



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103533878 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 22

(21) 申请号 201280021974. 7

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 04. 18

A61B 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 1/04(2006. 01)

2011-207719 2011. 09. 22 JP

H04N 7/18(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 11. 05

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/060445 2012. 04. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/042396 JA 2013. 03. 28

(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 山崎健二 五十岚诚

(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

代理人 刘新宇

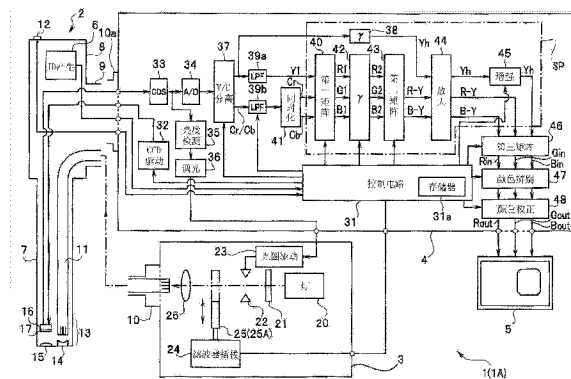
权利要求书2页 说明书18页 附图7页

(54) 发明名称

医疗设备

(57) 摘要

处理器(4)具备:第一至第三矩阵电路(40)、(46),它们根据CCD(16)的输出来生成普通光的图像信号和特殊光的图像信号,该CCD(16)对照射到生物体组织的光的返回光进行拍摄;颜色辨别电路(47),其针对特殊光的图像信号按每个像素辨别颜色;以及颜色校正电路(48),其在特殊光的观察模式时,基于颜色辨别电路(47)的辨别结果对生物体组织以外的观察对象的颜色进行颜色校正,使得与普通光的观察模式时的颜色相似。



1. 一种医疗设备,其特征在于,具备:

图像信号生成单元,其根据摄像单元的输出来生成普通光的图像信号和特殊光的图像信号,该摄像单元对由照明单元照射到生物体组织的光的返回光进行拍摄;

颜色辨别单元,其针对上述特殊光的图像信号按每个像素识别颜色,辨别是否为上述生物体组织以外的观察对象;以及

颜色校正单元,其在上述特殊光的观察模式时,基于上述颜色辨别单元的辨别结果,对上述生物体组织以外的观察对象的颜色进行颜色校正,使得与上述普通光的观察模式时的颜色相似。

2. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

上述颜色辨别单元根据上述特殊光的图像信号的亮度水平,按每个像素辨别色相。

3. 根据权利要求2所述的医疗设备,其特征在于,

上述特殊光的图像信号的亮度水平是 RGB 信号的亮度水平。

4. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

在上述颜色辨别单元将上述生物体组织以外的观察对象辨别为红色调的情况下,上述颜色校正单元进行向黄色调的上述颜色校正。

5. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

在上述颜色辨别单元将上述生物体组织以外的观察对象辨别为绿色调或者蓝绿色调的情况下,上述颜色校正单元进行向蓝色调的上述颜色校正。

6. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

上述照明单元以能够在上述普通光和上述特殊光之间切换的方式进行照射,

上述图像信号生成单元生成由上述照明单元照射到上述生物体组织的上述特殊光的图像信号。

7. 根据权利要求6所述的医疗设备,其特征在于,

上述特殊光至少是两个窄频带光。

8. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

上述照明单元照射上述普通光,

上述图像信号生成单元根据上述普通光的上述返回光,通过光谱估计处理来生成上述特殊光的图像信号。

9. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

上述颜色校正单元针对上述生物体组织以外的观察对象的颜色,与来自上述摄像单元的上述特殊光的图像信号的亮度水平相应地变更上述颜色校正时的校正参数。

10. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

上述颜色校正单元通过使用了校正系数的矩阵的矩阵运算对上述生物体组织以外的观察对象的颜色进行上述颜色校正处理。

11. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

上述颜色校正单元将色相分割为10个区域,基于这10个色相区域进行颜色校正处理。

12. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

上述医疗设备是对内窥镜图像进行处理的内窥镜用处理器。

13. 根据权利要求1所述的医疗设备,其特征在于,

上述医疗设备是胶囊型内窥镜。

医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗设备,特别是涉及一种对照射到生物体组织的光的返回光的图像信号进行处理的医疗设备。

背景技术

[0002] 以往,广泛应用了对照射到生物体组织的光的返回光进行拍摄,来生成图像信号并进行输出的医疗设备。例如,内窥镜装置是如下一种医疗设备:具有插入部,将该插入部插入被检体内并在监视器上显示通过设置于插入部的前端的摄像元件进行拍摄而得到的生物体组织的图像,来用于诊断等。

[0003] 内窥镜装置不仅具有对生物体组织照射白色光并观察来自生物体组织的反射光的图像的白色光观察模式即普通光观察模式,还具有特殊光观察模式,该特殊光观察模式是对生物体组织照射规定频带的波长的照明光,并观察来自生物体组织的返回光的图像。

[0004] 作为特殊光观察模式之一的窄频带光观察模式例如是用于对比度良好地观察血管图像、粘膜的微细结构的模式。另外,在特殊光观察模式中还存在对生物体组织照射窄频带光的激励光并拍摄由生物体组织内的荧光物质发出的荧光的荧光观察模式。

[0005] 在特殊光观察模式下获得的图像中有时包含生物体组织以外的对象物。作为生物体组织以外的对象物,例如具有残渣(残便、肠液、胆汁等)。

[0006] 特殊光观察图像中包含的残渣等是手术操作者诊断病变部时的干扰因素,因此日本特开 2004-8230 号公报中提出了如下一种技术:在荧光观察中,识别附着于生物体组织的血液、残渣等干扰因素的区域并进行处理。并且,在日本特开 2003-79568 号公报中提出了如下一种技术:在荧光观察中,为了不将附着于生物体组织的血液、残渣等干扰因素的区域误认为病变组织,进行使干扰区域变为与其它区域不同的颜色的处理。另外,在日本特开 2007-125245 号公报中提出了如下一种技术:在荧光观察中,变更由残渣形成的荧光图像部分的显示状态,以能够在荧光图像上进行识别。

[0007] 但是,在特殊光观察下,例如在用于对比度良好地观察血管图像、粘膜的微细结构的以往的窄频带光观察模式下,生物体组织以外的黄色的物质、例如残渣有时显示为鲜红色。这是由于当进行规定的颜色转换时,该颜色转换的结果是在肉眼或者在白色光观察模式下黄色的对象物转换为红色。

[0008] 另外,红色与血液的颜色相同,因此手术操作者等有时会瞬间条件反射地误认为监视器上映出的图像中的红色的物体正是血液,或者对该图像产生不适感。另外,内窥镜被检者有时也一起看监视器,因此被检者也可能同样错认红色的对象物。

[0009] 另外,在生物体组织上散布了蓝色色素的情况下,在窄频带图像上,所散布的蓝色色素有时由绿色再现为蓝绿色。

[0010] 另外,在窄频带光观察模式下,贯穿粘膜深部的比较粗的血管也由绿色再现为蓝绿色,因此当图像中存在与这样的血管类似的颜色的对象物时,手术操作者等有时会产生不适感。

[0011] 看图像的人之所以对图像产生不适感,是由于在特殊光观察模式下显示的图像中,生物体组织以外的对象物与在白色光模式下表现的色调不同。

[0012] 在上述各提案所涉及的技术中都将残渣等处理成不同的颜色,但没有公开以下内容:在特殊光观察图像模式下,将监视器上显示的图像变为不会给手术操作者等带来不适感的图像。

[0013] 因此,本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供如下一种医疗设备:在特殊光观察图像模式下,以与在白色光观察模式下显示的图像的颜色相似的色调来显示生物体组织以外的对象物。

发明内容

[0014] 用于解决问题的方案

[0015] 本发明的一个方式的医疗设备具备:图像信号生成单元,其根据摄像单元的输出来生成普通光的图像信号和特殊光的图像信号,该摄像单元对由照明单元照射到生物体组织的光的返回光进行拍摄;颜色辨别单元,其针对上述特殊光的图像信号按每个像素辨别颜色;以及颜色校正单元,其在上述特殊光的观察模式时,基于上述颜色辨别单元的辨别结果,对上述生物体组织以外的观察对象的颜色进行颜色校正,使得与上述普通光的观察模式时的颜色相似。

附图说明

[0016] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的内窥镜装置 1 的结构图。

[0017] 图 2 是表示本发明的第一实施方式所涉及的窄频带用滤波器 25 的光谱特性的一例的图。

[0018] 图 3 是表示本发明的第一实施方式所涉及的存储有在颜色辨别电路 47 中辨别出的色相区域及其辨别基准的表 TBL 的结构图。

[0019] 图 4 是用于说明本发明的第一实施方式所涉及的由颜色辨别电路 47 辨别出的颜色空间及其颜色校正处理的图。

[0020] 图 5 是表示在本发明的第一实施方式所涉及的颜色辨别电路 47 和颜色校正电路 48 中按每个像素进行的颜色辨别和颜色校正的处理的流程图。

[0021] 图 6 是表示本发明的第二实施方式所涉及的窄频带用滤波器 25A 的光谱特性的一例和对象物的反射率的图。

[0022] 图 7 是用于说明本发明的第二实施方式所涉及的由颜色辨别电路 47 辨别出的颜色空间及其颜色校正处理的图。

[0023] 图 8 是用于说明在本发明的第二实施方式所涉及的向颜色辨别电路 47 输入的信号 R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} 中,残渣和血红蛋白 Hb 各自对应的强度的差异的图。

[0024] 图 9 是表示本发明的第二实施方式的变形例 2-1 所涉及的窄频带用滤波器 25A 的光谱特性的一例和对象物的反射率的图。

[0025] 图 10 是用于说明在本发明的第二实施方式的变形例 2-1 所涉及的向颜色辨别电路 47 输入的信号 R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} 中,残渣和血红蛋白 Hb 各自对应的强度的差异的图。

[0026] 图 11 是表示本发明的第三实施方式所涉及的胶囊型内窥镜系统的结构的结构

图。

具体实施方式

[0027] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。

[0028] (第一实施方式)

[0029] 图1是表示第一实施方式的内窥镜装置1的结构图。如图1所示,第一实施方式的内窥镜装置1具备插入到体腔内来进行内窥镜检查的电子内窥镜(以下简称为内窥镜)2和对该内窥镜2提供照明光的光源装置3。并且,作为医疗设备的该内窥镜装置1还具备:作为内窥镜用影像信号处理装置的视频处理器(以下称为处理器)4,其对内置于内窥镜2的摄像单元进行驱动,并且对摄像单元的输出信号进行信号处理;以及监视器5,其被输入由处理器4输出的影像信号,由此显示对由摄像单元拍摄到的摄像图像进行信号处理而得到的图像来作为内窥镜图像。

[0030] 内窥镜2具有:在内窥镜2中产生固有的识别信息(ID)的ID产生部6、细长的插入部7、设置于该插入部7的后端的操作部8以及从该操作部8延伸出的通用线缆9,该通用线缆9的一个端部的光导件连接器10装卸自如地连接于光源装置3,另一个端部的信号连接器10a装卸自如地连接于还作为医疗设备的处理器4。

[0031] 在插入部7内贯穿有用于传送照明光的光导件11,通过将该光导件11中的近手侧的端部的光导件连接器10连接于光源装置3,对光导件11提供来自光源装置3的照明光。

[0032] 在作为白色光的普通光的观察模式(以下称为白色光观察模式)时,光源装置3产生覆盖可视波长区域的白色照明光来作为照明光,并提供给光导件11,在特殊光的观察模式即窄频带光观察模式时,光源装置3产生规定的窄频带的照明光来作为照明光,并提供给光导件11。

[0033] 例如能够通过由内窥镜2的操作部8中设置的内窥镜开关等形成的模式切换开关12来进行白色光观察模式和窄频带光观察模式的切换指示。此外,模式切换开关12除了由内窥镜2中设置的内窥镜开关构成以外,也可以由脚踏开关构成,既可以在处理器4的前置面板上设置模式切换开关,还可以由未图示的键盘来构成模式切换开关等。

[0034] 由该模式切换开关12产生的切换信号被输入到处理器4内的控制电路(后述),当被输入切换信号时,该控制电路对光源装置3的滤波器插拔机构(后述)进行控制,来选择性地切换白色照明光和窄频带照明光。

[0035] 另外,在插入部7的前端部13设置有构成安装于照明窗的照明单元的照明透镜14。来自光源装置3的照明光经由光导件11被传送到其前端面,通过设置在插入部7的前端部13的照明透镜14而射出到外部,来对体腔内的患部等的生物体组织的表面进行照明。如上所述,光源装置3、光导件11等构成以能够在普通光和特殊光之间切换的方式进行照射的照明单元。

[0036] 并且,在前端部13与照明窗相邻地设置有观察窗,在该观察窗上安装有物镜15。该物镜15通过来自生物体组织的反射光来形成光学图像。在该物镜15的成像位置处配置有CCD16来作为构成摄像单元的固体摄像元件,由该CCD16对通过物镜15的光进行光电转换。

[0037] 在该CCD16的摄像面上设置有以光学方式进行颜色分离的颜色分离滤波器17,在

颜色分离滤波器 17 中例如以各像素为单位安装有补色系滤色器。

[0038] 关于该补色系滤色器,在各像素的前面,品红色 (Mg)、绿色 (G)、青色 (Cy)、黄色 (Ye) 这四种颜色的色卡在水平方向上使 Mg 和 G 交替地配置,而在纵向上按 Mg、Cy、Mg、Ye 和 G、Ye、G、Cy 的排列顺序分别进行配置。

[0039] 光源装置 3 中内置有产生照明光的灯 20,该灯 20 产生包含可视波长区域的照明光。该照明光在被红外线截止滤波器 21 截止红外光而变为大致接近白色光的波长频带的照明光之后,入射到光圈 22。该光圈 22 通过光圈驱动电路 23 来调整光圈值 (Aperture value) 以控制其通过光量。

[0040] 通过该光圈 22 的照明光在窄频带光观察模式时通过窄频带用滤波器 25,或者在白色光观察模式时不通过窄频带用滤波器 25 而被聚光透镜 26 会聚并入射到光导件 11 的近手侧的端面即入射端面,该窄频带用滤波器 25 通过由柱塞等构成的滤波器插拔机构 24 被插入照明光路中或从照明光路中拔出。

[0041] 图 2 是表示窄频带用滤波器 25 的光谱特性的一例的图。该窄频带用滤波器 25 表示双峰性滤波器特性,例如在绿色、蓝色各波长域中分别具有窄带带通滤波器特性部 Ga、Ba。

[0042] 更为具体地说,窄带带通滤波器特性部 Ga、Ba 的各自的中心波长为 540nm、415nm,其半值宽度具有 20nm ~ 40nm 的带通特性。

[0043] 因而,在窄频带用滤波器 25 被配置在照明光路中的情况下,透过该窄带带通滤波器特性部 Ga、Ba 的二频段的窄频带照明光入射到光导件 11。

[0044] 与此相对地,在没有将窄频带用滤波器 24 配置在照明光路中的情况下,宽频带的白色光被提供给光导件 11。

[0045] 处理器 4 是处理内窥镜图像的内窥镜用处理器,具有控制电路 31 和各种电路,各种电路中的主要电路在控制电路的控制的下进行动作。控制电路 31 还与从光源装置 3 提供给光导件 13 的照明光的切换控制连动地进行切换处理器 4 内的信号处理系统的特性的控制。由此,处理器 4 通过由模式切换开关 12 进行的切换操作来切换信号处理系统的特性,由此能够进行适于白色光模式和窄频带光模式各观察模式的信号处理。

[0046] CCD16 与信号线的一端相连接,通过将连接有该信号线另一端的信号连接器 10a 与处理器 4 相连接,使 CCD16 与处理器 4 内的 CCD 驱动电路 32 与 CDS 电路 33 相连接。

[0047] 此外,产生内窥镜 2 的固有的识别信息 (ID) 的 ID 产生部 6 的 ID 信号被输入到控制电路 31,控制电路 31 根据所接收到的 ID 信号来识别连接于处理器 4 的内窥镜 2 的种类、内置于该内窥镜 2 的 CCD16 的像素数、种类等。控制电路 31 控制 CCD 驱动电路 32,使得恰当地驱动所识别出的内窥镜 2 的 CCD16。

[0048] 通过施加来自 CCD 驱动电路 32 的 CCD 驱动信号,CCD16 将进行光电转换后得到的摄像信号输出到进行相关双采样的 CDS 电路 33。由 CDS 电路 33 从摄像信号提取信号成分并转换为基带的信号,被输入到 A/D 转换电路 34 并转换为数字信号,并且该基带的信号被输入到亮度检测电路 35,来检测亮度 (信号的平均亮度)。

[0049] 由亮度检测电路 35 检测出的亮度信号被输入到调光电路 36,来生成用于通过与基准的亮度 (调光的目标值) 的差来进行调光的调光信号。来自该调光电路 36 的调光信号被输入到光圈驱动电路 23,光圈驱动电路 23 调整光圈 22 的光圈值使得所生成的图像的

亮度为基准的亮度。

[0050] 从 A/D 转换电路 34 输出的数字信号被输入到 Y/C 分离电路 37, Y/C 分离电路 37 生成亮度信号 Y 和 (作为广义的颜色信号 C 的) 线顺次的色差信号 Cr、Cb。在颜色分离滤波器 17 中使用了补色系滤色器的 CCD16 的情况下, 将纵向相邻的两列像素相加并依次读出, 但此时在奇数场和偶数场中使像素的列移位并读出。而且, 从 CCD16 读出的信号被输入到 Y/C 分离电路 37, 关于各像素, 如公知那样生成亮度信号和色差信号。

[0051] 该 Y/C 分离电路 37 形成颜色分离单元, 因而, 作为 Y/C 分离电路 37 的输出信号的亮度信号 Y 相当于亮度信号, 色差信号 Cr、Cb 相当于色差信号。

[0052] 亮度信号 Y 被输入到 γ (伽玛) 电路 38, 并且被输入到用于限制信号的通带的第二低通滤波器 (以下简称为 LPF) 39a。

[0053] 该 LPF39a 与亮度信号 Y 相对应地被设定为宽的通带, 根据该 LPF39a 的通带特性而设定的频带的亮度信号 Y1 被输入到作为颜色转换单元的第一矩阵电路 40。

[0054] 另外, 色差信号 Cr、Cb 经由用于限制信号的通带的第二 LPF39b 被输入到用于使线顺次色差信号同时化的同时化电路 41。

[0055] 在这种情况下, 与观察模式相应地利用控制电路 31 变更第二 LPF39b 的通带的特性。具体地说, 在白色光观察模式时, 第二 LPF39b 被设定为比第一 LPF39a 低的低频带。也就是说, 在白色光观察模式时, 设定为进行依据标准的影像信号的标准的信号处理。

[0056] 另一方面, 在窄频带光观察模式时, 第二 LPF39b 被变更为比白色光观察模式时的低频带宽的频带。例如第二 LPF39b 与第一 LPF39a 大致同样地被设定、即变更为宽频带。

[0057] 这样, 第二 LPF39b 形成处理特性变更单元, 该处理特性变更单元与观察模式的切换连动地变更对色差信号 Cr、Cb 进行通带制限的处理特性。

[0058] 通过将第二 LPF39b 的信号的通带特性进行宽频带化, 能够提高毛细血管的走向状态、通过基于与由窄带通滤波器特性部 Ga 产生的亮度信号接近的绿色 (G) 的照明光而拍摄到的绿色 (G) 的颜色信号获得的靠近表层附近的血管走向状态等的分辨率 (resolution), 能够获得易于诊断的画质良好的图像。

[0059] 同时化电路 41 生成被同时化的色差信号 Cr、Cb, 该色差信号 Cr、Cb 被输入到作为颜色转换单元的第一矩阵电路 40。

[0060] 第一矩阵电路 40 是将亮度信号 Y1 和色差信号 Cr、Cb 转换为三原色信号 R1、G1、B1 并输出的电路, 所输出的三原色信号 R1、G1、B1 被输入到进行伽玛校正的 γ 电路 42。对三原色信号中的信号 R1、G1 分配通过照射中心波长为 540nm 的窄频带光而获得的图像信号, 对三原色信号中的信号 B1 分配通过照射中心波长为 415nm 的窄频带光而获得的图像信号。

[0061] 该第一矩阵电路 40 被控制电路 31 控制, 根据 CCD16 的灵敏度特性、颜色分离滤波器 17 的特性、窄频带用滤波器 25 的特性对决定转换特性的矩阵系数的值进行变更或者切换。而且, 第一矩阵电路 40 将所输入的信号转换为无混色或者几乎消除了混色的三原色信号 R1、G1、B1。

[0062] 例如, 根据实际连接于处理器 4 的内窥镜 2 的不同, 有时装载于该内窥镜 2 的 CCD16 的光谱灵敏度、颜色分离滤波器 17 的特性不同, 控制电路 31 与根据 ID 信号的信息而被实际使用的 CCD16 的光谱灵敏度、颜色分离滤波器 17 的特性相应地, 利用第一矩阵电路 40 来变更转换为三原色信号 R1、G1、B1 的矩阵系数。

[0063] 通过这样,即使在实际使用的摄像单元的种类不同的情况下也能够恰当地进行应对,能够防止伪色的产生,或者能够转换为混色少的三原色信号 R1、G1、B1。

[0064] 此外,控制电路 31 内置有作为存储部的存储器 31a,该存储部存储有为了设定第一矩阵电路 40、后述的第二矩阵电路、第三矩阵电路的矩阵系数而参照的参照用的各种表的数据。

[0065] γ 电路 42 也被控制电路 31 控制。具体地说,在窄频带光观察模式时,变更为与白色光观察模式时相比增强 γ 校正的特性的 γ 特性。由此,增强低信号水平侧的对比度,成为更易于识别的显示特性。

[0066] 通过该 γ 电路 42 进行 γ 校正而得到的三原色信号 R2、G2、B2 被输入到构成颜色转换单元的第二矩阵电路 43。该第二矩阵电路 43 通过以下的(式 1)将三原色信号 R2、G2、B2 转换为色差信号 R-Y、B-Y 并输出。此外,例如像(式 2)那样表示(式 1)的矩阵 Mat1。

[0067] [数 1]

$$[0068] \begin{pmatrix} R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = \text{Mat1} \cdot \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \dots (\text{式 1})$$

[0069] [数 2]

$$[0070] \text{Mat1} = \begin{pmatrix} 0.496 & -0.453 & -0.043 \\ -0.113 & -0.383 & 0.496 \end{pmatrix} \dots (\text{式 2})$$

[0071] 该第二矩阵电路 43 与观察模式的切换无关地例如采用被固定为固定值的矩阵系数。

[0072] 对被输入到 γ (伽玛) 电路 38 的亮度信号 Y 进行伽玛校正,进行伽玛校正而得到的亮度信号 Yh 被输入到放大电路 44。

[0073] 由第二矩阵电路 43 输出的色差信号 R-Y、B-Y 与亮度信号 Yh 一起被输入到进行放大处理的放大电路 44。

[0074] 通过该放大电路 44 进行放大处理(以及必要的插值处理)而得到的亮度信号 Yh 在通过增强电路 45 增强轮廓之后,被输入到第三矩阵电路 46。通过放大电路 44 进行放大处理而得到的色差信号 R-Y、B-Y 不通过增强电路 45 而被输入到第三矩阵电路 46。

[0075] 亮度信号 Yh 和色差信号 R-Y、B-Y 通过作为颜色分离单元的第三矩阵电路 46 被转换为三原色信号 Rin、Gin、Bin。即,第三矩阵电路 46 根据亮度信号 Yh 和色差信号 R-Y、B-Y 生成三原色信号 Rin、Gin、Bin。

[0076] 在白色光观察模式时,第三矩阵电路 46 根据亮度信号 Yh 和色差信号 R-Y、B-Y 来生成三原色信号 Rin、Gin、Bin,使得生成通过普通光即白色光进行照射而得到的普通图像。

[0077] 在窄频带光观察模式时,为了能够对比度良好地观察血管图像、粘膜的微细结构,

第三矩阵电路 46 将基于中心波长为 540nm 的窄频带光的照明的图像信号分配给信号 Rin 并进行输出,将基于中心波长为 415nm 的窄频带光的照明的图像信号分配给信号 Bin 和信号 Gin 并进行输出。

[0078] 由第三矩阵电路 46 进行的从亮度信号 Yh 和色差信号 R-Y、B-Y 向三原色信号 Rin、Gin、Bin 的转换基于下面的 (式 4)。此外, (式 4) 的矩阵 Mat2 是用于从亮度信号 Yh 和色差信号 R-Y、B-Y 转换为三原色信号 R、G、B 的矩阵,具体地说,如式 (3) 那样表示。

[0079] [数 3]

$$[0080] \quad \text{Mat2} = \begin{pmatrix} 0.211 & 0.715 & 0.070 \\ 0.496 & -0.453 & -0.043 \\ -0.113 & -0.383 & 0.496 \end{pmatrix}^{-1} = \begin{pmatrix} 1.004 & 1.588 & -0.005 \\ 1.004 & -0.469 & -0.183 \\ 1.004 & 0.001 & 1.874 \end{pmatrix} \dots$$

(式 3)

[0081] (式 4) 的矩阵 Mat3 是用于根据三原色信号 R、G、B 生成生物体组织的再现色的矩阵,在 NBI 模式时,例如是 (式 5),在白色光观察模式时用 3 行 3 列的单位矩阵来表示。通过矩阵 Mat3,对从该第三矩阵电路 46 输出的信号 Rin 分配基于中心波长为 540nm 的窄频带光的照明的图像信号,对信号 Gin 和 Bin 分配基于中心波长为 415nm 的窄频带光的照明的图像信号。

[0082] [数 4]

$$[0083] \quad \begin{pmatrix} \text{Rin} \\ \text{Gin} \\ \text{Bin} \end{pmatrix} = \text{Mat3} \cdot \text{Mat2} \cdot \begin{pmatrix} \text{Yh} \\ \text{R-Y} \\ \text{B-Y} \end{pmatrix} \dots (\text{式 4})$$

[0084] [数 5]

$$[0085] \quad \text{Mat3} = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & 0 & m23 \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \dots (\text{式 5})$$

[0086] 如果将第三矩阵电路 46 的输出直接输出到监视器 5,则在白色光观察模式时,再现为黄色的残渣、肠液等生物体组织以外的对象物显示为鲜红色,因此,在此通过颜色辨别电路 47 和颜色转换电路 48 进行处理,由此能够以与在白色光观察模式下显示的颜色相似的色调来显示这种生物体组织以外的对象物。

[0087] 以上说明的处理器 4 的 Y/C 分离电路 37、第一至第三矩阵电路 40、43、46 等构成图

像信号生成单元,该图像信号生成单元根据 CCD16 的输出来生成普通光的图像信号和特殊光的图像信号,该 CCD16 拍摄利用来自作为照明单元的光源装置 4 的照明光对生物体组织进行照射的光的返回光。

[0088] 第三矩阵电路 46 的输出被输入到颜色辨别电路 47。颜色辨别电路 47 根据从第三矩阵电路 46 输入的各信号 R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} 的亮度水平,参照表 TBL 来按每个像素辨别包含于哪个色相区域。表 TBL 既可以内置于颜色辨别电路 47,也可以被存储到控制电路 31 的存储器 31a 使得能够由颜色辨别电路 47 参照。

[0089] 图 3 是表示存储有在颜色辨别电路 47 中辨别出的色相区域及其辨别基准的表 TBL 的结构图。图 4 是用于说明由颜色辨别电路 47 辨别出的颜色空间及其颜色校正处理的图。

[0090] 图 3 所示的表 TBL 是用于基于 R 信号、G 信号、B 信号的大小关系来限定 10 个色相区域的表。表 TBL 包括 RGB 的各亮度水平的大小关系和满足该关系时的色相区域的对应关系的信息。基于图 3 的表 TBL 来判断从属于各像素为 10 个的色相区域 (1A)、(1B)、(2A)、(2B)、(3)、(4A)、(4B)、(5A)、(5B)、(6) 中的哪一个。

[0091] 从图 4 所示的颜色空间的中心点放射状地设定的颜色轴表示彩度(以下也称为颜色饱和度或者仅称为饱和度 (Saturation),用符号“sat”表示)的大小,示出了越靠近色轮圆的外侧颜色饱和度越高的情况。另外,颜色空间的圆周方向示出了色相(以下用符号“hue”表示)。

[0092] 图 4 所示的颜色空间具有对 6 个基准颜色轴 C(青色)、B(蓝色)、M(品红色)、R(红色)、Y(黄色)、G(绿色)添加 4 个颜色轴 G-C、B-C、R-M、R-Y 而得到的 10 个颜色轴。颜色轴 G-C 被设定在基准颜色轴 G 与 C 之间,颜色轴 B-C 被设定在基准颜色轴 B 与 C 之间,颜色轴 R-M 被设定在基准颜色轴 R 与 M 之间,颜色轴 R-Y 被设定在基准颜色轴 R 与 Y 之间。在图 4 中,用 10 个颜色轴分割出的色相区域与在图 3 中辨别出的 (1A)、(1B)、(2A)、(2B)、(3)、(4A)、(4B)、(5A)、(5B)、(6) 对应。而且,颜色辨别电路 47 根据表 TBL,按每个像素辨别该像素属于图 4 中的哪个色相区域。由此,颜色辨别电路 47 根据特殊光的图像信号的亮度水平按每个像素辨别色相。

[0093] 如上所述,在白色光观察模式下以黄色再现的对象物在窄频带光观察模式下,在第三矩阵电路 47 的输出中以明亮度和彩度高的红色调再现。

[0094] 因此,颜色校正电路 48 对被辨别为属于色相区域 2A 和 1B 的像素进行颜色校正。将被辨别为属于色相区域 1B 的像素或者被辨别为属于色相区域 2A 的像素向颜色轴 Y 的方向校正。即,在颜色辨别电路 47 将上述生物体组织以外的观察对象辨别为红色调的情况下,颜色校正电路 48 进行向黄色调的颜色校正。

[0095] 另外,如上所述,在白色光观察模式下以蓝色再现的对象物在以往的窄频带光观察模式下,在第三矩阵电路 46 的输出中以明亮度和彩度高的绿色或者蓝绿色调再现。

[0096] 因此,颜色校正电路 48 对被辨别为属于色相区域 4A 至 4B 以及 5A 的像素也进行颜色校正。将被辨别为属于色相区域 5A 至 4B 的像素或者被辨别为属于色相区域 4A 的像素向颜色轴 B 的方向校正。即,在颜色辨别电路 47 将生物体组织以外的观察对象辨别为绿色调或者蓝绿色调的情况下,颜色校正电路 48 进行向蓝色调的颜色校正。

[0097] 如上所述,颜色辨别电路 47 构成对特殊光的图像信号按每个像素辨别颜色的颜

色辨别单元。具体地说,颜色辨别电路 47 构成颜色辨别单元,该颜色辨别单元针对特殊光的图像信号按每个像素识别颜色,辨别是否为生物体组织以外的观察对象。而且,颜色校正电路 48 构成颜色校正单元,该颜色校正单元在特殊光的观察模式时,基于颜色辨别电路 47 的辨别结果对生物体组织以外的观察对象的颜色进行颜色校正,以使其与普通光的观察模式时的颜色相似。

[0098] 图 5 是表示在颜色辨别电路 47 和颜色校正电路 48 中按每个像素进行的颜色辨别和颜色校正的处理的流程图。在此,例如以使用了国际公开第 W02010/044432 号所公开的方法的例子来说明颜色校正处理。

[0099] 在颜色辨别电路 47 中,基于从第三矩阵电路 46 输入的各像素的信号 R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} ,参照表 TBL 来辨别该像素是否属于其色相区域 (S_1)。

[0100] 在颜色校正电路 48 中,根据颜色辨别电路 47 的辨别结果来判断该像素是否要进行颜色校正的校正对象的色相区域的像素 (S_2),在该像素是校正对象的色相区域的像素时 (S_2 :“是”),颜色校正电路 48 进行规定的颜色校正 (S_3)。在该像素不是校正对象的色相区域的像素时 (S_2 :“否”),颜色校正电路 48 不进行规定的颜色校正。

[0101] 在此,进行颜色校正的色相区域是 10 个色相区域中的色相区域 2A、1B、4A、4B 以及 5A。

[0102] 颜色校正电路 48 根据下面的 (式 6) 来进行像素的颜色校正,输出进行该像素的校正而得到的信号 R_{out} 、 G_{out} 、 B_{out} 。

[0103] [数 6]

$$\left. \begin{aligned} R_{out} &= R_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times R_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times R_{-a2}) \\ G_{out} &= G_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times G_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times G_{-a2}) \\ B_{out} &= B_{in} + p_{sat} + (p_{hue} \times B_{-a1}) + c_{sat} + (c_{hue} \times B_{-a2}) \end{aligned} \right\} \dots$$

(式 6)

[0105] 在此,根据下面的 (式 7) 来计算校正系数 p_{sat} 、 p_{hue} 、 c_{sat} 、 c_{hue} ,校正系数 R_{-a1} 、 G_{-a1} 、 B_{-a1} 、 R_{-a2} 、 G_{-a2} 、 B_{-a2} 是固定值。

[0106] [数 7]

$$\left. \begin{aligned} p_{sat} &= K_{sat1} \times d_p \\ p_{hue} &= K_{hue1} \times d_p \\ c_{sat} &= K_{sat2} \times d_c \\ c_{hue} &= K_{hue2} \times d_c \end{aligned} \right\} \dots \text{(式 7)}$$

[0108] 在 (式 7) 中,系数 d_p 、 d_c 是基于该像素的像素值计算出的变量,系数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} 是与该像素的颜色信号所在的色相区域有关的校正系数,是固定值。

[0109] 校正系数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} 是决定颜色空间上的移动量或者转换量的系数。即,校正系数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} 决定使进行颜色校正的色相区域 2A、1B、4A、4B 以及 5A 的像素在各自的颜色空间上进行移动、旋转的量。

[0110] 关于 4 个校正系数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} ，存在色相区域 1B、2A 用、色相区域 4B、5A 用以及色相区域 4A、3 用这三种，与该像素的颜色信号所在的色相区域相应地选择校正系数。对各像素进行图 5 所示的处理。

[0111] 如上述那样，属于色相区域 1B、2A 的残渣等在白色光观察下显现为黄色的对象物通过辨别电路 47 和颜色校正电路 48 使色相在颜色空间上向黄色方向旋转（即进行颜色校正），因此在监视器 5 上显示为黄色或者橙色。另外，属于色相区域 4B、5A、5B 的在白色光观察下显现为蓝色的靛蓝胭脂红、亚甲蓝等染色剂等通过辨别电路 47 和颜色校正电路 48 使色相在颜色空间上向蓝色方向旋转（即进行颜色校正），因此在监视器 5 上显示为蓝色。

[0112] 由此，在窄频带光观察模式下手术操作者能够以与白色光模式下显示的图像的颜色相似的色调看到生物体组织以外的对象物。特别是，不会将残渣等看作鲜红色，不会在绿色至蓝绿色的范围内看到蓝色色素，因此手术操作者不会瞬间误认生物体组织以外的对象物，或者不会对窄频带光观察模式下观察的图像产生不适感。进而，手术操作者例如能够顺利地进行使用了内窥镜的检查等。

[0113] 此外，在上述例子中，校正系数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} 是固定值，但也可以将它们设为变量。

[0114] 例如，可以基于第一矩阵电路 42 所输出的信号 R1、G1、B1 来变更校正系数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} 。具体地说，根据第一矩阵电路 42 所输出的信号 R1、G1、B1，通过下面的（式 8）来计算 $\alpha 1$ 。

[0115] [数 8]

$$[0116] \quad \alpha 1 = \frac{|G1 - B1|}{G1} \dots (\text{式 } 8)$$

[0117] $\alpha 1$ 是与信号 G1 和 B1 的差（或者信号 R1 和 B1 之差）成比例的值。由此，与该 $\alpha 1$ 成比例地变更校正系数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} 。其结果是，当信号 G1 与 B1 的差大时彩度高，因此为了进一步大幅校正颜色空间上的移动量，变更校正系数 K_{sat1} 、 K_{hue1} 、 K_{sat2} 、 K_{hue2} 。即，颜色校正电路 48 针对生物体组织以外的观察对象的颜色，与来自 CCD16 的特殊光的图像信号的亮度水平相应地动态地变更颜色校正处理中的校正参数。

[0118] 因而，在像素的颜色中绿色或者蓝绿色的彩度高的情况下，对其像素的颜色进行校正以使其变得更蓝，在像素的颜色中红色的彩度高的情况下，对其像素的颜色进行校正以使其变得更黄。

[0119] （变形例 1）

[0120] 在上述例子中，光源装置 3 是如下结构：在白色光观察模式时射出白色光，在窄频带光观察模式的时射出规定的窄频带光，利用摄像元件接收这些返回光，作为变形例，作为照明单元的光源装置也可以仅射出作为白色光的普通光，并在窄频带光观察模式时通过公知的所谓光谱估计处理来生成与作为特殊光的窄频带光的返回光相当的图像信号。关于光谱估计处理，例如在日本特开 2003-93336 号公报中公开了如下一种电子内窥镜装置：对由可视光区域的照明光形成的图像信号进行信号处理来生成离散的光谱图像，获得生物体组织的图像信息。

[0121] 在该变形例 1 的情况下，图 1 的光源装置 3 也可以不具有窄频带用滤波器 25 和滤

波器插拔机构 24, 并且成为由用虚线表示的范围的电路部 SP 进行光谱估计处理的处理部。电路部 SP 由 CPU 或者 DSP 等构成。在电路部 SP 中, 在进行了从补色系向原色系统的转换处理之后, 进行光谱估计处理。电路部 SP 以外的结构和处理内容与上述例子的结构和处理相同。

[0122] 由此, 也可以使用这种光谱估计处理来生成离散的窄频带光的返回光的信号。

[0123] (变形例 2)

[0124] 在上述例中, 颜色辨别电路基于 RGB 表色系进行了颜色辨别, 但也可以基于 CIEL*a*b*(Elster • Esuta • Be Stars) 表色系、LUT 表色系等其它表色系进行颜色辨别。

[0125] 例如, 还能够使用作为 UCS(Uniform Color Space: 均匀色空间) 之一的 CIEL*a*b* 表色系中的色相角 θ 来进行颜色辨别。在这种情况下, 在与如图 4 所示的表 TBL 相似的表中, 基于色相角的范围来限定多个色相区域, 辨别各像素是否属于所限定的多个色相区域内的规定的区域, 并进行如上所述的颜色校正。例如, 仅对 L*a*b* 表色系的色相角属于 -45 度 \sim 45 度的范围的像素进行颜色校正处理等。

[0126] 并且, 也可以基于色相角 θ 和彩度 (距原点的距离 OC) 来进行颜色辨别。在这种情况下, 在与如图 4 所示的表 TBL 相似的表中, 基于色相角的范围和彩度的值来限定多个色相区域, 辨别各像素是否属于所限定的多个色相区域内的规定的区域, 并进行如上所述的颜色校正。

[0127] 另外, 在上述例子中, 如上述 (式 6) 和 (式 7) 所示, 颜色校正电路 48 通过 10 轴颜色校正来进行颜色校正, 但在使用了 L*a*b* 表色系的情况下, 也可以通过使用了下面的 (式 9) 的矩阵运算, 对如上述那样辨别出的被设为生物体组织以外的对象物的、由第三矩阵电路 46 输出的信号 R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} 进行颜色校正。例如用如 (式 10) 那样的 3×3 的矩阵来表示 (式 9) 的矩阵 $Mat4$ 。

[0128] [数 9]

$$[0129] \begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = Mat4 \cdot \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} \dots (\text{式 } 9)$$

[0130] [数 10]

$$[0131] Mat4 = \begin{pmatrix} m_{11} & 0 & 0 \\ m_{21} & m_{22} & 0 \\ 0 & 0 & m_{33} \end{pmatrix} \dots (\text{式 } 10)$$

[0132] 在此, 预先设定矩阵 $Mat4$ 的要素 m_{21} 和 m_{22} , 使得信号 R_{out} 与信号 G_{out} 大致相

等,即 $R_{out} \approx G_{out}$ 。如上所述,颜色校正电路 48 通过使用了校正系数的矩阵的矩阵运算,对生物体组织以外的观察对象的颜色进行颜色校正处理。

[0133] 此外,在基于色相角 θ 和彩度进行色相辨别的情况下,根据彩度将(式 10)中的要素 m_{21} 和 m_{22} 变更为预先准备的值。

[0134] (变形例 3)

[0135] 在上述例子中,在窄频带光观察模式时,例如为了能够对比度良好地观察血管图像、粘膜的微细结构,在第三矩阵电路 46 中进行颜色转换,之后通过颜色辨别电路 47 和颜色转换电路 48 对规定的色相区域的像素进行颜色校正,但也可以对由第三矩阵电路 46 进行的颜色转换和由颜色辨别电路 47 和颜色转换电路 48 进行的颜色校正的处理的顺序进行调换。

[0136] 即,也可以在通过颜色辨别电路 47 和颜色转换电路 48 进行颜色校正的处理之后,通过第三矩阵电路 46 进行颜色转换的处理。

[0137] 如上所述,根据上述实施方式和各变形例,能够提供如下一种医疗设备:以与在白色光观察模式下显示的图像的颜色相似的色调来在特殊光观察图像模式下显示生物体组织以外的对象物。

[0138] (第二实施方式)

[0139] 在上述第一实施方式中使用了两个窄频带光,但在本实施方式中,为了能够进一步区分并显示生物体组织以外的对象物,使用了三个窄频带光。特别是在上述第一实施方式中存在以下情况:不仅是残渣,包含血红蛋白的血液所流经的血管、特别是毛细血管也以与残渣相同的色相进行显示,但在本实施方式中,以不同的色相再现毛细血管和残渣,基于再现的色相变更矩阵运算内容,由此进行颜色校正处理,因此能够以不同的色相显示毛细血管和残渣。

[0140] 本实施方式的内窥镜装置 1A 的结构与图 1 所示的内窥镜装置 1 的结构相同,但一部分结构要素的处理或者动作不同。下面,使用图 1 对本实施方式的内窥镜装置进行说明,但省略针对与第一实施方式的内窥镜装置 1 相同的结构要素的说明,主要说明不同的处理以及动作。

[0141] 在图 1 的内窥镜装置 1 中,窄频带用滤波器 25A 是透过三个窄频带光的滤波器。图 6 是表示第二实施方式所涉及的窄频带用滤波器 25A 的光谱特性的一例和对象物的反射率的图。该窄频带用滤波器 25A 表示三峰性滤波器特性,例如,在绿、蓝、红各波长域中分别具有窄带带通滤波器特性部 R_a 、 G_a 、 B_a 。

[0142] 进一步具体地说,窄带带通滤波器特性部 R_a 、 G_a 、 B_a 的各自的中心波长是 630nm、540nm、415nm,其半值宽度具有 20nm ~ 40nm 的带通特性。

[0143] 因而,在窄频带用滤波器 25A 被配置在照明光路中的情况下,透过该窄带带通滤波器特性部 R_a 、 G_a 、 B_a 的三频段的窄频带照明光入射到光导件 11。

[0144] 在利用 CCD16 接收来自生物体组织的反射光,利用 CCD16 进行光电转换而得到的图像信号被输入到 CDS 电路 33。

[0145] 而且,第一矩阵 40 输出还基于中心波长为 630nm 的窄频带光的照射的图像信号来作为信号 $R1$,输出还基于中心波长为 540nm 的窄频带光的照射的图像信号来作为信号 $G1$,输出还基于中心波长为 415nm 的窄频带光的照射的图像信号来作为信号 $B1$ 。

[0146] 另外,第三矩阵电路 46 根据亮度信号 Yh 和色差信号 R-Y、B-Y 生成三原色信号 Rin、Gin、Bin 并进行输出,但信号 Rin 与还基于中心波长为 630nm 的窄频带光的照射的图像信号对应,信号 Gin 与还基于中心波长为 540nm 的窄频带光的照射的图像信号对应,信号 Bin 与还基于中心波长为 415nm 的窄频带光的照射的图像信号对应。由此,在本实施方式中,第三矩阵 48 根据亮度信号 Yh 和色差信号 R-Y、B-Y 进行向 RGB 信号的简单的转换处理。

[0147] 颜色辨别电路 47 与上述第一实施方式相同,参照图 3 所示的表 TBL 来辨别各像素的色相区域。

[0148] 在此,使用图 6 将残渣与血红蛋白的反射率的差异作为概念来说明残渣和血红蛋白的反射率。在图 6 中,残渣的反射率用曲线 T1 表示,血红蛋白 Hb 的反射率用曲线 T2 表示。如图 6 所示,在中心波长为 540nm 的窄频带光的波长频带内,血红蛋白 Hb 的反射率低于残渣的反射率,但在中心波长为 630nm 的窄频带光的波长频带内,血红蛋白 Hb 与残渣的反射率大致相同。本实施方式利用其反射率的特性来提高血红蛋白 Hb 和残渣的识别精度。即,在拍摄到残渣的情况下,被输入到颜色辨别电路 47 的信号 Rin、Gin、Bin 的强度为如图 8 的上部那样的关系,因此以黄色系的色相再现,另一方面,在拍摄到包含血红蛋白 Hb 的毛细血管的情况下,被输入到颜色辨别电路 47 的信号 Rin、Gin、Bin 的强度为如图 8 的下部那样的关系,以红~橙色系的色相再现,因此残渣与毛细血管的再现色相不同,通过色相进行的辨别变得比较容易。

[0149] 颜色校正电路 48 对由颜色辨别电路 47 辨别出的每个色相区域进行不同的颜色校正处理。图 7 是用于说明本实施方式所涉及的由颜色辨别电路 47 辨别的颜色空间及其颜色校正处理的图。

[0150] 在本实施方式中,对属于色相区域 2B、3 的像素、属于色相区域 5B、5A、4B 的像素以及属于色相区域 2B、3、5A、4B 以外的色相区域的像素分别进行不同的校正处理。

[0151] 通过使用了下面的(式 11)的矩阵运算对属于色相区域 2B、3 的像素进行颜色校正。例如用如(式 12)那样的 3×3 的矩阵来表示(式 11)的矩阵 Mat5。

[0152] [数 11]

$$[0153] \begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = Mat5 \cdot \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix} \dots (\text{式 11})$$

[0154] [数 12]

$$[0155] \quad \text{Mat5} = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & m22 & m23 \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \dots (\text{式 } 12)$$

[0156] 在此,为了使信号 Rout 与 Bout 大致相等,对要素 m22 和 m23 进行设定,要素具有 $m22 = \alpha \cdot m12$ 、 $m23 = (1 - \alpha) \cdot m23'$ 的关系,在此, α 是 $0 \leq \alpha \leq 1$ 。

[0157] 如(式 11)所示,矩阵 Mat5 包括不为 0(零)的要素 m22,因此信号 Rout 和 Gout 成为与残渣和血红蛋白 Hb 的反射率的差相应的输出。

[0158] 中心波长为 540nm 的窄频带光的波长频带内的残渣的反射率比血红蛋白 Hb 的反射率大,因此根据信号 Rout 和 Gout,监视器 5 上显示的残渣显示为更黄。

[0159] 图 8 是用于说明本实施方式所涉及的向颜色辨别电路 47 输出的信号 Rin、Gin、Bin 中,残渣和血红蛋白 Hb 各自对应的强度的差异的图。在图 8 中,上部是包括用于说明残渣的 B、G、R 的信号强度的曲线的图,下部是包括用于说明血红蛋白 Hb 的 B、G、R 的信号强度的曲线的图。

[0160] 另外,通过使用了下面的(式 12)的矩阵运算对属于色相区域 5B、5A、4B 的像素进行颜色校正。例如用如(式 14)那样的 3×3 的矩阵来表示(式 13)的矩阵 Mat6。

[0161] [数 13]

$$[0162] \quad \begin{pmatrix} \text{Rout} \\ \text{Gout} \\ \text{Bout} \end{pmatrix} = \text{Mat6} \cdot \begin{pmatrix} \text{Rin} \\ \text{Gin} \\ \text{Bin} \end{pmatrix} \dots (\text{式 } 13)$$

[0163] [数 14]

$$[0164] \quad \text{Mat6} = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & 0 & m23' \\ 0 & m32 & m33' \end{pmatrix} \dots (\text{式 } 14)$$

[0165] 在此,在三个窄频带光的情况下,蓝色色素再现为色相区域 5B、5A、4B 的像素,因此,使用(式 14)的矩阵 Mat6 对这两个色相区域的像素进行颜色校正,由此将蓝色色素从蓝绿色校正为蓝色并进行显示。

[0166] 另外,通过使用了下面的(式 15)的矩阵运算对属于色相区域 2B、3、5B、5A、4B 以

外的色相区域的像素进行颜色校正。例如用如（式 16）那样的 3×3 的矩阵来表示（式 15）的矩阵 Mat7。

[0167] [数 15]

$$[0168] \begin{pmatrix} \mathbf{Rout} \\ \mathbf{Gout} \\ \mathbf{Bout} \end{pmatrix} = \mathbf{Mat7} \cdot \begin{pmatrix} \mathbf{Rin} \\ \mathbf{Gin} \\ \mathbf{Bin} \end{pmatrix} \dots (\text{式 15})$$

[0169] [数 16]

$$[0170] \mathbf{Mat7} = \begin{pmatrix} 0 & m12 & 0 \\ 0 & 0 & m23' \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \dots (\text{式 16})$$

[0171] 如上所述,根据本实施方式,为了易于通过色相辨别生物体组织以外的对象物而使用三个窄频带光,因此能够以不同的色相来显示毛细血管和残渣。

[0172] (变形例 2-1)

[0173] 在上述实施方式中,作为第三窄频带光,使用了中心波长为 630nm 的窄频带光,但在本变形例中,能够使用中心波长为 500nm 的窄频带光,从而提高了毛细血管和残渣的识别精度。

[0174] 图 9 是表示本第二实施方式的变形例 2-1 所涉及的窄频带用滤波器 25A 的光谱特性的一例和对象物的反射率的图。如图 9 所示,在中心波长为 500nm 的窄频带光的波长频带内,血红蛋白 Hb 的反射率高于残渣的反射率,在中心波长为 540nm 的窄频带光的波长频带内,血红蛋白 Hb 的反射率低于残渣的反射率。本实施方式利用该反射率的特性提高了基于毛细血管和残渣的色调的辨别精度。即,在拍摄到残渣的情况下,被输入到颜色辨别电路 47 的信号 Rin、Gin、Bin 的强度为如图 10 的上部那样的关系,因此以红~橙色系的色相再现,另一方面,在拍摄到包含血红蛋白 Hb 的毛细血管的情况下,被输入到颜色辨别电路 47 的信号 Rin、Gin、Bin 的强度为如图 10 的下部那样的关系,以绿~黄色系的色相再现,因此残渣与毛细血管的再现色相不同,易于通过色相进行辨别。图 10 是用于概括性地说明在本实施方式的变形例 2-1 所涉及的向颜色辨别电路 47 输入的信号 Rin、Gin、Bin 中,残渣和血红蛋白 Hb 各自对应的强度的差异的图。

[0175] 颜色校正电路 48 对由颜色辨别电路 47 辨别出的每个色相区域进行不同的颜色校正处理。

[0176] 通过使用了上述（式 11）的矩阵运算对属于色相区域 2A、2B 的像素进行颜色校正,但该（式 11）的矩阵 Mat5 例如使用如（式 17）那样的 3×3 的矩阵。

[0177] [数 17]

$$[0178] \quad \text{Mat5} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ m21 & 0 & m23'' \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \dots (\text{式 } 17)$$

[0179] 图 10 是用于说明向颜色辨别电路 47 输入的信号 Rin、Gin、Bin 中的残渣与血红蛋白 Hb 的强度的差异的图。在图 10 中,上部是包括用于说明残渣的 B、G、R 中的信号强度的曲线的图,下部是包括用于说明血红蛋白 Hb 的 B、G、R 中的信号强度的曲线的图。即,包含血红蛋白 Hb 的血管以红~橙色系的色相再现,另一方面,残渣以绿~黄色系的色相再现,能够大幅改变色相,因此能够提高基于色相的识别。

[0180] 另外,通过使用了上述(式 13)的矩阵运算对属于色相区域 5A、4B 的像素进行颜色校正,但该(式 13)的矩阵 Mat6 例如使用如(式 18)那样的 3×3 矩阵。

[0181] [数 18]

$$[0182] \quad \text{Mat6} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m23''' \\ m31 & 0 & m33'' \end{pmatrix} \dots (\text{式 } 18)$$

[0183] 另外,通过使用了上述(式 15)的矩阵运算对属于色相区域 2B、3、5A、4B 以外的色相区域的像素进行颜色校正,但该(式 15)的矩阵 Mat7 例如使用如(式 19)那样的 3×3 的矩阵。

[0184] [数 19]

$$[0185] \quad \text{Mat7} = \begin{pmatrix} m11 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m23''' \\ 0 & 0 & m33 \end{pmatrix} \dots (\text{式 } 19)$$

[0186] 如上所述,根据本实施方式以及变形例,为了提高通过色调辨别生物体组织以外的对象物的精度而使用三个窄频带光,因此能够以更为不同的色相显示毛细血管和残渣。

[0187] 此外,在第二实施方式以及变形例 2-1 中也能够应用在第一实施方式中已说明的变形例 1、2、3。

[0188] (第三实施方式)

[0189] 上述两个实施方式的医疗设备是包括具有插入部的内窥镜的内窥镜装置,但本实施方式的医疗设备是利用了吞服型的胶囊内窥镜的内窥镜系统。在本实施方式中,在如上所述的窄频带光观察模式下,也能够以与在白色光观察模式下显示生物体组织以外的对象物的图像的颜色相似的色调来显示由胶囊型内窥镜获取到的图像。

[0190] 图 11 是表示本实施方式所涉及的胶囊型内窥镜系统的结构的结构图。胶囊型内窥镜系统 61 构成为包括:胶囊型内窥镜 62、作为终端装置的工作站 63、接收来自胶囊型内窥镜 62 的图像信号的接收部 64、与工作站 63 相连接的包括键盘、鼠标等的输入部 65 以及对在工作站 63 中处理得到的图像进行显示的监视器 66。

[0191] 胶囊型内窥镜 62 包括照明部 71、摄像部 72、控制部 73 以及发送部 74。照明部 71 在控制部 73 的控制下,经由未图示的照明透镜射出白色光的照明光,来对观察对象进行照明。摄像部 72 包括 CCD 等的摄像元件和物镜,在控制部 73 的控制下拍摄照明光的返回光,并将摄像信号输出到控制部 73。

[0192] 控制部 73 将图像信号输出到发送部 74,具有天线的发送部 74 以无线方式发送图像信号。利用具有天线的接收部 64 接收来自胶囊型内窥镜 62 的图像信号。

[0193] 作为对内窥镜图像进行处理的内窥镜用处理器的工作站 63 包括:作为中央处理装置的 CPU81、用于与接收部 64 相连接的接口部 (I/F) 82、存储器 83、用于与输入部 65 相连接的接口部 (I/F) 84 以及用于与监视器 66 相连接的接口部 (I/F) 85。

[0194] 胶囊型内窥镜 62 根据 CCD 等的摄像元件所输出的摄像信号从发送部 74 以无线方式发送与图 1 所示的 A/D 转换电路 34 的输出相同的数字的图像信号。接收部 64 将接收到的图像信号提供给工作站 63,工作站 63 的 CPU81 经由接口部 82 接收图像信号。工作站 63 将接收到的图像信号存储到存储器 83。

[0195] CPU81 包括图像处理部 81a,图像处理部 81a 根据接收到的摄像信号对各像素执行在第一实施方式的变形例 1 中已说明的光谱估计处理、颜色辨别电路 47 的颜色辨别处理以及颜色校正电路 48 的颜色校正处理。即,图像处理部 81a 具有光谱估计处理部、颜色辨别电路 47 以及颜色校正电路 48。

[0196] CPU81 在特殊光观察模式下输出用颜色校正电路 48 进行校正而得到的信号 Rout、Gout、Bout,因此如上所述,在监视器 66 上以与在白色光观察模式下显示的图像的颜色相似的色调显示生物体组织以外的对象物。

[0197] 因而,在胶囊型内窥镜系统 61 中也能够以与在白色光观察模式下显示的图像的颜色相似的色调来显示生物体组织以外的对象物。

[0198] 此外,在上述例子中,图像处理部 81a 包含在工作站 63 中,但也可以如在图 11 中用虚线表示那样,将图像处理部 81a 设置在胶囊型内窥镜 62 的控制部 73 中。

[0199] 在这种情况下,胶囊型内窥镜 62 根据由 CCD 等的摄像元件输出的摄像信号从发送部 74 以无线形式发送用上述颜色校正电路 48 进行校正而得到的图像信号。接收部 64 将接收到的摄像信号提供给工作站 63,工作站 63 的 CPU81 经由接口部 82 接收图像信号。工作站 63 将接收到的图像信号存储到存储器 83。

[0200] 工作站 63 接收图 1 的颜色校正电路 48 的输出信号 Rout、Gout、Bout,因此在特殊光观察模式下,在监视器 66 上以与在白色光观察模式下显示的图像的颜色相似的色调来显示生物体组织以外的对象物。

[0201] 并且,此外在上述例子中,胶囊型内窥镜 62 的照明部 71 射出白色光,通过利用控制部 73 进行光谱估计来生成相当于通过窄频带光的照射而拍摄到的图像的信号,但照明部 71 也可以射出如上述那样的两个或者三个窄频带光。

[0202] 如上所述,根据上述三个实施方式以及各变形例所涉及的医疗设备,在特殊光观察模式下,能够以与在白色光观察模式下显示的图像的颜色相似的色调来显示生物体组织以外的对象物。

[0203] 此外,在以上的例子中,作为特殊光观察,说明了通过窄频带光的返回光进行观察的情况,但特殊光也可以是与激励光对应的荧光等。

[0204] 本发明并不限定于上述实施方式,在不改变本发明的宗旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0205] 本申请主张 2011 年 9 月 22 日向日本申请的特愿 2011-207719 号的优先权,上述公开内容被本申请说明书、权利要求书所引用。

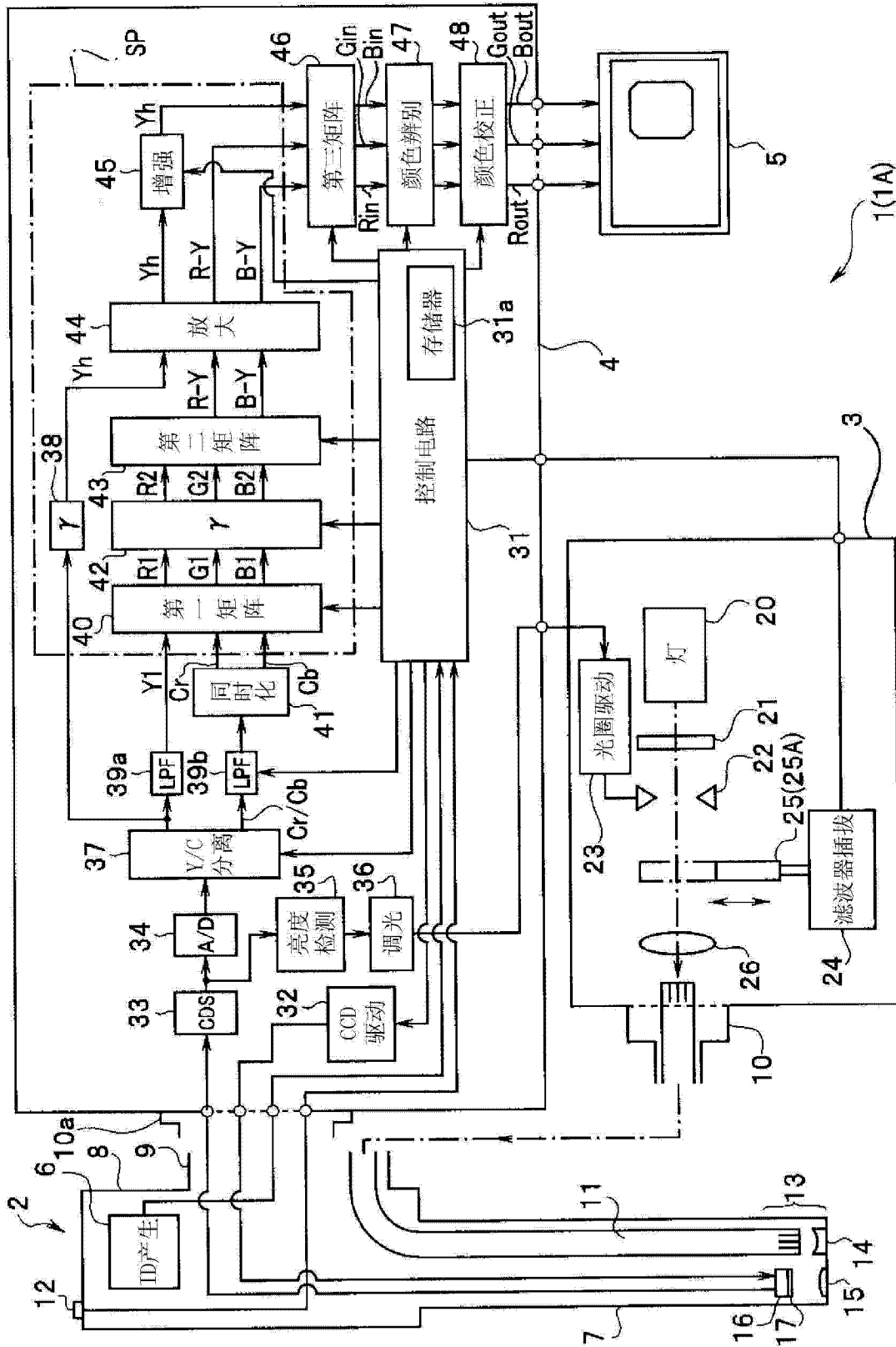


图 1

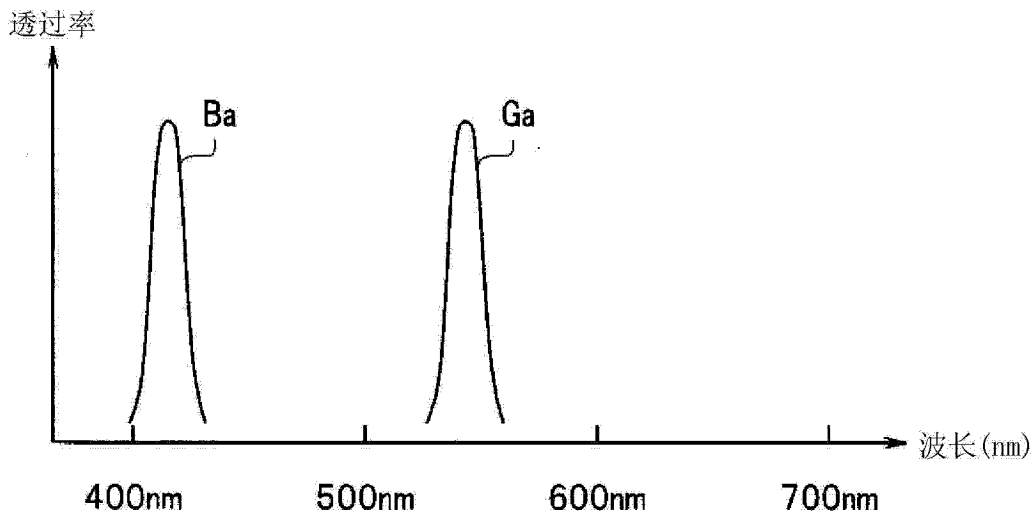


图 2

色相区域	RGB亮度水平的关系
(1A)	$((2 * B - G) > R) \ \& \ (R \geq B \geq G)$
(1B)	$((2 * B - G) \leq R) \ \& \ (R \geq B \geq G)$
(2A)	$((2 * G - B) \leq R) \ \& \ (R \geq G \geq B)$
(2B)	$((2 * G - B) > R) \ \& \ (R \geq G \geq B)$
(3)	$G \geq R \geq B$
(4A)	$((2 * B - R) \leq G) \ \& \ (G \geq B \geq R)$
(4B)	$((2 * B - R) > G) \ \& \ (G \geq B \geq R)$
(5A)	$((2 * G - R) > B) \ \& \ (B \geq G \geq R)$
(5B)	$((2 * G - R) \leq B) \ \& \ (B \geq G \geq R)$
(6)	$B \geq R \geq G$

TBL

图 3

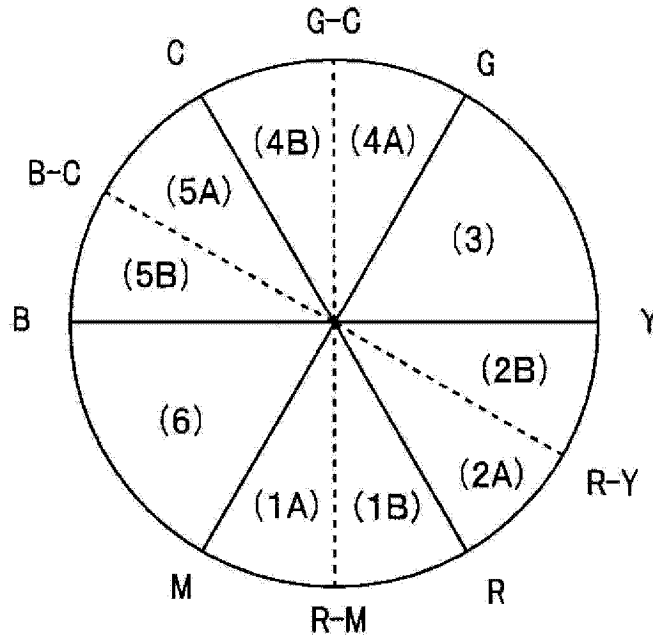


图 4

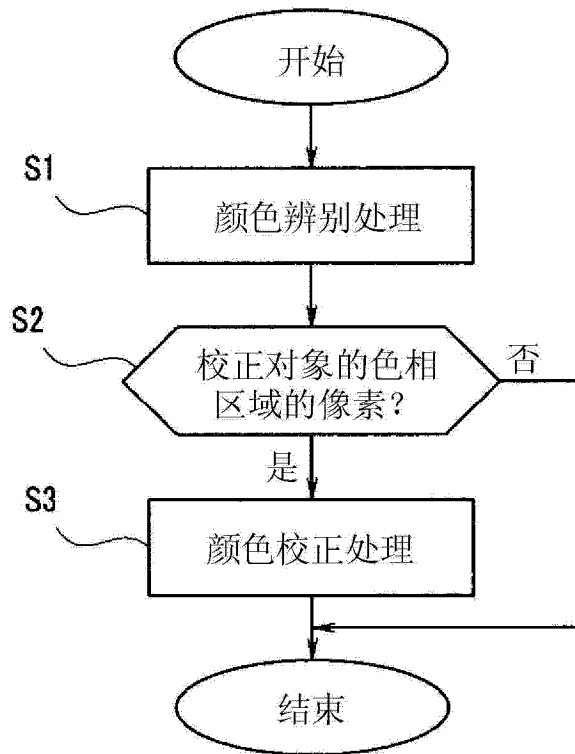


图 5

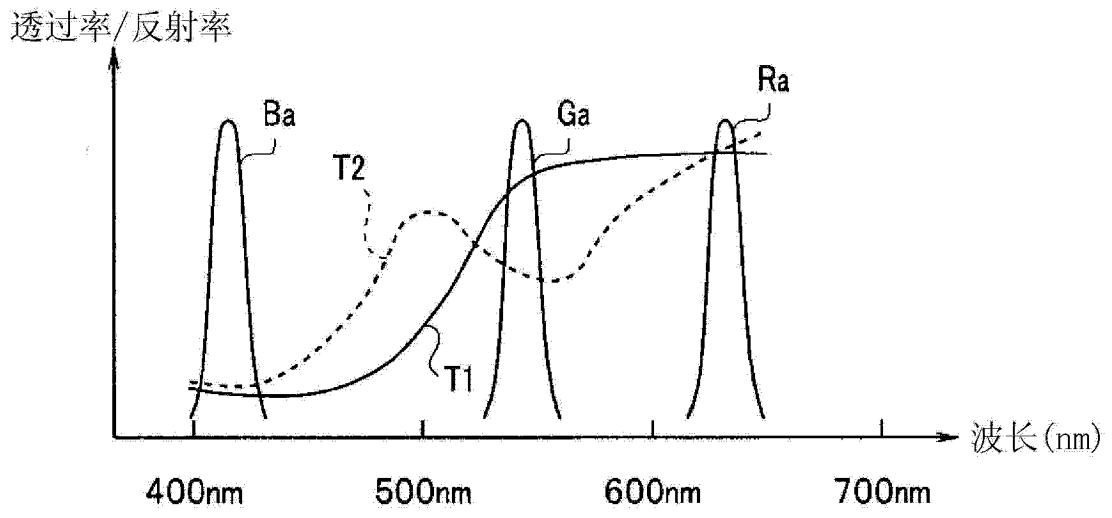


图 6

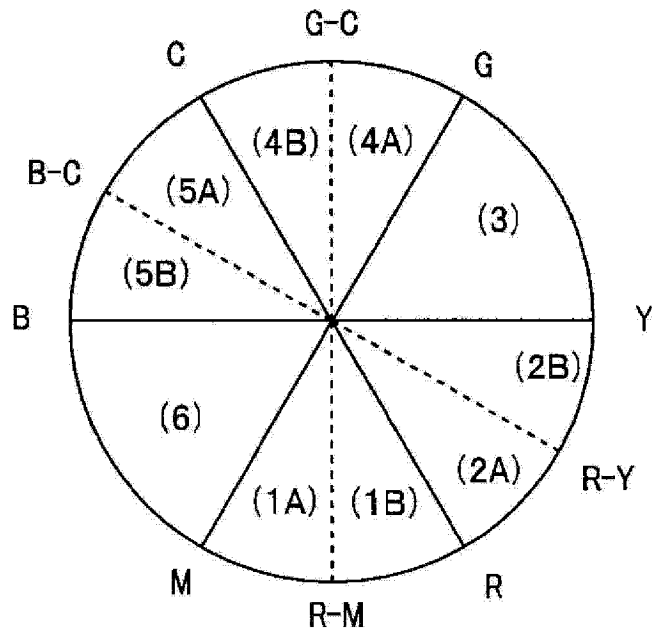


图 7

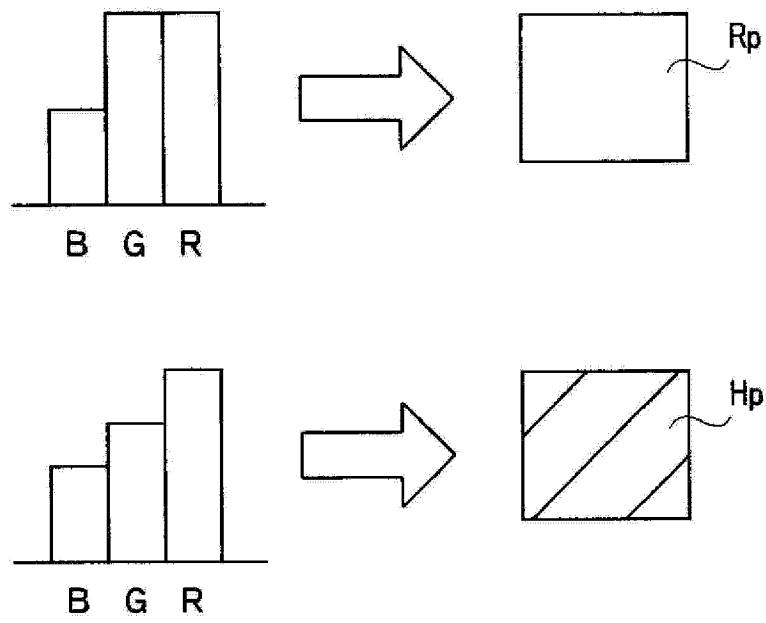


图 8

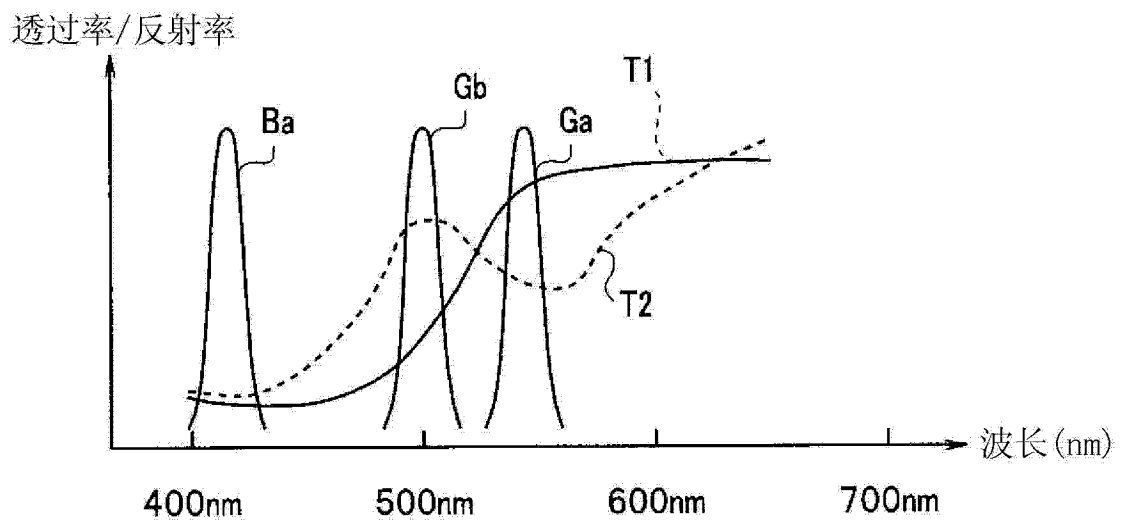


图 9

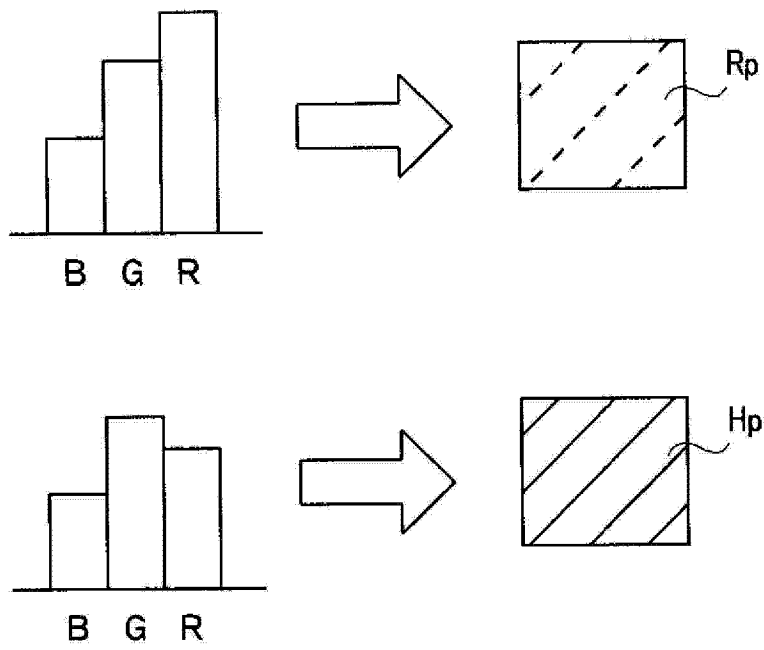


图 10

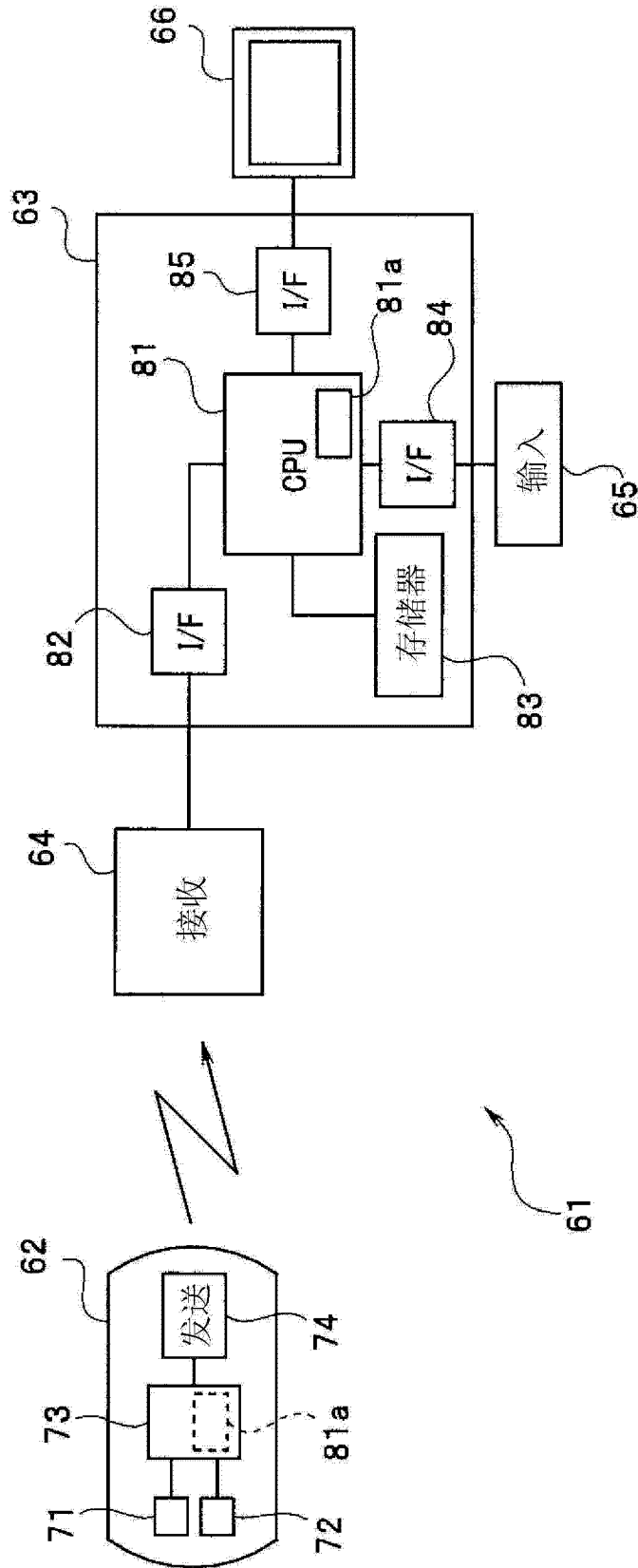


图 11

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	CN103533878A	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	CN201280021974.7	申请日	2012-04-18
[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	山崎健二 五十岚诚		
发明人	山崎健二 五十岚诚		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 H04N9/643		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2011207719 2011-09-22 JP		
其他公开文献	CN103533878B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

处理器(4)具备：第一至第三矩阵电路(40)、(46)，它们根据CCD(16)的输出生成普通光的图像信号和特殊光的图像信号，该CCD(16)对照射到生物体组织的光的返回光进行拍摄；颜色辨别电路(47)，其针对特殊光的图像信号按每个像素辨别颜色；以及颜色校正电路(48)，其在特殊光的观察模式时，基于颜色辨别电路(47)的辨别结果对生物体组织以外的观察对象的颜色进行颜色校正，使得与普通光的观察模式时的颜色相似。

