



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103690141 A

(43) 申请公布日 2014. 04. 02

(21) 申请号 201310739425. X

(22) 申请日 2013. 12. 26

(71) 申请人 广州佰奥廷电子科技有限公司

地址 510670 广东省广州市萝岗区科学大道  
路 97 号 1203 房

(72) 发明人 杨思华 刘宁 邢达

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有  
限公司 44245

代理人 张燕玲

(51) Int. Cl.

A61B 1/04 (2006. 01)

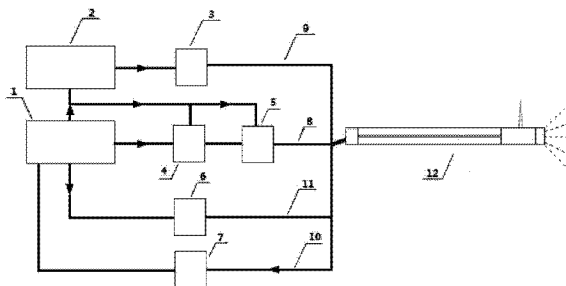
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54) 发明名称

直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜及其  
成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜包括套管、光声信号激发组件、超声信号激发与采集组件、光学成像组件和图像重建及显示组件；该装置包括一种紧凑型的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜，三种成像可同时进行，可获得直肠内多参量物理信息和多尺度的结构成像。本发明的还提供整套装置的配置方案和利用该套装置进行成像的方法。本发明三种成像技术高度集成于一套仪器，并优化了每一种成像技术，实现光学成像、光声成像以及超声成像三种直肠内窥成像方法的结合。该一体化内窥镜结合了三种成像模式自身特有的优点，可获得多参数信息，多结构特征的直肠物理图像，更好的满足直肠内窥镜在医学上的应用。



1. 直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,其特征在于:包括套管、光声信号激发组件、超声信号激发与采集组件、光学成像组件和图像重建及显示组件;

所述光声信号激发组件包括脉冲激光器、单模光纤、光纤耦合准直器和消色差聚焦透镜;

所述超声信号激发与采集组件包括超声脉冲发射接收器、光纤准直器、中空聚焦超声换能器、镀膜声/光高反射镜、微型步进电机以及成像窗口;

所述光学成像组件包括微型可调焦光学摄像头、LED冷光照明光源以及视频处理器;

所述图像重建及显示组件包括数据采集卡和计算机;

所述单模光纤、光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜、中空聚焦超声换能器、镀膜声/光高反射镜、微型步进电机、微型可调焦光学摄像头依次同轴机械紧固,LED冷光照明光源安装于套管的前端,成像窗口为环形窗口,成像窗口安装在套管上并位于镀膜声/光高反射镜的位置;

脉冲激光器、超声脉冲发射接收器、微型可调焦光学摄像头、LED冷光照明光源、视频处理器依次电气连接,计算机分别连接视频处理器、脉冲激光器、数据采集卡、超声脉冲发射接收器和微型步进电机的驱动器,脉冲激光器连接光纤耦合准直器,数据采集卡连接超声脉冲发射接收器;

光纤耦合准直器通过单模光纤连接光纤FC/APC接头,光纤FC/APC接头连接光纤准直器,超声脉冲发射接收器通过包芯屏蔽超声信号线连接中空聚焦超声换能器,驱动器通过电机控制线连接微型步进电机,视频处理器通过视频信号线和导光束分别连接微型可调焦光学摄像头、LED冷光照明光源。

2. 根据权利要求1所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,其特征在于:所述光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜、中空聚焦超声换能器、镀膜声/光高反射镜、微型步进电机和微型可调焦光学摄像头全部装配在套管内,套管的直径为12mm,长度为6cm。

3. 根据权利要求1所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,其特征在于:所述消色差聚焦透镜的焦距为25mm。

4. 根据权利要求1所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,其特征在于:所述中空聚焦超声换能器接收超声信号的主频为15MHz,发射超声信号的频率范围10MHz~20MHz,焦长为15mm。

5. 根据权利要求1所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,其特征在于:所述成像窗口为PVC材料,成像窗口沿轴向方向的长度为5mm。

6. 根据权利要求1所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,其特征在于:所述镀膜声/光高反射镜的反射面尺寸为5mm×5mm,镀膜声/光高反射镜固定在微型步进电机的电机轴上,反射面与中空聚焦超声换能器的中心轴成45°,反射镜位于成像窗口处。

7. 根据权利要求1所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,其特征在于:所述中空聚焦超声换能器的声场焦点位于声/光高反射镜的中心;单模光纤输出光经光纤准直器、消色差聚焦透镜后的激光焦点位于成像窗口外部。

8. 根据权利要求1所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,其特征在于:所述微型可调焦光学摄像头的直径为5mm,固定在套管的最前端。

9. 利用权利要求1~8任一项所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜的成像方

法,其特征在于具体包括以下步骤:

(1) 激发:脉冲激光器输出脉冲激光,脉冲激光经光纤耦合准直器耦合进入单模光纤,从单模光纤输出的脉冲光经光纤准直器、消色差聚焦透镜后通过中空聚焦超声换能器到达声/光高反射镜的中心,并 $90^{\circ}$ 反射后穿过成像窗口打到直肠内壁上激发出光声信号;脉冲激光器的同步触发信号同时触发超声脉冲发射接收器,激励中空聚焦超声换能器产生超声,超声经反射镜同样被反射到直肠内壁上;同时LED冷光光源在内窥镜前端照亮直肠管腔用以光学成像;

(2) 采集:直肠内壁组织中激发产生的光声信号及组织中反射的超声信号,经声/光高反射镜反射后被中空聚焦超声换能器所探测,经超声脉冲发射接收器内部集成的超声信号放大器放大,数据采集卡集成有AC/DC转换模块,由超声信号放大器放大后的超声信号通过AC/DC转换后被数据采集卡采集并存储到计算机中;数据采集卡具有带滤波模块,可对采集到的信号进行滤波处理;此时脉冲激光器同步触发,实现光声信号及超声信号的同时采集;微型可调焦光学摄像头截取的直肠内壁的光学影像通过视频信号线传输到计算机,实现直肠管腔的光学成像;

(3) 扫描:采集完成某一位置的光声信号和超声信号后,计算机上的控制微型步进电机旋转,电机旋转带动声/光高反射镜旋转,对下一位置进行光声信号以及超声信号的采集,直到完成直肠内壁的环形扫描;

(4) 图像重建以及显示:记录在计算机上的光声信号数据和超声信号数据处理,得到直肠组织的光声图像和超声图像;由视频处理器得到由微型可调焦光学摄像头获取的直肠内壁的光学影像;三种模式所成的图像实时显示在计算机的显示器上。

10. 根据权利要求9所述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜的成像方法,其特征在于:所述步骤(1)激发的过程中,若调节脉冲激光器能量输出为0,脉冲激光器不出光,脉冲激光器的触发信号同步触发超声脉冲发射接收器发射超声信号,此时对直肠管腔只进行超声成像;若将超声脉冲发射接收器的能量输出调节为0,此时超声脉冲发射接收器不发射超声,激光器输出脉冲激光,则对直肠管腔只进行光声成像;所述步骤(2)采集的过程中不触发数据采集卡,数据采集卡不进行光声信号与超声信号的采集,则对直肠管腔只进行光学成像;所述成像过程可进行光学、光声、超声三种模式同时成像,光学成像、光声成像和超声成像三种单模式成像,光学光声、光学超声和光声超声三种双模式成像。

## 直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜及其成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于内窥镜无损检测技术领域,特别涉及一种直肠内光学、光声、超声多模成像一体化内窥镜装置以及成像方法。

### 背景技术

[0002] 随着内窥镜在医学上的普及应用,更加现代化,合理化,人性化,智能化的内窥镜设计与制造,显得尤为重要。直肠内窥镜的应用有着非常重要的作用。

[0003] 现有的方法,包括直肠电子内窥镜和直肠超声内窥镜,直肠电子内窥镜虽然能够清晰的呈现出直肠内壁的外部形态,但是无法提供直肠壁和直肠壁下组织的细节信息;直肠超声内窥成像是基于检测超声信号在直肠壁中的回波进行成像,可以对直肠壁下组织成像,反映直肠组织声阻抗的差异性,但是成像分辨率不够。

[0004] 现有技术《一种光声内窥成像方法及其装置》公开了一种光声内窥成像检测方法及其装置,光声内窥成像技术是基于检测组织吸收脉冲激光后产生的光声信号进行成像,反映组织内部的光学吸收差异,结合了纯光学成像高对比度特性和纯超声成像高穿透深度特性的优点,但光声成像也只能反应组织光学吸收差异这个单一参数信息。

### 发明内容

[0005] 本发明为了克服以上现有技术存在的不足,提供了一种直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,该装置包括一种紧凑型的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,三种成像可同时进行,可获得直肠内多参量物理信息和多尺度的结构成像。

[0006] 本发明的另一目的在于提供整套装置的配置方案和利用该套装置进行成像的方法。

[0007] 本发明三种成像技术高度集成于一套仪器,并优化了每一种成像技术,实现光学成像、光声成像以及超声成像三种直肠内窥成像方法的结合。同现有的一种模式的直肠内窥成像相比,该一体化内窥镜结合了三种成像模式自身特有的优点,可获得多参数信息,多结构特征的直肠物理图像,更好的满足直肠内窥镜在医学上的应用。

[0008] 本发明的目的通过以下的技术方案实现:本直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜,包括套管、光声信号激发组件、超声信号激发与采集组件、光学成像组件和图像重建及显示组件;

[0009] 所述光声信号激发组件包括脉冲激光器、单模光纤、光纤耦合准直器和消色差聚焦透镜;

[0010] 所述超声信号激发与采集组件包括超声脉冲发射接收器、光纤准直器、中空聚焦超声换能器、镀膜声/光高反射镜、微型步进电机以及成像窗口;

[0011] 所述光学成像组件包括微型可调焦光学摄像头、LED冷光照明光源以及视频处理器;

[0012] 所述图像重建及显示组件包括数据采集卡和计算机;

[0013] 所述单模光纤、光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜、中空聚焦超声换能器、镀膜声 / 光高反射镜、微型步进电机、微型可调焦光学摄像头依次同轴机械紧固, LED 冷光照明光源安装于套管的前端, 成像窗口为环形窗口, 成像窗口安装在套管上并位于镀膜声 / 光高反射镜的位置;

[0014] 脉冲激光器、超声脉冲发射接收器、微型可调焦光学摄像头、LED 冷光照明光源、视频处理器依次电气连接, 计算机分别连接脉冲激光器、数据采集卡、超声脉冲发射接收器、微型步进电机的驱动器以及视频处理器, 脉冲激光器连接光纤耦合准直器, 数据采集卡连接超声脉冲发射接收器;

[0015] 光纤耦合准直器通过单模光纤连接光纤 FC/APC 接头, 光纤 FC/APC 接头连接光纤准直器, 超声脉冲发射接收器通过包芯屏蔽超声信号线连接中空聚焦超声换能器, 驱动器通过电机控制线连接微型步进电机, 视频处理器通过视频信号线和导光束分别连接微型可调焦光学摄像头、LED 冷光照明光源。

[0016] 所述光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜、中空聚焦超声换能器、镀膜声 / 光高反射镜、微型步进电机和微型可调焦光学摄像头全部装配在套管内, 套管的直径为 12mm, 长度为 6cm。

[0017] 所述脉冲激光器所发出的脉冲激光波长范围为 400nm ~ 2500nm, 波长范围覆盖可见光波段与近红外波段, 脉冲宽度 5ns ~ 50ns, 脉冲激光器的种类包括半导体激光器, 固体激光器, 染料激光器或气体激光器。本成像系统优先采用的是输出波长为 527nm 的固体激光器 (DTL-392QT 527nm, Laser-compact, Germany), 激光器重复频率 0.01 ~ 10KHz, 最大输出能量 200  $\mu$  J。

[0018] 所述光纤耦合准直器为超稳定 FiberPort 微定位器 (PAFA-X-4-A, Thorlabs, USA), 用于将脉冲激光器发出的脉冲光耦合进光纤。光纤耦合准直器可以进行 5 个自由度的对准, 分别是在 x, y 和 z 轴的线性对准, 俯仰和偏转角度对准, 以及同时控制俯仰和偏转角度对准进行 z 方向调节; 光纤耦合准直器具有 FC/APC 光纤标准接头, 可以与具有 FC/APC 接头的光纤连接。脉冲激光经过透镜组扩束后打在光纤耦合准直器的入射端面, 出射端口连接单模光纤, 精确调节耦合器使得光纤输出光能量最大时锁紧各个自由度。该耦合过程提高了激发光耦合进光纤的耦合效率, 提高了激光的利用率。

[0019] 所述单模光纤的制备材料为塑料, 石英或者多组分玻璃纤维, 可传输光的波段范围为 460 ~ 600nm, 本成像装置优选传输波段在 527nm, 纤芯 9  $\mu$  m 的单模光纤。

[0020] 光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜以及透镜固定件, 用于将光纤传输的激发光准直并聚焦。所述光纤耦合准直器的入射端为 FC/APC 光纤接口, 直接连接具有 FC/APC 接头的单模光纤。透镜固定件为中空圆柱形, 消色差聚焦透镜同轴固定在中空圆柱固定件上, 该固定件通过外螺纹固定于套管内。所述消色差聚焦透镜的焦距长度为 5mm ~ 50mm。该装置优选焦距长度为 25mm。光纤传输的激发光经光纤耦合准直器和消色差聚焦透镜, 通过探头前端的镀膜声 / 光高反射镜反射到直肠组织, 激发出光声信号。

[0021] 中空聚焦超声换能器由基础固定件, 衬底以及声敏阵元构成。所述基础固定件为中空圆柱体, 通过外螺纹固定于套管内, 在圆柱体的内壁一侧沿轴向铣一深度为 1mm 的凹槽, 用以引出超声信号传输线; 所述衬底的一个端面为中空圆面, 另一端面为中空圆凹面; 所述换能器的声敏阵元为宽度 3mm 的同心圆环, 紧固在衬底圆凹面上, 凹面的曲率半径为

15mm;所述探测器的信号线采用 0.5mm 包芯屏蔽信号线,从衬底的中空圆面一侧引出,沿基础固定件内壁 1mm 凹槽排布引出。

[0022] 所述中空聚焦超声换能器的声场焦距为 15mm,声场聚焦在探测器前方的镀膜声/光高反射镜中心。

[0023] 所述中空聚焦超声换能器用于超声信号的激发以及光声信号、超声信号的检测,可以在外部触发信号的触发下发射不同频率的超声,其发射超声的频率范围为 10MHz ~ 20MHz,接收超声的频率范围为 1KHz ~ 75MHz;外部触发信号为来自脉冲激光器的同步触发信号。本发明中优选接收超声信号的主频为 15MHz,探测器焦长 15mm。

[0024] 所述成像窗口由 PVC/PC 材料制成,厚度 0.5mm;所述成像窗口左右两端与中空聚焦超声换能器的基础固定件,电机固定件同轴固定连接;所述成像窗口沿轴向的长度为 5 ~ 10mm,本发明中优选 5mm 长的成像窗口。PVC/PC 材料对激光透明,超声在其中传播衰减很小,故本发明选用制作成像窗口。

[0025] 所述镀膜声/光高反射镜的反射面尺寸为 5mm×5mm,镀膜声/光高反射镜固定在微型步进电机的电机轴上,反射面与中空聚焦超声换能器的中心轴成 45°,反射镜位于成像窗口处。镀膜声/光高反射镜做镀膜处理,可镀有高反银膜,高反铝膜或者高反金膜,反射镜镀膜后对 527nm 激光的反射效率在 98% 以上,对超声的反射率在 90% 以上。本成像装置中镀膜声/光高反射镜优选镀铝膜。

[0026] 所述镀膜声/光高反射镜固定在微型步进电机轴上;所述微型步进电机轴与中空聚焦超声换能器的中心轴同轴。镀膜声/光高反射镜的反射面同中空聚焦超声换能器的中心轴成 45°。镀膜声/光高反射镜距离中空聚焦超声换能器的距离由中空聚焦超声换能器的焦长决定,调节两者之间的距离使得中空聚焦超声换能器的声场焦点在镀膜声/光高反射镜的中心。

[0027] 微型步进电机为两相步进电机,直径为 6mm,步进角度为 9°,最大转速可达到 15000rpm;所述微型步进电机同轴固定在中空绝缘圆柱体中,通过外螺纹固定于套管内。

[0028] 所述中空聚焦超声换能器的声场焦点位于声/光高反射镜的中心;单模光纤输出光经光纤准直器、消色差聚焦透镜后的激光焦点位于成像窗口外部。

[0029] 微型可调焦光学摄像头直径 5mm,视野角 120° ~ 140°,景深 3 ~ 100mm,最大像素 200 万;所述 LED 冷光照明光源包括 2 ~ 4 条导光束,探头前端出光,提供高亮度照明。光源基础固定件为圆柱形,通过外螺纹固定于套管内,微型可调焦光学摄像头与 LED 冷光照明光源依次固定,套管内壁上铣有 1mm 深凹槽,用于引出视频信号线和导光束。

[0030] 所述超声脉冲发射接收器发射超声信号的频率范围 10MHz ~ 20MHz,接收超声信号的频率范围为 1KHz ~ 75MHz;所述超声脉冲发射接收器具有触发信号输入端,以及超声信号输出端。

[0031] 所述数据采集卡(M3i. 4120, Spectrum, Germany)的采样率范围为 1Hz ~ 4GHz,分辨率为 14 位,带宽为 250MHz,板载内存为 2G,最小输入电压为正负 100mV,最大输入电压为正负 5V;数据采集卡有触发信号输入端口;数据采集卡集成有 AC/DC 转换模块,由超声信号放大器放大后的超声信号通过 AC/DC 转换后被数据采集卡采集并存储;数据采集卡具有带通滤波模块,可对采集到的信号进行滤波处理。

[0032] 图像重建以及显示组件包括计算机、视频处理器、控制软件和图像处理软件,计

计算机内存 4G, 英特尔酷睿 i7 处理器; 视频处理器为微型可调焦光学摄像头适配处理器, 与计算机连接, 通过软件调节摄像头焦距以及 LED 冷光照明光源, 由视频信号线回传的视频信息通过视频处理器处理后存储到计算机; 控制软件为 LabView 软件, 图像处理软件为 Matlab 软件。

[0033] 上述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜的成像方法, 具体包括以下步骤:

[0034] (1) 激发: 脉冲激光器输出脉冲激光, 脉冲激光经光纤耦合准直器耦合进入单模光纤, 从单模光纤输出的脉冲光经光纤准直器、消色差聚焦透镜后通过中空聚焦超声换能器到达声/光高反射镜的中心, 并  $90^\circ$  反射后穿过成像窗口打到直肠内壁上激发出光声信号; 脉冲激光器的同步触发信号同时触发超声脉冲发射接收器, 激励中空聚焦超声换能器产生超声, 超声经反射镜同样被反射到直肠内壁上; 同时 LED 冷光光源在内窥镜前端照亮直肠管腔用以光学成像;

[0035] (2) 采集: 直肠内壁组织中激发产生的光声信号及组织中反射的超声信号, 经声/光高反射镜反射后被中空聚焦超声换能器所探测, 经超声脉冲发射接收器内部集成的超声信号放大器放大, 数据采集卡集成有 AC/DC 转换模块, 由超声信号放大器放大后的超声信号通过 AC/DC 转换后被数据采集卡采集并存储到计算机中; 数据采集卡具有带通滤波模块, 可对采集到的信号进行滤波处理; 此时脉冲激光器同步触发, 实现光声信号及超声信号的同时采集; 微型可调焦光学摄像头截取的直肠内壁的光学影像通过视频信号线传输到计算机, 实现直肠管腔的光学成像;

[0036] (3) 扫描: 采集完成某一位置的光声信号和超声信号后, 计算机上的控制微型步进电机旋转, 电机旋转带动声/光高反射镜旋转, 对下一位置进行光声信号以及超声信号的采集, 直到完成直肠内壁的环形扫描;

[0037] (4) 图像重建以及显示: 记录在计算机上的光声信号数据和超声信号数据在图像处理软件 Matlab 上利用滤波小角度投影算法处理, 得到直肠组织的光声图像和超声图像; 由视频处理器得到由微型可调焦光学摄像头获取的直肠内壁的光学影像; 三种模式所成的图像实时显示在计算机的显示器上。

[0038] 所述步骤(1) 激发的过程中, 若调节脉冲激光器能量输出为 0, 脉冲激光器不出光, 脉冲激光器的触发信号同步触发超声脉冲发射接收器发射超声信号, 此时对直肠管腔只进行超声成像; 若将超声脉冲发射接收器的能量输出调节为 0, 此时超声脉冲发射接收器不发射超声, 激光器输出脉冲激光, 则对直肠管腔只进行光声成像; 所述步骤(2) 采集的过程中不触发数据采集卡, 数据采集卡不进行光声信号与超声信号的采集, 则对直肠管腔只进行光学成像; 所述成像过程可进行光学、光声、超声三种模式同时成像, 光学成像、光声成像和超声成像三种单模式成像, 光学光声、光学超声和光声超声三种双模式成像。

[0039] 本发明的原理是: 光学成像反映物体表面的光散射信息, 超声成像反映物体一定深度范围内的声阻抗信息, 而光声成像反映物体一定深度范围内的光吸收分布信息, 三者的结合能够提供组织表面和深层全面的物理参数信息。特别地, 光学激发与成像, 超声激发与成像在仪器配件/机械组装上都与光声内窥镜有很好的结合基础, 本发明正是利用三者的成像原理上的互补性及器件适配性整合为一体化的光学、光声、超声多模成像内窥镜, 实现三种模式的同时成像或单一成像, 为直肠内窥检测提供多参量的检测技术。

[0040] 本发明相对于现有技术具有如下的优点:

[0041] (1) 本发明实现了光学成像、光声成像和超声成像三种直肠内窥成像方法的一体化,简化了检测程序,可实现三种成像模式的同时采集成像或单一模式的选择成像。该一体化内窥镜整合了三种成像模式及其各自的优点,可获得直肠腔内的多参量物理信息和多尺度的结构成像。

[0042] (2) 本发明可以同时获得直肠组织的外部形态、声阻抗差异、光吸收差异三个参数,通过对比这三个参数提高检测精度。

[0043] (3) 本发明优化了光声内窥成像技术和超声内窥成像技术,所需激光能量低、获得数据的灵敏度高、所得图像的分辨率高,光声图像和超声图像的对应性好。

[0044] (4) 本发明多模内窥镜直径 12 毫米,结构紧凑,方便操作,便于推广及应用。

## 附图说明

[0045] 图 1 是本发明直肠内光学、光声、超声多模内窥镜成像系统装置的示意图;

[0046] 其中:1 为计算机,2 为脉冲激光器,3 为光纤耦合准直器,4 为数据采集卡,5 为超声脉冲发射接收器,6 为微型步进电机的驱动器,7 为视频处理器,8 为包芯屏蔽超声信号线,9 为单模光纤,10 为视频信号线和导光束,11 为电机控制线,12 为套管。

[0047] 图 2 是本发明直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜的结构示意图;

[0048] 其中,8 为包芯屏蔽超声信号线,9 为单模光纤,10 为视频信号线和导光束,11 为电机控制线,12 为套管,13 为中空聚焦超声换能器,14 为镀膜声/光高反射镜,15 为微型步进电机,16 为成像窗口,17 为消色差聚焦透镜,18 为光纤准直器,19 为 LED 冷光照明光源,20 为微型可调焦光学摄像头,21 为光纤 FC/APC 接头。

[0049] 图 3 是利用本发明直肠内光学、光声、超声多模内窥镜成像装置获得的光声信号图(沿着时间轴第一个信号)和超声信号图(沿着时间轴第二个信号)。

[0050] 图 4 为利用本发明内窥镜对猪离体直肠进行直肠管腔的光学图像。

[0051] 图 5 为利用本发明内窥镜对猪离体直肠进行直肠管腔的光声图像。

[0052] 图 6 为利用本发明内窥镜对猪离体直肠进行直肠管腔的超声图像。

## 具体实施方式

[0053] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步说明。

[0054] 如图 1 所示的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜及其成像方法,包括套管 12、光声信号激发组件、超声信号激发与采集组件、光学成像组件和图像重建及显示组件;

[0055] 所述光声信号激发组件包括脉冲激光器 2、单模光纤 9、光纤耦合准直器 3 和消色差聚焦透镜 17;

[0056] 所述超声信号激发与采集组件包括超声脉冲发射接收器 5、光纤准直器 18、中空聚焦超声换能器 13、镀膜声/光高反射镜 14、微型步进电机 15 以及成像窗口 16;

[0057] 所述光学成像组件包括微型可调焦光学摄像头 20、LED 冷光照明光源 19 以及视频处理器 7;

[0058] 所述图像重建及显示组件包括数据采集卡 4 和计算机 1;

[0059] 所述单模光纤、光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜、中空聚焦超声换能器、镀膜声/光高反射镜、微型步进电机、微型可调焦光学摄像头依次同轴机械紧固,LED 冷光照明光源

安装于套管的前端,成像窗口为环形窗口,成像窗口安装在套管上并位于镀膜声 / 光高反射镜的位置;

[0060] 脉冲激光器、超声脉冲发射接收器、微型可调焦光学摄像头、LED 冷光照明光源、视频处理器依次电气连接,计算机分别连接视频处理器、脉冲激光器、数据采集卡、超声脉冲发射接收器和微型步进电机的驱动器,脉冲激光器连接光纤耦合准直器,数据采集卡连接超声脉冲发射接收器;

[0061] 光纤耦合准直器通过单模光纤连接光纤 FC/APC 接头 21,光纤 FC/APC 接头连接光纤准直器,超声脉冲发射接收器通过包芯屏蔽超声信号线 8 连接中空聚焦超声换能器,驱动器 6 通过电机控制线 11 连接微型步进电机 15,视频处理器 7 通过视频信号线和导光束 10 分别连接微型可调焦光学摄像头、LED 冷光照明光源。

[0062] 所述光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜、中空聚焦超声换能器、镀膜声 / 光高反射镜、微型步进电机和微型可调焦光学摄像头全部装配在套管内,套管的直径为 12mm,长度为 6cm。

[0063] 所述脉冲激光器所发出的脉冲激光波长范围为 400nm ~ 2500nm,波长范围覆盖可见光波段与近红外波段,脉冲宽度 5ns ~ 50ns,脉冲激光器的种类包括半导体激光器,固体激光器,染料激光器或气体激光器。本成像系统优先采用的是输出波长为 527nm 的固体激光器(DTL-392QT 527nm,Laser-compact,Germany),激光器重复频率 0.01 ~ 10KHz,最大输出能量 200  $\mu$  J。

[0064] 所述光纤耦合准直器为超稳定 FiberPort 微定位器(PAFA-X-4-A,Thorlabs,USA),用于将脉冲激光器发出的脉冲光耦合进光纤。光纤耦合准直器可以进行 5 个自由度的对准,分别是在 x, y 和 z 轴的线性对准,俯仰和偏转角度对准,以及同时控制俯仰和偏转角度对准进行 z 方向调节;光纤耦合准直器具有 FC/APC 光纤标准接头,可以与具有 FC/APC 接头的光纤连接。脉冲激光经过透镜组扩束后打在光纤耦合准直器的入射端面,出射端口连接单模光纤,精确调节耦合器使得光纤输出光能量最大时锁紧各个自由度。该耦合过程提高了激发光耦合进光纤的耦合效率,提高了激光的利用率。

[0065] 所述单模光纤的制备材料为塑料,石英或者多组分玻璃纤维,可传输光的波段范围为 460 ~ 600nm,本成像装置优选传输波段在 527nm,纤芯 9  $\mu$  m 的单模光纤。

[0066] 光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜以及透镜固定件,用于将光纤传输的激发光准直并聚焦。所述光纤耦合准直器的入射端为 FC/APC 光纤接口,直接连接具有 FC/APC 接头的单模光纤。透镜固定件为中空圆柱形,消色差聚焦透镜同轴固定在中空圆柱固定件上,该固定件通过外螺纹固定于套管内。所述消色差聚焦透镜的焦距长度为 5mm ~ 50mm。该装置优选焦距长度为 25mm。光纤传输的激发光经光纤耦合准直器和消色差聚焦透镜,通过探头前端的镀膜声 / 光高反射镜反射到直肠组织,激发出光声信号。

[0067] 中空聚焦超声换能器由基础固定件,衬底以及声敏阵元构成。所述基础固定件为中空圆柱体,通过外螺纹固定于套管内,在圆柱体的内壁一侧沿轴向铣一深度为 1mm 的凹槽,用以引出超声信号传输线;所述衬底的一个端面为中空圆面,另一端面为中空圆凹面;所述换能器的声敏阵元为宽度 3mm 的同心圆环,紧固在衬底圆凹面上,凹面的曲率半径为 15mm;所述探测器的信号线采用 0.5mm 包芯屏蔽信号线,从衬底的中空圆面一侧引出,沿基础固定件内壁 1mm 凹槽排布引出。

[0068] 所述中空聚焦超声换能器的声场焦距为 15mm,声场聚焦在探测器前方的镀膜声/光高反射镜中心。

[0069] 所述中空聚焦超声换能器用于超声信号的激发以及光声信号、超声信号的检测,可以在外部触发信号的触发下发射不同频率的超声,其发射超声的频率范围为 10MHz ~ 20MHz,接收超声的频率范围为 1KHz ~ 75MHz;外部触发信号为来自脉冲激光器的同步触发信号。本发明中优选接收超声信号的主频为 15MHz,探测器焦长 15mm。

[0070] 中空聚焦超声换能器的固定件为中空圆柱体,直径 12mm,内径 10mm,在内径上铣有 1mm 深度的凹槽,超声信号线由凹槽引出,在固定件的中间部分用 PVDF 材料制作超声阵元,阵元成碗状,中心留有直径 2mm 的透光孔,阵元的接收主频为 15MHz,发射超声信号的频率范围 10MHz ~ 20MHz,中空聚焦超声换能器的焦长为 15mm (图 2 中所示);

[0071] 成像窗口的制作材料为 PVC 材料,窗口处的厚度为 0.5mm,窗口固定件前端与中空聚焦超声换能器固定件紧固同轴连接,后端与电机固定件紧固同轴连接,窗口沿轴向上的长度为 5mm (如图 2 中所示)。

[0072] 微型步进电机轴上固定有镀膜声/光高反射镜,该镀膜声/光高反射镜反射面的尺寸为 5mm×5mm,反射面对着中空聚焦超声换能器,距离探测器阵元的距离为 15mm,反射面与中空聚焦超声换能器的主中心轴之间成 45° (如图 2 中所示),微型步进电机固定在电机固定件上(如图 2 中所示),在固定件的侧面将电机控制线沿内壁上的凹槽引出。

[0073] 微型可调焦光学摄像头与 LED 导光束依次固定,内壁上铣有 1mm 深凹槽,用于引出视频信号线及导光束,微型可调焦光学摄像头直径 5mm,视野角 140°,景深 3 ~ 100mm,200 万像素;LED 冷光照明光源包括 2 条导光束,在内窥镜前端出光,提供高亮度照明。所需固定件分别精密加工,同轴紧固连接,部件安装的位置要求十分精确。内窥镜的主要部分长 6cm,电机控制线、包芯屏蔽超声信号线、单模光纤、视频信号线和导光束从套管内部引出连接到相应电气元件上。脉冲激光器、超声脉冲发射接收器、微型可调焦光学摄像头、LED 冷光照明光源、视频处理器、数据采集卡及计算机依次电气连接。

[0074] 所述镀膜声/光高反射镜固定在微型步进电机轴上;所述微型步进电机轴与中空聚焦超声换能器的中心轴同轴。镀膜声/光高反射镜的反射面同中空聚焦超声换能器的中心轴成 45°。镀膜声/光高反射镜距离中空聚焦超声换能器的距离由中空聚焦超声换能器的焦长决定,调节两者之间的距离使得中空聚焦超声换能器的声场焦点在镀膜声/光高反射镜的中心。

[0075] 微型步进电机为两相步进电机,直径为 6mm,步进角度为 9°,最大转速可达到 15000rpm;所述微型步进电机同轴固定在中空绝缘圆柱体中,通过外螺纹固定于套管内。

[0076] 所述中空聚焦超声换能器的声场焦点位于声/光高反射镜的中心;单模光纤输出光经光纤准直器、消色差聚焦透镜后的激光焦点位于成像窗口外部。

[0077] 微型可调焦光学摄像头直径 5mm,视野角 120° ~ 140°,景深 3 ~ 100mm,最大像素 200 万;所述 LED 冷光照明光源包括 2 ~ 4 条导光束,探头前端出光,提供高亮度照明。光源基础固定件为圆柱形,通过外螺纹固定于套管内,微型可调焦光学摄像头与 LED 冷光照明光源依次固定,套管内壁上铣有 1mm 深凹槽,用于引出视频信号线和导光束。

[0078] 所述超声脉冲发射接收器发射超声信号的频率范围 10MHz ~ 20MHz,接收超声信号的频率范围为 1KHz ~ 75MHz;所述超声脉冲发射接收器具有触发信号输入端,以及超声

信号输出端。

[0079] 所述数据采集卡(M3i. 4120, Spectrum, Germany)的采样率范围为 1Hz ~ 4GHz,分辨率为 14 位,带宽为 250MHz,板载内存为 2G,最小输入电压为正负 100mV,最大输入电压为正负 5V;数据采集卡有触发信号输入端口;数据采集卡集成有 AC/DC 转换模块,由超声信号放大器放大后的超声信号通过 AC/DC 转换后被数据采集卡采集并存储;数据采集卡具有带通滤波模块,可对采集到的信号进行滤波处理。

[0080] 图像重建以及显示组件包括计算机、视频处理器,计算机内存 4G,英特尔酷睿 i7 处理器;视频处理器为微型可调焦光学摄像头适配处理器,与计算机连接,通过软件调节摄像头焦距以及 LED 冷光照明光源,由视频信号线回传的视频信息通过视频处理器处理后存储到计算机;控制软件为 LabView 软件,图像处理软件为 Matlab 软件。

[0081] 用上述内窥镜成像装置成像时首先开启计算机上的控制软件,通过软件控制开启脉冲激光器(DTL-392QT 527nm, Laser-compact, Germany)输出脉冲激光,脉冲激光经过透镜组扩束后打在光纤耦合准直器(PAFA-X-4-A, Thorlabs, USA)的入射端面,出射端口连接入射单模光纤,精确调节使得光纤输出光能量最大时锁紧光纤耦合准直器各个自由度,光纤输出的脉冲光经光纤耦合准直器、消色差聚焦透镜后通过中空聚焦超声换能器到达镀膜声/光高反射镜的中心,并 90° 反射后穿过成像窗口打到直肠内壁上激发出光声信号;脉冲激光器的同步触发信号同时触发超声脉冲发射接收器,激励中空聚焦超声换能器产生超声,超声经反射镜同样被反射到直肠内壁上;同时 LED 冷光照明光源由控制软件控制在内窥镜前端照亮直肠管腔用以光学成像。直肠内壁组织中激发产生的光声信号及组织中反射的超声信号,经镀膜声/光高反射镜反射后被中空聚焦超声换能器所探测,经放大器放大后被数据采集卡(M3i. 4120, Spectrum, Germany)(脉冲激光器同步触发)采集存储到计算机中,实现光声信号及超声信号的同时采集;微型可调焦光学摄像头由成像软件控制截取的直肠内壁的光学影像通过视频信号线传输到计算机,实现直肠管腔的光学成像。采集完成某一位置的光声信号和超声信号后,计算机上的控制软件控制微型步进电机旋转,微型步进电机旋转带动镀膜声/光高反射镜旋转,对下一位置进行光声信号以及超声信号的采集,直到完成直肠内壁的环形扫描。记录在计算机上的光声信号数据和超声信号数据在图像处理软件 Matlab 上利用滤波小角度投影算法处理,得到直肠组织的光声图像和超声图像;由视频处理器得到由微型可调焦光学摄像头获取的直肠内壁的光学影像;三种模式所成的图像实时显示在计算机的显示器上。

[0082] 上述的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜的成像方法,具体包括以下步骤:

[0083] (1) 样品为一段猪离体直肠组织,将直肠内光学、光声、超声多模内窥镜置于猪离体直肠管腔内部,脉冲激光器输出的脉冲激光经光纤耦合准直器耦合进入单模光纤,单模光纤输出的脉冲光经光纤准直器和消色差聚焦透镜准直聚焦后通过中空聚焦超声换能器到达镀膜声/光高反射镜的中心,90° 反射后穿过成像窗口打到直肠腔内壁激发出光声信号;脉冲激光器的同步触发信号触发超声脉冲发射接收器产生超声,经反射面反射到直肠管腔内壁;LED 冷光照明光源通过导光束在探头前端照亮直肠管腔用以光学成像。

[0084] (2) 采集:直肠内壁组织中激发产生的光声信号及组织中反射的超声信号,经镀膜声/光高反射镜反射后被中空聚焦超声换能器所探测,经放大器放大后被数据采集卡(脉冲激光器同步触发)采集存储到计算机中,实现光声信号及超声信号的同时采集;微型可调

焦光学摄像头由成像软件控制截取的直肠内壁的光学影像通过视频信号线传输到计算机，实现直结肠腔的光学成像。图 3 是数据采集计算机记录的信号图，按照时间序列，首先接收到光声信号，再接收到超声信号。

[0085] (3) 扫描：采集完成某一位置的光声信号和超声信号后，计算机上的控制软件控制微型步进电机旋转，微型步进电机旋转带动镀膜声 / 光高反射镜旋转，对下一位置进行光声信号以及超声信号的采集，直到完成对直结肠腔的环形扫描。

[0086] (4) 图像重建以及显示：记录在计算机上的光声信号数据和超声信号数据在图像处理软件 Matlab 上利用滤波小角度投影算法处理，得到直结肠腔的光声图像和超声图像；由视频处理器得到由微型可调焦光学摄像头获取的直结肠腔的光学影像；三种模式所成的图像实时显示在计算机的显示器上。图 4 为直结肠腔的光学成像，图 5 为直肠的光声图像，图 6 为直肠的超声图像。

[0087] 所述步骤(1) 激发的过程中，若调节脉冲激光器能量输出为 0，脉冲激光器不出光，脉冲激光器的触发信号同步触发超声脉冲发射接收器发射超声信号，此时对直结肠腔只进行超声成像；若将超声脉冲发射接收器的能量输出调节为 0，此时超声脉冲发射接收器不发射超声，激光器输出脉冲激光，则对直结肠腔只进行光声成像；所述步骤(2) 采集的过程中不触发数据采集卡，数据采集卡不进行光声信号与超声信号的采集，则对直结肠腔只进行光学成像；所述成像过程可进行光学、光声、超声三种模式同时成像，光学成像、光声成像和超声成像三种单模式成像，光学光声、光学超声和光声超声三种双模式成像。

[0088] 上述具体实施方式为本发明的优选实施例，并不能对本发明进行限定，其他的任何未背离本发明的技术方案而所做的改变或其它等效的置换方式，都包含在本发明的保护范围之内。

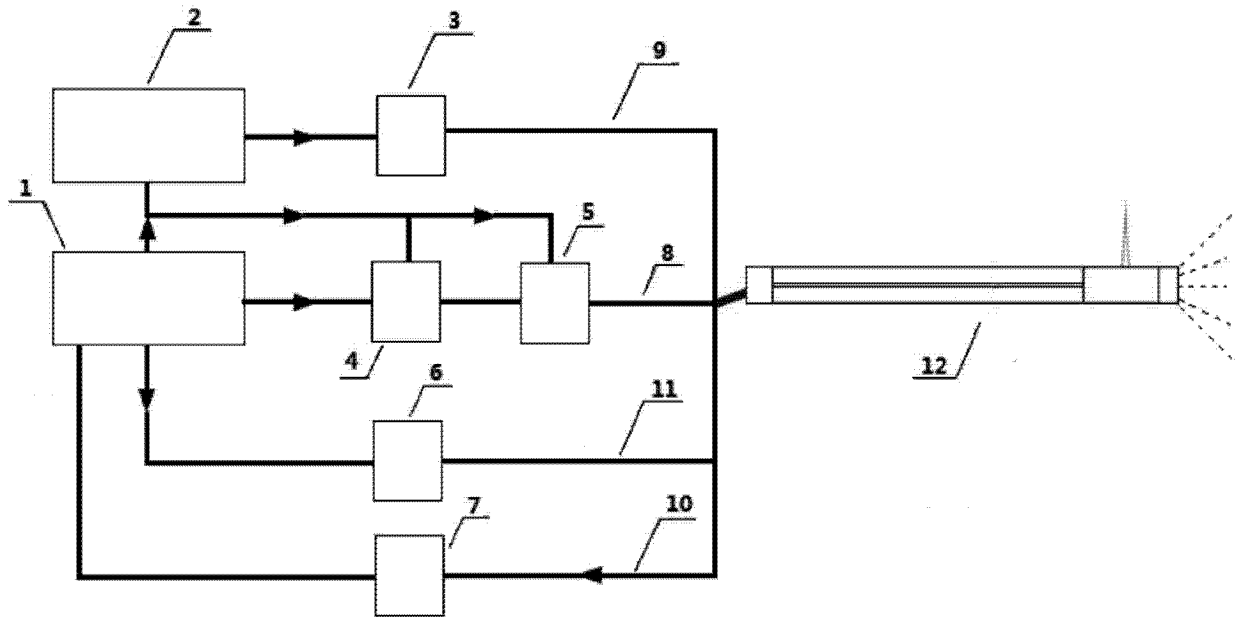


图 1

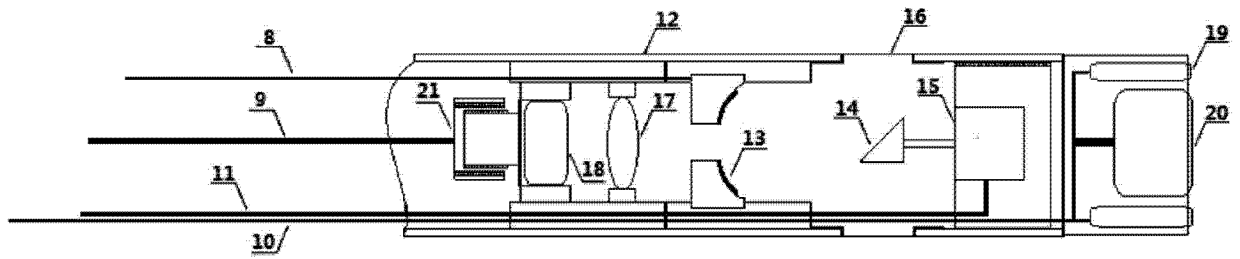


图 2

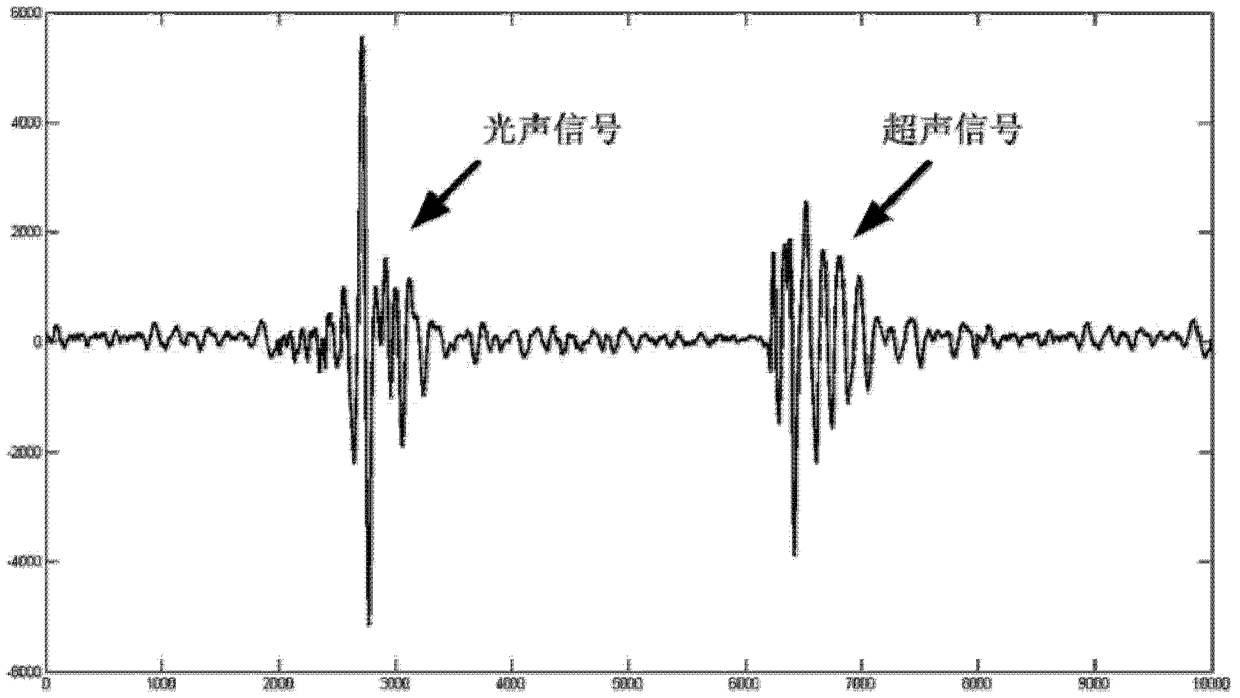


图 3

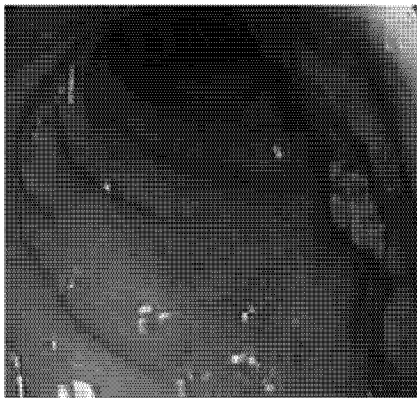


图 4

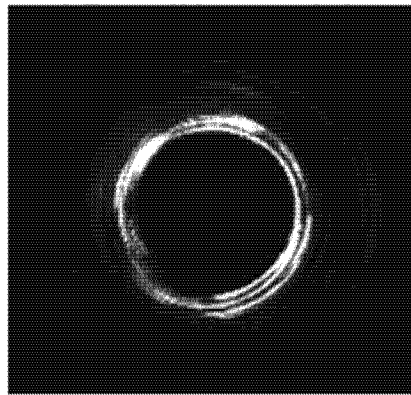


图 5

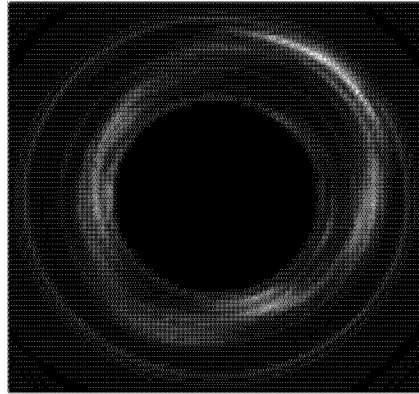


图 6

专利名称(译)	直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜及其成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103690141A</a>	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	CN201310739425.X	申请日	2013-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	广州佰奥廷电子科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州佰奥廷电子科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州佰奥廷电子科技有限公司		
[标]发明人	杨思华 刘宁 邢达		
发明人	杨思华 刘宁 邢达		
IPC分类号	A61B1/04		
代理人(译)	张燕玲		
其他公开文献	CN103690141B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜包括套管、光声信号激发组件、超声信号激发与采集组件、光学成像组件和图像重建及显示组件；该装置包括一种紧凑型的直肠内光学、光声、超声多模成像内窥镜，三种成像可同时进行，可获得直肠内多参量物理信息和多尺度的结构成像。本发明的还提供整套装置的配置方案和利用该套装置进行成像的方法。本发明三种成像技术高度集成于一套仪器，并优化了每一种成像技术，实现光学成像、光声成像以及超声成像三种直肠内窥成像方法的结合。该一体化内窥镜结合了三种成像模式自身特有的优点，可获得多参数信息，多结构特征的直肠物理图像，更好的满足直肠内窥镜在医学上的应用。

