



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103501681 B

(45) 授权公告日 2015. 11. 25

(21) 申请号 201280020188. 5

A61B 1/04(2006. 01)

(22) 申请日 2012. 04. 09

A61B 1/06(2006. 01)

(30) 优先权数据

G01N 21/27(2006. 01)

2011-204953 2011. 09. 20 JP

G02B 23/24(2006. 01)

H04N 9/04(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 10. 24

(56) 对比文件

CN 101879073 A, 2010. 11. 10,

CN 1725974 A, 2006. 01. 25,

JP 平 2-271822 A, 1990. 11. 06,

JP 特开 2008-23041 A, 2008. 02. 07,

JP 特开 2009-39561 A, 2009. 02. 26,

JP 特开平 9-35056 A, 1997. 02. 07,

US 2010/0195904 A1, 2010. 08. 05,

US 5675378 A, 1997. 10. 07,

审查员 万语

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/059685 2012. 04. 09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/042395 JA 2013. 03. 28

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

专利权人 奥林巴斯株式会社

(72) 发明人 五十岚诚 山崎健二 野波彻绪

(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

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

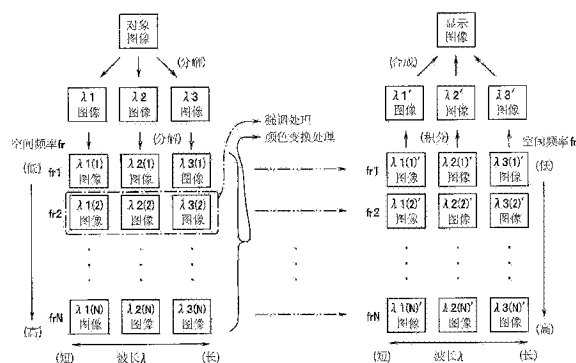
权利要求书2页 说明书13页 附图10页

(54) 发明名称

图像处理装置以及内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统 (1) 具有光源装置 (4)、CCD (2)、视频处理器 (7) 以及观察监视器 (5), 视频处理器 (7) 具备: 频带分解处理部 (111), 其对由 CCD (2) 拍摄得到的信号以多个空间频带进行分解处理而生成多个频带图像; 强调处理部 (112), 其根据强调量对所选择的频带图像进行强调处理, 该强调量是针对以从多个频带图像中选择出的频带图像的波长频带或者空间频带为轴而形成的特征空间内的被检体内的观察对象分布的区域而设定的; 以及颜色变换处理部 (113), 其对包含进行了强调的所选择的两个以上的频带图像在内的多个频带图像, 进行用于调整色调的颜色变换处理。



1. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

图像输入部,其输入在被检体内拍摄得到的医用图像;

频带分解处理部,其对于上述医用图像对多个波长频带图像中的每个波长频带图像进行分解处理以分解为多个空间频带图像而生成多个频带图像;

强调量设定部,其针对特征空间内的上述被检体内的观察对象分布的区域设定强调量,该特征空间是以从上述频带分解处理部生成的上述多个频带图像中与上述被检体内的观察对象相应地选择的两个以上的频带图像的波长频带或者空间频带为轴而形成的空间或者投影该空间得到的其它空间;

强调处理部,其根据由上述强调量设定部设定的强调量对所选择的上述两个以上的频带图像进行强调处理;以及

颜色变换处理部,其对包含由上述强调处理部进行了强调的所选择的上述两个以上的频带图像在内的上述多个频带图像进行用于调整色调的颜色变换处理;以及

图像生成部,其对由上述颜色变换处理部进行了颜色变换处理的多个频带图像,按波长图像进行积分来生成图像。

2. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,

上述观察对象是粘膜表面下的深部血管、粘膜表层的凹陷图案或者粘膜表层的毛细血管。

3. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,

上述强调量设定部通过将上述强调量作为表数据存储到表来设定上述强调量。

4. 根据权利要求 3 所述的图像处理装置,其特征在于,

上述表数据是针对各频带图像的各像素的像素值的强调系数。

5. 根据权利要求 3 所述的图像处理装置,其特征在于,

上述强调量设定部设定多个上述观察对象分布的区域,

上述表是针对所设定的每个区域来设置的。

6. 根据权利要求 3 所述的图像处理装置,其特征在于,

针对每个上述区域设置的上述表是能够选择的。

7. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,

上述医用图像是通过光谱估计处理生成的图像。

8. 根据权利要求 2 所述的图像处理装置,其特征在于,

上述强调量设定部根据角度位移量来设定强调量,该角度位移量是针对上述特征空间内的上述被检体内的存在于生物体粘膜的深度方向的血管分布的区域设定一个或者两个以上的基准矢量以及设定从上述特征空间内的原点到上述血管分布的区域内的规定像素值数据的点矢量,根据上述基准矢量与上述点矢量所形成的角度而计算出的。

9. 根据权利要求 8 所述的图像处理装置,其特征在于,

上述强调处理部仅对如下像素进行强调处理,该像素是以上述特征空间内与上述基准矢量正交并且包含上述特征空间内的原点的平面为基准而处于上述基准矢量侧的像素。

10. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,

上述强调量设定部设定上述强调量,使得在上述特征空间内不对生物体内的血管、背景粘膜以及其它对象进行强调。

11. 根据权利要求 1 所述的图像处理装置,其特征在于,
上述频带分解处理部中的上述分解处理是空间频率滤波处理。

12. 一种内窥镜系统,其特征在于,具备:

照明部,其对被检体照射具有多个波长频带的光;

摄像部,其对由上述照明部照射到上述被检体的光的返回光进行拍摄;

频带分解处理部,其从由上述摄像部拍摄得到的信号生成多个波长频带图像,并且针对该多个波长频带图像中的每个波长频带图像以多个空间频带进行分解处理而生成多个频带图像;

强调量设定部,其针对特征空间内的上述被检体内的存在于生物体粘膜的深度方向的血管分布的区域设定强调量,该特征空间是以从上述频带分解处理部生成的上述多个频带图像中选择两个以上的频带图像的波长频带或者空间频带为轴而形成的空间或者投影该空间得到的其它空间;

强调处理部,其根据由上述强调量设定部设定的强调量对所选择的上述两个以上的频带图像进行强调处理;

颜色变换处理部,其对包含由上述强调处理部进行了强调的所选择的上述两个以上的频带图像在内的上述多个频带图像进行用于调整色调的颜色变换处理;

图像生成部,其对由上述颜色变换处理部进行了颜色变换处理的多个频带图像,按波长图像进行积分来生成图像;

显示信号输出部,其将从上述图像生成部输出的积分图像作为显示信号而输出;以及
显示部,其根据来自上述显示信号输出部的上述显示信号来进行显示。

13. 根据权利要求 12 所述的内窥镜系统,其特征在于,
上述照明部按时间序列或者同时照射具有上述多个波长频带的光。

14. 根据权利要求 12 所述的内窥镜系统,其特征在于,

上述频带分解处理部对从拍摄得到的上述信号进行光谱估计处理而得到的多个波长频带图像进行分解处理。

图像处理装置以及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种图像处理装置以及内窥镜系统,特别是涉及一种用于显示在被检体内拍摄得到的医用图像的图像处理装置以及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域中,进行使用内窥镜的低侵入的各种检查、手术。手术师在体腔内插入内窥镜,观察由设置在内窥镜插入部的前端部的摄像装置拍摄得到的被摄体,能够根据需要使用插入到处置器具通道内的处置器具对病变部进行处置。使用内窥镜的手术不需要开腹等,因此具有患者的身体负担小这种优点。

[0003] 内窥镜装置构成为包含内窥镜、与内窥镜相连接的图像处理装置以及观察监视器。通过设置于内窥镜插入部的前端部的摄像元件来拍摄病变部,在监视器中显示其图像。手术师一边观察监视器所显示的图像一边能够进行诊断或者需要的处置。

[0004] 近来,还开发出了也使用窄频带光来显示被检体的生物体组织的表面下的毛细血管的内窥镜装置。这种内窥镜装置照射规定的窄频带的照明光,从其反射光得到各窄频带图像,或者照射白色光的照明光,对其反射光的图像进行光谱估计处理而得到规定的窄频带图像,来显示毛细血管。

[0005] 另外,例如,如日本特开 2000-148987 号公报所示,还提出了以下图像处理装置:为了能够清楚地观察粘膜表面的细微结构或者微妙的色调变化等,从 RGB 图像中提取出期望的频率成分,变更提取出的频率成分的信号水平的大小。

[0006] 并且,对于内窥镜装置例如还提出了以下红外内窥镜装置:将在波长接近 805nm 的近红外光处具有吸收峰的特性的吲哚花青绿(ICG)作为药剂注入到患者的血液中,从光源装置将波长接近 805nm 和接近 930nm 的红外光分时照射到被摄体,从而能够观察内部的血管。

[0007] 但是,在上述以往的这些装置中,无法使生物体组织表面下的任意深度处的血管等图像化。

[0008] 在生物体组织的表面下要图像化的血管中,存在处于粘膜的表层附近的病变附近的血管、处于粘膜的较深位置的较粗的血管、粘膜下肿瘤等各种深度的血管、病变部等对象,但是无法使生物体组织表面下的任意深度位置的这种对象等比其它深度的血管等更强调而图像化。

[0009] 例如,使用内窥镜来切开剥离存在病变部的粘膜下层的内窥镜粘膜下层剥离术(以下称为ESD(Endoscopic Submucosal Dissection))等中,还要避免电手术刀等切开组织中的较粗的血管,组织表面下的任意位置处的生物体信息是重要的。

[0010] 另外,在上述红外内窥镜装置的情况下,必须将吲哚花青绿(ICG)作为药剂注入到患者的血液中,生物体组织表面下的血管的描绘并不简单,并且由于照明光的波长为近红外光的波长,因此还存在图像中的血管变得不清楚这种问题。

[0011] 如上所述,在以往的装置中,关于要图像化的血管等,不具有生物体组织表面下的

深度方向的任意性,无法仅强调期望深度的血管等来图像化。

[0012] 因此,本发明的目的在于提供一种能够对生物体组织表面下的期望深度的要图像化的血管等进行强调来图像化的图像处理装置以及内窥镜系统。

发明内容

[0013] 本发明的一个方式的图像处理装置具备:图像输入部,其输入在被检体内拍摄得到的医用图像;频带分解处理部,其对上述医用图像以多个波长频带或者多个空间频带进行分解处理而生成多个频带图像;强调处理部,其根据强调量对从上述频带分解处理部生成的上述多个频带图像中选择两个以上的频带图像进行强调处理,该强调量是针对特征空间内的上述被检体内的观察对象分布的区域而设定的,该特征空间是以所选择的上述两个以上的频带图像的波长频带或者空间频带为轴而形成的空间或者投影该空间得到的其它空间;以及颜色变换处理部,其对进行上述强调处理之前的上述多个频带图像或者包含由上述强调处理部进行了强调的所选择的上述两个以上的频带图像在内的上述多个频带图像进行用于调整色调的颜色变换处理。

[0014] 本发明的一个方式的内窥镜系统具备:照明部,其对被检体照射具有多个波长频带的光;摄像部,其对由上述照明部照射到上述被检体的光的返回光进行拍摄;频带分解处理部,其对由上述摄像部拍摄得到的信号以多个空间频带进行分解处理而生成多个频带图像;强调处理部,其根据强调量对从上述频带分解处理部生成的上述多个频带图像中选择两个以上的频带图像进行强调处理,该强调量是针对特征空间内的上述被检体内的观察对象分布的区域而设定的,该特征空间是以所选择的上述两个以上的频带图像的波长频带或者空间频带为轴而形成的空间或者投影该空间得到的其它空间;颜色变换处理部,其对进行上述强调处理之前的上述多个频带图像或者包含由上述强调处理部进行了强调的所选择的上述两个以上的频带图像在内的上述多个频带图像进行用于调整色调的颜色变换处理;显示信号输出部,其将从上述强调处理部或者上述颜色变换处理部输出的上述频带图像作为显示信号而输出;以及显示部,其根据来自上述显示信号输出部的上述显示信号来进行显示。

附图说明

[0015] 图1是表示本发明的实施方式所涉及的内窥镜系统的结构的结构图。

[0016] 图2是表示本发明的实施方式所涉及的旋转滤波器14的结构的图。

[0017] 图3是用于说明本发明的实施方式所涉及的窄频带观察中的整体处理的流程的图。

[0018] 图4是用于说明本发明的实施方式所涉及的从多个波长图像生成多个频带的图像、对所生成的该多个频带的图像进行强调处理等的处理的图。

[0019] 图5是用于说明本发明的实施方式所涉及的包含进行强调处理的区域的特征空间的图。

[0020] 图6是表示本发明的实施方式所涉及的使用极坐标设定的强调表的例子的图。

[0021] 图7是本发明的实施方式所涉及的强调系数表的设定处理的流程图。

[0022] 图8是用于说明本发明的实施方式所涉及的强调多个区域的情况的图。

- [0023] 图 9 是用于说明本发明的实施方式所涉及的使用多个颜色变换矩阵的例子图。
- [0024] 图 10 是用于说明本发明的实施方式所涉及的强调期望深度的血管这一情况的图。
- [0025] 图 11 是用于说明本发明的实施方式所涉及的从多个波长图像生成多个频带的图像、针对所生成的该多个频带的图像对多个期望深度的对象进行强调处理等的处理的图。
- [0026] 图 12 是用于说明本发明的实施方式的变形例所涉及的将图 5 中的三轴投影为两轴而形成两个特征空间的情况的图。
- [0027] 图 13 是用于说明本发明的实施方式的变形例 3 所涉及的将图 5 中的三轴投影为两轴而形成两个特征空间的情况的图。
- [0028] 图 14 是表示本发明的实施方式的变形例 4 所涉及的、某一波长 λ_1 、 λ_2 的两轴的二维特征空间 CSc 内的区域 R 和伪像 AF 的图。
- [0029] 图 15 是表示本发明的实施方式的变形例 4 所涉及的、将图 14 的特征空间 CSc 投影到其它特征空间 CSd 时的区域 R 和伪像 AF 的图。

具体实施方式

[0030] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0031] (结构)

[0032] 图 1 是表示本实施方式所涉及的内窥镜系统的结构的结构图。

[0033] 如图 1 所示,本实施方式的内窥镜系统 1 包括:电子内窥镜 3,其作为插入到体腔内拍摄体腔内组织的生物体图像信息获取单元而具有作为摄像元件的 CCD2;光源装置 4,其将照明光提供给电子内窥镜 3;以及视频处理器 7,其对来自电子内窥镜 3 的 CCD2 的摄像信号进行信号处理,将内窥镜图像显示在观察监视器 5 中。内窥镜系统 1 具有通常光观察模式和窄频带光观察模式这两个模式。此外,在以下说明中,内窥镜系统 1 的通常光观察模式与以往的通常光观察模式相同,因此简单地说明通常光观察模式的结构,主要说明窄频带光观察模式。

[0034] CCD2 构成对由照明单元照射到被检体的光的返回光进行拍摄的摄像部或者摄像单元。

[0035] 光源装置 4 构成为具备:氙气灯 11,其作为照明部发出照明光(白色光);热线截止滤波器 12,其切断白色光的热线;光圈装置 13,其对经由热线截止滤波器 12 的白色光的光量进行控制;作为频带限制单元的旋转滤波器 14,其使照明光成为面顺序光;聚光透镜 16,其使经由旋转滤波器 14 的面顺序光会聚在配置于电子内窥镜 3 内的光导件 15 的入射面;以及控制电路 17,其对旋转滤波器 14 的旋转进行控制。氙气灯 11、旋转滤波器 14 以及光导件 15 构成对被检体照射照明光的照射部或者照射单元。

[0036] 此外,如图 1 中虚线所示,光源装置 4 也可以构成为包含具有发光二极管群 11a 的发光部 11A,其中,该发光二极管群 11a 由出射期望的波长、例如出射与第一滤波器群对应的 RGB 的各波长、与第二滤波器群对应的接近 540nm、接近 600nm、接近 630nm 的各波长的多个发光二极管(LED)构成。

[0037] 例如,在图 1 中,代替氙气灯 11、热线截止滤波器 12、光圈装置 13 以及旋转滤波器 14 等,在光源装置 4 中设置以虚线表示的发光部 11A。并且,在光源装置 4 中设置有驱动电

路 11b, 该驱动电路 11b 根据各模式以规定的定时驱动发光部 11A 的各发光二极管。具有多个 LED11a 的发光部 11A 从电源 10 接收电源, 在来自控制电路 17 的控制信号的控制下, 通过驱动电路 11b 被控制并驱动。

[0038] 并且, 发光部 11A 也可以使用出射规定的多个窄频带光的激光二极管 (LD)。因此, 光源装置 4 构成对被检体照射具有多个波长频带的光的照明部。

[0039] 图 2 是表示旋转滤波器 14 的结构图。如图 2 所示, 作为波长频带限制部或者波长频带限制单元的旋转滤波器 14 构成为圆盘状, 形成以中心为旋转轴的结构, 具有两个滤波器群。在旋转滤波器 14 的外周侧, 作为第一滤波器群, 沿着周向配置构成用于输出通常观察用的光谱特性的面顺序光的滤波器组的 R(红)滤波器部 14r、G(绿)滤波器部 14g、B(蓝)滤波器部 14b。

[0040] 在旋转滤波器 14 的内周侧, 作为第二滤波器群, 沿着周向配置使三个规定的窄频带波长的光透过的两个滤波器 14-540、14-600、14-630。

[0041] 滤波器 14-540 构成为作为窄频带光使波长接近 540nm 的光透过。滤波器 14-600 构成为作为窄频带光使波长接近 600nm 的光透过。滤波器 14-630 构成为作为窄频带光使波长接近 630nm 的光透过。

[0042] 此外, 滤波器 14-540 也可以作为窄频带光使波长接近 460nm 的光或者波长接近 415nm 的光透过。

[0043] 另外, 滤波器也可以不是三个, 可以是两个, 也可以是四个以上。在两个的情况下, 例如能够实现波长 540nm 与 600nm 的组合、波长 540nm 与 630nm 的组合或者波长 460nm 与 600nm 的组合。在四个的情况下, 例如能够实现波长 460nm、540nm、600nm 以及 630nm 的组合。

[0044] 在本实施方式中, 作为窄频带光, 使用可见区域的红色频带且血红蛋白吸光特性急剧衰减的波长接近 600nm 和波长接近 630nm 的光。在此, “接近” 在波长接近 600nm 的情况下意味着中心波长为 600nm 且宽度以波长 600nm 为中心而例如具有 20nm (即波长 600nm 的前后的波长 590nm 至 610nm) 的范围的分布的窄频带光。对于其它波长的波长 630nm 和后述的波长 540nm 也相同。

[0045] 旋转滤波器 14 配置在从作为照明光的出射部的氙气灯 11 到 CCD2 的摄像面的光路上, 进行限制以使照明光的多个波长频带中的至少两个波长频带变窄。

[0046] 而且, 控制电路 17 对用于使旋转滤波器 14 旋转的电动机 18 进行控制来对旋转滤波器 14 的旋转进行控制。

[0047] 在电动机 18 上连接支架 19a, 在小齿轮 19b 上连接未图示的电动机, 将支架 19a 安装成与小齿轮 19b 螺纹结合。控制电路 17 通过对与小齿轮 19b 相连接的电动机的旋转进行控制, 能够使旋转滤波器 14 在箭头 d 示出的方向上移动。因此, 控制电路 17 根据后述的用户的模式切换操作来选择第一滤波器群或者第二滤波器群。

[0048] 此外, 从电源部 10 对与氙气灯 11、光圈装置 13、旋转滤波器电动机 18 以及小齿轮 19b 相连接的电动机 (未图示) 提供电力。

[0049] 作为图像处理装置的视频处理器 7 构成为具备作为 CCD 驱动器的 CCD 驱动电路 20、放大器 22、处理电路 23、A/D 变换器 24、白平衡电路 (以下称为 W.B) 25、选择器 100、图像处理部 101、选择器 102、 γ 校正电路 26、放大电路 27、强调电路 28、选择器 29、同时化存

存储器 30、31、32、图像处理电路 33、D/A 变换器 34、35、36、定时发生器（以下称为 T.G）37、控制电路 200 以及作为显示图像生成单元的合成电路 201。

[0050] CCD 驱动电路 20 驱动设置于电子内窥镜 3 的 CCD2，输出与旋转滤波器 14 的旋转同步的面顺序的摄像信号。另外，放大器 22 对经由设置于电子内窥镜 3 的前端的对物光学系统 21 通过 CCD2 拍摄体腔内组织而得到的面顺序的摄像信号进行放大。

[0051] 处理电路 23 对经由放大器 22 的面顺序的摄像信号进行相关双采样和噪声去除等。A/D 变换器 24 将经由处理电路 23 的面顺序的摄像信号变换为数字信号的面顺序的图像信号。

[0052] W. B25 对通过 A/D 变换器 24 数字化的面顺序的图像信号例如以图像信号的 G 信号为基准进行增益调整以使图像信号的 R 信号与图像信号的 B 信号的明亮度相等而执行白平衡处理。

[0053] 选择器 100 将来自 W. B25 的面顺序的图像信号分配至图像处理部 101 内的各部而输出。

[0054] 输入来自电子内窥镜 3 的摄像信号而进行处理的放大器 22、处理电路 23、A/D 变换器 24、W. B25 以及选择器 100 构成输入在被检体内拍摄得到的医用图像的图像输入部。

[0055] 图像处理部 101 是将来自上述选择器 100 的通常光观察用的 RGB 的图像信号或者窄频带光观察用的两个图像信号变换为显示用的图像信号的图像信号处理部或者图像信号处理单元。图像处理部 101 根据基于模式信号的来自控制电路 200 的选择信号 SS，将通常光观察模式时和窄频带光观察模式时的图像信号输出到选择器 102。

[0056] 选择器 102 将来自图像处理部 101 的通常光观察用图像信号和窄频带光观察用图像信号的面顺序的图像信号依次输出到 γ 校正电路 26 和合成电路 201。

[0057] γ 校正电路 26 对来自选择器 102 或者合成电路 201 的面顺序的图像信号实施 γ 校正处理。放大电路 27 对在 γ 校正电路 26 中进行了 γ 校正处理的面顺序的图像信号进行放大处理。强调电路 28 对在放大电路 27 中进行了放大处理的面顺序的图像信号实施轮廓强调处理。选择器 29 和同时化存储器 30、31、32 用于使来自强调电路 28 的面顺序的图像信号同时化。

[0058] 图像处理电路 33 读出同时化存储器 30、31、32 所存储的面顺序的各图像信号，进行运动图像颜色偏差校正处理等。D/A 变换器 34、35、36 将来自图像处理电路 33 的图像信号变换为 RGB 的模拟影像信号而输出到观察监视器 5。从光源装置 4 的控制电路 17 对 T.G37 输入与旋转滤波器 14 的旋转同步的同步信号，将各种定时信号输出到上述视频处理器 7 内的各电路。从选择器 102 至 D/A 变换器 34、35、36 为止的电路构成将从图像处理部 101 输出的后述的频带图像作为显示信号输出的显示信号输出部。而且，观察监视器 5 构成根据来自该显示信号输出部的显示信号进行显示的显示部。

[0059] 另外，在电子内窥镜 3 中设置有利于切换通常光观察模式和窄频带光观察模式的模式切换开关 41，该模式切换开关 41 的输出被输出到视频处理器 7 内的模式切换电路 42。视频处理器 7 的模式切换电路 42 将控制信号输出到调光控制参数切换电路 44 和控制电路 200。调光电路 43 根据来自调光控制参数切换电路 44 的调光控制参数和经由处理电路 23 的摄像信号，对光源装置 4 的光圈装置 13 进行控制而进行适当的明亮度控制。

[0060] 视频处理器 7 内的各电路执行与所指定的模式相应的规定的处理。执行与通常光

观察模式和窄频带光观察模式各自相应的处理,在观察监视器 5 中显示通常光观察用图像或者窄频带光观察图像。

[0061] (整体的处理流程)

[0062] 接着,简单说明本实施方式中的窄频带观察的整体流程。

[0063] 图 3 是用于说明本实施方式中的窄频带观察的整体的处理流程的图。

[0064] 手术师将内窥镜的插入部插入到体腔内,在通常观察模式下,使内窥镜插入部的前端部位于病变部附近。当确认处置对象的病变部时,手术师为了观察在粘膜下深度 d 的位置分布的较粗的、例如直径为 $1\text{mm} \sim 2\text{mm}$ 的血管 61,操作模式切换开关 41,将内窥镜系统 1 切换为窄频带观察模式。在此,血管 61 为观察对象,是在生物体粘膜的深度方向上存在的对象物。

[0065] 在窄频带观察模式下,内窥镜系统 1 的控制电路 17 控制与小齿轮 19b 相连接的电动机使旋转滤波器 14 的位置移动以从光源装置 4 出射透过第二滤波器群的光。并且,控制电路 200 也对视频处理器 7 内的各种电路进行控制以进行用于窄频带波长观察的图像处理。

[0066] 如图 3 所示,在窄频带模式下,来自照明光产生部 51 的窄频带波长的照明光从内窥镜 3 的插入部的前端部出射,透过粘膜层,照射到在粘膜下层和固有肌层上分布的血管 61。在此,照明光产生部 51 构成为包含光源装置 4、旋转滤波器 14 以及光导件 15 等,从内窥镜插入部的前端出射照明光。通过旋转滤波器 14 的旋转,波长接近 540nm 的窄频带光、波长接近 600nm 的窄频带光以及波长接近 630nm 的窄频带光交替地从光源装置 4 出射,照射到被摄体。

[0067] 波长接近 540nm 的窄频带光、波长接近 600nm 的窄频带光以及波长接近 630nm 的窄频带光的反射光分别被作为 CCD2 的反射光接收部 52 接收。CCD2 输出各个反射光的摄像信号,经由放大器 22 等提供给选择器 100。选择器 100 根据来自 T.G37 的规定的定时,保持各波长的图像(以下称为波长图像),提供给图像处理部 101。在此,三个波长图像(波长接近 540nm 的图像(以下称为 $\lambda 1$ 图像)、波长接近 600nm 的图像(以下称为 $\lambda 2$ 图像)以及波长接近 630nm 的图像(以下称为 $\lambda 3$ 图像))提供给图像处理部 101。

[0068] 由图像处理部 101 处理了的图像信号被输出到选择器 102,之后进行 γ 校正等处理,在观察监视器 5 中显示被摄体图像。

[0069] (图像处理部的结构)

[0070] 图像处理部 101 具有图 3 示出的频带分解处理部 111、强调处理部 112 以及颜色变换处理部 113。在此,对图像处理部 101 输入三个波长图像,实施频带分解处理、强调处理以及颜色变换处理而输出各波长图像。

[0071] (1) 频带分解处理(空间频率分割处理)

[0072] 频带分解处理部 111 通过空间频率分割处理对各波长图像进行空间频率分割处理。图 4 是用于说明从多个波长图像生成多个频带的图像、对所生成的该多个频带的图像进行强调处理等的处理的图。

[0073] 如图 4 所示,频带分解处理部 111 将 $\lambda 1$ 图像通过空间频率解析、例如空间频率分割处理分割为 N 个(N 为 1 以上的自然数)空间频带的图像(以下称为频带图像)。同样地,频带分解处理部 111 将 $\lambda 2$ 图像和 $\lambda 3$ 图像也分别分割为 N 个频带图像。即,频带分解

处理部 111 对 m 个 (m 为两个以上的自然数) 的波长图像分别生成一个或者两个以上的 N 个频带图像。在此, m 为 3, 从 λ_1 图像、 λ_2 图像以及 λ_3 图像这三个窄频带图像生成 $3 \times N$ 个频带图像。

[0074] 此外, 在 N 为 1 的情况下, 生成三个频带图像。此时, 也可以将波长图像直接作为频带图像来实施接下来的强调处理。

[0075] 因而, 频带分解处理部 111 以多个波长频带对医用图像进行分解处理或者针对医用图像的每个波长频带以多个空间频带进行分解处理, 频带分解处理部 111 构成生成多个频带图像的频带分解处理单元或者空间频率分割处理单元。

[0076] 在此, N 个空间频带为空间频率 fr_1 、 fr_2 、 $\dots$ 、 fr_N 的频带。以下, 以将 λ_1 图像的空间频率 fr_1 的频带图像设为 $\lambda_1(1)$ 图像、将 λ_1 图像的空间频率 fr_2 的频带图像设为 $\lambda_1(2)$ 图像的方式, 将 λ_m 图像的空间频率 fr_k (k 为 $1 \sim N$ 中的任一个) 的频带图像设为 $\lambda_m(k)$ 图像。

[0077] 例如, 通过对各波长图像进行使用了与各空间频率 fr_k 对应的掩模的空间频率滤波处理来生成各频带图像。

[0078] (2) 强调处理

[0079] 强调处理部 112 对从频带分解处理部 111 中生成的多个频带图像中选择一个或者两个以上的频带图像执行强调处理。图 4 示出选择由一点划线的框包围的频带图像 $\lambda_1(2)$ 、 $\lambda_2(2)$ 和 $\lambda_3(2)$ 来进行强调处理的情况。

[0080] 强调处理是强调所选择的各频带图像的处理, 是通过将各频带图像的各像素的像素值乘以规定的强调系数等的处理来进行的。在此, 使用保持针对各像素值的强调系数的表 TBL (参照图 1), 根据该表数据来强调各频带图像。

[0081] 图 5 是用于说明包含进行强调处理的区域的特征空间的图。

[0082] 此外, 在此, 说明由三个窄频带光的波长轴形成的特征空间 CS 的例子, 但是特征空间也可以是从多个窄频带光中选择两个波长轴的特征空间或者如后述的图 11 所示那样是四个以上的波长轴的特征空间。并且, 特征空间也可以是对窄频带光的波长轴添加了空间频率轴的多轴的特征空间或者仅由多个空间频率轴构成的特征空间。

[0083] 在图 5 中, 用虚线表示的区域 R 示出由各波长 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 的三个轴构成的特征空间 CS 中的、期望深度的血管图像的像素分布。期望深度的血管是要观察的对象, 是存在于生物体粘膜的深度方向上的对象物。即, 存在于图 5 示出的特征空间 CS 的区域 R 内的像素值的图像与某一期望深度 d 的血管的图像对应。而且, 用于强调显示该血管的、针对存在于区域 R 内的像素的强调系数根据特征空间 CS 内的位置不同而不同。

[0084] 在图 5 中, 点 i 示出区域 R 内的与某一像素值数据对应的点, 点 i 的从原点起的矢量示出为点矢量 IV 。例如, 对于各强调系数 α , 以根据点矢量 IV 相对于与特征空间 CS 内的区域 R 对应的基准矢量 RV 所形成的角度 θ 不同而不同的方式预先设定。为了强调区域 R 的像素, 以与基准矢量 RV 所形成的角度 θ 越大则强调系数越小的方式设定各强调系数 α 。即, 对特征空间 CS 内的规定的分布数据设定基准矢量 RV , 通过对特征空间 CS 内的观察对象计算角度位移量来设定强调量。

[0085] 通过控制电路 200 来设定强调系数。在此, 根据向未图示的处理器 7 的操作面板或者键盘等的输入, 将作为强调量的强调系数数据作为表数据存储在图像处理部 101 的表

TBL, 由此设定强调系数。强调系数数据由用户决定。

[0086] 因此, 控制电路 200 和操作面板构成强调量设定部, 该强调量设定部用于对特征空间内的期望深度的观察对象所分布的区域设定强调量。而且, 根据由该强调量设定部设定的强调量, 对所选择的两个以上的频带图像进行强调处理。

[0087] 此外, 也可以对由各波长 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 这三个轴构成的特征空间 CS 内的点的坐标进行极坐标变换, 用极坐标来规定强调系数 α 。在该情况下, 在图 5 中, 根据顶点角 θ 和方位角 Φ 来规定极坐标。

[0088] 图 6 是表示使用极坐标设定的强调表的例子图。强调系数表 TBL 是基于相对于基准矢量 RV 的像素值的位置的极坐标的表。表 TBL 保持作为极坐标的由顶点角 θ 和方位角 Φ 决定的强调量的数据。在图 6 中, $\alpha(x, y)$ 表示与方位角 Φx 和顶点角 θy 对应的强调系数。

[0089] 在图 4 的情况下, 选择频带图像 $\lambda 1(2)$ 、 $\lambda 2(2)$ 、 $\lambda 3(2)$ 而实施强调处理。

[0090] 频带图像 $\lambda 1(2)$ 、 $\lambda 2(2)$ 、 $\lambda 3(2)$ 的各图像帧内的各像素映射到图 5 的特征空间 CS 内的某一位置。例如, 在设映射到特征空间 CS 内的某一像素所对应的点 i 的矢量 IV 与基准矢量 RV 所形成的角度为 θ 的情况下, 针对各频带图像的像素, 要强调的角度范围为 $0 \leq \theta \leq \pm(\pi/2)$, 特别是设为包含区域 R 内的像素的范围, 在该范围以外和 $\theta \geq \pm(\pi/2)$ 的区域内不进行强调, 以这种方式设定强调系数 α 。即, 在图 5 中, 当将与基准矢量 RV 正交的平面设为 RP 时, 针对相对于特征空间内的平面 RP 处于基准矢量 RV 侧的像素进行强调处理, 针对相对于特征空间内的平面 RP 并非处于基准矢量 RV 侧的像素不进行强调处理。

[0091] 例如根据以下式决定使用于强调处理的针对像素的强调系数 α 。 α_i 表示与特征空间内的点 i 有关的强调系数。

[0092] $\alpha_i = ((\pi/2) - \theta) r \cdots$ 式 (1)

[0093] 在此, r 为任意的实数。

[0094] 关于针对特征空间 CS 内的区域 R 内的各点的强调系数 α , 也可以在进行强调处理时针对每个点从式 (1) 通过运算求得, 乘以与点 i 对应的像素的像素值等, 但是, 在此, 如上所述为了高速地进行强调处理而针对特征空间 CS 内的每个点从上述式 (1) 预先算出强调系数 α , 作为强调系数表 TBL 存储到图像处理部 101 内的存储器内, 在图像处理部 101 的强调处理部 112 进行强调处理时使用该强调系数表 TBL 的数据来对像素值进行乘法运算等。

[0095] 在此, 说明强调系数表 TBL 的设定。

[0096] 图 7 是强调系数表的设定处理的流程图。用户根据组织表面的深度来设定、即选择特征空间 CS 的两个以上的轴和区域 (S1)。在图 5 的例子中, 设定 $\lambda 1$ 图像的波长 540nm 的波长 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 图像的波长 600nm 的波长 $\lambda 2$ 以及 $\lambda 3$ 图像的波长 630nm 的波长 $\lambda 3$ 的轴和由三个轴形成的特征空间 CS 内的区域 R。特征空间 CS 的轴的设定根据生物体组织表面下的期望深度 d 的观察对象不同而不同。

[0097] 因此, S1 的处理构成关于由频带分解处理部 111 分解为多个的波长频带或者多个空间频带, 根据被检体内的观察对象从多个频带选择任意的频带而形成特征空间的特征空间形成单元。

[0098] 用户决定与所设定的区域有关的强调系数 (S2)。在图 5 的例子中, 根据上述式 (1)

来计算并决定区域 R 内的各点的强调量。

[0099] 用户将在 S2 中计算出并决定的各强调系数存储设定到强调系数表 TBL(S3)。

[0100] 在以上处理中,当由用户指定特征空间和进行强调处理的区域时,用户通过使用个人计算机等执行 S1 ~ S3 的处理,能够决定强调系数并设定到强调系数表 TBL。

[0101] 如上所述,各像素的强调量设定到强调系数表 TBL。

[0102] 在图 4 的情况下,使用所设定的强调系数表 TBL,对为了强调期望深度的血管等而选择的频带图像 $\lambda 1(2)$ 、 $\lambda 2(2)$ 以及 $\lambda 3(2)$ 中的、上述特征空间 CS 内的区域 R 的像素实施强调处理。

[0103] 三个波长图像($\lambda 1$ 图像、 $\lambda 2$ 图像、 $\lambda 3$ 图像)还包含伪像 AF、背景粘膜 BM 的图像,但是,如上所述,仅强调期望区域的图像,因此不强调伪像 AF、背景粘膜 BM 的图像。图 5 示出伪像 AF 的区域。例如,伪像 AF 是在切开并剥离组织时产生的组织损伤部(黑色区域等)的区域。

[0104] 即,通过制作与区域 R 对应的强调系数表 TBL 以除去这种伪像 AF、背景粘膜 BM 等的区域而仅强调区域 R,由此强调频带图像 $\lambda 1(2)$ 、 $\lambda 2(2)$ 以及 $\lambda 3(2)$ 。

[0105] 此外,在图 5 的例子中,制作出强调系数表 TBL 以仅强调区域 R,但是也可以制作多个强调系数表以强调上述特征空间 CS 内的多个区域。

[0106] 图 8 是用于说明强调多个区域的情况下的图。在图 8 中,设定两个区域 R1、R2,对该两个区域 R1、R2 设定强调系数。在图 8 中,对两个区域 R1、R2 分别设定基准矢量 RV1、RV2。在各个区域中决定强调系数,预先设定到强调系数表 TBL1、TBL2。

[0107] 如图 8 所示,仅强调区域 R1 和 R2,越是与两个基准矢量 RV1、RV2 的角度大的像素值则强调系数越小,因此伪像的图像的区域 AF、背景粘膜的图像的区域 BM 的强调减弱。

[0108] 另外,也可以设定多个伪像来设定区域 R 的强调系数。如图 8 所示,示出能够设定两个伪像 AF、AF1 而以不强调这种伪像的方式设定强调系数。在图 8 中,伪像 AF1 例如为靛胭脂等色素的区域。

[0109] 对于图 5 和图 8 示出的特征空间 CS 和区域 R、R1、R2,分别与粘膜下的期望深度处的血管等相应地根据不同的观察对象来决定。因此,用户与要强调的粘膜下的期望深度处的血管等相应地预先制作与特征空间和区域对应的强调系数表以能够强调粘膜下的任意深度的血管等。这样,当指定粘膜下的要强调的深度的血管等时,用户选择对应的强调表,能够进行对期望深度的血管等进行强调的强调处理。

[0110] 而且,以不强调特征空间 CS 内生物体内的血管、背景粘膜以及其它对象的方式设定强调量。

[0111] 如上所述,强调处理部 112 构成强调处理单元,该强调处理单元根据强调量对所选择的两个以上的频带图像进行强调处理,该强调量是针对以从频带分解处理部 111 生成的多个频带图像中选择的两个以上的频带图像的波长频带或者空间频带为轴而形成的特征空间内的、被检体内的观察对象所分布的区域设定的。

[0112] (3) 颜色变换处理

[0113] 在对所选择的频带图像进行强调处理之后,颜色变换处理部 113 进行处理,对 $3 \times N$ 个频带图像(还包含成为强调处理的对象的频带图像)实施颜色变换处理。在此,颜色变换处理部 113 中的颜色变换处理是调整色调的处理,调整各频带图像的色调以使色调

成为与在通常观察模式中在白色光下显示的白色光观察图像的整体色调类似的色调。

[0114] 另外,也可以对任意的对象进行提高与背景粘膜的对比度的颜色调整。

[0115] 除此以外,例如使用颜色变换矩阵来进行颜色变换处理部 113 中的颜色变换处理。此外,也可以使用颜色变换表来进行颜色变换处理部 113 中的颜色变换处理。

[0116] 另外,颜色变换处理部 113 也可以使用多个颜色变换矩阵来进行颜色变换。图 9 是用于说明使用多个颜色变换矩阵的例子的图。

[0117] 图 9 是表示将各波长图像分割为六个频带而使用多个颜色变换矩阵的例子的图。例如,使用用于低空间频率的颜色变换矩阵 1 对空间频率 $fr1$ 的频带图像群(频带图像 $\lambda 1(1)$ 、 $\lambda 2(1)$ 以及 $\lambda 3(1)$)的色调进行变换,使用用于中间空间频率的颜色变换矩阵 2 对空间频率 $fr2$ 和 $fr3$ 的频带图像群(频带图像 $\lambda 1(2)$ 、 $\lambda 2(2)$ 、 $\dots$ $\lambda 3(3)$)的色调进行变换,使用用于高空间频率的颜色变换矩阵 3 对其它频带图像群(频带图像 $\lambda 1(4)$ 、 $\lambda 2(4)$ 、 $\dots$ $\lambda 3(6)$)的色调进行变换等,也可以使用多个颜色变换矩阵。

[0118] 此外,颜色变换矩阵例如为 3×3 的正方矩阵,例如在日本专利第 3607857 号公报等进行了公开。

[0119] 因而,各频带图像在进行了强调处理之后进行颜色变换处理,或者不进行强调处理而进行颜色变换处理。其结果,生成进行了颜色变换处理(和强调处理和颜色变换处理)的 $3 \times N$ 个频带图像(以下称为处理后频带图像)。

[0120] 在图 4 中,以将进行了颜色变换处理等的 $\lambda 1(1)$ 图像设为 $\lambda 1(1)'$ 图像、将进行了颜色变换的 $\lambda 1$ 图像设为 $\lambda 1(2)'$ 图像,以这种方式,将进行了颜色变换处理的 $\lambda m(k)$ 图像示出为 $\lambda m(k)'$ 图像。

[0121] 而且,针对每个波长图像,对处理后频带图像进行积分而生成三个波长图像(以下称为积分波长图像)。生成作为波长接近 540nm 的图像的 $\lambda 1$ 图像的积分波长图像(以下称为 $\lambda 1'$ 图像)、作为波长接近 600nm 的图像的 $\lambda 2$ 图像的积分波长图像(以下称为 $\lambda 2'$ 图像)以及作为波长接近 630nm 的图像的 $\lambda 3$ 图像的积分波长图像(以下称为 $\lambda 3'$ 图像)。

[0122] 即,图像处理部 101 从 $3 \times N$ 个处理后频带图像生成按每个波长相加、即积分的 $\lambda 1'$ 图像、 $\lambda 2'$ 图像以及 $\lambda 3'$ 图像。

[0123] 三个图像($\lambda 1'$ 图像、 $\lambda 2'$ 图像以及 $\lambda 3'$ 图像)经由选择器 102 等被提供给观察监视器 5 的 RGB 的各通道。其结果,在观察监视器 5 的画面上显示强调了期望深度的血管等的显示图像。

[0124] 图 10 是用于说明强调了期望深度的血管的情况的图。如图 10 所示,以往,如图像 DS1 所示那样,生物体组织表面下的深部血管不清楚,但是根据上述内窥镜系统,如图像 DS2 所示,强调该血管而清楚地显示。

[0125] 此外,在上述例子中,在对所选择的频带图像进行强调处理之后进行颜色变换处理,但是,也可以在对全部频带图像进行颜色变换处理之后,对所选择的频带图像进行强调处理而生成处理后频带图像。因此,颜色变换处理部 113 构成颜色变换处理单元,该颜色变换处理单元对进行强调处理之前的多个频带图像或者包含由强调处理单元进行了强调的所选择的两个以上的频带图像在内的多个频带图像进行用于调整色调的颜色变换处理。

[0126] 能够提供一种通过进行以上那样的图像处理能够强调生物体组织的表面下的期

望深度的要图像化的血管等而图像化的图像处理装置和内窥镜系统。

[0127] 以上,说明了从三个波长图像生成 N 个频带图像而强调显示一个对象的例子,但是还能够通过如下那样设定特征空间和区域来选择并强调显示各种期望深度的对象。

[0128] 图 11 是用于说明从多个波长图像生成多个频带的图像、针对所生成的该多个频带的图像对多个期望深度的对象进行强调处理等处理的图。

[0129] 如图 11 所示,频带分解处理部 111 通过空间频率解析、例如通过空间频率分割将 λ_1 图像分割为 N 个 (N 为 1 以上的自然数) 空间频带的图像 (以下称为频带图像)。同样地,频带分解处理部 111 将从 λ_2 图像至 λ_M 图像 (M 为 2 以上的自然数) 分别分割为 N 个频带图像。即,频带分解处理部 111 针对 M 个波长的图像分别生成 N 个频带图像。

[0130] 这样,设为从 $M \times N$ 个频带图像中存在要强调显示的深度的三个对象。例如,设为要强调显示粘膜的表面下的深部血管、粘膜表层的凹陷图案以及粘膜表层的毛细血管。

[0131] 通过对用一点划线表示的频带图像 $\lambda_2(2) \sim \lambda_M(2)$ 的图像群 TG1 进行乘以规定的强调系数的处理,能够强调显示深部血管,通过对用一点划线表示的频带图像 $\lambda_3(N) \sim \lambda_M(N)$ 的图像群 TG2 进行乘以规定的强调系数的处理,能够强调显示粘膜表层的凹陷图案,通过对用一点划线表示的频带图像 $\lambda_1(N)$ 和 $\lambda_2(N)$ 的图像群 TG3 进行乘以规定的强调系数的处理,能够强调显示粘膜表层的毛细血管。

[0132] 用户对每个对象的多个频带图像设定特征空间以及各特征空间内的区域,并且,如上所述,制作各区域内的强调系数表。例如,用户将用于强调显示深部血管的特征空间设为与用图像群 TG1 表示的频带图像 $\lambda_2(2) \sim \lambda_M(2)$ 对应的 ($M-1$) 轴的多维空间,设定该多维空间内的深部血管的区域。而且,制作与该区域有关的强调系数表 TBL1。

[0133] 同样地,用户将用于强调显示粘膜表层的凹陷图案的特征空间设为与用图像群 TG2 表示的频带图像 $\lambda_3(N) \sim \lambda_M(N)$ 对应的 ($M-2$) 轴的多维空间,设定该多维空间内的粘膜表层的凹陷图案的区域。而且,制作与该区域有关的强调系数表 TBL2。

[0134] 同样地,用户将用于强调显示粘膜表层的毛细血管的特征空间设为与用图像群 TG3 表示的频带图像 $\lambda_1(N)$ 和 $\lambda_2(N)$ 对应的两轴的二维空间,设定该二维空间内的粘膜表层的毛细血管的区域。而且,制作与该区域有关的强调系数表 TBL3。

[0135] 如上所述,用户预先设定与期望的对象有关的特征空间和频带图像,预先制作对应的强调系数表。而且,三个强调系数表被存储到图像处理部 101 的存储器。此外,也可以将表 TBL1 $\sim$ TBL3 汇总为一个表。

[0136] 当用户选择要强调显示的对象并指示强调显示时,从控制电路 200 将包含与要强调显示的对象对应的强调系数表的选择信号 SS 提供给图像处理部 101,在图像处理部 101 中执行上述那样的处理,要强调的该对象在观察监视器 5 的画面上被强调显示。

[0137] 例如,当指示深部血管的强调显示时,在频带分解处理部 111 中, $\lambda_1 \sim \lambda_M$ 图像分别被分割为 N 个频带图像。强调处理部 112 参照强调系数表 TBL1,对根据指示而深部血管的强调显示被选择的、由图像群 TG1 表示的频带图像 $\lambda_2(2) \sim \lambda_M(2)$ 执行强调处理。颜色变换处理部 113 将强调处理过的频带图像 $\lambda_2(2) \sim \lambda_M(2)$ 包括在内对 $N \times M$ 个频带图像执行用于调整色调的颜色变换处理,输出针对每个波长积分得到的 λ_1' 图像、 λ_2' 图像、 $\dots$ 、 λ_m' 图像。

[0138] 另外,当指示粘膜表层的凹陷图案的强调显示时,在频带分解处理部 111 中,

$\lambda_1 \sim \lambda_M$ 图像分别被分割为 N 个频带图像。强调处理部 112 参照强调系数表 TBL2, 对根据指示而粘膜表层的凹陷图案的强调显示被选择的、由图像群 TG2 表示的频带图像 $\lambda_3(N) \sim \lambda_M(N)$ 执行强调处理。颜色变换处理部 113 将强调处理过的频带图像 $\lambda_3(N) \sim \lambda_M(N)$ 包括在内对 $N \times M$ 个频带图像执行用于调整色调的颜色变换处理, 输出针对每个波长积分得到的 λ_1' 图像、 λ_2' 图像、 $\dots$ 、 λ_m' 图像。

[0139] 并且, 当指示粘膜表层的毛细血管的强调显示时, 在频带分解处理部 111 中, $\lambda_1 \sim \lambda_M$ 图像分别被分割为 N 个频带图像。强调处理部 112 参照强调系数表 TBL3, 对根据指示而粘膜表层的毛细血管的强调显示被选择的、由图像群 TG3 表示的频带图像 $\lambda_1(N)$ 和 $\lambda_2(N)$ 执行强调处理。颜色变换处理部 113 将强调处理过的频带图像 $\lambda_1(N)$ 和 $\lambda_2(N)$ 包括在内对 $N \times M$ 个频带图像执行用于调整色调的颜色变换处理, 输出针对每个波长积分得到的 λ_1' 图像、 λ_2' 图像、 $\dots$ 、 λ_m' 图像。此外, 在要强调深部血管、凹陷图案、表层血管全部的情况下, 能够利用全部的表 TBL1 $\sim$ TBL3。

[0140] 如上所述, 将多个波长图像分别分解为多个频带图像, 根据期望的对象来设定特征空间并且设定对象的区域, 设定与各区域有关的强调系数。而且, 通过指定或者选择期望的对象, 能够仅强调该对象而显示在观察监视器 5 上。

[0141] 而且, 关于生物体组织的表面下要图像化的对象, 针对处于粘膜表层附近的病变附近的血管、处于粘膜的深位置的较粗的血管、粘膜下肿瘤等各种深度的血管、病变部等生物体组织表面下的各种深度位置处的这种对象等, 与其它深度的血管等相比能够更进一步强调而图像化, 并且, 还能够通过组合了放大内窥镜的观察来实现腺开口部的对比度的提高。结果是, 也能够缩短手术师的手术时间。

[0142] 接着, 说明本实施方式的变形例。

[0143] (变形例 1)

[0144] 在上述实施方式中, 为了得到多个窄频带光的反射光, 使用出射多个窄频带光的光源装置, 但是也可以对被摄体照射白色光, 通过光谱估计处理来从其反射光得到多个波长图像。例如, 在图 4 的例子中, λ_1 图像、 λ_2 图像以及 λ_3 图像也可以通过光谱估计处理来生成。

[0145] (变形例 2)

[0146] 在上述实施方式中, 光源装置依次出射多个窄频带光, 但是, 光源装置也可以使来自白色光的光源灯的光经由规定的干涉滤波器而出射规定的多个窄频带光, 将多个窄频带光同时照射到被检体, 经由设置于摄像元件的受光面的滤色器对来自被摄体的反射光进行同时拍摄, 在摄像元件的输出过程中得到多个波长图像。

[0147] (变形例 3)

[0148] 在上述实施方式中, 如图 5 所示设定三轴的特征空间内的区域 R 和基准矢量 RV , 在该特征空间内设定强调系数, 但是也可以将三维特征空间例如投影到二维特征空间, 在该二维特征空间内设定区域和基准矢量。

[0149] 图 12 和图 13 是用于说明将图 5 中的三轴投影到两轴而形成了两个特征空间的情况下的图。图 12 是表示在以波长 λ_1 和 λ_2 为轴的特征空间设定区域 R 和基准矢量 RV 的情况下的图。图 13 是表示在以波长 λ_2 和 λ_3 为轴的特征空间设定区域 R 和基准矢量 RV 的情况下的图。

[0150] 将三维特征空间投影到两个特征空间而分割为两个特征空间,在分割得到的两个特征空间中的每个特征空间内设定基准矢量。而且,对所设定的基准矢量设定强调系数,在设为特征空间 CSa 内的任意点 i 的矢量 Iva 与基准矢量 RVa 所形成的角度为 θ_a 且特征空间 CSb 内的相同点 i 的矢量 IVb 与基准矢量 RVb 所形成的角度为 θ_b 时,也可以通过以下式 (2) 设定强调系数 α_i 。

[0151] $\alpha_i = (((\pi/2) - \theta_a)((\pi/2) - \theta_b))r \cdots$ 式 (2)

[0152] (变形例 4)

[0153] 在上述实施方式中,在多个波长或者频带的轴的空间内设定区域 R,设定相对于基准矢量 RV 的强调量,但是也可以将该空间投影到其它空间,在所投影的空间内设定强调系数。

[0154] 图 14 是表示某一波长 λ_1 、 λ_2 的两轴的二维特征空间 CSc 内的区域 R 和伪像 AF 的图。图 15 是表示将图 14 的特征空间 CSc 投影到其它特征空间 CSd 内时的区域 R 和伪像 AF 的图。

[0155] 在图 14 中,区域 R 与伪像 AF 重叠而难以设定强调系数,但是在图 15 中,在投影到由与基准矢量 RV 正交的轴 CA1 和与基准矢量 RV 平行的轴 CA2 形成的空间而得到的特征空间 CSd 中,观察对象的区域 R 的分布和伪像 AF 的分布分布在相互不同的区域,容易设定强调系数。

[0156] 因此,也可以在投影到与波长轴的空间或者频带频率轴的空间不同的特征空间而得到特征空间中设定强调量。

[0157] 如上所述,根据上述实施方式和各变形例,能够提供一种能够强调生物体组织的表面下的期望深度的要图像化的血管等而进行图像化的图像处理装置和内窥镜系统。结果是,还能够缩短治疗时间。

[0158] 并且,在白色光观察中,还能够提高可视困难的粘膜下肿瘤的出现率。

[0159] 本发明并不限于上述实施方式,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。

[0160] 本申请是以 2011 年 9 月 20 日在日本申请的特愿 2011-204953 号为优先权要求的基础而申请的,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求书中。

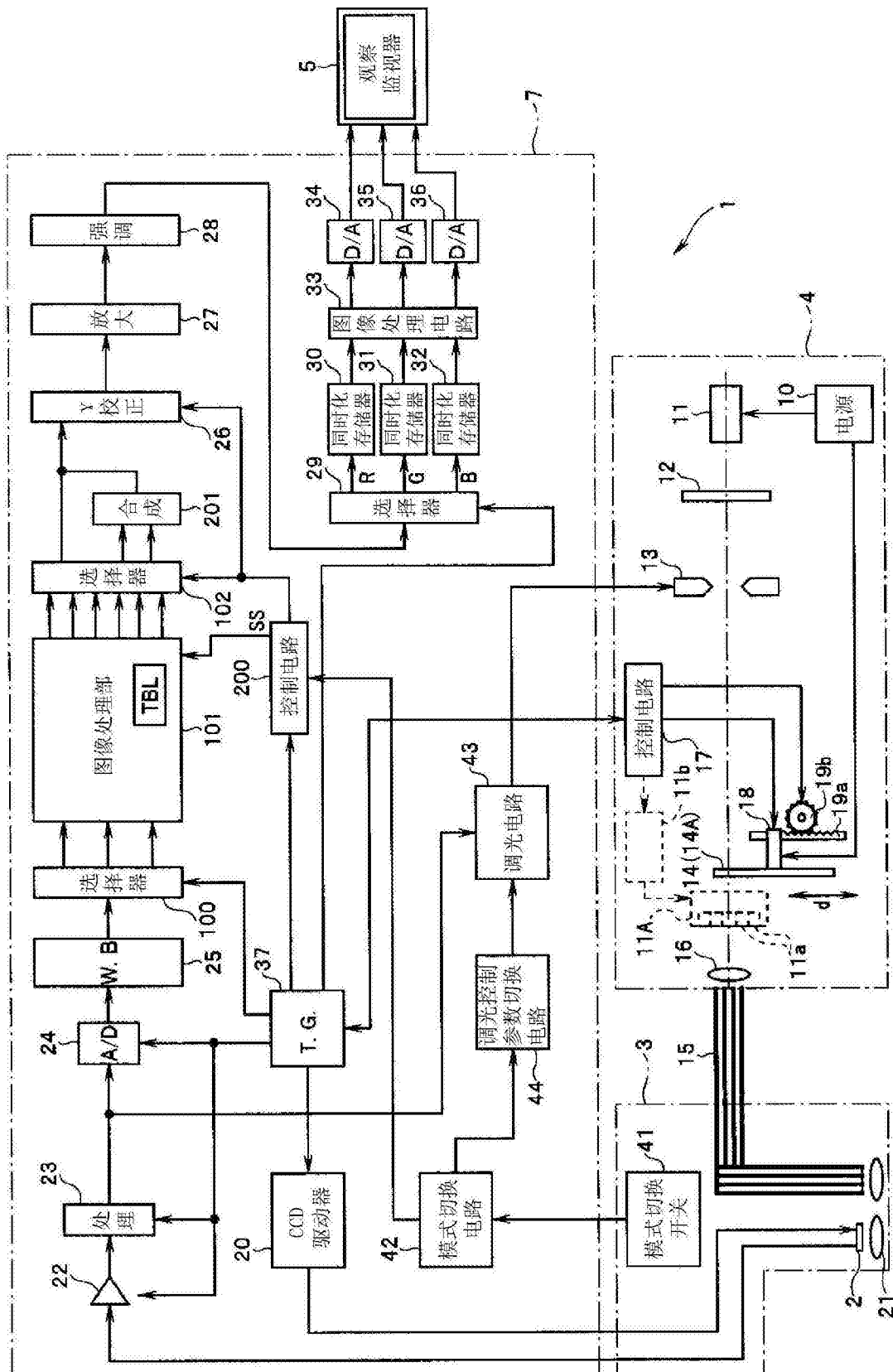


图 1

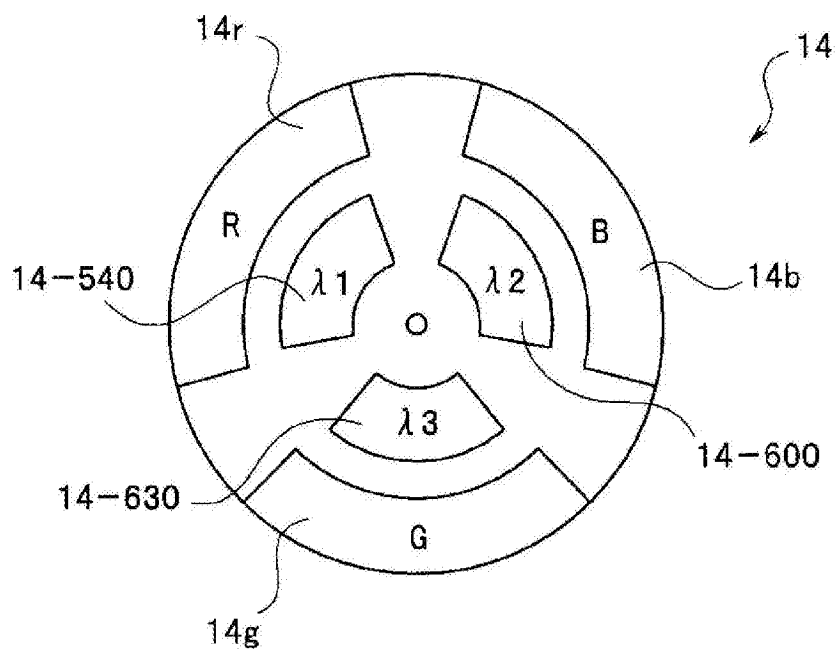


图 2

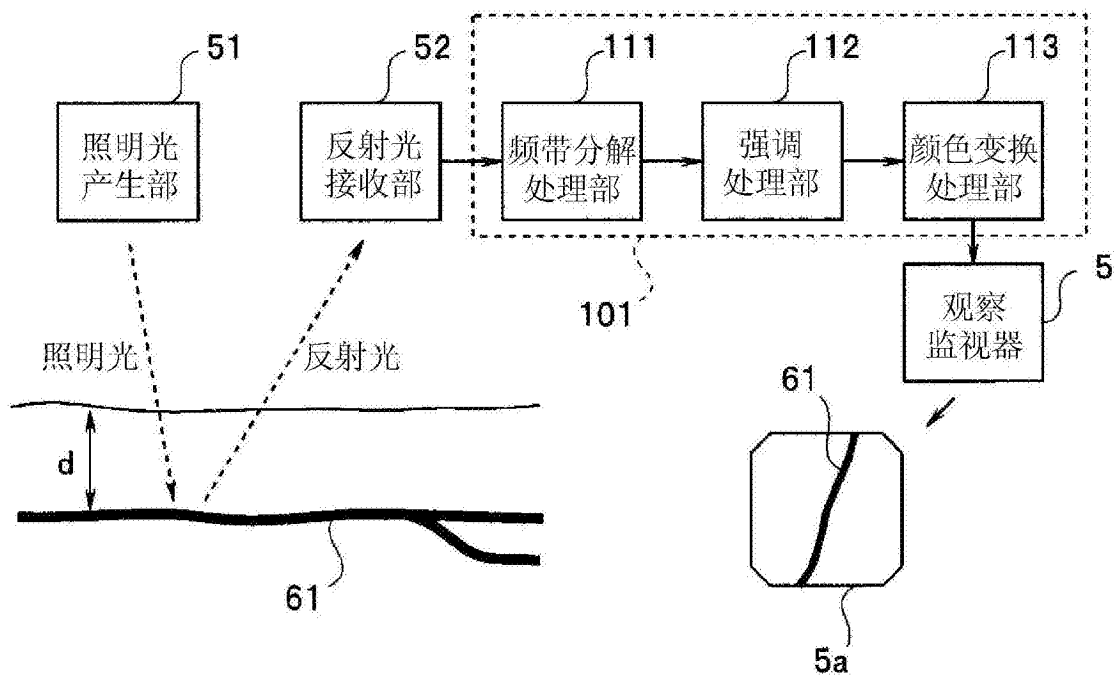


图 3

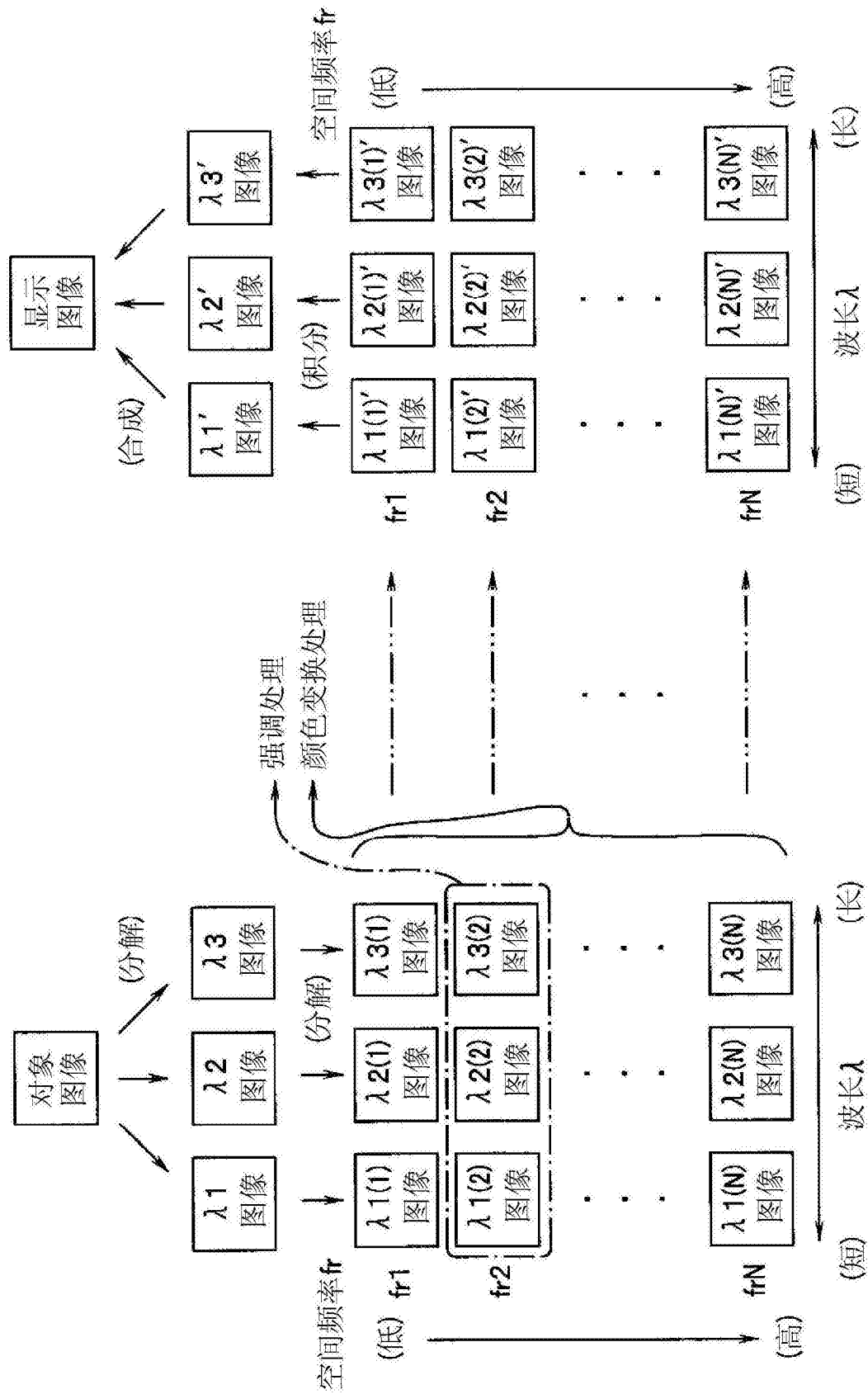


图 4

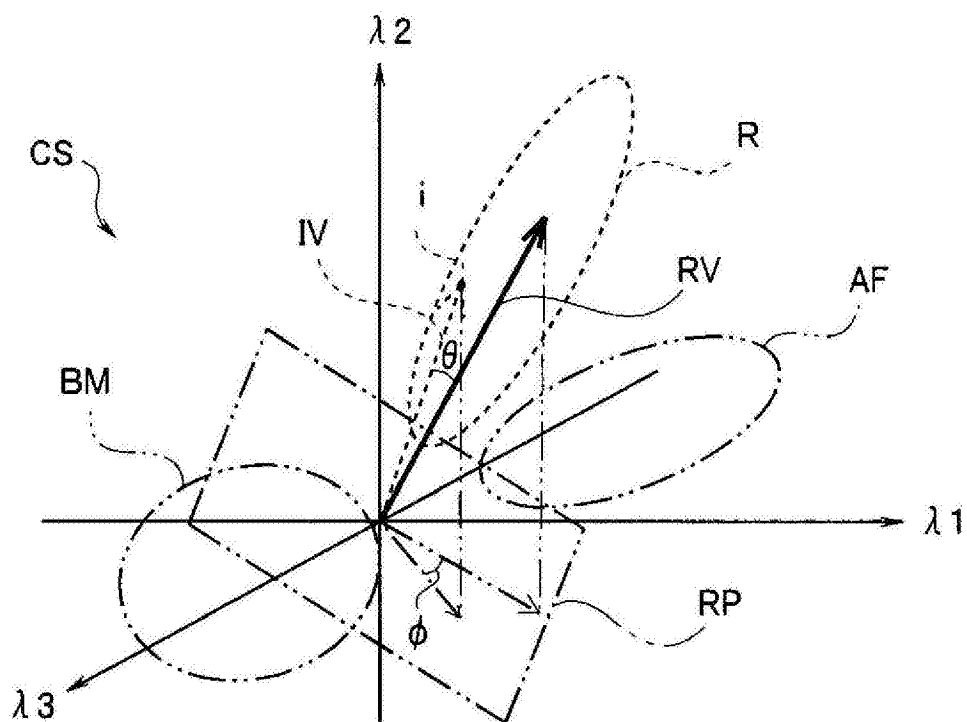


图 5

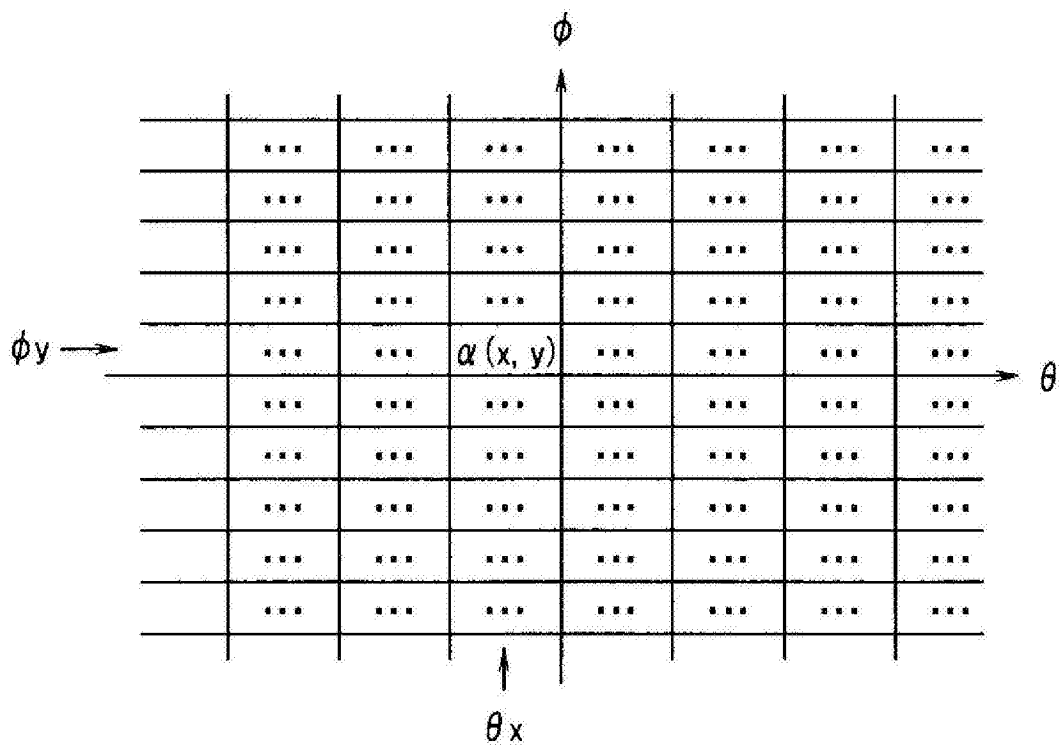


图 6

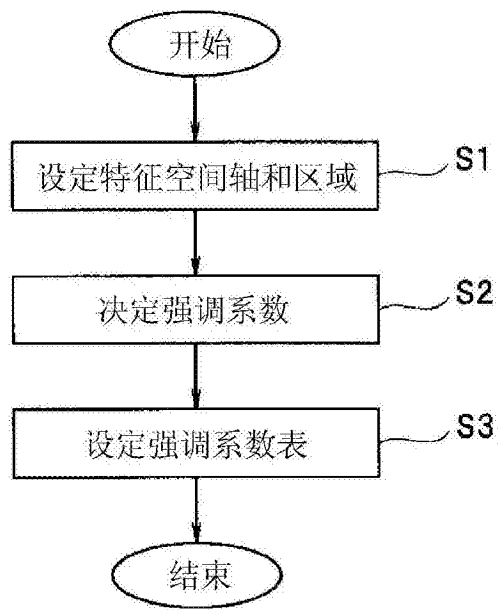


图 7

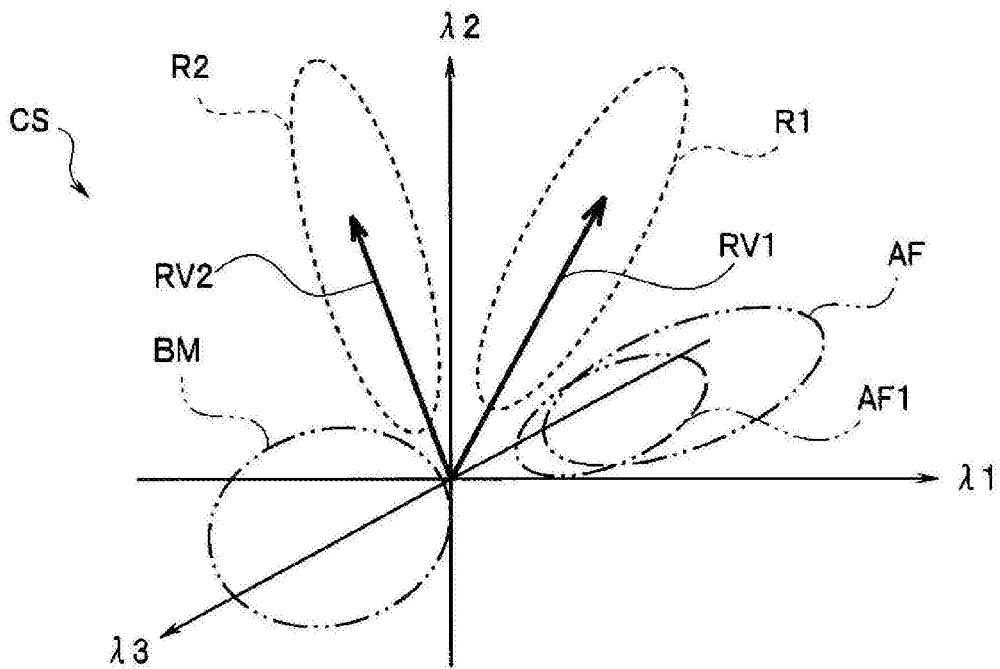


图 8

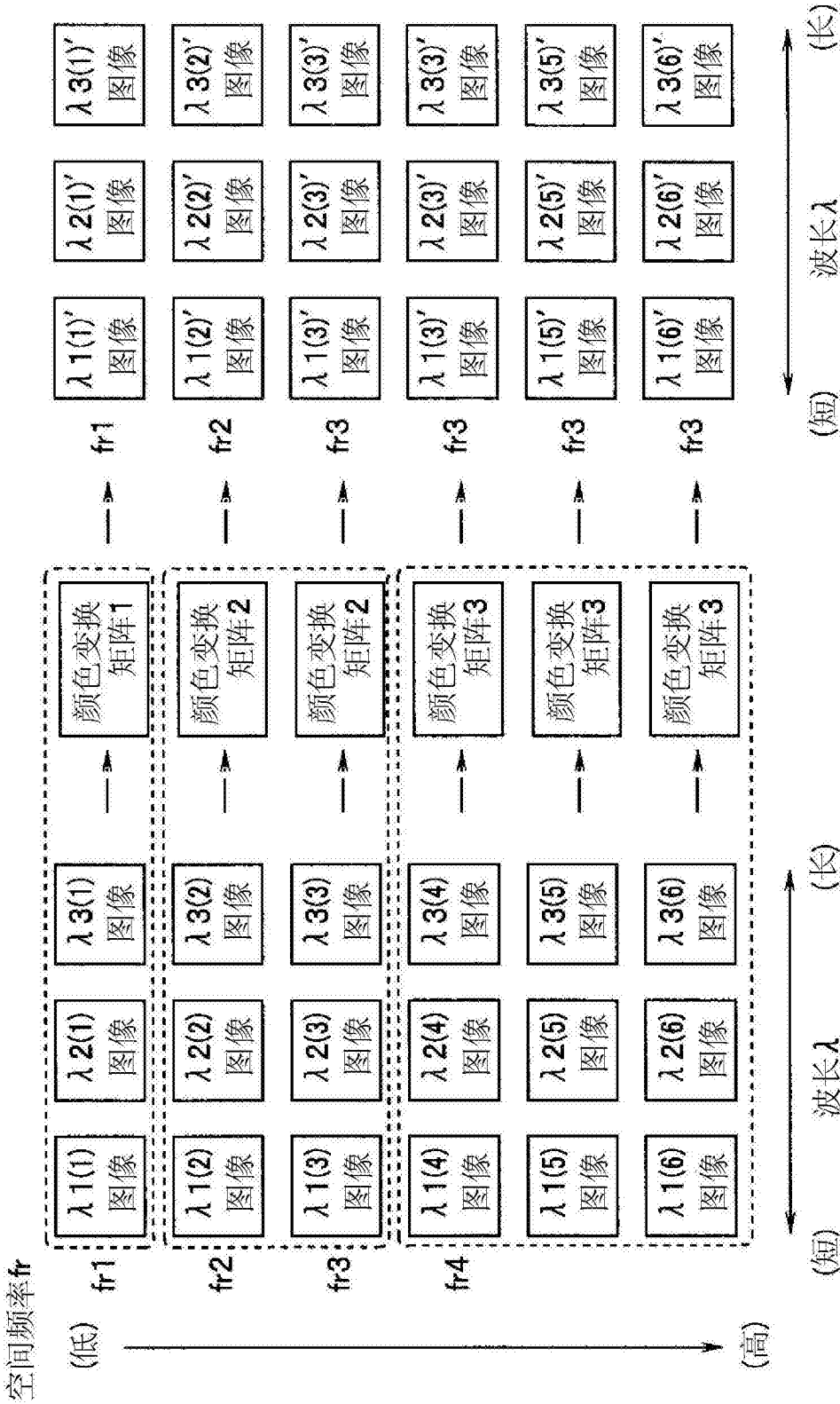


图 9

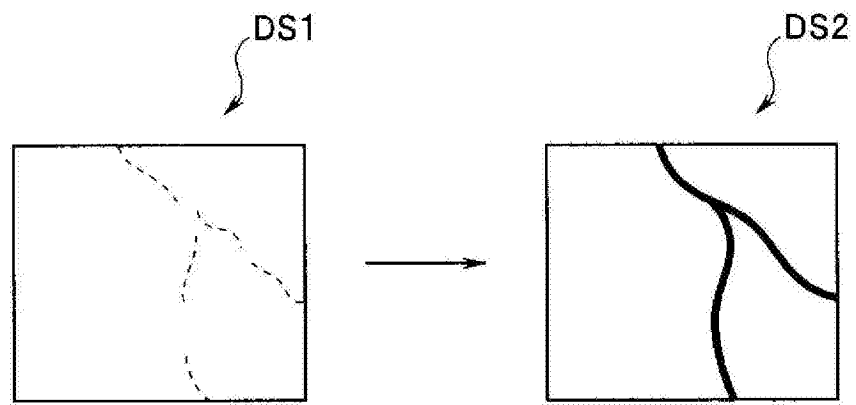


图 10

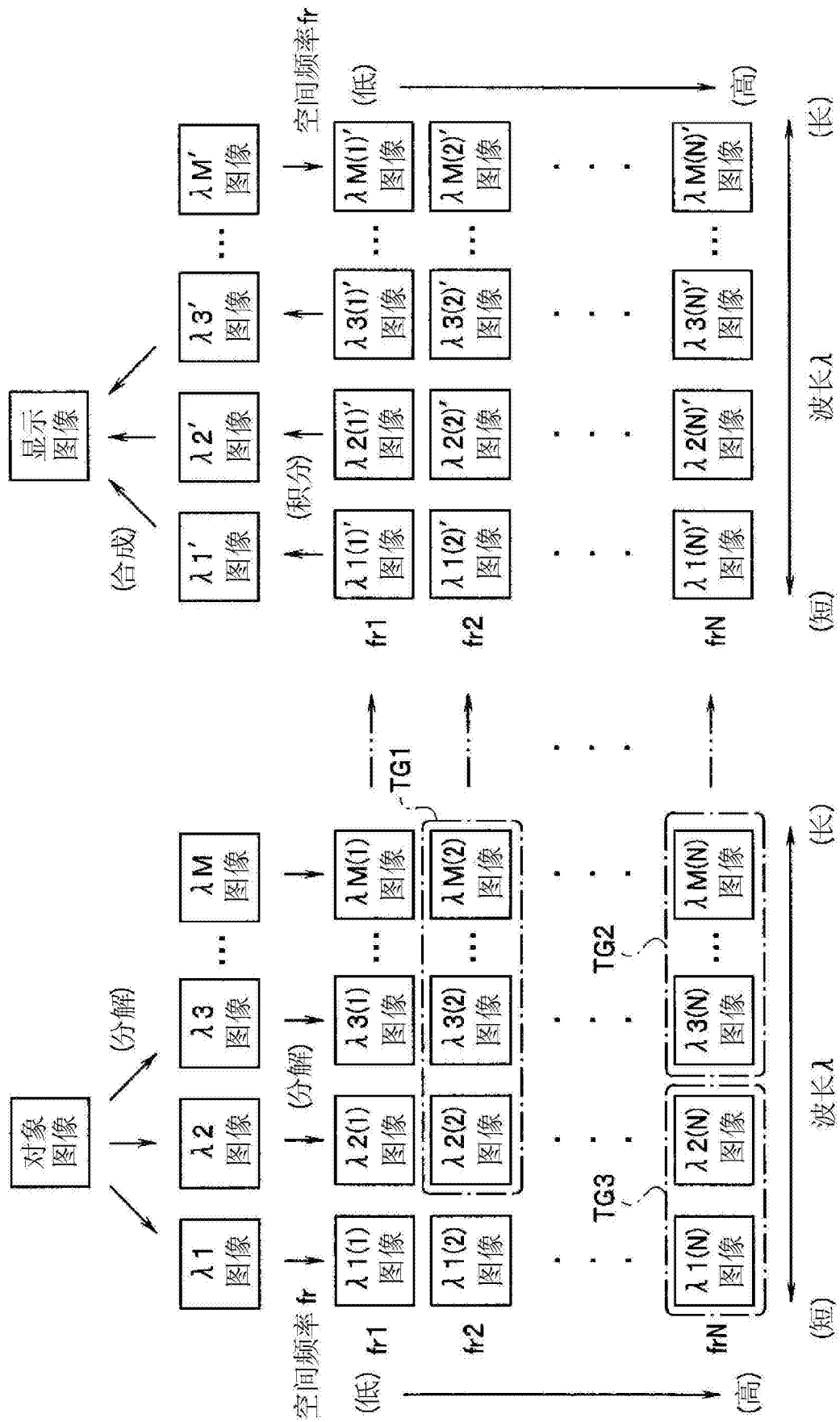


图 11

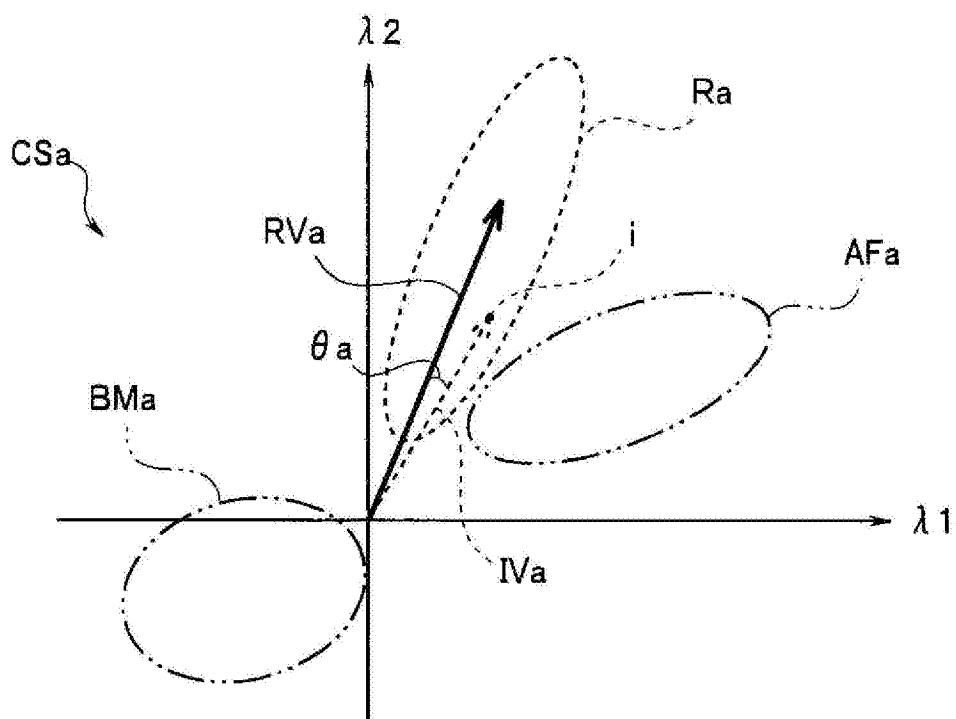


图 12

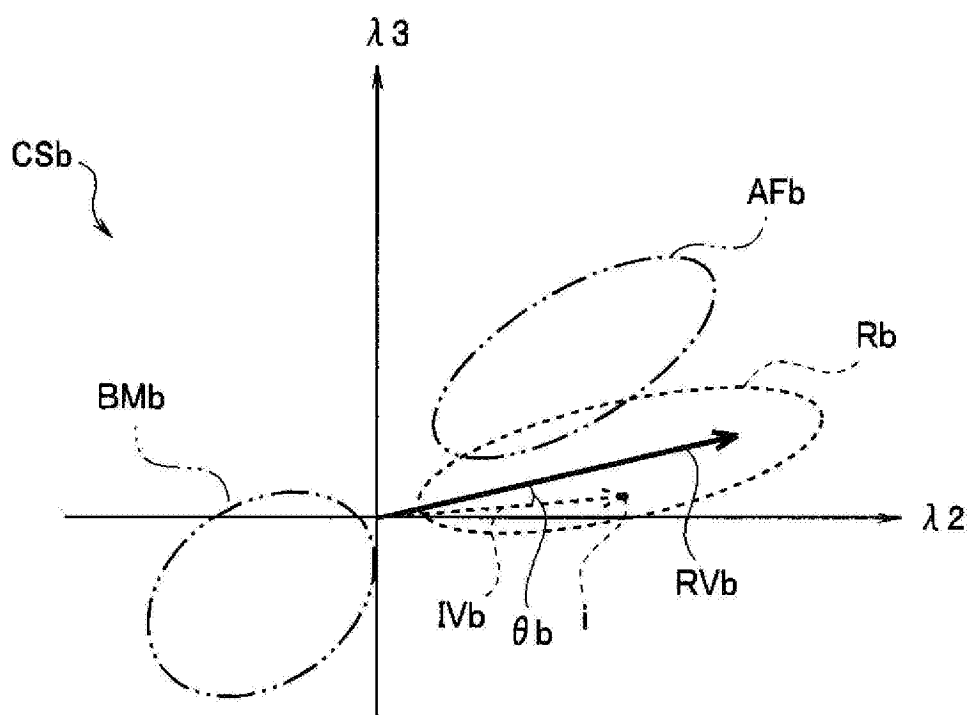


图 13

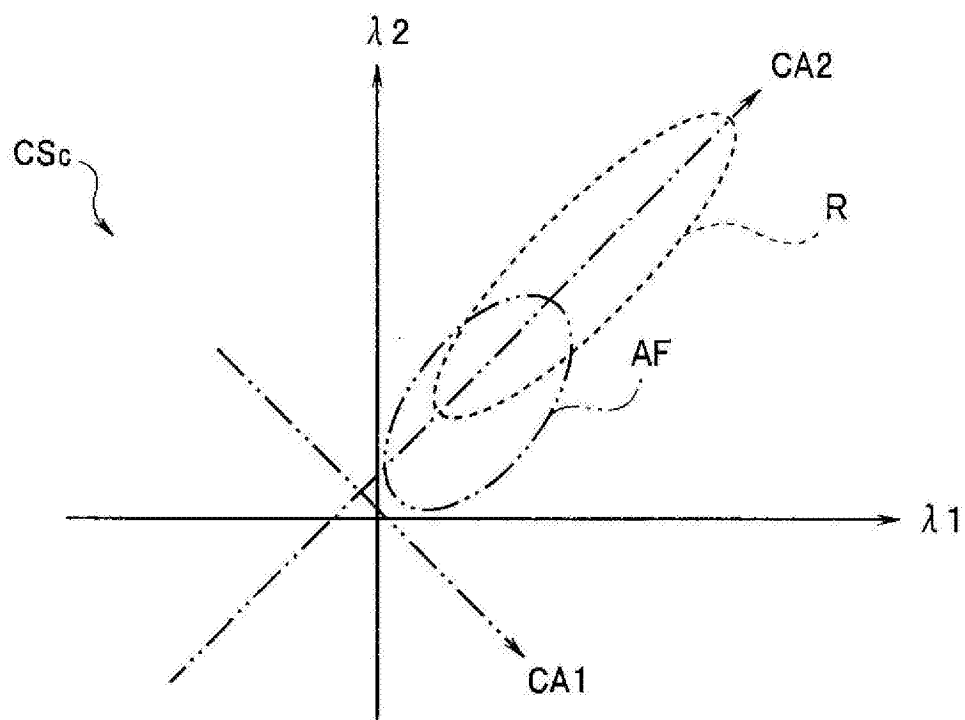


图 14

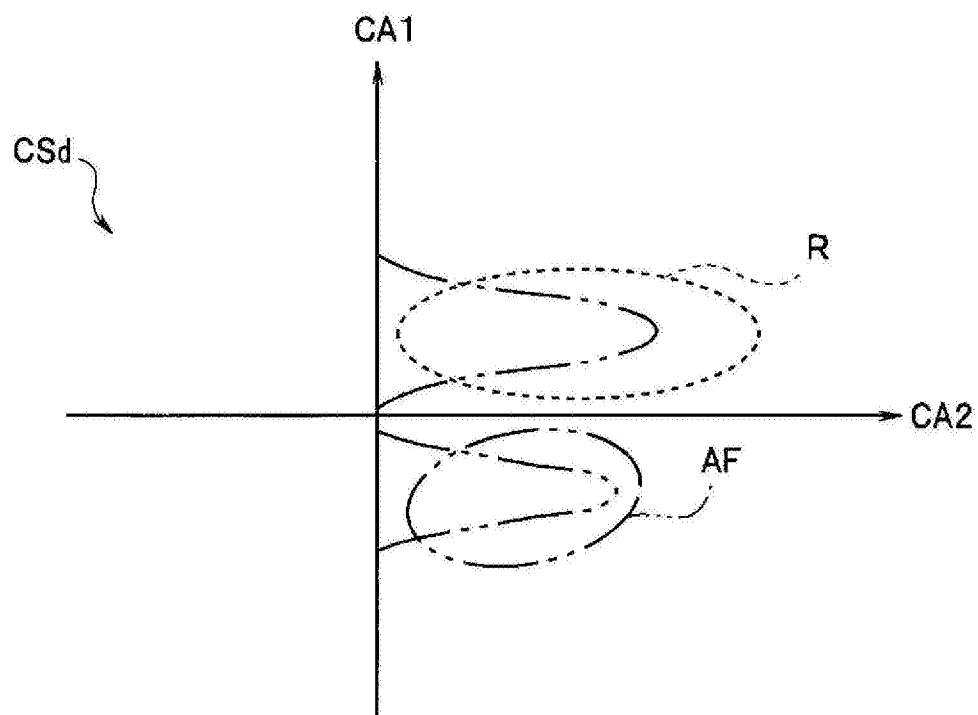


图 15

专利名称(译)	图像处理装置以及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103501681B	公开(公告)日	2015-11-25
申请号	CN201280020188.5	申请日	2012-04-09
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	五十岚诚 山崎健二 野波彻绪		
发明人	五十岚诚 山崎健二 野波彻绪		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G01N21/27 G02B23/24 H04N9/04		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 G02B23/2484 G02B26/008 G06T5/003 G06T2207/10016 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/10152 G06T2207/20192 G06T2207/30101 H04N9/67		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2011204953 2011-09-20 JP		
其他公开文献	CN103501681A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜系统(1)具有光源装置(4)、CCD(2)、视频处理器(7)以及观察监视器(5)，视频处理器(7)具备：频带分解处理部(111)，其对由CCD(2)拍摄得到的信号以多个空间频带进行分解处理而生成多个频带图像；强调处理部(112)，其根据强调量对所选择的频带图像进行强调处理，该强调量是针对以从多个频带图像中选择出的频带图像的波长频带或者空间频带为轴而形成的特征空间内的被检体内的观察对象分布的区域而设定的；以及颜色变换处理部(113)，其对包含进行了强调的所选择的两个以上的频带图像在内的多个频带图像，进行用于调整色调的颜色变换处理。

