

[21] 申请号 200780013100.6

H04N 7/18 (2006.01)

[11] 公开号 CN 101420899A

[72] 发明人 五十嵐誠 山崎健二

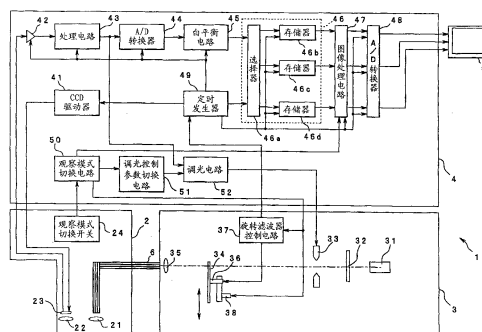
代理人 黄纶伟

权利要求书 5 页 说明书 27 页 附图 5 页

内窥镜装置

[57] 摘要

本发明的内窥镜装置具有：照明单元，其可以对生物体内的被摄体出射具有蓝色区域的波长频带的第1窄频带光和具有绿色区域的波长频带的第2窄频带光；摄像单元，其在通过所述第1窄频带光对所述被摄体进行照明的情况下，拍摄第1被摄体像，在通过所述第2窄频带光对所述被摄体进行照明的情况下，拍摄第2被摄体像；存储单元，其将所述第1被摄体像蓄积为绿色成分和蓝色成分，并且，将所述第2被摄体像蓄积为红色成分和蓝色成分；以及色调转换单元，其通过对所述红色成分、所述绿色成分和所述蓝色成分进行规定的颜色转换处理，使规定对象物的像成为具有红色以外的规定的第1颜色的像。



1. 一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

照明单元，其可以对生物体内的被摄体出射具有蓝色区域的波长频带的第1窄频带光和具有绿色区域的波长频带的第2窄频带光；

摄像单元，其在通过所述第1窄频带光对所述生物体内的被摄体进行照明的情况下，拍摄第1被摄体像，在通过所述第2窄频带光对所述生物体内的被摄体进行照明的情况下，拍摄第2被摄体像；

存储单元，其将所述第1被摄体像蓄积为绿色成分和蓝色成分，并且，将所述第2被摄体像蓄积为红色成分和蓝色成分；以及

色调转换单元，其通过对所述红色成分、所述绿色成分和所述蓝色成分进行规定的颜色转换处理，使作为所述第1被摄体像和所述第2被摄体像被拍摄的与生物体组织不同的规定对象物的像，成为具有红色以外的颜色即规定的第1颜色的像。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述规定对象物包含存在于所述生物体内的残渣、胆汁或肠液中的至少任一种。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述色调转换单元进行以下处理作为所述规定的颜色转换处理：根据作为所述红色成分蓄积的所述第2被摄体像、作为所述绿色成分蓄积的所述第1被摄体像、以及作为所述蓝色成分蓄积的所述第2被摄体像，使所述规定对象物的像中的红色成分的亮度值和蓝色成分的亮度值大致相同。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜装置，其特征在于，

所述色调转换单元进行以下处理作为所述规定的颜色转换处理：根据作为所述红色成分蓄积的所述第2被摄体像、作为所述绿色成分蓄积的所述第1被摄体像、以及作为所述蓝色成分蓄积的所述第2被摄体像，使所述规定对象物的像中的红色成分的亮度值和蓝色成分的亮度值大致相同。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述规定的第1颜色是品红色。

6. 根据权利要求2所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述规定的第1颜色是品红色。

7. 根据权利要求3所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述规定的第1颜色是品红色。

8. 根据权利要求4所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述规定的第1颜色是品红色。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述色调转换单元还进行以下处理作为所述规定的颜色转换处理:
根据作为所述红色成分蓄积的所述第2被摄体像、作为所述绿色成分蓄积的所述第1被摄体像、以及作为所述蓝色成分蓄积的所述第1被摄体像和所述第2被摄体像, 使作为所述第1被摄体像和所述第2被摄体像被拍摄的产生光晕的局部部位的像成为具有规定的第2颜色的像。

10. 根据权利要求2所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述色调转换单元还进行以下处理作为所述规定的颜色转换处理:
根据作为所述红色成分蓄积的所述第2被摄体像、作为所述绿色成分蓄积的所述第1被摄体像、以及作为所述蓝色成分蓄积的所述第1被摄体像和所述第2被摄体像, 使作为所述第1被摄体像和所述第2被摄体像被拍摄的产生光晕的局部部位的像成为具有规定的第2颜色的像。

11. 根据权利要求9所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述规定的第2颜色是白色。

12. 根据权利要求10所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述规定的第2颜色是白色。

13. 根据权利要求1所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

14. 根据权利要求2所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2

窄频带光。

15. 根据权利要求3所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

16. 根据权利要求4所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

17. 根据权利要求5所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

18. 根据权利要求6所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

19. 根据权利要求7所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

20. 根据权利要求8所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

21. 根据权利要求9所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

22. 根据权利要求10所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

23. 根据权利要求11所述的内窥镜装置, 其特征在于,
所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

24. 根据权利要求12所述的内窥镜装置, 其特征在于,

所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

25. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

26. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

27. 根据权利要求 3 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

28. 根据权利要求 4 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

29. 根据权利要求 5 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

30. 根据权利要求 6 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

31. 根据权利要求 7 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

32. 根据权利要求 8 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

33. 根据权利要求 9 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

34. 根据权利要求 10 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

35. 根据权利要求 11 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

36. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置，其特征在于，
所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

内窥镜装置

技术领域

本发明涉及内窥镜装置，特别涉及能够基于窄频带光进行生物体内的观察的内窥镜装置。

背景技术

以往，具有内窥镜和光源装置等的内窥镜装置在医疗领域等中被广泛应用。特别地，医疗领域中的内窥镜装置主要用于手术医生等进行生物体内的观察等的用途。

并且，作为使用医疗领域中的内窥镜装置进行观察的一般公知的方式，例如除了通常观察以外，还有窄频带光观察（NBI: Narrow Band Imaging），在该通常观察中，向生物体内的被摄体照射白色光，能够获得与肉眼观察大致相同的该被摄体的像的图像，在该窄频带光观察中，向该被摄体照射具有比通常观察中的照明光的频带窄的频带的光即窄频带光来进行观察，由此，与通常观察相比，能够获得强调了生物体中的粘膜表层的血管等的像的图像。

日本国特开 2002-095635 号公报所提出的内窥镜装置构成为具有：光源装置，其用于输出窄频带的照明光，并设有具有离散的光谱特性的滤波器；以及内窥镜，其用于拍摄由该照明光所照明的被摄体的像。而且，日本国特开 2002-095635 号公报所提出的内窥镜系统具有所述结构，由此，能够对所述被摄体进行窄频带光观察。

日本国特开 2002-095635 号公报所提出的内窥镜装置为了获得强调了生物体中的粘膜表层的血管等的像的图像，而进行与窄频带光观察对应的规定的图像处理。因此，在日本国特开 2002-095635 号公报所提出的内窥镜装置中，通过进行所述规定的图像处理，除了强调了生物体中的粘膜表层的血管等的像以外，例如还在监视器等显示单元上图像显示残

渣、胆汁或肠液的像，作为具有与血液的颜色大致相同的红色的像。其结果，日本国特开 2002-095635 号公报所提出的内窥镜装置具有如下课题：在进行窄频带光观察的情况下，对例如残渣、胆汁或肠液的像，需要一边进行与怀疑是病变的出血部位的像大致相同的注意一边进行观察，使手术医生产生无用的负担。并且，日本国特开 2002-095635 号公报所提出的内窥镜装置还具有如下课题：在进行窄频带光观察的情况下，在监视器等显示单元上图像显示残渣、胆汁或肠液的像，作为具有与血液的颜色大致相同的红色的像，由此，对被检者造成精神紧张。

发明内容

本发明是鉴于上述问题而完成的，其目的在于提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置在对生物体进行窄频带光观察的情况下，能够减轻手术医生的负担和被检者的精神紧张。

本发明的第 1 方式的内窥镜装置的特征在于，该内窥镜装置具有：照明单元，其可以对生物体内的被摄体出射具有蓝色区域的波长频带的第 1 窄频带光和具有绿色区域的波长频带的第 2 窄频带光；摄像单元，其在通过所述第 1 窄频带光对所述生物体内的被摄体进行照明的情况下，拍摄第 1 被摄体像，在通过所述第 2 窄频带光对所述生物体内的被摄体进行照明的情况下，拍摄第 2 被摄体像；存储单元，其将所述第 1 被摄体像蓄积为绿色成分和蓝色成分，并且，将所述第 2 被摄体像蓄积为红色成分和蓝色成分；以及色调转换单元，其通过对所述红色成分、所述绿色成分和所述蓝色成分进行规定的颜色转换处理，使作为所述第 1 被摄体像和所述第 2 被摄体像被拍摄的与生物体组织不同的规定对象物的像，成为具有红色以外的颜色即规定的第 1 颜色的像。

本发明的第 2 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 1 方式的内窥镜装置中，所述规定对象物包含存在于所述生物体内的残渣、胆汁或肠液中的至少任一种。

本发明的第 3 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 1 方式的内窥镜装置中，所述色调转换单元进行以下处理作为所述规定的颜色转换

处理：根据作为所述红色成分蓄积的所述第 2 被摄体像、作为所述绿色成分蓄积的所述第 1 被摄体像、以及作为所述蓝色成分蓄积的所述第 2 被摄体像，使所述规定对象物的像中的红色成分的亮度值和蓝色成分的亮度值大致相同。

本发明的第 4 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 2 方式的内窥镜装置中，所述色调转换单元进行以下处理作为所述规定的颜色转换处理：根据作为所述红色成分蓄积的所述第 2 被摄体像、作为所述绿色成分蓄积的所述第 1 被摄体像、以及作为所述蓝色成分蓄积的所述第 2 被摄体像，使所述规定对象物的像中的红色成分的亮度值和蓝色成分的亮度值大致相同。

本发明的第 5 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 1 方式的内窥镜装置中，所述规定的第 1 颜色是品红色。

本发明的第 6 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 2 方式的内窥镜装置中，所述规定的第 1 颜色是品红色。

本发明的第 7 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 3 方式的内窥镜装置中，所述规定的第 1 颜色是品红色。

本发明的第 8 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 4 方式的内窥镜装置中，所述规定的第 1 颜色是品红色。

本发明的第 9 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 1 方式的内窥镜装置中，所述色调转换单元还进行以下处理作为所述规定的颜色转换处理：根据作为所述红色成分蓄积的所述第 2 被摄体像、作为所述绿色成分蓄积的所述第 1 被摄体像、以及作为所述蓝色成分蓄积的所述第 1 被摄体像和所述第 2 被摄体像，使作为所述第 1 被摄体像和所述第 2 被摄体像被拍摄的产生光晕的局部部位的像成为具有规定的第 2 颜色的像。

本发明的第 10 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 2 方式的内窥镜装置中，所述色调转换单元还进行以下处理作为所述规定的颜色转换处理：根据作为所述红色成分蓄积的所述第 2 被摄体像、作为所述绿色成分蓄积的所述第 1 被摄体像、以及作为所述蓝色成分蓄积的所述第 1 被摄体像和所述第 2 被摄体像，使作为所述第 1 被摄体像和所述第 2 被

摄体像被拍摄的产生光晕的局部部位的像成为具有规定的第2颜色的像。

本发明的第11方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第1方式的内窥镜装置中，所述规定的第2颜色是白色。

本发明的第12方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第2方式的内窥镜装置中，所述规定的第2颜色是白色。

本发明的第13方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第1方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第14方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第2方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第15方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第3方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第16方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第4方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第17方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第5方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第18方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第6方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第19方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第7方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第20方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第8方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第 21 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 9 方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 22 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 10 方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 23 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 11 方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 24 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 12 方式的内窥镜装置中，所述照明单元依次对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 25 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 1 方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 26 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 2 方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 27 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 3 方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 28 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 4 方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 29 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 5 方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和所述第 2 窄频带光。

本发明的第 30 方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第 6 方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第 1 窄频带光和

所述第2窄频带光。

本发明的第31方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第7方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第32方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第8方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第33方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第9方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第34方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第10方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第35方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第11方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

本发明的第36方式的内窥镜装置的特征在于，在所述第12方式的内窥镜装置中，所述照明单元同时对所述被摄体出射所述第1窄频带光和所述第2窄频带光。

附图说明

图1是示出第1实施方式的内窥镜装置的主要部分的结构的一例的图。

图2是示出图1的内窥镜装置中的旋转滤波器的结构的一例的图。

图3是示出图2的旋转滤波器中的第1滤波器组所具有的各滤波器的透射特性的一例的图。

图4是示出图2的旋转滤波器中的第2滤波器组所具有的各滤波器的透射特性的一例的图。

图5是示出图1的内窥镜装置中的图像处理电路的结构的一例的图。

图 6 是示出通过使用图 1 的内窥镜装置的观察而获得的窄频带光观察模式中的被摄体的像的一例的图。

图 7 是示出第 2 实施方式的内窥镜装置的主要部分的结构的一例的图。

图 8 是示出第 2 实施方式的内窥镜装置所具有的窄频带滤波器的光谱特性的一例的图。

图 9 是示出第 2 实施方式的内窥镜装置所具有的颜色分离滤波器中使用的各滤波器的配置例的图。

具体实施方式

(第 1 实施方式)

图 1~图 6 涉及本发明的第 1 实施方式。图 1 是示出第 1 实施方式的内窥镜装置的主要部分的结构的一例的图。图 2 是示出图 1 的内窥镜装置中的旋转滤波器的结构的一例的图。图 3 是示出图 2 的旋转滤波器中的第 1 滤波器组所具有的各滤波器的透射特性的一例的图。图 4 是示出图 2 的旋转滤波器中的第 2 滤波器组所具有的各滤波器的透射特性的一例的图。图 5 是示出图 1 的内窥镜装置中的图像处理电路的结构的一例的图。图 6 是示出通过使用图 1 的内窥镜装置的观察而获得的窄频带光观察模式中的被摄体的像的一例的图。

如图 1 所示, 第 1 实施方式的内窥镜装置 1 构成为, 作为主要部分具有: 内窥镜 2, 其可以插入生物体内, 对存在于该生物体内的生物体组织等被摄体的像进行拍摄并作为摄像信号输出该生物体组织的像; 光源装置 3, 其经由光导 6 向内窥镜 2 供给用于对被摄体进行照明的照明光; 视频处理器 4, 其进行与从内窥镜 2 输出的摄像信号对应的信号处理, 作为影像信号输出进行了该信号处理后的摄像信号; 以及监视器 5, 其根据从视频处理器 4 输出的影像信号, 图像显示内窥镜 2 所拍摄的被摄体的像。

内窥镜 2 构成为具有: 照明光学系统 21, 其出射从光源装置 3 供给并通过光导 6 传送的照明光; 物镜光学系统 22, 其成像由从照明光学系

统 21 出射的照明光所照明的被摄体的像；CCD（电荷耦合元件）23，其配置在物镜光学系统 22 的成像位置上；以及观察模式切换开关 24，其对视频处理器 4 输出用于切换内窥镜装置 1 的观察模式的观察模式切换指示信号。

作为摄像单元的 CCD 23 分别拍摄由从照明光学系统 21 依次出射的照明光所照明的被摄体的像，并作为摄像信号输出该被摄体的像。

观察模式切换开关 24 通过手术医生等的操作，可以将内窥镜装置 1 的观察模式切换为通常观察模式和窄频带光观察模式中的任一观察模式，在该通常观察模式中，能够获得与肉眼观察大致相同的被摄体的像的图像，在该窄频带光观察模式中，能够获得强调了生物体中的粘膜表层的血管等的像的图像。

作为照明单元的光源装置 3 具有：灯 31，其由氙灯等构成，发出白色光；红外线截止滤波器 32，其遮断灯 31 发出的白色光的红外线；光圈装置 33，其根据从视频处理器 4 输出的光圈控制信号，对通过红外线截止滤波器的白色光的光量进行调节；旋转滤波器 34，其使通过光圈装置 33 后的白色光为面顺次的照明光；以及聚光光学系统 35，其将透射过旋转滤波器 34 后的面顺次的照明光会聚起来，并提供给光导 6。

如图 2 所示，旋转滤波器 34 构成为以中心为旋转轴的圆盘状，其具有：第 1 滤波器组 34A，其具有沿着内周侧的周方向设置的多个滤波器；以及第 2 滤波器组 34B，其具有沿着外周侧的周方向设置的多个滤波器。

第 1 滤波器组 34A 构成为具有：分别沿着旋转滤波器 34 的内周侧的周方向设置的透射红色区域的波长频带的光的 R 滤波器 34r、透射绿色区域的波长频带的光的 G 滤波器 34g、和透射蓝色区域的光的 B 滤波器 34b。

R 滤波器 34r 具有透射红色区域的波长频带的光即例如如图 3 所示的 600nm~700nm 的光的结构。并且，G 滤波器 34g 具有透射绿色区域的波长频带的光即例如如图 3 所示的 500nm~600nm 的光的结构。进而，B 滤波器 34b 具有透射蓝色区域的波长频带的光即例如如图 3 所示的 400nm~500nm 的光的结构。

第 2 滤波器组 34B 构成为具有：分别沿着旋转滤波器 34 的外周侧的

周方向设置的透射蓝色区域的窄频带的光的 Bn 滤波器 34b1、和透射绿色区域的窄频带的光的 Gn 滤波器 34g1。

Bn 滤波器 34b1 具有透射蓝色区域的窄频带的光即例如如图 4 所示的 $415\text{nm} \pm 15\text{nm}$ 的光的结构。Gn 滤波器 34g1 具有透射绿色区域的窄频带的光即例如如图 4 所示的 $540\text{nm} \pm 15\text{nm}$ 的光的结构。

另外，在第 1 实施方式中，第 2 滤波器组 34B 不限于仅具有 Bn 滤波器 34b1 和 Gn 滤波器 34g1 的结构，例如，除了所述 2 个滤波器之外，还可以具有透射红色区域的窄频带的光的滤波器。

进而，光源装置 3 具有：旋转滤波器电动机 36，其旋转驱动旋转滤波器 34；旋转滤波器控制电路 37，其根据从视频处理器 4 输出的观察模式切换信号来控制旋转滤波器电动机 36 的旋转驱动，并且，对视频处理器 4 输出与旋转滤波器 34 的旋转同步的同步信号；以及滤波器切换电动机 38，其根据从视频处理器 4 输出的观察模式切换信号进行驱动。

滤波器切换电动机 38 根据从视频处理器 4 输出的观察模式切换信号，将旋转滤波器 34 所具有的第 1 滤波器组 34A 或第 2 滤波器组 34B 中的任一滤波器配置在灯 31 的光路上。

根据光源装置 3 的各部所具有的上述结构，例如在将第 1 滤波器组 34A 配置在灯 31 的光路上的情况下，透射过 R 滤波器 34r、G 滤波器 34g 和 B 滤波器 34b 的白色光成为由 R（红）光、G（绿）光、B（蓝）光构成的面顺次的照明光，分别由聚光光学系统 35 聚光后，提供给光导 6。并且，例如在将第 2 滤波器组 34B 配置在灯 31 的光路上的情况下，透射过 Bn 滤波器 34b1 和 Gn 滤波器 34g1 的白色光成为由蓝色区域的窄频带的光（以下记为 Bn 光）和绿色区域的窄频带的光（以下记为 Gn 光）构成的面顺次的照明光，分别由聚光光学系统 35 聚光后，提供给光导 6。

视频处理器 4 具有：CCD 驱动器 41，其驱动内窥镜 2 所具有的 CCD 23；放大器 42，其对从 CCD 23 输出的摄像信号进行放大；处理电路 43，其对从放大器 42 输出的摄像信号实施相关双重采样和噪声去除等处理；A/D 转换器 44，其将从处理电路 43 输出的摄像信号转换为数字的图像信号；以及白平衡电路 45，其对从 A/D 转换器 44 输出的图像信号实施白

平衡处理。

并且，视频处理器 4 具有：同时化电路 46，其临时蓄积依次从白平衡电路 45 输出的图像信号并进行同时化；图像处理电路 47，其根据蓄积在同时化电路 46 中的图像信号，读出 1 帧的图像信号，对该 1 帧的图像信号进行矩阵转换处理和伽马校正处理；D/A 转换器 48，其将从图像处理电路 47 输出的图像信号转换为模拟的影像信号并输出；以及定时发生器 49，其对所述视频处理器 4 的各部输出与从光源装置 3 的旋转滤波器控制电路 37 输出的同步信号对应的定时信号。

同时化电路 46 构成为具有选择器 46a、存储器 46b、46c、46d。

选择器 46a 根据从定时发生器 49 输出的定时信号，依次对存储器 46b、46c、46d 输出从白平衡电路 45 输出的图像信号。

作为存储单元的存储器 46b、46c、46d 分别构成为，存储器 46b 为 R 通道用存储器，存储器 46c 为 G 通道用存储器，存储器 46d 为 B 通道用存储器。即，输入到存储器 46b 的图像信号作为红色成分被蓄积，输入到存储器 46c 的图像信号作为绿色成分被蓄积，输入到存储器 46d 的图像信号作为蓝色成分被蓄积。

而且，存储器 46b、46c、46d 根据从定时发生器 49 输出的定时信号，蓄积从选择器 46a 输出的图像信号并进行同时化。

如图 5 所示，图像处理电路 47 构成为具有矩阵电路 47A 和伽马 (γ) 校正电路 47B。并且，图像处理电路 47 根据从后述的观察模式切换电路 50 输出的观察模式切换信号，进行分别与通常观察模式和窄频带光观察模式对应的图像处理。

作为色调转换单元的矩阵电路 47A 对从同时化电路 46 读出的、由红色成分、绿色成分和蓝色成分构成的 1 帧的图像信号进行后述的矩阵转换处理，由此，将该图像信号中的被摄体的像转换为与观察模式对应的颜色并输出。

伽马校正电路 47B 对由矩阵电路 47A 进行了矩阵转换处理后的图像信号进行伽马校正处理并输出。

进而，视频处理器 4 具有观察模式切换电路 50、调光控制参数电路

51、和调光电路 52。

观察模式切换电路 50 根据从内窥镜 2 输出的观察模式切换指示信号，输出用于使光源装置 3 和视频处理器 4 所具有的各部进行与观察模式对应的动作的观察模式切换信号。

调光控制参数电路 51 根据从观察模式切换电路 50 输出的观察模式切换信号，输出与观察模式对应的调光控制参数。

调光电路 52 根据从调光控制参数电路 51 输出的调光控制参数和从处理电路 43 输出的摄像信号，对光圈装置 33 输出用于进行与观察模式对应的明亮度控制的光圈控制信号。

接着，对内窥镜装置 1 的作用进行说明。

首先，手术医生等接通内窥镜装置 1 的各部即内窥镜 2、光源装置 3、视频处理器 4 以及监视器 5 的电源，使该各部为起动状态。另外，在所述起动状态中，内窥镜 2、光源装置 3 和视频处理器 4 被设定为通常观察模式。

在视频处理器 4 被设定为通常观察模式的情况下，观察模式切换电路 50 根据从观察模式切换开关 24 输出的观察模式切换指示信号，对滤波器切换电动机 38 输出观察模式切换信号，以将旋转滤波器 34 的第 1 滤波器组 34A 配置在灯 31 的光路上。并且，观察模式切换电路 50 根据从观察模式切换开关 24 输出的观察模式切换指示信号，对调光控制参数电路 51 输出观察模式切换信号，以输出适于通常观察模式的调光控制参数。进而，观察模式切换电路 50 根据从观察模式切换开关 24 输出的观察模式切换指示信号，对旋转滤波器控制电路 37 输出观察模式切换信号，以通过适于通常观察模式的旋转速度对旋转滤波器 34 进行旋转驱动。

然后，调光控制参数电路 51 根据观察模式切换信号，对调光电路 52 输出适于通常观察模式的调光控制参数。

调光电路 52 根据从调光控制参数电路 51 输出的调光控制参数，对光圈装置 33 输出光圈控制信号，以从光源装置 3 提供适于通常观察模式的光量的照明光。

光源装置 3 根据分别输入到光圈装置 33、旋转滤波器控制电路 37

和滤波器切换电动机 38 的观察模式切换信号，对光导 6 提供由 R 光、G 光和 B 光构成的面顺次的照明光。并且，光源装置 3 的旋转滤波器控制电路 37 对视频处理器 4 输出与旋转滤波器 34 的旋转同步的同步信号。

然后，由 R 光、G 光和 B 光构成的面顺次的照明光经由光导 6 和照明光学系统 21，对被摄体出射。

被由 R 光、G 光和 B 光构成的面顺次的照明光所照明的被摄体的像通过物镜光学系统 22 成像，由 CCD 23 拍摄后，作为摄像信号对视频处理器 4 输出。

对视频处理器 4 输出的摄像信号由放大器 42 放大，由处理电路 43 实施相关双重采样和噪声去除等处理，由 A/D 转换器 44 转换为数字的图像信号，由白平衡电路 45 实施白平衡处理后，作为在同时化电路 46 中被同时化后的 1 帧的图像信号，由图像处理电路 47 读入。另外，在通常观察模式中，R 光的被摄体的像的图像信号作为红色成分被蓄积在存储器 46b 中，G 光的被摄体的像的图像信号作为绿色成分被蓄积在存储器 46c 中，B 光的被摄体的像的图像信号作为蓝色成分被蓄积在存储器 46d 中。

图像处理电路 47 根据从观察模式切换电路 50 输出的观察模式切换信号，检测到视频处理器 4 被设定为通常观察模式时，不对从同时化电路 46 读入的图像信号进行矩阵电路 47A 中的后述的矩阵转换处理，而仅进行伽马校正电路 47B 中的伽马校正处理并输出。

从图像处理电路 47 输出的图像信号由 D/A 转换器 48 转换为模拟的影像信号后，对监视器 5 输出。

通过在视频处理器 4 中进行上述的处理，从而在监视器 5 上图像显示作为通常观察模式的被摄体的像的与肉眼观察大致相同的被摄体的像。

然后，手术医生等操作内窥镜 2 来使其移动，以使生物体内的期望的被摄体位于物镜光学系统 22 的视野内，并且位于被从照明光学系统 21 出射的照明光所照明的位置。然后，在该状态下，手术医生等操作观察模式切换开关 24，由此，将内窥镜装置 1 的观察模式从通常观察模式切

换为窄频带光观察模式。

在视频处理器 4 被设定为窄频带光观察模式的情况下，观察模式切换电路 50 根据从观察模式切换开关 24 输出的观察模式切换指示信号，对滤波器切换电动机 38 输出观察模式切换信号，以将旋转滤波器 34 的第 1 滤波器组 34B 配置在灯 31 的光路上。并且，观察模式切换电路 50 根据从观察模式切换开关 24 输出的观察模式切换指示信号，对调光控制参数电路 51 输出观察模式切换信号，以输出适于窄频带光观察模式的调光控制参数。进而，观察模式切换电路 50 根据从观察模式切换开关 24 输出的观察模式切换指示信号，对旋转滤波器控制电路 37 输出观察模式切换信号，以通过适于窄频带光观察模式的旋转速度对旋转滤波器 34 进行旋转驱动。

然后，调光控制参数电路 51 根据观察模式切换信号，对调光电路 52 输出适于窄频带光观察模式的调光控制参数。

调光电路 52 根据从调光控制参数电路 51 输出的调光控制参数，对光圈装置 33 输出光圈控制信号，以从光源装置 3 提供适于窄频带光观察模式的光量的照明光。

光源装置 3 根据分别输入到光圈装置 33、旋转滤波器控制电路 37 和滤波器切换电动机 38 的观察模式切换信号，对光导 6 提供由 G_n 光和 B_n 光构成的面顺次的照明光。并且，光源装置 3 的旋转滤波器控制电路 37 对视频处理器 4 输出与旋转滤波器 34 的旋转同步的同步信号。

然后，由 G_n 光和 B_n 光构成的面顺次的照明光经由光导 6 和照明光学系统 21，对被摄体出射。

被由 G_n 光和 B_n 光构成的面顺次的照明光所照明的被摄体的像通过物镜光学系统 22 成像，分别由 CCD 23 拍摄后，作为摄像信号对视频处理器 4 输出。即，在通过 B_n 光对被摄体进行照明的情况下，CCD 23 拍摄第 1 被摄体像，在通过 G_n 光对该被摄体进行照明的情况下，CCD 23 拍摄第 2 被摄体像，将各个被摄体像作为摄像信号输出。

对视频处理器 4 输出的摄像信号由放大器 42 放大，由处理电路 43 实施相关双重采样和噪声去除等处理，由 A/D 转换器 44 转换为数字的图

像信号，由白平衡电路 45 实施白平衡处理后，作为在同时化电路 46 中被同时化后的 1 帧的图像信号，由图像处理电路 47 读入。另外，在窄频带光观察模式中，通过选择器 46a，对存储器 46b 和存储器 46d 输出由 G_n 光所照明的被摄体的像的图像信号即 G_i 信号，对存储器 46c 和存储器 46d 输出由 B_n 光所照明的被摄体的像的图像信号即 B_i 信号。

图像处理电路 47 根据从观察模式切换电路 50 输出的观察模式切换信号，检测到视频处理器 4 被设定为窄频带光观察模式时，在矩阵电路 47A 中，对从同时化电路 46 读入的各图像信号进行作为规定的颜色转换处理的矩阵转换处理。

矩阵电路 47A 分别输出对从同时化电路 46 所具有的各存储器读入的 G_i 信号和 B_i 信号分别实施了基于下述数式 (1) 的矩阵转换后的信号，作为成为从矩阵电路 47A 输出的红色成分、绿色成分和蓝色成分的 R_o 信号、 G_o 信号和 B_o 信号。

$$\begin{pmatrix} R_o \\ G_o \\ B_o \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_1 & 0 \\ 0 & k_2 \\ k_3 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G_i \\ B_i \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

具体而言，矩阵电路 47A 进行基于上述数式 (1) 的矩阵转换处理，由此，输出将从存储器 46b 读入的 G_i 信号的亮度值放大 k_1 倍后得到的信号，作为该矩阵转换处理后的红色成分即 R_o 信号。

并且，矩阵电路 47A 进行基于上述数式 (1) 的矩阵转换处理，由此，输出将从存储器 46c 读入的 B_i 信号的亮度值放大 k_2 倍后得到的信号，作为该矩阵转换处理后的绿色成分即 G_o 信号。

进而，矩阵电路 47A 进行基于上述数式 (1) 的矩阵转换处理，由此，输出将从存储器 46d 读入的 G_i 信号的亮度值放大 k_3 倍后得到的信号，作为该矩阵转换处理后的蓝色成分即 B_o 信号。

另外，在数式 (1) 中，设常数 k_3 是比常数 k_1 和常数 k_2 的值都小的值。更具体而言，设常数 k_1 、常数 k_2 和常数 k_3 的值例如分别是使 $k_3 < k_1 < k_2$ 这样的大小关系成立的值。

然后，伽马校正电路 47B 对具有从矩阵电路 47A 输出的、实施了基于上述数式 (1) 的矩阵转换处理的 R_o 信号、 G_o 信号和 B_o 信号的图像信

号，进行伽马校正处理并输出。

从图像处理电路 47 输出的图像信号由 D/A 转换器 48 转换为模拟的影像信号后，对监视器 5 输出。

通过在视频处理器 4 中进行上述一连串处理，从而在监视器 5 上图像显示窄频带光观察模式中的被摄体的像。而且，在监视器 5 上图像显示作为窄频带光观察模式的被摄体的像的、例如如图 6 所示的强调了生物体内的粘膜表层附近的毛细血管 101 的像的像、和作为与生物体组织不同的规定对象物的像的残渣 102 的像。另外，残渣 102 作为与生物体组织不同的规定对象物，例如也可以是胆汁或肠液等。

通过在视频处理器 4 中进行上述的矩阵转换处理，从而毛细血管 101 的像例如被图像显示为褐色或接近褐色的颜色的像。并且，通过在视频处理器 4 中进行上述的矩阵转换处理，从而残渣 102 的像例如被图像显示为品红色或接近品红色的颜色的像。即，矩阵电路 47A 在所述矩阵转换处理中进行处理，以使残渣 102 的像中的红色成分的亮度值和蓝色成分的亮度值大致相同。

通过上述作用，第 1 实施方式的内窥镜装置 1 在窄频带光观察中，能够获得强调了生物体内的粘膜表层附近的毛细血管的像的图像，并且，能够获得使残渣的像为不同于与血液的颜色大致相同的红色的颜色的像的图像。其结果，第 1 实施方式的内窥镜装置 1 在对生物体进行窄频带光观察的情况下，能够减轻手术医生等的负担。

另外，作为用于获得与上述效果大致相同的效果的结构，矩阵电路 47A 不限于进行基于数式 (1) 的矩阵转换处理的结构，例如也可以构成进行基于下述数式 (2) 的矩阵转换处理。

$$\begin{pmatrix} R_o \\ G_o \\ B_o \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_1 & 0 \\ 0 & k_2 \\ k_3 & k_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G_i \\ B_i \end{pmatrix} \cdots (2)$$

矩阵电路 47A 进行基于上述数式 (2) 的矩阵转换处理，由此，输出将从存储器 46b 读入的 G_i 信号的亮度值放大 k_1 倍后得到的信号，作为该矩阵转换处理后的红色成分即 R_o 信号。

并且, 矩阵电路 47A 进行基于上述数式 (2) 的矩阵转换处理, 由此, 输出将从存储器 46c 读入的 B_i 信号的亮度值放大 k_2 倍后得到的信号, 作为该矩阵转换处理后的绿色成分即 G_o 信号。

进而, 矩阵电路 47A 进行基于上述数式 (2) 的矩阵转换处理, 由此, 输出把将从存储器 46d 读入的 G_i 信号的亮度值放大 k_3 倍后得到的信号和将从存储器 46d 读入的 B_i 信号的亮度值放大 k_4 倍后得到的信号合起来的信号, 作为该矩阵转换处理后的蓝色成分即 G_o 信号。

另外, 在数式 (2) 中, 设常数 k_4 是比所述常数 k_3 大、且比所述常数 k_1 和常数 k_2 的任意一个值都小的值。更具体而言, 设常数 k_1 、常数 k_2 、常数 k_3 和常数 k_4 的值例如分别是使 $k_3 < k_4 < k_1 < k_2$ 这样的大小关系成立的值。

以下, 通过在视频处理器 4 中进行与上述一连串处理相同的处理, 从而在监视器 5 上图像显示窄频带光观察模式中的被摄体的像。

在进行基于上述数式 (2) 的矩阵转换处理的情况下, 在监视器 5 上图像显示具有与在进行基于上述数式 (1) 的矩阵转换处理的情况下所得到的像大致相同的颜色的残渣 102 的像。并且, 在进行基于上述数式 (2) 的矩阵转换处理的情况下, 在监视器 5 上图像显示与在进行基于上述数式 (1) 的矩阵转换处理的情况下所得到的像相比对比度更高的毛细血管 101 的像。

而且, 在进行基于上述数式 (1) 的矩阵转换处理的情况下, 例如图 6 所示的局部部位 103 的像引起光晕, 有时在监视器 5 上图像显示为极为接近黄色的颜色的像。但是, 在进行基于上述数式 (2) 的矩阵转换处理的情况下, 图 6 所示的局部部位 103 的像在监视器 5 上图像显示为白色或接近白色的颜色的像。

通过在矩阵电路 47A 中进行如上所述的基于上述数式 (2) 的矩阵转换处理, 从而作为窄频带光观察模式的被摄体的像, 在监视器 5 上图像显示与进行基于上述数式 (1) 的矩阵转换处理的情况相比对比度高的毛细血管 101 的像、不同于与血液的颜色大致相同的红色的颜色的像即残渣 102 的像、以及白色或接近白色的颜色的像即局部部位 103 的像。

（第2实施方式）

图7~图9涉及本发明的第2实施方式。图7是示出第2实施方式的内窥镜装置的主要部分的结构的一例的图。图8是示出第2实施方式的内窥镜装置所具有的窄频带滤波器的光谱特性的一例的图。图9是示出第2实施方式的内窥镜装置所具有的颜色分离滤波器中使用的各滤波器的配置例的图。

另外，在以下的说明中，对具有与第1实施方式相同的结构的部分，省略详细说明。

如图7所示，第2实施方式的内窥镜装置201作为主要部分具有：电子内窥镜（以下简称为内窥镜）202，其插入体腔内等，进行内窥镜检查；光源装置203，其向内窥镜202供给照明光；视频处理器204，其驱动内置于内窥镜202中的摄像单元，并且对该摄像单元的输出信号进行信号处理；以及监视器205，其根据从视频处理器204输出的影像信号，显示由该摄像单元所拍摄的被摄体的像，作为内窥镜图像。

内窥镜202具有：细长的插入部207；设置在该插入部207的后端的操作部208；以及从该操作部208延伸出来的通用缆线209。并且，设置在通用缆线209的端部的光导连接器211装卸自如地与光源装置203连接。进而，通用缆线209通过设置在端部的信号连接器装卸自如地与视频处理器204连接。

在插入部207的内部贯穿有用于传送照明光的光导213。而且，当设置在该光导213的跟前侧的端部的光导连接器211与光源装置203连接时，光源装置203的照明光被提供给光导213。

光源装置203在通常光观察模式时，发出作为通常照明光的白色（可见区域）的照明光，并将该白色的照明光提供给光导213。并且，光源装置203在作为特殊光观察模式的例如窄频带光观察模式时，发出窄频带的照明光，并将该窄频带的照明光提供给光导213。

可以通过设置在内窥镜202的操作部208上的模式切换开关214a的操作，来进行通常光观察模式和窄频带光观察模式的切换指示。另外，在第2实施方式的内窥镜装置201中，不限于通过设置在内窥镜202上

的模式切换开关 214a 的操作来进行通常光观察模式和窄频带光观察模式的切换指示，例如也可以通过设置在视频处理器 204 的操作面板 217 上的模式切换开关 214b 的操作来进行，也可以通过未图示的脚踏开关或键盘的操作来进行。

基于模式切换开关 214a 等的操作的切换信号被输入到视频处理器 204 内的控制电路 215。然后，该控制电路 215 根据所述切换信号来控制滤波器插入/取出装置 216，由此，选择性地将光源装置 203 提供给光导 213 的照明光切换为通常照明光或窄频带照明光的任一方。

并且，控制电路 215 与从光源装置 203 提供给光导 213 的照明光的切换控制连动地，一并进行切换视频处理器 204 内的影像信号处理系统的特性的控制。即，视频处理器 204 根据基于模式切换开关 214a 的切换指示来切换影像信号处理系统的特性，由此，能够进行适于通常光观察模式和窄频带光观察模式的各个模式的信号处理。

并且，在视频处理器 204 的操作面板 217 上设有模式切换开关 214b 和强调图像的清晰度的强调电平切换开关 219。而且，从开关 214b 和 219 输出的各信号被输入控制电路 215。模式切换开关 214b 具有与模式切换开关 214a 相同的功能。

光源装置 203 内置有发出包含可见区域的照明光的灯 220。在灯 220 中发出的照明光通过红外截止滤波器 221 截止红外光而成为大致接近白色光的波长频带的照明光后，入射到光圈 222。通过光圈驱动电路 223 的控制来调节光圈 222 的数值孔径，并且，透射与该数值孔径对应的照明光。

构成为具备插入件等的滤波器插入/取出装置 216 根据控制电路 215 的控制，在从灯 220 发出的照明光的光路上（例如光圈 222 和聚光透镜 225 之间）插入/取出窄频带用滤波器 224。

另一方面，通过光圈 222 后的照明光经由窄频带用滤波器 224（窄频带光观察模式时）、或者不经由窄频带用滤波器 224（通常光观察模式时），入射到聚光透镜 225，由聚光透镜 225 聚光后，入射到光导 213 的跟前侧的入射端面。

图 2 是示出窄频带用滤波器 224 的透射率特性的一例的图。窄频带用滤波器 224 示出三峰性滤波器特性，例如在红、绿、蓝的各波长频带中，具有分别在窄频带中透射的窄频带透射滤波器特性部 Ra、Ga、Ba。

更具体而言，窄频带透射滤波器特性部 Ra、Ga、Ba 的中心波长分别为 600nm、540nm、420nm，其半值宽度具有 20~40nm 的带通特性。

因此，在将窄频带用滤波器 224 配置在从灯 220 发出的照明光的光路上的情况下，同时向光导 213 提供透射过所述窄频带透射滤波器特性部 Ra、Ga、Ba 的 3 波段的窄频带的照明光。并且，与此相对，在没有将窄频带用滤波器 224 配置在从灯 220 发出的照明光的光路上的情况下，向光导 213 提供（可见的波长区域的）白色光。

从光源装置 203 侧入射到光导 213 的照明光经由光导 213 传送后，经由照明透镜 227 出射到外部，对体腔内的患部等的生物体组织的表面进行照明，所述照明透镜 227 安装在设于插入部 207 的前端部 226 上的照明窗上。

在前端部 226 中，在与照明窗邻接的位置设有观察窗。而且，在所述观察窗上安装有物镜 228，该物镜 228 使基于来自生物体组织的返回光的光学像成像。并且，在物镜 228 的成像位置配置有作为固体摄像元件的电荷耦合元件（简记为 CCD）229。而且，通过物镜 228 成像的光学像由 CCD 229 进行光电转换后，作为摄像信号输出。

在 CCD 229 的摄像面上，以各像素为单位安装有例如图 3 所示的补色系滤波器，作为光学地进行颜色分离的颜色分离滤波器 230。

所述补色系滤波器具有如下结构：在各像素前配置品红（Mg）、绿（G）、青（Cy）和黄（Ye）这 4 色的色卡（color chip）。具体而言，所述补色系滤波器具有如下结构：在水平方向上交替配置 Mg 和 G 的色卡。并且，所述补色系滤波器具有如下结构：在纵方向上交替配置按照 Mg、Cy、Mg、Ye 的顺序重复配置的色卡组和按照 G、Ye、G、Cy 的顺序重复配置的色卡组。

而且，在作为颜色分离滤波器 230 而使用所述补色系滤波器的 CCD 229 的情况下，将纵方向邻接的 2 列像素相加并依次读出，但是，此时在

奇数字段和偶数字段中错开读出像素串。而且，在后级侧，通过 Y/C 分离电路 237 进行的处理，如公知的那样，生成亮度信号和颜色信号。

CCD 229 与内窥镜 202 内部的信号线的一端连接。而且，内置有所述信号线的另一端的信号连接器与视频处理器 204 物理连接，由此，视频处理器 204 内的 CCD 驱动电路 231 以及相关双重采样电路(CDS 电路) 232 和 CCD 229 电连接。

另外，各内窥镜 202 具有产生该内窥镜 202 固有的识别信息 (ID) 的 ID 产生部 233。而且，在 ID 产生部 233 中产生的 ID 经由通用缆线 209 输入到控制电路 215。

控制电路 215 根据所输入的 ID，来识别与视频处理器 204 连接的内窥镜 202 的种类、搭载于内窥镜 202 上的 CCD 229 的种类、以及 CCD 229 的像素数等。而且，控制电路 215 对 CCD 驱动电路 231 进行控制，以使所识别的内窥镜 202 的 CCD 229 成为适当的驱动状态。

CCD 229 根据来自 CCD 驱动电路 231 的 CCD 驱动信号，对由物镜 228 成像的光学像进行光电转换。然后，由 CCD 229 光电转换后的光学像的摄像信号被输入到 CDS 电路 232。

输入到 CDS 电路 232 的摄像信号作为提取了信号成分的基带信号输出到 A/D 转换电路 234 后，由 A/D 转换电路 234 转换为数字信号，并由明亮度检波电路 235 检测明亮度 (信号的平均亮度)。

具有由明亮度检波电路 235 所检测到的明亮度作为信息的明亮度信号被输入到调光电路 236 后，被转换为具有与基准明亮度 (调光的目标值) 的差分作为信息的调光信号。然后，在光圈驱动电路 223 进行光圈 222 的数值孔径的控制时使用所述调光信号，以使从光源装置 203 提供给光导 213 的照明光的光量成为与所述基准明亮度对应的光量。

从 A/D 转换电路 234 输出的数字信号由自动增益控制电路 (简记为 AGC 电路) 238 进行增益控制以使信号电平成为规定电平后，输入到 Y/C 分离电路 237。并且，Y/C 分离电路 237 根据所输入的数字信号，生成亮度信号 Y_h 以及 (作为广义的颜色信号 C 的) 线顺次的色差信号 $Cr (=2R-G)$ 和 $Cb (=2B-G)$ 。

从 Y/C 分离电路 237 输出的亮度信号 Yh 被输入选择器 239, 并且, 被输入第 1 带通滤波器 (简记为 LPF) 241, 该 LPF 241 限制输入信号的通过频带。

LPF 241 与亮度信号 Yh 对应地具有宽通过频带特性。而且, 根据所述通过频带特性对亮度信号 Yh 进行滤波, 由此, 作为亮度信号 Yl 输入到第 1 矩阵电路 242。

另一方面, 色差信号 Cr 和 Cb 经由第 2LPF 243 输入到 (线顺次) 同时化电路 244, 该第 2LPF 243 限制输入信号的通过频带。

此时, 第 2LPF 243 通过控制电路 215 的控制, 根据观察模式来变更该通过频带特性。具体而言, 第 2LPF 243 通过控制电路 215 的控制, 在通常光观察模式时, 设定为具有比第 1LPF 241 低的低频带的第 1 通过频带特性。并且, 第 2LPF 243 通过控制电路 215 的控制, 在窄频带光观察模式时, 设定为具有比所述第 1 通过频带特性宽的频带且与第 1LPF 241 大致相同的频带的第 2 通过频带特性。这样, 第 2LPF 243 与观察模式的切换连动地限制针对色差信号 Cr 和 Cb 的通过频带, 由此, 形成能够变更处理特性的处理特性变更单元。

同时化电路 244 对所输入的色差信号 Cr 和 Cb 进行同时化, 并对第 1 矩阵电路 242 输出。

第 1 矩阵电路 242 根据亮度信号 Yl 以及色差信号 Cr 和 Cb, 生成 3 原色信号 R1、G1 和 B1, 并且, 对白平衡电路 245 输出所生成的该 3 原色信号 R1、G1 和 B1。

并且, 第 1 矩阵电路 242 被控制电路 215 控制, 由此, 根据 CCD 229 的颜色分离滤波器 230 的特性以及窄频带用滤波器 224 的特性, 来变更 (决定转换特性的) 矩阵系数的值。由此, 第 1 矩阵电路 242 能够生成没有混合色或几乎消除了混合色的 3 原色信号 R1、G1 和 B1。

例如, 由于实际与视频处理器 204 连接的内窥镜 202 的不同, 有时搭载于该内窥镜 202 上的 CCD 229 的颜色分离滤波器 230 的特性不同。控制电路 215 按照根据 ID 信息而实际使用的 CCD 229 的颜色分离滤波器 230 的特性, 来变更第 1 矩阵电路 242 的系数。由此, 在实际使用的摄像

元件的种类不同的情况下，视频处理器 204 也能够适当地应对，其结果，能够防止产生伪色，并且能够生成（几乎）没有混合色的 3 原色信号 R1、G1 和 B1。

另外，视频处理器 204 能够生成没有混合色的 3 原色信号 R1、G1 和 B1，由此，特别是在窄频带光观察模式时，具有如下的作用效果：能够有效地防止因为基于在特定颜色的窄频带光下所拍摄的光学像的颜色信号和基于在其他颜色的窄频带光下所拍摄的光学像的颜色信号而难以识别的情况。

白平衡电路 245 对所输入的 3 原色信号 R1、G1 和 B1 实施白平衡处理，由此生成并输出 3 原色信号 R2、G2 和 B2。

第 2 矩阵电路 246 根据从白平衡电路 245 输出的 3 原色信号 R2、G2 和 B2，生成并输出亮度信号 Y 以及色差信号 R-Y 和 B-Y。

该情况下，在通常光观察模式时，控制电路 215 根据所输入的 3 原色信号 R2、G2 和 B2，来设定第 2 矩阵电路 246 的矩阵系数，作为能够简单地生成亮度信号 Y 以及色差信号 R-Y 和 B-Y 的系数。

并且，在窄频带光观察模式时，控制电路 215 根据所输入的 3 原色信号 R2、G2 和 B2，作为与通常光观察模式时的值不同的值来设定第 2 矩阵电路 246 的矩阵系数，从而来作为能够生成特别提高了相对于 B 信号的比率（权重）的亮度信号 Ynbi 以及色差信号 R-Y 和 B-Y 的系数。

然后，在使用 3 行 3 列的矩阵 A 和 K 的情况下，上述情况下的转换式如下述数式（3）所示。

$$\begin{pmatrix} Ynbi \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A * K * \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad \dots \quad (3)$$

这里，矩阵 K 例如具有所述数式（1）中的常数 k_1 、常数 k_2 和常数 k_3 的各值作为要素。

$$K = \begin{pmatrix} 0 & k_1 & 0 \\ 0 & 0 & k_2 \\ 0 & k_3 & 0 \end{pmatrix} \quad \dots \quad (4)$$

也可以如上述数式(4)所示,并且,具有所述数式(2)中的常数 k_1 、常数 k_2 、常数 k_3 和常数 k_4 的各值作为要素。

$$K = \begin{pmatrix} 0 & k_1 & 0 \\ 0 & 0 & k_2 \\ 0 & k_3 & k_4 \end{pmatrix} \cdots (5)$$

也可以如上述数式(5)所示。

并且,矩阵 A 是用于根据 RGB 信号来生成 Y 色差信号的矩阵,例如使用下述数式(6)所示的公知的运算系数。

$$A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \cdots (6)$$

从第2矩阵电路246输出的亮度信号 Y_{nbi} 被输入选择器239。然后,选择器239根据控制电路215的控制,在通常光观察模式时选择亮度信号 Y_h 并输出,并且,在窄频带光观察模式时,选择亮度信号 Y_{nbi} 并输出。另外,在图7中,作为亮度信号 Y_{sel} 示出从选择器239选择并输出的亮度信号 Y_h 或 Y_{nbi} 。

从第2矩阵电路246输出的色差信号 $R-Y$ 和 $B-Y$,与经由选择器239输出的亮度信号 Y_{sel} (亮度信号 Y_h 或 Y_{nbi}) 一起,被输入放大插值电路247。

然后,亮度信号 Y_{sel} 由放大插值电路247实施放大处理,由强调电路248实施清晰度强调处理后,被输入第3矩阵电路249。并且,由放大插值电路247实施了放大处理后的色差信号 $R-Y$ 和 $B-Y$ 被输入第3矩阵电路249。

然后,亮度信号 Y_{sel} 以及色差信号 $R-Y$ 和 $B-Y$ 由第3矩阵电路249实施向3原色信号 R 、 G 和 B 的转换处理,由D/A转换电路251实施D/A转换处理后,从视频处理器204的影像信号输出端输出到监视器205。

控制电路215根据基于模式切换开关214a或214b的操作的观察模式的切换或选择,来进行LPF243的特性的变更设定、第1矩阵电路242的矩阵系数的变更设定、第2矩阵电路246的矩阵系数的变更设定、以

及选择器 239 的亮度信号 Yh/Ynbi 的选择。

并且，控制电路 215 根据观察模式的切换，来控制光源装置 203 的滤波器插入/取出装置 216 的动作。并且，该控制电路 215 在白平衡调节时进行白平衡电路 245 的增益设定。

接着，对本实施方式的内窥镜装置 201 的作用进行说明。

首先，手术医生等接通内窥镜装置 201 的各部、即内窥镜 202、光源装置 203、视频处理器 204 以及监视器 205 的电源，使该各部为起动状态。另外，在所述起动状态中，内窥镜 202、光源装置 203 和视频处理器 204 被设定为通常观察模式。

控制电路 215 根据从模式切换开关 214a 或 214b 输出的观察模式切换信号，检测到视频处理器 4 从通常观察模式切换为窄频带观察模式时，对滤波器插入/取出装置 216 进行控制，以将窄频带用滤波器 224 插入灯 220 的光路上。并且，控制电路 215 根据从模式切换开关 214a 或 214b 输出的观察模式切换信号，对选择器 239、第 1 矩阵电路 242、第 2LPF 243、白平衡电路 245 以及第 2 矩阵电路 246 的各部进行与窄频带观察模式对应的控制。

另一方面，光源装置 203 根据控制电路 215 的控制，向光导 213 提供与窄频带用滤波器 224 的透射率特性对应的窄频带照明光。

而且，由光源装置 203 提供的窄频带照明光经由光导 213 和照明透镜 227 出射到外部，对体腔内的患部等的生物体组织的表面进行照明。

由窄频带照明光所照明的被摄体的像由物镜 228 成像，由颜色分离滤波器 230 光学地进行颜色分离，由 CCD 229 拍摄后，作为摄像信号对视频处理器 204 输出。

对视频处理器 204 输出的摄像信号由 CDS 电路 232 提取信号成分，由 A/D 转换电路 234 转换为数字信号，由 AGC 电路 238 实施增益控制后，输入到 Y/C 分离电路 237。

Y/C 分离电路 237 根据所输入的数字信号，生成亮度信号 Yh 以及色差信号 Cr 和 Cb。然后，Y/C 分离电路 237 向选择器 239 和第 1LPF 241 输出亮度信号 Yh，并且，向第 2LPF 243 输出色差信号 Cr 和 Cb。

由第 1LPF 241 对亮度信号 Y_h 实施滤波处理后, 作为亮度信号 Y_l 输出到第 1 矩阵电路 242。并且, 由第 2LPF 243 对色差信号 Cr 和 Cb 实施基于 (所述) 第 2 通过频带特性的滤波处理, 并由同时化电路 244 同时化后, 输出到第 1 矩阵电路 242。

第 1 矩阵电路 242 根据所输入的亮度信号 Y_l 以及色差信号 Cr 和 Cb , 生成 3 原色信号 R_1 、 G_1 和 B_1 , 并且, 对白平衡电路 245 输出所生成的该 3 原色信号 R_1 、 G_1 和 B_1 。

白平衡电路 245 对所输入的 3 原色信号 R_1 、 G_1 和 B_1 实施白平衡处理, 由此生成 3 原色信号 R_2 、 G_2 和 B_2 , 并将其输出到第 2 矩阵电路 246。

第 2 矩阵电路 246 通过对所输入的 3 原色信号 R_2 、 G_2 和 B_2 实施例如基于上述数式 (3)、数式 (4) 和数式 (6) 的转换处理, 从而生成亮度信号 Y_{nbi} 以及色差信号 $R-Y$ 和 $B-Y$ 。然后, 第 2 矩阵电路 246 向选择器 239 输出亮度信号 Y_{nbi} , 并且, 向放大插值电路 247 输出色差信号 $R-Y$ 和 $B-Y$ 。

选择器 239 根据控制电路 215 的控制, 选择亮度信号 Y_{nbi} , 将该亮度信号 Y_{nbi} 作为亮度信号 Y_{sel} 输出到放大插值电路 247 输出。

然后, 亮度信号 Y_{sel} 由放大插值电路 247 实施放大处理, 由强调电路 248 实施清晰度强调处理后, 被输入第 3 矩阵电路 249。并且, 由放大插值电路 247 实施了放大处理后的色差信号 $R-Y$ 和 $B-Y$ 被输入第 3 矩阵电路 249。

然后, 亮度信号 Y_{sel} 以及色差信号 $R-Y$ 和 $B-Y$ 由第 3 矩阵电路 249 实施向 3 原色信号 R 、 G 和 B 的转换处理, 由 D/A 转换电路 251 实施 D/A 转换处理后, 从视频处理器 204 的影像信号输出端输出到监视器 205。

通过在视频处理器 204 中进行以上所述的一连串处理, 从而在监视器 205 上图像显示窄频带观察模式中的被摄体的像。而且, 在监视器 205 上图像显示作为窄频带观察模式的被摄体的像的、例如如图 6 所示的强调了生物体内的粘膜表层附近的毛细血管 101 的像的像、和作为与生物体组织不同的规定对象物的像的残渣 102 的像。另外, 残渣 102 作为与生物体组织不同的规定对象物, 例如也可以是胆汁或肠液等。

通过在视频处理器 204 中进行上述的矩阵转换处理，从而毛细血管 101 的像例如被图像显示为褐色或接近褐色的颜色的像。并且，通过在视频处理器 204 中进行上述的矩阵转换处理，从而残渣 102 的像例如被图像显示为品红色或接近品红色的颜色的像。即，第 2 矩阵电路 246 在所述矩阵转换处理中进行处理，以使残渣 102 的像中的红色成分的亮度值和蓝色成分的亮度值大致相同。

通过以上所述的作用，第 2 实施方式的内窥镜装置 201 在窄频带光观察中，能够获得强调了生物体内的粘膜表层附近的毛细血管的像的图像，并且，能够获得使残渣的像为不同于与血液的颜色大致相同的红色的颜色的像的图像。其结果，第 2 实施方式的内窥镜装置 201 在对生物体进行窄频带光观察的情况下，能够减轻手术医生等的负担。

另外，为了获得与上述效果大致相同的效果，第 2 矩阵电路 246 例如也可以进行基于上述数式 (3)、数式 (5) 和数式 (6) 的转换处理。

在进行基于上述数式 (3)、数式 (5) 和数式 (6) 的转换处理的情况下，在监视器 205 上图像显示具有与在进行基于上述数式 (3)、数式 (4) 和数式 (6) 的转换处理的情况下所得到的像大致相同的颜色的残渣 102 的像。并且，在进行基于上述数式 (3)、数式 (5) 和数式 (6) 的矩阵转换处理的情况下，在监视器 205 上图像显示与在进行基于上述数式 (3)、数式 (4) 和数式 (6) 的矩阵转换处理的情况下所得到的像相比对比度更高的毛细血管 101 的像。

而且，在进行基于上述数式 (3)、数式 (4) 和数式 (6) 的矩阵转换处理的情况下，例如图 6 所示的局部部位 103 的像引起光晕，有时在监视器 205 上图像显示为极为接近黄色的颜色的像。但是，在进行基于上述数式 (3)、数式 (5) 和数式 (6) 的矩阵转换处理的情况下，图 6 所示的局部部位 103 的像在监视器 205 上图像显示为白色或接近白色的颜色的像。

通过在第 2 矩阵电路 246 中进行上述基于上述数式 (3)、数式 (5) 和数式 (6) 的矩阵转换处理，从而作为窄频带光观察模式的被摄体的像，在监视器 205 上图像显示与进行基于上述数式 (3)、数式 (4) 和数式 (6)

的矩阵转换处理的情况相比对比度高的毛细血管 101 的像、不同于与血液的颜色大致相同的红色的颜色的像即残渣 102 的像、以及白色或接近白色的颜色的像即局部部位 103 的像。

另外，本发明不限于上述各实施方式，当然可以在不脱离本发明的主旨的范围内进行各种变更和应用。

本申请是以 2006 年 4 月 12 日在日本提出的日本特愿 2006-110187 号为优先权主张的基础而申请的，并将上述公开内容引用于本申请说明书、权利要求书和附图中。

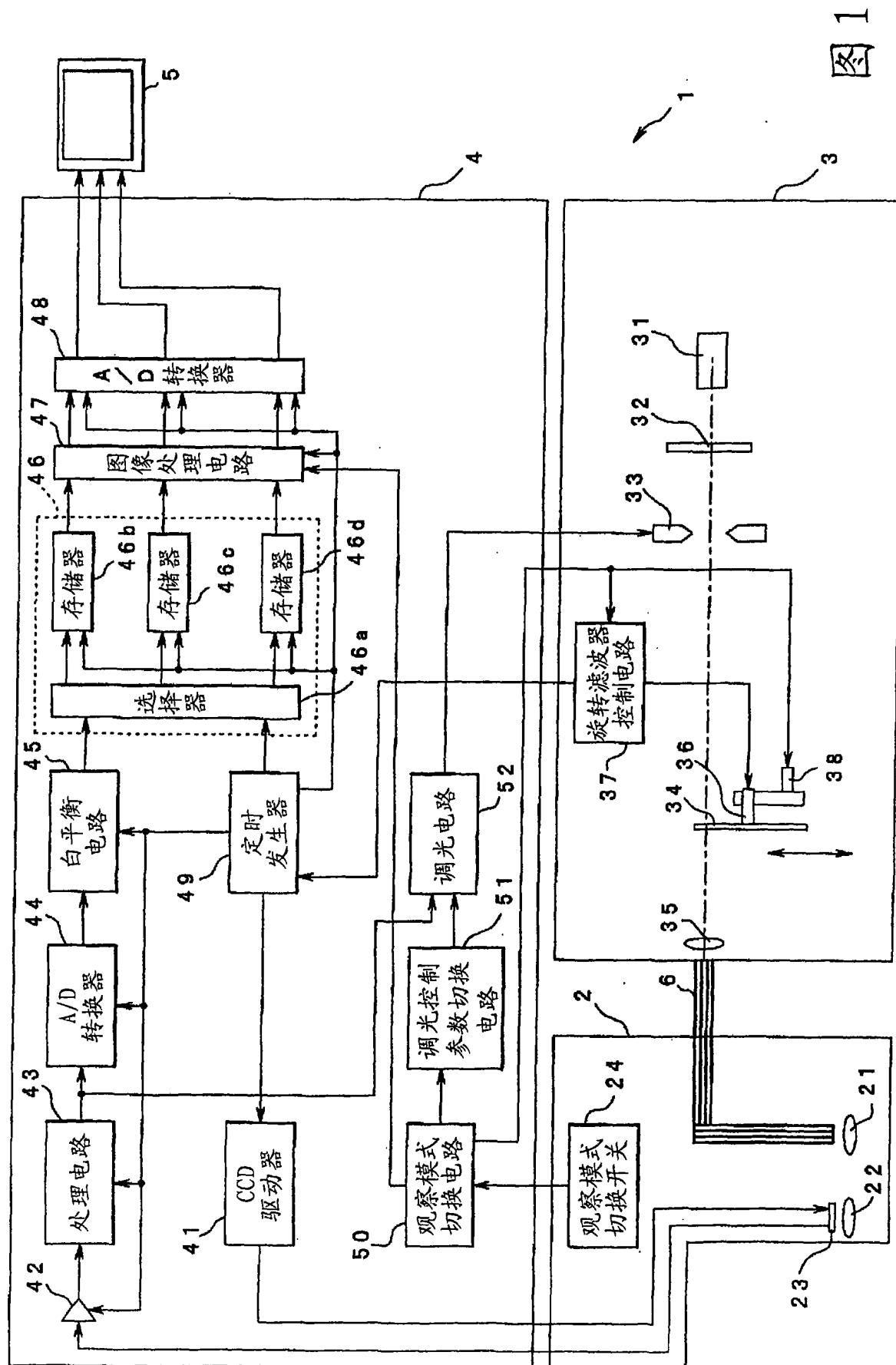


图1

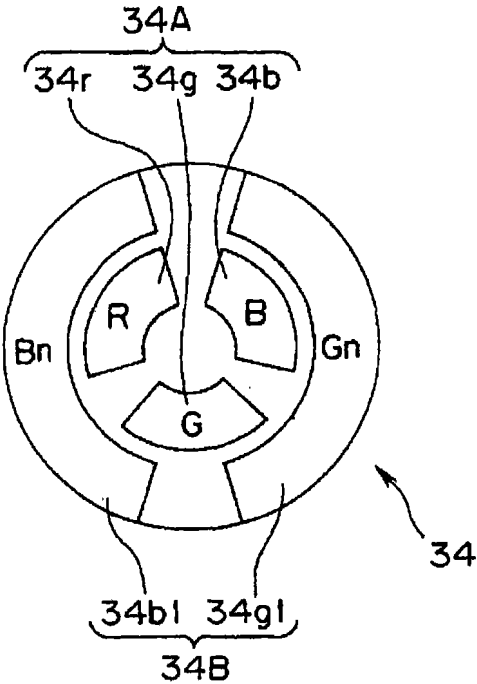


图 2

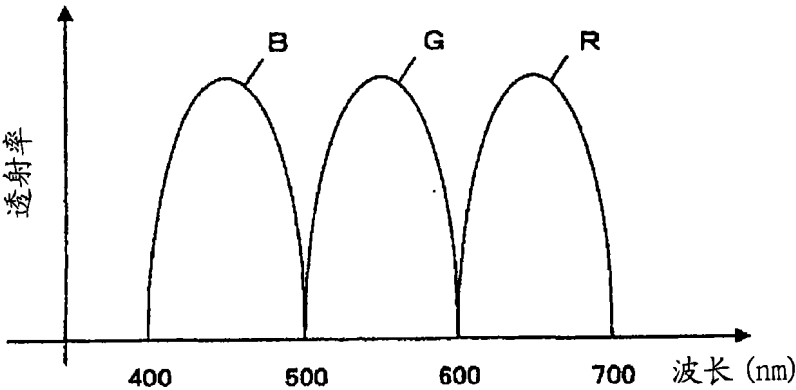


图 3

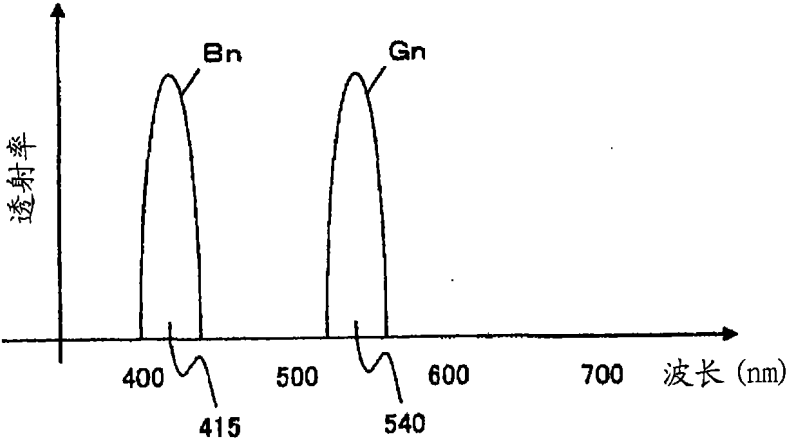


图 4

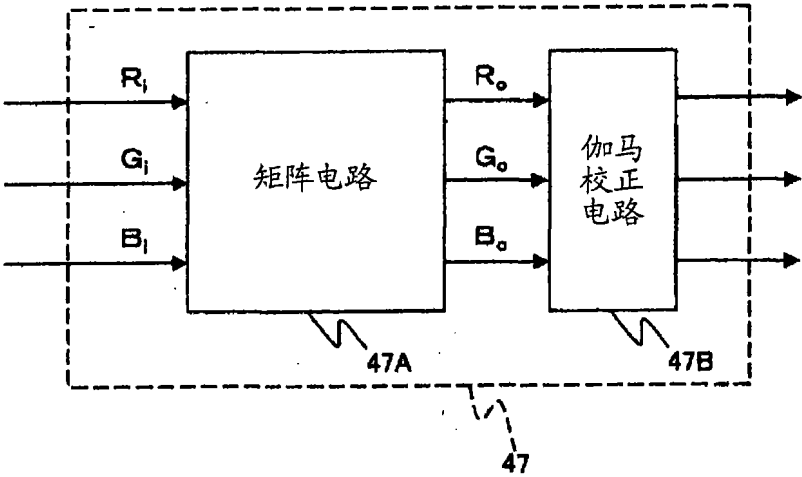


图 5

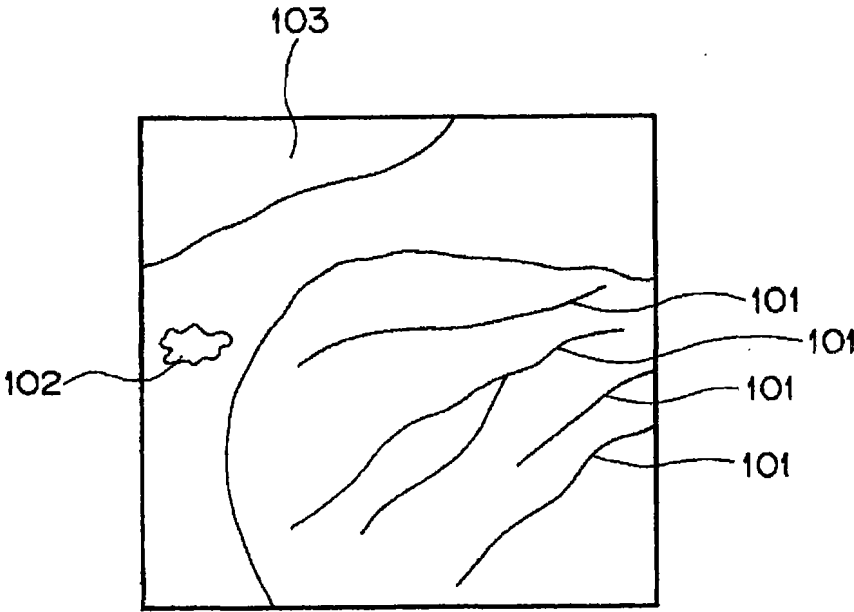


图 6

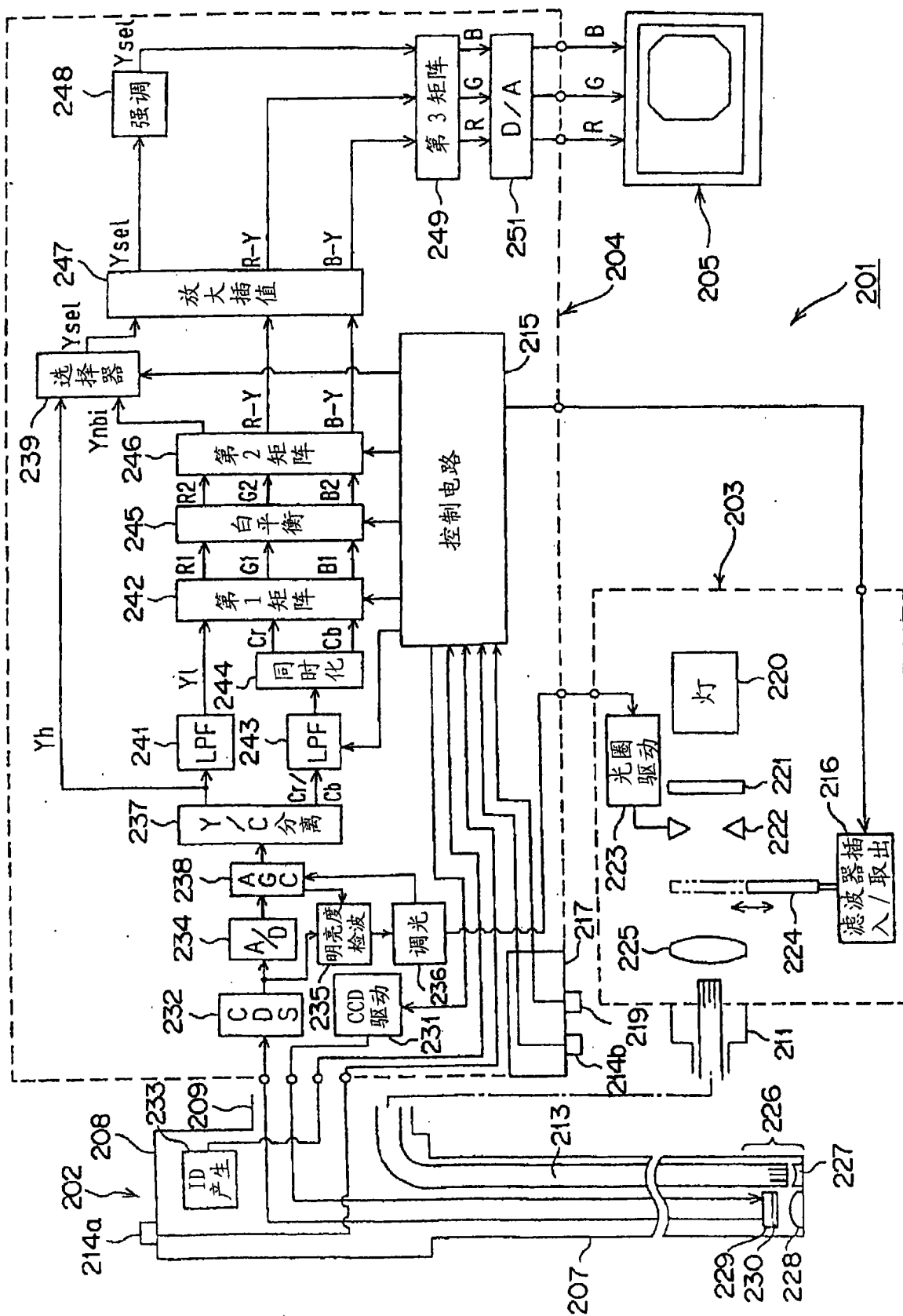


图 7

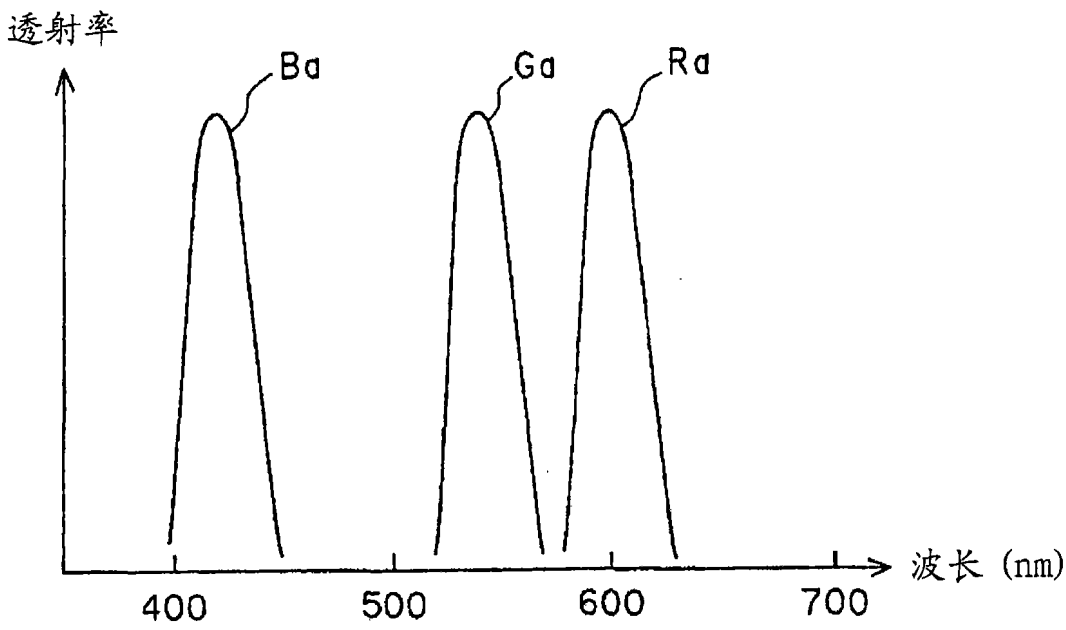


图 8

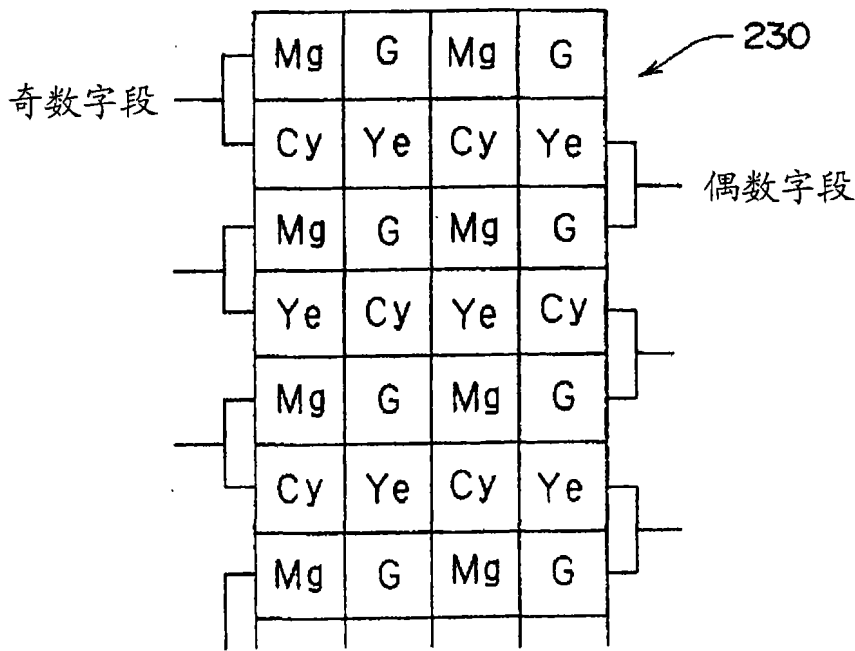


图 9

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101420899A	公开(公告)日	2009-04-29
申请号	CN200780013100.6	申请日	2007-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	五十岚诚 山崎健二		
发明人	五十岚诚 山崎健二		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	G02B23/26 G02B23/2469 A61B1/00009 A61B1/0005 G02B21/365 G02B26/008 A61B1/0653 A61B1/0638 G02B23/2484 A61B1/063 A61B1/0646		
优先权	2006110187 2006-04-12 JP		
其他公开文献	CN101420899B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的内窥镜装置具有：照明单元，其可以对生物体内的被摄体出射具有蓝色区域的波长频带的第1窄频带光和具有绿色区域的波长频带的第2窄频带光；摄像单元，其在通过所述第1窄频带光对所述被摄体进行照明的情况下，拍摄第1被摄体像，在通过所述第2窄频带光对所述被摄体进行照明的情况下，拍摄第2被摄体像；存储单元，其将所述第1被摄体像蓄积为绿色成分和蓝色成分，并且，将所述第2被摄体像蓄积为红色成分和蓝色成分；以及色调转换单元，其通过对所述红色成分、所述绿色成分和所述蓝色成分进行规定的颜色转换处理，使规定对象物的像成为具有红色以外的规定的第1颜色的像。

