

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
G06T 5/00 (2006.01)  
G06T 5/20 (2006.01)  
A61B 1/04 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680008391.5

[43] 公开日 2008年3月12日

[11] 公开号 CN 101142592A

[22] 申请日 2006.3.22  
[21] 申请号 200680008391.5  
[30] 优先权  
    [32] 2005. 3. 22 [33] JP [31] 082544/2005  
[86] 国际申请 PCT/JP2006/305709 2006. 3. 22  
[87] 国际公布 WO2006/101128 日 2006. 9. 28  
[85] 进入国家阶段日期 2007. 9. 14  
[71] 申请人 奥林巴斯株式会社  
    地址 日本东京  
    共同申请人 奥林巴斯医疗株式会社  
[72] 发明人 山崎健二 高桥义典

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司  
    代理人 黄纶伟

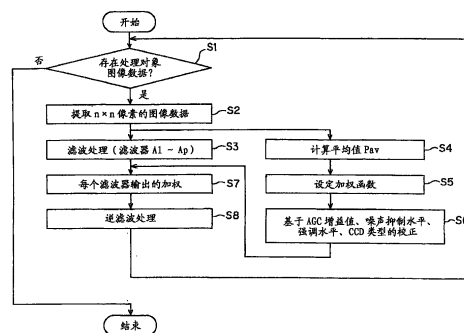
权利要求书 4 页 说明书 45 页 附图 19 页

## [54] 发明名称

图像处理装置及内窥镜装置

## [57] 摘要

本发明提供一种图像处理装置及内窥镜装置。该图像处理装置具有：滤波处理电路，其对于由摄像装置拍摄的图像数据进行基于多个空间滤波器的滤波处理；亮度计算电路，其计算图像数据的局部区域的亮度；加权电路，其对滤波处理电路的输出，进行与滤波处理电路的输出及/或所述亮度计算电路的输出相对应的加权；以及滤波处理电路，其对加权电路的输出，进行用于生成处理图像数据的滤波处理。



1. 一种图像处理装置，其对由摄像单元拍摄的图像数据进行图像处理，其特征在于，该图像处理装置具有：

滤波处理单元，其对所述图像数据进行基于多个空间滤波器的滤波处理；

亮度计算单元，其计算所述图像数据的局部区域的亮度；

加权单元，其对所述滤波处理单元的输出，进行与所述滤波处理单元的输出及/或所述亮度计算单元的输出相对应的加权；以及

逆滤波处理单元，其对所述加权单元的输出，进行用于生成处理图像数据的逆滤波处理。

2. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其特征在于，所述加权单元在所述滤波处理单元的输出大于预定值时，与所述滤波处理单元的输出无关地，使用预定的加权系数，在所述滤波处理单元的输出小于预定值时，根据所述滤波处理单元的输出来变更加权系数，所述预定值根据所述亮度计算单元的输出而进行变更。

3. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其特征在于，该图像处理装置还具有加权平均计算单元，该加权平均计算单元根据所述亮度计算单元的输出，计算所述图像数据和所述逆滤波处理单元的输出加权平均。

4. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其特征在于，所述滤波处理单元是使用了正交基函数的正交变换处理单元，所述逆滤波处理单元是逆正交变换处理单元。

5. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其特征在于，所述滤波处理单元对于所输入的图像数据的每种颜色成分使用不同的滤波器系数来进行滤波处理。

6. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其特征在于，所述滤波处理单元在所输入的图像数据的颜色成分不同时也使用公共的滤波器系数进行滤波处理。

7. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其特征在于，所述加权单元通过所述图像数据被输入所述亮度计算单元之前进行放大的放大器的增益值、摄像单元的类型、清晰度校正处理的校正度中的至少一方，来变更加权时的加权系数。

8. 根据权利要求4所述的图像处理装置，其特征在于，所述正交基函数是对预定的图像数据计算出的 Karhunen—Loeve 变换的基函数。

9. 根据权利要求4所述的图像处理装置，其特征在于，所述正交基函数是离散余弦变换的基函数。

10. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其特征在于，所述加权单元在所述滤波处理单元的输出小于预定值时，与所述滤波处理单元的输出无关地，根据所述亮度计算单元的输出来变更赋予0的加权系数的所述预定值。

11. 根据权利要求1所述的图像处理装置，其特征在于，所述加权单元设如下特性的加权系数，在所述滤波处理单元的输出大于第1预定值时，与所述滤波处理单元的输出无关地，设加权系数为1，在所述滤波处理单元的输出小于第2预定值时，与所述滤波处理单元的输出无关地，设加权系数为0，在所述滤波处理单元的输出处于所述第1和第2预定值之间时，设加权系数为0和1之间，所述第1预定值和所述第2预定值根据所述亮度计算单元的输出而进行变更。

12. 根据权利要求3所述的图像处理装置，其特征在于，所述滤波处理单元对以处理对象像素为中心的 $n$ 为奇数的 $n \times n$ 像素的小区域图像数据，利用比 $n \times n$ 个少的滤波器数 $r$ 进行滤波处理。

13. 根据权利要求12所述的图像处理装置，其特征在于，所述滤波处理单元使具有与较大固有值相对应的滤波器系数的滤波器优先，来确定所述滤波器数 $r$ 。

14. 一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：  
具有摄像单元的内窥镜；

滤波处理单元，其对由所述摄像单元拍摄的图像数据进行应用了多个滤波器的滤波处理；

亮度计算单元，其计算所述图像数据的局部区域的亮度；

加权单元，其对所述滤波处理单元的输出，进行与所述滤波处理单元的输出及/或所述亮度计算单元的输出值相对应的加权；以及

逆滤波处理单元，其对所述加权单元的输出，进行用于得到处理图像数据的逆滤波处理。

15. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述加权单元在所述滤波处理单元的输出大于预定值时，与所述滤波处理单元的输出无关地，使用预定的加权系数，在所述滤波处理单元的输出小于预定值时，根据所述滤波处理单元的输出来变更加权系数，所述预定值根据所述亮度计算单元的输出而进行变更。

16. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置还具有加权平均计算单元，该加权平均计算单元根据所述亮度计算单元的输出，计算所述图像数据和所述逆滤波处理单元的输出加权平均。

17. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述滤波处理单元是使用了正交基函数的正交变换处理单元，所述逆滤波处理单元是逆正交变换处理单元。

18. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述滤波处理单元对于所输入的图像数据的每种颜色成分使用不同的滤波器系数来进行滤波处理。

19. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述滤波处理单元在所输入的图像数据的颜色成分不同时也使用公共的滤波器系数进行滤波处理。

20. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述加权单元通过所述图像数据被输入所述亮度计算单元之前进行放大的放大器的增益值、摄像单元的类型、清晰度校正处理的校正度中的至少一方，来变更加权时的加权系数。

21. 根据权利要求 17 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述正交基函数是对预定的图像数据计算出的 Karhunen—Loeve 变换的基函数。

22. 根据权利要求 17 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述正交基

函数是离散余弦变换的基函数。

23. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述加权单元在所述滤波处理单元的输出小于预定值时，与所述滤波处理单元的输出无关地，根据所述亮度计算单元的输出来变更赋予 0 的加权系数的所述预定值。

24. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述加权单元设如下特性的加权系数，在所述滤波处理单元的输出大于第 1 预定值时，与所述滤波处理单元的输出无关地，设加权系数为 1，在所述滤波处理单元的输出小于第 2 预定值时，与所述滤波处理单元的输出无关地，设加权系数为 0，在所述滤波处理单元的输出处于所述第 1 和第 2 预定值之间时，设加权系数为 0 和 1 之间，所述第 1 预定值和所述第 2 预定值根据所述亮度计算单元的输出而进行变更。

25. 根据权利要求 16 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述滤波处理单元对以处理对象像素为中心的  $n$  为奇数的  $n \times n$  像素的小区域图像数据，利用比  $n \times n$  个少的滤波器数  $r$  进行滤波处理。

26. 根据权利要求 25 所述的内窥镜装置，其特征在于，所述滤波处理单元使具有与较大固有值相对应的滤波器系数的滤波器优先，来确定所述滤波器数  $r$ 。

## 图像处理装置及内窥镜装置

### 技术领域

本发明涉及适合对利用内窥镜的摄像单元拍摄的图像数据抑制噪声的图像处理装置及内窥镜装置。

### 背景技术

近年来，具有摄像单元的电子内窥镜除普通观察外，也被广泛用于特殊光观察等。

例如，关于特殊光观察，在日本特开 2002-95635 号公报中公开了一种能够得到窄带光观察像 (Narrow Band Imaging / NBI) 的内窥镜装置。

在得到窄带光观察像时，由于因窄带化而造成的照射光量的降低，如果将由摄像元件得到的图像信息直接输出给监视器，则有时会比普通光观察像更暗。

因此，在以往示例中，作为弥补亮度的手段，生成调光用信号，利用该调光用信号控制光源装置的光圈开闭量，以增减照明光量。

并且，在以往示例中，还通过 AGC (自动增益控制) 电路将所拍摄的信号放大到适当的电平。在得到窄带光观察像时，由于因窄带化而造成的照射光量的降低，存在即使光圈的最大照明光量是最大状态光量也不足的情况，在这种情况下，利用 AGC 电路等对信号进行电放大。

但是，由于在光量不足的较暗图像中 S/N 处于较低的状态，所以如果为了达到预定的亮度而利用 AGC 电路等进行放大，则噪声容易变明显。

作为抑制这种情况的噪声的方法，已经公知进行频率空间的平滑化处理的方法。例如，可以列举出利用 Fourier 基函数等对图像数据进行正交变换，在适用低通式频率滤波器函数后进行逆变换的方法。还有在实空间的实现中实现相同效果的方法。此外，也公知基于像中值滤波器 (median filter) 那样局部滤波器的噪声抑制方法。

但是，这些方法大多是对整个图像进行相同处理，所以除噪声之外的图像信息、例如与活体组织相关的图像信息的对比度也降低。

### 发明内容

本发明就是鉴于上述情况而完成的，其目的在于，提供一种可以减轻对比度的降低、并且有效抑制噪声、得到适合于诊断的图像的图像处理装置和内窥镜装置。

本发明提供一种图像处理装置，其对由摄像单元拍摄的图像数据进行图像处理，其特征在于，该图像处理装置具有：滤波处理单元，其对所述图像数据进行基于多个空间滤波器的滤波处理；亮度计算单元，其计算所述图像数据的局部区域的亮度；加权单元，其对所述滤波处理单元的输出，进行与所述滤波处理单元的输出及/或所述亮度计算单元的输出相对应的加权；以及逆滤波处理单元，其对所述加权单元的输出，进行用于生成处理图像数据的逆滤波处理。

根据上述结构，根据滤波处理单元的输出和局部区域的亮度输出针对滤波处理后的输出，变更加权的系数，由此可以避免明亮图像区域中的对比度降低，有效抑制较暗图像区域中的噪声。

### 附图说明

图 1 是具有本发明的实施例 1 的内窥镜装置的总体结构图。

图 2 是表示图 1 中的旋转滤波器的结构的图。

图 3 是表示图 2 中的旋转滤波器的第 1 滤波器组的分光特性的图。

图 4 是表示图 2 中的旋转滤波器的第 2 滤波器组的分光特性的图。

图 5 是表示噪声抑制电路的结构方框图。

图 6 是表示针对滤波处理结果的加权系数的特性示例的图。

图 7 是表示针对局部区域内的像素值的平均值确定加权系数的特性的阈值的函数示例的图。

图 8 是本实施例中的局部较暗图像部分的噪声抑制作用的说明图。

图 9 是本实施例中的局部明亮图像部分的噪声抑制作用的说明图。

图 10 是本实施例的动作内容的流程图。

图 11 是表示本发明的实施例 2 的噪声抑制电路周边部的结构的方框图。

图 12 是表示根据 CCD 类型等变更加权系数值的噪声抑制电路的结构方框图。

图 13 是根据 AGC 增益值变更加权系数的情况的说明图。

图 14 是根据噪声抑制水平的变更来变更确定加权系数的参数的特性的说明图。

图 15 是设为与图 14 所示情况不同的特性时的说明图。

图 16 是表示本发明的实施例 3 的噪声抑制电路周边部的结构的方框图。

图 17 是表示加权平均部对亮度平均值进行加权平均的加权系数的特性设定示例的图。

图 18 是表示实施例 3 的动作内容的流程图。

图 19 是表示变形例的进行加权平均的加权系数的特性设定示例的图。

图 20 是具有本发明的实施例 4 的内窥镜装置的总体结构图。

图 21 是白斑噪声（白傷ノイズ）抑制电路的结构图。

图 22 是设定为包括以用于检测白斑噪声的处理对象像素为中心的周边像素在内的掩蔽的图。

图 23 是第 1 变形例的白斑噪声抑制电路的结构图。

图 24 是第 2 变形例的白斑噪声抑制电路的结构图。

图 25 是表示为了检测白斑噪声而设定的处理对象像素和周边像素的像素值的具体示例的图。

图 26 是表示图 20 中的旋转滤波器的结构的图。

图 27 是具有本发明的实施例 5 的内窥镜装置的总体结构图。

图 28 是表示在实施例 5 中使用的第 2 电子内窥镜的结构图。

图 29 是表示分别在第 1 和第 2 电子内窥镜中使用的激励光截止滤波器的透射率特性的概况的图。

图 30 是利用在普通观察时使用的照明光的波长区域的关系，表示分别在第 1 和第 2 电子内窥镜中使用的激励光截止滤波器的透射率特性的概略的图。

图 31 是表示变形例的白斑抑制电路的结构的图。

### 具体实施方式

以下，参照附图说明本发明的实施例。

#### (实施例 1)

图 1~图 10 涉及本发明的实施例 1，图 1 表示具有本发明的实施例 1 的内窥镜装置的总体结构，图 2 表示图 1 中的旋转滤波器的结构，图 3 表示图 2 中的旋转滤波器的第 1 滤波器组的分光特性，图 4 表示图 2 中的旋转滤波器的第 2 滤波器组的分光特性，图 5 表示噪声抑制电路的结构。

并且，图 6 表示针对滤波处理结果的加权系数的特性示例，图 7 表示针对局部区域内的像素值的平均值确定加权系数的特性的阈值的函数示例，图 8 和图 9 表示本实施例的噪声抑制作用的说明图，图 10 表示本实施例的动作内容的流程图。

本实施例的目的在于，提供一种具有噪声抑制处理单元的图像处理装置和内窥镜装置，该噪声抑制处理单元可以减轻局部明亮的图像区域的对比度降低，抑制较暗图像区域的噪声，并实现快速处理。并且，本实施例的目的还在于，提供一种即使在连接有摄像元件的特性不同的多种电子内窥镜时，也能够充分抑制噪声的内窥镜用图像处理装置及内窥镜装置。

如图 1 所示，具有本实施例的内窥镜装置 1 由以下部分构成：插入体腔内、拍摄体腔内组织的电子内窥镜 2；向电子内窥镜 2 提供照明光的光源装置 3；视频处理器 4，其驱动内置于电子内窥镜 2 中的摄像单元，并且对所拍摄的摄像信号进行信号处理；显示由视频处理器 4 生成的内窥镜图像的观察监视器 5；将编码后的内窥镜图像进行整理归档的整理归档装置 6。

电子内窥镜 2 具有插入体腔内的细长的插入部 7，在该插入部 7 的后端设有操作部 8。用于传输照明光的导光路 9 插通到插入部 7 内，该导光路 9 的后端可自由装卸地与光源装置 3 连接。

光源装置 3 具有：作为灯的例如氙气灯 11，其借助提供来自灯点灯电路 10 的点灯电力而产生照明光；切断白色光的热射线的热射线截止滤波器 12；控制通过热射线截止滤波器 12 的白色光的光量的光圈装置 13；将照明光转换为面序光的旋转滤波器 14；聚光透镜 15，其将通过旋转滤波器 14 的面序光聚光在设于电子内窥镜 2 内的导光路 9 的入射面上而提供给该入射面；以及控制旋转滤波器 14 的旋转的控制电路 16。

如图 2 所示，旋转滤波器 14 形成为圆板状，是把中心作为旋转轴的双重结构，在直径较大的外侧圆周方向部分配置有构成第 1 滤波器组的 R1 滤波器 14r1、G1 滤波器 14g1 和 B1 滤波器 14b1，它们用于输出适合于图 3 所示的颜色再现的重叠的（与第 2 滤波器组相比为宽带的）分光特性的面序光。

并且，在内侧圆周方向部分配置有构成第 2 滤波器组的 R2 滤波器 14r2、G2 滤波器 14g2 和 B2 滤波器 14b2，它们用于输出可以提取出图 4 所示的所期望的深层组织信息的离散的分光特性的窄带面序光。

并且，如图 1 所示，通过控制电路 16 进行旋转滤波器电动机 17 的旋转驱动的控制，旋转滤波器 14 按照预定速度旋转。此外，通过移动电动机 18，旋转滤波器 14 与旋转滤波器电动机 17 一起按箭头 A 所示向与光路正交的方向移动。

例如，在保持旋转滤波器电动机 17 的保持板 17a 上设有齿条，该齿条与设在移动电动机 18 的旋转轴上的小齿轮 18a 啮合。并且，根据基于用户的模式切换开关 20 的模式切换指示信号而从模式切换电路 21 输出的驱动信号，使移动电动机 18 正转或反转，由此可以对应于观察模式而在光路上配置第 1 滤波器组或第 2 滤波器组。

当在光路上配置了第 1 滤波器组时，形成普通的面序光，相当于能够得到普通光观察像的普通模式。与此相对，当在光路上配置第 2 滤波器组时，形成窄带的面序光，相当于能够得到窄带光观察像的窄带模式

(NBI (Narrow Band Imaging) 模式)。另外, 在图 2 中示出在光路上配置了第 1 滤波器组和第 2 滤波器组时的光束位置。

透过被配置在光路上的(对应于普通模式的)第 1 滤波器组或(对应于 NBI 模式的)第 2 滤波器组、并被聚光透镜 15 聚光的照明光被导光路 9 进行传输, 经过安装在插入部 7 的前端部 22 的照明窗上的照明透镜 23, 作为照明光对体腔内组织侧进行照射。

在与该照明窗相邻设置的观察窗上安装有物镜 24, 在其成像位置配置有作为摄像元件的电荷耦合元件(简称为 CCD) 25, 该 CCD 25 对所成像的光学像进行光电转换。

该 CCD 25 通过信号线 26 与视频处理器 4 内的 CCD 驱动器 29 和前置放大器 30 连接。另外, 信号线 26 实际上通过未图示的连接器和视频处理器 4 可自由装卸地进行连接。

借助来自 CCD 驱动器 29 的 CCD 驱动信号的施加, 通过 CCD 25 被光电转换后的摄像信号被前置放大器 30 放大后, 经过进行相关双重采样及噪声去除等的处理电路 31, 输入 A/D 转换电路 32, 并且输入调光电路 33。

通过该 A/D 转换电路 32 而从模拟信号转换为数字信号的图像数据后, 输入白平衡电路 34 进行白平衡处理, 然后输入自动增益控制电路(简称为 AGC 电路) 35 被放大至预定电平。

另外, AGC 电路 35 优先进行基于光源装置 3 的光圈装置 13 对照明光量的调光动作, 在该光圈装置 13 的开口达到开放状态后, 根据该开放状态的信息, 通过 AGC 电路 35 进行放大动作, 使不足的信号电平增大。

并且, 调光电路 33 根据处理电路 31 的输出信号, 调节光源装置 3 的光圈装置 13 的开口量, 生成控制为适当的照明光量的调光信号。

上述 AGC 电路 35 的输出数据被输入噪声抑制电路 36, 并且通过切换开关 40 而输入 $\gamma$ 校正电路 41。

切换开关 40 根据模式切换开关 20 的操作, 通过模式切换电路 21 在普通模式时选择接点 a, 在 NBI 模式时选择接点 b。因此, 在本实施例中, 噪声抑制电路 36 侧(从噪声抑制电路 36 到面序电路 39)在选择了 NBI

模式时发挥作用。

来自定时产生器 49 的定时信号被发送给噪声抑制电路 36，取得当在光路上配置旋转滤波器 14 的第 2 滤波器组的状态下所拍摄的信息。然后，噪声抑制电路 36 使用定时信号，切换针对每个基于第 2 滤波器组的（在 R2、G2、B2 的照明下分别拍摄的颜色成分图像的）R、G、B 图像数据进行噪声抑制处理时的各种参数。

噪声抑制电路 36 的输出数据被输入给同时化电路 37，在被同时化之后输入给颜色转换电路 38，通过该颜色转换电路 38 进行颜色转换的处理。该颜色转换电路 38 利用  $3 \times 3$  矩阵对已被同时化的 RGB 图像信息进行颜色转换。由此，提高在 NBI 模式下再现的图像信息的视认性。

从此时的 RGB 被颜色转换为  $R' G' B'$  的转换式使用 3 行 3 列矩阵 K，表述为下式 (1)。

式 (1)

$$\begin{aligned} \begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} &= k * \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \\ &= \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots (1) \end{aligned}$$

其中，K 例如由 3 个实数成分  $k1 \sim k3$ （其他成分为 0）构成，根据该式 (1) 这样的转换式，RGB 彩色信号中的 B 颜色信号的加权（比率）最大。换言之，抑制借助长波长的 R2 滤波器的透射光而形成图像的 R 颜色信号，且强调短波长侧的 B 颜色信号来显示为 RGB 彩色图像。

在上述式 (1) 中，表示了完全抑制了 R 颜色信号的示例，但也可以进行使 R 颜色信号成分保留一部分的颜色转换。并且，在像式 (1) 那样完全抑制 R 颜色信号的情况下，如在实施例 3 中说明的那样，R2 不用作照明光，而只使用 G2、B2 的照明光。

该颜色转换电路 38 的输出信号（虽然是  $R'、G'、B'$ ，但为了简化而使用 R、G、B 进行说明）被输入面序电路 39。面序电路 39 由帧存储器构成，依次读出被同时存储的 R、G、B 的图像数据作为颜色成分

图像，并转换为面序的图像数据。该面序的图像数据 R、G、B 经过切换开关 40 输入  $\gamma$  校正电路 41 进行  $\gamma$  校正，然后输入放大电路 42 进行放大插值处理，然后输入强调电路 43。

通过该强调电路 43 进行结构强调或轮廓强调后，经过选择器 44 输入同时化电路 45。该同时化电路 45 利用 3 个存储器 45a、45b、45c 形成。

被同时化电路 45 进行了同时化的信号数据输入给图像处理电路 46，实施动态图像的颜色偏差校正等图像处理，然后输入 D/A 转换电路 47a、47b、47c 和编码电路 48，通过这些 D/A 转换电路 47a、47b、47c 转换为模拟的图像信号，然后输入观察监视器 5。

观察监视器 5 显示与所输入的图像信号相对应的内窥镜图像。并且，通过编码电路 48 压缩的内窥镜图像信号输入给整理归档装置 6 并记录于此。在视频处理器 4 内设有定时产生器 49，该定时产生器被输入了来自光源装置 3 的控制电路 16 的与旋转滤波器 14 的旋转同步的同步信号，并将与该同步信号同步的各种定时信号输出给上述各个电路。

并且，在电子内窥镜 2 中设有产生各个电子内窥镜 2 所固有的内窥镜识别信息（简称为内窥镜 ID）的内窥镜 ID 产生电路 28。在本发明中，在信号处理中利用该内窥镜 ID 的 CCD 25 的信息。

即，该内窥镜 ID 被输入噪声抑制电路 36，可以进行与实际使用的 CCD 25 的种类等相对应的噪声抑制处理。另外，将在实施例 2 中说明根据 CCD 25 的种类、AGC 电路 35 的 AGC 增益值等变更噪声抑制电路 36 的加权系数的情況。

并且，在电子内窥镜 2 中设有进行模式切换指示的模式切换开关 20，该模式切换开关 20 的输出被输出给视频处理器 4 内的模式切换电路 21。

模式切换电路 21 向调光控制参数切换电路 50 和光源装置 3 的移动电动机 18 输出与模式切换的指示信号相对应的控制信号，并且控制切换开关 40 的切换。该切换开关 40 在普通模式时选择接点 a，在窄带观察模式（简称为 NBI 模式）时选择接点 b。调光控制参数切换电路 50 向调光电路 33 输出与旋转滤波器 14 的第 1 滤波器组或第 2 滤波器组相对应的调光控制参数，调光电路 33 根据来自模式切换电路 21 的控制信号和来

自调光控制参数切换电路 50 的调光控制参数，控制光源装置 3 的光圈装置 13，进行适当的亮度控制。

图 5 表示噪声抑制电路 36 的内部结构。面序的 R、G、B 图像数据作为输入图像数据输入给噪声抑制电路 36。输入图像数据被存储在未图示的存储器中，从图像的左上方朝向右下方，使中心像素逐个像素地进行移位，并作为  $n \times n$  像素的图像数据被读出，然后输入构成滤波部 51 的多个滤波器 A1、A2、 $\dots$ 、Ax、 $\dots$ 、Ap，并且输入计算小区域的亮度的平均像素值计算部 52。

滤波部 51 由  $3 \times 3$ 、 $5 \times 5$  等、把  $n$  设为奇数的滤波器尺寸为  $n \times n$  的  $p$  ( $=n \times n$ ) 个滤波器构成，各个滤波器 Ax ( $x=1, 2, \dots, p$ ) 与输入图像数据进行叠加处理，把各个滤波处理结果输出给加权部 53 和 LUT 56。

按照每个 R、G、B 图像数据，根据来自定时产生器 49 的定时信号（更加具体地讲是切换信号）来切换滤波部 51 中的  $p$  个滤波器 Ax 的系数，并从滤波器系数存储部 54 中读出并设定该  $p$  个滤波器 Ax 的系数。

滤波器 Ax 的系数是通过预先根据样本的内窥镜图像（具体地讲是通过 NBI 模式而拍摄的内窥镜图像）生成每个 R、G、B 的标本数据，根据该每个 R、G、B 标本数据的协方差矩阵的固有向量而赋予的。

此时的固有向量为具有相互正交的特性的向量，形成 Karhunen-Loeve 变换（简称为 KL 变换）矩阵。并且，固有向量与固有值形成为组，越是固有值较大的固有向量，越利用该固有向量进行正交变换，由此求出相当于较低频率的频率成分。

在本实施例中，按照固有值从大到小的顺序将  $p$  个  $p$  维固有向量作为滤波器 A1、A2、 $\dots$ 、Ap 存储在所述滤波器系数存储部 54 中。该情况时，滤波器 A1、A2、 $\dots$ 、Ap 形成为从赋予相当于低频成分的转换系数的滤波器系数依次重新排列为相当于高频成分的滤波器系数的排列。

并且，滤波部 51 对输入图像数据，实施使用  $p$  个滤波器系数进行正交变换的滤波处理，把滤波处理后的滤波处理结果（正交变换系数）输出给加权部 53。

上述平均像素值计算部 52 计算与在滤波部 51 的滤波处理中使用的输入图像数据相同的输入图像数据的  $n \times n$  像素的像素值的平均值，把该计算结果输出给 LUT 56。

加权部 53 也利用  $p (=n \times n)$  个加权电路  $W_1$ 、 $W_2$ 、 $\dots$ 、 $W_p$ （在图 5 中简称为加权  $W_1$ 、 $W_2$ 、 $\dots$ 、 $W_p$ ）构成，各个滤波器  $A_x$  的滤波处理结果输入对应的加权电路  $W_x$ 。

并且，各个加权电路  $53W_x$  对从滤波器  $A_x$  输出的滤波处理结果加权。把通过加权电路  $53W_x$  加权后的  $p (=n \times n)$  个处理结果输出给进行逆滤波处理的逆滤波部 55。

通过加权部 53 的加权电路  $53W_x$  进行加权的加权系数  $W$  被预先存储在 LUT 56 中，从该 LUT 56 中读出由平均像素值计算部 52 计算出的平均像素值和与滤波器  $A_x$  的输出相对应的加权系数  $W$ ，并对加权电路  $53W_x$  进行设定，利用所设定的加权系数  $W$  进行加权。

逆滤波部 55 对加权部 53 的输出进行逆滤波处理，生成实施了噪声抑制的图像数据。所生成的图像数据被作为输入图像数据的  $n \times n$  像素的中心像素的像素值。

在本实施例中，加权部 53 把滤波部 51 的滤波处理结果的绝对值  $|\text{Coef}|$  作为变量，对滤波处理结果  $\text{Coef}$  乘以根据图 6 (A) 或图 6 (B) 所示的特性而确定的加权系数  $W$  的值。

图 6 (A) 或图 6 (B) 所示的加权函数的特性由两个参数  $\text{Cth1}$ 、 $\text{Cth2}$  来确定。更加具体地讲，参数  $\text{Cth1}$  是确定加权系数  $W$  为值 1 的阈值，另一个参数  $\text{Cth2}$  是确定加权系数  $W$  为值 0 的阈值。

并且，确定图 6 (A) 和图 6 (B) 所示特性的参数（阈值） $\text{Cth1a}$ 、 $\text{Cth2a}$  和参数（阈值） $\text{Cth1b}$ 、 $\text{Cth2b}$  分别表示图像的局部区域较暗的情况和较明亮的情况。

这些参数  $\text{Cth1a}$ 、 $\text{Cth2a}$  和  $\text{Cth1b}$ 、 $\text{Cth2b}$ ，在图 7 中由平均像素值计算部 52 的计算值、即  $n \times n$  像素内的像素值的平均值  $P_{av}$  来确定。

即，图 6 (A) 和图 6 (B) 的参数  $\text{Cth1a}$ 、 $\text{Cth2a}$  和  $\text{Cth1b}$ 、 $\text{Cth2b}$ ，分别对应图 7 中的平均值  $P_{av}$  较小时的  $P_{ava}$  和平均值较大时的  $P_{avb}$  而

确定。

并且，加权部 53 在滤波处理结果的输出大于作为第 1 预定值的参数 Cth1 时，与滤波器 Ax 的输出无关地，设定第 1 预定加权系数（具体讲是 1），与此相对，在滤波处理结果的输出小于第 1 预定值时，与滤波器 Ax 的输出相对应地，把加权系数变更为更小的值。另外，所述第 1 预定值根据所述亮度计算单元的输出而进行变更。

具体地讲，在平均值 Pav 较小（较暗）时，把作为第 1 预定加权系数（具体讲是 1）的参数 Cth1 设为较大的值，在平均值 Pav 较大（明亮）时，把参数 Cth1 变更为较小的值，如此根据平均像素值计算部 52 的输出来变更参数 Cth1。

并且，在本实施例中，作为第 2 预定值的参数 Cth2 也根据平均像素值计算部 52 的输出而变更。该参数 Cth2 对于滤波处理结果的输出，把加权系数设定为 0，设定为有效去除滤波处理结果的输出中所包含的噪声的水平。

并且，在参数 Cth2 和 Cth1 之间，加权系数在 0 至 1 之间变化。

这样，根据 Cth1、Cth2 对应于平均像素值计算部 52 的输出而变化的加权函数，对于滤波器 Ax 的每个滤波处理结果设定与滤波处理结果的绝对值|Coef|相对应的加权系数。

另外，如图 7 所示，在平均值 Pav 是充分大的值时，Cth1=Cth2=0.0，加权系数 W 为值 1，而与滤波处理结果无关，所以能够通过后述的逆滤波处理输出原来的图像数据，可以得到没有清晰度劣化的图像数据。

对加权部 53 的输出进行逆滤波处理的逆滤波部 55 对从加权部 53 输出的 p 个处理结果进行用于执行与滤波器 Ax 的掩蔽（n×n 尺寸）中心的滤波器系数之积和（内积）的积和运算，由此进行使滤波处理后的输出结果恢复为原来的关注像素中的图像数据的处理、即逆滤波处理（更加具体地讲是逆 KL 变换处理）。

具体地讲，把分别利用加权电路 Wx 将滤波器 Ax 的输出进行加权后的处理结果设为 Dx（x=1、2、…、p），把滤波器 Ax 的中心滤波器系数设为 Ax,m（其中，Ax,m 指 Ax 的第 m 个系数（m 表示把 p 作为奇数并

将  $p/2$  四舍五入后的整数值，换言之表示  $(p+1)/2$ 。

$$\sum Dx \cdot Ax,m \quad \dots\dots (2)$$

其中，求和符号  $\Sigma$  表示对  $x=1 \sim p$  的  $Dx$  和  $Ax,m$  之积  $Dx \cdot Ax,m$  进行累加。

并且，把基于上述式 (2) 的积和运算的逆滤波处理结果，作为噪声抑制电路 36 对  $n \times n$  像素的小区域的中心像素的处理结果的像素值，输出到后级的电路 (图 1 中的同时化电路 37) 侧。

如上所述，在本实施例中，根据两个参数  $Cth1$ 、 $Cth2$  和滤波处理结果的输出确定加权系数  $W$ ，并且加权函数是按照图 7 所示利用函数  $f$ 、 $g$ ，借助两个参数  $Cth1$ 、 $Cth2$  而确定的，其中，该函数  $f$ 、 $g$  把作为平均像素值计算部 52 的计算值的平均值  $Pav$  作为变量。

在该情况下，图 7 所示的两个函数  $f$ 、 $g$  具有单调减的特性。并且，函数  $f$  的斜率相比于另一函数  $g$  较为缓和。

通过这样设定两个函数  $f$ 、 $g$ ，例如在平均像素值计算部 52 的平均值  $Pav$  是较低的值  $Pava$  和较高的值  $Pavb$  时，图 6 (A) 和图 6 (B) 所示的加权函数不同，从而通过加权部 53 进行加权的加权系数  $W$  不同。

根据图 7 和图 6 (A) 和图 6 (B) 的比较可知，在平均像素值计算部 52 的平均值  $Pav$  是较低 (较小) 的值  $Pava$  时，对滤波处理结果  $Coef$  设定加权系数  $W$  较低的值，相反在平均像素值计算部 52 的平均值  $Pav$  是较高 (较大) 的值  $Pavb$  时，对滤波处理结果  $Coef$  设定加权系数  $W$  较大的值。

即，如果是图 6 (A) 所示的加权系数  $W$  的情况下，当滤波处理结果  $Coef$  在相当大的阈值  $Cth1a$  以上时，加权系数  $W$  最初是 1，当在比该阈值  $Cth1a$  小的阈值  $Cth2a$  以下时，加权系数  $W$  变为 0。因此，在该情况下，滤波处理结果  $Coef$  在利用加权系数  $W$  被抑制后输出。

对此，在图 6 (B) 情况下的加权系数  $W$  中，在滤波处理结果  $Coef$  大于 0 时，此时的加权系数  $W$  大于 0，在达到相当低的阈值  $Cth1b$  以上时，加权系数  $W$  为 1，滤波处理结果  $Coef$  的值被原样输出。

本实施例中的噪声抑制电路 36 根据局部区域的亮度，在其亮度越暗

时，使对于相同滤波处理结果的值的加权越小，由此有效地抑制较暗图像区域中的噪声，而且在亮度越亮时，使对于滤波处理结果的值的加权越大，由此保持明亮图像区域的图像信息的对比度。

另外，对于滤波器 A1 的滤波处理结果的加权系数 W 一直为 1.0。由此，保持 DC 成分。

下面，说明这样构成的本实施例的内窥镜装置的作用。

如图 1 所示，将电子内窥镜 2 与光源装置 3 和视频处理器 4 连接，接通电源。在初始状态下，例如设定为普通观察状态。

在普通观察时，视频处理器 4 内的模式切换电路 21 根据控制信号控制移动电动机 18，使其在照明光的光路上位于旋转滤波器 14 的第 1 滤波器组即 R1 滤波器 14r1、G1 滤波器 14g1、B1 滤波器 14b1 的位置处。

在体腔内组织的普通观察时，如图 3 所示，R1 滤波器 14r1、G1 滤波器 14g1、B1 滤波器 14b1 的各个波长区域重叠，通过 B1 滤波器 14b1 利用 CCD 25 拍摄的摄像信号中拍摄了具有包括许多活体组织的浅层处的组织信息的浅层和中层组织信息的波段图像。并且，通过 G1 滤波器 14g1 利用 CCD 25 拍摄的摄像信号中拍摄了具有包括许多活体组织的中层处的组织信息的浅层和中层组织信息的波段图像。另外，通过 R1 滤波器 14r1 利用 CCD 25 拍摄的摄像信号中拍摄了具有包括许多深层处的组织信息的中层和深层组织信息的波段图像。

并且，通过视频处理器 4 使这些 RGB 摄像信号同时化并进行信号处理，由此作为内窥镜图像可以得到所期望的或自然的颜色再现的内窥镜图像。

另外，在该普通观察时，视频处理器 4 对已通过 AGC 电路 35 的图像数据不进行噪声抑制电路 36 等的处理，经过切换开关 40 将其输入  $\gamma$  校正电路 41。并且，在进行  $\gamma$  校正处理、放大处理、结构强调处理等后，通过选择器 44 输入同时化电路 45，在被同时化后，进行动态图像颜色偏差的校正等，然后转换为模拟的颜色信号，在观察监视器 5 的显示面上显示内窥镜图像。

另一方面，在电子内窥镜 2 的模式切换开关 20 被按下后，其信号被

输入视频处理器 4 的模式切换电路 21。模式切换电路 21 向光源装置 3 的移动电动机 18 输出控制信号，从而使在普通观察时位于光路上的旋转滤波器 14 的第 1 滤波器组移动，移动旋转滤波器 14，以便将第 2 滤波器组配置在光路上，从而成为 NBI 模式。

如图 4 所示，第 2 滤波器组的 NBI 模式时的 R2 滤波器 14r2、G2 滤波器 14g2、B2 滤波器 14b2 具有离散的窄带的分光特性，所以通过旋转滤波器 14 的旋转而变为窄带的面序光。

在该情况时，在通过 B2 滤波器 14b2 利用 CCD 25 拍摄的摄像信号中拍摄了具有浅层处的组织信息的波段图像，并且，在通过 G2 滤波器 14g2 利用 CCD 25 拍摄的摄像信号中拍摄了具有中层处的组织信息的波段图像，另外，在通过 R2 滤波器 14r2 利用 CCD 25 拍摄的摄像信号中拍摄了具有深层处的组织信息的波段图像。

此时，从图 3 和图 4 所示可知，相对于第 1 滤波器组的透射光量，第 2 滤波器组的透射光量由于其频带变窄而减小，所以调光控制参数切换电路 50 向调光电路 33 输出与旋转滤波器 14 的第 2 滤波器组相对应的调光控制参数，从而调光电路 33 控制光圈装置 13。

这样，在 NBI 模式时，由于照明光量相比于普通模式时大幅减小，所以光圈装置 13 被设定为开放状态的情况较多。

并且，即使在光圈装置 13 被设定为开放状态，与普通模式时相比，有时照明光量也会处于较小的状态。在该情况下，虽然可以通过对所拍摄的图像进行放大来对由于照明光量较小而造成的亮度不足部分以电方式进行校正，但是如果单纯地提高 AGC 电路 35 的放大率等，将导致较暗图像部分的噪声变明显的图像，所以在本实施例中，通过图 5 所示的噪声抑制电路 36，从而按照以下说明的那样，抑制较暗部分区域的噪声，并且减轻明亮部分区域的对比度降低。

通过 A/D 转换电路 32 被转换为数字信号、并通过 AGC 电路 35 被放大的 R、G、B 的图像数据，如图 5 所示被输入构成噪声抑制电路 36 的滤波部 51，并输入构成滤波部 51 的尺寸为  $n \times n$  的  $p$  个滤波器 A1、A2、…、Ap，并且输入平均像素值计算部 52。

滤波部 51 对输入图像数据,使用基于根据采样的图像数据预先求出的 KL 变换矩阵的滤波器系数进行滤波处理。然后,滤波处理结果被输出给加权部 53。

并且,平均像素值计算部 52 对与在滤波部 51 的空间滤波处理中使用的输入图像数据相同的输入图像数据的  $n \times n$  像素的小区域(局部区域)像素值,计算平均值  $P_{av}$ 。根据该平均值  $P_{av}$  和滤波处理结果的值,通过 LUT 56 设定加权部 53 的加权电路  $W_1$ 、 $W_2$ 、 $\dots$ 、 $W_p$  的加权系数  $W$ 。

在本实施例中,加权系数  $W$  是在按照图 7 所示设定了根据平均值  $P_{av}$  的值而确定其特性的两个参数  $C_{th1}$ 、 $C_{th2}$  后,根据滤波处理结果  $Coef$  的绝对值而确定的。利用这些参数  $C_{th1}$ 、 $C_{th2}$ ,例如对较暗的图像部分按照图 6 (A) 所示设定,相反对明亮的图像部分按照图 6 (B) 所示设定。在图 6 (A) 和图 6 (B) 中,按照较暗时的  $C_{th1a}$ 、 $C_{th2a}$  和明亮时的  $C_{th1b}$ 、 $C_{th2b}$  的情况进行表示。

由于按照图 6 (A) 和图 6 (B) 所示设定加权系数,所以在滤波器  $A_x$  的滤波处理结果  $Coef_x$  (在图 6 中为  $Coef$ ) 的绝对值较小时,即在被认为 S/N 较低的部分中,加权系数  $W$  的值较小,在滤波处理结果  $Coef_x$  的绝对值较大时,加权系数较大。

因此,通过该加权部 53 的加权处理,在平均值  $P_{av}$  较小时,相对图 8 (A) 的输入数据得到图 8 (B) 所示的处理结果。另外,图 8 按照滤波处理后的各个频率成分进行表示。

如图 8 (A) 所示,通过将参数  $C_{th2}$  的值设定为随机噪声的程度,可以得到有效地抑制了该噪声,而且减轻了基于高 S/N 的图像信息的频率成分降低的图 8 (B) 所示的处理结果。即,针对噪声,其抑制效果较大,而且利用参数  $C_{th1}$  的值相对地避免高 S/N 的频率成分同时降低。因此,可以减轻基于较暗图像区域中的粘膜的图像信息的对比度的降低。

另一方面,在平均值  $P_{av}$  较大时,参数  $C_{th2}$  为 0,而且另一个参数  $C_{th1}$  也被设定为较低的值,所以成为输入加权部 53 的滤波处理结果  $Coef$  几乎被直接原样输出的处理。

因此,通过加权部 53 的加权处理,在平均值  $P_{av}$  较大时,相对于图

9 (A) 的输入数据, 得到图 9 (B) 所示的处理结果。在该情况下, 由于输入加权部 53 中的输入数据几乎被原样输出, 所以在明亮图像区域中能够避免对比度降低。

通过加权部 53 的各个加权电路  $W_x$  进行加权处理后的处理结果的输出被输入逆滤波部 55, 按照上面所述通过与滤波部 51 的各个滤波器  $A_x$  的中心滤波器系数  $A_{x,m}$  的积和运算, 进行逆滤波处理 (更加具体地讲是逆 KL 变换), 被抑制噪声后的像素值的图像数据被输出给后级的同时化电路 37。

上述噪声抑制电路 36 例如在 R 图像数据的 1 帧的量的处理结束时, 存储在同时化电路 37 的 R 用帧存储器中。然后, 噪声抑制电路 36 开始下一个 G 图像数据的 1 帧的量的处理, 在该处理结束时, 处理后的 G 图像数据存储在同时化电路 37 的 G 用帧存储器中。

在该情况时, 定时产生器 49 切换噪声抑制电路 36 的滤波器系数存储部 54 的滤波器系数和 LUT 56 的加权系数的表, 利用与 G 图像数据相对应的滤波器系数, 同样进行滤波处理等。在 G 图像数据的 1 帧的量的处理结束时, 开始 B 图像数据的 1 帧的量的处理, 在该处理结束时, 处理后的 B 图像数据存储在同时化电路 37 的 B 用帧存储器中。在该情况时, 噪声抑制电路 36 利用与 B 图像数据相对应的滤波器系数同样进行滤波处理等。

存储在同时化电路 37 中的 R、G、B 图像数据被同时读出, 并输入颜色转换电路 38, 该颜色转换电路 38 进行转换显示颜色的处理, 以改善彩色显示时的目视确认特性。通过该颜色转换电路 38 进行颜色转换后的 RGB 图像数据, 通过面序电路 39 被转换为面序信号。

面序信号经过切换开关 40 输入  $\gamma$  校正电路 41 侧, 以后进行与普通模式时相同的处理, 然后在观察监视器 5 上显示 NBI 模式的 NBI 图像。

上述噪声抑制电路 36 的总体处理步骤如图 10 所示。在噪声抑制电路 36 的动作开始后, 在步骤 S1 中判定有无处理对象图像数据。

具体地讲, RGB 图像数据中的任一方向被输入噪声抑制电路 36, 使中心像素 1 个像素 1 个像素地进行移位, 从图像开始向末尾依序提取出 n

$n \times n$  像素的图像数据作为处理对象的图像数据，判定是否具有应该提取出的  $n \times n$  像素的图像数据，在没有时结束该处理，在判定为有时，转入接下来的步骤 S2 的处理。

在步骤 S2 中，从处理对象图像数据中提取出  $n \times n$  像素的图像数据，在接下来的步骤 S3 中，通过滤波部 51 的滤波器 A1~Ap 对  $n \times n$  像素的图像数据进行滤波处理，并且按照步骤 S4 所示，通过平均像素值计算部 52 计算平均值 Pav。

在计算出平均值 Pav 后，按照步骤 S5 所示，利用该平均值 Pav 进行对于滤波器输出的加权函数的设定。

并且，在步骤 S6 中，利用在后述的实施例 2 中说明的 AGC 增益值、噪声抑制部（NR 水平调节部）的噪声抑制水平、强调电路 43 的强调水平、CCD 类型，进行加权函数的校正，然后转入步骤 S7。

在该步骤 S7 中，针对步骤 S3 的滤波处理的每个滤波器输出，参照加权函数即 LUT 56，求出与滤波处理结果的值相对应的加权系数 W，并将其与滤波处理结果相乘进行加权。

通过该加权处理，特别能够有效抑制较暗部分区域的噪声，而且避免明亮部分区域的对比度降低，转入接下来的步骤 S8。

在该步骤 S8 中，对各个频率成分的加权处理结果，进行与各个滤波器 Ax 的预定系数的积和运算，进行逆滤波处理，求出  $n \times n$  像素的中心像素的像素值，然后返回步骤 S1。在步骤 S1 中再次判定有无处理对象的像素数据，如果有，则在接下来的步骤 S2 中提取出与上述的  $n \times n$  像素的中心像素相邻的  $n \times n$  像素的图像数据，重复相同的处理。

这样，对作为处理对象的所有图像数据重复上述处理，在对所有图像数据进行处理后，结束该处理。

根据本实施例，如上所述，根据图像的局部亮度和滤波处理结果 Coef 的值，改变对于滤波处理结果 Coef 的加权，由此可以有效抑制较暗部分特别是赋予明显印象的噪声，而且减轻噪声以外的图像的对比度降低，可以避免明亮部分的对比度降低。

因此，根据本实施例，尤其在存在较暗图像部分的情况下，也能够

得到适合于诊断的内窥镜图像。

另外，在本实施例中，针对每个 R、G、B 图像切换滤波器系数和加权系数 W，但也可以形成为以下的变形结构，即不根据 R、G、B 图像进行切换而使滤波器系数和加权系数 W 相同，由此降低噪声抑制电路 36 的电路规模。

此外，在上述说明中，针对样本的图像数据，将 KL 变换基函数用于滤波器系数进行噪声抑制，但作为其他变形例，也可以采用离散余弦变换 (DCT) 基函数，对 R、G、B 图像进行相同的滤波处理。

在使用该 DCT 时，使得滤波器系数具有了对称性，所以能够降低电路规模，并且可以削减抑制噪声所需要的运算数量，可以实现快速处理。

此外，在上述说明中，针对整个滤波部 51 使用了设定加权部 53 的加权系数 W 的相同 LUT 56，但也可以针对每个滤波器 Ax 的输出设置专用的 LUT 56。

这样，由于加权的自由度提高，尤其能够抑制较暗图像信息的对比度降低，并且提高噪声抑制效果。例如，在除随机噪声之外，在通过内窥镜系统和摄像元件、某个窄带光得到的图像信息等中还存在特异噪声时，通过适当设定对于与该频率成分相对应的滤波处理结果的加权系数，从而可以有效地抑制该噪声。并且，可以得到适合于诊断的图像。

#### (实施例 2)

下面，参照图 11 等说明本发明的实施例 2。本实施例是将实施例 1 变形而构成的。本实施例的目的在于，在连接了具有不同类型的摄像单元的电子内窥镜的情况下、或变更了轮廓或结构强调的水平的情况下，也能够有效地进行噪声抑制。

在实施例 1 中，噪声抑制电路 36 可以通用，而与 CCD 25 的类型等无关，但在本实施例中构成为，根据 CCD 25 的类型、设定为动作状态 (AGC ON) 时的 AGC 电路 35 的增益值、强调电路 43 的强调水平，变更该加权部的加权系数。其他结构与实施例 1 相同。

图 11 表示本发明的实施例 2 的噪声抑制电路 36 的周边部的电路结构。在本实施例中，如在实施例 1 中说明的那样，AGC 电路 35 的输出信

号被输入噪声抑制电路 36，在进行噪声抑制后，经过图 1 中示出的同时化电路 37 等而输入强调电路 43。

并且，在本实施例中，AGC 电路 35 的 AGC 增益信息、强调电路 43 的强调水平信息、以及通过设于电子内窥镜 2 上的 CCD 类型检测电路 28B 检测出的 CCD 25 的类型信息，被输入噪声抑制电路 36。另外，也可以根据图 1 中的内窥镜 ID 产生电路 28 产生的内窥镜 ID 来进行图 11 所示 CCD 类型检测电路 28B 的 CCD 类型检测，还可以利用与视频处理器 4 可自由装卸地进行连接的未图示的连接器的连接插头，来检测 CCD 25 的类型。

更加具体地讲，如图 12 所示，对噪声抑制电路 36 中的 LUT56' 输入了滤波部 51 的输出、作为平均像素值计算部 52 的输出的平均值（输出值）、CCD 25 的类型、AGC 电路 35 的 AGC 增益值、强调电路 43 的强调水平的各个信息，根据这些信息，（变更参数 Cth1、Cth2）适当地变更设定加权部 53 的加权系数 W。

例如，有时 CCD 25 的噪声水平因该 CCD 25 的类型不同而不同，在本实施例中，根据因该 CCD 25 的类型不同而不同的噪声水平，变更为与该噪声水平相对应的加权系数。

具体地讲，关于 CCD 25，例如设为按照从噪声较小到较大的顺序具有 4 种类型不同的 CCD 25A、25B、25C、25D 时，相对应的加权系数被设定为与噪声的值成正比等。例如，在检测到 CCD 25I（I=A~D）的类型时，向参数 Cth（在此，Cth 指对 Cth1、Cth2 的统称）乘以与该类型相对应的校正系数 CI。其中， $C_A < C_B < C_C < C_D$ 。

通过这样设定，可以对噪声水平较大的 CCD 赋予较小的加权系数，所以能够得到适当的抑制效果，而与 CCD 的类型无关。

并且，根据该增益值来校正加权系数的值，以使噪声抑制的效果不会因 AGC 电路 25 的增益值而变动。

具体地讲，由于在增益值增大时，亮度的平均值  $P_{av}$  在表观上与增益值成正比地增大，所以需要变更图 7 中的函数  $f(P_{av})$ 、 $g(P_{av})$ ，例如使图 7 中的横轴的  $P_{av}$  和纵轴的 Cth 的刻度放大增益值的量。

图 13 中例如利用虚线表示的特性是根据增益为 1 时的参数 Cth1、Cth2 的值设定的加权系数 W，与此相对，图 13 示出使增益值增大至 a 倍（在图 13 中 a=2）时的加权系数 W（实线）。其中，利用实线表示的参数 Cth1'、Cth2' 的值为：

$$\text{Cth1}' = \text{Cth1} \times a$$

$$\text{Cth2}' = \text{Cth2} \times a$$

通过这样进行校正，与根据增益而变化的滤波处理结果 Coef 相应地来变更加权系数 W，所以能够进行不依赖于增益的噪声抑制。

也可以替代利用增益值来校正加权系数，而对作为亮度计算单元的平均像素值计算部 52 的输出部设置将该平均像素值计算部 52 的输出除以增益值的除法器，或者对各个滤波器 Ax 的输出部设置将各自的滤波处理结果除以增益值的除法器，此外也可以对各个加权电路 Wx 的输出部设置对各自的加权结果乘以增益值的乘法器，在这种情况下可以不校正加权系数。

并且，在利用强调电路 43 进行结构强调时，向参数 Cth 乘以与强调水平相对应的校正系数 Cj，使得随着强调量根据该强调水平增大，加权系数 W 的值变小。

这样，在增大结构强调时，通常噪声也变明显，但在本实施例中，可以减轻较暗图像区域中的噪声变明显。

并且，在进行结构强调时强调特定的频率成分的情况下，也可以减小对该频率的滤波器输出结果的加权系数 W 的值。

其他结构与实施例 1 几乎相同。

根据这样构成的本实施例，可以具有与实施例 1 相同的效果，并且在改变了 CCD 25 的类型、AGC 电路 35 的增益值以及强调电路 43 的强调水平时，可以进行适当的噪声抑制。

即，即使在改变了 CCD 25 的类型等时，也与这些改变相对应地，有效抑制尤其在较暗图像部分中变明显的噪声，而且减轻噪声之外的图像部分的对比度降低，可以得到易于诊断的图像。

作为本实施例的第 1 变形例，例如，对视频处理器 4 的前面板等设

置调节噪声抑制水平（简称为 NR 水平）的 NR 水平调节部，操作该 NR 水平调节部的对 NR 水平进行可变设定的旋钮（或开关），在 NR 水平变化时，根据其变化，加权部 53 的加权系数也进行变更。

具体地讲，在将该旋钮从较小的 NR 水平变更为较大的 NR 水平时，按照图 14 所示，使确定加权部 53 的加权系数  $W$  的参数  $C_{th}$ （即  $C_{th1}$ 、 $C_{th2}$ ）从虚线表示的特性转到实线表示的特性。另外，在图 14 中，利用  $C_{th}$  统一表示上述的参数  $C_{th1}$ 、 $C_{th2}$ 。

如图 14 所示，相对亮度的平均值  $P_{av}$ ，增大参数  $C_{th}$  的值。例如，向  $C_{th}$  的值乘以与 NR 水平相对应的校正系数。

这样，例如在从较小的 NR 水平变更为较大的 NR 水平时，伴随该变更，对于滤波处理结果  $Coef$  的加权系数  $W$  的值被设定得较小，噪声抑制的功能增大。

另外，在改变 NR 水平时，为了使噪声抑制功能开始作用的图像的亮度不变，按照图 14 所示，使得曲线与横轴交叉的位置不变。

因此，用户通过改变 NR 水平，可以不改变噪声抑制功能开始时的亮度，可以将噪声抑制效果自由设定在能够得到用户满意的、例如用户认为合适的画质的状态。

另外，在第 1 变形例中，不变更噪声抑制功能开始时的亮度，但作为第 2 变形例，在变更 NR 水平时，也可以与其连动地变更该亮度。

在该第 2 变形例中，例如在从较小的 NR 水平变更为较大的 NR 水平时，伴随该变更，将参数  $C_{th}$  从图 15 中虚线表示的特性变更为实线表示的特性。

即，在确定对于平均值  $P_{av}$  的参数  $C_{th}$  的特性图中，利用与 NR 水平相对应的校正系数来变更  $P_{av}$  轴、 $C_{th}$  轴的截距的值，在增大 NR 水平时，同时增大两个截距的值。

这样，可以变更噪声抑制功能开始时的亮度，而且可以根据用户的喜好来变更相对亮度的噪声抑制效果。

另外，还可以准备多个图 15 中的特性，从其中的值中进行选择。

另外，在本实施例，分别根据 AGC 电路 35 的增益、CCD 25 的类

型、强调水平和 NR 水平来变更加权系数，但也可以根据其中的至少一方来变更加权系数。

另外，以上说明了根据上述 AGC 电路 35 的增益来变更加权系数的情况，但也可以替换为在输入噪声抑制电路 36 之前进行了放大的放大器的增益。

### （实施例 3）

下面，参照图 16~图 19 说明本发明的实施例 3。本实施例的目的在于提高噪声抑制的功能，抑制电路规模。

本实施例在实施例 1 或实施例 2 的基础上，还使用亮度的输出值对逆滤波处理后的输出和原像素值进行加权平均。

图 16 表示实施例 3 的噪声抑制电路周边部的电路结构。本实施例例如在实施例 1 的噪声抑制电路 36 中，采用基于增大了滤波部 51 的滤波器尺寸的滤波部 51' 的噪声抑制电路 36'。

在增大滤波器尺寸后，频率分解能提高，可以提高噪声抑制效果，但是电路规模变大。

例如，如果是  $5 \times 5$  的滤波器尺寸，在足够明亮的图像区域中，为了通过滤波处理—逆滤波处理得到处理前的像素值，合计需要  $(5 \times 5)$  即 25 个滤波器，而如果是  $7 \times 7$  的滤波器尺寸，则合计需要 49 个滤波器，所以导致电路规模增大。

因此，在本实施例中，为了增大  $n \times n$  的滤波器尺寸、提高噪声抑制的功能，而且防止因此造成的电路规模的增大，把滤波器数量  $r$  设为全阶（full order）、即比  $(n \times n)$  少的  $m$  ( $m$  为  $< (n \times n)$  的整数)。在该情况时，通过优先使用与固有值较大者相对应的滤波器，可以减轻削减滤波器数量后的影响。

即，利用固有值较小的滤波器系数求出的滤波处理结果（频率成分）有时相当于高频、为低 S/N 的情况，这种频率成分应该降低，但在不使用固有值较小的滤波器系数的滤波器时，由于一直被抑制，所以可以减轻滤波器数量削减对噪声抑制效果的影响。

并且，通过使用平均像素值计算部 52 的输出值对逆滤波部 55 的输

出和原像素值进行加权平均，可以进一步减轻因滤波器数量的削减而造成影响。

加权平均部 61 例如按照图 17 (A) 所示，把利用根据从平均像素值计算部 52 输出的平均值  $P_{av}$  而变化的加权系数  $s$ ，按照下式 (3) 计算出的值，作为滤波掩蔽中心像素  $((n+1)/2, (n+1)/2)$  的像素值  $P_{out}$  输出。即，

$$P_{out} = s \cdot P_{org} + (1-s) \cdot P_{nr} \quad \dots\dots (3)$$

其中， $P_{nr}$ ：来自噪声抑制电路 36' 的输入值， $s$ ：加权平均部 61 的加权系数 ( $\leq 1$ )， $P_{org}$ ：滤波掩蔽中心的输入像素值 (原像素值)。由此，在平均像素值非常明亮时，对输入像素值进行输出，随着平均像素值变暗，进行使已进行噪声抑制处理的像素值起支配性作用的输出，由此抑制明亮区域的模糊感，抑制在较暗区域容易变明显的噪声感。

图 18 表示本实施例的动作流程图。图 18 所示的动作内容在图 10 所示的流程图中的步骤 S8 之后，进行步骤 S10 的处理。

即，在步骤 S8 中，在逆滤波处理后，如步骤 S10 所示，进行使用亮度的平均值  $P_{av}$ ，对该逆滤波处理的输出和关注像素值 (滤波掩蔽中心的输入像素值) 进行加权平均的处理，在该处理后，转入步骤 S1 的处理。其他与图 10 所示的处理动作相同，所以省略其说明。另外，图 18 示出与图 10 的情况同样地，在步骤 S6 中利用 AGC 增益值等来校正加权部 53 的加权的实施例 2 的内容。

根据本实施例的结构，即使将滤波器尺寸  $n \times n$  的滤波器数量  $r$  减少为更少的  $m$  个，也可以实现原信号输出，并且也可以实现噪声抑制处理，所以能够缩小硬件规模。并且，也可以实现快速处理。

这样，本实施例根据局部的亮度，进行削减了滤波器个数的噪声抑制电路的输出数据和关注像素的图像数据的加权平均，由此降低电路规模，提高噪声抑制的功能，而且尤其能够避免明亮区域的清晰度降低。

另外，在图 17 (A) 中，使得进行加权平均的加权系数  $s$  从亮度的平均值  $P_{av}$  为 0 的值开始线性增大，但作为本实施例的变形例，例如也可以通过内窥镜操作者可以进行设定变更的噪声抑制水平，来变更图 17

(B)、图 17 (C) 所示的加权系数  $s$  的斜率和在横轴  $P_{av}$  上的截距。

并且, 图 19 表示加权平均部 61 的加权系数  $s$  的函数 (A) 与确定加权函数特性的参数  $C_{th1}$  的函数 (B) 之间的关系, 在使参数  $C_{th1}$  的值为 0 的平均值  $P_{av\_cs}$  以上的亮度下, 加权平均部 61 的加权系数  $s$  设为 1.0, 其中, 该参数  $C_{th1}$  是作为确定加权部 53 的加权系数  $W$  变为值 1 的阈值。由此, 相对于亮度变化, 可以减轻噪声抑制的效果急剧变化。

另外, 也可以部分组合上述各个实施例等, 来构成其他实施例等。

另外, 在上述各个实施例中, 说明了在 NBI 模式下, 光源装置 3 按照图 4 所示利用 R2、G2、B2 的窄带波长的光进行照明的情况, 但是, 例如也可以利用 R2、B2 的两个窄带波长的光进行照明。

在该情况时, 利用噪声抑制电路 36 对在 G2、B2 照明光下得到的 G、B 图像数据进行图像处理, 在颜色转换电路 38 中, 根据式 (1) 从 G、B 图像数据生成 R、G、B 通道的图像数据即可。

另外, 设为在图 1 所示白平衡电路 34 中使用的 R 图像数据使用 B 图像数据。即, 在 A/D 转换电路 32 和白平衡电路 34 之间设置未图示的帧存储器, 与定时产生器 49 的定时信号同步地, 替代 R 图像数据而向白平衡电路 34 输出存储在帧存储器中的 B 图像数据。

在 NBI 模式下, 粘膜组织的表层附近的血管流通状态等的根据短波长侧的光得到的活体信息比较有用, 所以在使用这种短波长侧的两个窄带光时, 可以通过颜色转换处理构成鲜明地示出表层附近的血管流通状态等的图像, 对诊断比较有效。

另外, 在上述说明中, 说明了应用噪声抑制电路 36、36' 对 NBI 模式有效的情况, 但噪声抑制电路 36、36' 对以下实施例 4 中说明的得到荧光观察图像的内窥镜装置也有效。

并且, 在该情况下, 预先拍摄代表性的荧光图像和基于反射光的反射图像, 生成作为样本的图像数据, 对该图像数据求出固有值和固有向量, 准备 KL 变换基函数的滤波器系数, 使用该滤波器系数进行滤波处理等的噪声抑制处理。

并且, 除普通模式和 NBI 模式外, 还可以形成具有进行荧光观察的

荧光模式的内窥镜装置，在选择了 NBI 模式时，进行上述实施例 1~实施例 3 所示的噪声抑制的图像处理，在选择了荧光模式时，使用与荧光模式相对应的滤波器系数等进行噪声抑制的图像处理。

另外，在上述各个实施例中说明了面序式内窥镜装置 1 的情况，但在同时式的内窥镜装置中，通过将 A/D 转换后的 R、G、B 图像数据暂时存储在存储器中，将这些 R、G、B 图像数据作为 R、G、B 颜色成分图像依次读出，并转换为面序的图像数据，与上述情况相同，显然可以进行噪声抑制。并且，在进行颜色分离后，在能够得到亮度和色差信号时，也可以通过矩阵电路等转换为 R、G、B 图像数据。

即，上述各个实施例也可以应用于同时式的电子内窥镜和同时式的光源装置及同时式的视频处理器。

另外，在上述说明中，作为亮度计算单元的平均像素值计算部 52 计算进行滤波处理的  $n \times n$  像素尺寸的平均值  $P_{av}$ ，但是不限于在与进行滤波处理的小区域相同的局部区域计算平均值  $P_{av}$  等的亮度，例如也可以包括下述情况，在包括  $n \times n$  像素尺寸的局部区域，具体地讲是把  $a$  设为 2、4 等的偶数的  $(n+a) \times (n+a)$  像素尺寸的局部区域中计算平均值。

根据上述实施例 1~实施例 3，具有可以减轻对比度降低并有效抑制噪声的效果。

#### （实施例 4）

下面，参照图 20~图 22 说明本发明的实施例 4。首先，说明本实施例的背景。另外，后述的实施例 5 的背景也基本相同。

例如在日本特开平 1-181168 号公报中，比较对象像素值和周边像素的平均值，如果其差值在预定阈值以上，则利用周边像素的平均值置换对象像素值。

但是，在该方法中，当白斑噪声（白傷ノイズ）存在于相邻像素时，平均值提高，存在不能充分得到噪声抑制效果的问题。

此外，也提出应用了中值滤波器的噪声抑制方法（日本特开 2004-313413 号）。在该情况时也存在相同缺点。

像荧光观察等那样，为了在对摄像元件的入射光量较少的环境下得

到明亮的图像，有时使用摄像元件自身设有电荷倍增机构的高灵敏度摄像元件，但是不仅放大了图像信息，而且起因于像素缺陷的白斑噪声也被放大。因此，关于高灵敏度摄像元件，尤其期望能够减轻白斑噪声的影响。

因此，本实施例的目的在于提供一种在作为摄像元件的像素缺陷而被公知的白斑噪声与关注像素邻接存在时，可以适当地抑制白斑噪声或减轻白斑噪声的（内窥镜用）图像处理装置或内窥镜装置。

并且，为了达到上述目的，图像处理装置形成为以下（a）、（b）结构。

（a）一种图像处理装置，其导出由摄像元件拍摄的图像数据中的对象像素值与周边像素值的平均值之间的差值，将所述差值与预定阈值进行比较，如果该差值在阈值以上，则将对象像素置换为周边像素平均值，其特征在于，该图像处理装置设有：重新排列单元，其按照像素值从大到小的顺序排列周边像素；以及平均值计算单元，其将由所述重新排列单元设定的最大像素值侧的周边像素（一个或多个）除外，计算所述平均值。

（b）一种图像处理装置，其导出由摄像元件拍摄的图像数据中的对象像素值与周边像素值的平均值之间的差值，将所述差值与预定阈值进行比较，如果该差值在阈值以上，则将对象像素置换为周边像素平均值，其特征在于，该图像处理装置设有平均值计算单元，该平均值计算单元按照像素值从大到小的顺序将一个或多个周边像素除外，计算所述平均值。

此外，为了达到上述目的，内窥镜装置形成为以下（c）、（d）结构。

（c）一种内窥镜装置，其具有内置了摄像元件的内窥镜以及图像处理装置，所述图像处理装置导出由所述摄像元件拍摄的图像数据中的对象像素值与周边像素值的平均值之间的差值，将所述差值与预定阈值进行比较，如果该差值在阈值以上，则将对象像素置换为周边像素平均值，所述图像处理装置具有：重新排列单元，其按照像素值从大到小的顺序排列周边像素；平均值计算单元，其将由所述重新排列单元设定的最大

像素值侧的周边像素（一个或多个）除外，计算所述平均值。

(d) 一种内窥镜装置，其具有内置了摄像元件的内窥镜以及图像处理装置，所述图像处理装置导出由所述摄像元件拍摄的图像数据中的对象像素值与周边像素值的平均值之间的差值，将所述差值与预定阈值进行比较，如果该差值在阈值以上，则将对象像素替换为周边像素平均值，所述图像处理装置具有平均值计算单元，该平均值计算单元按照像素值从大到小的顺序将一个或多个周边像素除外，计算所述平均值。

下面具体说明本实施例。图 20 表示具有本实施例的内窥镜装置 101 的总体结构。该内窥镜装置 101 由电子内窥镜 102、光源装置 103、视频处理器 104 和观察监视器 5 构成。

该内窥镜装置 101 具有进行普通观察和荧光观察的模式。因此，电子内窥镜 102 例如采用在 CCD 元件内部具备放大功能（电荷倍增功能）的作为高灵敏度摄像元件的高灵敏度 CCD 25E，代替图 1 所示电子内窥镜 2 中的 CCD 25。并且，在该高灵敏度 CCD 25E 的摄像前面配置有截止激励光的激励光截止滤波器 106，激励光截止滤波器 106 截止在进行荧光观察时照射到观察对象部位的激励光的反射光，而使荧光波长透过。

并且，光源装置 103 采用设有荧光观察用的第 3 滤波器组的旋转滤波器 14B，取代图 1 所示光源装置 3 中配置在旋转滤波器 14 上的普通光观察用的第 1 滤波器组内侧的第 2 滤波器组。

并且，视频处理器 104 从 CCD 驱动器 29 向高灵敏度 CCD 25E 施加 CCD 驱动信号，并且从控制电压产生电路 107 施加确定高灵敏度 CCD 25E 的放大率的值的控制电压。

并且，高灵敏度 CCD 25E 的输出信号经过处理电路 31、A/D 转换电路 32，输入调光电路 33、控制电压产生电路 107、和抑制白斑噪声的白斑噪声抑制电路 111。该白斑噪声抑制电路 111 的主要部分形成为图 21 所示的结构。

调光电路 33 和控制电压产生电路 107 协调动作，以使观察监视器 5 上的图像成为合适的亮度。调光电路 33 控制光源装置 103 的光圈装置 13，控制电压产生电路 107 向电子内窥镜 102 的高灵敏度 CCD 25E 施加控制

其放大率的控制电压。高灵敏度 CCD 25E 根据控制电压的值来确定其放大率。

从 A/D 转换电路 32 输出的图像数据通过未图示的延迟电路输入构成白斑噪声抑制电路 111 的减法器 112 和选择器 113。

并且，在输入该图像数据的各个像素的定时，起动重新排列部 114，该重新排列部 114 按照图 22 所示把  $3 \times 3$  像素的掩蔽 115 中的 9 个像素的像素 M11~M33 中作为处理对象的对象像素 M22 作为中央，对除此之外的 8 个周边像素的像素值，按照从最大到最小的顺序进行重新排列处理。

另外，该重新排列实际上只要具有至少计算最大者的功能即可。然后，将除最大像素值的像素 Mmax 之外的 7 个像素值（在图 21 中将其表示为 M1~M7）输出给平均值计算部 116，平均值计算部 116 将计算出的平均值  $\langle M \rangle$  输出给减法器 112，并输出给选择器 113。

减法器 112 将从对象像素 M22 减去（最大像素除外的）周边像素的平均值  $\langle M \rangle$  后的差输出给比较器 117。比较器 117 比较该差和施加给另一输入端的阈值。然后，把比较器 117 的比较结果作为选择信号，控制选择器 113 的切换。

选择器 113 根据选择信号来选择对象像素 M22 的值或平均值  $\langle M \rangle$ ，作为该白斑噪声抑制电路 111 的输出信号输出给后级的同时化电路 45 侧。

具体地讲，在减法器 112 的输出值小于阈值时，判定为对象像素 M22 不是白斑噪声，选择器 113 输出对象像素 M22。

另一方面，在减法器 112 的输出值在阈值以上时，判定为对象像素 M22 是白斑噪声，选择器 113 输出平均值  $\langle M \rangle$ ，通过利用该平均值  $\langle M \rangle$  置换白斑噪声，来抑制白斑噪声。

如图 20 所示，从存储阈值的阈值存储器 118 中输出向上述比较器 117 输出的阈值。

在该阈值存储器 118 中，对应不同的地址存储有不同的阈值。

并且，根据与从控制电压产生电路 107 输出的控制电压的水平相对

应而产生不同地址值的地址产生电路 119 的输出，向比较器 117 输出控制电压的水平、换言之与高灵敏度 CCD 25E 的放大率相对应的阈值。

高灵敏度 CCD 25E 根据控制电压的水平大致呈指数函数地增大放大率，所以没有白斑噪声的像素与具有白斑噪声的像素之差、即白斑噪声值，在放大率越大时其值越大。

这样，高灵敏度 CCD 25E 根据控制电压的水平被设定为不同的放大率，所以在本实施例中预先准备与多个放大率相对应的多个阈值，设置地址产生电路 119 和阈值存储器 118，以使可以输出与所设定的放大率相对应的阈值，在放大率变化的情况下，也能够选择合适的阈值。

另外，白斑噪声抑制电路 111 在进行荧光观察的荧光模式时动作，在普通模式时不动作，A/D 转换电路 32 的输出信号经由选择器 113 输入同时化电路 45。

并且，在利用模式切换开关 20 设为普通模式时，与实施例 1 相同，在照明光路上配置有第 1 滤波器组，以图 3 所示的 R1、G1、B1 的照明光进行照明。另一方面，在荧光模式时，如图 26 所示，在照明光路上配置有第 3 滤波器组。第 3 滤波器组 R3、G3、B3 也可以使用例如具有图 4 所示的 R2、G2、B2 透射特性的滤波器，把 B2 作为激励光，感光其荧光。其他的 R2、G2 用于将该反射光像与荧光图像重叠显示。因此，也可以只显示荧光图像。

其他结构与在实施例 1 中说明的相同，所以对相同结构要素赋予相同标号并省略说明。

在本实施例中，在高灵敏度 CCD 25E 的放大率被设定得较大时，白斑噪声尤其明显，所以采取在荧光模式时白斑噪声抑制电路 111 起作用的结构。

下面，说明本实施例的荧光模式时的白斑噪声抑制电路 111 的动作。另外，普通模式时的动作与去除了实施例 1 中的放大等部分功能后的动作相同。

在荧光模式时，第 3 滤波器组配置在照明光路上，此时激励光照射观察对象部位。并且，观察对象部位的被激励光激励而产生的荧光被高

灵敏度 CCD 25E 感光。在该情况时，在观察对象部位反射的激励光被激励光截止滤波器 106 截止，不会射入高灵敏度 CCD 25E。

由高灵敏度 CCD 25E 拍摄并通过 A/D 转换电路 32 进行 A/D 转换后的图像数据按照图 21 所示输入白斑噪声抑制电路 111。依次输入白斑噪声抑制电路 111 的对象像素 M22 的图像数据被输入减法器 112 和选择器 113。

并且，重新排列部 114 将对象像素 M22 的周围像素按照像素值从大到小的顺序重新排列，将把最大像素值的像素 Mmax 除外后的剩余像素 M1~M7 输出给平均值计算部 116，计算平均值<M>。

并且，减法器 112 将从对象像素 M22 减去平均值<M>后的输出值输出给比较器 117，该比较器 117 将该输出值与阈值进行比较。

平均值<M>是已经将最大像素值的像素 Mmax 除外后的平均值，所以即使在周边像素中存在具有白斑噪声的像素时，也能够去除其影响。因此，通过利用比较器 117 比较减法器 112 的输出值与阈值，可以适当判定对象像素 M22 是否是具有白斑噪声的像素。

即，根据本实施例，当在对象像素的周边存在具有白斑噪声的相邻像素时，也可以判定对象像素 M22 是否含有白斑噪声，而几乎不受该白斑噪声的影响，而且在含有白斑噪声时也能够利用合适的值进行置换，可以有效地抑制白斑噪声。

根据以上动作可知，上述重新排列部 114 也可以不重新排列像素值，而检测周边像素中的最大像素值的像素 Mmax，将该最大像素值的像素 Mmax 除外，从剩余像素中输出给平均值计算部 116。并且，当有可能存在与对象像素 M22 相邻的例如两个具有白斑噪声的像素时，除最大像素值的像素 Mmax 外，还将第 2 大的像素值的像素除外，将剩余像素输出给平均值计算部 116，计算平均值<M>。

这样，根据本实施例，对于存在白斑噪声的相邻像素，由于周边像素的平均值<M>中不包含白斑噪声的影响，所以能够适当地校正白斑噪声。

另外，本实施例同样可以适用于与普通像素相比，存在缺陷像素或

与其类似的极其小的像素值的像素（以下称为黑斑噪声（黒傷ノイズ）的像素）的情况。

在该情况时，将周边像素中最小像素值的像素除外，计算平均值，将从平均值减去对象像素的值后的结果与阈值进行比较，进行黑斑噪声的判定，根据该判定结果确定是否置换并输出对象像素。

另外，在本实施例中，说明了在元件内部具备放大功能的高灵敏度摄像元件的情况，但同样可以适用于元件内部不具备放大功能的 CCD 25 等摄像元件，例如同样可以适用于设置 AGC 电路 35 进行放大的情况。

下面，说明本实施例的第 1 变形例。在以往的面序式内窥镜装置中，在 RGB 各颜色中，比较对象像素值、周边像素值和周边像素平均值，将其差值在预定阈值以上的像素判定为白斑噪声，将对象像素值置换为周边像素平均值。

但是，如结构的边界信息和随机噪声那样，如果 RGB 三种颜色中只有某种颜色相比周边像素明显明亮，则该颜色的该像素被判定为白斑并进行校正，所以虽然白斑噪声被校正，但白斑噪声之外的像素也有许多被校正，存在图像的模糊感增强的问题。

因此，本变形例的内窥镜装置，在 RGB 各种颜色中，导出对象像素值与周边像素平均值之间的差值，并与预定阈值进行比较，如果在阈值以上，则将对象像素值置换为周边像素平均值，仅在 RGB 所有颜色的差值均在阈值以上时才判定为白斑噪声，仅将该像素置换为周边像素平均值。

并且，也可以追加像彩色平衡值那样，在 RGB 分别被馈以预定增益时，针对每种颜色设定考虑了各自增益值的阈值的形式。并且，也可以追加阈值根据高灵敏度摄像元件的放大率而变化的结构。

本变形例在图 20 所示结构中，将 A/D 转换电路 32 的图像数据直接临时存储在同时化电路 45 中，对于从同时化电路 45 读出的 R 图像数据、G 图像数据和 B 图像数据，通过图 23 所示的白斑噪声抑制电路 121 抑制白斑噪声。

如图 23 所示，从同时化电路 45 输入白斑噪声抑制电路 121 的 R 图

像数据  $R_i$ 、G 图像数据  $G_i$  和 B 图像数据  $B_i$ ，分别被输入 R 成分用判定电路 122R、G 成分用判定电路 122G 和 B 成分用判定电路 122B。

这些 R 成分用判定电路 122R、G 成分用判定电路 122G 和 B 成分用判定电路 122B 的输出信号输入选择器 123，并且输入判定是否三种颜色都在阈值以上的判定电路 124。

并且，该判定电路 124 的输出信号作为选择信号来控制选择器 123 的切换。从选择器 123 分别输出 R 输出图像数据  $R_o$ 、G 输出图像数据  $G_o$  和 B 输出图像数据  $B_o$ ，作为白斑噪声抑制电路 121 的输出信号。

R 图像数据  $R_i$  的对象像素  $M_{22r}$  经过构成 R 成分用判定电路 122R 的延时电路 125 输入减法器 126，并且输入选择器 123。

并且，该对象像素  $M_{22r}$  的周边像素  $M_{ijr}$  ( $i, j$  分别是 1 到 3 的任意整数，但是  $i=j=2$  时的对象像素  $M_{22}$  的情况除外。后面的字母  $r$  表示是 R 成分的像素。) 被输入平均值计算部 127，计算出平均值  $\langle M_r \rangle$ 。

计算出的该平均值  $\langle M_r \rangle$  被输入减法器 126，并且输入选择器 123。减法器 126 从对象像素  $M_{22r}$  的值中减去平均值  $\langle M_r \rangle$ ，减法输出被输入比较器 128，通过该比较器 128 与 R 成分用阈值  $Thr$  进行比较。

该比较器 128 的比较结果  $D_r$  被输入判定电路 124。

被输入了 G 图像数据  $G_i$  的 G 成分用判定电路 122G、被输入了 B 图像数据  $B_i$  的 B 成分用判定电路 122B 的结构基本与 R 成分用判定电路 122R 相同，只有阈值  $Thr$  分别变更为阈值  $Thg$ 、 $Thb$ 。

并且，G 成分用判定电路 122G 向选择器 123 输出对象像素  $M_{22g}$  的输出和平均值  $\langle M_g \rangle$ ，向判定电路 124 输出比较结果  $D_g$ 。

并且，B 成分用判定电路 122B 向选择器 123 输出对象像素  $M_{22b}$  的输出和平均值  $\langle M_b \rangle$ ，向判定电路 124 输出比较结果  $D_b$ 。

判定电路 124 仅在判定为比较结果  $D_r$ 、 $D_g$ 、 $D_b$  全部在阈值  $Thr$ 、 $Thg$ 、 $Thb$  以上时，才切换选择器 123 输出平均值  $\langle M_r \rangle$ 、 $\langle M_g \rangle$ 、 $\langle M_b \rangle$ ，在除此以外的情况下输出对象像素  $M_{22r}$ 、 $M_{22g}$ 、 $M_{22b}$ 。

即，判定电路 124 仅在同时满足下述条件时，

$$|M_{22r} - \langle M_r \rangle| \geq Thr$$

$$|M22g - \langle Mg \rangle| \geq Thg$$

$$|M22b - \langle Mb \rangle| \geq Thb$$

才判定为对象像素 M22 是白斑噪声的像素，并分别置换为平均值进行输出。在其他情况下不进行这种置换。

作为本变形例的效果，可以只提取出所有颜色为预定阈值的部位，所以能够通过像白斑噪声那样所有颜色突出的像素值的检测来可靠地进行判定，而且如结构的边界信息和随机噪声那样，限制单个颜色突出的像素的校正，从而可以抑制由于过度校正造成的图像模糊感，结果，可以提高白斑噪声的检测及其校正功能。

下面，说明第 2 变形例。像荧光观察等那样，为了在对摄像元件的入射光量较少的环境下得到明亮的图像，使用摄像元件自身设有电荷倍增机构的高灵敏度摄像元件，但是不仅图像信息被放大，而且起因于像素缺陷的白斑噪声也被放大。

因此，作为白斑噪声校正单元，在以往示例中，在面序内窥镜的 RGB 各颜色中，比较对象像素值和周边像素值，把其差值在预定阈值以上的像素判定为白斑噪声，把对象像素值变换为周边像素值。但是，在该方式中，光晕（ハレーション）的边界区域也被检测为白斑噪声进行校正，存在通过该校正校正了不必要的像素并使得图像变模糊的缺点。

因此，本变形例通过识别（判定）光晕区域，被判定为光晕区域的该区域不设为白斑噪声的校正处理对象。关于是否是光晕区域的判定方法有以下几种：

A. 根据对象像素的像素值进行判定。具体地讲，根据是否是最大像素值来判定是否是光晕。在该情况时，利用白斑噪声的值虽然比周围略大但不是最大像素值的特性。

B. 跨越包括对象像素的相邻多个区域存在作为最大像素值的像素时，判定为光晕区域。

C. 在放大率较大时，有时白斑像素会成为最大值（与饱和像素相同），在 A 方式中有可能不进行噪声校正。为了防止这一点，在只有单个像素被判定为光晕像素时，判定（修正）为白斑（噪声），并视为噪声校正对

象。图 24 表示具有这样进行光晕判定的单元的白斑噪声抑制电路 131 的结构。

如上述的图 22 所示，在对于对象像素 M22 设定了把包围其的周边像素设为 M11~M33 (M22 除外) 的掩蔽时，对象像素 M22 的信号被输入选择器 113，并且输入比较器 132，并与阈值  $T_h$  进行比较。

并且，对象像素 M22 的周边像素  $M_{ij}$  ( $i, j$  是 1~3 的任意整数， $i=j=2$  除外) 的信号被输入 (周边像素) 平均值计算部 133，计算周边像素  $M_{ij}$  的平均值  $\langle M \rangle$ ，该平均值  $\langle M \rangle$  被输入选择器 113。

并且，在本变形例中，将对象像素 M22 的周边像素 M11~M33 (M22 除外) 中斜向相邻的像素除外的、特定的周边像素 M12、M21、M23、M32 的信号被输入有无光晕判定电路 134，判定是否是光晕区域的像素。

该有无光晕判定电路 134 的判定结果  $D_h$  与比较器 132 的比较结果  $D_m$  一起输入判定电路 135，与两个比较结果相对应的判定输出作为选择信号，控制选择器 113 的切换。

有无光晕判定电路 134 进行基于以下 D~F 中任一方的判定。另外，以下说明各个像素的像素数据为 8 比特 (0~255) 的情况。

D.如果中心像素 M22 是最大像素值 255，则判定为光晕。

E.如果中心像素 M22 是最大像素值 255，而且中心像素 M22 的相邻像素 (仅限横向、纵向，斜向除外) 中最大像素值为 255 的像素有 1 个像素以上，则中心像素 M22 视为光晕。

F.在中心像素 M22 是最大像素值 255、周边像素值不是最大像素值 255 时，判定为不是光晕。

判定电路 135 在光晕有无判定电路 134 的判定结果  $D_h$  判定为是光晕时，与比较器 132 的比较结果  $D_m$  无关，向选择器 113 输出用于使选择器 113 输出中心像素 M22 的选择信号。如果光晕有无判定电路 134 的判定结果  $D_h$  判定为不是光晕，而且比较器 132 的比较结果  $D_m$  在阈值以上，则向选择器 113 输出用于使选择器 113 输出平均值  $\langle M \rangle$  的选择信号，并且如果判定结果  $D_h$  判定为不是光晕，而且比较结果  $D_m$  在阈值以下，则向选择器 113 输出用于使选择器 113 输出中心像素 M22 的选择信号。

例如，图 25 表示输入白斑噪声抑制电路 131 的关注像素及其周边像素的像素值的一例。在该情况时，由于属于 D 或 E，所以判定为中心像素是光晕，选择信号不进行选择器 113 的切换，中心像素 M22 的数据 255 被直接输出。

另外，也可以形成为根据对高灵敏度 CCD 25E 的放大率而变更判定方法的结构。即，在放大率为预定阈值以下时，判定电路 135 通过上述 D 或 E 判定光晕像素，在阈值以上时，通过上述 F 进行判定。

根据本变形例，在校正白斑噪声时，光晕区域被除外，所以消除使像素不必要地变模糊，可以使图像鲜明化。

#### （第 5 实施例）

下面，参照图 27～图 31 说明本发明的实施例 5。本实施例的目的在于提供一种图像处理装置及内窥镜装置，其在向一组光源装置和图像处理装置（具体讲是视频处理器）连接特性不同的多个可以进行荧光观察的内窥镜时，可以避免荧光观察图像的 S/N 降低，校正摄像元件的像素缺陷。

并且，为了达到上述目的，图像处理装置形成为以下 (e)、(f) 结构。

(e) 一种图像处理装置，其特征在于，该图像处理装置具有：

图像处理单元，其选择性地连接第 1 和第 2 内窥镜，该第 1 和第 2 内窥镜分别具有在荧光观察时使用的透射波长特性不同的滤波器，分别内置有通过储存电荷来拍摄被摄体像的第 1 和第 2 摄像元件，并且内置有分别存储与储存时间相关的信息的第 1 和第 2 存储单元，所述图像处理单元导出由所述第 1 和第 2 摄像元件拍摄的图像数据中的对象像素值与周边像素值的平均值之间的差值，将所述差值与预定阈值进行比较，如果该差值在阈值以上，则将对象像素置换为周边像素平均值；

重新排列单元，其按照像素值从大到小的顺序排列周边像素；

平均值计算单元，其将通过所述重新排列单元设定的最大像素值侧的像素（单个或多个）除外，计算所述平均值；以及

根据所述存储单元中与储存时间相关的信息，变更与所述图像处理

相关的处理参数的单元。

(f) 一种图像处理装置，其特征在于，该图像处理装置具有：

图像处理单元，其选择性地连接第 1 和第 2 内窥镜，该第 1 和第 2 内窥镜分别具有在荧光观察时使用的透射波长特性不同的滤波器，分别内置有通过储存电荷来拍摄被摄体像的第 1 和第 2 摄像元件，并且内置有分别存储与储存时间相关的信息的第 1 和第 2 存储单元，所述图像处理单元导出由所述第 1 和第 2 摄像元件拍摄的图像数据中的对象像素值与周边像素值的平均值之间的差值，将所述差值与预定阈值进行比较，如果该差值在阈值以上，则将对象像素替换为周边像素平均值；

平均值计算单元，其按照像素值从大到小的顺序将周边像素中的一个或多个像素除外，计算所述平均值；以及

根据所述存储单元中与储存时间相关的信息，变更与所述图像处理相关的处理参数的单元。

此外，为了达到上述目的，图像处理装置形成为以下 (g) ~ (k) 结构。

(g) 一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

第 1 和第 2 内窥镜，其分别具有在荧光观察时使用的透射波长特性不同的滤波器，分别内置有通过储存电荷来拍摄被摄体像的第 1 和第 2 摄像元件；

第 1 和第 2 存储单元，其分别设于所述第 1 和第 2 内窥镜中，分别存储与储存时间相关的信息；

照明单元，其经过所述第 1 或第 2 内窥镜，利用照明光对被摄体进行照明；

图像处理装置，其导出由所述第 1 和第 2 摄像元件拍摄的图像数据中的对象像素值与周边像素值的平均值之间的差值，将所述差值与预定阈值进行比较，如果该差值在阈值以上，则将对象像素替换为周边像素平均值，

所述图像处理装置具有：重新排列单元，其按照像素值从大到小的顺序排列周边像素；平均值计算单元，其将由所述重新排列单元设定的

最大像素值侧的周边像素（单个或多个）除外，计算所述平均值；以及根据所述存储单元中与储存时间相关的信息，变更与所述图像处理相关的处理参数的单元。

(h) 一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

第 1 和第 2 内窥镜，其分别具有在荧光观察时使用的透射波长特性不同的滤波器，分别内置有通过储存电荷来拍摄被摄体像的第 1 和第 2 摄像元件；

第 1 和第 2 存储单元，其分别设于所述第 1 和第 2 内窥镜中，分别存储与储存时间相关的信息；

照明单元，其经过所述第 1 或第 2 内窥镜，利用照明光对被摄体进行照明；

图像处理装置，其导出由所述第 1 和第 2 摄像元件拍摄的图像数据中的对象像素值与周边像素值的平均值之间的差值，将所述差值与预定阈值进行比较，如果该差值在阈值以上，则将对象像素替换为周边像素平均值，

所述图像处理装置具有：平均值计算单元，其按照像素值从大到小的顺序将周边像素中的一个或多个除外，计算所述平均值；以及根据所述存储单元中与储存时间相关的信息，变更与所述图像处理相关的处理参数的单元。

(i) 在 h 中，所述处理参数是所述噪声抑制单元的所述阈值。

(j) 在 h 中，所述第 1 和第 2 存储单元分别存储：在照明所述照明单元照明的至少一种照明光时，所述第 1 或第 2 摄像元件储存的储存时间。

(k) 在 h 中，所述第 1 和第 2 存储单元分别存储：在照明所述照明单元照明的用于获取反射光像的照明光时，所述第 1 和第 2 摄像元件储存的储存时间。

图 27 表示具有实施例 5 的图像处理装置的内窥镜装置 101B 的结构。该内窥镜装置 101B 由以下部分构成：作为第 1 电子内窥镜的电子内窥镜 102A；图 28 所示的作为第 2 电子内窥镜的电子内窥镜 102B；光源装置

103B；作为本实施例的图像处理装置的视频处理器 104B；和观察监视器 5。另外，本实施例的结构与实施例 4 的结构类似，所以对与在实施例 4 中说明的结构要素相同的结构要素赋予相同标号，并省略其说明。

电子内窥镜 102A 构成为，在图 20 所示的实施例 4 中使用的电子内窥镜 102 中，设置产生该电子内窥镜 102A 固有的识别信息的内窥镜 ID 产生电路 150。

并且，图 28 所示的第 2 电子内窥镜 102B 是在图 27 所示的电子内窥镜 102A 中还具有普通观察用的摄像单元的电子内窥镜。

即，图 27 所示的电子内窥镜 102A 利用一个 CCD 25E 兼用作普通观察和荧光观察，对此，图 28 所示的电子内窥镜 102B 在普通观察时使用 CCD 25F，在荧光观察时使用 CCD 25E。

该 CCD 25F 用于普通观察，所以该 CCD 25F 以激励光截止滤波器 106 不介于其与物镜 24F 的成像位置之间的状态配置在物镜 24F 的成像位置处。另外，物镜 24F 可以采用与物镜 24 相同特性的物镜。

并且，CCD 25E 和 CCD 25F 的输出信号通过由模式切换开关 20 切换接点的切换开关 151，输入视频处理器 104B 的处理电路 31。另外，在本实施例中，采取利用公共的 CCD 驱动器 29 驱动 CCD 25E 和 CCD 25F 的结构。

并且，配置在电子内窥镜 102A 的 CCD 25E 的摄像面前面的激励光截止滤波器 106、和配置在电子内窥镜 102B 的 CCD 25E 的摄像面前面的激励光截止滤波器 106B，按照图 29 (A) 和图 29 (B) 所示，被设定为其透射范围不同的特性。

即，在电子内窥镜 102B 中，CCD 25E 被用于荧光观察专用，所以如图 29 (B) 所示激励光截止滤波器 106B 与激励光 Ex 的波段不同，被设定为使其透射为了得到反射光像而使用的 G2 和 R2 的波长范围的特性。具体地讲，使其透射从波长 $\lambda_2$  到比波长 R2 长的波长 $\lambda_0$  的波段。该 $\lambda_2$  的波长被设定为比 G2 的波段略短的波长。

对此，电子内窥镜 102A 利用一个 CCD 25E 兼用作普通观察和荧光观察，所以配置在该 CCD 25E 的摄像面前面的激励光截止滤波器 106 如

图 29 (A) 所示, 使波长从 $\lambda_1$  到 $\lambda_0$  的波段透射。该波长 $\lambda_1$  是比 G2 的波段还短的波长, 被设定为 $\lambda_1 < \lambda_2$ 。

另外, 图 29 所示的激励光 Ex、照明光 G2、R2 表示在荧光观察模式时从光源装置 103B 射出的面序照明光的波段。

另外, 在本实施例中, 在进行荧光观察时, 基于第 1 电子内窥镜 102A 的第 1 荧光像 1u1 在视频处理器 104B 内与第 1 反射光像 r1、g1 合成后显示于观察监视器 5 上, 该第 1 反射光像 r1、g1 是在窄带中削弱了照明光强度的 R2 和 G2 的照明光下拍摄的。同样, 在进行荧光观察时, 基于第 2 电子内窥镜 102B 的第 2 荧光像 1u2 在视频处理器 104B 内与第 2 反射光像 r2、g2 合成后作为荧光观察图像显示于观察监视器 5 上, 该第 2 反射光像 r2、g2 是在窄带中削弱了照明光强度的 R2 和 G2 的照明光下拍摄的。

在该情况时, 由于在第 1 和第 2 电子内窥镜中激励光截止滤波器在照明光 R2 的波段的透射率相同, 所以第 1 反射光像 r1 和 r2 在拍摄了同一被摄体时的信号电平相同, 同样, 由于在第 1 和第 2 电子内窥镜中激励光截止滤波器在照明光 G2 的波段的透射率相同, 所以第 1 反射光像 g1 和 g2 在拍摄了同一被摄体时的信号电平相同。

并且, 上述激励光截止滤波器 106 在普通观察时, 如图 30 (A) 所示被设定为透射较宽频带的 B1 的照明光的一部分, 得到在该宽频带的 B1 的照明光下拍摄的颜色信号。与此相对, 上述激励光截止滤波器 106B 在普通观察时, 如图 30 (B) 所示被设定为不透射 B1 的照明光。即, 激励光截止滤波器 106 将透射的波长范围设定为比激励光截止滤波器 106B 宽的范围。

因此, 使用公共的光源装置 103B 在荧光观察模式下对同一被摄体进行荧光观察时, 由采用激励光截止滤波器 106 的 CCD 25E 拍摄的第 1 荧光像 1u1 的信号电平高于由采用激励光截止滤波器 106B 的 CCD 25E 拍摄的第 2 荧光像 1u2 的信号电平。即, 使用公共的光源装置 103B 在荧光观察模式下进行荧光观察时, 在电子内窥镜 102A 的情况和 102B 的情况之间, CCD 25E 的输出电平产生差异。

因此，在本实施例中，如后面所述，在视频处理器 104B 侧设置处理参数的变更单元（具体讲是摄像时间或储存时间的变更单元），该处理参数用于使反射光像的信号电平与荧光像的信号电平一致，从而在激励光截止滤波器的特性不同时，也能够生成避免 S/N 降低的、良好的荧光观察图像。

在本内窥镜装置 101B 中使用的光源装置 103B 采用图 29 (A) 等所示的设有产生激励光 Ex 的激励光滤波器的旋转滤波器 14C，而取代例如实施例 1 的光源装置 3 的旋转滤波器 14 中的 B2 滤波器 14b2。即，在荧光观察模式时，光源装置 103B 依次射出 R2、G2、激励光 Ex 的照明光，在普通观察模式时，依次射出 R1、G1、B1 的照明光。

并且，在本内窥镜装置 101B 中使用的视频处理器 104B 构成为变更了图 20 所示的实施例 4 的视频处理器 104 的一部分。

无论是利用一个 CCD 25E 兼作普通观察和荧光观察的电子内窥镜 102A 的情况，还是分别在普通观察和荧光观察中使用专用的 CCD 25F、CCD 25E 的电子内窥镜 102B 的情况，本实施例的视频处理器 104B 都能够适当地校正白斑噪声等像素缺陷，进行生成噪声较少的良好图像的图像处理。因此，本实施例的视频处理器 104B 在图 20 所示的视频处理器 104 中还设置控制部 152，该控制部 152 根据被写入内窥镜 ID 产生电路 150 的、与反射光和荧光的储存时间相关的信息，控制 CCD 驱动器 29 和地址产生电路 119。

例如，控制部 152 例如在最开始向荧光观察模式进行切换时（其他的起动时也可以），从内窥镜 ID 产生电路 150 中读出与反射光和荧光的储存时间相关的信息，存储在控制部 152 内的存储器 152a 中。

并且，在用户选择了荧光观察模式时，控制部 152 从存储器 152a 中读出与反射光像和荧光像的摄像时间（更加严密地讲是储存时间）相关的信息，对 CCD 驱动器 29 进行作为处理参数的储存时间的控制、即基于 CCD 25E 的电子快门的控制。

如图 27 所示，在电子内窥镜 102A 与视频处理器 104B 连接时，控制部 152 控制 CCD 驱动器 29，使得分别以 R2 的照明光、G2 的照明光

进行照明时的（拍摄反射光像时的）各个摄像时间达到  $tr_1$ 、 $tg_1$ ，并且把照射激励光  $Ex$  时的（摄像荧光像时的）摄像时间控制为  $tb_1$ 。

另一方面，在如图 28 所示的电子内窥镜 102B 与视频处理器 104B 连接时，控制部 152 控制 CCD 驱动器 29，使得分别以 R2 的照明光、G2 的照明光进行照明时的各个摄像时间达到  $tr_2$  ( $<tr_1$ )、 $tg_2$  ( $<tg_1$ )，并且把照射激励光  $Ex$  时的（拍摄荧光像时的）摄像时间控制为  $tb_2$  ( $=tb_1$ )。

如上所述，在电子内窥镜 102A、102B 之间，在荧光摄像时使用的激励光截止滤波器 106、106B 的特性不同，所以在拍摄同一被摄体时得到的荧光像  $lu_1$ 、 $lu_2$  的信号电平（亮度）不同，但是基于红色频带等的照射的反射光像  $r_1$ 、 $g_1$ ； $r_2$ 、 $g_2$  的信号电平（亮度）相同。因此，在合成了荧光像和反射光像时的荧光观察像中的各个像的信号电平（亮度）的平衡不同。

在本实施例中，为了使拍摄基准被摄体时的反射光像的信号电平（亮度）与荧光像的信号电平（亮度）一致，按照内窥镜（激励光截止滤波器）的特性（根据预先记录在内窥镜 ID 产生电路 150 中的与储存时间相关的信息）调节反射光摄像时的摄像时间，从而使各个像的信号电平（亮度）适当平衡。

并且，在微弱荧光的摄像中，通过不缩短摄像时间，来抑制因摄像时间的缩短而造成的荧光像的 S/N 降低。

这样，在电子内窥镜 102A、102B 之间，由于荧光摄像单元使用的激励光截止滤波器 106、106 的特性不同，所以在拍摄同一被摄体时得到的荧光像  $lu_1$ 、 $lu_2$  的亮度不同，但是基于红色频带等的照射的反射光像  $r_1$ 、 $g_1$ ； $r_2$ 、 $g_2$  的亮度相同。因此，在相同处理状态下，在合成了荧光像和反射光像时的各个像亮度的平衡不同。

在本实施例中，在使反射光像符合荧光像的亮度时，在反射光像的摄像中，按照内窥镜（激励光截止滤波器）的特性，（根据预先存储在内窥镜 ID 产生电路 150 中的电子快门的信息）调节摄像元件的摄像时间，使上述亮度适当平衡。

另外，以上说明了向内窥镜 ID 产生电路 150 写入与反射光和荧光的

储存时间相关的信息的情况，但也可以只写入与反射光的储存时间相关的信息。并且，控制部 152 也可以构成为，将该与反射光的储存时间相关的信息存储在存储器 152a 中，而与荧光的储存时间相关的信息，与和视频处理器 104B 连接的电子内窥镜无关地，预先在存储器 152a 中存储预定的储存时间。

此外，也可以构成为内窥镜 ID 产生电路 150 产生激励光截止滤波器 106 或 106B 的特性信息，控制部 152 将与该特性信息相对应的、与反射光和荧光的储存时间相关的信息存储在存储器 152a 等中。

另外，还可以构成为内窥镜 ID 产生电路 150 只产生内窥镜 ID 信息，控制部 152 将在视频处理器 104B 侧使用该内窥镜 ID 时的与反射光和荧光的储存时间相关的信息存储在存储器 152a 等中。

另外，以往的像素缺陷校正的图像处理不是考虑了根据摄像时间而变化的缺陷像素的像素值的处理，所以不能适当地进行校正，但在本实施例中，按照以下所述对作为处理参数的阈值进行变更设定，能够适当地进行校正。

在本实施例中，在荧光观察模式下，该控制部 152 对于地址产生电路 119，在 R2、G2 下的反射光摄像和激励光 Ex 下的荧光摄像时的摄像信号按照面序被输入白斑噪声抑制电路 111 的比较器 117 的情况下，控制从阈值存储器 118 中读出并施加给该比较器 117 的另一方输入端的 3 个阈值。如图 27 所示，在电子内窥镜 102A 与视频处理器 104B 连接时，基于第 1 反射光像 r1、g1、荧光像 1u1 的减法器 112 的输出信号被依次输入比较器 117 的一方，在该情况时，把施加给比较器 117 的另一方输入端的阈值设为 Thr1、Thg1、Thb1，此时例如控制部 152 进行控制，使得  $Thb1 > Thr1$ 、 $Thb1 > Thg1$ 。

即，在进行荧光摄像时，将 CCD 25E 的放大率设定得高于反射光摄像的情况，所以在此时如果有白斑，该白斑引起的信号电平也会变高。与此对应，在进行荧光摄像时的信号被输入比较器 117 时，控制部 152 进行控制，使得与该情况相对应的阈值 Thb1 设定得高于其他信号时的阈值 Thr1、Thg1。

此外，在图 28 所示的电子内窥镜 102B 的情况下，输入比较器 117 的上述阈值为 Thr2、Thg2、Thb2。在该情况时，例如控制部 152 进行控制，使得  $Thb2 > Thr2$ 、 $Thb2 > Thg2$ 。此时，也与上述阈值 Thb1 等情况同样地进行设定。

此外，在 CCD 25E 存在白斑时，如果 CCD 25E 的摄像时间短，则基于白斑的信号电平更低。因此，按照上面所述，对应于  $tr1 > tr2$  的设定，控制部 152 设定为  $Thr1 > Thr2$ 。同样，对应于  $tg1 > tg2$  的设定，控制部 152 设定为  $Thg1 > Thg2$ 。

此外，在第 1 电子内窥镜 102A 和第 2 电子内窥镜 102B 中，将进行荧光摄像时的 CCD 25E 的放大率和摄像时间设定得相同，所以控制部 152 进行  $Thb1 = Thb2$  的设定。

在此，地址产生电路 119B 根据从控制部 152 输入的存储在存储器 152a 中的与反射光和荧光的储存时间相关的信息、以及从控制电压产生电路 107 输出的控制电压水平，产生地址值，切换从阈值存储器 118 输入比较器 117 的阈值。

另外，在实施例 4 中构成为，在操作了模式切换开关 20 时，利用其输出信号来控制光源装置 103 的照明光的切换，但在本实施例中，基于模式切换开关 20 的操作信号被输入控制部 152。

并且，控制部 152 对应于模式切换，向光源装置 103B 的控制电路 16 发送模式切换的信号，控制电路 16 进行对应于该信号的控制。

下面，说明本实施例的作用。首先，将第 2 电子内窥镜 102B 与光源装置 103B 和视频处理器 104B 连接。然后，在电源接通后，该控制部 152 进行控制，使得起动时在普通观察模式下进行照明和信号处理。在该普通观察模式时，光源装置 103B 依次射出 R1、G1、B1 的照明光，在该照明光的状态下，CCD 25F 进行摄像。在该情况时，控制部 152 使控制电压产生电路 107 不动作。并且，也使白斑噪声抑制电路 111 不动作。因此，在该情况下，视频处理器 104B 内的 A/D 转换电路 32 的输出信号通过白斑噪声抑制电路 111 输入同时化电路 45。

此时的动作为与普通的面序方式的电子内窥镜的普通观察模式相同

的动作。另一方面，在操作模式切换开关 20 而切换为荧光观察模式时，控制部 152 将从内窥镜 ID 产生电路 150 读出的与储存时间相关的信息存储在存储器 152a 中，利用存储在存储器 152a 中的储存时间的信息，进行 CCD 25E 的电子快门时间、即上述的摄像时间  $tr_2$ 、 $tg_2$  的控制。

并且，在该荧光观察模式下，控制部 152 使白斑噪声抑制电路 111 动作。在该情况时，在依次输入基于输入该比较器 117 的一方输入端的第 2 反射光像  $r_2$ 、 $g_2$ 、和荧光像  $1u_2$  的减法器 112 的输出信号时，控制部 152 控制施加给白斑噪声抑制电路 111 内的比较器 117 的阈值，在把施加给比较器 117 的另一方输入端的阈值设为  $Thr_2$ 、 $Thg_2$ 、 $Thb_2$  时，使得  $Thb_2 > Thr_2$ 、 $Thb_2 > Thg_2$ 。

并且，在第 1 电子内窥镜 102A 取代该第 2 电子内窥镜 102B 与光源装置 103B 和视频处理器 104B 连接时，基本上进行把上述标号  $1u_2$  等中的数字 2 替换为 1 的装置相同的动作。

在该情况时，如上所述，在第 1 电子内窥镜 102A 和第 2 电子内窥镜 102B 的情况下，设定为  $tr_1 > tr_2$  等，所以在观察监视器 5 上显示第 1 荧光像  $1u_1$  或第 2 荧光像  $1u_2$  时，可以分别适当地保持与反射光像  $r_1$ 、 $g_1$  或  $r_2$ 、 $g_2$  的色彩平衡而进行显示。

并且，在本实施例中，根据对电子内窥镜 102A 或 102B 设定的各个像的摄像时间，可以适当地设定进行白斑噪声抑制时的阈值，可以有效抑制白斑噪声。

这样，根据本实施例，在激励光截止滤波器的特性不同时，也可以适当地抑制白斑噪声，而且可以得到良好的荧光观察图像。

在上述说明中，说明了将进行荧光摄像时的 CCD 25E 的放大率设定得高于进行反射光摄像时的情况，但在荧光摄像时和反射光摄像时设定相同放大率的情况下，通过使用与各个像的摄像时间相对应的阈值，也可以进行白斑噪声抑制。

并且，在进行荧光摄像时的 CCD 25E 的放大率因第 1 电子内窥镜 102A 和第 2 电子内窥镜 102B 不同而不同时，也可以使用对应于该放大率的、对荧光像设定的阈值，进行白斑噪声控制。

另外，在上述说明中，说明了在普通观察模式时不使用白斑噪声抑制电路 111 的功能的情况，但在普通观察模式时，也可以使用被设定为小于荧光观察模式时的值的阈值进行白斑噪声抑制。此时的阈值信息例如可以存储在内窥镜 ID 产生电路 150 中。另外，在本实施例中，对按照面序输入的摄像信号，利用白斑噪声抑制电路 111 进行白斑噪声抑制，但也可以像图 31 所示的变形例那样，在利用同时化电路 45 进行同时化后，利用白斑噪声抑制电路 121 进行白斑噪声抑制。

图 31 所示变形例的白斑噪声抑制电路 121 与把实施例 4 中的图 20 所示白斑噪声抑制电路 111 变形为图 23 所示变形例的白斑噪声抑制电路 121 后的白斑噪声抑制电路基本上为相同结构。

图 31 所示的白斑噪声抑制电路 121 利用内窥镜 ID 产生电路 150 的内窥镜 ID 来控制施加给比较器 128 的阈值，这一点与图 23 所示的白斑噪声抑制电路 121 不同。在图 31 中示出连接了第 1 电子内窥镜 102A 的状态，此时对 R 成分用判定电路 122R 的比较器 128 施加了阈值 Thr1。

另外，虽然没有明确示出，但是对 G 成分用判定电路 122G 的比较器 128 施加了阈值 Thg1，对荧光成分用（B 成分用）判定电路 122B 的比较器 128 施加了阈值 Thb1。

本变形例具有与实施例 5 大致相同的效果。

另外，将上述各个实施例等部分组合构成的实施例等也属于本发明。产业上的利用可能性

对于利用内窥镜的摄像单元拍摄的体腔内图像，在窄带光观察下照明光量不足的情况下，也能够进行有效抑制噪声、而且减轻对比度降低的图像处理，可以显示适合于诊断的内窥镜图像。

本申请基于 2005 年 3 月 22 日提交的在先日本专利申请。第 2005-82544 号，并要求其优先权，并且上述公开内容引用到本申请的说明书、权利要求书、附图中。

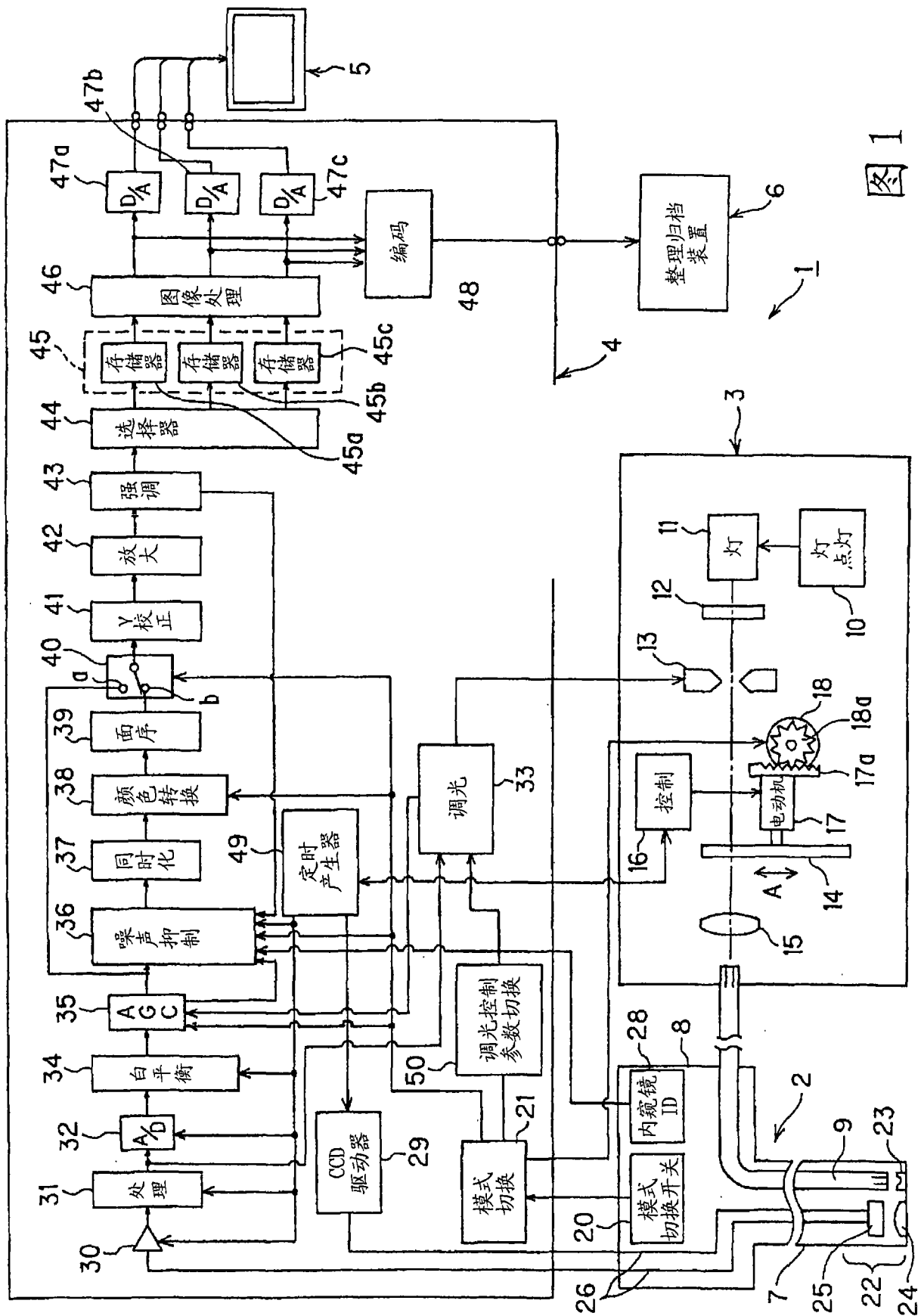


图1

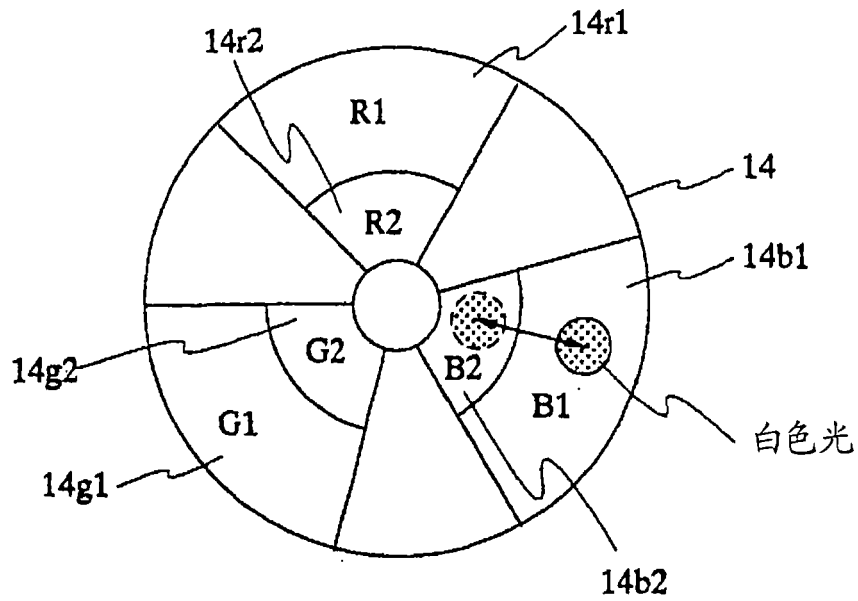


图 2

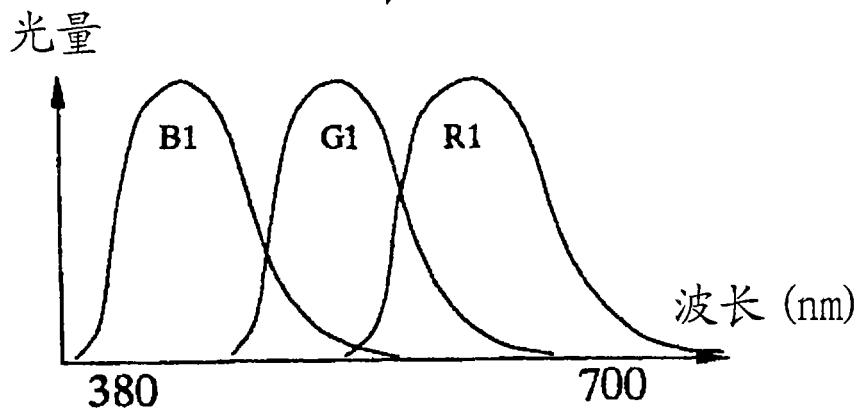


图 3

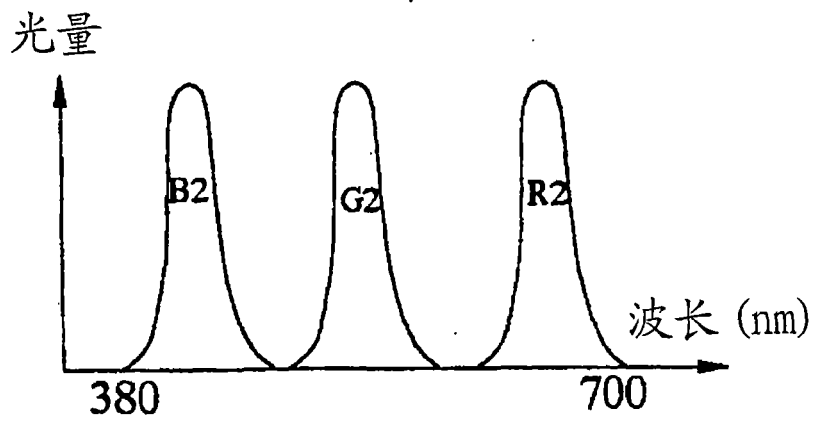


图 4

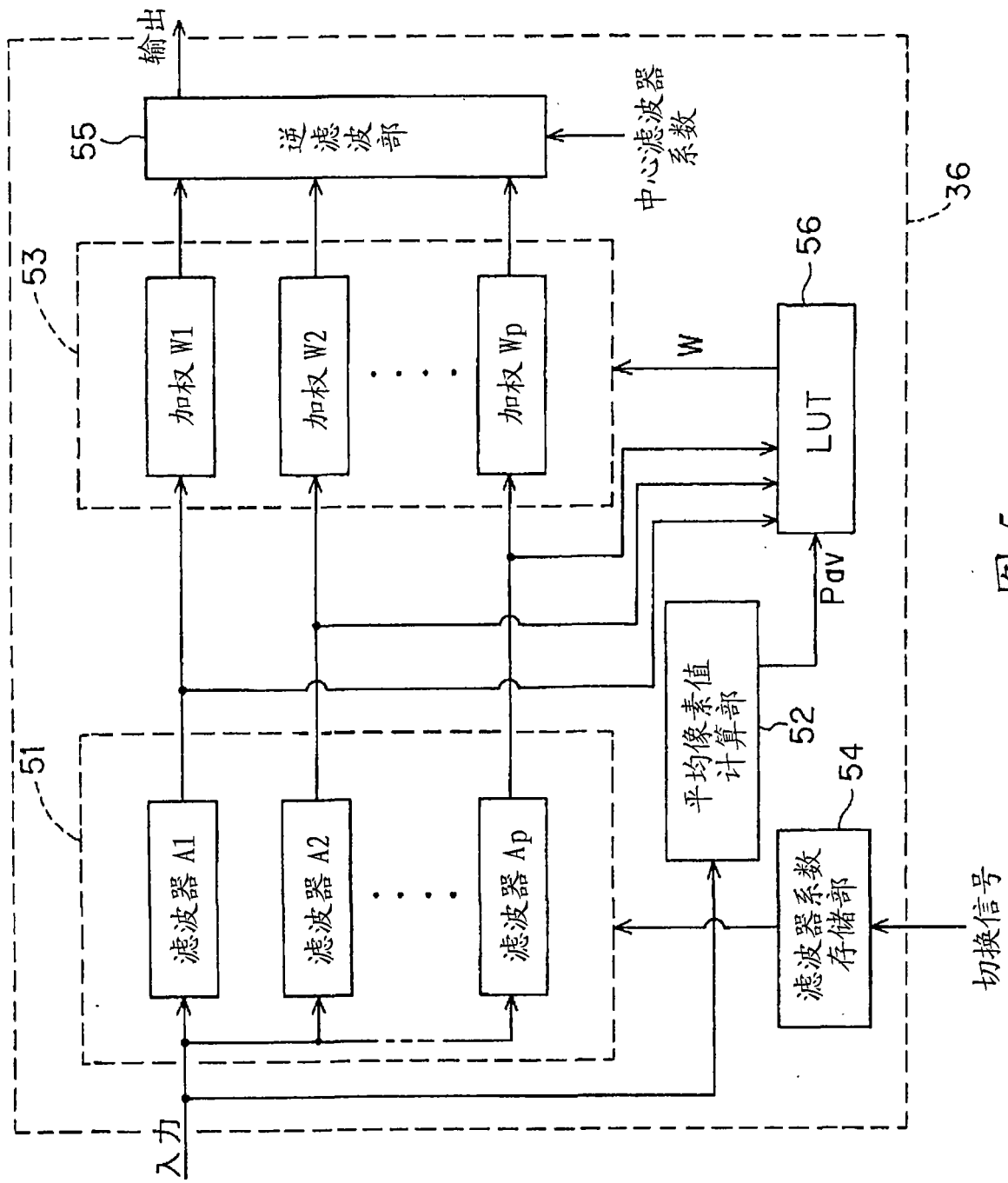


图 5

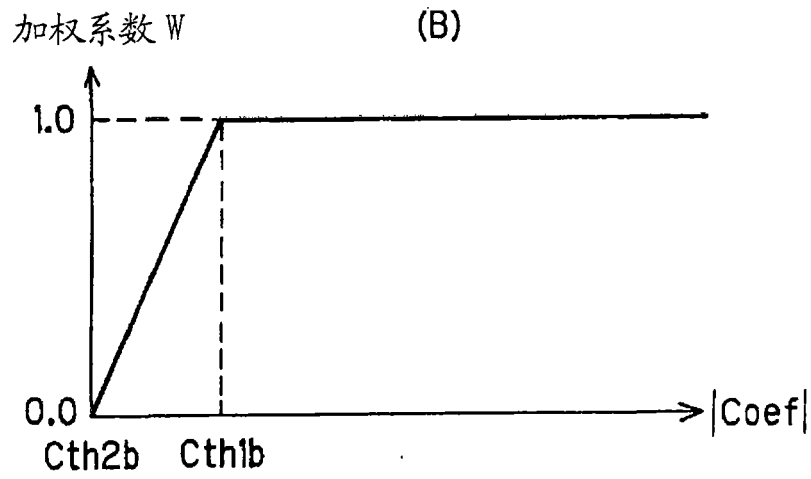
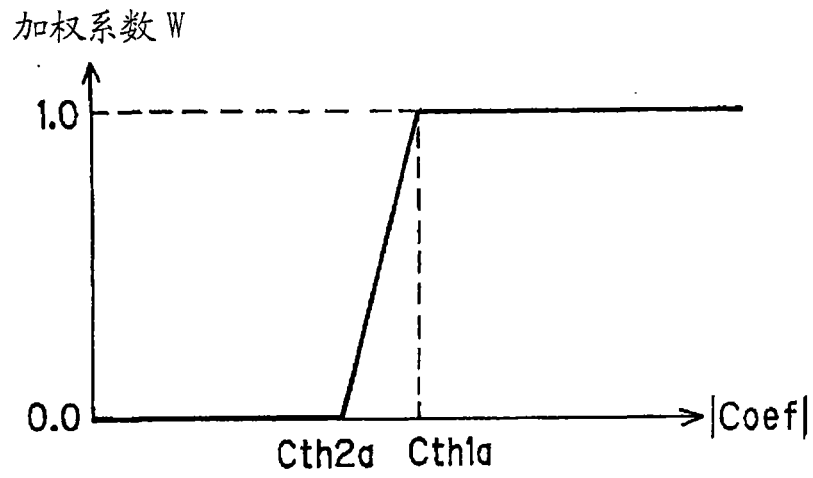


图 6

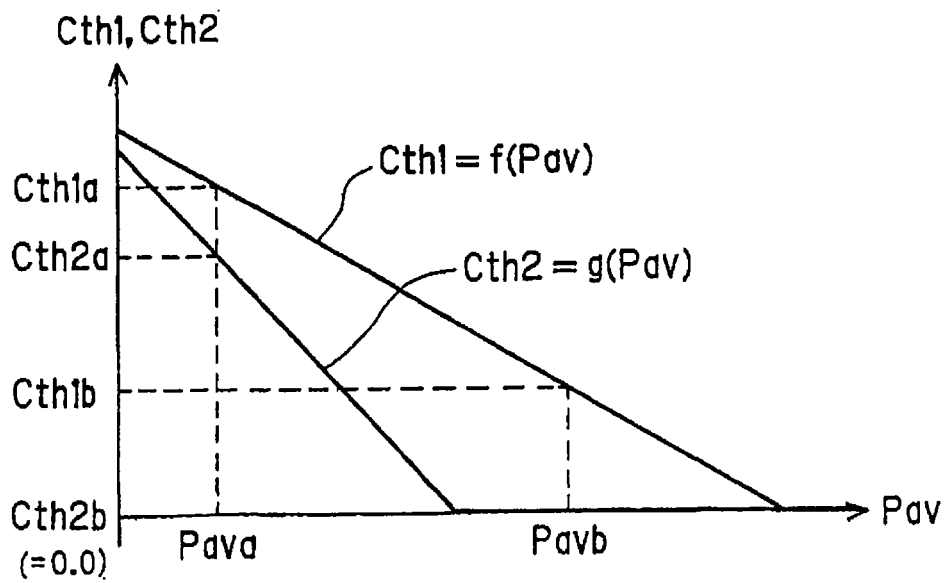


图 7

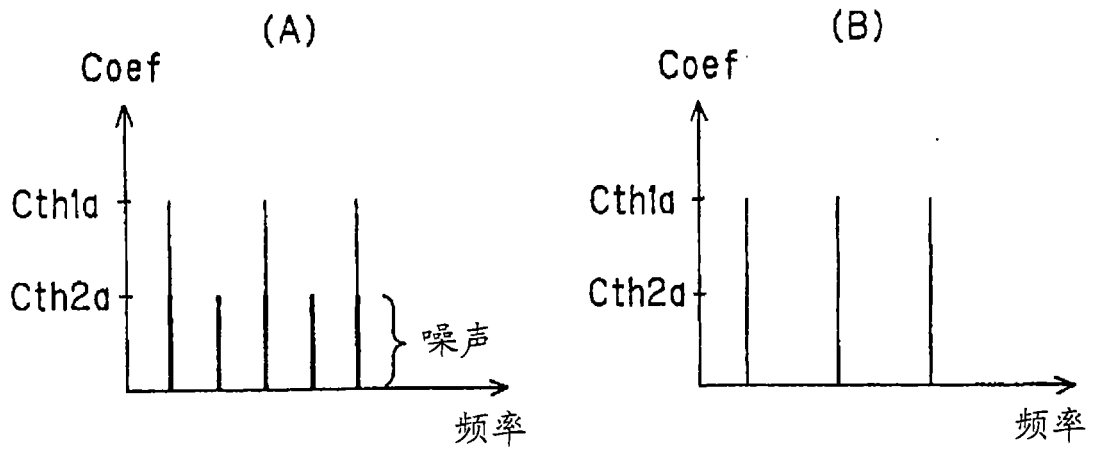


图 8

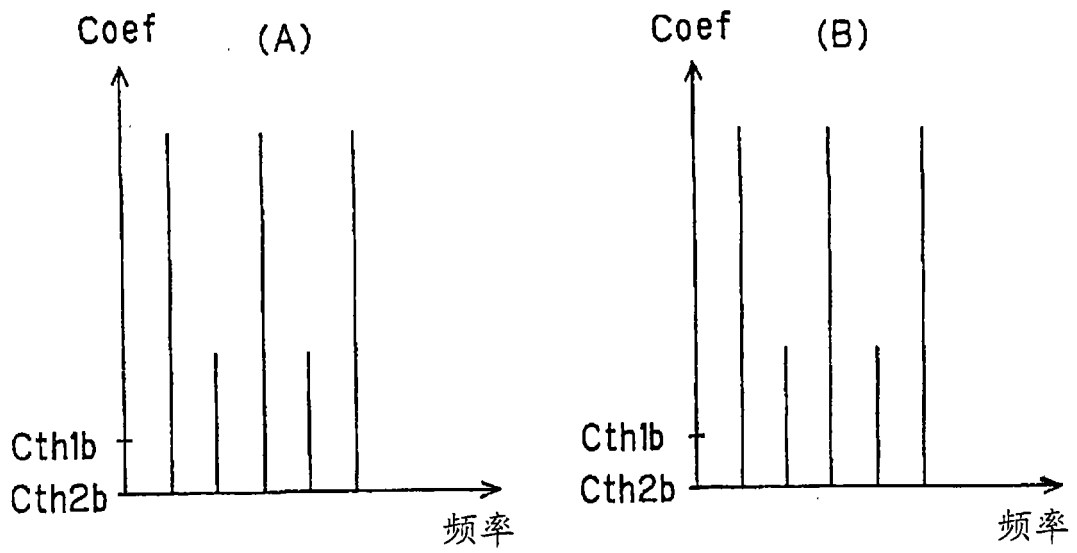


图 9

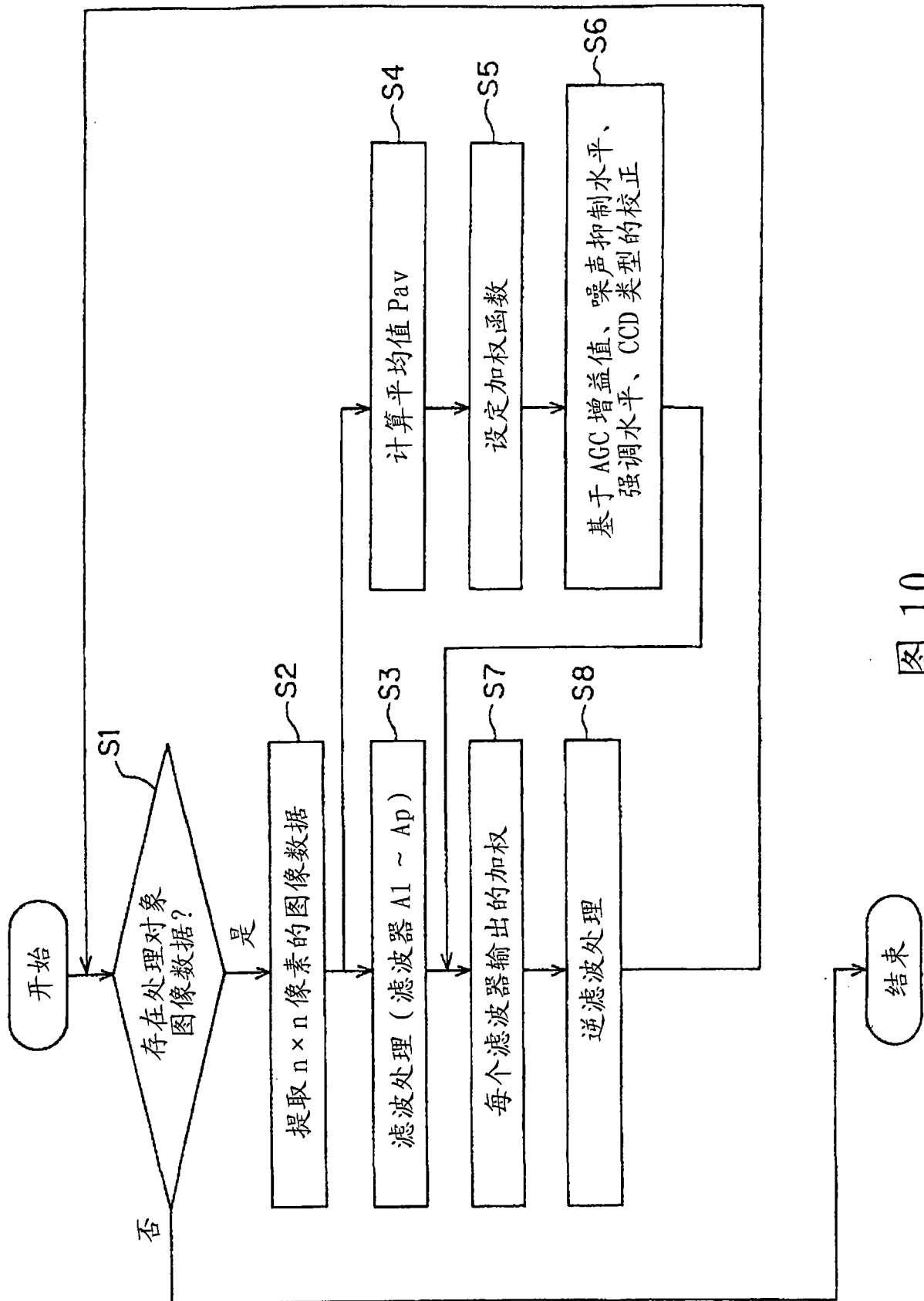


图 10

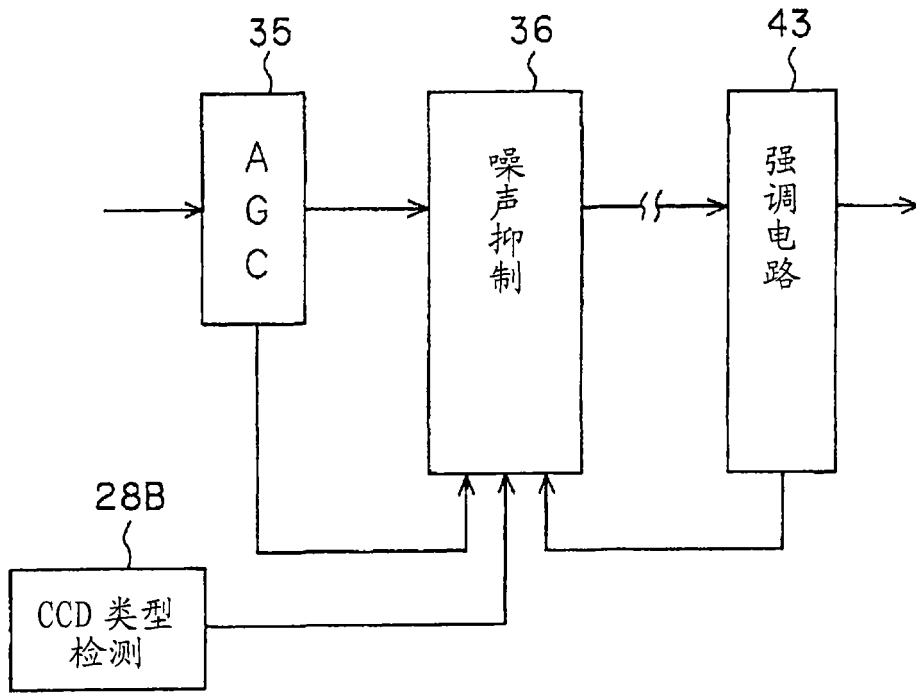


图 11

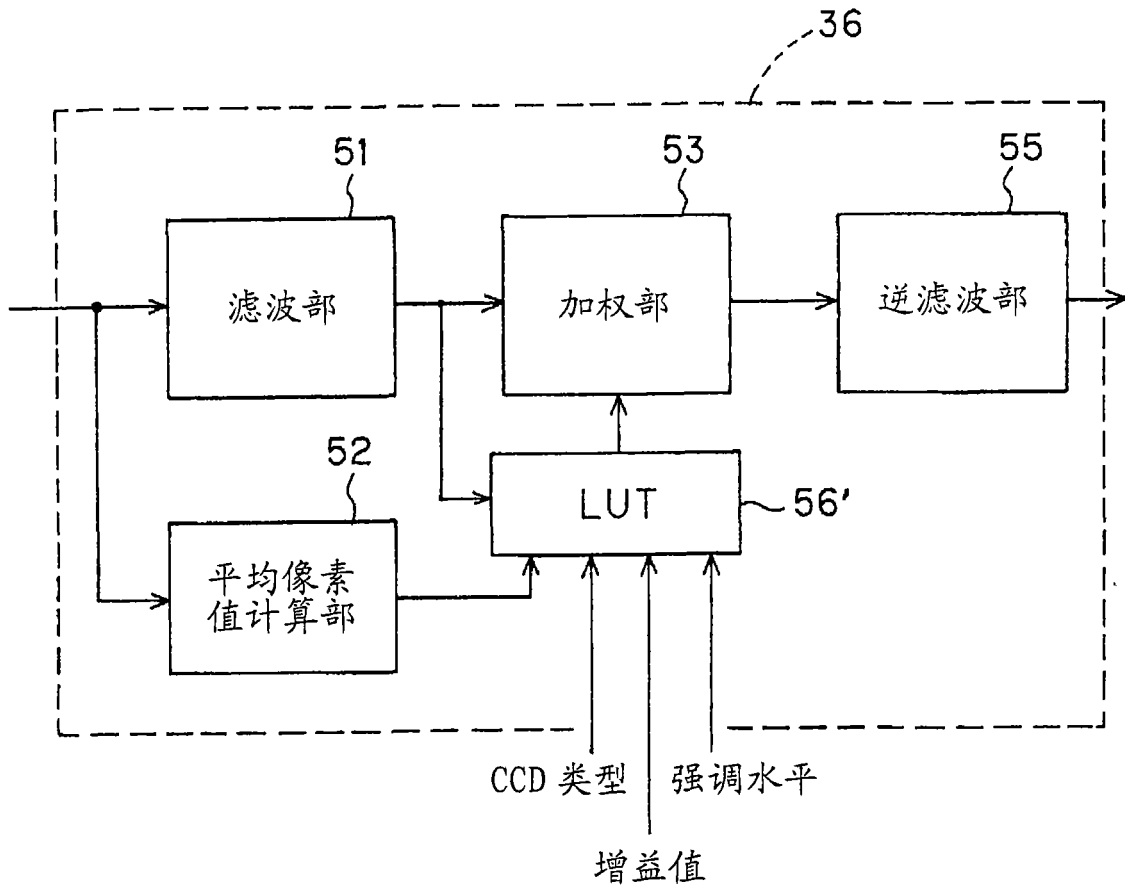


图 12

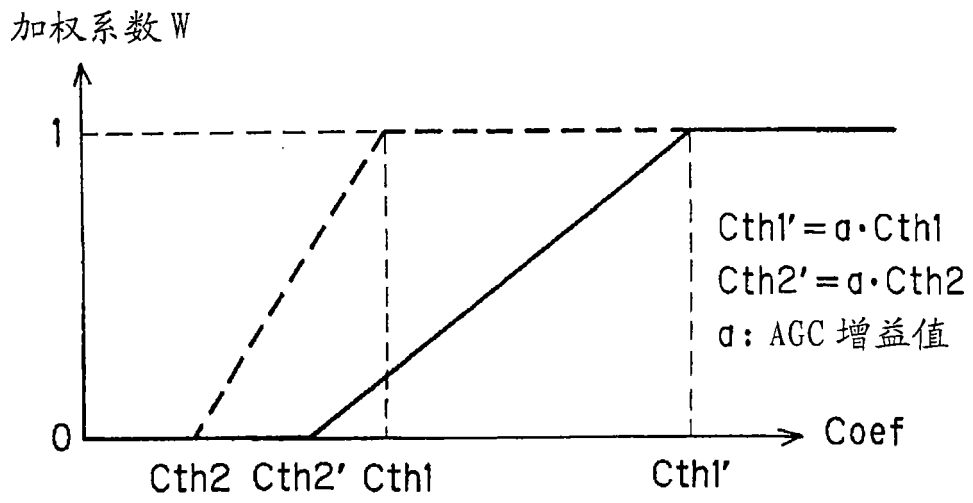


图 13

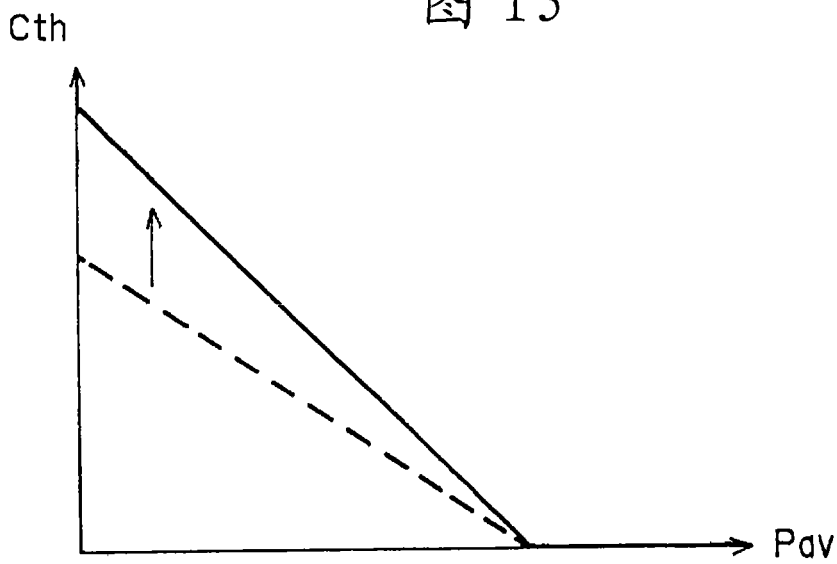


图 14

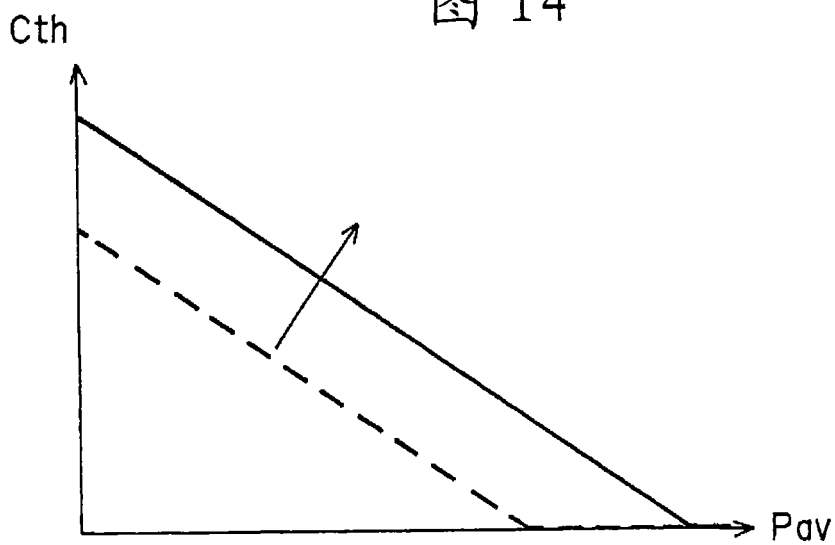


图 15

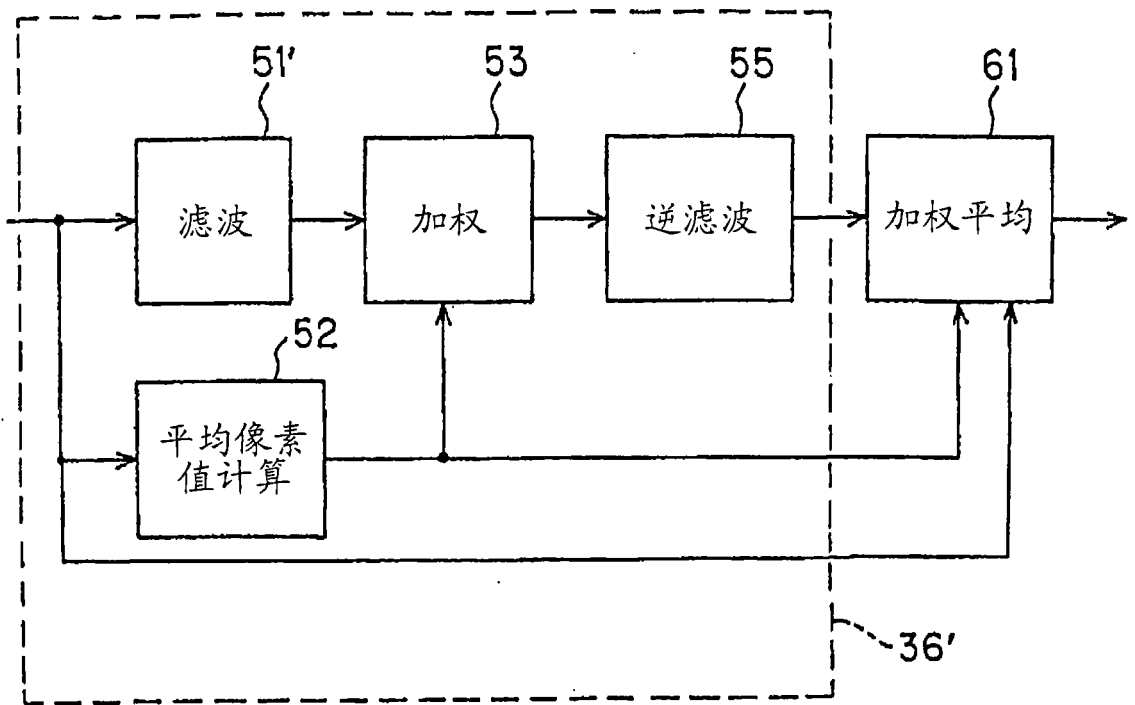


图 16

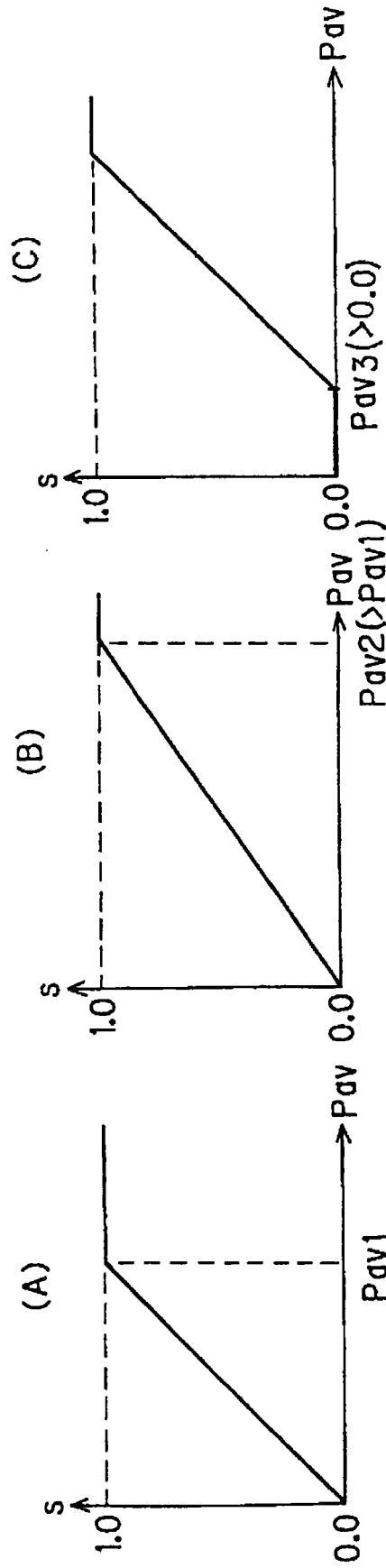


图 17

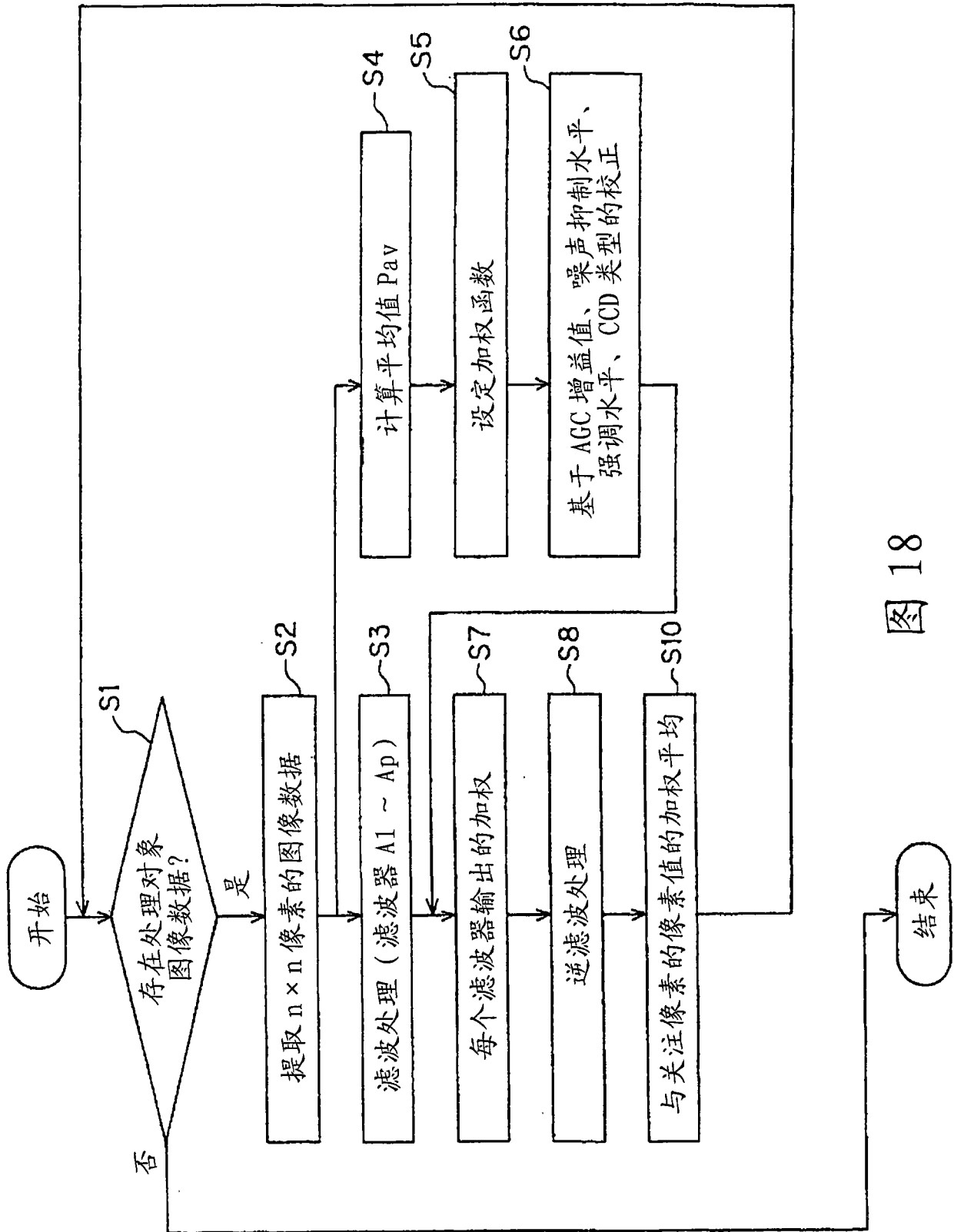


图 18

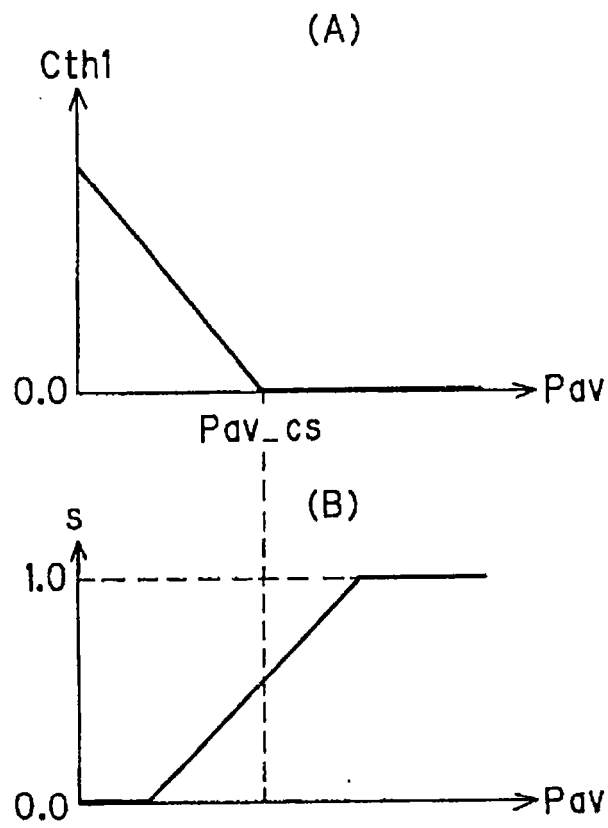


图 19



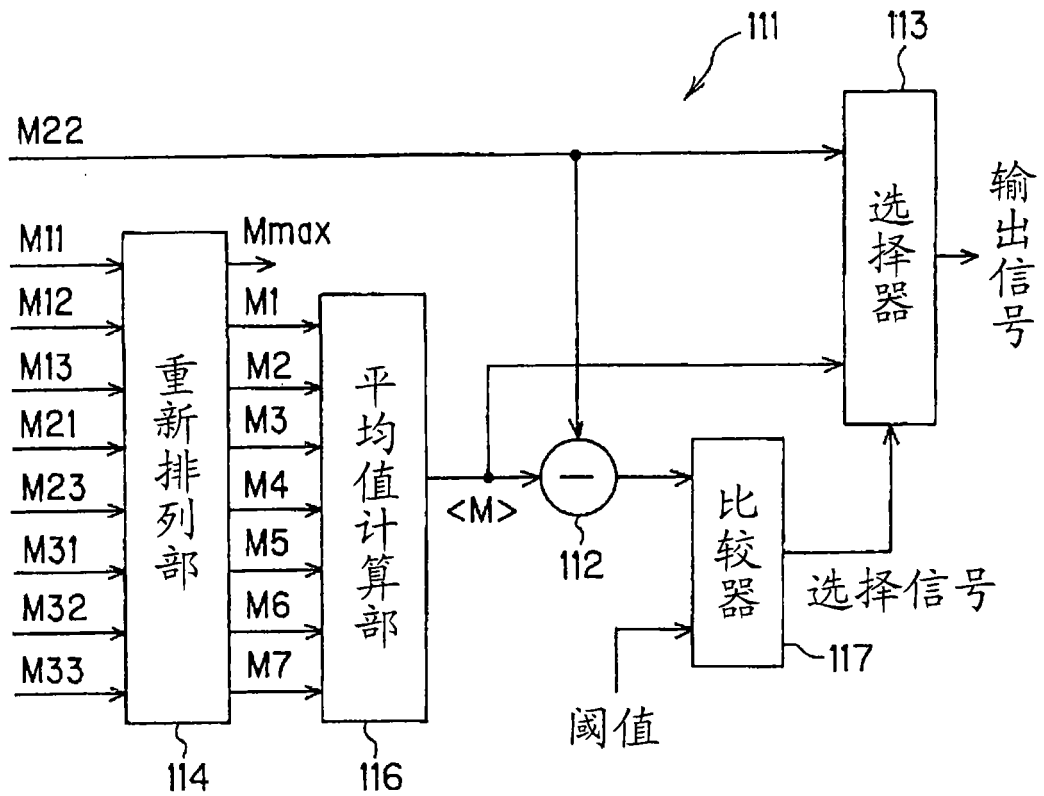


图 21

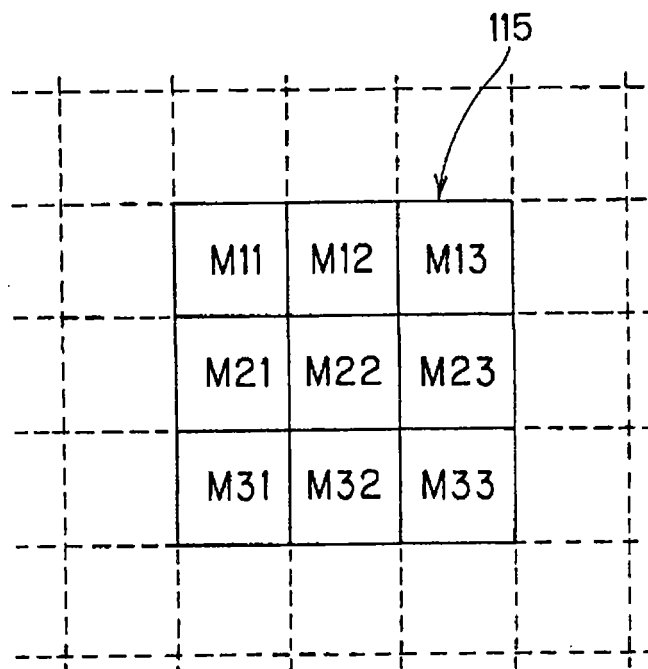


图 22

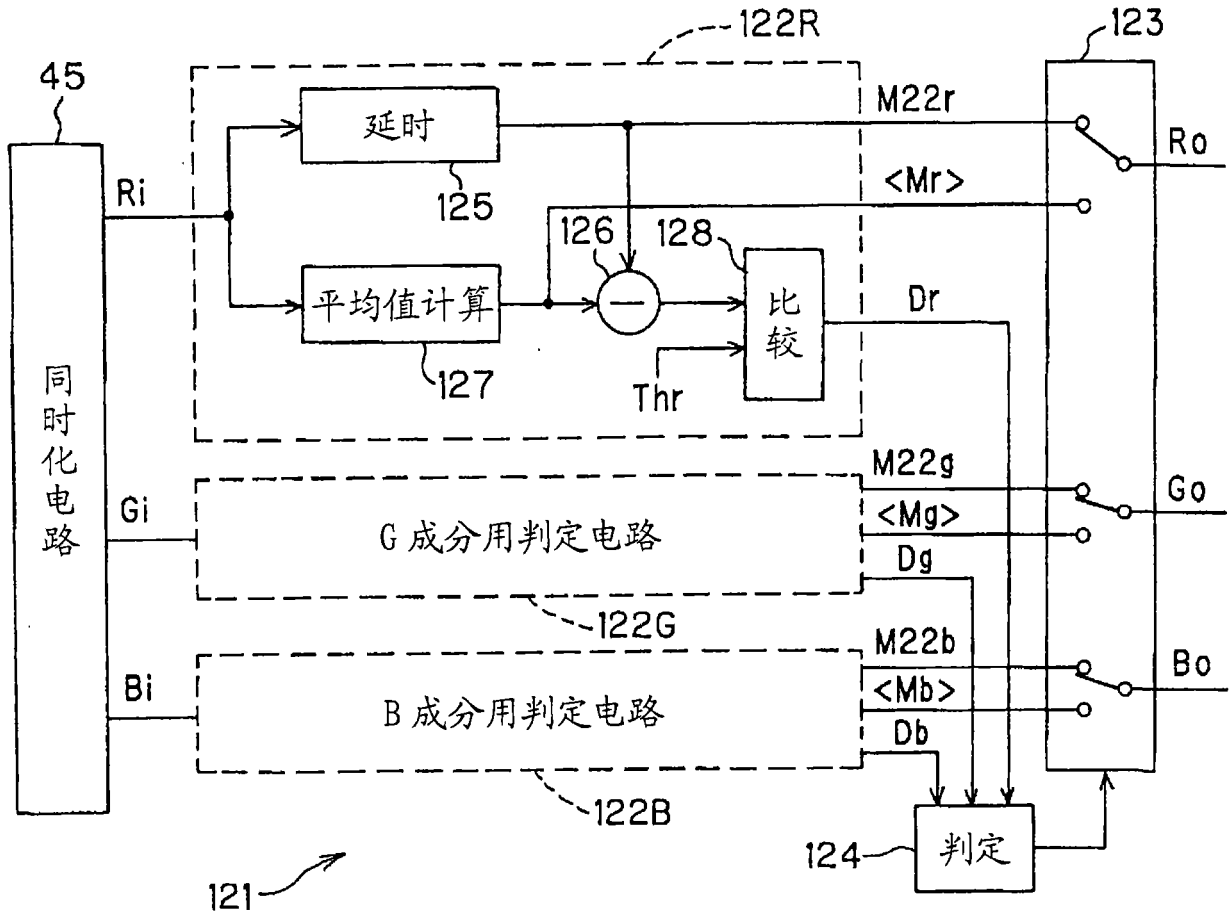


图 23

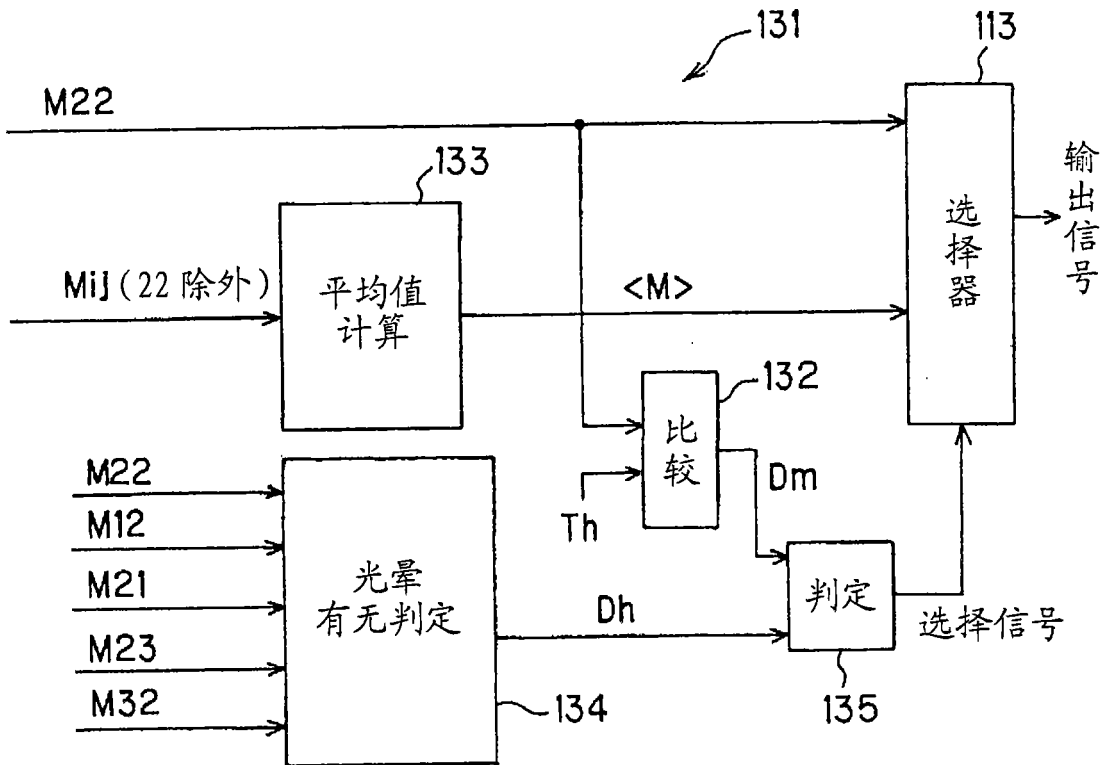


图 24

100	255	255
50	255	255
80	120	100

图 25

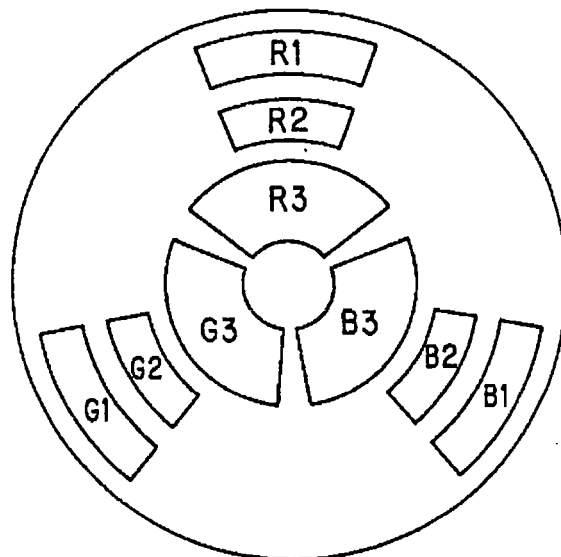


图 26

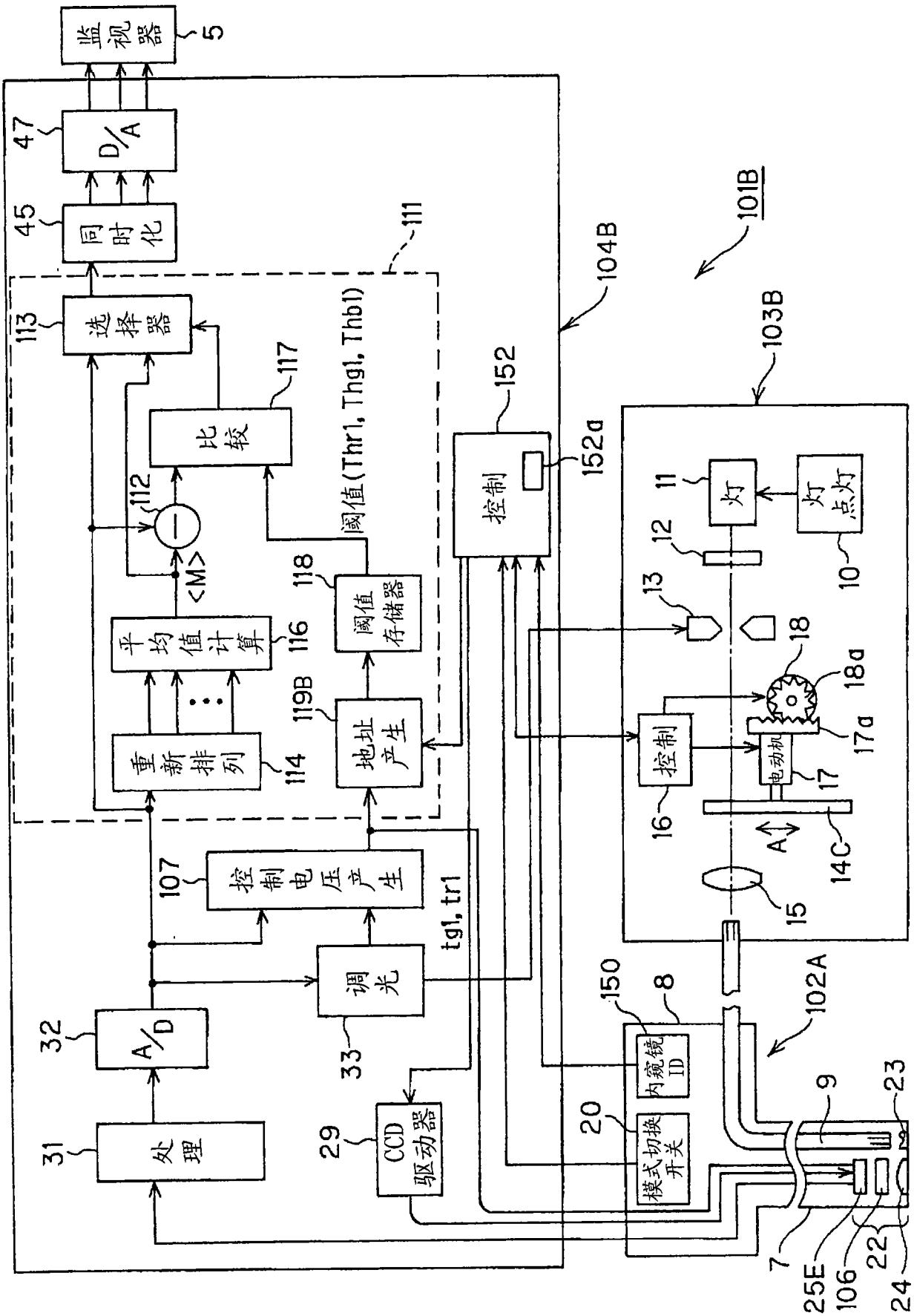


图 27

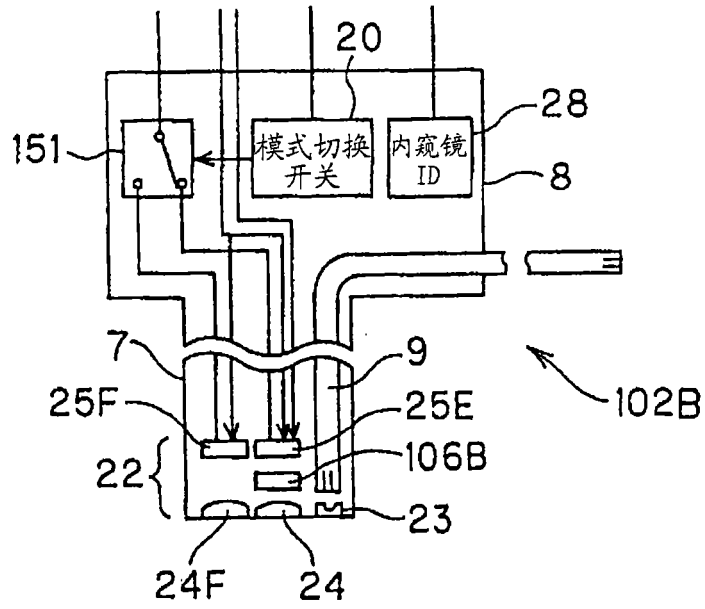


图 28

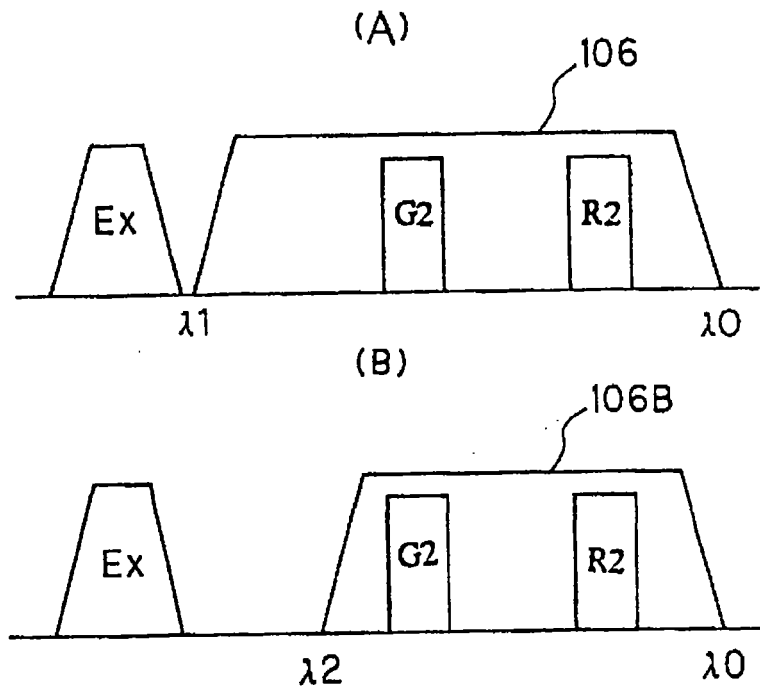


图 29

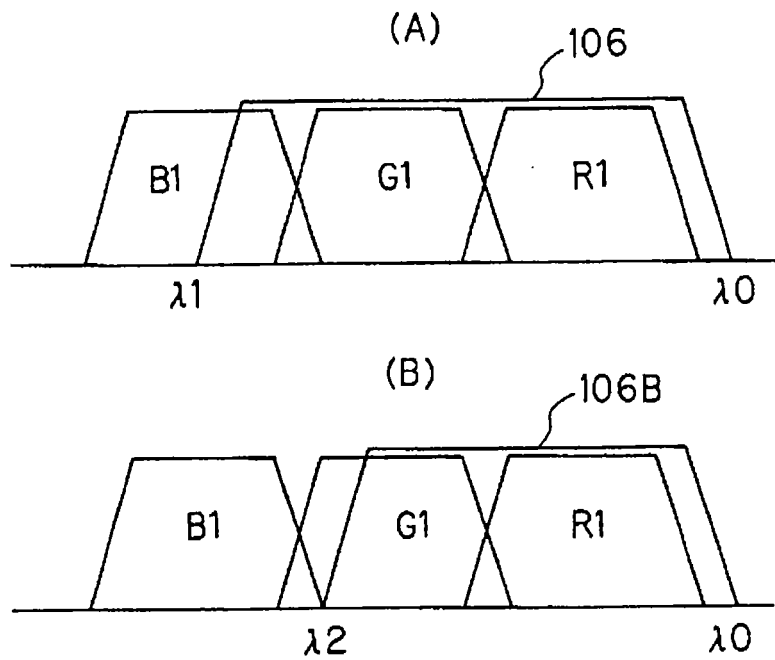


图 30

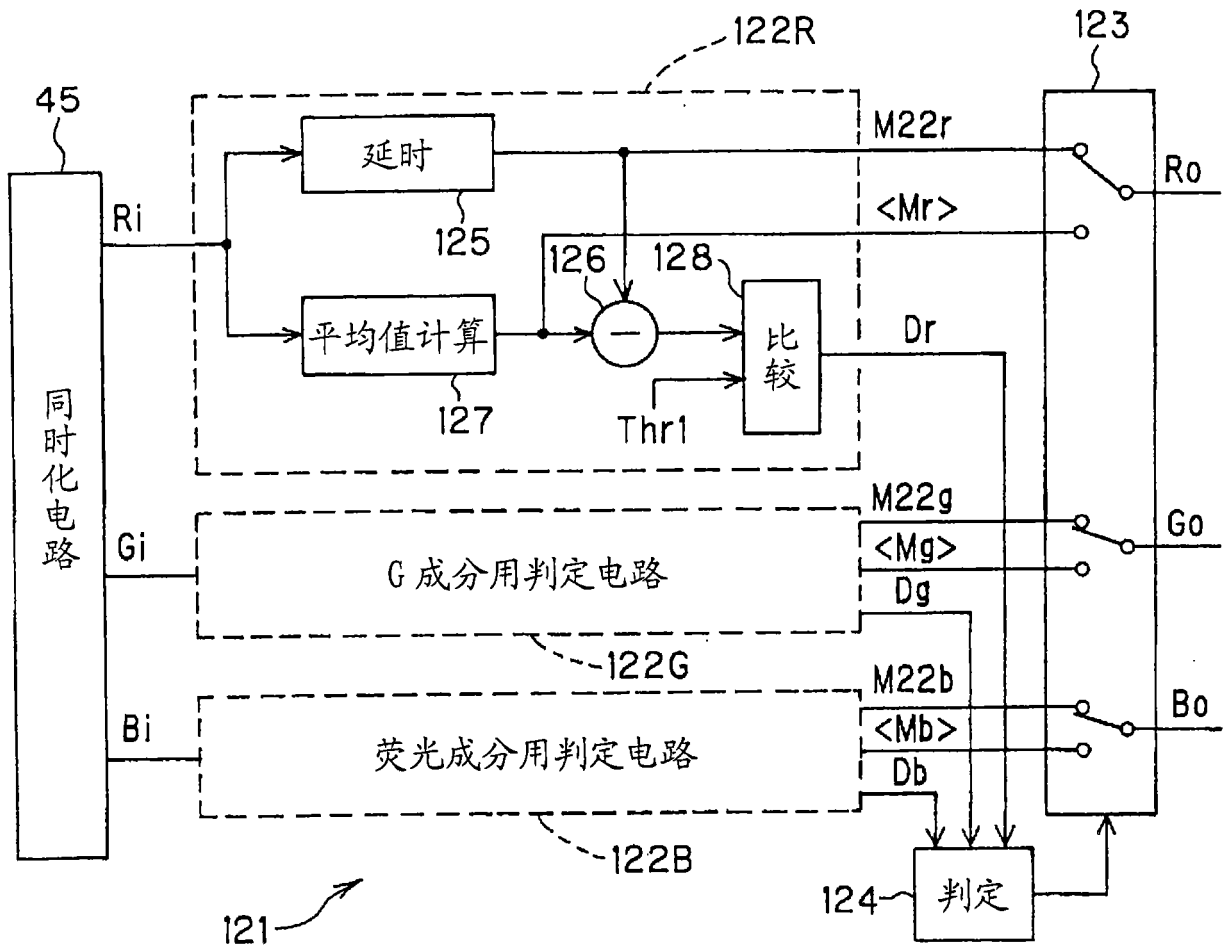


图 31

专利名称(译)	图像处理装置及内窥镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101142592A</a>	公开(公告)日	2008-03-12
申请号	CN200680008391.5	申请日	2006-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	山崎健二 高桥义典		
发明人	山崎健二 高桥义典		
IPC分类号	G06T5/00 G06T5/20 A61B1/04		
CPC分类号	H04N5/217 G06T5/002 A61B1/0669 G06T5/20 A61B1/0646 A61B1/043 G06T5/001 H04N2005/2255 A61B1/0638 H04N5/2256 G06T2207/10068		
优先权	2005082544 2005-03-22 JP		
其他公开文献	CN101142592B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种图像处理装置及内窥镜装置。该图像处理装置具有：滤波处理电路，其对于由摄像装置拍摄的图像数据进行基于多个空间滤波器的滤波处理；亮度计算电路，其计算图像数据的局部区域的亮度；加权电路，其对滤波处理电路的输出，进行与滤波处理电路的输出及/或所述亮度计算电路的输出相对应的加权；以及逆滤波处理电路，其对加权电路的输出，进行用于生成处理图像数据的逆滤波处理。

