

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 1/04

A61B 1/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02146866.4

[43] 公开日 2003 年 5 月 7 日

[11] 公开号 CN 1415267A

[22] 申请日 2002.10.16 [21] 申请号 02146866.4

[30] 优先权

[32] 2001.10.18 [33] KR [31] 64441/2001

[71] 申请人 韩国电工技术研究院

地址 韩国庆尚南道

共同申请人 麦迪米尔公司

[72] 发明人 姜旭 加里·V·帕帕扬

[74] 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限公司

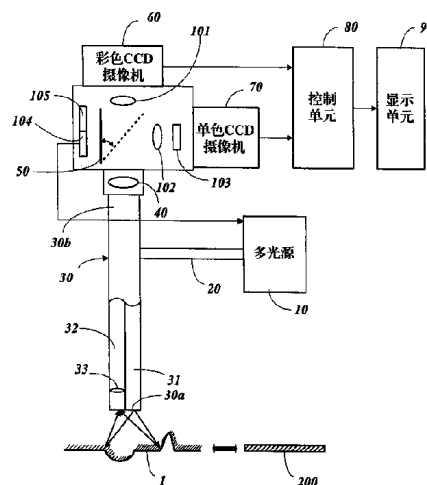
代理人 武玉琴 顾红霞

权利要求书 4 页 说明书 17 页 附图 3 页

[54] 发明名称 荧光内窥镜装置和使用该装置在身体内对组织成像的方法

[57] 摘要

本发明涉及一种荧光内窥镜装置，特别是用于在身体内诊断肿块发炎区域；和该装置的应用方法。本发明的目的是提高检查的精确度。根据本发明的荧光内窥镜装置包括：内窥镜探头；多光源；彩色 CCD 摄像机和高灵敏度的单色 CCD 摄像机；基准测试样品；计算机；和显示器。本发明的方法实现了本发明的荧光内窥镜装置根据基准测试样品的预先修正；使用照明光进行的通常内窥镜检查，和对相同诊断区域同时使用荧光和反射的激发光的图像观察和检查；根据基准测试样品数据对诊断区域的荧光图像的亮度和不均匀性进行自动修正；对诊断区域中荧光的亮度进行评价；存储表征诊断区域中荧光的图像和亮度的数字数据；和存储由两个摄像机收集的图像作为数字视频剪辑。



1. 一种荧光内窥镜装置，用于在身体内对组织成像，该装置的特征在于包括：

5 多光源单元，装备有多个各种波长的光源，用于提供一种选定的光；

 光传导单元，在该光传导单元设置有用用于传输和发射所述被提供光的出口通路和用于相应于所述发射而传输入射光的入射通路，出口通路和入射通路彼此平行，一个物镜安装在所述入射通路上，所述光
10 传导单元可以被插入到身体的内部；

 分光单元，用于将通过所述入射通路传输的光分开形成初级光和次级光，这是通过根据光的类型让光通过或者反射来实现的；

 初级图像处理单元，用于根据通过的初级光收集初级图像；

 次级图像处理单元，用于根据被反射的次级光收集次级图像；

15 控制单元，用于处理、分析、存储和合成收集到的初级图像和次级图像；和

 显示单元，用于显示所述初级图像和次级图像或合成图像，所述合成图像是在所述控制单元中被处理形成的。

20 2. 如权利要求 1 的荧光内窥镜装置，其中 所述多光源单元安装有照明光和激发光作为所述光源。

 3. 如权利要求 2 的荧光内窥镜装置，其中 所述照明光和所述激发光光源由两个不同的灯构成。

25

 4. 如权利要求 3 的荧光内窥镜装置，其中 用于所述照明光的灯是卤素灯，用于所述激发光的灯是汞灯。

 5. 如权利要求 2 的荧光内窥镜装置，其中 所述照明光和激发光
30 的光源由一个组合灯构成。

6. 如权利要求 5 的荧光内窥镜装置，其中 所述组合灯是氙气灯。

5 7. 如权利要求 1 的荧光内窥镜装置，其中 所述分光单元被形成
为一个分色镜，该分色镜允许反射激发光通过并允许从所述激发光而
来的荧光被反射。

10 8. 如权利要求 7 的荧光内窥镜装置，其中 所述分色镜被以这样
一种方式安装，即其可选择地逃离所述光路，用于通过和反射所述光。

9. 如权利要求 2 的荧光内窥镜装置，其中所述激发光具有的光
谱范围为 380nm - 580nm.

15 10. 如权利要求 7 的荧光内窥镜装置，其中 所述荧光的波长大
于 580nm。

11. 如权利要求 1 的荧光内窥镜装置，其中所述初级图像处理单
元收集彩色图像，所述次级图像处理单元收集高灵敏度的单色图像。

20 12. 如权利要求 1 的荧光内窥镜装置，其中 物镜分别安装在所
述初级图像处理单元和次级图像处理单元的入射通路上。

25 13. 如权利要求 1 的荧光内窥镜装置，其中 一个遮光滤波器被
安装在所述次级图像处理单元的入射通路上，该遮光滤波器仅仅透过
所述荧光。

14. 如权利要求 13 的荧光内窥镜装置，其中 所述遮光滤波器吸
收波长小于 600nm 的光。

30 15. 如权利要求 1 的荧光内窥镜装置，其中 所述控制单元储存

有关正在检查的相应目标的标准图像的数据作为参考图像，然后根据所述参考图像修正从在检查中的实际目标收集到的次级图像。

5 16. 如权利要求 15 的荧光内窥镜装置，其中 所述参考图像是通过从一个模型的基准测试样品而来的所述次级图像收集的，所述的模型具有与正在检查的实际目标相同/类似的光学特性。

10 17. 一种使用荧光内窥镜装置在身体内对组织成像的方法， 包括步骤：
 从一个模型的基准测试样品上收集关于相应正在检查的目标的标准荧光图像的基准数据，所述的模型具有与正在检查的实际目标相同/类似的光学特性；

 用照明光照明正在检查的所述目标的诊断区域；
 收集和显示基于反射光的彩色图像，所述反射光是由所述照明光的照射而反射的；

 用具有宽光谱范围的激发光照射所述诊断区域；
 收集根据从所述激发光的照射而获得的荧光的高灵敏度单色图像，同时，收集根据从所述的激发光的照射而获得的反射光的彩色图像；

20 根据所述收集到的基准数据，修正所述收集到的高灵敏度单色图像和所述荧光的亮度；和

 在屏幕上同时显示所述修正的高灵敏度单色图像和彩色图像，或将它们在合成之后作为一个单个的合成图像显示。

25 18. 如权利要求 17 的方法，其中 所述修正步骤修正：
 所述单色图像的光度参数数值作为正在检查的所述目标的荧光图像，这是根据相应于显示图像的亮斑的信号而进行的校正，所述显示图像是在所述收集步骤中从所述基准测试样品获得的；和

30 在正在检查的所述目标上的荧光分布的不均匀性，这是根据在所述内窥镜的视场的多个点处所述基准测试样品的图像信号的变化进行

的。

19. 如权利要求 17 的方法，其中 所述收集到单色图像和彩色图像被存储为数字视频剪辑，然后互相合成。

5

20. 如权利要求 17 的方法，其中 所述单色图像的荧光光强通过与显示屏有关的图像信号的相对分布的直方图分析来计算。

10

21. 如权利要求 20 的方法，其中 所述计算获得的荧光光强数据被作为数字与所述图像一起显示在屏幕上。

荧光内窥镜装置和使用该装置
在身体内对组织成像的方法

5

技术领域

本发明涉及一种荧光内窥镜装置和利用该荧光内窥镜装置在体腔内对组织成像的方法，特别是涉及一种荧光内窥镜装置和在身体内检查肿块的方法。

10

背景技术

通常，现有通常的内窥镜被分类为：纤维光内窥镜，这种纤维光内窥镜利用光纤和一个光学透镜；电子显微镜，该电子显微镜利用光纤将光投影，并具有一个接收器，该接收器通过一个安装在内窥镜探头远端的 CCD 微型芯片将图像信号转换成电子信号，该电子信号可以通过一个监视器观察。另一方面，纤维光内窥镜也可以使用一个监视器来观察，在这种情况下，通过一个监视器所作的观察可以在图像信号转换成电子信号之后进行，所述的信号转换是通过一个安装在纤维光内窥镜的目镜背面的 CCD 摄像机完成的。

20

因此，采用传统的内窥镜系统，通过一个使用彩色 CCD 摄像机的监视器或者通过一个由一束光纤组成的内窥镜而直接用肉眼观察，用户能够看见内脏器官例如胃的诊断部分。

25

在传统的荧光内窥镜系统中，就象在已有的通用内窥镜中所做的一样，使用一个照明光源来观察所述内脏。而且，荧光内窥镜系统还包括一个激发光源用来观察在身体组织内由于存在或者不存在发炎的内脏身体组织而产生的自身荧光光强的差异；或者在往身体内注射一种对比试剂之后，观察在发炎区域和正常区域之间二次荧光光强的差异。用户可以象使用通用内窥镜一样使用这这种内窥镜系统观察身体

30

内部特定的区域，或者在发现了怀疑的患病区域时，通过在转变成激发光之后观察怀疑区域的荧光光强差异，所述内窥镜系统可用于在早期很容易地识别和检查疾病，例如恶性肿瘤。然而，当使用荧光图像来进行一次检查时，激发光源和 CCD 摄像机需要连接到内窥镜，而当使用照明灯来进行观察时，激发光源和 CCD 摄像机需要从内窥镜上拆下。这样的检查过程有延长病人检查时间的问题，作为用户的医生会损失将在同一区域中由荧光和反射光获得的图像进行比较的机会，这会导致有效性降低。

为了解决传统荧光内窥镜的问题，提出了美国专利 US 4,821,117 (1989)。这个美国专利对一个荧光内窥镜系统进行了说明，该荧光内窥镜系统通过在按一定方法收集图像之后，利用一个计算机缓冲存储器将每个图像存储下来，从而能够用一个监视器同时显示两种图像，所述收集的图像通过一个 CCD 摄像机从反射的照明光获得，或者从由激发光产生的荧光获得。

然而，众所周知美国专利 US 4,821,117 介绍的荧光内窥镜系统没有提供高清晰度视频图像。换句话说，所述的电视系统需要不同的要求以便优化照明光和荧光的内窥镜图像，其中照明光需要高清晰度彩色电视系统，荧光却不需要。然而，由于所需要的高灵敏度水平在黑白电视系统中通过图像增强器的放大达到或者通过使用信号累积模式而获得，美国专利 US 4,821,117 中的荧光内窥镜，其处理来源于由一个电视摄像机产生的反射照明光和由激发光产生的荧光的图像，这样的荧光内窥镜不能提供高清晰度视频图像。此外，用于影像录制的循环影片加工过程在非检查时间中由于需要激发光而使用了非必要的荧光光能。而且，由于旋转的光学仪器部分，所述系统复杂，尺寸大，这是很大的缺点。

在美国专利 US 5,827,190 中还提出了比先前描述技术更先进的荧光内窥镜，该荧光内窥镜系统装备有两个 CCD 摄像机。在美国专利

US 5,827,190 中对由自身荧光而来的图像进行分析以便检查恶性疾病，并且还介绍了应用方法和装置。简要描述如下。

5 一个光源通过一个内窥镜束将光发射出去，该光源用两种不同的波长照射诊断区域；蓝光作为激发光诱发组织的自身荧光，红/近红外光作为反射光（反散射光）。一个对象的图像从荧光和反射光收集获得，该图像通过内窥镜的物镜同时投射进入两个安装在内窥镜探头远端的 CCD 摄像机。由固定在 CCD 摄像机前方的二向色镜进行分光。这个专利建议使用从反射红灯获得的图像来补偿由于物镜和诊断区域
10 表面之间的距离和角度的变化而产生的荧光强度的变化，也建议在诊断发炎组织时使用蓝色激发光和红色照明光，所述发炎组织由于感染会变红。然而，由于在美国专利 5,827,190 的荧光内窥镜系统中没有照明光源，所以普通的内窥镜图像用照明光不能观察到，这种图像对于执行荧光内窥镜检查作出正确诊断的医生来说是很重要的。而且，
15 由于在所吸收和散射发光之间存在的差异，基于利用反射光的参考图像进行的荧光图像的修正不可能精确，另外与荧光相比用不同亮度分布的反射光不可避免地有亮斑。换句话说，由于沿着不同的身体组织红色有变化，所以在正确选择反散射光的波长时医生的工作变得复杂。此外，由于没有用于估算所接收荧光图像的亮度的测量系统也会导致诊断准确度下降的问题。
20

本发明综述

本发明就是用来解决上文中所述的问题。本发明的一个目的提供一种荧光内窥镜装置，它能够增加用荧光内腔镜检查诊断的准确
25 度，提高以白光观察对象的可能性，提高荧光光强的客观评价和减小对不稳定因素的依赖；以及还提供了使用所述荧光内窥镜装置在身体内对组织成像的方法。

附图的简要描述

30 为了进一步理解本发明，附图与说明书一起示出了本发明的优选

实施例，用来解释本发明的原理。

图 1 是一个方框图，示出了根据本发明示例性实施例的荧光内窥镜装置；

图 2 是一个流程图，示出了根据本发明图 1 中所示装置的示例性
5 实施例在身体内对组织成像的方法；和

图 3 是一个流程图，示出了根据本发明的基于基准测试样品的内窥镜检查过程。

优选实施例的详细描述

10 为了帮助理解本发明，一种荧光内窥镜装置，用于在身体内检查组织的装置，包括： 一个多光源单元，装备有多个不同的波长的光源，用于提供一种选定的光；一个光传导单元，带有一个物镜安装在所述入射通路中，能够插入到身体中，其中平行形成在该光传导单元中用于传输和发射所提供光的出口通路以及用于传输相应于所述发射
15 的入射光的入射通路；一个分光单元，用于将由入射通路传输的光分裂变成初级光和次级光；一个初级图像处理单元，用于根据通过的初级光收集初级图像；一个次级图像处理单元，用于根据被反射的次级光收集次级图像；一个控制单元，用于处理、分析、存储和合成收集到的初级图像和次级图像；和一个显示单元，用于显示所述初级图像
20 和次级图像或者它们的合成像在一个屏幕上，所述初级图像和次级图像由控制单元处理过。

所述多光源单元被设计成至少安装有照明光和激发光作为光源；然而，所述照明光和激发光的光源可以根据光的输出和相应光源的波
25 长大小形成为两个单独的灯或形成一个组合灯。

所述分光单元设计成激发光根据光波长的大小可以通过或者被反射；然而，所述单元不应当由机械安装被设置在入射光光路上的一个固定位置，以便能够使得所述单元脱离相应光路，特别是由所述用户
30 选择进行。

使初级图像处理单元收集彩色图像；次级图像处理单元收集高灵敏度的单色图像；将物镜分别设置在初级图像处理单元和次级图像处理单元的入射通路上。此外，安装一个遮光滤波器，该遮光滤波器仅透过从次级图像处理单元的入射通路而来的荧光。

所述控制单元的特征是存储有关相应目标的初级和/或次级图像（特别是次级图像）的参考图像数据，换言之，存储关于相应目标的标准化图像的数据作为参考图像。然后根据所述参考图像修正作为次级图像而收集的图像；然而，所述参考图像是作为从一种模型的基准测试样品而获得的次级图像被收集的图像，该模型与实际的在检查中的目标相比具有相同的或类似的光学特性。

如上所述构成的本发明的装置，包括一个多光源装置作为连接到内窥镜光纤光缆上的多光源。一个作为所述多光源装置的照明装置通过使用非相干的光源形成。所述照明装置在一个诊断区域上要么为普通观察提供照明光，要么为荧光检查提供短波长的激发光。通过一个光学系统，诊断区域的图像从一个内窥镜探头的远端传递到一个设置在内窥镜后部的目镜上。在目镜的后部，一个可折叠分色镜被作为一个分光单元设置，一个遥控开关也被设置在目镜的后面作为一个光开关，该光开关可以切换所述照明装置的光源。在操作中，从内窥镜而来的光被分色镜分裂并传输进入设置两个 CCD 摄像机的位置。设置在第一通路中的 CCD 摄像机为彩色 CCD 摄像机。这个摄像机被安装用来收集反射光图像。设置在第二通路上的 CCD 摄像机为一个高灵敏度单色（黑白）摄像机，被安装用来收集荧光图像。一个物镜被设置在两个 CCD 摄像机每个通路上。另外，安装一个遮光滤波器，它仅仅可透过荧光辐射，使其可进入设置在第二通路的高灵敏度 CCD 摄像机。从所述两个 CCD 摄像机而来的信号被传递给一个计算机，该计算机被用作所述控制单元。所述计算机控制所述 CCD 系统的操作，处理和分析从摄像机收集到的图像。所述计算机的主要功能为：实

时修正和测量荧光图像的精确的强度；以两种方式同时地显示从两个
CCD 摄像机收集到的图像或者将合成像显示在单个监视器上；以单独
或者合成的视频剪辑形式存储每个图像。此外，一个基准测试样品包
括在本发明的装置中，这个基准测试样品的表面在所有区域中是相同
5 的，并被设计成具有类似于正在检查的目标的光学特性。

所述系统的预先修正由所述基准测试样品进行。所述修正通过在一个固定状态中将基准测试样品的荧光图像存储到所述计算机中来进行。所述存储数据被用于修正荧光图像的不均匀性，这种不均匀性是由于光照的不均匀在所述诊断区域上光积累的变化以及内窥镜的视场的变化引起。另外，所述装置的与一个旧灯的切换和灵敏度校正根据
10 所获得数据数据进行修正。

为了帮助理解本发明，一种使用本发明的荧光内窥镜装置在身体
15 内对组织成像的方法，包括：收集关于正在检查的相应目标的标准
化荧光图像的基准数据，该基准数据是从一种模型的基准测试样品而
来，该模型基准测试样品与正在检查的目标具有相同或者类似的光学
特性；用照明光照射作为检查目标的诊断部分；收集和显示彩色图像，
所述彩色图像基于对所述照明光照射的反射而形成的反射光产生；用
20 具有一个宽光谱范围的激发光照射所述诊断部分；在收集彩色激发光
图像的同时收集高灵敏度单色荧光图像；对所述高灵敏度单色图像和
荧光的亮度进行修正，该修正根据收集到的基准数据进行；以一个双模
式同时显示获得的高灵敏度单色图像和彩色图像，或在一个屏幕上显
示两个图像合成的一个合成图像。

25

由照明光和激发光从诊断区域产生的反射光隐含通常的反射光和反散射光。

使用本发明的荧光内窥镜装置在身体内对组织成像的方法具有下
30 述特征：共同合成以数字视频剪辑的形式存储的所获得的单色图像和

彩色图像；通过与显示屏有关的图像信号的相对分布的直方图分析来计算所述单色图像的荧光光强；与合成的图像一起用数字表示计算的荧光光强数据。

5 如上所述本发明的方法利用彩色 CCD 摄像机用照明光照射来开始一次通常的内窥镜检查。通常内窥镜检查的彩色荧光屏能够容许对诊断区域的结构和功能特点进行观察，以及对可能具有肿块的组织位置进行检测。然后接着一个荧光内窥镜检查。所述诊断区域的荧光图像和具有短波长的反射激发光将被显示在显示屏上。在后者这种荧光
10 内窥镜检查中，由于这个内窥镜检查在宽范围的光谱位于 380nm 到 580nm 之间进行，所以用户（通常为医生）可以很容易地用内窥镜定位一个检查脏器的精确位置，还可以容易地控制内窥镜探头远端的位置。在单色 CCD 摄像机中，给定亮度的详细荧光图像的强度根据接收到的显示信号的直方图分布的分析进行评价。为了消除测量误差，
15 从插入点到一个规定值的距离通过插入所述内窥镜工具来调节，所述测量误差由于从内窥镜远端到诊断区域表面之间的距离变化而产生。表征荧光强度的数字数据和一个图像一起显示在屏幕上。此外，固定状态也与一个图像一起显示出来，所述图像从两个 CCD 摄像机处收集，被以数字视频剪辑的形式存储在计算机中。

20

为了完全地理解本发明，将参照附图描述一个优选实施例。

图 1 是一个方框图，示出了根据本发明示例性实施例的荧光内窥镜装置，它包括一个多光源 10，该多光源根据选择提供照明光和短波
25 长的激发光；一个光缆 20，用于传输从多光源 10 而来的光。该装置还装有一个可弯曲的或刚性的内窥镜探头 30，该探头可以分为两部分：一个远端 30a，该远端被插入到身体中观察诊断区域，还有一个近端 30b，位于身体的外部。内窥镜探头 30 还由以下组成：一个初级光纤束 31，用于传输和辐射从光缆 20 传输过来的光以便提供光照；
30 一个次级光纤束 32，和所述初级光纤束平行地结合在一起，用于传输

相应于所述辐射的入射光；一个物镜 33，位于次级光纤束 32 的插入端；一个目镜 40，位于近端 30b 的端部。一个分色镜 50 被安装在该装置中以注入通过次级光纤束 32 和目镜传输的光，分光镜 50 根据光的类型（换句话说，波长大小）使光通过或者反射，所述光分成两个通路，从而将入射光分离成两种光。该分色镜 50 被制成可折叠的，特别是以机械的观点来看，能够允许装置 50 有选择地处于入射通路中。荧光内窥镜装置还包括一个彩色 CCD 摄像机 60，它将通过分色镜 50 的光输入并产生基于该光的彩色图像；一个高灵敏度的单色 CCD 摄像机 70，它输入从分色镜 50 反射而来的反射光并产生基于该光的高灵敏度单色图像（或图画）；一个控制器 80，例如计算机，用于输入由 CCD 摄像机 60、70 产生的彩色或单色图像，以及用于数字处理、分析、数字存储和合成所述输入的图像；一个显示装置 90，例如监视器，它用来显示来自控制器 80 的处理过的彩色图像和单色图像或它们的合成像；物镜 101，102，安装在 CCD 摄像机 60、70 的光射入前面；一个遮光滤波器 103，位于物镜 102 和单色 CCD 摄像机 70 的光输入区域之间，只将特定波长的光透过；一个光源开关 104，用于长距离选择多光源 10 中一个光源类型；一个光路开关 105，它通过将分色镜 50 设定到折叠或者未折叠状态而改变光的通路，所述通路通过目镜 40。

20

光源开关 104 和光路开关 105 根据照明光观察和荧光光检查条件而被同时相互控制。换句话说，在荧光内窥镜检查期间，光源开关 104 使得多光源 10 满足激发光条件，同时，光路开关 104 通过打开分色镜 50 而将从激发光而来的荧光和反射光分离。此外，在照明光观察期间，光源开关 104 使得多光源 10 符合照明光状态，同时，通过折叠所述分色镜 50 光路开关 105 使得分色镜 50 没有被包括在光路中。

25

而且，在本发明中，一个具有与检查对象（例如，胃和肠）具有相同或类似光学特性的基准测试样品 200 模型被产生。此外，关于相应检查对象的标准图像数据通过使用本发明的装置根据基准测试样品

30

200 而被收集起来，所述装置如图 1 所示构成。然后所述收集的数据被存储在控制器 80 中作为基准数据。

5 当构成多光源 10 的时候，非相干光必须用作光源。例如，用卤素灯和汞灯作为多光源 10 充当照明光和激发光的光源。在另外一个例子中，多光源 10 可以由氙气灯作为照明光和激发光的光源。

10 换句话说、在该例子中，宽达 380nm - 580nm 光谱范围的光（这个光人眼看上去为青绿色，科学上该光为紫绿光）被作为激发光使用，一种对比试剂被采用，它能使得从激发光而来的荧光具有比 600nm 更大的波长。因此，一个汞灯可以被用作单个光源，它能够产生所述光谱范围的照明，或者一个氙气灯可以被用作一个合成灯，它能够产生包括照明光波长范围和 380nm - 580nm 光谱范围内的照明。为了相应于这种多光源 10 的构成，分色镜 50 让波长范围 380nm - 580nm 的光通过，将波长大于 580nm 的光反射。遮光滤波器 103 吸收波长比
15 600nm 短的所有光，并遮挡该吸收的光。

本发明如图 1 所示构成的实际实施例的组件如下所述。

20 对于内窥镜探头 30，一种由 LOMO Inc.制造的胃镜 GDB - VO - G - 10 被采用。为了形成多光源 10，一个汞弧灯，DRSH - 250 - 2，与一个滤光器（在图 1 中未示出）被用作一个激发光源用于照射，一个 KGM9 - 75 模型的卤素灯用于照明光的照射，所述的滤光器只让 380nm - 580nm 波长的光通过。这种多光源 10 在荧光内窥镜检查过程中提供大输出量（当使用对比试剂 5 - 氨基乙酰丙酸, ALA 时从内窥镜的远端的输出大于 150mW)的短波长 380nm - 580nm 的激发光。在该多光源 10
25 中，照明条件可以通过操作光路开关 105 和光源开关 104 而改变，它们被单独或者一起安装。

30 至于彩色 CCD 摄像机 60，使用一种商业上单矩阵彩色 CCD 微

型照相机, Panasonic, Medical & Industrial Video Company 制造的 GP - KS163 型号, 对于单色 CCD 摄像机 70, 使用属于 TVIST, CCD 测量系统的专业高灵敏度的单色 CCD 摄像机。在波长 550nm, TVIST 系统的灵敏阈值在 1/2 曝光时间时为 $8 \times 10^{-8} \text{W} / \text{m}^2$ 。

5

所述 CCD 摄像机根据信号充电原理工作, 与一个使用图像增强器的摄像机相比, 它还能够提供较高的清晰度和较宽的动态范围。另外, 该 CCD 摄像机的尺寸小, 重量轻, 便宜和非常可靠。当分析在使用一医学试剂 ALA 而产生的荧光时, 一种 3 毫米厚彩色玻璃 SZS - 22 被用作激发光滤光器 (图 1 未示出) 放置得多光源 10 和光缆 20 之间, 一 2 毫米厚彩色玻璃 KS - 13 被用作遮光滤波器 103。分色镜 50 的特性为对波长大于 580 nm 的光为良好的反射镜, 并能透过波长比 580 nm 短的光。当在照明光下进行诊断时, 通过控制光路开关 105, 分色镜 50 将不被包括在光路中。

15

调整分色镜 50 位置的光路开关 105 结合光源开关 104 进行控制。一种 IBM 兼容 PC, 装备有奔腾 III - 750MHZ 微处理器, 128Mb 的 RAM, 13.5 Gbytes 硬盘驱动器和 17 寸监视器, 被用作控制器 80。一个视频处理板使用专门由 DC - 30+, System TVIST Frame Grabber and Dual Video 提供的程序, 以便控制 CCD 装置和从其他设备的输入/输出, 存储图像和视频胶片, 处理和分析 CCD 图像。

20

随后, 对于按图 1 中所示构成的本发明装置的操作, 将和本发明的方法一起进行说明, 该方法应用在所述装置上。

25

本发明装置在两种状态下工作: 照明光状态和荧光状态。通过操作光路开关 105 能够从一个状态切换到另外一个状态, 所述光路开关 105 通过折叠或打开分色镜 50 来切换光路。当检查荧光状态时, 分色镜 50 被包括在所述光路中, 当检查照明光状态时, 分色镜被排出在光路之外。通过同时操作光路开关 50 和光源开关 104, 多光源 10 的

30

照射可以被选定为荧光或者照明光。

首先，描述在荧光状态下本发明的操作。

5 所述光谱范围的光被光源开关 104 选择；换句话说，用于荧光状态的短波长的激发光通过光纤束 31 到达诊断区域 1，所述光纤束 31 在经过了光缆 20 之后用作内窥镜 30 的光传输通路。 380nm - 580nm 波长的激发光激发诊断区域 1，通过对比试剂 ALA，具有大于 600nm 宽波长的荧光在不正常的组织位置例如肿块产生，同时，短波长 380nm
10 - 580nm 的激发光的反射光在除不正常的组织位置外的诊断区域 1 产生。

 通过光纤束 32、图像传输通路、然后目镜 40，荧光和激发光被传输进入分色镜 50。在传输进入分色镜 50 的光中，激发光的反射光
15 通过分色镜 50，然而荧光在被从分色镜反射之后被分成单独的通路。

 所述反射光通过物镜 101 输入到彩色 CCD 摄像机 60 中。然后彩色 CCD 摄像机 60 根据输入的反射光产生彩色图像；同时，通过物镜 102 荧光被输入到高灵敏度的单色 CCD 摄像机 70。然后，单色的 CCD
20 摄像机 70 根据输入的荧光产生高灵敏度的单色图像。这里，所述单色图像形成不正常的组织位置，例如癌位置的高灵敏度图像，而所述彩色图像形成不正常的组织位置的背景图像。换句话说，所述彩色图像，由彩色 CCD 摄像机 60 根据激发光的反射光显示出来，作为背景图像，该背景图像被用来捕捉照射的组织位置的位置和追踪活动脏器的组织位置的变化。此外，所述彩色图像用于调整内窥镜探头的远端位置和脏器表面的位置。而单色 CCD 摄像机 70 的单色图像被用于
25 根据在肿块细胞位置处荧光光强的变化来发现恶性肿瘤块。

 从彩色 CCD 摄像机 60 和单色 CCD 摄像机 70 产生的所述彩色图像和所述单色图像作为输入被提供进入控制器 80。所述控制器 80 将
30

所述输入的单色图像和彩色图像处理成数字数据；存储和分析所述数据；在显示设备 90 的屏幕上显示所述单色图像和彩色图像。在样本应用中，所述控制器 80 要么在屏幕上实时地同时显示单色图像和彩色图像，要么在显示设备 90 的屏幕上显示合成像，在所述显示设备的屏幕上所述单色图像和彩色图像被合成一个图像。

尽管已经对本发明的装置在荧光状态下的操作进行了说明，但是用于阐明本发明技术特征的额外的说明如下。

所述激发光的光谱范围和遮光滤波器的特性取决于荧光物质的光谱特性。当使用对比试剂 ALA 时，原紫质 IX 是荧光物质。这种对比试剂的激发光的光谱范围是 380nm - 580nm，青绿色光（或紫绿色）具有这种波长的光谱范围，被用作多光源 10 的荧光状态的光源。

通过使用包括宽可见光谱部分的宽光谱范围的指定光（换句话说，380nm - 580nm 的激发光）能使得作为用户的医生在人的脏器内部通过增加激发光强并提供足够的背景图像数据来确定最佳搜寻方向。

为了对荧光光强作客观评价，所述控制器 80 根据相对亮度（例如最亮部分）的选择，进行详细的图像强度计算，在监视屏上显示一个图像，以及与所述实时图像一起存储所述计算得出的强度。此外，所获得荧光图像的分析由所述控制器 80 来进行。

根据所述内窥镜装置和所述方法的特征，荧光图像的亮度不仅仅受正在检查的诊断区域物质的影响，而且受到许多因素的影响。在检查期间位于内窥镜探头远端和诊断区域之间的距离的变化；在内窥镜的视场内光的不均衡性；图像元素的亮度减小，该图像元素分布在内窥镜物镜光轴的外侧；和/或由于灯的替换或灯的老化导致激发光通量的变化，这些都是影响荧光图像亮度的基本因素。这些因素偶然地和

系统地产生测量误差，使得在不同时期和不同工具收集的结果之间的比较很困难。

5 为了降低由距所述组织位置的距离的变化而产生的误差，基准距离可以通过在内窥镜测量道中推动所述工具来保持。并且，为了减小由于根据光照交换和所述视场而带来的所述装置灵敏度的变化引起的误差，进行所述组织位置的荧光图像的归一化，这是根据使用基准测试样品 200 的修正测量过程中收集到的数据进行的。

10 换句话说，通过如上所述在本发明的荧光状态下利用光学特性与正常目标相同/相似的所述基准测试样品 200 来处理一系列的运动，在所存储的标准荧光图像相关数据的基础上的所述组织位置的荧光图像的归一化在进行实际的内窥镜检查时完成。在存储了所述标准荧光图像和从所述控制器 80 收集到的所述相关数据（例如荧光的亮度，荧光图像的分析数据）之后被实现所述归一化。

20 通过完成所述组织位置的荧光图像归一化，当做组织位置 1 的荧光图像时，由内窥镜探头 20 的远端 30a 到所述组织位置 1 的距离、和根据在所述组织位置 1 上照明的不均匀性和内窥镜探头 30 的视场而带来的物镜 33 的不同的光收集效果的依存关系被忽视。

25 本发明的装置根据基准测试样品 200 进行定期的调整提高了检查的精度，这是通过除在改变照明装置和更换零件时除去仪器特性中与时间有关的波动影响实现的。

30 本发明在照明光状态下的操作描述如下。

 当用照明光观察时，通过操作所述光路开关 105，分色镜 50 从光线通路上去除。同时，所述光源开关 104 用照明光状态操作所述多光源 10。在通过了所述光纤束 32 和内窥镜探头 30 的目镜 40 之后，

从所述组织位置 1 反射而来的照明光直接进入所述彩色 CCD 摄像机 60，没有受到任何分色镜 50 的干扰。此外，所述照明光通过所述控制器 80 和显示设备 90 形成标准彩色图像。

5 根据本发明示例性实施例的荧光内窥镜装置的操作的描述已经和使用本发明装置的用于在身体内对组织成像的方法的描述一起进行的。根据本发明的示例性实施例，对在身体内对组织进行成像的方法的技术特征的描述，现在将参照附图进行说明。

10 图 2 是一个流程图，示出了根据本发明图 1 中所示装置的示例性实施例在身体内对组织成像的方法；

 首先，在操纵和设置所述光源开关 104 和光路开关 105 到照明光状态之后启动所述操作。如果在 S201 由所述位于多光源 10 中的照明光光源照射具有荧光物质（例如对比试剂，ALA）的组织位置 1，则照明光相应的反射光就直接进入到彩色 CCD 摄像机 60 从而没有通过分色镜 50 就产生彩色图像，所述分色镜 50 被折叠起来没有包含在所述光路中。在 S202 中，这些彩色图像在被输入所述控制器 80 中之后被处理，分析和存储，同时所述诊断区域的图像被显示在显示设备 90 上，让用户能够进行观察。

 当所述观察区域被看作一个怀疑存在肿块的形态反常结构或不正常的颜色时，在操纵了光源开关 104 和光路开关 105 以转向到荧光测试过程就可以开始操作了。在 S203 中，如果将具有荧光物质（例如对比试剂，ALA）的所述组织位置 1 由放置在多光源 10 中具有短波长（380nm - 580nm）的宽光谱范围的激发光的光源照射，则由对比试剂，ALA 和相应的反射激发光 380nm - 580nm 波长）在肿块位置产生的荧光被投射到位于光线通路中的分色镜 50，然后每个光线的通路被分开。然后所述反射的激发光在通过分色镜 50 之后被输入到所述彩色 CCD 摄像机 60 中，同时在被分色镜 50 反射之后所述荧光被输入到单

色 CCD 摄像机 70 中。

5 在 S205 中，所述彩色 CCD 摄像机 60 基于所述输入的宽光谱范围（380nm - 580nm）的反射激发光而收集彩色图像作为诊断区域的背景，同时，所述单色 CCD 摄像机 70 基于输入的荧光而收集所述单色图像，该单色图像显示位于诊断区域的肿块。

10 控制器 80 用数字方式处理所述收集到的彩色背景图像和单色的肿块图像；存储和分析所述数据；在 S206 中在将单色图像和彩色图像合成变成一个图像后，在显示设备 90 的屏幕上同时显示单色图像和彩色图像，或者在显示设备 90 的屏幕上显示合成像。

15 另一方面，在开始如上所述的检查之前，关于检查对象的组织位置的标准荧光图像的基准数据是通过对基准测试样品 200 有系统地执行荧光测试过程（S203 - S205）而收集的，如图 3 中的 S201 中所示。然后所述收集的数据在 S302 被存储在控制器 80 中，在实际对象的检查过程中收集到的荧光图像通过 S303 中本发明装置根据基准数据的修正而被修正。

20 一个具有与作为实际检查的对象的胃区域比较时具有类似光学特性表面的技术对象被选为所述基准测试样品 200。所述修正过程 S303 在所述基准测试样品 200 的荧光图像作为基准数据形成之后将该基准数据记录和存储到控制器 80 中，这是在距离诊断区域有（例如 10mm）一个固定距离的情况下进行的，所述固定距离相应于通常内窥镜检查中的距离。

25 根据以下方法，在所述修正过程 S303 进行时，所述存储的基准数据被使用。相应于基准测试样品 200 屏幕的亮斑的信号被用来修正诊断区域 1 的荧光图像的光度参数的数值。此外，基准测试样品 200 的图像信号在内窥镜视场的各点处的变化被用于修正荧光信号在诊断

区域 1 分布的不均匀性。

关于内窥镜检查更详细的说明如下，使用步骤 S301 的基准测试样品 200 作为检查目标。

5

所述多光源 10 的照明光源用于对具有荧光物质的诊断区域 1 照明，在分色镜 50 没有被折叠起来时，在脏器的各个区域的彩色图像由彩色 CCD 摄像机 60 收集，通过显示设备 90 而被观察。在观察到具有相对值得怀疑颜色的失常的形态结构或区域这种情形下，所述多光源 10 被设定在提供大输出功率的短波长检查荧光（换句话说，激发光），并转变到包含所述高灵敏度的单色 CCD 摄像机 70 的光学系统以便进行所述荧光测试过程。数字式地存储的不规则荧光信号在控制器 80 中通过图像处理去除。所述荧光图像从显示设备 90 被观察到。在这个实验中，专门的彩纸涂料被用在基准测试样品 200 的表面上，该彩纸涂料的荧光和反射性质与采用了对比试剂 ALA 的病人的胃粘膜表面相同或类似。在样本试验过程中应用了基准测试样品测量系统之后，可以观察到在所述荧光图像修正中准确性增强和高再现性，并提供应用可靠性。

20

如上详细描述，根据该荧光内窥镜装置和使用该荧光内窥镜装置在身体内对组织成像的方法，能够产生如下所述效果。

1) 通过照明装置的激发光和照明光，可以进行荧光检查以及普通的内窥镜检查。

25

2) 当从荧光检查切换到照明光观察时，所述内窥镜不需要从 CCD 模块上拆下，所述切换过程简单地通过改变分色镜的位置而有效地完成。

3) 两个连接到所述控制单元上的 CCD 摄像机系统可以同时显示在显示装置上实时显示从诊断区域而来的荧光图像和反射光图像。

30

4) 荧光图像的亮度通过使用分色镜减少额外的由激发光产生的荧光而得到增强。

5) 如果非相干光源而不是激光被用于激发所述荧光，那么能够使用各种用于肿块的指示剂而不用改变所述照明装置。非相干荧光光源与激光源相比非常便宜、可靠和简单。在这种类型的照明装置中，选择最适当的零件可以提供大输出功率的激发光并能够发出宽波长范围（在用对比试剂 ALA 处理时，380nm - 580nm 的可见光谱范围）的光，这样能够使得医生可靠地评价脏器的检查区域，并能够控制内窥镜远端的位置。

6) 在荧光状态下，相应于所述激发光和反射光的荧光的传输通过使用两个不同的 CCD 摄像机来实现，每个规定的功能都能最佳地执行。换句话说，所述高清晰度彩色背景图像在第一种情形中提供，而在第二种情形中提供高灵敏度的单色图像作为不正常区域的画面。

7) 显示由控制器进行的计算机分析而得到的屏幕的信号分布的直方图能够对一个诊断区域图像的荧光光强作定量评价。

8) 根据所述基准测试样品进行的修正仪器的修正操作，荧光图像的计算机图像处理，以及使用的距离固定方法通过减少误差可以提高荧光分析的准确性，所述误差起因于：在内窥镜探头的远端和所述目标表面之间的距离的变化、所述光照的不均匀性、根据内窥镜视场有不同的光收集效果、根据时间和位置所述工具的灵敏度有改变。

9) 与数据运算一起，计算机多媒体单元的使用能够将观察的结果作为数字视频剪辑储存起来。

结果，如上所述的所有本发明的优点能容许进行更精确的检查并可方便地使用所述工具。

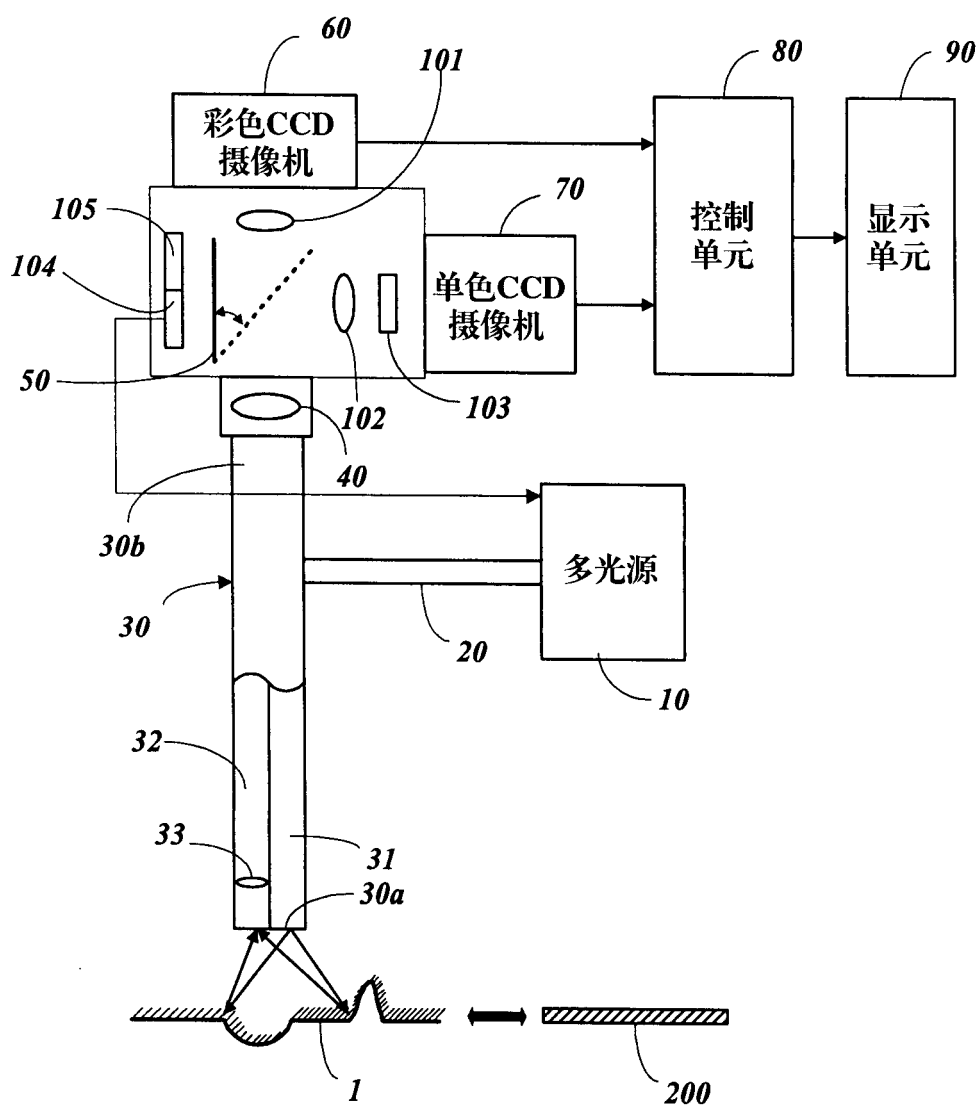


图1

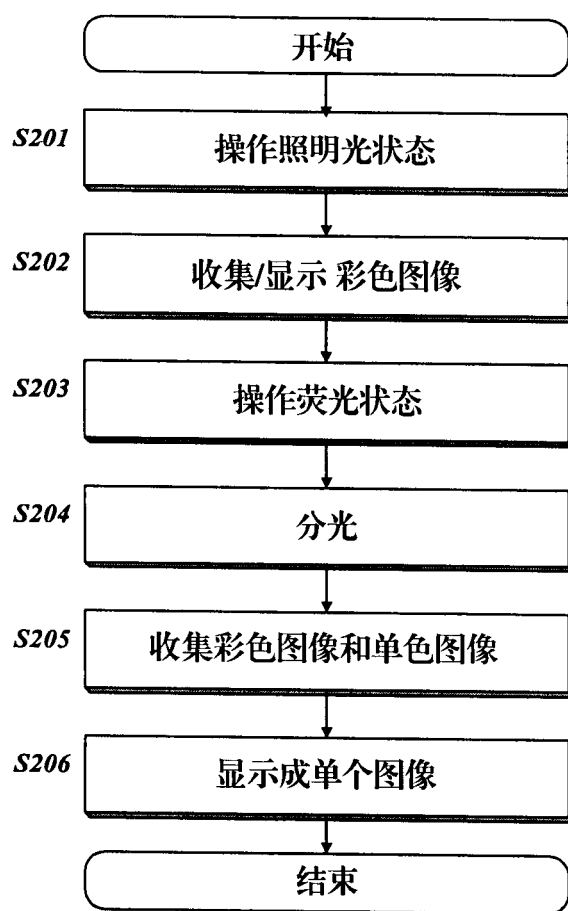


图2

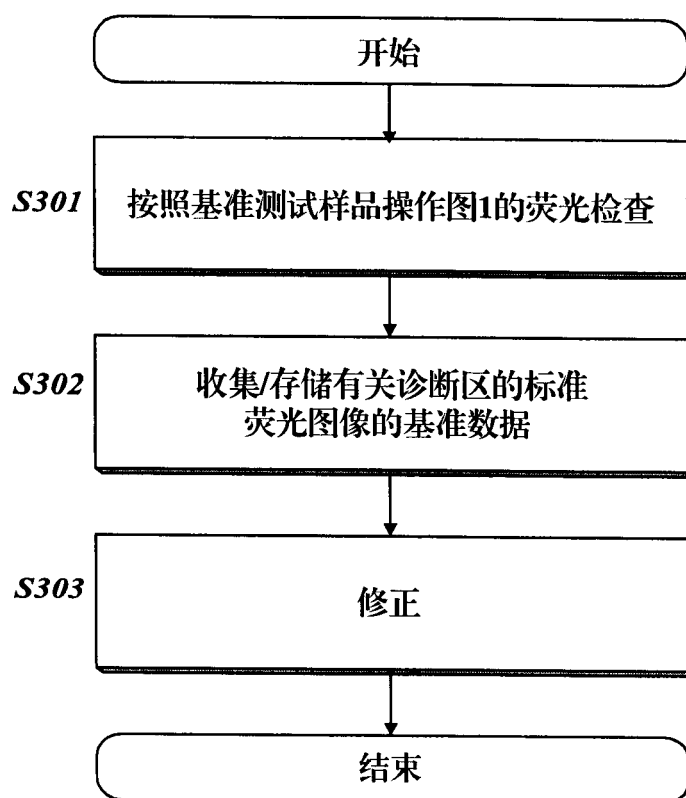


图3

专利名称(译)	荧光内窥镜装置和使用该装置在身体内对组织成像的方法		
公开(公告)号	CN1415267A	公开(公告)日	2003-05-07
申请号	CN02146866.4	申请日	2002-10-16
[标]发明人	姜旭 加里V帕帕扬		
发明人	姜旭 加里·V·帕帕扬		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 A61B5/00 A61B17/00 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/042 A61B5/0071 A61B2017/00061 A61B5/0084		
代理人(译)	武玉琴 顾红霞		
优先权	1020010064441 2001-10-18 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种荧光内窥镜装置，特别是用于在身体内诊断肿块发炎区域；和该装置的应用方法。本发明的目的是提高检查的精确度。根据本发明的荧光内窥镜装置包括：内窥镜探头；多光源；彩色CCD摄像机和高灵敏度的单色CCD摄像机；基准测试样品；计算机；和显示器。本发明的方法实现了本发明的荧光内窥镜装置根据基准测试样品的预先修正；使用照明光进行的通常内窥镜检查，和对相同诊断区域同时使用荧光和反射的激发光的图像观察和检查；根据基准测试样品数据对诊断区域的荧光图像的亮度和不均匀性进行自动修正；对诊断区域中荧光的亮度进行评价；存储表征诊断区域中荧光的图像和亮度的数字数据；和存储由两个摄像机收集的图像作为数字视频剪辑。

