所述被摄物的回光进行拍摄并输出图像信号的摄像元件;及

处理器装置,其具有将所述图像信号分离成与所述窄频光对应的第 1 图像信号和与所述荧光对应的第 2 图像信号的信号分离部、根据所述第 1 图像信号及第 2 图像信号计算血管深度信息的血管深度信息计算部、根据所述第 2 图像信号计算分光推断信息的分光推断信息计算部、及由所述第 1 图像信号、所述第 2 图像信号、所述血管深度信息及所述分光推断信息生成摄像图像的图像处理部。

2. 如权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述图像信号由按照所述摄像元件的分光灵敏度特性输出的 B 图像信号、G 图像信号及 R 图像信号构成,

所述信号分离部具备信号推断构件和校正运算构件,

通过所述信号推断构件由所述图像信号的 G 图像信号推断与所述荧光对应的 B 图像信号,通过所述校正运算构件进行所述图像信号的 B 图像信号除与所述荧光对应的 B 图像信号的运算,由此将所述图像信号分离成与所述窄频光对应的所述第 1 图像信号和与所述荧光对应的所述第 2 图像信号。

3. 如权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述血管深度信息计算部具备记录所述第 1 图像信号与所述 G 图像信号之比,即 B_1/G 比及血管深度的对应的深度信息表,

根据所述 B_1/G 比和所述深度信息表计算所述血管深度信息。

4. 如权利要求 3 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述图像处理部具备根据所述 B_1/G 比生成血管深度图像的血管深度图像生成构件。

5. 如权利要求 1 ~ 4 中任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述分光推断信息为用于由所述第 2 图像信号生成分光图像信号的矩阵信息,

所述分光推断信息计算部通过计算所述分光推断信息而由所述第 2 图像信号生成所述分光图像信号。

6. 如权利要求 5 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述图像处理部具备由所述分光图像信号生成具有不同波长频带的信息的多个分光图像的分光图像生成构件。

7. 如权利要求 6 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述多个分光图像为波长频带以 5nm 间隔不同的分光图像。

8. 如权利要求 1 ~ 7 中任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源为中心发光波长为 445nm 的蓝色激光光源。

9. 如权利要求 1 ~ 8 中任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述处理器装置进一步具有:根据所述图像信号生成通常光观察图像的通常光观察图像生成部;及

显示所述处理器装置生成的图像的显示装置。

10. 如权利要求 9 所述的内窥镜装置,其特征在于,

具有多个所述显示装置,在至少 1 个所述显示装置上显示至少 1 个包含所述血管深度图像及所述分光图像的特殊光观察图像,在其他至少 1 个所述显示装置上显示所述通常光观察图像。

11. 如权利要求 9 或 10 所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述处理器装置具有控制所述显示装置上的图像显示的控制部,

并且,所述处理器装置中设定有如下显示模式中的至少 2 个模式,即仅将通常光观察图像显示于所述显示装置上的显示模式、仅将特殊光观察图像显示于所述显示装置上的显示模式、将通常光观察图像及特殊光观察图像或 2 种不同的特殊光观察图像两者均显示于所述显示装置上的显示模式、显示通常光观察图像及特殊光观察图像或 2 种不同的特殊光观察图像两者且可切换显示范围的显示模式、及切换显示通常光观察图像及特殊光观察图像或 2 种不同的特殊光观察图像的显示模式,

此外,具有所述显示模式的选择构件。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种能够同时获取血管深度信息和分光推断信息的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 近年来,活用能够进行将特定的较窄的波长频带光(窄频光)作为照明光照射于活体的粘膜组织并得到活体组织的所希望深度的组织信息的所谓特殊光观察的内视镜装置。

[0003] 根据该特殊光观察,能够简单可见在粘膜层或粘膜底层发生的新生血管的表层微细结构、病变部的强调等在通常的观察图像中无法得到的活体信息。例如,当观察对象为癌病变部时,通过将适于观察表层组织的蓝色(B)窄频光与适于观察中层组织及表层组织的绿色(G)窄频光照射于粘膜组织,从而能够更详细地观察组织表层的微细血管或微细结构的状态,因此能够更准确地诊断病变部。

[0004] 并且,一直以来活用能够由通过通常光观察得到的白色图像根据预定算法进行分光推断并得到具备预定波长频带的信息的光分推断图像的内窥镜装置(专利文献1)。

[0005] 专利文献1:日本专利第4504324号公报

[0006] 根据分光推断图像(分光图像),容易观察粘膜的凹凸形状或组织的褪色程度,并与前述相同地能够更准确地诊断病变部。并且,若为血管深度图像,例如强调表层血管部分的血管深度图像,则能够更好地观察有助于癌诊断的呈褐色区域等的表层血管的状态。

[0007] 但是,关于同时获取血管深度信息与分光推断信息,由于具备通过由窄频光源照射预定窄频光并使荧光体发出荧光来照射虚拟白光的光源装置的内窥镜装置中,作为窄频光的B光成分较强,分光推断时B图像信号呈饱和状态,因此很难获取血管深度信息的同时进行分光推断。

[0008] 并且,当为前述光源装置时,在计算血管深度信息时也因窄频光的B光成分加上荧光的B光成分,因此很难计算与用单个窄频光提取血管深度信息相比精确度更高的血管深度信息。

发明内容

[0009] 本发明的目的在于提供一种能够通过同时获取精确度较高的血管深度信息与分光推断信息,并同时生成、显示血管深度图像与分光图像来更准确地诊断病变部的内窥镜装置。

[0010] 为了解决上述课题,提供一种内窥镜装置,其特征在于,具备:光源装置,其包含光源及荧光体,且照射由窄频光和荧光组成的照明光,所述光源照射根据作为被摄物的活体的结构或成分的分光光谱特性被窄频化且具有预定波长频带宽的窄频光,所述荧光体通过所述窄频光激发并发出预定荧光;内窥镜主体,其向所述被摄物照射所述照明光,且具有通过所述照明光从所述被摄物的回光进行拍摄并输出图像信号的摄像元件;及处理器装置,其具有将所述图像信号分离成与所述窄频光对应的第1图像信号和与所述荧光对应的第2

图像信号的信号分离部、根据所述第 1 图像信号及第 2 图像信号计算血管深度信息的血管深度信息计算部、根据所述第 2 图像信号计算分光推断信息的光谱推断信息计算部、及由所述第 1 图像信号、所述第 2 图像信号、所述血管深度信息及所述分光推断信息生成摄像图像的图像处理部。

[0011] 并且,优选所述图像信号由按照所述摄像元件的分光灵敏度特性输出的 B 图像信号、G 图像信号及 R 图像信号构成,所述信号分离部具备信号推断构件和校正运算构件,通过所述信号推断构件由所述图像信号的 G 图像信号推断与所述荧光对应的 B 图像信号,通过所述校正运算构件进行所述图像信号的 B 图像信号除以所述荧光对应的 B 图像信号的运算,由此将所述图像信号分离成与所述窄频光对应的所述第 1 图像信号和与所述荧光对应的所述第 2 图像信号。

[0012] 并且,优选所述血管深度信息计算部具备记录所述第 1 图像信号与所述 G 图像信号之比 (B_1/G 比) 及血管深度的对应的深度信息表,根据所述 B_1/G 比和所述深度信息表计算所述血管深度信息。

[0013] 并且,优选所述图像处理部具备根据所述 B_1/G 比生成血管深度图像的血管深度图像生成构件。

[0014] 并且,优选所述分光推断信息为用于由所述第 2 图像信号生成分光图像信号的矩阵信息,所述分光推断信息计算部通过计算所述分光推断信息而由所述第 2 图像信号生成所述分光图像信号。

[0015] 并且,优选所述图像处理部具备由所述分光图像信号生成具有不同波长频带的信息的多个分光图像的分光图像生成构件。

[0016] 并且,优选所述多个分光图像为波长频带以 5nm 间隔不同的分光图像。

[0017] 并且,优选所述光源为中心发光波长为 445nm 的蓝色激光光源。

[0018] 另外,优选所述处理器装置进一步具有根据所述图像信号生成通常光观察图像的通常光观察图像生成部和显示所述处理器装置生成的图像的显示装置。

[0019] 并且,优选具有多个所述显示装置,在至少 1 个所述显示装置上显示至少 1 个包含所述血管深度图像及所述分光图像的特殊光观察图像,在其他至少 1 个所述显示装置上显示所述通常光观察图像。

[0020] 另外,优选所述处理器装置具有控制所述显示装置上的图像显示的控制部,并且,所述处理器装置中设定有如下显示模式中的至少 2 个模式,即仅将通常光观察图像显示于所述显示装置上的显示模式、仅将特殊光观察图像显示于所述显示装置上的显示模式、将通常光观察图像及特殊光观察图像或 2 种不同的特殊光观察图像两者均显示于所述显示装置上的显示模式、显示通常光观察图像及特殊光观察图像或 2 种不同的特殊光观察图像两者且可切换显示范围的显示模式、及切换显示通常光观察图像及特殊光观察图像或 2 种不同的特殊光观察图像显示模式,此外,具有所述显示模式的选择构件。

[0021] 发明效果

[0022] 根据本发明,由于在内窥镜观察时能够同时获取血管深度信息与分光推断信息,并同时生成、显示血管深度图像与分光图像,因此能够更准确地诊断病变部。

附图说明

- [0023] 图 1 是表示本发明所涉及的内窥镜装置的一例的外观图。
- [0024] 图 2 是概括示出图 1 所示的内窥镜装置的结构块图。
- [0025] 图 3 是表示图 2 所示的摄像元件的彩色滤波器的一例的概念图。
- [0026] 图 4 是表示图 2 所示的光源装置的波长分布的图表。
- [0027] 图 5 是表示图 3 的彩色滤波器的分光灵敏度特性的图表。
- [0028] 图 6 是表示作为被检体的活体的分光反射率的图表。
- [0029] 图 7 是概括示出图 1 所示的内窥镜装置的信号处理系统的块图。
- [0030] 图 8 是说明图 7 所示的信号分离部的作用的概念的说明图。
- [0031] 图 9 是表示图 7 所示的血管深度信息计算部所具备的血管深度表的图表。
- [0032] 图 10 是图 7 的血管深度图像生成部中的血管深度图像生成的说明图。

具体实施方式

[0033] 以下,根据附图所示的优选实施方式对本发明所涉及的内窥镜装置进行详细说明。

[0034] 图 1 中示出表示本发明的内窥镜装置 10 的结构的外观图,图 2 中示出概括表示图 1 所示的内窥镜装置的结构块图。

[0035] 如图 1 所示,内窥镜装置 10 作为一例具有内窥镜 12、进行内窥镜拍摄的图像的处理等的处理器装置 14、及供给用于进行内窥镜 12 中的观察(拍摄)的照明光的光源装置 16 而构成。并且,处理器装置 14 具有显示内窥镜拍摄的图像的显示装置 18 和用于输入各种指示等的输入装置 20(显示装置 18 与输入装置 20 相连接)。

[0036] 另外,本发明的内窥镜装置 10 还可具有输出内窥镜拍摄的图像以作为硬拷贝的打印机(记录装置)。

[0037] 如图 1 所示,内窥镜 12 为利用 CCD 传感器 48 等摄像元件对图像进行光电拍摄的电子内窥镜。该内窥镜 12 与一般内窥镜相同地具有插入部 26、操作部 28、通用软线 30、连接器 32 及视频连接器 36。

[0038] 进行一般观察时(诊断时),内窥镜 12 分别将视频连接器 36 连接于处理器装置 14 的连接部,将连接器 32 连接于光源装置 16 的连接部 16a。另外,与一般内窥镜相同地在连接器 32 上连接进行观察部位的吸引或送气的吸引部或者用于向观察部位喷射水的供水部等。

[0039] 另外,与一般内窥镜相同,内窥镜 12 的插入部 26 具有基端侧的长形软性部 38、配置 CCD 传感器 48 等的前端的探测部(内窥镜前端部)42、及软性部 38 和探测部 42 之间的弯曲部(角部)40,另外,操作部 28 上设有使弯曲部 40 弯曲的操作钮 28a 等。

[0040] 如图 2 中概括示出,探测部 42 上配设拍摄透镜 46、CCD 传感器(摄像元件)48、彩色滤波器 48a、照明用透镜 50 及用于保护光纤 52 或透镜等的盖玻片(省略图示)等。

[0041] 并且,作为光源装置 16 的一部分的荧光体 24 配置在光纤 52 的前端。荧光体 24 包含吸收 B 光的一部分并激发发出绿色~黄色的多种荧光体(例如 YAG 系荧光体或 BAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)等荧光体)而构成。由此,以 B 光为激发光的绿色~黄色荧光体和未经荧光体 24 吸收而透射的 B 光相结合成为虚拟白光。

[0042] 另外,虽然省略图示,但内窥镜 12 上还设有用于插通钳子等各种处置工具的钳子

通道及钳子口以及用于进行吸引、送气、送水等的送气 / 送水通道及送气 / 送水口。

[0043] 钳子通道通过弯曲部 40 及软性部 38 连通于设在操作部 28 的钳子插入口, 送气 / 送水通道通过弯曲部 40、软性部 38、操作部 28 及通用软线 30 连通于与连接器 32 的吸引部、送气部及送水部的连接部。

[0044] 光纤 52 通过弯曲部 40、软性部 38、操作部 28 及通用软线 30 插通至与光源装置 16 连接连接器 32。

[0045] 后述的光源装置 16 照射的窄频光从连接器 32 入射于光纤 52, 由光纤 52 传播, 在探测部 42 中从光纤 52 的前端部入射于设置在其端部的荧光体 24, 并使荧光体 24 激发发光。被激发发光的荧光与所述窄频光一同入射于照明用透镜 50, 并通过照明用透镜 50 作为照明光照射于观察部位。

[0046] 另外, 在本发明中, 不管是否为所述窄频光与所述荧光, 只要是照射于观察部位的光就是照明光。

[0047] 并且, 被照射照明光的观察部位的图像通过摄像透镜 46 成像在 CCD 传感器 48 的受光面上。

[0048] 在此, 在本发明中, 在内窥镜 12 中使用的 CCD 传感器 48 为如图 2 所示具备彩色滤波器 48a, 如图 3 所示在各像素中设有 B(蓝) 滤波器、G(绿) 滤波器及 R(红) 滤波器中的任一种, 将入射的光分光为 B 光、G 光及 R 光来进行测光的彩色 CCD 传感器。换言之, 在本发明的内窥镜装置 10 中的内窥镜 12 中使用的 CCD 传感器 48 为将通过彩色滤波器 48a 入射的光分光为 B 光、G 光及 R 光并同时测光的同时式彩色传感器, 而不是对入射的光不进行分光而对 B 光、G 光及 R 光依次进行测光的所谓帧顺序式单色传感器。

[0049] 另外, 在本发明中, 摄像元件不限于 CCD 传感器 48, 若为 CMOS 图像传感器等对 B 光、G 光及 R 光进行分光并同时测光的彩色传感器, 则能够利用各种摄像元件。

[0050] CCD 传感器 48 的输出信号通过信号线从探测部 42 经弯曲部 40、软性部 38、操作部 28、通用软线 30 及连接器 32 送至视频连接器 36。

[0051] 在图示例中, 视频连接器 36 上配置 AFE(Analog Front End) 基板 56。

[0052] AFE 基板 56 上作为一例配置相关双采样电路、放大器(自动增益控制电路)及 A/D 转换器。CCD 传感器 48 的输出信号在 AFE 基板 56 上被进行基于相关双采样的干扰去除和基于放大器的放大, 再通过 A/D 转换器从模拟信号转换成数字信号, 并将该信号作为数字图像信号输出于处理器装置 14(后述的 DSP76)。

[0053] 另外, 在本发明的内窥镜装置中, 这些处理并非通过视频连接器 36 进行, 可通过连接器 32 进行或者也可通过处理器装置 14 进行。

[0054] 如前述, 在内窥镜装置 10 中, 内窥镜 12 的连接器 32 与光源装置 16 的连接部 16a 连接。

[0055] 光源装置 16 向内窥镜 12 供给用于进行活体内的观察的照明光。如前述, 从光源装置 16 供给至内窥镜 12 的窄频光从连接器 32 入射于光纤 52 并传播, 且在探测部 42 中从光纤 52 的前端部入射于设置在其端部的荧光体 24, 并使荧光体 24 激发发光。被激发发光的荧光与所述窄频光一同入射于照明用透镜 50, 并通过照明用透镜 50 作为照明光照射于观察部位。

[0056] 如在图 2 中概括示出, 在内窥镜装置 10 中, 光源装置 16 具有光源 60、光纤 62、前

述的连接部 16a 及前述的荧光体 24。

[0057] 光源 60 为照射中心波长为 445nm 的窄频光的蓝色激光光源,其激发前述荧光体 24 并发出荧光,向观察部位照射混合窄频光和荧光的虚拟白色照明光。

[0058] 图 4 是表示从本发明的内窥镜装置 10 向观察部位作为照明光照射的光的发光光谱的图表。如前述,图 4 中为由中心波长为 445nm 的蓝色激光 (B 窄频光) 和荧光体的荧光组成的混合光。

[0059] 本发明的内窥镜装置 10 利用前述的蓝色激光和荧光作为照明光,将这些光同时照射于观察部位,并且通过将入射光分光为 B 光、G 光及 R 光而进行测光的 CCD 传感器 48 拍摄观察部位的图像。

[0060] 并且,如在后面详细叙述,内窥镜装置 10 (处理器装置 14) 利用内窥镜 12 的 CCD 传感器 48 拍摄的 B 图像、G 图像及 R 图像生成通常光观察图像 (通常光图像),再利用 CCD 传感器 48 拍摄的 B 图像、G 图像及 R 图像生成特殊光观察图像 (特殊光图像)。其中,特殊光观察图像是指后述的血管深度图像及分光图像 (窄频光图像)。

[0061] 如图 5 中概括示出,CCD 传感器 48 大多情况下的 B、G 及 R 各色像素根据 B、G 及 R 各色滤波器特性 (彩色滤波器特性),直到相邻颜色区域具有灵敏度。

[0062] 即,对 G 像素除了入射 G 频带光还入射 R 频带光 (或其一部分) 并被测光。并且,对 B 像素除了入射 B 窄频光 (蓝色激光) 还入射 G 频带光 (或其一部分) 并被测光。

[0063] 与此相对,例如通过使 B 频带的光量高于 G 频带的光量,能够使 B 频带光在入射于 CCD 传感器 48 的 B 像素的 B 频带的光及 G 频带光中成为主导。同样,通过使 G 频带光的光量高于 R 频带光的光量,能够使 G 频带光在入射于 CCD 传感器 48 的 G 像素的 G 频带光及 R 频带光中成为主导。

[0064] 本发明的光源装置 16 由于包括蓝色激光光源和通过蓝色激光激发发光荧光的荧光体 24 作为光源 60,因此具有上述结构 (B 光 > G 光及 G 光 > R 光)。

[0065] 由于具有这种结构 (B 光 > G 光及 G 光 > R 光),所以能够由 CCD 传感器 48 所读取的图像适当地生成通常光观察图像。

[0066] 另外,在本发明中,由于利用蓝色激光光源及荧光体作为光源,因此 B 频带光和 G 频带光的光量比及 G 频带光和 R 频带光的光量比取决于根据蓝色激光的光量由作为荧光的 G 频带光和 R 频带光确定的关系,还可根据蓝色激光的光量确定前述光量比。蓝色激光的光量通过由后述的控制部 14b 控制的未图示的光量调整部进行调整。

[0067] 供给至光源装置 16 的连接部 16a 的光供给至内窥镜 12 的连接器 32,并从连接器 32 入射于光纤 52 并传播,作为照明光从内窥镜 12 的探测部 42 照射于观察部位。

[0068] 被照射的照明光根据图 6 所示的活体的分光反射率被活体反射并入射于拍摄透镜 46,成像在 CCD 传感器 48 的受像面上。

[0069] 被照射照明光的观察部位的图像被 CCD 传感器 48 拍摄。CCD 传感器 48 拍摄的图像 (CCD 传感器 48 的输出信号) 如前述通过 AFE 基板 56 进行 A/D 转换等处理,作为数字图像信号 (图像数据 / 图像信息) 供给至处理器装置 14。

[0070] 处理器装置 14 为进行内窥镜装置 10 的整体控制,并且对从内窥镜 12 供给 (输出) 的图像信号实施预定处理,并将该信号作为内窥镜 12 拍摄的图像显示在显示装置 18 上的装置,具有图像信号的处理部 14a 及控制处理器装置 14 和内窥镜装置 10 整体的控制

部 14b。

[0071] 图 7 中通过块图概括示出处理器装置 14 中图像信号的处理部 14a。

[0072] 如图 7 所示,处理部 14a 具有 DSP76、存储部 78、通常光图像生成部 80、特殊光图像生成部 82 及显示信号生成部 84。

[0073] 处理器装置 14 中,首先在 DSP (Digital Signal Processor) 76 中对通过 CCD 传感器 48 拍摄且 AFE56 中处理的图像信号 (B 图像信号、G 图像信号及 R 图像信号) 实施伽马校正、颜色校正处理等预定处理,之后图像信号存储于存储部 (存储器) 78 中。

[0074] 若图像信号存储于存储部 78 中,则通常光图像生成部 80 从存储部 78 读出 B、G 及 R 图像信号并生成通常光观察图像,并且,与此相同,特殊光图像生成部 82 从存储部 78 读出 B、G 及 R 图像信号并生成特殊光观察图像。

[0075] 另外,通过预先输入装置 20 等指示仅生成 (显示) 通常光观察图像或者仅生成特殊光观察图像时,只有接受生成指示的图像生成部从存储部 78 读出图像信号并进行后述的处理即可。

[0076] 如前述,在内窥镜装置 10 中,将从光源装置 16 供给的图 4 所示的照明光,即蓝色激光和荧光同时照射于观察部位。并且,通过将入射光分光为 B 光、G 光及 R 光而进行测光的 CCD 传感器 48 拍摄观察部位的图像。

[0077] 即,在本发明的内窥镜装置 10 中,利用混合蓝色激光和荧光而成的虚拟白光作为照明光,通过同时对入射光的 B 光、G 光及 R 光 (各色光成分) 进行测光的彩色 CCD 传感器 48 进行观察部位的拍摄。

[0078] 因此,通过利用 CCD 传感器 48 所测光的 B 图像信号、G 图像信号及 R 图像信号生成显示用图像,能够生成利用白光即通常光作为照明光的通常光观察图像。

[0079] 并且,如后述,通过利用 CCD 传感器 48 所测光的 B 图像信号及 G 图像信号生成显示用图像,能够生成特殊光观察图像。

[0080] 即,根据本发明的内窥镜装置,以一般的内窥镜装置 (内窥镜系统) 的结构为基本,不产生通常光观察与特殊光观察的切换时滞,能够从 1 个拍摄图像同时得到通常光观察图像和特殊光观察图像。

[0081] 通常光图像生成部 80 具有增益调整部 80a 及图像处理部 80b。

[0082] 增益调整部 80a 作为优选形态对从存储部 78 读出的 B、G 及 R 图像信号进行增益调整来设为与通常情况下通过白光观察时相同的图像信号。

[0083] 增益调整部 80a 通过 B、G 及 R 图像信号的增益调整,例如进行 G 及 R 图像信号的放大处理或 B 及 G 图像信号的缩减处理,将图像信号设为与利用 B、G 及 R 的光量相等的白色照明光进行拍摄时相同的图像信号。

[0084] 增益调整方法不特别限定,只要是能够相互抵消照明光的 B、G 及 R 的光量差并将图像信号 (CCD 传感器 48 拍摄的图像) 设为与利用 B、G 及 R 的光量均匀的照明光进行拍摄时相同的图像信号的方法,则能够利用各种方法。

[0085] 作为其中一例,例示根据 B 和 G 的光量差 (光量比) 及 G 和 R 的光量差对以相互抵消各光的光量差的方式制作的校正系数和各图像信号进行乘法或加法或者除法或减法运算的方法。并且,还能够利用根据 B 和 G 的光量差及 G 和 R 的光量差使用以相互抵消各光的光量差的方式制作的 LUT 处理各图像信号的方法。

[0086] 图像处理部 80b 对实施增益调整的图像信号进行 3×3 矩阵处理、灰度变换处理、基于三维 LUT 处理等的颜色转换处理、为了使画面内的血管与粘膜的色调差明显并容易看清血管而向比图像的平均色调更使血管与粘膜的色调差更明显的方向进行强调的色彩强调处理、及锐度处理或轮廓强调等图像结构强调处理等,并将该信号作为通常光观察图像的图像信号供给于显示信号生成部 84。

[0087] 另一方面,特殊光图像生成部 82 具有信号分离部 86、血管深度信息计算部 88、分光推断信息计算部 90 及图像处理部 92。

[0088] 信号分离部 86 作为优选形态,具备信号推断部 86a 和校正运算部 86b,并将图像信号分离成基于蓝色激光的第 1 图像信号和基于荧光的第 2 图像信号。具体而言,蓝色激光仅为 B 光成分,从活体的反射光也为 B 光成分,因此将图像信号的 B 图像信号分离成基于蓝色激光的第 1B 图像信号和基于荧光的第 2B 图像信号。

[0089] 图 8 为说明在信号分离部 86 中将 (A) 图像信号分离成 (B) 第 1 图像信号和 (C) 第 2 图像信号的概念的说明图。另外,如图 8(A) 中也示出,实际上在 CCD 传感器 48 中测定图 4 的照明光的分光分布乘以图 5 所示的“CCD 传感器的彩色滤波器特性”和图 6 所示的“活体的分光反射率”的信号,并向信号分离部 86 输出。

[0090] 在信号分离部 86 中将输出的图像信号分离成基于窄频光的图像信号和基于荧光的图像信号,但前述的“活体的分光反射率”及“CCD 传感器的彩色滤波器特性”通用于两个图像信号,因此,为了方便起见,如图 8(A) ~ (C) 所示,根据照明光的分光分布说明图像信号的分离。

[0091] 具体而言,首先,在信号分离部 86 中利用信号推断部 86a 由图像信号中的 G 图像信号的值推断作为基于荧光的 B 图像信号的第 2B 图像信号的值。

[0092] 此时,照明光的分光分布如前述呈图 4 所示的形状,其发光强度根据作为激发光的 445nm 激光的照射光量(发光强度)改变,但其分光分布的整体形状大体上不会改变,因此能够由荧光的 G 光成分即图像信号的 G 光图像信号推断荧光的 B 光成分即第 2B 图像信号。

[0093] 信号分离部 86 利用通过信号推断部 86a 推断出的第 2B 图像信号,在校正运算部 86b 中通过进行图像信号的 B 图像信号除第 2B 图像信号来计算第 1B 图像信号。计算出的第 1B 图像信号成为第 1 图像信号,第 2B 图像信号、G 图像信号及 R 图像信号成为第 2 图像信号。

[0094] 这样,信号分离部 86 将从存储部 78 读出的图像信号分离成基于蓝色激光的第 1 图像信号和基于荧光的第 2 图像信号。被分离的第 1 图像信号及第 2 图像信号分别送出至血管深度信息计算部 88 和分光推断信息计算部 90。

[0095] 血管深度信息计算部 88 由作为获取的第 1 图像信号的第 1B 图像信号和第 2 图像信号中的 G 图像信号计算作为它们的比的 B_1/G 比,并由计算出的 B_1/G 比和图 9 所示的深度信息表 88a 计算血管深度信息。

[0096] 血管深度信息与 B_1/G 比一同向图像处理部 92 输出。

[0097] 并且,分光推断信息计算部 90 具备矩阵计算部 90a 及图像信号校正部 90b,由图像信号(第 2 图像信号)计算作为分光推断信息的矩阵并生成分光图像信号。

[0098] 分光图像信号的生成成为如在专利文献 1 中也公开的周知技术,因此,以下简单说

明。

[0099] 矩阵计算部 90a 由作为彩色图像信号的第 2 图像信号计算作为生成分光图像信号时使用的预定系数的矩阵。

[0100] 矩阵的计算对作为摄像元件的 CCD 传感器 48 的作为分光灵敏度特性的彩色灵敏度特性进行数值数据化,例如设为 n 维列矢量“R”·“G”·“B”。

[0101] 接着,对作为欲提取的分光信号,例如 3 个分光信号的基本分光特性的分光图像用窄频带通滤波器 F1·F2·F3 的特性进行数值数据化,设为 n 维列矢量“F1”·“F2”·“F3”。

[0102] 并且,以得到的数值为基础,求出近似以下 (1) 式的关系的最适当的系数组。即,求出成为如下式的矩阵“A”即可。

[0103] $(R、G、B) \cdot A = (F1、F2、F3) \dots \dots (1)$

[0104] 如上述公知矩阵“A”的计算方法,分光推断信息计算部 90 利用计算出的矩阵“A”由第 2 图像信号生成分光图像信号。

[0105] 并且,分光推断信息计算部 90 为了计算更更准确的矩阵(分光推断信息)并求出准确的分光图像信号而具备图像信号校正部 90b。

[0106] 当 CCD 传感器 48 所接受的光束为完整的白光时(即,RGB 的输出均相同时),上述矩阵计算部 90a 被正确地应用,成为最适当的近似。

[0107] 但是,在实际内窥镜观察下,照明的光束(光源的光束)并不是完整的白光,活体的反射光谱(分光反射率)也不一致,因此固体摄像元件接受的光束也不是白光。

[0108] 因此,实际处理时,优选考虑 CCD 传感器 48 的分光灵敏度特性(彩色滤波器特性)、照明光的分光灵敏度特性及活体的分光反射率。由此,在图像信号校正部 90b 中对第 2 图像信号进行考虑到这些特性的信号校正。关于校正方法利用如前述在专利文献 1 中记载的公知的校正方法。

[0109] 通过第 2 图像信号计算出的 R、G、B 各自的分光图像信号向图像处理部 92 输出。

[0110] 图像处理部 92 具备血管深度图像生成部 92a 和分光图像生成部 92b,由前述血管深度信息及 B_1/G 比生成血管深度图像,并且由前述的分光图像信号生成分光图像。

[0111] 有关基于血管深度图像生成部 92a 的血管深度图像的生成通过根据前述的 B_1/G 比生成血管深度图像来进行。关于血管深度图像的生成,例如如图 10 所示,通过根据像素的 B_1/G 比计算亮度信号 Y 与色差信号 Cr、Cb(以下称为 YCC 信号)并将计算出的 YCC 信号再次转换为 RGB 图像信号来进行。这与如图 10 的虚线内所示相对于预定 B_1 图像信号及 G 图像信号的输入而输出预定 R、G、B 图像信号的信号转换的含义相同。

[0112] 根据这些信号转换在血管深度图像生成部 92a 中生成血管深度图像。另外,由血管深度信息计算部 88 计算的血管深度信息可与所生成的血管深度图像相对应。通过血管深度图像与血管深度信息相对应,能够轻松判断图像的预定区域中的血管深度为多少。

[0113] 生成的血管深度图像及与其相对应的血管深度信息向显示信号生成部 84 输出。

[0114] 分光图像生成部 92b 根据由分光推断信息计算部 90 计算出的分光图像信号生成分光图像。

[0115] 分光图像能够通过将预定分光图像信号分配成 R、G、B 各自的图像信号来生成。分光图像信号例如能够以 5nm 间隔计算,在分光图像生成部 92b 中波长频带以 5nm 间隔生成不同的多个分光图像。生成的多个分光图像向显示信号生成部 84 输出。

[0116] 另外,图像处理部 92 对各个图像信号进行 3×3 矩阵处理、灰度变换处理、基于三维 LUT 处理等的颜色转换处理、为了使画面内的血管与粘膜的色调差明显并容易看清血管而向比图像的平均色调更使血管与粘膜的色调差更明显的方向进行强调的色彩强调处理、及锐度处理或轮廓强调等图像结构强调处理等,并将该信号作为特殊光观察图像(血管深度图像及分光图像)的图像信号供给于显示信号生成部 84。

[0117] 显示信号生成部 84 对被供给的通常光观察图像的图像信号及特殊光观察图像的图像信号进行颜色空间的转换等所需的处理,从而设为基于显示装置 18 的显示用图像信号。

[0118] 在此,内窥镜装置 10 中,作为其中一例,设定有如下显示模式中的至少 2 个模式,即仅显示通常光观察图像的显示模式、仅显示特殊光观察图像(血管深度图像或分光推断图像)的显示模式、或在显示装置 18 的 1 个画面内的尺寸并列显示通常光观察图像的整个面及特殊光观察图像的整个面或 2 种不同的特殊光观察图像(包含血管深度图像及分光推断图像)的整个面的显示模式(两个图像的尺寸可调整为相同或不同)、以超过显示装置 18 的 1 个画面的尺寸并列显示通常光观察图像及特殊光观察图像或 2 种不同的特殊光观察图像并能够通过滑杆或追踪球等切换显示范围的显示模式、及根据来自输入装置 20 和 / 或设定在内窥镜 12 的操作部 28 的切换部的切换指示切换显示通常光观察图像及特殊光观察图像或 2 种不同的特殊光观察图像的显示模式(切换显示包含分光推断图像的波长频带的切换)。

[0119] 并且,这些显示模式能够通过输入装置 20 和 / 或设定在内窥镜 12 的操作部 28 的选择部进行选择 / 指示。

[0120] 显示信号生成部 84 根据所选择的显示模式进行图像的放大 / 缩小、图像的分配、及被实验者的姓名等文字信息的编入等,生成显示用图像信号,并在显示装置 18 上显示该图像。

[0121] 并且,血管深度信息的数值显示及分光图像中所对应的波长频带的数值显示等也在显示信号生成部 84 中编入于前述的显示用图像信号中。

[0122] 并且,当具有多台显示装置 18 时,显示信号生成部 84 可以在其中 1 台显示装置 18 上显示通常光观察图像、在其他 1 台显示装置 18 上显示特殊光观察图像的方式生成图像信号。

[0123] 或者,当具有 3 台以上显示装置 18 时,如上述那样,可在 2 台显示装置上各显示通常光观察图像及特殊光观察图像之后,在另外 1 台显示装置上显示按照上述各显示模式的图像。

[0124] 并且,显示信号生成部 84 通过来自输入装置 20 的指示并根据显示的分光图像的波长频带选择分光图像并生成显示图像。

[0125] 并且,显示装置 18 中显示的分光图像可通过来自输入装置 20 的指示阶段性变更所对应的波长频带。

[0126] 以下,说明内窥镜装置 10 的动作的一例。

[0127] 若通过输入装置 20 指示开始进行基于内窥镜 12 的拍摄,则光源装置 16 的光源 60 打开,预定光量的照明光照射于被摄物,进而 CCD 传感器 48 开始拍摄(测光)图像。

[0128] 光源 60 照射的蓝色激光(窄频光)通过光纤 62 从连接部 16a 供给至内窥镜 12

的连接器 32,并通过光纤 52 传播至探测部的前端部 42。被传播的蓝色激光激发设置在光纤 52 的前端的荧光体 24 来发出荧光,作为由蓝色激光和荧光构成的照明光通过照明用透镜 50 照射至观察部位(活体内)。

[0129] 照射照明光的观察部位的图像通过拍摄透镜 46 成像在 CCD 传感器 48 的受光面上,并通过 CCD 传感器 48 拍摄(测光)。

[0130] CCD 传感器 48 的输出信号供给至 AFE 基板 56。AFE 基板 56 对 CCD 传感器 48 的输出信号进行基于相关双采样的干扰去除、放大、A/D 转换等,并将该信号作为数字图像信号供给至处理器装置 14(图像信号的处理部 14a)的 DSP76。

[0131] DSP76 对图像信号进行伽马校正、颜色校正处理等预定处理之后,将完成处理的图像信号存储于存储部 78 中。

[0132] 若图像信号存储于存储部 78 中,则通常光图像生成部 80 及特殊光图像生成部 82 分别从存储部 78 读出 B、G 及 R 图像信号。

[0133] 通常光图像生成部 80 中,增益校正部 80a 对读出的图像信号进行增益校正,如前述使之成为根据 B、G 及 R 的光量相等的白光拍摄的图像。另外,图像处理部 80b 对完成增益校正的图像信号进行颜色转换处理、色彩强调处理及图像结构强调处理,并将该信号作为通常光观察图像的图像信号供给于显示信号生成部 84。

[0134] 另一方面,特殊光图像生成部 82 中,信号分离部 86 将读出的图像信号分离成第 1 图像信号(第 1B 图像信号)和第 2 图像信号(第 2B 图像信号、G 图像信号及 R 图像信号),并分别输出于血管深度信息计算部 88 和分光推断信息计算部。

[0135] 由血管深度信息计算部 88 计算第 1B 图像信号和 G 图像信号之比即 B_1/G 比,并且根据 B_1/G 比和深度信息表 88a 计算血管深度信息。计算出的 B_1/G 比及血管深度信息向图像处理部 92 的血管深度图像生成部 92a 输出。

[0136] 并且,分光推断信息计算部 90 中,通过矩阵计算部 90a 及图像信号校正部 90b 进行分光推断信息的计算(矩阵的计算)并生成分光图像信号。生成的分光图像信号输出于图像处理部 92 的分光图像生成部 92b。

[0137] 图像处理部 92 根据 B_1/G 比及血管深度信息通过血管深度图像生成部 92a 生成如图 10 所示的血管深度图像。并且,图像处理部 92 根据分光图像信号通过分光图像生成部 92b 生成分光图像。

[0138] 另外,图像处理部 92 对图像信号进行颜色转换处理、色彩强调处理及图像结构强调处理,并将该信号作为由血管深度图像及分光图像构成的特殊光观察图像的图像信号供给于显示信号生成部 84。

[0139] 接收通常光观察图像及特殊光观察图像的图像信号的显示信号生成部 84 根据通过输入装置 20 选择/指示的显示模式,例如生成在显示装置 18 的 1 个画面并列显示通常光观察图像及特殊光观察图像的整个面的显示用图像信号,并使该图像显示在显示装置 18 中。

[0140] 并且,也可以通过从输入装置 20 输入分光图像所对应的波长频带来改变显示的分光图像。

[0141] 以上为本发明的实施方式所涉及的内窥镜装置 10 的动作。

[0142] 并且,在本发明的内窥镜装置 10 中,也可直接使用 B 图像信号及 G 图像信号生成

特殊光观察图像。

[0143] 此时,如前述,根据其彩色滤波器特性对 G 像素除了入射 G 窄频光还入射 R 频带光并被测光,对 B 像素除了入射 B 窄频光还入射 G 窄频光并被测光。因此,若直接使用 B 图像信号及 G 图像信号生成特殊光观察图像,则 CCD 传感器 48 拍摄的图像成为 B 图像受 G 图像成分的影响且 G 图像受 R 图像成分的影响的图像。

[0144] 因此,优选信号分离部 86 利用 R 图像信号处理 G 图像信号,从 G 图像信号去除 R 图像信号的成分,利用 G 图像信号处理 B 图像信号,从 B 图像信号去除 G 图像信号的成分。

[0145] 另外,在 G 图像信号的处理中使用的 R 图像信号及在 B 图像信号的处理中使用的 G 图像信号均使用进行处理的像素且成为构成 1 个像素的子像素的 R 像素及 G 像素的图像信号即可。或者,可适当选择与进行处理的像素邻接的像素,并使用其像素的图像信号。

[0146] G 图像信号的校正作为一例根据下述式进行。

[0147] 校正 G 图像信号 = G 图像信号 - $\alpha \times R$ 图像信号 (即,校正 G 像素 = G 像素 - $\alpha \times R$ 像素)

[0148] 其中, α 为用于得到由 G 像素测光的 R 光成分的系数,根据 CCD 传感器 48 的彩色滤波器特性适当设定能够计算由 G 像素测光的 R 光成分的系数即可。

[0149] 校正 G 图像信号可代替计算血管深度信息及血管深度图像时使用的 B_1/G 比的 G 图像信号而使用。

[0150] 以上,对本发明的内窥镜装置进行了详细说明,但本发明不限于上述实施方式,可在不脱离本发明要旨的范围内进行各种改良或变更。

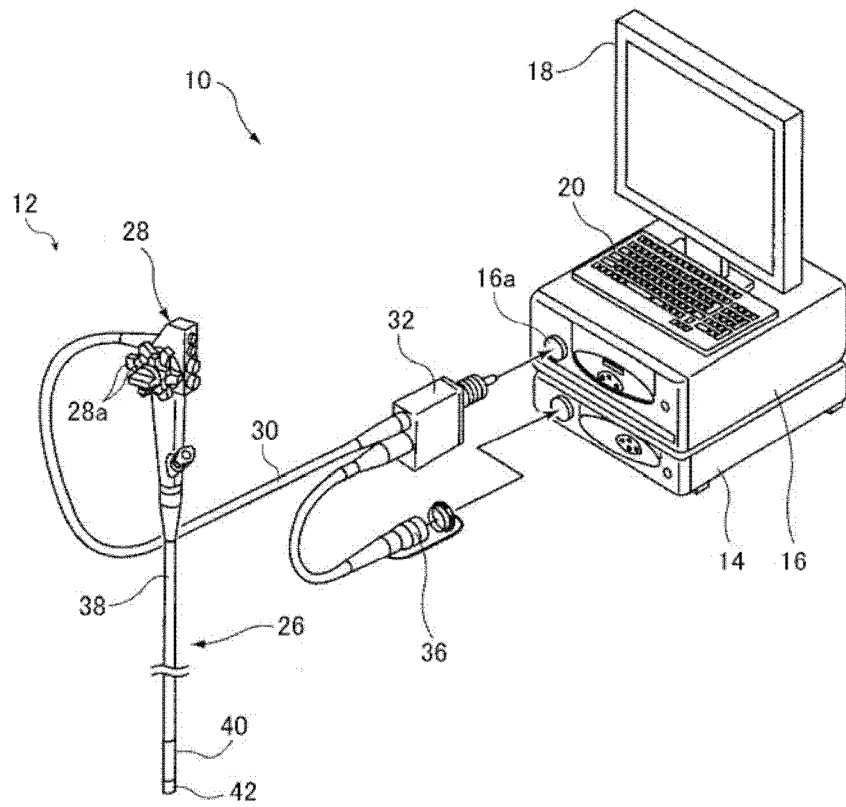


图 1

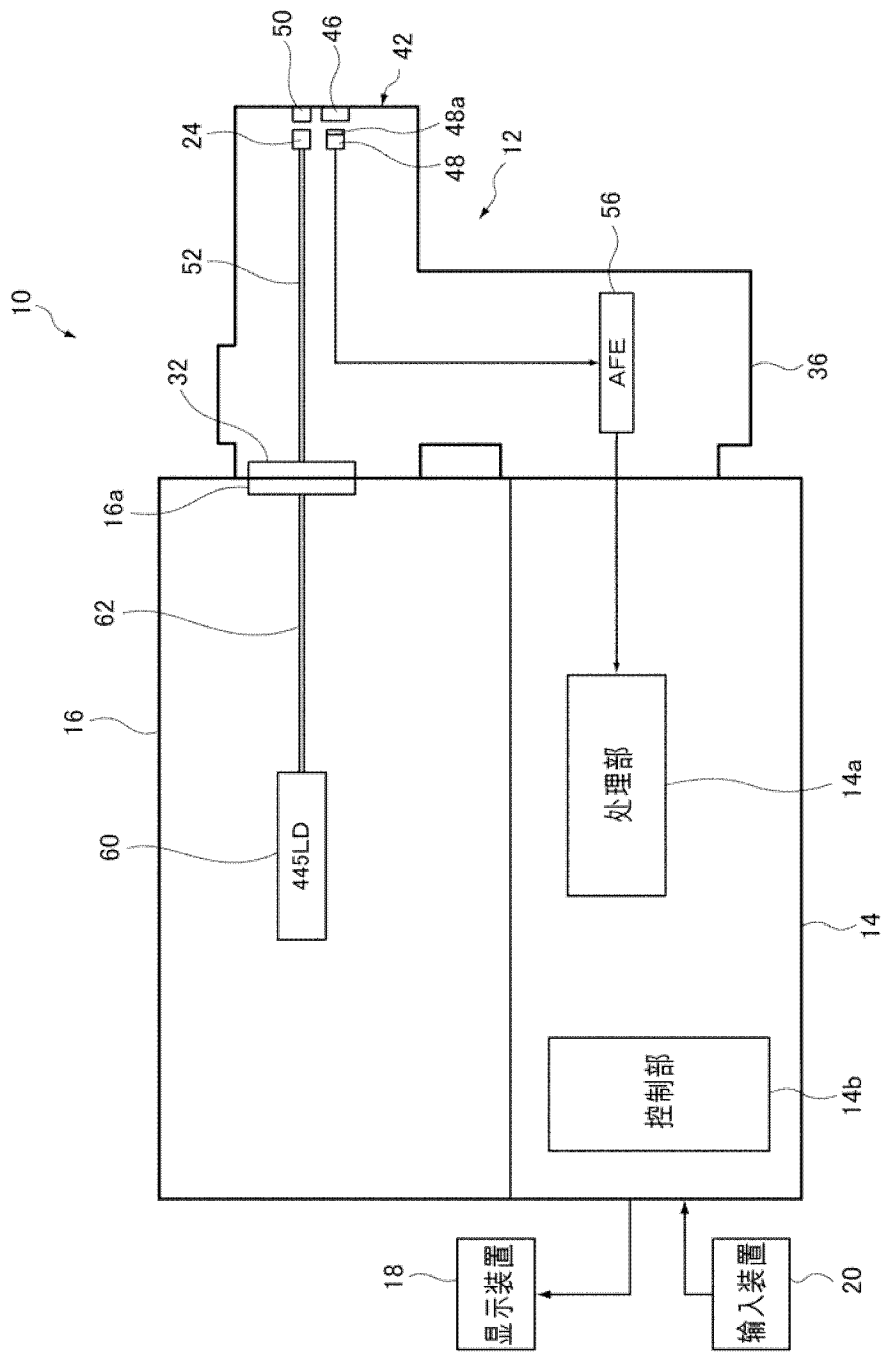


图 2

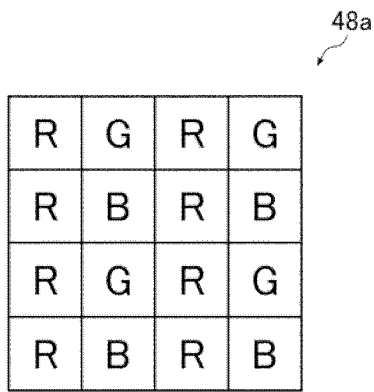


图 3

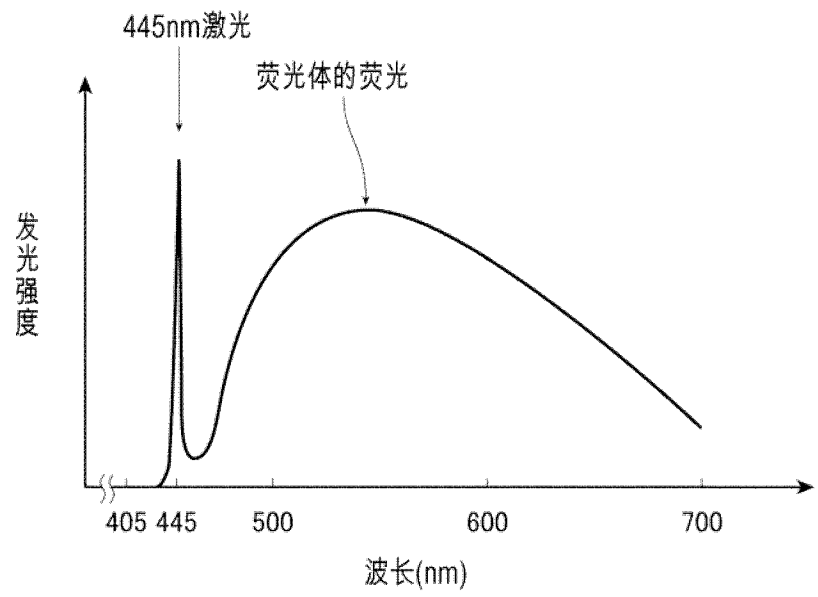


图 4

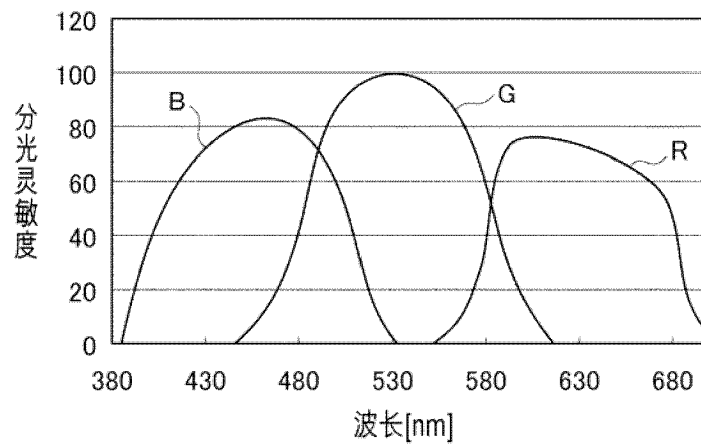


图 5

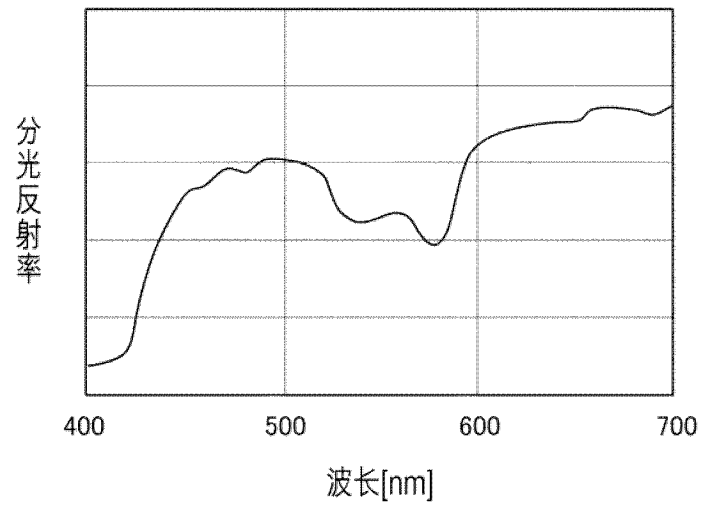


图 6

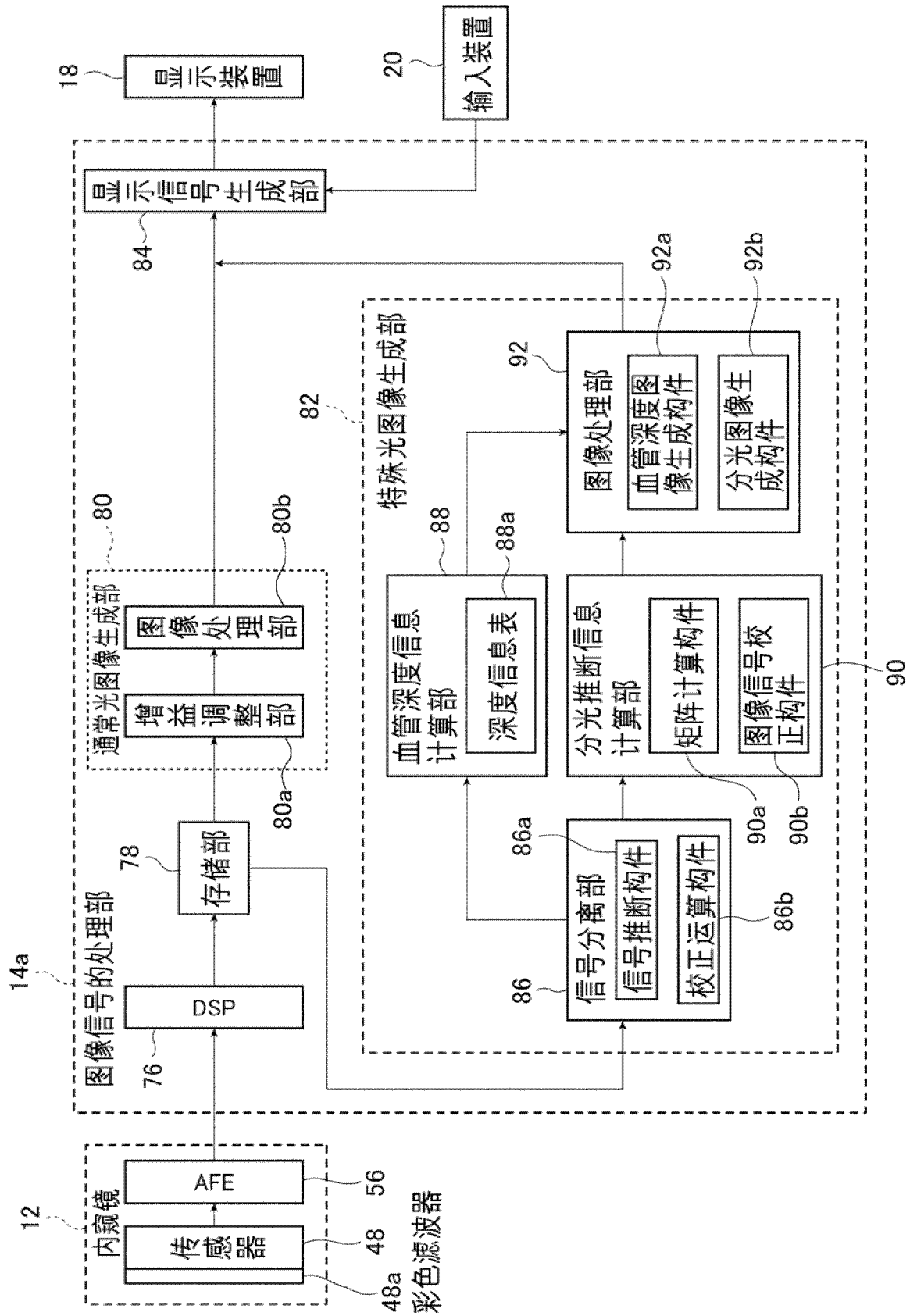


图 7

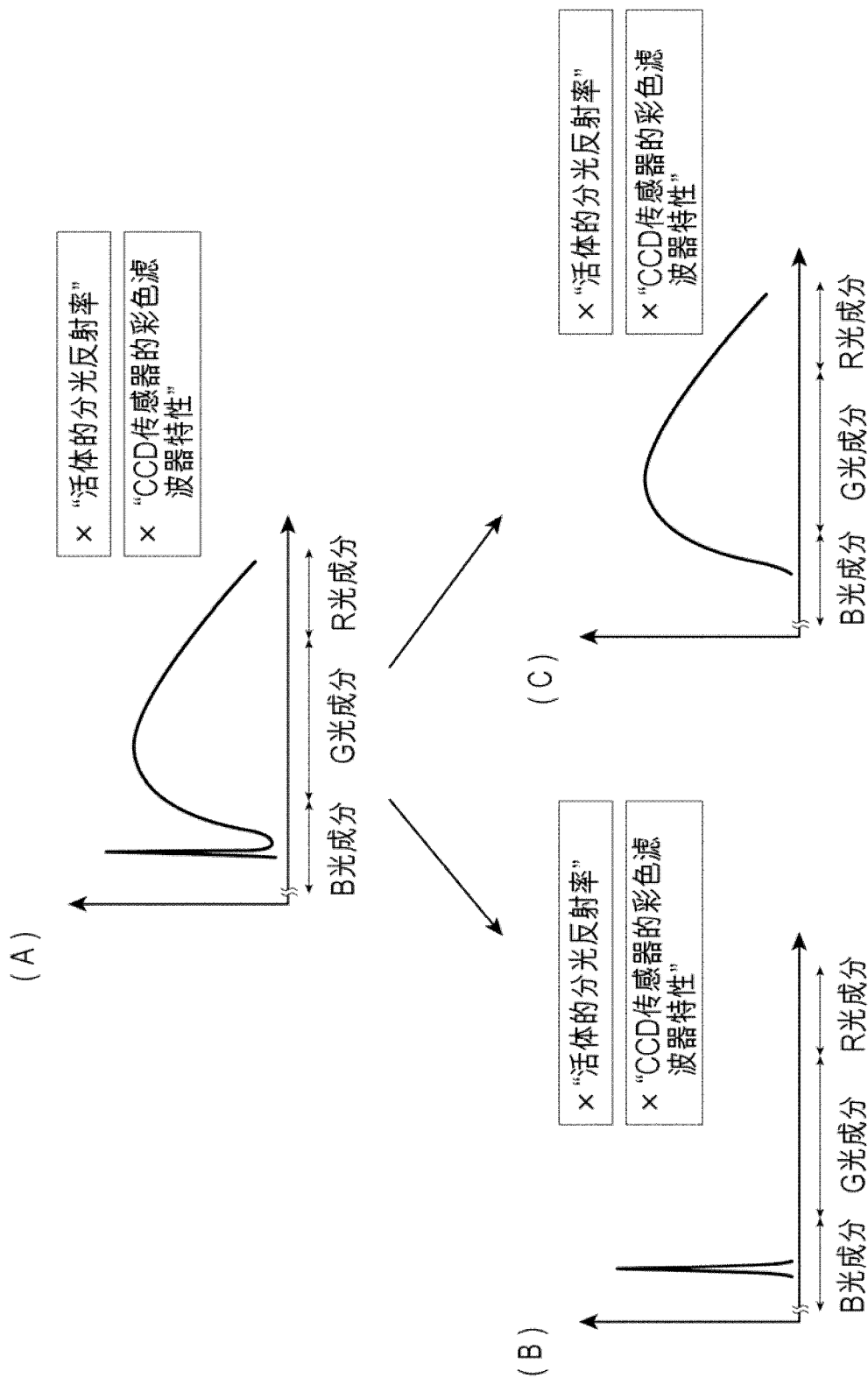


图 8

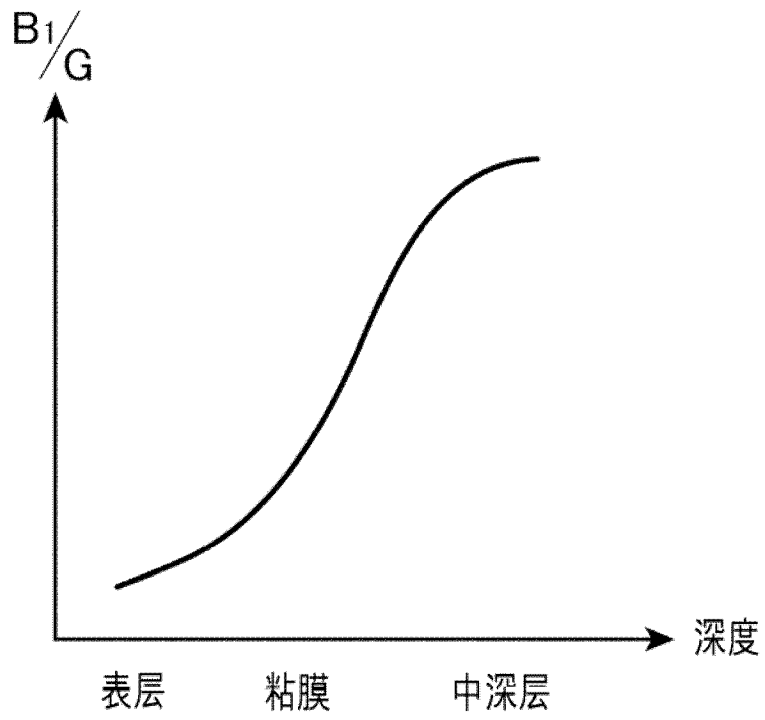


图 9

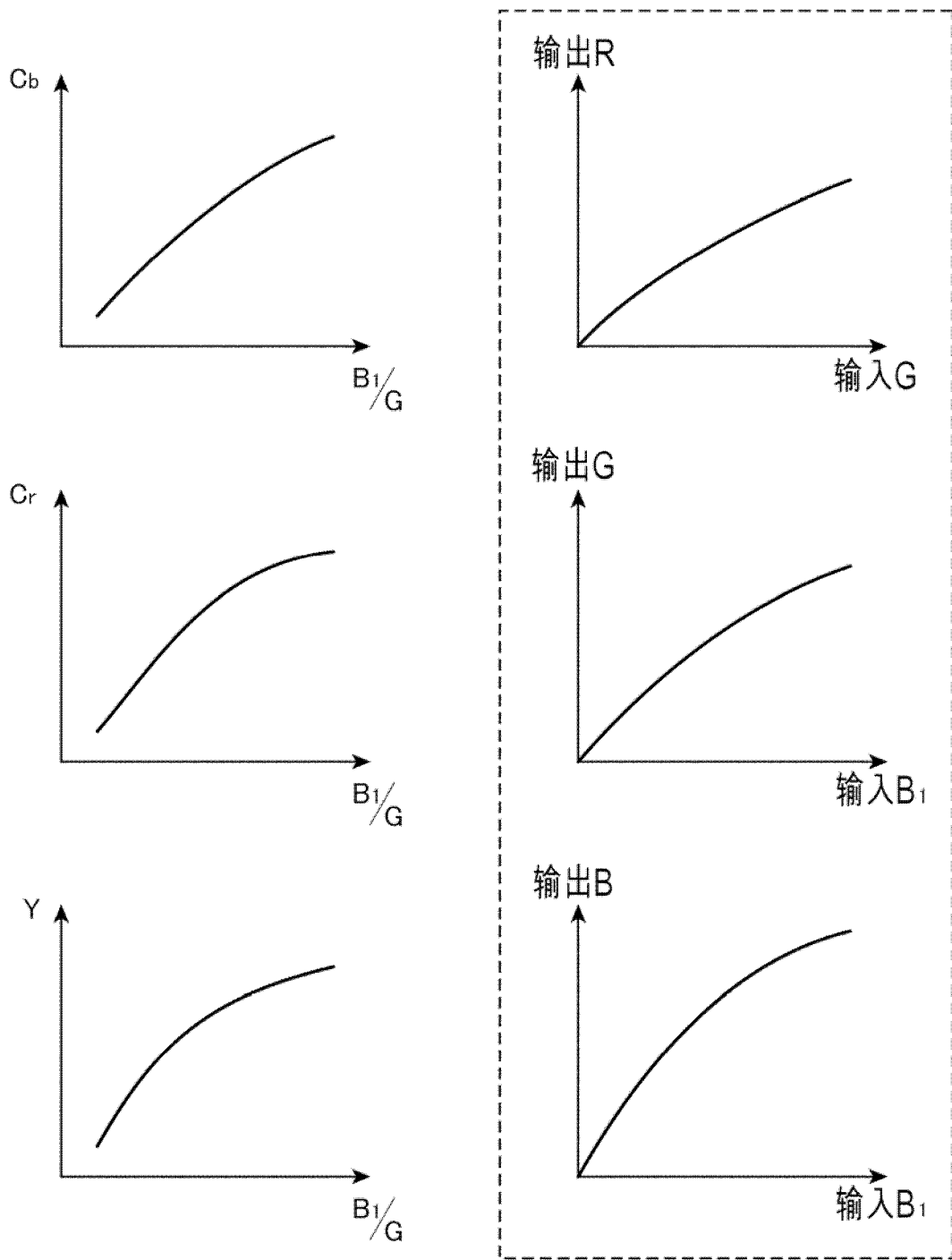


图 10

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102727157A	公开(公告)日	2012-10-17
申请号	CN201210096264.2	申请日	2012-04-01
[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	峰苦靖浩 加来俊彦		
发明人	峰苦靖浩 加来俊彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0653 A61B1/0638 A61B1/063		
代理人(译)	何立波 张天舒		
优先权	2011081438 2011-04-01 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置(10)的特征在于，具备：光源装置(16)，其包含照射具有预定波长频带宽的窄频光的光源(60)及被激发并发出荧光的荧光体(24)，并照射由窄频光和荧光组成的照明光；内窥镜主体(12)，其具有输出图像信号的摄像元件(48)；及处理器装置(14)，其具有将图像信号分离成与窄频光对应的第1图像信号和与荧光对应的第2图像信号的信号分离部(86)、根据第1图像信号及第2图像信号计算血管深度信息的血管深度信息计算部(88)、根据第2图像信号计算分光推断信息的分光推断信息计算部(90)、及由第1图像信号、第2图像信号、血管深度信息及分光推断信息生成摄像图像的图像处理部(92)。

