



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105007801 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 28

(21) 申请号 201480010392. 8

代理人 王亚爱

(22) 申请日 2014. 01. 31

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006. 01)

2013-037782 2013. 02. 27 JP

A61B 1/04(2006. 01)

G02B 23/24(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G02B 23/26(2006. 01)

2015. 08. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2014/052247 2014. 01. 31

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/132741 JA 2014. 09. 04

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 藏本昌之

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

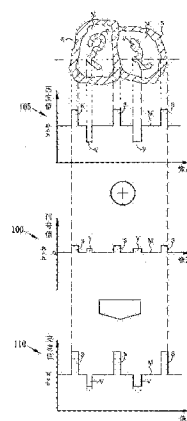
权利要求书3页 说明书13页 附图17页

(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,来生成控制所述第 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 结构的像素和信号值为负的第 2 结构的像素的第 1 以及第 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 8～10 中任一项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 8～11 中任一项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 结构的像素和信号值为负的第 2 结构的像素的第 1 以及第 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，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；

基础图像生成步骤,基础图像生成部基于所述多色的图像信号来生成基础图像;

结构提取图像生成步骤,结构提取图像生成部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,显示控制用图像生成部基于所述第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,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生成基础图像。结构提取图像生成部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,来生成控制第1结构的显示的显示控制图像。

[0015] 优选短波长图像信号是包含蓝色分量的B图像信号。优选B图像信号是蓝色窄带图像信号。优选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结构的像素和信号值为负的第2结构的像素的第1以及第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的像素实施与第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。

[0019] 优选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 结构的像素和信号值为负的第 2 结构的像素的第 1 以及第 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,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。在基础图像生成步骤中,基础图像生成部基于多色的图像信号来生成基础图像。在结构提取图像生成步骤中,结构提取图像生成部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,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。在图像合成步骤中,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。

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) 是表示 B 图像信号的 Bch 的给定行中的亮度分布的图表,(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,光源部 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 36 的双方,并且进行控制使得蓝紫色激光的发光比率大于蓝色激光的发光比率。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 36。但在该情况下,优选将蓝紫色激光 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 GaNAs 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,将蓝色激光、以及通过蓝色激光从荧光体 44 激发发光的荧光进行合波而得到的白色光被照射到检体内。另一方面,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 激发发光的荧光进行合波而得到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比率大于蓝色激光的发光比率,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)的滤光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CMYG这4色的图像信号得到RGB这3色的图像信号。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CMYG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单元。

[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以及特殊光图像处理部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/抑制导管结构或血管的结构强调/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、频率滤波处理部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] 频率滤波处理部 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和微细血管对应的频率带分量。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和微细血管的结构提取图像信号。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或微细血管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(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(Vascular) 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 上变得比粘膜暗。因此,在频率滤波处理后的结构提取图像信号 85 中,如 (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来生成用在导管结构或微细血管的强调 / 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、和第 6 变换部 95 构成,针对结构提取图像信号的输入,输出具有与导管结构或微细血管的强调度、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 在强调导管结构时使用,针对结构提取图像信号的输入,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上,使得比粘膜明亮的导管结构变得更加明亮,提升了粘膜与导管结构的对比度。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 在抑制导管结构时使用,针对结构提取图像信号的输入,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,因此针对正的值输入,输出负的值。通过将该输出的负的值加在基础图像上的导管结构上,导管结构

的明亮度接近于粘膜,降低了粘膜与导管结构的对比度。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在强调微细血管时使用,针对结构提取图像信号的输入,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上,使比粘膜暗的微细血管变得更暗,提升了粘膜与微细血管的对比度。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在抑制微细血管时使用,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上,微细血管的明亮度接近于粘膜,降低了粘膜与微细血管的对比度。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在维持导管结构的明亮度时使用,针对结构提取图像信号当中正的值输入,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上来维持导管结构的明亮度。第6变换部95在维持微细血管的明亮度时使用,针对结构提取图像信号当中负的值输入,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来维持微细血管的明亮度。

[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的强调/抑制条件的S用滑动条97、和用于设定微细血管的强调/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的明亮度的条件。在该情况下,将结构提取图像信号输入到第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的条件。在该情况下,将结构提取图像信号输入到第1变换部90。另外,在使滑块97a向左侧的抑制侧滑动时,设定为抑制导管结构的条件。在该情况下,将结构提取图像信号输入到第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,在对滑块97a设置给定的刻度时,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中设置为第2强调度E2的斜率,并且在第4变换部93中设置为第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,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 中设置为第 2 强调度 E2 的斜率,并在第 3 变换部 92 中设置为第 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,而输出图 10C 所示那样的导管结构的像素的信号值为正、微细血管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,由于导管结构的强调度高于微细血管的强调度,因此导管结构的像素的值的绝对值大于微细血管的像素的值的绝对值。因此,显示控制用图像 102 在强调导管结构和微细血管的双方、且希望使导管结构的视觉辨识性高于微细血管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 / 抑制了导管结构或微细血管的显示控制图像。在该图像合成部 83 中,将强调 / 抑制图像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,但也可以将强调 / 抑制图像的各像素的值加在 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 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以及微细血管的状态,判断是否是病变部。在能从特殊光图像正确读取导管结构以及微细血管的状态的情况下,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以及微细血管的状态的情况下,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以及微细血管的强调 / 抑制。

[0090] 例如,在着眼于导管结构进行诊断时,在微细血管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的显示、另一方面抑制了微细血管的显示的特殊光图像显示在监视器 18。该导管结构以及微细血管的强调 / 抑制直到能正确读取导管结构以及微细血管的状态为止继续进行。

[0091] 另外,在第 1 实施方式中,在频率滤波图像的结构提取图像信号中不判别上升沿和下降沿地将结构提取图像信号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,在强调导管结构和微细血管的双方、同时使微细血管的视觉辨识性低于导管结构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,使针对下降沿的强调度低于针对上升沿的强调度。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以及微细血管的双方,但在第 2 实施方式中,分为导管提取用的滤波处理和血管提取用的滤波处理,从 B 图像信号分别提取导管结构和微细血管。若考虑到导管结构的频率带和微细血管的频率带中是微细血管稍微更靠向高频这一点,则优选如第 2 实施方式那样,分为导管提取用的滤波处理和血管提取用的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 取代第 1 实施方式的频率滤波部 81 而设

置导管提取用滤波部 131 和血管提取用滤波部 132。另外,除此以外,第 3 实施方式的内窥镜系统具有和第 1 实施方式几乎同样的构成。

[0098] 在导管提取用滤波部 131 中,对 B 图像信号进行提取大量包含导管结构的频带的频率滤波。由此生成提取了导管结构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,在血管提取用滤波部 132 中,对 B 图像信号进行提取大量包含微细血管的高频的频带的频率滤波。由此生成提取了微细血管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、微细血管的强调/抑制,但在第 3 实施方式中,关于导管结构、微细血管的强调,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、微细结构的抑制,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,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 22 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 20c。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 209 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以及微细血管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以及微细血管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,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,在内窥镜的诊断中实施本发明,但并不限于此,也可以在内窥镜诊断后,基于记录在内窥镜系统的记录部的内窥镜图像来实施本发明,另外,也可以基于用胶囊内窥镜取得的胶囊内窥镜图像来实施本发明。

[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

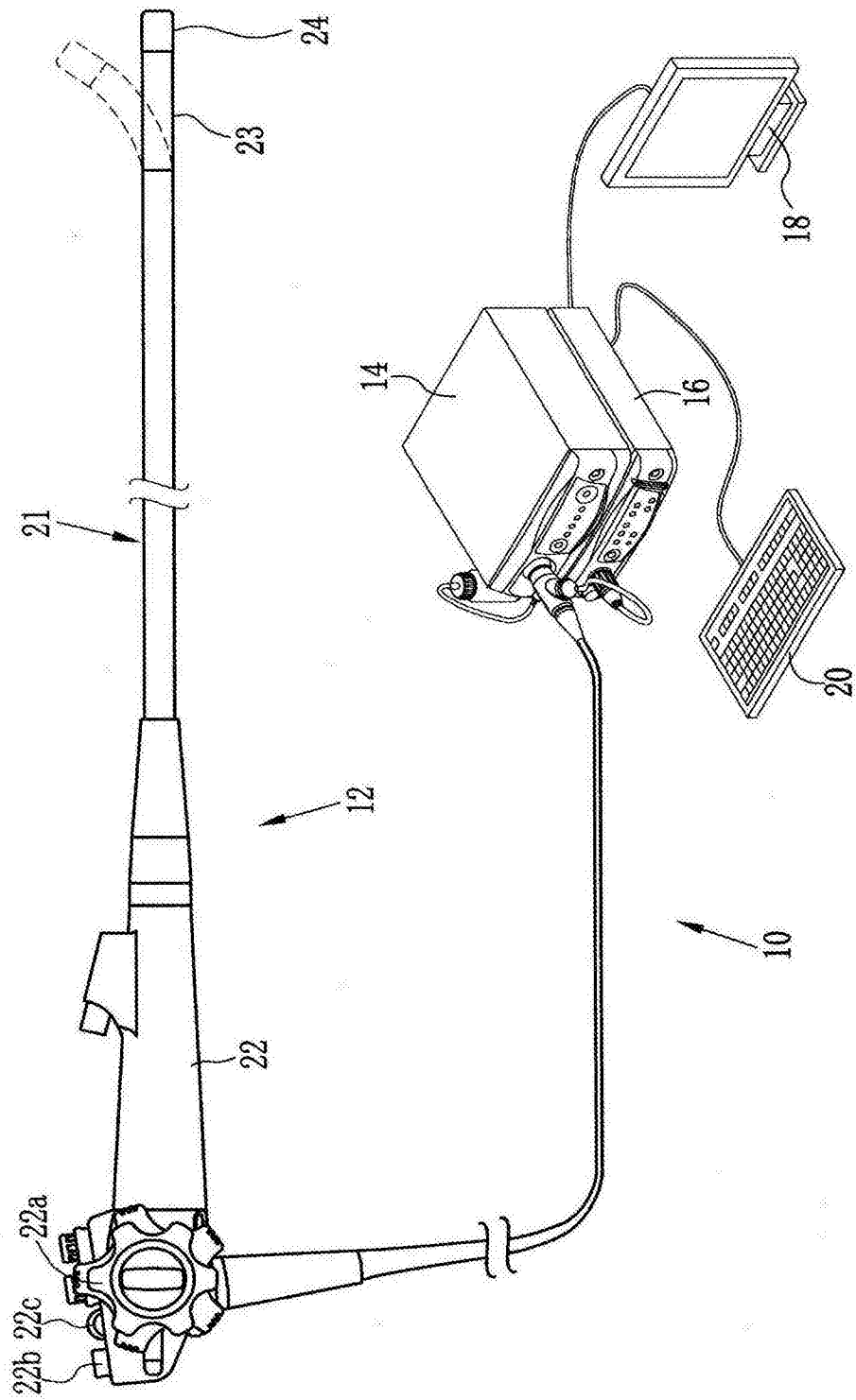


图 1

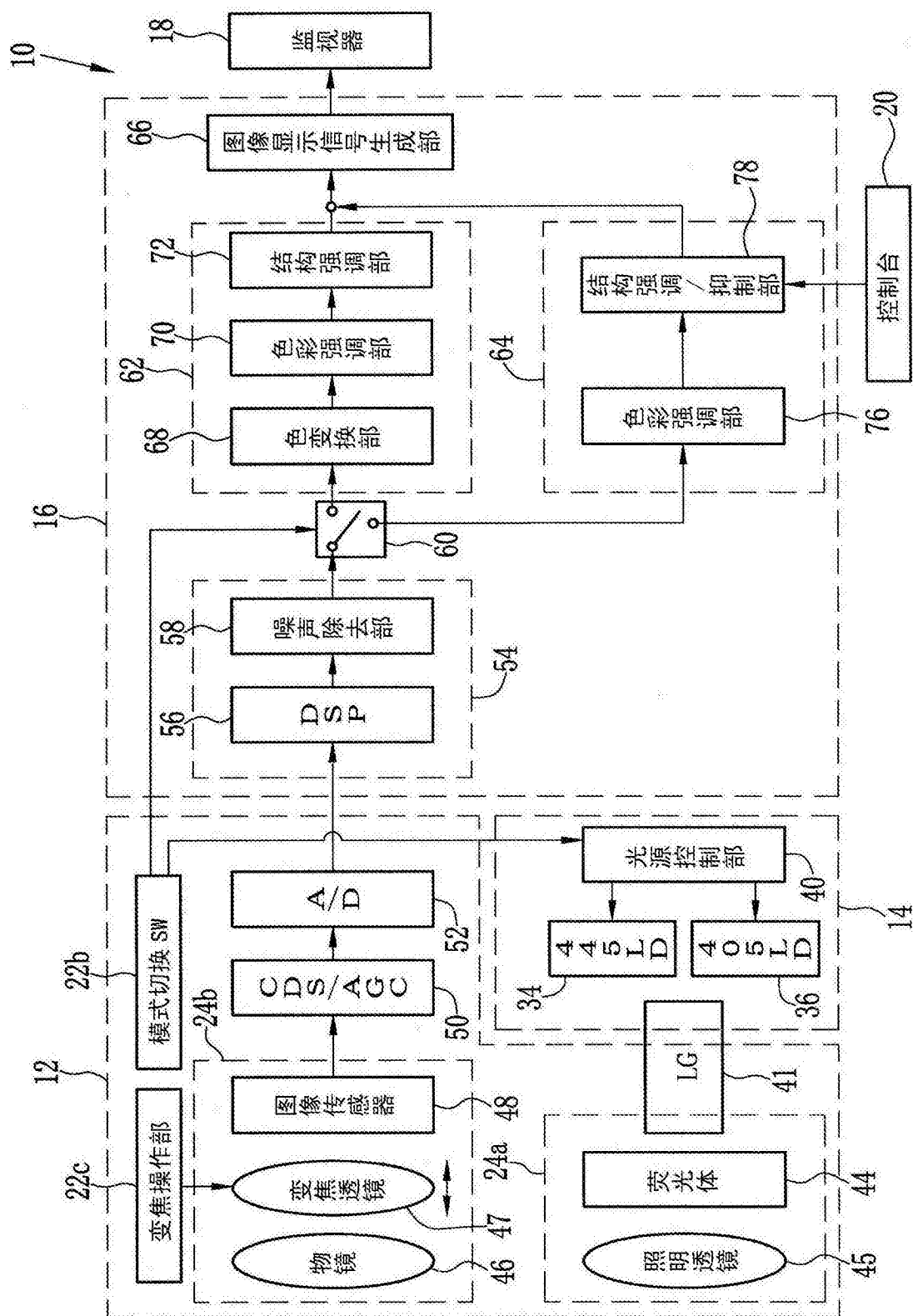


图 2

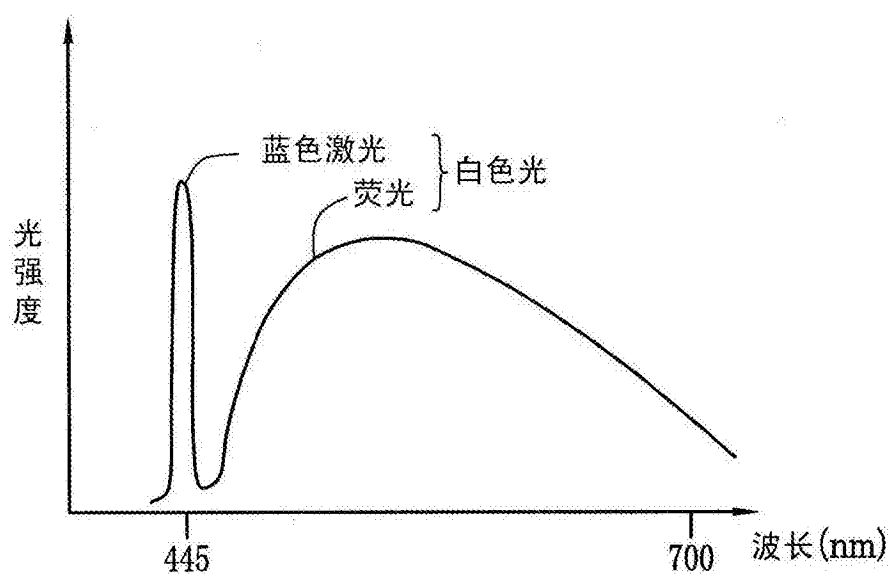


图 3A

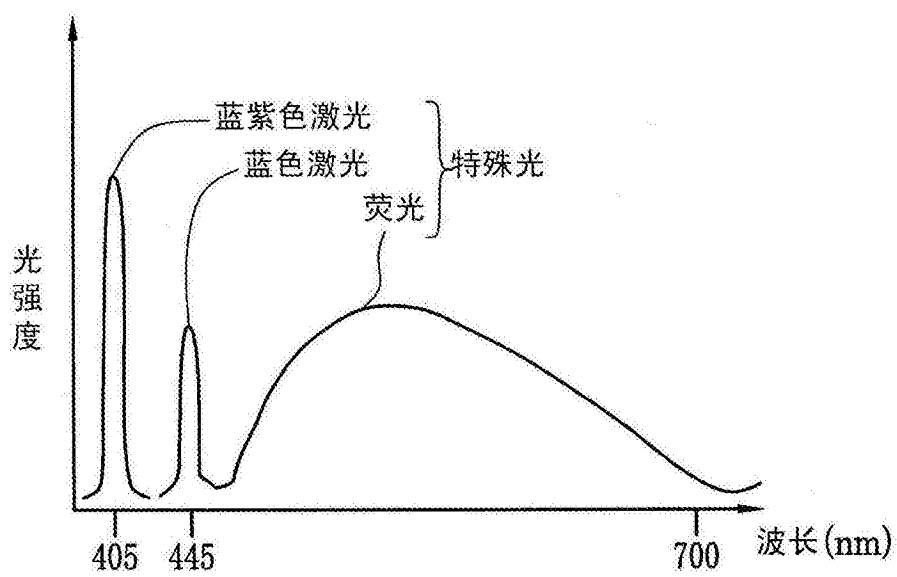


图 3B

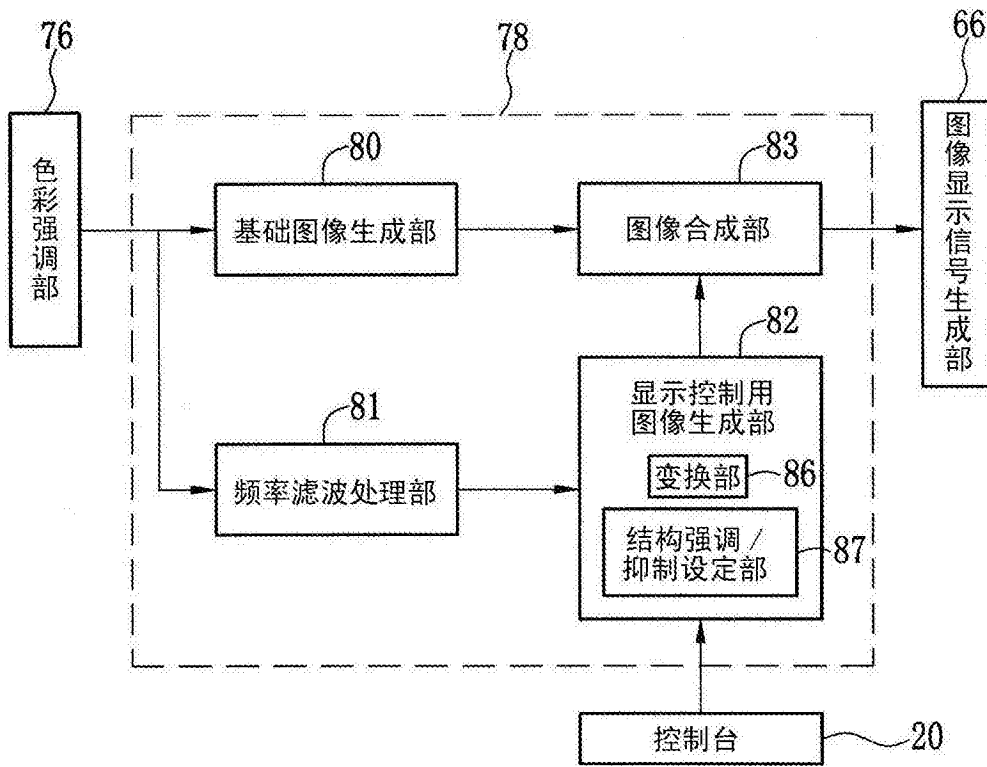


图 4

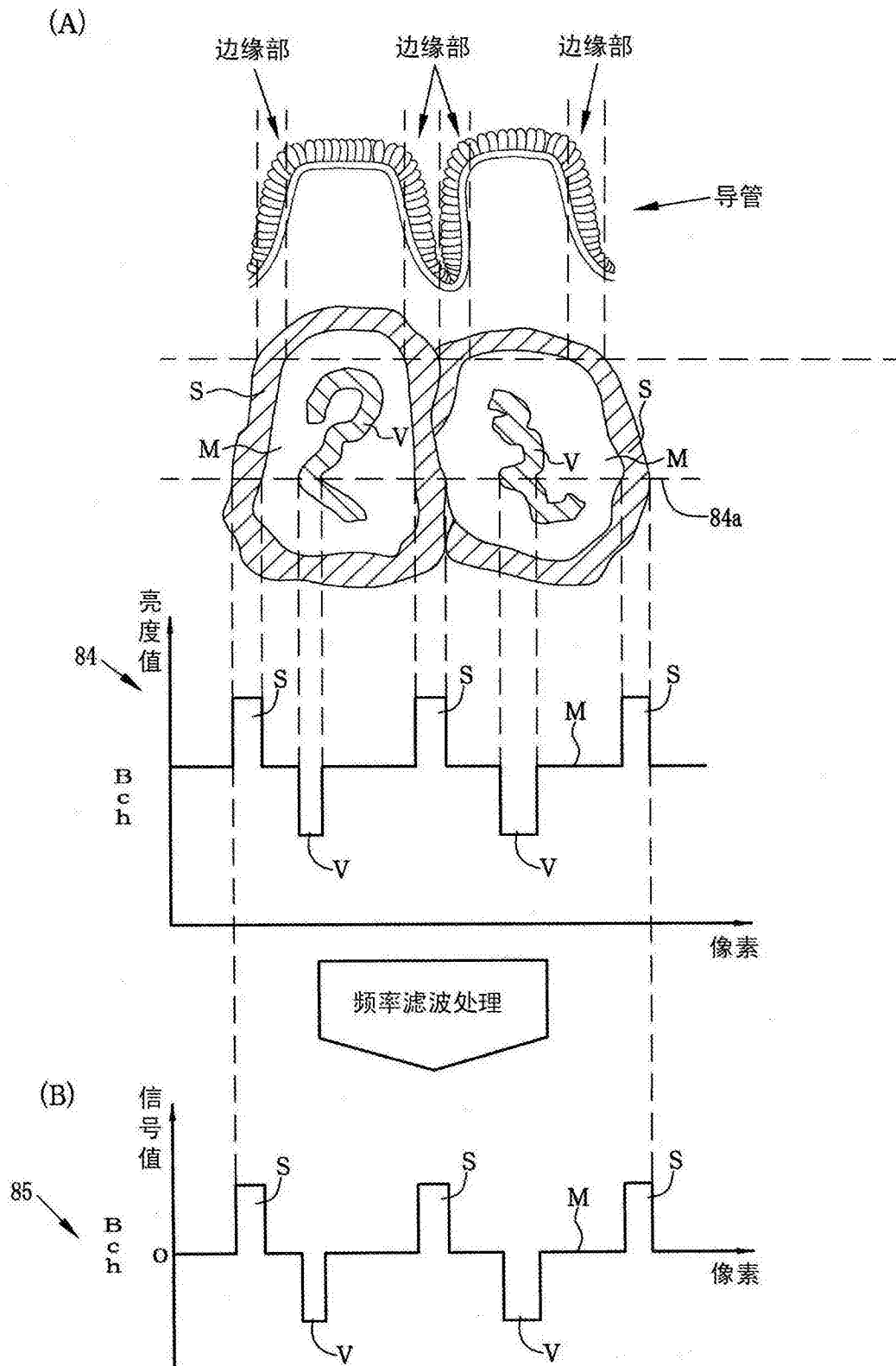


图 5

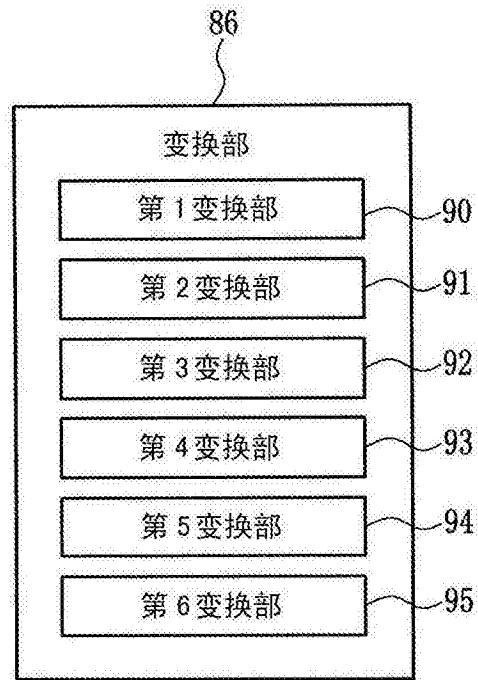


图 6

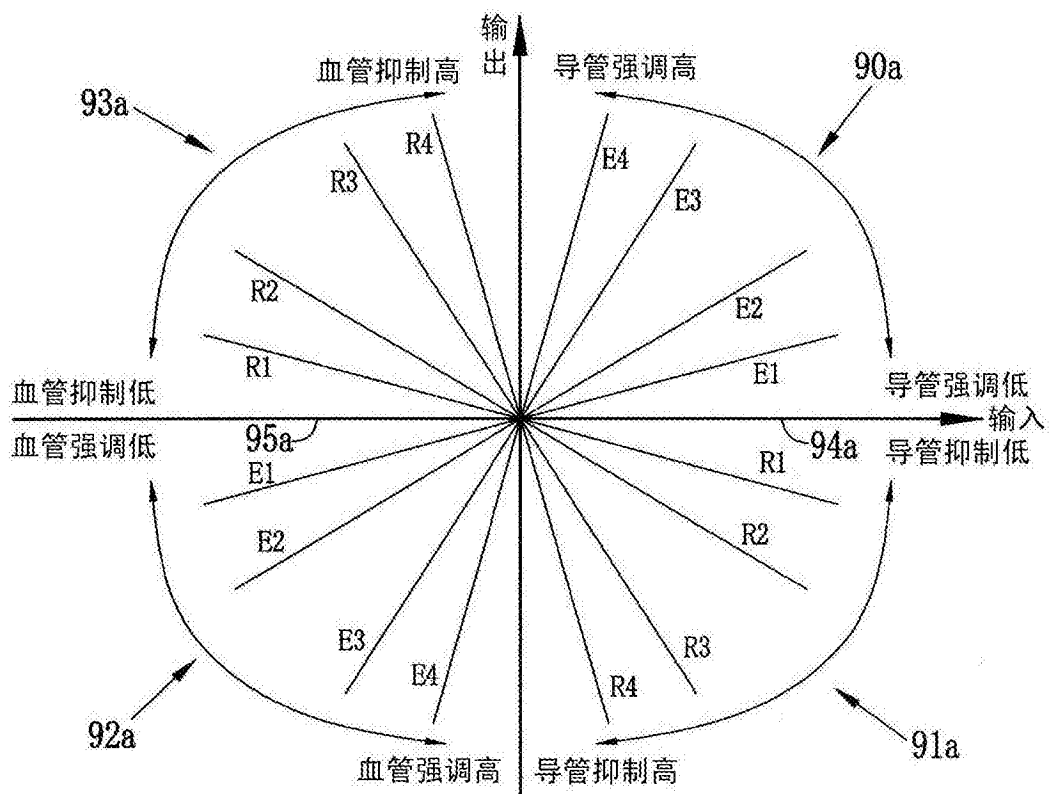


图 7

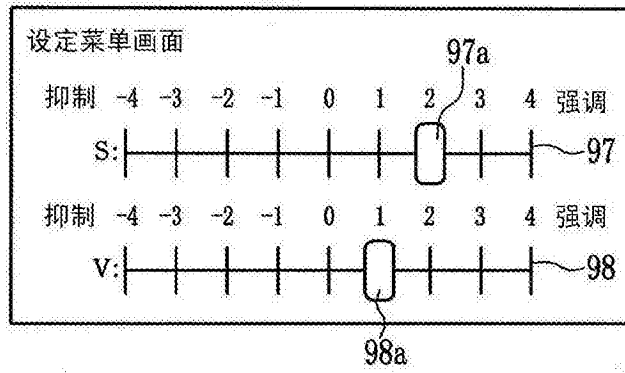


图 10A

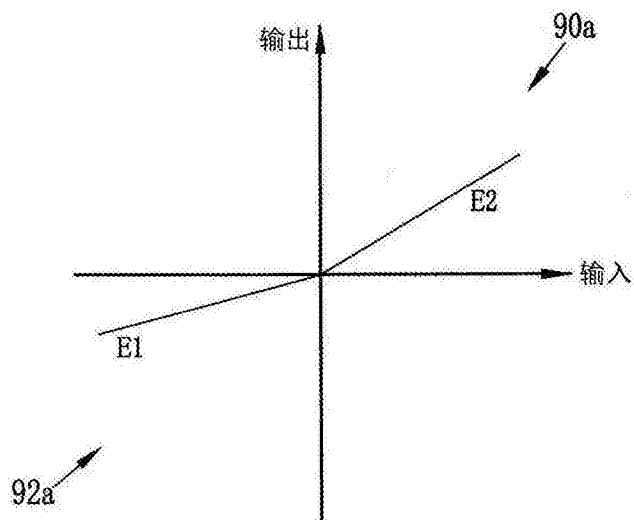


图 10B

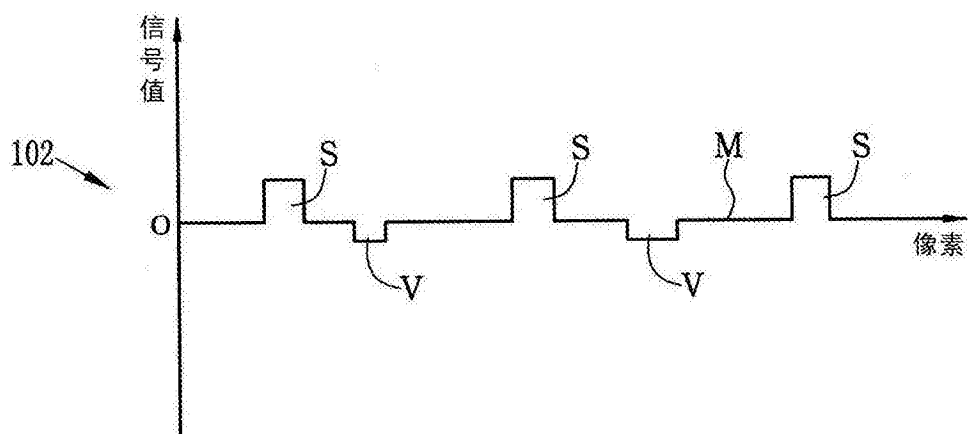


图 10C

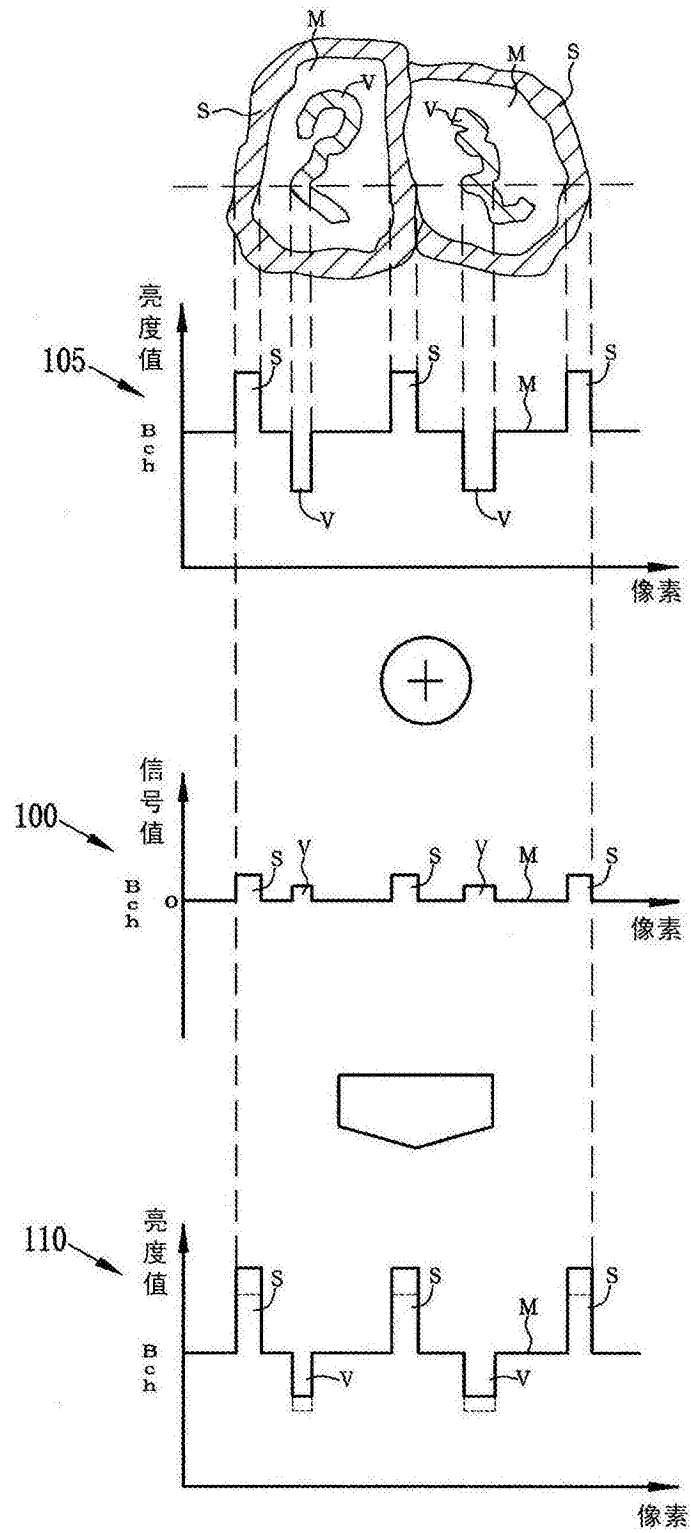


图 11

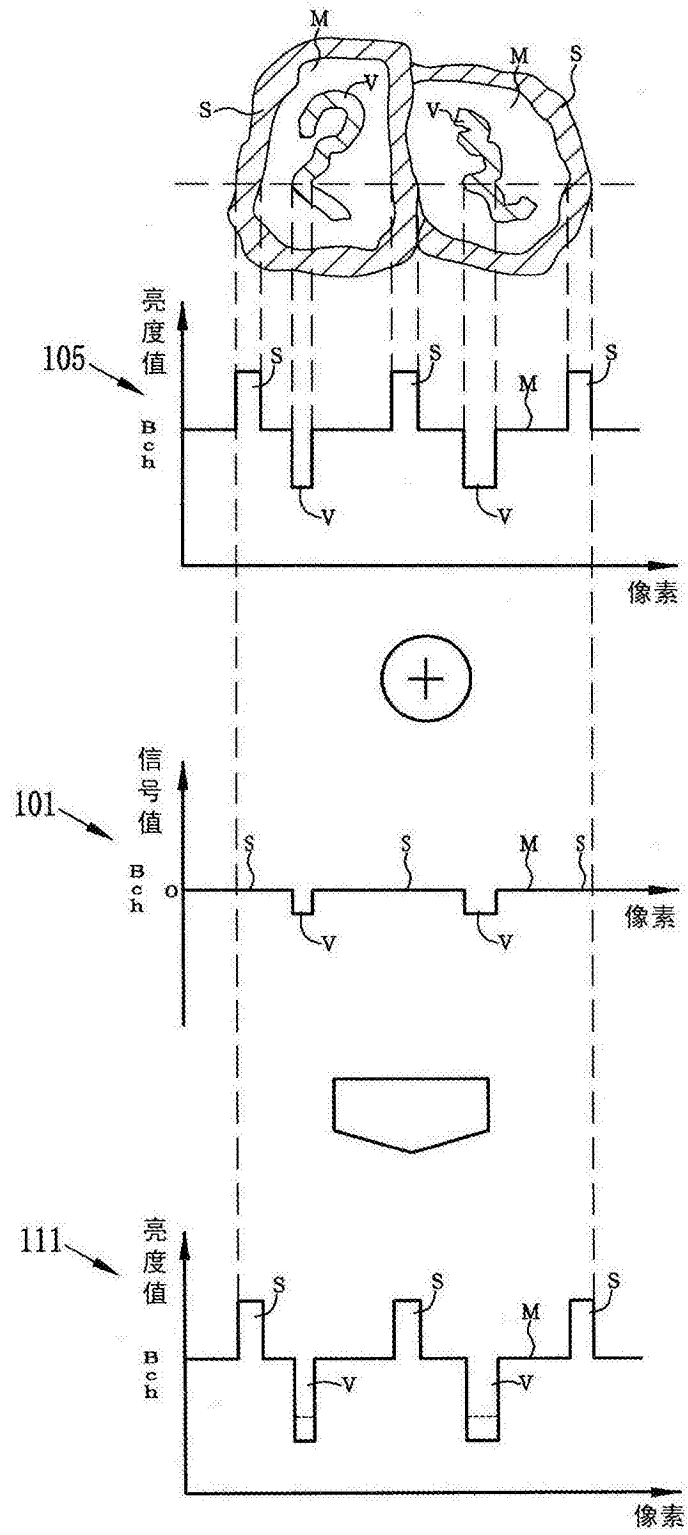


图 12

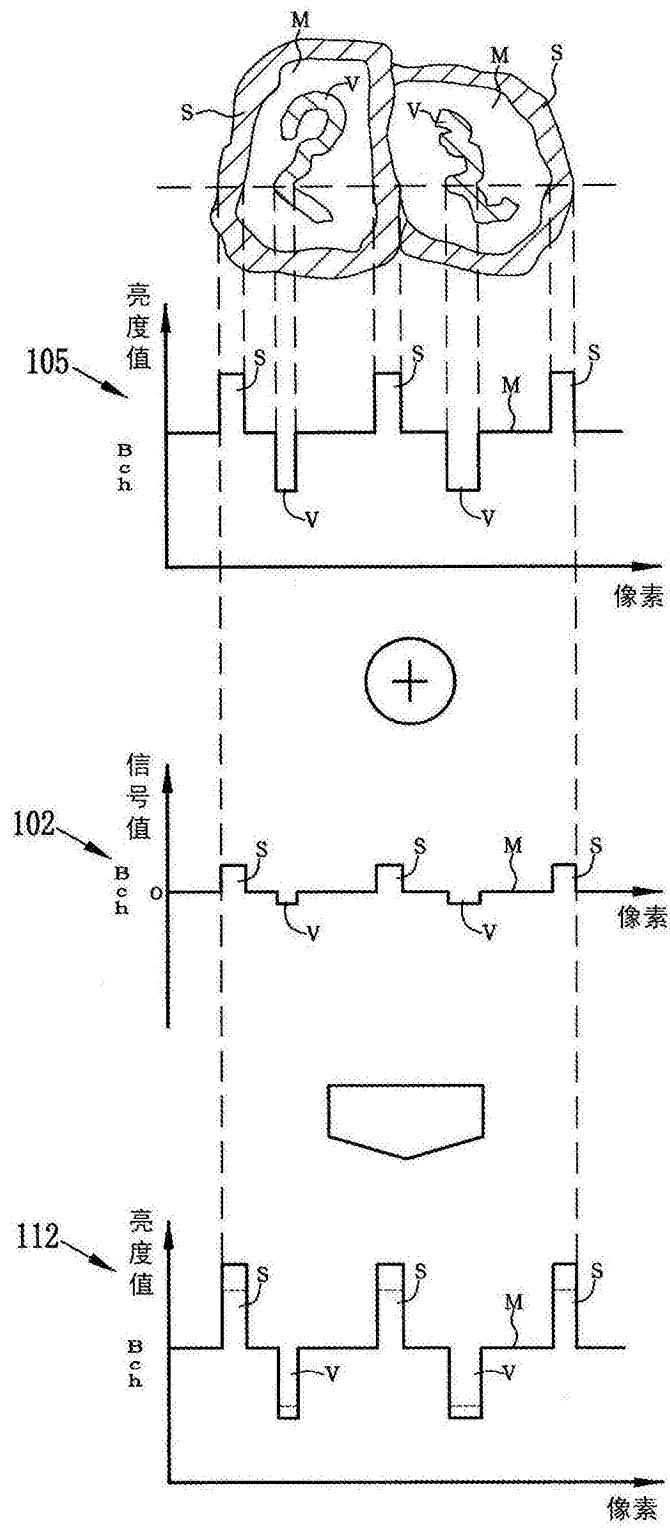


图 13

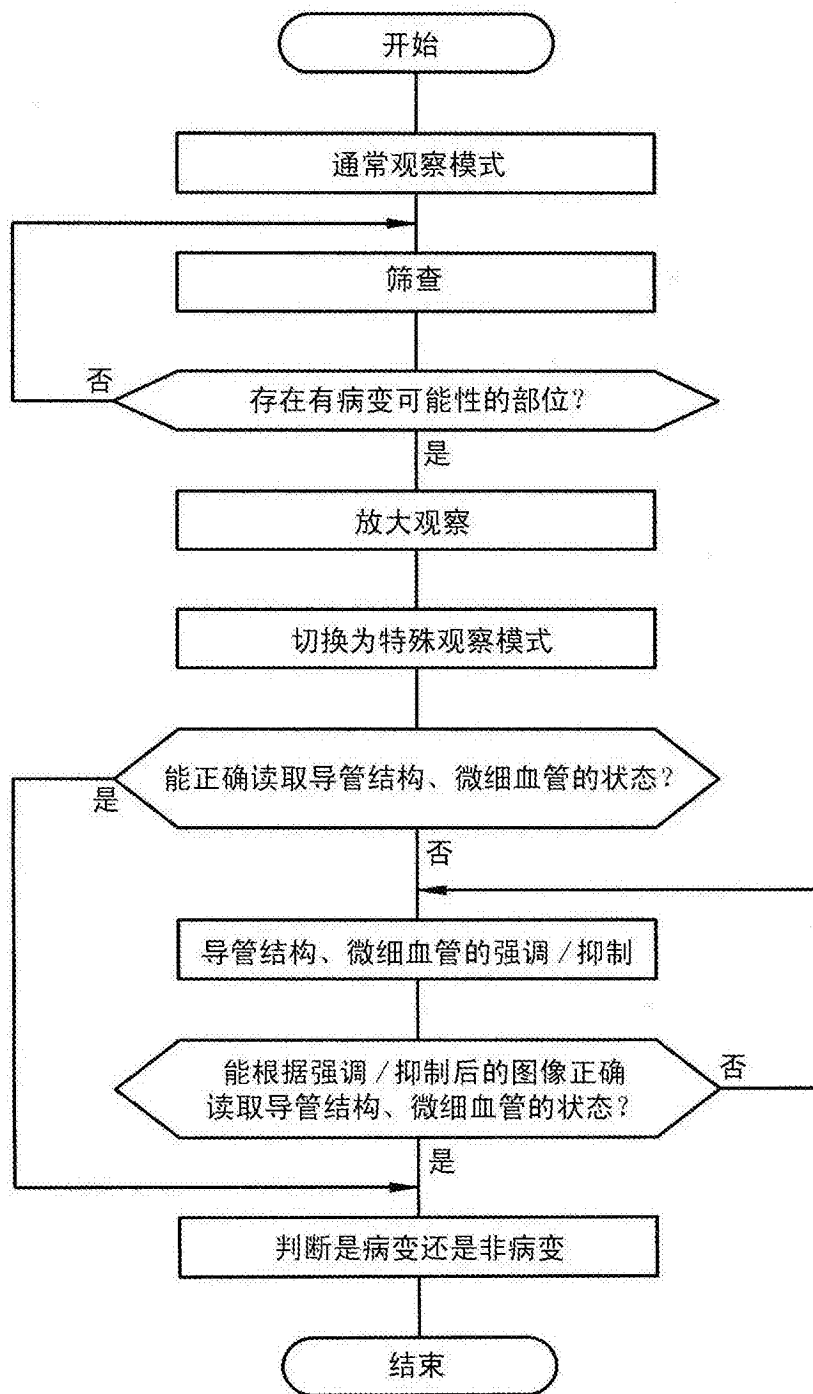


图 14

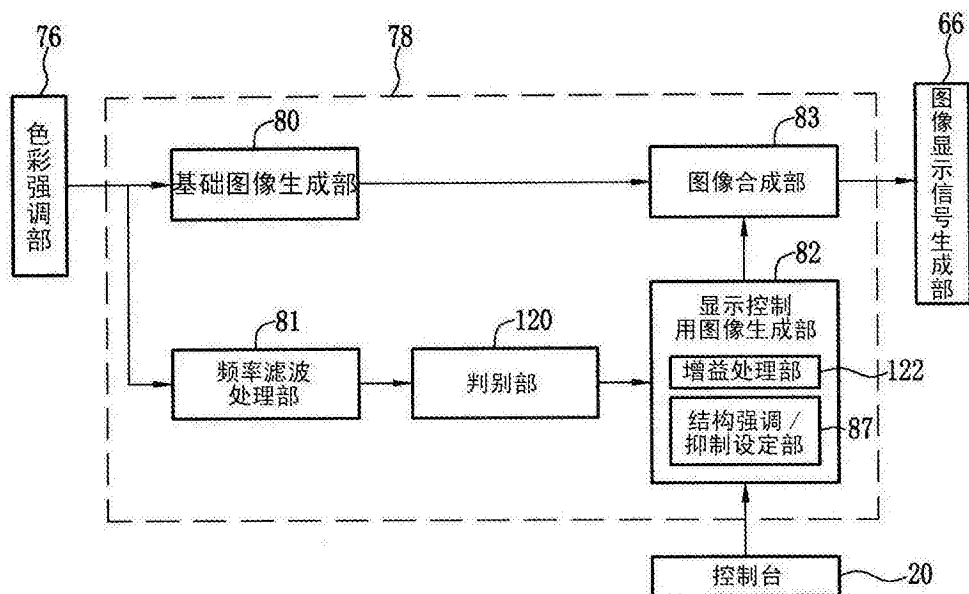


图 15

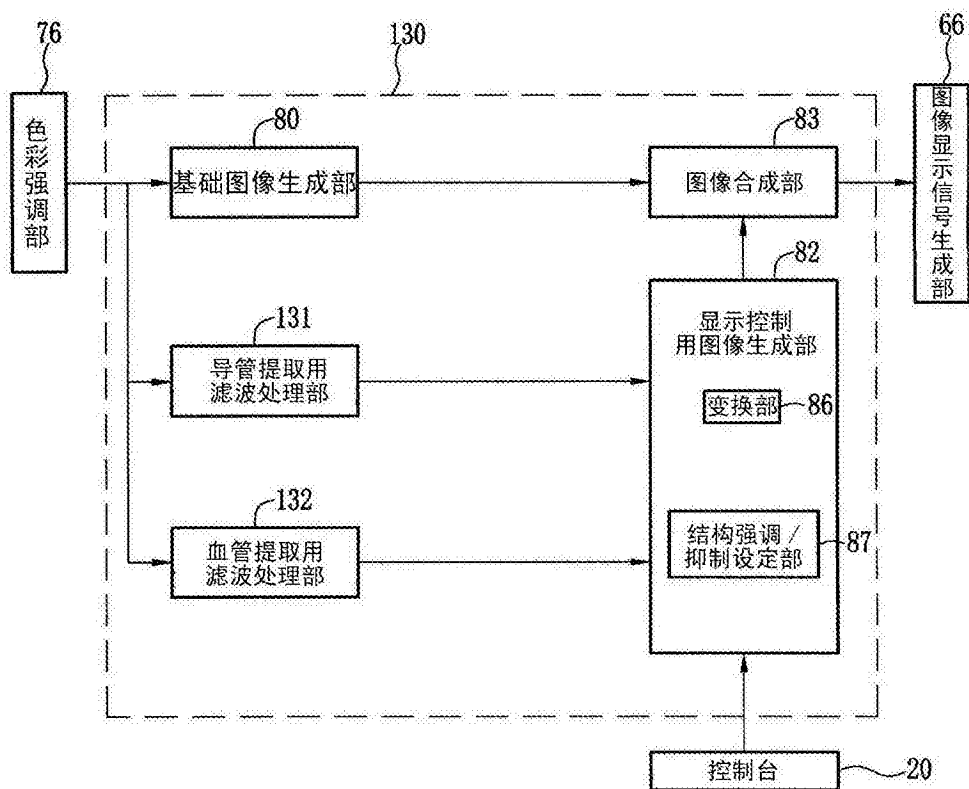


图 16

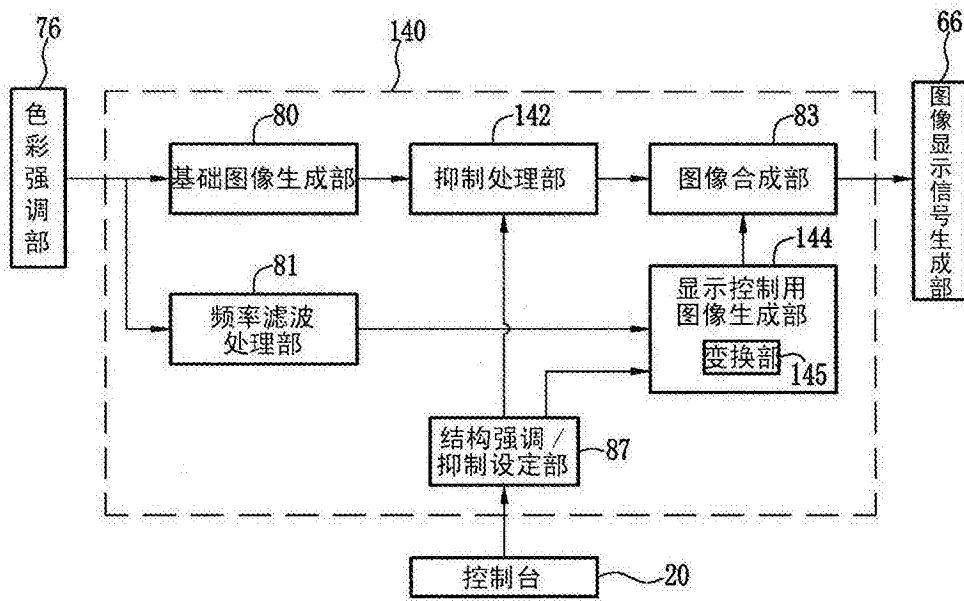


图 17

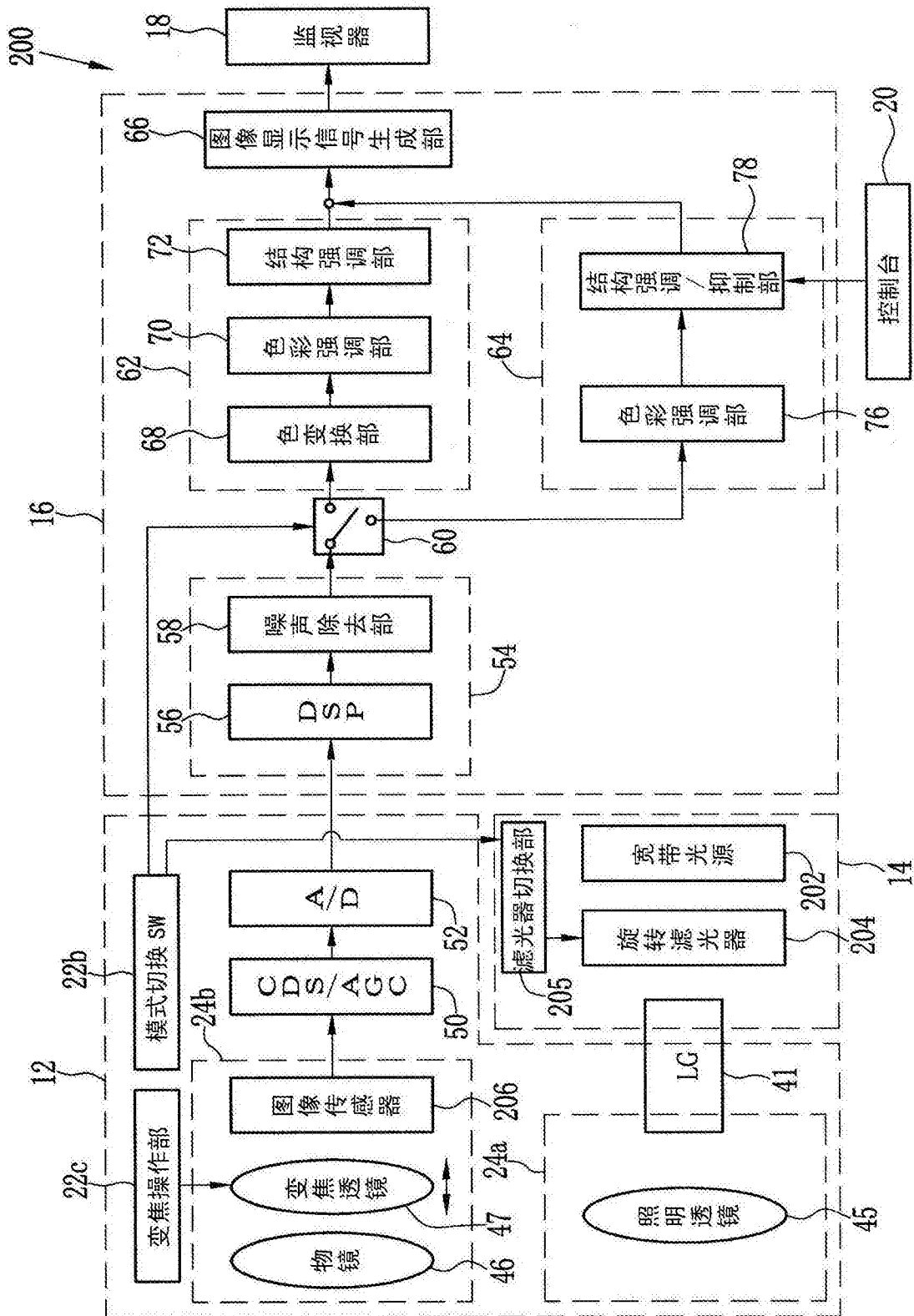


图 18

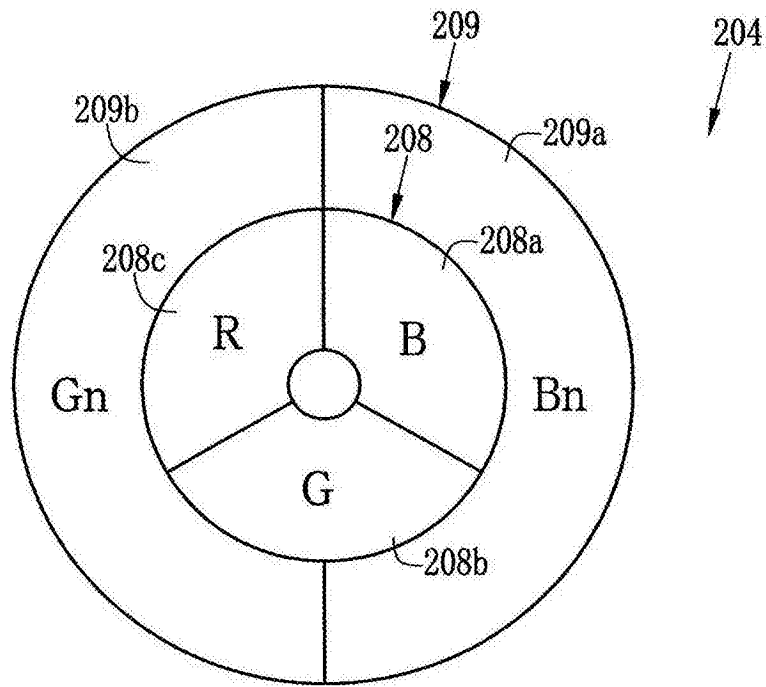


图 19

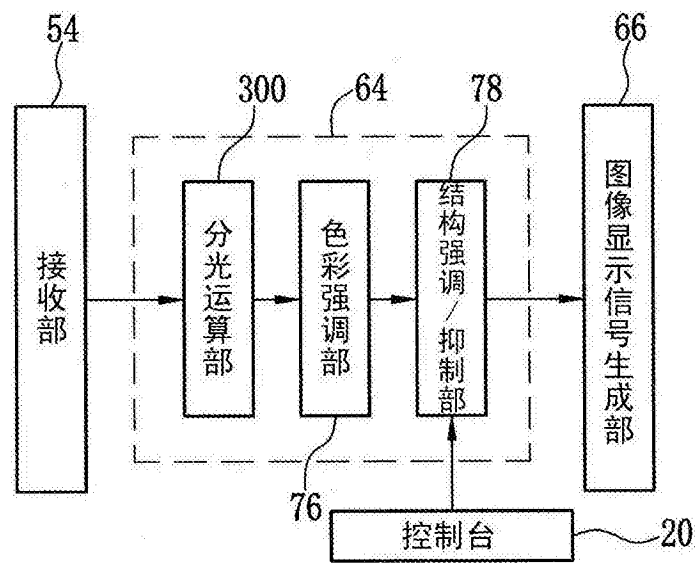


图 20

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	CN105007801A	公开(公告)日	2015-10-28
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	G02B23/26 A61B1/00009 A61B1/0005 G02B23/2484 H04N9/04 A61B1/04 G06K9/46 G06K9/4652 H04N5/2256 H04N5/23293 H04N5/2628 H04N5/265 H04N9/7908 H04N2005/2255		
优先权	2013037782 2013-02-27 JP		
其他公开文献	CN105007801B		
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)。

