



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115644772 A

(43) 申请公布日 2023. 01. 31

(21) 申请号 202211411952.3

A61B 5/00 (2006.01)

(22) 申请日 2022.11.11

A61B 1/273 (2006.01)

(71) 申请人 嘉庚创新实验室

地址 361003 福建省厦门市思明区思明南路422号亦玄馆410室

申请人 厦门大学

(72) 发明人 赵庆亮 任建林 王光兴 许鸿志

王连生 杜奉献 姚胜兰

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

11227

专利代理师 张志梅

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 8/12 (2006.01)

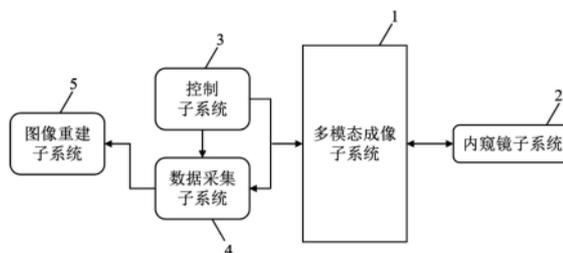
权利要求书3页 说明书12页 附图3页

(54) 发明名称

内窥成像系统

(57) 摘要

本申请公开了一种内窥成像系统,应用于生物医学影像技术领域。该系统包括内窥镜子系统、与其光纤束相连的多模态成像子系统、数据采集子系统、分别与内窥镜子系统和数据采集子系统相连的控制子系统以及图像重建子系统。控制子系统基于预设出光时序脉冲的触发多模态成像子系统按照顺序依次产生OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光,通过光纤束进入内窥镜子系统;并基于该时序脉冲同步触发数据采集子系统采集各激发光对应的电信号,以使图像重建子系统基于各电信号分别重建OCT图像、光声图像、荧光图像及Raman图像,有利于精准获取成像组织的有效生物特征信息,满足用户对内窥成像系统的高分辨率成像需求。



1. 一种内窥成像系统,包括内窥镜子系统,所述内窥镜子系统包括外壳和内窥探头,所述外壳设置有透明窗口,其特征在于,所述内窥成像系统还包括多模态成像子系统、控制子系统、数据采集子系统以及图像重建子系统;

所述多模态成像子系统与所述内窥镜子系统的光纤束相连,所述控制子系统分别与所述内窥镜子系统和所述数据采集子系统相连;

所述多模态成像子系统,用于在所述控制子系统基于预设出光时序脉冲的触发下,按照顺序依次产生OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光,并通过所述光纤束进入所述内窥镜子系统;

所述控制子系统,还用于基于所述预设出光时序脉冲,同步触发所述数据采集子系统采集所述OCT激发光、所述光声激发光、所述荧光激发光、以及所述Raman激发光对应的电信号;

所述图像重建子系统,用于基于所述数据采集子系统输送的电信号,分别重建OCT图像、光声图像、荧光图像及Raman图像。

2. 根据权利要求1所述的内窥成像系统,其特征在于,所述内窥镜子系统包括镶嵌于所述外壳的透明窗口处的透明超声换能器;

所述透明超声换能器与所述内窥镜子系统的激发光路同轴共焦;

所述透明超声换能器,用于采集所述内窥探头激发产生的光声信号,并将采集的光声信号转化为相应的光声电信号,同时通过同轴电缆传输至所述数据采集子系统。

3. 根据权利要求1所述的内窥成像系统,其特征在于,所述内窥镜子系统包括相连的液囊导管和液囊;

所述液囊导管和所述液囊均固定于所述外壳上,且均随着所述外壳的移动而移动;

所述液囊通过所述液囊导管输入液体,所述液囊导管用于调节所述液囊内的液压。

4. 根据权利要求1所述的内窥成像系统,其特征在于,所述内窥镜子系统包括可调焦准直器;

所述可调焦准直器与所述光纤束相连,用于将所述OCT激发光、所述光声激发光、所述荧光激发光、所述Raman激发光进行准直处理。

5. 根据权利要求1所述的内窥成像系统,其特征在于,所述多模态成像子系统包括OCT成像系统;

所述OCT成像系统包括高速扫频激光光源、法拉第隔离器、第一光纤耦合器、参考臂以及平衡探测器;

所述高速扫频激光光源,用于产生OCT激发光;

所述第一光纤耦合器,用于将经过所述法拉第隔离器的OCT激发光分为第一OCT光和第二OCT光;所述第一OCT光作为参考臂激光信号,所述第二OCT光经过所述光纤束传递至所述内窥探头并进行OCT信号的激发;

所述平衡探测器,用于将返回的激发OCT信号和所述第一OCT光的干涉信号转换为OCT电信号。

6. 根据权利要求5所述的内窥成像系统,其特征在于,所述高速扫频激光光源的光源中心波长为1310nm,波长扫描范围为1260nm-1360nm,输出功率高于40mW,扫频速率为4kHz-400kHz,光谱宽度为100nm,瞬时线宽可调。

7. 根据权利要求2所述的内窥成像系统,其特征在于,所述多模态成像子系统包括光声成像系统;

所述光声成像系统包括脉冲激光器、光束整形器和第二光纤耦合器;

所述脉冲激光器,用于输出波长范围为400nm-2300nm、脉冲宽度为5ns-10ns的光声激发光;所述光声激发光经过所述光束整形器和所述第二光纤耦合器传输至所述光纤束,以通过所述内窥探头及所述透明超声换能器将所述光声激发光转换为光声电信号。

8. 根据权利要求1所述的内窥成像系统,其特征在于,所述多模态成像子系统包括荧光成像系统;

所述荧光成像系统包括荧光激光器、扩束镜、第三光纤耦合器、二向色镜、滤光片、聚光透镜、CCD相机;

所述荧光激光器,用于输出波长范围为330nm-780nm的荧光激发光;所述荧光激发光被所述扩束镜扩束后透射过所述二向色镜后,通过所述第三光纤耦合器输入至所述光纤束,以使所述荧光激发光经由所述内窥探头照射至待测生物组织上产生荧光信号,再由所述光纤束返回至所述第三光纤耦合器;

所述CCD相机,用于采集经所述二向色镜反射后、再通过所述滤光片和所述聚光透镜的荧光信号,并将其转化为荧光电信号。

9. 根据权利要求1所述的内窥成像系统,其特征在于,所述多模态成像子系统包括Raman成像系统;

所述Raman成像系统包括Raman激光器,第四光纤耦合器以及Raman光谱仪;

所述Raman激光器用于输出波长为1064nm,波长公差 $\pm 0.5$ nm,线宽小于0.1nm的Raman激发光;

所述第四光纤耦合器,用于将所述Raman激发光耦合至所述光纤束,并将经所述内窥探头激发产生Raman信号耦合至所述Raman光谱仪,以使所述Raman光谱仪将所述Raman信号转换为Raman电信号。

10. 根据权利要求1所述的内窥成像系统,其特征在于,所述光纤束包括中心光纤束和信号收集光纤;

所述中心光纤束为OCT成像激发光纤、光声成像激发光纤、荧光成像激发光纤以及Raman成像激发光纤紧密排列所组成;

所述信号收集光纤围绕所述中心光纤束紧密排列为一圈,用于采集所述OCT激发光、所述光声激发光、所述荧光激发光以及所述Raman激发光。

11. 根据权利要求1至10任意一项所述的内窥成像系统,其特征在于,所述光纤束连接光电滑环,所述多模态成像子系统与所述内窥镜子系统集成在多模态内窥成像平台;还包括均与所述光电滑环相连的水平移动步进电机和轴向旋转步进电机;

所述控制子系统,还用于当检测到完成对待测生物组织当前位置的成像操作,向所述水平移动步进电机发送水平移动信号,以使所述水平移动步进电机驱动所述多模态内窥成像平台在水平方向移动;

所述控制子系统,还用于当检测到完成对所述待测生物组织在当前角度下的成像操作,向所述轴向旋转步进电机发送纵向旋转信号,以使所述轴向旋转步进电机通过驱动所述光电滑环转子的转动以带动所述多模态内窥成像平台360度旋转。

12. 根据权利要求11所述的内窥成像系统,其特征在于,所述数据采集子系统包括信号放大器、第一采集卡、第二采集卡、第三采集卡以及第四采集卡;

所述第一采集卡,用于采集所述OCT激发光对应的电信号;

所述第二采集卡,用于采集所述光声激发光对应的放大后的电信号;

所述第三采集卡,用于采集所述荧光激发光对应的电信号;

所述第四采集卡,用于采集所述Raman激发光对应的电信号。

## 内窥成像系统

### 技术领域

[0001] 本申请涉及生物医学影像技术领域,特别是涉及一种内窥成像系统。

### 背景技术

[0002] 目前,大多数肿瘤发病位置隐蔽,早期症状不明显,就诊患者确诊时多为中晚期,这就导致患者的治疗效果差,生存率很低。对于肿瘤的诊断,传统的临床做法是采用白光内窥镜作为内窥检查工具,白光内窥镜利用CCD (Charge-coupled Device,电荷耦合器件)或者CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor,互补金属氧化物半导体)相机接收白光照射区域所产生的白光图像,获得成像区域的形态学信息,并通过分析形态学信息确定是否存在病灶。但是,白光内窥镜采用可见光作为光源,其受介质散射影响大,只能获得成像区域的表面信息,同时所得到的图像信息难以发现早期病变区域,且发现的病灶大多已经产生肉眼可见的增生组织,不利于肿瘤病症的早期筛查,此外,该方式所获取的影像信息较为单一,不利于多角度精准诊断病情。

[0003] 为了解决传统白光内窥镜所存在的弊端,提高这类肿瘤的早期诊断率,给予患者及时、精准地治疗,有效降低死亡率。相关技术采用多模态内窥成像系统作为内窥检查工具,其可以分别从不同维度提供多种的疾病诊断信息,克服单一模态成像技术固有的局限性,有效弥补单一成像模态的不足,但是,现有的多模态内窥成像系统仍然无法获得成像组织的有效生物化学特征信息,分辨率也不高,无法满足内窥成像系统的现实需求。

### 发明内容

[0004] 本申请提供了一种内窥成像系统,有利于精准获取成像组织的有效生物特征信息,可以满足用户对内窥成像系统的高分辨率成像需求。

[0005] 为解决上述技术问题,本发明实施例提供以下技术方案:

[0006] 本发明实施例提供了一种内窥成像系统,所述内窥镜子系统包括外壳、内窥探头,所述外壳设置有透明窗口,所述内窥成像系统还包括多模态成像子系统、控制子系统、数据采集子系统以及图像重建子系统;

[0007] 所述多模态成像子系统与所述内窥镜子系统的光纤束相连,所述控制子系统分别与所述内窥镜子系统和所述数据采集子系统相连;

[0008] 所述多模态成像子系统,用于在所述控制子系统基于预设出光时序脉冲的触发下,按照顺序依次产生OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光,并通过所述光纤束进入所述内窥镜子系统;

[0009] 所述控制子系统,还用于基于所述预设出光时序脉冲,同步触发所述数据采集子系统采集所述OCT激发光、所述光声激发光、所述荧光激发光、以及所述Raman激发光对应的电信号;

[0010] 所述图像重建子系统,用于基于所述数据采集子系统输送的电信号,分别重建OCT图像、光声图像、荧光图像及Raman图像。

- [0011] 可选的,所述内窥镜子系统包括镶嵌于所述外壳的透明窗口处的透明超声换能器;
- [0012] 所述透明超声换能器与所述内窥镜子系统的激发光路同轴共焦;
- [0013] 所述透明超声换能器,用于采集所述内窥探头激发产生的光声信号,并将采集的光声信号转化为相应的光声电信号,同时通过同轴电缆传输至所述数据采集子系统。
- [0014] 可选的,所述内窥镜子系统包括相连的液囊导管和液囊;
- [0015] 所述液囊导管和所述液囊均固定于所述外壳上,且随着所述外壳的移动而移动;
- [0016] 所述液囊通过所述液囊导管输入液体,所述液囊导管用于调节所述液囊内液压。
- [0017] 可选的,所述内窥镜子系统包括可调焦准直器;
- [0018] 所述可调焦准直器与所述光纤束相连,用于将所述OCT激发光、所述光声激发光、所述荧光激发光、所述Raman激发光进行准直处理。
- [0019] 可选的,所述多模态成像子系统包括OCT成像系统;
- [0020] 所述OCT成像系统包括高速扫频激光光源、法拉第隔离器、第一光纤耦合器、参考臂以及平衡探测器;
- [0021] 所述高速扫频激光光源,用于产生OCT激发光;
- [0022] 所述第一光纤耦合器,用于将经过所述法拉第隔离器的OCT激发光分为第一OCT光和第二OCT光;所述第一OCT光作为参考臂激光信号,所述第二OCT光经过所述光纤束传递至所述内窥探头并进行OCT信号的激发;
- [0023] 所述平衡探测器,用于将返回的激发OCT信号和所述第一OCT光的干涉信号转换为OCT电信号。
- [0024] 可选的,所述高速扫频激光光源的光源中心波长为1310nm,波长扫描范围为1260nm-1360nm,输出功率高于40mW,扫频速率为4kHz-400kHz,光谱宽度为100nm,瞬时线宽可调。
- [0025] 可选的,所述多模态成像子系统包括光声成像系统;
- [0026] 所述光声成像系统包括脉冲激光器、光束整形器和第二光纤耦合器;
- [0027] 所述脉冲激光器,用于输出波长范围为400nm-2300nm、脉冲宽度为5ns-10ns的光声激发光;所述光声激发光经过所述光束整形器和所述第二光纤耦合器传输至所述光纤束,以通过所述内窥探头及所述透明超声换能器将所述光声激发光转换为光声电信号。
- [0028] 可选的,所述多模态成像子系统包括荧光成像系统;
- [0029] 所述荧光成像系统包括荧光激光器、扩束镜、第三光纤耦合器、二向色镜、滤光片、聚光透镜、CCD相机;
- [0030] 所述荧光激光器,用于输出波长范围为330nm-780nm的荧光激发光;所述荧光激发光被所述扩束镜扩束后透射过所述二向色镜后,通过所述第三光纤耦合器输入至所述光纤束,以使所述荧光激发光经由所述内窥探头照射至待测生物组织上产生荧光信号,再由所述光纤束返回至所述第三光纤耦合器;
- [0031] 所述CCD相机,用于采集经所述二向色镜反射后、再通过所述滤光片和所述聚光透镜的荧光信号,并将其转化为荧光电信号。
- [0032] 可选的,所述多模态成像子系统包括Raman成像系统;
- [0033] 所述Raman成像系统包括Raman激光器,第四光纤耦合器以及Raman光谱仪;

[0034] 所述Raman激光器用于输出波长为1064nm,波长公差 $\pm 0.5\text{nm}$ ,线宽小于0.1nm的Raman激发光;

[0035] 所述第四光纤耦合器,用于将所述Raman激发光耦合至所述光纤束,并将经所述内窥探头激发产生Raman信号耦合至所述Raman光谱仪,以使所述Raman光谱仪将所述Raman信号转换为Raman电信号。

[0036] 可选的,所述光纤束包括中心光纤束和信号收集光纤;

[0037] 所述中心光纤束为OCT成像激发光纤、光声成像激发光纤、荧光成像激发光纤以及Raman成像激发光纤紧密排列所组成;

[0038] 所述信号收集光纤围绕所述中心光纤束紧密排列为一圈,用于采集所述OCT激发光、所述光声激发光、所述荧光激发光以及所述Raman激发光。

[0039] 可选的,所述光纤束连接光电滑环,所述多模态成像子系统与所述内窥镜子系统集成在多模态内窥成像平台;还包括均与所述光电滑环相连的水平移动步进电机和轴向旋转步进电机;

[0040] 所述控制子系统,还用于当检测到完成对待测生物组织当前位置的成像操作,向所述水平移动步进电机发送水平移动信号,以使所述水平移动步进电机驱动所述多模态内窥成像平台在水平方向移动;

[0041] 所述控制子系统,还用于当检测到完成对所述待测生物组织在当前角度下的成像操作,向所述轴向旋转步进电机发送纵向旋转信号,以使所述轴向旋转步进电机通过驱动所述光电滑环转子的转动以带动所述多模态内窥成像平台360度旋转。

[0042] 可选的,所述数据采集子系统包括信号放大器、第一采集卡、第二采集卡、第三采集卡以及第四采集卡;

[0043] 所述第一采集卡,用于采集所述OCT激发光对应的电信号;

[0044] 所述第二采集卡,用于采集所述光声激发光对应的放大后的电信号;

[0045] 所述第三采集卡,用于采集所述荧光激发光对应的电信号;

[0046] 所述第四采集卡,用于采集所述Raman激发光对应的电信号。

[0047] 本申请提供的技术方案的优点在于,可以同时实现OCT、光声、荧光、Raman四种模式成像,可以一体化采集待测生物组织的高分辨率结构信息、大深度功能信息、高特异性分子影像信息以及高精度生物化学分子特征信息,不仅可以满足用户对内窥成像系统的高分辨率成像需求,还可同时获得待测生物组织的多参量、多维度形态结构信息、生理功能信息以及组织成分的生化信息,有利于获得可表征待测生物组织是否存在早期病灶的有效生物化学特征信息,为早期肿瘤筛查、精准诊疗、疗效监控提供一种有效的途径。

[0048] 应当理解的是,以上的一般描述和后文的细节描述仅是示例性的,并不能限制本公开。

## 附图说明

[0049] 为了更清楚的说明本发明实施例或相关技术的技术方案,下面将对实施例或相关技术描述中所需要使用的附图作简单的介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

- [0050] 图1为本发明实施例提供的内窥成像系统的一种具体实施方式结构框图；
- [0051] 图2为本发明实施例提供的一个示例性应用场景的内窥成像系统的框架示意图；
- [0052] 图3为本发明实施例提供的一个示例性应用场景的内窥成像系统的光路结构示意图；
- [0053] 图4为本发明实施例提供的一个示例性应用场景的内窥镜子系统的结构示意图；
- [0054] 图5为本发明实施例提供的一个示例性应用场景的光纤束的结构示意图。
- [0055] 附图标记说明：
- [0056] 1-多模态成像子系统；2-内窥镜子系统；3-控制子系统；4-数据采集子系统；5-图像重建子系统；6-计算机；7-水平移动步进电机；8-轴向旋转步进电机；11-OCT成像系统；12-光声成像系统；13-荧光成像系统；14-Raman成像系统；20-外壳；21-光纤束；22-光电滑环；23-可调焦准直器；24-消色差透镜；25-聚焦透镜；26-反光镜；27-透明超声换能器；28-液囊导管；29-液囊；30-FPGA开发板；40-信号放大器；41-第一采集卡；42-第二采集卡；43-第三采集卡；44-第四采集卡；111-高速扫频激光光源；112-法拉第隔离器；113-第一光纤耦合器；114-参考臂；115-平衡探测器；121-脉冲激光器；122-光束整形器；123-第二光纤耦合器；131-荧光激光器；132-扩束镜；133-二向色镜；134-第三光纤耦合器；135-滤光片；136-聚光透镜；137-CCD相机；141-Raman激光器；142-第四光纤耦合器；143-Raman光谱仪；211-OCT成像激发光纤；212-光声成像激发光纤；213-荧光成像激发光纤；214-Raman成像激发光纤；215-信号收集光纤。

### 具体实施方式

[0057] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明方案，下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步的详细说明。显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0058] 本申请的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”、“第三”、“第四”等是用于区别不同的对象，而不是用于描述特定的顺序。此外术语“包括”和“具有”以及二者的任何变形，意图在于覆盖不排他的包含。例如包含了一系列步骤或元器件的过程、系统或产品没有限定于已列出的步骤或元器件，而是可包括没有列出的步骤或元器件。下面详细的说明本申请的各种非限制性实施方式。

[0059] 首先参见图1，图1为本发明实施例提供的一种内窥成像系统在一种可选实施方式下的框架示意图，本发明实施例可包括以下内容：

[0060] 内窥成像系统可包括多模态成像子系统1、内窥镜子系统2、控制子系统3、数据采集子系统4以及图像重建子系统5。其中，多模态成像子系统1与内窥镜子系统2的光纤束相连，也即多模态成像子系统1通过光纤束与内窥镜子系统2相连，控制子系统3分别与内窥镜子系统2、数据采集子系统4相连，数据采集子系统4分别与图像重建子系统5，多模态成像子系统1相连。

[0061] 本实施例的多模态成像子系统1，用于在控制子系统3基于预设出光时序脉冲的触发下，按照顺序依次产生OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光，并通过光纤束进入内窥镜子系统2。也就是说，控制子系统3会预先设置出光时序脉冲，基于该出光时序脉

冲触发多模态成像子系统1的各激光光源有序出射OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光。相应的,为了实现OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光的出射,多模态成像子系统1包括出射这些光信号的激光光源以及将激光光源出射的光信号耦合至内窥镜子系统2的光纤束的相应光学元器件,所属领域技术人员可根据实际需求选择相应的激光器,并部署相应的光信号传输光路,本申请对此不做任何限定。在多模态成像子系统1出射的OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光耦合进入内窥镜子系统2之后,通过内窥镜子系统2的光信号的激发光路照射至待测生物组织。

[0062] 其中,OCT(Optical Coherence Tomography,光学相干断层)为非接触式、高分辨率的新型层析成像技术。与传统的光学成像技术相比可在毫米级成像深度上获得微米级的分辨率。基于弱相干光干涉的基本原理,在OCT成像过程中,当近红外弱相干光照射到成像区域时,样品臂的组织信号光与参考臂的参考光发生干涉,通过扫描可获得生物组织高分辨率的三维形态结构信息。光声成像技术作为一种新兴的无创非电离式生物学成像技术。在短脉冲激光束的照射下,生物组织吸收光子能量后受热膨胀,产生超声信号,超声换能器接收该超声信号后经过投影算法重建得到组织内部光吸收差异的分布图像。光声成像技术结合了光学成像技术的高对比度和超声成像技术的高穿透深度等优点,具有较高的光吸收对比度以及超声检测分辨率,能够对组织进行功能成像和结构成像,实现肿瘤组织的早期筛查。荧光成像技术可在外源性荧光报告基团的帮助下,高特异性、高灵敏度地获得病灶区域生物组织成分和结构变化信息,可为肿瘤的精准确诊和边缘确定提供重要的信息。Raman(拉曼)成像作为一种高精度、非侵入式的新型生物学分子成像技术,其利用激发光与被测物质作用后产生的一种与激发光频率不同的散射光,该散射光包含丰富的被测物信息,通过对此散射光谱进行研究可以实现被测物的定性定量分析。该成像技术可以无损地获取精准且丰富的生物组织分子特征信息,可以在病灶未产生明显形态学变化的阶段实现疾病的极早期诊断。若内窥成像系统仅仅是OCT和Raman双模成像,以实现生物组织的OCT成像数据和Raman信号的快速准确采集。然而成像模式中无光声、荧光成像,无法获得成像组织的血流功能信息和高特异性的分子标志物信息。而若是单集成OCT与荧光复合纤维,也即将OCT成像与荧光成像两种成像模式进行整合。由于无光声成像和Raman成像,无法获得成像组织的血流功能信息和高精度的生物化学分子特征信息。而若是仅仅是集成光学、光声、OCT、荧光多模态对成像组织进行高分辨率结构和功能成像。由于成像模式中无Raman成像,无法获得成像组织的高精度生物化学分子特征信息;本实施例多模态成像子系统1可同时集成OCT、光声、荧光、Raman,配合内窥镜子系统2、控制子系统3、数据采集子系统4以及图像重建子系统5同时集成OCT、光声、荧光、Raman成像模式,最终生成OCT图像、光声图像、荧光图像及Raman图像这四种多模态成像图像,可以分别从不同维度提供多种的疾病诊断信息,包含更多的生物特征信息。

[0063] 在本实施例中,控制子系统3除了用于控制多模态成像子系统1的各成像模式进行不同时间的触发延迟之外,还用于基于预设出光时序脉冲,同步触发数据采集子系统4采集OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、以及Raman激发光对应的电信号。在触发数据采集子系统4进行各成像模式的电信号采集过程中,控制子系统3基于各成像模式的光源出光的节奏来确定信号采集触发信号的发送时间,也即需保证各成像模式的光源出光和对应的采集数据是同步,避免发生数据错采集或是采集提前完成的情况,从而有效避免重建图像失真

或完全无法成像的问题发生,确保成像数据采集过程的正确性。OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、以及Raman激发光对应的电信号是指OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、以及Raman激发光在耦合进入内窥镜子系统2经过其激发电路照射至待测生物组织所反射回来的光信号在经过光电转换处理之后所生成的信号,相应的,多模态成像子系统1还包括用于处理内窥镜子系统2的光纤束将穿过待测生物组织所反射回来的光信号并将该光信号进行光电转换的光学元器件,所属领域技术人员可根据实际需求选择相应的激光器,并部署相应的光信号传输光路,本申请对此不做任何限定。数据采集子系统4采集这些光信号,并对采集的光信号进行信号处理之后,传输至图像重建子系统5,图像重建子系统5基于数据采集子系统4输送的电信号,分别重建OCT图像、光声图像、荧光图像及Raman图像。也即基于OCT激发光对应的电信号重建OCT图像,基于光声激发光对应的电信号重建光声图像,基于荧光激发光对应的电信号重建荧光图像,基于Raman激发光对应的电信号重建Raman图像,基于OCT图像、光声图像、荧光图像及Raman图像共同作为反映待测生物组织的所有生物化学特征的信息,用于对待测生物组织是否有早期病灶进行诊断。

[0064] 在本发明实施例提供的技术方案中,可以同时实现OCT、光声、荧光、Raman四种模式成像,可以一体化采集待测生物组织的高分辨率结构信息、大深度功能信息、高特异性分子影像信息以及高精度生物化学分子特征信息,不仅可以满足用户对内窥成像系统的高分辨率成像需求,还可同时获得待测生物组织的多参量、多维度形态结构信息、生理功能信息以及组织成分的生化信息,有利于获得可表征待测生物组织是否存在早期病灶的有效生物化学特征信息,为早期肿瘤筛查、精准诊疗、疗效监控提供一种有效的途径。

[0065] 上述实施例对内窥镜子系统2的光路结构以及所采用的光学元器件并不做任何限定,本实施例中还给出内窥镜子系统2在一种实施方式下的结构,可包括下述内容:

[0066] 内窥镜子系统2包括内窥探头、外壳、透明超声换能器、液囊导管以及液囊,内窥探头上可集成光纤束、可调焦准直器、消色差透镜、聚焦透镜以及反光镜,当然也可将透明超声换能器集成在内窥探头上。其中,光纤束与可调焦准直器相连,光纤束、可调焦准直器、消色差透镜、聚焦透镜、反光镜分别与内窥镜子系统2的外壳相连,透明超声换能器镶嵌于内窥镜子系统2的外壳的透明窗口处,且与激发光路同轴共焦;液囊导管与液囊相接,两者皆固定在外壳上并随外壳移动。

[0067] 作为一种可选的实施方式,本实施例的光纤束可包括中心光纤束和信号收集光纤;中心光纤束为OCT成像激发光纤、光声成像激发光纤、荧光成像激发光纤以及Raman成像激发光纤紧密排列所组成;信号收集光纤围绕中心光纤束紧密排列为一圈,用于采集OCT激发光、光声激发光、荧光激发光以及Raman激发光。

[0068] 由于OCT、光声、荧光、Raman激发光的波长各不相同,在经过相同的透镜后会发生色散,进而导致图像分辨率的下降。为了实现四种成像模态的多模共焦,各激发光也即OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光可先经过可调焦准直器进行准直处理,使用可调焦准直器可有效改变入射光的聚焦位置,实现OCT、光声、荧光、Raman四种模态的共焦成像,提高图像的分辨率。然后再通过消色差透镜和聚焦透镜后入射在反光镜上,反射后经过透明超声换能器聚焦于组织表面;透明超声换能器采集内窥探头激发产生的光声信号,并将采集的光声信号转化为相应的光声电信号,同时通过同轴电缆传输至数据采集子系统4。本实施例采用与光声激发光路同轴共焦的透明超声换能器进行信号采集,可以有效实现

激发光和光声信号的同轴共焦探测,有效提高光声成像信噪比,与使用传统超声换能器的光声成像系统相比具有更紧凑的光机结构和更高的成像质量。

[0069] 在本实施例中,内窥镜子系统2外部设置液囊,液囊通过液囊导管输入液体如水,液囊导管用于调节液囊内液压。液囊不仅可起到在体内成像时稳定内窥探头的作用,减少不必要的扰动造成的图像伪影,而且液囊中的水可作为光声成像的光声信号耦合介质,提高光声成像质量,同时液囊还可以缓解内窥探头成像过程中的产热问题。

[0070] 由上可知,基于本实施例所提供的内窥镜子系统2,可进一步提高多模态成像的分辨率。

[0071] 上述实施例对多模态成像子系统1的光路结构以及所采用的光学元器件并不做任何限定,本实施例中还给出多模态成像子系统1在一种实施方式下的结构,多模态成像子系统1可包括OCT成像系统、光声成像系统、荧光成像系统以及Raman成像系统,OCT成像系统通过对OCT激发光的处理得到可构建OCT图像的电信号,光声成像系统通过对光声激发光的处理得到可构建光声图像的电信号,荧光成像系统通过对荧光激发光的处理得到可构建荧光图像的电信号,Raman成像系统通过对Raman激发光的处理得到可构建Raman图像的电信号。下面对各成像系统所采用的光学结构进行非限制性的介绍,本实施例可包括下述内容:

[0072] 对于OCT成像系统,本实施例的OCT成像系统可包括高速扫频激光光源、法拉第隔离器、第一光纤耦合器、参考臂以及平衡探测器。其中,高速扫频激光光源用于产生OCT激发光;高速扫频激光光源可为任何一种可实现高速扫频功能的激光器,例如全静态半导体超高速扫频激光器。为了得到好的OCT成像效果,本实施例的高速扫频激光光源的光源中心波长可设置为1310 nm,波长扫描范围可设置为1260nm-1360 nm,输出功率可设置高于40 mW,扫频速率可设置为4kHz-400kHz,光谱宽度可设置为100nm,且瞬时线宽可调。为了提高OCT成像效果,OCT激发光可先经过法拉第隔离器,然后入射至第一光纤耦合器,第一光纤耦合器将经过法拉第隔离器的OCT激发光进行分束处理,得到第一OCT光和第二OCT光;第一OCT光作为参考臂激光信号,第二OCT光经过光纤束传递至内窥镜子系统2的内窥探头并进行OCT信号的激发,内窥镜子系统2再将激光所产生的光信号通过光纤束在耦合至OCT成像系统,也即返回的激发OCT信号,平衡探测器将返回的激发OCT信号和第一OCT光的干涉信号转换为OCT电信号。

[0073] 本实施例的OCT成像系统使用高速扫频激光光源和平衡探测器分别作为其激发光源和探测器,与使用超辐射发光二极管和线阵CCD的OCT成像系统相比,可有效降低自相关噪声的干扰,具有更高的测量范围和采集速度。

[0074] 对于光声成像系统,本实施例的光声成像系统可包括脉冲激光器、光束整形器和第二光纤耦合器。脉冲激光器输出光声激发光,光声激发光为脉冲激光,脉冲激光器可为半导体激光器、固体激光器、染料激光器或气体激光器的一种,这均不影响本申请的实现。为了提高光声成像效果,脉冲激光器输出的光声激发光的波长范围为400nm-2300nm、脉冲宽度为5ns-10ns。光束整形器对脉冲激光进行整形处理,第二光纤耦合器将整形后的脉冲激光耦合至光纤束中,通过内窥探头及透明超声换能器将光声激发光转换为光声电信号。也即脉冲激光进入内窥镜子系统2之后,可通过内窥探头激发产生光声信号并由与激发光路同轴共焦的透明超声换能器采集光声信号并转化为光声电信号,然后由连接透明超声换能器的同轴电缆将该光声电信号传输至数据采集子系统4中。

[0075] 本实施例的光声成像系统,利用同轴共焦的透明超声换能器对光声信号进行处理,有利于提高光声图像的成像效果。

[0076] 对于荧光成像系统,本实施例的荧光成像系统包括荧光激光器、扩束镜、第三光纤耦合器、二向色镜、滤光片、聚光透镜、CCD相机。

[0077] 其中,荧光激光器输出荧光激发光,例如可为可调谐半导体激光器,为了提高荧光成像效果,荧光激光器输出的荧光激发光的波长范围为330nm-780nm。荧光激发光被扩束镜扩束后透射过二向色镜后,通过第三光纤耦合器输入至光纤束,荧光激发光经由内窥探头照射至待测生物组织上产生荧光信号,再由光纤束返回至第三光纤耦合器;第三光纤耦合器将返回的荧光信号耦合至二向色镜,荧光信号经二向色镜反射后再通过滤光片,最后通过聚光透镜入射至CCD相机,CCD相机采集荧光信号并将其转化为荧光电信号。其中,荧光激光器、滤光片以及二向色镜可根据使用的荧光染料选择各自适配的滤波范围,本申请对此不做任何限定。

[0078] 由上可知,基于本实施例所提供的荧光成像系统的结构,有利于得到效果更好的荧光图像。

[0079] 对于Raman成像系统,本实施例的Raman成像系统可包括Raman激光器,第四光纤耦合器以及Raman光谱仪。

[0080] 其中,Raman激光器出射Raman激发光,例如可为单模窄线宽激光器,为了提高拉曼成像效果,Raman激光器出射的Raman激发光的波长为1064nm,波长公差 $\pm 0.5$ nm,线宽小于0.1nm。Raman激发光被第四光纤耦合器耦合至光纤束,并将经内窥探头激发产生Raman信号,通过光纤束将该Raman信号返回至第四光纤耦合器,第四光纤耦合器再将该Raman信号耦合至Raman光谱仪,Raman光谱仪将Raman信号转换为Raman电信号。

[0081] 由上可知,基于本实施例所提供的Raman成像系统的结构,有利于得到效果更好的拉曼图像。

[0082] 上述实施例对数据采集子系统4的结构并不做任何限定,本实施例中还给出数据采集子系统4在一种实施方式下的结构,可包括下述内容:

[0083] 数据采集子系统4可包括信号放大器、第一采集卡、第二采集卡、第三采集卡以及第四采集卡。信号放大器的一端与内窥镜子系统2相连,另一端与第二采集卡相连,用于放大光声激发光对应的电信号,也即是对光声电信号进行放大处理。第一采集卡,用于采集OCT激发光对应的电信号,也即采集OCT电信号;第二采集卡,用于采集光声激发光对应的放大后的电信号,也即采集放大后的光声电信号;第三采集卡,用于采集荧光激发光对应的电信号,也即采集荧光电信号;第四采集卡,用于采集Raman激发光对应的电信号,也即采集Raman电信号。

[0084] OCT成像过程中,平衡探测器接收到干涉信号后由第一采集卡采集并传输至计算机中的图像重建子系统5;光声成像过程中,脉冲激光聚焦于待测生物组织产生光声信号,并由集成于内窥探头的透明超声换能器接收该光声信号并转换为相应的电信号,该电信号经过信号放大器放大后由第二采集卡采集并传输至计算机中的图像重建子系统5;荧光成像过程中,待测生物组织产生的荧光信号由CCD相机采集转化为电信号后,被第三采集卡接收并传输至计算机中的图像重建子系统5;Raman成像过程中,Raman激发光经内窥探头聚焦于待测生物组织生成Raman信号后,由Raman光谱仪接收转化为电信号并由第四采集卡所采

集,然后传输至计算机的图像重建子系统5。

[0085] 在本实施例中,不同类型的电信号利用不同采集装置进行采集,有利于提高数据采集精度。

[0086] 为了进一步提高整个内窥成像系统自动化程度,提升用户使用体验,本实施例所提供的内窥成像系统可以自动完成待测生物组织的探测,可包括下述内容:

[0087] 在本实施例中,内窥镜子系统2的光纤束连接有光电滑环,多模态成像子系统1与内窥镜子系统2集成在多模态内窥成像平台;内窥成像系统还可包括均与光电滑环相连的水平移动步进电机和轴向旋转步进电机;多模态内窥成像平台在水平移动步进电机和轴向旋转步进电机的驱动下,完成待测生物组织不同位置不同角度下的探测成像。本实施例的水平移动步进电机和轴向旋转步进电机的驱动信号的下发控制可采用计算机程序控制,计算机程序可内嵌于部署图像重建子系统5的计算设备上,如上位机、计算机、服务器,也可内嵌于部署控制子系统3的计算设备上,如上位机、计算机、服务器,当然图像重建子系统5和控制子系统3也可同时部署在一台计算设备中,该计算设备可利用同一个处理器处理图像重建子系统5和控制子系统3的数据及任务,也可为异构计算平台来处理,例如由CPU和FPGA构成的异构计算平台,即CPU用于控制处理图像重建子系统5的计算任务,FPGA用于实现控制子系统3的计算任务。在该计算设备的存储器或存储介质中预先设置实现控制水平移动步进电机和轴向旋转步进电机的计算机程序,硬件设备通过调用对应的计算机程序驱动水平移动步进电机和轴向旋转步进电机。为了便于实现和管理,也可直接将该计算机程序嵌入至控制子系统3中,由控制子系统3直接控制。基于上述实施例,控制子系统3,还用于当检测到完成对待测生物组织当前位置的成像操作,向水平移动步进电机发送水平移动信号,以使水平移动步进电机驱动多模态内窥成像平台在水平方向移动;控制子系统3,还用于当检测到完成对待测生物组织在当前角度下的成像操作,向轴向旋转步进电机发送纵向旋转信号,以使轴向旋转步进电机通过驱动光电滑环转子的转动以带动多模态内窥成像平台360度旋转。

[0088] 为了使所属领域技术人员更加清楚本实施例的实现过程,以待测生物组织为血管为例,水平移动步进电机负责带动多模态内窥成像平台实现前进或后撤功能,轴向旋转步进电机负责带动多模态内窥成像平台实现旋转360度扫描功能。当完成血管某一位置的OCT、光声、荧光、Raman的多模态成像后,控制轴向旋转步进电机工作,轴向旋转步进电机驱动转动组件,转动组件驱动光电滑环的转子转动,光电滑环转子的转动带动一体化探头转动,从而对血管下一个位置进行成像,直至一体化探头完成360度旋转。完成血管某一截面的多模态成像后,控制子系统3驱动水平移动步进电机工作,水平移动步进电机驱动多模态内窥成像平台,多模态内窥成像平台驱动一体化探头平移,从而对血管下一截面进行多模态成像。

[0089] 最后,为了使所述领域技术人员更加清楚明白本申请的技术方案,本申请还结合图2-图5给出了一个示意性的内窥成像系统,该内窥成像系统用于对人体消化道组织进行探测,可包括下述内容:

[0090] 如图2及图3所示,内窥成像系统可包括OCT成像系统11、光声成像系统12、荧光成像系统13、Raman成像系统14、内窥镜子系统2、控制子系统3、数据采集子系统4、图像重建子系统5。OCT成像系统11、光声成像系统12、荧光成像系统13、Raman成像系统14与数据采集子

系统4、图像重建子系统5相连,控制子系统3同步触发各成像系统与数据采集子系统4,另一方面各成像系统依次通过连接有光电滑环22的光纤束与内窥镜子系统2相连。

[0091] 其中,OCT成像系统11可包括:高速扫频激光光源111、法拉第隔离器112、第一光纤耦合器113、参考臂114、平衡探测器115;高速扫频激光光源111产生OCT激发光,经过法拉第隔离器112后通过第一光纤耦合器113的一部分作为参考臂114激光信号(即第一OCT光),另一部分(即第二OCT光)经过连接有光电滑环22的光纤束21传递至内窥镜子系统2进行OCT信号的激发,产生的OCT信号再由光纤束21返回至第一光纤耦合器113,并与参考臂114的OCT信号发生干涉,两束光的干涉信号进入平衡探测器115并被转化为电信号(即OCT电信号),然后通过第一采集卡41输送至计算机6,利用图像重建子系统5中的图像处理算法重建OCT图像。

[0092] 光声成像系统12可包括:脉冲激光器121、光束整形器122以及第二光纤耦合器123。脉冲激光器121产生的脉冲激光依次经过光束整形器122、第二光纤耦合器123进入连接有光电滑环22的光纤束21,再通过内窥镜子系统2的内窥探头激发产生光声信号并由内窥探头集成、且与激发光路同轴共焦的透明超声换能器27采集光声信号并转化为相应的电信号(即光声电信号),然后由连接透明超声换能器27的同轴电缆经过光电滑环22将该电信号传输至信号放大器40,之后由第二采集卡42采集,最后将光声电信号输送至计算机6的图像重建子系统5进行光声图像重建。

[0093] 荧光成像系统13可包括:荧光激光器131、扩束镜132、二向色镜133、第三光纤耦合器134、滤光片135、聚光透镜136、CCD相机137。荧光激光器131产生荧光激发光,由扩束镜132扩束后透射过二向色镜133后通过第三光纤耦合器134进入连接有光电滑环22的光纤束21,荧光激发光经由内窥镜子系统2的内窥探头照射到生物组织如人体消化道组织上产生荧光信号,再由光纤束21返回至第三光纤耦合器134,荧光信号光经二向色镜133反射后通过滤光片135和聚光透镜136,由CCD相机137采集并转化为电信号(即荧光电信号)传输至第三采集卡43,最后将荧光电信号传输至计算机6的图像重建子系统5进行荧光图像重建。

[0094] Raman成像系统14可包括:Raman激光器141,第四光纤耦合器142、Raman光谱仪143;Raman激光器141产生的Raman激发光经过第四光纤耦合器142进入连接有光电滑环22的光纤束21,再通过内窥镜子系统2的内窥探头激发产生Raman信号并由光纤束21采集,并将Raman信号返回至第四光纤耦合器142,Raman信号通过第四光纤耦合器142后进入Raman光谱仪143转化为电信号(即Raman电信号),第四采集卡44采集该Raman电信号,并将其传送至计算机6的图像重建子系统5进行Raman图像重建。

[0095] 如图4所示,内窥镜子系统2可包括:光纤束21、可调焦准直器23、消色差透镜24、聚焦透镜25、反光镜26、透明超声换能器27、液囊导管28、液囊29、外壳20;其中,光纤束21与可调焦准直器23相连,激发光经过可调焦准直器23进入内窥镜子系统2,通过消色差透镜24和聚焦透镜25后入射在反光镜26上,反射后经过透明超声换能器27聚焦于组织表面;光纤束21、可调焦准直器23、消色差透镜24、聚焦透镜25、反光镜26分别与外壳20相连,透明超声换能器27镶嵌于外壳20的透明窗口处;液囊导管28与液囊29相接,两者皆固定在内窥镜子系统2的外壳20上并随外壳20移动。如图5所示,光纤束21可包括OCT成像激发光纤211、光声成像激发光纤212、荧光成像激发光纤213、Raman成像激发光纤214,各个成像激发光纤紧密排列组成中心光纤束,外层围绕中心光纤束紧密排列一圈信号收集光纤215用于OCT、荧光、

Raman成像信号的收集。

[0096] 控制子系统3可采用FPGA开发板30作为控制模块,通过产生时序脉冲控制各个成像系统、数据采集子系统4以及与光电滑环22相连的水平移动步进电机7和轴向旋转步进电机8。控制子系统3可基于时分复用的原理来实现OCT、光声、荧光、Raman光源的出光时序的控制。为了避免不同模态信号的混叠,时序控制如下:来自由FPGA开发板30构成的控制子系统3对各成像模态进行不同时间的触发延迟,保证多模态内窥成像系统按照先后顺序产生OCT激发光、光声激发光、荧光激发光、Raman激发光。各个激发光分别通过相应的光纤耦合器进入光纤束21,通过光电滑环22进入内窥镜子系统2,激发光经过依次可调焦准直器23、消色差透镜24、聚焦透镜25、反光镜26、透明超声换能器27后照射在待测的消化道组织上。光电滑环22分别与水平移动步进电机7和轴向旋转步进电机8相连,水平移动步进电机7负责带动多模态内窥成像平台实现前进或后撤功能,轴向旋转步进电机8负责带动多模态内窥成像平台实现旋转360度扫描功能。当完成消化道组织的某一位置的OCT、光声、荧光、Raman的多模态成像后,计算机6控制轴向旋转步进电机8工作,轴向旋转步进电机8驱动转动组件,转动组件驱动光电滑环22的转子转动,光电滑环22转子的转动带动一体化探头转动,从而对消化道组织的下一个位置进行成像,直至一体化探头完成360度旋转。完成消化道组织某一截面的多模态成像后,操纵计算机6使水平移动步进电机7工作,水平移动步进电机7驱动多模态内窥成像平台,多模态内窥成像平台驱动一体化探头平移,从而对消化道组织下一截面进行多模态成像。依次触发各成像模态对应的采集卡进行信号采集的过程为:OCT信号采集:内窥镜子系统2接收由高速扫描激光光源111激发的来自消化道组织表面的后向散射OCT信号,并沿入射光路出射,经过第一光纤耦合器113并与参考臂114的OCT信号发生干涉,两束光的干涉信号进入平衡探测器115并被转化为电信号,然后通过第一采集卡41送入计算机6;光声信号采集:脉冲激光照射在消化道组织产生的光声信号由固定在外壳20成像窗处的透明超声换能器27接收后转换为电信号,然后由连接透明超声换能器27的同轴电缆经过光电滑环22将该电信号传输至信号放大器40进行放大处理,之后由第二采集卡42采集,最后将信号输送至计算机6;荧光信号采集:由荧光激光器产生的激光激发的荧光信号由内窥镜子系统2接收,再由光纤束21返回至第三光纤耦合器134,荧光信号光经二向色镜133反射后再通过滤光片135和聚光透镜136,由CCD相机137采集并转化为电信号传输至第三采集卡43,最后将该荧光电信号传输至计算机6;Raman信号采集:Raman信号由内窥镜子系统2接收,沿入射光路返回,通过第四光纤耦合器142后进入Raman光谱仪143并转化为电信号,最后将其传送至计算机6。

[0097] 数据采集子系统4可包括:信号放大器40、第一采集卡41、第二采集卡42、第三采集卡43、第四采集卡44;OCT成像过程中,平衡探测器115接收到干涉信号后由第一采集卡41采集并传输至计算机6中的图像重建子系统5;光声成像过程中,脉冲激光聚焦于消化道组织产生光声信号由集成于内窥镜子系统2的内窥探头所集成的透明超声换能器27接收,并将其转换为相应的电信号后被信号放大器40放大,最后由第二采集卡42采集并传输至计算机6中的图像重建子系统5;荧光成像过程中,消化道组织产生的荧光信号由CCD相机137采集转化为相应的电信号后,被第三采集卡43采集并传输至计算机6中的图像重建子系统5;Raman成像过程中,Raman激发光经内窥镜子系统2的内窥探头聚焦于消化道组织生成Raman信号后,由Raman光谱仪143接收转化为电信号,并由第四采集卡44采集,然后传输至计算机

6的图像重建子系统5。图像重建子系统5部署于计算机6中,可将采集到的数据用于OCT图像、光声图像、荧光图像、Raman图像的重建。

[0098] 由上可知,本实施例有机融合了OCT、光声、荧光、Raman四种成像模态,实现组织高分辨率结构信息、大深度功能信息、高特异性分子影像信息以及高精度生物化学分子特征信息的一体化采集,克服单一成像模态的不足,可同时获得食管、胃肠道等人体消化道组织的多参量、多维度的形态结构信息、生理功能信息以及组织成分的生化信息,进一步提升消化道肿瘤的早期诊疗效果。

[0099] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其它实施例的不同之处,各个实施例之间相同或相似部分互相参见即可。专业人员还可以进一步意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、计算机软件或者二者的结合来实现,为了清楚地说明硬件和软件的可互换性,在上述说明中已经按照功能一般性地描述了各示例的组成及步骤。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0100] 以上对本申请所提供的一种内窥成像系统进行了详细介绍。本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想。应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以对本申请进行若干改进和修饰,这些改进和修饰也落入本申请权利要求的保护范围内。

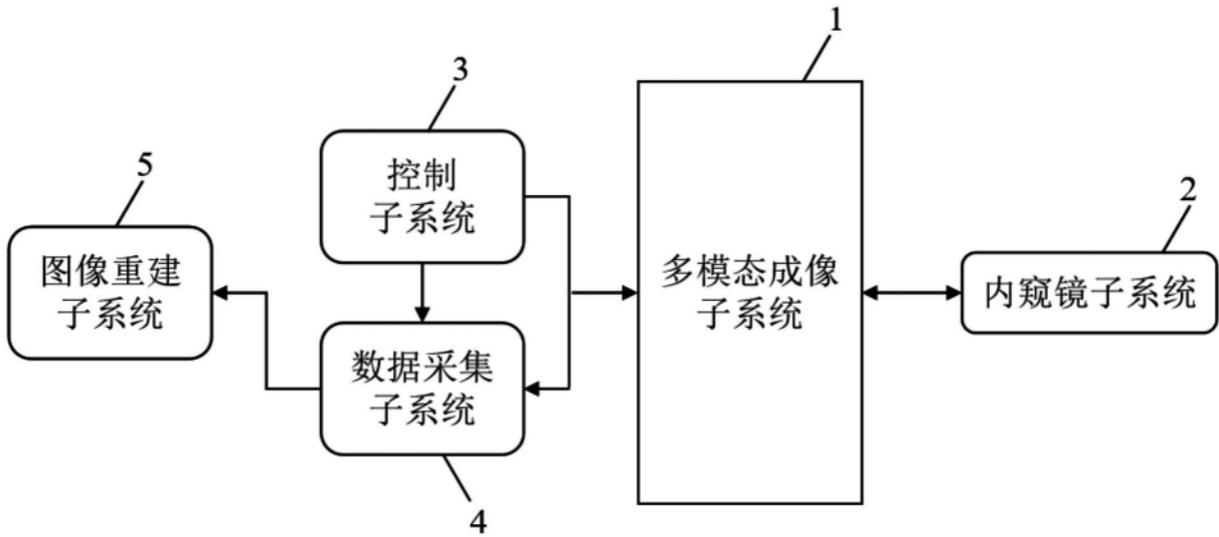


图1

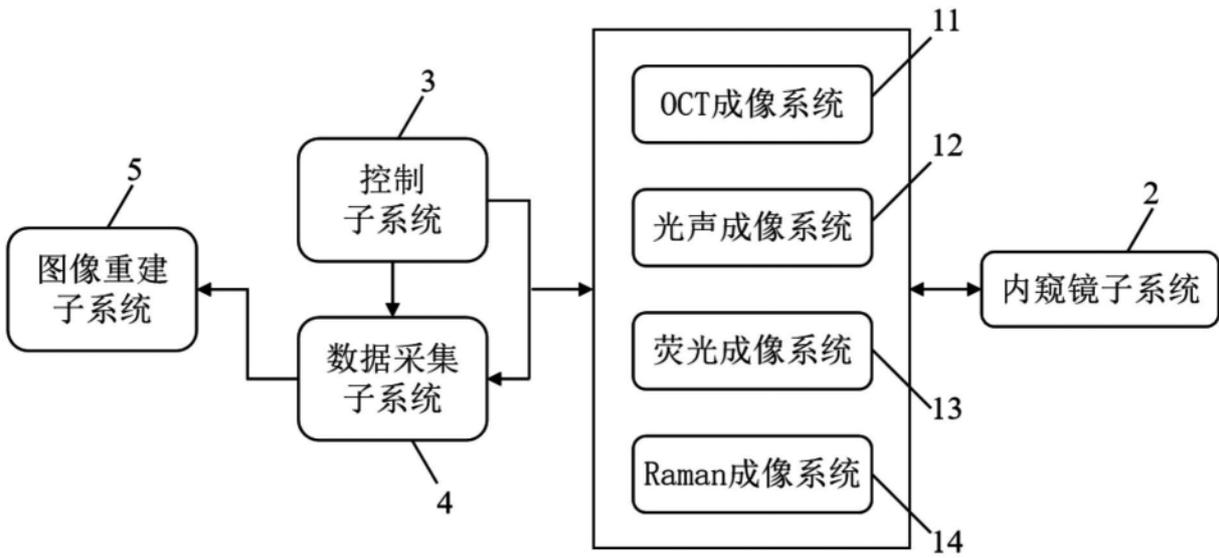


图2

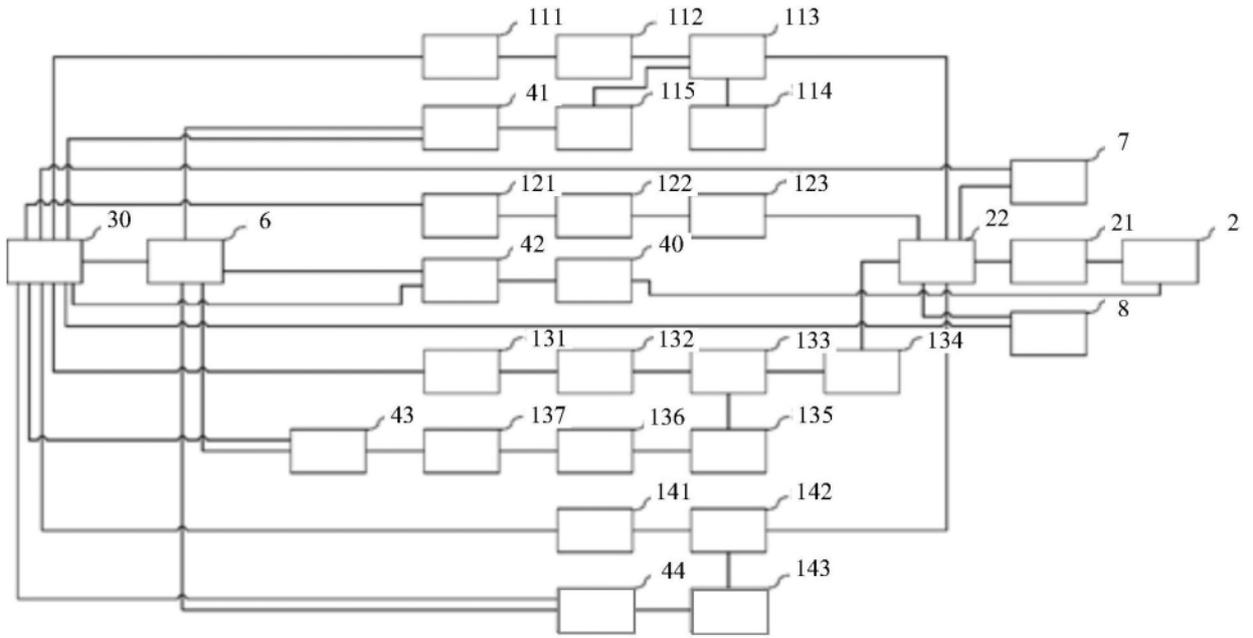


图3

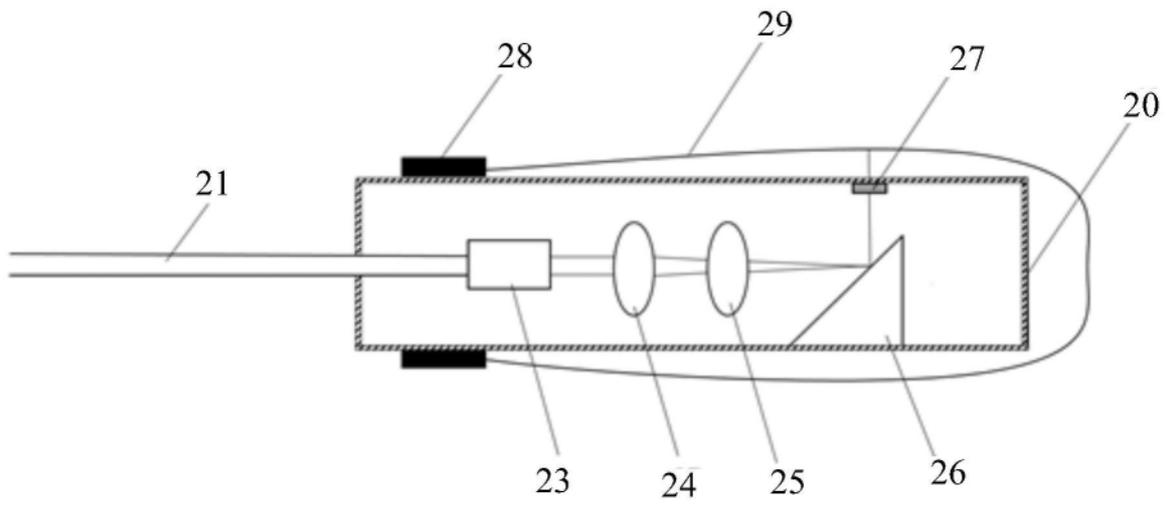


图4

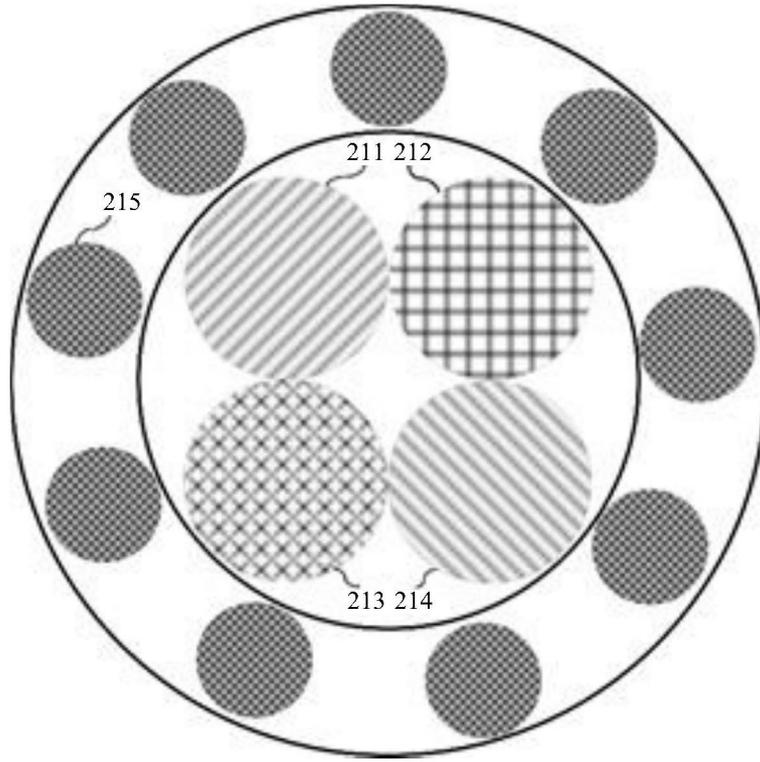


图5