



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106094224 A

(43)申请公布日 2016. 11. 09

(21)申请号 201610634919.5

(22)申请日 2016.08.04

(71)申请人 上海凯利泰医疗科技股份有限公司

地址 201201 上海市浦东新区张江高科技
园区东区瑞庆路528号23幢1楼

(72)发明人 张升进 唐伟 蒋寅杰

(74)专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限
公司 31236

代理人 邵晓丽 胡晶

(51) Int. Cl.

G02B 27/10(2006.01)

A61B 1/05(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

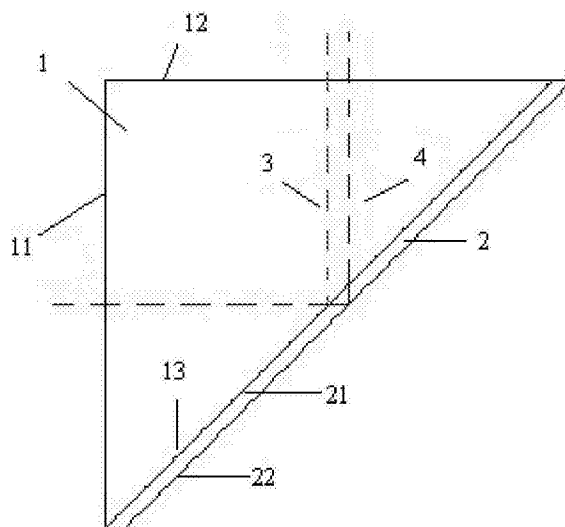
权利要求书3页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种转折分光单元及内窥镜光学成像系统、
成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种转折分光单元及内窥镜光学成像系统、成像方法,该转折分光单元用于使两种不同波长的光的成像焦面位置一致;该成像系统包括:光信号发射单元、光信号采集单元及摄像单元,光信号发射单元向待检测组织发射可见光以及近红外激发光,光信号采集单元采集经过待检测组织反射的可见光及受激发出的近红外荧光,摄像单元接收光信号采集单元采集的两种光,并使两种光的成像焦面位置一致。该成像方法包括:向待检测组织发射可见光以及近红外激发光;采集待检测组织反射的可见光以及受激发出的近红外荧光;对两种光分光再合光,使两种光的成像焦面位置一致。本发明结构简单、体积小、制作成本低;能同时输出彩色及荧光图像,对软件的运算要求低。



1. 一种转折分光单元,其特征在于,所述转折分光单元用于对入射的第一波长光和第二波长光进行分光再合光,使第一波长光和第二波长光的光程不同,进而使第一波长光和第二波长光的成像焦面位置一致;

第一波长光和第二波长光的波长不同。

2. 根据权利要求1所述的转折分光单元,其特征在于,包括:等腰直角棱镜和平板玻璃,其中,

所述平板玻璃与所述等腰直角棱镜的斜面平行设置;

所述第一波长光及所述第二波长光从所述等腰直角棱镜的一直角面透射进入所述等腰直角棱镜,然后经所述等腰直角棱镜的斜面分光,分为所述第一波长光和所述第二波长光;所述第一波长光经所述等腰直角棱镜的斜面反射;所述第二波长光经所述等腰直角棱镜的斜面透射出所述等腰直角棱镜,从所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的面入射,经所述平板玻璃的另一面反射,依次经过所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的面以及所述等腰直角棱镜的斜面透射进入所述等腰直角棱镜;最后所述第一波长和所述第二波长从所述等腰直角棱镜的另一直角面透射出所述等腰直角棱镜。

3. 根据权利要求2所述的转折分光单元,其特征在于,所述等腰直角棱镜的两直角面镀有增透膜,用于使所述第一波长光和第二波长光透射;

所述等腰直角棱镜的斜面镀有二向色膜,用于使所述第一波长光反射,使所述第二波长光透射;

所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的一面镀有增透膜,用于使所述第二波长光透射,所述平板玻璃的另一面镀有反射膜或半透半反膜,用于使所述第二波长光反射。

4. 根据权利要求1所述的转折分光棱镜,其特征在于,所述等腰直角棱镜与所述平板玻璃通过光学胶胶合在一起。

5. 一种内窥镜光学成像系统,其特征在于,包括:光信号发射单元、光信号采集单元以及摄像单元;其中,

所述光信号发射单元用于向待检测组织的某区域发射可见光以及近红外激发光,以使所述待检测组织将可见光反射以及使所述待检测组织的近红外荧光团受所述近红外激发光激发发射出近红外荧光;

所述光信号采集单元用于采集经所述待检测组织反射的可见光以及发射出的近红外荧光;

所述摄像单元包括:光信号处理单元以及图像传感器;

所述光信号处理单元用于接收所述光信号采集单元采集的可见光以及近红外荧光,并对其进行处理,以使所述可见光与所述近红外荧光的成像焦面一致;所述光信号处理单元包括:转折分光单元,所述转折分光单元为如权利要求1至4任一项所述的转折分光单元;

所述图像传感器用于接收经过所述光信号处理单元处理后的可见光以及近红外荧光。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜光学成像系统,其特征在于,当所述转折分光单元为如权利要求2所述的转折分光单元时,所述可见光、所述近红外激发光以及所述近红外荧光从所述等腰直角棱镜的一直角面透射进入所述等腰直角棱镜,然后经所述等腰直角棱镜的斜面分光;所述可见光经所述等腰直角棱镜的斜面反射;所述近红外激发光以及所述近红外荧光经所述等腰直角棱镜的斜面透射出所述等腰直角棱镜,从所述平板玻璃的靠近所述等

腰直角棱镜的面入射,所述近红外荧光经所述平板玻璃的另一面反射,所述近红外激发光经所述平板玻璃的另一面透射,所述近红外荧光依次经过所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的面以及所述等腰直角棱镜的斜面透射进入所述等腰直角棱镜;最后所述可见光和所述近红外荧光从所述等腰直角棱镜的另一直角面透射出所述等腰直角棱镜;进一步地,

当所述转折分光单元为如权利要求3所述的转折分光单元时,所述平板玻璃的远离所述等腰直角棱镜的一面为半透半反膜,用于使所述近红外荧光反射,使所述近红外激发光透射。

7.根据权利要求5所述的内窥镜光学成像系统,其特征在于,所述光信号处理单元还包括:光学耦合器,所述可见光以及近红外荧光先经过所述光学耦合器,再经过所述转折分光单元;

所述光学耦合器包括一个或多个透镜,所述光学耦合器用于消除所述可见光以及所述近红外荧光的像差。

8.根据权利要求5所述的内窥镜光学成像系统,其特征在于,还包括:光信号转换单元,所述光信号转换单元用于将所述图像传感器接收到的所述可见光以及所述近红外荧光转换为对应的电信号,并处理成视频数据。

9.根据权利要求8所述的内窥镜光学成像系统,其特征在于,还包括:图像处理单元,所述图像处理单元用于接收所述光信号转换单元得到的所述视频数据;进一步地,

还包括:图像显示单元,所述图像显示单元用于接收所述图像处理单元处理得到的视频数据,得到可见光图像或具有彩色背景的荧光图像,并实时显示,当所述视频数据为可见光的视频数据时,得到的为可见光图像,当所述视频数据为近红外荧光的视频数据时,得到的为具有彩色背景的荧光图像。

10.根据权利要求9所述的内窥镜光学成像系统,其特征在于,还包括:光信号控制单元,所述光信号控制单元用于控制所述光信号发射单元发射可见光以及近红外激发光;

所述光信号控制单元还用于控制所述图像处理单元接收并处理可见光的视频数据或近红外荧光的视频数据,当所述图像处理单元接收的为可见光的视频数据时,不对所述视频数据做处理,当所述图像处理单元接收的为近红外荧光的视频数据时,对所述视频数据做横向偏移处理,使其与可见光的视频数据的位置重叠,并标记荧光区域,对于非荧光区域做彩色背景处理。

11.一种内窥镜光学成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

S11:利用可见光以及近红外激发光照射待检测组织的某区域,使得所述待检测组织将所述可见光反射以及使所述待检测组织受所述近红外激发光激发发射出近红外荧光;

S12:采集经所述待检测组织反射的可见光以及发射出的近红外荧光,并利用转折分光单元对其进行处理,以使所述可见光与所述近红外荧光的成像焦面一致;

S13:利用图像传感器接收经过处理后的所述可见光以及所述近红外荧光。

12.根据权利要求11所述的内窥镜光学成像方法,其特征在于,所述步骤S13之后还包括:

S14:将所述图像传感器接收到的所述可见光以及所述近红外荧光转换为对应的电信号,并处理成视频数据;

S15:选择对接收到的可见光的视频数据或近红外荧光的视频数据进行处理,当接收的

为可见光的视频数据时,则不对视频数据做处理,当选择接收的为近红外荧光的视频数据时,则对视频数据做横向偏移处理,使其与可见光的视频数据的位置重叠,并标记荧光区域,对于非荧光区域做彩色背景处理;

S16:根据所述视频数据得到可见光图像或具有彩色背景的荧光图像,并将其实时显示,当所述视频数据为可见光的视频数据时,得到的为可见光图像,当所述视频数据为近红外荧光的视频数据时,得到的为具有彩色背景的荧光图像。

一种转折分光单元及内窥镜光学成像系统、成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及微创技术领域,特别涉及一种转折分光单元及内窥镜光学成像系统、成像方法。

背景技术

[0002] 近年来,随着近红外荧光造影剂ICG(吲哚菁绿)用于眼部血管尤其是脉络膜血管的研究、恶性肿瘤的诊断、肿瘤边缘的确定以及肿瘤前哨淋巴结检测等,在微创诊断及手术领域得到快速发展,同时,也对配套使用的医用内窥镜提出了新的要求。现有医用内窥镜一般多使用可见光光谱(400nm-700nm),在该光谱范围,内窥镜系统可以满足清晰成像的要求。然而近红外荧光造影使用的是近红外荧光光谱(820nm-850nm)成像,若要使两种光谱通过内窥镜系统后仍能清晰成像,需要解决两种光谱引入的位置色差问题,即可见光与近红外荧光成像焦面位置不一致,一般有0.3mm-0.5mm的偏差。如此,要么通过复杂的光学系统消除色差,要么需要医生在诊断或手术过程中对两种光谱进行反复调焦,才能获得可见光与近红外荧光的清晰图像。但前者成本高,结构和尺寸不易于小型化;后者反复调焦影响了操作,降低了效率。

[0003] 为了解决可见光光谱和近红外荧光光谱成像不共焦的问题,公开号为:US 8773756 B2的美国专利公开了一种用于校正内窥镜装置中可见光与近红外荧光光谱成像离焦的光学耦合器。该光学耦合器由远焦棱镜组件和成像光学系统组成,其中,远焦棱镜组件由不同折射率的棱镜组成,棱镜之间镀有分光膜,使得可见光与近红外荧光分开。通过分别校正可见光和近红外荧光的光程,达到两者成像共焦的目的。然而,这种方式使用的棱镜个数多,体积大,对装配精度要求高。

[0004] 公开号为:CN 104905759 A的中国专利公开了一种内窥镜的核心光学系统。该系统通过优化物镜、转像组件,以及物镜与转像组件之间的场镜,使得系统的离焦与场曲最小化,解决了可见光与近红外荧光成像离焦的问题。然而,该方法使用的镜片数目较多,材料复杂,且不易优化。

[0005] 公开号为:US 6293911 B1和US 9173554 B2的美国专利均公开了一种可见光和近红外荧光成像系统,所述成像系统使用分色棱镜和(或)二向色反射镜将可见光及近红外荧光分成红、绿、蓝、荧光四个波段分别处理,然后各自成像在红、绿、蓝、荧光四个图像传感器上,通过软件处理的方法,合成彩色及荧光图像后再输出。该方法虽然避免了可见光和近红外荧光同时成像时不共焦的问题,并且提高了图像的分辨率,但四个图像传感器成本高,需要合成彩色及荧光图像后再输出,对软件的运算要求高,且结构庞大、复杂。

发明内容

[0006] 本发明针对上述现有技术中存在的问题,提出一种转折分光单元及内窥镜光学成像系统、成像方法,采用转折分光单元使可见光(400nm~700nm)和近红外荧光(820nm~850nm)的成像焦面位置一致,能够获得可见光和近红外荧光的清晰图像,转折分光单元简

单易做,系统结构简单、体积小、制作成本低;且能够同时输出彩色及荧光图像,不用先合成可见光与近红外荧光图像后再输出,对软件的运算要求低。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明是通过如下技术方案实现的:

[0008] 本发明提供一种转折分光单元,其用于对入射的第一波长光和第二波长光进行分光再合光,使第一波长光和第二波长光的光程不同,进而使第一波长光和第二波长光的成像焦面位置一致;

[0009] 第一波长光和第二波长光的波长不同。

[0010] 较佳地,转折分光单元包括:等腰直角棱镜和平板玻璃,其中,

[0011] 所述平板玻璃与所述等腰直角棱镜的斜面平行设置;

[0012] 所述第一波长光及所述第二波长光从所述等腰直角棱镜的一直角面透射进入所述等腰直角棱镜,然后经所述等腰直角棱镜的斜面分光,分为所述第一波长光和所述第二波长光;所述第一波长光经所述等腰直角棱镜的斜面反射;所述第二波长光经所述等腰直角棱镜的斜面透射出所述等腰直角棱镜,从所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的面入射,经所述平板玻璃的另一面反射,依次经过所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的面以及所述等腰直角棱镜的斜面透射进入所述等腰直角棱镜;最后所述第一波长和所述第二波长从所述等腰直角棱镜的另一直角面透射出所述等腰直角棱镜。

[0013] 较佳地,所述等腰直角棱镜的两直角面镀有增透膜,用于使所述第一波长光和所述第二波长光透射;

[0014] 所述等腰直角棱镜的斜面镀有二向色膜,用于使所述第一波长光反射,使所述第二波长光透射;

[0015] 所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的一面镀有增透膜,用于使所述第二波长光透射,所述平板玻璃的另一面镀有反射膜或半透半反膜,用于使所述第二波长光反射。

[0016] 较佳地,所述等腰直角棱镜与所述平板玻璃通过光学胶胶合在一起。

[0017] 本发明还提供一种内窥镜光学成像系统,其包括:光信号发射单元、光信号采集单元以及摄像单元;其中,

[0018] 所述光信号发射单元用于向待检测组织的某区域发射可见光以及近红外激发光,以使所述待检测组织将可见光反射以及使所述待检测组织的近红外荧光团受所述近红外激发光激发发射出近红外荧光;

[0019] 所述光信号采集单元用于采集经所述待检测组织反射的可见光以及发射出的近红外荧光;

[0020] 所述摄像单元包括:光信号处理单元以及图像传感器;

[0021] 所述光信号处理单元用于接收所述光信号采集单元采集的可见光以及近红外荧光,并对其进行处理,以使所述可见光与所述近红外荧光的成像焦面一致;所述光信号处理单元包括:转折分光单元,所述转折分光单元为上述所述的转折分光单元;

[0022] 所述图像传感器用于接收经过所述光信号处理单元处理后的可见光以及近红外荧光。

[0023] 较佳地,所述可见光、所述近红外激发光以及所述近红外荧光从所述等腰直角棱镜的一直角面透射进入所述等腰直角棱镜,然后经所述等腰直角棱镜的斜面分光;所述可见光经所述等腰直角棱镜的斜面反射;所述近红外激发光以及所述近红外荧光经所述等腰

直角棱镜的斜面透射出所述等腰直角棱镜,从所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的面入射,所述近红外荧光经所述平板玻璃的另一面反射,所述近红外激发光经所述平板玻璃的另一面透射,所述近红外荧光依次经过所述平板玻璃的靠近所述等腰直角棱镜的面以及所述等腰直角棱镜的斜面透射进入所述等腰直角棱镜;最后所述可见光和所述近红外荧光从所述等腰直角棱镜的另一直角面透射出所述等腰直角棱镜;进一步地,

[0024] 所述平板玻璃的远离所述等腰直角棱镜的一面为半透半反膜,用于使所述近红外荧光反射,使所述近红外激发光透射。

[0025] 较佳地,所述光信号处理单元还包括:光学耦合器,所述可见光以及近红外荧光先经过所述光学耦合器,再经过所述转折分光单元;

[0026] 所述光学耦合器包括一个或多个透镜,所述光学耦合器用于消除所述可见光以及所述近红外荧光的像差。

[0027] 较佳地,内窥镜光学成像系统还包括:光信号转换单元,所述光信号转换单元用于将所述图像传感器接收到的所述可见光以及所述近红外荧光转换为对应的电信号,并处理成视频数据。

[0028] 较佳地,内窥镜光学成像系统还包括:图像处理单元,所述图像处理单元用于接收并处理所述光信号转换单元得到的所述视频数据;进一步地,

[0029] 还包括:图像显示单元,所述图像显示单元用于接收所述图像处理单元处理得到的视频数据,得到可见光图像或具有彩色背景的荧光图像,并实时显示,当所述视频数据为可见光的视频数据时,得到的为可见光图像,当所述视频数据为近红外荧光的视频数据时,得到的为具有彩色背景的荧光图像。

[0030] 较佳地,内窥镜光学成像系统还包括:光信号控制单元,所述光信号控制单元用于控制所述光信号发射单元发射可见光以及近红外激发光;

[0031] 所述光信号控制单元还用于控制所述图像处理单元接收并处理可见光的视频数据或近红外荧光的视频数据,当所述图像处理单元接收的为可见光的视频数据时,不对所述视频数据做处理,当所述图像处理单元接收的为近红外荧光的视频数据时,对所述视频数据做横向偏移处理,使其与可见光的视频数据的位置重叠,并标记荧光区域,对于非荧光区域做彩色背景处理。

[0032] 本发明还提供一种内窥镜光学成像方法,其包括以下步骤:

[0033] S11:利用可见光以及近红外激发光照射待检测组织的某区域,使得所述待检测组织将所述可见光反射以及使所述待检测组织受所述近红外激发光激发发射出近红外荧光;

[0034] S12:采集经所述待检测组织反射的可见光以及发射出的近红外荧光,并利用转折分光单元对其进行处理,以使所述可见光与所述近红外荧光的成像焦面一致;

[0035] S13:利用图像传感器接收经过处理后的所述可见光以及所述近红外荧光。

[0036] 较佳地,所述步骤S13之后还包括:

[0037] S14:将所述图像传感器接收到的所述可见光以及所述近红外荧光转换为对应的电信号,并处理成视频数据;

[0038] S15:选择对接收到的可见光的视频数据或近红外荧光的视频数据进行处理,当接收的为可见光的视频数据时,则不对视频数据做处理,当选择接收的为近红外荧光的视频数据时,则对视频数据做横向偏移处理,使其与可见光的视频数据的位置重叠,并标记荧光

区域,对于非荧光区域做彩色背景处理;

[0039] S16:根据所述视频数据得到可见光图像或具有彩色背景的荧光图像,并将其实时显示,当所述视频数据为可见光的视频数据时,得到的为可见光图像,当所述视频数据为近红外荧光的视频数据时,得到的为具有彩色背景的荧光图像。

[0040] 相较于现有技术,本发明具有以下优点:

[0041] (1)本发明提供的转折分光单元及内窥镜光学成像系统、成像方法,采用转折分光单元对可见光和近红外荧光进行分光再合光,改变了两种波长光的光程,进而使两种光的成像焦面位置一致,获得可见光和近红外荧光的清晰图像;且转折分光单元结构简单,所需的棱镜数量少,装配简单、方便、制作成本低;

[0042] (2)本发明可以同时输出彩色及荧光图像,即不需要先合成可见光与近红外荧光的图像后再输出,对软件的运算要求低;

[0043] (3)本发明对通过转折分光单元对可见光和近红外荧光的离焦进行了校正,可直接输出可见光与近红外荧光的图像,医生无需对两种光谱进行反复调焦,可直接观测,不改变医生现有的操作习惯,操作简单;

[0044] (4)本发明根据不同光学系统的离焦量只要选择相应厚度的平板玻璃即可,可适用于不同离焦量的可见光与近红外荧光光学系统。

[0045] 当然,实施本发明的任一产品并不一定需要同时达到以上所述的所有优点。

附图说明

[0046] 下面结合附图对本发明的实施方式作进一步说明:

[0047] 图1为本发明的实施例1的转折分光单元的结构示意图;

[0048] 图2为本发明的实施例2的内窥镜光学成像系统的结构示意图;

[0049] 图3为本发明的实施例3的内窥镜光学成像系统的结构示意图;

[0050] 图4为本发明的实施例4的内窥镜光学成像系统的摄像单元的示意图;

[0051] 图5a为本发明的实施例4的图像传感器接收到的近红外荧光经过平板玻璃反射和不经平板玻璃反射的示意图;

[0052] 图5b为本发明的实施例4的图像传感器接收到的近红外荧光经过平板玻璃反射并经过横向偏移后的示意图;

[0053] 图6为本发明的实施例5的内窥镜光学成像系统的摄像单元的示意图;

[0054] 图7为本发明的实施例6的内窥镜光学成像系统的结构示意图;

[0055] 图8为本发明的实施例7的内窥镜光学成像系统的结构示意图。

[0056] 标号说明:1-等腰直角棱镜,2-平板玻璃,3-第一波长光,4-第二波长光;

[0057] 11-一直角面,12-另一直角面,13-斜面;

[0058] 21-前表面,22-后表面;

[0059] 100-待检测组织的某区域,101-光信号发射单元,102-光信号采集单元,103-摄像单元,104-光信号转换单元,105-光信号控制单元,106-图像处理单元,107-图像显示单元;

[0060] 1011-可见光发射单元,1012-近红外激发光发射单元;

[0061] 1021-物镜,1022-转像单元,1023-目镜;

[0062] 1031-转折分光单元,1032-图像传感器,1033-光学耦合器;

具体实施方式

[0063] 下面对本发明的实施例作详细说明,本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0064] 实施例1:转折分光单元

[0065] 结合图1,本实施例对本发明的转折分光单元进行详细描述,其用于对入射的两种不同波长的光:第一波长光和第二波长光进行分光再合光,使第一波长光和第二波长光的光程不同,进而使第一波长光和第二波长光的成像焦面位置一致。具体地,其结构示意图如图1所示,其包括:等腰直角棱镜1以及平板玻璃2,平板玻璃2的前表面与等腰直角棱镜1的斜面胶合在一起,不同实施例中,也可通过其他方式进行固定。第一波长光3和第二波长光4经等腰直角棱镜1的一直角面11透射进入等腰直角棱镜1内,同时入射到等腰直角棱镜1的斜面13上,第一波长光3经斜面反射,第二波长光4经斜面透射,入射到平板玻璃的前表面21(即靠近等腰直角棱镜的一面),然后透射入平板玻璃2内,再经平板玻璃的后表面22反射,依次经过平板玻璃2以及等腰直角棱镜1的斜面13透射,再次进入等腰直角棱镜1内,最后,第一波长光3和第二波长光4都从等腰直角棱镜1的另一直角面12透射出。平板玻璃2的厚度根据第二波长光4相对第一波长光3成像位置的离焦量进行选择,经过转折分光单元之后,第一波长光3和第二波长光4的成像焦面位置一致,可以在同一平面上都清晰成像,但是两种之间会存在一定的横向位置偏移 d ,如图1所示。

[0066] 较佳实施例中,等腰直角棱镜1的两直角面11和12都镀设增透膜,使得第一波长光和第二波长光透射入或透射出等腰直角棱镜1,等腰直角棱镜1的斜面13镀设有二向色膜,能够使得第一波长光和第二波长光经过斜面13时分为两束光,第一波长光经斜面13反射,第二波长光经斜面13透射;平板玻璃2的前表面21镀设有增透膜,使得透射后的第二波长光经平板玻璃2的前表面21透射入平板玻璃2中,平板玻璃2的后表面22镀设有反射膜,能够使第二波长光在平板玻璃2的后表面22反射,再依次经过平板玻璃2的前表面以及等腰直角棱镜1的斜面13透射;最后,第一波长光和第二波长光都经过等腰直角棱镜1的另一直角面12透射出等腰直角棱镜1。

[0067] 较佳实施例中,平板玻璃2的后表面22镀设的可以为半透半反膜,当最初入射的不只包括:第一波长光和第二波长光两种光,还可以包括其余波长的光,半透半反膜可以使第二波长光反射,且使其余波长的光透射。

[0068] 实施例2:内窥镜光学成像系统

[0069] 结合图2,本实施例对本发明的内窥镜光学系统进行详细描述,其结构示意图如图2所示,其包括:光信号发射单元101、光信号采集单元102以及摄像单元103。其中,光信号发射单元101用于向待检测组织的某区域100发射可见光(400nm~700nm)以及近红外激发光(如808nm近红外激光),待检测组织的某区域100将可见光反射,且受近红外激发光激发发射出近红外荧光(820nm~850nm),可见光、近红外荧光以及近红外激发光都进入光信号采集单元102中,光信号采集单元102对三种光进行处理,如:消除像差,改变光路方向至所需的方向,摄像单元103用于接收经过光信号处理单元102处理的光,摄像单元103包括:转折分光单元1031以及图像传感器1032,转折分光单元1031用于对可见光以及近红外荧光进行

先分光后合光,使两种光的光程不同,使近红外荧光比可见光多走一部分光程,进而使两种光的成像焦面位置一致;图像传感器1032用于接收从转折分光单元1031出射的可见光以及近红外荧光。

[0070] 实施例3:内窥镜光学成像系统

[0071] 本实施例是在实施例2的基础上做的改进,其是在实施例2的基础上增加了光信号转换单元104、光信号控制单元105、图像处理单元106以及图像显示单元107,其结构示意图如图3所示,其中,光信号转换单元104用于将图像传感器1032接收的可见光以及近红外荧光转换为相应的电信号,并处理成视频数据;图像处理单元106用于接收光信号转换单元104得到的视频数据;光信号控制单元105用于控制光信号发射单元101发射可见光以及近红外激发光,还用于设置可见光模式或近红外荧光模式,图像处理单元106根据光信号控制单元105设置的模式,选择对接收到的可见光的视频数据或近红外荧光的视频数据进行处理,当为可见光的视频数据时,则不对视频数据做处理,当为近红外荧光的视频数据,则对视频数据做横向偏移处理(平移 d),使其与可见光的视频数据的位置重叠,并标记荧光区域,对于非荧光区域做彩色背景处理;图像显示单元107用于接收图像处理单元106处理得到的视频数据,得到可见光图像或具有彩色背景的荧光图像,并实时显示,当视频数据为可见光数据时,得到的为可见光图像,当视频数据为近红外荧光数据时,得到的为具有彩色背景的荧光图像。

[0072] 实施例4:内窥镜光学成像系统

[0073] 本实施例是在实施例2或实施例3的基础上,对实施例2或实施例3中的摄像单元的结构进行详细描述,摄像单元包括:光信号处理单元以及图像传感器1032,结构示意图如图4所示。光信号处理单元包括:实施例1中的转折分光单元1031,图像传感器1032与转折分光单元1031的出射面平行,用于接收从等腰直角棱镜1的另一直角面12出射的可见光以及近红外荧光。

[0074] 转折分光单元1031与实施例1中的转折分光单元相同,唯一不同的是平板玻璃2的后表面镀设的为半透半反膜,用于使近红外荧光反射,使近红外激发光透射。

[0075] 本实施例的内窥镜光学成像系统的工作原理为:由于可见光(400nm~700nm)与近红外荧光(820nm~850nm)的波长不同,造成了其成像焦面位置不一致,无法在同一图像传感器上同时得到两种光的清晰成像,本发明对近红外荧光的光程进行改变,使其与可见光的光程不同,通过对平板玻璃2的厚度进行相应的设定,使得两种光的成像焦面位置一致,能够在同一图像传感器上同时得到两种光的清晰成像,如图5a中示意了不经过平板玻璃反射的含荧光部分的成像 $01(a,b)$ 以及经过平板玻璃反射的含荧光部分的成像 $01'(a',b')$,从图中可看出 $01'(a',b')$ 比 $01(a,b)$ 的光斑更大,可知待检测组织正好位于其成像焦面上,成像更清晰,但是从图中可看出 $01'(a',b')$ 相对于 $01(a,b)$ 横向平移了 d ,只要将 $01'(a',b')$ 移动 d ,即移动到 $01(a,b)$ 对应的位置,即可与可见光的图像重合到一起,如图5b所示。

[0076] 实施例5:内窥镜光学成像系统

[0077] 本实施例是在实施例4的基础上做的改进,本实施例的光信号处理单元103还包括:光学耦合器1033,光学耦合器1033位于转折分光单元1031之前,用于对光信号采集单元102的残余像差(如球差、像散等)进行补偿。本实施例中,光学耦合器1033包括三个透镜,但是并不以此为限,透镜的形式和数量可以根据优化要求进行不同的设置。

[0078] 实施例6:内窥镜光学成像系统

[0079] 本实施例是在实施例5的基础上,给出了光信号采集单元102(即内窥镜)的一种具体实例,该光信号采集单元102包括:依次排列的物镜1021、转像单元1022以及目镜1023,如图7所示,其中,物镜1021包括四个透镜单元,转像单元1022包括奇数组棒状镜,目镜1023包括两个透镜单元,但是并不以此为限,不同实施例中,光信号采集单元102不一定包括这三部分,每一部分的透镜形式和数量也可根据需要进行不同设置。

[0080] 实施例7:内窥镜光学成像系统

[0081] 本实施例是在实施例5的基础上,给出了一种内窥镜成像系统的具体实例,给出了每个单元的具体设置位置,其结构示意图如图8所示,光信号发射单元分为两部分,位于相对的两侧,从两侧分别向待检测组织的某区域100发射可见光和近红外激发光,光信号采集单元102包括三个透镜单元。本实施例只是给出了一种具体设置的方式,并不是对本发明的限制,各个单元的位置及形式可以根据需要进行设置。

[0082] 实施例8:内窥镜光学成像方法

[0083] 本实施例对本发明的内窥镜光学成像方法进行详细描述,其可以采用上述实施例的任意一种内窥镜成像系统来实现,其包括以下步骤:

[0084] S11:利用可见光以及近红外激发光照射待检测组织的某区域,使得待检测组织将可见光反射以及使待检测组织受近红外激发光激发发射出近红外荧光;

[0085] S12:采集待检测组织反射的可见光以及发射出的近红外荧光,并利用转折分光单元对其进行处理,以使可见光与近红外荧光的成像焦面一致;

[0086] S13:利用图像传感器接收经过处理后的可见光以及近红外荧光。

[0087] 较佳实施例中,步骤S13之后还包括:

[0088] S14:将图像传感器接收到的可见光以及近红外荧光转换为对应的电信号,并处理成视频数据;

[0089] S15:选择对接收到的可见光的视频数据或近红外荧光的视频数据进行处理,当接收的为可见光的视频数据时,则不对视频数据做处理,当选择接收的为近红外荧光的视频数据时,则对视频数据做横向偏移处理,使其与可见光的视频数据的位置重叠,并标记荧光区域,对于非荧光区域做彩色背景处理;

[0090] S16:根据视频数据得到可见光图像或具有彩色背景的荧光图像,并将其实时显示,当视频数据为可见光的视频数据时,得到的为可见光图像,当视频数据为近红外荧光的视频数据时,得到的为具有彩色背景的荧光图像。

[0091] 此处公开的仅为本发明的优选实施例,本说明书选取并具体描述这些实施例,是为了更好地解释本发明的原理和实际应用,并不是对本发明的限定。任何本领域技术人员在说明书范围内所做的修改和变化,均应落在本发明所保护的范围内。

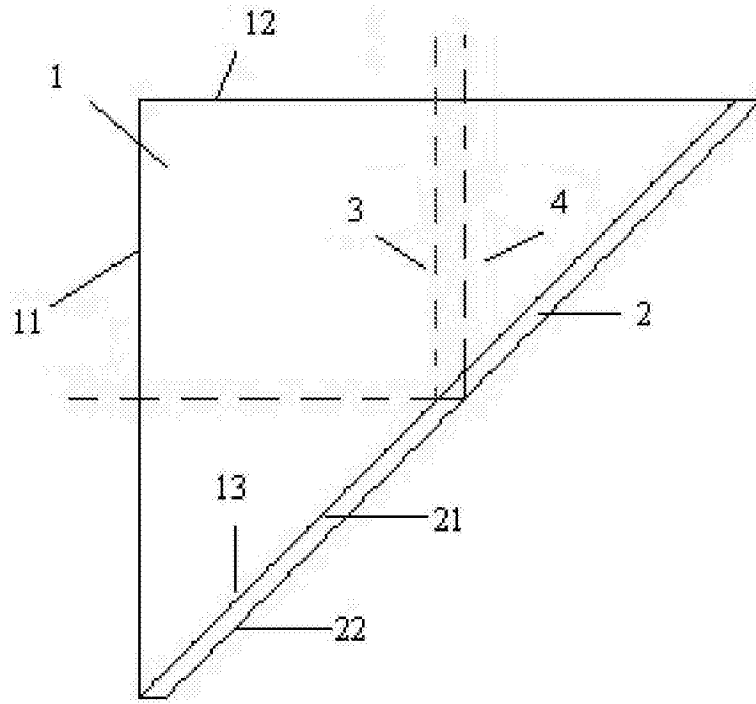


图1

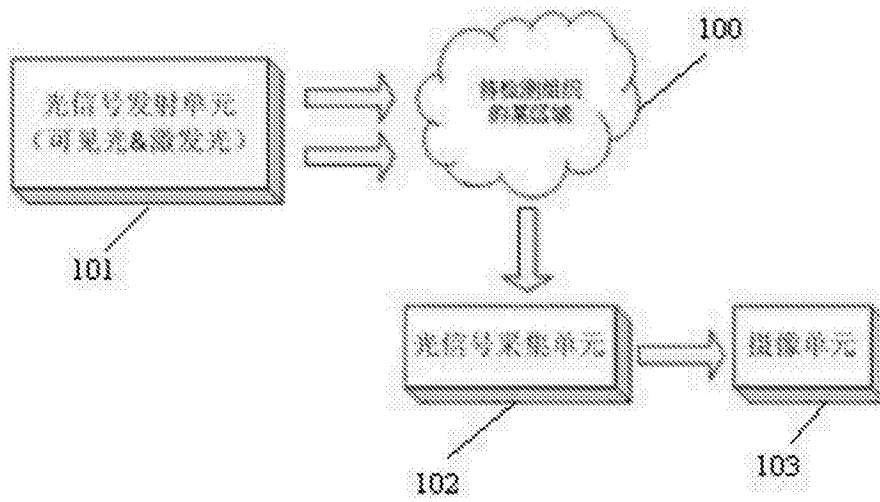


图2

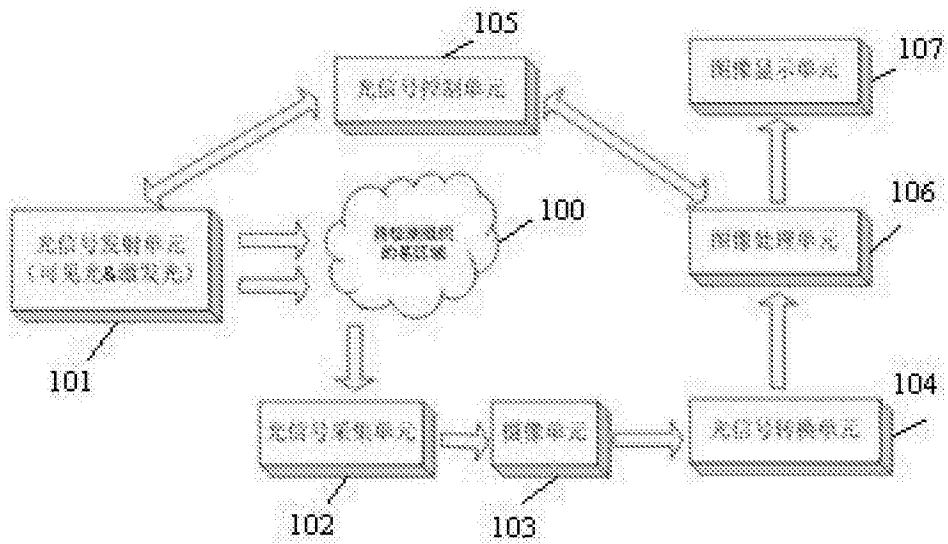


图3

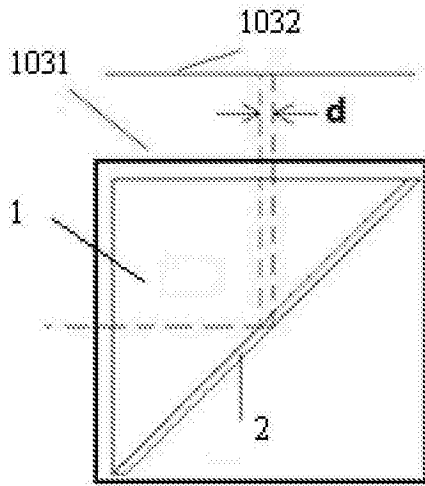


图4

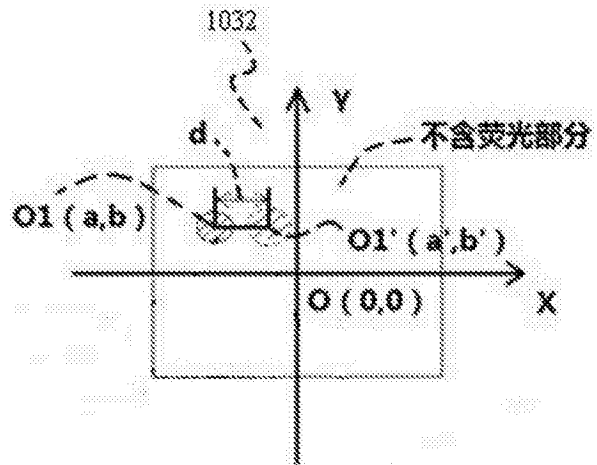


图5a

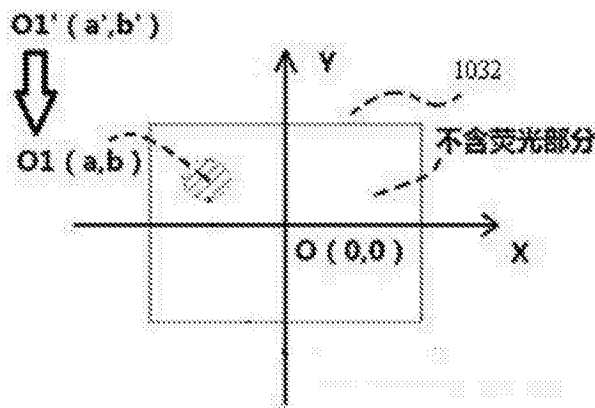


图5b

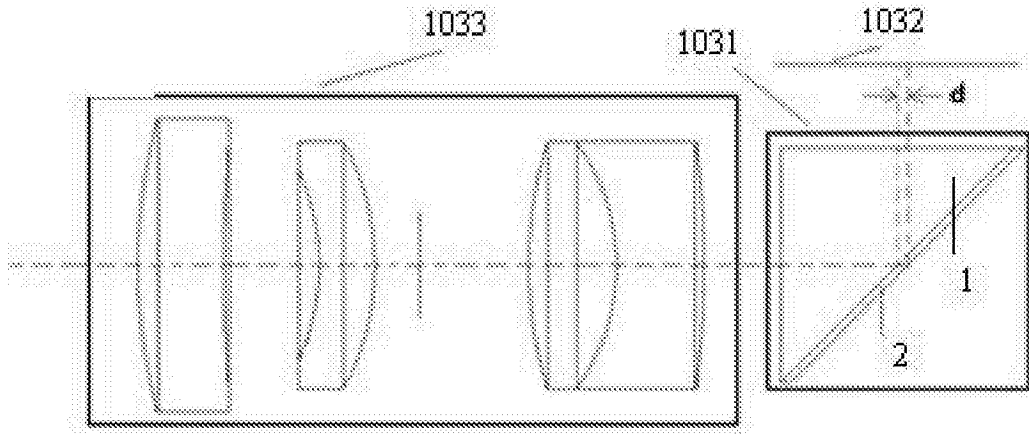


图6

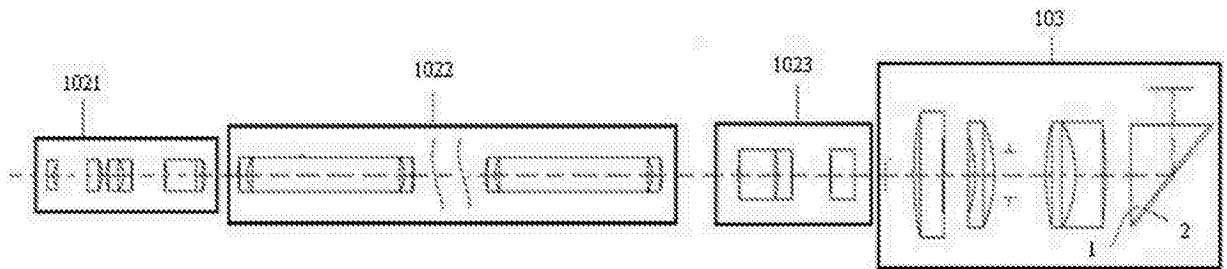


图7

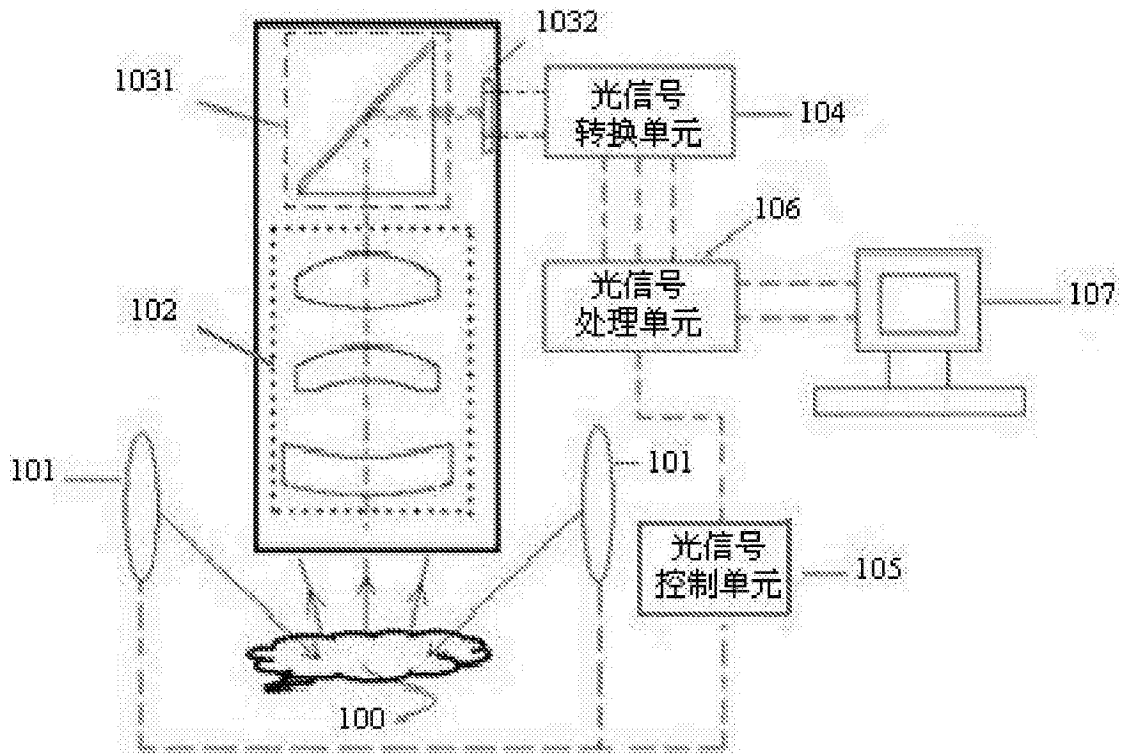


图8

专利名称(译)	一种转折分光单元及内窥镜光学成像系统、成像方法		
公开(公告)号	CN106094224A	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201610634919.5	申请日	2016-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	上海凯利泰医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海凯利泰医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海凯利泰医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	张升进 唐伟 蒋寅杰		
发明人	张升进 唐伟 蒋寅杰		
IPC分类号	G02B27/10 A61B1/05 A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00163 A61B1/043 A61B1/05 G02B27/1006		
代理人(译)	邵晓丽 胡晶		
其他公开文献	CN106094224B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种转折分光单元及内窥镜光学成像系统、成像方法，该转折分光单元用于使两种不同波长的光的成像焦面位置一致；该成像系统包括：光信号发射单元、光信号采集单元及摄像单元，光信号发射单元向待检测组织发射可见光以及近红外激发光，光信号采集单元采集经过待检测组织反射的可见光及受激发出的近红外荧光，摄像单元接收光信号采集单元采集的两种光，并使两种光的成像焦面位置一致。该成像方法包括：向待检测组织发射可见光以及近红外激发光；采集待检测组织反射的可见光以及受激发出的近红外荧光；对两种光分光再合光，使两种光的成像焦面位置一致。本发明结构简单、体积小、制作成本低；能同时输出彩色及荧光图像，对软件的运算要求低。

