



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110432925 A

(43)申请公布日 2019.11.12

(21)申请号 201910665819.2

(22)申请日 2019.07.23

(71)申请人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路  
1037号

(72)发明人 朱本鹏 黄国明 李家普 欧阳君  
杨晓非

(74)专利代理机构 华中科技大学专利中心  
42201

代理人 曹葆青 李智

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

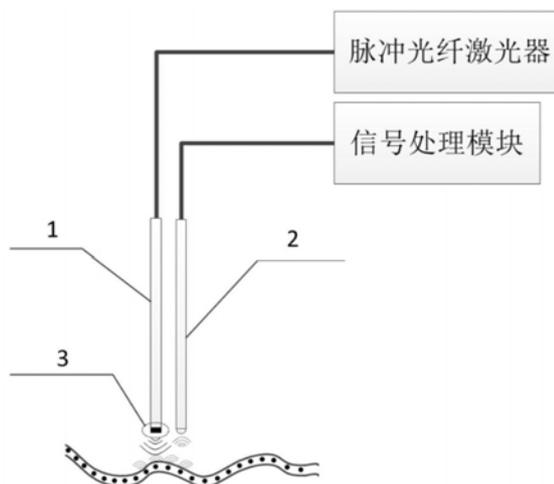
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

一种基于光致超声效应的超谐波成像方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种基于光致超声效应的超谐波成像方法及装置,方法包括:包含碳纳米管阵列的发射换能器将接收到的信号发生器产生的脉冲信号转化为光声信号;接收换能器接收光声信号经血管中的微泡造影剂反射的回波信号,提取回波信号中的三次及三次以上的超谐波信号,超谐波信号与微泡的位置分布一一对应,通过检测微泡的分布实现对血管轮廓的成像。装置包括第一光纤和碳纳米管阵列膜组成的信号发射模块、信号接收模块和信号处理模块。本发明提供的基于光致超声效应的超谐波成像方法利用碳纳米管阵列膜反射的回波信号中的三次及以上超谐波信号去反映血管中微泡的位置,这部分超谐波信号是基波信号频率的三倍及以上,能够有效的改善图像分辨率。



1. 一种基于光致超声效应的超谐波成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 包含碳纳米管阵列的发射换能器将接收到的信号发生器产生的脉冲信号转化为光声信号;

(2) 接收换能器接收所述光声信号经血管中的微泡造影剂反射的回波信号,提取所述回波信号中的三次及三次以上的超谐波信号,所述超谐波信号与微泡的位置分布一一对应,通过检测微泡的分布实现对血管轮廓的成像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述微泡造影剂为脂质膜包裹自由气泡的微泡超声造影剂,所述微泡超声造影剂的微泡的直径范围为 $1\mu\text{m}\sim 10\mu\text{m}$ 。

3. 一种基于光致超声效应的超谐波成像装置,其特征在于,包括信号发射模块、信号接收模块和信号处理模块,其中所述信号发射模块包括第一光纤和碳纳米管阵列膜,所述信号接收模块包括第二光纤;

所述碳纳米管阵列膜与所述第一光纤的一端端面相连,在所述连接处产生光声信号,所述光声信号作用于待测对象,反射得到的回波信号被所述第二光纤接收,所述信号处理模块提取所述回波信号的三次及三次以上超谐波信号对所述待测对象进行成像。

4. 根据权利要求3所述的成像装置,所述碳纳米管阵列膜通过碳纳米管阵列表面旋涂填充PDMS形成。

5. 根据权利要求3或4所述的成像装置,所述碳纳米管阵列膜放置于所述第一光纤的一端端面固化,与所述第一光纤的一端端面连接形成所述信号发射模块。

6. 根据权利要求5所述的成像装置,所述固化为在室温下保持24小时至36小时。

7. 根据权利要求3所述的成像装置,所述第一光纤与所述第二光纤平行放置。

8. 一种基于权利要求3至7所述的超谐波成像装置的连接方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1) 向PDMS中加入固化剂进行固化;

(2) 将(1)的产物铺满碳纳米管阵列表面形成碳纳米管阵列膜,进行真空处理,使PDMS均匀分布在碳纳米管阵列之间,加热使得所述碳纳米管阵列膜固化,对固化的碳纳米管阵列膜进行减薄;

(3) 在减薄后的碳纳米管阵列膜表面旋涂一层PDMS后转移至第一光纤端面,在室温环境下进行固化;

(4) 将脉冲光纤激光器与所述固化的第一光纤连接。

## 一种基于光致超声效应的超谐波成像方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明属于光纤传感领域,更具体地,涉及一种光致超声效应的超谐波成像方法及装置。

### 背景技术

[0002] 超声医学成像是现代医学影像诊断的主要检查方法之一,具有实时成像、无损伤性、费用低廉等优点,对人体软组织、心血管的探查有着无可比拟的优势,使用非常广泛。超声换能器作为超声发射源发射超声波扫描人体组织和器官,对于不同的成像介质其声阻抗是有差异的,从而导致回波超声信号存在差异,后端成像系统正是利用这种差异的声信号实现成像的。

[0003] 目前最常用的超声换能器基于压电性,然而压电式超声换能器产生的超声波信号只具有有限的带宽,灵敏度也太小,而且制造时要把压电陶瓷切割到微米级别有很大难度;另外由于每个组件都需要单独的前端来克服高阻抗,导致阵元布线复杂,同时阵元之间容易产生信号串扰,因而布线和互联构成了一个巨大的挑战。

[0004] 光致超声技术是解决这些问题的有效途径。基于光声效应的光致超声具有很多优点:它能获得较宽的频带,拥有高分辨率成像和超声治疗的潜力;它能获得较高的声压,可用于临床医学进行治疗,比如超声碎结石、细胞分离、控制药物递送、打血栓等;此外光致超声可通过聚焦结构使声束控制在 $200\mu\text{m}$ 左右,实现精准医疗的目的,精准对目标体进行控制,不影响周围其他组织。目前光致超声换能器的尺寸都比较大,达到厘米量级,更小尺寸的光致超声换能器是采用提拉法将换能器置于光纤端面,对于这类光致超声换能器在成像方法上存在成像分辨率不足、成像深度不深等问题。

### 发明内容

[0005] 针对现有技术的缺陷,本发明的目的在于提出了一种基于光致超声效应的超谐波成像方法,旨在解决光纤光声成像方法成像分辨率不足、成像深度不深的问题。

[0006] 为实现上述目的,按照本发明的一方面,提供了一种基于光致超声效应的超谐波成像方法,具体包括以下步骤:

[0007] (1) 包含碳纳米管阵列的发射换能器将接收到的信号发生器产生的脉冲信号转化为光声信号;

[0008] (2) 接收换能器接收光声信号经血管中的微泡造影剂反射的回波信号,提取回波信号中的三次及三次以上的超谐波信号,超谐波信号与微泡的位置分布一一对应,通过检测微泡的分布实现对血管轮廓的成像;

[0009] 优选地,微泡造影剂为脂质膜包裹自由气泡的微泡超声造影剂,所述微泡超声造影剂的微泡的直径范围为 $1\mu\text{m}\sim 10\mu\text{m}$ 。

[0010] 按照本发明的另一方面,提供了一种基于光致超声效应超谐波成像的装置,包括信号发射模块、信号接收模块和信号处理模块,其中信号发射模块包括第一光纤和碳纳米

管阵列膜,信号接收模块包括第二光纤;

[0011] 碳纳米管阵列膜与第一光纤的一端端面相连,在连接处产生光声信号,光声信号作用于待测对象,反射得到的回波信号被第二光纤接收,信号处理模块提取回波信号中的三次及以上超谐波信号对待测对象进行成像。

[0012] 优选地,碳纳米管阵列膜通过碳纳米管表面旋涂填充PDMS形成。

[0013] 优选地,碳纳米管阵列膜放置于第一光纤的一端端面固化,与第一光纤的一端端面连接形成所述信号发射模块。

[0014] 优选地,固化为在室温下保持24小时至36小时。

[0015] 优选地,将第一光纤与第二光纤固定,并使第一光纤与第二光纤靠在一起平行放置。

[0016] 本发明还提供了上述基于光致超声效应的超谐波成像装置的信号发生模块及信号接收模块的连接方法,具体包括:

[0017] (1) 在2g的PDMS中加入0.2g的固化剂进行固化;

[0018] (2) 将步骤1的产物滴在碳纳米管阵列表面待其铺满整个膜表面,然后进行真空处理,使PDMS均匀分布在碳纳米管阵列之间,并使膜内的空气抽干净,最后将其放于100℃环境中加热,待碳纳米管阵列膜完全固化后,将碳纳米管阵列膜减薄;

[0019] (3) 在减薄后的碳纳米管阵列膜上旋涂一层PDMS后转移至第一光纤端面,在室温环境下固化36h。

[0020] (4) 将脉冲光纤激光器和第一光纤连接,后端成像系统和第二光纤连接。

[0021] 通过本发明所构思的以上技术方案,与现有技术相比,能够取得以下有益效果:

[0022] 1、本发明提供的基于光致超声效应的超谐波成像方法利用碳纳米管阵列膜反射的回波信号中的三次及以上超谐波信号去反映血管中微泡的位置,这部分超谐波信号是基波信号频率的三倍及以上,因此利用这部分高频信号成像,可有效的改善图像分辨率。

[0023] 2、本发明提供的基于光致超声效应的超谐波成像方法采用碳纳米管阵列膜作为光致超声换能器能有效的提高光声转化效率,从而提高光声压,可有效的提高成像深度。

## 附图说明

[0024] 图1是本发明实施例提供的基于光致超声效应的超谐波成像装置的结构示意图;

[0025] 图2是本发明实施例提供的基于光致超声效应的超谐波成像装置第一光纤端面的碳纳米管阵列膜的结构示意图;

[0026] 附图标注:

[0027] 1、第一光纤,2、第二光纤,3、碳纳米管阵列膜。

## 具体实施方式

[0028] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0029] 本发明实施例一方面提供了一种基于光致超声效应的超谐波成像方法,具体包括以下步骤:

[0030] (1) 包含碳纳米管阵列的发射换能器将接收到的信号发生器产生的脉冲信号转化为光声信号,其中信号发生器发出重复频率为10kHz、脉冲宽度6ns、光功率为6W的脉冲激光;

[0031] (2) 接收换能器接收光声信号中经血管中的微泡造影剂反射的回波信号,提取回波信号中的三次及三次以上的超谐波信号,超谐波信号与微泡的位置分布一一对应,通过检测微泡的分布实现对血管轮廓的成像。

[0032] 具体地,微泡造影剂为脂质膜包裹自由气泡的微泡超声造影剂,所述微泡超声造影剂的微泡的直径范围为 $1\mu\text{m}\sim 10\mu\text{m}$ 。

[0033] 另一方面,如图1所示,本法实施例提供了一种基于光致超声效应的超谐波成像装置,包括信号发射模块、信号接收模块和信号处理模块,其中信号发射模块包括第一光纤和碳纳米管阵列膜,信号接收模块包括第二光纤;

[0034] 碳纳米管阵列膜与第一光纤的一端端面相连,在连接处产生光声信号,光声信号作用于待测对象,反射得到的回波信号被第二光纤接收,后端成像系统利用回波中的三次及以上的超谐波信号进行成像,通过检测微泡的分布间接实现对血管轮廓的成像。

[0035] 具体地,碳纳米管阵列膜通过碳纳米管表面旋涂填充PDMS形成。

[0036] 具体地,如图2所示,碳纳米管阵列放置于第一光纤的一端端面固化,与第一光纤的一端端面连接形成所述信号发射模块。

[0037] 具体地,固化为在室温下保持24小时至36小时。

[0038] 具体地,将第一光纤与第二光纤固定,并使第一光纤与第二光纤靠在一起平行放置。

[0039] 本发明实施例还提供了上述基于光致超声效应的超谐波成像装置的信号发生模块的连接方法,具体包括:

[0040] (1) 在2g的PDMS中加入0.2g的固化剂进行固化;

[0041] (2) 将步骤1的产物滴在碳纳米管阵列表面待其铺满整个膜表面,然后进行真空处理30min,使PDMS均匀分布在碳纳米管阵列之间,并使膜内的空气抽干净,最后将其放于 $100^{\circ}\text{C}$ 环境中加热20min,待碳纳米管阵列膜完全固化后,将碳纳米管阵列膜减薄,其中刻蚀速率为 $0.5\mu\text{m}/\text{min}$ ,将碳纳米管阵列膜厚度刻蚀为 $20\mu\text{m}$ ;

[0042] (3) 在刻蚀好的碳纳米管阵列膜上旋涂一层PDMS,转速为500r/s,时间30s,然后转移至第一光纤端面,在室温环境下固化36h。

[0043] (4) 将脉冲光纤激光器和第一光纤连接,后端成像系统和第二光纤连接。

[0044] 本领域的技术人员容易理解,以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

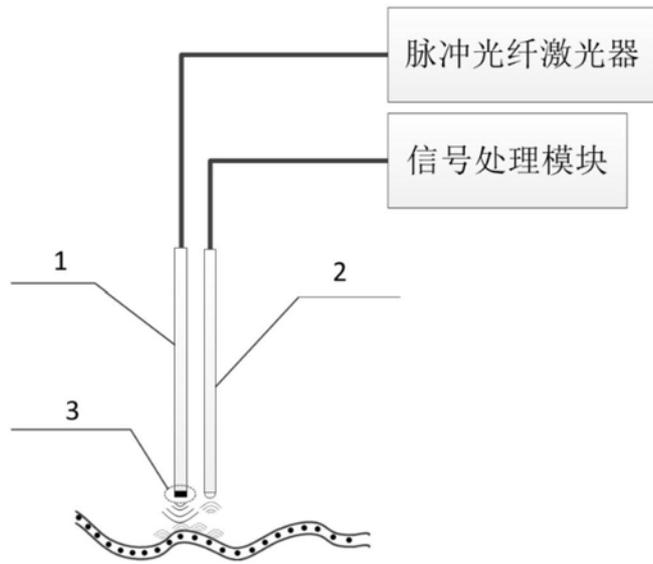


图1

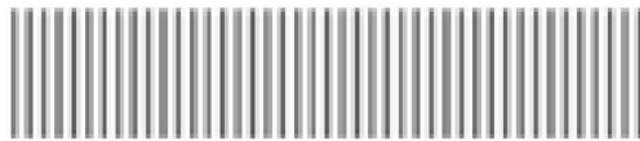


图2

专利名称(译)	一种基于光致超声效应的超谐波成像方法及装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN110432925A</a>	公开(公告)日	2019-11-12
申请号	CN201910665819.2	申请日	2019-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	华中科技大学		
[标]发明人	朱本鹏 黄国明 李家普 欧阳君 杨晓非		
发明人	朱本鹏 黄国明 李家普 欧阳君 杨晓非		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B8/44 A61B8/4483		
代理人(译)	李智		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种基于光致超声效应的超谐波成像方法及装置，方法包括：包含碳纳米管阵列的发射换能器将接收到的信号发生器产生的脉冲信号转化为光声信号；接收换能器接收光声信号经血管中的微泡造影剂反射的回波信号，提取回波信号中的三次及三次以上的超谐波信号，超谐波信号与微泡的位置分布一一对应，通过检测微泡的分布实现对血管轮廓的成像。装置包括第一光纤和碳纳米管阵列膜组成的信号发射模块、信号接收模块和信号处理模块。本发明提供的基于光致超声效应的超谐波成像方法利用碳纳米管阵列膜反射的回波信号中的三次及以上超谐波信号去反映血管中微泡的位置，这部分超谐波信号是基波信号频率的三倍及以上，能够有效的改善图像分辨率。

