

[51] Int. Cl⁷

G01N 29/00

G01N 21/62 A61B 8/00



[12] 发 明 专 利 说 明 书

[21] ZL 专利号 00117209.3

[45] 授权公告日 2004 年 4 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 1145793C

[22] 申请日 2000.6.27 [21] 申请号 00117209.3

[71] 专利权人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区石牌

[72] 发明人 邢 达 何永红

审查员 贺文晶

[74] 专利代理机构 广州粤高专利代理有限公司

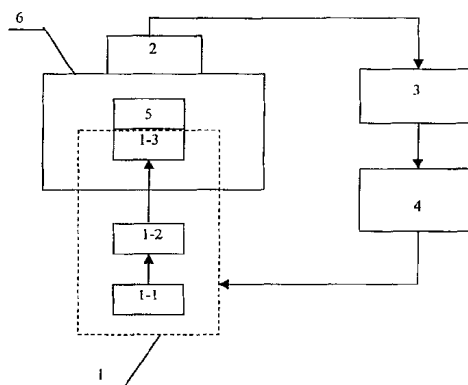
代理人 何燕玲

权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 2 页

[54] 发明名称 超声诱导发光无损伤成像方法及其装置

[57] 摘要

一种超声诱导发光无损伤成像方法包括：弱超声直接作用于生物体或组织，诱导生物体或组织产生自体内源性发光；光接收组件将此发光转换为电信号；电信号通过模数转换为数字信号；处理数字信号获得生物体或组织的结构图像。 超声诱导发光无损伤成像装置由超声发生组件、光接收组件、模数转换器、计算机构成；本发明结合了弱超声对机体具有较强穿透能力及光学成像具有高分辨、无损伤的优点，用于生物医学影像诊断得到高分辨率、清晰的图像。



ISSN 1008-4274

1、一种超声诱导发光无损伤成像方法，包括如下步骤：

——频率为 20KHz—10MHz 的超声直接作用于生物体或组织，并诱导生物体或组织产生自体内源性发光；

——光接收组件将此自体内源性发光转换为电信号；

——电信号通过模数转换为数字信号；

——处理数字信号并进行影像重建，获得生物体或组织的结构图像。

2、按照权利要求 1 所述的超声诱导发光无损伤成像方法，其特征在于所述的超声频率为 20KHz—1MHz。

3、一种实施如权利要求 1 所述的超声诱导发光无损伤成像方法的装置，由超声发生组件、光接收组件、模数转换器、计算机组成，超声发生组件与计算机电气连接，光接收组件、模数转换器与计算机依次电气连接；超声发生组件由函数发生器、功率放大器和超声换能器电气连接组成。

4、按照权利要求 3 所述的装置，其特征在于构成超声发生组件的超声换能器是一块直径为 50mm，厚 3mm 的压电陶瓷片，两个圆面镀有银导电膜，均由导线引出，形成两个电极，其中一个圆面用热沉胶固定于循环水盒上。

超声诱导发光无损伤成像方法及其装置

技术领域

本发明涉及一种医学影像诊断技术，特别涉及一种利用对生物体无害的弱超声诱导生物体或组织产生自体内源性发光，并利用此内源性发光进行无损伤结构成像的超声诱导发光无损伤成像方法及其装置。

背景技术

目前在医学影像诊断中普遍使用的成像技术中，X射线透射成像、X射线断层扫描仪（CT）、核磁共振成像等均对人体组织有较大幅度的损伤，而且X射线断层扫描仪、核磁共振成像仪的造价比较昂贵；B型超声成像对人体基本没有损伤，而且B型超声成像仪的造价亦较低，但由于是组织界面反射成像，所以无法实现层析，且分辨率较低（对简单结构的体内组织，最好的分辨率为几个毫米），对比度较差。光学成像技术（包括时间分辨光学成像、频域光学成像、光学相干层析术等）具有对人体无损伤、分辨率高等特点，但是，由于这些方法都是利用外部光源，而生物组织对外源光有强烈散射和吸收，目前的技术水平只能达到对深度为毫米量级的浅层生物组织成像，很难实现对深层组织的精确测量，同时，这些方法成像都是利用组织的光学特性来实现的，其成像对比度仅仅单一地来源于组织的光学特性差异。

发明内容

本发明的目的在于提供一种超声诱导发光无损伤成像方法，利用对生物

体无害的弱超声诱导生物体或组织产生自体内源性发光，并利用此内源性发光无损伤地对生物体或组织结构实现精确成像。

本发明的另一目的在于提供一种实施所述超声诱导发光无损伤成像方法的装置。

本发明的超声诱导发光无损伤成像方法包括如下步骤：

——频率为 20KHz—10MHz 的超声直接作用于生物体或组织，并诱导生物体或组织产生自体内源性发光；

——光接收组件将此自体内源性发光转换为电信号；

——电信号通过模数转换为数字信号；

——处理数字信号并进行影像重建，获得生物体或组织的结构图像。

超声可以由通用的正弦信号源经功率放大后驱动超声换能器产生，可以为连续声场，也可以为脉冲声场；可以为均匀分布的声场，也可以为聚焦声场。光接收组件是用于探测光的装置，例如 CCD 照像系统、光共聚焦扫描系统。模数转换可以用通用的模数转换器实现，例如 National Instruments 公司生产的系列图像采集卡，或 Princeton Instruments 公司生产的 CCD 控制器。图像重建可以用通用的图像处理软件结合计算机实现，例如用 National Instruments 公司开发的 LabVIEW 软件或 Princeton Instruments 公司开发的 WINVIEW 软件实现。

本发明所用的超声频率为 20KHz—10MHz 时，可以得到清晰的生物体或组织图像；当超声频率为 20KHz~1MHz 时，获取的图像最清晰，信噪比可达 3.47。

本发明的超声诱导发光无损伤成像装置由超声发生组件、光接收组件、模数转换器、计算机组成，超声发生组件与计算机电气连接，光接收组件、模

数转换器与计算机依次电气连接。

超声发生组件可以采用现有的超声发生组件，由函数发生器、功率放大器和超声换能器电气连接组成。发明人为本发明专门设计了一种更有利于直接作用于生物体或组织并形成大面积柱形声场的超声换能器，以便获得更清晰的图像，它是一块直径为 50mm，厚 3mm 的压电陶瓷片，两个圆面镀有银导电膜，均由导线引出，形成两个电极，它能被经功率放大器放大后的正弦信号驱动而产生超声。超声换能器的一个圆面用热沉胶固定于循环水盒上，工作时可开启循环水使换能器致冷。

光接收组件是用于探测光的装置，例如 CCD 照像系统、光共聚焦扫描系统。

模数转换器可采用通用的模数转换器，或带有模数转换功能的其他装置，例如 National Instruments 公司生产的系列图像采集卡，或 Princeton Instruments 公司生产的 CCD 控制器。

计算机内装有通用的图像处理软件，例如用 National Instruments 公司开发的 LabVIEW 软件或 Princeton Instruments 公司开发的 WINVIEW 软件，用于生物体或组织图像重建及处理。

与现有技术相比，本发明具有下列优点：

(1) 本超声诱导发光无损伤成像方法结合了超声对机体具有较强的穿透能力及光学成像具有高分辨、无损伤的优点，不会对生物体产生放射性损伤，所以与传统的医学影像诊断方法相比具有无损伤、分辨率高的优点；

(2) 由于本超声诱导发光无损伤成像方法的对比度来源于组织与声场相互作用特性、组织与光场相互作用特性和组织的声诱导光产生的特性，所以与传统成像方法的单一对比度来源相比较，本成像方法的对比度有很大程度的提

高;

(3) 本超声诱导无损伤成像装置的各组件的造价较低, 所以整体装置的造价亦相对较低, 又由于本装置的结构较为简单, 所以生产装配较为容易, 使用操作亦比较方便。

附图说明

图 1 是本发明超声诱导发光无损伤成像装置的结构方框图;

图 2 为一离体新鲜猪肝脏组织 ($20 \times 20 \times 2\text{mm}$) 在微弱光照下的外形图;

图 3 为图 2 的猪肝脏组织被弱超声诱导的发光图像;

图 4 是一裸鼠在微弱光照下的外形图;

图 5 是图 4 的裸鼠被弱超声诱导的发光图像。

具体实施方式

实施例 1

图 1 示出了本发明超声诱导发光无损伤成像装置的结构, 由图 1 可见, 本装置由超声发生组件 1、光接收组件 2、模数转换器 3、计算机 4 组成, 其中超声发生组件 1 由函数发生器 1-1、功率放大器 1-2、超声换能器 1-3 依次序电气连接构成; 光接收组件 2 由照像镜头 2-1 与探测器 2-2 连接构成; 超声发生组件 1 与计算机 4 电气连接, 光接收组件 2、模数转换器 3 与计算机 4 依次电气连接; 5 为被测生物体 (或组织)、6 为暗室。选用各构件连接组成本装置, 其中: 函数发生器 1-1 选用 Tektronix 公司制造的 AFG320 型任意函数发生器; 功率放大器 1-2 选用 ENI 公司制造的 2100L 型宽带功率放大器; 超声换能器 1-3 为一块直径为 50mm, 厚 3mm 的压电陶瓷片, 两个圆面镀有银导电膜, 均由导线引出, 形成两个电极, 它能被经功率放大器放大后的正弦信号驱动而产生超声。超声换能器的一个圆面用热沉胶固定于循环水盒上, 工

作时可开启循环水以致冷换能器；照像镜头 2—1 选用适用于弱光拍摄的 Nikon 公司制造的大数字孔径镜头（50mm，f/1.2 型）；探测器 2—2 选用美国 Princeton Instruments 公司制造的背向照明的致冷 TE/CCD—512TKB 型 CCD；模数转换器 3 选用美国 Princeton Instruments 公司制造的 ST—130 型控制器；计算机 4 选用 IBM586 微机。

将上述装置应用于对离体生物组织的成像，取离体新鲜猪肝组织，切成 $20 \times 20 \times 2\text{mm}$ 大小一块，放置在暗室 6 内超声换能器 1—3 面上，在微弱光照下记录如图 2 所示的外形图；关上暗室，通过计算机调节函数发生器产生频率为 1.2MHz 的正弦信号，经功率放大为 100W 后驱动超声换能器 1—3，产生弱超声，该弱超声到达肝脏组织的功率密度约为 $0.38\text{W}/\text{cm}^2$ （远低于美国 FDA 的超声对人体安全标准 23bar，相当于 $19.32\text{W}/\text{cm}^2$ ），在弱超声的诱导作用下，肝脏组织产生自体内源性发光，探测器 2—2 通过照像镜头 2—1 记录发光信号 15min 并将发光信号转化为电信号，模数转换器 3 对电信号进行模数转换为数字信号后将其输入计算机，在计算机中利用 Princeton Instruments 公司开发的 WINVIEW 软件进行图像重建及数据处理即可得到如图 3 所示的发光图像。由图可见，本发明方法可以对生物组织成像，图像较清晰，信噪比为 2.51。

实施例 2

将实施例 1 中所述装置应用于对生物活体的成像，取实验用裸鼠一只，麻醉后放入暗室 6 内的超声换能器 1—3 上，在微弱光照下记录如图 4 所示的外形图，关上暗室；通过计算机 4 调节函数发生器 1—1 产生频率 40KHz 的正弦信号，经功率放大器 1—2 放大为 50W 后驱动超声换能器 1—3，产生弱超声，该弱超声到达鼠体的功率密度约为 $0.18\text{W}/\text{cm}^2$ （远低于美国 FDA 的超声对人体安全标准 23bar，相当于 $19.32\text{W}/\text{cm}^2$ ），在弱超声的诱导作用下，裸鼠体产生自体

内源性发光，探测器 2—2 通过照像镜头 2—1 记录发光信号 15min 并将发光信号转化为电信号，模数转换器 3 对电信号进行模数转换为数字信号后将其输入计算机 4，在计算机 4 中利用 Princeton Instruments 公司开发的 WINVIEW 软件进行图像重建及数据处理即可得到如图 5 所示的发光图像，可见图像清晰，信噪比达 3.47。说明本发明方法较好地对生物体成像，也说明当所述的超声频率为 20KHz~1MHz 时，获取的图像最清晰。

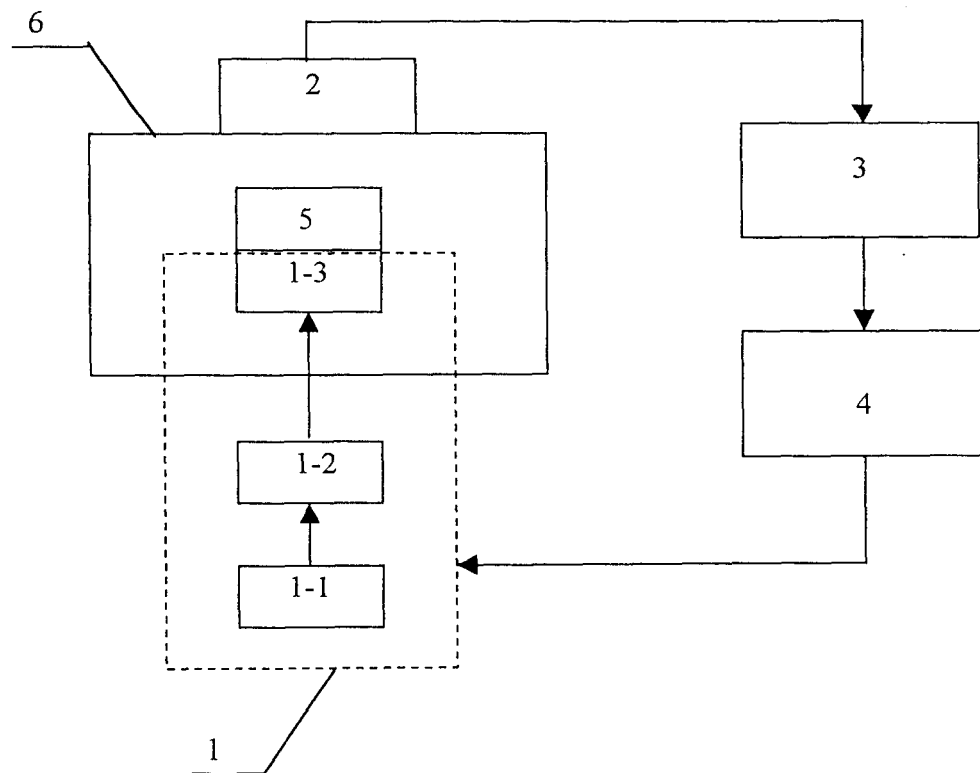


图 1

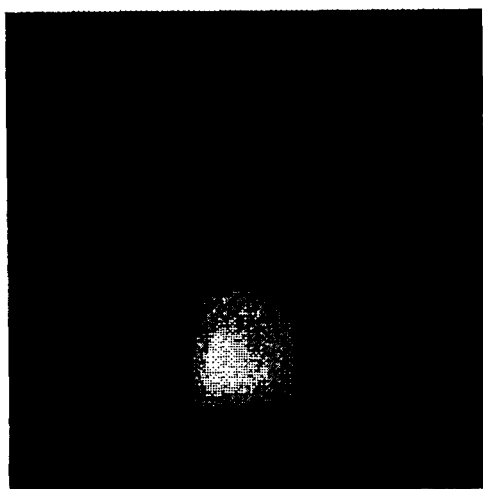


图 2

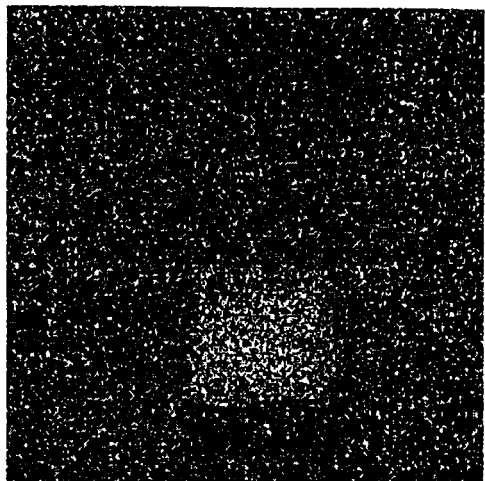


图 3

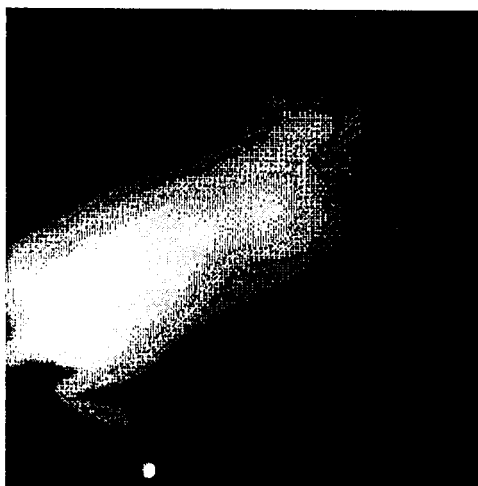


图 4

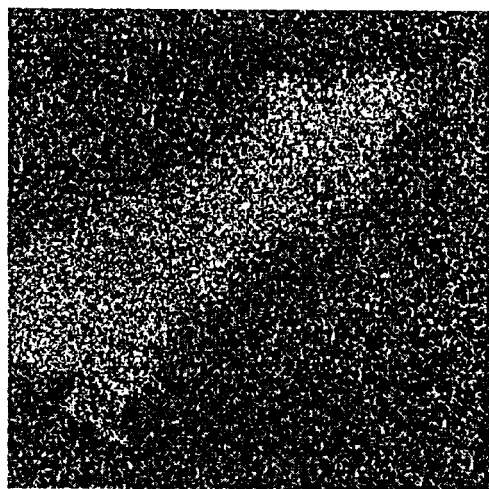


图 5

专利名称(译)	超声诱导发光无损伤成像方法及其装置		
公开(公告)号	CN1145793C	公开(公告)日	2004-04-14
申请号	CN00117209.3	申请日	2000-06-27
[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 何永红		
发明人	邢达 何永红		
IPC分类号	A61B8/00 G01N21/62 G01N29/00		
代理人(译)	何燕玲		
其他公开文献	CN1274845A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诱导发光无损伤成像方法包括：弱超声直接作用于生物体或组织，诱导生物体或组织产生自体内源性发光；光接收组件将此发光转换为电信号；电信号通过模数转换为数字信号；处理数字信号获得生物体或组织的结构图像。超声诱导发光无损伤成像装置由超声发生组件、光接收组件、模数转换器、计算机构成；本发明结合了弱超声对机体具有较强穿透能力及光学成像具有高分辨、无损伤的优点，用于生物医学影像诊断得到高分辨率、清晰的图像。

