



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110584615 A

(43)申请公布日 2019. 12. 20

(21)申请号 201910979733.7

(22)申请日 2019.10.15

(71)申请人 南方科技大学

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽学
苑大道1088号

(72)发明人 奚磊 郭恒

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 孟金喆

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

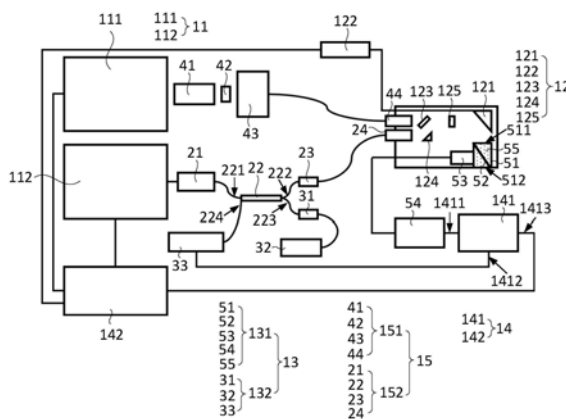
权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

一种双模态内窥成像系统

(57)摘要

本发明公开了一种双模态内窥成像系统,包括光源模块、光信号调制模块、信号采集模块和信号处理模块。光源模块用于产生并发射第一激光信号和第二激光信号;光信号调制模块用于调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号;信号采集模块用于采集目标物体产生的超声波信号和目标物体经激光扫描信号照射后散射的散射光信号发生相干后获得的相干光信号,并转化超声波信号为第一电信号,转换相干光信号为第二电信号;信号处理模块用于接收并处理第一电信号和第二电信号,得到目标物体的光声图像和光学相干层析图像。本发明提供的双模态内窥成像系统,能够同时获取目标物体的功能性信息和结构性信息。



1. 一种双模态内窥成像系统,其特征在于,包括光源模块、光信号调制模块、信号采集模块和信号处理模块;

所述光源模块包括第一激光光源和第二激光光源,所述第一激光光源用于产生并发射第一激光信号,所述第二激光光源用于发射第二激光信号;

所述光信号调制模块用于调制所述第一激光信号和所述第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号;

所述信号采集模块包括超声波信号采集单元和相干光信号采集单元;

所述超声波信号采集单元位于所述激光扫描信号的传播路径上,用于透射所述激光扫描信号至目标物体,采集所述目标物体产生的超声波信号,并转化所述超声波信号为第一电信号;

所述相干光信号采集单元用于接收相干光信号,并转换所述相干光信号为第二电信号,其中,所述相干光信号为所述目标物体经所述激光扫描信号照射后散射的散射光信号发生相干后获得的光信号;

所述信号处理模块分别与所述超声波信号采集单元和所述相干光信号采集单元电连接,所述信号处理模块用于接收并处理所述第一电信号和所述第二电信号,得到所述目标物体的光声图像和光学相干层析图像。

2. 根据权利要求1所述的双模态内窥成像系统,其特征在于,所述光信号调制模块包括微机电扫描振镜和扫描振镜驱动器;所述微机电扫描振镜位于所述第一激光信号和所述第二激光信号的传播路径上,用于调制所述第一激光信号和所述第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号;

所述扫描振镜驱动器分别与所述微机电扫描振镜和所述信号处理模块电连接,用于接收所述信号处理模块提供的扫描振镜控制信号,并根据所述扫描振镜控制信号控制所述微机电扫描振镜调制所述第一激光信号和所述第二激光信号的出射方向。

3. 根据权利要求1所述的双模态内窥成像系统,其特征在于,所述双模态内窥成像系统还包括光信号传输模块,所述光信号传输模块包括第一激光传输单元和第二激光传输单元;

所述第一激光传输单元位于所述第一激光光源的出射端且与所述光信号调制模块连接,用于将所述第一激光信号传输至所述光信号调制模块;

所述第二激光传输单元分别与所述第二激光光源和所述光信号调制模块连接,用于转换所述第二激光信号为第一偏振光信号,并将所述第一偏振光信号传输至所述光信号调制模块。

4. 根据权利要求3所述的双模态内窥成像系统,其特征在于,所述光信号调制模块还包括二向色镜、反射棱镜和聚焦透镜;

所述反射棱镜位于所述第一偏振光信号的传播路径上,用于将所述第一偏振光信号反射至所述二向色镜;

所述二向色镜位于所述第一激光信号的传播路径上,用于透射所述第一激光信号,并反射所述第一偏振光信号至所述聚焦透镜;

所述聚焦透镜用于对所述第一激光信号和所述第一偏振光信号进行聚焦。

5. 根据权利要求3所述的双模态内窥成像系统,其特征在于,所述第二激光传输单元包

括：光源隔离器、第一光纤耦合器、第一光纤偏振控制器和第一准直透镜；

所述光源隔离器分别与所述第二激光光源和所述第一光纤耦合器的第一端连接，所述光源隔离器用于防止所述相干光信号传输至所述第二激光光源；

所述第一光纤偏振控制器分别与所述第一光纤耦合器的第二端和所述第一准直透镜的入射端连接，用于将所述第二激光信号转换为偏振光，得到第一偏振光信号；

所述第一准直透镜用于将所述第一偏振光信号准直。

6. 根据权利要求5所述的双模态内窥成像系统，其特征在于，所述相干光信号采集单元包括：第二光纤偏振控制器、反射参考端和光谱仪；

所述第二光纤偏振控制器分别与所述第一光纤耦合器的第三端和所述反射参考端连接，用于将所述第二激光信号转换为偏振光，得到第二偏振光信号；所述反射参考端用于反射所述第二偏振光信号至所述第二光纤偏振控制器，得到参考偏振光信号；

所述光谱仪分别与所述第一光纤耦合器的第四端以及所述信号处理模块连接，用于接收所述相干光信号，转换所述相干光信号为第二电信号，并将所述第二电信号发送至所述信号处理模块，其中，所述相干光信号为所述散射光信号与所述参考偏振光信号发生相干后获得的光信号。

7. 根据权利要求3所述的双模态内窥成像系统，其特征在于，所述第一激光传输单元包括沿所述第一激光信号的传播方向依次设置的空间光滤波器、物镜、第二光纤耦合器和第二准直透镜；

所述第二光纤耦合器通过光纤与所述第二准直透镜连接。

8. 根据权利要求1所述的双模态内窥成像系统，其特征在于，所述第一激光光源包括脉冲激光器，所述脉冲激光器出射第一激光信号的脉宽为 W ，其中， $1\text{ns} \leq W \leq 5\text{ns}$ 。

9. 根据权利要求3所述的双模态内窥成像系统，其特征在于，所述超声波信号采集单元包括容器、设置于所述容器内的透光反声单元、超声换能器和信号放大器；

所述容器内填充有超声耦合剂，所述透光反声单元用于透射所述激光扫描信号至所述目标物体，并反射所述目标物体产生的超声波信号至所述超声换能器；

所述超声换能器用于采集所述目标物体产生的超声波信号，并转化所述超声波信号为第一电信号；

所述信号放大器分别与所述超声换能器和所述信号处理模块电连接，用于放大所述第一电信号并将放大后的所述第一电信号传输至所述信号处理模块。

10. 根据权利要求1所述的双模态内窥成像系统，其特征在于，所述信号处理模块包括数据采集器和中央处理单元；

所述数据采集器的第一输入端与所述超声波信号采集单元电连接，所述数据采集器的第二输入端与所述相干光信号采集单元电连接，所述数据采集器的输出端和所述中央处理单元电连接。

一种双模态内窥成像系统

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及成像技术领域,尤其涉及一种双模态内窥成像系统。

背景技术

[0002] 光学分辨率光声成像是近十年来发展迅速的一种具有高分辨率和高对比度的新型无损医学成像模式,引起了国内外越来越多的重视,已经被成功的应用于生物医学和临床诊断等领域。光声内窥成像技术作为光声成像的一个重要分支领域,结合光学成像和超声成像的优点,可广泛应用于血管内成像、食管成像等领域。

[0003] 然而,现有的光声内窥显微成像依然存在局限性,首先,光声内窥显微成像主要针对于目标物体中的光学吸收参数进行成像,因此主要用于对光吸收较高的血管进行成像,由于光声内窥显微成像对于光学散射参数的变化并不敏感,而光学散射参数又紧紧与生物组织的结构相关,因此光声内窥显微成像较难获取生物组织的结构,大大限制了光声内窥显微成像在临床研究中的应用。

发明内容

[0004] 本发明提供一种双模态内窥成像系统,以同时获取目标物体的血管网络分部信息和组织结构信息。

[0005] 本发明实施例提供了一种双模态内窥成像系统,包括光源模块、光信号调制模块、信号采集模块和信号处理模块;

[0006] 所述光源模块包括第一激光光源和第二激光光源,所述第一激光光源用于产生并发射第一激光信号,所述第二激光光源用于发射第二激光信号;

[0007] 所述光信号调制模块用于调制所述第一激光信号和所述第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号;

[0008] 所述信号采集模块包括超声波信号采集单元和相干光信号采集单元;

[0009] 所述超声波信号采集单元位于所述激光扫描信号的传播路径上,用于透射所述激光扫描信号至目标物体,采集所述目标物体产生的超声波信号,并转化所述超声波信号为第一电信号;

[0010] 所述相干光信号采集单元用于接收相干光信号,并转换所述相干光信号为第二电信号,其中,所述相干光信号为所述目标物体经所述激光扫描信号照射后散射的散射光信号发生相干后获得的光信号;

[0011] 所述信号处理模块分别与所述超声波信号采集单元和所述相干光信号采集单元电连接,所述信号处理模块用于接收并处理所述第一电信号和所述第二电信号,得到所述目标物体的光声图像和光学相干层析图像。

[0012] 可选的,所述光信号调制模块包括微机电扫描振镜和扫描振镜驱动器;所述微机电扫描振镜位于所述第一激光信号和所述第二激光信号的传播路径上,用于调制所述第一激光信号和所述第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号;

[0013] 所述扫描振镜驱动器分别与所述微机电扫描振镜和所述信号处理模块电连接,用于接收所述信号处理模块提供的扫描振镜控制信号,并根据所述扫描振镜控制信号控制所述微机电扫描振镜调制所述第一激光信号和所述第二激光信号的出射方向。

[0014] 可选的,所述双模态内窥成像系统还包括光信号传输模块,所述光信号传输模块包括第一激光传输单元和第二激光传输单元;

[0015] 所述第一激光传输单元位于所述第一激光光源的出射端且与所述光信号调制模块连接,用于将所述第一激光信号传输至所述光信号调制模块;

[0016] 所述第二激光传输单元分别与所述第二激光光源和所述光信号调制模块连接,用于转换所述第二激光信号为第一偏振光信号,并将所述第一偏振光信号传输至所述光信号调制模块。

[0017] 可选的,所述光信号调制模块还包括二向色镜、反射棱镜和聚焦透镜;

[0018] 所述反射棱镜位于所述第一偏振光信号的传播路径上,用于将所述第一偏振光信号反射至所述二向色镜;

[0019] 所述二向色镜位于所述第一激光信号的传播路径上,用于透射所述第一激光信号,并反射所述第一偏振光信号至所述聚焦透镜;

[0020] 所述聚焦透镜用于对所述第一激光信号和所述第一偏振光信号进行聚焦。

[0021] 可选的,所述第二激光传输单元包括:光源隔离器、第一光纤耦合器、第一光纤偏振控制器和第一准直透镜;

[0022] 所述光源隔离器分别与所述第二激光光源和所述第一光纤耦合器的第一端连接,所述光源隔离器用于防止所述相干光信号传输至所述第二激光光源;

[0023] 所述第一光纤偏振控制器分别与所述第一光纤耦合器的第二端和所述第一准直透镜的入射端连接,用于将所述第二激光信号转换为偏振光,得到第一偏振光信号;

[0024] 所述第一准直透镜用于将所述第一偏振光信号准直。

[0025] 可选的,所述相干光信号采集单元包括:第二光纤偏振控制器、反射参考端和光谱仪;

[0026] 所述第二光纤偏振控制器分别与所述第一光纤耦合器的第三端和所述反射参考端连接,用于将所述第二激光信号转换为偏振光,得到第二偏振光信号;所述反射参考端用于反射所述第二偏振光信号至所述第二光纤偏振控制器,得到参考偏振光信号;

[0027] 所述光谱仪分别与所述第一光纤耦合器的第四端以及所述信号处理模块连接,用于接收所述相干光信号,转换所述相干光信号为第二电信号,并将所述第二电信号发送至所述信号处理模块,其中,所述相干光信号为所述散射光信号与所述参考偏振光信号发生相干后获得的光信号。

[0028] 可选的,所述第一激光传输单元包括沿所述第一激光信号的传播方向依次设置的空间光滤波器、物镜、第二光纤耦合器和第二准直透镜;

[0029] 所述第二光纤耦合器通过光纤与所述第二准直透镜连接。

[0030] 可选的,所述第一激光光源包括脉冲激光器,所述脉冲激光器出射第一激光信号的脉宽为 W ,其中, $1\text{ns} \leq W \leq 5\text{ns}$ 。

[0031] 可选的,所述超声波信号采集单元包括容器、设置于所述容器内的透光反声单元、超声换能器和信号放大器;

[0032] 所述容器内填充有超声耦合剂,所述透光反声单元用于透射所述激光扫描信号至所述目标物体,并反射所述目标物体产生的超声波信号至所述超声换能器;

[0033] 所述超声换能器用于采集所述目标物体产生的超声波信号,并转化所述超声波信号为第一电信号;

[0034] 所述信号放大器分别与所述超声换能器和所述信号处理模块电连接,用于放大所述第一电信号并将放大后的所述第一电信号传输至所述信号处理模块。

[0035] 可选的,所述信号处理模块包括数据采集器和中央处理单元;

[0036] 所述数据采集器的第一输入端与所述超声波信号采集单元电连接,所述数据采集器的第二输入端与所述相干光信号采集单元电连接,所述数据采集器的输出端和所述中央处理单元电连接。

[0037] 本发明实施例提供的双模态内窥成像系统,将光声显微成像和光学相干层析成像集成到双模态内窥成像系统中,通过分析目标物体中的光学吸收参数以及分析目标物体的散射光信号与向目标发射的第二激光信号之间的干涉信息来进行成像,能够同时重构出生物材料内部血管网络分布的功能性信息和组织结构信息的三维图像。本发明实施例提供的双模态内窥成像系统通过光学相干层析成像探测目标物体内部不同深度的后向散射光来获得目标物体内部的图像,与光声显微成像互为补充,解决了光声显微成像对于目标物体的光学散射参数的变化不敏感导致无法获取生物组织的结构的问题,使得该系统能够获得更多的目标物体信息,大大增加了系统的应用价值。

附图说明

[0038] 图1为本发明实施例提供的一种双模态内窥成像系统的结构示意图;

[0039] 图2为本发明实施例提供的另一种双模态内窥成像系统的结构示意图;

[0040] 图3为本发明实施例提供的一种双模态内窥成像系统的光路示意图。

具体实施方式

[0041] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部结构。

[0042] 图1为本发明实施例提供的一种双模态内窥成像系统的结构示意图,如图1所示,本发明实施例提供的双模态内窥成像系统包括光源模块11、光信号调制模块12、信号采集模块13和信号处理模块14。光源模块11包括第一激光光源111和第二激光光源112,第一激光光源111用于产生并发射第一激光信号,第二激光光源112用于发射第二激光信号。光信号调制模块12用于调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号。信号采集模块13包括超声波信号采集单元131和相干光信号采集单元132,超声波信号采集单元131位于激光扫描信号的传播路径上,用于透射激光扫描信号至目标物体,采集目标物体产生的超声波信号,并转化超声波信号为第一电信号;相干光信号采集单元132用于接收相干光信号,并转换相干光信号为第二电信号,其中,相干光信号为目标物体经激光扫描信号照射后散射的散射光信号发生相干后获得的光信号。信号处理模块14分别与超声波信号采集单元131和相干光信号采集单元132电连接,信号处理模块14用于接收并处理第一电信号

和第二电信号,得到目标物体的光声图像和光学相干层析图像。

[0043] 其中,第一激光光源111发射第一激光信号,第二激光光源112发射第二激光信号,可选的,第一激光信号为单波长激光信号,第二激光信号为多光谱激光信号。光信号调制模块12调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号,并使得激光扫描信号对目标物体的成像区域进行扫描。扫描时,超声波信号采集单元131透射激光扫描信号至目标物体,目标物体的各个扫描位置产生超声波信号,超声波信号采集单元131采集目标物体产生的超声波信号,并转化超声波信号为第一电信号,信号处理模块14接收、保存并处理第一电信号,得到目标物体的光声图像。激光扫描信号扫描目标物体时,目标物体的各个扫描位置经激光扫描信号照射后发生散射,从而产生散射光信号,相干光信号采集单元132接收目标物体经激光扫描信号照射后散射的散射光信号发生相干之后产生的相干光信号,并转换相干光信号为第二电信号,信号处理模块14接收、保存并处理第二电信号,得到目标物体的光学相干层析图像。

[0044] 本发明实施例提供的双模态内窥成像系统,结合了光声显微成像和光学相干层析成像两种成像模式,其中,光声显微成像主要针对于目标物体中的光学吸收参数进行成像,对于目标物体的光学散射参数的变化并不敏感,而光学散射参数又与生物组织的结构紧紧相关,本发明实施例提供的技术方案将光学相干层析成像集成到双模态内窥成像系统中,光学相干层析成像基于低相干干涉原理获得深度方向的层析能力,通过扫描可以重构出生物组织或材料内部结构的三维图像,其信号对比度源于目标物体内部光学散射特性的空间变化,通过分析目标物体的散射光信号发生相干后产生的相干光信号的干涉信息来进行成像。本发明实施例提供的双模态内窥成像系统通过光学相干层析成像探测目标物体内部不同深度的后向散射光来获得目标物体内部的图像,与光声显微成像互为补充,使得该系统能够获得更多的目标物体信息,大大增加了系统的应用价值。

[0045] 可选的,第二激光光源112为宽谱发光二极管,光学相干层析成像需要宽谱光作为光源,从而满足光学相干层析成像的要求,第二激光信号的中心波长和谱宽可根据成像目标物体的需求依实际情况进行选择。

[0046] 可选的,光信号调制模块12包括微机电扫描振镜121和扫描振镜驱动器122;微机电扫描振镜121位于第一激光信号和第二激光信号的传播路径上,用于调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号。扫描振镜驱动器122分别与微机电扫描振镜121和信号处理模块14电连接,用于接收信号处理模块14提供的扫描振镜控制信号,并根据扫描振镜控制信号控制微机电扫描振镜121调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向。

[0047] 其中,第一激光光源111发射第一激光信号,第二激光光源112发射第二激光信号,信号处理模块14通过扫描振镜驱动器122控制微机电扫描振镜121转动,调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号,并使得激光扫描信号对目标物体的成像区域进行扫描。

[0048] 目前,国内外常用微型扫描电机带动整个内窥探头旋转来得到三维高分辨率光声图像。然而这种方法往往使得成像探头体积大、成像速度慢,并且对微型扫描电机的要求也较为苛刻,大大限制了光声内窥成像技术在临床研究中的应用。本发明实施例利用扫描振镜驱动器122接收信号处理模块14提供的扫描振镜控制信号,并根据扫描振镜控制信号控

制微机电扫描振镜121调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向,得到激光扫描信号。与现有技术中应用微型扫描电机带动整个内窥探头旋转来对目标物体进行扫描的方法相比,无需使用外部机械电机,通过微机电扫描振镜121调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向实现对目标物体的二维扫描,由于目标样品不同深度的位置产生超声波信号的时间不同,通过分析采集的超声波信号的时间即可实现三维高质量光声成像,解决了现有技术中成像探头体积大、成像速度慢,以及对微型扫描电机的要求高的技术问题,大大缩减了双模态内窥成像系统的体积,成本低廉、易于操作,并使得成像速度更快,图像信噪比更高,有效的扩大了光学分辨率双模态内窥成像系统在科研与临床医学中的应用范围。

[0049] 可选的,扫描振镜驱动器122为多功能函数发生器,函数发生器可产生任一波形的信号,可通过调幅、调频、调相、脉宽调制等方法驱动微机电扫描振镜121转动,从而对微机电扫描振镜121进行控制,使得控制更加自由灵活。

[0050] 微机电扫描振镜121可根据需求选择,示例性的,微机电扫描振镜121选用WM-S3.1型号微镜,镜面尺寸1mm,机械转角最大为 5° ,以满足本发明实施例中双模态内窥成像系统的尺寸和成像面积的需求,本发明对此不作限定。

[0051] 继续参考图1所示,可选的,本发明实施例提供的双模态内窥成像系统还包括光信号传输模块15,光信号传输模块15包括第一激光传输单元151和第二激光传输单元152。第一激光传输单元151位于第一激光光源111的出射端且与光信号调制模块12连接,用于将第一激光信号传输至光信号调制模块12。第二激光传输单元152分别与第二激光光源112和光信号调制模块12连接,用于转换第二激光信号为第一偏振光信号,并将第一偏振光信号传输至光信号调制模块12。

[0052] 其中,通过激光传输单元151将第一激光光源111发射的第一激光信号进行滤波、聚焦和准直,保证光信号调制模块12调制第一激光信号的出射方向的精确度,从而确保光声成像的质量。通过第二激光传输单元152将第二激光光源112发射的第二激光信号转换为第一偏振光信号并进行准直,减少第一偏振光信号在传输过程中的损耗,利用目标物体对于偏振光的敏感性,通过处理分析目标物体经第一偏振光信号照射后产生的散射光信号发生相干后的相干光信号,得到高空间分辨率和高信噪比的光学相干层析图像。

[0053] 图2为本发明实施例提供的另一种双模态内窥成像系统的结构示意图,如图2所示,可选的,光信号调制模块12还包括二向色镜123、反射棱镜124和聚焦透镜125。反射棱镜124位于第一偏振光信号的传播路径上,用于将第一偏振光信号反射至二向色镜123。二向色镜123位于第一激光信号的传播路径上,用于透射第一激光信号,并反射第一偏振光信号至聚焦透镜125,聚焦透镜125用于对第一激光信号和第一偏振光信号进行聚焦。

[0054] 图3为本发明实施例提供的一种双模态内窥成像系统的光路示意图,如图3所示,实线为第一激光信号的光路,虚线为第二激光信号的光路,示例性的,反射棱镜124为小型直角反射棱镜,体积更小,使得调节更加便捷。由于二向色镜123具有透射一定波长的光,并反射另一些波长的光的特性,第二激光传输单元152出射的第一偏振光信号经过反射棱镜124沿 90° 反射至二向色镜123的中心,再经二向色镜123反射。二向色镜123和聚焦透镜125共轴安放组装,第一激光传输单元151出射的第一激光信号透过二向色镜123,并与经二向色镜123反射的第一偏振光信号汇合,汇合后的光束通过聚焦透镜125进行聚焦。微机电扫描振镜121与聚焦透镜125共轴组装,汇合后的光束传输至微机电扫描振镜121的表面,并沿

90°垂直向下反射,照射在目标物体上。通过使用二向色镜123使得第二激光传输单元152出射的第一偏振光信号和第一激光传输单元151出射的第一激光信号能够通过一个微机电扫描振镜121进行调制,从而减小双模态内窥成像系统的体积。

[0055] 可选的,聚焦透镜125为双胶合透镜,双胶合透镜结构简单且光能损失小。

[0056] 继续参考图2和图3所示,第二激光传输单元152包括:光源隔离器21、第一光纤耦合器22、第一光纤偏振控制器23和第一准直透镜24。光源隔离器21分别与第二激光光源112和第一光纤耦合器22的第一端221连接,光源隔离器21用于防止相干光信号传输至第二激光光源112。第一光纤偏振控制器23分别与第一光纤耦合器22的第二端222和第一准直透镜24的入射端连接,用于将第二激光信号转换为偏振光,得到第一偏振光信号,第一准直透镜24用于将第一偏振光信号准直。

[0057] 其中,光源隔离器21只允许单向光通过,能够有效避免相干光信号传输回第二激光光源112。第二激光光源112、光源隔离器21、第一光纤耦合器22、第一光纤偏振控制器23和第一准直透镜24之间均通过光纤连接,光纤可选用单模光纤,便于光信号调制模块12进行移动调节,提高双模态内窥成像系统的灵活性和便捷性。第一准直透镜24与反射棱镜124共轴安放,可选的,第一准直透镜24为可调节准直透镜,便于对光路进行调整。

[0058] 可选的,第一光纤耦合器22为2×2宽带光纤耦合器,满足多种第二激光信号的传输要求。

[0059] 继续参考图2和图3所示,可选的,相干光信号采集单元132包括:第二光纤偏振控制器31、反射参考端32和光谱仪33。第二光纤偏振控制器31分别与第一光纤耦合器22的第三端223和反射参考端32连接,用于将第二激光信号转换为偏振光,得到第二偏振光信号,反射参考端32用于反射第二偏振光信号至第二光纤偏振控制器31,得到参考偏振光信号。光谱仪33分别与第一光纤耦合器22的第四端224以及信号处理模块14连接,用于接收相干光信号,转换相干光信号为第二电信号,并将第二电信号发送至信号处理模块14,其中,相干光信号为散射光信号与参考偏振光信号发生相干后获得的光信号。

[0060] 其中,第二激光信号经过第二激光传输单元152和光信号调制模块12之后,照射在目标物体的表面,目标物体产生的散射光信号沿着原来的传播路线传输至第一光纤耦合器22的第二端222。第二光纤偏振控制器31将第二激光信号转换为第二偏振光信号,反射参考端32反射第二偏振光信号至第二光纤偏振控制器31,得到参考偏振光信号。参考偏振光信号传输至第一光纤耦合器22的第三端223,散射光信号和参考偏振光信号在第一光纤耦合器22中发生弱相干,光谱仪33接收发生弱相干之后的相干光信号,并将其转换为第二电信号,信号处理模块14接收、保存并处理第二电信号,得到目标物体的光学相干层析图像,从而实现对目标物体内部的探测。

[0061] 继续参考图2和图3所示,可选的,激光传输单元151包括沿第一激光信号的传播方向依次设置的空间光滤波器41、物镜42、第二光纤耦合器43和第二准直透镜44,第二光纤耦合器43通过光纤与第二准直透镜44连接。

[0062] 其中,第一激光光源111、空间光滤波器41、物镜42和第二光纤耦合器43共轴安装组装,第二光纤耦合器43通过光纤与第二准直透镜44连接,光纤可选用单模光纤,便于光信号调制模块12进行位置移动调节,提高双模态内窥成像系统的灵活性和便捷性。第一激光光源111输出的第一激光信号首先经过空间光滤波器41进行空间滤波,使第一激光信号的

光斑变为标准高斯光斑,提高成像的精确度。随后第一激光信号光束经过物镜42聚焦,聚焦后的光束通过第二光纤耦合器43耦合进入光纤中,以减少第一激光信号的衰减。第二准直透镜44、二向色镜123和聚焦透镜125依次共轴安放组装,第二准直透镜44对第一激光信号进行准直,保证光信号调制模块12调制第一激光信号的出射方向的精确度。

[0063] 可选的,第二准直透镜44为可调节准直透镜,便于对光路进行调整。

[0064] 可选的,第一激光光源111包括脉冲激光器,脉冲激光器出射第一激光信号的脉宽为 W ,其中, $1\text{ns} \leq W \leq 5\text{ns}$ 。

[0065] 其中,脉冲激光器可选用高重复频率纳秒脉冲激光器,脉冲激光器发出脉冲激光信号,脉冲激光信号的脉宽 W 可选在 1ns - 5ns 之间,选择合适的第一激光信号的脉宽 W ,保证发出的脉冲激光信号具有足够的脉冲功率,提高光声成像的分辨率,第一激光信号的波长可以根据成像目标物体的不同进行选择。示例性的,脉冲激光器可选用FQS-200-1-532激光器,其可产生波长为 532nm ,脉冲宽度 $<5\text{ns}$,最高重频 10kHz 的脉冲激光信号,并在输出脉冲激光信号的同时发出同步脉冲信号。

[0066] 可选的,如图2所示,第一激光光源111和第二激光光源112均与信号处理模块14电连接,信号处理模块14协调控制第一激光光源111和第二激光光源112同步运行,提高内窥成像的质量。

[0067] 继续参考图2所示,可选的,超声波信号采集单元131包括容器51、设置于所述容器内的透光反声单元52、超声换能器53和信号放大器54。容器51内填充有超声耦合剂55,透光反声单元52用于透射激光扫描信号至目标物体,并反射目标物体产生的超声波信号至超声换能器53。超声换能器53用于采集目标物体产生的超声波信号,并转化超声波信号为第一电信号。信号放大器54分别与超声换能器53和信号处理模块14电连接,用于放大第一电信号并将放大后的第一电信号传输至信号处理模块14。

[0068] 示例性的,如图2所示,容器51为内部充满透明的超声耦合剂55的矩形封闭腔体,进光口511和出光口512相对设置,目标物体设置在出光口512处。容器51内部设置有透光反声单元52,超声换能器53设置在容器51与进光口511和出光口512相邻的侧面,透光反声单元52分别与出光口512和超声换能器53所在的面成 45° 角,在光信号调制模块12中汇合后的激光扫描信号和多光谱光扫描信号通过进光口511进入容器51中并穿过透光反声单元52,通过出光口512照射在目标物体表面,目标物体经照射后发生光声效应和后向散射,产生超声波信号和散射光信号。其中超声波信号经透光反声单元52反射后被超声换能器53接收并转化超声波信号为第一电信号,散射光信号则穿过透光反声单元52沿原光路返回。信号放大器54用于放大第一电信号并将放大后的第一电信号传输至信号处理模块14,以提高超声换能器53接收的超声波信号的信噪比。

[0069] 继续参考图2所示,可选的,信号处理模块14包括数据采集器141和中央处理单元142。数据采集器141的第一输入端1411与超声波信号采集单元131电连接,数据采集器141的第二输入端1412与相干光信号采集单元132电连接,数据采集器141的输出端1413和中央处理单元142电连接。

[0070] 其中,数据采集器141分别与超声波信号采集单元131和相干光信号采集单元132电连接,用于将超声波信号采集单元131输出的第一电信号和相干光信号采集单元132输出的第二电信号转换为数字信号,以便于中央处理单元142对数字信号进行处理。可选的,中

央处理单元142为计算机,计算机内安装有采集控制软件 and 数据处理软件,采集控制软件可选择Labview软件,用于控制光信号调制模块12对成像目标物体进行扫描,以及控制信号采集模块13采集目标物体的成像区域内每一个扫描点处由超声波信号和散射光信号的到的第一电信号和第二电信号。数据处理软件可以是Matlab软件,用于对采集到的第一电信号和第二电信号进行处理,从而同时重建出成像目标物体的光声图像和光学相干层析图像。

[0071] 综上所述,本发明实施例提供了一种具有基于微机电扫描振镜的光声成像和光学相干层析成像双模态的双模态内窥成像系统,信号采集模块13包括用于光声成像的超声波信号采集单元131和用于光学相干层析成像的相干光信号采集单元132。示例性的,本发明实施例提供的双模态内窥成像系统的工作过程如下,第一激光光源111发出第一激光信号,第一激光信号通过激光传输单元151进入光信号调制模块12,中央处理单元142通过扫描振镜驱动器122控制微机电扫描振镜121转动,得到激光扫描信号,并使得激光扫描信号沿着超声换能器53的探测区域对目标物体进行光栅式扫描,从而以较短的路径对目标物体的成像区域进行扫描,提高扫描速率。超声换能器53固定在容器51中,且与透光反声单元52共轴组装,激光扫描信号从容器51的进光口511进入,经过超声耦合剂55和透光反声单元52聚焦到容器51出光口512处的目标物体表面,从而使得目标物体产生超声波信号。扫描时目标物体上各个扫描位置产生的超声波信号通过超声耦合剂55传播,并被容器51内部的透光反声单元52反射至超声换能器53,超声换能器53将超声波信号转换为第一电信号,第一电信号经过信号放大器54放大后由数据采集器141转换为数字信号并传送至中央处理单元142,中央处理单元142在第一激光光源111同步脉冲的触发下将数据记录、保存和处理,完成对目标物体成像区域内的超声波信号的采集,获得目标物体的光声图像。

[0072] 同时,第二激光光源112发出连续的第二激光信号,第二激光信号经过第二激光传输单元152进入光信号调制模块12与第一激光信号汇成一路,第二激光信号经过光信号调制模块12调制之后,得到多光谱光扫描信号,多光谱光扫描信号穿过容器51、超声耦合剂55和透光反声单元52聚焦到容器51出光口512处的目标物体表面,目标物体产生的后向散射光信号由于光路可逆原理原路返回,并重新进入第一光纤偏振控制器23和第一光纤耦合器22,并与反射参考端32反射的参考偏振光信号发生弱干涉,干涉后的光信号由高精度的光谱仪33接收并转换为第二电信号,并通过数据采集器141转换第二电信号为数字信号,中央处理单元142将数据记录、保存和处理,完成对目标物体成像区域内的散射光信号的采集,获得目标物体的光学相干层析图像。

[0073] 本发明实施例提供的双模态内窥成像系统,集成了光学分辨率光声成像和光学相干层析成像两种成像模式,适应性强,进一步的扩大了内窥成像系统的应用范围。通过微机电扫描振镜121同时调制第一激光信号和第二激光信号,使其汇合成聚焦光束并沿着目标物体的成像区域做光栅式扫描,在完成激光扫描信号对目标物体的扫描的同时也完成了多光谱光扫描信号对目标物体的扫描,并且,对光声信号的探测与对散射光信号的探测互不干扰,能够同时完成对目标物体的光声成像和光学相干层析成像,能够一次性获得目标物体的三维高质量图像和多种参数信息,实现了双模态成像结构。本发明实施例提供的双模态内窥成像系统,大大缩减了内窥成像系统的体积,并且成本低廉、且图像信噪比更高,能够一次性获得目标物体的多种参数信息,有效的扩大了光学分辨率双模态内窥成像系统在科研与临床医学中的应用范围,具有广泛的研究前景和应用价值。

[0074] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

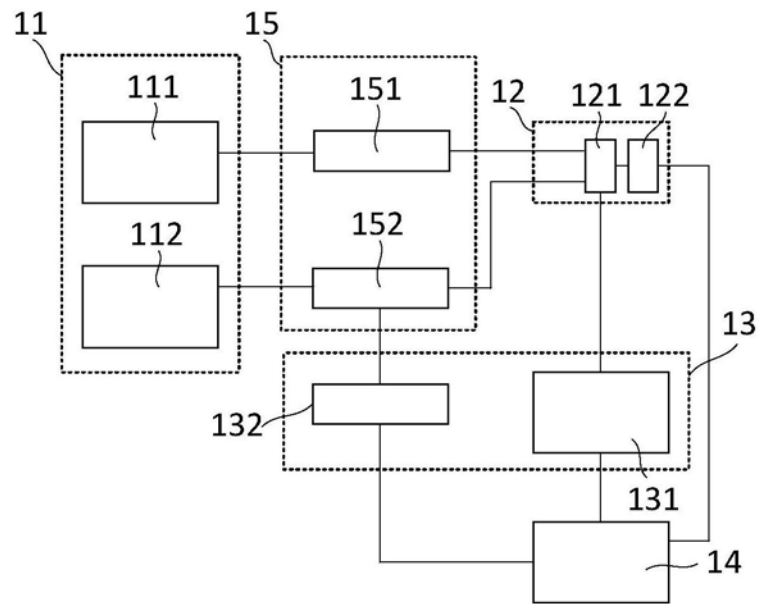


图1

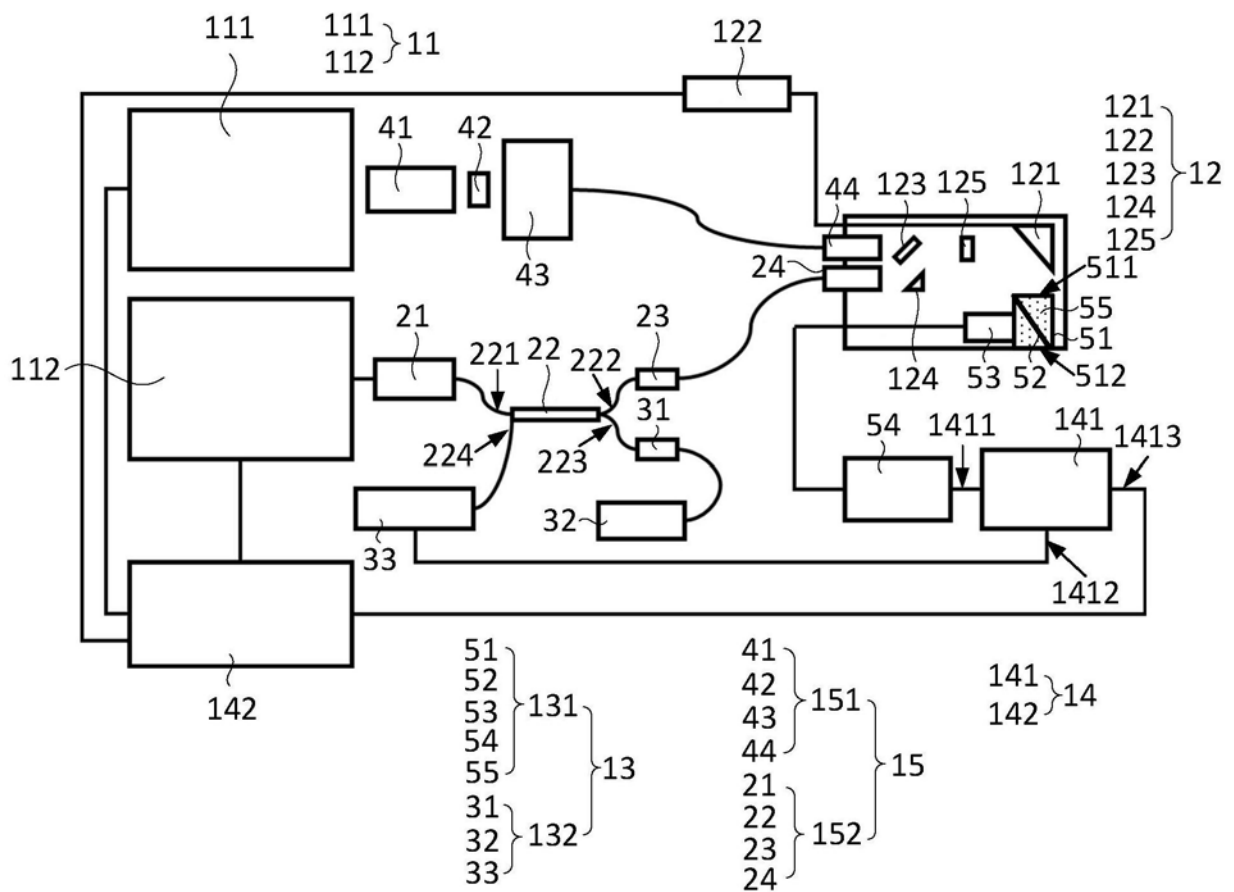


图2

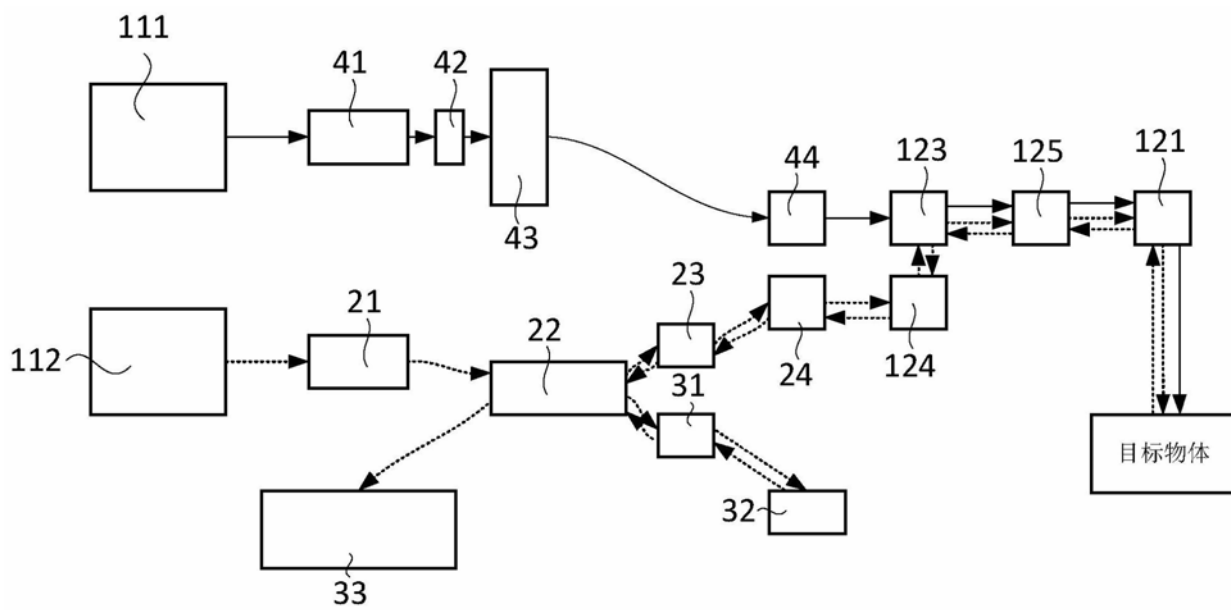


图3

专利名称(译)	一种双模态内窥成像系统		
公开(公告)号	CN110584615A	公开(公告)日	2019-12-20
申请号	CN201910979733.7	申请日	2019-10-15
[标]申请(专利权)人(译)	南方科技大学		
申请(专利权)人(译)	南方科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	南方科技大学		
[标]发明人	奚磊 郭恒		
发明人	奚磊 郭恒		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/12 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00165 A61B5/0033 A61B5/0066 A61B5/0073 A61B5/0084 A61B5/0095 A61B8/12 A61B8/44 A61B8/5261		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种双模态内窥成像系统，包括光源模块、光信号调制模块、信号采集模块和信号处理模块。光源模块用于产生并发射第一激光信号和第二激光信号；光信号调制模块用于调制第一激光信号和第二激光信号的出射方向，得到激光扫描信号；信号采集模块用于采集目标物体产生的超声波信号和目标物体经激光扫描信号照射后散射的散射光信号发生相干后获得的相干光信号，并转化超声波信号为第一电信号，转换相干光信号为第二电信号；信号处理模块用于接收并处理第一电信号和第二电信号，得到目标物体的光声图像和光学相干层析图像。本发明提供的双模态内窥成像系统，能够同时获取目标物体的功能性信息和结构性信息。

