



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102824154 A

(43) 申请公布日 2012. 12. 19

(21) 申请号 201210322288. 5

(22) 申请日 2012. 09. 04

(71) 申请人 无锡微奥科技有限公司

地址 214028 江苏省无锡市新区长江路 16 号 8905 室

(72) 发明人 傅霖来 王东琳 谢会开

(74) 专利代理机构 南京经纬专利商标代理有限公司 32200

代理人 楼高潮

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

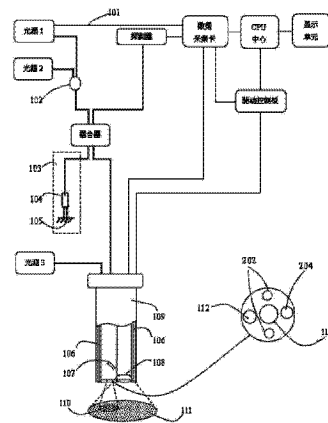
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种基于 OCT 的复合内窥镜成像系统及成像方法

(57) 摘要

本发明公布了一种基于 OCT 的复合内窥镜成像系统及成像方法,包括由计算控制单元控制的带有 OCT 成像系统和光电成像或导像光纤束成像系统的内窥镜成像装置;所述内窥镜成像装置包括参考臂和带有样品臂的内窥镜;所述内窥镜中设有多个通道,所述通道中设有 OCT 成像探头、光电成像探头或导像光纤束和导光纤维束。将 OCT 成像与光电成像或导像光纤束成像相结合,可实时获得所观察位置组织的表面及周围的真实视频图像,还可获得该处组织表皮以下一定深度的二维断层图像。本发明还可加入可见光源 2 以耦合进 OCT 成像系统,可使 OCT 成像探头扫描光束准确定位至目标区域,可实现对样品组织病变区域的精确定位和扫描。



1. 一种基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,包括由计算控制单元控制的带有 OCT 成像系统和光电成像或导像光纤束成像系统的内窥镜成像装置;所述内窥镜成像装置包括参考臂和带有样品臂的内窥镜;所述内窥镜中设有多个通道,所述通道中设有 OCT 成像探头、光电成像探头或导像光纤束和导光纤维束。

2. 如权利要求 1 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述内窥镜装置还包括扫频光源、可见光源、冷光源、探测器、2*1 光纤耦合器和混合器;所述扫频光源将触发信号发送至计算控制单元;所述扫频光源和所述可见光源的输出端连接所述 2*1 光纤耦合器的输入端,所述 2*1 光纤耦合器的输出端与混合器连接,所述混合器的光路输出端口分别连接到参考臂和样品臂;所述探测器的输入端连接混合器的电气信号输出端口,其输出端连接计算控制单元;所述冷光源与所述样品臂中的导光纤维束连接;所述样品臂中的光电成像器件或导像光纤束的光信号经光电转换后以模拟电信号传输至计算控制单元。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述参考臂由聚焦透镜和带有涂层的固定反射镜组成。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述计算控制单元包括数据采集卡、CPU 中心、显示单元和驱动控制板;所述数据采集卡的输入端分别与扫频光源电气信号端、探测器输出端和所述样品臂中的光电成像通道连接,其输出端通过 CPU 中心连接到显示单元;所述驱动控制板的输入端连接 CPU 中心,输出端分别连接数据采集卡和 OCT 成像探头。

5. 如权利要求 1 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述内窥镜为诊断内窥镜时设有 4 个或 5 个通道;其为 4 个通道时包括:一个 OCT 成像探头通道,两个导光纤维束通道和一个光电成像成像探头通道或一个导像光纤束通道;其为 5 个通道时包括:一个 OCT 成像探头通道,两个导光纤维束通道和两个光电成像探头通道或两个导像光纤束通道。

6. 如权利要求 1 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述内窥镜为诊断和手术复合内窥镜时设有 5 个通道;包括:一个 OCT 成像探头通道,两个导光纤维束通道,一个光电成像成像探头通道或一个导像光纤束通道和一个手术器械通道。

7. 如权利要求 1 或 5 或 6 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述内窥镜还包括依次设置的手柄接口模块、连接管和内窥镜前端;所述连接管为柔性连接管或软硬性连接管或硬性连接管。

8. 如权利要求 7 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述内窥镜中设有固定孔径通道,所述 OCT 成像探头直接插入该固定孔径通道中,通过拉伸 OCT 成像探头连接管调整探头位置。

9. 如权利要求 1 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述 OCT 成像探头包括 MEMS 微镜、透镜组件、窗口、电连接部分和管壳;所述透镜组件将输入光束聚焦并经 MEMS 微镜反射后,透过窗口射在样品表面。

10. 如权利要求 9 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述 OCT 成像探头中还包括固定反射镜,所述透镜组件将输入光束聚焦并经固定反射镜反射后射向 MEMS 微镜,再经微镜反射后透过窗口射在样品表面。

11. 如权利要求 1 或 9 或 10 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所

述 OCT 成像探头与内窥镜通道采用粘结或焊接的连接方式形成一个整体,通过调整所述内窥镜位置来调整探头窗口与样品所处位置。

12. 如权利要求 1 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,其特征在于,所述 OCT 成像探头有侧向、前向和侧前向三种扫描成像工作方式;其为侧向时,探头窗口设置于 OCT 成像探头侧壁;其为前向或侧前向时,探头窗口设置于 OCT 成像探头前端。

13. 如权利要求 1 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像方法,其特征在于,所述方法包括如下步骤:

1) 冷光源经过滤光片后分别得到 R、G、B 三色旋转光,通过导光纤束照亮样品表面,光电成像器件感应物体的实像后经光电转换并放大,放大后的电信号经数据采集卡采集后,将电信号送至 CPU 中心进行图像处理和复原,再转换成模拟信号,通过 R、G、B 输出口或视频输出得到样品表面图像,并由显示单元显示出来;

2) 扫频光源和可见光源两路入射光经过 2*1 光纤耦合器耦合后传送至混合器,经混合器耦合处理后得到混合光源;

3) 得到的混合光源分别传送至参考臂和样品臂后投射在样品表面,经样品表面漫散射回来的扫频光与参考臂反射回来的扫频光经混合器形成干涉信号;

4) 干涉信号经探测器差分处理后输入到计算控制单元;

5) 计算控制单元对差分处理后的干涉信号进行傅里叶变换,得到样品沿深度方向的图像;

6) 计算控制单元控制 OCT 成像探头中的 MEMS 微镜对光电成像区域中的目标区域进行一维或二维扫描,并在每个扫描点重复步骤 2) — 5),得到目标区域组织的二维和三维层析图,并通过显示单元显示出来。

一种基于 OCT 的复合内窥镜成像系统及成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜装置,尤其涉及一种基于 OCT 的复合内窥镜成像系统及成像方法;属于内窥镜成像技术领域。

背景技术

[0002] 传统内窥镜的核心技术大多采用导像光纤束进行成像或采用光电成像进行成像,此类内窥镜仅能从组织表面进行观察,然而往往早期癌症的症状发生于表皮以下 1-3 毫米深度,因此上述内窥镜则显得无能为力。另外也有通过超声原理进行医学成像的内窥镜,此类内窥镜可获得生物组织表层以下较深的组织信息,但分辨率仅为毫米量级,不能对细微组织进行有效的检测和诊断。

[0003] 为解决上述问题,本发明内窥镜装置将光电成像与 OCT 成像相结合,为满足 OCT 内窥成像,本发明内窥镜中的 OCT 探头采用基于将微机电系统技术 (microelectromechanical systems, 简称 MEMS) 的扫描微镜进行光学扫描,可以使 OCT 探头尺寸足够小以便顺利插入各种通道特别是在人体消化道内的使用, OCT 成像技术在人体内的应用一直受限于 OCT 光学探头的微型化。

[0004] 本发明内窥镜装置解决了传统内窥镜不能获得病变组织的断层图像问题,本发明装置的 OCT 图像具有微米级分辨率,可探测到人体内脏表层下微小病变的能力,从而实现早期病变诊断,尤其是在人类的第一杀手——癌症的早期诊断上,具有广阔前景。本发明具有无损无创及实时的特点,无需进行取样切片,便可精确无误的找到病变组织,可将诊断和手术同时进行,帮助医生施行更精确的手术操作,准确的切除病变组织,另可大大减轻病人的痛苦和缩短术后恢复时间。

发明内容

[0005] 本发明目的是针对现有技术存在的缺陷提供一种将 OCT 光学成像技术应用于内窥镜,并同时兼并传统内窥镜获得视频图像的功能,可用于人体内早期病变的辅助检测和诊断,精确的活检取样和手术导航,以及术后监测等临床应用。本发明除工业内窥镜应用外,主要用于对人体内部组织的无创、实时、高分辨率三维成像,其分辨率高达 1~10 微米,能有效分辨出多数源于器官表皮下 2-3 毫米,上皮组织中几微米大小的早期癌细胞。可应用于各个内脏器官(肺、肠、肝、膀胱等)的早期病变检测。

[0006] 本发明为实现上述目的,采用如下技术方案:

一种基于 OCT 的复合内窥镜成像系统,包括由计算控制单元控制的带有 OCT 成像系统和光电成像或导像光纤束成像系统的内窥镜成像装置;所述内窥镜成像装置包括参考臂和带有样品臂的内窥镜;所述内窥镜中设有多个通道,所述通道中设有 OCT 成像探头、光电成像探头或导像光纤束和导光纤维束。

[0007] 进一步的,所述内窥镜装置还包括扫频光源、可见光源、冷光源、探测器、2*1 光纤耦合器和混合器;所述扫频光源将触发信号发送至计算控制单元;所述扫频光源和所述可

见光源的输出端连接所述 2*1 光纤耦合器的输入端,所述 2*1 光纤耦合器的输出端与混合器连接,所述混合器的光路输出端口分别连接到参考臂和样品臂;所述探测器的输入端连接混合器的电气信号输出端口,其输出端连接计算控制单元;所述冷光源与所述样品臂中的导光纤束连接;所述样品臂中的光电成像器件或导像光纤束的光信号经光电转换后以模拟电信号传输至计算控制单元。

[0008] 进一步的,所述参考臂由聚焦透镜和带有涂层的固定反射镜组成。

[0009] 进一步的,所述计算控制单元包括数据采集卡、CPU 中心、显示单元和驱动控制板;所述数据采集卡的输入端分别与扫频光源电气信号端、探测器输出端和所述样品臂中的光电成像通道连接,其输出端通过 CPU 中心连接到显示单元;所述驱动控制板的输入端连接 CPU 中心,输出端分别连接数据采集卡和 OCT 成像探头。

[0010] 进一步的,所述内窥镜为诊断内窥镜时设有 4 个或 5 个通道;其为 4 个通道时包括:一个 OCT 成像探头通道,两个导光纤束通道和一个光电成像探头通道或一个导像光纤束通道;其为 5 个通道时包括:一个 OCT 成像探头通道,两个导光纤束通道和两个光电成像探头通道或两个导像光纤束通道。

[0011] 进一步的,所述内窥镜为诊断和手术复合内窥镜时设有 5 个通道;包括:一个 OCT 成像探头通道、两个导光纤束通道、一个光电成像探头通道或一个导像光纤束通道和一个手术器械通道。

[0012] 进一步的,所述内窥镜还包括依次设置的手柄接口模块、连接管和内窥镜前端;所述连接管为柔性连接管或硬性连接管或硬性连接管。

[0013] 进一步的,所述内窥镜中设有固定孔径通道,所述 OCT 成像探头直接插入该固定孔径通道中,通过拉伸 OCT 成像探头连接管调整探头位置。

[0014] 进一步的,所述 OCT 成像探头包括 MEMS 微镜、透镜组件、窗口、电连接部分和管壳;所述透镜组件将输入光束聚焦并经 MEMS 微镜反射后,透过窗口射在样品表面。

[0015] 进一步的,所述 OCT 成像探头中还包括固定反射镜,所述透镜组件将输入光束聚焦并经固定反射镜反射后射向 MEMS 微镜,再经 MEMS 微镜反射后透过窗口射在样品表面。

[0016] 进一步的,所述 OCT 成像探头与内窥镜通道采用粘结或焊接的连接方式形成一个整体,通过调整所述内窥镜位置来调整探头窗口与样品所处位置。

[0017] 进一步的,所述 OCT 成像探头有侧向、前向和侧前向三种扫描成像工作方式;其为侧向时,探头窗口设置于 OCT 成像探头侧壁;其为前向或侧前向时,探头窗口设置于 OCT 成像探头前端。

[0018] 一种如权利要求 1 所述的基于 OCT 的复合内窥镜成像方法,所述方法包括如下步骤:

1) 冷光源经过滤光片后分别得到 R、G、B 三色旋转光,通过导光纤束照亮样品表面,光电成像器件感应物体的实像后经光电转换并放大,放大后的电信号经数据采集卡采集后,将电信号送至 CPU 中心进行图像处理 and 复原,再转换成模拟信号,通过 R、G、B 输出口或视频输出得到样品表面图像,并由显示单元显示出来;

2) 扫频光源和可见光源两路入射光经过 2*1 光纤耦合器耦合后传送至混合器,经混合器耦合处理后得到混合光源;

3) 得到的混合光源分别传送至参考臂和样品臂后投射在样品表面,经样品表面漫散射

回来的光经过混合器形成干涉信号；

4) 干涉信号经探测器差分处理后输入到计算控制单元；

5) 计算控制单元对差分处理后的干涉信号进行傅里叶变换,得到样品沿深度方向的图像；

6) 计算控制单元控制 OCT 成像探头中的 MEMS 微镜对光电成像区域中的目标区域进行一维或二维扫描,并在每个扫描点重复步骤 2) — 5),得到目标区域组织的二维和三维层析图,并通过显示单元显示出来。

[0019] 本发明的有益效果:(1)将 OCT 成像与光电成像相结合,既可实时获得样品组织的二维、三维真实视频图像,还可以实时获得目标区域的二维、三维光学断层图像,且具有数微米级别的高分辨率,作为医用内窥镜可给医生提供足够丰富的样品组织信息,为医生对病理的准确诊断提供依据；

(2) 借助本发明的内窥镜可进入人体口腔、耳鼻喉、支气管、上消化道和腹腔,对各种疑似病变组织进行精确扫描以获得其光学切片再进行诊断,而省去生物组织取样和切片,大大减轻病人痛苦和缩短检测时间,鉴于本发明内窥镜采用了 MEMS 光学探头,使得内窥镜插入连接管直径足够小；

(3) 借助本发明采用多通道内窥镜,通道数量一般可少于 5 个,可分别作为诊断内窥镜和手术内窥镜,不仅可以作为诊断工具,还可以借助内窥镜管道实行手术；

(4) 借助本发明内窥镜连接管有硬性直管结构、软硬性连接管结构和柔性连接管结构,可应于各种器官、消化道和腔室；

(5) 借助本发明内窥镜装置,利用可见光源 2 耦合进 OCT 成像系统,可使 OCT 成像探头扫描光束准确定位至目标区域,可实现对样品组织病变区域的精确定位和扫描；

(6) 借助本发明内窥镜与 OCT 成像探头的结合方式有管道插入式和一体式结构配合,OCT 成像探头使用灵活方便,便于拆卸和组装,且便于维护；

(7) OCT 成像探头有前向 / 侧前向和侧向扫描成像方式,增加对样品扫描的灵活性,可针对不同的目标区域采用适合的扫描方式进行扫描成像。

[0020] (8)OCT 成像探头采用 MEMS 微镜集成的微型探头尺寸较小,探头直径一般在 2mm—5mm,采用此探头集成的内窥镜可以具有较小尺寸,能够顺利进入各种腔室和狭小通道。

附图说明

[0021] 图 1 本发明的内窥镜装置框图；

图 2 本发明的内窥镜前端面；

图 3 本发明的内窥镜连接管结构；

图 4 本发明的 OCT 侧向扫描成像探头使用方式 1；

图 5 本发明的 OCT 前向 / 侧前向扫描成像探头使用方式 1；

图 6 本发明的 OCT 前向 / 侧前向扫描成像探头使用方式 2；

图 7 本发明的 OCT 侧向扫描成像探头使用方式 2。

具体实施方式

[0022] 图 1 所示,为一种基于 OCT 和光电成像的复合内窥镜成像系统,包括由计算控制单

元控制的带有 OCT 成像系统和光电成像或导像光纤束成像系统的内窥镜成像装置；所述内窥镜成像装置包括参考臂和带有样品臂的内窥镜 109；所述内窥镜 109 的前端设有多个内窥镜探头通道，所述内窥镜探头通道中设有 OCT 成像探头、光电成像探头或导像光纤束和导光纤束 106。

[0023] 该内窥镜成像系统还包括扫频光源（即光源 1）、可见光源（即光源 2）、冷光源、探测器、2*1 光纤耦合器 102、混合器和参考臂 103，所述扫频光源将触发信号 101 发送至计算控制单元。所述扫频光源和可见光源的输出端连接 2*1 光纤耦合器的输入端，所述 2*1 光纤耦合器的输出端与混合器连接，所述混合器的光路输出端口分别连接到参考臂 103 和样品臂；其中，参考臂 103 由聚焦透镜 104 和带有涂层的固定反射镜 105 组成。所述探测器的输入端连接混合器的电气信号输出端口，其输出端连接计算控制单元。所述冷光源与所述样品臂中的导光纤束连接。所述样品臂中的光电成像器件 108 或导像光纤束的光信号经光电转换后以模拟电信号传输至计算控制单元。所述内窥镜 109 还包括依次设置的手柄接口模块 116、连接管 117 和内窥镜前端 118。所述计算控制单元包括数据采集卡、CPU 中心、显示单元和驱动控制板。所述数据采集卡的输入端分别与扫频光源的电气信号端、探测器输出端和所述样品臂中的光电成像通道连接，其输出端通过 CPU 中心连接到显示单元。所述驱动控制板的输入端连接 CPU 中心，输出端分别连接数据采集卡和所述内窥镜 109 中的 OCT 成像探头。其中，所述 OCT 成像探头包括 MEMS 微镜、透镜组件、窗口、电连接部分和管壳；所述透镜组件将输入光束聚焦并经 MEMS 微镜反射后，透过窗口射在样品表面；MEMS 微镜扫描实现探头对样品的横向一维或二维扫描。所述 OCT 成像探头中还可以设有固定反射镜，所述透镜组件将输入光束聚焦并经固定反射镜反射后射向 MEMS 微镜，再经微镜反射后透过窗口射在样品表面，此时 MEMS 微镜扫描也实现探头对样品的横向一维或二维扫描。

[0024] 本发明的内窥镜 109 为诊断内窥镜时设有 4 个或 5 个通道。当其为 4 个通道时包括：一个 OCT 成像探头通道 112，两个导光纤束通道 202 和一个光电成像探头通道 115 或一个导像光纤束通道 203。通过光电成像观察样品组织表面信息，再通过 OCT 成像探头对存在怀疑的地方进行 OCT 光学成像扫描，界时内窥镜 109 装置将提供更准确的病理诊断信息供医生诊断，实现诊断功能。（如图 2 左）。

[0025] 当其为 5 个通道时包括：一个 OCT 成像探头通道 112、两个导光纤束通道 202 和两个光电成像探头通道 115 或两个导像光纤束通道 203。通过两个光电成像双目成像可获得样品组织三维立体图像，再通过 OCT 成像探头对存在怀疑区域进行 OCT 光学成像扫描，界时内窥镜装置将提供更丰富的病理诊断信息供医生诊断，实现诊断功能。（如图 2 中）。

[0026] 所述内窥镜为诊断和手术复合内窥镜时设有 5 个通道；包括：一个 OCT 成像探头通道 112，两个导光纤束通道 202，一个光电成像探头通道 115 或一个导像光纤束通道 203 和一个手术器械通道 204。首先通过光电成像和 OCT 成像对病理进行诊断，再将手术器械插入通道进行手术操作，实现诊断和手术的复合功能。（如图 2 右）。

[0027] 本发明内窥镜连接管拥有 3 种结构，柔性连接管、软硬性连接管或硬性连接管，柔性内窥镜前端为硬性先端部 303，通过柔性连接管 304 与操作部相连，可用于人体上、下消化道和一些器官的手术或检测诊断，如图 3 所示中。软硬性内窥镜前端为硬性先端部 303，中间通过柔性连接管 302 过渡到硬性连接管 301，柔性连接管 304 具有向前后左右各个方向弯曲的能力，比较灵活，可用于腹腔手术或检测诊断，如图 3 所示左。硬性内窥镜前端为硬

性先端部 303,由硬性直连接管 305 与其相连。可用于耳鼻喉、支气管、骨科或脑科的手术或检测诊断,如图 3 所示右。

[0028] 如图 4 至图 7 所示。本发明内窥镜 OCT 成像探头有两种使用方式,其中一种是内窥镜形成固定孔径通道,OCT 成像探头直接插入通道中使用,通过拉伸和收缩探头连接管达到调整探头位置,使用灵活,能对各种复杂环境的样品组织进行扫描成像,这里 OCT 成像探头有侧向、前向和侧前向三种扫描成像工作方式,图 4 中的方形探头窗口 408 设置于探头侧壁,图 5 中的圆形窗口 508 设置在探头前端。

[0029] 图 4、图 5 中还包括有 OCT 成像探头 401、501,探头弯曲部分 402、502,探头连接管 403、503,光电成像通道 404、504,内窥镜先端部 405、505,导光纤束通道 406、506,探头弯曲方向 407、507,探头窗口 408、508。

[0030] 如图 6 和图 7 所示,为本发明内窥镜 OCT 成像探头另一种使用方式, OCT 成像探头与内窥镜通道采用粘结或焊接的连接方式形成一个整体,调整内窥镜位置来调整探头窗口与样品所处位置, OCT 成像探头通过侧向窗口或前向或侧前向窗口进行扫描成像。

[0031] 其中,图 6、图 7 中还包括有内窥镜 601、701,OCT 前向成像探头 602,OCT 前向 / 侧前向成像探头 702,透镜组件 603、703,固定反射镜 604,探头窗口 605、704,探头扫描范围 606、705,内窥镜前端面 607、708, MEMS 微镜 608、707, MEMS 电引线 609,内窥镜通道 610、709, MEMS 微镜基座 706。

[0032] OCT 前向成像探头窗口设置在内窥镜前端面,连接管壁与内窥镜通道形成一个整体,透镜组件将引入内窥镜的光源进行聚焦射向固定反射镜,经反射后射向 MEMS 微镜, MEMS 微镜采用电热方式工作的微镜,能够实现二维扫描,聚焦光束透过窗口对样品进行扫描,结合 OCT 成像系统可获得样品三维断层图像。

[0033] 图 1 可知,其工作原理是:本发明内窥镜系统中的光源 1 是具有较短相干长度的扫频光源,它将触发信号(Time trigger) 101 发送至数据采集卡,光源 2 是光电成像可感应的可见光源,光源 1 与光源 2 两路光经过 2*1 光纤耦合器耦合后传送至混合器,经混合器分光处理分别将此混合光源分别传送至参考臂和样品臂中的内窥镜 OCT 成像探头端,当参考臂与样品臂经样品漫散射回来的光,形成的两路光光程差处于相干长度范围内时将产生干涉并进入探测器,经探测器差分处理,可得到样品不同深度的组织信息, OCT 成像探头中的 MEMS 微镜 107 做一维或二维扫描就能分别获得样品的二维和三维层析图,驱动控制板为 MEMS 微镜 107 提供电驱动,CPU 中心对两块控制板卡进行控制并将读入的数据进行处理,显示单元将样品的二维和三维图像进行显示。

[0034] 光源 3 为冷光源,经过滤光片可分别得到 R、G、B 三色旋转光,通过导光纤束 106 照亮样品表面,光电成像器件 108 感应物体的实像经光电转换,把光信号转换成电信号并进行放大,再经数据采集卡采集将电信号送至 CPU 中心进行图像处理 and 复原,转换成模拟信号,通过 R、G、B 输出口或视频输出,经显示单元显示出来,可得到清晰放大的、真实的样品表面图像。通过光电成像图像获得样品的光电成像区域 111,可对其中感兴趣的区域采用 OCT 探头进行光学扫描,可得到样品的 OCT 成像区域 110。

[0035] 上述基于 OCT 的复合内窥镜成像方法具体步骤如下:

1) 冷光源经过滤光片后分别得到 R、G、B 三色旋转光,通过导光纤束照亮样品表面,光电成像器件感应物体的实像后经光电转换并放大,放大后的电信号经数据采集卡采集

后,将电信号送至 CPU 中心进行图像处理和复原,再转换成模拟信号,通过 R、G、B 输出口或视频输出得到样品表面图像,并由显示单元显示出来;

2) 扫频光源和可见光源两路入射光经过 2*1 光纤耦合器耦合后传送至混合器,经混合器处理后得到混合光源;

3) 得到的混合光源分别传送至参考臂和样品臂后投射在样品表面,经样品表面漫散射回来的扫频光与参考臂反射回来的扫频光经混合器形成干涉信号;

4) 干涉信号经探测器差分处理后输入到计算控制单元;

5) 计算控制单元对差分处理后的干涉信号进行傅里叶变换,得到样品沿深度方向的图像;

6) 计算控制单元控制 OCT 成像探头中的 MEMS 微镜对光电成像区域中的目标区域进行一维或二维扫描,并在每个扫描点重复步骤 2) —5),得到样品二维和三维层析图,并通过显示单元显示出来。

[0036] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

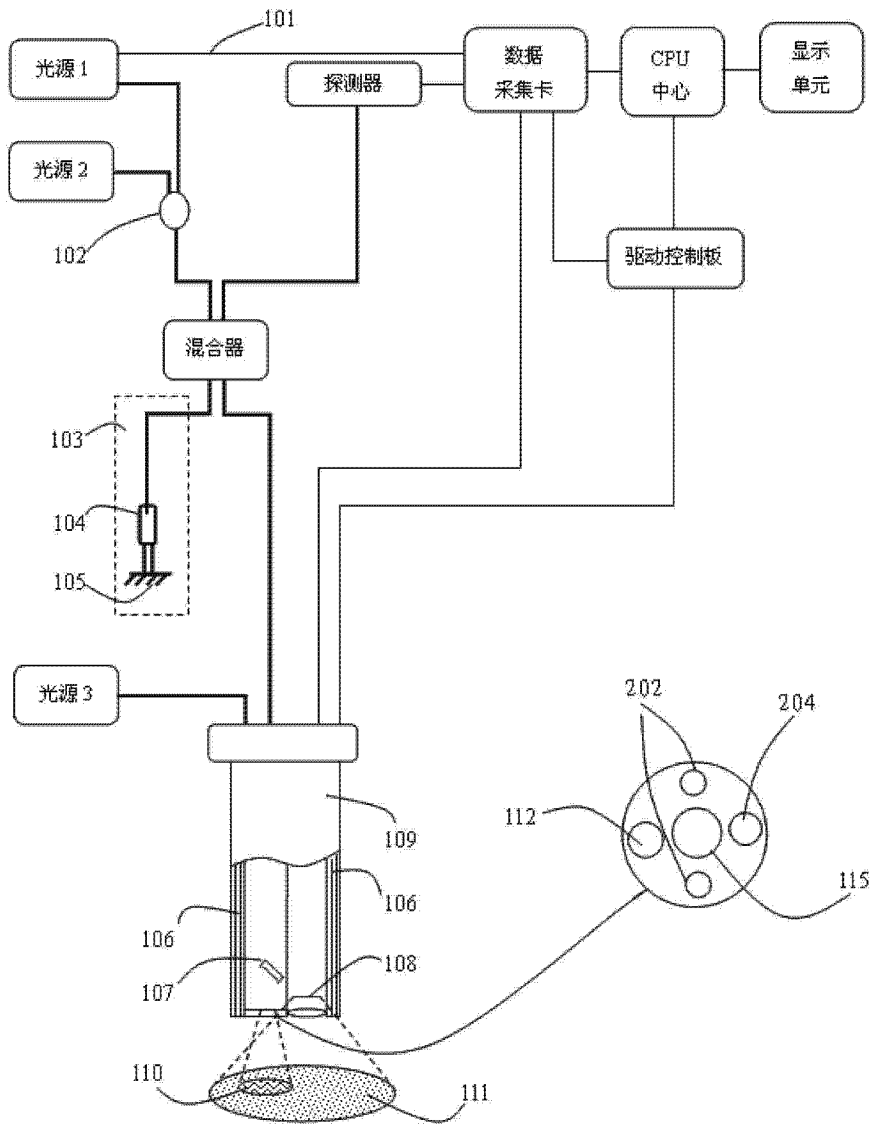


图 1

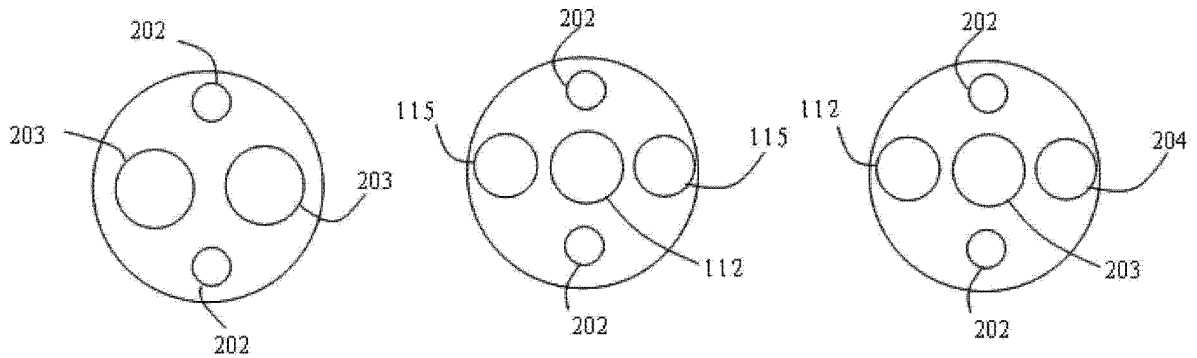


图 2

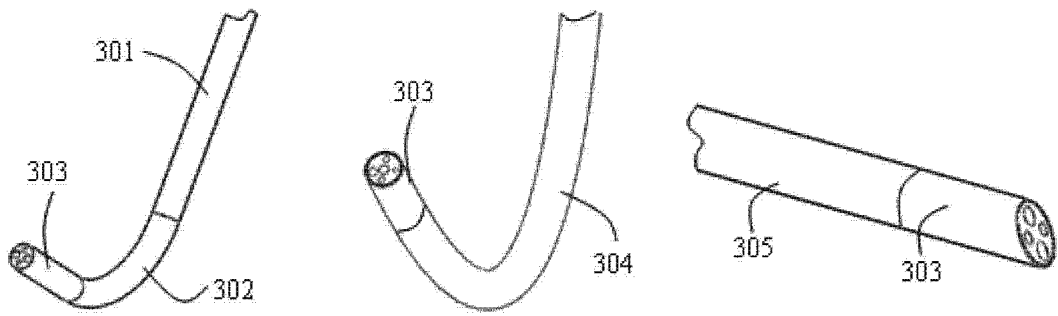


图 3

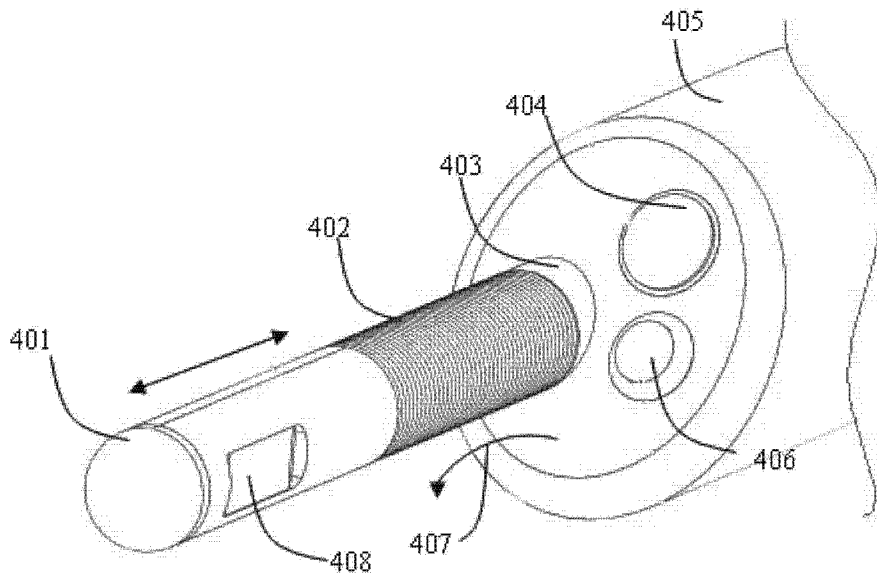


图 4

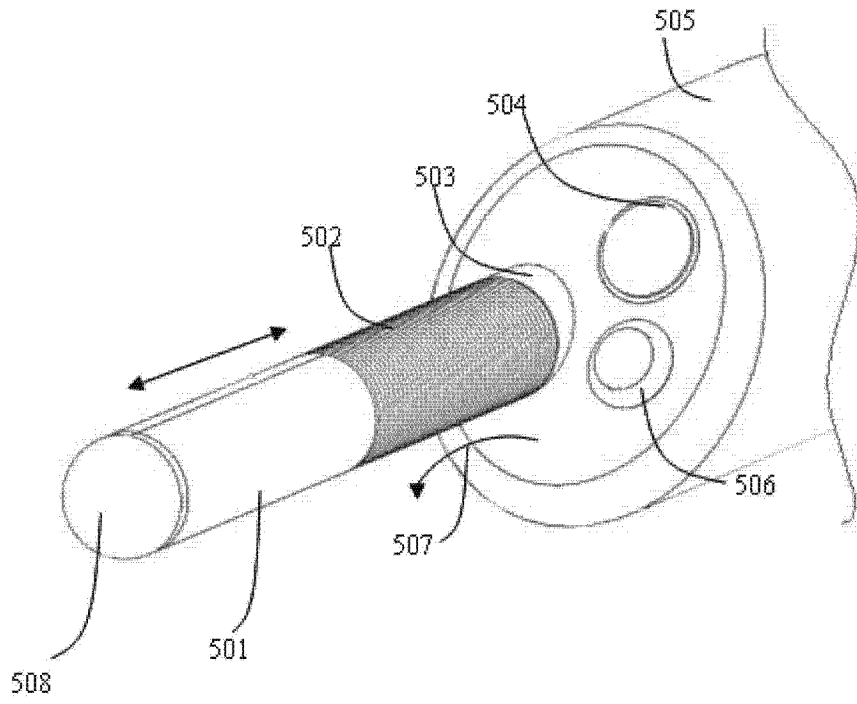


图 5

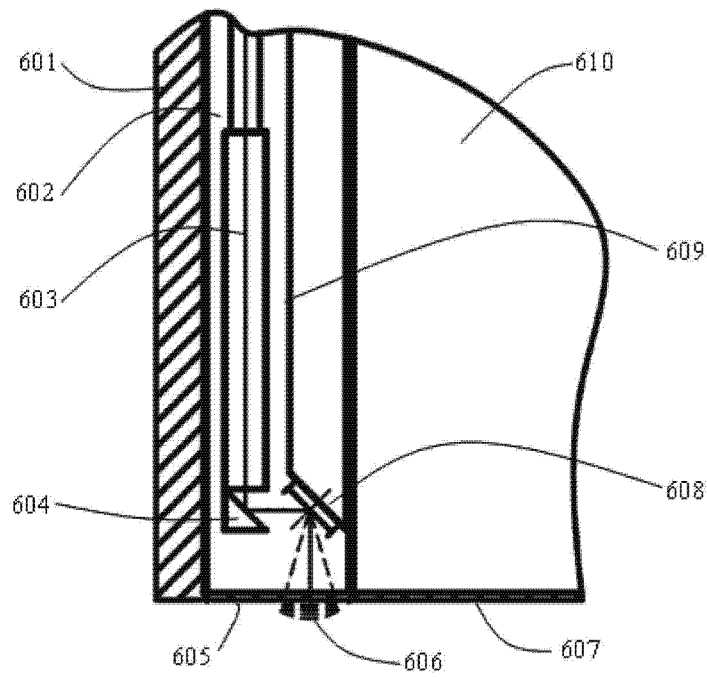


图 6

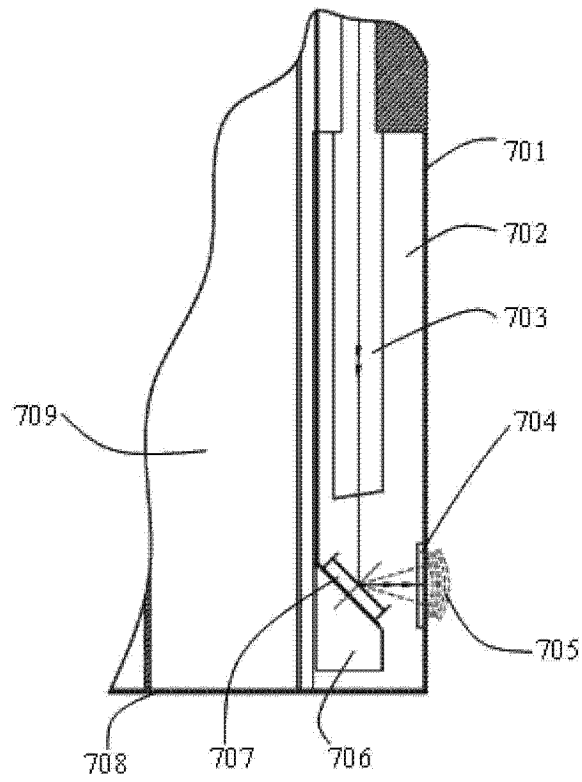


图 7

专利名称(译)	一种基于OCT的复合内窥镜成像系统及成像方法		
公开(公告)号	CN102824154A	公开(公告)日	2012-12-19
申请号	CN201210322288.5	申请日	2012-09-04
[标]申请(专利权)人(译)	无锡微奥科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	无锡微奥科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	无锡微奥科技有限公司		
[标]发明人	傅霖来 王东琳 谢会开		
发明人	傅霖来 王东琳 谢会开		
IPC分类号	A61B1/00		
其他公开文献	CN102824154B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公布了一种基于OCT的复合内窥镜成像系统及成像方法，包括由计算控制单元控制的带有OCT成像系统和光电成像或导像光纤束成像系统的内窥镜成像装置；所述内窥镜成像装置包括参考臂和带有样品臂的内窥镜；所述内窥镜中设有多个通道，所述通道中设有OCT成像探头、光电成像探头或导像光纤束和导光纤束。将OCT成像与光电成像或导像光纤束成像相结合，可实时获得所观察位置组织的表面及周围的真实视频图像，还可获得该处组织表皮以下一定深度的二维断层图像。本发明还可加入可见光源2以耦合进OCT成像系统，可使OCT成像探头扫描光束准确定位至目标区域，可实现对样品组织病变区域的精确定位和扫描。

