

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680054688.5

[43] 公开日 2009 年 6 月 3 日

[11] 公开号 CN 101448448A

[22] 申请日 2006.10.31
[21] 申请号 200680054688.5
[30] 优先权
[32] 2006. 5.24 [33] US [31] 11/439,815
[86] 国际申请 PCT/JP2006/321737 2006.10.31
[87] 国际公布 WO2007/135757 日 2007.11.29
[85] 进入国家阶段日期 2008.11.24
[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社
地址 日本东京
[72] 发明人 后野和弘 乡野孝明 真贝成人

[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

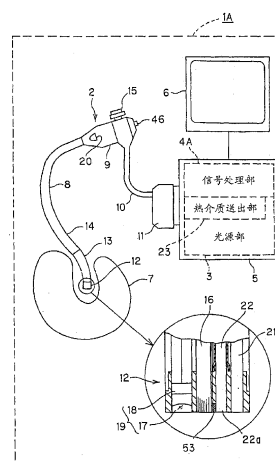
权利要求书 4 页 说明书 32 页 附图 21 页

[54] 发明名称

内窥镜以及内窥镜装置

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜以及内窥镜装置，该内窥镜具有：插入体腔内的插入部；设置在插入部的前端部、射出照明光的照明窗和观察被照明的体腔内的观察窗；以及通过施加温度变化或振动能量来改变体腔内的活体表面附近的血管的血流的血流变化部。



1.一种内窥镜，其特征在于，该内窥镜具有：

插入体腔内的插入部；

设置在上述插入部的前端部、射出照明光的照明窗和观察被照明的体腔内的观察窗；以及

血流变化部，其通过施加温度变化来改变体腔内的活体表面附近的血管的血流。

2.根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部具有介质喷射部，该介质喷射部向上述体腔内的活体表面喷射加热的介质。

3.根据权利要求2所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部利用加热的介质，在上述体腔内的活体表面上对喷射有该介质的部分的活体温度进行保温。

4.根据权利要求2所述的内窥镜，其特征在于，上述介质是其粘度根据温度而变化的透明介质。

5.根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部以不接触上述体腔内的活体表面的方式向上述活体表面附近施加温度变化。

6.根据权利要求1所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部以接触上述体腔内的活体表面的方式向上述活体表面附近施加温度变化。

7.根据权利要求5所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部具有向上述活体表面照射远红外线的远红外线照射部。

8.根据权利要求6所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部具有设置在上述前端部的珀耳帖元件或者加热器。

9.根据权利要求1至8中任一项所述的内窥镜，其特征在于，还具有进行上述血流变化部的动作的启动/停止的开关。

10.根据权利要求1至9中任一项所述的内窥镜，其特征在于，在上述前端部设有检测上述体腔内的活体表面温度的温度传感器。

11.根据权利要求1至9中任一项所述的内窥镜，其特征在于，在上述前端部设有以不接触上述活体表面的方式检测上述体腔内的活体表面

温度的温度传感器。

12.根据权利要求 5 所述的内窥镜，其特征在于，还具有间歇地赋予上述温度变化的开关。

13.一种内窥镜，其特征在于，该内窥镜具有：

插入体腔内的插入部；

设置在上述插入部的前端部上、射出照明光的照明窗和观察被照明的体腔内的观察窗；以及

血流变化部，其通过施加振动能量来改变体腔内的活体表面附近的血管的血流。

14.根据权利要求 13 所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部具有向上述体腔内的活体表面施加振动能量的振动能量施加部。

15.根据权利要求 14 所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部具有微波照射部，该微波照射部向上述体腔内的活体表面照射作为上述振动能量的微波。

16.根据权利要求 13 至 15 中任一项所述的内窥镜，其特征在于，上述血流变化部具有变更部，该变更部变更向上述体腔内的活体表面施加振动能量的范围。

17.根据权利要求 13 至 16 中任一项所述的内窥镜，其特征在于，该内窥镜还具有间歇地施加上述振动能量的开关。

18.根据权利要求 13 至 17 中任一项所述的内窥镜，其特征在于，上述前端部设有温度传感器，该温度传感器以不接触上述活体表面的方式检测上述体腔内的活体表面的温度。

19.一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

内窥镜，该内窥镜具有：插入体腔内的插入部；以及设置在上述插入部的前端部、射出照明光的照明窗和观察被照明的体腔内的观察窗；以及

血流变化部，其通过施加温度变化或振动能量来改变体腔内的活体表面附近的血管的血流。

20.根据权利要求 19 所述的内窥镜装置，其特征在于，上述血流变化

部拆装自如地设置在上述内窥镜上或者一体设置在上述内窥镜上。

21.根据权利要求20所述的内窥镜装置,其特征在于,上述血流变化部拆装自如地安装在上述内窥镜的通路上。

22.根据权利要求19至21中任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,还具有向上述内窥镜提供上述照明光的光源部。

23.根据权利要求22所述的内窥镜装置,其特征在于,上述光源部能从上述照明窗选择性地射出可见区域的照明光和窄带区域的照明光。

24.根据权利要求22所述的内窥镜装置,其特征在于,还具有切换开关,该切换开关将从上述照明窗射出的照明光切换为上述可见区域的照明光和窄带区域的照明光。

25.根据权利要求24所述的内窥镜装置,其特征在于,还具有控制部,该控制部与上述切换开关的操作联动地启动/停止上述血流变化部的动作。

26.根据权利要求24所述的内窥镜装置,其特征在于,上述光源部还具有产生远红外线的远红外线产生部。

27.根据权利要求26所述的内窥镜装置,其特征在于,上述内窥镜具有:远红外线传送部,其将由上述远红外线产生部所产生的远红外线传送到上述前端部;以及远红外线照射部,其从上述远红外线传送部的前端向体腔内的活体表面照射被传送到上述前端部的远红外线。

28.根据权利要求19至25中任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,上述血流变化部具有向上述体腔内的活体表面喷射加热的介质的介质喷射部。

29.根据权利要求28所述的内窥镜装置,其特征在于,还具有温度设定部,该温度设定部对加热向上述体腔内的活体表面喷射的介质的温度进行设定。

30.根据权利要求26所述的内窥镜装置,其特征在于,与上述切换开关的操作联动地向上述体腔内的活体表面一并照射上述窄带区域光和上述远红外线。

31.根据权利要求26所述的内窥镜装置,其特征在于,上述光源部利

用使上述远红外线通过的滤波器的移动，选择性地将上述远红外线和上述可见区域的照明光提供给上述内窥镜。

32.根据权利要求 19 至 31 中任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有温度检测部，该温度检测部对通过上述血流变化部赋予了血流的变化的上述活体表面的温度进行检测。

33.根据权利要求 32 所述的内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有温度监视部，该温度监视部监视通过上述温度检测部所检测的检测温度是否超过了规定温度。

34.根据权利要求 33 所述的内窥镜装置，其特征在于，在上述检测温度超过了规定温度的情况下，上述温度监视部通过上述血流变化部使血流变化的动作停止。

35.一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有：

内窥镜，该内窥镜具有：插入体腔内的插入部；以及设置在上述插入部的前端部、射出照明光的照明窗和观察被照明的体腔内的观察窗；以及

血流变化部，其通过施加磁能至少改变体腔内的活体表面附近的血管的血流。

36.根据权利要求 35 所述的内窥镜装置，其特征在于，上述血流变化部具有设置在上述内窥镜的前端部并产生磁能的磁产生器件。

37.根据权利要求 35 所述的内窥镜装置，其特征在于，上述血流变化部具有配置在上述内窥镜的外部并产生磁能的磁产生器件。

内窥镜以及内窥镜装置

技术领域

本发明涉及插入体内、适用于观察血管的内窥镜以及内窥镜装置。

背景技术

近些年来，内窥镜广泛应用于医疗领域之中。而且，内窥镜在手术人员观察、检查有无病变之中被使用。

例如，作为病变例子的癌具有在作为活体表面附近的血管的毛细血管上聚集/产生的倾向。因而，成为了如下情况下的有效方法：手术人员使用内窥镜来观察活体表面附近有无毛细血管或者毛细血管的流动和结构，从而诊断是否为癌。因此，希望能够易于观察包含活体表面附近的毛细血管在内的血管。但因为毛细血管较细，因而不易观察。具体而言，由于律动，血管反复出现或消失，因而毛细血管不易观察。

例如在作为第1现有例的US专利申请公报2004/0266713中公开了如下结构：其具有进行皮下注射等、促进血流供给的单元。

并且，在作为第2现有例的US专利申请公报2004/0019120中公开了如下方法：该方法进行用于血流速度控制的高渗透压剂的投药。

第1现有例中具有在如下情况下难以应用的缺点，即：在通过内窥镜观察体腔内的活体表面的期间，针对期望观察的部位易于观察毛细血管的情况。也就是说，在内窥镜检查中，在想要易于观察期望部位的表面附近的毛细血管等的情况下，直至实际上处于易于观察的状态为止需要耗费时间进行处理。

另外，在第2现有例中也是，进行内窥镜检查时，在想要易于观察期望部位的表面附近的毛细血管等的情况下，直至实际上处于易于观察的状态为止需要耗费时间来进行处理。

发明内容

本发明就是鉴于上述问题而完成的，其目的在于提供一种能够清楚地观察在体腔内的活体表面附近流动的毛细血管等血管或血流的流动状态、结构的内窥镜以及内窥镜装置。

另外，本发明的目的在于提供一种还易于应用在内窥镜检查中，能够清楚观察在体腔内的活体表面附近流动的毛细血管等血管或血流的流动状态、结构的内窥镜以及内窥镜装置。

根据本发明一个方面的内窥镜，其特征在于，该内窥镜具有：插入体腔内的插入部；设置在上述插入部的前端部上、射出照明光的照明窗和观察被照明的体腔内的观察窗；以及血流变化部，其通过施加温度变化或振动能量来改变体腔内的活体表面附近的血管的血流。

根据本发明另一方面的内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具有内窥镜和向上述内窥镜提供上述照明光的光源部，上述内窥镜具有：插入体腔内的插入部；设置在上述插入部的前端部、射出照明光的照明窗和观察被照明的体腔内的观察窗；以及血流变化部，其通过施加温度变化或振动能量来改变体腔内的活体表面附近的血管的血流。

附图说明

图1是本发明第1实施方式的内窥镜装置的整体结构图。

图2是表示图1的具体结构的框图。

图3是表示设置在旋转滤波器上的2个滤波器组的结构的图。

图4是表示构成图3的2个滤波器组的各滤波器的分光特性的图。

图5是表示图像处理部的结构的框图。

图6是表示本实施方式的作用的流程图。

图7是活体粘膜表面附近的概要结构(A)及其在NBI观察模式时的作用(B)的示意说明图。

图8是表示观察活体粘膜的情况下的监视器画面的示意性显示例的图。

图9是在NBI观察模式时使用的第1变形例的滤波器组的透射特性

图。

图 10 是在 NBI 观察模式时使用的第 2 变形例的滤波器组的透射特性

图。

图 11 是变形例的内窥镜装置的结构图。

图 12 是本发明第 2 实施方式的内窥镜装置的结构图。

图 13 是本发明第 3 实施方式的内窥镜装置的主要部分的概要结构

图。

图 14 是第 3 实施方式的作用说明图。

图 15 是本发明第 4 实施方式的内窥镜装置的主要部分的概要结构

图。

图 16 是在以第 4 实施方式的 NBI 观察模式进行观察的情况下的作用说明图。

图 17 是表示第 1 变形例的作用的流程图。

图 18 是表示第 2 变形例的电子内窥镜的前端侧结构的图。

图 19 是本发明第 5 实施方式的内窥镜装置的结构图。

图 20 是表示光源的分光特性的示意图。

图 21 是在 NBI 观察模式下观察活体粘膜的情形的说明图。

图 22 是表示第 1 变形例的光源部的概要结构的图。

图 23 是表示图 22 的滤波器分光特性的示意图。

图 24 是表示第 2 变形例的光源部的概要结构的图。

图 25 是表示第 2 变形例的作用的流程图。

图 26 是本发明第 6 实施方式的内窥镜装置的主要部分的概要结构

图。

图 27 是表示第 6 实施方式的作用的流程图。

图 28 是变形例的内窥镜装置的主要部分的概要结构图。

图 29 是本发明第 7 实施方式的电子内窥镜的前端侧的概要结构图。

图 30 是变形例的主要部分的结构图。

图 31 是本发明第 8 实施方式的电子内窥镜的前端侧的概要结构图。

具体实施方式

下面参照附图说明本发明的实施方式。

（第1实施方式）

图1至图11涉及本发明第1实施方式，图1表示本发明的内窥镜装置的整体结构，图2表示图1的具体结构，图3表示设置于旋转滤波器上的2个滤波器组的结构，图4表示构成图3的2个滤波器组的各滤波器的分光特性，图5表示图像处理部的结构，图6表示本实施方式的作用。

图7表示本实施方式的NBI观察模式时其作用的示意说明图，图8表示观察活体粘膜的情况下的监视器画面的示意显示例，图9表示在NBI观察模式时使用的第1变形例的滤波器组的透射特性，图10表示在NBI观察模式时使用的第2变形例的滤波器组的透射特性，图11表示变形例的内窥镜装置的结构。

本实施方式的目的在于，提供一种能够清楚观察在体腔内的活体表面附近流动的毛细血管等血管或血流的流动状态、结构的内窥镜、内窥镜装置和使用内窥镜的检查方法。尤其在于提供一种能够观察体腔内的活体表面、并且可易于观察该表面附近的毛细血管的内窥镜、内窥镜装置和使用内窥镜的检查方法。其他实施方式也具有同样的目的。

如图1所示，本发明第1实施方式的内窥镜装置1A包括以下部分：具有拍摄单元的电子内窥镜2；观察装置5，其内置有光源部3和信号处理部4A，该光源部3向该电子内窥镜2的照明光传送单元提供照明光，该信号处理部4A对拍摄单元进行信号处理；以及观察用监视器6，其显示从该观察装置5输出的图像信号。

上述电子内窥镜2具有插入到患者等的活体7内（体腔内）的细长的插入部8、该插入部8后端的操作部9、从操作部9延伸出的通用线缆10以及设置在该通用线缆10的端部的连接器11。该连接器11以可拆装的方式与观察装置5相连。

插入部8包括设置在其前端的前端部12、设置在该前端部12的后端的可自由弯曲的弯曲部13、从该弯曲部13的后端延伸到操作部9的前端

的软性部（可挠部）14。在操作部 9 上设有弯曲旋钮 15，手术人员等用户能通过操作该弯曲旋钮 15 来使弯曲部 13 弯曲。

在上述插入部 8 内（如图 1 的放大图所示）贯穿有光导 16，通过将连接器 11 连接在观察装置 5 上，从而如图 2 所示，向入射端面提供来自光源部 3 的照明光。

通过该光导 16 传送来的照明光由固定于前端部 12 的照明窗上的光导前端面向前方射出，照明作为活体 7 内的观察对象部位侧的活体粘膜 7a 侧。

在与前端部 12 的照明窗相邻设置的观察窗上所安装的物镜 17 对所照明的活体粘膜 7a 侧的光学像进行成像。在该成像位置上配置有作为固体拍摄元件的例如电荷耦合元件（简称为 CCD）18，CCD 18 对所成像的光学像进行光电转换。由该物镜 17 和 CCD 18 形成作为拍摄单元的拍摄部 19。

通过上述 CCD 18 进行了光电转换的图像信号由观察装置 5 内的信号处理部 4A 进行信号处理，生成标准的视频信号（图像信号），该视频信号被输出到观察用监视器 6。

另外，在操作部 9 的前端附近设有处理工具插入口 20，该处理工具插入口 20 与内部通路 21 连通，由处理工具插入口 20 插入活检钳子等处理工具，经由通路 21 从其前端突出，从而能进行活检处理等。

另外，本实施例的电子内窥镜 2 设有管路 22，该管路 22 在插入部 8 内等的长度方向上贯穿，构成将热介质送到前端侧的通路，通过该管路 22 送来的热介质从管路 22 的前端开口 22a 向活体粘膜 7a 侧喷射。

该管路 22 经由插入部 8、操作部 9、通用线缆 10，与设置在连接器 11 上的管头 22b（参见图 2）连通。而且，通过使连接器 11 以可拆装的方式连接在观察装置 5 上，该管头 22b 与设置在观察装置 5 内部的热介质送出部 23 连接。

图 2 表示观察装置 5 的产生照明光的光源部 3、信号处理部 4A 和热介质送出部 23 的结构。

光源部 3 具有覆盖可见区域的例如发出从紫外光到近红外光的较宽

区域的光的观察用照明光的光源 24。作为该光源 24 可使用一般的氙灯或碘钨灯等。

该光源 24 通过电源 25 提供点亮的功率。在上述光源 24 的前方配设有通过电动机 26 旋转驱动的图 3 所示的旋转滤波器 27。

如图 3 所示，旋转滤波器 27 为双层结构，在内周部分和外周部分上设有 2 组滤波器组 28、29。

内周侧的第 1 滤波器组 28 是通过通常观察用的 R1、G1、B1 这 3 个滤波器构成的，外周部分的第 2 滤波器组 29 是通过为观察血管而准备的特殊观察用的、更具体而言为较窄区域观察用（简称为 NBI 用）的 R2、G2、B2 这 3 个滤波器构成的，第 1 滤波器组 28、第 2 滤波器组 29 被设定为与各自的观察目的相应的分光透射率特性。

也就是说，第 1 滤波器组 28 中，沿着周向排列有使通常观察用的红（R1）、绿（G1）、蓝（B1）的各波长区域的光通过的滤波器 28a、28b、28c，在其外周侧排列有使 R2、G2、B2 的各波长区域的光通过的滤波器 29a、29b、29c。

图 4 表示针对图 3 所示的第 1 滤波器组 28 和第 2 滤波器组 29 的各滤波器的波长的分光透射特性。如图 4 所示，构成第 1 滤波器组 28 的 R1、G1、B1 的滤波器具有与在通常的面顺序方式的光源装置中广泛采用的 R、G、B 滤波器同样的特性。

与此相对，构成第 2 滤波器组 29 的 R2、G2、B2 的滤波器具有与通常的面顺序方式的照明光源中广泛采用的 R、G、B 滤波器不同的特性，成为尤其狭窄的半值宽度 W_{hr} 、 W_{hg} 、 W_{hb} 。另外，R2、G2、B2 分别属于 R、G、B 的波长区域，然而其中心波长从 R1、G1、B1 偏离，如后所述，被设定为适于从活体粘膜 7a 的表层附近观察其内部的血管结构的波长。

也就是说，当 R2、G2、B2 的滤波器在使用穿过各滤波器的光来照明活体粘膜 7a 侧的情况下，被设定为在活体粘膜 7a 的深度方向上透射的透射距离（或纵深度）彼此不同。

因此，在使用穿过各滤波器的光来照明活体粘膜 7a 的状态下拍摄的

图像对应于该波长下的光的通过距离，用不同的颜色对这些进行显示，从而可获得对透射距离不同的部分按颜色加以区分进行显示的图像。

另外，光源部 3 具有滤波器识别电路 31，该滤波器识别电路 31 识别配置于图 2 的光源部 24 的照明光路上的滤波器组位于内周侧还是位于外周侧，并且识别正在照明观察对象部位侧的光。

另外，光源部 3 设有旋转滤波器切换机构 32，该旋转滤波器切换机构 32 能在连接光源 24 与光导 16 的入射端的照明光轴上选择性地设定内周侧的滤波器组 28 和外周侧的滤波器组 29。

在通常观察模式的情况下，旋转滤波器切换机构 32 使旋转滤波器 27 整体移动而配置在照明光路上，使得来自光源 24 的光束 P1（图 3 中实线所示）与内周侧的滤波器组 28 对置。

另外，在 NBI 观察模式下，旋转滤波器切换机构 32 切换成使旋转滤波器 27 整体移动而配置在照明光路上，使得来自光源 24 的光束 P2（图 3 中双点划线所示）与外周侧的滤波器组 29 对置。

该旋转滤波器切换机构 32 使电动机 26 和识别电路 31 相对于光源 24 进行移动，然而也可以在反方向上移动光源 24 侧。

另外，电动机 26 通过电动机控制电路 33 来控制旋转而被驱动。

对在上述旋转滤波器 27 中透射的 R_i 、 G_i 、 B_i ($i=1$ 或者 2) 的各波长区域的光进行了时序分离的光入射到光导 16 的入射端，经由该光导 16 被引导到前端部侧的出射端面，从该出射端面向前方射出，对活体粘膜 7a 等观察对象部位等进行照明。

为了识别正在对观察对象部位进行照明的光，从设置在上述光源部 3 内的滤波器识别电路 31 输出的滤波器识别信号 F1 经由对电动机 26 进行控制的电动机控制电路 33 而被传送到定时发生器 34。而且，定时发生器 34 将与滤波器识别信号 F1 同步的定时信号输出到 CCD 驱动器 35 等。

上述照明光的从活体粘膜 7a 等观察对象部位侧反射回的返回光通过物镜 17 而成像在 CCD 18 上，通过 CCD 18 来进行光电转换。经由信号线对该 CCD 18 施加来自信号处理部 4A 内的 CCD 驱动器 35 的驱动脉冲，通过该驱动脉冲来读出与进行了光电转换的活体粘膜 7a 等的图像对应的

电信号（图像信号）。

因此，在旋转滤波器 27 开口期间中（观察光照射在观察对象部位侧上的期间）该驱动脉冲将电荷蓄积在 CCD 18 中，在遮光期间中（观察光没有照射在观察对象部位侧上的期间）读出蓄积在 CCD 18 中的电荷。

并且，在图 3 中为了简化，表示了没有设置遮光部的状态，然而实际上在 R1 滤波器与 B1 滤波器等的相邻部分上设有遮光部，在光束照射到遮光部上的情况下，成为遮光期间。

从该 CCD 18 读出的电荷作为电信号，经由信号线被输入到设置在电子内窥镜 2 内或者观察装置 5 内的前置放大器 36。通过该前置放大器 36 放大的图像信号被输入程序电路 37，被施加伽玛校正和白平衡等信号处理，通过 A/D 转换器 38 转换为数字信号。

该数字图像信号通过选择电路 39 选择性地存储于例如对应红（R1）、绿（G1）、蓝（B1）各颜色而设置的 3 个第 1 存储器 41a、第 2 存储器 41b、第 3 存储器 41c 中。

存储在上述第 1 存储器 41a、第 2 存储器 41b、第 3 存储器 41c 中的 Ri、Gi、Bi 的颜色信号（图 5 中通过 SR、SG、SB 表示）被同时读出，并输入到图像处理部 42，通过该图像处理部 42 来施加图像处理。

来自该图像处理部 42 的输出信号通过 D/A 转换器 43 转换为模拟的颜色信号（图 2 中为了简化而通过 R、G、B 表示），经由输入输出接口（I/O）44 作为 R、G、B 颜色信号输出到观察用监视器 6，通过该观察用监视器 6 对活体粘膜 7a 等观察对象部位进行彩色显示。

另外，内窥镜装置 1A 例如在光源部 3 内设置有旋转滤波器控制装置 45。用户例如通过操作对设置在电子内窥镜 2 的观察模式进行切换的观察模式切换开关 46，从而旋转滤波器控制装置 45 向旋转滤波器切换机构 32 输出与观察模式的切换对应的旋转滤波器切换指示信号 C1。

而且，与进行旋转滤波器 27 的切换同时地，由旋转滤波器控制装置 45 对图像处理部 42 输出图像处理变更指示信号 C2，以指示处理内容的变更。

另外，在观察装置 5 的信号处理部 4A 内设有制作系统整体的定时的

定时发生器 34，通过该定时发生器 34 来取得电动机控制电路 33、CCD 驱动器 35、选择电路 39 等各电路间的同步。另外，在电子内窥镜 2 的例如操作部 9 上设有观察模式切换开关 46，该观察模式切换开关 46 通过进行观察模式的切换指示的指示器开关而形成。

而且，用户一旦操作了该观察模式切换开关 46，则模式切换信号 C3 被传送到旋转滤波器控制装置 45。该旋转滤波器控制装置 45 输出与从通常观察模式向 NBI 观察模式、或其相反的模式对应的旋转滤波器切换指示信号 C1 等。

设置在光源部 3 内的热介质送出部 23 具有：输送来自介质供给源 47 的空气或水等加热前的介质的泵 48；构成为将经过该泵 48 的介质输送到管口 22b 的通路的管 49；以及作为加热部的加热器 50，其缠绕设置在该管 49 的一部分外周面上。该加热器 50 通过从加热器电源 51 提供加热用的功率来进行加热动作。

在设置有加热器 50 的部分上的管 49 内通过的介质被加热器 50 加热，成为加热至规定温度的热介质，经过管口 22b 被提供到电子内窥镜 2 内的管路 22 侧。

另外，在加热器 50 的终端附近的管 49 的外周面上，设有检测由加热器 50 所加热的热介质的温度的温度传感器 52，由该温度传感器 52 所检测的温度信息被输入到加热器电源 51。

加热器电源 51 控制加热器功率等，使得通过温度传感器 52 所检测的温度成为比例如活体粘膜 7a 的通常温度要高一些的温度，且使其成为在后述的温度设定部 55 中所设定的设定温度。

另外，在管路 22 的前端开口 22a 附近也设有温度传感器 53，通过该温度传感器 53 所检测出的温度信息被输入到保护电路 54。保护电路 54 对由温度传感器 53 检测出的热介质的温度是否为阈值温度以下进行判定，该阈值用于判定由温度传感器 53 检测出的热介质的温度相比活体粘膜 7a 是否过高。

而且，当检测出的热介质的温度超过该阈值的温度的情况下，保护电路 54 停止泵 48 的介质输送动作，并且还停止加热器电源 51 的动作，

从而进行停止喷射阈值以上的温度的热介质的保护动作。

并且，加热器电源 51 与温度设定部 55 连接，用户通过操作该温度设定部 55，从而能可变地设定由加热器 50 进行加热保持的温度。用户考虑到在管路 22 中途出现的温度降低，将通过加热器 50 的加热而设定的热介质的温度设定为略高于期望从前端开口 22a 喷射出来的温度。

并且，上述保护电路 54 独立于温度设定部 55 的设定动作而进行动作，与温度设定部 55 的功能相比优先进行保护的动作功能。

另外，上述旋转滤波器控制装置 45 与从通常观察模式向 NBI 观察模式的切换联动地控制热介质送出部 23 的动作。

也就是说，与从通常观察模式向 NBI 观察模式的切换联动地，由旋转滤波器控制装置 45 导通加热器电源 51，也启动泵 48 的动作。反之，与从 NBI 观察模式向通常观察模式的切换联动地，断开加热器电源 51，也停止泵 48 的动作。

图 5 表示上述图像处理部 42 的具体的结构例。

基于来自存储器 41a、41b、41c 的 R_i 、 G_i 、 B_i 的照明光拍摄生成的颜色信号 SR 、 SG 、 SB （更具体而言是基于 $R1$ 、 $G1$ 、 $B1$ 的照明光而获得的颜色信号 R 、 G 、 B ，基于 $R2$ 、 $G2$ 、 $B2$ 的照明光而获得的颜色信号 R 、 G 、 B ）分别被输入到 R 、 G 、 B 增益调整部 56a、56b、56c，按照利用来自增益参数变更电路 57 的增益参数 Pa 、 Pb 、 Pc 所设定的增益，进行增益调整，输出到 D/A 转换器 43 侧。

该增益参数变更电路 57 将与旋转滤波器控制装置 45 的图像处理变更指示信号 $C2$ 对应的增益参数 Pa 、 Pb 、 Pc 施加给增益调整部 56a、56b、56c。

这种情况下，在图像处理部 42 内设有增益参数存储部 58，当增益参数变更电路 57 被输入图像处理变更指示信号 $C2$ 时，则向增益参数存储部 58 施加使其读出预先存储在增益参数存储部 58 中的增益参数的增益参数读出请求信号 $C4$ 。

然后，增益参数变更电路 57 使之输出所对应的增益参数组 $C5$ ，将构成该增益参数组的增益参数 Pa 、 Pb 、 Pc 施加给 R 、 G 、 B 增益调整部

56a、56b、56c。

以下说明这样构成的本实施方式的概要功能。用户一旦进行了由通常观察模式向 NBI 观察模式的切换，则热介质送出部 23 成为工作状态。于是，热介质从设置在电子内窥镜 2 上的管路 22 的前端开口 22a 喷射到活体粘膜 7a 等观察对象部位侧，观察对象部位的表面附近被赋予从通常温度状态到较高温度状态的温度变化。

通过该朝向较高温度的温度变化，观察对象部位的表面附近的血管膨胀，血管内的血流以增大的方式变化，能更为易于观察血管。也就是说，在本实施方式中，电子内窥镜 2 通过从前端开口 22a 喷射热介质，从而具有针对观察对象部位的表面附近的血管而言的血流变化单元的功能。这种情况下，由于毛细血管在活体表面附近流动，因而毛细血管的血流会增大，成为易于观察的状态。

接着参照图 6 的检查方法流程图来说明本实施方式的作用。该检查方法大致具有：处于 NBI 观察模式时，对活体粘膜 7a 进行加热使得血流变化的工序；以及在血流变化的状态下进行内窥镜观察的工序。

如图 1 或图 2 所示，手术人员将电子内窥镜 2 连接在观察装置 5 上，使之成为可进行内窥镜检查的状态，使观察装置 5 的未图示的电源开关导通。当电源为导通的情况下，如图 6 的步骤 S1 所示那样，旋转滤波器控制装置 45 控制成通常观察模式的照明和观察（图像处理）状态的设定。

也就是说，旋转滤波器控制装置 45 控制成使第 1 滤波器 28 配置于照明光路上。在该状态下，来自光源 24 的白色光通过具有与图 4 表示了其特性的通常的 R、G、B 滤波器相同特性的第 1 滤波器组 28。然后，R1、G1、B1 的面顺序照明光从光源部 3 被提供到光导 16，通过 R1、G1、B1 的面顺序照明光对活体粘膜 7a 等观察对象部位侧进行照明。

由拍摄部 19 的 CCD 18 对通过 R1、G1、B1 的面顺序照明光所照明的观察对象部位进行拍摄。从该 CCD 18 输出的 R、G、B 图像信号（颜色信号）在信号处理部 4a 内被转换为数字信号，依次存储在第 1 存储器 41a、第 2 存储器 41b、第 3 存储器 41c 中。

暂时存储在这些第 1 存储器 41a、第 2 存储器 41b、第 3 存储器 41c

中的 R、G、B 颜色信号被同时读出，并输入到图像处理部 42，由该图像处理部 42 施加图像处理。

然后，被施加了图像处理的信号通过 D/A 转换器 43 转换为模拟颜色信号，在观察用监视器 6 上对活体 7 内的观察对象部位的图像进行彩色显示。

这样，当处于通常观察模式的情况下，为了能获得自然的颜色再现，以覆盖可见区域整体的方式使用第 1 滤波器组 28。在图 6 的步骤 S1 之后，旋转滤波器控制装置 45 如步骤 S2 所示那样监视有无向 NBI 观察模式的切换。

当手术人员希望更为详细地对观察对象部位的表面附近的毛细血管等血管的流动状态进行观察的情况下，只要将观察模式切换为 NBI 观察模式即可。这种情况下，手术人员对观察模式切换开关 46 进行操作。

旋转滤波器控制装置 45 利用由观察模式切换开关 46 的操作而产生的模式切换信号 C3 来检测向 NBI 观察模式的切换指示。

然后，如步骤 S3 所示，旋转滤波器控制装置 45 进行使旋转滤波器 27 移动的控制，设定为 NBI 观察模式的照明状态。这种情况下，旋转滤波器 27 的第 2 滤波器组 29 设定在照明光路上。另外，旋转滤波器控制装置 45 将图像处理部 42 的图像处理切换为对应于 NBI 观察模式。

进一步补充说明，旋转滤波器控制装置 45 向旋转滤波器切换机构 32 输出旋转滤波器切换指示信号 C1，旋转滤波器切换机构 32 对移动进行设定，使得向图 2 的上方（图 3 中为左方）移动旋转滤波器 27 等，光源 24 的光束 P2 照射在第 2 滤波器组 29 侧。设定为该状态时，通过滤波器识别电路 31 检测出该状态，结束旋转滤波器切换动作。

另外，在该 NBI 观察模式下，如图 4 所示，各滤波器 R2、G2、B2 的光透射特性是比 R1、G1、B1 的情况窄的半值宽度 W_{hr} 、 W_{hg} 、 W_{hb} ，所获得的信号的亮度等级也较低。

因此，旋转滤波器控制装置 45 与向上述第 2 滤波器组 29 的切换联动地，向图像处理部 42 输出图像处理变更指示信号 C2。然后旋转滤波器控制装置 45 进行控制，使得 R、G、B 增益调整部 56a、56b、56c 的

增益大于通常观察模式的情况等，以便能够获得适于观察的图像。

本实施方式的 NBI 观察模式的情况下，还进行增益值的设定，使得根据各滤波器 R2、G2、B2 的照明分别获得的图像（分量图像）成为用不同颜色来显示的情况下易于识别（考虑到人对颜色的识别能力而言的易于识别）的亮度等级。

另外，本实施方式之中，如步骤 S4 所示，旋转滤波器控制装置 45 与步骤 S3 的设定联动地，启动热介质送出部 23 的动作。于是，在热介质送出部 23 中产生的热介质经过电子内窥镜 2 内的管路 22，从前端开口 22a 喷射到观察对象部位侧。

而且，观察对象部位通过如步骤 S5 所示的热介质的喷射，血管温度上升且血管扩张，产生血流增大的血流变化。即，表层附近的血流成为增大的状态。然后，手术人员在血流增大了的血流增大（血流变化）状态下，通过电子内窥镜 2 来观察（检查）毛细血管等血管或血流。

另外，如步骤 S6 所示，保护电路 54 监视温度传感器 53 检测的热介质的温度是否在阈值以下。而且，如果所检测的温度在该阈值以下，则返回步骤 S3 的处理，可通过 NBI 观察模式在增大了血流的状态下进行观察。

另一方面，一旦所检测的温度超过了该阈值，则保护电路 54 马上使热介质送出部 23 的动作停止。而且，由于泵 48 的输送动作停止，从前端开口 22a 喷射热介质的动作也立即停止。另外，不再从加热器电源 51 向加热器 50 提供热源功率，加热器 50 停止加热。如此来进行保护动作。

如果在 NBI 观察模式下进行观察，则如图 7（A）所示，适于观察活体粘膜的剖面结构。

例如，作为观察对象部位，对观察胃粘膜等活体粘膜 7a 的表层附近的情况进行说明。

活体粘膜的表层附近的剖面通常如图 7（A）所示。根据表面上的凹凸结构，可分为表层附近的毛细血管、处于较之稍深的部位且比毛细血管粗的血管和处于更深层的较粗血管网。

作为观察这种活体粘膜的重点，优选获得可得知这种血管结构的情

形的观察像。而且，尤其通过观察表层附近的毛细血管的情形，可易于早期发现癌等病变。

这样，观察血管在深度方向上流动的活体粘膜的光的波长到达表面内部的纵深情形如图 7 (B) 所示，例如可见光的波长越短（蓝色光），则到达活体的深达度越浅。而且，波长越长（由绿向红），则向活体粘膜内部的深达度越深。

用于通常观察模式的第 1 滤波器组 28 的 R1、G1、B1 的各滤波器为了实现自然的颜色再现，如图 4 所示那样，以覆盖可见区域的方式形成各带较宽广且半值宽度也较宽的特性。在为这种特性的情况下，作为短波长光的 B1 的光中混有宽波长范围下的光，可同时观察从图 7 (B) 的深达度较浅的光直至中等程度的深达度的光。

其结果，B 图像上反映出从表层附近的毛细血管到中层附近的血管中混入的结构，它们作为相同的信号混在其中。

与此相对，在较窄的半值宽度 Whb 的第 2 滤波器组 29 的 B2 的光中，该 B2 的光中包含的波长的宽度被限定得较窄，其结果，相比宽广特性的 B1 的光，到达活体粘膜深部的深达度较浅的光的比率变多，因此通过 B2 的光观察到的图像中，表面上的结构、毛细血管网的对比度得以提高，更易于观察表面附近的结构。

通过图 4 的第 1 滤波器组 28 的 R1、G1、B1 滤波器和第 2 滤波器组 29 的 R2、G2、B2 滤波器的分光特性图表的比较可以明晰，NBI 观察模式下的各滤波器为较窄的半值宽度 Whr 、 Whg 、 Whb ，并且中心波长分别进行了调整，被设定为带彼此不重合地分开。

另外，G2 的带宽或者半值宽度 Whg 比 G1 窄，通过在 B2 的带和波长轴上分离，从而与上述 B2 的情况同样，将 G2 中包含的波长的半值宽度 Whg 限定得较窄，其与 B2 的图像之差愈加明显，在 G2 的图像上虽然没有反映出表面结构、毛细血管，然而取而代之会更为显著地反映中层附近的血管结构像。

另外，R2 的带宽或者半值宽度 Whr 比 R1 窄，在 G2 和波长轴上分离也起到相同的作用，在 R2 的图像上仅反映出深层的较粗的血管。

如上所述,关于通过 R2、G2、B2 各自的带而拍摄得到的图像,除去图像处理部 42 中的增益调整不同之外,几乎与通常观察模式的情况同样地进行信号处理,作为 RGB 的颜色信号彩色显示于观察用监视器 6 上。

这种情况下,血管结构的深度方向的信息成为色差,它们被合成后进行彩色显示,这与通常观察模式不同,会更为显著地得以再现。

即,表层附近的毛细血管再现为黄色(这是由于仅 B 受到吸收,G、R 显出颜色),中层附近的血管网(由深红向红)、深层附近的较粗血管再现为更趋近于蓝色。

因此,如图 8 中示意性所示那样,在观察用监视器 6 的监视器画面上,用不同颜色显示在深度不同的位置上流动的血管结构,可通过该图像清楚地掌握血管在深度不同的位置上的流动状态。

并且,能够切换或者选择设定向观察用监视器 6 的 R、G、B 信道输出的信号,例如也可以通过用户的偏好来改变显示毛细血管的流动状态的色调。

另外,在本实施方式中,如上所述,当切换设定为 NBI 观察模式的情况下,由于会在活体粘膜 7a 的表面上喷射被加热(加温)的空气或温水等热介质,因而表层侧的毛细血管扩张,相比没有喷射热介质的情况,能够在易于观察毛细血管的状态下进行观察。

这样,根据本实施方式,既能获得适于通常观察的内窥镜图像,也能通过切换滤波器组,观察血管在活体粘膜 7a 的表层附近的深度方向上的流动状态。

由于会特别针对在表层附近流动的毛细血管赋予较大的温度变化,因此能够在易于观察的状态下观察毛细血管的流动状态。因此手术人员能够顺畅地进行采用电子内窥镜 2 的检查。

作为上述第 2 滤波器组的第 1 变形例,例如也可以形成为具有图 9 所示特性的滤波器组。在该第 1 变形例中,例如以图 4 的第 2 滤波器组 29 的滤波器 G2 作为滤波器 R2,而且在位于该滤波器 R2 的短波长侧设置半值宽度较窄的滤波器 G2 和 B2。

滤波器 G2 相比图 4 的滤波器 G2 略微偏向短波长侧,滤波器 B2 被

设定为相比图 4 的滤波器 B2 略微偏向短波长侧。

当采用该第 1 变形例的第 2 滤波器组 29 的情况下，适于通过彼此不同的颜色更为详细地观察从表面凹凸结构到中层附近的血管结构。

另外，作为第 2 滤波器组 29 的第 2 变形例，例如也可以形成为具有图 10 所示特性的滤波器组。在该第 2 变形例中，通过将 R2、G2、B2 所有的滤波器设定在短波长区域，从而能够通过高灵敏度来检测活体粘膜表层附近的散射、吸收变化。这非常适于检查早期癌症等产生于活体粘膜 7a 表面附近的病变。

另外，除此之外，在为 NBI 观察模式时，还可以由光源部 3 向光导 16 提供例如 2 个窄带区域照明光。例如后述的图 23 所示，在 NBI 观察模式时也可以构成为由光源部 3 提供 G2 和 B2 这 2 个窄带区域照明光。

这种情况下，信号处理部 4A 对应于照明光向观察用监视器 6 输出 2 个颜色信号，以 2 种颜色进行显示。或者也可以构成为由信号处理部 4A 向观察用监视器 6 的 2 个信道输出 2 个颜色信号中的一个（这种情况下，内窥镜图像显示为 3 种颜色）。

并且，在上述说明中，说明了在电子内窥镜 2 内部设置了将热介质喷射到观察对象部位侧的管路 22 的例子，然而也可以构成为图 11 所示的变形例的内窥镜装置 1B。

该内窥镜装置 1B 采用如此构成的内窥镜装置 2B：其热介质喷射用管 59 在电子内窥镜 2A 的处理工具插入口 20 上可自由拆装。

并且，在图 11 中，用符号 2A 表示能够以可拆装的方式将热介质喷射用管 59 在通路 21 内贯穿的电子内窥镜部分。

在图 11 所示构成的情况下，热介质喷射用管 59 的后端的管口 59b 以可拆装的方式连接在热介质送出部 23 的管 49 前端的连接部上。另外，在热介质喷射用管 59 的前端开口上也设有温度传感器 53。

在将管口 59b 与管 49（参见图 2）的前端连接部连接起来的情况下，该温度传感器 53 的检测信号经由未图示的电接点与保护电路 54 连接。除此之外，都是与图 1 和图 2 的内窥镜装置 1 相同的结构。这种情况下的电子内窥镜 2B 具有大致与电子内窥镜 2 的情况相同的功能。

另外，在图 11 所示构成的情况下，通过将热介质喷射用管 59 安装在现有的电子内窥镜 2A 上，能够实现电子内窥镜 2B。因此本变形例存在能够扩大可应用的用途的优点。

并且，在图 11 中，使热介质喷射用管 59 的前端侧从通路 21 的前端开口突出，然而也可以构成为：将热介质喷射用管 59 的前端侧插入处理工具插入口 20 的内侧，并将通路 21 作为热介质的路径。这种情况下，通路 21 的前端开口成为热介质的喷射部。

并且，在第 1 实施方式中，设置有对喷射加热（加温）的热介质时的温度进行检测的温度传感器 53，然而也可以如后述的第 6 实施方式那样设置温度传感器 94，该温度传感器 94 例如以非接触的方式检测活体粘膜 7a 侧的温度。

（第 2 实施方式）

下面参照图 12 说明本发明第 2 实施方式。图 12 表示本发明第 2 实施方式的内窥镜装置 1C 的概要结构。

第 1 实施方式中，在光源部 3 内设置热介质送出部 23，构成为通过电子内窥镜 2 的管路 22 将该热介质送出部 23 的热介质喷射到观察对象部位。与此相对，本实施方式的内窥镜装置 1C 在光源部 3B 内具有不进行加热的介质送出部 23B，在设置于电子内窥镜 2C 内的管路 22 上设置加热部，构成为从管路 22 的前端开口 22a 喷射所加热的热介质。

因此，图 12 所示的介质送出部 23B 构成为不具有图 2 中的加热器 50、加热器电源 51。

另一方面，在设置于电子内窥镜 2C 内的管路 22 上设有加热器和温度传感器部 61，其是例如在形成该管路 22 的管上一体形成加热器和温度传感器而成的。并且，此处是将加热器和温度传感器形成为一体，然而也能够独立进行设置。而且，在将连接器 11 连接在观察装置 5 上的情况下，加热器和温度传感器部 61 经由电接点部 62 连接到介质送出部 23B 内的控制部 63 上。

该控制部 63 被输入有来自观察模式切换开关 46 的模式切换信号 C3，按照该模式切换信号 C3 进行加热器和温度传感器部 61 的控制与泵 48 的

介质输送的控制。另外，该控制部 63 与旋转滤波器控制装置 45B 连接。

在第 1 实施方式中，旋转滤波器控制装置 45 还对热介质送出部 23 进行控制，然而本实施方式中对介质输送和介质加热等的控制是由控制部 63 进行的，构成为：旋转滤波器控制装置 45B 与该控制联动地进行旋转滤波器 27 的切换控制。其他结构与第 1 实施方式相同。

并且，本实施方式之后的实施方式中，只要没有特别提及，通常观察模式的动作就与第 1 实施方式为相同动作。

本实施方式的动作是与第 1 实施方式类似的动作。本实施方式能够减小连接有电子内窥镜 2C 的光源部 3B 的规模。另外，在本实施方式中由于在电子内窥镜 2C 内设有进行加热的部分，因此能够减少在热介质传送到前端开口 22a 的途中温度降低。

之外，具有与第 1 实施方式大致相同的效果。

并且，作为本实施方式的变形例，也可以将设置在插入部 8 内的螺旋状部件用作加热器，对在该螺旋状部件内部贯穿的管路 22 内的介质进行加热。

另外，本实施方式中说明了将在管路 22 上设置有加热器和温度传感器部 61 的部分一体设置在电子内窥镜 2C 上的结构，然而也可以应用第 1 实施方式的变形例（图 11 中说明的结构）。也就是说，还可以构成为：将设置有加热器和温度传感器部 61 的管以拆装自如的方式在图 11 的电子内窥镜 2A 的通路 21 内贯穿。

（第 3 实施方式）

下面参照图 13 说明本发明第 3 实施方式。图 13 表示本发明第 3 实施方式的内窥镜装置 1D 的主要部分的概要结构。本实施方式使用增粘剂等可根据温度变化来改变其粘度值的介质。

而且，电子内窥镜 2D 以液体状的状态从其前端向活体粘膜 7a 等观察对象部位喷射介质。所喷射的介质具有升高观察对象部位的表面附近的温度以增大血流的功能。除了该功能之外，介质在其自身温度降低时处于其粘度增加的状态，易于滞留在观察对象部位上。另外，该介质覆盖在观察对象部位的表面，具有保温（保持温度）的功能。

本实施方式的内窥镜装置 1D 例如在图 2 的内窥镜装置 1A 中采用了凝胶供给源 65 来取代介质供给源 47。该凝胶供给源 65 收容有透明的增粘剂（或者也可以是将其溶解的溶剂），该增粘剂在升高温度的状态下，其粘度减小，呈液体状，成为易于流动的特性，当其温度降低时，则粘度会增大，变化为凝胶状。

该凝胶供给源 65 与由加热器和加热器电源构成的加热部 66 连接，在加热部 66 内被加热到比活体 7 的温度要高一些的温度，成为接近液体的状态下的增粘剂 66a。

然后，在启动泵 48 的情况下，通过加热部 66 加热的液体状的增强剂 66a 经过管 49 而被送出到电子内窥镜 2D 的管路 22C。该电子内窥镜 2D 例如在第 1 实施方式的电子内窥镜 2 中采用了管路 22C 来取代管路 22。此时的管路 22C 成为使液体状的增粘剂 66a 在该前端侧通过的增粘剂通路，前端开口 22a 喷射液体状的增粘剂 66a。

在本实施方式中，例如，加热部 66 始终被设定为动作状态，如果被切换为 NBI 观察模式，则控制部 63 将泵 48 从停止控制成启动的动作状态。如果被切换为通常观察模式，则泵 48 被控制成停止。

而且，当泵 48 为启动的工作状态时，从管路 22 的前端开口 22a 喷射出液体状的增粘剂 66a。

另外，上述增粘剂 66a 在被喷射到活体粘膜 7a 上时，如第 1 实施方式中说明的那样，升高了活体粘膜 7a 的表层部分的温度，扩张了毛细血管，更易于观察血管。

其他结构与上述实施方式相同。

接着参照图 14（A）到图 14（C），说明切换到 NBI 观察模式的情况下本实施方式的作用。

如果被切换到 NBI 观察模式，则控制部 63 使泵 48 处于动作状态。而且，通过加热部 66 加热的液体状的增粘剂 66a 经过管 49、电子内窥镜 2A 的管路 22C 从该前端开口 22a 喷射出。该情形如图 14（A）所示。

即，从前端开口 22a 向作为观察对象部位的活体粘膜 7a 喷射液体状的增粘剂 66a。

如第1实施方式中说明的那样，喷射到活体粘膜7a上的增粘剂66a使活体粘膜7a的表层部分的温度上升，毛细血管扩张，更为易于观察血管。此时，增粘剂66a的温度下降，由于其温度的下降，其粘度增大。而且如图14(B)所示，由于温度降低，从液体状形成为凝胶化的粘度增大的增粘剂66b，该增粘剂66b滞留于该活体粘膜7a的表面上的功能变强。

另外，这种情况下，覆盖活体粘膜7a的表面，具有将其内侧的温度保温在较高状态的功能。

因此，如图14(B)所示，利用滞留于活体粘膜上的功能强的凝胶化并具有保温功能的增粘剂66b，可削减所喷射的介质的量，能够维持可详细观察毛细血管等血管状态的状态。

而且，在观察了活体粘膜7a之后，在为考虑了活体亲和性的增粘剂66b的情况下，也可以直接放置。

在进行除去增粘剂66b的处理的情况下，如图14(C)所示，例如可以通过未图示的送水管路向增粘剂66b喷射温水，使之成为液体状的增粘剂66a的状态，从具有吸引管路功能的通路21的前端开口吸引液体状的增粘剂66a，将其排除到体外。

并且，在上述说明中，说明了利用泵48将液体状的增粘剂66a经由管路22C从前端开口22a喷射的结构。

这种情况下，根据增粘剂66a不同，有时即便是凝胶状态下其粘度也并不非常大，此时也可以直接在凝胶状态下，使用泵48的输送压力将温度加热到略微高于活体粘膜7a的温度的状态下的增粘剂从前端开口22a喷射出去。

(第4实施方式)

下面参照图15说明本发明第4实施方式。图15表示本发明第4实施方式的内窥镜装置1E的主要部分的概要结构。本实施方式中，在电子内窥镜2E的前端部12的前端面上设置温度控制元件(或者加热元件)，通过温度控制元件与活体粘膜7a接触而赋予温度变化。由此，被接触的部分附近会产生血流变化，易于观察血管。

本实施方式的电子内窥镜 2E 例如是在第 1 实施方式的电子内窥镜 2 中不设置使热介质中通过的管路 22 (例如图 11 的电子内窥镜 2A), 而在前端部 12 的前端面附近设置有例如珀耳帖元件 71 来作为可进行温度控制的加热元件。

另外, 与该珀耳帖元件 71 相邻地设有检测该珀耳帖元件 71 的温度的温度传感器 53。

珀耳帖元件 71 通过电源线与设置在观察装置 5 内的 DC 电源 72 连接, 在控制部 63 的控制下设定为 NBI 观察模式的情况下, 该 DC 电源 72 向珀耳帖元件 71 提供 DC 功率。

控制部 63 控制提供给珀耳帖元件 71 的 DC 功率, 使得成为用户通过温度设定部 55 设定的温度。另外, 通过温度传感器 53 所检测出的温度被输入到控制部 63, 用于进行温度控制, 同时还被输入到保护电路 54。当所检测出的温度超过阈值的情况下, 保护电路 54 断开, 使得不向珀耳帖元件 71 提供 DC 电源 72 的 DC 功率。另外, 控制部 63 与旋转滤波器控制装置 45B 连接。

本实施方式不使用第 1 实施方式等中说明的热介质, 因此构成为观察装置 5 内不需要热介质送出单元。

说明本实施方式的作用。

当通过手术人员切换为 NBI 观察模式的情况下, 控制部 63 将 DC 电源 72 设定到动作状态上, 同时向旋转滤波器控制装置 45B 发送信号以进行 NBI 观察模式的照明。DC 电源 72 向珀耳帖元件 71 提供 DC 功率, 在控制部 63 的控制下, 控制 DC 功率以使得珀耳帖元件 71 的温度成为温度设定部 55 中所设定的设定温度。

之后, 如图 16 (A) 所示, 手术人员使插入部 8 的前端侧移动到活体粘膜 7a 侧, 使前端面与活体粘膜 7a 接触。

于是, 活体粘膜 7a 的表面附近被珀耳帖元件 71 加热, 其温度上升。而且如第 1 实施方式说明的那样, 活体粘膜 7a 的表层附近的血流增大。

之后, 手术人员进行使插入部 8 向后方侧移动的操作, 如图 16 (B) 所示, 设定为前端面从活体粘膜 7a 接近的距离, 通过 NBI 观察模式进行

观察。本实施方式也具有与第 1 实施方式相同的效果。并且也可以使用加热器等加热设备来代替珀耳帖元件 71。

下面说明本实施例的第 1 变形例。在上述实施方式中构成为向珀耳帖元件 71 提供 DC 功率，对珀耳帖元件 71 进行加温（加热）。本变形例可以选择加热和冷却。

这种情况下，手术人员操作温度设定部 55，如上所述，能够设定为高于活体粘膜 7a 的温度，并且能够设定为低于活体粘膜 7a 的温度。这种情况下，控制部 63 翻转 DC 电源 72 的 DC 极性，向珀耳帖元件 71 提供 DC 功率。由此，珀耳帖元件 71 的前端面具有吸收热量进行冷却的冷却单元的功能。

这种情况下的控制部 63 的温度控制作用如图 17 所示。如果设定为 NBI 观察模式，则控制部 63 开始温度控制的动作。而且在最开始的步骤 S11 中，控制部 63 读出温度设定部 55 的设定温度的信息。在下一个步骤 S12 中，控制部 63 判定设定温度是否高于活体粘膜 7a 的温度。

然后，当设定温度比活体粘膜 7a 的温度高的情况下，如步骤 S13a 所示，控制部 63 以加热用的极性向珀耳帖元件 71 提供 DC 功率，以其前端面加热的状态使珀耳帖元件 71 动作。

另一方面，在设定温度比活体粘膜 7a 的温度低的情况下，如步骤 S13b 所示，控制部 63 向珀耳帖元件 71 提供相比加热情况下翻转了极性的 DC 功率，以其前端面冷却的状态使珀耳帖元件 71 动作。

在步骤 S13a 之后，如步骤 S14a 所示，控制部 63 获取由温度传感器 53 检测的温度信息，进行该温度是否达到了设定温度附近的判定。然后进行加热动作，直到温度到达设定温度附近为止。

另外，在步骤 S13b 之后，如步骤 S14b 所示，控制部 63 获取由温度传感器 53 检测的温度信息，进行该温度是否达到了设定温度附近的判定。然后进行冷却动作，直到温度到达设定温度附近为止。

另一方面，在步骤 S14a 或者 S14b 中，在达到了设定温度附近的情况下，控制部 63 继续进行该温度的判定。

本变形例中，除了加热之外，还通过冷却向活体粘膜 7a 赋予温度变

化，具有改变血流变化的功能。在使之冷却的情况下，虽然血流减少，然而内窥镜图像会对应于该变化而产生变化，因此可以根据变化的情形来确认血管。另外，使活体粘膜 7a 接触珀耳帖元件 71 而冷却之后，还能够在活体粘膜 7a 的温度上升时血流增大的状态下进行血管观察。

下面使用图 18 来说明第 2 变形例。图 18 表示第 2 变形例中电子内窥镜 2F 的前端侧。该第 2 变形例构成为，在图 15 的电子内窥镜 2E 中不设置珀耳帖元件 71。另外，观察装置 5 也构成为不具有 DC 电源。而且本变形例使用光导 16 的前端面作为加热单元（加温单元）。并且，本例中在光导 16 的前端面安装有照明透镜 16a。

而且，与图 16（A）中说明的相同，通过使光导 16 的前端面接触珀耳帖元件 71，从而对活体粘膜 7a 进行加热。而且能够在血流增大的状态下进行观察。在使之接触活体粘膜 7a 的情况下，通过温度传感器 53 来检测活体粘膜 7a 所加热的温度，可保护其不会达到阈值以上的温度。

（第 5 实施方式）

下面参照图 19 说明本发明第 5 实施方式。图 19 表示本发明第 5 实施方式的内窥镜装置 1G 的结构。

本实施方式使用远红外线，设定为易于通过非接触的方式观察血流的状态。

图 19 所示的内窥镜装置 1G 采用了在第 1 实施方式的电子内窥镜 2 中不具备管路 22 的电子内窥镜 2G。

另外，图 19 所示的观察装置 5 具有不具备热介质送出部 23 的光源部 3G，该光源部 3G 作为光源 24'，如图 20 所示，具有能够在包含可见区域附近、例如 4 μm 以上的远红外线区域的波长区域发光的特性。图 20 中通过不发光的例子表示从 1 μm 附近到 4 μm 附近的波长区域，然而不限于此。

而且，第 2 滤波器组 29'除了图 4 所示的第 2 滤波器组 29 的透射特性之外，还采用图 20 所示的在远红外区域上通过的滤波器特性的结构。也就是说，构成第 2 滤波器组 29'的 R2'、G2'、B2'除了图 4 所示的 R2、G2、B2 的透射特性之外，还分别被设定为图 20 所示的使远红外区域的

光通过的特性。

另外，电子内窥镜 2G 的光导 16'除了传送可见区域波长的光之外，还采用具有传送远红外区域的光的远红外线传送单元的功能的部件。该光导 16'能够通过例如设定为中空且其内表面反射光的特性的部件构成。而且该光导 16'将从该前端面传送来的远红外线照射到活体粘膜 7a 侧。

其他与第 1 实施方式中说明的结构相同。

作为本实施方式的作用，通常观察模式是与第 1 实施方式相同的。与此相对，当切换为 NBI 观察模式的情况下，如图 19 所示，旋转滤波器控制装置 45 控制成将第 2 滤波器组 29'配置在照明光路上。

于是，第 2 滤波器组 29'的滤波器除了具有图 4 所示的第 2 滤波器组 29 的透射特性之外，还设定为具有使远红外区域的光通过的特性，因此远红外区域的光照射到观察对象部位上。也就是说，如图 21 所示，远红外区域的光和 NBI 光照射在观察对象部位上。

远红外区域的光具有对活体 7 进行加热的特性，因此照射有该远红外区域的光的观察对象部位被加热，毛细血管等血管内的血流增大。因此，在切换为 NBI 观察模式的情况下，手术人员能够以 NBI 观察模式在易于观察毛细血管等的状态下进行观察。本实施方式具有与第 1 实施方式等相同的效果。

并且，远红外区域的光能够向活体粘膜 7a 赋予（在将构成该活体粘膜 7a 的各分子看作格子的情况下，使这些格子进行格子振动的）振动能量，能够看作是进行加热的单元。

接着参照图 22 说明第 1 变形例。图 22 表示第 1 变形例的光源部 3H 的概要结构。

第 1 变形例仅以第 1 滤波器组 28'作为图 19 的旋转滤波器 27 来构成旋转滤波器（图 22 中为了简化而用符号 28'表示）。该第 1 滤波器组 28'被设定为除了具有图 4 所示的 R1、G1、B1 的透射特性之外，还具有使远红外线区域的光通过的特性的 R1'、G1'、B1'的透射特性。

另外，在照明光路上与该第 1 滤波器组 28'相对（对置）地配置有第 2 旋转滤波器 81。该第 2 旋转滤波器 81 设有透射可见光的滤波器 82 和

透射 NBI 和远红外线的滤波器 83。

例如图 23 所示，滤波器 83 被设定为在 G2 和 B2 的窄带区域中通过的 NBI 观察用滤波器特性和使远红外线的光通过的特性。并且，作为 NBI 观察用滤波器特性，也可以设定为在 R2、G2 和 B2 的窄带区域中透射的滤波器特性。

旋转滤波器控制装置 45 控制电动机 84 的转角，控制配置于照明光路上的滤波器。在通常观察模式的情况下，在照明光路上配置有透射可见光的滤波器 82，成为与在第 1 实施方式等中说明的情况同样的动作。

与此相对，NBI 观察模式的情况下，如图 22 所示，旋转滤波器控制装置 45 控制成使滤波器 83 配置于照明光路上。

这种情况下，由于第 1 滤波器组 28' 旋转，因此，例如 R1' 配置在照明光路上的情况下，仅能透射远红外区域的光。另外，当 G1' 配置在照明光路上的情况下，能透射 G2 和远红外区域的光，当 B1' 配置在照明光路上的情况下，能透射 B2 和远红外区域的光。

因此本变形例具有与图 19 所示情况相似的作用效果。

图 24 表示第 2 变形例的光源部 3I 的概要结构。图 19 的光源部 3G 中，采用了光源 24' 覆盖可见区域和远红外区域的发光特性的灯等，然而本变形例的光源部 3I 具有覆盖可见区域（可见区域发光用）的光源 24 和覆盖远红外区域的远红外区域用光源 86。

通常观察的情况下成为与图 19 相同的结构和作用。与此相对，如果切换到 NBI 观察模式，则如图 24 所示，远红外区域用光源 86 的远红外区域的光经过快门 87、照明光路上的半透镜 88，与在 NBI 观察用第 2 滤波器组 29 中透射的光一起提供到光导 16'。

并且，半透镜 88 既可以仅在 NBI 观察模式时配置在照明光路上，也可以始终配置在照明光路上。

另外，本变形例中例如与电子内窥镜 2G 的观察模式切换开关 46 相邻地设有脉冲照射开关 46b。而且，通过手术人员操作该脉冲照射开关 46b，能够在 NBI 观察模式时对远红外区域的光进行脉冲照射，断续进行加热作用。

也就是说,通过手术人员操作脉冲照射开关 46b,能够设定为向活体粘膜 7a 侧间歇照射远红外线的模式。进行间歇照射的模式能够对活体粘膜 7a 赋予不同于连续照射模式的血流变化。

图 25 表示 NBI 观察模式下的作用的流程图。如果进行了向 NBI 观察模式的切换指示,则如步骤 S3 所示(与图 6 同样地),设定为 NBI 观察模式的照明和图像处理状态。

另外,如步骤 S21 所示,与步骤 S3 的处理联动地,旋转滤波器控制装置 45 控制成:将快门 87 从关闭成为打开,使远红外区域的光与 NBI 观察用光一起向光导 16'入射。

因此,从电子内窥镜 2C 的光导 16'的前端面向观察对象部位一并照射远红外区域的光与 NBI 观察用光。而且,如步骤 S22 所示,观察对象部位通过远红外区域的光的照射而被加热,手术人员能够在血流增大状态下进行观察。

另外,如下一步骤 S23 所示,旋转滤波器控制装置 45 监视规定时间内是否存在脉冲照射开关 46b 的操作。而且,在手术人员希望按脉冲来加热或停止加热,以便在改变血流的状态来进行观察的情况下,则操作脉冲照射开关 46b。

于是,如步骤 S24 所示,旋转滤波器控制装置 45 以规定周期打开/关闭快门 87。并且,手术人员能够在通过远红外线进行的间歇性加热而产生的血流变化状态下进行观察。

如上,本变形例能够选择连续进行加热的模式和间歇进行加热的模式来观察毛细血管等。之外,本变形例具有与第 5 实施方式相同的效果。

并且,作为图 24 的结构的变形例,还可以构成为电子内窥镜 2G 独立具有光导 16 和传送远红外线的远红外线传送部,其中光导 16 用以代替光导 16'。

而且当设定为 NBI 观察模式的情况下,也可以构成为远红外区域用光源 86 的远红外线向远红外线传送部的后端面入射,将从该远红外线传送部的前端面传送来的远红外线照射到活体粘膜 7a 上。这种情况下,远红外线传送部既可以构成为一体设于电子内窥镜 2G 上,也可以构成为以

可拆装的方式安装在通路 21 内。

另外，虽然在图 19 所示的电子内窥镜 2G 中没有设置上述结构，然而也可以构成为具有在下面的第 6 实施方式中说明的温度传感器 94，使用该温度传感器 94 以非接触的方式检测活体粘膜 7a 侧的温度，并监视该温度。

（第 6 实施方式）

下面参照图 26 说明本发明第 6 实施方式。图 26 表示本发明第 6 实施方式的内窥镜装置 1J 的主要部分结构。

第 5 实施方式构成为：在设定为 NBI 观察模式的情况下向活体粘膜 7a 侧照射远红外线，然而本实施方式中取代远红外线而向活体粘膜 7a 侧照射微波。

本实施方式的电子内窥镜 2J 是在图 19 的电子内窥镜 2G 中在前端部设有放射（照射）微波的微波放射器件 91。

该微波放射器件 91 由观察装置 5 内的 DC 电源 92 再经由脉冲调制电路（图 26 中简称为调制）93 提供 DC 功率或者脉冲功率，从而连续或脉冲地（间歇地）产生微波，向活体粘膜 7a 等观察对象部位侧照射微波。

在照射了微波的情况下，观察对象部位的活体粘膜 7a 中的水分子吸收微波带来的电磁波的振动能量，水分子变为被加热的状态。而且，水分子周围的水分子之外的分子也被传递了该热量，从而成为被加热的状态。

另外，与微波放射器件 91 相邻地设有例如检测放射温度的温度传感器 94，该温度传感器 94 检测观察对象部位侧的温度，输出到保护电路 54。

并且，该温度传感器例如是使用热电堆构成的，以非接触的方式检测观察对象部位侧的温度。而且如下所述，防止了观察对象部位侧的温度被加热到规定值以上。

当温度传感器 94 检测出的温度超过阈值的情况下，保护电路 54 使 DC 电源 92 断开。

另外，观察模式切换开关 46 与旋转滤波器控制装置 45 相连，一旦通过观察模式切换开关 46 进行了向 NBI 观察模式切换的切换指示，则旋转滤波器控制装置 45 使 DC 电源 92 处于动作状态。这种情况下，DC 电源 92 通过脉冲调制电路 93 将 DC 功率提供给微波放射器件 91。

另外，如果操作了脉冲照射开关 46b，则旋转滤波器控制装置 45 启动脉冲调制电路 93，控制成按脉冲性将 DC 功率提供给微波放射器件 91。

另外，在微波放射器件 91 的前表面侧配置有例如将微波的放射角变更为窄角和广角后使其放射的放射角变更器件 91a。而且手术人员按照观察活体粘膜 7a 侧的观察距离，操作放射角变更开关 46c，从而能够将微波的放射角选择设定为窄角或广角。

被输入了放射角变更开关 46c 的操作信号的例如旋转滤波器控制装置 45，通过对来自 DC 电源 92 的 DC 功率的供给的导通/断开来控制放射角变更器件 91a。放射角变更器件 91a 通常断开 DC 功率的供给，在该状态下，例如微波为以窄角射出的状态。

放射角变更器件 91a 例如是通过形状记忆金属形成对由半导体元件产生的微波进行引导并从前端开口放射的喇叭状导波管的喇叭部分的结构。而且通过向喇叭部分提供 DC 功率，该喇叭部分的温度上升，通过形状记忆金属的高温相侧的形状记忆功能，其开口角的形状变化为不同于低温相侧的形状（广角形状）。并且，本实施方式的光源部虽然没有在图 26 中表示，然而例如与第 1 实施方式的光源部 3 为同样结构。

下面说明本实施方式的动作。通常观察模式与第 1 实施方式相同。

如果存在向 NBI 观察模式的切换操作，则成为图 27 的流程图那样的动作。在图 25 中，图 27 中的步骤 S3 到步骤 S24' 是将远红外线变更为微波的内容，对该变更的步骤赋予了 ' 记号。

另外，在本实施方式中，在步骤 S24' 之后，如步骤 S25 所示，旋转滤波器控制装置 45 监视是否出现对放射角变更开关 46c 的操作。而且当没有对放射角变更开关 46c 的操作时，微波放射器件 91 以窄角射出微波。

通常，手术人员大多在使电子内窥镜 2J 的前端部 12 接近活体粘膜 7a 的状态下进行观察。与此相对，为了观察更广泛的范围，在以大于通

常观察距离的距离来观察活体粘膜 7a 的情况下，可以操作放射角变更开关 46c。

这种情况下，如步骤 S26 所示，向放射角变更器件 91a 供给 DC 功率，微波放射角变更更为广角。而且能够向活体粘膜 7a 的较宽范围照射微波。即，能够按照活体粘膜 7a 的观察范围来变更进行加热的范围。而且该微波放射器件 91 使加热部分的毛细血管等血管上的血流增大，因此活体粘膜 7a 被设定为易于观察的状态。

另外，如步骤 S27 所示，保护电路 54 监视温度传感器 94 所检测出的温度是否在阈值温度以下，如果在阈值以下，则返回步骤 S22'。这种情况下，微波放射器件 91 持续进行向活体粘膜 7a 照射微波的状态。

另一方面，如果检测出的温度超过阈值，则如步骤 S28 所示，保护电路 54 断开 DC 电源 92，停止照射微波的动作。

并且，也能够将操作了脉冲照射开关 46b 的情况下间歇性照射微波的能量强度设定为比连续照射微波的情况下要高的值，时间上增强了使血流变化的功能。这样就更为易于观察毛细血管等。

本实施方式具有与上述第 5 方式等的第 2 变形例同样的效果，并且还可以对加热活体粘膜 7a 的范围（换言之为使血流变化的范围）进行变更设定。并且，还可以构成为将图 26 中设置的温度传感器 94 设置在其他实施方式等中，通过非接触的方式检测被加热等的活体粘膜 7a 侧的温度，防止被加热到规定温度以上。

图 28 表示变形例的内窥镜装置 1J' 的主要部分结构。

该内窥镜装置 1J' 表示变形例的电子内窥镜 2J' 和观察装置 5'。电子内窥镜 2J' 是在图 26 的电子内窥镜 2J 中不具有光导 16'，而在前端部 12 设有 3 色发光二极管（简称为 LED）101 和 2 色 LED102。

而且，在通常观察模式下，根据控制装置 45' 的控制，3 色 LED 101 被发光驱动，在 NBI 观察模式下 2 色 LED 102 被发光驱动。

3 色 LED 101 依次产生第 1 滤波器组 28 的面顺序照明光、即 R1、G1、B1 的光，2 色 LED 102 依次产生第 2 滤波器组 29 的照明光、此处为图 23 所示的 G2、B2 的光。

并且，控制装置 45' 具有与旋转滤波器控制装置 45 大致相同的作用。即，该控制装置 45' 虽然不进行旋转滤波器的切换控制，然而与切换旋转滤波器的情况相同地进行照明光的切换控制。并且，该控制装置 45' 虽然没有在图 28 中表示出来，然而也进行图像处理部 42 的切换控制。

另外，在该变形例中表示出微波放射器件 91 不具有放射角变更器件 91a。因此该电子内窥镜 2J' 不具有放射角变更开关 46c。

本变形例除了变更微波的放射角的作用之外，具有与图 26 的内窥镜装置 1J 大致相同的作用和效果。

并且，虽然在本实施方式中以向活体粘膜照射微波为例进行了说明，然而也可以向活体粘膜照射声波、例如微波的声波。

（第 7 实施方式）

下面参照图 29 说明本发明第 7 实施方式。图 29 表示本发明第 7 实施方式的电子内窥镜 2K 的前端侧的结构。本实施方式是取代了第 6 实施方式的微波放射器件 91，而设置了施加磁能的磁线圈 96 的结构。

另外，这种情况下没有设置温度传感器 94。而且，在 NBI 观察模式时，能够将磁线圈 96 产生的磁能施加给活体粘膜 7a。本实施方式中，通过向活体粘膜 7a 施加磁能，从而增大了血流，易于进行毛细血管等的观察。

并且，如图 30 所示，本实施方式的变形例构成为：具有配置在活体 7 外部的体外磁线圈 97，由电源 98 向该体外磁线圈 97 提供功率而向活体 7 施加磁能。这种情况下，插入到活体 7 内的电子内窥镜 2K' 构成为在图 29 的电子内窥镜 2K 不具有磁线圈 96。电源 98 是通过旋转滤波器控制装置 45 来控制的。

如图 30 所示，体外磁线圈 97 向通过电子内窥镜 2K' 在体腔内观察的部分也施加磁能。

本变形例中，当设定为 NBI 观察模式的情况下，由体外向通过电子内窥镜 2K' 观察的观察对象部位施加磁能，能够在增大了毛细血管等血管的血流的状态下进行观察。

并且，图 30 的变形例中构成为：体外磁线圈 97 配置在活体 7 的外

部，向活体 7 施加所产生的磁能，然而不限于此，例如也可以构成为在电子内窥镜 2K' 的外部设置磁线圈 96 等磁能产生单元。

（第 8 实施方式）

下面参照图 31 说明本发明第 8 实施方式。图 31 表示本发明第 8 实施方式的电子内窥镜 2L 的前端侧结构。本实施方式中，在图 30 的电子内窥镜 2K' 或图 11 的电子内窥镜 2A 中在其前端部 12 安装有盖 99。

而且，在 NBI 观察模式时，通过通路 21 吸引活体粘膜 7a 的表面侧，如图 31 所示，使收纳于盖 99 内部的活体粘膜 7a 部分的血管呈淤血状态，从而易于观察血管。

本实施方式中，在使用现有的电子内窥镜的情况下，也能简单地设定为更易于观察毛细血管的状态来进行观察。

除了上述实施方式等中的使血流产生变化的单元、方法之外，本发明还包含对活体粘膜 7a 施加刺激来改变毛细血管等血管中的血流的单元、方法等。例如可以按压活体粘膜 7a，利用在解除了按压的情况下变红的血流现象，在解除该按压时通过 NBI 观察模式进行观察。

另外，本发明还包含例如被设定为 NBI 观察模式时，与之联动地变更姿势的结构。而且，利用血液由于姿势的变更而易于在重力方向上流动的现象，来改变血流，使得通过 NBI 观察模式更易于观察毛细血管等血管或者血流。

上述实施方式等能够通过血流变化部来使包含体腔内的活体表面附近的毛细血管在内的血管的血流产生变化，具有能够易于观察血管或者血流的效果。

并且，还可以局部组合上述实施方式来构成不同的实施方式。例如取代将图 15 所示的珀耳帖元件 53 等加热器件或图 26 所示的微波放射器件 91 设置在插入部 8 的前端部 12 的情况，而可以构成为将它们设置在可贯穿插入于通路 21 内的电缆或者管的前端。

也就是说，本发明不限于在内窥镜上一体设置使血流变化的血流变化单元的结构，还包含以可拆装的方式安装在内窥镜上的结构。

另外，在上述实施方式等中，主要说明了例如在从通常观察模式切

换到 NBI 观察模式的情况下，通过血流变化单元赋予增大血流等的变化的功能相联动的情况。但不限于与观察模式的切换联动的情况，也可以构成为由手术人员进行血流变化单元的动作启动/停止。

例如也可以在图 28 的操作部 9 设置开关 46d，由该开关 46d 对构成血流变化单元的微波放射器件 91 的微波放射的启动/停止进行指示操作（图 28 中用虚线表示）。

该开关 46d 的操作信号被输入到控制装置 45'，该控制装置 45'响应与启动/停止的操作信号，对提供给微波放射器件 91 的功率进行导通/断开（供给/停止供给）。

并且还能够将该开关 46d 应用于其他实施方式等中。例如在第 1 实施方式的图 2 中还设置开关 46d，构成为通过该开关 46d 的导通/断开的指示操作，对加热器电源 51 提供给加热器 50 的加热用功率进行导通/断开，并且对泵 48 的动作进行启动/停止。

并且，将上述各实施例等进行局部组合等而构成的实施例等也属于本发明。

产业上的可利用性

本发明构成为在插入体腔内的插入部的前端部向活体表面喷射加热的介质或者照射加热用的远红外线等。由此能够使活体表面附近的血管血流产生变化，即使在内窥镜检查中也能顺畅地设定为更易于观察活体表面附近的毛细血管等血管的流动状态的状态。

本申请是以 2006 年 5 月 24 日在美国提交的申请号为 11/439,815 号的专利申请作为要求优先权的基础而提出申请的，上述公开内容在本申请说明书、权利要求书以及附图中援用。

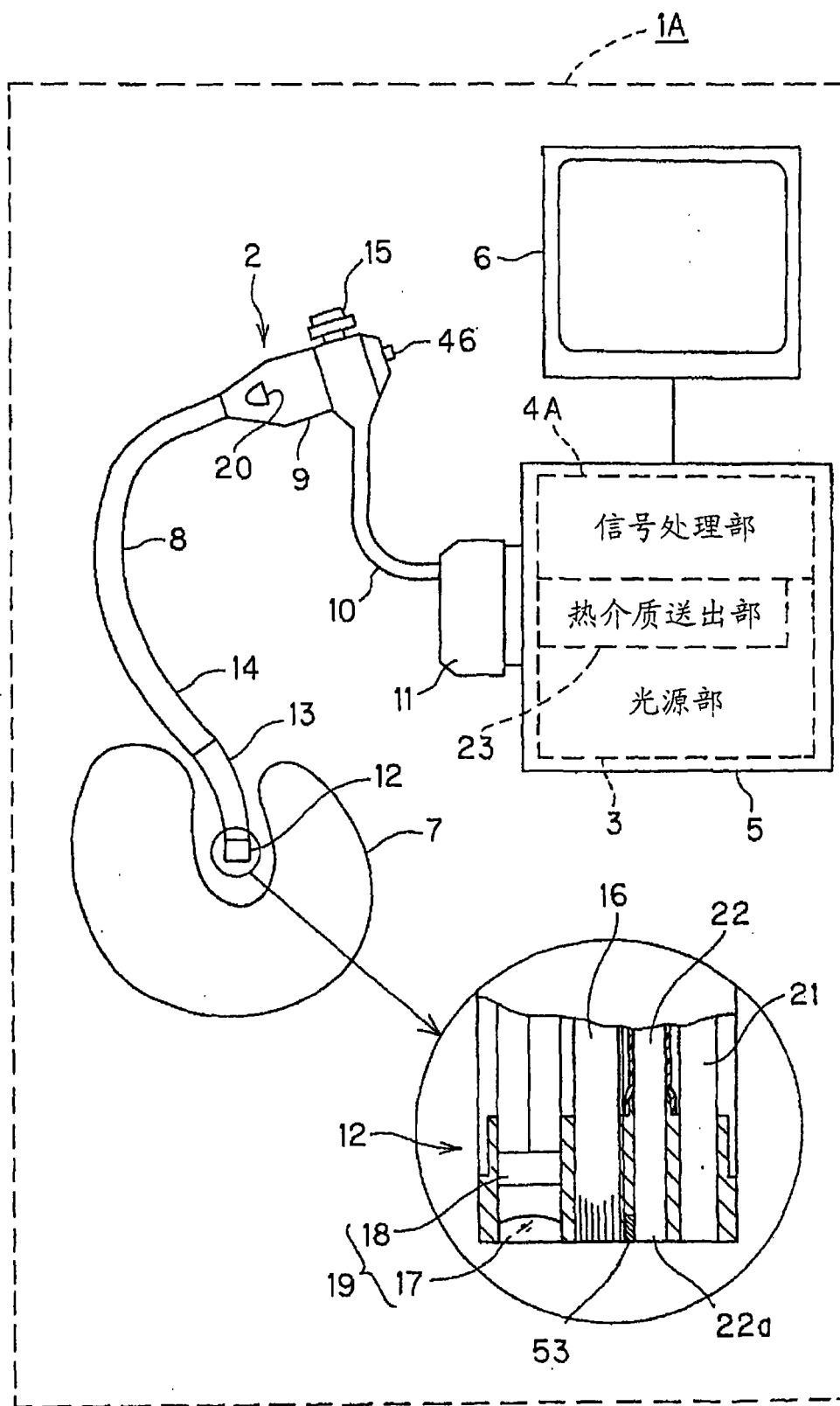


图 1

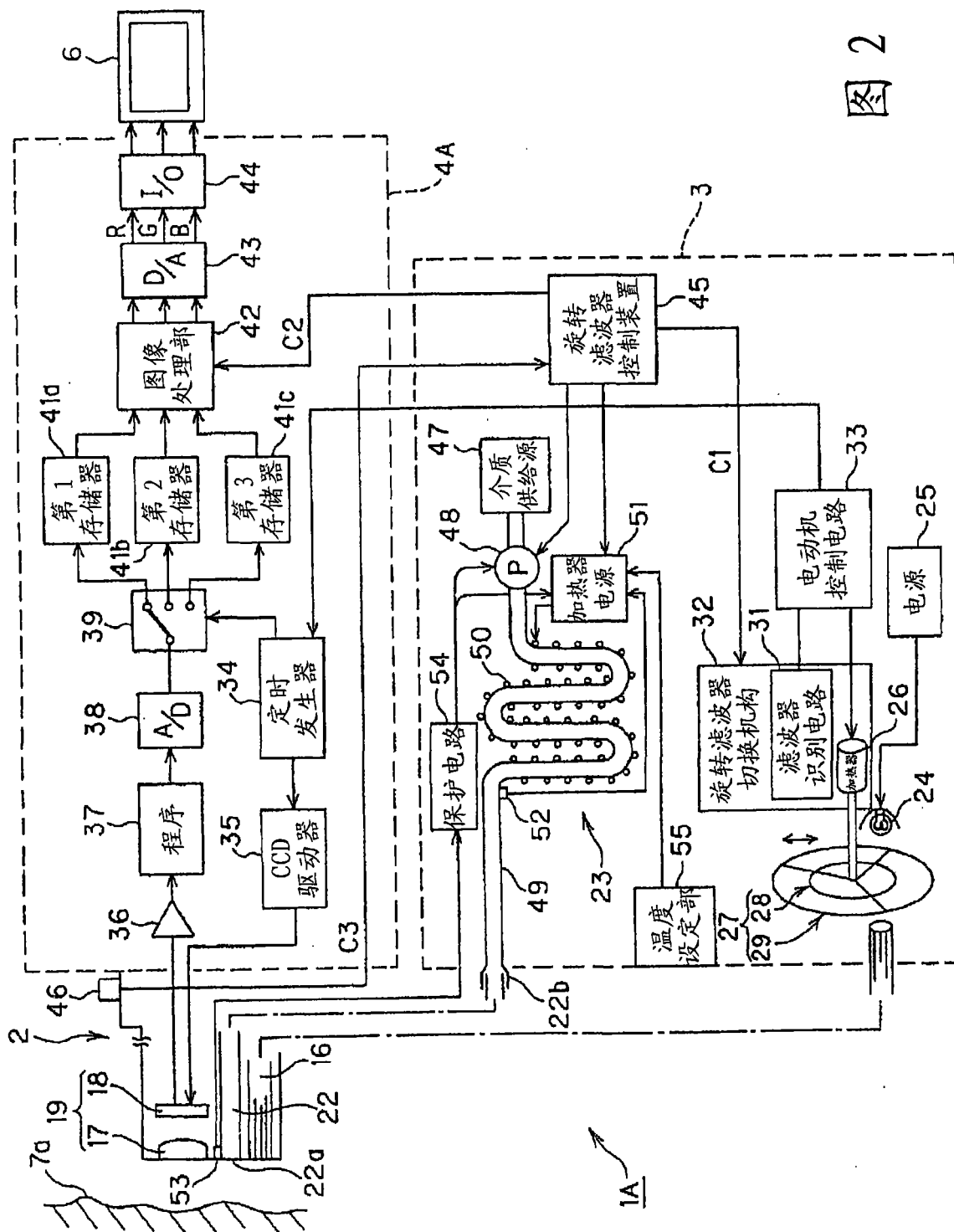


图 2

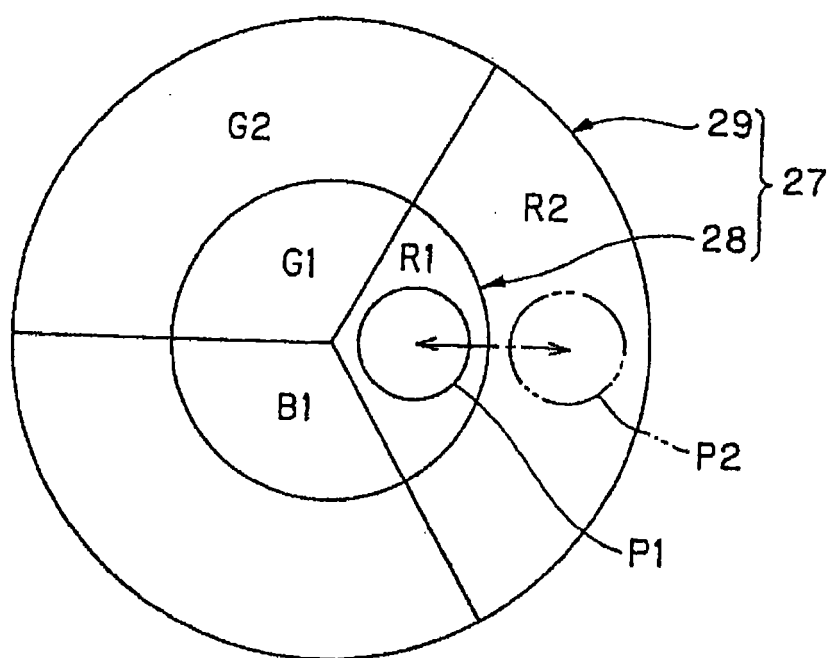


图 3

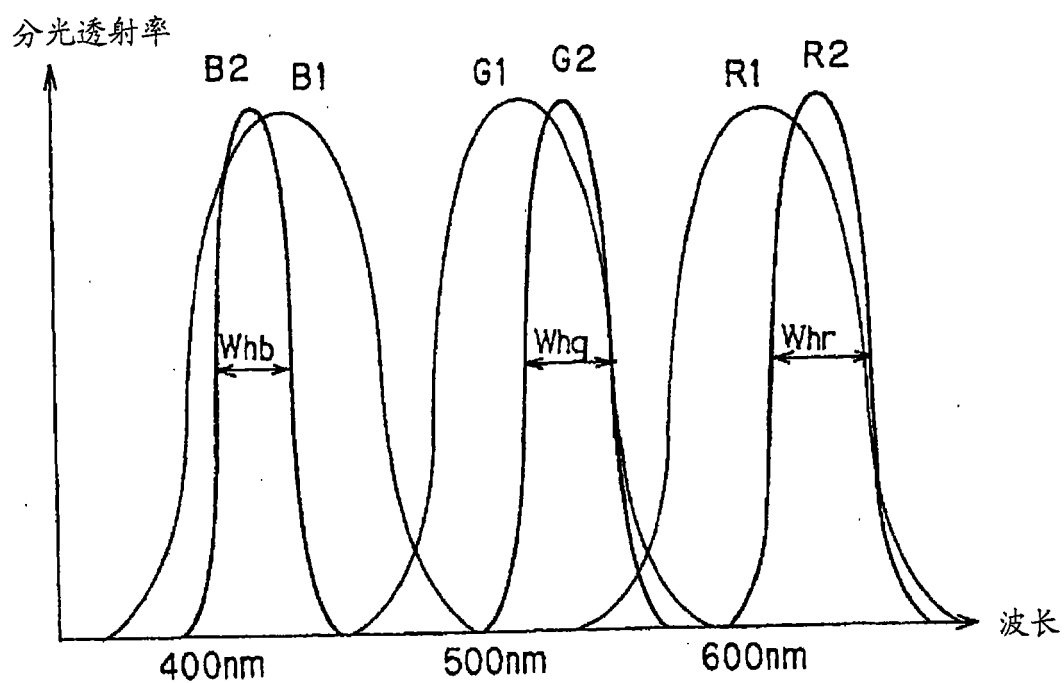


图 4

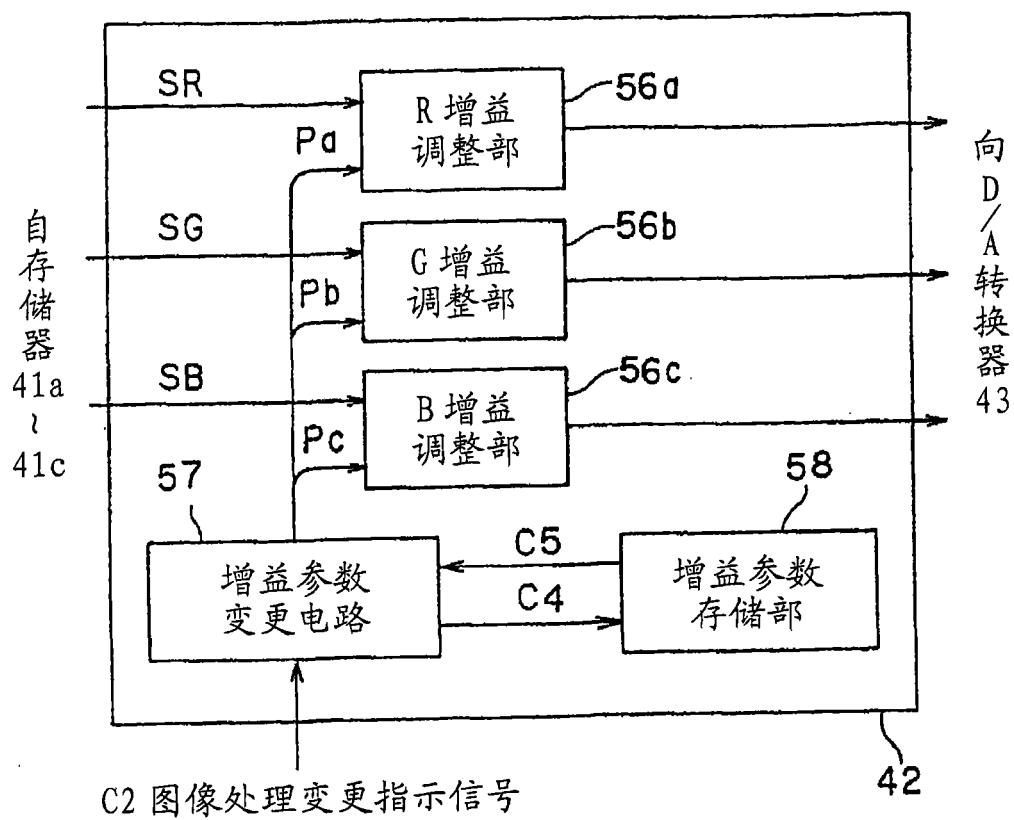


图 5

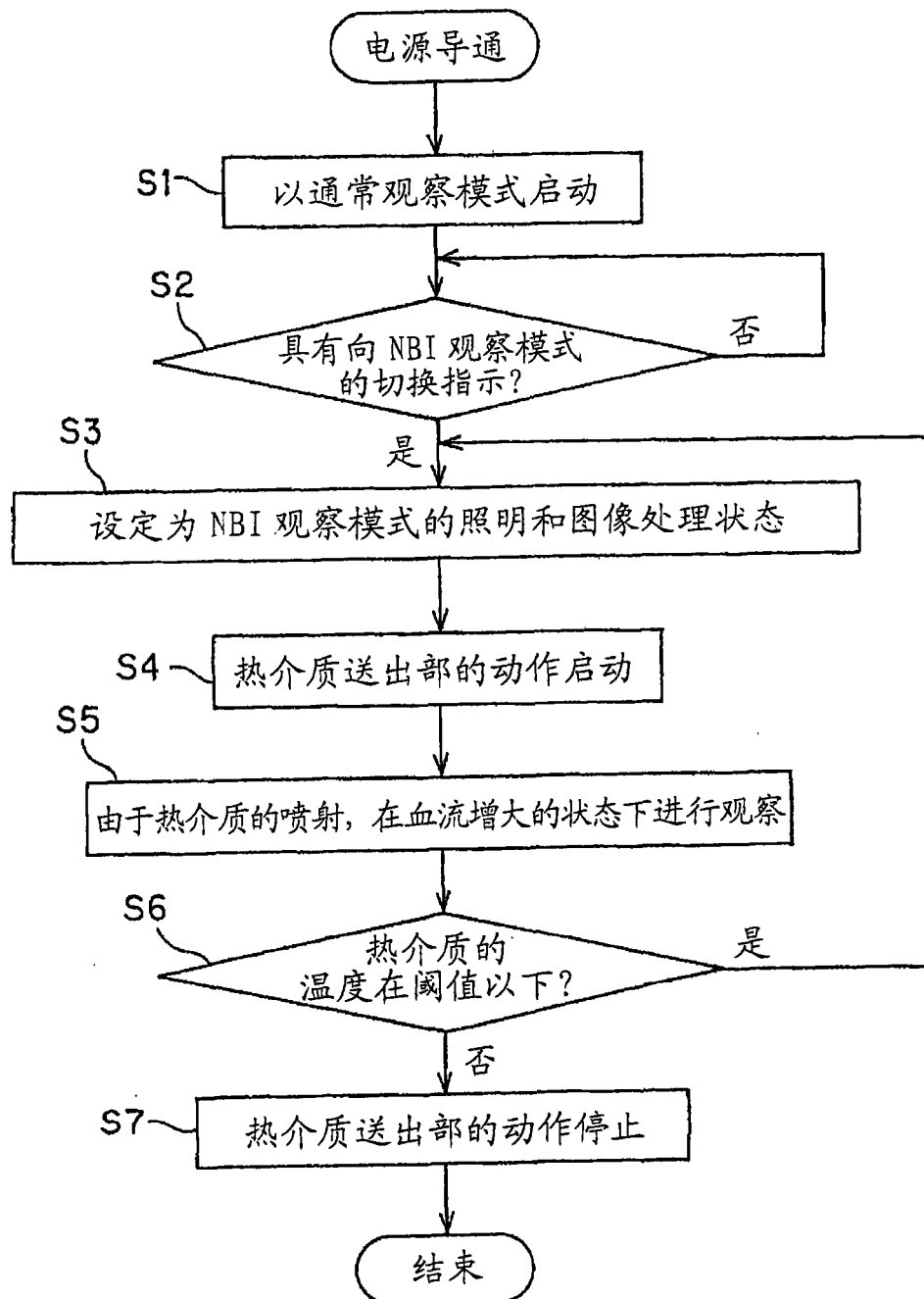


图 6

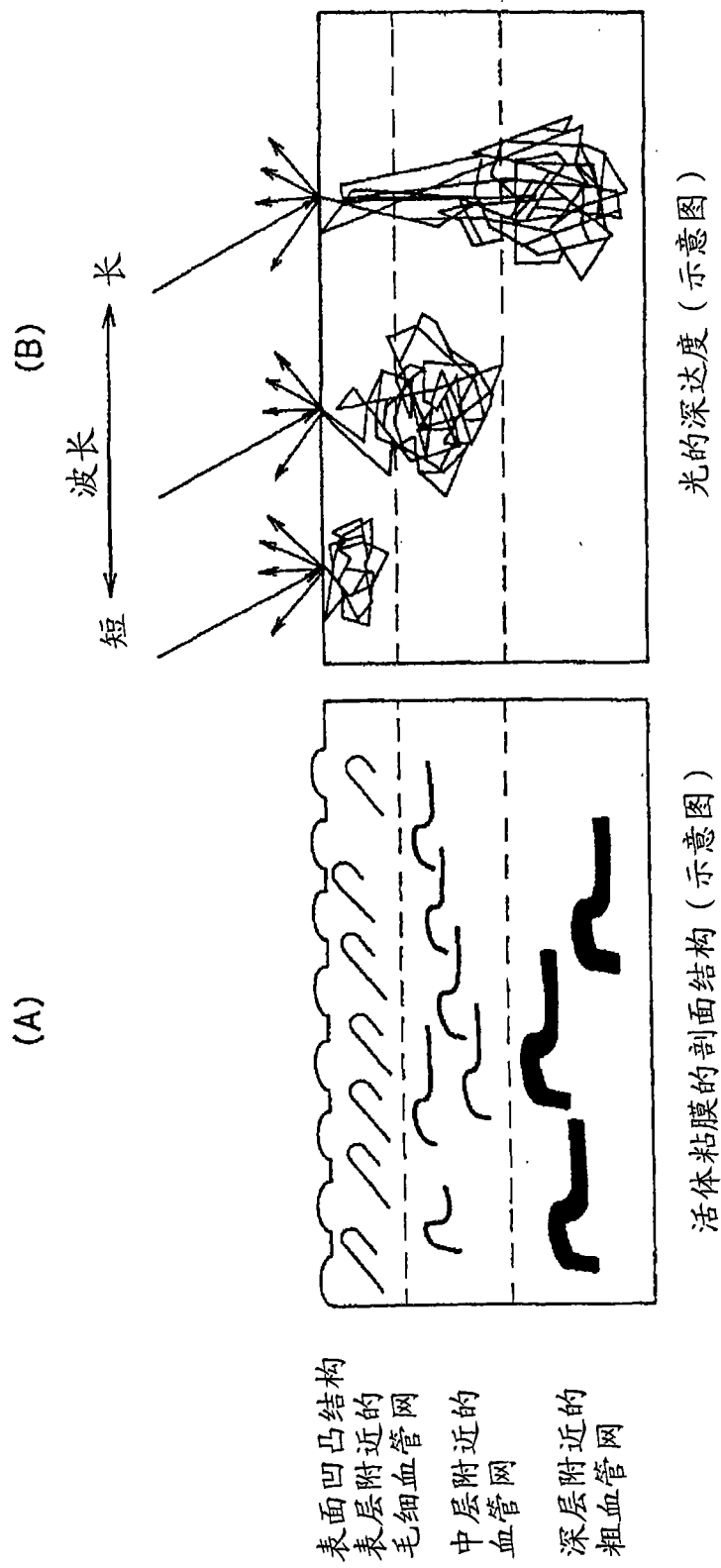


图 7

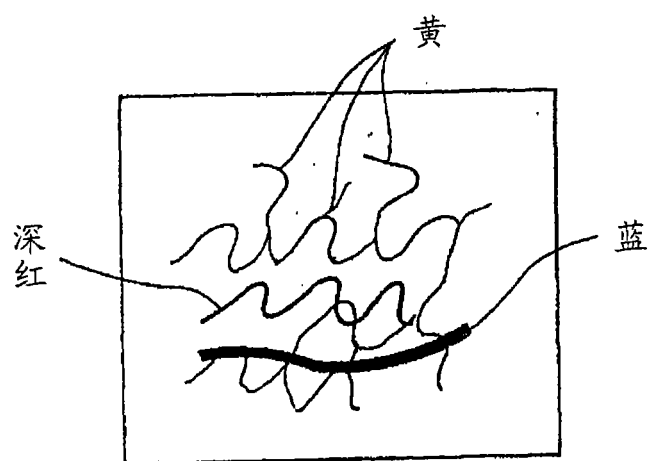


图 8

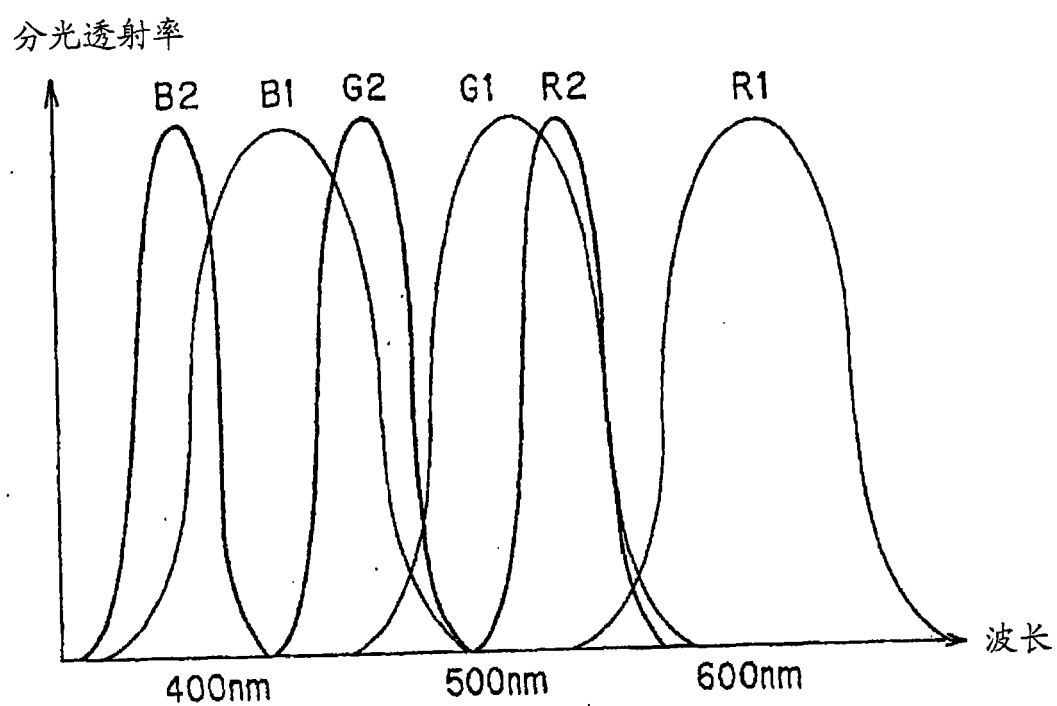


图 9

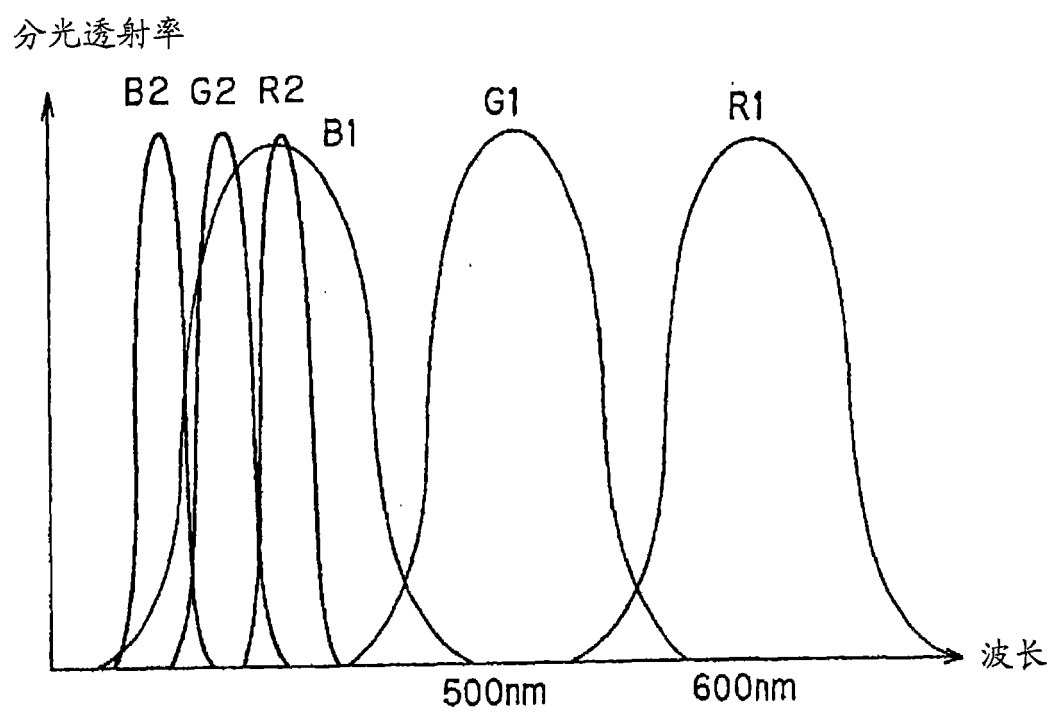


图 10

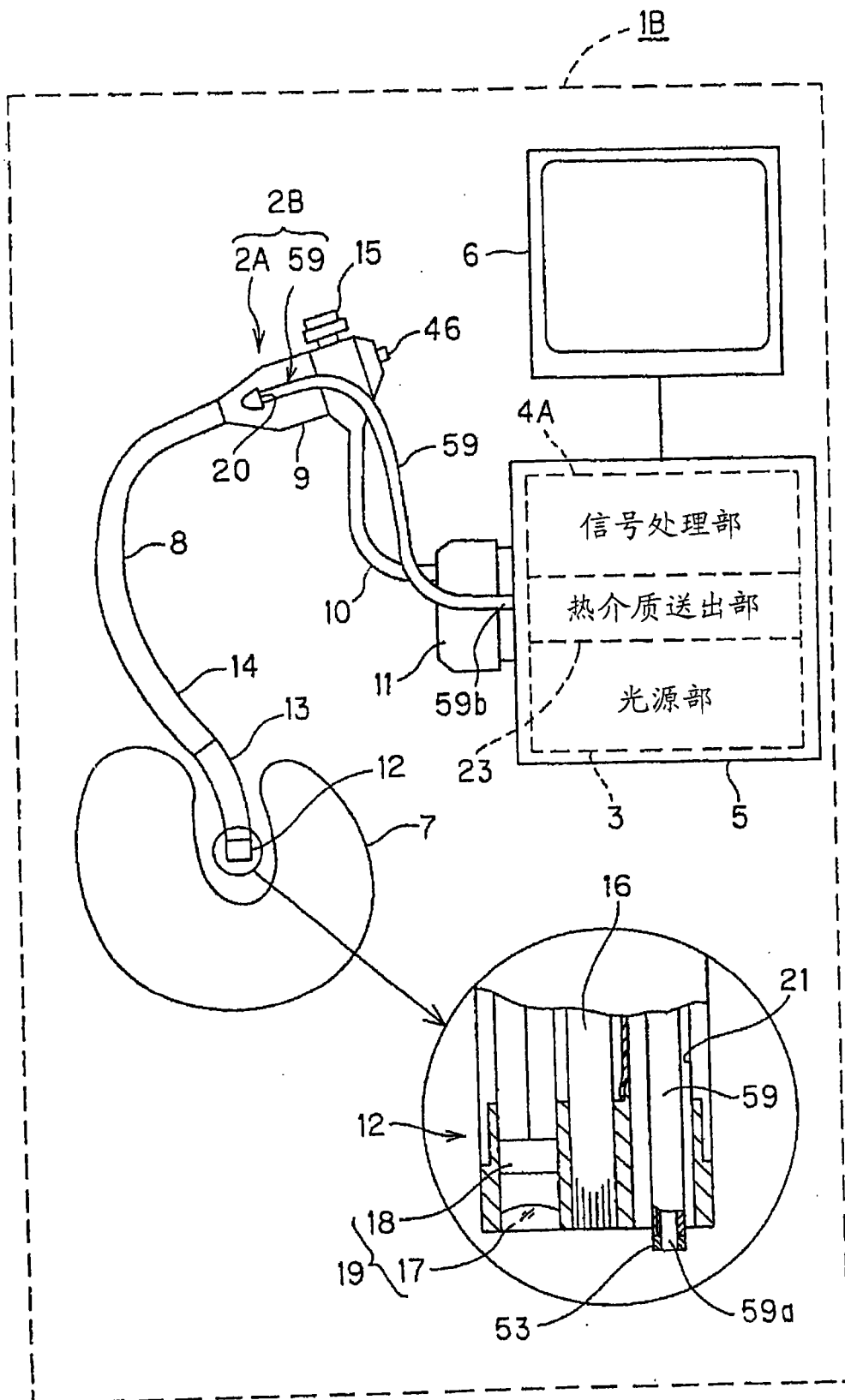


图 11

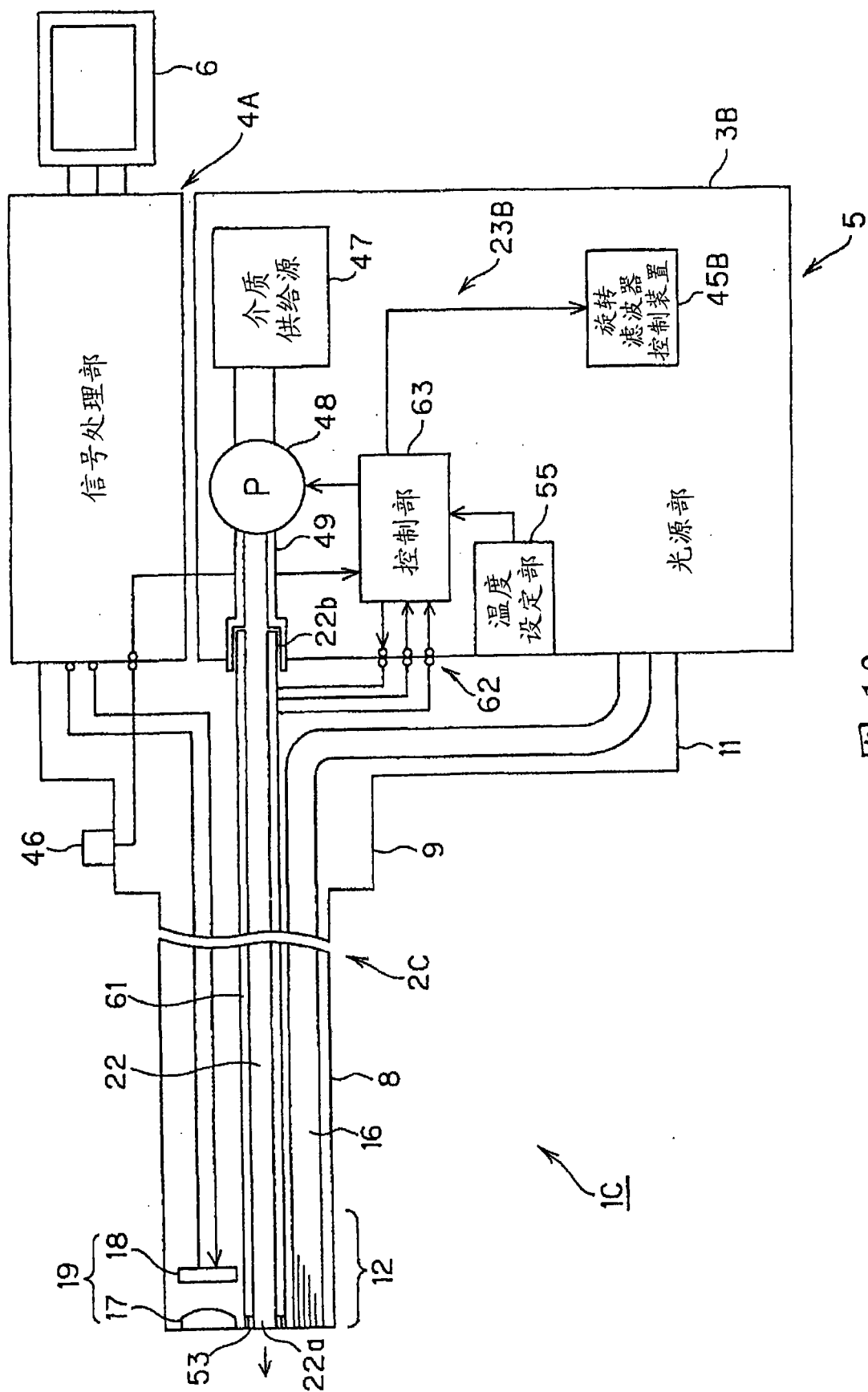


图 12

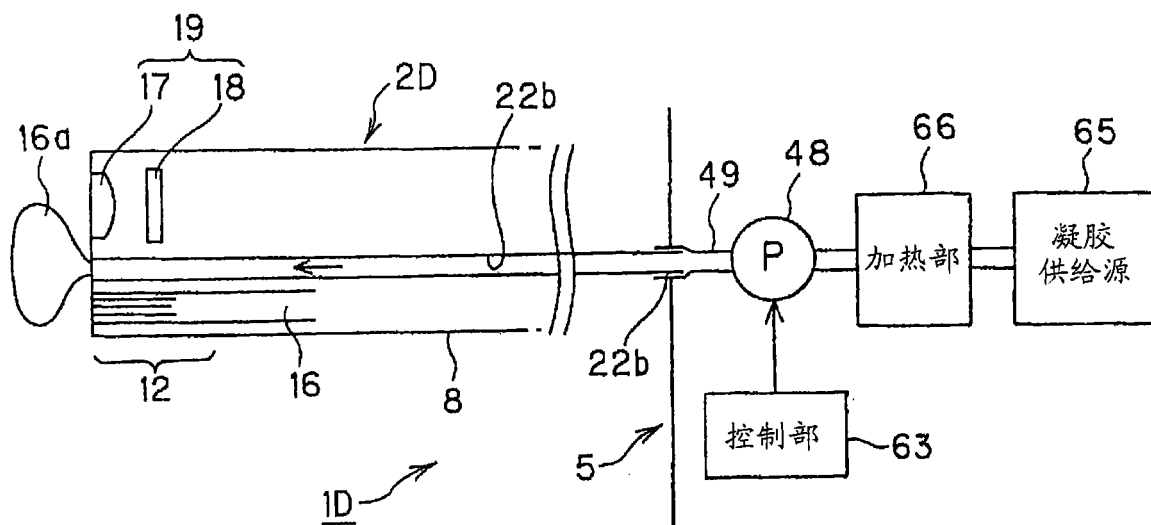


图 13

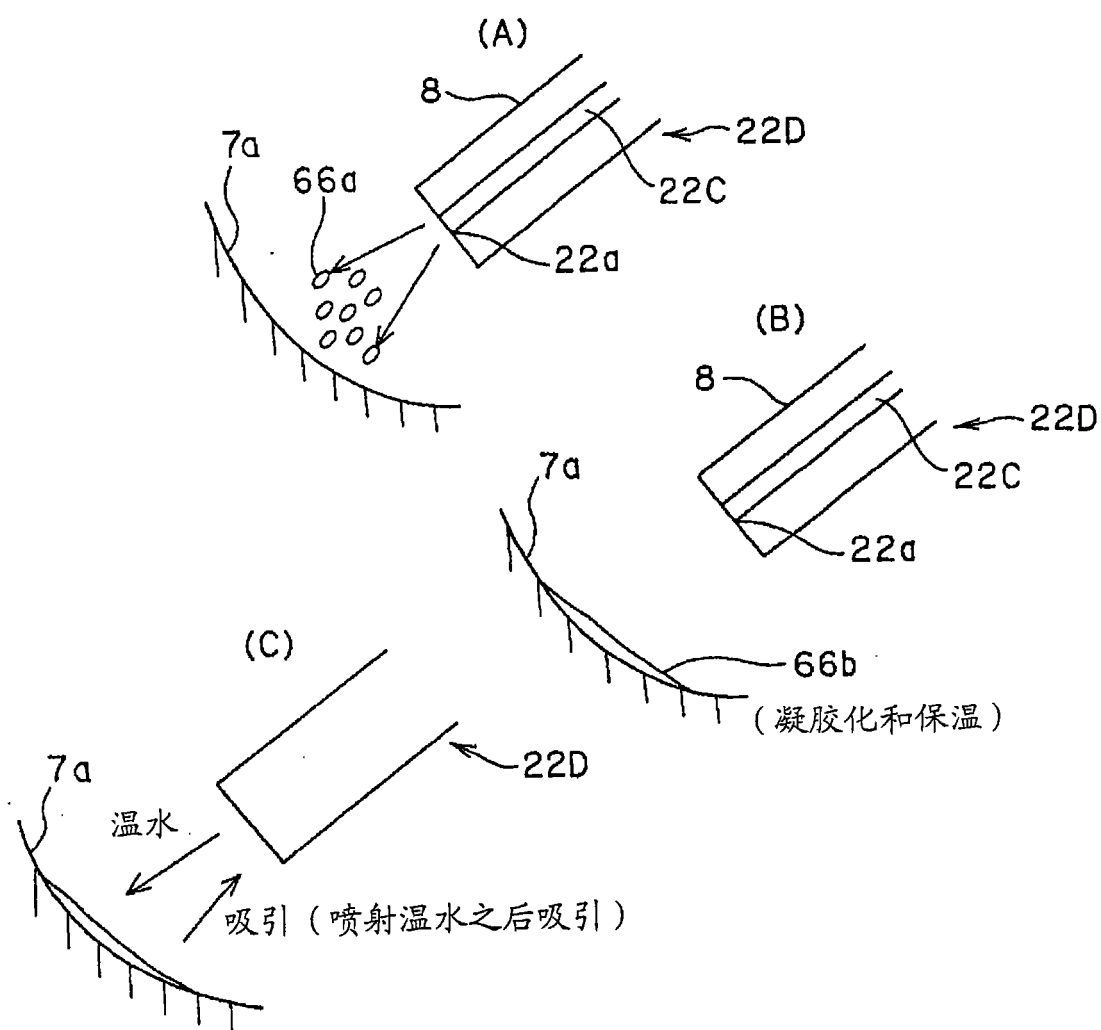


图 14

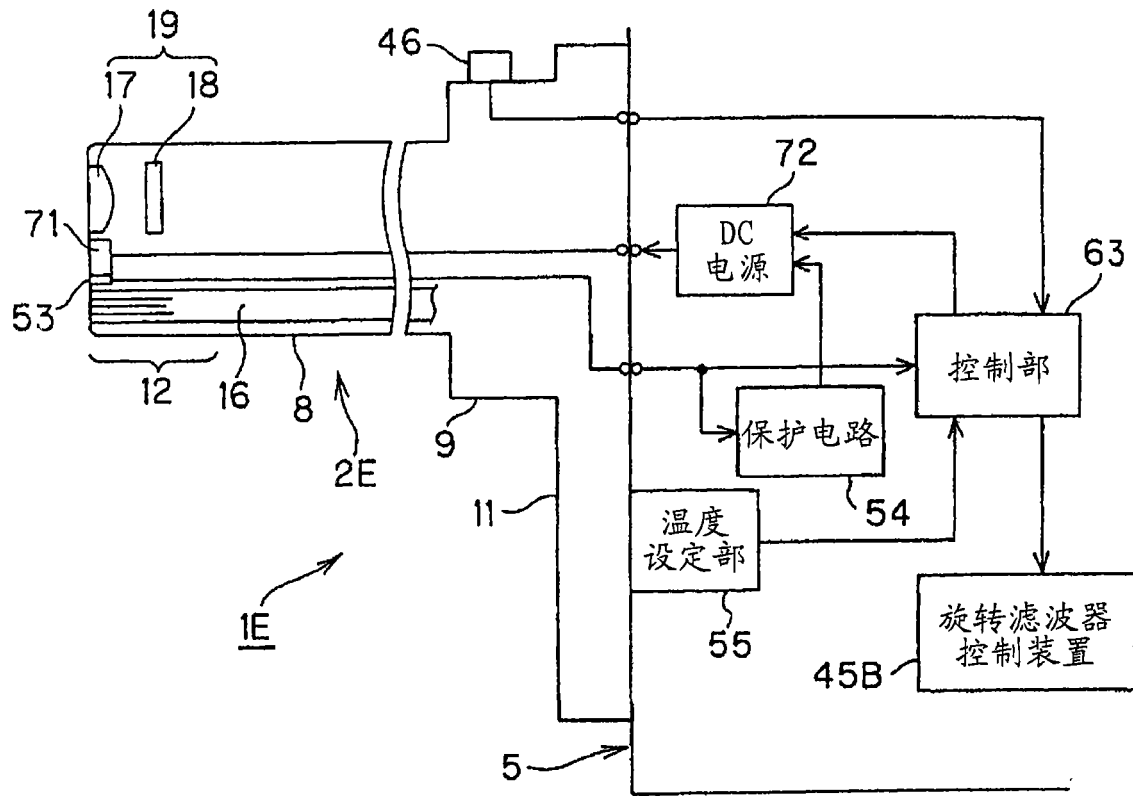


图 15

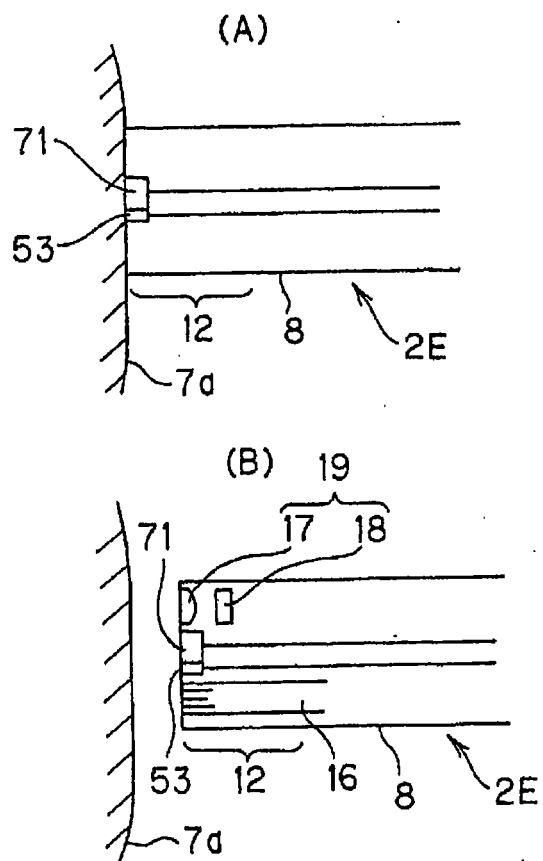


图 16

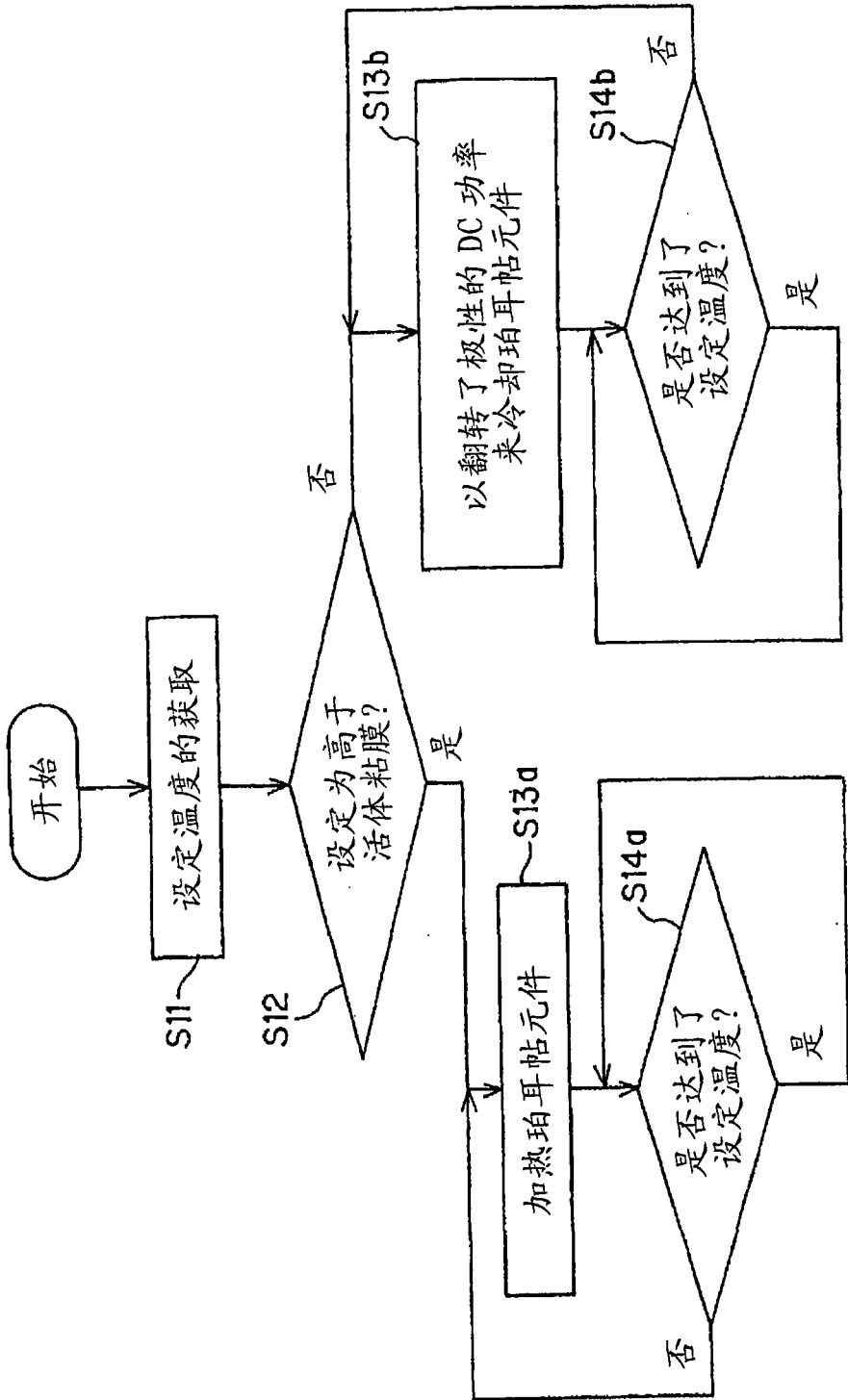


图 17

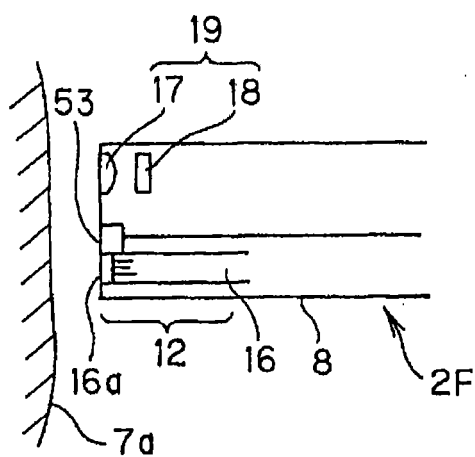


图 18

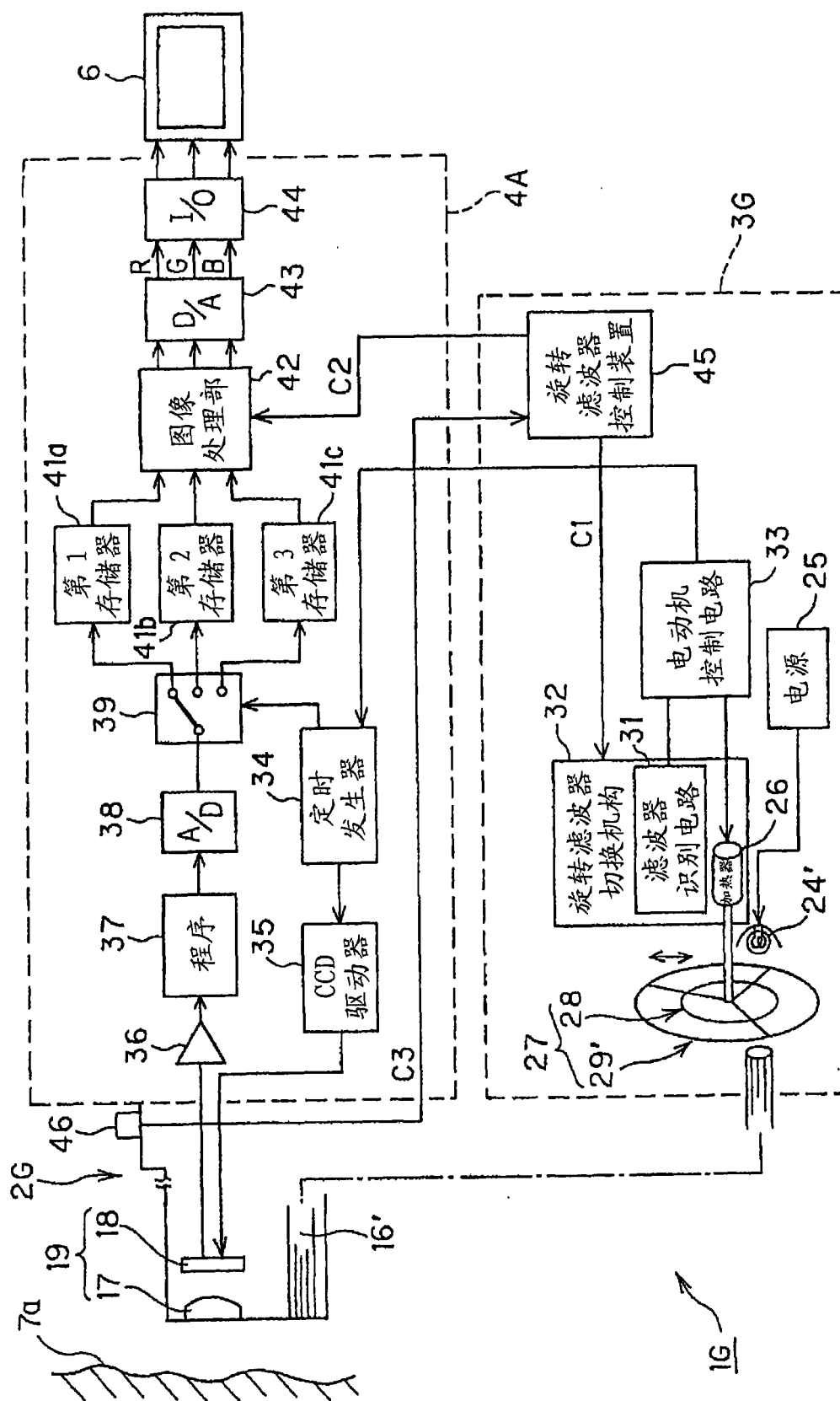


图 19

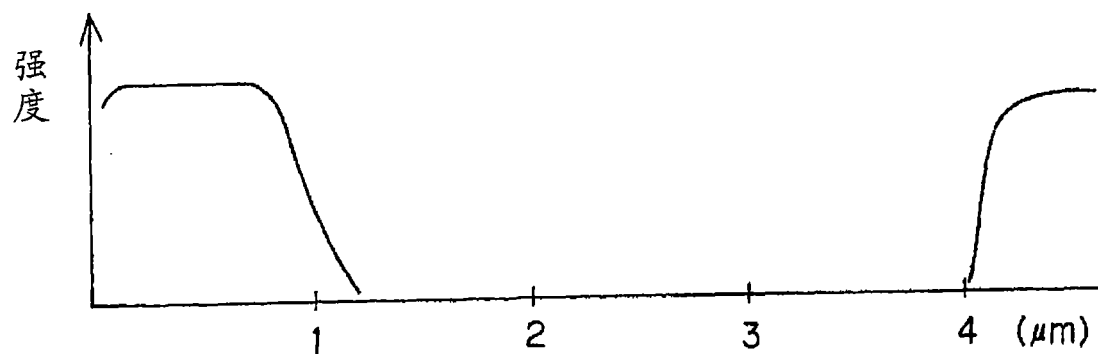


图 20

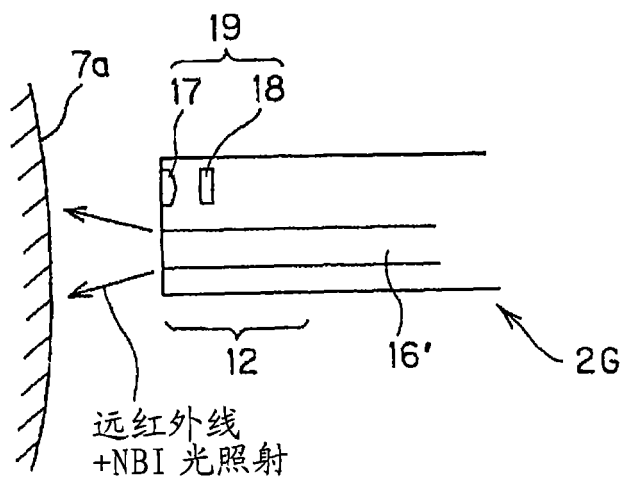


图 21

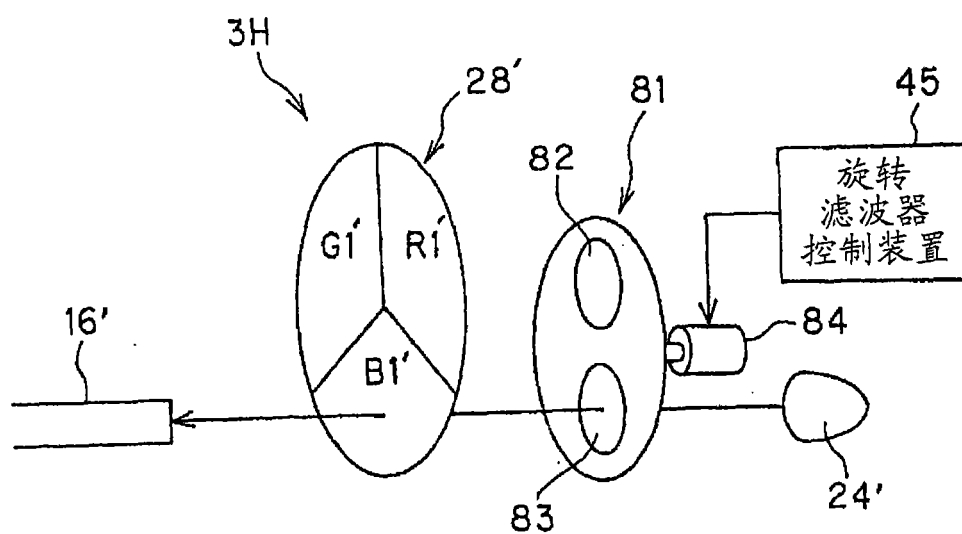


图 22

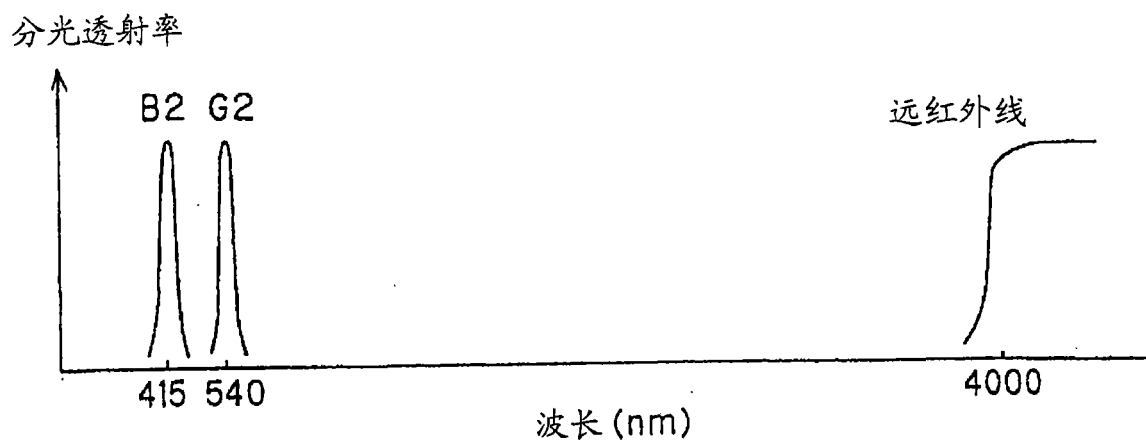


图 23

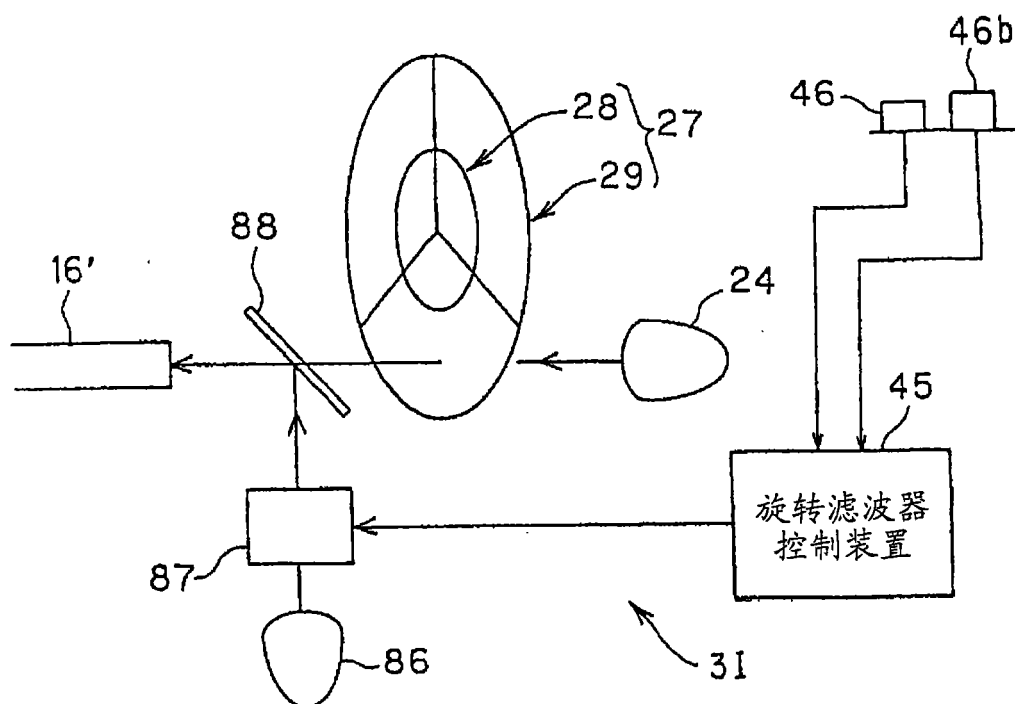


图 24

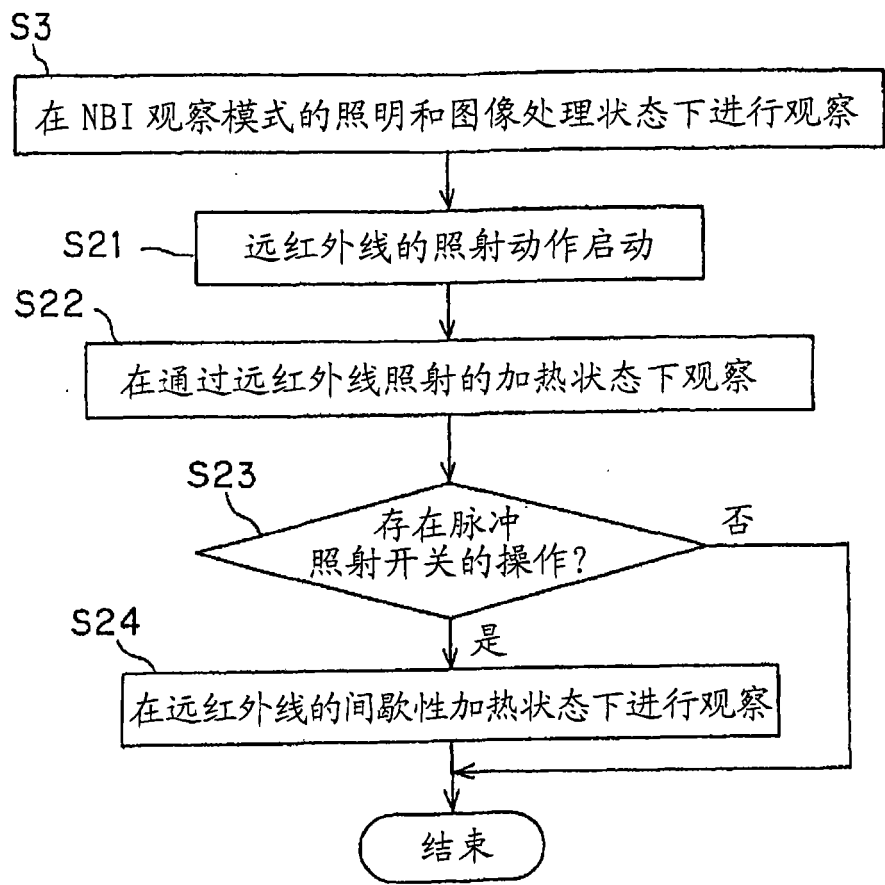


图 25

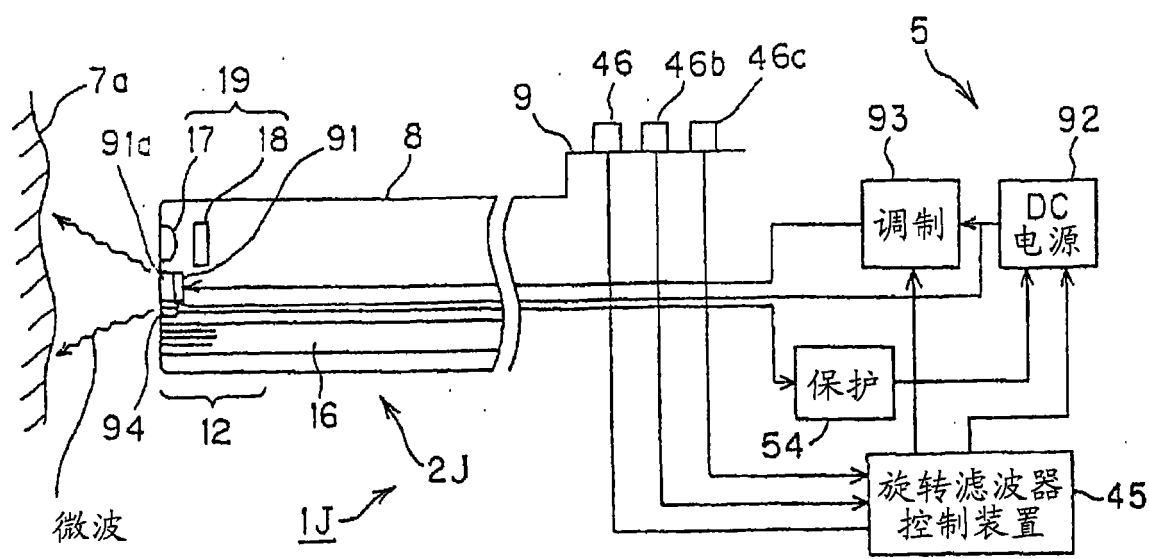


图 26

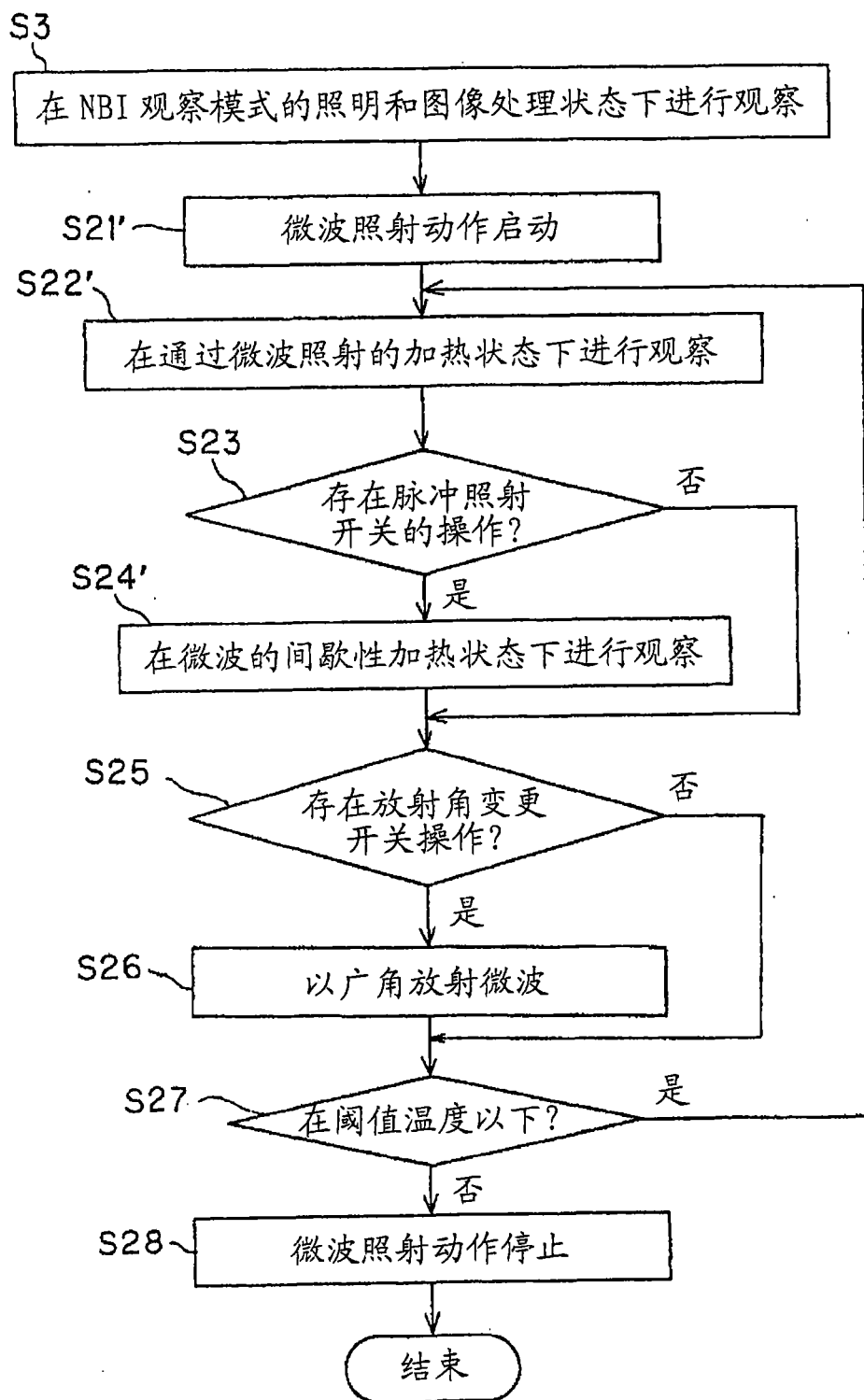


图 27

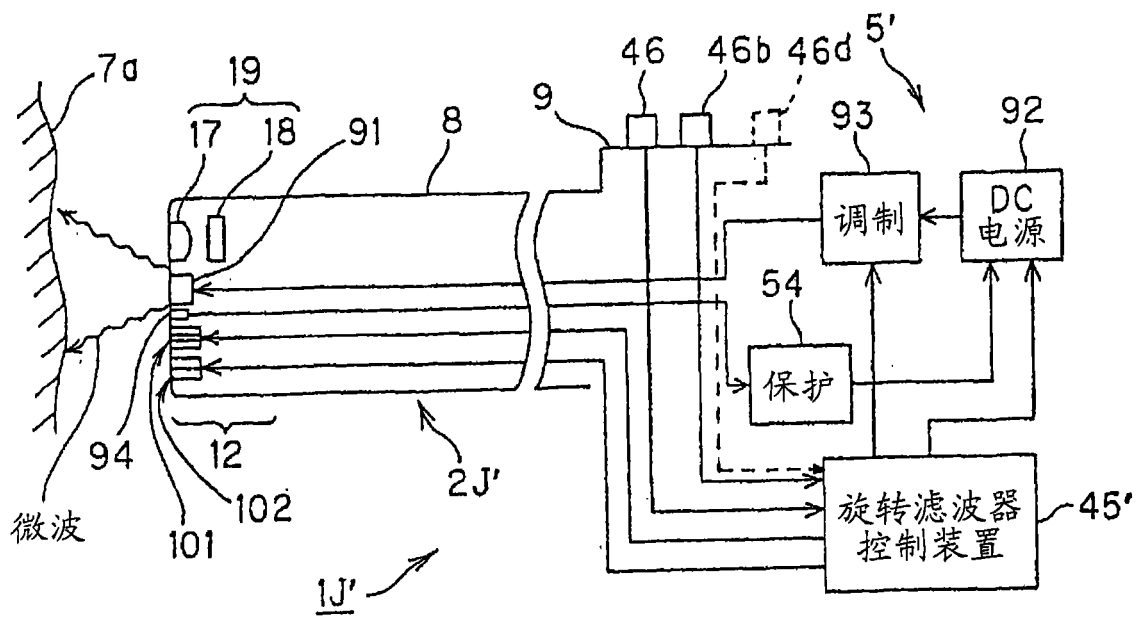


图 28

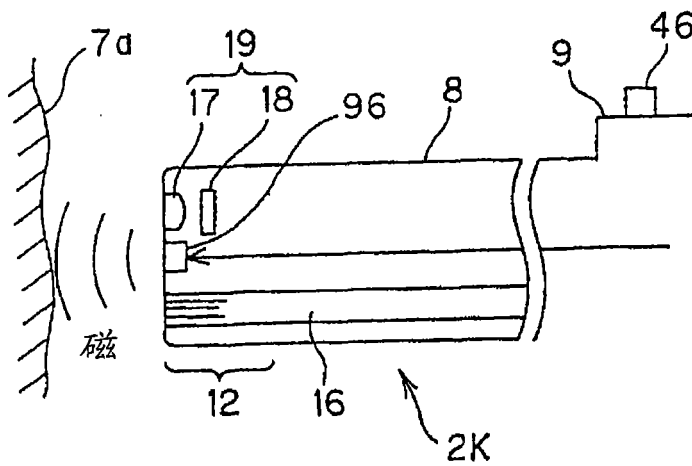


图 29

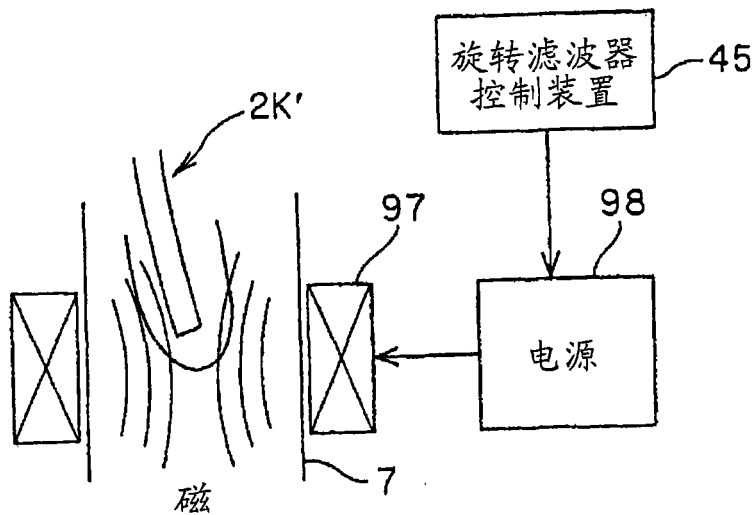


图 30

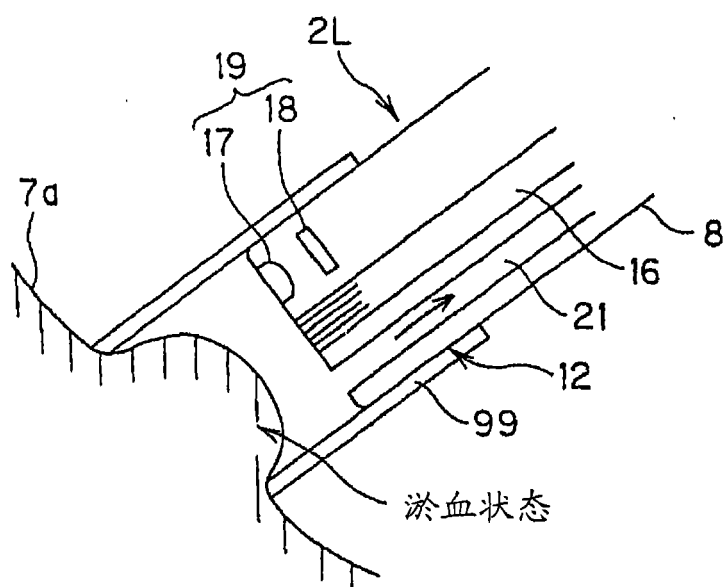


图 31

专利名称(译)	内窥镜以及内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101448448A	公开(公告)日	2009-06-03
申请号	CN200680054688.5	申请日	2006-10-31
[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	后野和弘 乡野孝明 真贝成人		
发明人	后野和弘 乡野孝明 真贝成人		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61N2005/066 A61B1/0008 A61B1/015 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B5/0261 A61B1/12 A61B1/0638 A61B1/0646 A61F7/007 A61F7/12 A61F2007/0059 A61F2007/0086		
优先权	11/439815 2006-05-24 US		
其他公开文献	CN101448448B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜以及内窥镜装置，该内窥镜具有：插入体腔内的插入部；设置在插入部的前端部、射出照明光的照明窗和观察被照明的体腔内的观察窗；以及通过施加温度变化或振动能量来改变体腔内的活体表面附近的血管的血流的血流变化部。

