



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105007801 B

(45)授权公告日 2016.09.28

(21)申请号 201480010392.8

(72)发明人 藏本昌之

(22)申请日 2014.01.31

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105007801 A

代理人 王亚爱

(43)申请公布日 2015.10.28

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

2013-037782 2013.02.27 JP

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

G02B 23/24(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.08.25

(56)对比文件

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/052247 2014.01.31

US 2012/0154566 A1, 2012.06.21,

JP 特开2003-93336 A, 2003.04.02,

JP 特开2012-152332 A, 2012.08.16,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/132741 JA 2014.09.04

审查员 何琛

(73)专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

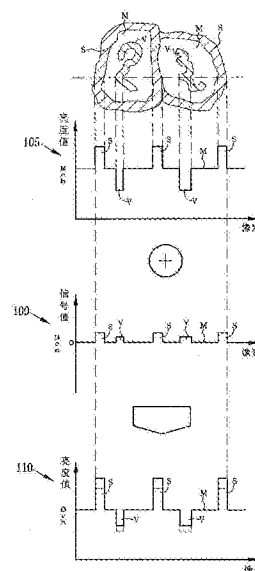
权利要求书3页 说明书13页 附图17页

(54)发明名称

图像处理装置以及内窥镜系统的工作方法

(57)摘要

提供图像处理装置以及内窥镜系统的工作方法,在分别独立针对微细血管、微细结构时,生成一方的结构不会妨碍到另一方的结构的视觉辨识性的内窥镜图像。在基础图像(105)中包含具有比粘膜明亮的导管结构S和比粘膜暗的微细血管V的B图像信号。针对B图像信号实施对包含导管结构S以及微细血管V的频率分量进行提取的频率滤波处理,来生成导管结构S的像素的值为正、微细血管V的像素的值为负的结构提取图像信号。基于结构提取图像信号来生成在导管结构S的强调和微细血管V的抑制中使用的显示控制用图像(100)。通过基础图像(105)和显示控制用图像(100)的合成来获得强调了导管结构S、而抑制了微细血管V的显示控制图像(110)。



1. 一种图像处理装置,其特征在于,具备:

图像信号生成部,其对粘膜表面进行摄像,生成多色的图像信号;

基础图像生成部,其基于所述多色的图像信号来生成包含亮度值大于粘膜的亮度值的第1结构的基础图像;

结构提取图像生成部,其针对所述多色的图像信号当中包含短波长的分量的短波长图像信号实施提取第1频率分量的第1频率分量提取处理,由此生成提取出信号值为正的第1结构的像素的第1结构提取图像信号;

显示控制用图像生成部,其基于所述第1结构提取图像信号来生成用在所述第1结构的显示控制中的显示控制用图像;和

图像合成部,其将所述基础图像和所述显示控制用图像合成从而将所述基础图像的第1结构和所述显示控制用图像的第1结构合成,由此生成控制所述第1结构的显示的显示控制图像。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,
所述短波长图像信号是与蓝色分量对应的B图像信号。

3. 根据权利要求2所述的图像处理装置,其特征在于,
所述B图像信号是蓝色窄带图像信号。

4. 根据权利要求3所述的图像处理装置,其特征在于,
所述图像处理装置还具备:窄带光源部,其发出蓝色窄带光;

在所述图像信号生成部中,对以所述蓝色窄带光照明的所述粘膜表面进行摄像来得到所述蓝色窄带图像信号。

5. 根据权利要求3所述的图像处理装置,其特征在于,
所述图像处理装置还具备:分光运算部,其基于所述多色的图像信号进行分光运算,通过所述分光运算得到所述蓝色窄带图像信号。

6. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,
所述图像处理装置还具备:放大单元,其放大所述粘膜表面,
在使用所述放大单元的放大观察时得到所述短波长图像信号。

7. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,
所述结构提取图像生成部通过对所述短波长图像信号实施所述第1频率分量提取处理,来生成提取出信号值为正的第1结构的像素的所述第1结构提取图像信号和提取出信号值为负的第2结构的像素的第2结构提取图像信号,

所述显示控制用图像生成部基于所述第1以及第2结构提取图像信号来生成用在所述第1结构或第2结构的显示控制中的显示控制用图像,

所述图像合成部将所述基础图像和所述显示控制用图像合成,来生成控制所述第1结构或第2结构的显示的显示控制图像。

8. 根据权利要求7所述的图像处理装置,其特征在于,

所述显示控制用图像生成部是针对所述第1以及第2结构提取图像信号的输入而输出所述第1或第2结构的像素具有与显示控制量相应的值的显示控制用图像的变换部。

9. 根据权利要求8所述的图像处理装置,其特征在于,

所述变换部具有:第1变换部,其在强调所述第1结构的显示时,输出所述第1结构的像

素具有与强调度相应的正的值的显示控制用图像。

10. 根据权利要求8或9所述的图像处理装置,其特征在于,

所述变换部具有:第2变换部,其在抑制所述第1结构的显示时,输出所述第1结构的像素具有与抑制度相应的负的值的显示控制用图像。

11. 根据权利要求8或9所述的图像处理装置,其特征在于,

所述变换部具有:第3变换部,其在强调所述第2结构的显示时,输出所述第2结构的像素具有与强调度相应的负的值的显示控制用图像。

12. 根据权利要求8或9所述的图像处理装置,其特征在于,

所述变换部具有:第4变换部,其在抑制所述第2结构的显示时,输出所述第2结构的像素具有与抑制度相应的正的值的显示控制用图像。

13. 根据权利要求8所述的图像处理装置,其特征在于,

所述变换部具有:特定变换部,其在强调所述第1以及第2结构的双方、且使所述第1结构和所述第2结构的视觉辨识性不同时,输出所述第1结构的像素具有正的值、所述第2结构的像素具有负的值、并且所述第1结构的像素的值的绝对值和所述第2结构的像素的值的绝对值不同的显示控制用图像。

14. 根据权利要求7所述的图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置具有:

判别部,其判别所述第1以及第2结构提取图像信号的各像素的值;和

增益处理部,其针对所述第1以及第2结构提取图像信号当中由所述判别部判别为具有正或负的值的像素,实施与所述第1或第2结构的显示控制量相应的增益处理,来生成显示控制用图像。

15. 根据权利要求14所述的图像处理装置,其特征在于,

所述增益处理部在强调所述第1以及第2结构的双方、且使所述第1结构和所述第2结构的视觉辨识性不同时,针对由所述判别部判别为具有正的值像素和判别为具有负的值像素分别实施强调度不同的强调用的增益处理。

16. 根据权利要求1~6中任一项所述的图像处理装置,其特征在于,

所述图像处理装置还具备:抑制处理部,其对所述基础图像实施抑制处理,

所述结构提取图像生成部通过对所述短波长图像信号实施所述第1频率分量提取处理,来生成提取出信号值为正的第1结构的像素的所述第1结构提取图像信号和提取出信号值为负的第2结构的像素的第2结构提取图像信号,

所述显示控制用图像生成部基于所述第1以及第2结构提取图像信号,来生成用在所述第1结构或第2结构当中一方的特定结构的显示的强调中的显示控制用图像,

所述图像合成部将实施了所述抑制处理的基础图像和所述显示控制用图像合成,来生成强调了所述第1以及第2结构当中所述特定结构的显示、而抑制了另一方的结构的显示的显示控制图像。

17. 根据权利要求1所述的图像处理装置,其特征在于,

所述第1结构是导管结构。

18. 根据权利要求7所述的图像处理装置,其特征在于,

所述第1结构是导管结构,所述第2结构是微细血管。

19.一种内窥镜系统的工作方法,其特征在于,具有:

图像信号生成步骤,对粘膜表面进行摄像来生成多色的图像信号;

基础图像生成步骤,基于所述多色的图像信号来生成包含亮度值大于粘膜的亮度值的第1结构的基础图像;

结构提取图像生成步骤,针对所述多色的图像信号当中包含短波长的分量的短波长图像信号实施提取第1频率分量的第1频率分量提取处理,由此生成提取出信号值为正的第1结构的像素的第1结构提取图像信号;

显示控制用图像生成步骤,基于所述第1结构提取图像信号来生成用在所述第1结构的显示控制中的显示控制用图像;和

图像合成步骤,将所述基础图像和所述显示控制用图像合成从而将所述基础图像的第1结构和所述显示控制用图像的第1结构合成,由此生成控制所述第1结构的显示的显示控制图像。

图像处理装置以及内窥镜系统的工作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及着眼于导管结构或微细血管来进行诊断的图像处理装置以及内窥镜系统的工作方法。

背景技术

[0002] 在近年的医疗中,广泛进行利用了具备光源装置、电子内窥镜、处理器装置的内窥镜系统的诊断等。作为内窥镜系统进行的检体内的观察,除了从远景状态检测褐色区或发红等作为病变部的可能性高的病变可能性部位的筛查(screening)观察以外,还进行在检测这样的病变可能性部位时使用变焦透镜放大该病变可能性部位进行精查的放大观察。在该放大观察中,近年来进行着眼于微细的粘膜结构进行诊断的“VS classification(VS分类)”。

[0003] 在该“VS classification”中,由于分别独立诊断位于粘膜表层的微细血管和粘膜表层的微细结构,因此强调显示微细血管和微细结构两者。关于该强调显示,例如专利文献1那样,考虑从给定的图像提取血管部分,仅强调该提取的血管部分。如该专利文献1那样,虽然强调血管部分,但并不使血管部分以外的微细结构消失,而是维持显示,由此变得易于观察微细血管和微细结构两者。另外,由于微细血管和微细结构都具有中频~高频分量,因此如专利文献2那样,能通过进行高通滤波处理来强调显示微细血管和微细结构两者。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:JP特开2012-152459号公报

[0007] 专利文献2:JP专利第5057675号公报

[0008] 发明的概要

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 在最近的“VS classification”中,了解到在着眼于微细结构进行诊断时,血管的存在会妨碍到正确的微细结构的诊断。例如,在尽管微细结构的一部分消失但在该一部分消失的区域中混有血管的情况下,被该血管包围的部分有可能看起来犹如微细结构。在这样的情况下,误诊断的可能性变高。因此,进行强调微细血管、微细结构当中的一方并抑制另一方(微细血管、微细结构的选择性强调/抑制)等使视觉辨识性不同的显示控制,由此谋求生成一方的结构不会妨碍到另一方的结构的视觉辨识性的内窥镜图像并进行显示。

[0011] 关于此,在专利文献1中,虽然记载了表层血管和深层血管的选择性强调/抑制,但并没有关于微细血管、微细结构的选择性强调/抑制的说明。另外,在专利文献2中,虽然记载了能强调微细结构和微细血管两者的滤波处理,但在该专利文献2的滤波处理中不能进行微细血管、微细结构的选择性强调/抑制。

发明内容

[0012] 本发明目的在于,提供在分别独立诊断微细血管、微细结构的情况下也能生成一方不会妨碍到另一方的视觉辨识性的内窥镜图像的图像处理装置以及内窥镜系统的工作方法。

[0013] 用于解决课题的手段

[0014] 为了达成上述目的,本发明的图像处理装置具备:图像信号生成部、基础图像生成部、结构提取图像生成部、显示控制用图像生成部、和图像合成部。图像信号生成部对粘膜表面进行摄像来生成多色的图像信号。基础图像生成部基于多色的图像信号来生成包含亮度值大于粘膜的亮度值的第1结构的基础图像。结构提取图像生成部针对多色的图像信号当中包含短波长的分量的短波长图像信号实施提取第1频率分量的第1频率分量提取处理,由此生成提取出信号值为正的第1结构的像素的第1结构提取图像信号。显示控制用图像生成部基于第1结构提取图像信号来生成用在第1结构的显示控制中的显示控制用图像。图像合成部将基础图像和显示控制用图像合成从而将基础图像的第1结构和显示控制用图像的第1结构合成,由此生成控制第1结构的显示的显示控制图像。

[0015] 优选短波长图像信号是与蓝色分量对应的B图像信号。优选B图像信号是蓝色窄带图像信号。优选图像处理装置还具备发出蓝色窄带光的窄带光源部,在图像信号生成部中,对以蓝色窄带光照明的粘膜表面进行摄像来得到蓝色窄带图像信号。优选图像处理装置还具备基于多色的图像信号进行分光运算的分光运算部,通过分光运算得到蓝色窄带图像信号。优选图像处理装置还具备放大粘膜表面的放大单元,在使用放大单元的放大观察时得到短波长图像信号。

[0016] 优选结构提取图像生成部通过对短波长图像信号实施第1频率分量提取处理,来生成提取出信号值为正的第1结构的像素的第1结构提取图像信号和提取出信号值为负的第2结构的像素的第2结构提取图像信号。优选显示控制用图像生成部基于第1以及第2结构提取图像信号来生成用在第1结构或第2结构的显示控制中的显示控制用图像。优选图像合成部将基础图像和显示控制用图像合成,来生成控制第1结构或第2结构的显示的显示控制图像。

[0017] 优选显示控制用图像生成部是针对第1以及第2结构提取图像信号的输入而输出第1或第2结构的像素具有与显示控制量相应的值的显示控制用图像的变换部。优选变换部具有第1变换部,其在强调第1结构的显示时,输出第1结构的像素具有与强调度相应的正的值的显示控制用图像。优选变换部具有第2变换部,其在抑制第1结构的显示时,输出第1结构的像素具有与抑制度相应的负的值的显示控制用图像。优选变换部具有第3变换部,其在强调第2结构的显示时,输出第2结构的像素具有与强调度相应的负的值的显示控制用图像。优选变换部具有第4变换部,其在抑制第2结构的显示时,输出第2结构的像素具有与抑制度相应的正的值的显示控制用图像。优选变换部具有特定变换部,其在强调第1以及第2结构的双方、且使第1结构和第2结构的视觉辨识性不同时,输出第1结构的像素具有正的值、第2结构的像素具有负的值、并且第1结构的像素的值的绝对值和第2结构的像素的值的绝对值不同的显示控制用图像。

[0018] 优选图像处理装置还具有:判别部,其判别第1以及第2结构提取图像信号的各像素的值;和增益处理部,其对第1以及第2结构提取图像信号当中由判别部判别为具有正或负的值像素实施与第1或第2结构的显示控制量相应的增益处理,来生成显示控制用图

像。优选增益处理部在强调第1以及第2结构的双方、且使第1结构和第2结构的视觉辨识性不同时,对由判别部判别为具有正的值的像素和判别为具有负的值 of 的像素分别实施强调度不同的强调用的增益处理。

[0019] 优选图像处理装置还具备对基础图像实施抑制处理的抑制处理部。这种情况下,结构提取图像生成部通过对短波长图像信号实施第1频率分量提取处理,来生成提取出信号值为正的第1结构的像素的第1结构提取图像信号和提取出信号值为负的第2结构的像素的第2结构提取图像信号,显示控制用图像生成部基于第1以及第2结构提取图像信号来生成用在第1结构或第2结构当中一方的特定结构的显示的强调中的显示控制用图像,图像合成部将实施了抑制处理的基础图像和显示控制用图像合成,来生成强调了第1以及第2结构当中特定结构的显示、抑制了另一方的结构的显示的显示控制图像。优选第1结构是导管结构,第2结构是微细血管。

[0020] 本发明的内窥镜系统的工作方法具备:图像信号生成步骤、基础图像生成步骤、结构提取图像生成步骤、显示控制用图像生成步骤、和图像合成步骤。在图像信号生成步骤中,对粘膜表面进行摄像来生成多色的图像信号。在基础图像生成步骤中,基于多色的图像信号来生成包含亮度值大于粘膜的亮度值的第1结构的基础图像。在结构提取图像生成步骤中,通过对多色的图像信号当中包含短波长的分量的短波长图像信号实施提取第1频率分量的第1频率分量提取处理,来生成提取出信号值为正的第1结构的像素的第1结构提取图像信号。在显示控制用图像生成步骤中,基于第1结构提取图像信号来生成用在第1结构的显示控制中的显示控制用图像。在图像合成步骤中,将基础图像和显示控制用图像合成,从而将基础图像的第1结构和显示控制用图像的第1结构合成,由此生成控制第1结构的显示的显示控制图像。

[0021] 发明的效果

[0022] 根据本发明,在分别独立诊断微细血管、微细结构的情况下,也能生成微细血管、微细结构当中的一方不会妨碍到另一方的视觉辨识性的内窥镜图像。

附图说明

[0023] 图1是内窥镜系统的外观图。

[0024] 图2是表示第1实施方式的内窥镜系统的各构成的框图。

[0025] 图3A是表示白色光的发光谱的图表。

[0026] 图3B是表示特殊光的发光谱的图表。

[0027] 图4是表示结构强调/抑制部的各构成的框图。

[0028] 图5(A)表示B图像信号(Bch)的给定像素行中的亮度值的分布的图表,(B)是表示频率滤波处理后的结构提取图像信号中的信号值的分布的图表。

[0029] 图6是表示变换部的各构成的框图。

[0030] 图7是用于说明变换部的各变换部的输入输出关系的说明图。

[0031] 图8A是进行导管结构的强调、微细血管的抑制时的设定菜单画面的图像图。

[0032] 图8B是表示进行导管结构的强调、微细血管的抑制时的变换部的输入输出关系的说明图。

[0033] 图8C是表示进行导管结构的强调、微细血管的抑制时所用的显示控制用图像的信

号值的分布的图表。

[0034] 图9A是仅进行微细血管的强调时的设定菜单画面的图像图。

[0035] 图9B是表示仅进行微细血管的强调时的变换部的输入输出关系的说明图。

[0036] 图9C是仅进行微细血管的强调时所用的显示控制用图像的信号值的分布的图表。

[0037] 图10A是进行导管结构的强调、微细血管的强调时的设定菜单画面的图像图。

[0038] 图10B是表示进行导管结构的强调、微细血管的强调时的变换部的输入输出关系的说明图。

[0039] 图10C是表示进行导管结构的强调、微细血管的强调时所用的显示控制用图像的信号值的分布的图表。

[0040] 图11是表示将图8C的显示控制用图像合成在基础图像而得到的显示控制图像的亮度分布的图表。

[0041] 图12是表示将图9C的显示控制用图像合成在基础图像而得到的显示控制图像的亮度分布的图表。

[0042] 图13是表示将图10C的显示控制用图像合成在基础图像而得到的显示控制图像的亮度分布的图表。

[0043] 图14是表示第1实施方式中的一系列的流程的流程图。

[0044] 图15是表示另外实施方式的结构强调/抑制部的各构成的框图。

[0045] 图16是表示第2实施方式中的结构强调/抑制部的各构成的框图。

[0046] 图17是表示第3实施方式中的结构强调/抑制部的各构成的框图。

[0047] 图18是表示面顺序方式的内窥镜系统中的各构成的框图。

[0048] 图19是旋转滤光器的俯视图。

[0049] 图20是具有分光运算部的特殊光图像处理部的框图。

具体实施方式

[0050] [第1实施方式]

[0051] 如图1所示那样,第1实施方式的内窥镜系统10具有:内窥镜12、光源装置14、处理器装置16、监视器18、和控制台20。内窥镜12与光源装置14进行光学连接,并与处理器装置16电连接。内窥镜12具有:插入到检体内的插入部21、设置在插入部21的基端部分的操作部22、和设置在插入部21的前端侧的弯曲部23以及前端部24。通过操作操作部22的角度旋钮22a,弯曲部23进行弯曲动作。伴随该弯曲动作,前端部24朝向所期望的方向。

[0052] 另外,在操作部22除了设置角度旋钮22a以外,还设置模式切换SW22b、和变焦操作部22c。模式切换SW22b用于通常观察模式和特殊观察模式这2个种类的模式间的切换操作。通常观察模式是利用白色光的观察模式,主要在筛查等中使用。特殊观察模式是利用带蓝色的特殊光的观察模式,主要在放大观察等中使用。变焦操作部22c被用于驱动内窥镜12内的变焦透镜47(参考图2)来使检体放大的变焦操作。

[0053] 处理器装置16与监视器18以及控制台20电连接。监视器18输出显示图像信息等。控制台20作为受理功能设定等的输入操作的UI(用户界面)发挥功能。另外,也可以在处理器装置16连接记录图像信息等的外带的记录部(图示省略)。

[0054] 如图2所示那样,光源装置14作为光源具备:发出中心波长445nm的蓝色激光的蓝

色激光光源(445LD)34、和发出中心波长405nm的蓝紫色激光的蓝紫色激光光源(405LD)36。来自这些各光源34、36的半导体发光元件的发光由光源控制部40单独进行控制,自由变更蓝色激光光源34的出射光、与蓝紫色激光光源36的出射光的光量比。光源控制部40在通常观察模式的情况下仅驱动蓝色激光光源34。与此相对,在特殊观察模式的情况下,光源控制部40驱动蓝色激光光源34和蓝紫色激光光源36的双方,并且进行控制使得蓝紫色激光的发光光量大于蓝色激光的发光光量。另外,蓝色激光光源34以及蓝紫色激光光源36的任意一方或者双方构成本发明的窄带光源部。

[0055] 另外,优选使蓝色激光或蓝紫色激光的半值宽度为 $\pm 10\text{nm}$ 程度。另外,也可以在通常观察模式的情况下也驱动蓝紫色激光光源36。但在该情况下,优选将蓝紫色激光光源36的发光强度抑制得较低。另外,蓝色激光光源34以及蓝紫色激光光源36能利用宽面型的InGaN系激光二极管,另外,还能利用InGaNAs系激光二极管或GaNAAs系激光二极管。另外,作为上述光源,也可以是利用发光二极管等的发光体的构成。

[0056] 从这些各光源34、36出射的激光经由聚光透镜、光纤、合波器等的光学构件(均未图示)入射到光波导(LG)41。光波导41内置在内窥镜12以及通用软线(用于将光源装置14和内窥镜12连接的软线)内。中心波长445nm的蓝色激光或中心波长405nm的蓝紫色激光经由光波导41传播到内窥镜12的前端部24。另外,作为光波导41,能使用多模光纤。作为一例,能使用纤芯直径 $105\mu\text{m}$ 、包层直径 $125\mu\text{m}$ 、包括成为外皮的保护层在内的直径为 $\phi 0.3\sim 0.5\text{mm}$ 的细径的光纤线缆。

[0057] 内窥镜12的前端部24具有照明光学系统24a和摄像光学系统24b。在照明光学系统24a设置荧光体44和照明透镜45,其中,来自光波导41的中心波长445nm的蓝色激光或中心波长405nm的蓝紫色激光入射到荧光体44。通过使蓝色激光照射荧光体44,从荧光体44发出荧光。另外,一部分蓝色激光原样透过荧光体44。蓝紫色激光不使荧光体44激发地透过。在荧光体44出射的光经由照明透镜45照射到检体内。

[0058] 在此,在通常观察模式中,由于仅蓝色激光入射到荧光体44,因此如图3A所示那样,将在蓝色激光、以及通过蓝色激光从荧光体44激发发光的荧光的混合下所产生的白色光被照射到检体内。另一方面,如图3B所示那样,在特殊观察模式下,由于蓝紫色激光和蓝色激光的双方入射到荧光体44,因此将在蓝紫色激光、蓝色激光、以及通过蓝色激光从荧光体44激发发光的荧光的混合下所产生的特殊光被照射到检体内。在该特殊观察模式下,由于使蓝紫色激光的发光光量大于蓝色激光的发光光量,因此,特殊光成为包含大量蓝色分量且波长范围波及可见光全域的光。

[0059] 另外,优选荧光体44使用包括吸收蓝色激光的一部分而激发发出绿色~黄色的多种类的荧光体(例如YAG系荧光体或BAM($\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}$)等的荧光体)而构成的荧光体。若如本构成例那样使用半导体发光元件作为荧光体44的激发光源,则不仅能以高的发光效率得到高强度的白色光,能容易地调整白色光的强度,还能将白色光的色温、色度的变化抑制得较小。

[0060] 如图2所示那样,内窥镜12的摄像光学系统24b具有物镜46、变焦透镜47、图像传感器48。来自检体的反射光经由物镜46以及变焦透镜47入射到图像传感器48。由此在图像传感器48对检体的反射像进行成像。通过操作变焦操作部22c来使变焦透镜47在望远端与广角端间移动。若变焦透镜47移动到广角端侧,则检体的反射像缩小,另一方面,若移动到望

远端侧,则检体的反射像放大。

[0061] 图像传感器48是彩色的摄像元件,对检体的反射像进行摄像并输出图像信号。另外,图像传感器48优选是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。本发明中利用的图像传感器为了得到R(红)、G(绿)以及B(蓝)这3色的图像信号而可以是在摄像面具备RGB滤光器的所谓的RGB彩色图像传感器,也可以是在摄像面具备C(蓝绿)、M(洋红)、Y(黄)以及G(绿)的补色滤色器的所谓的补色图像传感器。在补色图像传感器的情况下,能通过色变换从CMYK这4色的图像信号得到RGB这3色的各亮度的图像信号。在该情况下,需要在内窥镜12、光源装置14或处理器装置16的任意者具备从CMYK这4色的图像信号色变换成RGB这3色的图像信号的色变换部。

[0062] 将从图像传感器48输出的图像信号发送到CDS/AGC电路50。CDS/AGC电路50对模拟信号的图像信号进行相关双采样(CDS)、自动增益控制(AGC)。通过A/D变换器(A/D转换器)52将经过了CDS/AGC电路50的图像信号变换成数字图像信号。将经过A/D变换的数字图像信号输入到处理器装置16。

[0063] 处理器装置16具备:接收部54、图像处理切换部60、通常光图像处理部62、特殊光图像处理部64、和图像显示信号生成部66。接收部54接收来自内窥镜12的数字图像信号。该接收部54具备DSP(Digital Signal Processor)56和噪声除去部58。DSP56对数字图像信号进行伽玛修正、颜色修正处理。噪声除去部58对在DSP56实施了伽玛修正等的数字图像信号实施噪声除去处理(例如移动平均法或中值滤波法等),从数字图像信号除去噪声。除去了噪声的数字图像信号被发送到图像处理切换部60。

[0064] 在通过模式切换SW22b将内窥镜系统10设置为通常观察模式的情况下,图像处理切换部60将数字图像信号发送到通常光图像处理部62,在将内窥镜系统10设置为特殊观察模式的情况下,图像处理切换部60将数字图像信号发送到特殊光图像处理部64。另外,在本发明中,为了区别,将通常光图像处理部62或者特殊光图像处理部64进行图像处理前的数字图像信号称作图像信号,将图像处理后的数字图像信号称作图像数据。

[0065] 通常光图像处理部62具有:色变换部68、色彩强调部70、和结构强调部72。色变换部68将输入的RGB这3通道的数字图像信号分别分配为R图像数据、G图像数据、B图像数据。对这些RGB的图像数据进一步进行 3×3 的矩阵处理、灰度变换处理、三维LUT处理等色变换处理,变换成色变换处理完毕RGB图像数据。

[0066] 色彩强调部70对色变换完毕RGB图像数据实施各种色彩强调处理。结构强调部72对色彩强调处理完毕RGB图像数据进行锐度或轮廓强调等的结构强调处理。由结构强调部72实施了结构强调处理的RGB图像数据作为通常光图像从通常光图像处理部62输入到图像显示信号生成部66。

[0067] 特殊光图像处理部64具有:色彩强调部76和结构强调/抑制部78。色彩强调部76通过对输入的RGB3通道的数字图像信号实施各种色彩强调处理,来生成色彩强调完毕的RGB的图像信号。结构强调/抑制部78通过对色彩强调处理完毕的RGB图像信号实施强调/抑制导管结构S或血管的显示的结构强调/抑制处理,来生成显示控制图像。由结构强调/抑制部78实施了结构强调/抑制处理的显示控制图像作为特殊光图像从特殊光图像处理部64输入到图像显示信号生成部66。

[0068] 如图4所示那样,结构强调/抑制部78具备:基础图像生成部80、频率滤波部81、显示控制用图像生成部82、和图像合成部83。基础图像生成部80将色彩强调处理完毕的RGB图像信号当中的G图像信号分配给R图像数据,将B图像信号分配给G图像数据以及B图像数据。这些RGB图像数据成为基础图像。该基础图像由于虽然对B图像数据分配B图像信号,但对G图像数据不是分配G图像信号而是分配B图像信号,对R图像数据不是分配R图像信号而是分配G图像信号,因此基础图像成为伪彩色图像。另外,在基础图像生成部80中,也可以如色变换部68那样将RGB图像信号分别分配给RGB图像数据,生成不是伪彩色的白色基底的基础图像。

[0069] 频率滤波部81对色彩强调完毕的B图像信号实施频率滤波处理,提取与位于粘膜表层的导管结构S和微细血管V对应的频率带分量。在此,将在频率滤波处理中提取的导管结构S(Structure)设为看上去白色饰边的边缘部(在导管除了包含边缘部以外还包含导管开口部)。由此得到提取了导管结构S和微细血管V的结构提取图像信号85。对B图像信号实施频率滤波处理是因为,B图像信号是与能够对导管结构S或微细血管V实施结构强调效果的蓝紫色激光以及蓝色激光等蓝色分量对应的信号。

[0070] 另外,如图5的(A)所示那样,导管结构S(Structure)由于蓝紫色激光以及蓝色激光等蓝色分量的光而进行漫反射,因此在B图像信号84上比粘膜M更明亮地发光。另外,蓝紫色激光以及蓝色激光与将氙气光等的宽带光波长分离而得到的蓝色窄带光不同,由于是直线前进性高的光,因此深达导管结构S的pit部分的底面。通过该效果,导管结构S更加明亮地发光。与此相对,微细血管V由于良好地吸收特殊光当中蓝紫色激光以及蓝色激光等血红蛋白的吸光系数高的蓝色分量的光,因此在B图像信号84上变得比粘膜M暗。因此,在频率滤波处理后的结构提取图像信号85中,如图5的(B)所示那样,导管结构S的像素成为信号值变成“正”的上升沿,微细血管V的像素成为信号值变成“负”的下降沿。另外,由于结构提取图像信号85中的粘膜M(Mucous membrane)几乎没有亮度值的变化,因此信号值几乎成为“0”。另外,在图5中,B图像信号84表示行84a上的各像素的亮度值,结构提取图像信号85表示行84a上的各像素的信号值(图11~图13也同样)。另外,在此,信号值是包含“0”、正的值、负的值,亮度值是包含“0”、正的值。

[0071] 显示控制用图像生成部82根据结构提取图像信号85来生成用在导管结构S或微细血管V的强调/抑制、显示维持中的显示控制用图像。显示控制用图像生成部82具备:输入结构提取图像信号85并输出显示控制用图像的变换部86;和设定强调/抑制条件并按照设定的强调/抑制条件来控制变换部86的结构强调/抑制设定部87(参考图4)。

[0072] 如图6所示那样,变换部86由第1变换部90、第2变换部91、第3变换部92、第4变换部93、第5变换部94、第6变换部95和特定变换部96构成,针对结构提取图像信号85的输入,输出具有与导管结构S或微细血管V的强调度、抑制度等显示控制量相应的值的显示控制用图像。第1变换部90在强调导管结构S时使用,针对结构提取图像信号85的输入,输出遵循图7所示的输入输出关系90a的值。输入输出关系90a由于以正的斜率定义,因此针对结构提取图像信号85当中正的值输入,输出正的值。通过将该输出的正的值加在基础图像上的导管结构S上,使得比粘膜M明亮的导管结构S变得更加明亮,提升了粘膜M与导管结构S的对比度。由此得到导管强调效果。另外,在第1变换部90中,定义了与4个第1~第4强调度E1~E4对应的输入输出关系,强调度越高则它们的斜率越大。

[0073] 第2变换部91在抑制导管结构S时使用,针对结构提取图像信号85的输入,输出遵循图7所示的输入输出关系91a的值。输入输出关系91a由于以负的斜率定义,因此针对结构提取图像信号85当中正的值的输入,输出负的值。通过将该输出的负的值加在基础图像上的导管结构S上,导管结构S的明亮度接近于粘膜M,降低了粘膜M与导管结构S的对比度。由此得到导管抑制效果。另外,在第2变换部91中,定义了与4个第1~第4抑制度R1~R4对应的输入输出关系,抑制度越高则它们的斜率越大。

[0074] 第3变换部92在强调微细血管V时使用,针对结构提取图像信号85的输入,输出遵循图7所示的输入输出关系92a的值。输入输出关系92a由于以正的斜率定义,因此针对结构提取图像信号85当中负的值输入,输出负的值。通过将该输出的负的值加在基础图像上的微细血管V上,使比粘膜M暗的微细血管V变得更暗,提升了粘膜M与微细血管V的对比度。由此得到微细血管强调效果。另外,在第3变换部92中,定义了与4个第1~第4强调度E1~E4对应的输入输出关系,强调度越高则它们的斜率越大。

[0075] 第4变换部93在抑制微细血管V时使用,针对结构提取图像信号85的输入,输出遵循图7所示的输入输出关系93a的值。输入输出关系93a由于以负的斜率定义,因此针对结构提取图像信号85当中负的值输入,输出正的值。通过将该输出的正的值加在基础图像上的微细血管V上,微细血管V的明亮度接近于粘膜M,降低了粘膜M与微细血管V的对比度。由此得到微细血管抑制效果。另外,在第4变换部93中,定义了与4个第1~第4抑制度R1~R4对应的输入输出关系,抑制度越高则它们的斜率越大。

[0076] 第5变换部94在维持导管结构S的明亮度时使用,针对结构提取图像信号85当中正的值的输入,遵循图7所示的输入输出关系94a而输出“0”的值。通过将该“0”的值加在基础图像上的导管结构S上来维持导管结构S的明亮度。第6变换部95在维持微细血管V的明亮度时使用,针对结构提取图像信号85当中负的值输入,遵循图7所示的输入输出关系95a输出“0”的值。通过将该“0”的值加在基础图像上的微细血管V来维持微细血管V的明亮度。

[0077] 结构强调/抑制设定部87基于由控制台20输入的强调/抑制条件来控制变换部86。将图8A、图9A、图10A所示那样的设定菜单画面显示在监视器18来进行强调/抑制条件的设定。该设定菜单画面显示用于设定导管结构S的强调/抑制条件的S用滑动条97、和用于设定微细血管V的强调/抑制条件的V用滑动条98。

[0078] 在S用滑动条97上将滑块97a设置在中央的“0”时,设定为维持导管结构S的明亮度的条件。在该情况下,将结构提取图像信号85输入到第5变换部94。另外,在S用滑动条97上使滑块97a向右侧的强调侧滑动时,设定为强调导管结构S的条件。在该情况下,将结构提取图像信号85输入到第1变换部90。另外,在S用滑动条97上使滑块97a向左侧的抑制侧滑动时,设定为抑制导管结构S的条件。在该情况下,将结构提取图像信号85输入到第2变换部91。

[0079] 另外,S用滑动条97上的刻度“1”~“4”以及“-1”~“-4”与在变换部86上定义的第1~第4强调度E1~E4以及第1~第4抑制度R1~R4对应。因此,在将滑块97a设置为给定的刻度时,在变换部86中,设定为与该设置的刻度对应的强调度/抑制度。另外,关于V用滑动条98,也用和S用滑动条97同样的方法使用滑块98a进行微细血管V的强调/抑制的条件设定。

[0080] 例如如图8A所示那样,在S用滑动条97上对滑块97a设置“+2”、V用滑动条98上对滑块98a设置“-1”的情况下,如图8B所示那样,在第1变换部90中,将输入输出关系90a设置为

第2强调度E2的斜率,并且在第4变换部93中,将输入输出关系93a设置为第1抑制度R1的斜率。然后,通过将结构提取图像信号85输入到第1变换部90以及第4变换部93,而输出图8C所示那样的导管结构S的像素和微细血管V的像素的信号值都成为正的显示控制用图像100。该显示控制用图像100在着眼于导管结构S进行诊断的情况下使用。

[0081] 另外,如图9A所示那样,在S用滑动条97上对滑块97a设置“0”、V用滑动条98上对滑块98a设置“+2”的情况下,如图9B所示那样,在第3变换部92中,将输入输出关系92a设置为第2强调度E2的斜率。然后,通过将结构提取图像信号85输入到第5变换部94以及第3变换部92,而输出图9C所示那样的导管结构S的像素的信号值成为“0”、微细血管V的像素的信号值成为负的显示控制用图像101。该显示控制用图像101在着眼于微细血管V进行诊断的情况下使用。

[0082] 另外,如图10A所示那样,在S用滑动条97上对滑块97a设置“+2”、V用滑动条98上对滑块98a设置“+1”的情况下,如图10B所示那样,在第1变换部90中,将输入输出关系90a设置为第2强调度E2的斜率,并在第3变换部92中,将输入输出关系92a设置为第1强调度E1的斜率。然后,通过将结构提取图像信号85输入到具有第1变换部90以及第3变换部92这两者的变换功能的特定变换部96,而输出图10C所示那样的导管结构S的像素的信号值为正、微细血管V的像素的信号值为负的显示控制用图像102。

[0083] 在该显示控制用图像102中,由于导管结构S的强调度高于微细血管V的强调度,因此导管结构S的像素的值的绝对值大于微细血管V的像素的值的绝对值。因此,显示控制用图像102在强调导管结构S和微细血管V的双方、且希望使导管结构S的视觉辨识性高于微细血管V的视觉辨识性的情况下使用。

[0084] 图像合成部83通过将显示控制用图像合成到基础图像来生成强调/抑制了导管结构S或微细血管V的显示控制图像。在该图像合成部83中,将显示控制用图像102的各像素的值加在基础图像当中B图像数据的各像素(Bch)上,但也可以将显示控制用图像102的各像素的值加在G图像数据或R图像数据的各像素上。

[0085] 例如,在将图8C那样的导管结构S的像素和微细血管V的像素的信号值都成为正的显示控制用图像100合成到基础图像105的Bch(B图像数据的各像素)的情况下,如图11所示那样,能得到导管结构S与周围的粘膜M的对比度提升、另一方面微细血管V与周围的粘膜M的对比度降低的显示控制图像110(点线表示合成前的亮度值)。

[0086] 另外,在将图9C那样的微细血管V的像素的信号值成为负的显示控制用图像101合成到基础图像105的Bch的情况下,如图12所示那样,能得到微细血管V与周围的粘膜M的对比度提升的显示控制图像111(和图11同样,点线表示合成前的亮度值)。另外,在将图10C那样的导管结构S的像素的信号值为正、微细血管V的像素的信号值为负的显示控制用图像102合成到基础图像105的Bch的情况下,如图13所示那样,能得到导管结构S以及微细血管V与周围的粘膜M的对比度提升的显示控制图像112(和图11同样,点线表示合成前的亮度值)。

[0087] 图像显示信号生成部66将从通常光图像处理部62或特殊光图像处理部64输入的通常光图像或特殊光图像变换成用于作为能在监视器18显示的图像进行显示的显示图像信号。基于该变换后的显示图像信号,监视器18显示通常光图像或特殊光图像。

[0088] 接下来,按照图14的流程图来说明本实施方式中的一系列的流程。首先,在通常观

察模式下从远景状态对检体进行筛查。在该筛查时,在检测到褐色区或发红等有病变的可能性的部位(病变可能性部位)时,操作变焦操作部22c进行变焦,来进行放大显示该病变可能性部位的放大观察。与此配合,操作模式切换SW22b切换为特殊观察模式。由此将特殊光图像显示在监视器18。

[0089] 做手术的人观察显示在监视器18的特殊光图像来读取导管结构S以及微细血管V的状态,判断是否是病变部。在能从特殊光图像正确读取导管结构S以及微细血管V的状态的情况下,基于该特殊光图像来判断病变可能性部位是病变还是非病变。另一方面,在不能正确读取导管结构S以及微细血管V的状态的情况下,操作控制台20,启动图8A等所示的设定菜单画面。在该设定菜单画面上操作位于S用滑动条97以及V用滑动条98上的滑块97a、98a,来进行在特殊光图像上的导管结构S以及微细血管V的强调/抑制。

[0090] 例如,在着眼于导管结构S进行诊断时,在微细血管V的显示成为妨碍的情况下,如图8A所示那样,使S用滑动条97上的滑块97a向强调方向滑动,另一方面使V用滑动条98上的滑块98a向抑制方向滑动。由此将强调了导管结构S的显示、另一方面抑制了微细血管V的显示的特殊光图像显示在监视器18。该导管结构S以及微细血管V的强调/抑制直到能正确读取导管结构S以及微细血管V的状态为止继续进行。

[0091] 另外,在第1实施方式中,在频率滤波处理后的结构提取图像信号85中不判别上升沿和下降沿地将结构提取图像信号85整体输入到显示控制用图像生成部82,来生成显示控制用图像,但也可以判别结构提取图像信号85中的上升沿和下降沿,分别实施增益处理来生成显示控制用图像。例如如图15所示那样,由设置于频率滤波部81与显示控制用图像生成部82之间的判别部120将结构提取图像信号85当中具有正的值的像素判别为上升沿的像素,将具有负的值的像素判别为下降沿的像素。然后,由显示控制用图像生成部82内的增益处理部122对上升沿以及下降沿的像素实施与强调度/抑制度相应的增益处理,生成显示控制用图像。

[0092] 这种情况下,在强调导管结构S时,对上升沿的像素实施强调用的增益处理,来生成上升沿的像素的值成为正的显示控制用图像。强调度越大,则这种情况下的上升沿的像素的值(正)越大。另外,在抑制导管结构S时,对上升沿的像素实施抑制用的增益处理,生成上升沿的像素的值成为负的显示控制用图像。抑制度愈大,则这种情况下的上升沿的像素的值(负)越小。

[0093] 另外,在强调微细血管V时,对下降沿的像素实施与强调度相应的强调用的增益处理,生成下降沿的像素的值成为负的显示控制用图像。强调度越大,则这种情况下的下降沿的像素的值(负)越小。另外,在抑制微细血管V时,对下降沿的像素实施与抑制度相应的抑制用的增益处理,生成下降沿的像素的值成为正的显示控制用图像。抑制度越大,则这种情况下的下降沿的像素的值(正)越大。

[0094] 另外,在强调导管结构S和微细血管V的双方、同时使微细血管V的视觉辨识性低于导管结构S的视觉辨识性的情况下,在对上升沿以及下降沿的像素进行强调用的增益处理时,使针对下降沿的像素的强调度低于针对上升沿的像素的强调度。在该情况下,在显示控制用图像上,上升沿的像素的值(正)的绝对值大于下降沿的像素的值(负)的绝对值。

[0095] [第2实施方式]

[0096] 在第1实施方式中,通过频率滤波处理从B图像信号提取导管结构S以及微细血管V

的双方,但在第2实施方式中,分为导管提取用的频率滤波处理和血管提取用的频率滤波处理,从B图像信号分别提取导管结构S和微细血管V。若考虑到导管结构S的频率带和微细血管V的频率带中是微细血管V稍微更靠向高频这一点,则优选如第2实施方式那样,分为导管提取用的频率滤波处理和血管提取用的频率滤波处理来进行提取。

[0097] 第2实施方式的结构强调/抑制部130如图16所示那样,取代第1实施方式的频率滤波部81而设置导管提取用频率滤波部131和血管提取用频率滤波部132。另外,除此以外,第2实施方式的内窥镜系统具有和第1实施方式几乎同样的构成。

[0098] 在导管提取用频率滤波部131中,对B图像信号进行提取大量包含导管结构S的频带的频率滤波。由此生成提取了导管结构S的导管提取图像信号。将该导管提取图像信号输入到变换部86的第1变换部90、第2变换部91、第5变换部94的任意者。另一方面,在血管提取用频率滤波部132中,对B图像信号进行提取大量包含微细血管V的高频的频带的频率滤波。由此生成提取了微细血管V的血管提取图像信号。将该血管提取图像信号输入到变换部86的第3变换部92、第4变换部93、第6变换部95的任意者。

[0099] [第3实施方式]

[0100] 在第1实施方式中,通过将显示控制用图像合成到基础图像来进行导管结构S、微细血管V的强调/抑制,但在第3实施方式中,关于导管结构S、微细血管V的强调,将显示控制用图像合成到基础图像来进行,另一方面,关于导管结构S、微细血管V的抑制,则以使基础图像模糊的处理来进行。

[0101] 在第3实施方式的结构强调/抑制部140中,如图17所示那样,在基础图像生成部80与图像合成部83之间设置使基础图像模糊的抑制处理部142。另外,取代第1实施方式的显示控制用图像生成部82,设置生成显示控制用图像的显示控制用图像生成部144。另外,结构强调/抑制设定部87基于所设定的强调/抑制条件来控制抑制处理部142以及显示控制用图像生成部144。另外,除此以外,第3实施方式的内窥镜系统具有和第1实施方式大致同样的构成。

[0102] 抑制处理部142基于在结构强调/抑制设定部87所设定的抑制制度来进行使基础图像模糊的处理。抑制制度越高,则模糊的程度越大。另外,作为模糊处理,优选例如使用低通滤波等。显示控制用图像生成部144具备输入结构提取图像信号85并输出显示控制用图像的变换部145。变换部145与变换部86不同,设置有第1变换部90、第3变换部92、第5变换部94、和第6变换部95,没有设置与抑制相关的变换部(第2变换部91、第4变换部93)。

[0103] 在上述第1~第3实施方式中,以用彩色的图像传感器同时取得各观察模式所需要的多个图像信号的同时方式来实施本发明,但即使是取代这种方式,用单色的图像传感器依次取得的各观察模式所需要的多个图像信号的面顺序式,也能同样地实施本发明。

[0104] 如图18所示那样,在面顺序式的内窥镜系统200的光源装置14,取代蓝色激光光源34、蓝紫色激光光源36、光源控制部40,而设置宽带光源202、旋转滤光器204、滤光器切换部205。另外,在内窥镜12的照明光学系统24a不设置荧光体44。另外,在摄像光学系统24b,取代彩色的图像传感器48,而设有未设置彩色滤光器的单色的图像传感器206。除此以外,与第1实施方式的内窥镜系统10同样。

[0105] 宽带光源202是氙气灯、白色LED等,发出波段从蓝色至红色的白色光。旋转滤光器204具备:设置在内侧的通常观察模式用滤光器208、和设置在外侧的特殊观察模式用滤光

器209(参考图19)。滤光器切换部205使旋转滤光器204在径向上移动,在由模式切换SW22b设置为通常观察模式时,将旋转滤光器204的通常观察模式用滤光器208插入到白色光的光路,在由模式切换SW22b设置为特殊观察模式时,将旋转滤光器204的特殊观察模式用滤光器209插入到白色光的光路。

[0106] 如图19所示那样,在通常观察模式用滤光器208,沿着周向设置使白色光当中的蓝色光透过的B滤光器208a、使白色光当中的绿色光透过的G滤光器208b、使白色光当中的红色光透过的R滤光器208c。因此,在通常观察模式时,通过使旋转滤光器204旋转交替地将蓝色光、绿色光、红色光照射到检体内。

[0107] 在特殊观察模式用滤光器209沿着周向设置使白色光当中的中心波长415nm的蓝色窄带光透过的Bn滤光器209a、和使白色光当中的中心波长540nm的绿色窄带光透过的Gn滤光器209b。因此,在特殊观察模式时,通过使旋转滤光器204旋转来将蓝色窄带光、绿色窄带光交替照射到检体内。由此,在面顺序式的内窥镜系统200中,宽带光源202以及旋转滤光器204的Bn滤光器209a构成本发明的窄带光源部。

[0108] 在面顺序方式的内窥镜系统200中,在通常观察模式时,每当蓝色光、绿色光、红色光照射到检体内,就用单色的图像传感器206对检体内进行摄像。由此得到RGB这3色的图像信号。然后,基于这些RGB的图像信号,利用和上述第1实施方式同样的方法生成通常光图像。

[0109] 另一方面,在特殊观察模式时,每当蓝色窄带光、绿色窄带光照射到检体内,就用单色的图像传感器206对检体内进行摄像。由此得到Bn图像信号和Gn图像信号。基于这些Bn图像信号和Gn图像信号进行特殊光图像的生成。和上述第1实施方式不同,关于基础图像的生成,将Bn图像信号分配给B图像数据以及G图像数据,将Gn图像信号分配给R图像数据。另外,在显示控制用图像的生成中,取代B图像信号而使用Bn信号。除此以外,利用和第1实施方式同样的方法进行特殊光图像的生成。

[0110] 另外,在图2所示的第1实施方式中,将荧光体44设置在内窥镜12的前端部24,但也可以取而代之,将荧光体44设置在光源装置14内。在该情况下,优选在光波导41与蓝色激光光源34之间设置荧光体44。

[0111] 另外,在上述同时式的内窥镜系统10中,在显示控制图像的生成中使用包含蓝色激光以及蓝紫色激光的窄带波长信息的窄带信号即B图像信号,在上述面顺序式的内窥镜系统200中,在显示控制图像的生成中使用包含蓝色窄带光的窄带波长信息的窄带信号即Bn图像信号,但也可以通过以白色图像等的宽带图像为基础的分光运算来生成大量具有与导管结构S以及微细血管V相关的信息的蓝色窄带图像信号,将该蓝色窄带图像用在显示控制图像的生成中。

[0112] 在该情况下,在同时式的内窥镜系统10的特殊观察模式时,取代特殊光,照射宽带光即白色光。然后,如图20所示那样,在设置于接收部54与色彩强调部76之间的分光运算部300,进行基于通过白色光的发光/摄像而得到的RGB图像信号的分光运算处理。由此,生成大量具有与导管结构S以及微细血管V相关的信息的蓝色窄带图像信号(例如具有415nm的波长信息的蓝色窄带图像信号)。分光运算的方法使用特开2003-093336号公报所记载的方法。基于由该分光运算部300所生成的蓝色窄带图像信号、和GR图像信号,以与上述实施方式同样的次序来生成显示控制图像。另外,作为白色光,除了通过荧光体44得到的白色光以

外,也可以使用从氙气灯等的宽带光源发出的宽带光。

[0113] 另外,在上述实施方式中,在使用内窥镜的观察中进行图像处理,但并不限于此,也可以在使用内窥镜的观察后,基于记录在内窥镜系统的记录部的内窥镜图像来进行图像处理,另外,也可以基于用胶囊内窥镜取得的胶囊内窥镜图像来进行图像处理。

[0114] 标号的说明

[0115] 10、200 内窥镜系统

[0116] 47 变焦透镜(放大单元)

[0117] 48、206 传感器(图像信号生成部)

[0118] 78、130、140 结构强调/抑制部

[0119] 80 基础图像生成部

[0120] 81 频率滤波部(结构提取图像生成部)

[0121] 82、144 显示控制用图像生成部

[0122] 83 图像合成部

[0123] 86、145 变换部

[0124] 90 第1变换部

[0125] 91 第2变换部

[0126] 92 第3变换部

[0127] 93 第4变换部

[0128] 120 判别部

[0129] 122 增益处理部

[0130] 131 导管提取用滤波部

[0131] 132 血管提取用滤波部

[0132] 142 抑制处理部

[0133] 300 分光运算部

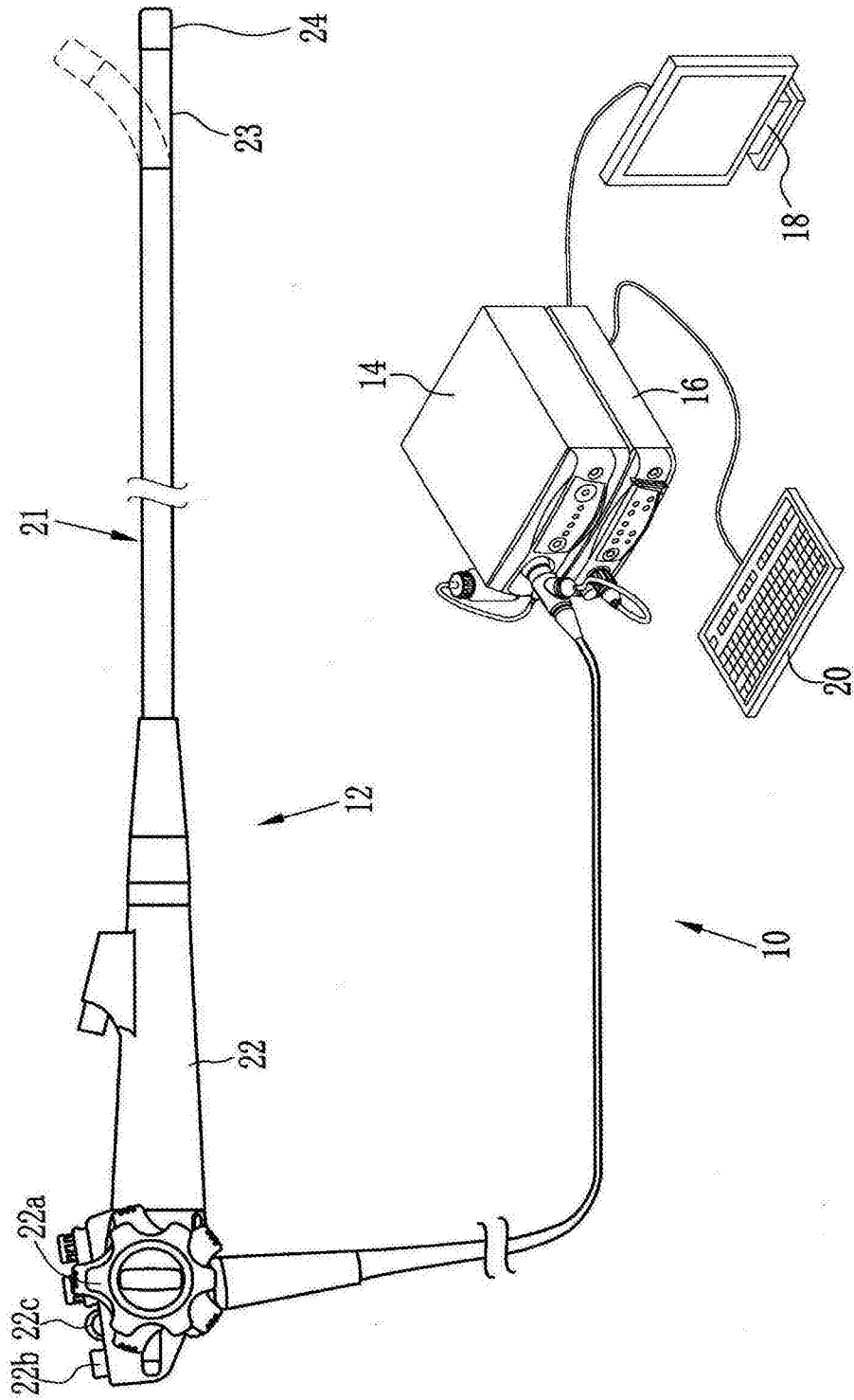


图1

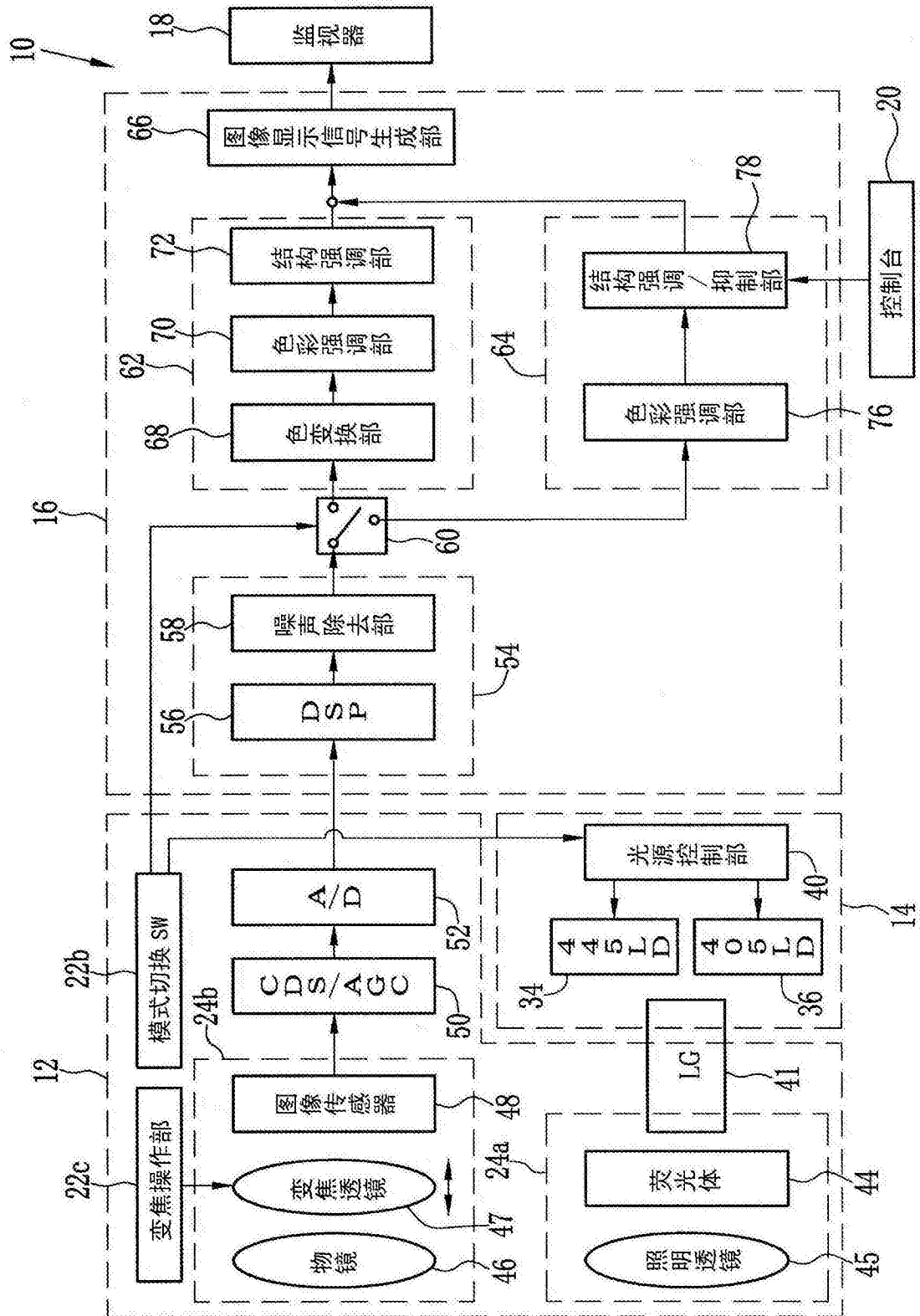


图2

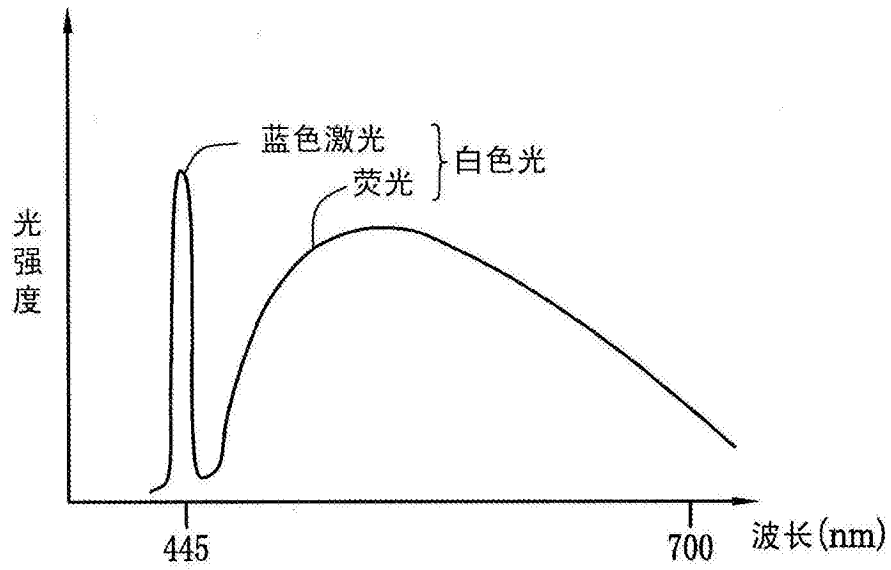


图3A

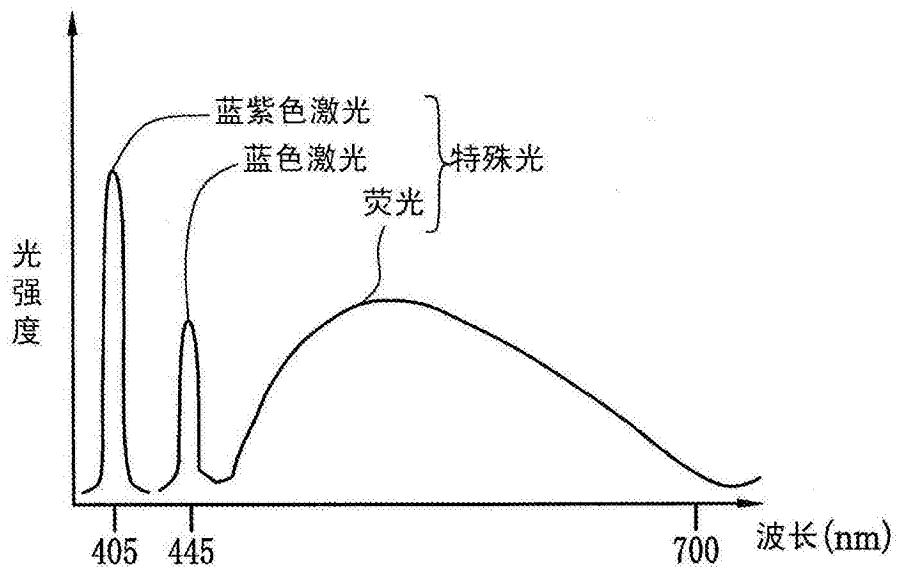


图3B

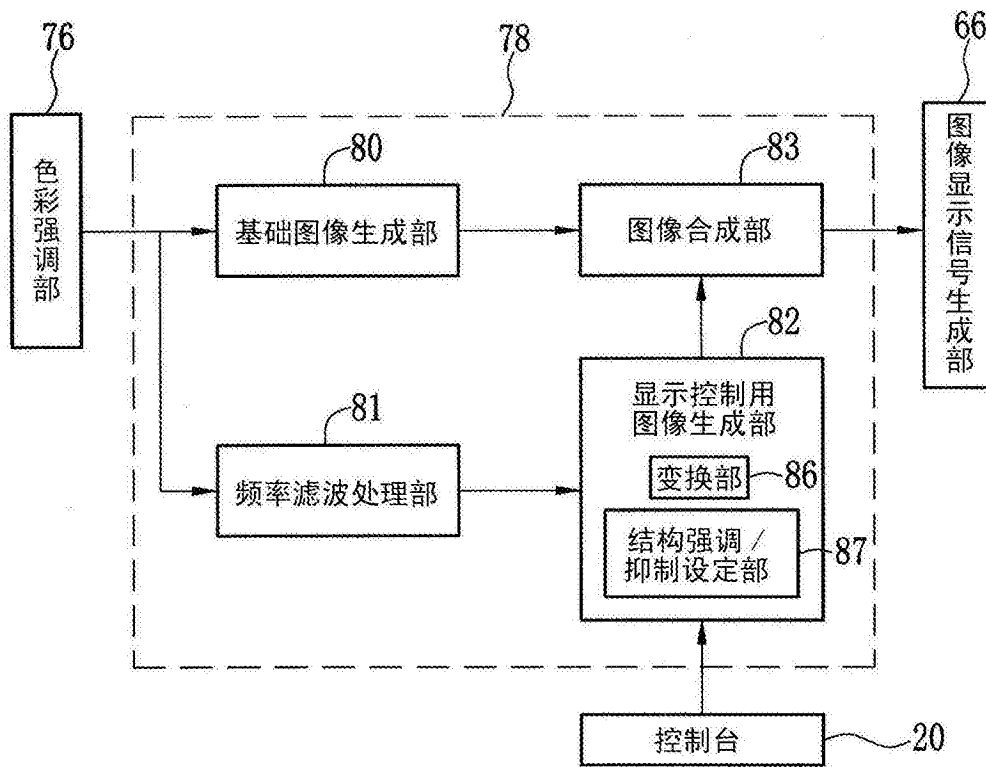


图4

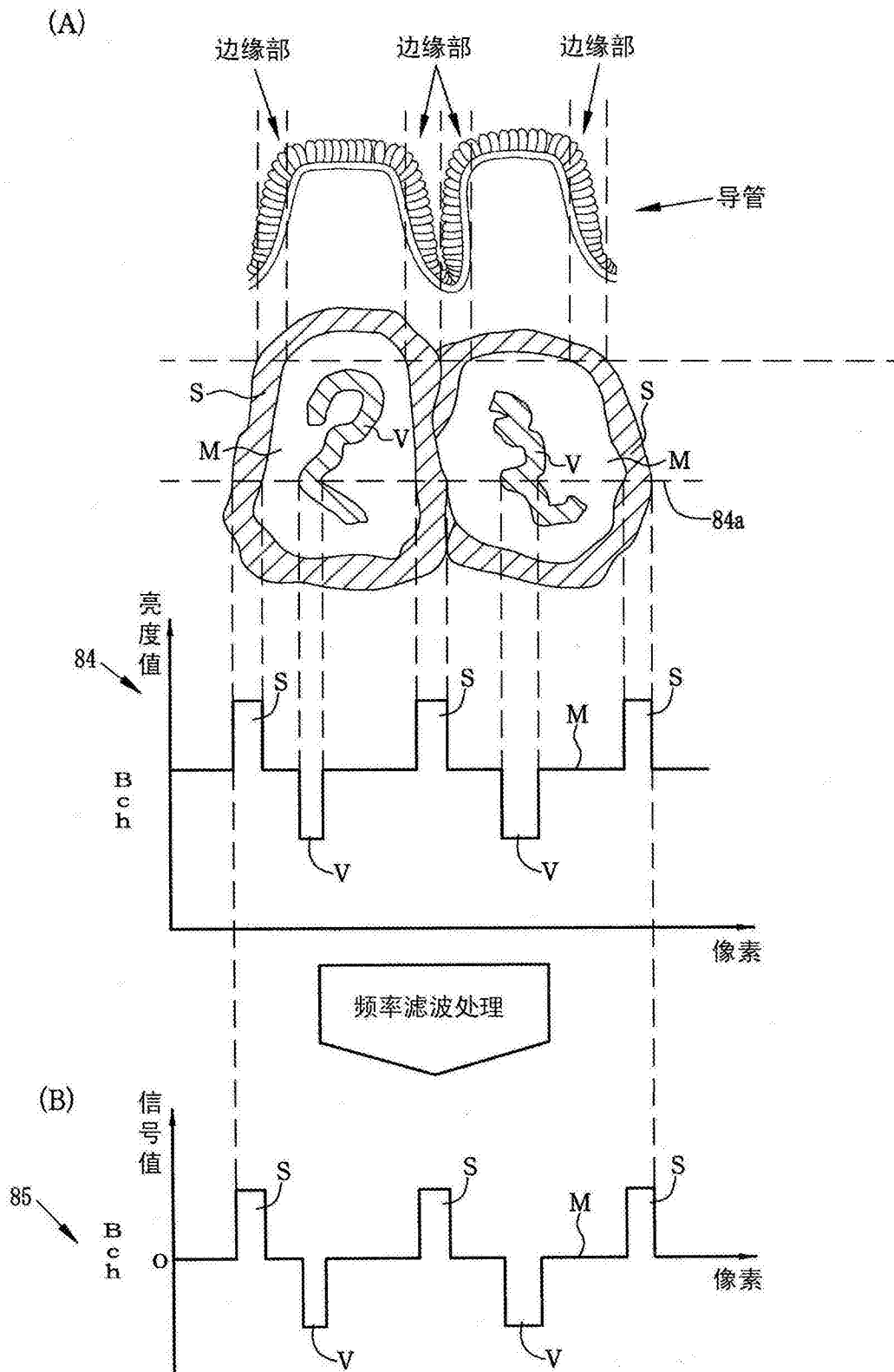


图5

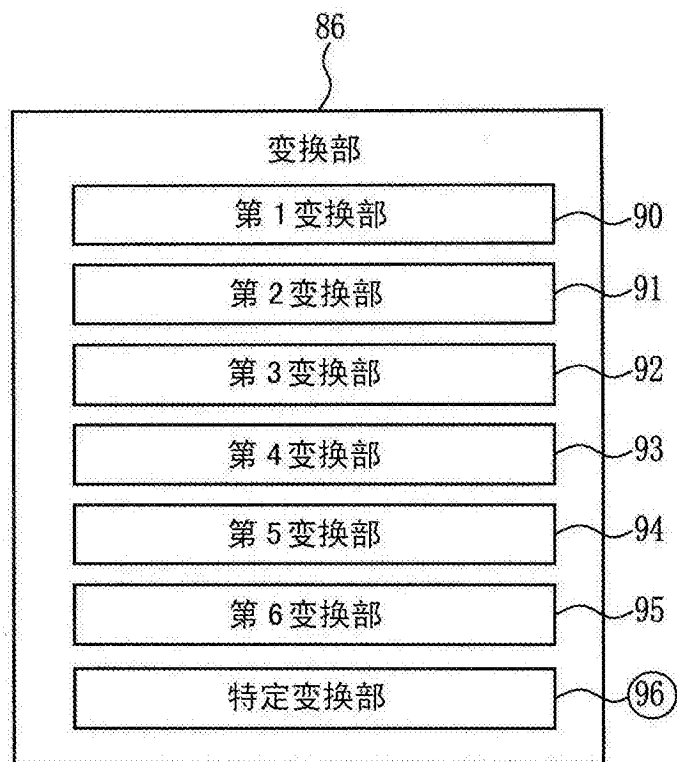


图6

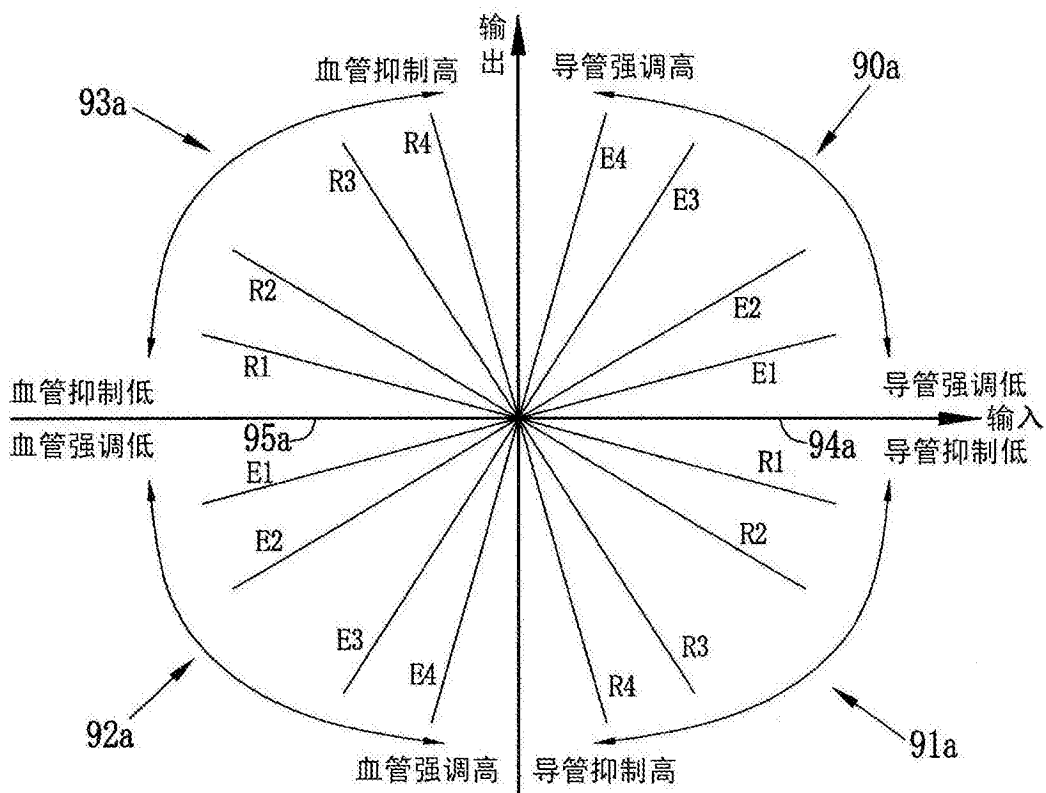


图7

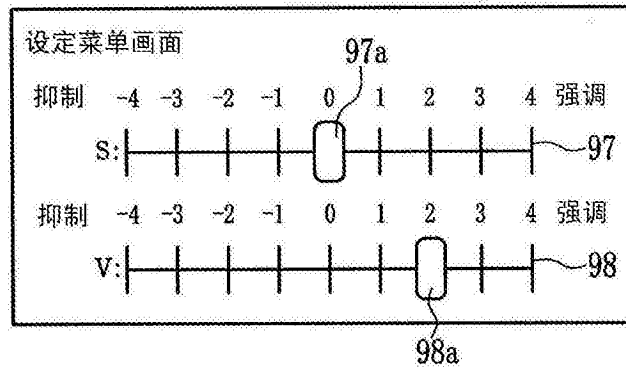


图9A

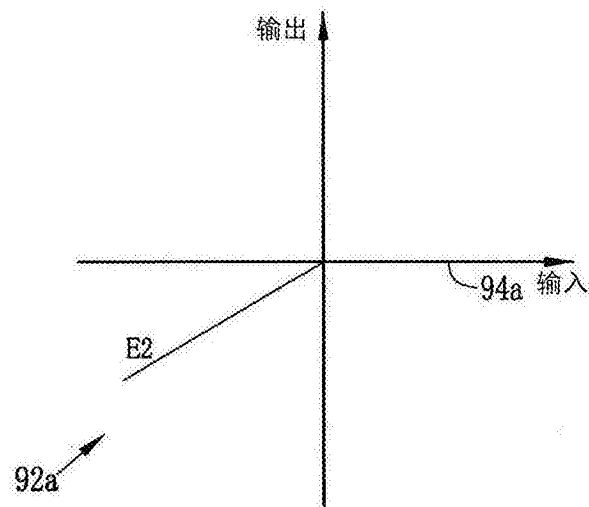


图9B

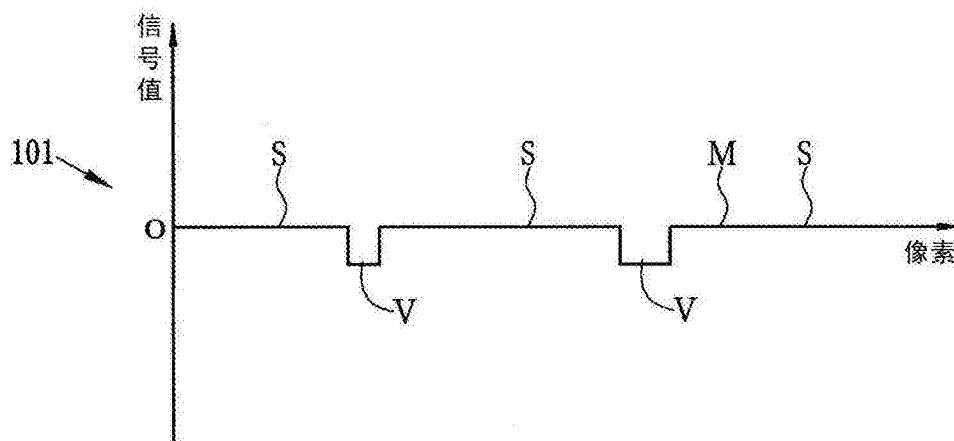


图9C

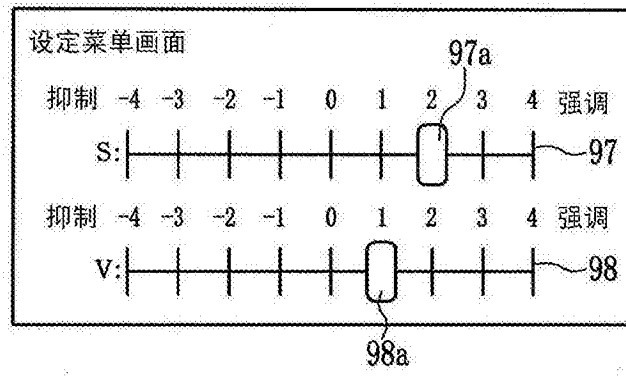


图10A

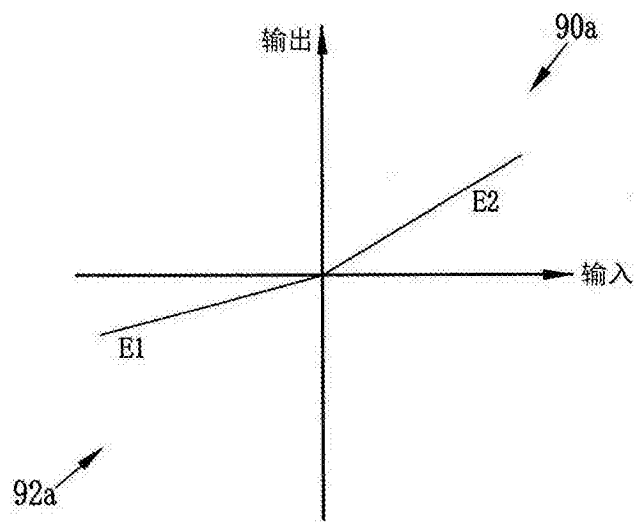


图10B

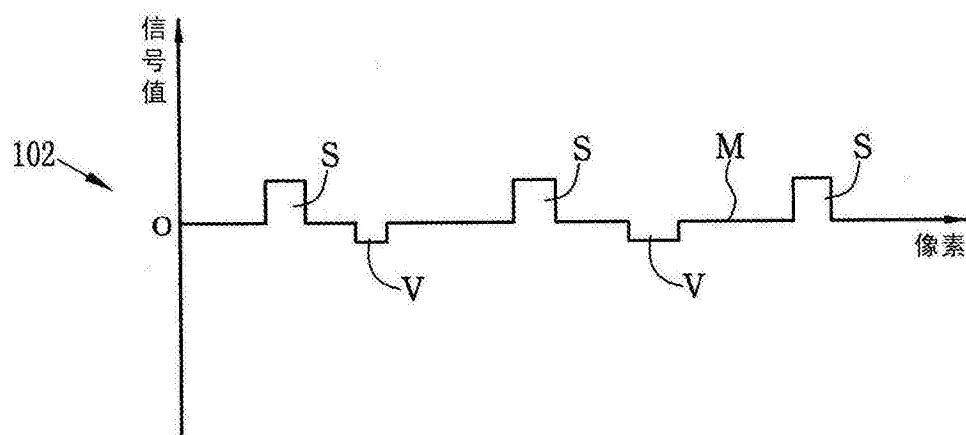


图10C

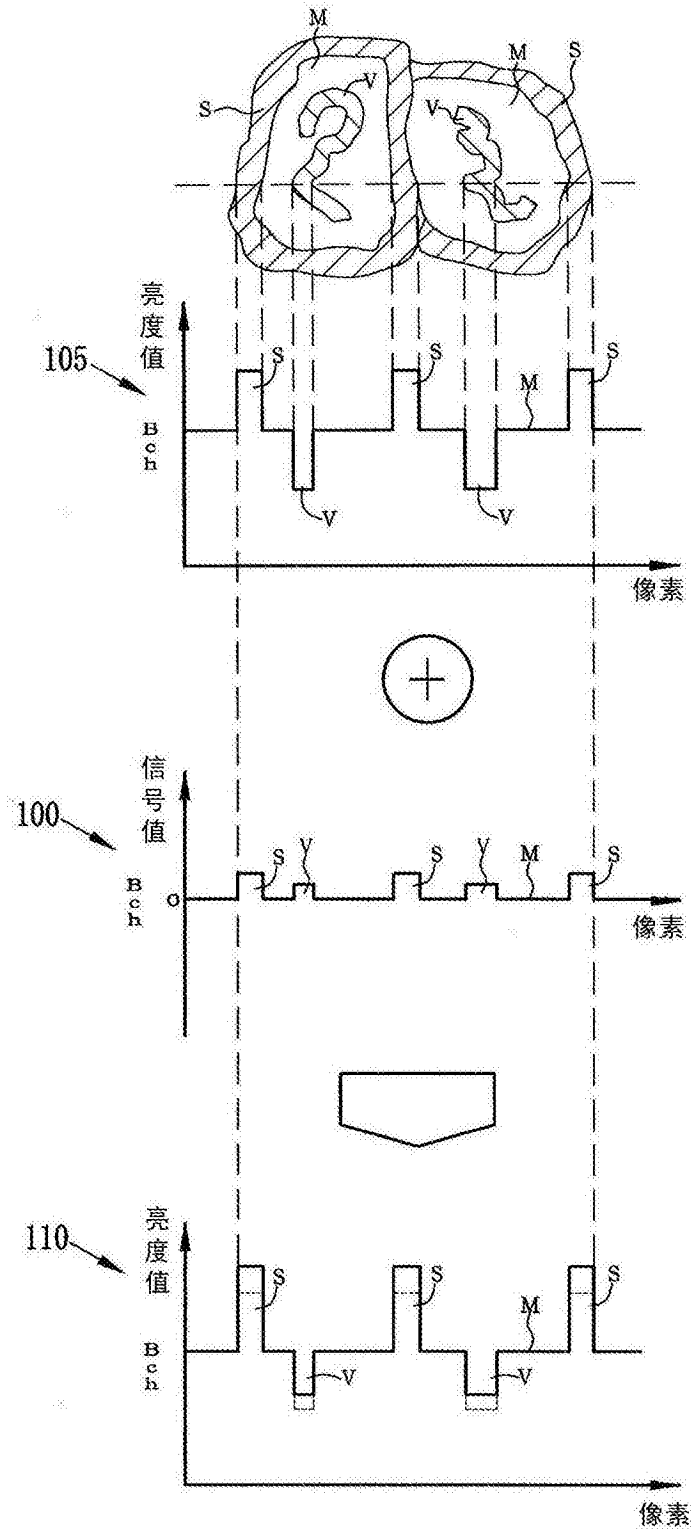


图11

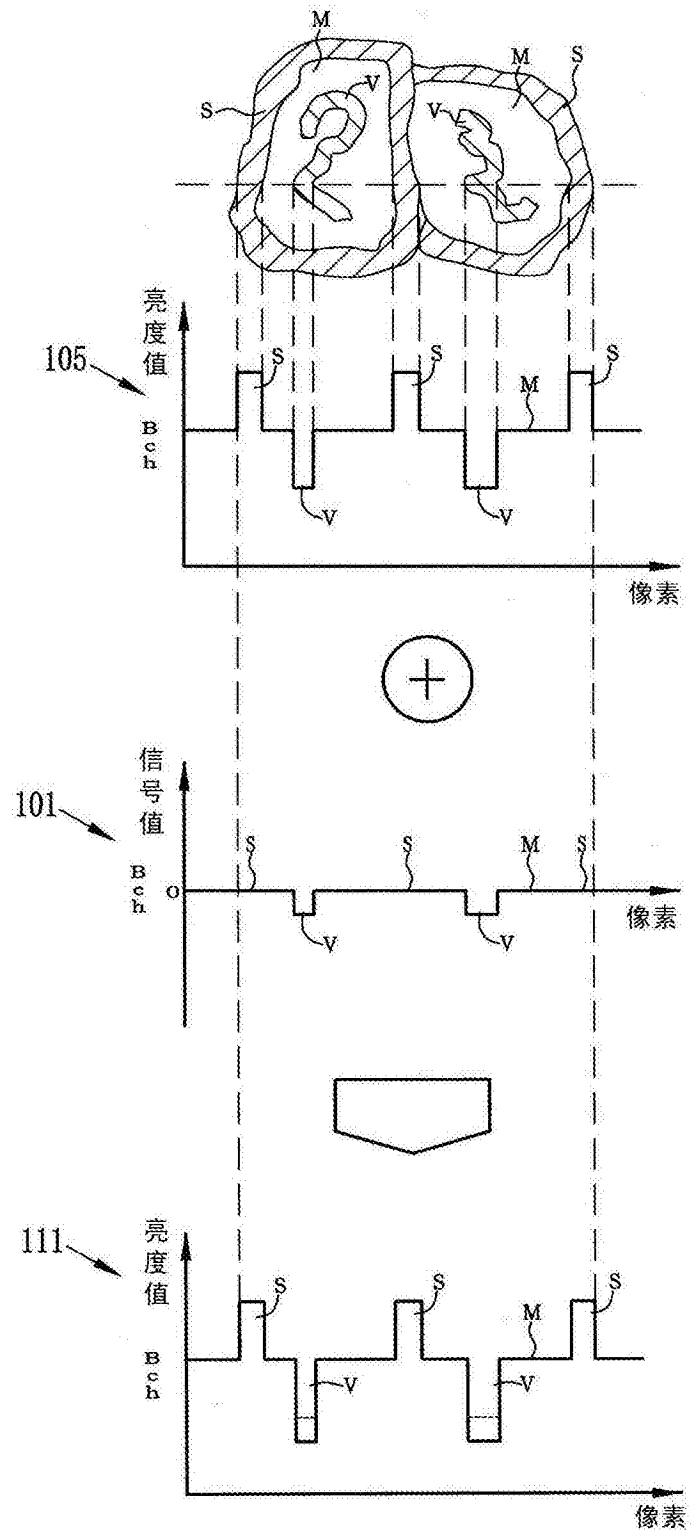


图12

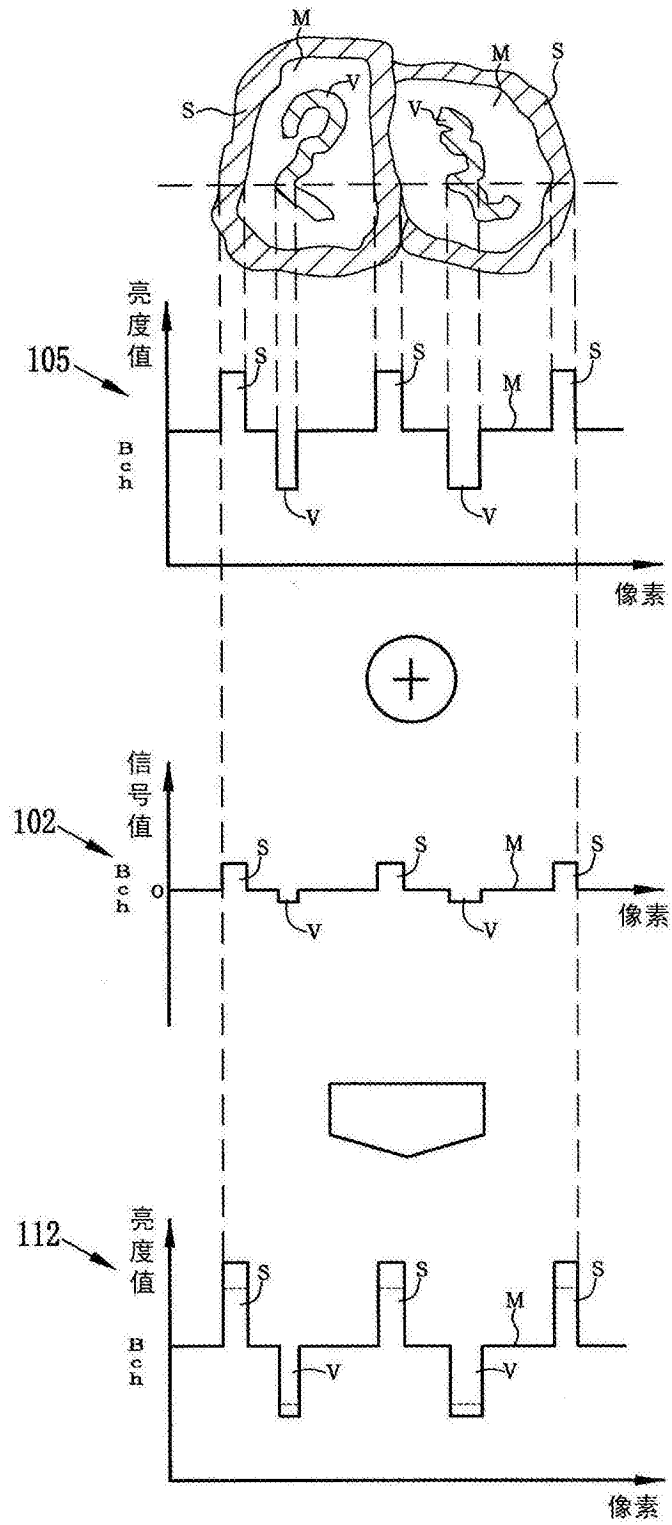


图13

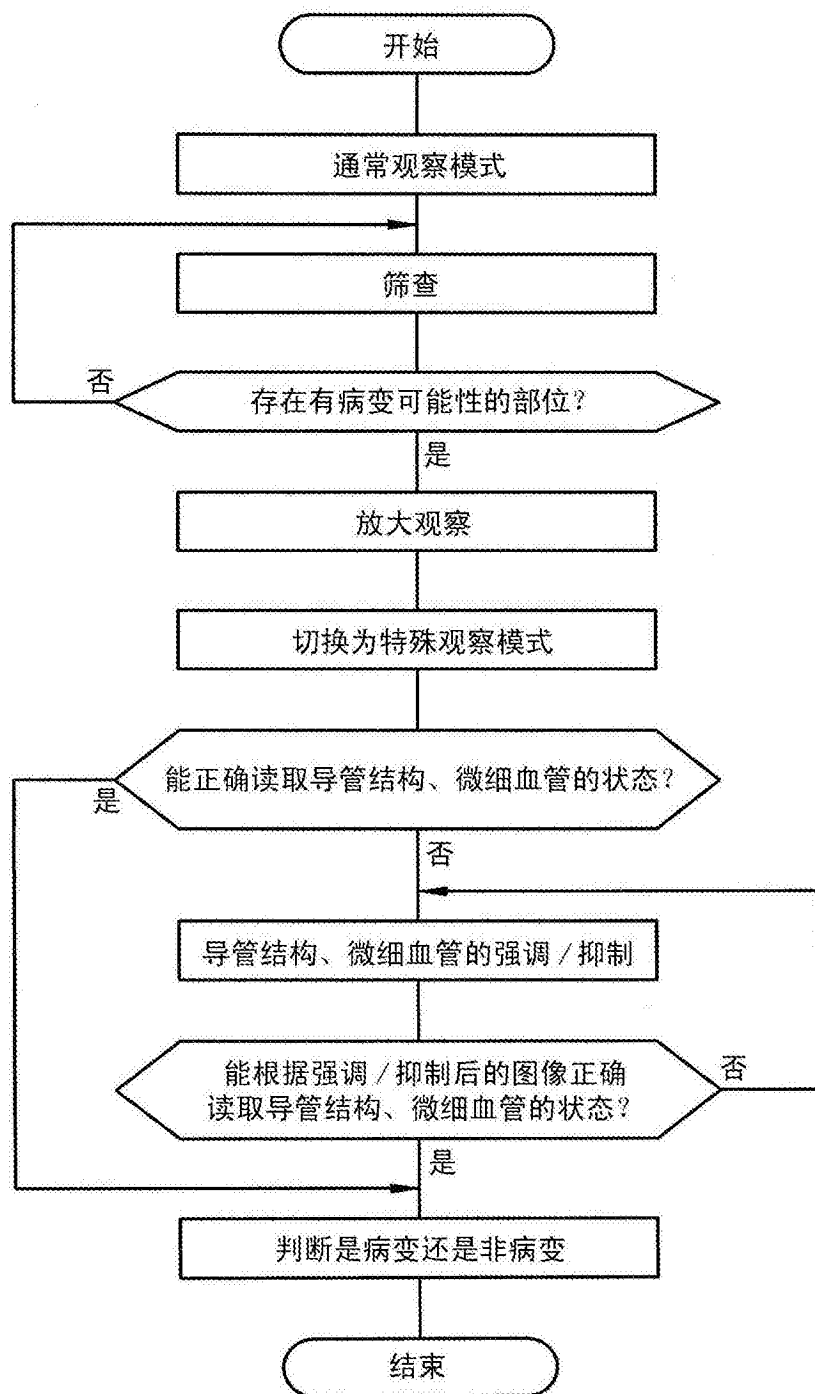


图14

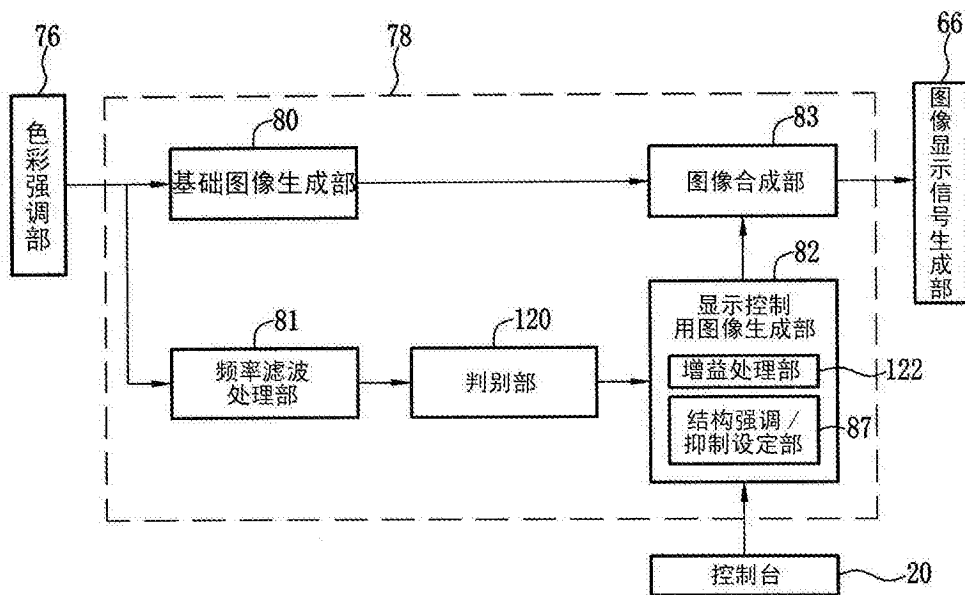


图15

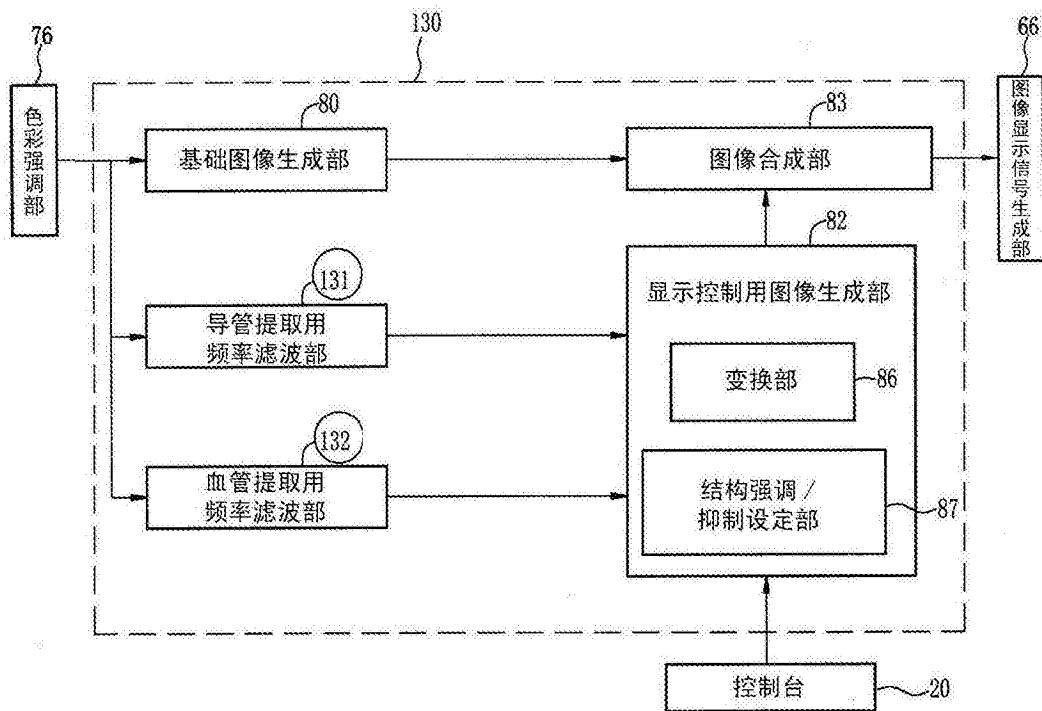


图16

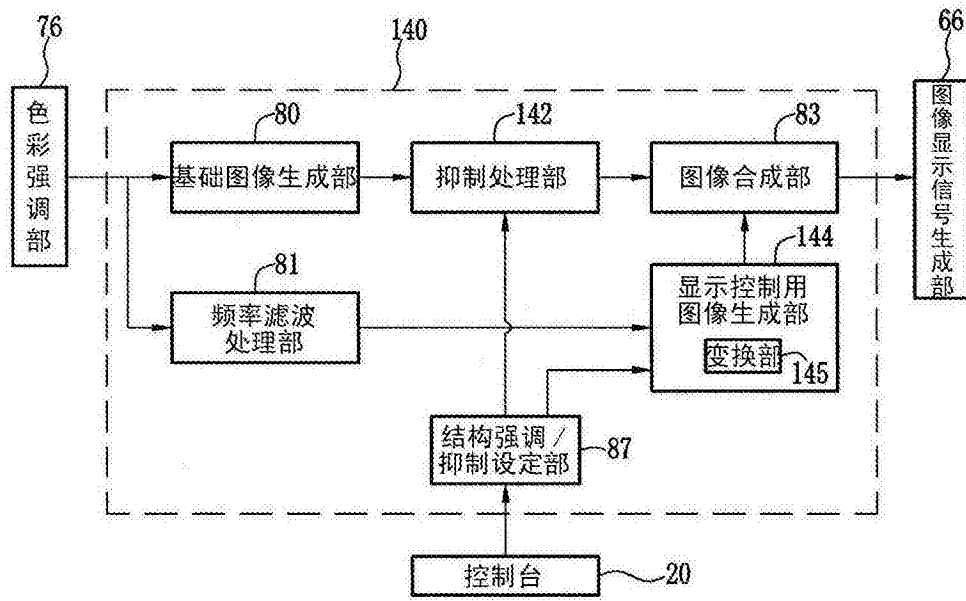


图17

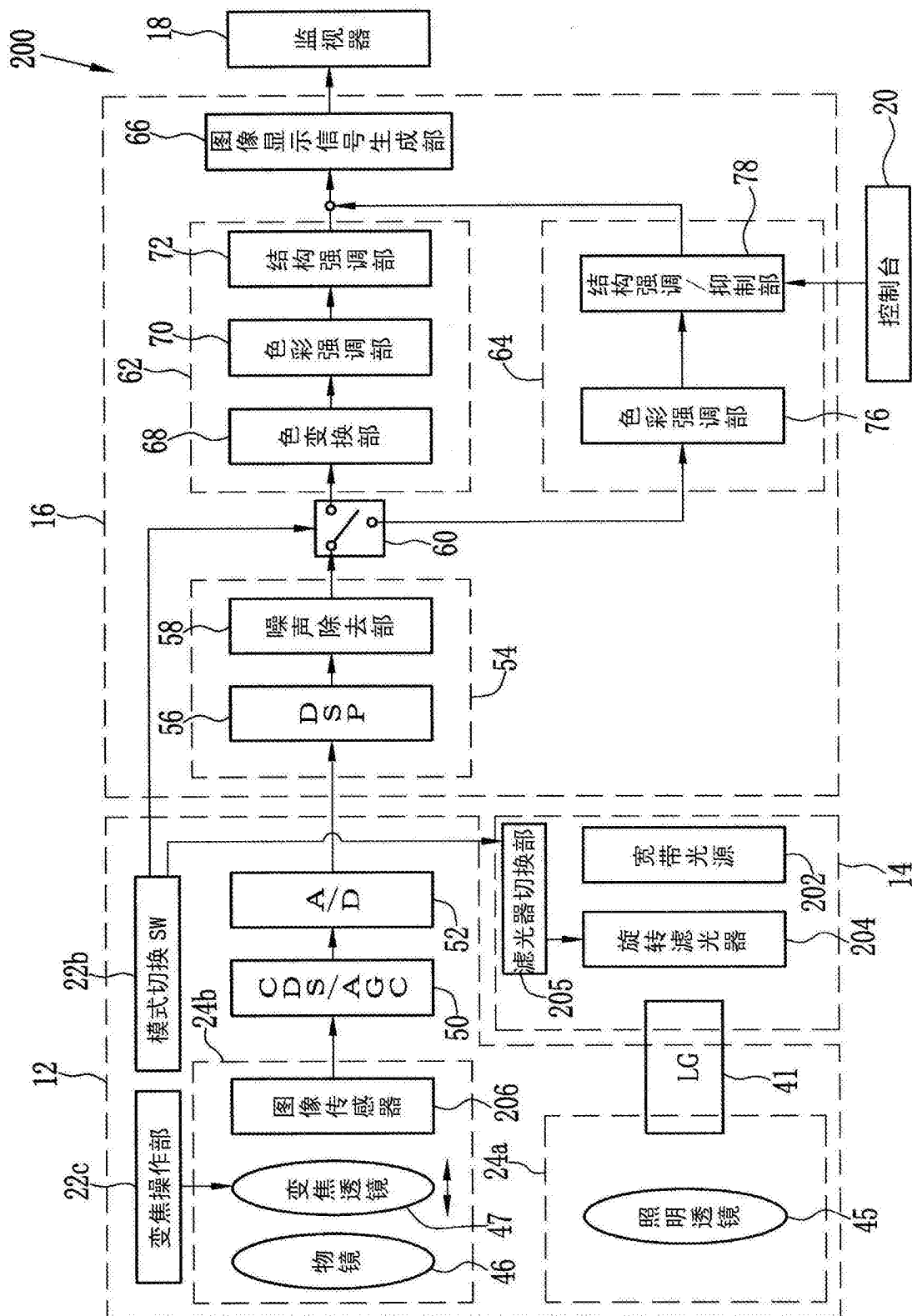


图18

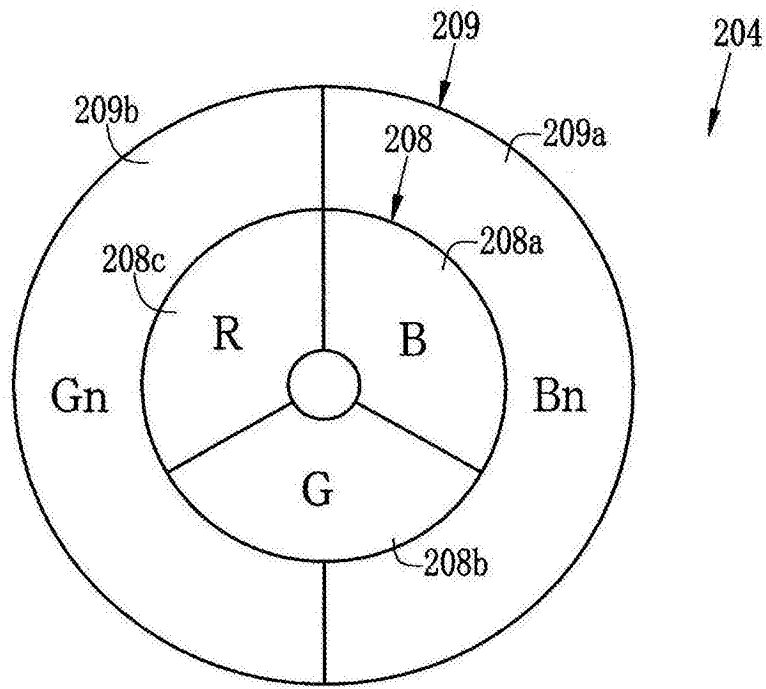


图19

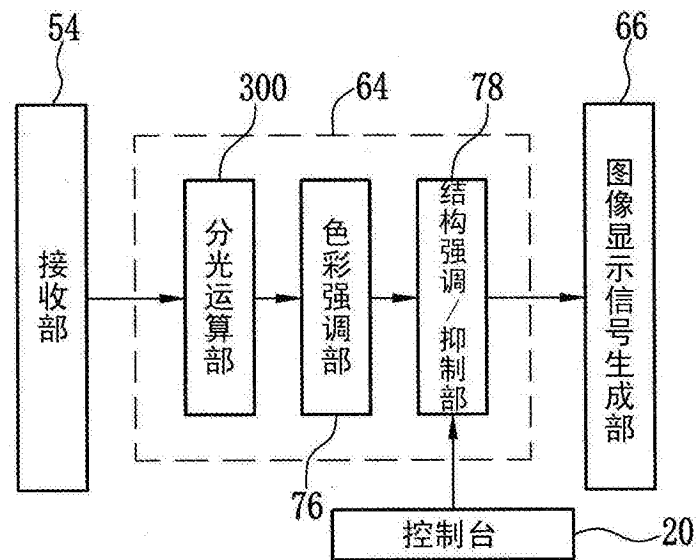


图20

专利名称(译)	图像处理装置以及内窥镜系统的工作方法		
公开(公告)号	CN105007801B	公开(公告)日	2016-09-28
申请号	CN201480010392.8	申请日	2014-01-31
[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	藏本昌之		
发明人	藏本昌之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	H04N9/04 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/04 G02B23/2484 G02B23/26 G06K9/46 G06K9/4652 H04N5/2256 H04N5/23293 H04N5/2628 H04N5/265 H04N9/7908 H04N2005/2255		
审查员(译)	何琛		
优先权	2013037782 2013-02-27 JP		
其他公开文献	CN105007801A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供图像处理装置以及内窥镜系统的工作方法，在分别独立针对微细血管、微细结构时，生成一方的结构不会妨碍到另一方的结构的视觉辨识性的内窥镜图像。在基础图像(105)中包含具有比粘膜明亮的导管结构S和比粘膜暗的微细血管V的B图像信号。针对B图像信号实施对包含导管结构S以及微细血管V的频率分量进行提取的频率滤波处理，来生成导管结构S的像素的值为正、微细血管V的像素的值为负的结构提取图像信号。基于结构提取图像信号来生成在导管结构S的强调和微细血管V的抑制中使用的显示控制用图像(100)。通过基础图像(105)和显示控制用图像(100)的合成来获得强调了导管结构S、而抑制了微细血管V的显示控制图像(110)。

