



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110769733 A

(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201880039620.2

(22)申请日 2018.04.04

(30)优先权数据

2017-139095 2017.07.18 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.12.13

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/014389 2018.04.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/017018 JA 2019.01.24

(71)申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72)发明人 龙田岳一 园田慎一郎 铃木一诚

(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 高颖

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

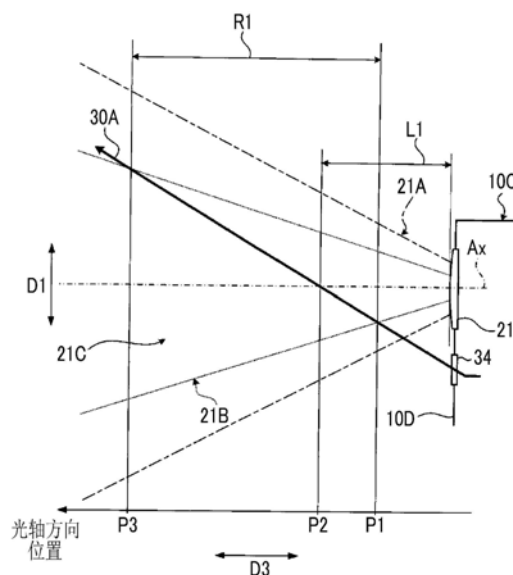
权利要求书2页 说明书13页 附图19页

(54)发明名称

内窥镜装置及测量支持方法

(57)摘要

本发明提供一种能够以高精度进行观察对象物的测量且能够防止内窥镜的制造成本的增加的内窥镜装置及测量支持方法。内窥镜装置(100)具备:信号处理部(42),对通过摄像光学系统拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像,该摄像光学系统包含内窥镜(1)的前端部(10C)的物镜(21);测量辅助光射出部(30),从前端部(10C)射出平面状的测量辅助光(30A);及显示控制部(43),将摄像图像显示于显示部(7),该摄像图像包含形成于由测量辅助光(30A)形成的平面(30F)与被摄体相交的部分的交叉线(30f)。测量辅助光射出部(30)以在物镜(21)的光轴(Ax)上的特定的一点上光轴(Ax)与平面(30F)相交的状态射出测量辅助光(30A),该特定的一点距物镜(21)的前端部的距离为5mm以上且20mm以下。



1. 一种内窥镜装置,其具备:

摄像光学系统,包含配置于内窥镜的前端部的物镜;

成像元件,通过所述摄像光学系统拍摄被摄体;

信号处理部,对通过所述成像元件拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像;

测量辅助光射出部,从所述前端部射出平面状的测量辅助光;及

显示控制部,将所述摄像图像显示于显示部,所述摄像图像包含形成于由所述测量辅助光形成的平面与所述被摄体相交的部分的所述测量辅助光与所述被摄体的交叉线,

所述测量辅助光射出部以在所述物镜的光轴上的特定的一点上所述光轴与所述平面相交的状态射出所述测量辅助光,

所述特定的一点距所述物镜的前端部的距离为5mm以上且20mm以下。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其中,

所述测量辅助光射出部射出平面状的所述测量辅助光,所述平面状的所述测量辅助光通过有效摄像范围的所述物镜侧的端部中的与所述光轴垂直的垂直方向的一侧端部,并且通过所述有效摄像范围的与所述物镜侧相反的一侧的端部中的所述垂直方向的另一侧端部,所述有效摄像范围是所述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场与所述摄像光学系统的景深重复的范围。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其中,

所述显示控制部将拍摄距所述物镜的所述前端部的距离均等的被摄体时的所述摄像图像中所包含的所述交叉线延伸的方向设为所述摄像图像的水平方向或垂直方向而显示所述摄像图像。

4. 根据权利要求1~3中任一项所述的内窥镜装置,其中,

所述显示控制部在所述摄像图像中所包含的所述交叉线上显示成为被摄体的大小的指标的刻度。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其中,

所述显示控制部将表示所述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场的信息附加于所述摄像图像来显示。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其中,

当在所述摄像图像中所述交叉线的整体重叠在所述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场外的部分时,所述显示控制部将所述刻度设为非显示。

7. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其中,

当在所述摄像图像中所述交叉线的整体重叠在所述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场外的部分时,所述显示控制部相对于所述交叉线重叠在所述摄像图像中的所述有效视场的部分的情况变更所述刻度的显示状态。

8. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其中,

当在所述摄像图像中所述交叉线重叠在所述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场及所述有效视场外的部分时,所述显示控制部将与所述有效视场外的部分重叠的所述交叉线的部分的所述刻度设为非显示。

9. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其中,

当在所述摄像图像中所述交叉线重叠在所述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场及所述有效视场外的部分时,所述显示控制部以和与所述有效视场的部分重叠的所述交叉线的部分的所述刻度的显示方式不同的显示方式显示与所述有效视场外的部分重叠的所述交叉线的部分的所述刻度。

10. 一种测量支持方法,其具备:

信号处理步骤,对通过摄像光学系统由成像元件拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像,所述摄像光学系统包含配置于内窥镜的前端部的物镜;

测量辅助光射出控制步骤,从所述前端部射出平面状的测量辅助光;及

显示控制步骤,将所述摄像图像显示于显示部,所述摄像图像包含形成于由所述测量辅助光形成的平面与所述被摄体相交的部分的所述测量辅助光与所述被摄体的交叉线,

在所述测量辅助光射出控制步骤中,以在所述物镜的光轴上的特定的一点上所述光轴与所述平面相交的状态从所述前端部射出所述测量辅助光,

将所述特定的一点距所述物镜的前端部的距离设为5mm以上且20mm以下。

内窥镜装置及测量支持方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜装置及测量支持方法。

背景技术

[0002] 在内窥镜装置中,进行到观察对象物为止的距离或观察对象物的大小等的测量。

[0003] 例如,专利文献1中记载有如下内窥镜装置,即,从内窥镜的前端用平面光进行扫描,并对以用平面光进行扫描的状态拍摄了观察部位的摄像图像进行处理,由此获得照射了平面光的观察对象物的三维信息。

[0004] 并且,专利文献2中记载有如下内窥镜装置,即,从内窥镜的前端照射平面光,并且将表示该平面光轨迹的网线及该平面光与观察对象物相交的曲线重叠显示于摄像图像。在该内窥镜装置中,若选择重叠于摄像图像的曲线上的两个点,则会计算出该两个点之间的距离并将其显示。

[0005] 以往技术文献

[0006] 专利文献

[0007] 专利文献1:日本特开平4-012724号公报

[0008] 专利文献2:日本特表2017-508529号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的技术课题

[0010] 专利文献1及专利文献2中所记载的内窥镜装置在内窥镜的物镜光学系统的视场内照射平面光。但是,内窥镜的物镜光学系统的视场在其周边部产生变形。因此,在内窥镜的物镜光学系统的视场的周边照射有平面光的状态下,难以以高精度进行观察对象物的测量。

[0011] 并且,在内窥镜的物镜光学系统的视场存在对被摄体对准焦点而能够获得充分的分辨率的光轴方向的范围即观察范围。因此,在该观察范围内未照射测量用平面光的状态下,无法以高精度进行观察对象物的测量。

[0012] 并且,在内窥镜的观察范围内存在尤其适合观察被摄体的最佳观察范围。内窥镜的使用者以使息肉等观察对象物进入到该最佳观察范围内的方式进行调整内窥镜前端位置的操作的情况较多。

[0013] 并且,从上述物镜光学系统的视场的周边的变形的关系考虑,内窥镜的使用者以使观察对象物尽可能靠近摄像图像上的中央附近的方式(换言之,以使观察对象物靠近物镜光学系统的光轴上的方式),进行调整内窥镜前端位置的操作的情况较多。

[0014] 因此,考虑到使用者以高频度进行这些操作,需要在物镜光学系统的视场内照射测量用平面光。

[0015] 专利文献1及专利文献2中未记载对物镜光学系统的视场应如何照射平面光的内容。

[0016] 并且,专利文献1及专利文献2中所记载的用平面光进行扫描的方法中,内窥镜前端的结构及图像处理变得繁杂,从而内窥镜装置的制造成本增加。

[0017] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于提供一种能够以高精度进行观察对象物的测量,并且能够防止内窥镜的制造成本的增加的内窥镜装置及测量支持方法。

[0018] 用于解决技术课题的手段

[0019] 本发明的内窥镜装置具备:摄像光学系统,包含配置于内窥镜的前端部的物镜;成像元件,通过上述摄像光学系统拍摄被摄体;信号处理部,对通过上述成像元件拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像;测量辅助光射出部,从上述前端部射出平面状的测量辅助光;及显示控制部,将上述摄像图像显示于显示部,上述摄像图像包含形成于由上述测量辅助光形成的平面与上述被摄体相交的部分的上述测量辅助光与上述被摄体的交叉线,上述测量辅助光射出部以在上述物镜的光轴上的特定的一点上上述光轴与上述平面相交的状态射出上述测量辅助光,上述特定的一点距上述物镜的前端部的距离为5mm以上且20mm以下。

[0020] 本发明的测量支持方法具备:信号处理步骤,对通过摄像光学系统由成像元件拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像,上述摄像光学系统包含配置于内窥镜的前端部的物镜;测量辅助光射出控制步骤,从上述前端部射出平面状的测量辅助光;及显示控制步骤,将上述摄像图像显示于显示部,上述摄像图像包含形成于由上述测量辅助光形成的平面与上述被摄体相交的部分的上述测量辅助光与上述被摄体的交叉线,在上述测量辅助光射出控制步骤中,以在上述物镜的光轴上的特定的一点上上述光轴与上述平面相交的状态从上述前端部射出上述测量辅助光,将上述特定的一点距上述物镜的前端部的距离设为5mm以上且20mm以下。

[0021] 发明效果

[0022] 根据本发明,能够提供一种能够以高精度进行观察对象物的测量,并且能够防止内窥镜的制造成本的增加的内窥镜装置及测量支持方法。

附图说明

[0023] 图1是表示本发明的一实施方式即内窥镜装置100的概略结构的图。

[0024] 图2是图1所示的内窥镜装置100中的前端部10C的俯视图。

[0025] 图3是表示图1所示的内窥镜装置100的内部结构的示意图。

[0026] 图4是图2所示的前端部10C中的IV-IV线(通过物镜21的光轴Ax且沿第1方向D1的线)的示意剖视图。

[0027] 图5是表示图4所示的景深R1内的视场21A及有效摄像范围21C的立体图。

[0028] 图6是表示图5所示的视场21A及有效摄像范围21C与由测量辅助光30A形成的平面30F之间的关系立体图。

[0029] 图7是表示通过图1所示的内窥镜装置100的摄像光学系统成像的光学像的一例的图。

[0030] 图8是表示通过图1所示的内窥镜装置100的摄像光学系统成像的光学像的一例的图。

[0031] 图9是表示通过图1所示的内窥镜装置100的摄像光学系统成像的光学像的一例的

图。

[0032] 图10是表示以息肉P离物镜21位于距离L1的位置的状态显示于内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0033] 图11是表示与图10所示的状态相比息肉P位于远离物镜21的位置的状态的摄像图像的例子图。

[0034] 图12是表示与图10所示的状态相比息肉P位于靠近物镜21的位置的状态的摄像图像的例子图。

[0035] 图13是表示显示于第1变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0036] 图14是表示显示于第2变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0037] 图15是表示显示于第3变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0038] 图16是表示显示于第4变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0039] 图17是表示显示于第5变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0040] 图18是表示第6变形例的内窥镜装置100的前端部10C的前端面10D的结构图。

[0041] 图19是表示第8变形例的内窥镜装置100中的视场21A及有效摄像范围21C与由测量辅助光30A形成的平面30F之间的关系的立体图。

[0042] 图20是表示通过第8变形例的内窥镜装置100的摄像光学系统成像的光学像的一例的图。

具体实施方式

[0043] 以下,参考附图对本发明的实施方式进行说明。

[0044] 图1是表示本发明的一实施方式即内窥镜装置100的概略结构的图。

[0045] 如图1所示,内窥镜装置100具备内窥镜1和包括与该内窥镜1连接的控制装置4及光源装置5的主体部2。

[0046] 在控制装置4中连接有显示摄像图像等的显示部7及接收输入操作的输入部6。控制装置4控制内窥镜1及光源装置5。

[0047] 内窥镜1具备:插入部10,是沿一方向延伸的管状部件且插入于受检体内;操作部11,设置于插入部10的基端部,且设置有用以进行观察模式切换操作、摄影记录操作、供气供水操作及抽吸操作等的按钮;弯角钮12,与操作部11相邻设置;及通用塞绳13,包含将内窥镜1能够装卸地分别与光源装置5及控制装置4连接连接器部13A及13B。

[0048] 另外,虽然省略图示,但在操作部11及插入部10的内部设置有插入钳子等处置器具的钳子通道、供气及供水用通道以及抽吸用通道等各种通道。

[0049] 插入部10由具有挠性的软性部10A、设置于软性部10A前端的弯曲部10B及设置于弯曲部10B前端的硬质前端部10C构成。

[0050] 弯曲部10B构成为通过弯角钮12的转动操作能够弯曲。该弯曲部10B根据使用内窥

镜1的受检体的部位等,能够以任意的方向及任意的角度弯曲,并且能够使前端部10C朝向所期望的方向。

[0051] 图2是图1所示的内窥镜装置100中的前端部10C的俯视图。

[0052] 前端部10C的前端面10D大致呈圆形,在该前端面10D设置有构成内窥镜1的摄像光学系统的光学部件中位于最靠被摄体侧的位置的物镜21、照明用透镜50、用于射出后述的测量辅助光的测量辅助用透镜34、用于插入取出上述处置器具的开口29及用于进行供气供水的供气供水喷嘴60。

[0053] 物镜21的光轴Ax沿与图2的纸面垂直的方向延伸。在图2中图示有与该光轴Ax垂直的彼此正交的两个方向中的一个方向即第1方向D1及该两个方向中的另一个方向即第2方向D2。在图2的例子中,物镜21与测量辅助用透镜34沿第1方向D1排列。

[0054] 图3是表示图1所示的内窥镜装置100的内部结构的示意图。

[0055] 光源装置5具备光源控制部51及光源部52。

[0056] 光源部52产生用于照射于被摄体的照明光。从光源部52射出的照明光入射于内置于通用塞绳13的光导件53,并通过设置于插入部10的前端部10C的照明用透镜50而照射于被摄体。

[0057] 作为光源部52,使用射出白色光的白色光源或包含白色光源及射出其他颜色的光的光源(例如射出蓝色光的蓝色光源)的多个光源等。在前端部10C的前端面10D也可以根据从光源部52射出的光的种类设置有多个照明用透镜50。

[0058] 光源控制部51与控制装置4的系统控制部44连接。光源控制部51根据来自系统控制部44的指令,控制光源部52。

[0059] 在内窥镜1的前端部10C设置有包含物镜21及透镜组22的摄像光学系统、通过该摄像光学系统拍摄被摄体的成像元件23、模数转换电路(ADC)24、RAM(Random Access Memory/随机存取存储器)等存储器25、通信接口(I/F)26、摄像控制部27、测量辅助光射出部30及用于将从光源部52射出的照明光引向照明用透镜50的光导件53。

[0060] 光导件53从前端部10C延伸至通用塞绳13的连接器部13A。在通用塞绳13的连接器部13A与光源装置5连接的状态下,成为从光源装置5的光源部52射出的照明光能够入射于光导件53的状态。

[0061] 成像元件23使用CCD(Charge Coupled Device/电荷耦合器件)图像传感器或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor/互补金属氧化物半导体)图像传感器等。

[0062] 成像元件23具有多个像素以二维状配置的受光面,且在各像素中将通过上述摄像光学系统成像于该受光面的光学像转换为电信号(摄像信号),并输出至ADC24。成像元件23例如使用搭载原色或补色等滤色器的成像元件。将从成像元件23的受光面的各像素输出的摄像信号的集合称为摄像图像信号。

[0063] 另外,作为光源部52,当使用将从白色光源射出的白色光通过多个颜色的滤色器来分时分光而生成照明光的光源时,成像元件23也可以使用没有搭载滤色器的成像元件。

[0064] 成像元件23可以以受光面相对于物镜21的光轴Ax成为垂直的状态配置于前端部10C,也可以以受光面相对于物镜21的光轴Ax成为平行的状态配置于前端部10C。

[0065] 设置于内窥镜1的摄像光学系统由位于成像元件23与物镜21之间的来自被摄体的光的光路上的透镜及棱镜等光学部件(包含上述透镜组22)和物镜21构成。摄像光学系统有

时仅由物镜21构成。

[0066] ADC24将从成像元件23输出的摄像信号转换为规定的比特数的数字信号。

[0067] 存储器25临时存储通过ADC24数字转换的摄像信号。

[0068] 通信I/F26与控制装置4的通信接口(I/F)41连接。通信I/F26将存储于存储器25的摄像信号通过通用塞绳13内的信号线传输至控制装置4。

[0069] 摄像控制部27经由通信I/F26与控制装置4的系统控制部44连接。摄像控制部27根据通过通信I/F26接收的来自系统控制部44的指令,控制成像元件23、ADC24及存储器25。

[0070] 测量辅助光射出部30具备光源31、衍射光学元件(Diffractive Optical Element:DOE)32、棱镜33及前述的测量辅助用透镜34。

[0071] 光源31射出通过成像元件23的像素能够检测的颜色的光(具体而言为可见光)。光源31包含LD(Laser Diode/激光二极管)或LED(Light Emitting Diode/发光二极管)等发光元件及对从该发光元件射出的光进行聚光的聚光透镜。

[0072] 光源31射出的光例如设为波长650nm的红色光,但并不限于该波长。光源31由系统控制部44进行控制,并根据来自系统控制部44的指令进行光射出。

[0073] DOE32将从光源31射出的光转换为平面状光即测量辅助光30A。

[0074] 棱镜33为用于改变通过DOE32转换后的平面状测量辅助光30A的行进方向的光学部件。由从DOE32射出的平面状测量辅助光30A形成的平面与物镜21的光轴Ax平行。

[0075] 棱镜33以使该平面与包含物镜21及透镜组22的摄像光学系统的视场(后述的视场21A)交叉的方式变更平面状测量辅助光30A的行进方向。从棱镜33射出的平面状测量辅助光30A通过测量辅助用透镜34而照向被摄体。

[0076] 另外,测量辅助光射出部30只要能够将平面状光从前端部10C朝向摄像光学系统的视场射出,则并不限于图3所示的结构。

[0077] 例如,也可以是将光源31设置于光源装置5,且从光源31射出的光被光纤引导至DOE32的结构。

[0078] 并且,也可以设为如下结构,即,不使用棱镜33,而通过使光源31及DOE32的方向相对于光轴Ax倾斜,沿横切摄像光学系统的视场的方向射出平面状测量辅助光30A。

[0079] 控制装置4具备通过通用塞绳13与内窥镜1的通信I/F26连接的通信I/F41、信号处理部42、显示控制部43及系统控制部44。

[0080] 通信I/F41接收从内窥镜1的通信I/F26传输过来的摄像信号并传递至信号处理部42。

[0081] 信号处理部42内置有将从通信I/F41接收的摄像信号临时存储的存储器,并对存储于存储器的摄像信号的集合即摄像图像信号进行处理而生成摄像图像。

[0082] 显示控制部43将通过信号处理部42生成的摄像图像显示于显示部7。

[0083] 系统控制部44控制控制装置4的各部,并且向内窥镜1的摄像控制部27、光源装置5的光源控制部51及光源31发送指令,并集中控制内窥镜装置100的整体。

[0084] 系统控制部44经由摄像控制部27进行成像元件23的控制。并且,系统控制部44经由光源控制部51进行光源部52的控制。并且,系统控制部44进行光源31的控制。

[0085] 摄像控制部27、光源控制部51、信号处理部42、显示控制部43及系统控制部44分别包含执行程序而进行处理的各种处理器、RAM(Random Access Memory/随机存取存储器)及

ROM(Read Only Memory/只读存储器)。

[0086] 作为各种处理器,包含执行程序而进行各种处理的通用处理器即CPU(Central Processing Unit/中央处理器)、FPGA(Field Programmable Gate Array/现场可编程门阵列)等制造后能够变更电路结构的处理器即可编程逻辑器件(Programmable Logic Device:PLD)或ASIC(Application Specific Integrated Circuit/专用集成电路)等具有为了执行特定处理而专门设计的电路结构的处理器即专用电气电路等。

[0087] 更具体而言,这些各种处理器的结构为组合了半导体元件等电路元件的电气电路。

[0088] 摄像控制部27、光源控制部51、信号处理部42、显示控制部43及系统控制部44分别可以由各种处理器中的一个构成,也可以由相同种类或不同种类的两个以上的处理器的组合(例如,多个FPGA的组合或CPU与FPGA的组合)构成。

[0089] 图4是图2所示的前端部10C中的IV-IV线(通过物镜21的光轴Ax且沿第1方向D1的线)的示意剖视图。在图4中,作为前端部10C的构成要件,省略了除了物镜21及测量辅助用透镜34以外的图示。在图4中图示了与物镜21的光轴Ax平行的方向即光轴方向D3。

[0090] 包含物镜21的摄像光学系统具有图4中以单点划线表示的视场21A。在成像元件23中,能够拍摄位于该视场21A内的被摄体。视场21A的与光轴Ax垂直的截面中的形状呈圆状。

[0091] 在包含物镜21的摄像光学系统中,存在对被摄体对准焦点的范围即景深。图4所示的摄像光学系统的景深R1成为光轴方向D3上的位置P1与位置P3之间的范围。

[0092] 该景深R1能够任意地确定,但在内窥镜中,以使自物镜21起3mm以上且100mm以下的范围成为景深R1的方式进行摄像光学系统的设计的情况较多。

[0093] 即,位置P1为距物镜21的前端部(在沿物镜21的光轴Ax的方向上位于最靠被摄体侧的前端的点)的距离例如为3mm的位置,位置P3为距物镜21的前端部的距离例如为100mm的位置。另外,这些数值为一例,并不限定于该数值。

[0094] 因此,在成像元件23中,关于位于视场21A内且位于景深R1内的被摄体,能够以高分辨率拍摄该被摄体。

[0095] 另外,若以视角来表现,则视场21A例如被设为 $140^{\circ} \sim 170^{\circ}$ 的范围。如此,在内窥镜1中,将视场21A设定为较宽。因此,通过摄像光学系统成像于成像元件23的受光面的被摄体的光学像在视场21A的周边产生变形。

[0096] 在内窥镜装置100中,在视场21A中,作为在光学像中几乎不产生变形的范围,预先确定在图4中以虚线表示的有效视场21B。有效视场21B成为适合显示成为后述的被摄体大小的指标的刻度的范围。以下,将有效视场21B与景深R1重复的范围称为有效摄像范围21C。

[0097] 在通过成像元件23拍摄而获得的摄像图像中所包含的被摄体中,关于进入到该有效摄像范围21C内的被摄体,能够以高分辨率且没有变形的状态进行观察。

[0098] 测量辅助光射出部30以由测量辅助光30A形成的平面在光轴方向D3的位置P2上与光轴Ax交叉的状态,射出测量辅助光30A。该位置P2位于景深R1内,从物镜21的前端部至位置P2的距离L1成为5mm以上且20mm以下。

[0099] 在内窥镜检查中,自光轴方向D3的物镜21的前端部起5mm以上且20mm以下的范围(以下,称为最佳观察范围)尤其为被摄体的观察频度较高的范围。

[0100] 当存在息肉等观察对象物时,使用内窥镜1的医生以使该观察对象物进入到该最

佳观察范围内的方式操作内窥镜1,并在摄像图像上确认位于最佳观察范围内的观察对象物的情况较多。

[0101] 若观察对象物位于比该最佳观察范围更靠正前方侧,则有时会导致在摄像图像中观察对象物过度变大而不适合于诊断。另一方面,若观察对象物位于比该最佳观察范围更靠里侧,则有时会变得难以观察观察对象物的详细状态而不适合于诊断。从这些情况考虑,观察对象物的观察以该观察对象物位于最佳观察范围内的状态进行的频度较高。

[0102] 另外,最佳观察范围的下限值有时根据医生也会设为景深R1最大限度的3mm。因此,距离L1可以设为3mm以上且20mm以下的范围。

[0103] 测量辅助光射出部30以由测量辅助光30A形成的平面通过有效摄像范围21C的物镜21侧的端部中的第1方向D1的一侧(在图4的例子中为下方侧)端部且通过有效摄像范围21C的与物镜21侧相反的一侧的端部中的第1方向D1的另一侧(在图4的例子中为上方侧)端部的状态,射出测量辅助光30A。

[0104] 图5是表示图4所示的景深R1内的视场21A及有效摄像范围21C的立体图。图6是表示图5所示的视场21A及有效摄像范围21C与由测量辅助光30A形成的平面30F之间的关系的立体图。

[0105] 在图5及图6中,作为景深R1内的视场21A的光轴方向D3的端部,示出了物镜21侧的端部211A及与物镜21侧相反的一侧的端部213A。并且,在图5及图6中,示出了景深R1内的视场21A的位置P2上的与光轴Ax垂直的面中的截面212A。

[0106] 并且,在图5及图6中,作为有效摄像范围21C的光轴方向D3的端部,示出了物镜21侧的端部211B及与物镜21侧相反的一侧的端部213B。并且,在图5及图6中,示出了有效摄像范围21C的位置P2上的与光轴Ax垂直的面中的截面212B。

[0107] 如图5所示,有效摄像范围21C的与光轴Ax垂直的截面中的形状呈光轴Ax通过中心的正方形。该正方形由与第1方向D1平行的两个边及与第2方向D2平行的两个边构成。

[0108] 如图6所示,由测量辅助光30A形成的平面30F以通过有效摄像范围21C的端部211B中的第1方向D1的一侧(前端面10D的径向内侧)端部E1、通过有效摄像范围21C的截面212B中的第1方向D1的中心线E2及通过有效摄像范围21C的端部213B中的第1方向D1的另一侧(前端面10D的径向外侧)端部E3的状态,与视场21A交叉。

[0109] 根据这种结构,例如将与光轴Ax垂直的平面状被摄体H1(整体上距物镜21前端部的距离均等的被摄体)配置于图4的位置P1,通过摄像光学系统成像该被摄体H1而获得的光学像OP1成为如图7所示的像。在图7中辅助性地示出了有效视场21B。

[0110] 图7所示的光学像OP1包含被摄体H1及通过对该被摄体H1照射测量辅助光30A而形成的被摄体H1与平面30F的交叉线30f。

[0111] 并且,在图4的位置P2上配置被摄体H1,并通过摄像光学系统成像该被摄体H1而获得的光学像OP2成为如图8所示的像。在图8中辅助性地示出了有效视场21B。

[0112] 图8所示的光学像OP2包含被摄体H1及通过对该被摄体H1照射测量辅助光30A而形成的被摄体H1与平面30F的交叉线30f。

[0113] 并且,在图4的位置P3上配置被摄体H1,并通过摄像光学系统成像该被摄体H1而获得的光学像OP3成为如图9所示的像。在图9中辅助性地示出了有效视场21B。

[0114] 图9所示的光学像OP3包含被摄体H1及通过对该被摄体H1照射测量辅助光30A而形

成的被摄体H1与平面30F的交叉线30f。

[0115] 如此,根据距物镜21前端部的被摄体的距离而成像于成像元件23的受光面的光学像中的交叉线30f的位置沿一方向移动。

[0116] 控制装置4的信号处理部42对从如图7~图9所示的光学像转换为电信号的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像。在本实施方式中,信号处理部42生成与图7~图9所示的预先确定的信号处理范围42A内的光学像对应的摄像图像。当然,信号处理部42也可以生成与光学像整体对应的摄像图像。

[0117] 如图7~图9所示,控制装置4的显示控制部43将拍摄距物镜21前端部的距离均等的被摄体H1时获得的摄像图像中所包含的交叉线30f延伸的方向作为通过信号处理部42生成的摄像图像的水平方向来设定,并按照该设定而将摄像图像显示于显示部7。

[0118] 即,显示控制部43以使摄像图像的水平方向与显示部7的显示面中的水平方向一致的方式将摄像图像显示于显示部7。

[0119] 因此,显示于显示部7的摄像图像中的交叉线30f因形成有交叉线30f的被摄体为止的距离发生变化而其垂直方向的位置也发生变化。

[0120] 以下,以被摄体越远离物镜21,显示于显示部7的交叉线30f在显示画面上从垂直方向的下方越朝向上方移动为例子进行说明。

[0121] 当将包含交叉线30f的摄像图像显示于显示部7时,显示控制部43与该交叉线30f重叠显示表示交叉线30f的实际尺寸的刻度。该刻度构成成为被摄体大小的指标的刻度。

[0122] 在内置于显示控制部43的ROM中存储有表示通过信号处理部42生成的摄像图像中的垂直方向的位置与该位置上的图像的每个像素的实际尺寸之间的关系的数据表。

[0123] 例如,作为上述的被摄体H1,例如准备1mm见方的方格排列的方格纸,且以在从物镜21的前端部起任意的距离放置该方格纸的状态,通过成像元件23拍摄该方格纸。

[0124] 而且,求出该摄像图像中的交叉线30f的垂直方向的位置 y_n 。并且,使用方格纸的方格测量通过该拍摄而获得的摄像图像中所包含的交叉线30f的长度。通过对该测量出的交叉线30f的长度除以摄像图像的水平方向的总像素数,求出上述位置 y_n 上的每个像素的实际尺寸。最后,将该每个像素的实际尺寸的信息与位置 y_n 建立对应关联并存储于ROM。

[0125] 通过一边细微地改变光轴方向D3上的方格纸的位置,一边重复进行这种操作,制作上述数据表。

[0126] 具体而言,显示控制部43从通过信号处理部42生成的摄像图像检测交叉线30f,并将构成该交叉线30f的多个像素数据中的一个设为起点。

[0127] 而且,显示控制部43从该起点向水平方向依次选择该多个像素数据。显示控制部43从所选择的像素数据的垂直方向的位置及上述数据表获得该位置上的每个像素的实际尺寸的信息。

[0128] 显示控制部43在每次选择像素数据时累计如此获得的实际尺寸,并将累计值成为单位长度(例如1mm)的整数倍时选择的像素数据确定为需重叠刻度的像素数据。并且,显示控制部43还将起点的像素数据确定为需重叠刻度的像素数据。

[0129] 显示控制部43在通过这种处理来确定的像素数据上显示表示单位长度的间隔的刻度(例如沿垂直方向延伸的纵线)。由此,在显示部7显示成为被摄体大小的指标的刻度。

[0130] 另外,刻度的显示方法为一例,并不限于此。

[0131] 图10是表示以息肉P距物镜21前端部位于距离L1的位置的状态显示于内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0132] 图11是表示与图10所示的状态相比息肉P位于远离物镜21的位置的状态的摄像图像的例子图。

[0133] 图12是表示与图10所示的状态相比息肉P位于靠近物镜21的位置的状态的摄像图像的例子图。

[0134] 图10~图12所示的方向H表示显示部7的显示画面的水平方向。图10~图12所示的方向V表示显示部7的显示画面的垂直方向。

[0135] 如图10~图12所示,显示于显示部7的摄像图像70包含交叉线30f及表示单位长度的刻度70A。如图10~图12所示,交叉线30f在显示画面上越位于方向V的上侧,刻度70A的间隔更细地显示。

[0136] 如上所述,在内窥镜装置100中,由测量辅助光30A形成的平面30F与物镜21的光轴Ax交叉的点的位置P2存在于自物镜21前端部起5mm以上且20mm以下的最佳观察范围内。

[0137] 因此,使用者通过仅进行以使息肉等观察对象物进入到该最佳观察范围内的方式操作内窥镜1,并且以使观察对象物靠近显示于显示部7的摄像图像的中心附近的方式操作内窥镜1等常规进行的操作,如图10所示,能够使观察对象物及交叉线30f显示于显示画面的中心附近。

[0138] 在图10所示的状态下,在最佳观察范围内存在息肉P,因此使用者能够详细地确认息肉P的状态。并且,摄像图像70中所包含的交叉线30f在摄像图像70上的几乎没有变形的部分显示于息肉P上。因此,当使用该交叉线30f来测量息肉P的大小时,能够以高精度进行该测量。

[0139] 如此,根据内窥镜装置100,使用者仅进行以使观察对象物靠近最佳观察范围内且摄像图像的中心附近的方式操作内窥镜1等习惯的操作,便能够准确地知道观察对象物的状态及观察对象物的大小,从而有助于诊断等。

[0140] 并且,根据内窥镜装置100,由测量辅助光30A形成的平面30F与物镜21的光轴Ax的交点的位置P2被固定。因此,与用测量辅助光30A进行扫描的结构相比,能够防止内窥镜装置100的制造成本的增加。

[0141] 并且,根据内窥镜装置100,通过以使显示于显示部7的交叉线30f靠近摄像图像的中心附近的方式操作内窥镜1,也能够使观察对象物进入到最佳观察范围内。因此,能够准确且快速地进行观察对象物状态的确认。

[0142] 并且,在内窥镜装置100中,如图6所示,平面30F为通过端部E1且通过端部E3而横切有效摄像范围21C的结构。因此,只要在有效摄像范围21C内存在观察对象物,则平面30F必定与该观察对象物交叉,因此能够测量该观察对象物的大小。因此,即便是无法使观察对象物进入到最佳观察范围内的状况,也能够测量观察对象物的大小,从而能够有助于诊断。

[0143] 并且,在内窥镜装置100中,在显示于显示部7的摄像图像中所包含的交叉线30f上显示表示该交叉线30f的实际尺寸的刻度。因此,使用者按照该刻度且仅以目视观察的方式便能够掌握观察对象物的大小。

[0144] 使用者无需进行在摄像图像上选择两个点等特殊的操作,而能够知道观察对象物的大小,因此能够顺畅地进行内窥镜检查。

[0145] 另外,显示控制部43也可以设为如下方式,即,并不始终显示在图10~图12中例示的刻度70A,而仅在进行了设置于操作部11的按钮操作等而从使用者发出了命令时进行显示。根据该结构,能够仅在使用者欲进行测量时显示刻度70A,当不进行测量时,能够扩大观察视场。

[0146] 以下,对内窥镜装置100的变形例进行说明。

[0147] (第1变形例)

[0148] 显示控制部43优选对通过信号处理部42生成的摄像图像附加表示有效视场21B的信息,并将附加有该信息的摄像图像显示于显示部7。

[0149] 图13是表示显示于第1变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0150] 图13所示的摄像图像70除了追加有相当于有效视场21B的框70B的点以外,与图10所示的摄像图像70相同。

[0151] 如此,通过将表示有效视场21B的框70B显示于摄像图像上,使用者能够掌握摄像图像上的哪一范围被拍摄成没有变形。因此,关于位于框70B外的刻度70A,能够进行由于受到变形的影响而不利用于测量这一判断,从而能够防止测量误差的产生。

[0152] (第2变形例)

[0153] 在通过信号处理部42生成的摄像图像中,当在有效视场21B外的部分重叠有交叉线30f的整体时,显示控制部43优选将交叉线30f上的刻度70A设为非显示。

[0154] 图14是表示显示于第2变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0155] 在图14所示的摄像图像70中,交叉线30f的整体位于相当于有效视场21B的范围21b外。另外,该范围21b不是显示于显示部7的部分,而只是为了说明而图示的。

[0156] 在该状态下,显示控制部43在交叉线30f上不显示刻度。另一方面,当在范围21b内重叠有交叉线30f时,显示控制部43在交叉线30f上显示刻度。

[0157] 根据该结构,能够防止根据在变形较大的范围内存在的交叉线30f进行测量,从而能够防止测量误差。

[0158] (第3变形例)

[0159] 在通过信号处理部42生成的摄像图像中,当在有效视场21B外的部分重叠有交叉线30f的整体时,显示控制部43优选对在有效视场21B的部分重叠有交叉线30f的整体的情况变更交叉线30f上的刻度的显示方式。

[0160] 图15是表示显示于第3变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0161] 在图15所示的摄像图像70中,交叉线30f的整体位于相当于有效视场21B的范围21b外。另外,该范围21b不是显示于显示部7的部分,而只是为了说明而图示的。

[0162] 在该状态下,显示控制部43在交叉线30f上显示与在图13中例示的刻度70A不同的显示方式的刻度70a。

[0163] 刻度70a例如以与刻度70A不同的颜色来显示,或以与刻度70A不同的线型(例如虚线)来显示。

[0164] 根据该结构,通过刻度的显示方式的差异,使用者能够识别交叉线30f位于有效视

场21B外。因此,能够防止根据在变形较大的范围内存在的交叉线30f进行测量,从而能够防止测量误差。

[0165] (第4变形例)

[0166] 在通过信号处理部42生成的摄像图像中,当在有效视场21B及有效视场21B外的部分重叠有交叉线30f时,优选显示控制部43将与有效视场21B外重叠的交叉线30f上的刻度70A设为非显示。

[0167] 图16是表示显示于第4变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0168] 图16所示的摄像图像70除了交叉线30f上的刻度70A在相当于有效视场21B的范围21b外成为非显示的点以外,与图10所示的摄像图像70相同。另外,该范围21b不是显示于显示部7的部分,而只是为了说明而图示的。

[0169] 如此,通过仅在与有效视场21B重叠的交叉线30f的部分显示刻度70A,能够防止根据在变形较大的范围内存在的交叉线30f进行测量,从而能够防止测量误差。

[0170] (第5变形例)

[0171] 在通过信号处理部42生成的摄像图像中,当在有效视场21B及有效视场21B外的部分重叠有交叉线30f时,显示控制部43关于与有效视场21B外重叠的交叉线30f上的刻度70A,优选对与有效视场21B重叠的交叉线30f上的刻度70A变更显示方式。

[0172] 图17是表示显示于第5变形例的内窥镜装置100的显示部7的摄像图像的一例的图。

[0173] 在图17所示的摄像图像70中,在相当于有效视场21B的范围21b及其范围21b外重叠有交叉线30f。而且,在交叉线30f中的与范围21b重叠的部分显示有刻度70A,在交叉线30f中的与范围21b外重叠的部分显示有刻度70aa。另外,该范围21b不是显示于显示部7的部分,而只是为了说明而图示的。

[0174] 刻度70aa例如以与刻度70A不同的颜色来显示,或以与刻度70A不同的线型(例如虚线)来显示。

[0175] 根据该结构,通过刻度的显示方式的差异,使用者能够识别交叉线30f的哪一部分位于有效视场21B外。因此,能够防止根据在变形较大的范围内存在的刻度70aa进行测量,从而能够防止测量误差。

[0176] (第6变形例)

[0177] 内窥镜装置100的测量辅助光射出部30也可以是并不固定于内窥镜1的前端部10C而能够装卸的结构。例如,如图18所示,也可以设为对前端部10C的开口29能够将测量辅助光射出部30作为附件来以后安装的结构。根据该结构,能够对现有的内窥镜附加新功能。

[0178] (第7变形例)

[0179] 显示控制部43将拍摄被摄体H1时的摄像图像中所包含的交叉线30f延伸的方向用作摄像图像的垂直方向。在该情况下,因距物镜21前端部的被摄体的距离发生变化,而显示于显示部7的沿垂直方向延伸的交叉线30f在摄像图像上沿水平方向移动。

[0180] (第8变形例)

[0181] 如图6所示,由测量辅助光30A形成的平面30F也与视场21A中的有效视场21B(有效摄像范围21C)外的范围交叉。但是,如图19所示,也可以以使平面30F仅与有效视场21B交叉

的方式设计DOE32。

[0182] 在该情况下,例如图7所示的光学像OP1被变更为图20所示的光学像。即,在摄像图像的水平方向上,仅在不受变形影响的范围内显示交叉线30f,因此根据交叉线30f上的刻度能够以高精度进行观察对象物的测量。

[0183] 通过组合该第8变形例与第2变形例(图14)或第3变形例(图15),能够进一步防止测量误差的产生。

[0184] 在到此为止的说明中,作为内窥镜1示出了软性内窥镜的例子,但即便是硬性内窥镜,同样也能够适用本发明。

[0185] 如上所述,在本说明书中公开有以下事项。

[0186] (1) 内窥镜装置具备:摄像光学系统,包含配置于内窥镜前端部的物镜;成像元件,通过上述摄像光学系统拍摄被摄体;信号处理部,对通过上述成像元件拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像;测量辅助光射出部,从上述前端部射出平面状测量辅助光;及显示控制部,将上述摄像图像显示于显示部,上述摄像图像包含形成于由上述测量辅助光形成的平面与上述被摄体相交的部分的上述测量辅助光与上述被摄体的交叉线,上述测量辅助光射出部以在上述物镜的光轴上的特定的一点上上述光轴与上述平面相交的状态射出上述测量辅助光,上述特定的一点距上述物镜前端部的距离为5mm以上且20mm以下。

[0187] (2) 在(1)所述的内窥镜装置中,由上述测量辅助光形成的上述平面通过有效摄像范围的上述物镜侧的端部中的与上述光轴垂直的垂直方向的一侧端部,并且通过上述有效摄像范围的与上述物镜侧相反的一侧的端部中的上述垂直方向的另一侧端部,上述有效摄像范围是在上述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场与上述摄像光学系统的景深重复的范围。

[0188] (3) 在(2)所述的内窥镜装置中,上述显示控制部将拍摄距上述物镜的上述前端部的距离均等的被摄体时的上述摄像图像中所包含的上述交叉线延伸的方向设为上述摄像图像的水平方向或垂直方向而显示上述摄像图像。

[0189] (4) 在(1)~(3)中的任一个所述的内窥镜装置中,上述显示控制部在上述摄像图像中所包含的上述交叉线上显示成为被摄体大小的指标的刻度。

[0190] (5) 在(4)所述的内窥镜装置中,上述显示控制部将表示在上述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场的信息附加于上述摄像图像来显示。

[0191] (6) 在(4)所述的内窥镜装置中,在上述摄像图像中,当在上述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场外的部分重叠有上述交叉线的整体时,上述显示控制部将上述刻度设为非显示。

[0192] (7) 在(4)所述的内窥镜装置中,在上述摄像图像中,当在上述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场外的部分重叠有上述交叉线的整体时,上述显示控制部在上述摄像图像中的上述有效视场的部分重叠有上述交叉线的情况下变更上述刻度的显示状态。

[0193] (8) 在(4)所述的内窥镜装置中,在上述摄像图像中,当在上述摄像光学系统的视场中预先确定的有效视场及上述有效视场外的部分重叠有上述交叉线时,上述显示控制部将与上述有效视场外的部分重叠的上述交叉线部分的上述刻度设为非显示。

[0194] (9) 在(4)所述的内窥镜装置中,在上述摄像图像中,当在上述摄像光学系统的视

场中预先确定的有效视场及上述有效视场外的部分重叠有上述交叉线时,上述显示控制部将与上述有效视场外的部分重叠的上述交叉线部分的上述刻度以与和上述有效视场的部分重叠的上述交叉线部分的上述刻度的显示方式不同的显示方式来显示。

[0195] (10)一种测量支持方法,其具备:信号处理步骤,对通过摄像光学系统由成像元件拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像,上述摄像光学系统包含配置于内窥镜前端部的物镜;测量辅助光射出控制步骤,从上述前端部射出平面状测量辅助光;及显示控制步骤,将上述摄像图像显示于显示部,上述摄像图像包含形成于由上述测量辅助光形成的平面与上述被摄体相交的部分的上述测量辅助光与上述被摄体的交叉线,在上述测量辅助光射出控制步骤中,以在上述物镜的光轴上的特定的一点上上述光轴与上述平面相交的状态从上述前端部射出上述测量辅助光,将上述特定的一点距上述物镜前端部的距离设为5mm以上且20mm以下。

[0196] 从上述记载,能够掌握以下附记项1中所述的内窥镜装置。

[0197] [附记项1]

[0198] 一种内窥镜装置,其具备:

[0199] 摄像光学系统,包含配置于内窥镜前端部的物镜;

[0200] 成像元件,通过上述摄像光学系统拍摄被摄体;

[0201] 测量辅助光射出部,从上述前端部射出平面状测量辅助光;及

[0202] 处理器,

[0203] 上述处理器,

[0204] 对通过上述成像元件拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像,

[0205] 将包含形成于由上述测量辅助光形成的平面与上述被摄体相交的部分的上述测量辅助光与上述被摄体的交叉线的上述摄像图像显示于显示部,

[0206] 上述测量辅助光射出部以在上述物镜的光轴上的特定的一点上上述光轴与上述平面相交的状态射出上述测量辅助光,

[0207] 上述特定的一点距上述物镜前端部的距离为5mm以上且20mm以下。

[0208] 符号说明

[0209] 100-内窥镜装置,1-内窥镜,2-主体部,10-插入部,10A-软性部,10B-弯曲部,10C-前端部,10D-前端面,11-操作部,12-弯角钮,13-通用塞绳,13A、13B-连接器部,6-输入部,7-显示部,21-物镜,Ax-光轴,22-透镜组,23-成像元件,24-ADC,25-存储器,26-通信接口,27-摄像控制部,29-开口,30-测量辅助光射出部,30A-测量辅助光,31-光源,32-DOE,33-棱镜,34-测量辅助用透镜,4-控制装置,41-通信接口,42-信号处理部,43-显示控制部,44-系统控制部,5-光源装置,50-照明用透镜,51-光源控制部,52-光源部,53-光导件,60-供气供水喷嘴,D1-第1方向,D2-第2方向,D3-光轴方向,L1-距离,R1-景深,21A-视场,21B-有效视场,21C-有效摄像范围,P1、P2、P3-位置,211A、213A、211B、213B-端部,212A、212B-截面,30F-平面,E1、E3-端部,E2-中心线,H1-被摄体,OP1、OP2、OP3-光学像,30f-交叉线,42A-信号处理范围,70-摄像图像,70A-刻度,P-息肉,H-水平方向,V-垂直方向,70B-框,21b-相当于有效视场的范围,70a、70aa-刻度。

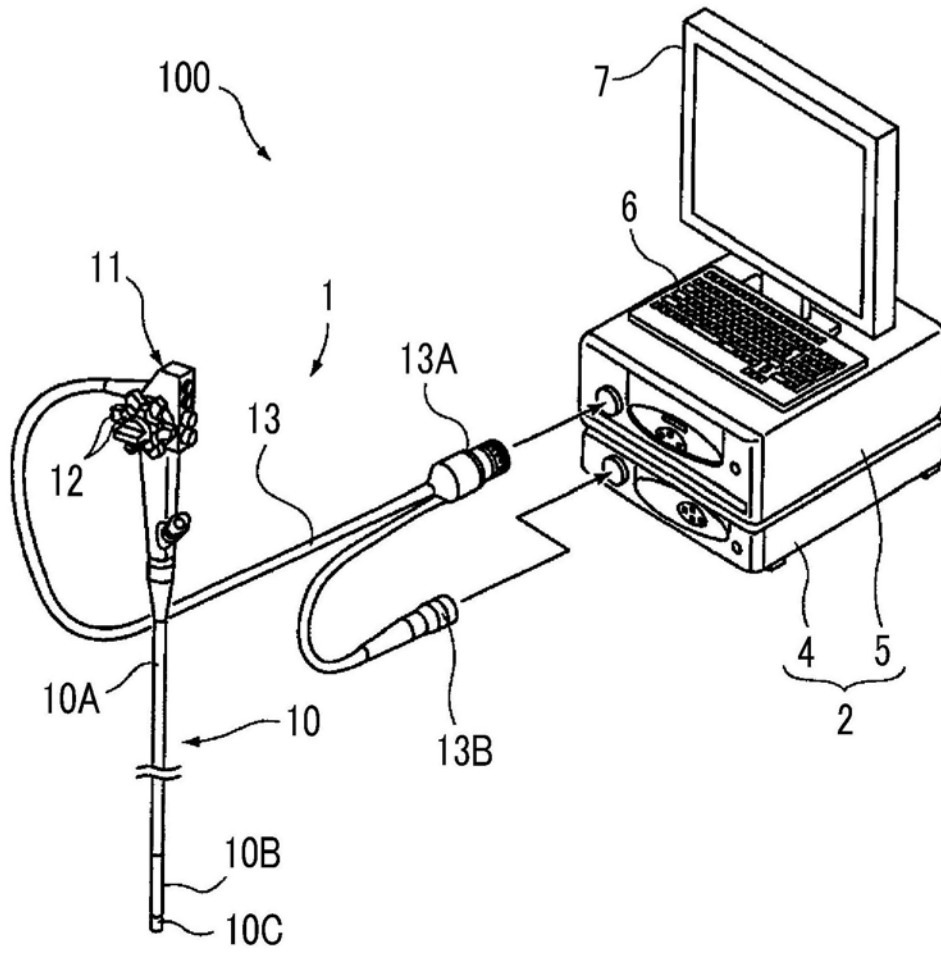


图1

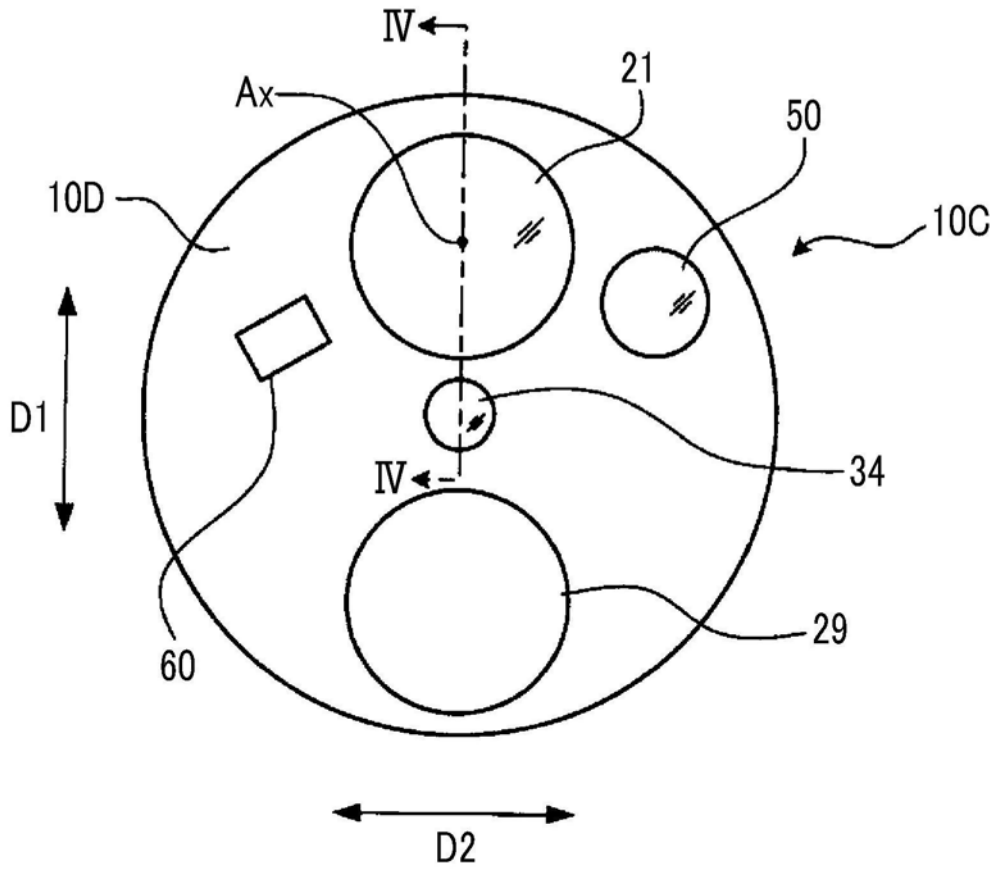


图2

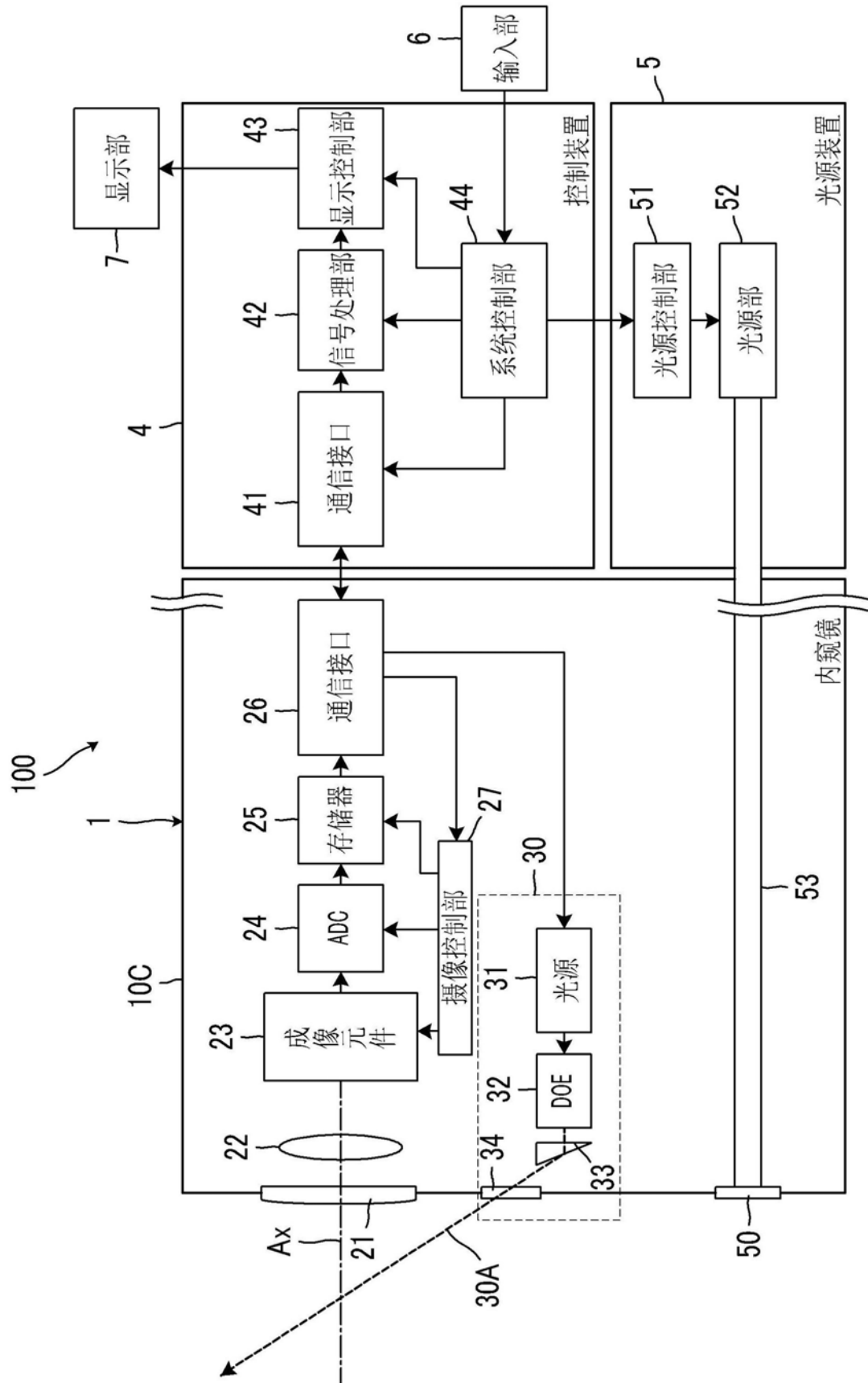


图3

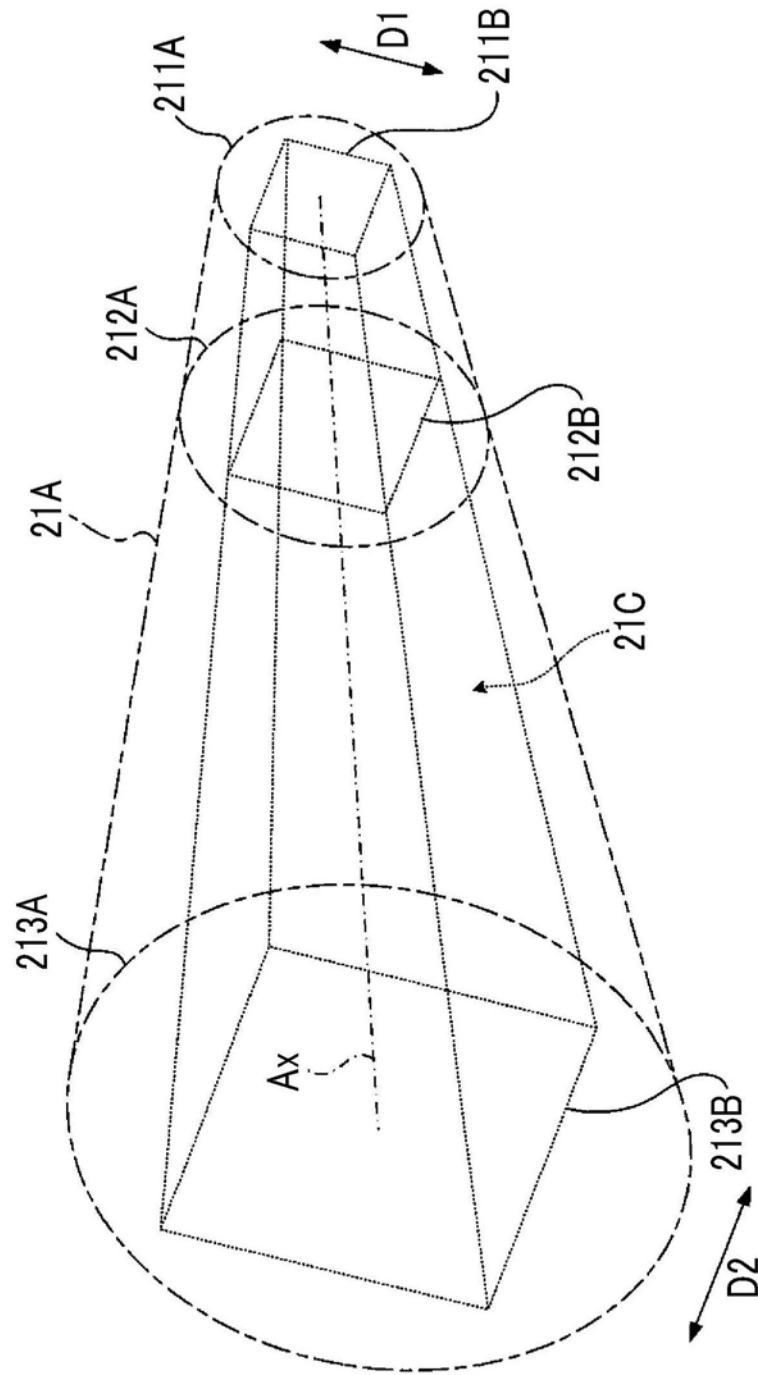


图5

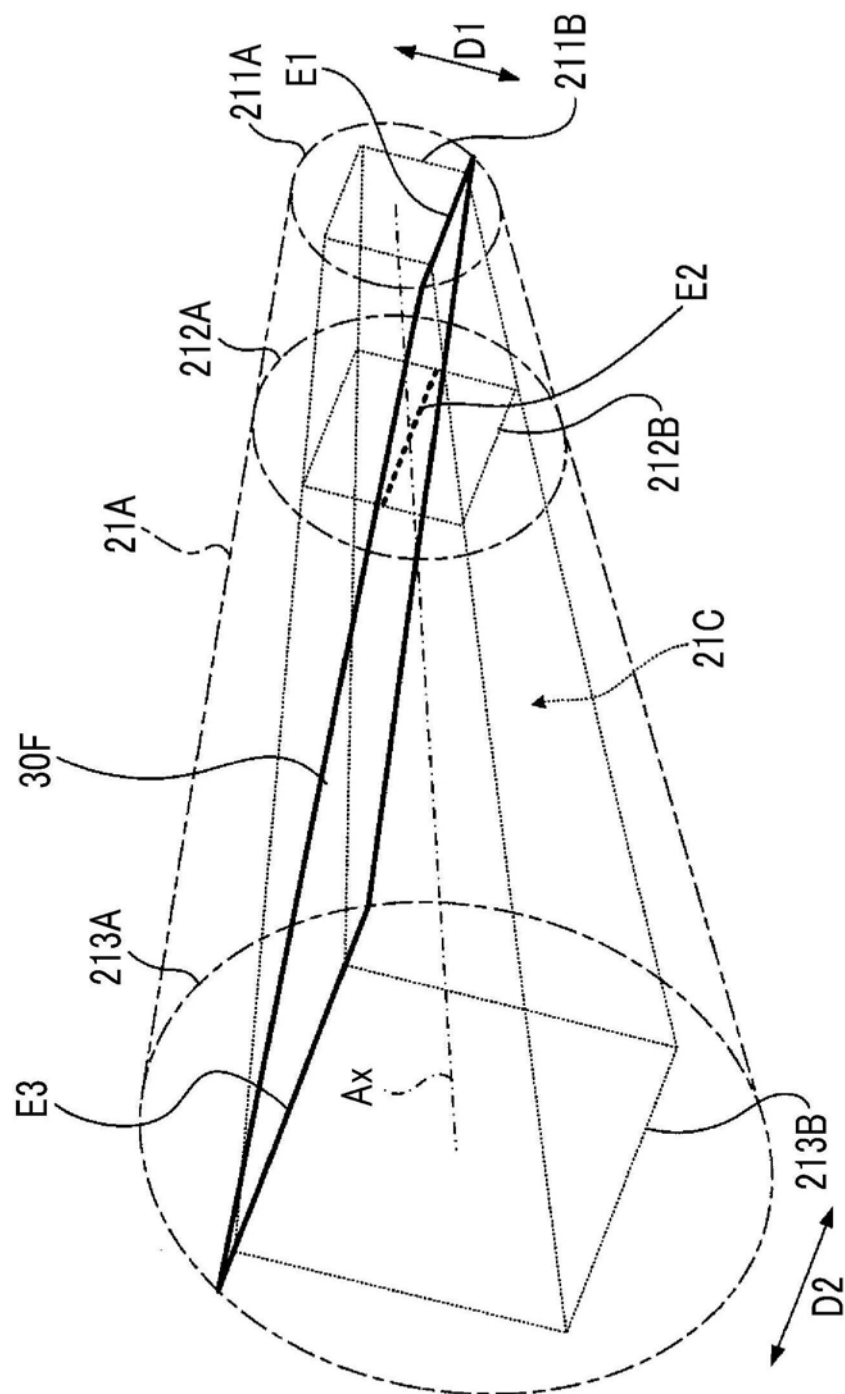


图6

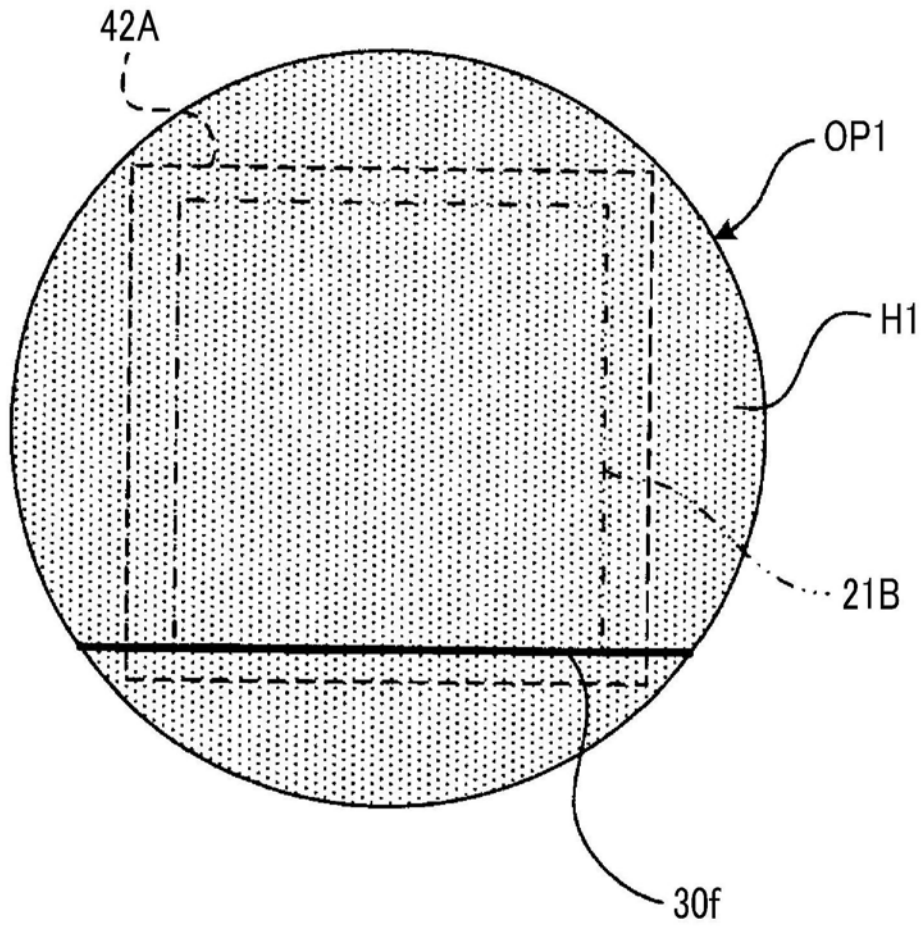


图7

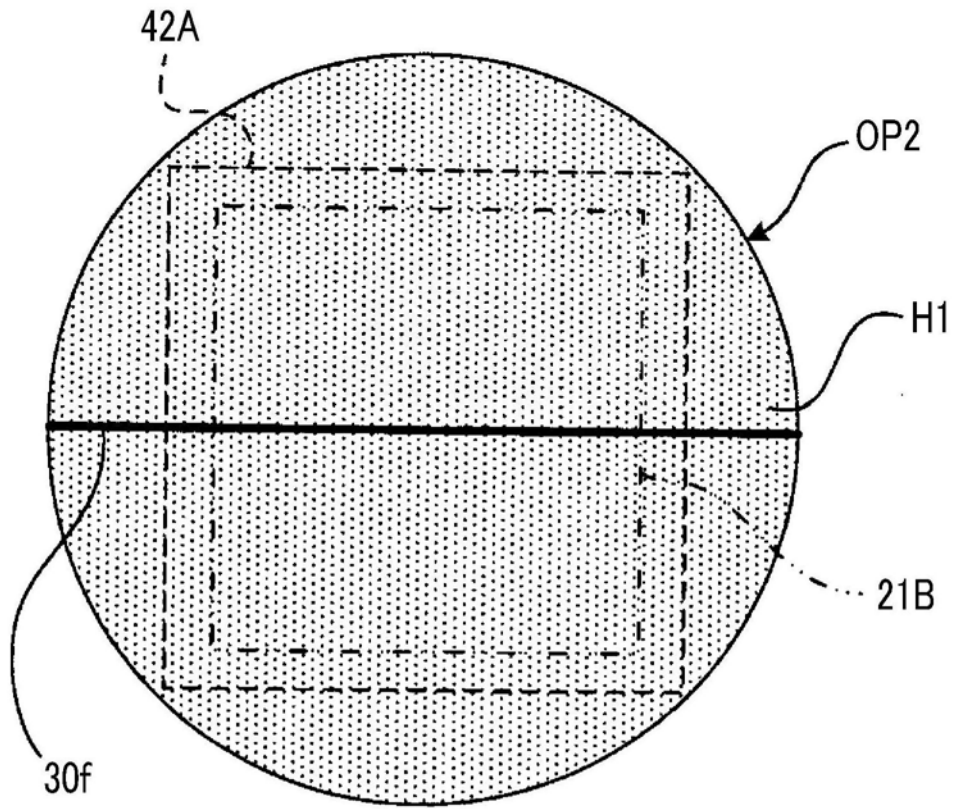


图8

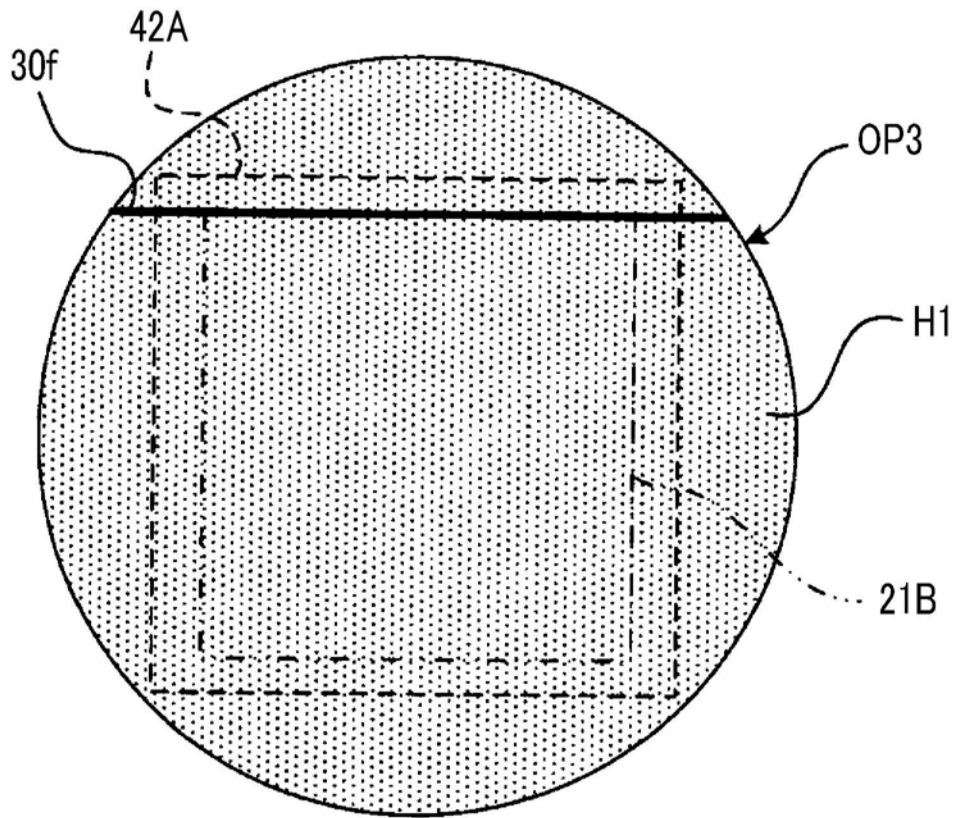


图9

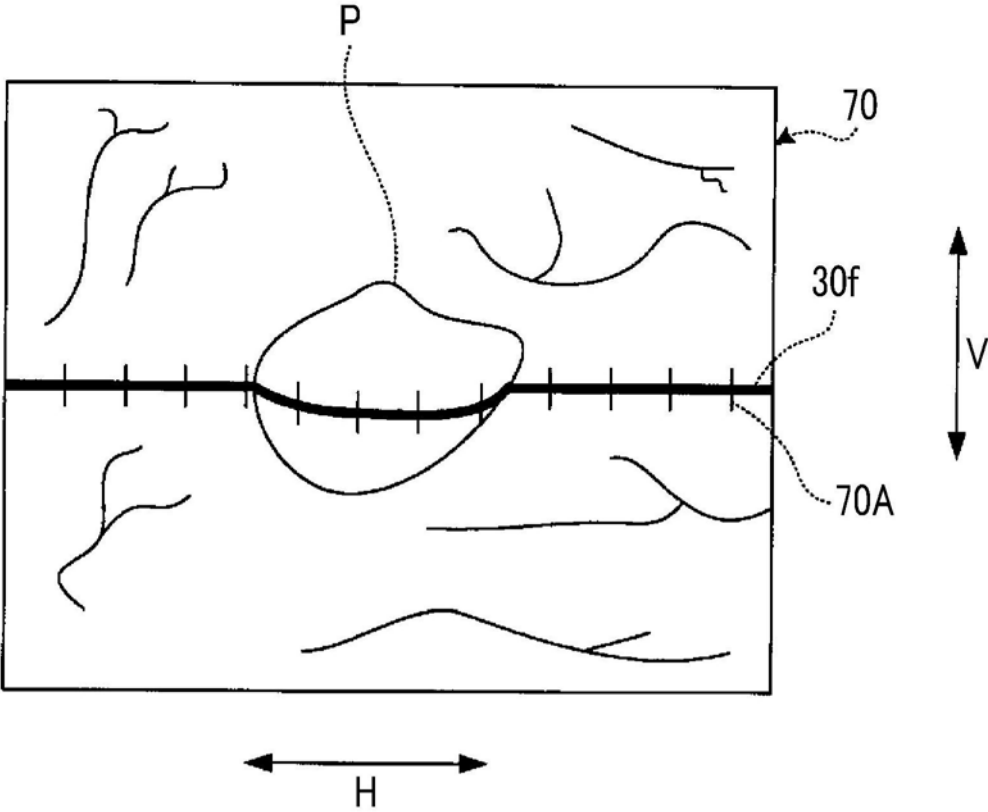


图10

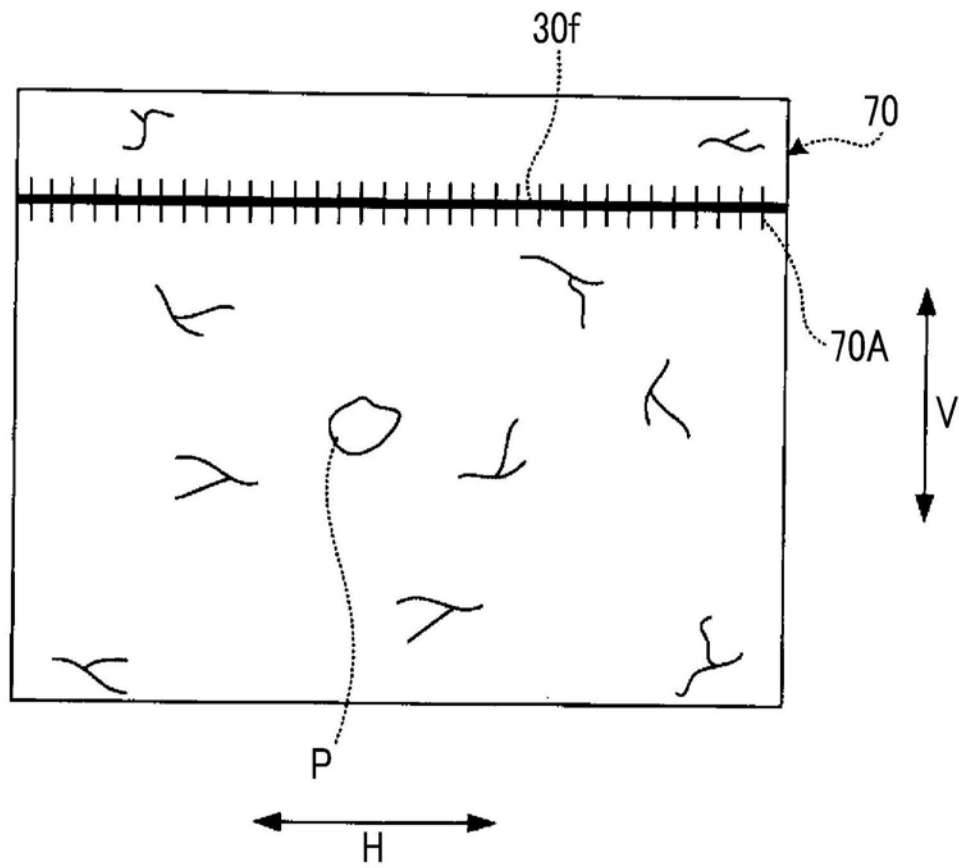


图11

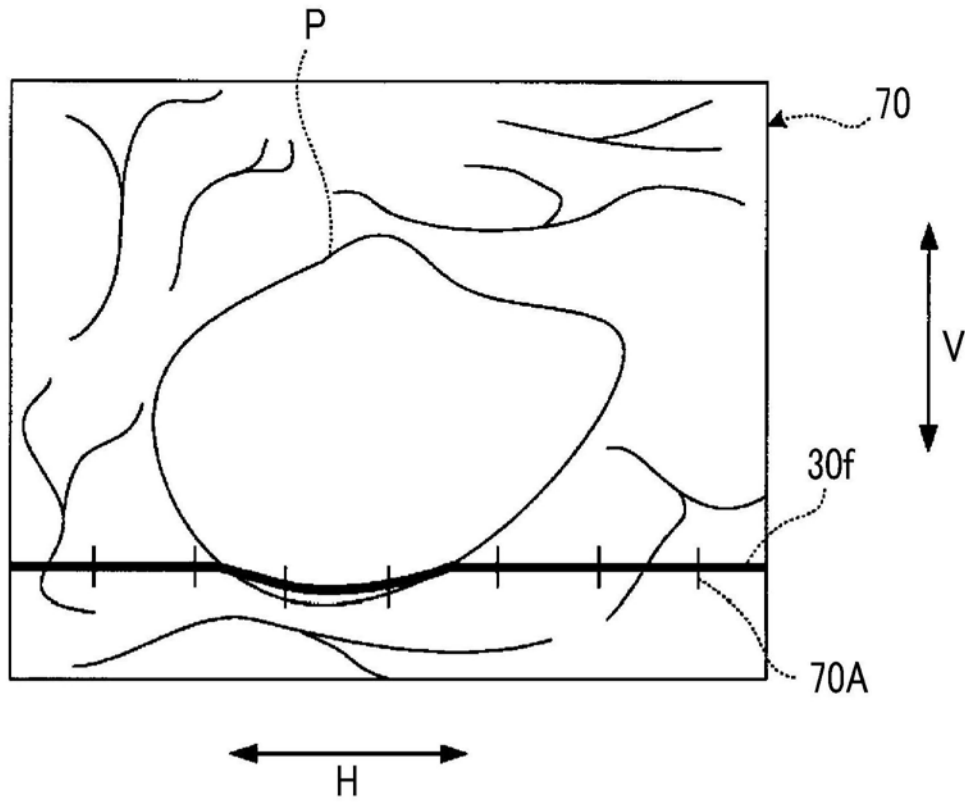


图12

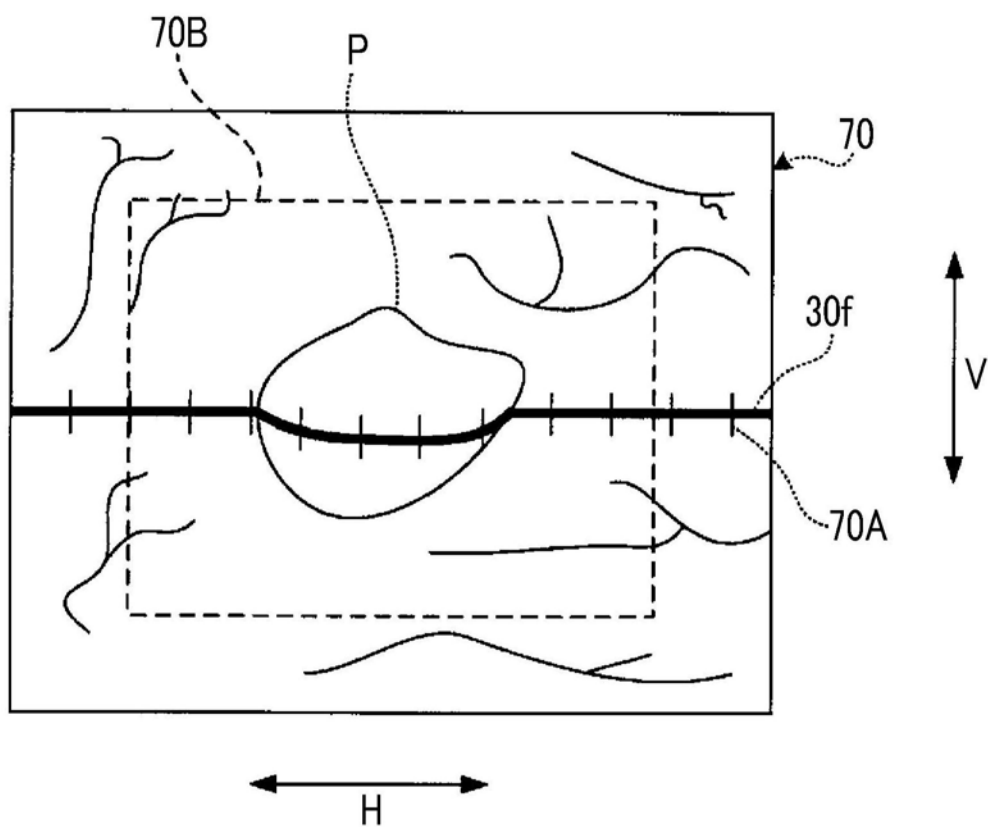


图13

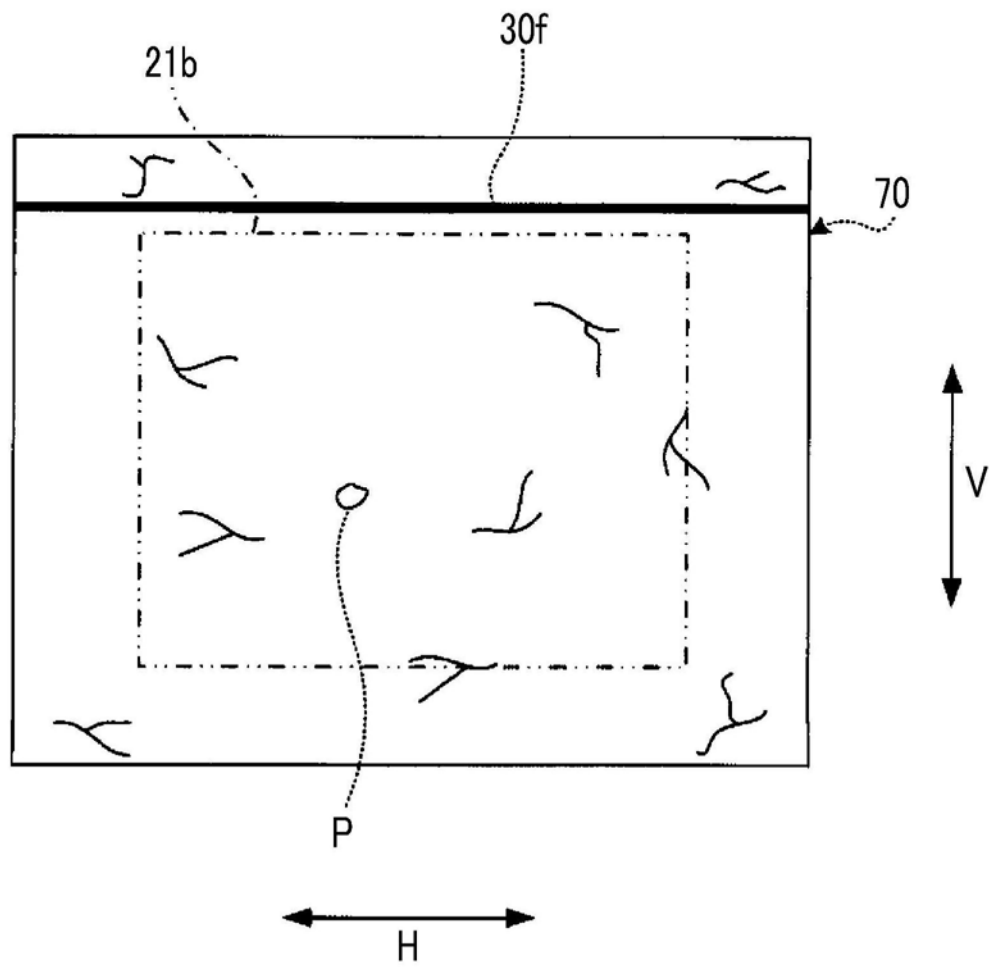


图14

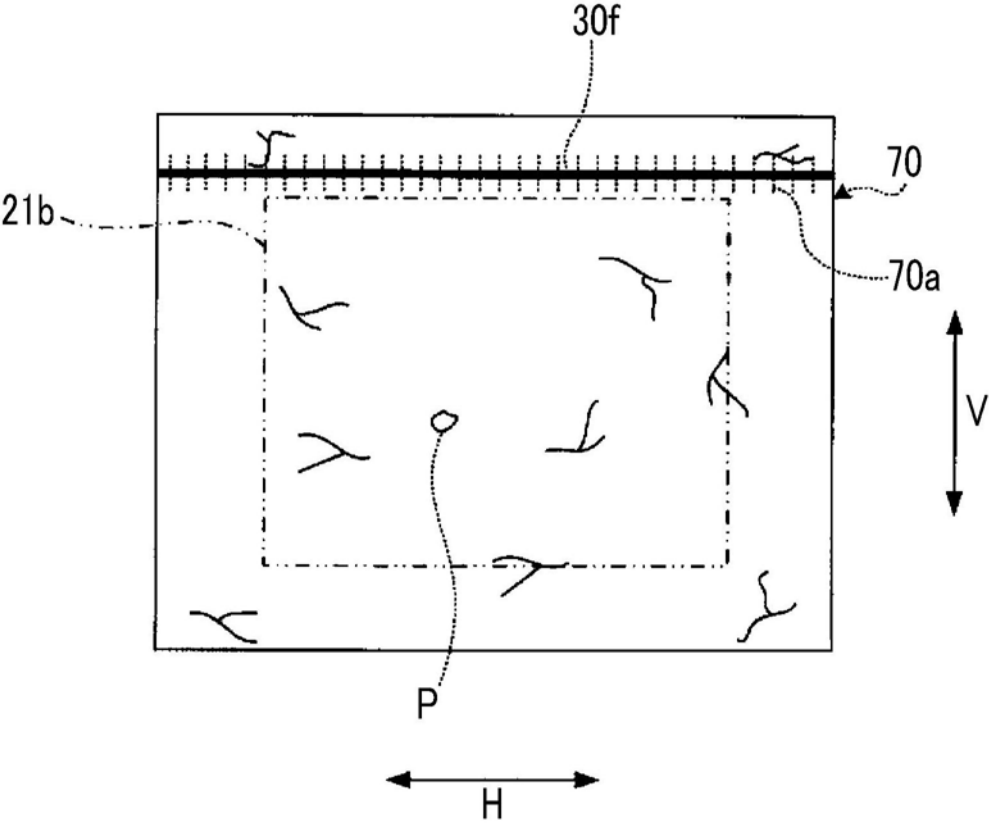


图15

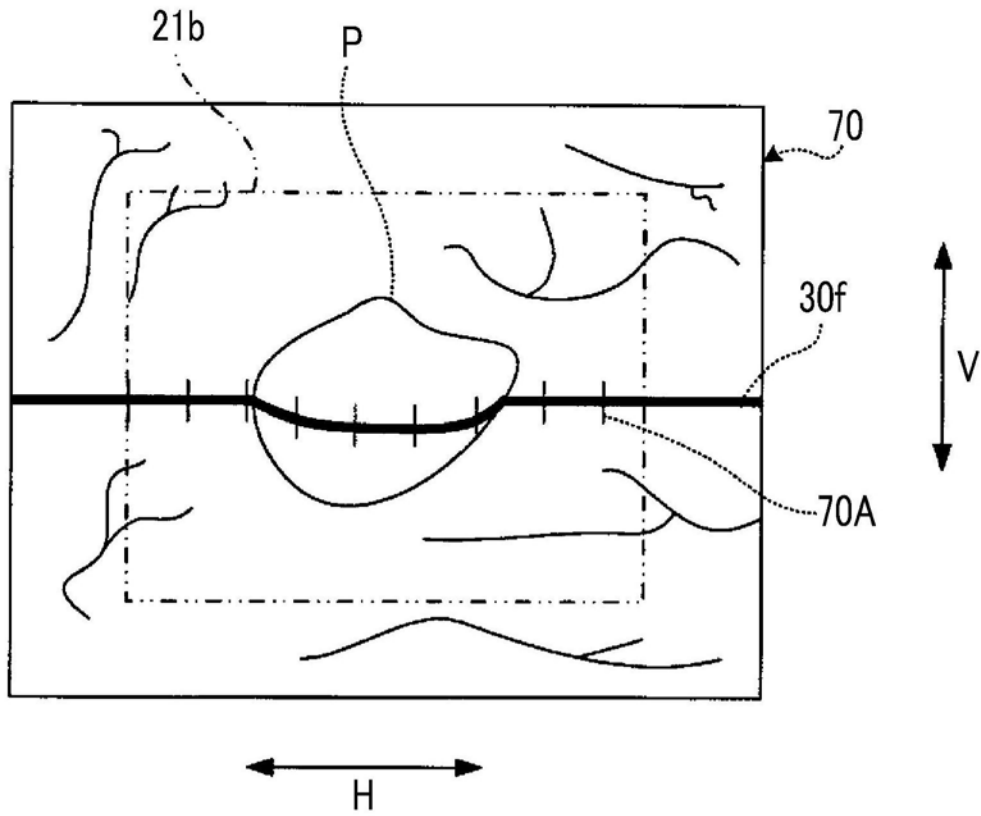


图16

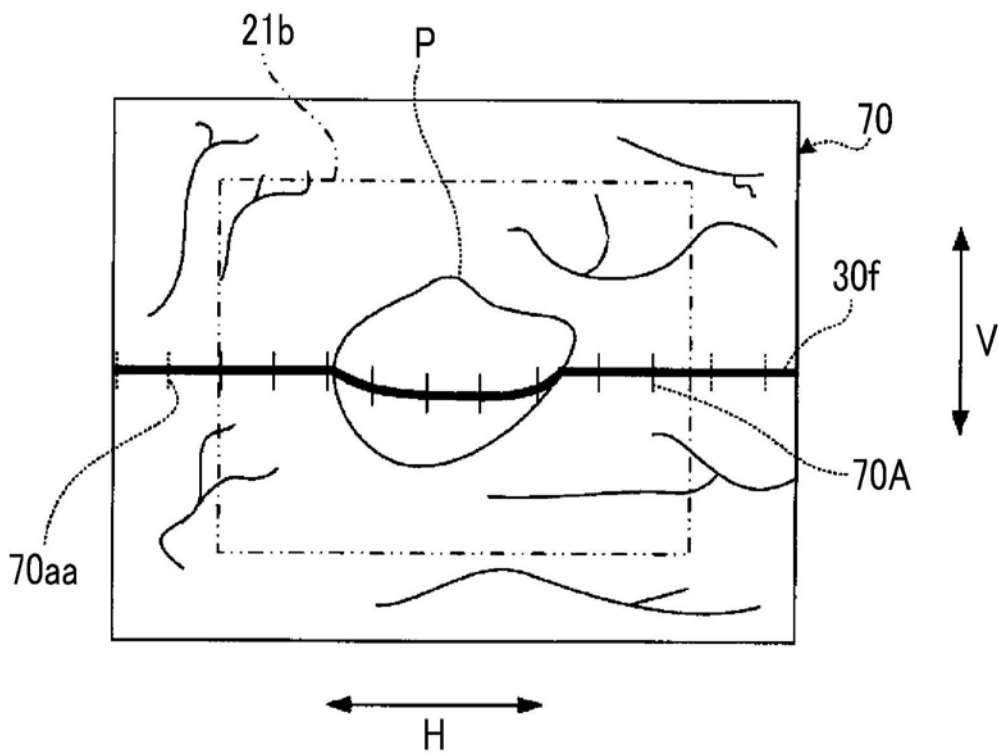


图17

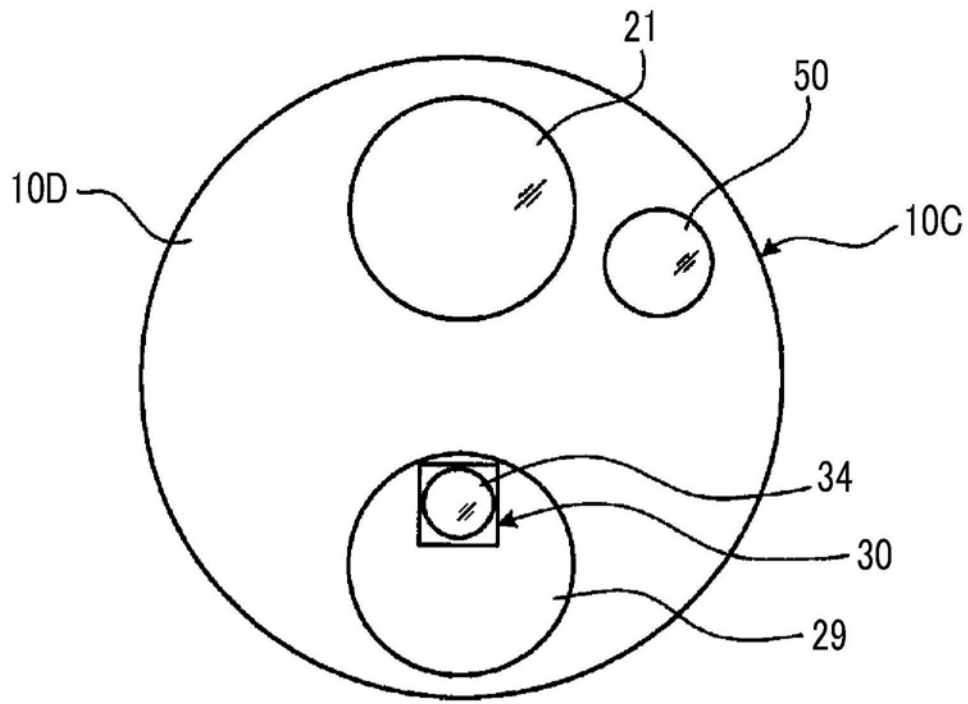


图18

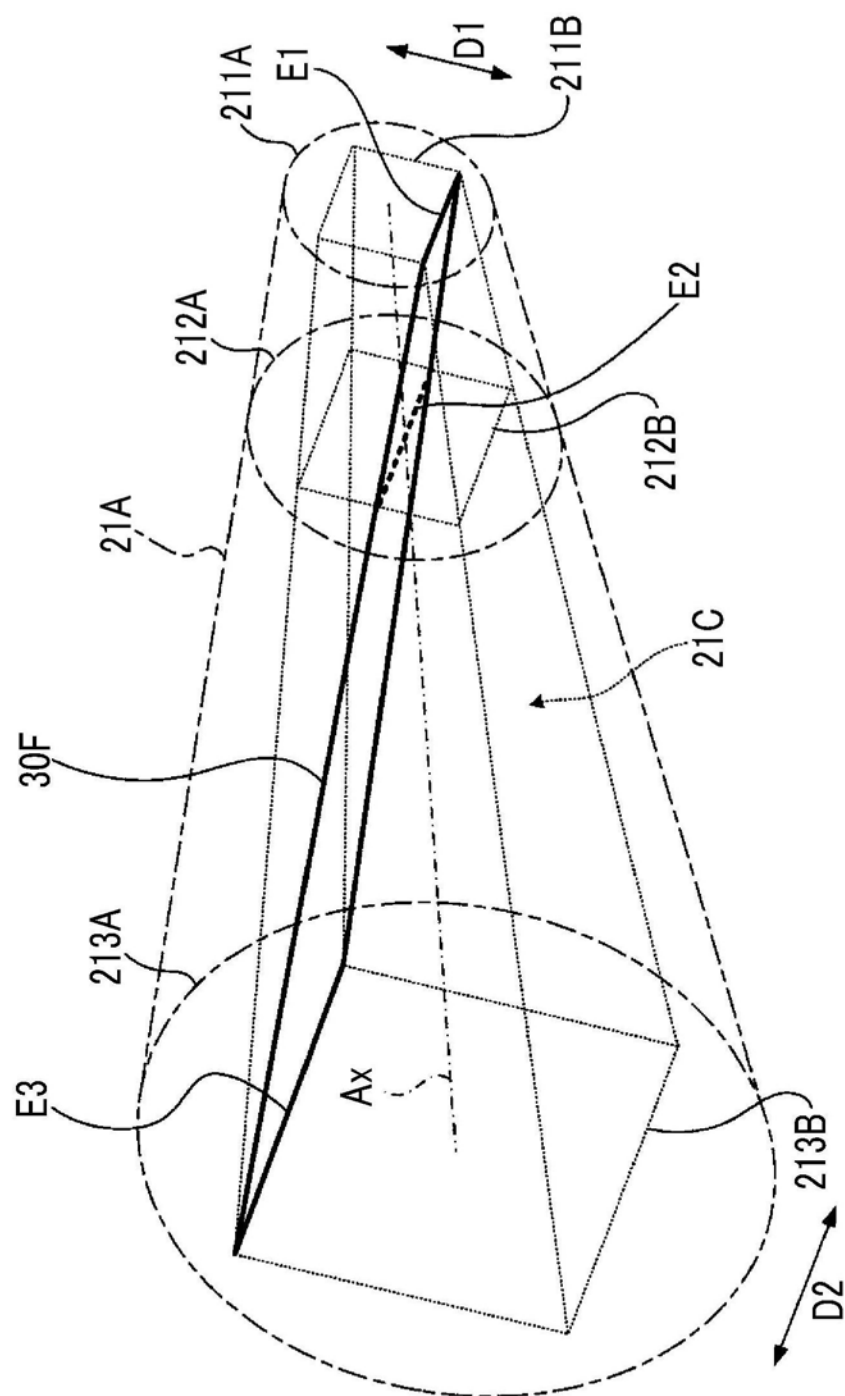


图19

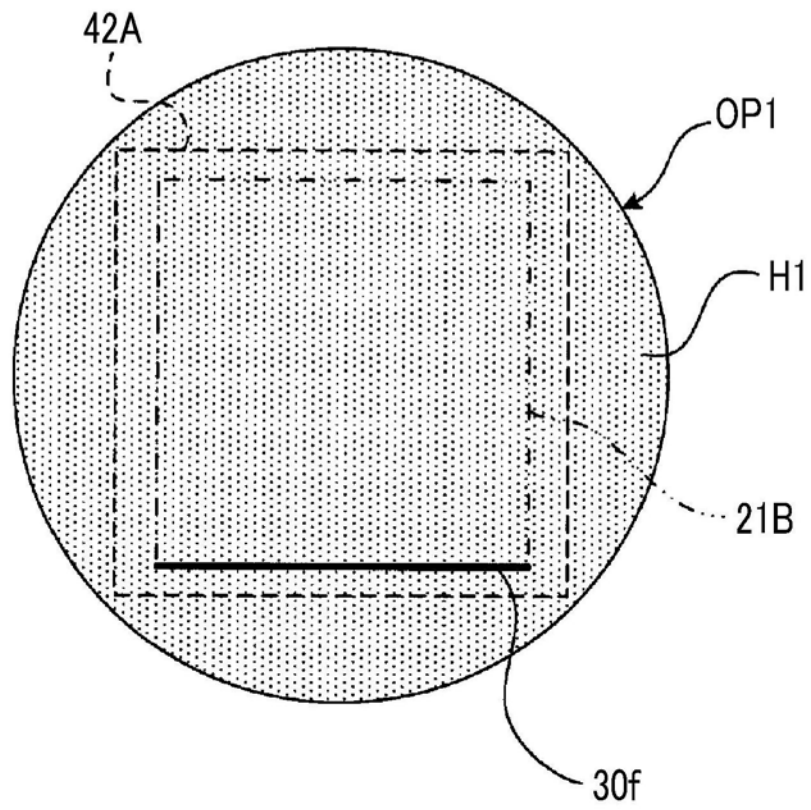


图20

专利名称(译)	内窥镜装置及测量支持方法		
公开(公告)号	CN110769733A	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201880039620.2	申请日	2018-04-04
[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	龙田岳一 园田慎一郎 铃木一诚		
发明人	龙田岳一 园田慎一郎 铃木一诚		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/07 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00016 A61B1/0005 A61B1/0623 A61B5/1076 A61B5/1079 G02B23/24 H04N5/2256 H04N7/183 H04N2005/2255 A61B1/0661 H04N5/2254		
代理人(译)	高颖		
优先权	2017139095 2017-07-18 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种能够以高精度进行观察对象物的测量且能够防止内窥镜的制造成本的增加的内窥镜装置及测量支持方法。内窥镜装置(100)具备：信号处理部(42)，对通过摄像光学系统拍摄被摄体而获得的摄像图像信号进行处理而生成摄像图像，该摄像光学系统包含内窥镜(1)的前端部(10C)的物镜(21)；测量辅助光射出部(30)，从前端部(10C)射出平面状的测量辅助光(30A)；及显示控制部(43)，将摄像图像显示于显示部(7)，该摄像图像包含形成于由测量辅助光(30A)形成的平面(30F)与被摄体相交的部分的交叉线(30f)。测量辅助光射出部(30)以在物镜(21)的光轴(Ax)上的特定的一点上光轴(Ax)与平面(30F)相交的状态射出测量辅助光(30A)，该特定的一点距物镜(21)的前端部的距离为5mm以上且20mm以下。

