



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111093466 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201880057960.8

(22)申请日 2018.09.07

(30)优先权数据

2017-173598 2017.09.10 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/033245 2018.09.07

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/049997 JA 2019.03.14

(71)申请人 凯罗斯股份有限公司

地址 日本东京港区芝二丁目13番4号

(72)发明人 千叶敏雄 山下紘正 谷冈健吉

高桥哲

(74)专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理有限公司 11205

代理人 杨贝贝 臧建明

(51)Int.Cl.

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/055(2006.01)

A61B 1/12(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

H04N 7/18(2006.01)

H04N 13/111(2006.01)

H04N 13/117(2006.01)

H04N 13/337(2006.01)

H04N 13/383(2006.01)

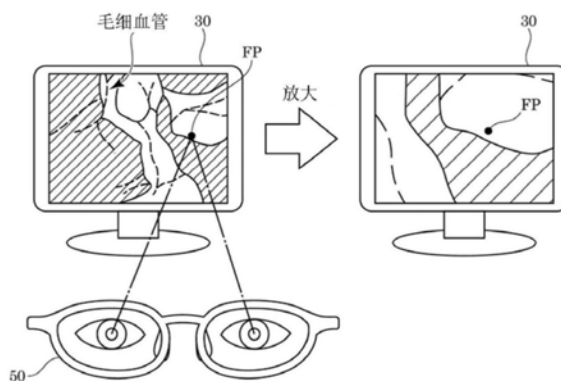
权利要求书2页 说明书14页 附图14页

(54)发明名称

内视镜系统

(57)摘要

一种内视镜系统,在内视镜10的触发信号产生部产生了放大或缩小的触发信号的情况下,控制装置40根据产生所述触发信号时的偏光眼镜50内的传感器的探测信号及显示装置30内的传感器的探测信号的关系,确定显示装置30的显示图像内的手术执行者的注视点,并将所述注视点的周围放大或缩小,因此包含8K内视镜的内视镜系统的便利性进一步提升。



1. 一种内视镜系统,包括:

内视镜,对患者的体腔内的被摄物进行摄像,并输出规定的像素数的图像信号;

控制装置,对所述内视镜的输出信号实施规定的三维化处理,并将通过三维化处理所获得的三维图像信号作为规定的帧率的动态图像信号输出至显示装置;

偏光眼镜,由对所述患者实施手术的手术执行者配戴;

传感器,分别设置于所述显示装置、及所述偏光眼镜中;以及

触发信号产生部,产生指示所述显示装置的显示图像的缩放的触发信号;所述内视镜系统的特征在于:

在所述触发信号产生部产生了所述触发信号的情况下,所述控制装置根据产生所述触发信号时的所述偏光眼镜内的传感器的探测信号及所述显示装置内的传感器的探测信号的关系,确定所述显示装置的显示图像内的手术执行者的注视点,并将所述注视点的周围放大。

2. 根据权利要求1所述的内视镜系统,其特征在于,

设置于所述偏光眼镜中的传感器包括:第一传感器,探测所述偏光眼镜的左侧的鼻托的电位;第二传感器,探测所述偏光眼镜的右侧的鼻托的电位;第三传感器,探测所述偏光眼镜的桥架的电位;第四传感器,探测所述偏光眼镜的位置;以及第五传感器,探测所述偏光眼镜的透镜的方向;且

所述控制装置根据所述第一传感器的探测信号所示的电位波形、所述第二传感器的探测信号所示的电位波形、及所述第三传感器的探测信号所示的电位波形,求出所述偏光眼镜的透镜上的与所述手术执行者的视线对应的视线位置,并根据所述视线位置、所述显示装置所在的位置与所述第四传感器所探测到的位置的关系、及所述显示装置的方向与所述第五传感器所探测到的方向的关系,确定所述显示器显示图像内的所述手术执行者的注视点。

3. 根据权利要求2所述的内视镜系统,其特征在于,

所述内视镜是8K内视镜,包括:

筐体;

固体摄像元件,被收纳于所述筐体内,并将分别具有光电转换元件的相当于8K的数量的像素排列成矩阵状;以及

插入部,将所述筐体作为基端进行延伸,并被插入至所述患者的体腔内,将来自体腔内的被摄物的光引导至所述固体摄像元件;且

所述固体摄像元件中的邻接的像素的间距比照射所述被摄物的照明内的光的波长中的最长的波长大。

4. 根据权利要求3所述的内视镜系统,其特征在于,

所述筐体具有安装部与握持部,所述安装部在与穿过所述插入部内的光的光轴正交的剖面的面积较大,所述握持部的所述剖面的面积比所述安装部小,且

在所述安装部中收纳有所述固体摄像元件。

5. 根据权利要求4所述的内视镜系统,其特征在于,

所述插入部具有中空的硬性镜筒,且

在所述硬性镜筒内设置有多个透镜,所述多个透镜包含物镜。

6. 根据权利要求5所述的内视镜系统,其特征在于包括:

空气供给管及空气排出管,与所述筐体连接;

供排气装置,经由所述空气供给管而朝所述筐体内强制供给空气,且经由所述空气排出管而自所述筐体内强制排出空气;以及

空气冷却装置,对在所述空气供给管中流动的空气进行冷却;

所述筐体、所述空气供给管、及所述空气排出管以形成一个密闭空间的方式连接,

在所述筐体内设置有:

第一散热器,设置于所述固体摄像元件上、图像处理用现场可编程门阵列、第二散热器,设置于所述现场可编程门阵列上、及覆盖所述第二散热器并与所述空气排出管连接的盖构件,且

在所述筐体内生成对所述第一散热器进行冷却的第一空气流与对所述第二散热器进行冷却的第二空气流,所述第一空气流以自所述空气供给管所供给的冷却空气被吹附至所述第一散热器并朝所述第一散热器的周围发散的方式构成,所述第二空气流以自所述第二散热器的周围经由所述盖构件而流入所述空气排出管中的方式构成。

7. 根据权利要求1所述的内视镜系统,其特征在于,

所述内视镜包括:

筐体;

固体摄像元件,被收纳于所述筐体内,并将分别具有光电转换元件的像素排列成矩阵状;以及

中空的软性镜筒;且

在所述软性镜筒内设置有物镜、多芯纤维、及使来自被摄物的光反射一次或反射多次并朝所述物镜引导的一个或多个镜子,

所述一个或多个镜子中的至少一个镜子能够环绕第一轴及第二轴的两个轴倾斜移动,所述第一轴相对于穿过所述多芯纤维的各芯的光的光轴方向具有斜度,所述第二轴与所述第一轴正交,

所述控制装置以比所述帧率的图框切换时间间隔短的时间间隔周期性地切换所述镜子的倾斜角度,由此生成所述被摄物中的彼此不同的部分的分割区域图像,并将所生成的分割区域图像合成,由此生成一个图框的动态图像。

内视镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种应用8K高分辨率的内视镜的内视镜系统。

背景技术

[0002] 已提出有各种与用于将细长的插入部插入体腔中,对体腔内的样子进行摄影来实施微创手术的软性内视镜相关的技术。作为公开了与此种内视镜相关的发明的文献,有专利文献1。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本专利特开2008-43763号公报

发明内容

[0006] 发明所要解决的问题

[0007] 然而,因图像处理技术或光学技术的发展,被称为4K、8K的高分辨率影像技术已实用化。所谓2K→4K→8K的影像技术的进化在使用内视镜的医疗机器的领域、微创手术的领域中也正在引起技术革新。若在内视镜中应用8K高分辨率影像技术,则例如容易辨认手术用的细线或脏器的微细的患部、脏器、组织间的边界,也可进行细胞级的观察。由此,手术的可靠性、确实性提高,医疗技术的进一步的发展受到期待。即,脏器的患部的识别性变高,意外地损伤患部以外的部位的担忧也变少。另外,可扩大手术视野,即便在手术实施范围广的情况下也容易进行手术,也方便确认手术机器位置或避免手术机器间的干涉。进而,也可进行大画面观察,手术相关者全员可共有相同的图像,沟通变得顺畅。如此,4K、8K高分辨率影像技术的利用蕴藏着大的发展性。

[0008] 然而,以往的高分辨率内视镜系统在内视镜的显示图像内的缩放位置的指定这一点上存在改善的余地。

[0009] 本发明是鉴于此种课题而成,其目的在于进一步提升包含内视镜的内视镜系统的便利性。

[0010] 解决问题的技术手段

[0011] 为了解决所述课题,本发明提供一种内视镜系统,其包括:内视镜,对患者的体腔内的被摄物进行摄像,并输出规定的像素数的图像信号;控制装置,对所述内视镜的输出信号实施规定的三维(3Dimensions,3D)化处理,并将通过3D化处理所获得的3D图像信号作为规定的帧率(frame rate)的动态图像信号输出至显示装置;偏光眼镜,由对所述患者实施手术的手术执行者配戴;传感器,分别设置于所述显示装置、及所述偏光眼镜中;以及触发信号产生部,产生指示所述显示装置的显示图像的缩放的触发信号;所述内视镜系统的特征在于:在所述触发信号产生部产生了所述触发信号的情况下,所述控制装置根据产生所述触发信号时的所述偏光眼镜内的传感器的探测信号及所述显示装置内的传感器的探测信号的关系,确定所述显示装置的显示图像内的手术执行者的注视点,并将所述注视点的

周围放大(zoom in)。

[0012] 本发明提供一种内视镜系统,其特征在于:在所述内视镜系统中,设置于所述偏光眼镜中的传感器包括探测所述偏光眼镜的左侧的鼻托的电位的第一传感器、探测所述偏光眼镜的右侧的鼻托的电位的第二传感器、探测所述偏光眼镜的桥架的电位的第三传感器、探测所述偏光眼镜的位置的第四传感器、及探测所述偏光眼镜的透镜的方向的第五传感器,且所述控制装置根据所述第一传感器的探测信号所示的电位波形、所述第二传感器的探测信号所示的电位波形、及所述第三传感器的探测信号所示的电位波形,求出所述偏光眼镜的透镜上的与所述手术执行者的视线对应的视线位置,并根据所述视线位置、所述显示装置所在的位置与所述第四传感器所探测到的位置的关系、及所述显示装置的方向与所述第五传感器所探测到的方向的关系,确定所述显示器显示图像内的所述手术执行者的注视点。

[0013] 在所述内视镜系统中,所述内视镜可为8K内视镜,其包括:筐体;固体摄像元件,被收纳于所述筐体内,并将分别具有光电转换元件的相当于8K的数量的像素排列成矩阵状;以及插入部,将所述筐体作为基端进行延伸,并被插入至所述患者的体腔内,将来自体腔内的被摄物的光引导至所述固体摄像元件;且所述固体摄像元件中的邻接的像素的间距比照射所述被摄物的照明内的光的波长中的最长的波长长。

[0014] 另外,所述筐体可具有安装部与握持部,所述安装部在与穿过所述插入部内的光的光轴正交的剖面的面积较大,所述握持部的剖面的面积比安装部小,且在所述安装部收纳有所述固体摄像元件。

[0015] 另外,所述插入部可具有中空的硬性镜筒,且在所述硬性镜筒内设置有多个透镜,所述多个透镜包含物镜。

[0016] 另外,可包括:空气供给管及空气排出管,与所述筐体连接;供排气装置,经由所述空气供给管朝所述筐体内强制供给空气,且经由所述空气排出管自所述筐体内强制排出空气;以及空气冷却装置,对在所述空气供给管中流动的空气进行冷却;所述筐体、所述空气供给管、及所述空气排出管以形成一个密闭空间的方式连接,在所述筐体内设置有:第一散热器(heat sink),设置于所述固体摄像元件上、图像处理用现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array,FPGA)、第二散热器,设置于所述FPGA上、及覆盖所述第二散热器并与所述空气排出管连接的盖构件,且在所述筐体内生成对所述第一散热器进行冷却的第一空气流与对所述第二散热器进行冷却的第二空气流,所述第一空气流以自所述空气供给管所供给的冷却空气被吹附至所述第一散热器并朝所述第一散热器的周围发散的方式构成,所述第二空气流以自所述第二散热器的周围经由所述盖构件而流入所述空气排出管中的方式构成。

[0017] 另外,所述内视镜也可包括:筐体;固体摄像元件,被收纳于所述筐体内,并将分别具有光电转换元件的像素排列成矩阵状;以及中空的软性镜筒;在所述软性镜筒内设置有物镜、多芯纤维、及使来自被摄物的光反射一次或反射多次并朝所述物镜引导的一个或多个镜子,所述一个或多个镜子中的至少一个镜子可环绕第一轴及第二轴的两个轴倾斜移动,所述第一轴相对于穿过所述多芯纤维的各芯的光的光轴方向具有斜度,所述第二轴与所述第一轴正交,所述控制装置以比所述帧率的图框(frame)切换时间间隔短的时间间隔周期性地切换所述镜子的倾斜角度,由此生成所述被摄物中的彼此不同的部分的分割区域

图像,并将所生成的分割区域图像合成,由此生成一个图框的动态图像。

附图说明

- [0018] 图1是表示作为本发明的一实施方式的内视镜系统的整体结构的图。
- [0019] 图2是表示利用内视镜系统的手术的样子的图。
- [0020] 图3是表示内视镜系统的特征的图。
- [0021] 图4是自箭头A方向观察图1的筐体131的图。
- [0022] 图5是图1的插入部110的B-B'线剖面图。
- [0023] 图6是表示图1的偏光眼镜50的图。
- [0024] 图7是表示图1的控制装置40的结构的图。
- [0025] 图8是表示图1的控制装置40的处理的图。
- [0026] 图9是表示图1的控制装置40的处理的图。
- [0027] 图10是表示图1的偏光眼镜50的传感器的波形的一例的图。
- [0028] 图11是表示图1的偏光眼镜50的传感器的波形的一例的图。
- [0029] 图12是表示图1的偏光眼镜50的传感器的波形的一例的图。
- [0030] 图13是表示图1的偏光眼镜50的传感器的波形的一例的图。
- [0031] 图14是表示图1的内视镜的筐体131内的结构,以及吸排气装置60、空气冷却装置70、空气供给管164A、及空气排出管164B的结构的图。
- [0032] 图15是将图14(A)的固体摄像元件1311及基板1312的周边扩大的图。
- [0033] 图16是将图14(A)的图像处理用FPGA1331、基板1332、盖构件1338、及导管166B的周边扩大的图。
- [0034] 图17是表示作为本发明的第二实施方式的包含软性内视镜10'的内视镜系统的结构的图。
- [0035] 图18是自箭头A方向观察图17的插入部110'的图及插入部110'的B-B'线剖面图。
- [0036] 图19是表示图17的控制装置40的处理的图。
- [0037] 图20是表示本发明的变形例的特征的图。

具体实施方式

[0038] <第一实施方式>

[0039] 图1是表示作为本发明的第一实施方式的包含内视镜的内视镜系统的结构的图。内视镜系统包括:硬性内视镜10、照明装置20、显示装置30、控制装置40、偏光眼镜50、吸排气装置60、及空气冷却装置70。

[0040] 图2是表示作为在本实施方式的内视镜系统的支援下所执行的手术的一例的单孔式腹腔镜下手术的图。在单孔式腹腔镜下手术中,在患者的腹部(多数情况下为肚脐的位置)切开2厘米左右的孔并在所述孔中安装端口(port)(树脂制的框),送入二氧化碳来使体腔内膨胀。手术的执行者将内视镜、手术刀、及钳子(进行夹持或牵引的手术工具)自端口插入体腔内,一面观察显示于显示装置30中的内视镜的摄影图像,一面对体腔内的患部实施处置。

[0041] 在本实施方式中,在手术前对患者的静脉注射近红外激发药剂。若所述药剂遍布

患者的体内,则被某一波长的激发光照射的血管发出近红外光。另外,手术执行者配戴3D图像的立体观测用的偏光眼镜50。而且,如图3所示,控制装置40自硬性内视镜10取得患者的体腔内的患部的可见光的图像与来自其内部的毛细血管的红外光的图像,并使这些图像作为3D的动态图像显示于显示装置30。另外,控制装置40根据偏光眼镜50内的传感器的探测信号、及显示装置30内的传感器的探测信号的关系,确定显示装置30的显示图像内的手术执行者的视线的前方的注视点FP,并将注视点FP的周围放大。

[0042] 在图1中,硬性内视镜10是发挥对患者的体腔内进行摄影的作用的装置。硬性内视镜10具有照相机本体130、插入部110、及接目镜安装部120。照相机本体130的筐体131呈如扩大筒体的前部的剖面的厚度那样的形状。

[0043] 图4是自箭头A方向观察图1的筐体131的图。筐体131包含前侧的安装部1131与后侧的握持部1132。在安装部1131的前表面上设置有真圆状的开口。筐体131的安装部1131的剖面的面积比筐体131的握持部1132的面积大。在筐体131的安装部1131的前表面的开口中嵌入有环状的框体。在筐体131内的前表面的面对框体的位置上具有固体摄像元件1311与类比/数字(Analog/Digital,A/D)转换部1319。固体摄像元件1311是互补金氧半导体(Complementary Metal Oxide Semiconductor,CMOS)影像传感器。固体摄像元件1311是将相当于8K的个数的像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320$, $j=1\sim 7680$)排列成矩阵状者。此处, i 为像素的行的指数, j 为像素的列的指数。固体摄像元件1311的像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320$, $j=1\sim 7680$)分别具有光电转换元件EL与放大器AMP,所述放大器AMP将通过光电转换元件EL的光电转换所获得的信号电荷放大。

[0044] 在图4中,固体摄像元件1311中的4320行7680列的像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320$, $j=1\sim 7680$)成为每2行2列的四个像素 PX_{ij} 的区块。在各区块的四个像素 PX_{ij} 中粘贴有红色、绿色、蓝色、及近红外光的滤光片。具体而言,区块的左上方的像素 PX_{ij} 的滤光片变成红色滤光片(仅使红色的波长透过的滤光片)。区块的左下方的像素 PX_{ij} 的滤光片变成绿色滤光片(仅使绿色的波长透过的滤光片)。区块的右上方的像素 PX_{ij} 的滤光片变成蓝色滤光片(仅使蓝色的波长透过的滤光片)。区块的右下方的像素 PX_{ij} 的滤光片变成近红外光滤光片(仅使近红外光的波长透过的滤光片)。

[0045] 另外,固体摄像元件1311中的邻接的像素 PX_{ij} 的间距(更具体而言,邻接的像素 PX_{ij} 的光电转换元件EL的光接收区域的中心间的距离D)比照射被摄物的光的波长中的最长的波长大。若照射被摄物的光为仅包含可见光者,则像素 PX_{ij} 的间距适宜的是 $2.8\mu\text{m}\sim 3.8\mu\text{m}$ 。若照射被摄物的光为包含可见光与近红外光者,则像素 PX_{ij} 的间距适宜的是 $3.8\mu\text{m}$ 以上。

[0046] A/D转换部1319按点顺序对经由利用像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320$, $j=1\sim 7680$)的放大器AMP放大后的信号电荷进行A/D转换,并将通过A/D转换所获得的数据作为图像信号SD输出。在筐体131内,除固体摄像元件1311及A/D转换部1319以外,收纳有散热器1316、导管1318、图像处理用FPGA1331、散热器1336、盖构件1338、导管166B等(参照图14)。所述各部的详细情况将后述。

[0047] 在筐体131的侧面的后部设置有按钮139IN及按钮139OUT。按钮139IN及按钮139OUT是发挥作为触发产生部的作用者。若进行将按钮139IN短按一次的操作,则指示将显示于显示装置30的图像放大的放大触发信号被自硬性内视镜10发送至控制装置40。若进行将按钮139OUT短按一次的操作,则指示将显示于显示装置30的图像缩小(zoom out)的缩小

触发信号被自硬性内视镜10发送至控制装置40。

[0048] 在图1中,接目镜安装部120呈如使筒体的外周的一部分朝内侧凹陷那样的形状。在接目镜安装部120内嵌入有接目镜1201。插入部110是插入患者的体腔内的部分。插入部110具有硬性镜筒111与目镜(eyepiece)112。在插入部110的外周中的比目镜112更前端侧的位置上设置有照明装置用的连接接头113。

[0049] 图5是图1的插入部110的B-B'线剖面图。如图5所示,在插入部110内具有中空导光区域1112。中空导光区域1112是具有比插入部110自身的直径略小的直径的空洞。在插入部110中的包围中空导光区域1112的外壳中埋入有几百根~几千根光纤1901。在图5中,为了简便,仅表示十六根光纤1901。在插入部110中的光纤的前端的前方设置有扩散透镜(未图示)。在插入部110的中空导光区域1112中的前端的略微内侧的位置上嵌入有物镜1111。在中空导光区域1112中的物镜1111与目镜112之间嵌入有中继透镜1113。插入部110的目镜112与接目镜安装部120连结。接目镜安装部120与筐体131的前表面的框体连结。

[0050] 在图1中,照明装置20包括:发出具有可见光的波长及近红外光的波长的光的发光元件与驱动发光元件的驱动电路。照明装置20与插入部110的连接接头113连接。照明装置20的照明光(具有可见光及近红外光的波长的光)穿过插入部110的光纤1901,并经由其前方的扩散透镜而照射至体腔内。

[0051] 在图1中,显示装置30是具有相当于8K的显示像素(4320行7680列的显示像素)的液晶显示器。在显示装置30中设置有位置检测传感器36及方向检测传感器37。位置检测传感器36检测显示装置30的位置。具体而言,位置检测传感器36输出将与地轴方向平行的方向设为Z轴方向,将与Z轴方向正交的一个方向设为Y轴方向,将与Z轴方向及Y轴方向两者正交的方向设为X轴方向,将进行手术的房间内的基准点(例如设为房间的中心)设为原点(0.0.0)时的表示显示装置30在X轴上的位置、在Y轴上的位置、及在Z轴上的位置的坐标信号SD_x、坐标信号SD_y、及坐标信号SD_z。

[0052] 方向检测传感器37检测显示装置30的方向。具体而言,方向检测传感器37将与X轴方向及Y轴方向平行的面设为基准面,将相对于基准面的显示装置30的显示画面的环绕X轴方向的斜度设为显示画面的仰角,并输出表示显示画面的仰角的角度信号SD_{0x}。另外,方向检测传感器37将相对于基准面的显示装置30的显示画面的环绕Z轴方向的斜度设为显示画面的方位角,并输出表示显示画面的方位角的角度信号SD_{0z}。

[0053] 在图1中,偏光眼镜50是被动式(圆偏光滤光片式)的偏光眼镜。如图6所示,在偏光眼镜50的眼镜框54中嵌入有左透镜55L及右透镜55R。左透镜55L将3D图像的左眼用图像引导至手术执行者的左眼视网膜中。右透镜55R将3D图像的右眼用图像引导至手术执行者的右眼视网膜中。

[0054] 在偏光眼镜50的眼镜框54中的左透镜55L的左上方埋入有位置检测传感器56。位置检测传感器56检测偏光眼镜50的位置。具体而言,位置检测传感器56输出将基准点(房间的中心)设为原点(0.0.0)时的表示偏光眼镜50在X轴上的位置、在Y轴上的位置、及在Z轴上的位置的坐标信号SG_x、坐标信号SG_y、及坐标信号SG_z。

[0055] 在偏光眼镜50的眼镜框54中的右透镜55R的右上方埋入有方向检测传感器57。方向检测传感器57检测偏光眼镜50的透镜55L及透镜55R的方向。具体而言,方向检测传感器57将相对于基准面(与X轴方向及Y轴方向平行的面)的偏光眼镜50的透镜55L及透镜55R的

环绕X轴方向的斜度设为透镜55L及透镜55的仰角,并输出表示透镜55L及透镜55R的仰角的角度信号 SG_{0x} 。另外,方向检测传感器57将相对于基准面的环绕Z轴方向的斜度设为透镜55L及透镜55R的方位角,并输出表示透镜55L及透镜55R的方位角的角度信号 SG_{0z} 。

[0056] 在偏光眼镜50的眼镜框54的左侧的鼻托中埋入有第一电位传感器51。在偏光眼镜50的眼镜框54的右侧的鼻托中埋入有第二电位传感器52。在偏光眼镜50的眼镜框54的正中央的桥架中埋入有第三电位传感器53。电位传感器51检测手术执行者的脸部中的左侧的鼻托所接触的部分的电位,并输出表示所检测到的电位的左部电位信号 SG_{v1} 。电位传感器52检测手术执行者的脸部中的右侧的鼻托所接触的部分的电位,并输出表示所检测到的右部电位信号 SG_{v2} 。电位传感器53检测手术执行者的脸部中的桥架所接触的部分的电位,并输出表示所检测到的电位的上部电位信号 SG_{v3} 。

[0057] 在偏光眼镜50的眼镜框54的右侧的眼镜腿中埋入有无线通信部58。无线通信部58利用位置检测传感器56的输出信号 SG_x 、输出信号 SG_y 、及输出信号 SG_z ,方向检测传感器57的输出信号 SG_{0x} 、及输出信号 SG_{0z} ,电位传感器51的输出信号 SG_{v1} 、电位传感器52的输出信号 SG_{v2} 、及电位传感器53的输出信号 SG_{v3} 对载波进行调变,并发送通过所述调变所获得的无线信号 SG' 。

[0058] 在图1中,控制装置40是发挥作为内视镜系统的控制中枢的作用的装置。如图7所示,控制装置40包括:无线通信部41、操作部42、输入输出界面43、图像处理部44、存储部45、及控制部46。无线通信部41接收无线信号 SG' ,并将对所述信号 SG' 进行解调所获得的信号 SG_x 、信号 SG_y 、信号 SG_z 、信号 SG_{0x} 、信号 SG_{0z} 、信号 SG_{v1} 、信号 SG_{v2} 、及信号 SG_{v3} 供给至控制部46。

[0059] 操作部42进行键盘、鼠标、按钮、触摸屏等的各种操作。输入输出界面43作为显示装置30及硬性内视镜10与控制装置40之间的数据的收发的媒介。图像处理部44是影像处理器。存储部45兼具随机存取存储器(Random Access Memory, RAM)等挥发性存储器、及电擦除可编程只读存储器(Electrically Erasable Programmable Read Only Memory, EEPROM)等非挥发性存储器。存储部45存储控制部46或图像处理部44的运行程序PRG。另外,存储部45向控制部46及图像处理部44提供接收缓冲区45S、左眼图像用缓冲区45L、右眼图像用缓冲区45R、描绘框缓冲区45D、显示框缓冲区45E等存储区域或工作区。

[0060] 控制部46包含中央处理器(Central Processing Unit, CPU)。控制部46通过存储部45内的运行程序PRG的动作,执行照明驱动处理、摄像元件驱动处理、显示控制处理、及缩放控制处理。照明驱动处理是经由输入输出界面43将驱动照明装置20内的驱动器的驱动信号供给至照明装置20的处理。摄像元件驱动处理是经由输入输出界面43将驱动硬性内视镜10内的固体摄像元件1311的驱动信号供给至内视镜10的处理。

[0061] 显示控制处理是对自硬性内视镜10发送的图像信号SD实施3D化处理,并将通过3D化处理所获得的3D图像以59.94图框/1秒的框率的动态图像的图像信号 SD_{3D} 的形式输出至显示装置30的处理。

[0062] 缩放控制处理是如下的处理:在产生了放大或缩小的触发信号的情况下,根据在触发信号产生时的偏光眼镜50的电位传感器51的探测信号 SG_{v1} 所示的电位波形、电位传感器52的探测信号 SG_{v2} 所示的电位波形、及电位传感器53的探测信号 SG_{v3} 所示的电位波形,求出在偏光眼镜50的透镜55L及透镜55R上的与手术执行者的视线对应的视线位置,并根据所述视线位置、显示装置30的位置与偏光眼镜50的位置的关系、及显示装置30的方向与偏光

眼镜50的方向的关系,确定手术执行者的注视点FP,且将注视点FP的周围的图像扩大或缩小。

[0063] 若更详细地进行说明,则如图8所示,在显示控制处理中,控制部46将图像信号SD(可见光的图像与近红外光的图像)作为摄影图像数据存储在存储部45的接收缓冲区45S。继而,控制部46根据接收缓冲区45S内的摄影图像数据,生成具有两眼视差的左眼用图像数据及右眼用图像数据,并将左眼用图像数据及右眼用图像数据存储在左眼图像用缓冲区45L及右眼图像用缓冲区45R。继而,控制部46将左眼用图像数据及右眼用图像数据合成,并将所合成的图像数据存储在存储部45的描绘框缓冲区45D。控制部46每隔 $1/59.94$ 秒(≈ 0.17 秒)将存储部45的描绘框缓冲区45D与显示框缓冲区45E互换,并将显示框缓冲区45E内的图像数据作为图像信号SD_{3D}输出至显示装置30。

[0064] 如图9所示,在缩放控制处理中,控制部46根据偏光眼镜50的电位传感器51的输出信号SG_{v1}、电位传感器52的输出信号SG_{v2}、及电位传感器53的输出信号SG_{v3},求出将电位传感器53的电位作为基准电位时的电位传感器51的电位(振幅的绝对值与正负的符号)、将电位传感器53的电位作为基准电位时的电位传感器52的电位(振幅的绝对值与正负的符号)。

[0065] 然后,控制部46参照存储部45的左眼视线位置确定表,确定偏光眼镜50的透镜55L上的手术执行者的左眼视线位置的X坐标值与Y坐标值(与透镜55L平行且将电位传感器53的位置设为原点(0.0)的XY平面与左眼的视线的交叉位置的X坐标值与Y坐标值)。另外,控制部46参照存储部45的右眼视线位置确定表,确定偏光眼镜50的透镜55R上的手术执行者的右眼视线位置的X坐标值与Y坐标值(与透镜55R平行且将电位传感器53的位置设为原点(0.0)的XY平面与右眼的视线的交叉位置的X坐标值与Y坐标值)。

[0066] 此处,人的眼睛是角膜侧带正电,视网膜侧带负电。因此,如图10的波形所示,若手术执行者使视线自正面朝上,则使视线朝上的时间点(图10的时刻 t_U)处的将电位传感器53的电位作为基准的电位传感器51的电位(左眼电位)、及将电位传感器53的电位作为基准的电位传感器52的电位(右眼电位)均变成负。

[0067] 如图11所示,若手术执行者使视线自正面朝下,则使视线朝下的时间点(图11的时刻 t_D)处的将电位传感器53的电位作为基准的电位传感器51的电位(左眼电位)、及将电位传感器53的电位作为基准的电位传感器52的电位(右眼电位)均变成正。

[0068] 如图12所示,若手术执行者使视线自正面朝左,则使视线朝左的时间点(图12的时刻 t_L)处的将电位传感器53的电位作为基准的电位传感器51的电位(左眼电位)变成正,将电位传感器53的电位作为基准的电位传感器52的电位(右眼电位)变成负。

[0069] 如图13所示,若手术执行者使视线自正面朝右,则使视线朝右的时间点(图13的时刻 t_R)处的将电位传感器53的电位作为基准的电位传感器51的电位(左眼电位)变成负,将电位传感器53的电位作为基准的电位传感器52的电位(右眼电位)变成正。

[0070] 在左眼视线位置确定表中,将使被试验者的视线朝向偏光眼镜50的左透镜55L上的各点时的第一电位传感器51、第二电位传感器52、及第三电位传感器53的电位的实测值与各点的X坐标及Y坐标建立对应来收录。在右眼视线位置确定表中,将使佩戴了偏光眼镜50的被试验者的视线朝右透镜55R上的各点时的第一电位传感器51、第二电位传感器52、及第三电位传感器53的电位的实测值与各点的X坐标及Y坐标建立对应来收录。因此,通过根据手术执行者的偏光眼镜50的传感器的输出信号SG_{v1}、输出信号SG_{v2}、及输出信号SG_{v3}并

参照表,可确定在偏光眼镜50的透镜上的手术执行者的视线位置。

[0071] 在图9中,控制部46分别求出显示装置30的位置检测传感器36的输出信号 SD_X 与偏光眼镜50的位置检测传感器56的输出信号 SG_X 的差 $SD_X - SG_X$ 、显示装置30的位置检测传感器36的输出信号 SD_Y 与偏光眼镜50的位置检测传感器56的输出信号 SG_Y 的差 $SD_Y - SG_Y$ 、显示装置30的位置检测传感器36的输出信号 SD_Z 与偏光眼镜50的位置检测传感器56的输出信号 SG_Z 的差 $SD_Z - SG_Z$ 、显示装置30的方向检测传感器37的输出信号 SD_{0X} 与偏光眼镜50的方向检测传感器57的输出信号 SG_{0X} 的差 $SD_{0X} - SG_{0X}$ 、显示装置30的方向检测传感器37的输出信号 SD_{0Z} 与偏光眼镜50的方向检测传感器57的输出信号 SG_{0Z} 的差 $SD_{0Z} - SG_{0Z}$ 。

[0072] 控制部46根据所述差 $SD_X - SG_X$ 、差 $SD_Y - SG_Y$ 、差 $SD_Z - SG_Z$ 、差 $SD_{0X} - SG_{0X}$ 、及差 $SD_{0Z} - SG_{0Z}$,生成用于将左右的眼睛的视线位置的X坐标值及Y坐标值转换成显示装置30的显示画面上的注视点FP的X坐标值及Y坐标值的变换矩阵(transformation matrix),并使所述变换矩阵作用于左右的眼睛的视线位置的X坐标值及Y坐标值,由此求出注视点FP的X坐标值及Y坐标值。控制部46将注视点FP的X坐标值及Y坐标值作为注视点数据供给至图像处理部44中。在产生了放大触发信号的情况下,图像处理部44若接收注视点数据,则进行将描绘框缓冲区45D内的图像改写成以注视点FP为中心的规定的矩形区域的扩大图像的处理。另外,在产生了缩小触发信号的情况下,图像处理部44若接收注视点数据,则进行将描绘框缓冲区45D内的图像改写成以注视点FP为中心的规定的矩形区域的缩小图像的处理。

[0073] 在图1中,电缆165、空气供给管164A、及空气排出管164B的一端与内视镜的筐体131的握持部1132的后端连接。电缆165与控制装置40连接。空气供给管164A经由空气冷却装置70而与吸排气装置60连接。空气排出管164B与吸排气装置60连接。吸排气装置60是兼具经由空气供给管164A朝筐体131内强制供给空气的作用与经由空气排气管自筐体131内强制排出空气的作用的装置。空气冷却装置70是发挥对在空气供给管164A中流动的空气进行冷却的作用的装置。

[0074] 硬性内视镜10的筐体131、空气供给管164A、及空气排出管164B形成一个密闭空间,在所述密闭空间内产生对筐体131内进行冷却的的空气的流动。对所述空气的流动进行说明。图14(A)是表示筐体131内的结构的详细情况的图。图14(B)是表示吸排气装置60、空气冷却装置70、空气供给管164A、及空气排出管164B的结构详细情况的图。

[0075] 如图14(A)所示,在筐体131内的前方的与接目镜1201对峙的位置上具有固体摄像元件1311与支持所述物的基板1312。在所述基板1312中安装有A/D转换部1319等的电子零件。图15是将图14(A)的固体摄像元件1311及基板1312的周边扩大的图。在固体摄像元件1311上粘贴有抗反射玻璃1315。多子球栅(ball grid)1313插入介于固体摄像元件1311与基板1312之间。

[0076] 在基板1312的背面具有散热器1316。散热器1316是使多个散热片1316B自平板1316A立起而成的所谓的针状型的散热器。在基板1312的中央具有与散热器1316的平板1316A大致相同尺寸的开口。散热器1316的平板1316A嵌入所述开口中。散热器1316的平板1316A经由导热性粘着剂1314而粘着于固体摄像元件1311上。在筐体131内的握持部1132的内侧的位置上具有导管1318。导管1318的一端朝向散热器1316的散热片1316B。导管1318的另一端与空气供给管164A连接。

[0077] 在筐体131的握持部1132的内侧的导管1318的下方具有包含图像处理用现场可编

程门阵列(Field Programmable Gate Array,FPGA) 1331、基板1332、散热器1336、盖构件1338、及导管166B的结构体。图16是将图14(A)的图像处理用FPGA1331、基板1332、盖构件1338、散热器1336、及导管166B的周边扩大的图。多子球栅1333插入介于图像处理用FPGA1331与基板1332之间。

[0078] 在基板1332上具有散热器1336。散热器1336是使多个散热片1336B自平板1336A立起而成的所谓的针状型的散热器。散热器1336的平板1336A的尺寸与图像处理用FPGA1331的尺寸大致相同。散热器1336的平板1336A经由导热性粘着剂1334而粘着于图像处理用FPGA1331上。

[0079] 在散热器1336上具有盖构件1338。盖构件1338具有如下的形状:使薄的箱体1338A的下表面开放,使筒1338B自与开放侧相反的面中心突出,并使所述筒1338B朝与筒的基端面正交的方向逐渐地弯曲。盖构件1338的开口覆盖散热器1336。盖构件1338的筒1338B的前端与导管166B连接。导管166B的另一端与空气排出管164B连接。

[0080] 在筐体131内的以上的结构中,若使吸排气装置60内的空气供给装置160A与空气排出装置160B、及空气冷却装置70运行,则空气供给装置160A制造出+10hPa~+20hPa的正压,通过所述压力而将自外部吸入的空气送出至空气供给管164A中。空气排出装置160B制造出-10hPa~-20hPa的负压,通过所述压力而将自空气排出管164B吸入的空气送出至外部。

[0081] 自空气供给装置160A送出至空气供给管164A中的空气在经过空气冷却装置70时通过空气冷却装置70来冷却。经冷却的空气经过空气供给管164A及导管1318,并作为第一空气流自导管1318的前端的开口吹附至散热器1316上。第一空气流经过散热器1316后朝其侧部流动,并在筐体131内循环。第一空气流在经过散热器1316时夺去其热。经过散热器1316后朝其下部流动的空气作为第二空气流,吹附至筐体131内的下部的散热器1336上。第二空气流经过散热器1336后,被吸入盖构件1338的开口中。第二空气流在经过散热器1336时夺去其热。经过散热器1336后被吸入盖构件1338中的空气经过导管166B及空气排出管164B,并通过空气排出装置160B来排出至外部。

[0082] 以上是本实施方式的详细内容。根据本实施方式,可获得以下的效果。

[0083] 第一,在本实施方式中,硬性内视镜10的固体摄像元件1311具有相当于8K的个数的像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320, j=1\sim 7680$)。此处,在以往的2K或4K的内视镜中,必须使内视镜靠近至被摄物的附近进行摄影,也可能产生在体腔内手术刀或钳子等手术器具与内视镜发生干涉而导致手术停滞的情况。但是,本实施方式的内视镜即便自与体腔内的被摄物相隔8cm~12cm左右的位置对被摄物进行摄影,也可充分地获得微细的摄影图像。因此,可在体腔内确保广阔的视野与手术空间,并实现更顺利的手术。

[0084] 第二,在本实施方式中,在硬性内视镜10的固体摄像元件1311的像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320, j=1\sim 7680$)上粘贴有红色滤光片、绿色滤光片、蓝色滤光片、及近红外光滤光片,并使将可见光的RGB图像与近红外光的图像重叠而成的图像显示于显示装置30。此处,若对患者的静脉注射红外激发药剂,则药剂与血中的蛋白质结合。若自血管外照射激发光,则发出近红外光,所述近红外光映在图像上。因此,手术执行者通过观看在显示装置30所显示的一个图像,可同时掌握作为实施手术的对象的患者本身的样子与其内部的血管的分布的样子。

[0085] 第三,在本实施方式中,使硬性内视镜10的摄影图像作为3D的动态图像显示于显示装置30。因此,手术执行者可正确地掌握体腔内的实施手术的对象器官与手术器具的位置关系或距离。

[0086] 第四,在本实施方式中,控制装置40根据触发信号产生时的偏光眼镜50内的传感器的探测信号及显示装置30内的传感器的探测信号的关系,确定显示装置30的显示图像内的手术执行者的注视点FP,并将所述注视点FP的周围扩大显示。手术执行者可不进行烦琐的输入操作,而按照自己的意图指定放大或缩小的范围。

[0087] 第五,在本实施方式中,硬性内视镜10的固体摄像元件1311中的邻接的像素 PX_{ij} 的间距比照射被摄物的照明内的光的波长中的最长的波长大。此处,8K的固体摄像元件1311是排列有4320行7680列的像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320, j=1\sim 7680$)者,因此若不提高像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320, j=1\sim 7680$)的集成度,则难以将筐体131作成容易处理的尺寸。另一方面,若过度提高固体摄像元件1311的像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320, j=1\sim 7680$)的集成度,则固体摄像元件1311中的邻接的像素 PX_{ij} 的间距与光的波长的大小关系变成间距 $<$ 波长,摄影图像因光的衍射效应而变得模糊。通过使固体摄像元件1311中的邻接的像素 PX_{ij} 的间距比照射被摄物的照明内的光的波长中的最长的波长大,可提供一种使图像的清晰性与紧凑性并存的内视镜。

[0088] 第六,硬性内视镜10的筐体131具有与在插入部110内穿过的光的光轴正交的剖面的面积大的安装部1131与所述剖面的面积比安装部1131小的握持部1132。8K的固体摄像元件1311具有4320行7680列的像素 PX_{ij} ($i=1\sim 4320, j=1\sim 7680$),因此难以变成与4K的固体摄像元件相同的尺寸,小型化也存在某种程度的极限。若使8K的内视镜的筐体整体的厚度与固体摄像元件1311的纵横的尺寸相加,则变成无法用单手来握持。在本实施方式中,使握持部1132的剖面面积比安装部1131的剖面面积小,因此可提供一种分辨率高且用单手握持也可充分地操作的內视镜。

[0089] 第七,在本实施方式中,在硬性内视镜10的筐体131中设置有:第一散热器1316,设置于固体摄像元件1311上、图像处理用FPGA1331、第二散热器1336,设置于FPGA1331上、及覆盖第二散热器1336并与空气排出管164B连接的盖构件1338。进而,在本实施方式中,生成对第一散热器1316进行冷却的第一空气流与对第二散热器1336进行冷却的第二空气流,第一空气流以自空气供给管164A所供给的冷却空气被吹附至第一散热器1316并朝第一散热器1316的周围发散的方式构成,第二空气流以自第二散热器1336的周围经由盖构件1338而流入空气排出管164B中的方式构成。因此,可高效率地对作为内视镜的筐体131内的主要的发热源的固体摄像元件1311与图像处理用FPGA1331进行冷却。

[0090] <第二实施方式>

[0091] 图17是表示作为本发明的第二实施方式的包含软性内视镜10'的内视镜系统的结构的图。本实施方式的內视镜系统支援自口或肛门插入软性内视镜10'来进行对于体腔内的脏器的处置的手术。在本实施方式中,将第一实施方式的內视镜系统的硬性内视镜10替换成软性内视镜10'。软性内视镜10'的筐体131内的固体摄像元件变成像素数比第一实施方式的硬性内视镜10的筐体131内的固体摄像元件少者(例如,30万像素的固体摄像元件)。

[0092] 在图17中,对与图1相同的部件标注相同的符号,对与图1不同的部件标注不同的符号。图18(A)是自箭头A方向观察图1的插入部110'的图。图18(B)是图1的插入部110'的B-

B'线剖面图。软性内视镜10'的插入部110'具有软性镜筒111'与目镜112。软性镜筒111'包含柔软的原材料。

[0093] 在插入部110'的软性镜筒111'内具有中空导光区域1112'。中空导光区域1112'是具有插入部110'自身的直径的一半左右的直径的空洞。中空导光区域1112'的剖面的中心自插入部110'自身的剖面的中心偏离。插入部110'的包围中空导光区域1112'的外壳中的离中空导光区域1112'的中心近侧的部分的厚度变薄,离中空导光区域1112'的中心近侧的部分变厚。在插入部110'的外壳中的壁厚的一部分中埋入有一根光纤1901。在插入部110'中的光纤1901的前端的前方埋入有扩散透镜(未图示)。

[0094] 在插入部110的中空导光区域1112'中的远离前端的位置上嵌入有物镜1111。在中空导光区域1112'中的物镜1111与目镜112之间收纳有多芯纤维1116。多芯纤维1116的各芯CR的导光的方向与插入部110'的延伸方向平行。

[0095] 插入部110的中空导光区域1112'中的物镜1111的嵌入位置的前端侧的部分的剖面比具有物镜1111及多芯纤维1116的部分的剖面大。在中空导光区域1112'的前端侧的部分中的与物镜1111对峙的位置上支持着可动镜子1114。可动镜子1114是微机电系统(Micro Electro Mechanical Systems, MEMS)镜子。可动镜子1114以可环绕第一轴 $\phi 1$ 及第二轴 $\phi 2$ 的两个轴摆动的方式得到支持。第一轴 $\phi 1$ 是具有相对于穿过多芯纤维1116的各芯的光的光轴(物镜1111的光轴)的斜度并与所述光轴交叉的轴。第二轴 $\phi 2$ 是与物镜1111的光轴及第一轴 $\phi 1$ 两者正交的轴。固定镜子1115固定在中空导光区域1112'的前端侧的部分中的可动镜子1114与光纤1901之间。可动镜子1114的反射面朝向物镜1111与固定镜子1115。固定镜子1115的反射面朝向可动镜子1114与插入部110'的前端的开口1801外。

[0096] 在本实施方式中,控制装置40的控制部46通过存储部45内的运行程序PRG的动作,进行照明驱动处理、摄像元件驱动处理、显示控制处理、缩放控制处理、及镜子驱动处理。镜子驱动处理是经由输入输出界面43将驱动可动镜子1114的驱动信号供给至可动镜子1114的处理。控制部46通过朝所述可动镜子1114的驱动信号的供给,每隔比动态图像的图框的图框切换短的时间T(例如, $T=1/120$ 秒)的间隔周期性地切换可动镜子1114的环绕轴 $\phi 1$ 及环绕轴 $\phi 2$ 的倾斜角度,由此生成体腔内的被摄物中的彼此不同的部分的分割区域图像,并将所生成的分割区域图像合成,由此生成图框的图像。

[0097] 若更具体地进行说明,则如图19所示,控制部46对体腔内的软性内视镜10'的摄影范围进行M(M为2以上的自然数,图19的例子中 $M=9$)等分,并对照时间T内的时刻 t_1 、时刻 $t_2 \cdots$ 时刻 $t_M(=9)$ 进行如下的处理。

[0098] 在时刻 t_1 ,控制部46以对摄影范围的整体进行M等分而成的M个区域AR-k($k=1 \sim 9$)中的第一个区域AR-1的光自插入部110'的前端的开口1801,经由固定镜子1115及可动镜子1114被引导至多芯纤维1116中的方式,控制可动镜子1114的斜度。区域AR-1的光穿过多芯纤维1116到达固体摄像元件1311。区域AR-1的光经过固体摄像元件1311的光电转换后,作为图像数据而存储于存储部45的接收缓冲区45S。若区域AR-1的图像数据被存储于接收缓冲区45S,则控制部46将所述图像数据存储于描绘框缓冲区45D中的与区域AR-1对应的存储区域。

[0099] 在时刻 t_2 ,控制部46以M个区域AR-k($k=1 \sim 9$)中的第二个区域AR-2的光自插入部110'的前端的开口1801,经由固定镜子1115及可动镜子1114被引导至多芯纤维1116的方

式,控制可动镜子1114的斜度。区域AR-2的光穿过多芯纤维1116到达固体摄像元件1311。区域AR-2的光经过固体摄像元件1311中的光电转换后,作为图像数据而存储于存储部45的接收缓冲区45S。若区域AR-2的图像数据被存储于接收缓冲区45S,则控制部46将所述图像数据存储于描绘框缓冲区45D中的与区域AR-2对应的存储区域。

[0100] 控制部46在时刻 t_3 、时刻 t_4 、时刻 t_5 、时刻 t_6 、时刻 t_7 、时刻 t_8 、时刻 t_9 也进行相同的处理,将针对区域AR-3、区域AR-4、区域AR-5、区域AR-6、区域AR-7、区域AR-8、区域AR-9的各者所生成的图像数据存储于描绘框缓冲区45D的个别的存储区域。对照下一个图框切换的时刻,将描绘框缓冲区45D与显示框缓冲区45E互换,显示框缓冲区45E内的区域AR-1、区域AR-2、区域AR-3、区域AR-4、区域AR-5、区域AR-6、区域AR-7、区域AR-8、及区域AR-9的图像数据作为一个图框的动态图像信号SC_{3D}被输出至显示装置30。

[0101] 以上是本实施方式的详细内容。此处,虽可在插入部110'的软性内视镜10'的筐体131内收纳8K的固体摄像元件,但若将多芯纤维1116的芯数增加至与固体摄像元件的像素数相同的根数,则可挠性受损。可维持可挠性的芯数的上限为1万根左右。

[0102] 相对于此,在本实施方式中,在插入部110的软性镜筒111'内设置有可动镜子1114与固定镜子1115,可动镜子1114可环绕具有相对于穿过多芯纤维1116的各芯CR的光的光轴方向的斜度的第一轴 ϕ_1 及与第一轴 ϕ_1 正交的第二轴 ϕ_2 的两个轴倾斜移动。进而,控制装置40以比动态图像的帧率的图框切换时间间隔短的时间T的间隔周期性地切换可动镜子1114的倾斜角度,由此生成被摄物中的彼此不同的部分的分割区域图像,并将所生成的分割区域图像合成,由此生成一个图框的动态图像。因此,根据本实施方式,可在将多芯纤维1116抑制成与以往的纤维镜(未满2K)的多芯纤维相同程度的粗度的状态下,获得8K的摄影图像。因此,根据本实施方式,可使用未满2K的固体摄像元件来实现具有8K分辨率的软性内视镜10'。

[0103] 以上,对本发明的第一实施方式及第二实施方式进行了说明,但也可对所述实施方式施加以下的变形。

[0104] (1) 在所述第一实施方式及第二实施方式中,也可如图20(A)所示那样,以内视镜的插入部110内的光学系统(物镜1111、接目镜1201、中继透镜1113等)的像圈(image circle)与固体摄像元件1311的光接收区域外接的方式,将焦距(固体摄像元件1311与光学系统的距离)设定得短,也可如图20(B)所示那样,以内视镜的插入部110内的光学系统(物镜1111、接目镜1201、中继透镜1113等)的像圈与固体摄像元件1311的光接收区域内接的方式,将焦距(固体摄像元件1311与光学系统的距离)设定得长。

[0105] (2) 在所述第一实施方式及第二实施方式中,在偏光眼镜50中埋设有位置检测传感器56与方向检测传感器57,在显示装置30中也埋设有位置检测传感器36与方向检测传感器37。但是,也可将显示装置30设为无位置检测传感器36与方向检测传感器37者。在此情况下,控制部46也可使用显示装置30的位置的X坐标值、Y坐标值、及Z坐标值、方位角及仰角的固定值,与偏光眼镜50的位置检测传感器56及方向检测传感器57的探测信号的检测信号来生成变换矩阵。

[0106] (3) 在所述第一实施方式中,固体摄像元件1311中的4320行7680列的像素 PX_{ij} 变成每2行2列的四个像素 PX_{ij} 的区块,且在各区块的四个像素 PX_{ij} 中粘贴有红色、绿色、蓝色、及近红外光的滤光片。但是,也可并非如所述那样在每四个区块中粘贴红色、绿色、蓝色、及近

红外光的滤光片。例如,也可将4320行每四行进行区块化,在区块的第一行的全列的像素 PX_{ij} 中粘贴红色的滤光片,在第二行的全列的像素 PX_{ij} 中粘贴绿色的滤光片,在第三行的全列的像素 PX_{ij} 中粘贴蓝色的滤光片,在第四行的全列的像素 PX_{ij} 中粘贴近红外光。

[0107] (4) 在所述第一实施方式及第二实施方式中,在筐体131中具有按钮139IN及按钮139OUT,将按钮139IN及按钮139OUT被短按一次作为契机产生触发信号。但是,产生触发信号的契机也可为其他方式。例如,也可在筐体131中搭载麦克风,将手术执行者说出“缩放”这一单词作为契机产生触发信号。另外,也可设为若进行将按钮139IN短按一次的操作,则产生指示将在显示装置30所显示的图像放大的放大触发信号,若进行将按钮139IN长按一次的操作,则产生指示解除放大的解除触发信号而不产生缩小的触发信号。

[0108] (5) 在所述第一实施方式及第二实施方式中,固体摄像元件1311是CMOS影像传感器。但是,也可利用电荷耦合器件(Charge Coupled Device, CCD)影像传感器来构成固体摄像元件1311。

[0109] (6) 在所述第二实施方式中,在插入部110'内收纳有一个多芯纤维1116。但是,也可收纳多个多芯纤维1116。

[0110] (7) 在所述第二实施方式中,插入部110'具有固定镜子1115与可动镜子1114的两个镜子。但是,镜子的个数也可为一个,也可为三个以上。另外,也可将一个或多个镜子全部设为可动镜子。总之,只要光自被摄物经由一个或多个镜子而被引导至多芯纤维1116,只要能使扫描区域成为可变的方式即可。

[0111] (8) 在所述第二实施方式中,第一轴 $\phi 1$ 只要相对于穿过多芯纤维1116的各芯的光的光轴倾斜即可,无需与穿过多芯纤维1116的各芯的光的光轴交叉。在此情况下,优选为以第一轴 $\phi 1$ 中的相对于穿过多芯纤维1116的各芯CR的光的光轴方向的斜度变成45度 \pm 规定角度的方式,控制可动镜子1114的环绕第二轴 $\phi 2$ 的倾斜移动。另外,优选为以第二轴 $\phi 2$ 中的相对于穿过多芯纤维1116的各芯CR的光的光轴方向的斜度变成90度 \pm 规定角度的方式,控制可动镜子1114的环绕第一轴 $\phi 1$ 的倾斜移动。

[0112] 符号的说明

[0113] 10:硬性内视镜

[0114] 10':软性内视镜

[0115] 20:照明装置

[0116] 30:显示装置

[0117] 40:控制装置

[0118] 50:偏光眼镜

[0119] 60:吸排气装置

[0120] 70:空气冷却装置

[0121] 130:筐体110:插入部

[0122] 120:接目镜安装部

[0123] 41:无线通信部

[0124] 42:操作部

[0125] 43:输入输出界面

[0126] 44:图像处理部

[0127] 45:存储部

[0128] 46:控制部

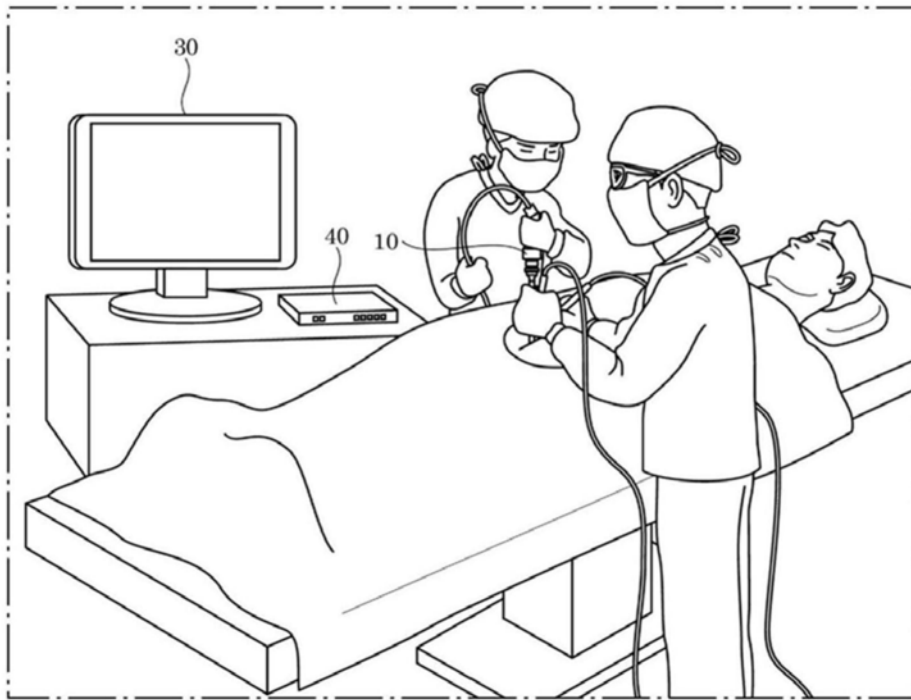


图2

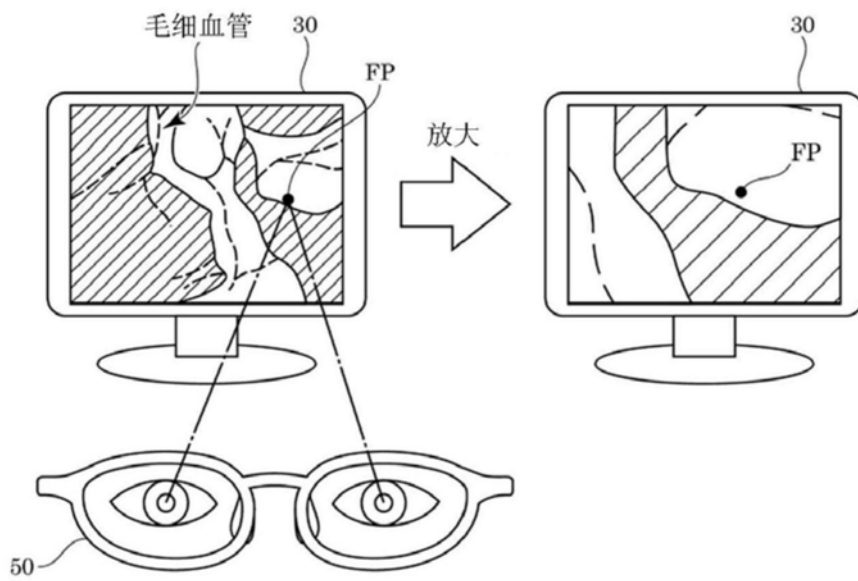


图3

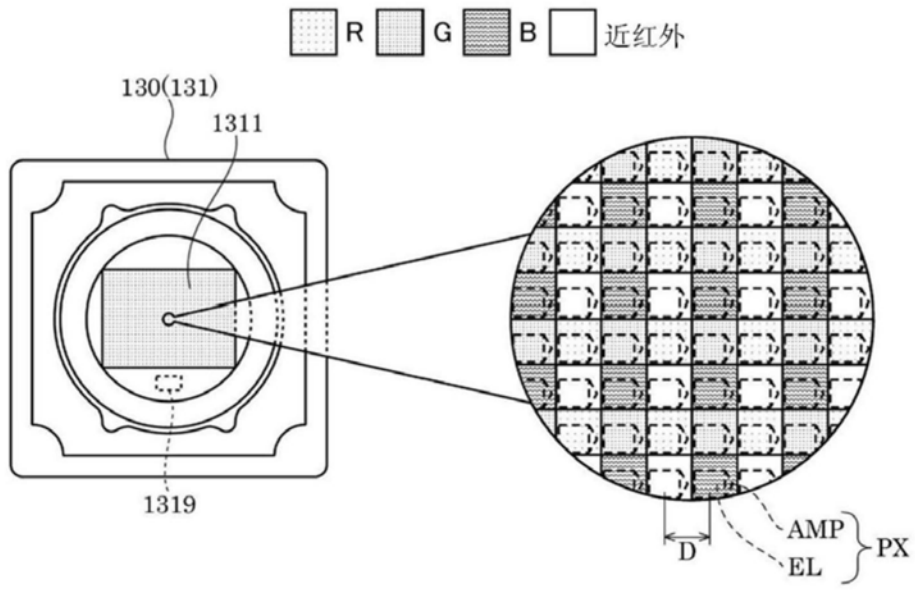


图4

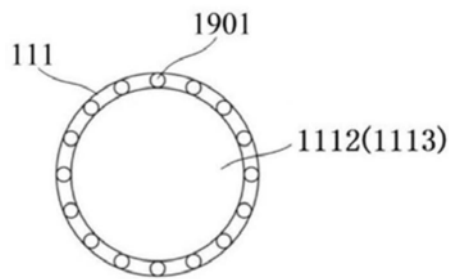


图5

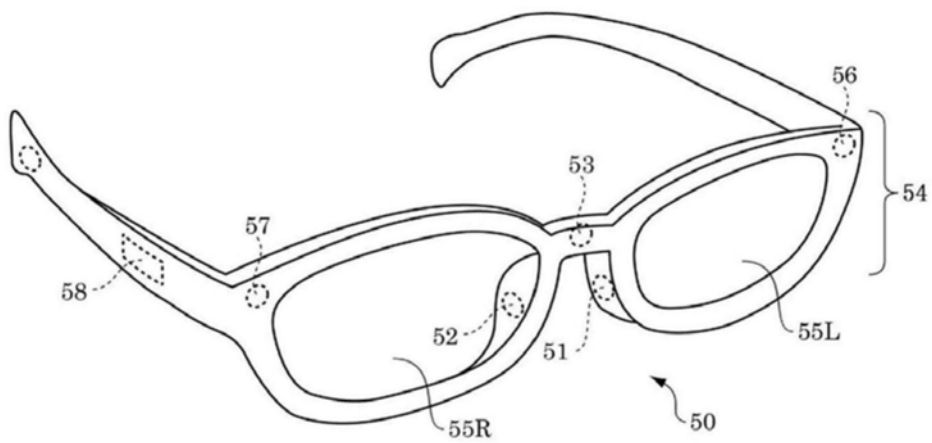


图6

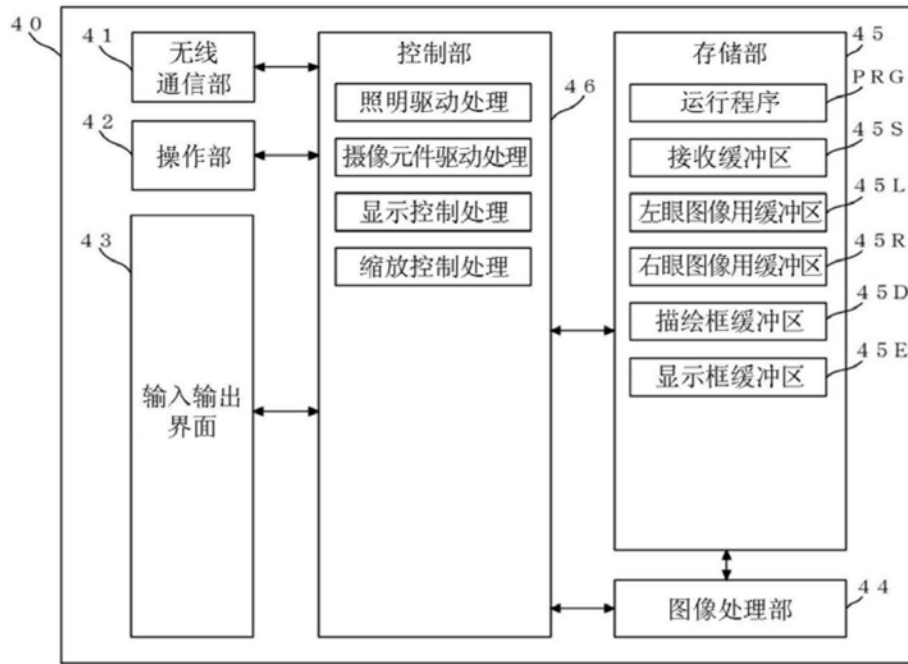


图7

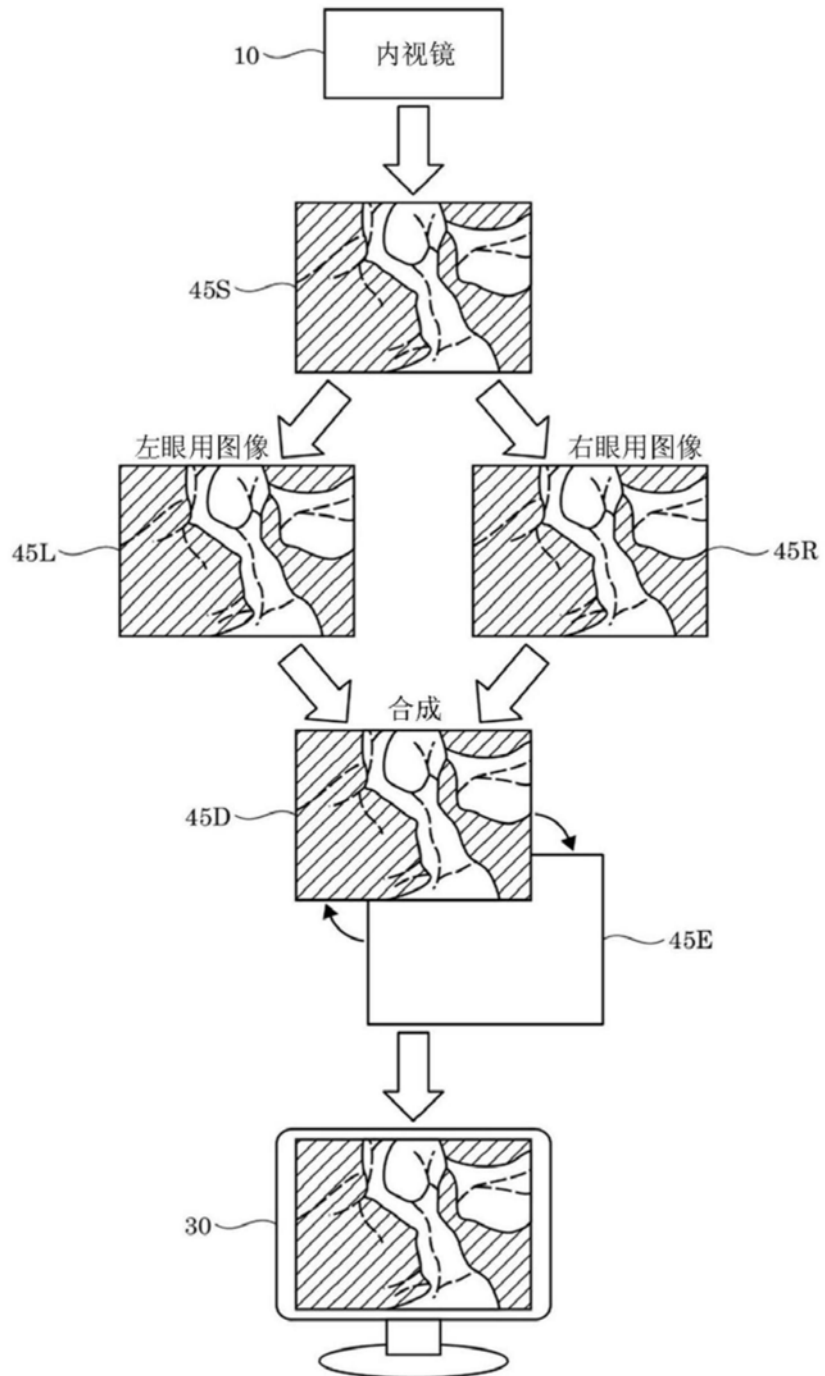


图8

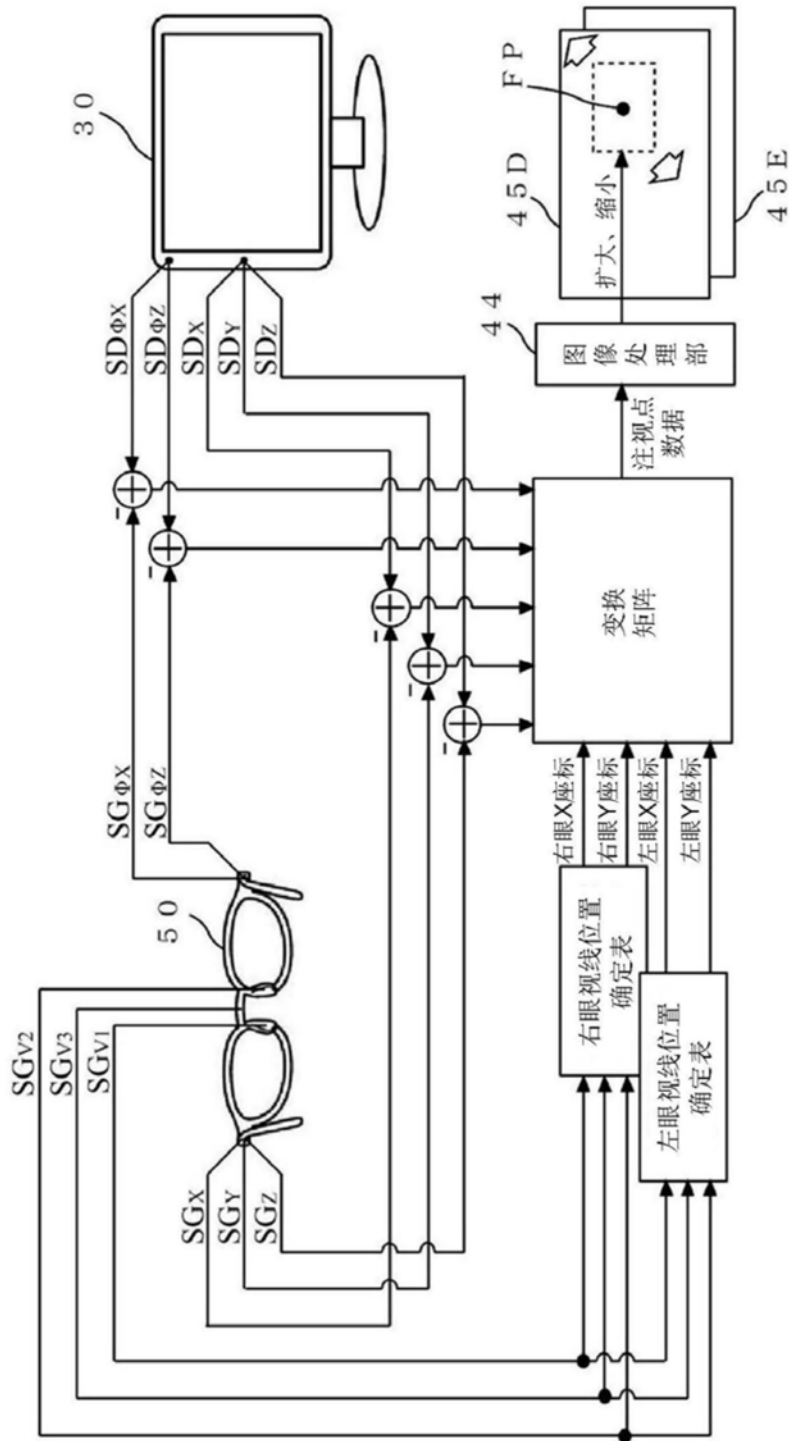


图9

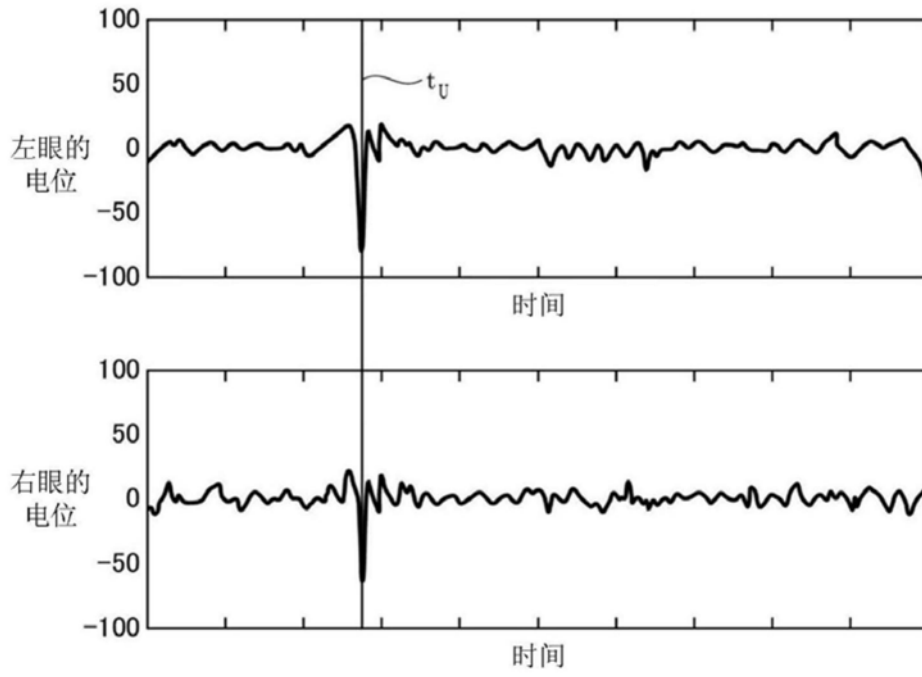


图10

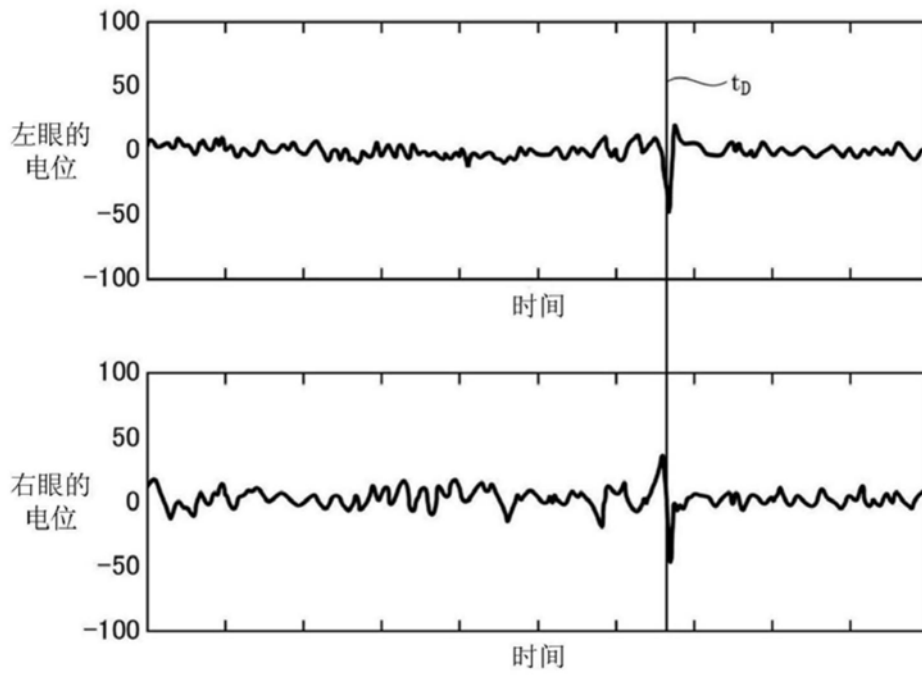


图11

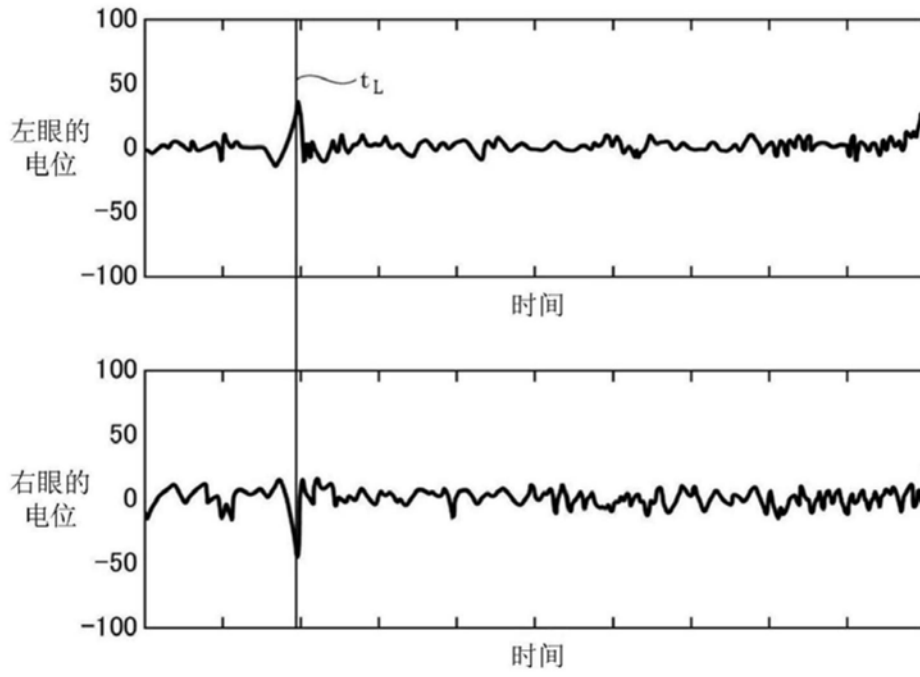


图12

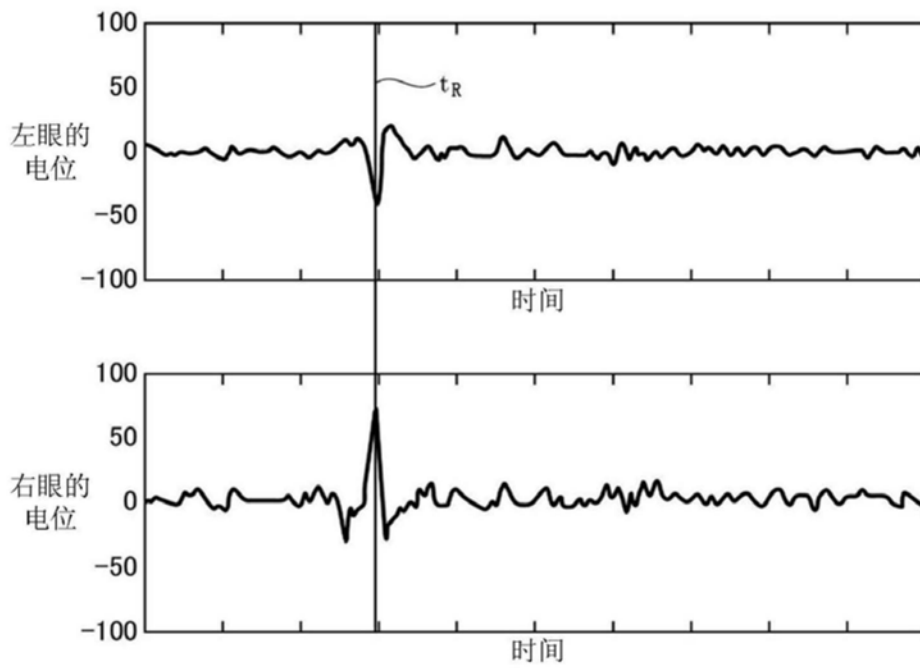


图13

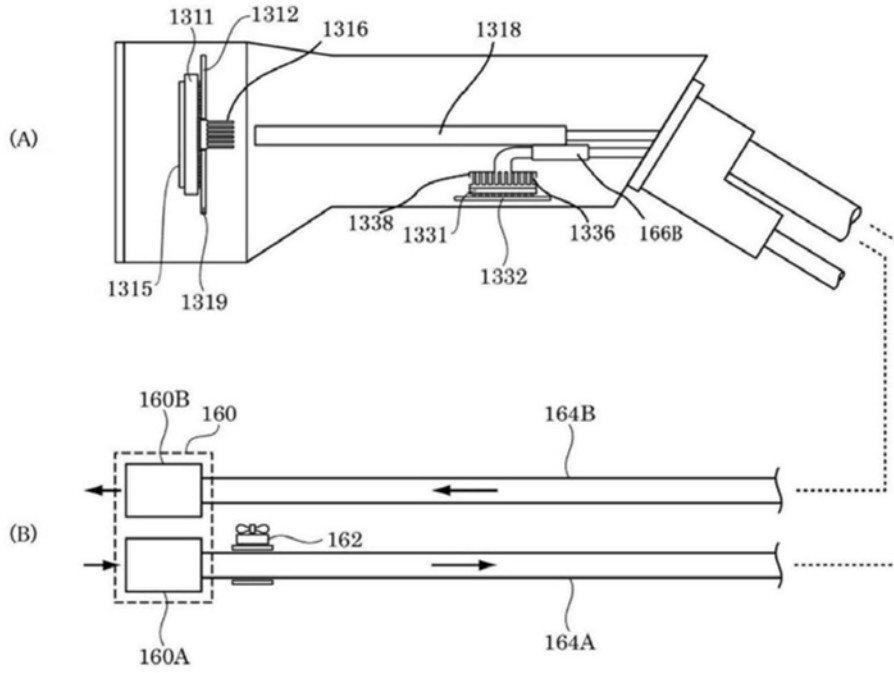


图14

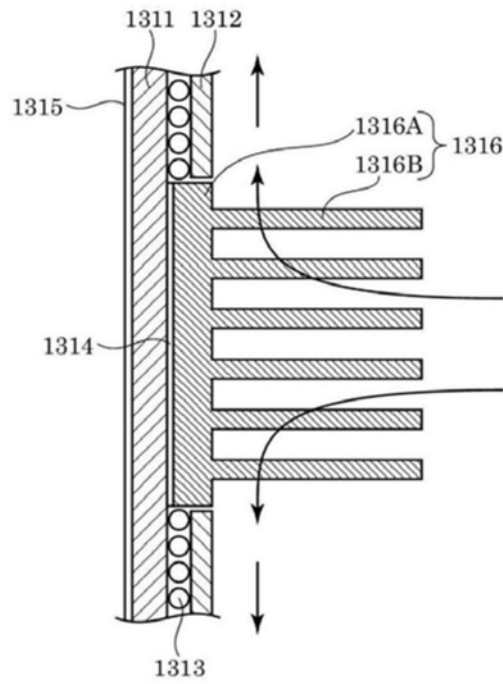


图15

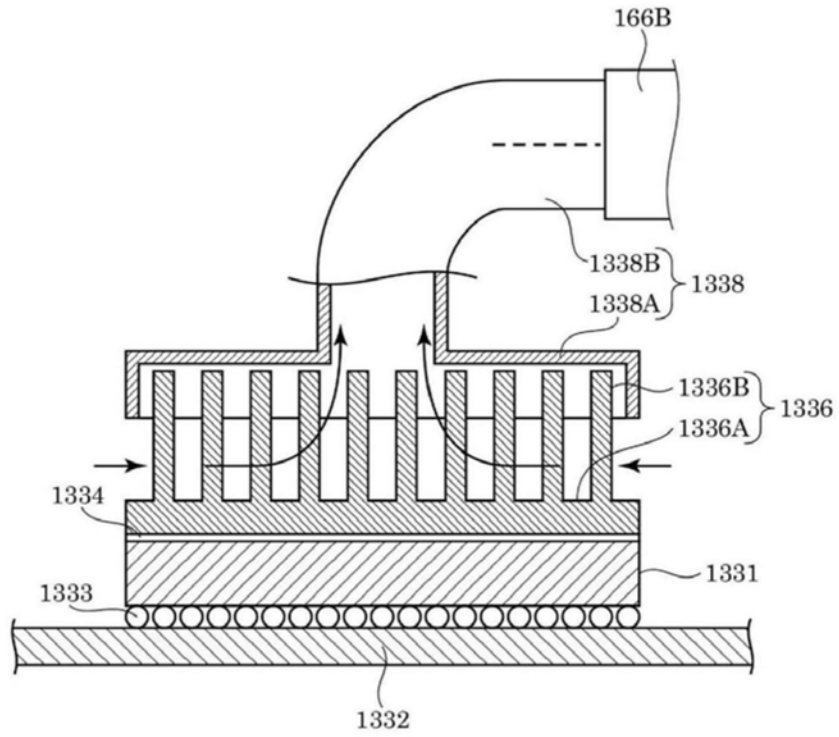


图16

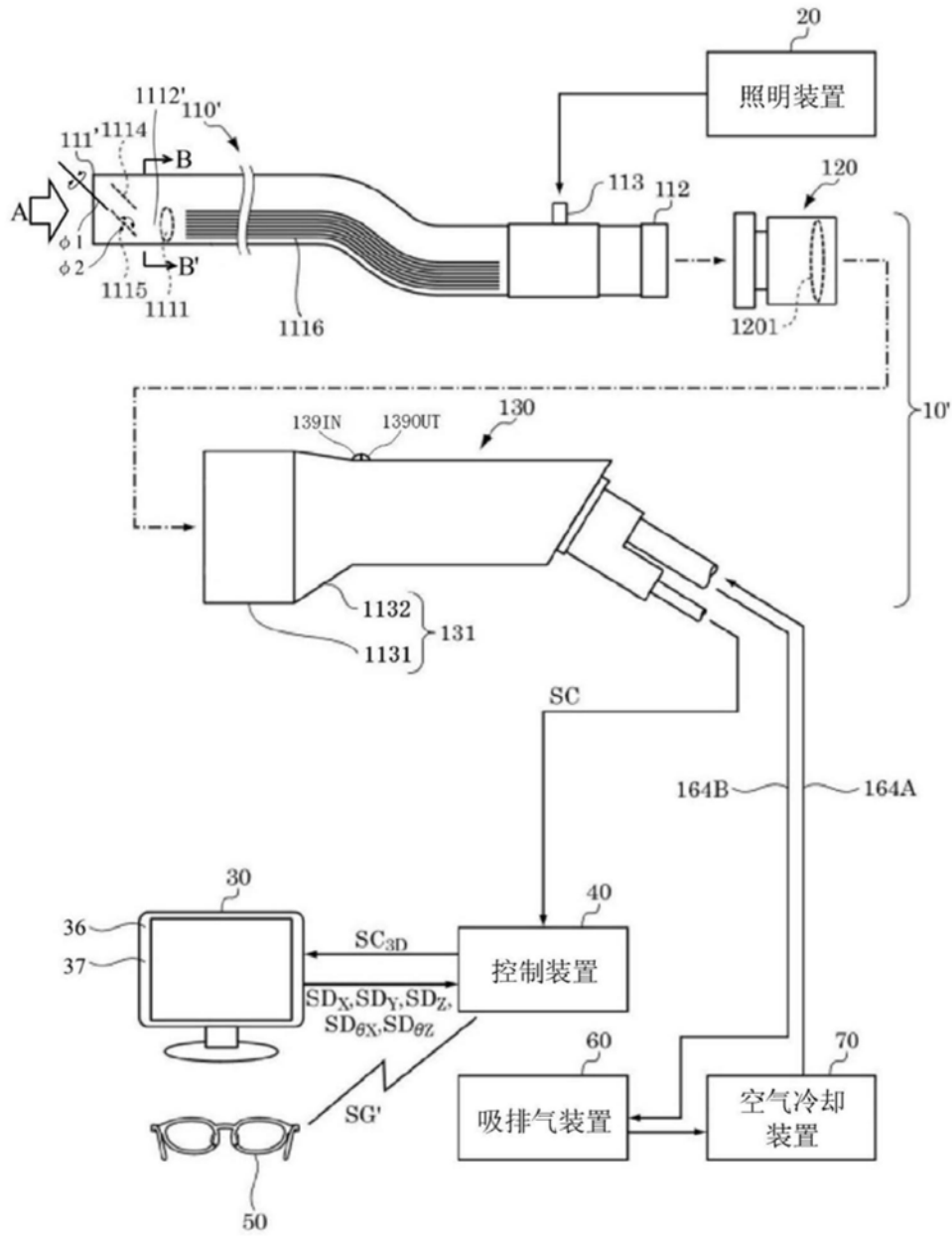


图17

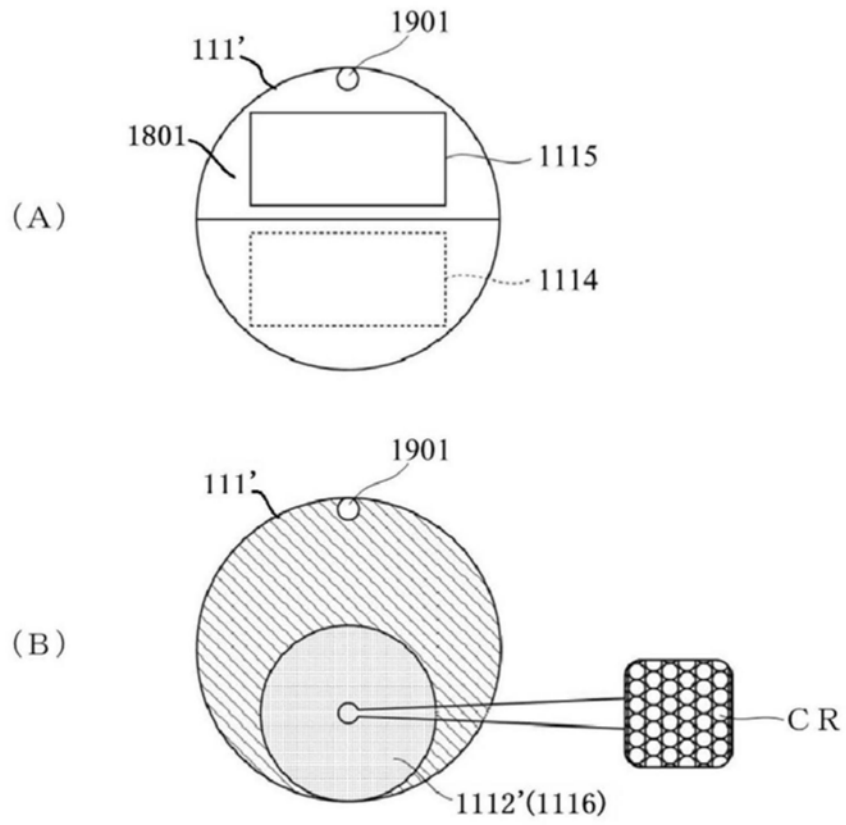


图18

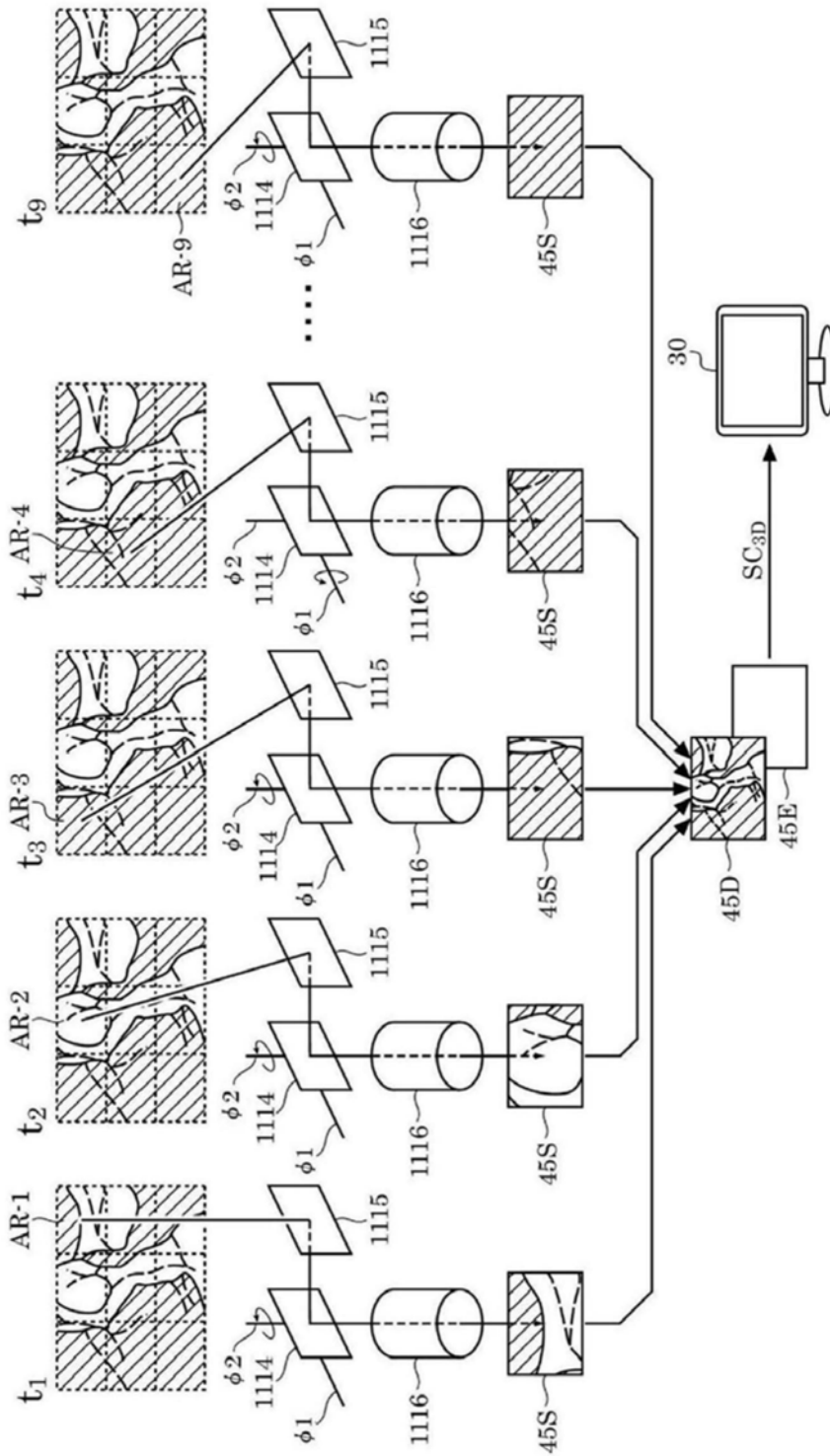


图19

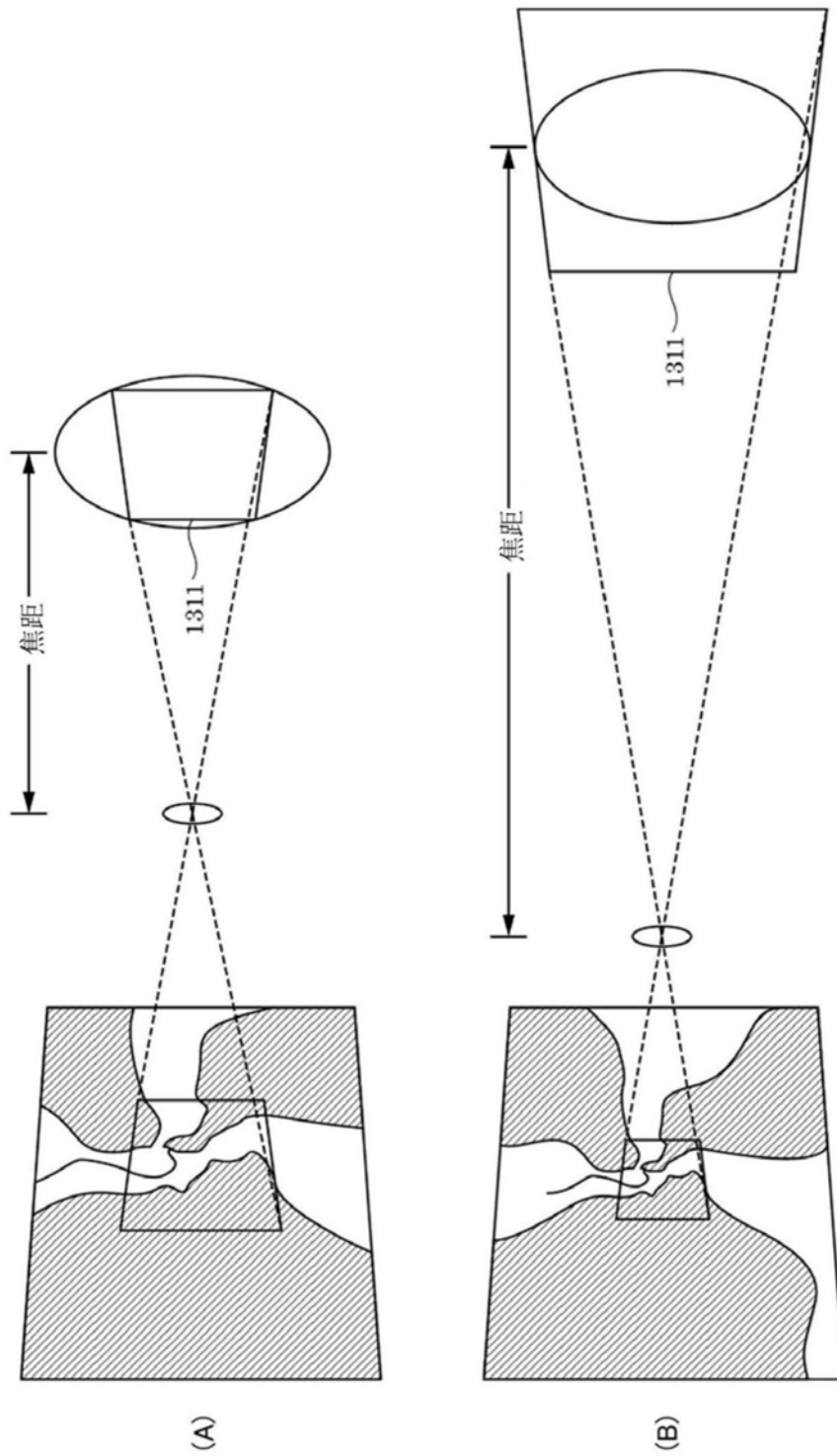


图20

专利名称(译)	内视镜系统		
公开(公告)号	CN111093466A	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201880057960.8	申请日	2018-09-07
[标]发明人	千叶敏雄 山下纮正 谷冈健吉 高桥哲		
发明人	千叶敏雄 山下纮正 谷冈健吉 高桥哲		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 A61B1/055 A61B1/12 G02B23/26 H04N7/18 H04N13/111 H04N13/117 H04N13/337 H04N13/383		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 A61B1/055 A61B1/12 G02B23/26 H04N7/18 H04N13/111 H04N13/117 H04N13/337 H04N13/383		
代理人(译)	杨贝贝		
优先权	2017173598 2017-09-10 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内视镜系统，在内视镜10的触发信号产生部产生了放大或缩小的触发信号的情况下，控制装置40根据产生所述触发信号时的偏光眼镜50内的传感器的探测信号及显示装置30内的传感器的探测信号的关系，确定显示装置30的显示图像内的手术执行者的注视点，并将所述注视点的周围放大或缩小，因此包含8K内视镜的内视镜系统的便利性进一步提升。

