



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02127527.0

[45] 授权公告日 2005 年 12 月 7 日

[11] 授权公告号 CN 1230116C

[22] 申请日 2002.7.24 [21] 申请号 02127527.0

[30] 优先权

[32] 2001. 7. 25 [33] DE [31] 10136191.2

[71] 专利权人 理查德·沃尔夫有限公司

地址 联邦德国克尼特林根

[72] 发明人 贝恩德·克劳斯·韦伯

托马斯·戈尔 奥拉夫·施密特

菲利普·艾德纳 斯特凡·米勒

尼古拉斯·佩莱拉·德尔加多

卢茨·弗赖塔格

审查员 汤利容

[74] 专利代理机构 隆天国际知识产权代理有限公司

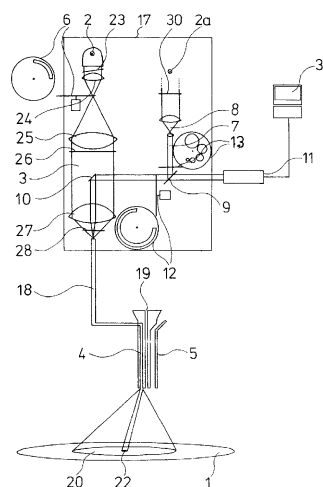
代理人 徐金国 陈 红

权利要求书 3 页 说明书 15 页 附图 2 页

[54] 发明名称 可提供图像的用于组织光谱诊断的装置

[57] 摘要

本发明涉及一种可提供图像用于组织光谱诊断的设备，可实施三种诊断模式之中的一种模式也可将其结合使用，A 模式用于可提供图像的白光诊断，B 模式用于可提供图像的荧光诊断，以及 C 模式用于荧光光谱诊断。所述设备包括第一光发射装置，它发射的光作为一光束经由光束通道而被耦合进一通向内窥镜的光纤中；第二照明装置，它所发射的光作为一光束经由第二光束通道而被耦合到同一光纤中。为使光束进入光纤，在第一光束通道中设置有一扩大光束口径的器件，在第二光束通道中设置有限制光束口径的器件。在 C 模式中，可利用来自第二光束通道的光对所选点式小组织区域进行细致的检查，利用来自第一光束通道的光对点式小组织区域的周围组织进行伪同时大面积照明。



1、 一种可提供图像用于组织光谱诊断的设备，所述设备可实施三种诊断模式之中的一种模式也可对三种诊断模式进行结合使用，其中 A 模式用于
5 可提供图像的白光诊断，B 模式用于可提供图像的荧光诊断，以及 C 模式用于
荧光光谱诊断，其特征在于：所述设备包括一第一照明装置，该照明装置所发射
的光作为一光束经由第一光束通道而被耦合进一通向内窥镜的光纤中，所述
设备除包括有前述提到的第一照明装置外还包括第二照明装置，该第二照明装
10 置所发射的光作为一光束经由第二光束通道而被耦合到光纤中，其中使所述第
二光束通道在光束离开所述设备之前与第一光束通道相重合，在第一光束通道
中设置有用使第一光束通道中的光束进入光纤的扩大光束口径的第一器件，
在第二光束通道中设置有用使第二光束通道中的光束进入光纤的限制光束
口径的器件。

2、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：在第一光束通道中设置有可
15 暂时释放或阻断光束的装置。

3、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：第二光束通道中的光束进入
光纤中的引导过程会受到一个半透镜的影响。

4、 如权利要求 3 所述设备，其特征在于：在所述半透镜之后设置有一
光谱计，而在该光谱计之前又设置有可暂时释放或阻断光谱计之前光束的装
20 置。

5、 如权利要求 2 或 4 所述设备，其特征在于：所述可暂时释放及阻断
光束的装置包括有可同步被驱动的位于第一光束通道中的第一截光盘和位于
该光谱计之前的第二截光盘，这两个截光盘均具有不透明表面且在不透明表面
上的一确定区域内开有凹槽。

6、 如权利要求 5 所述设备，其特征在于：所述两个截光盘上的凹槽是
25 彼此互补形成的以便于使第一截光盘的经去除或凹槽区域对应于第二截光盘
的覆盖或不透光区域，而使第一截光盘的覆盖或不透光区域对应于第二截光盘
的经去除或凹槽区域。

7、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：用于使来自第一光束通道中

的光束进入光纤的扩大光束口径器件由一个短焦距透镜组成。

8、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：采用了使来自第一光束通道中的光束倾斜耦合进入光纤的方式来实现用于使来自第一光束通道中的光束进入光纤的扩大光束口径器件的作用。

5 9、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：用于使来自第一光束通道中的光束进入光纤的扩大光束口径器件由短焦距透镜和使来自第一光束通道中的光束进入光纤的倾斜耦合器组成。

10 10、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：采用第二照明装置发射与限制光束口径具有相同直径的平行光束的方式，来实现用于使来自第二光束通道中的光束进入光纤的限制光束口径的器件的作用。

11、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：用于使来自第二光束通道中的光束进入光纤的限制光束口径器件由一个望远镜组成。

15 12、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：用于使来自第二光束通道中的光束进入光纤的限制光束口径器件由一个设置于第二光束通道中的限孔径光阑组成。

13、 如权利要求 12 所述设备，其特征在于：通过对第二光束通道中的至少一个光学器件的尺寸进行限制来实现限孔径光阑。

20 14、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：用于使来自第二光束通道中的光束进入光纤的限制光束口径器件由第二照明装置、望远镜和/或限孔径光阑组成，其中第二照明装置发射平行光束。

15、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：引导光进入内窥镜中的光纤由一根对荧光激励带具有高通过率的流体光纤组成。

16、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：光纤由一根或一束对荧光激励带具有高通过率的光纤组成。

25 17、 如权利要求 15 或 16 所述设备，其特征在于：光纤延伸到内窥镜远端。

18、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：第二照明装置为一激光器。

19、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：第二照明装置为一混合气灯。

30 20、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：第二照明装置为一光二极管或光二极管阵列。

21、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：第二照明装置为一短的弧形灯。

22、 如权利要求 1 所述设备，其特征在于：第二照明装置为一白炽灯。

可提供图像的用于组织光谱诊断的装置

技术领域

5 本发明涉及一种可提供图像用于对组织进行光谱诊断的装置，其中所采用的诊断方式可选自下述三种诊断模式，也可结合使用下述三种诊断模式：模式 A 用于提供图像的白光诊断；模式 B 用于提供图像的荧光诊断；模式 C 用于荧光光谱诊断。所述诊断设备包括有一照明装置，该照明装置所产生的光作为光束经一光束通道而被耦合到与内窥镜相连的光纤中。

10 背景技术

公知的诊断设备需要用于大面积可提供图像的白光检查（A 模式）、用于大面积可提供图像的荧光诊断（B 模式）及用于点荧光光谱诊断也就是用于对最小组织区域进行荧光光谱检查（C 模式）。光谱检查同时还涉及之前已利用可提供图像的荧光诊断或可提供图像的白光诊断确定为可疑组织区域所进行的光谱检查。

15 对于检查医生而言，他们最希望可首先实施常规大面积白光诊断（在本发明中指首先实施 A 诊断模式）以便于可先在白光下获得对待检组织的总体印象即进行前期诊断。这种前期检查可在白光下实施且可观察并搜索到红肿发炎、恶性或早期恶性组织。同时检查受到大面积观察组织的影响。对此就必须确保检查目标的区域角度也就必须确保照明角度足够大。

然而利用传统的白光诊断无法从良性组织中区分出早期恶性组织，也就是由于无法检查出早期恶性组织。白光诊断对此的敏感度不够，因此也就无法实施拯救生命或至少有意义地延长生命的治疗。

25 所公知的可提供图像的荧光诊断（在本发明中指 B 模式）具有极大的优点。在可提供图像的荧光诊断中，医生通过采用合适的等同于白光诊断中情况的待查目标区域角度及照明角度就可观察到大面积组织，而且利用良性组织与（早期）恶性组织之间所存在的强度差及色差医生的注意力就可很快被吸引到可疑组织处。

大家都知道可提供图像的荧光诊断对癌症早期识别的敏感度远远高于白

光诊断对其的敏感度。然而现有的荧光诊断仍存在有不足之处。例如在自体荧光诊断方法，是通过观察荧光强度的下降及颜色移向红色光谱区域来识别（早期）恶性病灶的，而所述荧光强度下降及颜色移向红色光谱区域的情况是很难被观察到的或者有时甚至根据无法观察到，这是由于荧光在健康组织的背景下会被极大地衰减掉。可疑组织中会呈现出暗色，在此条件下很难辨认出其具体颜色。增加亮度只会产生如下效果：周围健康组织处于过发射状态因此会引起颜色的改变，但是仍然无法观察到小的可疑区域。

因此仅根据表面结构所发生的改变（例如形态结构复杂的组织也会成为“光陷井”从而使健康组织区域也呈现出暗色，同样也会使在此情况的荧光弱于具有正常形态结构的健康组织情况下的荧光）是很难或根本无法从健康组织中识别出病灶的。

对组织进行诊断的不确定性使得必须进行采样以便于检查出所有潜在的早期恶性或恶性源，然而正因如此假阳性增多也就是说特异性降低了。由于需要花费更多的时间及可能出现的另外的假性诊断就会使得实际花费的检查时间及检查费用明显增加。

荧光光谱（在本发明中指 C 模式）的记录及表示方法可使该模式给出更详细的信息，该模式中是通过分析评价可疑组织所发射荧光的光谱成份来进行诊断的，而在前述的可提供图像的荧光诊断模式中，只能给出荧光强度变化信息及由观察者眼睛所观察到的作为光谱成份合成总和的整体颜色信息（考虑到眼睛的光谱敏感曲线），有关此方面的详细描述可参见第 DE19612536A 号专利。

所谓的光学活组织检查是指采用点荧光光谱检查方法而并没有进行以酶学方法来检测的真正的活体采样，由此可对组织进行比单纯采用大面积提供图像荧光诊断方法更准确更先进的诊断。

因此采用所述前期预选择就使得更少的组织区域需要进行活组织检查且将其结果提供给病理学家。可由医生自己或与光谱计相连的计算机来进行荧光光谱分析及对所观察到的点状小组织区域进行诊断也就是进行光谱曲线的分析，进行光谱曲线分析时将所发射荧光光谱的某些点与之前所记录及存储的待查患者的健康组织的相应点进行比较。采用这种活组织检查在某种程度上可以更好更准确地识别出早期恶性或恶性组织与周围健康组织之间的边缘区域。

下面将描述一下关于荧光光谱诊断方法应注意的事项。所产生用于分析诊断的监测仪上所显示的光谱是由光谱计所检测的整体(表面)区域的平均结果。给光谱计传输荧光信号的组织区域的大小主要由以下两个因素决定：一方面受荧光激励光束的影响，其中所述荧光激励光束的口径极值会受到激励光纤（光纤束）光口的限制，这样就可省略掉其他的光学元件，同时还受到来自光源的光束进入光纤（光纤束）时的耦合尺寸的影响；而且另一方面还受到检测光纤（光纤束）的光口或所接入的限径器件的影响。

如果在搜索癌变区域时本地分辨率尽可能大，也就是说如果能识别出尽可能小的病变区而不会将病变区淹没在其周围健康组织之中，那么受荧光激励的待查区域就可以尽可能地小。否则当受激励组织区域及待检组织区域比可疑区域大很多时，就会出现这样的情况：待分析光谱曲线主要是由病灶组织周围的健康组织所决定的，由此光谱成份包含有较大的组织区域信息及用于产生光谱曲线的荧光信息。这样病灶组织的荧光信息就被淹没在了周围健康组织的荧光信息之中了，也就无法识别出病灶位置了。

在光谱自体荧光诊断（C 模式）方法中要考虑到所有上述各方面情况，健康组织的荧光强度要远远大于恶性组织的荧光强度。只有对于药物诱发的荧光可以少考虑这种不利情况，这是由于在理想情况下只对早期恶性或恶性组织处施用荧光药物，因此病灶周围的健康组织只发射出相对微弱荧光或根本不发射荧光。在药物诱发荧光的情况下，诊断会变得更准确，例如所检测到的反射回激励光的对比度会增强。

总之这就意味着：对于传统的白光诊断及可提供图像的荧光诊断而言，人们希望获得远端大的照明或激励光束及同等程度大的图像通道目标区域角。对于点荧光光谱法（C 模式），内窥镜远端的激励光束或检测光纤的光口或另外连接到光谱计上的口径可调器件都必须足够小以适应于所期望的高分辨率。

如果对于检查医生而言发射通向光谱计的荧光信号的组织区域也是可见的，这其中自体荧光与药物诱发荧光之间的对比就起到重要作用，那么只需一对应于组织区域的小激励光点即可，例如可使其颜色与经传统白光照明的周围组织区别开来。例如在可疑组织上采用“蓝激励点”来作为激励光点就可使可疑组织与经白光照明的周围组织区别开来。这样医生就可由此确认被白光照明的组织区域或一部分组织区域的情况。

在第 DE19618963C2 号专利中公开了一种可实施所提到的三种诊断方法的系统。传统的白光检查（A 模式）及可提供图像的荧光诊断（B 模式）均受到设备构造的影响。为了能够进一步实施点式荧光光谱（C 模式），在 DE19618963C3 号专利中公开了一种设计用来与内窥镜相连接的辅助装置。所述辅助装置包括一分光器，所述分光器用于确保将不多于来自内窥镜图像导向装置的总光量的光引导到观察者眼睛或所连接的摄影机中，但为了将光导入光谱计中还需要将其中一部分光耦合出去。

上述步骤具有以下缺点：连接到内窥镜上的辅助装置会增大诊断仪器的重量及其几何尺寸，由此就会影响仪器的易操作性。所以要想尽可能地提高仪器的易操作性，就必须将连接在内窥镜上的器件移开。

在公知技术中还存在有以下问题：对于自体荧光诊断而言，自体荧光的低强度通常会引发问题，如果省略掉笨重的图像增强器，就需要结合使用几个视频器。这又会导致重建图像质量的下降，这种图像质量的降低在还原图像重复率方面表现突出。对于前述装置而言，为了将光成份导入光谱计还需要对自体荧光进行进一步的去耦。直接观察或通过摄影机通道会使自体荧光的低数量情况更加恶化，也就是说可提供图像的荧光诊断方法所提供的图像质量还不如由图像合成所获得的质量不高图像的质量。

对于第 DE19618963C2 号专利中所述辅助装置而言，其中所谓中央光谱检测区域的直径也就是发射引导到光谱计中荧光的组织区域的直径一方面是由辅助装置中透镜的焦距所确定，另一方面是由连接光纤或光纤束的直径所确定的，其中所述中央光谱检测区域是产生光谱的基础。光谱检测区域直径的变化是不会毫无代价地实现的，也不可能患者在检查过程中实现所述直径变化，至少不存在频繁调整的可能性。

按照第 DE19618963C2 号专利所述，荧光光谱法还会受到可提供图像的荧光诊断的影响，这是由于确实只有在实施可提供图像荧光方法期间才能使一部分荧光去耦。可提供图像荧光诊断所获得的图像用于确定荧光光谱位置或光谱位置所在区域。光谱检测区域位于中央处，也就是处于可提供图像荧光诊断所获得图像的中部。对于自体荧光诊断而言，荧光信号相对较弱，由于采用了摄影机就需要结合使用几个视频仪，所以监测器上所获得的图像质量绝对无法与白光诊断中所获得图像质量相比。因此具有以下优点：实施荧光光谱法时是在

白光图像上而不是在可提供图像的荧光光谱法所获得的图像上进行定位。实施点式荧光光谱法时，对于检查医生来说可能最好的定位方式就是：用常规的质量良好的白光图像来表示潜在病灶周围的组织区域。而第 DE19618963C2 号专利中所公开的设备并非如此。

- 5 公知设备的另一个缺点是：检查医生确实不知道准确的位置，首先是不知道发出用于点式荧光光谱信息的组织位置（直径）的准确尺寸。尽管理论上由于光学器件的设置而使待查光谱位置处于可见图像的中央，但是医生对此并不清楚。而且由于光学错觉的存在中央位置的确定也是不容易的。光谱分析组织区域尺寸及其直径的确定也存在同样问题。正因如此当采用上述措施来改变直径时，情况将变得更加混乱。

10 在由 U.B.S Prakash, Mayo Foundation, Raven Press Ltd., New York 出版的书籍名为“bronchoscopy”一书第 15 章中还公开了另外一种系统。前述发明中也已实现了利用伪同时（psedeudo-simultaneous）白光诊断进行荧光诊断的设想。为此设置有一个具有环形部分的截光盘及一个荧光激励滤光器。这就确保了在截光盘旋转的某段时间内可使用相应的经滤光的光来对组织进行激励。同时由组织所发射的信号以间歇方式也只能以此方式被引导到荧光监测器。截光盘中的带通滤光器可确保对由组织返回的激励光进行过滤以只让荧光通过。在截光盘旋转的另外时间段内会受到在未经过滤的照明光（白光）条件下对组织进行照明及观察的影响，也就是说在照明光束通道中没有设置荧光激励滤光器。荧光检测器的输入会被截光盘所阻断而没有光到达所述检测器。截光盘的采用及由此而实现的“时间共享方式”就允许利用在未经过滤照明光（白光）条件下对待查组织进行伪同时观察来作为对可提供图像荧光诊断或光谱分析模式的辅助定位 或用于确定利用荧光方式进行检查的待查组织区域范围。

25 虽然所述设备不适合于点荧光光谱方法，也就是说将需把信号传输给光谱计的组织区域实施光学高亮，而将伪同时大面积周围照明作为辅助定位及用于确定要进行点式光谱检查的待测组织区域。第 DE19618963C2 号专利中所述设备还存在有问题，为了使设备更紧凑且易于操作就需只采用一个包含有一光连接器的光发射器，而且还需采用唯一的一根光纤/光纤束来既用于照明又用于荧光激励。因此荧光激励光锥及照明光锥具有相同的尺寸。可观察到大面积组织，尽管这样还是要实施点式荧光光谱法，另外分辨率及待检组织区域尺寸的

设定必须通过检测光纤/检测光纤束采用例如第 DE19618963C2 号专利中所述方式来实现。但是检查医生并不能使待检组织区域的位置及其直径光学高亮以区别于可疑位置周围的更大面积组织，也不能用照明光来对待检组织区域照明，因此待检组织区域是不可见的。

5 “bronchoscopy”一书中所公开的系统采用的是药物诱发荧光诊断方法，这一诊断方法在前面已提到过，即通过采用合适的处理方式而使待检组织区域显示不出来，这是由于在任何情况下采用药物诱发荧光方式都只能使病灶组织发射荧光。

10 **发明内容**

本发明的目的是提供一种可克服上述缺陷的诊断设备。而且可在各种诊断模式之间进行快速简单的切换。所述设备还具有结构紧凑的特点，而且只需要一个光发射器、一个光传输装置即一个光纤出口就可实施三种诊断模式，其中所述光发射器包含有两个照明装置。

15 本发明提供了一种可提供图像用于组织光谱诊断的设备，所述设备可实施三种诊断模式之中的一种模式也可对三种诊断模式进行结合使用，其中 A 模式用于可提供图像的白光诊断，B 模式用于可提供图像的荧光诊断，以及 C 模式用于荧光光谱诊断，其特征在于：所述设备包括一第一照明装置，该照明装置所发射的光作为一束光经由第一光束通道而被耦合进一通向内窥镜的光纤中，所述设备除包括有前述提到的第一照明装置外还包括第二照明装置，该第二照明装置所发射的光作为一束光经由第二光束通道而被耦合到光纤中，其中使所述第二光束通道在光束离开所述设备之前与第一光束通道相重合，在第一光束通道中设置有用于使第一光束通道中的光束进入光纤的扩大光束口径的第一器件，在第二光束通道中设置有用于使第二光束通道中的光束进入光纤的限制光束口径的器件。该设备就具有以上所述的优点。

25 所述设备包含有两个照明装置。第二照明装置的光束通道在离开所述设备之前与第一照明装置的光束通道相叠加。接着两种光束被耦合到与内窥镜相连接的光纤之中。在第一光束通道之中设置有能够对来自第一照明装置的具有相对大口径的被引导到光纤中去的光束产生影响的器件。在第二光束通道中设置有能够对来自第二照明装置的被引导到光纤中去的具有相对小口径的光束产

生影响的器件。

在第一光束通道内设置有可暂时释放或阻断第一光束通道中光束的装置。

将第二通道中的光引导到光纤中会受到至少其中有一块为半透镜的平面镜的设置方式的影响。在半透镜之后还可设置一光谱计。另外在光谱计之前还可设置这样的装置，该装置可暂时释放或阻断由待测组织到光谱计的光束。该装置也可如此设置以便于它们可同时释放或阻断从第二照明装置到光纤的第二光束通道的光束。

用于临时释放或阻断光束的装置包括有第一及第二截光盘。每个截光盘均为不透明盘状物，且在各个截光盘的一确定角度范围内开设有凹槽。

10

15

20

25

30

这两个可同步被驱动的截光盘上凹槽的角度范围是彼此互补的以便于使第二截光盘的不透明区域对应于第一截光盘的凹槽区域以及使第二截光盘的凹槽区域对应于第一截光盘的不透明区域。

在第一光束通道的光被耦合到光纤中去的位置处设置了一个扩大光束口径的器件,因此考虑设置一例如短焦距透镜等具有相对较强聚集作用的光学元件。也可通过使来自第一光束通道的光束相对于光纤光轴进行倾斜地耦合来达到相同的效果,或者也可结合采用这两种措施来达到相同的效果。

在第二光束通道的光束耦合到光纤中去的位置处可设置一用于限制光束口径的器件,例如可在平行第二光束通道中设置具有合适的两个透镜焦距之比的望远镜和/或一个限制口径的光阑来达到限制光束口径的目的,其中可在第二光束通道中设置一个或多个光学元件或采用设置具有受限尺寸的限径光阑来实现所述效果。也可采用以下方式来获得相同的限制光束直径的效果:第二照明装置采用可发射小直径平行光束的光源。

所采用的光纤可以穿过而到达内窥镜远端的流体光纤或光纤束或者是穿过而到达内窥镜远端的单根光纤,其中所采用的理想光纤是对荧光激励带具有高通过率的光纤。

提供经由第二光束通道光束的第二照明装置最好采用例如二极管激光源等致密激光源,这是由于它们可发射出理想的小直径平行光束而且其发射范围正好处于待测组织的荧光激励带宽内。除了可采用具有合适发射范围的二极管或二极管阵列处,也可考虑采用预置成光束光学元件或混合性气灯或短弧形灯或带有预置带通滤光器及成光束器件的白炽灯。

在运行点式荧光光谱的 C 模式时,点式荧光激励、荧光检测及使用白光对可疑病灶周围的健康组织所进行的照明均会受到分别用于 A 模式及 B 模式这两种模式中的相同光纤的影响。这意味着在实施点式荧光光谱诊断法时无需另外的光纤或光纤束了。内窥镜的仪器通道永久地处于自由状态,只需采用一种简单的方式和方法就可例如采样及系统的操作产生影响。

只需要内窥镜具有简单的构造即可,这是由于特别是采用 A 及 B 模式时仅需一根光纤用于照明及激励、照明或激励及光谱计检测。因此内窥镜具有常规的光学构造已足够了。该装置只需具有简单的构造即可实现本发明的发明目的。

通过调整处于用于荧光光谱的光源或激励通道也就是第二光束通道中的例如可变光阑或光阑板或类似具有不同直径光阑的器件,就可改变所谓中央光谱检测区域直径也就是发出要引导到光谱计中荧光的组织区域的直径。

5 由于可在 A、B 及 C 各模式之间进行快速简单的切换,就可通过首先采用常规白光模式(A 模式)或大面积可提供图像的荧光诊断模式(B 模式)之后再快速切换到点式荧光光谱模式的方法来对可疑病灶进行定位。由此通过采用所谓的光学活组织检查就可利用荧光光谱来对病灶进行更细致的诊断。

本发明中所述设备只需采用一个光发射器、一个光连接器即一个光纤出口及与光源及内窥镜相连接的一个光学连接器就可实施所提到的三种诊断模式。

10 除具有不同的光束口径外,光束均耦合到用于各种诊断模式的同一光纤中,特别是来自第一光束通道中的用于 A 模式及 C 模式中的白光及 B 模式中的激励光在其耦合进光纤之处具有较大的光束口径,来自第二光束通道的用于 C 模式中点激励的激励光在其耦合进光纤之处具有较小的光束口径,具有较大光束口径的耦合处邻近光源一侧具有所述的可形成大面积照明或荧光激励的构造,另一方面具有较小光束口径的耦合处邻近光源一侧具有所述的可形成小面积或甚至点式照明或荧光激励的构造。由此在 C 模式中可为检查医生提供大面积的用于病灶定位的白光背景照明(在内窥镜的照明或激励口远端部形成有较大的照明光锥),在发射被引导到光谱计中去的荧光的组织区域处,在白光上又叠加有一合适的较小的可激励自体荧光的蓝斑(在内窥镜的照明或激励口端部形成有较小或较细的激励光锥),这样对使用者而言就可直接看到病灶及被检光谱区域的直径大小。

25 本发明中所述设备还具有结构紧凑的特点。只需唯一一个光发射器就可实施所有三种检查模式。而且当用于点荧光光谱诊断模式时,所述设备也可在传统大面积白光图像上进行检查。可同时清晰地识别出采用点式光谱所检查的可疑组织区域的位置及其直径大小,而且能将其与仅为了改善定位观察条件而采用白光照明的周围组织区别开来。使发射出用于生成光谱计曲线的点光谱待查可疑组织区域高亮以形成一极易与不可疑的反射回白色照明光的大面积周围组织区别开来的蓝点。

30 所有上述内容均可能引起采用点光谱法进行检查的待查组织区域的直径改变,而且可以根据可疑位置处尺寸的大小来对光谱检查范围的大小进行调

整。而且可以直接看到直径的改变以及待查组织区域大小的改变。

通过对设备进行简单的操作即可实现各种诊断模式之间的切换。仅需要通过一开关、一按钮或类似部件即可实现不同诊断模式之间的切换。而且无需重新插入光纤、在内窥镜上放置辅助装置或者更换内窥镜。

5

附图说明

下列附图表示出了本发明中的一个实施例，附图说明如下：

附图 1 为诊断装置的构造图，

附图 2 为第一截光盘的平面图，

10

附图 3 为第二截光盘的平面图，及

附图 4 为具有不同直径光阑的光阑板的平面图。

具体实施方式

15

附图 1 中所示诊断装置包括有置于所画矩形框内的光照射源 17。所述光照射源 17 包括有可发射进入第一光束通道 3 中的聚集光的第一照明元件 2。由第一光束通道 3 传导的光通过光纤 18 后进入到内窥镜 5 中的照明或激励光纤 4 中。

20

内窥镜 5 的远端指向待检查组织 1。可通过一未详细示出的目镜 19 来观察组织。例如具有相对短的聚集长度的透镜 27 等第一光束通道中的光学元件以及通过光纤 18 和照明或激励光纤 4 的进一步的光传导过程对由第一照明元件 2 产生经由第一光束通道而到达组织 1 中的光束均会产生影响，到达组织 1 的光束需要对一个相对较大的区域 20 进行照明。这样检查医生利用目镜 19 就可在来自第一照明元件 2 的白光照明下对相对较大的组织区域 20 进行大范围的观察和检查。

25

在可提供白光诊断的 A 检查模式中，照明元件 2 为组织 1 持续不间断地提供照明光束，在第一光束通道 2 中设置第一截光盘 6 是为了通过该截光盘的阻断或通过光束来对由照明元件 2 到组织 1 的光束实施控制。为此模式 A 中的截光盘平稳地旋转或静止不动以便确保光束可持续通过截光盘 6（如附图 2 所示）中的凹槽 15。

30

在光照射源 17 中还设置有可发射进入到第二光束通道 7 中的平行光束的

第二照明元件 2a。所述第二光束通道在其起始处平行于第一光束通道 3 设置。可设置有包括有两个元件的透镜系统 8（望远镜），其中在所述望远镜 8 中可包括例如限孔遮光板等任何可减小光束直径的元件。也可通过在光束通道中设置至少一个具有合适受限尺寸的元件来获得限孔效果。确保第二光束通道 7 5 中平行光束在通过透镜 27 时具有相对小的直径是很重要的。由此便可确保离开内窥镜 5 且来自第二光束通道 7 的光束以一相对较小的直径 22 到达组织。如果确定了第二光束通道 7 中的平行光束的直径由此也便确定了可调整的离开内窥镜的激励光锥的尺寸，其中可通过设置遮光板或包含有不同直径光阑的光阑盘 13 来实现对光束直径的调控。

10 第二光束通道 7 中的光束可通过一半透明镜 9 及一平面镜 10 来减小其光束直径，再通过第一光束通道 3 及光纤 18 而到达内窥镜 5。光束通过照明及激励光纤 4 而到达组织 1，由于平行光束在经过透镜 27 时减小了其光束直径，由此来自第二光束通道 7 的减小了其光束直径的光束在耦合到光纤 18 后到达组织时只照明到一个比来自第一光束通道的光所照明的区域 20 相对更小的区
15 域 22。设置半透明镜 9 是为了在透过激励光的同时拦截荧光。

在半透镜 9 之后设置有一光谱计 11，该光谱计至少可临时释放光连接而且由组织区域 22 发出的荧光可到达该光谱计以便进行光谱分析。光谱分析结果可在平面镜 31 上以光谱曲线的形式显示出来。

为了进行点荧光光谱分析（模式 C），必须确保有且只有来自组织 1 处较小受激励区域 22 的荧光到达光谱计 11，而不能有从组织返回的由第一照明装置 2 所发出的白光到达光谱计 11 处。在光谱计 11 之前设置有与第一截光盘构造相类似的第二截光盘 12。截光盘 12（参见附图 3）具有凹槽 16，该凹槽沿一确定的周边区域延伸且该凹槽与第一截光盘 6 上的凹槽呈互补关系，当两个
20 截光盘 6 及 12 同步旋转时，由第一照明装置 2 所发出经由第一光束通道 3 而到达待测组织的光及从组织经由光纤 4、光纤 18 及非半透平面镜 10 返回而到达截光盘 12 处的光均不可能进入光谱计 11。通过将截光盘 12 设置在半透镜之前的方式，就可获得如下效果：例如在模式 A 中当光谱计被阻滞时，就不会有由照明装置 2a 所产生蓝斑与目标区域的白光相叠加的情况。

在附图 1 中，除了表示出截光盘 6 及 12 之外，还表示出了这两个盘的平面图，由所示平面图人们就可推断出凹槽 15 及 16 的相对位置关系。类似地还
30

表示出了光阑板 13 的平面图，所述光阑板具有几个不同直径的光阑（可参见附图 4）

附图 1 中还表示出了光源 17 所包含的细节内容。第一光装置 2 是一个白光源，该光源优先采用带有平面反射镜（具有抛物面或椭圆面）的弧形灯。另外容易想到还需设置一聚光系统。还应考虑使用具有螺旋灯丝的灯（例如卤素灯）。滤光器 23 用作可滤除红外及紫外光的带通滤光器。这一点也会受到照明装置 2 外周反射器的部分影响。透镜 24 形成第一次聚集，截光盘 6 最好但不是必须设置在透镜 24 的焦点处。如果采用了椭圆形反射器，就可省略透镜 24，那么截光盘 6 就最好设置在椭圆反射镜的第二焦点处。

用于传统白光诊断（模式 A）及用于可提供图像的荧光诊断（模式 B）中的截光盘 6 总是置于不工作即通光状态（凹槽 15 处于光束通道中）。透镜 25 产生平行光束，在平行光束通道中移动设置有一滤光器 26 用于可提供图像的荧光诊断，其通透特性与待测生物组织的荧光激励相匹配，例如对应于支气管管道或食道等人体组织的荧光激励就应采用蓝光滤光器。

这样滤光器 26 就来自照明装置 2 的具有大带宽的白光中选择荧光激励所需的光谱范围。对于传统的白光诊断，就需将滤光器移出平行光束通道。透镜 27 使 B 模式荧光诊断中的蓝光或 A 模式传统白光诊断中及 C 模式点荧光光谱诊断中的白光进行剧烈聚集以便于内窥镜 5 的端部经光纤 18 而与光源 17 相连接。激励或照明光束在其通道上需足够大以便于在内窥镜与组织间保持一合适距离的前提下有一片足够大的组织区域 20 被照明且具有良好的视觉观察条件。

可提供图像的荧光诊断（B 模式）中的荧光激励光或传统白光诊断（A 模式）中的白色照明光以及点荧光光谱诊断（C 模式）中的白色背景照明光均可被耦合到光纤 18 中。不限制孔口的光阑 28 可控制到达组织的光通量。

在 C 模式的点荧光光谱法中，截光盘 6 将以如同例如视频一样高的高频进行旋转。用于该模式中荧光激励的滤光器 26 也将移出光束通道。如果截光盘 6 处于“光通过”状态，在旋转期间的部分时间中对应于开放环形槽 15 尺寸的白光将到达光纤 18，对于旋转期间的其他时间部分，当截光盘 6 以阻断状态处于光束通道中时，就不会有白光到达光纤及待测组织处。此时来自照明装置 2a 的光就会经由光束通道 7 及平面镜 9 及 10 以及透镜 27 而被耦合到光

纤 18 处。

永久置于光束通道 7 中的滤光器 30 可从照明装置 2a 所发出的光中选择适合于荧光光谱分析的理想激励光。如果照明装置 2a 具有如同激光一样光谱相对窄的发射带，且该发射带全部处于荧光激励带之内，那么就可省略掉滤光器 5 30。

如前所述，荧光光谱法最好应采用点方式，也就是说照明或激励口 4 的远端部的激励光锥 22 应尽可能地小，这样才可获得用于小创伤定位及其诊断的高确定性的荧光光谱。来自光束通道 7 的平行光束直径在透镜 27 处也必须较小，也就是说，照明装置 2a 所发出的平行光束直径必须经过足够大程度的缩 10 小。可通过选择望远镜 8 透镜的焦长比来实现平行光束直径的大幅缩小。邻近照明装置 2a 的透镜焦距被远离照明装置 2a 的望远镜透镜的焦距所除而得的商数越大，由照明装置 2a 所发出的平行光束直径的减小幅度就越大。平面镜 10 的受限直径对光束直径的减小也有相同程度的影响。如果照明装置 2a 由例如可发射适当小直径的平行光束的激光组成，那么这时就可省略掉用于减小光束 15 直径的其他措施。另外还可设置例如可用于调整激发荧光的激励光强度的中性滤光器等光学衰减装置，这类装置在附图中没有表示出来。

在另一个实施例中，在光束通道中设置有一个可调节光阑板 13（参见附图 4），该光阑板包含有几个不同直径的光阑，当然也可考虑采用例如可变光 20 阑等其他孔径可调的装置。在这一实施例中，望远镜 8 的透镜的焦距比可接近于 1，也可完全省略掉望远镜 8。

通过放置光阑板 13，荧光光谱法中的激励光锥及与此相关的分辨率几乎是无限可调的。如果可疑病灶是较大面积的，就可通过选择光阑板 13 中的较大光阑来达到对几乎全部可疑组织表面进行激励的目的。如果因为可疑组织区域只具有一相对小的直径而需要更高的分辨率，那么就可通过选择光阑板上的 25 较小光阑来达到提高分辨率的目的。由此也可确保自体荧光的光谱曲线的确定不会受到可疑病灶周围组织荧光的影响。

采用点方式荧光光谱的 C 诊断模式中的第二截光盘 12 可在平面镜 9 与 10 之间同步旋转，也就说以与截光盘 6 相同（相对高的）的旋转频率进行旋转，且在旋转过程与截光盘 6 保持相对固定的相位关系。凹槽 15 及 16 的尺寸（参 30 见附图 2、3）只是一个设计示例。如果凹槽 15 固定于截光盘 6 上，就会自动

设计出另一个截光盘 12 上的凹槽 16。在使用白光对组织进行照明期间，第一截光盘 6 只在对组织照明时刻处于通光状态，同时进入光谱计 11 的通道被阻断；而且照明装置 2a 的荧光激励光也不能到达组织 1。然而在组织受激励期间，截光盘 6 处于阻断状态，同时进入光谱计 11 的通道也被打开。利用两个截光盘的高频（例如以视频）旋转，就可同时实现点式荧光激励及可疑病灶周围组织的白光照明，而且在光谱计 11 之前还可设置一只透过荧光而阻断这一特定光谱区域之外光束的滤光器（图 1 中未示出）。在设计一严格具有合适光谱范围的合适的干扰滤光器时，这一工作已经被平面镜 9 所承担了。这样光谱计 11 就可只接收荧光而不会接收到白光或由组织反射回的激励光。

系统包含有一个中央控制单元，该中央控制单元通过在各种检测模式之间进行切换来协调光源 17 中及光谱计 11 上的随后过程。如果将设备切换到传统的 A 模式下以实施大面积的白光诊断，截光盘 6 就会被制动（之前其是旋转的）且在这一运行模式期间保持在休息（非工作）状态，特别地可能处于使第一光束通道 3 的光通过的通光状态。同时还须确保使滤光器 26 移出光束通道。全部白光被耦合到光纤 18 处。置于平面镜 9 与 10 之间的第二截光盘 12 也类似地被制动，之前其是处于旋转运动之中的，在此运行模式的全部时间内，第二截光盘均保持在阻断的休息状态下。由此，一方面可防止由组织反射回的照明光到达光谱计，另一方面也可避免在 A 模式下来自照明装置 2a 的不期望有的蓝斑出现在组织上。

当切换到可提供图像进行荧光诊断的 B 模式时，截光盘的位置保持不变，也就是说截光盘 6 保持在休息及通光状态，而截光盘 12 类似地也保持静止且处于阻断状态。同时需将滤光器 26 移入光束通道 3 中。

如果切换到点式荧光光谱的 C 模式下，中央控制单元就会确保将滤光器 26 移出光束通道 3 以便于使白光耦合到光纤 18。两个截光盘 6 及 12 开始以例如视频等高频进行旋转，特别是以这一方式进行旋转以便使截光盘 6 处于通光位置而使位于平面镜 9 与 10 之间的截光盘 12 处于阻断位置。在白光照明组织期间，光谱计不接收光而且组织也不受来自光束通道 7 的点式光的激励。当截光盘 6 处于阻断位置时，置于平面镜 9 与 10 之间的截光盘 12 处于通光状态也就是说组织 1 受到来自光源 2a 且经由滤光器 30（采用照明装置 2a 所要求的滤光器）滤光后的点式光的激励，所述激励光经由平面镜 9 及 10 以及透镜 27

而被耦合到光纤中，光谱计也接收经由内窥镜 5、光纤 18 及平面镜 10 及半透
镜 9 而到达光谱计的荧光。

附图 1 中表示出了利用望远镜来使第二光束通道中的光束直径被减小到
理想的小数值的情况，所述光束直径的减小也可受到任何合适的光束或限制元
5 件的任何方式的影响。

关于减小光束直径的一种特别简单的设计是：省略掉望远镜 8 而采用一具
有适当小直径的平面镜。采用一椭圆镜 10 且使之处于斜 45 度的位置以便于使
其处于第一光束通道 3 的光轴方向上的投射表面呈圆形。这样还会带来一个优
点：在 A 及 B 模式中，只有一小部分处于平面镜 10 后侧的光被阻断住，所述
10 平面镜最好采用刚性方式装配于光束通道 3 中。由此便可几乎彻底避免 A 模
式及 B 模式中所出现的光损失。还可以这样的方式设置平面镜 10 以便于可通
过折叠而将其移出光束通道 3 而且可达到避免在 A 及 B 诊断模式中出现任何
光损失的目的。

可将平面镜 9 设计成这样以便于其只对例如用于自体荧光诊断的蓝光等
15 激发荧光的光有很高的反射率。另一方面，也可将其设计成对荧光具有很高的
通透性的状况。在平面镜 9 后侧的荧光被直接或经由光纤束耦合到光谱计 11，
所述光纤束设置于光发射器之内以便于不会妨碍对系统的操作。

如附图 1 所示，可将光谱计设置于光源外侧或使其容纳于光源室之内以便
于使整个系统变得更加紧凑。

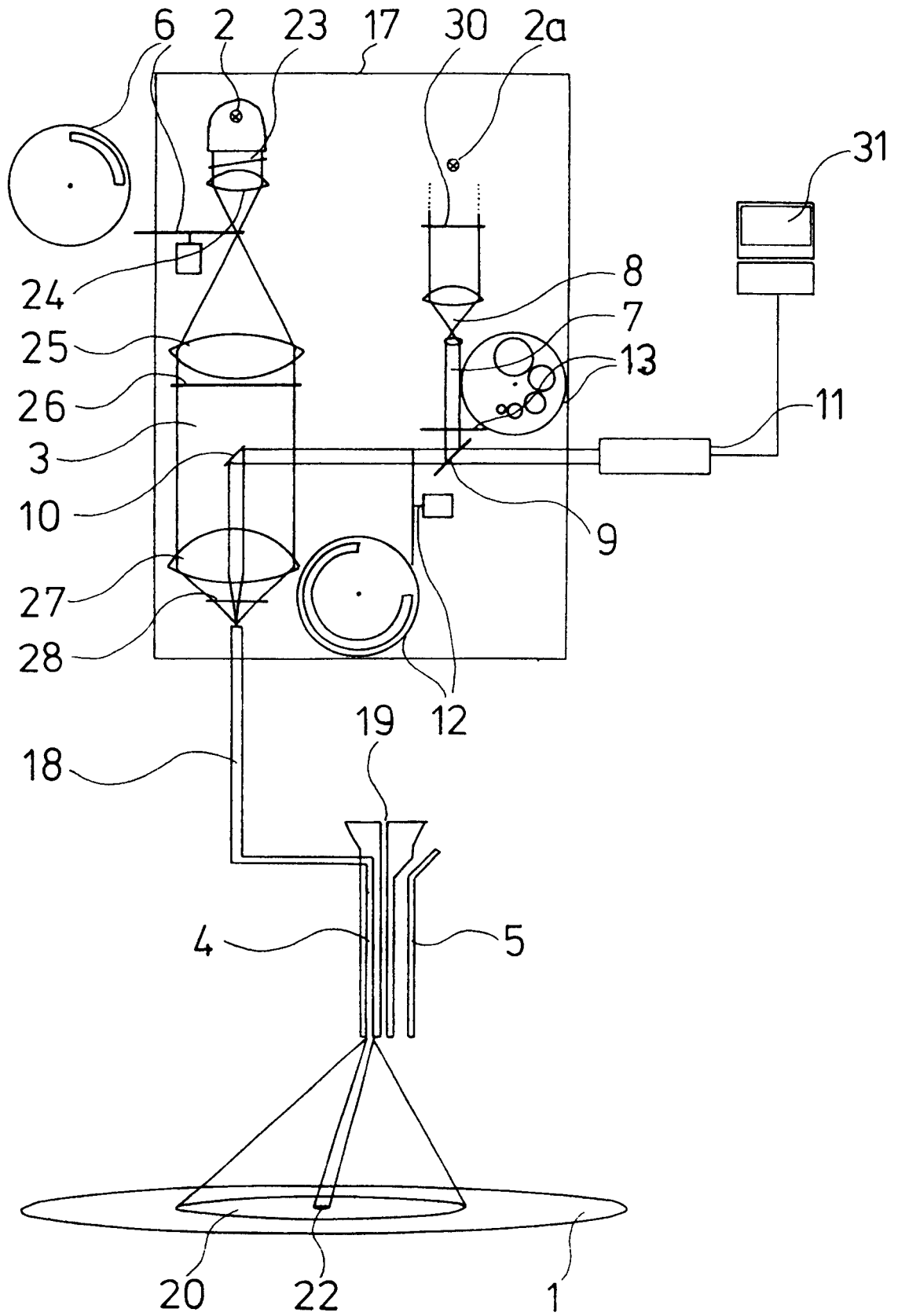


图 1

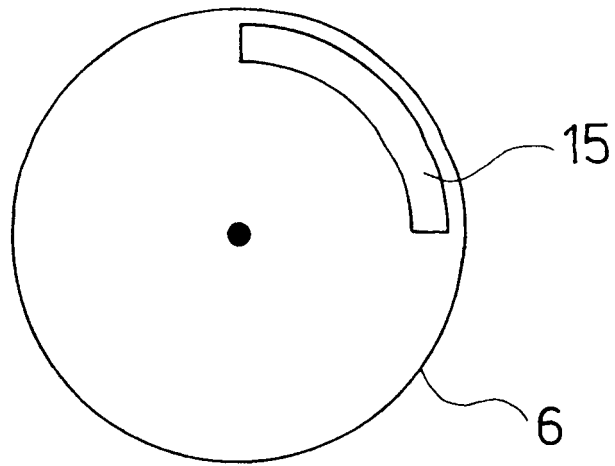


图 2

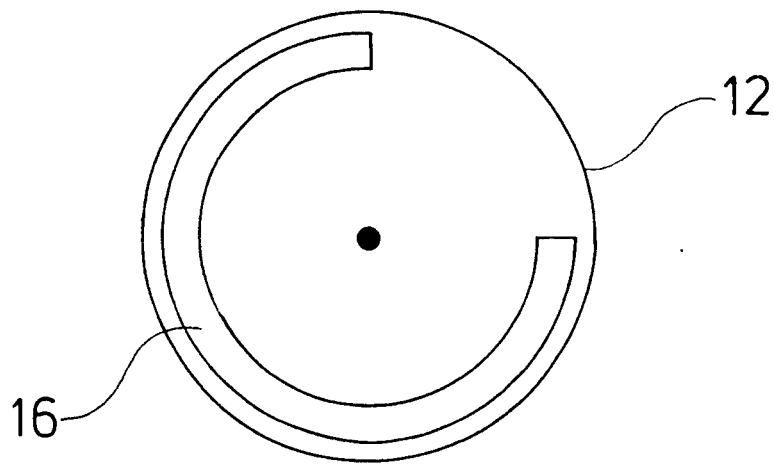


图 3

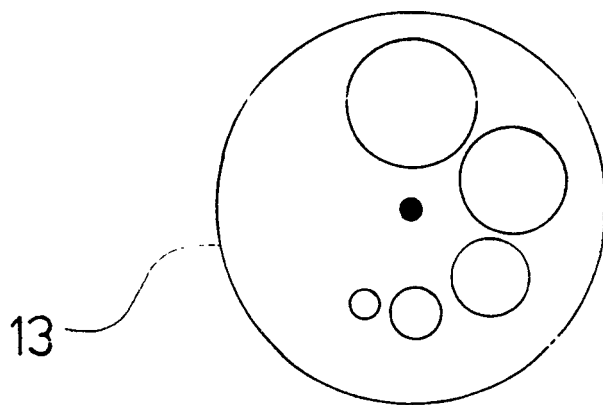


图 4

专利名称(译)	可提供图像的用于组织光谱诊断的装置		
公开(公告)号	CN1230116C	公开(公告)日	2005-12-07
申请号	CN02127527.0	申请日	2002-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	理查德·沃尔夫有限公司		
申请(专利权)人(译)	理查德·沃尔夫有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	理查德·沃尔夫有限公司		
[标]发明人	贝恩德克劳斯韦伯 托马斯戈尔 奥拉夫施密特 菲利普艾德纳 斯特凡米勒 尼古拉斯佩莱拉德加多 卢茨弗赖塔格		
发明人	贝恩德·克劳斯·韦伯 托马斯·戈尔 奥拉夫·施密特 菲利普·艾德纳 斯特凡·米勒 尼古拉斯·佩莱拉·德尔加多 卢茨·弗赖塔格		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 A61B1/07 A61B5/00 A61B10/00 G01N21/27		
CPC分类号	A61B1/07 A61B5/0071 A61B1/043 A61B5/0084 A61B5/0075 A61B1/0646		
代理人(译)	徐金国 陈红		
优先权	10136191 2001-07-25 DE		
其他公开文献	CN1398571A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种可提供图像用于组织光谱诊断的设备，可实施三种诊断模式中的一种模式也可将其结合使用，A模式用于可提供图像的白光诊断，B模式用于可提供图像的荧光诊断，以及C模式用于荧光光谱诊断。所述设备包括第一光发射装置，它发射的光作为一光束经由光束通道而被耦合进一通向内窥镜的光纤中；第二照明装置，它所发射的光作为一光束经由第二光束通道而被耦合到同一光纤中。为使光束进入光纤，在第一光束通道中设置有一扩大光束口径的器件，在第二光束通道中设置有限制光束口径的器件。在C模式中，可利用来自第二光束通道的光对所选点式小组织区域进行细致的检查，利用来自第一光束通道的光对点式小组织区域的周围组织进行伪同时大面积照明。

