



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113905653 B

(45) 授权公告日 2025. 01. 03

(21) 申请号 202080037733.6

(22) 申请日 2020.05.15

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113905653 A

(43) 申请公布日 2022.01.07

(30) 优先权数据
2019-095093 2019.05.21 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.11.19

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2020/019512 2020.05.15

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/235503 JA 2020.11.26

(73) 专利权人 富士胶片株式会社
地址 日本国东京都

(72) 发明人 斋藤孝明

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021
专利代理师 高颖

(51) Int.Cl.
A61B 1/045 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 102860809 A, 2013.01.09
CN 103099598 A, 2013.05.15

审查员 吴爱坪

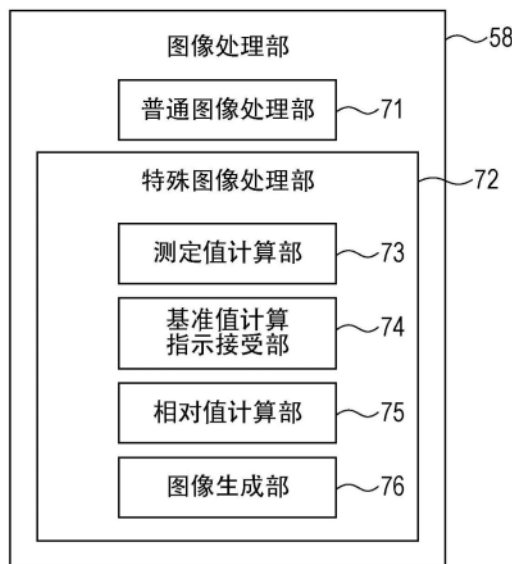
权利要求书3页 说明书20页 附图19页

(54) 发明名称

内窥镜系统、内窥镜系统的工作方法、图像处理装置及计算机可读介质

(57) 摘要

本发明提供一种能够简单地显示判定缺血部位与正常部位的边界的更清楚的指标的内窥镜系统、内窥镜系统的工作方法、图像处理装置及图像处理装置用程序。实测值计算部(83)计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值。基准值计算部(84)计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值。相对值计算部(75)以第一基准值为基准,计算第一实测值的相对值。图像生成部(76)通过基于评价用颜色表对第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像。显示部(12)显示评价用氧饱和度图像。



1. 一种内窥镜系统,具备:
处理器,其基于多个第一分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值,
基于多个第二分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值,
以所述第一基准值为基准,计算所述第一实测值的相对值,
通过基于评价用颜色表对所述第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像;以及
显示器,其至少显示所述评价用氧饱和度图像,
所述处理器通过基于观察用颜色表对所述第一实测值进行图像化来生成观察用氧饱和度图像,
切换在所述显示器至少显示所述观察用氧饱和度图像的氧饱和度模式和在所述显示器至少显示所述评价用氧饱和度图像的缺血评价模式。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器将从所述第一实测值减去所述第一基准值后的值作为所述第一实测值的相对值。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器基于使氧饱和度为0%至100%的范围内的值与所述观察用氧饱和度图像的颜色信息预先对应的所述观察用颜色表,生成所述观察用氧饱和度图像。
4. 根据权利要求2所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器基于使氧饱和度为0%至100%的范围内的值与所述观察用氧饱和度图像的颜色信息预先对应的所述观察用颜色表,生成所述观察用氧饱和度图像。
5. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器制作所述第一实测值的相对值与所述评价用氧饱和度图像的颜色信息对应的所述评价用颜色表。
6. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其中,
在所述评价用颜色表中,所述第一实测值的相对值为0的情况与所述评价用氧饱和度图像的特定的暖色系的颜色对应。
7. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器设定与所述评价用氧饱和度图像的颜色信息对应的所述第一实测值的相对值的下限值和/或上限值并制作所述评价用颜色表。
8. 根据权利要求6所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器设定与所述评价用氧饱和度图像的颜色信息对应的所述第一实测值的相对值的下限值和/或上限值并制作所述评价用颜色表。
9. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器接受设定所述下限值和/或所述上限值的指示,
使用基于所述指示的所述下限值和/或所述上限值制作所述评价用颜色表。
10. 根据权利要求7所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器基于多个第三分光图像计算待观察的组织的氧饱和度的第二基准值,
以所述第一基准值为基准,计算所述第二基准值的相对值,
将所述第二基准值的相对值设定为所述下限值。

11. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器接受所述第一基准值的计算的指示,
基于所述指示,计算所述第一基准值。
12. 根据权利要求10所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器通过分别对按照多个所述第二分光图像的每个像素计算出的所述氧饱和度的第二实测值、或对按照多个所述第三分光图像的每个像素计算出的所述氧饱和度的第三实测值进行平均,计算所述第一基准值或所述第二基准值。
13. 根据权利要求1至4中任一项所述的内窥镜系统,其中,
所述处理器基于多个所述第一分光图像、多个所述第二分光图像、或多个第三分光图像,求出对所述氧饱和度和血液量双方具有依赖性的信号比,
存储所述氧饱和度与所述信号比的相关关系,
基于所述相关关系分别计算与所述信号比对应的所述氧饱和度的所述第一实测值、第二实测值或第三实测值。
14. 根据权利要求10所述的内窥镜系统,其中,
所述第一分光图像是拍摄包含病变的第一观察对象而得到的图像,所述第二分光图像或所述第三分光图像是拍摄不包含病变的第二观察对象或第三观察对象而得到的图像。
15. 一种内窥镜系统的工作方法,包括:
实测值计算步骤,基于多个第一分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值;
基准值计算步骤,基于多个第二分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值;
相对值计算步骤,以所述第一基准值为基准,计算所述第一实测值的相对值;
图像生成步骤,通过基于评价用颜色表对所述第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像;以及
显示步骤,显示所述评价用氧饱和度图像,
所述工作方法还包括通过基于观察用颜色表对所述第一实测值进行图像化来生成观察用氧饱和度图像的观察用图像生成步骤,
在所述显示步骤中,切换至少显示所述观察用氧饱和度图像的氧饱和度模式和至少显示所述评价用氧饱和度图像的缺血评价模式。
16. 一种图像处理装置,是内窥镜系统所具备的图像处理装置,
基于多个第一分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值,
基于多个第二分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值,
以所述第一基准值为基准,计算所述第一实测值的相对值,
通过基于评价用颜色表对所述第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像,
所述图像处理装置进一步通过基于观察用颜色表对所述第一实测值进行图像化来生成观察用氧饱和度图像,
切换至少显示所述观察用氧饱和度图像的氧饱和度模式和至少显示所述评价用氧饱和度图像的缺血评价模式。

17.一种非暂时的计算机可读介质,保存有被安装在内窥镜系统所具备的图像处理装置中且能由计算机执行的程序,

所述能由计算机执行的程序用于使计算机执行以下功能,即:

基于多个第一分光图像计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值的功能;

基于多个第二分光图像计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值的功能;

以所述第一基准值为基准计算所述第一实测值的相对值的功能;以及

通过基于评价用颜色表对所述第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像的功能,

所述能由计算机执行的程序进一步使计算机执行以下功能,即:

通过基于观察用颜色表对所述第一实测值进行图像化来生成观察用氧饱和度图像的功能;以及

切换至少显示所述观察用氧饱和度图像的氧饱和度模式和至少显示所述评价用氧饱和度图像的缺血评价模式的功能。

内窥镜系统、内窥镜系统的工作方法、图像处理装置及计算机可读介质

技术领域

[0001] 本发明涉及在癌等肿瘤部的切除手术中或其手术后处理中使用的内窥镜系统、内窥镜系统的工作方法、图像处理装置及计算机可读介质。

背景技术

[0002] 近年来,使用腹腔镜进行手术的腹腔镜手术受到关注。例如,在使用腹腔镜的大肠癌切除手术的情况下,经由刺入患者腹部的套管针(trocar),将腹腔镜及手术用处置器具插入腹腔内。然后,用由二氧化碳构成的气腹气体使腹腔内膨胀,将腹腔内的图像显示在监视器上。然后,施术者一边观察显示在监视器上的腹腔内的图像,一边切除大肠中产生了原发病灶的部分。通过该原发病灶的切除而切开的大肠被利用自动缝合器等缝合。

[0003] 手术后,通常情况下,在缝合后正常的伤口愈合过程中,在缝合后2~3天后发生组织中的成纤维细胞的活化,约7天左右完成愈合。但是,如果在该组织之间的愈合过程中由于某些因素而阻碍了愈合,则组织之间不会发生充分的愈合,可能会发生缝合部位的一部分或整体解离的缝合不彻底。

[0004] 在大肠癌切除后的肠道吻合等外科手术中,为了防止手术后的缝合不彻底,重要的是尽可能地在有血流的部分连接肠道。血流的程度基本上是目视通过肠道的色调来判断,但是为了使目视难以视觉辨认的缺血的边界可视化,也广泛进行基于ICG(indocyanine green)等荧光药剂给药的血管造影法。在基于ICG给药的方法中,需要在静脉注射后等待几分钟,为了观察荧光图像而需要专用的光源和相机。另外,由于给药一次后药剂残留在血液中,因此还存在难以再给药再观察等问题。因此,期待利用使用了内窥镜的观察对象所包含的血红蛋白的氧饱和度的视觉化或图像化、即氧饱和度成像。

[0005] 在专利文献1中公开了一种具备设定变更单元的内窥镜系统,该设定变更单元在利用内窥镜的氧饱和度成像中,根据观察部位的性状来变更参照信息,该参照信息规定对观察部位进行摄像而得到的像素值与氧饱和度之间的相关关系。由此,能够获取可靠性高的氧饱和度的信息。

[0006] 以往技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2014-76375号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的技术课题

[0010] 在利用以往的内窥镜的氧饱和度成像的情况下,例如能够根据通过伪彩色而图像化的氧饱和度的信息,得到氧饱和度的高低信息。但是,在根据氧饱和度的图像进行缺血部位的判别的情况下,在上述现有技术中,由于正常部与缺血部的色调接近地进行显示,因此有时难以判别正常部位与缺血部位的边界。

[0011] 本发明的目的在于提供一种能够显示可以成为难以发生缝合不彻底的切除部位或吻合部位等的判断材料的、用于判定正常部位与缺血部位的边界的更清楚的指标的内窥镜系统、内窥镜系统的工作方法、图像处理装置及图像处理装置用程序。

[0012] 用于解决技术课题的手段

[0013] 本发明是一种内窥镜系统,其中,具备:处理器,其基于多个第一分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值,基于多个第二分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值,以第一基准值为基准,计算第一实测值的相对值,通过基于评价用颜色表对第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像;以及显示器,其至少显示评价用氧饱和度图像。

[0014] 优选的是,处理器通过基于观察用颜色表对第一实测值进行图像化来生成观察用氧饱和度图像,切换在显示器上至少显示观察用氧饱和度图像的氧饱和度模式和在显示器上至少显示评价用氧饱和度图像的缺血评价模式。

[0015] 优选的是,处理器将从第一实测值减去第一基准值后的值作为第一实测值的相对值。

[0016] 优选的是,处理器基于使氧饱和度的0%至100%的范围内的值与观察用氧饱和度图像的颜色信息预先对应的观察用颜色表,生成观察用氧饱和度图像。

[0017] 优选的是,处理器生成第一实测值的相对值与评价用氧饱和度图像的颜色信息对应的评价用颜色表。

[0018] 优选的是,在评价用颜色表中,第一实测值的相对值为0的情况与评价用氧饱和度图像的特定的暖色系的颜色对应。

[0019] 优选的是,处理器设定与评价用氧饱和度图像的颜色信息对应的第一实测值的相对值的下限值和/或上限值并制作评价用颜色表。

[0020] 优选的是,处理器接受设定下限值和/或上限值的指示,使用基于指示的下限值和/或上限值制作评价用颜色表。

[0021] 优选的是,处理器基于多个第三分光图像计算待观察的组织的氧饱和度的第二基准值,以第一基准值为基准,计算第二基准值的相对值,将第二基准值的相对值设定为下限值。

[0022] 优选的是,处理器接受第一基准值的计算指示,基于指示,计算第一基准值。

[0023] 优选的是,处理器通过分别对按照多个第二分光图像的每个像素计算出的氧饱和度的第二实测值、或对按照多个第三分光图像的每个像素计算出的氧饱和度的第三实测值进行平均,计算第一基准值或第二基准值。

[0024] 优选的是,处理器基于多个第一分光图像、多个第二分光图像或多个第三分光图像,求出对氧饱和度和血液量双方具有依赖性的信号比,存储氧饱和度与信号比的相关关系,基于相关关系分别计算与信号比对应的氧饱和度的第一实测值、第二实测值或第三实测值。

[0025] 优选的是,第一分光图像是拍摄包含病变的第一观察对象而得到的图像,第二分光图像或第三分光图像是拍摄不包含病变的第二观察对象或第三观察对象而得到的图像。

[0026] 另外,本发明是一种内窥镜系统的工作方法,其中,包括:实测值计算步骤,基于多个第一分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值;基准值计算步骤,基于多个

第二分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值;相对值计算步骤,以第一基准值为基准,计算第一实测值的相对值;图像生成步骤,通过基于评价用颜色表对第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像;以及显示步骤,显示评价用氧饱和度图像。

[0027] 另外,本发明是一种内窥镜系统所具备的图像处理装置,其中,基于多个第一分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值,基于多个第二分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值,以第一基准值为基准,计算第一实测值的相对值,通过基于评价用颜色表对第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像。

[0028] 另外,本发明是一种图像处理装置用程序,其安装在内窥镜系统所具备的图像处理装置中,其中,用于使计算机实现:基于多个第一分光图像计算待观察的组织的氧饱和度的第一实测值的功能;基于多个第二分光图像计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值的功能;以第一基准值为基准计算第一实测值的相对值的功能;以及通过基于评价用颜色表对第一实测值的相对值进行图像化来生成评价用氧饱和度图像的功能。

[0029] 发明效果

[0030] 根据本发明,能够显示可以成为难以发生缝合不彻底的切除部位或吻合部位等的判断材料的、用于判定正常部位与缺血性部位的边界的更清楚的指标。

附图说明

[0031] 图1是内窥镜系统的外观图。

[0032] 图2是观察模式的说明图。

[0033] 图3是腹腔用内窥镜系统的外观图。

[0034] 图4是管腔用内窥镜系统的框图。

[0035] 图5是摄像传感器的像素的说明图。

[0036] 图6是滤色器的说明图。

[0037] 图7是普通观察模式中的发光模式的说明图。

[0038] 图8是缺血评价模式或氧饱和度模式中的发光模式等的说明图。

[0039] 图9是基准值计算模式中的发光模式等的说明图。

[0040] 图10是表示图像处理部的功能的框图。

[0041] 图11是表示测定值计算部的功能的框图。

[0042] 图12是表示氧饱和度与信号比的相关关系的曲线图。

[0043] 图13是表示血红蛋白的吸光系数的曲线图。

[0044] 图14是说明在图12所示的曲线图中根据信号比求出氧饱和度的实测值的方法的说明图。

[0045] 图15是表示图像生成部的功能的框图。

[0046] 图16是表示观察用图像的制作顺序的框图。

[0047] 图17是观察用颜色表的说明图。

[0048] 图18是说明在图12所示的曲线图中根据信号比求出氧饱和度的相对值的方法的说明图。

[0049] 图19是表示评价用图像的制作顺序的框图。

- [0050] 图20是评价用颜色表的说明图。
- [0051] 图21是说明观察用图像和评价用图像中的氧饱和度的色条的不同的说明图。
- [0052] 图22是观察用图像的图像图。
- [0053] 图23是评价用图像的图像图。
- [0054] 图24是说明评价用颜色表的下限值和上限值的说明图。
- [0055] 图25是表示上限值下限值设定菜单的说明图。
- [0056] 图26是说明评价用颜色表的下限值的设定的说明图。
- [0057] 图27是表示缺血评价模式的流程的流程图。
- [0058] 图28是对观察用图像和评价用图像进行比较并切换显示时的说明图。

具体实施方式

[0059] 如图1所示,在本实施方式中,内窥镜系统10由管腔用内窥镜系统20和腹腔用内窥镜系统30构成,用于进行在大肠上产生的肿瘤部的切除。内窥镜系统10包括管腔用内窥镜系统20和腹腔用内窥镜系统30中的至少任一方。首先,在肿瘤部切除前,使用管腔用内窥镜系统20检测大肠内的肿瘤部,在包含该肿瘤部的一定范围(切除范围)内预先附加标记。接着,使用腹腔用内窥镜系统30,切除大肠中带有标记的切除范围,并且缝合通过该肿瘤部的切除而切开的大肠。最后,使用管腔用内窥镜系统20,确认缝合的部分是否组织性地愈合。

[0060] 管腔用内窥镜系统20具备:管腔用光源装置21,其产生对管腔内进行照明的光;管腔用内窥镜装置22,其向管腔内照射来自管腔用光源装置21的光,并拍摄其反射像;以及管腔用处理器装置(管腔用图像处理装置)23,其对通过管腔用内窥镜装置22的摄像而得到的图像信号进行图像处理。管腔用处理器装置23与显示通过图像处理得到的内窥镜图像等的显示装置12(显示部)和由键盘等构成的输入装置14连接。显示装置12例如是显示器。

[0061] 管腔用内窥镜装置22拍摄观察对象而得到图像。管腔用内窥镜装置22是软性内窥镜,具备:管腔用内窥镜操作部24a;挠性的管腔用内窥镜插入部24b;以及观测器顶端部25,其设置在管腔用内窥镜插入部24b的顶端,朝向管腔内照射光,并且拍摄管腔内的反射像。管腔用内窥镜装置22具有设置在管腔用内窥镜插入部24b的顶端侧的弯曲部27。管腔用内窥镜操作部24a具有在用于使弯曲部27弯曲动作的操作中使用的弯角钮29。弯曲部27基于弯角钮29的操作进行弯曲动作,由此使观测器顶端部25朝向期望的方向。在观测器顶端部25设有朝向观察对象喷射清洗液的喷射口(未图示)。

[0062] 另外,在管腔用内窥镜操作部24a上除了弯角钮29之外,还设置有在观察模式的切换操作中使用的模式切换部28a和接受基准值的计算指示的基准值计算指示部28b。

[0063] 另外,在该管腔用内窥镜装置22上设有用于插入止血用探针等处置器具的钳子通道26。处置器具从设于管腔用内窥镜操作部24a的钳子入口26a插入到钳子通道26中,插入到该钳子通道26中的处置器具从观测器顶端部25的钳子出口26b突出。

[0064] 如图2所示,管腔用内窥镜系统20具备普通观察模式和特殊观察模式中的至少两个模式作为观察模式。在普通观察模式中,将使用白色光作为照明光拍摄观察区域而得到的自然色调的图像(以下,称为普通图像)显示在监视器上。在特殊观察模式中,对待观察的组织的氧饱和度进行图像化并显示在监视器上。

[0065] 特殊观察模式具备至少两种模式。一种是氧饱和度模式,另一种是缺血评价模式。

在氧饱和度模式中,在监视器上显示对待观察的组织的氧饱和度(StO_2 (tissue oxygen saturation))进行图像化而得到的观察用氧饱和度图像。在缺血评价模式中,计算出待观察的组织的氧饱和度的相对值,在监视器上显示对相对值进行图像化而得到的评价用氧饱和度图像。以下,将观察用氧饱和度图像称为观察用图像,并且,将评价用氧饱和度图像称为评价用图像。

[0066] 普通观察模式和特殊观察模式、以及氧饱和度模式和缺血评价模式例如根据管腔用内窥镜装置22的模式切换部28a等的指示进行切换。模式切换部28a是观测器按钮,也可以设为,每当按下模式切换部28a的观测器按钮时,观察模式如普通观察模式、特殊观察模式的氧饱和度模式、特殊观察模式的缺血评价模式、普通观察模式的顺序那样循环切换。

[0067] 腹腔用内窥镜系统30具备:腹腔用光源装置31,其产生对腹腔内进行照明的光;腹腔用内窥镜装置32,其向腹腔内照射来自腹腔用光源装置31的光,并拍摄其反射像;以及腹腔用处理器装置(腹腔用图像处理装置)33,其对通过腹腔用内窥镜装置32的摄像而得到的图像信号进行图像处理。腹腔用处理器装置33与显示装置12及输入装置14连接。腹腔用内窥镜装置32拍摄观察对象而得到图像。腹腔用内窥镜装置32是硬性内窥镜,具备:硬性的腹腔用内窥镜插入部34;以及腹腔用内窥镜顶端部35,其设置在该腹腔用内窥镜插入部34的顶端,朝向腹腔内照射光,并且拍摄腹腔内的反射像。

[0068] 另外,腹腔用内窥镜系统30与管腔用内窥镜系统20同样地具备普通观察模式和特殊观察模式中的至少两个模式作为观察模式。特殊观察模式具备至少两种模式,一种是氧饱和度模式,另一种是缺血评价模式。氧饱和度模式的切换能够根据与腹腔用处理器装置33连接的脚踏开关36等的指示进行切换。

[0069] 此外,在管腔用内窥镜系统20及腹腔用内窥镜系统30中,除了上述模式之外,还可以具备基准值计算模式。基准值例如可以使用通过基准值计算模式计算出的基准值,也可以使用预先设定的基准值。在基准值计算模式中,计算待观察的组织所包含的氧饱和度,作为氧饱和度的基准值。基准值计算模式例如根据设于管腔用内窥镜装置22的基准值计算指示部28b等的指示进行切换。基准值计算指示部28b是观测器按钮,通过按下基准值计算指示部28b的观测器按钮,切换到基准值计算模式,计算基准值。因此,在观察想要作为基准的区域的情况下,进行基准值计算指示。在基准值计算模式中计算出基准值后,自动返回到切换到基准值计算模式之前的模式。

[0070] 如图3所示,在腹腔用内窥镜系统30中,为了进行腹腔内的观察及肿瘤部摘除手术,除了腹腔用光源装置31、腹腔用内窥镜装置32、腹腔用处理器装置33之外,还使用气腹装置37、处置器具38、以及套管针39a和套管针39b。在该腹腔用内窥镜系统30中,首先,从气腹装置37向腹腔内供给 CO_2 (二氧化碳)气体,使腹腔成为气腹。由此,能够确保腹腔内的视野/手术视野。

[0071] 接着,将处置器具38经由套管针39a插入腹腔内,并且将腹腔用内窥镜装置32经由套管针39b插入腹腔内。这些套管针39a和套管针39b具备金属制的中空管和施术者把持部,在施术者把持施术者把持部的状态下,通过将中空管的尖锐状顶端刺入腹部,将中空管插入腹腔内。针对这样将中空管插入到腹腔内的套管针39a和套管针39b,分别插入处置器具38和腹腔用内窥镜装置32。

[0072] 以下,以管腔用内窥镜系统20为例进行说明,但腹腔用内窥镜系统30也是同样的。

如图4所示,管腔用光源装置21具备光源41和光源控制部42。光源41例如具有多个半导体光源,分别点亮或熄灭这些半导体光源。通过点亮光源41,可发出对观察对象进行照明的照明光。在本实施方式中,光源41具有BS-LED(Blue Short-wavelength Light Emitting Diode)41a、BL-LED(Blue Long-wavelength Light Emitting Diode)41b、G-LED(Green Light Emitting Diode)41c、及R-LED(Red Light Emitting Diode)41d这四色的LED。

[0073] BS-LED41a发出波长频带 $450 \pm 10\text{nm}$ 的第一蓝色光BS。BL-LED41b发出波长比第一蓝色光BS长的波长频带 $470 \pm 10\text{nm}$ 的第二蓝色光BL。G-LED41c发出及于波长频带 $500\text{nm} \sim 600\text{nm}$ 的绿色光G。R-LED41d发出波长频带 $620 \pm 20\text{nm}$ 的红色光R。此外,各色的光各自的中心波长和峰波长可以相同,也可以不同。

[0074] 光源控制部42通过对各LED41a~41d独立地输入控制信号,独立地控制各LED41a~41d的点亮或熄灭、点亮时的发光量等。光源控制部42中的点亮及熄灭的控制按每个观察模式而不同。在普通观察模式的情况下,光源控制部42通过同时点亮BS-LED41a、G-LED41c及R-LED41d,使第一蓝色光BS、绿色光G、红色光R同时发光。

[0075] 在特殊观察模式的情况下,光源控制部42交替进行通过同时点亮BS-LED41a、G-LED41c及R-LED41d而使第一蓝色光BS、绿色光G及红色光R同时发光的第一发光、和通过同时点亮BL-LED41b、G-LED41c及R-LED41d而使第二蓝色光BL、绿色光G及红色光R同时发光的第二发光。

[0076] 从各LED41a~41d发出的各个光入射到光导43。光导43内置于管腔用内窥镜装置22和通用塞绳中。通用塞绳是连接管腔用内窥镜装置22与管腔用光源装置21及管腔用处理器装置23的塞绳。光导43将光传播到管腔用内窥镜装置22的观测器顶端部25。

[0077] 管腔用内窥镜装置22由电子内窥镜构成,具备:照明光学系统44a,其向观察对象照射由光导43引导的光;摄像光学系统44b,其对观察对象进行摄像;以及摄像控制部55。另外,具备装卸自如地连接管腔用内窥镜装置22与管腔用光源装置21及管腔用处理器装置23的连接部(未图示)。

[0078] 照明光学系统44a和摄像光学系统44b设于管腔用内窥镜装置22的观测器顶端部25。照明光学系统44a具有照明透镜45。经由该照明透镜45,来自光导43的照明光照射到观察对象。摄像光学系统44b具有物镜46和摄像传感器48。物镜46使来自被照明光照明的观察对象的返回光入射到摄像传感器48。由此,在摄像传感器48上成像观察对象的像。

[0079] 摄像传感器48是对被照明光照明的观察对象进行摄像并输出图像信号的彩色的摄像传感器。如图5所示,在摄像传感器48的摄像面49上,多个像素51在行方向(X方向)及列方向(Y方向)上二维排列成矩阵状。在一个像素51中设有B(蓝色)滤色器52、G(绿色)滤色器53及R(红色)滤色器54中的任一个。各滤色器52~54的排列是拜耳排列,G滤色器53以棋盘格状每隔一个像素配置,B滤色器52和R滤色器54在剩余的像素上分别以正方格子状配置。

[0080] 如图6所示,B滤色器52使波长频带为 $380\text{nm} \sim 560\text{nm}$ 的光透过。G滤色器53使波长频带为 $450\text{nm} \sim 630\text{nm}$ 的光透过。R滤色器54使波长频带为 $580\text{nm} \sim 760\text{nm}$ 的光透过。因此,B像素对第一蓝色光BS的波长频带 $450 \pm 10\text{nm}$ 和第二蓝色光BL的波长频带 $470 \pm 10\text{nm}$ 具有灵敏度。G像素对绿色光G的波长频带 $500\text{nm} \sim 600\text{nm}$ 具有灵敏度。R像素对红色光R的波长频带 $640 \pm 20\text{nm}$ 具有灵敏度。

[0081] 作为摄像传感器48(参照图4),可以利用CCD(Charge Coupled Device)摄像传感

器或CMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)摄像传感器。

[0082] 此外,也可以使用具备C(青色)、M(品红色)、Y(黄色)及G(绿色)的补色滤光器的补色摄像传感器来代替原色的摄像传感器48。在使用补色摄像传感器的情况下,输出CMYG的四色的图像信号,因此通过补色-原色颜色变换,将CMYG的四色的图像信号转换为RGB的三色的图像信号,由此能够得到与摄像传感器48同样的RGB各色的图像信号。

[0083] 摄像传感器48在受光面(摄像面)上接受来自物镜46的光,对接受到的光进行光电转换而输出摄像信号(模拟信号)。该摄像传感器48的摄像控制由摄像控制部55进行。

[0084] 摄像控制部55与光源控制部42相互电连接,根据光源控制部42的发光控制进行摄像控制。如图7所示,在普通观察模式的情况下,摄像控制部55控制摄像传感器48,以利用基于光源控制部42的控制而发出的第一蓝色光BS、绿色光G及红色光R对照明中的观察对象按每一帧进行摄像。由此,从摄像传感器48的B像素输出Bc图像信号,从G像素输出Gc图像信号,从R像素输出Rc图像信号。此外,摄像控制部55使摄像传感器48的曝光时间与照明光的照明时间同步。

[0085] 在氧饱和度模式或缺血评价模式的情况下,摄像控制部55在第一发光和第二发光中使摄像控制不同。具体而言,在第一发光的情况下,如图8所示,摄像控制部55执行利用在第一发光时同时发出的第一蓝色光BS、绿色光G及红色光R对照明中的第一观察对象拍摄一帧量的第一摄像。由此,在第一摄像时从摄像传感器48的B像素输出B1m图像信号,从G像素输出G1m图像信号,从R像素输出R1m图像信号。另外,执行利用在第二发光时同时发出的第二蓝色光BL、绿色光G及红色光R对照明中的第一观察对象拍摄一帧量的第二摄像。由此,在第二摄像时从摄像传感器48的B像素输出B2m图像信号,从G像素输出G2m图像信号,从R像素输出R2m图像信号。

[0086] 此外,B1m图像信号、G1m图像信号及R1m图像信号、以及B2m图像信号、G2m图像信号及R2m图像信号分别相当于本发明的第一分光图像。因此,多个第一分光图像包含B1m图像信号、G1m图像信号及R1m图像信号、以及B2m图像信号、G2m图像信号及R2m图像信号。

[0087] 在基准值计算模式的情况下,光源控制部42及摄像控制部55与氧饱和度模式或缺血评价模式的情况同样地发挥功能。因此,在基准值计算模式中,光源控制部42交替进行通过同时点亮BS-LED41a、G-LED41c及R-LED41d而同时发出第一蓝色光BS、绿色光G及红色光R的第一发光、和通过同时点亮BL-LED41b、G-LED41c及R-LED41d而同时发出第二蓝色光BL、绿色光G及红色光R的第二发光。

[0088] 另外,在基准值计算模式中,摄像控制部55在第一发光和第二发光中使摄像控制不同。具体而言,在第一发光的情况下,如图9所示,摄像控制部55执行利用在第一发光时同时发出的第一蓝色光BS、绿色光G及红色光R对照明中的第二观察对象或第三观察对象拍摄一帧量的第一摄像。基于第二观察对象计算第一基准值,基于第三观察对象计算第二基准值。由此,在第一摄像时从摄像传感器48的B像素输出B1n图像信号,从G像素输出G1n图像信号,从R像素输出R1n图像信号。另外,执行利用在第二发光时同时发出的第二蓝色光BL、绿色光G及红色光R对照明中的第二观察对象或第三观察对象拍摄一帧量的第二摄像。由此,在第二摄像时从摄像传感器48的B像素输出B2n图像信号,从G像素输出G2n图像信号,从R像素输出R2n图像信号。

[0089] 此外,B1n图像信号、G1n图像信号及R1n图像信号、以及B2n图像信号、G2n图像信号

及R_{2n}图像信号分别相当于本发明的第二分光图像或第三分光图像。因此,多个第二分光图像或第三分光图像包含B_{1n}图像信号、G_{1n}图像信号及R_{1n}图像信号、以及B_{2n}图像信号、G_{2n}图像信号及R_{2n}图像信号。

[0090] 此外,在本实施方式中,在氧饱和度模式和缺血评价模式中,都将第一观察对象作为了被摄体,但在氧饱和度模式和缺血评价模式中,不必使被摄体相同,也可以分别将不同的观察对象作为被摄体。另外,在氧饱和度模式或缺血评价模式下的第一观察对象和基准值计算模式下的第二观察对象中,使被摄体不同,但不必在这些模式下使被摄体不同,也可以在几个观察模式下将相同的观察对象作为被摄体。

[0091] 从摄像传感器48输出的摄像信号(模拟信号)通过观测器电缆输入到A/D转换器(未图示)。A/D转换器将摄像信号(模拟信号)转换为与其电压电平对应的图像信号(数字信号)。转换后的图像信号经由连接器部输入到管腔用处理器装置23。

[0092] 在管腔用处理器装置23中,将与计算氧饱和度的第一实测值的处理、计算氧饱和度的第一基准值的处理、计算第一实测值的相对值的处理、以及生成评价用氧饱和度图像的处理等相关的程序装入存储器(未图示)。通过利用由处理器构成的控制部56使该程序动作,实现中央控制部56a、图像获取部57、图像处理部58及显示控制部59的功能。

[0093] 如图4所示,管腔用处理器装置23具备控制部56、图像获取部57、图像处理部58及显示控制部59。图像获取部57包括DSP(Digital Signal Processor)61、降噪部62及转换部63。控制部56具备中央控制部56a。显示控制部59具备显示图像选择部59a。

[0094] DSP61对接收到的图像信号进行缺陷校正处理、偏移处理、增益校正处理、线性矩阵处理、伽马变换处理、去马赛克处理及YC转换处理等各种信号处理。在缺陷校正处理中,校正摄像传感器48的缺陷像素的信号。在偏移处理中,从进行了缺陷校正处理的图像信号中除去暗电流成分,设定准确的零电平。在增益校正处理中,通过对进行了偏移处理的各色的图像信号乘以特定的增益来调整各图像信号的信号电平。在线性矩阵处理中,提高进行了增益校正处理的各色的图像信号的颜色再现性。

[0095] 在伽马变换处理中,调整进行了线性矩阵处理的各图像信号的亮度或彩度。在去马赛克处理(也称为各向同性处理或同时化处理)中,通过生成各像素缺失的颜色的信号,对进行了伽马变换处理的图像信号进行插值。通过该去马赛克处理,全部像素均具有RGB各色的信号。DSP61对进行了去马赛克处理的各图像信号实施转换为亮度信号Y与色差信号Cb及色差信号Cr的YC转换处理,并将它们输出到降噪部62。

[0096] 降噪部62对来自DSP61的图像信号实施降噪处理。降噪处理例如是移动平均法或中值滤波法等。将通过降噪处理降低了噪声的图像信号输入到转换部63。转换部63将降噪处理后的亮度通道Y、以及色差通道Cb和色差通道Cr再次转换为RGB的各色图像。

[0097] 中央控制部56a通过控制光源控制部42和摄像控制部55,分别执行普通观察模式、氧饱和度模式、缺血评价模式及基准值计算模式。此外,中央控制部56a与图像处理部58电连接,对图像处理部58进行执行了普通观察模式、氧饱和度模式、缺血评价模式或基准值计算模式中的哪一个的通知。

[0098] 中央控制部56a在普通观察模式下进行普通图像的摄影。在普通图像的摄影中,通过控制光源控制部42来执行普通图像用的照明光的发光。由此,在普通图像的摄影时,通过对由第一蓝色光BS、绿色光G及红色光R照明的观察对象进行摄像,得到Bc图像信号、Gc图像

信号及Rc图像信号。

[0099] 另外,中央控制部56a在氧饱和度模式或缺血评价模式下,通过控制光源控制部42,交替执行第一发光和第二发光的照明光的发光,通过与该第一发光和第二发光相配合地控制摄像控制部55,交替执行第一摄像和第二摄像。由此,在执行了第一发光和第一摄像的情况下,通过对由第一蓝色光BS、绿色光G及红色光R照明的第一观察对象进行摄像,得到B1m图像信号、G1m图像信号及R1m图像信号。另外,在执行了第二发光和第二摄像的情况下,通过对由第二蓝色光BL、绿色光G及红色光R照明的第一观察对象进行摄像,得到B2m图像信号、G2m图像信号及R2m图像信号。B1m图像信号、G1m图像信号及R1m图像信号与B2m图像信号、G2m图像信号及R2m图像信号是连续的两组图像信号。

[0100] 另外,中央控制部56a在基准值计算模式下,与氧饱和度模式或缺血评价模式同样地通过控制光源控制部42,交替执行第一发光和第二发光的照明光的发光,通过与该第一发光和第二发光相配合地控制摄像控制部55,交替执行第一摄像和第二摄像。由此,在执行了第一发光和第一摄像的情况下,通过对由第一蓝色光BS、绿色光G及红色光R照明的第二观察对象或第三观察对象进行摄像,得到B1n图像信号、G1n图像信号及R1n图像信号。另外,在执行了第二发光和第二摄像的情况下,通过对由第二蓝色光BL、绿色光G及红色光R照明的第二观察对象或第三观察对象进行摄像,得到B2n图像信号、G2n图像信号及R2n图像信号。R1n图像信号、G1n图像信号及R1n图像信号与B2n图像信号、G2n图像信号及R2n图像信号是连续的两组图像信号。

[0101] 如图10所示,图像处理部58具备普通图像处理部71和特殊图像处理部72,对来自管腔用内窥镜装置22的图像信号实施规定的图像处理。普通图像处理部71通过对普通观察模式时得到的图像信号实施规定的图像处理,生成普通图像。

[0102] 特殊图像处理部72进行通过氧饱和度模式、缺血评价模式或基准值计算模式得到的图像的处理。特殊图像处理部72具备测定值计算部73、基准值计算指示接受部74、相对值计算部75及图像生成部76。特殊图像处理部72基于从管腔用内窥镜装置22输入的图像信号进行一系列的处理,计算出基准值或计算出相对值。然后,使用相对值生成观察用图像或评价用图像。

[0103] 测定值计算部73具备基于多个分光图像计算待观察的组织的氧饱和度的实测值的功能。在分光图像为第一分光图像的情况下,将计算出的氧饱和度作为第一实测值。在分光图像为第二分光图像的情况下,将计算出的氧饱和度作为第二实测值。因此,基于多个第一分光图像计算出的氧饱和度是氧饱和度的第一实测值。另外,基于多个第二分光图像计算出的氧饱和度是氧饱和度的第二实测值。分光图像为第三分光图像时也是同样的,基于第三分光图像计算出的氧饱和度是氧饱和度的第三实测值。

[0104] 另外,测定值计算部73具备基于多个分光图像计算待观察的组织的氧饱和度的基准值的功能。基准值使用基于多个分光图像计算出的实测值来计算。在分光图像为第二分光图像的情况下,将计算出的氧饱和度作为第二实测值,将使用第二实测值计算出的基准值作为第一基准值。

[0105] 基准值计算指示接受部74接受基准值的计算指示。相对值计算部75基于由测定值计算部73计算出的氧饱和度的第一实测值、及氧饱和度的第一基准值,计算第一实测值的相对值。图像生成部76通过基于评价用颜色表对第一实测值的相对值进行图像化来生成评

价用图像。另外,图像生成部76通过基于观察用颜色表对实测值进行图像化来生成观察用图像。

[0106] 如图11所示,测定值计算部73具备信号比计算部81、相关关系存储部82、实测值计算部83及基准值计算部84。信号比计算部81、相关关系存储部82及实测值计算部83基于多个第一分光图像计算氧饱和度的第一实测值,基于多个第二分光图像计算氧饱和度的第二实测值,另外,基于多个第三分光图像计算氧饱和度的第三实测值。基准值计算部84根据第二实测值或第三实测值计算基准值。使用第二实测值计算第一基准值,另外,使用第三实测值计算第二基准值。因此,基准值计算部84基于多个第二分光图像,计算待观察的组织的氧饱和度的第一基准值。

[0107] 信号比计算部81使用在氧饱和度模式或缺血评价模式中获取的、对拍摄包含病变的第一观察对象而得到的多个第一分光图像,求出对血液量和氧饱和度双方具有依赖性的信号比。

[0108] 信号比计算部81计算在氧饱和度模式或缺血评价模式中获取的第一分光图像、即第一摄像的B1m图像信号、G1m图像信号及R1m图像信号和第二摄像的B2m图像信号、G2m图像信号及R2m图像信号中位于相同位置的像素间的信号比。对图像信号的所有像素计算信号比。因此,对每个像素计算氧饱和度。在本实施方式中,信号比计算部81求出第一摄像的蓝色信号B1m及第一摄像的绿色信号G1m与第二摄像的蓝色信号B2m的信号比 $B2m/(B1m+G1m)$ 、和第一摄像的绿色信号G1m与红色信号R1m的信号比 $R1m/G1m$ 。

[0109] 此外,也可以仅对图像信号中的血管部分的像素求出信号比。在该情况下,基于血管部分的图像信号与其以外的部分的图像信号之差来特定血管部分。

[0110] 相关关系存储部82存储信号比 $B2m/(B1m+G1m)$ 及信号比 $R1m/G1m$ 与氧饱和度之间的相关关系。信号比与氧饱和度之间的相关关系存储在二维表86中,该二维表86在图12所示的二维空间上定义了氧饱和度的等高线。该等高线的位置、形状通过光散射的物理模拟而得到,被定义为根据血液量而变化。例如,当血液量有变化时,各等高线之间的间隔变宽或变窄。此外,信号比 $B2m/(B1m+G1m)$ 、信号比 $R1m/G1m$ 以log标尺进行存储。

[0111] 此外,上述相关关系与如图13所示的氧化血红蛋白或还原血红蛋白的吸光特性或光散射特性密切相关。曲线图91表示氧化血红蛋白的吸光系数91a和还原血红蛋白的吸光系数91b。如该图13所示,例如,在如470nm那样吸光系数的差较大的波长下,容易取得氧饱和度的信息。但是,包含与470nm的光对应的信号的蓝色信号不仅对氧饱和度的依赖性高,而且对血液量的依赖性也高。因此,通过使用除了根据蓝色信号B1m之外,还根据与主要依赖于血液量而变化的光对应的红色信号R1m、蓝色信号B2m与成为红色信号R1m的参考信号的绿色信号G1m得到的信号比 $B2m/(B1m+G1m)$ 以及信号比 $R1m/G1m$,能够不依赖于血液量而准确地求出氧饱和度。

[0112] 另外,从观察组织的血红蛋白的吸光系数的波长依赖性方面,可以说以下三点。

[0113] (1) 在波长470nm附近(例如,中心波长 $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ 的蓝色的波长区域),吸光系数根据氧饱和度的变化而大幅变化。

[0114] (2) 若在540~580nm的绿色的波长范围内进行平均,则不易受到氧饱和度的影响。

[0115] (3) 在590~700nm的红色的波长范围内,根据氧饱和度,乍一看吸光系数看起来发生大幅变化,但由于吸光系数的值本身非常小,因此结果是不易受到氧饱和度的影响。

[0116] 实测值计算部83(图11)使用存储在相关关系存储部82中的相关关系和由信号比计算部81求出的信号比 $B2m/(B1m+G1m)$ 及信号比 $R1m/G1m$,求出各像素中的氧饱和度。关于氧饱和度,首先,如图14所示,在二维空间中特定与由信号比计算部81求出的信号比 $B2m^*/(B1m^*+G1m^*)$ 及信号比 $R1m^*/G1m^*$ 对应的对应点P。

[0117] 然后,如图14所示,当对应点P位于“氧饱和度=0%界限”的下限线92a与“氧饱和度=100%界限”的上限线92b之间时,该对应点P所在的等高线表示的百分比值成为氧饱和度。例如,在图14的情况下,由于对应点P所在的等高线表示60%,因此该60%成为氧饱和度。此外,在对应点P从下限线92a与上限线92b之间偏离的情况下,当对应点P位于下限线92a上方时,将氧饱和度设为0%,当对应点P位于上限线92b下方时,将氧饱和度设为100%。此外,在对应点P从下限线92a与上限线92b之间偏离的情况下,也可以设为降低该像素中的氧饱和度的可靠度而不进行显示。

[0118] 在氧饱和度模式中,图像生成部76基于观察用颜色表对如上计算出的氧饱和度的第一实测值进行图像化,由此生成观察用图像。

[0119] 如图15所示,图像生成部76具备颜色表存储部93、颜色表制作部94及设定接受部95。图像生成部76基于观察用颜色表对由实测值计算部83求出的第一实测值进行图像化,由此生成观察用图像。观察用颜色表是氧饱和度与观察用图像的颜色信息对应的观察用图像用的颜色表。观察用颜色表存储在颜色表存储部93中。

[0120] 如图16所示,观察用图像是输出到监视器的视频信号时,利用由亮度信号Y与色差信号Cb及色差信号Cr构成的影像信号构成。观察用图像通过将第一摄像的G1m图像信号的像素值分配给亮度信号Y、将计算出的氧饱和度的第一实测值分配给色差信号Cb、Cr而生成。第一摄像的G1m图像信号的像素值与血红蛋白的吸收稍强的波长频带的反射光对应,因此能够从基于该像素值的图像中视觉辨认粘膜的凹凸、血管等。因此,通过将G1m图像信号的像素值g1分配给亮度信号Y,能够定义观察用图像的整体亮度。

[0121] 色差信号Cb、Cr例如按照图17所示的观察用颜色表96被分配与氧饱和度的第一实测值对应的信号值。观察用颜色表96在氧饱和度大的区域被定义为,色差信号Cr98a的信号值为正,色差信号Cb98b的信号值为负,在氧饱和度小的区域相反地被定义为,色差信号Cr98a的信号值为负,色差信号Cb98b的信号值为正。并且,定义为在氧饱和度为50%的情况下,色差信号Cr98a的信号值与色差信号Cb98b的信号值的大小关系反转。因此,随着氧饱和度从低到高,色调变化为蓝色→淡蓝色→绿色→黄色→橙色→红色。

[0122] 接着,说明基准值的计算。基准值的计算例如通过基准值计算指示接受部74接受施术者的指示来将模式切换为基准值计算模式而开始。施术者的指示例如具体是指按下作为基准值计算指示部28b的观测器按钮。施术者在检查中将想要将待观察的组织的氧饱和度的值作为基准值的区域收纳到观察对象中,按下作为基准值计算指示部28b的观测器按钮。由此,观察模式切换为基准值计算模式,获取拍摄了该观察对象的多个第二分光图像。基于多个第二分光图像计算出第二实测值,基于第二实测值计算出第一基准值。

[0123] 第二实测值通过使用所获取的多个第二分光图像,与计算第一实测值同样地处理各像素中的氧饱和度的第二实测值而求出。更具体而言,信号比计算部81使用基于基准值计算指示部28b的操作而得到的多个第二分光图像,求出对血液量和氧饱和度双方具有依赖性的信号比。基于第二分光图像的信号比成为第二观察对象的氧饱和度的第二实测值。

具体而言,以多个第二分光图像为对象,分别使用由信号比计算部81计算出的信号比 $B2n/(B1n+G1n)$ 及信号比 $R1n/G1n$ 、和存储在相关关系存储部82中的相关关系及二维空间(参照图14),求出第二实测值。对第二分光图像的各像素进行氧饱和度的计算。因此,在多个第二分光图像中,通过对存在于相同场所的各像素进行计算,对各像素的每个场所计算氧饱和度。

[0124] 基准值计算部84例如在一个分光图像的范围等,分别对实测值计算部83计算出的、各像素的场所中的氧饱和度的第二实测值进行平均。将平均计算出的值作为氧饱和度的第一基准值。在计算出第一基准值时,将计算出的第一基准值发送到相对值计算部75,相对值计算部75使用计算出的第一基准值计算相对值。

[0125] 此外,基准值计算部84也可以使用多组多个第二分光图像的组来计算第一基准值。在该情况下,例如也可以将一个分光图像的组设为一帧,在多帧中求出各帧的氧饱和度的平均值,进而将求出的平均值相加并除以帧数,计算出多帧整体的氧饱和度的第一基准值。另外,也可以对相同位置的像素求出平均值,在分光图像的范围进行平均。此外,关于基于第一分光图像的氧饱和度的第一实测值,也可以将多帧作为对象,对相同位置的像素求出平均值,作为血红蛋白浓度及氧饱和度的第一实测值。

[0126] 此外,基准值也可以使用通过每次计算以外的方法获取的值。具体而言,例如,也可以在施术最初,预先将从口到肛门的消化道的正常粘膜所表示的氧饱和度的典型值作为默认的第一基准值。另外,也可以预先存储到上次为止的第一基准值,在施术者指示计算第一基准值之前使用该第一基准值,通过施术者指示计算第一基准值来更新第一基准值。另外,也可以通过根据施术者的指示进行开始以外的方法来进行向基准值计算模式的切换或第一基准值的计算。具体而言,例如,也可以设为在通过模式切换部28a设为缺血评价模式的情况下,自动地暂时切换为基准值计算模式,进行第一基准值的计算,在设定了第一基准值之后,自动地切换为缺血评价模式。

[0127] 接着,对以第一基准值为基准的第一实测值的相对值的计算进行说明。相对值计算部75根据基于第一分光图像的氧饱和度的各个第一实测值和氧饱和度的第一基准值,基于第一分光图像计算第一实测值的相对值。例如,第一实测值的相对值可设为从第一实测值减去第一基准值后的值。因此,相对值计算部75以第一基准值为基准,计算第一实测值的相对值。具体而言,若将基于第一分光图像的氧饱和度的第一实测值设为 $StO_2(MV)$,将氧饱和度的第一基准值设为 $StO_2(STD)$,则第一实测值的相对值 ΔStO_2 是从氧饱和度的第一实测值 $StO_2(MV)$ 减去氧饱和度的第一基准值 $StO_2(STD)$ 后的值。因此,如图18所示,第一实测值的相对值 ΔStO_2 是设为氧饱和度的第一基准值PS、氧饱和度的第一实测值PM时的差PD。如果用式子表示,则如下式(1)所示。此外,由于第一实测值的相对值 ΔStO_2 是以第一基准值为基准计算出的相对值,因此具有与氧饱和度相同的单位(%)。

[0128] $StO_2(MV) - StO_2(STD) = \Delta StO_2$ (1)

[0129] 接着,对基于对第一实测值的相对值 ΔStO_2 进行图像化的评价用图像的生成进行说明。图像生成部76基于评价用颜色表对由相对值计算部75求出的第一实测值的相对值 ΔStO_2 进行图像化,从而生成评价用图像。评价用颜色表97是存储根据第一实测值的相对值 ΔStO_2 而变化的伪彩色信息的评价用图像用的颜色表。颜色表制作部94制作第一实测值的相对值 ΔStO_2 与评价用图像的颜色信息对应的评价用颜色表97。此外,评价用颜色表97是

总称,包括评价用颜色表97a和评价用颜色表97b等。

[0130] 如图19所示,评价用图像是输出到监视器的视频信号时,利用由亮度信号Y与色差信号Cb及色差信号Cr构成的影像信号构成。评价用图像通过将第一摄像的G1m图像信号的像素值分配给亮度信号Y、将计算出的第一实测值的相对值 ΔStO_2 分配给色差信号Cb、Cr而生成。第一摄像的G1m图像信号的像素值与血红蛋白的吸收稍强的波长频带的反射光对应,因此能够从基于该像素值的图像中视觉辨认粘膜的凹凸、血管等。因此,通过将G1m图像信号的像素值g1分配给亮度信号Y,能够定义评价用图像的整体亮度。

[0131] 色差信号Cb、Cr例如按照图20所示的评价用颜色表97a,被分配与第一实测值的相对值 ΔStO_2 对应的信号值。评价用颜色表97a在第一实测值的相对值 ΔStO_2 大的区域中被定义为,色差信号Cr98a的信号值为正,色差信号Cb98b的信号值为负,在第一实测值的相对值 ΔStO_2 小的区域中相反地被定义为,色差信号Cr98a的信号值为负,色差信号Cb98b的信号值为正。因此,随着第一实测值的相对值 ΔStO_2 从低到高,色调变化为蓝色→淡蓝色→绿色→黄色→橙色→红色。另外,例如定义为在第一实测值的相对值 ΔStO_2 为-10%至0%之间,色差信号Cr98a的信号值与色差信号Cb98b的信号值的大小关系反转。

[0132] 另外,评价用颜色表97a例如使从在评价用图像中用蓝色显示色调的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值到用红色显示色调的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的上限值的范围与第一实测值的相对值 ΔStO_2 的范围对应而制作。第一实测值的相对值 ΔStO_2 是以第一基准值为基准的相对值。因此,评价用颜色表97是与第一实测值的相对值 ΔStO_2 对应的、颜色在狭窄范围内变化的颜色表。根据评价用颜色表97,在缺血评价模式中,例如,在将不包含任意病变等的区域的氧饱和度作为第一基准值的基础上,通过对包含想要知道氧饱和度的微妙变化的病变等的区域进行摄像,能够制作将包含病变等的区域中的从第一基准值开始的氧饱和度的微小变化表示为色差的评价用图像并显示在监视器上。

[0133] 另外,评价用颜色表97a例如将用蓝色显示色调的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值设定为-30%,将用红色显示色调的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的上限值设定为+10%而制作。进而,评价用颜色表97a使第一实测值的相对值 ΔStO_2 为0(零)的情况与评价用图像黄色对应而制作。第一实测值的相对值 ΔStO_2 为0(零)的情况是指,在第一实测值 StO_2 (MV)中,氧饱和度为与第一基准值 StO_2 (STD)相同的值的情况。

[0134] 此外,也可以使第一实测值的相对值 ΔStO_2 为0(零)的情况与评价用图像黄色以外的颜色对应,优选使其与特定的暖色系的颜色对应。因此,在使用拍摄了第一观察对象的第一分光图像的评价用图像中,隔着第一实测值的相对值 ΔStO_2 为0(零)的情况,以分别用暖色系和冷色系的色调显示氧饱和度高的情况和氧饱和度低的情况的方式,根据第一实测值的相对值 ΔStO_2 制作评价用颜色表。由此,能够制作特别是缺血引起的氧饱和度低的低氧侧能够以高对比度和色调视觉辨认的评价用图像。

[0135] 如上所述制作的观察用图像和/或评价用图像显示在监视器上。如上所述,在氧饱和度和模式,在监视器上显示观察用图像,在缺血评价模式下,在监视器上显示评价用图像。氧饱和度模式和缺血评价模式根据模式切换部28a等的指示进行切换。因此,施术者通过按下作为管腔用内窥镜装置22的模式切换部28a的观测器按钮来切换模式,能够在监视器上依次显示观察用图像和评价用图像并进行比较。

[0136] 在使用了观察用颜色表96的观察用图像和使用评价用颜色表97的评价用图像

中,在用伪彩色表示氧饱和度的情况下,例如,基于观察用颜色表96表示第一实测值的观察用图像成为利用图21的左侧所示的色条100a示出第一实测值的观察用图像,基于评价用颜色表97表示第一实测值的相对值 ΔStO_2 的评价用图像成为利用图21的右侧所示的色条100b示出第一实测值的相对值 ΔStO_2 的评价用图像。

[0137] 色条100a根据氧饱和度(在图21中为 $StO_2\%$)使颜色对应,色条100a的下方向为蓝色,氧饱和度对应0%,色条100a的上方向为红色,氧饱和度对应100%,色条100a的中央为绿色,氧饱和度对应50%。另一方面,图21的右侧所示的色条100b根据第一实测值的相对值 ΔStO_2 使颜色对应,色条100b的下方向为蓝色,下限与第一实测值的相对值 ΔStO_2 为-30%对应,色条100b的上方向为红色,上限与第一实测值的相对值 ΔStO_2 为+10%对应,色条100b的黄色与第一实测值的相对值 ΔStO_2 为0%、即第一基准值 StO_2 (STD)对应。此外,在根据图21的右侧所示的第一实测值的相对值 ΔStO_2 使颜色对应的色条100b中,第一实测值的相对值 ΔStO_2 及色条100b的上限和下限与评价用颜色表97的上限值和下限值对应。

[0138] 因此,在观察用颜色表96和评价用颜色表97中,在颜色的显示灰度相同的情况下,在评价用颜色表97中制作相对于氧饱和度的变化为高显示灰度的伪彩色图像即评价用图像。评价用图像是通过计算待观察的组织的氧饱和度的相对值,并将对相对值进行了图像化的评价用图像显示在监视器上,从而能够清楚地视觉辨认氧饱和度的细微变化。因此,评价用图像成为用于判定正常部位与缺血部位的边界的更清楚的指标。

[0139] 接着,对观察用图像和/或评价用图像的显示进行说明。显示控制部59(参照图4)进行在监视器(显示装置12)上显示的图像的控制。如图22所示,在氧饱和度模式中,在生成了观察用图像101的情况下,显示控制部59进行在监视器上至少显示观察用图像101的控制。另外,如图23所示,在缺血评价模式中,在生成了评价用图像102的情况下,显示控制部59进行在监视器上至少显示评价用图像102的控制。监视器在氧饱和度模式下至少显示观察用图像101,在缺血评价模式下至少显示评价用图像102。另外,监视器例如也可以在氧饱和度模式下并列显示观察用图像101和之前刚刚制作的评价用图像102。另外,同样地,在缺血评价模式中,也可以并列显示评价用图像102和之前刚刚制作的观察用图像101。在观察用图像101和评价用图像102中,即使在观察用图像101中氧饱和度低的区域中没有颜色变化的情况下,在评价用图像102中颜色也变化地进行显示。

[0140] 如上所述,在评价用图像中,除了观察基于观察用图像的大数值范围的氧饱和度之外,还能够强调观察以特定的观察区域的氧饱和度为基准的微妙的氧饱和度的差。根据评价用图像,例如在腹腔用内窥镜系统30中,能够进行外科手术时的脏器的缺血区域的判别。因此,例如可以成为难以发生缝合不彻底的切除部位或吻合部位等的判断材料。另外,例如在管腔用内窥镜系统20中,容易视觉辨认病变部位相对于正常部位的微妙的氧饱和度的差异、或者较大的病变部位的微妙的氧饱和度的不均匀性。

[0141] 接着,对评价用颜色表97的制作进行说明。评价用颜色表97也可以如下制作。如图24所示,颜色表制作部94也可以预先设定与评价用图像的颜色信息对应的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a和上限值99b,制作评价用颜色表97。例如,在评价用颜色表97b中,第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a设定为-30%,上限值99b设定为+10%。在评价用颜色表97b中,将下限值99a和上限值99b设为了固定值,但在想要根据观察区域视觉辨认更细微的氧饱和度的差的情况下,也可以将下限值99a和上限值99b的范围的值设定为更窄的

值,变更固定值。由此,能够制作能够视觉辨认更细微的氧饱和度的差的评价用图像。另一方面,也可以将下限值99a和上限值99b的范围的值设定为更宽的值,变更固定值。由此,观察的区域是氧饱和度的差较大的区域,在评价用图像中相同色调的区域较大的情况下等,能够设为调整了色调的评价用图像。

[0142] 另外,设定接受部95也可以接受设定评价用颜色表97b的下限值99a和/或上限值99b的指示。设定的指示由施术者进行。通过输入装置14等的操作,接受第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a和/或第一实测值的相对值 ΔStO_2 的上限值99b的设定操作时,设定接受部95在监视器上显示如图25所示的上限值下限值设定菜单。上限值99b例如可以在-100%至+100%之间变更。上限值99b被分配到滑动条103a上。

[0143] 在变更上限值99b的情况下,用鼠标等操作光标106,或者操作脚踏开关36,点击负按钮107a或正按钮107b。每当用光标106点击一次负按钮107a或正按钮107b时,变化10%。此外,在监视器是触摸面板的情况下,也可以通过直接按压监视器的负按钮107a或正按钮107b来进行操作。在变更下限值99a的情况下,与上限值99b的情况同样地点击负按钮107c或正按钮107d。每当用光标106点击一次负按钮107c或正按钮107d时,变化10%。

[0144] 在上限值99b的滑动条103a上,通过滑块104a显示当前的上限值99b的设定。关于下限值99a,也是在下限值99a的滑动条103b上,通过滑块104b显示当前的下限值99a的设定。在想要大幅变更上限值99b和/或下限值99a的情况下,也可以通过直接移动滑块104a或滑块104b来变更设定。另外,在上限值显示部105a中用数值表示当前的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的上限值99b。同样,在下限值显示部105b中用数值表示当前的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a。另外,在范围显示部105c中用数值表示当前的下限值99a和上限值99b的范围。这样设定的下限值99a和/或上限值99b被设定为评价用颜色表97b中的作为横轴的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a和/或上限值99b。

[0145] 此外,在变更了下限值99a和/或上限值99b的情况下,不变更色差信号Cr98a和色差信号Cb98b的曲线图。因此,即使变更第一实测值的相对值 ΔStO_2 的上限值99b和/或下限值99a的值,在评价用图像中,第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a也与蓝色对应,随着第一实测值的相对值 ΔStO_2 变大而接近红色,在第一实测值的相对值 ΔStO_2 的上限值99b中,显示像对应于红色那样的伪彩色的评价用图像。

[0146] 另外,颜色表制作部94即使在变更了第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a和/或上限值99b的情况下,也使第一实测值的相对值 ΔStO_2 为0(零)的情况与评价用图像中的黄色对应而制作评价用颜色表97b。由此,在氧饱和度为第一基准值的情况下,以黄色的色调保持固定,即使在待观察的组织的氧饱和度发生了变化的情况下,也能够以同样的基准视觉辨认待观察的组织的氧饱和度的不同。

[0147] 另外,颜色表制作部94也可以基于与第一基准值不同的第二基准值来计算第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a。在该情况下,第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99a被设定为以第一基准值为基准的第二基准值的相对值。第二基准值例如是将包含缺血部位的区域即第三观察对象作为被摄体进行摄像,基于得到的第三分光图像计算第二基准值。关于第二基准值中的图像信号(参照图9)及计算方法等,与第一基准值相同。因此,第二基准值是包含缺血部位的区域中的氧饱和度的平均值。

[0148] 第二基准值与第一基准值的获取方法同样地根据施术者的指示来获取。例如,施

术者通过使按下作为基准值计算指示部28b的观测器按钮的定时与获取第一基准值的定时不同,能够根据基准值计算指示部28b的指示进行第一基准值的计算和第二基准值的计算。具体而言,施术者观察正常部位等想要设为第一基准值的区域,将最初按下一次作为基准值计算指示部28b的观测器按钮的区域作为第一观察区域,获取第二分光图像,计算第一基准值。接着,施术者观察缺血部位等想要设为第二基准值的区域,按下作为基准值计算指示部28b的观测器按钮。将第二次按下的区域作为第二观察区域,获取第三分光图像,计算第三实测值及第二基准值。

[0149] 具体而言,第三实测值与第一实测值及第二实测值同样地由实测值计算部83计算。基准值计算部84例如在一个分光图像的范围等,分别对实测值计算部83计算出的、各像素的场所中的氧饱和度的第三实测值进行平均。将平均计算出的值作为氧饱和度的第二基准值。

[0150] 相对值计算部75以第一基准值为基准,计算第二基准值的相对值。若将第二基准值设为 $StO_2(STD2)$,将第二基准值 $StO_2(STD2)$ 的相对值设为 $\Delta StO_2(LL)$,则第二基准值 $StO_2(STD2)$ 的相对值 $\Delta StO_2(LL)$ 是从第一基准值 $StO_2(STD)$ 减去第二基准值 $StO_2(STD2)$ 后的值,因此,若用式子表示,则成为下式(2)。此外,由于相对值是以第一基准值为基准计算出的相对值,因此具有与氧饱和度相同的单位(%)。

$$[0151] \quad StO_2(STD) - StO_2(STD2) = \Delta StO_2(LL) \quad (2)$$

[0152] 如图26所示,评价用颜色表97c的第一实测值的相对值 ΔStO_2 的下限值99c设为如上计算出的第二基准值 $StO_2(STD2)$ 的相对值 $\Delta StO_2(LL)$ 。由此,通过基于按下观测器按钮的、施术者的简单指示,能够显示设定了待观察的组织的缺血部位和正常部位的两个基准的、基于适当的评价用颜色表97c的评价用图像。因此,能够容易且更清楚地视觉辨认与缺血部位相比血流较多的正常部等部位。此外,关于评价用颜色表97c的上限值99d,也同样地可以使用基准值进行设定。

[0153] 接着,按照图27的流程图及图28的观察用图像及评价用图像对本发明的作用进行说明。例如,在使用管腔用内窥镜系统20及腹腔用内窥镜系统30进行大肠切除手术的情况下,施术者通过设置为普通观察模式的管腔用内窥镜装置22,找出大肠内产生了肿瘤部的部位。然后,经由钳子通道将夹具装置插入到肿瘤部,操作夹具装置,用夹具压迫位于肿瘤部附近的比较粗的血管。被该夹具压迫的血管周围的组织成为缺血状态,成为观察组织的氧饱和度降低的低氧区域。该低氧区域在接下来的手术中成为特定肿瘤部位置时的标记。用夹具附加标记之后,将管腔用内窥镜装置22从大肠中拔出。

[0154] 在接下来的手术中,将腹腔用内窥镜装置32插入患者的腹部。通过管腔用内窥镜装置22,在腹腔用内窥镜装置32的氧饱和度模式下观察使用夹具附加了标记的部位。使用观察用颜色表96制作观察用图像101。在监视器上显示观察用图像101,例如,能够将因夹具而使氧饱和度降低的部分确认为肿瘤部。接着,为了判断切除部位或吻合部位,在缺血评价模式下,观察与获取了观察用图像101的区域相同的区域(步骤ST100)。在此,计算第一实测值(步骤ST110)。为了获取第一基准值,观察想要设为基准值的区域,按下作为基准值计算指示部28b的观测器按钮(在步骤ST120中为YES)。在此,施术者观察与在氧饱和度模式下观察到的区域相同的区域,进行基准值计算指示。进行基准值计算指示,切换到基准值计算模式,计算第一基准值(步骤ST130)。当计算出第一基准值时,返回缺血评价模式。在再次使用

上次使用的值作为基准值的情况下(在步骤ST120中为N0),将上次的基准值设定为第一基准值(步骤ST140)。

[0155] 在缺血评价模式中,计算作为待观察的组织的氧饱和度的相对值的第一实测值的相对值 ΔStO_2 (步骤ST150),使用评价用颜色表97制作评价用图像102。在监视器上显示评价用图像102(步骤ST160),目视确认比观察用图像101更详细的氧饱和度的不同。施术者确认肿瘤部位置的特定、肿瘤部附近的氧饱和度及缺血状态等。在再次制作评价用图像102的情况下,返回到实测值计算(在步骤ST170中为N0),在结束评价用图像102的制作的情况下,结束缺血评价模式(在步骤ST170中为YES)。例如,能够通过评价用图像102选择血流尽量多的部位,判断切除部位或吻合部位。另外,即使存在氧饱和度低的部分,也能够选择缺血区域与正常区域的边界、避开缺血区域、避开淤血与缺血混合的部位、或者选择均匀的部位等,判断更难以引起缝合不彻底的切除部位或吻合部位。在处置完成后,进行从患者体内拔出腹腔用内窥镜装置32、使手术结束的步骤。

[0156] 在上述实施方式中,中央控制部56a、图像获取部57、图像处理部58以及显示控制部59这样的执行各种处理的处理部(processing unit)的硬件结构是如下所示的各种处理器(processor)。在各种处理器中,包括执行软件(程序)并作为各种处理部发挥功能的通用处理器即CPU(Central Processing Unit)、FPGA(Field Programmable Gate Array)等在制造后可改变电路结构的处理器即可编程逻辑器件(Programmable Logic Device:PLD)、以及具有为了执行各种处理而专门设计的电路结构的处理器即专用电路(Graphical Processing Unit:GPU)等。

[0157] 一个处理部可以由这些各种处理器中的一个构成,也可以由同种或异种的两个以上的处理器的组合(例如,多个FPGA、或者CPU与FPGA的组合、GPU与CPU的组合)构成。另外,也可以由一个处理器构成多个处理部。作为由一个处理器构成多个处理部的例子,首先,有诸如以客户端或服务器等计算机为代表,使用一个以上的CPU与软件的组合构成一个处理器、并将该处理器作为多个处理部发挥功能的形态。其次,有诸如以片上系统(System On Chip:SoC)等为代表,使用以一个IC(Integrated Circuit)芯片实现包括多个处理部的系统整体的功能的处理器的形态。像这样,使用一个以上的上述各种处理器作为硬件结构来构成各种处理部。

[0158] 而且,更具体地说,这些各种处理器的硬件结构是组合了半导体元件等电路元件的形态的电路(circuitry)。

[0159] 符号说明

[0160] 10 内窥镜系统

[0161] 12 显示装置

[0162] 14 输入装置

[0163] 20 管腔用内窥镜系统

[0164] 21 管腔用光源装置

[0165] 22 管腔用内窥镜装置

[0166] 23 管腔用处理器装置

[0167] 24a 管腔用内窥镜操作部

[0168] 24b 管腔用内窥镜插入部

- [0169] 25 观测器顶端部
- [0170] 26 钳子通道
- [0171] 26a 钳子入口
- [0172] 26b 钳子出口
- [0173] 27 弯曲部
- [0174] 28a 模式切换部
- [0175] 28b 基准值计算指示部
- [0176] 29 弯角钮
- [0177] 30 腹腔用内窥镜系统
- [0178] 31 腹腔用光源装置
- [0179] 32 腹腔用内窥镜装置
- [0180] 33 腹腔用处理器装置
- [0181] 34 腹腔用内窥镜插入部
- [0182] 35 腹腔用内窥镜顶端部
- [0183] 36 脚踏开关
- [0184] 37 气腹装置
- [0185] 38 处置器具
- [0186] 39a、39b 套管针
- [0187] 41 光源
- [0188] 41a BS-LED
- [0189] 41b BL-LED
- [0190] 41c G-LED
- [0191] 41d R-LED
- [0192] 42 光源控制部
- [0193] 43 光导
- [0194] 44a 照明光学系统
- [0195] 44b 摄像光学系统
- [0196] 45 照明透镜
- [0197] 46 物镜
- [0198] 48 摄像传感器
- [0199] 49 摄像面
- [0200] 51 像素
- [0201] 52 B滤色器
- [0202] 53 G滤色器
- [0203] 54 R滤色器
- [0204] 55 摄像控制部
- [0205] 56 控制部
- [0206] 56a 中央控制部
- [0207] 57 图像获取部

- [0208] 58 图像处理部
- [0209] 59 显示控制部
- [0210] 59a 显示图像选择部
- [0211] 61 DSP
- [0212] 62 降噪部
- [0213] 63 转换部
- [0214] 71 普通图像处理部
- [0215] 72 特殊图像处理部
- [0216] 73 测定值计算部
- [0217] 74 基准值计算指示接受部
- [0218] 75 相对值计算部
- [0219] 76 图像生成部
- [0220] 81 信号比计算部
- [0221] 82 相关关系存储部
- [0222] 83 实测值计算部
- [0223] 84 基准值计算部
- [0224] 86 二维表
- [0225] 91 曲线图
- [0226] 91a 氧化血红蛋白的吸光系数
- [0227] 91b 还原血红蛋白的吸光系数
- [0228] 92a 下限线
- [0229] 92b 上限线
- [0230] 93 颜色表存储部
- [0231] 94 颜色表制作部
- [0232] 95 设定接受部
- [0233] 96 观察用颜色表
- [0234] 97a、97b、97c 评价用颜色表
- [0235] 98a 色差信号Cr
- [0236] 98b 色差信号Cb
- [0237] 99a、99c 下限值
- [0238] 99b、99d 上限值
- [0239] 100a、100b 色条
- [0240] 101 观察用图像
- [0241] 102 评价用图像
- [0242] 103a、103b 滑动条
- [0243] 104a、104b 滑块
- [0244] 105a 上限值显示部
- [0245] 105b 下限值显示部
- [0246] 105c 范围显示部

- [0247] 106 光标
- [0248] 107a、107c 负按钮
- [0249] 107b、107d 正按钮
- [0250] X 行方向
- [0251] Y 列方向
- [0252] ST100 ~ ST170 步骤。

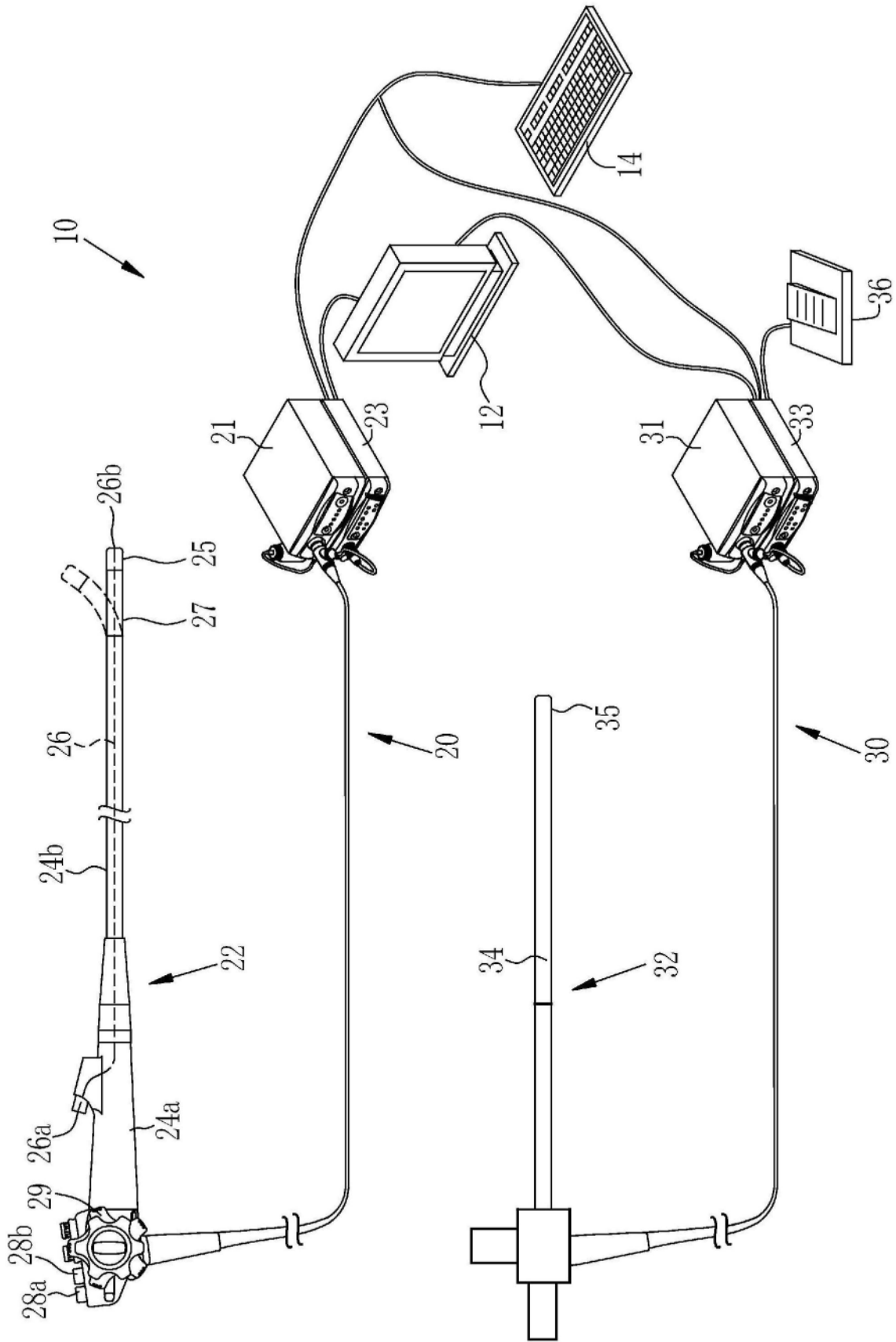


图1

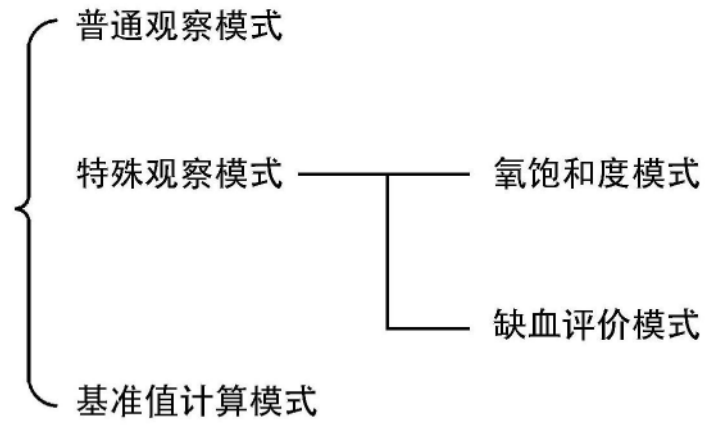


图2

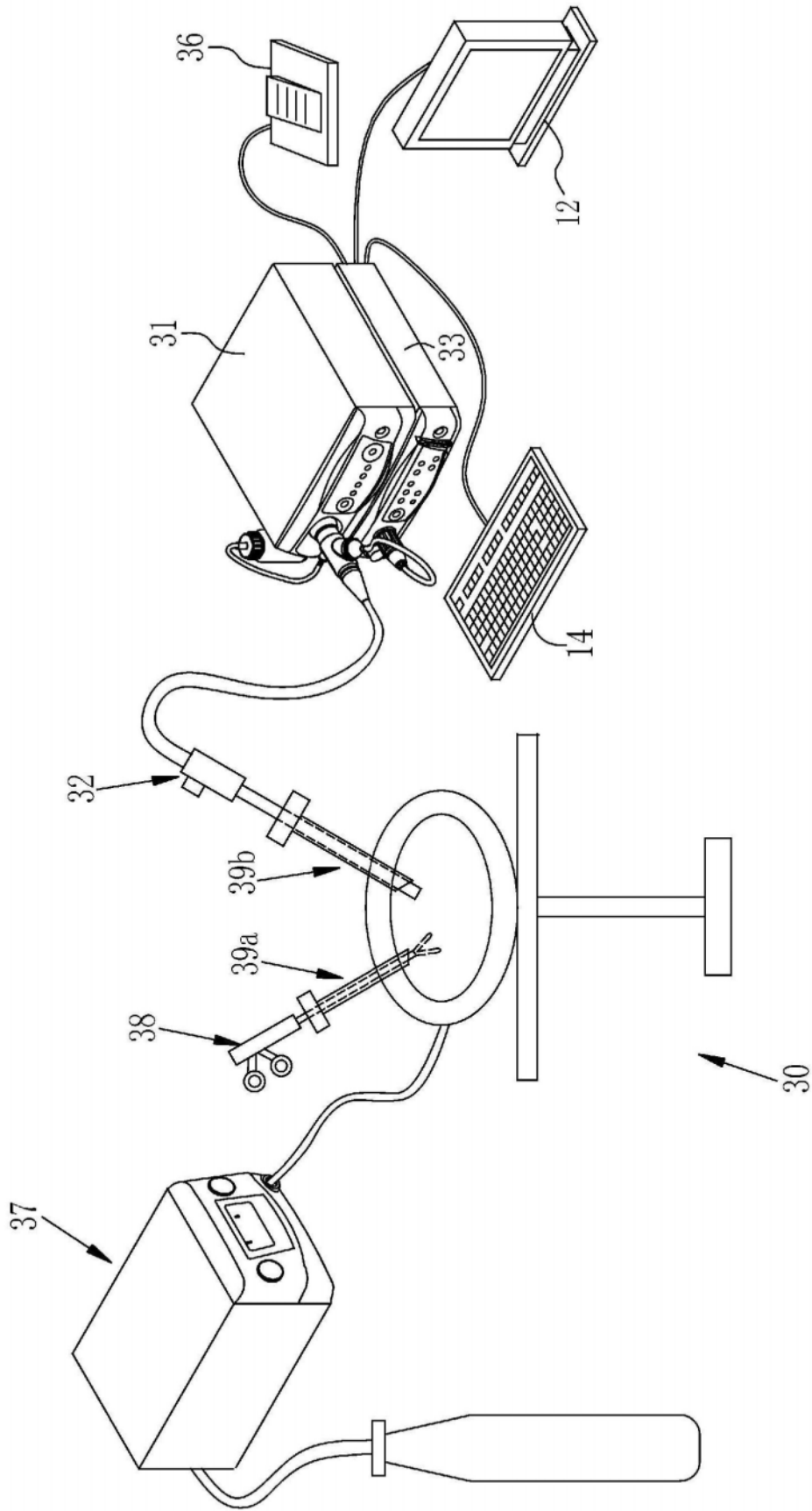


图3

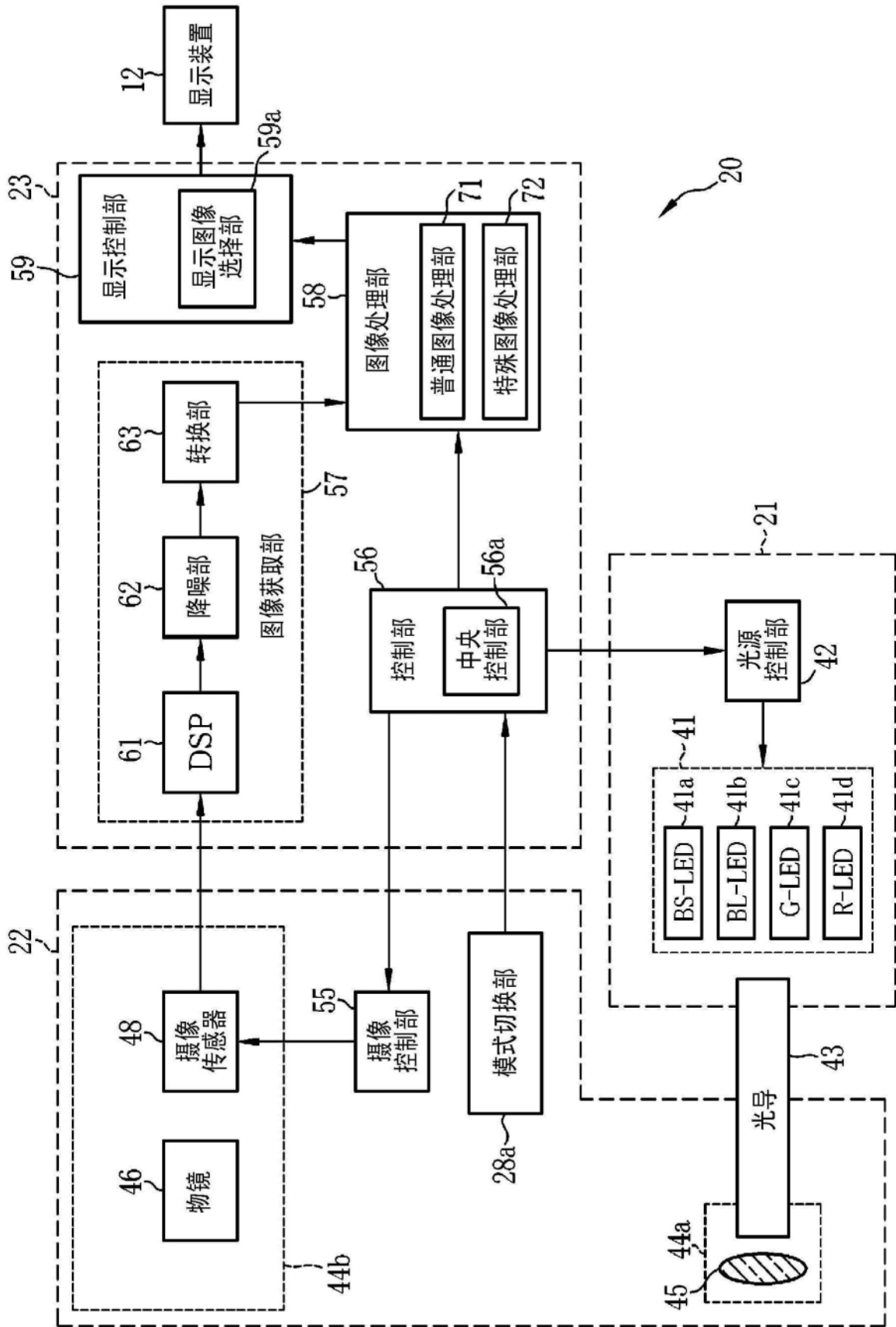


图4

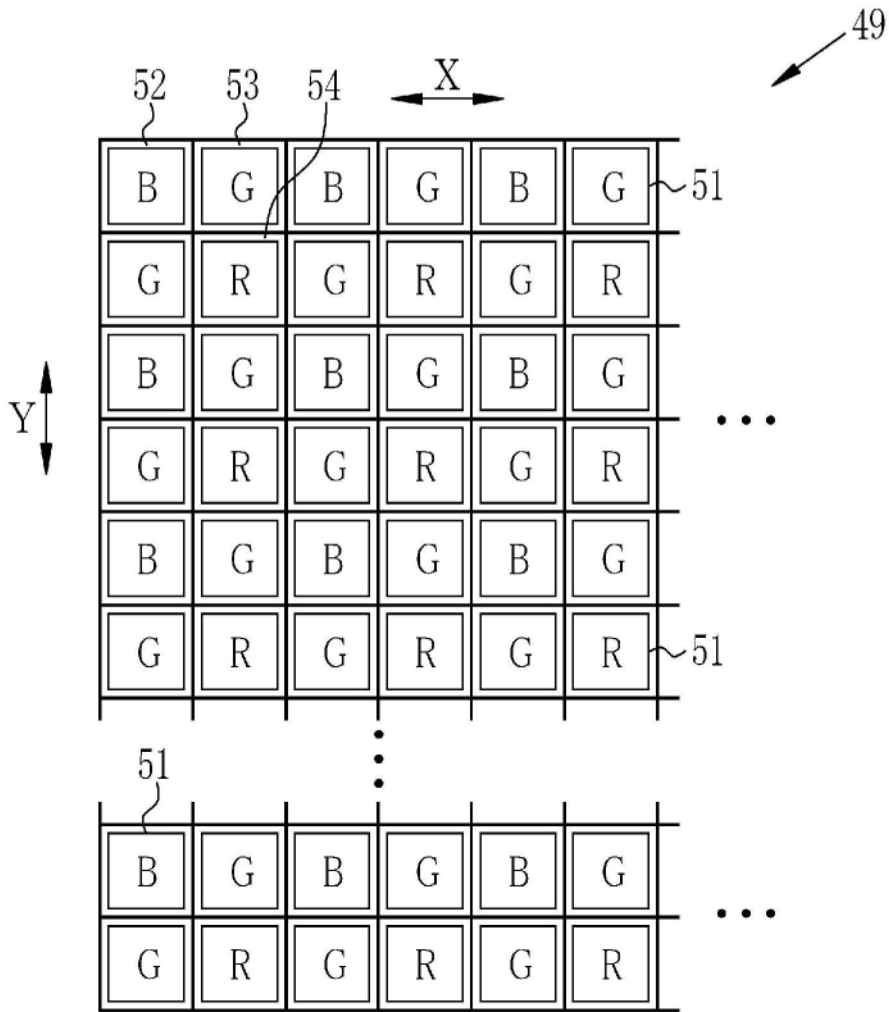


图5

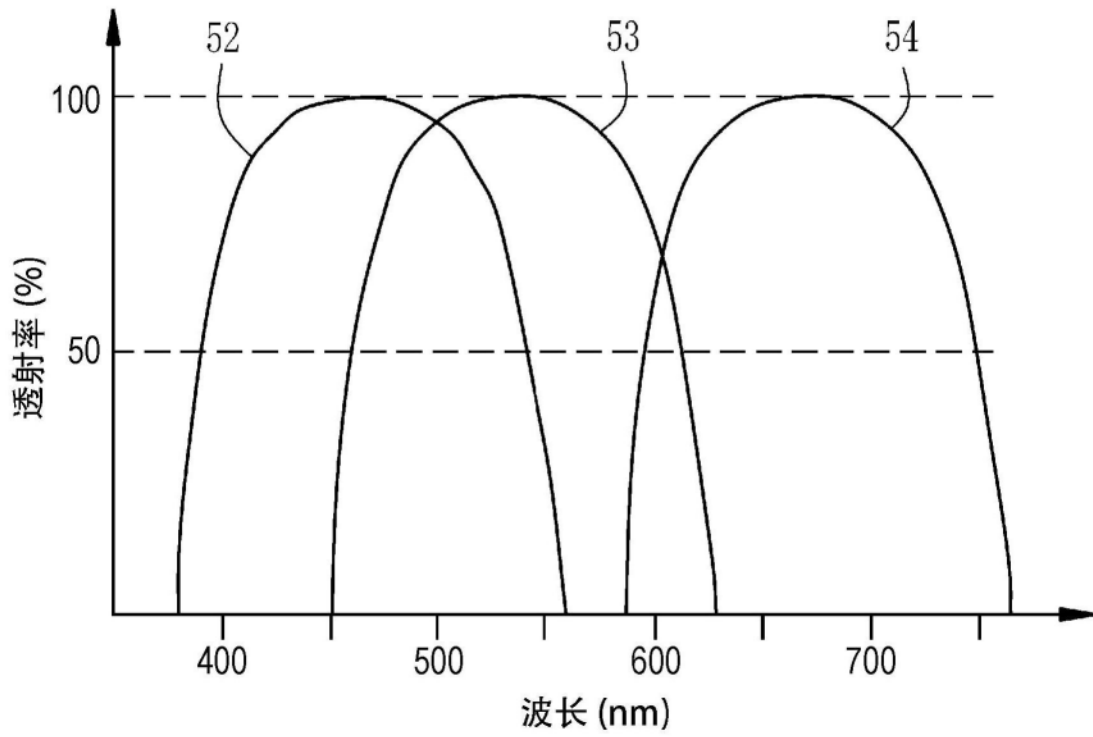


图6

照明光	摄像 (图像信号)
第一蓝色光 BS 绿色光 G 红色光 R	(Bc, Gc, Rc)

图7

缺血评价模式 或 氧饱和度模式	被摄体	照明光	摄像 (图像信号)		
	第一观察对象	第一发光	第一摄像	第一分光图像	
		第一蓝色光 BS 绿色光 G 红色光 R	(B1m, G1m, R1m)		
		第二发光	第二摄像		
		第二蓝色光 BL 绿色光 G 红色光 R	(B2m, G2m, R2m)		

图8

基准值 计算模式	被摄体	照明光	摄像 (图像信号)		
	第二观察对象 或 第三观察对象	第一发光	第一摄像	第二分光图像 或 第三分光图像	
		第一蓝色光 BS 绿色光 G 红色光 R	(B1n, G1n, R1n)		
		第二发光	第二摄像		
		第二蓝色光 BL 绿色光 G 红色光 R	(B2n, G2n, R2n)		

图9

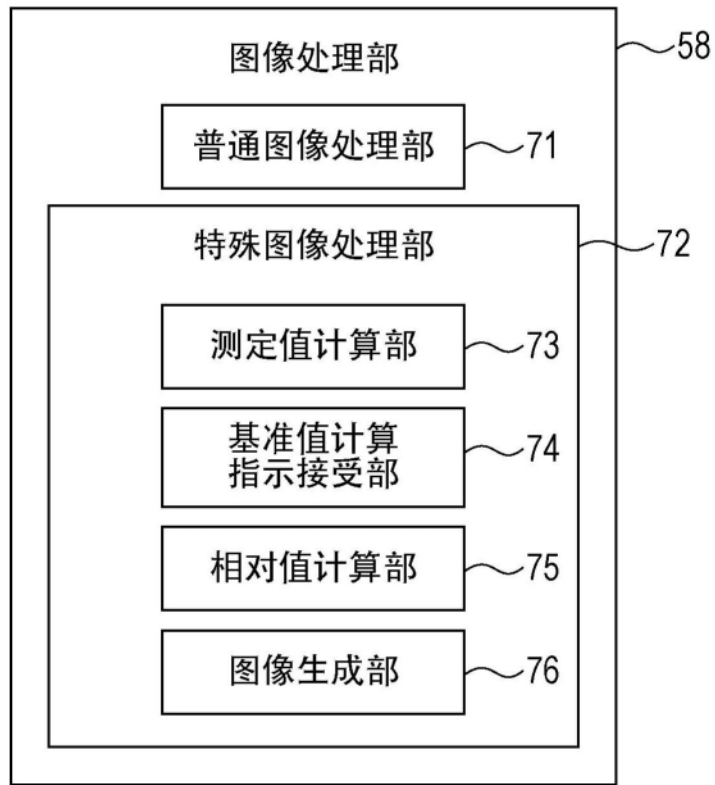


图10

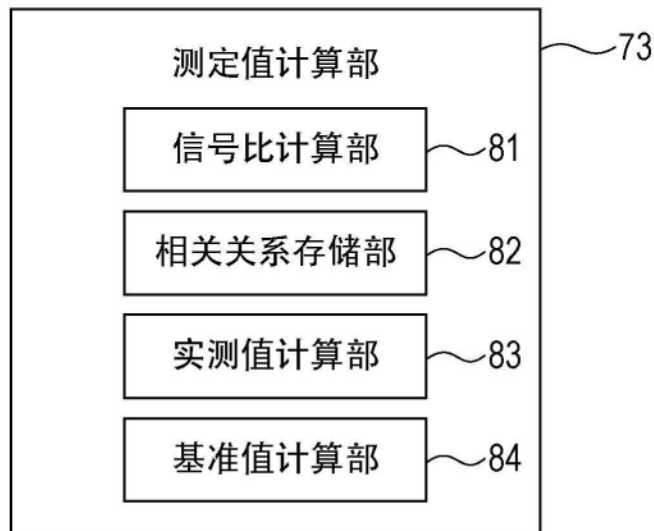


图11

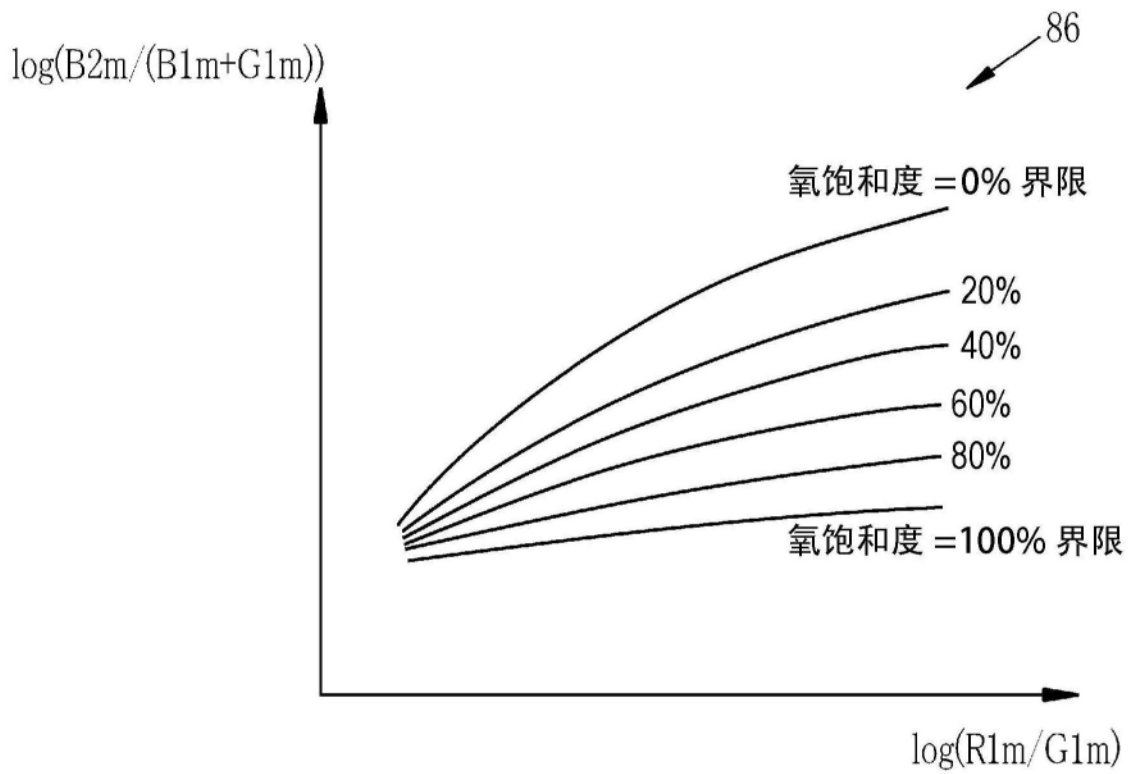


图12

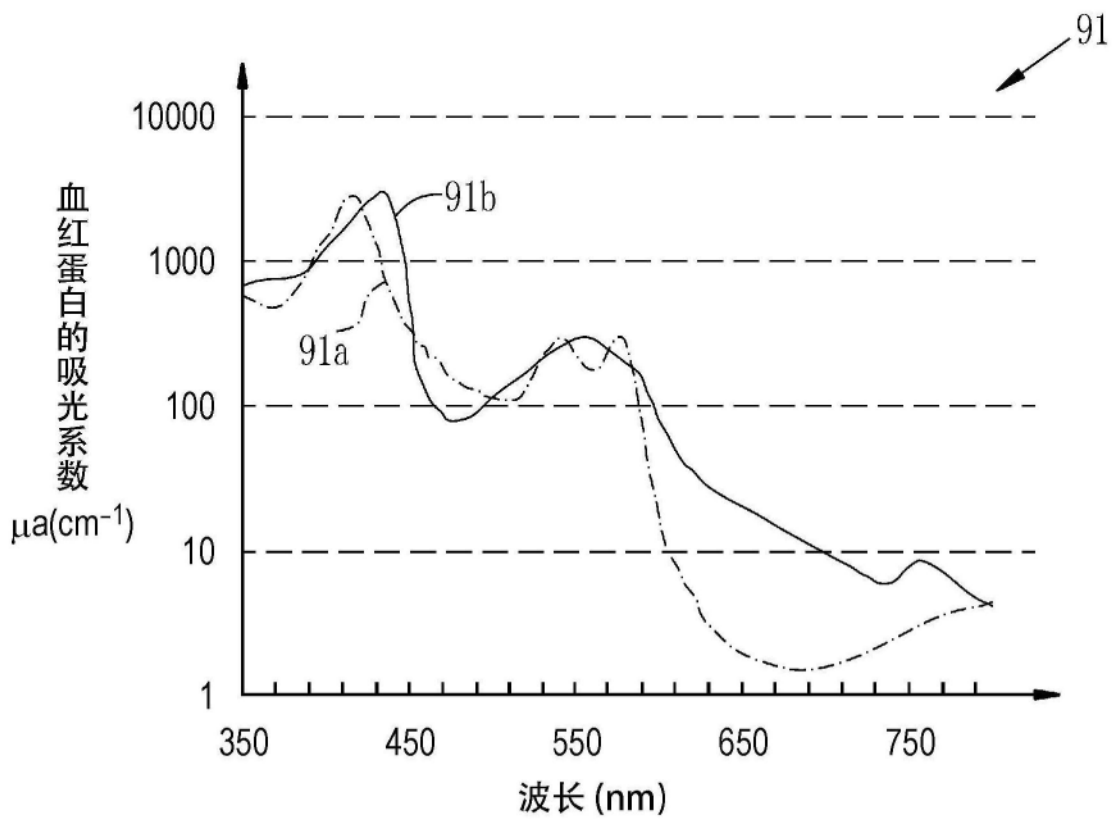


图13

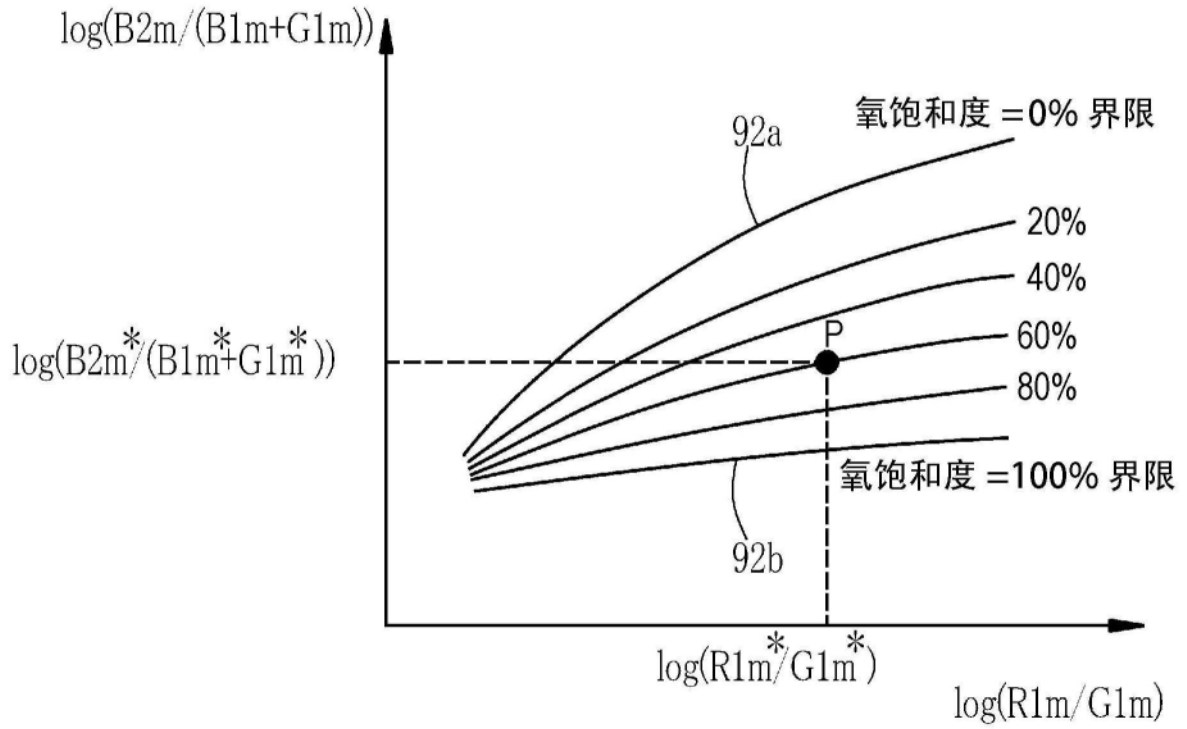


图14

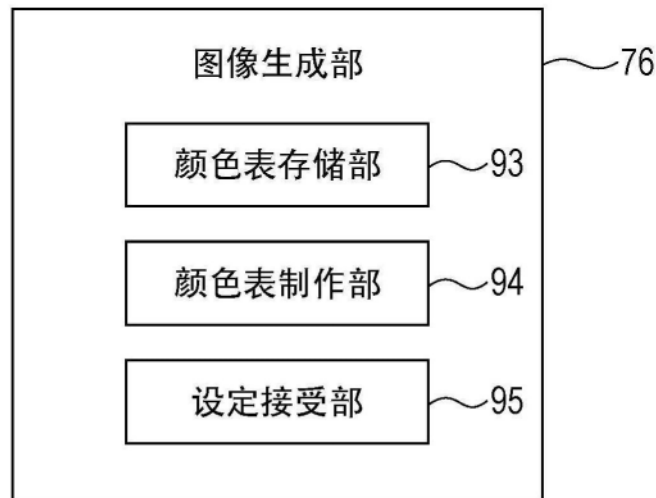


图15

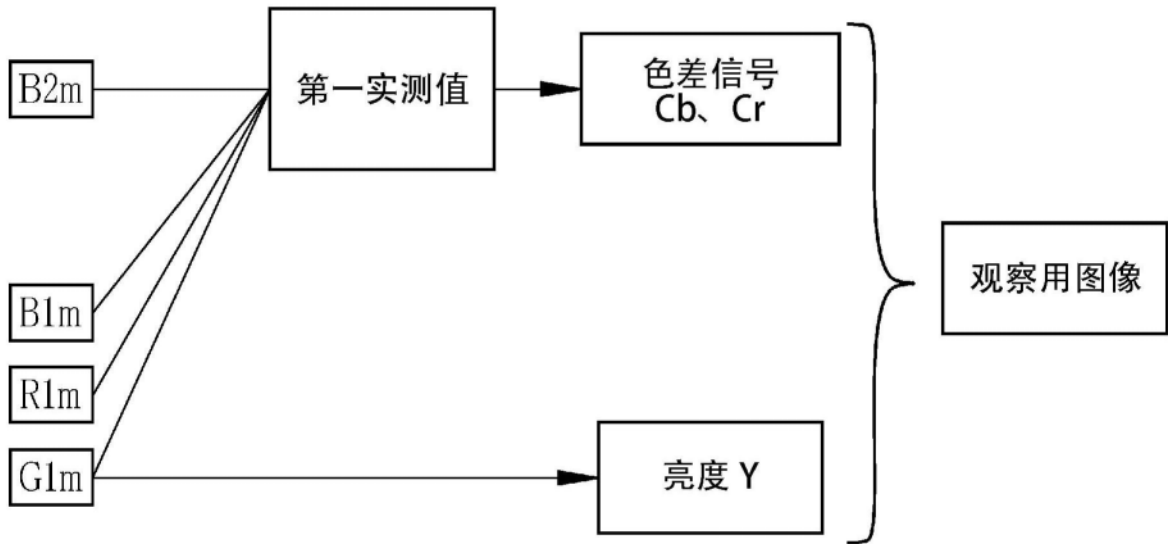


图16

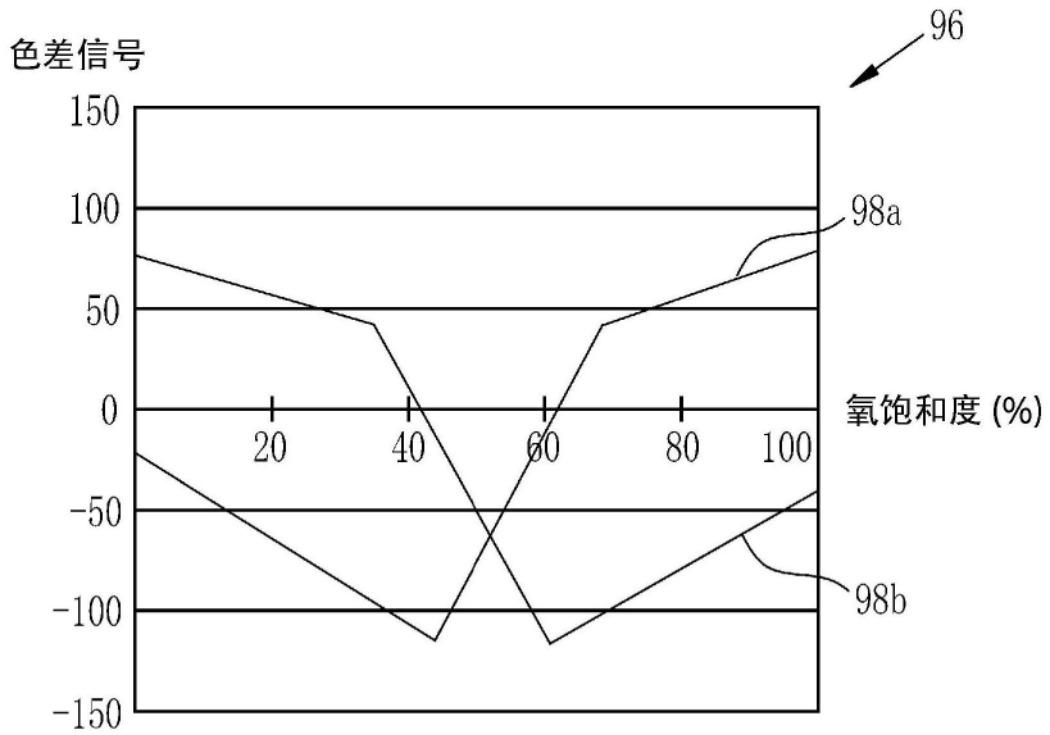


图17

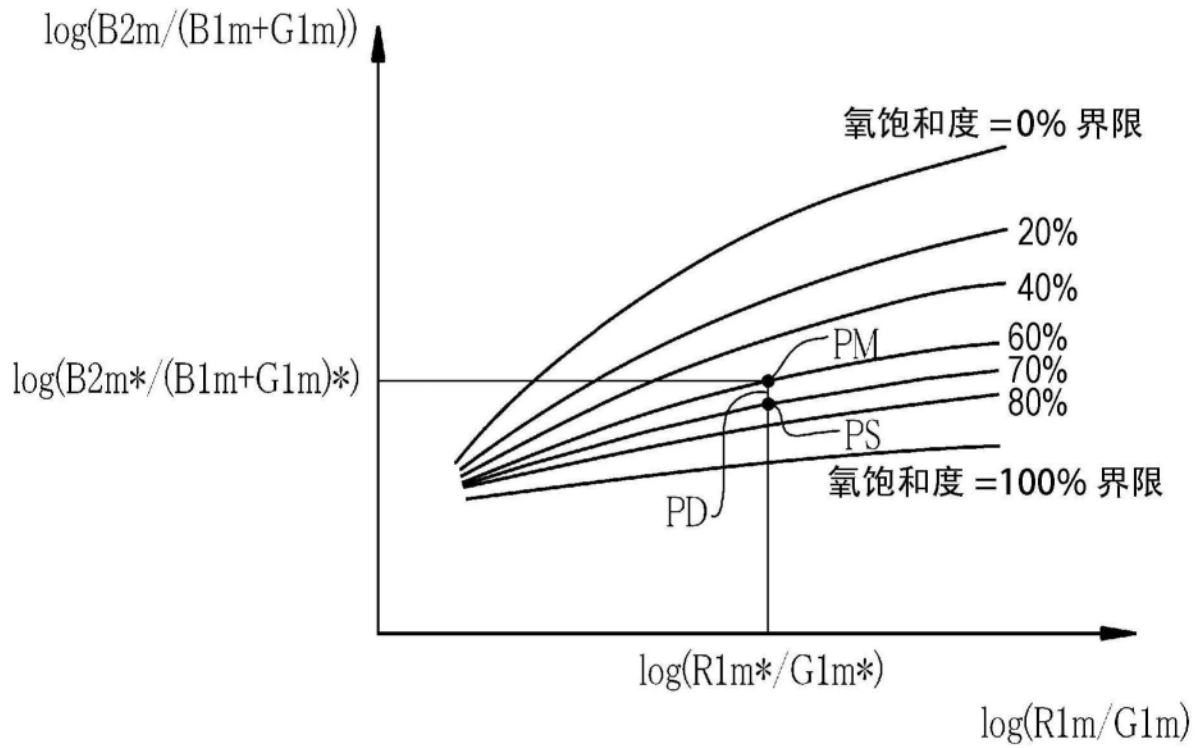


图18

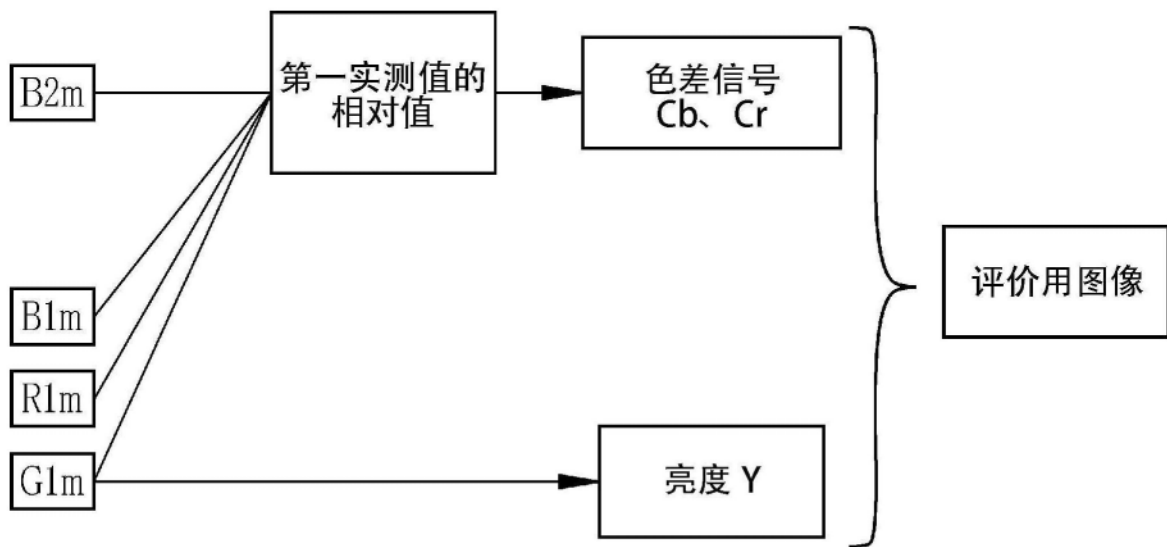


图19

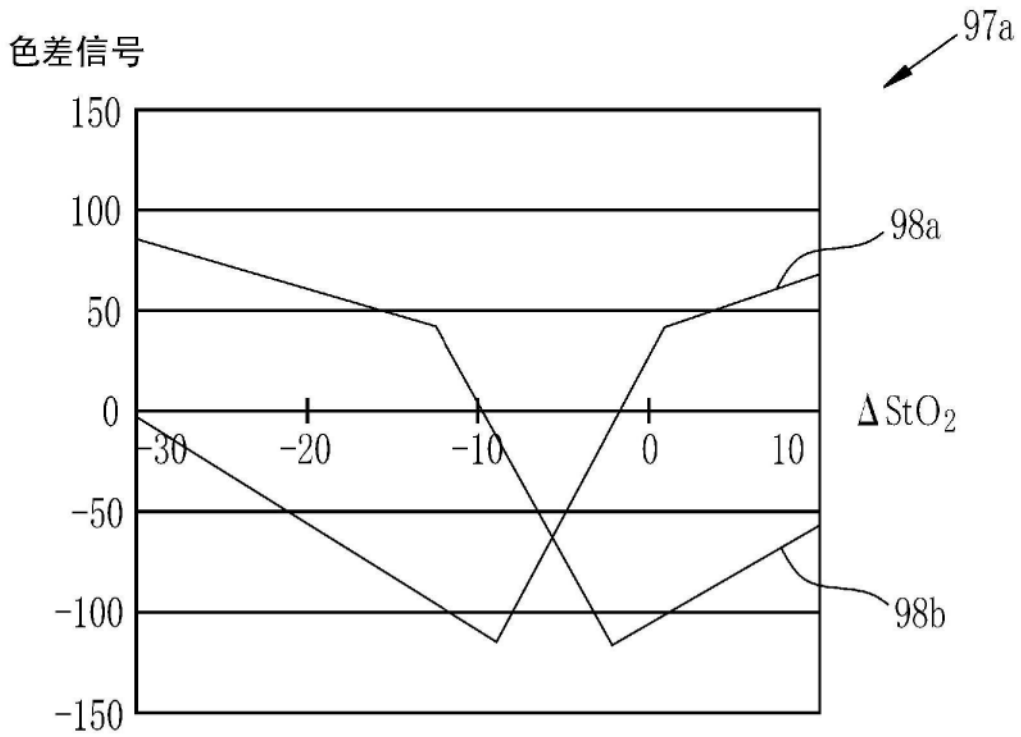


图20

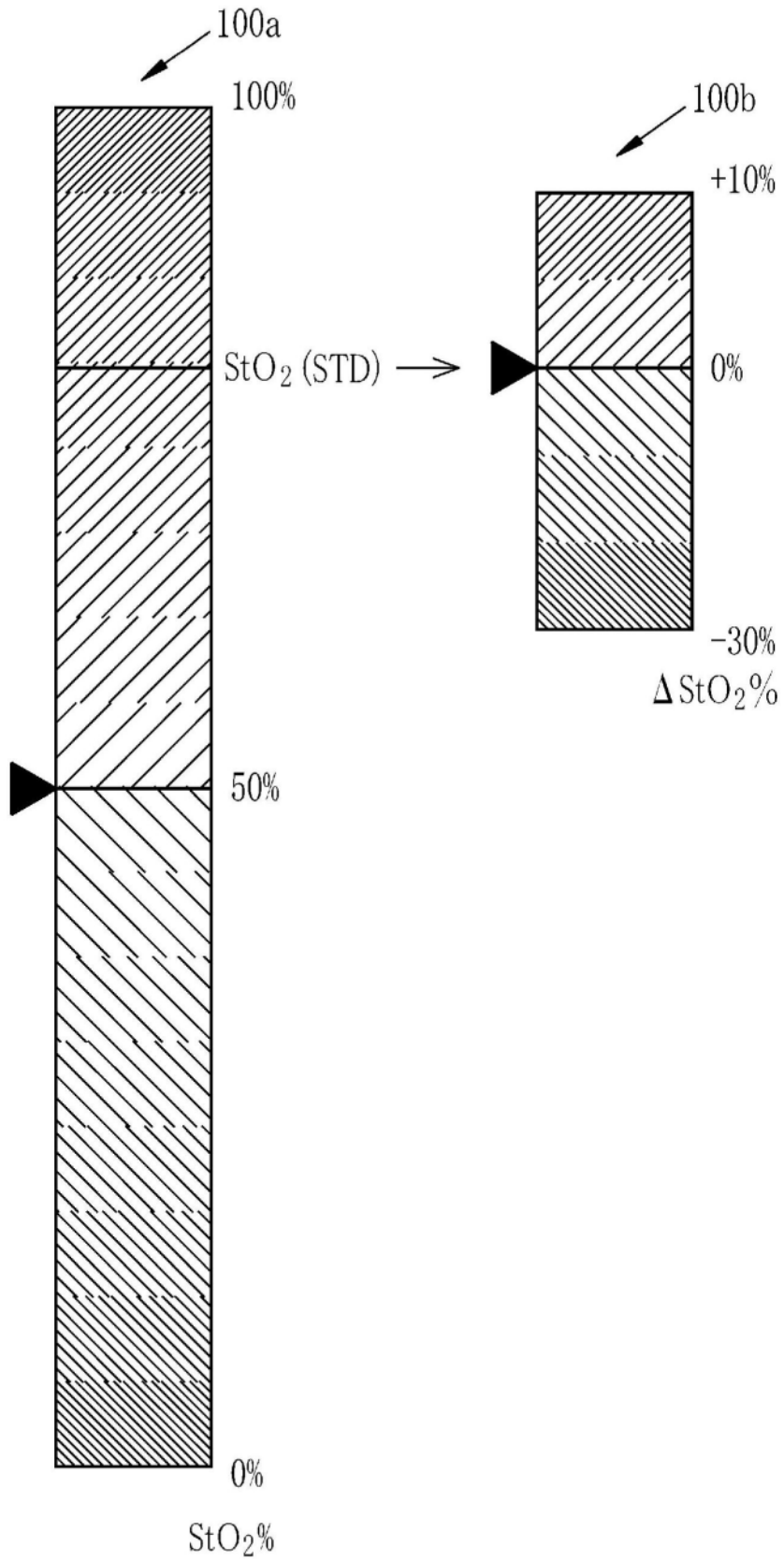


图21

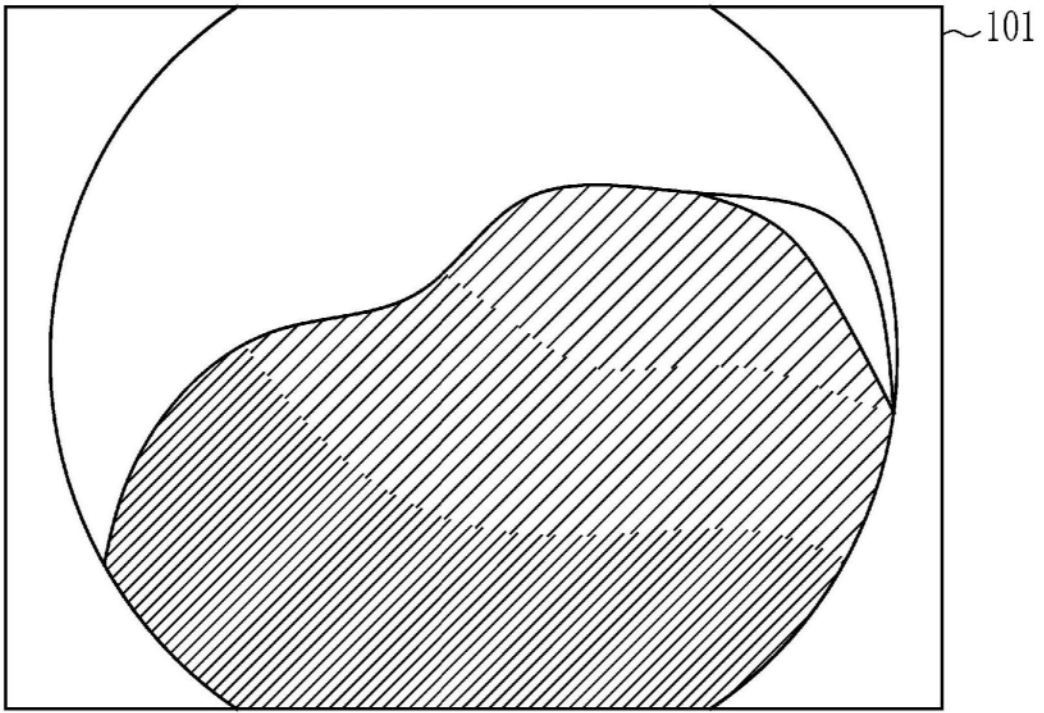


图22

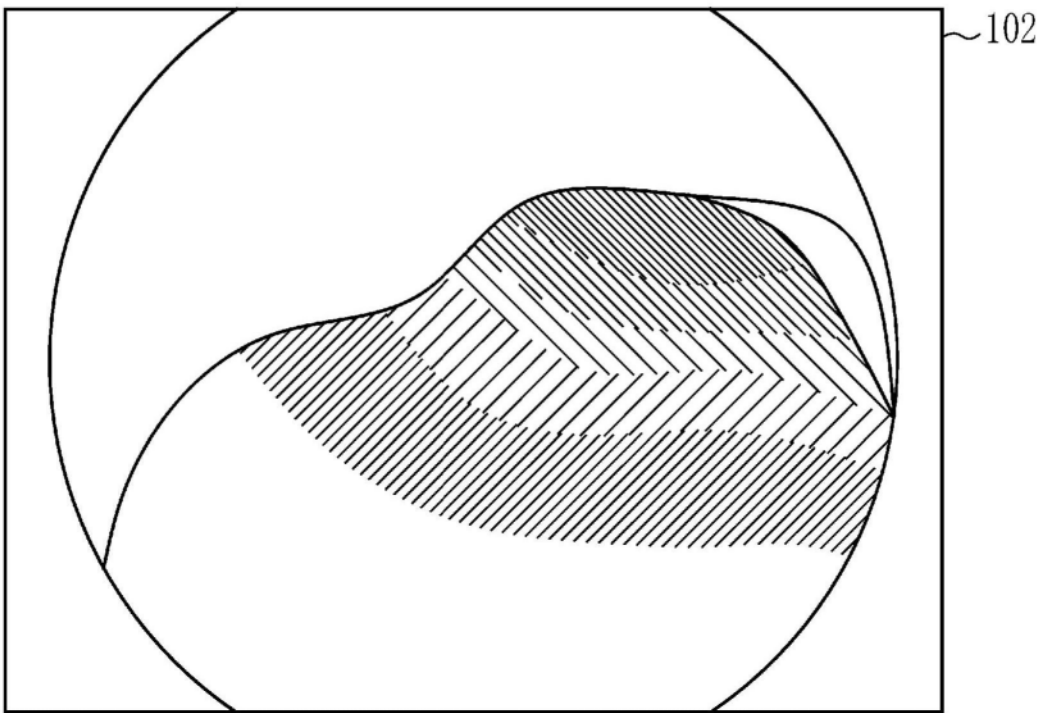


图23

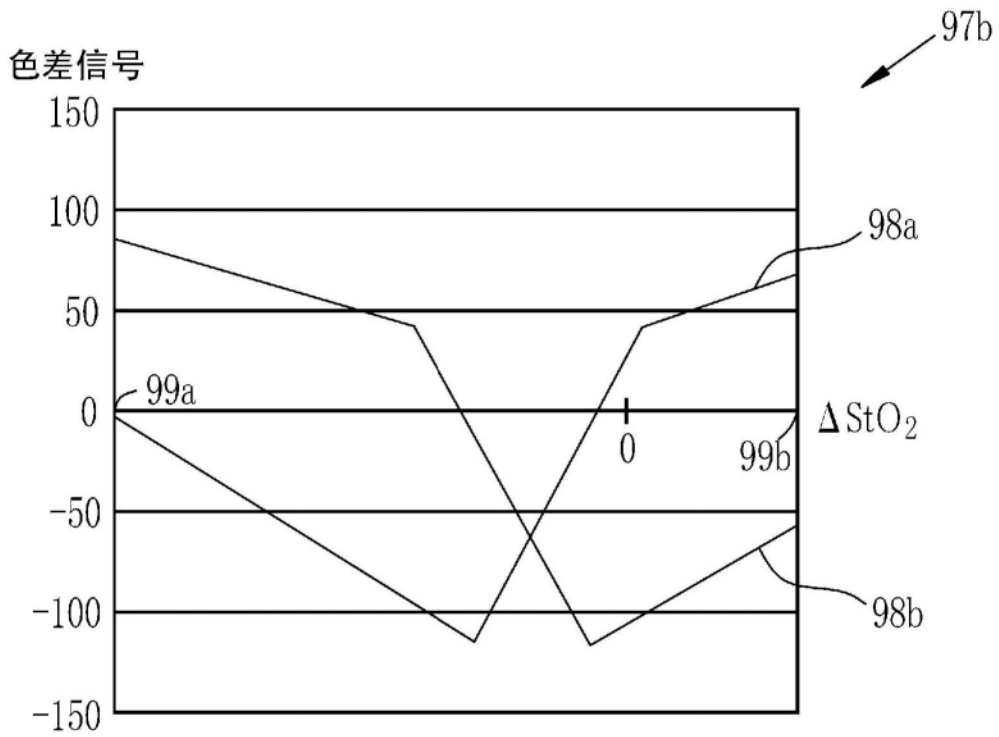


图24

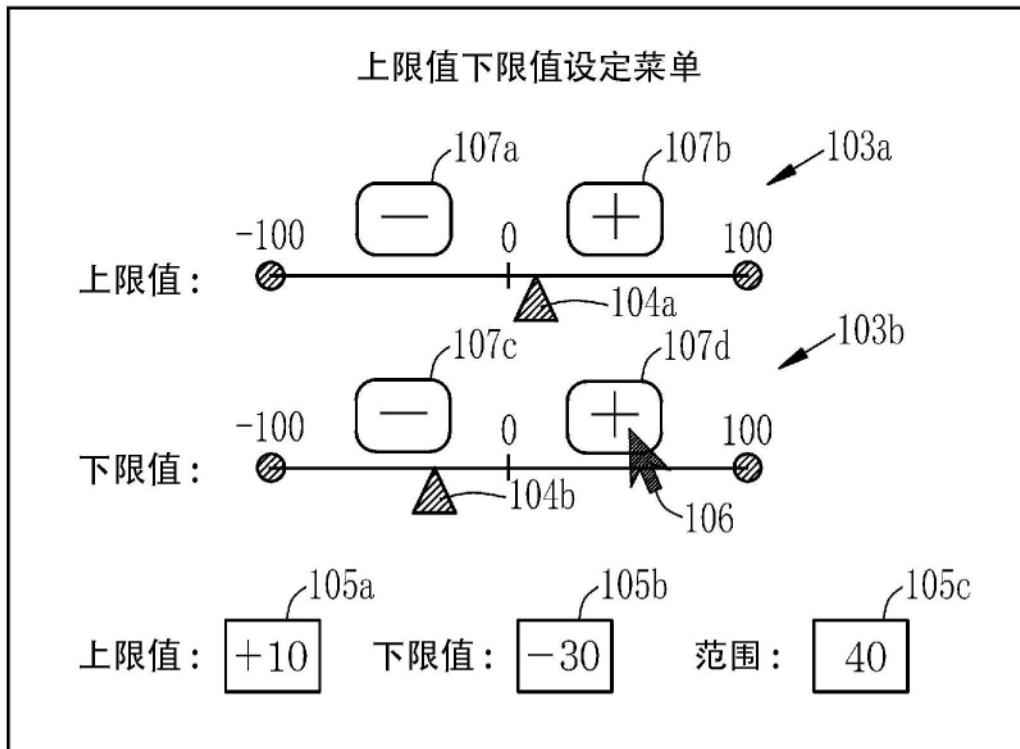


图25

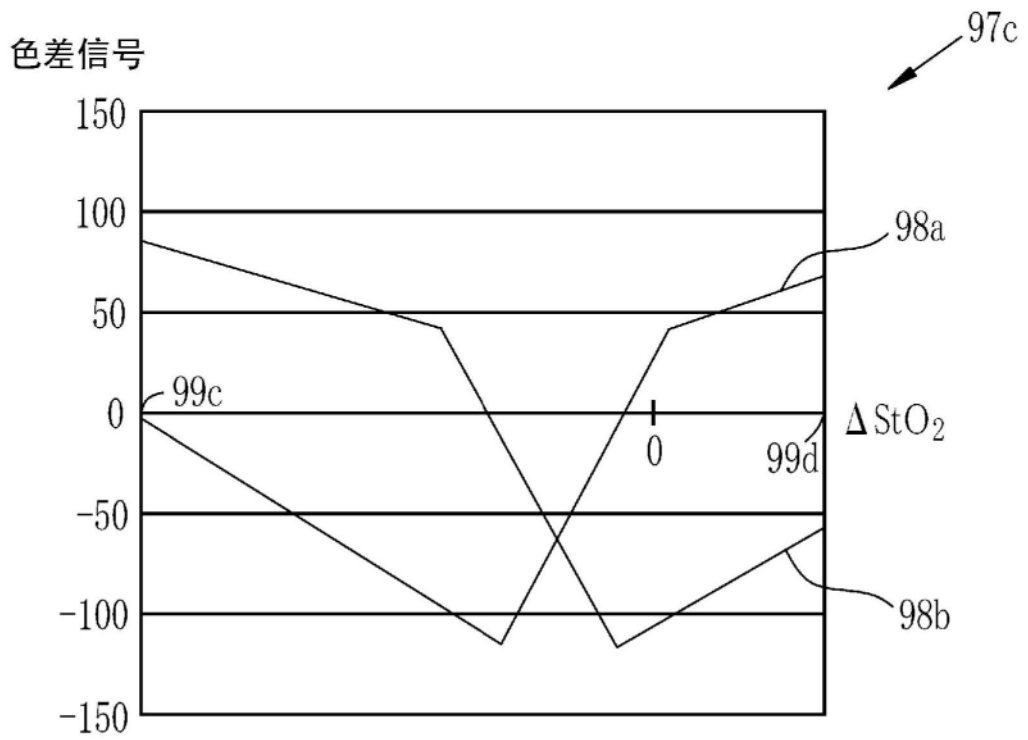


图26

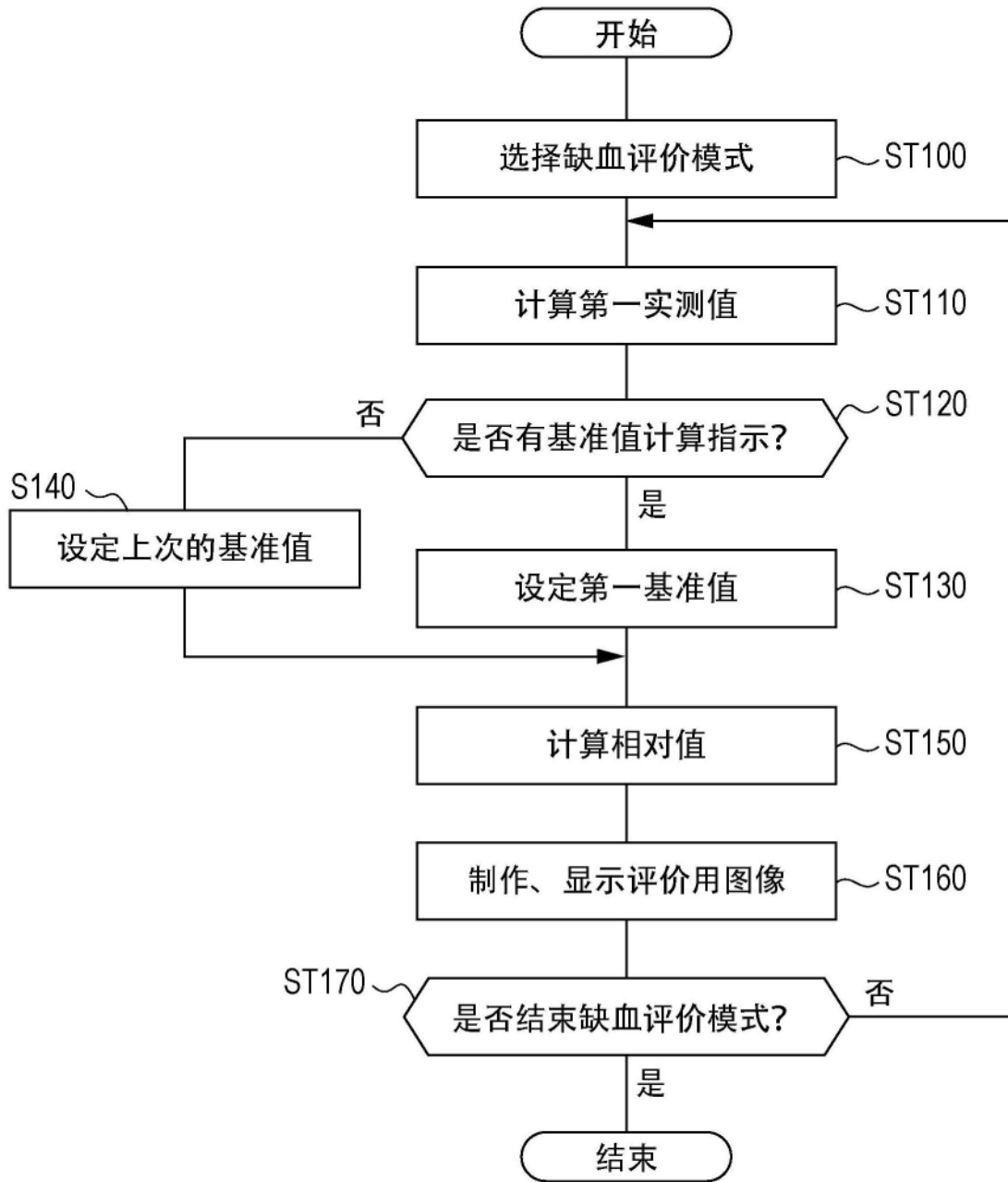


图27

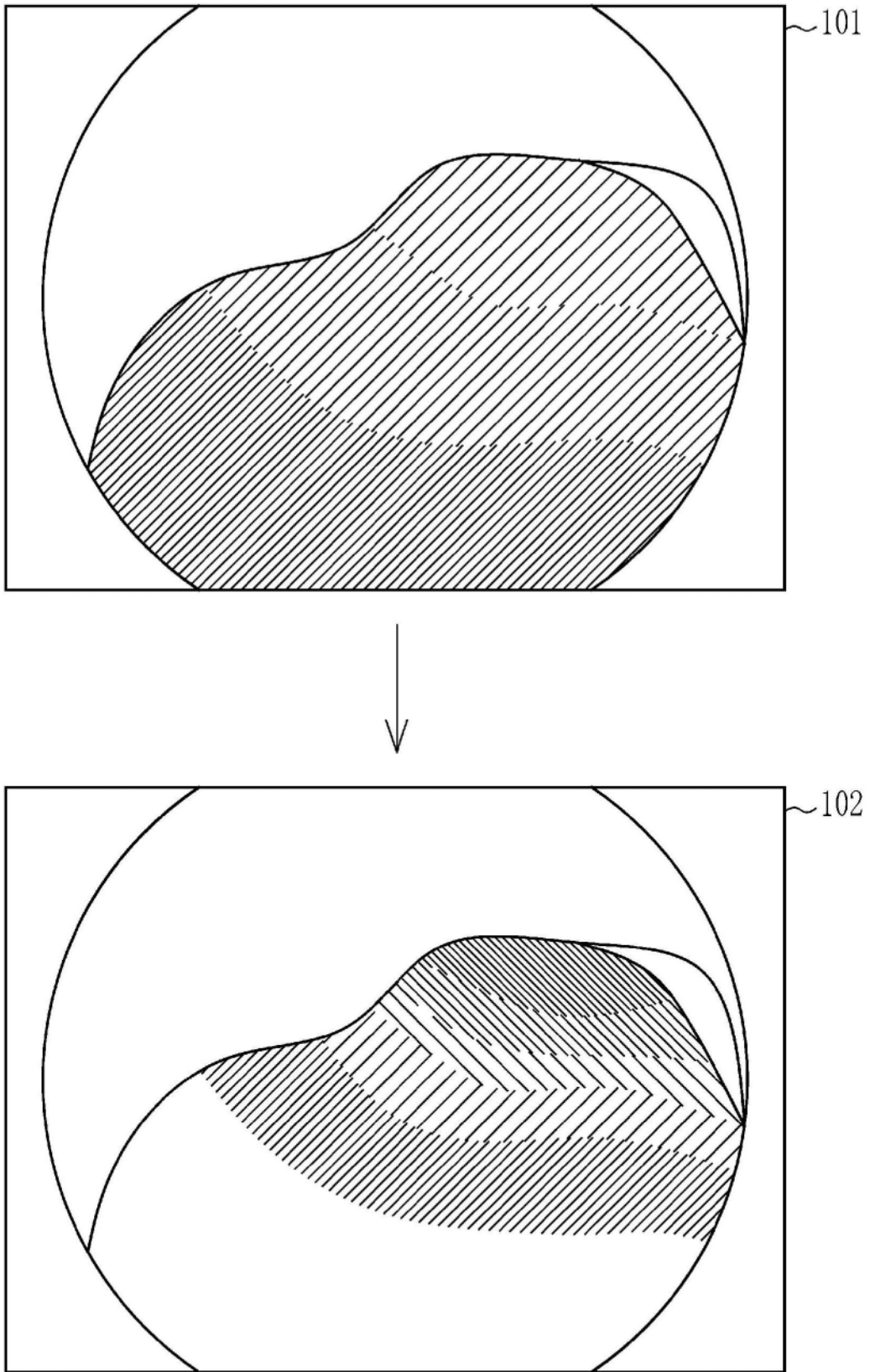


图28