



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105395219 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201510935010. 9

(22) 申请日 2015. 12. 15

(71) 申请人 同济大学

地址 200092 上海市杨浦区四平路 1239 号

(72) 发明人 程茜 陈域迪 刘国涛 徐峥

(74) 专利代理机构 上海科盛知识产权代理有限公司 31225

代理人 宣慧兰

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

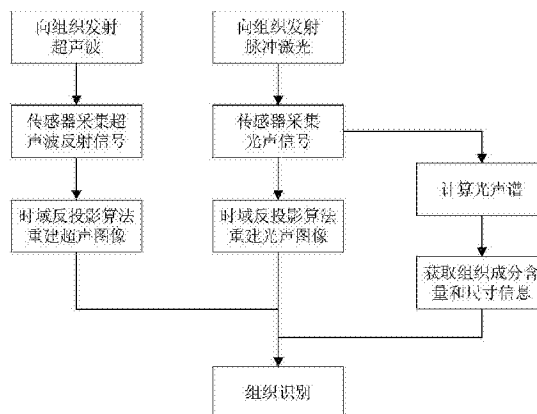
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54) 发明名称

一种超声光声光声谱三模态成像系统及方法

(57) 摘要

本发明涉及一种超声光声光声谱三模态成像系统及方法,用于识别组织成分含量和尺寸当量,该系统包括主机、脉冲激光器以及依次连接的阵列超声传感器、数据采集模块、数据处理及图像重建模块和显示模块,所述的主机分别与阵列超声传感器和脉冲激光器连接,所述的阵列超声传感器与被测组织紧贴设置,所述的脉冲激光器与被测组织相对设置。与现有技术相比,本发明具有三模态成像、同步等比例成像等优点。



1. 一种超声光声光声谱三模态成像系统,用于识别组织成分含量和尺寸当量,其特征在于,该系统包括主机(1)、脉冲激光器(3)以及依次连接的阵列超声传感器(2)、数据采集模块(4)、数据处理及图像重建模块(5)和显示模块(6),所述的主机(1)分别与阵列超声传感器(2)和脉冲激光器(3)连接,所述的阵列超声传感器(2)与被测组织(7)紧贴设置,所述的脉冲激光器(3)与被测组织(7)相对设置。

2. 根据权利要求1所述的一种超声光声光声谱三模态成像系统,其特征在于,所述的阵列超声传感器(2)为一体化设计的超声波发射探头、超声波接收探头和多通道光声信号接收探头。

3. 一种应用如权利要求2所述的超声光声光声谱三模态成像系统的成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

1) 在一个成像周期开始时,主机向阵列超声传感器发出激励电信号,同时向脉冲激光器发出同步信号;

2) 阵列超声传感器接收激励电信号后发射超声波照射被测组织;

3) 阵列超声传感器接收被测组织反射的超声回波信号,并进行信号转换后由数据采集模块发送给数据处理和图像重建模块;

4) 脉冲激光器接收到同步信号后经主机设定的延时后发射设定波长的脉冲激光照射被测组织;

5) 阵列超声传感器接收该波长下被测组织反射的光声信号,并进行信号转换后由数据采集模块发送给数据处理和图像重建模块;

6) 重新设定脉冲激光器发射的脉冲激光的波长,重复步骤4)-5),获取多个波长下被测组织反射的光声信号;

7) 数据处理和图像重建模块分别同时对超声回波信号和多个波长下被测组织反射的光声信号进行图像重建,得到超声图像和多个波长下的光声图像,并同时多个波长下被测组织反射的光声信号进行光声频谱计算,得到多个波长下的光声谱图像,并将超声图像、多个波长下的光声图像和光声谱图像发送到显示模块中;

8) 显示模块接收并同时显示的超声图像、光声图像和光声谱图像;

9) 重复步骤1)-8),连续生成并显示被测组织的动态超声光声光声谱三模态图像,并且对被测组织进行识别,获取组织成分含量和尺寸当量。

4. 根据权利要求3所述的成像方法,其特征在于,所述的步骤6)中,数据处理和图像重建模块采用时域反投影算法对超声回波信号和光声信号进行图像重建。

5. 根据权利要求3所述的成像方法,其特征在于,所述的步骤5)中,阵列超声传感器通过多通道光声信号接收探头接收不同空间位置被测组织反射的光声信号。

6. 根据权利要求3所述的成像方法,其特征在于,所述的步骤9)中,组织成分包括含氧血红蛋白、脂肪和水。

7. 根据权利要求3所述的成像方法,其特征在于,所述的步骤7)中,超声图像和光声图像的像素点一一对应,且比例一致。

一种超声光声光声谱三模态成像系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像、光声成像和光声谱成像的三模态协作成像领域，尤其是涉及一种超声光声光声谱三模态成像系统及方法。

背景技术

[0002] 用于医学诊断的超声成像因其非电离辐射、可对解剖结构进行高分辨率成像、价格低廉等优势在医学诊断中被广泛应用。但超声成像一般对声阻抗有差异的组织结构和具有运动速度的血流敏感，对组织的其他物理化学性质无特异性，因此诊断功能受到限制。在很多医学临床诊断中超声成像需和其他诊断方式结合，以向医生提供更明确的病灶信息。

[0003] 光声成像是近年来新兴发展的一种医学成像方法，通过对组织中不同化学成分对光的吸收产生光声信号的检测，可以提供高分辨率和高对比度的组织物理化学性质的定性成像。而对光声信号进行光声谱分析，其在光波长维度的信息反映了组织中不同化学成分的含量，其在声频率维度的信息反映了组织中不同化学成分形成的微区尺寸，如脂肪颗粒、结节、腺体等，可以提供生理、代谢功能、病理等更多定量信息。光声成像和光声谱成像在生物医学临床诊断以及在体组织结构和功能成像领域具有广泛的应用前景。

[0004] 如果能实现超声、光声、光声频谱三模态成像，那么既可以为病灶提供高分辨率的结构成像，又可以在结构信息的基础上提供高空间分辨率的组织物理化学成分的定性和定量信息，可以为临床诊断提供更多的依据。目前光声谱成像需要光声信号的原始数据，一般采用单阵元超声传感器对组织进行数据采集和分析，无法获取空间光声谱信息，与超声和光声的双模态成像系统没有成为有机的整体系统。

发明内容

[0005] 本发明的目的就是为了解决上述现有技术存在的缺陷而提供一种三模态成像、同步等比例成像的超声光声光声谱三模态成像系统及方法。

[0006] 本发明的目的可以通过以下技术方案来实现：

[0007] 一种超声光声光声谱三模态成像系统，用于识别组织成分含量和尺寸当量，该系统包括主机、脉冲激光器以及依次连接的阵列超声传感器、数据采集模块、数据处理及图像重建模块和显示模块，所述的主机分别与阵列超声传感器和脉冲激光器连接，所述的阵列超声传感器与被测组织紧贴设置，所述的脉冲激光器与被测组织相对设置。

[0008] 所述的阵列超声传感器为一体化设计的超声波发射探头、超声波接收探头和多通道光声信号接收探头。

[0009] 一种超声光声光声谱三模态成像方法，包括以下步骤：

[0010] 1) 在一个成像周期开始时，主机向阵列超声传感器发出激励电信号，同时向脉冲激光器发出同步信号；

[0011] 2) 阵列超声传感器接收激励电信号后发射超声波照射被测组织；

[0012] 3) 阵列超声传感器接收被测组织反射的超声回波信号，并进行信号转换后由数据

采集模块发送给数据处理和图像重建模块；

[0013] 4) 脉冲激光器接收到同步信号后经主机设定的延时后发射设定波长的脉冲激光照射被测组织；

[0014] 5) 阵列超声传感器接收该波长下被测组织反射的光声信号,并进行信号转换后由数据采集模块发送给数据处理和图像重建模块；

[0015] 6) 重新设定脉冲激光器发射的脉冲激光的波长,重复步骤 4)-5),获取多个波长下被测组织反射的光声信号；

[0016] 7) 数据处理和图像重建模块分别同时对超声回波信号和多个波长下被测组织反射的光声信号进行图像重建,得到超声图像和多个波长下的光声图像,并同时多个波长下被测组织反射的光声信号进行光声频谱计算,得到多个波长下的光声谱图像,并将超声图像、多个波长下的光声图像和光声谱图像发送到显示模块中；

[0017] 8) 显示模块接收并同时显示的超声图像、光声图像和光声谱图像；

[0018] 9) 重复步骤 1)-8),连续生成并显示被测组织的动态超声光声光声谱三模态图像,并且对被测组织进行识别,获取组织成分含量和尺寸当量。

[0019] 所述的步骤 6) 中,数据处理和图像重建模块采用时域反投影算法对超声回波信号和光声信号进行图像重建。

[0020] 所述的步骤 5) 中,阵列超声传感器通过多通道光声信号接收探头接收不同空间位置被测组织反射的光声信号。

[0021] 所述的步骤 9) 中,组织成分包括含氧血红蛋白、脂肪和水。

[0022] 所述的步骤 7) 中,超声图像和光声图像的像素点一一对应,且比例一致。

[0023] 与现有技术相比,本发明具有以下优点：

[0024] 一、三模态成像：本发明在超声图像和光声图像双模态成像的基础上,通过对不同波长下被测组织反射的光声信号进行光声频谱计算,获取光声谱图像,实现了三模态的成像,根据光声谱图像能够获取组织中不同化学成分的含量及尺寸,既可以为病灶提供高分辨率的结构成像,又可以在结构信息的基础上提供高空间分辨率的组织物理化学成分的定性和定量信息,可以为临床诊断提供更多的依据。

[0025] 二、同步等比例成像：本发明根据设定的脉冲激光器的发射延迟,通过阵列超声传感器分别采集超声回波信号和光声信号,并且同时进行图像重建,同时显示出来,原位地、同步地、等比例等尺寸地获取的超声和光声图像,排除了光声和超声图像不同位、不同步、丢帧漏帧的情况,且成像软件的同源使得光声和超声图像的比例一致,使得组织的评价更加完善。

附图说明

[0026] 图 1 为本发明的方法流程图。

[0027] 图 2 为本发明的结构示意图。

[0028] 其中,1、主机,2、阵列超声传感器,3、脉冲激光器,4、数据采集模块,5、数据处理及图像重建模块,6、显示模块,7、被测组织。

具体实施方式

[0029] 下面结合附图和具体实施例对本发明进行详细说明。

[0030] 实施例：

[0031] 如图 2 所示,本发明结合超声成像、光声成像和光声谱成像技术,建立三模态原位成像系统,通过对超声传感器和脉冲激光的同步控制,对超声回波信号和光声信号采集的延时控制,对光声信号原始数据的谱分析,实现了超声、光声和光声谱的同步原位成像,反映了组织结构、光吸收分布信息、组织分子成分含量和尺寸信息,

[0032] 如图 1 所示,本发明公开了一种超声光声光声谱三模态成像方法,包括以下步骤:

[0033] 步骤一,阵列超声传感器发射超声波辐照待识别组织;

[0034] 步骤二,发射超声同步的脉冲激光辐照待识别组织;

[0035] 步骤三,阵列超声传感器接收组织反射的超声回波信号及组织发射的光声信号;

[0036] 步骤四,数据采集模块采集经阵列超声传感器转换的阵列超声和光声信号;

[0037] 步骤五,根据时域反投影算法进行超声和光声图像的重建;

[0038] 步骤六,对阵列的光声信号原始数据计算光声频谱,获取不同阵列单元的光声谱图像;

[0039] 步骤七,改变激光波长,重复上述过程,可获得不同激光波长下组织的光声谱图像;

[0040] 步骤八,根据超声图像、不同波长下的光声图像和光声谱图像,识别组织。

[0041] 阵列超声传感器具有 N 个压电单元 (通常 N 为 64 的整数倍),线型排列,带宽 20MHz。超声传感器通过耦合剂紧贴组织摆放,在主机的激励电信号作用下,超声传感器内含的 N 个压电单元在组织中产生超声波,所用的通道数越多,成像范围越大。

[0042] 脉冲激光器发出的激光的工作波长范围在 680 至 950nm,以及 1200 至 2400nm,激光器每个光脉冲的输出能量介于 10-100mJ 之间。根据检测部位的需要,激光照射被测组织不同部位。

[0043] 一个成像周期内组织中反射回来的超声回波信号和光声效应产生的光声信号依次被阵列超声传感器所接受。其中, N 个压电单元中的第 m 路单元由公式 (1) 中接收到的光声信号为 $p'_m(t)$, $m = 1, 2, 3 \dots N$, 该信号包含了声压幅度和相位信息。

[0044]

$$\nabla^2 p(\vec{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\vec{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial}{\partial t} H(\vec{r}, t) \quad (1)$$

[0045] 其中 $p(\vec{r}, t)$ 为声压, $H(\vec{r}, t)$ 为入射激光在成像区域激发的热源函数, $H(\vec{r}, t) = A(\vec{r})I(t)$, $A(\vec{r})$ 是组织的光吸收分布, $I(t)$ 为照射光强, β 为热膨胀系数, C_p 为比热容, c 是组织声速。

[0046] 数据采集模块是对阵列超声传感器接收到的一个成像周期内的超声和光声信号进行模数转换数据采集。

[0047] 步骤四中每个阵列单元获得的超声回波信号和光声信号取信号包络,基于时域反投影法,根据组织成像深度和激光发射的延时,对一个成像周期内不同单元不同时序的数据进行数据解调,beamforming 和图像重建,超声和光声的图像大小与真实组织的比例一致。

[0048] 步骤六中对步骤四中对每个阵列单元获得的光声信号的原始数据,选取合适的窗函数,进行短时傅立叶变换,如式(2)所示:

$$[0049] \quad G_{fm}(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} p'_m(t)g(t-\tau)e^{-j\omega t} dt \quad (2)$$

[0050] 其中 $g(t)$ 是短时傅立叶变换的窗口函数, $G_{fm}(\tau, \omega)$ 反映了第 m 路单元接收到的光声信号 $p'_m(t)$ 在以 $t = \tau$ 为中心、 $g(t)$ 所确定窗口内的频谱特征。由计算得到的每个单元频谱信号的时间轴信息,基于时域反投影法, N 路单元的光声频谱信号的叠加,即可获得空间重建点 $\vec{r}$ 处的光声谱,如式(3)所示:

[0051]

$$\vec{G}_f(\vec{r}, \omega) = \sum_{m=1}^N G_{fm}(\tau, \omega) \quad (3)$$

[0052] 由此获得了 3 维(成像平面 2 维空间 + 声频率维度)光声谱图像,图像的声频率维度数据可以反映组织成分的尺寸信息。

[0053] 步骤七中根据待识别组织的几种特征大分子(如含氧血红蛋白、脂肪、水等)在光吸收谱上的差异,选取不同激光波长,重复步骤一至步骤六,以获取在激光波长维度上的光声图像和光声谱图像。

[0054] 根据计算得到含有二维空间、激光波长、光声频谱四个维度信息的光声谱图像,结合超声图像和不同波长下的光声图像,判断组织中特征大分子(如含氧血红蛋白、脂肪、水等)的成分含量和尺寸信息,识别组织。

[0055] 本发明中,在光声超声双模态同步成像系统基础上,增加对光声信号的谱分析,通过光声谱的激光波长和声频率两个维度的信息解析,提取组织内特征大分子的成分含量和尺寸信息,实现在组织结构成像的基础上识别组织特性,以使对病变组织的评价更加完善。

[0056] 本发明公开了一种用于组织识别的超声、光声、光声频谱三模态成像方法,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。另外,本实施例中未明确的各组成部分均可以用现有技术加以实现。

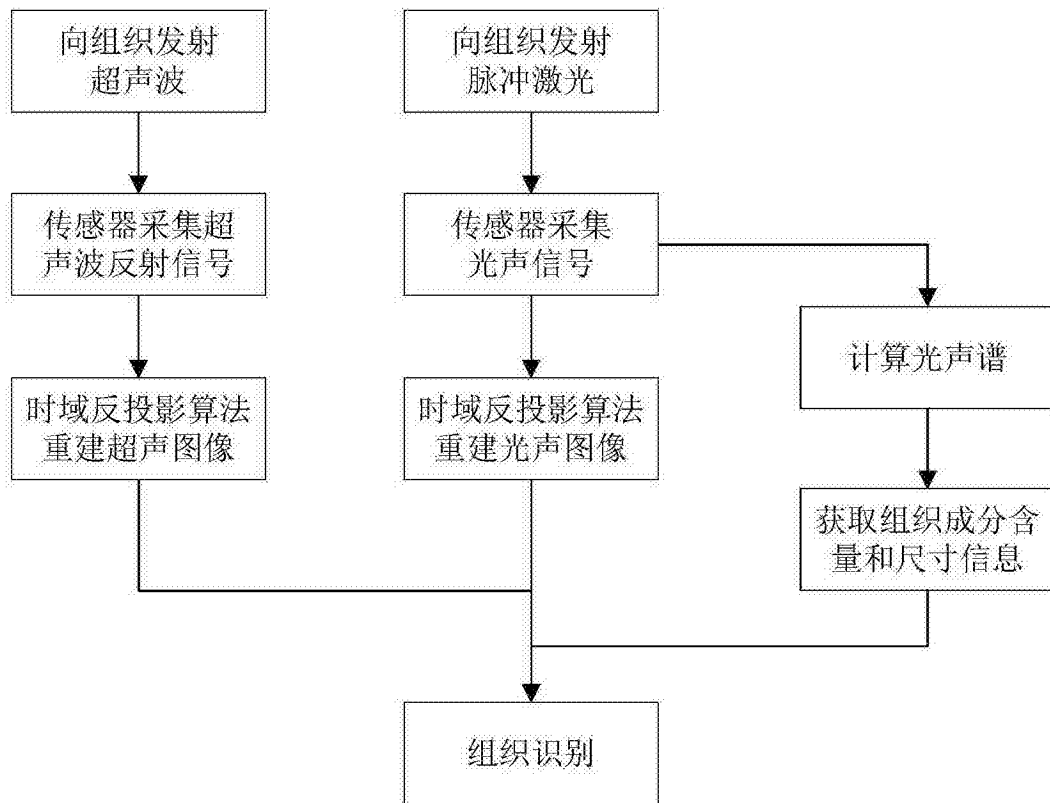


图 1

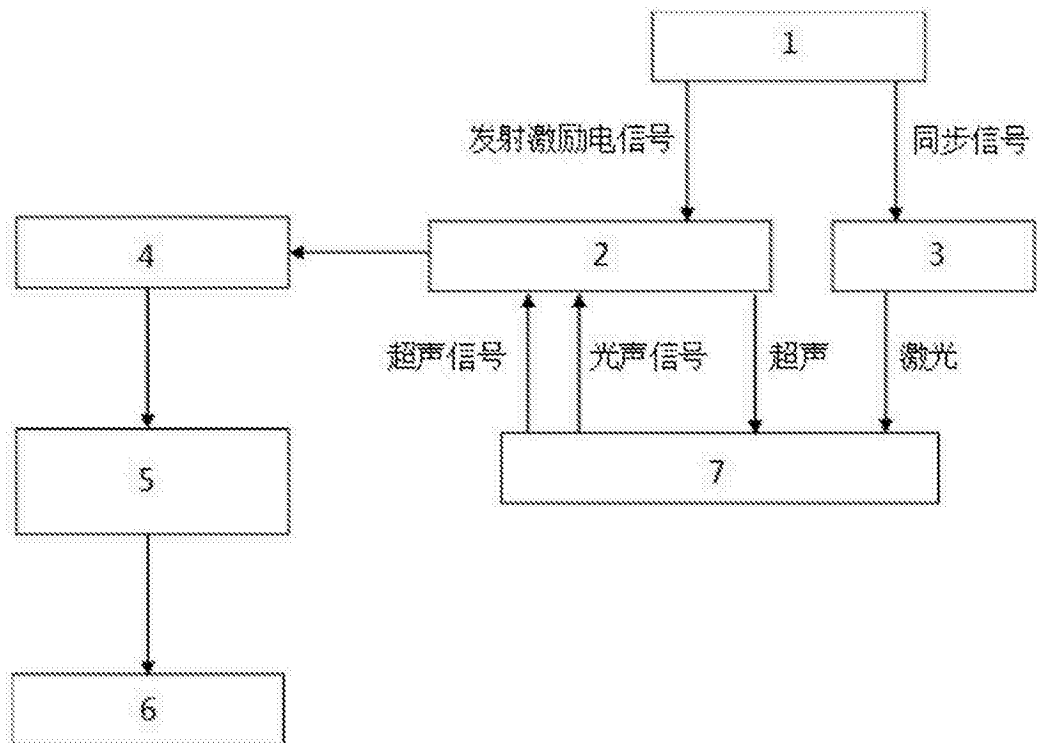


图 2

专利名称(译)	一种超声光声光谱三模态成像系统及方法		
公开(公告)号	CN105395219A	公开(公告)日	2016-03-16
申请号	CN201510935010.9	申请日	2015-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	同济大学		
申请(专利权)人(译)	同济大学		
当前申请(专利权)人(译)	同济大学		
[标]发明人	程茜 陈域迪 刘国涛 徐峥		
发明人	程茜 陈域迪 刘国涛 徐峥		
IPC分类号	A61B8/08		
其他公开文献	CN105395219B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声光声光谱三模态成像系统及方法，用于识别组织成分含量和尺寸当量，该系统包括主机、脉冲激光器以及依次连接的阵列超声传感器、数据采集模块、数据处理及图像重建模块和显示模块，所述的主机分别与阵列超声传感器和脉冲激光器连接，所述的阵列超声传感器与被测组织紧贴设置，所述的脉冲激光器与被测组织相对设置。与现有技术相比，本发明具有三模态成像、同步等比例成像等优点。

