



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105266750 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 27

(21) 申请号 201510363901. 1

G06T 11/00(2006. 01)

(22) 申请日 2015. 06. 26

G06T 11/80(2006. 01)

(30) 优先权数据

2014-133390 2014. 06. 27 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 藏本昌之 杉崎诚

(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 刘文海

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 1/273(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

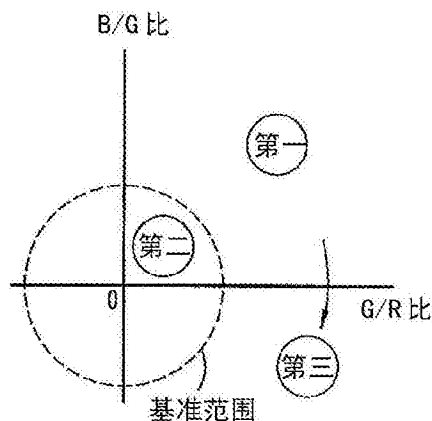
权利要求书3页 说明书19页 附图25页

(54) 发明名称

医用图像处理装置及其工作方法、以及内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供医用图像处理装置及其工作方法、以及内窥镜系统,用于生成强调了胃粘膜萎缩后的萎缩部等异常部与正常部的色差的图像。在该医用图像处理装置中,输入第一 RGB 图像信号。根据第一 RGB 图像信号求出色差信号 (Cr、Cb)。在由色差信号 (Cr、Cb) 形成的特征空间中进行第一处理,该第一处理按照在维持第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下将第二观察范围的坐标移动至包含原点在内的基准范围的方式进行处理。为了使第一观察范围的坐标与第三观察范围的坐标相互分离而进行第二处理,所述第二处理按照移动第一观察范围的坐标与第三观察范围的坐标的方式进行处理。



1. 一种医用图像处理装置,其特征在于,

所述医用图像处理装置具备:

图像信号输入处理部,其对第一彩色图像信号进行输入处理;

颜色信息获取部,其从所述第一彩色图像信号中获取多个颜色信息;以及

第一移动处理部,其在由所述多个颜色信息形成的特征空间中,使观察对象所分布的第一观察范围、第二观察范围、以及第三观察范围中的第二范围的坐标移动至在所述特征空间内确定的基准范围,在将从所述第二范围移动后的所述坐标维持在所述基准范围的状态下,使所述第一观察范围的坐标与所述第三观察范围的坐标中的至少一方移动。

2. 根据权利要求1所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述特征空间是CbCr空间或者ab空间中的任一个空间,其中,该CbCr空间由作为所述多个颜色信息的色差信号Cr、Cb形成,该ab空间由作为所述多个颜色信息的CIE Lab空间的色调的要素a*、b*形成。

3. 根据权利要求2所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述第一移动处理部在所述特征空间中,在维持所述第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,对所述第二观察范围的坐标的矢径进行变更而使所述第二观察范围的坐标移动至所述基准范围,并且在将所述第二观察范围的坐标维持在所述基准范围的状态下,对所述第一观察范围的坐标的角度和所述第三观察范围的坐标的角度进行变更而使所述第一观察范围的坐标和所述第三观察范围的坐标移动。

4. 根据权利要求2所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述基准范围是包含所述特征空间的原点且不包含所述第一观察范围以及第三观察范围的范围。

5. 根据权利要求1所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述多个颜色信息是色相H和彩度S,所述特征空间是由所述色相H和所述彩度S形成的HS空间。

6. 根据权利要求5所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述第一移动处理部在所述HS空间中,在维持所述第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,使所述第二观察范围的坐标向彩度方向移动而使所述第二观察范围的坐标移动至所述基准范围,并且在将所述第二观察范围的坐标维持在所述基准范围的状态下,使所述第一观察范围的坐标和所述第三观察范围的坐标向色相方向移动。

7. 根据权利要求5所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述基准范围是包含所述HS空间的原点且不包含所述第一观察范围以及第三观察范围的范围。

8. 根据权利要求1所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述医用图像处理装置具备第二移动处理部,该第二移动处理部在所述特征空间中,在维持所述第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,使所述第二观察范围的坐标移动至所述基准范围,在维持所述第一观察范围的坐标且将从所述第二观察范围移动后的所述坐标维持在所述基准范围的状态下,使所述第三观察范围的坐标移动。

9. 根据权利要求8所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述特征空间是CbCr空间或者ab空间中的任一个空间,其中,该CbCr空间由作为所

述多个颜色信息的色差信号 Cr、Cb 形成,该 ab 空间由作为所述多个颜色信息的 CIE Lab 空间的色调的要素 a^* 、 b^* 形成。

10. 根据权利要求 9 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述第二移动处理部在所述特征空间中,在维持所述第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,对所述第二观察范围的坐标的矢径进行变更而使所述第二观察范围的坐标移动至所述基准范围,并且在维持所述第一观察范围的坐标且将从所述第二观察范围移动后的所述坐标维持在所述基准范围的状态下,对所述第三观察范围的坐标的角度进行变更而使所述第三观察范围的坐标移动。

11. 根据权利要求 9 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述基准范围是包含所述特征空间的原点且不包含所述第一观察范围以及第三观察范围的范围。

12. 根据权利要求 8 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述多个颜色信息是色相 H 和彩度 S,所述特征空间是由所述色相 H 和所述彩度 S 形成的 HS 空间。

13. 根据权利要求 12 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述第二移动处理部在所述 HS 空间中,在维持所述第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,使所述第二观察范围的坐标向彩度方向移动而使所述第二观察范围的坐标移动至所述基准范围,并且在维持所述第一观察范围的坐标且将从所述第二观察范围移动后的所述坐标维持在所述基准范围的状态下,使所述第三观察范围的坐标向色相方向移动。

14. 根据权利要求 12 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述基准范围是包含所述 HS 空间的原点且不包含所述第一观察范围以及第三观察范围的范围。

15. 根据权利要求 8 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述医用图像处理装置具有:

彩色图像信号转换部,其将由所述第一移动处理部或所述第二移动处理部处理后的多个颜色信息转换为第二彩色图像信号;和

明亮度调整部,其根据从所述第一彩色图像信号获得的第一明亮度信息以及从所述第二彩色图像信号获得的第二明亮度信息,来调整所述第二彩色图像信号的像素值。

16. 根据权利要求 1 所述的医用图像处理装置,其特征在于,

所述第一彩色图像信号为三种颜色的图像信号,在所述特征空间中,所述第一彩色图像信号中的至少一种颜色的图像信号为窄频带信号时的所述第一观察范围与所述第二观察范围之差大于所述第一彩色图像信号全部为宽频带信号时的所述第一观察范围与所述第二观察范围之差,或者所述第一彩色图像信号中的至少一种颜色的图像信号为窄频带信号时的所述第一观察范围与所述第三观察范围之差大于所述第一彩色图像信号全部为宽频带信号时的所述第一观察范围与所述第三观察范围之差。

17. 一种内窥镜系统,其特征在于,

所述内窥镜系统具备:

权利要求 8 所述的医用图像处理装置;和

显示部,其显示第一特殊图像和第二特殊图像,其中,该第一特殊图像是根据由所述第一移动处理部处理后的多个颜色信息而获得的,该第二特殊图像是根据由所述第二移动处理部处理后的多个颜色信息而获得的。

18. 一种医用图像处理装置的工作方法,其特征在于,

具备如下步骤:

图像信号输入处理部对第一彩色图像信号进行输入处理的步骤;

颜色信息获取部从所述第一彩色图像信号中获取多个颜色信息的步骤;以及

第一移动处理部在由所述多个颜色信息形成的特征空间中,使观察对象所分布的第一观察范围、第二观察范围、以及第三观察范围中的第二范围的坐标移动至在所述特征空间内确定的基准范围,在将从所述第二范围移动后的所述坐标维持在所述基准范围的状态下,使所述第一观察范围的坐标与所述第三观察范围的坐标中的至少一方移动的步骤。

医用图像处理装置及其工作方法、以及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生成强调了正常部与病变部的颜色差异的图像的医用图像处理装置及其工作方法、以及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,使用了具备光源装置、内窥镜以及处理器装置的内窥镜系统的诊断被广泛采用。在该内窥镜系统中,从内窥镜向观察对象照射照明光,基于由内窥镜的摄像元件对利用该照明光照明中的观察对象进行拍摄而获得的图像信号,将观察对象的图像显示在监视器上。医生一边观看在监视器中显示的图像一边检测有无病变部。

[0003] 这里,针对从粘膜表面大幅突起的病变部等形状、大小与正常部较大程度不同的病变部,能够容易地进行检测。然而,针对形状、大小与正常部几乎相同的病变部,要大费周折地检测与正常部的颜色差异。在该情况下,在病变部并没有太大发展且与正常部几乎不存在颜色差异时,检测变得非常困难。

[0004] 为此,在日本专利 3228627 号公报中,针对血液量(血红蛋白指数)偏离基准值的部分,进行使之进一步偏离基准值的处理,从而使正常部和病变部的色差变得明确。

[0005] 在病变部中,关于胃癌,已知有在胃粘膜中产生萎缩而使胃粘膜以退色调变化的情况。因此,在粘膜中产生了萎缩的萎缩部相对于未产生萎缩的正常部产生颜色差异。通过利用内窥镜观察该与正常部的颜色差异来诊断是否患有胃癌(具有认定 NPO 法人、日本胃癌预测、诊断、治疗研究机构推荐的 ABC 诊查)。

[0006] 这里,在萎缩高度发展的情况(例如,在 ABC 诊查中包含于 C 组、D 组的情况)下,正常部与萎缩部的颜色差异明确,因而能够容易地检测萎缩部。然而,在萎缩正在发展的情况(例如,在 ABC 诊查中包含于 B 组、C 组的情况)下,萎缩部与正常部的色差微小,因而难以仅通过颜色差异来检测萎缩部。因此,要求即便如萎缩正在发展那样萎缩部与正常部的色差微小的情况下,也强调正常部与萎缩部的色差以使萎缩部的检测变得容易。

[0007] 需要说明的是,可以考虑通过日本专利 3228627 号公报的方法来强调萎缩部与正常部的色差。然而,由于萎缩部的颜色不仅受血液量的影响,也受血液量以外的要素的影响,因此,在日本专利 3228627 号公报的方法中,难以强调萎缩部与正常部的色差。

发明内容

[0008] 本发明的目的在于,提供医用图像处理装置及其工作方法、以及内窥镜系统,用于生成强调了胃粘膜萎缩后的萎缩部等异常部与正常部的色差的图像。

[0009] 为了达到上述目的,本发明的医用图像处理装置具备图像信号输入处理部、颜色信息获取部以及第一移动处理部。图像信号输入处理部对第一彩色图像信号进行输入处理。颜色信息获取部从第一彩色图像信号中获取多个颜色信息。第一移动处理部在由多个颜色信息形成的特征空间中,使观察对象所分布的第一观察范围、第二观察范围、以及第三观察范围中的第二观察范围的坐标移动至在特征空间内确定的基准范围,在将从第二观察

范围移动后的坐标维持在基准范围的状态下,使第一观察范围的坐标和第三观察范围的坐标中的至少一方移动。

[0010] 优选特征空间是 CbCr 空间或 ab 空间中的任一个空间,其中,该 CbCr 空间由作为多个颜色信息的色差信号 Cr、Cb 形成,该 ab 空间由作为多个颜色信息的 CIE Lab 空间的色调的要素 a^* 、 b^* 形成。优选第一移动处理部在特征空间中,在维持第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,对第二观察范围的坐标的矢径进行变更而使第二观察范围的坐标移动至基准范围,并且在将从第二观察范围移动后的坐标维持在基准范围的状态下,对第一观察范围的坐标的角度和第三观察范围的坐标的角度进行变更而使第一观察范围的坐标和第三观察范围的坐标移动。优选基准范围是包含特征空间的原点且不包含第一观察范围以及第三观察范围的范围。

[0011] 优选多个颜色信息是色相 H 和彩度 S,特征空间是由色相 H 和彩度 S 形成的 HS 空间。优选第一移动处理部在 HS 空间中,在维持第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,使第二观察范围的坐标向彩度方向移动而使第二观察范围的坐标移动至基准范围,并且在将从第二观察范围移动后的坐标维持在基准范围的状态下,使第一观察范围的坐标和第三观察范围的坐标向色相方向移动。优选基准范围是包含 HS 空间的原点且不包含第一观察范围以及第三观察范围的范围。

[0012] 优选医用图像处理装置具备第二移动处理部。第二移动处理部在特征空间中,在维持第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,使第二观察范围的坐标移动至基准范围,在维持第一观察范围的坐标且将从第二观察范围移动后的坐标维持在基准范围的状态下,使第三观察范围的坐标移动。

[0013] 优选特征空间是 CbCr 空间或者 ab 空间中的任一个空间,其中,该 CbCr 空间由作为多个颜色信息的色差信号 Cr、Cb 形成,该 ab 空间由作为多个颜色信息的 CIE Lab 空间的色调的要素 a^* 、 b^* 形成。优选第二移动处理部在特征空间中,在维持第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,对第二观察范围的坐标的矢径进行变更而使第二观察范围的坐标移动至基准范围,并且在维持第一观察范围的坐标并将将从第二观察范围移动后的坐标维持在基准范围的状态下,对第三观察范围的坐标的角度进行变更而使第三观察范围的坐标移动。优选基准范围是包含特征空间的原点且不包含第一观察范围以及第三观察范围的范围。

[0014] 优选多个颜色信息是色相 H 和彩度 S,特征空间是由色相 H 和彩度 S 形成的 HS 空间。优选第二移动处理部在 HS 空间中,在维持第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下,使第二观察范围的坐标向彩度方向移动而使第二观察范围的坐标移动至基准范围,并且在维持第一观察范围的坐标且将从第二观察范围移动后的坐标维持在基准范围的状态下,使第三观察范围的坐标向色相方向移动。优选基准范围是包含 HS 空间的原点且不包含第一观察范围以及第三观察范围的范围。

[0015] 优选医用图像处理装置具有彩色图像信号转换部和明亮度调整部。彩色图像信号转换部将由第一移动处理部或第二移动处理部处理后的多个颜色信息转换为第二彩色图像信号。明亮度调整部根据从第一彩色图像信号获得的第一明亮度信息以及从第二彩色图像信号获得的第二明亮度信息,来调整第二彩色图像信号的像素值。

[0016] 优选第一彩色图像信号为三种颜色的图像信号,在特征空间中,第一彩色图像信

号中的至少一种颜色的图像信号为窄频带信号时的第一观察范围与第二观察范围之差大于第一彩色图像信号全部为宽频带信号时的第一观察范围与第二观察范围之差,或者第一彩色图像信号中的至少一种颜色的图像信号为窄频带信号时的第一观察范围与第三观察范围之差大于第一彩色图像信号全部为宽频带信号时的第一观察范围与第三观察范围之差。

[0017] 本发明的内窥镜系统具备上述记载的本发明的医用图像处理装置和显示部。显示部显示第一特殊图像和第二特殊图像,其中,该第一特殊图像是根据由第一移动处理部处理后的多个颜色信息而获得的,该第二特殊图像是根据由第二移动处理部处理后的多个颜色信息而获得的。

[0018] 本发明的医用图像处理装置的工作方法具备输入处理步骤、颜色信息获取步骤以及移动处理步骤。在输入处理步骤中,图像信号输入处理部对第一彩色图像信号进行输入处理。在颜色信息获取步骤中,颜色信息获取部从第一彩色图像信号中获取多个颜色信息。在移动处理步骤中,第一移动处理部在由多个颜色信息形成的特征空间中,使观察对象所分布的第一观察范围、第二观察范围、以及第三观察范围中的第二范围的坐标移动至在特征空间内确定的基准范围,在将从第二范围移动后的坐标维持在基准范围的状态下,使第一观察范围的坐标与第三观察范围的坐标中的至少一方移动。

[0019] 发明效果

[0020] 根据本发明,能够生成强调了胃粘膜萎缩后的萎缩部等异常部与正常部的色差的图像。

附图说明

[0021] 图 1 是第一实施方式的内窥镜系统的外观图。

[0022] 图 2 是表示第一实施方式的内窥镜系统的功能的框图。

[0023] 图 3 是表示紫色光 V、蓝色光 B、绿色光 G 以及红色光 R 的发光光谱的曲线图。

[0024] 图 4 是表示第一特殊图像处理部的功能的框图。

[0025] 图 5 是表示第一处理的说明图。

[0026] 图 6 是表示矢径 r 与矢径 E_r 之间的关系的曲线图。

[0027] 图 7 是表示通过信号比空间用的第一处理所获得的作用 / 效果的说明图。

[0028] 图 8 是表示通过特征空间为 ab 空间的情况下的第一处理所获得的作用 / 效果的说明图。

[0029] 图 9 是表示在特征空间为 ab 空间的情况下所使用的特殊图像处理部的功能的框图。

[0030] 图 10 是表示信号比空间用的第二处理的说明图。

[0031] 图 11 是表示角度变更范围 R_2 内的角度 θ 的移动范围的曲线图。

[0032] 图 12 是表示角度 θ 与信号比空间用的第二处理后的角度 $E\theta$ 之间的关系的曲线图。

[0033] 图 13 是表示通过信号比空间用的第二处理所获得的作用 / 效果的说明图。

[0034] 图 14 是表示通过特征空间为 ab 空间的情况下的第二处理所获得的作用 / 效果的说明图。

- [0035] 图 15 是表示信号比空间用的第三处理的说明图。
- [0036] 图 16 是表示角度变更范围 R3 内的角度 θ 的移动范围的曲线图。
- [0037] 图 17 是表示角度 θ 与信号比空间用的第三处理后的角度 $E\theta$ 之间的关系的曲线图。
- [0038] 图 18 是表示通过信号比空间用的第三处理所获得的作用 / 效果的说明图。
- [0039] 图 19 是表示通过特征空间为 ab 空间的情况下的第三处理所获得的作用 / 效果的说明图。
- [0040] 图 20 是对第一特殊图像和第二特殊图像同时进行显示的监视器的图像图。
- [0041] 图 21 是表示本发明的一系列流程的流程图。
- [0042] 图 22 是表示在特征空间为 Cr、Cb 的情况下所使用的第一特殊图像处理部的功能的框图。
- [0043] 图 23 是表示特征空间（纵轴 :Cb、横轴 :Cr）中的第一观察范围、第二观察范围、以及第三观察范围的位置关系的说明图。
- [0044] 图 24 是表示特征空间为 Cr、Cb 时的第一处理的说明图。
- [0045] 图 25 是表示特征空间为 Cr、Cb 时的第二处理的说明图。
- [0046] 图 26 是表示特征空间为 Cr、Cb 时的第三处理的说明图。
- [0047] 图 27 是表示在特征空间为 H（色相）、S（彩度）的情况下所使用的第一特殊图像处理部的功能的框图。
- [0048] 图 28 是表示特征空间（纵轴 :彩度 S、横轴 :色相 H）中的第一观察范围、第二观察范围、以及第三观察范围的位置关系的说明图。
- [0049] 图 29 是表示特征空间为 H（色相）、S（彩度）的情况下的第一处理的说明图。
- [0050] 图 30 是表示特征空间为 H（色相）、S（彩度）的情况下的第二处理的说明图。
- [0051] 图 31 是表示特征空间为 H（色相）、S（彩度）的情况下的第三处理的说明图。
- [0052] 图 32 是表示第二实施方式的内窥镜系统的功能的框图。
- [0053] 图 33 是表示白色光的发光光谱的曲线图。
- [0054] 图 34 是表示特殊光的发光光谱的曲线图。
- [0055] 图 35 是表示第三实施方式的内窥镜系统的功能的框图。
- [0056] 图 36 是表示旋转滤光器的俯视图。
- [0057] 图 37 是表示第四实施方式的胶囊内窥镜系统的功能的图。
- [0058] 图 38 是表示与图 3 不同的紫色光 V、蓝色光 B、绿色光 G 以及红色光 R 的发光光谱的曲线图。
- [0059] 图 39 是表示使用二维 LUT 的情况下的第一或第二特殊图像处理部的功能的框图。
- [0060] 图 40 是表示第一 B 图像信号为窄频带信号的情况下的特征空间上的第二观察范围以及第三观察范围的位置、和第一 B 图像信号为宽频带信号的情况下的特征空间上的第二观察范围以及第三观察范围的位置的说明图。

具体实施方式

[第一实施方式]

[0062] 如图 1 所示,第一实施方式的内窥镜系统 10 具有内窥镜 12、光源装置 14、处理器

装置 16、监视器 18(显示部)以及控制台 19。内窥镜 12 与光源装置 14 光学连接,并且与处理器装置 16 电连接。内窥镜 12 具有:向被检体内插入的插入部 12a、在插入部 12a 的基端部分处设置的操作部 12b、以及在插入部 12a 的前端侧设置的弯曲部 12c 及前端部 12d。通过对操作部 12b 的角度旋钮 12e 进行操作而使弯曲部 12c 进行弯曲动作。伴随着该弯曲动作,前端部 12d 朝向期望的方向。

[0063] 此外,在操作部 12b 中,除了角度旋钮 12e 之外还设置有模式切换 SW13a。模式切换 SW13a 用于通常观察模式、第一特殊观察模式、第二特殊观察模式、以及同时观察模式这四种模式间的切换操作。通常观察模式是将通常图像显示在监视器 18 上的模式。第一特殊观察模式是用于对由于胃癌等病变而在胃粘膜中产生萎缩的萎缩部与正常部的边界进行观察、且将第一特殊图像显示在监视器 18 上的模式。第二特殊观察模式是用于对萎缩部与正常部的颜色差异进行观察、且将第二特殊图像显示在监视器 18 上的模式。同时观察模式是用于同时进行萎缩部与正常部的边界的观察以及萎缩部与正常部的颜色差异的观察、且将第一特殊图像和第二特殊图像同时显示在监视器 18 上的模式。

[0064] 处理器装置 16 与监视器 18 以及控制台 19 电连接。监视器 18 输出显示图像信息等。控制台 19 作为受理功能设定等输入操作的 UI(User Interface:用户界面)来发挥功能。需要说明的是,在处理器装置 16 上也可以连接记录图像信息等的外置的记录部(省略图示)。

[0065] 如图 2 所示,光源装置 14 具备:V-LED(Violet Light Emitting Diode;紫色发光二极管)20a、B-LED(Blue Light Emitting Diode;蓝色发光二极管)20b、G-LED(Green Light Emitting Diode;绿色发光二极管)20c、R-LED(Red Light Emitting Diode;红色发光二极管)20d、对这四种颜色的 LED20a~20d 的驱动进行控制的光源控制部 21、以及将由四种颜色的 LED20a~20d 发出的四种颜色的光的光路耦合的光路耦合部 23。由光路耦合部 23 耦合后的光经由穿过插入部 12a 内的导光部(LG)41 以及照明透镜 45 而向被检体内照射。需要说明的是,也可以取代 LED 而使用 LD(Laser Diode;激光二极管)。

[0066] 如图 3 所示,V-LED20a 产生中心波长为 $405 \pm 10\text{nm}$ 、波长范围为 $380 \sim 420\text{nm}$ 的紫色光 V。B-LED20b 产生中心波长为 $460 \pm 10\text{nm}$ 、波长范围为 $420 \sim 500\text{nm}$ 的蓝色光 B。G-LED20c 产生波长范围达到 $480 \sim 600\text{nm}$ 的绿色光 G。R-LED20d 产生中心波长达到 $620 \sim 630\text{nm}$ 且波长范围达到 $600 \sim 650\text{nm}$ 的红色光 R。

[0067] 光源控制部 21 在通常观察模式、第一特殊观察模式、第二特殊观察模式以及同时观察模式中的任一观察模式下均将 V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c 以及 R-LED20d 点亮。因此,紫色光 V、蓝色光 B、绿色光 G 以及红色光 R 这四种颜色的光混色后的光被照射至观察对象。此外,光源控制部 21 在通常观察模式时,按照紫色光 V、蓝色光 B、绿色光 G、红色光 R 之间的光量比成为 $V_c : B_c : G_c : R_c$ 的方式来控制各 LED20a~20d。另一方面,光源控制部 21 在第一特殊观察模式、第二特殊观察模式以及同时观察模式时,按照紫色光 V、蓝色光 B、绿色光 G、红色光 R 之间的光量比成为 $V_s : B_s : G_s : R_s$ 的方式来控制各 LED20a~20d。

[0068] 如图 2 所示,导光部 41 内置在内窥镜 12 以及通用线(将内窥镜 12 与光源装置 14 及处理器装置 16 连接的线)内,用于将由光路耦合部 23 耦合后的光传播至内窥镜 12 的前端部 12d。需要说明的是,能够使用多模光纤作为导光部 41。作为一例,能够使用芯部直径为 $105 \mu\text{m}$ 、包层直径为 $125 \mu\text{m}$ 、包含成为外表层的保护层在内的直径为 $\phi 0.3 \sim 0.5\text{mm}$ 的细

径光缆。

[0069] 在内窥镜 12 的前端部 12d 设置有照明光学系统 30a 和摄像光学系统 30b。照明光学系统 30a 具有照明透镜 45, 来自导光部 41 的光经由该照明透镜 45 照射至观察对象。摄像光学系统 30b 具有物镜 46、摄像传感器 48。来自观察对象的反射光经由物镜 46 入射至摄像传感器 48。由此, 观察对象的反射像在摄像传感器 48 中成像。

[0070] 摄像传感器 48 是彩色的摄像传感器, 用于拍摄被检体的反射像并输出图像信号。优选该摄像传感器 48 是 CCD (Charge Coupled Device ; 电荷耦合器件) 摄像传感器、CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor ; 互补金属氧化物半导体) 摄像传感器等。本发明中所使用的摄像传感器 48 是用于获得 R (红色)、G (绿色) 以及 B (蓝色) 这三种颜色的 RGB 图像信号的彩色的摄像传感器, 即该摄像传感器 48 是具备设置有 R 滤光器的 R 像素、设置有 G 滤光器的 G 像素、以及设置有 B 滤光器的 B 像素的所谓的 RGB 摄像传感器。

[0071] 需要说明的是, 作为摄像传感器 48, 也可以取代 RGB 的彩色的摄像传感器而采用具备 C (蓝绿色)、M (品红色)、Y (黄色) 以及 G (绿色) 的补色滤光器的所谓的补色摄像传感器。在使用补色摄像传感器的情况下, 由于输出 CMY 这四种颜色的图像信号, 因此需要通过补色 - 原色颜色转换而将 CMY 这四种颜色的图像信号转换为 RGB 这三种颜色的图像信号。此外, 摄像传感器 48 也可以是未设置滤色器的单色摄像传感器。在该情况下, 光源控制部 21 需要使蓝色光 B、绿色光 G、红色光 R 以分时的方式点亮, 并且在摄像信号的处理中施加同步化处理。

[0072] 从摄像传感器 48 输出的图像信号发送至 CDS/AGC 电路 50。CDS/AGC 电路 50 对作为模拟信号的图像信号进行相关双重采样 (CDS (Correlated Double Sampling))、自动增益控制 (AGC (Auto Gain Control))。经过 CDS/AGC 电路 50 后的图像信号由 A/D 转换器 (A/D (Analog/Digital) converter) 52 转换为数字图像信号。被 A/D 转换后的数字图像信号输入至处理器装置 16。

[0073] 处理器装置 16 具备接收部 53、DSP (Digital Signal Processor ; 数字信号处理器) 56、噪声去除部 58、图像处理切换部 60、通常图像处理部 62、特殊图像处理部 64 以及影像信号生成部 66。接收部 53 接收来自内窥镜 12 的数字 RGB 图像信号。R 图像信号对应于从摄像传感器 48 的 R 像素输出的信号, G 图像信号对应于从摄像传感器 48 的 G 像素输出的信号, B 图像信号对应于从摄像传感器 48 的 B 像素输出的信号。

[0074] DSP56 针对接收到的图像信号实施缺陷修正处理、偏置处理、增益修正处理、线性矩阵处理、伽马转换处理、去马赛克处理等各种信号处理。在缺陷修正处理中, 摄像传感器 48 的缺陷像素的信号被修正。在偏置处理中, 从被实施缺陷修正处理后的 RGB 图像信号中除掉暗电流成分, 设定正确的零电平。在增益修正处理中, 通过对偏置处理后的 RGB 图像信号乘以特定的增益, 由此来调整信号电平。对于增益修正处理后的 RGB 图像信号实施用于提高颜色再现性的线性矩阵处理。然后, 通过伽马转换处理来调整明亮度、彩度。对于线性矩阵处理后的 RGB 图像信号实施去马赛克处理 (也称为均衡化处理、同步化处理), 并通过插补来生成各像素中不足的颜色信号。通过该去马赛克处理, 使所有像素具有 RGB 各颜色的信号。

[0075] 噪声去除部 58 针对由 DSP56 实施了伽马修正等的 RGB 图像信号来实施噪声去除处理 (例如移动平均法、中值滤波器法等), 由此从 RGB 图像信号中去除噪声。去除噪声后

的 RGB 图像信号被发送至图像处理切换部 60。需要说明的是,本发明的“图像信号输入处理部”对应于包含接收部 53、DSP56 以及噪声去除部 58 在内的结构。

[0076] 图像处理切换部 60 在通过模式切换 SW13a 设置为通常观察模式的情况下,将 RGB 图像信号发送至通常图像处理部 62,在设置为第一特殊观察模式、第二特殊观察模式、同时观察模式的情况下,将 RGB 图像信号发送至特殊图像处理部 64。

[0077] 通常图像处理部 62 针对 RGB 图像信号进行颜色转换处理、色彩强调处理、构造强调处理。在颜色转换处理中,针对数字 RGB 图像信号进行 3×3 的矩阵处理、灰度转换处理、三维 LUT 处理等,从而转换为颜色转换处理完毕的 RGB 图像信号。接下来,针对颜色转换处理完毕的 RGB 图像信号实施各种色彩强调处理。针对该色彩强调处理完毕的 RGB 图像信号进行空间频率强调等构造强调处理。实施构造强调处理后的 RGB 图像信号作为通常图像的 RGB 图像信号而从通常图像处理部 62 输入至影像信号生成部 66。

[0078] 在被设定为第一特殊观察模式、或第二特殊观察模式、或同时观察模式的情况下,特殊图像处理部 64 工作。该特殊图像处理部 64 具备生成第一特殊图像的第一特殊图像处理部 64a、生成第二特殊图像的第二特殊图像处理部 64b、以及生成用于同时显示第一特殊图像和第二特殊图像的同时显示用特殊图像的同时显示用图像处理部 64c。但是,第一特殊图像处理部 64a 不生成第二特殊图像。此外,第二特殊图像处理部 64b 不生成第一特殊图像。关于这些第一特殊图像处理部 64a、第二特殊图像处理部 64b、同时显示用图像处理部 64c 的详细内容将在后面叙述。由特殊图像处理部 64 生成的第一特殊图像、第二特殊图像、同时显示用特殊图像的 RGB 图像信号被输入至影像信号生成部 66。

[0079] 影像信号生成部 66 将从通常图像处理部 62 或者特殊图像处理部 64 输入的 RGB 图像信号转换为用于作为可由监视器 18 显示的图像来显示的影像信号。监视器 18 基于该影像信号,分别显示通常图像、第一特殊图像或第二特殊图像,或者同时显示第一特殊图像和第二特殊图像。

[0080] 如图 4 所示,第一特殊图像处理部 64a 具备逆伽马转换部 70、Log 转换部 71、信号比计算部 72、极坐标转换部 73、矢径扩展 / 压缩部 74、角度扩展 / 压缩部 75、正交坐标转换部 76、RGB 转换部 77、构造强调部 78、逆 Log 转换部 79 以及伽马转换部 80。此外,第一特殊图像处理部 64a 在 RGB 转换部 77 与构造强调部 78 之间具备明亮度调整部 81。需要说明的是,本发明的“第一移动处理部”对应于第一特殊图像处理部 64a 中的包含矢径扩展 / 压缩部 74 和角度扩展 / 压缩部 75 在内的结构。

[0081] 逆伽马转换部 70 针对输入的 RGB 图像信号实施逆伽马转换。由于该逆伽马转换后的 RGB 图像信号是相对于来自检体的反射率而线性变化的反射率线性 RGB 信号,因此 RGB 图像信号中与检体的各种生物体信息关联的信号所占的比例变多。需要说明的是,将反射率线性 R 图像信号设为第一 R 图像信号,将反射率线性 G 图像信号设为第一 G 图像信号,将反射率线性 B 图像信号设为第一 B 图像信号。

[0082] Log 转换部 71 对第一 RGB 图像信号(对应于本发明的“第一彩色图像信号”)分别进行 Log 转换。由此,可获得 Log 转换完毕的 R 图像信号($\log R$)、Log 转换完毕的 G 图像信号($\log G$)、Log 转换完毕的 B 图像信号($\log B$)。信号比计算部 72(对应于本发明的“彩色信息获取部”)基于 Log 转换完毕的 G 图像信号和 B 图像信号进行差分处理($\log G - \log B = \log G/B = -\log(B/G)$),由此来计算 B/G 比。这里,“B/G 比”表示省略了 $-\log(B/G)$ 中

的“-log”后的情形。此外,基于 Log 转换完毕的 R 图像信号和 G 图像信号进行差分处理($\log R - \log G = \log R/G = -\log(G/R)$),由此来计算 G/R 比。G/R 比与 B/G 比同样地表示省略了 $-\log(G/R)$ 中的“-log”后的情形。

[0083] 需要说明的是, B/G 比、G/R 比根据在 B 图像信号、G 图像信号、R 图像信号中位于相同位置的像素的像素值而求出。此外, B/G 比、G/R 比按照每个像素而求出。此外,由于 B/G 比与血管深度(从粘膜表面到存在特定血管的位置为止的距离)相关,因此若血管深度不同,则 B/G 比也随之变动。此外,由于 G/R 比与血液量(血红蛋白指数)相关,因此若血液量有变动,则 G/R 比也随之变动。

[0084] 极坐标转换部 73 将由信号比计算部 72 求出的 B/G 比、G/R 比转换为矢径 r 和角度 θ 。在该极坐标转换部 73 中,针对所有像素来进行向矢径 r 和角度 θ 的转换。矢径扩展/压缩部 74 基于由极坐标转换部 73 完成转换的矢径 r 和角度 θ 来进行将矢径扩展/压缩的信号比空间用的第一处理。角度扩展/压缩部 75 基于由矢径扩展/压缩部 74 完成信号比空间用的第一处理的矢径 r 和角度 θ 来进行将角度 θ 扩展/压缩的信号比空间用的第二处理。关于这些信号比空间用的第一以及第二处理的详细内容将在后面叙述。

[0085] 在正交坐标转换部 76 中,将由角度扩展/压缩部 75 完成信号比空间用的第二处理的角度扩展/压缩完毕的矢径 r 、角度 θ 转换为正交坐标。由此,再次转换为 B/G 比、G/R 比。在 RGB 转换部 77(对应于本发明的“彩色图像信号转换部”)中,使用第一 RGB 图像信号中的至少任一个图像信号,将经过正交坐标转换部 76 后的 B/G 比、G/R 比转换为第二 RGB 图像信号(对应于本发明的“第二彩色图像信号”)。例如,RGB 转换部 77 基于第一 RGB 图像信号中的 G 图像信号和 B/G 比来进行运算,由此将 B/G 比转换为第二 B 图像信号。此外,RGB 转换部 77 基于第一 RGB 图像信号中的 G 图像信号和 G/R 比来进行运算,由此将 G/R 比转换为第二 R 图像信号。此外,RGB 转换部 77 不对第一 G 图像信号实施特殊转换,而作为第二 G 图像信号进行输出。

[0086] 明亮度调整部 81 使用第一 RGB 图像信号和第二 RGB 图像信号来调整第二 RGB 图像信号的像素值。由明亮度调整部 81 调整第二 RGB 图像信号的像素值的原因在于以下的理由。通过由矢径扩展/压缩部 74 以及角度扩展/压缩部 75 对颜色区域进行扩展/压缩的处理而获得的第二 RGB 图像信号的明亮度有可能比第一 RGB 图像信号有大幅改变。因此,通过由明亮度调整部 81 对第二 RGB 图像信号的像素值进行调整,从而使明亮度调整后的第二 RGB 图像信号变为与第一 RGB 图像信号相同的明亮度。

[0087] 明亮度调整部 81 具备:基于第一 RGB 图像信号求出第一明亮度信息 Y_{in} 的第一明亮度信息计算部 81a;和基于第二 RGB 图像信号求出第二明亮度信息 Y_{out} 的第二明亮度信息计算部 81b。第一明亮度信息计算部 81a 按照“ $k_r \times$ 第一 R 图像信号的像素值 + $k_g \times$ 第一 G 图像信号的像素值 + $k_b \times$ 第一 B 图像信号的像素值”这一运算式来计算第一明亮度信息 Y_{in} 。在第二明亮度信息计算部 81b 中,也与第一明亮度信息计算部 81a 同样地按照与上述相同的运算式来计算第二明亮度信息 Y_{out} 。当求出第一明亮度信息 Y_{in} 和第二明亮度信息 Y_{out} 时,明亮度调整部 81 基于以下的式 (E1) ~ (E3) 进行运算,由此来调整第二 RGB 图像信号的像素值。

[0088] (E1): $R^* = \text{第二 R 图像信号的像素值} \times Y_{in}/Y_{out}$

[0089] (E2): $G^* = \text{第二 G 图像信号的像素值} \times Y_{in}/Y_{out}$

[0090] (E3) : $B^* = \text{第二 B 图像信号的像素值} \times Y_{in}/Y_{out}$

[0091] 其中,“ R^* ”表示明亮度调整后的第二 R 图像信号,“ G^* ”表示明亮度调整后的第二 G 图像信号,“ B^* ”表示明亮度调整后的第二 B 图像信号。此外,“ k_r ”、“ k_g ”、“ k_b ”是位于“0”~“1”的范围内的任意的常数。

[0092] 在构造强调部 78 中,针对由明亮度调整部 81 进行明亮度调整后的第二 RGB 图像信号实施构造强调处理。作为构造强调处理,使用的是频率滤波等。逆 Log 转换部 79 针对经过构造强调部 78 后的第二 RGB 图像信号实施逆 Log 转换。由此,可获得具有反对数的像素值的第二 RGB 图像信号。伽马转换部 80 针对经过逆 Log 转换部 79 后的第二 RGB 图像信号实施伽马转换。由此,可获得具有适于监视器 18 等输出设备的灰度的第二 RGB 图像信号。经过伽马转换部 80 后的 RGB 图像信号作为第一特殊图像的 RGB 图像信号被送至同时显示用图像处理部 64c 或影像信号生成部 66。

[0093] 关于由矢径扩展/压缩部 74 进行的信号比空间用的第一处理的内容,以下使用图 5 所示那样的由纵轴 B/G 比、横轴 G/R 比形成的二维的颜色空间即特征空间(信号比空间)进行说明。在信号比空间用的第一处理中,在信号比空间中变更位于矢径变更范围 R1 内的坐标 P1 的矢径 r 而不变更矢径变更范围 R1 外的坐标的矢径。矢径变更范围 R1 是在矢径 r 从“ r_A ”到“ r_B ”的范围内且角度 θ 从“ θ_A ”到“ θ_B ”的范围内($r_A < r_B$ 、 $\theta_A < \theta_B$)。该矢径变更范围 R1 是包含因萎缩性胃炎而萎缩的萎缩粘膜所分布的第二观察范围在内的区域,被设定为不包含正常粘膜所分布的第一观察范围、和存在于因萎缩性胃炎而萎缩的萎缩粘膜下且伴随着萎缩而隐现的深层血管所分布的第三观察范围。

[0094] 需要说明的是,在信号比空间用的第一处理中,针对矢径变更范围 R1 的坐标的角度 θ 不进行变更。此外,优选在信号比空间用的第一处理中,在矢径 r 从“ r_p ”到“ r_B ”的范围内,进行以矢径变化率比“1”大的矢径变化率 V_x 来变更矢径 r 的扩展处理,在矢径 r 从“ r_A ”到“ r_p ”的范围内,进行以矢径变化率比“1”小的矢径变化率 V_y 来变更矢径 r 的压缩处理。需要说明的是,在矢径变化率为“1”的情况下,即使进行变更矢径 r 的处理,矢径 r 的大小也不发生变化。

[0095] 这里,由“直线 L1”的斜率来表示矢径变化率,在从“ r_p ”到“ r_B ”的范围内直线 L1 的斜率大于“1”,而在从“ r_A ”到“ r_p ”内直线 L1 的斜率小于“1”(参照图 6),其中,该“直线 L1”表示将矢径 r 和矢径 E_r 建立关系的线 CV1 的切线。此外,在矢径变更范围 R1 外,直线 L1 的斜率变为“1”(参照图 6)。

[0096] 通过进行以上的信号比空间用的第一处理,从而如图 6 所示,矢径变更范围 R1 内的矢径 r 被变更为比矢径 r 小的矢径 E_r 。相对于此,矢径变更范围 R1 外的矢径 r 被转换(恒等转换)为与矢径 r 大小相同的矢径 E_r 。

[0097] 如图 7 的 (A) 所示,在信号比空间用的第一处理前,第一观察范围(在图 7 中标记为“第一”。以下相同。)、第二观察范围(在图 7 中标记为“第二”。以下相同。)以及第三观察范围(在图 7 中标记为“第三”。以下相同。)分别靠近,而在信号比空间用的第一处理后,如图 7 的 (B) 所示,在第一观察范围和第三观察范围的坐标维持不变的状态下,仅第二观察范围的坐标移动至包含原点在内的基准范围。基准范围是不包含信号比空间用的第一处理后的第一观察范围以及第三观察范围的低彩度的范围。

[0098] 需要说明的是,如图 8 所示,在由利用 Lab 转换部(对应于本发明的“颜色信息获

取部”)93 对第一 RGB 图像信号进行 Lab 转换而得到的 a^* 、 b^* (表示作为颜色信息的 CIE Lab 空间的色调的要素 a^* 、 b^* 。以下相同。) 形成的特征空间 (ab 空间) 的情况下, 也通过 ab 空间用的第一处理, 在第一观察范围和第三观察范围的坐标维持不变的状态下仅使第二观察范围的坐标移动至包含原点在内的基准范围。这里, 图 8 的 (A) 表示 ab 空间用的第一处理前的第一~第三观察范围的分布, 图 8 的 (B) 表示 ab 空间用的第一处理后的第一~第三观察范围的分布。

[0099] 需要说明的是, 在使用 a^* 、 b^* 进行 ab 空间用的第一处理的情况下, 利用图 9 所示的特殊图像处理部 82。特殊图像处理部 82 与特殊图像处理部 64 不同, 不具备逆伽马转换部 70、Log 转换部 71、信号比计算部 72、逆 Log 转换部 79 以及伽马转换部 80。取而代之, 特殊图像处理部 82 具备 Lab 转换部 (对应于本发明的“颜色信息获取部”)83。关于除此之外的结构, 特殊图像处理部 82 与特殊图像处理部 64 相同。

[0100] Lab 转换部 83 通过众所周知的 Lab 转换处理将第一 RGB 图像信号转换为 L 和 a^* 、 b^* 。L 被送至 RGB 转换部 77 和明亮度调整部 81。 a^* 、 b^* 被送至极坐标转换部 73。在 RGB 转换部 77 中, 将经过正交坐标转换部 76 后的 a^* 、 b^* 和 L 转换为第二 RGB 图像信号。在明亮度调整部 81 中, 通过第一明亮度信息计算部 81a 使用规定的转换式而将来自 Lab 转换部 83 的 L 转换为亮度信号 Y。将该转换后的亮度信号 Y 设为第一明亮度信息 Yin。此外, 在第二明亮度信息计算部 81b 中, 根据第二 RGB 图像信号来计算第二明亮度信息 Yout。在明亮度调整部 81 中, 使用第一明亮度信息 Yin 和第二明亮度信息 Yout 来进行第二 RGB 图像信号的像素值的调整。需要说明的是, 第二明亮度信息 Yout 的计算方法和第二 RGB 图像信号的像素值的调整方法与上述特殊图像处理部 64 的情况相同。

[0101] 如图 10 所示, 在信号比空间用的第二处理中, 在纵轴由 B/G 比形成且横轴由 G/R 比形成的信号比空间中, 变更位于角度变更范围 R2 内的坐标 P2 的角度 θ , 另一方面, 针对角度变更范围 R2 外的坐标不进行角度 θ 的变更。角度变更范围 R2 被设定为包含第一观察范围和第三观察范围。需要说明的是, 在信号比空间用的第二处理中, 针对角度变更范围 R2 的坐标的矢径 r 不进行变更。

[0102] 在角度变更范围 R2 中, 在第一观察范围与第三观察范围之间设定有第一中心线 CL1。第一中心线 CL1 的角度为 θ_c , 在角度变更范围 R2 中的信号比空间用的第二处理中, 使角度 θ_c 以下的角度 θ 向顺时针方向 A1 旋转, 而使角度 θ_c 以上的角度 θ 向逆时针方向 A2 旋转。需要说明的是, 优选针对从第一中心线 CL1 起一定的范围 R2x 的角度 θ , 进行按照角度变化率比“1”大的角度变化率 W_x 来变更的扩展处理, 针对超出范围 R2x 的范围 R2y 的角度 θ , 进行按照角度变化率比“1”小的角度变化率 W_y 来变更的压缩处理。此外, 优选通过信号比空间用的第二处理来使角度变更范围 R2 的坐标在从第一中心线 CL1 起 $\pm 90^\circ$ 度的范围 (在信号比空间中将“正”的横轴设为 0° 且将角度由 0° 至 360° 来表现的情况下, 从“ $270^\circ + \theta_c$ ”到“ $\theta_c + 90^\circ$ ”为止的范围 P (参照图 11)) 内移动。需要说明的是, 在角度变化率为“1”的情况下, 即使进行变更角度 θ 的处理, 角度 θ 的大小也不发生变化。

[0103] 这里, 由“直线 L2”的斜率来表示角度变化率, 在范围 R2x 内直线 L2 的斜率大于“1”, 而在范围 R2y 内直线 L2 的斜率小于“1” (参照图 12), 其中该“直线 L2”表示将角度 θ 和角度 $E\theta$ 建立关系的线 CV2 的切线。此外, 在角度变更范围 R2 外, 直线 L2 的斜率变为“1” (参照图 12)。

[0104] 通过进行以上的信号比空间用的第二处理,从而如图 12 所示,角度变更范围 R2 内的角度 θ_c 以下的角度 θ 被变更为比角度 θ 小的角度 $E\theta$,另一方面,角度 θ_c 以上的角度 θ 被变更为比角度 θ 大的角度 $E\theta$ 。相对于此,角度变更范围 R2 外的角度 θ 被转换(恒等转换)为与角度 θ 大小相同的角度 $E\theta$ 。

[0105] 如图 13 的 (A) 所示,在信号比空间用的第二处理前,虽然第一观察范围(在图 13 中标记为“第一”)和第三观察范围(在图 13 中标记为“第三”)与第二观察范围(在图 13 中标记为“第二”)分离,但第一观察范围与第三观察范围相互靠近。如图 13 的 (B) 所示,在信号比空间用的第二处理后,在第二观察范围的坐标维持在基准范围的状态下,第一观察范围的坐标的大部分移动至信号比空间的第二象限,另一方面,第三观察范围的坐标的大部分移动至信号比空间的第四象限。由此,第一观察范围、第二观察范围以及第三观察范围的坐标完全地分离。在该信号比空间用的第二处理后获得的第一特殊图像清晰地显示出存在萎缩粘膜、在萎缩粘膜下因萎缩而不断隐现的深层血管等的萎缩部与存在正常粘膜的正常部之间的边界。

[0106] 需要说明的是,如图 14 所示,在特征空间为 ab 空间的情况下,也通过 ab 空间用的第二处理,在第二观察范围的坐标维持在基准范围的状态下使第一观察范围的坐标的大部分移动至 ab 空间的第二象限,另一方面使第三观察范围的坐标的大部分移动至 ab 空间的第四象限。这里,图 14 的 (A) 表示 ab 空间用的第二处理前的第一~第三观察范围的分布,图 14 的 (B) 表示 ab 空间用的第二处理后的第一~第三观察范围的分布。此外,针对在 ab 空间用的第一处理以及第二处理后获得的第二 RGB 图像信号,优选通过明亮度调整部 81 进行像素值的调整。第二 RGB 图像信号的像素值调整方法与上述相同。

[0107] 第二特殊图像处理部 64b 具备与第一特殊图像处理部 64a 同样的结构。在第二特殊图像处理部 64b 中,由角度扩展/压缩部 75 进行的处理与由第一特殊图像处理部 64a 进行的信号比空间用的第二处理不同。除此之外,进行同样的处理。需要说明的是,本发明的“第二移动处理部”对应于第二特殊图像处理部 64b 中的包含矢径扩展/压缩部 74 和角度扩展/压缩部 75 在内的结构。

[0108] 在第二特殊图像处理部 64b 的角度扩展/压缩部 75 中,基于信号比空间用的第一处理后的矢径 r 和角度 θ ,通过角度 θ 的变更,来进行在维持第一观察范围的坐标的状态下使第三观察范围的坐标移动的信号比空间用的第三处理。如图 15 所示,在信号比空间用的第三处理中,在信号比空间中变更位于角度变更范围 R3 内的坐标 P3 的角度 θ ,另一方面针对角度变更范围 R3 外的坐标不进行角度 θ 的变更。角度变更范围 R3 被设定为包含第三观察范围且不包含第一观察范围。需要说明的是,在信号比空间用的第三处理中,不对角度变更范围 R3 的坐标的矢径 r 进行变更。

[0109] 在角度变更范围 R3 中,在第一观察范围与第三观察范围之间设定有第二中心线 CL2。第二中心线 CL2 的角度为 θ_d ,使角度变更范围 R3 中的角度 θ_d 以下的角度 θ 向顺时针方向旋转。需要说明的是,优选针对从第二中心线 CL2 起一定的范围 R3x 的角度 θ ,进行按照角度变化率比“1”大的角度变化率 W_x 来变更的扩展处理,针对超出范围 R3x 的范围 R3y 的角度 θ ,进行按照角度变化率比“1”小的角度变化率 W_y 来变更的压缩处理。此外,优选通过信号比空间用的第三处理来使角度变更范围 R3 的坐标在从第二中心线 CL2 起 -90 度的范围(在信号比空间中将“正”的横轴设为 0° 且将角度由 0° 至 360° 来表现的情况

下,从“ $270^\circ + \theta d$ ”到“ θd ”为止的范围 Q(参照图 16)) 内移动。需要说明的是,在角度变化率为“1”的情况下,即使进行变更角度 θ 的处理,角度 θ 的大小也不发生变化。

[0110] 这里,由“直线 L3”的斜率来表示角度变化率,在范围 R3x 内直线 L3 的斜率大于“1”,而在范围 R3y 内直线 L3 的斜率小于“1”(参照图 17),其中,该“直线 L3”表示将角度 θ 和角度 $E\theta$ 建立关系的线 CV3 的切线。此外,在角度变更范围 R3 外,直线 L3 的斜率变为“1”(参照图 17)。

[0111] 通过进行以上的信号比空间用的第三处理,从而如图 17 所示,在角度变更范围 R3 内,角度 θ 被变更为比角度 θ 小的角度 $E\theta$ 。相对于此,角度变更范围 R3 外的角度 θ 被转换(恒等转换)为与角度 θ 大小相同的角度 $E\theta$ 。

[0112] 如图 18 的 (A) 所示,在信号比空间用的第三处理前,虽然第一观察范围(在图 18 中标记为“第一”)和第三观察范围(在图 18 中标记为“第三”)与第二观察范围(在图 18 中标记为“第二”)分离,但第一观察范围与第三观察范围相互靠近。如图 18 的 (B) 所示,在信号比空间用的第三处理后,在将第二观察范围的坐标维持在基准范围且维持第一观察范围的坐标不变的状态下,第三观察范围的坐标的大部分移动至信号比空间的第四象限。从该第三观察范围的坐标的第一象限向第四象限的移动相当于在第二特殊图像上维持彩度不变而使色相发生变化的情况。由此,第一观察范围、第二观察范围以及第三观察范围的坐标完全地分离。

[0113] 需要说明的是,如图 19 所示,在特征空间为 ab 空间的情况下,也通过 ab 空间用的第三处理,在将第二观察范围的坐标维持在基准范围且维持第一观察范围的坐标不变的状态下,使第三观察范围的坐标的大部分移动至 ab 空间的第四象限。这里,图 19 的 (A) 表示 ab 空间用的第三处理前的第一~第三观察范围的分布,图 19 的 (B) 表示 ab 空间用的第三处理后的第一~第三观察范围的分布。此外,针对在 ab 空间用的第一处理以及第三处理后获得的第二 RGB 图像信号,优选通过明亮度调整部 81 进行像素值的调整。第二 RGB 图像信号的像素值调整方法与上述相同。

[0114] 在信号比空间用的第三处理后获得的第二特殊图像维持正常部的颜色进行显示,另一方面,产生了萎缩性胃炎的萎缩部中的萎缩粘膜以退色调显示。此外,在第二特殊图像上,能够通过使萎缩粘膜下因萎缩而不断隐现的深层血管的颜色从红色向品红色等颜色变化来清晰地显示。因此,第二特殊图像以产生了萎缩性胃炎时的原本的颜色显示,因而正常部与萎缩部的颜色差异变得明确。

[0115] 同时显示用图像处理部 64c 基于由第一特殊图像处理部 64a 和第二特殊图像处理部 64b 生成的第一特殊图像和第二特殊图像来生成同时显示用特殊图像。如图 20 所示,监视器 18 基于同时显示用特殊图像在一侧显示第一特殊图像,在另一侧显示第二特殊图像。由于在第一特殊图像中正常部与萎缩部的边界非常清晰,因此第一特殊图像是容易掌握萎缩部的位置等的图像,然而由于正常部以并非原本的胃粘膜的颜色的伪彩色显示,因此第一特殊图像成为对医生而言有不适感的图像。另一方面,第二特殊图像与第一特殊图像相比,正常部与萎缩部的边界在某种程度上清晰,且正常部的颜色以本来的胃的颜色显示,因此第二特殊图像成为对医生而言毫无不适感的图像。通过同时显示这两个第一特殊图像和第二特殊图像,能够在掌握正常部的颜色的同时检测正常部与萎缩部的边界。

[0116] 接着,按照图 21 的流程图来说明本发明的一系列流程。首先,设为通常观察模式,

将内窥镜 12 的插入部 12a 插入检体内。在插入部 12a 的前端部 12d 到达胃之后操作模式切换 SW13a, 从通常观察模式切换为第一、第二特殊观察模式。需要说明的是, 在一边观察第一特殊图像和第二特殊图像的双方一边进行萎缩性胃炎的诊断的情况下, 切换为同时观察模式。

[0117] 基于切换为第一、第二特殊观察模式后获得的 RGB 图像信号, 通过信号比计算部 72 计算 B/G 比、G/R 比。然后, 通过极坐标转换将该计算出的 B/G 比、G/R 比转换为矢径 r 、角度 θ 。

[0118] 接着, 在设定为第一特殊观察模式的情况下, 在由 B/G 比、G/R 比形成的信号比空间中, 进行如下的信号比空间用的第一处理: 即, 在维持正常粘膜所分布的第一观察范围的坐标、和存在于因萎缩性胃炎而萎缩的萎缩粘膜下且伴随着萎缩而隐现的深层血管所分布的第三观察范围的坐标的状态下, 使因萎缩性胃炎而萎缩的萎缩粘膜所分布的第二观察范围移动至基准范围。在该信号比空间用的第一处理之后, 进行使第一观察范围的坐标与第三观察范围的坐标以相互分离的方式移动的信号比空间用的第二处理。基于信号比空间用的第一处理以及第二处理后的 B/G 比、G/R 比来生成第一特殊图像。该第一特殊图像显示在监视器 18 中。

[0119] 另一方面, 在设定为第二特殊观察模式的情况下, 在信号比空间中, 进行与上述同样的信号比空间用的第一处理。在该信号比空间用的第一处理之后, 进行在维持第一观察范围的坐标的状态下使第三观察范围的坐标移动的信号比空间用的第三处理。基于信号比空间用的第一处理以及第三处理后的 B/G 比、G/R 比来生成第二特殊图像。该第二特殊图像显示在监视器 18 中。

[0120] 需要说明的是, 同时观察模式不限于同时显示第一特殊图像和第二特殊图像, 例如也可以同时显示第一特殊图像和通常图像。此外还可以同时显示第二特殊图像和通常图像。在该情况下, 分别由通常图像处理部 62 与特殊图像处理部 64 生成显示图像, 经过影像信号生成部 66 而显示在监视器 18 中。

[0121] 此外, 在同时观察模式中, 也可以同时显示第一特殊图像和第一~第三处理中的任一处理都未进行的第三特殊图像。该第三特殊图像由设置于特殊图像处理部 64 的第三特殊图像处理部 (未图示) 生成。该情况下的第三特殊图像处理部与第一、第二特殊图像处理部 64a、64b 不同, 不具备第一~第三处理所需的极坐标转换部 73、矢径扩展 / 压缩部 74、角度扩展 / 压缩部 75、正交坐标转换部 76 以及 RGB 转换部 77。除此之外, 与第一、第二特殊图像处理部 64a、64b 相同。需要说明的是, 在生成第三特殊图像时, 优选在紫色光 V 的光强度大于蓝色光 B、绿色光 G、红色光 R 的光强度的状态下发出各种颜色的光。以这样的发光条件为基础而获得的第三特殊图像成为在图像整体维持明亮状态的状态下强调显示表层血管的图像。

[0122] 需要说明的是, 在上述实施方式中, 通过信号比计算部 72 根据第一 RGB 图像信号求出 B/G 比、G/R 比, 在由这些 B/G 比、G/R 比形成的信号比空间中进行第一~第三处理, 但也可以求出与 B/G 比、G/R 比不同的多个颜色信息, 并在由该多个颜色信息形成的特征空间中进行第一以及第二处理、或者第一以及第三处理。

[0123] 例如, 也可以求出色差信号 Cr、Cb 作为颜色信息, 并在由色差信号 Cr、Cb 形成的特征空间中进行第一~第三处理。在使用色差信号 Cr、Cb 生成第一特殊图像的情况下, 利用

图 22 所示的第一特殊图像处理部 94a。第一特殊图像处理部 94a 与第一特殊图像处理部 64a 不同,不具备逆伽马转换部 70、Log 转换部 71、信号比计算部 72、逆 Log 转换部 79 以及伽马转换部 80。取而代之,第一特殊图像处理部 94a 具备亮度 / 色差信号转换部 85。关于除此之外的结构,第一特殊图像处理部 94a 与第一特殊图像处理部 64a 相同。

[0124] 亮度 / 色差信号转换部 85 (对应于本发明的“颜色信息获取部”) 将第一 RGB 图像信号转换为亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb。在向色差信号 Cr、Cb 的转换中使用众所周知的转换式。色差信号 Cr、Cb 被送至极坐标转换部 73。亮度信号 Y 被送至 RGB 转换部 77 和明亮度调整部 81。在 RGB 转换部 77 中,将经过正交坐标转换部 76 后的色差信号 Cr、Cb 和亮度信号 Y 转换为第二 RGB 图像信号。在明亮度调整部 81 中,使用亮度信号 Y 作为第一明亮度信息 Yin,并且使用由第二明亮度信息计算部 81b 求出的第二明亮度信息作为第二明亮度信息 Yout,从而进行第 2RGB 图像信号的像素值的调整。需要说明的是,第二明亮度信息 Yout 的计算方法和第二 RGB 图像信号的像素值的调整方法与上述第一特殊图像处理部 64a 的情况相同。

[0125] 在第一特殊图像处理部 94a 中,为了生成第一特殊图像而在纵轴由色差信号 Cr 形成且横轴由色差信号 Cb 形成的特征空间 (CbCr 空间) 上进行 CbCr 空间用的第一处理以及第二处理。如图 23 所示,在 CbCr 空间上,第二观察范围分布在最靠近原点的位置,第一观察范围和第三观察范围分布在比第二观察范围距原点远的位置。此外,第一观察范围分布在靠近横轴 Cb 的位置,第三观察范围分布在靠近纵轴 Cr 的位置。

[0126] 如图 24 所示,在 CbCr 空间用的第一处理中,矢径扩展 / 压缩部 74 对第二观察范围的坐标的矢径进行变更,使第二观察范围的坐标移动至 CbCr 空间上的包含原点在内的基准范围。基准范围是不包含 CbCr 空间用的第一处理后的第一观察范围以及第三观察范围的低彩度的范围。另一方面,在 CbCr 空间用的第一处理中,维持 CbCr 空间上的第一观察范围和第三观察范围的坐标。这里,矢径扩展 / 压缩部 74 中的移动方法与信号比空间的情况相同。需要说明的是,在图 24 中,虚线的范围示出 CbCr 空间用的第一处理前的范围,实线的范围示出 CbCr 空间用的第一处理后的范围。该“实线的范围”、“虚线的范围”的标记在以下所示的图中也同様。

[0127] 如图 25 所示,在 CbCr 空间用的第二处理中,角度扩展 / 压缩部 75 按照在将第二观察范围维持在基准范围的状态下移动第一观察范围以及第三观察范围的方式进行处理,以使第一观察范围与第三观察范围的坐标相互分离。使该第一观察范围以及第三观察范围移动的方法与信号比空间的情况相同,通过对角度进行扩展 / 压缩来进行。

[0128] 在使用色差信号 Cr、Cb 进行第二特殊图像的生成的情况下,利用具有与图 22 的第一特殊图像处理部 94a 相同结构的第二特殊图像处理部 (由于与图 22 在结构上相同,因而未图示)。在第二特殊图像处理部中,为了生成第二特殊图像而进行 CbCr 空间用的第一处理以及第三处理。CbCr 空间用的第一处理与第一特殊图像处理部 94a 的情况相同。

[0129] 如图 26 所示,在 CbCr 空间用的第三处理中,角度扩展 / 压缩部 75 按照在将第二观察范围维持在基准范围且维持第一观察范围的坐标的状态下仅移动第三观察范围的方式进行处理,以使第一观察范围与第三观察范围分离。使该第三观察范围移动的方法与信号比空间的情况相同,通过对角度进行扩展 / 压缩来进行。

[0130] 此外,也可以求出色相 H(Hue) 和彩度 S(Saturation) 作为颜色信息,并在由色相

H 和彩度 S 形成的特征空间 (HS 空间) 中进行第一~第三处理。在使用色相 H 和彩度 S 进行第一特殊图像的生成的情况下,利用图 27 所示的第一特殊图像处理部 96a。第一特殊图像处理部 96a 与第一特殊图像处理部 64a 不同,不具备逆伽马转换部 70、Log 转换部 71、信号比计算部 72、极坐标转换部 73、角度扩展 / 压缩部 75、正交坐标转换部 76、以及逆 Log 转换部 79、伽马转换部 80。取而代之,第一特殊图像处理部 96a 具备 HSV 转换部 87、第一平行移动部 90 以及第二平行移动部 91。关于其他方面,第一特殊图像处理部 96a 与第一特殊图像处理部 64a 相同。

[0131] HSV 转换部 87 (对应于本发明的“颜色信息获取部”) 将第一 RGB 图像信号转换为色相 H、彩度 S、明度 V (Value)。在向色相 H、彩度 S、明度 V 的转换中使用众所周知的转换式。色相 H、彩度 S 被送至第一平行移动部 90。明度 V 被送至 RGB 转换部 77。在 RGB 转换部 77 中,将经过第二平行移动部 91 后的色相 H、彩度 S 和来自 HSV 转换部 87 的明度 V 转换为第二 RGB 图像信号。在明亮度调整部 81 中,使用由第一明亮度信息计算部 81a 求出的第一明亮度信息 Yin 和由第二明亮度信息计算部 81b 求出的第二明亮度信息 Yout 进行第二 RGB 图像信号的像素值的调整。需要说明的是,第一明亮度信息 Yin、第二明亮度信息 Yout 的计算方法、以及第二 RGB 图像信号的像素值的调整方法与上述第一特殊图像处理部 64a 的情况相同。

[0132] 在第一特殊图像处理部 96a 中,为了生成第一特殊图像而在 HS 空间上进行 HS 空间用的第一处理以及第二处理。如图 28 所示,在 HS 空间上,第二观察范围相对于纵轴的彩度方向位于比第一观察范围靠下方的位置。另一方面,第三观察范围相对于横轴的色相方向位于第一观察范围以及第二观察范围的右侧。

[0133] 如图 29 所示,在 HS 空间用的第一处理中,第一平行移动部 90 在 HS 空间中,在维持第一以及第三观察范围的坐标的状态下,使第二观察范围相对于彩度方向而向下侧平行移动。通过该平行移动使第二观察范围移动至基准范围。HS 空间上的基准范围是包含 HS 空间上的原点且不包含 HS 空间用的第一处理后的第一观察范围以及第三观察范围的低彩度的范围。与平行移动后的色相 H、彩度 S 相关的信息被送至第二平行移动部 91。

[0134] 如图 30 所示,在 HS 空间用的第二处理中,在通过第一平行移动部 90 平行移动后的第一观察范围、第二观察范围以及第三观察范围中,将第二观察范围的坐标维持在基准范围的状态下使第一观察范围与第三观察范围的坐标平行移动,以使第一观察范围与第三观察范围相互分离。在该第二平行移动部 91 中,使第一观察范围的坐标相对于色相方向向左侧平行移动,并且使第三观察范围的坐标相对于色相方向向右侧平行移动。

[0135] 在使用色相 H、彩度 S 进行第二特殊图像的生成的情况下,利用具有与图 27 的第一特殊图像处理部 96a 相同结构的第二特殊图像处理部 (由于与第一特殊图像处理部 96a 在结构上相同,因而未图示)。在第二特殊图像处理部中,为了生成第二特殊图像而在 HS 空间上进行第一处理以及第三处理。

[0136] HS 空间用的第一处理与上述相同。另一方面,如图 31 所示,在 HS 空间用的第三处理中,在将通过第一平行移动部 90 平行移动后的第一观察范围、第二观察范围以及第三观察范围中的第二观察范围的坐标维持在基准范围且维持第一观察范围的坐标的状态下,使第三观察范围的坐标相对于色相方向向右侧平行移动。

[0137] [第二实施方式]

[0138] 在第二实施方式中,取代第一实施方式所示的四种颜色的 LED20a ~ 20d 而使用激光光源和荧光体来进行观察对象的照明。除此之外与第一实施方式相同。

[0139] 如图 32 所示,在第二实施方式的内窥镜系统 100 中,在光源装置 14 中取代四种颜色的 LED20a ~ 20d 而设置有:发出中心波长为 $445 \pm 10\text{nm}$ 的蓝色激光的蓝色激光光源(在图 32 中标记为“445LD”)104、和发出中心波长为 $405 \pm 10\text{nm}$ 的蓝紫色激光的蓝紫色激光光源(在图 32 中标记为“405LD”)106。由光源控制部 108 分开控制从上述各光源 104、106 的半导体发光元件发出的光,使蓝色激光光源 104 的出射光和蓝紫色激光光源 106 的出射光的光量比可自由变更。

[0140] 在通常观察模式的情况下,光源控制部 108 使蓝色激光光源 104 驱动。相对于此,在第一或第二特殊观察模式、或者同时观察模式的情况下,光源控制部 108 按照使蓝色激光光源 104 和蓝紫色激光光源 106 的双方驱动、并且使蓝色激光的发光强度大于蓝紫色激光的发光强度的方式进行控制。从以上的各光源 104、106 出射的激光经由聚光透镜、光纤、合波器等光学构件(均未图示)而入射至导光部(LG)41。

[0141] 需要说明的是,优选蓝色激光或者蓝紫色激光的半值宽度为 $\pm 10\text{nm}$ 左右。此外,蓝色激光光源 104 以及蓝紫色激光光源 106 能够利用大面积型 InGaN 系激光二极管,另外也能够使用 InGaNAs 系激光二极管、GaNaAs 系激光二极管。此外,作为上述光源,也可以为使用了发光二极管等发光体的结构。

[0142] 在照明光学系统 30a 中除了照明透镜 45 之外还设置有供来自导光部 41 的蓝色激光或者蓝紫色激光入射的荧光体 110。通过向荧光体 110 照射蓝色激光而从荧光体 110 发出荧光。此外,一部分蓝色激光直接透过荧光体 110。蓝紫色激光在不激励荧光体 110 的状态下透过。从荧光体 110 出射的光经由照明透镜 45 而照射至检体内。

[0143] 这里,在通常观察模式下,主要是蓝色激光入射至荧光体 110,因此图 33 所示那样的对蓝色激光以及由蓝色激光从荧光体 110 激励发光的荧光进行合波而得到的白色光被照射至观察对象。另一方面,在第一或第二特殊观察模式、或者同时观察模式下,由于蓝紫色激光和蓝色激光的双方入射至荧光体 110,因此图 34 所示那样的对蓝紫色激光、蓝色激光以及由蓝色激光从荧光体 110 激励发光的荧光进行合波而得到的特殊光被照射至检体内。

[0144] 需要说明的是,荧光体 110 优选使用构成为包含吸收蓝色激光的一部分而激励发光为绿色~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)的材料。如本构成例那样,如果将半导体发光元件作为荧光体 110 的激励光源来使用,则能够以高发光效率获得高强度的白色光,能够容易地调整白色光的强度,并且能够将白色光的色温、色度的变化抑制得较小。

[0145] [第三实施方式]

[0146] 在第三实施方式中取代第一实施方式所示的四种颜色的 LED20a ~ 20d 而使用氙灯等宽频带光源和旋转滤光器来进行观察对象的照明。此外,取代彩色的摄像传感器 48 而利用单色的摄像传感器来进行观察对象的摄像。除此之外与第 1 实施方式相同。

[0147] 如图 35 所示,在第三实施方式的内窥镜系统 200 中,在光源装置 14 中,取代四种颜色的 LED20a ~ 20d 而设置有宽频带光源 202、旋转滤光器 204 以及滤光器切换部 205。此外,在摄像光学系统 30b 中取代彩色的摄像传感器 48 而设置有未设置滤色器的单色的摄像

传感器 206。

[0148] 宽频带光源 202 为氙灯、白色 LED 等,发出波段从蓝色至红色的白色光。旋转滤光器 204 具备:在内侧设置的通常观察模式用滤光器 208、和在外侧设置的特殊观察模式用滤光器 209(参照图 36)。滤光器切换部 205 使旋转滤光器 204 在径向上移动,在通过模式切换 SW13a 而设置为通常观察模式时,将旋转滤光器 204 的通常观察模式用滤光器 208 插入白色光的光路中,在设置为第一或第二特殊观察模式、或者同时观察模式时,将旋转滤光器 204 的特殊观察模式用滤光器 209 插入白色光的光路中。

[0149] 如图 36 所示,在通常观察模式用滤光器 208 中沿着周向设置有:使白色光之中的蓝色光透过的 B 滤光器 208a、使白色光之中的绿色光透过的 G 滤光器 208b、以及使白色光之中的红色光透过的 R 滤光器 208c。因此,在通常观察模式时,通过使旋转滤光器 204 旋转,而将蓝色光、绿色光、红色光交替地照射至观察对象。

[0150] 在特殊观察模式用滤光器 209 中沿着周向设置有:使白色光之中的特定波长的蓝色窄频带光透过的 Bn 滤光器 209a、使白色光之中的绿色光透过的 G 滤光器 209b、以及使白色光之中的红色光透过的 R 滤光器 209c。因此,在特殊观察模式时,通过使旋转滤光器 204 旋转,而将蓝色窄频带光、绿色光、红色光交替地照射至观察对象。

[0151] 在内窥镜系统 200 中,在通常观察模式时,每当向观察对象照射蓝色光、绿色光、红色光时,由单色的摄像传感器 206 对检体内进行拍摄。由此,可获得 RGB 这三种颜色的图像信号。然后,基于这些 RGB 的图像信号按照与上述第一实施方式相同的方法来生成通常图像。

[0152] 另一方面,在第一或第二特殊观察模式、或者同时观察模式时,每当向观察对象照射蓝色窄频带光、绿色光、红色光时,由单色的摄像传感器 206 对检体内进行拍摄。由此,可获得 Bn 图像信号、G 图像信号和 R 图像信号。基于这些 Bn 图像信号、G 图像信号和 R 图像信号来生成第一或第二特殊图像。在第一或第二特殊图像的生成中,取代 B 图像信号而使用 Bn 图像信号。除此之外,按照与第一实施方式相同的方法来生成第一或第二特殊图像。

[0153] [第四实施方式]

[0154] 在第四实施方式中,取代插入型的内窥镜 12 以及光源装置 14 而使用吞咽式的胶囊内窥镜来获取生成通常图像、第一或第二特殊图像所需的 RGB 图像信号。

[0155] 如图 37 所示,第四实施方式的胶囊内窥镜系统 300 具备:胶囊内窥镜 302、收发天线 304、胶囊用接收装置 306、处理器装置 16 以及监视器 18。胶囊内窥镜 302:具备 LED302a、摄像传感器 302b、图像处理部 302c 以及发送天线 302d。需要说明的是,处理器装置 16 与第一实施方式相同,但在第四实施方式中新设置有用于切换为通常观察模式、第一特殊观察模式、第二特殊观察模式的模式切换 SW308。

[0156] LED302a 发出白色光,在胶囊内窥镜 302 内设置有多个。这里,作为 LED302a,优选使用具备蓝色光源、和对来自该蓝色光源的光进行波长转换而发出荧光的荧光体在内的白色 LED 等。也可以取代 LED 而使用 LD(Laser Diode;激光二极管)。从 LED302a 发出的白色光对观察对象进行照明。

[0157] 摄像传感器 302b 是彩色的摄像传感器,该摄像传感器 302b 对被白色光照明的观察对象进行拍摄,并输出 RGB 的图像信号。这里,作为摄像传感器 302b,优选使用 CCD(Charge Coupled Device;电荷耦合器件)摄像传感器、CMOS(Complementary

Metal-Oxide Semiconductor;互补金属氧化物半导体) 摄像传感器。通过图像处理部 302c,对从摄像传感器 302b 输出的 RGB 图像信号实施用于使其变成可由发送天线 302d 发送的信号的处理。经过图像处理部 302c 后的 RGB 图像信号从发送天线 302d 以无线的方式被发送至收发天线 304。

[0158] 收发天线 304 粘附在被检者的身体上,用于接收来自发送天线 302d 的 RGB 图像信号。收发天线 304 将接收到的 RGB 图像信号以无线的方式发送至胶囊用接收装置 306。胶囊用接收装置 306 与处理器装置 16 的接收部 53 连接,将来自收发天线 304 的 RGB 图像信号发送至接收部 53。

[0159] 需要说明的是,在上述实施方式中,虽然使用了具有图 3 所示那样的发光光谱的四种颜色的光,但发光光谱并不限于此。例如,如图 38 所示,也可以将绿色光 G 以及红色光 R 设为具有与图 3 同样的光谱的光,另一方面,将紫色光 Vs 设为中心波长为 410 ~ 420nm 且在比图 3 的紫色光 V 稍靠长波长侧具有波长范围的光。此外,也可以将蓝色光 Bs 设为中心波长为 445 ~ 460nm 且在比图 3 的蓝色光 B 稍靠短波长侧具有波长范围的光。

[0160] 需要说明的是,在上述实施方式中,通过极坐标转换而将 B/G 比、G/R 比转换为矢径 r、角度 θ ,并基于转换后的矢径 r、角度 θ 来执行第一以及第二处理、或者第一处理以及第三处理,然后再次恢复到 B/G 比、G/R 比,但是如图 39 所示,也可以使用二维 LUT400,不对 B/G 比、G/R 比进行极坐标转换等而直接地将该 B/G 比、G/R 比转换为第一或第二处理完毕的、或者第一以及第三处理完毕的 B/G 比、G/R 比。

[0161] 需要说明的是,在二维 LUT400 中,将 B/G 比、G/R 比、与进行基于该 B/G 比、G/R 比的第一以及第二处理(或第一处理以及第三处理)而获得的第一以及第二处理完毕(或第一处理以及第三处理完毕)的 B/G 比、G/R 比建立对应来存储。此外,从逆伽马转换部 70 输出的第一 RGB 图像信号被输入至二维 LUT400。或者,也可以与上述实施方式相同,向 RGB 转换部 77 输入第一 RGB 图像信号。

[0162] 需要说明的是,在上述实施方式中,通过第二处理来变更角度 θ ,使第一观察范围与第三观察范围相互分离,但也可以通过其他方法使第一观察范围与第三观察范围相互分离。例如,也可以变更矢径 r 而使第一观察范围与第三观察范围相互分离,此外,还可以变更矢径 r 和角度 θ 的双方而使第一观察范围与第三观察范围相互分离。此外,在第二处理中,也可以按照维持第三观察范围的坐标而使第一观察范围的坐标移动的方式进行处理。

[0163] 需要说明的是,在上述实施方式中,根据第一 RGB 图像信号求出 B/G 比、G/R 比,并根据该求出的 B/G 比、G/R 比形成信号比空间,但在第一 B 图像信号是从波段窄的窄频带光(例如,半值宽度为 20nm 的范围内的光)获得的窄频带信号的情况下,与从波段为宽频带光(例如,半值宽度超出 20nm 的范围的光)获得的宽频带信号的情况相比,信号比空间上的第一观察范围与第二观察范围之差、以及第一观察范围与第三观察范围之差变大。这里,作为窄频带光,包含第一实施方式的“紫色光 V”、“蓝色光 B”、第二实施方式的“蓝色激光”或“蓝紫色激光”、第三实施方式的“蓝色窄频带光”、以及第四实施方式的“蓝色光源的光”。

[0164] 在图 40 中,“Xn”示出第一 B 图像信号为窄频带信号的情况下的第二观察范围,“Xb”示出第一 B 图像信号为宽频带信号的情况下的第二观察范围。若比较“Xn”与“Xb”,则“Xn”在信号比空间上位于“Xb”的下方。此外,“Yn”示出第一 B 图像信号为窄频带信号的情况下的第三观察范围,“Yb”示出第一 B 图像信号为宽频带信号的情况下的第三观察范

围。若比较“Yn”与“Yb”，则“Yn”在信号比空间上位于“Yb”的下方。

[0165] 如图 40 所示，“Xn”的平均值 AX_n 与第一观察范围的平均值 AR_1 的差 D_{12n} 大于“Xb”的平均值 AX_b 与第一观察范围的平均值 AR_1 的差 D_{12b} ，“Yn”的平均值 AY_n 与第一观察范围的平均值 AR_1 的差 D_{13n} 大于“Yb”的平均值 AX_b 与第一观察范围 AR_1 的差 D_{13b} 。如以上那样，若是第一 B 图像信号为窄频带信号的情况，则第一观察范围与第二以及第三观察范围的差在对它们进行扩展 / 压缩的处理之前已然较大。通过对这种状态的第一～第三观察范围进行扩展 / 压缩的处理，从而能够更明确地显示正常部与萎缩部的差异。

[0166] 需要说明的是，通过将第一 G 图像信号设为窄频带信号，与上述同样地能够使第一观察范围与第二观察范围的差以及第一观察范围与第三观察范围的差比第一 G 图像信号为宽频带信号时大。并且，并不局限于如上述那样将第一 B 图像信号或第一 G 图像信号设为窄频带信号，通过将第一 RGB 图像信号中的至少一种颜色的图像信号设为窄频带信号，能够使第一观察范围与第二观察范围的差以及第一观察范围与第三观察范围的差比第一 RGB 图像信号全部为宽频带信号时大。此外，关于窄频带信号，除了如上述那样从窄频带光获得的信号之外，也包含通过日本特开 2003-93336 号公报中记载的分光推定处理而获得的信号。

[0167] 需要说明的是，本发明除了能够应用于组入第一～第三实施方式那样的内窥镜系统、第四实施方式那样的胶囊内窥镜系统中的处理器装置之外，还能够应用于各种医用图像处理装置。

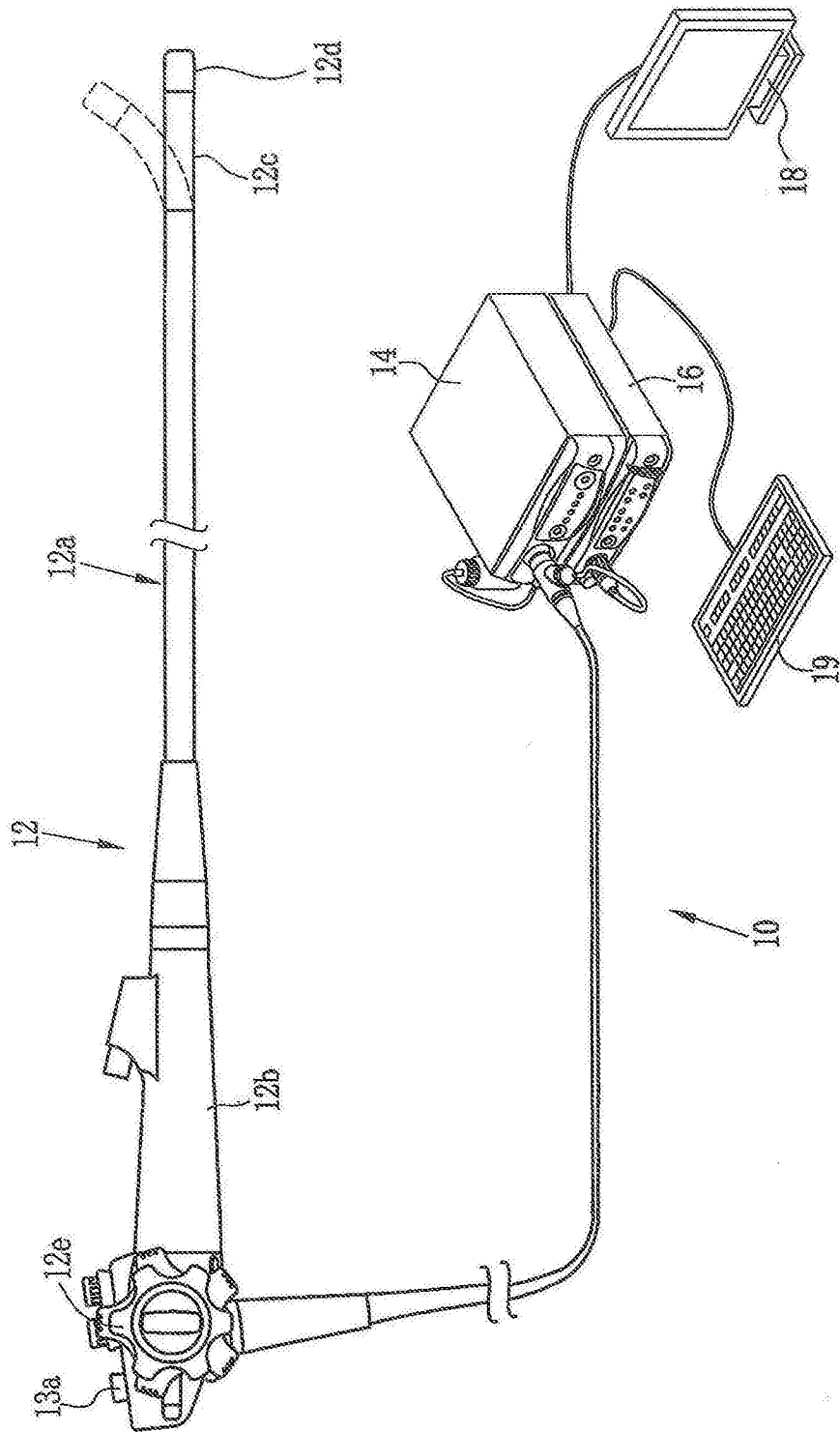


图 1

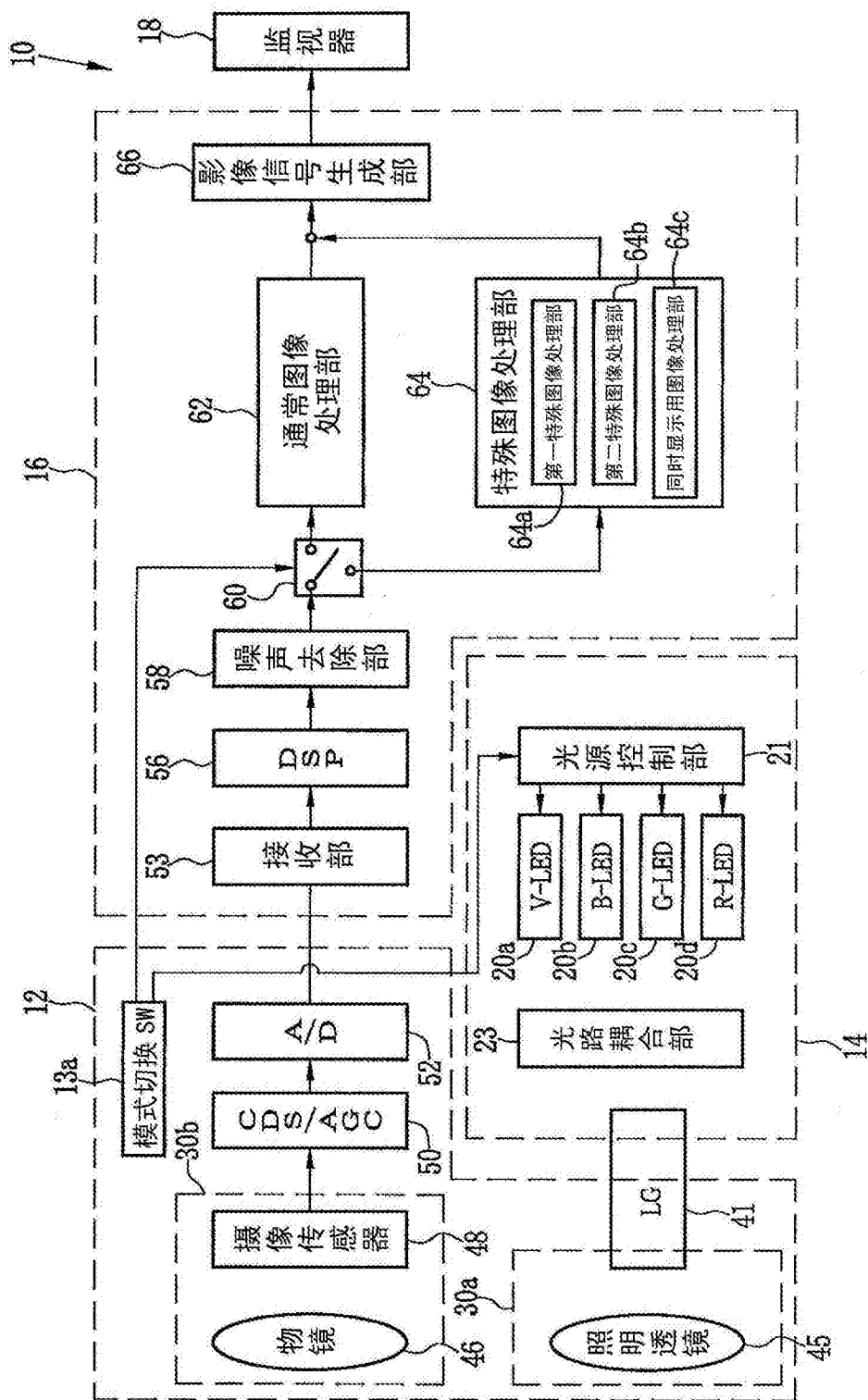


图 2

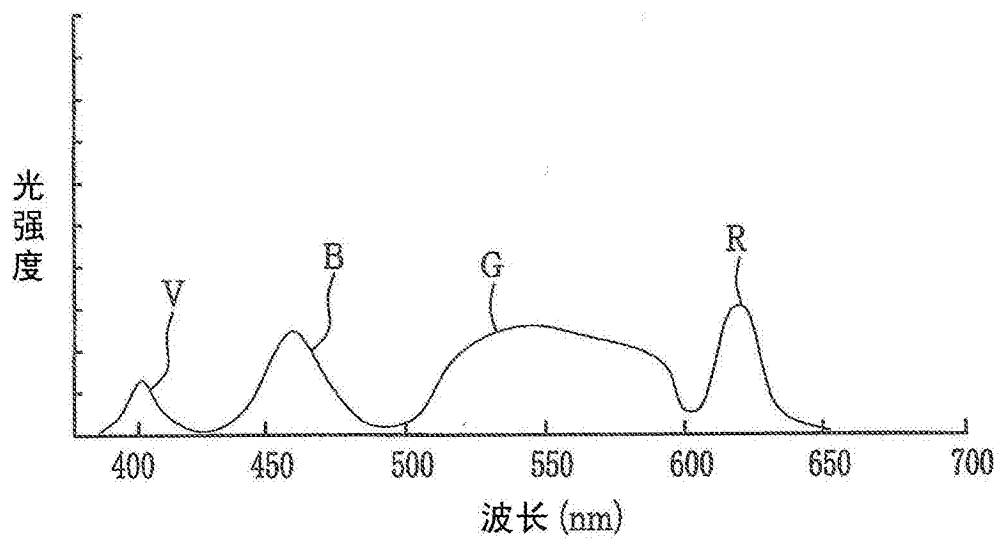


图 3

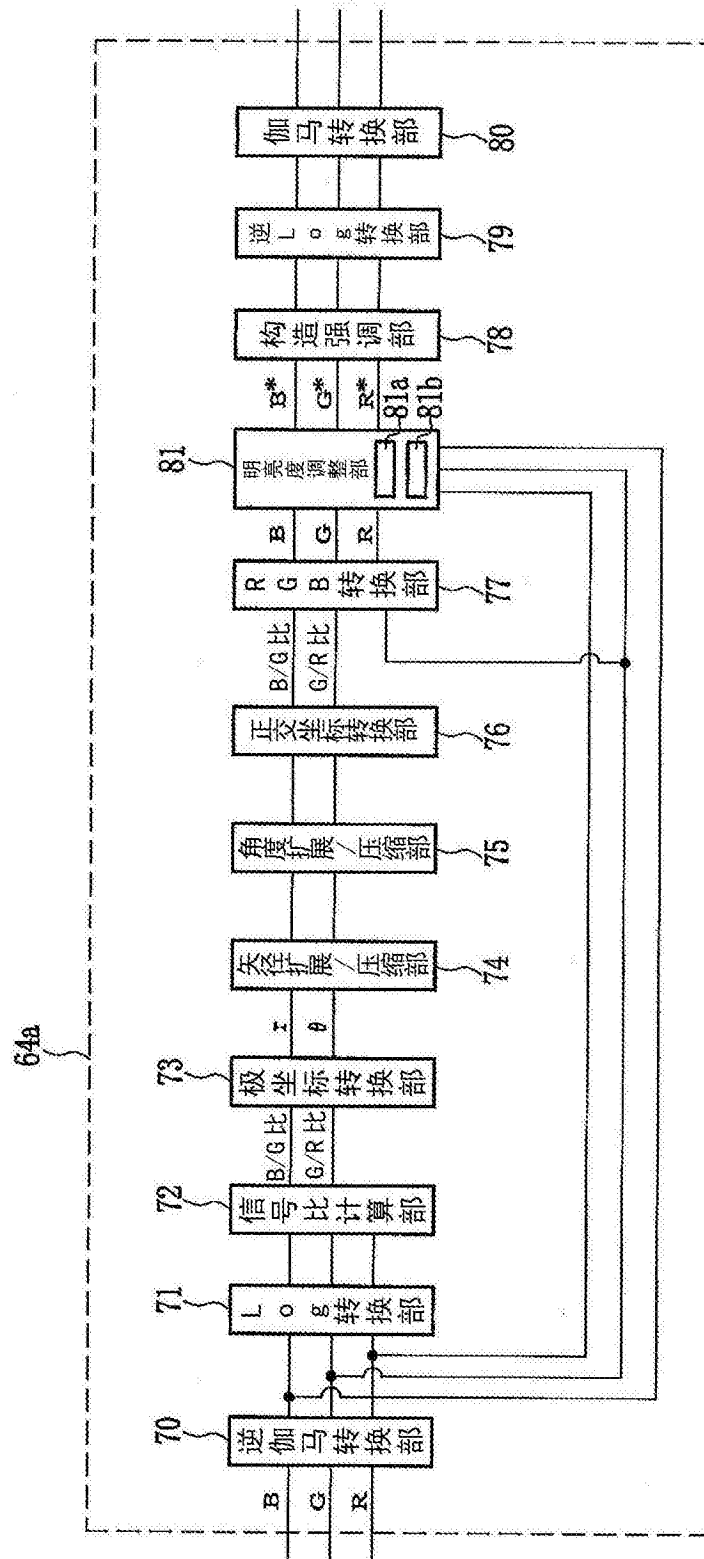


图 4

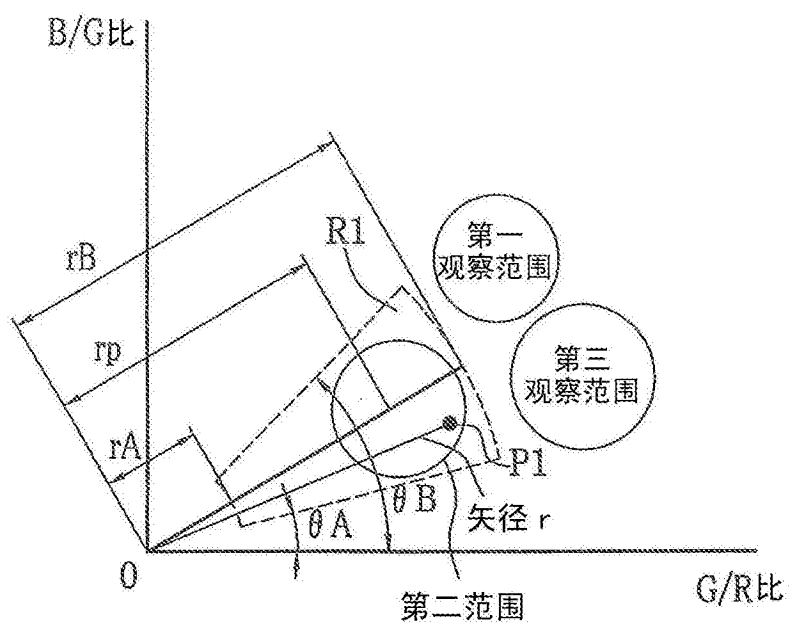


图 5

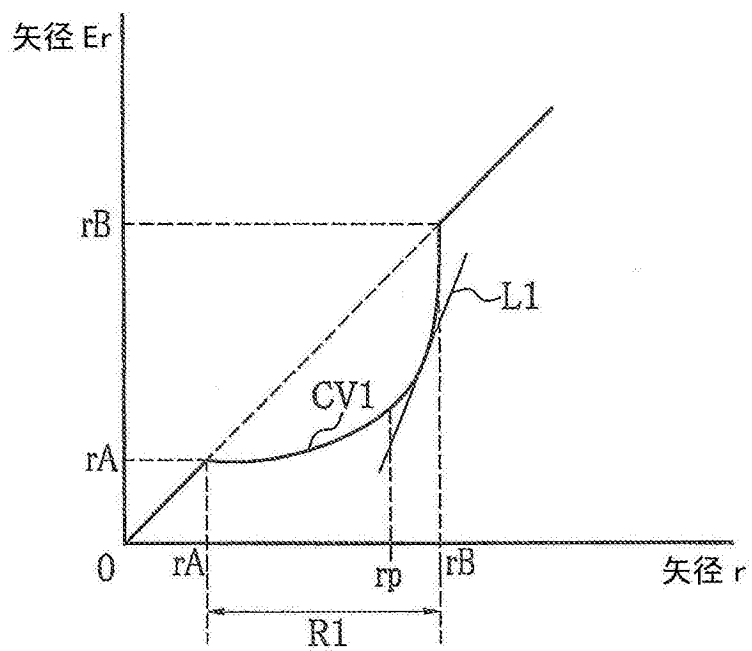


图 6

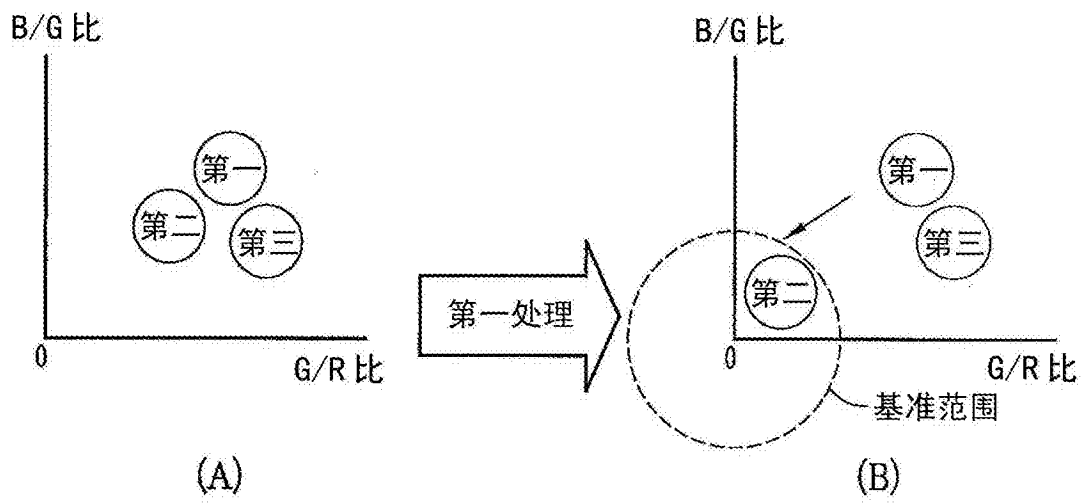


图 7

由 CIE Lab 空间的色调的要素 a^* 、 b^* 形成的 ab 空间

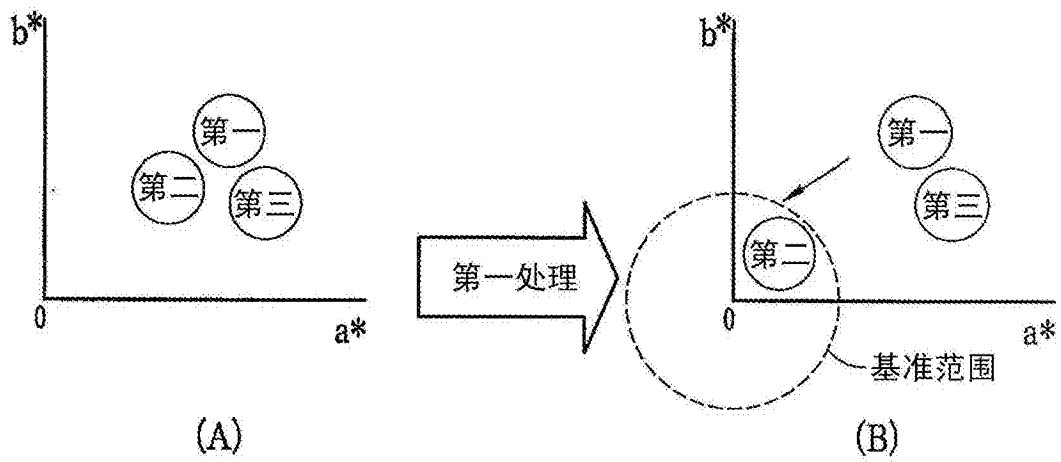


图 8

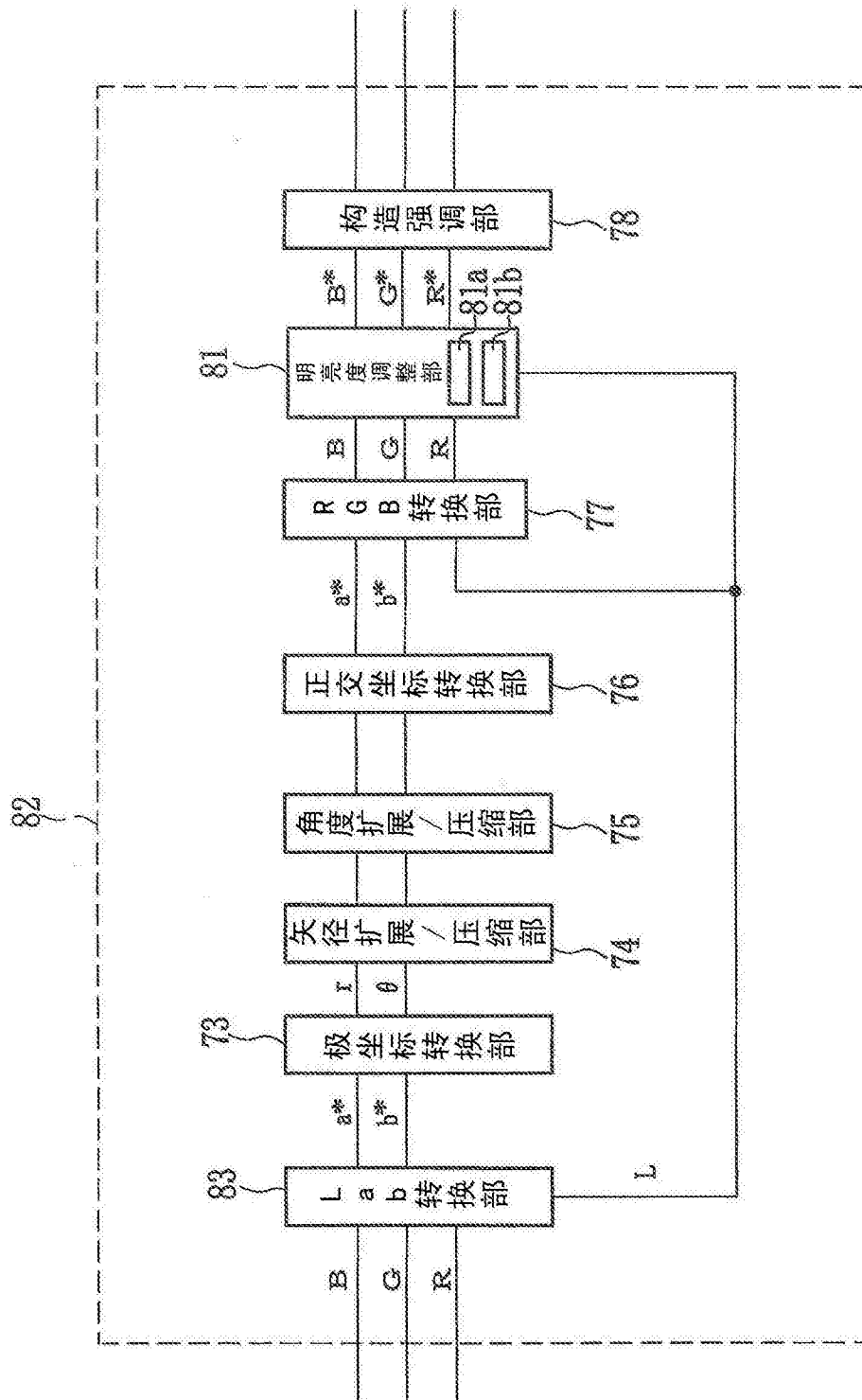


图 9

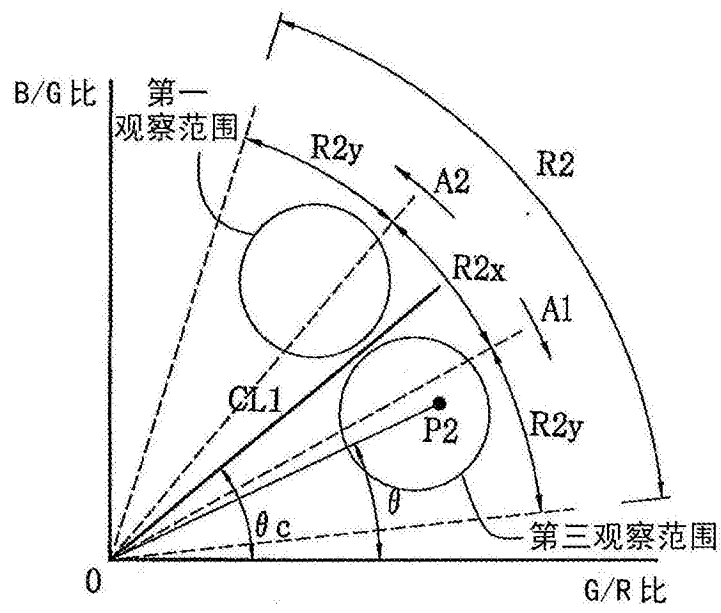


图 10

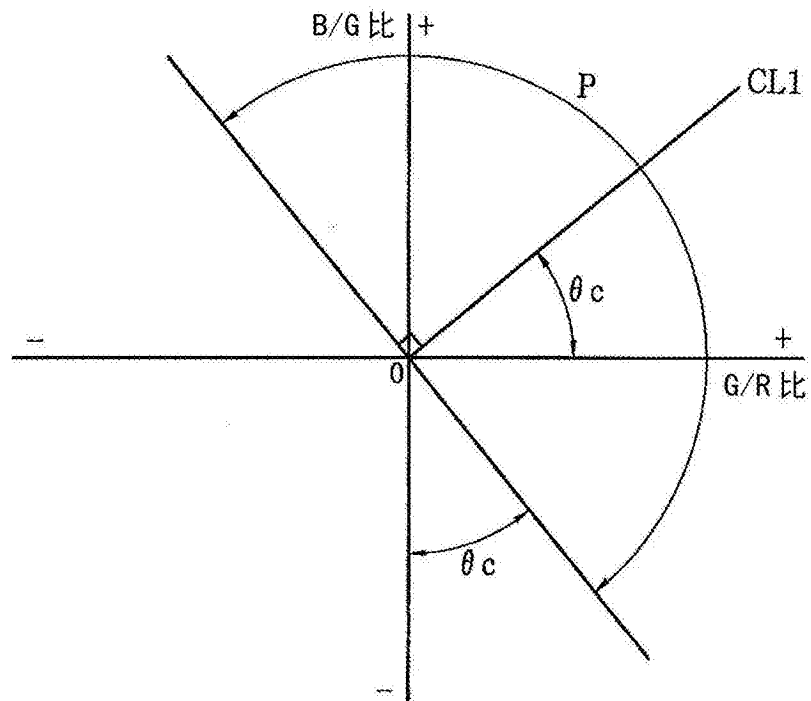


图 11

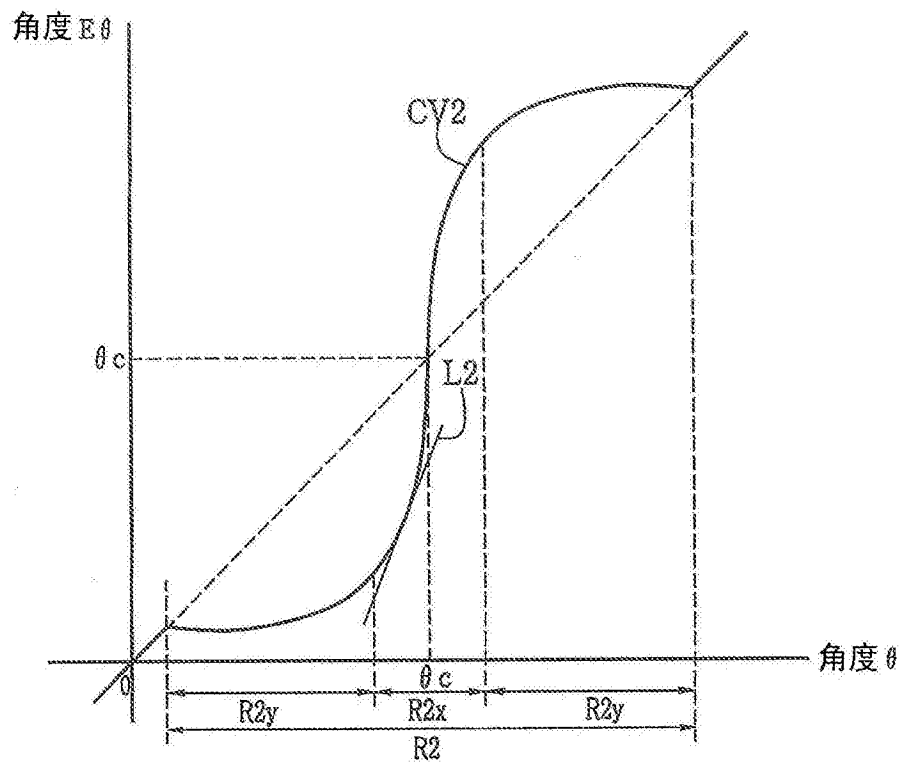


图 12

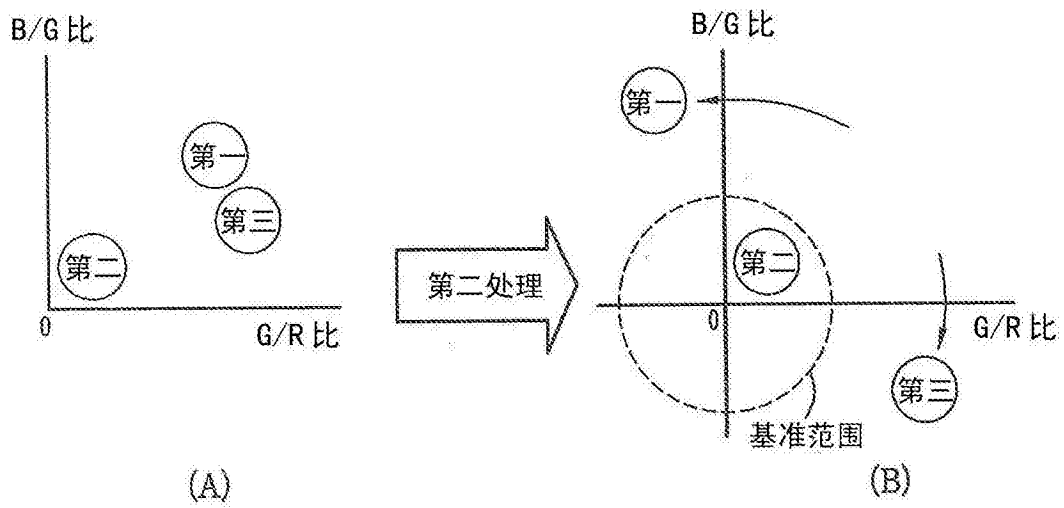


图 13

由 CIE Lab 空间的色调的要素 a^* 、 b^* 形成的 ab 空间

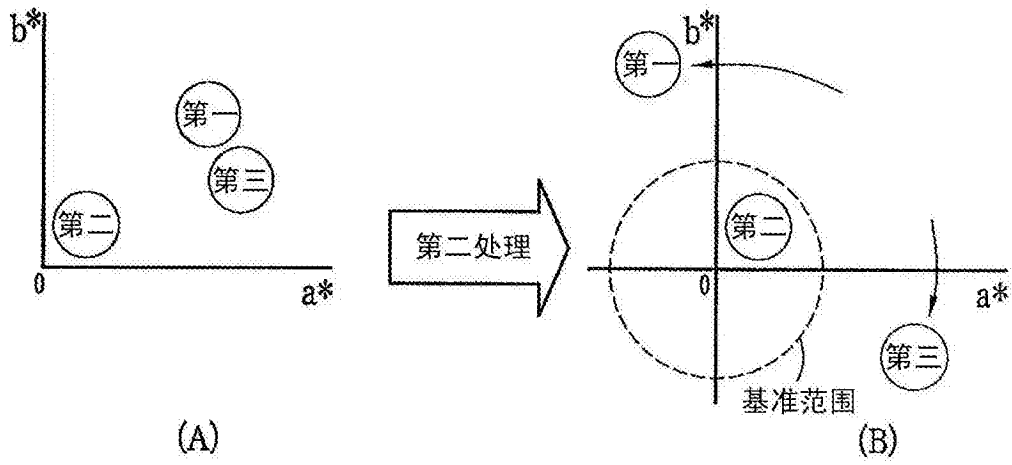


图 14

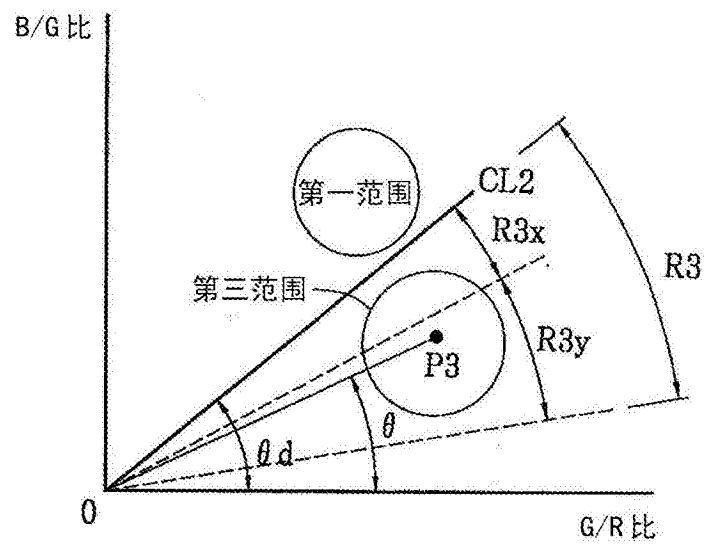


图 15

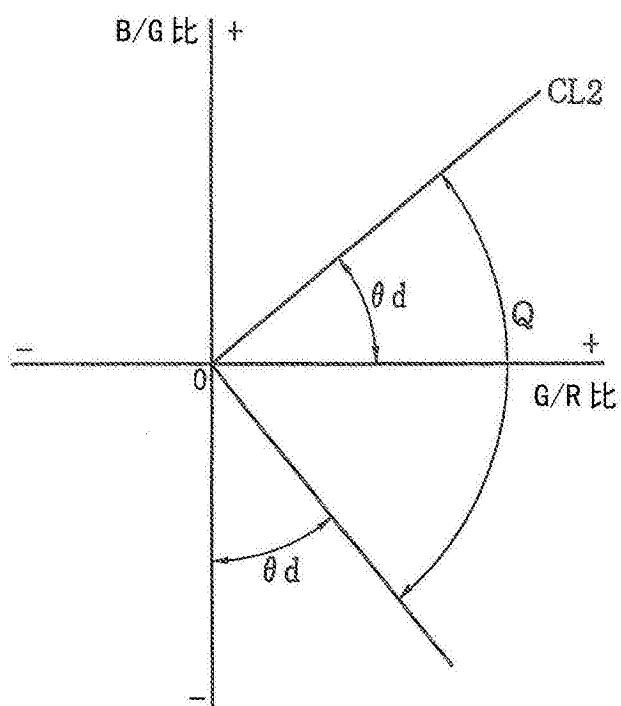


图 16

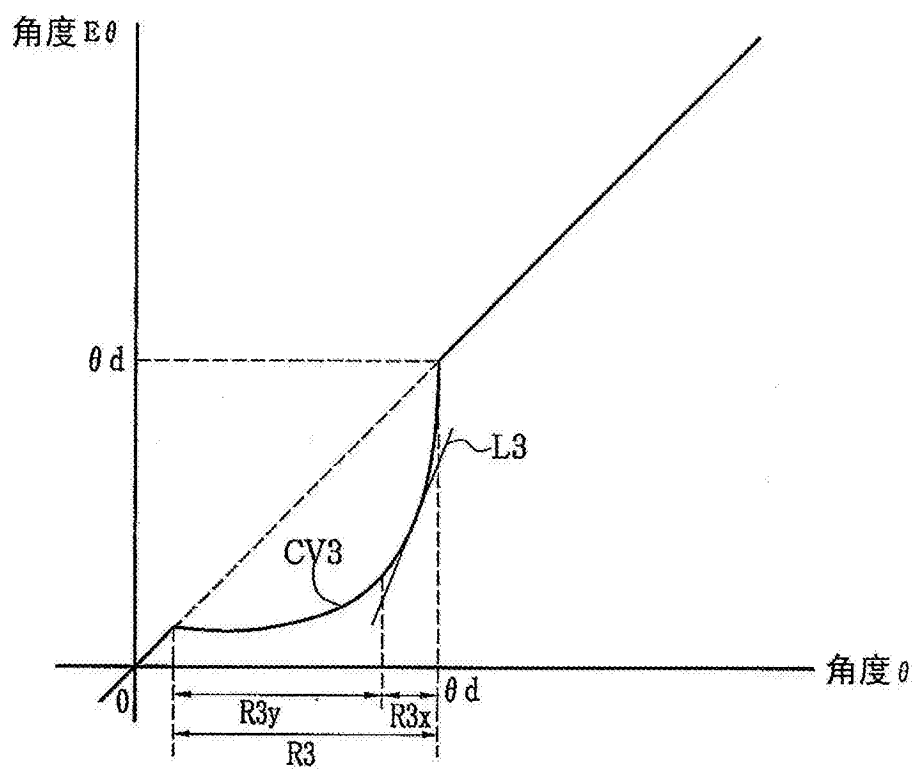


图 17

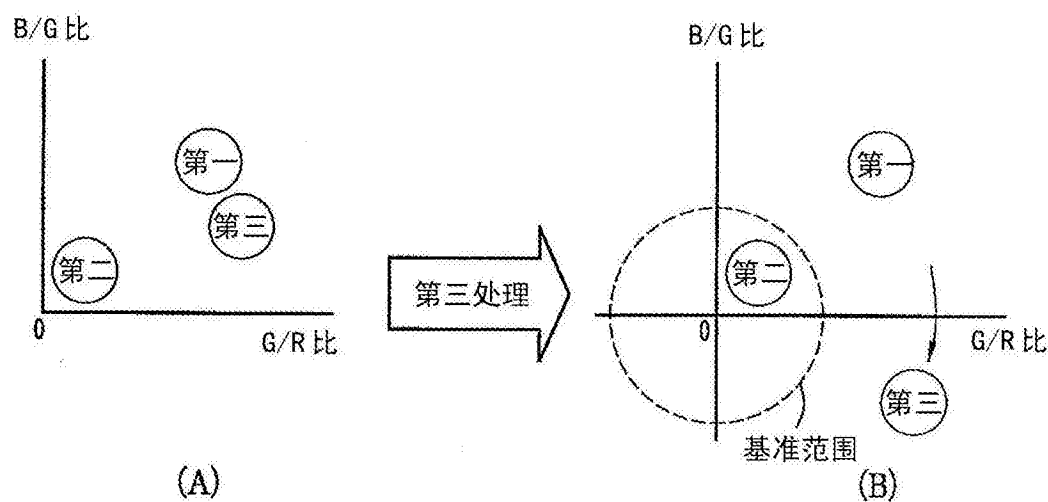


图 18

由 CIE Lab 空间的色调的要素 a^* 、 b^* 形成的 ab 空间

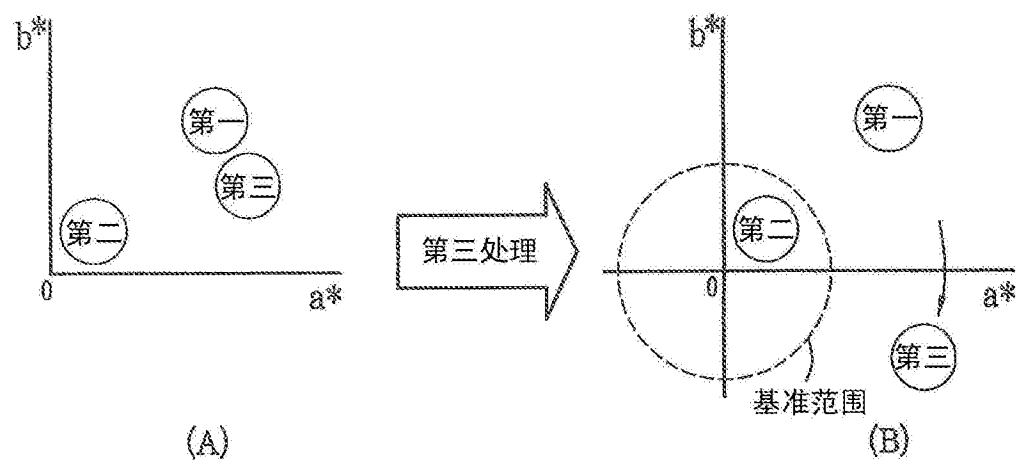


图 19

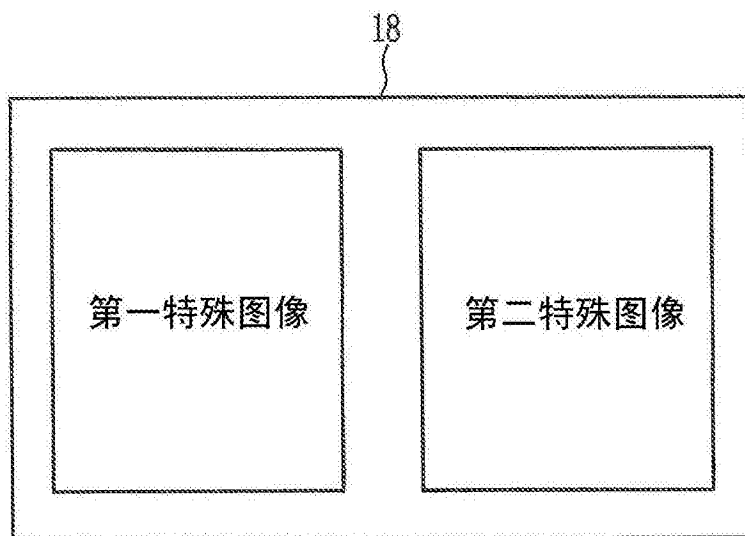


图 20

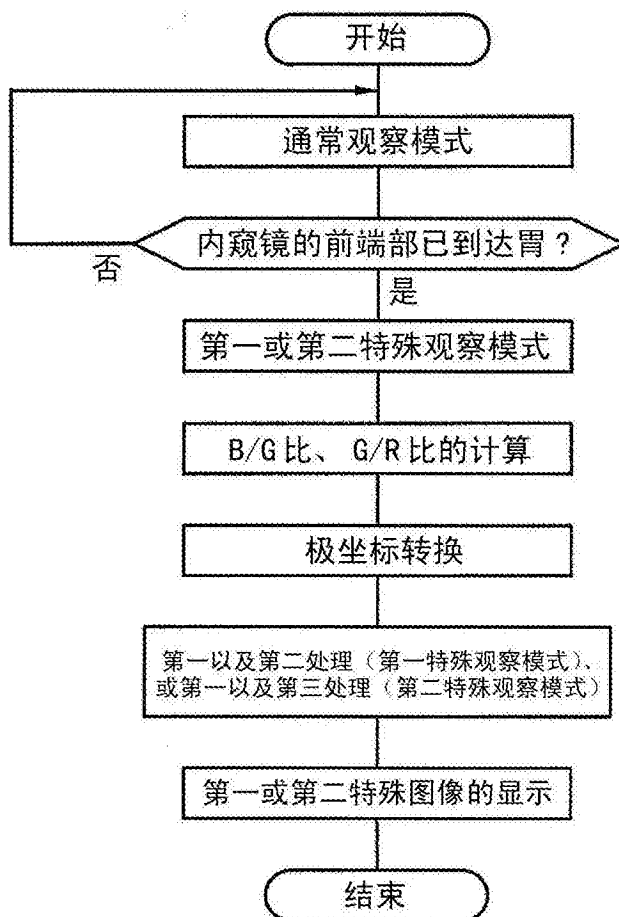


图 21

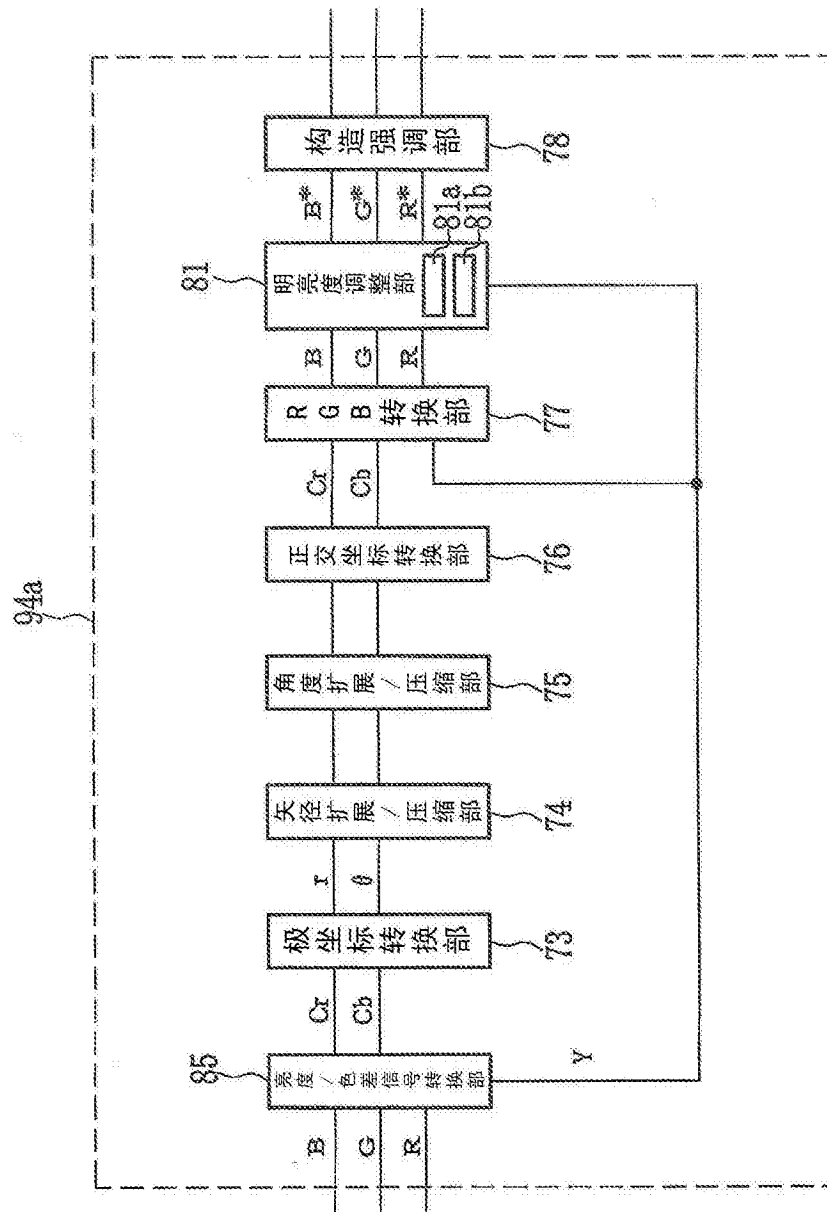


图 22

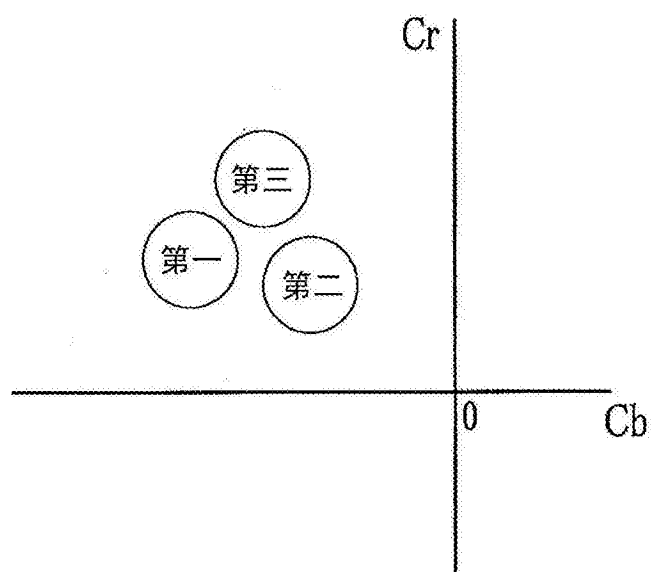


图 23

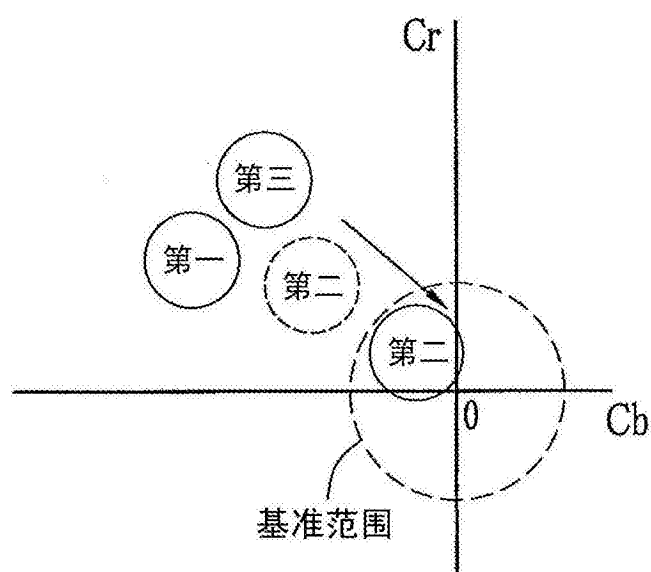


图 24

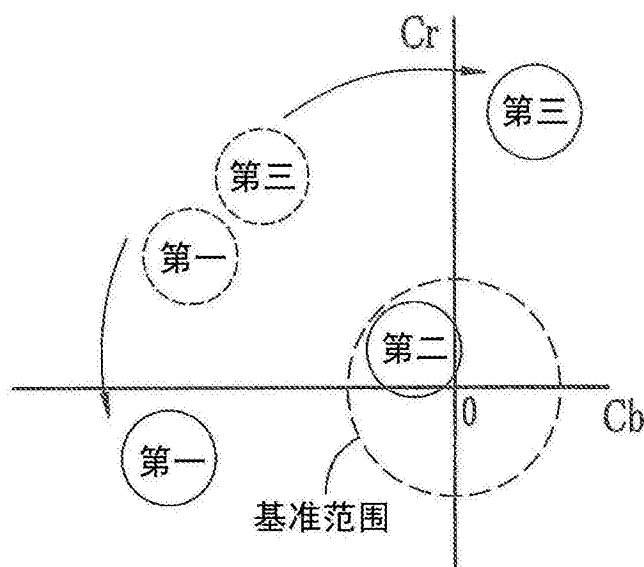


图 25

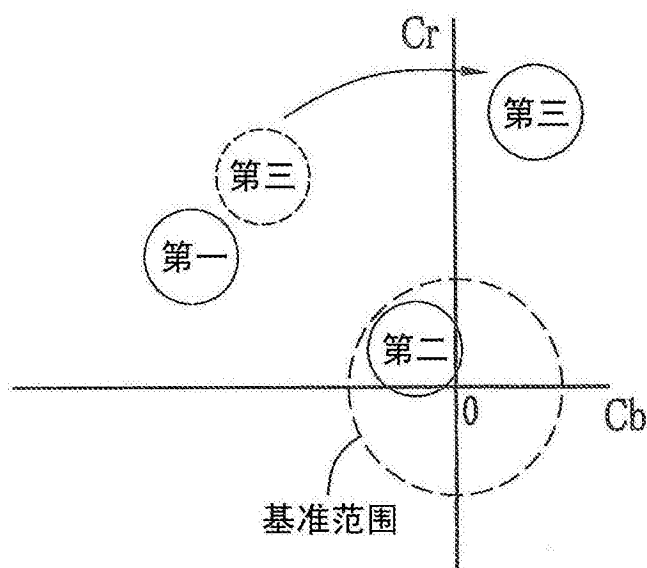


图 26

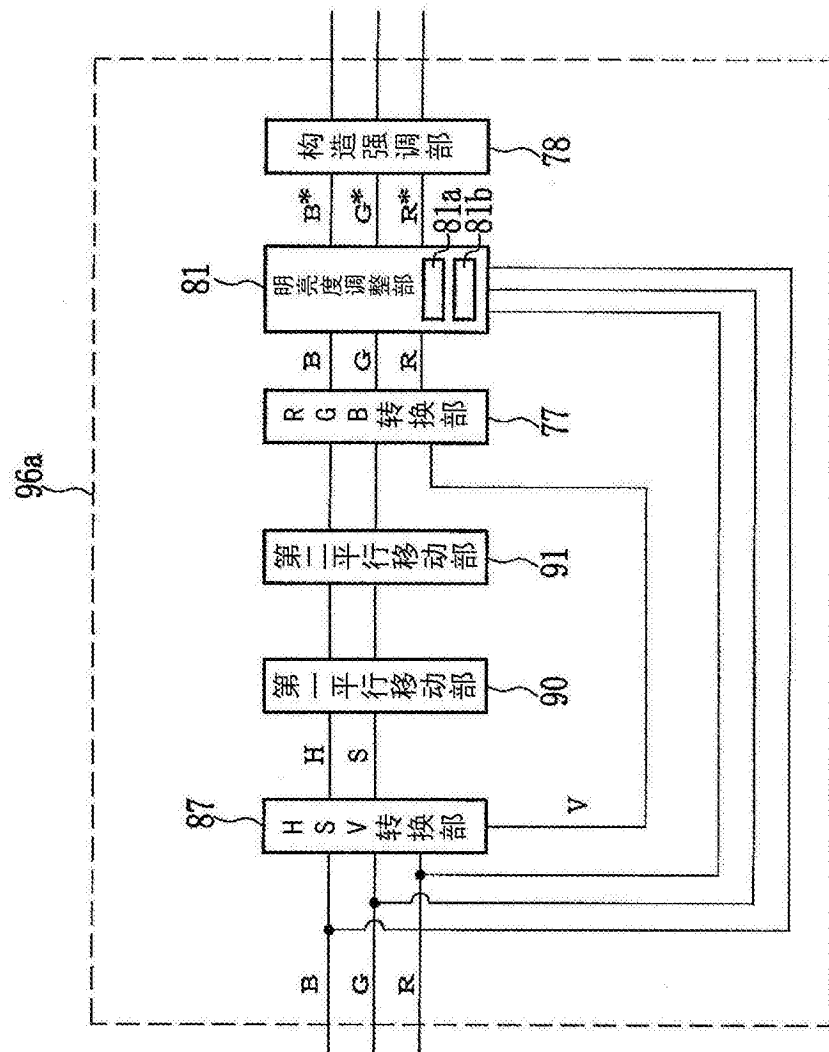


图 27

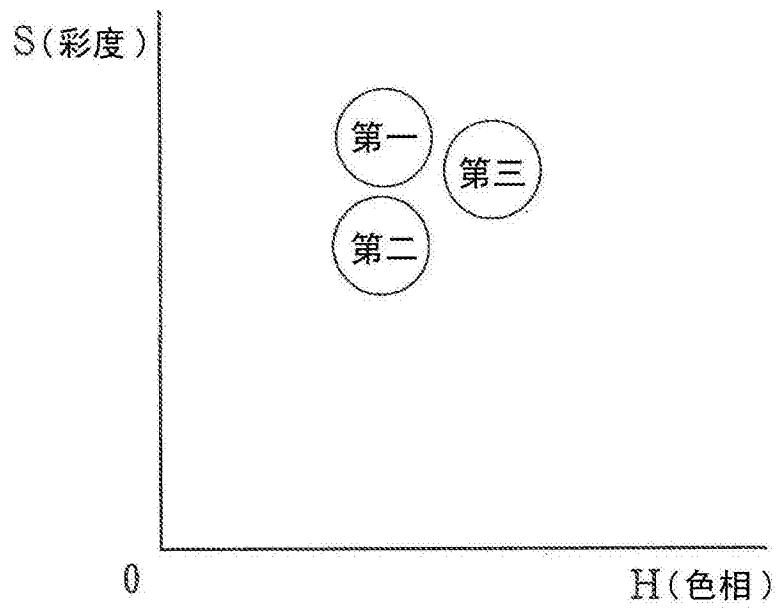


图 28

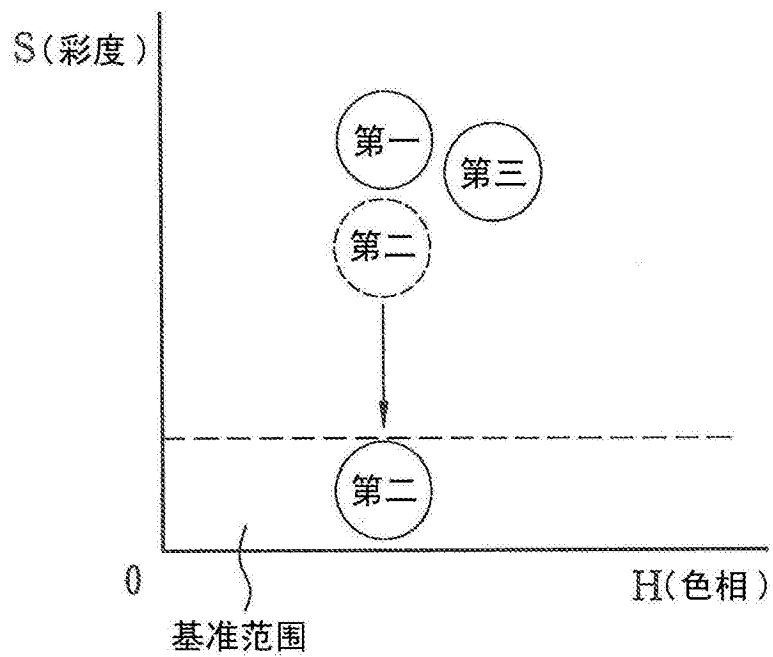


图 29

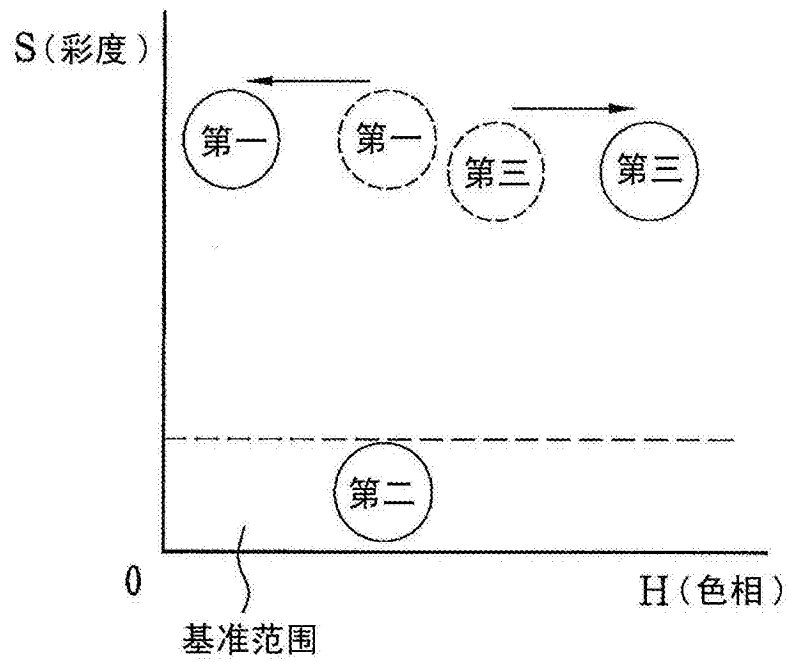


图 30

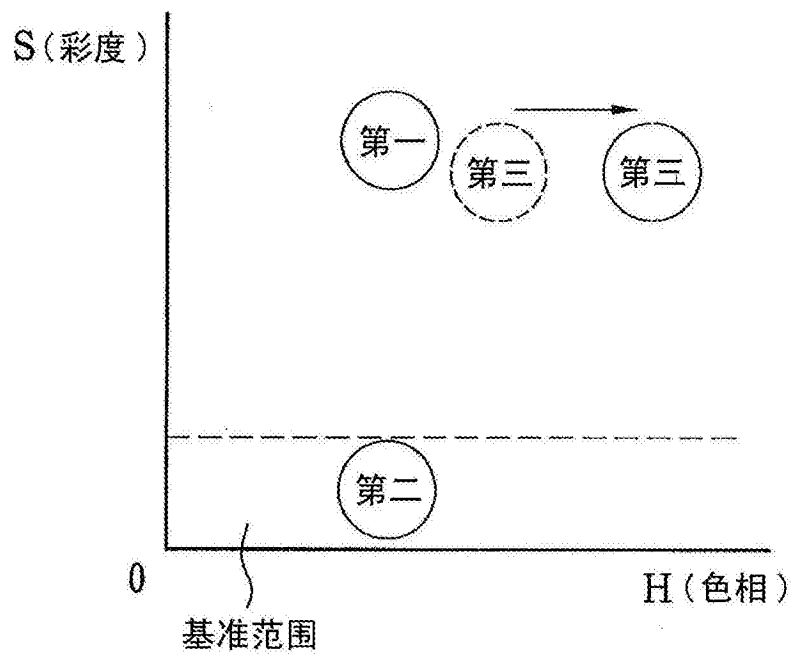


图 31

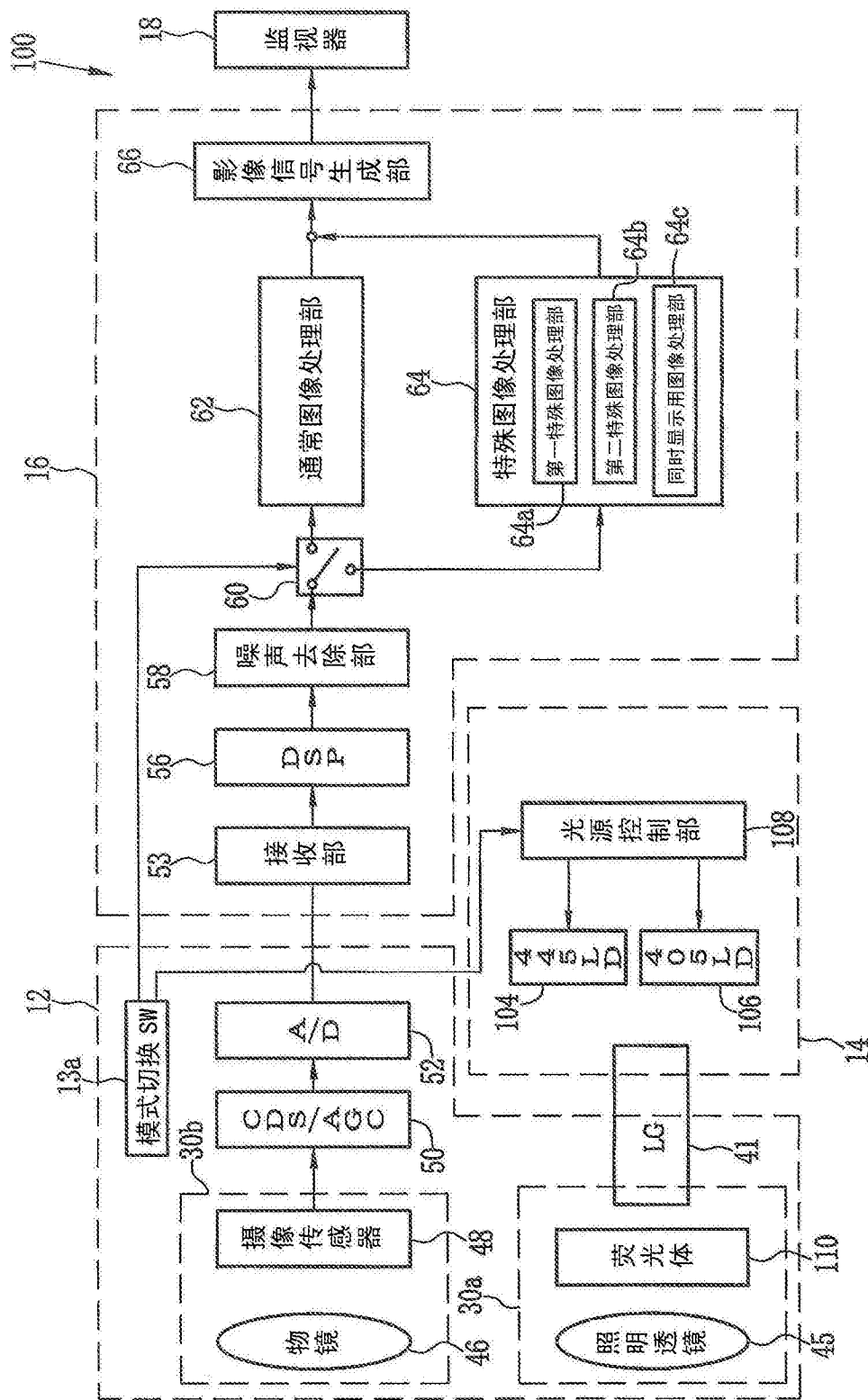


图 32

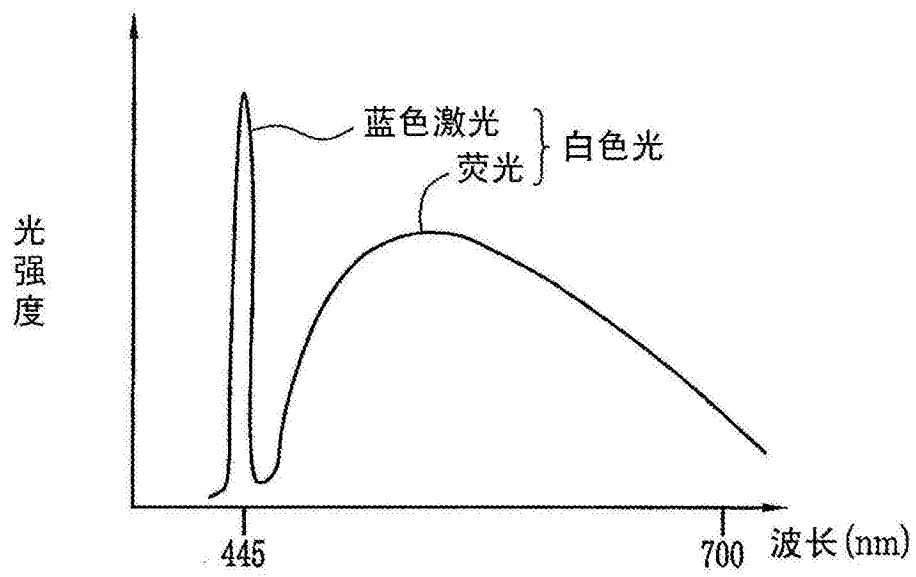


图 33

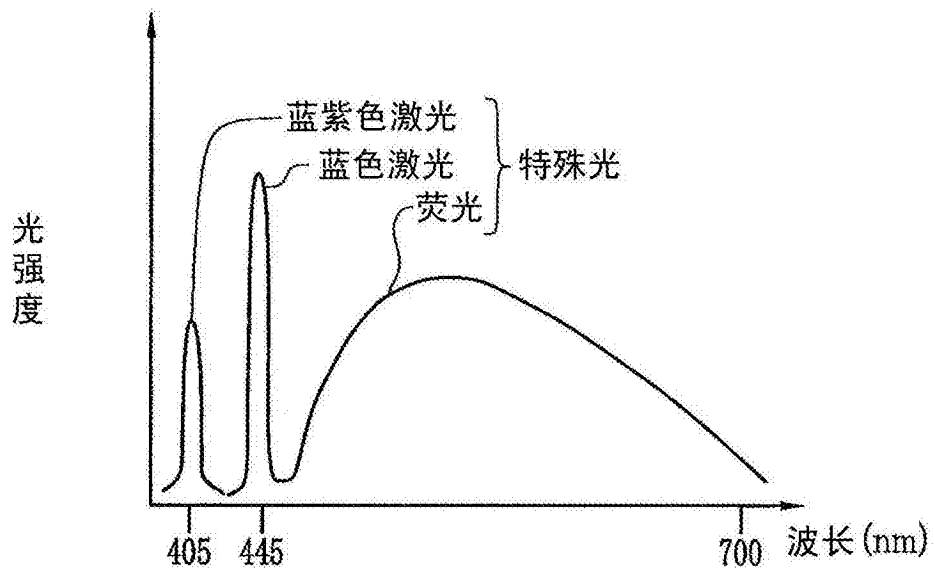


图 34

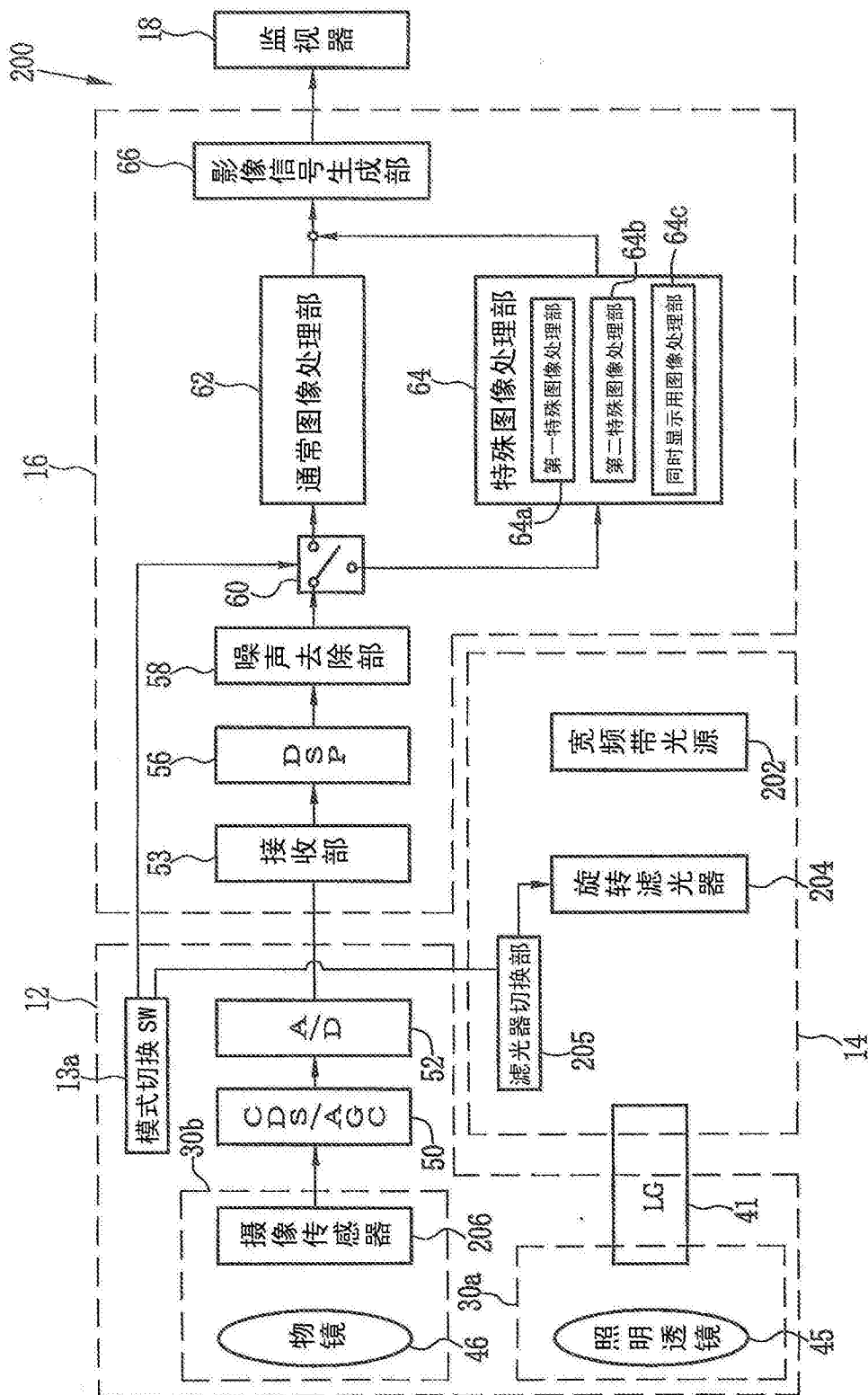


图 35

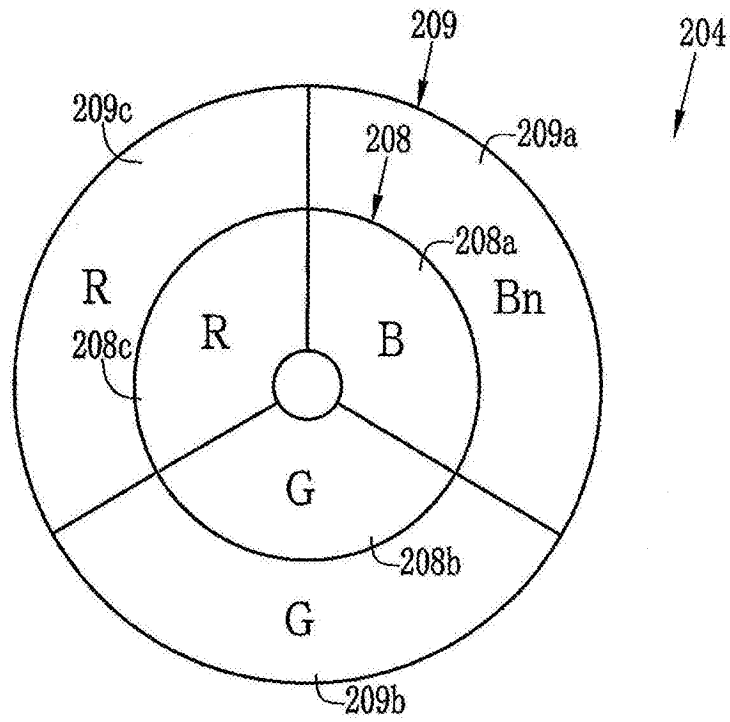


图 36

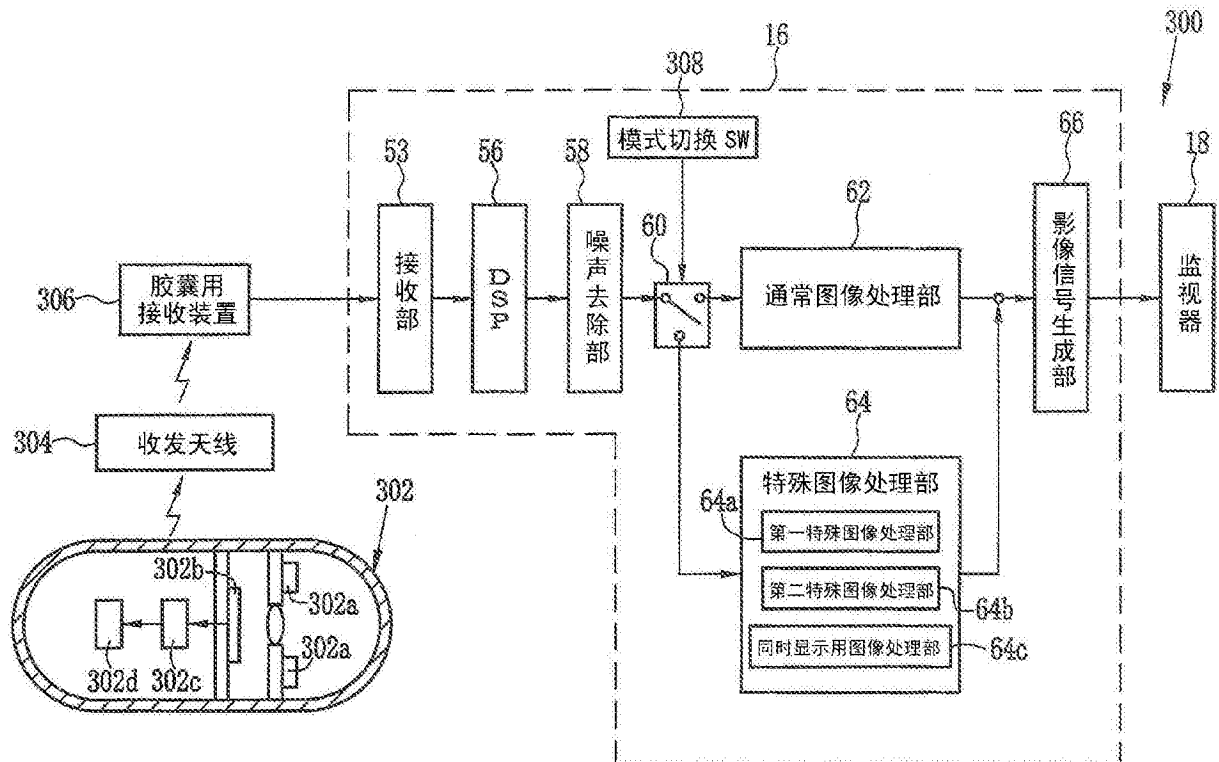


图 37

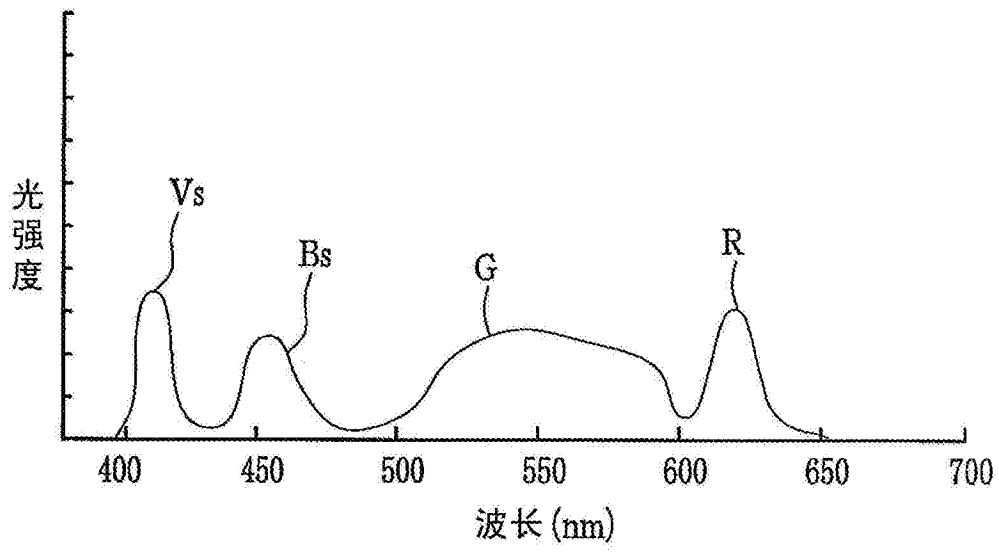


图 38

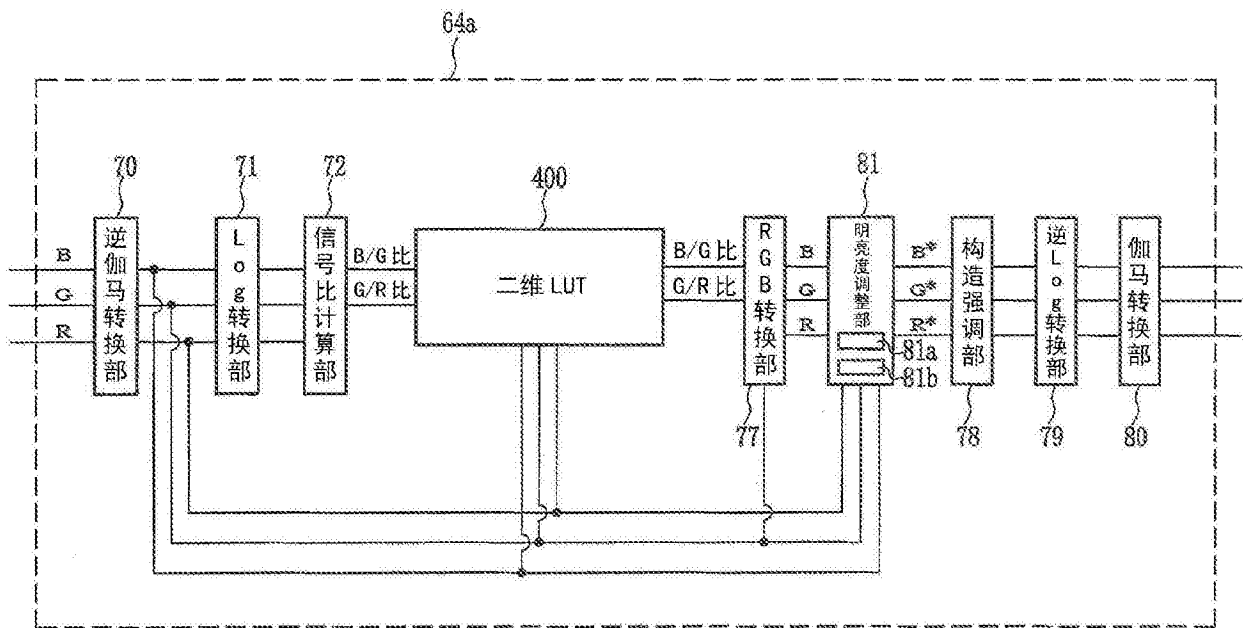


图 39

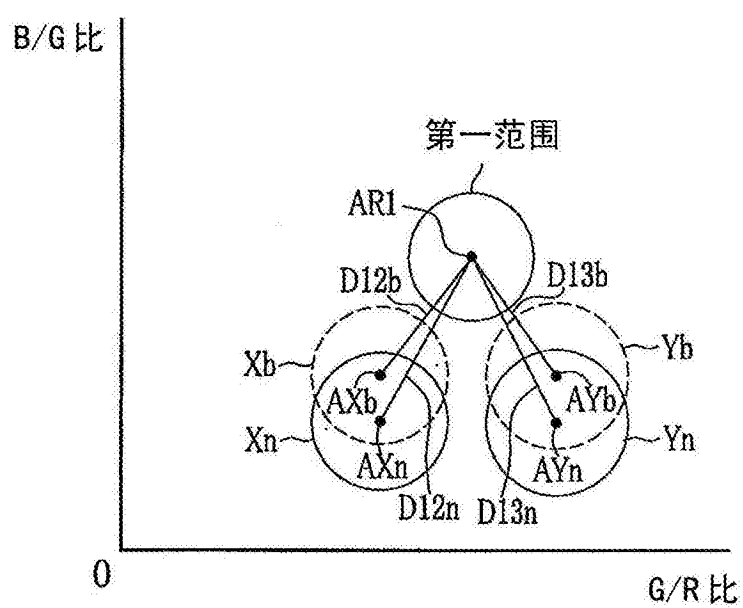


图 40

专利名称(译)	医用图像处理装置及其工作方法、以及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN105266750A	公开(公告)日	2016-01-27
申请号	CN201510363901.1	申请日	2015-06-26
[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	藏本昌之 杉崎诚		
发明人	藏本昌之 杉崎诚		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/273 A61B5/07 G06T11/00 G06T11/80		
CPC分类号	G06T5/009 A61B1/00009 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/30092 H04N1/6027 H04N1/62		
代理人(译)	刘文海		
优先权	2014133390 2014-06-27 JP		
其他公开文献	CN105266750B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供医用图像处理装置及其工作方法、以及内窥镜系统，用于生成强调了胃粘膜萎缩后的萎缩部等异常部与正常部的色差的图像。在该医用图像处理装置中，输入第一RGB图像信号。根据第一RGB图像信号求出色差信号(Cr、Cb)。在由色差信号(Cr、Cb)形成的特征空间中进行第一处理，该第一处理按照在维持第一观察范围以及第三观察范围的坐标的状态下将第二观察范围的坐标移动至包含原点在内的基准范围的方式进行处理。为了使第一观察范围的坐标与第三观察范围的坐标相互分离而进行第二处理，所述第二处理按照移动第一观察范围的坐标与第三观察范围的坐标的方式进行处理。

