



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101943796 B

(45) 授权公告日 2012. 04. 18

(21) 申请号 201010262593. 0

(22) 申请日 2010. 08. 26

(73) 专利权人 山西医科大学

地址 030001 山西省太原市新建南路 56 号

(72) 发明人 杨晓峰

(74) 专利代理机构 太原科卫专利事务所(普通合伙) 14100

代理人 任林芳

(51) Int. Cl.

G02B 23/24(2006. 01)

G02B 7/00(2006. 01)

A61B 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 4974936 A, 1990. 12. 04,

US 6309070 B1, 2001. 10. 30,

EP 0575833 A2, 1993. 12. 29,

US 4951133 A, 1990. 08. 21,

JP 2002051976 A, 2002. 02. 19,

US 5255087 A, 1993. 10. 19,

CN 1870929 A, 2006. 11. 29,

JP 2002345734 A, 2002. 12. 03,

审查员 张瑜

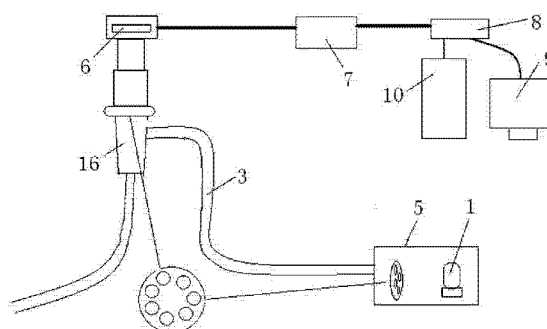
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

多光谱内窥镜光学切换系统

(57) 摘要

本发明属于内窥镜光学系统的技术领域,具体是一种多光谱内窥镜光学切换系统,解决了现有内窥镜种类虽然繁多,但是检查同一部位就需要多条内窥镜和多套设备,增加了医院和病人的负担的问题。多光谱内窥镜光学切换系统,包括设置于冷光源前的激发滤光轮以及设置于 CCD 和内窥镜发射光之间的可与激发滤光轮同步切换的发射滤光轮,激发滤光轮和发射滤光轮上都设置有 2 至 7 号滤光片。本发明相对现有技术具有如下有益效果:大大节省了医疗机构的设备费用,更主要的是减轻了病人的检查痛苦,提高了诊断和治疗效果。



1. 一种多光谱内窥镜光学切换系统,其特征包括设置于冷光源(1)前的激发滤光轮(2)以及设置于 CCD (6)和内窥镜发射光之间的可与激发滤光轮(2)同步切换的发射滤光轮(4),激发滤光轮(2)上开有 7 个孔,1 号孔为通孔,2 至 7 号孔设置 2 至 7 号激发滤光片,发射滤光轮(4)上也开有 7 个孔,1 号孔为通孔,2 至 7 号孔设置 2 至 7 号发射滤光片,所述的激发滤光片和发射滤光片的规格如下表:

激发滤光片序号	发射滤光片序号	滤光片波长范围
2	2	紫色光
3	3	蓝色光
4	4	深绿色光
5	5	绿色光
6	6	红色光
7	7	近红外光

对应序号的发射滤光片波长比激发滤光片波长大 50nm;

由冷光源(1)和激发滤光轮(2)组成的光源部分设置于光源面板(5)之内,光源面板(5)上设光源开关(11)、光亮度旋钮(12)、调波旋钮(13)和光线输出孔(14),激发滤光轮(2)与可转动的传动杆(15)连接,传动杆(15)端部与调波旋钮(13)连接;

包括发射滤光轮(4)的摄像部分设置于内窥镜目镜端(16)和 CCD 摄像头(18)之间,摄像部分还包括滤光轮固定盒(17),发射滤光轮(4)通过转轴(20)可转动安装于滤光轮固定盒(17)的内部,滤光轮固定盒(17)一端与内窥镜目镜端(16)的连接头连接,另一端与 CCD 摄像头(18)连接。

2. 根据权利要求 1 所述的多光谱内窥镜光学切换系统,其特征包括在于激发滤光轮(2)和发射滤光轮(4)同步切换的方式为手动式,滤光轮固定盒(17)上开口,发射滤光轮(4)的外周边缘部分伸出开口,发射滤光轮(4)的外边缘上设有 1 至 7 号孔切换到位的标示。

3. 根据权利要求 1 所述的多光谱内窥镜光学切换系统,其特征包括在于光源面板(5)内还设置有与传动杆(15)连接并驱动其转动的电机,滤光轮固定盒(17)内也设置有与转轴(20)连接并驱动其转动的电机。

4. 根据权利要求 3 所述的多光谱内窥镜光学切换系统,其特征包括在于激发滤光轮(2)和发射滤光轮(4)同步切换的方式为遥控式,配置有遥控器,遥控器内设置发射信号的发射电路,光源部分和摄像部分设有接收遥控器信号并控制电机的接收控制电路(22)。

5. 根据权利要求 4 所述的多光谱内窥镜光学切换系统,其特征包括在于所述的遥控器为手控遥控器,其上设置控制发射电路的手压开关。

6. 根据权利要求 4 所述的多光谱内窥镜光学切换系统,其特征包括在于所述的遥控器为脚踏遥控器,其上设置控制发射电路的脚踏开关。

多光谱内窥镜光学切换系统

技术领域

[0001] 本发明属于内窥镜光学系统的技术领域,具体涉及一种多光谱内窥镜光学切换系统。

背景技术

[0002] 医学内窥镜是医学诊断和治疗的重要设备,纵观内窥镜发展的历史,每一次伟大的进步,都与一个时代的科学进步有着密切的联系,

[0003] 第一类内窥镜:可见光内窥镜。

[0004] 1、自然光线时代

[0005] 古希腊名医,有着医药之父之称的希波克拉底(Hippocrates,约公元前460-前370)曾描述过一种直肠诊视器,该诊视器与我们今天所用的器械十分相似。这些诊视器曾被用于窥视阴道与子宫颈,检查直肠,并用于检视耳、鼻内。当时进行这些检查时利用的是自然光线。

[0006] 2、外置光源时代

[0007] 1806年德国法兰克福的Bozzini制造了一种以蜡烛为光源的用于观察膀胱与直肠内部的器械,由一花瓶状光源、蜡烛和一系列镜片组成,是以烧煤油和松节油的灯为光源,1867年,来自Breslau的牙医Bruck以电流使铂丝环过热发光并以之作为光源来观察患者的口腔。

[0008] 3、内置光源时代

[0009] 1879年柏林泌尿外科医生Nitze制成了第一个含光学系统的内窥镜(即膀胱镜),其前端含一个棱镜,该内窥镜仅被用于泌尿系统。Nitze在膀胱内循环冰水以避免热灼伤,由于该内窥镜能获得较清晰的图像,Nitze还利用它拍摄照片。后来Nitze在他的膀胱镜中引入了操作管道。1880年著名科学家爱迪生发明了白炽灯,三年后格拉斯哥的Newman用小型白炽灯替换了原膀胱镜中照明所用的电热丝,1887年Dittell将灯泡置于膀胱镜的最前端,这种照明系统成为那一时期内窥镜所采用的标准方式。Boisseau du Rocher于1889年介绍了一种目镜可与外壳分开的内窥镜,通过外壳还可使用不同的透镜系统。

[0010] 4、内置光源时代的半可屈式内窥镜 随着光学系统的引入,硬管式内窥镜虽然得以不断地完善与发展,但由于内脏器官多存在解剖上的生理弯曲,用硬管式内窥镜难以充分检查,半可屈式内窥镜应运而生。早在1881年Mikulicz就曾发展出前端三分之一处可成30度角的内窥镜,Kelling也曾设计了一种近端为硬质部分而远端为软质部分的用于动物试验的胃窥镜。而真正意义上的第一个半可屈式胃窥镜是由Schindler从1928年起与优秀的器械制作师Wolf合作开始研制的,并最终在1932年获得成功,定名为Wolf-Schindler式胃镜,该胃镜直径为12mm,长为77cm,光学系统由48个透镜组成,其特点是前端可屈性,即在胃内有一定范围的弯曲,使术者能清晰地观察胃粘膜图像,该胃镜前端有一光滑金属球,插入较方便,灯泡光亮度较强,有空气通道用以注气,近端为硬管部,有接目镜调焦。Wolf-Schindler式胃镜的创制,开辟了胃镜检查术的新纪元。这之

后，武井胜、Benedict 及 Schindler 本人等对该式胃镜进行了改造，使之功能更为齐全，更为实用。

5、新的外置光源时代 20 世纪 50 年代以前，内窥镜照明采用的是内光源，照明效果较差，图像色彩扭曲，并有致组织灼伤的危险。早在 1899 年 Smith 就曾描述应用玻璃棒将外光源导入观察腔，Thompson 也有类似的描述，他采用的是石英棒。1930 年德国 Lamm 提出可以用细的玻璃纤维束在一起传导光源，并设想用玻璃纤维束制作柔软胃镜，曾与 Schindler 合作试制，因纤维间光绝缘没解决而未获成功。荷兰 Heel 及美国 Brien 在纤维上加一被覆层，解决了纤维间的光绝缘问题。1954 年英国 Hopkings 及 Kapany 研究了纤维的精密排列，有效地解决了纤维束的图像传递，为纤维光学的实用奠定了基础，同时冷光源的出现，有将光源移到体外，经光导纤维和光学系统将光线传到体内。

[0011] 6、新的外置光源时代的纤维内镜

[0012] 1957 年 Hirschowitz 和他的研究组制成了世界上第一个用于检查胃、十二指肠的光导纤维内镜原型并在美国胃镜学会上展示了自行研制的光导纤维内镜。1960 年 10 月美国膀胱镜制造者公司 (ACMI) 向 Hirschowitz 提供了第一个商业纤维内窥镜，紧接着日本 Olympus 厂在光导纤维胃镜基础上，加装了活检装置及照相机，有效地显示了胃照相术。1966 年 Olympus 厂首创前端弯角机构，1967 年 Machida 厂采用外部冷光源，使光亮度大增，可发现小病灶，视野进一步扩大，可以观察到十二指肠。随着附属装置的不断改进，如手术器械、摄影系统的发展，使纤维内镜不但可用于诊断，且可用于手术治疗。1987 年法国里昂医生 Mouret 在一位妇女身上完成了世界上第一例电视腹腔镜胆囊切除术。

[0013] 第二类内窥镜：超声内窥镜

[0014] 1977 年日本学者久永光道等人开创了在前端装有超声探头的内镜，经食管探测心脏，1980 年在汉堡召开的第四届欧洲胃、十二指肠内窥镜大会上，西德 St rohm 等报告了应用超声内镜检查 18 例病人并获得胰腺及小胰癌超声图像的论文，他们采用的是将日本 Aloka 厂的超声探头紧密结合在 Olympus 厂的 GF-B3 型侧视内镜的头端所构成的超声内镜，这是一种放射状扇型超声内镜的原型，而来自美国的 Dimago 等介绍了一种线型超声内镜的原型。随后 J suyoshi 等人及 Olympus、Aloka、町田、东芝等厂家对超声内镜又进行了一系列的改进。

[0015] 第三类内窥镜：电子内窥镜

[0016] 1983 年美国 Welch Allyn 公司研制并应用微型图像传感器代替了内镜的光导纤维导像术，宣告了电子内镜的诞生—内镜发展史上另一次历史性的突破。电子内窥镜主要由内镜、电视信息中心和电视监视器三个主要部分组成，另外还配备一些辅助装置，如录像机、照相机、吸引器以及用来输入各种信息的键盘和诊断治疗所用的各种处置器具等。它的成像主要依赖于镜身前端装备的 CCD，CCD 就象一台微型摄像机将图像经过图像处理处理器处理后，显示在电视监视器的屏幕上。比普通光导纤维内镜的图像清晰，色泽逼真，分辨率更高，而且可供多人同时观看。世界上生产电子内镜比较著名的公司有美国的雅伦和日本的奥林巴斯等。由于电子内镜的问世，给百余年来内镜的诊断和治疗开创了历史新篇章，在临床、教学和科研中发挥出它巨大的优势。

[0017] 第四类内窥镜：CT 仿真内镜

[0018] CT 仿真内镜 (VE) 是先进的计算机科学与现代医学影像学结合的一种无创性虚

拟现实的检查手段。CTVE 利用特殊的计算机软件将螺旋 CT 容积扫描获得的图像数据进行处理,重建出空腔器官的内表面立体图,从而达到纤维内窥镜检查的效果。自 1994 年该技术问世以来,国内外已有少量实验及临床应用报道。

[0019] 第五类内窥镜:特种光线内窥镜

[0020] 1、放大色素内镜

[0021] 放大色素内镜可显著提高平坦型和凹陷型病变的检出率。放大电子肠镜是在肠镜前端有一个放大装置,通过手动变焦,放大倍数可随意调节,通常放大 60 ~ 100 倍。0.2% ~ 0.4% 的靛胭脂或 0.2% ~ 0.5% 的亚甲蓝染色后,用放大电子肠镜评价腺管开口形态可以对肿瘤性病变和是否为黏膜癌或黏膜下癌作出大致的判断。

[0022] 2、窄带显像技术(NBI)

[0023] 该技术能有效观察消化道黏膜毛细血管形态改变。NBI 内镜由滤光器对“白光”进行过滤,仅留下 415 nm、540 nm 和 600 nm 波长的蓝、绿、红色窄带光波。蓝色波段(415 nm)穿透较浅,被黏膜表面的毛细血管反射,红色波段(600 nm)可以深达黏膜下层,用于显示黏膜下血管网,绿色波段(540 nm)则能较好地显示中间层的血管,其缺点是判断肿瘤浸润深度的特异性较差。

[0024] 3、自发荧光(AF)技术

[0025] 在不使用外源性荧光物质的情况下,应用低功率激光照射胃肠道黏膜,能激发组织产生较激发光波长更长的荧光,即 AF,其来源于体内固有的荧光活性分子。人体组织器官在恶变后,局部组织的生化成分、生理环境和形态结构的改变使得肿瘤组织和正常组织的自发荧光光谱产生差异,因此根据差异可以区分肿瘤组织和正常组织,以伪彩色显示自体荧光图像,正常黏膜为蓝绿色或青色,恶性病灶和异型增生区为暗红色或红棕色。

[0026] 4、智能色素增强(FICE)系统,多带显像(MBI)

[0027] FICE 是利用不同波长的光可以穿透不同深度黏膜的原理,利用特殊波长,组合不同颜色、不同波长范围的内镜图像,从浅到深设定组织反射程度,并根据想要的波长进行图像重建,能更清晰地观察脉管开口形态及毛细血管网,为及早发现黏膜细微的凹凸变化,特别是早期肿瘤提供了强有力的武器。

[0028] 5、近红外内窥镜

[0029] 近红外线电子内镜,近红外线能深深地穿透组织,而常规内镜的光线却不能。在活体内分光光度测定法显示红外线在 620 ~ 820nm 波长时能穿透腹部和胃壁,经静脉注射 saline 或吲哚菁绿后,在监视器上能看到呈网状的胃部血管,而胃肠道肿瘤部位的血管结构对肿瘤浸润深度的判断也有一定的价值。应用近红外线电子内镜检查有助于正确估测 EGC 范围,并能了解浸润深度和有无局部淋巴结转移。

[0030] 综上所述,目前最基本的内窥镜是白炽光内窥镜,最近又出现了自体荧光内窥镜、窄谱(蓝色和绿色)内窥镜、红外光内窥镜、以及近红外光内窥镜,这些内窥镜都从不同角度为内窥镜的诊断和治疗提供了有效的生物学信息,对内窥镜下的疾病诊断都有不同程度的帮助,但在一所医院不可能将所有的设备买全。虽然上述内窥镜对疾病诊断都有不同程度的帮助,但是一个病人不可能在同一个检查过程中,将不同的内窥镜拔出插入反复进行。

发明内容

[0031] 本发明为了解决现有内窥镜种类虽然繁多,但是检查同一部位就需要多条内窥镜和多套设备,增加了医院和病人的负担的问题,提供了一种多光谱内窥镜光学切换系统。

[0032] 本发明采用如下的技术方案实现:

[0033] 多光谱内窥镜光学切换系统,其特征在于包括设置于冷光源前的激发滤光轮以及设置于 CCD 和内窥镜发射光之间的可与激发滤光轮同步切换的发射滤光轮,激发滤光轮上开有 7 个孔,1 号孔为通孔,2 至 7 号孔设置 2 至 7 号激发滤光片,发射滤光轮上也开有 7 个孔,1 号孔为通孔,2 至 7 号孔设置 2 至 7 号发射滤光片,所述的激发滤光片和发射滤光片的规格如下表:

[0034]

激发滤光片序号	发射滤光片序号	滤光片波长范围
2	2	紫色光
3	3	蓝色光
4	4	深绿色光
5	5	绿色光
6	6	红色光
7	7	近红外光

[0035] 对应序号的发射滤光片波长比激发滤光片波长大 50nm;

[0036] 由冷光源和激发滤光轮组成的光源部分设置于光源面板之内,光源面板上设光源开关、光亮度旋钮、调波旋钮和光线输出孔,激发滤光轮与可转动的传动杆连接,传动杆端部与调波旋钮连接;

[0037] 包括发射滤光轮的摄像部分设置于内窥镜目镜端和 CCD 摄像头之间,摄像部分还包括滤光轮固定盒,发射滤光轮通过转轴可转动安装于滤光轮固定盒的内部,滤光轮固定盒一端与内窥镜目镜端的连接头连接,另一端与 CCD 摄像头连接。

[0038] 本发明激发滤光轮和发射滤光轮同步切换的方式有三种:手动式、手控遥控式和脚控遥控式。

[0039] 手动式切换时,光源部分的激发滤光轮通过手动转动调波旋钮实现激发滤光片的切换;摄像部分的滤光轮固定盒上开口,发射滤光轮的外周边缘部分伸出开口,发射滤光轮的外边缘上设有 2 至 7 号发射滤光片切换到位的标示,手动推动发射滤光轮的外周边缘到标示位置,实现发射滤光轮的切换。

[0040] 切换方式为遥控式,光源面板内设置与传动杆连接并驱动其转动的电机,滤光轮固定盒内也设置有与转轴连接并驱动其转动的电机,另外还设置有遥控器,遥控器内设置发射信号的发射电路,光源部分和摄像部分设有设置接收信号并控制电机的接收控制电路。遥控器可为手控遥控器,其上设置控制发射电路的手压开关。所述的遥控器也可为脚踏遥控器,其上设置控制发射电路的脚踏开关。

[0041] 本发明将一种多光谱内窥镜光学切换系统,配置在现代各种内窥镜上,使一条内窥镜具有多种功能和多种用途,将引导新一代内窥镜技术的迅猛发展。

[0042] 本发明相对现有技术具有如下有益效果:是在现有白炽光内窥镜的基础上,增加了多种光谱切换的功能,由白炽光内窥镜转变为具有多种光谱功能的内窥镜,大大节省了医疗机构的设备费用,更主要的是减轻了病人的检查痛苦,提高了诊断和治疗效果。本发明介入内窥镜领域不仅有利于疾病的诊断和治疗,另外将会促进内窥镜下生物光子学的研究,研究不同荧光染料,荧光标记物在疾病发生和发展中作用,推动内窥镜学科新的时代的

到来。

[0043] 说明书附图

[0044] 图 1 为本发明的示意图

[0045] 图 2 为光源面板示意图

[0046] 图 3 为光源部分内部结构示意图

[0047] 图 4 为摄像部分外观示意图

[0048] 图 5 为摄像部分内部结构示意图

[0049] 图 6 为光源部分滤光轮控制系统图

[0050] 图 7 为发射信号电路图

[0051] 图 8 为摄像部分滤光轮控制系统图

[0052] 图 9 为接收控制电路图

[0053] 图中：1- 冷光源，2- 激发滤光轮，3- 导光管，4- 发射滤光轮，5- 光源面板，6- CCD，7- 图像信号处理器，8- 数字采集卡，9- 显示器，10- 计算机，11- 光源开关，12- 光亮度旋钮，13- 调波旋钮，14- 光线输出孔，15- 传动杆，16- 内窥镜目镜端，17- 滤光轮固定盒，18- CCD 摄像头，19- 视频数据线，20- 转轴，21- 电机，22- 接收控制电路。

具体实施方式

[0054] 结合附图对本发明的具体实施方式作进一步说明。

[0055] 医学内窥镜一般由内窥镜、光源、摄像系统、显示器和图像处理系统组成。本发明所述的多光谱内窥镜光学切换系统(如图 1 所示)，在冷光源内，灯泡前面增加了激发滤光轮和 2-7 号激发光滤光片，输出 6 种不同波长的荧光。在 CCD 与内窥镜发射光之间增加一个发射滤光轮，安置 2-7 号发射光滤光片，配合其他设备构成多光谱荧光内窥镜系统，如下表。

[0056]

激发滤光片序号	发射滤光片序号	滤光片颜色	激发光波长(nm)	发射光波长(nm)	效应
1	1	白炽光	无滤光片	无滤光片	常规操作
2	2	紫色	408	450	自体荧光
3	3	蓝色	415	465	浅层血管
4	4	深绿色	375 ~ 440	430-500	5- 氨基果糖酸荧光
5	5	绿色	540	620	中间层的血管
6	6	红色	600	680	粘膜深层大血管
7	7	近红外光	710-760	810-875	吲哚菁绿血管造影

[0057] 由冷光源 1 和激发滤光轮 2 组成的光源部分设置于光源面板 5 之内，光源面板 5 上设光源开关 11、光亮度旋钮 12、调波旋钮 13 和光线输出孔 14(如图 2 所示)，激发滤光轮 2 与可转动的传动杆 15 连接，传动杆 15 端部与调波旋钮 13 连接(如图 3 所示)。

[0058] 包括发射滤光轮 4 的摄像部分设置于内窥镜目镜端 16 和 CCD 摄像头 18 之间，摄像部分还包括滤光轮固定盒 17，发射滤光轮 4 通过转轴 20 可转动安装于滤光轮固定盒 17 的内部，滤光轮固定盒 17 一端与内窥镜目镜端 16 的连接头连接，另一端与 CCD 摄像头 21 连接。(如图 4、图 5 所示)

[0059] 激发滤光片和发射滤光片对应规格的滤光片要求同时切换，可由手动、脚踏遥控和手压遥控三种方式，脚踏遥控和手压遥控方式配置发射信号电路(如图 7 所示)和接收控制信号电路(如图 9 所示)。

[0060] 手动时,滤光轮固定盒 17 上开口,发射滤光轮 4 的外周边缘部分伸出开口,发射滤光轮 4 的外边缘上设有 1 至 7 号孔切换到位的标示。遥控式时,光源面板 5 内还设置有与传动杆 15 连接并驱动其转动的电机,滤光轮固定盒 17 内也设置有与转轴 20 连接并驱动其转动的电机。还配置有遥控器,遥控器内设置发射信号的发射电路,光源部分和摄像部分设有接收遥控器信号并控制电机的接收控制电路 22。

[0061] 手动切换主要通过手动机械方式转动滤光轮;脚控遥控式是指脚踏开关与光源连接,控制发射滤光轮和激发滤光轮同时切换;手控遥控式是指控制键在操作手柄,控制发射滤光轮和激发滤光轮同时切换。手压遥控方式是遥控按钮在内窥镜摄相头上安置,控制光源激发滤光片和镜头发射滤光片的同步切换。

[0062] 手动切换,切换时,在光源部分转动调波旋钮 13 带动激发滤光轮切换,实现光线输出孔 14 的光谱切换,在内窥镜摄像部分手指转动滤光轮固定盒 17 内发射滤光轮,实现发射滤光轮和激发滤光轮的切换。

[0063] 脚控遥控式切换,有一个脚控遥控器,内安装发射电路发射信号,控制光源部分和内窥镜摄像部分内的接收电路接收信号,驱动两个滤光轮同时切换。

[0064] 手控遥控式,内窥镜部分控制手柄结构手控遥控式,手控遥控器内安装发射电路发射信号,控制光源部分和内窥镜摄像部分内的接收电路接收信号,驱动两个滤光轮同时切换。

[0065] 光学切换系统与内窥镜有三种结合方式:(1)硬性内窥镜;(2)纤维内窥镜;(3)电子内窥镜。治疗内镜多用脚控遥控式,这样可以减少操作镜的操作和漏水;诊断内镜多用手控遥控式,操作便利。光学切换与内窥镜结合发明一种多光谱内窥镜,具有普通内窥镜、自体荧光内窥镜、色素内窥镜、窄谱内窥镜、红外内窥镜和近红外内窥镜的综合功能。

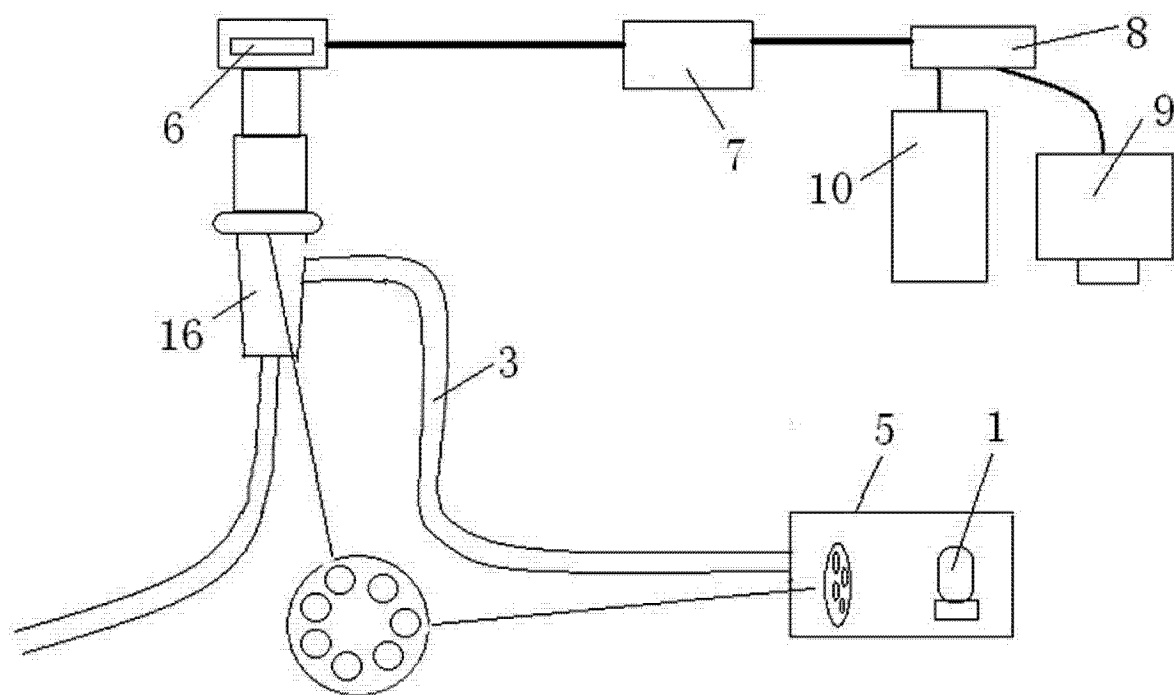


图 1

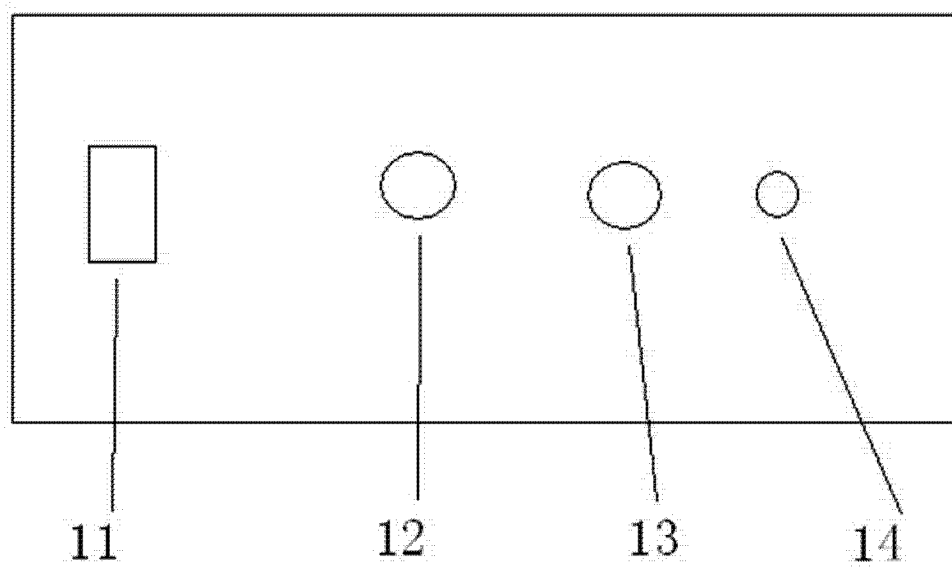


图 2

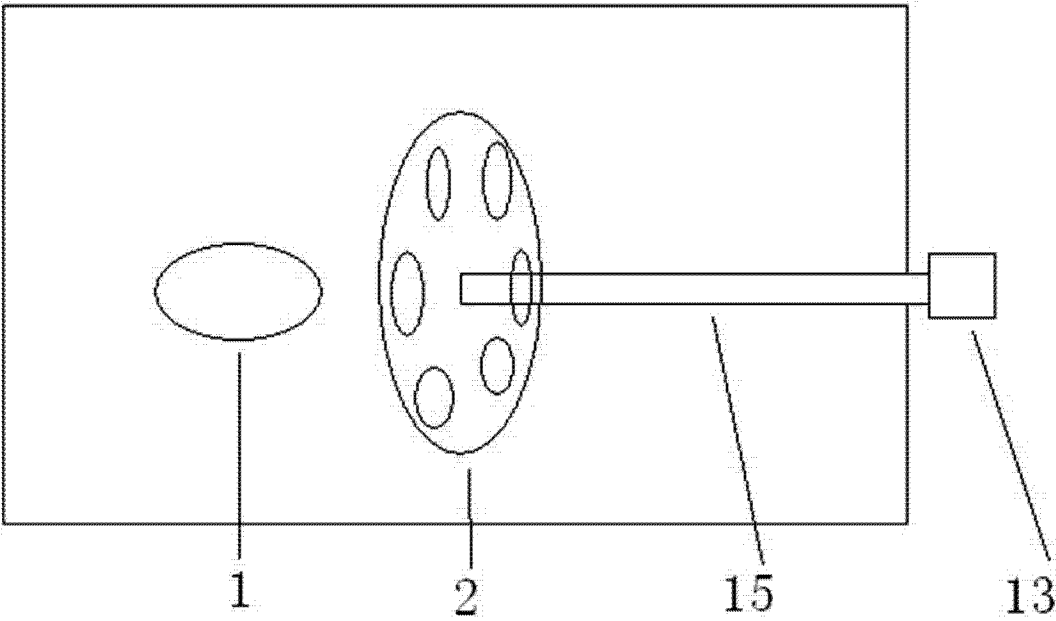


图 3

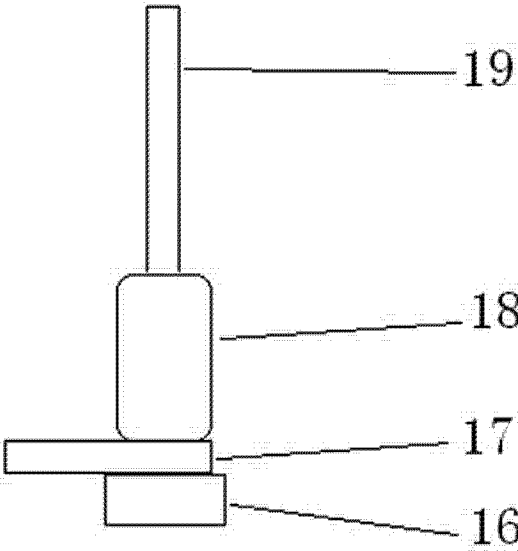


图 4

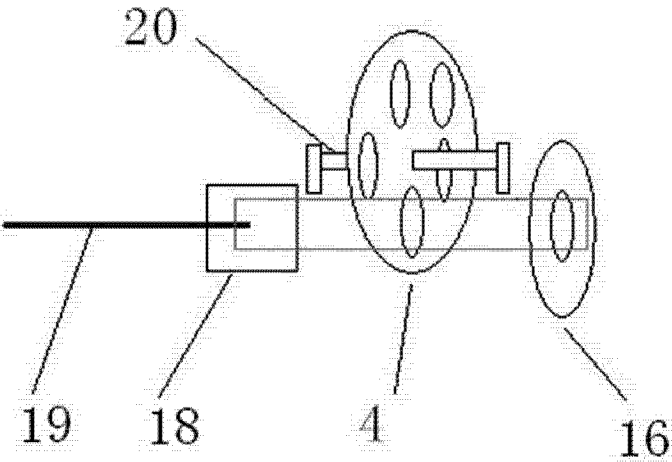


图 5

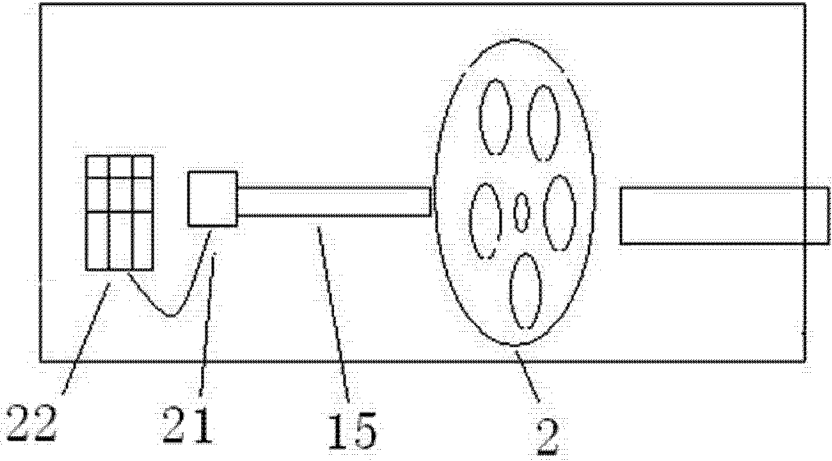


图 6

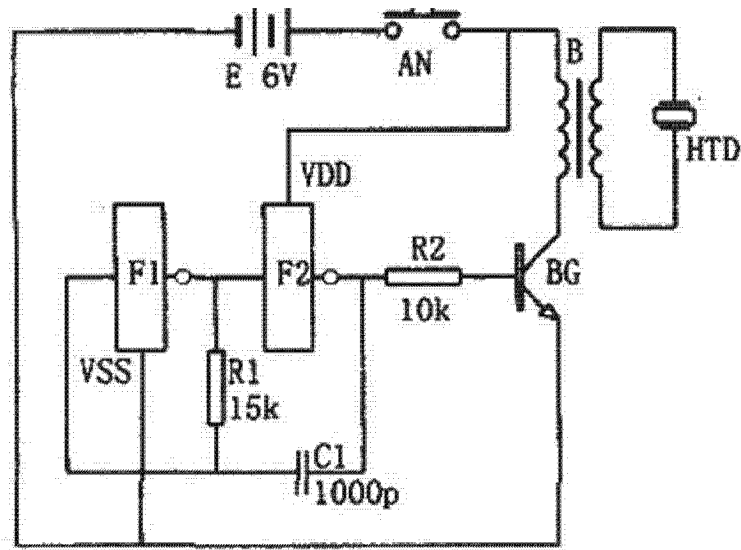


图 7

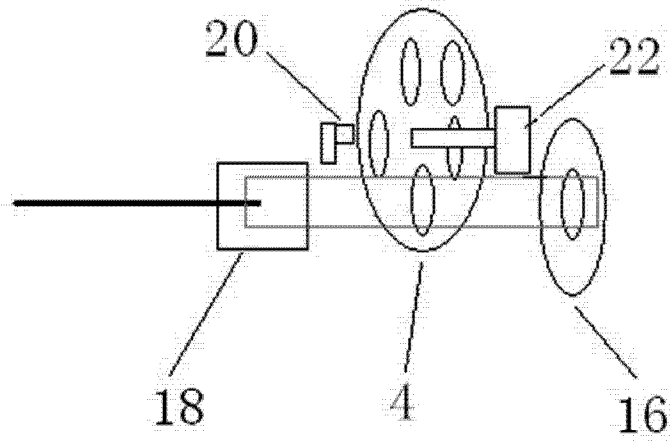


图 8

专利名称(译)	多光谱内窥镜光学切换系统		
公开(公告)号	CN101943796B	公开(公告)日	2012-04-18
申请号	CN201010262593.0	申请日	2010-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	杨晓峰		
申请(专利权)人(译)	杨晓峰		
当前申请(专利权)人(译)	山西医科大学		
[标]发明人	杨晓峰		
发明人	杨晓峰		
IPC分类号	G02B23/24 G02B7/00 A61B1/00		
审查员(译)	张瑜		
其他公开文献	CN101943796A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于内窥镜光学系统的技术领域，具体是一种多光谱内窥镜光学切换系统，解决了现有内窥镜种类虽然繁多，但是检查同一部位就需要多条内窥镜和多套设备，增加了医院和病人的负担的问题。多光谱内窥镜光学切换系统，包括设置于冷光源前的激发滤光轮以及设置于CCD和内窥镜发射光之间的可与激发滤光轮同步切换的发射滤光轮，激发滤光轮和发射滤光轮上都设置有2至7号滤光片。本发明相对现有技术具有如下有益效果：大大节省了医疗机构的设备费用，更主要的是减轻了病人的检查痛苦，提高了诊断和治疗效果。

