(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 119768102 A
(43)申请公布日 2025.04.04

(21)申请号 202480003754.4
(22)申请日 2024.06.03
(30)优先权数据
2023-094470 2023.06.08 JP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2025.02.20
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2024/020178 2024.06.03
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2024/253057 JA 2024.12.12
(71)申请人 松下知识产权经营株式会社
地址 日本
(72)发明人 浜崎岳史 大塚泰雄
(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
专利代理师 蒋巍
(51)Int.Cl.
A61B 1/24(2006.01)
A61B 1/00(2006.01)
A61C 19/04(2006.01)
A61C 19/06(2006.01)

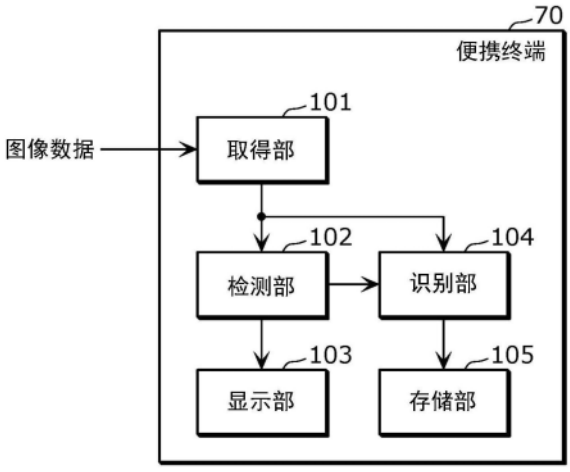
权利要求书2页 说明书19页 附图13页

(54)发明名称

牙垢检测装置、牙垢检测方法及程序

(57)摘要

牙垢检测装置具备:取得部(101),取得第一图像,所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光中衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质;以及检测部(102),从第一图像中检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。例如,检测部(102)可以根据第一图像生成HSV图像,并根据HSV图像的明度的值来检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。



CN 119768102 A

1.一种牙垢检测装置,其中,具备:

取得部,取得第一图像,所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光中衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质;以及

检测部,根据所述第一图像来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

2.根据权利要求1所述的牙垢检测装置,其中,

所述检测部根据所述第一图像生成HSV图像,并根据所述HSV图像的明度的值来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量。

3.根据权利要求2所述的牙垢检测装置,其中,

所述第一图像是第一RGB图像,

所述检测部通过对所述第一RGB图像进行包括第一图像处理的图像处理来生成第二RGB图像,

所述第一图像处理是调整处理对象的RGB图像的红分量、绿分量和蓝分量中的至少两个颜色分量的增益,以使所述处理对象的RGB图像中的构成所述牙齿的区域的多个第一像素所具有的多个红像素值的第一红像素平均值、所述多个第一像素所具有的多个绿像素值的第一绿像素平均值、所述多个第一像素所具有的多个蓝像素值的第一蓝像素平均值相等的处理,

所述检测部通过将所述第二RGB图像的颜色空间转换为HSV空间来生成所述HSV图像。

4.根据权利要求2或3所述的牙垢检测装置,其中,

所述检测部,

确定所述HSV图像所具有的多个第四像素中满足彩度在第一规定范围内、色相在第二规定范围内、以及明度在第三规定范围内的至少一个的一个以上的第四像素所位于的确定像素区域,

根据所述确定像素区域中的所述明度的值来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量。

5.根据权利要求1所述的牙垢检测装置,其中,

所述检测部根据所述第一图像生成HSL图像,并根据所述HSL图像的亮度的值来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量。

6.根据权利要求5所述的牙垢检测装置,其中,

所述第一图像是第一RGB图像,

所述检测部通过对所述第一RGB图像进行包括第一图像处理的图像处理来生成第二RGB图像,

所述第一图像处理是调整处理对象的RGB图像的红分量、绿分量和蓝分量中的至少两个颜色分量的增益,以使所述处理对象的RGB图像中的构成所述牙齿的区域的多个第一像素所具有的多个红像素值的第一红像素平均值、所述多个第一像素所具有的多个绿像素值的第一绿像素平均值、所述多个第一像素所具有的多个蓝像素值的第一蓝像素平均值相等的处理,

所述检测部通过将所述第二RGB图像的颜色空间转换为HSL空间来生成所述HSL图像。

7.根据权利要求5或6所述的牙垢检测装置,其中,

所述检测部,

确定所述HSL图像所具有的多个第五像素中满足彩度在第四规定范围内、色相在第五规定范围内、以及亮度在第六规定范围内的至少一个的一个以上的第五像素所位于的确定像素区域,

根据所述确定像素区域中的所述亮度的值来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量。

8.根据权利要求1至7中任一项所述的牙垢检测装置,其中,

所述荧光物质是卟啉。

9.根据权利要求1至8中任一项所述的牙垢检测装置,其中,

所述检测部,

将附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量分配为三个以上的深淡等级,

生成第三图像,所述第三图像将深淡等级显示的附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量叠加于基于所述第一图像的第二图像。

10.根据权利要求1至9中任一项所述的牙垢检测装置,其中,

所述牙垢检测装置还具备:

识别部,识别拍摄到的牙齿的种类;以及

存储部,将从所述拍摄到的牙齿检测出的附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量与识别出的所述牙齿的种类建立对应地存储。

11.一种牙垢检测方法,其中,

取得第一图像,所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光中衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质,

根据所述第一图像来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

12.一种程序,用于使计算机执行权利要求11所述的牙垢检测方法。

牙垢检测装置、牙垢检测方法及程序

技术领域

[0001] 本公开涉及牙垢检测装置、牙垢检测方法以及程序。

背景技术

[0002] 专利文献1公开了一种基于拍摄口腔内的牙齿的图像来检测牙垢的装置。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2013-248220号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 希望通过这样的牙垢检测装置能够更详细地检测牙垢的状态。

[0008] 因此,本公开提供一种能够详细检测牙齿的状态的牙垢检测装置或牙垢检测方法。

[0009] 用于解决问题的手段

[0010] 本公开的一个方式的牙垢检测装置具备:取得部,取得第一图像,所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质;以及检测部,根据所述第一图像来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0011] 发明的效果

[0012] 本公开能够提供一种能够详细检测牙齿的状态的牙垢检测装置或牙垢检测方法。

附图说明

[0013] 图1是实施方式的口腔内相机系统中的口腔内相机的立体图。

[0014] 图2是概略地表示实施方式的口腔内相机系统中的口腔内相机中组装的拍摄光学系统的剖视图。

[0015] 图3是实施方式的口腔内相机系统的概略的结构图。

[0016] 图4是表示实施方式的口腔内相机系统中的动作流程的图。

[0017] 图5是实施方式的便携终端的功能框图。

[0018] 图6是表示实施方式的口腔内的牙齿的一例的图。

[0019] 图7是表示实施方式的层叠模型的例子的图。

[0020] 图8是用于说明实施方式的深度D处的荧光的照度的图。

[0021] 图9是用于说明从实施方式的厚度D0的牙垢观测的荧光的照度的图。

[0022] 图10是实施方式的荧光物质的浓度分布检测处理的流程图。

[0023] 图11是表示实施方式的第四RGB图像的例子的图。

[0024] 图12是表示实施方式的第四RGB图像的例子的图。

[0025] 图13是表示实施方式的荧光强度、MIN以及k的关系的图。

[0026] 图14是表示实施方式的荧光强度、S(彩度)以及k的关系的图。

[0027] 图15是表示实施方式的荧光强度、L(亮度)以及k的关系的图。

[0028] 图16是表示实施方式的通过信号处理衰减蓝色光区域的情况下的各图像中的像素值的例子的图。

[0029] 图17是表示实施方式的通过信号处理衰减蓝色光区域的情况下的各图像中的像素值的例子的图。

具体实施方式

[0030] 本公开的一个方式的牙垢检测装置具备:取得部,取得第一图像,所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质;以及检测部,根据所述第一图像来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。由此,该牙垢检测装置由于能够检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量,因此能够详细检测牙齿的状态。此外,该牙垢检测装置通过使用第一图像,能够提高附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量的检测精度,所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质。

[0031] 例如,也可以是,所述检测部根据所述第一图像生成HSV图像,并根据所述HSV图像的明度的值来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量。由此,该牙垢检测装置能够基于HSV图像的明度的值,精度良好地检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0032] 例如,也可以是,所述第一图像是第一RGB图像,所述检测部通过对所述第一RGB图像进行包括第一图像处理的图像处理来生成第二RGB图像,所述第一图像处理是调整处理对象的RGB图像的红分量、绿分量和蓝分量中的至少两个颜色分量的增益,以使所述处理对象的RGB图像中的构成所述牙齿的区域的多个第一像素所具有的多个红像素值的第一红像素平均值、所述多个第一像素所具有的多个绿像素值的第一绿像素平均值、所述多个第一像素所具有的多个蓝像素值的第一蓝像素平均值相等的处理,所述检测部通过将所述第二RGB图像的颜色空间转换为HSV空间来生成所述HSV图像。

[0033] 由此,该牙垢检测装置通过进行第一图像处理,能够调整拍摄发生荧光反应的牙齿的第一RGB图像的白平衡。因此,该牙垢检测装置能够生成容易区分牙齿中附着有牙垢的区域即牙垢区域的第二RGB图像。因此,该牙垢检测装置能够提高附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量的检测精度。

[0034] 例如,也可以是,所述检测部确定所述HSV图像所具有的多个第四像素中满足彩度在第一规定范围内、色相在第二规定范围内、以及明度在第三规定范围内的至少一个的一个以上的第四像素所位于的确定像素区域,根据所述确定像素区域中的所述明度的值来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含

量。由此,该牙垢检测装置在确定了牙齿的图像中的牙垢区域的基础上,检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量,从而能够提高该含量的检测精度。

[0035] 例如,也可以是,所述检测部根据所述第一图像生成HSL图像,并根据所述HSL图像的亮度的值来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量。由此,该牙垢检测装置能够基于HSL图像的亮度的值,精度良好地检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0036] 例如,也可以是,所述第一图像是第一RGB图像,所述检测部通过对所述第一RGB图像进行包括第一图像处理的图像处理来生成第二RGB图像,所述第一图像处理是调整处理对象的RGB图像的红分量、绿分量和蓝分量中的至少两个颜色分量的增益,以使所述处理对象的RGB图像中的构成所述牙齿的区域的多个第一像素所具有的多个红像素值的第一红像素平均值、所述多个第一像素所具有的多个绿像素值的第一绿像素平均值、所述多个第一像素所具有的多个蓝像素值的第一蓝像素平均值相等的处理,所述检测部通过将所述第二RGB图像的颜色空间转换为HSL空间来生成所述HSL图像。

[0037] 由此,该牙垢检测装置通过进行第一图像处理,能够调整拍摄发生荧光反应的牙齿的第一RGB图像的白平衡。因此,该牙垢检测装置能够生成容易区分牙齿中附着有牙垢的区域即牙垢区域的第二RGB图像。因此,该牙垢检测装置能够提高附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量的检测精度。

[0038] 例如,也可以是,所述检测部确定所述HSL图像所具有的多个第五像素中满足彩度在第四规定范围内、色相在第五规定范围内、以及亮度在第六规定范围内的至少一个的一个以上的第五像素所位于的确定像素区域,根据所述确定像素区域中的所述亮度的值来检测附着于所述牙齿的所述牙垢和所述牙石中包含的所述荧光物质的所述每单位面积的含量。由此,该牙垢检测装置在确定了牙齿的图像中的牙垢区域的基础上,检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量,从而能够提高该含量的检测精度。

[0039] 例如,也可以是,所述荧光物质是卟啉。例如,所述检测部将所述荧光物质的浓度分配为三个以上的深淡等级,生成第三图像,所述第三图像是将深淡等级显示的所述荧光物质的所述浓度叠加在基于所述第一图像的第二图像而得的图像。由此,例如,根据所生成的第三图像,能够向用户通知附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0040] 例如,也可以是,所述牙垢检测装置还具备:识别部,识别拍摄到的牙齿的种类;以及存储部,将从所述拍摄到的牙齿中检测出的所述荧光物质的浓度分布与识别出的所述牙齿的种类建立对应地存储。由此,该牙垢检测装置能够管理每颗牙齿的附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0041] 此外,本公开的一个方式的牙垢检测方法取得第一图像,并基于所述第一图像中的所述荧光物质的荧光反应的荧光强度的值,检测所述荧光物质的浓度分布,所述第一图像是通过拍摄口腔内被照射激发牙垢中包含的荧光物质的规定波长的照射光的口腔内的牙齿和牙垢而得到的。由此,该牙垢检测方法由于能够检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量,因此能够详细检测牙齿的状态。此外,该牙垢检测方法通过使用第一图像,能够提高附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量的检测精度,所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢

和牙石的反射光和荧光衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质。

[0042] 此外,本公开的一个方式的程序是用于使计算机执行所述牙垢检测方法的程序。

[0043] 另外,这些总括性的或具体的方式可以由系统、方法、集成电路、计算机程序或计算机可读取的CD-ROM等记录介质来实现,也可以由系统、方法、集成电路、计算机程序以及记录介质的任意组合来实现。

[0044] 以下,适当地参照附图来详细说明实施方式。然而,有时省略比必要更详细的说明。例如,有时省略已经是公知事项的详细说明或针对实质上相同的结构的重复说明。这是为了避免以下说明中不必要的冗余,易于本领域技术人员的理解。

[0045] 另外,发明人提供附图和以下说明,以便本领域技术人员能够充分理解本公开,并非意图通过它们来限定权利要求书中记载的主题。

[0046] (实施方式)

[0047] 图1是本实施方式的口腔内相机系统中的口腔内相机的立体图。如图1所示,口腔内相机10具备能够用一只手握持的牙刷状的框体,该框体包括在拍摄牙列时配置于用户的口腔内的头部10a、用户握持的手柄部10b、以及连接头部10a和手柄部10b的颈部10c。

[0048] 图2是概略地表示组装在口腔内相机10中的拍摄光学系统12的剖视图。如图2所示,在本实施方式的情况下,口腔内相机10的拍摄光学系统12被组装于头部10a和颈部10c。拍摄光学系统12包括配置在其光轴LA上的摄像元件14和透镜16。

[0049] 摄像元件14是例如C-MOS(Complementary Metal-Oxide-Semiconductor,互补金属氧化物半导体)传感器或CCD(Charge Coupled Device,电荷耦合器件)元件等拍摄器件,并由透镜16形成牙齿D的像。摄像元件14将与所形成的像对应的信号(图像数据)输出到外部。

[0050] 透镜16例如是聚光透镜,使入射的牙齿D的像成像于摄像元件14。另外,透镜16可以是一个透镜,也可以是由多个透镜构成的透镜组。

[0051] 在本实施方式的情况下,拍摄光学系统12还包括:反射镜18,朝向透镜16反射牙齿D的像;蓝色光截止滤波器(蓝色阻断元件)20,配置在反射镜18和透镜16之间;以及光圈24,配置在透镜16和摄像元件14之间。

[0052] 反射镜18配置在拍摄光学系统12的光轴LA上,以朝向透镜16反射穿过了拍摄光学系统12的入射口12a的牙齿D的像。

[0053] 蓝色光截止滤波器20是截止入射到摄像元件14的光中包含的蓝色波长的光分量的滤波器。在将包含蓝色光的波长区域的光照射到牙齿来检测牙垢的情况下,为了使牙垢的激发荧光增强而使包含蓝色光的波长区域的光增强时,第一RGB图像的整体呈现蓝色。由于该状态下蓝像素值与红像素值及绿像素值相比占主导地位,因此有时通过进行后述的图像处理(曝光控制处理及白平衡调整处理)而能够容易区分牙垢区域的效果变小。作为其对策,蓝色光截止滤波器20从入射到摄像元件14之前的光中截止包含蓝色光的波长区域的光。

[0054] 光圈24是在拍摄光学系统12的光轴LA上具备贯通孔的板状构件,实现深的焦点深度。由此,对于口腔内的进深方向能够对焦,能够得到轮廓清晰的牙列图像。

[0055] 此外,口腔内相机10搭载有多个第一～第四LED26A～26D,作为在拍摄时将光照射

到拍摄对象的牙齿D上的照明器件。第一～第四LED26A～26D例如是蓝色LED(Light Emitting Diode,发光二极管)。此外,如图1所示,在本实施方式的情况下,第一～第四LED26A～26D配置为围绕入射口12a。另外,在头部10a设置有覆盖第一～第四LED26A～26D和入射口12a的透光性的盖28,使得牙龈G等不会与第一～第四LED26A～26D抵接而照明光不足。另外,可以将一部分第一～第四LED26A～26D设为白色LED。通过将一部分第一～第四LED26A～26D设为白色LED,能够使第一RGB图像更明亮,能够改善蓝像素值相对于红像素值和绿像素值的平衡。

[0056] 另外,在本实施方式的情况下,如图2所示,口腔内相机10具有构图调节机构30和焦点调节机构32。

[0057] 构图调节机构30由保持摄像元件14和透镜16的框体34、以及使框体34在光轴LA的延伸方向上移动的致动器36构成。通过致动器36调节框体34的位置,视角被调节,即成像于摄像元件14的牙列的大小被调节。另外,构图调节机构30自动调节框体34的位置,使得例如一个牙齿整体映现在拍摄图像中。此外,构图调节机构30基于用户的操作来调节框体34的位置,以成为用户期望的视角。

[0058] 焦点调节机构32保持在构图调节机构30的框体34中,由保持透镜16的透镜保持器38和使透镜保持器38在光轴LA的延伸方向上移动的致动器40构成。致动器40调节透镜保持器38相对于摄像元件14的相对位置,从而焦点被调节,即对焦被调节。另外,焦点调节机构32例如自动调节透镜保持器38的位置以对焦于位于拍摄图像的中心位置的牙齿。另外,焦点调节机构32基于用户的操作来调节透镜保持器38的位置。

[0059] 另外,除了反射镜18之外的拍摄光学系统12的构成要素可以设置在口腔内相机10的手柄部10b。

[0060] 从摄像元件14输出的图像是构成该图像的多个像素各自具有RGB的子像素的RGB图像。

[0061] 此外,口腔内相机10搭载有多个第一～第四LED26A～26D,作为在拍摄时对拍摄对象的牙齿照射光的照明器件。第一～第四LED26A～26D例如是照射具有以405nm为峰值的波长的蓝色光的蓝色LED。另外,第一～第四LED26A～26D是照射包含蓝色光的波长区域的光的光源即可,不限于蓝色LED。

[0062] 图3是本实施方式的口腔内相机系统的概略结构图。如图3所示,概略地说,本实施方式的口腔内相机系统构成为使用口腔内相机10拍摄牙列并对该拍摄图像执行图像处理。

[0063] 如图3所示,口腔内相机系统包括口腔内相机10、便携终端70和云服务器80。便携终端70例如是能够无线通信的智能手机或平板终端等。便携终端70具备例如能够显示牙列图像的触摸屏72作为输入器件和输出器件。便携终端70作为口腔内相机系统的用户界面发挥功能。

[0064] 云服务器80是能够经由互联网等与便携终端70通信的服务器,并且向便携终端70提供用于使用口腔内相机10的应用程序。例如,用户从云服务器80下载应用程序并将其安装于便携终端70。此外,云服务器80经由便携终端70取得由口腔内相机10拍摄到的牙列图像。

[0065] 口腔内相机10包括:中央控制部50,作为进行系统的控制主要部分;LED控制器54,控制多个LED26A～26D;透镜驱动器56,控制构图调节机构30的致动器36和焦点调节机构32

的致动器40;以及位置传感器90。

[0066] 另外,口腔内相机10具有:无线通信模块58,与便携终端70进行无线通信;以及电源控制部60,向中央控制部50等供给电力。

[0067] 口腔内相机10的中央控制部50例如搭载于口腔内相机10的手柄部10b。例如,另外,中央控制部50包括执行后述的各种处理的CPU(Central Processing Unit,中央处理单元)或MPU(Micro Processing Unit,微处理单元)等控制器62、存储用于使控制器62执行各种处理的程序的RAM(Random Access Memory,随机存取存储器)或ROM(Read-Only Memory,只读存储器)等存储器64。另外,除了程序之外,存储器64还存储由摄像元件14拍摄到的牙列图像(图像数据)以及各种设定数据等。由摄像元件14拍摄到的牙列图像是第一RGB图像的一例。

[0068] 控制器62将从摄像元件14输出的牙列图像经由无线通信模块58发送至便携终端70。便携终端70将该发送的牙列图像显示于触摸屏72,由此将牙列图像提示给用户。

[0069] LED控制部54例如搭载于口腔内相机10的手柄部10b,基于来自控制器62的控制信号来执行第一～第四LED26A～26D的点亮和熄灭。LED控制部54例如由电路构成。例如,当用户对便携终端70的触摸屏72执行使口腔内相机10启动的操作时,对应的信号从便携终端70经由无线通信模块58发送至控制器62。基于接收到的信号,控制器62将控制信号发送至LED控制部54以点亮第一～第四LED26A～26D。

[0070] 透镜驱动器56例如搭载于口腔内相机10的手柄部10b,基于来自中央控制部50的控制器62的控制信号,控制构图调节机构30的致动器36和焦点调节机构32的致动器40。透镜驱动器56例如由电路构成。例如,当用户对便携终端70的触摸屏72执行与构图调节或对焦调节有关的操作时,对应的信号从便携终端70经由无线通信模块58发送至中央控制部50。中央控制部50的控制器62基于接收到的信号将控制信号发送至透镜驱动器56以执行构图调节或对焦调节。此外,例如,控制器62基于来自摄像元件14的牙列图像计算构图调节或对焦调整所需的致动器36或40的控制量,并将对应于该计算出的控制量的控制信号发送至透镜驱动器56。

[0071] 无线通信模块58例如搭载于口腔内相机10的手柄部10b,基于来自控制器62的控制信号与便携终端70进行无线通信。无线通信模块58与便携终端70之间执行根据例如WiFi(注册商标)和蓝牙(注册商标)等现有通信标准的无线通信。经由无线通信模块58,将呈现牙齿D的牙列图像从口腔内相机10发送至便携终端70,或者将操作信号从便携终端70发送至口腔内相机10。

[0072] 电源控制部60在本实施方式的情况下搭载于口腔内相机10的手柄部10b,向中央控制部50、LED控制部54、透镜驱动器56以及无线通信模块58分配电池66的电力。电源控制部60例如由电路构成。另外,在本实施方式的情况下,电池66是能够充电的二次电池,经由搭载于口腔内相机10的线圈68,由与商用电源连接的外部充电器69进行无线充电。

[0073] 位置传感器90是用于检测口腔内相机10的姿态和位置的传感器,例如是多轴(这里是x、y、z三轴)的加速度传感器。例如,位置传感器90可以是具有三轴的加速度传感器和三轴的陀螺仪传感器的六轴传感器。例如,如图1所示,z轴与光轴LA一致。y轴平行于摄像面并且在口腔内相机10的长边方向上延伸。此外,x轴平行于摄像面并且与y轴正交。位置传感器90的各轴的输出可以经由中央控制部50和无线通信模块58发送至便携终端70。

[0074] 作为位置传感器90,可以使用压阻型、电容型或热检测型MEMS(Micro Electro Mechanical Systems,微机电系统)传感器。另外,虽然未特别图示,但也可以设置用于校正各轴的传感器的灵敏度的平衡、灵敏度的温度特性、或者温度漂移的校正电路。此外,可以设置用于去除动态加速度分量或噪声的带通滤波器(低通滤波器)。此外,可以通过使加速度传感器的输出波形平滑化来减少噪声。

[0075] 接下来,说明口腔内相机系统中的动作。图4是表示口腔内相机系统中的动作的流程的图。另外,图4所示的处理例如是实时进行的处理,并且每次得到一帧或多帧图像数据时进行。

[0076] 通过用户使用口腔内相机10拍摄自身的口腔内的牙齿和牙龈来生成图像数据(S101)。该图像数据例如是通过对牙齿照射包含蓝色光的波长区域的光来拍摄正发生荧光反应的牙齿从而得到的图像数据。接下来,口腔内相机10将拍摄到的图像数据发送至便携终端70(S102)。另外,这里,图像数据可以是运动图像,也可以是一个或多个静止图像。此外,在图像数据是运动图像或者多个静止图像的情况下,可以针对运动图像的每个帧或者每个静止图像发送传感器数据。另外,在图像数据是运动图像的情况下,可以对多个帧中的每一个发送传感器数据。

[0077] 此外,图像数据的发送可以实时进行,也可以在进行一系列的拍摄(例如口腔内所有牙齿的拍摄)之后汇总发送。

[0078] 便携终端70对接收到的图像数据进行图像处理(S103),并且使用图像处理之后的图像数据来检测荧光物质的浓度分布(S104)。接下来,便携终端70生成将检测出的荧光物质的浓度分布叠加在口腔内的图像上的图像(S105),并显示所生成的图像(S106)。

[0079] 通过使用这种口腔内相机系统,用户能够用口腔内相机10拍摄用户自身的口腔内的图像,并确认便携终端70上显示的口腔内的状态。此外,由于显示的图像示出了荧光物质的浓度分布,用户能够容易地进行自身的牙齿的健康状态的确认等。

[0080] 此外,便携终端70例如可以根据拍摄到的多个图像数据生成口腔内的多个牙齿的三维模型。此外,便携终端70可以显示基于所生成的三维模型的图像。

[0081] 另外,这里,说明便携终端70进行牙齿的图像的处理的例子,但是口腔内相机10可以进行该处理的一部分或全部。便携终端70是牙垢检测装置的一例。

[0082] 图5是便携终端70的功能框图。便携终端70具备取得部101、检测部102、显示部103、识别部104和存储部105。

[0083] 取得部101取得从口腔内相机10发送的图像数据(第一RGB图像)。除了从口腔内相机10取得图像数据之外,取得部101还可以取得传感器数据。第一RGB图像是通过口腔内相机10对牙齿照射包含蓝色光的波长区域的光来拍摄正发生荧光反应的牙齿从而得到的图像。这里,蓝色光是激发牙垢中包含的荧光物质的规定波长的照射光的一例。另外,荧光物质例如为卟啉。

[0084] 检测部102通过对第一RGB图像进行曝光控制处理(第二图像处理)而生成第三RGB图像,也可以通过对第三RGB图像进行白平衡调整处理(第一图像处理)而生成第二RGB图像。

[0085] (曝光控制处理)

[0086] 在曝光控制处理中,检测部102首先从构成第一RGB图像的多个第一RGB像素(第三

像素)中提取RGB的值满足下述的式1和式2的多个像素。

[0087] min(R,G,B)≤Ths、and、max(R,G,B)<Thmax(式1)

[0088] Gmax-G≤Thb(式2)

[0089] min(R,G,B)表示第一RGB像素具有的RGB各自的三个子像素的像素值(即红像素值、绿像素值、蓝像素值)中的最小值。

[0090] Ths是用于排除第一RGB图像中受到来自照射光的反射的影响很强的区域(例如,光泽区域)的阈值。例如,Ths在10bit表现中为900。

[0091] max(R,G,B)表示第一RGB像素具有的RGB的三个子像素的像素值(即红像素值、绿像素值、蓝像素值)中的最大值。

[0092] Thmax表示像素值可以取的最大值。例如,Thmax在10bit表现中为1023。Thmax是第一阈值的一例。

[0093] Gmax是第一RGB图像中的多个绿像素值的最大值。换句话说,它是构成第一RGB图像的多个第一RGB像素的绿像素中具有最大像素值的绿像素的像素值。Thb是用于从第一RGB像素中提取第二像素的绿像素的阈值。如果Thb的值增大则图像变得过亮,因此例如在10bit表现中设定为10以下的值。

[0094] 根据式1,排除光泽区域,通过式2,提取第一RGB图像中的牙齿的区域。也就是说,通过式1和式2提取的多个像素是构成牙齿的区域的多个第二像素。这样,多个第二像素是构成第一RGB图像的多个第一RGB像素(第三像素)中的、满足最大的颜色分量的像素值max(R,G,B)小于第一阈值(Thmax)且最小的颜色分量的像素值min(R,G,B)为第二阈值(Ths)以下的像素。

[0095] 检测部102算出多个第二像素的绿像素的平均值,根据算出的绿像素的平均值,决定与RGB的三个子像素的像素值相乘的增益。检测部102例如使用下述的式3,决定与RGB的三个子像素的像素值相乘的增益。增益通过将目标像素值除以绿像素的平均值来得到。检测部102通过使构成第一RGB图像的多个第一RGB像素分别乘以所决定的增益来生成第三RGB图像。更具体而言,对于多个第一RGB像素的每一个,检测部102通过将该第一RGB像素所具有的三个子像素的像素值乘以所确定的增益,生成第三RGB图像。换言之,构成第三RGB图像的多个第三RGB像素的像素值是将构成第一RGB图像的多个第一RGB像素的像素值乘以所决定的增益而算出的像素值。另外,检测部102在像素值通过乘以增益而超过最大值(在10bit表现的情况下为1023)的情况下,将该像素值置换为1023。

[0096] 在上述说明中,通过式2算出从第一RGB像素中提取的多个第二像素的绿像素的平均值,并根据算出的绿像素的平均值,决定与RGB的三个子像素的像素值相乘的增益,但不限定于此。也可以算出从第一RGB像素中提取的多个第二像素的红像素的平均值,并根据算出的红像素的平均值,决定与RGB的三个子像素的像素值相乘的增益。同样,也可以算出从第一RGB像素中提取的多个第二像素的蓝像素的平均值,并根据算出的蓝像素的平均值,决定与RGB的三个子像素的像素值相乘的增益。

[0097] 如上所述,曝光控制处理以根据处理对象的RGB图像(这里是第一RGB图像)中包含的多个第二像素(与牙齿的区域对应的像素)分别具有的多个第二像素值而算出的多个指标值的平均值成为规定值的方式,决定针对多个第二像素值的增益,并将所决定的增益应用于第一RGB图像所具备的多个第一RGB像素所具有的多个第一RGB像素值,由此生成第三

RGB图像。另外,指标值可以是根据构成一个像素的RGB的三个子像素的像素值算出的值,也可以是三个子像素中的某一个的像素值。这里,多个指标值的平均值是第一RGB图像的红分量、绿分量以及蓝分量中的具有最大像素值的颜色分量的平均值。此外,具有最大平均值的颜色分量是具有构成第一RGB图像的多个第一像素所具有的多个红像素值的第一红像素平均值、多个第一像素所具有的多个绿像素值的第一绿像素平均值、以及多个第一像素所具有的多个蓝像素值的第一蓝像素平均值这三个平均值中的最大平均值的颜色分量。另外,具有最大平均值的颜色分量可以不算出并比较第一红像素平均值、第一绿像素平均值和第一蓝像素平均值,也可以固定地决定为绿分量。

[0098] 另外,检测部102在增益的决定中,算出多个第二像素的绿像素的平均值,并根据算出的绿像素的平均值来决定增益,但不限于此。检测部102也可以算出多个第二像素的亮度值的平均值作为多个指标值的平均值,并根据算出的亮度值的平均值来决定增益。这样,指标值可以是构成一个像素的RGB的三个子像素中的某一个的像素值,也可以是根据该三个子像素的像素值算出的值。具体而言,检测部102对于多个第二像素分别使用该第二像素所具有的三个子像素的子像素值来算出该第二像素的亮度值。例如,检测部102使用下述的式3算出亮度值。

[0099] $Y=0.21*R+0.72*G+0.07*B$(式3)

[0100] 在式3中,Y是亮度值,R是红像素值,G是绿像素值,B是蓝像素值。

[0101] 这样,对于多像素值的每一个,多个亮度值也可以通过基于该像素值中包含的红像素值、绿像素值和蓝像素值算出来得到。

[0102] (白平衡调整处理)

[0103] 在白平衡调整处理中,检测部102从构成处理对象的第三RGB图像的多个第三RGB像素之内提取RGB的值满足式1及下述的式4的多个像素。

[0104] $Th1\leqslant Y\leqslant Thu$(式4)

[0105] 在式4中,Th1是表示牙齿的区域的下限值的阈值,Thu是表示牙齿的区域的上限值的阈值。

[0106] 根据式4,提取第三RGB图像中的牙齿的区域。也就是说,根据式1和式4提取的多个像素是构成牙齿的区域的多个第二像素。

[0107] 然后,检测部102算出满足式1和式4的牙齿的区域中的多个红像素值的平均值即第一红像素平均值Rave、该牙齿的区域中的多个绿像素值的平均值即第一绿像素平均值Gave、以及该牙齿的区域中的多个蓝像素值的平均值即第一蓝像素平均值Bave。然后,检测部102调整处理对象的RGB图像的红分量、绿分量和蓝分量中的至少两个颜色分量的增益,使得第一红像素平均值Rave、第一绿像素平均值Gave和第一蓝像素平均值Bave相等。

[0108] 具体而言,检测部102通过将第一绿像素平均值Gave除以第一红像素平均值Rave来算出多个红像素值的增益(红像素用增益)。另外,检测部102通过将第一绿像素平均值Gave除以第一蓝像素平均值Bave来算出多个蓝像素值的增益(蓝像素用增益)。并且,检测部102通过使构成第三RGB图像的多个第三RGB像素的各个红像素乘以红像素用增益,并且使多个第三RGB像素的各个蓝像素乘以蓝像素用增益,生成第二RGB图像。换言之,构成第二RGB图像的多个第二RGB像素的像素值是使构成第三RGB图像的多个第三RGB像素的红像素值乘以红像素用增益,并且使多个第三RGB像素的蓝像素值乘以蓝像素用增益而算出的像

素值。另外,检测部102将绿像素平均值作为基准,算出红像素用增益以及蓝像素用增益,并将各增益与对应的颜色分量的像素值相乘,从而进行白平衡调整,但不限于此,也可以将红像素平均值作为基准,算出绿像素用增益以及蓝像素用增益,也可以将蓝像素平均值作为基准,算出红像素用增益以及绿像素用增益。

[0109] 另外,在像素值通过乘以增益而超过最大值(10bit表现的情况下为1023)的情况下,检测部102将该像素值置换为1023。

[0110] 另外,检测部102可以通过对第二RGB图像进行如下的第三图像处理,来强调第二RGB图像中的牙齿的区域内的牙垢区域。具体地,检测部102通过将第二RGB图像的颜色空间转换为HSV空间来生成HSV图像。然后,检测部102将HSV图像所具有的多个第四像素中的满足彩度在第一规定范围内(例如,8bit表现中为30以上且80以下)且色相在第二规定范围(例如,8bit表现中为140以上且170以下)内并且明度在第三规定范围(例如,8bit表现中为100以上且180以下)内的至少一个的一个以上的第四像素所位于的确定像素区域确定为牙垢区域。另外,第一规定范围、第二规定范围和第三规定范围可以通过比较实际的牙垢区域、牙齿的区域和HSV图像来确定,不限于上述的数值范围。

[0111] 另外,彩度、色相和明度的值的范围能够施用牙垢染色剂并与牙垢染色剂的染色程度比较来决定。

[0112] (荧光物质的浓度分布检测处理)

[0113] 检测部102使用HSV图像来检测荧光物质的浓度分布。具体地,检测部102使用HSV图像的明度V的值来检测荧光物质的浓度分布。

[0114] 图6是表示口腔内的牙齿的一例的图。在图6中,图示了牙齿301、牙龈302和牙垢303。图7是表示将图6所示的区域304的结构层叠模型化后的例子的图。如图7所示,牙垢303层叠有成熟牙垢(牙石)305和未成熟牙垢306。

[0115] 在蓝色光穿过各层的过程中,牙垢的卟啉被激发并产生红色荧光。此外,荧光强度并不反映当前的菌群,但被认为表示荧光物质(卟啉)的累积。也就是说,荧光物质的累积得越多,红色荧光就越强。也就是说,随着牙垢的成熟,卟啉的累积水平提高。因此,成熟牙垢305的荧光强度比未成熟牙垢306的荧光强度强。

[0116] 检测部102通过比较牙垢区域的每单位面积的红色荧光的强度来检测荧光物质的累积水平(浓度或密度)。即,检测部102检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0117] 如上所述,从HSV图像中,从满足彩度S在第一规定范围内、色相H在第二规定范围内、以及明度V在第三规定范围内的至少一个的一个以上的第四像素中提取牙垢区域。

[0118] 另外,若将R、G、B的三个值内最大的设为MAX,最小的设为MIN,则在HSV空间的圆柱模型中,以下的式5、式6和式7成立。

[0119] [数学式1]

[0120]
$$H=\begin{cases} undefined, & if\ MIN=MAX \\ 60\times\dfrac{G-R}{MAX-MIN}+60, & if\ MIN=B \\ 60\times\dfrac{B-G}{MAX-MIN}+180, & if\ MIN=R \\ 60\times\dfrac{R-B}{MAX-MIN}+300, & if\ MIN=G \end{cases} \quad \cdots \quad (式5)$$

[0121] $V=MAX\cdots$(式6)

[0122] $$S=\frac{MAX-MIN}{MAX}\quad\cdots\quad(式7)$$

[0123] 这里,由于第二RGB图像是白平衡调整处理后的图像,因此MAX=R并且MIN=G或B。也就是说,在牙垢区域中,明度V不依赖于彩度S和色相H,而是由R的值决定。

[0124] 另外,已知牙垢内的荧光物质卟啉荧光波长为600nm～740nm,峰值荧光波长为630nm。即,通过检测牙垢区域的HSV图像的明度V的值,能够评价牙垢区域中累积的卟啉浓度。

[0125] 另外,能够将生物膜层叠模型用于图7所示的层叠模型化。图8是用于说明深度D处的荧光的照度的图。

[0126] 在生物膜模型中,LED光和牙垢的荧光在牙垢之中一边衰减一边前进。LED光和牙垢的荧光在牙垢之外(即在大气中)中的衰减能够忽略。牙垢的荧光的亮度与照射于牙垢的LED光的照度成比例。牙垢的荧光在LED光抵达的面上朝向LED光的到来方向(反射方向)发光。作为向深度方向的研究,为了简单起见,假设LED光和牙垢的荧光是均匀的面光源(即亮度=照度)。

[0127] 具体地,设为LED光以亮度$E_{\lambda1}$均匀地照射。牙垢的密度均匀地分布,无论深度D如何,由牙垢引起的LED光的衰减率$\sigma_{\lambda1}$都是恒定的。在这种情况下,深度D处的LED光的照度$E_{\lambda1}(D)$由式8表示。这里,由于分光透射率$Td_{\lambda1}$由式9表示,因此根据式8和式9得到式10。

[0128] [数学式2]

[0129] $E_{\lambda1}(D)=T_{d\lambda1}\cdot E_{\lambda1}\cdots$(式8)

[0130] $T_{d\lambda1}=E_{\lambda1}\cdot\exp(-\sigma_{\lambda1}\cdot D)\cdots$(式9)

[0131] $E_{\lambda1}(D)=E_{\lambda1}\cdot\exp(-\sigma_{\lambda1}\cdot D)\cdots$(式10)

[0132] 另外,深度D处的牙垢的荧光的亮度$E_{\lambda2}$使用比例常数k的式11来表示。

[0133] [数学式3]

[0134] $E_{\lambda2}=k\cdot E_{\lambda1}(D)\cdots$(式11)

[0135] 此外,设为如果深度D相同,则牙垢发出的荧光的亮度$E_{\lambda2}$相等,而与部位无关。牙垢的密度均匀分布,无论深度D如何,由牙垢引起的荧光的衰减率$\sigma_{\lambda2}$都是恒定的。在这种情况下,从深度D的牙垢观测到的荧光照度$E_{\lambda2}(D)$由式12表示。这里,由于分光透射率$Td_{\lambda2}$由式13表示,因此根据式12和式13得到式14。此外,根据式10、式11和式14得到式15。

[0136] [数学式4]

[0137] $E_{\lambda2}(D)=T_{d\lambda2}\cdot E_{\lambda2}\cdots$(式12)

[0138] $T_{d\lambda2}=E_{\lambda2}\cdot\exp(-\sigma_{\lambda2}\cdot D))\cdots$(式13)

[0139] $E_{\lambda2}(D)=E_{\lambda2}\cdot\exp(-\sigma_{\lambda2}\cdot D)\cdots$(式14)

[0140] $E_{\lambda2}(D)=k\cdot E_{\lambda1}\cdot\exp(-\sigma_{\lambda1}\cdot D-\sigma_{\lambda2}\cdot D)$

[0141] $=k\cdot E_{\lambda1}\cdot\exp\{-(\sigma_{\lambda1}+\sigma_{\lambda2})\cdot D\}\cdots$(式15)

[0142] 图9是用于说明从厚度D0的牙垢观测到的荧光的照度$E_{\lambda2_t}(D0)$的图。从厚度D0的牙垢观测到的荧光的照度$E_{\lambda2_t}(D0)$能够表现为$E_{\lambda2}(D)$的积分值。具体而言,$E_{\lambda2_t}(D0)$由式16表示。

[0143] [数学式5]

[0144]

$$E_{\lambda 2_t}(D0)=\int_0^{D0}E_{\lambda 2}(D)\,dD$$

$$=\int_0^{D0}k\cdot E_{\lambda 1}\cdot\exp\{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})\cdot D\}\,dD$$

$$=\frac{k\cdot E_{\lambda 1}}{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})}\left[\exp\{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})\cdot D\}\right]_0^{D0}$$

$$=\frac{k\cdot E_{\lambda 1}}{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})}[\exp\{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})\cdot D0\}-\exp\{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})\cdot 0\}]$$

$$=\frac{k\cdot E_{\lambda 1}}{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})}[\exp\{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})\cdot D0\}-1]$$

$$=\frac{k\cdot E_{\lambda 1}}{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})}\left[1-\frac{1}{\exp\{-(\sigma_{\lambda 1}+\sigma_{\lambda 2})\cdot D0\}}\right]\quad\cdots\quad(式16)$$

[0145] 这样,来自厚度D0的牙垢层(生物膜)的红色荧光亮度反映了牙垢层(生物膜)中累积的卟啉的累积水平。另外,在上述说明中,能够说明牙垢层内的卟啉浓度是恒定的,但在生物膜模型中下层是牙垢而卟啉浓度高,上层是未成熟牙垢而卟啉浓度低的情况的荧光反应。也就是说,如图7所示,在下层的成熟牙垢305(牙石)被上层的未成熟牙垢306覆盖的情况下,下层具有成熟牙垢305的部位的红色荧光比下层没有成熟牙垢305的部位的红色荧光强。

[0146] 另外,从式16可知,荧光根据厚度D而变化(厚度D越大,荧光越强)。即,荧光的强度表示与荧光物质的浓度和量(厚度)成比例的累积水平。

[0147] 图10是检测部102进行的荧光物质的浓度分布检测处理的流程图。例如,检测部102通过对HSV图像中包含的牙垢区域的各像素进行图10所示的处理,来检测每个像素的累积水平。另外,检测部102可以通过对由多个像素构成的每个单位像素进行图10所示的处理来检测每个单位像素的累积水平。在这种情况下,例如,可以使用单位像素中包含的多个像素的明度的平均值。

[0148] 首先,检测部102判定对象像素的明度是否小于第一阈值(S121)。在对象像素的明度小于第一阈值的情况下(S121中的是),检测部102将对象像素的累积水平判定为累积水平0(例如没有牙垢)(S122)。

[0149] 另一方面,在对象像素的明度为第一阈值以上的情况下(S121中的否),判定对象像素的明度是否小于第二阈值(S123)。这里,第二阈值大于第一阈值。在对象像素的明度小于第二阈值的情况下(S123中的是),即,在对象像素的明度包含于第一阈值以上且小于第二阈值的范围的情况下,检测部102将对象像素的累积水平判定为累积水平1(例如未成熟牙垢)(S124)。

[0150] 另一方面,在对象像素的明度为第二阈值以上的情况下(S123中的否),检测部102将对象像素的累积水平判定为累积水平2(例如成熟牙垢(牙石))(S125)。

[0151] 这样,检测部102通过对每像素判定累积水平来检测累积水平(荧光物质的浓度)的分布。这里,累积水平的分布是表示xy平面的每个二维位置(例如像素)的累积水平的信息。

[0152] 接着,检测部102将三个累积水平0~2分配给不同的深淡等级,例如生成深淡等级

显示的累积水平的分布与第二RGB图像重叠的第四RGB图像。图11是表示第四RGB图像的例子的图。例如,如图11所示,将第一深淡等级(例如0.5)的图案叠加于未成熟牙垢306的区域,将第二深淡等级(例如1.0)的图案叠加于成熟牙垢305的区域。

[0153] 另外,在上述说明中,示出了累积水平是三个深淡等级的例子,但是累积水平可以是四个等级以上。此外,与累积水平的分布重叠的对象的第二图像可以是第二RGB图像以外的图像。例如,第二图像可以是第一RGB图像,也可以是对第一RGB图像或第二RGB图像进行图像处理而生成的图像。

[0154] 图12是表示对图11所示的牙齿的状态进行口腔内护理之后的牙齿的例子的图。如图12所示,通过进行口腔内护理(刷牙等),未成熟牙垢306被去除,而成熟的牙垢305未被去除。

[0155] 因此,检测部102可以基于未成熟牙垢306的状态来判定口腔内护理的评分(是否未刷干净)。此外,检测部102可以基于成熟牙垢305的状态推荐用户去牙医处检查诊断。

[0156] 例如,检测部102算出未成熟牙垢306的区域的面积在牙齿区域的面积中的比率。即,检测部102算出(未成熟牙垢306区域的面积)/(牙齿区域的面积)×100{%}作为未成熟牙垢306的第一面积比。另外,检测部102算出成熟牙垢305的区域的面积在牙齿区域的面积中的比率。即,检测部102算出(成熟牙垢305的区域的面积)/(牙齿区域的面积)×100{%}作为成熟牙垢305的第二面积比。

[0157] 检测部102可以使用算出的第一面积比来判定口腔内护理的评分。此外,检测部102可以使用算出的第二面积比来推荐用户去牙医处检查诊断。例如,在第二面积比大于预先确定的阈值的情况下,检测部102可以向用户显示推荐去牙医处检查诊断的消息。

[0158] 另外,上述的面积比的算出和判定可以对口腔内的全部牙齿一次性进行。即,面积比可以是所有牙齿的合计的牙齿区域的面积与牙垢(未成熟牙垢306或成熟牙垢305)的合计的面积之比。或者,上述面积比的算出和判定可以针对口腔内的多个牙齿分别单独地进行。也就是说,面积比可以是一个牙齿的牙齿区域的面积与一个牙齿的牙垢的面积之比。或者,上述面积比的算出和判定可以针对划分口腔内的多个牙齿而得的各个牙齿区域单独地进行。牙齿区域例如是指上颌的右侧深处、下颌的左侧前方之类的分别包括两个以上的牙齿的区域。

[0159] 此外,图5所示的识别部104基于图像数据来识别图像数据内的多个牙齿的种类。这里,牙齿的种类是例如上颌右侧的中门齿或左下颌的侧切牙等能够唯一确定口腔内的牙齿的信息。

[0160] 例如,识别部104从云服务器80取得对应于多个牙齿的种类的参照数据,并使用图像数据和取得的参照数据,通过特征量的比较等来识别图像数据中包含的多个牙齿各自的种类。

[0161] 识别部104将由检测部102检测出的荧光物质的浓度分布(累积水平)与多个牙齿的种类对应地存储在存储部105中。即,存储部105存储每个牙齿的荧光物质的浓度分布(累积水平)。此外,可以使用该每个牙齿的信息来进行上述的每个牙齿的面积比和判定处理。

[0162] 显示部103是便携终端70所具备的显示设备,显示在图像数据上叠加了累积水平的分布的第四RGB图像。此外,显示部103显示上述的判定结果和基于判定结果的消息等。此外,显示部103可以显示上述面积比等。

[0163] 以下,对上述实施方式的变形例进行说明。

[0164] (变形例1)

[0165] 在上述实施方式中,检测部102对第一RGB图像进行曝光控制处理,并对由曝光控制处理而生成的第三RGB图像进行白平衡调整处理,但不限于此,可以不进行曝光控制处理。例如,如果得到减少了亮度分布发生不均匀的第一RGB图像,则可以不进行曝光控制处理。例如,可以通过进行照明控制使得拍摄条件恒定来减少所得到的第一RGB图像的亮度分布的不均匀。

[0166] (变形例2)

[0167] 在上述实施方式中,使用进行了图像处理(曝光控制处理和白平衡调整处理等)之后的图像数据来进行累积水平的检测,但可以不进行图像处理的一部分或全部。例如,可以从第一RGB图像生成HSV图像,并使用该HSV图像来检测累积水平。

[0168] (变形例3)

[0169] 在上述实施方式中,使用HSV图像的明度来进行累积水平的检测,但是累积水平的判定方法不限于此。例如,可以使用HSV图像的彩度或色相,也可以使用彩度和色相中的至少一个与明度的组合。例如,可以将根据彩度和色相中的至少一个与明度而计算出的评价值与阈值进行比较。

[0170] 此外,可以使用RGB图像来进行累积水平的检测。例如,可以使用RGB图像的R值,也可以使用R值与G值和B值中的至少一个的组合。例如,可以将根据R值与G值和B值中的至少一个而运算出的评价值与阈值进行比较。

[0171] (变形例4)

[0172] 在上述实施方式中,口腔内相机10向便携终端70发送第一RGB图像,并在便携终端70中进行针对第一RGB图像的处理,但不限于此。第一RGB图像可以是被发送至云服务器80并由云服务器80进行上述处理且将处理结果的第二RGB图像或第四RGB图像向便携终端70发送的结构。在这种情况下,第一RGB图像可以不经由便携终端70而从口腔内相机10向云服务器80发送,也可以经由便携终端70从口腔内相机10向云服务器80发送。

[0173] (变形例5)

[0174] 在上述实施方式中,使用HSV图像来进行累积水平的检测,但是累积水平的判定方法不限于此。例如,可以使用HSL图像来代替HSV图像。

[0175] 例如,在上述的第三图像处理中,检测部102通过将第二RGB图像的颜色空间转换为HSL空间来生成HSL图像。然后,检测部102将HSL图像所具有的多个第五像素中满足彩度在第四规定范围内、色相在第五规定范围内以及亮度在第六规定范围内的至少一个的一个以上的第五像素所位于的确定像素区域确定为牙垢区域。

[0176] 另外,在上述的荧光物质的浓度分布检测处理中,检测部102使用HSL图像来检测荧光物质的浓度分布。具体地,检测部102使用HSL图像的亮度L的值来检测荧光物质的浓度分布。

[0177] 这里,HSL颜色空间(也称为HLS颜色空间)是由H(色相)、S(彩度)和L(亮度)这三个分量构成的颜色空间,通过RGB颜色空间的非线性变换而得到。

[0178] 若R、G、B这三个值中,最大值设为MAX,最小值设为MIN,则使用上述的式5算出HSL图像的H(色相)。此外,L(亮度)使用下式17算出。S(彩度)在使用圆柱模型的情况下使用下

式18算出,在使用双圆锥体模型的情况下使用下式19算出。

[0179] [数学式6]

$$L = \frac{MAX + MIN}{2} \quad \cdots \quad (式17)$$

[0180]

$$S = \frac{MAX - MIN}{1 - |MAX + MIN - 1|} \quad \cdots \quad (式18)$$

[0181] S=MAX-MIN…(式19)

[0182] 这样,在HSL空间中,根据MAX(max(R,G,B))和MIN(min(R,G,B))算出H、S、L,在牙垢的荧光区域,在设为MIN=k×MAX的情况下,k=0~约0.3。

[0183] 图13是表示荧光强度、MIN和k之间的关系的图。图14是表示荧光强度、S(彩度)和k之间的关系的图。图15是表示荧光强度、L(亮度)和k之间的关系的图。另外,该例是使用圆柱模型的情况下的例子。

[0184] 图13~图15中由实线所示的k=0~0.3的特性对应于牙垢的荧光区域的特性。另外,如图14所示,在k=0~0.3的情况下S=0.5~1。另外,如图15所示,在k=0~0.3的情况下L=0~0.65。

[0185] 因此,检测牙垢时,在S在0.5~1范围内的情况下,L在0~0.65处线性变化,因此L的值与卟啉的量成比例。因此,基于L的值能够检测荧光物质的浓度分布(附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量)。

[0186] (变形例6)

[0187] 在上述说明中,第一RGB图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长是激发牙垢和牙石中包含的荧光物质的波长,作为生成该第一RGB图像的方法,示出了使用蓝色光截止滤波器20的例子,但也可以不使用蓝色光截止滤波器20,而通过信号处理来衰减蓝色光区域的至少一部分。

[0188] 图16是表示通过信号处理衰减蓝色光区域的情况下的各图像中的像素值的例子的图。例如,检测部102如图16所示通过对由摄像元件14得到的图像数据即第一RGB图像进行蓝色截止处理来生成第五RGB图像。例如,检测部102通过将第一RGB图像的蓝像素值乘以增益=0来生成第五RGB图像。另外,检测部102不限于增益=0,可以将蓝像素值乘以小于1的预先确定的增益。或者,检测部102可以将蓝像素值置换为预先确定的值(例如0),也可以将蓝像素值剪辑为预先确定的值以下。

[0189] 检测部102通过对这样生成的第五RGB图像进行上述的曝光控制处理来生成第三RGB图像。例如,检测部102将R、G、B乘以相等的增益,使得max(R,G,B)变为规定水平。

[0190] 接下来,检测部102通过对第三RGB图像进行上述的白平衡调整处理来生成第二RGB图像。例如,检测部102将R、B单独地乘以增益,使得R、B与G为相同水平。另外,在进行蓝色截止处理的情况下,检测部102在白平衡调整处理中可以不对B乘以增益。此外,使用该第二RGB图像来进行上述的荧光物质的浓度分布检测处理。

[0191] 即使在这样通过信号处理进行蓝色截止处理的情况下,也能够与使用蓝色光截止滤波器20的情况同样地生成衰减了蓝色光区域的至少一部分的图像(第五RGB图像)。

[0192] 另外,可以对第二RGB图像进行蓝色截止处理,而不是对第一RGB图像进行。图17是

表示这种情况下的通过信号处理衰减蓝色光区域的情况下的各图像中的像素值的例子的图。

[0193] 在图17所示的例子中,检测部102通过对白平衡调整处理之后的第二RGB图像进行与上述相同的蓝色截止处理来生成第六RGB图像。使用该第六RGB图像进行上述荧光物质的浓度分布检测处理。

[0194] 当比较图16所示的第二RGB图像和图17所示的第六RGB图像时,图16所示的第二RGB图像接近使用光学滤波器进行了蓝色截止的状态,残留的R、G的水平也变大,图像变得明亮。

[0195] 另外,蓝色截止处理可以是数字处理,也可以是模拟处理。另外,在上文中,叙述了检测部102(便携终端70)进行蓝色截止处理的例子,但也可以由口腔内相机10进行。另外,在用于RGB相机的一般的图像传感器中,根据RGB滤色器排列来确定R、G、B的各像素值的输出顺序。因此,在蓝色截止处理中,能够确定B的像素值。

[0196] 如上所述,本实施方式的牙垢检测装置(例如便携终端70)具备:取得部101,取得第一图像(例如第一RGB图像),所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质;以及检测部102,根据第一图像(例如基于第一图像中的荧光物质的荧光反应的荧光强度的值)检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量(例如荧光物质的浓度分布)。由此,牙垢检测装置由于能够检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量,因此能够详细检测牙齿的状态。此外,该牙垢检测装置通过使用第一图像,能够提高附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量的检测精度,所述第一图像是从来自被照射规定波长的照射光的口腔内的牙齿、牙垢和牙石的反射光和荧光中衰减了蓝色光区域的至少一部分而得的图像,所述规定波长的照射光激发牙垢和牙石中包含的荧光物质。

[0197] 例如,检测部102根据第一图像生成HSV图像,并根据HSV图像的明度的值来检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。由此,该牙垢检测装置能够基于HSV图像的明度的值,精度良好地检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0198] 例如,第一图像是第一RGB图像,检测部102通过对第一RGB图像进行包括第一图像处理的图像处理来生成第二RGB图像。第一图像处理是调整处理对象的RGB图像的红分量、绿分量和蓝分量中的至少两个颜色分量的增益,以使处理对象的RGB图像中的构成牙齿的区域的多个第一像素所具有的多个红像素值的第一红像素平均值、多个第一像素所具有的多个绿像素值的第一绿像素平均值、多个第一像素所具有的多个蓝像素值的第一蓝像素平均值相等的处理。检测部102通过将第二RGB图像的颜色空间转换为HSV空间来生成HSV图像。

[0199] 由此,牙垢检测装置通过进行第一图像处理,能够调整拍摄正发生荧光反应的牙齿的第一RGB图像的白平衡。因此,该牙垢检测装置能够生成容易区分牙齿中附着有牙垢的区域即牙垢区域的第二RGB图像。因此,该牙垢检测装置能够提高附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量的检测精度。

[0200] 例如,检测部102确定HSV图像所具有的多个第四像素中满足彩度在第一规定范围

内、色相在第二规定范围内、以及明度在第三规定范围内的至少一个的一个以上的第四像素所位于的确定像素区域，根据HSV图像的确定像素区域中的明度的值来检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。由此，牙垢检测装置在确定了牙齿的图像中的牙垢区域的基础上，检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量，从而能够提高该含量的检测精度。

[0201] 例如，检测部102根据第一图像生成HSL图像，并根据HSL图像的亮度的值来检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。由此，该牙垢检测装置能够基于HSL图像的亮度的值，精度良好地检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0202] 例如，第一图像是第一RGB图像，检测部102通过对第一RGB图像进行包括第一图像处理的图像处理来生成第二RGB图像。第一图像处理是调整处理对象的RGB图像的红分量、绿分量和蓝分量中的至少两个颜色分量的增益，以使处理对象的RGB图像中的构成牙齿的区域的多个第一像素所具有的多个红像素值的第一红像素平均值、多个第一像素所具有的多个绿像素值的第一绿像素平均值、多个第一像素所具有的多个蓝像素值的第一蓝像素平均值相等的处理。检测部102通过将第二RGB图像的颜色空间转换为HSL空间来生成所述HSL图像。

[0203] 由此，牙垢检测装置通过进行第一图像处理，能够调整拍摄正发生荧光反应的牙齿的第一RGB图像的白平衡。因此，该牙垢检测装置能够生成容易区分牙齿中附着有牙垢的区域即牙垢区域的第二RGB图像。因此，该牙垢检测装置能够提高附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量的检测精度。

[0204] 例如，检测部102确定HSL图像所具有的多个第五像素中满足彩度在第四规定范围内、色相在第五规定范围内、以及亮度在第六规定范围内的至少一个的一个以上的第五像素所位于的确定像素区域，根据确定像素区域中的亮度的值来检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。由此，牙垢检测装置在确定了牙齿的图像中的牙垢区域的基础上，检测附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量，从而能够提高该含量的检测精度。

[0205] 例如，荧光物质是卟啉。例如，检测部102将附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量分配为三个以上的深淡等级，生成第三图像(例如第四RGB图像)，所述第三图像是将深淡等级显示的附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量叠加在基于第一图像的第二图像(例如第一RGB图像或第二RGB图像)而得的图像。由此，例如，根据所生成的第三图像，能够向用户通知附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0206] 例如，牙垢检测装置还具备：识别部104，识别拍摄到的牙齿的种类；以及存储部105，将从拍摄到的牙齿检测出的附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量与识别出的牙齿的种类建立对应地存储。由此，牙垢检测装置能够管理每颗牙齿的附着于牙齿的牙垢和牙石中包含的荧光物质的每单位面积的含量。

[0207] 以上，说明了本公开的实施方式的口腔内相机系统，但是本公开不限于该实施方式。

[0208] 例如，在上述说明中，说明了使用以拍摄牙齿为主要目的口腔内相机10的例子，但

口腔内相机10也可以是具备相机的口腔内护理设备。例如,口腔内相机10可以是具备相机的口腔内清洁机等。

[0209] 另外,上述实施方式的口腔内相机系统中包含的各处理部典型地作为集成电路的LSI来实现。它们可以单独地集成到一个芯片中,也可以以包括一部分或全部的方式集成到一个芯片中。

[0210] 另外,电路集成化不限于LSI,也可以使用专用电路或通用处理器来实现。可以利用能够在LSI制造后编程的FPGA(Field Programmable Gate Array,现场可编程门阵列)或者能够重构LSI内部的电路单元的连接和设定的可重构处理器。

[0211] 另外,在上述各实施方式中,各构成要素可以由专用的硬件构成,也可以通过执行适合于各构成要素的软件程序来实现。各构成要素可以通过CPU或处理器等程序执行部读取并执行记录在硬盘或半导体存储器等记录介质上的软件程序来实现。

[0212] 另外,本公开可以作为由口腔内相机系统执的图像显示方法等实现。此外,本公开可以作为口腔内相机系统中包括的口腔内相机、便携终端或云服务器实现。

[0213] 另外,框图中的功能块的分割是一例,可以将多个功能块作为一个功能块实现,或者将一个功能块分割为多个,或者将一部分功能转移到其他功能块。此外,单个硬件或软件可以并行地或时分地处理具有类似功能的多个功能块的功能。

[0214] 此外,执行流程图中的各步骤的顺序是用于例示以具体说明本公开,也可以是除上述以外的顺序。此外,上述步骤中的一部分可以与其他步骤同时(并行)执行。

[0215] 以上,基于实施方式对一个或多个方式的口腔内相机系统等进行了说明,但本公开不限定于该实施方式。只要不脱离本公开的主旨,本领域技术人员想到的各种变形施加到本实施方式、组合不同实施方式中的构成要素而构建的方式也可以包括在一个或多个方式的范围内。

[0216] 工业实用性

[0217] 本公开能够应用于口腔内相机系统。

[0218] 附图标记说明

[0219] 10 口腔内相机

[0220] 10a 头部

[0221] 10b 手柄部

[0222] 10c 颈部

[0223] 12 拍摄光学系统

[0224] 12a 入射口

[0225] 14 摄像元件

[0226] 16 透镜

[0227] 18 反射镜

[0228] 20 蓝色光截止滤波器

[0229] 24 光圈

[0230] 26A 第一LED

[0231] 26B 第二LED

[0232] 26C 第三LED

[0233] 26D 第四LED

[0234] 28 盖

[0235] 30 构图调节机构

[0236] 32 焦点调节机构

[0237] 34 框体

[0238] 36、40 致动器

[0239] 38 透镜保持器

[0240] 50 中央控制部

[0241] 54LED 控制部

[0242] 56 透镜驱动器

[0243] 58 无线通信模块

[0244] 60 电源控制部

[0245] 62 控制器

[0246] 64 存储器

[0247] 66 电池

[0248] 68 线圈

[0249] 69 充电器

[0250] 70 便携终端

[0251] 72 触摸屏

[0252] 80 云服务器

[0253] 90 位置传感器

[0254] 101 取得部

[0255] 102 检测部

[0256] 103 显示部

[0257] 104 识别部

[0258] 105 存储部

[0259] 301 牙齿

[0260] 302 牙龈

[0261] 303 牙垢

[0262] 304 区域

[0263] 305 成熟牙垢

[0264] 306 未成熟牙垢

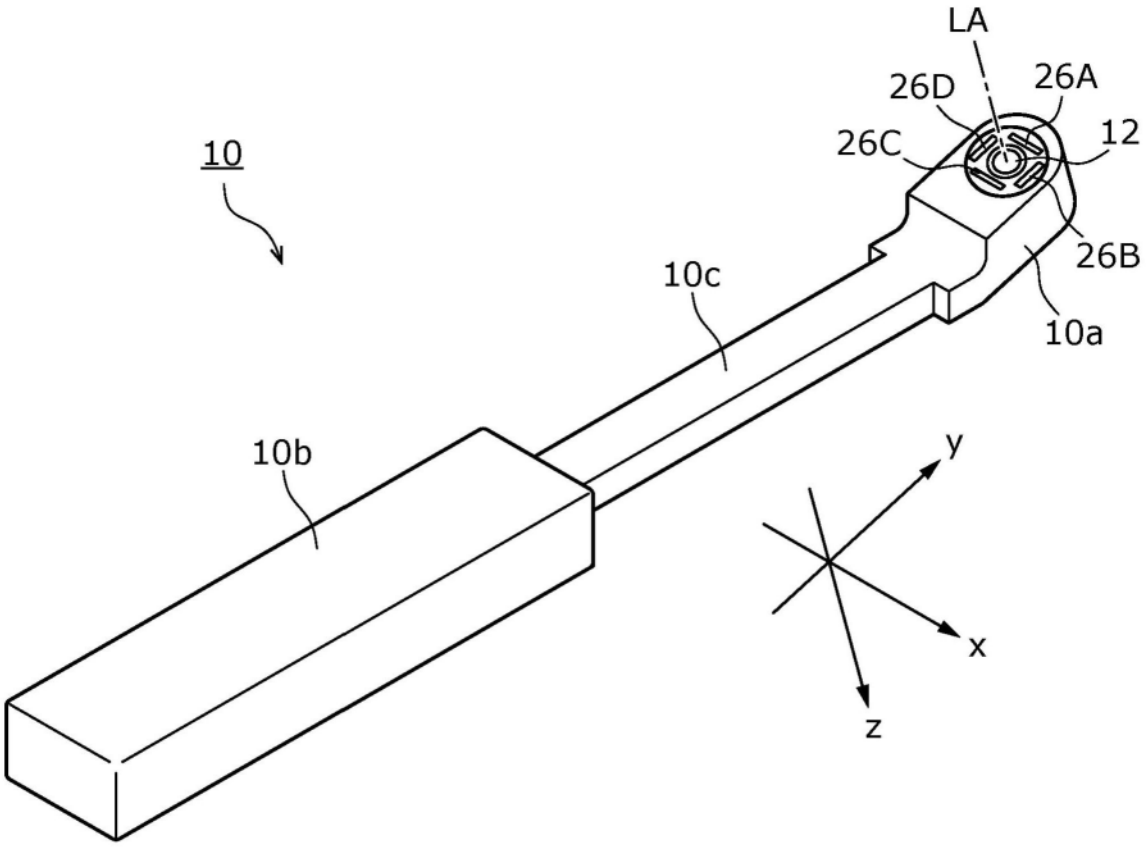


图1

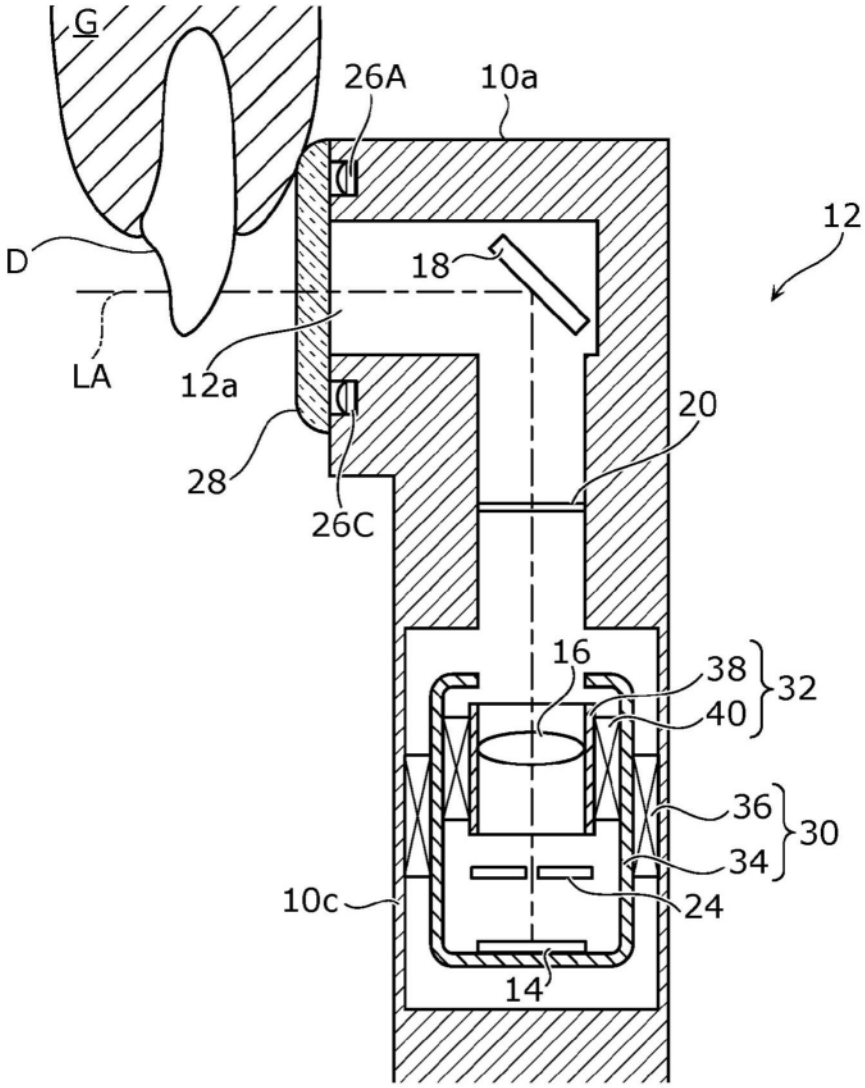


图2

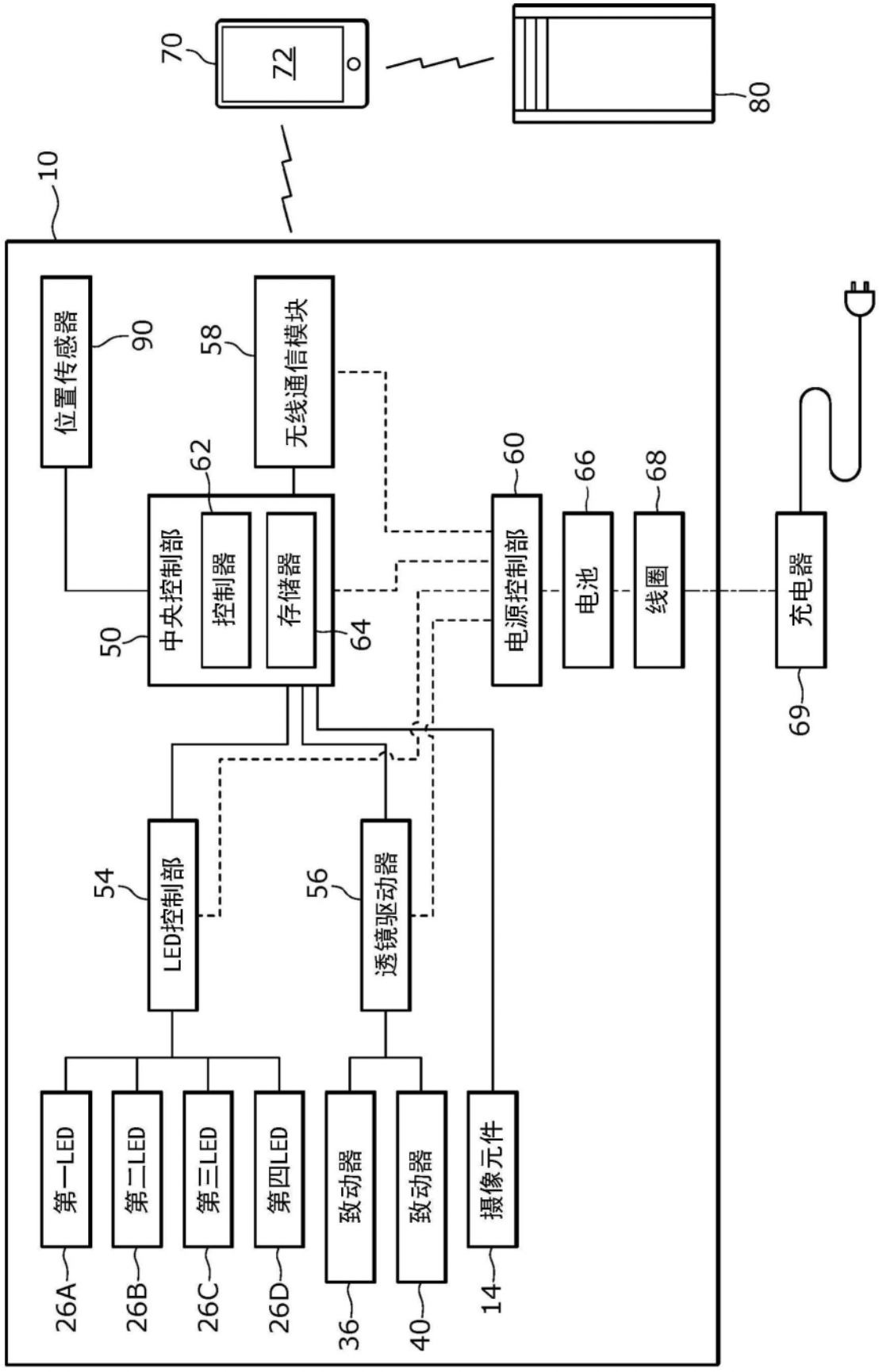

70
Z2
80
10
位置传感器
90
58
无线通信模块
62
控制器
存储器
64
50
中央控制部
60
电源控制部
66
电池
68
线圈
充电器
69
54
LED控制部
56
透镜驱动器
第一LED
第二LED
第三LED
第四LED
致动器
致动器
摄像元件
26A
26B
26C
26D
36
40
14

图3

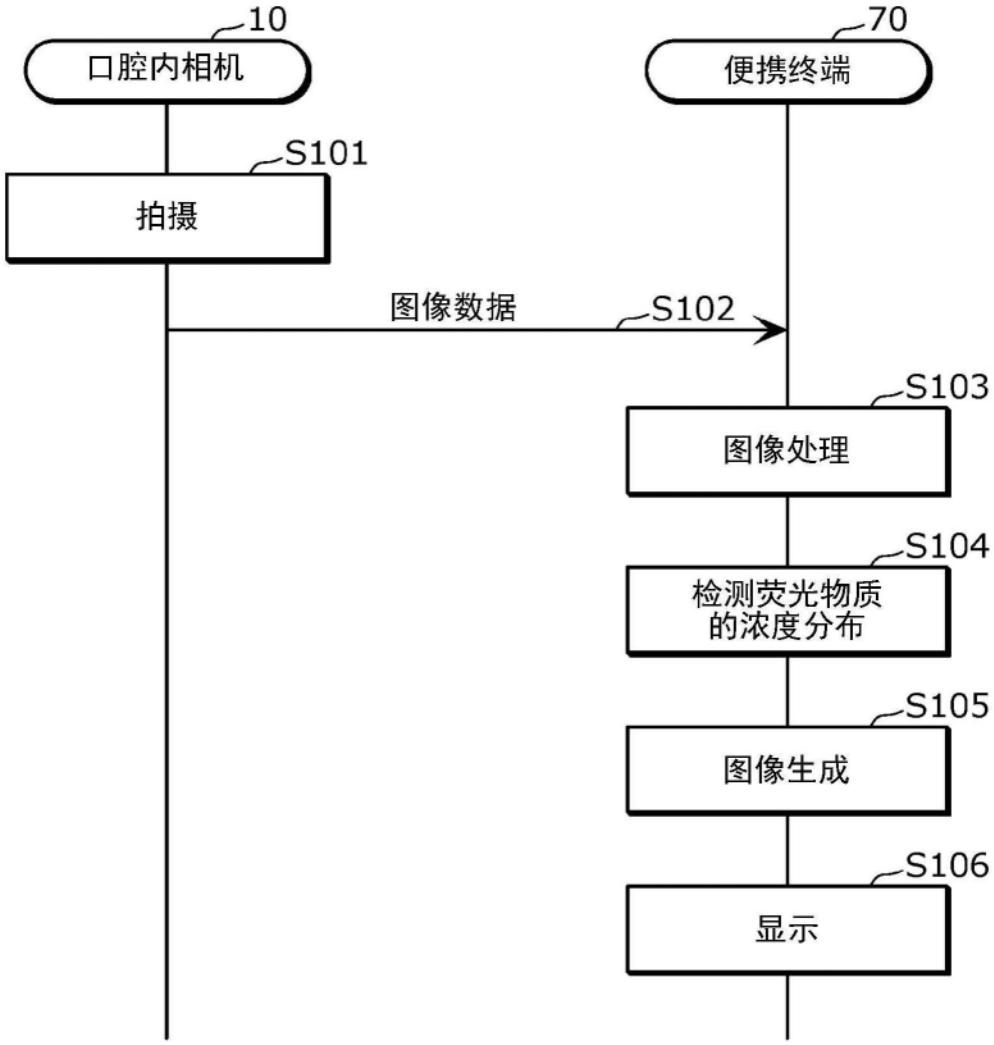

10
口腔内相机
70
便携终端
S101
拍摄
图像数据
S102
S103
图像处理
S104
检测荧光物质
的浓度分布
S105
图像生成
S106
显示

图4

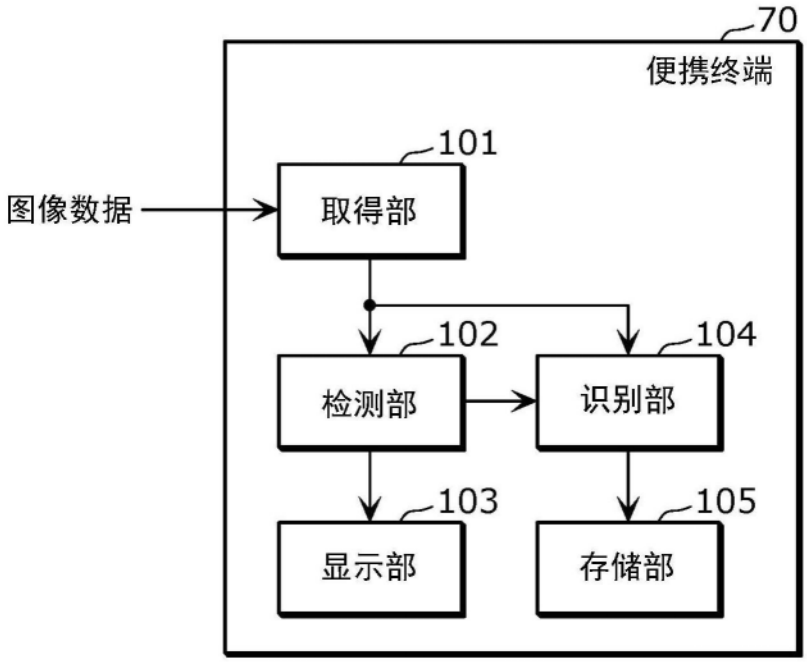

70
便携终端
101
图像数据
取得部
102
104
检测部
识别部
103
105
显示部
存储部

图5

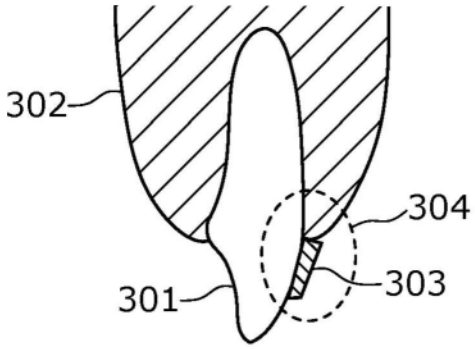

302
304
303
301

图6

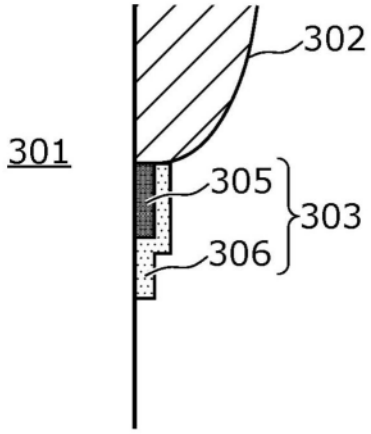

302
301
305
303
306

图7

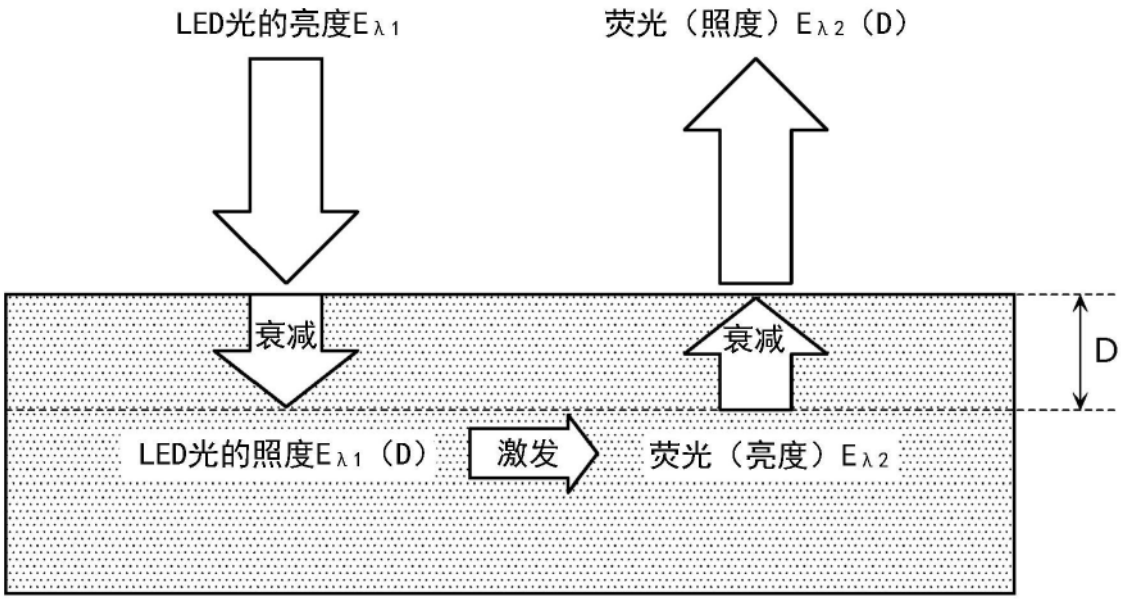

LED光的亮度Eλ1
荧光（照度）Eλ2（D）
衰减
衰减
D
LED光的照度Eλ1（D）
激发
荧光（亮度）Eλ2

图8

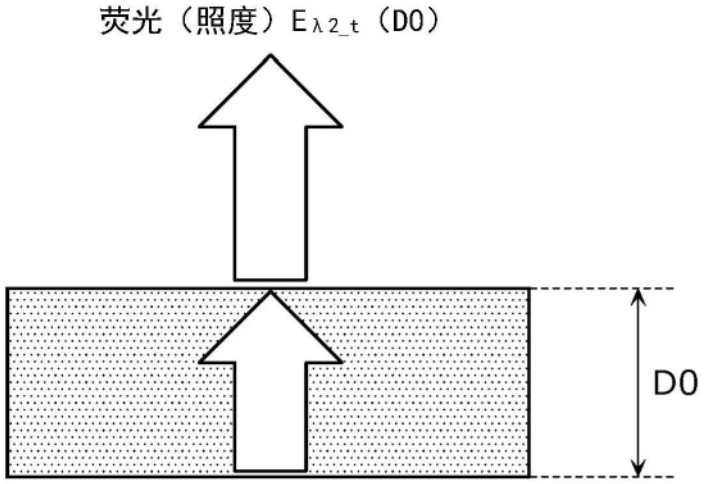


图9

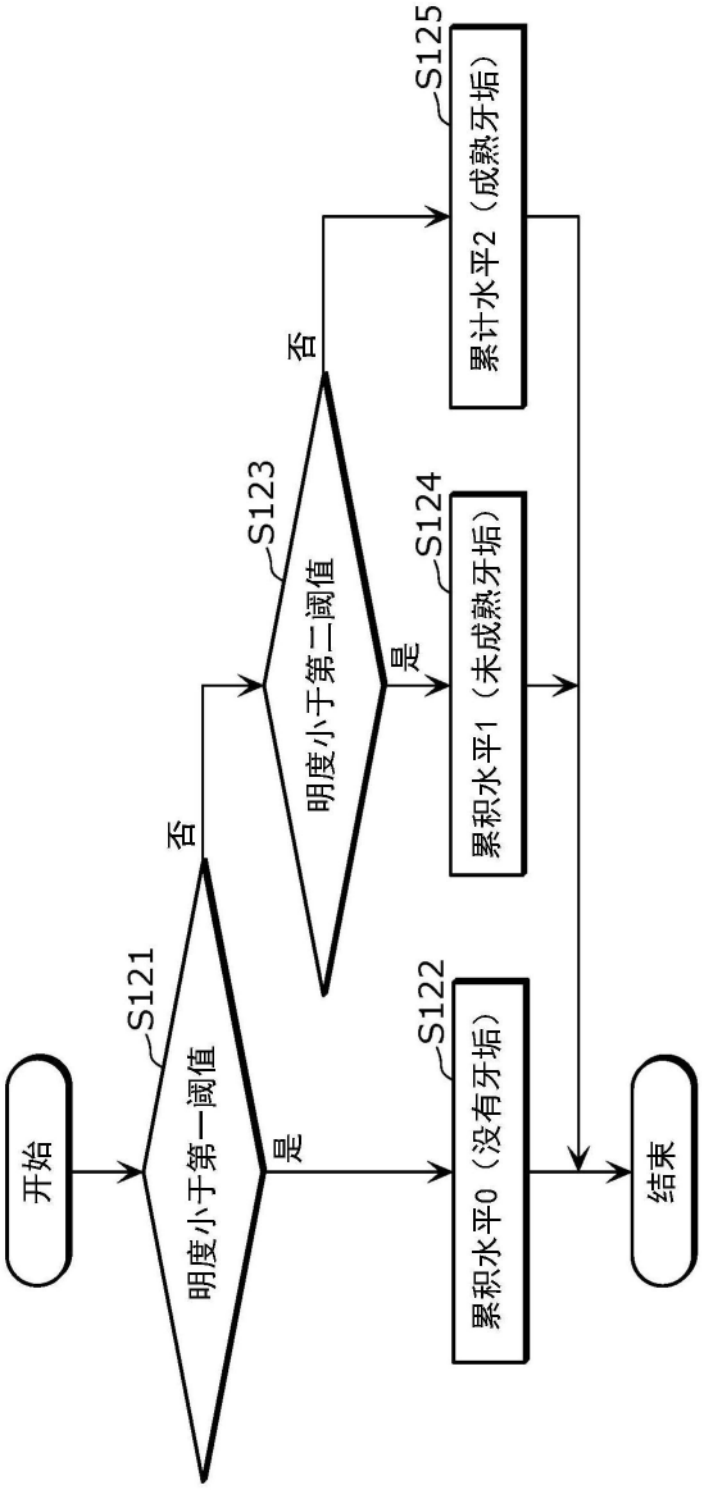

开始
S121
明度小于第一阈值
否
是
S122
累积水平0（没有牙垢）
S123
明度小于第二阈值
否
是
S124
累积水平1（未成熟牙垢）
S125
累计水平2（成熟牙垢）
结束

图10

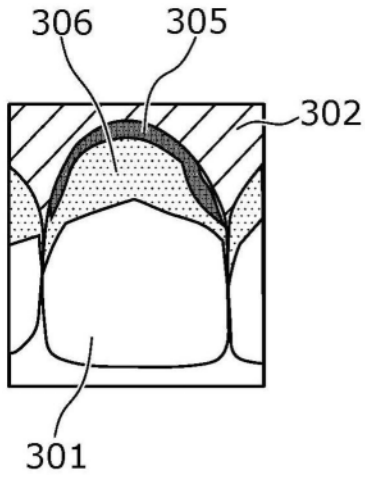


图11

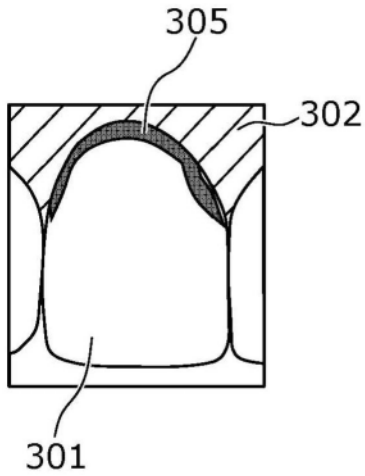


图12

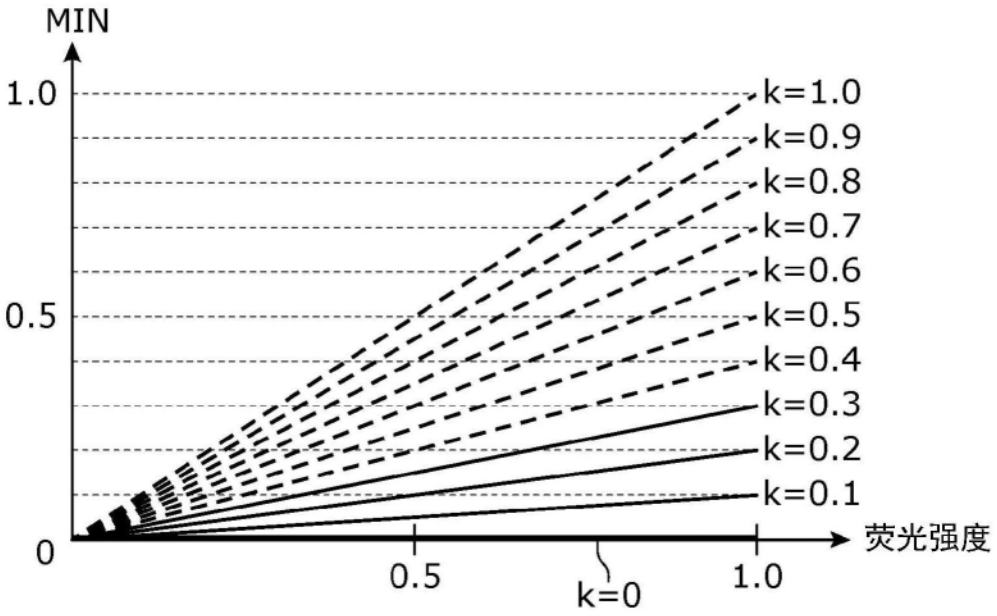

MIN
1.0
0.5
0
k=1.0
k=0.9
k=0.8
k=0.7
k=0.6
k=0.5
k=0.4
k=0.3
k=0.2
k=0.1
荧光强度
0.5
1.0
k=0

图13

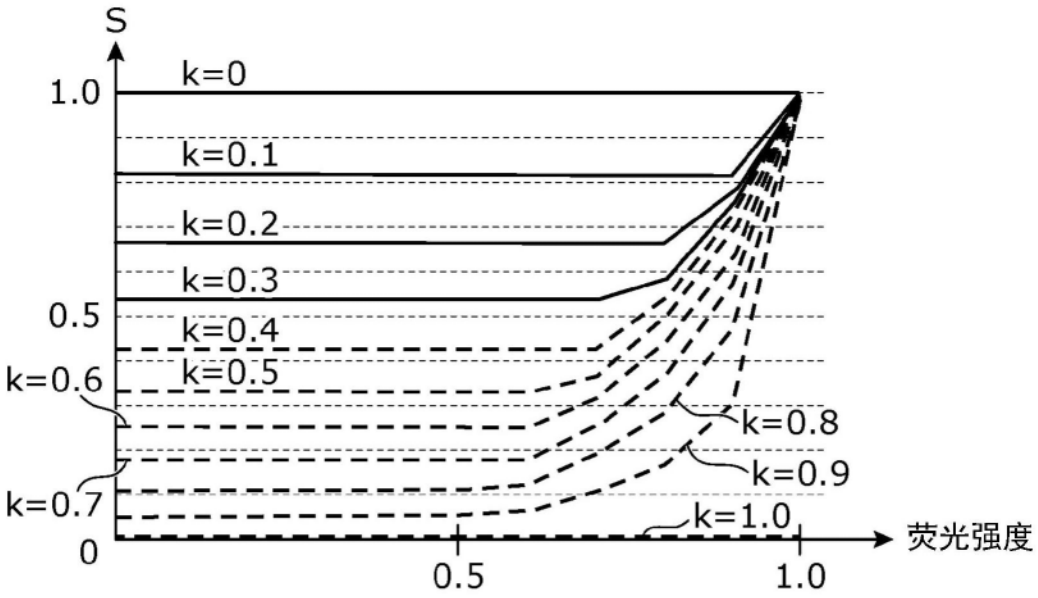

S
1.0
0.5
0
k=0
k=0.1
k=0.2
k=0.3
k=0.4
k=0.5
k=0.6
k=0.7
k=0.8
k=0.9
k=1.0
荧光强度
0.5
1.0

图14

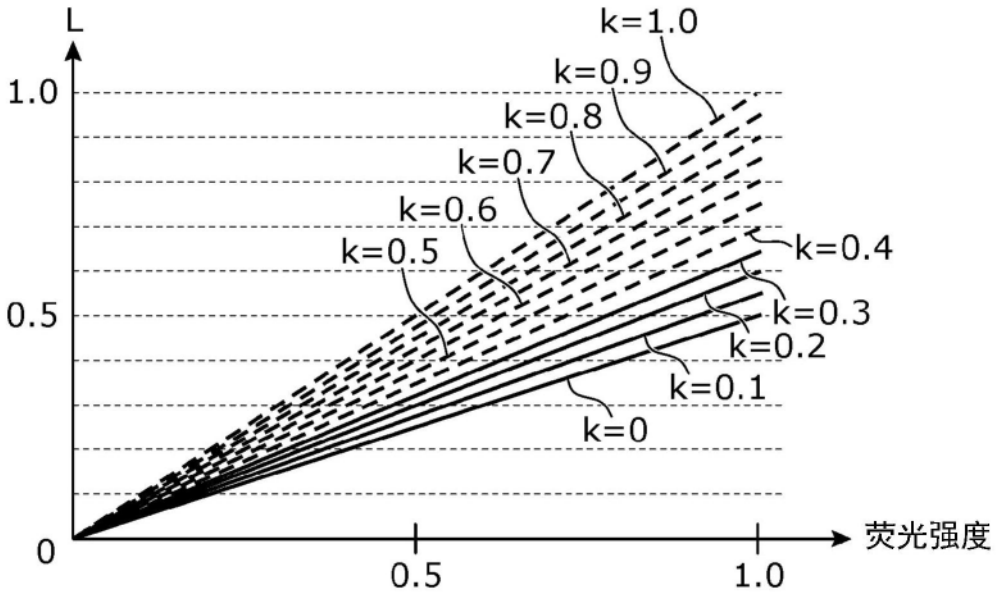


图15

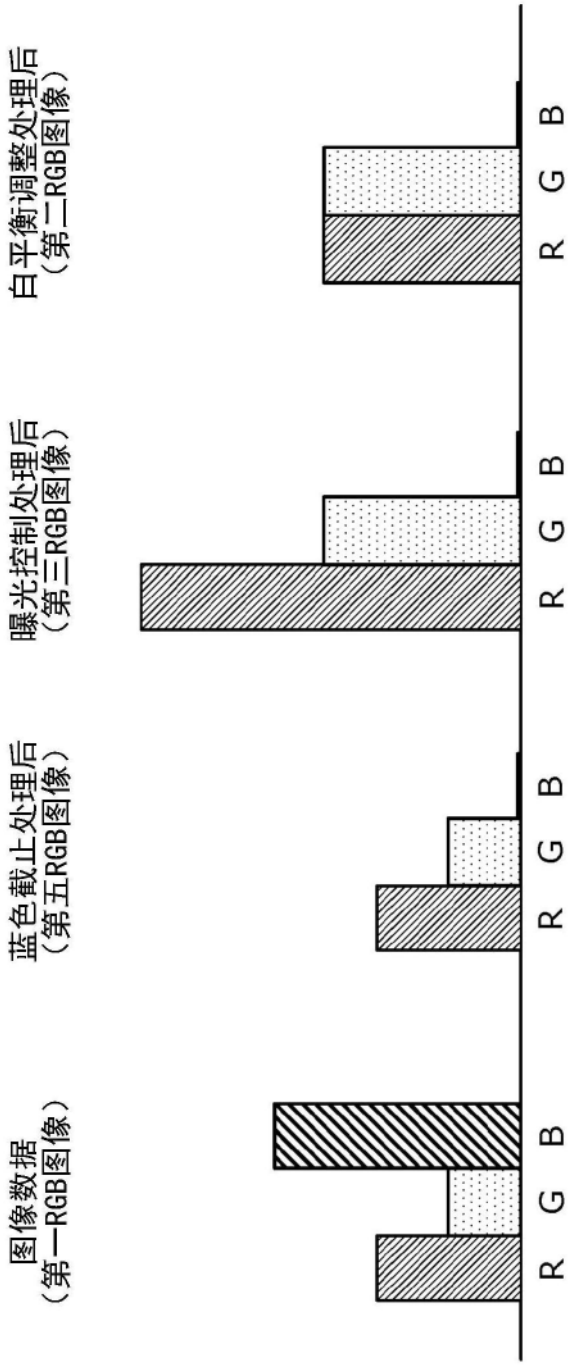

图像数据
（第一RGB图像）
蓝色截止处理后
（第五RGB图像）
曝光控制处理后
（第三RGB图像）
白平衡调整处理后
（第二RGB图像）
R G B
R G B
R G B
R G B

图16

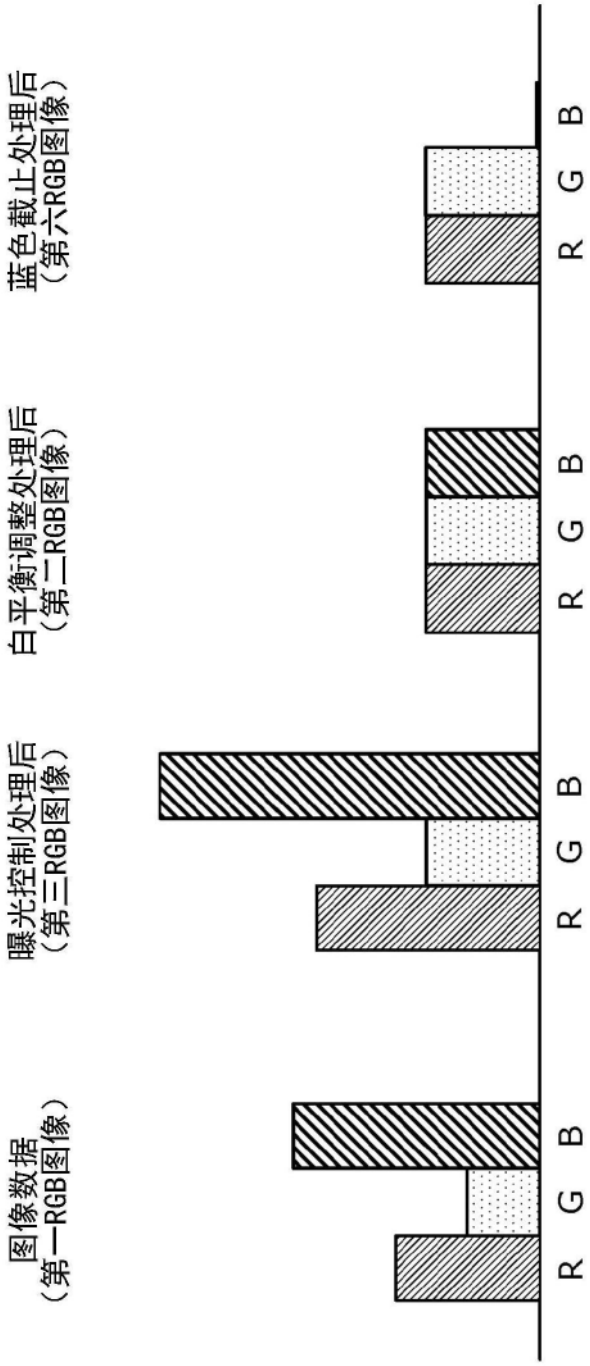

图像数据
（第一RGB图像）
曝光控制处理后
（第三RGB图像）
白平衡调整处理后
（第二RGB图像）
蓝色截止处理后
（第六RGB图像）
R G B
R G B
R G B
R G B

图17