

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.⁷
G01N 29/04
A61B 8/00



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 02115019.2

[45] 授权公告日 2004 年 9 月 29 日

[11] 授权公告号 CN 1168980C

[22] 申请日 2002.4.3 [21] 申请号 02115019.2

[71] 专利权人 华南师范大学

地址 510630 广东省广州市天河区石牌

[72] 发明人 邢 达 姚 勇

审查员 高桂莲

[74] 专利代理机构 广州粤高专利代理有限公司

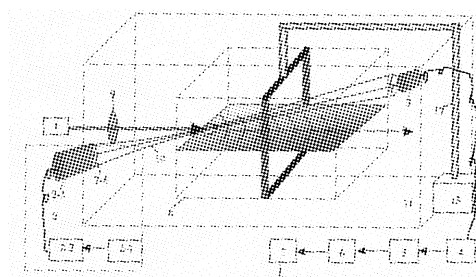
代理人 何燕玲

权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 3 页

[54] 发明名称 用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法及其装置

[57] 摘要

一种用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法，包括脉冲激光入射到生物组织中形成光致声场；一束探测聚焦超声波入射到光致声场区域，与光致声信号叠加，形成声的拍频信号；接收和测量拍频信号；信号频谱分离，提取光致声信号；该方法所用的装置由激光器、超声波发生组件、声信号测量组件、信号放大器、数据采集卡，计算机构成；本发明结合了超声波对生物组织具有较强的穿透能力以及光声检测的无损伤高灵敏度检测等优点，不会对生物体产生发射性损伤，可提高对生物组织的病变诊断能力。



1、一种用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法，其特征在于包括如下步骤：

(1) 脉冲激光入射到生物组织中形成光致声场；

(2) 一束探测超声束入射到第(1)步中的光致声场区域，与光致声信号叠加，形成声的拍频信号；

(3) 接收和测量拍频信号；

(4) 信号频谱分离，提取光致声信号。

2、根据权利要求1所述的用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法，其特征在于在第(1)步中，脉冲激光波长为500nm~1064nm。

3、根据权利要求2所述的用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法，其特征在于所述脉冲激光波长为532nm或1064nm的调Q激光脉冲。

4、根据权利要求1或2所述的用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法，其特征在于第(2)步中，探测超声束的频率为1~10MHz。

5、根据权利要求1或2所述的用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法，其特征在于第(3)步中，声探测器接收和测量拍频信号。

6、根据权利要求1或2所述的用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法，其特征在于第(4)步中，利用实时傅立叶变换进行信号频谱分离，提取光致声信号。

7、权利要求1所述的方法使用的用探测超声束测量生物组织的光致声信号的装置，其特征在于由激光器、超声波发生组件、声信号测量组件、信号放大器、数据采集卡、计算机构成；超声波发生组件由函数发生器、功率放大器、超声换能器依次为电气连接构成；声信号测量组件由水听器或压电换能器、前置放大器电气连接组成；超声波发生组件的超声换能器与声信号测量组件的水听器或压电换能器通过声连接；声信号测量组件的前置放大器与信号放大器、数据采集卡、计算机依次电连接；超声波发生组件的超声换能器上配有聚焦超声透镜。

用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法及其装置

技术领域

本发明涉及测量技术，更详细地是一种用探测超声束测量生物组织的光致声信号的方法。

本发明还涉及用探测超声束测量生物组织的光致声信号的方法使用的装置。

背景技术

近年来，对光声效应的研究和应用受到越来越多的关注。用光辐照某种物体时，由于它对光的吸收会使其内部的温度改变，从而引起其局部区域的机械参数变化；当采用脉冲光源或调制光源时，物体内部温度的起伏会引起其体积的涨缩，因而可以向外辐射声波。这种现象称为光致声场效应（简称光声效应）。光声效应实际上是一种能量转换过程。根据热传导方程及波动方程可知：光声信号的产生不仅与光源有关，还与被照射物体的热学及光学特性有关，而光声信号的传播则与媒质的声学特性有关。因此，测量样品的光声信号可以得到其内部丰富的特征信息，可以用来判断和甄别其内部的状况，例如固体的内部损伤，生物组织的病变等。而且其生物医学应用前景更为深远，因为这种方法与传统的超声探测或超声影像方法相比，它可以区分声阻抗相同而光学参数不同的待测样品，另外还可以根据生物病变组织和正常组织的代谢功能差异来成像，可丰富诊断手段，提高诊断的准确度。

光声信号的检测是光声效应应用的关键。由于生物组织很复杂，对生物组织中光声信号的精确测量是对其特征进行分析，诊断和成像的前提。目前一般用探测器测量时，基本都是在被测样品的端面放置声传感器，测量样品内传出的光声信号。得到的信号一般是体声场的各个发声点产生的信号在测量点的叠加。因此，在重建被测体内光声图像或判断其内部确切点的信号时就很难，需要多点测量和复杂的算法处理数据。而且，对于生物组织的应用而言，由于它是光的强散射体，入射的激光很快发散，加上生物组织一般不是各向同性的光学和声学体，因此，激光产生的声场以及声场的反射、透射和吸收都很复杂，很难得到各个点的确切光声信号。因此简化测量信号是应用的关键问题之一。

另外, 研究生物样品时, 要求激光强度小于破坏阈值, 并且越小越好, 以免造成损伤。这样会导致光声信号很弱, 需要高灵敏度的探测器。由于探测器的响应阈值限制, 很可能探测不到信号, 或信噪比差。

发明内容

本发明的目的在于提出一种用探测超声束测量生物组织的光致声信号的方法, 用一束探测超声对光声信号定位并且将叠加在其上的光致声信号带出, 经过解调后得到聚焦区附近的光致声信号。

本发明的另一目的在于提供一种实现上述方法的测量生物组织的光致声信号的装置。

本发明用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法包括如下步骤:

(1) 脉冲激光入射到生物组织中形成光致声场;
(2) 一束探测超声束入射到第(1)步中的光致声场区域, 与光致声信号叠加, 形成声的拍频信号;

(3) 接收和测量拍频信号;

(4) 信号频谱分离, 提取光致声信号。

第(1)步中, 脉冲激光优选波长为 500nm~1064nm。最常用波长为 532nm 和 1064nm 的调 Q 激光脉冲。

第(2)步中, 探测超声束的优选频率为 1~10MHz。

第(3)步中, 可用声探测器接收和测量拍频信号。

第(4)步中, 可利用实时傅立叶变换进行信号频谱分离, 提取光致声信号。

本发明用探测超声束测量生物组织的光致声信号的装置由激光器、超声波发生组件、声信号测量组件、信号放大器、数据采集卡、计算机构成; 超声波发生组件由函数发生器、功率放大器、超声换能器依次为电气连接构成; 声信号测量组件由水听器或压电换能器、前置放大器电气连接组成; 超声波发生组件的超声换能器与声信号测量组件的水听器或压电换能器通过声连接; 声信号测量组件的前置放大器与信号放大器、数据采集卡、计算机依次电连接; 超声波发生组件的超声换能器上配有聚焦超声透镜。

本发明与现有技术相比具有如下优点:

1、 结合了超声波对生物组织具有较强的穿透能力以及光声检测的无损伤

高灵敏度检测等优点，不会对生物体产生放射性损伤，可提高对生物组织的病变诊断能力；

2、采用实时快速傅立叶变换技术处理调制信号，可显著提高信噪比；

3、通过将探测器接收的声信号中的外加声场信号分离，可以还原出该点的光声信号，这种方法可以测量复杂背景下的较弱的光致声信号，可以提高信噪比和灵敏度；

4、它可以区分声阻抗相同而光学参数不同的待测样品的同时，还可根据拍频信号中外加超声信号幅值的改变来确定声波信号传输过程中的衰减；

5、由于外加超声的频率在医用超声范围，因此在处理数据时可以参考医用超声技术和参数。在拍频信号中分离出的外加超声信号的衰减作为修正光声信号传输过程中的衰减的参考；

6、由于本发明装置的结构简单，所以组装容易，操作方便。

附图说明

图 1 是本发明的用探测超声束测量生物组织的光致声信号的装置结构示意图。

图 2 是用图 1 装置测量液体样品的拍频信号以及分离出的光致声信号。

图 3 是用图 1 装置测量肌肉样品的拍频信号以及分离出的光致声信号。

下面结合附图对本发明作进一步叙述。

具体实施方式

如图 1 所示，本发明装置主要由激光器 1、超声波发生组件 2、声信号测量组件 3、信号放大器 4、数据采集卡 5、实时傅立叶变换模块 6、计算机 7 组成；其中超声波发生组件 2 由函数发生器 2-1、功率放大器 2-2、超声换能器 2-3 与超声透镜 2-4 依次连接构成；其中超声透镜 2-4 用螺旋套盖与超声换能器 2-3 固定，其它连接依次为电气连接；超声波发生组件 2 与声信号测量组件 3 声连接；声信号测量组件 3、信号放大器 4、数据采集卡 5、实时傅立叶变换模块 6、计算机 7 等依次通过电连接。其他部件为：样品 8、透光窗 9、超声波束 10、样品池 11、支架 12、三维电动台 13。

选用各构件组成本装置，其中：激光器 1 选用美国光谱物理公司生产的 MOPO，可以发出波长为 500nm-2000nm 的脉冲激光，本实施例选用波长为 532nm

的绿色激光。函数发生器 2-1 选用美国 Tektronix 公司的 AFG320 型；功率放大器为自制的(放大增益 0 ~20dB, 带宽 10kHz ~12MHz); 超声换能器 2-3 为一圆盘形压电陶瓷; 声信号测量组件为英国产水听器 (HP1 型), 其灵敏度为 950nv/Pa, 频带为 200KHz~15MHz, 探针的直径为 1mm。; 数据采集卡 5 选用 Gage Applied 公司的 Compuscope 12100 型高速数据采集卡 (采样速率 100MHz); 用软件实现傅立叶变换; 计算机可以选用 P3 微机, 并配有 GPIB 卡; 样品池是用有机玻璃制成的长方体盒子, 并开有石英玻璃透光窗。样品池中充满水, 其内壁涂有吸声材料。为减少激光入射到透光窗产生的光声信号对测试的影响, 透光窗与样品间有一厚为 50mm 的隔离层。

本发明方法的具体实施步骤为:

- 1、由计算机控制信号发生器产生正弦波信号用于驱动超声换能器, 产生探测超声波并聚焦到样品上。本实施例中所用频率为 1.4MHz。在换能器的输出端配有聚焦声透镜, 超声聚焦区直径为 1.5mm;
- 2、激光器发出的波长为 532nm, 脉冲宽度为 7ns 的激光脉冲入射样品上, 产生光致声信号, 该信号与探测超声束叠加, 形成拍频信号;
- 3、水听器浸入水中置于样品的后方, 用来接收拍频信号;
- 4、水听器接收到的信号, 经前置放大和主放大器后, 被数据采集卡采集输入到计算机;
- 5、计算机处理采集到的信号并还原出光致声信号。

在实验中, 首先测量液体样品 (纯水中加有 1%的肽盘蓝染料), 其结果图 2; 然后测量尺寸为 50×50×40mm 的肌肉样品, 其结果见图 3。在两个图中分离出的光致声信号都有较高的信噪比。

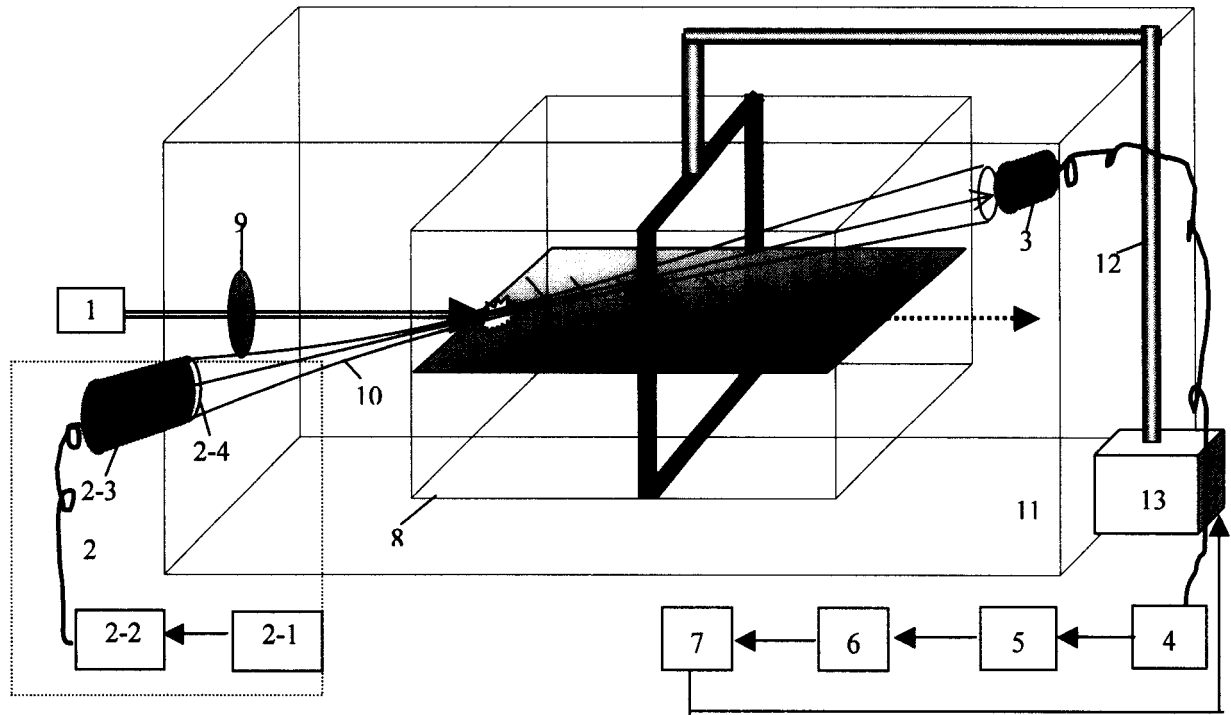


图 1

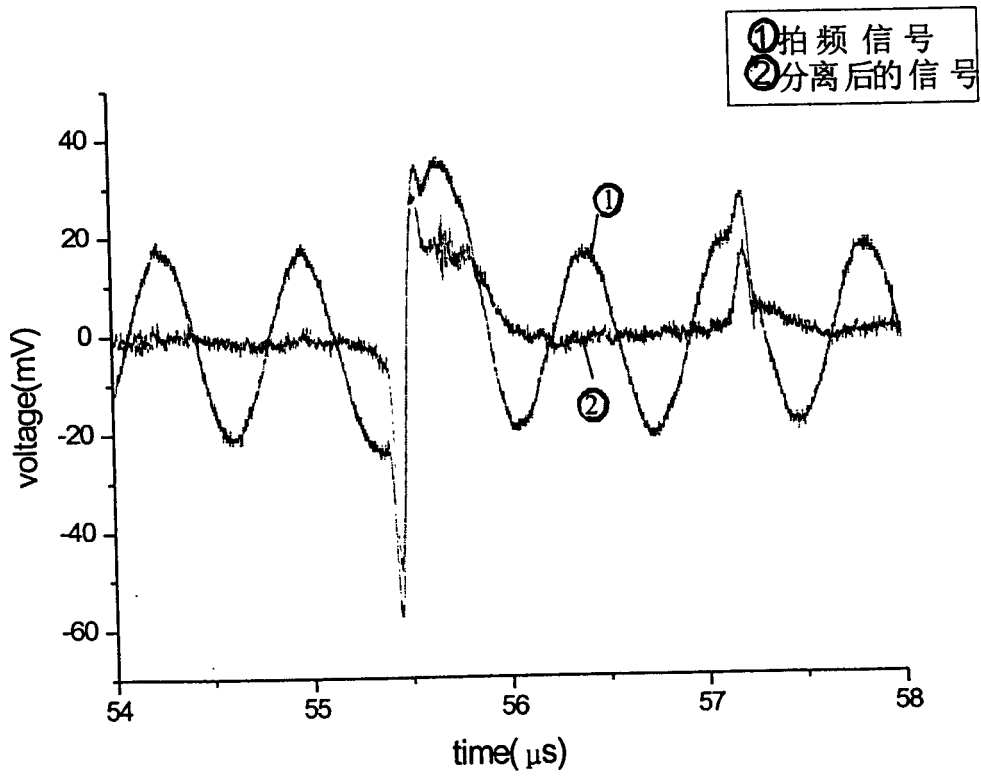


图 2

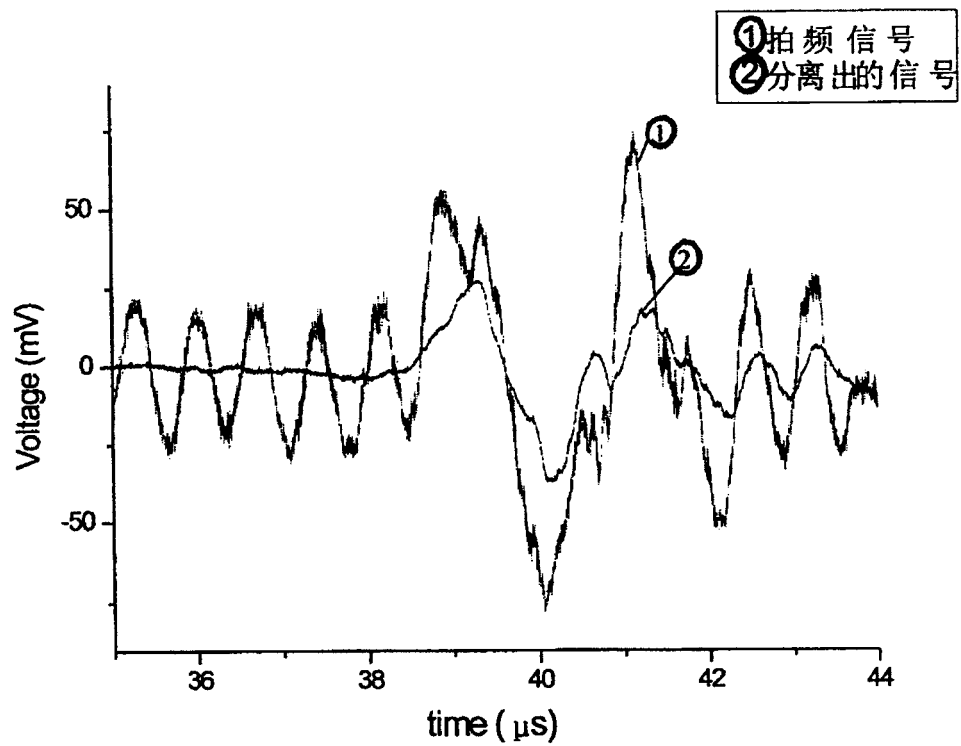


图 3

专利名称(译)	用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法及其装置		
公开(公告)号	CN1168980C	公开(公告)日	2004-09-29
申请号	CN02115019.2	申请日	2002-04-03
[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 姚勇		
发明人	邢达 姚勇		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00 G01N29/04		
代理人(译)	何燕玲		
其他公开文献	CN1373362A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用探测超声束测量生物组织中光致声信号的方法，包括脉冲激光入射到生物组织中形成光致声场；一束探测聚焦超声波入射到光致声场区域，与光致声信号叠加，形成声的拍频信号；接收和测量拍频信号；信号频谱分离，提取光致声信号；该方法所用的装置由激光器、超声波发生组件、声信号测量组件、信号放大器、数据采集卡，计算机构成；本发明结合了超声波对生物组织具有较强的穿透能力以及光声检测的无损高灵敏度检测等优点，不会对生物体产生放射性损伤，可提高对生物组织的病变诊断能力。

