

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200610132377.8

[45] 授权公告日 2009年6月3日

[11] 授权公告号 CN 100493443C

[22] 申请日 2006.12.29

[21] 申请号 200610132377.8

[73] 专利权人 华南师范大学

地址 510631 广东省广州市天河区石牌华南师范大学

[72] 发明人 唐志列 魏亚东 刘海锋

[56] 参考文献

CN1128863A 1996.8.14

CN1480753A 2004.3.10

CN1417617A 2003.5.14

CN1470218A 2004.1.28

CN1792335A 2006.6.28

US6405069B1 2002.6.11

多层反膜系反射特性的计算机模拟计算及其应用. 王珊. 上海工程技术大学学报, 第20卷第1期. 2006

审查员 石艳丽

[74] 专利代理机构 广州粤高专利代理有限公司

代理人 何淑珍

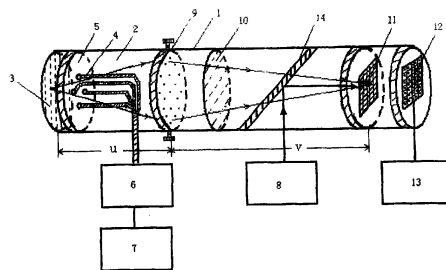
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

[54] 发明名称

基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像方法及其装置

[57] 摘要

本发明涉及一种基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像方法, 是利用声透镜把生物组织由于光声效应产生的声压分布经耦合介质直接成像于像面上, 通过多层反射膜把像面上的声压分布变成相应的光强分布, 并用 CCD 记录该光强分布, 即可实时获得清晰的某一层面的组织影像; 并且可以利用时间分辨的技术获得待测样品不同层面的层析图像。该装置由透明柔性橡胶层、光纤、声透镜、透声不透光物料、多层反射膜、CCD、计算机构成。其中透明柔性橡胶层、光纤、声透镜、透声不透光材料、多层反射膜与 CCD 相对安装在一个圆柱型铝制腔内; 光纤通过一个连接器与激光器连接组成光源; 另一激光器与反射镜组成照明光源; CCD 与计算机电气连接。



1、一种基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像方法，其特征在于包括如下步骤：

(1) 用脉宽为 5~20 纳秒的脉冲激光照射生物组织，在生物组织的不同层面中产生频率为兆赫兹的超声，即光声信号；

(2) 用声透镜将步骤 (1) 中生物组织的不同层面中产生的超声声压分布成像在像面上；

(3) 在像面上用多层反射膜检测的方法把某一层面的声压分布转变成相应的光强分布；

(4) 用 CCD 记录该光强分布，即可实时获得清晰的某一层面的组织影像。

2、根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于还包括以下步骤：

(5) 重复操作步骤 (3)、(4)，获得生物组织不同层面的组织影像。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于所述步骤中，脉冲激光波长为 450nm~2000nm。

4 根据权利要求 3 所述的方法，其特征在于所述步骤 (3) 中，通过控制采集信号的延时来选定生物组织的不同层面的信号。

5、实现权利要求 1 所述方法的装置，其特征在于由透明柔性橡胶层、光纤、声透镜、透声不透光材料、多层反射膜、CCD、计算机构成，其中透明柔性橡胶层、光纤、声透镜、透声不透光材料、多层反射膜与 CCD 相对安装在一个圆柱型铝制腔内；光纤通过一个连接器与激光器连接组成光源；另一激光器与反射镜组成照明光源； CCD 与计算机电气连接。

6、根据权利要求 5 所述装置，其特征在于所述声透镜由铝材制成，声透镜的位置可调，可调范围满足几何光学成像性质，即  $\frac{1}{u} + \frac{1}{v} = \frac{1}{f}$ 。

7、根据权利要求 5 或 6 所述装置，其特征在于所述多层反射膜检测与 CCD 进行结合，实现实时光声成像。

## 基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像方法及其装置

### 技术领域

本发明涉及光声成像技术，具体是基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像方法。

本发明还涉及所述方法使用的装置。

### 背景技术

光声层析成像 (Optoacoustic tomography) 是检测强散射介质 (如生物组织) 内部光吸收分布的一种有效的医学成像技术, 它具有光学成像的高对比度和超声成像的高穿透性等优点。例如, 使用短脉冲激光 (纳秒级) 照射在生物组织上, 生物组织由于吸收光能量温度微弱升高而发生热弹性膨胀, 产生超声, 超声信号正比于生物组织的光吸收, 所以, 光声信号携带了组织光吸收特性的信息, 而生物组织的光吸收特性与组织的生理特征、代谢状态、病变特性等密切相关。此外, 组织对超声的衰减和散射远小于组织对光的衰减和散射, 所以使用超声探头检测光声信号能重建出组织的光吸收分布的图像。光声图像比纯超声图像具有更高的对比度和分辨率, 携带更多的有用信息, 可以实现生物组织的功能成像。因此, 光声层析成像已经成为近年来研究的热点。目前, 其成像方法主要有 Lihong V. Wang 等人的滤波反投影算法、Da Xing 等人的多阵元探测器相控聚焦成像、Kruger Robert A. 等人的逆三维 Radon 变换方法和 Köstli Komel P. 等人的傅立叶变换成像算法等。以上成像方法都是依靠算法来实现图像重建, 其优点是避免了声波衍射效应的限制, 因而可以实现高分辨率成像, 但由于需要对成像物体进行扫描, 所需时间长, 这不能实时的监测组织变化。所以实时的获得生物组织层析图像是该技术走向使用的关键问题。

### 发明内容

本发明的目的在于针对现有技术存在的缺陷, 提供一种对生物组织高分辨率、非侵入性和操作比较方便的基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像方法。

本发明的另一目的在于提供一种实现基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像装置。

本发明的方法和装置可用于生物组织的生长规律研究、生物组织的生理变化研究、生物组织的病变研究等方面。

本发明用声透镜把由于光声效应产生的声压分布直接成像于像面上，然后在像面上用多层反射膜检测的方法把声压分布变成相应的光强分布，然后用 CCD 记录该光强分布，即可实时地获取待测生物组织的平面图像。

本发明的基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像方法包括如下步骤：

1) 用脉宽为 5~20 纳秒 (ns) 的脉冲激光照射生物组织，在生物组织或其不同层面中产生频率为兆赫兹 (MHz) 的超声，即光声信号；

(2) 用声透镜将步骤 (1) 中生物组织或其不同层面中产生的超声声压分布成像在像面上；

例如肿瘤的光声信号就比组织周围的光声信号强；声透镜焦深较大，对一定厚度物体有纵向成像能力；声透镜把生物组织的不同层面声压分布成像在对应的像面上；

(3) 在像面上用多层反射膜检测的方法把声压分布转变成相应的光强分布；

专门制作的多层反射膜具有很高的反射率，可达到 98~99%，它可以把激光器发出的激光几乎都反射掉，如果没有光声信号，则没有光透过该薄膜，一旦有光声信号入射多层反射膜，即改变多层反射膜的厚度与折射率，使反射率大大降低，从而可以透过激光，这样就实现了声场到光场的转变；

(4) 用 CCD 记录该光强分布，即可实时获得清晰的某一层面的组织影像。

本发明还可以包括步骤 (5)，即重复操作步骤 (3)、(4)，获得生物组织不同层面的组织影像。

所述步骤 (1) 中，脉冲激光优选波长为 450nm~2000nm。

本发明利用声透镜与多层反射膜检测方法对生物组织的实时光声成像装置由透明柔性橡胶层、光纤、声透镜、透声不透光材料、多层反射膜、CCD、计算机构成。其中透明柔性橡胶层、光纤、声透镜、透声不透光材料、多层反射膜与 CCD 相对安装在一个圆柱型铝制腔内；光纤通过一个连接器与激光器连接组成光源；另一激光器与反射镜组成照明光源；CCD 与计算机电气连接。

其中 CCD 具有分辨率大、清晰度高、动态范围广等特点，适合于医学影像技术。

计算机内装有数据处理软件，用于生物体或组织图像重建及处理。例如用 Microsoft 公司的 Visual C++ 6.0 平台开发的自动化图像采集处理软件。

所述声透镜由铝材制成。该声透镜的位置可调，可调范围满足几何光学成像性质，即  $\frac{1}{u} + \frac{1}{v} = \frac{1}{f}$ 。

本基于声透镜与多层反射膜检测的实时光声成像装置的工作原理是：脉冲激光器发出的脉冲激光照射在样品上，样品产生光声信号；产生的光声信号经耦合介质由声透镜变换到像面上；在某一像面上用多层反射膜检测的方法把声压分布变成相应的光强分布；用 CCD 记录该光强分布，即可实时获得清晰的某一层面的组织影像。

本发明与现有技术相比具有如下优点及效果：

(1) 本发明装置是利用光声信号进行二维成像和层析成像，光声信号比传统的超声波携带有更多的信息，可以实现生物功能成像。本发明装置结合了超声在生物组织中具有强的穿透能力及光学成像的强对比度的优点，不会对生物体产生放射性损伤，与传统的医学影像诊断方法相比具有非侵入性、无损伤和灵敏度高等优点。

(2) 本发明装置使用声透镜把生物组织某个层面由于光声效应激发的声压分布成像于像面上，并把声压分布变换成光强分布，用 CCD 进行实时成像；并且声透镜的成像焦深较大，可以利用时间上的延时实现层析成像。

(3) 本发明装置使用的多层反射膜为像元阵列薄膜，它可与 CCD 互相匹配，并由 CCD 记录该光强分布。

(4) 本发明可以获得声阻抗相同和相近而光学参数不同的待测样品的层析图像；本发明采用声透镜直接对生物组织层析成像，无需复杂的图像重建算法，可以实现对生物组织的实时成像。

(5) 本发明可以获得生物组织某一横向层面的信息，与 B 超等获得某一纵向层面信息的成像方式不同，这与生物组织许多结构的横向分布是一致的，例如活体内血管分布、肿瘤形状等等，可以为医疗诊断提供更丰富的信息。

(6) 本发明利用已经很成熟的 CCD 传感技术实现了光声成像，图像重建完全由计算机控制，装置的操作较为方便，自动化程度高，应用前景广阔。

#### 附图说明

图 1 是本发明装置的结构框图；

图中：1. 圆柱型铝制外腔 2. 耦合介质 3. 透明柔性橡胶层 4. 光纤 5. 光纤固定架 6. 连接器 7. 脉冲激光器 8. 激光器 9. 声透镜 10. 透声不透光材料

11. 多层反射膜 12. CCD 13. 计算机 14. 反射镜;

图 2 是本发明方法的声透镜部分的层析成像原理图;

图 3 是本发明方法的声透镜部分的层析成像光学等效图;

图 4 是本发明方法使用的多层反射膜的结构图;

图 5、6 是本发明方法的声透镜单一层面成像的实验结果图;

其中图 5 是埋藏于强散射溶液中的四个黑胶带点状样品图; 图 6 是图 5 中样品的光声图像;

图 7、8、9 是本发明方法的声透镜层析成像的实验结果图;

其中图 7 是埋藏于强散射溶液中的两层黑胶带样品, 分别贴在有机玻璃板前后表面; 图 8 是图 7 中圆圈层对应的光声图像; 图 9 是图 7 中三点对应的光声图像。

### 具体实施方式

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

图 1 为本发明装置的结构框图, 由图 1 可见, 本发明装置主要包括透明柔性橡胶层 3、光纤 4、声透镜 9、透声不透光材料 10、多层反射膜 11、CCD12、计算机 13。其中透明柔性橡胶层 3、光纤 4、声透镜 9、透声不透光材料 10、多层反射膜 11 与 CCD12 相对安装在一个圆柱型铝制腔 1 内; 光纤 4 通过一个连接器 6 与脉冲激光器 7 连接组成光源, 同时, 另一激光器 8 与反射镜 14 组成照明光源; 由琼脂制成的光纤固定架固定于铝制圆柱型外腔 1 内; CCD12 与计算机 13 电气连接。选用各构件连接组成本装置, 其中: 脉冲激光器 7 选用美国光谱物理公司生产的 MOPO (Model :PRO2230), 可发出波长为 500nm-2000nm 的脉冲激光, 本实施例选用波长为 532nm 的绿色激光, 它的重复周期为 30HZ; 声透镜 9 自行设计加工; 透声不透光材料 10 选用透声性能较好的橡胶材料; 多层反射膜 11 自行加工制作, 具有 99% 反射率; CCD12 选用具有分辨率大、清晰度高、动态范围广的传感器; 计算机 13 选用 Pentium 3 微机。

如图 2、3 所示, 本发明方法的声透镜层析成像原理如下: 光声信号的强弱正比于样品的光吸收系数, 而且光声信号具有波动的所有特征 (如干涉和衍射), 根据傅里叶成像理论, 一个具有空间傅里叶变换性质的声透镜, 可以直接对光声信号进行二维成像, 物与像之间一一对应, 如图 2 所示, 物面移动  $\Delta Z_1$ , 像面也相应移动  $\Delta Z_2$ , 所以检测出不同像面的光声信号, 就可以重构出

对应物面的声压分布（光吸收分布）。与光学透镜成像类似，同一物面的光声信号到达像面所需的时间相等，其中图 3 为光学等效图。因此，通过控制相同的延时来采集像面光声信号，就能获得对应物面的信息。

如图 4 所示的本发明的多层反射膜为像元阵列薄膜，其检测原理如下：反射膜采用的是高低 2 种折射率材料叠加光学厚度为  $\lambda/4$  周期性多层膜结构，从多层膜的特征矩阵出发，对于周期膜系 S，可以得到奇数层  $2S+1$  在中心波长  $\lambda_0$  处的反射率为：

$$R_{2S+1} = \left[ \frac{1 - \left( \frac{n_1}{n_2} \right)^{2S} \frac{n_1^2}{n_0 n_g}}{1 + \left( \frac{n_1}{n_2} \right)^{2S} \frac{n_1^2}{n_0 n_g}} \right]^2$$

式中： $n_1$ 、 $n_2$  为 2 种材料的折射率 ( $n_1 > n_2$ )； $n_0$  为入射媒介的折射率； $n_g$  为基底材料的折射率。由薄膜光学理论知道，若给定层数为奇数，则用高折射率层作最外层，总是能得到最大的反射率，所以基本的反射膜堆结构一般为 Sub/(HL)SH/Air。根据多层膜反射率公式(2)可知：当 2 层膜的周期数 S 固定时，反射率 R 随  $n_1/n_2$  增加而增大，而当  $n_1/n_2$  的比值固定时，反射率 R 随 S 增加而增大；所以为了获得高的反射率，可以选用高低折射率差值大的材料组合和沉积较多的层数。从理论上讲，全介质膜层在层数足够多时，可以达到接近 100% 的反射率。实际使用的反射率大约为 99%，它可以把激光器发出的激光几乎都反射掉，如果没有光声信号，则没有光透过该薄膜，一旦有光声信号入射薄膜，即改变薄膜的厚度与折射率，使反射率大大降低，从而可以透过激光，这样就实现了声场到光场的转变。

使用强散射溶液模拟生物组织环境，对声透镜单一层面的成像功能进行具体实施。如图 5 所示，四个黑胶带点状样品(贴在透明的有机玻璃上)埋藏于强散射溶液中，当透明柔性橡胶层接触溶液，并与样品所在的层面平行相对，调节声透镜至适当位置，即可方便快速地在计算机重现如图 6 所示的光声成像图。

使用强散射溶液模拟生物组织环境，对声透镜层析成像功能进行具体实

施。如图 7 所示，埋藏于强散射溶液中有两层黑胶带样品，一层为圆圈形样品，另一层为三个黑胶带点状样品，它们分别贴在有机玻璃板前后表面。类似于上述声透镜单一层面成像的具体实施，即得到如图 8 所示的圆圈层的光声成像图，在此基础上只需调节控制延时——信号转换电路，即方便快捷得到如图 9 所示的三点层的光声成像图。



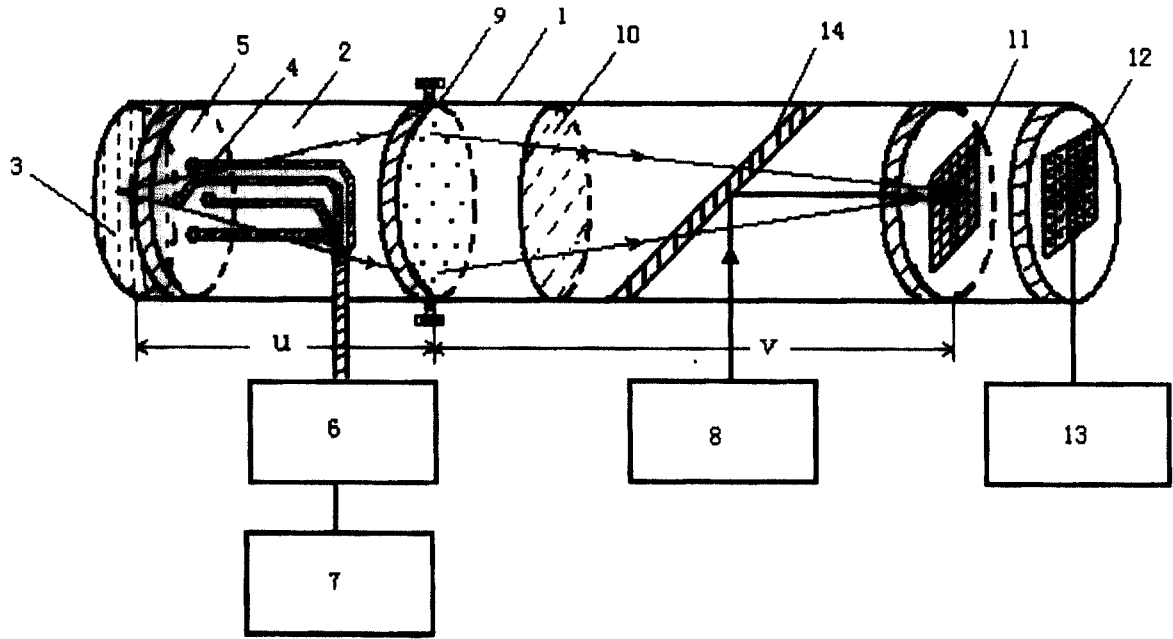


图 1

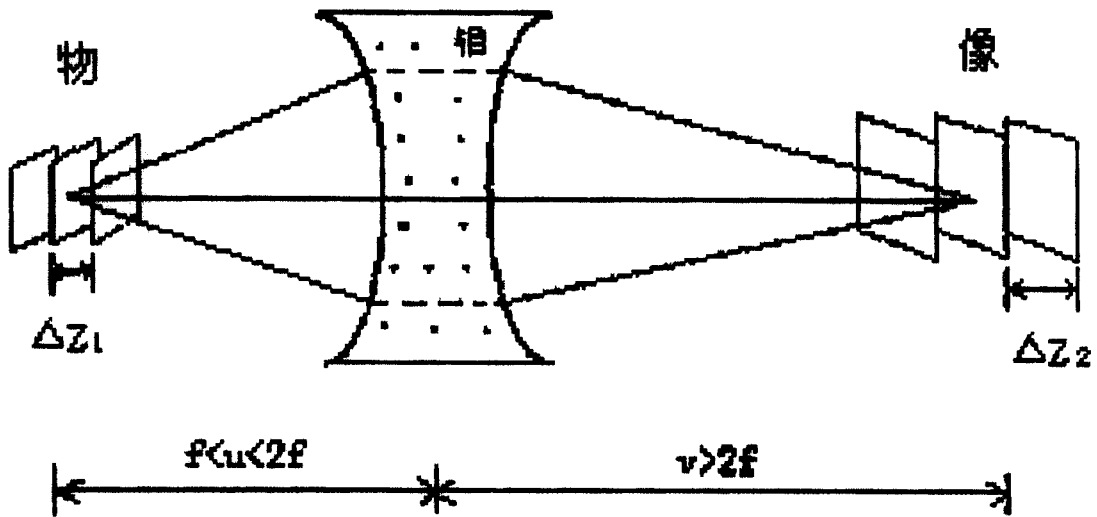


图 2

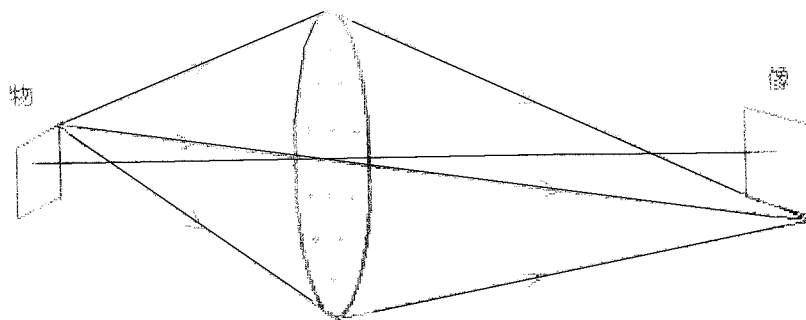


图 3

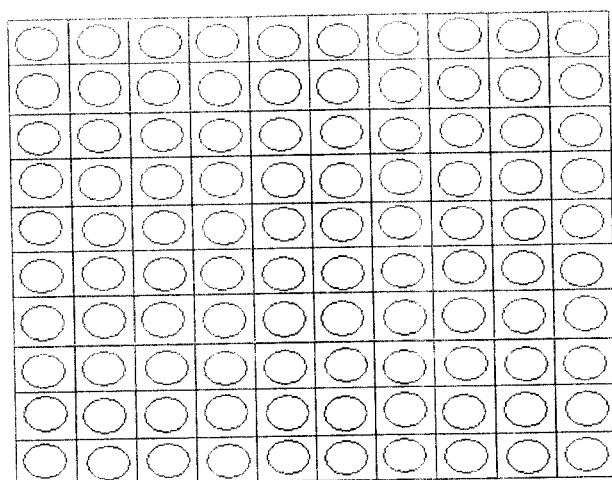


图 4



图 5



图 6

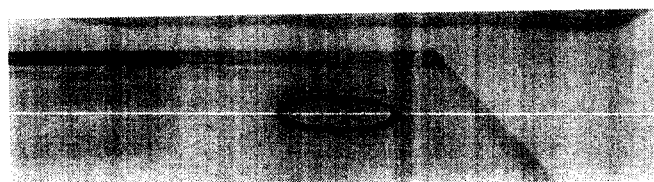


图 7



图 8



图 9