



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101773377 B

(45) 授权公告日 2013. 02. 27

(21) 申请号 200910264806. 0

CN 201572074 U, 2010. 09. 08, 权利要求

(22) 申请日 2009. 12. 23

1-5.

CN 101360460 A, 2009. 02. 04, 说明书第 4 页

(73) 专利权人 徐州雷奥医疗设备有限公司

第 18 行 - 第 10 页第 10 行, 图 1- 图 4.

地址 221116 江苏省徐州市铜山经济开发区
北京路雷奥科技园

审查员 李尹岑

(72) 发明人 朱纪军 左敦稳 刘尊亮

(74) 专利代理机构 南京天华专利代理有限责任
公司 32218

代理人 瞿网兰

(51) Int. Cl.

A61B 1/05 (2006. 01)

A61B 1/06 (2006. 01)

A61B 17/42 (2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2008/042486 A2, 2008. 04. 10, 全文.

CN 2551172 Y, 2003. 05. 21, 全文.

CN 100431501 C, 2008. 11. 12, 说明书第 4 页
最后 1 行 - 第 6 页最后 1 行, 图 1-3.

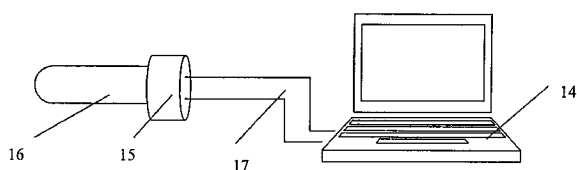
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

(54) 发明名称

全程可视的流产手术用内窥镜

(57) 摘要

一种全程可视的流产手术用内窥镜, 包括计算机 (14)、CCD 摄像头 (15) 和内窥镜组件 (16), CCD 摄像头 (15) 的感光器件与内窥镜组件 (16) 的目镜 (8) 相对, CCD 摄像头 (15) 的信号输出端通过数据线 (17) 与计算机 (14) 的信号输入端相连, 其特征是所述的内窥镜组件 (16) 的光源由照明光源和能产生波长大于 700 纳米的红外成像光源 (10) 组成。本发明结构简单, 易于实现, 有利于提高手术效率和成功率, 提高手术的安全性, 解决了出血手术中的视野不清的难题。



1. 一种全程可视的流产手术用内窥镜,包括计算机(14)、CCD摄像头(15)和内窥镜组件(16),CCD摄像头(15)的感光器件与内窥镜组件(16)的目镜(8)相对,CCD摄像头(15)的信号输出端通过数据线(17)与计算机(14)的信号输入端相连,其特征是所述的内窥镜组件(16)包括保护套(1)、棱镜(2)、钢套管(4)、自聚焦透镜(5)、传像透镜(6)、眼罩(7)、目镜(8)、安装套(9)、红外成像光源(10)和照明光源,目镜(8)安装在安装套(9)上,CCD摄像头(15)的感光器件与目镜(8)的观察孔相对,钢套管(4)的一端安装在安装套(9)中,保护套(1)安装在钢套管(4)的另一端上,钢套管(4)与棱镜(2)相对位置处设有光线入射窗口(3),棱镜(2)、自聚焦透镜(5)和传像透镜(6)依次安装在钢套管(4)中,棱镜(2)的输入端与保护套(1)相接触,传像透镜(6)的输出端与目镜(8)相对,红外成像光源(10)与光纤(18)相连,光纤(18)穿过安装套(9)伸入钢套管(4)中;所述的红外成像光源(10)由普通光源(12)和能通过波长不小于700纳米的红外滤色片(11)组成或者直接由能产生大于700纳米的光线光谱仪组成;所述的CCD摄像头(15)为能感应红外光的摄像头,所述的内窥镜组件(16)带有红外成像光源(10),红外成像光源(10)由红外光线光谱仪组成,产生的红外线的波长大于700纳米,利用波长大于700纳米的红外光能透过血液反射并在被带有红外摄像功能的CCD摄像头所摄取,再由CCD摄像头将图像传输到计算机中,最终在监视器上看到出血部位的图像。

2. 根据权利要求1所述的全程可视的流产手术用内窥镜,其特征是所述的棱镜(2)、自聚焦透镜(5)和传像透镜(6)能透过人体组织反射的透过血液的红外光线,该红外光线通过目镜(8)输送到能接收红外光谱的CCD摄像头(15)的感光器件中。

3. 根据权利要求2所述的全程可视的流产手术用内窥镜,其特征是所述的棱镜(2)、自聚焦透镜(5)和传像透镜(6)能透过人体组织自发荧光并通过目镜(8)输送到能感应荧光的CCD摄像头(15)的感光器件中。

全程可视的流产手术用内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗器械,尤其是一种妇科流产手术用内窥镜,具体地说是一种能透过血液的全程可视的流产手术用内窥镜。

背景技术

[0002] 众所周知,内窥镜是微创手术的基础条件之一,相关的诊断治疗设备的研究、开发、生产等显得尤为重要。国际上只有少数国家能够生产超细、超小内窥镜,主要生产厂家有:日本安西、德国铂力、奥林巴斯等,品种规格达十几种,发展的趋向为:缩小微透镜尺寸和传光传像束的直径、提高成像质量,可旋转、改进物镜系统和弯曲操作机构,柔软性好、并消除观察盲区,改善操作性能,方向精确可调、力求使用简便;可作为活检通道,并可配合气化消融等治疗;临床上可向胆管、胰管、血管、眼科、关节等诊疗方面延伸。国产内窥镜产品目前以传统硬管内窥镜为主,外径(包含各种诊疗和手术部件)大于5mm,不能弯曲,因存在无法达到人体更小更细的管腔内,因此,限制了使用范围。

[0003] 除了尺寸的问题外,内窥镜在妇科应用中临床上遇到的问题是:在流产的手术过程中,在手术开始可以通过内窥镜或者阴道镜观察子宫的胚胎的位置,但是在手术开始,视场中被手术的出血充满。由于在其他手术我们可以注入生理盐水冲淡视场附近的血液,在内窥镜视场获得清晰图像,但是流产手术不允许注入其他溶液,因此如何在内窥镜视场获得清晰图像对于流产手术十分重要。

[0004] 我们知道血液红色的原因如下:这是因为血液中数量最多的细胞是红细胞。红细胞又为什么是红色的呢?红细胞的主要成分是血红蛋白,血红蛋白是一种球状蛋白,紧紧包着血红素。血红素由一个叫做卟啉的环状有机物组成,在环的中间是一个铁原子,铁原子与氧气结合,这样红细胞就能把氧输送到全身各处了。铁的很多化合物是红色的,莫非是铁原子让红细胞有了红色?不是,是卟啉。卟啉分子中的化学键双键与单键相互交替排列,有机化学把这叫做共轭体系。共轭体系中双键越多,吸收的光的波长就越长。血红素中的卟啉有多达11个双键,吸收波长较长的红光,于是就有了红色。可见光的波长范围是380nm--780nm,而红光的范围大概是600nm--780nm。一般来说,我们所见的物体之所以为红色,是由于它主要反射了600nm--780nm的光,而吸收了600nm以下的光。按照“what is true”给出的“卟啉环本身吸收是到500-600nm左右”,则吸收的是黄绿光,所以,反射的光谱为380nm--500nm和600nm--780nm,看上去大约是深红色。通过人和猴、犬、羊、兔、鼠、鸡全血的吸收光谱进行了观测,结果表明:人血与动物血液的吸收光谱非常相似,均在578、540、416、342、275、200-240nm处出现吸收峰,在紫外200~240nm吸收率最高,在红外700~1300nm吸收率最低。

发明内容

[0005] 本发明的目的是针对现有的流产手术中因出血导致手术视野不清会影响手术效果和安全的问題,利用光线吸收反射原理设计一种全程可视的流产手术用内窥镜。

[0006] 本发明的技术方案是：

[0007] 一种全程可视的流产手术用内窥镜，包括计算机 14、CCD 摄像头 15 和内窥镜组件 16，CCD 摄像头 15 的感光器件与内窥镜组件 16 的目镜 8 相对，CCD 摄像头 15 的信号输出端通过数据线 17 与计算机 14 的信号输入端相连，其特征是所述的 CCD 摄像头 15 为能感应红外光的摄像头，所述的内窥镜组件 16 带有以下三种光源之一的红外成像光源 10：

[0008] 1 由普通照明光源和能透过波长大于 700 纳米的红外光的红外滤色片组成，该滤色片在手术出血时置于普通照明光源的出口处以便为 CCD 摄像头提供光源；

[0009] 2 由普通照明光源和红外光线光谱仪组成，红外光线光谱仪在手术出血时代替普通照明光源为 CCD 摄像头提供光源；

[0010] 3 仅由红外光线光谱仪组成。

[0011] 所述的红外成像光源 10 产生的红外线的波长不小于 1064 纳米。

[0012] 所述的内窥镜组件 16 包括保护套 1、棱镜 2、钢套管 4、自聚焦透镜 5、传像透镜 6、眼罩 7、目镜 8、安装套 9、红外成像光源 10 和照明光源，目镜 8 安装在安装套 9 上，CCD 摄像头 15 的感光器件与目镜 8 的观察孔相对，钢套管 4 的一端安装在安装套 9 中，保护套 1 安装在钢套管 4 的另一端上，钢套管 4 与棱镜 2 相对位置处设有光线入射窗口 3，棱镜 2、自聚焦透镜 5 和传像透镜 6 依次安装在钢套管 4 中，棱镜 2 的输入端与保护套 1 相接触，传像透镜 6 的输出端与目镜 8 相对，红外成像光源 10 与光纤 18 相连，光纤 18 穿过安装套 9 伸入钢套管 4 中；所述的红外成像光源 10 由普通光源 12 和能通过波长不小于 700 纳米的红外滤色片 11 组成或者直接由能产生大于 700 纳米的光线光谱仪组成。

[0013] 所述的棱镜 2、自聚焦透镜 5 和传像透镜 6 能透过人体组织反射的透过血液的红外光线，该红外光线通过目镜 8 输送到能接收红外光谱的 CCD 摄像头 15 的感光器件中。

[0014] 本发明的全程可视的流产手术用内窥镜，可以采用普通白光光源进行手术前的照明，同时成像采用白光 CCD 器件。发现手术位置进行手术后，通过切换红外光源或者光线光谱仪光源，利用特定光源在手术区照射，同时将成像光接入特定波长 CCD 获得成像，观察手术区的相关图像，帮助决定下一步手术方案。

[0015] 本发明的有益效果：

[0016] 本发明通过特定的光源和光路解决了流产手术中因出血导致术野不清的问题，可使手术医生在计算机屏幕上清晰地看到手术的整个过程，有利于指导医生进行诊断与治疗。

[0017] 本发明结构简单，易于实现，有利于提高手术效率和成功率，提高手术的安全性。

[0018] 本发明除了可用于妇科流产手术外，还可用于其它微创手术中提高术野的清晰度，减少或不用生理盐水也可获得清晰的术野，防止其他特殊场合以减少生理盐水对器官的损害。

附图说明

[0019] 图 1 是本发明的结构示意图。

[0020] 图 2 是本发明的内窥镜组件的结构示意图之一。

[0021] 图 3 是本发明的内窥镜组件的结构示意图之二。

具体实施方式

[0022] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的说明。

[0023] 实施例一。

[0024] 如图 1、2 所示。

[0025] 一种全程可视的流产手术用内窥镜,包括计算机 14、能进行红外摄像的 CCD 摄像头 15 和内窥镜组件 16,如图 1 所示,CCD 摄像头 15 的感光器件与内窥镜组件 16 的目镜 8 相对,CCD 摄像头 15 的信号输出端通过数据线 17 与计算机 14 的信号输入端相连,内窥镜组件 16 的光源由照明光源(其走向及结构与现有技术相同)和能产生波长大于 700 纳米(如果产生的红外波生能在 1064 纳米以上则效果更好)的红外成像光源 10 组成,红外成像光源 10 由普通照明光源 12(与现有的内窥镜照明光源相同)加上能透过波长大于 700 纳米的红外滤色片 11 组成的成像光源。红外成像光源 10 与内窥镜组件 16 相连,具体连接方式如图 2 和以下所述。

[0026] 如图 2 所示,内窥镜组件 16 包括保护套 1、棱镜 2、钢套管 4、自聚焦透镜 5、传像透镜 6、眼罩 7、目镜 8、安装套 9、红外成像光源 10,目镜 8 安装在安装套 9 上,CCD 摄像头 15 的感光器件与目镜 8 的观察孔相对,钢套管 4 的一端安装在安装套 9 中,保护套 1 安装在钢套管 4 的另一端上,钢套管 4 与棱镜 2 相对位置处设有光线入射窗口 3,棱镜 2、自聚焦透镜 5 和传像透镜 6 依次安装在钢套管 4 中,棱镜 2 的输入端与保护套 1 相接触,传像透镜 6 的输出端与目镜 8 相对,由普通光源 12 和滤色片 11 组成红外成像光源 10 与光纤 18 相连,光纤 18 穿过安装套 9 伸入钢套管 4 中;在光纤 18 插入安装套 9 的入口处最好能加装一个光纤保护套 20。本实施例中的普通光源 12 在手术前用于术前照明,手术中出血时普通照明无法摄取图像时,只需将滤色片 11 加在光纤的入口端即可获得所需波长(不小于 700 纳米,最好是 1064 纳米或以上)的红外光。

[0027] 实施例二。

[0028] 如图 1、3 所示。

[0029] 本实施例与实施例二的不同之处在于红外成像光源 10 是直接采用能产生大于 700 纳米(以不小于 1064 纳米为最佳)的红外光线光谱仪 19,手术前的照明光源需另行配置,既可与红外光线光谱仪 19 采用同一个光纤 18 进行光的传导(使用过程中进行适当的转换即可),如图 3 所示,也可单独设置一路照明光路,与实施例一相比省去了滤色片 11,但成本会有所增加。具体实施还可使红外光线光谱仪先工作于普通照明方式,手术中出血时再转换成能发出红外光的状态。

[0030] 实施例三。

[0031] 本实施例与实施例二的区别在于直接使用光线光谱仪 19 作为图像摄取用光源,省去了普通照明光源,使得整个结构更为简单。

[0032] 实施例四。

[0033] 本实施例与实施例一、二的区别在于所使用的 CCD 摄像头 15 是一种能感知荧光的摄像头,它直接摄取人体组织所发出的微弱的荧光进行放大后成像,省去了红外成像光源 10,而钢套管 4 中安装的棱镜 2、自聚焦透镜 5 和传像透镜 6 则是能透过人体组织自发荧光并通过目镜 8 输送到能感应荧光的 CCD 摄像头 15 的感光器件中。

[0034] 实验例。

[0035] 为了模拟实际的流产手术实验,我们采用内窥镜透过装满血液的比色皿,检测在比色皿另一侧的树叶和花的图像,在实验中我们选择了一组红外波长(700、800、900、1000、1064、1100、1200 纳米)的光分别照射在树叶上,获得了图像。从图像质量来看,当红外波长为 700 纳米以上时即能获得图像,但图像质量较差,在 700-1000 纳米之间时,图像质量逐步改进,在 1064nm 时图像质量最佳,大于 1064 纳米后图像质量改进不大,从而证明本发明是一种完全可行的技术方案。

[0036] 综上所述根据本发明,通过使用特定的谱线的红外光,在手术过程中该谱线的光几乎没有衰减地透过血液,然后照射到子宫内壁的组织上,组织反射的光线透过血液照射到内窥镜的棱镜上,通过自聚焦透镜将组织的图像成像在目镜上,并通过与目镜相连的 CCD 显示在电脑上,供临床诊断手术观察。如图 2 所示。

[0037] 根据本发明,另一种获得流产手术时组织的图像的方法是,通过组织的自发荧光,组织荧光透过血液入射到内窥镜的棱镜上,通过自聚焦透镜将组织的图像成像在目镜上,并通过与目镜相连的 CCD 显示在电脑上,供临床诊断手术观察。

[0038] 根据本发明,内窥镜的入射照明光束由两个不同的光源构成。一路光源主要用于手术前的照明,主要采用白光光源。另一路采用特定的光谱,该谱线可以透过血液。如图 3 所示。

[0039] 根据本发明,内窥镜通过自聚焦透镜将组织图像聚焦到 CCD 的靶面上,可以通过 CCD 将子宫图像显示在计算机的界面上,以指导医生进行诊断与治疗。

[0040] 本发明的关键点是利用波长大于 700 纳米的红外光能透过血液反射并在被带有红外摄像功能的 CCD 摄像头所摄取,再由 CCD 摄像头将图像传输到计算机中,最终在监视器上看到出血部位的图像,因此凡是利用红外线和 CCD 摄像头摄取出血部位图像的装置均被认为是本发明的等效替换。

[0041] 本发明未涉及部分均与现有技术相同或可采用现有技术加以实现。

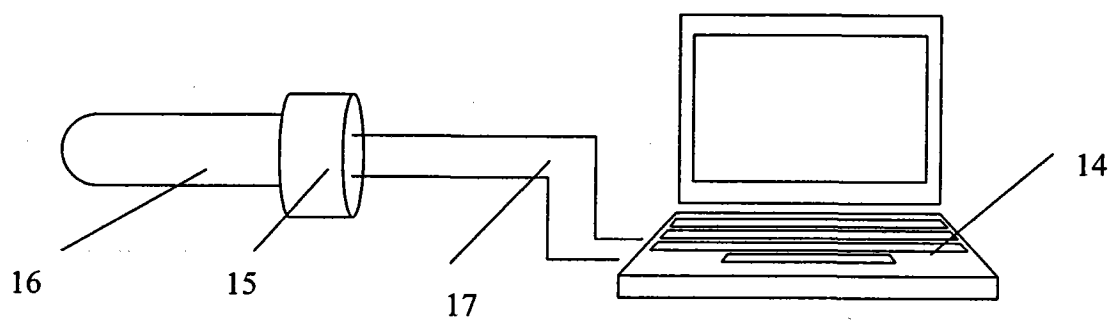


图 1

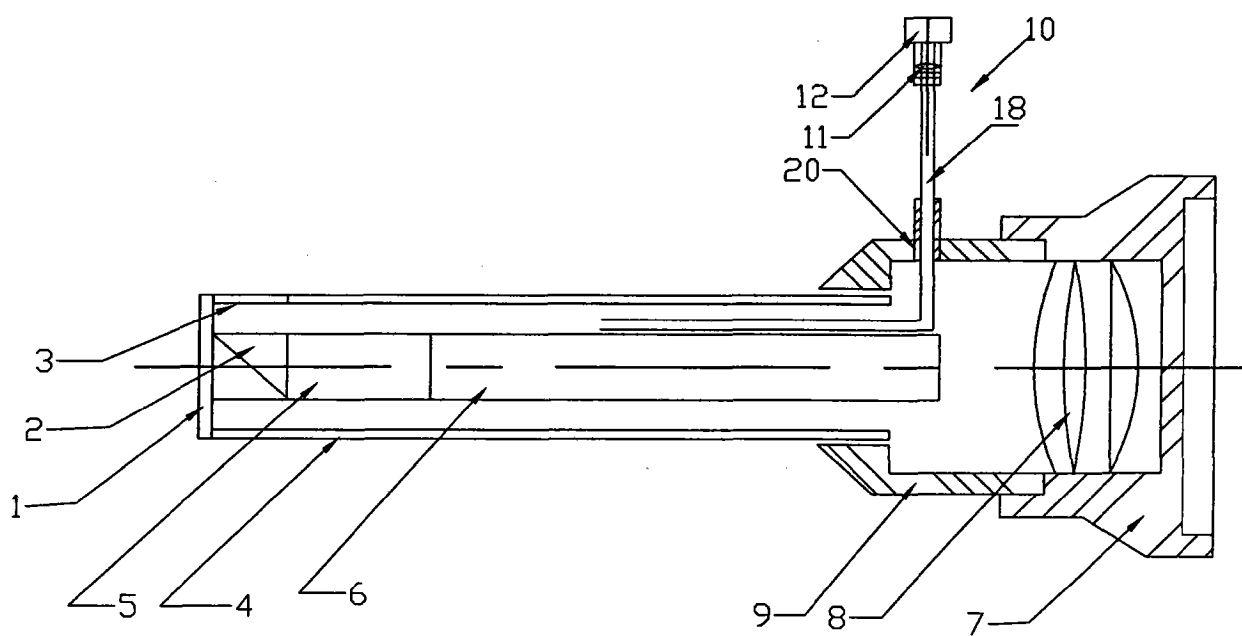


图 2

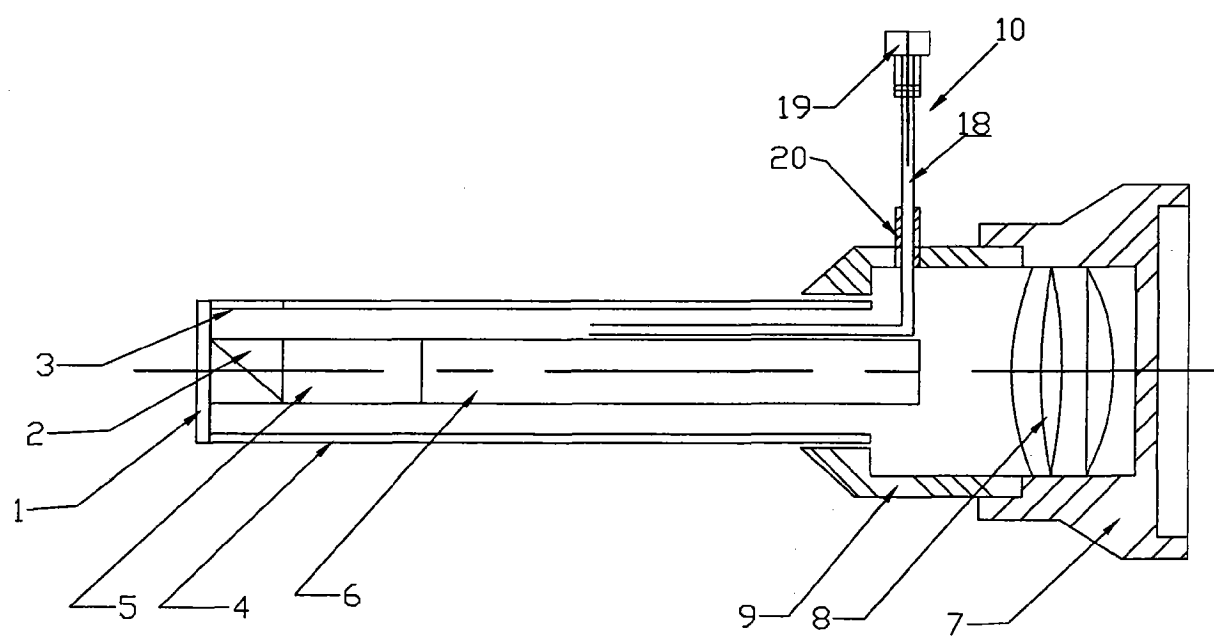


图 3

专利名称(译)	全程可视的流产手术用内窥镜		
公开(公告)号	CN101773377B	公开(公告)日	2013-02-27
申请号	CN200910264806.0	申请日	2009-12-23
[标]申请(专利权)人(译)	徐州雷奥医疗设备有限公司		
申请(专利权)人(译)	徐州雷奥医疗设备有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	徐州雷奥医疗设备有限公司		
[标]发明人	朱纪军 左敦稳 刘尊亮		
发明人	朱纪军 左敦稳 刘尊亮		
IPC分类号	A61B1/05 A61B1/06 A61B17/42		
其他公开文献	CN101773377A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种全程可视的流产手术用内窥镜，包括计算机(14)、CCD摄像头(15)和内窥镜组件(16)，CCD摄像头(15)的感光器件与内窥镜组件(16)的目镜(8)相对，CCD摄像头(15)的信号输出端通过数据线(17)与计算机(14)的信号输入端相连，其特征是所述的内窥镜组件(16)的光源由照明光源和能产生波长大于700纳米的红外成像光源(10)组成。本发明结构简单，易于实现，有利于提高手术效率和成功率，提高手术的安全性，解决了出血手术中的视野不清的难题。

