



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 117241719 A

(43) 申请公布日 2023. 12. 15

(21) 申请号 202180097925.0

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2021.07.05

A61B 1/00 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日  
2023.11.07

(86) PCT国际申请的申请数据  
PCT/JP2021/025365 2021.07.05

(87) PCT国际申请的公布数据  
W02023/281607 JA 2023.01.12

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社  
地址 日本东京都

(72) 发明人 窪田明广 神田大和

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事  
务所(普通合伙) 11277  
专利代理师 刘新宇 李靖

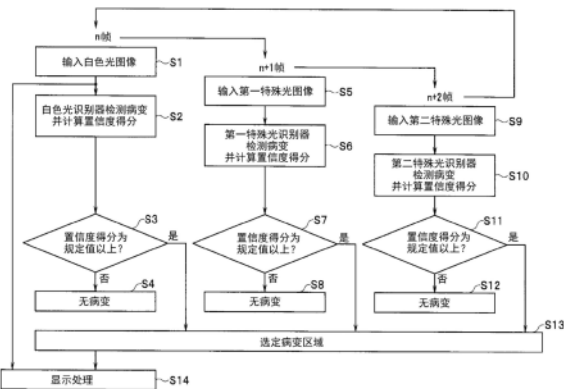
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

## (54) 发明名称

内窥镜处理器、内窥镜装置以及诊断用图像  
生成方法

## (57) 摘要

内窥镜处理器(4)具备处理器(4a)。处理器(4a)根据照射第一照明光而获取到的第一图像信息来检测病变候选的第一区域,根据照射光谱与第一照明光的光谱不同的第二照明光而获取到的第二图像信息,来检测病变候选的第二区域,基于第一区域和第二区域来选定病变候选的显示用区域,并生成在第一图像信息叠加显示用区域所得到的显示用图像信息。



1. 一种内窥镜处理器,具备处理器,  
所述处理器根据照射第一照明光而获取到的第一图像信息来检测病变候选的第一区域,  
所述处理器根据照射光谱与所述第一照明光的光谱不同的第二照明光而获取到的第二图像信息,来检测病变候选的第二区域,  
所述处理器基于所述第一区域和所述第二区域来选定病变候选的显示用区域,  
所述处理器生成在所述第一图像信息叠加所述显示用区域所得到的显示用图像信息。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器,其中,  
所述第一照明光是白色光。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器,其中,  
所述处理器根据照射光谱互不相同的多种第二照明光而获取到的多个第二图像信息,来检测多个第二区域,  
所述处理器基于所述第一区域和所述多个第二区域来选定所述显示用区域。
4. 根据权利要求3所述的内窥镜处理器,其中,  
所述多种第二照明光包含窄带成像用照明光和红色二色成像用照明光中的至少一方。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器,其中,  
所述处理器计算所述第一区域的置信度得分和所述第二区域的置信度得分这多个置信度得分,  
所述处理器基于所述多个置信度得分来选定所述显示用区域。
6. 根据权利要求5所述的内窥镜处理器,其中,  
所述处理器基于所述置信度得分比阈值高的所述第一区域和所述第二区域来选定所述显示用区域。
7. 根据权利要求6所述的内窥镜处理器,其中,  
所述处理器在所述第一区域的位置和所述第二区域的位置重叠的情况下,将所述第一区域和所述第二区域内的、所述置信度得分最高的区域选定为所述显示用区域。
8. 根据权利要求6所述的内窥镜处理器,其中,  
所述处理器在所述第一区域的位置和所述第二区域的位置重叠的情况下,将由所述第一区域和所述第二区域合并而成的区域选定为所述显示用区域。
9. 根据权利要求3所述的内窥镜处理器,其中,  
根据脏器来选择识别器,  
关于将所述第一区域和所述多个第二区域中的哪一个区域选定为所述显示用区域,所述处理器使其根据被检体的观察对象部位而不同。
10. 根据权利要求9所述的内窥镜处理器,其中,  
根据脏器改变权重并得到结果,  
所述处理器对所述第一区域的置信度得分和所述多个第二区域各自的置信度得分这多个置信度得分进行计算,  
所述处理器对所述多个置信度得分分别乘以与所述被检体的所述观察对象部位相应的多个权重系数,  
所述处理器基于乘以所述权重系数后的所述多个置信度得分来选定所述显示用区域。

11. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器, 其中,  
所述处理器进行所述第一图像信息和所述第二图像信息的变动检测,  
所述处理器在根据变动检测的结果将所述第一区域和所述第二区域进行位置对准之后, 选定所述显示用区域, 并生成所述显示用图像信息。

12. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器, 其中,  
所述处理器对所述显示用区域的病变的种类进行鉴别,  
所述处理器生成包含鉴别结果的所述显示用图像信息。

13. 根据权利要求12所述的内窥镜处理器, 其中,  
所述处理器对作为所述鉴别结果而得到的病变的发展程度进行识别,  
所述处理器生成包含所述发展程度的所述显示用图像信息。

14. 一种内窥镜装置, 具备:  
光源装置, 其能够照射包含第一照明光以及光谱与所述第一照明光的光谱不同的第二照明光的多种照明光;

内窥镜, 其具备摄像装置, 从所述光源装置照射所述第一照明光来由所述摄像装置获取第一图像信息, 从所述光源装置照射所述第二照明光来由所述摄像装置获取第二图像信息;

内窥镜处理器, 其具备处理器, 所述处理器根据所述第一图像信息来检测病变候选的第一区域, 根据所述第二图像信息来检测病变候选的第二区域, 基于所述第一区域和所述第二区域来选定病变候选的显示用区域, 并生成在所述第一图像信息叠加所述显示用区域所得到的显示用图像信息; 以及

监视器, 其显示所述显示用图像信息。

15. 一种诊断用图像生成方法, 包括以下步骤:

根据照射第一照明光而获取到的第一图像信息来检测病变候选的第一区域;

根据照射光谱与所述第一照明光的光谱不同的第二照明光而获取到的第二图像信息, 来检测病变候选的第二区域;

基于所述第一区域和所述第二区域来选定病变候选的显示用区域; 以及

生成在所述第一图像信息叠加所述显示用区域所得到的显示用图像信息。

## 内窥镜处理器、内窥镜装置以及诊断用图像生成方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种根据图像信息来检测病变区域的内窥镜处理器、内窥镜装置以及诊断用图像生成方法。

### 背景技术

[0002] 以往,在医疗领域、工业用领域广泛利用了内窥镜。例如,当在医疗领域使用内窥镜时,手术操作者能够观察显示于显示装置的被检体内的内窥镜图像来发现和鉴别病变部,并使用处置器具对病变部进行处置。

[0003] 近年来,为了抑制手术操作者看漏病变部并易于进行诊断,开发了一种利用计算机对内窥镜图像定量地进行解析并且在内窥镜图像中显示病变候选的位置、鉴别信息等的计算机辅助图像诊断(CAD:Computer Aided Detection/Diagnosis)。提出了如下一种内窥镜装置:在通过CAD发现了病变部的情况下,在内窥镜图像上进行强调显示(例如框等的标记显示),由此向手术操作者通知存在病变部以及病变部所在的位置。

[0004] 例如,在W02019/087971号公报中记载了一种利用第一照明光检测病变区域、利用第二照明光鉴别病变的种类、利用第三照明光确定发展程度的医疗图像处理装置以及内窥镜装置。

[0005] 但是,在W02019/087971号公报中,用于检测病变区域的第一照明光具体而言是如该公报的图5所记载那样的图案1的鉴别用照明光。该鉴别用照明光是接近用肉眼观察的颜色的白色光(=普通光),不是比较容易识别病变部的特殊光,因此存在看漏病变的可能性。

[0006] 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实现还对白色光下有可能看漏的病变进行检测的功能的内窥镜处理器、内窥镜装置以及诊断用图像生成方法。

### 发明内容

[0007] 本发明的一个方式的内窥镜处理器具备处理器,所述处理器根据照射第一照明光而获取到的第一图像信息来检测病变候选的第一区域,根据照射光谱与所述第一照明光的光谱不同的第二照明光而获取到的第二图像信息,来检测病变候选的第二区域,基于所述第一区域和所述第二区域来选定病变候选的显示用区域,生成在所述第一图像信息叠加所述显示用区域所得到的显示用图像信息。

[0008] 本发明的一个方式的内窥镜具备:光源装置,其能够照射包含第一照明光以及光谱与所述第一照明光的光谱不同的第二照明光的多种照明光;内窥镜,其具备摄像装置,从所述光源装置照射所述第一照明光来由所述摄像装置获取第一图像信息,从所述光源装置照射所述第二照明光来由所述摄像装置获取第二图像信息;内窥镜处理器,其具备处理器,所述处理器根据所述第一图像信息来检测病变候选的第一区域,根据所述第二图像信息来检测病变候选的第二区域,基于所述第一区域和所述第二区域来选定病变候选的显示用区域,并生成在所述第一图像信息叠加所述显示用区域所得到的显示用图像信息;以及监视

器,其显示所述显示用图像信息。

[0009] 本发明的一个方式的诊断用图像生成方法包括以下步骤:根据照射第一照明光而获取到的第一图像信息来检测病变候选的第一区域;根据照射光谱与所述第一照明光的光谱不同的第二照明光而获取到的第二图像信息,来检测病变候选的第二区域;基于所述第一区域和所述第二区域来选定病变候选的显示用区域;以及生成在所述第一图像信息叠加所述显示用区域所得到的显示用图像信息。

## 附图说明

[0010] 图1是示出本发明的第一实施方式所涉及的内窥镜装置的外观的一例的立体图。

[0011] 图2是示出上述第一实施方式所涉及的内窥镜装置的结构的一例的框图。

[0012] 图3是示出上述第一实施方式所涉及的内窥镜处理器的电气结构例的框图。

[0013] 图4是示出上述第一实施方式所涉及的识别器的结构例的框图。

[0014] 图5是示出上述第一实施方式中的各识别器和监视器中的图像信息的例子的图表。

[0015] 图6是示出上述第一实施方式所涉及的内窥镜处理器的处理的流程图。

[0016] 图7是示出本发明的第二实施方式所涉及的识别器的结构例的框图。

[0017] 图8是示出上述第二实施方式所涉及的内窥镜处理器的处理的流程图。

[0018] 图9是本发明的第三实施方式所涉及的识别器的结构例的框图。

[0019] 图10是示出上述第三实施方式所涉及的内窥镜处理器的处理的流程图。

## 具体实施方式

[0020] 下面,参照附图来说明本发明的实施方式。但是,并非通过以下说明的实施方式来限定本发明。此外,在附图的记载中,对相同或对应的要素适当标注相同的附图标记。

[0021] [第一实施方式]

[0022] 图1至图6示出本发明的第一实施方式,图1是示出内窥镜装置1的结构的一例的立体图。本实施方式的内窥镜装置1具备内窥镜2、光源装置3、内窥镜处理器4以及监视器5。

[0023] 内窥镜2具备:细长的插入部9,其被插入到被检体;操作部10,其用于进行与内窥镜2有关的各种操作;以及通用线缆17,其用于将内窥镜2与光源装置3及内窥镜处理器4连接。

[0024] 插入部9从前端朝向基端侧依次具备前端部6、弯曲部7以及挠性管部8。前端部6具备用于使照明光向被检体射出的照明窗和被来自被检体的返回光入射的观察窗,但省略了它们的图示。本实施方式的内窥镜2构成为电子内窥镜,在前端部6设置有摄像装置21(参照图2)。摄像装置21具备摄像光学系统和摄像元件。摄像光学系统使从观察窗入射的光以被摄体的光学像(被摄体像)的形式成像于摄像元件上。摄像元件是CCD(Charge Coupled Device:电荷耦合器件)、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor:互补金属氧化物半导体)等图像传感器。摄像元件对被摄体像进行光电变换来生成摄像信号,并输出该摄像信号。摄像信号经由信号线被传输至内窥镜处理器4。

[0025] 弯曲部7是在前端部6的基端侧连接设置的能够弯曲的部位,通过进行弯曲来变更前端部6所朝向的方向。通过变更前端部6的方向,来变更被检体的观察部位、或者提高内窥

镜2的插入性。

[0026] 挠性管部8是在弯曲部7的基端侧连接设置的具有可能性的部位。

[0027] 在插入部9和操作部10内配设有用于使弯曲部7弯曲的弯曲线以及用于使处置器具贯穿的处置器具通道。另外,在内窥镜2的插入部9、操作部10以及通用线缆17内配设有与摄像元件连接的上述的信号线以及用于传输照明光的光导件。

[0028] 在操作部10设置有用通过弯曲线来对弯曲部7进行弯曲操作的弯曲操作部14、包括聚焦开关15的各种开关类等。在摄像光学系统具有变倍光学系统的情况下,通过操作聚焦开关15来将聚焦位置变更为近点或远点,从而进行被检体像的变倍。弯曲操作部14具备用于沿上下方向对弯曲部7进行弯曲操作的UD弯曲操作旋钮12和用于沿左右方向对弯曲部7进行弯曲操作的RL弯曲操作旋钮13。弯曲部7还能够通过将上下方向的弯曲与左右方向的弯曲组合来进行斜方向的弯曲。

[0029] 在操作部10的前端侧设置有用手术操作者用手把持内窥镜2的把持部11以及成为上述的处置器具通道的基端侧的开口的处置器具通道插入口16。

[0030] 通用线缆17从操作部10的例如基端侧的侧面延伸出。在通用线缆17的基端设置有镜体连接器17a。镜体连接器17a将内窥镜2装卸自如地与光源装置3连接。通过将镜体连接器17a与光源装置3连接,能够利用光导件进行照明光的传输。

[0031] 镜体连接器17a从侧面延伸出螺旋状的电线缆18。在电线缆18的延伸端设置的电连接器18a装卸自如地与内窥镜处理器4连接。通过将电连接器18a与内窥镜处理器4连接,来将摄像元件与内窥镜处理器4电连接。

[0032] 内窥镜处理器4与作为显示装置的监视器5电连接。内窥镜处理器4对从内窥镜2的摄像元件输出的摄像信号进行处理,来生成显示用图像信息。显示用图像信息被从内窥镜处理器4输出到监视器5,作为包含内窥镜图像的显示图像而被显示于监视器5。另外,监视器5具备输出声音的扬声器5a。

[0033] 图2是示出内窥镜装置1的结构的一例的框图。

[0034] 如上所述,内窥镜2具备摄像装置21。摄像装置21通过拍摄被光源装置3照射了第一照明光的被检体来获取第一图像信息(后述的白色光图像信息),通过拍摄被光源装置3照射了第二照明光的被检体来获取第二图像信息(后述的第一特殊光图像信息和第二特殊光图像信息)。

[0035] 光源装置3能够照射包含第一照明光以及光谱与第一照明光的光谱不同的第二照明光的多种照明光。本实施方式的光源装置3具备白色光源31、第一特殊光源32以及第二特殊光源33。白色光源31发出观察用的白色光。第一特殊光源32发出光谱与白色光的光谱不同的第一特殊光。第二特殊光源33发出光谱与白色光及第一特殊光的光谱不同的第二特殊光。白色光是第一照明光,第一特殊光和第二特殊光是第二照明光。

[0036] 具体地说,光源装置3具备发出R(红色)、G(绿色)、B(蓝色)、V(紫色)、A(琥珀色)等的各色光的多个光源,通过将各色光源组合来构成上述的白色光源31、第一特殊光源32以及第二特殊光源33。

[0037] 光源装置3例如具备LED(Light Emitting Diode:发光二极管)、或LD(Laser Diode:激光二极管)等发光设备。作为一例,光源装置3具备发出中心波长约为405nm的紫色(V)光的V-LED、发出中心波长约为445nm的蓝色(B)光的B-LED、发出中心波长约为540nm的

绿色(G)光的G-LED以及发出中心波长约为630nm的红色(R)光的R-LED。另外,光源装置3根据需要而具备棱镜、反射镜、光纤、或者对波长带或光量等进行调节的光学滤波器等。

[0038] 本实施方式的光源装置3例如依次按每一帧发出白色光、第一特殊光、第二特殊光。由此,摄像装置21重复进行以下操作:依次获取白色光图像信息(以下,称为白色光图像)、第一特殊光图像信息(以下,称为第一特殊光图像)、第二特殊光图像信息(以下,称为第二特殊光图像),继第二特殊光图像之后再获取白色光图像。但是,并不限定于以1帧获取各图像,也可以以多帧获取任意的图像。例如,白色光图像和第一特殊光图像各以1帧获取,而第二特殊光图像以2帧获取等。

[0039] 内窥镜处理器4具备图像处理部41、白色光识别器42、第一特殊光识别器43、第二特殊光识别器44、病变区域选定部45、显示处理部46、总线47以及控制部48。

[0040] 此外,在图2中设置了白色光识别器42、第一特殊光识别器43以及第二特殊光识别器44这3个识别器,但也可以是2个或4个以上。另外,也可以构成为:设置1个具有多个识别功能的识别器,通过切换识别功能来作为白色光识别器42、第一特殊光识别器43以及第二特殊光识别器44中的任一个识别器发挥功能。

[0041] 图3是示出内窥镜处理器4的电气结构例的框图。在图2中示出了内窥镜处理器4的功能性结构,但内窥镜处理器4例如具备处理器4a和存储器4b来作为电气结构。

[0042] 处理器4a例如具备包括CPU(Central Processing Unit:中央处理装置)等的ASIC(Application Specific Integrated Circuit:面向特定用途的集成电路)、或FPGA(Field Programmable Gate Array:现场可编程门阵列)。存储器4b是RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)、快闪存储器、盘存储介质等存储介质。存储器4b包括记录处理程序的能够由计算机读取的非暂态的存储介质。

[0043] 处理器4a通过读入存储于存储器4b的处理程序并执行该处理程序,来发挥图2所示的各部的功能。但是,并不限定于该结构,处理器4a也可以构成为发挥各部的功能的专用的电子回路。

[0044] 另外,图4是示出识别器42、43、44的结构例的框图。白色光识别器42、第一特殊光识别器43以及第二特殊光识别器44均具备根据通过照射照明光而获取到的图像信息来检测病变候选的区域的病变识别器4c。病变识别器4c例如包括学习了病变图像的人工智能(AI:Artificial Intelligence)。

[0045] 图像处理部41对从摄像装置21输出的图像信息进行去马赛克、噪声校正、颜色校正、对比度校正、伽玛校正等各种处理,来将其变换为能够输出到监视器5的格式的图像信号(显示用图像信息)。

[0046] 白色光识别器42是第一识别器,第一特殊光识别器43和第二特殊光识别器44是第二识别器。

[0047] 白色光识别器42包括通过机器学习、深度学习等学习了被拍摄成白色光图像的病变图像的AI。白色光识别器42根据向被检体照射从白色光源31发出的白色光并由摄像装置21获取到的内窥镜图像(白色光图像)来检测病变候选区域(病变候选的第一区域)。另外,白色光识别器42对所检测到的病变候选区域的置信度得分进行计算。置信度得分表示病变候选区域实际为病变的准确度(确信度)。

[0048] 第一特殊光识别器43包括通过机器学习、深度学习等学习了被拍摄成第一特殊光

图像的病变图像的AI。第一特殊光识别器43根据向被检体照射从第一特殊光源32发出的第一特殊光并由摄像装置21获取到的内窥镜图像(第一特殊光图像)来检测病变候选区域(病变候选的第二区域)。另外,第一特殊光识别器43对所检测到的病变候选区域的置信度得分进行计算。

[0049] 第二特殊光识别器44包括通过机器学习、深度学习等学习了被拍摄成第二特殊光图像的病变图像的AI。第二特殊光识别器44根据向被检体照射从第二特殊光源33发出的第二特殊光并由摄像装置21获取到的内窥镜图像(第二特殊光图像)来检测病变候选区域(病变候选的第二区域)。另外,第二特殊光识别器44对所检测到的病变候选区域的置信度得分进行计算。

[0050] 第一特殊光识别器43和第二特殊光识别器44例如能够构成检测处于距粘膜表面的深度不同的位置(表层、中层、深层)的病变候选区域的识别器。例如基于强调了处于目标深度的血管信息的图像来进行病变候选区域的检测。作为强调血管信息的特殊光,例如选择充分到达目标深度的、氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的吸光系数 $\mu_a$ 有差异的窄带光的波长与氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的吸光系数 $\mu_a$ 无差异的等吸收点的窄带光的波长的组(在对表层、中层、深层的各深度的血管的氧饱和度进行计算时最佳的窄带光的波长组)。这样的波长组的照明光作为NBI(Narrow Band Imaging:窄带成像)用照明光而被知晓。

[0051] 表层型病变的识别器对粘膜表面或距粘膜表面的深度比较浅的(与粘膜表面相距几十 $\mu\text{m}$ 左右的深度的)表层型病变进行识别。强调表层型的血管信息的特殊光例如是如下的光:包含作为参照光的紫色光(405nm)和作为测定光的蓝色光(445nm),并且紫色光的光量比蓝色光的光量大。表层型病变的识别器是利用以强调表层型的血管信息的特殊光拍摄到的病变图像进行了学习的识别器。

[0052] 中层型病变的识别器对距粘膜表面的深度为中等程度(几十 $\mu\text{m}$ ~几百 $\mu\text{m}$ 的深度)的中层型病变进行识别。强调中层型的血管信息的特殊光例如是如下的光:包含作为测定光的蓝色光(473nm)、作为参照光的绿色光以及作为参照光的红色光,蓝色光的光量比绿色光的光量大,并且绿色光的光量比红色光的光量大。中层型病变的识别器是利用以强调中层型的血管信息的特殊光拍摄到的病变图像进行了学习的识别器。

[0053] 深层型病变的识别器对距粘膜表面的深度深的(从粘膜肌层到粘膜下组织层的深度的)深层型病变进行识别。强调深层型的血管信息的特殊光包含作为参照光的蓝色光、作为参照光的绿色光以及作为测定光的红色光(630nm),是利用绿色光的光量比蓝色光的光量大,并且蓝色光的光量比红色光的光量大的特殊光拍摄到的病变图像进行了学习的识别器等。

[0054] 此外,将距粘膜表面的深度不同的病变的识别器列举为第二识别器(第一特殊光识别器43、第二特殊光识别器44)的例子,但不仅限于此。第二识别器例如也可以是利用以如下的特殊光(RDI(Red Dichromatic Imaging:红色二色成像)用照明光)拍摄到的病变图像进行了学习的识别器,所述特殊光从粘膜上的残渣或胆汁、或因出血而产生的粘膜上的血液等在白色光下成为检测病变候选区域的障碍物的物质透过。RDI用照明光例如使用绿色、琥珀色以及红色这3种颜色的特定波长的光。因而,多种第二照明光优选包括NBI用照明光和RDI用照明光中的至少一方。

[0055] 此外,在本实施方式中,作为一例,设为第一特殊光识别器43是表层型病变的识别

器、第二特殊光识别器44是中层型病变的识别器来进行说明。

[0056] 病变区域选定部45基于由白色光识别器42检测到的病变候选区域、由第一特殊光识别器43检测到的病变候选区域以及由第二特殊光识别器44检测到的病变候选区域,来选定病变候选的显示用区域。

[0057] 由病变区域选定部45选定显示用区域的选定方法例如能够使用如以下那样的(1)~(3)的方法。以下示出的(1)~(3)的方法均为以下方法:计算白色光图像的病变候选区域(第一区域)的置信度得分、第一特殊光图像的病变候选区域(第二区域)的置信度得分以及第二特殊光图像的病变候选区域(第二区域)的置信度得分这多个置信度得分,并基于多个置信度得分来选定显示用区域。

[0058] 下面,适当地将由白色光识别器42检测到的病变候选区域称为区域1,将由第一特殊光识别器43检测到的病变候选区域称为区域2,将由第二特殊光识别器44检测到的病变候选区域称为区域3。此外,关于区域1,既有未检测到病变候选而不存在区域1的情况,也有在1个图像内检测到1个或多个病变候选而存在1个或多个区域1的情况。关于区域2、3,也与区域1同样地有存在0个、1个或多个的情况。

[0059] (1)首先提取区域1~3内的、置信度得分为规定的阈值(规定值)以上的区域,对于在提取出的区域中位置重叠的多个区域,合并所有的区域,并选定为显示用区域。另外,对于在提取出的区域中位置不重叠的区域,直接选定为显示用区域。

[0060] (2)首先提取区域1~3内的、置信度得分为规定的阈值(规定值)以上的区域,对于在提取出的区域中位置重叠的多个区域,将置信度得分最高的区域选定为显示用区域。另外,对于在提取出的区域中位置不重叠的区域,直接选定为显示用区域。

[0061] (3)根据被检体的观察对象部位(成为内窥镜检查的对象的脏器),对置信度得分进行加权,基于加权后的置信度得分,应用(2)的方法来选定显示用区域。

[0062] 进一步说明(3)的方法。下面,适当地将区域1的置信度得分称为得分1,将区域2的置信度得分称为得分2,将区域3的置信度得分称为得分3。另外,将与得分1相乘的权重系数称为权重系数1,将与得分2相乘的权重系数称为权重系数2,将与得分3相乘的权重系数称为权重系数3。

[0063] 关于食道或大肠等脏器,正在确立基于以强调表层型的血管信息的特殊光拍摄到的图像的诊断方法。因此,在脏器是食道或大肠的情况下,使权重系数2比权重系数1和权重系数3大,应用(2)的方法来选定显示用区域。此时,如果将权重系数1和权重系数3设定为0,则仅将由作为表层型病变的识别器的第一特殊光识别器43检测到的区域2作为选定对象,与将第一特殊光识别器43选择为识别器的情况相同。

[0064] 另外,在脏器是胃且病变是胃硬癌的情况下,正在确立基于以强调中层型的血管信息的特殊光拍摄到的图像的诊断方法。因此,在脏器是胃的情况下,使权重系数3比权重系数1和权重系数2大,应用(2)的方法来选定显示用区域。此时,如果将权重系数1和权重系数2设定为0,则仅将由作为中层型病变的识别器的第二特殊光识别器44检测到的区域3作为选定对象,与将第二特殊光识别器44选择为识别器的情况相同。

[0065] 因而,白色光图像的病变候选区域(第一区域)、第一特殊光图像的病变候选区域(第二区域)以及第二特殊光图像的病变候选区域(第二区域)中的哪一个区域被选定为显示用区域会根据脏器而不同。

[0066] 可以根据用户指示(即手动地)进行与脏器相应的加权的切换,也可以由控制部48基于内窥镜图像的特征进行判定后自动地进行与脏器相应的加权的切换,也可以检测内窥镜2的插入部9的插入长度,并由控制部48基于检测结果进行判定后自动地进行与脏器相应的加权的切换,也可以在内窥镜2的前端部6组装位置检测传感器,并由控制部48基于位置检测传感器的检测结果进行判定后自动地进行与脏器相应的加权的切换。

[0067] 经由白色光识别器42和病变区域选定部45从图像处理部41向显示处理部46发送白色光图像。进而,向显示处理部46发送由病变区域选定部45选定的显示用区域。

[0068] 总线47是用于内窥镜处理器4内的各部进行命令、信息的发送接收的传输路径。

[0069] 控制部48经由总线47与图像处理部41、白色光识别器42、第一特殊光识别器43、第二特殊光识别器44、病变区域选定部45以及显示处理部46连接,并对它们进行控制。

[0070] 控制部48具备变动检测部48a。变动检测部48a对白色光图像、第一特殊光图像以及第二特殊光图像的变动进行检测。关于由控制部48进行的变动检测,例如可以通过图像解析来进行,也可以在内窥镜2的前端部6组装加速度传感器或上述的位置检测传感器,并基于传感器的检测结果来进行。

[0071] 由于设置在内窥镜2的前端部6的摄像装置21相对于被检体的移动而产生图像的变动。作为图像的变动的种类,例如,除了画面上的上下方向、左右方向的变动、摄像装置21相对于被检体的旋转的变动以外,还存在由前端部6接近/远离被检体引起的(或者在摄像装置21具备变倍光学系统的情况下由变倍引起的)图像的放大/缩小的变动。控制部48将由变动检测部48a检测到的图像的变动信息发送到病变区域选定部45和显示处理部46。

[0072] 病变区域选定部45基于从控制部48发送来的图像的变动信息,在将图像彼此进行位置对准(位置偏移校正)之后(因而,在将图像中的病变候选区域彼此进行位置对准之后),从区域1~3中选定显示用区域。

[0073] 显示处理部46基于从控制部48发送来的图像的变动信息将显示用区域与白色光图像进行位置对准。但是,也可以由病变区域选定部45进行显示用区域相对于白色光图像的位置对准。然后,显示处理部46将显示用区域叠加于白色光图像来生成显示用图像信息,并输出到监视器5。此外,叠加于白色光图像的显示用区域例如也可以是合并后的区域的轮廓线,也可以是表示合并后的区域的范围的标记(例如,四角框)。

[0074] 监视器5根据从显示处理部46输入的显示用图像信息,来将显示图像显示在监视器画面上。

[0075] 图5是示出各识别器42、43、44以及监视器5中的图像信息的例子的图表。

[0076] 白色光识别器42根据白色光图像51检测出病变候选区域51a。

[0077] 第一特殊光识别器43根据第一特殊光图像52检测出病变候选区域52a。

[0078] 第二特殊光识别器44根据第二特殊光图像53检测出病变候选区域53a。

[0079] 监视器5在监视器画面上显示叠加有显示用区域50a的显示图像50。在此,显示用区域50a例如是将病变候选区域51a、病变候选区域52a以及病变候选区域53a进行例如合并而得到的区域。此外,关于在图5中记载的鉴别结果50b和发展程度50c的显示,在后面的实施方式中进行说明。

[0080] 图6是示出内窥镜处理器4的处理的流程图。图6示出了每隔3帧依次获取白色光图像、第一特殊光图像以及第二特殊光图像的例子。

[0081] 例如,在第 $n$  ( $n$ 是整数) 帧,从光源装置3发出白色光,由摄像装置21获取白色光图像。所获取到的白色光图像被输入到内窥镜处理器4 (步骤S1)。所输入的白色光图像在被图像处理部41进行处理之后被发送到白色光识别器42和显示处理部46。

[0082] 白色光识别器42利用白色光识别器42内的病变识别器4c,根据白色光图像检测病变候选区域,并且针对检测到的每个病变候选区域计算置信度得分 (步骤S2)。

[0083] 控制部48在检测到病变候选区域的情况下,针对每个病变候选区域分别判定由白色光识别器42计算出的置信度得分是否为规定值 (阈值) 以上 (步骤S3)。此外,控制部48在未检测到病变候选区域的情况下,跳过步骤S3的处理,进入步骤S4。

[0084] 控制部48在判定为未检测到病变候选区域、或者所有的病变候选区域的置信度得分小于规定值的情况下,判定为无病变 (步骤S4),即使存在病变候选区域,也不从白色光识别器42向病变区域选定部45发送该病变候选区域。

[0085] 另一方面,控制部48在判定为存在置信度得分为规定值以上的病变候选区域的情况下,从白色光识别器42向病变区域选定部45发送该病变候选区域。

[0086] 在接下来的第  $(n+1)$  帧,从光源装置3发出强调表层血管的第一特殊光,由摄像装置21获取第一特殊光图像。所获取到的第一特殊光图像被输入到内窥镜处理器4 (步骤S5)。所输入的第一特殊光图像在被图像处理部41进行处理之后被发送到第一特殊光识别器43。

[0087] 第一特殊光识别器43利用第一特殊光识别器43内的病变识别器4c,根据第一特殊光图像检测病变候选区域,并且针对所检测到的每个病变候选区域计算置信度得分 (步骤S6)。

[0088] 控制部48在检测到病变候选区域的情况下,针对每个病变候选区域分别判定由第一特殊光识别器43计算出的置信度得分是否为规定值 (阈值) 以上 (步骤S7)。此外,控制部48在未检测到病变候选区域的情况下,跳过步骤S7的处理,进入步骤S8。

[0089] 控制部48在判定为未检测到病变候选区域、或者所有的病变候选区域的置信度得分小于规定值的情况下,判定为无病变 (步骤S8),即使存在病变候选区域,也不从第一特殊光识别器43向病变区域选定部45发送该病变候选区域。

[0090] 另一方面,控制部48在判定为存在置信度得分为规定值以上的病变候选区域的情况下,将该病变候选区域从第一特殊光识别器43发送到病变区域选定部45。

[0091] 在之后的第  $(n+2)$  帧,从光源装置3发出强调中层血管的第二特殊光,由摄像装置21获取第二特殊光图像。所获取到的第二特殊光图像被输入到内窥镜处理器4 (步骤S9)。所输入的第二特殊光图像在被图像处理部41进行处理之后被发送到第二特殊光识别器44。

[0092] 第二特殊光识别器44利用第二特殊光识别器44内的病变识别器4c,根据第二特殊光图像检测病变候选区域,并且针对所检测到的每个病变候选区域计算置信度得分 (步骤S10)。

[0093] 控制部48在检测到病变候选区域的情况下,针对每个病变候选区域分别判定由第二特殊光识别器44计算出的置信度得分是否为规定值 (阈值) 以上 (步骤S11)。此外,控制部48在未检测到病变候选区域的情况下,跳过步骤S11的处理,进入步骤S12。

[0094] 控制部48在判定为未检测到病变候选区域、或者所有的病变候选区域的置信度得分小于规定值的情况下,判定为无病变 (步骤S12),即使存在病变候选区域,也不从第二特殊光识别器44向病变区域选定部45发送该病变候选区域。

[0095] 另一方面,控制部48在判定为存在置信度得分为规定值以上的病变候选区域的情况下,将该病变候选区域从第二特殊光识别器44发送到病变区域选定部45。

[0096] 在步骤S3中判定为置信度得分为规定值以上的情况、在步骤S7中判定为置信度得分为规定值以上的情况、在步骤S11中判定为置信度得分为规定值以上的情况下,病变区域选定部45从基于 $n$ 帧 $\sim (n+2)$ 帧的图像得到的病变候选区域中选定显示用区域(步骤S13)。在此,病变区域选定部45例如在将所输入的所有的病变候选区域如上述那样进行位置对准之后进行合并,并设为显示用区域。即,被病变区域选定部45处理后的病变候选区域都是置信度得分为规定值以上的区域。

[0097] 接着,显示处理部46进行在将显示用区域进行位置对准后叠加于白色光图像(第一图像信息)的图像合成,从而生成显示用图像信息(步骤S14)。所生成的显示用图像信息被从内窥镜处理器4输出到监视器5,显示图像显示在监视器5的监视器画面上。

[0098] 若进行了第 $(n+2)$ 帧的处理,则之后的第 $(n+3)$ 帧、第 $(n+4)$ 帧、第 $(n+5)$ 帧的处理进行与上述的第 $n$ 帧、第 $(n+1)$ 帧、第 $(n+2)$ 帧相同的处理,并且之后也同样。

[0099] 此外,如果每隔3帧生成1次显示用图像信息并显示显示图像,则帧频降低。因此,也可以通过依次进行如以下那样的动作等来避免帧频降低:若基于 $n$ 帧 $\sim (n+2)$ 帧的图像显示了显示图像,则接着基于 $(n+1)$ 帧 $\sim (n+3)$ 帧的图像显示显示图像,再基于 $(n+2)$ 帧 $\sim (n+4)$ 帧的图像显示显示图像。

[0100] 根据这样的第一实施方式,根据照射包含白色光在内的光谱不同的多个照明光而获取到的多个图像信息来检测多个病变候选区域,从多个病变候选区域中选定显示用区域,从而生成在白色光图像叠加所选定的显示用区域所得到的显示用图像信息,因此能够实现对在白色光下有可能看漏的病变进行检测的功能。另外,能够通过白色光图像来视觉识别在特殊光图像中昏暗而不易观察的被检体的细节。

[0101] 并且,通过使用多种第二照明光、即第一特殊光和第二特殊光,能够根据各自的图像来检测例如距粘膜表面的深度不同的病变。

[0102] 此时,如果将NBI(Narrow Band Imaging)用照明光用作第二照明光,则能够强调血管。另外,如果将RDI(Red Dichromatic Imaging)用照明光用作第二照明光,则能够透过残渣、胆汁、血液等障碍物来检测病变。

[0103] 而且,通过基于置信度得分选定病变候选的显示用区域,能够提高病变的检测精度。此时,通过从置信度得分比阈值高的区域中选定显示用区域,手术操作者能够专注于对是病变的可能性高的区域进行观察。

[0104] 另外,关于将根据与哪种照明光有关的图像信息检测到的病变候选区域选定为显示用区域,根据作为被检体的观察对象部位的脏器而使其不同,由此能够进行与确立了诊断方法的病变对应的适当的计算机辅助图像诊断(CAD:Computer Aided Detection/Diagnosis)。

[0105] 而且,在根据变动检测的结果将根据多个图像信息检测到的病变候选区域进行位置对准之后,选定显示用区域并生成显示用图像信息,因此,即使在多个图像间存在变动的情况下,也能够白色光图像上的适当的位置处进行标记显示等。

[0106] 这样,通过进行根据包含白色光图像和特殊光图像的多种图像综合地判断来选定病变候选的显示用区域、并且在白色光图像上将显示用区域用标记等显示的计算机辅助图

像诊断,由此减少病变的看漏,易于发现病变,并且易于正确地掌握病变的规模。由此,手术操作者易于观察显示图像来下诊断。

[0107] [第二实施方式]

[0108] 图7和图8示出本发明的第二实施方式,图7是示出识别器42、43、44的结构例的框图。在该第二实施方式中,对于与上述第一实施方式相同的部分,标注相同的附图标记等并适当省略说明,主要仅对不同点进行说明。

[0109] 本实施方式除了显示上述第一实施方式的病变候选区域之外,还显示针对病变候选区域的鉴别结果。

[0110] 如图7所示,本实施方式的白色光识别器42、第一特殊光识别器43以及第二特殊光识别器44均除了具备病变识别器4c之外,还具备鉴别识别器4d。

[0111] 鉴别识别器4d例如包括学习了病变图像的AI。鉴别识别器4d针对由病变识别器4c检测到的1个以上的病变候选区域鉴别各个病变的种类,并计算所鉴别出的病变的种类的置信度得分。

[0112] 鉴别识别器4d例如鉴别为病变候选区域是“息肉”,并计算出是“息肉”的置信度得分例如为“60%”。

[0113] 但是,鉴别识别器4d并不限于输出1个鉴别结果,例如也可以输出如“是息肉的置信度得分为60%”、“是溃疡性结肠炎的置信度得分为10%”、“是克罗恩病的置信度得分小于1%”等针对多种病变的鉴别结果。

[0114] 此外,在图7中,将病变识别器4c和鉴别识别器4d记载为不同的块,但也可以构成成为1个AI作为两个块发挥功能。

[0115] 图8是示出内窥镜处理器4的处理的流程图。在图8中,下面说明与图6不同的部分。

[0116] 关于在第n帧获取到的白色光图像,白色光识别器42进行步骤S2的处理,并且利用白色光识别器42内的鉴别识别器4d对由白色光识别器42内的病变识别器4c检测到的病变候选区域进行鉴别。鉴别识别器4d计算病变候选区域的鉴别结果以及针对鉴别结果的置信度得分(步骤S21)。此外,在未被病变识别器4c检测到病变候选区域的情况下,鉴别识别器4d跳过步骤S21的处理。

[0117] 关于在第(n+1)帧获取到的第一特殊光图像,第一特殊光识别器43进行步骤S6的处理,并且利用第一特殊光识别器43内的鉴别识别器4d对由第一特殊光识别器43内的病变识别器4c检测到的病变候选区域进行鉴别。鉴别识别器4d计算病变候选区域的鉴别结果以及针对鉴别结果的置信度得分(步骤S22)。此外,在未被病变识别器4c检测到病变候选区域的情况下,鉴别识别器4d跳过步骤S22的处理。

[0118] 关于在第(n+2)帧获取到的第二特殊光图像,第二特殊光识别器44进行步骤S10的处理,并且利用第二特殊光识别器44内的鉴别识别器4d对由第二特殊光识别器44内的病变识别器4c检测到的病变候选区域进行鉴别。鉴别识别器4d计算病变候选区域的鉴别结果以及针对鉴别结果的置信度得分(步骤S23)。此外,在未被病变识别器4c检测到病变候选区域的情况下,鉴别识别器4d跳过步骤S23的处理。

[0119] 病变区域选定部45进行步骤S13的处理,并且将在步骤S21中得到的针对鉴别结果的置信度得分、在步骤S22中得到的针对鉴别结果的置信度得分以及在步骤S23中得到的针对鉴别结果的置信度得分进行比较,来决定显示哪个鉴别结果,并向显示处理部46输出所

决定的鉴别结果(步骤S24)。

[0120] 在此,病变区域选定部45例如可以将置信度得分最高的鉴别结果决定为要显示的鉴别结果。另外,病变区域选定部45也可以从置信度得分高的一方起依次决定若干个(即,多个)鉴别结果来作为要显示的鉴别结果,并在要显示的鉴别结果处并排地显示置信度得分。

[0121] 显示处理部46进行将显示用区域进行位置对准后叠加于白色光图像(第一图像信息)的图像合成,再进行在白色光图像的附近包含鉴别结果的图像合成,从而生成显示用图像信息(步骤S14A)。所生成的显示用图像信息被从内窥镜处理器4输出到监视器5,显示图像显示在监视器5的监视器画面上。由此,显示如图5所示那样的鉴别结果50b。

[0122] 根据这样的第二实施方式,在发挥与上述第一实施方式大致相同的效果的同时,鉴别病变的种类,并生成包含鉴别结果的显示用图像信息,因此能够减少由手术操作者对病变种类的主观诊断的偏差。

[0123] [第三实施方式]

[0124] 图9和图10示出本发明的第三实施方式,图9是示出识别器42、43、44的结构例的框图。在该第三实施方式中,对于与上述第一实施方式、第二实施方式相同的部分,标注相同的附图标记等并适当省略说明,主要仅对不同点进行说明。

[0125] 本实施方式除了显示上述第二实施方式的病变候选区域和鉴别结果之外,还显示病变的发展程度。

[0126] 如图9所示,本实施方式的白色光识别器42、第一特殊光识别器43以及第二特殊光识别器44均除了具备病变识别器4c和鉴别识别器4d之外,还具备发展程度识别器4e。

[0127] 发展程度识别器4e例如包括学习了病变图像的AI。发展程度识别器4e针对病变候选区域识别由鉴别识别器4d鉴别出的病变的发展程度,并计算发展程度的置信度得分。

[0128] 此外,在图9中,将病变识别器4c、鉴别识别器4d以及发展程度识别器4e记载为不同的块,但也可以构成为1个AI作为3个块来发挥功能。

[0129] 例如,在息肉(包括癌症)的内窥镜观察结果分类(endoscopic finding)中具有NICE(The Narrow-band imaging International Colorectal Endoscopic:国际结直肠内窥镜窄带成像)分类和JNET(The Japan NBI(Narrow Band imaging)Expert Team:日本NBI(窄带成像)专家组)分类。

[0130] 例如,在按照NICE分类来识别息肉的发展程度的情况下,识别为“NICE Type1”、“NICE Type2”以及“NICE Type3”中的某一种。“NICE Type1”表示增生病变,“NICE Type2”表示腺瘤(adenoma)至粘膜内癌(所谓的M癌),并且,“NICE Type3”表示粘膜下层浸润癌(所谓的SM癌)。

[0131] 另外,在溃疡性结肠炎(Ulcerative Colitis)的内窥镜观察结果分类中具有Mayo分类、Matts分类以及UCEIS(Ulcerative Colitis Endoscopic.Index of Severity:溃疡性结肠炎内镜检查严重程度指数)分类等。

[0132] 例如,在按照Mayo分类来识别溃疡性结肠炎的发展程度的情况下,识别为Mayo 0(等级0)、Mayo 1(等级1)、Mayo 2(等级2)以及Mayo 3(等级3)这4个等级中的某一个等级。Mayo 0是表示正常或非活动性(包括缓解期)的等级。Mayo 1是表示轻症的等级,通常是被认为发红、血管像不清晰或轻度的易出血性的状态。Mayo 2是表示中症的等级,通常是被认

为显著的发红、血管像消失、易出血性、脓性分泌物附着、粘膜粗糙、糜烂或局部溃疡等的状态。Mayo 3是表示重症(活动期)的等级,通常是被认为明显的自发性出血、浮肿、溃疡(包括大面积的溃疡)等的状态。另外,也可以识别伴随溃疡性结肠炎而产生的异型增生(dysplasia)。

[0133] 克罗恩病的内窥镜观察结果分类具有SESCD(Simple Endoscopic Score for Crohn's Disease:克罗恩病的简单内窥镜评分)。在按照SESCD识别克罗恩病的发展程度的情况下,识别为“SESCD 0”、“SESCD 1”、“SESCD 2”以及“SESCD 3”中的某一种。

[0134] 此外,在病变区域选定部45从置信度得分高的一方起依次将多个鉴别结果决定为要显示的鉴别结果的情况下,还针对多个鉴别结果分别识别发展程度。

[0135] 图10是示出内窥镜处理器4的处理的流程图。在图10中,下面说明与图8不同的部分。

[0136] 关于在第n帧获取到的白色光图像,白色光识别器42进行步骤S2和步骤S21的处理,并且利用白色光识别器42内的发展程度识别器4e对由白色光识别器42内的鉴别识别器4d鉴别出的病变进行发展程度的识别。发展程度识别器4e计算发展程度的识别结果以及针对识别出的发展程度的置信度得分(步骤S31)。此外,在未被病变识别器4c检测到病变候选区域的情况下,鉴别识别器4d跳过步骤S31的处理。

[0137] 关于在第(n+1)帧获取到的第一特殊光图像,第一特殊光识别器43进行步骤S6和步骤S22的处理,并且利用第一特殊光识别器43内的发展程度识别器4e对由第一特殊光识别器43内的鉴别识别器4d鉴别出的病变进行发展程度的识别。发展程度识别器4e计算发展程度的识别结果以及针对识别出的发展程度的置信度得分(步骤S32)。此外,在未被病变识别器4c检测到病变候选区域的情况下,鉴别识别器4d跳过步骤S32的处理。

[0138] 关于在第(n+2)帧获取到的第二特殊光图像,第二特殊光识别器44进行步骤S10和步骤S23的处理,并且利用第二特殊光识别器44内的发展程度识别器4e对由第二特殊光识别器44内的鉴别识别器4d鉴别出的病变进行发展程度的识别。发展程度识别器4e计算发展程度的识别结果以及针对识别出的发展程度的置信度得分(步骤S33)。此外,在未被病变识别器4c检测到病变候选区域的情况下,鉴别识别器4d跳过步骤S33的处理。

[0139] 病变区域选定部45进行步骤S13和步骤S24的处理,并且基于置信度得分决定与在步骤S24中决定要显示的鉴别结果对应的发展程度并向显示处理部46输出所决定的发展程度(步骤S34)。

[0140] 例如,在要显示的鉴别结果是溃疡性结肠炎(Ulcerative Colitis)的情况下,发展程度为Mayo 0(等级0)的置信度得分设为30%、发展程度为Mayo 1(等级1)的置信度得分设为60%、发展程度为Mayo 2(等级2)的置信度得分设为10%、发展程度为Mayo 3(等级3)的置信度得分设为小于1%。此时,病变区域选定部45例如将置信度得分最高的“Mayo 1”决定为发展程度,并输出到显示处理部46。

[0141] 显示处理部46进行将显示用区域进行位置对准之后叠加于白色光图像(第一图像信息)的图像合成,再进行在白色光图像的附近包含鉴别结果和发展程度的图像合成,来生成显示用图像信息(步骤S14B)。所生成的显示用图像信息被从内窥镜处理器4输出到监视器5,显示图像显示在监视器5的监视器画面上。由此,显示如图5所示那样的鉴别结果50b和发展程度50c。

[0142] 根据这样的第三实施方式,发挥与上述第一实施方式、第二实施方式大致相同的效果,并且识别出病变的发展程度并生成了包含发展程度的显示用图像信息,因此能够减少由手术操作者对病变的发展程度的主观诊断的偏差。

[0143] 此外,上述主要说明了本发明是内窥镜处理器以及具有内窥镜处理器的内窥镜装置的情况,但不限于此。本发明也可以是进行与内窥镜处理器同样的处理的诊断用图像生成方法。另外,本发明也可以是用于使计算机进行与内窥镜处理器同样的处理的计算机程序、记录该计算机程序的能够由计算机读取的非暂态的记录介质等。

[0144] 另外,本发明并非直接限定于上述的实施方式,在实施阶段,能够在不脱离其主旨的范围内对构成要素进行变形并具体化。另外,能够通过上述实施方式中公开的多个构成要素的适当的组合来形成各种发明的方式。例如,也可以从实施方式示出的全部构成要素中删除若干个构成要素。并且,也可以将不同实施方式所涉及的构成要素适当地组合。这样,能够在不脱离发明的主旨的范围内进行各种变形和应用,这是不言而喻的。

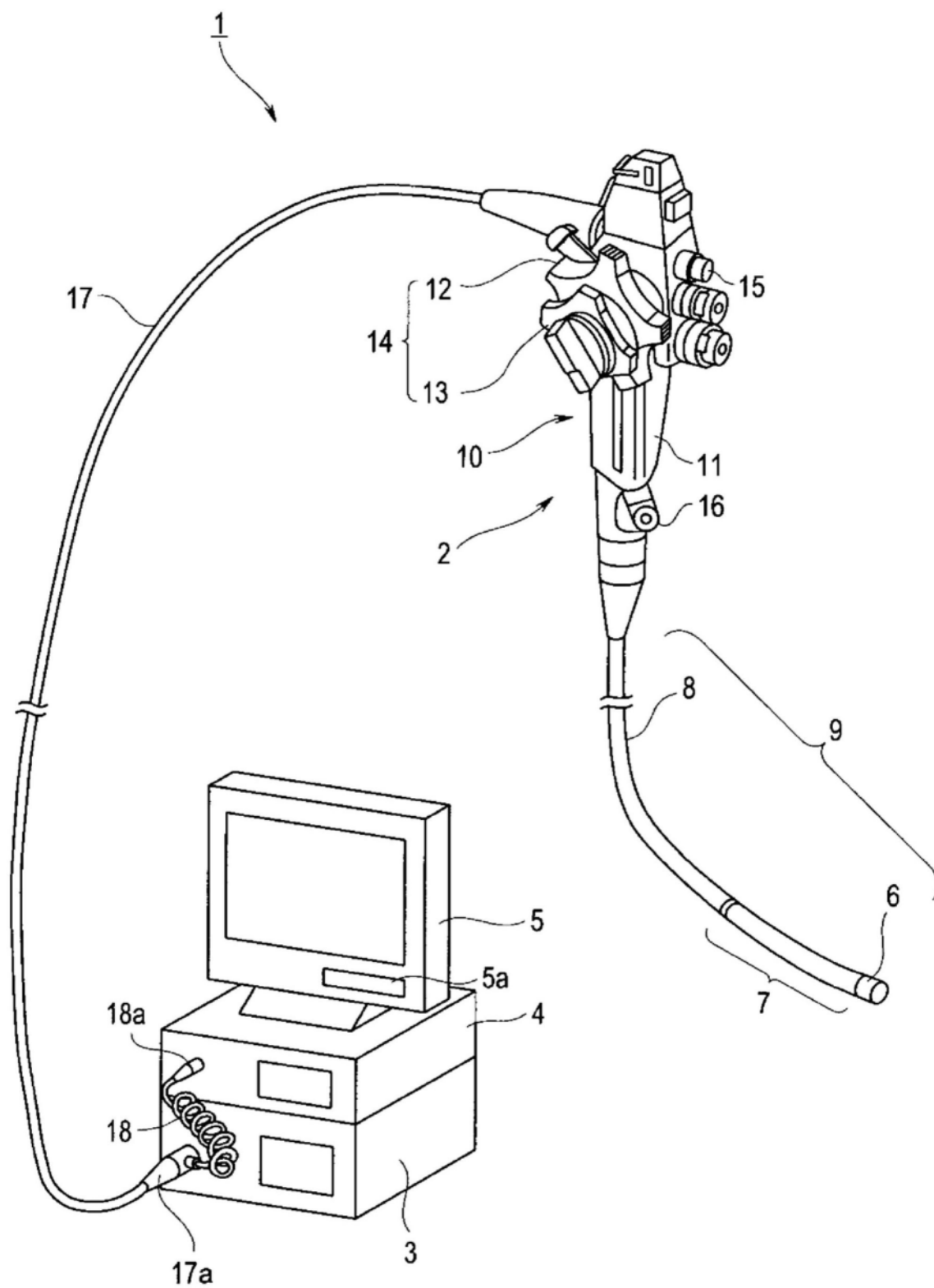


图1

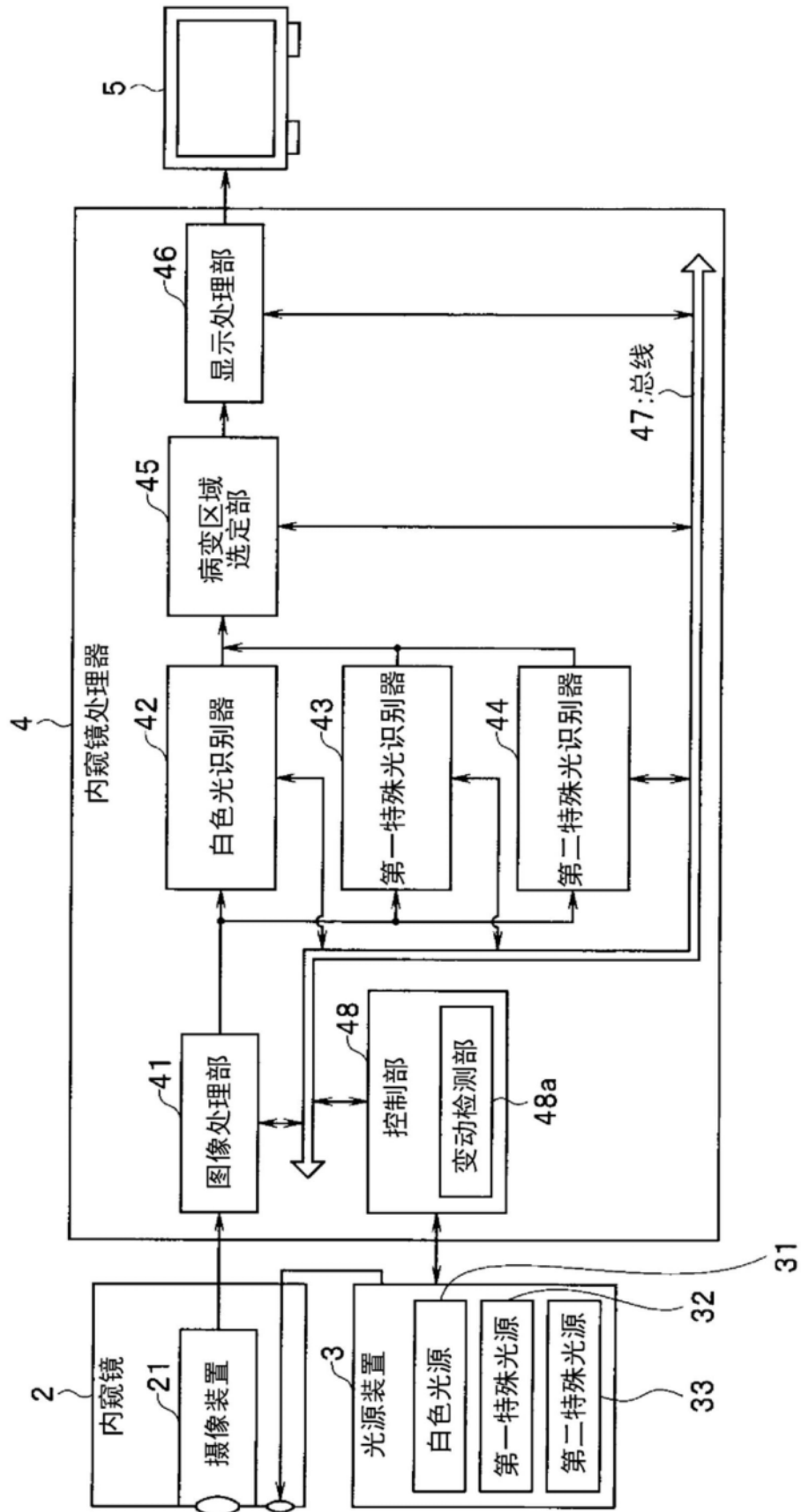


图2

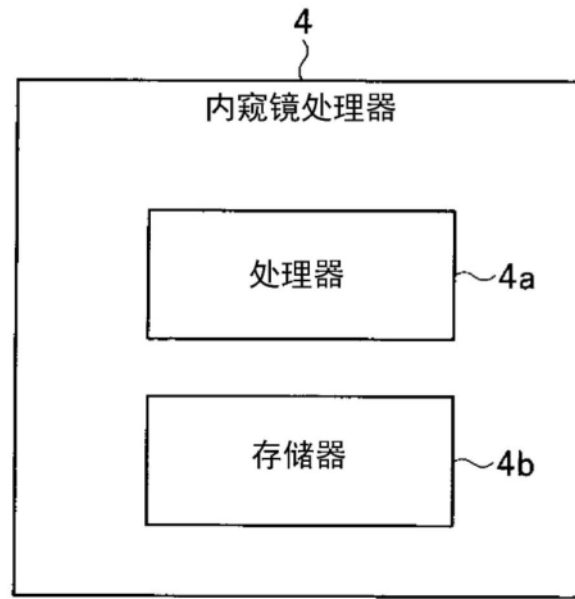


图3

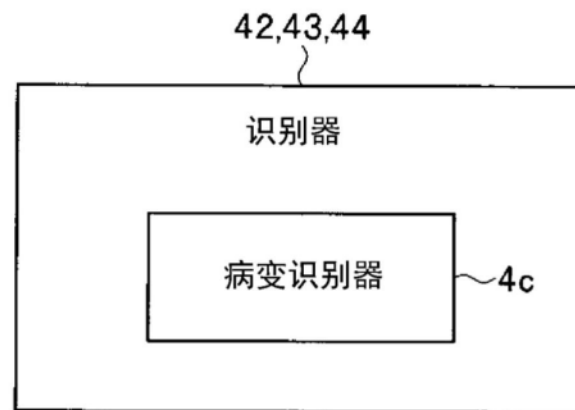


图4

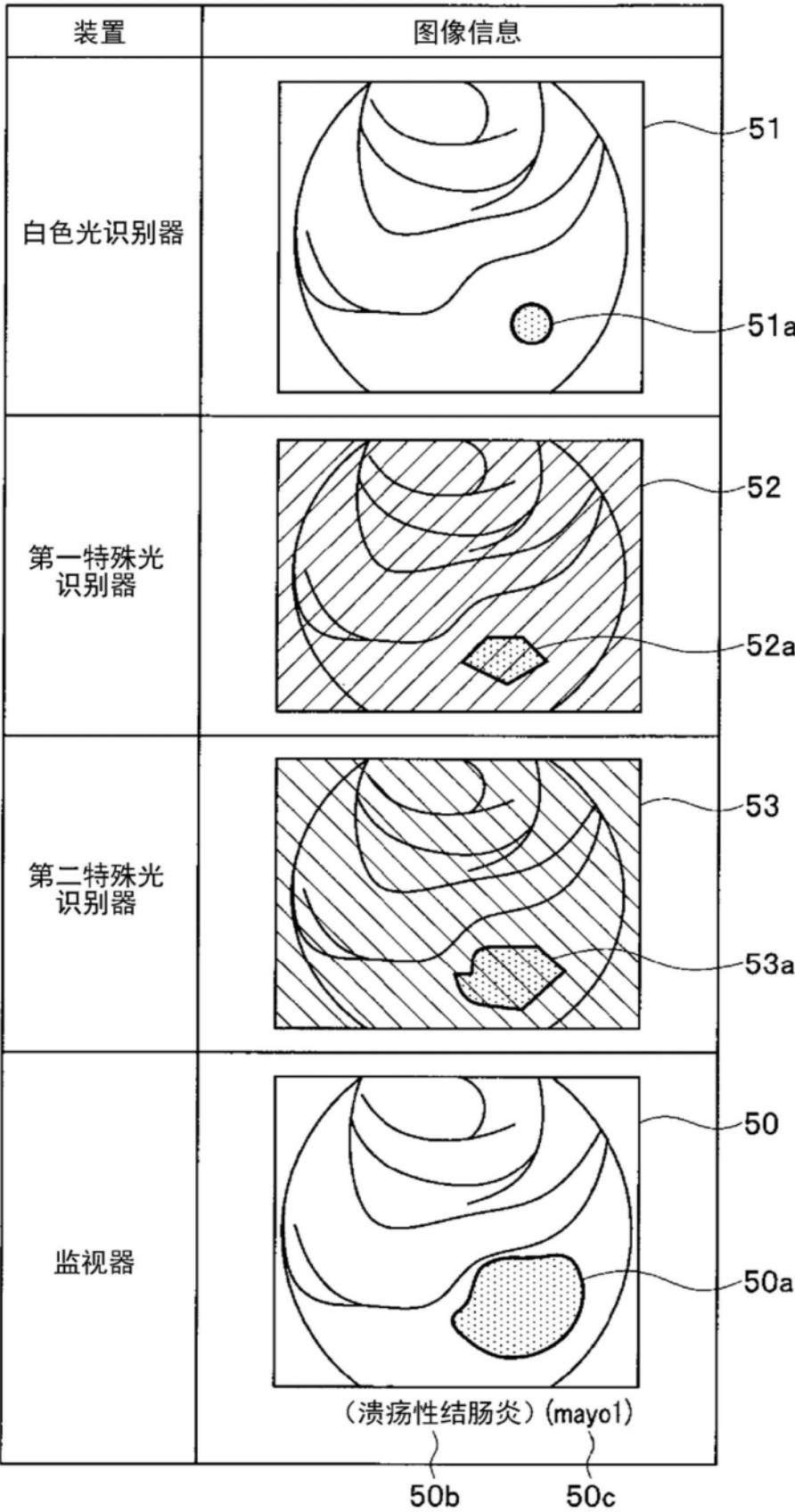


图5

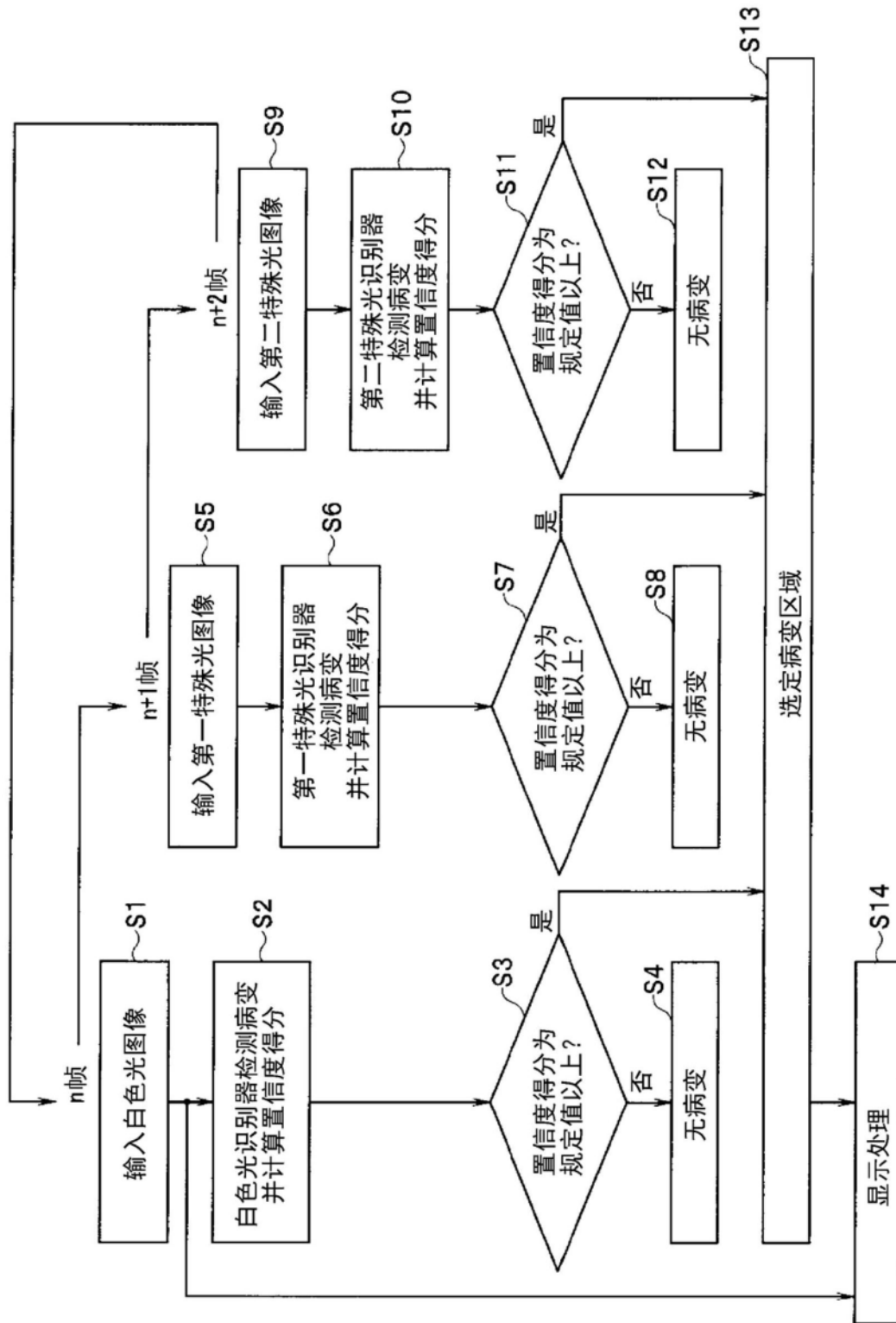


图6

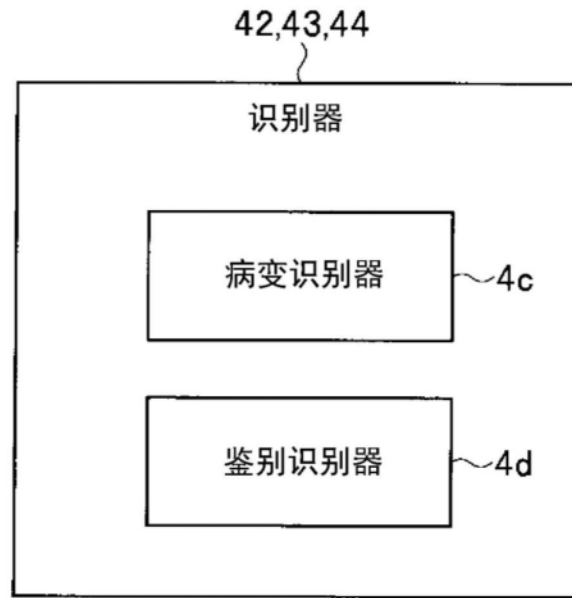


图7

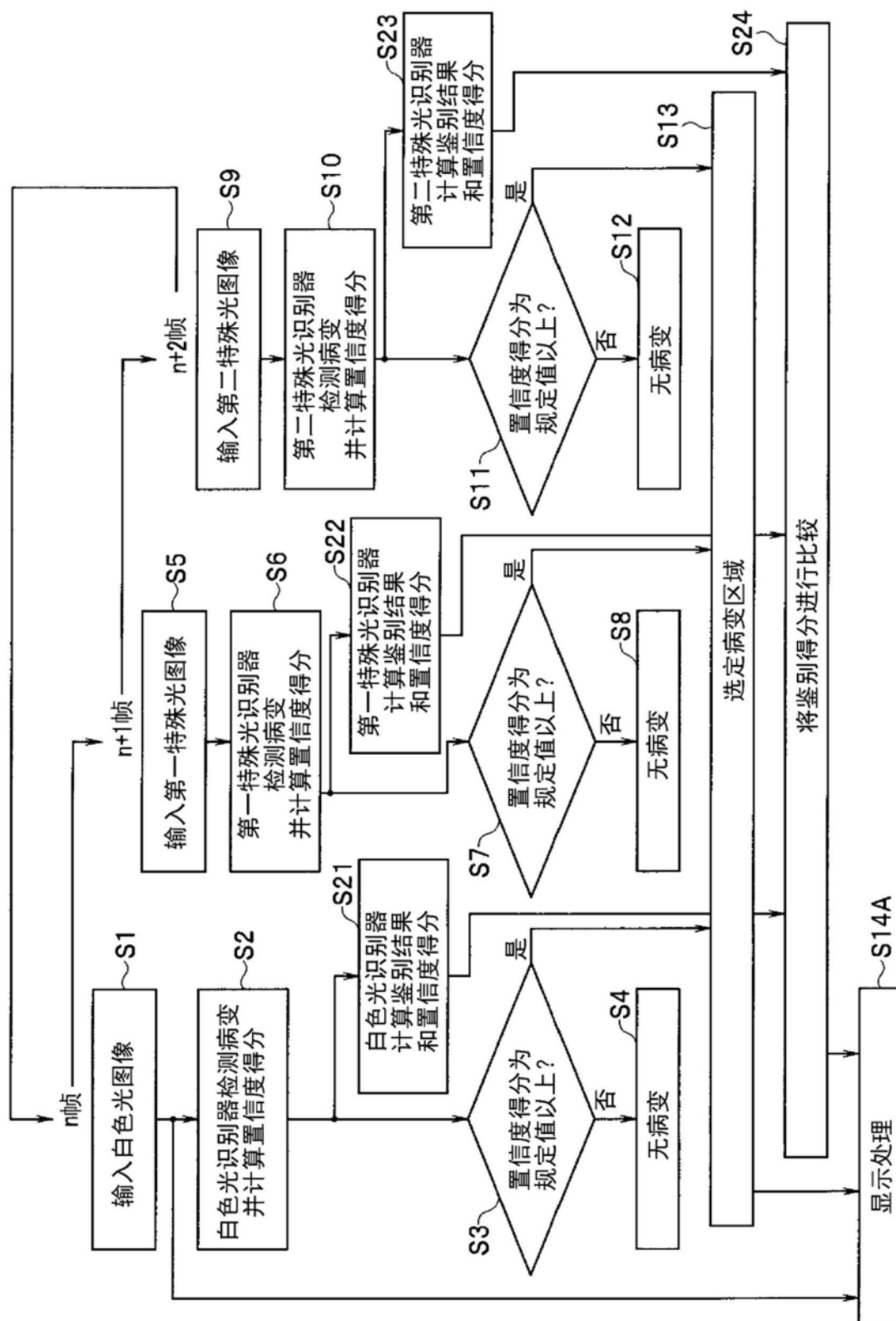


图8

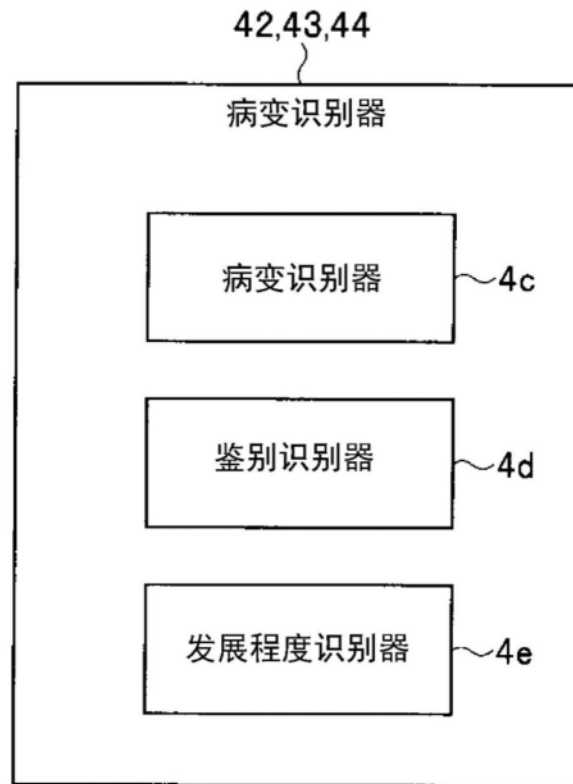


图9

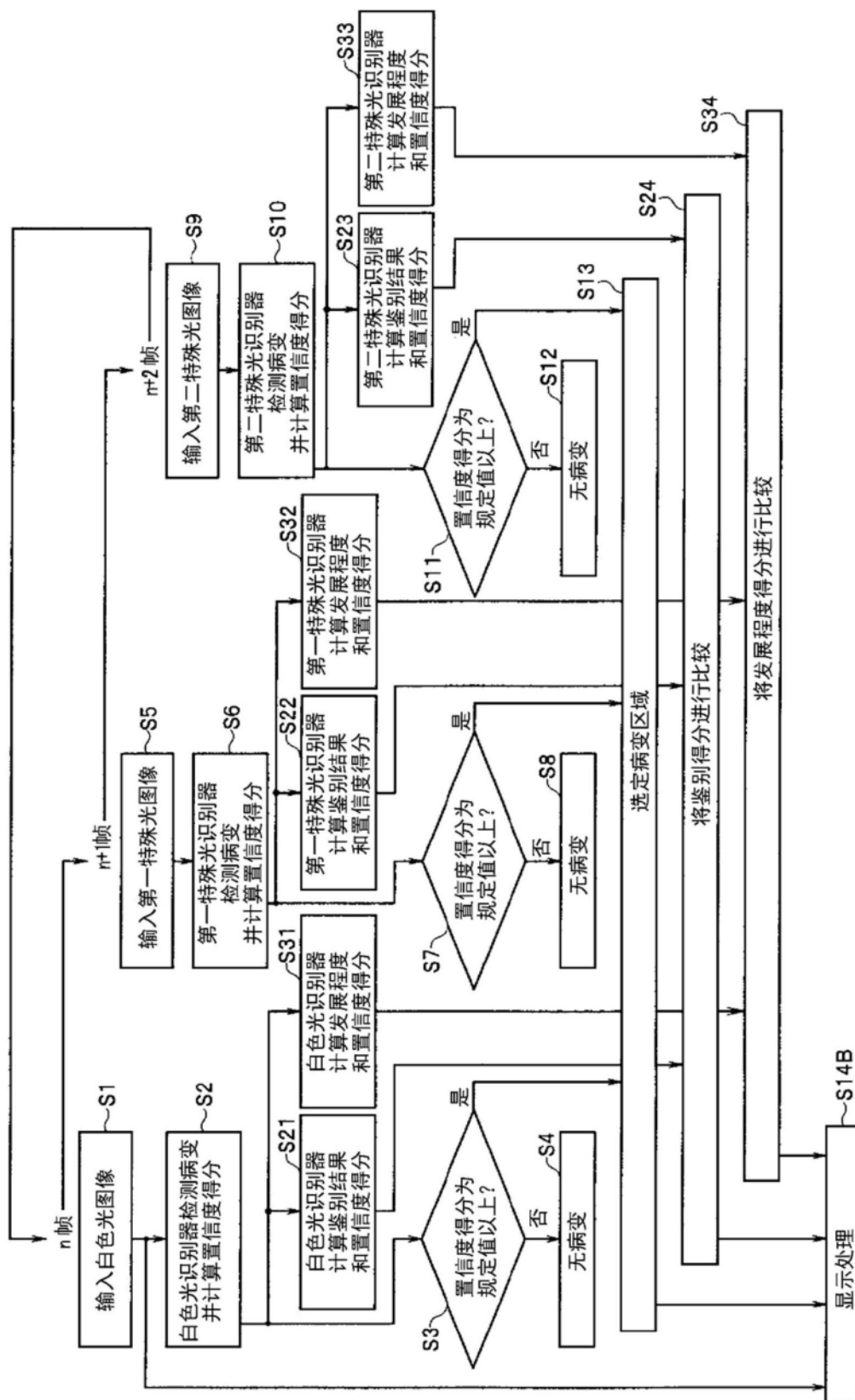


图10