



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 201948983 U

(45) 授权公告日 2011. 08. 31

(21) 申请号 201020653066. 8

(22) 申请日 2010. 12. 10

(73) 专利权人 孔令华

地址 401538 重庆市合川区云门镇上街 320
号

专利权人 易定容

(72) 发明人 孔令华 易定容

(74) 专利代理机构 天津市三利专利商标代理有
限公司 12107

代理人 闫俊芬

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

G02B 5/20 (2006. 01)

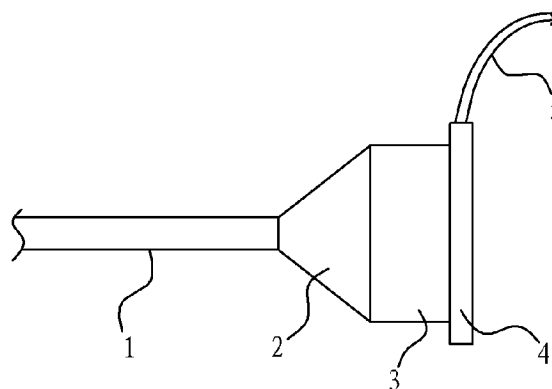
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 实用新型名称

实时多光谱内窥镜

(57) 摘要

本实用新型公开了一种实时多光谱内窥镜, 包含视频成像系统, 该视频成像系统包括在光路上依次布置的图像物镜组, 图像光纤束, 光耦合元件和图像传感器, 光耦合元件和图像传感器之间设有微型多道窄带滤光片, 一些与疾病指纹物质特征光谱不相关的光信号将被微型多道窄带滤光片滤掉, 只准许波长在病变组织与正常组织有明显区别的窄带范围内的光信号通过而在图像传感器上成像。本实用新型可以实时提供病变组织与正常组织有明显视觉差异的器官组织图像, 提高医生活体组织取样准确率。它可作光学活检并立即给出客观诊断结果, 从而避免创伤性组织活检及其耗时的实验室化验。



1. 一种实时多光谱内窥镜,包含视频成像系统,该视频成像系统包括在光路上依次布置的图像物镜组,图像光纤束,光耦合元件和图像传感器,其特征在于,所述的光耦合元件和图像传感器之间设有微型多道窄带滤光片,该微型多道窄带滤光片只允许能把病变组织与正常组织区别开来所需要的窄带光谱的光信号通过而在图像传感器上成像。

2. 如权利要求1所述的实时多光谱内窥镜,其特征在于,所述的微型多道窄带滤光片含有若干个矩阵排列的滤光片组微元。

3. 如权利要求2所述的实时多光谱内窥镜,其特征在于,每个滤光片组微元含有K个滤光片单元,其中K是预先确定的能把病变组织与正常组织区别开来所需要的窄带光谱的个数,每一个滤光片单元只允许对应的一种窄带光谱的光通过。

4. 如权利要求3所述的实时多光谱内窥镜,其特征在于,其图像传感器被微型多道窄带滤光片完全覆盖。

5. 如权利要求4所述的实时多光谱内窥镜,其特征在于,所述的滤光片单元所形成的行和列与图像传感器的成像像素所形成的行和列完全重合。

6. 如权利要求5所述的实时多光谱内窥镜,其特征在于,每个滤光片组微元中的K个滤光片单元呈矩阵分布。

7. 如权利要求6所述的实时多光谱内窥镜,其特征在于,任意两个滤光片组微元中的滤光片单元采用相同的方式排列。

8. 如权利要求7所述的实时多光谱内窥镜,其特征在于,设有光源,该光源置于实时多光谱内窥镜的近端或远端。

实时多光谱内窥镜

技术领域

[0001] 本实用新型涉及一种医学成像器械,尤其涉及一种内窥镜。

背景技术

[0002] 内窥镜技术是应用可送入人体腔道内的窥镜在直观下进行检查和治疗的技术。内窥镜可以通过与外界相通的腔道(如消化道、呼吸道、泌尿道等)进入体内对腔道或管状器官进行检查,诊断和治疗。内窥镜也可以通过切口送入体内来检查密闭的体腔(如胸腔、腹腔、关节腔等)。医用内窥镜技术对现代医疗诊断和治疗有极大的价值。

[0003] 参见图 1a,现有技术中视频内窥镜都带有成像系统用于采集和显示器官表面或腔道的图像,视频成像系统中的图像系统包括在光路上依次布置的图像物镜组,图像光纤束 1,光耦合元件 2,和图像传感器 3。从活组织处来的光信号(如活组织对白光光源的反射信号)经过图像物镜组聚焦后从远端通过图像光纤束 1 依次传导至光耦合元件 2,被图像传感器 3 将光信号转换成电信号后,经数据接口电路 4 由数据线 5 传输至计算机,计算机再对采集的图像进行处理或显示。

[0004] 目前国际上有大量基于光谱技术来诊断早期病变(如癌症)的研究和开发。所用光谱一般有拉曼、荧光、反射、吸收光谱法。目前世界上最先进的利用病变组织与正常组织的光谱区别来提高病变组织诊断准确度或提高它们的视觉对比度的内窥镜技术有下面三种:

[0005] 1、利用光谱仪技术。这类方法是基于对目标的每个点逐步做光谱测量:一次对一个空间点做光谱测量。这种技术需要控制移动或转动内窥镜远端头,以达到对多个空间点逐个扫描测量,形成一幅含多种纯光谱成分的图像。通过计算机算法,对多个纯光谱成分进行分析,组合来获得一幅综合多种光谱成分的终结图像。这幅终结图像对是否有病灶做出客观的判断,并提供病变(癌变)组织的大小及位置信息。基于这些方法的仪器体积相对较小,有高敏感度,但是耗时,寻找病灶位置盲目。例子有:美国 SpectraScience 公司(<http://www.spectrascience.com>)最近两年相继将其用于提高宫颈癌病灶视觉对比度的 LUMA 和用于结肠癌诊断和治疗的 WaveStat 两种产品投放于市场。

[0006] 2、利用传统的多光谱成像技术。传统的多光谱成像技术利用光学滤光或分光元件如:滤光片轮盘、广义 LYDT 型过滤器、电子可调节滤光器、多通带滤光器、光学法色散散光器、光声学晶体或液晶可调滤光器(LCTI)等等来与内窥镜结合,置于光学耦合元件 2 和图像传感器 3 之间。这些光学器件在某时刻只允许某个波长范围的光进入内窥镜成像系统,在图像传感器上相应形成一幅准单色光图像。等所有预定的波长对应下的准单色图像都获得以后,通过计算机对这些准单色图像做数值处理,增强病变组织信号,削弱正常组织为背景的背景信号,在图像显示器上形成一幅终结图像。

[0007] 但分光元件需要很大的空间距离才能把不同波长的光分开,这使得采用传统多光谱成像技术所形成的器械体积相对庞大。同时受病人运动和成像系统机械运动的影响。

[0008] 3、利用窄带入射光源,逐次获得窄带光源下的器官图像,并利用计算机将窄带光

源照射下的器官图像进行综合处理,形成一幅终结图像。

[0009] 例如日本 Olympus 公司的窄带内窥镜,利用窄带红光照射器官,获得一幅图像;继而用窄带绿光照射器官,获得第二幅图像;再次用窄带蓝光照射器官,获得第三幅图像,计算机将这三幅图像数值操作,合成,形成一幅终结图像。美国 Electro-Optical Science Inc 公司用以取代皮肤活检的 MalaFind 产品。该产品旨在提高皮肤科医生对黑色素瘤的诊断,据报道其诊断准确率是医生的准确率的 2.5 倍。该技术使用 10 种窄带光源分别照射皮肤并逐次获取 10 幅对应的窄带光照下的皮肤图像。用计算机算法对 10 幅图像分析后对测量的皮肤是否有黑色素瘤。该产品在 2010 年 11 月刚通过美国 FDA 批准,目前还没有用于商业的批量生产。

实用新型内容

[0010] 本实用新型内窥镜利用窄带多光谱分子成像技术在诊断病变组织低浓度指纹物质所表现的高灵敏度的特点,在不大幅度改变现有的内窥镜操作方法也不延长其成像时间的基础上,通过将微型多道窄带滤光片集成在内窥镜图像传感器上,使得内窥镜在任何瞬间所获得的图片或图像能包含多幅标志病变组织指纹物质的准单色的光谱图像。通过计算机算法对多幅准单色光谱图像进行实时分析,增强病变组织信号,削弱正常组织为背景的背景信号,并实时输出一幅综合多个特征光谱图后的图像。这幅终结图像的特点是比传统的内窥镜提供的图像有更高的视觉对比度,能对微量早期病变组织有比传统的内窥镜高许多倍的灵敏度。

[0011] 一种实时多光谱内窥镜,包含视频成像系统,该视频成像系统包括在光路上依次布置的图像物镜组,图像光纤束,光耦合元件和图像传感器,所述的光耦合元件和图像传感器之间设有微型多道窄带滤光片,该微型多道窄带滤光片只允许能把病变组织与正常组织区别开来所需要的窄带光谱的光信号通过而在图像传感器上成像。

[0012] 所述的微型多道窄带滤光片含有若干个矩阵排列的滤光片组微元。每个滤光片组微元含有 K 个滤光片单元。其中 K 是预先确定的能把病变组织与正常组织区别开来所需要的窄带光谱的个数,每一个滤光片单元只允许对应的一种窄带光谱的光通过。

[0013] 每个滤光片组微元中的 K 个滤光片单元呈矩阵分布,一般采用行数和列数相等的矩阵排列,由于 K 的数值可能发生变化,例如当为 4 或 9 时,那么可使直接排列成 3×3 或 4×4 的矩阵,例如为 8 时,也采用 3×3 的矩阵,在矩阵的九个位置中,可将其中任意一个位置的滤光片单元制成屏蔽所有光信号,或者将该单元制成与其余八个单元中的一个单元的规格相同。

[0014] 由于不同的滤光片单元对应通过不同的窄带光谱,那么所有滤光片组微元中的滤光片单元采用相同的方式排列。即任意两个滤光片组微元中,对应相同窄带光谱的滤光片单元在矩阵中的位置是相同的。

[0015] 所述的微型多道窄带滤光片包含上万个(如上百个行 $\times$ 上百个列矩阵排列的)滤光片组微元,每个滤光片组微元只允许预定的 K 个特征光谱波长狭窄区域的光通过并进入图像传感器。从活组织处的光信号(含受激发发出的、反射的、闪射的)中,一些与疾病指纹物质特征光谱不相关的光信号将被微型多道窄带滤光片滤掉,只准许波长在病变组织与正常组织有明显区别的 K 个窄带范围内的广信号同时通过而在图像传感器上成像。

[0016] 这 K 个窄带光谱由临床诊断效果确定,也是由病变组织的特征光谱而定:既病变组织与正常组织有明显区别的若干个窄带光谱。每个滤光片组微元含有 K 个棋盘排列的滤光片单元,每一个滤光片单元只允许一种窄带光谱的光通过。一般来说,一种病变(如某种癌症)在一到四个波段上与正常组织有明显区别。根据不同病变所对应的特征指纹物质与普通正常物质在哪些波长下有明显的区别,就选用相应的只允许那些特征波长的光通过的微型多道窄带滤光片来与内窥镜的图像传感器集成,形成能一次获得几幅提供病变特征指纹物质与正常物质有明显对比度的准单色的光谱图像的多光谱内窥镜。

[0017] 作为优选,图像传感器被微型多道窄带滤光片完全覆盖。所述的滤光片单元所形成的行和列与图像传感器的成像像素所形成的行和列完全重合。

[0018] 所述的微型多道窄带滤光片的尺寸大小与内窥镜摄像头的图像传感器大小一致。凡市场上各种尺寸的单色 CCD 或 CMOS 图像传感器都可以有匹配的微型多道窄带滤光片。下面仅列举几个数字摄像机图像敏感元件(亦即 CMOS 或 CCD 图像传感器)尺寸做为例子:1/2.7"型:5.37mm×4.04mm;1/2.5"型:5.76×4.29mm;1/2"型:6.4mm×4.8mm,1/1.8"型:7.18×5.32mm;2/3"型:8.8×6.6mm。

[0019] 所述的微型多道窄带滤光片的最小单元即滤光片单元的形状一般是正方形或很接近正方形的长方形(由其对应的图像传感器敏感元件形状而定),边长有几个微米到几十个微米不等(由其对应的图像传感器敏感元件大小和覆盖比例)而定。覆盖比例定义:一个滤光片单元可以覆盖图像传感器像素的个数。覆盖比例可以使:1,即覆盖1×1个图像传感器像素,也可以是4,即覆盖2×2个,或9即覆盖3×3个图像传感器像素。甚至是非整数倍。更多个就会严重降低所得准单色光图像的实际空间分辨率,降低所得图像质量。所述的微型多道窄带滤光片的最小单元即滤光片单元之间的距离很小,低于2个微米。

[0020] 而就微型多道窄带滤光片本身而言,可以采用光刻加真空多层镀膜或 PVD 等技术生产(见“孔令华,易定容,Stephen Sprigle,等人,Journal of Biomedical Optics,2010,第15(1)卷。孔令华,等人,(2009)实时多光谱成像系统和方法,美国专利申请号 WO/2008/074019,Kind Code :A2”)。

[0021] 根据微型多道窄带滤光片的滤光片组微元的 K 个滤光单元拼盘的空间位置关系及与内窥镜图像传感器如 CCD 或 CMOS 的像素完全重叠的空间相对应关系,用计算机算法将一幅多光谱内窥镜的图像传感器所获得的图片或图像分离出 K 个准单色光的多光谱图像。由于这些准单色光的多光谱图像是在病变的特征指纹物质与普通正常物质有明显的区别的波长下获得的特征光谱图像,这些图像就提供了病变组织与正常组织有明显区别的图像。同时,计算机算法还可以进一步的将它们综合,形成一幅比传统内窥镜要高许多倍的灵敏度和准确度的终结图像。

[0022] 本实用新型实时多光谱内窥镜还设有光源,光源可以是置于其近端的普通白光光源、与病变组织特征光谱匹配的 LED 光源组合或色谱更纯的激光光源组合、或其它可见光、或红外光等能通过光纤将光源引导至所述的实时多光谱内窥镜的远端,经其镜头组合使广场均匀照射到需探测和观察组织。

[0023] 所述的光源还可以是置于其远端的短波光源(如难以透过光纤的紫外光),经其镜头组合使广场均匀照射到需探测和观察组织上。

[0024] 本实用新型实时多光谱内窥镜能在同一瞬间同时获取多副反映病变指纹物质光

谱特性的准单色光的光谱图像。通过计算机对多副准单色光的光谱图像进行分析,增强病变组织信号,削弱正常组织为背景的背景信号,并实时输出一幅综合多个特征光谱图后的图像。这幅终结图像的特点是比传统的内窥镜提供的图像有更高的视觉对比度,能对微量早期病变组织有比传统的内窥镜高许多倍的灵敏度。

[0025] 与基于用光谱仪来成像的技术不同的是,本实用新型多光谱内窥镜的同一准单色光的光谱图像上的每一个(像素)点的信号是在同一瞬间获得的,它们之间的时间间隔是零。与基于传统的多光谱成像不同的是,本实用新型多光谱内窥镜能由同一原始图像分开成K幅准单色光谱图像,它们也是在同一瞬间获得的,它们之间的时间间隔是零。微型多道窄带滤光片覆盖整个传感器元件的所有成像像素,能同时让用户预定的几种波长所对应的光透过并在图像传感器上成像。别的波长的光学成分的透过率很低,因而在图像传感器上的成像很弱。为了提高信噪比,多光谱内视镜技术可以使用与探测物质的特征波谱有相近的波谱的LED组合光源。

[0026] 根据不同的病灶的诊断(或观察)要求,选用不同的微型多道窄带滤光片(选择的根据是标志病变组织指纹物质的特征波长),形成一系列比传统内窥镜有更高灵敏度和更高准确率的相应的新一代内窥镜,如多光谱神经镜、多光谱尿道膀胱镜、多光谱电切镜、多光谱腹腔镜、多光谱关节镜、多光谱鼻窦镜、多光谱喉,多光谱纤维胃镜,多光谱纤维十二指肠镜,多光谱纤维结肠镜,多光谱支气管镜、多光谱胸腔镜,多光谱纵隔镜,多光谱宫腔镜,多光谱泌尿系统(膀胱、输尿管、肾盂)内窥镜,多光谱眼底镜,等等。

[0027] 本实用新型多光谱内窥镜可以立即提供或实时提供客观的诊断结果,它可以提高医生活体组织取样准确率。对于某些疾病(如宫颈癌)实时多光谱内窥镜甚至可以用于光学活体化验立即给出诊断结果,从而完全避免创伤性组织活体取样而立即给出诊断结果,这样的结果目前只能通过创伤性组织活体取样并在耗时的实验室化验后才能获得。

附图说明

[0028] 图1a为现有技术内窥镜的图像系统图像光纤与图像传感器的结构示意图;

[0029] 图1b为本实用新型内窥镜的图像系统图像光纤与图像传感器的结构示意图;

[0030] 图2为本实用新型内窥镜使用的微型多光谱窄带滤光器件的示意图;

[0031] 图3为图2中微型4道窄带滤光器件的光学透射率示意图;

[0032] 图4为本实用新型内窥镜使用的另一种微型多道窄带滤光器件的光学透射率示意图;

[0033] 图5本实用新型微型多道窄带滤光器件与光学图像传感器的连接示意图。

具体实施方式

[0034] 参见图1b,本实用新型一种实时多光谱内窥镜。图像物镜组采集的图像从远端通过图像光纤束1依次经过光耦合元件2经过微型多道窄带滤光片6滤光后进入图像传感器3。图像传感器3将光信号转换为电信号后通过数据接口电路4由数据线5传输至计算机,计算机再对采集的图像进行处理或显示。

[0035] 一般来说,一种病变(如某种癌症)在一到四个波段上与正常组织有明显区别。根据不同病变所对应的特征指纹物质与普通正常物质在哪些波长下有明显的区别,就选用相

应的只允许那些特征波长的光通过的微型多道窄带滤光片来与内窥镜的图像传感器集成，形成能一次获得几幅提供病变特征指纹物质与正常物质有明显对比度的准单色的光谱图像的多光谱内窥镜。

[0036] 具体实现包含：

[0037] 针对观察或诊断某种疾病的内窥镜，先鉴别并验明该种疾病病变组织的特征指纹物质与普通正常物质在哪些波长下有明显的区别。从而确定一套数量为 K 个有限的分离的波长。 $(\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_i)$ ，其中 $1 \leq i \leq K$ 。这一步可以通过查阅文献获得，也可通过实验具体实践获得，或两者兼顾。

[0038] 确定得病指数算法，制作或购买一个相应的只允许那 K 个特征波长 $(\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_K)$ 的光通过的微型多道窄带滤光片。

[0039] 参见图 2，图 2 中微型多道窄带滤光片含有点阵排列的滤光片组微元，每个滤光片组微元含有四个分别可以透过不同波长光的滤光片单元，例如滤光片微组元 A 中含有四个滤光片单元 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 。其中每个滤光单元的实测尺寸为 $20.8\mu\text{m} \times 20.8\mu\text{m}$ 。滤光单元之间横向和纵向距离约 1 个微米，这也是滤光片组微元之间横向和纵向的距离。

[0040] 专利图中不允许有渲染，因此我把图 2 改回原来的图了

[0041] 参见图 3，图 3 中四个滤光片单元的透光波段为： $\lambda_1 = 540 \pm 15$ 纳米； $\lambda_2 = 577 \pm 15$ 纳米； $\lambda_3 = 650 \pm 15$ 纳米， $\lambda_4 = 970 \pm 15$ 纳米。而其余的波长的光不能透过（透过率低于 1%）。

[0042] 参见图 4，在另一个实施例中使用的微型多道窄带滤光器件的透光波段为： $\lambda_1 = 485 \pm 5$ 纳米； $\lambda_2 = 513 \pm 5$ 纳米； $\lambda_3 = 598 \pm 5$ 纳米， $\lambda_4 = 629 \pm 5$ 纳米，而其余的波长的光不能透过（透过率低于 1%）。

[0043] 参见图 5，将微型多道窄带滤光片与观察或诊断某种疾病的内窥镜集成，形成相应的多光谱窄带内窥镜。微型多道窄带滤光片 6 完全覆盖内窥镜图像传感器 3 的每个像素。集成时要做到微型多道窄带滤光片 6 的滤光单元所形成的行和列与图像传感器 3 的像素所形成的行和列完全重合。让滤光单元与图像传感器的像素在横向（即 X- 方向的）误差小于 1 个微米，在纵向（即 Y- 方向的）误差也小于 1 个微米，在角度方向的误差小于 1×10^{-4} 弧度，图中微型多道窄带滤光片 6 与图像传感器 4 之间的距离 h 为 1 ~ 2 微米，以减少光道之间的相互影响。这个集成过程可以在普通工业用亚微米级焊（粘）接系统上完成。

[0044] 根据微型多道窄带滤光片的滤光片组微元、滤光单元的空间位置关系及与内窥镜图像传感器如 CCD 或 CMOS 的空间相对应关系，用计算机算法将一幅多光谱内窥镜的图像传感器所获得的图片或图像分离出 K 个准单色光的多光谱图像。由于这些准单色光的多光谱图像是在病变的特征指纹物质与普通正常物质有明显的区别的波长下获得的特征光谱图像，这些图像就提供了病变组织与正常组织有明显区别的图像。同时，计算机算法还可以进一步的将它们综合，形成一幅比传统内窥镜要高许多倍的灵敏度和准确度的终结图像。

[0045] 下面以一个四道 ($K = 4$) 的滤光片与视频内窥镜结合，形成一个准许四个波段 (λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4) 通过而成像的多光谱内窥镜的一种计算机算法为例。例中以图像传感器的像素为 1280×1024 为例：

[0046] 第一步：将一幅图像传感器所获得的分辨率为 1280×1024 的图像分开成 $K = 4$ 副准单色光谱图像，其中每幅准单色光谱图像的分辨率为 640×512 。每幅对应于不同的波长

λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 其中 K 是微型多道窄带滤光片的道数,也就是它能准许多少种不同的光段通过的数目。K 道窄带滤光片的滤光片组微元含有 K 个滤光片单元。

[0047] 输入:分辨率为 1280×1024 的原始图像

[0048] 输出:未修正的对应于中心波长为 λ_1 的光谱图像 $I_1 (640 \times 512)$;

[0049] 未修正的对应于中心波长为 λ_2 的光谱图像 $I_2 (640 \times 512)$;

[0050] 未修正的对应于中心波长为 λ_3 的光谱图像 $I_3 (640 \times 512)$;

[0051] 未修正的对应于中心波长为 λ_4 的光谱图像 $I_4 (640 \times 512)$;

[0052] 第二步:对上一步获得的各个准单色光图像 I_1, I_2, I_3, I_4 进行修正,以消去图像传感器本身的噪音(即无信号的非零输出),图像传感器对不同波长下的不同光电量子效应,以及滤光片在不同波长的透射率的微小差异、光源在不同波段/不同空间光强不均匀等。

[0053] 输出:

[0054] 修正后的对应于中心波长为 λ_1 的光谱图像 $I_1 (640 \times 512)$;

[0055] 修正后的对应于中心波长为 λ_2 的光谱图像 $I_2 (640 \times 512)$;

[0056] 修正后的对应于中心波长为 λ_3 的光谱图像 $I_3 (640 \times 512)$;

[0057] 修正后的对应于中心波长为 λ_4 的光谱图像 $I_4 (640 \times 512)$;

[0058] 第三步:可以用算法将因一个滤光片组微元覆盖多个图像传感器像素二带来的空间分辨率降低进行恢复。其中一个这样的算法可以是基于二叉树的逆向(MOSAIC)算法。

[0059] 输出:

[0060] 对应于中心波长为 λ_1 的光谱图像 $I_1 (1280 \times 1024)$; ;

[0061] 对应于中心波长为 λ_2 的光谱图像 $I_2 (1280 \times 1024)$; ;

[0062] 对应于中心波长为 λ_3 的光谱图像 $I_3 (1280 \times 1024)$; ;

[0063] 对应于中心波长为 λ_4 的光谱图像 $I_4 (1280 \times 1024)$; ;

[0064] 第四步:根据预先确定的算法计算并以图像的形式显示被观测的器官在空间各点的得病指数。或根据预先确定的算法消弱以正常组织为背景的背景信号,增强病变组织的信号,提高病变组织与正常组织的视觉对比度。下面给出两个例子。

[0065] 例 1,以透射率为图 3 中微型 4 道窄带滤光片为例。该微型 4 道窄带滤光片已经被用于探测早期褥疮(虽然不是内窥镜,但其算法可以提供例子,参见“孔令华,易定容,等人, Journal of Biomedical Optics, 2010, 第 15(1) 卷。”)

[0066] 病变指数 = $(I_{\lambda_4} + I_{\lambda_1} - I_{\lambda_2}) / I_{\lambda_3}$

[0067] 或

[0068] 病变指数 = $I_{\lambda_4} + I_{\lambda_1} - I_{\lambda_2}$ 。

[0069] 例 2,以透射率为图 4 中微型多道窄带滤光片为例。该微型多道窄带滤光片可能用于探测早期食道癌:

[0070] 病变指数 = $-14 + 626 \times I_{\lambda_1} - 721 \times I_{\lambda_4} + 253 \times I_{\lambda_3} + 75 \times I_{\lambda_2}$ 。

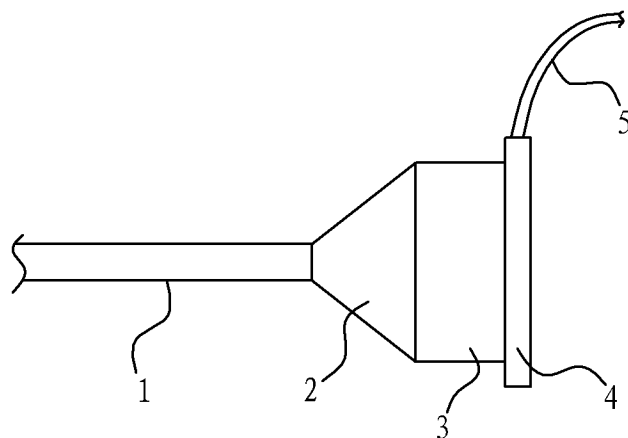


图 1a

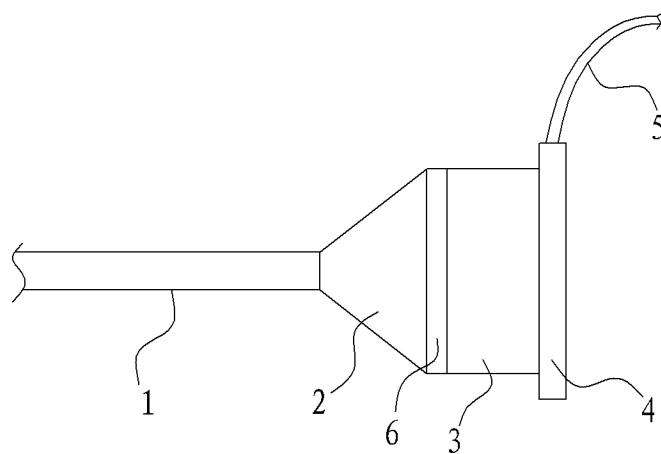


图 1b

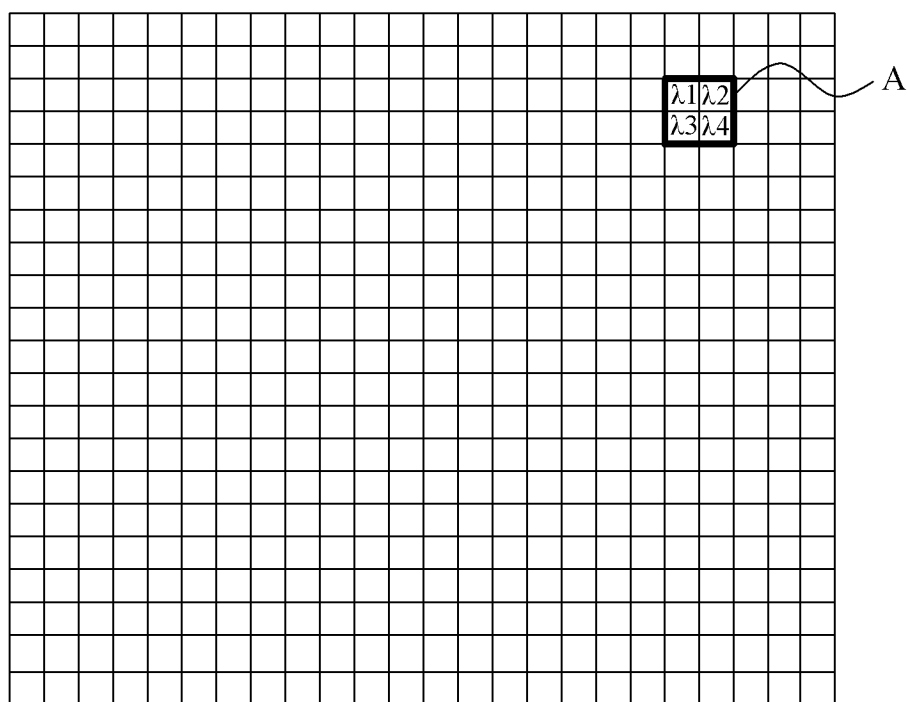


图 2

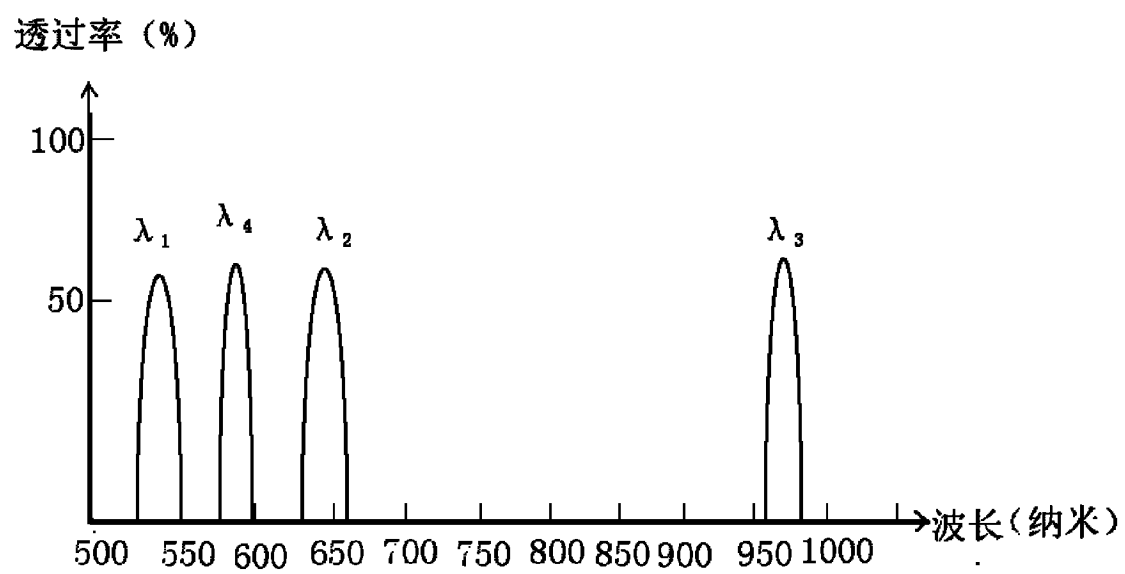


图 3

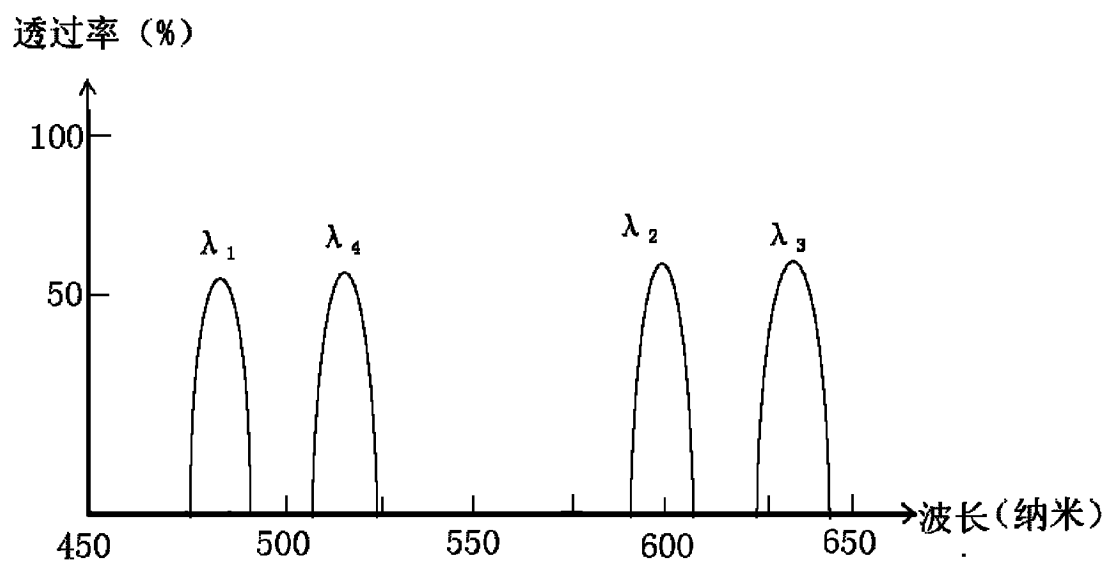


图 4

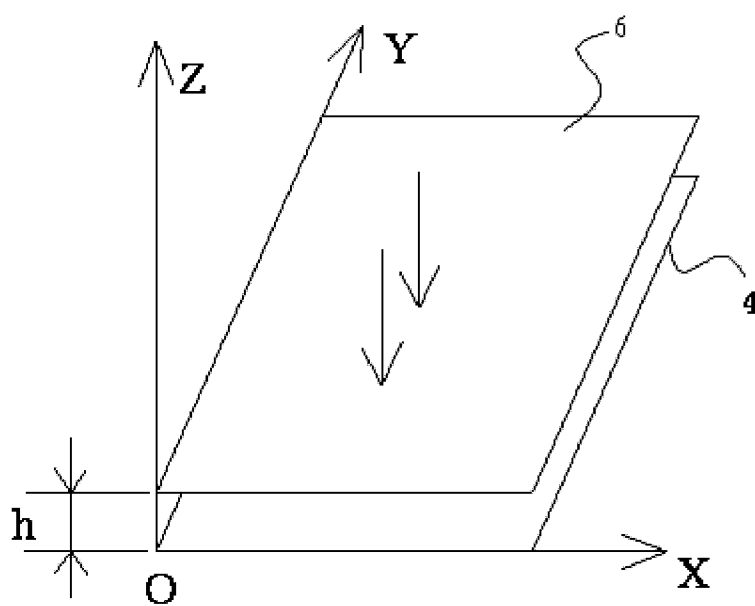


图 5

专利名称(译)	实时多光谱内窥镜		
公开(公告)号	CN201948983U	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	CN201020653066.8	申请日	2010-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	孔令华 易定容		
申请(专利权)人(译)	孔令华 易定容		
当前申请(专利权)人(译)	孔令华 易定容		
[标]发明人	孔令华 易定容		
发明人	孔令华 易定容		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/06 G02B5/20		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种实时多光谱内窥镜，包含视频成像系统，该视频成像系统包括在光路上依次布置的图像物镜组，图像光纤束，光耦合元件和图像传感器，光耦合元件和图像传感器之间设有微型多道窄带滤光片，一些与疾病指纹物质特征光谱不相关的光信号将被微型多道窄带滤光片滤掉，只准许波长在病变组织与正常组织有明显区别的窄带范围内的光信号通过而在图像传感器上成像。本实用新型可以实时提供病变组织与正常组织有明显视觉差异的器官组织图像，提高医生活体组织取样准确率。它可作光学活检并立即给出客观诊断结果，从而避免创伤性组织活检及其耗时的实验室化验。

