



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106680214 A

(43)申请公布日 2017.05.17

(21)申请号 201710165093.7

(22)申请日 2017.03.20

(71)申请人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区中山大
道西55号

(72)发明人 邢达 汪倩 杨思华 杨芬

(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 李斌

(51)Int.Cl.

G01N 21/17(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

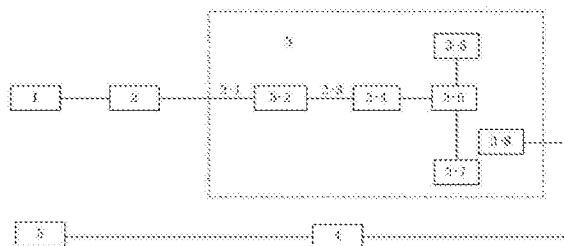
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜装置及其方法

(57)摘要

本发明公开了一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置及方法,装置包括激光发射系统、光耦合系统、腹腔镜系统、信号传输系统以及信号处理系统;所述激光发射系统采用激光器;所述光耦合系统包括耦合器,耦合器通过多模光纤与腹腔镜系统连接;所述腹腔镜系统包括准直器、聚焦透镜、函数发生器、MEMS镜和内窥探头,所述准直器、聚焦透镜、MEMS镜顺序连接,所述函数发生器与MEMS镜连接,所述内窥探头连接至信号传输系统;所述信号传输系统包括放大器、示波器、锁相放大器。本发明采用MEMS镜控制激光在组织样品上实现X-Y平面二维扫描,实现组织样品保持不动,控制激光进行二维扫描;并且可以克服传统光声表面成像的局限,属于微创检测技术领域。



1. 一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置,其特征在于:包括激光发射系统、光耦合系统、腹腔镜系统、信号传输系统以及信号处理系统;所述激光发射系统、光耦合系统、腹腔镜系统、信号传输采集系统、信号处理系统按照光信号的传输方向顺序连接;所述激光发射系统采用激光器;所述光耦合系统包括耦合器,耦合器通过多模光纤与腹腔镜系统连接;所述腹腔镜系统包括准直器、聚焦透镜、函数发生器、MEMS镜和内窥探头,所述准直器、聚焦透镜、MEMS镜顺序连接,所述函数发生器与MEMS镜连接,所述内窥探头连接至信号传输系统,所述内窥探头为超声探测器;所述信号传输系统包括放大器、示波器、锁相放大器;所述信号处理系统是计算机,所述超声探测器、放大器、示波器、锁相放大器和计算机依次相连,所述计算机安装有采集控制及信号处理系统;

测试时,组织样品放置在平台上,并浸没在耦合槽的耦合液中;所述腹腔镜系统设置在组织样品正上方,且腹腔镜不偏离组织样品表面,所述激光器发出的脉冲激光通过光纤和聚焦透镜聚焦,照在组织样品上;所述超声探测器对准组织样品,且超声探测器的下端进入耦合槽的耦合液中,接收组织样品被激发出的光声信号;所述腹腔镜系统中的MEMS镜控制脉冲激光进行逐点扫描组织样品。

2. 根据权利要求1所述的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置,其特征在于:所述激光器发出的脉冲激光波长为400~2500nm,脉冲宽度为1~50ns,重复频率为1Hz~100kHz。

3. 根据权利要求1所述的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置,其特征在于:所述多模光纤的纤芯直径为62.5 μ m。

4. 根据权利要求1所述的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置,其特征在于:所述MEMS镜工作电压6V,直径为4.5mm,最大扫描范围为3cm $\times$ 3cm。

5. 根据权利要求1所述的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置,其特征在于:所述函数发生器可以产生两路幅值为0~9V,频率范围为0~1000Hz的三角波信号。

6. 根据权利要求1所述的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置,其特征在于:所述超声探测器的主频为3MHz,体积为3mm $\times$ 3mm $\times$ 5mm;频带宽为1.8~4.2MHz。

7. 根据权利要求1所述的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置,其特征在于:所述示波器的采样率为2.5GHz,锁相放大器的采样率为102KHz,所述计算机安装的采集控制及信号处理系统利用Labview和Matlab程序编写而成。

8. 一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的成像方法,其特征在于:包括下述步骤:

1) 将组织样品放置在样品槽上,并浸没在耦合槽的耦合液中;将腹腔镜设置在组织样品正上方,并调整腹腔镜的高度使腹腔镜的焦点不偏离组织样品表面;将超声探测器对准组织样品,并使超声探测器的下端进入耦合槽的耦合液中;

2) 激光器发出脉冲激光,该脉冲激光通过多模光纤、准直器和聚焦透镜聚焦,形成聚焦光束照在MEMS镜上,激光通过MEMS镜照在组织样品上,激发出光声信号,光声信号经过耦合槽中的耦合液后被内窥探头接收;

3) 内窥探头接收的光声信号经放大器放大后,被示波器和锁相放大器采集,示波器和锁相放大器将采集的信号信息存储到计算机中,函数发生器控制MEMS镜使脉冲激光进行逐点扫描样品,并对应的组织样品上形成X-Y二维平面扫描区域;

4) 示波器采集完全部信号后,计算机将各点的信号对时间进行一次积分,得到组织样

品表面振动位移的时间函数;获取组织样品表面振动位移从零上升至其最大值时所需时间,利用该时间计算各点的组织样品定量弹性模量;根据计算的定量弹性模量,重建出组织样品的定量弹性二维图像,最后通过锁相放大器采集的相位信息,得到光声粘弹图像,粘性系数通过结合已得到的弹性模量和基于Kelvin-Voigt模型的损耗角得到。

9.根据权利要求8所述的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的成像方法,其特征在于:步骤(4)中,所述计算机将各点的信号对时间进行处理是指:

计算机利用Matlab程序将各点的信号对时间进行一次积分。

10.根据权利要求8所述的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的成像方法,其特征在于:步骤(4)中,所述计算各点的组织样品定量弹性模量,采用下式:

$$E = 2.998\rho\left(\frac{R}{t_{\max}}\right)^2$$

其中, ρ 为生物组织密度, R 为激光光斑半径, $t_{\max}$ 为组织样品表面振动位移从零上升至其最大值时所需时间。

一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜装置及其方法

技术领域

[0001] 本发明涉及微创检测技术领域,特别涉及一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜装置及其方法。

背景技术

[0002] 病理过程和组织异常往往与生物组织力学性质,比如弹性和粘性的改变密切相关。目前,通过检测组织的弹性预测组织疾病的方法已经被医生及影像学研究者广泛地接收,如利用超声弹性检测的方法实现无损肝硬化的检测方法已经应用于临床疾病的参数检测。利用腹腔镜准确微创的定量生物组织的弹性模量和粘性系数不仅可以检测,甚至还能诊断多种疾病比如说肝纤维化的病变。

[0003] 目前,利用光声方法检测组织弹性在我国已有报道,如2011年9月7日公开的发明专利:光声弹性成像方法与装置,申请人:华南师范大学,申请日:2011年1月14日,申请号:201110008213.5,其采用了强度调制的连续光源激发产生超声信号,通过测量该信号与调制信号之间的相位差并逐点扫描可以重建出检测组织样品的弹性分布图像。但在上述方法中,未能够实现组织弹性模量的定量测量,也就是不能获得弹性模量的绝对值,只能提供相对值,降低了该方法在实际应用中测量结果的准确性。

[0004] 如2015年12月16日公开的发明专利:光声定量弹性成像方法及装置,申请人:华南师范大学,申请日:2015年12月16日,申请号:201510944323.0,其采用了步进电机移动样品组织实现二维扫描,这种成像方式的成像深度只有几个毫米,只适用于表面成像,适用度不高。但本专利可以实现组织样品保持不动,通过激光光焦点的移动实现二维扫描,扩大了适用范围。腹腔镜可以实现微创地进入腹腔,将工作距离拉近为几个毫米,克服了光声表面成像的局限。

发明内容

[0005] 本发明的目的是为了解决光声定量弹性和粘性成像的不足,提供了一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置和成像方法,该方法可以实现微创、高分辨的组织弹性和粘性定量测量和成像。

[0006] 为了达到上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0007] 本发明提供一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置,包括激光发射系统、光耦合系统、腹腔镜系统、信号传输系统以及信号处理系统;所述激光发射系统、光耦合系统、腹腔镜系统、信号传输采集系统、信号处理系统按照光信号的传输方向顺序连接;所述激光发射系统采用激光器;所述光耦合系统包括耦合器,耦合器通过多模光纤与腹腔镜系统连接;所述腹腔镜系统包括准直器、聚焦透镜、函数发生器、MEMS镜和内窥探头,所述准直器、聚焦透镜、MEMS镜顺序连接,所述函数发生器与MEMS镜连接,所述内窥探头连接至信号传输系统,所述内窥探头为超声探测器;所述信号传输系统包括放大器、示波器、锁相放大器;所述信号处理系统是计算机,所述超声探测器、放大器、示波器、锁相放大器和计算机

依次相连,所述计算机安装有采集控制及信号处理系统;

[0008] 测试时,组织样品放置在平台上,并浸没在耦合槽的耦合液中;所述腹腔镜系统设置在组织样品正上方,且腹腔镜不偏离组织样品表面,所述激光器发出的脉冲激光通过光纤和聚焦透镜聚焦,照在组织样品上;所述超声探测器对准组织样品,且超声探测器的下端进入耦合槽的耦合液中,接收组织样品被激发出的光声信号;所述腹腔镜系统中的MEMS镜控制脉冲激光进行逐点扫描组织样品。

[0009] 作为优选的技术方案,所述激光器发出的脉冲激光波长为400~2500nm,脉冲宽度为1~50ns,重复频率为1Hz~100kHz。

[0010] 作为优选的技术方案,所述多模光纤的纤芯直径为62.5 μ m。

[0011] 作为优选的技术方案,所述MEMS镜工作电压6V,直径为4.5mm,最大扫描范围为3cm $\times$ 3cm。

[0012] 作为优选的技术方案,所述函数发生器可以产生两路幅值为0~9V,频率范围为0~1000Hz的三角波信号。

[0013] 作为优选的技术方案,所述超声探测器的主频为3MHz,体积为3mm $\times$ 3mm $\times$ 5mm;频带宽为1.8~4.2MHz。

[0014] 作为优选的技术方案,所述示波器的采样率为2.5GHz,锁相放大器的采样率为102KHz,所述计算机安装的采集控制及信号处理系统利用Labview和Matlab程序编写而成。

[0015] 本发明还提供了一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的成像方法,包括下述步骤:

[0016] 1)将组织样品放置在样品槽上,并浸没在耦合槽的耦合液中;将腹腔镜设置在组织样品正上方,并调整腹腔镜的高度使腹腔镜的焦点不偏离组织样品表面;将超声探测器对准组织样品,并使超声探测器的下端进入耦合槽的耦合液中;

[0017] 2)激光器发出脉冲激光,该脉冲激光通过多模光纤、准直器和聚焦透镜聚焦,形成聚焦光束照在MEMS镜上,激光通过MEMS镜照在组织样品上,激发出光声信号,光声信号经过耦合槽中的耦合液后被内窥探头接收;

[0018] 3)内窥探头接收的光声信号经放大器放大后,被示波器和锁相放大器采集,示波器和锁相放大器将采集的信号信息存储到计算机中,函数发生器控制MEMS镜使脉冲激光进行逐点扫描样品,并对应的组织样品上形成X-Y二维平面扫描区域;

[0019] 4)示波器采集完全部信号后,计算机将各点的信号对时间进行一次积分,得到组织样品表面振动位移的时间函数;获取组织样品表面振动位移从零上升至其最大值时所需时间,利用该时间计算各点的组织样品定量弹性模量;根据计算的定量弹性模量,重建出组织样品的定量弹性二维图像,最后通过锁相放大器采集的相位信息,得到光声粘弹图像,粘性系数通过结合已得到的弹性模量和基于Kelvin-Voigt模型的损耗角得到。

[0020] 作为优选的技术方案,步骤(4)中,所述计算机将各点的信号对时间进行处理是指:

[0021] 计算机利用Matlab程序将各点的信号对时间进行一次积分。

[0022] 作为优选的技术方案,步骤(4)中,所述计算各点的组织样品定量弹性模量,采用下式:

$$[0023] \quad E = 2.998 \rho \left(\frac{R}{t_{\max}} \right)^2$$

[0024] 其中, ρ 为生物组织密度, R 为激光光斑半径, $t_{\max}$ 为组织样品表面振动位移从零上升至其最大值时所需时间。

[0025] 本发明的原理如下:

[0026] 本发明利用腹腔镜的光学系统并且加上白光照明系统和CCD就可以对病变的组织进行实时拍照。利用旁视腹腔镜的器械通道将光纤、聚焦透镜、MEMS镜和光声内窥探头进行组装,利用MEMS镜实现激光的X-Y平面扫描。内窥探头接收光声信号,经过前置放大器分别进入示波器和锁相放大器采集系统,再被电脑采集。示波器采集完全部信号后,计算机将各点的信号对时间进行一次积分,得到组织样品表面振动位移的时间函数;获取组织样品表面振动位移从零上升至其最大值时所需时间,利用该时间计算各点的组织样品定量弹性模量;根据计算的定量弹性模量,重建出组织样品的定量弹性二维图像。由锁相放大器检频出与激光器同步输出的参考信号同频率的光声信号,锁相放大器比较计算出被测信号与参考信号的相位差并记录到计算机中。由计算机分析光声信号的相位延时,得到样品的二维光声粘弹图像。粘性系数通过结合已得到的弹性模量和基于Kelvin-Voigt模型的损耗角得到。

[0027] 本发明相对于现有成像技术具有如下的有益效果:

[0028] 1、本发明将示波器采集的信号对时间进行一次积分,得到组织样品表面振动位移的时间函数,获取组织样品表面振动位移从零上升至其最大值时所需时间,利用该时间计算组织定量弹性模量,与已有的相对弹性测量的方法相比,不仅可以得到定量的弹性值,而且无需正常组织作为参考,具有更高的准确性。

[0029] 2、本发明利用激光器发出脉冲激光,激光器发出脉冲激光,该脉冲激光通过多模光纤、准直器和聚焦透镜聚焦,形成聚焦光束照在MEMS镜上,激光通过MEMS镜照在组织样品上,激发出光声信号,光声信号经过耦合槽中的耦合液后被内窥探头接收。从而进行组织弹性检测,与传统的超声弹性检测方法相比,不仅具有更高的分辨率,而且缩小了测量装置的体积,为临床的实现提供了可能性。

[0030] 3、本发明将移动样品改为移动扫描光源,该方法不仅可以检测样品表面的弹性和粘性值,而且可以微创外科手术窗口深入到腹腔,实现在体生物组织的检测,为肝纤维化,肝硬化等疾病的光声弹性和粘性的临床检测提供可能性。

[0031] 4、本发明的光声定量弹性和粘性腹腔镜成像的检测方法具备快速检测的能力,实现该方法的装置结构简单、使用方便,可以广泛应用于组织的弹性和粘性成像中,便于临床实现。

附图说明

[0032] 图1为本发明实施例1的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的方框原理图。

[0033] 图2为本发明实施例1的一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的结构示意图。

[0034] 图3为本发明实施例2的琼脂样品的示意图。

[0035] 图4为本发明实施例2的琼脂样品的光声弹性图。

[0036] 图5为本发明实施例2的琼脂样品的光声粘性图。

[0037] 其中,1、激光器,2、光耦合系统,3、腹腔镜系统,3-1、多模光纤,3-2、准直器,3-3、准直后的空间光,3-4、聚焦透镜,3-5、函数发生器,3-6、MEMS镜,3-7、组织样品,3-8、内窥探头,3-9、MEMS镜扫描底座,3-10、光声成像窗口,3-11、腹腔镜外管壁,3-12、照明光纤,3-13、内窥探头信号线,3-14、MEMS镜驱动线,4、信号传输系统,5、信号处理系统。

具体实施方式

[0038] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

[0039] 实施例1:

[0040] 如图1所示,本实施例的一种同时检测弹性粘性的光声腹腔镜的装置包括激光发射系统1、光耦合系统2、腹腔镜系统3、信号传输系统4、信号处理系统5、耦合槽(图中未标出)。所述激光发射系统是指激光器1;所述光耦合系统2包括耦合器,耦合器通过多模光纤3-1与腹腔镜系统3连接;所述腹腔镜系统3包括多模光纤3-1、准直器3-2、聚焦透镜3-4、MEMS镜3-6、函数发生器3-5和内窥探头3-8,激光经过准直器3-2成为准直后的空间光3-3;所述信号传输系统包括放大器、示波器、锁相放大器;所述信号处理系统是指计算机。所述内窥探头3-8、放大器、示波器、锁相放大器和计算机依次相连;所述示波器的采样率为2.5GHz,锁相放大器的采样率为102KHz,放大器的放大倍数是50倍;所述计算机安装有采集控制及信号处理系统,该系统利用Labview和Matlab程序编写而成。

[0041] 所述内窥探头3-8为超声探测器,其主频为3MHz,体积为 $3 \times 3 \times 5\text{mm}$,频带宽为1.8-4.2MHz。

[0042] 实现本实施例的一种同时检测弹性粘性的光声腹腔镜的成像方法,主要采用以下原理:

[0043] 首先给出周期性变化的光强方程,

$$[0044] \quad I = I_0 [1 + \cos(\omega t)] \quad (1)$$

[0045] 上式中, I_0 是时间平均的光强, ω 是调制频率。由于组织的粘弹性产生的阻尼效应,与激发光频率相同的受迫光声波(相当于应变)会产生一个相对于激发光(相当于应力)延后的相位,在Kelvin-Voigt模型中,可以得到应变响应,

$$[0046] \quad \varepsilon(t) = \varepsilon_A e^{i(\omega t + \delta)} \quad (2)$$

[0047] 上式中, ε_A 为复动应变的幅值,它由动应变幅值、材料常数和调制频率所决定,相位延时可写为,

$$[0048] \quad \delta = \arctan \eta \omega / E \quad (3)$$

[0049] 上式中, η 是粘滞系数, E 是杨氏模量。由上述关系式,当调制频率一定时,可以得知相位延时和粘弹比的关系。

[0050] 某种组织被激光照射后,其振动的传播会形成纵波和剪切波。激光产生剪切波满足Navier方程,其方程为:

$$[0051] \quad \frac{\partial^2 \mu}{\partial t^2} - (c_L^2 \Delta \mu + c_T^2 \nabla^2 \mu) = F \quad (4)$$

[0052] 其中, μ 是组织位移, c_L 是纵波的传播速度, c_T 是剪切波的传播速度, Δ 是拉普拉斯算符, F 是辐射力。

[0053] 方程(4)包含由一个振动源传播形式形成的纵波、剪切波,它可以分为纵波、剪切波的形式。在传播过程中,剪切波的衰减比纵波大得多,所以在剪切波的传播过程中粘性不能忽略。纵波、剪切波形式分别表示为:

$$[0054] \quad \frac{\partial^2 \mu_z}{\partial t^2} - c_L^2 \Delta \mu_z = F_z \quad (5)$$

$$[0055] \quad \frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2} - \left(c_t^2 + \nu \frac{\partial}{\partial t} \right) \Delta u_z = F_z \quad (6)$$

[0056] 其中, u_z 为沿光束方向的振动位移, F_z 沿光束方向的辐射力, $c_t = \sqrt{\mu/\rho}$ 为剪切波波速, μ 为剪切模量, ρ 是物质的密度, $\nu = \mu/\rho$ 是运动剪切粘度, η 是粘性系数。对于高斯分布 $\Phi = \exp(-r^2/R^2)$ 的聚焦激光束,辐射力 F_z 有如下形式:

$$[0057] \quad F_z = 2\alpha \frac{I_0}{\rho c_L} \frac{\phi(t)}{f(z)} \exp(-2\alpha z - \frac{2r^2}{R^2 f^2(z)}) \quad (7)$$

[0058] 其中 r 是横向坐标, R 是焦点处的光斑半径, α 为光吸收系数, I_0 为初始激光强度。 $\phi(t)$ 为激光强度随时间变化关系, f_z 是描述光斑大小变化的函数,表示为

$$f(z) = \sqrt{(1 - \frac{z}{d})^2}, d \text{ 是焦长。}$$

[0059] 按照常微分方程的解法,并进行汉克尔变换得到:

$$[0060] \quad u_z = \Re \int_0^\infty \frac{\exp\left(-R^2 \frac{\beta^2}{8}\right)}{\sqrt{\beta^2 c_t^2 - \beta^4 \nu^2 / 4}} \beta J_0(\beta r) d\beta \int_0^t \phi^2(t') \exp\left(-\frac{\beta^2 \nu}{2}(t-t')\right) \sin\left(\sqrt{\beta^2 c_t^2 - \beta^4 \nu^2 / 4}(t-t')\right) dt' \quad (8)$$

[0061] 上面的方程写成格林函数的形式:

$$[0062] \quad u_z = \frac{\Re \sqrt{\pi}}{\sqrt{\rho/\mu}} \left(\frac{t_0}{R} \right) \frac{\left(\frac{\sqrt{\rho/\mu}}{R} t \right)}{1 + \frac{4\nu t}{R^2} + \left(\frac{\sqrt{\rho/\mu}}{R} t \right)^2} \quad (9)$$

[0063] 此剪切位移同时是产生光声信号时生物组织表面的位移。

[0064] 从方程(9)可以得到, u_z 达到最大值所需时间是 $t_{\max} = \frac{R}{\sqrt{\mu/\rho}}$ 。该式中, $t_{\max}$ 由组织的剪切模量、密度、光斑半径决定。换言之,可以由 $\mu = \rho (R/t_{\max})^2$ 定量剪切模量。生物组织几乎不可压缩,泊松比取为0.499,因此通过利用弹性模量和剪切模量关系 $E = 2(1+\nu)\mu \approx 3\mu$,其中, ν 为生物组织泊松比,从而获得组织的定量弹性模量大小:

$$[0065] \quad E = 2.998 \rho \left(\frac{R}{t_{\max}} \right)^2 \quad (10)$$

[0066] 并且从(3)式中可以得知损耗角 δ 与粘弹比 $\frac{\eta}{E}$ 的关系, $\frac{\eta}{E}$ 能表征组织的粘弹特性。

这样,粘性系数 η 可以通过将已定量的弹性模量 E 代入粘弹比 $\frac{\eta}{E}$ 获得。用这种方法,光声定量

弹性和粘性成像可以通过投影每个扫描点的位移上升沿时间和损耗角获得。

[0067] 实施例2:

[0068] 因此,本实施例的一种同时检测弹性粘性的光声腹腔镜的成像方法包括以下步骤:

[0069] 1) 将琼脂样品(样品背景方形的琼脂浓度为15g/L,墨水浓度为3%;样品中间方形琼脂浓度为25g/L,墨水浓度为3%,如图3所示)样放置在耦合槽中,并浸没在耦合槽中的耦合液中;将光声成像窗口3-10设置在组织样品的正上方,并调整光声成像窗口3-10的高度使聚焦光的焦点在样品表面,并且使准直后的空间光3-3对准组织样品;

[0070] 2) 激光器发出脉冲激光通过多模光纤3-1进入光纤准直器3-2成为准直后的空间光3-3然后进入聚焦透镜3-4,发出的脉冲激光波长为1064nm,重复频率100kHz,该脉冲激光通过聚焦透镜3-4聚焦,聚焦光经过MEMS镜3-6,照射在组织样品3-7,MEMS镜3-6固定在扫描底座3-9,并且MEMS镜3-6通过MEMS镜驱动线3-14与函数发生器3-5连接,组织样品3-7放置在距离光声成像窗口3-10大约2-3cm处,激发出光声信号,光声信号经过耦合槽中的耦合液后被内窥探头3-8接收,内窥探头3-8经过内窥探头信号线3-13与信号传输系统连接,内窥探头信号线3-13和MEMS镜驱动线3-14都固定在腹腔镜外管壁3-11上,照明光纤束3-12可以提供白光光源,用于CCD拍照,如图2所示;

[0071] 3) 内窥探头3-8接收的光声信号经放大器放大后,被示波器和锁相放大器采集,示波器和锁相放大器将采集的信号信息存储到计算中,函数发生器发出两路幅值为0-6V,频率分别为1Hz和10Hz的三角波信号控制MEMS镜3-6,使得MEMS镜3-6做“Z”字型扫描,从而实现激光在组织样品上形成X-Y二维平面扫描区域;

[0072] 4) 示波器和锁相放大器采集完全部信号后,计算机利用Matlab程序将各点的信号对时间进行一次积分,得到组织样品表面振动位移的时间函数;获取组织样品表面振动位移从零上升至其最大值时所需时间,因为弹性模量不同,所以位移到达最大值所需的时间是不相同的。并且可以通过锁相放大器获得相位损耗角,通过上述式(3)(10),利用该时间计算各点的组织样品定量弹性模量和粘性系数。根据计算的弹性和粘性系数,重建出生物组织的二维弹性和粘性图,如图4和图5所示。图4和图5分别为琼脂样品的光声弹性和粘性图,由图4和图5可以看出,琼脂浓度较大的部分,弹性值较大而粘性值越小;琼脂浓度较小的部分,弹性值较小而粘性值较大。

[0073] 以上所述,仅为本发明专利较佳的实施例,但本发明专利的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明专利所公开的范围内,根据本发明专利的技术方案及其发明构思加以等同替换或改变,都属于本发明专利的保护范围。

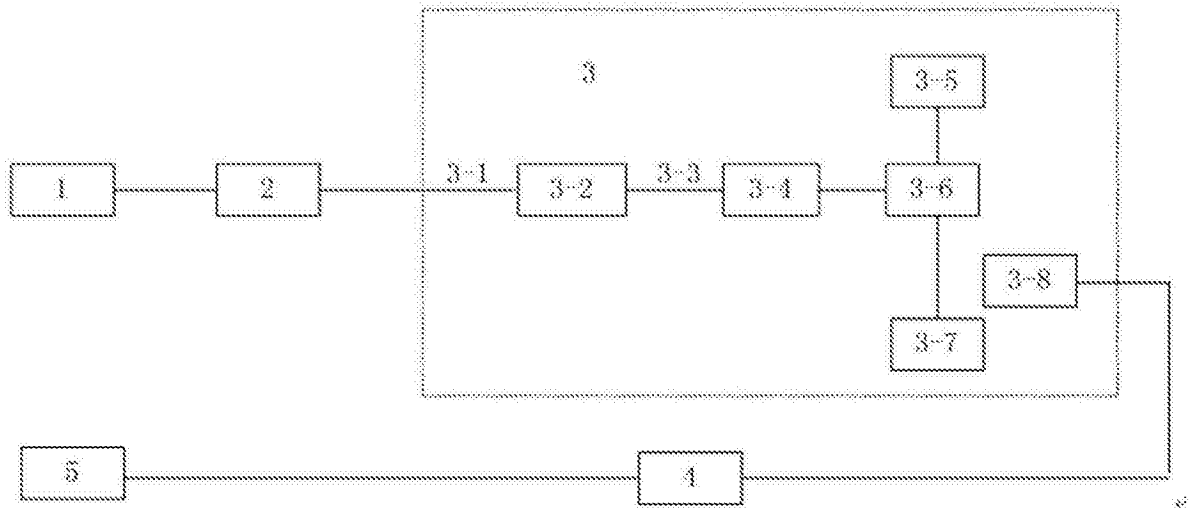


图1

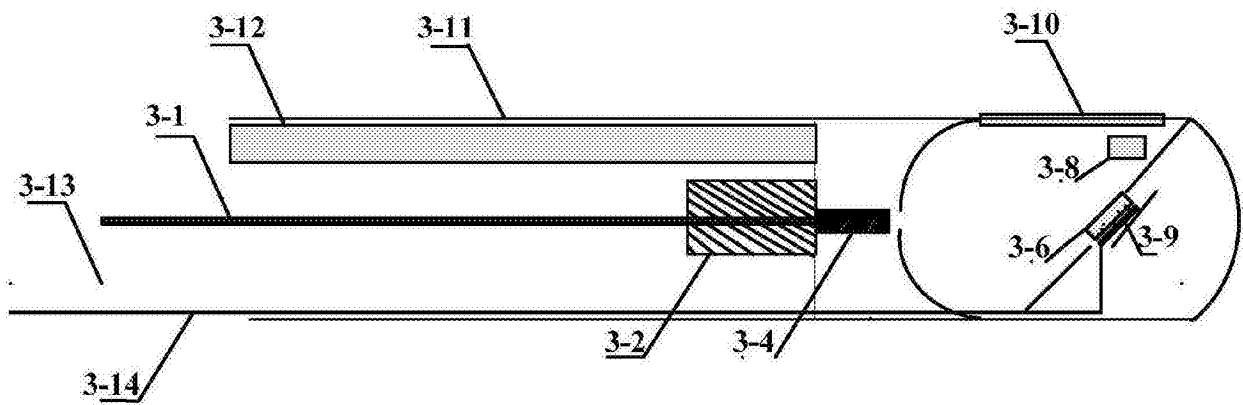


图2

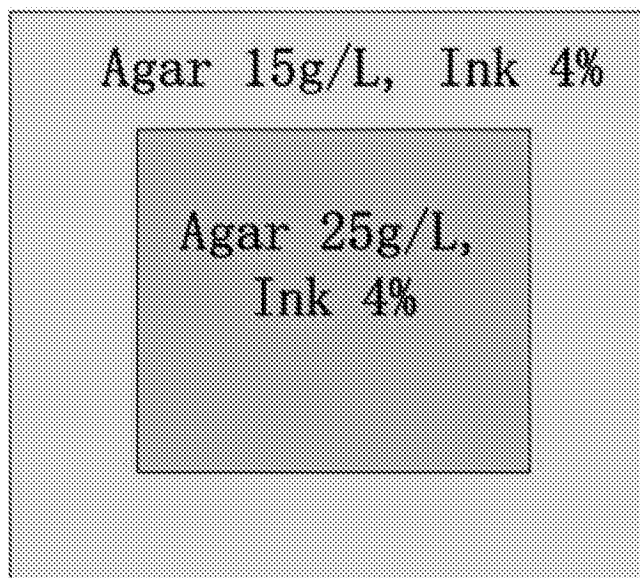


图3

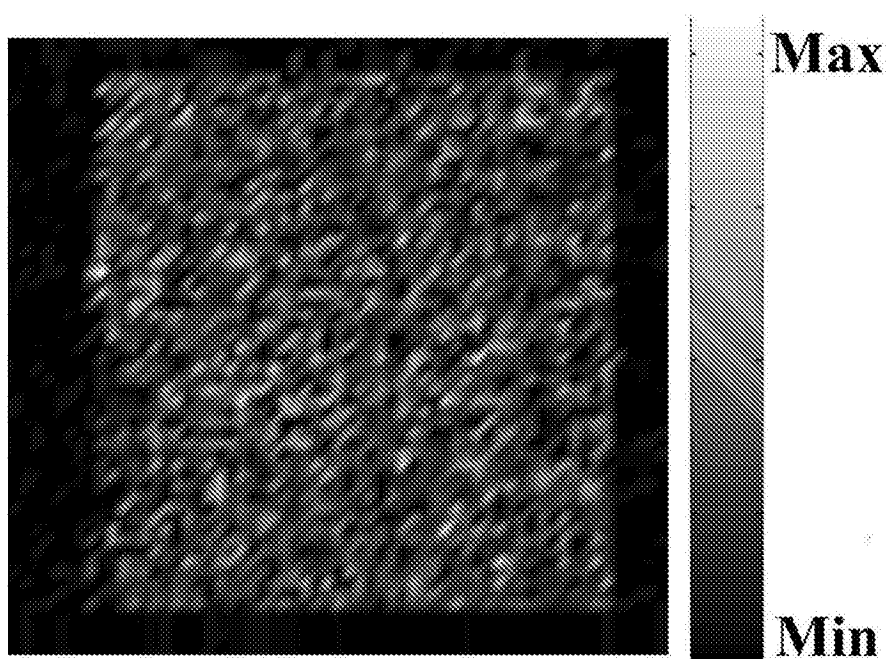


图4

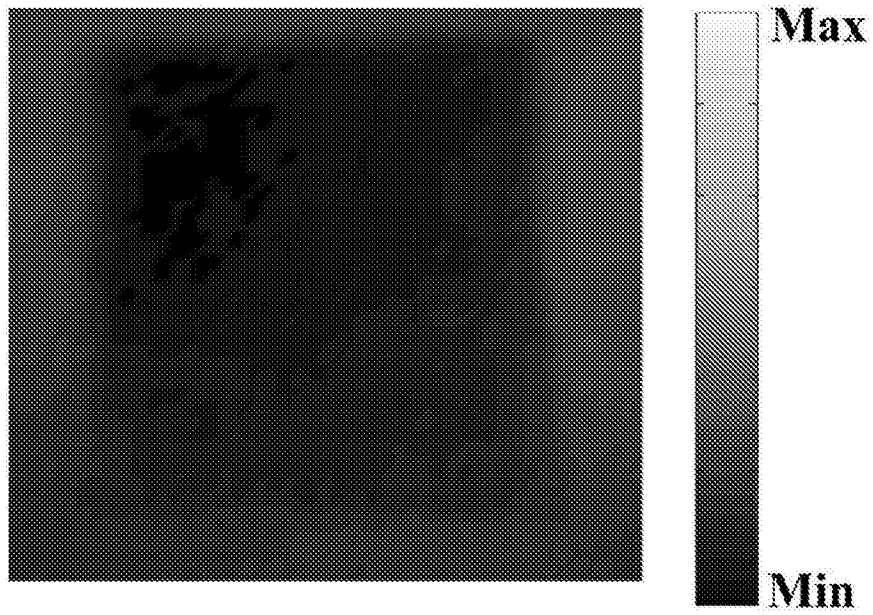


图5

专利名称(译)	一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜装置及其方法		
公开(公告)号	CN106680214A	公开(公告)日	2017-05-17
申请号	CN201710165093.7	申请日	2017-03-20
[标]申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南师范大学		
[标]发明人	邢达 汪倩 杨思华 杨芬		
发明人	邢达 汪倩 杨思华 杨芬		
IPC分类号	G01N21/17 A61B5/00 A61B8/08 A61B8/12		
代理人(译)	李斌		
其他公开文献	CN106680214B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种同时检测弹性和粘性的光声腹腔镜的装置及方法，装置包括激光发射系统、光耦合系统、腹腔镜系统、信号传输系统以及信号处理系统；所述激光发射系统采用激光器；所述光耦合系统包括耦合器，耦合器通过多模光纤与腹腔镜系统连接；所述腹腔镜系统包括准直器、聚焦透镜、函数发生器、MEMS镜和内窥探头，所述准直器、聚焦透镜、MEMS镜顺序连接，所述函数发生器与MEMS镜连接，所述内窥探头连接至信号传输系统；所述信号传输系统包括放大器、示波器、锁相放大器。本发明采用MEMS镜控制激光在组织样品上实现X-Y平面二维扫描，实现组织样品保持不动，控制激光进行二维扫描；并且可以克服传统光声表面成像的局限，属于微创检测技术领域。

