



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103054610 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201210507448. 3

(22) 申请日 2012. 11. 29

(73) 专利权人 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 杨思华 陈重江 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 裘晖

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101832821 A, 2010. 09. 15,

CN 102768184 A, 2012. 11. 07, 全文.

US 2005228292 A1, 2005. 10. 13,

潘永东等. 激光超声位移场的共焦法布
里-佩罗干涉仪检测技术. 《声学学报》. 2003, 第
28 卷 (第 3 期), 207-211.

审查员 廖叶子

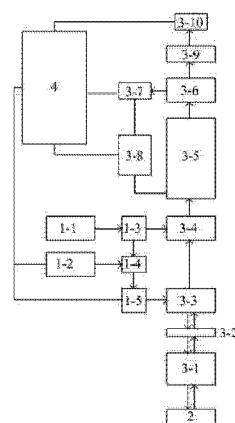
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54) 发明名称

无超声换能器频带限制的光声成像装置及其
检测方法

(57) 摘要

本发明公开了一种无超声换能器频带限制的光声成像装置及其检测方法。该光声成像装置包括光声激发组件、光声信号检测组件、光声信号采集/处理组件和样品台,光声激发组件、光声信号检测组件和光声信号采集/处理组件依次连接,光声激发组件和光声信号采集/处理组件连接,光声信号检测组件和样品台连接。本发明利用脉冲激光照射生物样品产生光声信号,用较窄线宽的连续激光聚焦在样品表面,通过检测样品表面的振动速度达到检测光声信号的目的,摆脱了换能器的带宽限制缺陷,克服了高频光声信号在生物组织中的急剧衰减而不能被检测的缺点;对检测部位不需做任何处理,对成像环境条件要求较低,对实现光声技术的临床化有很大的推动作用。



1. 一种无超声换能器频带限制的光声成像装置,其特征在于包括光声激发组件、光声信号检测组件、光声信号采集/处理组件和样品台,所述的光声激发组件、光声信号检测组件和光声信号采集/处理组件依次连接,光声激发组件和光声信号采集/处理组件连接,光声信号检测组件和样品台连接;

所述的光声激发组件包括光声信号检测光源、分束镜、二向色镜、光声激发光源和二维扫描振镜,光声信号检测光源、分束镜、二向色镜和二维扫描振镜依次连接,光声激发光源分别与二向色镜、光声信号采集/处理组件连接,二维扫描振镜与光声信号采集/处理组件连接;

所述的光声信号检测组件包括平场物镜、偏振分束器A、偏振分束器B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器C、聚焦透镜、光电倍增管A、光电倍增管B和压电陶瓷驱动器;所述的平场物镜、偏振分束器A、偏振分束器B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器C、聚焦透镜和光电倍增管A依次连接,光电倍增管B分别与压电陶瓷驱动器、偏振分束器C连接,压电陶瓷驱动器分别与共焦法布里-珀罗干涉仪、光声信号采集/处理组件连接;光电倍增管A、B分别与光声信号采集/处理组件连接;平场物镜与所述的样品台连接;偏振分束器A与二维扫描振镜连接;偏振分束器B与分束镜连接。

2. 根据权利要求1所述的无超声换能器频带限制的光声成像装置,其特征在于:所述的平场物镜和偏振分束器A之间设置 $1/4$ 波片。

3. 根据权利要求1所述的无超声换能器频带限制的光声成像装置,其特征在于:所述的光声信号采集/处理组件由同轴电缆、采集卡和计算机组成,采集卡与计算机连接,计算机与压电陶瓷驱动器连接;采集卡通过同轴电缆分别与所述的光电倍增管A、光电倍增管B连接。

4. 根据权利要求1所述的无超声换能器频带限制的光声成像装置,其特征在于:所述的光声激发组件、光声信号检测组件和光声信号采集/处理组件依次电气连接。

5. 根据权利要求1所述的无超声换能器频带限制的光声成像装置,其特征在于:所述的共焦法布里-珀罗干涉仪、压电陶瓷驱动器、光电倍增管B和计算机组成一个闭环伺服系统;所述的光声激发光源、光声检测光源和二向色镜严格光学同轴。

6. 根据权利要求1所述的无超声换能器频带限制的光声成像装置,其特征在于:所述的平场物镜、偏振分束器A、偏振分束器B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器C、聚焦透镜、光电倍增管A、光电倍增管B和压电陶瓷驱动器严格光学同轴。

7. 运用权利要求1~6任一项所述的无超声换能器频带限制的光声成像装置的检测方法,其特征在于包括以下步骤:

(1) 将光声信号检测组件置于样品表面的正上方;

(2) 光声激发光和光声信号检测光通过二向色镜合为一束光,并依次经过二维扫描振镜、偏振分束器A和平场物镜照射到样品表面,使得光声信号检测光聚焦于样品的表面;

(3) 光声激发光照射到样品上,样品吸收光能后产生光声信号,光声信号引起样品表面的振动;样品表面的振动引起光声信号检测光产生多普勒频移,产生多普勒频移的样品表面的后向散射光和反射光经过共焦法布里珀罗干涉仪后光强会产生变化;

(4) 样品表面的后向散射光和反射光依次通过平场物镜、偏振分束器A、偏振分束器B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器C和聚焦透镜后照射在光电倍增管A上,光电倍增管

A 上光强的变化即为光声信号 ;改变二维扫描振镜 X、Y 轴的各自偏角使光声激发光和光声信号检测光发生偏转,二维扫描振镜每偏转一次,采集卡就进行一次数据采集 ;

(5) 采集完全部信号后,通过最大值投影的方法重建出组织样品的光声二维图像及三维图像。

8. 根据权利要求 7 所述的无超声换能器频带限制的光声成像装置的检测方法,其特征在于 :

所述的光声激发光源的脉冲激光波长为 $400 \sim 2500\text{nm}$,脉宽为 $1 \sim 50\text{ns}$,重复频率为 $1\text{Hz} \sim 50\text{kHz}$;

所述的光声信号检测光源的波长为 $300 \sim 800\text{nm}$,线宽为 $1 \sim 20\text{MHz}$ 。

无超声换能器频带限制的光声成像装置及其检测方法

技术领域

[0001] 本发明属于光声成像技术领域,特别涉及一种无超声换能器频带限制的光声成像装置及其检测方法。

背景技术

[0002] 当用光辐照某种吸收体时,吸收体吸收光能量而产生温升,温度升降引起吸收体的体积胀缩,产生超声波,这种现象称为光声效应。光声效应自 19 世纪被发现以来一直受到人们的关注,其在各个方面都有不同程度的应用。作为一种新型的成像技术,光声成像在越来越多的领域得到了应用。该成像技术以短脉冲激光作为激励源,以及由此激发的超声信号作为信息载体,通过对采集到的信号进行图像重建,进而得到组织的光吸收分布信息,该技术融合了纯光学成像技术的高对比度和纯声学成像的高分辨率的优点。光声成像技术不仅能够有效的刻画生物组织结构,还能够精确实现无损功能成像,为研究生物组织的形态结构,生理、病理特征,代谢功能等提供了全新手段,在生物医学领域具有广阔的应用前景。

[0003] 传统的光声信号检测工具一般都是超声换能器,而光声信号具有很宽的频带,但是传统超声换能器受到材料限制,一般频带都较窄,宽频的光声信号与频带较窄的探测器形成了不可调和的矛盾。

发明内容

[0004] 本发明的首要目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种无超声换能器频带限制的光声成像装置。

[0005] 本发明的另一目的在于提供运用上述无超声换能器频带限制的光声成像装置的检测方法。

[0006] 本发明的目的通过下述技术方案实现:一种无超声换能器频带限制的光声成像装置,包括光声激发组件、光声信号检测组件、光声信号采集/处理组件和样品台,所述的光声激发组件、光声信号检测组件和光声信号采集/处理组件依次连接,光声激发组件和光声信号采集/处理组件连接,光声信号检测组件和样品台连接;

[0007] 所述的光声激发组件包括光声信号检测光源、分束镜、二向色镜、光声激发光源和二维扫描振镜,光声信号检测光源、分束镜、二向色镜和二维扫描振镜依次连接,光声激发光源分别与二向色镜、光声信号采集/处理组件连接,二维扫描振镜与光声信号采集/处理组件连接;光声激发组件主要用于激发样品产生光声信号;

[0008] 所述的光声信号检测组件(共聚焦扫描组件)包括平场物镜、偏振分束器 A、偏振分束器 B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器 C、聚焦透镜、光电倍增管 A、光电倍增管 B 和压电陶瓷驱动器;所述的平场物镜、偏振分束器 A、偏振分束器 B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器 C、聚焦透镜和光电倍增管 A 依次连接,光电倍增管 B 分别与压电陶瓷驱动器、偏振分束器 C 连接,压电陶瓷驱动器分别与共焦法布里-珀罗干涉仪、光声信号采集/处理组

件连接；光电倍增管 A、B 分别与光声信号采集 / 处理组件连接；平场物镜与所述的样品台连接；偏振分束器 A 与二维扫描振镜连接；偏振分束器 B 与分束镜连接；

[0009] 所述的平场物镜和偏振分束器 A 之间设置 1/4 波片；1/4 波片的主要作用是使光束的偏转方向改变 $\pi/2$ ，保证后向散射的信号光全部通过偏振分束器 A、偏振分束器 B 和偏振分束器 C，最后全部聚焦到光电倍增管 A 上；

[0010] 光声信号检测组件的主要作用是检测被激发样品表面的振动速度，速度对应的就是光声信号，由多普勒效应可知表面振动速度会导致经样品表面反射回去的检测光的频率发生改变，而这种频移的检测是依靠共焦法布里 - 珀罗干涉仪来实现的；从分束镜出来的一束光经偏振分束器 B 全反，透过共焦法布里 - 珀罗干涉仪在经过偏振分束器 C 全反至光电倍增管 B，将光信号转化为电信号，通过采集卡采集到数据后进行分析，然后反馈至压电陶瓷驱动器以控制共焦法布里 - 珀罗干涉仪的腔长来稳定工作点；另一束光经过二向色镜和振镜及偏振分束器 A、1/4 波片、平场物镜照射在样品表面，后向散射的光经过平场物镜、1/4 波片、偏振分束器 A、偏振分束器 B、共焦法布里 - 珀罗干涉仪、偏振分束器 C 和聚焦透镜直至光电倍增管 A；

[0011] 所述的光声信号采集 / 处理组件由同轴电缆、采集卡和计算机组成，采集卡与计算机连接，计算机与压电陶瓷驱动器连接；采集卡通过同轴电缆分别与所述的光电倍增管 A、光电倍增管 B 连接；

[0012] 所述的计算机安装有采集控制及信号处理系统；

[0013] 所述的采集控制及信号处理系统优选采用 Labview 和 Matlab 自行编写的采集控制及信号处理系统；

[0014] 所述的光声激发组件、光声信号检测组件和光声信号采集 / 处理组件依次电气连接；

[0015] 所述的共焦法布里 - 珀罗干涉仪、压电陶瓷驱动器、光电倍增管 B 和计算机组成一个闭环伺服系统；所述的闭环伺服系统是指从分束镜出来的一束光经偏振分束器 B 全反，透过共焦法布里 - 珀罗干涉仪在经过偏振分束器 C 全反至光电倍增管 B，将光信号转化为电信号，计算机通过采集卡采集到数据后进行分析，然后反馈至压电陶瓷驱动器以控制共焦法布里 - 珀罗干涉仪的腔长来稳定工作点；

[0016] 所述的光声检测光源通过分束镜分为两束光；

[0017] 所述的光声激发光源和光声检测光源通过二向色镜合为一束光；

[0018] 所述的光声激发光源、光声检测光源和二向色镜严格光学同轴；

[0019] 所述的平场物镜、偏振分束器 A、偏振分束器 B、共焦法布里 - 珀罗干涉仪、偏振分束器 C、聚焦透镜、光电倍增管 A、光电倍增管 B 和压电陶瓷驱动器严格光学同轴；

[0020] 运用上述无超声换能器频带限制的光声成像装置的检测方法，包括以下步骤：

[0021] (1) 将光声信号检测组件置于样品表面的正上方；

[0022] (2) 光声激发光和光声信号检测光通过二向色镜合为一束光，并依次经过二维扫描振镜、偏振分束器 A 和平场物镜照射到样品表面，使得光声信号检测光聚焦于样品的表面；

[0023] (3) 光声激发光照射到样品上，样品吸收光能后产生光声信号，光声信号引起样品表面的振动；样品表面的振动引起光声信号检测光产生多普勒频移，产生多普勒频移的样

品表面的后向散射光和反射光经过共焦法布里珀罗干涉仪后光强会产生相应的变化；

[0024] (4) 样品表面的后向散射光和反射光依次通过平场物镜、偏振分束器 A、偏振分束器 B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器 C 和聚焦透镜后照射在光电倍增管 A 上，光电倍增管 A 上光强的变化即为光声信号；改变二维扫描振镜 X、Y 轴的各自偏角使光声激发光和光声信号检测光发生偏转，二维扫描振镜每偏转一次，采集卡就进行一次数据采集；

[0025] (5) 采集完全部信号后，通过最大值投影的方法重建出组织样品的光声二维图像及三维图像；

[0026] 所述的光声激发光源的脉冲激光波长为 400 ~ 2500nm，脉宽为 1 ~ 50ns，重复频率为 1Hz ~ 50kHz；

[0027] 所述的光声信号检测光源的波长为 300 ~ 800nm，线宽为 1 ~ 20MHz；

[0028] 优选的，所述的光声激发光源的脉冲激光波长为 532nm，脉宽为 10ns，重复频率为 20Hz；

[0029] 优选的，所述的光声信号检测光源的波长为 632.8nm，线宽为 10MHz；

[0030] 所述的三维图像的建立方法优选采用以下方式进行：对所有的光声信号取相同时间尺度并作纵切面投影，将投影后得到的光声图像在三维重建软件 volview3.2 上重建三维图像，在三维重建软件中旋转整个三维图像得到任意视角的三维图像；

[0031] 所述的无超声换能器频带限制的光声成像装置可应用于生物医学领域，尤其可应用于研究生物组织的形态结构、生理和病理特征；

[0032] 本发明的作用原理：光声激发光源产生的脉冲激光，通过平场物镜聚焦到样品上，样品产生光声信号，光声信号会引起生物组织表面的振动；而光声信号检测光同样通过平场物镜聚焦到样品表面上，由于样品表面的振动会导致样品表面的后向散射光和反射光的产生多普勒频移，产生多普勒频移的样品表面的后向散射光和反射光经过共焦法布里珀罗干涉仪后光强会产生相应的变化，通过光电倍增管检测光强的改变即可反映所产生的光声信号的大小；然后改变二维扫描振镜 X、Y 轴的各自偏角使光声激发光和光声信号检测光发生偏转，二维扫描振镜每偏转一次，采集卡就进行一次数据采集。采集完全部信号后，通过最大值投影的方法重建出组织样品的光声二维图像及三维图像。

[0033] 本发明相对于现有技术具有如下的优点及效果：

[0034] (1) 本发明利用脉冲激光照射生物样品产生光声信号，然后用较窄线宽的连续激光聚焦在生物组织表面，由于生物样品表面的振动会引起光声信号检测光产生多普勒频移，而多普勒频移会导致样品表面的后向散射光和反射光的光强产生相应的改变，通过检测由于光声信号导致的生物组织表面的振动的速度来达到检测光声信号的目的，摆脱了传统的换能器的带宽限制缺陷。

[0035] (2) 本发明可以在光声信号源处进行检测，这样就防止了高频光声信号在生物组织中的急剧衰减而不能被检测的缺点。本发明的非接触式的光声信号检测方法摆脱了传统的耦合光声信号检测的限制，也摆脱了传统的光声信号检测位置的限制，可对任何部位进行光声检测。

[0036] (3) 本发明对检测部位不需做任何处理，对成像环境条件要求较低，对于实现光声技术的临床化有很大的推动作用。

附图说明

[0037] 图 1 是实施例 1 的无超声换能器频带限制的光声成像装置的结构示意图。其中：1-1 为光声信号检测光源，1-2 为光声激发光源，1-3 为分束镜，1-4 为二向色镜，1-5 为二维扫描振镜，2 为样品台，3-1 为平场物镜，3-2 为 1/4 波片，3-3 为偏振分束器 A，3-4 为偏振分束器 B，3-5 为共焦法布里 - 珀罗干涉仪，3-6 为偏振分束器 C，3-7 为光电倍增管 B，3-8 为压电陶瓷驱动器，3-9 为聚焦透镜、3-10 为光电倍增管 A、4 为带光声信号采集 / 处理系统的计算机。

[0038] 图 2 是光强随频移改变的原理图。

[0039] 图 3 是实施例 2 的小鼠背部血管的光声二维图像。

具体实施方式

[0040] 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。

[0041] 实施例 1

[0042] 如图 1 所示，一种无超声换能器频带限制的光声成像装置，包括光声激发组件、光声信号检测组件、光声信号采集 / 处理组件 4 和样品台 2，所述的光声激发组件、光声信号检测组件和光声信号采集 / 处理组件依次连接，光声激发组件和光声信号采集 / 处理组件连接，光声信号检测组件和样品台 2 连接；

[0043] 所述的光声激发组件包括光声信号检测光源 1-1、分束镜 1-3、二向色镜 1-4、光声激发光源 1-2 和二维扫描振镜 1-5，光声信号检测光源 1-1、分束镜 1-3、二向色镜 1-4 和二维扫描振镜 1-5 依次连接，光声激发光源 1-2 分别与二向色镜 1-4、光声信号采集 / 处理组件 4 连接，二维扫描振镜 1-5 与光声信号采集 / 处理组件 4 连接；

[0044] 所述的光声信号检测组件(共聚焦扫描组件)包括平场物镜 3-1、偏振分束器 A3-3、偏振分束器 B3-4、共焦法布里 - 珀罗干涉仪 3-5、偏振分束器 C3-6、聚焦透镜 3-9、光电倍增 A 管 3-10、光电倍增管 B3-7 和压电陶瓷驱动器 3-8；所述的平场物镜 3-1、偏振分束器 B3-4、共焦法布里 - 珀罗干涉仪 3-5、偏振分束器 C3-6、聚焦透镜 3-9 和光电倍增管 A3-10 依次连接，光电倍增管 B3-7 分别与压电陶瓷驱动器 3-8、偏振分束器 C3-6 连接，压电陶瓷驱动器 3-8 分别与共焦法布里 - 珀罗干涉仪 3-5、光声信号采集 / 处理组件 4 连接；光电倍增管 A3-10 与光声信号采集 / 处理组件 4 连接；平场物镜 3-1 与样品台 2 连接；偏振分束器 B3-4 与分束镜 1-3 连接；偏振分束器 A3-3 与二维扫描振镜 1-5 连接；

[0045] 平场物镜 3-1 和偏振分束器 A3-3 之间设置 1/4 波片 3-2；

[0046] 所述的光声信号采集 / 处理组件由同轴电缆、采集卡和计算机组成，采集卡与计算机连接，计算机与压电陶瓷驱动器连接；采集卡通过同轴电缆分别与所述的光电倍增管 A、光电倍增管 B 连接；

[0047] 所述的计算机安装有采集控制及信号处理系统；

[0048] 所述的采集控制及信号处理系统采用 Labview 和 Matlab 自行编写的采集控制及信号处理系统；

[0049] 所述的光声激发组件、光声信号检测组件和光声信号采集 / 处理组件依次电气连接；

[0050] 所述的共焦法布里-珀罗干涉仪、压电陶瓷驱动器、光电倍增管和计算机组成一个闭环伺服系统；所述的闭环伺服系统是指从分束镜出来的一束光经偏振分束器 B 全反，透过共焦法布里-珀罗干涉仪在经过偏振分束器 C 全反至光电倍增管 B，将光信号转化为电信号，计算机通过采集卡采集到数据后进行分析，然后反馈至压电陶瓷驱动器以控制共焦法布里-珀罗干涉仪的腔长来稳定工作点；

[0051] 所述的光声检测光源通过分束镜分为两束光；

[0052] 所述的光声激发光源和光声检测光源通过二向色镜合为一束光；

[0053] 所述的光声激发光源、光声检测光源和二向色镜严格光学同轴；

[0054] 所述的平场物镜、偏振分束器 A、偏振分束器 B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器 C、聚焦透镜、光电二极管、光电倍增管和压电陶瓷驱动器严格光学同轴；

[0055] 光声激发光源 1-2 产生的脉冲激光，通过平场物镜 3-1 聚焦到样品上，样品产生光声信号，光声信号会引起生物组织表面的振动；而光声信号检测光同样通过平场物镜聚焦到样品表面上，由于样品表面的振动会导致样品表面的后向散射光和反射光的产生多普勒频移，产生多普勒频移的样品表面的后向散射光和反射光经过共焦法布里珀罗干涉仪后光强会产生相应的变化，通过光电倍增管检测光强的改变，即为生物组织的光声信号；然后改变二维扫描振镜 X、Y 轴的各自偏角使光声激发光和光声信号检测光发生偏转，二维扫描振镜每偏转一次，采集卡就进行一次数据采集。采集完全部信号后，通过最大值投影的方法重建出组织样品的光声二维图像及三维图像。

[0056] 实施例 2

[0057] 运用实施例 1 的无超声换能器频带限制的光声成像装置的检测方法，包括以下步骤：

[0058] (1) 往一只两周大的昆明小白鼠注射 0.5mL 的 2% 戊巴比妥钠溶液，待小鼠麻醉后用脱毛膏将小鼠背部的毛发除去，然后将小鼠置于样品台上并将其固定好；

[0059] (2) 光声信号检测组件置于小鼠表面的正上方；调节样品台高度使得检测光聚焦于小鼠背部的表面；

[0060] (3) 光声激发光和光声信号检测光通过二向色镜合为一束光，依次经过二维扫描振镜、偏振分束器 A 和平场物镜照射到小鼠背部的表面，使得光声信号检测光聚焦于小鼠背部的表面；

[0061] (4) 光声激发光照射到小鼠背部的表面上，小鼠背部的表面吸收光能后产生光声信号，光声信号引起小鼠背部的表面的振动；小鼠背部的表面的振动引起光声信号检测光产生多普勒频移，多普勒频移导致小鼠背部的表面的后向散射光和反射光的光强产生改变；

[0062] (5) 小鼠背部的表面的后向散射光和反射光依次通过平场物镜、偏振分束器 A、偏振分束器 B、共焦法布里-珀罗干涉仪、偏振分束器 C 和聚焦透镜后照射在光电二极管上，光电二极管上光强的变化即为光声信号；改变二维扫描振镜 X、Y 轴的各自偏角使光声激发光和光声信号检测光发生偏转，二维扫描振镜每偏转一次，采集卡就进行一次数据采集；

[0063] (6) 采集完全部信号后，通过最大值投影重建出小鼠背部组织的光声二维图像，如图 3 所示为小鼠背部的血管图像；

[0064] 所述的光声激发光源的脉冲激光波长为 532nm，脉宽为 10ns，重复频率为 20Hz；

[0065] 所述的光声信号检测光源的波长为 632.8nm, 线宽为 10MHz。

[0066] 上述实施例为本发明较佳的实施方式, 但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制, 其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化, 均应为等效的置换方式, 都包含在本发明的保护范围之内。

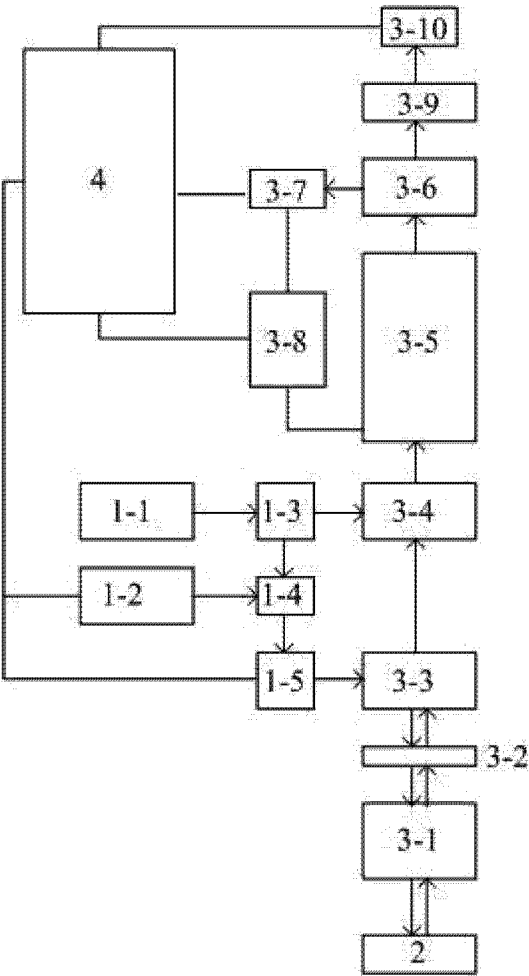


图 1

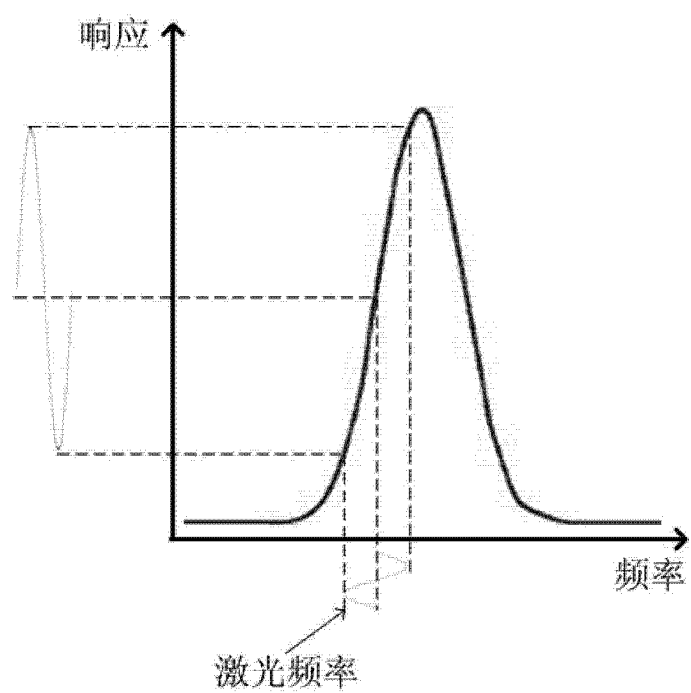


图 2

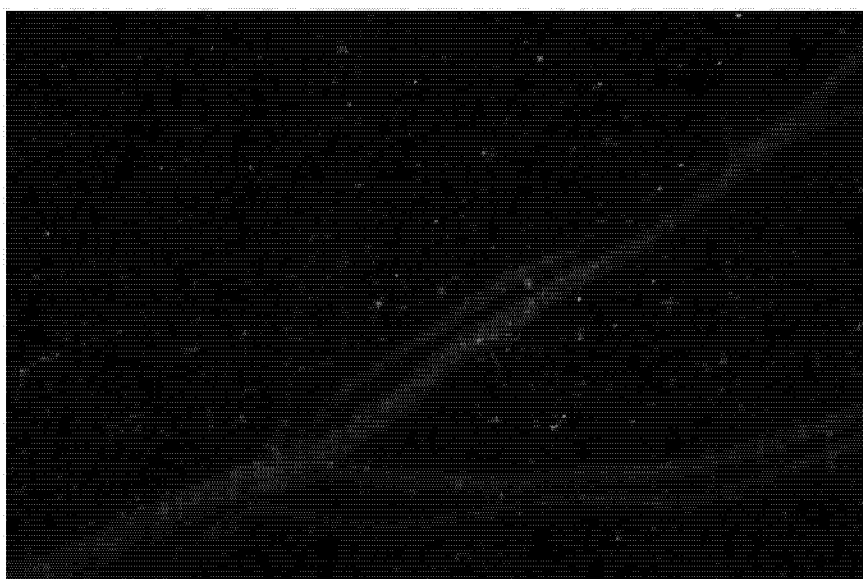


图 3

专利名称(译)	无超声换能器频带限制的光声成像装置及其检测方法		
公开(公告)号	CN103054610B	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	CN201210507448.3	申请日	2012-11-29
[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	杨思华 陈重江 邢达		
发明人	杨思华 陈重江 邢达		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN103054610A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种无超声换能器频带限制的光声成像装置及其检测方法。该光声成像装置包括光声激发组件、光声信号检测组件、光声信号采集/处理组件和样品台，光声激发组件、光声信号检测组件和光声信号采集/处理组件依次连接，光声激发组件和光声信号采集/处理组件连接，光声信号检测组件和样品台连接。本发明利用脉冲激光照射生物样品产生光声信号，用较窄线宽的连续激光聚焦在样品表面，通过检测样品表面的振动速度达到检测光声信号的目的，摆脱了换能器的带宽限制缺陷，克服了高频光声信号在生物组织中的急剧衰减而不能被检测的缺点；对检测部位不需做任何处理，对成像环境条件要求较低，对实现光声技术的临床化有很大的推动作用。

