



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102499645 A

(43) 申请公布日 2012. 06. 20

(21) 申请号 201110350822. 9

(22) 申请日 2011. 11. 08

(71) 申请人 西安电子科技大学

地址 710071 陕西省西安市太白南路 2 号

(72) 发明人 陈多芳 梁继民 屈晓超 朱守平

陈雪利 侯彦宾 赵恒 田捷

(74) 专利代理机构 陕西电子工业专利中心

61205

代理人 王品华 朱红星

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

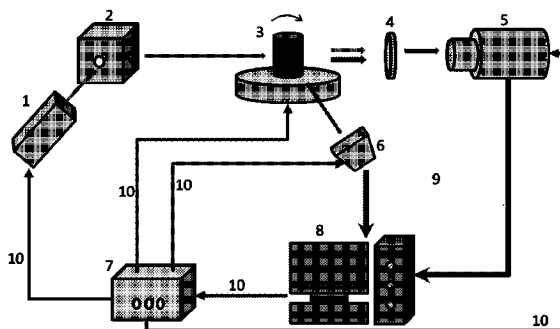
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

## (54) 发明名称

光声与荧光双模一体断层成像系统及成像方法

## (57) 摘要

本发明公开了一种光声和荧光双模一体断层成像系统与成像方法。该系统包括可调制激光光源 (1)、振镜 (2)、样品转台 (3)、滤波轮 (4)、门控 ICCD 相机 (5)、光声探测采集模块 (6)、系统控制模块 (7)、计算 (8)、数据总线 (9) 和控制总线 (10)。其中, 振镜、样品转台、滤波轮、门控 ICCD 相机与激光方向位于一条直线上, 光声探测采集模块的超声换能阵列法向与该直线垂直, 形成十字交叉的垂直探测方式。本发明的成像方法以光声断层成像所得的光吸收分布作为荧光断层成像重建的先验信息, 采取迭代方法重建荧光团位置、荧光产额和荧光寿命参数。本发明可降低成像复杂度, 节约硬件成本, 提高系统灵活性和荧光断层成像重建精度。



1. 一种光声与荧光双模一体断层成像系统,其特征在于,它包括:  
可调制激光光源(1),用于产生强度调制的激光信号,作为成像照射源,设置在振镜前端;

振镜(2),用于改变激光在成像对象上的照射点,以实现多点激发,设置在激光光源与电控样品转台之间;

样品转台(3),用于放置成像对象并对成像对象进行旋转,以完成多角度数据采集;

滤波轮(4),放置在电控样品转台与门控 ICCD 相机之间,用于对荧光信号进行滤波;

门控 ICCD 相机(5),用于多角度采集生物体内的荧光信号,并将荧光信号传输至计算机;

光声探测采集模块(6),用于接收生物体内的光声信号,并对接收到的光声信号进行低通滤波、低噪放大和 AD 采样,最后传输至计算机;

系统控制模块(7),用于产生控制信号,并分 5 路分别传输给门控 ICCD 相机、激光光源、振镜、样品转台和光声探测采集模块,同时接收来自计算机的数据存储完毕指示信号;

计算机(8),用于存储光声信号和荧光信号,数据存储完毕后发送指令至系统控制模块,并利用光声断层成像重建算法和荧光断层成像算法进行处理,获取成像对象体内组织光吸收参数、荧光团位置、荧光产额和荧光寿命参数。

2. 根据权利要求 1 所述的光声与荧光双模一体断层成像系统,其特征在于:可调制激光光源(1)包括调制信号产生器和连续波激光器两部分,调制信号产生器用于产生线性调频信号和正弦波信号,对连续波激光器进行强度调制,构成激发光源。

3. 根据权利要求 2 所述的光声与荧光双模一体断层成像系统,其特征在于:调制信号产生器产生的线性调频信号对连续波激光器进行强度调制,构成光声断层成像的激发光源;调制信号产生器产生的正弦波信号对连续波激光器进行强度调制,构成荧光断层成像的激发光源。

4. 根据权利要求 1 所述的光声与荧光双模一体断层成像系统,其特征在于:样品转台(2)包括步进电机和样品支架,样品支架位于步进电机上,步进电机最小旋转步长为 0.5 度,样品支架设有 6 个固定点,分别固定成像小动物的四肢、头部和尾部。

5. 根据权利要求 1 所述的光声与荧光双模一体断层成像系统,其特征在于光声探测模块(6),包括:

64 元空气耦合超声换能阵列,用于接收光声信号;

64 通道信号采集单元,用于并行采集 64 元空气耦合超声换能阵列接收的光声信号,它包括带宽为 15MHz 的低通滤波器、2 级低噪放大器和 16bit AD 采样器,该低通滤波器、低噪放大器和 AD 采样器采用级联方式依次相连,置于超声换能阵列之后。

6. 根据权利要求 1 所述的光声与荧光双模一体断层成像系统,其特征在于系统控制模块(7),包括:

现场可编程门阵列芯片和 6 针接插件。现场可编程门阵列芯片用于产生和接收控制信号,该芯片与 6 针接插件相连,其中 1 针用于接收来自计算机的数据存储完毕指示信号,另外 5 针用于分 5 路传输现场可编程门阵列芯片产生的控制信号,其中:

第 1 路传输至可调制激光光源,用于开关激光光源和选择激光调制信号波形;

第 2 路传输至振镜,用于开关振镜和选择振镜扫描参数;

第 3 路传输至样品转台,用于开关步进电机和选择旋转步长;

第 4 路传输至门控 ICCD 相机,用于门控 ICCD 相机快门的开关;

第 5 路传输至光声探测采集模块,用于控制该模块的开关与采集速率。

7. 根据权利要求 1 所述的光声与荧光双模一体断层成像系统,其特征在于:样品转台、滤波轮、门控 ICCD 相机与激光方向位于一条直线上,64 元空气耦合超声换能阵列法向与该直线垂直,形成十字交叉的垂直探测方式。

8. 一种光声与荧光双模一体断层成像方法,包括:

(1) 数据采集步骤

(1a) 可调制激光光源产生线性调频信号调制的连续波激光,作为光声断层成像的激发光源,置于样品转台上的成像对象吸收光能后产生光声信号,光声探测采集单元采集光声信号,并传输至计算机;

(1b) 可调制激光光源产生正弦信号调制的连续波激光,作为荧光断层成像的激发光源,成像对象体内荧光染料或荧光蛋白受激发后产生荧光信号,滤波轮上的窄带滤光片滤除荧光信号以外的其它信号,门控 ICCD 相机采集荧光信号,并传输至计算机;

(1c) 样品转台带动成像对象旋转,等到样品转台完全静止后再进行采集,重复直至 360 度采集完毕;

(1d) 改变激光在成像对象上的激发位置,再进行步骤 (1a) ~ (1c) 所述的数据采集过程,直至多个激发点的 360 度数据采集完成;

(2) 光声断层成像重建步骤

计算机产生数字参考线性调频信号,对步骤 (1) 采集的光声信号进行匹配滤波,滤波输出进行数字波束形成,再进行频域反卷积,最后进行快速反傅里叶变换,获取成像对象体内组织的光吸收参数,得到光声断层图像;

(3) 荧光断层成像重建步骤

计算机产生数字参考正弦信号,对步骤 (1) 采集的荧光信号进行匹配滤波,滤波输出进行傅里叶变换,对变换结果采用迭代方法,以步骤 (2) 中的重建结果作为荧光断层成像所需的光学参数先验信息,重建成像对象体内的荧光团位置、荧光产额和荧光寿命信息,得到荧光断层图像。

## 光声与荧光双模一体断层成像系统及成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于影像系统技术领域,特别是一种光声与荧光双模一体断层成像系统,可对复杂生物体内光吸收参数、荧光光源位置、荧光产额与荧光寿命进行高精度重建。为探查病变过程中细胞和分子水平异常,探索肿瘤发生、发展和转移,监控治疗过程,评价药物疗效提供有效手段。

### 背景技术

[0002] 光声断层成像是近年发展起来的一种无损医学成像方法,它结合了纯光学成像的高对比度特性和纯超声成像的高穿透深度特性,可以提供高分辨率和高对比度的组织成像。光声断层成像基于光声效应,即利用纳米脉宽的脉冲激光或幅度调制的连续波激光照射样品,样品组织吸收光能,部分吸收的光能转换成热能,使组织受热膨胀,从而对周围的组织产生挤压,这种挤压以超声波的形式传播出去,利用超声探测器采集传播到样品体外的光声信号进行重建,获取样品体内光吸收分布。可用于心血管疾病、药物代谢、基因表达、肿瘤等研究领域,正逐步成为生物组织无损检测技术领域的研究热点。

[0003] 荧光断层成像是近十年发展起来的一种新型的分子、基因表达的分析检测技术。该成像方式考虑了光在样品体内的吸收和散射,通过测量样品体表光子流密度,利用数学方法重建出组织样品体内的荧光物质分布和浓度,是一种相对准确、定量的分析方法。根据激光器工作模式的不同,荧光断层成像可分为连续波、频域和时域三类。这三类成像系统成本由低到高,可获取信息量为连续波模式最少,时域与频域模式相同。频域荧光断层成像采用幅度调制的连续波激光作为照射源,采用时间分辨探测方式采集荧光信号用于重建,从而获取体内荧光团或荧光探针位置、荧光产额以及荧光寿命。荧光断层成像使人们能够对基因表达、蛋白质功能、蛋白质之间的交互、细胞生命活动等问题进行在体的、非侵入式的研究,越来越受到人们的重视。

[0004] 由于边界测量信息有限,荧光断层成像重建属于病态问题。利用光声断层成像获取的光吸收分布作为荧光断层成像重建的先验信息,可提高光源定位和定量精度。参见 D. Razansky, "Hybrid photoacoustic fluorescence molecular tomography using finite-element based inversion", *Medical Physics*, 34 :4293-301, 2007。文献中采用两套独立的成像系统分别进行两种成像模态成像,成像过程中活体小动物形态、姿势不可避免发生变化,增加了重建难度。现有光声断层成像系统以脉冲激光器作为激发光源,将成像对象置于水箱进行声阻抗匹配,并采用接触式探测模式,获取生物组织光吸收分布。参见 X. D Wang, "Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain", *Nature Biology*, 21(7) :803-806, 2003 和 L. Z. Xiang, "Real-time optoacoustic monitoring of vascular damage during photodynamic therapy treatment of tumor", *Journal of Biomedical Optics*, 12(1) : 014001-1-8, 2007。由于采用飞秒脉冲激光器,系统成本高;成像对象置于水箱,系统灵活性低。

## 发明内容

[0005] 本发明目的在于针对上述已有技术的不足,提出一种光声与荧光双模一体断层成像系统及成像方法,两种成像模态共享激光光源与小动物转台,在同一硬件平台实现双模态成像,从而降低成像复杂度,减少硬件成本,提高系统灵活性和荧光断层成像重建精度。

[0006] 实现本发明目的的技术思路是:利用直接数字合成技术,产生两种调制信号,根据成像需求对连续波激光进行强度调制,作为光声断层成像系统和荧光断层成像系统激发光源,利用空气耦合超声探测阵列侧向接收光声信号,获取成像对象光学特性参数;利用门控 ICCD 相机探测发射荧光信号,结合光声断层成像提供的先验信息,获取成像对象体内荧光团位置、荧光产额和荧光寿命信息。利用本发明所涉及的双模一体成像系统能够对生物组织内部已标记的细胞或 DNA 进行断层成像。整个系统包括:

[0007] 可调制激光光源,用于产生强度调制的激光信号,作为成像照射源,设置在振镜前端;

[0008] 振镜,用于改变激光在成像对象上的照射点,以实现多点激发,设置在激光光源与电控样品转台之间;

[0009] 样品转台,用于放置成像对象并对成像对象进行旋转,以完成多角度数据采集;

[0010] 滤波轮,放置在电控样品转台与门控 ICCD 相机之间,用于对荧光信号进行滤波;

[0011] 门控 ICCD 相机,用于多角度采集生物体内的荧光信号,并将荧光信号传输至计算机;

[0012] 光声探测采集模块,用于接收生物体内的光声信号,并对接收到的光声信号进行低通滤波、低噪放大和 AD 采样,最后传输至计算机;

[0013] 系统控制模块,用于产生控制信号,并分 5 路分别传输给门控 ICCD 相机、激光光源、振镜、样品转台和光声探测采集模块,同时接收来自计算机的数据存储完毕指示信号;

[0014] 计算机,用于存储光声信号和荧光信号,数据存储完毕后发送指令至系统控制模块,并利用光声断层成像重建算法和荧光断层成像算法进行处理,获取成像对象体内组织光吸收参数、荧光团位置、荧光产额和荧光寿命参数。

[0015] 所述的包括调制信号产生器和连续波激光器两部分,调制信号产生器用于产生线性调频信号和正弦波信号,对连续波激光器进行强度调制,构成激发光源,其中调制信号产生器产生的线性调频信号对连续波激光器进行强度调制,构成光声断层成像的激发光源;调制信号产生器产生的正弦波信号对连续波激光器进行强度调制,构成荧光断层成像的激发光源。

[0016] 所述的样品转台包括:步进电机和样品支架,样品支架位于步进电机上,步进电机最小旋转步长为 0.5 度,样品支架设有 6 个固定点,分别固定成像小动物的四肢、头部和尾部。

[0017] 所述的光声探测模块包括:

[0018] 64 元空气耦合超声换能阵列,用于接收光声信号;

[0019] 64 通道信号采集单元,用于并行采集 64 元空气耦合超声换能阵列接收的光声信号,它包括带宽为 15MHz 的低通滤波器、2 级低噪放大器和 16bitAD 采样器,该低通滤波器、低噪放大器和 AD 采样器采用级联方式依次相连,置于超声换能阵列之后。

[0020] 所述的系统控制模块包括：

[0021] 现场可编程门阵列芯片和 6 针接插件。现场可编程门阵列芯片用于产生和接收控制信号，该芯片与 6 针接插件相连，其中 1 针用于接收来自计算机的数据存储完毕指示信号，另外 5 针用于分 5 路传输现场可编程门阵列芯片产生的控制信号，其中：

[0022] 第 1 路传输至可调制激光光源，用于开关激光光源和选择激光调制信号波形；

[0023] 第 2 路传输至振镜，用于开关振镜和选择振镜扫描参数；

[0024] 第 3 路传输至样品转台，用于开关步进电机和选择旋转步长；

[0025] 第 4 路传输至门控 ICCD 相机，用于门控 ICCD 相机快门的开关；

[0026] 第 5 路传输至光声探测采集模块，用于控制该模块的开关与采集速率。

[0027] 所述的样品转台、滤波轮、门控 ICCD 相机与激光方向位于一条直线上，64 元空气耦合超声换能阵列法向与该直线垂直，形成十字交叉的垂直探测方式。

[0028] 利用上述系统进行光声与荧光双模一体断层成像的方法，包括：

[0029] (1) 数据采集步骤

[0030] (1a) 可调制激光光源产生线性调频信号调制的连续波激光，作为光声断层成像的激发光源，置于样品转台上的成像对象吸收光能后产生光声信号，光声探测采集单元采集光声信号，并传输至计算机；

[0031] (1b) 可调制激光光源产生正弦信号调制的连续波激光，作为荧光断层成像的激发光源，成像对象体内荧光染料或荧光蛋白受激发后产生荧光信号，滤波轮上的窄带滤光片滤除荧光信号以外的其它信号，门控 ICCD 相机采集荧光信号，并传输至计算机；

[0032] (1c) 样品转台带动成像对象旋转，等到样品转台完全静止后再进行采集，重复直至 360 度采集完毕；

[0033] (1d) 改变激光在成像对象上的激发位置，再进行步骤 (1a) ~ (1c) 所述的数据采集过程，直至多个激发点的 360 度数据采集完成；

[0034] (2) 光声断层成像重建步骤

[0035] 计算机产生数字参考线性调频信号，对步骤 (1) 采集的光声信号进行匹配滤波，滤波输出进行数字波束形成，再进行频域反卷积，最后进行快速反傅里叶变换，获取成像对象体内组织的光吸收参数，得到光声断层图像；

[0036] (3) 荧光断层成像重建步骤

[0037] 计算机产生数字参考正弦信号，对步骤 (1) 采集的荧光信号进行匹配滤波，滤波输出进行傅里叶变换，对变换结果采用迭代方法，以步骤 (2) 中的重建结果作为荧光断层成像所需的光学参数先验信息，重建成像对象体内的荧光团位置、荧光产额和荧光寿命信息，得到荧光断层图像。

[0038] 本发明与现有技术相比具有如下优点：

[0039] 第一，本发明使用一个可调制激光光源，通过改变调制波形，作为光声断层成像和荧光断层成像两种成像模态的照射光源，克服了已有技术中采用两套独立设备进行两种模态成像的不足，使得本发明达到光源共享，减少系统体积，节约硬件成本。

[0040] 第二，本发明成像样品置于样品转台上，采用空气耦合超声换能器阵列探测光声信号，成像样品无需置于已有技术中光声断层成像的水箱装置，使得本发明降低硬件成本，降低系统复杂度，增加使用灵活性。

[0041] 第三,本发明光声信号探测光路与荧光信号探测光路相互垂直,进行两种模态成像时样品位置与姿态保持不变,克服已有技术中样品位置与姿态发生改变的不足,避免图像配准操作,降低数据处理复杂度。

[0042] 第四,本发明荧光断层成像重建以光声断层成像重建结果为先验信息,克服已有技术中不能实时提供成像对象体内组织光吸收参数的不足,提高体内荧光团位置、荧光产额和荧光寿命参数的重建精度。

#### 附图说明

[0043] 图 1 为本发明的系统结构示意图;

[0044] 图 2 为本发明的成像总流程图;

[0045] 图 3 为光声断层成像重建子流程图;

[0046] 图 4 为荧光断层成像重建子流程图。

#### 具体实施方式

[0047] 下面结合附图 1,对本发明的装置系统做进一步描述。

[0048] 本发明所述的光声与荧光双模一体断层成像系统,包括可调制激光光源 1、振镜 2、样品转台 3、滤波轮 4、门控 ICCD 相机 5、光声探测采集模块 6、系统控制模块 7、计算机 8、数据总线 9 和控制总线 10。其中:

[0049] 可调制激光光源 1,包括调制信号产生器与可调连续波激光器,该调制信号产生器主要包括现场可编程门阵列芯片、直接数字合成芯片和数据接口。直接数字合成芯片和数据接口均与现场可编程门阵列芯片相连接;数据接口接收来自系统控制模块 7 的触发信号传送给现场可编程门阵列芯片,根据成像模态的不同,现场可编程门阵列芯片控制直接数字合成芯片产生不同的调制信号,包括线性调频信号和正弦波信号,并由数据接口传输到激光器进行激光强度调制,分别作为光声断层成像和荧光断层成像的激发光源。

[0050] 振镜 2,包括 2 个具有夹角的反光镜,系统控制模块 7 控制振镜中的反光镜旋转,改变 2 个反光镜的夹角,从而改变激光在成像对象上的激发位置,实现多点激发。

[0051] 样品转台 3,包括步进电机和样品支架,步进电机带动样品支架旋转,步进电机的步长控制信号来自系统控制模块 7,最小步长为 0.5 度。样品转台用于放置成像对象,并对成像对象进行旋转。成像对象包括小白鼠和转基因裸鼠等小动物。对小动物进行成像时,小动物的生理运动会对成像质量造成影响,为避免这种情况的发生,样品支架设有 6 个固定点,通过对小动物四肢、头部和尾部的固定,最大程度减小动物生理运动的幅度。

[0052] 滤波轮 4,它上面装有 6 片可拆卸的窄带滤光片,可对 6 种不同的荧光染料或荧光蛋白的荧光信号进行滤波。荧光断层成像时,窄带滤光片的中心波长与荧光信号谱峰对应的波长保持一致。

[0053] 门控 ICCD 相机 5,采集经窄带滤波后的荧光信号,并将荧光信号通过数据总线 9 传输至计算机;门控 ICCD 相机 5、振镜 2、样品转台 3 和滤波轮 4 放置在同一直线上,该直线与激光光路平行。

[0054] 光声探测模块 6,包括 64 元空气耦合超声换能阵列和 64 通道信号采集单元,信号采集单元包括带宽为 15MHz 的低通滤波器、低噪放大器和 16bitAD 采样器,该低通滤波器、

低噪放大器和 AD 采样器采用级联方式依次相连,并通过数据总线 9 与计算机 8 相连。空气耦合方式接收到的光声信号较弱,故采用 2 级级联的低噪放大器,放大倍数可达 60dB。光声探测采集模块位于样品转台一侧,空气耦合超声换能阵列法向与激光光路垂直,构成交叉探测方式。

[0055] 系统控制模块 7 包括现场可编程门阵列芯片和 6 针接插件。现场可编程门阵列芯片用于产生和接收控制信号,该芯片与 6 针接插件相连,其中 1 针用于接收来自计算机的数据存储完毕指示信号,另外 5 针用于分 5 路传输现场可编程门阵列芯片产生的控制信号,其中:第 1 路传输至可调制激光光源,用于开关激光光源和选择激光调制信号波形;第 2 路传输至振镜,用于开关振镜和选择振镜扫描参数;第 3 路传输至样品转台,用于开关步进电机和选择步进电机旋转步长;第 4 路传输至门控 ICCD 相机,用于该相机快门的开关;第 5 路传输至光声探测采集模块,用于控制该模块的开关与采集速率。计算机 8 的数据存储完毕信号,通过控制总线 10 经串口传输给现场可编程门阵列芯片。

[0056] 利用上述系统进行成像的方法,参照图 2 描述如下:

[0057] 步骤 1,数据采集

[0058] (1a) 将荧光探针标记好的转基因裸鼠固定在样品转台上,调整转基因裸鼠到门控 ICCD 相机镜头以及超声换能阵列的距离,使系统能够获取最清晰的图像;

[0059] (1b) 可调制激光光源产生线性调频信号对激光强度进行调制作为照射光源。转基因裸鼠体内组织吸收光能产生光声信号,空气耦合超声探测阵列接收光声信号,信号经低通滤波、低噪放大和 AD 采样后通过数据总线传输至高性能计算机;

[0060] (1c) 可调制激光光源产生正弦波对激光强度进行调制,并照射转基因裸鼠。转基因裸鼠体内荧光探针吸收光能发射荧光信号,逃逸出动物体表的还有经转基因裸鼠散射的激发信号,逃逸出动物体表的光信号经过 40nm 宽带通滤波片滤波后,由门控 ICCD 相机进行采集,并通过数据总线传输至高性能计算机;

[0061] (1d) 信号采集过程中,步进电机在系统控制模块控制下,每旋转 45 度采集一次光声信号与荧光信号,重复上述过程直至 360 度范围内数据采集完成;

[0062] (1e) 360 度数据采集完毕后,通过振镜扫描改变激光照射在转基因裸鼠身上的点,再进行数据采集,直至采集到足够的的数据,满足光声和荧光断层成像重建要求。

[0063] 步骤 2,光声断层成像重建

[0064] 参照图 3,本步骤的具体实现如下:

[0065] (2a) 计算机产生数字参考信号,该参考信号与激光强度调制的线性调频信号相同;

[0066] (2b) 计算机对步骤 (2a) 产生的数字参考信号与步骤 (1b) 采集到的 64 通道光声信号进行数字相关处理,并对处理结果进行低通滤波,为提高运算效率,数字相关及低通滤波均利用频域快速傅里叶变换完成;

[0067] (2c) 计算机对步骤 (2b) 的 64 通道结果进行延时加和,得到数字波束形成结果;

[0068] (2d) 计算机对步骤 (2c) 的波束形成结果进行滤波反投影,获取转基因裸鼠体内组织光吸收参数,得到光声断层图像。

[0069] 步骤 3,荧光断层成像重建

[0070] 参照图 4,本步骤的具体实现如下:

- [0071] (3a) 计算机产生数字参考信号,该参考信号与激光强度调制的正弦波信号相同;
- [0072] (3b) 计算机对步骤(3a)产生的数字参考信号与步骤(1c)采集到的荧光信号进行数字相关处理,并对处理结果进行低通滤波,为提高运算效率,数字相关及低通滤波均利用频域快速傅里叶变换完成;
- [0073] (3c) 计算机对步骤(3b)的结果进行快速傅里叶变换,并计算变换结果的幅度和相位;
- [0074] (3d) 计算机以步骤(2d)得到的结果作为转基因裸鼠光吸收参数先验信息,根据步骤(3c)的幅度和相位,重建转基因裸鼠体内的荧光探针位置、荧光产额和荧光寿命参数;
- [0075] (3e) 根据步骤(3d)的荧光探针位置、荧光产额和荧光寿命参数反推裸鼠表面荧光信号的光子流密度,并与测量荧光信号进行相减,若相减结果的绝对值大于阈值,如 $10^{-6}$ ,则对幅度和相位进行扰动,并重复步骤(3d);若相减结果的绝对值小于阈值,如 $10^{-6}$ ,则停止迭代,并将此时的荧光探针位置、荧光产额和荧光寿命参数作为最终结果,得到荧光断层图像。

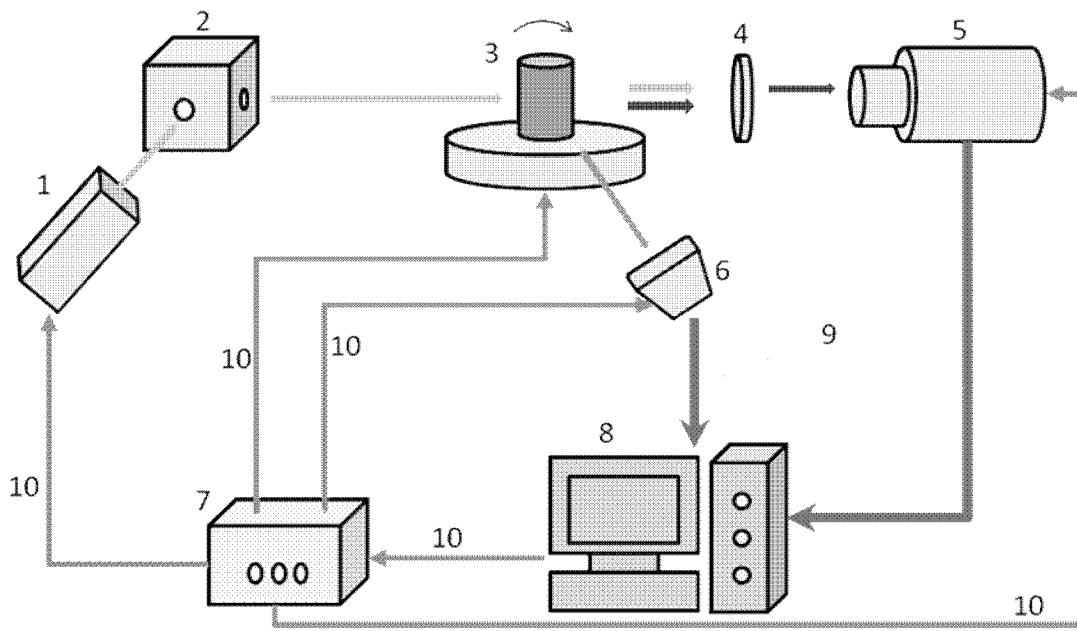


图 1

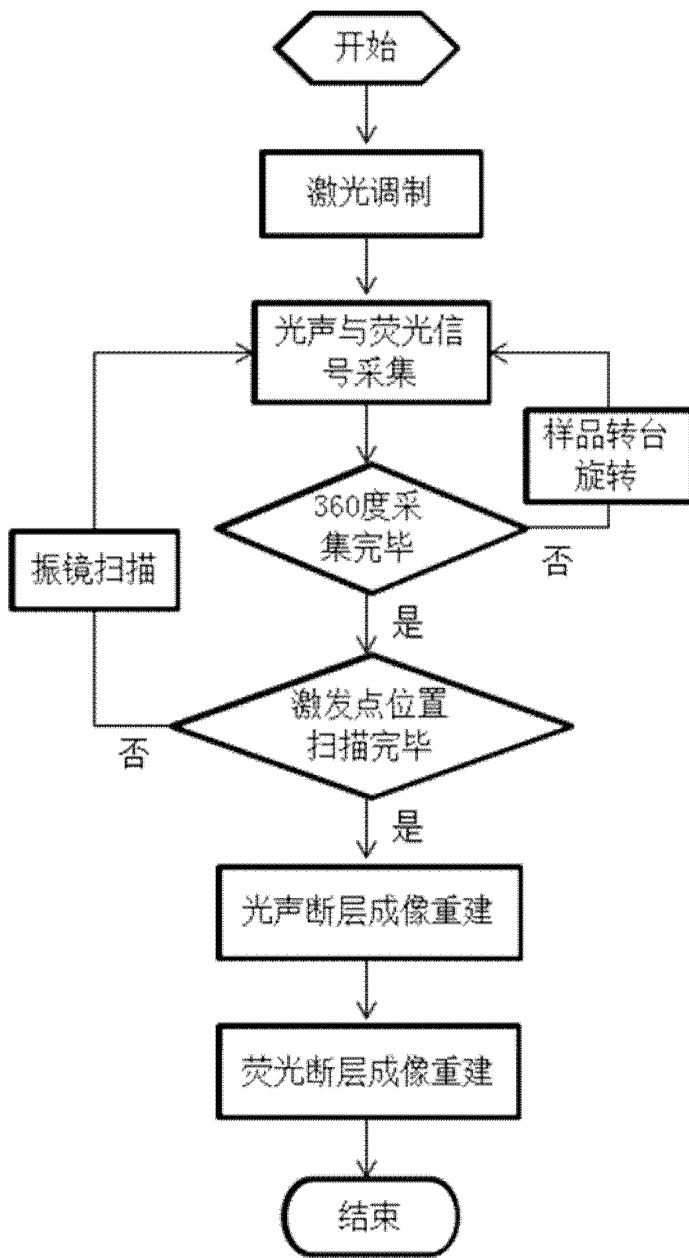


图 2

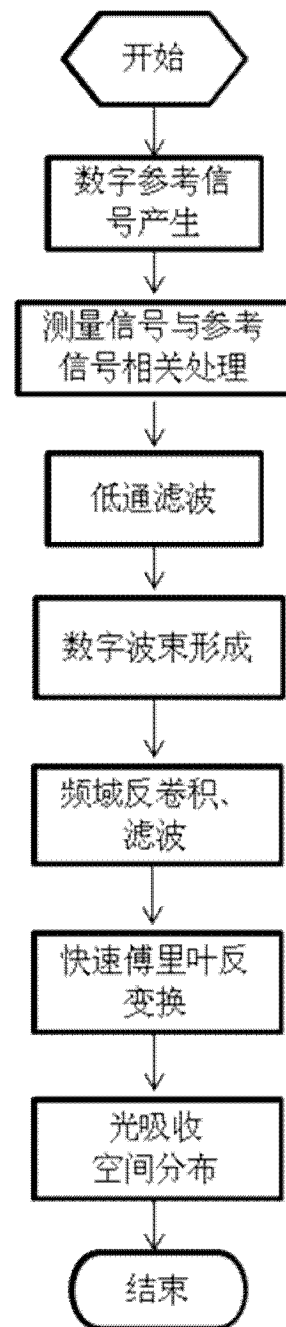


图 3

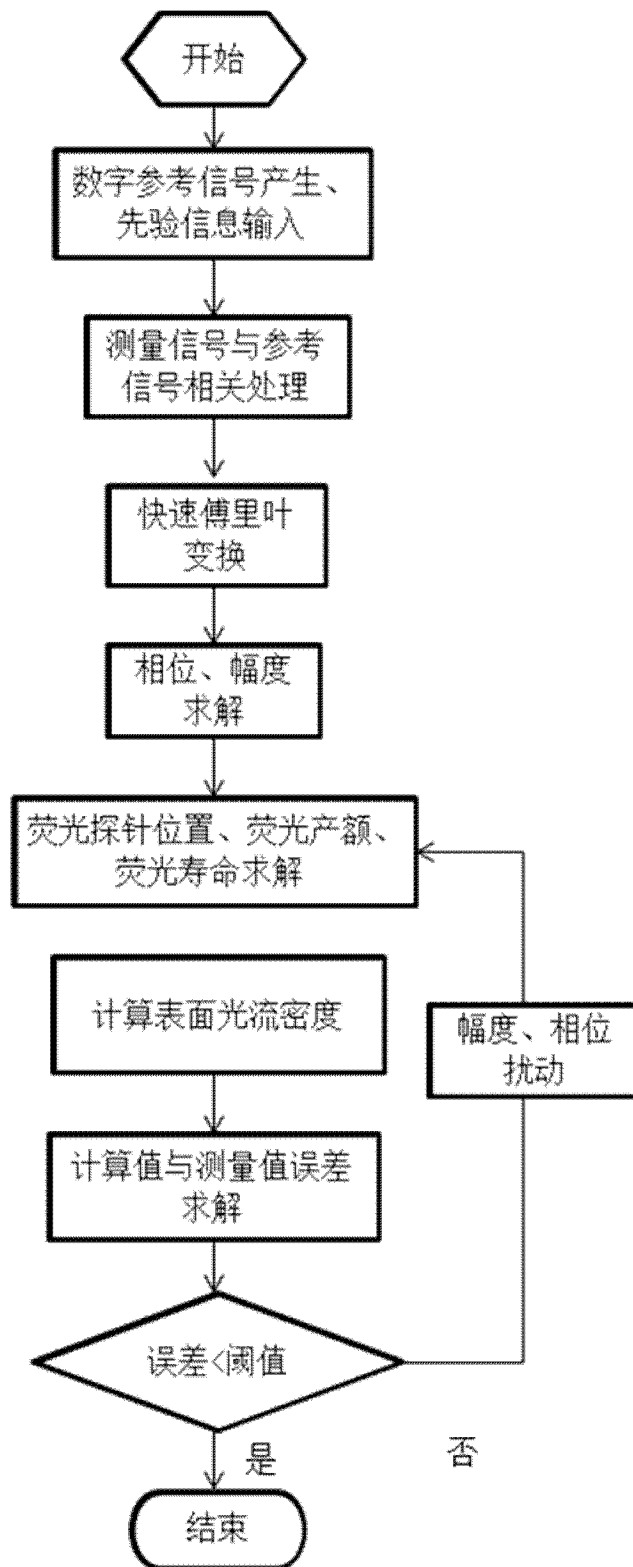


图 4

专利名称(译)	光声与荧光双模一体断层成像系统及成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102499645A</a>	公开(公告)日	2012-06-20
申请号	CN201110350822.9	申请日	2011-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	西安电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	西安电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安电子科技大学		
[标]发明人	陈多芳 梁继民 屈晓超 朱守平 陈雪利 侯彦宾 赵恒 田捷		
发明人	陈多芳 梁继民 屈晓超 朱守平 陈雪利 侯彦宾 赵恒 田捷		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00		
代理人(译)	朱红星		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种光声和荧光双模一体断层成像系统与成像方法。该系统包括可调制激光光源(1)、振镜(2)、样品转台(3)、滤波轮(4)、门控ICCD相机(5)、光声探测采集模块(6)、系统控制模块(7)、计算(8)、数据总线(9)和控制总线(10)。其中，振镜、样品转台、滤波轮、门控ICCD相机与激光方向位于一条直线上，光声探测采集模块的超声换能阵列法向与该直线垂直，形成十字交叉的垂直探测方式。本发明的成像方法以光声断层成像所得的光吸收分布作为荧光断层成像重建的先验信息，采取迭代方法重建荧光团位置、荧光产额和荧光寿命参数。本发明可降低成像复杂度，节约硬件成本，提高系统灵活性和荧光断层成像重建精度。

