



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108784629 A

(43)申请公布日 2018.11.13

(21)申请号 201710291460.8

(22)申请日 2017.04.28

(71)申请人 凝辉(天津)科技有限责任公司  
地址 300221 天津市河西区梅江道景观花园25-2-301

(72)发明人 不公告发明人

(51)Int.Cl.  
A61B 1/00(2006.01)  
A61B 1/04(2006.01)  
A61B 1/07(2006.01)

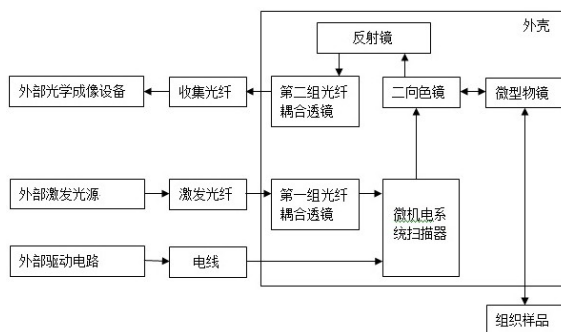
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种远端插入式微机电系统内窥成像设备

(57)摘要

本发明涉及一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,特别是一种采用微机电系统扫描器实现远端扫描,并采用微型物镜实现聚焦,采用光纤实现激发光和发射光的传输的内窥成像设备。该设备的最大外径超过了目前商用内窥镜的仪器通道的最大内径,通过远端插入的方式将该设备安装在商用内窥镜的远端外部,商用内窥镜的仪器通道的内部只有光纤和电线的柔性部分,并与外部激发光源和光学成像设备相连。本发明解决了非线性光学内窥镜与商用内窥镜结合使用的问题,可用于临床实现形态学和功能成像。



1. 一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:它包括一根激发光纤,第一组光纤耦合透镜,一组微机电系统扫描器,一组电线,一片二向色镜,一组聚焦透镜,一组反射镜,第二组光纤耦合透镜,一根收集光纤和外壳;激发光纤的输入端与外部激发光源相连;激发光纤的输出端与第一组光纤耦合透镜的输入端相连;第一组光纤耦合透镜的输出端与微机电系统扫描器的一个输入端相连;微机电系统扫描器的另一个输入端通过一组电线与外部驱动电路相连;微机电系统扫描器的输出端与二向色镜的输入端相连;二向色镜的一个输出端与聚焦透镜的输入端相连;聚焦透镜的输出端与外部样品相连;二向色镜的另一个输出端与反射镜的输入端相连;反射镜的输出端与第二组光纤耦合透镜的输入端相连;第二组光纤耦合透镜的输出端与收集光纤的输入端相连;收集光纤的输出端与外部光学成像设备相连;第一组光纤耦合透镜,一组微机电系统扫描器,一片二向色镜,一组聚焦透镜,一组反射镜和第二组光纤耦合透镜都与外壳相连,包含在外壳的内部;外部激发光源将激发光通过激发光纤,经过第一组光纤耦合透镜准直后投射在微机电系统扫描器的表面,激发光经微机电系统扫描器反射90度后,再由二向色镜反射90度,最后由聚焦物镜聚焦在样品表面,激发出的非线性光学信号由聚焦物镜收集,经二向色镜,反射镜和第二组光纤耦合透镜耦合进收集光纤,并最终由外部光学成像设备完成检测。

2. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的激发光纤为光子晶体光纤或保偏光纤,设计波长为700nm至1600nm之间的任意波长,材料为光学玻璃,石英,塑料或高分子聚合物,用于传输外部激发光源产生的超快激光脉冲。

3. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的第一组光纤耦合透镜为消色差设计,设计波长为700nm至1600nm之间的任意2个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,用于超快激光脉冲的准直。

4. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的微机电系统扫描器为双片单轴结构或单片双轴结构,镜片表面有增强反射率的镀膜,与激发光的入射光轴呈45度夹角放置,用于反射波长为700nm-1600nm的超快激光脉冲并完成二维扫描。

5. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的二向色镜的材料为光学玻璃或高分子聚合物,用于反射波长为700nm-1600nm的超快激光脉冲并透射波长为350nm-700nm的发射光信号。

6. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的聚焦物镜为消色差设计,设计波长为700nm至1600nm之间的任意2个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,结构可以为折射透镜,梯度折射率透镜或具有曲面外形的梯度折射率透镜,用于将入射的超快激光聚焦在外部样品中,激发出非线性光学信号,并以落射式检测的方式收集发射光信号。

7. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的反射镜包含多片反射镜,作用为平移光路,材料为光学玻璃或高分子聚合物,透射面有增强透射率的光学镀膜,反射面有增强反射率的光学镀膜。

8. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的第二组光纤耦合透镜为消色差设计,设计波长为350nm至700nm之间的任意2个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,用于将发射光信号聚焦并耦合

入收集光纤。

9. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的收集光纤为多模光纤,传输波长为350nm至700nm,纤芯直径为500um至3000um。

10. 如权利要求1所述的一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,其特征在于:所述的外壳的材料为高分子聚合物,作用是将其它元件紧密包裹,防水,提供生物相容的表面,对人体组织不产生任何损伤。

## 一种远端插入式微机电系统内窥成像设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种远端插入式微机电系统内窥成像设备,特别是一种采用微机电系统扫描器实现远端扫描,并采用微型物镜实现聚焦,采用光纤实现激发光和发射光的传输的内窥成像设备。该设备的最大外径超过了目前商用内窥镜的仪器通道的最大内径,通过远端插入的方式将该设备安装在商用内窥镜的远端外部,商用内窥镜的仪器通道的内部只有光纤和电线的柔性部分,并与外部激发光源和光学成像设备相连。本发明解决了非线性光学内窥镜与商用内窥镜结合使用的问题,可用于临床实现形态学和功能成像。

### 背景技术

[0002] 近年来各类光学成像技术已经逐步与内窥技术相结合,期望实现对实验动物或人体内部器官进行形态学或功能成像。特别是非线性光学效应,如双/三光子激发荧光(Two/Third-photon Excited Fluorescence, TPEF/Third PEF),双光子激发自发荧光(Two-photon Excited Autofluorescence, TPEAF),二/三次谐波发生(Second/Third Harmonic Generation, SHG/THG),相干反斯托克斯拉曼散射(Coherent Anti-Stokes Raman Scattering, CARS)等,由于其在癌症早期检测方面的潜在价值,吸引了很多研究组进行相关研究。目前存在的光学内窥扫描成像系统,主要有两类:一类是采用压电微驱动器或微机电系统微驱动器进行远端(人体内部)扫描的非线性光学内窥镜,主要实现前向扫描成像,但是该系统的远端刚性部分太长,无法通过商用内窥镜检察时必须弯曲的前端;另一类是采用成像光纤束进行近端(人体外部)扫描的共聚焦内窥镜,能弯曲进入人的消化道,但是由于成像光纤束对超短脉冲激光展宽严重,无法有效地在组织中激发出所需的非线性光学信号。

[0003] 目前已见报道的非线性光学内窥镜,主要采用梯度折射率透镜(Gradient Index Lens, GRIN Lens, 也称自聚焦透镜)为主的光路和基于压电微驱动器的远端透镜前扫描方式(如M.T.Myaing, et al, Optics Letters, Vol.31, No.8, 2006; C.J.Engelbrecht, et al, Optics Express, Vol.16, No.8, 2008; Y.zhao, et al, Biomedical Optics Express, Vol.1, No.4, 2010; Y.Wu, et al, Journal of Biomedical Optics, Vol.15 (6), 2010; D.R.Rivera, et al, PNAS, Vol.108, No.43, 2011; D.Do, et al, Journal of Biomedical Optics, Vol.19 (6), 2014等)。梯度折射率透镜具有直径小(最小0.3mm),外形规则,加工简单等优点;缺点是刚性部分较长,色差大。压电微驱动器的特点是直径小,长度大。二者结合的结果是上述报道的非线性光学内窥镜的外形最小为1mmx2mm(不计外壳)或直径2.8mm,而刚性部分的最小长度为20mm以上。因此目前大部分非线性光学内窥镜的最大外径(通常是刚性部分)过大,无法从近端插入商用内窥镜的仪器通道(通常为2.8mm),此外刚性部分过长,无法满足商用内窥镜远端头部的弯曲直径(20mm至40mm)。在将来,除非自聚焦透镜的材料和制作工艺有飞跃,以及压电微驱动器的材料,加工工艺和驱动原理有革命性突破,这种设计的刚性部分的外形尺寸目前几乎达到了物理极限。

[0004] 为了能够与商用内窥镜结合使用,本发明采用了与目前非线性光学内窥镜完全不

同的光路,驱动方式和与商用内窥镜的连接方式。本发明提出了一种采用微机电系统扫描器实现远端扫描,并采用微型物镜实现聚焦,采用光纤实现激发光和发射光的传输的内窥成像设备。该设备的最大外径超过了目前商用内窥镜的仪器通道的最大内径,通过远端插入的方式将该设备安装在商用内窥镜的远端外部,商用内窥镜的仪器通道的内部只有光纤和电线的柔性部分,并与外部激发光源和光学成像设备相连。本发明解决了非线性光学内窥镜与商用内窥镜结合使用的问题,可用于临床实现形态学和功能成像。

### 发明内容

[0005] 本发明涉及了一种采用微机电系统扫描器实现远端扫描,并采用微型物镜实现聚焦,采用光纤实现激发光和光信号的传输的内窥成像设备。该设备的最大外径超过了目前商用内窥镜的仪器通道的最大内径,通过远端插入的方式将该设备安装在商用内窥镜的远端外部,商用内窥镜的仪器通道的内部只有光纤和电线的柔性部分,并与外部光学成像设备相连。本发明解决了非线性光学内窥镜与商用内窥镜结合使用的问题,可用于临床实现形态学和功能成像。

[0006] 为实现上述目的,本发明采用技术方案是:它包括一根激发光纤,第一组光纤耦合透镜,一组微机电系统扫描器,一组电线,一片二向色镜,一组聚焦透镜,一组反射镜,第二组光纤耦合透镜,一根收集光纤和外壳。激发光纤的输入端与外部激发光源相连;激发光纤的输出端与第一组光纤耦合透镜的输入端相连;第一组光纤耦合透镜的输出端与微机电系统扫描器的一个输入端相连;微机电系统扫描器的另一个输入端通过一组电线与外部驱动电路相连;微机电系统扫描器的输出端与二向色镜的输入端相连;二向色镜的一个输出端与聚焦透镜的输入端相连;聚焦透镜的输出端与外部样品相连;二向色镜的另一个输出端与反射镜的输入端相连;反射镜的输出端与第二组光纤耦合透镜的输入端相连;第二组光纤耦合透镜的输出端与收集光纤的输入端相连;收集光纤的输出端与外部光学成像设备相连;第一组光纤耦合透镜,一组微机电系统扫描器,一片二向色镜,一组聚焦透镜,一组反射镜和第二组光纤耦合透镜都与外壳相连,包含在外壳的内部;外部激发光源将激发光通过激发光纤,经过第一组光纤耦合透镜准直后投射在微机电系统扫描器的表面,激发光经微机电系统扫描器反射90度后,再由二向色镜反射90度,最后由聚焦物镜聚焦在样品表面,激发出的非线性光学信号由聚焦物镜收集,经二向色镜,反射镜和第二组光纤耦合透镜耦合进收集光纤,并最终由外部光学成像设备完成检测。

[0007] 所述的激发光纤为光子晶体光纤(Photonic Crystal Fiber)或保偏光纤,设计波长为700nm至1600nm之间的任意波长,材料为光学玻璃,石英,塑料或高分子聚合物,用于传输外部激发光源产生的超快激光脉冲;

所述的第一组光纤耦合透镜为消色差设计,设计波长为700nm至1600nm之间的任意2个波长,可以为817nm和1064nm,但不限于这两个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,用于超快激光脉冲的准直;

所述的微机电系统扫描器为双片单轴结构或单片双轴结构,镜片表面有增强反射率的镀膜,与激发光的入射光轴呈45度夹角放置,用于反射波长为700nm-1600nm的超快激光脉冲并完成二维扫描;

所述的电线为小直径金属导线,外部有绝缘层。

[0008] 所述的二向色镜的材料为光学玻璃或高分子聚合物,用于反射波长为700nm-1600nm的超快激光脉冲并透射波长为350nm-700nm的发射光信号;

所述的聚焦物镜为消色差设计,设计波长为700nm至1600nm之间的任意2个波长,通常为817nm和1064nm,但不限于这两个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,结构可以为传统的折射透镜,梯度折射率透镜或具有曲面外形的梯度折射率透镜,用于将入射的超快激光聚焦在外部样品中,激发出非线性光学信号,并以落射式检测的方式收集发射光信号;

所述的反射镜包含多片反射镜,作用为平移光路,材料为光学玻璃或高分子聚合物,透射面有增强透射率的光学镀膜,反射面有增强反射率的光学镀膜;

所述的第二组光纤耦合透镜为消色差设计,设计波长为350nm至700nm之间的任意2个波长,通常为408nm和633nm,但不限于这两个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,用于将发射光信号聚焦并耦合入收集光纤;

所述的收集光纤为多模光纤,传输波长为350nm至700nm,纤芯直径为500um至3000um;

所述的外壳的材料为高分子聚合物,作用是将其它元件紧密包裹,防水,提供生物相容的表面,对人体组织不产生任何损伤。

[0009] 本发明的工作原理是这样的:为了实现CARS,SHG和TPEAF的检测,外部超快激光光源需要提供两种波长,以检测Lipid的 $2845\text{cm}^{-1}$ 拉曼频移所需波长为例,如817nm的飞秒激光以及1064nm的皮秒激光。其中817nm飞秒激光用于TPEAF,SHG的激发光,产生500nm的TPEAF和408nm的SHG信号,也用作CARS的泵浦光,产生633nm的CARS信号;1064nm的皮秒激光用作CARS的斯托克斯光。包含817nm的飞秒激光以及1064nm的皮秒激光的超快激光脉冲(以下简称超快激光脉冲)经过透镜耦合进入本发明。二者精确同轴共线,并通过2组偏振元件将二者的偏振方向调节为正交。因此,当两束光在保偏光纤中传播时,与CARS信号同波长的四波混频(Four-Wave Mixing)噪声会被大大抑制,自相位调制和交叉相位调制效应也会大大降低。第一组光纤耦合透镜为针对817nm和1064nm波长的消色差设计。微机电系统扫描器为双片单轴或单片双轴结构。单轴设计的微机电系统扫描器需要两片完成二维扫描;双轴设计的微机电系统扫描器需要一片完成二维扫描。微机电系统扫描器内包含基于静电,电磁,电热等效应的微驱动器和一片反射镜片。微机电系统扫描器通过电线与外部驱动电路相连。微机电系统扫描器与入射光轴呈45度放置,用于将超快激光脉冲进行二维扫描并反射90度,通过二向色镜(透射700nm-1300nm;反射350nm-700nm)并由聚焦物镜聚焦在外部样品中,在焦点处激发出的CARS,TPEAF,SHG非线性光学信号再由聚焦物镜收集。聚焦物镜为针对817nm和1064nm波长的消色差设计,这意味着聚焦物镜对于408nm的SHG,500nm的TPEAF和633nm的CARS信号会有较大的色差,而这部分色差将会由第二组光纤耦合透镜进行部分补偿。非线性光学信号经过二向色镜透射后,由第二组光纤耦合透镜耦合入收集光纤(纤芯直径1000um的多模光纤效果较好)并最终传输至外部光电检测设备。第二组光纤耦合透镜为针对408nm和633nm波长的消色差设计,虽然对于500nm波长有一定的色差,但是由于波长相距较近,应该影响不大。除2根光纤之外的本发明其余部分(看作一个整体)的横向尺寸(约为5.6mm)大于商用内窥镜的仪器通道的内径,但是小于商用内窥镜的外径(9mm-10mm),整体外形呈三棱柱。这种外形是由微机电系统扫描器和光学元件的外形决定的,与传统非线性光学内窥镜又细又长的针状外形明显不同。2根光纤的横向尺寸之和小于商用内窥镜的

仪器通道的内径,因此2根光纤和微机电系统扫描器的多根电线可以插入商用内窥镜的仪器通道。总之,本发明在与商用内窥镜结合使用时,首先将本发明的2根光纤和多根电线从商用内窥镜的仪器通道的远端倒向插入,然后将除2根光纤和多根电线之外的本发明其余部分与商用内窥镜的远端相连,并将2根光纤和多根电线与外部设备(外部激发光源,外部光学成像设备和驱动电路)相连,最后将带有本发明的商用内窥镜插入人体消化道进行成像。而非传统非线性光学内窥镜所设想的先将商用内窥镜插入人体,再将非线性光学内窥镜由商用内窥镜的仪器通道的近端正向插入。本发明实现了非线性光学内窥镜与商用内窥镜的结合使用,结构简单,效果好。

[0010] 本发明由于采用了上述技术方案,具有如下优点:

- 1、采用超仪器通道口径的光路设计实现了结构简单,成本低的非线性光学内窥镜;
- 2、激发光路与收集光路的分离设计避免了体积大,结构复杂的多波长复消色差透镜设计,而在激发光路和收集光路分别针对两个波长采用体积小,结构简单的消色差透镜设计;
- 3、采用保偏光纤传输超快激光脉冲,大大降低了四波混频,自相位调制,互相位调制等效应;
- 4、通过远端倒向插入的方式,能与商用内窥镜结合使用,能够对CARS, TPEAF, SHG等多种非线性信号进行同时检测,实现了实现活体,原位的功能性成像,实现早期癌症的检测。

## 附图说明

[0011] 图1为本发明的结构框图;

图2为本发明的结构示意图;

图3为本发明的三维模型示意图;

图4为本发明与商用内镜结合使用示意图;

图5为外部激发光源实施例示意图之一;

图6为外部激发光源实施例示意图之二;

图7为外部光学成像设备实施例示意图。

## 具体实施方式

[0012] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明:如图1-3所示,它包括一根激发光纤1,第一组光纤耦合透镜2,一组微机电系统扫描器3,一组电线4,一片二向色镜5,一组聚焦透镜6,一组反射镜7,第二组光纤耦合透镜8,一根收集光纤9和外壳10。激发光纤1的输入端与外部激发光源相连;激发光纤1的输出端与第一组光纤耦合透镜2的输入端相连;第一组光纤耦合透镜2的输出端与微机电系统扫描器3的一个输入端相连;微机电系统扫描器3的另一个输入端通过一组电线4与外部驱动电路相连;微机电系统扫描器3的输出端与二向色镜5的输入端相连;二向色镜5的一个输出端与聚焦透镜6的输入端相连;聚焦透镜6的输出端与外部样品相连;二向色镜5的另一个输出端与反射镜7的输入端相连;反射镜7的输出端与第二组光纤耦合透镜8的输入端相连;第二组光纤耦合透镜8的输出端与收集光纤9的输入端相连;收集光纤9的输出端与外部光学成像设备相连;第一组光纤耦合透镜2,一组微机电系统扫描器3,一片二向色镜5,一组聚焦透镜6,一组反射镜7和第二组光纤耦合透镜8都与外壳10相连,包含在外壳的内部;外部激发光源将激发光通过激发光纤1,经过第一组

光纤耦合透镜2准直后投射在微机电系统扫描器3的表面,激发光经微机电系统扫描器反射90度后,再由二向色镜反射90度,最后由聚焦物镜6聚焦在样品表面,激发出的非线性光学信号由聚焦物镜6收集,经二向色镜5,反射镜7和第二组光纤耦合透镜8耦合进收集光纤9,并最终由外部光学成像设备完成检测。

[0013] 所述的激发光纤1为光子晶体光纤(Photonic Crystal Fiber)或保偏光纤,设计波长为700nm至1600nm之间的任意波长,材料为光学玻璃,石英,塑料或高分子聚合物,用于传输外部激发光源产生的超快激光脉冲;

所述的第一组光纤耦合透镜2为消色差设计,设计波长为700nm至1600nm之间的任意2个波长,可以为817nm和1064nm,但不限于这两个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,用于超快激光脉冲的准直;

所述的微机电系统扫描器3为双片单轴结构或单片双轴结构,镜片表面有增强反射率的镀膜,与激发光的入射光轴呈45度夹角放置,用于反射波长为700nm-1600nm的超快激光脉冲并完成二维扫描;

所述的电线4为小直径金属导线,外部有绝缘层。

[0014] 所述的二向色镜5的材料为光学玻璃或高分子聚合物,用于反射波长为700nm-1600nm的超快激光脉冲并透射波长为350nm-700nm的发射光信号;

所述的聚焦物镜6为消色差设计,设计波长为700nm至1600nm之间的任意2个波长,通常为817nm和1064nm,但不限于这两个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,结构可以为传统的折射透镜,梯度折射率透镜或具有曲面外形的梯度折射率透镜,用于将入射的超快激光聚焦在外部样品中,激发出非线性光学信号,并以落射式检测的方式收集发射光信号;

所述的反射镜7包含多片反射镜,作用为平移光路,材料为光学玻璃或高分子聚合物,透射面有增强透射率的光学镀膜,反射面有增强反射率的光学镀膜;

所述的第二组光纤耦合透镜8为消色差设计,设计波长为350nm至700nm之间的任意2个波长,通常为408nm和633nm,但不限于这两个波长,材料为光学玻璃或高分子聚合物,表面有增强透射率的光学镀膜,用于将发射光信号聚焦并耦合入收集光纤9;

所述的收集光纤9为多模光纤,传输波长为350nm至700nm,纤芯直径为500um至3000um;

所述的外壳10的材料为高分子聚合物,作用是将其余元件紧密包裹,防水,提供生物相容的表面,对人体组织不产生任何损伤。

[0015] 本发明的工作原理是这样的:为了实现CARS,SHG和TPEAF的检测,外部超快激光光源需要提供两种波长,以检测Lipid的 $2845\text{cm}^{-1}$ 拉曼频移所需波长为例,并以817nm的飞秒激光以及1064nm的皮秒激光为例,但不限于这两种波长,也可以为800nm和1040nm,780nm和1000nm等组合。其中817nm飞秒激光用于TPEAF,SHG的激发光,产生500nm的TPEAF和408nm的SHG信号,也用作CARS的泵浦光,产生633nm的CARS信号;1064nm的皮秒激光用作CARS的斯托克斯光。包含817nm的飞秒激光以及1064nm的皮秒激光的超快激光脉冲(以下简称超快激光脉冲)经过透镜耦合进入本发明。二者精确同轴共线,并通过2组偏振元件将二者的偏振方向调节为正交。因此,当两束光在激发光纤1(如PM1300-XP,NuFern公司)中传播时,与CARS信号同波长的四波混频噪声会被大大抑制,自相位调制和交叉相位调制效应也会大大降低。第一组光纤耦合透镜2为针对817nm和1064nm波长的消色差设计。微机电系统扫描器3为

双片单轴或单片双轴结构。单轴设计的微机电系统扫描器3需要两片完成二维扫描；双轴设计的微机电系统扫描器3需要一片完成二维扫描。微机电系统扫描器3内包含基于静电,电磁,电热等效应的微驱动器和一片反射镜片。微机电系统扫描器3通过电线4与外部驱动电路相连。微机电系统扫描器3与入射光轴呈45度放置,用于将超快激光脉冲进行二维扫描并反射90度,通过二向色镜5(透射700nm-1300nm;反射350nm-700nm)并由聚焦物镜6聚焦在外部样品中,在焦点处激发出的CARS, TPEAF, SHG非线性光学信号再由聚焦物镜6收集。聚焦物镜6为针对817nm和1064nm波长的消色差设计,这意味着聚焦物镜6对于408nm的SHG, 500nm的TPEAF和633nm的CARS信号会有较大的色差,而这部分色差将会由第二组光纤耦合透镜8进行部分补偿。非线性光学信号经过二向色镜5透射和反射镜7平移光路后,由第二组光纤耦合透镜8耦合入收集光纤9(纤芯直径1000um的多模光纤)并最终传输至外部光电检测设备。第二组光纤耦合透镜8为针对408nm和633nm波长的消色差设计,虽然对于500nm波长有一定的色差,但是由于波长相距较近,影响不大。除2根光纤之外的本发明其余部分(看作一个整体)的横向尺寸(约为5.6mm)大于商用内窥镜的仪器通道的内径,但是小于商用内窥镜的外径(9mm-10mm),整体外形呈三棱柱。这种外形是由微机电系统扫描器3和光学元件的外形决定的,与传统非线性光学内窥镜又细又长的针状外形明显不同。2根光纤的横向尺寸之和小于商用内窥镜的仪器通道的内径,因此2根光纤和微机电系统扫描器3的多根电线4可以插入商用内窥镜的仪器通道。

[0016] 如图4所示,本发明在与商用内窥镜结合使用时,首先将本发明的2根光纤和多根电线4从商用内窥镜的仪器通道的远端倒向插入,然后将除2根光纤和多根电线4之外的本发明其余部分与商用内窥镜的远端相连,并将2根光纤和多根电线4与外部设备(外部激发光源,外部光学成像设备和驱动电路)相连,最后将带有本发明的商用内窥镜插入人体消化道进行成像。而非传统非线性光学内窥镜所设想的先将商用内窥镜插入人体,再将非线性光学内窥镜由商用内窥镜的仪器通道的近端正向插入。本发明实现了非线性光学内窥镜与商用内窥镜的结合使用,结构简单,效果好。此外,对商用内窥镜的视野遮挡很小。

[0017] 如图5,6所示,本发明所采用的外部激发光源可以为波长可调谐激光器与光学参量振荡器联合使用或固定波长光纤激光器与超连续谱光纤联合使用,以及这四者的其余两两组合。

[0018] 如图7所示,本发明的外部光电成像设备由多个光电倍增管检测器,多片二向色镜,多片滤光片和多片聚焦透镜组成,用于接受收集光纤所传输的发射光信号并完成光电转换供计算机处理。

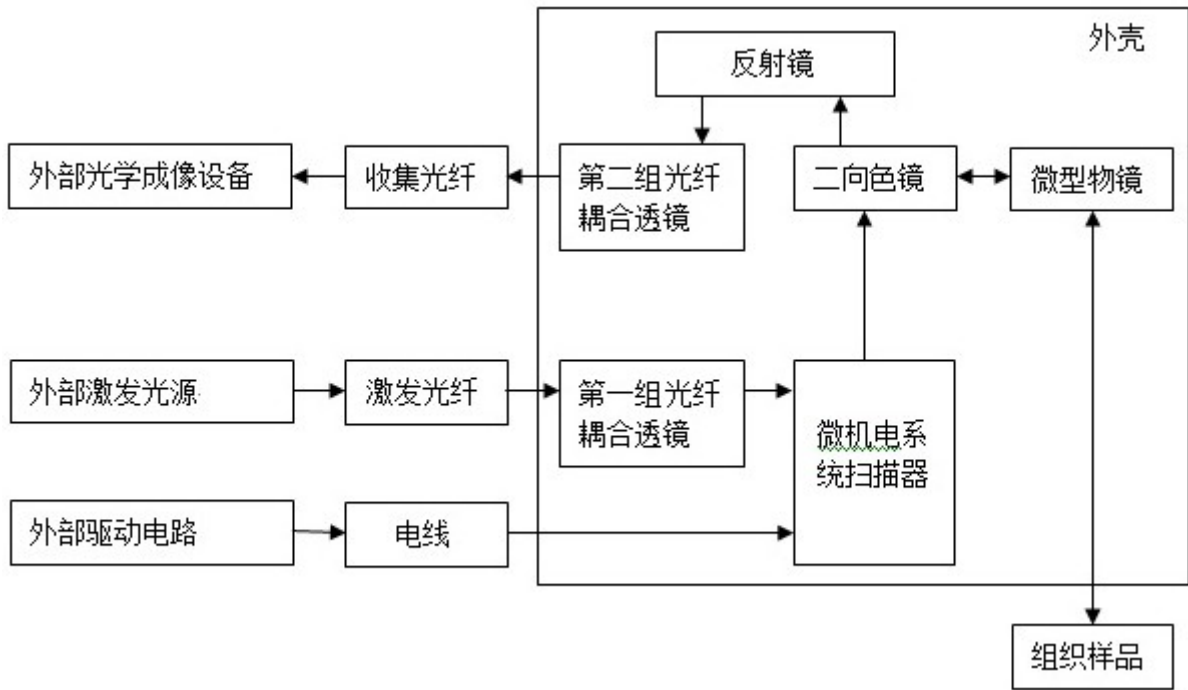


图 1

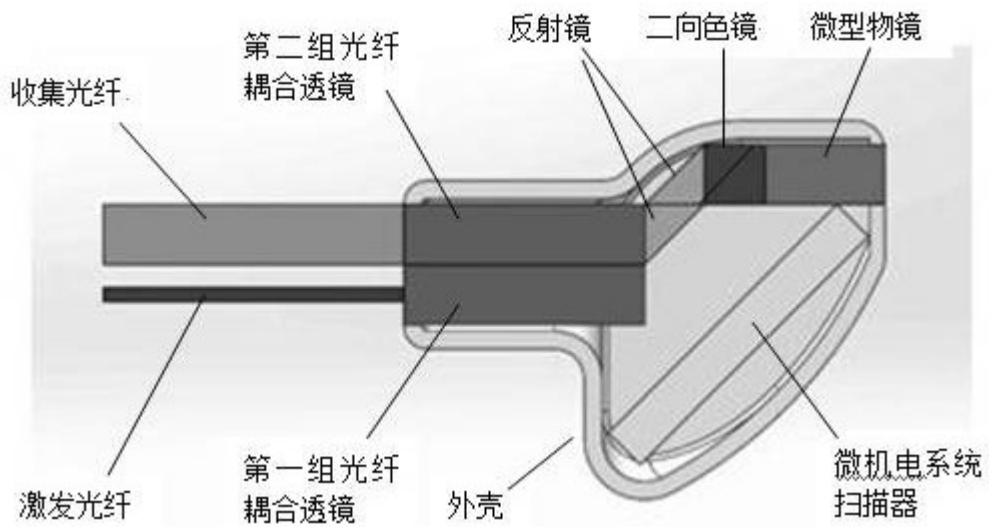


图 2

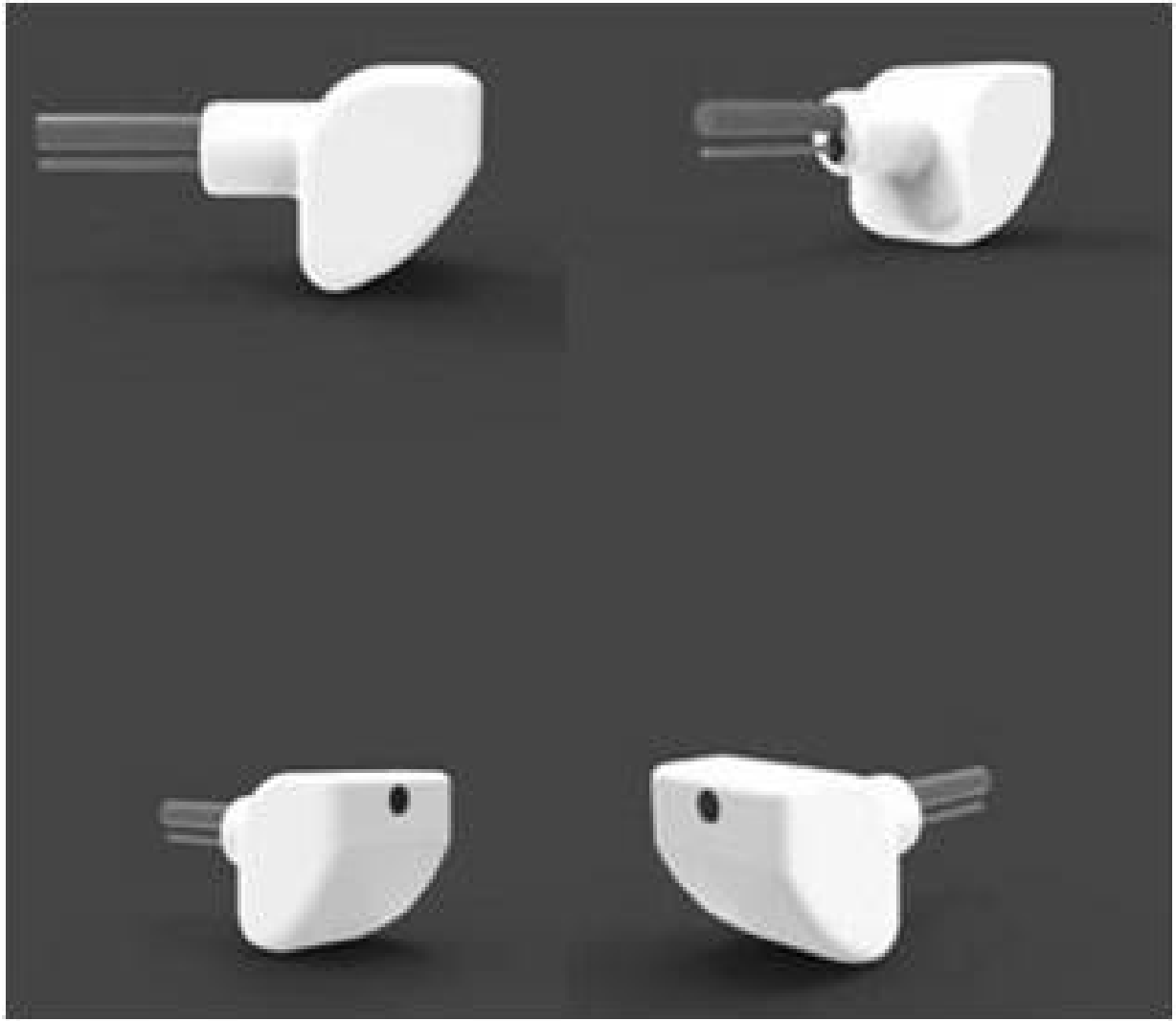


图 3

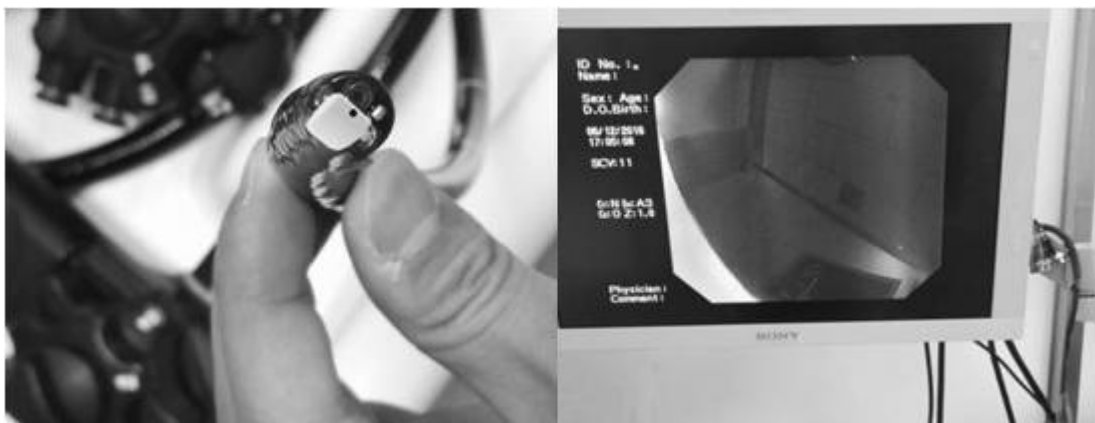


图 4

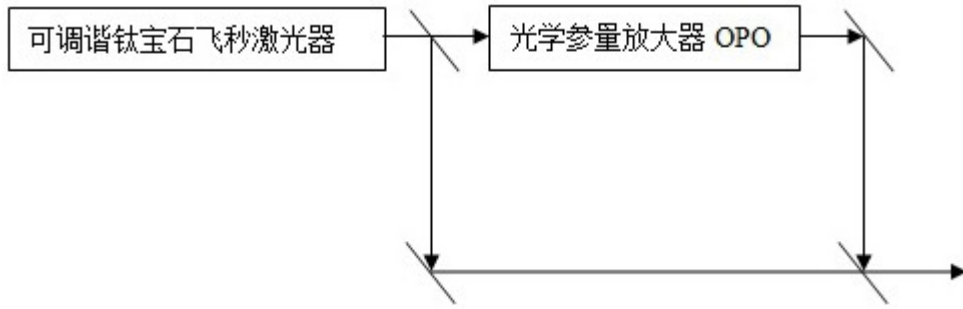


图 5

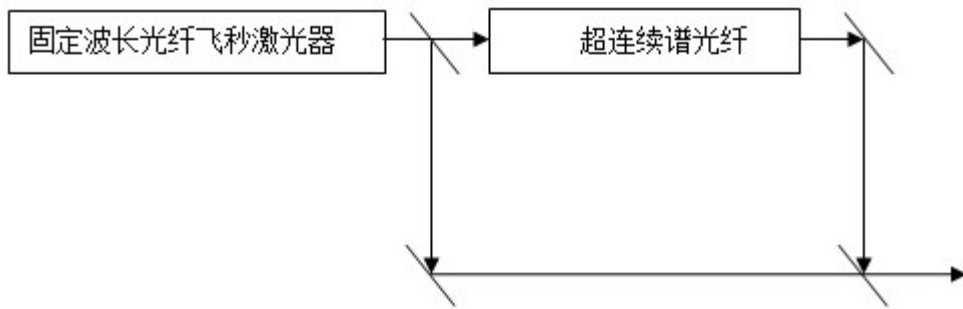


图 6

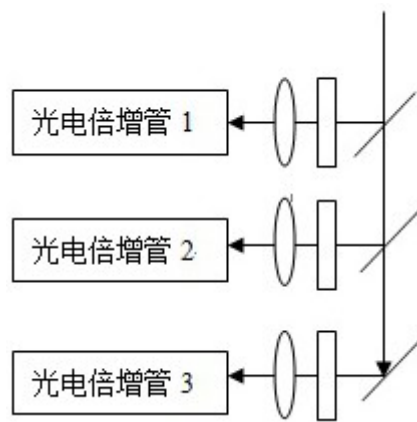


图 7

专利名称(译)	一种远端插入式微机电系统内窥成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN108784629A</a>	公开(公告)日	2018-11-13
申请号	CN201710291460.8	申请日	2017-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	凝辉(天津)科技有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	凝辉(天津)科技有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	凝辉(天津)科技有限责任公司		
[标]发明人	不公告发明人		
发明人	不公告发明人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/00165 A61B1/0019 A61B1/04 A61B1/07		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种远端插入式微机电系统内窥成像设备，特别是一种采用微机电系统扫描器实现远端扫描，并采用微型物镜实现聚焦，采用光纤实现激发光和发射光的传输的内窥成像设备。该设备的最大外径超过了目前商用内窥镜的仪器通道的最大内径，通过远端插入的方式将该设备安装在商用内窥镜的远端外部，商用内窥镜的仪器通道的内部只有光纤和电线的柔性部分，并与外部激发光源和光学成像设备相连。本发明解决了非线性光学内窥镜与商用内窥镜结合使用的问题，可用于临床实现形态学和功能成像。

